



การผลิตวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่มีความพรุน

นายพงศ์พร มุลเจริญพร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ
คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

ปีการศึกษา 2557

การผลิตวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไฮดรอกซีแอปาทิตที่มีความพรุน

นายพงศ์พร มุลเจริญพร วท.บ. (เคมี)

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ
คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2557

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....
(ดร.ชาญเดช พิธิษฐไพบุลย์)

ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....
(ผศ. ดร.นุชธนา พูลทอง)

กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

.....
(ดร.เรืองเดช ชงศรี)

กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม)

.....
(ดร.นคร ศรีสุขุมบวรชัย)

กรรมการ

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การผลิตวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่มีความพรุน
หน่วยกิต	15
ผู้เขียน	นายพงศ์พร มุลเจริญพร
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ. ดร. นุชธนา พูลทอง ดร. เรืองเดช ธงศิริ
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	เทคโนโลยีวัสดุ
สายวิชา	เทคโนโลยีวัสดุ
คณะ	พลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ
ปีการศึกษา	2557

บทคัดย่อ

การผลิตโครงร่างทดแทนกระดูกจำเป็นต้องใช้สมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ และสมบัติทางกลเป็นข้อกำหนดหลักในการผลิต เป็นที่ทราบโดยทั่วกันว่าไทเทเนียมและไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่มีสูตรทางเคมีคือ $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH))$ เป็นวัสดุชีวภาพ ที่มีสมบัติทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดี ทั้งนี้การผลิตวัสดุเชิงประกอบระหว่างโลหะ (ไทเทเนียม) และเซรามิก (ไฮดรอกซีแอปาไทต์) ให้ได้ค่าสมบัติทางกลใกล้เคียงกระดูกธรรมชาตินั้น จำเป็นต้องมีการออกแบบการทดลองที่เหมาะสม โดยงานวิจัยนี้สามารถผลิตโครงร่างทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาไทต์อยู่ในช่วงร้อยละ 0-100 โดยปริมาตร ด้วยกระบวนการโลหกรรมวัสดุผงสำเร็จ ซึ่งพบว่าตัวแปรในกระบวนการผลิตและวัสดุ ซึ่งรวมถึงแรงที่ใช้ในการขึ้นรูป บรรยากาศอบประสาน และสารเติมแต่ง สามารถกำหนดลักษณะโครงสร้างจุลภาคของวัสดุเชิงประกอบ และสมบัติทางกลได้ โดยผลการทดลองพบว่าโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์มีค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 0.68-1.29 กิกะปาสคาล ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดอยู่ในช่วง 19-59 เมกะปาสคาล และค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุดอยู่ในช่วง 7-34 เมกะปาสคาล โดยค่ามอดูลัสของยัง ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุดมีค่าเพิ่มขึ้น เมื่อลดปริมาณของไฮดรอกซีแอปาไทต์ จากการทดลองความเข้ากันทางชีวภาพในห้องปฏิบัติการพบว่าเซลล์กระดูกใหม่สามารถยึดเกาะ และเจริญเติบโตบนโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุเชิงประกอบไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ได้น้อยกว่าวัสดุที่ผลิตจากไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์

คำสำคัญ: กระบวนการโลหกรรมวัสดุผง/ความเข้ากันทางชีวภาพ/โครงร่างทดแทนกระดูก/โครงสร้างที่มีความพรุน/ไทเทเนียม/ไฮดรอกซีแอปาไทต์

Thesis Title	Fabrication of Porous Titanium Hydroxyapatite Bone Scaffolds
Thesis Credits	15
Candidate	Mr. Pongporn Moonchaleanporn
Thesis Advisors	Asst. Prof. Dr. Nuchthana Poolthong Dr. Ruangdaj Tongsri
Program	Master of Engineering
Field of Study	Materials Technology
Department	Materials Technology
Faculty	School of Energy, Environment and Materials
Academic Year	2014

Abstract

The design of engineered bone substitutes takes biocompatibility and mechanical properties into account as prerequisite requirements. Titanium (Ti) and hydroxyapatite (HA), with chemical formula of $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, show good mechanical properties and biocompatibility and are known as biomaterials. To combine metal (Ti) and ceramic (HA) as a composite material with mechanical properties comparable to those of natural bones do need strategy. In this study, powder metallurgy process was employed to produce Ti-HA bone scaffolds, with nominal HA powder contents in the range of 0-100 vol.%. It was found that processing and materials parameters, including compaction pressure, sintering atmosphere and additives, controlled the composite microstructures and mechanical properties. The results showed that the Young's modulus were in range of 0.68-1.29 GPa, compressive strengths of 19-59 MPa, and bending strength of 7-34 MPa. The values of Young's modulus, compressive strengths and bending strength increased with decreasing the amount of HA. In vitro biocompatibility testing results showed that the new bone tissue formed on the surface of the Ti-HA composites was much less than that on surface of the pure Ti and HA.

Keywords: Powder metallurgy/ Biocompatibility/ Bone Scaffolds/ Porous structure/ Titanium/
Hydroxyapatite

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีด้วยความร่วมมือจากบุคคล และหน่วยงานหลายฝ่าย ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ผศ. ดร.นุชธนา พูลทอง และ ดร.เรืองเดช ธงศรี สำหรับความช่วยเหลือความเป็นห่วงและสละเวลาแนะนำให้คำปรึกษางานด้านต่างๆ ด้วยดีเสมอมา นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ซึ่งประกอบด้วย ดร.ชาญเดช พิสิษฐ์ไพบูรณ์ สำนักพัฒนาอุตสาหกรรมสนับสนุนกรมส่งเสริมอุตสาหกรรม และ ดร.นคร ศรีสุขุมบวรชัย อาจารย์สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ที่กรุณาประเมิน และให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัยนี้

ผู้วิจัยขอขอบคุณศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC) และสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) ที่สนับสนุนงบประมาณในการทำวิจัย ขอขอบคุณคณาจารย์สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุที่ให้ความรู้ ความเข้าใจในการศึกษาแก่ข้าพเจ้า ขอขอบคุณ ดร.นวรรตน์ วรอวยชัย อาจารย์ภาควิชาเทคโนโลยีวัสดุ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องมือ และให้คำปรึกษาปัญหาในงานวิจัย ขอขอบคุณเพื่อน พี่ และน้องๆ ทุกคนในสาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุที่ให้ความช่วยเหลือ และคำปรึกษาให้งานวิจัยนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณพ่อชัชวรัตน์ มูลเจริญพร และคุณแม่ลำจวน มูลเจริญพร ที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้านความสำเร็จอันใดที่เกิดจากการทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้ ย่อมเป็นผลมาจากความกรุณาของทุกท่านที่กล่าวมาข้างต้น ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่งจึงขอขอบพระคุณอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

สารบัญ

	หน้า
บดคัดย่อภาษาไทย	ข
บดคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	จ
รายการตาราง	ญ
รายการรูปภาพประกอบ	ฎ
รายการสัญลักษณ์	ฏ

บทที่

1. บทนำ

1.1	ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย	1
1.2	วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3	ขอบเขตของการวิจัย	2
1.4	ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2

2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1	วัสดุอุปกรณ์การแพทย์	3
2.1.1	สมบัติเฉพาะของวัสดุอุปกรณ์การแพทย์	3
2.1.1.1	สมบัติทางชีววิทยา (Biological Properties)	3
2.1.1.2	สมบัติทางเคมี (Chemical Properties)	3
2.1.1.3	สมบัติทางกล (Mechanical Properties)	3
2.2	วัสดุสำหรับโครงร่างทดแทนกระดูก	4
2.2.1	วัสดุโลหะฝังใน (Implant metals)	4
2.2.2	วัสดุสารประกอบไฮดรอกซีแอปาทิต	5
2.2.3	วัสดุที่ผลิตด้วยกระบวนการโลหกรรมวัสดุผง	6
2.2.3.1	เกณฑ์การเลือกวัสดุองค์ประกอบผง สำหรับผลิตโครงร่างทดแทนกระดูก	6
2.3	ประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุ	6
2.4	โลหกรรมวัสดุผง	8

2.4.1	การอัดขึ้นรูป	8
2.4.2	การเผาประสาน	10
2.5	สมบัติทางกายภาพของผง	11
2.5.1	ขนาดอนุภาค	11
2.5.2	รูปร่างอนุภาค	12
2.5.3	แรงเสียดทานระหว่างอนุภาค (Interparticle friction)	12
2.5.4	ความสามารถในการอัด (Compressibility)	12
2.5.5	การเกาะกันเป็นก้อน (Agglomerate)	12
2.5.6	พื้นที่ผิวจำเพาะ (Specific surface)	13
2.6	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	13
2.6.1	การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน	13
2.6.2	การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์	15
2.6.3	การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ	17
2.6.4	การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ	19
3.	การดำเนินงานวิจัย	
3.1	เครื่องมือ และอุปกรณ์ในการทดลอง	22
3.1.1	การบดผสม	22
3.1.2	การขึ้นรูป	22
3.1.3	การอบประสาน	23
3.1.4	เครื่องมือและอุปกรณ์การทดสอบ	24
3.1.5	วัสดุและสารเคมี	25
3.2	ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	26
3.2.1	แผนผังกระบวนการศึกษาวิจัย	26
3.2.2	การบดผสม	30
3.2.3	การอัดขึ้นรูปชิ้นงาน	30
3.2.4	การอบประสาน	30
3.2.5	การตรวจสอบสมบัติของผง	31
3.2.5.1	การวัดขนาดอนุภาค	31
3.2.5.2	การวิเคราะห์เฟส	31

3.2.5.3 การตรวจสอบรูปทรงของผง	31
3.2.6 การตรวจสอบสมบัติทางกล	31
3.2.6.1 การหาความหนาแน่นของชิ้นงาน	31
3.2.6.2 การทดสอบความต้านทานแรงกด	32
3.2.6.3 การทดสอบความต้านทานแรงค้ำ	32
3.2.7 การศึกษาการตอบสนองของเซลล์กระดูกต่อวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูก (Biocompatibility testing)	32
3.2.7.1 การทดสอบการตอบสนองของเซลล์กระดูก	33
4. ผลการทดลอง	
4.1 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน	35
4.1.1 สมบัติของผง	35
4.1.1.1 ขนาดผง	35
4.1.1.2 องค์ประกอบของผง	35
4.1.1.3 อุณหภูมิในการสลายตัว	36
4.1.1.4 ลักษณะของผงก่อนบดผสม	37
4.1.2 ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน	37
4.1.2.1 ลักษณะทางกายภาพ	37
4.1.2.2 ปริมาตรความพรุน	41
4.1.2.3 องค์ประกอบของชิ้นงาน	42
4.1.2.4 การทดสอบความต้านทานแรงกด	44
4.2 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ	48
4.2.1 สมบัติของผง	48
4.2.1.1 ขนาดผง	48
4.2.1.2 องค์ประกอบของผง	48
4.2.1.3 ลักษณะของผงก่อนบดผสม	49
4.2.1.4 ลักษณะของผงหลังบดผสม	51
4.2.2 ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสม ไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ	52
4.2.2.1 ลักษณะกายภาพ	52

	หน้า
4.2.2.2 ปริมาตรความพูน	56
4.2.2.3 องค์ประกอบของชิ้นงาน	58
4.2.2.4 การทดสอบความต้านทานแรงกด	60
4.2.2.5 การทดสอบความต้านทานแรงค้ำ	65
4.2.2.4 การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ	67
5. วิเคราะห์และสรุปผลการดำเนินงานวิจัย และข้อเสนอแนะ	
5.1 วิเคราะห์ผลการดำเนินงานวิจัย	70
5.1.1 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพูน	70
5.1.1.1 ปัจจัยที่ส่งผลต่อลักษณะทางกายภาพ	70
5.1.1.2 ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมบัติทางกล	71
5.1.2 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ	72
5.1.2.1 ปัจจัยที่ส่งผลต่อลักษณะทางกายภาพ	72
5.1.2.2 ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมบัติทางกล	73
5.1.2.3 พฤติกรรมการเสียรูปการทดสอบความต้านทานแรงกด ของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไทเทเนียมที่มีความพูน และที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ	74
5.1.3 การทดสอบสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ	74
5.2 สรุปผลการทดลอง	75
5.2.1 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพูน	75
5.2.2 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ	76
5.2.3 การทดสอบสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ	76
5.3 ข้อเสนอแนะ	77
เอกสารอ้างอิง	78
ภาคผนวก	
ก. ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพูน	82
ข. ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट	86

	หน้า
ค. ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ	100
ง. การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ	102
จ. ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์	104
ประวัติผู้วิจัย	111

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 การจำแนกประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อ กับวัสดุเทียม	7
4.1 ขนาดอนุภาคเฉลี่ย และการกระจายตัวของผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต	35
4.2 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่ามอดุลัสของยัง และค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด	47
4.3 ขนาดอนุภาคเฉลี่ย และการกระจายตัวของผงไฮดรอกซีเอปาทาइट	48
4.4 อัตราส่วนผสมสารตั้งต้นสำหรับผลิตผงแก้วชีวภาพ	49
4.5 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานที่ผสมผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน อัตราส่วนต่างๆ	63
4.6 ค่าทดสอบความต้านทานแรงค้ดสูงสุดของชิ้นงานที่ผสมผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน อัตราส่วนต่างๆ	65
ข.1 ปริมาณธาตุที่พบในบริเวณต่างๆ ของชิ้นงานไฮดรอกซีเอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร หลังอบประสาน	93
ข.2 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานหลังอบประสานอัตราส่วนต่างๆ	99

รายการรูปประกอบ

รูป	หน้า
2.1 ความสัมพันธ์ของความหนาแน่นกรีนกับแรงดันในการอัดขึ้นรูป	8
2.2 ขั้นตอนการอัดขึ้นรูปผงโลหะ	9
2.3 ความพรุนต่อแรงดันในการอัดขึ้นรูป	10
2.4 กลไกการเคลื่อนที่ตามพื้นผิวและการเคลื่อนที่ของมวลรวม	11
2.5 ขั้นตอนกระบวนการผลิตวัสดุที่มีความเข้ากันทางชีวภาพไทเทเนียมที่มีความพรุนด้วยเทคนิคผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุน	13
2.6 ลักษณะทางกายภาพไทเทเนียมที่มีความพรุน	14
2.7 กราฟความเค้น ความเครียดของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนที่มีความเป็นรูพรุนแตกต่างกัน	15
2.8 ปริมาตรที่เพิ่มของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์หลังอบประสาน อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ร้อยละ 5 ที่แรงดันอัดในการขึ้นรูปต่างๆ	16
2.9 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์หลังอบประสาน	16
2.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์	17
2.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดและค่ามอดุลัสของยัง	18
2.12 อัตราการเหนียวนาเซลล์กระดูกที่ระยะเวลา 9 วัน	19
2.13 ภาพเซลล์เนื้อเยื่อกระดูกที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	20
2.14 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์และผงแก้วชีวภาพ	21
3.1 เครื่องบดแนวตั้ง บริษัท FRITSCH รุ่น 8.6580	22
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการขึ้นรูป	23
3.3 เครื่องมือที่ใช้ในการอบประสาน	23
3.4 เครื่องวิเคราะห์ขนาดรูพรุน และการกระจายตัวของรูพรุน	24
3.5 เครื่องทดสอบแรงกด	25
3.6 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 1	27
3.7 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 2	28
3.8 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 3	29
3.9 ตัวอย่าง และลักษณะการทดสอบ 3-point bending	32
4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของผงไทเทเนียมไฮดรอกซี	36
4.2 กราฟการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักต่ออุณหภูมิของผงแอม โมเนียมไบคาร์บอเนต ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงน้ำหนักของสาร โดยอาศัยคุณสมบัติทางความร้อน	36

รายการรูปประกอบ (ต่อ)

รูป		หน้า
4.3	ลักษณะผงไทเทเนียมไฮโดรด์	37
4.4	ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน	37
4.5	ภาพกำลังขยายต่ำลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน	38
4.6	ภาพกำลังขยายสูงลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน	39
4.7	ลักษณะรูพรุนที่พบในชิ้นงานไทเทเนียมหลังอบประสาน	41
4.8	ปริมาตรขนาดรูพรุนชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสาน	42
4.9	รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสาน	43
4.10	กราฟผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน หลังผ่านการอบประสานที่ขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน	45
4.11	ลักษณะอนุภาคผง	49
4.12	ลักษณะอนุภาคผงไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ อัตราส่วนต่างๆ ที่เวลาบดผสม 15 นาที	51
4.13	ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ	53
4.14	ลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट	53
4.15	ลักษณะรูพรุนที่พบในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ	56
4.16	ปริมาตรขนาดรูพรุนชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสานที่อัตราส่วนต่างๆ	57
4.17	รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ภายนอก และภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสม ไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพหลังอบประสาน	58
4.18	ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ	61
4.19	ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ	64
4.20	ผลการทดสอบความต้านทานแรงดัดสูงสุดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ	66
4.21	การบีดเกาะของเซลล์กระดูกหลังจากเลี้ยงเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงานเป็นเวลา 7 วัน	67
ก.1	ลักษณะอนุภาคผงไทเทเนียมที่ผ่านการบดผสมที่เวลาต่างๆ	83
ก.2	ความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนอัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต ร้อยละ 70 และ 60 โดยปริมาตรก่อน และหลังอบประสาน	84

รายการรูปประกอบ (ต่อ)

รูป	หน้า
ข.1 ลักษณะผงไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตรที่เวลาบดผสม และขนาดอนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาทาइटต่างกัน	88
ข.2 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटหลังอบประสานที่อัตราส่วนต่างๆ	90
ข.3 ลักษณะภาพตัดขวางของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่อัตราส่วน และเวลาบดต่างๆ หลังอบประสาน	91
ข.4 ลักษณะพื้นผิวบริเวณรอยต่อที่อัตราส่วน และเวลาบดผสมต่างๆ หลังอบประสาน ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	92
ข.5 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट ก่อนอบประสาน	94
ข.6 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट หลังการอบประสาน	96
ข.7 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटอัตราส่วนต่างๆ หลังอบประสาน	97
ข.8 ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมไฮดรอกซีแอปาทาइट ที่อัตราส่วน และเวลาบดผสมต่างๆ	98
ค.1 ความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพก่อน และหลังอบประสาน ที่อัตราส่วนต่างๆ	101
ง.1 ลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูก	103

รายการสัญลักษณ์

θ	=	มุมสะท้อน
μm	=	ไมโครเมตร
cc/g	=	ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อกรัม
g/cm^3	=	กรัมต่อตารางเซนติเมตร
MPa	=	เมกะปาสคาล
min	=	นาที
h	=	ชั่วโมง

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

การบาดเจ็บและการหักของกระดูก ไม่ว่าจะจากการประสบอุบัติเหตุ หรือภาวะกระดูกพรุนในผู้สูงอายุ ก่อให้เกิดปัญหาต่างๆ มากมาย ทั้งการเสียชีวิต และภาวะทุพพลภาพ จึงได้มีการพัฒนาวัสดุหลายกลุ่มเพื่อใช้ซ่อมแซม และทดแทนกระดูกธรรมชาติในร่างกาย โดยกระดูกในร่างกายประกอบด้วยกระดูก 2 ชนิด [1] คือ กระดูกชนิดที่มีความพรุนค่อนข้างน้อย (Cortical) และกระดูกชนิดที่มีความพรุนค่อนข้างมาก (Trabecular) โดยกระดูกของร่างกายแต่ละส่วนจะมีอัตราส่วนของกระดูกทั้งสองชนิดแตกต่างกัน ซึ่งส่งผลให้สมบัติทางกลของกระดูกในร่างกายแต่ละส่วนมีความแตกต่างกัน โดยในปัจจุบันวัสดุที่นำมาใช้ทดแทนมีหลากหลายประเภท ได้แก่ วัสดุกลุ่มโลหะ เช่น เหล็กกล้าไร้สนิม ไทเทเนียม และไทเทเนียมผสม เป็นต้น วัสดุในกลุ่มนี้มีข้อดีในด้านความแข็งแรงและความต้านทานการกัดกร่อน แต่ยังพบปัญหาเรื่องความเค้นที่แตกต่างกันมากระหว่างวัสดุทดแทนกับกระดูกธรรมชาติ และเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ไม่สามารถเติบโตเข้าไปภายในวัสดุที่ใช้ทดแทน ต่อมาจึงได้มีการพัฒนาวัสดุกลุ่มโลหะที่มีความพรุนสูง หรือโลหะโฟม เช่น โลหะไทเทเนียมที่มีความพรุนเพื่อเพิ่มความสามารถในการเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ และปรับปรุงสมบัติทางกลให้มีค่าใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ แต่อย่างไรก็ตามความสามารถด้านความเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุกลุ่มโลหะที่มีความพรุนก็มีค่าต่ำ [2, 3] เมื่อเทียบกับวัสดุทดแทนกลุ่มเซรามิก เช่น ไฮดรอกซีอะปาทิต (Hydroxyapatite, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA) เนื่องจากเป็นสารที่พบได้ในกระดูกธรรมชาติ [4, 5] จึงไม่มีความเป็นพิษต่อร่างกาย เนื้อวัสดุมีความพรุนสามารถเหนี่ยวนำเนื้อเยื่อกระดูกใหม่มายึดเกาะ และเนื้อเยื่อกระดูกสามารถเติบโตเข้าไปในวัสดุทดแทนได้ดี [6] แต่วัสดุกลุ่มเซรามิกยังพบปัญหาด้านสมบัติทางกลที่มีความแข็งแรงเปราะ อาจทำให้เกิดการแตกหักแบบฉับพลันเมื่อได้รับแรง จากเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้น งานวิจัยนี้จึงสนใจที่จะศึกษาการผลิตโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมไฮดรอกซีอะปาทิตที่มีความพรุนที่มีความเข้ากันทางชีวภาพ สำหรับทดแทนกระดูกธรรมชาติ เพื่อปรับปรุงสมบัติทางกลพร้อมทั้งศึกษาอิทธิพลของปัจจัยในการผลิตที่มีผลต่อลักษณะทางกายภาพ สมบัติทางกล และความเข้ากันทางชีวภาพ

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. ผลิตโครงร่างทดแทนกระดูกที่มีความเข้ากันทางชีวภาพสำหรับซ่อมแซมกระดูก
2. ศึกษาอิทธิพลของปัจจัยในการผลิตที่มีผลต่อลักษณะทางกายภาพ และสมบัติทางกล

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. โครงร่างทดแทนกระดูกจะผลิตจากผงไทเทเนียม และผงไฮดรอกซีแอปาทาइटโดยสารที่จะทำให้เกิดความพรุน คือ แอมโมเนียมไบคาร์บอเนต
2. ปัจจัยการผลิตประกอบด้วย เวลาที่ใช้ในกระบวนการบดผสมผง ขนาดแรงดันอัด และประเภทของแรงดันอัดที่ใช้ในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน
3. ศึกษาลักษณะทางกายภาพ ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และเครื่องวิเคราะห์พื้นที่ผิว และรูพรุน
4. ศึกษาองค์ประกอบชิ้นงาน ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์
5. ศึกษาสมบัติทางกล ด้วยวิธีทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุด และทดสอบความต้านทานแรงดึงสูงสุด
6. ศึกษาความเข้ากันทางชีวภาพ ด้วยวิธีทดสอบการตอบสนองของเซลล์กระดูก โดยตรงกับวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูก

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

สามารถนำข้อมูลที่ได้จากการศึกษาไปใช้ในการพัฒนาเทคโนโลยีด้านโลหะผงวิทยา ด้านการผลิตโครงร่างทดแทนกระดูกจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่มีความพรุน เพื่อให้มีความเข้ากันได้ของเนื้อเยื่อกระดูกธรรมชาติกับโครงร่างทดแทนกระดูก และมีสมบัติทางกลที่ใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ และเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการผลิตวัสดุทางการแพทย์ในประเทศไทย เพื่อลดการนำเข้าวัสดุที่มีราคาแพงจากต่างประเทศ

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 วัสดุอุปกรณ์การแพทย์

คำว่าวัสดุอุปกรณ์การแพทย์ (Medical devices) หมายถึง เครื่องมืออุปกรณ์ วัสดุต่างๆ รวมถึงซอฟต์แวร์ ที่ใช้ลำพังหรือใช้ร่วมกัน ซึ่งถูกผลิตขึ้นมาเพื่อนำมาใช้งานที่เกี่ยวข้องกับชีวิตมนุษย์ โดยมีวัตถุประสงค์การใช้งาน ได้แก่ เพื่อการวินิจฉัย การป้องกัน ตรวจสอบติดตาม รักษาหรือบรรเทาอาการ อันเนื่องมาจากโรคภัยต่างๆ อาการบาดเจ็บ หรือความพิการของร่างกาย และเพื่อการทดแทน เปลี่ยนแปลง โครงสร้างของร่างกาย หรือกระบวนการของร่างกาย โดยวัสดุอุปกรณ์การแพทย์ เป็นวัสดุประดิษฐ์ที่ทำจากวัสดุธรรมชาติ หรือวัสดุสังเคราะห์ของโลหะ และโลหะผสม (Metal and alloys) พอลิเมอร์ (Polymer) เซรามิก (Ceramics) และวัสดุเชิงประกอบ (Composites) ทั้งนี้รวมถึงเนื้อเยื่อ (Tissue) ทางการแพทย์ด้วย [7]

2.1.1 สมบัติเฉพาะของวัสดุอุปกรณ์การแพทย์

วัสดุอุปกรณ์การแพทย์ควรมีสมบัติต่างๆ [7] ดังต่อไปนี้

2.1.1.1 สมบัติทางชีววิทยา (Biological Properties)

1. ไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ รวมถึงระบบต่างๆ ภายในร่างกาย
2. หากเป็นวัสดุฝังในจำเป็นต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเซลล์และเนื้อเยื่อ
3. มีความจำเพาะต่อเซลล์และเนื้อเยื่อในบริเวณที่เข้าไปแทนที่
4. มีความสามารถในการเหนี่ยวนำและไม่เหนี่ยวนำให้เซลล์และเนื้อเยื่อ โดยรอบตำแหน่งที่ใส่วัสดุฝังในให้มีการเจริญเติบโตบนพื้นผิววัสดุ ซึ่งขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ในการใช้งาน

2.1.1.2 สมบัติทางเคมี (Chemical Properties)

1. มีความทนทานต่อการกัดกร่อนเมื่ออยู่ในร่างกาย
2. มีความสามารถในการย่อยสลายได้ด้วยกลไกต่างๆ ภายในร่างกายตามระยะเวลาที่เหมาะสม และสารที่เกิดจากการย่อยสลายต้องไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย โดยอัตราการสลายตัวของวัสดุที่ดีจะต้องสอดคล้องกับอัตราการเติบโตของเนื้อเยื่อที่เข้าไปแทนที่ หรือต้องไม่ย่อยสลายตามวัตถุประสงค์ของการใช้งาน

2.1.1.3 สมบัติทางกล (Mechanical Properties)

1. มีความแข็งแรงเพียงพอต่อการรับน้ำหนักของร่างกายในบริเวณที่ใช้งาน
2. มีค่ามอดุลัสของยังที่ใกล้เคียงกับบริเวณที่เข้าไปแทนที่
3. มีความทนทานสูงต่อการขัดสี (ไม่เกิดอนุภาคหลุดออกมาได้ง่าย)

2.2 วัสดุสำหรับโครงร่างทดแทนกระดูก

กระดูกธรรมชาติของร่างกายมนุษย์มีค่าสมบัติทางกลค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด ค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 3-20 เมกะปาสคาล 2-200 เมกะปาสคาล 103-238 เมกะปาสคาล และ 0.1-20 กิกะปาสคาล ตามลำดับ [8, 9, 10, 11] และเนื่องจากในงานวิจัยนี้ศึกษาวัสดุสำหรับโครงร่างทดแทนกระดูกไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ผลิตด้วยกระบวนการทางโลหกรรมวัสดุ จึงนำเสนอเฉพาะวัสดุอุปกรณ์การแพทย์เพียง 3 ประเภท คือ วัสดุโลหะฝังใน วัสดุสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และวัสดุที่ผลิตด้วยกระบวนการทางโลหกรรมวัสดุ

2.2.1 วัสดุโลหะฝังใน (Implant metals)

โลหะเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรง ความคงทน และมีความเหนียวไม่เกิดการแตกหักเสียหายในขณะใช้งาน ถึงกระนั้นก็มีโลหะเพียงบางประเภทเท่านั้นที่สามารถนำไปผลิตเป็นวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกเพื่อทดแทนชิ้นส่วนกระดูกที่เกิดความเสียหายจากอุบัติเหตุหรือจากการเจ็บป่วย เนื่องจากโลหะต้องมีสมบัติต้านทานการกัดกร่อนได้ดีเมื่ออยู่ภายในร่างกาย อีกทั้งไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อบริเวณที่มีการสัมผัส และต้องมีค่ามอดุลัสของยังใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติเพื่อลดการสลายตัวของกระดูกบริเวณที่มีการสัมผัสกับวัสดุ [4, 7] สำหรับโลหะที่นำมาใช้งานในทางการแพทย์สามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ ได้แก่ กลุ่มโลหะมีค่า (Precious metals) คือ โลหะที่อยู่ในกลุ่มทอง เงิน และแพลทินัม โลหะเหล่านี้มีความทนทานต่อการกัดกร่อนได้ดี แต่ไม่นิยมนำมาผลิตเป็นวัสดุฝังใน เพราะมีราคาแพง และมีสมบัติทางกลต่ำ จึงนิยมนำมาใช้ในทางทันตกรรมเท่านั้น และกลุ่มโลหะทั่วไป เป็นโลหะที่อยู่ในกลุ่มนิกเกิลผสมไทเทเนียม เหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม ไทเทเนียม และไทเทเนียมผสม ซึ่งโลหะแต่ละประเภทมีสมบัติที่แตกต่างกันรวมถึงการนำไปใช้งานที่แตกต่างกันตามจุดประสงค์ โดยโลหะในกลุ่มนี้มีความแข็งแรงทนทาน อีกทั้งมีราคาต่ำกว่าเมื่อเทียบกับโลหะในกลุ่มแรกจึงมีการนำมาใช้งานในทางการแพทย์ ทั้งทางด้านทันตกรรม ศัลยกรรมกระดูก ศัลยกรรมออร์โธพีดิกส์ และผลิตเป็นเครื่องมือแพทย์ [4, 12] และเมื่อเปรียบเทียบวัสดุในกลุ่มโลหะที่มีการใช้งานทั่วไป พบว่าโลหะไทเทเนียม และไทเทเนียมผสมได้รับความนิยมนำมาผลิตเป็นวัสดุทางการแพทย์ เนื่องจากมีความแข็งแรงสูง สามารถทนทานต่อการกัดกร่อนจากสภาพแวดล้อมภายในร่างกายได้อย่างดี และเนื้อเยื่อภายในร่างกายสามารถสร้างพันธะเชื่อมติดกับโลหะไทเทเนียมได้ดีกว่าโลหะชนิดอื่น ทำให้มีความเสถียรบริเวณรอยต่อ (Interface) ของเนื้อเยื่อ และอุปกรณ์ทางการแพทย์ได้ดี อย่างไรก็ตามเมื่อนำโลหะไทเทเนียมไปใช้ในร่างกายยังคงพบปัญหาเรื่องความเค้นที่แตกต่างกันมากระหว่างวัสดุทดแทนกับกระดูกธรรมชาติ จึงส่งผลให้ประสิทธิภาพการรักษาไม่ดีเท่าที่ควร [4, 12] จากปัญหาดังกล่าวจึงมีการพัฒนาปรับปรุงให้โลหะไทเทเนียมสามารถสร้างพันธะที่แข็งแรงกับ

กระดูกได้ โดยการผสมสารที่มีความสามารถในการเหนียวทำให้กระดูกเข้ามายึดเกาะ และสร้างพันธะที่แข็งแรง โดยสารที่นำมาใช้งานในจุดประสงค์นี้ต้องมีลักษณะเป็นรูปพรุน เพื่อให้เหมาะสำหรับการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูก และสร้างพันธะที่แข็งแรงกับโลหะฝังในได้ ซึ่งจะช่วยลดปัญหาการหลวมระหว่างเนื้อเยื่อกระดูกกับโลหะฝังในบริเวณที่มีการใช้งาน ซึ่งสารที่ได้รับความสนใจนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้แก่ สารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์

2.2.2 วัสดุสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์

กลุ่มสารประกอบแอปพาไทต์ประกอบด้วยแคลเซียม และฟอสเฟต ซึ่งมีหลายชนิด ได้แก่ ทรูไซต์ ไตรแคลเซียมฟอสเฟต และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เป็นต้น โดยสารประกอบแอปพาไทต์แต่ละชนิดมีอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมต่อฟอสฟอรัส (Ca/P) ตั้งแต่ 0.5 ถึง 2.0 สำหรับสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์นั้น มีอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสเท่ากับ 1.67 ซึ่งเป็นอัตราส่วนเดียวกับสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่มีอยู่ในกระดูกสิ่งมีชีวิต [4, 5] ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่อยู่ในรูป $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ถูกนำมาใช้งานทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย เนื่องจากมีองค์ประกอบทางเคมี และโครงสร้างผลึกเหมือนกับไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่มีในกระดูกของสิ่งมีชีวิต จึงเหมาะสำหรับนำไปใช้งานเป็นวัสดุทางการแพทย์ แต่ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ยังพบข้อเสียเรื่องสมบัติทางกลที่ค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับกระดูกมนุษย์ จึงไม่นิยมนำมาใช้งานเป็นกระดูกส่วนที่ต้องรับแรง ด้วยเหตุนี้จึงทำให้การใช้งานสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์เป็นไปอย่างจำกัด โดยมักใช้ในลักษณะเป็นผงเพื่อซ่อมแซมกระดูกในส่วนที่ไม่ต้องรับน้ำหนัก หรือการนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์ไปเคลือบลงบนผิวของโลหะ เป็นต้น [13, 14] นอกจากสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์จะมีองค์ประกอบทางเคมีเหมือนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่พบในกระดูกสิ่งมีชีวิตแล้ว ยังมีสมบัติด้านความสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อกระดูกในร่างกาย ทำให้เนื้อเยื่อกระดูกมีการเจริญเติบโต และผสานเข้ากับไฮดรอกซีแอปพาไทต์ได้โดยไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษ หรือเกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อในร่างกาย [3] และยังพบว่าเมื่อนำไฮดรอกซีแอปพาไทต์เคลือบผิวโลหะฝังในสามารถช่วยเหนียวทำให้เซลล์กระดูกเข้ามายึดเกาะได้ จึงเป็นการช่วยให้เซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะกับโลหะฝังในได้ดีขึ้นด้วย นอกจากนี้ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ยังเป็นวัสดุที่สามารถดูดซับ (Bioresorbable) เนื้อเยื่อ หรือเซลล์กระดูกในร่างกายสิ่งมีชีวิตพร้อมทั้งสามารถสลายตัวได้ โดยไฮดรอกซีแอปพาไทต์จะสลายตัวหลังจากเนื้อเยื่อหรือเซลล์กระดูกเข้ามายึดเกาะแทนที่โดยอัตราการสลายตัวของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ จะมีความสัมพันธ์กับอัตราการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อหรือเซลล์กระดูกที่เกิดขึ้น [15]

2.2.3 วัสดุที่ผลิตด้วยกระบวนการทางโลหกรรมวัสดุผง

กระบวนการผลิตที่ใช้เทคนิคโลหกรรมวัสดุผงเป็นทางเลือกใหม่สำหรับการผลิตวัสดุผสม ซึ่งการใช้เทคนิคโลหกรรมวัสดุผงนี้สามารถปรับโครงสร้างจุลภาคตามส่วนผสมทางเคมี ขนาด รูปทรง และตำแหน่งของเฟสเสริมแรง เช่น ซีเมนต์คาร์ไบด์ (WC-Co) โลหะผสมหนัก (W-Ni-Fe) โลหะผสมโครงสร้าง (Fe-Cu-C) อีกทั้งยังมีวัสดุผสมชนิดอื่นๆ เช่น Al-SiC, Fe-TiC, Ti-TiC, W-Cu และ Ti-HA ในการผลิตมีการกระจายเฟสที่แข็งให้ทั่วเพื่อเพิ่มความแข็งแรง ความแกร่ง ความแข็ง หรือความทนทานในเมทริกซ์ที่เป็นโลหะผสมเหนียว โดยเฟสเสริมแรงอาจจะอยู่ในรูปของอนุภาค เส้นใยขนาดยาว เส้นใยขนาดสั้น หรือเกล็ดแผ่น นอกจากนี้เทคนิคโลหกรรมวัสดุผงสามารถปรับปรุงสมบัติทางกลของวัสดุ เช่น เทคนิคการผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุน (Space holder technique) ได้แก่ ผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต ผงแนฟทาลีน และผงคาร์บาไมด์ เป็นต้น เพื่อสร้างความเป็นรูพรุนภายในชิ้นงาน ส่งผลให้วัสดุที่ผลิตมีค่าสมบัติทางกลตามต้องการ เป็นต้น

2.2.3.1 เกณฑ์การเลือกวัสดุองค์ประกอบผง สำหรับผลิตโครงสร้างทดแทนกระดูก

พฤติกรรมวัสดุทดแทนกระดูกในร่างกายมนุษย์ ต้องพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างโครงสร้างทดแทนกระดูกกับของเหลวทางชีวภาพ เนื้อเยื่อ ความทนทานทางชีวภาพ ไม่ก่อให้เกิดสารพิษทางชีวภาพ และต้องผ่านการทดสอบการตอบสนองต่อความเค้นภายนอก เพื่อให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ในการใช้งาน โดยเกณฑ์การผลิตต้องคำนึงถึงสมบัติทางกลที่ต้องมีค่าใกล้เคียงกระดูกธรรมชาติ คือมีความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังเท่ากับ 2-200 เมกะปาสคาล และ 0.1-20 กิกะปาสคาล ตามลำดับ [8, 9, 10] โดยเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ต้องสามารถยึดเกาะ และเจริญเติบโตบนโครงสร้างทดแทนกระดูกได้

2.3 ประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุ

การจำแนกประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่ม ดังแสดงในตารางที่ 2.1 [16] คือ

1. Bioinactivity

เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่เนื้อเยื่อในร่างกายไม่เกิดการตอบสนองต่อตัวของวัสดุเอง รวมทั้งเนื้อเยื่อ และของเหลวในร่างกาย ไม่ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้าง และลดสมบัติทางกลของวัสดุทดแทน โดยทั่วไปโลหะจะไม่ใช่ Bioinactivity แต่โดยธรรมชาติของโลหะไทเทเนียมจะเกิดฟิล์มออกไซด์บริเวณผิวซึ่งส่งผลทำให้กลายเป็น Bioinactivity

2. Biotolerance


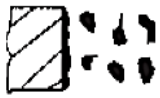


เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่ร่างกายสามารถทนต่อปฏิกิริยาใดๆ ที่เกิดขึ้นได้โดยไม่ก่อให้เกิดการอักเสบรุนแรง ไม่ก่อให้เกิดสารพิษ การกัดกร่อน การสึกหรอ และการเปลี่ยนแปลงรุนแรงในระบบ

จุลภาค หรือการเสื่อมสภาพของสมบัติเชิงกลของวัสดุทดแทน ซึ่งโลหะผสม Co-Cr-Mo จัดอยู่ในกลุ่ม Biotolerance แต่ถึงกระนั้น โลหะกลุ่มนี้ก็ยังมีสมบัติทางกลไม่ดีเพียงพอ ในการทำวัสดุทดแทน เนื่องจากยังมีข้อจำกัดเรื่องความเค้นของโครงสร้างวัสดุเทียม

3. Bioactivity

เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่ทั้งชิ้นของวัสดุ หรืออย่างน้อยที่สุดผิวของวัสดุมีความเข้ากันได้กับ mineral metabolism ของเนื้อเยื่อกระดูก (สามารถเกิดการผ่านเข้าออก และการเผาผลาญของแร่ธาตุกับเนื้อเยื่อบริเวณรอบๆ วัสดุทดแทนได้) เกิดเป็นพันธะเชื่อมโยงทางเคมีระหว่างตัววัสดุกับเนื้อเยื่อกระดูก

ตารางที่ 2.1 การจำแนกประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุเทียม [16]

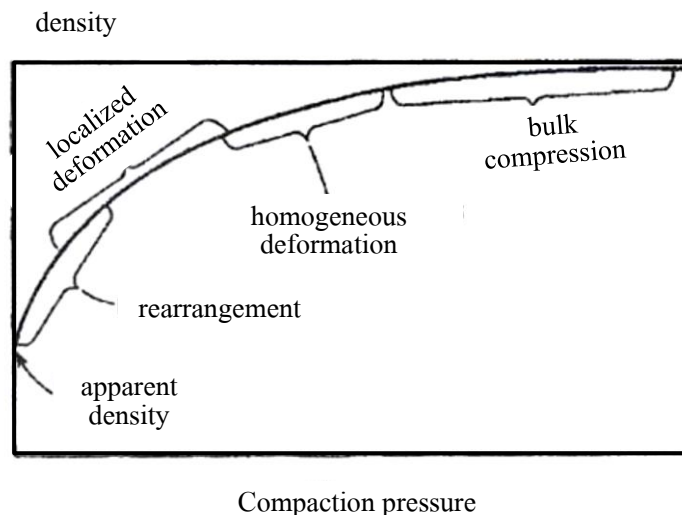
Implant material	Tissue-implant interface	Histological characteristic of the transient zone	Type of osteogenesis
Biotolerant: 316L steel, Co-Cr-Mo alloys		Connective tissue membrane, fibrous tissue, osteochondroma fragments	Remote
Bioinactive: Ta, Pt, Au, Ti alloy, oxide ceramics, C		Direct contact between surface and bone tissue	Contact
Bioinactive: titanium with textured or porous surface coated with TiO ₂		Physical and chemical bond with bone tissue	consolidated
Bioactive: Bioceramics based on calcium phosphates, glass bioceramics		Chemical bond with bone	true

โดยปัจจุบันได้มีการพัฒนาวัสดุทดแทนที่สมบัติ Biocompatibility เป็นการรวมสมบัติระหว่าง Bioactivity กับ Biotolerance เข้าด้วยกัน โดยเนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตเข้าไปภายในวัสดุทดแทนได้ และมีสมบัติทางกลใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ เพื่อให้พิจารณาเลือกใช้วัสดุทดแทนได้หลากหลายมากขึ้น จากสมมติฐานการยึดเกาะที่ติระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุจำเป็นต้องมี โครงสร้างจุลภาค (ความหยาบ รูพรุน) รูปร่าง และขนาด โดยคุณสมบัติเหล่านี้เกิดจากกระบวนการออกซิไดซ์ กระบวนการปรับปรุงพื้นผิวของโลหะผสมไทเทเนียม กระบวนการสปีดเตอริง หรือกระบวนการผิวเคลือบ จากโลหะไทเทเนียมชนิดผง หรือเส้นใย ถ้าผงมีอนุภาคขนาดเล็ก หยาบ หรืออนุภาคผงและเส้นใยผ่านกระบวนการปรับปรุงต่างๆ เช่น ออกซิไดซ์จะทำให้ผิวฟิล์มออกไซด์มีความหนาเพิ่มขึ้นซึ่งจะส่งผลให้เกิดการยึดเกาะระหว่างเนื้อเยื่อชีวภาพกับวัสดุทดแทนเพิ่มขึ้น

2.4 โลหกรรมวัสดุผง

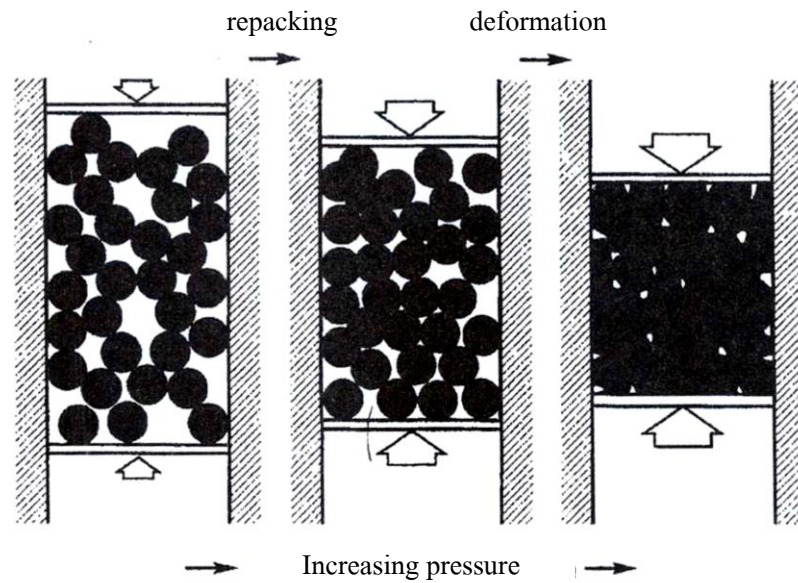
2.4.1 การอัดขึ้นรูป

การอัดขึ้นรูป (Compaction) คือการใช้แรงกระทำจากภายนอก กดผงโลหะให้เกิดการยึดเกาะกันให้ได้รูปทรงตามรูปทรงของแม่พิมพ์ การยึดเกาะกันของผงโลหะจะต้องมีความแข็งแรง (Green strength) มากพอที่จะทนต่อการเคลื่อนย้าย การอัดขึ้นรูปสามารถแบ่งได้ตามอุณหภูมิในการอัดขึ้นรูปได้แก่การอัดขึ้นรูปร้อน (Hot compaction) และการอัดขึ้นรูปเย็น (Cold compaction) การอัดผงที่อยู่ภายในแม่พิมพ์ทำให้มีความหนาแน่นเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.1 [17] โดยความหนาแน่นจะแปรผันตามแรงดันที่ใช้ในการอัดขึ้นรูปเมื่อมีการเปลี่ยนรูปจนเกินจุดยึดคราก ผงที่อัดขึ้นรูปจะแข็งขึ้นเนื่องจากการแปรรูป (Work hardening) ส่งผลให้ความหนาแน่นของชิ้นงานต่ออัตราแรงดันมีค่าลดลง



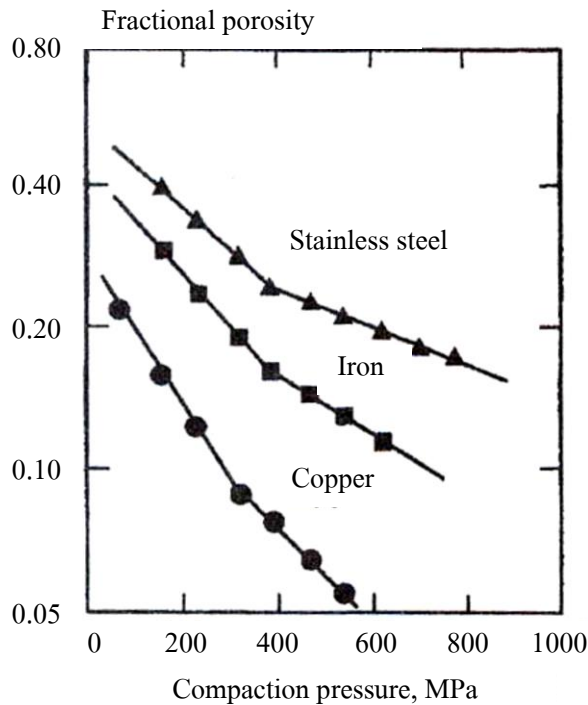
รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของความหนาแน่นกรีนกับแรงดันในการอัดขึ้นรูป [17]

ผงเริ่มต้นจะมีความหนาแน่นเท่ากับความหนาแน่นปรากฏ ผงจะยังไม่มีการยึดเกาะกันที่แข็งแรง มีจุดสัมผัสระหว่างผงน้อย เมื่อให้แรงดันผงจะเริ่มมีการจัดเรียงตัวใหม่ (Rearrangement) โดยรูพรุนขนาดใหญ่จะถูกผงเข้าไปเติมก่อนรูพรุนขนาดเล็ก จุดสัมผัสระหว่างอนุภาคจะเพิ่มขึ้น เมื่อแรงดันมากขึ้นปริมาณรูพรุนของชิ้นงานลดลง ดังรูปที่ 2.2 [17] บริเวณจุดสัมผัสเกิดการแปรรูปทำให้พื้นที่จุดสัมผัสใหญ่ขึ้น เมื่อทำการเพิ่มแรงดันมากขึ้นจนเกินกว่าที่ผงจะเก็บสะสมพลังงานไว้ได้ ทำให้บริเวณจุดสัมผัสเกิดการแปรรูปแบบถาวรที่จุดยึดครากของวัสดุ ผงจะมีความแข็งเพิ่มขึ้นเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างจากความเครียด บริเวณจุดสัมผัสที่เกิดการแปรรูปนี้จะเกิดการเชื่อมเยื่อระหว่างอนุภาค ทำให้ชิ้นงานมีความแข็งแรงมากขึ้น หรือที่เรียกว่าความแข็งแรงกรีน



รูปที่ 2.2 ขั้นตอนการอัดขึ้นรูปผงโลหะ [17]

หลังจากที่ผงเกิดการแปรรูปอย่างสม่ำเสมอตลอดทั่วทั้งชิ้นงานแล้ว จะมีผงบางส่วนที่เกิดการแตกหัก ออกเป็นอนุภาคเล็กๆ ทำให้พื้นที่ผิวของผงมีปริมาณมากขึ้น ทำให้มีแรงเสียดทานระหว่างผงมากขึ้น ความแข็งแรงจากการแปรรูปจึงมากขึ้นตามไปด้วย ส่งผลให้ประสิทธิภาพในการอัดขึ้นรูปลดลง ซึ่งการอัดขึ้นรูปที่ใช้แรงดันสูงๆ จะไม่ได้ผลมากนัก ให้ผลเช่นเดียวกับชิ้นงานของแข็งแน่น (Bulk material) หลังจากลดแรงดันเมื่ออัดขึ้นรูปชิ้นงานแล้ว ชิ้นงานจะเกิดการคลายตัวจึงทำให้ขนาดของชิ้นงาน ขยายตัวเมื่อผงโลหะมีพื้นที่ผิวมากมีผลให้แรงเสียดทานมากขึ้นซึ่งความสำคัญมากในการอัดขึ้นรูป แรงเสียดทานนี้เกิดขึ้นทั้งระหว่างผงโลหะด้วยกัน และแรงเสียดทานกับแม่พิมพ์ จึงจำเป็นที่จะต้องลดแรงเสียดทานให้น้อยที่สุด เพื่อให้ผงไหลตัวเข้าแม่พิมพ์ได้ดี มีการจัดเรียงตัวของผงในแม่พิมพ์ที่แน่น สามารถอัดขึ้นรูปได้ง่าย ใช้แรงในการอัดขึ้นรูปน้อย ทำให้แม่พิมพ์มีการสึกหรอช้าลง มีอายุการใช้งานที่ยาวนานและคงทนมากขึ้น ชิ้นงานที่ได้ก็จะมีสมบัติที่สม่ำเสมอ การอัดขึ้นรูปจะทำให้ปริมาณ รุพุนลดลง ชิ้นงานมีความหนาแน่นเพิ่มขึ้น หากใช้แรงในการอัดเกินกว่าจุดครากของวัสดุ วัสดุจะมีความเค้นตึงค้างอยู่ภายในทำให้ผงโลหะมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น โดยผงโลหะที่มีความแข็งแรงมากจะมีความแข็งแรงที่เกิดจากการแปรรูปมากกว่าผงที่อ่อนกว่า ทำให้ความสามารถในการอัดขึ้นรูปลดลง ซึ่งจะมีปริมาณ รุพุนมากกว่าผงโลหะที่อ่อนกว่า ดังรูปที่ 2.3 [17] การใช้สารหล่อลื่นผสมกับผงโลหะจะทำให้มีการไหลตัวเข้าแม่พิมพ์ได้ง่าย ลดแรงเสียดทาน ลดการเกาะกันของผง ผงจะมีการจัดเรียงตัวในแม่พิมพ์ที่ดี ทำให้ใช้แรงในการอัดขึ้นรูปน้อย ความแข็งแรงกรีนสูง สมบัติหลังเผาประสานก็จะสูงขึ้นตามไปด้วย

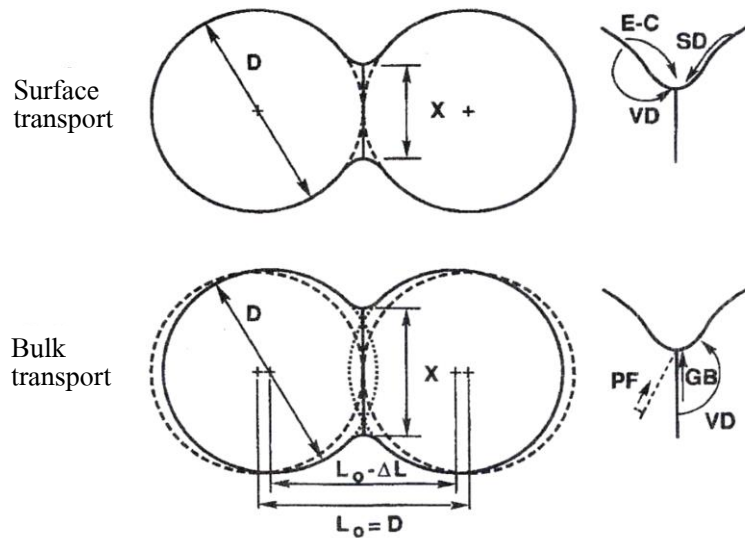


รูปที่ 2.3 ความพรุนต่อแรงดันในการอัดขึ้นรูป [17]

การอัดขึ้นรูปมีผลทำให้ความพรุนลดลง ทำให้ชิ้นงานมีการหดตัวขณะเผาประสานลดลง การอัดขึ้นรูปทำให้มีปริมาณจุดบกพร่อง (Dislocation) เพิ่มขึ้น จึงมีความสามารถในการเผาประสานมากขึ้น การเพิ่มแรงอัดมีผลทำให้พื้นที่และจำนวนจุดสัมผัสเพิ่มขึ้น

2.4.2 การเผาประสาน

การเผาประสาน (Sintering) คือกระบวนการที่ใช้ความร้อน กระตุ้นให้ผงโลหะเกิดเชื่อมติดกัน โดยอาศัยหลักการแพร่ เพื่อลดพื้นที่ผิวต่อปริมาตรให้ต่ำที่สุด ขั้นตอนการเผาแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน ขึ้นเริ่มต้น (Initial stage) จุดสัมผัสระหว่างอนุภาคโตขึ้นอย่างรวดเร็ว ขั้นตอนกลาง (Intermediate stage) รูพรุนภายในชิ้นงานมีขนาดลดลงและเรียบมากขึ้น มีการสร้างพันธะโลหะระหว่างอนุภาค ทำให้ชิ้นงานมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น และขั้นตอนสุดท้าย (Final stage) การโตของเกรนลดลงและรูพรุนมีลักษณะเป็นทรงกลม การเผาประสานจะเกิดจากกลไกการเคลื่อนที่ตามพื้นผิว (Surface transport) และการเคลื่อนที่ของมวลรวม (Bulk transport) ดังรูปที่ 2.4 [17] โดยการเคลื่อนที่ตามพื้นผิวจะทำให้ขนาดของจุดสัมผัสระหว่างอนุภาคมีขนาดใหญ่ขึ้น จากการแพร่ของพื้นผิว และการระเหย-การควบแน่นของพื้นผิว แต่ระยะระหว่างอนุภาคยังเท่าเดิม จึงมีความหนาแน่นเท่าเดิม และการเคลื่อนที่ของมวลรวมจากการแพร่ตามขอบเกรน และการไหลตัวของมวล เพื่อลดปริมาตรรวมทำให้ชิ้นงานมีความหนาแน่นเพิ่มขึ้น



รูปที่ 2.4 กลไกการเคลื่อนที่ตามพื้นผิวและการเคลื่อนที่ของมวลรวม [17]

แม้ว่าอุณหภูมิสูงจะช่วยให้เกิดการแพร่ที่สูงตามไปด้วยก็ตาม แต่ว่าหากใช้อุณหภูมิสูงเกินไปชิ้นงานอาจเกิดความเสียหายจากการหลอมเหลวแล้วเสียรูปทรงได้ การเผาที่อุณหภูมิสูงนี้ยังทำให้ชิ้นงานเกิดการทำปฏิกิริยากับบรรยากาศได้ง่าย จึงจำเป็นที่จะต้องเผาในบรรยากาศควบคุม โดยบรรยากาศควบคุมนี้ยังช่วยลดออกไซด์ที่ผิว ทำให้ผงโลหะภายในชิ้นงานเกิดการเชื่อมประสานได้ดี บางครั้งอาจทำให้สมบัติของชิ้นงานเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นควรเลือกใช้เวลาในการเผาประสาน อุณหภูมิ ชนิดของก๊าซให้เหมาะสมกับวัสดุที่นำมาทำการเผาประสาน

2.5 สมบัติทางกายภาพของผง

การศึกษาทางด้านโลหะผงวิทยา จะต้องทำความเข้าใจเกี่ยวกับพฤติกรรมของผงเมื่ออยู่อย่างโดดเดี่ยว เช่น ขนาด รูปร่าง พื้นที่ผิวจำเพาะและความแข็ง เป็นต้น และสมบัติเมื่อนำมารวมกัน เช่น การกระจายตัวของขนาด การจัดเรียงตัว และความเสียดทานระหว่างอนุภาค หรือความสามารถในการไหลตัว เป็นต้น นอกจากนี้ยังต้องพิจารณาสมบัติต่างๆ ทั้งก่อนและหลังการขึ้นรูปด้วย เช่น ความสามารถในการอัดขึ้นรูป ค่าการคืนตัว และค่าการหดตัว เป็นต้น

2.5.1 ขนาดอนุภาค

ขนาดของอนุภาค ส่งผลโดยตรงต่อพื้นที่ผิว แรงเสียดทาน การไหลตัว การจัดเรียงตัว ความสามารถในการอัด และความแข็ง จะเห็นว่าลักษณะจำเพาะในเรื่องของขนาดส่งผลต่อทุกสมบัติด้านอื่นๆ ด้วย และหากอนุภาคมีการกระจายตัวในช่วงแคบ ก็จะมีการจัดเรียงตัวที่เป็นระเบียบ มีความสม่ำเสมอมาก

ขึ้น และเมื่อพิจารณาการผลิตชิ้นงานที่มีความพรุน ขนาดอนุภาคของสารที่ทำให้เกิดความพรุน เป็น สิ่งที่ใช้กำหนดขนาดรูพรุนที่จะเกิดขึ้นภายในชิ้นงานหลังผ่านกระบวนการอบประสาน

2.5.2 รูปร่างอนุภาค

รูปร่างมีผลโดยตรงต่อความสามารถในการจัดเรียงตัว การไหล และความสามารถในการอัดขึ้นรูป รูปร่างของอนุภาคมีหลายแบบ แต่ละแบบขึ้นอยู่กับเทคนิคในการผลิต สามารถอธิบายได้จาก อัตราส่วนของด้านยาวที่สุดต่อด้านสั้นที่สุด หรืออาจเรียกว่า Aspect ratio โดยรูปทรงกลมมีค่าเท่ากับ 1 รูปทรงไม่แน่นอนมีค่า 3-5 ส่วนรูปทรงแผ่น หรือเกร็ด จะมีค่ามากกว่า 10 อาจสูงถึง 200

2.5.3 แรงเสียดทานระหว่างอนุภาค (Interparticle friction)

สมบัติที่แรงเสียดทานส่งผลกระทบ คือการไหล และการจัดเรียงตัว โดยแรงเสียดทานมีผลมาจาก ปริมาณพื้นที่ผิว และความขรุขระของผิวด้าน หากผิวด้านมีขนาดเล็กก็จะมีพื้นที่ผิวมาก แรงเสียดทานก็จะมาก ทำให้ผงไหลตัวได้ไม่ดี และจัดเรียงตัวกันไม่แน่น ทำให้ยากในการขึ้นรูปชิ้นงาน เราสามารถวัดแรง เสียดทานได้จากค่าความหนาแน่นปรากฏ (Apparent density) ด้วยเครื่อง Hall flowmeter ในการใช้ งานผงส่วนใหญ่ต้องการความหนาแน่นในการจัดเรียงตัวสูง

2.5.4 ความสามารถในการอัด (Compressibility)

ความสามารถในการอัดตัววัดได้จากการทำให้ผงแน่นขึ้นโดยแรงกระทำคงที่ 414 เมกะปาสคาล โดย จะใช้รูปทรงแม่พิมพ์ทดสอบเป็นทรงกระบอก หรือแท่งสี่เหลี่ยม เมื่อทำการอัดขึ้นรูปแล้วจะได้ความ หนาแน่นกรีน (Green density) หากเป็นผงเหล็กกล้าจะต้องได้ร้อยละ 85-90 ของความหนาแน่น ทฤษฎี

2.5.5 การเกาะกันเป็นก้อน (Agglomerate)

อนุภาคขนาดเล็กจะมีพื้นที่ผิวมาก ทำให้มีความไวในการเกิดปฏิกิริยา ง่ายต่อการเกาะกันด้วยแรง ดึงดูดที่ผิวของวัสดุ สามารถแบ่งชนิดของการเกาะตัวกันของผงได้ 2 แบบ คือ การเกาะตัวกันแบบ อ่อน (Soft agglomerate) เช่น แรงจากไฟฟ้าสถิต แสงความร้อน และความชื้น เป็นต้น สามารถทำ ให้ผงที่เกาะกันแตกออกได้อย่างง่ายดาย ในส่วนของการเกาะกันอย่างแข็งแรง (Hard agglomerate) ยังแบ่ง ได้เป็นจากกระบวนการทางเคมี โดยการทำให้ปฏิกิริยากันระหว่างผง และจากกระบวนการทางกล ทำให้ เกิดการเชื่อมเย็นติดกัน

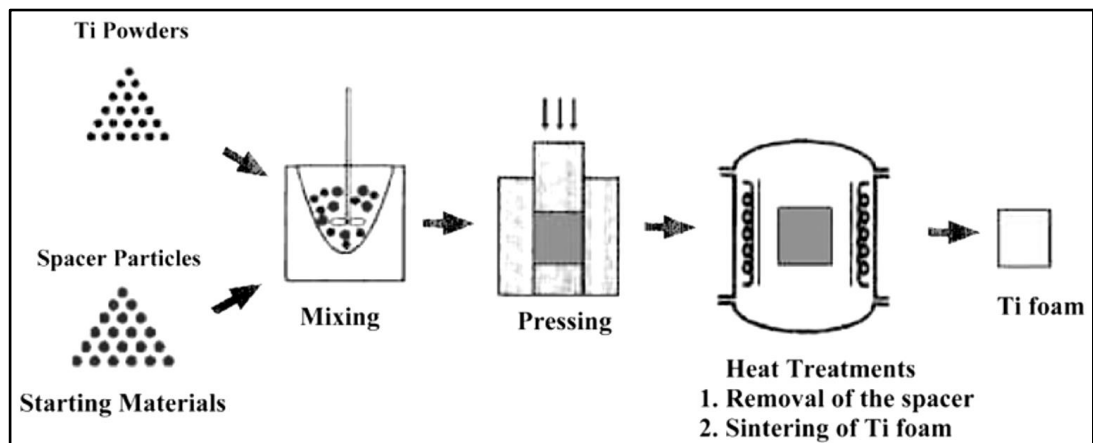
2.5.6 พื้นที่ผิวจำเพาะ (Specific surface)

พื้นที่ผิวจำเพาะ คือปริมาณพื้นที่ผิวต่อมวล หรือปริมาตร พื้นที่ผิวจำเพาะสามารถคำนวณหาได้ด้วยวิธี Brunauer Emmett Teller (BET) โดยเทคนิคนี้จะใช้การวัดปริมาณก๊าซไนโตรเจนที่ถูกดูดซับไว้ที่ผิว แล้วนำมาคำนวณเป็นปริมาณพื้นที่ผิวจำเพาะ

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

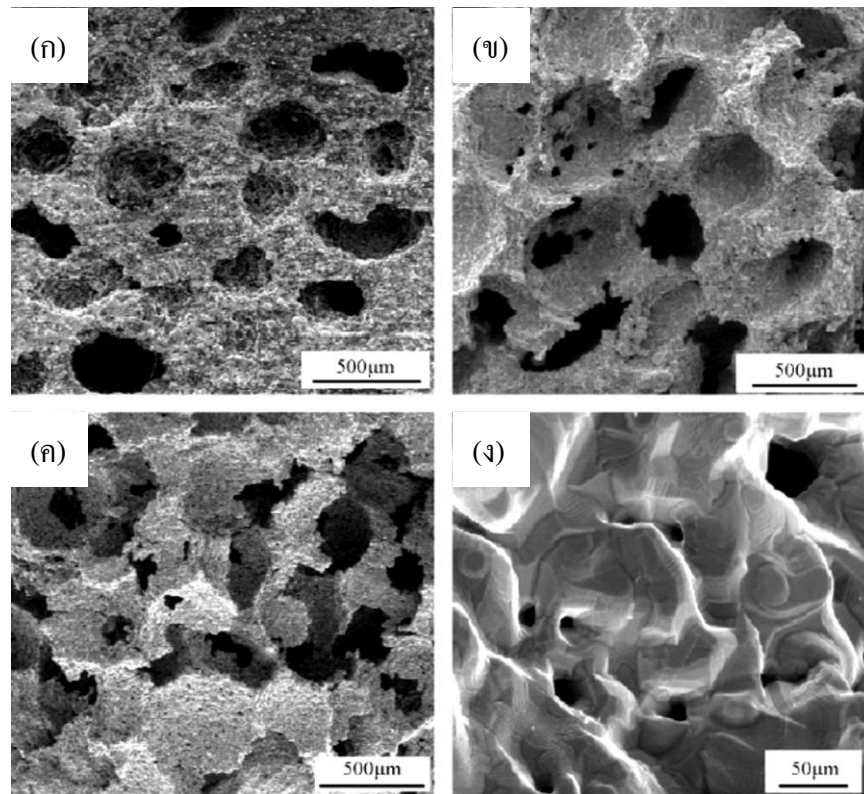
2.6.1 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

จากการศึกษางานวิจัย [18, 19, 20] ซึ่งได้ทำการศึกษาวิธีการแบบใหม่ในการขึ้นรูปไทเทเนียมที่มีความพรุน ได้แก่ เทคนิคผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุน ดังรูปที่ 2.5 [18] และทำการศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อสมบัติทางกลและลักษณะทางกายภาพ โดยเริ่มจากการผสมผงไทเทเนียมกับสารสารที่ทำให้เกิดความพรุน (คาร์บาไมด์) อัตราส่วนต่างๆ ด้วยเครื่องบดผสมรูปตัววีเป็นเวลา 1 ชั่วโมง หลังจากนั้นนำผงที่ได้ไปกดอัดขึ้นรูปแบบทึบทางเดียวในแม่พิมพ์ทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร ด้วยแรง 100-250 เมกะปาสคาล และนำชิ้นงานที่ได้ไปอบประสานที่อุณหภูมิ 100-500 องศาเซลเซียส เพื่อกำจัดสารที่ทำให้เกิดความพรุน และอบประสานต่อที่อุณหภูมิ 1250 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 3 ชั่วโมง



รูปที่ 2.5 ขั้นตอนกระบวนการผลิตวัสดุที่มีความเข้ากันทางชีวภาพไทเทเนียมที่มีความพรุน ด้วยเทคนิคผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุน [18]

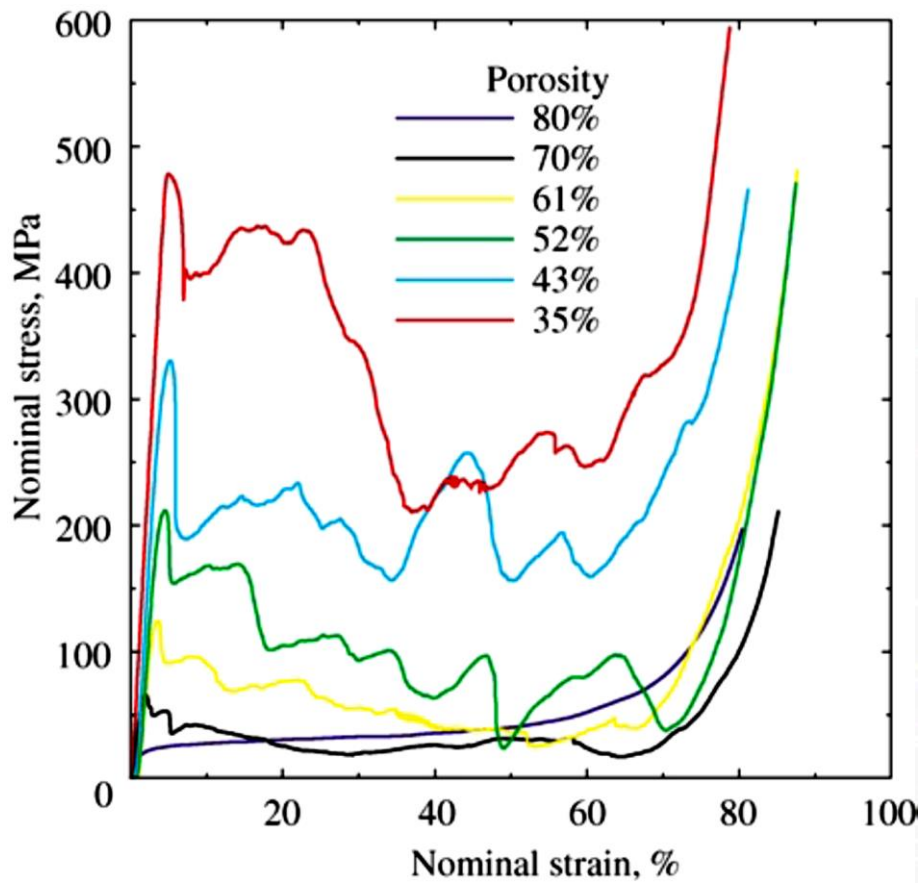
พบว่าเทคนิคผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุนสามารถทำให้เกิดรูพรุนในโลหะไทเทเนียมได้จริง ซึ่งมีความเป็นรูพรุนร้อยละ 55-75 โดยลักษณะรูพรุนที่พบมี 2 ชนิดคือ รูพรุนขนาดใหญ่ และรูพรุนขนาดเล็ก [18] อีกทั้งยังสามารถควบคุมความเป็นรูพรุน ขนาดของรูพรุน และลักษณะของรูพรุนได้ และจากการทดสอบสมบัติทางกล พบว่าแรงกดอัดขึ้นรูปชิ้นงานก่อนอบประสานส่งผลต่อความเป็นรูพรุน ดังรูปที่ 2.6 [19] และสมบัติทางกลของชิ้นงานหลังอบประสาน อีกทั้งพบว่าค่าช่วงความเค้นคงที่ และค่ามอดูลัสของยังมีค่าอยู่ในช่วง 10-35 เมกะปาสคาล และ 3-6.4 กิกะปาสคาล ตามลำดับ



รูปที่ 2.6 ลักษณะทางกายภาพไทเทเนียมที่มีความพรุน

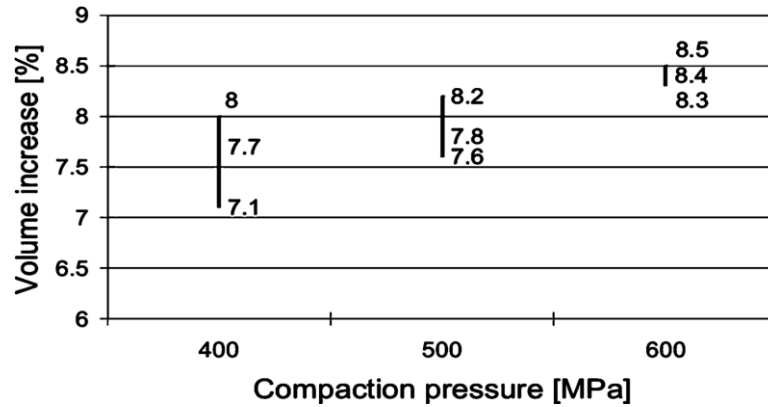
- (ก) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 55
- (ข) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 70
- (ค) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 75
- (ง) ภาพกำลังขยายสูงผนังรูพรุน [19]

โดยค่าช่วงความเค้นคงที่และค่ามอดูลัสของยังมีค่าลดลงเมื่อค่าความเป็นรูพรุนเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.7 ซึ่งค่าความหนาแน่นเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อความแข็งแรงและค่ามอดูลัสของยัง แต่ค่ามอดูลัสของยังที่ได้ยังพบว่ามีค่าต่ำกว่าค่ามอดูลัสของยังของกระดูกธรรมชาติ [19] อีกทั้งยังมีความเข้ากันทางชีวภาพที่ต่ำ



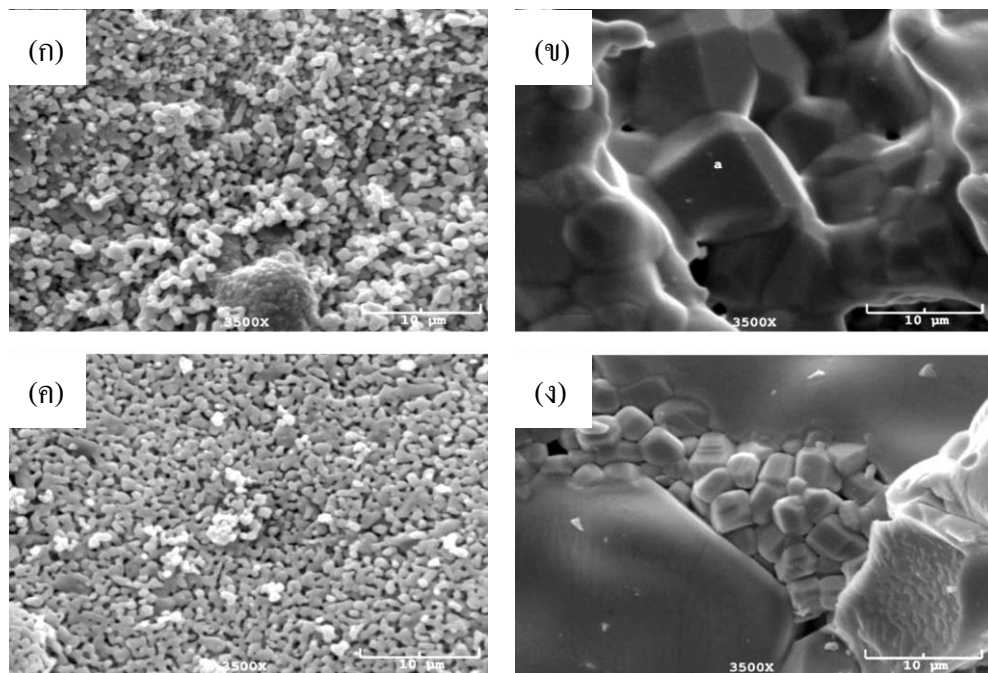
รูปที่ 2.7 กราฟความเค้น-ความเครียดของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน
ที่มีความเป็นรูพรุนแตกต่างกัน [18]

2.6.2 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์
สืบเนื่องจากโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากไทเทเนียมที่มีความพรุนมีความกันทางชีวภาพที่ไม่ดี จึงได้มีการศึกษาวัสดุที่มีสมบัติทางกลใกล้เคียงกระดูกธรรมชาติ และมีสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพที่ดี โดยจากงานวิจัย [2, 21, 22, 23] ที่ได้ทำการศึกษาสมบัติทางกล และลักษณะทางกายภาพของวัสดุ โครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ด้วยวิธีทางโลหะพวิทยา โดยเริ่มจากการผสมผงไทเทเนียมกับผงไฮดรอกซีแอปพาไทต์อัตราส่วนต่างๆ ด้วยเครื่องบดแนวตั้ง หลังจากนั้นนำผงที่ได้ไปกดอัดขึ้นรูปแบบทึบทางเดียวด้วยแรงต่างๆ ในแม่พิมพ์ทรงกระบอก และนำชิ้นงานที่ได้ไปอบประสานที่อุณหภูมิต่างๆ พบว่าหากใช้แรงดันที่สูงในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน (มากกว่า 500 เมกะปาสกาล) เมื่อนำชิ้นงานไปผ่านกระบวนการอบประสานจะเกิดการบวมตัว (รูปที่ 2.8) เนื่องจากธาตุแคลเซียม และฟอสฟอรัสเกิดการแพร่เกิดเป็นสารประกอบกับธาตุไทเทเนียม [21]



รูปที่ 2.8 ปริมาตรที่เพิ่มของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट์หลังอบประสาน อัตราส่วนไฮดรอกซีเอปาทาइट์ร้อยละ 5 ที่แรงดันอัดในการขึ้นรูปต่างๆ [21]

และเมื่อเพิ่มอุณหภูมิที่ใช้ในการอบประสานผลทดสอบสมบัติทางกลค่าความต้านทานแรงกดมีค่าเพิ่มขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับลักษณะทางกายภาพชิ้นงานหลังอบประสาน ดังรูปที่ 2.9 [23] และค่าความหนาแน่นที่เพิ่มขึ้น



รูปที่ 2.9 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट์ หลังอบประสาน

(ก) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส

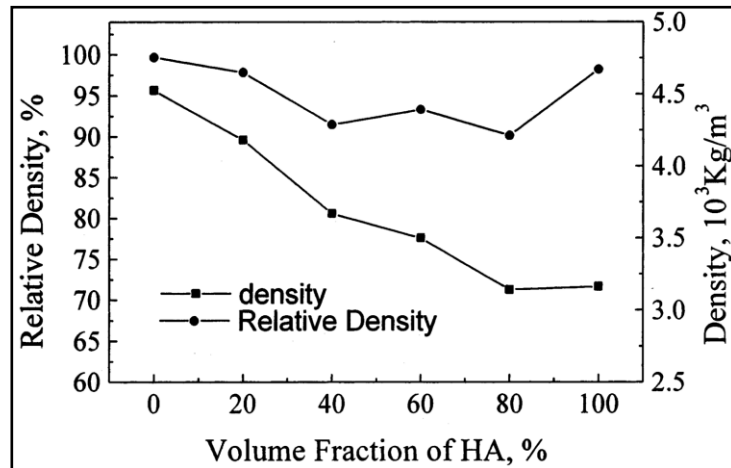
(ข) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส

(ค) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 10 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส

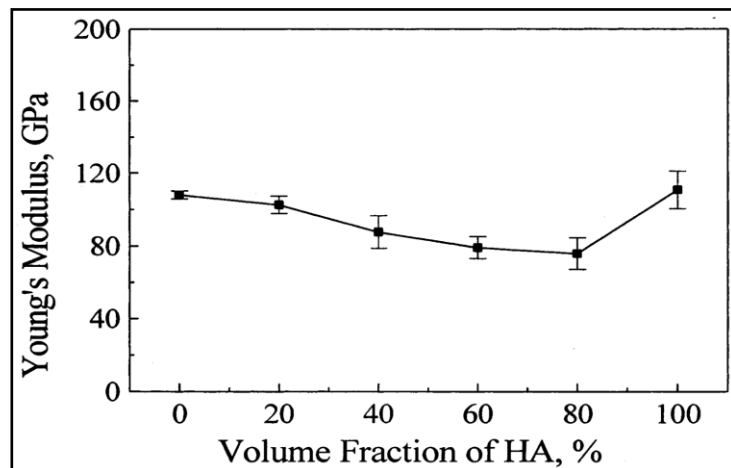
(ง) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 10 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส [23]

และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์หลังอบประสานที่อัตราส่วนของไทเทเนียมเพิ่มขึ้น พบว่าชิ้นงานมีค่าความหนาแน่น และค่ามอดุลัสของยังเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.10 [2] ส่งผลให้เมื่อทดสอบสมบัติทางกลค่าความต้านทานแรงกดจึงมีค่าเพิ่มขึ้น [23]

(ก)



(ข)



รูปที่ 2.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์

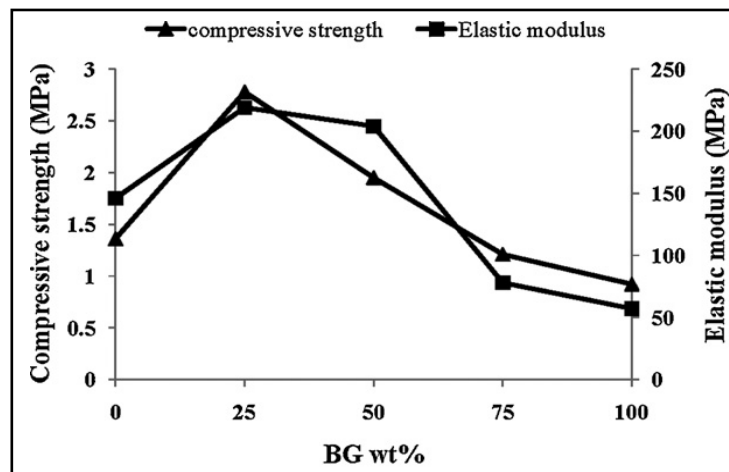
(ก) กับค่าความหนาแน่น (ข) กับค่ามอดุลัสของยัง [2]

2.6.3 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

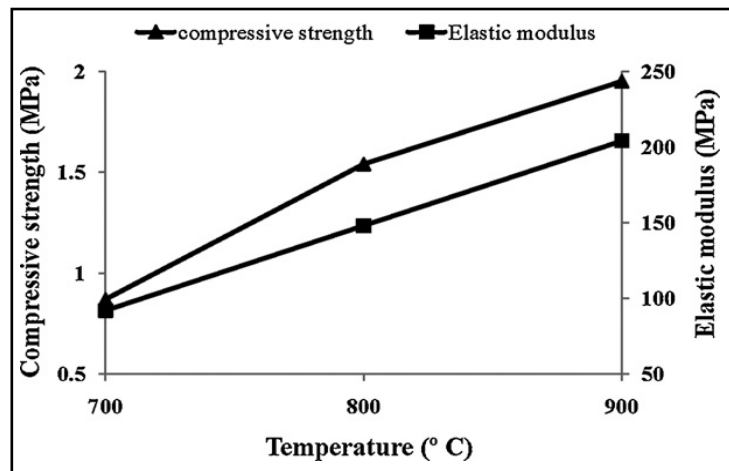
สืบเนื่องจากโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในระหว่างกระบวนการอบประสานเกิดการแพร่ของธาตุแคลเซียม และฟอสฟอรัสทำให้ปริมาณไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ได้มีค่าลดลง ส่งผลให้ชิ้นงานเกิดการบวมตัว และแตกร้าว [21] ถึงแม้จะมีการแก้ไขโดยทำการอบประสานชิ้นงานในเตาสุญญากาศ และภายใต้บรรยากาศแก๊สเฉื่อย ก็ยังเกิดการสูญเสีย

ปริมาณไฮดรอกซีแอปาทาइटระหว่างกระบวนการอบประสาน [22] จึงได้มีการศึกษาวิธีป้องกัน หรือ แก้ไข โดยจากการศึกษางานวิจัย [6, 24] ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพ และ อุณหภูมิที่ใช้ในกระบวนการอบประสานที่ส่งผลต่อสมบัติทางกลของโครงร่างทดแทนกระดูก ไฮดรอกซีแอปาทาइटผสมผงแก้วชีวภาพ โดยเมื่อเพิ่มอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพ พบว่าค่าความหนาแน่น ก่อนอบประสาน และอัตราการหดตัวของชิ้นงานมีค่าลดลง เนื่องจากชิ้นงานมีปริมาตรความพรุน เพิ่มขึ้น ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงต่อแรงอัด และค่ามอดูลัสของยังมีค่าลดลง ดังรูปที่ 2.11 (ก) และหาก พิจารณาที่อัตราส่วนผงแก้วชีวภาพเท่ากันเมื่อเพิ่มอุณหภูมิในการอบประสาน พบว่าความหนาแน่น ก่อนอบประสานมีค่าเท่ากัน อัตราการหดตัวของชิ้นงานมีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจากชิ้นงานมีปริมาตรความ พรุนลดลง ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงต่อแรงอัด และค่ามอดูลัสของยังมีค่าเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.11 (ข) [25]

(ก)



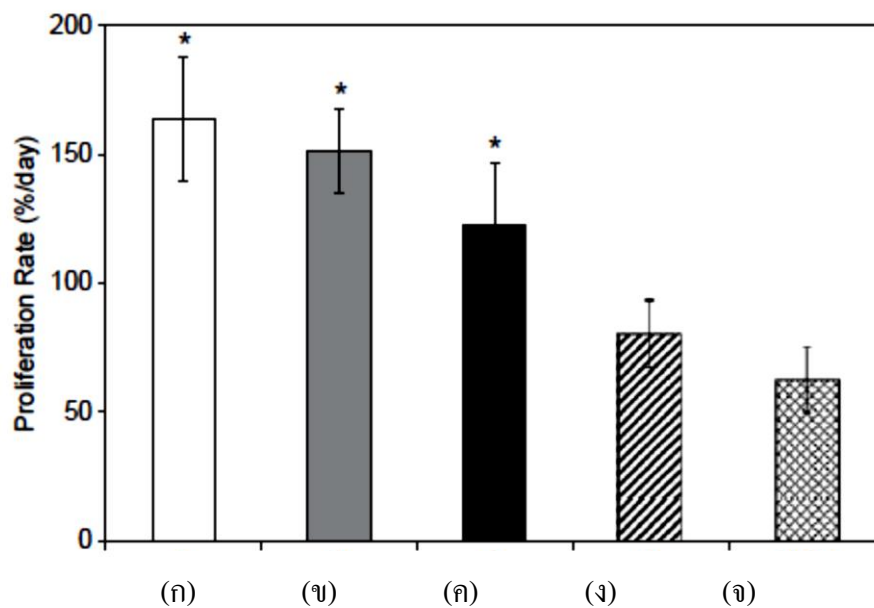
(ข)



รูปที่ 2.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดและค่ามอดูลัสของยัง (ก) กับอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพ (ข) กับอุณหภูมิที่ใช้อบประสาน [25]

2.6.4 การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ

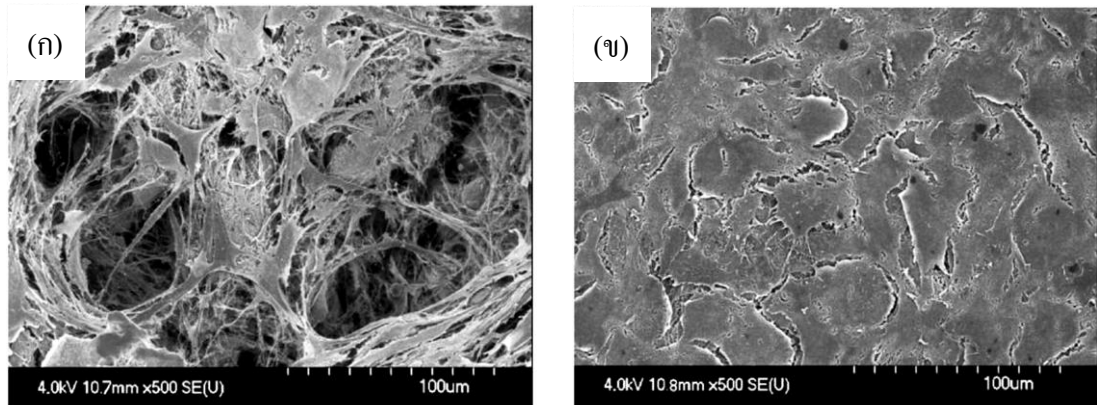
ในการผลิตโครงร่างทดแทนกระดูกทางการแพทย์ที่ต้องใช้กับร่างกายมนุษย์ จำเป็นต้องมีการทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุ ได้แก่ ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ รวมถึงศึกษาการเปลี่ยนแปลงของวัสดุในสารละลายจำลองสภาวะในร่างกายมนุษย์ ซึ่งชนิดของวัสดุที่ใช้ องค์ประกอบ สมบัติของวัสดุ และลักษณะพื้นผิวที่สัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อหรือเซลล์ ล้วนมีผลต่อความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ดังนั้นจึงมีการทดสอบวัสดุที่ผลิตขึ้น ซึ่งช่วยในการทำนายผลที่จะเกิดขึ้นก่อนนำไปใช้งานจริงในร่างกายมนุษย์ จากการศึกษางานวิจัย [26, 27] ได้ทำการศึกษาความเข้ากันทางชีวภาพชิ้นงานไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาดแตกต่างกัน ดังรูปที่ 2.12 [27] พบว่าเมื่อเพิ่มขนาดรูพรุนของชิ้นงานไทเทเนียมอัตราการเหนี่ยวนำเซลล์กระดูกมีค่าลดลง แต่เมื่อเปรียบเทียบกับไทเทเนียมที่ไม่มีความพรุน พบว่าไทเทเนียมที่มีความพรุนมีอัตราเหนี่ยวนำเซลล์กระดูกสูงกว่า



รูปที่ 2.12 อัตราการเหนี่ยวนำเซลล์กระดูกที่ระยะเวลา 9 วัน

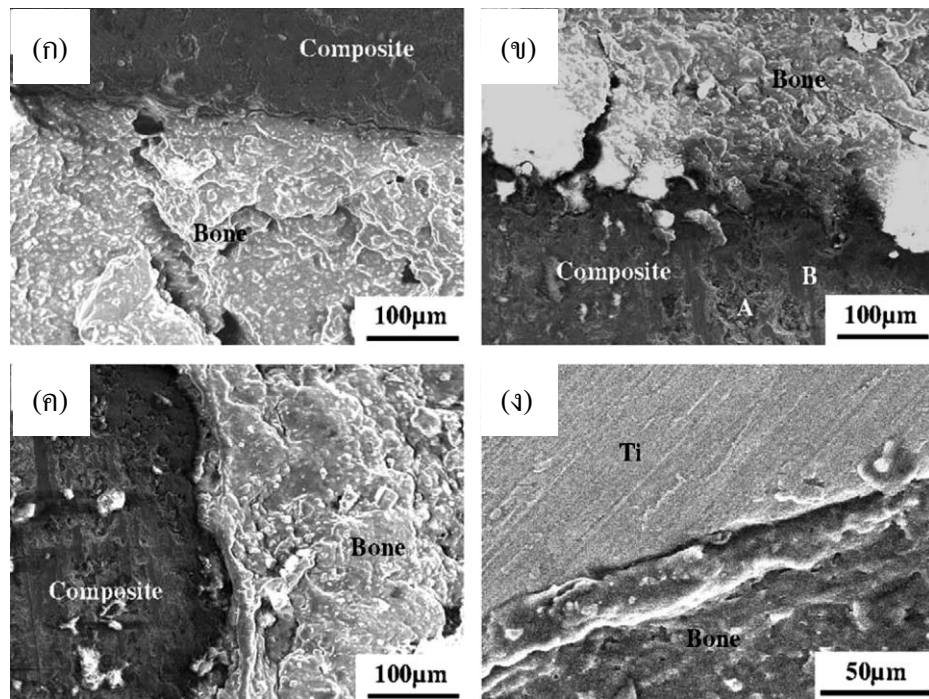
- (ก) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 336 ไมครอน
- (ข) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 376 ไมครอน
- (ค) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 557 ไมครอน
- (ง) ไทเทเนียมไม่มีความพรุน
- (จ) ภาดเลี้ยงเชื้อมาตรฐาน [27]

และเมื่อพิจารณาลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูก พบว่าไทเทเนียมที่มีความพรุนเซลล์กระดูกเกิดยึดเกาะแบบลักษณะเป็นเครือข่ายมากกว่าไทเทเนียมที่ไม่มี ความพรุน ดังรูปที่ 2.13 [27] ส่งผลให้ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนมีสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพที่ดีกว่า อีกทั้งรูพรุนที่ได้ยังช่วยลดการเกิดความเค้นตกค้างภายใน และช่วยลดค่าความเค้นให้มีใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติมากกว่าชิ้นงานไทเทเนียมที่ไม่มี ความพรุน [26]



รูปที่ 2.13 ภาพเซลล์เนื้อเยื่อกระดูกที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด
(ก) ไทเทเนียมที่มีความพรุน (ข) ไทเทเนียมที่ไม่มี ความพรุน [27]

แต่เมื่อพิจารณาสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไทเทเนียมที่ ได้พบว่ามีค่าที่ต่ำ เมื่อเทียบกับวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไฮดรอกซีเอปาทาइटหรือผงแก้วทางชีวภาพ [3] จึงได้มีสนใจทำการศึกษาว่าไทเทเนียมผสมกับไฮดรอกซีเอปาทาइटและผงแก้วชีวภาพ เพื่อปรับปรุงและพัฒนาสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุ



รูปที่ 2.14 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटและผงแก้วชีวภาพ

- (ก) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30 โดยปริมาตร
- (ข) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 50 โดยปริมาตร
- (ค) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 70 โดยปริมาตร
- (ง) ไทเทเนียมบริสุทธ์ [28]

โดยจากการศึกษางานวิจัย [22, 28] อิทธิพลของอัตราส่วนไทเทเนียมต่อไฮดรอกซีแอปาทาइटและผงแก้วชีวภาพ ที่ส่งผลต่อสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพของโครงสร้างทดแทนกระดูกไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटและผงแก้วชีวภาพ ที่อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30, 50, 70 โดยปริมาตร และไทเทเนียมบริสุทธ์ เมื่อผ่านกระบวนการทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพโดยปลูกถ่ายชิ้นงานในร่างกายของกระต่ายเป็นระยะเวลา 6 เดือน ดังรูปที่ 2.14 [28] พบว่าเมื่อเพิ่มอัตราส่วนไทเทเนียมจากร้อยละ 50 เป็น 70 โดยปริมาตร เนื้อเยื่อกระดูกสามารถเข้ามายึดเกาะ และเจริญเติบโตบนวัสดุได้มากขึ้น ในทางกลับกันที่อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30 โดยปริมาตร และไทเทเนียมบริสุทธ์ ที่ระยะเวลา 2 สัปดาห์แรกของการเพาะเลี้ยงเซลล์ไม่พบการยึดเกาะของเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงานทดสอบ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าการผสมสารไฮดรอกซีแอปาทาइटลงในวัสดุสามารถเพิ่มสมบัติความกันทางชีวภาพได้ [28]

บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย

3.1 เครื่องมือ และอุปกรณ์ในการทดลอง

เครื่องมือ และอุปกรณ์ในงานวิจัย แบ่งเป็นขั้นตอนต่างๆ ดังนี้

3.1.1 การบดผสม

1. เครื่องบดแนวตั้ง (Planetary Ball Mill) บริษัท FRITSCH รุ่น 8.6580



รูปที่ 3.1 เครื่องบดแนวตั้ง บริษัท FRITSCH รุ่น 8.6580

2. หม้อบดเซรามิก
3. ลูกบดเซอร์โคเนีย ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร
4. แม่พิมพ์ขึ้นงานทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร
5. แม่พิมพ์ขึ้นงานทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า ขนาดกว้าง 6 มิลลิเมตร ยาว 30 มิลลิเมตร

3.1.2 การขึ้นรูป

1. เครื่องอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว (Uniaxial Pressing Machine) บริษัท ENERPAC รุ่น PUJ1200E
2. เครื่องอัดขึ้นรูปแบบความดันทุกทิศทาง (Cold Isostatic Pressing) บริษัท KOBE STEEL, LTD. รุ่น Dr.CIP



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการขึ้นรูป

(ก) เครื่องอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว

(ข) เครื่องอัดขึ้นรูปแบบความดันทุกทิศทาง

3.1.3 การอบประสาน

1. เตาอบประสานอุณหภูมิสูง บริษัท Linn High Therm รุ่น HT 1800Vac
2. เตาอบประสานสุญญากาศ บริษัท SCHMETZ รุ่น I45/1H-1R



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.3 เครื่องมือที่ใช้ในการอบประสาน

(ก) เตาอบประสานอุณหภูมิสูง

(ข) เตาอบประสานสุญญากาศ

3.1.4 เครื่องมือและอุปกรณ์การทดสอบ

1. เครื่องวิเคราะห์ขนาดอนุภาค (Laser Diffraction Technique) บริษัท Malvern Instruments Limited รุ่น Mastersizer 2000
2. เครื่องวิเคราะห์ขนาดรูพรุน และการกระจายตัวของรูพรุน (Pore Sizer Distribution) บริษัท Quantachrome รุ่น MasterPore 33



รูปที่ 3.4 เครื่องวิเคราะห์ขนาดรูพรุน และการกระจายตัวของรูพรุน

3. อุปกรณ์วัดขนาดชิ้นงาน ประกอบด้วย เวอร์เนียคาร์ลิปเปอร์ (Vernier Caliper) บริษัท Mitutoyo รุ่น CD-8" CD
4. เครื่องชั่ง (Digital balance) บริษัท BECTHAI รุ่น 0037-32
5. เครื่องทดสอบแรงกด (Universal Tensile Testing Machine) บริษัท LLOYD Instruments
6. เครื่องทดสอบแรงดัด (Universal Testing Machine) บริษัท Instron รุ่น 55R4502, S/N H3342
7. กล้องจุลทรรศน์ (Light Optical Microscope) บริษัท Nikon รุ่น Eclipse E-200
8. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope; SEM) บริษัท Jeol รุ่น JSM-5800 และรุ่น JSM-6610 LV พร้อมชุดวิเคราะห์ธาตุ (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy; EDS) ยี่ห้อ Oxford รุ่น Inca 350
9. เครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ บริษัท Bruker รุ่น D8-advance
10. ผู้ควบคุมบรรยากาศ ของบริษัท PLAS LABS รุ่น 855-AC/EXP
11. เครื่องวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงน้ำหนักของสาร โดยอาศัยคุณสมบัติทางความร้อน



รูปที่ 3.5 เครื่องทดสอบแรงกด

3.1.5 วัสดุ และสารเคมี

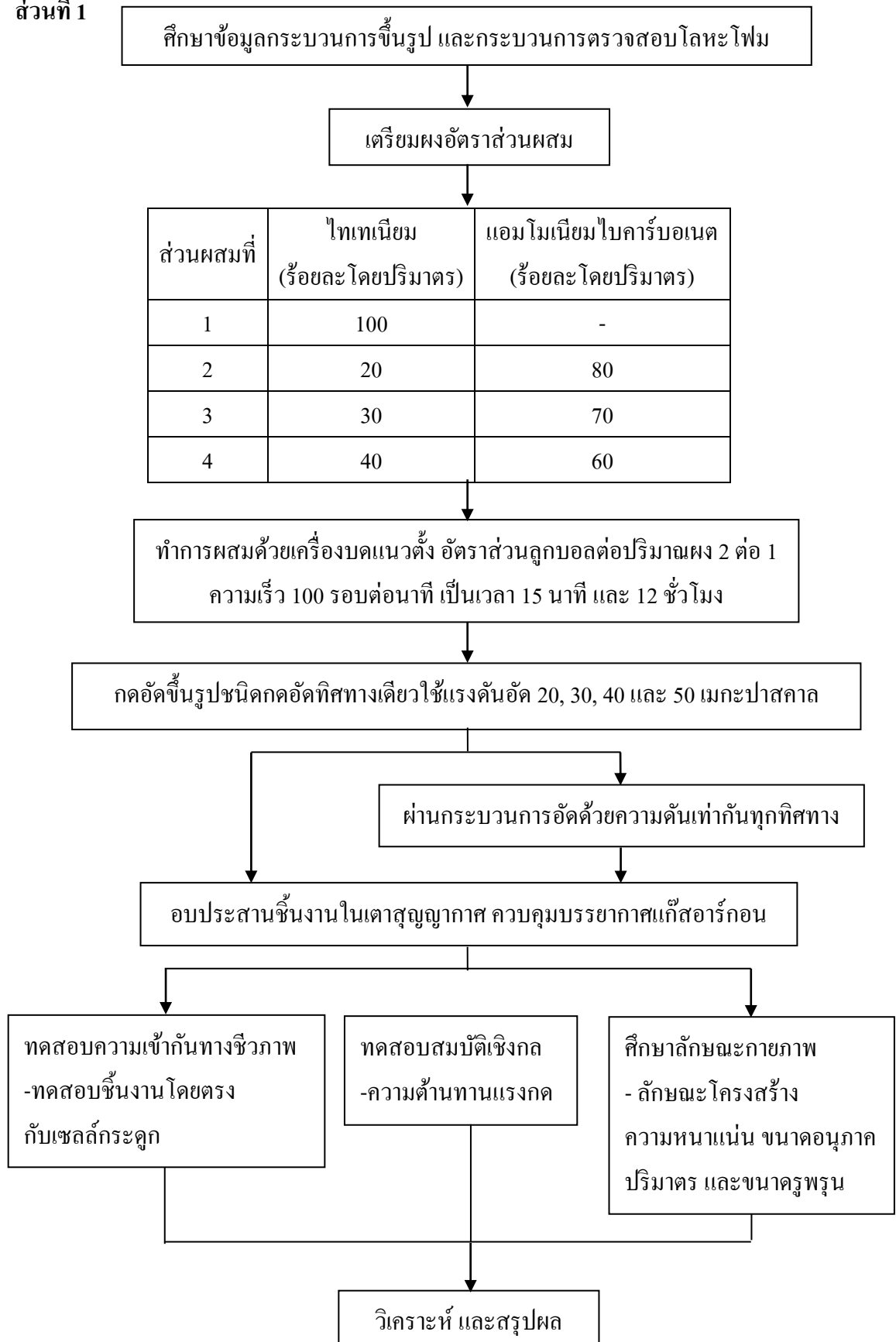
1. อะซิโตน (C_3H_6O)
2. ผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต (NH_4HCO_3)
3. ผงโลหะไทเทเนียมไฮดรอกไซด์ 99.7 เปอร์เซ็นต์ (TiH) ขนาดอนุภาคน้อยกว่าหรือเท่ากับ 45 ไมโครเมตร
4. ผงไฮดรอกซีเอปาทาइट ($Ca_5(PO_4)_3(OH)$) ขนาดอนุภาค 5 และ 50-150 ไมโครเมตร
5. ผงแก้วชีวภาพ (Bioglass)
6. ซิงค์สเตียเรต ($Zn(C_{18}H_{35}O_2)_2$)

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

3.2.1 แผนผังกระบวนการศึกษาวิจัย

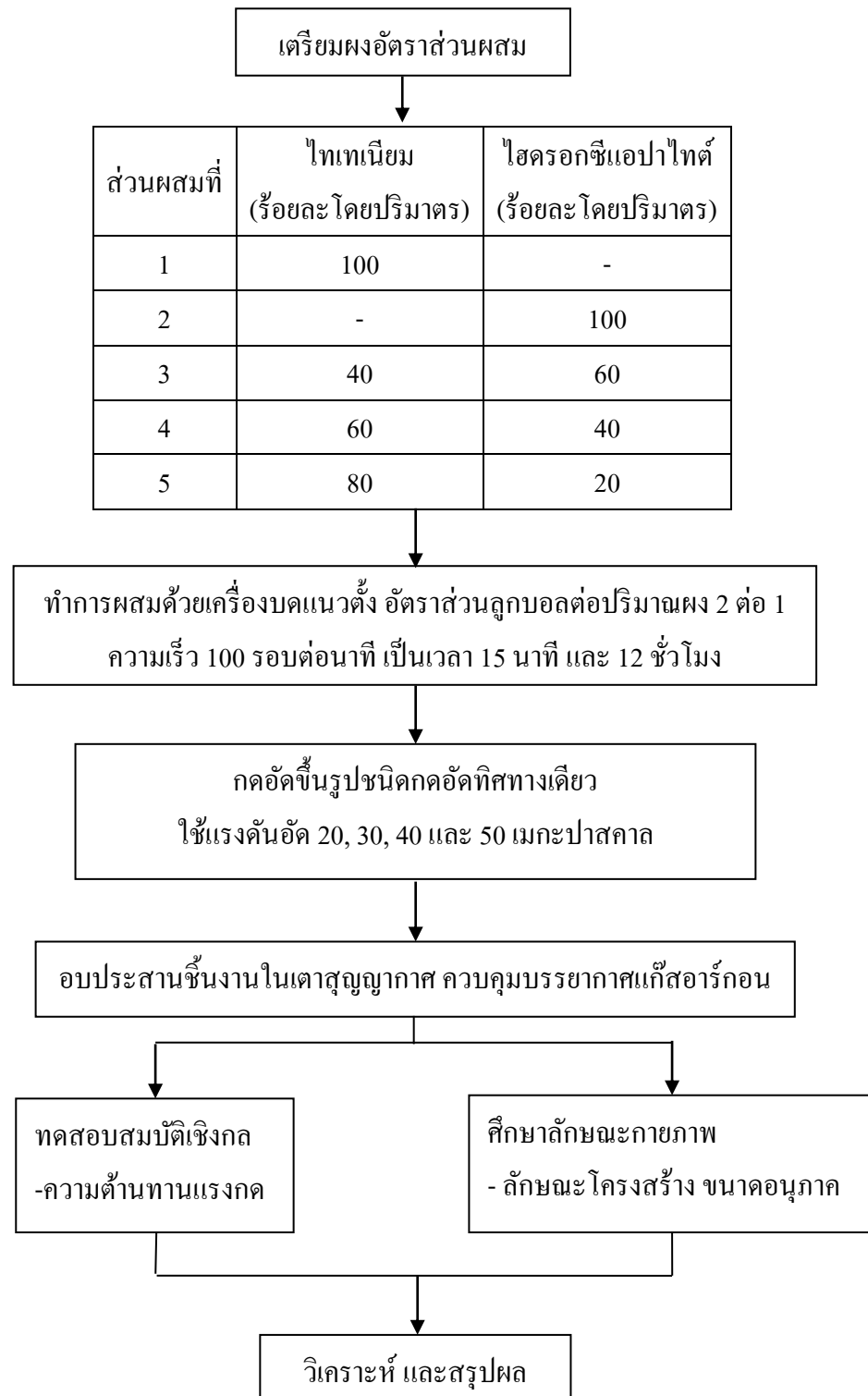
จากขอบเขตของการวิจัยที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น สามารถแบ่งแผนผังการศึกษาวิจัยออกได้เป็น 2 ส่วนด้วยกันดังนี้ ส่วนที่หนึ่งเป็นการศึกษากระบวนการผลิต และสมบัติทางกลของ โครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุนที่มีอัตราส่วนสารที่ทำให้เกิดความพรุน วิธีขึ้นรูป และแรงดันอัดขึ้นรูปชิ้นงานที่แตกต่างกัน เพื่อเป็นแนวทางในการศึกษาในส่วนต่อไป โดยในส่วนที่สองเป็นการผลิต โครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เพื่อเป็นการปรับปรุงสมบัติทางกล และสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ พร้อมทั้งเปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้กับ ส่วนที่หนึ่ง แต่จากผลการทดลองเมื่อทำการผลิตชิ้นงานตามแผนการทดลองในส่วนที่ 2 พบว่าชิ้นงาน ที่ได้มีลักษณะกายภาพไม่ตรงตามต้องการ ดังผลการทดลองที่กล่าวในภาคผนวก ก. จึงได้มีการเพิ่ม การทดลองส่วนที่ 3 เพื่อแก้ไขปัญหาที่พบ โดยการนำผงแก้วชีวภาพผสมลงในส่วนผสมเริ่มต้นการผลิตวัสดุทดแทนกระดูกส่วนที่สอง จากที่กล่าวมาแล้วข้างต้นสามารถอธิบายเป็นแผนผังได้ ดังรูปที่ 3.6-3.8

ส่วนที่ 1



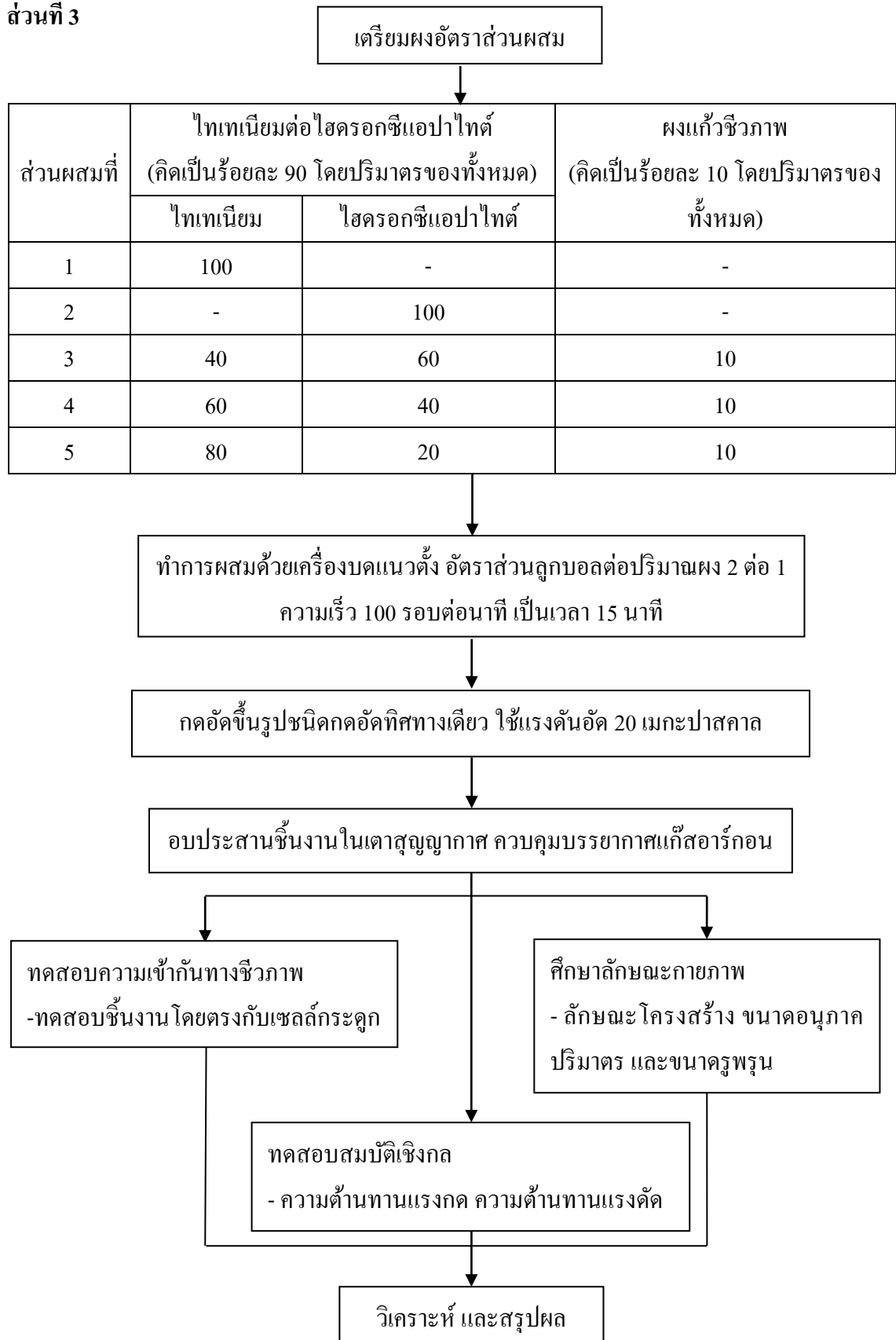
รูปที่ 3.6 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 1

ส่วนที่ 2



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 2

ส่วนที่ 3



รูปที่ 3.8 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัยส่วนที่ 3

3.2.2 การบดผสม

การเตรียมผงอัตราส่วนต่างๆ ทำโดยการบดผสมผงด้วยเครื่องบดแนวตั้ง หมุนด้วยความเร็วรอบ 100 รอบต่อนาที อัตราส่วนน้ำหนักถูกบดต่อน้ำหนักผง 2 ต่อ 1 เป็นระยะเวลา 15 นาที และ 12 ชั่วโมง เพื่อศึกษาอิทธิพลของเวลาที่ใช้ในการบดผสมผสม และทำการศึกษาอิทธิพลของอัตราส่วนผสม โดยจากการทดลองส่วนที่ 1 ทำการผสมผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตอัตราส่วนร้อยละ 0, 60, 70 และ 80 โดยปริมาตร ในการทดลองส่วนที่ 2 และ 3 ทำการผสมผงไฮดรอกซีเอปาทิตขนาด 5 และ 50-150 ไมโครเมตร อัตราส่วนร้อยละ 0, 20, 40, 60 และ 100 โดยปริมาตร โดยในการทดลองส่วนที่ 3 มีการเพิ่มอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพอัตราส่วนร้อยละ 10 โดยปริมาตร ลงในส่วนผสมข้างต้น เพื่อศึกษาอิทธิพลของขนาดอนุภาคผงไฮดรอกซีเอปาทิต และอัตราส่วนผสม พร้อมทั้งศึกษาลักษณะทางกายภาพของผงหลังบดผสม ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และวิเคราะห์องค์ประกอบของชิ้นงานด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ ตรวจสอบขนาดของผงด้วยเครื่องวัดขนาดอนุภาค ตรวจสอบการสลายตัวของอนุภาคผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตด้วยเครื่องวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงน้ำหนักของสารโดยอาศัยคุณสมบัติทางความร้อน

3.2.3 การอัดขึ้นรูปชิ้นงาน

ทำการอัดขึ้นรูปชิ้นงานลักษณะทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร สูง 10 มิลลิเมตร ด้วยเครื่องอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว โดยการทดลองส่วนที่ 1 ใช้แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวขนาดต่างกัน ได้แก่ 20, 30, 40 และ 50 เมกะปาสกาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง เพื่อศึกษาอิทธิพลของวิธีขึ้นรูป และแรงอัดขึ้นรูปที่ส่งผลต่อสมบัติทางกลความต้านทานแรงกด นำผลการทดลองที่ได้จากส่วนที่ 1 มาพิจารณาเลือกวิธี และแรงอัดที่เหมาะสมที่สุด นำมาใช้ในการทดลองส่วนที่ 2 และ 3 พร้อมทั้งทำการอัดขึ้นรูปชิ้นงานลักษณะทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า ขนาดกว้าง 6 มิลลิเมตร ยาว 30 มิลลิเมตร สูง 6 มิลลิเมตร เพื่อใช้สำหรับทดสอบความต้านทานแรงดัด

3.2.4 การอบประสาน

การอบประสานชิ้นงาน ในการทดลองส่วนที่ 1 ทำการอบเพื่อกำจัดสารที่ทำให้เกิดความพรุน (แอมโมเนียมไบคาร์บอเนต) ที่อุณหภูมิ 200 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 ชั่วโมง จากนั้นอบประสานที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ในเตาสภาวะสุญญากาศควบคุมบรรยากาศแก๊สอาร์กอน ในส่วนการทดลองส่วนที่ 2 และ 3 ทำการอบประสานที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ในเตาสภาวะสุญญากาศควบคุมบรรยากาศแก๊สอาร์กอน โดยปล่อยให้ชิ้นงานเย็นตัวในเตา

3.2.5 การตรวจสอบสมบัติของผง

3.2.5.1 การวัดขนาดอนุภาค

การวัดขนาดอนุภาค ใช้เครื่อง Mastersizer 2000 การทำงานของเครื่องนี้จะอาศัยหลักการกระเจิงของแสงที่ไปกระทบอนุภาค แล้วสะท้อนเป็นมุมต่างๆ มาเข้าตัวตรวจจับ (Laser diffraction technique) ซึ่งประมวลผลปริมาณความเข้มของแสงที่มุมต่างๆ ออกมาเป็นค่าของขนาดอนุภาค โดยสถานะที่วิเคราะห์ในการตรวจสอบนี้ใช้วิธีการแบบแห้ง ขนาดลำแสง 10 มิลลิเมตร ค่ากำลังของเลเซอร์ 70.6 ค่าอัตราการป้อนผง (Feed rate) ประมาณร้อยละ 50 ขนาดของอนุภาคที่วิเคราะห์อยู่ในช่วง 0.02-2,000 ไมโครเมตร ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง 1.450 จำนวนครั้งในการทดลอง 3 ครั้ง

3.2.5.2 การวิเคราะห์เฟส

การวิเคราะห์เฟส หรือการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของวัสดุ ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ใช้เทคนิคแบบ Locked coupled วัดมุม 2θ ตั้งแต่ 20 – 100 องศา ทำการวัดทุกๆ 0.02 องศา โดยใช้ความเร็ว 0.4 วินาทีต่อครั้ง มีขนาดของสลิต 1 มิลลิเมตร ใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 40 กิโลโวลต์ และกระแสไฟฟ้า 40 มิลลิแอมป์

3.2.5.3 การตรวจสอบรูปร่างของผง

การตรวจสอบลักษณะรูปร่างของผงโลหะก่อนบด และหลังบดรวมทั้งรอยแตกหักจะใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (Initial potential, E_0) 10 กิโลโวลต์ และกระแสไฟฟ้าเริ่มต้น (Initial current, I_0) 24 มิลลิแอมป์ ในการตรวจสอบถ้าเป็นผงไฮดรอกซีเอปาทาइटต้องนำไปเคลือบทอง เนื่องจากเป็นสารในกลุ่มเซรามิกไม่สามารถนำไฟฟ้าได้

3.2.6 การตรวจสอบสมบัติทางกายภาพ และทางกล

3.2.6.1 การหาความหนาแน่นของชิ้นงาน

เนื่องจากชิ้นงานที่ผลิตมีความพรุนจึงเลือกใช้วิธีหาความหนาแน่นของชิ้นงาน โดยชั่งน้ำหนัก และคำนวณปริมาตรของชิ้นงานตามลักษณะที่ขึ้นรูป ได้แก่ ทรงกระบอก และทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า จากนั้นคำนวณหาความหนาแน่นตามสมการที่ 3.1

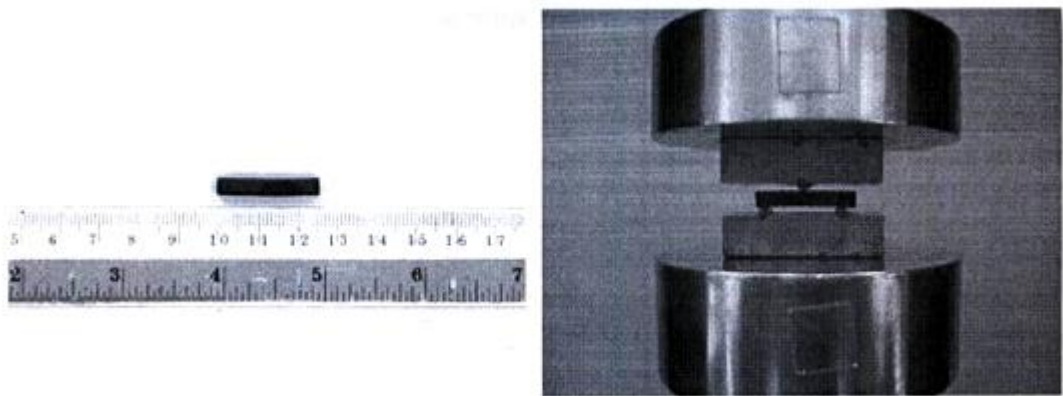
$$\text{ความหนาแน่น} = \frac{\text{น้ำหนักของชิ้นงาน}}{\text{ปริมาตรของชิ้นงาน}} \quad (3.1)$$

3.2.6.2 การทดสอบความต้านทานแรงกด

การเตรียมชิ้นงานทดสอบ ใช้ชิ้นงานทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร สูง 10 มิลลิเมตร ทดสอบความต้านทานแรงกดด้วยเครื่อง Universal tensile testing machine บริษัท LLOYD Instruments ขนาด 10 ตัน ความเร็วหัวทดสอบ 5 มิลลิเมตรต่อนาที ระยะห่างระหว่างจุดรองรับ 20 มิลลิเมตร แรงกดเริ่มต้น 100 นิวตัน

3.2.6.3 การทดสอบความต้านทานแรงดัด

การทดสอบแรงดัดของชิ้นงานเลือกใช้ระบบ 3-point การเตรียมชิ้นงานทดสอบใช้ชิ้นงานทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า ขนาดกว้าง 6 มิลลิเมตร ยาว 30 มิลลิเมตร สูง 6 มิลลิเมตร ทดสอบความต้านทานแรงดัดด้วยเครื่อง Universal testing machine บริษัท Instron รุ่น 55R4502, S/N H3342 ความเร็วหัวทดสอบ 1 มิลลิเมตรต่อนาที ระยะห่างระหว่างจุดรองรับ 20 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลางของเพลาคด 2.5 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 ตัวอย่าง และลักษณะการทดสอบ 3-point bending

3.2.7 การศึกษาการตอบสนองของเซลล์กระดูกต่อวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูก

(Biocompatibility testing) [29]

ทดสอบโดยใช้วิธีทดสอบโดยตรงกับเซลล์กระดูก ซึ่งอยู่ในขอบข่ายที่ได้รับการรับรองมาตรฐานห้องปฏิบัติการทดสอบ ISO/IEC 17025:2005 โดยทำการทดสอบการตอบสนองของเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงาน โดยตรงภายใต้สภาวะ และระยะเวลาที่กำหนด หลังจากนั้นทำการวิเคราะห์เชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เพื่อประเมินผลจากการพิจารณาการยึดเกาะ และความสมบูรณ์ของเซลล์กระดูกที่นำมาทดสอบ

3.2.7.1 การทดสอบการตอบสนองของเซลล์กระดูก

1. การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

ทำการเตรียมตัวอย่างที่ต้องการทดสอบ (ที่ผ่านการฆ่าเชื้อแล้วโดยวิธีนึ่งฆ่าเชื้อด้วยเครื่องนึ่งระบบอัตโนมัติ (Autoclave) ที่อุณหภูมิ 121 องศาเซลเซียส เวลา 15 นาที) โดยวางชิ้นงานทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร สูง 5 มิลลิเมตร ลงในจานเพาะเลี้ยง จานละ 1 ชิ้น

2. การเลี้ยงเซลล์กระดูก

นำสารละลายเซลล์ Human Osteoblast (h-OBs) ที่มีความเข้มข้น 2×10^5 เซลล์ต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ในอาหารเลี้ยง DMEM completed medium เติมลงบนตัวอย่างที่ต้องการทดสอบ และชุดควบคุม ตัวอย่างละ 200 ไมโครลิตร ซึ่งชุดควบคุม ได้แก่

ชุดควบคุม Reagent control ได้แก่ ภาชนะเพาะเลี้ยง

ชุดควบคุม Negative control material ได้แก่ วัสดุ Thermanox (Nunc) cover slips

ชุดควบคุม Positive control material ได้แก่ วัสดุ Polyurethane film containing 0.1 เปอร์เซ็นต์ Zinc diethyldithiocarbamate (ZDEC): RM-A

ตั้งตัวอย่างทดสอบที่มีเซลล์ไว้ประมาณ 10 นาที หลังจากนั้นทำการเติมอาหารเลี้ยงเซลล์ 2 มิลลิลิตร จากนั้นนำไปบ่มเพาะในตู้บรียากาศคาร์บอนไดออกไซด์ ที่อุณหภูมิ 37.0 ± 1.0 องศาเซลเซียส, คาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5.0 ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 95 ± 5 เป็นระยะเวลา 7 วัน โดยทำการเปลี่ยนอาหารเลี้ยงทุก 3 วัน

3. การทำ Fixation

สารเคมีที่ใช้ 1. 0.2 โมลาร์ Cacodylic acid sodium salt trihydrate ($C_2H_6AsNaO_2 \cdot 3H_2O$)

2. ร้อยละ 25 Glutaraldehyde

3. น้ำกลั่น

ผสมสารทั้งหมดเข้าด้วยกันแล้วเติมลงให้ท่วมชิ้นงานที่ต้องการ Fixation แล้วนำไปแช่เย็นที่อุณหภูมิ 2-8 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 คืน

4. การทำ Washing

สารเคมีที่ใช้ 1. 0.2 โมลาร์ Cacodylic acid sodium salt trihydrate ($C_2H_6AsNaO_2 \cdot 3H_2O$)

2. 0.5 โมลาร์ Sucrose solution

ผสมสารทั้งหมดเข้าด้วยกันดูด Fixative ออกแล้วเติม Washing solution ลงให้ท่วมชิ้นงานแล้วนำไปแช่เย็นที่อุณหภูมิ 2-8 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 คืน

5. การทำ Dehydration

สารเคมีที่ใช้ 1. Absolute ethanol

- เตรียมเอทานอลความเข้มข้นตั้งแต่ร้อยละ 20, 30, 40, 50, 60, 70 และเอทานอลบริสุทธิ์

- ทำการดูดถ่าย Washing solution ออกแล้วเติมเอทานอลร้อยละ 20 ลงไปแทนที่ไว้ 15 นาที
- ทำการดูดถ่ายเอทานอลร้อยละ 20 ออกแล้วเติมเอทานอลร้อยละ 30 ลงแทนที่ไว้ 15 นาที ทำเช่นนี้จนถึงเอทานอลร้อยละ 70 ที่ไว้ 1.5 ชั่วโมง แล้วเปลี่ยนเป็นเอทานอลบริสุทธิ์ แล้วนำแช่เย็นที่อุณหภูมิ 2-8 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 คืนจากนั้นนำไปทำตัวอย่างให้แห้งต่อไป

6. การวิเคราะห์ผล

นำตัวอย่างที่ทำให้แห้งด้วยเครื่อง CPD (Critical Point Dryer) ไปทำการเคลือบทองแล้วจึงนำไปวิเคราะห์การยึกเกาะ และความสมบูรณ์ของเซลล์กระดูกด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด

บทที่ 4 ผลการทดลอง

4.1 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

4.1.1 สมบัติของผง

4.1.1.1 ขนาดผง

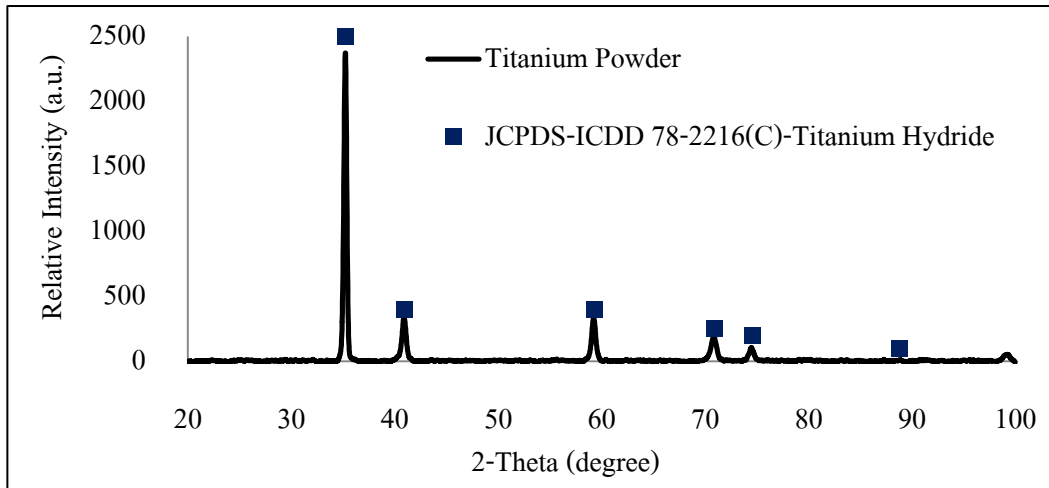
การวิเคราะห์การกระจายตัว และขนาดอนุภาคเฉลี่ยของผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต พบว่ามีขนาดอนุภาคเฉลี่ย 358.37 ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ขนาดอนุภาคเฉลี่ย และการกระจายตัวของผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต

ตัวอย่าง	การกระจายตัวของอนุภาค (ไมครอน) $[d_{10}-d_{90}]$	ขนาดอนุภาคเฉลี่ย (ไมครอน) $[d_{4,3}]$
ผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต	61.34-691.39	358.37

4.1.1.2 องค์ประกอบของผง

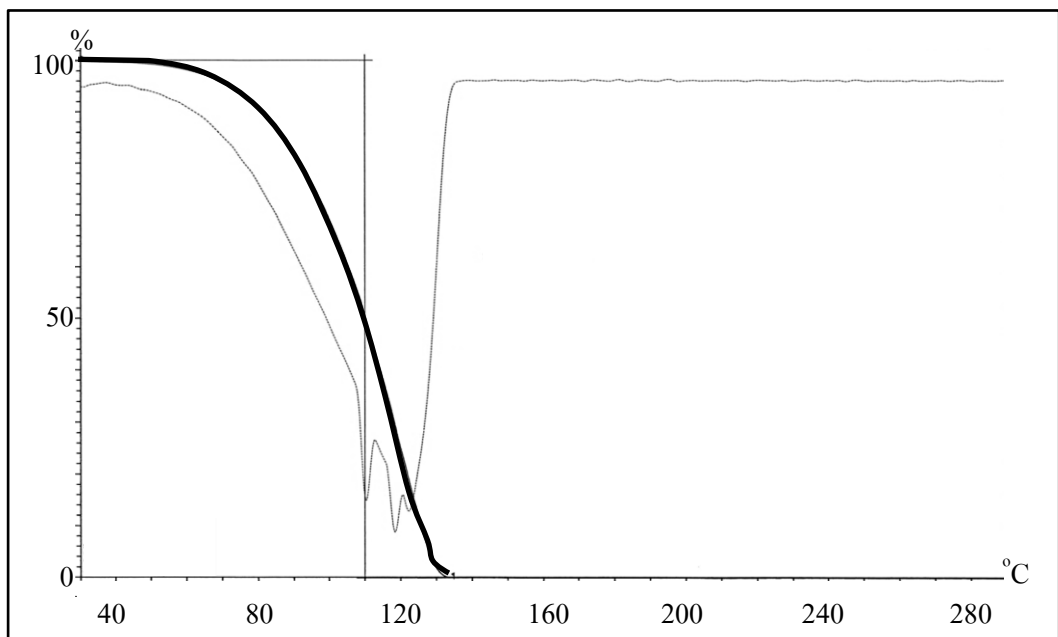
การวิเคราะห์องค์ประกอบของผงไทเทเนียมตั้งต้นที่ใช้ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ พบว่ารูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของผงไทเทเนียม ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2 θ ที่ 35, 41, 59, 71, 75 และ 89 ดีกรี ตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 78-2216 (C) ของไทเทเนียมไฮดรอกไซด์ส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าผงไทเทเนียมนี้เป็นไทเทเนียมไฮดรอกไซด์ ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของผงไทเทเนียมไฮไดรด์

4.1.1.3 อุณหภูมิในการสลายตัว

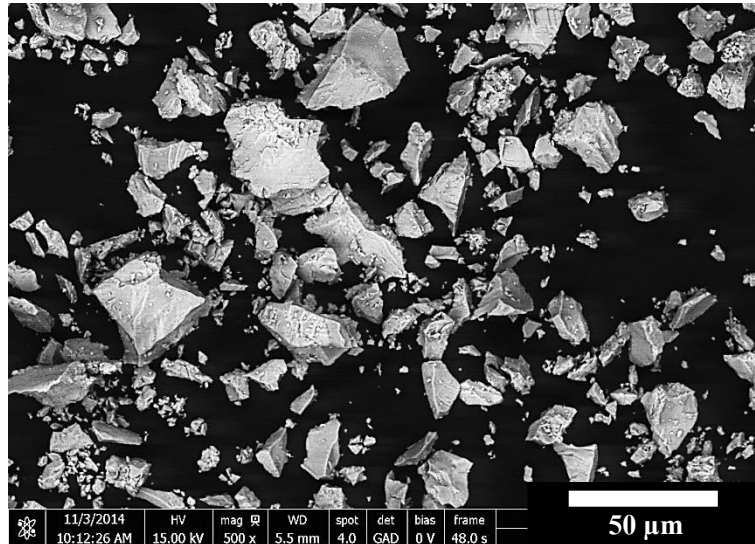
การวิเคราะห์การสลายตัวระหว่างน้ำหนักที่สูญเสียไปต่ออุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นของสารที่ทำให้เกิดความพรุน (แอมโมเนียมไบคาร์บอเนต) พบว่าน้ำหนักที่สูญเสียไปอยู่ในช่วงอุณหภูมิ 36-135 องศาเซลเซียส เกิดจากการสลายของแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต ได้แก่ ก๊าซแอมโมเนีย ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ และน้ำ คิดเป็นน้ำหนักที่สูญเสียไปร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 135 องศาเซลเซียส ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 กราฟการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักต่ออุณหภูมิของผงแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตด้วยเครื่องวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงน้ำหนักของสารโดยอาศัยคุณสมบัติทางความร้อน

4.1.1.4 ลักษณะของผงก่อนบดผสม

ลักษณะผงไทเทเนียมไฮดรอกไซด์ก่อนทำการบดผสมที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด มีลักษณะรูปร่างไม่แน่นอน ดังรูปที่ 4.3

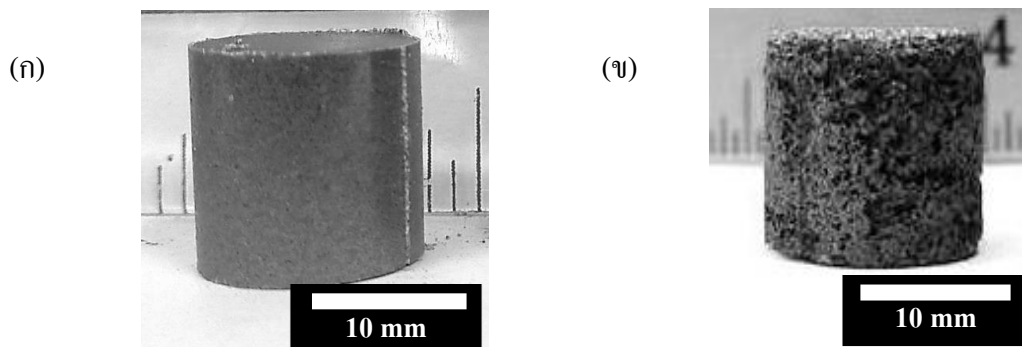


รูปที่ 4.3 ลักษณะผงไทเทเนียมไฮดรอกไซด์

4.1.2 สมบัติของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

4.1.2.1 ลักษณะทางกายภาพ

ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังผ่านกระบวนการอบประสาน เมื่อพิจารณาเทียบกับชิ้นงานก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน พบว่าชิ้นงานมีความพรุนเกิดขึ้น

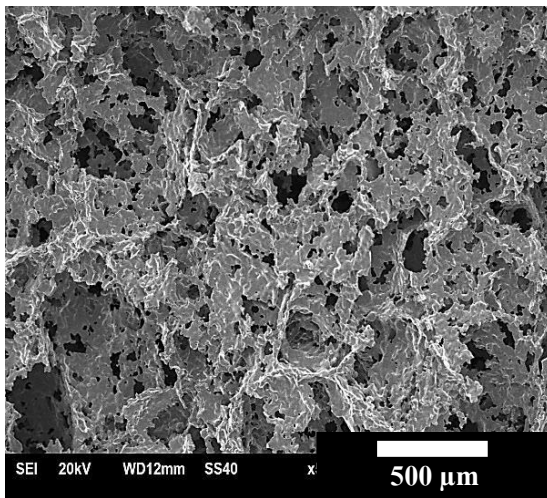


รูปที่ 4.4 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน

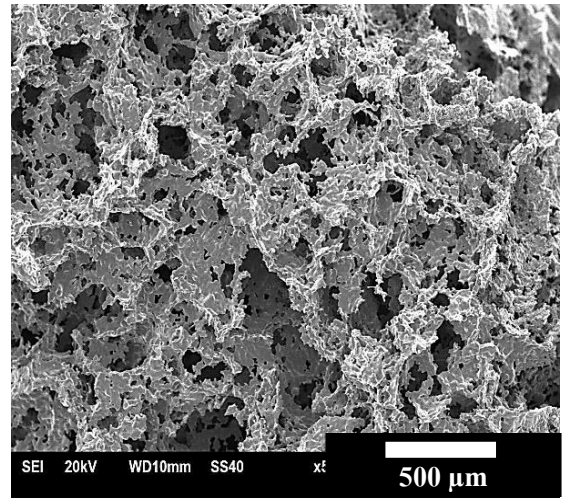
(ก) ก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน

(ข) หลังผ่านกระบวนการอบประสาน

ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยเมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายต่ำ (รูปที่ 4.5 (ก และ ข)) และภาพถ่ายกำลังขยายสูง (รูปที่ 4.6 (ก และ ข)) ของชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 และ 70 โดยปริมาตร ที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรง 50 เมกะปาสคาล พบว่ามีลักษณะพื้นผิว ชนิดรูพรุน ขนาดรูพรุน และปริมาตรความพรุนคล้ายกัน และเมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายสูงชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 20 และ 50 เมกะปาสคาล พบว่าโครงสร้างที่ได้มีลักษณะพื้นผิว และขนาดรูพรุนคล้ายกัน (รูปที่ 4.6 (ก และ ข)) และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 และ 70 โดยปริมาตร ที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 20 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าโครงสร้างที่ได้มีลักษณะพื้นผิว และขนาดรูพรุนคล้ายกัน (รูปที่ 4.6 (ง และ ฉ)) แต่เมื่อพิจารณาที่แรงดันอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าโครงสร้างภายในชิ้นงานเกิดรอยแตกร้าว (วงรีสีดำ รูปที่ 4.6 (จ และ ช))



(ก)

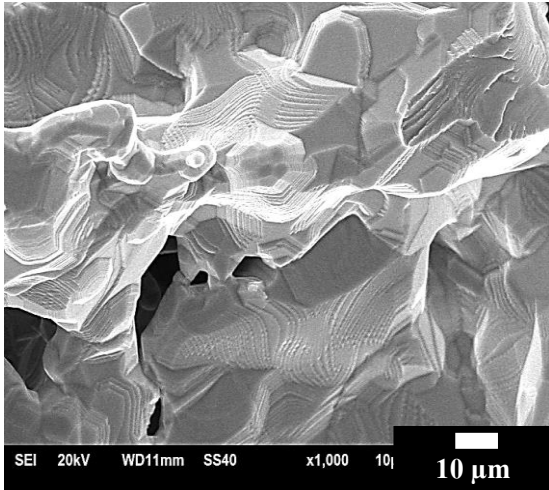


(ข)

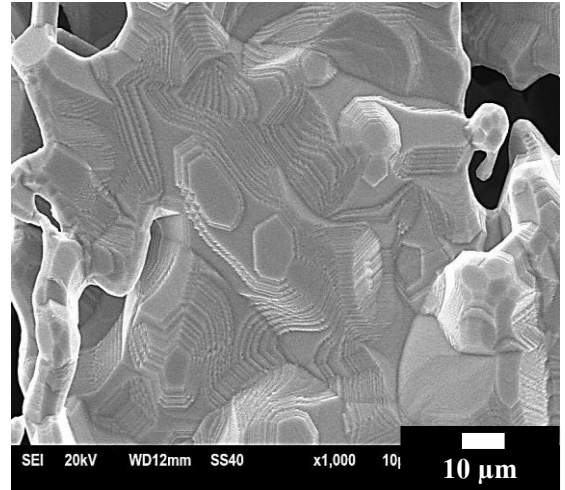
รูปที่ 4.5 ภาพกำลังขยายต่ำลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน

(ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล

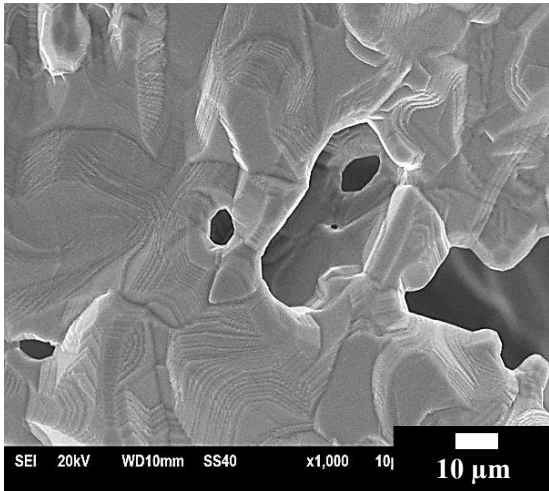
(ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล



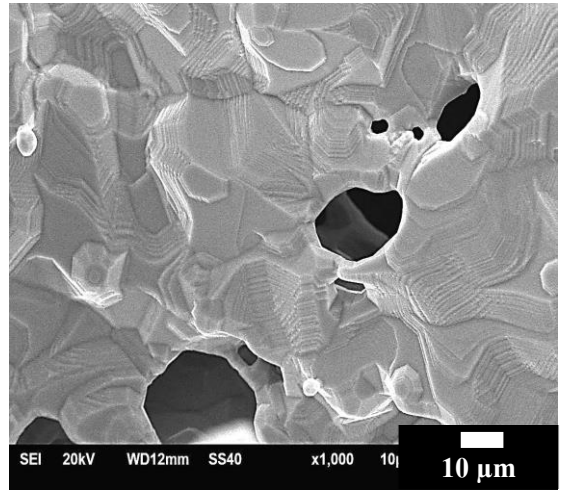
(f)



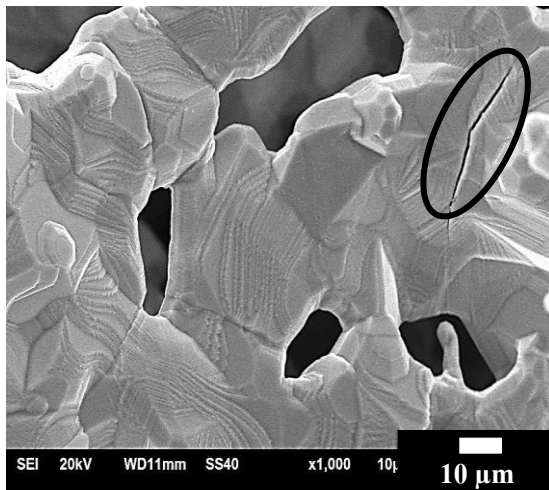
(g)



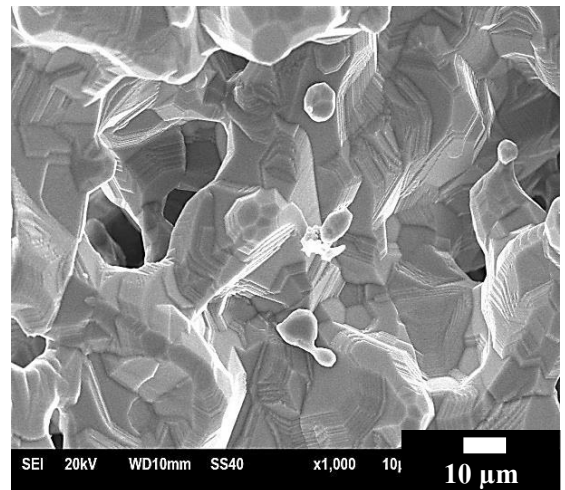
(h)



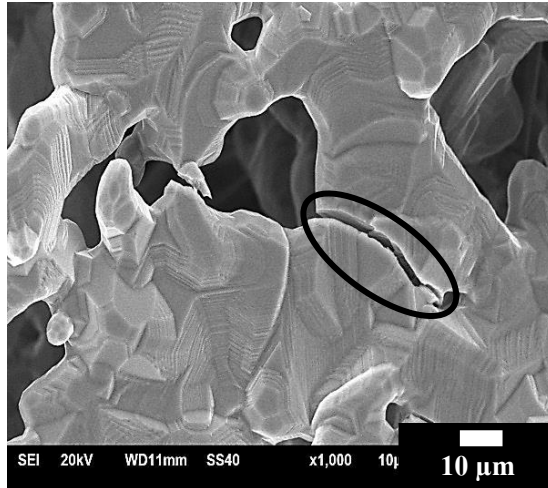
(i)



(j)



(k)

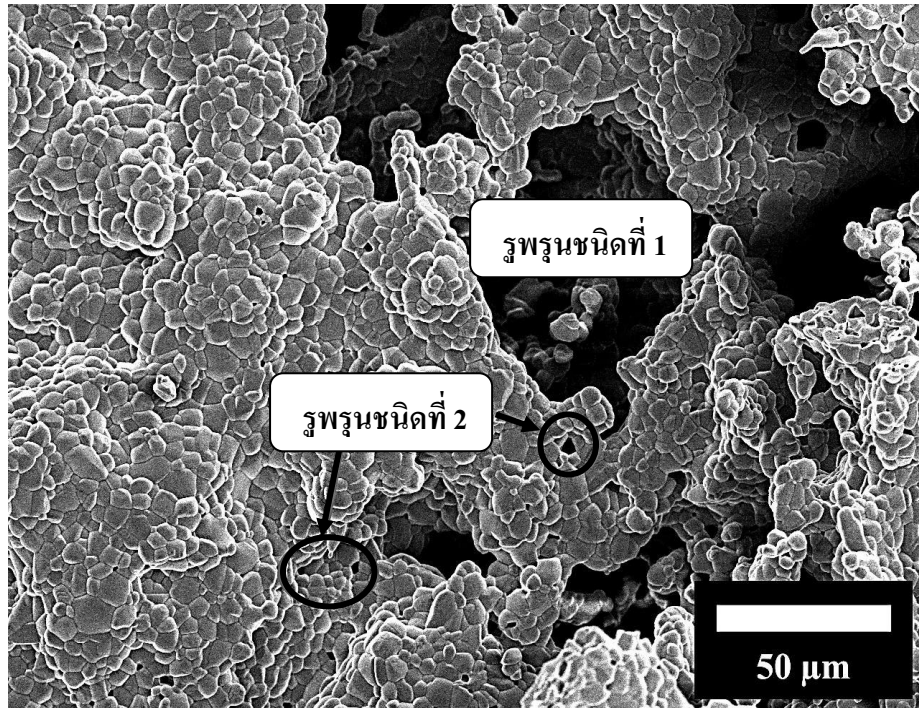


(ข)

รูปที่ 4.6 ภาพกำลังขยายสูงลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน

- (ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 20 เมกะปาสคาล
- (ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล
- (ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล
- (ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 20 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง
- (จ) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง
- (ฉ) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 20 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง
- (ช) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร ที่แรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสคาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง

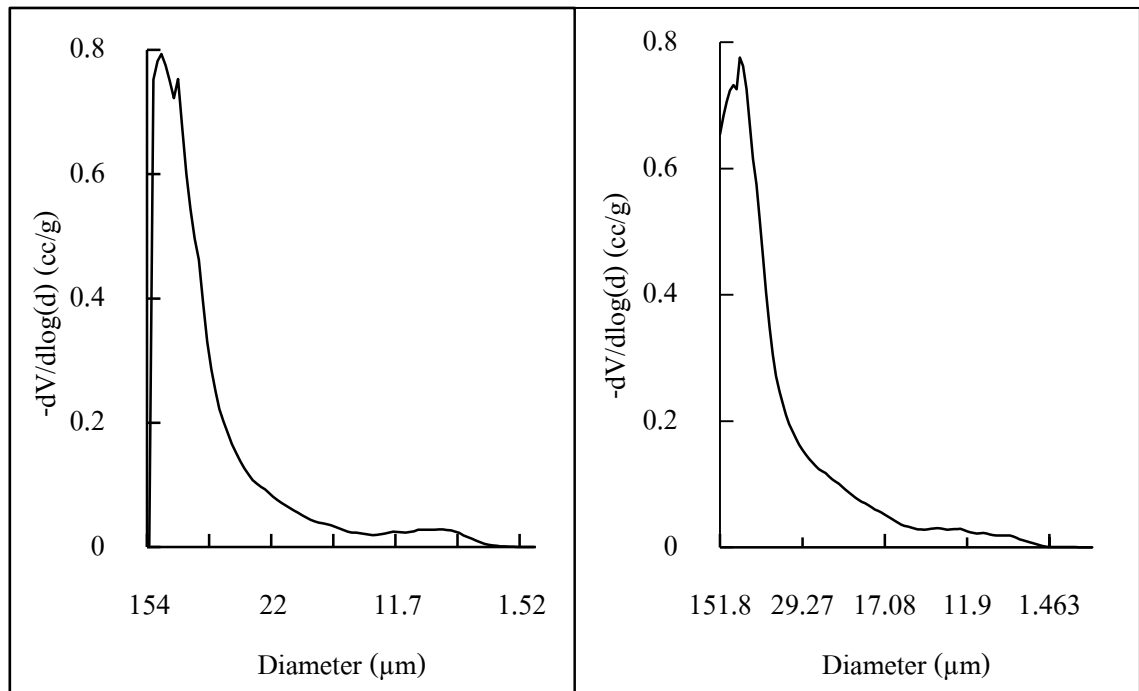
ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่ความพรุนที่ผ่านกระบวนการอบประสาน เมื่อพิจารณาภาพโดยรวมด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบรูพรุน 2 ชนิด โดยชนิดแรกเป็นรูพรุนที่มีขนาดใหญ่ และชนิดที่สองเป็นรูพรุนขนาดเล็ก ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 ลักษณะรูพรุนที่พบในชิ้นงานไทเทเนียมหลังอบประสาน

4.1.2.2 ปริมาตรความพรุน

การวัดการกระจายขนาดรูพรุนของชิ้นงานไทเทเนียมหลังอบประสานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง ด้วยเครื่องวิเคราะห์ขนาดรูพรุน และการกระจายตัวของรูพรุน พบว่าชิ้นงานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนอยู่ในช่วง 1.09-154 ไมครอน โดยมีรูพรุนส่วนใหญ่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 108 ไมครอน ซึ่งมีความใหญ่มากกว่าชิ้นงานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง ซึ่งมีความเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนอยู่ในช่วง 0.1-151.8 ไมครอน โดยมีรูพรุนส่วนใหญ่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 73.8 ไมครอน ดังรูปที่ 4.8



(ก)

(ข)

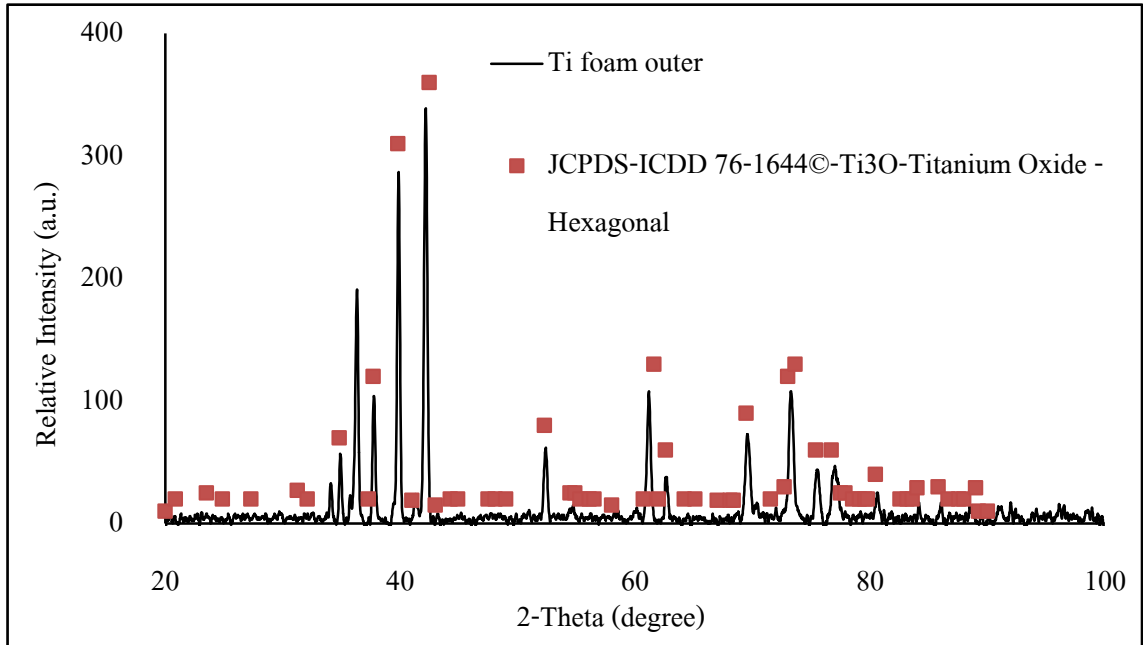
รูปที่ 4.8 ปริมาณขนาดอนุภาคของขิงงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสาน

(ก) อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียว

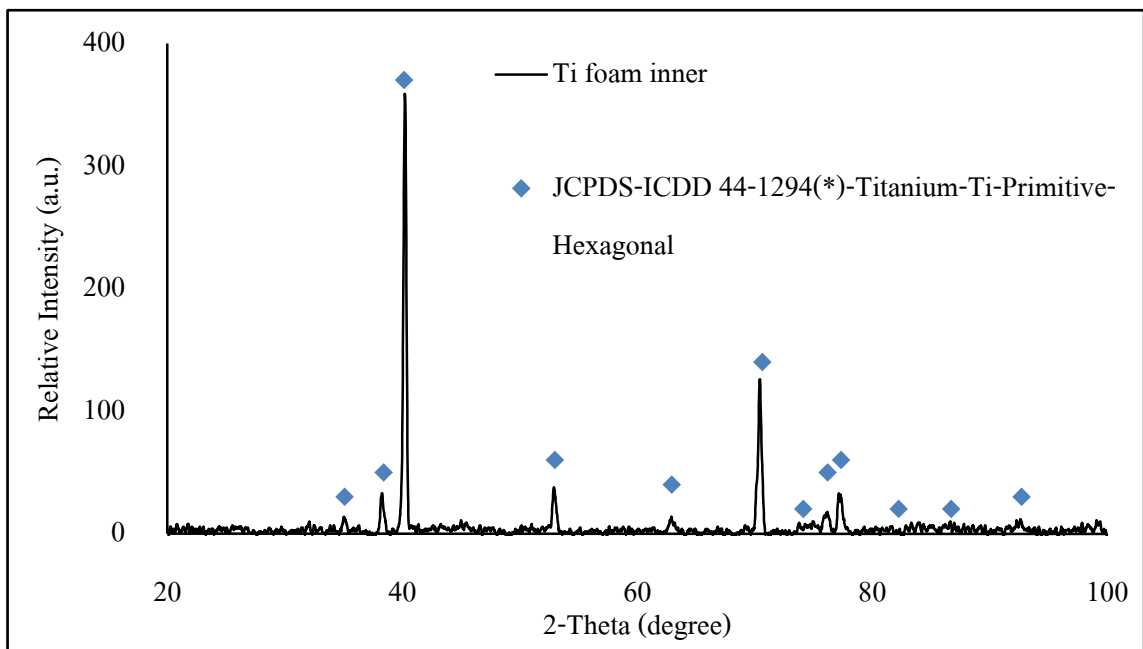
(ข) อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัศจรรย์ด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง

4.1.2.3 องค์ประกอบของขิงงาน

การวิเคราะห์องค์ประกอบของขิงงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสานด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ เมื่อพิจารณาบริเวณภายนอกขิงงานพบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 35, 38, 40, 43, 52, 62, 63, 70, 73, 75, 77 และ 80 องศาตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 76-1644 (C) ของไทเทเนียมออกไซด์ส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอกขิงงานนี้เป็นไทเทเนียมออกไซด์ ดังรูปที่ 4.9 (ก) และเมื่อพิจารณาบริเวณภายในประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 35, 39, 40, 54, 63, 71, 74, 76, 77, 82, 87 และ 93 องศาตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 44-1294 (*) ของไทเทเนียมส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอกขิงงานนี้เป็นไทเทเนียม ดังรูปที่ 4.9 (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.9 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนหลังอบประสาน

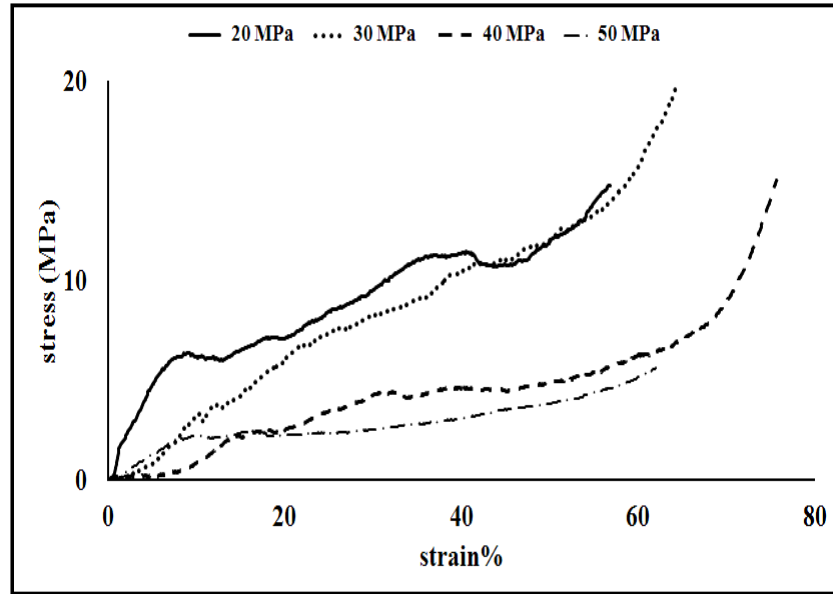
(ก) ภายนอกชิ้นงาน

(ข) ภายในชิ้นงาน

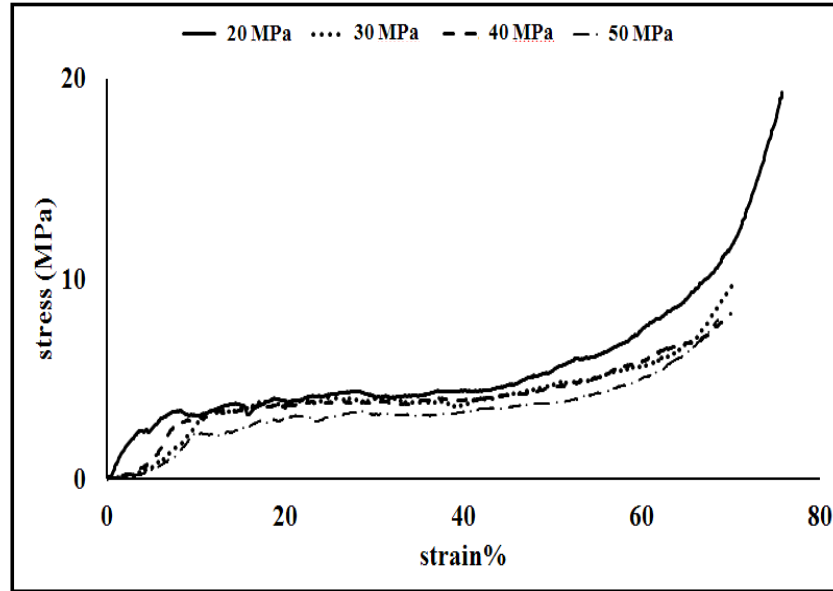
4.1.2.4 การทดสอบความต้านทานแรงกด

โครงสร้างทดแทนกระดูกที่มีความพรุนที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้งานนั้น ต้องมีสมบัติความต้านทานแรงกดที่ใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ [8, 9] โดยพิจารณาจากค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ (Plateau stresses) เป็นค่าชี้วัดความเหมาะสมของชิ้นงาน จากการทดสอบความต้านทานแรงกดของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน เมื่อพิจารณาลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน พบว่าค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบแตกต่างกัน ไม่ราบเรียบ และมีค่าลดลงเมื่อแรงดันอัดในการขึ้นรูปเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ก) เช่นเดียวกับลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน พบว่าค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบแตกต่างกัน ไม่ราบเรียบ และมีค่าลดลงเมื่อแรงดันอัดในการขึ้นรูปเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ค) แต่เมื่อพิจารณาลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตรที่อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน ราบเรียบ เกาะกลุ่มกัน และมีค่าลดลงเมื่อแรงดันอัดในการขึ้นรูปเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ข) เช่นเดียวกับลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่อัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน ราบเรียบ เกาะกลุ่มกัน และมีค่าลดลงเมื่อแรงดันอัดในการขึ้นรูปเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ง) และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนดคงที่ เช่น ที่แอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร เมื่อเปลี่ยนวิธีการขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว เป็นอัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน เป็นระเบียบ ราบเรียบ และเกาะกลุ่มกันเพิ่มขึ้น แต่พบค่าช่วงความเค้นคงที่มีค่าต่ำลง ดังรูปที่ 4.10 (ก และ ข) และเมื่อพิจารณาวิธีการอัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียว ที่ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนดลดลงจากร้อยละ 70 เป็น 60 โดยปริมาตร พบว่าลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน เกาะกลุ่มกัน และมีค่าช่วงความเค้นคงที่เพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ก และ ค) และพิจารณาวิธีการอัศจรรย์รูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทางชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนด เมื่อลดอัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนดจากร้อยละ 70 เป็น 60 โดยปริมาตร พบว่าลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดค่าช่วงที่ความเค้นคงที่มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน ราบเรียบ และเกาะกลุ่มกันลดลง แต่มีค่าช่วงความเค้นคงที่เพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.10 (ข และ ง)

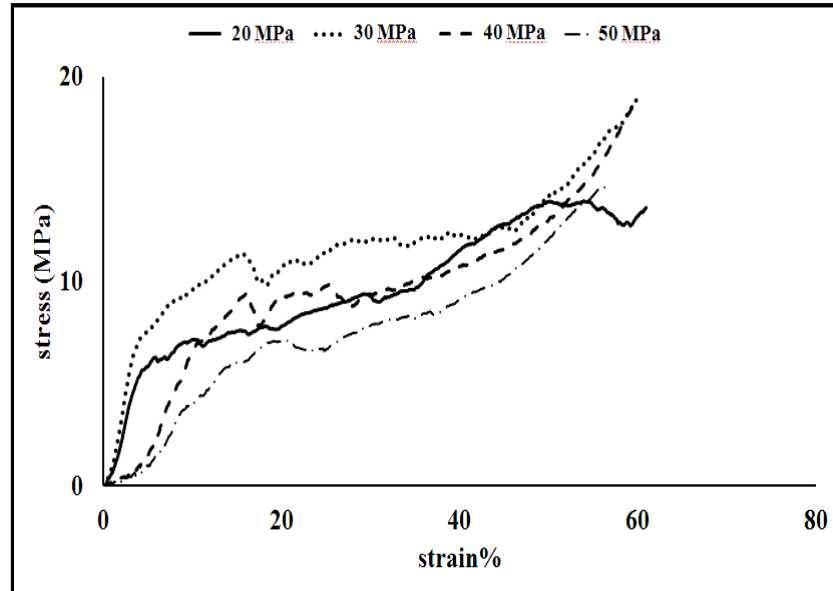
(f)



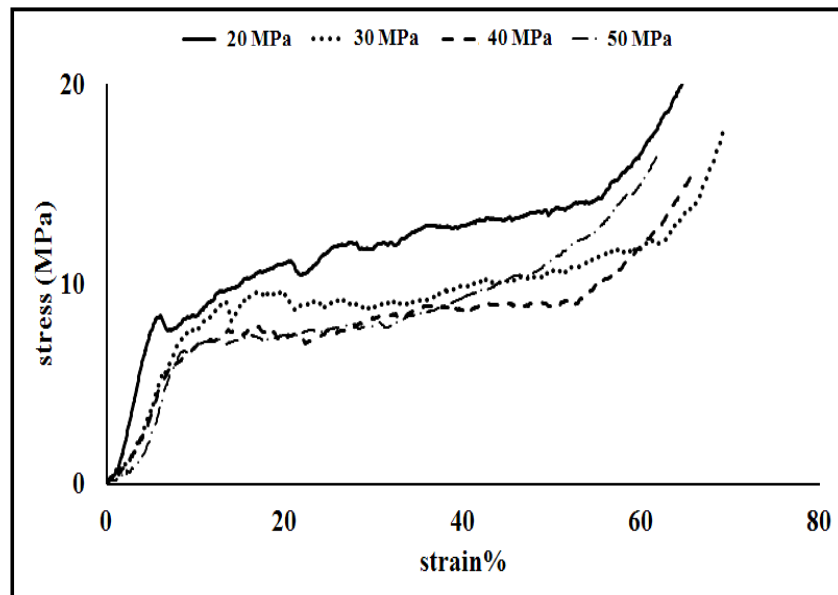
(g)



(h)



(ง)



- รูปที่ 4.10** ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน หลังผ่านกระบวนการอบประสานที่ขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างกัน
- (ก) อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว
- (ข) อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง
- (ค) อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว
- (ง) อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง

จากแผนการทดลองส่วนที่ 1 สามารถผลิตชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนที่มีค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ อยู่ในช่วง 2-14 เมกะปาสกาล ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดอยู่ในช่วง 5-19 เมกะปาสกาล และค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 0.02-0.2 กิกะปาสกาล ดังตารางที่ 4.2 ซึ่งค่าสมบัติทางกลของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ผลิตได้นี้ มีค่าใกล้เคียงกับค่าสมบัติทางกลที่กระดูกธรรมชาติต้องการ คือ มีค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 3-20 เมกะปาสกาล 2-200 เมกะปาสกาล และ 0.1-20 กิกะปาสกาล ตามลำดับ [8, 9]

ตารางที่ 4.2 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่ามอดูลัสของยัง และค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด

อัตราส่วน ไทเทเนียมต่อ แอมโมเนียม ไบคาร์บอเนต (ร้อยละโดย ปริมาตร)	ผลการทดลอง	แรงกดอัดขึ้นรูป (เมกะปาสคาล)							
		อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และ นำไปผ่านกระบวนการอัดด้วย ความดันเท่ากันทุกทิศทาง				อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว			
		20	30	40	50	20	30	40	50
30/70	ช่วงที่ความเค้น คงที่ (เมกะปาสคาล)	3-5	3-5	3-4	2-4	6-11	3-5	2-5	2-3
	ความต้านทาน แรงกดสูงสุด (เมกะปาสคาล)	5	11	9	10	10	19	17	9
	มอดูลัสของยัง (กิกะปาสคาล)	0.067	0.028	0.046	0.036	0.074	0.021	0.029	0.026
40/60	ช่วงที่ความเค้น คงที่ (เมกะปาสคาล)	10-14	8-12	7-9	6-9	6-10	10-12	9-11	7-10
	ความต้านทาน แรงกดสูงสุด (เมกะปาสคาล)	11	13	12	9	6	10	16	17
	มอดูลัสของยัง (กิกะปาสคาล)	0.202	0.090	0.102	0.130	0.134	0.204	0.064	0.044

4.2 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

4.2.1 สมบัติของผง

4.2.1.1 ขนาดผง

การวิเคราะห์การกระจายตัว และขนาดอนุภาคเฉลี่ยของผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ขนาด 5 ไมครอน ขนาด 50-150 ไมครอน และผงแก้วชีวภาพ พบว่ามีขนาดอนุภาคเฉลี่ย 36.66, 100.91 และ 79.58 ไมครอน ตามลำดับ ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ขนาดอนุภาคเฉลี่ย และการกระจายตัวของผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

ตัวอย่าง	การกระจายตัวของอนุภาค (ไมครอน) $[d_{10}-d_{90}]$	ขนาดอนุภาคเฉลี่ย (ไมครอน) $[d_{4.3}]$
ผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ 5 ไมครอน	1.26-110.96	36.66
ผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ 50-150 ไมครอน	43.98-169.15	100.91
ผงแก้วชีวภาพ	11.06-186.10	79.58

4.2.1.2 องค์ประกอบของผง

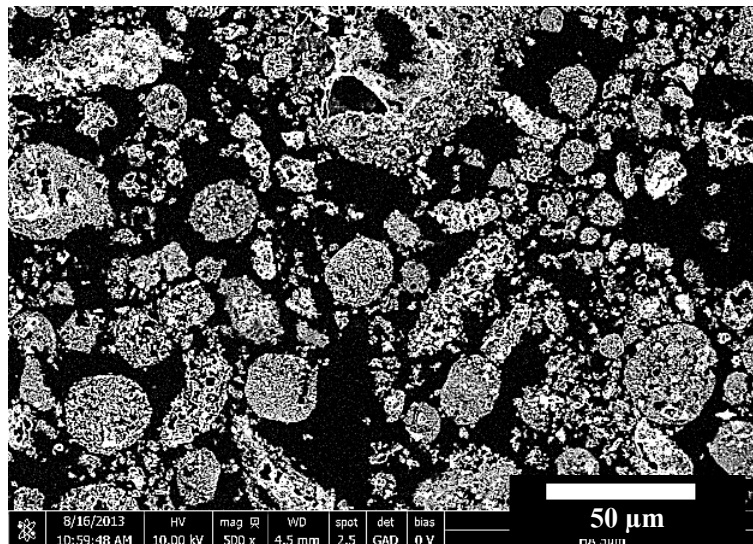
องค์ประกอบของผงแก้วชีวภาพประกอบด้วย ซิลิกอนไดออกไซด์ โซเดียมออกไซด์ แคลเซียมออกไซด์ และฟอสฟอรัสเพนตะออกไซด์อัตราส่วนร้อยละ 45, 24.5, 24.5 และ 6 โดยน้ำหนัก ตามลำดับ ซึ่งพิจารณาจากอัตราส่วนผสมสารตั้งในการผลิตผงแก้วชีวภาพ ดังตารางที่ 4.4 เนื่องจากผงแก้วชีวภาพไม่มีความเป็นผลึก จึงไม่สามารถวิเคราะห์องค์ประกอบด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์

ตารางที่ 4.4 อัตราส่วนผสมสารตั้งต้นสำหรับผลิตผงแก้วชีวภาพ

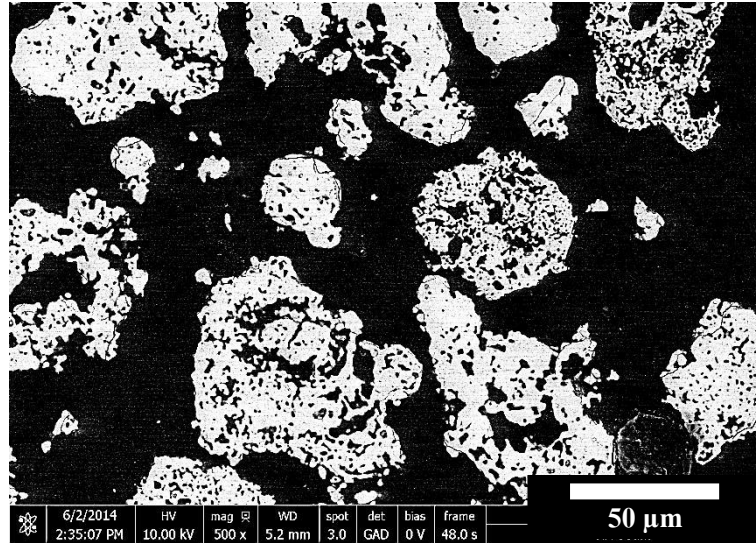
ส่วนผสม	อัตราส่วนผสม (ร้อยละโดยน้ำหนัก)
ซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO ₂)	45
โซเดียมออกไซด์ (Na ₂ O)	24.5
แคลเซียมออกไซด์ (CaO)	24.5
ฟอสฟอรัสเพนตะออกไซด์ (P ₂ O ₅)	6

4.2.1.3 ลักษณะของผงก่อนบดผสม

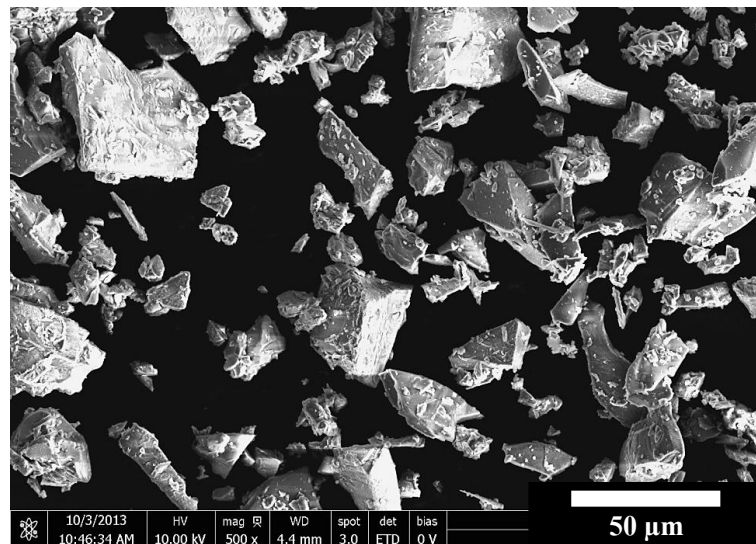
ลักษณะผงไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพก่อนผ่านกระบวนการบดผสม ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าอนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาทาइटทั้ง 2 ขนาด มีลักษณะรูปร่างค่อนข้างกลม และมีรูพรุนกระจายอยู่ภายในอนุภาค ดังรูป 4.11 (ก และ ข) และเมื่อพิจารณาลักษณะอนุภาคผงแก้วชีวภาพ พบว่ามีลักษณะเหลี่ยม รูปร่างไม่แน่นอน และมีขนาดแตกต่างกัน ดังรูปที่ 4.11 (ค)



(ก)



(จ)



(ข)

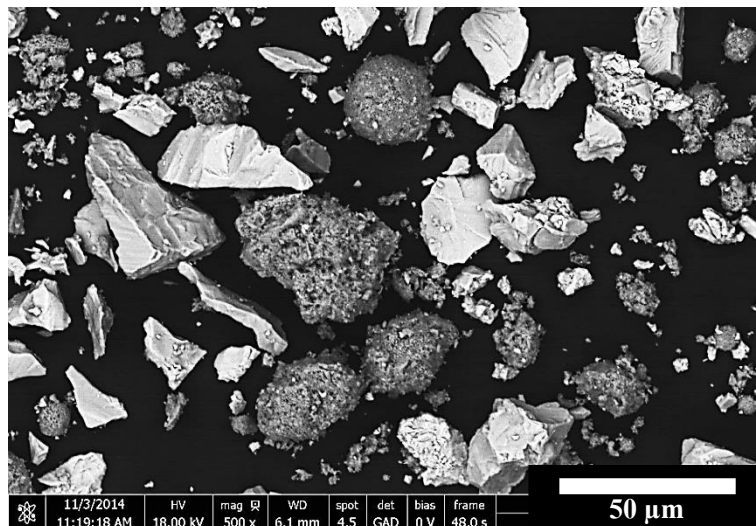
รูปที่ 4.11 ลักษณะอนุภาคผง

- (ก) ไฮดรอกซีแอปาทาइटขนาด 5 ไมครอน
- (ข) ไฮดรอกซีแอปาทาइटขนาด 50-150 ไมครอน
- (ค) ผงแก้วชีวภาพ

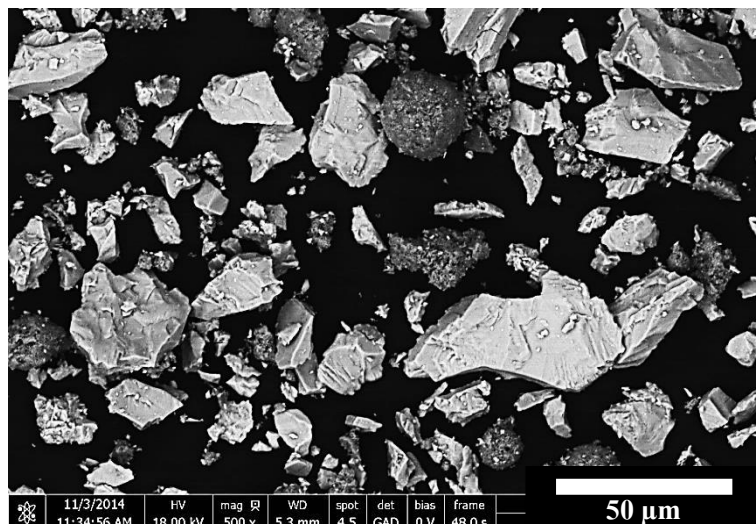
4.2.1.4 ลักษณะของผงหลังบดผสม

จากผลการศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ (ภาคผนวก ข.) ที่อนุภาคไฮดรอกซีแอปาไทต์ขนาด 50-150 ไมครอน พบว่าเมื่อผ่านกระบวนการอบประสานซึ่งงานเกิดการแตกหัก ไม่สามารถคงรูปอยู่ได้ เพราะฉะนั้นในการศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ จึงพิจารณาเฉพาะอนุภาคไฮดรอกซีแอปาไทต์ขนาด 5 ไมครอน เพียงชนิดเดียว โดยลักษณะผงไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่ผ่านการบดเป็นเวลา 15 นาที เมื่อพิจารณาอัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาไทต์เพิ่มขึ้น พบว่าชิ้นงานทุกอัตราส่วนมีลักษณะรูปร่างและขนาดอนุภาคใกล้เคียงกัน และเมื่อพิจารณาผงไทเทเนียม และผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่ผ่านการบด (รูปที่ 4.12) เทียบกับอนุภาคไทเทเนียม (รูปที่ 4.3) และอนุภาคไฮดรอกซีแอปาไทต์ (รูปที่ 4.11 (ก)) ที่ไม่ผ่านกระบวนการบดผสม พบว่ามีลักษณะรูปร่าง และขนาดใกล้เคียงกับอนุภาคเริ่มต้น

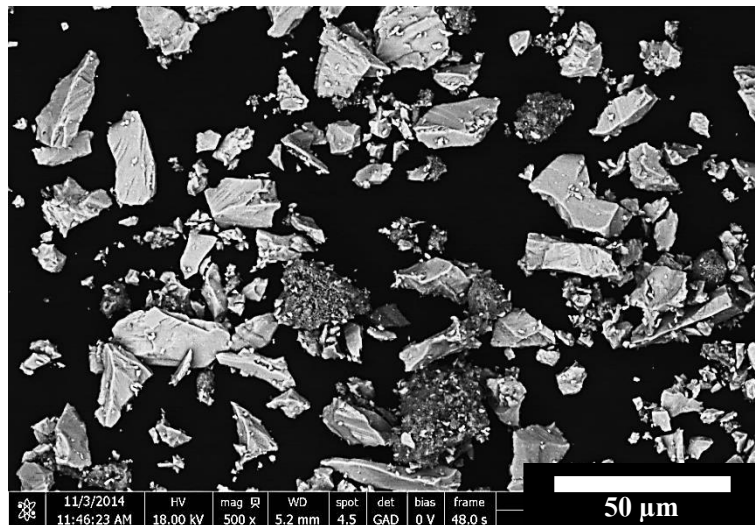
(ก)



(ข)



(ค)



รูปที่ 4.12 ลักษณะอนุภาคผงไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพอัตราส่วนต่างๆ ที่เวลาบดผสม 15 นาที

(ก) ชั่งงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 40 โดยปริมาตร

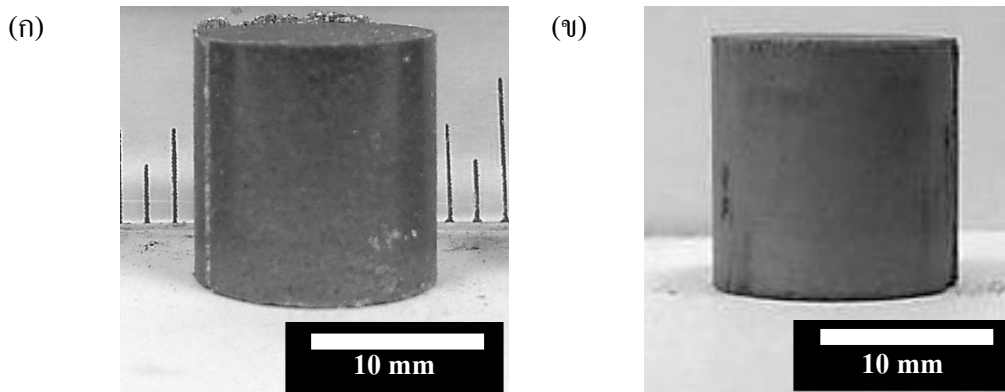
(ข) ชั่งงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร

(ค) ชั่งงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 80 โดยปริมาตร

4.2.2 สมบัติของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพ

4.2.2.1 ลักษณะทางกายภาพ

ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพหลังผ่านกระบวนการอบประสาน พบว่าชิ้นงานมีผิวเรียบ และมีลักษณะใกล้เคียงกับชิ้นงานก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน ดังรูปที่ 4.13

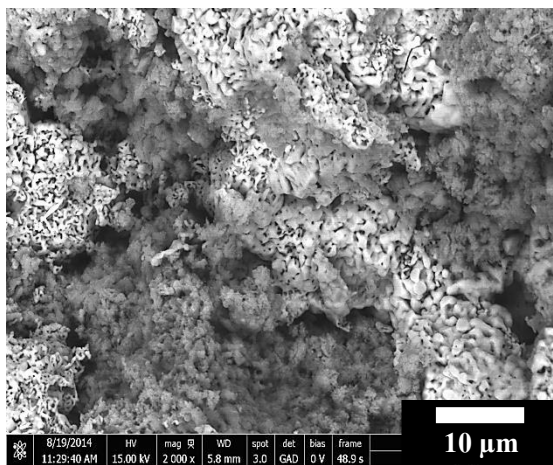


รูปที่ 4.13 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ

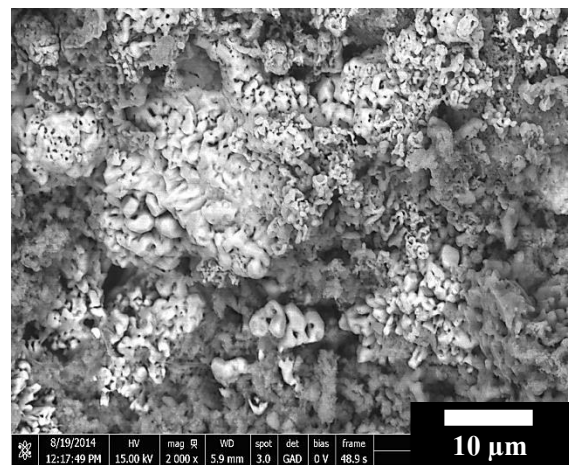
(ก) ก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน

(ข) หลังผ่านกระบวนการอบประสาน

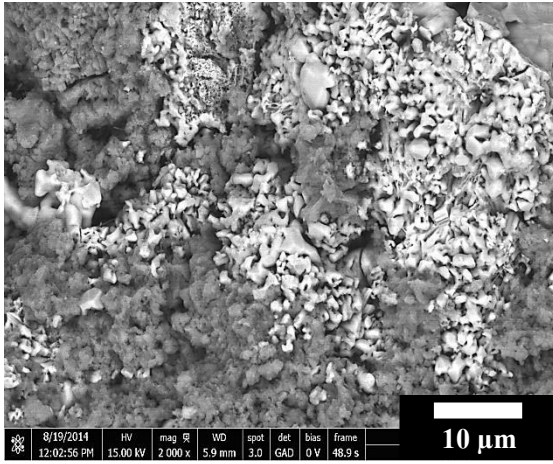
ลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटหลังอบประสาน อัตราส่วนต่างๆ ที่ไม่เติมผงแก้วชีวภาพ และเติมผงแก้วชีวภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยเมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายต่ำ พบว่าชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटทุกอัตราส่วนทั้งที่ไม่เติมผงแก้วชีวภาพ และเติมผงแก้วชีวภาพ โครงสร้างมีลักษณะพื้นผิวคล้ายกัน โดยพบเพียงเฟสของไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปาทาइट ดังรูป 4.14 (ก, ข, ค, ง, จ, และ ฉ) แต่เมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายสูงชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่เติมผงแก้วชีวภาพ พบเส้นที่เกิดจากผงแก้วชีวภาพ (ลูกศรสีดำ รูปที่ 4.14 (ซ-ญ)) หลอมแทรกตัวเชื่อมประสานระหว่างอนุภาคของไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปาทาइटในกระบวนการอบประสาน



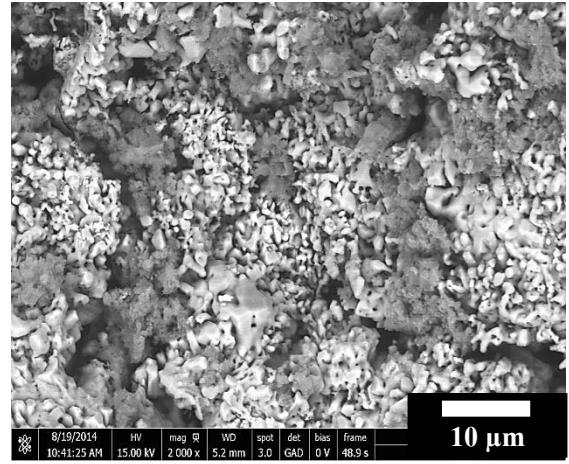
(ก)



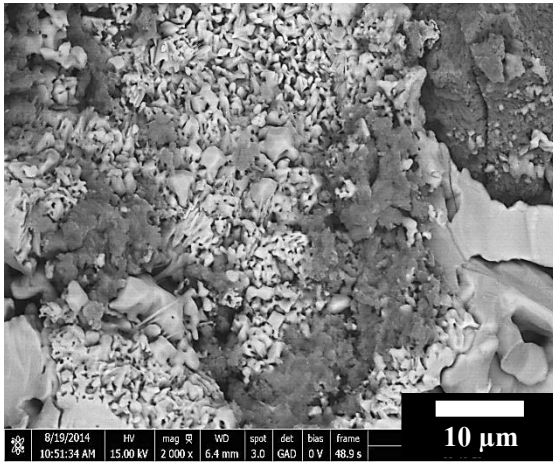
(ข)



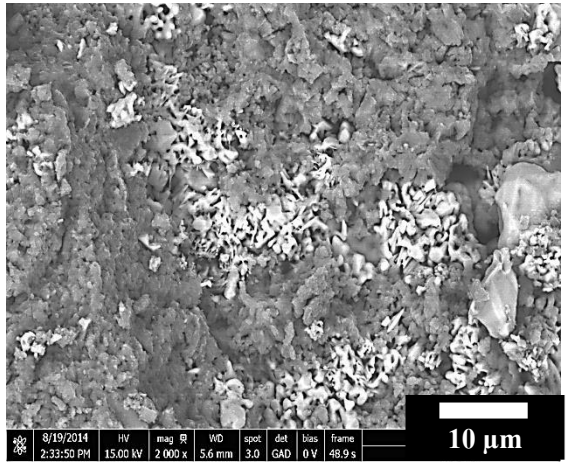
(f)



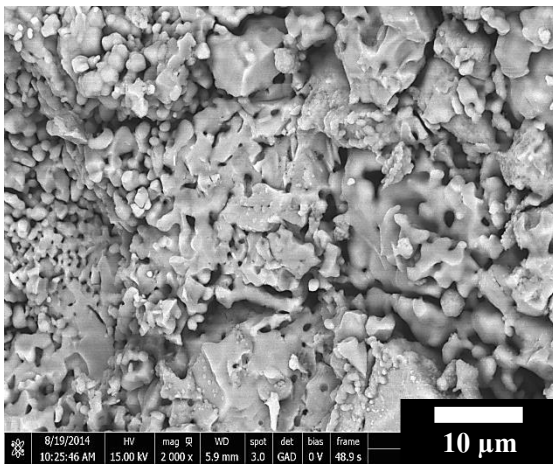
(g)



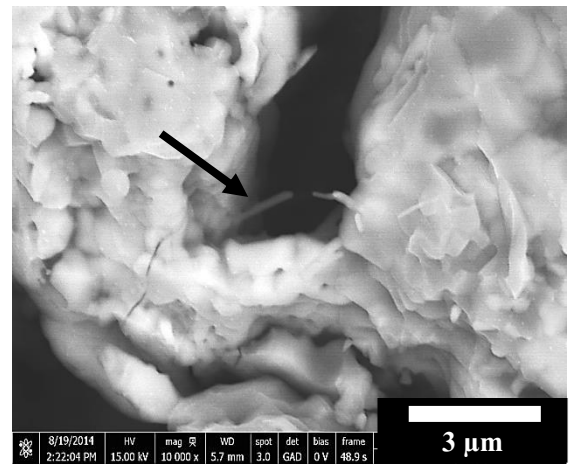
(h)



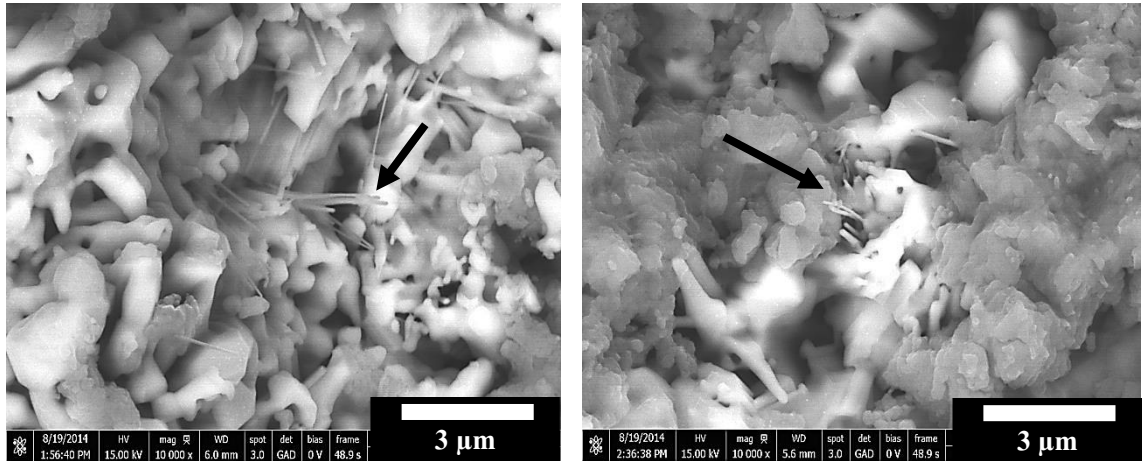
(i)



(j)



(k)



(ณ)

(ญ)

รูปที่ 4.14 ลักษณะบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट

(ก) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่ไม่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร

(ข) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่ไม่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร

(ค) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่ไม่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 80 โดยปริมาตร

(ง) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร

(จ) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร

(ฉ) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 80 โดยปริมาตร

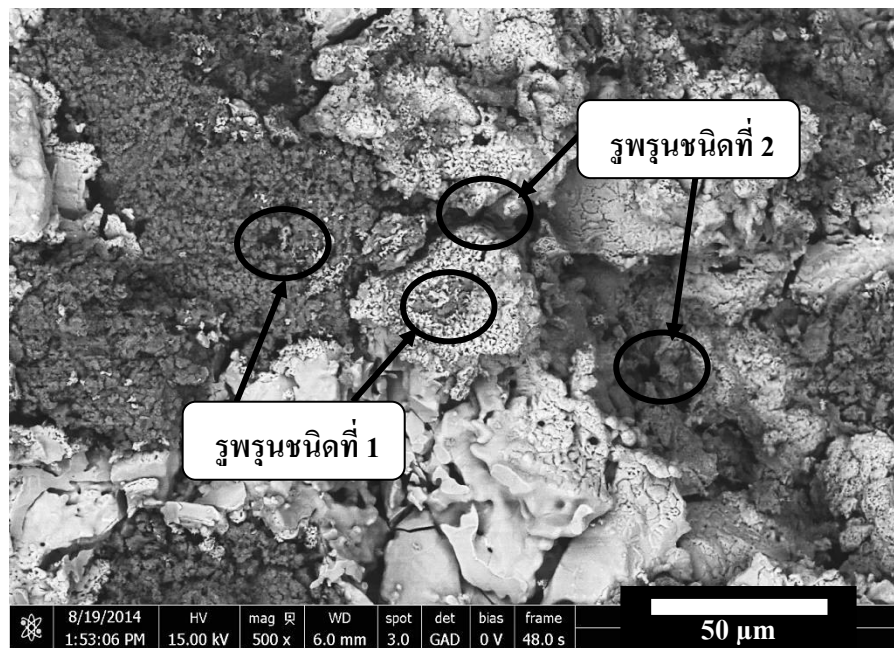
(ช) ภาพกำลังขยายต่ำ ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 100 โดยปริมาตร

(ซ) ภาพกำลังขยายสูง ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร

(ณ) ภาพกำลังขยายสูง ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร

(ญ) ภาพกำลังขยายสูง ที่เติมผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 80 โดยปริมาตร

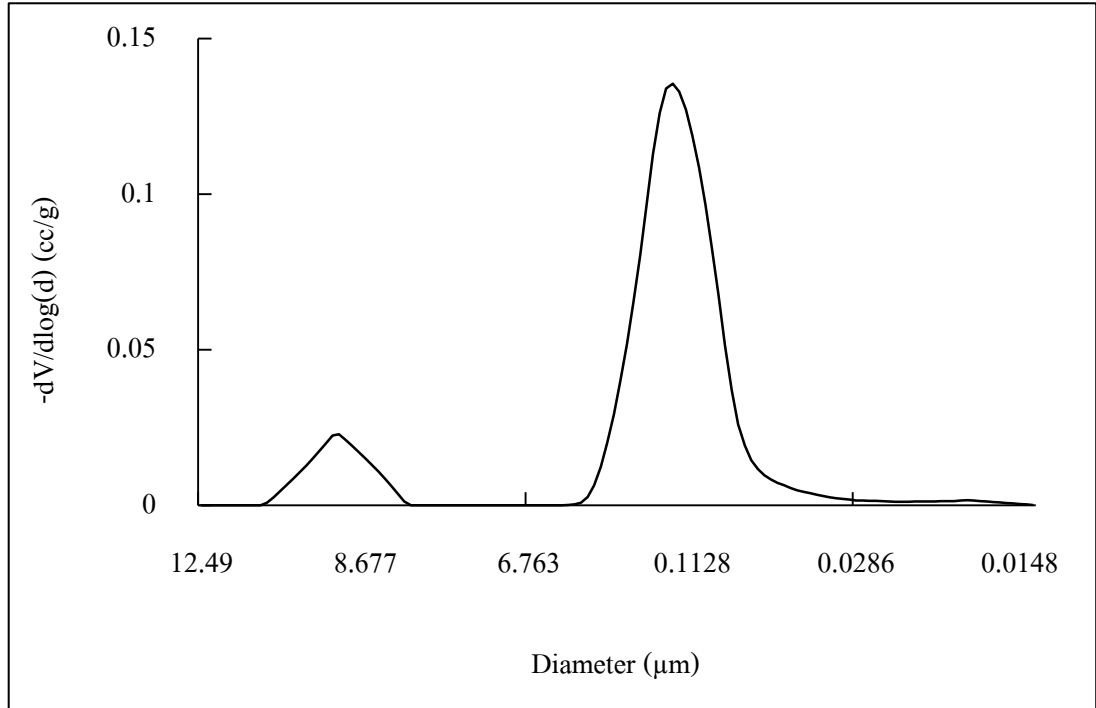
ลักษณะรูพรุนบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพที่ผ่านกระบวนการอบประสาน เมื่อพิจารณาภาพโดยรวมด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบรูพรุนขนาดเล็ก 2 ชนิด โดยชนิดแรกเป็นรูพรุนที่เกิดจากการเชื่อมประสานระหว่างอนุภาคชนิดเดียวกัน ได้แก่ ระหว่างอนุภาคของไทเทเนียม และระหว่างอนุภาคของไฮดรอกซีแอปาทาइट และรูพรุนชนิดที่ 2 เป็นรูพรุนที่เกิดจากรอยต่อระหว่างกลุ่มอนุภาคต่างชนิดกัน ได้แก่ กลุ่มอนุภาคไทเทเนียม และกลุ่มอนุภาคไฮดรอกซีแอปาทาइट โดยรูพรุนชนิดที่ 2 นี้มีขนาดใหญ่กว่ารูพรุนชั้นแรกเล็กน้อย ดังรูปที่ 4.15



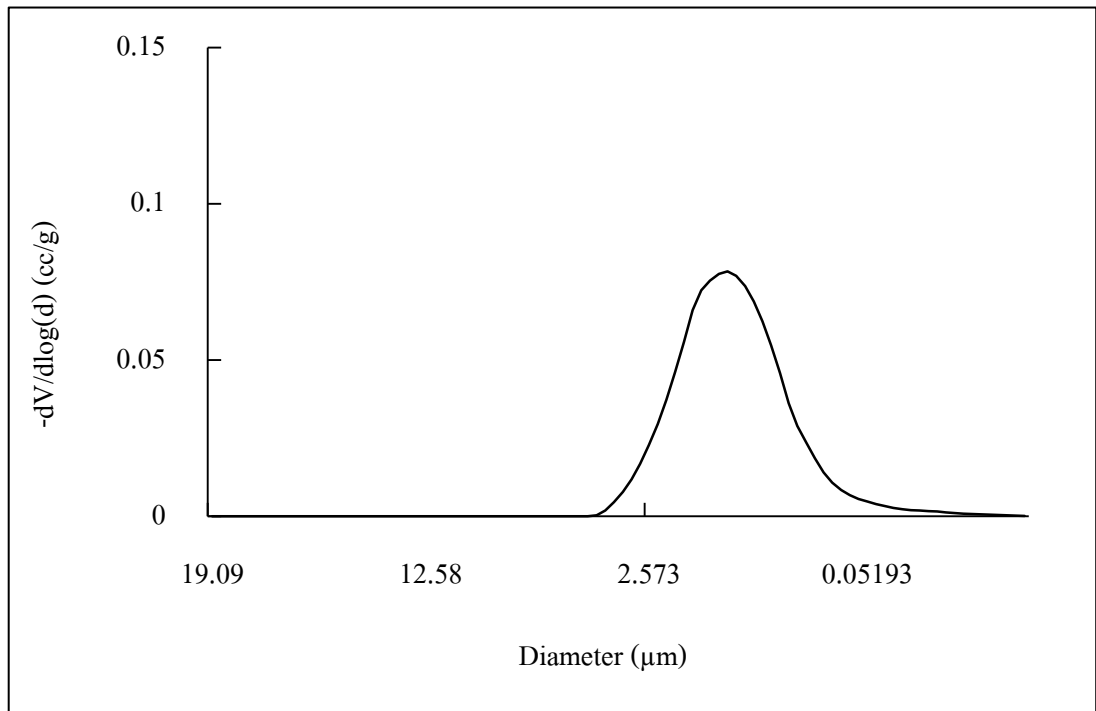
รูปที่ 4.15 ลักษณะรูพรุนที่พบในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ

4.2.2.2 ปริมาตรความพรุน

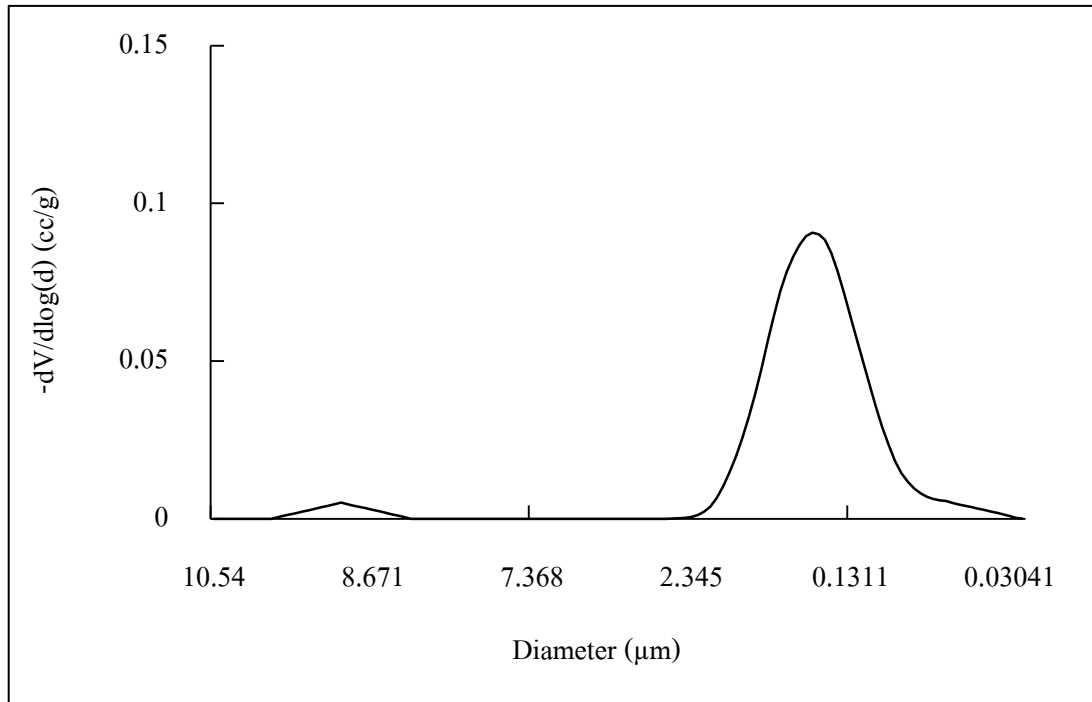
การวัดการกระจายขนาดรูพรุน ของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร พบว่ามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนอยู่ในช่วง 0.01-6.54 และ 8.14-10.5 ไมครอน โดยมีรูพรุนส่วนใหญ่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.16 ไมครอน และมีความพรุนตัวร้อยละ 31.69 เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร พบว่ามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนอยู่ในช่วง 0.03-10.29 ไมครอน โดยมีรูพรุนส่วนใหญ่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.23 ไมครอน และมีความพรุนตัวร้อยละ 28.69 และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 20 โดยปริมาตร พบว่ามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนอยู่ในช่วง 0.03-3.16 และ 8.38-9.71 ไมครอน โดยมีรูพรุนส่วนใหญ่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.26 ไมครอน และมีความพรุนตัวร้อยละ 25.7 ดังรูปที่ 4.16



(f)



(g)



(ค)

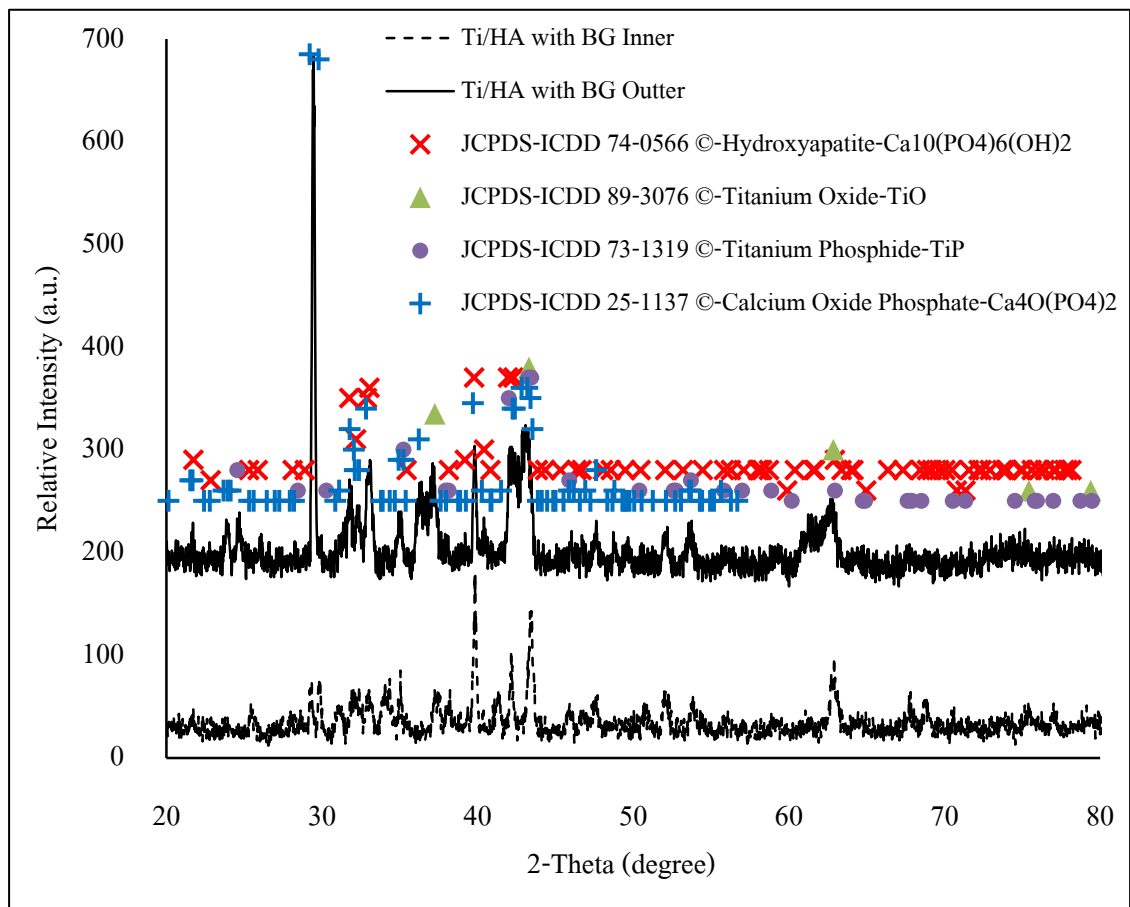
รูปที่ 4.16 ปริมาณขนาดอนุภาคของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสานที่อัตราส่วนต่างๆ

- (ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 60 โดยปริมาตร
- (ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร
- (ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร

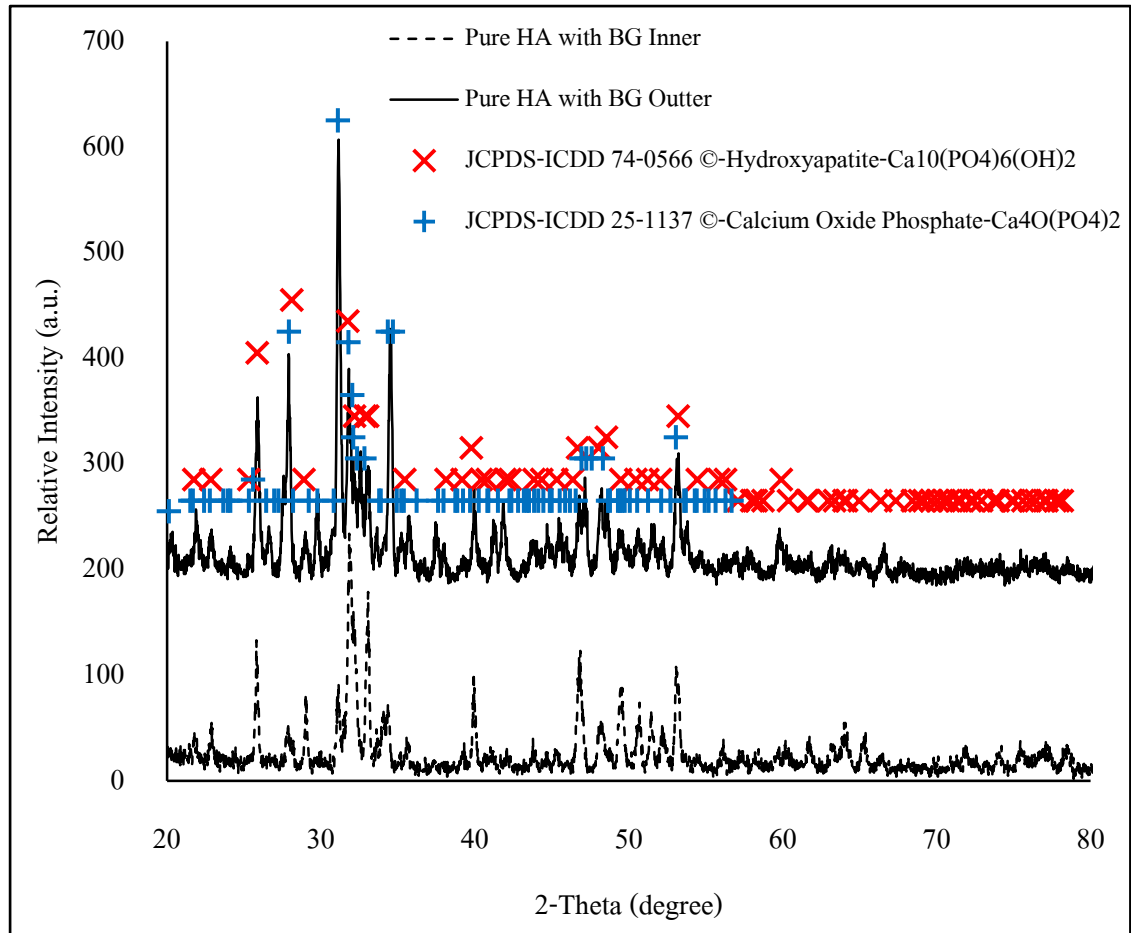
4.2.2.3 องค์ประกอบของชิ้นงาน

การวิเคราะห์องค์ประกอบของผงไทเทเนียมตั้งต้นที่ใช้ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ พบว่ารูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของชิ้นงานชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสานบริเวณภายนอก ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 29, 32, 33, 35, 36, 37, 38, 40, 42, 43, 48, 51, 53, 60 และ 62 องศา ตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 74-0566 (C), 89-3076 (C), 73-1319 (C) และ 25-1137 (C) ของไฮดรอกซีแอปาทิต์ ไทเทเนียมออกไซด์ ไทเทเนียมฟอสเฟต และแคลเซียมออกไซด์ฟอสเฟตส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอกชิ้นงานนี้ประกอบด้วยไฮดรอกซีแอปาทิต์ ไทเทเนียมออกไซด์ ไทเทเนียมฟอสเฟต และแคลเซียมออกไซด์ฟอสเฟต ดังรูปที่ 4.17 (ก) และบริเวณภายในประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 29, 30, 40, 42, 43 และ 63 องศา ตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 74-0566 (C) และ 89-3076 (C) ของไฮดรอกซีแอปาทิต์ และไทเทเนียมออกไซด์ส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายในชิ้นงานนี้

ประกอบด้วย ไฮดรอกซีแอปาทิต์ และไทเทเนียมออกไซด์ ในส่วนของชั้นงานไฮดรอกซีแอปาทิต์ บริสุทธิ์พบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์บริเวณผิวภายนอก และภายในชั้นงานประกอบด้วย ตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 22, 26, 28, 31, 32, 33, 34, 38, 40, 42, 43, 47, 53 และ 60 องศา ตำแหน่งเหล่านี้ ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 74-0566 (C) และ 25-1137 (C) ของไฮดรอกซีแอปาทิต์ และแคลเซียมออกไซด์ฟอสเฟตส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอก และภายในชั้นงานนี้ประกอบด้วยไฮดรอกซีแอปาทิต์ และแคลเซียมออกไซด์ฟอสเฟต ดังรูปที่ 4.17 (ข)



(ก)

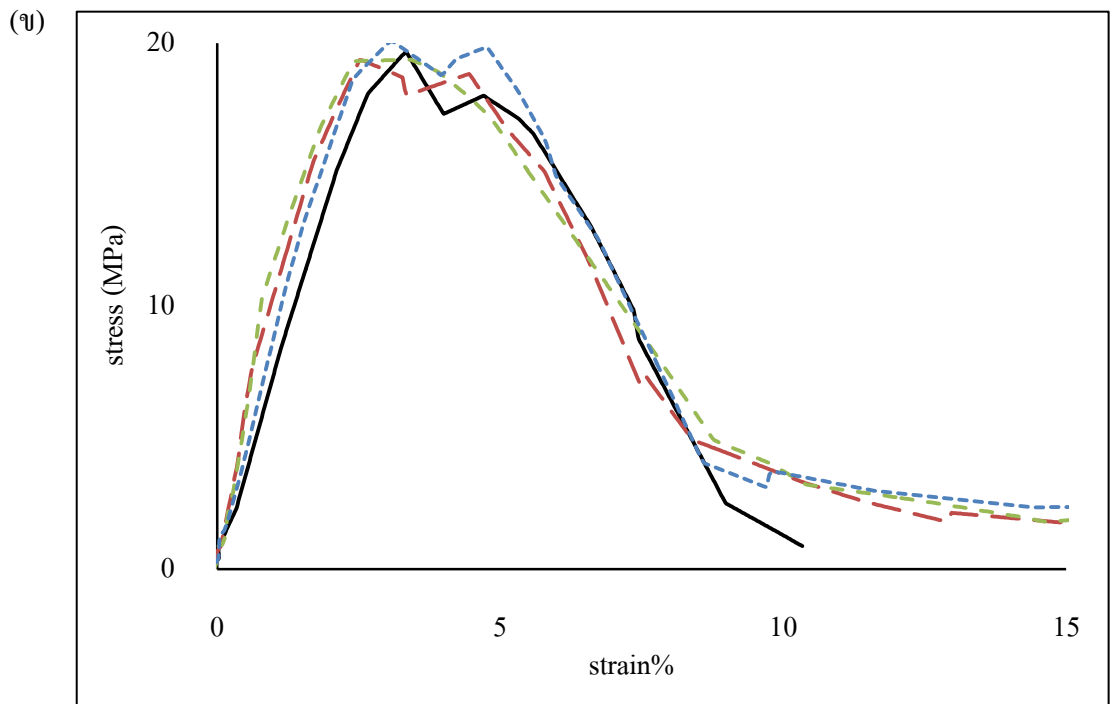
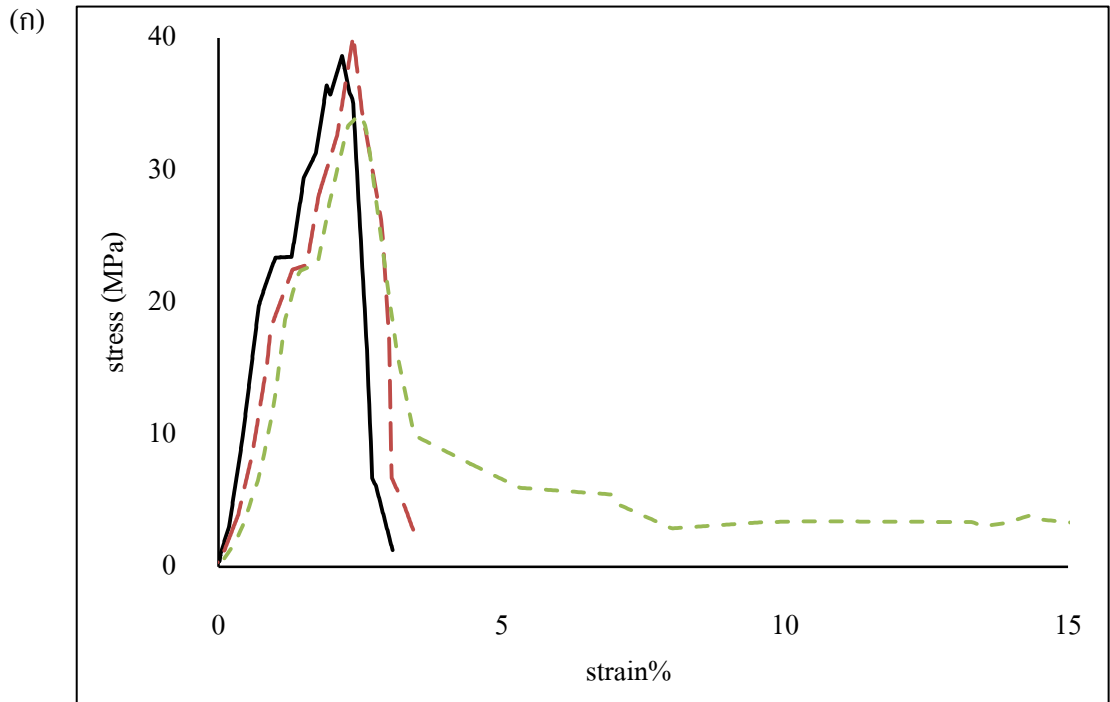


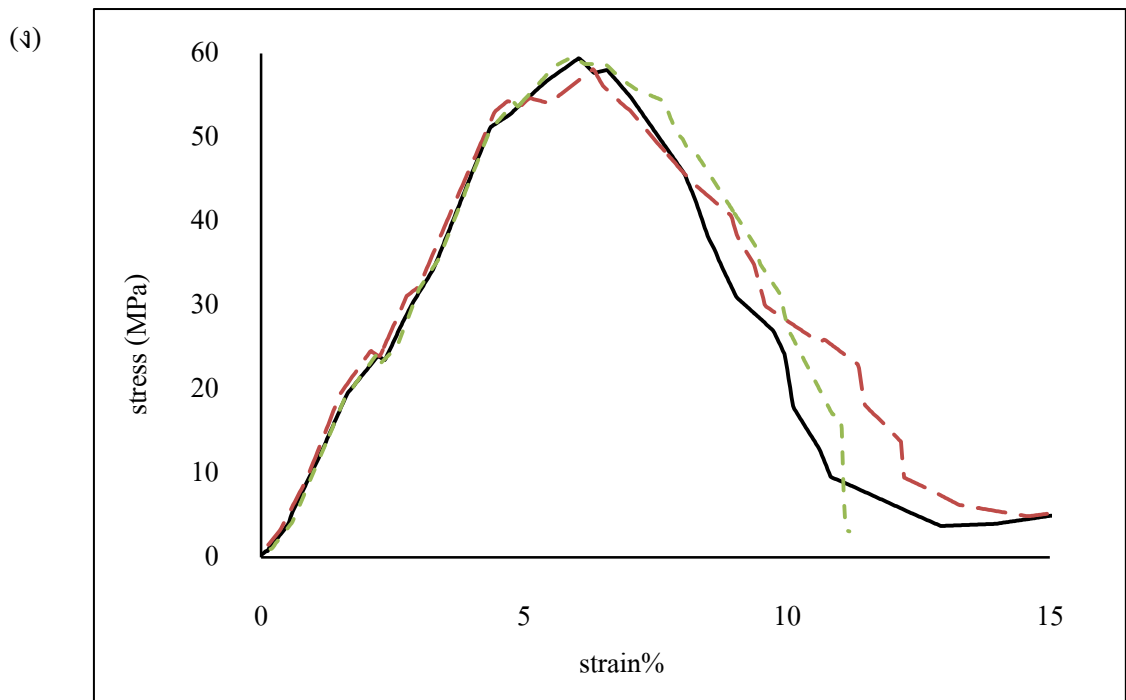
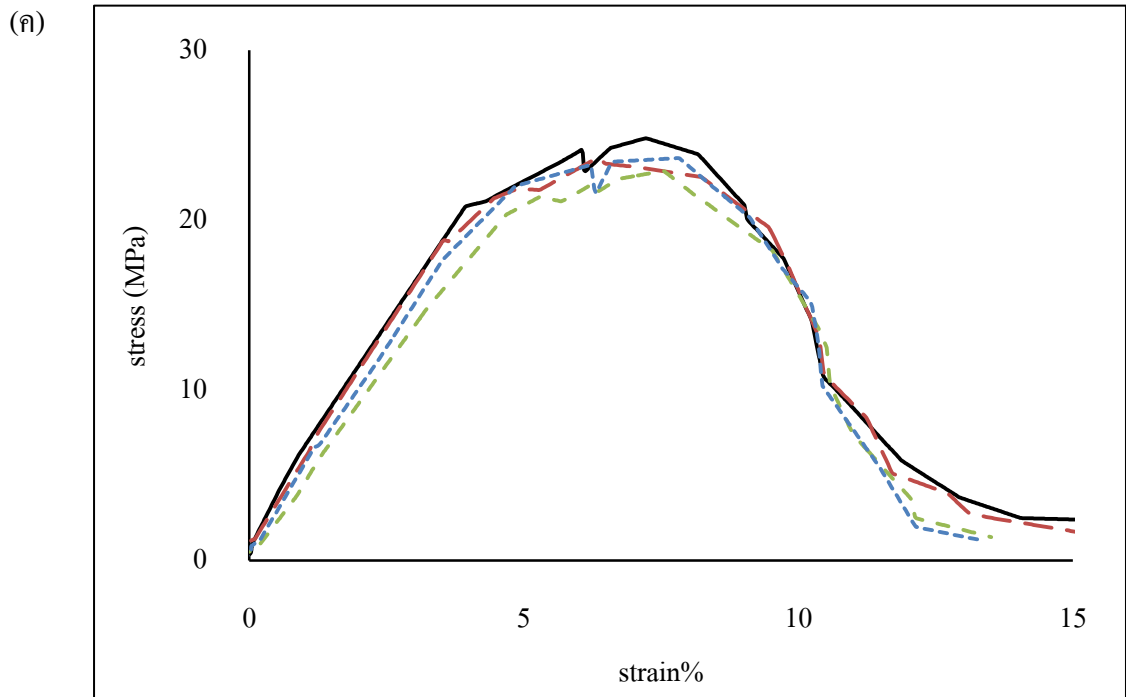
(ข)

- รูปที่ 4.17 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ภายนอก และภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพหลังอบประสาน
- (ก) ไฮดรอกซีเอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร
- (ข) ไฮดรอกซีเอปาทาइटบริสุทธิ์

4.2.2.4 การทดสอบความต้านทานแรงกด

การทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีเอปาทาइटร้อยละ 20, 40 และ 60 โดยปริมาตร พบว่ากราฟความต้านทานแรงกดมีลักษณะฐานพิคกว้าง ยอดพิคโล่มน มีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน และไม่พบค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ และเมื่อลดอัตราส่วนไฮดรอกซีเอปาทาइटจากร้อยละ 60 เป็นร้อยละ 20 โดยปริมาตร พบว่าค่าความเค้นที่ได้มีค่าเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.18 (ข-ง) และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไฮดรอกซีเอปาทาइटบริสุทธิ์ผสมผงแก้วชีวภาพ พบว่ากราฟความต้านทานแรงกดมีลักษณะฐานพิคแคบ ยอดพิคแหลม และไม่พบค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ดังรูปที่ 4.18 (ก)





รูปที่ 4.18 ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ

(ก) ชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาทิต์บริสุทธิ์

(ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 60 โดยปริมาตร

(ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร

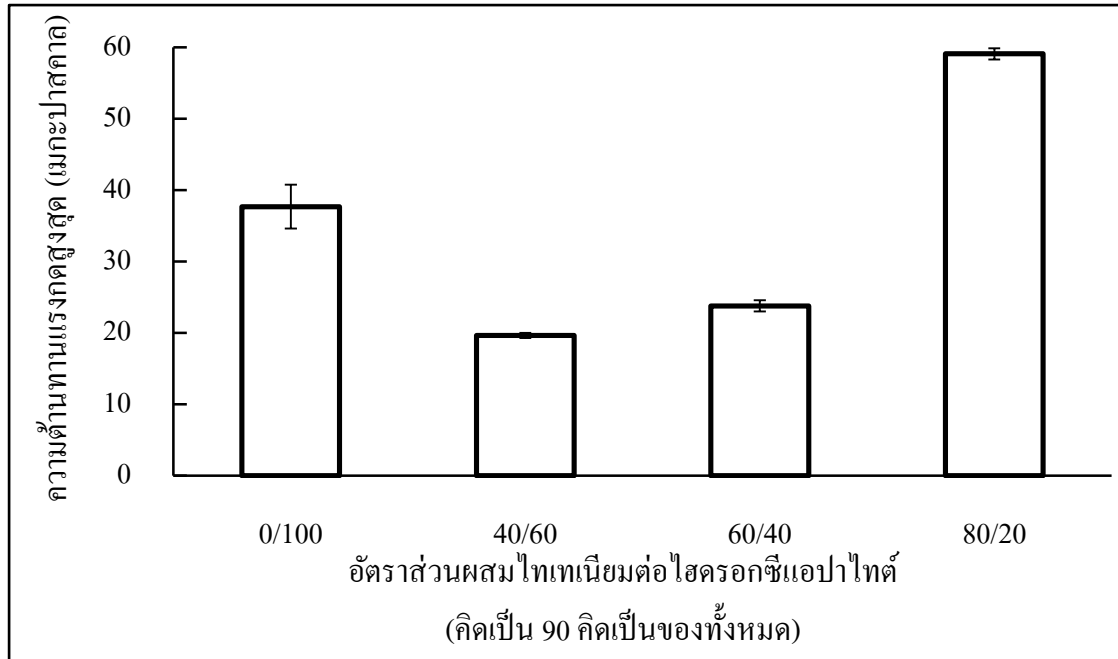
(ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร

ค่าการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ พบว่ามีค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และ ค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 19.64-59.10 เมกะปาสคาล และ 0.68-1.61 กิกะปาสคาล ตามลำดับ ดังตารางที่ 4.5 ซึ่งค่าสมบัติทางกลของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ผลิตได้นี้ มีค่าช่วงเดียวกับค่าสมบัติทางกลที่กระดูกธรรมชาติต้องการ คือ ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 2-200 เมกะปาสคาล และ 0.1-20 กิกะปาสคาล ตามลำดับ [8, 9]

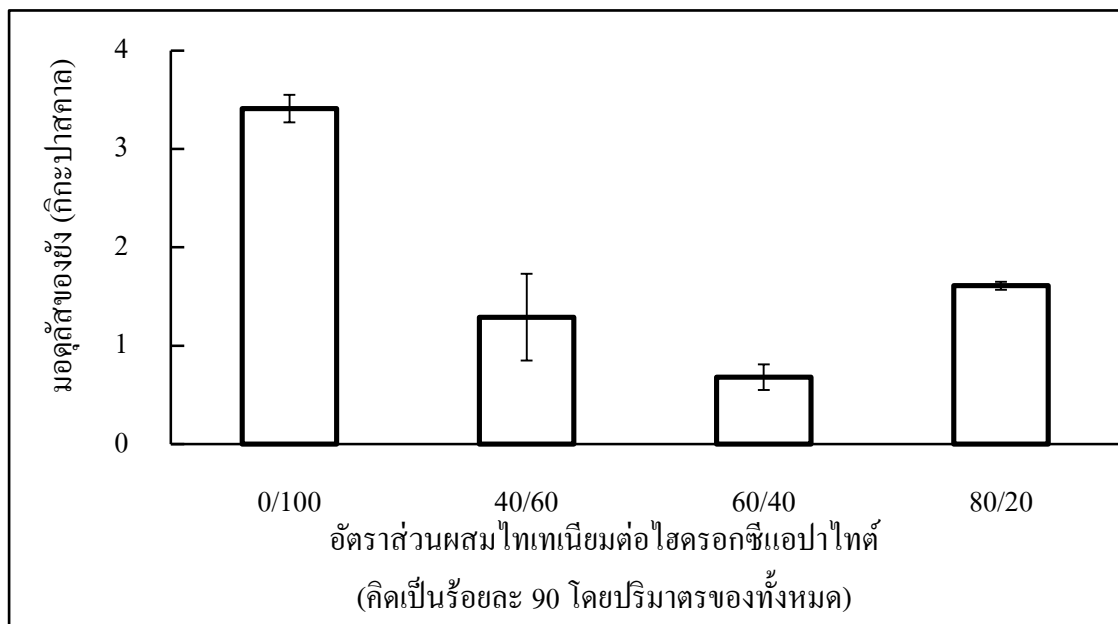
ตารางที่ 4.5 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานที่ผสมผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน อัตราส่วนต่างๆ

อัตราส่วนผสม ไทเทเนียมต่อไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (คิดเป็นร้อยละ 90 โดยปริมาตรของทั้งหมด) ผสมผงแก้วชีวภาพ (คิดเป็นร้อยละ 10 โดยปริมาตรของทั้งหมด)	ความต้านทานแรงกดสูงสุด (เมกะปาสคาล)	มอดูลัสของยัง (กิกะปาสคาล)
0/100	37.69 ± 3.07	3.41 ± 0.14
40/60	19.64 ± 0.35	1.29 ± 0.44
60/40	23.78 ± 0.79	0.68 ± 0.13
80/20	59.10 ± 0.80	1.61 ± 0.04

เมื่อพิจารณาแนวโน้มค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยังของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ร้อยละ 20, 40 และ 60 โดยปริมาตร พบว่าเมื่ออัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ลดลง ส่งผลให้ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดที่ได้มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.19 (ก) แต่เมื่อพิจารณาค่ามอดูลัสของยัง พบว่ามีค่าใกล้เคียงกันเมื่ออัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ลดลง ดังรูปที่ 4.19 (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.19 ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดชิ้นงานไฟเบอร์ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต

และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ

(ก) ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด

(ข) ค่ามอดุลัสของยัง

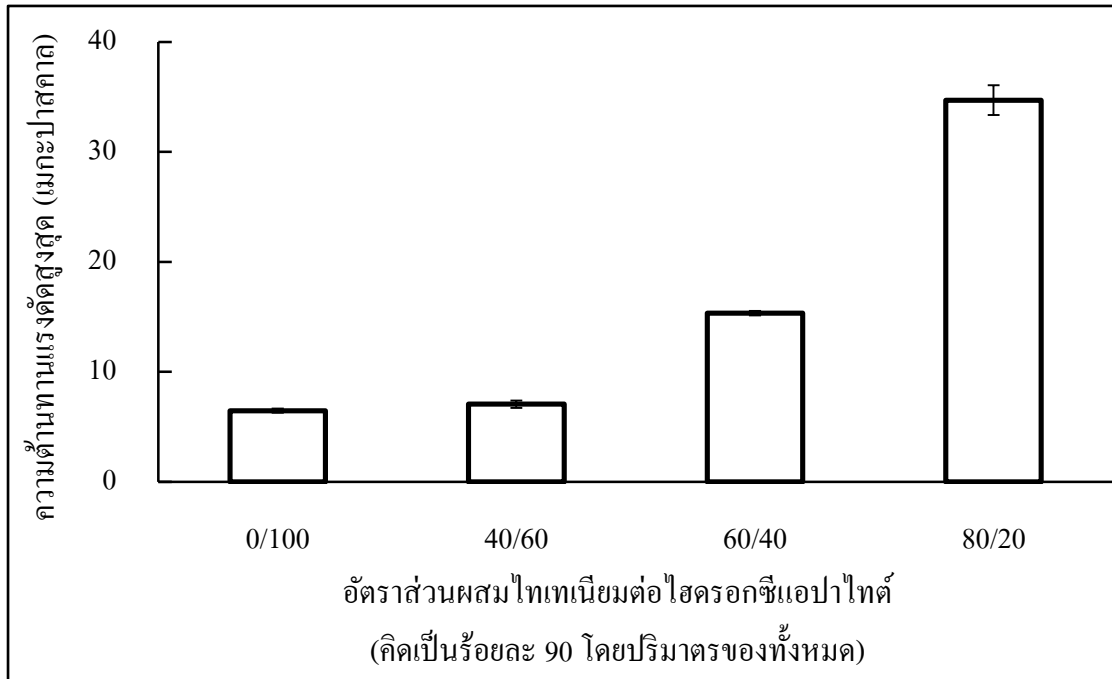
4.2.2.5 การทดสอบความต้านทานแรงดัด

ค่าการทดสอบความต้านทานแรงดัดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ พบว่ามีค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 7.06-34.70 เมกะปาสคาล และ 1.62-5.79 กิกะปาสคาล ตามลำดับ ดังตารางที่ 4.6 ซึ่งค่าสมบัติทางกลของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ผลิตได้นี้ มีค่าใกล้เคียงกับค่าสมบัติทางกลที่กระดูกธรรมชาติต้องการ คือ ค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 103-238 เมกะปาสคาล และ 0.1-20 กิกะปาสคาล ตามลำดับ [8, 9, 10, 11]

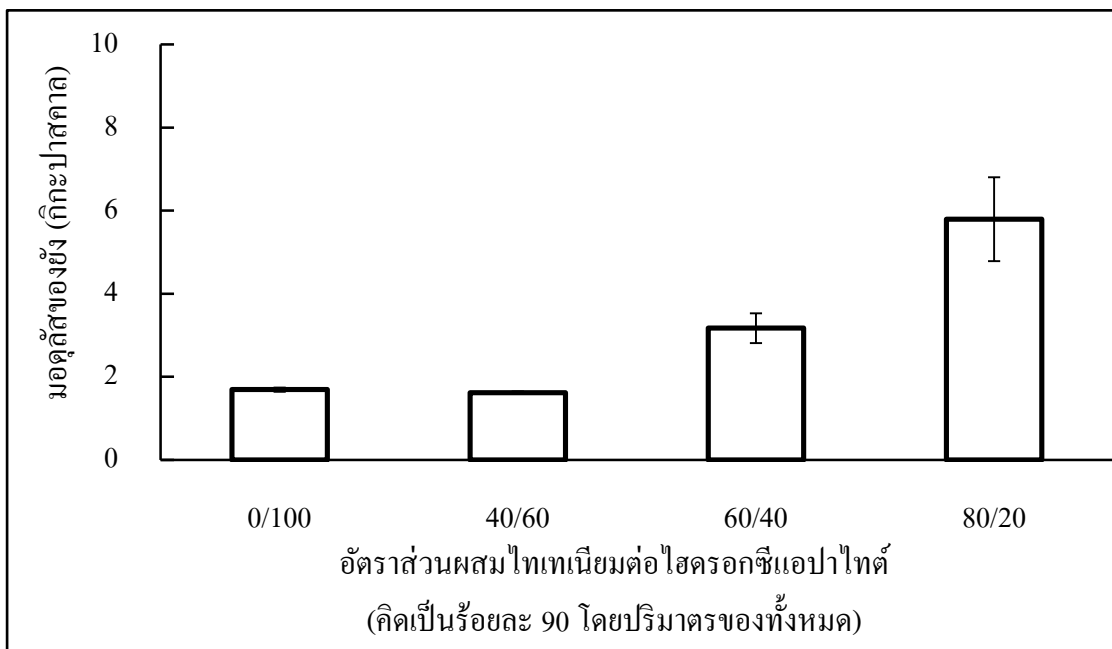
ตารางที่ 4.6 ค่าทดสอบความต้านทานแรงดัดสูงสุดของชิ้นงานที่ผสมผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน อัตราส่วนต่างๆ

อัตราส่วนผสม ไทเทเนียมต่อไฮดรอกซีแอปาทาइट (คิดเป็นร้อยละ 90 โดยปริมาตรของทั้งหมด) ผสมผงแก้วชีวภาพ (คิดเป็นร้อยละ 10 โดยปริมาตรของทั้งหมด)	ความต้านทานแรงดัดสูงสุด (เมกะปาสคาล)	มอดุลัสของยัง (กิกะปาสคาล)
0/100	6.47±0.18	1.69±0.05
40/60	7.06±0.33	1.62±0.03
60/40	15.33±0.21	3.17±0.36
80/20	34.70±1.35	5.79±1.01
100/0	431.29±18.17	17.62±2.31

เมื่อพิจารณาแนวโน้มค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट และผงแก้วชีวภาพ ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 20, 40 และ 60 โดยปริมาตร พบว่าเมื่ออัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาทาइटลดลง ส่งผลให้ค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด และค่ามอดุลัสของยังที่ได้มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 4.20



(ก)

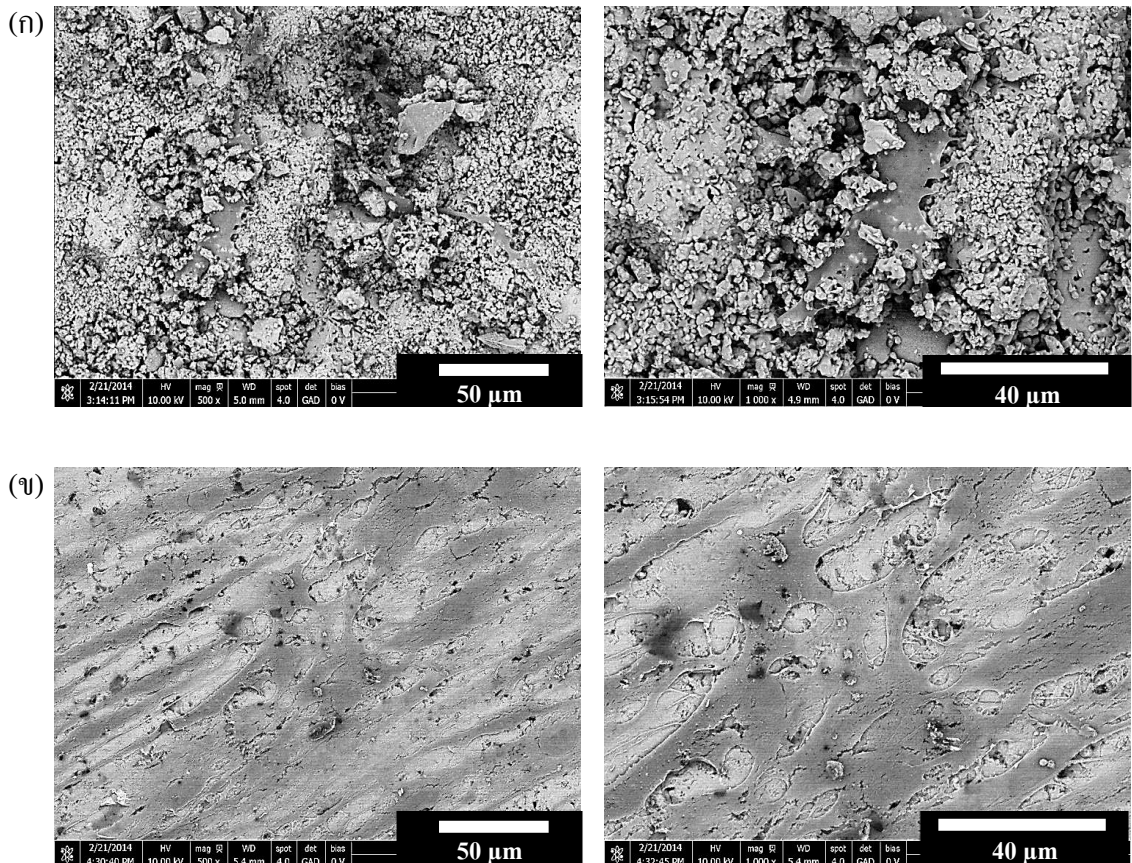


(ข)

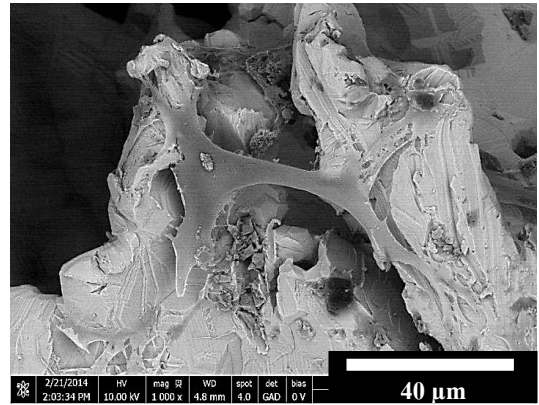
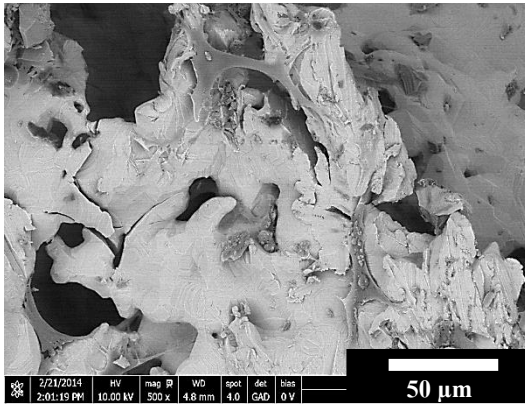
รูปที่ 4.20 ผลการทดสอบความต้านทานแรงดึงสูงสุดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีเอปาทิต และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ
(ก) ค่าความต้านทานแรงดึงสูงสุด
(ข) ค่ามอดูลัสของยัง

4.3 การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ

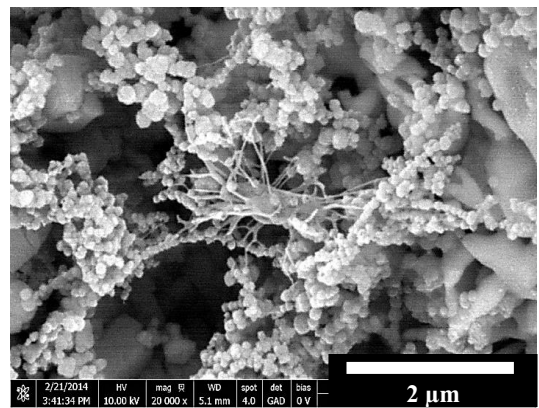
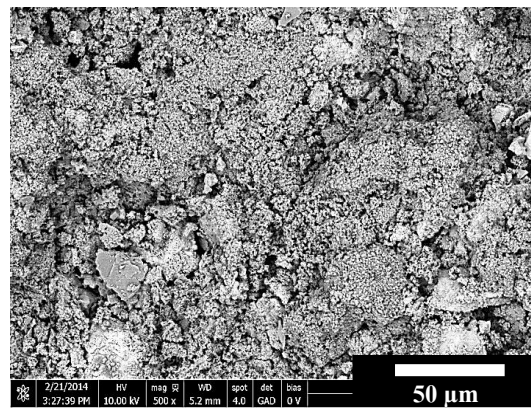
การทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของเซลล์กระดูกต่อพื้นผิววัสดุที่ผลิตขึ้นนั้น จะทำการศึกษาผลที่ได้ด้วยวิธีการวิเคราะห์เชิงคุณภาพ ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เพื่อประเมินผลการยึดเกาะ และความสมบูรณ์ของเซลล์ จากรูปที่ 4.1 แสดงลักษณะตัวอย่างเซลล์กระดูกที่มีการยึดเกาะไม่สมบูรณ์ และเซลล์กระดูกที่มีการยึดเกาะสมบูรณ์ โดยจากการทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทด์ และผงแก้วชีวภาพ เมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายต่ำหลังเลี้ยงเซลล์กระดูกชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปพาไทด์ร้อยละ 20, 40 และ 60 โดยปริมาตร ไม่สามารถตรวจพบเซลล์กระดูกบนพื้นผิวชิ้นงาน แต่เมื่อพิจารณาภาพถ่ายที่กำลังขยายสูงสามารถตรวจพบเซลล์ โดยลักษณะเซลล์กระดูกที่พบมีขนาดเล็ก มีลักษณะไม่สมบูรณ์ มีรูปร่างและขนาดเปลี่ยนแปลงไปจากเซลล์ปกติ และมีการยึดเกาะที่ไม่ดีกับผิวชิ้นงาน ดังรูป 4.21 (ง-จ) แต่เมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายต่ำของชิ้นงานไทเทเนียมบริสุทธิ์ ไฮดรอกซีแอปพาไทด์ผสมผงแก้วชีวภาพ และไทเทเนียมที่มีความพรุน สามารถตรวจพบเซลล์กระดูกบนพื้นผิวชิ้นงานได้ โดยลักษณะเซลล์กระดูกที่พบมีขนาดใหญ่ และเมื่อพิจารณาภาพถ่ายกำลังขยายสูง พบว่าเซลล์กระดูกมีรูปร่าง และขนาดใกล้เคียงเซลล์ปกติ มีการยึดเกาะกับพื้นผิวได้ดี และมีส่วนที่ยื่นออกมาจากเซลล์คล้ายนิ้วมือ (Filopodia) ดังรูปที่ 4.21 (ก-ค)



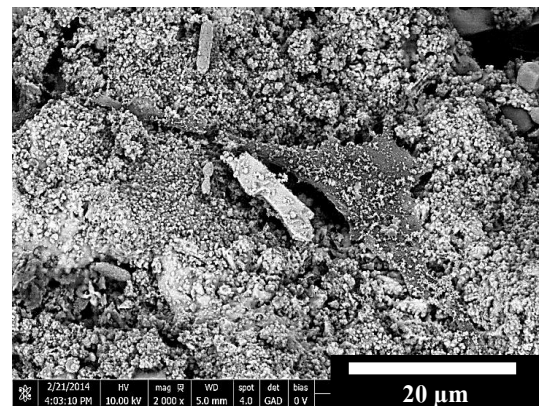
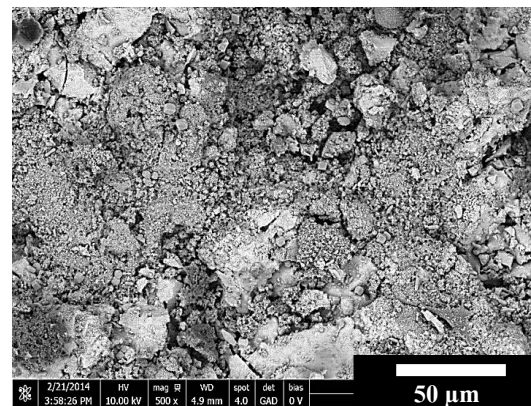
(f)



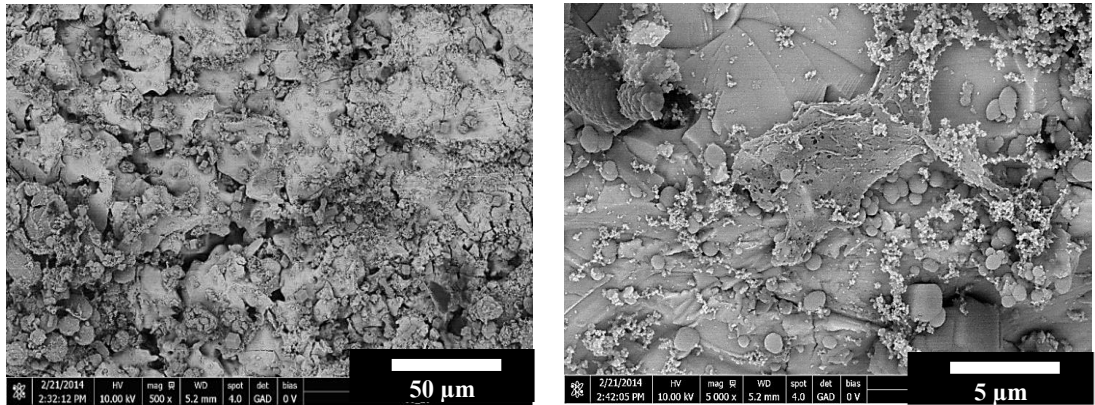
(g)



(h)



(ฉ)



- รูปที่ 4.21** การยึดเกาะของเซลล์กระดูก หลังจากเลี้ยงเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงานเป็นเวลา 7 วัน
 ที่กำลังขยายต่ำ (ซ้าย) และที่กำลังขยายสูง (ขวา)
- (ก) ชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์ และผงแก้วชีวภาพ
- (ข) ชิ้นงานไทเทเนียมบริสุทธิ์
- (ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน
- (ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ 60 โดยปริมาตร และผงแก้วชีวภาพ
- (จ) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ 40 โดยปริมาตร และผงแก้วชีวภาพ
- (ฉ) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ 20 โดยปริมาตร และผงแก้วชีวภาพ

บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการดำเนินงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 วิเคราะห์ผลการดำเนินงานวิจัย

5.1.1 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

5.1.1.1 ปัจจัยที่ส่งผลต่อลักษณะทางกายภาพ

เพื่อพิจารณาลักษณะทางกายภาพของชิ้นงานไทเทเนียมผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตที่ผ่านการอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และที่ผ่านการอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่าบริเวณผิวภายนอกหลังผ่านกระบวนการอบประสานมีความพรุนเกิดขึ้น (รูปที่ 4.4 (ข)) อันเนื่องจากการสลายตัวของสารที่ทำให้เกิดความพรุน (แอมโมเนียมไบคาร์บอเนต) ในกระบวนการอบประสาน (Debinding) และเมื่อพิจารณาลักษณะรูพรุนบริเวณภายในของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนทุกอัตราส่วน พบว่าประกอบด้วยรูพรุน 2 ชนิด ได้แก่ รูพรุนขนาดใหญ่ และรูพรุนขนาดเล็ก (รูปที่ 4.7) โดยรูพรุนขนาดใหญ่เกิดจากสารที่ทำให้เกิดความพรุน (แอมโมเนียมไบคาร์บอเนต) ถูกกำจัดออกระหว่างกระบวนการอบประสาน ซึ่งรูพรุนขนาดใหญ่นี้เหมาะสมแก่การสร้างเนื้อเยื่อกระดูก และส่งผ่านของเหลวภายในร่างกาย และในส่วนของรูพรุนขนาดเล็กเกิดจากพฤติกรรมการเชื่อมติดกันบริเวณผิวสัมผัสของอนุภาคไทเทเนียมในกระบวนการอบประสาน ส่งผลให้เกิดช่องว่างขึ้น [17] รูพรุนขนาดเล็กนี้สามารถช่วยเหนี่ยวนำให้เกิดเซลล์กระดูกได้ดี [18] และเมื่อทำการทดสอบปริมาตรความพรุน พบว่าขนาดรูพรุนส่วนใหญ่ของชิ้นงานหลังอบประสานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวมีขนาดใหญ่ (เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 108 ไมครอน) กว่าชิ้นงานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง (เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 73.8 ไมครอน) (รูปที่ 4.8) เนื่องจากกระบวนการขึ้นรูปที่อัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทางมีการให้แรงดันอัดที่สูง (200 เมกะปาสกาล) แก่ชิ้นงานทุกทิศทาง ส่งผลให้อนุภาคของไทเทเนียม และแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตของชิ้นงานก่อนอบประสานเคลื่อนที่ชิดกันมากขึ้น ดังนั้นเมื่อนำชิ้นงานไปผ่านกระบวนการอบประสาน ช่องว่างระหว่างอนุภาคที่มีขนาดใหญ่จึงมีปริมาตรลดลงเมื่อเทียบกับชิ้นงานที่ขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว อย่างไรก็ตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนที่ได้จากกระบวนการขึ้นรูปทั้ง 2 ชนิด มีค่าใกล้เคียงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดสำหรับส่งผ่านของเหลวในร่างกาย และรูพรุนกระดูกธรรมชาติ (200-500 ไมครอน) [19, 20] และเมื่อพิจารณาลักษณะโครงสร้างทางกายภาพบริเวณภายในของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนทุกอัตราส่วน พบว่าชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 และ 70 โดยปริมาตรที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรง 50 เมกะปาสกาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดัน

เท่ากันทุกทิศทาง โครงสร้างภายใต้แรงกด (รูปที่ 4.6 (ข และ ฉ)) เนื่องจากแรงดันอัดที่ใช้ในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานมีปริมาณมาก ส่งผลให้เกิดความเค้นสะสมอยู่ในชิ้นงาน ดังนั้นเมื่อนำชิ้นงานไปผ่านกระบวนการอบประสานจึงเกิดความเค้นตกค้าง (Residual stress) อยู่ในชิ้นงาน ทำให้เกิดรอยแตกร้าวขึ้นภายในโครงสร้าง [21] และเมื่อพิจารณาผลการวิเคราะห์รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนที่ผ่านกระบวนการอบประสาน พบว่าผิวชิ้นงานบริเวณภายนอก และภายในมีรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ที่แตกต่างกัน โดยบริเวณภายนอกพบสารประกอบไทเทเนียมออกไซด์ ส่วนบริเวณภายในพบสารประกอบไทเทเนียม (รูปที่ 4.9) สาเหตุที่ทำให้ทั้ง 2 บริเวณมีสารประกอบที่แตกต่างกัน เนื่องจากหลังเสร็จสิ้นกระบวนการอบประสาน จะทำการปล่อยชิ้นงานให้เย็นตัวภายในเตา ซึ่งในขั้นตอนนี้ไม่ได้มีการควบคุมบรรยากาศด้วยก๊าซเฉื่อย จึงอาจส่งผลให้ไทเทเนียมบริเวณผิวภายนอกชิ้นงานที่สัมผัสกับบรรยากาศภายในเตาทำปฏิกิริยากับออกซิเจน เกิดเป็นสารประกอบไทเทเนียมออกไซด์ขึ้น

5.1.1.2 ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมบัติทางกล

การทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานที่มีความพรุนลักษณะกราฟที่ได้สามารถแบ่งได้เป็น 3 ส่วน ได้แก่ ส่วนการเสีรูปลิ้นตัวแบบเส้นตรง เกิดจากผนังโครงสร้างรูพรุนเกิดการสั้น และขยับตัวส่งผลให้มีความแน่นตัวสูงขึ้นจากแรงกด ส่วนที่ 2 ช่วงที่ความเค้นคงที่ เกิดจากบริเวณข้อต่อผนังโครงสร้างดูดซับแรงกดที่กระทำต่อวัสดุ ส่งผลให้วัสดุเกิดการเสีรูปล้อยอย่างต่อเนื่องค่าความเครียดจึงมีค่าเพิ่มขึ้น ขณะที่ค่าความเค้นมีค่าคงที่ และส่วนการแน่นตัว เกิดจากผนังโครงสร้างเกิดการเสีหายยุบตัวรวมกันทั้งหมด ส่งผลให้เมื่อให้แรงกดกับวัสดุค่าความเค้นจึงมีค่าเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว [18, 31] โดยกระดุกธรรมชาติในร่างกายมนุษย์มีค่าสมบัติทางกลช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่าความแข็งแรงต่อแรงอัด และค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 3-20 เมกะปาสคาล 2-200 เมกะปาสคาล และ 0.1-20 กิกะปาสคาล ตามลำดับ [8, 9, 10] และจากการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน หลังผ่านกระบวนการอบประสาน เมื่อพิจารณาชิ้นงานที่อัตราส่วนแอม โมเนียม ไบคาร์บอเนตเท่ากัน เช่น ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอม โมเนียม ไบคาร์บอเนตร้อยละ 60 โดยปริมาตร (รูป 4.10 (ค และ ง)) เมื่อเปลี่ยนกระบวนการอัดขึ้นรูปจากอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว เป็นอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง พบว่ากราฟช่วงที่ความเค้นคงที่ที่ได้มีลักษณะราบเรียบ และมีค่าเกาะกลุ่มใกล้เคียงกันเพิ่มขึ้น เนื่องจากกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทางมีการใช้แรงดันอัดที่สูงแก่ชิ้นงาน ซึ่งแรงที่ทำให้มีปริมาณมากกว่าแรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว ดังนั้นเมื่อนำชิ้นงานที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงต่างๆ มาผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง ค่าความหนาแน่นสุดท้ายจึงมีค่าใกล้เคียงกัน แต่พบว่าค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ที่ได้มีค่าลดเมื่อเทียบกับกระบวนการอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว เนื่องจากผนังโครงสร้างภายในเกิดการแตกร้าวจากกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง (รูปที่ 4.6 (ข)) ส่งผลให้ความสามารถใน

การดูดซับแรงกดของโครงสร้างมีค่าลดลงในช่วงที่ความเค้นคงที่จึงมีค่าลดลง และจากรูปที่ 4.10 (ก) พิจารณาชิ้นงานที่อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตเท่ากัน เช่น ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 โดยปริมาตร ที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว พบว่ากราฟช่วงที่ความเค้นคงที่มีค่าลดลง เมื่อแรงอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวเพิ่มขึ้น เนื่องจากผนังช่วงที่บริเวณข้อต่อผนังโครงสร้างดูดซับแรงที่ใช้ในการขึ้นรูปส่วนที่มากเกินไป ดังนั้นเมื่อทดสอบสมบัติการรับแรงกดจึงเสียรูปได้ง่ายในช่วงที่ความเค้นคงที่จึงมีค่าลดลง และเมื่อพิจารณาชิ้นงานที่อัดขึ้นรูปด้วยกระบวนการเดียวกัน เช่น อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง (รูปที่ 4.10 (ข และ ง)) พบว่าเมื่อเพิ่มอัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตจากร้อยละ 60 เป็น 70 โดยปริมาตร ค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยังมีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจากโครงสร้างชิ้นงานมีค่าร้อยละความพรุนเพิ่มขึ้น (รูปที่ 4.8) ส่งผลให้ความสามารถในการรับแรงกดมีค่าลดลง

5.1.2 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

5.1.2.1 ปัจจัยที่ส่งผลต่อลักษณะทางกายภาพ

ลักษณะทางภาพบริเวณภายในของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ หลังอบประสาน เมื่อพิจารณาลักษณะรูพรุนภายในของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพทุกอัตราส่วน พบว่าประกอบด้วยรูพรุนขนาดเล็ก 2 ชนิด (รูปที่ 4.15) โดยชนิดแรกเป็นรูพรุนที่เกิดจากการเชื่อมประสานระหว่างอนุภาคชนิดเดียวกัน และรูพรุนชนิดที่ 2 เป็นรูพรุนที่เกิดจากรอยต่อระหว่างกลุ่มอนุภาคต่างชนิดกัน โดยรูพรุนชนิดที่ 2 มีขนาดใหญ่กว่าชนิดแรกเล็กน้อย ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดสอบปริมาตรความพรุนชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพหลังอบประสาน พบว่ามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุน 2 ช่วง คือ ช่วงขนาดประมาณ 0.01-6.54 และ 8.14-10.50 ไมครอน (รูปที่ 4.16) และเมื่อพิจารณาที่อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์เพิ่มขึ้น พบว่าค่าร้อยละความพรุนตัวมีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจากลักษณะอนุภาคผงไฮดรอกซีแอปพาไทต์มีรูพรุนกระจายอยู่ภายในเนื้ออนุภาค (รูปที่ 4.11 (ก)) ดังนั้นเมื่ออัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์มากขึ้น ส่งผลให้ค่าร้อยละความพรุนตัวที่ได้จึงมีค่าสูงขึ้น และที่อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์เพิ่มขึ้น พบว่าขนาดรูพรุนรูพรุนส่วนใหญ่ที่ได้มีขนาดใหญ่ขึ้น (รูปที่ 4.16) เนื่องจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่เพิ่มขึ้นเกิดการรวมกลุ่มกัน ส่งผลให้รูพรุนชนิดที่ 2 มีปริมาณมากขึ้น ขนาดรูพรุนรูพรุนส่วนใหญ่ที่ได้จึงมีขนาดใหญ่ขึ้น และเมื่อพิจารณาลักษณะโครงสร้างทางกายภาพบริเวณภายในชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ ที่เติมผงแก้วชีวภาพหลังอบประสาน พบว่าอนุภาคไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปพาไทต์สามารถยึดเกาะกันได้ดีขึ้น พิจารณาจากลักษณะทางกายภาพภายนอกชิ้นงานที่

เติมผงแก้วชีวภาพ (รูปที่ 4.13) เปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ไม่เติมผงแก้วภาพ (รูปที่ ข.2) ทั้งนี้เนื่องจาก ผงแก้วชีวภาพเกิดการหลอมเหลวในกระบวนการอบประสานทำหน้าที่เชื่อมระหว่างอนุภาคของ ไทเทเนียมและไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และแทรกตัวอยู่ในรูพรุนระหว่างอนุภาค (รูปที่ 4.14 (ข-ญ)) ส่งผลให้ชิ้นงานหลังอบประสานไม่เกิดการแตกร้าว และเมื่อพิจารณาผลการวิเคราะห์รูปแบบการ เลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพที่ผ่านกระบวนการ อบประสาน พบว่าผิวชิ้นงานบริเวณภายนอก และภายในมีรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ที่แตกต่างกัน โดยบริเวณภายนอกพบสารประกอบไฮดรอกซีแอปพาไทต์ ไทเทเนียมออกไซด์ ไทเทเนียม ฟอสเฟต และแคลเซียมออกไซด์ฟอสเฟต ส่วนบริเวณภายในประกอบด้วยไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และ ไทเทเนียมออกไซด์ เนื่องจากกระบวนการสลายตัวของไฮดรอกซีแอปพาไทต์ได้น้ำเป็นสารผลิตภัณฑ์ ข้างเคียง ส่งผลให้อนุภาคไทเทเนียมเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันกับออกซิเจนในบรรยากาศภายในเตาเกิด เป็นสารประกอบไทเทเนียมออกไซด์ขึ้น [30] และธาตุฟอสเฟตของไฮดรอกซีแอปพาไทต์เกิดการแพร่ จากบริเวณภายในสู่ภายนอก เกิดเป็นสารประกอบไทเทเนียมฟอสเฟต และแคลเซียมออกไซด์ ฟอสเฟตขณะทำการอบประสาน [21] ดังรูปที่ 4.17

5.1.2.2 ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมบัติทางกล

การทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้วชีวภาพที่ อัตราส่วนต่างๆ ลักษณะกราฟผลการทดสอบที่ได้ไม่พบกราฟช่วงที่ความเค้นคงที่ ดังรูปที่ 4.18 เนื่องจากวัสดุเซรามิกมีสมบัติความความต้านทานแรงกดสูง จึงเกิดการเสียรูปก่อนเกิดการเสียรูปแบบ พลาสติกด้วยกระบวนการแตกหักแบบเปราะ ทำให้เมื่อรับแรงกดถึงจุดสูงสุดเกิดการแตกหักทันที [31] และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์เพิ่มขึ้นจากร้อยละ 40 เป็น 60 โดย ปริมาตร พบว่าค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด (รูปที่ 4.19 (ก)) และค่ามอดูลัสของยัง (รูปที่ 4.19 (ข)) มีค่าลดลง เนื่องจากไฮดรอกซีแอปพาไทต์มีสมบัติแข็งแต่เปราะ ดังนั้นเมื่อเพิ่มอัตราส่วนไฮดรอกซี แอปพาไทต์ส่งผลชิ้นงานมีความเปราะเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานแรงกดที่ได้จึงมีค่าลดลง [31] และเมื่อ พิจารณาผลการทดสอบความต้านทานแรงดัดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ และผงแก้ว ชิวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ เมื่ออัตราส่วนไฮดรอกซีแอปพาไทต์เพิ่มขึ้นจากร้อยละ 40 เป็น 60 โดย ปริมาตร พบว่าค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุด (รูปที่ 4.20 (ก)) และค่ามอดูลัสของยังมีค่าลดลง (รูปที่ 4.20 (ข)) เนื่อง จากไฮดรอกซีแอปพาไทต์มีสมบัติแข็งแต่เปราะ ดังนั้นเมื่อเพิ่มอัตราส่วนไฮดรอกซี แอปพาไทต์จึงส่งผลให้ค่าความต้านทานแรงดัดสูงสุดมีค่าลดลง [31]

5.1.2.3 พฤติกรรมการเสียรูปการทดสอบความต้านทานแรงกด ของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน และที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

การทดสอบความต้านทานแรงกดเมื่อพิจารณาลักษณะกราฟการทดสอบชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุน เปรียบเทียบกับชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ พบว่ามีพฤติกรรมการเสียรูปที่แตกต่างกัน โดยเมื่อพิจารณากราฟการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนปรากฏกราฟช่วงที่ความเค้นคงที่ ลักษณะกราฟช่วงนี้พบได้ในชิ้นงานโลหะที่โครงสร้างมีความพรุน ซึ่งเกิดจากบริเวณข้อต่อผนังโครงสร้างดูดซับแรงกดที่กระทำต่อวัสดุ ส่งผลให้วัสดุเกิดการเสียรูปอย่างต่อเนื่องค่าความเครียดจึงมีค่าเพิ่มขึ้นขณะที่ค่าความเค้นมีค่าคงที่ ดังรูปที่ 4.10 และเมื่อพิจารณากราฟการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ ไม่พบลักษณะกราฟช่วงที่ความเค้นคงที่ เนื่องจากวัสดุมีการผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ซึ่งเป็นวัสดุในกลุ่มเซรามิกมีสมบัติแข็งแต่เปราะ เมื่อทดสอบความต้านทานแรงกดจึงเกิดการเสียรูปทันทีเมื่อรับแรงกดถึงจุดสูงสุด จึงไม่พบกราฟช่วงที่ความเค้นคงที่ ดังรูปที่ 4.18

5.1.3 การทดสอบสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ

การประเมินสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพสามารถพิจารณาจากปฏิกิริยาระหว่างเซลล์กับเซลล์ (Cell-cell adhesion) การตอบสนองของเซลล์ต่อพื้นผิววัสดุทดสอบ (Cell-matrix) ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นจากโปรตีนที่เซลล์สร้างให้เกิดพันธะทางกายภาพ (Physical bond) กับพื้นผิวที่ยึดเกาะ [7] (รูปที่ ง.1) นำชิ้นงานที่ผลิตด้วยวัสดุไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์ผสมผงแก้วชีวภาพ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ ไทเทเนียมที่มีความพรุน และไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ มาทดสอบการตอบสนองกับเซลล์กระดูก โดยทำการเลี้ยงเซลล์กระดูกบนผิววัสดุโดยตรงเป็นเวลา 7 วัน จากการวิเคราะห์สภาพของเซลล์กระดูกด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าเซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะ และเจริญเติบโตได้บนผิววัสดุทั้งหมดที่ใช้ในการทดสอบ แต่เมื่อพิจารณาลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูกกับผิววัสดุแต่ละชนิด พบว่าชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ เซลล์กระดูกมีการเจริญเติบโตในแต่ละบริเวณไม่สม่ำเสมอ ลักษณะเซลล์ไม่สมบูรณ์ ความสามารถในการยึดเกาะกับวัสดุไม่ดี รูปร่างและขนาดเปลี่ยนแปลงไปจากเซลล์กระดูกปกติ [7] เนื่องจากผิวชิ้นงานมีลักษณะขรุขระ ความสูงต่ำของผิวชิ้นงานในแต่ละส่วนต่างกันอย่างสูง ทำให้เซลล์กระดูกยากต่อการยึดเกาะในแต่ละส่วนของพื้นผิว ลักษณะการยึดเกาะจึงไม่เรียบไปกับผิววัสดุ ดังรูปที่ 4.21 (ง-จ) และเมื่อพิจารณาลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูกกับชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาไทต์ผสมผงแก้วชีวภาพ และไทเทเนียมที่มีความพรุน พบว่าเซลล์กระดูกมีการเจริญเติบโตสม่ำเสมอ ความสามารถในการยึดเกาะกับวัสดุดี รูปร่างและขนาดใกล้เคียงเซลล์ปกติ

ลักษณะสมบูรณ์ โดยสังเกตจากส่วนที่ยื่นออกจากเซลล์คล้ายนิ้วมือ (Filopodia) ที่มีจำนวนมาก เนื่องจากพื้นผิวชิ้นงานมีลักษณะเรียบมากขึ้น และความสูงต่ำของผิวชิ้นงานในแต่ละส่วนลดลง ทำให้เซลล์กระดูกงายต่อการยึดเกาะเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามผิววัสดุยังคงมีความขรุขระเซลล์กระดูกที่ได้จึงแผ่ตัวไปในระนาบเดียวกับผิวชิ้นงานได้ไม่ดี ความสามารถในการเชื่อมต่อกันระหว่างเซลล์เกิดได้ยาก ดังรูปที่ 4.21 (ก และ ค) และเมื่อพิจารณาลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูกกับชิ้นงานไทเทเนียมบริสุทธิ์ พบว่าเซลล์กระดูกมีการเจริญเติบโตสม่ำเสมอ ลักษณะสมบูรณ์ ความสามารถในการยึดเกาะกับวัสดุ เซลล์กระดูกสามารถเชื่อมต่อกันระหว่างเซลล์กับเซลล์ได้เพิ่มขึ้น รูปร่างและขนาดใกล้เคียงเซลล์ปกติมากที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุที่กล่าวมาข้างต้น เนื่องจากพื้นผิวชิ้นงานมีลักษณะราบเรียบทำให้เซลล์กระดูกงายต่อการยึดเกาะ ดังรูปที่ 4.21 (ข)

จากผลการทดสอบการตอบสนองของเซลล์กระดูกข้างต้นที่กล่าวมา ยังไม่สามารถสรุปได้ว่า วัสดุชนิดใดมีความสามารถตอบสนองต่อเซลล์กระดูกได้ดีกว่ากัน ทั้งนี้ขึ้นกับตำแหน่งกระดูกที่ทดแทนในร่างกาย เนื่องจากชนิดของเซลล์และการนำไปใช้งานในแต่ละบริเวณของร่างกายจะมีการตอบสนองของเซลล์กับวัสดุทดแทนที่แตกต่างกัน จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในสัตว์ทดลองในขั้นตอนต่อไป

5.2 สรุปผลการทดลอง

5.2.1 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

1. สามารถผลิต โครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน ที่อัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 60, 70 และ 80 โดยปริมาตรสำเร็จ โดยมีค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ อยู่ในช่วง 2-14 เมกะปาสกาล ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดอยู่ในช่วง 5-19 เมกะปาสกาล และค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 0.02-0.2 กิกะปาสกาล ซึ่งมีค่าสมบัติทางกลใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ
2. แรงที่ใช้ในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานแบบทิศทางเดียวที่เพิ่มขึ้น ส่งผลให้ค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ และค่าความต้านทานแรงกดมีค่าลดลง
3. แรงที่ใช้ในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานแบบทิศทางเดียว 50 เมกะปาสกาล และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง ทำให้ลักษณะทางกายภาพบริเวณภายในชิ้นงานเกิดรอยร้าวส่งผลให้ค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ และค่าความต้านทานแรงกดมีค่าลดลง
4. อัตราส่วนของแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่าช่วงที่ความเค้นคงที่ และค่าความต้านทานแรงกดมีค่าลดลง

5.2.2 การศึกษาโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ

1. สามารถผลิตโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ และผงแก้วชีวภาพ ที่อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาไทต์ร้อยละ 0, 20, 40, 60 และ 100 โดยปริมาตรสำเร็จ โดยมีค่ามอดุลัสของยังอยู่ในช่วง 0.68-1.29 กิกะปาสกาล มีค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดอยู่ในช่วง 19.64-59.10 เมกะปาสกาล และมีค่าความต้านทานแรงคัดสูงสุดอยู่ในช่วง 7.06-34.70 เมกะปาสกาล ซึ่งมีค่าสมบัติทางกลใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ
2. เวลาที่ใช้ในกระบวนการบดผสมไม่ใช่ปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อค่าสมบัติทางกล และลักษณะทางกายภาพ
3. อัตราส่วนของไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่าความต้านทานแรงกด และค่าความต้านทานแรงคัดมีค่าลดลง

5.2.3 การทดสอบสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ

1. ชิ้นงานไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์ผสมผงแก้วชีวภาพ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ ไทเทเนียมที่มีความพรุน และไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ เซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะและเจริญเติบโตได้
2. ชิ้นงานไทเทเนียมบริสุทธิ์มีผิวชิ้นงานเรียบ เซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะบนผิวชิ้นงานสม่ำเสมอ มีปริมาณมาก เซลล์มีการแผ่เชื่อมกับเซลล์รอบข้างได้ดี เมื่อเทียบกับไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์ ผสมผงแก้วชีวภาพ ไทเทเนียมที่มีความพรุน และไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ

5.3 ข้อเสนอแนะ

1. จากผลการศึกษาในงานวิจัยนี้หากต้องการนำไปต่อยอดใช้ผลิตในเชิงอุตสาหกรรม ควรปรับช่วงค่าอัตราส่วนผสมระหว่างไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอพาไทต์ให้ละเอียดมากขึ้น เพื่อให้ได้โครงสร้างทดแทนกระดูกที่มีค่าสมบัติทางกลที่หลากหลาย ซึ่งสามารถนำไปปรับใช้ให้เหมาะสมกับกระดูกธรรมชาติแต่ละส่วนของร่างกาย
2. จากขั้นตอนการทดสอบสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพ หากต้องการศึกษาการเจริญเติบโตของเซลล์กระดูก ลักษณะการยึดเกาะในระยะเวลาต่างๆ ให้เห็นความแตกต่างชัดเจนมากขึ้น สามารถทำได้โดยเพิ่มระยะเวลาที่ใช้เลี้ยงเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงาน และหากต้องการนำไปใช้ผลิตในเชิงอุตสาหกรรมควรทำการทดสอบค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ และมีการทดสอบ โดยนำไปใช้กับสัตว์ทดลอง (In vivo test)

เอกสารอ้างอิง

1. รพีพร ขวัญเชื้อ, 2557, **The 1st Advance Training Course on Osteoporosis** [Online], Available: <http://km.wu.ac.th/file/20140731-DkrWL.pdf> [22 กันยายน 2557].
2. Chenglin, C., Jingchuan, Z., Zhongda, Y. and Shidong, W., 1999, "Hydroxyapatite-Ti Functionally Graded Biomaterial Fabricated by Powder Metallurgy", **Materials Science and Engineering**, pp. 95-100.
3. Ozawa, S., and Kasugai, S., 1996, "Evaluation of Implant Materials (Hydroxyapatite, Glass-Ceramics, Titanium) in Rat Bone Marrow Stromal Cell Culture", **Biomaterial**, pp. 23-29.
4. จินตมัย สุวรรณประทีป, สิริพร โตนดแก้ว, มาลินี ประสิทธิ์ศิลป์, 2549, **วิทยาการวัสดุการแพทย์ เล่ม 2**, ไทยเอฟเฟคท์สตูดิโอ, กรุงเทพฯ, หน้า 24-61.
5. Singh, R. and Dahotre, N., 2007, "Corrosion Degradation and Prevention by Surface Modification of Biometallic Materials", **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Vol. 18, No. 5, pp. 725-751.
6. Goller, G., Demirkiran, H., Oktar, F.N., and Demirkesen, E., 2003, "Processing and Characterization of Bioglass Reinforced Hydroxyapatite Composites", **Ceramics International**, pp. 721-724.
7. กมลรัตน์ ชนัปประภัสร์, จันทิมา จเรสิทธิกุลชัย, วัชรา โชควิวัฒน์, ปรียวิศร์ ณ อุบล, 2548, **การทดสอบทางชีวภาพสำหรับวัสดุและผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์**, ซีเอ็ดยูเคชั่น, กรุงเทพฯ, หน้า 17-40.
8. Rak, Z.S., Waller, J., 2005, "Porous Titanium Foil by Tape Casting Technique", **J. Mater Process Tech**, pp. 358–365.

9. Takemoto, M., et al., 2005, "Mechanical Properties and Osteoconductivity of Porous Bioactive Titanium", **Biomaterials**, pp. 6014–6023.
10. Li, J.P., et al., 2006, "Porous Ti6Al4V Scaffold Directly Fabricating by Rapid Prototyping: Preparation and in Vitro Experiment", **Biomaterials**, pp. 1223–1235.
11. Caeiro, J.R., et al., 2013, "Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral", **SciELO**, Vol. 5, No. 2.
12. สมศักดิ์ กุปต์นิรัติกัยกุล, ทวีชัย เตชะพงษ์วรชัย, พิบูลย์ อธิระวิวงศ์, 2545, โลหะที่นำมาใช้ทางออร์โธปิดิกส์ในปัจจุบัน, เวชศาสตร์ร่วมสมัย แพทย์ศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ, หน้า 1-12.
13. Zhao, Z., Zhang, G., and Li, H., 2004, "Preparation of Calcium Phosphate Coating on Pure Titanium Substrate by Electrodeposition Method", **Journal of Central South University of Technology**, Vol. 11, No. 2, pp. 147-151.
14. Narayanan, R., Seshadri, S., Kwon, T., and Kim, K., 2007, "Electrochemical Nano-Grained Calcium Phosphate Coatings on Ti-6Al-4V for Biomaterial Applications", **Scripta Materialia**, Vol. 56, No. 3, pp. 229-232.
15. วีรญา วรกิจพิทักษ์กุล, 2553, ผลของตัวแปรในการเคลือบผิวไฮดรอกซีอะพาไทต์ด้วยกระบวนการทางเคมีไฟฟ้าต่อสัณฐานวิทยาและการตอบสนองของเซลล์กระดูก, วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, หน้า 7-9.
16. Schraeder, A., et al., 1998, **Orale Implantologie**, Thieme, stuttgart, p. 357.
17. German, R.M., 1994, **Powder Metallurgy Science**, 2nd ed., New Jersey.

18. Wen, C.E., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y., Asahina, T., and Mabuchi, M., 2002, "Processing and Mechanical Properties of Autogenous Titanium Implant Materials", **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, pp. 397-401.
19. Wenjuan, N., Chenguang, B., GuiBuo, Q., and Qjang, W., 2009, "Processing and Properties of Porous Titanium Using Space Holder Technique", **Materials Science and Engineering**, pp. 148-151.
20. Wenjuan, N., Chenguang, B., GuiBuo, Q., Qjang, W., Dengfu, C., and Lingyan, D., 2009 "Preparation and Characterization of Porous Titanium Using Space-holder Technique", **Rare Merals**, Vol. 28, No. 4, p. 338.
21. Popa, C., Simon, V., Vida-Simiti I., Batin, G., Candea, V., and Simon, S., 2005, "Titanium-Hydroxyapatite Porous Structures for Endosseous Applications", **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, pp. 1165-1171.
22. Chu, C., Lin, P., and Dong, Y., 2002, "Fabrication and Characterization of Hydroxyapatite Reinforced with 20vol% Ti Particles for Use as Hard Tissue Replacement", **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, pp. 985-992.
23. Salman, S., Gunduz, O., Yilmaz, S., Ovecoglu, M.L., Snyder, R.L., Agathopoulos, S., and Oktar, F.N., 2009, "Sintering Effect on Mechanical Properties of Composites of Natural Hydroxyapatites and Titanium", **Ceramics International**, pp. 2965-2971.
24. Ning, C.Q., and Zhou, Y., 2004, "On the Microstructure of Biocomposites Sintered from Ti, HA and Bioactive Glass", **Biomaterials**, pp. 3379-3387.
25. Ghomi, H., Fathi, M.H., and Edris, H., 2012, "Effect of the Composition of Hydroxyapatite/Bioactive Glass Nanocomposite Foams on their Bioactivity and Mechanical Properties", **Materials Research Bulletin**, pp. 3523-3532.

26. Spoerke, E.D., Murray, N.G., Li, H., Brinson L.C., Dunand, D.C., and Stupp, S.I., 2005, "A Bioactive Titanium Foam Scaffold for Bone Repair", **Acta Biomaterialia**, pp. 523-533.
27. St-Pierre, J.P., Gauthier, M., Lefebvre, L.P., and Tabrizian, M., 2005, "Three-Dimensional Growth of Differentiating MC3T3-E1 Pre-Osteoblasts on Porous Titanium Scaffolds" **Biomaterials**, pp. 7319-7328.
28. Ning, C., and Zhou, Y., 2008, "Correlations between the in Vitro and in Vivo Bioactivity of the Ti/HA Composites Fabricated by a Powder Metallurgy Method" **Acta Biomaterialia**, pp. 1944-1952.
29. Chokevivat, W., 2011, **Biological in Vitro Test Using Direct Contact Method with Human/Rat Cells**, MTEC Cell Culture Unit, Analytical and Testing Research Unit National Metal and Materials Technology Center, pp. 1-25.
30. Rodriguez-Lorenzo, L.M., Vallet-Regi, M., and Ferreira, J.M.F., 2001, "Fabrication of Hydroxyapatite Bodies by Uniaxial Pressing from a Precipitated Powder", **Biomaterials**, pp. 583-588.
31. Thomas, H.C., 2000, **Mechanical Behavior of Materials**, 2nd ed., McGraw-Hill, Boston.

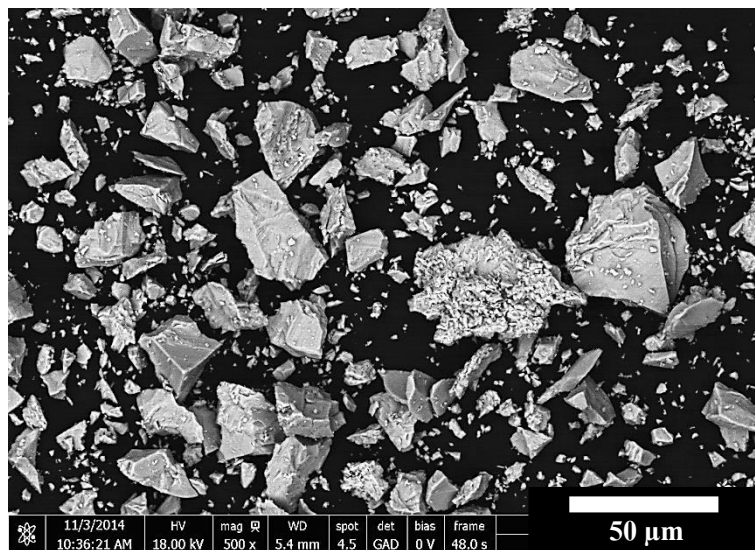
ภาคผนวก ก.

ศึกษาสมบัติของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

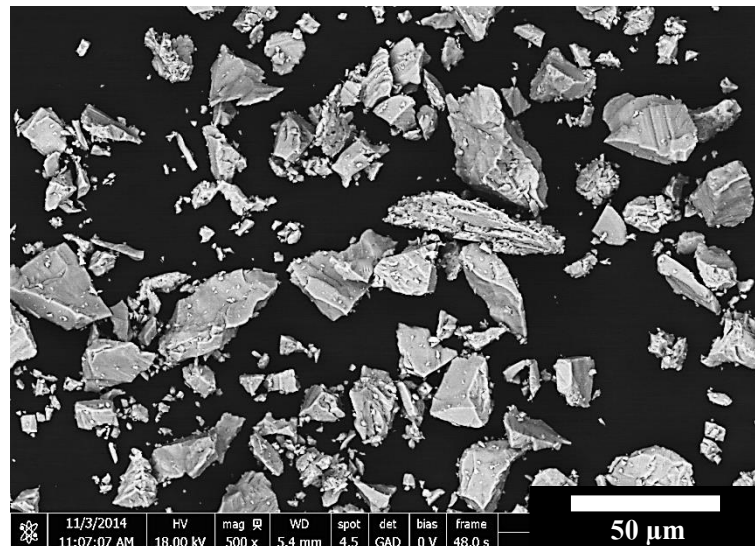
ลักษณะของผงหลังบดผสม

ลักษณะผงไทเทเนียมที่ผ่านการบดที่เวลา 15 นาที และ 12 ชั่วโมง เมื่อพิจารณาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าอนุภาคผงที่เวลาบดเพิ่มขึ้นมีลักษณะรูปร่าง และขนาดอนุภาคผงใกล้เคียงกัน และเมื่อพิจารณาผงไทเทเนียมที่ผ่านการบดเทียบกับอนุภาคที่ไม่ผ่านกระบวนการบด (รูปที่ 4.3) พบว่ามีลักษณะรูปร่าง และขนาดใกล้เคียงกัน ดังรูปที่ ก.1

(ก)



(ข)



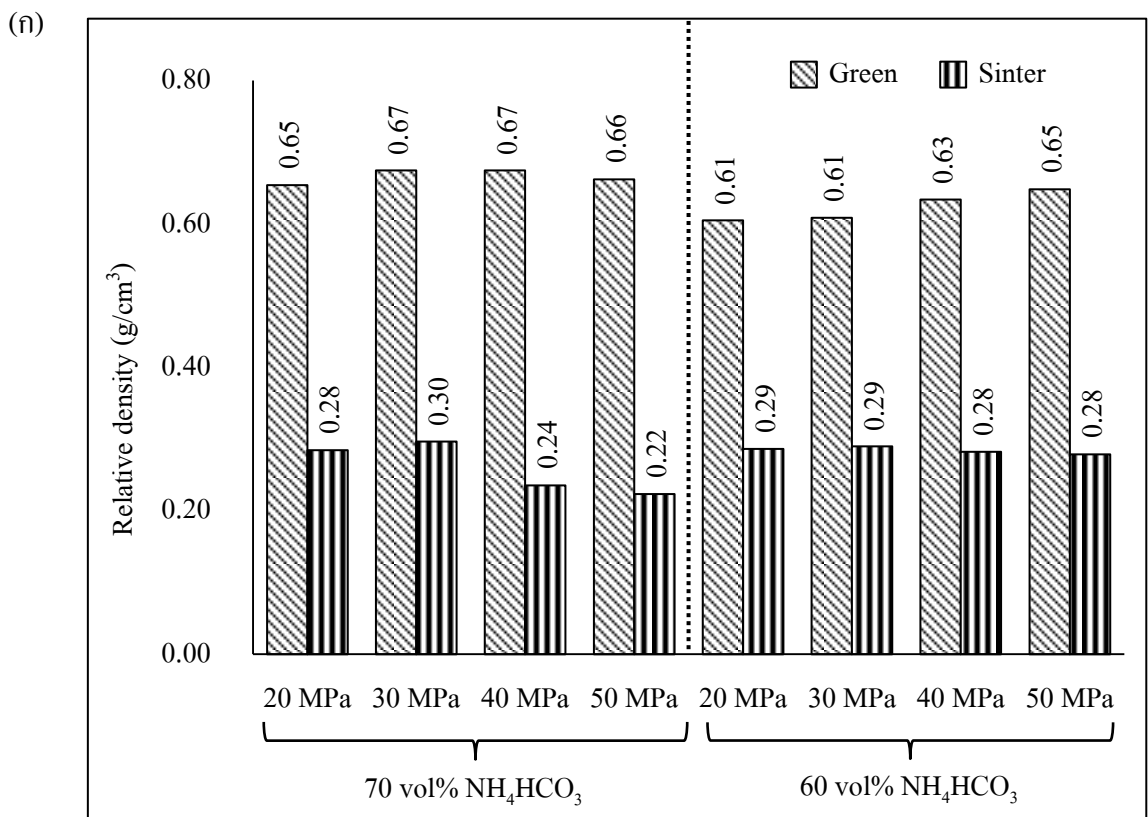
รูปที่ ก.1 ลักษณะอนุภาคผงไทเทเนียมที่ผ่านการบดผสมที่เวลาต่างๆ

(ก) บด 15 นาที

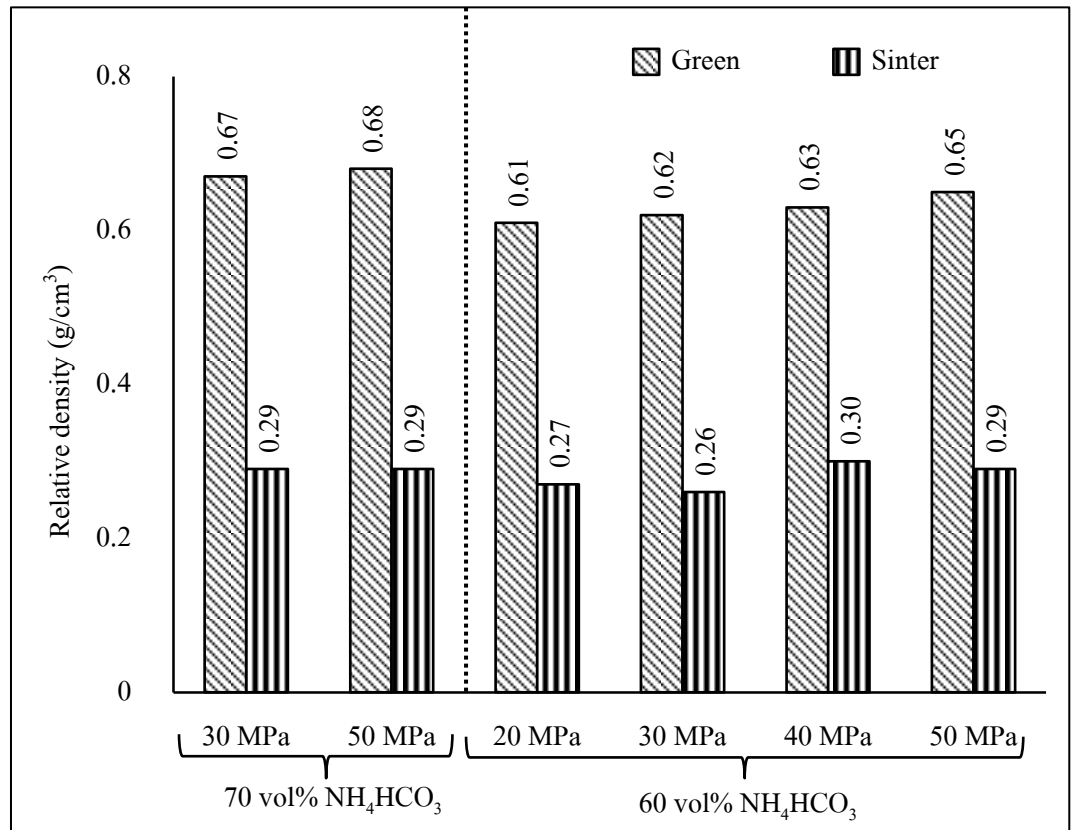
(ข) บด 12 ชั่วโมง

ความหนาแน่น

ค่าความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนอัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตร้อยละ 70 และ 60 โดยปริมาตรก่อนอบประสาน (Green) และหลังอบประสาน (Sinter) ที่อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว (รูปที่ ก.2 (ก)) และอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียว และนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง (รูปที่ ก.2 (ข)) เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนทุกอัตราส่วนๆ พบว่าค่าความแน่นหลังผ่านกระบวนการอบประสานมีค่าลดลง เนื่องจากรูพรุนที่เกิดขึ้นจากการสลายตัวแอมโมเนียมไบคาร์บอเนตในกระบวนการอบประสาน ส่งผลให้ชิ้นงานมีน้ำหนักลดลงเมื่อเทียบกับน้ำหนักชิ้นงานก่อนทำการอบประสาน ดังนั้นเมื่อคำนวณค่าความหนาแน่นที่ได้จึงมีค่าลดลง



(จ)



รูปที่ ก.2 ความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนอัตราส่วนแอมโมเนียมไบคาร์บอเนต ร้อยละ 70 และ 60 โดยปริมาตรก่อน และหลังอบประสาน
 (ก) อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างๆ
 (จ) อัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงดันอัดต่างๆ และนำไปผ่านกระบวนการอัด ด้วยความดันเท่ากันทุกทิศทาง

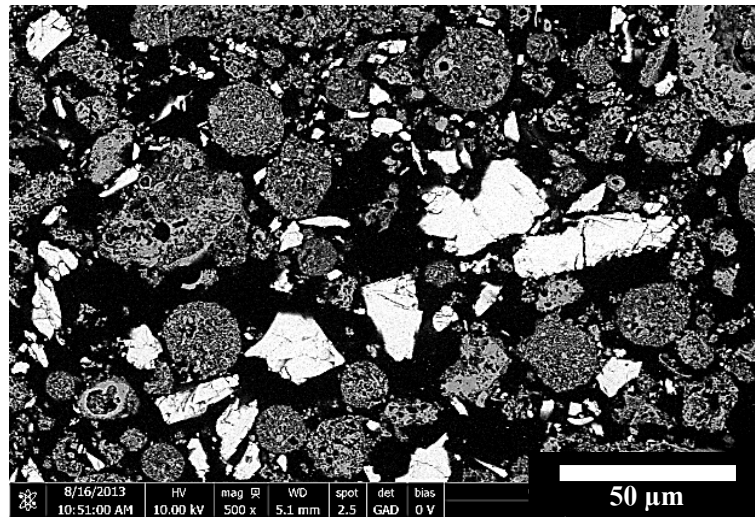
ภาคผนวก ข.

ศึกษาสมบัติของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต

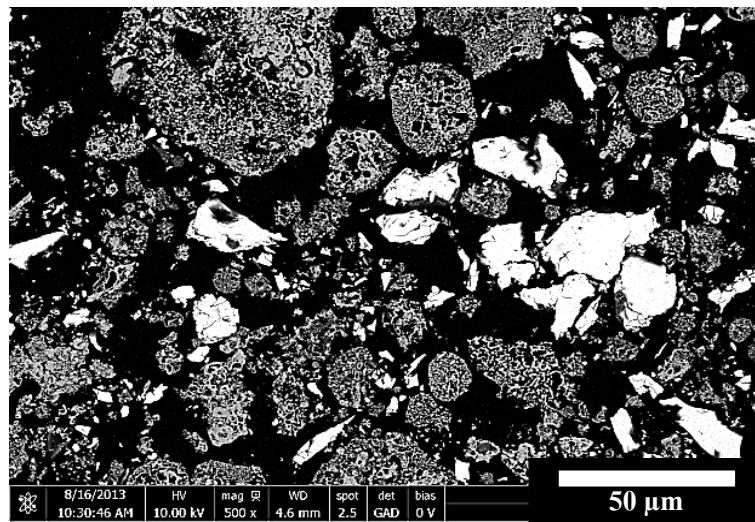
ลักษณะของผงหลังบดผสม

ลักษณะผงไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่เวลาบดผสม และขนาดอนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาทาइटต่างๆ ที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เมื่อพิจารณาลักษณะผงอัตราส่วนผสมที่ใช้อนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาทาइटขนาด 5 ไมครอน ที่เวลาบดผสมเพิ่มจาก 15 นาที เป็น 12 ชั่วโมง พบว่าขนาดอนุภาคไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปาทาइटไม่เกิดการเปลี่ยนแปลง (รูปที่ ข.1 (ก และ ข)) และเมื่อพิจารณาอนุภาคผงไทเทเนียม และผงไฮดรอกซีแอปาทาइटที่ผ่านการบดเทียบกับอนุภาคผงไทเทเนียม (รูปที่ 4.3) และผงไฮดรอกซีแอปาทาइट (รูปที่ 4.12 (ก)) ที่ไม่ผ่านกระบวนการบดผสม พบว่ามีลักษณะรูปร่าง และขนาดใกล้เคียงกับอนุภาคเริ่มต้น และเมื่อพิจารณาลักษณะผงอัตราส่วนผสมที่ใช้อนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาทาइटขนาด 50-150 ไมครอน ที่เวลาบดผสมเพิ่มจาก 15 นาที เป็น 12 ชั่วโมง พบว่าขนาดอนุภาคไฮดรอกซีแอปาทาइटไม่เกิดการเปลี่ยนแปลง แต่เมื่อพิจารณาอนุภาคไทเทเนียม พบว่าเกิดการแตกหัก และกระจายออกไปในบริเวณรอบข้าง (รูปที่ ข. 1 (ค และ ง)) และเมื่อพิจารณาอนุภาคผงไทเทเนียม และผงไฮดรอกซีแอปาทาइटที่ผ่านการบดเทียบกับอนุภาคผงไทเทเนียม (รูปที่ 4.3) และผงไฮดรอกซีแอปาทาइट (รูปที่ 4.12 (ก)) ที่ไม่ผ่านกระบวนการบดผสม พบว่าอนุภาคไฮดรอกซีแอปาทาइटมีลักษณะรูปร่าง และขนาดใกล้เคียงกับอนุภาคเริ่มต้น แต่เมื่อพิจารณาลักษณะอนุภาคไทเทเนียม พบว่ามีขนาดเล็กลง

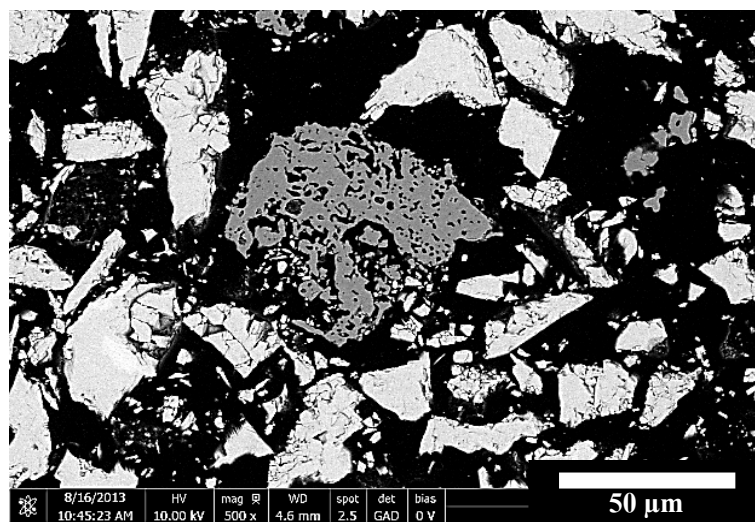
(h)



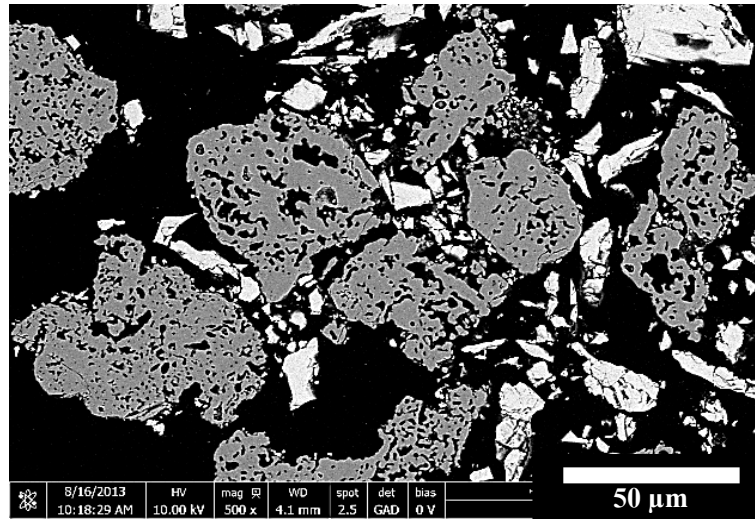
(i)



(j)



(ง)



รูปที่ ข.1 ลักษณะผงไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ร้อยละ 60 โดยปริมาตร ที่เวลาบดผสม และขนาดอนุภาคผงไฮดรอกซีแอปาไทต์ต่างกัน

(ก) 5 ไมครอน 15 นาที

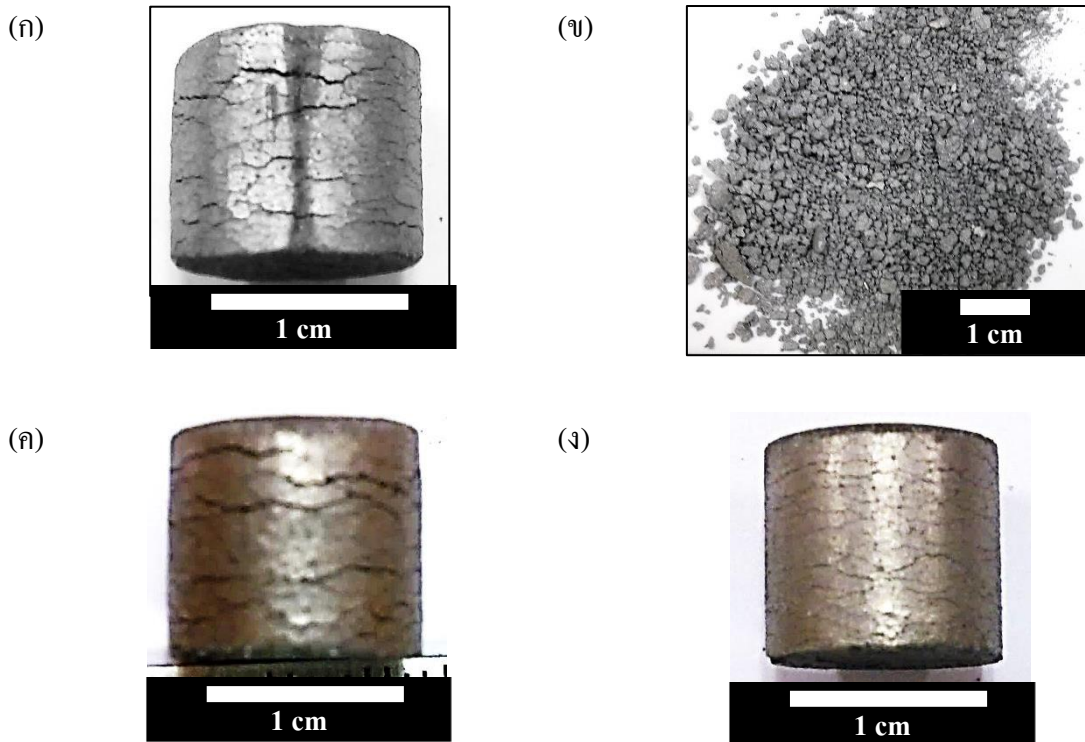
(ข) 5 ไมครอน 12 ชั่วโมง

(ค) 50-150 ไมครอน 15 นาที

(ง) 50-150 ไมครอน 12 ชั่วโมง

ลักษณะชิ้นงานหลังอบประสานด้วยเตาอัดร้อน (Hot Press)

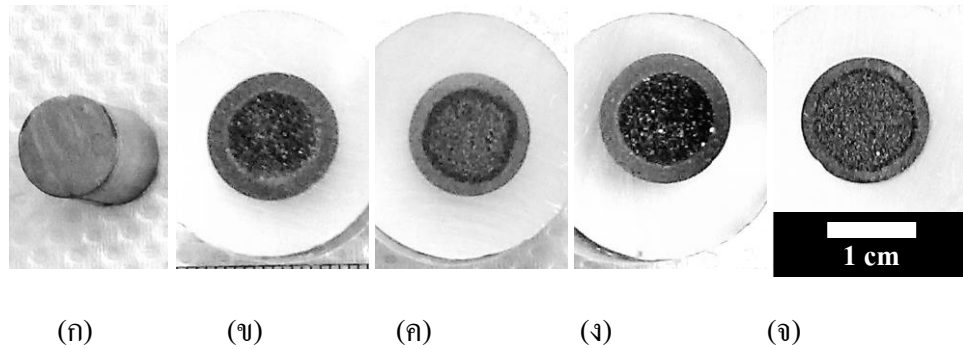
ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์หลังอบประสานด้วยเตาอัดร้อน ที่ผ่านกระบวนการบดผสมเวลา 15 นาที และ 12 ชั่วโมง เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร ชิ้นงานมีลักษณะบวม และแตกร้าว และเมื่อเก็บรักษาชิ้นงานไว้ในบรรยากาศปรกติ พบว่าเมื่อเวลาผ่านไปชิ้นงานมีลักษณะแตกร้าวเพิ่มขึ้น และเป็นผงละเอียดในที่สุด ดังรูปที่ ข.2 (ก และ ข) เนื่องจากชิ้นงานในระหว่างกระบวนการอบประสาน อนุภาคไทเทเนียมทำปฏิกิริยากับน้ำที่เป็นสารผลิตภัณฑ์ข้างเคียงของอนุภาคไฮดรอกซีแอปาไทต์ขณะทำการอบประสาน [28] เกิดเป็นสารประกอบไทเทเนียมออกไซด์ ส่งผลให้ชิ้นงานเกิดการบวมตัว และแตกเป็นผงละเอียด และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ร้อยละ 40 และ 60 โดยปริมาตร พบว่าชิ้นงานเกิดการบวม และแตกร้าวเช่นเดียวกัน แต่เมื่อเก็บรักษาชิ้นงานไว้ในบรรยากาศปรกติ พบว่าชิ้นงานยังคงรูปอยู่ได้ เนื่องจากชิ้นงานมีอัตราส่วนไทเทเนียมที่น้อยกว่า การเกิดไทเทเนียมออกไซด์จึงเกิดขึ้นได้น้อย ส่งผลชิ้นงานยังคงรูปอยู่ได้ ดังรูปที่ ข.2 (ค และ ง)



รูปที่ ข.2 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์หลังอบประสาน ที่อัตราส่วนต่างๆ

- (ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซี แอปาทิต์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร
- (ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร
ทิ้งไว้ในบรรยากาศปรกติ
- (ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร
- (ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 60 โดยปริมาตร

เมื่อพิจารณาลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์ร้อยละ 40 และ 60 โดยปริมาตร ที่เวลาอบผสม 15 นาที และ 12 ชั่วโมงหลังอบประสานโดยทำการตัดขวางชิ้นงาน พบว่าหน้าตัดชิ้นงานมีลักษณะเป็นวงแหวนซ้อนกันคล้ายวงปีต้นไม้ ดังรูปที่ ข.3 โดยสีของวงแหวนที่ปรากฏแตกต่างกันนี้เนื่องจากแต่ละบริเวณมีปริมาณธาตุแตกต่างกัน โดยส่วนบริเวณภายนอกมีธาตุไทเทเนียมเป็นองค์ประกอบหลัก และบริเวณภายในมีธาตุแคลเซียมเป็นองค์ประกอบหลัก ดังตารางที่ ข.1



รูปที่ ข.3 ลักษณะภาพตัดขวางของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่อัตราส่วน และเวลาบดต่างๆ หลังอบประสาน

(ก) ชิ้นงานไทเทเนียมบริสุทธิ์

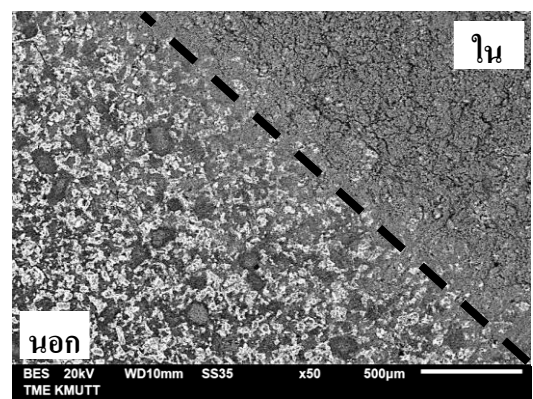
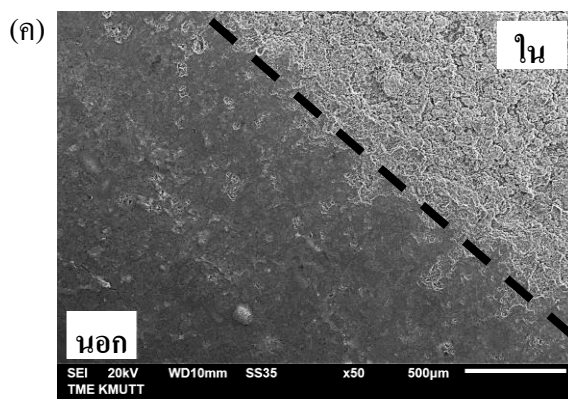
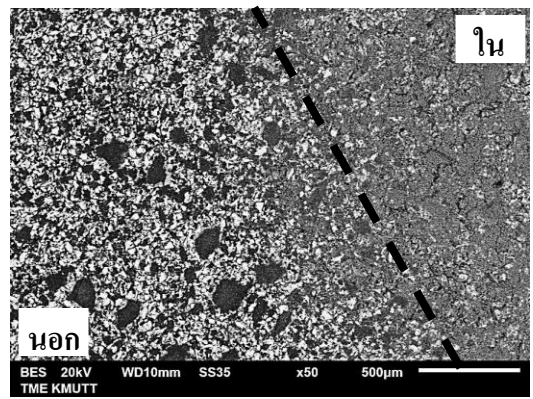
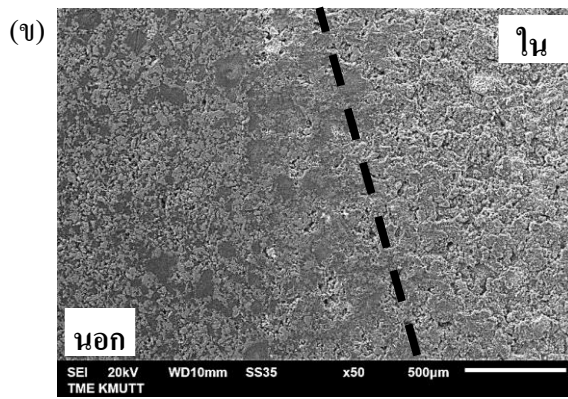
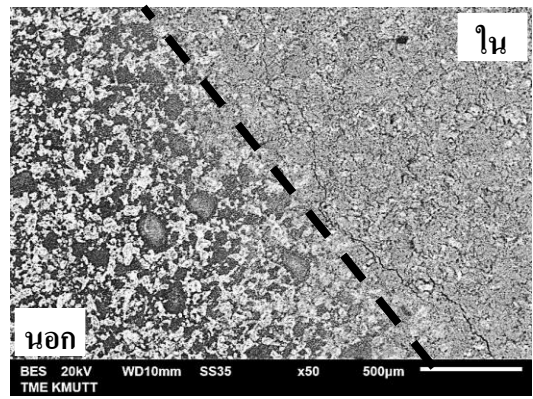
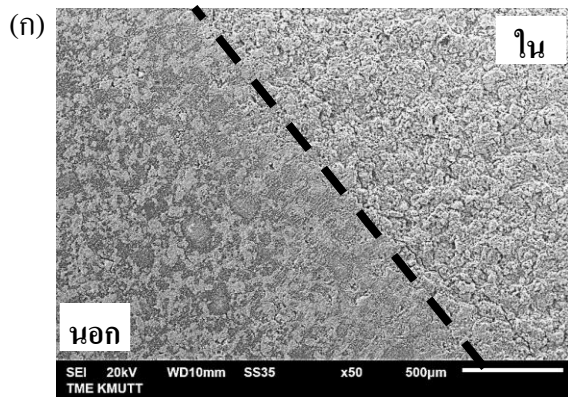
(ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร 15 นาที

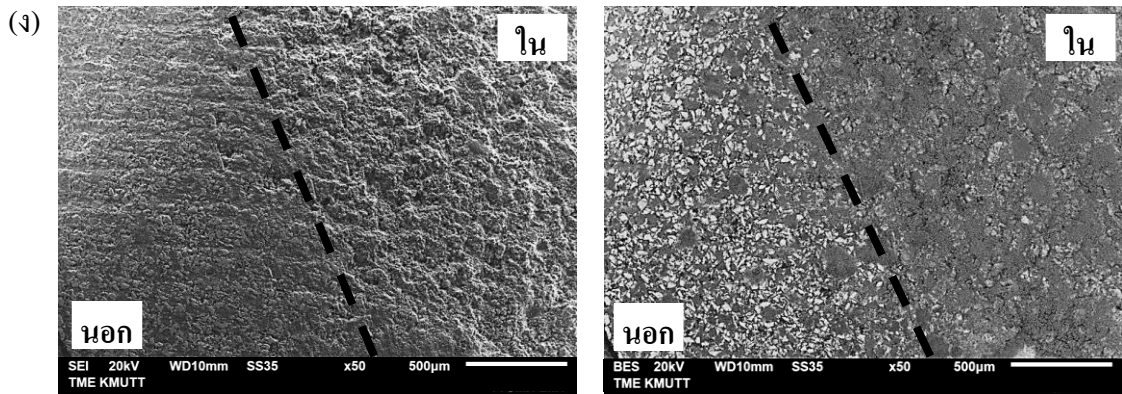
(ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร 15 นาที

(ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร 12 ชั่วโมง

(จ) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร 12 ชั่วโมง

ลักษณะพื้นผิวชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตรที่เวลาบดผสม 15 นาที และ 12 ชั่วโมง บริเวณรอยต่อของชิ้นวงแหวน ที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบอิเล็กตรอนทิวติงกูมิ พบว่าชิ้นงานมีลักษณะพื้นผิวภายนอก และผิวภายในแตกต่างกัน และเมื่อพิจารณาภาพถ่ายระบบอิเล็กตรอนที่กระเจิงกลับ พบว่าลักษณะพื้นผิวบริเวณภายนอกมีความสว่างมากกว่าบริเวณภายใน ดังรูปที่ ข.4 เนื่องจากแต่ละบริเวณมีปริมาณธาตุแตกต่างกัน (ตารางที่ ข.1)





รูปที่ ข.4 ลักษณะพื้นผิวบริเวณรอยต่อที่อัตราส่วน และเวลาบดผสมต่างๆ หลังอบประสาน ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (ซ้าย) และระบบอิเล็กตรอนที่กระเจิงกลับ (ขวา)

- (ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร 15 นาที
- (ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร 15 นาที
- (ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร 12 ชั่วโมง
- (ง) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 40 โดยปริมาตร 12 ชั่วโมง

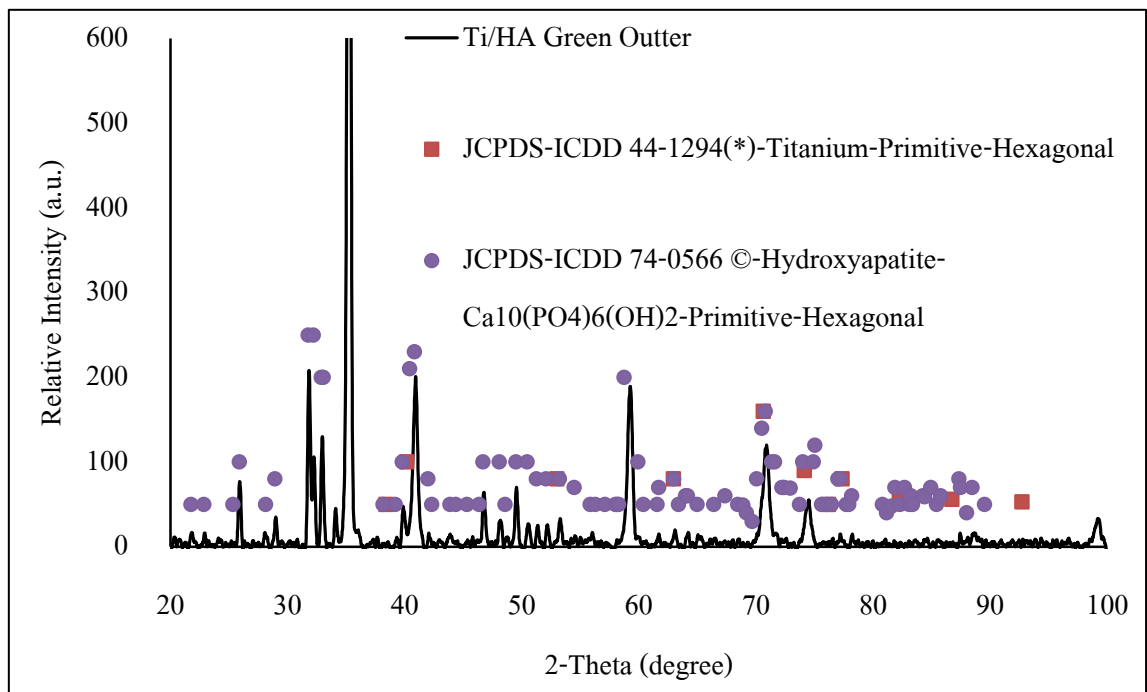
ปริมาณธาตุที่พบในบริเวณต่างๆ ของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटหลังอบประสาน ด้วยเครื่องวิเคราะห์เอกซเรย์สเปกโตรสโคปีแบบกระจายพลังงาน เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตร พบว่าพื้นผิวชิ้นงานบริเวณภายนอกมีปริมาณธาตุไทเทเนียม ออกซิเจน และคาร์บอนมากที่สุด ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาพื้นผิวชิ้นงานบริเวณรอยต่อและบริเวณภายในประกอบด้วยธาตุออกซิเจน และคาร์บอนมากที่สุดตามลำดับ ดังตารางที่ ข.1

ตารางที่ ข.1 ปริมาณธาตุที่พบในบริเวณต่างๆ ของชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइट ร้อยละ 60 โดยปริมาตร หลังอบประสาน

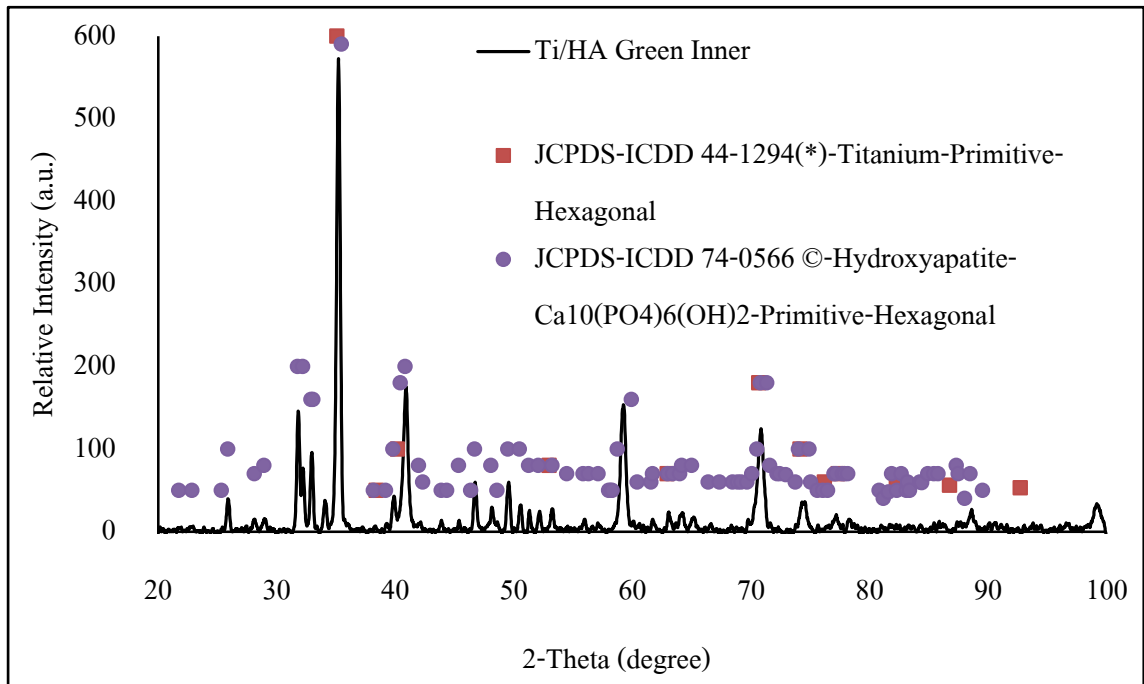
บริเวณที่ศึกษา	ธาตุที่พบ (ร้อยละโดยน้ำหนัก)				
	คาร์บอน	ออกซิเจน	ฟอสฟอรัส	แคลเซียม	ไทเทเนียม
นอก	26.30	29.06	3.47	7.73	33.44
รอยต่อ	12.87	52.28	1.42	26.77	6.66
ใน	10.58	52.02	0.95	29.51	6.94

องค์ประกอบของชิ้นงาน

การวิเคราะห์องค์ประกอบของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์หลังอบประสาน ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ บริเวณภายนอก และบริเวณภายใน ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 26, 29, 32, 33, 35, 40, 47, 50, 60, 71 และ 74 องศา ตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 44-1294 (*) และ 74-0566 (C) ของไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอก และบริเวณภายในชิ้นงานนี้ประกอบด้วยไทเทเนียม และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ ดังรูปที่ ข.5



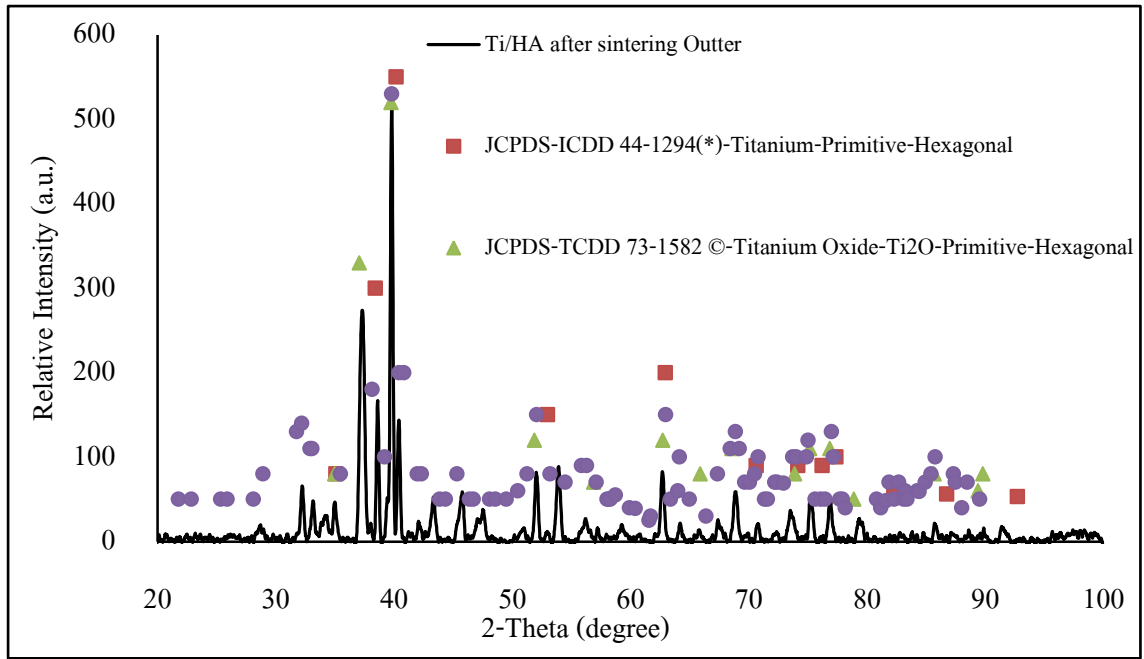
(ก)



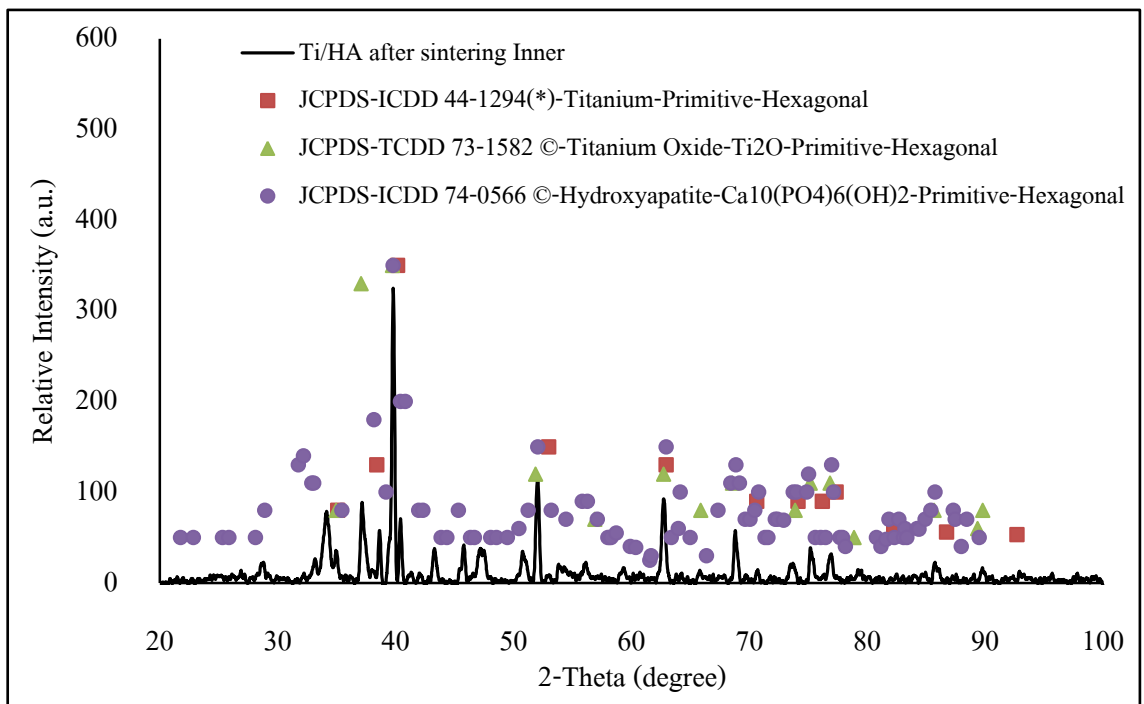
(ข)

รูปที่ ข.5 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ก่อนอบประสาน
 (ก) ภายนอกชิ้นงาน
 (ข) ภายในชิ้นงาน

การวิเคราะห์องค์ประกอบของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์หลังอบประสาน ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ บริเวณภายนอก และบริเวณภายใน ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งเลี้ยวเบน 2θ ที่ 32, 33, 35, 36, 37, 38, 40, 41, 44, 45, 47, 52, 53, 63, 68, 74 และ 76 ดีกรี ตำแหน่งเหล่านี้ตรงกับข้อมูลจาก JCPDS-ICDD 44-1294 (*), 73-1582 (C) และ 74-0566 (C) ของไทเทเนียมไทเทเนียมออกไซด์ และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ส่วนใหญ่ ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณภายนอก และบริเวณภายในชิ้นงานนี้ประกอบด้วยไทเทเนียม ไทเทเนียมออกไซด์ และไฮดรอกซีแอปพาไทต์ โดยบริเวณภายนอกมีค่าความเข้มสัมพัทธ์ (Relative Intensity) สารประกอบไทเทเนียม และไทเทเนียมออกไซด์มากกว่าภายในชิ้นงาน และบริเวณภายในมีค่าความเข้มสัมพัทธ์ สารประกอบ ไฮดรอกซีแอปพาไทต์มากกว่าภายนอกชิ้นงาน ดังรูปที่ ข.6



(ก)



(ข)

รูปที่ ข.6 รูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต์หลังอบประสาน
 (ก) ภายนอกชิ้นงาน
 (ข) ภายในชิ้นงาน

ลักษณะชิ้นงานหลังอบประสานด้วยเตาอุณหภูมิสูง (High Temperature)

ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์หลังอบประสานด้วยเตาอุณหภูมิสูง ที่ผ่านกระบวนการบดผสมเวลา 15 นาที และ 12 ชั่วโมง เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร ชิ้นงานมีลักษณะบวม และแตกร้าว ดังรูปที่ ข.7 (ข) และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 40 และ 60 โดยปริมาตร พบว่าชิ้นงานเกิดการบวม และแตกร้าวเช่นเดียวกัน แต่มีลักษณะชิ้นงานสมบูรณ์กว่า เมื่อเทียบกับชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร ดังรูปที่ ข.7 (ก และ ค)



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ ข.7 ลักษณะชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์อัตราส่วนต่างๆ หลังอบประสาน

(ก) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร

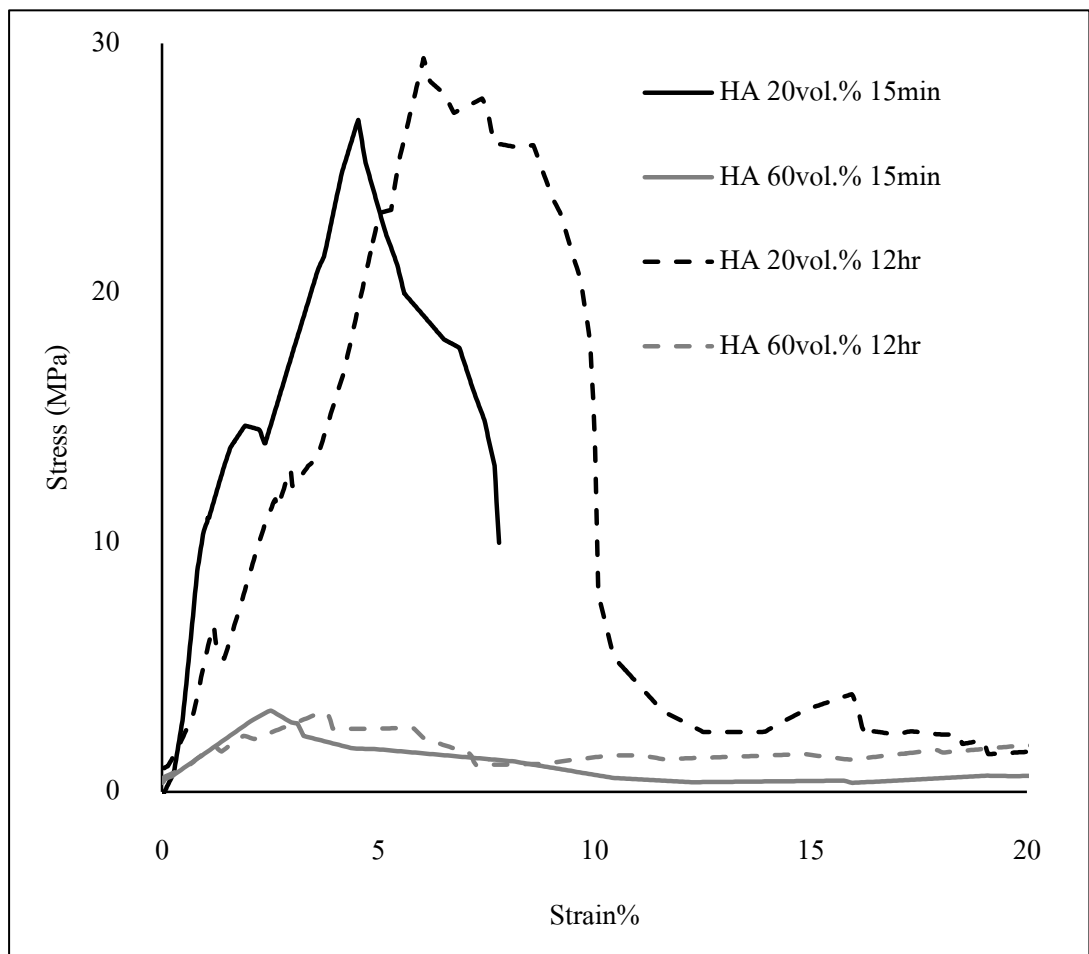
(ข) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 40 โดยปริมาตร

(ค) ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 60 โดยปริมาตร

การทดสอบความต้านทานแรงกด

การทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ หลังอบประสานด้วยเตาอุณหภูมิสูง ที่ชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 20 และ 60 โดยปริมาตร เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอลไพไทด์ร้อยละ 20 โดยปริมาตร ที่เวลาบดเพิ่มขึ้นจาก 15 นาที เป็น 12 ชั่วโมง พบว่าลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดมีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน ไม่พบช่วงที่ความเค้นคงที่ เนื่องจากวัสดุเซรามิกมีสมบัติความความต้านทานแรงกดสูงจะเกิดการเสียรูปก่อนเกิดการเสียรูปแบบพลาสติกด้วยการแตกหักแบบเปราะทำให้เมื่อรับแรงกด

ถึงจุดสูงสุดจึงเกิดการแตกหักทันที [29] และมีค่าความเค้นเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาบดผสมเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และเมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมที่ผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटร้อยละ 60 โดยปริมาตรที่เวลาบดผสมต่างกัน พบว่าลักษณะกราฟความต้านทานแรงกดมีรูปแบบไปในทิศทางเดียวกัน ไม่พบช่วงที่ความเค้นคงที่ และพบว่าค่าความเค้นมีค่าใกล้เคียงกันเมื่อเวลาบดผสมเพิ่มขึ้น และเมื่อพิจารณาที่เวลาบดผสมเดียวกัน เช่น 15 นาที เมื่ออัตราส่วนผสมไฮดรอกซีแอปาทาइटเพิ่มขึ้นจากร้อยละ 20 เป็นร้อยละ 60 โดยปริมาตร พบว่ากราฟความต้านทานแรงกดมีลักษณะราบเรียบเพิ่มขึ้น และมีค่าความเค้นลดลง เนื่องจากไฮดรอกซีแอปาทาइटมีสมบัติแข็งแต่เปราะ ดังนั้นเมื่อเพิ่มอัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาทาइटจึงส่งผลให้ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุดมีค่าลดลง [29] ดังรูปที่ ข.8



รูปที่ ข.8 ผลการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมไฮดรอกซีแอปาทาइटที่อัตราส่วน และเวลาบดผสมต่างๆ

ค่าการทดสอบความต้านทานแรงกดชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปพาไทต์ พบว่าค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยัง อยู่ในช่วง 3.20-29.42 เมกะปาสกาล และ 0.19-1.14 กิกะปาสกาล ตามลำดับ ดังตารางที่ ข.2 ซึ่งค่าสมบัติทางกลของโครงร่างทดแทนกระดูกที่ผลิตได้นี้มีค่าช่วงเดียวกับค่าสมบัติทางกลที่กระดูกธรรมชาติต้องการ คือ ค่าความต้านทานแรงกดสูงสุด และค่ามอดูลัสของยังอยู่ในช่วง 2-200 เมกะปาสกาล และ 0.1-20 กิกะปาสกาล ตามลำดับ [8, 9]

ตารางที่ ข.2 ค่าทดสอบความต้านทานแรงกดสูงสุดของชิ้นงานหลังอบประสานอัตราส่วนต่างๆ

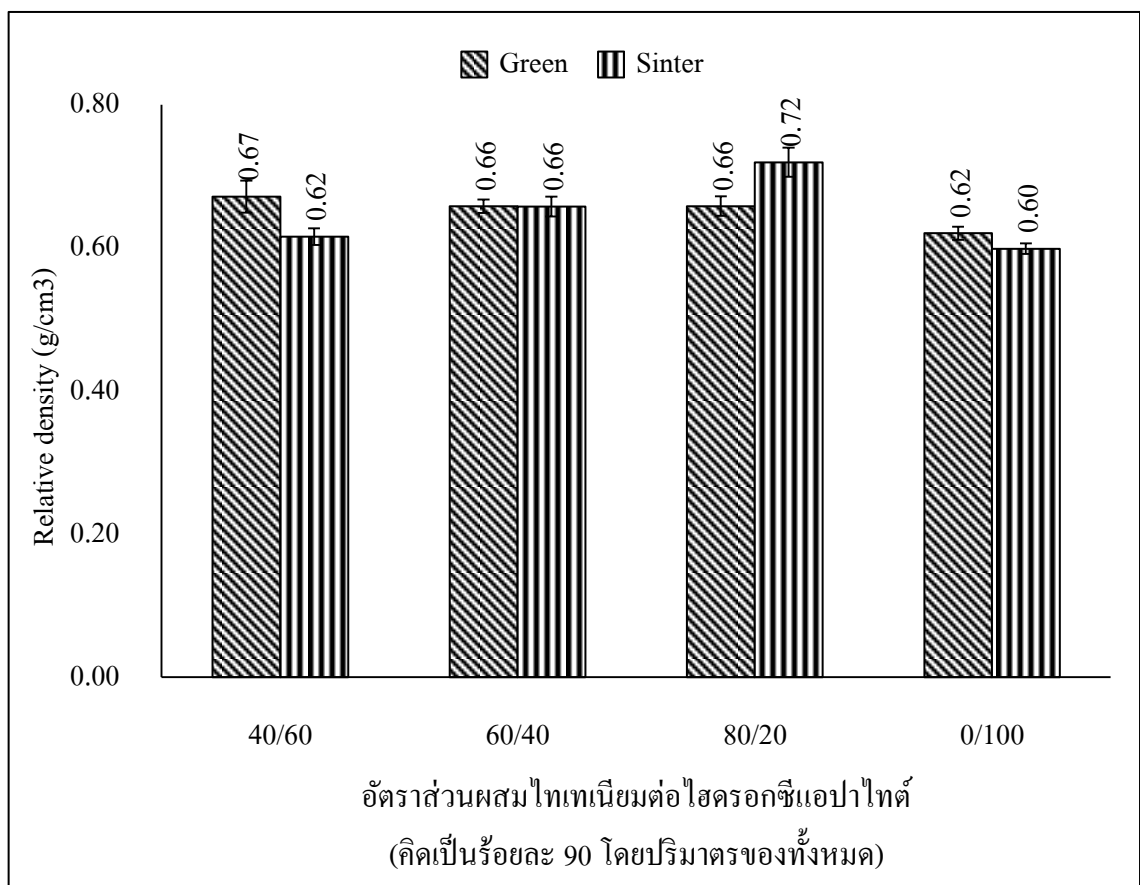
อัตราส่วนผสม ไทเทเนียม ต่อไฮดรอกซี แอปพาไทต์ (ร้อยละโดย ปริมาตร)	เวลาที่ใช้ในการบดผสม			
	15 นาที		12 ชั่วโมง	
	ความต้านทาน แรงกดสูงสุด (เมกะปาสกาล)	มอดูลัสของยัง (กิกะปาสกาล)	ความต้านทานแรง กดสูงสุด (เมกะปาสกาล)	มอดูลัสของยัง (กิกะปาสกาล)
40/60	3.27	0.21	3.20	0.19
80/20	16.95	0.82	29.42	1.14

ภาคผนวก ค.

ศึกษาสมบัติของโครงสร้างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต
และผงแก้วชีวภาพ

ความหนาแน่น

ค่าความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต และผงแก้วชีวภาพที่อัตราส่วนต่างๆ ก่อนอบประสาน (Green) และหลังอบประสาน (Sinter) เมื่อพิจารณาชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต และผงแก้วชีวภาพทุกอัตราส่วนๆ พบว่าค่าความหนาแน่นก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน และหลังผ่านกระบวนการอบประสานมีค่าใกล้เคียงกัน เนื่องจากลักษณะ และน้ำหนักชิ้นงานก่อนผ่านกระบวนการอบประสาน และหลังผ่านกระบวนการอบประสานมีค่าใกล้เคียงกัน (รูปที่ 4.13) ดังนั้นเมื่อคำนวณค่าความหนาแน่นที่ได้จึงมีค่าใกล้เคียงกัน ดังรูปที่ ค.1



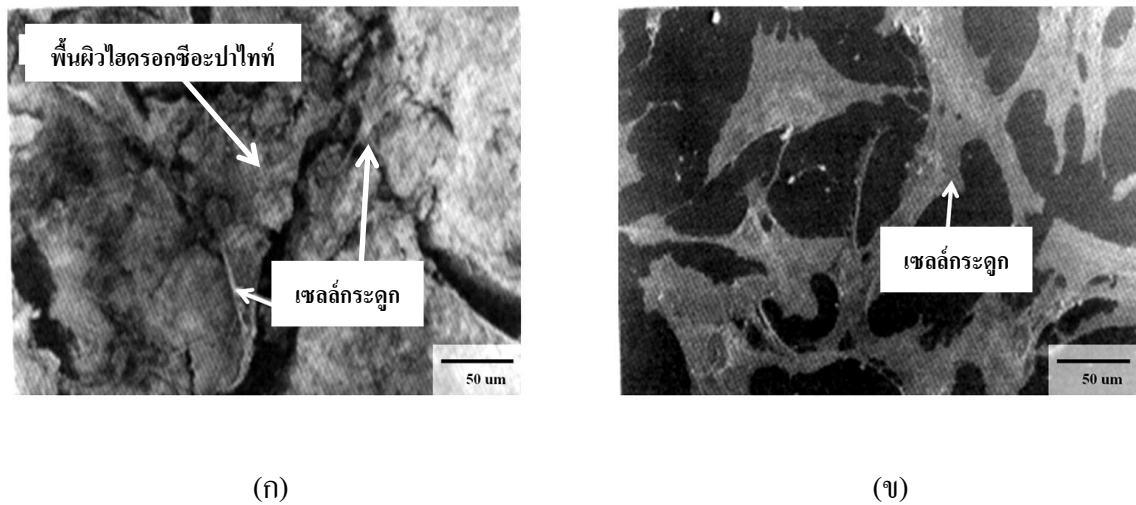
รูปที่ ค.1 ความหนาแน่นชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาทิต และผงแก้วชีวภาพ ก่อน และหลังอบประสาน ที่อัตราส่วนต่างๆ

ภาคผนวก ง.

การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ

ลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูกบนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ตัวอย่าง [7]

ตัวอย่างลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูกกับพื้นผิววัสดุไฮดรอกซีแอปพาไทต์ เพื่อเป็นการทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของเซลล์ต่อวัสดุที่ผลิตขึ้น โดยทำการทดสอบบนผิวชิ้นงานโดยตรงภายใต้สภาวะและระยะเวลาที่กำหนด ที่วิเคราะห์เชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เพื่อประเมินผลการยึดเกาะ และความสมบูรณ์ของเซลล์ รวมถึงความเป็นพิษต่อเซลล์ เป็นต้น โดยมีรายละเอียด ดังรูปที่ ง.1



รูปที่ ง.1 ลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูก

(ก) เซลล์กระดูกที่มีการยึดเกาะไม่สมบูรณ์บนไฮดรอกซีแอปพาไทต์จากการสังเคราะห์

(ข) เซลล์กระดูกที่มีการยึดเกาะอย่างสมบูรณ์ในชุดควบคุม [7]

ตัวอย่างชิ้นงานข้างต้นเป็นไฮดรอกซีแอปพาไทต์ที่ได้จากกระบวนการสังเคราะห์วิธีหนึ่ง ซึ่งได้มีการใส่สารปฏิชีวนะเข้าไปในระหว่างขั้นตอนการผลิต หลังจากทดสอบกับเซลล์กระดูก (Human Osteoblast, h-OBs) พบว่าเซลล์กระดูกที่ทำการทดสอบบนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (รูปที่ ง.1 (ก)) มีลักษณะของเซลล์กระดูกที่ไม่สมบูรณ์ มีรูปร่างรวมทั้งขนาดที่เปลี่ยนแปลงไป และมีการยึดเกาะที่ไม่ดีกับผิวชิ้นงาน เมื่อเปรียบเทียบกับเซลล์กระดูกที่อยู่ในชุดควบคุม (รูปที่ ง.1 (ข)) ซึ่งเซลล์กระดูกในชุดควบคุมนั้น เซลล์กระดูกมีลักษณะสมบูรณ์ และพบการยึดเกาะที่ดีกับพื้นผิว โดยผลการทดสอบที่ได้เป็นผลมาจากการพัฒนาสมบัติของวัสดุบนไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในกระบวนการผลิต [7]

ภาคผนวก จ.
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

Fabrication of Porous Titanium Bone Scaffolds

Pongporn Moonchaleanporn^{1*}, Nuchthana Poolthong¹, Ruangdaj Tongsr²

¹Division of materials Technology, School of Energy Environment and Materials,
 King Mongkut's University of Technology Thonburi, Thailand

²Powder Metallurgy Research and Development Unit (PM_RDU), National Metal and
 Materials Technology Center (MTEC), Thailand

*E-mail: pongporn369@gmail.com

Titanium-base materials are currently considered as the most promising metallic materials for medical implant and structural applications because of their excellent mechanical properties, corrosion resistance, and biocompatibility. Although the titanium-base materials have implant fixation problem, such as the effect of stress shield caused by different Young's modulus and mismatch between the biomaterials and bones, strength and Young's modulus of the materials can be adjusted by tailoring of porosity to match with the strength and Young's modulus of nature bones. In this study, titanium foams were fabricated by using a powder metallurgical process. A space-holder agent, ammonium bicarbonate (NH_4HCO_3), was used for titanium foam fabrication. Morphological features and mechanical properties of the products were fully investigated. The results showed that the plateau stresses were in range of 2-14 MPa, Young's modulus values of 0.02-0.2 GPa, and compressive strengths of 2-9 MPa. The values of plateau stresses, compressive strengths and Young's modulus of the Ti-60vol% NH_4HCO_3 were higher than those of the Ti-70vol% NH_4HCO_3 . In general, the plateau stresses were higher than compressive strengths. Both of plateau stresses and compressive strengths decreased with increasing porosity. The strength of the titanium foam was mainly affected by the density.

Keywords: Titanium foam, bone scaffold, space-holder agent, cold isostatic pressing

Introduction

Since the latter part the 20th century, implant has been used in pathologies of joints. The adaptability of an implant depends on the properties of its surface state, on interaction with tissues and biological fluids, on the implant design, and, of course, on the operative technique [1]. Use of a wide range of powders was started late in the 20th century in implant production from alloy powders, such as Co-Cr-Mo-Fe, to titanium powders [1].

Although the great progress has been achieved in medical substitution materials, the fixation of implants remains a problem. Due to the effect of stress shield caused by different Young's modulus, the mismatch between the biomaterials and the host bone has been identified as the major reason for implant loosening [2]. Fortunately, a newly developed method of powder metallurgy using a space holder technique can adjust the properties through the adjustments of the porosity to match the strength and the young's modulus of the

natural bone.

Metal foams have formed a new class of materials. Compared with bulk metals, these exceptionally lightweight materials possess a unique combination of properties such as impact energy absorption capacity, air and water permeability, unusual acoustic properties, low thermal conductivity, good electrical insulating properties, high stiffness, and a very low density [3-4]. In the present study, the porous Ti was fabricated by powder metallurgy technique using space holder materials. The morphological features and mechanical properties were described.

Experimental

Starting materials and powder processing

The raw materials used were titanium powders (purity $\geq 99.7\%$) and ammonium bicarbonate particles (purity $\geq 99.0\%$). The starting powders with different Ti/ NH_4HCO_3 mixing ratios were first blended by a planetary ball mill at a speed of 100 rpm for 1 hr. The

powder-to-ball ratio was 1:2 by weight. The milled powders were pressed into green compacts in a cylindrical stainless steel mold with a diameter 10 mm using a uniaxial hydraulic press at cold compaction pressures of 20, 30, 40 and 50 MPa. The green compacts were also produced by using a cold isostatic pressing (CIP) unit at the same pressures unit. The green compacts were heated to burn out the spacer particles in a furnace under a continuous flow of 99.999% pure argon at atmospheric pressure and under vacuum. The heat-treatment process consisted of two steps which are heating to 200 °C for 5 hr and to 1300 °C for 2 hr, as shown in Figure 1.

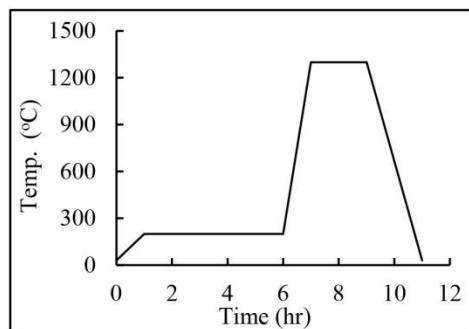


Figure 1 Heat treatment curve

Characterization

Scanning electron microscopy (SEM) was used to characterize the sintered titanium foam samples. Pore size distributions were measured by mercury porosimetry analysis performed on the Quantachrome poremaster instruments. Mechanical properties of porous Ti were studied by the compression test performed on the Instron 4502 compression testing machine. Samples were compressed at a strain rate of 10^{-3} s^{-1} .

Results and Discussion

Structural features

The scanning electron micrograph of the porous titanium is shown in Figure 2. It can be seen that there are two types of pores in the sample, marked as type 1 and type 2. Type 1 pore is a kind of interpenetrating macro-pores generated by decomposition of bicarbonate particles. This pore type is specifically

fabricated for its appropriateness for ingrowths of new-bone tissues and the transport of the body fluids. Simultaneously, type 2, micro-pores obtained by partially sintering of titanium powders on the pore walls. The size of them is about several micrometers and can be observed in the micrograph.

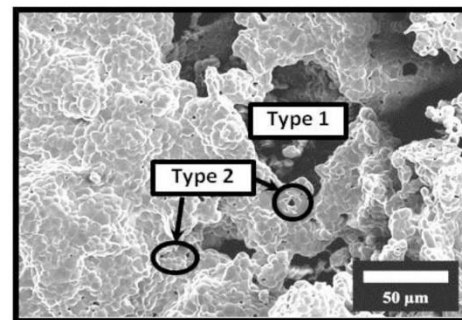


Figure 2 Scanning electron micrograph of the porous Ti foam.

Figure 3 shows the pore size distribution by volume of titanium foam sample. The biggest population of pores has a size of 108 μm.

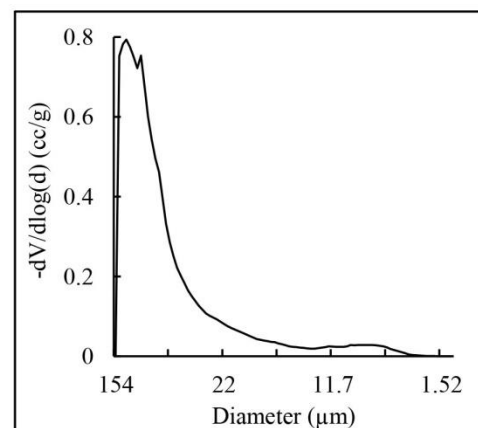


Figure 3 Pore size distribution by volume of porous titanium

Mechanical properties

The mechanical properties of porous titanium foams were studied using the compression test. The samples showed typical compressive stress-strain curves of metallic foams. The curves consisted of (1) an elastic deformation stage at

the beginning of deformation (2) a long plateau stage with a nearly constant flow stress while the strain increases and (3) in this stage the pores are compressed and distorted; and a densification stage where the flow stress rapidly increases. Figure 4 shows the stress-strain curves of titanium foams fabricated by cold compaction and CIP. Experimental results showed that plateau stresses of titanium foams depended on compaction pressures. The plateau stresses were found to decrease with the increasing of compaction pressures. The plateau stresses of titanium foam samples fabricated by CIP were smoother but with smaller stress values compared to the samples fabricated by cold compaction. The plateau stresses were in range of 2-14 MPa. The stresses decreased with increasing space-holder agent amount. Simultaneously, the Young's modulus, which was determined from a slope of a linear portion of each curve, also decreased with increasing space-holder agent amount. The minimum and maximum values of Young's modulus and compressive strength were 0.02-0.2 GPa and 2-9 MPa, respectively.

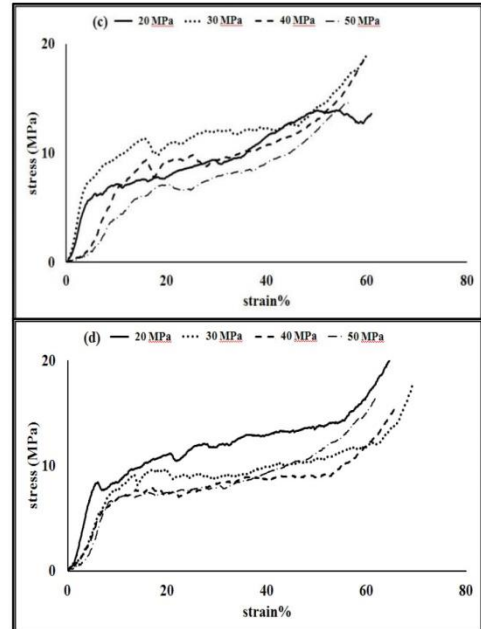


Figure 4 Compression test results of titanium foams with different Ti/NH₄HCO₃ ratios and compaction methods (a) 30/70 non CIP (b) 30/70 CIP (c) 40/60 non CIP (d) 40/60 CIP

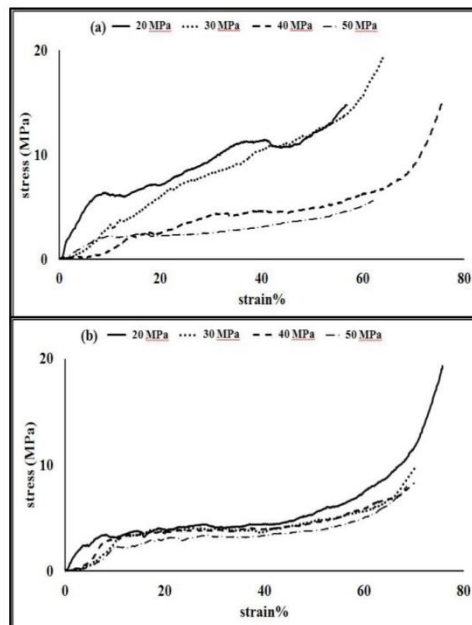


Figure 5 show the densities of green and sintered titanium foams fabricated by CIP. It can be seen that green densities and sintered densities increase with the increasing of compaction pressures. On the other hand green densities and sintered densities decrease with the increasing space-holder agent content.

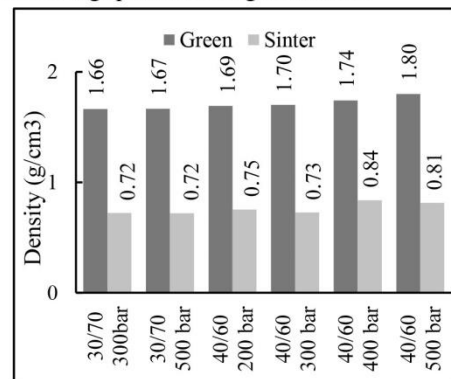


Figure 5 Density of the green and sintered titanium foams with CIP

Figure 6 and Figure 7 present the SEM image of the titanium foam samples, which were successfully fabricated by different compaction pressures of 20 and 50 MPa and by different compaction methods (cold compaction and CIP). In the sintered foam specimens fabricated by 50 MPa CIP, crack lines were observed and marked with an arrow (Figure 6(d) and Figure 7(c)). The crack lines are believed to be due to green cracks originated by sudden residual stress release after compaction. Normally, the green cracks cannot be repaired by sintering. Thus the cracks appear in the sintered specimens.

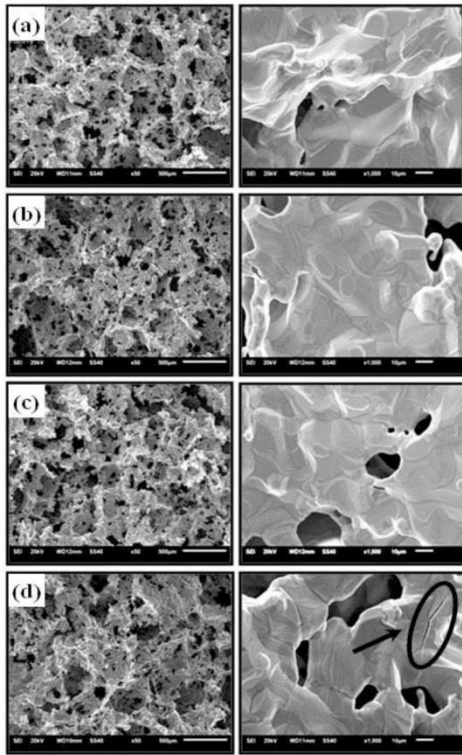


Figure 6 SEM images of porous titanium with the ratio of 40:60 (Ti/NH₄HCO₃) (a) 20 MPa non CIP (b) 50 MPa non CIP (c) 20 MPa CIP (d) 50 MPa CIP (the right hand column is a closer view of pore walls consisting of partially sintered powders.)

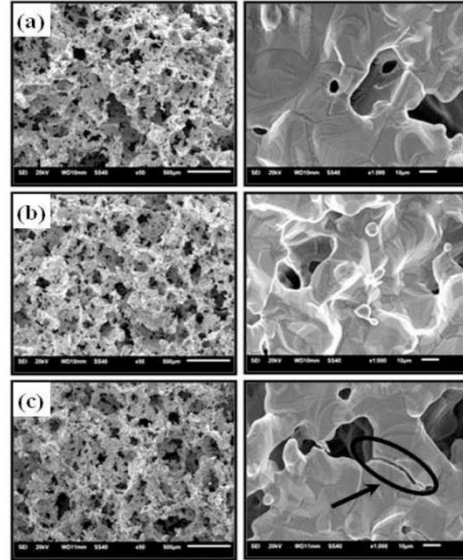


Figure 7 SEM images of porous titanium with the ratio 30/70 (Ti/NH₄HCO₃) (a) 50 MPa non CIP (b) 20 MPa CIP (c) 50 MPa CIP

Table 1 The mechanical properties of the Ti/NH₄HCO₃ composites

Composite	Mechanical properties	Compaction pressures [MPa] CIP			
		20	30	40	50
30:70	plateau stress (MPa)	3-5	3-5	3-4	2-4
	Young's modulus (GPa)	0.067	0.028	0.046	0.036
	compressive strength (MPa)	3	3	3	2
40:60	plateau stress (MPa)	10-14	8-12	7-9	6-9
	Young's modulus (GPa)	0.202	0.090	0.102	0.130
	compressive strength (MPa)	7	8	7	6

Composite	Mechanical properties	Compaction pressures [MPa] Non CIP			
		20	30	40	50
30:70	plateau stress (MPa)	6-11	3-5	2-5	2-3
	Young's modulus (GPa)	0.074	0.021	0.029	0.026
	compressive strength (MPa)	6	3	2	2
40:60	plateau stress (MPa)	6-10	10-12	9-11	7-10
	Young's modulus (GPa)	0.134	0.204	0.064	0.044
	compressive strength (MPa)	6	8	9	7

Conclusions

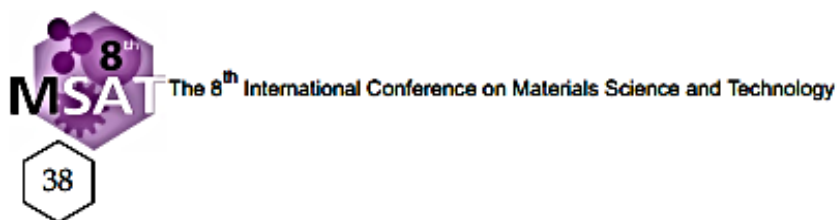
The titanium foams were successfully manufactured by using a powder metallurgical process. With the ammonium bicarbonate (60-70 Vol. %) as space-holder agent, the biggest population of pores in titanium foams has a size of 108 μm . The compaction pressures showed significant influence on the morphology and the mechanical property of the sintered samples. The plateau stress, Young's modulus and compressive strengths were found to decrease with increasing space-holder agent content.

Acknowledgement

This research is financially supported by National Metal and Materials Technology Center (MTEC) (Grant Number MT-B-51-MET-20-172-G). Authors would like to thank such a kind support.

References

- [1] Savich VV. *Criteria for selecting powder composite materials for orthopedic implants*. Powder Metallurgy and Metal Ceramics 48 (2009), pp. 3-4
- [2] Niu W, Bai C, Qiu GB.. *Processing and properties of porous titanium using space holder technique*. Materials Science and Engineering A 506 (2009), pp. 148-151
- [3] Niu W, Bai C, Qiu GB. *Preparation and characterization of porous titanium using space- holder technique*. Rare Metal 28 (2009), p. 338.
- [4] Li JP, De Wijn JR, Blitterswijk CAV. *Porous Ti6Al4V scaffold directly fabricating by rapid prototyping: preparation and in vitro experiment*. Biomaterials 27 (2006), pp. 1223–1235.



BM-O-08

Sintered Titanium-Hydroxyapatite Composites as Artificial Bones

Pongporn Moonchaleanporn^a, Nuchthana Poolthong^a, Ruangdaj Tongsri^{b,*}

^aDivision of Materials Technology, School of Energy Environment and Materials, King Mongkut's University of Technology Thonburi, 126 Pracha Uthi, Bang Mod, Thung Khru 10140 Thailand

^bPowder Metallurgy Research and Development Unit (PM_RDU), National Metal and Materials Technology Center, 114 Paholyothin, Khlong Nueng, Khlong Luang, Pathum Thani 12120 Thailand

Tel: + 662 5646500 Ext. 4702

*Email: ruangdt@mtec.or.th

Keywords: Biomaterials, titanium, hydroxyapatite, artificial bone

The design of engineered bone substitutes takes biocompatibility and mechanical compatibility into account as prerequisite requirements. Titanium (Ti) and hydroxyapatite (HA), with chemical formula of $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, show good biocompatibility and are known as biomaterials. To combine metal powder (Ti) and ceramic powder (HA) as a composite material with mechanical properties comparable to those of natural bones do need strategy. In this work, powder metallurgy process was employed to produce Ti-HA composites, with nominal HA powder contents in the range of 0-100 vol.%. Mixtures of Ti and HA powders were pressed in a rigid die. Sintering was performed in vacuum atmosphere. The as-sintered specimens were tested on biocompatibility in a simulated body fluid (SBF). It was found that processing and materials parameters, including compaction pressure, control the composite microstructures and mechanical properties. Laboratory bone tissue culturing showed that a bone tissue could grow on the artificial bones (sintered Ti-HA composites).

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ – สกุล	นายพงศ์พร มุทเจริญพร
วัน เดือน ปีเกิด	22 กันยายน พ.ศ. 2530
ประวัติการศึกษา	
ระดับมัธยมศึกษา	โรงเรียนเลยพิทยาคม พ.ศ. 2548
ระดับปริญญาตรี	วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาวิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ. 2552
ระดับปริญญาโท	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ. 2557
ทุนการศึกษา	<ol style="list-style-type: none"> 1. ทุนสำหรับดำเนินการวิจัย จากศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ รหัสโครงการ MT-B-51-MET-20-172-G 2. ทุนสำหรับดำเนินงานวิจัย จากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) สัญญาเลขที่ ภค/2556-สท.14
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์	<ol style="list-style-type: none"> 1. Moonchaleanporn, P., Poolthong, N. and Tongstri, R., 2013, “Fabrication of Porous Titanium Bone Scaffolds”, International Conference on Materials Processing Technology 2013, June 27-28, Bangkok, Thailand, pp. 230-234. 2. Moonchaleanporn, P., Poolthong, N. and Tongstri, R., 2014, “Sintered Titanium-Hydroxyapatite Composites as Artificial Bone”, International Conference on Materials Science and Technology, December 15-16, Bangkok, Thailand, p. 38.