

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิลิเกต
กับพอลิเมทิลเมทาคริเลต



T107732



นางสาว ญัฐกานต์ พุดธนานนท์
นางสาว ญัฐหทัย สิทธิพจน์
นางสาว ดลพร รักฉิน

วันที่
26/2/17
2548

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 107732
วัน,เดือน,ปี 10 พ.ค. 2553

b. 12210821
i.....

โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาเคมีอุตสาหกรรม ภาควิชาเคมี
คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Synthesis of tricalcium phosphate – calcium silicate
and poly(methyl methacrylate)**



**A Special Project Submitted in Partial Fulfillment of Requirement for
the Degree of Bachelor of Science**

Department of Chemistry

Faculty of Science

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

Academic Year 2005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงการพิเศษเรื่อง การสังเคราะห์วัสดุประกอบร่วมระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต

นักศึกษา นางสาว ัญญุกานต์ พฤตชนานนท์ 45050095
นางสาว ัญฐหทัย สิริพิชญ์ 45050099
นางสาว คลพร รักถิ่น 45050100

ภาควิชา เคมี
สาขาวิชา เคมีอุตสาหกรรม

ปีการศึกษา 2548

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. ปุณณมา สิริพันธ์ โนน

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผศ.ดร. ภัทราวุธ มนต์วิเศษ

ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อนุมัติให้โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการตรวจสอบ	ลายมือชื่อ
ประธานกรรมการ รศ.ดร.อิทธิพล แจ่มจักษ์	
กรรมการ ผศ.ดร.สุภารัตน์ รักชลี	
กรรมการ ผศ.ดร.ปุณณมา สิริพันธ์ โนน	


.....
(ผศ.ดร.ประยงค์ ดวงดี)

หัวหน้าภาควิชา

ลิขสิทธิ์ของภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงการพิเศษเรื่อง	การสังเคราะห์วัสดุประกอบร่วมระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต		
นักศึกษา	นางสาว ัญญุกานต์	พุดธรนันท์	45050095
	นางสาว ัญฐหทัย	สิทธิพจน์	45050099
	นางสาว ดลพร	รักถิ่น	45050100
ภาควิชา	เคมี		
สาขาวิชา	เคมีอุตสาหกรรม		
ปีการศึกษา	2548		
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร. ปุณณมา	ศิริพันธ์ โนน	
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	ผศ.ดร. ภัทรารุช	มนตรีวิเศษ	

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้เป็นการศึกษาการสังเคราะห์วัสดุประกอบร่วมระหว่าง ไตรแคลเซียมฟอสเฟตแคลเซียมซิลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต แบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอน ขั้นตอนแรก เป็นการสังเคราะห์แคลเซียมซิลิเกตจากแคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรตและเตตระเอทิลอโรซิลิเกตด้วยวิธีการตกตะกอนร่วม ซึ่งใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์เป็นสารตกตะกอน ขั้นตอนที่ 2 เป็นการขึ้นรูปก้อนเซรามิกส์ด้วยเครื่องอัดเม็ด โดยนำไฮดรอกซีเอปาทาइटและแคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ได้ มาผสมกันในอัตราส่วน 100:0, 70:30, 50:50, 30:70 และ 0:100 โดยมีสารสร้างรูพรุนพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ จากนั้นนำมาเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 ชั่วโมง ขั้นตอนที่ 3 ทำการเตรียมวัสดุประกอบ โดยการนำชิ้นงานก้อนเซรามิกส์แช่ลงในสารละลายผสมของพอลิเมทิลเมทาคริเลตและเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ในเมทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์ จากนั้นนำไปทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบบัลค์ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ขั้นตอนที่ 4 ทำการประกอบไปทดสอบสมบัติด้านความแข็งแรงกดอัด จากนั้นนำวัสดุประกอบที่ได้ไปตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิคต่าง ๆ พบว่า ผลจากเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ เมื่อนำชิ้นงานเซรามิกส์มาเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส จะเกิดการสูญเสียน้ำจากโครงสร้างของ HAp จึงเกิดการเปลี่ยนวัฏภาคเป็นไตรแคลเซียมฟอสเฟต (TCP) ผลจากเทคนิค TGA พบว่า เปรอร์เซ็นต์ของ PMMA ในวัสดุประกอบ อยู่ในช่วง 5.6-21.7 เปรอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก และพบว่าชิ้นงานวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วนของ TCP:CS เป็น 50:50 มีค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากและค่ามอดุลัสกดอัด (compressive modulus) สูงที่สุด เท่ากับ 75.8 MPa และ 1,550 MPa ตามลำดับ ซึ่งมีค่าสูงกว่าชิ้นงานเซรามิกส์เริ่มต้นถึง 12 และ 26 เท่า ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Special Project Title	Synthesis of tricalcium phosphate – calcium silicate and poly(methyl methacrylate)	
Name	Miss Nuttakarn Phrutthananont	45050095
	Miss Nuthathai Sittiphot	45050099
	Miss Donlaporn Rugthin	45050100
Faculty	Science	
Department	Chemistry	
Program	Industrial Chemistry	
Academic Year	2005	
Special Project Advisor	Asst.Prof.Dr. Punnama Siriphannon	
Special Project Co-Advisor	Asst.Prof.Dr. Pathavuth Monvisade	

ABSTRACT

This project studied the synthesis of composite of tricalcium phosphate – calcium silicate and poly(methyl methacrylate) (TCP-CS/PMMA). It was divided into four parts. Firstly, calcium silicate was synthesized by coprecipitation from calcium nitrate tetrahydrate and tetraethylorthosilicate using sodium hydroxide as a precipitant. Secondly, the hydroxylapatite (HAp) and CS in the ratio of 100:0 70:30 50:50 30:70 and 0:100 by weight were mixed and then pressed into cylindrical shape using poly(vinyl alcohol) (PVA) as a binder. The samples were heated at 1100°C for 5 hours in order to generate the porous into ceramics. The next step was to prepare the composites by soaking the porous ceramics into a mixed solution of poly(methyl methacrylate) and benzoyl peroxide (BPO) in methyl methacrylate monomer and then they were bulk polymerized at 80°C for 24 hours. Finally, the composites were analyzed by some techniques and the compressive strength were also examined. The results of X-ray diffractometry showed that after calcined at 1100°C, HAp was changed to TCP by dehydration. The results of thermogravimetry showed the weight percentage of PMMA in the composites in the range of 5.6-21.7. The composite with ratio of 50:50 from the proportion of HAp to CS had the highest strength at yield and compressive modulus at 75.8 MPa and 1,550 MPa respectively, which were much higher than those of starting ceramics about 12 and 26 times, respectively.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการพิเศษนี้สำเร็จได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความช่วยเหลือ ความร่วมมือ กำลังใจ ตลอดจนคำแนะนำต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อคณะผู้จัดทำ

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ปยุตธมา ศิริพันธ์ โนน และ ผศ.ดร.ภัทราวุธ มนต์วิเศษ อาจารย์ที่ปรึกษาที่กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ การเอาใจใส่ และตรวจทานแก้ไข โครงการพิเศษฉบับนี้ให้มีความสมบูรณ์ ตลอดจนความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ

ขอขอบพระคุณ อาจารย์คณะกรรมการตรวจสอบ โครงการพิเศษ ที่กรุณาตรวจทาน แก้ไข และชี้แจงข้อบกพร่องของ โครงการพิเศษฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ อาจารย์ภาควิชาเคมีทุกท่าน ที่กรุณาให้คำปรึกษาทางด้านวิชาการ ตลอดจนความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ

ขอขอบพระคุณ คุณกัญญา มงคล โภชน์ คุณสุวัฒน์ ศิวาคม คุณปราณี บุญวัฒน์ และเจ้าหน้าที่ภาควิชาเคมีทุกท่าน ที่อำนวยความสะดวก และแนะนำการใช้เครื่องมือ ตลอดจนให้ความช่วยเหลือในการทำโครงการพิเศษนี้

ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา ญาติพี่น้อง ตลอดจนรุ่นพี่และเพื่อน ๆ ที่น่ารัก ที่คอยให้กำลังใจและคอยช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ

นอกเหนือจากนี้ ยังมีบุคคลอื่น ๆ ที่มีส่วนช่วยเหลืออีกมากมายที่ยังไม่ได้กล่าวถึง ณ ที่นี้ทางคณะผู้จัดทำ ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

นางสาว ณิชฎกานต์ พฤตชนานนท์

นางสาว ณิชุหทัย สิริทิพจน์

นางสาว คลพร รักถิ่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญรูปภาพ	ฉ
สารบัญตาราง	ช
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการพิเศษ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	
2.1 การบำบัดรักษาโดยการเปลี่ยนถ่ายอวัยวะในปัจจุบัน	5
2.2 วัสดุทางชีวภาพ	7
2.3 วัสดุประกอบ	8
2.4 ปฏิกริยาโต้ตอบของร่างกายต่อวัสดุชีวภาพ	9
2.5 กลไกการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุเซรามิกส์ชีวภาพ	10
2.6 การทดสอบวัสดุทางชีวภาพ	11
2.7 ไฮดรอกซีแอปพาไทต์	13
2.8 แคลเซียมซิติเกต	23
2.9 ปฏิกริยาที่เกิดขึ้นระหว่างการเผา	28
2.10 พอลิเมทิลเมทาคริเลต	29
2.11 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	34
บทที่ 3 วิธีการทดลอง	
3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง	38
3.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	39
3.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน	40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3.1 การสังเคราะห์แคลเซียมซลิเกตโดยวิธีการตกตะกอนร่วม	41
3.3.2 การสกัดด้วยบัพยั้งออกจากมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต	43
3.3.3 การสังเคราะห์พอลิเมทิลเมทาคริเลตด้วยเทคนิคพอลิเมอไร- เซชันแบบสารละลาย	45
3.3.4 การขึ้นรูปไฮดรอกซีเอปาทาइट-แคลเซียมซลิเกตด้วยวิธีกดอัด	47
3.3.5 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียม ซลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต	49
3.3.6 การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียม ฟอสเฟต-แคลเซียมซลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต	51
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล	
4.1 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของสารตั้งต้น	52
4.1.1 ไฮดรอกซีเอปาทาइट	52
4.1.1.1 ภูมิภาคที่เป็นผลึกของไฮดรอกซีเอปาทาइट	52
4.1.1.2 โครงสร้างจุลภาคของก้อนเซรามิกส์ไตรแคลเซียมฟอสเฟต	53
4.1.2 แคลเซียมซลิเกต	54
4.1.2.1 องค์ประกอบทางเคมีของแคลเซียมซลิเกต	54
4.1.2.2 ภูมิภาคที่เป็นผลึกของแคลเซียมซลิเกต	54
4.1.2.3 โครงสร้างจุลภาคของแคลเซียมซลิเกต	55
4.1.3 พอลิเมทิลเมทาคริเลต	56
4.2 ชิ้นงานเซรามิกส์ไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซลิเกตที่มีรูพรุน	56
4.2.1 ความหนาแน่นของชิ้นงาน TCP-CS	56
4.2.2 ภูมิภาคที่เป็นผลึกของชิ้นงาน TCP-CS ที่ได้จากเทคนิค XRD	57
4.2.3 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS	58
4.3 วัสดุประกอบไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซลิเกตกับพอลิเมทิล- เมทาคริเลต	60
4.3.1 สมบัติทางกายภาพของวัสดุประกอบ	60
4.3.2 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์	62
4.3.2.1 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค GPC	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.3.2.2 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค NMR	64
4.3.3 เปอร์เซนต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบ ที่สังเคราะห์ได้	65
4.3.3.1 ตรวจสอบโดยใช้เทคนิค TGA	65
4.3.3.2 คำนวณจากความแตกต่างของน้ำหนักของวัสดุประกอบ หลังการพอลิเมอไรซ์และน้ำหนักของเซรามิกส์	65
4.3.4 ความหนาแน่นของวัสดุประกอบ TCP/PMMA	66
4.3.5 สมบัติเชิงกลของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA	68
4.3.5.1 การทดสอบความแข็งแรงกด	68
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	
5.1 ไตรแคลเซียมฟอสเฟต	71
5.2 แคลเซียมซิติเกต	71
5.3 พอลิเมทิลเมทาคริเลต	71
5.4 วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA	71
5.5 สมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA	72
ข้อเสนอแนะ	72
เอกสารอ้างอิง	73
ภาคผนวก ก รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์จากข้อมูล JCPDS (Joint Committee Power Diffraction Standard)	77
ภาคผนวก ข ผลการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ ด้วยเทคนิค NMR (นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกตรัม)	82
ภาคผนวก ค ผลการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค GPC (โครมาโทแกรม)	85
ภาคผนวก ง เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA	92
ภาคผนวก จ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวด้วยเทคนิค SEM	96
ภาคผนวก ฉ ผลการทดสอบสมบัติเชิงกลด้วยเครื่อง Universal testing machine	102

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2-1 โครงสร้างผลึกของไฮดรอกซีแอปาทาइट	14
รูปที่ 2-2 รูปร่างผลึกของไฮดรอกซีแอปาทาइट	14
รูปที่ 2-3 กระจุกมนุษย์และสารไฮดรอกซีแอปาทาइट	22
รูปที่ 2-4 รูปผลึกของ Wollastonite ที่พบได้ในธรรมชาติ	23
รูปที่ 2-5 โครงสร้างของแคลเซียมซิลิเกต	26
รูปที่ 3-1 แผนงานการสังเคราะห์แคลเซียมซิลิเกต	42
รูปที่ 3-2 แผนงานการสกัดด้วยวิธีแยกจากมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต	44
รูปที่ 3-3 แผนงานการสังเคราะห์พอลิเมทิลเมทาคริเลต	46
รูปที่ 3-4 แผนงานการเตรียมวัสดุประกอบไฮดรอกซีแอปาทาइट-แคลเซียมซิลิเกต โดยการขึ้นรูปด้วยการกดอัด	48
รูปที่ 3-5 แผนงานการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทาइट- แคลเซียมซิลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต	50
รูปที่ 3-6 แผนงานการวัดความแข็งแรงกด	51
รูปที่ 4-1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอปาทาइटก่อนนำไป เผาแคลไซน์	52
รูปที่ 4-2 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของ HAp ภายหลังจากเผาแคลไซน์ ที่อุณหภูมิ 1100 °C	53
รูปที่ 4-3 โครงสร้างทางจุลภาคของไฮดรอกซีแอปาทาइटที่ผ่านการขึ้นรูป	53
รูปที่ 4-4 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของแคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ได้	55
รูปที่ 4-5 โครงสร้างทางจุลภาคของแคลเซียมซิลิเกตที่ผ่านการขึ้นรูป	55
รูปที่ 4-6 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของชิ้นงานเซรามิกส์ที่อัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ	57
รูปที่ 4-7 โครงสร้างจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS	59
รูปที่ 4-8 ลักษณะทางกายภาพของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และ วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA	60
รูปที่ 4-9 โครงสร้างจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานเซรามิกส์ก่อนการเตรียม วัสดุประกอบและโครงสร้างจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานวัสดุประกอบ ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่ 4-10 กราฟแสดงค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของชิ้นงานเซรามิกส์
TCP-CS และวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ในอัตราส่วน
TCP:CS ต่าง ๆ

หน้า

69



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1-1 แคลเซียมฟอสเฟตชนิดต่าง ๆ ที่มีอัตราส่วนของ Ca:P แตกต่างกัน	1
ตารางที่ 2-1 การประยุกต์ใช้งาน ข้อดีและข้อเสียของวัสดุชีวภาพ	6
ตารางที่ 2-2 ชนิดของเซรามิกส์ตามกลไกการยึดติดและตัวอย่างของเซรามิกส์แต่ละประเภท	11
ตารางที่ 2-3 สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปพาไทต์	15
ตารางที่ 2-4 องค์ประกอบทางเคมี ระบบผลึก สมบัติเชิงกลของสารเคลือบฟัน กระดูก และไฮดรอกซีแอปพาไทต์	16
ตารางที่ 2-5 แคลเซียมฟอสเฟตชนิดต่าง ๆ ที่มีอัตราส่วนของ Ca:P แตกต่างกัน	18
ตารางที่ 2-6 ส่วนประกอบทางเคมีของแคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite	24
ตารางที่ 2-7 อัตราส่วนระหว่างพอลิเมทิลเมทาคริเลต, ไฮดรอกซีแอปพาไทต์และโคโคซานที่ใช้ในการเตรียมชิ้นงานทดสอบ	37
ตารางที่ 3-1 อัตราส่วนและน้ำหนักไฮดรอกซีแอปพาไทต์ต่อแคลเซียมซิลิเกตด้วยวิธีขึ้นรูปกดอัด	47
ตารางที่ 3-2 อุณหภูมิและเวลาในการเผาชิ้นงานไฮดรอกซีแอปพาไทต์-แคลเซียมซิลิเกต	47
ตารางที่ 4-1 อัตราส่วน โดยโมลระหว่าง CaO:SiO ₂ ของ CS ที่สังเคราะห์ได้	54
ตารางที่ 4-2 ค่าความหนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ในแต่ละอัตราส่วน	56
ตารางที่ 4-3 ผลการวิเคราะห์ GPC ของ PMMA ที่สังเคราะห์ได้ในรูปพูนของชิ้นงานเซรามิกส์ที่อัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ	64
ตารางที่ 4-4 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบและความหนาแน่นของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA เปรียบเทียบกับชิ้นงานเซรามิกส์	67
ตารางที่ 4-5 ค่าความแข็งแรงกดของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS	68
ตารางที่ 4-6 ค่าความแข็งแรงกดของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS/PMMA	68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการพิเศษ

การสูญเสียอวัยวะจากอุบัติเหตุ ผู้ที่มีปัญหาอวัยวะในร่างกายไม่สามารถทำหน้าที่ได้อย่างสมบูรณ์ รวมถึงผู้ที่ต้องการศัลยกรรมอวัยวะบางส่วนให้ดีขึ้น จำเป็นต้องได้รับการบำบัดรักษา ซึ่งการเปลี่ยนถ่ายอวัยวะเป็นทางเลือกหนึ่งที่มีการนำมาใช้ แต่การรักษาด้วยวิธีนี้มีข้อจำกัดทางด้านปริมาณ คุณภาพ ระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายและแหล่งที่มาของเนื้อเยื่อ ดังนั้นจึงได้มีการนำวัสดุชีวภาพหรืออวัยวะเทียมมาใช้ทดแทนเนื้อเยื่อหรืออวัยวะภายในร่างกายที่บกพร่องไม่สามารถใช้งานได้ โดยวัสดุชีวภาพที่เลือกใช้ควรเป็นวัสดุที่ไม่มีพิษต่อร่างกาย มีคุณภาพ และสมบัติเชิงกลใกล้เคียงกับอวัยวะในร่างกายของมนุษย์อย่างมาก อีกทั้งยังสามารถกำหนดปริมาณในการผลิตและควบคุมมาตรฐานได้

แคลเซียมฟอสเฟตเป็นสารประกอบประเภทหนึ่งที่มีอยู่มากในธรรมชาติและในระบบร่างกายของสิ่งมีชีวิต ในปัจจุบันสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตหลายชนิดเข้ามามีบทบาทสำคัญในทางการแพทย์ โดยเฉพาะในด้านออร์โทปีดิกส์และทันตกรรม เนื่องจากสารประกอบเหล่านี้มีองค์ประกอบทางเคมีคล้ายคลึงกับเนื้อเยื่อแข็งในร่างกาย จึงมีความสามารถเข้ากันได้ดีกับระบบร่างกาย สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตหลายชนิดเป็นที่ยอมรับและถูกผลิตขึ้นในเชิงพาณิชย์แล้ว เช่น ไฮดรอกซีอะปาทาइट [1,2] (Hydroxyapatite, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HAp) ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Tricalcium phosphate, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TCP) ไดแคลเซียมฟอสเฟต (Dicalcium phosphate, Ca HPO_4 , DCP) และ เตตระแคลเซียมฟอสเฟต (Tetracalcium phosphate, $\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$, TTCP) เป็นต้น สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตเหล่านี้จะมีอัตราส่วน โดย โมลของ Ca:P ต่างกัน ดังแสดงในตารางที่ 1-1 ซึ่งจะมีผลต่อสมบัติความว่องไวในทางชีวภาพที่ต่างกัน [3]

ตารางที่ 1-1 แคลเซียมฟอสเฟตชนิดต่าง ๆ ที่มีอัตราส่วนของ Ca:P แตกต่างกัน

สูตร	ชื่อ	อักษรย่อ	Ca:P
$\text{CaO}(\text{PO}_4)_2$	Tetracalcium phosphate (Hilgentockite)	TeCP (TTCP)	2.0
$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Hydroxyapatite	HAp	1.67
$\text{Ca}_{10-x}\text{H}_{2x}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Amorphous calcium phosphate	ACP	-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1-1 (ต่อ)

สูตร	ชื่อ	อักษรย่อ	Ca:P
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	Tricalcium phosphate (α, β, γ)	TCP	1.50
$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	Octacalcium phosphate	OCP	1.33
$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Dicalcium phosphate dehydrate (Brushite)	DCPD	1.0
CaHPO_4	Dicalcium phosphate (Monetite)	DCP	1.0
$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$	Calcium pyrophosphate dihydrate	CPPD	1.0
$\text{Ca}_7(\text{P}_5\text{O}_{16})_2$	Heptacalcium phosphate (Tromelite)	HCP	0.7
$\text{Ca}_2\text{H}_2\text{P}_6\text{O}_4$	Tetracalcium dihydrogen phosphate	TDHP	0.67
$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	Monocalcium phosphate monohydrate	MCPM	0.5
$\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$	Calcium metaphosphate (α, β, γ)	CMP	0.5

ในงานวิจัยจำนวนมากนิยมใช้ไฮดรอกซีเอปาทไตต์ เป็นวัตถุดิบในการผลิตเป็นวัสดุชีวภาพ อย่างไรก็ตามไฮดรอกซีเอปาทไตต์จัดเป็นเซรามิกส์ที่มีความว่องไวในทางชีวภาพต่ำค่อนไปในทางเฉื่อยต่อปฏิกิริยาชีวภาพ (Bionert) ในขณะที่ไตรแคลเซียมฟอสเฟต จัดเป็นเซรามิกส์ที่มีความว่องไวในทางชีวภาพสูง (Bioactive) ค่อนไปทางวัสดุที่สามารถสลายตัวได้ในระบบชีวภาพ (Biodegradable) ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ไตรแคลเซียมฟอสเฟตเป็นวัตถุดิบในการเตรียมก้อนวัสดุประกอบ แต่เนื่องจากไตรแคลเซียมฟอสเฟตมีความแข็งแรงต่ำและขึ้นรูปได้ยากจึงนำเอาแคลเซียมซิลิเกต (CaSiO_3 , CS) ซึ่งเป็นเซรามิกส์ที่มีความแข็งแรงขึ้นรูปได้ง่ายและมีความว่องไวในทางชีวภาพสูงมาผสมร่วมกับไตรแคลเซียมฟอสเฟต ได้เป็นก้อนเซรามิกส์ผสมระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมซิลิเกต (TCP-CS) และถูกเตรียมเป็นวัสดุประกอบร่วมระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมซิลิเกต (TCP-CS) กับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA)

งานวิจัยของระพีและสิริรัตน์ [4] ได้เสนอว่า ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (MMA) ในรูปของก้อนเซรามิกส์แคลเซียมซิลิเกตและไฮดรอกซีเอปาทไตต์ มีการหดตัวสูงเป็นผลให้ก้อนเซรามิกส์เกิดการแตกร้าว ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงพัฒนาวิธีการเตรียมวัสดุประกอบโดยการนำพอลิเมทิลเมทาคริเลตมาผสมกับมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (PMMA - MMA) ในอัตราส่วนที่เหมาะสม จากนั้นนำก้อนเซรามิกส์ไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมซิลิเกต (TCP-CS) ที่มีรูพรุนมาแช่ในสารละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลตในมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (PMMA-MMA) แล้วนำไปทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน การผสมพอลิเมทิลเมทาคริเลตใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารละลายมอนอเมอร์ เพื่อช่วยลดการหดตัวของผลิตภัณฑ์พอลิเมอร์ภายในวัสดุประกอบ วัสดุประกอบที่เตรียมถูกนำไปทดสอบสมบัติเชิงกลด้านความแข็งแรงกด (Compressive strength) เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปเป็นแนวทางในการศึกษาความเป็นไปได้ในการนำวัสดุประกอบไปประยุกต์ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์

1. ศึกษาอัตราส่วนระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตที่เหมาะสมในการเตรียมชิ้นงานเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต (TCP-CS)
2. เตรียมวัสดุประกอบระหว่างเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต (TCP-CS/PMMA)
3. ศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบจากเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต และพอลิเมทิลเมทาคริเลต

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้ศึกษาการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต และพอลิเมทิลเมทาคริเลต โดยเริ่มต้นจากการสังเคราะห์วัสดุดิบต่าง ๆ ได้แก่ แคลเซียมซิลิเกต โดยวิธีตกตะกอนทางเคมีและพอลิเมทิลเมทาคริเลตด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย นำวัสดุดิบแคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ได้มาผสมกับวัสดุดิบไฮดรอกซีเอปาทาइटเกรดการค้า เพื่อเตรียมชิ้นงานเซรามิกส์ร่วมระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตที่มีรูพรุน จากนั้นเตรียมวัสดุประกอบโดยการพอลิเมอไรซ์มอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตภายในรูพรุนของชิ้นงานเซรามิกส์ที่มีรูพรุน วัสดุประกอบที่เตรียมได้ถูกนำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคต่าง ๆ พร้อมทั้งทดสอบสมบัติเชิงกลด้านความแข็งแรงกด เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปเป็นแนวทางในการพิจารณาความเป็นไปได้ของการนำวัสดุประกอบระหว่างเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต และพอลิเมทิลเมทาคริเลตไปใช้ในการผลิตวัสดุชีวภาพหรืออวัยวะเทียม เพื่อประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถเตรียมวัสดุประกอบระหว่างเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต และพอลิเมทิลเมทาคริเลตได้
2. ทำให้ทราบข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบระหว่างเซรามิกส์ร่วม ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกต และพอลิเมทิลเมทาคริเลต
3. ทำให้ทราบถึงความเป็นไปได้ที่จะนำวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้มาใช้กับร่างกายของมนุษย์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 การบำบัดรักษาโดยการเปลี่ยนถ่ายอวัยวะในปัจจุบัน

การบำบัดรักษาโดยการเปลี่ยนถ่ายอวัยวะในปัจจุบันสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลัก ๆ [4,5] คือ การปลูกถ่ายเนื้อเยื่อและอวัยวะจากธรรมชาติ และ การเปลี่ยนถ่ายโดยใช้วัสดุสังเคราะห์ ดังจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป

2.1.1 การปลูกถ่ายเนื้อเยื่อและอวัยวะจากธรรมชาติ (Transplantation)

วิธีนี้จะแบ่งย่อยได้เป็น 3 ประเภทตามที่มาของอวัยวะ ดังนี้

2.1.1.1 Autograft transplants หรือ Autogeneous implant

วิธีนี้เป็นการปลูกถ่ายเนื้อเยื่อจากอวัยวะส่วนอื่น ๆ ของผู้ป่วยเอง ซึ่งวิธีนี้มีข้อดีคือ ไม่เกิดการต่อต้านจากร่างกาย และ ไม่มีปัญหาเรื่องระบบภูมิคุ้มกันอีกด้วย อย่างไรก็ตามปัญหาหลักของวิธีการรักษานี้คือ จะก่อให้เกิดบาดแผลบริเวณอวัยวะที่ตัดเนื้อเยื่อออกมาซึ่งจะต้องเสียเวลาในการรักษาแผล และอาจมีโอกาสดเกิดการติดเชื้อที่บริเวณบาดแผลด้วย ในกรณีผู้ป่วยที่มีสุขภาพไม่แข็งแรงเนื้อเยื่อที่ตัดออกมาอาจมีคุณภาพที่ไม่ดีพอ และที่สำคัญวิธีการปลูกถ่ายนี้มีโอกาสก่อให้เกิดโรคมะเร็งได้

2.1.1.2 Homograft transplants

วิธีนี้เป็นการนำเนื้อเยื่อหรืออวัยวะของผู้บริจาคคนอื่นทั้งที่ยังมีชีวิตอยู่และเสียชีวิตแล้วมาใช้ในการเปลี่ยนถ่ายในร่างกายของผู้ป่วย วิธีนี้สามารถแก้ไขข้อจำกัดบางประการที่เกิดกับเนื้อเยื่อประเภท Autografts ได้ แต่อย่างไรก็ตามวิธีการรักษานี้ยังมีข้อจำกัดคือ อวัยวะหรือเนื้อเยื่อที่ได้รับบริจาคมาอาจจะมีสภาพไม่สมบูรณ์เนื่องจากการเสื่อมไประหว่างขั้นตอนการถ่ายทอดจากผู้บริจาคไปถึงผู้รับ เนื้อเยื่อประเภทนี้มีโอกาสถูกต่อต้านจากร่างกายผู้รับซึ่งอาจทำให้เนื้อเยื่อบริเวณนั้นเกิดการติดเชื้อ โรคได้ง่าย อีกทั้งถูกตั้งข้อสังเกตในเรื่องคุณธรรมและจริยธรรมในเรื่องการตัดเนื้อเยื่อบางส่วนจากผู้ป่วยที่ยังมีชีวิตอยู่ อย่างไรก็ตามการรักษาวินิจฉัยยังมีปัญหาหลักที่สำคัญคือการขาดแคลนผู้บริจาคเนื้อเยื่อจึงมีผู้ป่วยจำนวนน้อยที่ได้รับประโยชน์จากวิธีนี้

2.1.1.3 Herografts หรือ Xenografts

วิธีนี้จะใช้เนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตชนิดอื่นทั้งที่มีชีวิตหรือเสียชีวิตแล้วก็ได้แต่ผลที่ได้ นั้นต่ำกว่าที่ต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 การเปลี่ยนถ่ายโดยใช้วัสดุสังเคราะห์ (Implantation)

วัสดุประเภทนี้มีข้อได้เปรียบหลายประการคือ ไม่มีปัญหาด้านศีลธรรมและจริยธรรม ไม่มีข้อจำกัดในด้านปริมาณ สามารถผลิตขึ้นมาใหม่ได้ และไม่มีปัญหาด้านคุณภาพของเนื้อเยื่อ เนื่องจากสามารถควบคุมมาตรฐานการผลิตได้ นอกจากนี้วัสดุสังเคราะห์ที่ผลิตขึ้นมาจะผ่านการทดสอบเพื่อให้มีประสิทธิภาพได้มาตรฐานสากล ทำให้โอกาสเกิดความล้มเหลวเชิงกลของวัสดุประเภทนี้ลดต่ำกว่าวัสดุธรรมชาติทั่วไป อีกทั้งยังสามารถผลิตโดยใช้วัสดุได้หลากหลายชนิดตามลักษณะของการประยุกต์ใช้งานดังแสดงในตารางที่ 2-1 อย่างไรก็ตามปัญหาสำคัญของวัสดุประเภทนี้คือ วัสดุจำพวกนี้จะมีอายุการใช้งานจำกัด ต้องมีการเปลี่ยนเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลาานาน วัสดุประเภทนี้ยังขาดความสามารถในการซ่อมแซมตัวเองและความสามารถในการปรับปรุงโครงสร้างและสมบัติของตนเองให้เหมาะสมเมื่ออยู่ภายใต้สภาวะของร่างกายซึ่งเป็นสมบัติสำคัญของเนื้อเยื่อธรรมชาติทั่วไป เช่น การรับแรงเชิงกล เป็นต้น

ตารางที่ 2-1 การประยุกต์ใช้งาน ข้อดี และข้อเสียของวัสดุชีวภาพ [4]

วัสดุ	การประยุกต์ใช้งาน	ข้อดีของวัสดุ	ข้อเสียวัสดุ
Stainless steel	ศัลยกรรมกระดูกที่แตก อวัยวะเทียม	ราคาถูก	เกิดการกัดกร่อนได้ง่าย
Ti-Al-V	ศัลยกรรมกระดูกที่แตก	มีความสามารถในการ เข้ากันได้กับระบบ ชีวภาพของร่างกาย (Biocompatibility) มีความแข็งแรงต่ำ	ราคาแพง
Ni-Cr	ศัลยกรรมกระดูก โคนขา	มีความแข็งแรงสูงและ ทนทานต่อการกัดกร่อน	มีความสามารถในการเข้า กันได้กับระบบชีวภาพ ของร่างกายต่ำ
Polyacetal	วัสดุยึดติดฟันเทียม	ราคาถูก ง่ายต่อการ ฆ่าเชื้อ	มีการเกิดพอร์มีลดีไฮด์ ทนทานการขัดสีต่ำ
PMMA cement	วัสดุอุดช่องว่าง	มีการใช้งานแพร่หลาย	เกิดปฏิกิริยาคายความร้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2-1 (ต่อ)

วัสดุ	การประยุกต์ใช้งาน	ข้อดีของวัสดุ	ข้อเสียวัสดุ
Al ₂ O ₃	วัสดุยึดติดฟันเทียม	มีความสามารถในการเข้ากันได้กับระบบชีวภาพของร่างกาย	ราคาแพง เทคนิคการผลิตค่อนข้างยาก
ZrO ₂ -TZP	วัสดุยึดติดฟันเทียม	ความแข็งแรง	ยังขาดความเชี่ยวชาญในการผลิต

2.2 วัสดุทางชีวภาพ [6]

ในปี ค.ศ.1974 ได้มีการตั้งนิยามของวัสดุชีวภาพ (Biomaterials) อย่างเป็นทางการว่า “วัสดุชีวภาพเป็นวัสดุที่เฉื่อย ถูกออกแบบมาเพื่อฝังหรือรวมเข้าไปในร่างกายของสิ่งมีชีวิต” ต่อมาในปี ค.ศ. 1980 ได้มีนักวิทยาศาสตร์ชื่อ Bruck ได้ให้คำนิยามไว้ว่า “วัสดุชีวภาพเป็นวัสดุสังเคราะห์ที่ดีเทียบเท่าอวัยวะธรรมชาติและได้เข้าไปมีส่วนเกี่ยวข้องกับเนื้อเยื่อ เลือด และของเหลวในร่างกาย โดยไม่ก่อให้เกิดผลเสียต่อร่างกาย โดยถูกกำหนดไว้ใช้งานทางศัลยกรรม การวินิจฉัยโรค การเย็บยารักษาโรคและสามารถเก็บรักษาไว้ใช้งานทางการแพทย์ได้”

2.2.1 ข้อดีและข้อเสียของวัสดุชีวภาพ

ข้อดีของวัสดุชีวภาพ

- ผลิตได้มากตามต้องการ
- ไม่มีปัญหาด้านคุณภาพของวัสดุ โอกาสเกิดความล้มเหลวเชิงกลของวัสดุต่ำกว่าวัสดุธรรมชาติทั่วไปเนื่องจากผ่านการทดสอบเพื่อให้มีประสิทธิภาพได้มาตรฐานสากล โอกาสเกิดอาการแทรกซ้อนน้อยลงเนื่องจากมีการทดสอบความสามารถในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย

ข้อเสียของวัสดุชีวภาพ

- มีอายุการใช้งานที่จำกัด
- ไม่สามารถเจริญเติบโตได้
- ขาดความสามารถในการซ่อมแซมตัวเองและความสามารถในการปรับปรุงโครงสร้างและสมบัติของตนเองให้เหมาะสมเมื่ออยู่ภายใต้สภาวะของร่างกายเท่ากับอวัยวะจริง
- ยังไม่มีการผลิตให้ครอบคลุมกับทุกอวัยวะของร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 การจำแนกประเภทของวัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียม [6]

วัสดุชีวภาพสามารถแบ่งตามลักษณะที่มาได้เป็น 2 ประเภทคือ

1. วัสดุธรรมชาติ (Biological materials) ได้แก่เนื้อเยื่อและวัสดุธรรมชาติต่าง ๆ
2. วัสดุสังเคราะห์สำหรับการเปลี่ยนถ่าย (Implant materials) ได้แก่วัสดุสังเคราะห์ที่ทำหน้าที่แทนวัสดุธรรมชาติได้

วัสดุชีวภาพและอวัยวะเทียมสามารถจำแนกประเภทตามวัสดุที่ใช้ผลิตดังนี้

1. โลหะ (Materials) เช่น ไททานเนียม และโลหะผสม สแตนเลส ทองคำและเงิน เป็นต้น โลหะมีค่าความแข็งแรงดึงและความทนทานต่อแรงกระแทกสูง ทนต่อการกัดกร่อนและมีความเหนียว แต่อาจสึกกร่อนและปล่อยสารที่เป็นพิษต่อร่างกายได้ นอกจากนี้โลหะบางประเภทยังขึ้นรูปได้ยาก ตัวอย่างการนำไปใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ เช่น ข้อต่อ รากฟันเทียม กระดูกและส่วนที่ยึดติดกระดูก ฯลฯ

2. พอลิเมอร์ (Polymers) เช่น ยาง ซิลิโคน เทฟลอน ไนลอน เป็นต้น โดยพอลิเมอร์มีความยืดหยุ่น ความหนาแน่นต่ำและสามารถผลิตได้ง่าย แต่พอลิเมอร์ส่วนใหญ่ไม่แข็งแรงเมื่อเทียบกับวัสดุประเภทอื่น และเกิดการเสียดสีได้เมื่อใช้เป็นเวลานาน ตัวอย่างการนำไปใช้งาน เช่น การเย็บตักแต่ง เส้นเลือดเทียม ข้อต่อสะโพก และเนื้อเยื่ออ่อนต่าง ๆ

3. เซรามิกส์ (Ceramics) เช่น แคลเซียมฟอสเฟต ไฮดรอกซีอะปาทาइट เป็นต้น ซึ่งวัสดุประเภทนี้มีความเข้ากันได้ดีกับร่างกาย ทนต่อการกัดกร่อน มีทั้งที่เหนียวและว่องไวทางชีวภาพ แต่เซรามิกส์มีลักษณะเปราะและไม่ยืดหยุ่น การนำไปใช้งานทางการแพทย์ เช่น นำไปทำฟันปลอม เคลือบกระดูกและฟัน ข้อต่อ ฯลฯ

4. วัสดุประกอบ (Composites) เช่น โลหะเคลือบผิวด้วยเซรามิกส์ วัสดุเคลือบผิวด้วยคาร์บอน เป็นต้น สมบัติเชิงกลมีหลากหลายและเหมาะสำหรับการนำไปใช้งานทางการแพทย์ในรูปแบบต่าง ๆ แต่มีขั้นตอนในการผลิตยากกว่าวัสดุประเภทอื่น ตัวอย่างการใช้งาน เช่น ข้อต่อซึ่งเป็นส่วนที่รับแรงมาก ลิ้นหัวใจเทียม ฯลฯ

2.3 วัสดุประกอบ (Composites) [7]

เนื่องจากวัสดุชีวภาพที่ผลิตมาจากโลหะ พอลิเมอร์ หรือเซรามิกส์เพียงอย่างเดียวอาจจะมีข้อด้อยในสมบัติบางประการดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาโดยนำเอาวัสดุแต่ละชนิดมาประกอบรวมกันเพื่อให้ได้วัสดุที่มีสมบัติตามต้องการและสามารถนำไปใช้งานได้มีประสิทธิภาพซึ่งวัสดุดังกล่าวนี้เรียกว่า “วัสดุประกอบ (Composites)”

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1 ความหมายของวัสดุประกอบ

วัสดุประกอบ (Composites) คือ วัสดุที่ประกอบด้วยสารตั้งแต่ 2 ชนิดขึ้นไปผสมกัน โดยสารแต่ละชนิดจะมีรูปร่างและส่วนประกอบทางเคมีแตกต่างกัน โดยสารแต่ละชนิดจะไม่ละลายซึ่งกันและกัน องค์ประกอบสองส่วนหลัก ได้แก่

1. ส่วนเสริมแรง (Reinforced phases) คือ ส่วนที่เป็นโครงสร้างที่ให้ความแข็งแรงแก่วัสดุประกอบ วัสดุที่เป็นส่วนเสริมแรงนี้มีความแข็งแรงและมีค่ามอดุลัสสูง เช่น เส้นใยคาร์บอน เซรามิกส์ เป็นต้น

2. เมตริกซ์ (Matrices) คือ วัสดุที่ทำหน้าที่ยึดส่วนเสริมแรงเข้าด้วยกัน โดยจะล้อมรอบและปกป้องส่วนเสริมแรงจากสภาวะสิ่งแวดล้อมภายนอก เมตริกซ์จะทำหน้าที่เป็นตัวถ่ายเทแรงที่ได้รับไปสู่ส่วนเสริมแรง

2.3.2 ชนิดของวัสดุประกอบ

ชนิดของวัสดุประกอบสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภท คือ

1. วัสดุประกอบที่มีพอลิเมอร์เป็นเมตริกซ์ (Polymer Matrix Composites, PMCs) พอลิเมอร์ถูกนำมาใช้เนื่องจากความแข็งแรง สมบัติต่าง ๆ ที่ดีแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ตามสมบัติทางความร้อนของพอลิเมอร์ คือ เทอร์โมเซตและเทอร์โมพลาสติก ซึ่งส่วนใหญ่มักเป็นเทอร์โมเซต เช่น พอลิเอสเตอร์เรซินและอีพอกซี

2. วัสดุประกอบที่มีเซรามิกส์เป็นเมตริกซ์ (Ceramics Matrix Composites, CMCs) เซรามิกส์เป็นวัสดุที่แตกง่าย ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญที่ไม่นำไปใช้เป็นวัสดุวิศวกรรม แต่เนื่องจากเซรามิกส์มีสมบัติทางความร้อนที่ดี ดังนั้นในปัจจุบันได้มีการเสริมแรงด้วยเส้นใยเพื่อนำไปใช้งานในด้านอากาศยาน

3. วัสดุประกอบที่มีโลหะเป็นเมตริกซ์ (Metal Matrix Composites, MMCs) มักใช้งานในด้านอุตสาหกรรมรถยนต์และยานอวกาศ แต่มีข้อเสียเนื่องจากความหนาแน่นของโลหะที่มากจึงทำให้วัสดุประกอบที่มีโลหะเป็นเมตริกซ์มีน้ำหนักมากไปด้วย

2.4 ปฏิริยาโต้ตอบของร่างกายต่อวัสดุชีวภาพ [4]

สมบัติสำคัญของวัสดุชีวภาพ คือ มีความสามารถในการเข้ากันได้ระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุชีวภาพ โดยไม่ก่อให้เกิดการตอบสนองที่ผิดปกติของร่างกาย เช่น ไม่ก่อให้เกิดการระคายเคืองและอักเสบของเนื้อเยื่อรอบข้าง ไม่ก่อให้เกิดอาการแพ้หรือเกิดมะเร็ง เป็นต้น ปฏิริยาตอบโต้ของร่างกายที่มีต่อวัสดุชีวภาพสามารถแบ่งได้เป็น 4 ชนิด ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. วัสดุเป็นพิษต่อร่างกาย (Toxics) จะทำให้เนื้อเยื่อเกิดความผิดปกติกลายเป็นมะเร็งซึ่งจะทำให้เนื้อเยื่อตาย
2. วัสดุชีวภาพถูกหุ้มด้วยถุงเส้นใยที่ไม่ยึดติดกัน (Non-adherent fibrous capsules) เพื่อแยกวัสดุนั้นออกจากระบบร่างกายของมนุษย์
3. เนื้อเยื่อสร้างพันธะที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุทางชีวภาพ (Bioactives)
4. เนื้อเยื่อสร้างตัวเองแทนที่วัสดุชีวภาพ (Dissolution of implants)

2.5 กลไกการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุเซรามิกส์และวัสดุชีวภาพ

วัสดุเซรามิกส์ชีวภาพสามารถแบ่งตามประเภทการตอบสนองของร่างกายและกลไกการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุเซรามิกส์ชีวภาพได้เป็น 4 ประเภท คือ

1. เซรามิกส์กึ่งเฉื่อย (Nearly inert / Bionert ceramics)

ลักษณะทั่วไปของวัสดุเซรามิกส์ชีวภาพประเภทนี้ คือ เมื่อใส่เข้าไปแทนที่อวัยวะในร่างกายแล้วไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีหรือเกิดการเปลี่ยนแปลงน้อยมาก ซึ่งเนื้อเยื่อในร่างกายจะตอบสนองต่อวัสดุชีวภาพชนิดนี้ โดยการสร้างใยขึ้นมาห่อหุ้มวัสดุชีวภาพชนิดนั้นเพื่อป้องกันไม่ให้วัสดุชีวภาพสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อข้างเคียงภายในร่างกาย อย่างไรก็ตามข้อด้อยของวัสดุประเภทนี้ คือ เมื่อเกิดการเคลื่อนที่บริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อจะทำให้ความหนาของชั้นเส้นใยเพิ่มมากขึ้น ซึ่งมีผลให้ความสามารถในการยึดติดกับกระดูกลดลงและอาจเกิดการเลื่อนหลุดของวัสดุได้

2. เซรามิกส์ที่มีรูพรุน (Porous ceramics)

วัสดุเซรามิกส์ชีวภาพที่มีรูพรุนประเภทนี้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อแก้ปัญหาเรื่องการเลื่อนหลุดของวัสดุประเภทแรกออกจากเนื้อเยื่อข้างเคียง เนื่องจากวัสดุประเภทนี้มีลักษณะเป็นรูพรุน ซึ่งทำให้เนื้อเยื่อสามารถเข้าไปเติบโตภายในรูพรุนได้ ทำให้มีแรงยึดเหนี่ยวที่ดีกว่า เป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อ ข้อจำกัดของวัสดุประเภทนี้ คือ ขนาดของรูพรุนจะต้องมีเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่า 10 ไมครอน เพื่อให้เส้นเลือดฝอยสามารถเจริญเติบโตเข้าไปหล่อเลี้ยงเนื้อเยื่อกระดูกในรูพรุนได้ นอกจากนี้เมื่อเกิดการเคลื่อนที่โดยเฉพาะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุ อาจทำให้เส้นเลือดฝอยขาดได้ซึ่งจะทำให้เนื้อเยื่อที่อยู่ในรูพรุนตายและเกิดการติดเชื้อตามมา

3. เซรามิกส์ที่สามารถถูกดูดซับหรือย่อยสลายได้ภายใต้สภาวะทางสรีระวิทยา (Resorbable ceramics)

วัสดุเซรามิกส์ชีวภาพประเภทนี้มีคุณสมบัติพิเศษซึ่งสามารถย่อยสลายตัวเองได้ เมื่อเข้าไปอยู่ภายในร่างกายและถูกแทนที่ด้วยเนื้อเยื่อธรรมชาติที่ร่างกายสร้างขึ้นมา ข้อจำกัดของวัสดุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประเภทนี้ คือ องค์ประกอบของวัสดุประเภทนี้จะต้องสามารถถูกย่อยสลายด้วยระบบเมตาบอลิซึม ส่วนสารที่ปล่อยออกมาจะต้องไม่เป็นพิษต่อร่างกาย และสามารถถูกกำจัดได้ด้วยระบบของร่างกาย ข้อจำกัดประการหนึ่งของวัสดุประกอบประเภทนี้ คือ ถ้าอัตราการย่อยสลายเร็วเกินไปจะทำให้เกิดช่องว่างของกระดูกใหม่กับอวัยวะเทียม และถ้าอัตราการย่อยสลายช้าเกินไปจะมีผลให้เกิดการซ้อนทับกันของกระดูกและอวัยวะเทียม สมบัติข้อนี้ทำให้เกิดข้อจำกัดในการออกแบบของวัสดุชนิดนี้และมีวัสดุเพียงไม่กี่ชนิดที่สามารถครอบคลุมข้อกำหนดได้ทุกข้อ

4. เซรามิกที่ว่องไวทางชีวภาพ (Bioactive ceramics)

สมบัติของวัสดุประเภทนี้จะอยู่กึ่งกลางระหว่างวัสดุที่ค่อนข้างเฉื่อยและวัสดุที่สามารถถูกดูดซับภายใต้สภาวะร่างกาย ลักษณะโดยทั่วไปของวัสดุประเภทนี้ คือ เมื่อใส่เข้าไปในร่างกายแล้ว จะเกิดปฏิกิริยาเคมีเฉพาะที่บริเวณรอยต่อของวัสดุกับเนื้อเยื่อ ทำให้เกิดการสร้างพันธะระหว่างวัสดุกับกระดูกหรือเนื้อเยื่อภายในร่างกายโดยจะสร้างชั้นไฮดรอกซีแอปาทิตขึ้นที่ผิวของวัสดุเพื่อยึดวัสดุกับเนื้อเยื่อ ดังนั้นจึงช่วยลดปัญหาเรื่องการเลื่อนหลุดที่บริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุได้

ตารางที่ 2-2 ชนิดของเซรามิกส์ตามกลไกการยึดติดและตัวอย่างของเซรามิกส์แต่ละประเภท [8]

ประเภทของวัสดุเซรามิกส์ชีวภาพ	ชนิดของการเชื่อมโยง	ตัวอย่าง
1. เซรามิกส์ค่อนข้างเฉื่อย	Mechanical interlock (Morphological fixation)	Al ₂ O ₃ Zirconia
2. เซรามิกส์ที่มีรูพรุน	Ingrowth of tissues into pores (Biological fixation)	Hydroxyapatite (HAp) HAp coated porous metals
3. เซรามิกส์ที่สามารถถูกดูดซับหรือย่อยสลายได้	Replacement with tissue	Tricalcium phosphate Bioactive glasses
4. เซรามิกส์ที่ว่องไวทางชีวภาพ	Interfacial bonding with tissues	Bioactive glasses Bioactive glasses-ceramics HAp

2.6 การทดสอบวัสดุทางชีวภาพ [5]

โดยทั่วไปกระทำใน 2 วิธี คือ

1. การทดสอบภายนอกร่างกาย

มีวัตถุประสงค์สำคัญ 3 ประการดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สังเกตการทำงานและประเมินผลประสิทธิภาพของวัสดุชีวภาพ
- สามารถบอกสมรรถภาพของวัสดุชีวภาพภายใต้สภาวะแวดล้อมที่แตกต่างกัน
- ประเมินความเชื่อถือได้และความคงทนของวัสดุชีวภาพ

เนื่องจากการนำไปใช้งานจริงจะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อ ของเหลวและอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกาย ซึ่งสภาพแวดล้อมต่าง ๆ นี้ อาจทำให้สมบัติบางประการของวัสดุทางชีวภาพ เปลี่ยนไป ดังนั้นการทดสอบภายนอกร่างกายจึงมีข้อจำกัดมาก ในการศึกษาเพื่อนำไปใช้งานจริงนั้น จะต้องออกแบบการทดลองให้มีสภาวะแวดล้อมคล้ายกับในร่างกาย เพื่อให้ผลการทดลองที่ได้นั้นมี ผลถูกต้องมากที่สุด หรือมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด เช่น ทดสอบโดยใช้ของเหลวที่มี องค์ประกอบคล้ายเลือดหรือพลาสมา

2. การทดสอบภายในร่างกาย

วิธีนี้จะมีข้อได้เปรียบมากกว่าการทดสอบภายนอกร่างกายเพราะสภาวะที่ใช้ในการ ทดลองเป็นสภาวะจริงในร่างกายสิ่งมีชีวิตทำให้ผลการทดลองที่ได้มีความถูกต้องมากกว่าสามารถ แบ่งได้เป็น 4 ขั้นตอนหลัก ๆ ดังนี้

- การประเมินในสัตว์ทดลองที่สุขภาพดี

วิธีการทดลองนี้จะทำโดยการผ่าตัดเพื่อใส่วัสดุทางชีวภาพเข้าไปในร่างกายของ สัตว์ทดลองที่มีสุขภาพดี โดยต้องใส่ในตำแหน่งที่ใกล้เคียงกับที่ต้องการมากที่สุด แต่วิธีนี้มี ข้อจำกัด ได้แก่ วงจรชีวิตและอายุขัยที่ไม่เท่ากัน สรีระและองค์ประกอบในร่างกายบางส่วนที่ไม่ เหมือนกัน

- การประเมินในสัตว์ทดลองที่เป็นโรค

วิธีการนี้จะได้ผลแตกต่างกับการทดสอบกับสัตว์ที่สุขภาพดี เนื่องจากปฏิกิริยาที่ เกิดระหว่างวัสดุชีวภาพกับอวัยวะที่เป็น โรคและไม่เป็น โรคต่างกัน การทดลองในสัตว์ที่มีสุขภาพดี ไม่สามารถประเมินผลได้จึงต้องทำการทดลองในสัตว์ที่เป็น โรค

- การศึกษาจากกลุ่มผู้ป่วยในทางคลินิก

เป็นการทดลองในร่างกายมนุษย์เพื่อตรวจสอบความปลอดภัยของวัสดุทางชีวภาพ และโรคแทรกซ้อนที่อาจเกิดจากการใช้วัสดุทางชีวภาพ

- การใช้ทางคลินิกทั่วไป

วัสดุทางชีวภาพที่สามารถนำไปใช้งานได้นั้นต้องผ่านการทดสอบและรับรองโดย องค์กรที่ทำหน้าที่ควบคุมก่อนนำไปใช้งานกับผู้ป่วยในการทดสอบภายในร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 ไฮดรอกซีแอปาทาइट (Hydroxyapatite)

องค์ประกอบหลักของร่างกายมนุษย์ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ น้ำ คอลลาเจน (Collagen) และไฮดรอกซีแอปาทาइट (Hydroxyapatite) โดยไฮดรอกซีแอปาทาइटเป็นแร่ธาตุที่เป็นองค์ประกอบหลักในกระดูกและฟัน ซึ่งมีอยู่ประมาณ 5% ของน้ำหนักร่างกาย

กระดูกและเนื้อเยื่อแข็งประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก คือ [9]

1. ส่วนที่เป็นแร่ธาตุ ซึ่งเป็นสารอนินทรีย์มีสัดส่วนประมาณ 69% ของน้ำหนักกระดูก ประกอบด้วยสารไฮดรอกซีแอปาทาइटเป็นหลัก
2. เนื้อเยื่อ (Tissues) ซึ่งเป็นสารอินทรีย์ประกอบด้วยเซลล์ ไขมัน และพอลิเมอร์ธรรมชาติ เช่น พอลิแซคคาไรด์ (Polysaccharide) พอลิฟอสเฟต (Polyphosphates) คอลลาเจน (Collagen) เป็นต้น

2.7.1 โครงสร้างผลึกไฮดรอกซีแอปาทาइट [3]

สารไฮดรอกซีแอปาทาइटเป็นสารประกอบจำพวกแคลเซียมฟอสเฟต (Calcium phosphate) มีสูตรทางเคมีเป็น $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ มีอัตราส่วนโดยโมลของ Ca:P เป็น 10:6 หรือ 1.67:1 คำว่าไฮดรอกซีแอปาทาइट มาจากคำว่า “ไฮดรอกซี (Hydroxy)” ซึ่งหมายถึง ไฮดรอกไซด์ไอออน (Hydroxide ion) และคำว่า “แอปาทาइट (Apatite)” เป็นชื่อของผลึกแร่ธาตุที่มีองค์ประกอบดังนี้ $\text{M}_{10}(\text{ZO}_4)_6\text{X}_2$

สารประกอบแอปาทาइट (Apatite compounds) มีส่วนประกอบแตกต่างกันออกไป ขึ้นกับไอออนที่เข้าไปแทนที่ในตำแหน่ง M Z และ X ซึ่งไอออนที่เป็นไปได้ในการแทนที่ ได้แก่

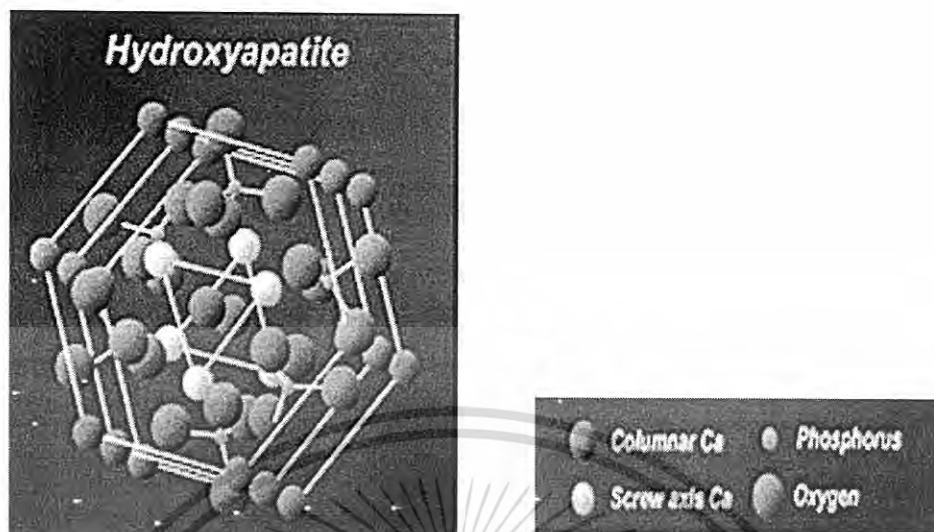
M = Ca, Sr, Ba, Cd, Pb, Mg, Na, K, H, D ฯลฯ

Z = P, V, As, S, Si, Ge, Cr, B ฯลฯ

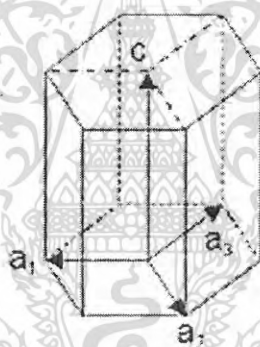
X = OH, OD, CO_3 , O, BO_2 , F, Cl, Br, Vacancy ฯลฯ

สูตรเคมี	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
น้ำหนักโมเลกุล (Molecular weight)	M = 1004.8
ระบบผลึก (Crystal system)	Hexagonal
ขนาดหน่วยเซลล์ (Unit cell)	A = 9.423 Å, c = 6.875 Å
Chemical Unit Number	Z = 1
ความหนาแน่น (Density)	D = 3.16 g/cm ³

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-1 โครงสร้างผลึกของไฮดรอกซีเอปาทาइट [10]



รูปที่ 2-2 รูปร่างผลึกของไฮดรอกซีเอปาทาइट [11]

ไฮดรอกซีเอปาทาइटมีรูปผลึกเป็นเฮกซะโกนอล (Hexagonal) ดังแสดงในรูปที่ 2-1 และรูปที่ 2-2 โดยมีหมู่ไฮดรอกซิลอยู่บริเวณมุมที่ฐานรอมบิก (Rhombic) ของหน่วยเซลล์ (Unit cell) ซึ่งมีการจัดเรียงตัวเป็นคอลัมน์ในที่ว่างซึ่งมีความสูงเป็นครึ่งหนึ่งของความสูงของหน่วยเซลล์ คอลัมน์ของหมู่ไฮดรอกซิลถูกล้อมรอบด้วยแคลเซียมไอออน 6 ไอออนที่จัดเรียงตัวในลักษณะสามเหลี่ยมด้านเท่า 2 รูปตั้งฉากกับคอลัมน์ของไฮดรอกซิล โดยมีหมู่ไฮดรอกซิลเป็นศูนย์กลางแคลเซียมไอออน อีก 4 ไอออนที่เหลือเรียงต่อเป็นคอลัมน์ 2 คอลัมน์ระหว่างสามเหลี่ยมด้านเท่าของแคลเซียมไอออนขนานกับคอลัมน์ของไฮดรอกซิล แคลเซียมไอออนเหล่านี้ถูกล้อมรอบด้วยออกซิเจนของออร์โทฟอสเฟตเตตระฮีดรอล (Orthophosphate tetrahedral) โดยออกซิเจนของไฮดรอกซิล (Hydroxyl oxygen) จะอยู่ห่างจากระนาบของสามเหลี่ยมไฮดรอกซิลประมาณ 0.3 \AA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.2 สมบัติของไฮดรอกซีแอปาทาइट [12]

ไฮดรอกซีแอปาทาइटเป็นสารประกอบที่ไม่เสถียรต่อความร้อน สลายตัวที่อุณหภูมิ 800 - 1200°C ขึ้นอยู่กับสัดส่วนขององค์ประกอบทางเคมี โดยทั่วไปไฮดรอกซีแอปาทาइटมีความแข็งแรงเชิงกลต่ำ จึงไม่สามารถนำไปใช้ในงานที่ต้องรับน้ำหนักมาก ๆ ได้

สมบัติทางกายภาพ

ค่าความแข็งของไฮดรอกซีแอปาทาइटในระบบของ Mohs เท่ากับ 5 และความหนาแน่นเท่ากับ 3.16 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปาทาइट แสดงได้ดังตารางที่ 2-3

ตารางที่ 2-3 สมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปาทาइट

Sintering 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 compressive on 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	74.6±4.1	80.0±6.4
1250	465±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

ความสามารถในการละลายของไฮดรอกซีแอปาทาइट [9]

ไฮดรอกซีแอปาทาइटสามารถละลายได้ในสารละลายกรด และละลายได้เล็กน้อยในน้ำกลั่น แต่ไม่สามารถละลายได้ในสารละลายอัลคาไลน์ โดยมีค่าการละลายในน้ำกลั่น (pKs) ประมาณ 120

$$pK_s = -\log([Ca]^{2+}[PO_4]^{3-}[OH]^-) \cong 120 \quad (1)$$

ความสามารถในการละลายในน้ำกลั่นจะเพิ่มขึ้นเมื่อเติมสารอิเล็กโทรไลต์ (Electrolyte) แต่ความสามารถในการละลายของไฮดรอกซีแอปาทาइटจะเปลี่ยนแปลงเมื่อมีกรดอะมิโน โปรตีน เอนไซม์ และสารอินทรีย์อื่น ๆ สมบัติด้านการละลายนี้สัมพันธ์กับความสามารถในการเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) กับเนื้อเยื่อ และปฏิกิริยาเคมีกับสารประกอบอื่น ๆ อย่างไรก็ตาม เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราของการละลายยังขึ้นอยู่กับความแตกต่างของรูปร่าง ความมีรูพรุน ขนาดผลึก ความเป็นผลึก และการเสียรูปเนื่องจากความเครียด (Strain defects) เมื่อนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์ไปเผาที่อุณหภูมิสูง จะทำให้ความสามารถในการละลายลดลง

2.7.3 แอปพาไทต์ในกระดูกและฟัน

แอปพาไทต์ในกระดูกและฟันอาจเรียกว่า “สารแอปพาไทต์ชีวภาพ” (Biological apatite) ซึ่งมีสูตรเคมีหลากหลายแตกต่างกันขึ้นกับไอออนองค์ประกอบของแอปพาไทต์ และความบกพร่อง (Defects) ที่ต่างกัน ดังแสดงในตารางที่ 2-4

ตารางที่ 2-4 องค์ประกอบทางเคมี ระบบผลึกและสมบัติเชิงกลของเคลือบฟัน กระดูก และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ [12]

	Enamel	Bone	HAp
<i>Constituents (wt%):</i>			
Calcium, Ca ²⁺	36.0	24.5	39.6
Phosphorus, P	17.7	11.5	18.5
(Ca/P) molar	1.62	1.65	1.67
Sodium, Na ⁺	0.5	0.7	tr
Potassium, K ⁺	0.08	0.03	tr
Magnesium, Mg ⁺	0.44	0.55	tr
Carbonate, CO ₃ ²⁺	3.2	5.8	-
Fluoride, F ⁻	0.01	0.02	-
Chloride, Cl ⁻	0.30	0.10	-
Ash (total inorganic)	97.0	65.0	100
Total organic	1.0	25.0	-
Absorbed H ₂ O	1.5	9.7	-
Trace elements: Sr ²⁺ , Pb ²⁺ , Ba ²⁺ , Fe ³⁺ , Zn ²⁺ , Cu ²⁺ , etc.			
<i>Crystallographic properties</i>			
Lattice parameters			
(+/- 0.003 Å°)			
a-axis	9.441	9.419	9.422
c-axis	6.882	6.880	6.880
Crystallinity index	70-75	33-37	100

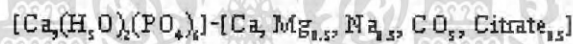
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตำหนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ตารางที่ 2-4 (ต่อ)

	Enamel	Bone	HAp
Crystallinity size, A°	1300 × 300	250 × 25-50	
Products after sintering (950 °C)	Hydroxyapatite (HAp) + Tricalcium Phosphate (TCP)	Hydroxyapatite (HAp) + Calcium Oxide (CaO)	Hydroxyapatite (HAp)
Mechanical properties			
Elastic modulus (10 ⁶ MPa)	0.014	0.020	0.01
Tensile strength	70	150	100

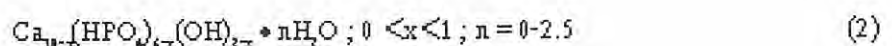
สูตรเคมีที่เป็นไปได้ขององค์ประกอบของกระดูกเป็นดังนี้



อย่างไรก็ตามสูตรนี้ไม่เป็นที่แน่นอนสำหรับแอปพาไทต์ของกระดูก เพราะในความเป็นจริง องค์ประกอบทางเคมีของแอปพาไทต์ของกระดูกจะแตกต่างกันเล็กน้อยตามอายุ (Ages) สปีชีส์ของสิ่งมีชีวิต (Species) และส่วนของอวัยวะ เป็นต้น อัตราส่วนโมลของ Ca:P ในเนื้อเยื่อแข็งประเภทกระดูกและฟันจะเพิ่มขึ้นตามการเจริญเติบโตจนมีค่าใกล้เคียง 1.67 ผลึกแอปพาไทต์ชีวภาพจะมีขนาดเล็กมาก โดยมีขนาดเล็กกว่า 0.2 ไมโครเมตร และมีรูปร่างเป็นแท่งยาวคล้ายรูปเข็ม (Needle-like) โดยในกระดูกจะมีขนาดประมาณ 20 × 3 × 7 ลูกบาศก์นาโนเมตร ส่วนในเคลือบฟันจะมีขนาดประมาณ 150 × 60 × 30 ลูกบาศก์นาโนเมตร เป็นต้น เนื่องจากผลึกที่มีขนาดเล็กของแอปพาไทต์จึงสามารถช่วยให้การสร้างและซ่อมแซมกระดูกเกิดขึ้นได้เร็ว

2.7.4 พฤติกรรมของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่อุณหภูมิสูง [13]

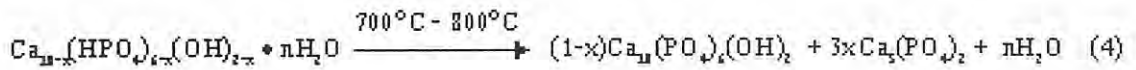
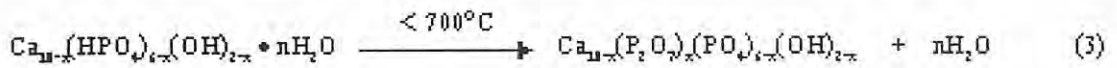
ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ได้จากการสังเคราะห์จะให้รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction patterns) ที่มีพิทฐานกว้าง เนื่องจากยังไม่มีการจัดเรียงตัวของอะตอมต่างๆ ที่สมบูรณ์ สูตรทั่วไปที่ใช้แทนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ดังกล่าวคือ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกข้อมูลของอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

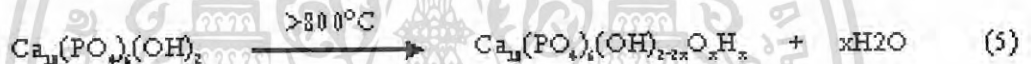
107732

ในระหว่างที่ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ได้รับความร้อนจะมีการเปลี่ยนแปลงดังนี้



สมการข้างต้นสามารถใช้อธิบายในกรณีที่ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่สังเคราะห์ได้มีอัตราส่วนโดยโมลของ Ca:P เบี่ยงเบนไปจาก 1.67 (Non-stoichiometric HAp) เท่านั้น ในกรณีที่ Ca:P มีค่าเข้าใกล้ 1.67 (Stoichiometric HAp) พบว่าการแคลไซน์ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ 700°C หรือการเผา 900°C - 1300°C จะไม่พบเฟสอื่น ๆ เกิดขึ้นเลย [8]

ไฮดรอกซีแอปพาไทต์จะสูญเสียหมู่ไฮดรอกซิลทีละน้อย เมื่อเผาที่อุณหภูมิ สูงกว่า 800°C แดกตัวให้ $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ และ $\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_7$



2.7.5 สารประกอบจำพวกแคลเซียมฟอสเฟตชนิดอื่น ๆ [3]

นอกจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์ ยังมีสารประกอบจำพวกแคลเซียมฟอสเฟตอีกหลายชนิดที่เข้ามามีบทบาทในงานวิจัยด้านวัสดุทางการแพทย์และอวัยวะเทียม สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตเหล่านี้แตกต่างกันที่อัตราส่วนโดยโมลของ Ca:P ในโครงสร้างและชนิดของไอออนองค์ประกอบอื่น ๆ ตัวอย่างของแคลเซียมฟอสเฟตบางชนิดแสดงในตารางที่ 2-5

ตารางที่ 2-5 แคลเซียมฟอสเฟตชนิดต่าง ๆ ที่มีอัตราส่วน Ca:P แตกต่างกัน

สูตร	ชื่อ	อักษรย่อ	Ca:P
$\text{CaO}(\text{PO}_4)_2$	Tetracalcium phosphate (Hilgentockite)	TeCP (TTCP)	2.0
$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Hydroxyapatite	HAp	1.67
$\text{Ca}_{10-x}\text{H}_{2x}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Amorphous calcium phosphate	ACP	-
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	Tricalcium phosphate (α, β, γ)	TCP	1.50
$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	Octacalcium phosphate	OCP	1.33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2-5 (ต่อ)

สูตร	ชื่อ	อักษรย่อ	Ca:P
$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Dicalcium phosphate dehydrate (Brushite)	DCPD	1.0
CaHPO_4	Dicalcium phosphate (Monetite)	DCP	1.0
$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$	Calcium pyrophosphate dihydrate	CPPD	1.0
$\text{Ca}_7(\text{P}_5\text{O}_{16})_2$	Heptacalcium phosphate (Tromelite)	HCP	0.7
$\text{Ca}_2\text{H}_2\text{P}_6\text{O}_4$	Tetracalcium dihydrogen phosphate	TDHP	0.67
$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	Monocalcium phosphate monohydrate	MCPM	0.5
$\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$	Calcium metaphosphate (α, β, γ)	CMP	0.5

2.7.6 การเตรียมสารไฮดรอกซีแอสปาทิต [9]

สามารถเตรียมได้จาก 3 แหล่ง คือ

1. จากสารเคมี เช่น แคลเซียมไนเตรดและแอมโมเนียมฟอสเฟต เป็นต้น
2. จากปะการัง โดยนำมาผ่านกระบวนการเปลี่ยนเป็นสารไฮดรอกซีแอสปาทิต แต่ปะการังมีปริมาณน้อยและเป็นปัญหาด้านสิ่งแวดล้อม จึงไม่นิยมนำมาใช้
3. จากกระดูกสัตว์ เช่น โค กระบือ ช้าง ปลา สุนัข รวมทั้งจากมนุษย์ โดยมากนิยมใช้กระดูกโคและกระดูกหมูมากกว่า เนื่องจากมีปริมาณมากและเป็นสัตว์ที่มนุษย์ใช้ประโยชน์อยู่แล้ว ทั้งใช้ในการบริโภคและใช้แรงงาน

2.7.7 การสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาทิต [8]

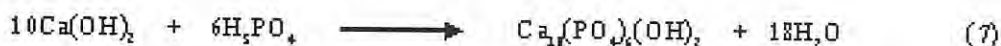
วิธีการสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาทิตสามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่

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

1. การตกตะกอนทางเคมี (Precipitation method)

การสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอสปาทิต โดยวิธีการตกตะกอนโดยทั่วไปจะเป็นไปตามวิธีของ Rathje [14] และ Hayeh กับ Newesely [15] วิธีของ Rathje จะเป็นการเติมกรดฟอสฟอริกลงในสารละลายแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่มีการปั่นกววน ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นแสดงดังสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



วิธีของ Hayek กับ Newesely ได้มีการปรับปรุงวิธีการตกตะกอนในสมการที่ (7) โดยการทำให้ปฏิกิริยามีความเป็นเบสสูง เพื่อให้เกิดไฮดรอกซีเอปาทาइटได้ดีโดยการเติมไฮดรอกไซด์ ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นดังสมการที่ (8)



วิธีนี้จะมีค่า pH และความเข้มข้นของสารเคมีที่ใช้ สามารถใช้ CaCO_3 , CaC_2O_4 , CaCl_2 หรือ $\text{Ca}(\text{CH}_3\text{COO})_2$ แทน $\text{Ca(NO}_3)_2$ และในทำนองเดียวกันสามารถใช้ $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$, K_2HPO_4 , KHPO_4 หรือ NaH_2PO_4 แทน $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ แคลเซียมอะซิเตด ($\text{Ca}(\text{COOH})_2$) ได้ถูกเสนอให้นำมาใช้แทนแคลเซียมคลอไรด์หรือแคลเซียมไนเตรด เนื่องจากไอออนอะซิเตดจะไม่รวมเข้าด้วยกันกับไฮดรอกซีเอปาทาइट เหมือนไอออนไนเตรดหรือไอออนคลอไรด์ที่อาจรวมเข้ากับไฮดรอกซีเอปาทาइटได้ อุณหภูมิที่ใช้ในการตกตะกอนจะอยู่ในช่วงอุณหภูมิห้อง ถึง $95-100^\circ\text{C}$

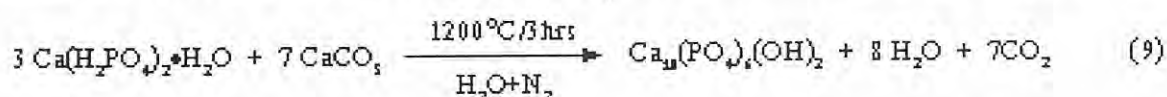
ไฮดรอกซีเอปาทาइटที่ได้จากการตกตะกอนมีลักษณะเป็นผงสีขาวละเอียดและจับตัวเป็นโครงสร้างที่มีรูปผลึกที่ยังไม่สมบูรณ์

2. การใช้ปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (Hydrolysis method)

ไฮดรอกซีเอปาทาइटสามารถเตรียมได้จากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของกรดแคลเซียมฟอสเฟต เช่น ไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรต ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) ออกตะแคลเซียมฟอสเฟต ($\text{Ca}_8\text{H}_8(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$) ไดแคลเซียมฟอสเฟต (CaHPO_4) ในสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ โซเดียมไฮดรอกไซด์ หรือโพตัสเซียมไฮดรอกไซด์ นอกจากนี้ไฮดรอกซีเอปาทาइटยังเตรียมได้จากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของแคลเซียมคาร์บอเนตในสารละลายแอมโมเนียมฟอสเฟตหรือโซเดียมฟอสเฟต

3. การใช้ปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (Solid-State reaction)

วิธีนี้เป็นวิธีการพื้นฐาน ทำได้โดยการนำสารเคมีในสถานะที่เป็นของแข็งมาทำปฏิกิริยากันที่อุณหภูมิสูง (Solid-State reaction) [16] ตัวอย่างวิธีการสังเคราะห์โดยวิธีนี้ เช่น การทำปฏิกิริยาระหว่าง โมโนแคลเซียมฟอสเฟตโมโนไฮเดรต ($\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$) กับแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) เป็นเวลา 3 ชั่วโมง ที่ 1200°C ในบรรยากาศที่มีไอน้ำและไนโตรเจนในปริมาณที่เท่ากัน ดังสมการ

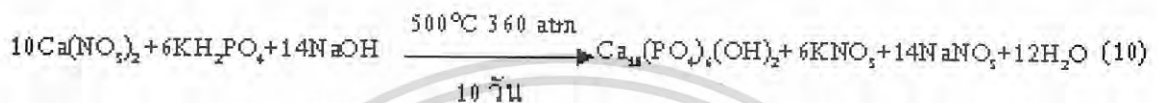


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่ได้จากปฏิกิริยาสถานะของแข็งจะมีลักษณะเป็นผงละเอียดและเรียงเป็นโครงสร้างผลึกที่ดี

4. วิธีไฮโดรเทอร์มัล (Hydrothermal method)

วิธีนี้ทำโดยการนำสารเคมีที่เป็นเกลือของแคลเซียมฟอสเฟต มาทำปฏิกิริยากันภายใต้บรรยากาศที่มีความดันและอุณหภูมิสูง เช่น Mosebach [17] ใช้ $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ ทำปฏิกิริยากับ KH_2PO_4 ใน NaOH ที่ 500°C ภายใต้ความดัน 360 บรรยากาศ เป็นเวลา 10 วัน ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นจะเป็นดังสมการนี้



ส่วนวิธีของ Somiya [16] ใช้การควบคุมสภาวะที่อุณหภูมิ $100\text{-}200^\circ\text{C}$ และความดัน 0.1-0.2 เมกกะปาสกาล เป็นเวลา 10 ชั่วโมง ไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่ได้จากวิธีนี้จะมีลักษณะเป็นผลึกเดี่ยว (Single crystals) ที่สมบูรณ์ และสามารถทำให้มีขนาดต่าง ๆ ได้

5. วิธีอัลคอกไซด์ (Alkoxide method)

วิธีนี้เป็นวิธีใหม่ที่ใช้สังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปาไทต์ให้มีลักษณะเป็นแผ่นฟิล์มบาง ๆ โดยใช้แคลเซียมไนเตรตและไตรเอทิลฟอสเฟตละลายในสารละลายเอทานอลหรือฟอร์มาไมด์ ป้อนตัวทำละลายให้ระเหยไปบางส่วน นำส่วนที่เหลือไปเผาที่อุณหภูมิ $500\text{-}1000^\circ\text{C}$ จะได้ไฮดรอกซีแอปาไทต์ [15] สารที่สังเคราะห์ได้โดยวิธีนี้จะมีรูปผลึกที่สมบูรณ์

2.7.8 การประยุกต์ใช้งานของไฮดรอกซีแอปาไทต์ [9]

รูปแบบการนำไปใช้งานทางการแพทย์มีหลายลักษณะ ซึ่งขึ้นกับวัตถุประสงค์และสมบัติที่ต้องการ โดยสามารถแบ่งเป็น 3 ลักษณะ คือ

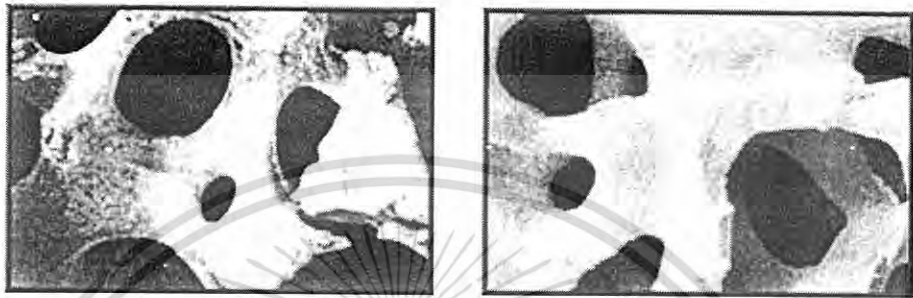
1. ไฮดรอกซีแอปาไทต์แบบผง (Powder hydroxyapatite) สำหรับใช้เคลือบลงบนโลหะ ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของข้อสะโพกเทียม หรือรากเทียม เพื่อให้โลหะทนทานต่อการกัดกร่อนของของเหลวภายในร่างกาย และสามารถเกิดการยึดติดระหว่างวัสดุชีวภาพและเนื้อเยื่อหรือกระดูกภายในร่างกายได้ดีขึ้น นอกจากนี้ยังนำไปผสมกับวัสดุอื่นอีก เช่น พอลิเมอร์เพื่อใช้ทำกระดูกเทียม

2. ไฮดรอกซีแอปาไทต์แบบชิ้นเนื้อแน่น (Dense hydroxyapatite) จะมีสมบัติเชิงกลดีกว่าแบบมีรูพรุน การนำไปใช้งานมักนำไปทดแทนส่วนของกระดูกสันหลังของผู้ป่วย โดยสารไฮดรอกซีแอปาไทต์จะเป็นตัวเร่งให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อมาเกาะ และทำให้เกิดการยึดติดได้ดีขึ้น

3. ไฮดรอกซีแอปาไทต์แบบมีรูพรุน (Porous hydroxyapatite) นิยมใช้งานเป็นวัสดุทดแทนกระดูกเป็นตัวเติมทางด้านศัลยกรรมกระดูกและใบหน้า ไฮดรอกซีแอปาไทต์ชนิดนี้มีพื้นที่ผิว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากจึงมีสมบัติเชิงกลต่ำ โดยเฉพาะด้านความแข็งแรง ดังนั้นจึงต้องมีการปรับปรุงสมบัติเชิงกลของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ชนิดนี้ก่อนนำไปปลูกถ่ายอวัยวะ ซึ่งสามารถทำได้โดยนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์นี้มาผลิตเป็นวัสดุประกอบ โดยไฮดรอกซีแอปพาไทต์ชนิดนี้มีลักษณะของโครงสร้างคล้ายกับกระดูกของมนุษย์มากกว่าไฮดรอกซีแอปพาไทต์ชนิดอื่น ๆ ดังแสดงในรูปที่ 2-3



(a)

(b)

รูปที่ 2-3 กระดูกมนุษย์ (a) และสารไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (b) [18]

2.7.9 ลักษณะการนำวัสดุทางการแพทย์ไปใช้งาน

ลักษณะการนำวัสดุทางการแพทย์ไปใช้งาน จะมีอยู่ 2 ลักษณะ คือ [19,20]

1. วัสดุทางการแพทย์ที่ใส่เข้าไปในร่างกายจะทำหน้าที่ทดแทนอวัยวะนั้น ๆ โดยไม่จำเป็นต้องมีส่วนเกี่ยวข้องกับระบบเนื้อเยื่อส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย

2. วัสดุทางการแพทย์ที่ใส่เข้าไปในร่างกายจะต้องมีส่วนร่วม หรือมีหน้าที่สัมพันธ์กับอวัยวะหรือส่วนต่าง ๆ ที่อยู่ในร่างกาย แต่ต้องไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อภายในร่างกาย

เนื่องจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์เป็นองค์ประกอบหลักในกระดูกและฟัน จึงมีความเป็นไปได้ที่จะนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่สังเคราะห์ขึ้นมาเข้าไปใช้ในร่างกาย โดยไม่ก่อให้เกิดผลกระทบที่ร้ายแรงต่อร่างกาย ดังนั้นจึงมีการศึกษาวิจัยเพื่อสังเคราะห์ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และนำมาประยุกต์ใช้งานทางด้านศัลยกรรมกระดูกและทันตกรรม เพื่อแทนที่เนื้อเยื่อของกระดูกและฟันที่ถูกทำลายจากอุบัติเหตุหรือสาเหตุอื่น ๆ

2.7.10 ตัวอย่างการใช้งานของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในงานศัลยกรรมและทันตกรรม

1. การปลูกรากฟันหลังจากที่มีการถอนฟันออก โดยการใส่วัสดุสังเคราะห์ลงแทนที่ในบริเวณที่ถอนออก ซึ่งจะสามารถเคี้ยวอาหารได้เหมือนฟันจริง ๆ และรักษาความสวยงามไว้ได้ นอกจากนี้ยังช่วยป้องกันไม่ให้ฟันซี่อื่นเกิดการเคลื่อนเข้ามาแทนที่ในช่องว่างนั้น ตัวอย่างของการใช้งานรากฟันเทียมที่ผลิตจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การทดแทนกระดูกขากรรไกรที่ถูกทำลาย ซึ่งการแทนที่อย่างเหมาะสมจะทำให้เกิดการยึดติดแน่นบริเวณพื้นผิวสัมผัสของวัสดุสังเคราะห์และกระดูกที่เหลืออยู่ เพื่อซ่อมแซมและเพิ่มความสามารถของฟันกราม

2.8 แคลเซียมซิลิเกต (Calciumsilicate)

2.8.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับแคลเซียมซิลิเกต [21]

แคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite ซึ่งมีลักษณะเป็นแบบแท่งยาว (Acicular) เกิดขึ้นได้เองตามธรรมชาติและเป็นแร่แคลเซียมเมตาซิลิเกต (Calcium metasilicate) ถูกค้นพบครั้งแรกเมื่อปี ค.ศ. 1830 โดยนักธรณีวิทยาชาวอังกฤษ ชื่อ William Hyde Wollaston และได้มีการตั้งชื่อตามผู้ค้นพบ มีการนำแคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite มาใช้ทางการค้าอย่างจริงจังในปี ค.ศ. 1950 โดย The Cabot Carbon CO. of Boston ทำให้มีการศึกษาลักษณะรูปร่างและพัฒนาวิธีการผลิตแร่ชนิดนี้อย่างต่อเนื่องโดยการใช้งานของ Wollastonite ในช่วงแรกใช้ในอุตสาหกรรมเซรามิกส์และการเคลือบผิว ต่อมาได้มีการสนับสนุนให้การใช้งานของ Wollastonite มีความหลากหลายมากขึ้น จนกระทั่งในปัจจุบันได้มีการขยายขอบเขตการใช้งานเข้ามาสู่วงการอุตสาหกรรมพลาสติก และพอลิเมอร์ เนื่องจาก Wollastonite มีสมบัติเป็นสารคู่ควบ (Coupling agents) อีกทั้งยังสามารถนำมาใช้เป็นสารเสริมแรงที่มีราคาถูกลำดับสำหรับพอลิเมอร์ โดยมีสมบัติทั่วไป คือ ดูดซึ่มความชื้นต่ำ ด้านทานการนำไฟฟ้าดีเยี่ยม มีสัมประสิทธิ์การกระจายความร้อนต่ำ และทนต่อการเสียดรูปทางความร้อนได้ดี ลักษณะของผลึก Wollastonite ที่พบได้ในธรรมชาติแสดงดังรูปที่ 2-4

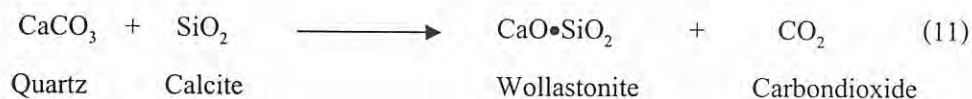


รูปที่ 2-4 รูปผลึกของ Wollastonite ที่พบได้ในธรรมชาติ [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.2 ข้อมูลทั่วไปของแคลเซียมซิลิเกต [22,23]

แคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite เกิดขึ้นได้ในธรรมชาติจากอันตรกิริยาของหินปูนที่มีแคลไซต์ (Calcite; CaCO_3) เป็นองค์ประกอบกับซิลิกา (Silica; SiO_2) โดยมีความร้อนและความดันเข้ามาเกี่ยวข้องด้วยปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเป็นไปดังสมการ



ซึ่ง Wollastonite ที่ได้จะมีความแข็งแรงสูงสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานต่าง ๆ เช่น งานเคลือบผิว ส่วนประกอบในเซรามิกส์ประเภทอิฐทนไฟ เป็นต้น

ตารางที่ 2-6 ส่วนประกอบทางเคมีของแคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite

องค์ประกอบ	% โดยน้ำหนัก
CaO	47.00
SiO ₂	50.00
Fe ₂ O ₃	1.00
Al ₂ O ₃	0.30
K ₂ O	0.10
MnO	0.10
MgO	0.30
TiO ₂	0.05
P ₂ O ₅	0.04
Moisture	0.20
Loss on Ignition	0.20
Undermined	0.71

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.3 สมบัติของแคลเซียมซิลิเกต

2.8.3.1 สมบัติทางกายภาพของแคลเซียมซิลิเกตชนิด Wollastonite [22,23,24]

1. ความหนาแน่น (density)

ความหนาแน่นของ Wollastonite บริสุทธิ์จะอยู่ในช่วง 2.87-3.09 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ที่มีค่าเป็นช่วงเนื่องจากมีโลหะอื่นเจือปน เช่น อลูมิเนียม เหล็ก แมกนีเซียม แมงกานีส โพแทสเซียมและโซเดียม มาแทนที่แคลเซียมใน โครงสร้างผลึก

2. สี (color)

Wollastonite บริสุทธิ์จะมีสีค่อนข้างขาว แต่ถ้ามีโลหะอื่นเจือปนสีอาจจะเปลี่ยนเป็นสีครีม สีเทา สีชมพู สีน้ำตาล หรือสีแดง โดยสีจะเป็นตัวบอกลักษณะเจือปนที่มีอยู่ในพื้นผิวของผลึกหรือโครงสร้างผลึก

3. การขยายตัวทางความร้อน (Thermal expansion)

ค่าสัมประสิทธิ์ทางความร้อนและอัตราส่วนความยาวต่อความกว้าง (Aspect ratio) ของ Wollastonite ทำให้ Wollastonite มีความต้านทานต่อการเกิดการเสียหายเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ (Thermal shock) ทำให้สามารถประยุกต์ใช้ในงานที่อุณหภูมิสูงได้ เช่น อิฐทนไฟ กระดานกันความร้อน เป็นต้น

4. ความแข็ง(Hardness)

Wollastonite มีค่าความแข็งกอยู่ในช่วง 5.0-5.5

5. ริ้วลาย (streak)

เส้นริ้วลายของ Wollastonite ในธรรมชาติจะเป็นสีขาว

6. จุดหลอมเหลว (Melting point)

Wollastonite ในธรรมชาติมีจุดหลอมเหลว 1540 °C

2.8.3.2 สมบัติทางเคมี [3,10]

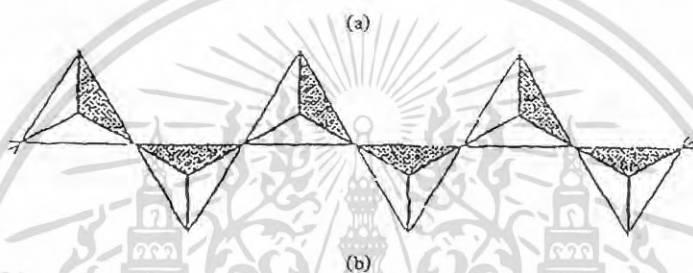
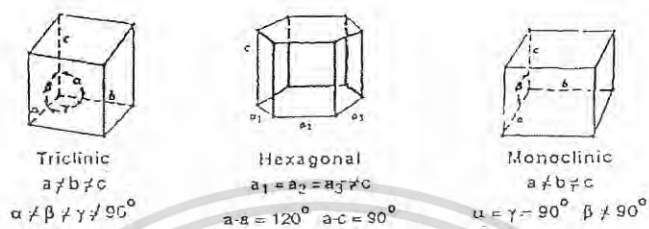
1. ความสามารถในการละลายต่ำ
2. เมื่อนำแคลเซียมซิลิเกตไปละลายน้ำให้อยู่ในรูปแขวนลอยจะได้ pH ในช่วง 8-10
3. องค์ประกอบของแคลเซียมซิลิเกตจะเปลี่ยนไปตามอุณหภูมิ

2.8.4 โครงสร้างผลึกของแคลเซียมซิลิเกต [6,8]

แคลเซียมซิลิเกตจัดอยู่ในกลุ่ม Pyroxenoid และอยู่ในกลุ่มย่อย Inosilicates โดยสารประกอบประเภทนี้จะมีการจัดเรียงผลึกได้หลายแบบ เช่น ไตรคลินิก (Triclinic) โมโนคลินิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Monoclinic) และเฮกซะโกนอล (Hexagonal) โดยส่วนมากพบผลึกแบบไตรคลินิก (Triclinic) ซึ่งมี $a=7.94 \text{ \AA}$ $b=7.32 \text{ \AA}$ $c=7.07 \text{ \AA}$ และมีน้ำหนักโมเลกุล 116.1625 โครงสร้างของแคลเซียมซิลิเกต แสดงได้ดังรูปที่ 2-5



รูปที่ 2-5 โครงสร้างของแคลเซียมซิลิเกต [25]

- a) การจัดเรียงผลึกแบบ Triclinic, Hexagonal และ Monoclinic
 b) Subclass: Inosilicate แบบ single chain silicate

2.8.5 สมบัติเด่นและประโยชน์ของแคลเซียมซิลิเกต [26]

1. แคลเซียมซิลิเกตมีความเหนียวมากถึงแม้ว่าสามารถละลายในกรดไฮโดรคลอริกได้แต่ก็จะไม่เกิดปฏิกิริยากับสารชนิดอื่นในระหว่างการใช้งานหรือหลังจากผ่านกระบวนการผลิต
2. แคลเซียมซิลิเกตที่มีสีขาวหรือไม่มีสี นิยมใช้ทำเป็นผงสีขาว
3. โครงสร้างผลึกและสมบัติทางกายภาพของแคลเซียมซิลิเกตจะคงรูปที่อุณหภูมิประมาณ 1120°C ทำให้สามารถใช้แทนเส้นใยหินในการเป็นฉนวนความร้อนได้
4. แคลเซียมซิลิเกตมีปริมาณสารที่ระเหยได้เมื่อให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 1000°C (Loss on ignition, LOI) ต่ำ ทำให้ลดปัญหาการมีฟองก๊าซในวัสดุซึ่งเกิดจากการสลายตัวให้ก๊าซในระหว่างการเผาเซรามิกส์ และลดเวลาในการเผา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.6 การสังเคราะห์แคลเซียมซilikเกต

แคลเซียมซilikเกตมักจะสังเคราะห์ให้อยู่ในรูปของสารประกอบโลหะออกไซด์ ซึ่งเป็นสารประกอบที่มีโลหะเป็นแคดไอออนและออกซิเจนเป็นแอนไอออน เทคนิคที่ใช้ในการสังเคราะห์โดยทั่วไป ได้แก่

1. การสังเคราะห์แคลเซียมซilikเกตโดยการทำปฏิกิริยาสถานะของแข็ง [27,28]

ปฏิกิริยาสถานะของแข็งเป็นวิธีที่ง่ายที่สุดในการเตรียมสารประกอบออกไซด์ผสมสารประกอบทางเคมีที่ได้จากการสังเคราะห์โดยวิธีนี้ส่วนมากจะเป็นพวกออกไซด์ ตัวกำหนดโครงสร้างและสมบัติของสารประกอบ ได้แก่ ขนาดของอะตอม สถานะออกซิเดชัน และการเกิดพันธะกันของแคดไอออน

2. การสังเคราะห์แคลเซียมซilikเกตโดยการตกตะกอนร่วม (Precipitation) [29]

การตกตะกอนร่วมเป็นวิธีที่ใช้ในการเตรียมสารประกอบออกไซด์ผสมวิธีหนึ่งที่ได้ผงเซรามิกส์ที่มีคุณภาพ ทำโดยนำสารละลายที่มีแคดไอออนของสารที่ต้องการตกตะกอนร่วมกันไปผสมกับสารช่วยตกตะกอน (Precipitation agents) เช่น แอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ โซเดียมไฮดรอกไซด์ ทำให้ได้ตะกอนร่วมของสารประกอบออกไซด์ขึ้น

การเตรียมแคลเซียมซilikเกตโดยการตกตะกอนร่วมอาศัยการใช้ปฏิกิริยาเคมีในสารละลายเตตระเอทิลออร์โทซilikเกต (TEOS) และแคลเซียมไนเตรทเตตระไฮเดรท ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) โดยใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์ (NaOH) เป็นสารช่วยตกตะกอน โซเดียมไอออนจะตกตะกอนร่วมกับแคลเซียมออกไซด์และซilikเกต ดังนั้นจึงต้องทำการล้างตะกอนที่ได้ด้วยน้ำกลั่น ทำให้สามารถกำจัดสารเจือปนโซเดียมไอออนออกไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ สภาพที่ดีที่สุดในการเตรียมโดยใช้ NaOH เข้มข้น 0.33 โมลต่อลิตร สารที่สังเคราะห์ได้ถูกแคลไซน์ (Calcine) ที่อุณหภูมิ 500°C และ 900°C เพื่อที่จะให้เกิดผลึกของแคลเซียมซilikเกต

3. การสังเคราะห์แคลเซียมซilikเกตโดยเทคนิคโซล-เจล [30]

โซล (Sol) คือ อนุภาคของแข็งที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 100 นาโนเมตร ที่กระจายตัวอยู่ในวัฏภาคของเหลว ถ้าหากทำให้อนุภาคของโซลแน่นขึ้นจะเปลี่ยนเป็นอนุภาคเจล (Gel) ซึ่งจะมีลักษณะเป็นของแข็งที่เกิดการเชื่อมโยงจนมีขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งล้อมรอบในวัฏภาคที่เป็นของเหลวได้

เทคนิคการสังเคราะห์โดยวิธีโซล-เจลจะได้สารประกอบออกไซด์ผสมซึ่งมีลักษณะเป็น วัฏภาคอสัณฐาน (Amorphous phases) ปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นในเทคนิคนี้สามารถผลิตร่างแหสารอนินทรีย์ ได้หลากหลายโดยร่างแหสารอนินทรีย์จะเกิดจากการรวมตัวกันของอนุภาคของแข็งที่แขวนลอยในของเหลว (Sol) และการแข็งตัวของโซล (Sol) กลายเป็นโครงสร้างร่างแห

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Gel) สารตั้งต้นที่นิยมใช้ คือพวกโลหะอัลคอกไซด์ (Metal alkoxide) เพราะสามารถเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสอย่างรวดเร็วกับน้ำ ตัวอย่างของโลหะอัลคอกไซด์ที่นิยมใช้ เช่น เตตระเมทอกซิลเลน (Tetramethoxysilane, TMOS) เตตระเอทิลออร์โทซิลิเกต (Tetraethylorthosilicate, TEOS) และอัลคอกไซด์ตัวอื่น ๆ เช่น อะลูมินาต (Aluminate) ทิทาเนต (Titanates) และบอเรต (Borate) ซึ่งมักนิยมผสมกับ TEOS

2.8.7 การประยุกต์ใช้งานแคลเซียมซิลิเกต [26]

ในสมัยแรกแคลเซียมซิลิเกตใช้เป็นหินตกแต่งเพื่อความสวยงาม ต่อมานำมาใช้แทนที่เส้นใยหิน ในการทำผลิตภัณฑ์ต่าง ๆ ได้แก่ กระเบื้องมุงหลังคา เป็นต้น ในอุตสาหกรรมสีจะใช้เป็นตัวทำให้แข็ง ตัวลดการดูดซึมน้ำมัน เป็นต้น นอกจากนี้ยังมีใช้ในการผลิตผลิตภัณฑ์พลาสติก เช่น ไนลอน พอลิเอสเทอร์ พอลิยูเรีย และพอลิยูริเทน ในอุตสาหกรรมเซรามิกส์แคลเซียมซิลิเกตจะช่วยลดการโค้งงอ ลดการแตกหักในระหว่างการเผา และช่วยเพิ่มความแข็งแรงนอกจากนี้ยังใช้ในการผลิตภัณฑ์การเคลือบผิว หรืออาจใช้เป็นซับสเตรต (Substrates) สำหรับสารตัวนำยิ่งยวด (Superconductive substrates)

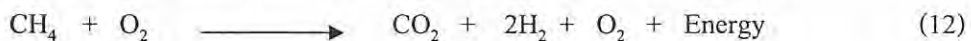
2.9 ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นระหว่างการเผา [31]

การเผาในเซรามิกส์ คือ การเพิ่มอุณหภูมิให้แก่ผลิตภัณฑ์เซรามิกส์ในเตาภายใต้บรรยากาศที่เหมาะสม เพื่อเปลี่ยนดินให้กลายเป็นวัตถุที่มีความแข็งแรงเหมือนหิน ช่วยให้ผลิตภัณฑ์คงทนถาวรและสวยงาม

บรรยากาศที่ใช้ในเตาเผาทั่วไป

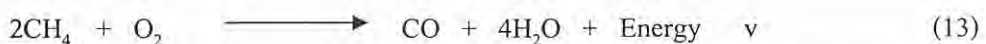
1. บรรยากาศออกซิเดชัน (Oxidation Firing)

เป็นการเผาที่มีการเผาไหม้อย่างสมบูรณ์ และใช้ออกซิเจน (Oxygen) มากเกินพอ ซึ่งเมื่อเกิดการเผาไหม้แล้ว จะมีออกซิเจน (Oxygen) เหลืออยู่ดังปฏิกิริยาการเผาไหม้ดังนี้



2. บรรยากาศรีดักชัน (Reduction Firing)

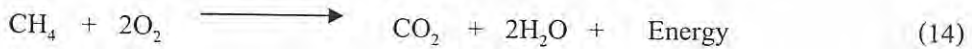
เป็นการเผาที่มีการเผาไหม้ไม่สมบูรณ์ ในเตาเผาที่มีออกซิเจน (Oxygen) ไม่เพียงพอ ซึ่งเมื่อเกิดการเผาไหม้แล้ว จะมีคาร์บอนมอนอกไซด์ (CO) เหลืออยู่ดังปฏิกิริยาการเผาไหม้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. บรรยากาศนิวทรัล (Neutral Firing)

เป็นการเผาที่มีการเผาไหม้ที่สมบูรณ์ และในเตาไม่มีออกซิเจน (Oxygen) เหลืออยู่เลยการเผาไหม้มีออกซิเจน (Oxygen) ที่พอดีดังปฏิกิริยาการเผาไหม้ดังนี้



2.10 พอลิเมทิลเมทาคริเลต (Polymethylmethacrylate, PMMA) [32]

พอลิเมทิลเมทาคริเลตเป็นพอลิเมอร์ประเภทเทอร์โมพลาสติก มีสมบัติโปร่งใส ไม่มีสี แข็ง แต่เปราะ อดซับน้ำได้ต่ำ สีกกร่อนยาก ด้านทานรังสีอัลตราไวโอเล็ตได้ดี ไม่มีการเติมสารเติมแต่ง จึงมีความบริสุทธิ์มาก นิยมนำมาทำเลนส์ อ่างอาบน้ำ เป็นสารเคลือบเพื่อป้องกันรังสีอัลตราไวโอเล็ต

การสังเคราะห์พอลิเมทิลเมทาคริเลตเป็นปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเติมหรือแบบลูกโซ่ (Addition or Chain Polymerization) ที่เกิดจากมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (Methylmethacrylate monomer, MMA) ซึ่งโดยทั่วไปเกิดผ่านกลไกอนุมูลอิสระ



2.10.1 การสังเคราะห์พอลิเมอร์โดยผ่านกลไกปฏิกิริยาแบบเติมผ่านกลไกอนุมูลอิสระ (Free radical addition polymerization)

พอลิเมอร์ไรเซชันแบบเติมผ่านกลไกอนุมูลอิสระเป็นปฏิกิริยาลูกโซ่ที่มีกระบวนการหลักอยู่ 3 ขั้นตอน คือ

1. ขั้นเริ่มสายโซ่พอลิเมอร์ (Chain-initiation)

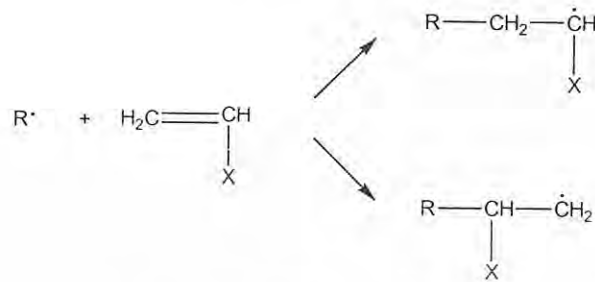
เป็นกระบวนการเกิดหมู่ที่ว่องไว (Active sites) หรือ อนุมูลอิสระของตัวริเริ่ม จากนั้นอนุมูลอิสระของตัวริเริ่มจะทำปฏิกิริยากับพันธะคู่ในมอนอเมอร์เกิดอนุมูลอิสระใหม่เป็นการตั้งต้นสายโซ่พอลิเมอร์

การเกิดอนุมูลอิสระของตัวริเริ่ม



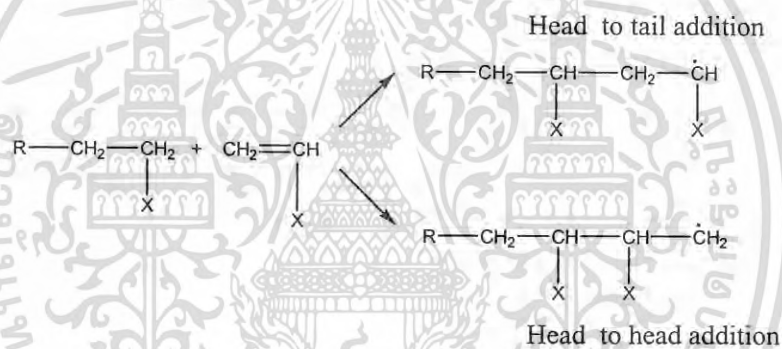
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อนุมูลอิสระของตัวริเริ่มทำปฏิกิริยากับพันธะคู่ในมอนอเมอร์



2. ขั้นแผ่ขยายสายโซ่พอลิเมอร์ (Chain-propagation)

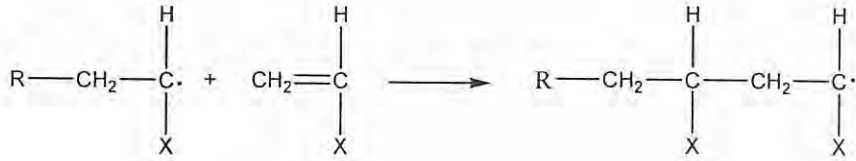
เป็นกระบวนการที่อนุมูลอิสระเป็นตัวตั้งต้นสายโซ่พอลิเมอร์ ทำปฏิกิริยากับมอนอเมอร์โมเลกุลที่ สอง สาม สี่ ต่อไป



ถ้าสายโซ่พอลิเมอร์ที่ว่องไวนั้นดึง (Abstracts) ไฮโดรเจนอะตอมจากโมเลกุลที่อยู่ใกล้เคียง จะทำให้สายโซ่พอลิเมอร์ไม่ว่องไว และ โมเลกุลที่สูญเสียอะตอมไฮโดรเจนไปนั้นจะเกิดเป็นอนุมูลอิสระใหม่พร้อมจะเริ่มต้นสายโซ่พอลิเมอร์ใหม่ต่อไป เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า การถ่ายโอนสายโซ่ (Chain transfers) โมเลกุลที่สูญเสียไฮโดรเจนอะตอมให้กับพอลิเมอร์ที่กำลังเติบโตนั้น อาจเป็นมอนอเมอร์ ตัวทำละลายหรือสายโซ่ โมเลกุลพอลิเมอร์อื่น กระบวนการนี้ไม่ทำให้จำนวนอนุมูลอิสระในขณะนั้นเปลี่ยนแปลงแต่ทำให้ค่าเฉลี่ยความยาวสายโซ่ (Average chain length) ของพอลิเมอร์ลดลง ถ้าโมเลกุลที่สูญเสียไฮโดรเจนอะตอมไปนั้นเป็น โมเลกุลพอลิเมอร์โซ่อื่นอาจทำให้เกิดโซ่กิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การขยายสายโซ่ตามปกติ



การขยายสายโซ่มีการถ่ายโอนไฮโดรเจนอะตอมเกิดขึ้น



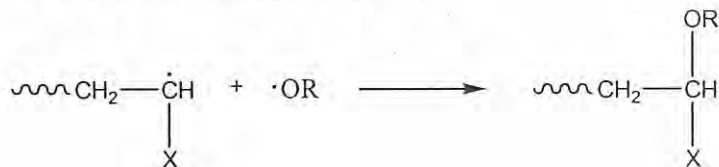
ถ้าตำแหน่งของไฮโดรเจนที่ถูกดึงอยู่ในสายโซ่จะก่อให้เกิดกิ่งสาขา



3. ขั้นสิ้นสุดปฏิกิริยา (Chain-termination)

อนุโมลอิสระบนพอลิเมอร์ที่กำลังเติบโตจะสิ้นสุดหรือหยุดแผ่ขยายได้มีหลายกรณี

กรณีที่ 1 อนุโมลอิสระของพอลิเมอร์ทำปฏิกิริยากับอนุโมลอิสระของตัวริเริ่มปฏิกิริยาได้ไม่ดีทำให้อัตราเร็วของขั้นริเริ่มสายโซ่ลดลง

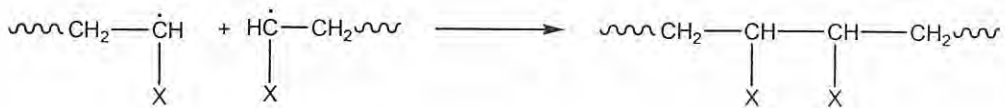


กรณีที่ 2 อนุโมลอิสระของพอลิเมอร์ 2 สายโซ่มาทำปฏิกิริยากัน แบ่งเป็น 2 ชนิด

ได้แก่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก. รวมกัน (Combination) ปฏิกิริยาสิ้นสุดแบบรวมกันนี้เกิดที่อุณหภูมิต่ำและจะพบพอลิเมอร์ที่เกิดพันธะแบบ Head to head สายโซ่พอลิเมอร์ที่สิ้นสุดปฏิกิริยาแบบนี้มีน้ำหนักโมเลกุลเพิ่มขึ้น



ข. เกิดการถ่ายโอนอะตอมปกติ คือ ไฮโดรเจนจากอนุมูลอิสระของพอลิเมอร์หนึ่งไปยังอนุมูลอิสระของอีกพอลิเมอร์หนึ่งพอลิเมอร์ที่สูญเสียไฮโดรเจนอะตอมจะเกิดปลายสายโซ่ที่มีพันธะคู่ สายโซ่พอลิเมอร์ที่รับไฮโดรเจนอะตอมจะเกิดปลายโซ่อิ่มตัว เรียกปฏิกิริยาแบบนี้ว่า Disproportionation ในกรณีสิ้นสุดปฏิกิริยาแบบนี้ส่วนมากเกิดที่อุณหภูมิสูง น้ำหนักโมเลกุลของพอลิเมอร์จะเป็นครึ่งหนึ่งของการสิ้นสุดปฏิกิริยาแบบรวมตัว



มอนอเมอร์สำหรับพอลิเมอร์เซชันด้วยอนุมูลอิสระ

พอลิเมอร์เซชันด้วยอนุมูลส่วนใหญ่เกิดกับมอนอเมอร์ที่มีพันธะคู่ เรียกว่า ไวนิลมอนอเมอร์ (Vinyl monomer)

ตัวริเริ่มสำหรับพอลิเมอร์เซชันด้วยอนุมูลอิสระ

สารเคมีที่ก่อให้เกิดอนุมูลอิสระสำหรับกลไกการเกิดพอลิเมอร์ด้วยอนุมูลอิสระมีหลายประเภท เช่น เปอร์ออกไซด์ (R-O-O-R) เป็นต้น นอกจากนี้พลังงานในรูปแบบต่าง ๆ เช่น ความร้อน แสงอัลตราไวโอเล็ต หรือรังสีพลังงานสูง เช่น แกมมาและกระแสไฟฟ้าสามารถก่อให้เกิดอนุมูลอิสระบนพันธะคู่ของมอนอเมอร์ได้

2.10.2 เทคนิคการสังเคราะห์พอลิเมอร์ [33]

เทคนิคที่ใช้ในการสังเคราะห์พอลิเมอร์โดยทั่วไป แบ่งเป็น 4 เทคนิค ได้แก่

1. เทคนิคพอลิเมอร์เซชันแบบบัลค์ (Bulk polymerization)

เป็นกระบวนการที่ง่ายที่สุด โดยการทำสังเคราะห์พอลิเมอร์จากมอนอเมอร์ล้วน ๆ เมื่อปฏิกิริยาดำเนินไปความหนืดของระบบอาจเพิ่มขึ้นถึง 10^4 เท่าเมื่อเทียบกับความหนืดของมอ-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอเมอร์ และเกิดการคายความร้อน ไม่นิยมนำไปใช้ผลิตพอลิเมอร์ที่เกิดผ่านกลไกอนุมูลอิสระ เนื่องจากควบคุมความร้อนและความหนืดยาก แต่ยังใช้กับมอนอเมอร์บางชนิด เช่น เอทิลีน สไตรีน และเมทิลเมทาคริเลต เป็นต้น

2. เทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย (Solution polymerization)

การเกิดพอลิเมอร์โดยเทคนิคแบบสารละลาย สามารถแก้ปัญหาของเทคนิคแบบบัลค์ ได้ เนื่องจากตัวทำละลายจะทำหน้าที่เจือจางและส่งผ่านความร้อนในระหว่างการเกิดปฏิกิริยา ตัวทำละลายทำให้ความหนืดลดลง การควบคุมความร้อนทำได้ง่ายเมื่อเทียบกับแบบบัลค์ แต่การใช้ตัวทำละลายทำให้เกิดปัญหาการถ่ายโอนสายโซ่ และตัวทำละลายยังอาจปนเปื้อนอยู่ในพลาสติกทำให้สมบัติพอลิเมอร์เปลี่ยนไป เทคนิคนี้สามารถใช้ได้กับกลไกปฏิกิริยาที่เกิดผ่านอนุมูลอิสระ สารประกอบเชิงซ้อนหรือไอออนิก

3. เทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบแขวนลอย (Suspension polymerization)

ปัญหาเนื่องจากความเป็นพิษและการติดไฟของตัวทำละลาย จึงได้คิดวิธีที่จะหลีกเลี่ยงตัวทำละลายอินทรีย์ คือ วิธีการพอลิเมอไรเซชันแบบแขวนลอย วิธีนี้มอนอเมอร์จะแขวนลอยเป็นหยดเล็ก ๆ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 50-500 ไมโครเมตร (ขนาดใหญ่กว่าเทคนิคอิมัลชัน) ในของเหลวที่ไม่ว่องไวต่อปฏิกิริยา เช่น น้ำ หยดของพอลิเมอร์จะถูกปั่นกวอย่างรวดเร็วเพื่อป้องกันการเกาะกันเป็นก้อนและอาจมีการเติมสารคงสภาพ (Dispersants) ด้วย โดยสารคงสภาพจะละลายปนอยู่ในชั้นน้ำเพื่อป้องกันการเกิดเป็นเจลของพอลิเมอร์ มอนอเมอร์ที่เหมาะสมในการสังเคราะห์เป็นพอลิเมอร์ด้วยเทคนิคนี้ควรเกิดผ่านกลไกอนุมูลอิสระและละลายในน้ำได้น้อยมาก พอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้มีลักษณะเป็นเม็ดกลม ๆ คล้ายไข่มุกบางครั้งจึงเรียกวิธีนี้ว่า Pearl polymerization

4. เทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบอิมัลชัน (Emulsion polymerization)

เทคนิคนี้ได้รับการพัฒนามาจากวิธีแบบแขวนลอย ใช้มากในอุตสาหกรรม โดยเฉพาะ พอลิเมอร์ที่เกิดผ่านกลไกอนุมูลอิสระ วิธีต่างจากแขวนลอยตรงที่ตัวริเริ่มไม่ละลายในมอนอเมอร์ แต่ละลายในตัวกลาง คือ น้ำ แล้วแพร่เข้าไปในหยดมอนอเมอร์ ขนาดของหยดมอนอเมอร์จะมีขนาดเล็กกว่าแบบแขวนลอย คือ อยู่ในช่วง 0.05-5 ไมโครเมตร ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของระบบจะคล้ายน้ำนม อนุภาคในระบบแบบอิมัลชันไม่ตกตะกอนทันทีที่หยุดปั่นกวเพราะสารก่ออิมัลชันซึ่งอยู่บนผิวของอนุภาคพอลิเมอร์ถูกล้อมรอบด้วยโมเลกุลของน้ำ จึงเรียกลักษณะของพอลิเมอร์ที่ได้ว่า ลาเท็กซ์ (Latex)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยของ Siriphannon, P. และคณะ [34] ได้ทำการเตรียมแคลเซียมซิลิเกตโดยใช้สารละลายเตตระเอทิลออร์โทซิลิเกต (TEOS) และแคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรต ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) โดยใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์ (NaOH) เป็นสารตกตะกอน พบว่าโซเดียมไอออนสามารถตกตะกอนร่วมกับแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาได้ ดังนั้นจึงต้องล้างตะกอนที่ได้ด้วยน้ำกลั่นทำให้สามารถกำจัดไอออนของโซเดียมออกไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ สภาวะที่ดีที่สุดในการเตรียมคือใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์เข้มข้น 0.33 โมล/ลิตร และทำการล้างตะกอน 2 ครั้งเพื่อให้ไอออนโซเดียมเหลือน้อยที่สุด สารที่สังเคราะห์ได้จะนำไปแคลไซน์ (Calcine) ที่อุณหภูมิ 500°C และ 900°C เพื่อให้เกิดผลึกของแคลเซียมซิลิเกต แคลเซียมซิลิเกตที่ได้เมื่อนำไปทดสอบในสภาวะทดลองของร่างกาย (SBF) พบว่าเกิดชั้นของ HAp บนพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งชี้ให้เห็นว่าแคลเซียมซิลิเกตมีความสามารถในการเข้ากันได้กับระบบชีวภาพของร่างกายได้ดี

งานวิจัยของ ระพี เจริญสูงเนิน และสิริรัตน์ รัตนาคี [1] ได้ทำการเตรียมวัสดุประกอบไฮดรอกซีแอปาทิตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (HAp/PMMA) และแคลเซียมซิลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (CS-PMMA) โดยศึกษาวิธีในการขึ้นรูปก้อนเซรามิกส์ และศึกษาถึงปริมาณเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ที่เหมาะสมสำหรับการขึ้นรูปวัสดุประกอบ พบว่าการขึ้นรูปโดยใช้เครื่องอัดเม็ดแกนเดียวทำให้ได้ก้อนเซรามิกส์ที่มีความแข็งแรงมากกว่าการขึ้นรูปด้วยวิธีการกรองลดความดัน และเมื่อนำมาเตรียมเป็นวัสดุประกอบของ HAp/PMMA และ CS/PMMA โดยการแช่ก้อนเซรามิกส์ลงในสารละลายผสมของเมทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์กับเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ 0.1 และ 0.5 % โดยโมลของมอนอเมอร์ พบว่าวัสดุประกอบที่เตรียมโดยใช้เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ 0.5 % โดยโมลนั้นเกิดการแตกเกือบทั้งหมด มีเพียงบางชิ้นงานเท่านั้นที่เพียงแต่เกิดการร้าว ขณะที่การใช้ปริมาณเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ 0.1% โดยโมลของมอนอเมอร์นั้นไม่เกิดการแตกเมื่อใช้วิธีการขึ้นรูปก้อนเซรามิกส์ที่เหมาะสม ดังนั้นการใช้ปริมาณเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ 0.1 % โดยโมลของมอนอเมอร์ นั้นเหมาะสมในการเตรียมวัสดุประกอบ และเมื่อนำมาทดสอบสมบัติความแข็งแรง พบว่าวัสดุประกอบ HAp/PMMA และ CS/PMMA มีค่าความแข็งแรงมากกว่า HAp บริสุทธิ์ และ CS บริสุทธิ์ ถึง 11 และ 25 เท่า ตามลำดับ

งานวิจัยของ นิษณา เนตรวาสดี, ภาณิชา สุขประเสริฐ และสุทธาฉินิ จันทหาร [2] ทำการเตรียมวัสดุประกอบร่วมระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิตกับแคลเซียมซิลิเกตและพอลิเอทิลีนอะดิเปต (HAp-CS/PEA) โดยขึ้นรูปก้อนเซรามิกส์ที่อัตราส่วนของ HAp:CS เป็น 90:10, 80:20 และ 70:30 จากนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำมาทดสอบความแข็งแรงกดอัด พบว่าเมื่อมีปริมาณแคลเซียมซิติลิกเกิดมากขึ้นจะทำให้ก้อนเซรามิกส์มีความคงรูปภายหลังการเผามากขึ้น มีเสถียรภาพทางรูปร่างและมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น

งานวิจัยของ Walsh, D. และคณะ [35] ทำการเตรียมวัสดุประกอบ โดยการนำเอาปาทิตที่มีรูพรุนมาทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน เพื่อให้ ϵ -คาโพรแลคโตน (ϵ -caprolactone) หรือ เมทิลเมทาคริลเลต (MMA) เข้าไปแทรกอยู่ในรูพรุนภายใต้สภาวะสุญญากาศ แอปาทิตซีเมนต์เตรียมได้จากเตตระแคลเซียมฟอสเฟตมอนอออกไซด์ แคลเซียมคาร์บอเนต และแคลเซียมฟอสเฟต โมโนไฮดรตที่มีจำนวนโมลเท่ากัน มาผสมกัน โดยมีตัวเร่งปฏิกิริยาเป็นสารละลายไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟต จากนั้นทำการอัดขึ้นรูปแอปาทิตซีเมนต์ในแม่พิมพ์ทรงกระบอก และเก็บไว้เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิห้อง นำก้อนแอปาทิตที่ได้แช่ลงในสารละลาย Simulated Body Fluid (SBF) ที่อุณหภูมิ 37°C เป็นเวลา 3 วัน จากนั้นทำการเตรียม ϵ -CL ให้บริสุทธิ์ โดยการนำไปกลั่นที่ความดัน 5 มิลลิเมตรปรอท และที่อุณหภูมิ 89°C แล้วนำไปเก็บที่อุณหภูมิ -20°C ในภาชนะปิดภายใต้บรรยากาศของไนโตรเจน จากนั้นหยดสารละลายเจือจางของ ϵ -CL ที่มีคลอโรฟอร์มเป็นตัวทำละลายลงบนก้อนแอปาทิต จากนั้นนำไปอบที่อุณหภูมิ 50°C ก่อนใส่เข้าไปในขวดสามคอเพื่อที่จะดูดอากาศภายในก้อนแอปาทิต ที่ความดัน 1 มิลลิเมตรปรอท เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ทำการละลาย ϵ -CL ในน้ำกลั่นซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวริเริ่มปฏิกิริยา และเทลงในภาชนะที่มีก้อนแอปาทิต เพื่อให้มอนอเมอร์เคลื่อนที่เข้าไปในรูพรุนของก้อนแอปาทิตภายใต้บรรยากาศของไนโตรเจน ส่วนมอนอเมอร์ที่เหลือจะถูกเทออก จากนั้นนำสารประกอบร่วมที่สังเคราะห์ได้ไปเก็บในหลอดแก้วให้ความร้อนในตู้อบที่อุณหภูมิ 120°C เป็นเวลามากกว่า 10 วัน หรือที่ 80°C เป็นเวลา 60 วัน จะได้วัสดุประกอบที่มีพอลิเมอร์แทรกอยู่ในรูพรุนของก้อนแอปาทิต เมื่อนำวัสดุประกอบที่ได้มาตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิคต่าง ๆ พบว่าจากการวิเคราะห์ด้วยเทคนิค Size exclusion chromatography (SEC) ได้น้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยจำนวน (M_n) ของพอลิคาโพรแลคโตน (PCL) หลังจากให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 120°C เป็นระยะเวลา 10 วัน มีค่าเท่ากับ 7.1×10^3 กรัมต่อโมล และหลังจากให้ความร้อนที่ 80°C เป็นระยะเวลา 60 วัน มีค่าเท่ากับ 16.8×10^3 กรัมต่อโมล จากผลการทดสอบความแข็งแรงกดอัดของวัสดุประกอบ PCL ที่ทำปฏิกิริยาเป็นเวลา 7 วัน และ 60 วัน พบว่ามีค่าความแข็งแรงกดอัดเพิ่มขึ้นจาก 9 เมกกะปาสคาล เป็น 26 เมกกะปาสคาล ตามลำดับ และจากการทดสอบความสามารถในการเปียกน้ำ (Wettability) ของพื้นผิว พบว่าวัสดุประกอบ PCL มุมสัมผัสกับน้ำ (Contact angle) โดยเฉลี่ยเท่ากับ 64° ซึ่งเป็นมุมที่เหมาะสมต่อการยึดติดพื้นผิวและการเจริญเติบโตของเซลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยของ Moursi, A.M. และคณะ [36] ได้ทำการศึกษาผลการตอบสนองของเซลล์สร้างกระดูกบริเวณส่วนโค้งด้านบนของกะโหลกศีรษะหนูต่อวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาไทต์กับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (HAp/PMMA) เปรียบเทียบกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA) ซึ่งไฮดรอกซีแอปาไทต์ (HAp) ที่ใช้เตรียมได้จากการละลายแคลเซียมอะซิเตต 1 โมล ในน้ำกลั่นปราศจากไอออน 75 มิลลิลิตร ปรับ pH ให้ได้เท่ากับ 4 ด้วยกรดไนตริกเข้มข้น จากนั้นเติมกรดฟอสฟอริก 0.6 โมล ตามด้วยสารละลายแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์เจือจางเพื่อปรับค่า pH ให้เท่ากับ 11 กรองและล้างตะกอน HAp ที่ได้ด้วยน้ำกลั่น นำไปเผาที่อุณหภูมิ 1250°C เป็นเวลา 4 ชั่วโมง ส่วนวัสดุประกอบระหว่าง HAp กับ PMMA เตรียมโดยนำสารละลายผสมของ PMMA/MMA ในอัตราส่วน 30:70 โดยน้ำหนักมาเติม 1% เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ และ HAp ที่ผ่านการเผาและบดละเอียด 20% โดยน้ำหนัก ปั่นกวนอย่างแรง เติสารละลายผสมที่ได้ในหลอดทดลอง ปิดฝาและตั้งทิ้งไว้ 1 คืน แล้วเก็บไว้ที่ 37°C จากนั้นนำไปใส่ตู้อบอุณหภูมิ 100°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และขึ้นรูปวัสดุประกอบเป็นรูปแท่งโดยอัดให้มีความหนา 2 มิลลิเมตร เมื่อทดสอบความสามารถในการรับแรงของวัสดุทั้งสอง พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดเพิ่มขึ้นจาก 40-48 เมกะปาสคาล ของ PMMA เป็น 72-94 เมกะปาสคาล ของวัสดุประกอบระหว่าง HAp กับ PMMA เนื่องจาก PMMA ทำหน้าที่เสริมแรงให้กับวัสดุประกอบ เมื่อนำเซลล์สร้างกระดูกที่ได้จากบริเวณส่วนโค้งด้านบนของกะโหลกศีรษะหนูมาชุบกับวัสดุประกอบของ HAp-PMMA และ PMMA แล้วตรวจสอบการเพิ่มขึ้นของเซลล์สร้างกระดูกภายหลังการชุบ 2 วัน และ 8 วัน พบว่าวันที่ 2 ปริมาณเซลล์สร้างกระดูกบริเวณพื้นผิวของวัสดุประกอบ HAp-PMMA และ PMMA มีปริมาณใกล้เคียงกันแต่วันที่ 8 ปริมาณเซลล์สร้างกระดูกบริเวณพื้นผิวของวัสดุประกอบ HAp-PMMA จะมีมากกว่าบริเวณพื้นผิวของ PMMA จึงอาจกล่าวได้ว่า HAp ในวัสดุประกอบมีส่วนช่วยให้เกิดการตอบสนองของเซลล์สร้างกระดูกได้ดีมากกว่าการใช้ PMMA เพียงอย่างเดียว

งานวิจัยของ Kim, S. และคณะ [37] ได้ทำการเติมไฮดรอกซีแอปาไทต์ (HAp) และไคโตซาน (Chitosan) ลงในพอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA) เพื่อวัตถุประสงค์ในการเตรียมวัสดุทางชีวภาพชนิดใหม่ที่มีคุณสมบัติที่ดีกว่าวัสดุทางชีวภาพที่ผลิตจาก PMMA เพียงอย่างเดียว ซึ่งในการวิจัยนี้ได้ทำการเตรียมชิ้นงานทดสอบ โดยมีการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนระหว่าง PMMA, HAp และไคโตซาน ดังแสดงในตารางที่ 2-7 จากนั้นนำชิ้นงานแต่ละสูตรไปทำการทดสอบสมบัติในด้านต่าง ๆ พบว่าการเติม HAp ลงไปในวัสดุชีวภาพสามารถช่วยลดปัญหาเรื่องอุณหภูมิในการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของ PMMA ได้ เนื่องจากอุณหภูมิที่สูงเกินไป อาจเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการเสียสภาพในชิ้นงานที่มีการเติม HAp และ ไคโตซาน จะมีรูปพูนมากกว่าชิ้นงานที่มี PMMA เพียงอย่างเดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีกทั้งขนาดของรูพรุนยังสามารถขยายใหญ่ขึ้น ในขณะที่รูพรุนของ PMMA ไม่สามารถทำได้ ซึ่งขนาดและปริมาณของรูพรุนมีผลอย่างมากต่อการเชื่อมต่อระหว่างวัสดุชีวภาพกับเนื้อเยื่อต่าง ๆ ภายในร่างกาย หลังจากทำการทดลองในกระต่าย พบว่า วัสดุชีวภาพที่มีการผสม HAp และไคโตซานลงไป มีความสามารถในการเข้ากันได้กับร่างกายของกระต่ายมากกว่าวัสดุชีวภาพที่มี PMMA เพียงอย่างเดียว

ตารางที่ 2-7 อัตราส่วนระหว่าง PMMA, HAp และไคโตซานที่ใช้ในการเตรียมชิ้นงานทดสอบ

ชิ้นงานที่	% โดยน้ำหนัก		
	PMMA	HAp	ไคโตซาน
1	100	0	0
2	50	40	10
3	40	50	10
4	30	60	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง

1. เตตระเอทิลออร์โทซิลิเกต (Tetraethylorthosilicate, TEOS) บริษัท Fluka Chemika เกรดวิเคราะห์
2. แคลเซียมไนเตรตเตตระไฮเดรต (Calciumnitrate tetrahydrate, $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
3. เอทานอล 95% (Ethanol, $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
4. โซเดียมไฮดรอกไซด์ (Sodium hydroxide, NaOH) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
5. ไฮดรอกซีเอปาทิต (Hydroxyapatite, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)
6. มอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (Methylmethacrylate monomer, $\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2$)
7. เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (Benzoyl peroxide, $(\text{C}_6\text{H}_5\text{CO})_2\text{O}_2$)
8. โซเดียมคลอไรด์ (Sodium chloride, NaCl) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
9. โซเดียมซัลเฟต (Sodium sulphate, Na_2SO_4) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
10. โทลูอิน (Toluene, $\text{C}_6\text{H}_5\text{CH}_3$) บริษัท CARLO ERBA เกรดวิเคราะห์
11. พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ ($M_w=70,000-100,000$)
12. ไนโตรเจนเหลว (Liquid Nitrogen)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

1. เครื่องวิเคราะห์การคายรังสีเอ็กซ์ (XRF) บริษัท BRUKER AG รุ่น SRS 3400
2. เครื่องบดผสมสารตัวอย่างสำหรับXRF บริษัท ROCKLAB รุ่น BENCHMILL MODEL 1A
3. เครื่องอัดตัวอย่างสำหรับ XRF บริษัท HERZOG รุ่น TP60/2D
4. เครื่องวัดการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (XRD) บริษัท BRUKER AG รุ่น D8 ADVANCE
5. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (SEM) บริษัท LEO รุ่น LEO 1455VP
6. เครื่อง Thermogravimetric Analyser (TGA) บริษัท PERKIN ELMER รุ่น PYRIS 1 TGA

อุณหภูมิที่ใช้	: 50-900°C
อัตราการให้ความร้อน	: 10°C
7. เครื่องเจลเพอมีเอชันโครมาโทกราฟี (GPC) บริษัท MILLIPORE รุ่น WATER 150-cv

คอลัมน์	: PLgel 10 Um Mixed B Z columns ขนาด 7.8×300
	นาโนเมตร วิเคราะห์น้ำหนักโมเลกุล ในช่วง 500 -
	1,000,000 ใช้พอลิสไตรีนเป็นสารมาตรฐาน
สารละลาย	: เตตระไฮโดรฟูแรน (THF) เกรด HPLC
อุณหภูมิคอลัมน์	: 30°C
อุณหภูมิ injection	: 30°C
อุณหภูมิ solvent/pump	: 30°C
อัตราการไหล	: 1 มิลลิลิตรต่อนาที
ปริมาณในการฉีด	: 100 ไมโครลิตร
เวลาในการวิเคราะห์	: 22 นาที
Detector	: Reflective index
8. เครื่องนิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์ (NMR) บริษัท BRUKER AG รุ่น IFS28

การเตรียมตัวอย่าง	: ละลายด้วยดิวทีโอคลอโรฟอร์ม (CDCl ₃)
-------------------	---
9. เครื่องทดสอบอเนกประสงค์ (Universal testing machine)

อัตราเร็วหัวกด	: 2.5 ± 0.25 มิลลิเมตรต่อนาที
Load cell	: 30 กิโลนิวตัน
10. อ่างควบคุมอุณหภูมิและ Immersion circulator (FT01/5) รุ่น ISOTEMP
11. เครื่องกรองลดความดัน บริษัท BUCHI รุ่น B-169
12. เครื่องวัดความเป็นกรด-ด่าง (pH-meter) บริษัท DENVER INSTRUMENT รุ่น TC-254

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12. เครื่องวัดความเป็นกรด-ด่าง (pH-meter) บริษัท DENVER INSTRUMENT รุ่น TC-254
13. เครื่องชั่งอย่างละเอียดชนิดนิยม 4 ตำแหน่ง บริษัท DENVER INSTRUMENT รุ่น TC-254
14. เครื่องให้ความร้อนชนิดแผ่น (Hot plate) บริษัท FISHER SCIENTIFIC
15. เครื่องอัดเม็ดชนิดบอมม์
16. เตาเผาสาร บริษัท THERMOLYME รุ่น FURNANCE 6000
17. ครุฑระเบิด ชนิดพอร์ซเลนส์และอะลูมินา
18. ตู้อบ บริษัท Fisher Scientific รุ่น Isotemp
19. โถรงบดสาร

3.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน

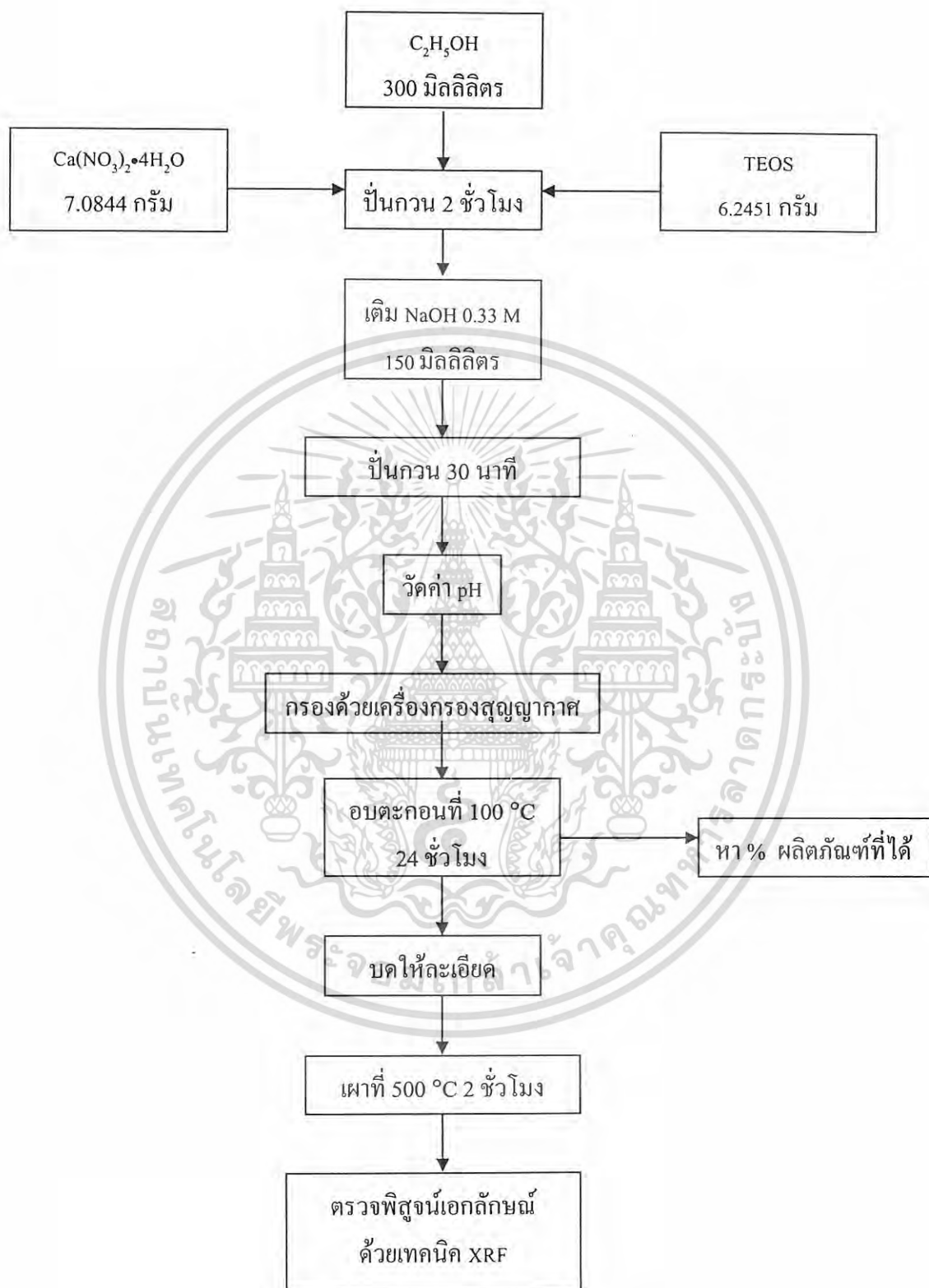


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1 การสังเคราะห์แคลเซียมซิลิเกต (Calciumsilicate, CS) โดยวิธีการตกตะกอนร่วม

1. ชั่งเตตระเอทิลออร์โทซิลิเกต (TEOS) ปริมาณ 6.2451 กรัม และแคลเซียมไนเตรดเตตระไฮเดรต ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) 7.0844 กรัม
2. ตวงเอทานอล ปริมาตร 300 มิลลิลิตร นำมาละลายสารที่ชั่งได้ในข้อที่ 1 ทำการปั่นกวนเป็นเวลา 2 ชั่วโมง ในบีกเกอร์พลาสติก
3. เตรียมสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ ความเข้มข้น 0.33 โมลต่อลิตร โดยชั่งโซเดียมไฮดรอกไซด์ 2 กรัม ละลายในน้ำกลั่น 150 มิลลิลิตร วัดค่า pH ของสารละลาย
4. เมื่อครบ 2 ชั่วโมง เติมสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ที่เตรียมไว้ ลงในสารละลายผสมในข้อที่ 2 จากนั้นทำการปั่นกวนสารละลายต่อเป็นเวลา 30 นาที วัดค่า pH ของสารละลาย
5. กรองสารละลายด้วยเครื่องกรองสุญญากาศ ล้างตะกอนด้วยน้ำกลั่น 2 ครั้ง ครั้งละ 150 มิลลิลิตร
6. นำตะกอนแคลเซียมซิลิเกตที่เตรียมได้ไปอบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
7. นำตะกอนที่ได้มาชั่งน้ำหนักเพื่อหาเปอร์เซ็นต์ของผลิตภัณฑ์ที่ได้
8. บดตะกอนที่ได้ด้วยโม่บดสารให้ละเอียด
9. นำไปเผาที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง เพื่อกำจัดสิ่งปนเปื้อน
10. ตรวจสอบเอกลักษณ์ของผลิตภัณฑ์ที่ได้ด้วยเทคนิคการคายรังสีเอกซ์ (XRF) เพื่อหาองค์ประกอบทางเคมีของสารที่สังเคราะห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



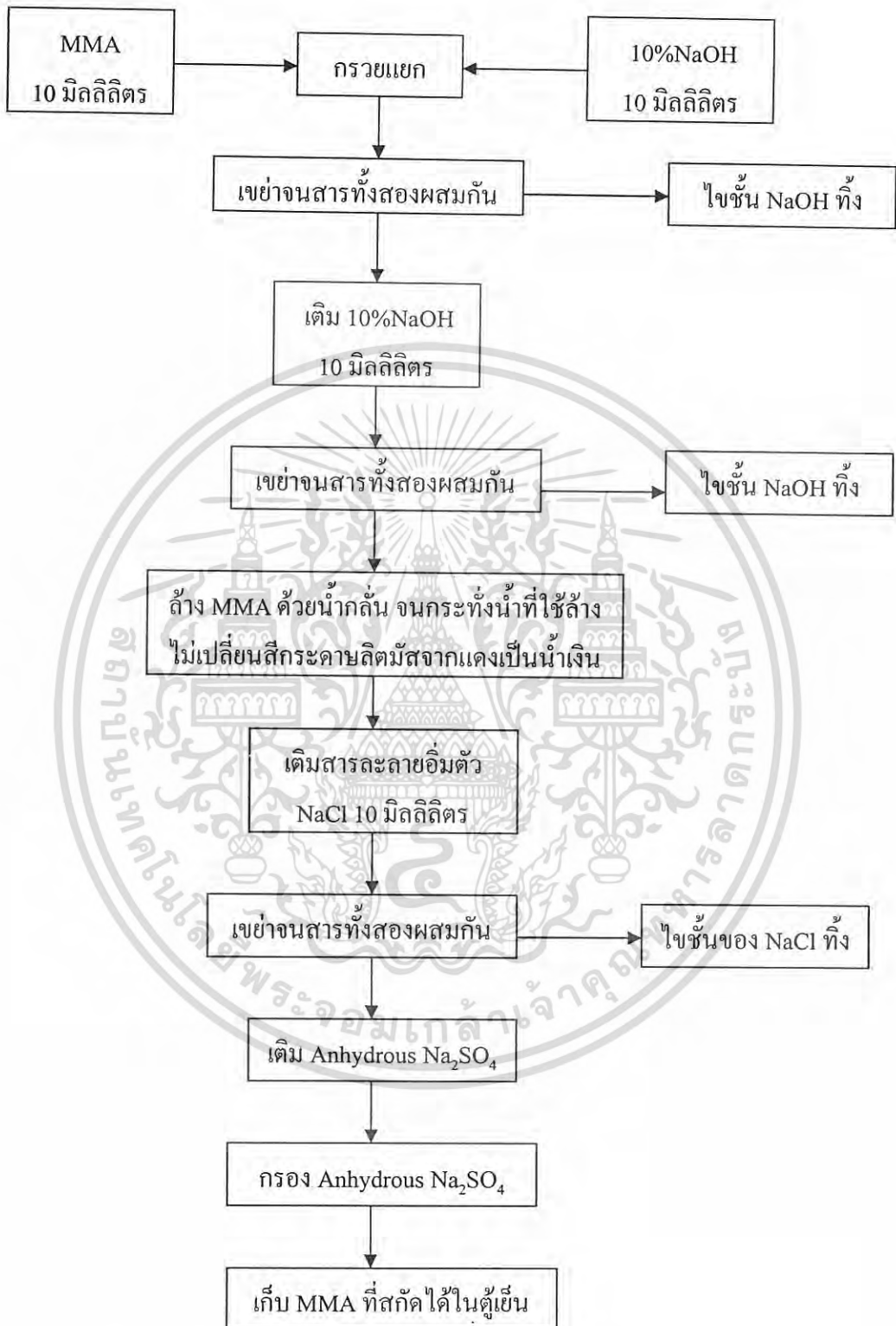
รูปที่ 3-1 แผนงานการสังเคราะห์แคลเซียมซิลิเกต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 การสกัดด้วยวิธีออกจากมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต (MMA)

1. เติมมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต 10 มิลลิลิตร และสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ 10%w/v ปริมาตร 10 มิลลิลิตรลงในกรวยแยก เขย่าให้สารทั้งสองผสมกัน รอจนแยกชั้น ซึ่งชั้นโซเดียมไฮดรอกไซด์จะอยู่ด้านล่าง
2. ไขชั้นของโซเดียมไฮดรอกไซด์ทิ้ง แล้วเทสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ 10%w/v ปริมาตร 10 มิลลิลิตรลงไปอีกครั้ง และเขย่าให้สารทั้งสองผสมกัน
3. รอจนแยกชั้น จึงไขชั้นของโซเดียมไฮดรอกไซด์ซึ่งอยู่ด้านล่างทิ้ง
4. ล้างมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตที่อยู่ในกรวยแยกด้วยน้ำกลั่น เพื่อกำจัดโซเดียมไฮดรอกไซด์ที่เหลือโดยน้ำที่ใช้ล้างไม่เปลี่ยนสีกระดาษลิตมัสจากแดงเป็นน้ำเงิน
5. เติมสารละลายโซเดียมคลอไรด์อิ่มตัวลงในกรวยแยก แล้วเขย่าให้สารทั้งสองผสมกัน รอจนแยกชั้น จากนั้นไขสารละลายโซเดียมคลอไรด์ ซึ่งอยู่ในชั้นล่างทิ้ง
6. นำมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตที่สกัดด้วยวิธีนี้แล้ว มาเติมสารดูดความชื้นแอนไฮดรัส โซเดียมซัลเฟต (Na_2SO_4)
7. กรองแยกแอนไฮดรัสโซเดียมซัลเฟตออก
8. นำมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตที่ทำการสกัดด้วยวิธีนี้แล้วใส่ขวด แล้วนำไปเก็บไว้ในตู้เย็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



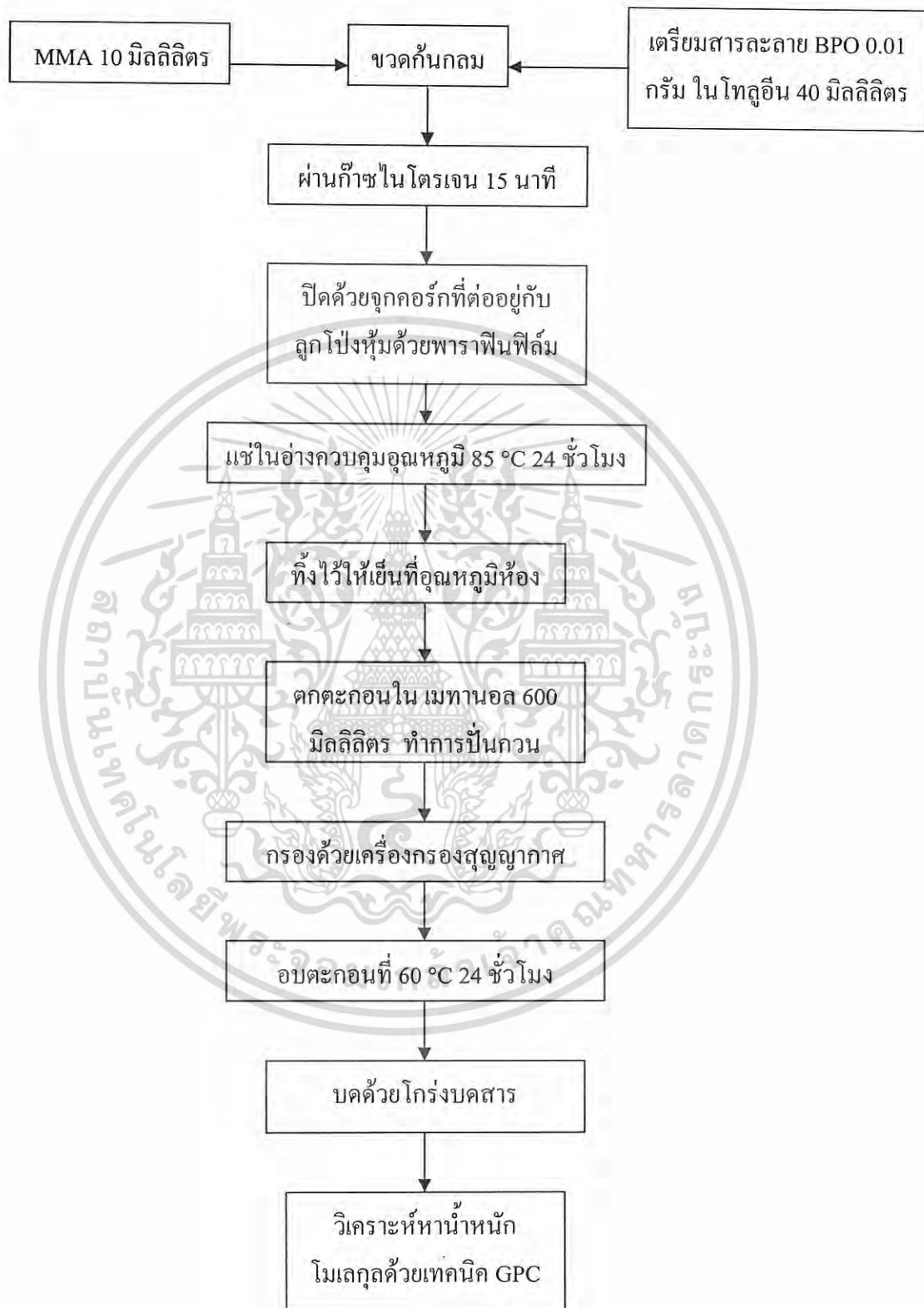
รูปที่ 3-2 แผนงานการสกัดตัวขั้วที่ยังออกจากมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 การสังเคราะห์พอลิเมทิลเมทาคริเลตด้วยเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย

1. เหมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตที่สกัดด้วยขี้ผึ้งแล้ว ปริมาตร 10 มิลลิลิตร ใส่ในขวดก้นกลมขนาด 250 มิลลิลิตร
2. ชั่งเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์น้ำหนัก 0.01 กรัม ลงในบีกเกอร์ขนาด 50 มิลลิลิตร
3. ตวงโทลูอีน ปริมาตร 40 มิลลิลิตร นำไปละลายเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ แล้วเทลงในขวดก้นกลมที่มีนอเมอร์อยู่
4. ผ่านก๊าซไนโตรเจนลงในสารละลายผสมนาน 15 นาที ปิดด้วยจุกคอรั๊กที่ต่ออยู่กับลูกโป่งที่บรรจุก๊าซไนโตรเจนแล้วทันที แล้วหุ้มด้วยพาราฟินฟิล์มให้สนิท
5. นำขวดก้นกลมมาแช่ลงในอ่างควบคุมอุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
6. นำขวดก้นกลมออกจากอ่างควบคุมอุณหภูมิทันที แล้วทิ้งไว้ให้เย็นที่อุณหภูมิห้อง
7. จากนั้นนำมาตกตะกอนพอลิเมทิลเมทาคริเลต โดยหยดของเหลวใส่ที่ได้ลงในเมทานอลอย่างช้า ๆ พร้อมทั้งปั่นควมอย่างรุนแรง
8. ตั้งทิ้งไว้ให้ตกตะกอน แล้วเทสารละลายด้านบนออก
9. นำมากรองด้วยเครื่องกรองสุญญากาศ และล้างตะกอนด้วยเมทานอล
10. บดพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่กรองได้ให้มีขนาดเล็กลง ก่อนนำไปอบที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
11. บดด้วยโกร่งบดสารจนได้ตะกอนที่ละเอียด
12. วิเคราะห์หาน้ำหนักโมเลกุลและการกระจายน้ำหนักโมเลกุลของพอลิเมทิลเมทาคริเลตด้วยเทคนิคเจลเพอมีเอชัน โครมาโตกราฟี (GPC)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3-3 แผนงานการสังเคราะห์พอลิเมทิลเมทาครีเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 การขึ้นรูปไฮดรอกซีแอปาทิต-แคลเซียมซลิเกตด้วยวิธีกดอัด

1. ชั่งไฮดรอกซีแอปาทิตและแคลเซียมซลิเกตที่สังเคราะห์ได้ตามอัตราส่วนดังตารางที่ 3.1
2. นำสารประกอบแต่ละอัตราส่วนมาผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ 0.15 กรัม คลุกผสมให้เข้ากัน
3. จากนั้นนำมาอัดขึ้นรูปด้วยเครื่องอัดเม็ด
4. นำวัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิต-แคลเซียมซลิเกตที่ขึ้นรูปแล้วไปเผาที่อุณหภูมิและเวลาดังแสดงในตารางที่ 3.2
5. ตรวจสอบคุณสมบัติด้วยเทคนิค XRD และ SEM

ตารางที่ 3-1 อัตราส่วนและน้ำหนักไฮดรอกซีแอปาทิต : แคลเซียมซลิเกต ด้วยวิธีขึ้นรูปกดอัด

อัตราส่วนของ HAp:CS	น้ำหนักของ HAp:CS (กรัม)
100:0	1.0:0
70:30	0.7:0.3
50:50	0.5:0.5
30:70	0.3:0.7
0:100	0:1.0

ตารางที่ 3-2 อุณหภูมิและเวลาในการเผาขึ้นงานไฮดรอกซีแอปาทิต-แคลเซียมซลิเกต

อุณหภูมิ (°C)	เวลา (นาที)
250	45
450	45
650	45
850	45
1000	90
1100	300

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.5 การเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิติลิดกับพอลิ-เมทิลเมทาคริเลต (Composite TCP-CS/PMMA)

1. ละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลต 0.3 กรัม ในมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลต 1.7 กรัม
2. เติมตัวริเริ่มเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ 0.5% โดยโมลของมอนอเมอร์ คนจนละลายเป็นเนื้อเดียวกัน
3. ทำการขัดพื้นผิวชิ้นงานไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิติลิดที่ขึ้นรูปแล้ว และทราบน้ำหนักที่แน่นอน แล้วนำมาแช่ในสารละลายที่เตรียมได้ เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
4. นำก้อนวัสดุประกอบที่อิมด้วยสารละลายห่อด้วยกระดาษฟอยด์ แล้วใส่ลงในขวดก้นกลมที่ทราบน้ำหนักแน่นอน
5. นำขวดก้นกลมไปชั่งน้ำหนัก เพื่อหาน้ำหนักของเมทิลเมทาคริเลตและพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบ
6. พ่นก๊าซไนโตรเจนในขวดก้นกลม 5 นาที และปิดขวดก้นกลม
7. นำขวดก้นกลมแช่ในอ่างควบคุมอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
8. เมื่อครบกำหนดแกะฟอยด์ออกจากวัสดุประกอบ
9. นำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค TGA, SEM และ GPC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



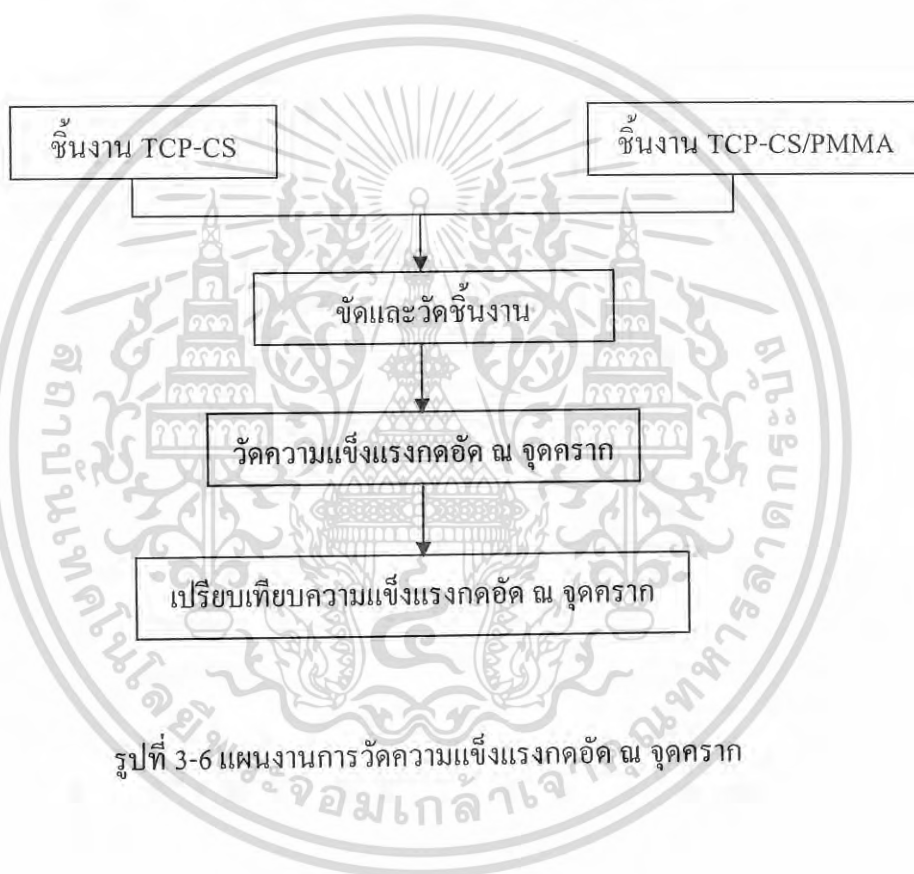
รูปที่ 3-5 แผนงานการเตรียมวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิลิเกต
กับพอลิเมทิลเมทาคริเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.6 การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิติเลต และพอลิเมทิลเมทาคริเลต

นำวัสดุประกอบระหว่างไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิติเลต และพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่มีรูปพุ่มมาวัดค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดคราก (Strength at yield) โดยใช้เครื่องทดสอบเนกประสงค์ (Universal testing machine) มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. จัดผิวหน้าของวัสดุประกอบที่เตรียมได้แล้ววัดขนาดที่แน่นอน
2. นำชิ้นงานวางไว้ในตำแหน่งที่จะกดและกดชิ้นงานจนแตก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

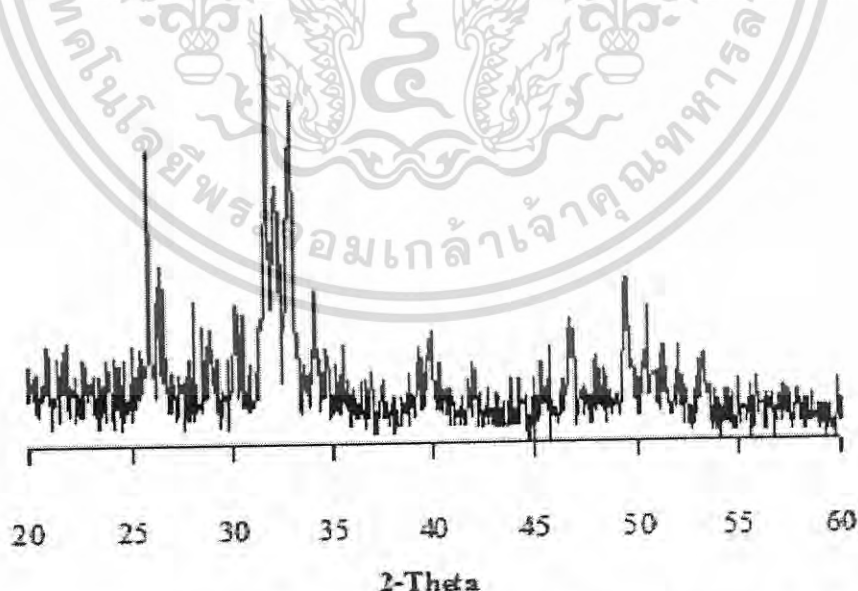
ผลการทดลองและอภิปรายผล

4.1 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ของสารตั้งต้น

4.1.1 ไฮดรอกซีแอปาไทต์

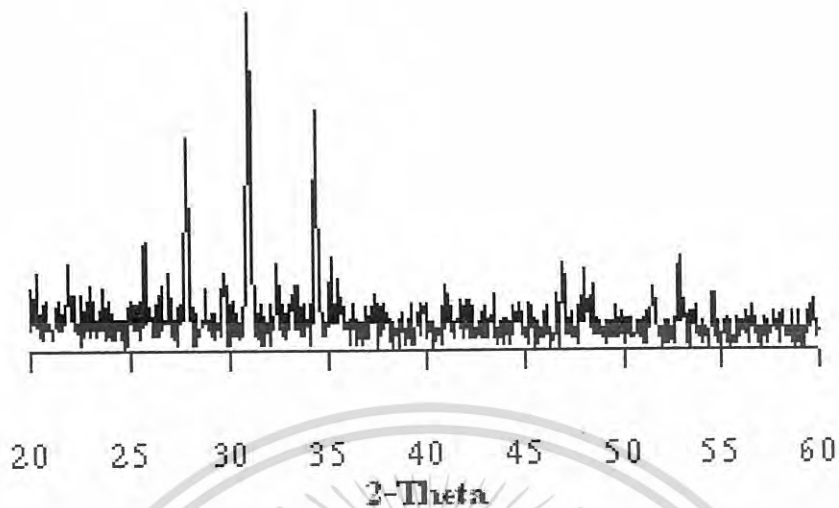
4.1.1.1 วัฏภาคที่เป็นผลึกของไฮดรอกซีแอปาไทต์

เมื่อนำวัสดุคิบ ไฮดรอกซีแอปาไทต์เกรดการค้า ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometry, XRD) พบว่ามีวัฏภาคที่เป็นผลึกที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 25.9, 31.8, 33.0, 34.2, 39.8, 46.8, 49.6 และ 50.6 องศา (ภาคผนวก ก รูป ก-1) ซึ่งเป็นพิกหลักของไฮดรอกซีแอปาไทต์ ดังแสดงในรูปที่ 4-1 แต่เมื่อนำวัสดุคิบดังกล่าวไปเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 ชั่วโมง แล้วนำมาตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิค XRD พบว่ามีวัฏภาคที่เป็นผลึกที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 27.8, 31.0, 34.4, 47.0 และ 52.9 องศา (ภาคผนวก ก รูป ก-2) ดังแสดงในรูปที่ 4-2 ซึ่งพบว่ารูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของสารภายหลังการเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 ชั่วโมง เปลี่ยนแปลงไป เนื่องจากวัสดุคิบ HAp สูญเสียน้ำจากโครงสร้างในขณะที่เผาแคลไซน์ จึงเกิดการเปลี่ยนวัฏภาคผลึกจาก HAp เป็น ไตรแคลเซียมฟอสเฟต ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TCP)



รูปที่ 4-1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของ HAp ก่อนนำไปเผาแคลไซน์

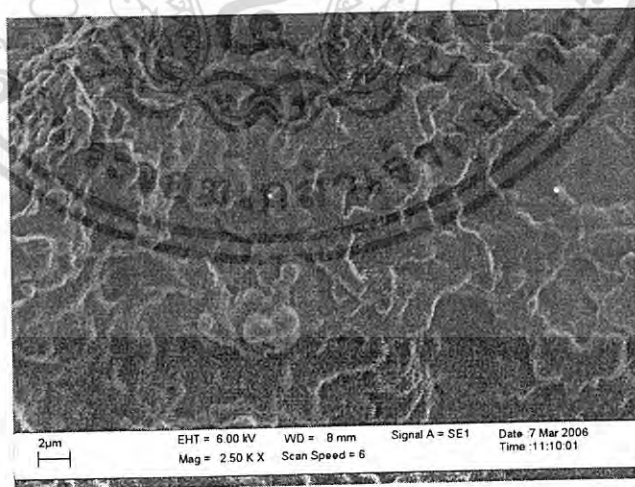
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4-2 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของ HAp ภายหลังจากเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 °C

4.1.1.2 โครงสร้างจุลภาคของก้อนเซรามิกไฮดรอกซีอะพาไทต์เคลือบเซรามิกฟอสเฟต

เมื่อนำวัสดุคิบไฮดรอกซีอะพาไทต์เกรดการค้ามาขึ้นรูปด้วยการผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์แล้วนำไปเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส จากนั้นนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM) พบว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์มีลักษณะเป็นเกรนทรงกลมเกาะรวมตัวกันอยู่ แสดงได้ดังรูปที่ 4-3



รูปที่ 4-3 โครงสร้างทางจุลภาคของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ผ่านการขึ้นรูปที่กำลัขยาย 2500 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 แคลเซียมซิลิเกต

4.1.2.1 องค์ประกอบทางเคมีของแคลเซียมซิลิเกต

จากการตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคการคายรังสีเอ็กซ์ (X-ray Fluorescence Spectroscopy, XRF) พบว่าแคลเซียมซิลิเกต (CaSiO_3 , CS) ที่สังเคราะห์ได้จากวิธีการตกตะกอนร่วมมีอัตราส่วนโดยโมลระหว่างแคลเซียมออกไซด์ต่อซิลิกอนไดออกไซด์ ($\text{CaO}:\text{SiO}_2$) ดังแสดงในตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-1 อัตราส่วนโดยโมลระหว่าง $\text{CaO}:\text{SiO}_2$ ของ CS ที่สังเคราะห์ได้

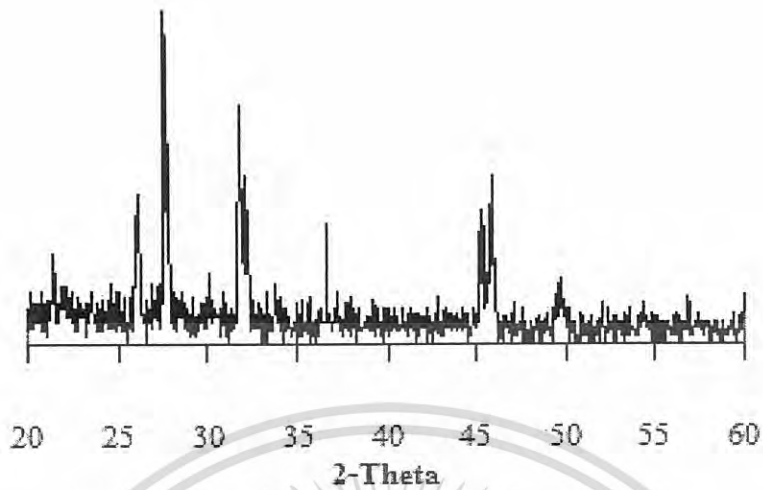
สารตัวอย่างที่	CaO (%wt)	SiO ₂ (%wt)	อัตราส่วนโดยโมล CaO:SiO ₂
1	48.10	51.60	1.00
2	51.50	46.70	1.18
3	51.30	46.10	1.19
เฉลี่ย	50.30	48.13	1.12
ค่าทางทฤษฎี	48.28	51.72	1.00

จากตารางที่ 4-1 พบว่าอัตราส่วนโดยโมลของแคลเซียมออกไซด์ต่อซิลิกอนไดออกไซด์ ($\text{CaO}:\text{SiO}_2$) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.12 ซึ่งเป็นค่าที่ใกล้เคียงกับค่าทางทฤษฎี โดยการที่ค่าเฉลี่ยที่ได้นั้นมีค่ามากกว่าค่าทางทฤษฎี สันนิษฐานว่าเกิดจากความสามารถในการตกตะกอนของแคลเซียมออกไซด์และซิลิกอนไดออกไซด์ไม่เท่ากัน ซึ่งแคลเซียมออกไซด์จะตกตะกอนได้ดีกว่าในสภาวะที่เป็นเบส ดังนั้นที่บริเวณพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกตจะมีปริมาณแคลเซียมออกไซด์อยู่มากกว่า ทำให้เมื่อนำไปตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิค XRF จะตรวจพบปริมาณแคลเซียมออกไซด์มากกว่าซิลิกอนไดออกไซด์ จึงส่งผลให้อัตราส่วนของ $\text{CaO}:\text{SiO}_2$ มีค่ามากกว่า 1.00

4.1.2.2 วัฏภาคที่เป็นผลึกของแคลเซียมซิลิเกต

เมื่อนำแคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ได้ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (XRD) พบว่ามีวัฏภาคที่เป็นผลึกที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 25.9, 27.4, 27.5, 31.7, 31.9, 36.5 และ 49.5 องศา (ภาคผนวก ก รูป ก-3) ซึ่งเป็นพิกหลักของแคลเซียมซิลิเกตชนิด $\alpha\text{-CaSiO}_3$ (Pseudowollastonite) ดังแสดงในรูปที่ 4-4

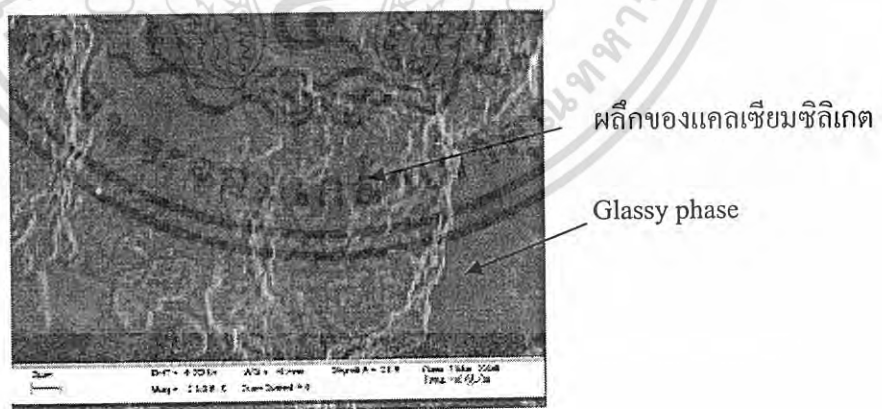
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4-4 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของแคลเซียมซิติเกตที่สังเคราะห์ได้

4.1.2.3 โครงสร้างจุลภาคของแคลเซียมซิติเกต

เมื่อนำแคลเซียมซิติเกตที่สังเคราะห์ได้มาขึ้นรูปโดยการผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ แล้วนำไปเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส จากนั้นนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy, SEM) พบว่าผลึกแคลเซียมซิติเกตมีลักษณะเป็นเกรนสี่เหลี่ยมขนาดเล็ก และมีส่วนที่เป็น glassy phase อยู่ล้อมรอบเกรนของแคลเซียมซิติเกต แสดงได้ดังรูปที่ 4-5



รูปที่ 4-5 โครงสร้างทางจุลภาคของแคลเซียมซิติเกตที่ผ่านการขึ้นรูปที่ค่าดังขยบาย 2500 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 พอลิเมทิลเมทาคริเลต

พอลิเมทิลเมทาคริเลตที่สังเคราะห์ด้วยเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย โดยใช้ตัวเร่งปฏิกิริยา (Benzoylperoxide) 0.01 กรัม เมื่อนำไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคเจลเพอมีเอชันโครมาโทกราฟี (GPC) (ภาคผนวก ค รูป ค-1) พบว่าผลิตภัณฑ์ที่สังเคราะห์ได้มีค่าน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยจำนวน (\overline{M}_n) 47,758 กรัม/โมล และน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนัก (\overline{M}_w) 104,111 กรัม/โมล

4.2 ชิ้นงานเซรามิกส์ไตรแคลเซียมฟอสเฟต-แคลเซียมซิลิเกตที่มีรูพรุน (TCP-CS)

4.2.1 ความหนาแน่นของชิ้นงาน TCP-CS

จากการนำวัตถุดิบ HAp และ CS ในแต่ละอัตราส่วนมาผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ 15% โดยน้ำหนัก จากนั้นทำการกดอัดด้วยเครื่องอัดเม็ด แล้วนำไปเผาขึ้นรูปที่อุณหภูมิ 1100°C เป็นเวลา 5 ชั่วโมง ได้เป็นชิ้นงานเซรามิกส์ที่มีรูพรุน แล้วนำชิ้นงานเซรามิกส์ที่ได้มาหาความหนาแน่นด้วยวิธีแทนที่น้ำได้ผลดังแสดงในตารางที่ 4-2 จากผลการทดลอง พบว่าในชิ้นงานเซรามิกส์ร่วม TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เป็น 70:30, 50:50 และ 30:70 ค่าความหนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์มีค่าลดลงเมื่อมีปริมาณแคลเซียมซิลิเกตเพิ่มขึ้น ทั้งนี้เนื่องจากแคลเซียมซิลิเกตเป็นสารที่มีเสถียรภาพทางรูปร่างดีกว่า HAp จึงสามารถคงรูปร่างได้ดี ดังนั้นชิ้นตัวอย่างที่มีปริมาณ CS มากจึงมีการหดตัวภายหลังการเผา แต่สำหรับในชิ้นงานเซรามิกส์วัฏภาคเดียว คือที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เป็น 100:0 และ 0:100 นั้นเมื่อนำมาเผาให้คงรูปจะทำให้เกิดการเชื่อมต่อของโครงสร้างได้ดี ทำให้มีความหนาแน่นที่มากกว่าชิ้นงานเซรามิกส์ร่วม

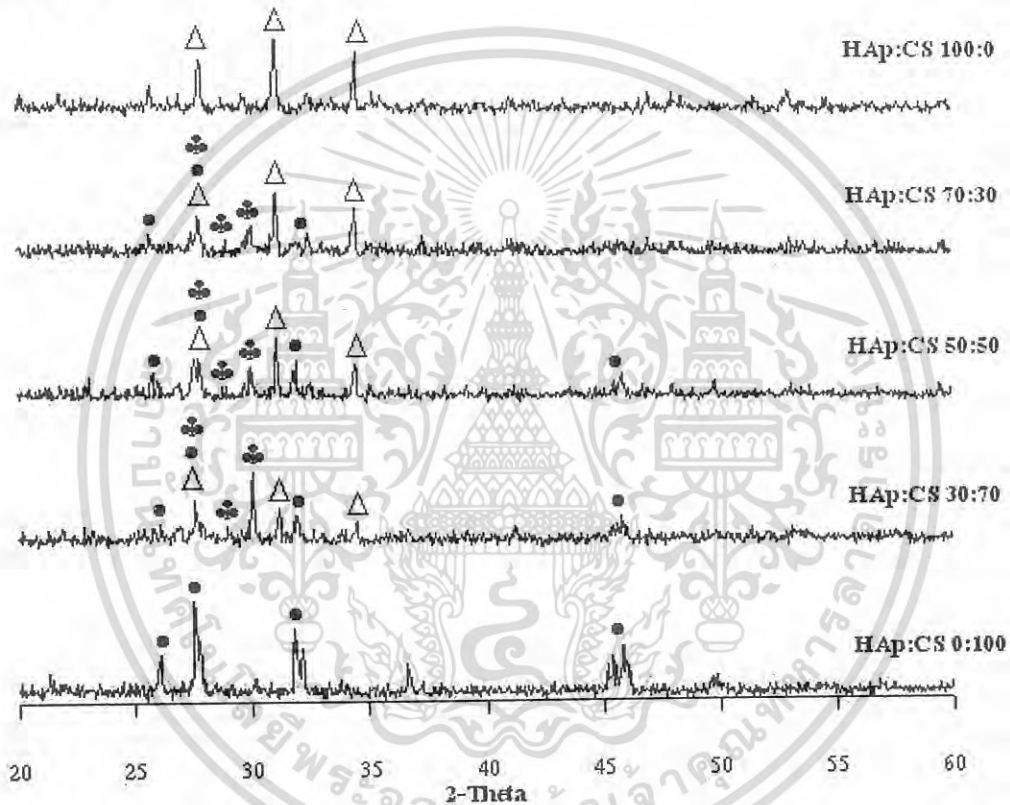
ตารางที่ 4-2 ค่าความหนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ในแต่ละอัตราส่วน

สูตรที่	อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS	ค่าเฉลี่ยความหนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS (กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร)
1	100:0	1.66
2	70:30	1.00
3	50:50	0.98
4	30:70	0.97
5	0:100	1.58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 วัฏภาคที่เป็นผลึกของชิ้นงาน TCP-CS ที่ได้จากเทคนิค XRD

เมื่อนำชิ้นงานเซรามิกส์ในอัตราส่วนต่าง ๆ ที่เตรียมได้ ไปตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) พบว่าวัฏภาคที่เป็นผลึกประกอบด้วยฟีกของไตรแคลเซียมฟอสเฟตที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 27.8, 31.0, 34.4, 47.0 และ 52.9 องศา และฟีกของแคลเซียมซิลิเกตที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 25.9, 27.4, 27.5, 31.7, 31.9, 36.5 และ 49.5 องศา ทำให้สามารถยืนยันได้ว่าสารที่สังเคราะห์ได้มีวัฏภาคองค์ประกอบหลักเป็น ไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมซิลิเกต ดังแสดงในรูปที่ 4-6



รูปที่ 4-6 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของชิ้นงานเซรามิกส์ที่อัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ

Δ : TCP , \bullet : α -CS , \clubsuit : β -CS

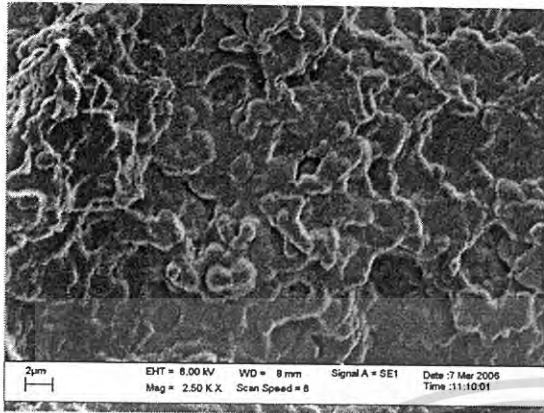
จากรูปที่ 4-6 พบว่าวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 100:0 แสดงฟีกหลักของไตรแคลเซียมฟอสเฟต ซึ่งปรากฏที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 27.8, 31.0 และ 34.4 องศา และวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 0:100 แสดงฟีกหลักของแอลฟา-แคลเซียมซิลิเกต (α -CaSiO₃) ซึ่งปรากฏที่ตำแหน่ง 2θ เท่ากับ 25.9, 27.4 และ 31.7 องศา โดยฟีกหลักบางส่วนของไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมซิลิเกตเกิดขึ้นที่ตำแหน่งใกล้เคียงกัน ในช่วง 2θ เท่ากับ 27.4-27.8 องศา ทำให้ฟีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

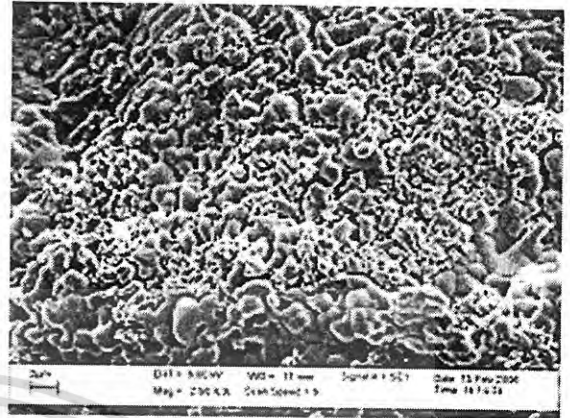
ของสารทั้งสองซ้อนทับกัน โดยในชิ้นงานเซรามิกส์ที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 70:30 พบว่ารูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์มีพีคองค์ประกอบหลักเป็นพีคของไตรแคลเซียมฟอสเฟต โดยมีพีคของแคลเซียมซิลิเกตซ้อนทับอยู่ในปริมาณน้อย เมื่ออัตราส่วนของแคลเซียมซิลิเกตเพิ่ม คือ มีอัตราส่วนของ TCP:CS เป็น 50:50 และ 30:70 พบว่าสัดส่วนความสูงของพีคแคลเซียมซิลิเกตที่ซ้อนทับในช่วง 2 θ เท่ากับ 27.4-27.8 องศา มีค่าสูงขึ้น หากพิจารณาพีคที่ตำแหน่ง 2 θ เท่ากับ 31.7 องศา ซึ่งเป็นตำแหน่งของพีคหลักของแคลเซียมซิลิเกต พบว่ามีสัดส่วนความเข้มสูงขึ้นเมื่อปริมาณแคลเซียมซิลิเกตสูงขึ้น ในขณะที่พีคหลักของไตรแคลเซียมฟอสเฟตที่ตำแหน่ง 2 θ เท่ากับ 31.0 องศา มีสัดส่วนความเข้มลดลงเมื่อเทียบกับพีคของแคลเซียมซิลิเกต เมื่อปริมาณของไตรแคลเซียมฟอสเฟตในชิ้นงานเซรามิกส์ลดลง ในวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 30:70, 50:50 และ 70:30 ปรากฏพีคที่ตำแหน่ง 2 θ เท่ากับ 25.8, 28.9 และ 30.0 องศา ซึ่งเป็นพีคหลักของเบต้า-แคลเซียมซิลิเกต (β -CaSiO₃) ร่วมกับพีคของไตรแคลเซียมฟอสเฟตและแอลฟา-แคลเซียมซิลิเกต โดยปรากฏพีคเพิ่มขึ้นจากวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 0:100 อาจเกิดเนื่องจากไตรแคลเซียมฟอสเฟตทำให้การเปลี่ยนวิถึภาคของแคลเซียมซิลิเกตจากเบต้า-แคลเซียมซิลิเกต (β -CaSiO₃) เป็นแอลฟา-แคลเซียมซิลิเกต (α -CaSiO₃) ทำได้ยากขึ้น

4.2.3 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS

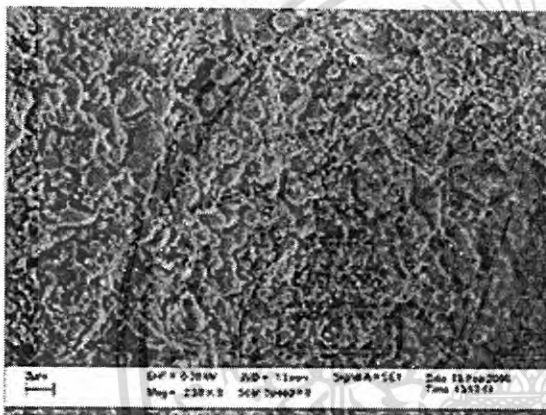
จากการขึ้นรูปชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ที่อัตราส่วนต่าง ๆ โดยการบดผสมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ แล้วนำไปเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เมื่อนำไปวิเคราะห์โครงสร้างจุลภาคด้วยเทคนิค SEM (ภาคผนวก จ) พบว่าชิ้นงานเซรามิกส์มีช่องว่างที่เกิดจากการสลายตัวของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์อยู่ภายในชิ้นงาน ดังแสดงในรูปที่ 4-7



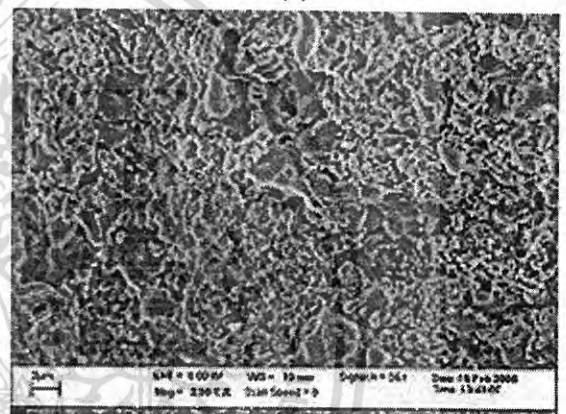
(a)



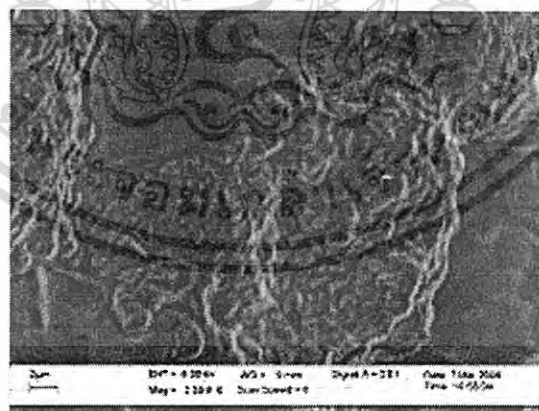
(b)



(c)



(d)



(e)

รูปที่ 4-7 โครงสร้างทางจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ที่กำลังขยาย 2500 เท่า

(a) TCP:CS 100:0 (b)TCP:CS 70:30 (c) TCP:CS 50:50

(d) TCP:CS 30:70 (e) TCP:CS 0:100

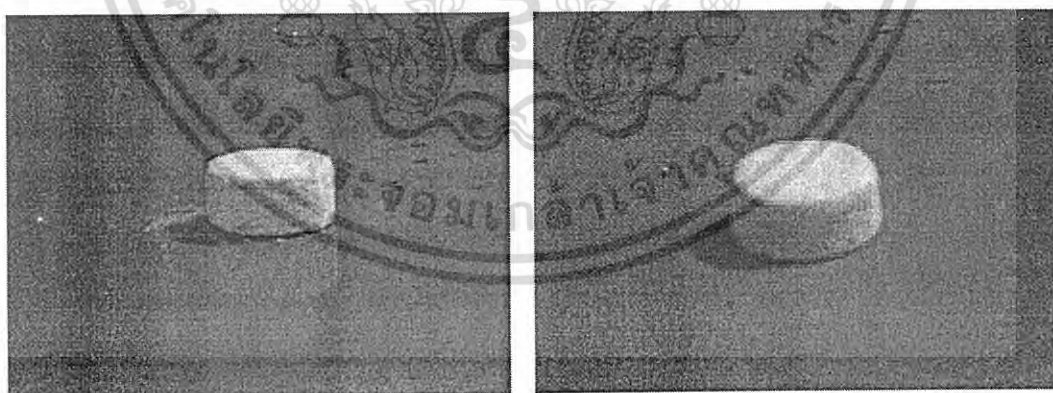
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

ในการเตรียมวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA สามารถเตรียมได้โดยใช้สารละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลตในเมทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์แทนการใช้สารละลายเมทิลเมทาคริเลตเพียงอย่างเดียว เพื่อช่วยลดการหดตัวของก้อนวัสดุประกอบ ซึ่งเตรียมได้จากการแช่ชิ้นงาน TCP-CS ในสารละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลตในเมทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์ (PMMA-MMA) ซึ่งใช้อัตราส่วน MMA:PMMA เป็น 70:30 และ 85:15 โดยน้ำหนัก พบว่าที่อัตราส่วน MMA:PMMA เป็น 70:30 สารละลายนี้มีความหนืดมากเกินไปทำให้ไม่สามารถแทรกเข้าไปในก้อนเซรามิกส์ได้ โดยจะเกิดเป็นฟิล์มเคลือบที่บริเวณพื้นผิวด้านนอกของก้อนเซรามิกส์เท่านั้น จึงทำการลดอัตราส่วนของ MMA:PMMA เป็น 85:15 ซึ่งพบว่าสามารถเตรียมเป็นวัสดุประกอบได้ดี จึงเลือกใช้อัตราส่วน MMA:PMMA เป็น 85:15 ในการเตรียมวัสดุประกอบต่อไป

4.3.1 สมบัติทางกายภาพของวัสดุประกอบ

เมื่อนำชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS มาเตรียมเป็นวัสดุประกอบ พบว่าลักษณะทางกายภาพไม่เกิดความเปลี่ยนแปลง โดยชิ้นงานที่ได้มีลักษณะเป็นก้อนสีขาวเหมือนเดิมแต่จะมีฟิล์มบางใสของพอลิเมทิลเมทาคริเลตเคลือบอยู่ที่พื้นผิวของวัสดุประกอบ และเมื่อทำการผ่าครึ่งชิ้นวัสดุประกอบ พบว่าภายในวัสดุประกอบมีชั้นของฟิล์มบางใสเคลือบอยู่เช่นเดียวกัน โดยสังเกตได้ชัดเจนว่าพื้นผิวของวัสดุประกอบจะมีความมันวาวเพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.5



(a)

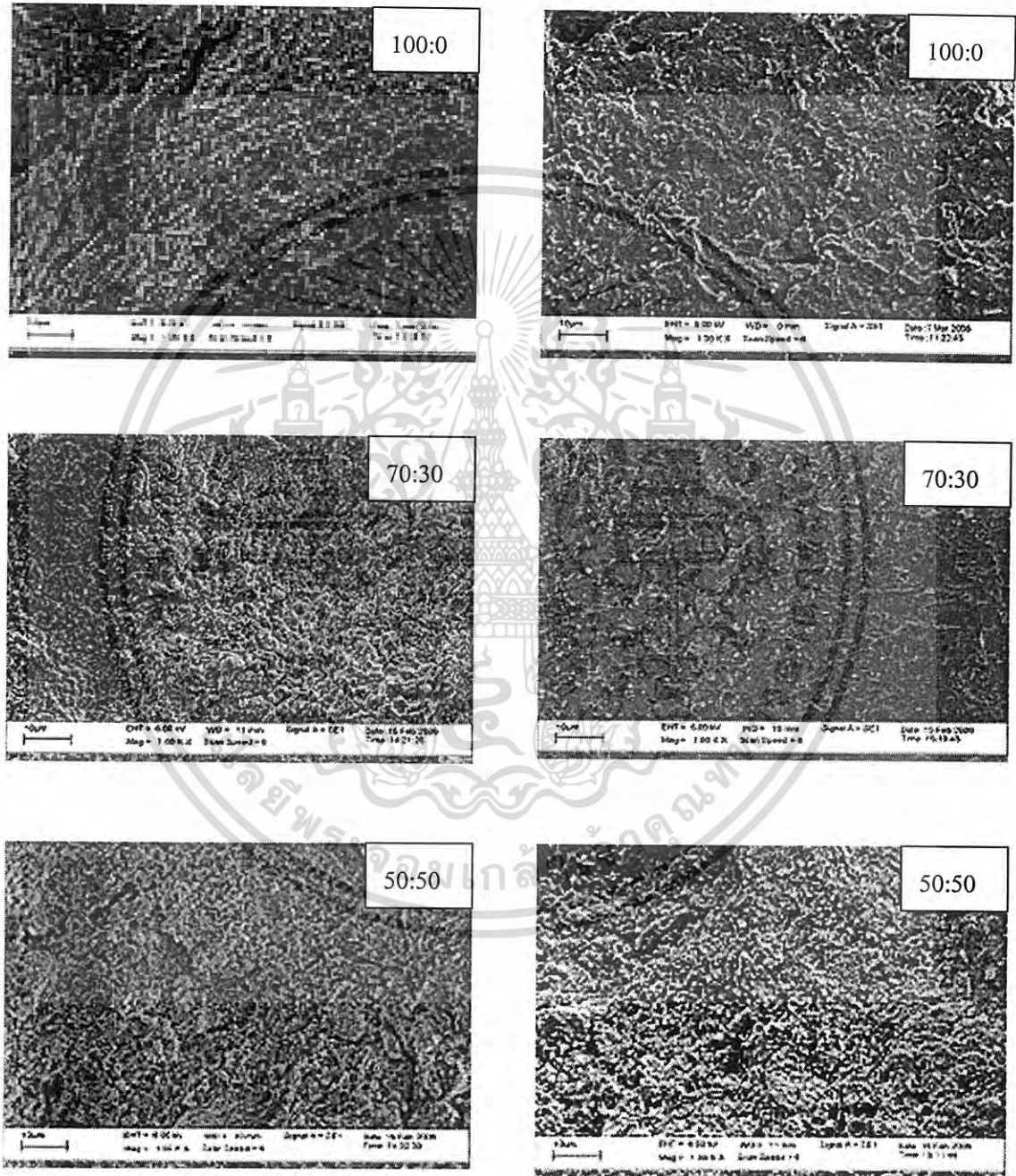
(b)

รูปที่ 4-8 (a) ลักษณะทางกายภาพของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS

(b) ลักษณะทางกายภาพของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ไปวิเคราะห์โครงสร้างจุลภาคด้วยเทคนิค SEM (ภาคผนวก จ) พบว่าที่พื้นผิวภายในรูพรุนของชิ้นงานวัสดุประกอบทุกสูตร มีฟิล์มบางของพอลิ-เมทิลเมทาคริเลตปกคลุมอยู่บนเกรนของเซรามิกส์ ดังแสดงในรูปที่ 4-9

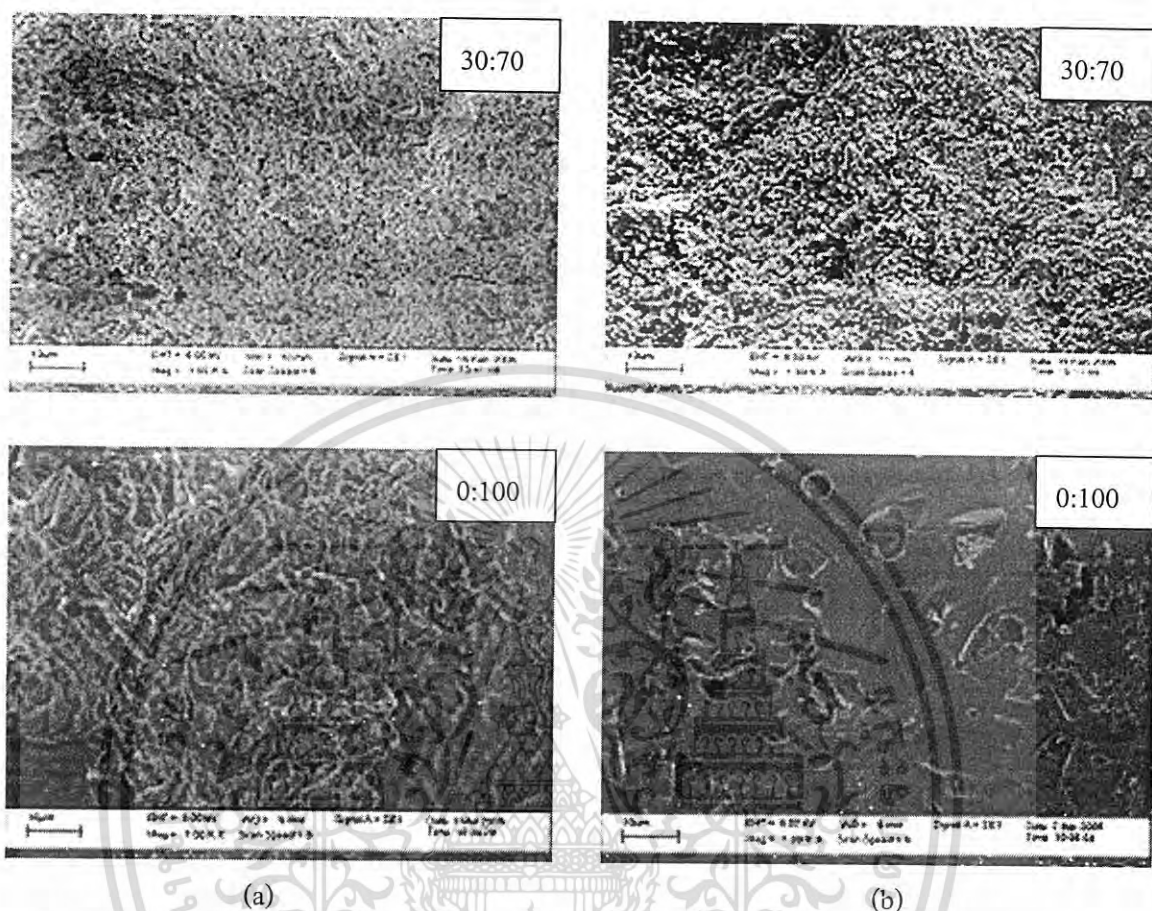


(a)

(b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4-9 (ต่อ)



รูปที่ 4-9 โครงสร้างจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานเซรามิกส์ก่อนการเตรียมวัสดุประกอบ (a) และ โครงสร้างจุลภาคพื้นผิวภายในของชิ้นงานวัสดุประกอบ ไตรแคลเซียมฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตและพอลิเมทิลเมทาคริเลต (b) ที่อัตราส่วน TCP:CS ต่างๆ ที่กำลังขยาย 1000 เท่า

4.3.2 การตรวจพิสูจน์เอกลักษณ์

4.3.2.1 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค GPC

เมื่อนำพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่สังเคราะห์ได้ภายในรูปพรุนของชิ้นงานเซรามิกส์ HAp-CS มาวิเคราะห์ด้วยเทคนิคเจลเพอมีเอชัน โครมาโทกราฟี (GPC) (ภาคผนวก ค) พบว่าค่า M_n อยู่ในช่วง 88,200 - 93,400 กรัม/โมล M_w อยู่ในช่วง 263,400 - 350,300 กรัม/โมล และ MWD อยู่ในช่วง 2.81 - 3.86 ดังตารางที่ 4-3 อย่างไรก็ตามน้ำหนักโมเลกุลของ PMMA ที่วิเคราะห์จากเทคนิค GPC มาจาก PMMA เริ่มต้น (สังเคราะห์ด้วยเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย, PMMA₁) ร่วมกับ PMMA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ได้จากการพอลิเมอไรเซชัน (PMMA₂) ขณะเตรียมเป็นวัสดุประกอบ ซึ่งสามารถคำนวณหาน้ำหนักโมเลกุลที่เกิดจากการพอลิเมอไรซ์ของ MMA (Mw ของ PMMA₂) ได้ดังนี้

ตัวอย่างการคำนวณ

จากสูตรที่ 1 อัตราส่วน TCP:CS เป็น 100:0

องค์ประกอบของ MMA และ PMMA₁ ในสารตั้งต้นเท่ากับ 1.7 และ 0.3 กรัม ตามลำดับ ดังนั้น PMMA ทั้งหมดที่เกิดจาก PMMA₁ และ MMA ที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (PMMA₂) มีค่าเท่ากับ 2 กรัม โดยสามารถคำนวณหาน้ำหนักโมเลกุลของ MMA ได้ดังนี้

กำหนดให้

Mw-PMMA₁ คือ น้ำหนักโมเลกุลของ PMMA จากการพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย ซึ่งมี ค่า Mw = 104,111

Mw-PMMA₂ คือ น้ำหนักโมเลกุลของ PMMA ที่เกิดจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของ MMA กำหนดให้เท่ากับ X

$$\begin{aligned} \text{Mw จาก GPC} &= \text{Mw-PMMA}_1 + \text{Mw-PMMA}_2 \\ &= \frac{(\text{Mw-PMMA}_1 \times \text{ปริมาณของ PMMA}_1)}{\text{ปริมาณของ PMMA}_1 + \text{PMMA}_2} + \frac{(X \times \text{ปริมาณของ MMA})}{\text{ปริมาณของ PMMA}_1 + \text{PMMA}_2} \end{aligned}$$

$$350,283 = \frac{(104,111 \times 0.3)}{2} + \frac{(X \times 1.7)}{2}$$

$$X = 393,725 \text{ กรัม/โมล}$$

สำหรับการคำนวณหาน้ำหนักโมเลกุลของ PMMA ที่ได้จากการพอลิเมอไรซ์ของ MMA ในอัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ นั้นสามารถคำนวณโดยใช้วิธีเดียวกันกับวิธีข้างต้นนี้ ซึ่งผลจากการคำนวณดังแสดงในตารางที่ 4-3

ตารางที่ 4-3 ผลการวิเคราะห์ GPC ของ PMMA ที่สังเคราะห์ได้ในรูปพุนของชิ้นงานเซรามิกส์ที่อัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ

สูตรที่	อัตราส่วน ชิ้นงานเซรามิกส์ TCP:CS	ผลจาก GPC			ผลจากการคำนวณ
		น้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยจำนวน (M_n) $\times 10^4$	น้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนัก (M_w) $\times 10^5$	การกระจายน้ำหนักโมเลกุล (MWD)	น้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนัก (M_w) $\times 10^5$
1	100:0	9.05	3.50	3.87	3.94
2	70:30	8.82	2.74	3.10	3.04
3	50:50	9.34	2.63	2.82	2.92
4	30:70	9.05	3.03	3.35	3.38
5	0:100	8.85	3.39	3.83	3.80

จากข้อมูลข้างต้น เมื่อพิจารณาน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบเปรียบเทียบกับน้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนักของ PMMA ที่สังเคราะห์ได้จากเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย จะเห็นว่ามีความมากกว่าถึง 3 เท่า ทั้ง ๆ ที่ใช้สภาวะอุณหภูมิและเวลาเท่ากัน ทั้งนี้อาจตั้งข้อสันนิษฐานได้ว่า ไตรแคลเซียมฟอสเฟตและ/หรือแคลเซียมซิลิเกตทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาหรือตัวกระตุ้นตัวเร่งปฏิกิริยา (ตัวเร่งร่วม) ซึ่งควรจะต้องมีการศึกษาต่อไปอย่างใดก็ตามสำหรับข้อมูลเบื้องต้น พบว่า น้ำหนักโมเลกุลของ PMMA ภายในวัสดุประกอบเซรามิกส์ประเภทเดียว นั่นคือ TCP และ CS มีค่าสูงเมื่อเทียบกับน้ำหนักโมเลกุลของ PMMA จากการพอลิเมอไรซ์ภายในวัสดุประกอบจากเซรามิกส์ร่วม TCP/CS ที่ $M_w = 3.94 \times 10^5$ และ 3.80×10^5 ตามลำดับ แต่มีค่าการกระจายตัวของน้ำหนักโมเลกุลกว้างที่ 3.87 และ 3.83 ตามลำดับ ในขณะที่น้ำหนักโมเลกุลของ PMMA จากการพอลิเมอไรซ์ภายในวัสดุประกอบจากเซรามิกส์ร่วม TCP:CS ที่อัตราส่วน 50:50 มีค่าน้ำหนักโมเลกุลต่ำสุดที่ 2.92×10^5 แต่มีค่าการกระจายตัวต่ำที่ 2.82

4.3.2.2 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค NMR

เมื่อนำวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่เตรียมได้มาตรวจวิเคราะห์ทางโครงสร้างด้วยเทคนิค $^1\text{H-NMR}$ เพื่อวิเคราะห์หาปริมาณมอนอเมอร์ที่เหลืออยู่ ผลการวิเคราะห์ไม่ปรากฏพิกที่ตำแหน่ง 5.55 และ 6.11 ดังแสดงในภาคผนวก ข ซึ่งเป็นพิกหลักของ MMA นั้นแสดงให้เห็นว่าไม่มีมอนอเมอร์หลงเหลืออยู่ภายในวัสดุประกอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 เปอร์เซนต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบที่สังเคราะห์ได้

4.3.3.1 ตรวจสอบโดยใช้เทคนิค TGA

เมื่อเตรียมชิ้นงานวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA แล้ว จะนำมาวิเคราะห์หาปริมาณ PMMA ในวัสดุประกอบด้วยเทคนิค TGA (ภาคผนวก ง) โดยคำนวณจากน้ำหนักของพอลิเมอร์ที่หายไปเป็นร้อยละ หลังการให้ความร้อนถึงอุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส ภายใต้บรรยากาศของออกซิเจน ได้ผลดังตารางที่ 4-4 และพบว่าอุณหภูมิในการสลายตัวของพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบที่เตรียมได้อยู่ในช่วง 200-600 องศาเซลเซียส

4.3.3.2 คำนวณจากความแตกต่างของน้ำหนักของวัสดุประกอบหลังการพอลิเมอไรซ์และน้ำหนักของเซรามิกส์

$$\% \text{ โดยน้ำหนักของพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบ} = \left(\frac{Y - X}{Y} \right) \times 100$$

เมื่อ X คือ น้ำหนักของชิ้นงานเซรามิกส์เริ่มต้น (กรัม)

Y คือ น้ำหนักของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA (กรัม)

ตัวอย่างการคำนวณ

จากสูตรที่ 4 อัตราส่วน TCP:CS เป็น 30:70

น้ำหนักของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS = 0.8191 กรัม

น้ำหนักของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA = 1.0835 กรัม

$$\begin{aligned} \% \text{ โดยน้ำหนักของพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบ} &= \frac{1.0835 - 0.8191}{1.0835} \times 100 \\ &= 24.4024 \% \end{aligned}$$

สามารถคำนวณ % โดยน้ำหนักของพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนต่าง ๆ ได้ดังตารางที่ 4-4

จากการหาเปอร์เซนต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบด้วยวิธีการคำนวณจากน้ำหนักที่แตกต่างกันของก้อนวัสดุประกอบก่อนและหลังการเติมส่วนของ PMMA เปรียบเทียบกับผลจาก TGA พบว่ามีแนวโน้มที่สอดคล้องกัน กล่าวคือ ปริมาณ PMMA ในวัสดุประกอบสูตรที่ 1 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ 5 (อัตราส่วน TCP:CS เป็น 100:0 และ 0:100) มีค่าน้อย ในขณะที่ในสูตรที่ 2-4 มีปริมาณ PMMA มากกว่าและใกล้เคียงกันที่ 19-21 % โดยน้ำหนัก กรณีตรวจสอบด้วยเทคนิค TGA และ 22-24 % โดยน้ำหนัก กรณีตรวจสอบด้วยการคำนวณน้ำหนักต่าง (หัวข้อ 4.3.3.2) ทั้งนี้เนื่องจากสูตรที่ 1 และ 5 เป็นวัสดุประกอบที่มีเซรามิกส์เพียงชนิดเดียว คือ TCP (สูตรที่ 1) และ CS (สูตรที่ 5) ทำให้ระหว่างการขึ้นรูปของชิ้นงานที่อุณหภูมิสูงเกิดการเชื่อมโยงของโครงสร้างได้ดีกว่าการใช้เซรามิกส์ร่วมระหว่าง TCP และ CS ซึ่งส่งผลให้ชิ้นงานมีการหดตัวสูง เมื่อนำชิ้นงานมาเติม MMA ทำให้การแพร่เข้าไปภายในก้อนเซรามิกส์มีประสิทธิภาพน้อยกว่า เนื่องจากรูพรุนภายในโครงสร้างมีน้อยกว่า จึงส่งผลให้ปริมาณของ PMMA ในวัสดุประกอบที่ตรวจสอบ ได้จากสูตรที่ 1 และ 5 มีปริมาณน้อยกว่าในวัสดุประกอบจากสูตรที่ 2-4

สำหรับกรณีข้อมูลเปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบที่ได้จากผล TGA และการคำนวณตามหัวข้อ 4.3.3.2 มีความแตกต่างกัน อาจเนื่องมาจากประสิทธิภาพของการสุ่มตัวอย่างไปตรวจวิเคราะห์ในกรณีของการตรวจสอบด้วยเทคนิค TGA ซึ่งใช้ปริมาณสารตัวอย่างเพียงเล็กน้อยระดับมิลลิกรัม แต่วัสดุเซรามิกส์และ PMMA ไม่ได้ผสมเข้ากันแบบรวมเป็นเนื้อเดียวกัน กอปรกับลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกันของเซรามิกส์ซึ่งแข็งเปราะและพอลิเมอร์ซึ่งแข็งเหนียว จึงอาจทำให้การสุ่มตัวอย่างผิดพลาดได้ ในขณะที่วิธีตามหัวข้อ 4.3.3.2 เป็นการชั่งน้ำหนักจากชิ้นงานทั้งก้อน จึงไม่มีปัญหาเรื่องการสุ่มตัวอย่าง แต่อาจเกิดข้อผิดพลาดจากการที่มี PMMA บางส่วนที่อยู่บริเวณพื้นผิวโดยรอบก้อนวัสดุประกอบถูกคำนวณรวมด้วย (PMMA ที่พื้นผิวจะถูกขัดออกก่อนนำชิ้นงานไปทดสอบหรือใช้งาน) ทำให้ปริมาณเปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบมีค่าสูงขึ้น อย่างไรก็ตามความแตกต่างของข้อมูลจากเทคนิคทั้ง 2 แบบ อยู่ในกรอบที่สามารถยอมรับได้

4.3.4 ความหนาแน่นของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

เมื่อนำชิ้นงานเซรามิกส์มาเตรียมเป็นวัสดุประกอบด้วยการพอลิเมอไรซ์แบบบัลค์ แล้วนำมาหาค่าความหนาแน่นด้วยวิธีแทนที่น้ำ ได้ผลแสดงดังตารางที่ 4-4

ตารางที่ 4-4 เฟอร์เซนต์โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบและความหนาแน่นของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA เปรียบเทียบกับชิ้นงานเซรามิกส์

สูตรที่	อัตราส่วน TCP:CS	% โดยน้ำหนักของ PMMA ในวัสดุประกอบ		ความหนาแน่นเฉลี่ยของชิ้นงาน ก่อนและหลังการพอลิเมอไรซ์ (กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร)		% ความหนาแน่นที่เพิ่มขึ้นจากชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS
		จากการคำนวณ	จากเทคนิค TGA	TCP-CS	TCP-CS/PMMA	
1	100:0	11.6	5.6	1.67	1.86	10.4
2	70:30	22.2	20.7	0.98	1.61	39.1
3	50:50	24.2	21.7	0.91	1.29	29.0
4	30:70	24.4	19.2	0.92	1.41	33.9
5	0:100	11.8	8.8	1.56	1.71	8.5

จากตารางที่ 4-4 เมื่อเปรียบเทียบวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วน TCP:CS เป็น 70:30, 50:50 และ 30:70 กับชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS พบว่า จะมีค่าความหนาแน่นเพิ่มขึ้นประมาณ 29-39 % และเมื่อพิจารณาเฟอร์เซนต์โดยน้ำหนักของพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบที่ได้จากการคำนวณ พบว่าได้ค่าที่ใกล้เคียงกันอยู่ในช่วง 22-24 % โดยน้ำหนักของวัสดุประกอบ จะเห็นว่าพอลิเมทิลเมทาคริเลต สามารถเข้าไปแทรกอยู่ในรูพรุนของชิ้นงานเซรามิกส์ได้ในปริมาณที่ใกล้เคียงกัน ทั้งนี้เนื่องมาจากชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ที่อัตราส่วน TCP:CS เป็น 70:30, 50:50 และ 30:70 มีค่าความหนาแน่นอยู่ในช่วงที่ใกล้เคียงกัน จึงน่าจะมีปริมาณรูพรุนที่ใกล้เคียงกัน ส่วนที่อัตราส่วน TCP:CS เป็น 100:0 และ 0:100 นั้นจะมีค่าความหนาแน่นเพิ่มขึ้นประมาณ 8-10 % ผลดังกล่าวสันนิษฐานว่าจะจะเป็นผลเนื่องมาจากชิ้นงานเซรามิกส์เริ่มต้นทั้ง 2 สูตรซึ่งเป็นก้อนเซรามิกส์ที่มีวัฏภาคเดียว มีความหนาแน่นสูงขึ้น แสดงถึงปริมาณรูพรุนที่น้อยกว่าเซรามิกส์สูตรอื่นที่มี 2 วัฏภาค เนื่องจากเซรามิกส์เริ่มต้นประกอบด้วยสารตั้งต้นชนิดเดียวเมื่อนำมาขึ้นรูปทำให้หลอมรวมกัน ได้ดีมีการหดตัวมาก ทำให้ปริมาณของรูพรุนภายในโครงสร้างของเซรามิกส์ลดลง จึงส่งผลให้พอลิเมทิลเมทาคริเลตเข้าไปแทรกอยู่ในรูพรุนของชิ้นงานเซรามิกส์ในปริมาณน้อยลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.5 สมบัติเชิงกลของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

4.3.5.1 การทดสอบความแข็งแรงกด

ค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดคราก (Strength at yield) ของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ในอัตราส่วนต่าง ๆ ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการกดอัด แสดงได้ดังตารางที่ 4-5, 4-6 และรูปที่ 4-10 (ภาคผนวก ฉ)

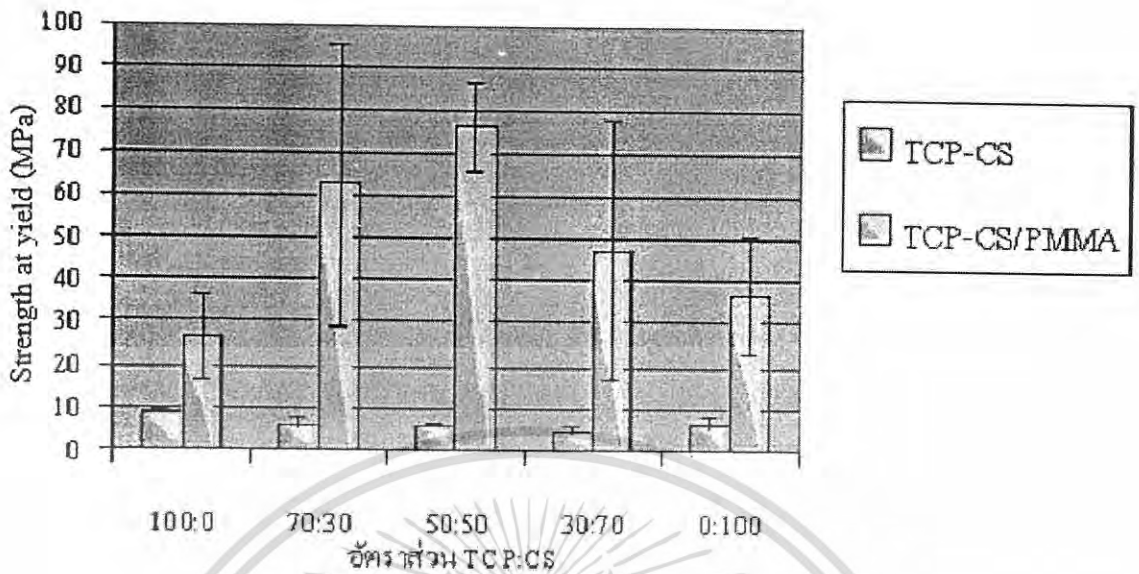
ตารางที่ 4-5 ค่าแสดงผลการทดสอบความแข็งแรงกดของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS

อัตราส่วน TCP:CS	ความหนาแน่นเฉลี่ย (g/cm ³)	Compressive Modulus (MPa)	Strength at yield (MPa)
100:0	1.74	74.2	9.0
70:30	1.13	47.8	6.3
50:50	1.10	60.3	5.8
30:70	1.02	44.6	4.6
0:100	1.66	69.0	6.4

ตารางที่ 4-6 ค่าแสดงผลการทดสอบความแข็งแรงกดของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS/PMMA

อัตราส่วน TCP:CS	ความหนาแน่น (g/cm ³)	% PMMA ที่ได้จากเทคนิค TGA	Compressive Modulus (MPa)	Strength at yield (MPa)
100:0	1.86	5.6	257.2	26.4
70:30	1.61	20.7	1,127.0	62.3
50:50	1.29	21.7	1,550.0	75.8
30:70	1.41	19.2	795.5	47.4
0:100	1.71	8.8	611.0	36.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4-10 กราฟแสดงค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ในอัตราส่วน TCP:CS ต่าง ๆ

จากรูปที่ 4-10 พบว่าค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS ในทุกอัตราส่วนมีค่าใกล้เคียงกันที่ 4.6-9.0 MPa โดยค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากจะขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS และเมื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS กับวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA พบว่าค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS มีค่าต่ำกว่าวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ในทุกอัตราส่วน เนื่องจากเมื่อนำชิ้นงานเซรามิกส์มาเตรียมเป็นวัสดุประกอบแล้ว ส่วนของพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่แทรกอยู่ภายในรูพรุนของชิ้นงาน จะทำหน้าที่ช่วยกระจายแรงที่ได้รับไปตามความยาวของสายโซ่พอลิเมอร์ ส่งผลทำให้วัสดุประกอบสามารถรับแรงกดอัดได้มากขึ้น โดยวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP-CS เป็น 70:30 50:50 และ 30:70 มีค่าความแข็งแรงกดอัดอยู่ในช่วง 26.4-75.8 MPa ซึ่งมีค่าสูงกว่าชิ้นงานเซรามิกส์สูงสุด 12 เท่า เมื่อพิจารณาค่ามอดุลัสกดอัด (Compressive modulus) พบว่าชิ้นงานเซรามิกส์มีค่ามอดุลัสกดอัดอยู่ในช่วง 44.6-74.2 MPa และเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบกับวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA พบว่ามีแนวโน้มเช่นเดียวกับค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดคราก โดยวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP-CS เป็น 70:30 50:50 และ 30:70 มีค่าอยู่ในช่วง 257-1,510 MPa ซึ่งมีค่าสูงกว่าชิ้นงานเซรามิกส์สูงสุด 26 เท่า

จะเห็นว่าค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากและค่ามอดุลัสกดอัดของวัสดุประกอบ จะขึ้นอยู่กับการปริมาณของรูพรุน และปริมาณพอลิเมทิลเมทาคริเลตในวัสดุประกอบซึ่งขึ้นกับความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนาแน่นของชิ้นงานเซรามิกส์เริ่มต้น โดยจะเห็นว่าชิ้นงานวัสดุประกอบที่มีอัตราส่วน TCP:CS เป็น 50:50 มีค่าความแข็งกดอัด ณ จุดครากและค่ามอดุลัสตกอัดสูงสุด ซึ่งมีค่าเท่ากับ 75.8 MPa และ 1,550 MPa ตามลำดับ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (TCP)

วัตถุดิบไฮดรอกซีแอปพาไทต์เกรดการค้าที่ใช้เป็นสารตั้งต้นในการเตรียมวัสดุประกอบนั้น เมื่อนำมาขึ้นรูปและทำการเผาซินเทอร์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส พบว่าเกิดการเปลี่ยนวิฤภาคองค์ประกอบหลักจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์เป็นไตรแคลเซียมฟอสเฟต

5.2 แคลเซียมซิลิเกต (CS)

แคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ด้วยวิธีการตกตะกอนร่วมมีอัตราส่วน โมลระหว่างแคลเซียม-ออกไซด์ต่อซิลิกอนไดออกไซด์ ($\text{CaO}:\text{SiO}_2$) อยู่ในช่วง 1.00-1.19 ซึ่งมีวิฤภาคองค์ประกอบหลักเป็น Pseudowollastonite (CaSiO_3) ซึ่งมีโครงสร้างผลึกเป็นแบบไตรคลินิก

5.3 พอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA)

พอลิเมทิลเมทาคริเลตที่สังเคราะห์ด้วยเทคนิคพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย (Solution Polymerization) มีลักษณะเป็นของแข็งสีขาว มีค่า M_n เท่ากับ 47,700 M_w เท่ากับ 104,100 และ MWD เท่ากับ 2.18

5.4 วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่เตรียมได้มีลักษณะเป็นก้อนเซรามิกสีขาวและมีฟิล์ม PMMA ซึ่งมีลักษณะโปร่งใสเคลือบอยู่ที่ผิวหน้าของชิ้นงาน โดยวัสดุประกอบที่เตรียมได้นั้นมีเปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักของ PMMA เทียบกับน้ำหนักของวัสดุประกอบอยู่ในช่วง 11.59-24.36 PMMA ในวัสดุประกอบมีค่า M_n อยู่ในช่วง 88,200-93,400 ค่า M_w อยู่ในช่วง 63,400-350,300 และค่า MWD อยู่ในช่วง 2.81-3.86

5.5 สมบัติเชิงกลของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA

ค่าความแข็งแรงกดอัด ณ จุดครากของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA มีค่ามากขึ้นเมื่อเทียบกับชิ้นงานเซรามิกส์เริ่มต้น โดยมีค่าความแข็งแรงกดอยู่ในช่วง 26.35-75.77 MPa ซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เท่าของชิ้นงานเซรามิกส์ เนื่องจากเมื่อมี PMMA แทรกเข้าไปในรูพรุนของชิ้นงาน PMMAจะเป็นตัวที่ทำหน้าที่ช่วยกระจายแรงกระทำที่ได้รับ ทำให้วัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA สามารถรับแรงได้เพิ่มขึ้น

ข้อเสนอแนะ

1. ในการเตรียมวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA อาจมีการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนระหว่าง MMA กับ PMMA ที่ใช้ในการเตรียมสารละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลตในเมทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์ เช่น อาจเพิ่มอัตราส่วนเป็น 80:20 โดยต้องเลือกสภาวะในการเตรียมให้เหมาะสมมากขึ้นเพื่อให้ PMMA สามารถแทรกเข้าไปในก้อนเซรามิกส์มากขึ้น ส่งผลให้มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น ทำให้สามารถนำมาใช้ทดแทนในส่วนของกระดูกโครงสร้างในร่างกายได้
2. วัสดุประกอบที่เตรียมได้ควรนำไปทดสอบสมบัติความงอไหวทางชีวภาพ เพื่อนำไปวิเคราะห์ความเป็นไปได้ในการนำวัสดุประกอบไปใช้งานทางการแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. นิยาม เนตรสวาสดี, กานิชา สุขประเสริฐ และสุทธาชีนี จันทหาร. 2547. การสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิต์-แคลเซียมซิลิเกตและพอลิเอทิลีนอะดีเปต. โครงการงานพิเศษ. สาขาเคมีอุตสาหกรรม. คณะวิทยาศาสตร์. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
2. ระพี เจริญสูงเนิน และสิริรัตน์ รัตนาบดี. 2546. การสังเคราะห์วัสดุประกอบระหว่างไฮดรอกซีแอปาทิต์กับพอลิเมทิลเมทาคริเลต และแคลเซียมซิลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต. โครงการงานพิเศษ. สาขาเคมีอุตสาหกรรม. คณะวิทยาศาสตร์. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
3. LeGeros, R.Z. and LeGeros, J.P. 1993. *An introduction to bioceramics*. Singapore: World Scientific Publishing Co., pp. 140-145.
4. ปุณณมา ศิริพันธ์ โนน. 2545. เอกสารประกอบการสอนวิชาวัสดุเคมีที่ใช้ในอุตสาหกรรม. ภาควิชาเคมี. คณะวิทยาศาสตร์. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
5. ชูศักดิ์ เวชแพทย์ และสมศรี ดาวฉาย. 2543. โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ทางชีวภาพทางการแพทย์. สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีมหาวิทยาลัยมหิดล.
6. Joon, P.B. 1979. *Biomaterial An Introduction*, New York: Plenum Press.
7. Imperial College London. 2005. **Bioactive Ceramic Composites**. [online]. Available: <http://www.bg.ic.ac.uk/Lectures/Hence/Biocamp/Chap3.html>
8. Hench, L.L and Wilson, J. 1993. *An Introduction to Bioceramics*. Singapore: World Scientific Publishing Co.Pte.Ltd.
9. ศูนย์เทคโนโลยีและวัสดุแห่งชาติ (MTEC). 1997-2002. ไฮดรอกซีแอปาทิต์ (Hydroxyapatite) วัสดุทดแทนกระดูก. [online]. Available: http://www.mtec.or.th/th/news/cool_stuff/cool/html
10. Kaneda Laboratory. 2005. **Development of High-Performance Catalysts toward Green Organic Syntheses**. [online]. Available: <http://www.cheng.es.osaka-u.ac.jp/kanedalabo/Hydroxyapatite.jpg>
11. Kyoto university. 2005. **Indexing of Hexagonal Lattice**. [online]. Available: <http://matsunami.kuee.kyoto-u.ac.jp/~syu-naka/images/hexagon.gif>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12. AZoM™. 2004. ไฮดรอกซีแอปาทิต (Hydroxyapatite). [online]. Available: <http://www.AZoM™.com/patient/ha.html>
13. Yamashita, K. and Kanazawa, T. 1989. In **Inorganic Phosphate**. Tokyo: Elsevier.
14. Rathje, W. 1963. Zur Kenntnis de Phosphate I. Uber Hydroxyapatite. In: **Inorganic Synthesis Vol.7**, Kleinberg, J., eds. USA: Mcgraw-Hill Book Company, Inc., pp. 63-65.
15. Hayek, E. and Newesely, H. 1963. **Pentacalcium Monohydroxyorthophosphate**. In: **Inorganic Synthesis Vol.7**, Kleinberg, J., eds. USA: Mcgraw-Hill Book Company, Inc., pp. 63-65.
16. Somiya, S., Loku, K. and Yoshimura, M. 1988. **Hydrothermal Synthesis and Characterization of Fine Apatite Crystals**. *Ceramic Developments*. (34-36): 371-378.
17. Mosebach, R. 1996. **Some Properties of the Crystals of Synthetic of Hydroxyapatite**. *Reach. Sci.* (9): 415-416.
18. ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC). 1997-2002. ไฮดรอกซีแอปาทิต (Hydroxyapatite) วัสดุทดแทนกระดูก. [online]. Available: <http://www.ioi.com/patient/ha.html>
19. ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC). 1997-2002. ไฮดรอกซีแอปาทิต (Hydroxyapatite) วัสดุทดแทนกระดูก. [online]. Available: http://www.mtec.or.th/th/news/cool_stuff/cool2.html
20. Aoki, H. 1994. **Medical Application of Hydroxyapatite**. Tokyo: Ishiyaky Euro America Inc.
21. พนิดา แสงสว่าง และพูลศิริ รัตนนิมกุล. 2541. การศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุเชิงประกอบระหว่างพอลิเอสเตอร์ชนิดไม่อิ่มตัวกับแร่วอลลาสโตไนท์. *โครงการพิเศษ. ภาควิชาวัสดุศาสตร์. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.*
22. Amethyst Galleries' Mineral Gallery. 1995-2005. **Silicate**. [online]. Available: <http://mineral.galleries.com/silicate/wollasto/wollasto.htm>
23. Nycominerals. 2005. **Wollastonite**. [online]. Available: http://www.nycominerals.com/cache/page_92-127.htm
24. Nycominerals. 2005. **Wollastonite**. [online]. Available: http://www.nycominerals.com/cache/page_92-130.htm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

25. Geology 111 –Minerals. 1999. **Structural Classification of Minerals.** . [online]. Available: <http://www.geol.binghamton.edu/faculty/naslund/Geol.111.Lec3.html>
26. Geology 111 –Minerals. 1999. **Structural Classification of Minerals.** . [online]. Available: <http://geolog.cr.usgs.gov/pub/fact-sheets/fs-0002-01/fs-0002-01.pdf>
27. Ibanez, A., Pena, J.M.G. and Sandoval, F. 1990. **Solid-state reaction for producing β -wollastonite.** *Ceramic Bulletin.* 69(3): 374-378.
28. University of Exeter. 2005. **The synthesis of calcium silicate.** [online]. Available: <http://www.ex.ac.uk/chemweb/staff-research/sjc.htm>
29. Dietoich, B., Viout, P. and Lehn, J.M. 1993. **In macrocyclic Chemistry.** VCM. Weincim.
30. School of polymers and performance materials. 2005. **SOL-GEL chemistry and technology.** [online]. Available: <http://www.psrc.usm.edu/mauritz/solgel.html>
31. วิษรพล พุฒทอง และนพทิพย์ แซ่ตั้ง. 2546. การศึกษาผลของการใช้แบปไรท์ในส่วนผสมผลิตภัณฑ์เซรามิกส์ขาว. โครงการการเรียนการสอนเพื่อเสริมประสบการณ์. ภาควิชาวัสดุศาสตร์. คณะวิทยาศาสตร์. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
32. Goodfellow Cambridge Limited. 2005. **Material Information Polymethylmethacrylate PMMA, Acrylic.** [online], Available: <http://www.goodfellow.com/csp/active/static/E/ME30.html>
33. มาลินี ชัยสุภกิจสินธุ์. เคมีพอลิเมอร์. โครงการตำราคณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2540.
34. Silipannon, P., Hayshi, S., Yasumori, A. and Okada, K. **Preparation and sintering of CaSiO_3 from coprecipitated powder using NaOH as precipitant and its apatite formation in simulated body fluid solution.** *J. Material Research*, 14(1999): 529-540.
35. Walsh, D. 2001. **Preparation of porous composite implant material by in situ polymerization of porous apatite containing ϵ -caprolactone or methylmethacrylate.** *Biomaterial.* (22): 1205-1212.
36. Moursi, A.M., Alissa, V., Winnard, P.L., Winnard, J.J.L. **Enhanced osteoblast response to a polymethylmethacrylate-hydroxyapatite composite.** *Biomaterials*, 23(2002): 133-144.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

37. Kim,S.B., Kim,Y.J., Yoon,T.L., Park,S.A. **The characteristics of a hydroxyapatite-chitosan-PMMA bone cement**, *Biomaterials*, 25(2004): 5715-5723.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pattern : 86-1203		Radiation = 1.540598		Quality : Calculated							
$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})_{1.68}$ Hydroxylapatite - synthetic / Calcium Phosphate Hydroxide		2th	I	h	k	l	2th	I	h	k	l
Lattice : Hexagonal S.G. : P63/m (176) a = 9.42600 c = 6.86500 Z = 1 Mol. weight = 959.12 Volume [CD] = 528.23 Dx = 3.015 V/cor = 0.82		10.829	25	1	0	0	83.108	1	4	4	4
ICSD COLLECTION CODE : 082293 REMARKS FROM ICSD : ATOM H 1+1. 1.68 Atoms not located in unit cell. TEST FROM ICSD : Charge sum slightly deviates from zero. TEMPERATURE FACTOR : ITF		16.861	4	1	0	1	83.428	3	4	3	3
Calculated from ICSD using POWD-12+, (1997) primary reference : *J. Solid State Chem., volume 126, page 195, (1996) : Jeanjean, J., McGrellis, S., Rouchaud, J.C., Fedoroff, M., Rondeau, A., Perocheau, S., Dubis, A.		18.813	13	1	1	0	84.349	2	2	4	4
		21.757	9	2	0	0	84.635	2	0	0	0
		22.869	11	1	1	1	85.093	<1	4	0	0
		25.367	6	2	0	1	85.479	2	5	2	2
		25.937	47	0	0	2	85.759	1	2	6	6
		28.180	10	1	0	2	87.419	2	5	1	1
		28.915	15	2	1	0	*87.419	2	4	4	4
		31.771	100	2	1	1	87.704	3	1	1	1
		32.237	56	1	1	2	88.160	2	2	3	3
		32.889	71	3	0	0	88.473	5	3	5	5
		34.102	28	2	0	2	88.724	2	2	0	0
		35.458	2	3	0	1	89.565	<1	1	6	6
		38.159	<1	2	2	0					
		39.230	8	2	1	2					
		39.782	28	1	3	0					
		40.438	3	2	2	1					
		40.925	1	1	0	3					
		41.986	6	1	3	1					
		43.950	4	1	1	3					
		44.352	1	4	0	0					
		45.401	4	2	0	3					
		46.379	1	4	0	1					
		46.719	32	2	2	2					
		48.105	13	1	3	2					
		48.575	4	2	3	0					
		49.555	27	2	1	3					
		50.472	19	3	2	1					
		51.243	9	4	1	0					
		52.096	12	4	0	2					
		52.186	7	3	0	3					
		53.070	3	1	4	1					
		53.337	15	0	0	4					
		54.599	1	1	0	4					
		55.881	5	3	2	2					
		57.190	3	3	1	3					
		58.022	2	5	0	1					
		58.312	1	4	1	2					
		58.724	1	3	3	0					
		59.910	4	2	4	0					
		60.397	3	3	3	1					
		60.762	<1	4	0	3					
		61.564	3	2	4	1					
		61.807	3	1	2	4					
		62.996	5	5	0	2					
		63.389	1	5	1	0					
		64.098	9	3	0	4					
		64.214	7	3	2	3					
		64.992	9	5	1	1					
		66.460	4	1	4	3					
		67.455	<1	2	2	4					
		68.556	1	1	3	4					
		68.968	1	6	0	0					
		69.349	<1	1	0	5					
		69.883	3	1	5	2					
		70.058	<1	4	3	0					
		70.506	<1	6	0	1					
		70.843	<1	5	0	3					
		71.585	2	4	3	1					
		71.810	2	4	0	4					
		72.214	1	5	2	0					
		72.588	<1	2	0	5					
		72.990	<1	3	3	3					
		73.723	3	2	5	1					
		74.054	3	2	4	3					
		75.004	1	2	3	4					
		*75.004	1	6	0	2					
		75.770	3	2	1	5					
		76.093	2	3	4	2					
		76.454	1	6	1	0					
		77.108	4	4	1	4					
		77.214	4	5	1	3					
		77.934	1	6	1	1					
		78.186	6	2	5	2					
		80.980	<1	2	2	5					
		81.264	<1	5	0	4					
		81.652	1	4	4	0					
		82.012	1	3	1	5					
		82.328	<1	1	6	2					
		82.683	1	7	0	0					
Radiation : CuKα1 Lambda : 1.54060 Filter : Not specified d-sp : Calculated spacings											

รูปที่ ก-1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไฮดรอกซีแอพาไทต์จากข้อมูล JCPDS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pattern : 9-169		Radiation = 1.540598		Quality : Indexed		
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$		2th	<i>l</i>	<i>h</i>	<i>k</i>	<i>l</i>
Whitlockite, syn / Calcium Phosphate		10.847	12	0	1	2
		13.633	16	1	0	4
		14.228	6	0	0	6
		17.005	20	1	1	0
		18.469	2	1	1	3
		20.212	8	2	0	2
		21.394	4	0	1	8
		21.874	16	0	2	4
		22.206	4	1	1	6
		25.803	25	1	0	10
		26.189	4	2	1	1
		26.507	10	1	2	2
		27.421	8	1	1	9
		27.769	55	2	1	4
		28.681	2	1	2	5
		29.655	16	3	0	0
		31.027	100	0	2	10
		32.449	20	1	2	8
		33.027	10	3	0	6
		33.485	8	1	1	12
		34.372	65	2	2	0
		34.995	6	0	1	14
		35.122	8	2	2	3
		35.597	12	2	1	10
		35.907	6	1	3	1
		37.329	10	1	2	11
		37.851	6	3	1	5
		39.801	10	1	0	16
		40.059	4	1	1	15
		40.209	2	0	4	2
		41.089	14	4	0	4
		41.685	12	3	0	12
		42.973	4	1	2	14
		43.561	8	0	0	18
		43.738	4	3	2	1
		43.894	6	2	3	2
		44.531	10	0	4	8
		44.763	6	3	2	4
		44.903	4	3	1	11
		45.306	8	2	2	12
		46.035	2	4	1	0
		46.636	4	4	1	3
		46.969	20	4	0	10
		47.969	16	2	3	8
		48.404	14	4	1	6
		49.786	12	0	1	20
		50.315	6	3	2	10
		50.735	6	5	0	2
		51.254	8	4	1	9
		51.471	8	0	5	4
		52.618	4	3	3	0
		52.946	25	2	0	20
		53.514	8	3	0	18
		54.407	8	5	0	8
		55.115	4	4	1	12
		56.141	6	2	3	14
		56.592	6	2	2	18
		57.441	6	4	2	8
		57.559	4	5	1	4
		59.515	12	5	1	7
		60.372	4	1	5	8
		60.899	4	2	1	22
		61.571	4	6	0	0
		63.444	6	1	5	11
		64.678	4	0	4	20
		65.238	4	0	5	16
		66.017	4	3	4	8
		66.282	6	5	2	6
		67.472	4	1	5	14
Lattice : Rhombohedral		Mol. weight = 310.18				
S.G. : R-3c (167)		Volume [CD] = 3520.91				
a = 10.42900		Dx = 3.072				
c = 37.38000		Dm = 3.120				
Z = 21						
<p>COLOR : Colorless, white, gray, yellow OPTICAL DATA : A=1.626, B=1.629, Sign=- SAMPLE SOURCE OR LOCALITY : Sample obtained by heating a commercial sample. STRUCTURE : Nearly isostructural with cerite. ADDITIONAL PATTERN : Validated by calculated pattern 42-577.</p>						
<p>*ICDD Grant-in-Aid, (1957) primary reference : de Wolff, P., Technisch Physische Dienst, Delft, The Netherlands. *Dana's System of Mineralogy, 7th Ed., volume 0, page 684, (1951) optical data : *Am. Mineral., volume 60, page 120, (1975) : Calvo, C., Gopal, R.</p>						
Radiation : CuK α 1		Filter : Monochromator crystal				
Lambda : 1.54056		d-sp : Guinier				
SS/FOM : F30= 54(0.0147,38)						

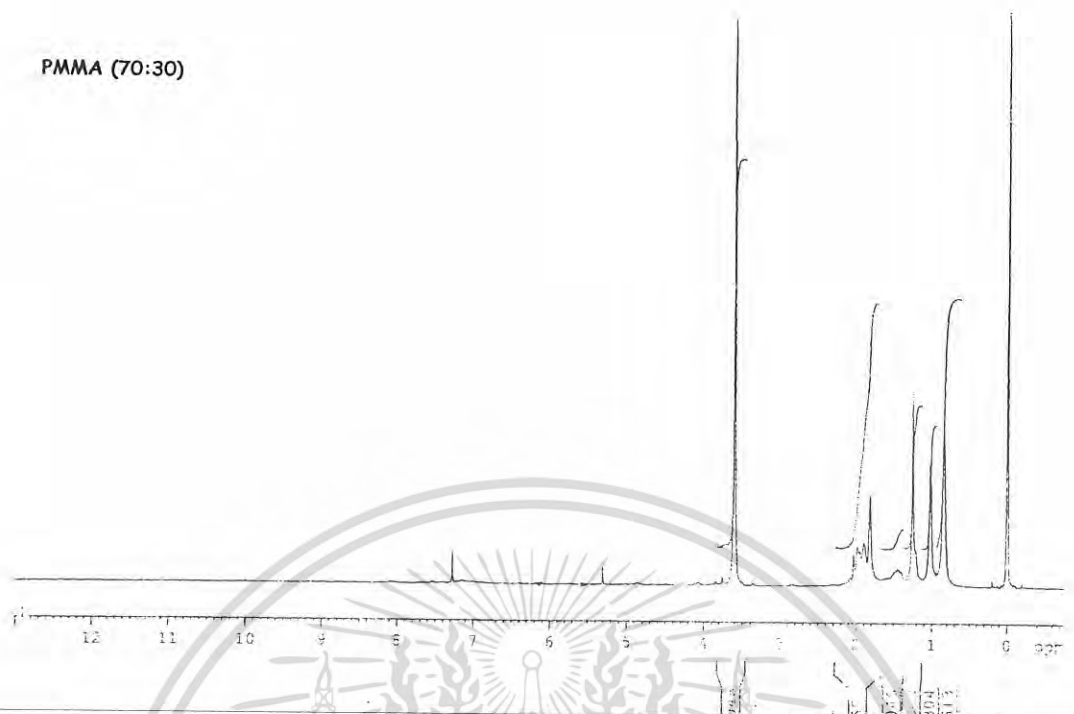
รูปที่ ก-2 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ของไตรแคลเซียมฟอสเฟตจากข้อมูล JCPDS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



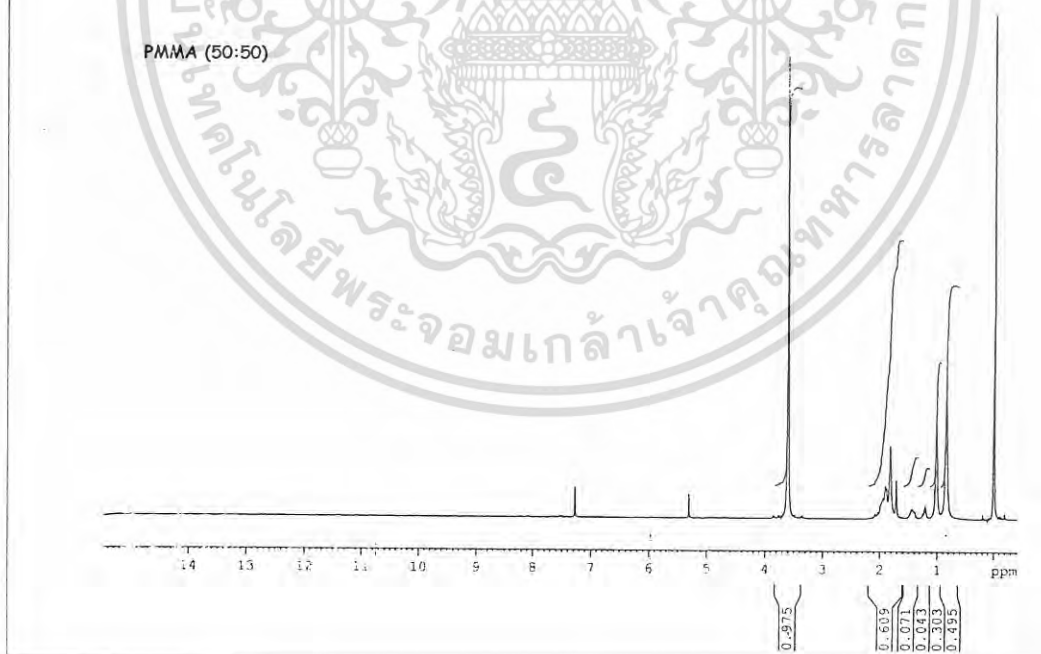
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PMMA (70:30)



รูปที่ ข-1 นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกตรัมของ PMMA ในวัสดุประกอบ
TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 70:30

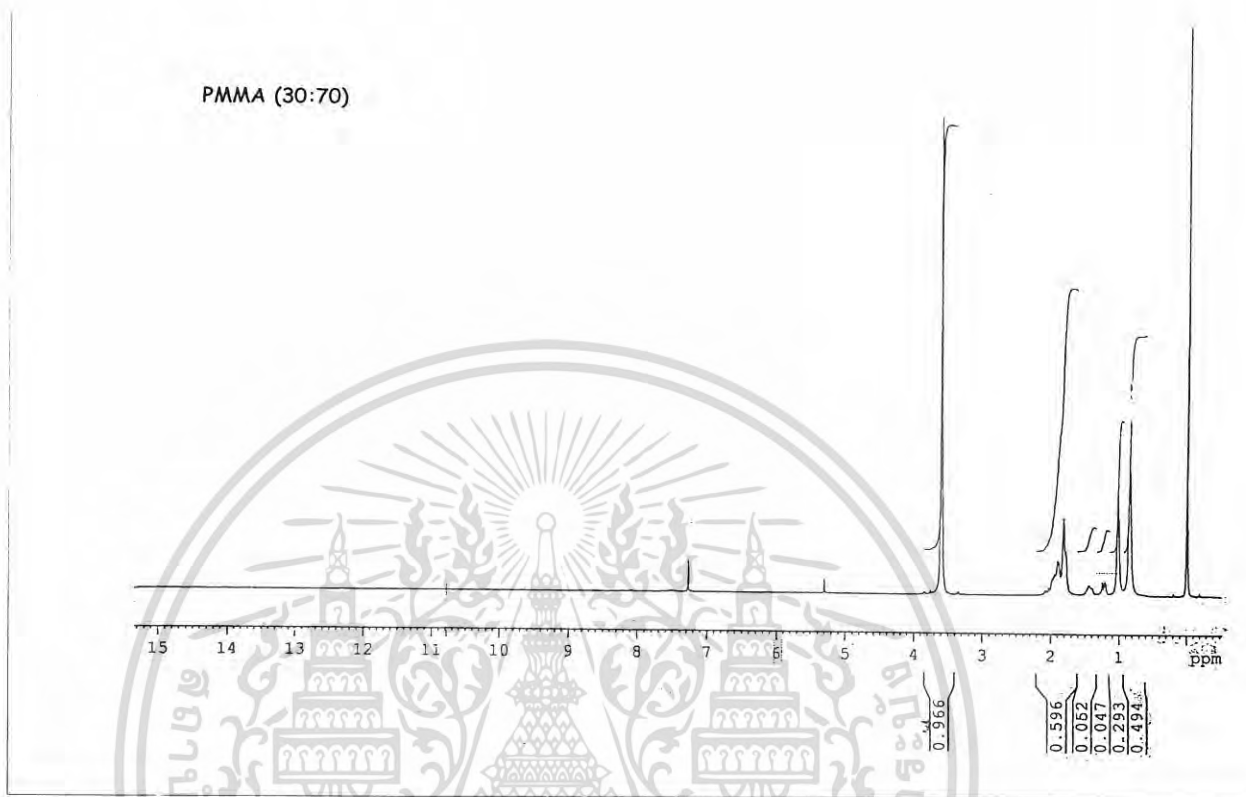
PMMA (50:50)



รูปที่ ข-2 นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกตรัมของ PMMA ในวัสดุประกอบ

TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 50:50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ข-3 นิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์สเปกตรัมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 30:70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



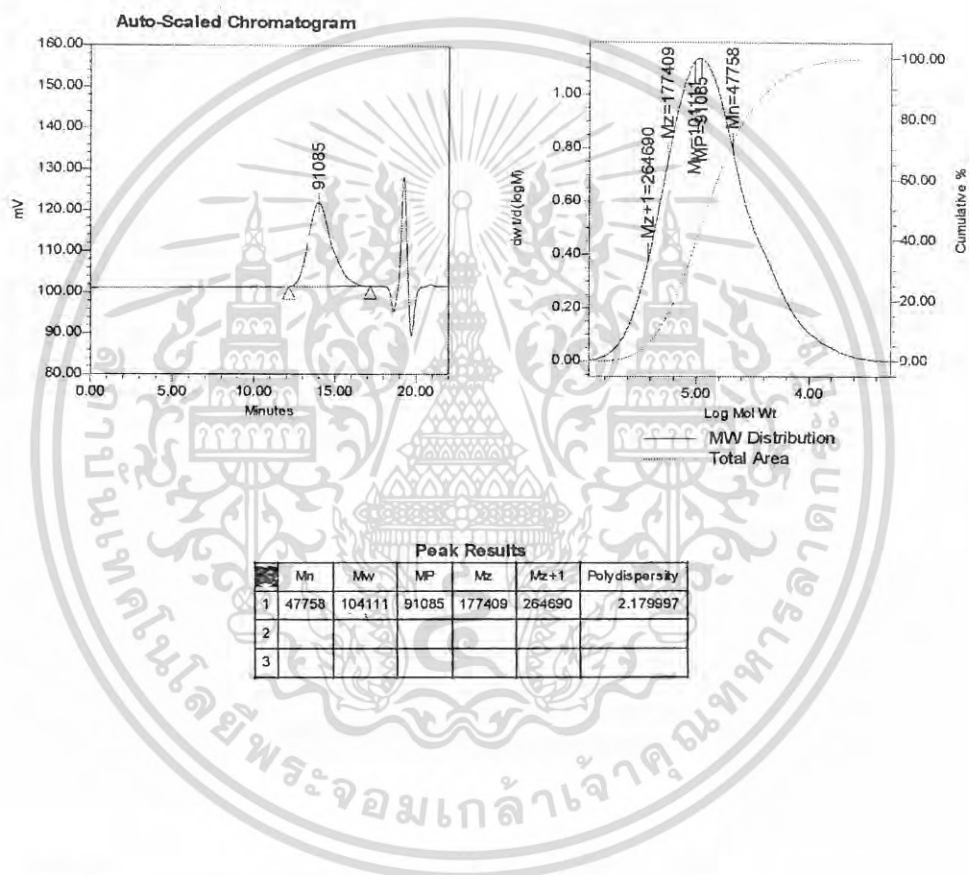
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName PMMA
 Vial 5
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 4:52:40 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:52:30 AM



รูปที่ ก-1 โครมาโทแกรมของ PMMA ที่สังเคราะห์จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบสารละลาย

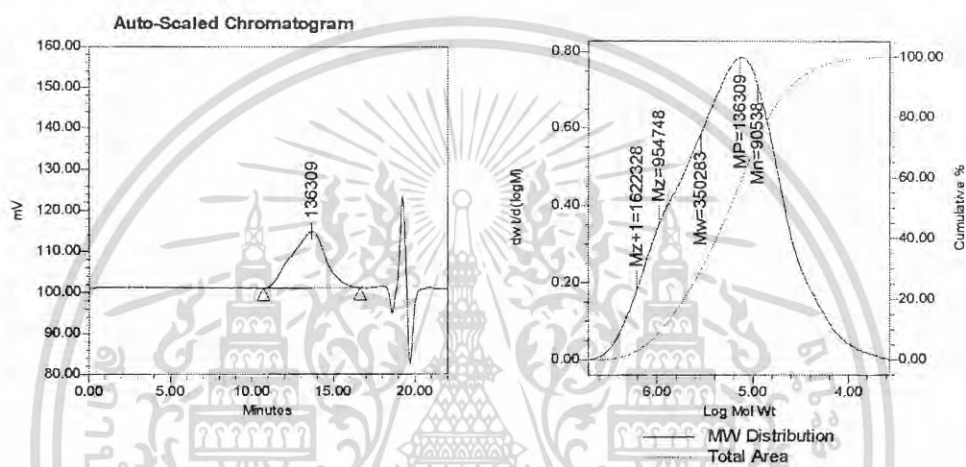
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName 100.0
 Vial 10
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 7:01:14 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:53:32 AM



Peak Results

	Mn	Mw	MP	Mz	Mz+1	Polydispersity
1	90538	350283	136309	954748	1622328	3.868909
2						
3						

รูปที่ ค-2 โครมาโทแกรมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 100:0

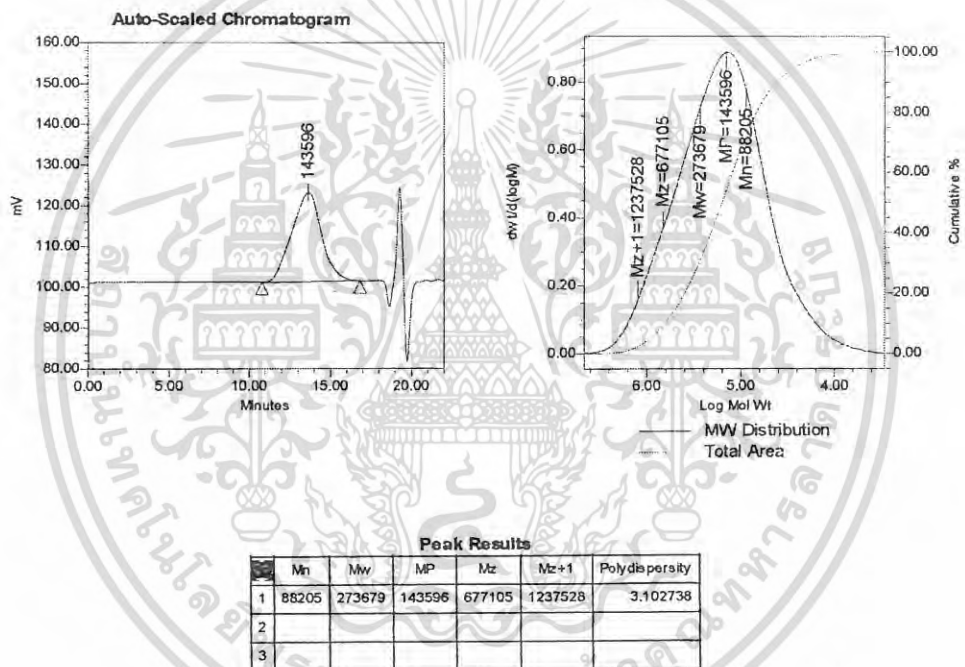
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName 70:30
 Vial 9
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 6:35:30 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:53:21 AM



รูปที่ ค-3 โครมาโทแกรมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 70:30

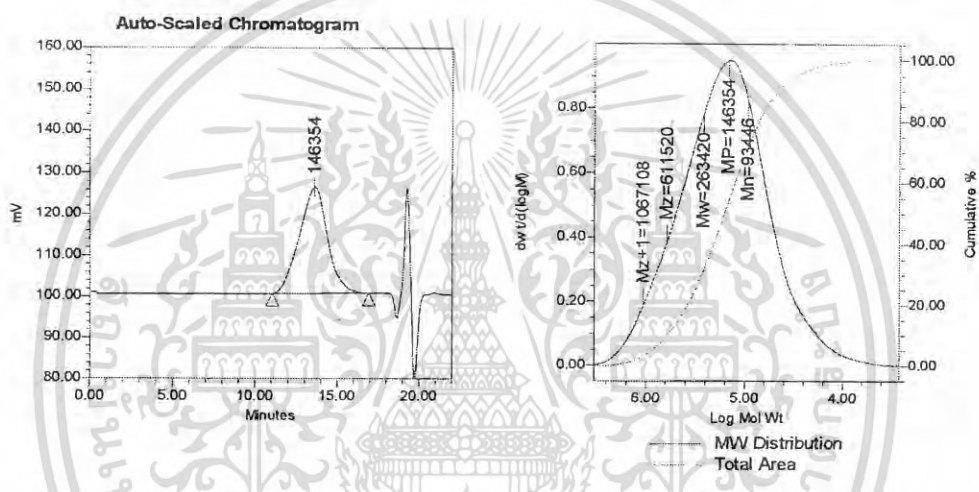
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName 50:50
 Vial 8
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 6:09:48 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:53:08 AM

**Peak Results**

Peak	Mn	Mw	MP	Mz	Mz+1	Polydispersity
1	93446	263420	146354	611520	1067108	2.818934
2						
3						

รูปที่ ค-4 โครมาโทแกรมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA
 ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 50:50

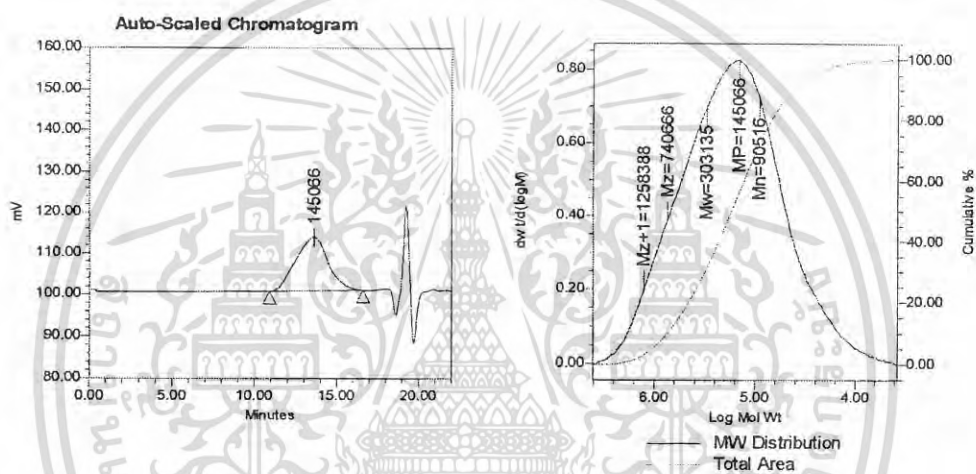
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName 30:70
 Vial 7
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 5:44:05 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:52:55 AM



Peak Results

	Mn	Mw	MP	Mz	Mz+1	Polydispersity
1	90516	303135	145066	740666	1258388	3.348961
2						
3						

รูปที่ ๕-5 โครมาโทแกรมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 30:70

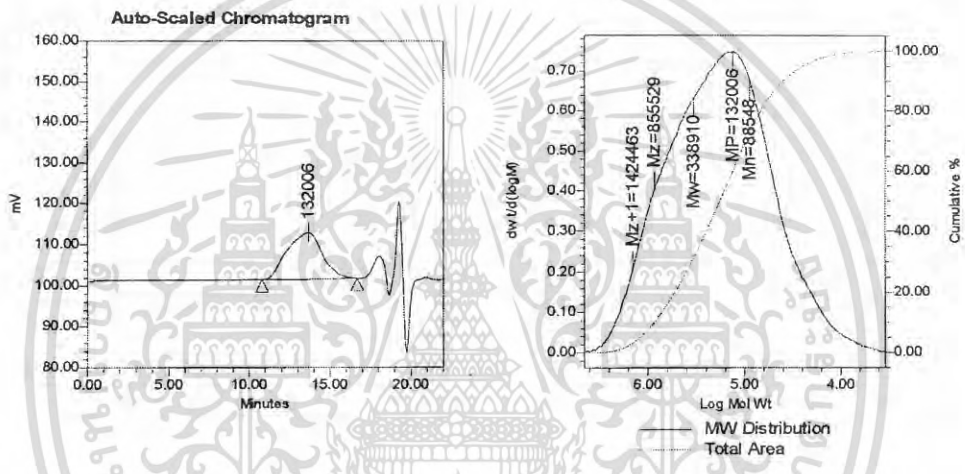
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current Date 2/23/06

Sample Information

SampleName 0:100
 Vial 6
 Injection 1
 Injection Volume 100.00 ul
 Channel SATIN
 Run Time 22.0 Minutes

Sample Type Broad Unknown
 Date Acquired 2/22/06 5:18:23 PM
 Acq Method Set Y2006_MethR_THF_30C_3
 Processing Method Y2006_ProcR_THF_30C_3
 Date Processed 2/23/06 7:52:44 AM



Peak Results

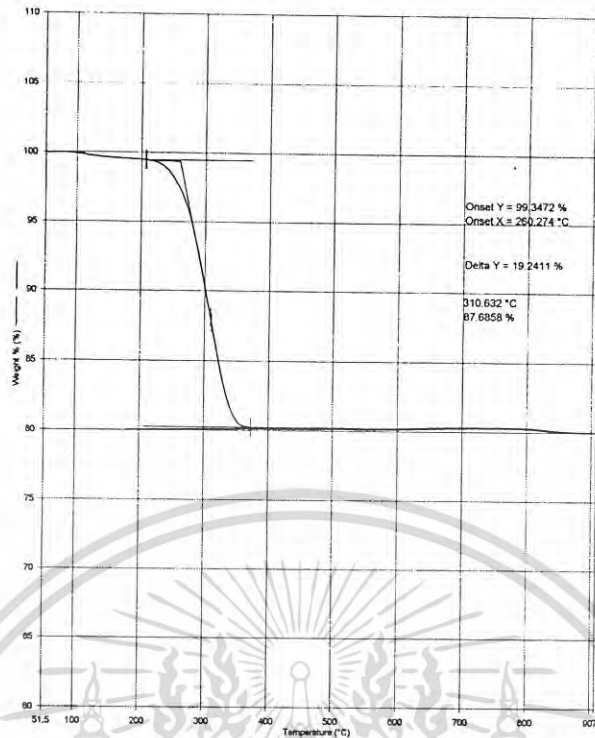
#	Mn	Mw	MP	Mz	Mz+1	Polydispersity
1	88548	338910	132006	855529	1424463	3.827409
2						
3						

รูปที่ ๓-๖ โครมาโทแกรมของ PMMA ในวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 0:100

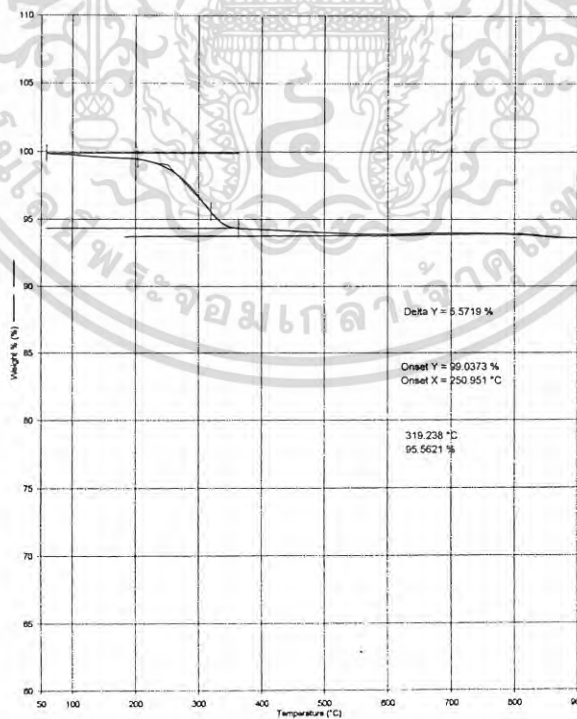
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

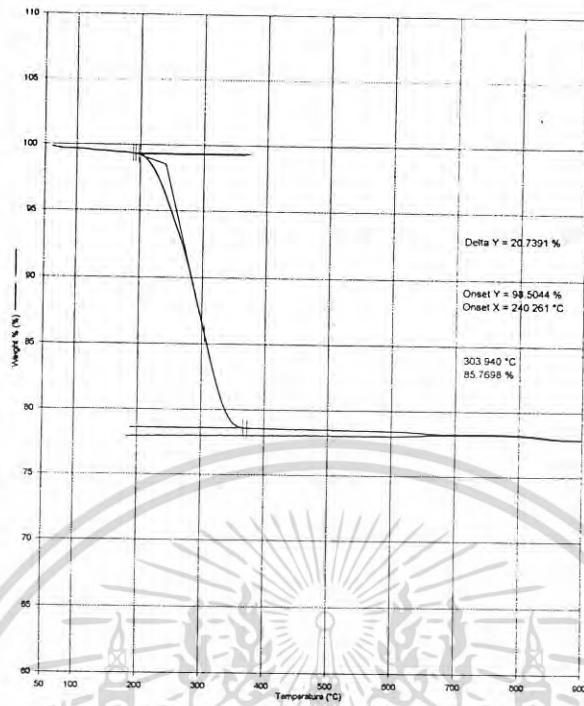


รูปที่ ง-1 เทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบเฉพาะภายในวัสดุประกอบที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 100:0

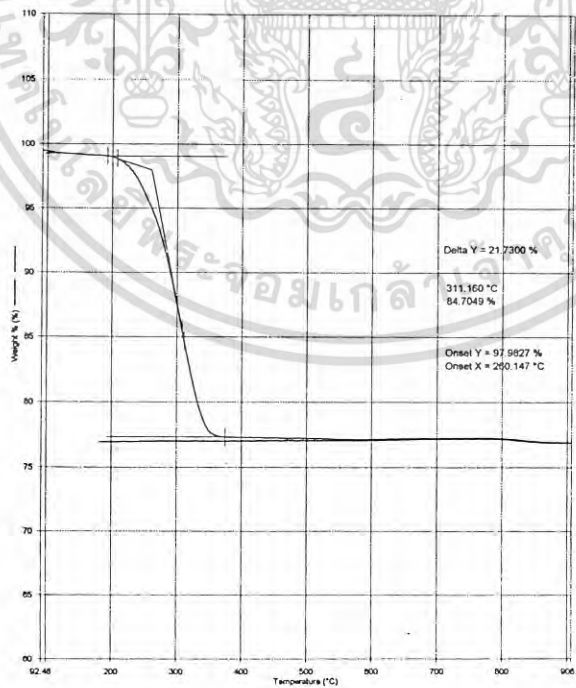


รูปที่ ง-2 เทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบเฉพาะภายในวัสดุประกอบที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 70:30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

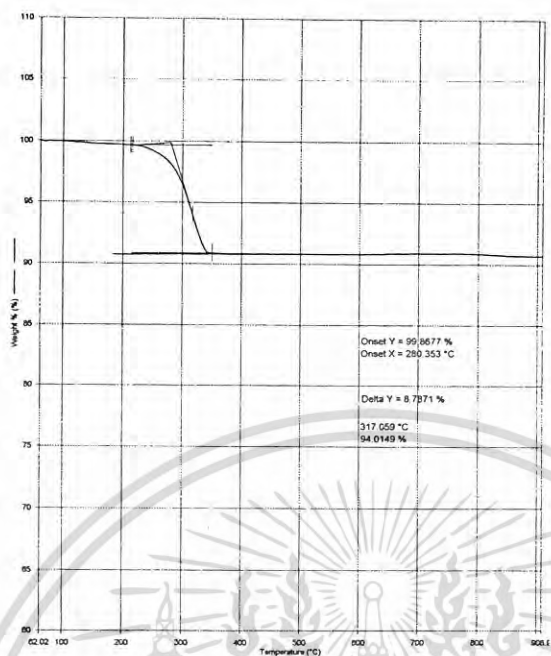


รูปที่ ง-3 เทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบเฉพาะภายในวัสดุประกอบที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 50:50



รูปที่ ง-4 เทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบเฉพาะภายในวัสดุประกอบที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 30:70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

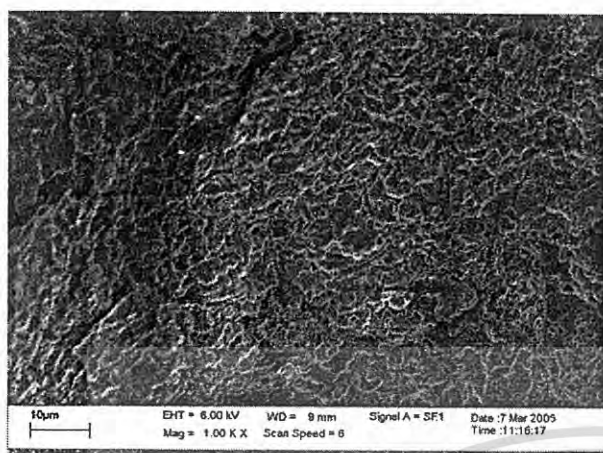


รูปที่ ง-5 เทอร์โมแกรมของวัสดุประกอบเฉพาะภายในวัสดุประกอบที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 0:100

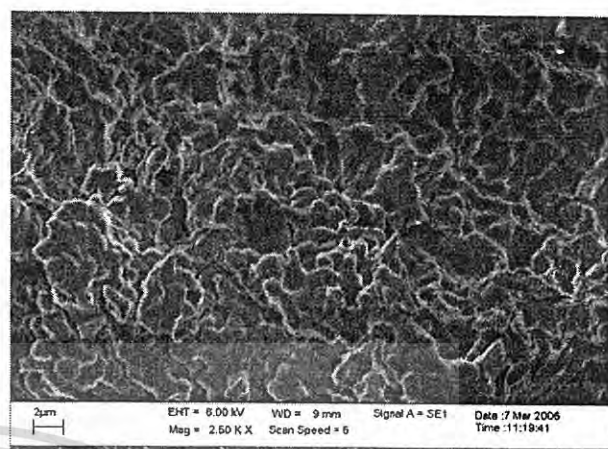
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

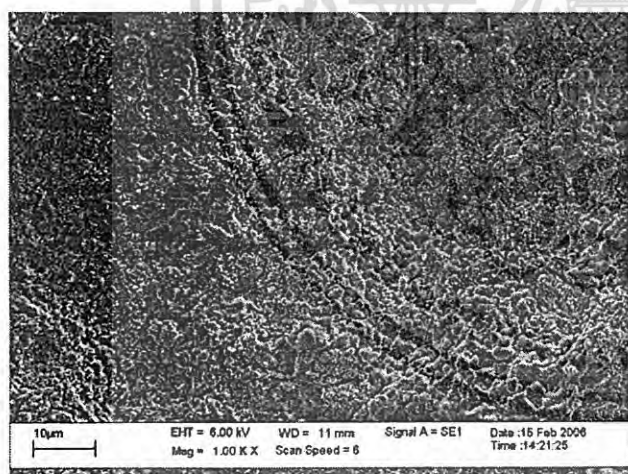


(a)

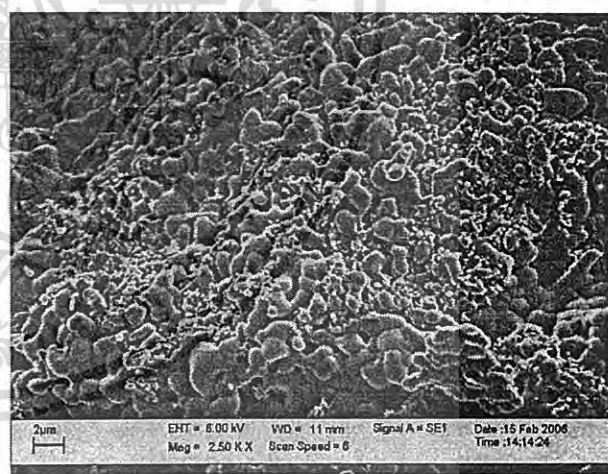


(b)

รูปที่ จ-1 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 100:0 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)



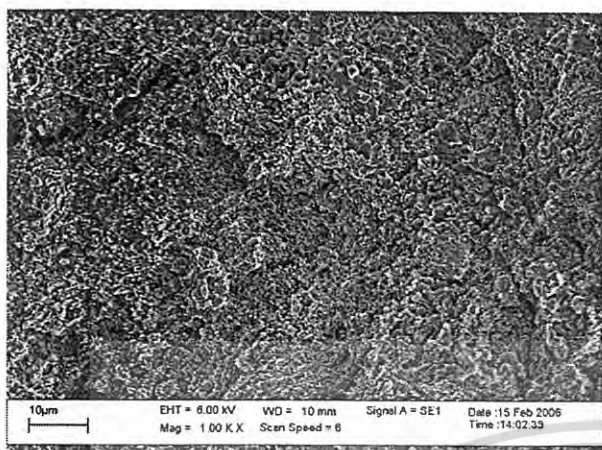
(a)



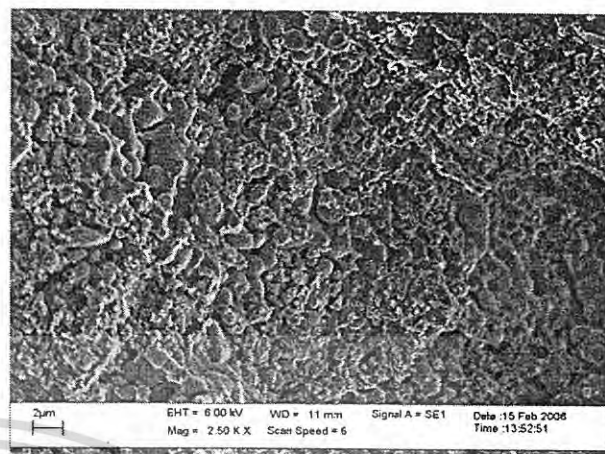
(b)

รูปที่ จ-2 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 70:30 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

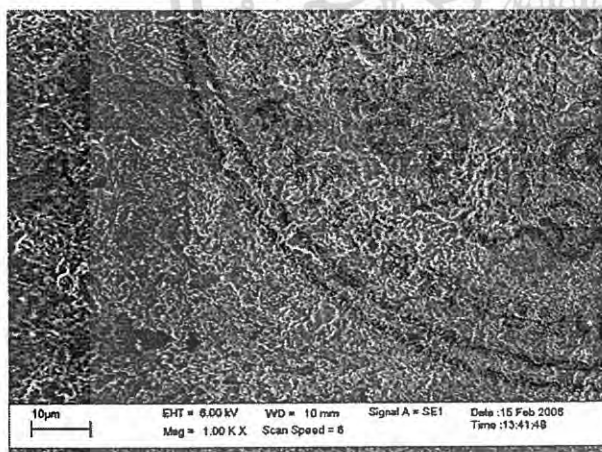


(a)

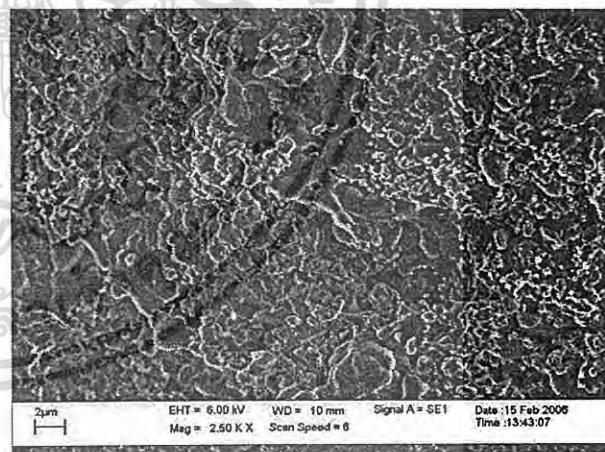


(b)

รูปที่ จ-3 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 50:50 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)



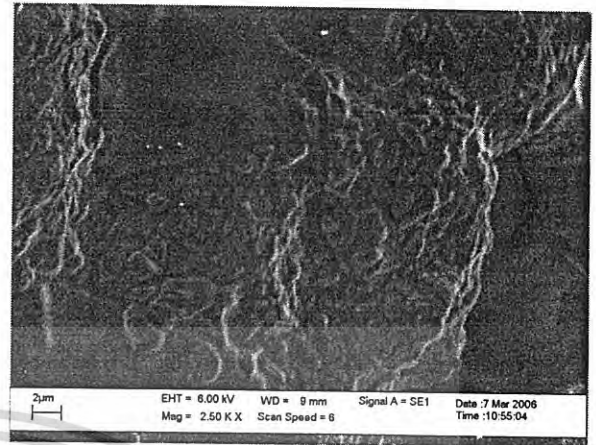
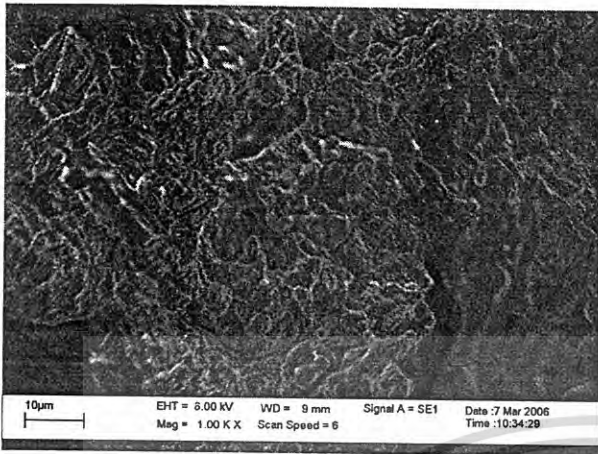
(a)



(b)

รูปที่ จ-4 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 30:70 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

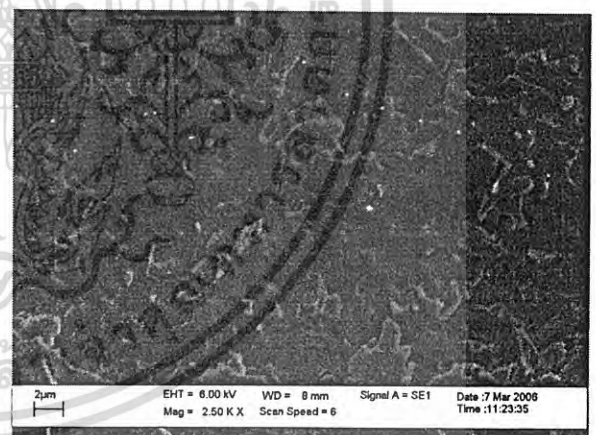
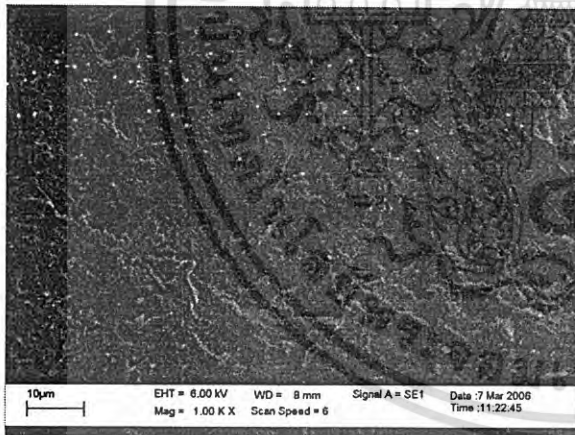
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

(b)

รูปที่ จ-5 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 0:100 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

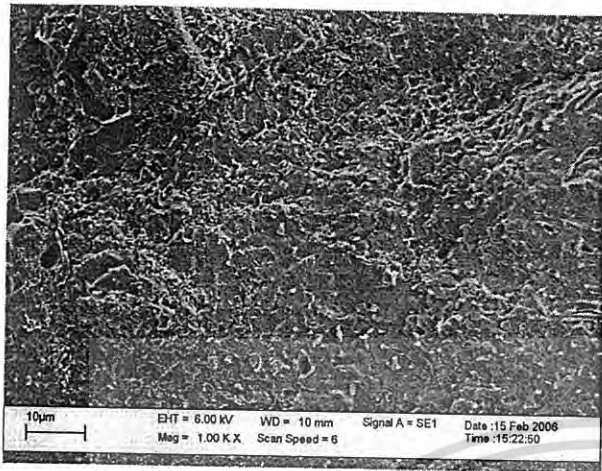


(a)

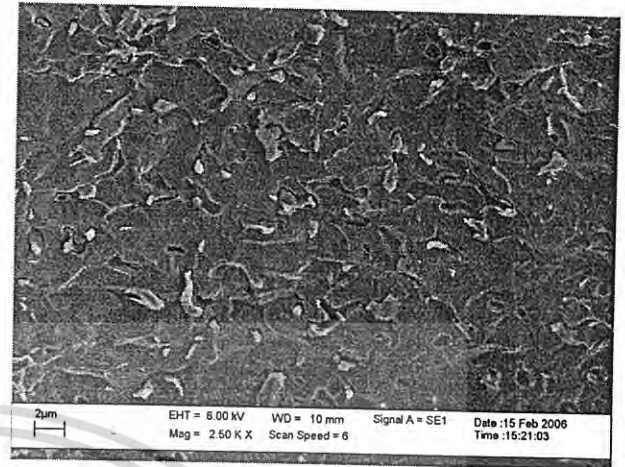
(b)

รูปที่ จ-6 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 100:0 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

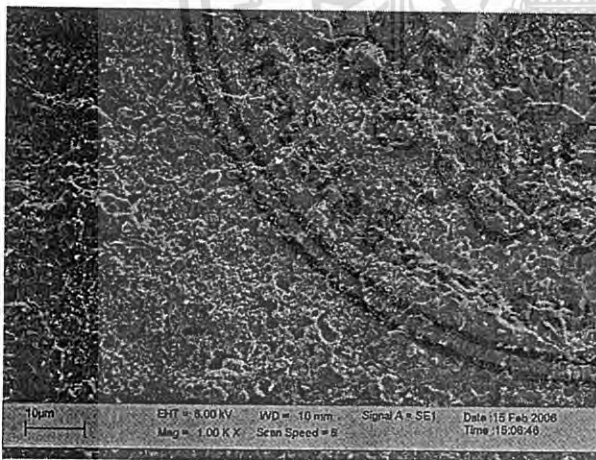


(a)

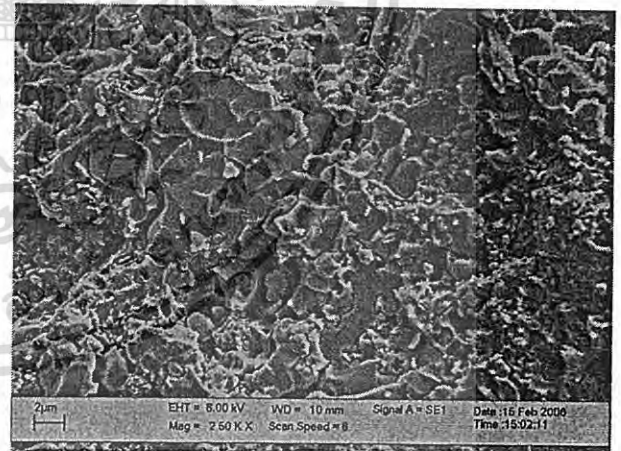


(b)

รูปที่ จ-7 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 70:30 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)



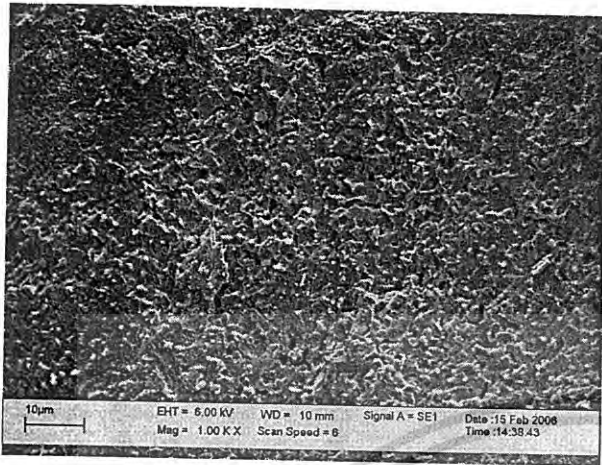
(a)



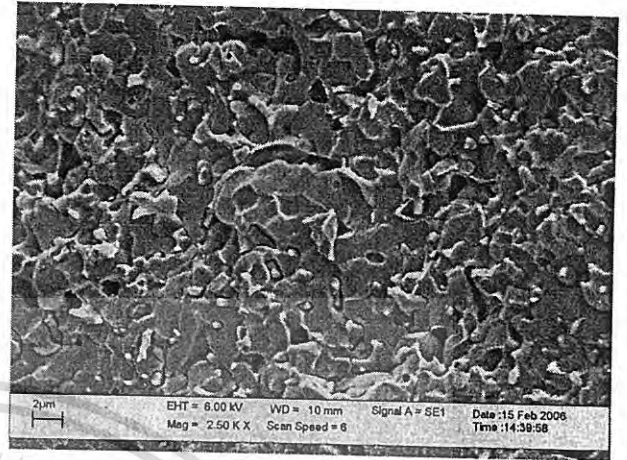
(b)

รูปที่ จ-8 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 50:50 ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

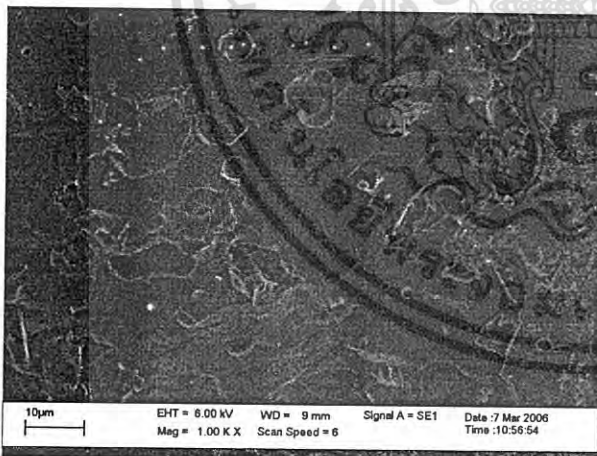


(a)

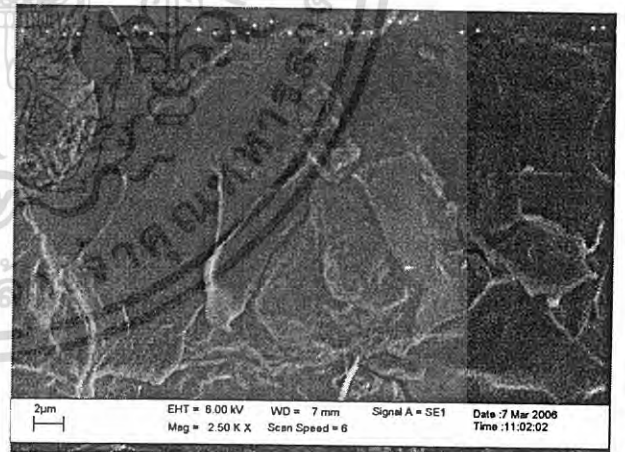


(b)

รูปที่ จ-9 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ
TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 30:70
ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)



(a)



(b)

รูปที่ จ-10 ลักษณะ โครงสร้างจุลภาคบริเวณพื้นผิวภายในของวัสดุประกอบ
TCP-CS/PMMA ที่อัตราส่วนสารตั้งต้น HAp:CS เท่ากับ 0:100
ที่กำลังขยาย 1000 เท่า (a) และกำลังขยาย 2500 เท่า (b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราส่วน HAp:CS		ความ หนาแน่น (g/cm ²)	มอดุลัสกดอัด (MPa)	Strength at yield (MPa)	หมายเหตุ
100:0	ชั้นที่ 1	1.7422	57.2056	8.9283	
	ชั้นที่ 2	1.7281	92.8248	9.1185	
	ชั้นที่ 3	1.7147	73.3921	8.6673	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 4	1.7616	73.4999	8.2120	ไม่นำไปคำนวณ
70:30	ชั้นที่ 1	1.1079	43.7522	4.1709	
	ชั้นที่ 2	1.0868	48.7340	5.3328	
	ชั้นที่ 3	1.0791	45.6440	6.8954	
	ชั้นที่ 4	1.2216	50.4619	7.6861	
	ชั้นที่ 5	1.1356	50.3416	7.4294	
50:50	ชั้นที่ 1	1.0060	105.6708	5.1234	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 2	1.1047	73.7247	5.8143	
	ชั้นที่ 3	1.0987	56.6159	6.4091	
	ชั้นที่ 4	1.1048	50.5817	5.3023	
	ชั้นที่ 5	1.1019	24.6875	5.0551	ไม่นำไปคำนวณ
30:70	ชั้นที่ 1	1.0060	46.7582	4.6999	
	ชั้นที่ 2	1.0847	30.8451	2.8351	
	ชั้นที่ 3	1.0279	53.4692	5.6893	
	ชั้นที่ 4	0.9819	47.2461	5.1679	
	ชั้นที่ 5	0.9599	86.0878	4.4719	ไม่นำไปคำนวณ
0:100	ชั้นที่ 1	1.629	52.6075	5.7004	
	ชั้นที่ 2	1.669	96.9674	8.2433	
	ชั้นที่ 3	1.6844	57.3300	5.3736	

ตารางที่ ๓-1 ค่าความแข็งแรงกดอัดของชิ้นงานเซรามิกส์ TCP-CS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราส่วน Hap:CS		ความ หนาแน่น (g/cm ³)	มอดุลัสกดอัด (MPa)	Strength at yield (MPa)	หมายเหตุ
100:0	ชั้นที่ 1	1.9122	313.787	4.7382	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 2	1.8308	208.229	18.8184	
	ชั้นที่ 3	1.8703	626.552	4.1541	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 4	1.8964	317.775	22.4726	
	ชั้นที่ 5	1.8671	245.563	37.7553	
70:30	ชั้นที่ 1	1.5090	1596.654	52.9700	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 2	1.3455	569.826	48.3070	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 3	1.5816	802.786	55.1540	
	ชั้นที่ 4	1.8545	1381.020	98.5900	
	ชั้นที่ 5	1.5420	1197.055	33.0830	
50:50	ชั้นที่ 1	1.4803	1617.249	86.8700	
	ชั้นที่ 2	1.2590	1486.994	66.4210	
	ชั้นที่ 3	1.1405	1544.748	74.0130	
	ชั้นที่ 4	1.3883	1712.821	97.8280	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 5	1.5896	959.822	88.5620	ไม่นำไปคำนวณ
30:70	ชั้นที่ 1	1.5726	725.142	14.5450	
	ชั้นที่ 2	1.4377	713.778	53.9160	
	ชั้นที่ 3	1.3821	1692.172	71.9550	
	ชั้นที่ 4	1.2290	947.543	73.8450	
	ชั้นที่ 5	1.9197	8431.110	114.2510	ไม่นำไปคำนวณ
0:100	ชั้นที่ 1	1.7153	638.074	51.0660	
	ชั้นที่ 2	1.6955	395.028	23.6370	
	ชั้นที่ 3	1.7896	1465.225	53.7010	ไม่นำไปคำนวณ
	ชั้นที่ 4	1.7147	799.932	35.7680	
	ชั้นที่ 5	1.6523	3322.861	84.4460	ไม่นำไปคำนวณ

ตารางที่ ๓-2 ค่าความแข็งแรงกดอัดของวัสดุประกอบ TCP-CS/PM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้