

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

สมบัติเชิงกลและความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบไฮดรอกซี
แอลไพล์กับพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต



นางสาวพรหมพร พิมพ์เสน
นางสาวพัฒนา บัวดี
นางสาวเสาวนีย์ ดันคำ

สพ.
ทว 99/ค
2550 ฅ.1
เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 107857
วัน,เดือน,ปี..... 8 ส.ย. 2553

b. 12214206
i.

โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาเคมีอุตสาหกรรม
ภาควิชาเคมี
คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2550

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Mechanical Properties and Bioactivity of Hydroxyapatite/
Poly(ethylene terephthalate) Composites**



**A Special Project Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Bachelor of Science
Department of Chemistry
Faculty of Science
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic Year 2007**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


หัวข้อโครงการพิเศษ สมบัติเชิงกลและความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบไฮดรอกซี
 แอปลาไทต์กับพอลิเอทิลีนเทอเรฟทาเลต

นักศึกษา นางสาวพรหมพร พิมพ์เสน รหัส 47050076
 นางสาวพัฒนา บัวดี รหัส 47050078
 นางสาวเสาวณีย์ ต้นคำ รหัส 47050102

ภาควิชา ภาควิชาเคมี
สาขาวิชา เคมีอุตสาหกรรม
ปีการศึกษา 2550
อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ภัทรารุช มนต์วิเศษ
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผศ.ดร.ปุ่นณมา ศิริพันธ์โนน

ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 อนุมัติให้โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการตรวจสอบ		ลายมือชื่อ
ประธานกรรมการ	รศ.ดร.อิทธิพล แจ่มชัด	
กรรมการ	ผศ.ดร.ชลลดา ฤตวิรุฬห์	
กรรมการ	ผศ.ดร.ภัทรารุช มนต์วิเศษ	


 (ผศ.ดร.ชลอ จารุสุทธิรักษ์)
 หัวหน้าภาควิชาเคมี

ลิขสิทธิ์ของภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการพิเศษ	สมบัติเชิงกลและความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบไฮดรอกซีแอปาทาइटกับพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต		
นักศึกษา	นางสาวพรหมพร	พิมพ์เสน	รหัส 47050076
	นางสาวพัฒนา	บัวดี	รหัส 47050078
	นางสาวเสาวณีย์	ตันคำ	รหัส 47050102
ภาควิชา	ภาควิชาเคมี		
สาขาวิชา	เคมีอุตสาหกรรม		
ปีการศึกษา	2550		
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.ภัทธารุช	มนต์วิเศษ	
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	ผศ.ดร.ปยุตธมา	ศิริพันธ์โนน	

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทาइट (HAp) กับพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต (PET) เพื่อใช้เป็นวัสดุชีวภาพ โดยการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาทาइटด้วยวิธีตกตะกอนร่วมระหว่างแคลเซียมไฮดรอกไซด์กับกรดฟอสฟอริก แล้วนำไปขึ้นรูปชิ้นงานที่มีรูพรุน จากนั้นสังเคราะห์สารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลตด้วยปฏิกิริยาดีพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง วัสดุประกอบเตรียมโดยการแช่ชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาทาइटในสารละลายของสารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลต และทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงที่อุณหภูมิ 250°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมง แล้วนำวัสดุประกอบที่ได้ไปทดสอบสมบัติเชิงกลด้านความแข็งแรงกด (Compressive strength) ของวัสดุประกอบ พบว่าค่าความแข็งแรงกดเท่ากับ 82.1 MPa ซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้นจากชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาทาइटบริสุทธิ์เล็กน้อย จากนั้นวัสดุประกอบถูกนำไปทดสอบสมบัติความว่องไวทางชีวภาพ โดยนำวัสดุประกอบไปแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (Simulated Body Fluid, SBF) ที่อุณหภูมิ 36.5°C เป็นเวลา 7, 14, 21 และ 28 วัน พบว่าเกิดการก่อผลึกของ HAp จากสารละลาย SBF ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุประกอบภายหลังการแช่เป็นระยะเวลา 28 วัน ซึ่งแสดงถึงสมบัติความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Special Project Title	Mechanical Properties and Bioactivity of Hydroxyapatite/ Poly(ethylene terephthalate) Composites
Name	Miss Phromphon Pimpson Code 47050076 Miss Phattana Buadee Code 47050078 Miss Saowanee Tankam Code 47050102
Department	Chemistry Faculty of science
Program	Industrial Chemistry
Academic	2007
Special Project Advisor	Asst.Prof.Dr. Pathavuth Monvisade
Special Project co-Advisor	Asst.Prof.Dr. Punnama Siriphannon

ABSTRACT

This project was dealt with the preparation of hydroxyapatite/poly(ethylene terephthalate) (HAp/PET) composites. Firstly, Hydroxyapatite (HAp) was synthesized by co-precipitation of calcium hydroxide and phosphoric acid, and then shaped to the porous blocks. Cyclic-oligo(ethylene terephthalate) (C-OET) was synthesized by cyclodepolymerization technique. The HAp/PET composites were prepared by soaking the porous blocks into the C-OET solution, and then *in-situ* ring-opening polymerization (ROP) of C-OET within the porous HAp blocks at 250 °C for 24 hours. It was found that the values of compressive strength of composite was 82.1 MPa, slightly increasing from virgin porous HAp. Finally, bioactivity of (HAp/PET) composite was studied by soaking the composites in simulated body fluid (SBF) at 36.5 °C for 7, 14, 21 and 28 days. It was found that the formation of HAp from the SBF solution, covering on the composite surface after soaking for 28 days. This indicated the bioactivity of composites.

กิตติกรรมประกาศ

โครงการพิเศษนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลือ ความร่วมมือ ตลอดจนคำแนะนำ และคำปรึกษาต่างๆที่เป็นประโยชน์ต่อคณะผู้วิจัย จากบุคคลต่างๆ ดังนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ภัทราวุธ มนต์วิเศษ และ ผศ.ดร.ปุ่นณมา ศิริพันธ์โนน อาจารย์ที่ปรึกษาที่ให้ความกรุณา ความรู้ คำปรึกษาแนะนำ อบรมให้ทำงานอย่างมีระเบียบรอบคอบ เอาใจใส่และตรวจทานการดำเนินโครงการพิเศษนี้มาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.อิทธิพล แจ่มชัด และ ผศ.ดร.ชลลดา ฤตวิรุฬห์ ที่เป็นเกียรติเป็นอาจารย์คณะกรรมการตรวจสอบโครงการพิเศษที่ให้ความอนุเคราะห์ในการตรวจทานและเสนอความคิดเห็นต่างๆ เพื่อแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ในโครงการพิเศษฉบับนี้ให้ถูกต้องสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.พัชณี เจริญยิ่ง ที่กรุณาให้ความช่วยเหลือในการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของสารด้วยเทคนิค NMR

ขอขอบพระคุณ เจ้าหน้าที่ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ เจ้าหน้าที่ศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่เอื้อเฟื้อความสะดวกในเรื่องของอุปกรณ์ สารเคมี รวมถึงความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องมือวิเคราะห์ จนโครงการพิเศษนี้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา พี่สาว พี่ชาย น้องสาว น้องชายที่แสนดีทุกคนที่คอยให้กำลังใจ และให้การสนับสนุน เอาใจใส่อย่างสม่ำเสมอตลอดมา

ขอขอบพระคุณ พี่ๆ เพื่อนๆ และรุ่นน้องที่แสนดีที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ และให้กำลังใจอย่างดีเสมอมา

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่เป็นแหล่งสถานศึกษา ตลอดจนอาจารย์ที่เคารพทุกๆ ท่านประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่คณะผู้จัดทำตลอดมา

นางสาวพรหมพร พิมพ์เสน

นางสาวพัฒนา บัวดี

นางสาวเสาวณีย์ ต้นคำ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	
2.1 วัสดุชีวภาพ	4
2.1.1 การจำแนกประเภทของวัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียม	4
2.1.2 พอลิเมอร์ที่ใช้งานทางด้านทันตกรรม	6
2.2 ไฮดรอกซีแอปาทิต	9
2.2.1 สูตรทางเคมี	9
2.2.2 โครงสร้างผลึกของไฮดรอกซีแอปาทิต	10
2.2.3 การสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาทิต	10
2.2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาทิต	12
2.2.5 พฤติกรรมของไฮดรอกซีแอปาทิต	13
2.2.6 สมบัติของไฮดรอกซีแอปาทิต	13
2.2.7 การประยุกต์ใช้งานไฮดรอกซีแอปาทิต	14
2.3 พอลิเอสเตอร์	15
2.3.1 ปฏิกริยาดีพอลิเมอร์เซชันแบบปิดวง	17
2.3.2 ปฏิกริยาพอลิเมอร์เซชันแบบเปิดวง	19
2.3.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.3.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสังเคราะห์สารประกอบวง ด้วยเทคนิคดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวง	23
2.3.3.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวง และการพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง	24
2.4 เซรามิกส์สำหรับงานทางด้านทางการแพทย์	25
2.4.1 การแบ่งประเภทของวัสดุเซรามิกส์	25
2.4.1.1 การแบ่งประเภทของเซรามิกส์ตามการประยุกต์ใช้งาน	25
2.4.1.2 การแบ่งประเภทของเซรามิกส์ตามการตอบสนองของเนื้อเยื่อภายใน ร่างกายและกลไกการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อกับเซรามิกส์ทางชีวภาพ	25
2.4.2 การประยุกต์ใช้งานของวัสดุเซรามิกส์ทางด้านทางการแพทย์	27
2.5 วัสดุเชิงประกอบสำหรับงานทางด้านทางการแพทย์	27
2.5.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวัสดุประกอบ	29
2.6 การทดสอบวัสดุทางชีวภาพ	32
2.6.1 การทดสอบภายนอกในร่างกาย	32
2.6.2 การทดสอบภายในร่างกาย	33
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	
3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง	34
3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	34
3.3 วิธีการทดลอง	36
3.3.1 การเตรียมไฮดรอกซีแอปาทิต	36
3.3.2 การขึ้นรูปไฮดรอกซีแอปาทิต	38
3.3.3 การเตรียมสารประกอบวงโพลิโกลิเอทีลีนเทอแรพทาเลต	40
3.3.4 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับสารประกอบวง โพลิโกลิเอทีลีนเทอแรพทาเลต	42
3.3.5 การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุที่สังเคราะห์ได้ โดยการหาความแข็งแรงกด	44
3.3.6 การตรวจสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบที่ สังเคราะห์ได้ในระบบจำลองของร่างกาย	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3.6.1 การเตรียมสารละลายที่มีองค์ประกอบ ความเข้มข้นของอนินทรีย์ ไฮดรอกไซด์และค่าความเป็น กรด-เบส ใกล้เคียงกับในร่างกายมนุษย์	44
3.3.6.2 การทดสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซี แอปพาไทต์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต (Composite HAp/PET)	45
บทที่ 4 ผลการทดลองและการอภิปรายผล	
4.1 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของไฮดรอกซีแอปพาไทต์	46
4.1.1 เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)	46
4.1.2 เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM)	47
4.2 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของสารประกอบวงโพลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต	48
4.2.1 เทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโกปี (FT-IR)	48
4.2.2 เทคนิคนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกโตรสโกปี (NMR)	49
4.3 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปพาไทต์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต	50
4.3.1 เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)	50
4.3.2 เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM)	51
4.3.3 การตรวจวิเคราะห์ปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ	52
4.3.3.1 เทคนิค Thermogravimetric Analysis (TGA)	52
4.3.3.2 การชั่งน้ำหนัก	53
4.3.4 การทดสอบความแข็งแรงกด (Compressive Strength) ของวัสดุประกอบ HAp/PET	54
4.4 การทดสอบความว่องไวทางชีวภาพ	55
บทที่ 5 สรุปผลวิจัยและข้อเสนอแนะ	58
เอกสารอ้างอิง	59
ภาคผนวก	62
ภาคผนวก ก การคำนวณ	63
ภาคผนวก ข X-ray Fluorescence Spectrometry (XRF)	75
ภาคผนวก ค รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอปพาไทต์จากฐานข้อมูล PDF (Powder Diffraction Files)	79

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์	81
ภาคผนวก จ นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนสเปกตรา	84
ภาคผนวก ฉ ฟลูออโรทรานฟอรัมอินฟราเรดสเปกตรัม	86
ภาคผนวก ช เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA	88
ภาคผนวก ซ ความแข็งแรงกด (Compressive Strength) และมอดุลัส (Modulus)	91
ภาคผนวก ฌ ลักษณะโครงสร้างจุลภาคจากเทคนิค SEM	97
ภาคผนวก ญ ค่า pH ของสารละลาย SBF	101



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 การประยุกต์ใช้งานของวัสดุทางการแพทย์	5
ตารางที่ 2.2 สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปาทาइट	14
ตารางที่ 2.3 พอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้จากกระบวนการพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวง	23
ตารางที่ 2.4 ตัวอย่างเซรามิกส์ที่ใช้งานทางด้านชีวภาพ	27
ตารางที่ 3.1 อุณหภูมิและระยะเวลาในการเผาขึ้นรูป	38
ตารางที่ 3.2 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลาย Simulated body fluid	44
ตารางที่ 3.3 แสดงความเข้มข้นของอนินทรีย์ไอออนในสารละลาย SBF และ Blood plasma	45
ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ	53



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 สูตรโครงสร้างของพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้	8
รูปที่ 2.1 (ต่อ)	9
รูปที่ 2.2 การสังเคราะห์พอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต (Poly(ethylene terephthalate), PET)	17
รูปที่ 2.3 ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกันซึ่งมีหมู่ฟังก์ชันสองหมู่	18
รูปที่ 2.4 ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลสองชนิด	18
รูปที่ 2.5 ปฏิริยาการสังเคราะห์แลกโตนจาก ω -Hydroxyacid	19
รูปที่ 2.6 การเกิดปฏิริยาภายในสายโซ่โมเลกุลของพอลิเมอร์	20
รูปที่ 2.7 ปฏิริยาการสังเคราะห์สารประกอบวงเอไมด์โดยใช้เทคนิคสภาวะสารละลาย เจือจางสูง	20
รูปที่ 2.8 ปฏิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงของพอลิเอทิลีนอะดิเปต	21
รูปที่ 2.9 ปฏิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงของพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต	21
รูปที่ 2.10 ปฏิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงของพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต	22
รูปที่ 3.1 ชุดทำปฏิริยา ROP	35
รูปที่ 3.2 แผนงานการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาทิต	37
รูปที่ 3.3 แผนงานการขึ้นรูปไฮดรอกซีแอปาทิต	39
รูปที่ 3.4 แผนงานการสังเคราะห์สารประกอบ C-OET	41
รูปที่ 3.5 แผนงานการเตรียมวัสดุประกอบ HAp/PET	43
รูปที่ 4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอปาทิตที่ผ่านการเผา ที่อุณหภูมิ 1100°C	46
รูปที่ 4.2 ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของไฮดรอกซีแอปาทิตที่กำลังขยายต่างกัน	47
รูปที่ 4.3 แสดงสเปกตรัม FT-IR ของ C-OET ที่สังเคราะห์ด้วยปฏิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชัน แบบปิดวง	48
รูปที่ 4.4 แสดงสเปกตรัม ¹ H-NMR ของ C-OET ที่สังเคราะห์ได้จากปฏิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน แบบควบแน่น	49
รูปที่ 4.5 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอปาทิตและวัสดุประกอบ HAp/PET	50
รูปที่ 4.6 ภาพตัดขวางแสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของผิวภายในของ HAp บริสุทธิ์และ วัสดุประกอบ HAp/PET ที่กำลังขยายต่างกัน	51
รูปที่ 4.7 เทอร์โมแกรมของเทคนิค TGA ของ PET ที่อยู่ในวัสดุประกอบ HAp/PET	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.8 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า maximum stress และ modulus ระหว่าง HAp บริสุทธิ์และวัสดุประกอบ HAp/PET	54
รูปที่ 4.9 ลักษณะการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ของวัสดุประกอบ HAp/PET ก่อน และหลังการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 7, 14, 21 และ 28 วัน	55
รูปที่ 4.10 ภาพตัดขวางแสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของผิววัสดุประกอบที่ผ่านการแช่สาร ละลาย SBF เป็นระยะเวลา 0, 7, 14, 21 และ 28 วัน ที่กำลังขยาย 10000 เท่า	56
รูปที่ 4.10 (ต่อ)	57



คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

Ca : P	Calcium : Phosphorous
CDP	Cyclodepolymerization
C-OET	Cyclic Poly(ethylene terephthalate)
FT-IR	Fourier Transform Infrared Spectrophotometry
for FT-IR :	
S	Strong
HAp	Hydroxyapatite
HAp/PET	Hydroxyapatite/ Poly(ethylene terephthalate) composites
NMR	Nuclear magnetic resonance Spectrometry
mol/l	โมลต่อลิตร
PET	Poly(ethylene terephthalate)
ROP	Ring-opening Polymerization
SBF	Simulated body fluid
SEM	Scanning electron microscopy
TGA	Thermogravimetric Analysis
T _d	อุณหภูมิการสลายตัว
T _m	อุณหภูมิหลอมเหลวผลึก
XRD	X-ray diffraction
δ	Chemical shift
V _{max}	เลขคลื่น
J	Multiplicity

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

การรักษาด้วยวิธีการดั้งเดิมเมื่ออวัยวะและเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายเกิดการติดเชื้อหรือถูกทำลายเนื่องจากโรคภัยไข้เจ็บและอุบัติเหตุ คือ การตัดเนื้อเยื่อส่วนนั้นทิ้งไป ซึ่งการรักษาด้วยวิธีดังกล่าวจะก่อให้เกิดความบกพร่องของร่างกาย ต่อมามีการพัฒนาทางด้านเทคโนโลยีทางการแพทย์ทำให้มีวิธีการรักษาด้วยการปลูกถ่ายอวัยวะที่มาจากธรรมชาติ (Transplantation) โดยการผ่าตัดเอาเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่บกพร่องนั้นออก แล้วแทนที่ด้วยเนื้อเยื่อธรรมชาติจากแหล่งต่างๆ ได้แก่ เนื้อเยื่อจากร่างกายผู้ป่วยเอง เนื้อเยื่อผู้บริจาค หรือเนื้อเยื่อจากสิ่งมีชีวิตอื่น การรักษาวิธีนี้มีข้อจำกัดกล่าวคือ ปริมาณของเนื้อเยื่อ แหล่งที่มาของเนื้อเยื่อ คุณภาพของเนื้อเยื่อ ระบบภูมิคุ้มกัน การตอบสนองของร่างกายต่อสิ่งแปลกปลอม และปัญหาทางด้านศีลธรรม ดังนั้นเพื่อการแก้ปัญหาดังกล่าวจึงนำวัสดุสังเคราะห์ที่มีความสามารถเข้ากันได้กับระบบสรีระวิทยาในร่างกายมนุษย์มาใช้ทดแทนอวัยวะที่บกพร่อง (Implantation หรือ Alloplastic หรือ Allografts) เช่น กระดูกเทียม รากฟันเทียม แก้วหูเทียม ข้อต่อสะโพกเทียม เป็นต้น ข้อเด่นของการรักษาวิธีนี้คือ สามารถผลิตวัสดุสังเคราะห์ได้อย่างไม่จำกัด เป็นวัสดุที่สามารถควบคุมคุณภาพได้ ลดปัญหาด้านสุขภาพที่เกี่ยวกับเนื้อเยื่อ และปัญหาทางด้านศีลธรรม

วัสดุสังเคราะห์ทางการแพทย์ในปัจจุบันมีมากมายหลายชนิดทั้งที่ผลิตจากโลหะ พอลิเมอร์ และเซรามิกส์ แต่เนื่องจากวัสดุสังเคราะห์แต่ละชนิดมีข้อเด่นข้อด้อยแตกต่างกันไป เช่น โลหะมีข้อดีในด้านความแข็งแรง และความเหนียวดีกว่าวัสดุอื่นๆ แต่ก็มีข้อเสียในด้านการจำกัดการรับน้ำหนัก ทำให้เคลื่อนไหวผิดปกติ มีผลข้างเคียงเมื่อสภาวะอากาศเปลี่ยนแปลง และอาจเกิดการกัดกร่อนภายในร่างกายได้ พอลิเมอร์เป็นวัสดุที่มีโครงสร้างคล้ายกับเนื้อเยื่ออ่อน มีความยืดหยุ่น ไม่เกิดการกัดกร่อนในร่างกาย มีความหนาแน่นต่ำ ทำให้มีน้ำหนักเบา บางชนิดสามารถเกิดการสลายตัวภายในร่างกายได้ แต่ความสามารถในการรับแรงต่ำเมื่อเทียบกับโลหะ ส่วนเซรามิกส์มีข้อดีในด้านความคล้ายคลึงทางกายภาพ และทางเคมีกับเนื้อเยื่อแข็งภายในร่างกายทั้งที่เฉื่อย และว่องไวทางชีวภาพ แต่มีข้อด้อย คือ เปราะ แตกหักง่าย

ไฮดรอกซีแอปตาไทต์เป็นเซรามิกส์ชนิดหนึ่งที่ได้รับ ความสนใจมากในการผลิตวัสดุชีวภาพ เนื่องจากไฮดรอกซีแอปตาไทต์เป็นส่วนประกอบหลักของกระดูกและฟัน ดังนั้นจึงสามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกาย แต่ก็มีข้อเสียในด้านความแข็งแรง โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อขึ้นรูป HAp ให้มีรูพรุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำให้สมบัติเชิงกลด้านการรับแรงกดอัดด้อยลง ดังนั้นจึงมีการศึกษาวิจัยเพื่อปรับปรุงสมบัติความแข็งแรงและสมบัติด้านการรับแรงกดอัดของวัสดุ โดยนำพอลิเมอร์มาทำการขึ้นรูปร่วมกับไฮดรอกซีแอลกอฮอล์เป็นวัสดุประกอบ

พอลิเอสเทอร์เป็นพอลิเมอร์ชนิดหนึ่งที่มีความสนใจ เนื่องจากมีสมบัติที่มีความทนทานต่อการขีดถูเสียดสีได้ดี และมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน โดยอะโรมาติกพอลิเอสเทอร์เป็นพอลิเมอร์ที่มีสมบัติเชิงกลที่ดีแต่ย่อยสลายได้ยาก จึงได้มีการนำพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลตมาใช้เป็นพอลิเมอร์ในวัสดุประกอบ เพื่อเพิ่มสมบัติเชิงกลให้กับไฮดรอกซีแอลกอฮอล์ จากแนวคิดดังกล่าวทำให้เกิดโครงการวิจัยนี้ขึ้นมา เพื่อศึกษาการสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอลกอฮอล์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต จากนั้นศึกษาความเป็นไปได้ในการนำวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้ไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ โดยทดสอบสมบัติเชิงกลและสมบัติความว่องไวทางชีวภาพในระบบจำลองร่างกายมนุษย์แล้วนำมาเปรียบเทียบกัน

1.2 วัตถุประสงค์

1. ศึกษาการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างก่อนไฮดรอกซีแอลกอฮอล์ที่มีรูพรุนกับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต
2. ศึกษาสมบัติเชิงกล (Mechanical property) และสมบัติความว่องไวทางชีวภาพ (Bioactivity) ของวัสดุประกอบไฮดรอกซีแอลกอฮอล์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้ทำการสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอลกอฮอล์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต โดยเริ่มจากการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอลกอฮอล์ด้วยปฏิกิริยาการตกตะกอนร่วมระหว่างแคลเซียมไฮดรอกไซด์กับกรดฟอสฟอริกในสภาวะที่เป็นเบสสูง และการสังเคราะห์สารประกอบวงโพลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต โดยผ่านปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงจากพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต จากนั้นนำสารตั้งต้นที่สังเคราะห์ได้มาใช้ในการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอลกอฮอล์กับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต ด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงภายในก่อนไฮดรอกซีแอลกอฮอล์ที่มีรูพรุน จากนั้นนำวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคต่างๆ พร้อมทั้งทดสอบสมบัติเชิงกลด้านความแข็งแรงกด และทดสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบที่เตรียมได้ โดยการแช่ในระบบสารละลายจำลองของเหลวในร่างกาย (Simulated Body Fluid, SBF) ที่อุณหภูมิ 36.5°C และเป็นระยะเวลา 7, 14, 21 และ 28 วัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลตได้
2. ทราบข้อมูลเบื้องต้นของสมบัติเชิงกลและสมบัติความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต
3. เป็นองค์ความรู้สำหรับการวิจัยพัฒนาการสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอสเทอร์ เพื่อใช้เป็นวัสดุทดแทนสำหรับงานทางการแพทย์และการผลิตอวัยวะเทียมใช้เองในประเทศ ช่วยลดปริมาณการนำเข้าจากต่างประเทศ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 วัสดุชีวภาพ (Biomaterials) [1]

วัสดุชีวภาพ หมายถึง วัสดุที่ไม่เป็นพิษเมื่ออยู่ในสภาวะภายในร่างกาย จึงมีการนำวัสดุดังกล่าวมาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์โดยเฉพาะในส่วนที่เป็นกระดูก เพื่อรักษาซ่อมแซมกระดูกที่หักชำรุด ด้วยการตามท่อนกระดูกที่แตกร้าวหรือหัก หรือทำเป็นชิ้นส่วนใหม่ขึ้นมาทดแทน

วัสดุชีวภาพสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท [2] คือ

1. Biological materials ได้แก่ เนื้อเยื่อ และวัสดุธรรมชาติต่างๆ
2. Implant materials ได้แก่ วัสดุสังเคราะห์ที่สามารถทดแทนวัสดุจากธรรมชาติได้

2.1.1 การจำแนกประเภทของวัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียม [3]

วัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียมสามารถจำแนกประเภทตามวัสดุที่ใช้ผลิต ได้แก่ โลหะ พอลิเมอร์ เซรามิกส์ และวัสดุประกอบ

1. โลหะ (Metal) ได้แก่ ไทเทเนียม โลหะผสม สแตนเลส ทองคำและเงิน เป็นต้น ข้อดีของโลหะคือ มีค่าความแข็งแรงดึงและทนแรงกระแทกสูง ทนต่อการกัดกร่อนและมีความเหนียว แต่อาจเกิดการสึกกร่อนและปล่อยสารที่เป็นพิษต่อร่างกายได้ นอกจากนี้โลหะยังขึ้นรูปได้ยาก ตัวอย่างการนำไปใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ เช่น ข้อต่อ รากฟันเทียม กระดูกและส่วนที่ยึดติดกระดูก
2. พอลิเมอร์ (Polymer) เช่น ยาง ซิลิโคน เทฟลอน ไนลอน เป็นต้น โดยพอลิเมอร์มีความยืดหยุ่น ความหนาแน่นต่ำและสามารถผลิตได้ง่าย แต่พอลิเมอร์ไม่แข็งแรงเกิดการเสียดสีภาพเมื่อใช้งานเป็นเวลานาน ตัวอย่างการนำไปใช้งาน เช่น การเย็บตักแต่ง ทำเส้นเลือดเทียม สะโพก จมูก และเนื้อเยื่ออ่อนต่างๆ
3. เซรามิกส์ (Ceramics) เช่น แคลเซียมฟอสเฟต ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เป็นต้น ซึ่งวัสดุประเภทนี้มีความเข้ากันได้ดีกับร่างกาย ทนต่อการกัดกร่อน และมีความว่องไวทางชีวภาพ แต่เซรามิกส์มีความเปราะและไม่ยืดหยุ่น การนำไปใช้งานทางการแพทย์จะนำไปทำฟันปลอม ข้อต่อ เคลือบกระดูกและฟัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. วัสดุประกอบ (Composites) มีความแข็งแรงและมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสมสำหรับการนำไปใช้งานแต่มีขั้นตอนในการผลิตยากกว่าวัสดุประเภทอื่น ตัวอย่างการใช้งาน ได้แก่ ข้อต่อซึ่งเป็นส่วนที่รับแรงมาก ลิ้นหัวใจเทียม เป็นต้น

ตารางที่ 2.1 การประยุกต์ใช้งานของวัสดุทางการแพทย์ [4]

การใช้งาน	ชนิดของวัสดุที่ใช้
ระบบกระดูก ข้อต่อเทียม (สะโพก, หัวเข่า) ชิ้นกระดูกสำหรับการรักษาการแตกร้าวของกระดูก วัสดุเชื่อมกระดูก วัสดุคล้ายกระดูกสำหรับการรักษาการชำรุดของกระดูก เส้นเอ็นและเอ็นยึดเทียม ฟันเทียม	Titanium, Ti-Al-V alloy, stainless steel, polyethylene stainless steel, Cobalt-chromium alloy Hydroxyapatite Poly(methyl methacrylate) Teflon, Decron Titanium, Aluminium, Calcium phosphate
ระบบหัวใจและหลอดเลือด หลอดเลือดเทียม ลิ้นหัวใจเทียม ท่อกลวงสำหรับระบายของเหลวจากโพรงร่างกาย	Teflon, Decron, Polyurethane Reprocessed tissue, stainless steel, carbon Silicone rubber, Teflon, Polyurethane
อวัยวะในร่างกาย หัวใจเทียม ผิวหนังเทียม ไตเทียม ชิ้นส่วนของหัวใจและปอด	Polyurethane Silicone-collagen composite Cellulose, Polyacrylonitrile Silicone rubber
อวัยวะที่เกี่ยวข้องกับระบบสัมผัส อวัยวะรูปหยอชิงในหูส่วนใน เลนส์แก้วตาเทียม คอนแทกซ์เลนส์	Platinum electrodes Poly(methyl methacrylate), Silicone rubber, Hydrogel Silicone-acrylate, Hydrogel

จากตารางที่ 2.1 จะเห็นได้ว่าประเภทของวัสดุส่วนใหญ่ที่ใช้งานทางด้านการแพทย์นั้น เป็นวัสดุสังเคราะห์จำพวกพอลิเมอร์ เนื่องจากข้อดีของวัสดุพอลิเมอร์ คือ สามารถขึ้นรูปได้ง่าย มีน้ำหนักเบา และปรับแต่งสมบัติได้จากการปรับเปลี่ยนสภาวะที่ใช้ในการสังเคราะห์พอลิเมอร์ ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุประเภทโลหะ จะพบว่าวัสดุพอลิเมอร์นั้นไม่มีปัญหาในเรื่องของการกัดกร่อนและไม่ต้องการทำการผ่าตัดอีกครั้ง เพื่อนำชิ้นวัสดุพอลิเมอร์ออกจากร่างกายเมื่อการบำบัดรักษาสิ้นสุด ดังนั้นวัสดุพอลิเมอร์จึงเป็นวัสดุที่น่าสนใจในการนำมาประยุกต์ใช้งานทางด้านการแพทย์ จึงได้มีการศึกษาและพัฒนาวัสดุพอลิเมอร์เพื่อให้ความเหมาะสมในการใช้งานมาอย่างต่อเนื่องจนถึงปัจจุบัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางการแพทย์ปัจจุบันวัสดุพอลิเมอร์เข้ามามีบทบาทเป็นอย่างมากในการนำมาใช้บำบัดรักษาอาการบาดเจ็บที่เกิดจากสาเหตุต่างๆ เช่น ความผิดปกติที่มีมาแต่กำเนิด อาการบาดเจ็บที่เกิดจากอุบัติเหตุ หรือการป่วยเรื้อรังด้วยโรคบางชนิด เช่น โรคไต โรคหัวใจ เป็นต้น ตัวอย่างของวัสดุพอลิเมอร์ที่ใช้งานทางด้านการแพทย์ในปัจจุบัน เช่น พอลิเอทิลีน (Polyethylene, PE) พอลิไวนิลคลอไรด์ (Poly (vinyl chloride), PVC) ซิลิโคน (Silicone) อะคริลิก (Acrylic) พอลิเอสเทอร์ (Polyesters) ไนลอน (Nylon) พอลิโพรพิลีน (Polypropylene, PP) และ พอลิเอทิลีนชนิดที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง (Ultrahigh molecular weight polyethylene, UHMWPE) เป็นต้น

2.1.2 พอลิเมอร์ที่ใช้งานทางด้านการแพทย์ [9]

ในยุคเริ่มต้นของการนำวัสดุสังเคราะห์มาใช้ในร่างกายมนุษย์นั้นมุ่งเน้นการพัฒนาวัสดุที่มีความเสถียร และมีความทนทานในการใช้งานเป็นประเด็นสำคัญ ซึ่งวัสดุพอลิเมอร์โดยส่วนใหญ่ มักไม่เกิดการย่อยสลายภายใต้ระบบทางชีวภาพ ตัวอย่างเช่น พอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (Poly (ether-ether ketone), PEEK) เทฟลอน (Teflon) และเคพลา (Kevlar) เป็นต้น แต่ภายหลังมีการศึกษาพัฒนาวัสดุพอลิเมอร์ที่มีความสามารถในการย่อยสลายนั้น เริ่มได้รับความสนใจและเข้ามามีบทบาทในทางการแพทย์เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามข้อจำกัดด้านสมบัติการย่อยสลายและการใช้งานยังคงเป็นประเด็นศึกษาที่สำคัญ

เงื่อนไขที่สำคัญในการพิจารณาออกแบบระบบและการสังเคราะห์วัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพทางด้านการแพทย์ ขึ้นอยู่กับความต้องการเฉพาะในการบำบัดรักษา เพื่อให้ได้วัสดุที่เหมาะสมต่อการบำบัดรักษาอาการที่เกิดขึ้นได้อย่างถูกต้อง ประเด็นสำคัญที่จะต้องพิจารณาในการนำวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพมาใช้งาน คือ ปัญหาความเป็นพิษหรือการระคายเคืองที่อาจเกิดกับเนื้อเยื่อที่อยู่ข้างเคียงในระหว่างระยะเวลาที่ทำการปลูกถ่ายอวัยวะ ซึ่งปัญหาที่เกิดขึ้นเนื่องจากสาเหตุหลายประการ เช่น มอนอเมอร์ตกค้าง ตัวเริ่มต้นในปฏิกิริยาการพอลิเมอไรซ์หรือสารที่เติมเพื่อช่วยให้พอลิเมอร์มีความเสถียรต่างๆ เป็นต้น โดยทั่วไปวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้นั้น มีสมบัติที่ช่วยเสริมความต้องการในเรื่องของความสามารถในการเข้ากันได้ทางชีวภาพมากกว่าวัสดุพอลิเมอร์ที่ไม่สามารถย่อยสลายได้ วัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพที่ได้รับการรับรองจากองค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกา (FDA) เพื่อใช้ในทางการแพทย์นั้นมีอยู่ 3 ชนิด คือ พอลิแลคติกแอซิด (Poly (lactic acid), PLA) พอลิไกลคอลิกแอซิด (Poly (glycolic acid), PGA) และพอลิไดออกซานอน (Polydioxanone, PDS)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

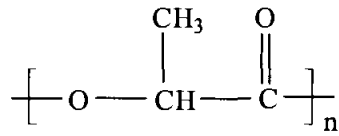
การประยุกต์ใช้งานของวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพสามารถแบ่งได้ดังนี้

1. การประยุกต์ใช้วัสดุพอลิเมอร์เพื่อใช้ในการเย็บแต่งบาดแผล (Sutures) ที่เรียกว่า "ไหมละลาย" สังเคราะห์จากวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพ
2. การประยุกต์ใช้วัสดุพอลิเมอร์เพื่อใช้เป็นอุปกรณ์หรืออวัยวะ เพื่อช่วยในการลำเลียงยาในการรักษาโรค (Drug delivery devices) ซึ่งกำลังศึกษาทดลองกันอย่างกว้างขวาง โดยการเลือกใช้วัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพ
3. การประยุกต์ใช้วัสดุพอลิเมอร์เพื่อใช้ในการบำบัดรักษาเกี่ยวกับกระดูก (Orthopedic fixation devices) โดยวัสดุพอลิเมอร์นั้นจะต้องมีความแข็ง (Hardness) และความแข็งแรง (Strength) ที่เหมาะสม เพื่อสามารถรองรับน้ำหนักและแรงในบริเวณหรือตำแหน่งที่นำวัสดุพอลิเมอร์นั้นมาใช้งานได้
4. การประยุกต์ใช้วัสดุพอลิเมอร์เพื่อใช้ในการป้องกันการยึดติดกันของเนื้อเยื่อ (Adhesion prevention) โดยวัสดุพอลิเมอร์ที่เลือกใช้นั้นต้องสามารถเกิดปฏิกิริยารสร้างเนื้อเยื่อบุเซลล์ (Membranes) หรือฟิล์มบาง เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการยึดติดกันระหว่างเนื้อเยื่อสองชนิดที่ไม่ต้องการให้ติดกัน
5. การประยุกต์ใช้วัสดุพอลิเมอร์เป็นหลอดเลือดเทียมชั่วคราว (Temporary vascular grafts) ซึ่งเป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน โดยมีความเข้ากันได้กับระบบโลหิตเป็นประเด็นสำคัญในการพิจารณานำมาใช้งาน

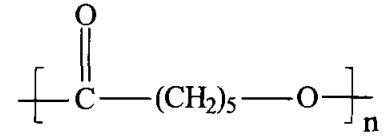
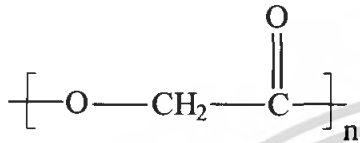
อย่างไรก็ตามได้มีการศึกษาและพัฒนาพอลิเมอร์ชนิดอื่นๆ นอกจากพอลิเมอร์ทั้งสามชนิดที่ FDA ของสหรัฐอเมริการับรอง เพื่อใช้เป็นวัสดุในการปลูกถ่ายอวัยวะที่สามารถย่อยสลายได้ ซึ่งยังอยู่ในขั้นของการศึกษาแนวโน้มการนำมาใช้งาน ได้แก่ พอลิเอทิลีนกลูตาเรต (Poly (γ -ethylglutamate)) และพอลิคาโพรแลกโตน (Poly (ϵ -caprolactone), PLC) เป็นต้น

รูปที่ 2.1 แสดงโครงสร้างของพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ พบว่าพอลิเมอร์ส่วนใหญ่เป็นพอลิเมอร์ประเภทพอลิเอสเทอร์ (Polyesters) และพอลิเมอร์ชนิดอื่นๆ เช่น พอลิอะมิโนคาร์บอเนต (Polyaminocarbonates) พอลิแอนไฮไดรด์ (Polyanhydrides) พอลิฟอสฟาซีน และ (Polyphosphazenes) พอลิเอไมด์ (Polyamides) เป็นต้น

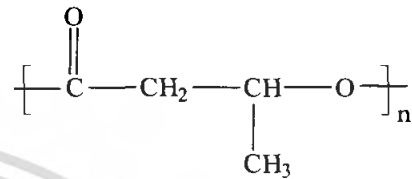
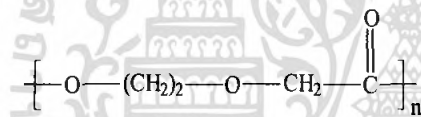
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



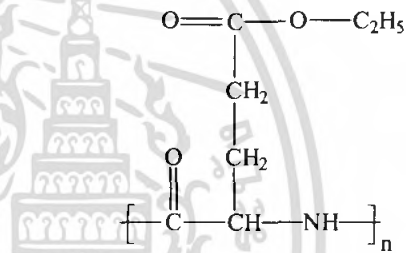
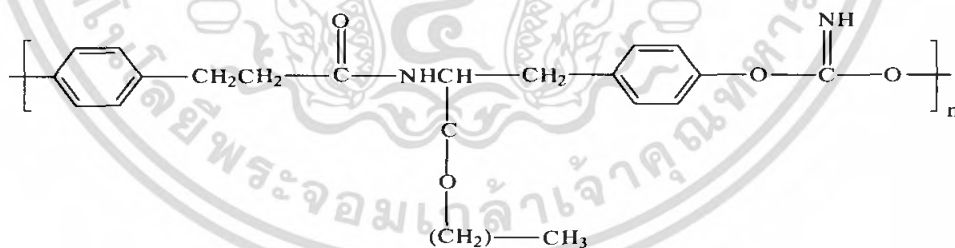
Poly (lactic acid)

Poly (ϵ -caprolactone)

Poly (glycolic acid)

Poly (β -hydroxybutyrate)

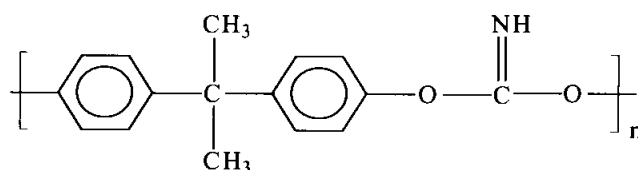
Polydioxanone

Poly (γ -ethyl glutamate)

Poly (DTH iminocarbonate)

รูปที่ 2.1 สูตรโครงสร้างของพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ [9]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Poly (Bisphenol A iminocarbonate)

รูปที่ 2.1 (ต่อ)

2.2 ไฮดรอกซีแอปาทาइट (Hydroxyapatite, HAp) [5]

ภายในร่างกายของมนุษย์มีองค์ประกอบหลักอยู่ 3 ส่วนได้แก่ น้ำ คอลลาเจน (Collagen) และไฮดรอกซีแอปาทาइट (Hydroxyapatite, HAp) โดย HAp เป็นแร่ธาตุที่เป็นสารอนินทรีย์ที่เป็นองค์ประกอบหลักของกระดูก และฟันซึ่งมีอยู่ 5 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักร่างกาย เพื่อควบคุมการดูดซึมแคลเซียม และการลดปริมาณแคลเซียมในกระดูก

ในกระดูกนั้นประกอบด้วย 2 ส่วนหลักที่สำคัญ [6] คือ

1. แร่ธาตุ ซึ่งเป็นสารอนินทรีย์ที่มีสัดส่วนประมาณ 69 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักกระดูก
2. เนื้อเยื่อ (Tissues) เป็นสารจำพวกอินทรีย์ประกอบด้วยเซลล์ไขมันและพอลิเมอร์ธรรมชาติ ได้แก่ คอลลาเจน (Collagen) พอลิแซคคาไรด์ (Polysaccharides) และพอลิฟอสเฟต (Polyphosphates) เป็นต้น

2.2.1 สูตรทางเคมี

“ไฮดรอกซีแอปาทาइट” เป็นแร่ธาตุหลักของกระดูกและฟัน สูตรทางเคมีดังนี้



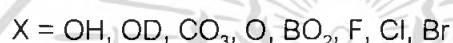
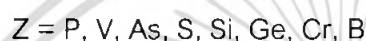
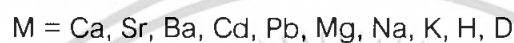
จากสูตรเคมีเป็นการรวมกันของฟอสเฟตกับไฮดรอกไซด์ และอัตราส่วนของ Ca/P เท่ากับ

1.67

2.2.2 โครงสร้างผลึกของไฮดรอกซีแอสปาทิต [5]

ไฮดรอกซีแอสปาทิตจัดเป็นสารประกอบจำพวกแคลเซียมฟอสเฟต (Calcium phosphate) มีสูตรโครงสร้างทางเคมี คือ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ซึ่งมีอัตราส่วนโดยโมลของแคลเซียมต่อฟอสฟอรัส (Ca:P ratio) เท่ากับ 1.67 คำว่า "ไฮดรอกซี" (Hydroxy) หมายถึง ไฮดรอกไซด์ไอออน (Hydroxide ion) และคำว่า "แอสปาทิต" (Apatite) เป็นชื่อขององค์ประกอบแร่ธาตุที่มีสูตรทางเคมีเป็น $\text{M}_{10}(\text{ZO}_4)_6\text{X}_2$

สารประกอบแอสปาทิต (Apatite compound) จะมีองค์ประกอบแตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับไอออนที่เข้ามาแทนที่ในตำแหน่ง M, Z และ X ซึ่งไอออนที่เป็นไปได้ในการแทนที่นี้ ได้แก่



รูปผลึกของ HAp เป็นเฮกซะโกนอล (Hexagonal) ขนาดหน่วยเซลล์ (Lattice constants) คือ $a = 9.423 \text{ \AA}$ และ $c = 6.875 \text{ \AA}$

โครงสร้างผลึกเฮกซะโกนอล (Hexagonal) ของ HAp โดยมีหมู่ไฮดรอกซิลอยู่บริเวณที่ฐานรอมบิก (Rhombic) ของหน่วยเซลล์ ซึ่งมีการจัดเรียงตัวเป็นคอลัมน์ในที่ว่างโดยมีความสูงเป็นครึ่งหนึ่งของความสูงในหน่วยเซลล์ คอลัมน์ของหมู่ไฮดรอกซิลจะถูกล้อมรอบด้วยแคลเซียมไอออนจำนวน 6 ไอออน ที่จัดเรียงตัวในลักษณะสามเหลี่ยมด้านเท่า 2 รูป ตั้งฉากกับคอลัมน์ของหมู่ไฮดรอกซิล โดยมีหมู่ไฮดรอกซิลเป็นศูนย์กลาง แคลเซียมไอออนที่เหลืออีก 4 ไอออนจะเรียงต่อกันเป็นคอลัมน์ 2 คอลัมน์ ระหว่างสามเหลี่ยมด้านเท่าของแคลเซียมไอออนขนานกับคอลัมน์ของหมู่ไฮดรอกซิล แคลเซียมไอออนเหล่านี้จะถูกล้อมรอบด้วยออกซิเจนของออร์โทฟอสเฟตเตตระฮีดรอล (Orthophosphate tetrahedral)

2.2.3 การสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาทิต [7]

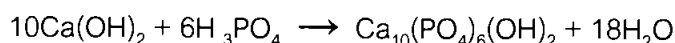
วิธีการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาทิตสามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่

- วิธีการตกตะกอนทางเคมี (Precipitation method)
- การใช้ปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (Hydrolysis method)
- การใช้ปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (Solid-state reaction)
- วิธีไฮโดรเทอร์มัล (Hydrothermal method)
- วิธีอัลคอกไซด์ (Alkoxide)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการตกตะกอนทางเคมี (Precipitation method)

การเตรียมไฮดรอกซีเอปาทาइटวิธีนี้เกิดจากการดทำปฏิกิริยากับเบสโดยตรง ดังสมการ



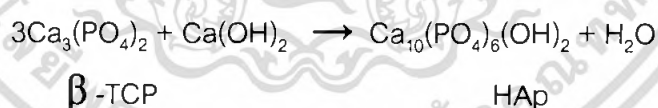
วิธีนี้จะมีความว่องไวต่อค่า pH และความว่องไวของสารเคมีที่ใช้ ไฮดรอกซีเอปาทาइटที่ได้จากวิธีนี้จะมีลักษณะเป็นผงละเอียดสีขาว

การใช้ปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (Hydrolysis method)

ไฮดรอกซีเอปาทาइटสามารถเตรียมได้จากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของแคลเซียมฟอสเฟต เช่น ไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรต ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, DCPD) ไดแคลเซียมฟอสเฟตแอนไฮดรัส (CaHPO_4 , DCP) ออกตระแคลเซียมฟอสเฟตเตตระไฮเดรต ($\text{C}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$, OCP) ในสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ โซเดียมไฮดรอกไซด์ นอกจากนี้ไฮดรอกซีเอปาทาइटยังสามารถเตรียมได้จากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของแคลเซียมคาร์บอเนตในสารละลายแอมโมเนียมฟอสเฟต หรือโซเดียมฟอสเฟต

การใช้ปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (Solid-state reaction)

ไฮดรอกซีเอปาทาइटที่ได้จากวิธีนี้ทำได้โดยนำสารเคมีในสถานะที่เป็นของแข็ง มาทำปฏิกิริยากันที่อุณหภูมิสูงกว่า 950°C ดังสมการ

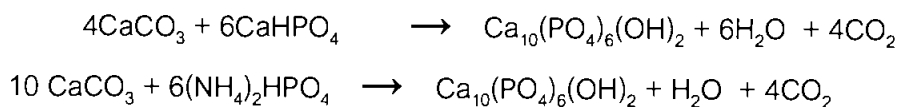


ไฮดรอกซีเอปาทาइटที่ได้จากวิธีนี้จะเป็นผงละเอียดสีขาวและเรียงตัวเป็นโครงสร้างผลึกที่ดี

วิธีไฮโดรเทอร์มัล (Hydrothermal method)

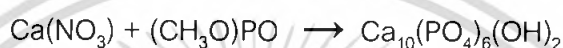
ทำได้โดยนำสารเคมีที่เป็นเกลือของแคลเซียมและฟอสเฟตมาทำปฏิกิริยากันภายในบรรยากาศที่มีความดันสูงและอุณหภูมิสูง นอกจากนี้ β -TCP, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ และ TTCP ยังสามารถเปลี่ยนเป็นไฮดรอกซีเอปาทาइटได้ง่าย โดยการทำปฏิกิริยาไฮโดรเทอร์มัลภายใต้สภาวะนี้

CaCO₃ เมื่อทำปฏิกิริยากับ CaHPO₄ หรือ (NH₄)₂HPO₄ ในอัตราส่วนที่เหมาะสมจะสามารถเปลี่ยนเป็นไฮดรอกซีแอสปาไทต์ได้ ดังสมการ



วิธีอัลคอกไซด์ (Alkoxide)

วิธีนี้เป็นวิธีหนึ่งที่ใช้เตรียมฟิล์มบางของไฮดรอกซีแอสปาไทต์ โดยเตรียมจากแคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรตกับไตรเมทิลฟอสเฟตละลายในเอทานอล ระเหยตัวทำละลาย จากนั้นนำส่วนที่เหลือไปผ่านความร้อนที่ 500-1000 °C จะได้ไฮดรอกซีแอสปาไทต์ ดังสมการ



2.2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาไทต์

งานวิจัยของชาวเรต มะลิมาศ และปิยะวิทย์ รัตนฤทธิ์นนท์ [8] ได้ทำการศึกษาสภาวะที่เหมาะสมในการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาไทต์ด้วยวิธีตกตะกอนร่วม โดยใช้สารตั้งต้นคือแคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรต (Calcium nitrate tetrahydrate) กับฟอสฟอรัสเพนทอกไซด์ (Phosphorous pentoxide) หรือกรดฟอสฟอริก (Phosphoric acid) ควบคุม pH ด้วยสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ (Ammonium hydroxide) และทิ้งให้ตกตะกอนสมบูรณ์เป็นเวลา 30 และ 60 นาที พบว่า ชนิดของสารตั้งต้น ค่า pH ที่ใช้ในการตกตะกอน และเวลาในการตกตะกอน มีผลต่อการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาไทต์ คือ ถ้าใช้สารตั้งต้นชนิดเดียวกันและเวลาในการตกตะกอนเท่ากัน เมื่อค่า pH ในการตกตะกอนสูงขึ้น จะมีผลให้อัตราส่วนโมล Ca:P สูงขึ้น และถ้าใช้สารตั้งต้นชนิดเดียวกันค่า pH ในการตกตะกอนเท่ากัน เมื่อใช้เวลาในการตกตะกอนมากขึ้น อัตราส่วนโมลของ Ca:P ก็จะมีมากขึ้น โดยสภาวะที่เหมาะสมในการสังเคราะห์ คือ ใช้แคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรตและกรดฟอสฟอริกเป็นสารตั้งต้น ตกตะกอนที่ค่า pH เท่ากับ 9 เป็นเวลา 60 นาที และเมื่อนำสารที่สังเคราะห์ไปทดสอบสมบัติร่องไวทางชีวภาพ โดยการแช่ในสารละลาย Simulated Body Fluid (SBF) พบว่ามีไฮดรอกซีแอสปาไทต์เกิดขึ้นที่พื้นผิวของสารตัวอย่าง แสดงว่าสารที่สังเคราะห์ได้มีความร่องไวทางชีวภาพ

2.2.5 พฤติกรรมของไฮดรอกซีแอสพาไทต์ [5,7]

เฟสของแคลเซียมฟอสเฟตในร่างกายมนุษย์ที่เสถียรจะขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ และปริมาณน้ำ องค์ประกอบทั้งในกระบวนการผลิตและในสภาวะแวดล้อม ในสภาวะสารละลายของเหลวและอุณหภูมิในร่างกายมนุษย์นั้น มีเฟสของแคลเซียมฟอสเฟตที่เสถียรได้อยู่เพียง 2 ชนิด คือ ไดแคลเซียมฟอสเฟต ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, DCP) และไฮดรอกซีแอสพาไทต์ ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HAp) ซึ่ง DCP จะเสถียรอยู่ที่สภาวะ pH ต่ำกว่า 4.2 และ HAp จะเสถียรอยู่ที่ pH มากกว่าหรือเท่ากับ 4.2 [9]

สมบัติเชิงกลของ HAp เป็นปัจจัยที่มีผลต่อการนำมาใช้เป็นวัสดุสำหรับการปลูกถ่าย อวัยวะ โดยเฉพาะด้านความแข็งแรงดึง (Tensile strength) และสมบัติด้านความแข็งแรงกด (Compressive strength) สมบัติดังกล่าวขึ้นอยู่กับความมีรูพรุนทั้งหมดของชิ้นงาน นอกจากนี้ เมื่อปริมาณรูพรุนเพิ่มขึ้นสมบัติเชิงกลจะต่ำลงขนาดของรูพรุนที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า 100 ไมครอน เนื้อเยื่อและเส้นเลือดฝอยจะไม่สามารถเจริญเติบโตเข้าไปภายในรูพรุนได้ [4]

เนื่องจาก HAp นั้นมีความสามารถในการเข้ากันได้กับร่างกาย ทนต่อการกัดกร่อน มีความเหนียวและความว่องไวทางชีวภาพ สามารถขึ้นรูปได้ และสามารถทนต่อแรงกดอัดได้แต่ก็มีข้อด้อย คือ ความเปราะ ไม่ยืดหยุ่น จึงนิยมนำ HAp มาเตรียมเป็นวัสดุประกอบทางชีวภาพ เพื่อปรับปรุงสมบัติที่เป็นข้อด้อยของ HAp และสามารถนำมาใช้งานทางด้านชีวภาพได้ ซึ่งจะได้กล่าว ในหัวข้อถัดไป

2.2.6 สมบัติของไฮดรอกซีแอสพาไทต์ ความสามารถในการละลาย [5]

ไฮดรอกซีแอสพาไทต์ละลายได้ในสารละลายกรดแต่ไม่ละลายในสารละลายอัลคาไลน์ และละลายได้เพียงเล็กน้อยในน้ำ ค่าความสามารถในการละลายในน้ำ (pKs) ของไฮดรอกซีแอสพาไทต์ ประมาณ 120

$$\text{pKs} = -\log([\text{Ca}]^{10}[\text{PO}_4]^6[\text{OH}]^2) \approx 120$$

ความสามารถในการละลายในน้ำของไฮดรอกซีแอสพาไทต์เพิ่มขึ้น เมื่อเพิ่มความเป็นอิเล็คโตรไลต์ ความสามารถในการละลายของไฮดรอกซีแอสพาไทต์เกิดการเปลี่ยนแปลง เมื่ออยู่ในกรดอะมิโน โปรตีน เอนไซม์ และสารประกอบอินทรีย์ สมบัติการละลายเหล่านี้มีความสัมพันธ์กับความสามารถในการเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ และปฏิกิริยาเคมีที่เกิดกับสารประกอบอื่นๆ อย่างไรก็ตาม อัตราในการละลายขึ้นกับความแตกต่างในด้านรูปร่าง ความมีรูพรุน ขนาดผลึก และความเป็นผลึกรวมทั้งการเกิดจุดบกพร่อง ไฮดรอกซีแอสพาไทต์จะทำปฏิกิริยากับโปรตีน ไขมันและวัสดุอินทรีย์และอนินทรีย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมบัติทางกายภาพ

ค่าความแข็งของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในระบบของ Mohs เท่ากับ 5 และความหนาแน่นเท่ากับ 3.16 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ แสดงดังตาราง 2.2

ตารางที่ 2.2 สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปพาไทต์

Temperature (°C)	Compressive strength σ_c (MPa)	Flexural strength σ_f (MPa)	Torsional strength τ_{st} (MPa)	Dynamic torsional strength τ_{dy} (MPa)	Modulus of elasticity in compression E_c (MPa)	Modulus of elasticity in bending E_b (GPa)
1150	308 ±46	61±8	50±7	57±6	42.2±3.8	44.3±3.5
1200	415±46	104±11	62±5	92±6	74.4±4.1	80.0±6.4
1250	456±58	106±10	75±4	76±5	79.0±4.8	85.1±6.1
1300	509±57	113±12	76±5	68±5	81.4±4.6	87.8±6.0

2.2.7 การประยุกต์ใช้งานไฮดรอกซีแอปพาไทต์ [6]

รูปแบบการนำไปใช้งานทางการแพทย์มีหลายลักษณะซึ่งขึ้นกับวัตถุประสงค์และสมบัติที่ต้องการ โดยสามารถแบ่งเป็น 3 ลักษณะ คือ

1. ไฮดรอกซีแอปพาไทต์แบบผง (Powder hydroxyapatite) สำหรับใช้เคลือบลงบนโลหะ ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของข้อสะโพกเทียมหรือรากฟันเทียม เพื่อให้โลหะทนทานต่อการกัดกร่อนของของเหลวภายในร่างกาย และสามารถเกิดการยึดติดระหว่างวัสดุชีวภาพและเนื้อเยื่อหรือกระดูกภายในร่างกายให้ดีขึ้น นอกจากนี้ยังนำไปผสมกับวัสดุอื่นอีก เช่น พอลิเมอร์เพื่อใช้ทำกระดูกเทียม
2. ไฮดรอกซีแอปพาไทต์แบบชิ้นเนื้อแน่น (Dense hydroxyapatite) จะมีสมบัติเชิงกลดีกว่าแบบมีรูพรุน การนำไปใช้งานมักนำไปทดแทนในส่วนของกระดูกสันหลังของผู้ป่วย โดยสารไฮดรอกซีแอปพาไทต์ จะเป็นตัวเร่งให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อมาเกาะ และทำให้เกิดการยึดติดได้ดีขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

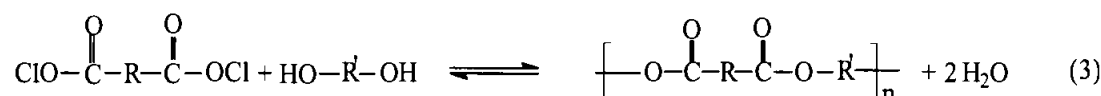
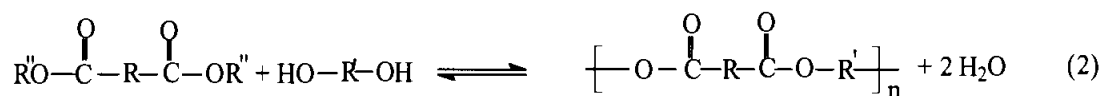
3. สารไฮดรอกซีแอปาทาइटแบบมีรูพรุน (Porous hydroxyapatite) นิยมใช้งานเป็นวัสดุทดแทนกระดูกเป็นตัวเติมทางศัลยกรรมกระดูกและไขข้อ ไฮดรอกซีแอปาทาइटชนิดนี้มีพื้นที่ผิวมากเนื่องจากรูพรุน จึงมีสมบัติเชิงกลต่ำ โดยเฉพาะด้านความแข็งแรง ดังนั้นจึงต้องมีการปรับปรุงสมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปาทาइटชนิดนี้ ก่อนนำไปปลูกถ่ายอวัยวะ ซึ่งสามารถทำได้โดยนำไฮดรอกซีแอปาทาइटนี้มาผลิตเป็นวัสดุประกอบ

2.3 พอลิเอสเทอร์ (Polyesters)

พอลิเอสเทอร์ เป็นพอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ด้วยปฏิกิริยาทางควบแน่นชนิดแรกสังเคราะห์ขึ้นโดย Carother และผู้ร่วมวิจัย [11] พอลิเอสเทอร์ส่วนใหญ่มีสมบัติทนทานต่อการขูดถูเสียดสีได้ดี และมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน จึงนำมาใช้ในการผลิตขวดน้ำดื่ม เส้นใย และฟิล์ม เป็นต้น

พอลิเอสเทอร์แบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ พอลิเอสเทอร์เชิงเส้นใย ซึ่งจัดเป็นเทอร์โมพลาสติก และพอลิเอสเทอร์แบบโครงสร้างร่างแหซึ่งจัดเป็นเทอร์โมเซต สำหรับงานวิจัยนี้จะกล่าวถึงเฉพาะพอลิเอสเทอร์เชิงเส้น โดยทั่วไปปฏิกิริยาที่ใช้ในการสังเคราะห์พอลิเอสเทอร์เชิงเส้นมี 2 รูปแบบ [11] ดังนี้

- ปฏิกิริยาการพอลิเมอไรเซชันแบบควบแน่น จะมีการขจัดออกของสารโมเลกุลเล็กๆ เช่น น้ำ เมทานอล ในระหว่างการดำเนินปฏิกิริยาเกิดเป็นพอลิเอสเทอร์เชิงเส้นที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง ตัวอย่างการสังเคราะห์พอลิเอสเทอร์ด้วยปฏิกิริยาควบแน่น ได้แก่ การสังเคราะห์ด้วยปฏิกิริยาเอสเทอร์ฟิเคชันโดยตรง (สมการที่ 1) ปฏิกิริยาการแลกเปลี่ยนเอสเทอร์ระหว่างไดเอสเทอร์กับไดออล (สมการที่ 2) ปฏิกิริยาระหว่างไดแอซิดเฮไลต์กับไดออล (สมการที่ 3)



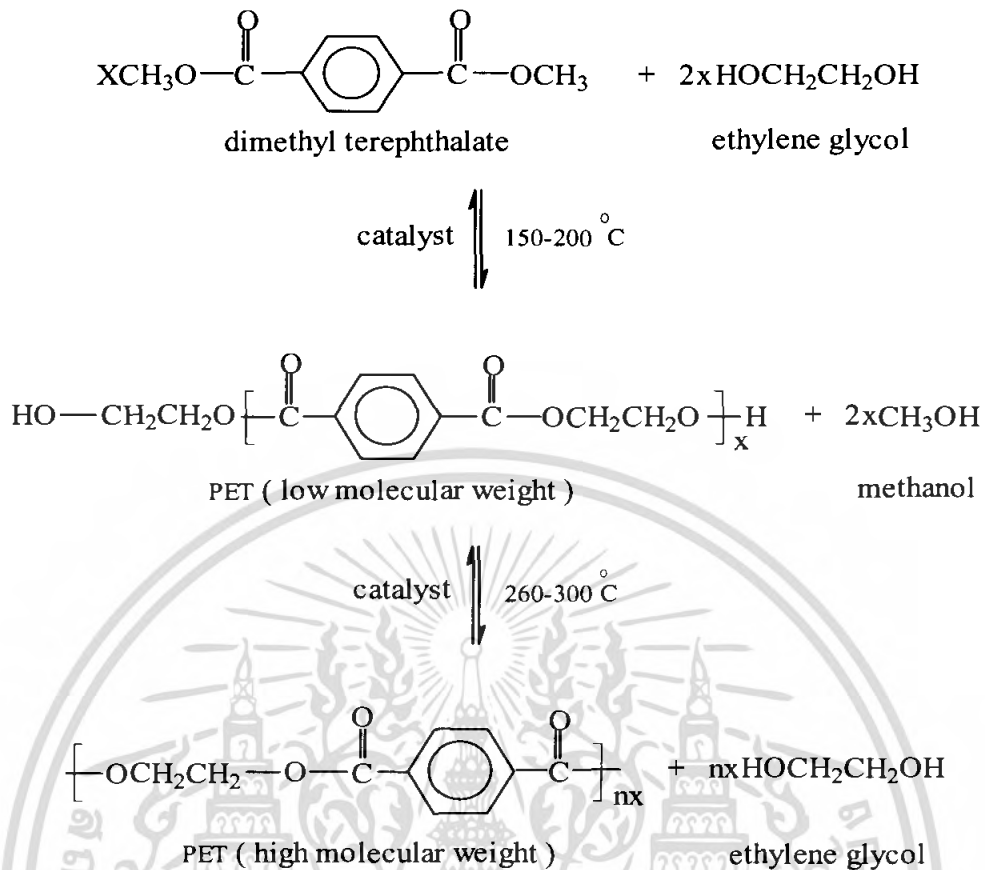
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ปฏิกริยาการพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวง จะต่างจากปฏิกริยาพอลิเมอไรเซชันแบบควบแน่น คือ ไม่มีการขจัดออกของสารโมเลกุลเล็กๆ พอลิเมอร์ที่ได้จากการสังเคราะห์ด้วยวิธีนี้จะมีน้ำหนักโมเลกุลที่สูง และมีการกระจายน้ำหนักโมเลกุลที่แคบ ตัวอย่างการสังเคราะห์พอลิเอสเทอร์เชิงเส้นด้วยวิธี ROP เช่น การสังเคราะห์พอลิคาโปแลคโตน

อะโรมาติกพอลิเอสเทอร์ (Aromatic polyester)

อะโรมาติกพอลิเอสเทอร์ที่นำมาใช้มากที่สุด คือ พอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต (Poly (ethylene terephthalate), PET) สามารถนำมาใช้ได้หลายรูปแบบ เช่น ในรูปของเส้นใย ในรูปของฟิล์ม เป็นต้น เป็นพอลิเมอร์ที่มีค่าความแข็งแรงดึงสูง น้ำหนักเบา โปร่งใส และสมบัติการซึมผ่านของก๊าซต่ำ มีอุณหภูมิหลอมเหลวผลึกประมาณ (T_m) 250-260°C อุณหภูมิเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (T_g) 75°C และมีความหนาแน่น 1380 กิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตร

สำหรับการสังเคราะห์ PET [12] จะใช้ปฏิกริยาควบแน่นระหว่างกรดเทอเรพทาลิก (terephthalic acid, TPA) และเอทิลีนไกลคอล (Ethylene glycol, EG) โดยจะต้องใช้ EG ในปริมาณที่มากเกินพอ เพื่อเพิ่มอัตราการเกิดเอสเทอร์ฟิเคชัน มีการกลั่นเมทานอลออกมาในระหว่างที่ปฏิกริยาดำเนินไป ซึ่งจะได้สารประกอบโพลิโเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ จากนั้นจึงให้ความร้อนแก่ปฏิกริยาเพิ่มขึ้นภายใต้การลดความดัน เพื่อให้ปฏิกริยาเกิดการแลกเปลี่ยนเอสเทอร์ เกิดเป็นพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงขึ้น โดยปฏิกริยาจะมีการขจัดเอทิลีนไกลคอลออก ในปัจจุบันนี้จะนำไดเมทิลเทอเรพทาเลตมาสังเคราะห์ PET แทนกรดเทอเรพทาลิก เพราะว่าการดเทอเรพทาลิกมีจุดหลอมเหลวสูง และมีปัญหาในการละลาย ปฏิกริยาที่เกิดขึ้นแสดงดังรูป 2.2



รูปที่ 2.2 การสังเคราะห์พอลิเอทิลีนเทอเรฟทาเลต (Poly (ethylene terephthalate), PET)

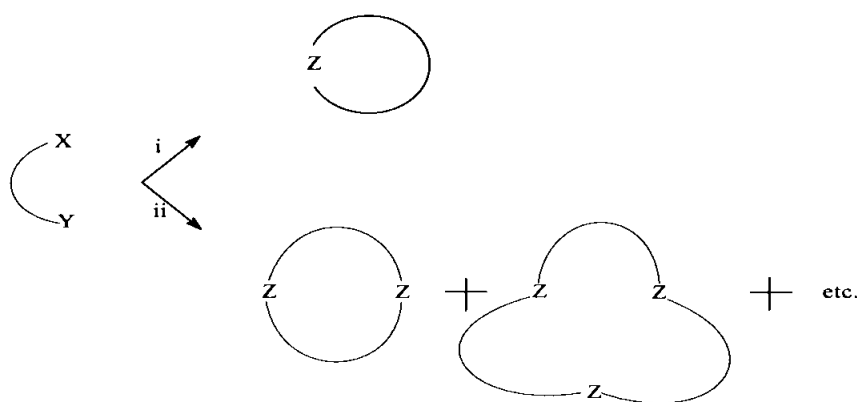
2.3.1 ปฏิกิริยาการปิดวง (Cyclization) [13]

ประเภทของปฏิกิริยาการปิดวง สามารถแบ่งได้ตามรูปแบบของสารตั้งต้นได้ ดังนี้

1. ปฏิกิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Intramolecular cyclization) ซึ่งมีหมู่ฟังก์ชันสองหมู่เกิดสารประกอบประเภทวง ซึ่งอาจเกิดจากปฏิกิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกัน หรือจากปฏิกิริยาการปิดวงของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization)

107857

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

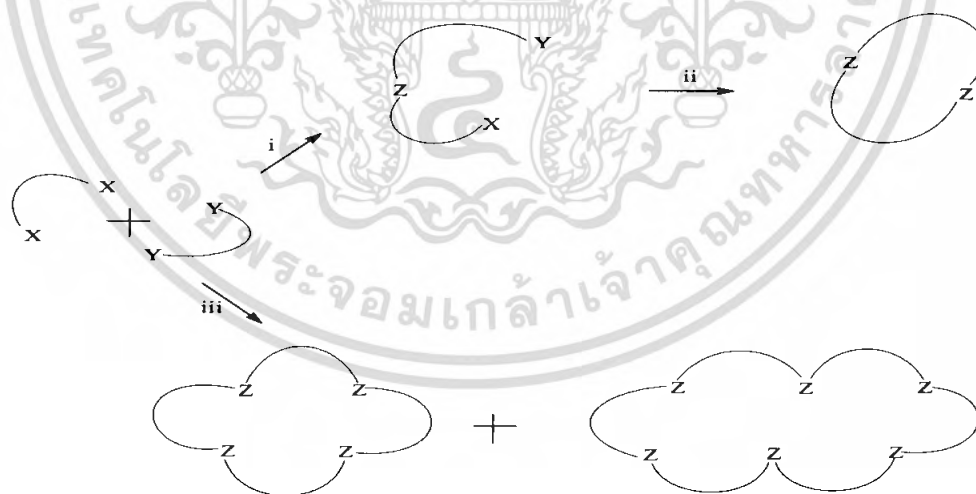


รูปที่ 2.3 ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกันซึ่งมีหมู่ฟังก์ชันสองหมู่ [13]

(i) ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Intramolecular cyclization)

(ii) ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization)

2. ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization) โดยอาจเกิดปฏิริยาการควบแน่นของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization) ก่อนและตามด้วยปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Intramolecular cyclization) เกิดเป็นสารประกอบวงหรืออาจเกิดปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization) ทำให้ได้สารประกอบประเภทวงที่มีขนาดใหญ่ขึ้น



รูปที่ 2.4 ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลสองชนิด [13]

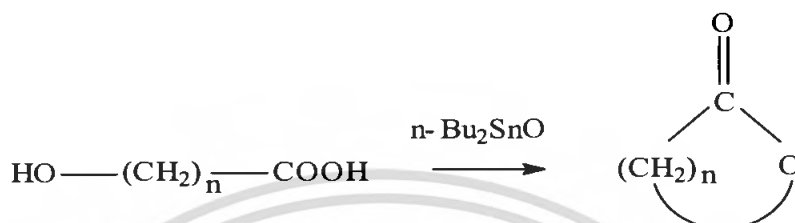
(i) ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลต่างชนิดกัน (Intermolecular cyclization)

(ii) ปฏิริยาการปิดวงของโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Intramolecular cyclization)

(iii) วงขนาดใหญ่ที่เกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

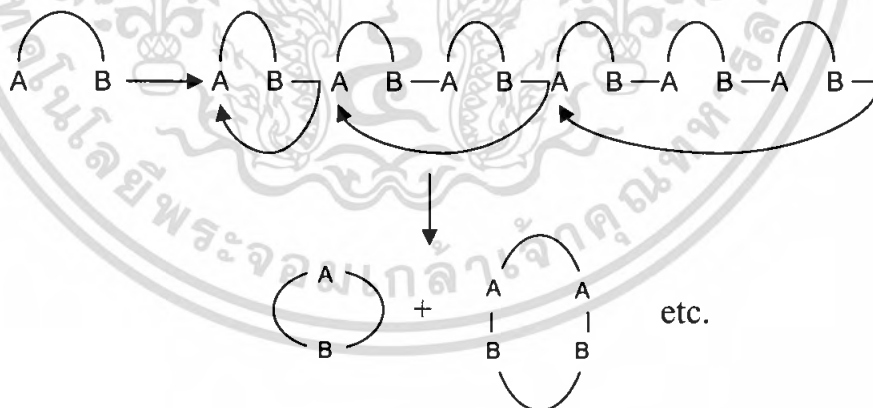
ตัวอย่างของปฏิกิริยาการเกิดสารประกอบประเภทวงจากการทำปฏิกิริยาของสารประกอบชนิดเดียวกัน เช่น การทำปฏิกิริยาการเปิดวงของ ω -Hydroxyacid โดยใช้ไดบิวทิลทินออกไซด์ เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ผลิตภัณฑ์ที่เกิดขึ้น คือ แล็กโตน (Lactone) ที่มีขนาดวงต่างๆ ปฏิกิริยาการสังเคราะห์แล็กโตนจาก ω -Hydroxyacid [13] ดังแสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ปฏิกิริยาการสังเคราะห์แล็กโตนจาก ω -Hydroxyacid [17]

2.3.2 ปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์เซชันแบบปิดวง (Cyclodepolymerisation; CDP) [14]

ปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์เซชันแบบปิดวงเป็นการสังเคราะห์สารประกอบวงจากสารตั้งต้นประเภทพอลิเมอร์เชิงเส้น (Linear polymer) ซึ่งหลักการของเทคนิค คือ การทำปฏิกิริยาภายในสายโมเลกุล (Intramolecular cyclization) ของพอลิเมอร์สายโซ่ตรงเกิดเป็นสารประกอบวง ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การเกิดปฏิกิริยาภายในสายโซ่โมเลกุลของพอลิเมอร์

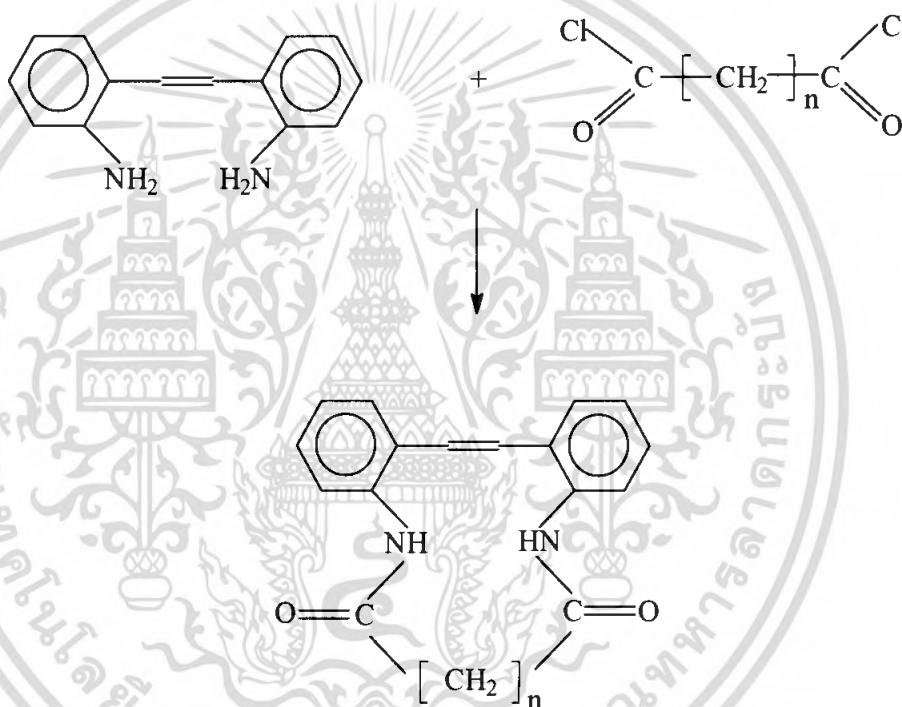
ดังนั้น สารประกอบวงที่ได้จากปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์เซชันแบบปิดวงจะมีทั้งที่เป็นวงมอนอเมอร์ (Cyclic monomer) วงไดเมอร์ (Cyclic dimers) วงไตรเมอร์ (Cyclic trimers) และสารประกอบวงโอลิโกเมอร์ (Cyclic oligomers) ที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคการสังเคราะห์สารประกอบวงโพลิโกเมอร์ เพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่เป็นสารประกอบวงจำนวนมาก ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นควรจะเป็นปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นภายในโมเลกุลมากกว่าปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นข้ามโมเลกุล ซึ่งทำได้โดยเทคนิคสภาวะสารละลายเจือจางสูง (High dilution method) โดยมีการนำมาใช้เป็นครั้งแรกในปี ค.ศ.1912 โดย Ruggli P. เป็นการสังเคราะห์สารประกอบวงเอไมด์ ดังแสดงในรูปที่ 2.7

1. วิธีสภาวะสารละลายเจือจางสูง (High Dilution Method)

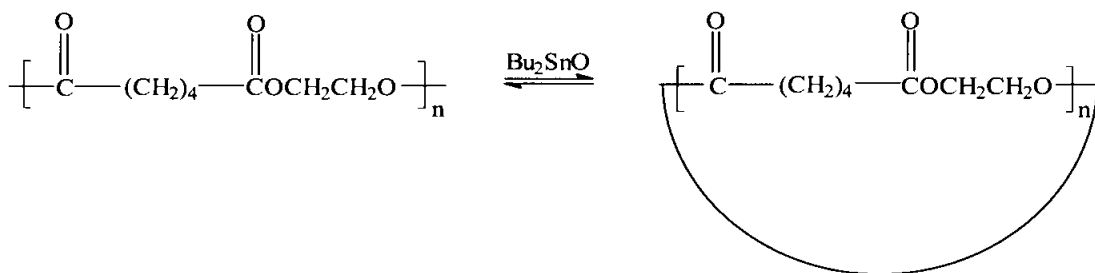
เทคนิคสภาวะสารละลายเจือจางสูง (High Dilution Method) มีการนำมาใช้เป็นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1912 โดย P.Ruggli [5] เป็นการสังเคราะห์สารประกอบวงเอไมด์ ดังแสดงในรูปที่ 2.7



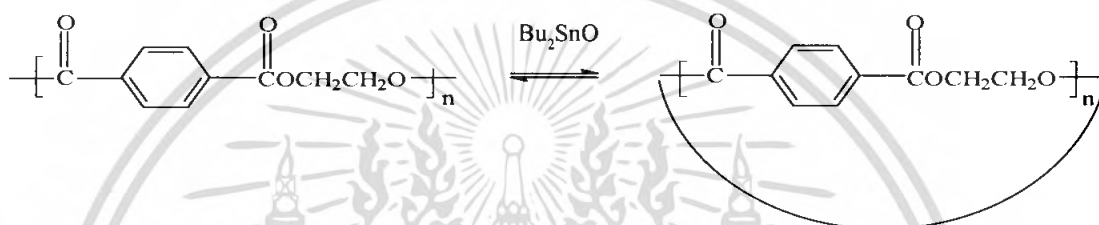
รูปที่ 2.7 ปฏิกิริยาการสังเคราะห์สารประกอบวงเอไมด์โดยใช้เทคนิคสภาวะสารละลายเจือจางสูง [13]

หลักการทั่วไป คือ เมื่อความเข้มข้นของสายไซโมเลกุลในตัวทำละลายต่ำ สายไซแต่ละสายของพอลิเมอร์อยู่ห่างกัน ทำให้หมู่ปลายที่ว่องไวของสายไซมีโอกาสทำปฏิกิริยาข้ามโมเลกุลน้อยลง ดังนั้นปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นภายในโมเลกุลของสายไซเดียวกันจึงเกิดได้มาก ส่งผลทำให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่เป็นวง ตัวอย่างของสารประกอบวงที่เกิดจากปฏิกิริยาการดีพอลิเมอร์เซชันแบบปิดวงโดยใช้สารตั้งต้นเป็นพอลิเมอร์เชิงเส้น เช่น สารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนอะดิเปต [15,16]

สารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอร์พทาเลต [17] เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2.8 และ 2.9 ตามลำดับ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญูใดเทเนาไปเซประโยชน์ดานการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 ปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงของพอลิเอทีลีนอะดิเปต [15,16]



รูปที่ 2.9 ปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงของพอลิเอทีลีนเทอเรพทาเลต [17]

2. วิธีสภาวะสารละลายเจือจางสูงเทียม (Pseudo-high Dilution) [13]

การสังเคราะห์สารประกอบประเภทวงด้วยวิธีสภาวะสารละลายเจือจางสูงจะทำให้ปริมาณของผลิตภัณฑ์น้อย ถ้าสารผลิตภัณฑ์ที่เกิดขึ้นมีเสถียรภาพภายใต้สภาวะการทำปฏิกิริยาด้วยวิธีการรีฟลักซ์ วิธีสภาวะสารละลายเจือจางสูงเทียมสามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อให้ได้ปริมาณของสารผลิตภัณฑ์มากขึ้น โดยทั่วไปสารตั้งต้นจะถูกเติมลงไปในการปฏิกิริยาที่ละน้อยเป็นเวลานานระหว่างการดำเนินไปของปฏิกิริยา ทั้งนี้เพื่อป้องกันการรวมตัวกันของสารที่มีหมู่ฟังก์ชันว่องไวต่อการเกิดปฏิกิริยา

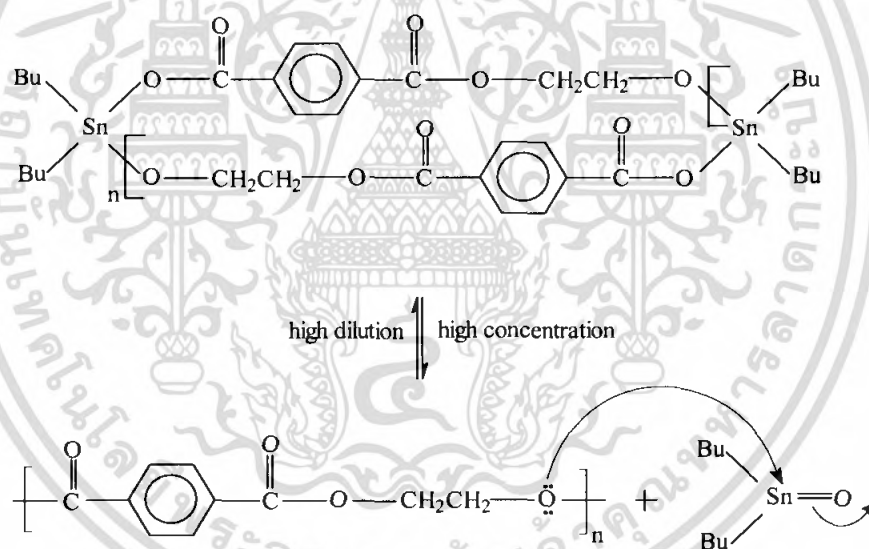
2.3.3 ปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง (Ring-opening Polymerization, ROP) [13]

ปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงเป็นอีกวิธีหนึ่งที่ใช้ในการสังเคราะห์พอลิเมอร์เชิงเส้น โดยวิธีนี้จะใช้มอนอเมอร์ที่มีลักษณะเป็นวง (Cyclic monomer) หรือสารประกอบวงโพลิโกลิเมอร์ (Cyclic oligomer) เป็นสารตั้งต้นในการทำปฏิกิริยา ตัวอย่างของพอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้ด้วยวิธีการพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง แสดงในตารางที่ 2.3

องค์ประกอบที่มีผลต่อการเปิดวง คือ แรงผลักดัน (Driving force) ของมอนอเมอร์ชนิดวง (Cyclic monomer) โดยคำนึงถึงผลจากความเครียด (Stress) หรือผลจากความเกะกะ (Steric

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

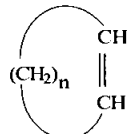
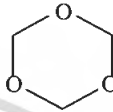
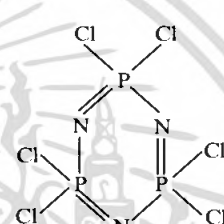
effect) ขององศาพันธะระหว่างกลุ่มของอะตอมที่อยู่ภายในวง ลักษณะของมอนอเมอร์ที่ประกอบด้วยอะตอมในสายโซ่หลักจำนวน 3-4 อะตอม ซึ่งจัดเป็นสารประกอบวงขนาดเล็กจะมีผลจากความเครียดภายในวง จึงทำให้เกิดการเปิดวงขึ้น ส่วนมอนอเมอร์ที่มีอะตอมในสายโซ่หลักจำนวน 8-10 อะตอม จัดเป็นสารประกอบวงขนาดปานกลางจะมีผลจากความเกะกะของกลุ่มอะตอมภายในวง จึงส่งผลให้เกิดการเปิดวงและมีองศาการพอลิเมอไรซ์สูง สำหรับมอนอเมอร์ที่มีอะตอมในสายโซ่หลักจำนวนมากกว่า 10 อะตอม จัดเป็นสารประกอบวงขนาดใหญ่ จะมีความเครียดและความเกะกะน้อยมาก ทำให้องศาการพอลิเมอไรซ์ต่ำ จึงมีโอกาที่จะเกิดการเปิดวงยากกว่าสารประกอบวงขนาดเล็ก (วงขนาด 3-4 อะตอม) และขนาดปานกลาง (วงขนาด 8-10 อะตอม) ทำให้พอลิเมอร์ที่ได้มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ ดังนั้นจึงต้องทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงในสภาวะความเข้มข้นสูง โดยมีตัวเร่งปฏิกิริยาที่เหมาะสมเพื่อให้ระบบเกิดการพอลิเมอไรเซชันและได้องศาการพอลิเมอไรซ์สูง ตัวอย่างปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต

ตัวอย่างของมอนอเมอร์ชนิดวงที่มีจำนวนอะตอมในสายโซ่หลักต่างๆ กัน เช่น เฮกซะคลอโรโรไซโครไตรฟอสฟาซีน (Hexachlorocyclotriphosphazene) ไซโคลอัลคีน (Cycloalkene) ไตรออกเซน (Trioxane) ดังแสดงในตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 พอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้จากกระบวนการพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวง [13]

ชนิดของพอลิเมอร์	หน่วยซ้ำ	โครงสร้างของมอนอเมอร์	ชนิดของมอนอเมอร์
Polyalkene	$\left[\text{CH}=\text{CH}(\text{CH}_2)_n \right]$		Cycloalkene
Polyether	$\left[\text{CH}_2\text{O} \right]$		Trioxane
Polyphosphazene	$\left[\text{P}=\text{N} \right]$		Hexachloro Cyclotriphos- Phazene

2.3.3.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสังเคราะห์สารประกอบวงด้วยเทคนิคดีพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง

งานวิจัยของ A.J. Hall และกลุ่มผู้ร่วมวิจัย [18] ได้ทำการสังเคราะห์สารประกอบวงโพลิโกเฮกซิลไดนิโซฟทาเลต (Cyclic Oilgo (hexylidene isophthalate)) จากปฏิกิริยาดีพอลิเมอไรเซชัน โดยเริ่มต้นจากการสังเคราะห์ Poly (hexylidene isophthalate) จากการรีฟลักซ์กรดไอโซฟทาสิกกับ 1,6-ไดโบรโมเฮกเซนพร้อมกับการปั่นกววนเป็นเวลา 78 ชั่วโมง แยกผลิตภัณฑ์ที่ได้โดยการตกตะกอนในเมทานอล นำตะกอนไปอบแห้งที่อุณหภูมิ 50°C และความดัน 20 mmHg ได้เปอร์เซ็นต์ผลิตภัณฑ์เท่ากับ 72% เมื่อนำมาตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิค $^1\text{H-NMR}$ พบที่ค่า δ เท่ากับ 1.56(4H,m) 1.85(4H,m) 4.39(4H,t) 7.55(1H,d) และ 8.24(1H,m) ppm จาก FTIR พบพีคที่ค่า ν_{max} ที่ 2933, 2896, 1721, 1302, 1237 และ 729 cm^{-1} และจากการวิเคราะห์หาน้ำหนักพอลิเมอร์ด้วยเทคนิค GPC พบว่าผลิตภัณฑ์ที่สังเคราะห์ได้มีน้ำหนักเฉลี่ยโดยจำนวนเท่ากับ 15500 และน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนักเท่ากับ 3400

สำหรับขั้นตอนการดีพอลิเมอไรเซชันแบบวงปิดนั้น ทำได้โดยการรีฟลักซ์ Poly (hexylidene isophthalate) 2.5 g ในตัวทำละลาย 1,2-ไดคลอโรเบนซีนเป็นเวลา 10 วัน โดยใช้ไดบิวทิลทินออกไซด์ (3%mol) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา จากนั้นนำไประเหยตัวทำละลาย และอบแห้งที่ความดัน 20 mmHg ซึ่งจะได้ผลิตภัณฑ์ที่เป็นของแข็งสีขาว 97% นำมาตรวจวิเคราะห์ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทคนิค $^1\text{H-NMR}$ และ FTIR จะให้ผลสอดคล้องกัน คือ ไม่พบหมู่ปลายโซ่พอลิเมอร์ เมื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยเทคนิค GPC จะพบว่าผลิตภัณฑ์ที่ได้มีน้ำหนักเฉลี่ยลดลง และจากผลการวิเคราะห์ด้วยเทคนิค MS พบว่าสารประกอบวงที่เกิดขึ้นมีขนาดตั้งแต่ 2-mer ถึง 17-mer

2.3.3.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงและการพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง

งานวิจัยของชาลธร จันทรทัต และธีระวัฒน์ เฉลิมสุขศรี [19] ได้ทำการศึกษาปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวงและพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงของ Poly(ethylene isophthalate), PET และสารประกอบวงจาก PET โดยมีขั้นตอนดังนี้

ขั้นตอนดีพอลิเมอร์ไรเซชันแบบปิดวง โดยทำการรีฟลักซ์ PET ในตัวทำละลายออกโทไดคลอโรเบนซีน ซึ่งใช้อัตราส่วนของพอลิเมอร์ต่อตัวทำละลายในหน่วย กรัม/มิลลิกรัม คือ 1:40 และใช้ไดบิวทิลทินออกไซด์เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ใช้เวลาในการทำปฏิกิริยา 2 วัน จะได้ผลิตภัณฑ์ที่เป็นวงโอลิโกเมอร์ 76% เมื่อนำสารที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยเทคนิค FTIR พบว่ามีสัญญาณของหมู่ C=O ที่ 1721 cm^{-1} และ C-O ที่ 1264 cm^{-1} กับ 1090 cm^{-1} และไม่พบสัญญาณของหมู่ $-\text{OH}$ ซึ่งเป็นหมู่ปลายของโอลิโกเมอร์เชิงเส้น และเมื่อนำไปทดสอบด้วยเทคนิค $^1\text{H-NMR}$ พบสัญญาณ δ เท่ากับ 4.7 ppm (4H, s, CH_2) และที่ δ เท่ากับ 8.1 ppm (4H, s, aromatic) โดยพบสัญญาณโปรตอนของหมู่เมทิลีนที่ต่อกับหมู่ $-\text{OH}$ น้อยมาก และผลการวิเคราะห์ด้วยเทคนิค DSC เท่ากับ 32°C

ส่วนพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงนั้น เป็นการนำสารประกอบวง PET ที่ได้จากปฏิกิริยาข้างต้นมาทำปฏิกิริยาในสภาวะสูญญากาศที่อุณหภูมิ 250°C พบว่าเวลาที่เหมาะสมในการทำปฏิกิริยา คือ 60 นาที และได้ผลิตภัณฑ์ 84% เมื่อนำมาตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิค FTIR พบพีกของ C-O ที่ 1256, 1097 และพีกของ C=O ที่ 1716 cm^{-1} และจากเทคนิค $^1\text{H-NMR}$ พบพีกที่ δ เท่ากับ 4.8 ppm (4H, s, CH_2) และ 8.1 ppm (4H, s, aromatic) พอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้จากเทคนิคนี้มีอุณหภูมิหลอมเหลวผลึกเท่ากับ 252°C และ 278°C จะเห็นได้ว่าผลที่ได้จากการตรวจสอบด้วยเทคนิคต่างๆ พบว่า PET ที่ได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวงมีผลสอดคล้องกับ PET ก่อนทำปฏิกิริยา

2.4 เซรามิกส์สำหรับงานทางด้านทางการแพทย์ [7,10]

วัสดุทางชีวภาพจำพวกเซรามิกส์ แก้ว และแก้ว-เซรามิกส์ นั้นนำมาใช้งานทางด้าน การแพทย์ เพื่อรักษาโรคหรืออาการบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ หรืออาการฟิการที่มีมาแต่กำเนิดที่ เกี่ยวข้องกับโครงสร้างของกระดูก เนื่องจากวัสดุเซรามิกส์มีความแข็งแรงเปราะ แต่สามารถคงรูปร่าง อยู่ได้ ดังนั้นจึงทำการศึกษาประเภทของเซรามิกส์และความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุเซรามิกส์ เพื่อความเหมาะสมในการนำมาประยุกต์ใช้งาน

2.4.1 การแบ่งประเภทของวัสดุเซรามิกส์

การแบ่งประเภทของวัสดุเซรามิกส์ สามารถแบ่งได้ ดังนี้

2.4.1.1 การแบ่งประเภทของเซรามิกส์ตามการประยุกต์ใช้งาน [10]

โดยสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ

1. เซรามิกส์ที่ใส่เข้าไปในร่างกายเพื่อทำหน้าที่ทดแทนอวัยวะนั้นๆ โดยไม่จำเป็นต้องมี ส่วนเกี่ยวข้องกับระบบเนื้อเยื่อส่วนอื่นๆ ของร่างกาย
2. เซรามิกส์ที่ใส่เข้าไปในร่างกายเพื่อทำหน้าที่มีส่วนร่วมหรือมีหน้าที่สัมพันธ์และ เกี่ยวพันกับอวัยวะหรือส่วนต่างๆ ที่อยู่ในร่างกาย แต่ต้องไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อในร่างกาย

2.4.1.2 การแบ่งประเภทของเซรามิกส์ตามการตอบสนองของเนื้อเยื่อภายใน

ร่างกาย และกลไกการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อกับเซรามิกส์ทางชีวภาพ [7,20]

แบ่งได้เป็น 4 ประเภท ได้แก่

1. เซรามิกส์ค่อนข้างเฉื่อย (Nearly inert / Bioinert ceramics)

ลักษณะทั่วไปของเซรามิกส์ทางชีวภาพประเภทนี้ คือ เมื่อใส่เข้าแทนที่อวัยวะภายใน ร่างกายแล้ว จะไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีหรือเกิดการเปลี่ยนแปลงน้อยมาก ซึ่งเนื้อเยื่อใน ร่างกายจะตอบสนองต่อเซรามิกส์นี้ โดยการสร้างเนื้อเยื่อขึ้นมาห่อหุ้มเซรามิกส์นั้นไว้ เพื่อป้องกัน ไม่ให้เซรามิกส์สัมผัสโดยตรงกับระบบในร่างกายและเนื้อเยื่อข้างเคียงในร่างกาย กลไกการยึดติด กับเนื้อเยื่อของเซรามิกส์ประเภทนี้จะขึ้นกับลักษณะรูปร่างทางกายภาพของอวัยวะส่วนที่ใช้งาน (Morphological fixation) อย่างไรก็ตามข้อด้อยของวัสดุประเภทนี้ คือ เมื่อเกิดการเคลื่อนที่ บริเวณรอยต่อระหว่างเซรามิกส์กับเนื้อเยื่อ จะทำให้ความหนาของชั้นเนื้อเยื่อห่อหุ้มเพิ่มมากขึ้น ซึ่งมีผลทำให้ความสามารถในการยึดติดกับกระดูกลดลง และอาจเกิดการเลื่อนหลุดของอวัยวะ เทียมได้ ตัวอย่างของเซรามิกส์ที่ค่อนข้างเฉื่อย ได้แก่ อะลูมินา (Alumina, Al_2O_3) เซอร์โคเนีย (Zirconia, ZrO_2) เป็นต้น

2. เซรามิกที่มีรูพรุน (Porous ceramics)

เซรามิกประเภทนี้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อแก้ปัญหาในเรื่องของการเคลื่อนหลุดของเซรามิกประเภทแรก โดยเซรามิกประเภทนี้จะมีลักษณะเป็นรูพรุนโดยเฉพาะที่ผิวซึ่งสัมผัสกับเนื้อเยื่อภายในร่างกาย กลไกการยึดติดกับเนื้อเยื่อนั้นจะเกิดการเติบโตของเนื้อเยื่อเข้าไปภายในรูพรุน (Biological fixation) ทำให้มีการยึดติดที่ตึกกว่าเป็นการเพิ่มพื้นผิวสัมผัสระหว่างเซรามิกกับเนื้อเยื่อ แต่ข้อจำกัดของเซรามิกประเภทนี้ คือ ขนาดของรูพรุนจะต้องมีเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่า 100 ไมครอน เพื่อให้เส้นเลือดฝอยสามารถเติบโตเข้าไปหล่อเลี้ยงเนื้อเยื่อในรูพรุนได้ นอกจากนี้หากเกิดการเคลื่อนที่โดยเฉพาบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อกับเซรามิก อาจทำให้เส้นเลือดฝอยขาดได้ ซึ่งจะทำให้เนื้อเยื่อที่อยู่ในรูพรุนตายและเกิดการติดเชื้อตามมา ตัวอย่างของเซรามิกที่มีรูพรุน เช่น ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ โลหะที่มีรูพรุนเคลือบด้วยไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เป็นต้น

3. เซรามิกที่สามารถถูกดูดซับหรือกั้ดเซาะภายใต้สภาวะทางสรีระวิทยา (Resorbable ceramics)

เซรามิกประเภทนี้มีสมบัติพิเศษ คือ สามารถย่อยสลายได้เมื่อเข้าไปอยู่ในร่างกายและถูกแทนที่ด้วยเนื้อเยื่อธรรมชาติที่ร่างกายสร้างขึ้นมา ข้อจำกัดของเซรามิกประเภทนี้ คือ องค์ประกอบของเซรามิกที่เกิดการย่อยสลายจะต้องถูกกำจัดด้วยระบบเมตาบอลิซึมของร่างกายได้ อีกทั้งที่ปล่อยออกมาจะต้องไม่เป็นพิษต่อร่างกาย นอกจากนี้อัตราการย่อยสลายของเซรามิกจะต้องมีค่าใกล้เคียงกับอัตราการสร้างเนื้อเยื่อทดแทนของร่างกาย ถ้าอัตราการย่อยสลายเร็วเกินไป จะทำให้เกิดช่องว่างระหว่างเนื้อเยื่อที่เข้ามาแทนที่และเซรามิก และถ้าอัตราการย่อยสลายช้าเกินไป จะส่งผลให้เกิดการหลอมซ้อนของเนื้อเยื่อใหม่ที่เข้ามาแทนที่และเซรามิก ข้อจำกัดดังกล่าวข้างต้นเป็นเหตุให้การออกแบบระบบของเซรามิกชนิดนี้ยุ่งยากซับซ้อน ตัวอย่างของเซรามิกประเภทนี้ ได้แก่ ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Tricalcium phosphate, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) Bioactive glasses® เป็นต้น

4. เซรามิกที่ว่องไวทางชีวภาพ (Bioactive ceramics)

สมบัติของเซรามิกประเภทนี้จะอยู่กึ่งกลางระหว่างเซรามิกที่มีสมบัติค่อนข้างเฉื่อยและเซรามิกที่สามารถถูกดูดซับภายใต้สภาวะร่างกาย ลักษณะโดยทั่วไปของเซรามิกประเภทนี้คือ เมื่อใส่เข้าไปแทนที่ในร่างกายแล้วจะเกิดปฏิกิริยาเคมีเฉพาะที่บริเวณรอยต่อของเซรามิกกับเนื้อเยื่อทำให้เกิดการสร้างพันธะขึ้นระหว่างเซรามิกกับกระดูกหรือเนื้อเยื่อในร่างกาย (Biological fixation) โดยจะสร้างชั้นไฮดรอกซีแอปพาไทต์ขึ้นที่ผิวของเซรามิกเพื่อยึดเซรามิกกับเนื้อเยื่อ ดังนั้น เซรามิกประเภทนี้จึงช่วยลดปัญหาเรื่องการเคลื่อนหลุดที่บริเวณรอยต่อระหว่างเซรามิกกับเนื้อเยื่อหรือกระดูกได้ ตัวอย่างของเซรามิกที่ว่องไวทางชีวภาพ เช่น Bioactive glasses®, Bioactive glass-ceramics เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 การประยุกต์ใช้งานของวัสดุเซรามิกส์ทางการแพทย์ [9]

การประยุกต์ใช้วัสดุเซรามิกส์ทางการแพทย์มีการนำมาใช้เป็นเวลาเกือบ 20 ปี โดยการประยุกต์ใช้นั้นรวมถึงทางด้านทันตกรรม ด้านศัลยกรรมกระดูก ด้านการศัลยกรรมใบหน้า เส้นเอ็น ยืดต่างๆ เป็นต้น ตารางที่ 2.4 แสดงตัวอย่างของวัสดุเซรามิกส์ทางชีวภาพที่ใช้งานในปัจจุบัน

ตารางที่ 2.4 ตัวอย่างเซรามิกส์ที่ใช้งานทางด้านชีวภาพ [9]

การประยุกต์ใช้งาน	ตัวอย่างวัสดุ
กระดูกส่วนที่ต้องรองรับแรง (Orthopedic load bearing)	อะลูมินา (Al_2O_3)
ออร์โทปิดิกส์ทันตกรรมและศัลยกรรมบริเวณใบหน้า โดยการเคลือบวัสดุเพื่อให้เกิดการเชื่อมโดยพันธะเคมี (Coating For chemical bonding (Orthopedic, dental and maxillofacial prosthetics))	Hydroxyapatite (HAp), Bioactive glasses®, Bioactive glass-ceramics
ขอบสันของขากรรไกรหรือแอ่งรับฟัน (Alveolar ridge augmentations)	Al_2O_3 , Hydroxyapatite (HAp), HA-autogeneous bone composite, HAp-PLA composite, Bioactive glasses
อุปกรณ์ในการเชื่อมต่อกระดูก (Orthopedic fixation devices)	PLA-carbon fiber, PLA-calcium/phosphorous- base, glass fiber
ศัลยกรรมบริเวณขากรรไกรและใบหน้า (Maxillofacial reconstruction)	Al_2O_3 , Hydroxyapatite (HAp), HAp-PLA composite, Bioactive glasses

2.5 วัสดุเชิงประกอบสำหรับงานทางการแพทย์ [9]

วัสดุเชิงประกอบ (Composites) ประกอบด้วยส่วนประกอบ 2 ส่วนหรือมากกว่า โดยทั่วไปของวัสดุเชิงประกอบนั้นสามารถแบ่งได้เป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

1. วัสดุที่มีความต่อเนื่อง (Continuous phase) วัสดุส่วนนี้อาจเรียกว่า “เมทริกซ์” (Matrix) เป็นส่วนของส่วนที่มีเนื้อสารต่อเนื่องถึงกันแต่อาจมีสมบัติเชิงกลไม่ดีนัก ตัวอย่างเช่น พอลิเมอร์ เซรามิกส์ เป็นต้น

2. วัสดุที่ไม่ต่อเนื่อง (Discontinuous phase) วัสดุส่วนนี้อาจเรียกว่าเป็นส่วน เสริมแรง (Reinforce) โดยวัสดุส่วนนี้จะมีความแข็งและความแข็งแรงมากกว่าส่วนที่มีวัสดุ ต่อเนื่อง จึงมีส่วนช่วยในการปรับปรุงสมบัติเชิงกลของวัสดุต่อเนื่อง ตัวอย่างเช่น เส้นใย คาร์บอน (Carbon fiber) เซรามิกส์ (Ceramics) เส้นใยพอลิเมอร์ (Polymer fiber) เส้นใยแก้ว (Glasses fiber) เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัสดุเชิงประกอบทางด้านชีวภาพ (Biomedical composites) เป็นวัสดุเชิงประกอบที่สังเคราะห์ขึ้นเพื่อวัตถุประสงค์หลักในการใช้งานทางด้านการแพทย์ สมบัติสำคัญของวัสดุเชิงประกอบประเภทนี้ที่ต้องคำนึงถึง คือ ความสามารถในการเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุประกอบ (Biocompatibility)

วัสดุเชิงประกอบทางด้านชีวภาพสามารถเตรียมได้จากเมทริกซ์ชนิดที่สามารถดูดซับได้ และไม่สามารถดูดซับได้ แต่ส่วนใหญ่แล้วเมทริกซ์ที่ใช้นั้นมักเป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่ไม่สามารถดูดซับได้ เช่น พอลิซัลโฟน (Polysulfone) พอลิเตตระฟลูออโรเอทิลีน (Polytetrafluoroethylene, PTFE) พอลิเอทิลีนชนิดน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) พอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (PEEK) และพอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA) ซึ่งพอลิเมอร์เหล่านี้จะถูกเสริมแรงโดยใช้เส้นใยคาร์บอนและอนุภาคเซรามิกส์ โดยนิยมนำมาใช้เป็นกระดูกสะโพก (Prosthetic hips stems) เป็นอุปกรณ์ในการเชื่อมกระดูกแตกร้าว (Fracture fixation device) รากฟันเทียม (Artificial tooth roots) และซีเมนต์เชื่อมกระดูก (Bone cement)

วัสดุเชิงประกอบสำหรับการปลูกถ่ายอวัยวะที่สามารถดูดซับได้ (Absorbable composite implants) เตรียมได้จากวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถดูดซับได้ประเภทพอลิเอสเทอร์ (α -polyester) เช่น พอลิแลคติก (Polylactic) และพอลิไกลคอลิก (Polyglycolic) การนำมาใช้งานของพอลิเมอร์ทั้งสองชนิดนี้จำเป็นต้องปรับปรุงสมบัติเชิงกลของพอลิเมอร์ให้ดีขึ้น โดยเฉพาะด้านความแข็งแรง (strength) พอลิไกลคอลิกแอซิด (Poly (glycolic acid), PGA) เป็นพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพชนิดแรกสังเคราะห์ขึ้นโดย Frazza และ Schmitt ในปี ค.ศ.1971 และต่อมาในปี ค.ศ.1979 Gilding และ Reed ได้สังเคราะห์พอลิแลคติกแอซิด (Poly (lactic acid), PLA) และพอลิเมอร์ร่วมระหว่าง PGA และ PLA เพื่อใช้เป็นวัสดุสำหรับการปลูกถ่ายอวัยวะในบริเวณเนื้อเยื่ออ่อน (Soft tissues) และเป็นวัสดุเพื่อการเย็บแต่งบาดแผล (Sutures) พอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพที่ได้พัฒนาเมื่อไม่นานมานี้ คือ พอลิออร์โธเอสเทอร์ (Polyorthoester, POEs) ซึ่งสังเคราะห์โดย Heller และผู้ร่วมงาน ในปี ค.ศ.1980 นอกจากนี้ยังมีไดเมทิลคาร์บอนเนต (Dimethyl-trimethylene carbonate, DMTMCs) สังเคราะห์โดย Tang *et.al.* ในปี ค.ศ. 1990 ซึ่งเป็นพอลิเมอร์ที่สามารถดูดซับได้ทางชีวภาพ นอกจากนี้ยังมีตัวอย่างของพอลิเมอร์ที่สามารถดูดซับได้ทางชีวภาพอื่นๆ เช่น พอลิไดออกซานอน (Polydioxanone) พอลิอิมิโนคาร์บอนเนต (Poly (imino carbonates)) พอลิเอสเทอร์เอไมด์ (Poly (ester amides)) พอลิแอนไฮไดรด์ (Poly (anhydrides)) และไซยาโนอะคริเลต (Cyanoacrylates) เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวัสดุประกอบ

งานวิจัยของ Z. Li และกลุ่มผู้วิจัย [21] ได้ทำการปรับปรุงพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกตและทำการศึกษาวัดคุณสมบัติเชิงกลของพลาสติกกับแคลเซียมซิลิเกตที่ทำการปรับปรุงพื้นผิวแล้ว โดยทำการเปรียบเทียบสมบัติเชิงกล แคลเซียมซิลิเกตมีสมบัติที่ดี เช่น ดูดซึมน้ำมันต่ำ สามารถดูดซึมน้ำได้ มีเสถียรภาพทางเคมีและความร้อนสูง แต่การนำแคลเซียมซิลิเกตมาใช้โดยตรงนั้นมีข้อจำกัดทางกระบวนการผลิต ในงานวิจัยนี้ได้ทำการปรับปรุงแคลเซียมซิลิเกต และทำการทดสอบและเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลกับพอลิโพรพิลีนที่เติมแคลเซียมซิลิเกตที่ได้รับการปรับปรุงแล้วในสัดส่วนที่แตกต่างกัน ในการทดลองเริ่มจากทำการปรับปรุงแคลเซียมซิลิเกตโดยนำแคลเซียมซิลิเกตตัวอย่างผสมกับกรดสเตียริก ทำการปั่นกวน (160 รอบต่อนาที) เป็นเวลา 5 นาที ที่อุณหภูมิคงที่ 50°C จากนั้นเทลงในเครื่องผสมความเร็วสูงเพื่อทำให้แคลเซียมซิลิเกตเป็นผงละเอียดและทำการปรับปรุงสมบัติของพื้นผิวอย่างต่อเนื่อง โดยการเปลี่ยนแปลงปริมาณกรดสเตียริกที่ใช้ปรับปรุงแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งแคลเซียมซิลิเกตที่ได้รับการปรับปรุงแล้วจะเปลี่ยนจาก hydrophilic เป็น hydrophobic

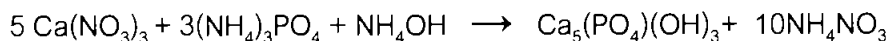
จากการทดสอบสมบัติเชิงกล พบว่าความแข็งแรงดึง (Tensile strength) ของวัสดุประกอบพอลิโพรพิลีนกับแคลเซียมซิลิเกตที่ทำการปรับปรุงด้วยกรดสเตียริก 1.5% มากกว่าพอลิโพรพิลีนบริสุทธิ์ประมาณ 3% และมากกว่าวัสดุประกอบพอลิโพรพิลีนกับแคลเซียมซิลิเกตที่ไม่ผ่านการปรับปรุงประมาณ 23% ค่าความแข็งแรงกระแทก (Impact strength) ของวัสดุประกอบพอลิโพรพิลีนกับแคลเซียมซิลิเกตที่ผ่านการปรับปรุงโดยใช้กรดสเตียริก 2.0% มีค่าสูงกว่าพอลิโพรพิลีนบริสุทธิ์ประมาณ 44% และสูงกว่าวัสดุประกอบพอลิโพรพิลีนกับแคลเซียมซิลิเกตปรับปรุงปริมาณ 35% จากผลการทดลองเห็นได้ชัดว่าแคลเซียมซิลิเกตที่ผ่านการปรับปรุงแล้วสามารถปรับปรุงสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบพลาสติกได้ เนื่องจากพื้นผิวถูกเปลี่ยนจาก hydrophilic เป็น hydrophobic และทำให้แคลเซียมซิลิเกตสามารถรวมกับพอลิโพรพิลีนได้ดี

งานวิจัยของ N.Ignjatovic และคณะผู้วิจัย [22] ได้ศึกษาการสังเคราะห์วัสดุประกอบที่ใช่ทางด้านชีวภาพจากไฮดรอกซีแอปาทิตและ Poly-L-lactide โดยนำวัสดุประกอบที่เตรียมได้ไปทดสอบความเป็นผลึกของไฮดรอกซีแอปาทิตด้วยเทคนิคเอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรคชัน (X-ray diffraction, XRD) จากนั้นทดสอบความแข็งแรงกด (Compressive strength) ของวัสดุประกอบ

จากการเตรียมไฮดรอกซีแอปาทิตโดยการนำ $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ มาทำปฏิกิริยากับ $(\text{NO}_4)_3\text{PO}_4$ ในสารละลาย โดยทำการปั่นกวนสารละลาย $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ ที่อัตราเร็ว 100 rpm แล้วค่อยๆ เติมสารละลาย $(\text{NO}_4)_3\text{PO}_4$ เป็นเวลา 180 ชั่วโมง จากนั้นสารละลายจะเกิดการแขวนลอยแล้วนำไปให้ความร้อนจนสารละลายเดือด สารละลายจะเกิดการตกตะกอน ให้ความร้อนที่อุณหภูมิคงที่เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวลา 18 ชั่วโมง จากนั้นกรองตะกอนจะได้ตะกอนในลักษณะเป็นเค้ก ล้างตะกอนด้วยน้ำกลั่นอุ่นๆ จนกระทั่งกลิ่นของแอมโมเนียหายไป ปฏิกริยาที่เกิดขึ้น ดังสมการ



ค่า pH ของสารละลายควรสูงกว่า 10 โดยการเติมแอมโมเนียเพื่อให้ HAp มีความเสถียร การเตรียมพอลิเมอร์ PLLA เตรียมจาก L- lactide และใช้ Stannous octoate เป็นตัวริเริ่มในระบบ สุญญากาศ และอบในตู้อบอุณหภูมิ $103 \pm 1^\circ\text{C}$ โดยเปลี่ยนแปลงเวลาในช่วง 12 ถึง 88 ชั่วโมง จากนั้นนำพอลิเมอร์ไปละลายในคลอโรฟอร์ม และตกตะกอนในเมทานอลและทำให้แห้งใน สุญญากาศ

นำ HAp มาใส่ในสารละลาย PLLA และปั่นผสมที่อุณหภูมิ 293 K เป็นเวลา 15 นาที แล้ว เเทลงในแม่พิมพ์ จากนั้นระเหยคลอโรฟอร์มออก นำวัสดุประกอบที่ได้ไปอัดเย็นทั้งแบบที่มีการเติม คลอโรฟอร์มและไม่เติมคลอโรฟอร์ม จากนั้นทำการอัดร้อนที่อุณหภูมิ $184 \pm 3^\circ\text{C}$ หลังจากนั้นลด อุณหภูมิจนถึงอุณหภูมิ 20°C

จากการทดสอบด้วยเทคนิคเอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรคชันเปรียบเทียบระหว่าง HAp ที่กรองได้ที่ มีลักษณะเป็นเค้กกับที่ผ่านการแคลไซน์แล้วพบว่า HAp ที่กรองได้ที่มีลักษณะเป็นเค้กมีความเป็น ผลึกน้อยกว่า โดย HAp ที่ผ่านการแคลไซน์แล้วที่อุณหภูมิ 1100°C จะมีความเป็นผลึกที่ดี และ จากการศึกษาระงัดแรงเค้นกด พบว่าวัสดุประกอบนี้มีแรงเค้นกดสูงสุดที่ 93.2 MPa และมีค่ามอดุลัส เท่ากับ 2.43 MPa

งานวิจัยของ A.Sinha และคณะ [23] ได้ศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการนำวัสดุประกอบเซรามิกส์ มาประยุกต์ใช้แทนวัสดุสังเคราะห์ชนิดเดียว คือ ไฮดรอกซีแอลบาไทต์ซึ่งมีสมบัติเชิงกลต่ำและ ความสามารถในการรับแรงไม่ดี โดยการทดลองนี้จะศึกษาเปรียบเทียบวัสดุประกอบเซรามิกส์ 2 ชนิด คือ Ca-P-O glass และ A-W glass ceramic

ขั้นตอนแรกเป็นการสังเคราะห์วัสดุประกอบทั้ง 2 ชนิด โดย Ca-P-O glass ได้จากการนำ แคลเซียมคาร์บอเนตผสมกับกรดฟอสฟอริกและน้ำกลั่นเล็กน้อย ปั่นจนจนได้สารเนื้อเดียว ทำให้ แห้งโดยใช้หลอดอินฟราเรดเป็นเวลา 6 ชั่วโมง แล้วหลอมที่อุณหภูมิ 1100°C เป็นเวลา 3 ชั่วโมง และทำให้เย็นตัวอย่างรวดเร็ว โดยใช้แม่พิมพ์แกรไฟต์อัดขึ้นรูปที่ความดัน 70 MPa และให้ความ ร้อนในการทำให้เกิดผลึกที่อุณหภูมิ 680°C เป็นเวลา 3 ชั่วโมงและ 800°C เป็นเวลา 3 ชั่วโมง ได้ ผลิตภัณฑ์ที่มีอัตราส่วนของ $\text{CaO}/(\text{CaO} + \text{P}_2\text{O}_5)$ เท่ากับ 0.33 ส่วน A-W จะเตรียมได้จาก แมกนีเซียมออกไซด์ แคลเซียมคาร์บอเนตไดไฮเดรต แคลเซียมไฮโปฟอสเฟตไดไฮเดรตและ แคลเซียมฟลูออไรด์ โดยนำส่วนผสมต่างๆผสมกันในหม้อบดผสม แล้วนำไปเผาขึ้นรูปที่ 1000°C เป็นเวลา 10 ชั่วโมง และหลอมที่อุณหภูมิ 1450°C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ทำให้เย็นตัวอย่างรวดเร็ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยใช้แม่พิมพ์แกรไฟต์อัดขึ้นรูปที่ความดัน 70 MPa แล้วให้ความร้อนในการทำให้เกิดผลึกที่อุณหภูมิ 1050°C เป็นเวลา 3 ชั่วโมง

ขั้นตอนต่อมาเป็นการศึกษาสมบัติเชิงกล และความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบเซรามิกทั้ง 2 ชนิด โดยการทดสอบจะใช้วิธีการวัดการโค้งงอ 3 จุด พบว่า A-W glass ceramic มีความสามารถในการรับแรงได้มากกว่า Ca-P-O glass ceramic สามารถรับแรงได้เพียง 8 MPa และเมื่อนำวัสดุประกอบดังกล่าวมาผ่าตัดใส่แทนในส่วนของหน้าแข้งของหนูที่มีอายุ 7-8 เดือน น้ำหนักประมาณ 250 กรัม โดยนำ A-W glass ceramic และ Ca-P-O glass ceramic ใส่แทนบางส่วนของกระดูกหน้าแข้งซ้าย และขวาตามลำดับเป็นเวลา 6 เดือน พบว่าไม่มีความผิดปกติในร่างกายส่วนที่ทำการผ่าตัดนำวัสดุประกอบทั้ง 2 ชนิดเข้าไปแทนที่กระดูก และผลที่ได้จากภาพในกล้องจุลทรรศน์ พบว่า A-W glass ceramic ยังคงอยู่ในร่างกายในสภาพเดิม สามารถรับแรงกระทำได้ดีและมีกระดูกใหม่งอกเพิ่มขึ้นมา แต่ไม่มีการเชื่อมต่อของเนื้อเยื่อระหว่างวัสดุประกอบกับกระดูก ส่วน Ca-P-O glass ceramic เกิดการเชื่อมต่อของเนื้อเยื่อกับกระดูกได้ดีและมีกระดูกใหม่งอกเพิ่มขึ้น แต่ความสามารถในการรับแรงของกระดูกน้อยกว่า A-W glass ceramic

งานวิจัยของสุภาณี ชนะวงศ์ [24] นั้นเป็นการสังเคราะห์วัสดุเชิงประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปพาไทต์กับพอลิเมอร์ร่วมพอลิเอทิลีนอะดิเปตกับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเรต (PEA-co-PET) โดยผ่านกระบวนการพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของสารประกอบวงร่วม การพินิจเอกลักษณะและทดสอบสมบัติเชิงกล พบว่าน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนักของพอลิเมอร์ร่วมในวัสดุเชิงประกอบอยู่ในช่วง 2188-4540 g/mol และ MWD อยู่ในช่วง 1.73-2.61 เมื่อนำไปคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ของพอลิเมอร์ร่วมในวัสดุเชิงประกอบ พบว่ามีปริมาณพอลิเมอร์ในวัสดุเชิงประกอบประมาณ 19-21 % โดยน้ำหนัก และเมื่อเทียบเป็นอัตราส่วนโดยน้ำหนักระหว่าง HAp กับพอลิเมอร์โดยประมาณเท่ากับ 4:1 ความหนาแน่นเพิ่มขึ้นเป็น 1.29 g/cm³ ผลการทดสอบความแข็งแรงกดของวัสดุเชิงประกอบที่สังเคราะห์ได้เพิ่มขึ้นเท่ากับ 2.86 MPa และการทดสอบความว่องไวทางชีวภาพโดยการแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย โดยสภาวะดังกล่าวได้ควบคุมอัตราการไหลของสารละลายที่ 130 มิลลิลิตรต่อวัน อุณหภูมิ 36.5°C และ pH 7.4 พบว่าวัสดุเชิงประกอบที่สังเคราะห์ได้นั้นมีสมบัติความว่องไวทางชีวภาพ

งานวิจัยของวไลลักษณ์ ทัพเจริญ [25] เป็นการสังเคราะห์และศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุเชิงประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปพาไทต์กับพอลิเอทิลีนกลูตาเลต โดยการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ด้วยเทคนิคการตกตะกอนร่วมระหว่างแคลเซียมไฮดรอกไซด์กับกรดฟอสฟอริกในสภาวะที่เป็นเบสสูง จากนั้นนำมาขึ้นรูปเป็นชิ้นงานที่มีรูพรุน สารประกอบวงโอลิโกเอทิลีน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลูตาเรตสังเคราะห์ขึ้นด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง วัสดุเชิงประกอบเตรียมโดยการแช่ชิ้นงาน ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในสารละลายของสารประกอบวงโพลิเอทิลีนกลูตาเรต และนำมาทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงที่สภาวะอุณหภูมิและระยะเวลาต่างๆ ในช่วง 180-220°C และ 24-72 ชั่วโมงตามลำดับ พบว่าน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนักของพอลิเอทิลีนกลูตาเรตในวัสดุเชิงประกอบอยู่ในช่วง 2700-8200 ซึ่งมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มอุณหภูมิและเวลาในการทำปฏิกิริยา และมีค่าการกระจายตัวของน้ำหนักโมเลกุลอยู่ในช่วง 1.3-3.0 ปริมาณของพอลิเอทิลีนกลูตาเรตในวัสดุเชิงประกอบที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยเทคนิค TGA อยู่ในช่วง 11-18 % โดยน้ำหนัก

ค่าความแข็งแรงกดของวัสดุเชิงประกอบอยู่ในช่วง 8.3-19.5 MPa ซึ่งมีค่าแปรผันโดยตรงกับปริมาณพอลิเอทิลีนกลูตาเรตในวัสดุเชิงประกอบ การทดสอบสมบัติความว่องไวทางชีวภาพ โดยการแช่วัสดุเชิงประกอบในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (Simulated Body Fluid, SBF) ภายใต้การควบคุมอัตราการไหลของสารละลายที่ 130 มิลลิลิตรต่อวัน เป็นเวลา 7-28 วัน จากการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค SEM-EDS พบว่าปริมาณธาตุบนพื้นผิววัสดุเชิงประกอบเกิดจากการเปลี่ยนแปลง โดยอัตราส่วน C:Ca มีค่าลดลง เนื่องจากมีการสลายตัวของพอลิเอทิลีนกลูตาเรตในขณะที่อัตราส่วนโดยโมลของ Ca:P มีค่าเพิ่มขึ้น และมีค่าใกล้เคียงกับอัตราส่วนโดยโมล Ca:P ของ HAp บริสุทธิ์ ซึ่งแสดงถึงการก่อตัวของผลึก HAp จากสารละลาย SBF บนพื้นผิวของวัสดุเชิงประกอบ

2.6 การทดสอบวัสดุทางชีวภาพ [26]

การทดสอบวัสดุทางชีวภาพโดยทั่วไปกระทำใน 2 วิธี คือ

2.6.1 การทดสอบภายนอกร่างกาย

มีวัตถุประสงค์สำคัญ 3 ประการดังนี้

- สังเกตการทำงานและการประเมินผลประสิทธิผลของวัสดุชีวภาพ
- สามารถบอกสมรรถภาพของวัสดุชีวภาพภายใต้สภาพแวดล้อมที่แตกต่างกันได้
- ประเมินความเชื่อถือได้และความคงทนของวัสดุชีวภาพ

เนื่องจากการนำไปใช้งานจริงวัสดุจะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อ ของเหลวและอวัยวะต่างๆ ในร่างกาย ซึ่งสภาพแวดล้อมต่างๆ นี้ อาจทำให้สมบัติบางประการของวัสดุประกอบเปลี่ยนไป ดังนั้น การทดสอบภายนอกร่างกายจึงมีข้อจำกัดอย่างมากในการศึกษาเพื่อนำไปใช้งานจริงนั้นจะต้องออกแบบการทดลองให้มีสภาวะแวดล้อมคล้ายกับในร่างกาย เพื่อให้ผลการทดลองที่ได้นั้นมีผล เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถูกต้องมากที่สุดหรือมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด เช่น การทดสอบโดยใช้ของเหลวที่มีองค์ประกอบคล้ายเลือดหรือพลาสมา

2.6.2 การทดสอบภายในร่างกาย

วิธีนี้จะมีข้อได้เปรียบมากกว่าการทดสอบภายนอกในร่างกายเพราะสภาวะที่ใช้ในการทดลองเป็นสภาวะจริงในร่างกายของสิ่งมีชีวิต ทำให้ผลการทดลองที่ได้มีความถูกต้องมากกว่า สามารถแบ่งเป็น 4 ขั้นตอนหลักๆ ดังนี้

- 1) การประเมินในสัตว์ทดลองที่มีสุขภาพดี

วิธีการทดลองนี้จะทำโดยการผ่าตัดเพื่อใส่วัสดุทางชีวภาพเข้าไปในร่างกายของสัตว์ทดลองที่มีสุขภาพดี โดยต้องใส่ในตำแหน่งที่ใกล้เคียงกับที่ต้องการมากที่สุด แต่วิธีนี้มีข้อจำกัด ได้แก่ วงจรชีวิตและอายุขัยที่ไม่เท่ากัน สรีระและองค์ประกอบในร่างกายบางส่วนที่ไม่เหมือนกัน
- 2) การประเมินในสัตว์ทดลองที่เป็นโรค

จะได้ผลที่แตกต่างกับการทดสอบกับสัตว์ที่มีสุขภาพดี เนื่องจากปฏิกิริยาที่เกิดระหว่างวัสดุทางชีวภาพกับอวัยวะที่เป็นโรค และไม่เป็นโรคต่างกัน การทดลองในสัตว์ที่มีสุขภาพดีไม่สามารถประเมินผลได้จึงต้องทำการทดลองในสัตว์ที่เป็นโรค
- 3) การศึกษาจากกลุ่มผู้ป่วยในทางคลินิก

เป็นการทดลองในร่างกายมนุษย์เพื่อตรวจสอบความปลอดภัยของวัสดุทางชีวภาพ และโรคแทรกซ้อนที่อาจเกิดจากการใช้วัสดุทางชีวภาพ
- 4) การใช้ทางคลินิกทั่วไป

วัสดุทางชีวภาพที่สามารถนำไปใช้งานได้นั้นต้องผ่านการทดสอบ และรับรองโดยองค์กรที่ทำหน้าที่ควบคุมก่อนนำไปใช้งานกับผู้ป่วยในการทดสอบภายในร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง

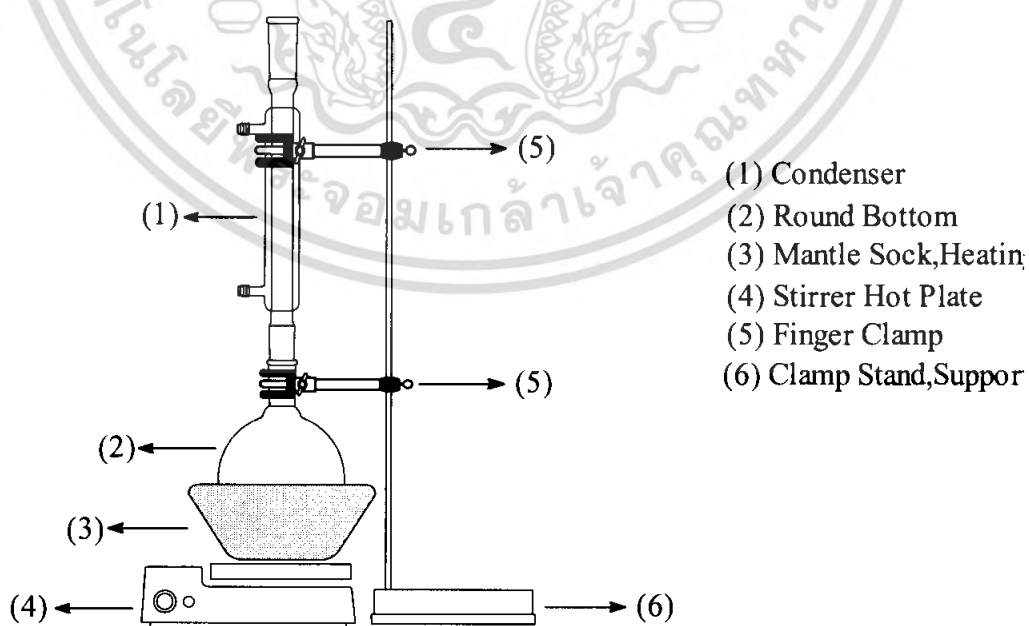
- แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide, $\text{Ca}(\text{OH})_2$) บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์
- สารละลายกรดฟอสฟอริก (Phosphoric acid , H_3PO_4) 0.3 โมล/ลิตร เตรียมได้จากนำสารละลายกรดฟอสฟอริก 85% บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์ 20 มิลลิลิตรเจือจางด้วยน้ำกลั่นให้มีปริมาตร 1 ลิตร
- สารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ (Ammonium hydroxide, NH_4OH) 30 % บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์
- ขวดพลาสติกใสพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต (Poly(ethylene terephthalate), PET) ยี่ห้อสิงห์ของบริษัท บุญรอดเอเซีย เบเวอเรจ จำกัด
- ออโท-ไดคลอโรเบนซีน (o-Dichlorobenzene, $\text{C}_6\text{H}_4\text{Cl}_2$) บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์
- ไดบิวทิลทินออกไซด์ (Dibutyltinoxide, $\text{C}_8\text{H}_{18}\text{OSn}$) บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์
- ไดคลอโรมีเทน (Dichloromethane, CH_2Cl_2) บริษัท CARLO ERBA เกรตวิเคราะห์

3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

- เครื่องวัดการคายรังสีเอ็กซ์ (X-ray fluorescence spectrometer, XRF) บริษัท Bruker AG รุ่น SRS 3400
- เครื่องบดผสมสารตัวอย่างสำหรับ XRF บริษัท Rock Lab รุ่น Benchmill Model 1A
- เครื่องอัดตัวอย่างสำหรับ XRF บริษัท Hersog รุ่น 60/2D

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เครื่องวัดการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffractometer, XRD) บริษัท Bruker AG รุ่น D8 Advance
- เครื่องทดสอบแรงดึง (Universal Testing Machine)
- เครื่องนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกโทรมิเตอร์ (Nuclear magnetic resonance spectrometer, NMR) บริษัท Bruker AG รุ่น NMR 300 Ultra Shield
- เครื่องระเหยแบบหมุน (Rotary evaporator) บริษัท BUCHI รุ่น Rotavapor R-114
- อ่างควบคุมอุณหภูมิ และ Immersion circulator (FT01/5) รุ่น Isotemp
- เครื่องกรองลดความดัน บริษัท Buchi รุ่น B-169
- เครื่องชั่งน้ำหนักอย่างละเอียด 4 ตำแหน่ง บริษัท Denver Instrument รุ่น TC-254
- เครื่องให้ความร้อนชนิดแผ่น (Hot Plate) บริษัท Fisher Scientific
- เครื่องให้ความร้อนชนิดหุ้ม (Heating Mantle)
- บั้มสุญญากาศ
- เทอร์โมสแตท
- ตู้อบสาร
- เต้าเผาสาร
- มอเตอร์พร้อมใบพัดปั่นกวน
- ชุดทำปฏิกิริยา ROP ดังรูป 3.1



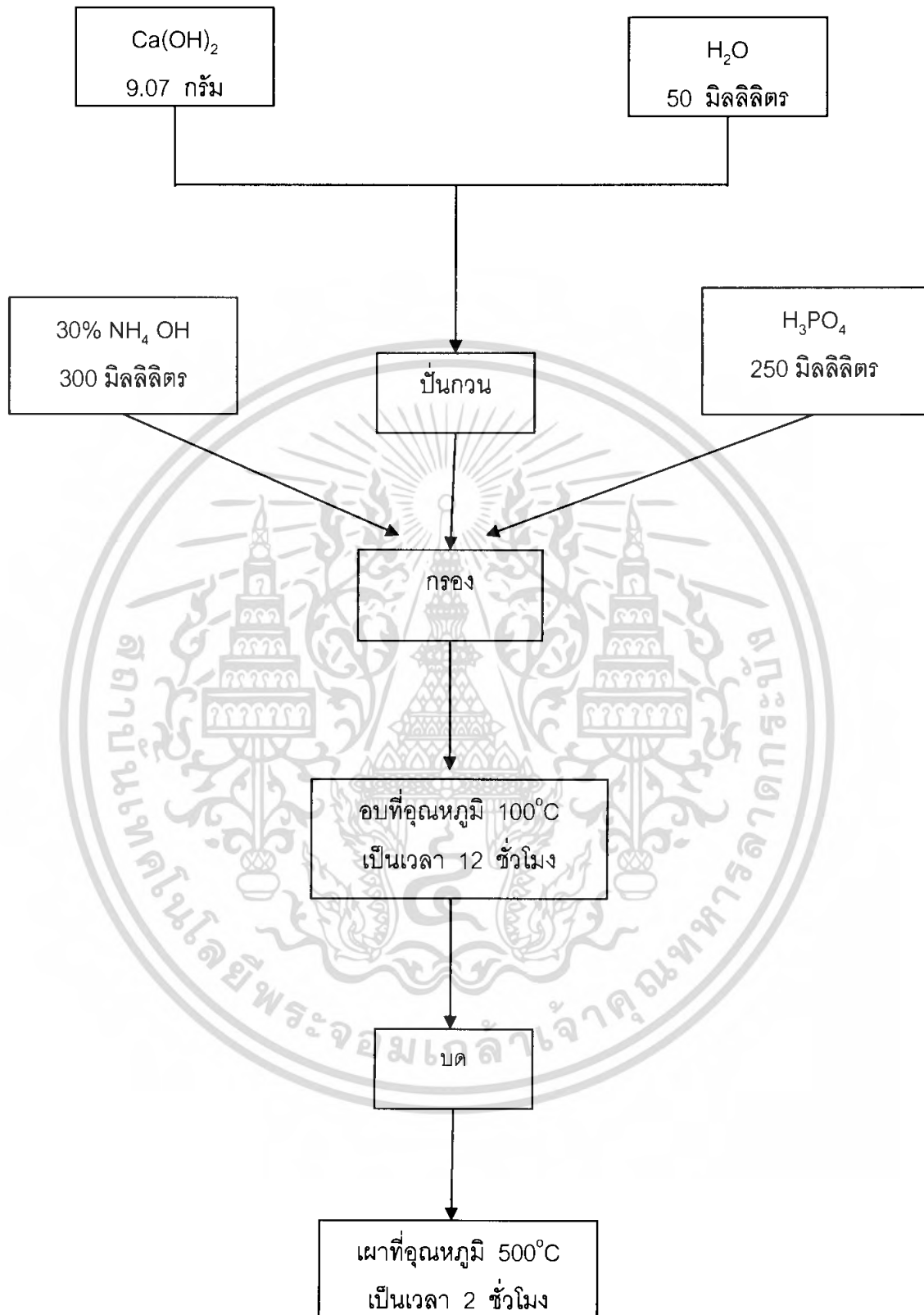
รูปที่ 3.1 ชุดทำปฏิกิริยา ROP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 วิธีการทดลอง

3.3.1 การเตรียมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (HAp)

1. นำแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Ca(OH)_2) มา 9.07 กรัม (ทศนิยม 4 ตำแหน่ง) ใส่ในขวดก้นกลมขนาด 1000 มิลลิลิตร ละลายในน้ำ 50 มิลลิลิตร
2. เตรียมสารละลายกรดฟอสฟอริกเข้มข้น 0.3 M ปริมาตร 250 มิลลิลิตร ใส่ในขวดก้นกลมขนาด 500 มิลลิลิตร แล้วใช้พลาสติกปิดที่ปากบีกเกอร์เพื่อป้องกันไม่ให้สารละลายระเหย และเตรียมสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์เข้มข้น 30% ปริมาตร 300 มิลลิลิตร ใส่ในขวดก้นกลมขนาด 500 มิลลิลิตร พร้อมทั้งใช้พลาสติกปิดที่ปากบีกเกอร์
3. นำขวดก้นกลมที่มีสารละลายแคลเซียมไฮดรอกไซด์และขวดก้นกลมที่มีสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ วางไว้ในอ่างควบคุมอุณหภูมิ โดยตั้งอุณหภูมิไว้ที่ 10°C
4. บ้อนสารละลายกรดฟอสฟอริก 250 มิลลิลิตร และสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ 300 มิลลิลิตร ด้วยอัตราเร็วคงที่ลงในสารแขวนลอยแคลเซียมไฮดรอกไซด์พร้อมบันทึกเวลาตลอดเวลา
5. นำสารละลายไปกรองด้วยชุดกรองลดความดัน ล้างตะกอนด้วยน้ำกลั่น และอบที่อุณหภูมิ 100°C เป็นเวลา 12 ชั่วโมง
6. นำตะกอนที่ได้ไปบดให้ละเอียดแล้วไปเผาที่อุณหภูมิ 500°C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง
7. นำสารที่สังเคราะห์ได้ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคการคายรังสีเอกซ์ (XRF) เพื่อหาองค์ประกอบของสารเคมีที่สังเคราะห์ได้ และเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction, XRD)



รูปที่ 3.2 แผนงานการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอะปาทิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

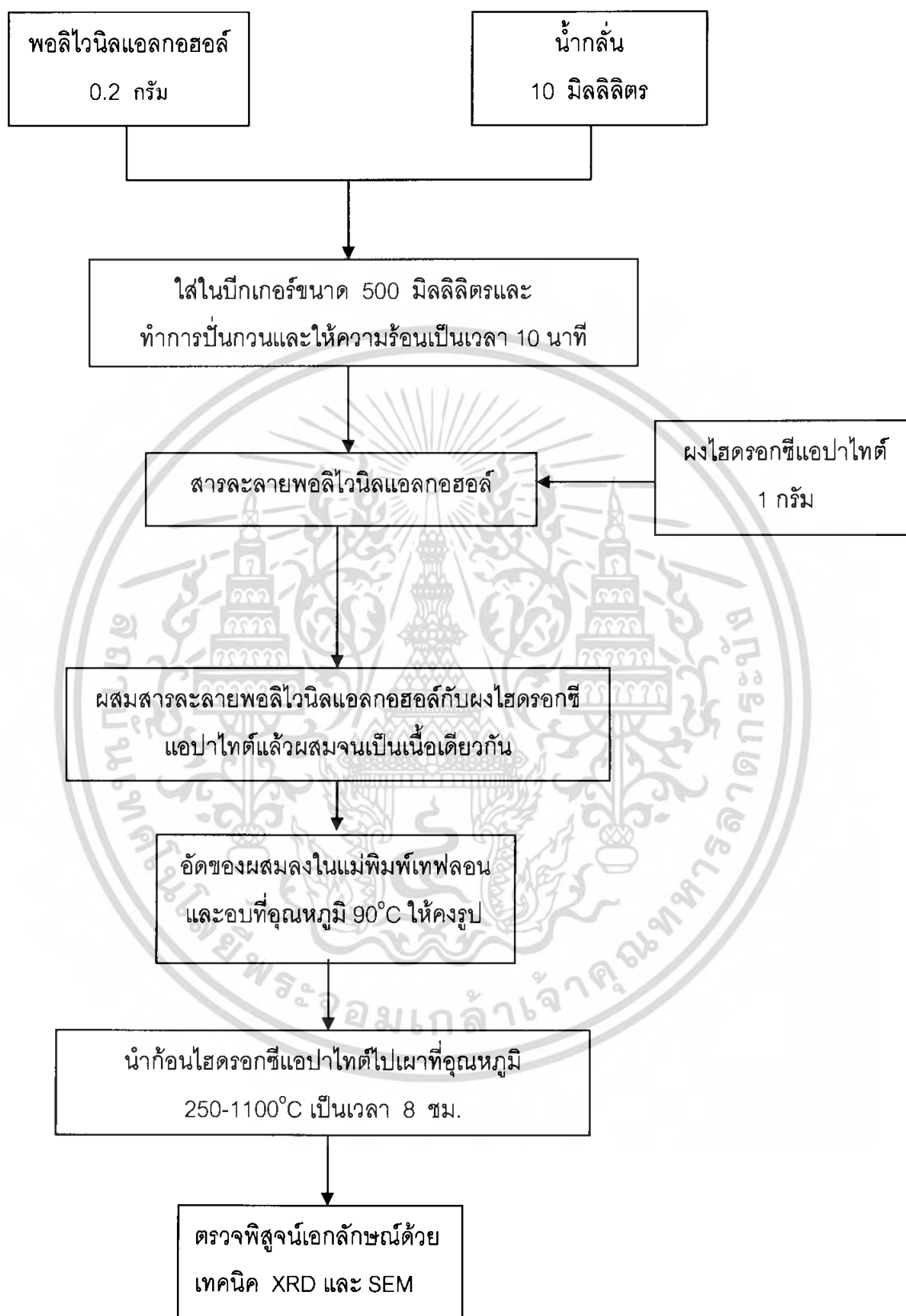
3.3.2 การขึ้นรูปไฮดรอกซีแอสปาทิต (Hydroxyapatite, HAp)

1. ละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (Polyvinylalcohol, PVA) 0.2 กรัม ในน้ำ 10 มิลลิลิตร โดยใช้เครื่องให้ความร้อนช่วยในการละลายเป็นเวลา 10 นาที จนพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ละลายหมด จะได้สารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ที่มีลักษณะเป็นของเหลวหนืด
2. ผสมไฮดรอกซีแอสปาทิต (Hydroxyapatite, HAp) 1 กรัม ลงในสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์
3. นำของผสมที่ได้ไปอัดลงในแม่พิมพ์เทฟลอน (Teflon)
4. นำก้อนไฮดรอกซีแอสปาทิตที่ได้ไปเผาที่อุณหภูมิและระยะเวลาในการเผา ดังแสดงในตารางที่ 3.1
5. นำชิ้นงานที่ได้ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM) และเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)

ตารางที่ 3.1 อุณหภูมิและระยะเวลาในการเผาขึ้นรูป

อุณหภูมิ (°C)	เวลา (นาที)
250	45
450	45
650	45
850	45
1100	300

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



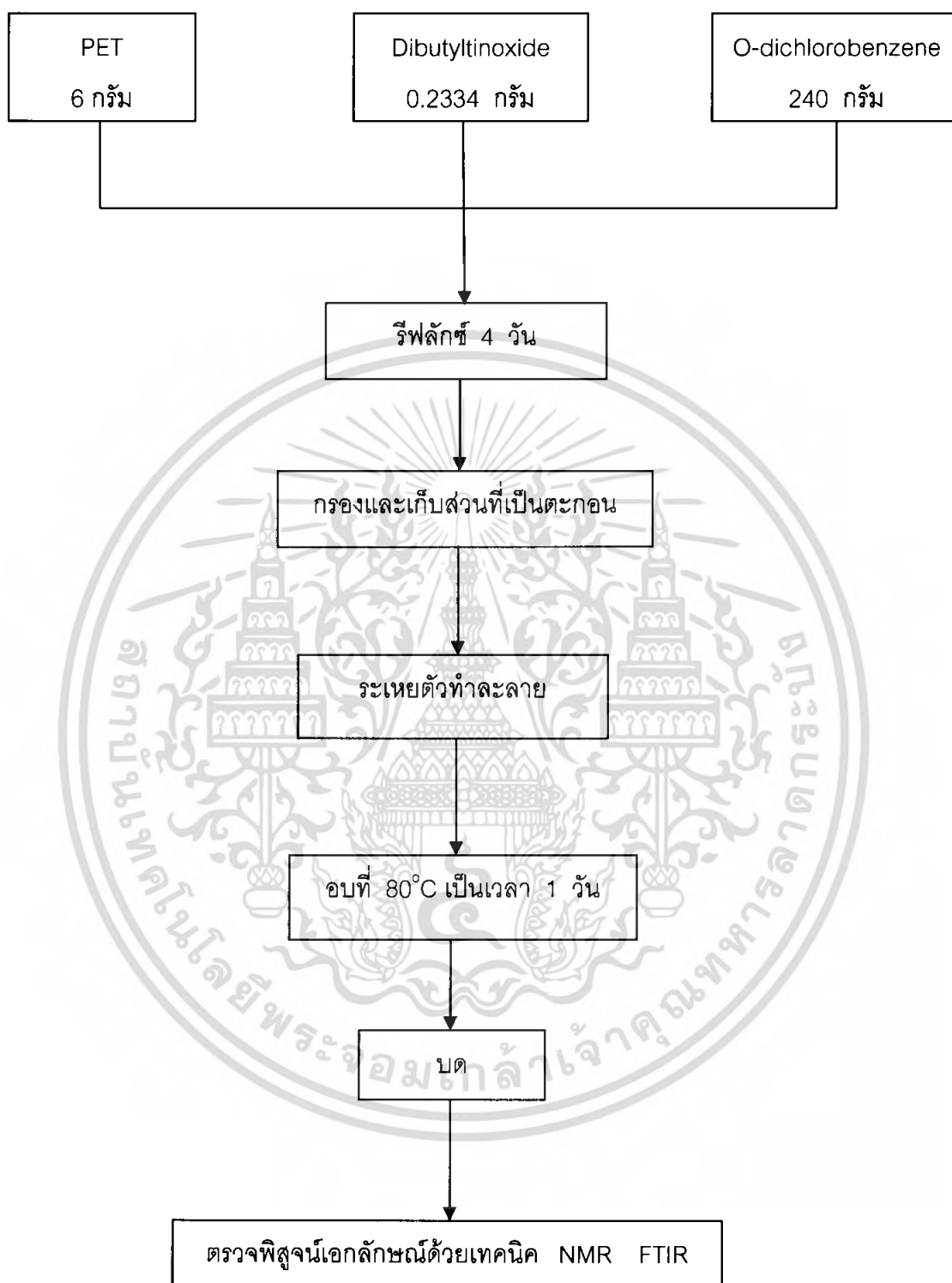
รูปที่ 3.3 แผนงานการขึ้นรูปไฮดรอกซีเอปาทาइट

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 การเตรียมสารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอร์พทาเลต (C-OET)

1. นำขวดพลาสติก PET มาตัดเป็นชิ้นเล็กๆ ปริมาณ 6 กรัม (ทศนิยม 4 ตำแหน่ง) โดบิวทิลทินออกไซด์ 0.2334 กรัม (3% โมลของหน่วยซ้ำพอลิเมอร์) และอโท-ไดคลอโรเบนซีน 240 มิลลิลิตร (อัตราส่วนพอลิเมอร์ต่อตัวทำละลาย 1: 40 กรัม/มิลลิลิตร) ใส่ในขวดก้นกลมขนาด 500 มิลลิลิตร ใส่แท่งแม่เหล็กลงในขวดก้นกลม
2. นำขวดก้นกลมต่อกับคอนเดนเซอร์เพื่อทำการรีฟลักซ์ โดยใช้เครื่องให้ความร้อนแบบหลุมพร้อมทั้งปั่นกวนเป็นเวลา 4 วัน
3. นำสารผสมที่ได้ไปกรองที่อุณหภูมิ 75°C ด้วยชุดกรองลดความดัน และนำสารละลายที่ผ่านการกรองแล้วไปทำการระเหยตัวทำละลายออก ตะกอนที่ได้คือสารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอร์พทาเลต (C-OET) จากนั้นนำตะกอนไปอบที่อุณหภูมิ 80°C เป็นเวลา 1 วัน
4. นำสารที่ได้ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกโตรสโกปี (NMR) เทคนิคอินฟราเรดสเปกโตรโฟโตเมทรี (FT-IR)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

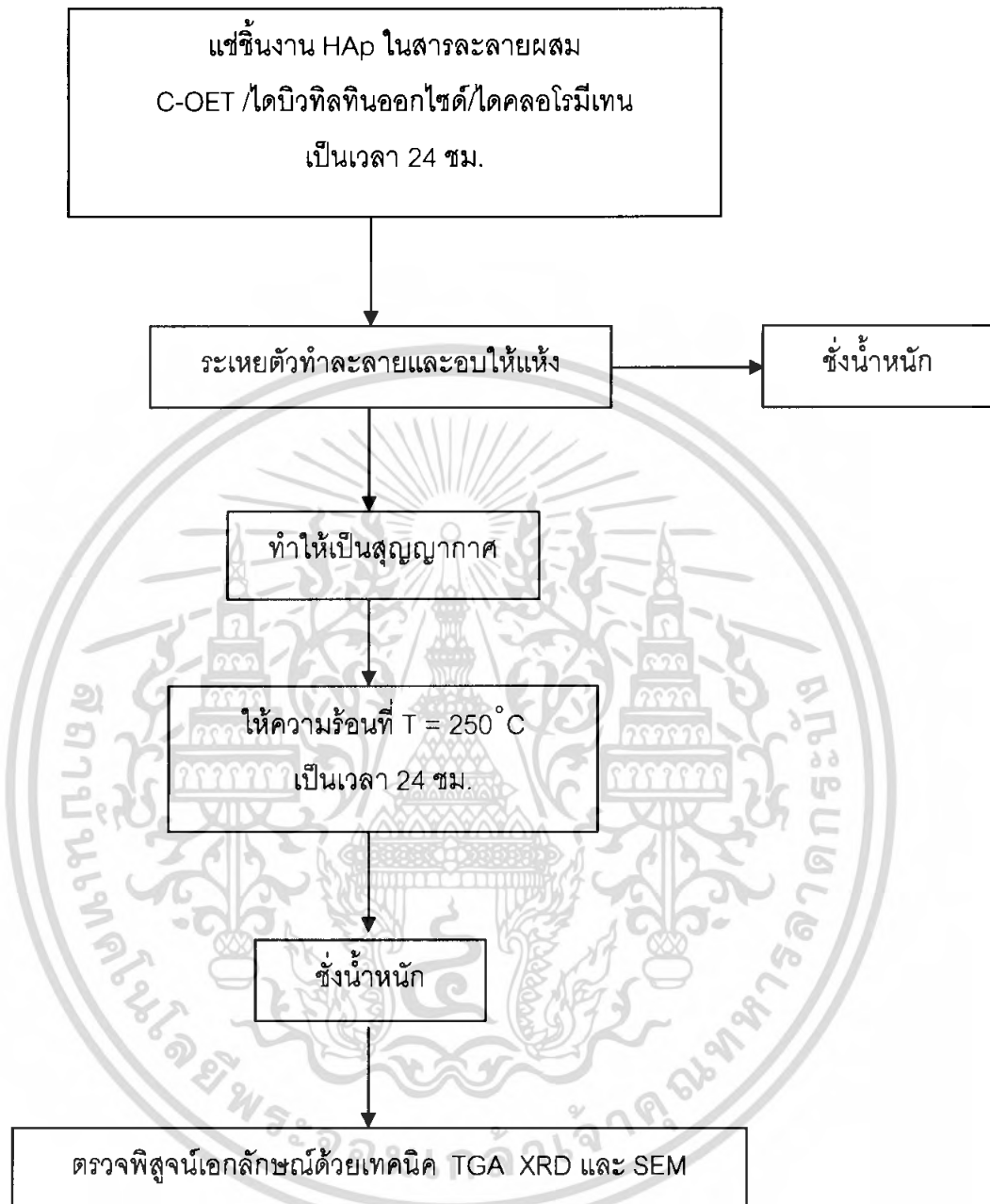


รูปที่ 3.4 แผนงานการสังเคราะห์สารประกอบ C-OET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปพาไทต์กับสารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลต (HAp/PET)

1. ละลายสารประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลต 5 กรัม ด้วยไดคลอโรมีเทน 300 มิลลิลิตร แล้วเติมไดบิวทิลทินออกไซด์ (ปริมาณ 3% โมลของหน่วยซ้ำพอลิเมอร์)
2. นำก้อนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ 250-1100°C เป็นเวลา 8 ชม. (สภาวะที่ใช้มาจากงานวิจัยของ สุภาณี ชนะวงศ์ [24]) แล้วมาแช่ในสารละลายโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลต (ใช้ปริมาณสารละลายประกอบวงโพลิโกเอทิลีนเทอแรพทาเลต 2 มิลลิลิตร ต่อก้อนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ 1 ก้อน) เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
3. ระเหยตัวทำละลายออก โดยให้ความร้อนที่อุณหภูมิประมาณ 250°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และทิ้งให้เย็นที่อุณหภูมิห้อง
4. นำผลิตภัณฑ์ที่ได้ไปอบให้แห้ง แล้วนำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคต่างๆ ดังนี้
 - หาปริมาณพอลิเมอร์ในวัสดุประกอบด้วยเทคนิค Thermogravimetric Analysis (TGA)
 - ศึกษาวัฏภาคที่เป็นผลึกด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)
 - ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของวัสดุประกอบ การกระจายตัวของพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลตบนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM)



รูปที่ 3.5 แผนงานการเตรียมวัสดุประกอบ HAp/PET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.5 การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้โดยการหาความแข็งแรงกด (Compressive Strength)

1. ขัดผิวหน้าของวัสดุประกอบที่เตรียมได้ แล้ววัดขนาดที่แน่นอน
2. ตั้งสภาวะการทดสอบวัสดุประกอบที่เตรียมได้ดังนี้

อัตราเร็วหัวกด 2.5 ± 0.25 mm/min

Load cell 30 kN

3.3.6 การตรวจสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้ในระบบจำลองของร่างกาย

3.3.6.1 การเตรียมสารละลายที่มีองค์ประกอบ ความเข้มข้นของอินทรีย์ไอออน และค่าความเป็น กรด-เบส ใกล้เคียงกับในร่างกายมนุษย์

ตารางที่ 3.2 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลาย Simulated body fluid (SBF)

สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลาย	
1. NaCl	6.547 กรัม
2. NaHCO ₃	2.268 กรัม
3. KCl	0.373 กรัม
4. Na ₂ HPO ₄ · 12H ₂ O	0.178 กรัม
5. MgCl ₂ · 6H ₂ O	0.305 กรัม
6. 1M HCl	40 มิลลิลิตร
7. CaCl ₂ · 2H ₂ O	0.368 กรัม
8. Na ₂ SO ₄	0.071 กรัม
9. (CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6.057 กรัม

โดยมีขั้นตอนการเตรียมสารละลาย ดังนี้

1. จุ่มบีกเกอร์พลาสติกที่บรรจุน้ำกลั่น 700 มิลลิลิตร ในอ่างควบคุมอุณหภูมิ 36.5°C บันทวนด้วยแท่งแม่เหล็ก (Magnetic stirrer)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ค่อยๆ ละลายสารเคมีทีละชนิดในน้ำกลั่นที่เตรียมไว้ ตั้งแต่ชนิดที่ 1 จนถึงชนิดที่ 8 ยกเว้นสารเคมีชนิดที่ 6 จะแบ่งลงไปเพียง 15 มิลลิลิตร พร้อมวัดค่า pH ของสารละลายในระหว่างการผสม (ค่า pH ควรอยู่ประมาณ 1-2)
3. เติมสารชนิดที่ 9 ลงไปที่ละน้อย จนกระทั่งสารละลายมีค่า pH ประมาณ 7.4
4. เติมสารชนิดที่ 6 ที่เหลือลงไปเพื่อปรับ pH เป็น 7.25 ทำเช่นนี้สลับกันจนกระทั่งสารชนิดที่ 9 หมด จะได้สารละลายมีค่า pH เท่ากับ 7.4
5. ปรับปริมาตรสารละลายที่เตรียมได้ให้เป็น 1000 มิลลิลิตรด้วยน้ำกลั่น
6. เก็บสารละลาย SBF ไว้ในตู้เย็นที่อุณหภูมิ 5°C

ตารางที่ 3.3 แสดงความเข้มข้นของอนินทรีย์ไอออนในสารละลาย SBF และ Blood plasma

Ion	Simulated body fluid (mM)	Human plasma (mM)
Na ⁺	142.0	142.0
Cl ⁻	147.8	103.0
HCO ₃ ⁻	4.2	27.0
K ⁺	5.0	5.0
Mg ²⁺	1.5	1.5
Ca ²⁺	2.5	2.5
HPO ₄ ²⁻	1.0	1.0
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5

3.3.6.2 การทดสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต (Composite HAp/PET)

1. นำ Composite HAp/PET ที่สังเคราะห์ได้มาแช่ในสารละลาย SBF ในช่วงเวลาดังแต่ 7, 14, 21 และ 28 วัน โดยควบคุมอุณหภูมิที่ 36.5°C (อุณหภูมิในร่างกายมนุษย์)
2. เมื่อครบกำหนดเวลาที่ต้องตรวจวิเคราะห์แล้ว แยกส่วนของสารละลาย SBF และวัสดุประกอบออกจากกัน
3. ล้างวัสดุประกอบด้วยน้ำกลั่น ทำให้แห้งที่อุณหภูมิห้อง
4. นำวัสดุประกอบไปวิเคราะห์ด้วยเทคนิค SEM และ XRD ส่วนสารละลาย SBF นำไปวัดค่า pH เพื่อดูการเปลี่ยนแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

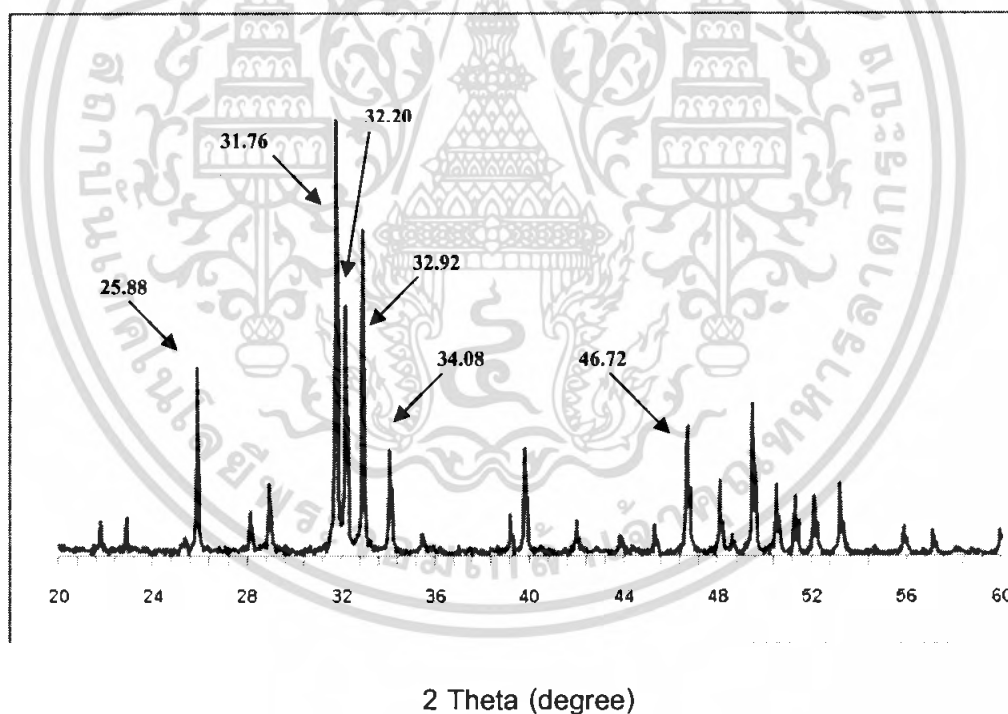
บทที่ 4

ผลการทดลองและการอภิปรายผล

4.1 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของไฮดรอกซีแอปพาไทต์

4.1.1 เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)

เมื่อนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (HAp) ที่สังเคราะห์ได้ไปทำการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD) เพื่อหาวิฤภาคขององค์ประกอบหลัก พบว่าวิฤภาคที่เป็นผลึกประกอบด้วยพิกของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เมื่อทำการเทียบกับไฮดรอกซีแอปพาไทต์อ้างอิง ซึ่งปรากฏพิกสำคัญที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 25.88, 31.76, 32.2, 32.92, 34.08, 39.80, 46.72, และ 49.48 องศา ดังแสดงในรูปที่ 4.1

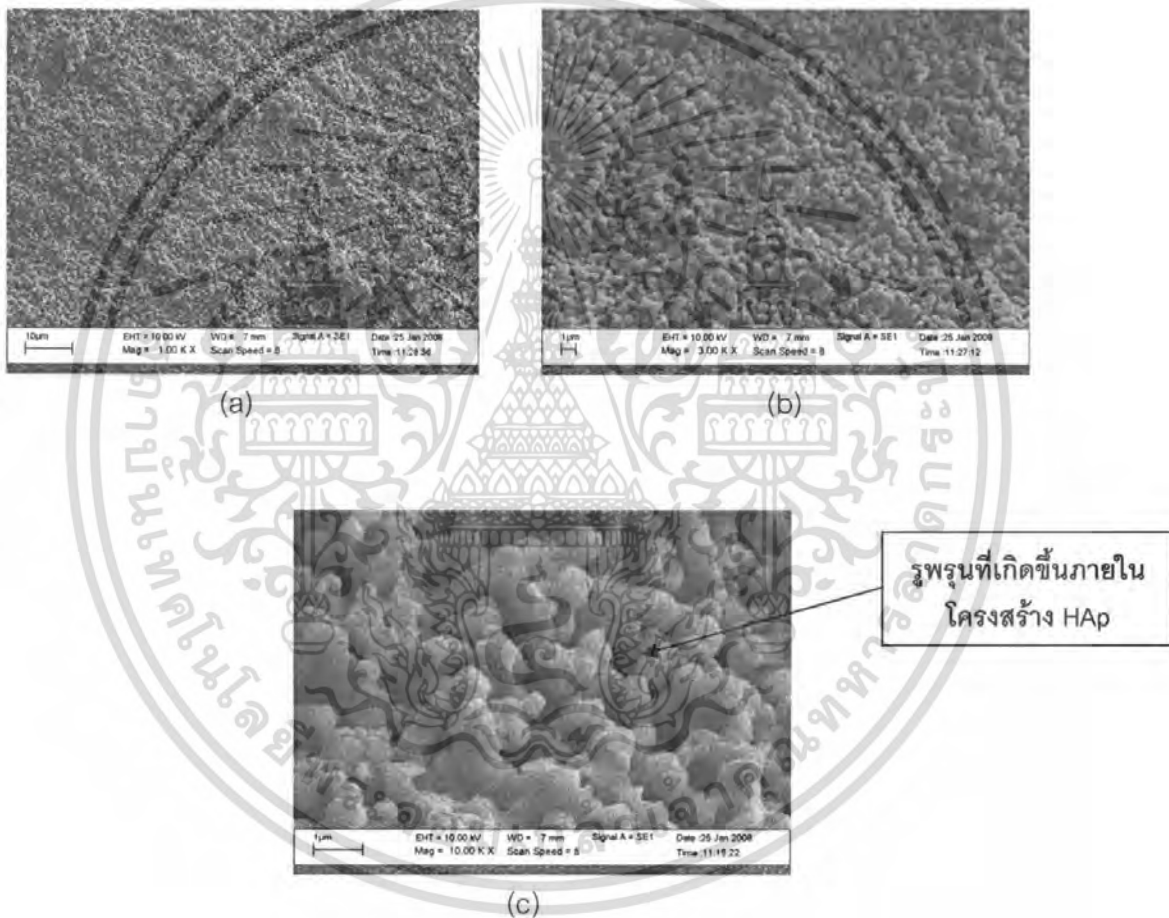


รูปที่ 4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ 1100°C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM)

เมื่อนำไฮดรอกซีแอพาไทต์ (HAp) ผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) ที่ใช้เป็นสารสร้างรูพรุนมาขึ้นรูปเป็นก้อน และเผาที่อุณหภูมิ 1100°C เป็นเวลา 8 ชั่วโมง มาตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM) เพื่อทำการศึกษาคโครงสร้างจุลภาคของก้อน HAp ที่ผ่านการขึ้นรูปและเผาที่อุณหภูมิ 1100°C เป็นเวลา 8 ชั่วโมง พบว่าผลึกของ HAp มีลักษณะเป็นเกรนเหลี่ยมค่อนข้างกลมเชื่อมต่อกัน และมีช่องว่างที่เกิดจากการสลายตัวของ PVA ได้เป็นก้อนที่มีรูพรุน ดังแสดงในรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของก้อน HAp ที่ผ่านกระบวนการขึ้นรูปและเผาที่อุณหภูมิ 1100°C (a) กำลังขยาย 1000 เท่า (b) กำลังขยาย 3000 เท่า และ (c) กำลังขยาย 10000 เท่า

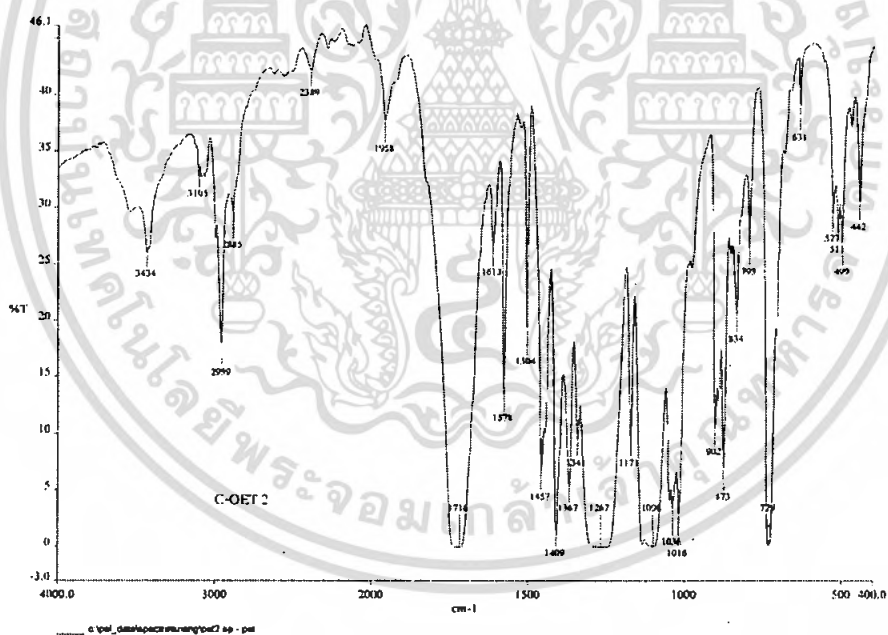
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของสารประกอบวงโอลิโกเอทิลีนเทอร์พทาเลต

4.2.1 เทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโกปี (FT-IR)

จากการสังเคราะห์สารประกอบวงโอลิโกเอทิลีนเทอร์พทาเลต (C-OET) ด้วยปฏิกิริยาการดีพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง ซึ่งได้จากขวดน้ำพลาสติก PET โดยการทำการรีฟลักซ์แล้ว จะนำสารผลิตภัณฑ์ที่ได้ ซึ่งอยู่ในสถานะของเหลวที่มีสีเหลืองอมน้ำตาลนำไประเหยตัวทำละลายออก ทำให้ได้สารผลิตภัณฑ์ที่มีลักษณะเป็นของแข็งสีเหลืองอ่อน เมื่อนำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค FT-IR ได้ผลการทดลอง ดังนี้

ที่ตำแหน่ง	$\nu = 2959 \text{ cm}^{-1}$	แสดงถึง sat. C-H stretching
	$\nu = 2389 \text{ cm}^{-1}$	เกิด overtone ของวงอะโรมาติก
	$\nu = 1716 \text{ cm}^{-1}$	แสดงถึง C=O ของ carbonyl
	$\nu = 1267, 1098 \text{ cm}^{-1}$	แสดงถึง C-O-C ester
	$\nu = 902, 729 \text{ cm}^{-1}$	แสดงถึง (C-H, Aromatic)



รูปที่ 4.3 สเปกตรัม FT-IR ของ C-OET ที่สังเคราะห์ด้วยปฏิกิริยาดีพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง

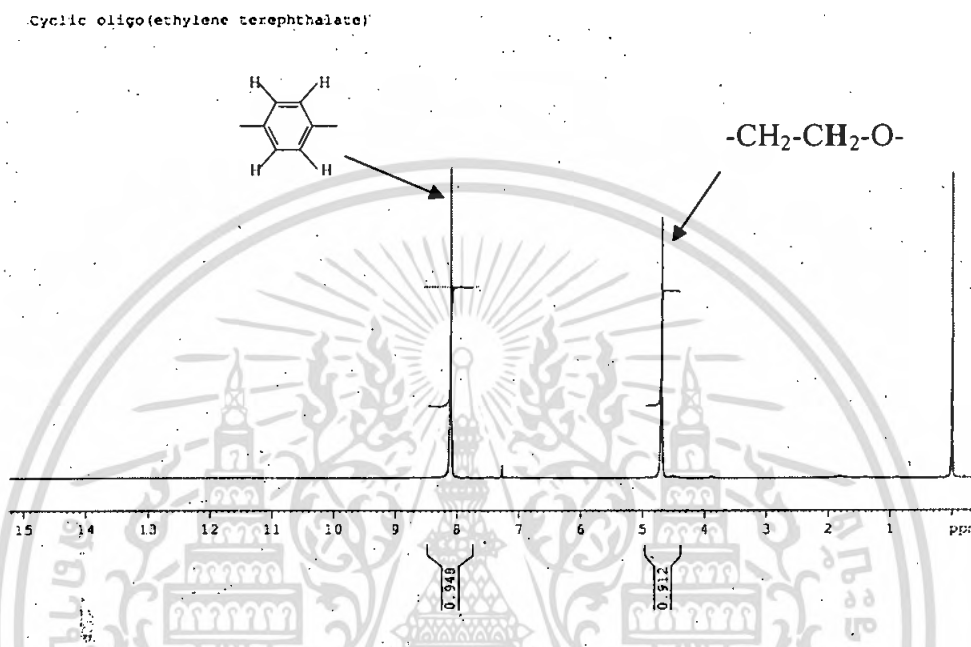
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 เทคนิคนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกโทรสโกปี (NMR)

จากผลการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค $^1\text{H-NMR}$ ของ C-OET พบสัญญาณหลักที่ตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ตำแหน่ง $\delta = 4.7$ ppm (4H, s, $\text{CH}_2\text{-CH}_2\text{-O}$)

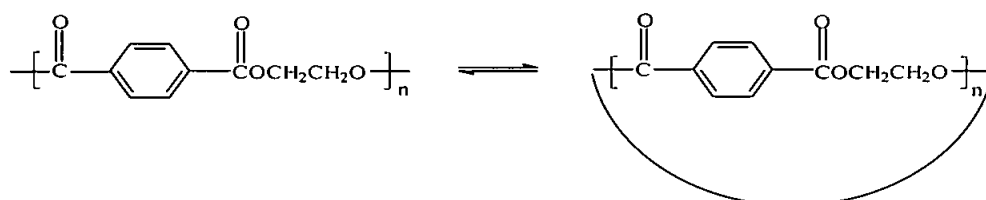
ตำแหน่ง $\delta = 8.1$ ppm (4H, s, aromatic)



รูปที่ 4.4 สเปกตรัม $^1\text{H-NMR}$ ของ C-OET ที่สังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบควบแน่น

จากสเปกตรัมพบสัญญาณที่ตำแหน่ง chemical shift (δ) = 4.7 ppm และมี Multiplicity (J) ที่เป็นแบบ singlet ซึ่งเป็นตำแหน่งโปรตรอน (H) ของ $\text{-CH}_2\text{-CH}_2\text{-O-}$ และที่ตำแหน่ง $\delta = 8.1$ ppm ซึ่งมี J ที่เป็นแบบ singlet นั้นจะเป็นสเปกตรัมของโปรตรอนในวงอะโรมาติก

จากสเปกตรัมจะไม่พบสัญญาณของหมู่ปลายสายโซ่ที่ตำแหน่ง $\delta = 4.1$ และ 4.2 ppm และจากเทคนิค FT-IR ไม่พบพีกของหมู่ OH ดังนั้นแสดงว่าพอลิเอทิลีนเทอเรฟทาเลตเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง โดยเปลี่ยนจากสายโซ่ตรงเป็นสารประกอบวง C-OET ซึ่งโครงสร้างของพอลิเมอร์ที่เกิดขึ้นจะเป็นวงปิดดังแสดงในปฏิกิริยาด้านล่าง

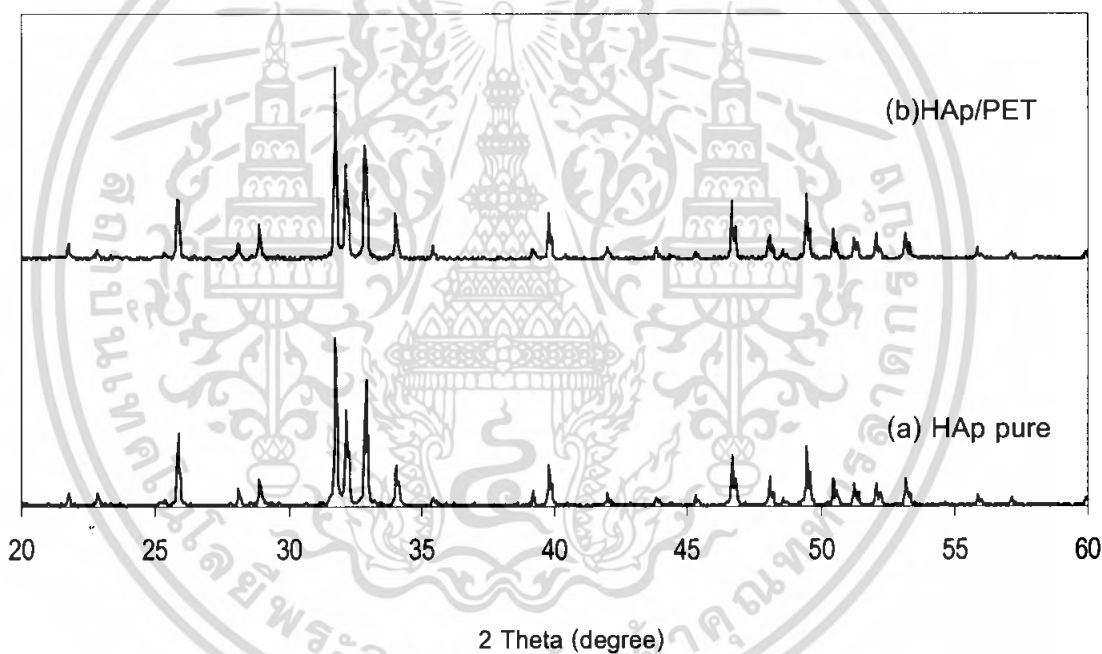


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอพาไทต์กับพอลิเอทิลีน เทอเรฟทาเลต

4.3.1 เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction, XRD)

เมื่อนำวัสดุประกอบที่เตรียมได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของ C-OET ภายในอุณหภูมิในการทำปฏิกิริยา 250°C ภายใต้สภาวะสุญญากาศ จากการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค XRD ปรากฏพีกสำคัญที่ตำแหน่ง 2θ อยู่ในช่วง $30\text{--}35$ องศา ซึ่งเป็นวัฏภาคองค์ประกอบหลักของ HAp ดังแสดงในรูปที่ 4.5 ซึ่งจะสังเกตเห็นได้ว่าวัสดุประกอบ HAp/PET ยังคงมีรูปแบบพีกที่คล้ายกับ HAp บริสุทธิ์ แต่จะไม่พบพีกที่แสดงความผลึกของ PET สันนิษฐานได้ว่าอาจเนื่องมาจาก PET เป็นพอลิเมอร์กึ่งผลึก

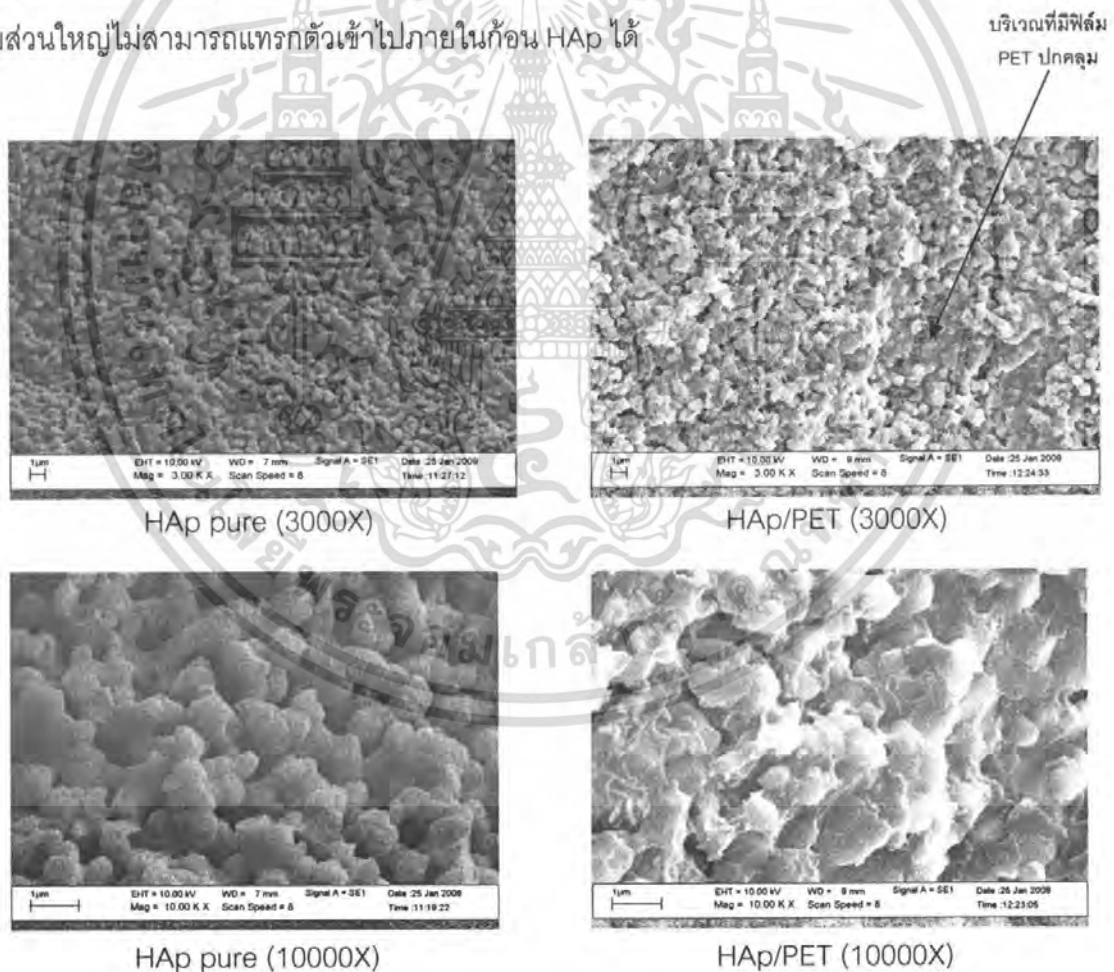


รูปที่ 4.5 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของ (a) ไฮดรอกซีแอพาไทต์บริสุทธิ์ (HAp pure) และ (b) วัสดุประกอบ HAp/PET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope, SEM)

เมื่อนำก้อนวัสดุประกอบมาตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค SEM พบว่าลักษณะโครงสร้างจุลภาคของวัสดุประกอบ HAp/PET จะมีลักษณะเป็นเกรนเหลี่ยมค่อนข้างกลมเกาะรวมกันอยู่ และมีฟิล์มพอลิเมอร์บางๆ ปกคลุมอยู่ที่พื้นผิวภายในและพื้นผิวภายนอกช่องว่างระหว่างรูพรุนของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ ทำให้เห็นขอบเกรนของผลึก HAp ไม่ชัดเจน จากรูปที่ 4.6 เป็นลักษณะโครงสร้างจุลภาคของวัสดุประกอบ HAp/PET และที่กำลังขยาย 10000 เท่า จะเห็นชัดเจนว่ามีฟิล์ม PET ปกคลุมอยู่ภายในรูพรุนของวัสดุประกอบ แต่ลักษณะการกระจายตัวของ PET ไม่สม่ำเสมอ คือ บางบริเวณจะมี PET แทรกตัวอยู่และบางบริเวณไม่พบ PET เลย ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากสารประกอบวงโพลิเอทิลีนเทอเรพทาเลตและไดบิวทิลทินออกไซด์ที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยามีความสามารถในการละลายต่ำ ทำให้ของผสมที่ได้มีลักษณะเป็นสารแขวนลอย ดังนั้นเมื่อนำก้อน HAp บริสุทธิ์ไปแช่ในหลอดทดลองที่มีของผสมนี้ ส่งผลให้ของผสมโดยส่วนใหญ่ไม่สามารถแทรกตัวเข้าไปภายในก้อน HAp ได้



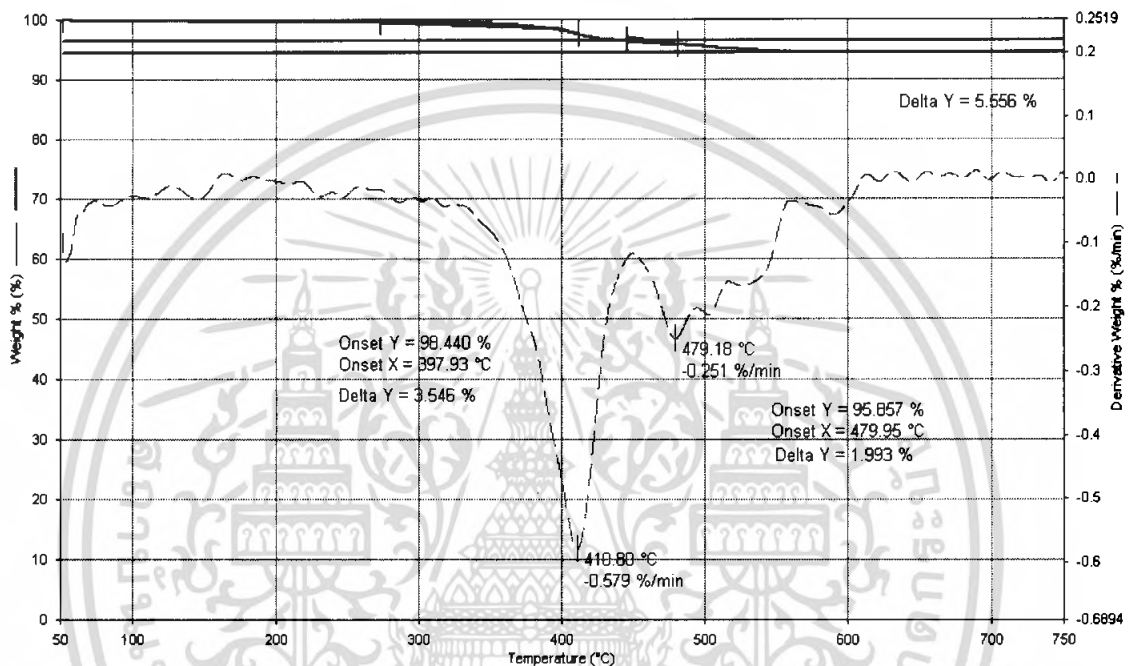
รูปที่ 4.6 โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวไฮดรอกซีแอปพาไทต์บริสุทธิ์และวัสดุประกอบ HAp/PET ที่กำลังขยาย 3000 เท่า และ 10000 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 การตรวจวิเคราะห์ปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ

4.3.3.1 เทคนิค (Thermogravimetric Analysis, TGA)

เมื่อนำวัสดุประกอบ HAp/PET ที่เกิดปฏิกิริยา ROP มาทำการตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิค TGA เพื่อหาปริมาณ PET ที่แทรกตัวเข้าไปอยู่ภายในโครงสร้างของก้อนวัสดุประกอบซึ่งสามารถหาอุณหภูมิเริ่มการสลายตัวและอุณหภูมิที่เกิดการสลายตัวสมบูรณ์ได้ แสดงผลการทดลองดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 เทอร์โมแกรมของเทคนิค TGA ของ PET ที่อยู่ในวัสดุประกอบ HAp/PET

จากรูปที่ 4.7 เป็นเทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบ HAp/PET แสดงการสลายตัว (Decomposition) ของ PET ที่แทรกตัวอยู่ในโครงสร้าง ซึ่ง PET เป็นสารอินทรีย์ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นธาตุคาร์บอน ถ้าเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้นเรื่อยๆ ภายใต้อากาศออกซิเจนพบว่าที่อุณหภูมิ 280°C เป็นอุณหภูมิที่พอลิเมอร์เริ่มสลายตัว และที่อุณหภูมิ 550°C เป็นอุณหภูมิที่พอลิเมอร์เกิดการสลายตัวอย่างสมบูรณ์ ดังนั้นอุณหภูมิในการสลายตัวของ PET จึงอยู่ในช่วง 280-550°C และพบว่าวัสดุประกอบเกิดการสลายตัว 5.6% โดยน้ำหนัก ซึ่งสรุปได้ว่าปริมาณ PET ที่อยู่ในโครงสร้างของวัสดุประกอบ มีค่าเท่ากับ 5.6% โดยน้ำหนักด้วย

4.3.3.2 การชั่งน้ำหนัก

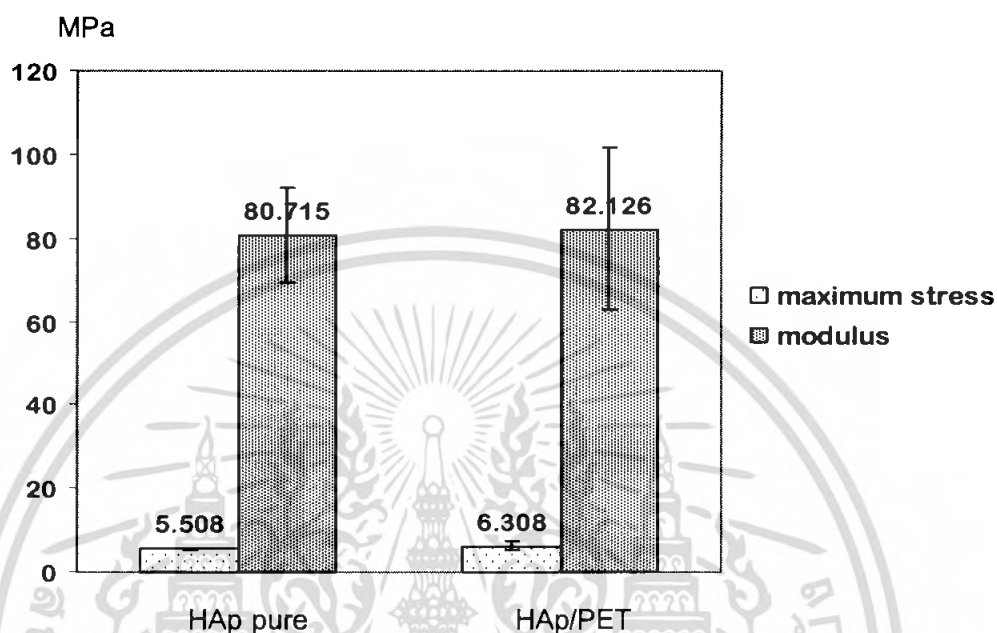
การหาปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ HAp/PET โดยนำก้อนวัสดุประกอบที่เกิดจากปฏิกิริยา ROP มาทำการชั่งน้ำหนัก พบว่าน้ำหนักของก้อนวัสดุประกอบเพิ่มขึ้น 4.6% โดยน้ำหนักเมื่อเทียบกับก้อน HAp บริสุทธิ์ จึงสันนิษฐานได้ว่าน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นเป็นน้ำหนักของ PET ที่เกิดจากการแทรกตัวเข้าไปอยู่ภายในรูพรุนของก้อน HAp ซึ่งค่าที่ได้มีค่าไม่มากนัก สันนิษฐานว่าขนาดรูพรุนของก้อน HAp มีขนาดไม่สม่ำเสมอและจากการที่ C-OET ละลายได้ไม่ดีในไดคลอโรมีเทน เมื่อทำการแช่ก้อน HAp ในสารละลาย C-OET จึงทำให้เกิดการอุดตันของ C-OET ที่บริเวณผิวหน้าของก้อน HAp ดังนั้นเมื่อทำปฏิกิริยา ROP แล้วนำไปชั่งน้ำหนักพบว่ามีปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ HAp/PET น้อย

เมื่อทำการเปรียบเทียบปริมาณ PET ระหว่างเทคนิค TGA กับการชั่งน้ำหนัก พบว่ามีปริมาณใกล้เคียงกัน ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบปริมาณ PET ที่อยู่ในวัสดุประกอบ HAp/PET

ปริมาณ PET ในวัสดุประกอบ (%โดยน้ำหนัก)	
TGA	ชั่งน้ำหนัก
5.6	4.6

4.3.4 การทดสอบความแข็งแรงกด (Compressive Strength) ของวัสดุประกอบ HAp/PET
ค่าความแข็งแรงกดของก้อน HAp แบบมีรูพรุนเมื่อเทียบกับวัสดุประกอบ HAp/PET ที่
ขึ้นรูปด้วยการกดอัด แสดงดังรูปที่ 4.8



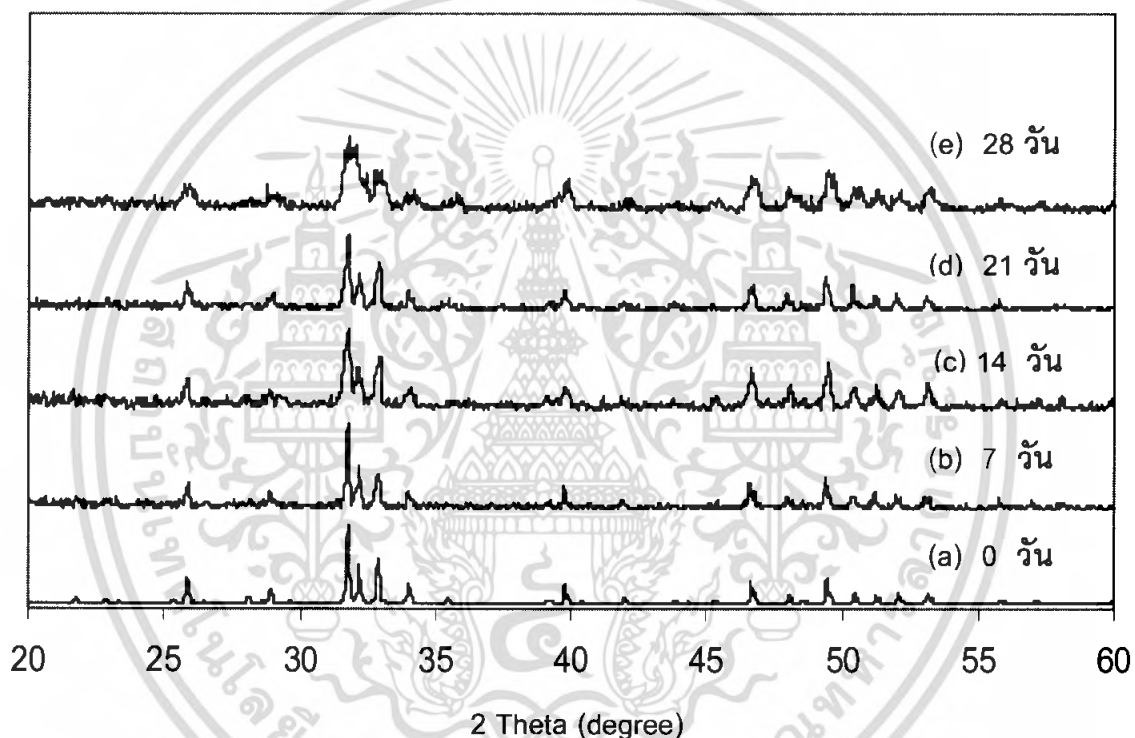
รูปที่ 4.8 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า maximum stress และ modulus ระหว่าง HAp บริสุทธิ์
และวัสดุประกอบ HAp/PET

จากรูปที่ 4.8 พบว่าค่าความแข็งแรงกดและค่ามอดุลัสของวัสดุประกอบใกล้เคียงกับก้อน HAp โดยมีค่าสูงกว่าเล็กน้อย เนื่องจาก C-OET ละลายได้ไม่ดีในไดคัลโอรามีเทน ดังนั้นเมื่อทำการ
แช่ก้อน HAp ในสารละลาย C-OET จึงทำให้เกิดการหลุดตันของ C-OET ที่บริเวณผิวของก้อน HAp ดังนั้นเมื่อทำปฏิกิริยา ROP จึงทำให้มีปริมาณ PET ที่ทำหน้าที่ในการดูดซับแรงกระทำ
ภายนอกในวัสดุประกอบ HAp/PET มีน้อย ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงกดและมอดุลัสมีค่าไม่
เปลี่ยนแปลงมากนัก

4.4 การทดสอบความว่องไวทางชีวภาพ (Bioactive) ของวัสดุประกอบ HAp/PET

เมื่อทำการสังเคราะห์วัสดุประกอบ HAp/PET แล้วก็นำชิ้นงานที่ได้มาทดสอบความว่องไวทางชีวภาพ โดยทดสอบภายนอกร่างกายด้วยการนำชิ้นงานไปแช่ในสารละลาย Simulated body fluid (SBF) ที่อุณหภูมิ 36.5°C เป็นเวลา 7, 14, 21 และ 28 วัน ตามลำดับ

หลังจากแช่วัสดุประกอบ HAp/PET ในสารละลาย SBF เป็นเวลา 7, 14, 21 และ 28 วัน ตามลำดับ แล้วนำวัสดุประกอบ HAp/PET มาทำการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค XRD เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของวิฤภาคที่เป็นผลึกบนพื้นผิวของวัสดุประกอบที่มีระยะเวลาการแช่ในสารละลาย SBF แตกต่างกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.9

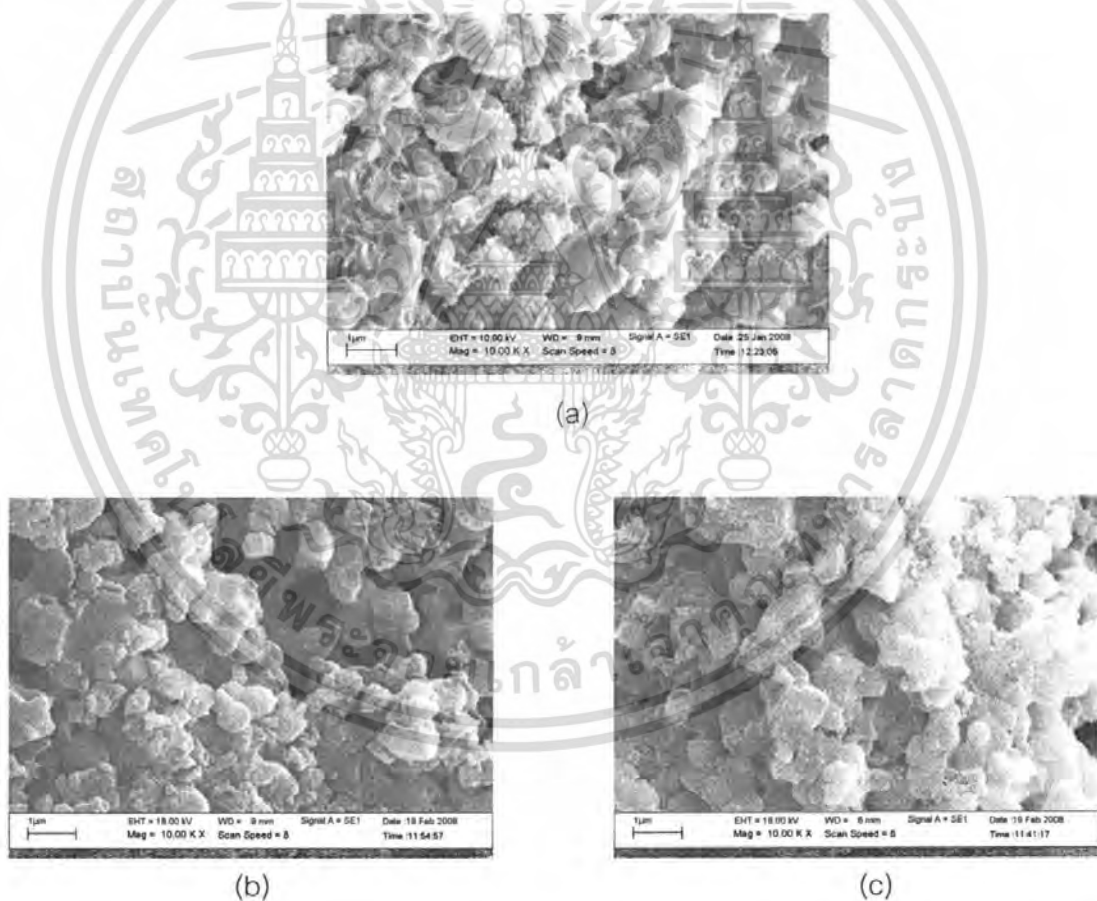


รูปที่ 4.9 ลักษณะการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ของ (a) วัสดุประกอบ HAp/PET ก่อนการแช่สารละลาย SBF และวัสดุประกอบ HAp/PET หลังการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลาดังนี้ (b) 7 วัน (c) 14 วัน (d) 21 วัน (e) 28 วัน

จากรูปที่ 4.9 พบว่ารูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของวัสดุประกอบหลังแช่ในสารละลาย SBF เป็นระยะเวลาที่ต่างกัน คือ หลังจากแช่เป็นเวลา 7 วัน จะสังเกตเห็นได้ว่าค่า Intensity ของพีกลดลง และการแยกของพีก (Peak Resolution) มีความชัดเจนน้อยลง แต่พีกที่พบยังคงเป็นตำแหน่งเดียวกับไฮดรอกซีแอปพาไทต์ คือ ตำแหน่ง 2 θ อยู่ในช่วง 30-35 องศา ซึ่งเท่ากับ 31.78, 32.16 และ 32.88 องศาซึ่งพีกหลักทั้ง 3 พีกนี้จะมีลักษณะฐานกว้างขึ้นอีกด้วย และเมื่อวัสดุเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

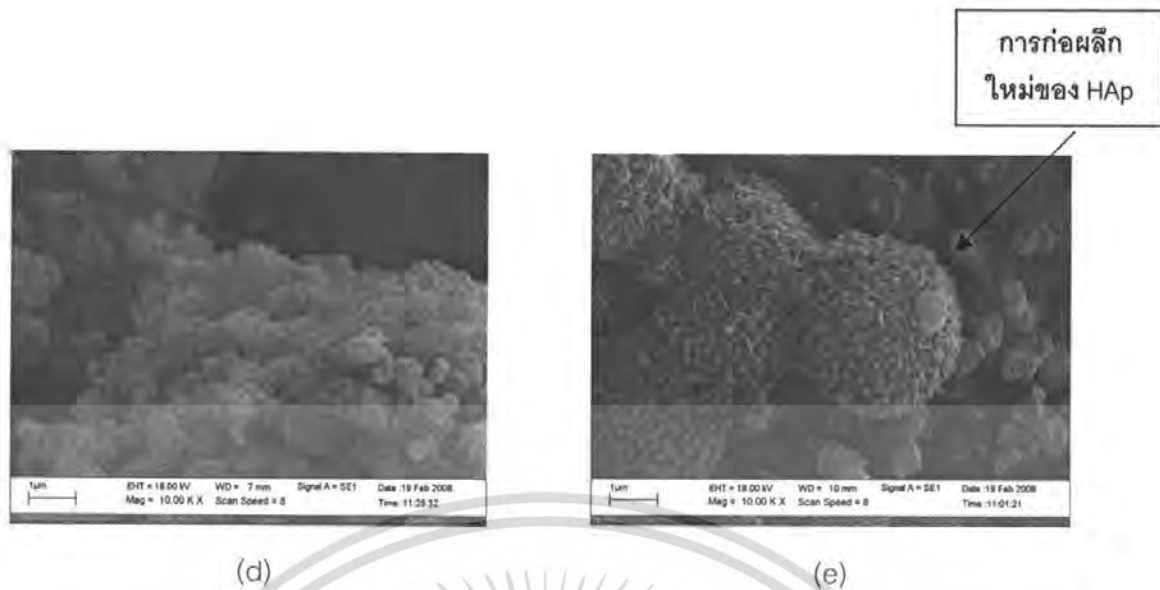
ประกอบถูกแช่ในสารละลาย SBF เป็นระยะเวลามากขึ้น คือ 14, 21 และ 28 วัน ก็จะเห็นชัดเจนว่าเมื่อระยะเวลาในการแช่มากขึ้นความเป็นผลึกเดิมของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ลดลง สังเกตได้จากค่า Intensity ที่ค่อยๆ ลดลง และการแยกของพีคก็จะมีน้อย ดังนั้นลักษณะของพีคโดยรวมของวัสดุประกอบ HAp/PET หลังจากที่ถูกแช่ในสารละลาย SBF คือ ลักษณะของพีคที่ได้จะมีฐานกว้างกว่าพีคของไฮดรอกซีแอปพาไทต์บริสุทธิ์ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากผลึกของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ได้จากการก่อผลึกใหม่มีขนาดเล็กในระดับนาโน ทำให้เกิดการเหลื่อมของพีค ดังนั้นลักษณะพีคที่ได้จากการก่อผลึกใหม่จึงแตกต่างจากพีคของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่เกิดจากการแคลไซน์ 1100°C

จากนั้นสามารถตรวจสอบว่าวัสดุประกอบ HAp/PET ที่สังเคราะห์ได้มีความว่องไวทางชีวภาพ โดยจะนำวัสดุประกอบหลังจากที่แช่ในสารละลาย SBF เป็นเวลาต่างกัน (7, 14, 21 และ 28 วัน) มาตรวจลักษณะทางกายภาพด้วยเทคนิค SEM ซึ่งจะได้ผลการตรวจวิเคราะห์ ดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 ภาพตัดขวางแสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของผิววัสดุประกอบที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา ดังนี้ (a) 0 วัน (b) 7 วัน (c) 14 วัน (d) 21 วัน และ (e) 28 วัน ที่กำลัง ขยาย 10000 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 (ต่อ)

จากรูปที่ 4.10 แสดงการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค SEM ของวัสดุประกอบก่อนและหลังการแช่สารละลาย SBF พบว่าโครงสร้างจุลภาคบนพื้นผิววัสดุประกอบก่อนแช่ในสารละลาย SBF จะมีเกรนของไฮดรอกซีแอพาไทต์ ซึ่งถูกปกคลุมด้วยฟิล์มบางของ PET และหลังจากแช่ในสารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 7-21 วัน จะไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงที่ชัดเจน แต่เมื่อเพิ่มระยะเวลาในการแช่เป็น 28 วัน จะเห็นเป็นผลึกขนาดเล็กเกิดขึ้นปกคลุมบริเวณพื้นผิวของวัสดุประกอบ โดยมีลักษณะคล้ายปะการัง ซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะของผลึกไฮดรอกซีแอพาไทต์ที่เกิดจากการก่อผลึกใหม่ การก่อผลึกใหม่ของไฮดรอกซีแอพาไทต์เกิดเนื่องจากการแช่วัสดุประกอบในสารละลาย SBF ที่มีค่า pH = 7.5 ซึ่งเป็นสภาวะที่ทำให้เกิดการละลายของ Ca^{2+} จาก HAp ส่งผลให้ค่า pH ของระบบเพิ่มขึ้น และเมื่อค่า pH เพิ่มขึ้นจนถึงระดับหนึ่ง ซึ่งเป็นสภาวะที่เหมาะสมสำหรับการตกผลึกของไฮดรอกซีแอพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุประกอบ และการตกผลึกใหม่จะทำให้ปริมาณ Ca^{2+} และ OH⁻ ในสารละลายลดลง จึงส่งผลให้ค่า pH ของสารละลายลดลงเล็กน้อย ดังแสดงในภาคผนวก ญ (ตาราง ญ -1)

จากผลการตรวจวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าวัสดุประกอบ HAp/PET ที่สังเคราะห์ได้มีความว่องไวทางชีวภาพ และสามารถนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ได้เพราะสามารถเป็นตัวเหนี่ยวนำที่จะทำให้เกิดการตกผลึกใหม่ได้ ดังนั้นเมื่อวัสดุประกอบนี้เข้าไปอยู่ภายในร่างกายมนุษย์ ทำให้มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ส่งผลให้เกิดการเชื่อมต่อกันระหว่างวัสดุประกอบกับกระดูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

จากงานวิจัยนี้สามารถสังเคราะห์ไฮดรอกซีเอปาทาไทต์โดยวิธีการตกตะกอนร่วมทางเคมี และนำมาเตรียมเป็นก้อนเซรามิกส์ที่มีรูพรุนได้ชิ้นงานที่มีความหนาแน่นเฉลี่ย 1.453 g/cm^3 ซึ่งมีค่าความแข็งแรงกดเฉลี่ย $5.5 \pm 0.4 \text{ MPa}$ และค่ามอดูลัสความแข็งแรงกดเฉลี่ย $80.7 \pm 11.5 \text{ MPa}$

สารประกอบ C-OET ที่สังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของ PET จะมีลักษณะเป็นผงละเอียดสีเหลืองอมน้ำตาล และเมื่อนำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค FT-IR และ NMR พบว่าสารประกอบที่ได้เกิดการเปิดวง

วัสดุประกอบ HAp/PET สังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวงของ C-OET ภายในรูพรุนของก้อน HAp ที่สภาวะอุณหภูมิ 250°C เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง ได้เป็นวัสดุประกอบที่มีปริมาณ PET เท่ากับ 5.6% โดยน้ำหนัก และอุณหภูมิการสลายตัวของ PET อยู่ในช่วง $280\text{--}550^\circ\text{C}$ และมีค่าความแข็งแรงกดเท่ากับ 82.1 MPa ซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้นจากก้อน HAp บริสุทธิ์เล็กน้อย หลังจากนั้นทดสอบความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบโดยนำไปแช่ในสารละลาย SBF พบว่ามีการตกผลึกใหม่ของ HAp บนพื้นผิวของวัสดุประกอบซึ่งมีลักษณะคล้ายกับปะการัง ดังนั้นสรุปได้ว่าวัสดุประกอบ HAp/PET มีความว่องไวทางชีวภาพ

ข้อเสนอแนะ

1. ศึกษาตัวทำละลายที่เหมาะสมสำหรับพอลิเอทิลีนเทอเรฟทาเลตเพื่อให้อาจมีความสามารถในการละลายเพิ่มขึ้น จะส่งผลให้พอลิเอทิลีนเทอเรฟทาเลตแทรกตัวเข้าไปภายในรูพรุนได้มากขึ้น
2. ศึกษาระยะเวลาที่เหมาะสมที่ทำให้เกิดผลึกระดับนาโนบนพื้นผิวของวัสดุประกอบ
3. การทดสอบความว่องไวทางชีวภาพอาจใช้ระบบที่มีการไหลของสารละลาย SBF อย่างต่อเนื่อง เพื่อทำให้มีสภาวะทดสอบคล้ายกับสภาวะภายในร่างกายมนุษย์ ที่มีการหมุนเวียนเลือดอยู่ตลอดเวลาส่งผลให้การทดลองมีความถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

- [1] B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, J.E. Lemons. 1996, *Biomaterials science : an introduction to material in medicine*, Sandiego California, USA.
- [2] P.B. John, 1979, *Biomaterials An Introduction*, New York, plenum Press.
- [3] ปุณณมา ศิริพันธ์โนน เอกสารประกอบการสอนวิชาวัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียม ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [4] M. Wang and W. Bonfield. "Chemically coupled hydroxyapatite - polyethylene composite: Structure and properties." *Biomaterials*. 2001(22): 1311-1320
- [5] H. Aoki. 1994. *Medical Application of hydroxyapatite*. Tokyo: Ishiyaky Euro America.
- [6] ศูนย์เทคโนโลยีและวัสดุแห่งชาติ. 2002. ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (hydroxyapatite) วัสดุทดแทนกระดูก. [Online]. Available: http://www.magnet.mtec.or.th/th/news/cool_stuff/cool2.html
- [7] L.L. Hench and J. Wilson, *An introduction to bioceramics*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore, 1993
- [8] ชาวเรศ มะลิเมศ และปิยะวิทย์ รัตนฤทธินนท์. 2544. "การสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปพาไทต์เพื่อประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์" โครงการพิเศษปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [9] D.R. Buddy, S.H. Allan, J.S. Frederick and E.L. Jack 1996. *Biomaterials science: An Introduction to Meterials in Medicine*. : Academic Press.
- [10] A. Ulrich, 1993, *Introduction to Industrial Polymer 2nd*, Hanser Publisher, Germany
- [11] Parker, S.P., 1993, *Encyclopedia of Chemistry Vol.3*, McGrew-Hill, USA.
- [12] P. Stevens, 1990, In *Polymer Chemistry*, Oxford University, New York.
- [13] M.B. Smith. 1994. *Organic Synthesis*. International edition. Mc.Graw-Hill.
- [14] B. Dietoich, P. Viout, J.M. Lehn, 1993, In *Macrocyclic Chemistry*, VCM, Weineim.
- [15] ชุตานันท์ ศุภมงคล, ปิยพร แซ่เจี๋ย และรัตดา มัตตะนาวี. 2545. "การสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปพาไทต์กับพอลิเอทิลีนอะดิเปต" โครงการพิเศษปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [16] นิธิวดี บุญธัญทิพย์ และรุ่งทิพย์ สุวรรณจิตต์. 2546. "การศึกษาสมบัติความแข็งแรงกดและความว่องไวทางชีวภาพของวัสดุประกอบไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนอะดิเปต" โครงการพิเศษปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [17] มธุรส สิ้นระหัด และวิมล จารุอารยพันธ์. 2545. "การสังเคราะห์วัสดุประกอบร่วมไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต" โครงการพิเศษปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [18] A.J. Hall, P. Hodge, C.H. Mcgrail and J. Rickerby, 2000, Synthesis of series of Cyclic cligo (Alkylidene isophthalate) by Cyclo-Depolymerisation, *Polymer*, 41, 1239-1249.
- [19] ชลาธร จันทร์ทัด และธีรวัฒน์ เฉลิมสุขศรี. 2543, "การรีไซเคิลของพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลตโดยเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบปิดวง และเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบเปิดวง" โครงการพิเศษปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [20] K. Yamashita and T. Kanazawa. 1989. In *Inorganic Phosphate*, Tokyo: Elsevier.
- [21] <http://0-87849-926-1.scientific.net>
- [22] N. Ignjatovic, S. Tomic, M. Dakic, M. Miljkovic, M. Plانسic and D. Uskokovic, 1999, Synthesis and properties of hydroxyapatite/poly-L-lactide composite biomaterials, *Biomaterials*, 20, 809-816.
- [23] A. Sinha, A. Ingle, K.R. Munim, S.N. Vaidya, B.P. Sharma and A.N. Blhisey, 2001, Development of calcium phosphate based bioceramics, *Bull. Mater. Sci.*, 24, 653-657.
- [24] สุภาณี ชนะวงศ์. 2547. "การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเมอรั่มพอลิเอทิลีนอะดิเปตกับพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต" วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [25] วไลลักษณ์ ทัพเจริญ. 2546. "การสังเคราะห์และศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุเชิงประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเอทิลีนกลูตาเลต" วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [26] ชูศักดิ์ เวชแพศย์ และสมศรี ดาวฉาย. **โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ทางชีวภาพทางการแพทย์ สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีมหาวิทยาลัยมหิดล.**



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก

การคำนวณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเตรียมสารเคมีสำหรับการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาทิต (HAp)

1. เตรียมกรดฟอสฟอริก (H_3PO_4) เข้มข้น 0.3 M ปริมาตร 250 มิลลิลิตร

จากกรดฟอสฟอริก (H_3PO_4) เข้มข้น 85% โดยปริมาตร

ในสารละลาย 100 มิลลิลิตร มีกรดฟอสฟอริก $85 \times D$ กรัม

ในสารละลาย 1000 มิลลิลิตร มีกรดฟอสฟอริก $\frac{85 \times D \times 1000}{100 \times \text{MW ของ } \text{H}_3\text{PO}_4}$

$$\text{ความเข้มข้นของกรดฟอสฟอริกเริ่มต้น (M}_1\text{)} = \frac{85 \times 1.695 \times 1000}{100 \times 97.995} = 14.70 \text{ M}$$

จากสูตร $M_1V_1 = M_2V_2$

$$\begin{aligned} \text{ดังนั้น ปริมาตรกรดฟอสฟอริก (H}_3\text{PO}_4\text{) เข้มข้น 85% โดยปริมาตรที่ต้องใช้ (V}_1\text{)} &= \frac{0.3 \times 250}{14.70} \\ &= 5.10 \text{ มิลลิลิตร} \end{aligned}$$

ซึ่งจะพบว่า ค่า V_1 ที่ได้ไม่สามารถเปิดได้ จึงต้องประมาณปริมาตรกรดฟอสฟอริกเป็น 5 มิลลิลิตร ทำให้ค่าความเข้มข้นของกรดฟอสฟอริกที่ต้องการเบี่ยงเบนไปเล็กน้อย

2. ปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Ca(OH)_2) จะใช้ในอัตราส่วน

แคลเซียมไฮดรอกไซด์ : กรดฟอสฟอริก
10 : 6

เนื่องจากไฮดรอกซีแอปาทิตมีสูตรทางเคมีเป็น $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ มีอัตราส่วน Ca:P เป็น 10:6 หรือ 1.67:1

ดังนั้นแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ใช้จะเท่ากับ $M_2 \times \frac{10 \times \text{MW ของ } (\text{Ca(OH)}_2)}{6}$ กรัม/ลิตร

แต่จากการทดลองใช้กรดฟอสฟอริกปริมาตร 250 มิลลิลิตร

$$\begin{aligned} \text{ดังนั้น ปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ใช้} &= M_2 \times \frac{10 \times 74.092 \times 250}{6 \times 1000} \\ &= 9.0766 \text{ กรัม} \end{aligned}$$

หมายเหตุ D = ความหนาแน่นของกรดฟอสฟอริก (1.695 กรัม/มิลลิลิตร)

MW ของ H_3PO_4 = น้ำหนักโมเลกุลของกรดฟอสฟอริก (97.995)

MW ของ Ca(OH)_2 = น้ำหนักโมเลกุลของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (74.092)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเตรียมสารเคมีสำหรับการสังเคราะห์สารประกอบวงโพลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต
(C-OET)

1. ไดบิวทิลทินออกไซด์ (Dibutyltinoxide) ใช้เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา โดยใช้อัตราส่วน 3% โมลของ
พอลิเมอร์ต่อ Repeating unit

$$C = 120$$

$$O = 64$$

$$H = 8$$

Repeating unit ของพอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต = 192

ในการทดลองใช้พอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต (PET) จำนวน 6 กรัม

$$\text{ดังนั้น จำนวนโมลของ PET ที่ใช้ คือ } \frac{\text{กรัม}}{\text{มวลโมเลกุล}} = \frac{6}{192} = 0.0312 \text{ โมล}$$

$$\begin{aligned} \text{จำนวนกรัมของบิวทิลทินออกไซด์ที่ใช้} &= \frac{3 \times \text{mol ของ PET} \times MW_{\text{cat}}}{100} \\ &= \frac{3 \times 0.0312 \times 248.92}{100} \\ &= 0.2329 \text{ กรัม} \end{aligned}$$

2. ออโท-ไดคลอโรเบนซีน (O-Dichlorobenzene) ใช้เป็นตัวทำละลาย โดยใช้อัตราส่วน

พอลิเอทิลีนเทอแรพทาเลต : ออโท-ไดคลอโรเบนซีน

1 กรัม : 40 มิลลิลิตร

สำหรับการทดลองนี้ใช้ PET จำนวน 6 กรัม ดังนั้นจะใช้ออโท-ไดคลอโรเบนซีนปริมาตร
240 มิลลิลิตร

หมายเหตุ $MW_{\text{cat}} =$ น้ำหนักโมเลกุลของไดบิวทิลทินออกไซด์ (248.92)

การคำนวณความเข้มข้นของสารละลายประกอบวงโพลิโกเอทีลีนเทอแรพทาเลต

จากการทดลองใช้ ปริมาณสารประกอบวงโพลิโกเอทีลีนเทอแรพทาเลต 5 กรัม
ปริมาณไดคลอโรมีเทน 300 มิลลิลิตร

วิธีการคำนวณ

$$\text{ไดคลอโรมีเทน } 300 \text{ มิลลิลิตร ใช้สารประกอบ C-OET} = \frac{5}{192} \text{ โมล}$$

$$\begin{aligned} \text{ไดคลอโรมีเทน } 1000 \text{ มิลลิลิตร ใช้สารประกอบ C-OET} &= \frac{1000 \times 5}{300 \times 192} \\ &= 0.086 \text{ โมล/ลิตร} \end{aligned}$$

ดังนั้น สารละลายประกอบวงโพลิโกเอทีลีนเทอแรพทาเลต มีความเข้มข้น 0.086 โมล/ลิตร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณอัตราส่วนโมล Ca/P

วิธีที่ 1 คำนวณจากธาตุองค์ประกอบ

นำค่า % โดยน้ำหนักของ Ca และ P ที่ได้จากเครื่อง XRF มาคำนวณ

โดย Ca 40 กรัม มี Ca = 1 โมล

ถ้า Ca X กรัม มี Ca = $\frac{X}{40}$ = A โมล

โดย P 31 กรัม มี P = 1 โมล

ถ้า P Y กรัม มี P = $\frac{Y}{31}$ = B โมล

เพราะฉะนั้น Ca/P = A/B โมล

ตัวอย่างการคำนวณ

สำหรับไฮดรอกซีแอปาทิตที่ได้ครั้งที่ 1

โดย Ca 40 กรัม มี Ca = 1 โมล

ถ้า Ca 25.4 กรัม มี Ca = $\frac{25.4}{40}$ = 0.63 โมล

โดย P 31 กรัม มี P = 1 โมล

ถ้า P 26.3 กรัม มี P = $\frac{26.3}{31}$ = 0.84 โมล

เพราะฉะนั้น Ca/P = 0.75 โมล

วิธีที่ 2 คำนวณจากสารประกอบ

Ca จะอยู่ในรูปสารประกอบ CaO ซึ่งมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ

$$40.078 + 15.999 = 56.077$$

P จะอยู่ในรูปสารประกอบ P₂O₅ ซึ่งมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ

$$(30.974 \times 2) + (15.999 \times 5) = 141.940$$

นำค่า % โดยน้ำหนักของ CaO และ P₂O₅ ที่ได้จากเครื่อง XRF มาคำนวณ

$$\text{โดย CaO } 56.077 \text{ กรัม มี Ca} = 1 \text{ โมล}$$

$$\text{ถ้า CaO } X \text{ กรัม มี Ca} = \frac{X}{56.077} = A \text{ โมล}$$

$$\text{โดย P}_2\text{O}_5 \text{ } 141.940 \text{ กรัม มี P} = 2 \text{ โมล}$$

$$\text{ถ้า P}_2\text{O}_5 \text{ } b \text{ กรัม มี P} = \frac{2 \times b}{141.940} = B \text{ โมล}$$

$$\text{เพราะฉะนั้น Ca/P} = A/B \text{ โมล}$$

ตัวอย่างการคำนวณ

สำหรับไฮดรอกซีแอปาทิตที่สังเคราะห์ได้ครั้งที่ 1

$$\text{โดย CaO } 56.077 \text{ กรัม มี Ca} = 1 \text{ โมล}$$

$$\text{ถ้า CaO } X \text{ กรัม มี Ca} = \frac{35.5}{56.077} = 0.63 \text{ โมล}$$

$$\text{โดย P}_2\text{O}_5 \text{ } 141.940 \text{ กรัม มี P} = 2 \text{ โมล}$$

$$\text{ถ้า P}_2\text{O}_5 \text{ } b \text{ กรัม มี P} = \frac{2 \times 60.2}{141.940} = 0.84 \text{ โมล}$$

$$\text{เพราะฉะนั้น Ca/P} = 0.75 \text{ โมล}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณเปอร์เซ็นต์ปริมาตรรูพรุนและเปอร์เซ็นต์น้ำหนักรูพรุน

ทฤษฎี

- ความหนาแน่นของ HAp = 3.153 g/cm^3

- ปริมาตร HAp

$$\text{ปริมาตร (V}_1\text{)} = \text{กว้าง} \times \text{ยาว} \times \text{สูง} \text{ cm}^3$$

- น้ำหนัก HAp

$$\text{น้ำหนัก (M}_1\text{)} = \text{ความหนาแน่น (D)} \times \text{ปริมาตร (V}_1\text{)} \text{ g}$$

การทดลอง

- น้ำหนักก้อน HAp ที่มีรูพรุน = $M_2 \text{ g}$

- น้ำหนักสารที่หายไป (M_3) = $M_1 - M_2 \text{ g}$

- ปริมาตรรูพรุน (V_2) = $\frac{M_3}{D} \text{ cm}^3$

$$\text{ดังนั้น เปอร์เซ็นต์ปริมาตรรูพรุนที่เพิ่มขึ้น} = \frac{(V_1 - V_2) \times 100\%}{V_1}$$

$$\text{เปอร์เซ็นต์น้ำหนักรูพรุน} = \frac{M_3 \times 100\%}{M_1}$$

ตัวอย่างการคำนวณ

สำหรับก้อน HAp ก้อนที่ 1

ทฤษฎี

- ความหนาแน่นของ HAp = 3.153 g/cm^3

- ปริมาตร HAp

$$\begin{aligned} \text{ปริมาตร (V}_1\text{)} &= 0.69 \times 0.76 \times 0.72 \text{ cm}^3 \\ &= 0.3770 \text{ cm}^3 \end{aligned}$$

- น้ำหนัก HAp

$$\begin{aligned} \text{น้ำหนัก (M}_1\text{)} &= 3.153 \times 0.377 \text{ g} \\ &= 1.1886 \text{ g} \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลอง

- น้ำหนักก้อน HAp ที่มีรูพรุน = 0.6037 g

- น้ำหนักสารที่หายไป (M_3) = 1.1866 – 0.6037 g

= 0.5829 g

- ปริมาตรรูพรุน (V_2) = $\frac{0.6037}{3.153}$ cm³

= 0.1914 cm³

ดังนั้น เปอร์เซ็นต์ปริมาตรรูพรุนที่เพิ่มขึ้น = $\frac{(0.3770 - 0.1914) \times 100 \%}{0.3770}$

= 49.23 %

เปอร์เซ็นต์น้ำหนักรูพรุน = $\frac{0.5829 \times 100\%}{1.1866}$

= 49.12%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเตรียมวัสดุประกอบ HAp/PET

1. การเตรียมอัตราส่วนเซรามิกส์

กำหนดให้ น้ำหนักวัสดุประกอบรวมโดยประมาณ เท่ากับ 1 กรัม

อัตราส่วนเซรามิกส์ เท่ากับ X

$$\text{ดังนั้น น้ำหนักเซรามิกส์ที่ต้องการ} = \frac{X \times 1}{100} = Y \text{ กรัม}$$

2. การเตรียมอัตราส่วนพอลิเมอร์

กำหนดให้ น้ำหนักวัสดุประกอบรวมโดยประมาณ เท่ากับ 1 กรัม

อัตราส่วนเซรามิกส์ เท่ากับ X

ดังนั้น อัตราส่วนพอลิเมอร์ เท่ากับ 100-X

$$\text{เพราะฉะนั้น น้ำหนักพอลิเมอร์ที่ต้องการ} = \frac{(100-X) \times 1}{100} = Z \text{ กรัม}$$

3. การเตรียมไดบิวทิลทินออกไซด์ (Dibutyltinoxide) ใช้เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา โดยใช้อัตราส่วน 3%

โมลของพอลิเมอร์ต่อ Repeating unit

โดยน้ำหนักต่อ Repeating unit ของพอลิเอทิลีนเทอเรพทาเลต เท่ากับ 192

ซึ่งในการทดลองใช้ PET จำนวน Z กรัม

$$\text{ดังนั้น จำนวนโมลของ PET ที่ต้องใช้} = \frac{\text{กรัม}}{\text{มวลโมเลกุล}} = \frac{Z}{192} = A \text{ โมล}$$

$$\text{จำนวนของไดบิวทิลทินออกไซด์ที่ต้องการ} = \frac{3}{100} \times \text{mol ของ PET} \times M_{w_{\text{cat}}} = B \text{ กรัม}$$

หมายเหตุ $M_{w_{\text{cat}}}$ = น้ำหนักโมเลกุลของไดบิวทิลทินออกไซด์ (248.92)

ตัวอย่างการคำนวณ

สำหรับวัสดุประกอบ HAp/PET อัตราส่วน 50 : 50

กำหนดให้ น้ำหนักวัสดุประกอบรวมโดยประมาณ เท่ากับ 1 กรัม

1. การเตรียมอัตราส่วนเซรามิกส์

กำหนดให้ น้ำหนักวัสดุประกอบรวมโดยประมาณ เท่ากับ 1 กรัม

อัตราส่วนเซรามิกส์ เท่ากับ 50

$$\text{ดังนั้น น้ำหนักเซรามิกส์ที่ต้องการ} = \frac{50 \times 1}{100} = 0.5 \text{ กรัม}$$

2. การเตรียมอัตราส่วนพอลิเมอร์

กำหนดให้ น้ำหนักวัสดุประกอบรวมโดยประมาณ เท่ากับ 1 กรัม

อัตราส่วนเซรามิกส์ เท่ากับ 50

ดังนั้น อัตราส่วนพอลิเมอร์ เท่ากับ 100-50

$$\text{เพราะฉะนั้น น้ำหนักพอลิเมอร์ที่ต้องการ} = \frac{(100-50) \times 1}{100} = 0.5 \text{ กรัม}$$

3. การเตรียมไดบิวทิลทินออกไซด์ (Dibutyltinoxide) ใช้เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา โดยใช้อัตราส่วน 3%

โมลของพอลิเมอร์ต่อ Repeatng unit

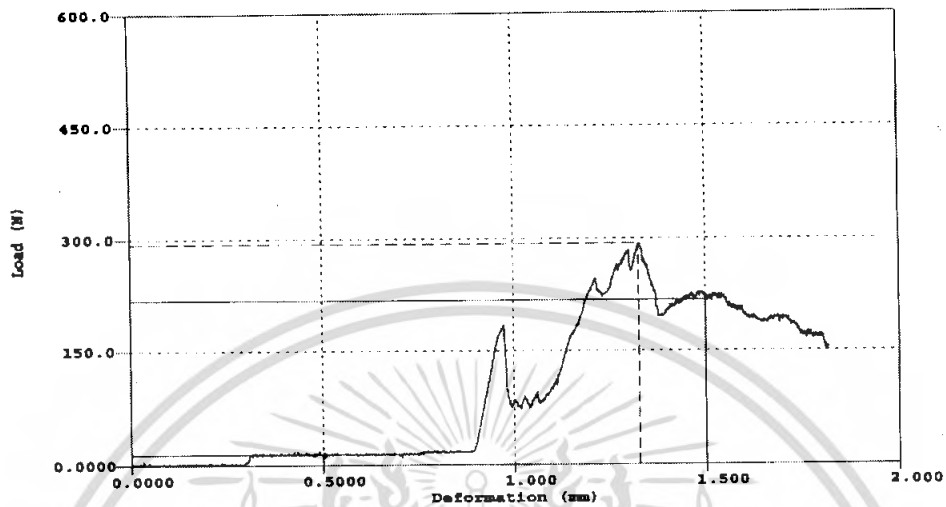
โดยน้ำหนักต่อ Repeatng unit ของพอลิเอทีลีนเทอแรพทาเลต เท่ากับ 192

ซึ่งในการทดลองใช้ PET จำนวน 6 กรัม

$$\text{ดังนั้น จำนวนโมลของ PET ที่ต้องใช้} = \frac{\text{กรัม}}{\text{มวลโมเลกุล}} = \frac{6}{192} = 0.0312 \text{ โมล}$$

$$\text{จำนวนของไดบิวทิลทินออกไซด์ที่ต้องการ} = \frac{3 \times 0.0312 \times 248.92}{100} = 0.2329 \text{ กรัม}$$

การคำนวณค่าความแข็งแรงกด (Compressive Strength) และค่ามอดุลัส (Modulus)



F _m	F _m	Rt 1	Rt 2	Sample Width	Sample Thickness
N	N/mm ²	#	#	mm	mm
393.4	3.293	14.20	217.9	7.76000	7.20000

ความแข็งแรงกด (Compressive Strength)

$$= \frac{F_{\max}}{A} \quad \text{MPa}$$

ค่ามอดุลัส (Modulus)

$$= \frac{[(F_2 - F_1)] / A}{[(S_2 - S_1)] / L_0} \quad \text{MPa}$$

โดย A = พื้นที่หน้าตัดของชิ้นงาน (mm²)

L₀ = ความสูงของชิ้นงานก่อนการทดสอบ (mm)

S₁ = การเปลี่ยนแปลงความสูงของชิ้นงาน (mm) ที่ถูกแรง F₁ กดทับ (N)

S₂ = การเปลี่ยนแปลงความสูงของชิ้นงาน (mm) ที่ถูกแรง F₂ กดทับ (N)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างการคำนวณ

สำหรับวัสดุประกอบ HAp/PET ที่สังเคราะห์ได้ครั้งที่ 1

$$\begin{array}{llll}
 F_{\max} & = & 293.4 & \text{N} & \text{Area (A)} & = & 55.44 & \text{mm}^2 \\
 \text{Heigh (L}_0\text{)} & = & 7.2 & \text{mm} & F_1 & = & 290 & \text{N} \\
 F_2 & = & 80 & \text{N} & S_1 & = & 1.0 & \text{mm} \\
 S_2 & = & 1.325 & \text{mm} & & & &
 \end{array}$$

$$\begin{aligned}
 \text{ความแข็งแรงกด} & = (293.4/55.44) \text{ MPa} \\
 & = 5.293 \text{ MPa}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{มอดุลัส} & = \frac{[(290 - 80)]/55.44}{(1.325 - 1.0)/7.2} \text{ MPa} \\
 & = 83.916 \text{ MPa}
 \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ข

X-ray Fluorescence Spectrometry (XRF)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Printed by Eval on 09-Jul-2007 11:06:48
 Sample :XF50_0066_01_HAp
 Sample measured on 06-Jul-2007 16:30:35
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

O	Mg	Al	Si	P	S	Cl
	1.0 KCps	0.2 KCps	0.6 KCps	42.9 KCps	0.9 KCps	0.4 KCps
45.8 %	0.939 %	0.166 %	0.409 %	26.3 %	0.290 %	0.130 %

Ca	Fe	Cu	Sr	Compton	Rayleigh	Sum
126.2 KCps	1.9 KCps	2.8 KCps	15.1 KCps			
25.4 %	0.0718 %	0.108 %	0.151 %	0.94	1.01	100.00 %

Printed by Eval on 26-Sep-2007 15:06:46
 Sample :XF50_0093_01_Hydroxyapatite
 Sample measured on 24-Sep-2007 16:19:33
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

O	Mg	Al	Si	P	S	Ca
	1.3 KCps	0.1 KCps	0.7 KCps	41.9 KCps	1.1 KCps	113.8 KCps
46.4 %	1.21 %	0.0704 %	0.465 %	26.9 %	0.382 %	24.0 %

Fe	Cu	Sr	Compton	Rayleigh	Sum
2.1 KCps	2.5 KCps	12.8 KCps			
0.0907 %	0.0998 %	0.133 %	0.95	1.04	100.00 %

Printed by Eval on 01-Dec-2007 19:32:03
 Sample :XF51_0027_01_Sample 1_HAP500C
 Sample measured on 01-Dec-2007 15:55:30
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

O	Mg	Si	P	Ca	Compton	Rayleigh
	0.6 KCps	0.2 KCps	44.2 KCps	120.4 KCps		
46.4 %	0.561 %	0.136 %	27.8 %	24.9 %	0.96	1.03

Sum
100.00 %

Printed by Eval on 01-Dec-2007 19:32:38
 Sample :XF51_0027_02_Sample 2_HAP900C
 Sample measured on 01-Dec-2007 16:12:13
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

O	Mg	Si	P	Ca	Fe	Cu
	0.3 KCps	0.1 KCps	23.5 KCps	109.8 KCps	1.9 KCps	2.4 KCps
42.8 %	0.437 %	0.152 %	22.2 %	34.0 %	0.149 %	0.152 %

Pd	Compton	Rayleigh	Sum
0.2 KCps			
0.134 %	0.93	1.01	100.00 %

รูปที่ ข-1 ธาตุองค์ประกอบของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่สังเคราะห์ได้ครั้งที่ 1-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Printed by Eval on 09-Jul-2007 11:06:14
 Sample :XF50_0086_01_HAP
 Sample measured on 06-Jul-2007 16:30:35
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

MgO	Al2O3	SiO2	P2O5	SO3	Cl	CaO
1.0 KCps	0.2 KCps	0.6 KCps	42.9 KCps	0.9 KCps	0.4 KCps	126.2 KCps
1.56 %	0.314 %	0.876 %	60.2 %	0.724 %	0.130 %	35.5 %

Fe2O3	CuO	SrO	Compton	Rayleigh	Sum
1.9 KCps	2.8 KCps	15.1 KCps			
0.103 %	0.135 %	0.179 %	0.94	1.01	100.00 %

Printed by Eval on 26-Sep-2007 15:06:08
 Sample :XF50_0093_01_Hydroxyapatite
 Sample measured on 24-Sep-2007 16:18:33
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

MgO	Al2O3	SiO2	P2O5	SO3	CaO	Fe2O3
1.3 KCps	0.1 KCps	0.7 KCps	41.9 KCps	1.1 KCps	113.8 KCps	2.1 KCps
2.01 %	0.133 %	0.994 %	61.7 %	0.953 %	33.6 %	0.130 %

CuO	SrO	Compton	Rayleigh	Sum
2.5 KCps	12.8 KCps			
0.125 %	0.157 %	0.95	1.04	100.00 %

Printed by Eval on 01-Dec-2007 19:31:42
 Sample :XF51_0027_01_Sample 1_HAP500C
 Sample measured on 01-Dec-2007 15:55:30
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

MgO	SiO2	P2O5	CaO	Compton	Rayleigh	Sum
0.6 KCps	0.2 KCps	44.2 KCps	120.4 KCps			
0.931 %	0.291 %	63.8 %	34.9 %	0.98	1.03	100.00 %

Printed by Eval on 01-Dec-2007 19:32:17
 Sample :XF51_0027_02_Sample 2_HAP900C
 Sample measured on 01-Dec-2007 16:12:13
 Operator: user
 Measuring Program: st-less-HS-Vac

MgO	SiO2	P2O5	CaO	Fe2O3	CuO	Pd
0.3 KCps	0.1 KCps	23.5 KCps	109.8 KCps	1.9 KCps	2.4 KCps	0.2 KCps
0.725 %	0.325 %	50.8 %	47.5 %	0.213 %	0.190 %	0.134 %

Compton	Rayleigh	Sum
0.93	1.01	100.00 %

รูปที่ ข- 2 สารประกอบของไฮดรอกซีเอปาทิตที่สังเคราะห์ได้ครั้งที่ 1-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ข-1 อัตราส่วนโมลของธาตุองค์ประกอบระหว่างแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสของไฮดรอกซี
แอสปาทิตที่สังเคราะห์ได้

การสังเคราะห์ ไฮดรอกซีแอสปาทิต	ธาตุองค์ประกอบ		อัตราส่วน Ca : P
	Ca (%)	P (%)	
ครั้งที่ 1	25.4	26.3	0.75
ครั้งที่ 2	24.0	26.9	0.70
ครั้งที่ 3	24.9	27.8	0.69
ครั้งที่ 4	34.0	22.2	1.19
ค่าทางทฤษฎี	56.8	43.2	1.67

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ค

รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอสปาไทด์
จากฐานข้อมูล PDF (Powder Diffraction Files)

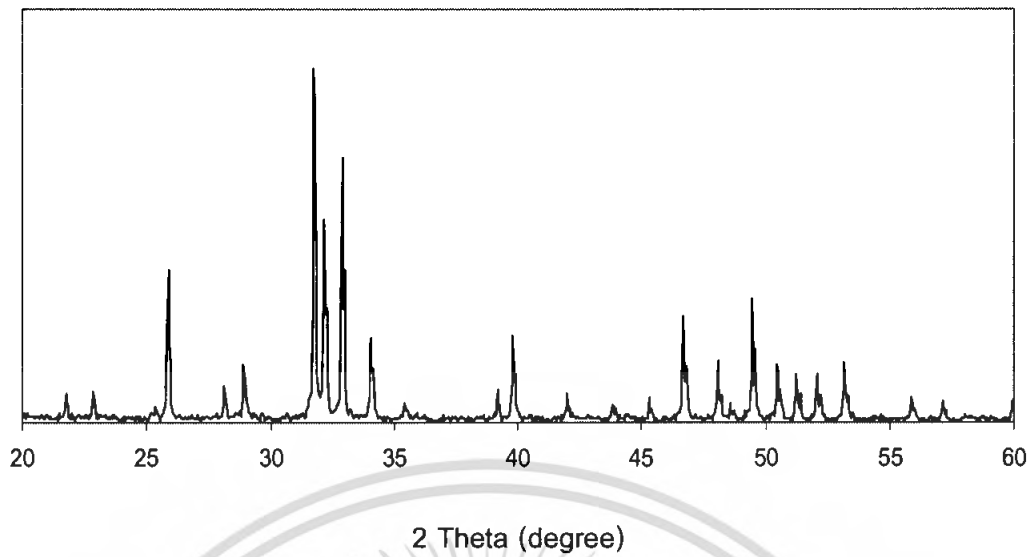
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pattern : 74-565		Radiation = 1.540600					Quality : Calculated				
$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$		2 θ	<i>l</i>	<i>h</i>	<i>k</i>	<i>l</i>	2 θ	<i>l</i>	<i>h</i>	<i>k</i>	<i>l</i>
Hydroxyapatite / Calcium Hydroxide Phosphate		10.832	17	1	0	0	82.323	1	1	6	2
		16.842	5	1	0	1	*82.323	1	6	0	3
		18.817	2	1	1	0	82.703	1	7	0	0
		21.782	6	2	0	0	83.123	1	4	4	1
		22.858	6	1	1	1	83.240	1	3	3	4
		25.357	2	2	0	1	83.391	4	4	3	3
		25.883	35	0	0	2	84.268	3	2	4	4
		28.131	9	1	0	2	84.423	2	0	0	6
		28.921	16	2	1	0	84.953	<1	4	0	5
		31.768	100	2	1	1	85.443	2	5	2	3
		32.195	52	1	1	2	*85.443	2	1	0	6
		32.897	61	3	0	0	85.782	1	2	6	0
		34.053	21	2	0	2	87.338	2	5	1	4
		35.455	4	3	0	1	87.494	4	4	4	2
		38.168	<1	2	2	0	*87.494	4	1	1	6
		39.197	5	2	1	2	88.021	3	2	3	5
		39.791	20	1	3	0	88.471	6	3	5	2
		40.436	2	2	2	1	89.530	<1	1	6	3
		40.845	<1	1	0	3					
		41.988	6	1	3	1					
		42.325	1	3	0	2					
		43.878	5	1	1	3					
		44.362	1	4	0	0					
		45.330	3	2	0	3					
		46.381	1	4	0	1					
		46.894	28	2	2	2					
		48.061	12	1	3	2					
		48.588	4	2	3	0					
		49.480	31	2	1	3					
		50.475	16	3	2	1					
		51.255	12	1	4	0					
		52.075	12	4	0	2					
		*52.075	12	3	0	3					
		53.220	14	0	0	4					
		54.484	1	1	0	4					
		55.863	6	3	2	2					
		56.318	<1	5	0	0					
		57.134	4	3	1	3					
		58.027	2	5	0	1					
		58.164	1	2	0	4					
		58.295	1	4	1	2					
		58.737	1	3	3	0					
		59.925	4	2	4	0					
		60.404	3	3	3	1					
		61.571	3	2	4	1					
		61.704	5	1	2	4					
		62.862	8	5	0	2					
		63.404	2	5	1	0					
		63.968	6	3	0	4					
		64.185	9	3	2	3					
		65.000	7	5	1	1					
		66.412	2	1	4	3					
		67.359	<1	2	2	4					
		68.481	<1	3	1	4					
		68.985	<1	6	0	0					
		69.193	<1	1	0	5					
		69.673	2	5	1	2					
		70.075	<1	4	3	0					
		70.517	<1	6	0	1					
		70.799	<1	5	0	3					
		71.362	<1	1	1	5					
		71.588	4	4	3	1					
		72.232	3	5	2	0					
		72.436	2	2	0	5					
		72.947	<1	3	3	3					
		73.735	2	5	2	1					
		74.012	4	2	4	3					
		74.916	1	2	3	4					
		75.031	1	6	0	2					
		75.622	5	2	1	5					
		76.065	2	3	4	2					
		76.473	2	6	1	0					
		77.021	5	1	4	4					
		77.174	5	5	1	3					
		77.720	<1	3	0	5					
		77.947	1	1	6	1					
		78.179	6	2	5	2					
		80.836	<1	2	2	5					
		81.180	1	5	0	4					
		81.673	2	4	4	0					
		81.870	1	1	3	5					
Lattice : Hexagonal S.G. : P63/m (176) a = 9.42400 c = 6.87900 Z = 1		Mol. weight = 1004.84 Volume (CD) = 529.09 Dx = 3.153 Vcor = 1.08									
ICSD COLLECTION CODE : 026204 TEMPERATURE FACTOR : ATF SAMPLE SOURCE OR LOCALITY : Specimen from Holly Springs, GA, USA. ADDITIONAL PATTERN : See PDF 9-432.											
*Calculated from ICSD using POWD-12++, (1997) primary reference : *Acta Crystallogr., Sec. B, volume 25, page 1534, (1969) : Sudarshan, K., Young, R.A.											
Radiation : CuK α 1 Lambda : 1.54080		Filter : Not specified d-sp : Calculated spacings									

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

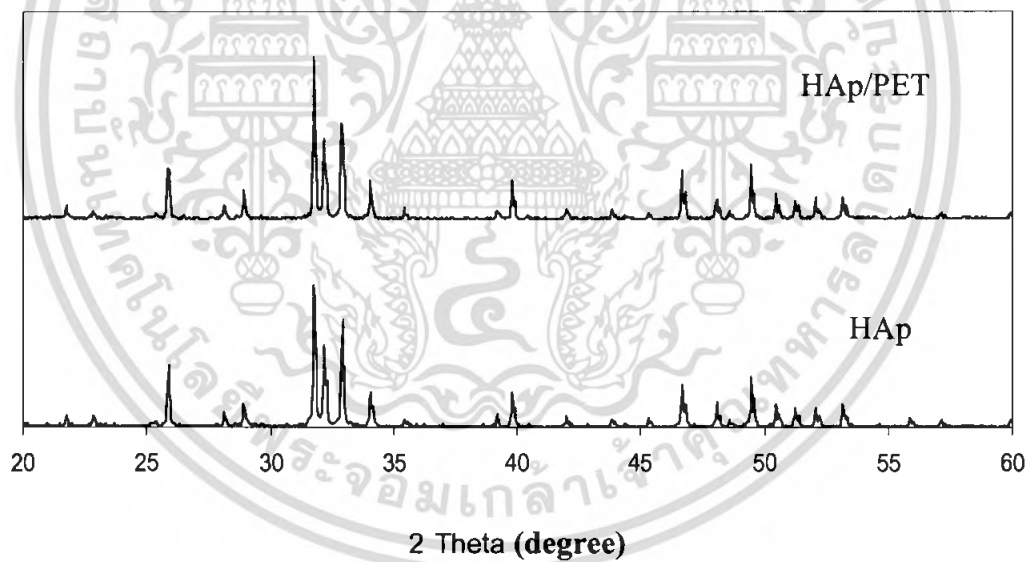


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ง-1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอสพาไทต์ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ

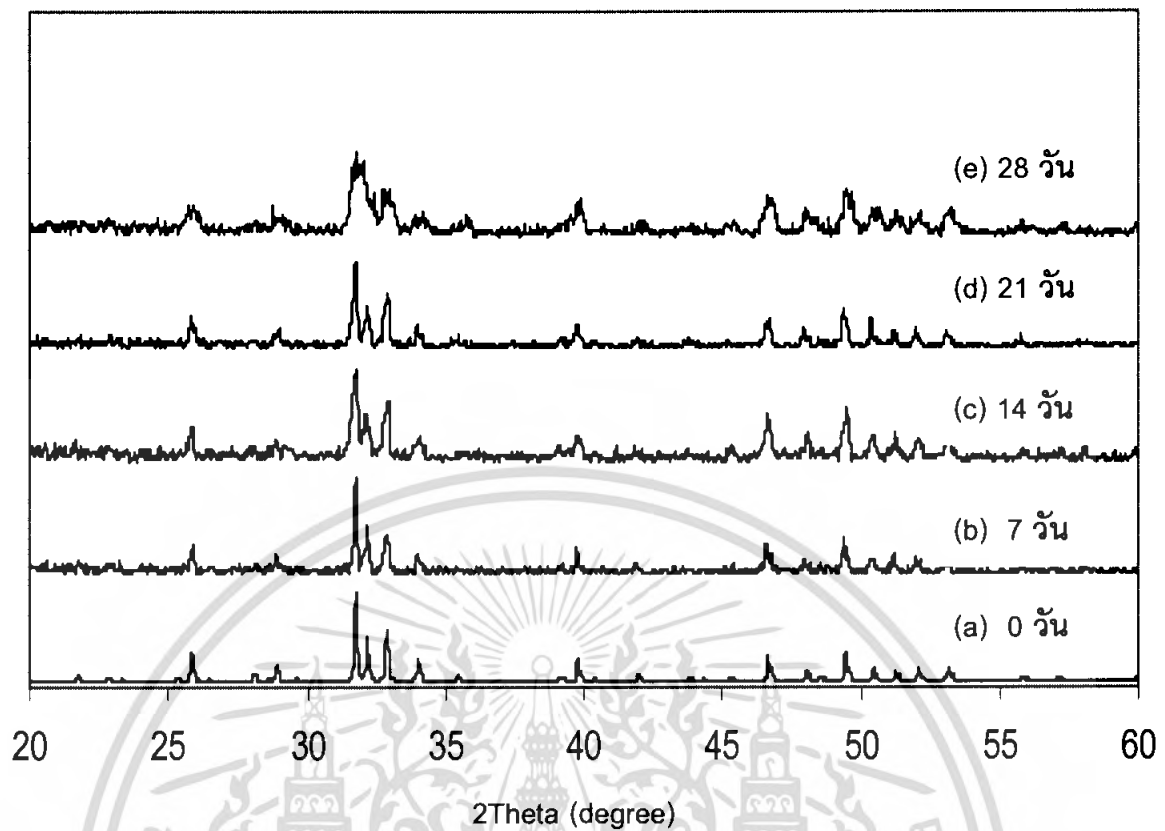
1000 °C



รูปที่ ง-2 เปรียบเทียบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอสพาไทต์และวัสดุประกอบ

HAp/PET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ๓-3 เปรียบเทียบรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ของ (a) วัสดุประกอบ HAP/PET ก่อนการแช่สารละลาย SBF และวัสดุประกอบ HAP/PET หลังการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา ดังนี้ (b) 7 วัน (c) 14 วัน (d) 21 วัน (e) 28 วัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

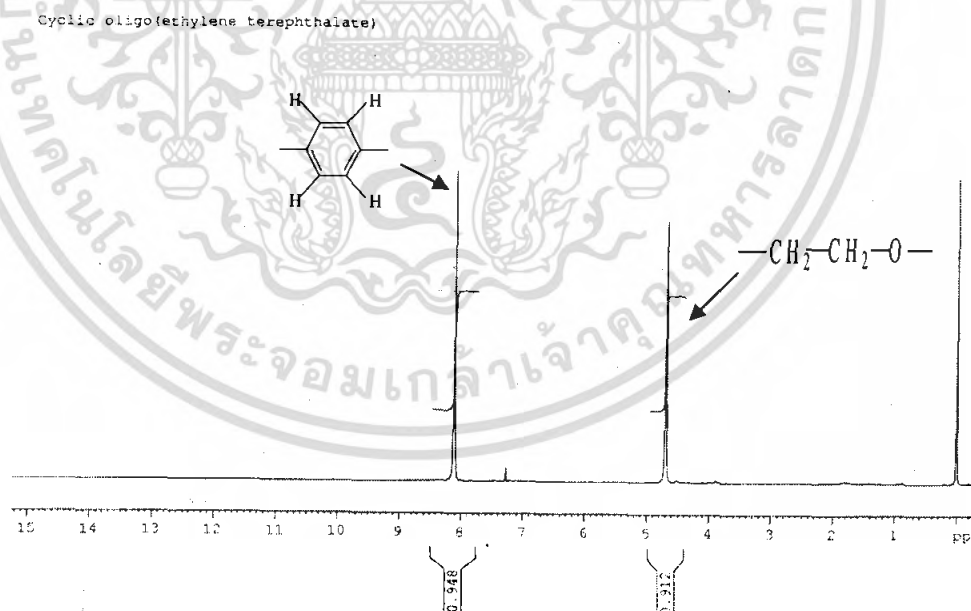


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DU=x, USER=service, NAME=Bee, EXPNO=1, PROCNO=1
 F1=15.513ppm, F2=-0.537ppm, M1=0.00cm, MAXI=10000.00cm, PC=1.000

#	ADDRESS	FREQUENCY [Hz]	INTENSITY [PPM]	HISTOGRAM
1	3645.2	2512.521	8.3714	0.04
2	3751.3	2450.107	8.1635	0.24
3	3778.8	2433.921	8.1096	12.50 *****
4	3791.2	2426.625	8.0852	1.96 **
5	3827.6	2405.218	8.0139	0.08
6	3913.3	2354.835	7.8460	0.03
7	4095.8	2247.562	7.4886	0.03
8	4118.0	2234.479	7.4450	0.04
9	4206.8	2182.272	7.2711	0.53 *
10	4235.3	2165.512	7.2152	0.04
11	4291.9	2132.206	7.1043	0.02
12	-5397.5	1482.133	4.9383	0.03
13	5521.6	1409.152	4.6951	10.60 *****
14	5614.8	1354.348	4.5125	0.10
15	5932.4	1167.620	3.8904	0.08
16	6992.8	544.091	1.8129	0.08
17	7198.8	422.979	1.4093	0.04
18	7275.9	377.609	1.2582	0.02
19	7471.6	262.572	0.8749	0.04
20	7818.4	58.620	0.1953	0.05
21	7877.1	24.089	0.0803	0.09
22	7918.1	0.000	0.0000	12.26 *****
23	8019.5	-59.634	-0.1987	0.06

รูปที่ ๑-1 ข้อมูลจากเทคนิคนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนสเปกตร้าของสารประกอบวงโพลิโกเอทีลีนเทอเรฟทาเลต

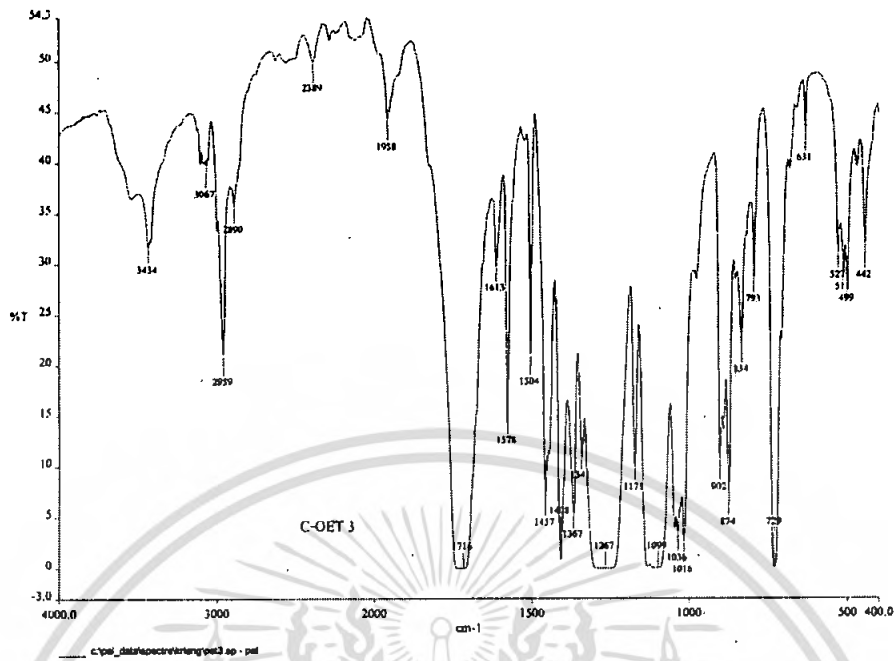


รูปที่ ๑-2 ¹H-NMR สเปกตร้าของสารประกอบวงโพลิโกเอทีลีนเทอเรฟทาเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

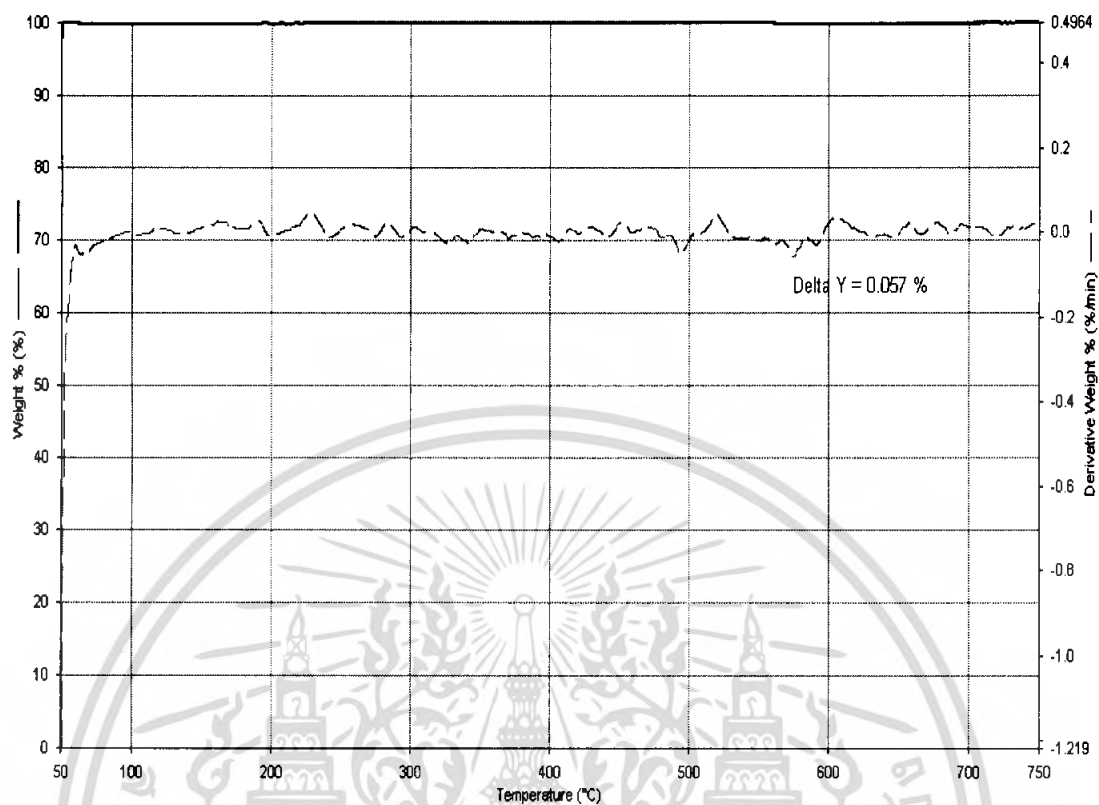


รูปที่ จ-1 สเปกตรัม FT-IR ของ C-OET ที่สังเคราะห์ด้วยปฏิกิริยาดีพอลิเมอร์ไอโซเชนแบบปิดวง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

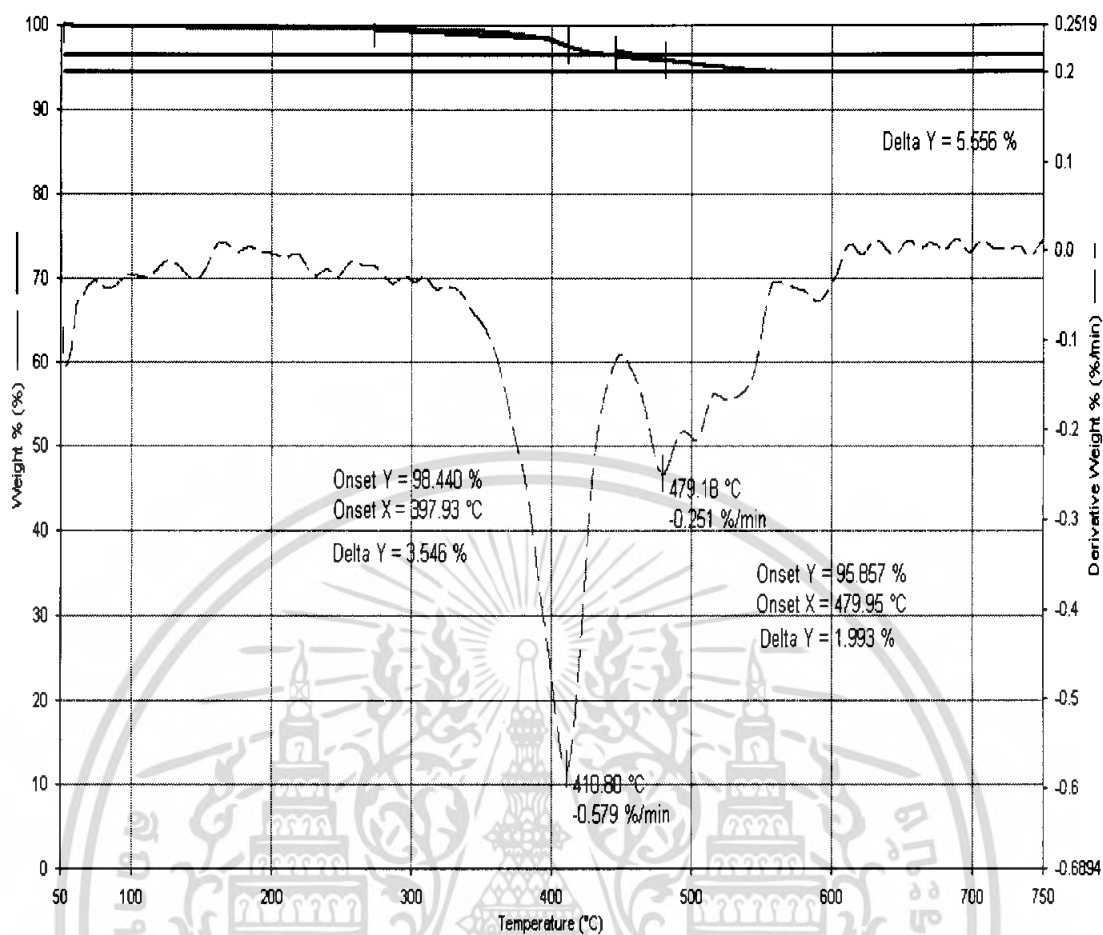


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ๑-1 เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA ของ HAp บริสุทธิ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ๕-2 เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA ของวัสดุประกอบ HAP/PET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ข-1 น้ำหนักก่อนไฮดรอกซีแอปาทิตบริสุทธิ์

ก่อนที่	น้ำหนัก (g)
1	0.5895
2	0.5993
เฉลี่ย	0.5944

ตารางที่ ข-2 น้ำหนักก่อนวัสดุประกอบ HAp/PET ที่เตรียมจากวิธีการขึ้นรูปด้วยการกดอัด

ก่อน	A	B	C	D	E
1	0.5711	0.6113	0.5999	0.0288	5.04
2	0.5608	0.6014	0.5885	0.0277	4.93
3	0.5750	0.6270	0.6075	0.0325	5.65
4	0.5704	0.5940	0.5855	0.0151	2.64
เฉลี่ย	0.5693	0.6084	0.5953	0.0260	4.56

หมายเหตุ A = น้ำหนักก่อนเข้สารละลาย C-OET (g)

B = น้ำหนักก่อนหลังสารละลาย C-OET (g)

C = น้ำหนักหลังทำปฏิกิริยา ROP (g)

D = (C - A) (g)

E = $D/A * 100\%$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

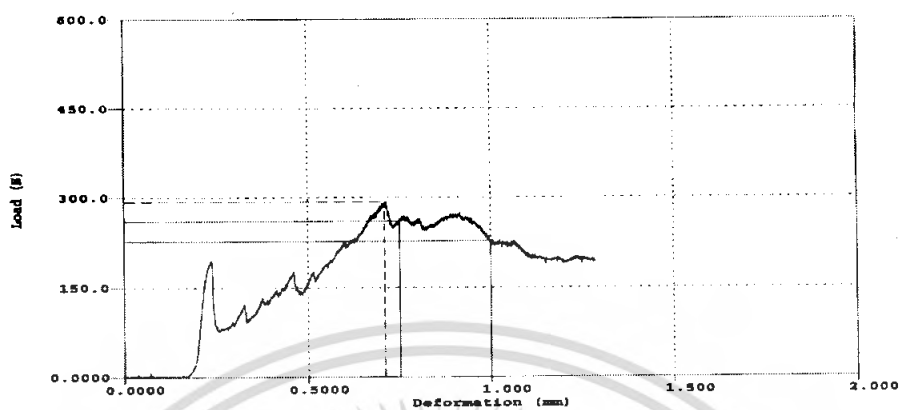
ตารางที่ ข-3 ผลค่าความแข็งแรงกดอัดและค่ามอดุลัสของก้อนไฮดรอกซีแอปาทาไทต์บริสุทธิ์

ก้อนที่	ขนาดชิ้นงาน (กว้าง x ยาว) mm ²	ความหนาแน่น (g/mm ²)	Maximum Road (N)	Maximum Stress (MPa)	Modulus (MPa)
1	7.8x7.3	1.4962	293.0	5.146	69.246
2	7.8x7.7	1.4982	352.6	5.870	92.185
ค่าเฉลี่ย	7.8x7.5	1.4572	322.8	5.508	80.715

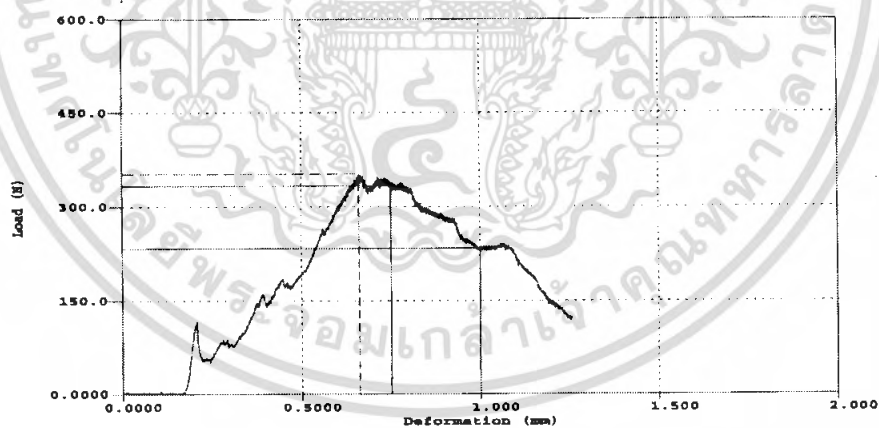
ตารางที่ ข-4 ผลค่าความแข็งแรงกดและค่ามอดุลัสของวัสดุประกอบ HAp/PET ที่เตรียมจากวิธีการขึ้นรูปด้วยการกดอัด

ก้อนที่	ขนาดชิ้นงาน (กว้างxยาว) mm ²	ความหนาแน่น (g/cm ³)		Maximum Road (N)	Maximum Stress (MPa)	Modulus (MPa)
		ก่อนทำ ปฏิกิริยา	หลังทำ ปฏิกิริยา			
1	7.7x7.2	1.4278	1.4998	293.4	5.293	83.916
2	7.8x7.4	1.4020	1.4713	275.8	4.778	46.446
3	7.4x7.2	1.4375	1.5188	389.4	7.309	119.237
4	7.5x7.3	1.4260	1.4638	429.9	7.852	78.904
ค่าเฉลี่ย	7.6x7.27	1.4233	1.4884	347.125	6.308	82.126

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

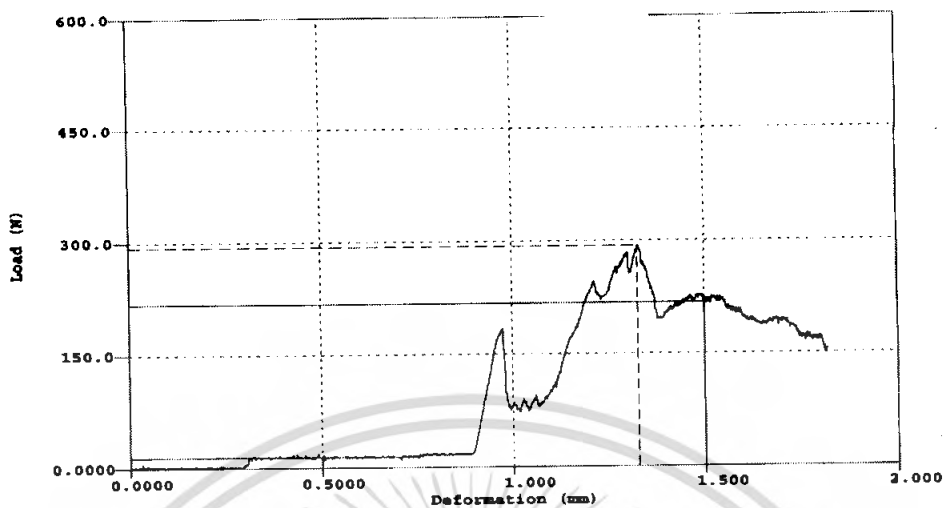


รูปที่ ๓-1 กราฟความแข็งแรงกดของก้อน HAp ตัวอย่างที่ 1



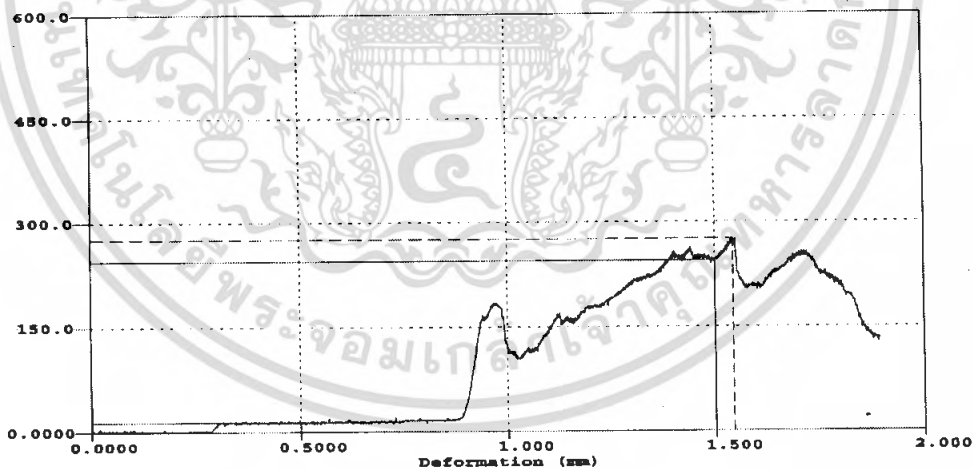
รูปที่ ๓-2 กราฟความแข็งแรงกดของก้อน HAp ตัวอย่างที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



F _m	R _m	Rt 1	Rt 2	Sample Width	Sample Thick
N	N/mm ²	N	N	mm	mm
293.6	9.293	0.9000	1.500	7.90000	7.20000

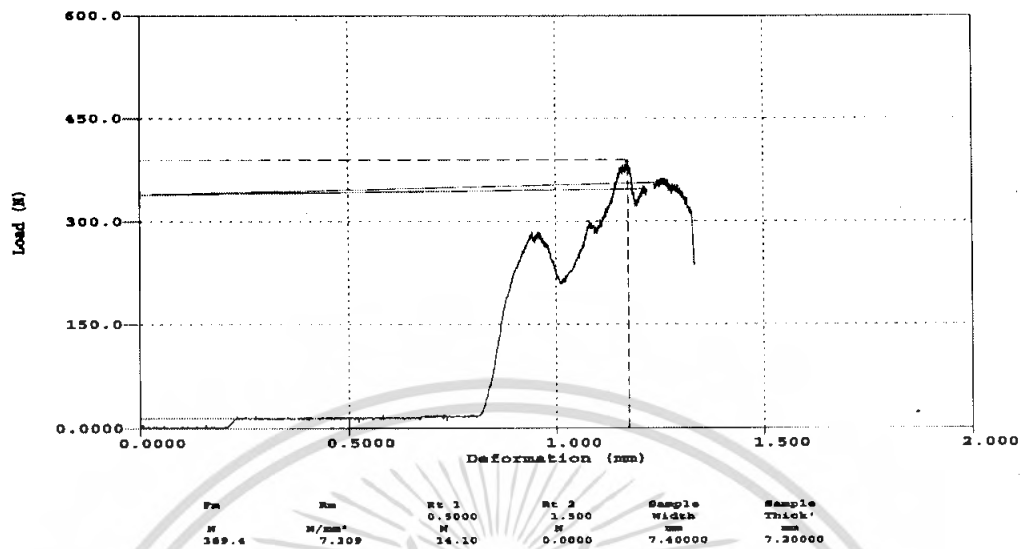
รูปที่ ซ-3 กราฟความแข็งแรงดของวัสดุประกอบ HAp/PET ตัวอย่างที่ 1



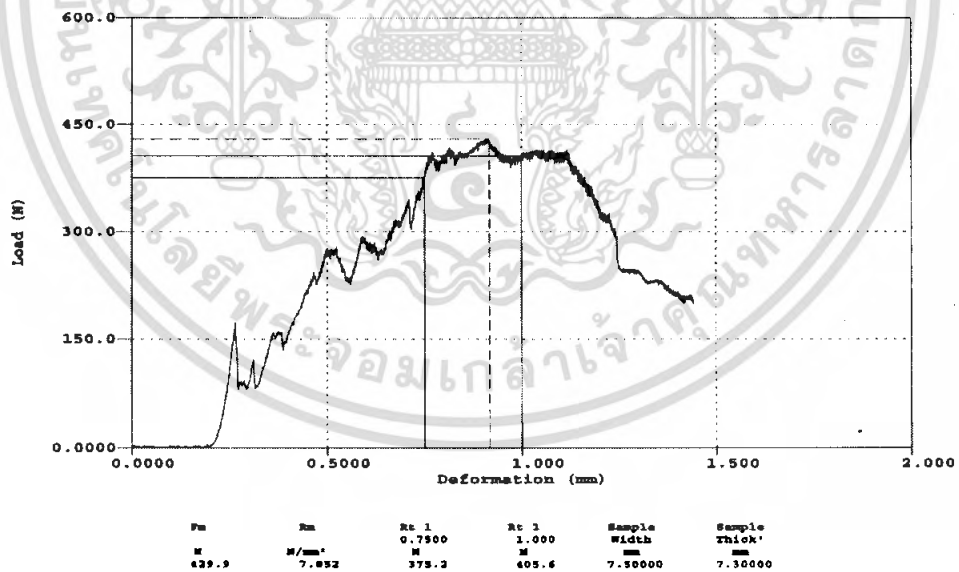
F _m	R _m	Rt 1	Rt 2	Sample Width	Sample Thick
N	N/mm ²	N	N	mm	mm
275.9	4.778	0.8000	1.500	7.80000	7.40000

รูปที่ ซ-4 กราฟความแข็งแรงดของวัสดุประกอบ HAp/PET ตัวอย่างที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ซ-5 กราฟความแข็งแรงกตของวัสดุประกอบ HAp/PET ตัวอย่างที่ 3

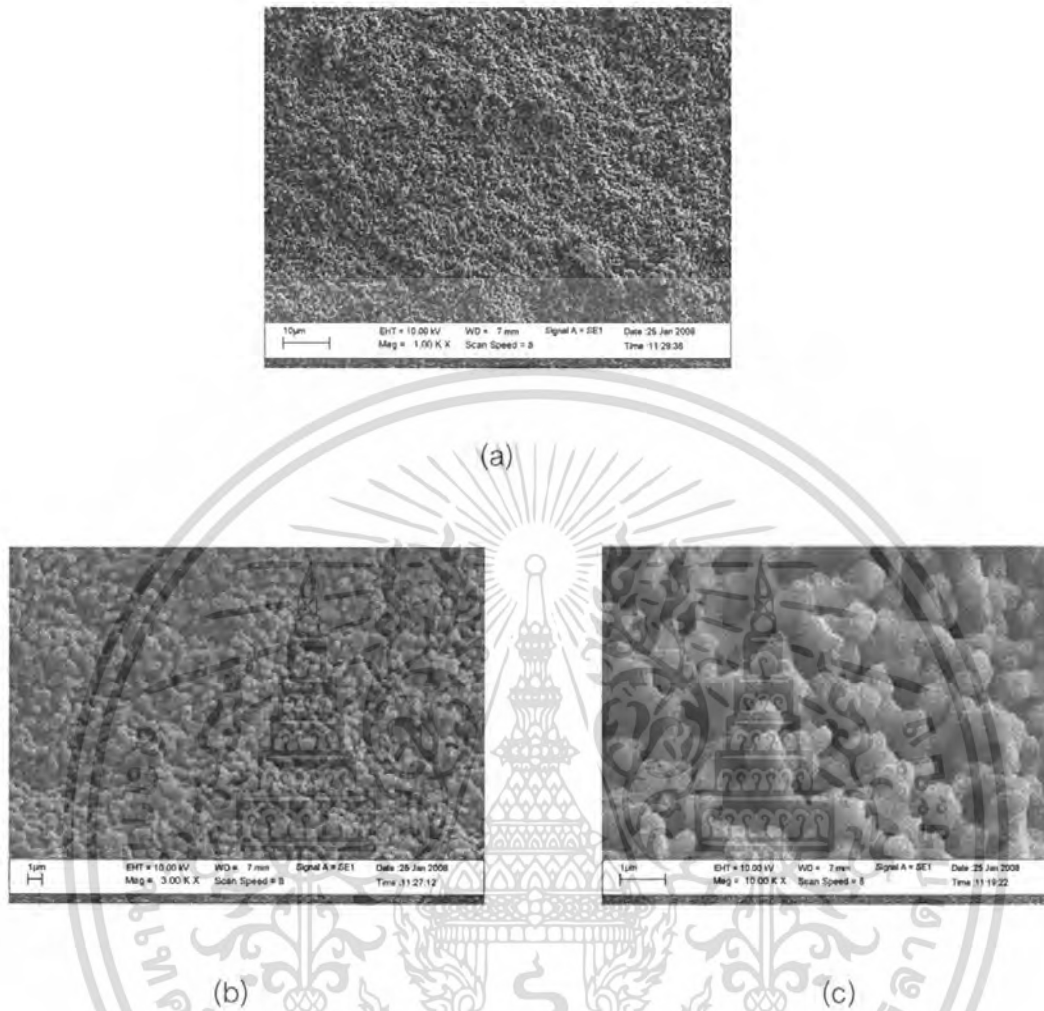


รูปที่ ซ-6 กราฟความแข็งแรงกตของวัสดุประกอบ HAp/PET ตัวอย่างที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

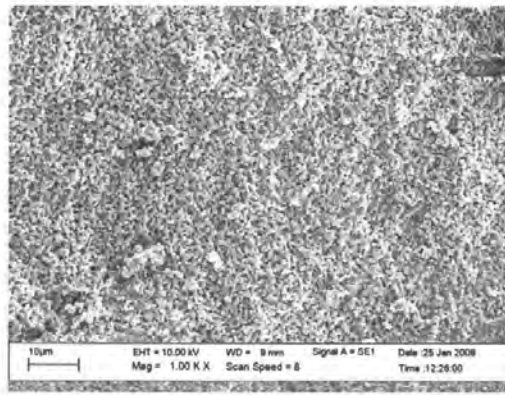


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

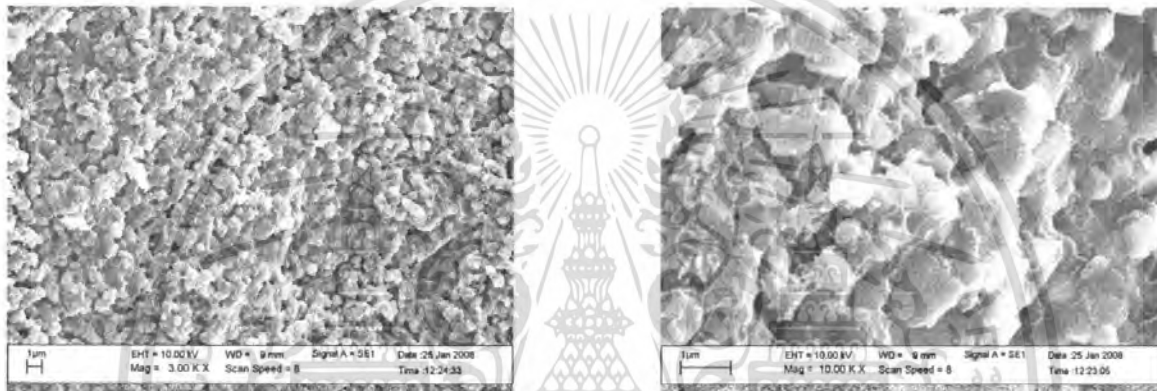


รูปที่ ๓-1 ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของก้อน HAp ที่ผ่านกระบวนการขึ้นรูปและเผาที่อุณหภูมิ 1100°C (a) กำลังขยาย 1000 เท่า (b) กำลังขยาย 3000 เท่า (c) กำลังขยาย 10000 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

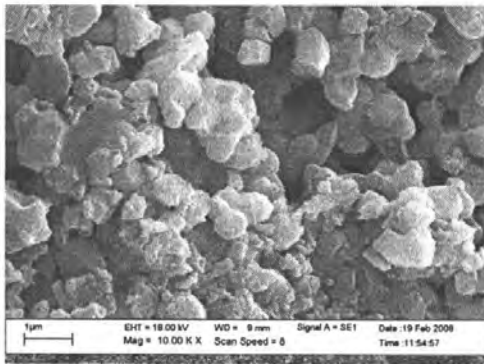


(b)

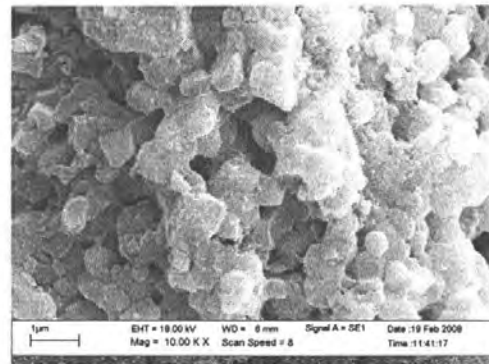
(c)

รูปที่ ๘-2 ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของก้อนวัสดุประกอบ HAp/PET ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการกดอัด
(a) กำลังขยาย 1000 เท่า (b) กำลังขยาย 3000 เท่า (c) กำลังขยาย 10000 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



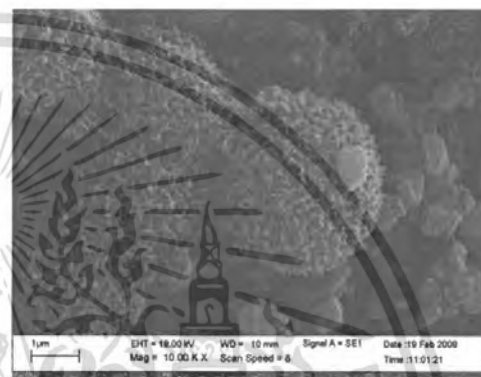
(a)



(b)



(c)



(d)

รูปที่ ฌ-3 ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของผิววัสดุประกอบที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา ดังนี้ (a) HAp/PET 7 วัน (b) HAp/PET 14 วัน (c) HAp/PET 21 วัน (d) HAp/PET 28 วัน ที่กำลังขยาย 10000 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ญ

ค่า pH ของสารละลาย SBF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ๑-1 ค่า pH ของสารละลาย SBF (Simulated body solution)

จำนวนวันที่แช่สารละลาย SBF (วัน)	ค่า pH
0	7.55
7	7.84
14	7.90
21	7.97
28	7.91



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้