

การเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่อง



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาเทคโนโลยีเซรามิก ภาควิชาวัสดุศาสตร์

คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2563

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

PREPARATION OF TITANIUM DIOXIDE BONE IMPLANTS WITH INTERCONNECTED PORES



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science in Ceramic Technology

Department of Materials Science

FACULTY OF SCIENCE

Chulalongkorn University

Academic Year 2020

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่อง
โดย	น.ส.สุทธิธำญา ญาณวรุฒม์วงศ์
สาขาวิชา	เทคโนโลยีเซรามิก
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดุจฤทัย พงษ์เก๋า คະซีมา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศาสตราจารย์ ทพ.ดร.พสุธา ัชญญะกิจไพศาล

คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณะบดีคณะวิทยาศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.พลกฤษณ์ แสงวณิช)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กานต์ เสรีวัลย์สถิตย์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดุจฤทัย พงษ์เก๋า คະซีมา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ศาสตราจารย์ ทพ.ดร.พสุธา ัชญญะกิจไพศาล)

..... กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.วันทนี พุกกะคุปต์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพัตรา จินาวัดน์)

สุทธิณัฐา ญาณวรุฒม์วงศ์ : การเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่อง. ( PREPARATION OF TITANIUM DIOXIDE BONE IMPLANTS WITH INTERCONNECTED PORES)

อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.ดุจฤทัย พงษ์เก่า คະชีมา, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ศ. ทพ.ดร.พสุธา ธีญญะกิจ  
ไพศาล

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษารูปร่างโครงสร้างของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่องโดยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ โดยใช้ฟองน้ำพอลิยูรีเทนและทำการเปรียบเทียบระหว่างฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 ซึ่งทำการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกันระหว่าง 1350 ถึง 1500 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 3 ชั่วโมง จากผลการทดลองพบว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเตอร์ คือฟองน้ำที่สามารถนำมาใช้ในกระบวนการชุบให้ชิ้นงานสามารถคงรูปร่างได้ อุณหภูมิการเผาซินเทอร์ส่งผลให้ชิ้นงานมีขนาดเกรนที่มีความสม่ำเสมอและมีความทนต่อแรงที่มากกระทำได้อย่างเหมาะสม วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดมีองค์ประกอบของเฟสรูไทล์และมีปริมาณรูพรุนสูงมากกว่า 80 เปอร์เซ็นต์ อีกทั้งมีความต่อเนื่องของรูพรุนสูง นอกจากนี้ชิ้นงานทั้งสองชนิดยังมีสมบัติการกระตุ้นทางชีวภาพ มีการเกิดผลึกของสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตเมื่อผ่านการแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายที่มี pH 7.4 และอุณหภูมิ 36.5 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์ เมื่อเปรียบเทียบระหว่างฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสอง พบว่าชิ้นงานที่เตรียมจากฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 สามารถคงรูปร่างได้เหมือนโครงสร้างจากฟองน้ำดีกว่าฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 แต่ชิ้นงานที่เตรียมจากฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 สามารถทนต่อแรงที่มากกระทำได้สูงกว่า จากโครงสร้างทางจุลภาคพบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากฟองไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีกึ่งแกนของชิ้นงานที่มีลักษณะกลมมน มีความสม่ำเสมอของเกรนมากกว่า ส่งผลให้ทนต่อแรงที่มากกระทำสูงกว่า อีกทั้งยังมีอัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ส่งผลให้พื้นที่ในการให้เซลล์มายึดเกาะสูงกว่า ในงานวิจัยนี้สามารถขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่องจากกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำได้และมีสมบัติทางกายภาพใกล้เคียงกับกระดูกเนื้อโปร่งของมนุษย์ แต่ยังคงขาดสมบัติเชิงกลที่เหมาะสมอันเนื่องมาจากความมีปริมาณของรูพรุนและความต่อเนื่องของรูพรุนสูง

สาขาวิชา เทคโนโลยีเซรามิก

ปีการศึกษา 2563

ลายมือชื่อนิสิต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

# # 6072222523 : MAJOR CERAMIC TECHNOLOGY

KEYWORD: Titanium dioxide; Bone implants; Scaffolds; Interconnected pores; Replica technique

Suttinattha Yanawarutwong : PREPARATION OF TITANIUM DIOXIDE BONE IMPLANTS WITH INTERCONNECTED PORES. Advisor: Asst. Prof. Dujreutai Pongkao Kashima, Ph.D. Co-advisor: Prof. Pasutha Thunyakitpisal, D.D.S.

In this study, the preparation of titanium dioxide (TiO<sub>2</sub>) bone implants with interconnected pores by replica technique were investigated. Polyurethane foam was used as the scaffold template. The comparison between Degussa P25 and R818 titanium dioxide powders, sintered at different temperatures between 1350°C and 1500°C for 3 hours, were considered. It was found that polyurethane-ester foam could be used in the replica technique to maintain samples in shape. XRD patterns indicated that both of TiO<sub>2</sub> scaffolds showed rutile crystalline structure with high interconnected porosity of over 80 percent. Moreover, the scaffolds showed bioactivity, confirmed by calcium phosphate crystalline in the microstructure after soaking in simulated body fluid (SBF) at pH 7.4, 36.5°C for 4 weeks. In comparison between Degussa P25 and R818 titanium dioxide powder, Degussa P25 scaffolds exhibited well replicated and maintained the structure similar to the template. However, R818 scaffolds had higher mechanical resistance. The microscopic appearance of R818 scaffold was observed, showed the struts with more round and uniform grain size, hence led to more enduring mechanical load. Furthermore, the R818 scaffolds also had larger surface area to volume ratio which contributed to higher surface area for cell adhesion. In conclusion, the titanium dioxide bone implants with interconnected pores could be produced by replica technique to have similar to human trabecular bone structure with good bioconductivity, except the mechanical properties due to high porosity and interconnectivity.

Field of Study: Ceramic Technology

Academic Year: 2020

Student's Signature .....

Advisor's Signature .....

Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดุจฤทัย พงษ์เก่า คະ  
ชีมา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์และศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.พสุธา ธีัญญะกิจไพศาล อาจารย์ที่ปรึกษา  
วิทยานิพนธ์ร่วม ขอขอบพระคุณอาจารย์ทั้งสองที่ให้ความกรุณาแนะนำแนวทางการทำงานวิจัย ให้ความรู้ คำปรึกษาใน  
ด้านต่าง ๆ ด้วยความเมตตาเสมอมา ตลอดจนส่งเสริมและให้โอกาสในการเพิ่มประสบการณ์ใหม่ ๆ ตลอดระยะเวลาที่  
ผ่านมา

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่เสียสละเวลาอันมีค่าในการตรวจสอบแก้ไข  
ข้อบกพร่องของรูปเล่มวิทยานิพนธ์ รวมถึงคณาจารย์ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ในการให้ความรู้และคำแนะนำต่าง ๆ ที่ทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้ถูกต้องและสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ คุณวิรพงษ์ ทรัพย์งาม เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ XRD คุณปฤกษ์พ เหมพันธุ์พิรุฬห์ เจ้าหน้าที่  
ห้องปฏิบัติการเตาเผา คุณบงกช พุฒแก้ว เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ SEM และเจ้าหน้าที่บุคลากรทุกท่านทั้งในภาควิชา  
วัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ ศูนย์วิจัยและพัฒนาทันตวัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์และศูนย์เครื่องมือวิจัย  
วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับความช่วยเหลือและคำแนะนำในการใช้เครื่องมือ  
วิเคราะห์ด้วยความเมตตาเสมอมา

ขอขอบคุณ เพื่อน พี่ น้อง ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตลอดจนเพื่อน  
พี่ น้อง ชมรมค่ายอาสาพัฒนาชาวไทยภูเขา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยและเพื่อนที่รักยิ่ง กลุ่มไม่ทองฯ สำหรับคำปรึกษา  
และการช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ รวมถึงกำลังใจอันอบอุ่นมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณครอบครัวของผู้วิจัย สำหรับการสนับสนุนและกำลังใจ รวมถึงความเข้าใจและความ  
เชื่อมั่นในตัวของผู้วิจัยเสมอมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สุทธิณัฐา ญาณวรุฒม์วงศ์

## สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ง
กิตติกรรมประกาศ .....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูปภาพ.....	ฉ
บทที่ 1.....	1
บทนำ .....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย .....	3
1.3 ขอบเขตการดำเนินงานวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	3
บทที่ 2.....	4
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 วัสดุทดแทนกระดูก .....	4
2.1.1 คุณสมบัติที่สำคัญของโครงเลี้ยงเซลล์ .....	4
2.1.1.1 การเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย (Biocompatibility).....	4
2.1.1.2 การย่อยสลายทางชีวภาพ (Biodegradability).....	4
2.1.1.3 การกระตุ้นทางชีวภาพ (Bioactivity) .....	4





2.7.1 ขนาดและการกระจายตัวของอนุภาคของผงวัตถุบ (Particle size and distribution)	21
2.7.2 การไหลตัวของน้ำสลิป (Viscosity)	22
2.7.3 อุณหภูมิการเผา	25
2.7.4 ระยะเวลาในการเผา (Soaking time)	25
บทที่ 3	29
วิธีการดำเนินวิจัย	29
3.1 วัตถุบ สารเคมี และอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย	29
3.1.1 องค์ประกอบทางเคมีของผงไทเทเนียมไดออกไซด์	29
3.1.2 องค์ประกอบเฟสของผงไทเทเนียมไดออกไซด์	30
3.1.3 หมู่ฟังก์ชันของฟองน้ำพอลิยูรีเทน	31
3.1.4 โครงสร้างทางจุลภาคของวัตถุบ	32
3.2 วิธีการทดลอง	34
3.2.1 การเตรียมน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25	34
3.2.2 การเตรียมน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ R818	34
3.2.3 การวัดค่าความหนืดของน้ำสลิปและการวัดค่า pH	34
3.2.4 การขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกด้วยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ	35
3.2.5 การเผาแคลไซน์และการเผาผนึกวัสดุทดแทนกระดูก	35
3.3 การตรวจสอบลักษณะสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุทดแทนกระดูก	35
3.3.1 องค์ประกอบเฟส	35
3.3.2 โครงสร้างจุลภาค	35
3.3.3 ความแข็งแรง	35
3.3.4 ปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุน	36
3.3.5 การทดสอบการกระตุ้นทางชีวภาพและความเป็นพิษต่อร่างกาย	36

3.4 แผนผังงานวิจัย.....	38
บทที่ 4.....	39
ผลการทดลอง .....	39
4.1 การขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากการจำลองโครงร่างจากฟองน้ำ.....	39
4.1.1 การเตรียมน้ำสลিপจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818.....	39
4.1.2 ผลการชุปน้ำสลิปด้วยฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ (Polyurethane-ether foam) และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ (Polyurethane-ester foam) .....	39
4.1.3 ผลหลังการเผาของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์จากการจำลองโครงร่างจากฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน.....	45
4.1.3.1 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน.....	46
4.1.3.2 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน.....	47
4.2 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ .....	48
4.3 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์.....	49
4.3.1 อิทธิพลของอุณหภูมิการเผาต่อโครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25.....	49
52	
4.3.2 อิทธิพลของอุณหภูมิการเผาต่อโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818.....	53
4.4 ความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์.....	55
56	
4.5 ปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุน.....	60
4.6 การทดสอบการกระตุ้นทางชีวภาพของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ .....	64
4.7 การทดสอบความเป็นพิษต่อร่างกาย.....	68

บทที่ 5.....	71
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ .....	71
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	71
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	72
บรรณานุกรม.....	74
บรรณานุกรมรูปภาพ.....	77
บรรณานุกรมตาราง.....	79
ภาคผนวก.....	80
ประวัติผู้เขียน.....	84



## สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบสมบัติระหว่างฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ .....	14
ตารางที่ 2.2 สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตและค่าคงที่สมดุลของการละลาย (Solubility constant, $K_{sp}$ ) ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส .....	17
ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบทางเคมีของผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 .....	30
ตารางที่ 4.1 ขนาดของกิ่งก้านของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์เมื่อผ่านการเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียสและใช้ระยะเวลาในการเผาที่แตกต่างกัน .....	54
ตารางที่ 4.2 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่เผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน .....	57
ตารางที่ 4.3 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่เผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน .....	57
ตารางที่ 4.4 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค Micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด .....	62
ตารางที่ 4.5 ส่วนประกอบในการเตรียมสารจำลองของเหลวในร่างกายปริมาณ 1 ลิตร .....	64
ตารางที่ 4.6 องค์ประกอบทางเคมีของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์ .....	68
ตารางที่ 4.7 องค์ประกอบทางเคมีของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ .....	68
ตารางที่ 4.8 ค่าความเข้มข้นของธาตุโลหะหนักที่เกิดขึ้นในสารจำลองของเหลวในร่างกาย .....	69
ตารางที่ 4.9 ค่า pH ที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อทำการแช่ชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกเป็นเวลา 4 สัปดาห์ .....	69
ตารางที่ 5.1 ผลการวิเคราะห์ชิ้นงานหลังเผาของวัสดุทดแทนกระดูก R818 ด้วยเทคนิค XPS .....	73

## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 กระบวนการจำลองโครงสร้างจากพอลิเมอร์.....	6
รูปที่ 2.2 กระบวนการสร้างต้นแบบที่สลายตัวได้.....	7
รูปที่ 2.3 กระบวนการทำให้เกิดฟองโดยตรง.....	7
รูปที่ 2.4 การพิมพ์สามมิติ.....	8
รูปที่ 2.5 การพิมพ์ด้วยการหลอมผงวัสดุด้วยแสงเลเซอร์.....	8
รูปที่ 2.6 การพิมพ์ด้วยการยิงเลเซอร์ลงบนของเหลว.....	9
รูปที่ 2.7 การพิมพ์ด้วยการฉายแสงลงบนของเหลว.....	9
รูปที่ 2.8 การพิมพ์ด้วยการฉีดสารแขวนลอย.....	10
รูปที่ 2.9 การพิมพ์แบบใช้หัวฉีด.....	10
รูปที่ 2.10 การจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำพอลิยูรีเทน.....	12
รูปที่ 2.11 ฟองน้ำพอลิยูรีเทนที่มีขนาดของรูพรุน 10 ถึง 60 PPI.....	12
รูปที่ 2.12 ปฏิกริยาการเกิดพอลิยูรีเทน.....	13
รูปที่ 2.13 โครงสร้างทางกายภาพของกระดูกที่ประกอบด้วยส่วนเนื้อแข็งและส่วนเนื้อโปร่ง.....	16
รูปที่ 2.14 โครงสร้างระดับจุลภาคของกระดูกเนื้อโปร่ง.....	16
รูปที่ 2.15 โครงสร้างผลึกของไทเทเนียมไดออกไซด์.....	19
รูปที่ 2.16 เซลล์กระดูกของหนูบนวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์.....	21
รูปที่ 2.17 โครงสร้างระดับจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีการเติมเกล็ดโคลไรด์ที่แตกต่างกันที่ทำการเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 20 ชั่วโมง.....	24
รูปที่ 2.18 ผลของการเผาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่อุณหภูมิที่แตกต่างกันที่ส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาค.....	27
รูปที่ 2.19 ผลของการเผาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ระยะเวลาในการเผาที่แตกต่างกันที่ส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาค.....	28

รูปที่ 3.1 องค์ประกอบเฟส (ก) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ (ข) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 .....	31
รูปที่ 3.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของฟองน้ำพอลิยูรีเทนทั้งสองชนิดที่ใช้ในการทดลอง .....	32
รูปที่ 3.3 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุดิบ (ก) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 (ข) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 (ค) ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ และ (ง) ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ .....	33
รูปที่ 4.1 โครงร่างฟองน้ำในงานวิจัยก่อนหน้านี้ .....	41
รูปที่ 4.2 ชิ้นงานดิบที่ชุบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส .....	41
รูปที่ 4.3 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส .....	42
รูปที่ 4.4 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส .....	42
รูปที่ 4.5 ฟองน้ำกล่อควเวทท์ .....	43
รูปที่ 4.6 ชิ้นงานดิบที่ชุบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และทำการอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส จาก (ก) ฟองน้ำล้างงานทั่วไป (พอลิยูรีเทน-อีเทอร์ และ (ข) ฟองน้ำควเวทท์ (พอลิยูรีเทน-เอสเทอร์) .....	43
รูปที่ 4.7 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1350 องศาเซลเซียส จาก (ก) ฟองน้ำล้างงานทั่วไป (พอลิยูรีเทน-อีเทอร์) และ (ข) ฟองน้ำควเวทท์ (พอลิยูรีเทน-เอสเทอร์) .....	44
รูปที่ 4.8 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส .....	46
รูปที่ 4.9 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส .....	47
รูปที่ 4.10 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน .....	48
รูปที่ 4.11 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน .....	48
รูปที่ 4.12 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส .....	50

รูปที่ 4.13 องค์ประกอบทางเคมีจากเทคนิค EDS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์.....	51
รูปที่ 4.14 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส.....	52
รูปที่ 4.15 กราฟระหว่างแรงภายนอกที่กระทำ (Force, N) ต่อระยะที่ได้ทำการ กดลงไปวัสดุ (Stroke, mm) ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818.....	56
รูปที่ 4.16 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน.....	58
รูปที่ 4.17 วัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์หลังทำการทดสอบด้วยแรงอัด.....	59
รูปที่ 4.18 ภาพถ่ายสามมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน.....	60
รูปที่ 4.19 ภาพถ่ายตัดขวางสองมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน.....	60
รูปที่ 4.20 ภาพถ่ายตัดขวางสองมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน.....	60
รูปที่ 4.21 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค Micro-CT ของกระดูกเนื้อโปรงบริเวณขากรรไกรล่าง (Mandibular condyle).....	63
รูปที่ 4.22 ผลการวิเคราะห์ทางเทคนิค Micro-CT ของกระดูกเนื้อโปรงท่อนแขนส่วนปลาย (Distal radius) และกระดูกสันหลัง (Vertebrae).....	64
รูปที่ 4.23 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมออกไซด์ Degussa P25 และ R818 หลังแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา (ก) 1 สัปดาห์ (ข) 2 สัปดาห์และ (ค) 4 สัปดาห์.....	65
รูปที่ 4.24 องค์ประกอบทางเคมีจากเทคนิค EDS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์.....	66
รูปที่ 4.25 สเปกตรัมจากเทคนิค XPS ของสารมาตรฐานไฮดรอกซีอะพาไทต์.....	67
รูปที่ 4.26 สเปกตรัมจากเทคนิค XPS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์.....	67

รูปที่ 4.27 ปริมาณของเซลล์บนวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 และ Degussa P25

..... 70





# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

ในทุก ๆ ปีมีคนจำนวนมากทั่วโลกได้รับการผ่าตัดใส่วัสดุทดแทนกระดูก เพื่อรักษาอาการเจ็บป่วยจากโรคกระดูกหรือการบาดเจ็บจากอุบัติเหตุที่ส่งผลทำให้เกิดการสูญเสียกระดูก โดยการรักษาอาการเจ็บป่วยเหล่านี้จะรักษาด้วยการผ่าตัดใส่วัสดุทดแทนกระดูกที่สังเคราะห์ขึ้น ซึ่งวัสดุทดแทนกระดูกจะต้องทำหน้าที่เป็นโครงเลี้ยงเซลล์เพื่อให้เซลล์กระดูกสามารถเข้าไปอาศัยอยู่ภายในและเกิดการเพิ่มจำนวนของเซลล์กระดูกจนเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อกระดูกใหม่<sup>[1]</sup>

โดยวัสดุทดแทนกระดูกที่สังเคราะห์ขึ้นมานั้น ต้องสามารถทำหน้าที่เป็นโครงสร้างที่รองรับแรง เพื่อทดแทนกระดูกที่สูญเสียไปได้และเป็นโครงสร้างเพื่อให้เซลล์กระดูกสามารถเข้าไปอาศัยอยู่ภายในและเกิดการเพิ่มจำนวนของเซลล์จนเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อกระดูก วัสดุทดแทนกระดูกที่ดีจะต้องมีคุณสมบัติสำคัญดังนี้ 1. มีรูพรุนต่อเนื่องและขนาดของรูพรุนที่เหมาะสมกับขนาดของเซลล์กระดูก 2. มีความเข้ากันได้กับร่างกาย ไม่มีความเป็นพิษต่อร่างกาย 3. พื้นผิวของวัสดุต้องสามารถเหนี่ยวนำให้เซลล์ยึดเกาะได้ 4. สมบัติเชิงกลของวัสดุจะต้องใกล้เคียงกับกระดูกจริง

ด้วยลักษณะเฉพาะของการมีรูพรุนต่อเนื่องดังกล่าวนี้ ส่งผลให้วัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมขึ้นจากสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟต ซึ่งเป็นสารอนินทรีย์หลักที่พบในกระดูกมนุษย์นั้น มีสมบัติเชิงกลที่ต่ำกว่าจะสามารถตัดแต่งเพื่อใส่ลงไปในบริเวณกระดูกที่ต้องการทดแทนได้<sup>[2-3]</sup> ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกไทเทเนียมไดออกไซด์ ซึ่งเป็นสารประกอบที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์<sup>[4]</sup> อีกทั้งยังสามารถเกิดการเชื่อมยึดกับกระดูกได้ จึงเป็นวัสดุที่เหมาะสมกับการเตรียมเป็นวัสดุทดแทนกระดูก

จากงานวิจัยที่ผ่านมาได้มีการคิดค้นพัฒนาวัสดุทดแทนกระดูกที่สังเคราะห์มาจากไทเทเนียมไดออกไซด์ ซึ่งไทเทเนียมไดออกไซด์คือสารที่มีความนิยมนอย่างมากในการนำมาใช้ เนื่องจากมีความเข้ากันได้กับร่างกายและไม่มีความเป็นพิษ ดังที่แสดงในงานวิจัยที่ผ่านมา<sup>[5]</sup> ซึ่งได้ทำการเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์และนำไปทดสอบกับเซลล์กระดูกของหนู เป็นระยะเวลา 3 วัน พบว่าไม่มีการเกิดขึ้นของเอนไซม์ที่บ่งบอกถึงสภาวะที่มีการตายของเซลล์

นอกจากนี้ยังพบว่าเซลล์สามารถยึดเกาะและกระจายตัวได้ดีภายในวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์

ปัจจุบันการสังเคราะห์วัสดุทดแทนกระดูกนั้น สามารถขึ้นรูปได้โดยใช้กระบวนการที่หลากหลาย ซึ่งทางผู้วิจัยได้เลือกกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ เนื่องจากเป็นกระบวนการที่สามารถขึ้นรูปได้ง่าย สามารถควบคุมขนาดของรูพรุนได้ โดยเลือกชนิดของฟองน้ำที่มีขนาดรูพรุนตามที่ต้องการและยังสามารถผลิตในปริมาณมากในเชิงอุตสาหกรรมได้<sup>[6]</sup> โดยเตรียมเป็นสลิปที่มีความหนืดที่เหมาะสม เพื่อให้สามารถยึดเกาะบนโครงสร้างของฟองน้ำและสามารถจำลองรูปร่างได้ เมื่อผ่านกระบวนการเผาไล่ฟองน้ำออกไป วัสดุทดแทนกระดูกที่สังเคราะห์ได้จะมีลักษณะและขนาดของรูพรุนต่อเนื่องเหมือนโครงสร้างฟองน้ำที่ใช้ แต่จากงานวิจัยที่ผ่านมา พบว่าการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำนั้น จะได้วัสดุที่มีปริมาณรูพรุนสูงและรูพรุนต่อเนื่อง แต่เนื่องจากการหายไปของฟองน้ำหลังการเผา ทำให้เกิดช่องว่างข้างในกึ่งก้านของโครงสร้างวัสดุทดแทนกระดูก ซึ่งส่งผลให้วัสดุทดแทนกระดูกที่สังเคราะห์ได้นั้นมีความแข็งแรงต่ำ เมื่อเทียบกับกระดูกเนื้อโปร่ง (Trabecular bone) ในร่างกายมนุษย์

นอกจากนี้ ในงานวิจัยอื่น ๆ พบว่าที่อุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการเผานั้น ส่งผลต่อขนาดและรูปร่างของเกรนภายในวัสดุ เมื่อใช้ระยะเวลาในการเผาต่ำจะเกิดช่องว่างภายในกึ่งก้านของวัสดุ เนื่องจากการหายไปของฟองน้ำ ส่งผลให้ผนังของกึ่งก้านลึกลง แต่เมื่อเพิ่มระยะเวลาในการเผาเพิ่มขึ้น พบว่าช่องว่างภายในกึ่งก้านนั้นหายไป เนื่องจากการหลอมตัวของไทเทเนียมไดออกไซด์ เกิดเป็นกึ่งก้านที่มีความหนาเพิ่มขึ้นและรูปร่างของเกรนมีลักษณะเป็นทรงกลม ซึ่งส่งผลให้ค่าความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ค่าความหนืดก็เป็นอีกปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุ ถ้าน้ำสลิปที่ได้มีความหนืดต่ำมาก จะส่งผลให้ขุบน้ำสลิปไม่ติด แต่ถ้าน้ำสลิปมีความหนืดสูงเกินไป ก็จะส่งผลให้รูพรุนที่ได้เป็นรูพรุนปิดและความต่อเนื่องลดลง เนื่องจากการกีดขวางของน้ำสลิปในรูพรุน<sup>[4]</sup>

ในงานวิจัยนี้จึงสนใจศึกษาปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อสมบัติความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกที่มีรูพรุนต่อเนื่องจากไทเทเนียมไดออกไซด์โดยการขึ้นรูปด้วยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ เพื่อให้สามารถตัดแต่งเพื่อใส่ลงไปในบริเวณกระดูกที่ต้องการทดแทนได้ อีกทั้งคาดหวังว่างานวิจัยชิ้นนี้จะสามารถลดระยะเวลาในการผลิตขึ้นได้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการผลิตเชิงอุตสาหกรรมอีกด้วย

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์โดยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ
2. เพื่อศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการขึ้นรูปของวัสดุทดแทนกระดูก

## 1.3 ขอบเขตการดำเนินงานวิจัย

1. ศึกษาการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ด้วยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ
2. ศึกษาสมบัติทางกายภาพของวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมขึ้นได้
3. ศึกษาการทดสอบการกระตุ้นทางชีวภาพและความเป็นพิษต่อร่างกายของวัสดุทดแทนกระดูก

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีรูพรุนต่อเนื่องและมีความแข็งแรงเหมาะสมต่อการใช้งาน

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 วัสดุทดแทนกระดูก

วัสดุทดแทนกระดูกในงานวิจัยนี้คือวัสดุที่มีลักษณะเป็นชิ้นงานที่มีรูพรุนต่อเนื่องอยู่ภายใน โดยชิ้นงานนี้จะมีลักษณะเป็นโครงหรือที่เราเรียกว่าโครงเลี้ยงเซลล์ (Scaffold) ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นโครงสร้างเพื่อให้เซลล์กระดูกสามารถเข้าไปอาศัยอยู่ภายในและเกิดการเพิ่มจำนวนของเซลล์กระดูกจนเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อกระดูกใหม่

##### 2.1.1 คุณสมบัติที่สำคัญของโครงเลี้ยงเซลล์

###### 2.1.1.1 การเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย (Biocompatibility)

วัสดุที่ใช้ในการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์จะต้องไม่เป็นพิษต่อเซลล์ มีความเข้ากันได้กับเซลล์ สามารถช่วยเหนี่ยวนำให้เซลล์เกิดการยึดเกาะได้ดี (Cell adhesion) และเซลล์สามารถเจริญเติบโตและเพิ่มจำนวน (Proliferation) จนเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ได้ เมื่อทำการผ่าตัดใส่วัสดุทดแทนกระดูกลงไปในร่างกาย หากวัสดุทดแทนกระดูกไม่สามารถเข้ากันได้กับร่างกาย จะส่งผลให้ร่างกายเกิดการปฏิเสธซึ่งส่งผลต่อระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย ทำให้ผู้ป่วยเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการอักเสบและการติดเชื้อได้<sup>[1]</sup>

###### 2.1.1.2 การย่อยสลายทางชีวภาพ (Biodegradability)

โครงเลี้ยงเซลล์ที่สามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้นั้นขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุที่ใช้ในการผลิต เช่นโครงเลี้ยงเซลล์ที่ผลิตมาจากพอลิเมอร์หรือเซรามิกบางชนิด สามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้ ซึ่งการย่อยสลายช่วยทำให้เกิดพื้นที่เพิ่มขึ้นเพื่อให้เซลล์กระดูกสามารถเจริญเติบโตมาทดแทนโครงเลี้ยงเซลล์ที่หายไป อีกทั้งผู้ป่วยไม่ต้องได้รับการผ่าตัดครั้งที่สองเพื่อนำวัสดุทดแทนกระดูกออก<sup>[1]</sup> ดังเช่นการใช้โครงเลี้ยงเซลล์ที่ทำมาจากโลหะ

###### 2.1.1.3 การกระตุ้นทางชีวภาพ (Bioactivity)

วัสดุทดแทนกระดูกจะต้องสามารถช่วยกระตุ้นเพื่อให้สามารถเกิดการเชื่อมประสานระหว่างกระดูกจริงกับกระดูกเทียม (Osseointegration) และกระตุ้นการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูก (Bone ingrowth) ได้อย่างรวดเร็ว<sup>[1]</sup>

#### 2.1.1.4 ลักษณะโครงสร้าง (Structure)

โครงเลี้ยงเซลล์ที่ดีจะต้องมีลักษณะโครงสร้างที่มีรูพรุนที่มีความต่อเนื่อง และมีขนาดที่เหมาะสม เพื่อให้เซลล์กระดูกสามารถเคลื่อนที่และเจริญเติบโตภายในโครงเลี้ยงเซลล์ได้ดี<sup>[1]</sup> (Vascularization) อีกทั้งยังต้องมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสมในการทำไปทดแทนกระดูกในบริเวณที่ต้องการ<sup>[5]</sup>

#### 2.1.2 วัสดุที่ใช้ในการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์

ที่ผ่านมาได้มีการใช้วัสดุหรือวัสดุทางชีวภาพหลายชนิดเพื่อสร้างวัสดุทดแทนกระดูกทั้งประเภทโลหะ พอลิเมอร์ เซรามิก รวมถึงวัสดุผสม โดยโครงเลี้ยงเซลล์ที่ผลิตจากโลหะนั้นจะเหมาะสมกับการทดแทนกระดูกบริเวณที่ต้องการการรองรับแรง แต่เนื่องจากโลหะนั้นเป็นวัสดุที่ไม่สามารถย่อยสลายทางชีวภาพ อาจเกิดการกักร้อนหรือการสึกกร่อน<sup>[1]</sup> อีกทั้งไม่สามารถเกิดการกระตุ้นทางชีวภาพระหว่างวัสดุทดแทนกระดูกกับกระดูกจริงได้ จึงทำให้งานวิจัยบางงานได้ทำการเคลือบวัสดุทดแทนกระดูกจากโลหะด้วยเซรามิกที่มีสมบัติการกระตุ้นทางชีวภาพเพื่อเพิ่มคุณสมบัติดังกล่าว ส่วนในด้านโครงเลี้ยงเซลล์ที่ผลิตจากพอลิเมอร์นั้นก็มีการศึกษาอย่างแพร่หลายเช่นกัน เพราะพอลิเมอร์มีสมบัติการกระตุ้นทางชีวภาพที่ดีและสามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้ แต่มีความแข็งแรงต่ำ ซึ่งไม่เหมาะกับบริเวณที่ต้องการการรองรับแรงและยังมีการศึกษาเกี่ยวกับเรื่องความเป็นพิษต่อร่างกายที่ยังไม่สามารถยืนยันได้ชัดเจน จึงทำให้วัสดุทางชีวภาพทั้งโลหะและพอลิเมอร์นั้นมีข้อจำกัดในทางการนำไปใช้งาน หลังจากนั้นจึงมีงานวิจัยที่ต้องการผลิตวัสดุทดแทนกระดูกที่ให้มีสมบัติใกล้เคียงกระดูกที่แท้จริง โดยมีความแข็งแรงมากกว่าพอลิเมอร์และมีการกระตุ้นทางชีวภาพที่ดีกว่าโลหะซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวช่วยค้ำจุนที่ดีในการให้เซลล์ยึดเกาะเพื่อเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ ซึ่งวัสดุทางชีวภาพที่เหมาะสมกับสมบัติทั้งสองข้อนี้คือเซรามิก นอกจากนี้เซรามิกจะมีสมบัติที่สำคัญที่เหมาะสมสำหรับการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์แล้ว เซรามิกยังสามารถขึ้นรูปได้ในรูปแบบที่หลากหลายอีกด้วย

#### 2.1.3 กระบวนการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์

จุดสำคัญในการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์ที่มีปริมาณรูพรุนสูงและมีความแข็งแรงที่เหมาะสมนั้นคือการสร้างสิ่งแวดล้อมภายในโครงเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมต่อการยึดเกาะและการเพิ่มจำนวนของเซลล์ โดยการออกแบบขนาดของรูพรุนที่มีขนาดระหว่างระดับนาโนเมตรถึงไมโครเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมต่อการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูก รูพรุนที่มีขนาดในระดับไมโครเมตรจะเหมาะสำหรับการเคลื่อนที่ในการเจริญเติบโตของเซลล์และ

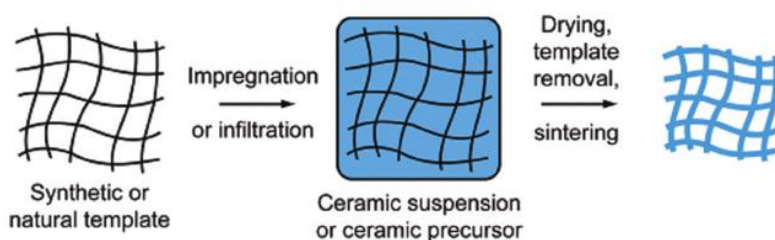
หลอดเลือดต่าง ๆ อีกทั้งเหมาะสำหรับการเคลื่อนที่ลำเลียงของสารอาหารหรือของเสียภายในโครงเลี้ยงเซลล์ ส่วนรูพรุนที่มีขนาดในระดับนาโนเมตรจะมีค่าพื้นที่ผิวจำเพาะ (Specific surface area) สูงซึ่งเหมาะแก่การยึดเกาะของเซลล์ โปรตีน และการเกิดแร่ธาตุต่าง ๆ<sup>[1]</sup>

กระบวนการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์นั้นมีกระบวนการที่หลากหลาย ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 เทคนิคหลัก ๆ คือกระบวนการผลิตแบบทั่วไปและกระบวนการผลิตแบบขั้นสูง<sup>[1]</sup>

### 2.1.3.1 กระบวนการผลิตแบบทั่วไป

#### 2.1.3.1.1 การจำลองโครงสร้างจากพอลิเมอร์ (Replica technique) คือการ

สังเคราะห์หรือนำพอลิเมอร์ที่มีขนาดของรูพรุนตามที่ต้องการนำมาชุบในน้ำสลิปเซรามิกเพื่อให้พอลิเมอร์เกิดการดูดซับ จากนั้นนำไปเผาเพื่อไล่อโครงสร้างของพอลิเมอร์ออก วิธีนี้จะทำให้ได้ชิ้นงานโครงเลี้ยงเซลล์ที่มีรูพรุนเหมือนกับพอลิเมอร์ตั้งต้นที่ใช้เป็นโครงร่าง

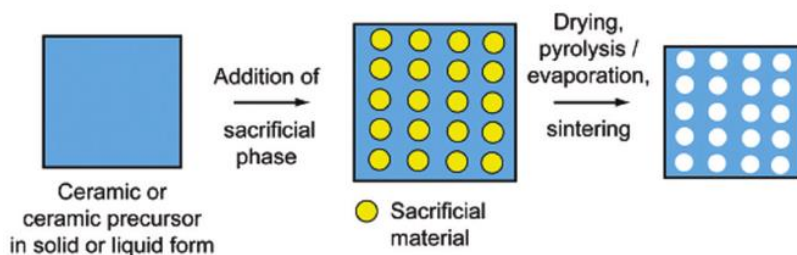


จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 2.1 กระบวนการจำลองโครงสร้างจากพอลิเมอร์<sup>[1]</sup>

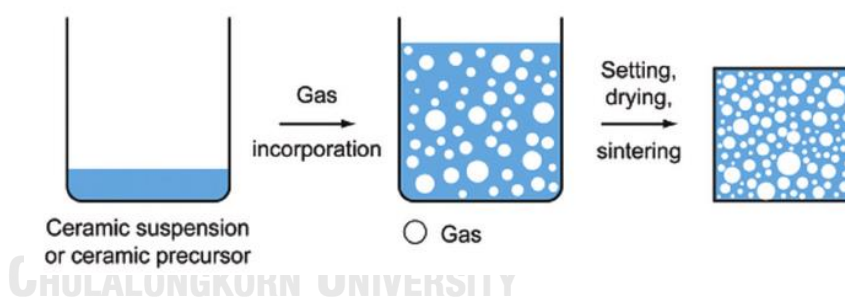
#### 2.1.3.1.2 การสร้างต้นแบบที่สลายตัวได้ (Sacrificial template

technique) คือการใส่วัสดุที่สลายตัวได้ (Sacrificial material) ลงไปในสารตั้งต้นเซรามิก จากนั้นนำชิ้นงานดิบไปทำการเผาที่อุณหภูมิสูงกว่าอุณหภูมิการสลายตัวของวัสดุที่สลายตัวได้ ทำให้เกิดชิ้นงานที่มีรูพรุน



รูปที่ 2.2 กระบวนการสร้างต้นแบบที่สลายตัวได้<sup>[1]</sup>

2.1.3.1.3 การทำให้เกิดฟองโดยตรง (Direct foaming technique) คือ การเติมก๊าซหรือตัวกลางที่ทำให้เกิดฟอง (Foaming agents) ลงไปในสารตั้งต้นเซรามิกเพื่อให้เกิดฟองภายในสารตั้งต้น หลังจากนั้นเมื่อปล่อยให้สารตั้งต้นเซรามิกแข็งตัวและนำไปเผาจะได้ชิ้นงานที่มีรูพรุนอยู่ภายใน ซึ่งปริมาณของรูพรุนนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณของก๊าซหรือตัวกลางที่ทำให้เกิดฟองที่ใส่ลงไป



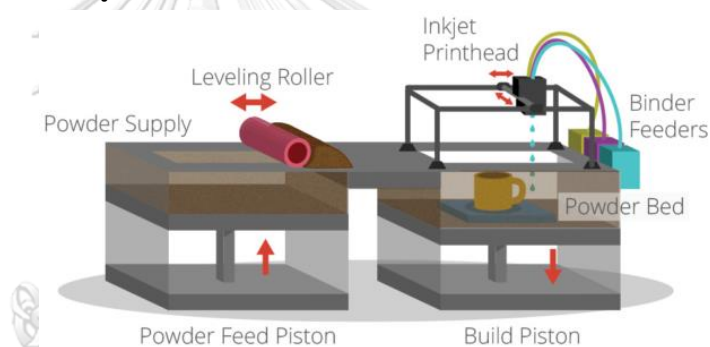
รูปที่ 2.3 กระบวนการทำให้เกิดฟองโดยตรง<sup>[1]</sup>

### 2.1.3.2 กระบวนการผลิตแบบขั้นสูง

เนื่องจากในกระบวนการผลิตแบบทั่วไปในบางกระบวนการนั้น มีข้อจำกัดในการผลิตชิ้นงานที่มีขนาดของรูพรุนหรือรูปทรงของรูพรุนที่เหมาะสม ซึ่งส่งผลให้ชิ้นงานที่ได้ไม่มีความเป็นรูพรุนต่อเนื่อง อีกทั้งอาจส่งผลต่อคุณสมบัติเชิงกลและคุณสมบัติอื่น ๆ ดังนั้นจึงเกิดกระบวนการผลิตแบบขั้นสูงขึ้น นั่นคือกระบวนการสร้างต้นแบบรวดเร็ว (Rapid prototyping (RP) technique) คือการออกแบบชิ้นงานด้วยโปรแกรมสาม

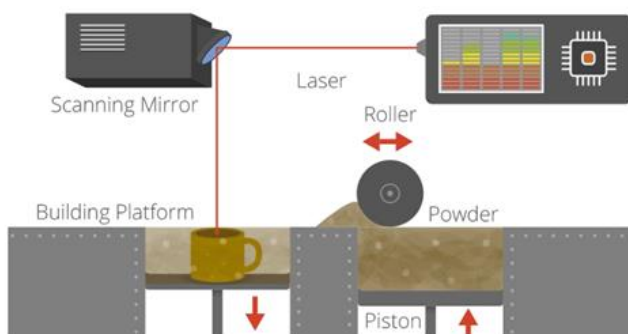
มิติ (3D) บนคอมพิวเตอร์ (Computer Aided Design, CAD) จากนั้นส่งไฟล์ขึ้นงานสามมิติไปยังอุปกรณ์ที่ใช้เทคโนโลยี RP เพื่อสร้างชิ้นงานต้นแบบตามที่ออกแบบไว้ การขึ้นรูปชิ้นงานจะขึ้นรูปโดยการเติมเนื้อวัสดุทีละชั้น ๆ จนได้ออกมาเป็นรูปทรงตามที่ต้องการ (Additive Manufacturing (AM) technique) กระบวนการผลิตเครื่องเลี้ยวเซลล์โดยใช้เทคนิค RP นั้น มีกระบวนการที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายดังนี้

2.1.3.2.1 การพิมพ์สามมิติ (3D printing) คือการขึ้นรูปชิ้นงานโดยพ่นสารตัวยึดจับ (Binder fluid) ผ่านหัวพ่นลงบนวัสดุรองรับ (Powder bed) ซึ่งเป็นสารชนิดเดียวกับวัสดุที่เราต้องการ สารตัวยึดจับจะทำหน้าที่ผสมเข้ากันกับผงวัสดุเข้าด้วยกันเป็นรูปร่างทีละชั้น จากนั้นจึงเทผงวัสดุที่เหลือออก จะได้ชิ้นงานเครื่องเลี้ยวเซลล์ตามรูปทรงที่ต้องการ



รูปที่ 2.4 การพิมพ์สามมิติ [2]

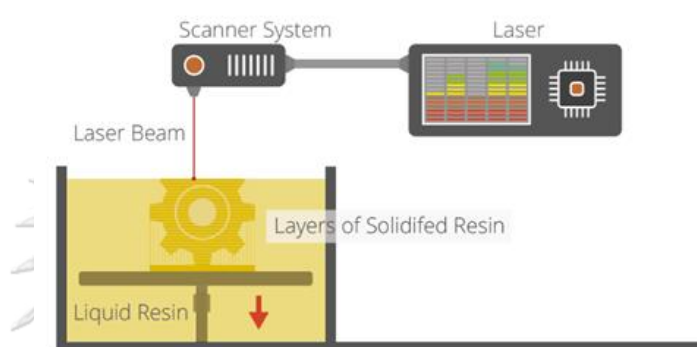
2.1.3.2.2 การพิมพ์ด้วยการหลอมผงวัสดุด้วยแสงเลเซอร์ (Selective Laser Sintering, SLS) คือการขึ้นรูปชิ้นงานโดยการยิงแสงเลเซอร์ลงไปบนผงวัสดุทีละชั้นเพื่อทำการหลอมละลายผงวัสดุทีละชั้นให้เป็นเนื้อเดียวกันทีละชั้นจนกระทั่งกลายเป็นชิ้นงานที่ต้องการ



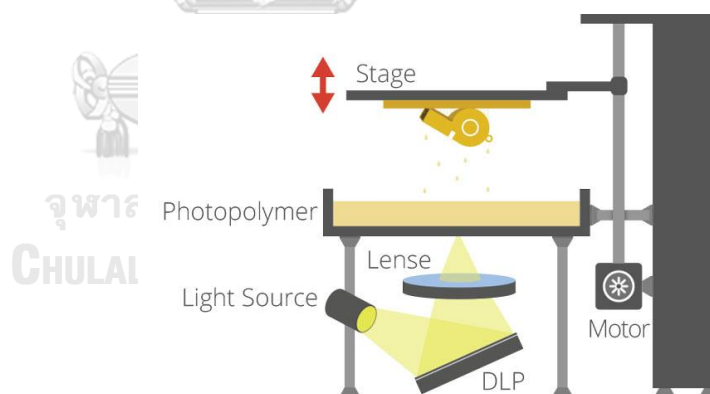
รูปที่ 2.5 การพิมพ์ด้วยการหลอมผงวัสดุด้วยแสงเลเซอร์ [2]



2.1.3.2.3 การพิมพ์ด้วยการยิงแสงเลเซอร์ลงบนของเหลว (Stereolithography, SLA) ถือเป็นเทคโนโลยี RP แรกที่คิดค้นขึ้นมา โดยจะขึ้นรูปชิ้นงานโดยการฉายแสงหรือยิงแสงเลเซอร์ลงไปบนของเหลวที่เป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่มีความไวแสง (Photo resin/Photo polymer) ที่บรรจุอยู่ในภาชนะที่เคลื่อนที่ขึ้นลงได้ เมื่อวัสดุพอลิเมอร์โดนแสงจะเกิดการแข็งตัวทีละชั้น จนเกิดเป็นชิ้นงานที่ต้องการ

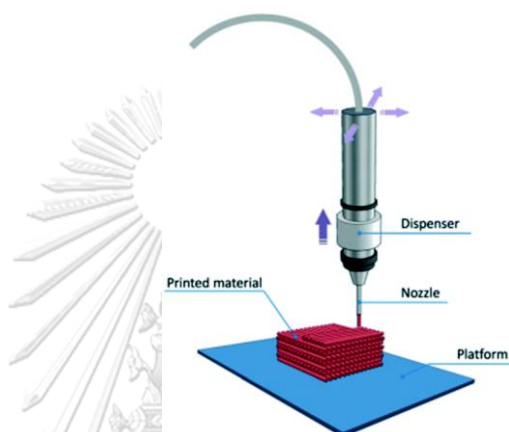


รูปที่ 2.6 การพิมพ์ด้วยการยิงเลเซอร์ลงบนของเหลว [2]



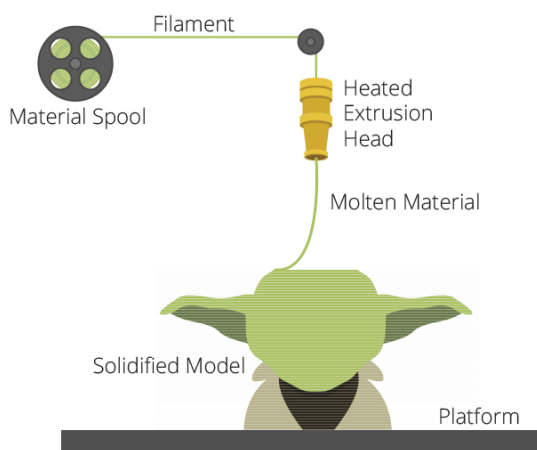
รูปที่ 2.7 การพิมพ์ด้วยการฉายแสงลงบนของเหลว [2]

2.1.3.2.4 การพิมพ์ด้วยการฉีดสารแขวนลอย (Robocasting, RC) คือการขึ้นรูปแบบอิสระ (Freeform) โดยการฉีดสารแขวนลอย (Colloidal suspension) ที่ละชั้นผ่านหัวฉีดจนเกิดเป็นชิ้นงานที่สมบูรณ์ โดยสารแขวนลอยนั้นต้องมีการควบคุมสมบัติความหนืดที่เหมาะสม สามารถไหลผ่านหัวฉีด แข็งตัวได้อย่างรวดเร็วและสามารถยึดเกาะกับชั้นก่อนหน้านี้ได้ เพื่อคงรูปร่างชิ้นงานในระหว่างการพิมพ์



รูปที่ 2.8 การพิมพ์ด้วยการฉีดสารแขวนลอย [3]

2.1.3.2.5 การพิมพ์แบบใช้หัวฉีด (Fused Deposition Modeling, FDM) เป็นวิธีที่นิยมใช้กันมากที่สุดในปัจจุบันเนื่องจากการใช้งานง่าย โดยการหลอมเส้นวัสดุที่เป็นโลหะหรือพอลิเมอร์ให้กลายเป็นของเหลวออกมาเป็นเส้นผ่านหัวฉีดที่ละชั้น เมื่อผ่านหัวฉีดจะเกิดการแข็งตัวอย่างรวดเร็ว จนเกิดเป็นชิ้นงานตามรูปทรงที่ต้องการ



รูปที่ 2.9 การพิมพ์แบบใช้หัวฉีด [2]

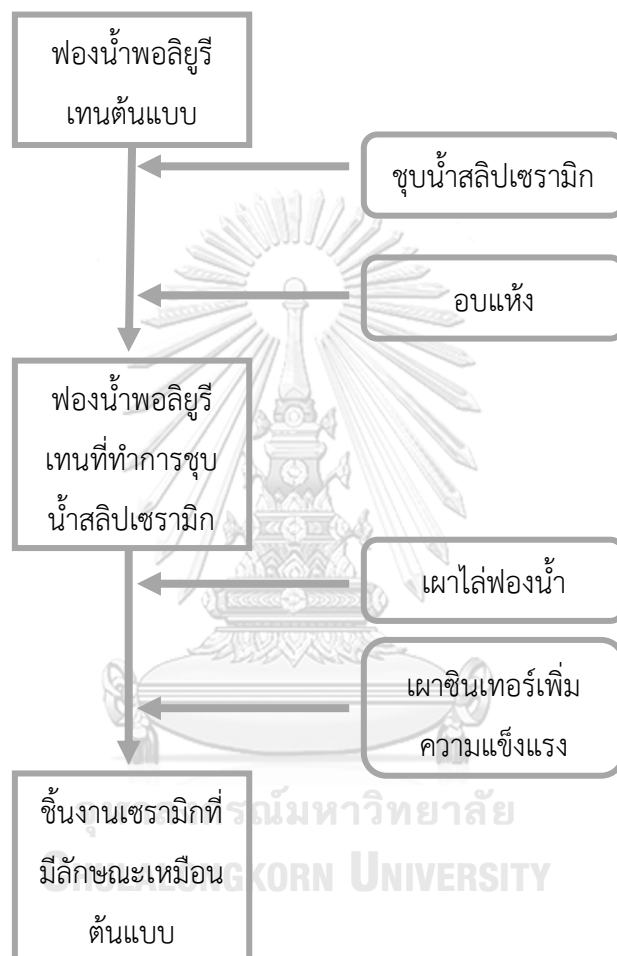
จากกระบวนการผลิตแบบชั้นสูงที่ได้กล่าวไปข้างต้น พบว่าวัตถุดิบที่ใช้ในการผลิตส่วนใหญ่คือพอลิเมอร์และโลหะ ส่วนวัตถุดิบที่เป็นเซรามิกนั้นไม่เป็นที่นิยมเนื่องจากในกระบวนการขึ้นรูปที่มีรูปทรงที่ซับซ้อนนั้น เซรามิกจะทำได้ยากกว่าวัสดุที่ทำจากโลหะและพอลิเมอร์ ในการขึ้นรูปให้วัสดุเซรามิกที่เป็นผงวัตถุดิบให้เป็นเนื้อเดียวกันนั้นจะต้องใช้เทคนิคการเผา ซึ่งอาจส่งผลให้เกิดจุดตำหนิต่าง ๆ อาทิเช่น รูพรุนหรือความไม่เป็นเนื้อเดียวกัน อีกทั้งเซรามิกนั้นมีสมบัติที่แตกต่างจากโลหะคือมีความทนต่อการแตกต่ำกว่าโลหะ มีความเปราะสูง จึงส่งผลให้เกิดรอยแตกในชิ้นงานได้ง่าย ทำให้ความแข็งแรงของชิ้นงานลดลง<sup>[7]</sup> อีกทั้งในกระบวนการขึ้นรูปโดยเทคนิค RP การขึ้นรูปชิ้นงานโดยการเติมเนื้อวัสดุทีละชั้นนั้น ทำให้มีความแข็งแรงในแนวระนาบสูงแต่มีความแข็งแรงในแนวแกนต่ำ ซึ่งอาจไม่เหมาะสมในการนำไปใช้ในการรองรับแรงต่าง ๆ ด้วยเหตุนี้ทางผู้วิจัยจึงได้เลือกกระบวนการผลิตแบบทั่วไปคือการจำลองโครงสร้างจากพอลิเมอร์ โดยพอลิเมอร์ที่เลือกใช้คือ ฟองน้ำพอลิยูรีเทน (Polyurethane foams, PU) ซึ่งแตกต่างจากกระบวนการผลิตแบบทั่วไปแบบอื่น ๆ คือสามารถกำหนดขนาดและรูปทรงของรูพรุนที่ต้องการได้ โดยการเลือกชนิดของฟองน้ำที่เหมาะสมและมีขนาดของรูพรุนตามต้องการ<sup>[8]</sup> เพื่อเป็นโครงสร้างในการผลิตโครงเลี้ยงเซลล์ นอกจากนี้ในการผลิตวัสดุทดแทนกระดูกหรือโครงเลี้ยงเซลล์นั้น ยังไม่มีการผลิตในเชิงอุตสาหกรรม (Mass production) ส่วนใหญ่จะเป็นการผลิตแบบรายครั้ง (Made to order) และใช้ต้นทุนสูง ทางผู้วิจัยจึงคาดหวังว่ากระบวนการผลิตแบบจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำนั้น จะสามารถผลิตชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกในเชิงอุตสาหกรรมได้ อีกทั้งยังใช้ต้นทุนต่ำและระยะเวลาในการผลิตต่ำ<sup>[6]</sup>

## CHULALONGKORN UNIVERSITY

### 2.2 การจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำพอลิยูรีเทน

เทคนิคการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำเริ่มคิดค้นโดย Schwartzwalder และ Somers ในปี ค.ศ. 1963 เริ่มจากการนำฟองน้ำพอลิยูรีเทน (PU) ชุบลงในส่วนผสมของเหลว (Slurry) หรือที่เรียกว่าน้ำสลิป (Slip) ที่เตรียมมาจากวัตถุดิบเซรามิก เช่น อะลูมินา ซิลิคอนคาร์ไบด์ เป็นต้น<sup>[6]</sup> เมื่อน้ำสลิปซึมลงไปและยึดเกาะบนพื้นผิวของฟองน้ำพอลิยูรีเทนแล้ว จากนั้นบีบเอาฟองน้ำสลิปส่วนเกินออก เมื่อนำไปอบแห้งและทำการเผาเพื่อไล่ฟองน้ำพอลิยูรีเทนออก จะได้ชิ้นงานเซรามิกที่มีลักษณะเหมือนโครงสร้างฟองน้ำต้นแบบ ฟองน้ำพอลิยูรีเทนที่ใช้จะมีขนาดของรูพรุนและรูปทรงตามต้องการ เพื่อเป็นโครงสร้างที่จะสลายตัวไปเมื่อผ่านการให้ความร้อนที่อุณหภูมิสูงและเกิดเป็นชิ้นงานเซรามิก โดยฟองน้ำพอลิยูรีเทนนั้นจะต้องมีรูพรุนเปิด (Open-cell structure) เพื่อให้ฟองน้ำสลิปเซรามิกไหลผ่านได้<sup>[9]</sup> และมีขนาดของรูพรุนที่เหมาะสมระหว่าง 100 ถึง 700

ไมโครเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมต่อการเคลื่อนที่ของเซลล์ การลำเลียงของสารอาหารและของเสียภายในโครงเลี้ยงเซลล์<sup>[4, 8]</sup> การเลือกฟองน้ำพอลิยูรีเทนที่มีขนาดของรูพรุนตามต้องการสามารถเลือกได้จากค่า PPI (Pores per inch) ซึ่งหมายถึงจำนวนรูพรุนต่อหน่วยหนึ่งนิ้ว ยิ่งรูพรุนขนาดเล็กค่า PPI จะยิ่งสูง โดยในงานวิจัยนี้ใช้ฟองน้ำพอลิยูรีเทนขนาด 60 PPI มีขนาดรูพรุนเฉลี่ยประมาณ 445 ไมโครเมตร<sup>[6]</sup>



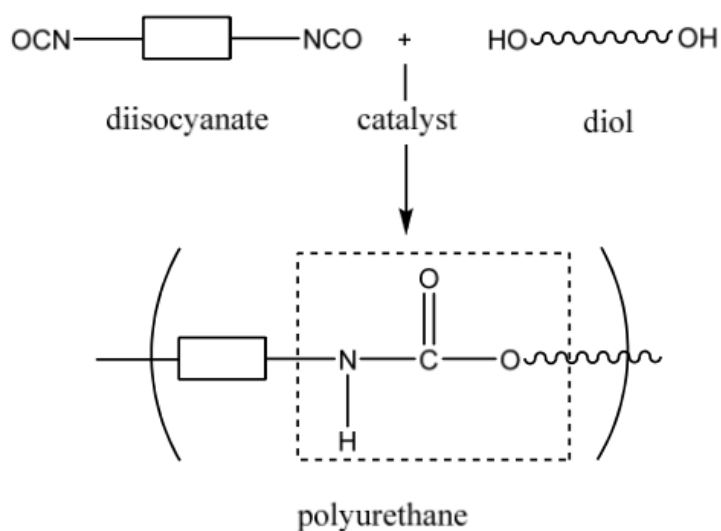
รูปที่ 2.10 การจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำพอลิยูรีเทน



รูปที่ 2.11 ฟองน้ำพอลิยูรีเทนที่มีขนาดของรูพรุน 10 ถึง 60 PPI<sup>[4]</sup>

## 2.3 ฟองน้ำพอลิยูรีเทน (Polyurethane foams)

ฟองน้ำพอลิยูรีเทนเป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากการทำปฏิกิริยาของสารประกอบอินทรีย์สองชนิดด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน (Polymerization) คือไอโซไซยาเนต (Isocyanate) และไดออล (diol)<sup>[10]</sup>



รูปที่ 2.12 ปฏิกิริยาการเกิดพอลิยูรีเทน <sup>[5]</sup>

พอลิออล (Polyol) คือสารประกอบที่มีหมู่ไฮดรอกซิล (Hydroxyl group, -OH) หลายๆ หมู่อยู่ด้วยกัน โดยพอลิออลแบ่งได้ออกเป็น 2 ชนิดหลักคือ พอลิอีเทอร์ พอลิออล (Polyether polyols) และพอลิเอสเทอร์ พอลิออล (Polyester polyols)<sup>[11]</sup>

ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์เป็นฟองน้ำชนิดแรกที่เกิดการคิดค้นขึ้นในช่วงสมัยหลังสงครามโลกครั้งที่ 2 แต่วัตถุดิบที่จำเป็นในการผลิตนั้นถูกผูกขาดโดยสงคราม หลังจากนั้นจึงเกิดการคิดค้นฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ขึ้น ซึ่งเป็นมีการใช้อย่างแพร่หลายจนถึงปัจจุบันนี้ เนื่องจากวัตถุดิบที่นำมาใช้ในการผลิตนั้นมีต้นทุนต่ำกว่าและยังทนต่อการสลายเมื่อสัมผัสกับน้ำได้ดีกว่า

### 2.3.1 ความแตกต่างระหว่างฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์

ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์มีลักษณะนุ่มและกระชับกว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ เนื่องจากในกระบวนการขึ้นรูปจะได้ฟองน้ำที่มีรูพรุนขนาดเล็ก ซึ่งช่วยให้สามารถดูดซับแรงกระแทกได้ดีและมีความแข็งแรงมากกว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ จึงนิยมนำไปใช้เป็นฟองน้ำกันกระแทกในบรรจุภัณฑ์ระหว่างขนส่ง นอกจากนี้ยังสามารถใส่สารเติมแต่งเพื่อทำเป็นฟองน้ำป้องกันไฟฟ้าสถิตในอุปกรณ์หรือเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ได้อีกด้วย อย่างไรก็ตาม ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์นั้นมีความยืดหยุ่นมากกว่า ทนต่อสภาพแวดล้อมที่เปียกได้ดีกว่า และมีขนาดของรูพรุนที่ใหญ่กว่า ซึ่งช่วยให้อากาศสามารถไหลเวียนและน้ำสามารถซึมผ่านได้ดี ทำให้มักนิยมนำไปใช้ในการผลิตเป็นฟองน้ำกรองอากาศ นอกจากนี้ยังสามารถใส่สารเติมแต่งเพื่อทำเป็นฟองน้ำชนิดแห้งเร็ว ซึ่งจะไม่กักเก็บความชื้น จึงเหมาะสมในการผลิตเป็นฟองน้ำที่ต้องใช้งานกับสภาพแวดล้อมที่เปียกตลอดเวลา เช่น ฟองน้ำล้างจาน เป็นต้น<sup>[1,2]</sup>

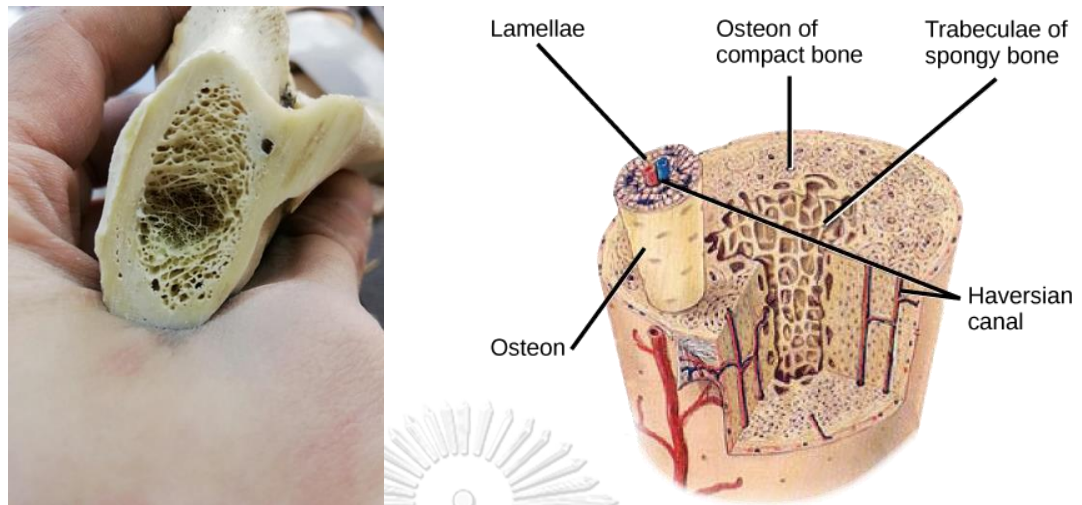
ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบสมบัติระหว่างฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ <sup>[1,2]</sup>

คุณสมบัติ	ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์	ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์
ทนต่อการขัดถู (Abrasion resistance)	✓	✓
ทนต่ออุณหภูมิสูง (Heat resistance)		✓
ทนต่ออุณหภูมิต่ำ (Low temperature resistance)	✓	
ความแข็งแรง (Tensile strength)		✓
ทนต่อการรองรับแรงกระแทก (Shock absorption resistance)		✓
ทนต่อการฉีกขาด (Tear resistance)		✓
ทนต่อความชื้น (Water and moisture resistance)	✓	
ทนต่อสารเคมี (Chemical resistance)		✓

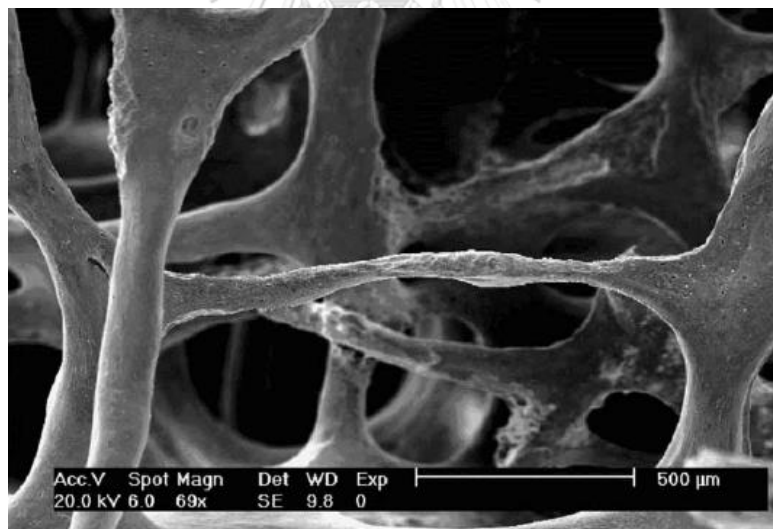
โดยในงานวิจัยนี้มุ่งใช้ฟองน้ำเป็นโครงร่างเพื่อจำลองโครงสร้างที่มีรูพรุนต่อเนื่องและมีขนาดรูพรุนที่เหมาะสมเพื่อสร้างโครงเลี้ยงเซลล์ต่อไป

#### 2.4 กระดูก

กระดูกเป็นอวัยวะที่ไม่ได้มีโครงร่างที่แข็งทึบเพียงอย่างเดียว แต่มีช่องว่างภายในระหว่างโครงร่างแข็ง โครงสร้างของกระดูกนั้นประกอบไปด้วย 2 ส่วนที่สำคัญ คือบริเวณภายนอกจะมีลักษณะเป็นกระดูกเนื้อแข็งเรียกว่ากระดูกเนื้อแน่น (Cortical bone) และบริเวณภายในกระดูกจะมีลักษณะโปร่ง มีรูพรุนสูงคล้ายเส้นใยที่สานกันอยู่ภายในโครงกระดูกเรียกว่ากระดูกเนื้อโปร่ง (Cancellous bone/Trabecular bone) ซึ่งทำให้กระดูกมีน้ำหนักเบาและเป็นที่อยู่ของระบบหลอดเลือดต่าง ๆ และไขกระดูก (Marrow) กระดูกทั้ง 2 ชนิดนี้มีปริมาณของรูพรุนและความหนาแน่นที่แตกต่างกัน กระดูกเนื้อแน่นมีความหนาแน่นสูง มีความพรุนตัว 5 ถึง 10 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งประกอบไปด้วย Osteon หรือที่เรียกว่าระบบ Haversian ซึ่งมีขนาดระหว่าง 10 ถึง 50 ไมโครเมตรเรียงตัวกันเป็นแนวยาวขนานไปกับแนวกระดูก ในขณะที่กระดูกเนื้อโปร่งนั้นมีความพรุนตัวสูงถึง 75 ถึง 90 เปอร์เซ็นต์และมีขนาดของรูพรุนระหว่าง 50 ถึง 300 ไมโครเมตร<sup>[13]</sup>



รูปที่ 2.13 โครงสร้างทางกายภาพของกระดูกที่ประกอบด้วยส่วนเนื้อแข็งและส่วนเนื้อโปร่ง [6,7]



รูปที่ 2.14 โครงสร้างระดับจุลภาคของกระดูกเนื้อโปร่ง [8]

ในปี 1976 งานวิจัยของ D. Carter<sup>[14]</sup> และคณะได้ทำการวัดความแข็งแรงกระดูกเนื้อโปร่งของมนุษย์เทียบกับกระดูกวัว โดยทำการตัดกระดูกเนื้อโปร่งของมนุษย์จากบริเวณกระดูก



แข็งส่วนบน (Tibial plateaus) และกระดูกเนื้อโปร่งของวัวจากบริเวณกระดูกต้นขา (Femoral condyles) ที่มีความหนา 5 มิลลิเมตรและมีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 20.6 มิลลิเมตร จากนั้นนำไปสกัดเอาไขกระดูกออกและทำให้แห้ง พบว่าค่าความหนาแน่นปรากฏเฉลี่ย (Mean apparent density) ของกระดูกเนื้อโปร่งมนุษย์มีค่าเท่ากับ  $0.31 \text{ gm/cm}^3$  และค่าความแข็งแรงทางแรงอัด (Compressive strength) มีค่าประมาณ 2 ถึง 12 เมกะปาสคาล (MPa) ซึ่งต่ำกว่ากระดูกเนื้อโปร่งวัวที่มีค่าประมาณ 10 ถึง 50 เมกะปาสคาล

## 2.5 แคลเซียมฟอสเฟต (Calcium phosphates, CaP)

แคลเซียมฟอสเฟตเป็นสารประกอบที่มีองค์ประกอบทางเคมีคล้ายกระดูกและฟันของมนุษย์ มีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับร่างกาย ไม่ก่อให้เกิดการอักเสบต่อร่างกายและมีความสามารถในการกระตุ้นให้เกิดการเจริญเติบโตของเซลล์กระดูก จึงนิยมนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูก แคลเซียมฟอสเฟตนั้นมีหลายชนิดดังแสดงในตารางที่ 2.2 แต่จะมีบางชนิดเท่านั้นที่เหมาะสมกับการนำมาใช้ผลิตเป็นวัสดุทางการแพทย์ เนื่องจากแคลเซียมฟอสเฟตที่มีอัตราส่วนไอออนแคลเซียมต่อฟอสเฟต (Ca/P) ต่ำกว่า 1 จะมีค่าสภาพการละลาย (Solubility) และสภาพความเป็นกรด (Acidity) สูงจึงไม่เหมาะสมกับการนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูก<sup>[2, 15]</sup>

ตารางที่ 2.2 สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตและค่าคงที่สมดุลของการละลาย (Solubility constant,  $K_{sp}$ ) ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส<sup>[3]</sup>

Compound	Formula	Ca/P	$K_{sp}$
Monocalcium phosphate monohydrate (MCPM)	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	0.5	Highly soluble
Monocalcium phosphate anhydrous (MCPA)	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$	0.5	Highly soluble
Dicalcium phosphate anhydrous (DCPA)	$\text{CaHPO}_4$	1.0	$10^{-6.90}$
Dicalcium phosphate dihydrate (DCPD)	$\text{CaHPO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$	1.0	$10^{-6.59}$

Octacalcium phosphate (OCP)	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	1.33	$10^{-96.6}$
$\alpha$ -Tricalcium phosphate ( $\alpha$ -TCP)	$\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1.5	$10^{-25.5}$
$\beta$ -Tricalcium phosphate ( $\beta$ -TCP)	$\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1.5	$10^{-28.9}$
Amorphous calcium phosphate (ACP)	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1.5	$10^{-25.2}$
Hydroxyapatite (HA)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1.67	$10^{-116.8}$
Tetracalcium phosphate (TTCP)	$\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$	2.0	$10^{-38}$

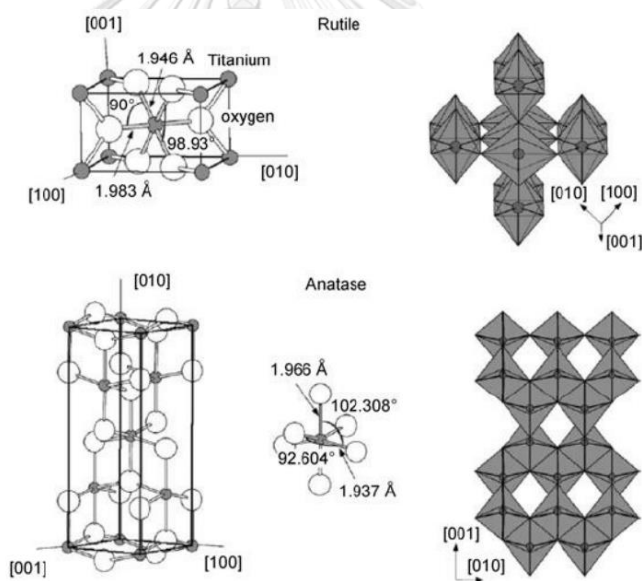
### 2.5.1 ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite, HA, HAp)

ไฮดรอกซีอะพาไทต์ ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) คือสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตที่นิยมเป็นอย่างมากในการนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูก เนื่องจากคุณสมบัติที่สามารถกระตุ้นให้เกิดการเชื่อมประสานระหว่างกระดูกเทียมและกระดูกจริงได้ อีกทั้งไม่เป็นพิษต่อร่างกายมนุษย์ แต่มีข้อจำกัดที่สำคัญคือมีความแข็งแรงเชิงกลต่ำ มีความเปราะสูง ส่งผลให้ไม่เหมาะสมในการนำไปใช้ทดแทนกระดูกในบริเวณที่ต้องการการรองรับแรงสูง ไฮดรอกซีอะพาไทต์จึงเหมาะกับการนำไปใช้เป็นผง bone fillers เพื่อทดแทนกระดูกทางด้านทันตกรรมหรือบริเวณที่ต้องการการรองรับแรงต่ำ เช่น หูส่วนกลาง เป็นต้น<sup>[2, 3]</sup>

ในการผลิตวัสดุทดแทนกระดูกไม่เพียงแต่ต้องเป็นไปตามข้อกำหนดทางชีวภาพเท่านั้นแต่ต้องคำนึงถึงความแข็งแรงเช่นเดียวกัน<sup>[13]</sup> ทางผู้วิจัยจึงได้เลือกใช้วัสดุทิตเนียมชนิดอื่นที่มีสมบัติทางเชิงกลที่ดีกว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์และยังคงมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพและการกระตุ้นทางชีวภาพเช่นเดียวกับไฮดรอกซีอะพาไทต์

## 2.6 ไทเทเนียมไดออกไซด์ (Titanium dioxide)

ไทเทเนียมไดออกไซด์ ( $\text{TiO}_2$ ) หรือไทเทเนีย (Titania) คือสารประกอบสีขาวที่มีพหุสัณฐาน (Polymorph; แร่ที่มีส่วนประกอบทางเคมีเหมือนกันแต่การเรียงตัวของอะตอมภายในโครงสร้างแตกต่างกัน) 3 ชนิดคือ อะนาเทส (Anatase) รูไทล์ (Rutile) และบรูคไคต์ (Brookite) ซึ่งพหุสัณฐานที่สำคัญคืออะนาเทสและรูไทล์ อะนาเทสนั้นมีโครงสร้างผลึกที่ไม่เสถียรเมื่อถูกให้ความร้อนที่อุณหภูมิมากกว่า 600 องศาเซลเซียสจะเกิดการเปลี่ยนเฟสเป็นรูไทล์ซึ่งเป็นเฟสที่มีความเสถียรกว่า อะนาเทสนั้นมีโครงสร้างผลึกแบบ Body-centered tetragonal ส่วนรูไทล์มีโครงสร้างผลึกแบบ Simple tetragonal แสดงดังรูปที่ 2.15 ซึ่งส่งผลให้มีคุณสมบัติที่ต่างกััน นิยมนำอะนาเทสไปใช้ในอุตสาหกรรมที่เกี่ยวข้องกับตัวเร่งปฏิกิริยาเชิงแสง ก๊าซเซ็นเซอร์ โซลาร์เซลล์และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Electrochromics) เนื่องจากให้ประสิทธิภาพในการเร่งปฏิกิริยาทางแสงสูงกว่า ส่วนรูไทล์นิยมนำไปใช้ในอุตสาหกรรมที่เกี่ยวข้องกับไฟฟ้า เช่น ตัวเก็บประจุ เป็นต้น เนื่องจากมีสมบัติทางไฟฟ้าที่ดีกว่า<sup>[16, 17]</sup>

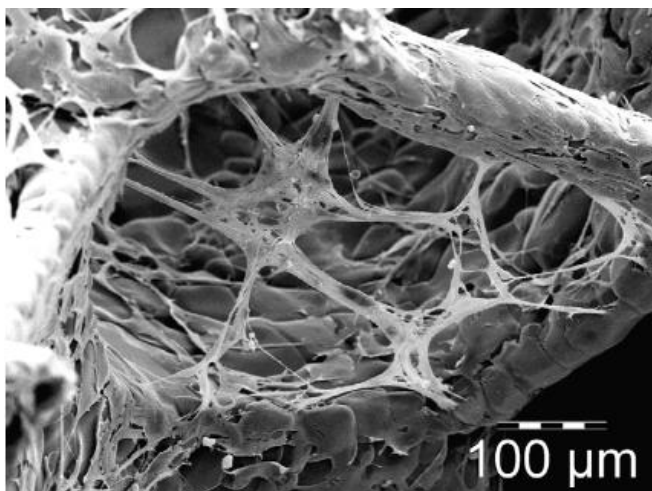


รูปที่ 2.15 โครงสร้างผลึกของไทเทเนียมไดออกไซด์<sup>[9]</sup>

ในงานวิจัยที่ผ่านมาได้มีการคิดค้นพัฒนาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ ซึ่งไทเทเนียมไดออกไซด์เป็นสารประกอบที่มีความนิยมนำมาใช้อย่างมาก เนื่องจากมีสมบัติที่เข้ากันได้กับร่างกายมนุษย์ ไม่เป็นพิษต่อร่างกายและสิ่งแวดล้อม อีกทั้งยังสามารถเป็นตัวเหนี่ยวนำให้เกิดการงอกของกระดูกได้ นอกจากนี้ยังมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม<sup>[4, 5, 18]</sup> ในงานวิจัยของ A. Verket และคณะ<sup>[18]</sup> ศึกษาปริมาณการหลั่งของสาร Osteopontin (OPN) และสาร Osteoprotegerin (OPG) เมื่อใส่วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์บริเวณกระดูกต้นขา ซึ่ง OPN และ OPG คือโปรตีนในกระดูกที่ผลิตขึ้นมาจากเซลล์กระดูก Osteoblast ทำหน้าที่

สร้างกระดูกและยังเป็นสารชีวะตในการเกิดกระดูกอีกด้วย โดยทำการเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมออกไซด์ซึ่งเคลือบด้วยน้ำสลิปเซรามิก 3 ชนิดคือ ไทเทเนียมไดออกไซด์ ซิลิกา และแคลเซียมฟอสเฟต จากผลการทดลองพบว่าเกิดการหลั่งของสาร OPN และ OPG ในวัสดุทดแทนกระดูกที่เคลือบด้วยไทเทเนียมไดออกไซด์มากกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เคลือบด้วยซิลิกาและแคลเซียมฟอสเฟต ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าสารประกอบไทเทเนียมไดออกไซด์สามารถช่วยให้เกิดการเจริญเติบโตของเซลล์กระดูกได้ดีกว่าซิลิกาและแคลเซียมฟอสเฟต นอกจากนี้ A. Verket และคณะยังได้ทำการศึกษาสมบัติความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกที่เคลือบด้วยน้ำสลิปเซรามิกทั้ง 3 ชนิด พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เคลือบด้วยไทเทเนียมไดออกไซด์นั้นมีความแข็งแรงต่อแรงกด (Compressive strength) เท่ากับ 1.43 เมกะปาสคาลซึ่งมากกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เคลือบด้วยซิลิกาและไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มีค่าความแข็งแรงต่อแรงกดเท่ากับ 0.34 และ 0.25 เมกะปาสคาล

ในงานวิจัยของ G. Fostad และคณะ<sup>[5]</sup> ศึกษาปริมาณของ Lactate dehydrogenase (LDH) ในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์กระดูกของหนู ซึ่ง LDH คือเอนไซม์ที่บ่งบอกถึงสภาวะที่มีการตายของเซลล์ จากผลการทดลองพบว่าเมื่อเวลาผ่านไป 3 วัน วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์นั้นไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ นอกจากนี้ยังพบว่าเซลล์สามารถยึดเกาะกระจายตัวได้ดีภายในวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ แสดงดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 เซลล์กระดูกของหนูบนวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์<sup>[10]</sup>

จากงานวิจัยดังกล่าวจึงสามารถสรุปได้ว่าไทเทเนียมไดออกไซด์สามารถนำมาผลิตเป็นวัสดุทดแทนกระดูกได้และมีสมบัติการกระตุ้นทางชีวภาพและไม่เป็นพิษต่อร่างกาย เช่นเดียวกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ อีกทั้งมีสมบัติความแข็งแรงมากกว่า จึงเหมาะสมในการนำมาเป็นวัสดุค้ำในงานวิจัยนี้

## 2.7 ปัจจัยที่ส่งผลต่อการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกที่มีรูพรุนสูง

วัสดุทดแทนกระดูกที่มีรูพรุนสูงจะมีอัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูง (Surface to volume ratio) ซึ่งเป็นการช่วยเพิ่มพื้นที่ในการยึดเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ ทำให้ได้วัสดุทดแทนกระดูกที่มีปริมาณความหนาแน่นของเซลล์เพิ่มขึ้น แต่จากการที่มีปริมาณรูพรุนสูงนั้นส่งผลให้ค่าความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกต่ำลง จึงทำให้ในกระบวนการขึ้นรูปจะต้องคำนึงถึงปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการขึ้นรูปของวัสดุทดแทนกระดูกให้มีสมบัติทางเชิงกลที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน<sup>[19]</sup>

### 2.7.1 ขนาดและการกระจายตัวของอนุภาคของผงวัสดุค้ำ (Particle size and distribution)

ในกระบวนการขึ้นรูปวัสดุเซรามิกเกือบทุกชนิดจะเริ่มต้นจากวัสดุค้ำที่เป็นผงอนุภาค ดังนั้นจึงจำเป็นต้องให้ความสำคัญต่อลักษณะสมบัติของผงอนุภาคเหล่านี้ ขนาดและการกระจายตัวของผงเซรามิกมีความสำคัญต่อกระบวนการขึ้นรูป เมื่อขนาดของผงเซรามิกมี

ขนาดเล็กจะมีพื้นที่ผิวสูง ซึ่งจะส่งผลให้ผงเซรามิกเกิดการเกาะตัวกันได้ดี เมื่อทำการเผาจะได้ชิ้นงานที่มีความหนาแน่นสูง มีความแข็งแรงสูง ส่วนการกระจายตัวของผงเซรามิกนั้นจะส่งผลต่อการจัดเรียงตัวของผงเซรามิกในขณะที่เตรียมชิ้นงาน ซึ่งจะส่งผลต่อสมบัติของตัวชิ้นงานหลังเผา ปัจจัยที่ไม่พึงประสงค์ในการกระบวนการขึ้นรูปวัสดุเซรามิกนั้นคือการเกาะรวมตัวกันของผงเซรามิก (Agglomeration) เพราะจะส่งผลให้เกิดความไม่สม่ำเสมอของขนาดเกรน ซึ่งจะผลต่อสมบัติของชิ้นงานหลังเผาเช่นเดียวกัน ในการควบคุมขนาดและการกระจายตัวของขนาดอนุภาคนั้นสามารถทำได้โดยการบดเพื่อลดขนาดอนุภาคของผงวัตถุดิบ และเพิ่มพื้นที่ผิวและลดการเกิดการรวมตัวกันของผงเซรามิกในขณะที่ทำการผสม

### 2.7.2 การไหลตัวของน้ำสลิป (Viscosity)

การไหลตัวหรือความหนืดของน้ำสลิปคือความสามารถของน้ำสลิปในการต้านทานการไหลเมื่อมีแรงกระทำจากภายนอก ซึ่งเป็นผลมาจากสมบัติในระดับอนุภาคของผงวัตถุดิบ ถ้าผงวัตถุดิบเกิดการเกาะรวมตัวกันจะส่งผลให้น้ำสลิปที่ได้มีความหนืดสูงและไม่กระจายตัวเป็นเนื้อเดียวกัน ส่งผลให้คุณสมบัติของชิ้นงานหลังเผานั้นลดลง อีกทั้งความหนืดของน้ำสลิปเป็นปัจจัยที่สำคัญในกระบวนการขึ้นรูปด้วยวิธีการชุบโครงสร้างจากฟองน้ำ ดังแสดงในงานวิจัยของ H. Tiainen และคณะ<sup>[4]</sup> ศึกษาการชุบโครงสร้างฟองน้ำเมื่อทำการเปลี่ยนปริมาณผงไทเทเนียมไดออกไซด์ในกระบวนการเตรียมน้ำสลิป พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากน้ำสลิปที่มีปริมาณผบน้อยนั้น มีน้ำสลิปที่มีการไหลสูง เมื่อทำการชุบฟองน้ำและบีบเอาส่วนเกินออก อนุภาคไทเทเนียมไดออกไซด์ไม่สามารถเกาะติดอยู่บนกึ่งก้านของฟองน้ำได้ ส่วนน้ำสลิปที่มีปริมาณผบบวกเกินไปนั้นทำให้น้ำสลิปมีความหนืดสูง เมื่อทำการชุบฟองน้ำและบีบเอาส่วนเกินออก พบว่าน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ปิดกั้นรูพรุนของฟองน้ำ ซึ่งส่งผลให้วัสดุทดแทนกระดูกมีความต่อเนื่องของรูพรุนลดลง แสดงให้เห็นว่าในการเตรียมน้ำสลิปนั้น จะต้องใช้ปริมาณของผงวัตถุดิบที่เหมาะสมเพื่อให้ได้น้ำสลิปที่มีการไหลตัวที่เหมาะสมสำหรับการชุบโครงสร้างจากฟองน้ำ

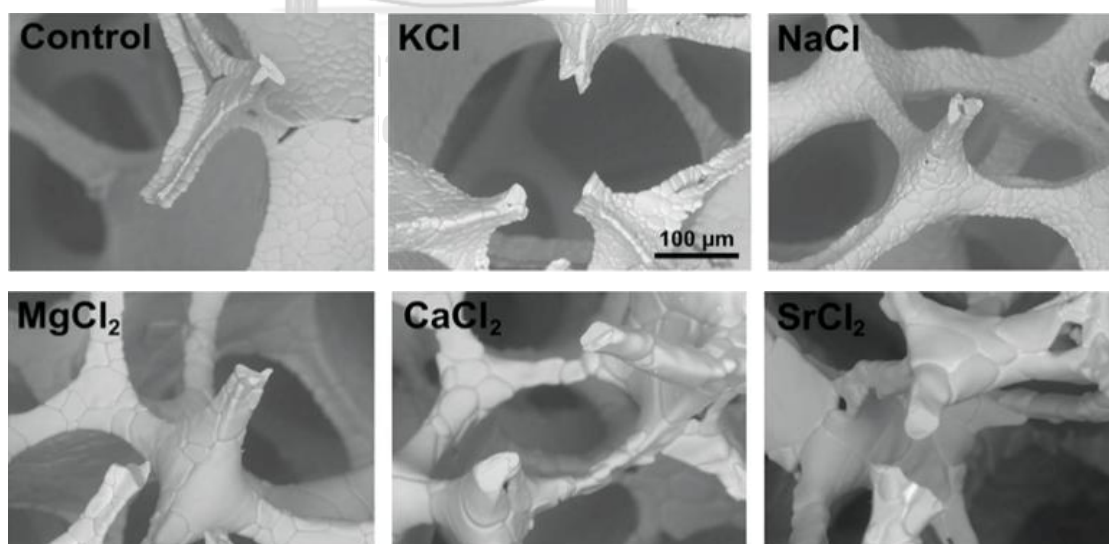
นอกจากสมบัติในระดับอนุภาคที่ส่งผลต่อการไหลตัวของน้ำสลิปแล้ว ค่า pH ของน้ำสลิปก็เป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่ส่งผลต่อการไหลตัวของน้ำสลิปเช่นเดียวกัน ในงานวิจัยของ H. Tiainen และคณะ<sup>[19]</sup> ทำการเตรียมน้ำสลิปจากไทเทเนียมไดออกไซด์ พบว่าเมื่อทำการปั่นผสมผงวัตถุดิบไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ผ่านการล้างตะกอนด้วยสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ (Sodium Hydroxide, NaOH) กับน้ำ DI น้ำสลิปที่ได้เกิดการจับตัวเป็นก้อน มีค่า pH

ประมาณ 9 ถึง 11 จากนั้นจึงทำการเติมกรดไฮโดรคลอริก (Hydrochloric, HCl) เพื่อปรับค่า pH ลดลงเท่ากับ 1.7 พบว่าน้ำสลิปมีการไหลตัวดีขึ้น สามารถนำไปสูขุบโครงสร้างฟองน้ำได้ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ K. Suttiponparnit และคณะ<sup>[20]</sup> กล่าวว่าค่า Zeta potential ของไททาเนียมไดออกไซด์มีค่าเท่ากับ -18 มิลลิโวลต์เมื่อมีค่า pH มากกว่า 8 ขึ้นไปและมีค่า Zeta potential เท่ากับ +40 มิลลิโวลต์เมื่อมีค่า pH เท่ากับ 2 ซึ่งค่า Zeta potential คือค่าประจุโดยรวมของผิวของอนุภาคและเป็นค่าที่ใช้เพื่อบอกแนวโน้มว่าอนุภาคจะมีการเกาะตัวกันเป็นก้อนหรือไม่เมื่อมีการปรับค่า pH ซึ่งระบบที่ความเสถียรภาพจะมีค่า Zeta potential ของอนุภาคอยู่นอกเหนือช่วงระหว่าง +30 มิลลิโวลต์ถึง -30 มิลลิโวลต์ จึงสามารถสรุปได้ว่าเมื่อปรับค่า pH ของน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ให้มีความเป็นกรดสูงจะได้น้ำสลิปที่มีความเสถียรของอนุภาคมากกว่าการมีค่า pH ในช่วงเบส

ในการปรับพฤติกรรมการไหลของน้ำสลิปสามารถปรับได้ด้วยการเติมสารช่วยกระจายตัวหรือสารช่วยลอยตัว (Deflocculant) ซึ่งจะช่วยลดความหนืดของน้ำสลิป สารช่วยกระจายตัวจะมีผลต่อความเสถียรหรือสมบัติการกระจายตัวของอนุภาค การเพิ่มสารช่วยกระจายตัวจะเพิ่มปริมาณประจุไฟฟ้ารวมของระบบ โดยปกติอนุภาคของวัสดุดิบจะเกิดปฏิกิริยากับน้ำทำให้เกิดเป็นประจุบนผิว ประจุบนผิวนี้สามารถดึงดูดไอออนหรือโมเลกุลที่มีประจุที่ต่างกันในระบบเข้ามาใกล้ ในขณะที่เดียวกันก็จะผลักไอออนหรือโมเลกุลที่มีประจุที่เหมือนกันให้ห่างออกไปจากผิว เป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่างประจุบริเวณรอบ ๆ กับบริเวณใกล้เคียงกับอนุภาค เมื่ออนุภาคเข้าใกล้กันจะเกิดการซ้อนกันของประจุเหมือนเกิดเป็นแรงผลักทำให้อนุภาคแยกออกจากกัน ในขณะที่เดียวกันตัวอนุภาคเองก็จะมีแรงดึงดูดซึ่งกันและกันเป็นผลมาจากแรงแวนเดอร์วาลส์ (Van der Waals) แรงดึงดูดจะมีอิทธิพลสูงขึ้นเมื่ออนุภาคเคลื่อนเข้าใกล้กัน ซึ่งการกระจายตัวของอนุภาคจะตีมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับผลลัพธ์ของแรงดึงดูดดังกล่าว การเพิ่มสารช่วยกระจายตัวทำให้แรงผลักรวมมีอิทธิพลสูงขึ้น อนุภาคมีความเสถียรเพิ่มขึ้นหรือมีการเกาะรวมตัวกันน้อยลง ทำให้น้ำสลิปมีความหนืดลดลง แต่ในทางตรงกันข้ามถ้าเติมสารช่วยกระจายตัวในปริมาณที่สูงเกินไปจะมีผลให้อิทธิพลแรงดึงดูดสูงขึ้นเนื่องจากความหนาของชั้นประจุที่ห่อหุ้มอนุภาคลดลง อนุภาคสามารถเคลื่อนตัวเข้าหากันได้ใกล้ขึ้น ส่งผลให้อนุภาคเกาะรวมตัวกันได้ง่ายขึ้นทำให้น้ำสลิปมีความหนืดเพิ่มขึ้น<sup>[21]</sup>

อย่างไรก็ตามการเติมสารช่วยกระจายตัวอาจส่งผลให้เกิดรูพรุนที่เกิดจากการระเหยของสารในระหว่างการเผา โดยเฉพาะวัสดุทดแทนกระดูกที่มีรูพรุนสูง การเกิดรูพรุนภายในโครงสร้างที่เพิ่มขึ้นนั้นอาจส่งผลให้ความแข็งแรงของชิ้นงานลดลง ในงานวิจัยของ A.

Klemm และคณะ<sup>[22]</sup> ได้ทำการเติมเกลือคลอไรด์แทนการใช้สารช่วยกระจายตัวในน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ พบว่าการเติมเกลือคลอไรด์ส่งผลให้ค่า Zeta potential ลดลง น้ำสลิปมีความหนืดเพิ่มขึ้น แต่หลังจากนำโครงร่างฟองน้ำที่ผ่านการชุบไปเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 20 ชั่วโมง พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ไม่มีการเติมเกลือคลอไรด์นั้น มีกึ่งก้านที่บางและมีช่องว่างเป็นรูปตัววีภายในกึ่งก้าน ซึ่งส่งผลให้มีความแข็งแรงลดลง ส่วนชิ้นงานที่มีการเติมเกลือคลอไรด์ Monovalent; Potassium chloride (KCl), Sodium chloride (NaCl) มีกึ่งก้านที่มีความหนาเพิ่มขึ้น เนื่องจากน้ำสลิปที่ใช้ในการชุบมีความหนืดมากกว่าอาจส่งผลให้สามารถยึดเกาะโครงฟองน้ำได้ดีกว่า แต่ในชิ้นงานยังสามารถสังเกตเห็นรอยแตกและรูพรุนส่งผลให้ค่าความแข็งแรงที่ได้ไม่มีความแตกต่างที่ชัดเจนจากชิ้นงานคอนโทรล ในขณะที่ชิ้นงานที่มีการเติมเกลือคลอไรด์ Divalent; Magnesium chloride ( $MgCl_2$ ), Calcium chloride ( $CaCl_2$ ), Strontium chloride ( $SrCl_2$ ) พบว่ากึ่งก้านมีลักษณะเป็นกลมมนมากขึ้น เกรนมีขนาดใหญ่เพิ่มขึ้น ในชิ้นงานที่มีการเติมเกลือ  $MgCl_2$  กึ่งก้านมีลักษณะเป็นรูปตัววีเล็กน้อย แต่ชิ้นงานที่มีการเติมเกลือ  $CaCl_2$  และ  $SrCl_2$  มีกึ่งก้านที่กลมมนและมีความแน่นเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากในกระบวนการเผาเกิดการเผาซินเทอร์แบบของเหลว (Liquid phase sintering) ส่งผลให้มีค่าความแข็งแรงสูงกว่าชิ้นงานคอนโทรลและชิ้นงานที่เติมเกลือคลอไรด์ Monovalent แสดงดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 โครงสร้างระดับจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีการเติมเกลือคลอไรด์ที่ต่างกันว่าทำการเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 20 ชั่วโมง<sup>[11]</sup>



### 2.7.3 อุณหภูมิการเผา

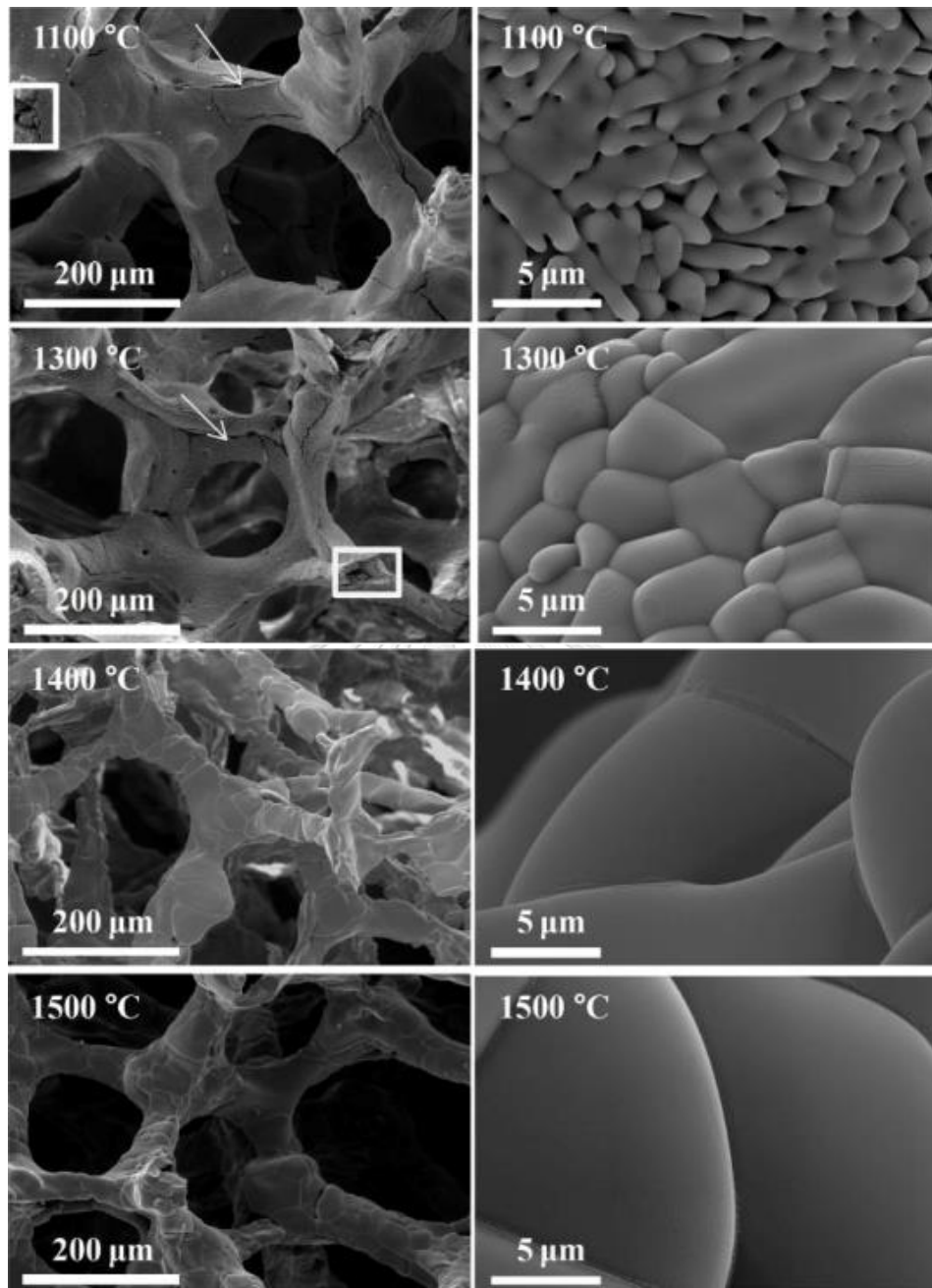
การเผาซินเทอร์ (Sintering) คือกระบวนการที่ให้ความร้อนแก่ชิ้นงานที่ผ่านการขึ้นรูปให้มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้นละมีความหนาแน่นสูงขึ้น ในงานวิจัยของ I. Narkevica และคณะ<sup>[23]</sup> ได้ทำการเผาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่เตรียมจากผงวัตถุดิบไทเทเนียมไดออกไซด์เฟสอะนาเทส ที่อุณหภูมิระหว่าง 1000 ถึง 1500 องศาเซลเซียส พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส เมื่อนำไปดูองค์ประกอบเฟสด้วยเครื่อง X-ray diffractometer (XRD) พบเฟสอะนาเทสและรูไทล์ ในขณะที่วัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียสพบองค์ประกอบเฟสรูไทล์แค่เพียงเฟสเดียว นอกจากนี้ในการเปรียบเทียบโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกที่เผาที่อุณหภูมิต่างกัน พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส ขนาดของเกรนไม่สม่ำเสมอและไม่ชัดเจน อีกทั้งยังพบช่องว่างภายในกึ่งก้านของชิ้นงานซึ่งเกิดจากการสลายตัวของฟองน้ำและมีรอยแตกแนวยาวเกิดขึ้น ในวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่ 1300 องศาเซลเซียส เกิดขอบเกรนที่ชัดเจนแต่ชิ้นงานมีช่องว่างและรอยแตกเช่นเดียวกับชิ้นงานที่เผาที่ 1100 องศาเซลเซียส ส่วนวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่ 1400 และ 1500 องศาเซลเซียส ขนาดของเกรนมีความสม่ำเสมอและชิ้นงานเห็นขอบเกรนชัดเจน กึ่งก้านของชิ้นงานมีความหนาแน่นเพิ่มขึ้น ลักษณะกลมมนและไม่มีช่องว่างภายในกึ่งก้าน แสดงดังรูปที่ 2.18 ซึ่งส่งผลให้วัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่ 1400 และ 1500 องศาเซลเซียสมีความแข็งแรงของชิ้นงานสูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาที่ 1100 และ 1300 องศาเซลเซียส

### 2.7.4 ระยะเวลาในการเผา (Soaking time)

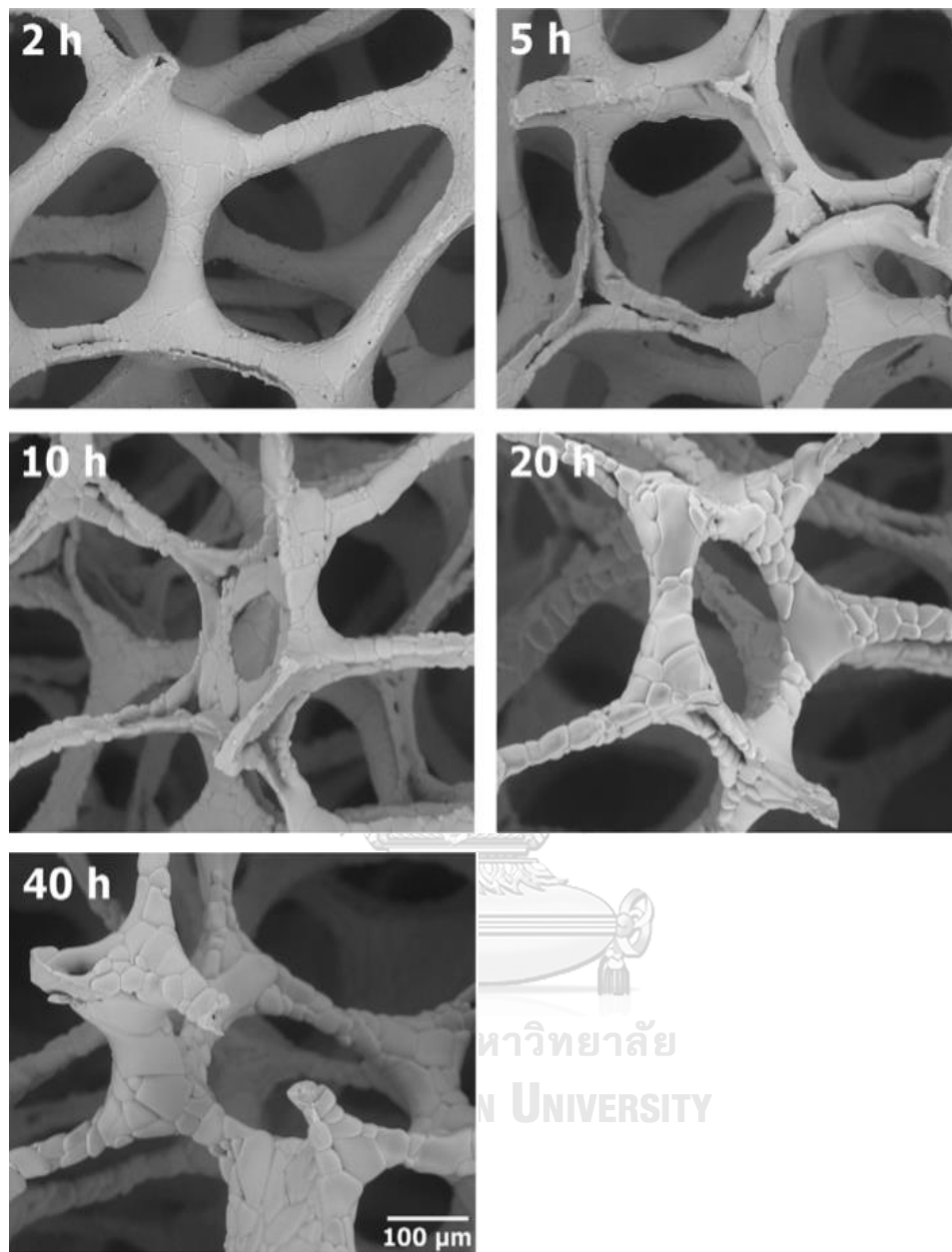
จากงานวิจัยของ H. Tiainen และคณะ<sup>[4]</sup> พบว่าระยะเวลาในการเผาส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ โดยทำการเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลาระหว่าง 2 ถึง 40 ชั่วโมง พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมงมีช่องว่างภายในกึ่งก้านซึ่งเกิดจากการสลายตัวของฟองน้ำและมีรอยแตกเป็นแนวยาว ส่วนวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นระยะเวลา 5 ชั่วโมงมีช่องว่างภายในกึ่งก้านเช่นเดียวกันและผนังของกึ่งก้านมีการล้มลงจนเกิดเป็นลักษณะรูปตัววี ในขณะที่วัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นเวลา 10 ชั่วโมงมีการเชื่อมต่อกันของผนังของกึ่งก้านรูปตัววีที่ล้มลง แต่ยังมีรูพรุนขนาดใหญ่บริเวณมุมที่ทั้งสามกึ่งก้านมาเชื่อมต่อ

กันและวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นเวลา 20 และ 40 ชั่วโมง กิ่งก้านของวัสดุมีความเป็นสามมิติมากขึ้น มีลักษณะกลมมนและผนังรูปตัววีหายไป แสดงดังรูปที่ 2.19 จากรูปสามารถสรุปได้ว่าขนาดของเกรนจะมีขนาดเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาในการเผานานขึ้นและมีขนาดของเกรนที่สม่ำเสมอขึ้นในทุกกรณี แต่จะบางกรณีที่มีขนาดเกรนใหญ่เฉพาะบริเวณมุมที่ทั้งสามกิ่งก้านมาเชื่อมต่อกัน ช่องว่างที่เกิดจากการล้มลงของผนังรูปตัววีจะหายไปเมื่อใช้ระยะเวลาในการเผาเพิ่มขึ้น อีกทั้งกิ่งก้านมีความกลมมนและหนาแน่นเพิ่มมากขึ้น ซึ่งส่งผลให้วัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นระยะเวลานานจะมีค่าความแข็งแรงสูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่ทำการเผาเป็นระยะเวลาสั้น ๆ





รูปที่ 2.18 ผลของการเผาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่อุณหภูมิที่แตกต่างกันที่ส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาค <sup>[12]</sup>



รูปที่ 2.19 ผลของการเผาวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ระยะเวลาในการเผาที่แตกต่างกันที่ส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาค <sup>[13]</sup>

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินวิจัย

#### 3.1 วัสดุดิบ สารเคมี และอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

วัสดุดิบและสารเคมีที่ใช้ในงานวิจัย

- ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO<sub>2</sub>) Degussa P25 (Aeroxide, Evonik Industries)
- ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO<sub>2</sub>) R818
- แคลเซียมคลอไรด์ (CaCl<sub>2</sub>)
- กรดไฮโดรคลอริก (HCl)
- ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ (Polyurethane-Ether based)
- ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ (Polyurethane-Ester based)
- น้ำกลั่น

##### 3.1.1 องค์ประกอบทางเคมีของผงไทเทเนียมไดออกไซด์

การตรวจสอบองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุดิบ จะใช้เทคนิคการเรืองของรังสีเอ็กซ์ ด้วยเครื่อง X-ray fluorescence spectrometer (XRF; Bruker AXS GmbH, S4 Pioneer, Germany) โดยอาศัยหลักการการดูดกลืนรังสีเอ็กซ์ เมื่อทำการยิงรังสีเอ็กซ์เข้าไปในตัวอย่าง ธาตุที่อยู่ในตัวอย่างจะดูดกลืนรังสีเอ็กซ์และคายพลังงานออกมา โดยพลังงานที่คายออกมานั้นจะมีค่าพลังงานที่แตกต่างกันขึ้นกับชนิดของธาตุ ทำให้สามารถจำแนกได้ว่าในตัวอย่งนั้นมีธาตุชนิดใดบ้าง โดยการเตรียมตัวอย่างวัสดุดิบในการวิเคราะห์ทำได้โดยการบดตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์ให้เป็นผงละเอียด จากนั้นนำผงตัวอย่างบรรจุลงในภาชนะบรรจุสารตัวอย่าง

ผลการวิเคราะห์องค์ประกอบทางทางเคมีของวัสดุดิบ ได้แก่ ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 แสดงดังตารางที่... พบว่าในผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ประกอบด้วยไทเทเนียมไดออกไซด์เป็นองค์ประกอบหลัก 98.54 เปอร์เซ็นต์ และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ประกอบด้วยไทเทเนียมไดออกไซด์ 96.33 เปอร์เซ็นต์เป็นองค์ประกอบหลักและมีสารประกอบซิงค์ออกไซด์และอะลูมินา 1.27 และ 1.03 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ

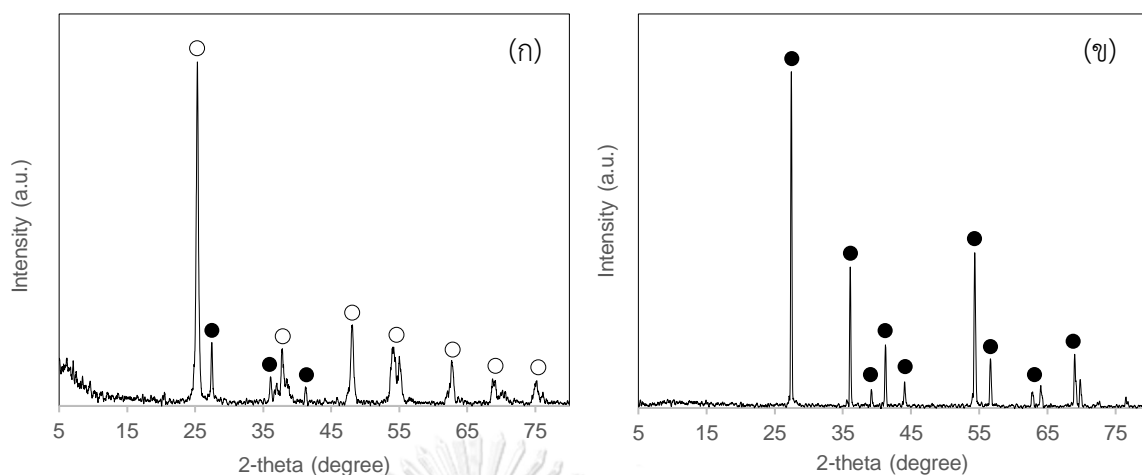
ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบทางเคมีของผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818

องค์ประกอบทางเคมี (%)	Degussa P25	R818
TiO <sub>2</sub>	98.54	96.33
SiO <sub>2</sub>	0.40	0.39
ZnO	-	1.27
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.21	1.03
BaO	0.24	0.06
CaO	0.19	0.24
อื่น ๆ	0.42	0.68

### 3.1.2 องค์ประกอบเฟสของผงไทเทเนียมไดออกไซด์

การตรวจสอบองค์ประกอบเฟสของวัสดุผง จะใช้เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ ด้วยเครื่อง X-ray Diffractometer (XRD; Bruker AXS model D8, Bruker, Germany) โดยอาศัยหลักการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ จากการยิงรังสีเอ็กซ์ไปกระทบที่ชิ้นงานทำให้เกิดการเลี้ยวเบนและสะท้อนออกมาที่มุมต่าง ๆ กัน ซึ่งองค์ประกอบและโครงสร้างผลึกของสารที่แตกต่างกันจะมีองศาในการเลี้ยวเบนในมุมที่แตกต่างกันออกไป โดยการเตรียมตัวอย่างวัสดุผงในการวิเคราะห์ทำได้โดยการบดตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์ให้เป็นผงละเอียด จากนั้นนำผงตัวอย่างบรรจุลงบนแผ่นเตรียมตัวอย่าง เกลี่ยผงตัวอย่างให้เรียบด้วยกระจกสไลด์

ผลการวิเคราะห์องค์ประกอบเฟสของวัสดุผงได้แก่ ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 แสดงดังรูปที่ 3.1 พบว่าองค์ประกอบเฟสของผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จะพบเฟสอะนาเทส (Anatase, TiO<sub>2</sub>, JCPDS no. 00-021-1272) และรูไทล์ (Rutile, TiO<sub>2</sub>, JCPDS no. 00-021-1276) โดยมีอัตราส่วนระหว่างเฟสอะนาเทสต่อรูไทล์เท่ากับ 80:20 ในขณะที่ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 จะพบเฟสรูไทล์ (Rutile, TiO<sub>2</sub>, JCPDS no. 00-021-1276) เพียงเฟสเดียว



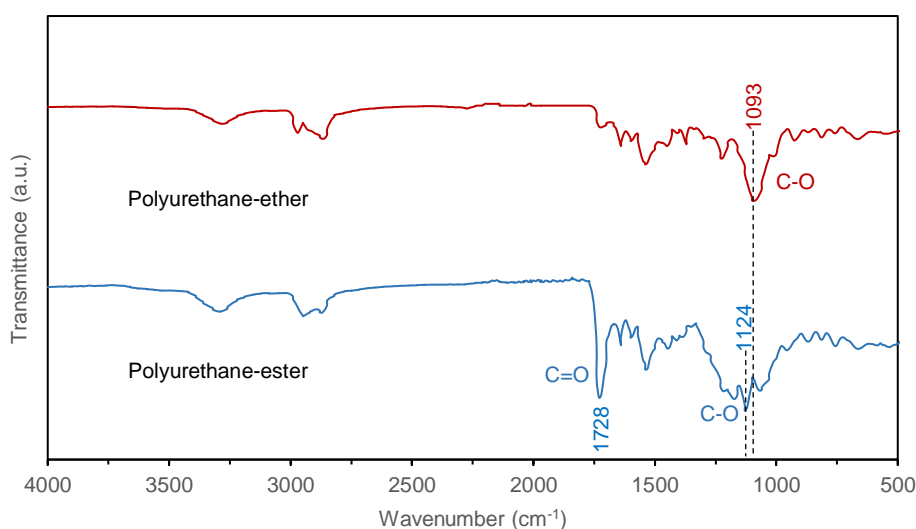
รูปที่ 3.1 องค์ประกอบเฟส (ก) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ (ข) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 (●=รูไทล์, ⊖อะนาเทส)

### 3.1.3 หมู่ฟังก์ชันของฟองน้ำพอลิยูรีเทน

การตรวจวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชันของฟองน้ำที่เป็นโครงร่าง จะใช้เทคนิคการดูดกลืนแสงอินฟราเรด ของสารด้วยเครื่อง Fourier Transform Infrared Spectrometer (FT-IR; Spectrum one, Perkin Elmer) โดยจะอาศัยเทคนิคการกระตุ้นสารด้วยพลังงานแสงช่วงอินฟราเรดที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ เมื่อสารเกิดการดูดซับแสงอินฟราเรด จะเกิดการสั่นและหมุนของพันธะ ซึ่งสารแต่ละชนิดนั้น จะมีค่าความถี่ในการสั่นจำเพาะที่แตกต่างกัน ทำให้สามารถนำมาใช้วิเคราะห์โครงสร้างและชนิดของสารได้

ในการวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชันของฟองน้ำนั้น จะใช้เทคนิคการดูดกลืนแสงอินฟราเรดอีกรูปแบบหนึ่งคือ Attenuated total reflectance spectroscopy (ATR) ซึ่งแสงอินฟราเรดจะเดินทางผ่านผลึกที่ทำหน้าที่เป็น window cell ทะลุเข้าไปยังผิวของสารตัวอย่างและแสงส่วนที่เหลือจากการถูกดูดกลืนจะสะท้อนออกมาเข้าสู่ดีเทคเตอร์ ทำให้สามารถวิเคราะห์โครงสร้างและหมู่ฟังก์ชันของสารได้

ผลการวิเคราะห์พันธะของพองน้ำพอลิยูรีเทนทั้งสองชนิด แสดงดังรูปที่ 3.2 พบว่าในพองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์นั้น จะเกิดการดูดกลืนแสงในช่วงเลขคลื่น  $1093\text{ cm}^{-1}$  ซึ่งเกิดจากการสั่นแบบยืดของพันธะ C-O ซึ่งเป็นพันธะในหมู่ฟังก์ชันอีเทอร์ (Ether) ส่วนในพองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์นั้น จะเกิดการดูดกลืนแสงในช่วงเลขคลื่น  $1124\text{ cm}^{-1}$  และ  $1728\text{ cm}^{-1}$  ซึ่งเกิดจากการสั่นแบบยืดของพันธะ C-O และ C=O ตามลำดับ ซึ่งเป็นหมู่พันธะในหมู่ฟังก์ชันเอสเทอร์ (Ester)



รูปที่ 3.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของพองน้ำพอลิยูรีเทนทั้งสองชนิดที่ใช้ในการทดลอง

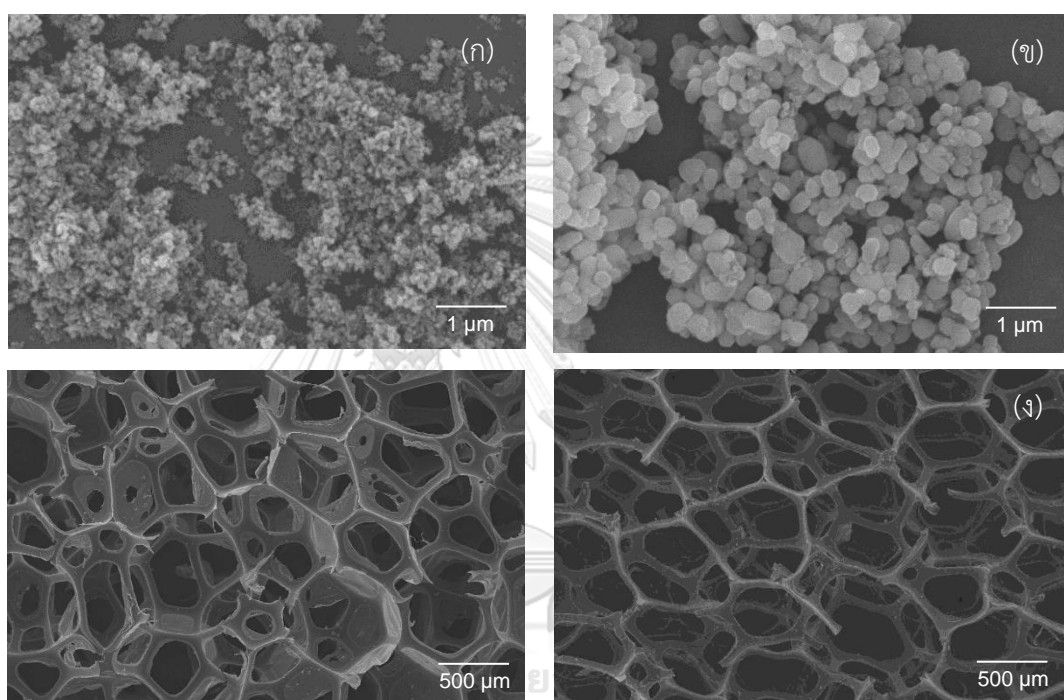
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

#### 3.1.4 โครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุพิมพ์

การตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุพิมพ์สามารถวิเคราะห์ได้ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด Scanning Electron Microscope (SEM; JSM-5410, JEOL, Japan) โดยอาศัยหลักการสร้างภาพจากการตรวจวัดอิเล็กตรอนที่สะท้อนจากพื้นผิวของตัวอย่าง โดยการเตรียมตัวอย่างวัสดุพิมพ์ในการวิเคราะห์สามารถทำได้ด้วยการนำผงวัสดุพิมพ์ไปกระจายตัวในเอทานอล (Ethanol) ด้วยเครื่องล้างความถี่สูง (Ultrasonic cleanser) จากนั้นนำไปหยดลงบนแผ่นกระจกสไลด์ อบให้แห้ง และนำไปเคลือบผิวทองเพื่อให้มีสภาพนำไฟฟ้า ส่วนพองน้ำนั้นสามารถเตรียมตัวอย่างได้ด้วยการตัดเป็นชิ้นเล็ก ๆ และนำไปติดลงบนเทปคาร์บอน จากนั้นจึงนำไปเคลือบผิวทอง



ผลการวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุที่ได้นี้ ได้แก่ ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ แสดงดังรูปที่ 3.3 พบว่าขนาดอนุภาคของผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 มีขนาดอนุภาคในระดับนาโนเมตร ในขณะที่ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีขนาดอนุภาคในระดับไมโครเมตร ในส่วนของฟองน้ำพอลิยูรีเทนทั้งสองชนิดนั้น พบว่ามีขนาดของรูพรุนประมาณ 300-700 ไมโครเมตร



CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 3.3 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุที่ (ก) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 (ข) ผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 (ค) ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ และ (ง) ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์

### 3.2 วิธีการทดลอง

#### 3.2.1 การเตรียมน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25

- เตรียมสารละลายแคลเซียมคลอไรด์ที่มีความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ ปริมาณ 40 มิลลิลิตร
- เตรียมกรดไฮโดรคลอริกที่มีความเข้มข้น 1 โมลาร์ ปริมาณ 20 มิลลิลิตร
- ผสมสารละลายแคลเซียมคลอไรด์กับผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 60 กรัมและปรับค่า pH ของน้ำสลิปด้วยกรดไฮโดรคลอริก โดยให้มีค่า pH ระหว่าง 0.7 ถึง 1
- กวนน้ำสลิปให้เป็นเนื้อเดียวกันด้วยความเร็วในการปั่น 1000 rpm เป็นเวลา 10 นาทีและหลังจากนั้นจึงปรับความเร็วในการปั่นเพิ่มขึ้นเป็น 1500 rpm เป็นเวลา 10 นาที

#### 3.2.2 การเตรียมน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ R818

- เตรียมสารละลายแคลเซียมคลอไรด์ที่มีความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ ปริมาณ 40 มิลลิลิตร
- ผสมสารละลายแคลเซียมคลอไรด์กับผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 60 กรัม
- กวนน้ำสลิปให้เป็นเนื้อเดียวกันด้วยความเร็วในการปั่น 1000 rpm เป็นเวลา 10 นาทีและหลังจากนั้นจึงปรับความเร็วในการปั่นเพิ่มขึ้นเป็น 1500 rpm เป็นเวลา 10 นาที

#### 3.2.3 การวัดค่าความหนืดของน้ำสลิปและการวัดค่า pH

- วัดค่าความหนืดด้วยเครื่อง Viscometer (DV-E, Brookfield) โดยใช้หัวเข็มเบอร์ 7 ความเร็วในการหมุนเท่ากับ 100 rpm น้ำสลิปที่ได้จากการเตรียมด้วยผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จะมีค่าความหนืดประมาณ 15000-19000 เซนติพอยส์ (Centipoise, cP) และสลิปที่ได้จากการเตรียมด้วยผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 จะมีค่าความหนืดประมาณ 6000-7000 เซนติพอยส์
- วัดค่า pH ด้วยเครื่อง pH meter (Seven compact S220, Mettler Toledo) โดยสลิปที่ได้จากการเตรียมด้วยผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 นั้นจะมีค่า pH ประมาณ 1 และสลิปที่ได้จากการเตรียมด้วยผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 จะมีค่า pH ประมาณ 6

### 3.2.4 การขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกด้วยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำ

- เตรียมฟองน้ำพอลิยูรีเทนเป็นรูปทรงกระบอกด้วยเหล็กเจาะขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตรและมีความสูง 10 มิลลิเมตร
- นำฟองน้ำชุบน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด จากนั้นบีบน้ำสลิปส่วนเกินออกด้วยมือหรือรีดด้วยโรลเลอร์
- นำไปอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 12 ชั่วโมง

### 3.2.5 การเผาแคลไซน์และการเผาผนึกวัสดุทดแทนกระดูก

- เผาแคลไซน์เพื่อไล่ฟองน้ำออกที่อุณหภูมิ 450 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง โดยใช้อัตราการเผา 1 องศาเซลเซียสต่อนาที
- จากนั้นนำไปเผาผนึกที่อุณหภูมิระหว่าง 1350 องศาเซลเซียสถึง 1500 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 3 ชั่วโมง โดยใช้อัตราการเผา 1 องศาเซลเซียสต่อนาที

## 3.3 การตรวจสอบลักษณะสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุทดแทนกระดูก

### 3.3.1 องค์ประกอบเฟส

นำชิ้นงานที่เตรียมได้มาตรวจสอบองค์ประกอบเฟสโดยใช้เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometer (XRD); Bruker AXS model D8, Bruker, Germany) โดยแหล่งกำเนิดแสงเอกซ์เรย์ที่ใช้ทดสอบคือ Cu K $\alpha$  ที่มีความยาวคลื่น 1.541 Å และมีค่าความต่างศักย์ 40 กิโลโวลต์ กระแสไฟฟ้า 40 มิลลิแอมแปร์ มุมที่ใช้วิเคราะห์ (2-theta) เริ่มต้นที่ 5 ถึง 80 องศาที่อัตราเร็วเชิงมุม 0.5 องศาต่อนาที

### 3.3.2 โครงสร้างจุลภาค

นำชิ้นงานที่เตรียมได้ติดลงบนแผ่นเทปคาร์บอน จากนั้นนำไปเคลือบผิวทองโดยใช้กระแสไฟฟ้า 15 มิลลิแอมแปร์เป็นเวลา 200 วินาที เพื่อให้ตัวอย่างมีสภาพนำไฟฟ้า จากนั้นนำไปวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope (SEM); JSM-5410, JEOL, Japan) โดยใช้ศักย์ไฟฟ้าขนาด 20 กิโลโวลต์

### 3.3.3 ความแข็งแรง

นำชิ้นงานที่เตรียมได้มาวัดค่าความสามารถในการทนต่อแรงกด (Compressive strength) โดยใช้เครื่อง Universal Testing Machine (EZ-S, Shimadzu) เริ่มจากการวัด

ขนาดของชิ้นงานโดยวัดทั้งขนาดความกว้างและความสูงของชิ้นงาน จากนั้นนำชิ้นงานวางลงบนแท่นอัดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 มิลลิเมตร กำหนดให้ความเร็วที่ใช้ในการกดเท่ากับ 10 มิลลิเมตรต่อนาที เมื่อเครื่องทำการกดจนกระทั่งชิ้นงานเกิดรอยแตกจึงบันทึกผล

### 3.3.4 ปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุน

นำชิ้นงานที่เตรียมได้มาทดสอบหาค่าปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุนโดยใช้เทคนิคการถ่ายภาพวัสดุชิ้นงานตัวอย่างด้วยรังสีเอ็กซ์เรย์ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ (X-ray computerized Tomography Scan (Micro-CT); Skyscan 1173, Bruker) เทคนิคนี้ จะสามารถถ่ายภาพวัสดุชิ้นงานโดยไม่ทำลายตัวอย่างและอาศัยระบบคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลเพื่อสร้างภาพสามมิติ (3D) ซึ่งทำให้สามารถมองเห็นลักษณะรูปร่างทั้งภายนอกและภายในของวัสดุชิ้นงานได้ ในการวิเคราะห์นี้ใช้ค่าความต่างศักย์ 70 กิโลโวลต์ กระแสไฟฟ้า 114 ไมโครแอมแปร์ ฟิลเตอร์อะลูมิเนียมขนาด 1 มิลลิเมตรและจะทำการถ่ายภาพในทุก ๆ การหมุน 0.4 องศา จากนั้นนำภาพตัดขวางสองมิติไปทำการประกอบกันเป็นรูปชิ้นงานสามมิติและทำการวิเคราะห์ปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุนโดยใช้โปรแกรมซอฟต์แวร์ Skyscan

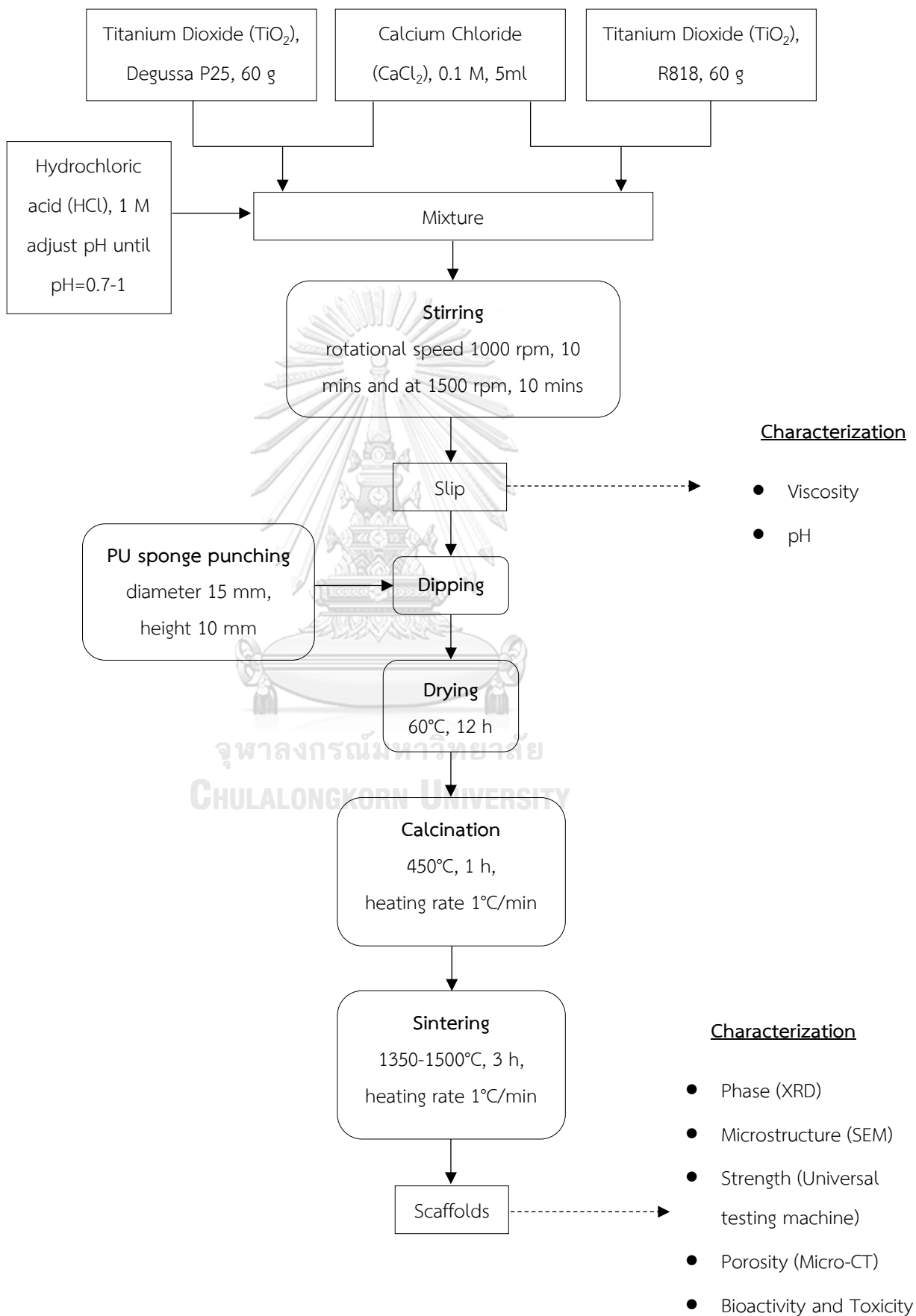
### 3.3.5 การทดสอบการกระตุ้นทางชีวภาพและความเป็นพิษต่อร่างกาย

นำชิ้นงานที่เตรียมได้แช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (Simulated body fluid, SBF) โดยนำเข้าเตาอบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเพื่อเป็นการจำลองอุณหภูมิในร่างกายมนุษย์ เป็นระยะเวลา 4 อาทิตย์ หลังจากนั้นนำชิ้นงานที่ผ่านการแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายไปวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เพื่อวิเคราะห์ดูโครงสร้างทางจุลภาคของชิ้นงานและทำการวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีบริเวณพื้นผิวของวัสดุด้วยเทคนิคสเปกโตรสโกปีโฟโตอิเล็กตรอนด้วยรังสีเอ็กซ์ (X-ray Photoelectron Spectroscopy, (XPS); AXIS Ultra DLD, Kratos Analytical) โดยดูจากค่าพลังงานยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอน (Binding energy) ที่เกิดจากพลังงานจลน์ของอิเล็กตรอนที่ถูกกระตุ้นให้หลุดออกมา ซึ่งเป็นค่าเฉพาะเจาะจงของธาตุนั้น ๆ จากนั้นนำสารจำลองของเหลวในร่างกายไปวิเคราะห์หาปริมาณธาตุโลหะหนักด้วยเครื่อง Inductive Coupled Plasma Optical Emission Spectroscopy (ICP-OES, Optima 7300 DV, Perkin Elmer) ซึ่งจะหาปริมาณธาตุโลหะหนักตามมาตรฐาน ASTM F1185-03 ประกอบไปด้วยตะกั่ว (Pb) และ แคดเมียม (Cd) นอกจากนี้ยังได้มีการนำชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากผงไทเทเนียมได

ออกไซด์ Degussa P25 และ R818 ไปทำการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยวิธี MTT โดยการเพาะเลี้ยงเซลล์สร้างเส้นใย (Fibroblast)



### 3.4 แผนผังงานวิจัย



## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 การขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากการจำลองโครงร่างจากฟองน้ำ

##### 4.1.1 การเตรียมน้ำสลিপจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818

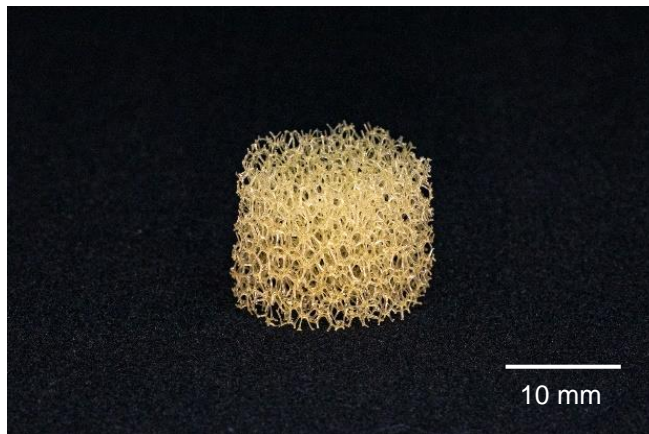
ปัจจัยที่สำคัญในการเตรียมน้ำสลิปคือความหนืดหรือการไหลตัวของน้ำสลิป ซึ่งต้องมีความหนืดที่เหมาะสมเพื่อให้สามารถยึดเกาะกับโครงร่างของฟองน้ำได้ ถ้าน้ำสลิปมีความหนืดต่ำหรือมีความเหลวสูงจะส่งผลให้เกิดการเกาะตัวระหว่างน้ำสลิปกับฟองน้ำได้ไม่ดี แต่ถ้าน้ำสลิปมีความหนืดสูงเกินไปจะส่งผลให้ความต่อเนื่องของรูพรุนลดลง เนื่องจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 มีขนาดอนุภาคระดับนาโนเมตร ซึ่งมีขนาดเล็กมาก ส่งผลให้เมื่อนำมาเตรียมน้ำสลิปจะเกิดการเกาะรวมตัวกันได้ง่าย ทำให้ในกระบวนการเตรียมน้ำสลิปให้มีการไหลตัวที่เหมาะสมนั้นเป็นไปได้ยาก ซึ่งแตกต่างจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่มีขนาดอนุภาคระดับไมโครเมตร สามารถนำมาเตรียมเป็นน้ำสลิปให้มีความหนืดที่เหมาะสมได้ง่ายกว่า ด้วยเหตุนี้ในการเตรียมน้ำสลิปจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จึงเติมกรด Hydrochloric acid (HCl) ลงไปเพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่า Zeta potential ให้สูงขึ้นและลดการเกิดการเกาะรวมตัวกันของอนุภาคดังที่ได้กล่าวไว้ในงานวิจัยของ H. Tiainen และคณะ<sup>[19]</sup> โดยน้ำสลิปที่เตรียมได้นั้น เมื่อนำมาวัดด้วยเครื่อง Brookfield Viscometer จะมีค่าความหนืดประมาณ 6,000 ถึง 19,000 เซนติพอยส์ (Centipoise, cP) ซึ่งมีการไหลตัวลักษณะคล้ายน้ำเชื่อมหรือน้ำผึ้ง

##### 4.1.2 ผลการชุบน้ำสลิปด้วยฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ (Polyurethane-ether foam) และฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ (Polyurethane-ester foam)

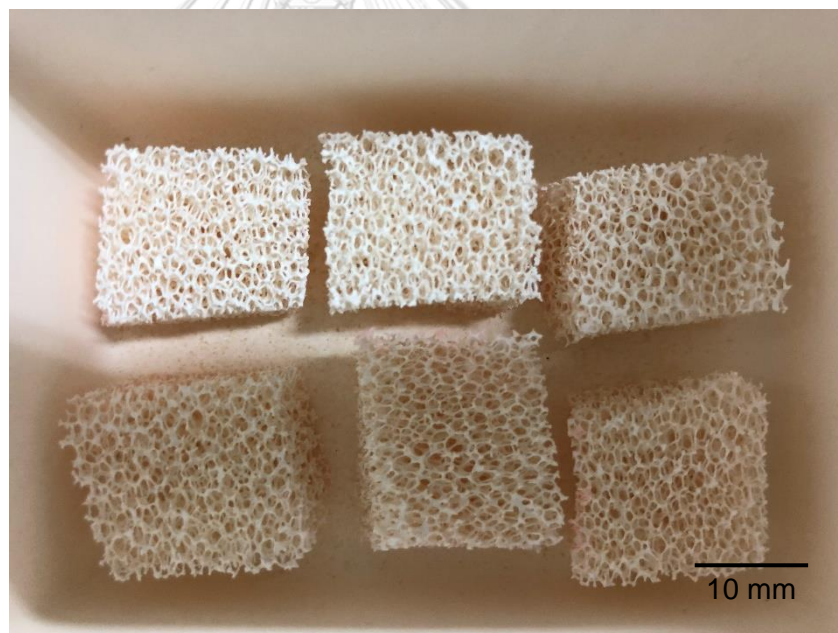
เนื่องจากผู้วิจัยต้องการเลือกใช้วัสดุในการผลิตวัสดุทดแทนกระดูกที่สามารถหาได้ง่าย จึงเลือกใช้ฟองน้ำที่สามารถหาได้ทั่วไปตามท้องตลาด เช่น ฟองน้ำล้างจาน ฟองน้ำทำความสะอาดสะอาดพื้น ฟองน้ำทำความสะอาดรถยนต์ เป็นต้น ทางผู้วิจัยได้เลือกใช้ฟองน้ำที่มีอยู่แล้วในห้องปฏิบัติการ ซึ่งเป็นของงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ได้ทำการชุบโครงร่างจากฟองน้ำด้วยน้ำสลิปที่เตรียมมาจากดิน ฟองน้ำนั้นมีขนาดของรูพรุนเฉลี่ย 1.5 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 4.1

ซึ่งเป็นฟองน้ำที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไป จากนั้นนำไปทำการชุบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 พบว่าฟองน้ำสามารถดูดซับน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ได้ดี แสดงดังรูปที่ 4.2 เมื่อนำไปทำการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส พบว่าชิ้นงานสามารถคงรูปร่างที่มีลักษณะเหมือนโครงร่างจากฟองน้ำได้ แต่เมื่อสัมผัส ชิ้นงานเกิดการแตกหักที่อันเนื่องมาจากมีความเปราะสูง ความแข็งแรงต่ำ แสดงดังรูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4 ทางผู้วิจัยจึงได้เพิ่มอุณหภูมิในการเผาเป็น 1400 องศาเซลเซียสโดยคาดหวังว่าอุณหภูมิที่สูงขึ้นจะสามารถทำให้ชิ้นงานเกิดความหนาแน่นเพิ่มมากขึ้น ส่งผลให้มีความแข็งแรงสูงขึ้น แต่เมื่อนำออกจากเตาเผาชิ้นงานยังคงเกิดการแตกหักเมื่อถูกสัมผัส ทางผู้วิจัยจึงสันนิษฐานว่าเนื่องจากฟองน้ำนั้นมีขนาดของรูพรุนที่ใหญ่เกินไป อาจส่งผลให้ชิ้นงานที่ได้มีความหนาแน่นต่ำ จึงได้ทำการเปลี่ยนฟองน้ำโดยเลือกใช้ฟองน้ำล้างจานทั่วไป ซึ่งมีขนาดของรูพรุนประมาณ 500 ไมโครเมตรและฟองน้ำที่อยู่ในกล่องคิวเวทท์ (Cuvette) แสดงดังรูปที่ 4.5 ซึ่งเป็นฟองน้ำที่ใช้สำหรับกันกระแทกหรือป้องกันการเกิดไฟฟ้าสถิต ฟองน้ำนี้มีขนาดของรูพรุนใกล้เคียงกับฟองน้ำล้างจานทั่วไป จากนั้นนำฟองน้ำทั้งสองชนิดนี้ไปทำการชุบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 แสดงดังรูปที่ 4.6 พบว่าฟองน้ำทั้งสองชนิดนั้นสามารถดูดซับน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ได้ดีและนำไปทำการเผาที่อุณหภูมิ 1350 องศาเซลเซียส พบว่าชิ้นงานที่เตรียมจากฟองน้ำล้างจานทั่วไป ไม่สามารถคงรูปร่างของโครงร่างของฟองน้ำไว้ได้ แต่ชิ้นงานที่เตรียมจากฟองน้ำจากกล่องคิวเวทท์นั้น สามารถคงรูปร่างเหมือนโครงร่างจากฟองน้ำได้และสามารถสัมผัสชิ้นงานได้โดยไม่เกิดการแตกหัก แสดงดังรูปที่ 4.7 ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการวิเคราะห์ความแตกต่างของฟองน้ำทั้งสองด้วยเครื่อง FT-IR ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.2 พบว่าฟองน้ำทั้งสองชนิดนั้นเป็นฟองน้ำพอลิยูรีเทนแต่ผลิตมาจากพอลิเอทิลีนที่แตกต่างกัน ฟองน้ำที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาดนั้นเป็นฟองน้ำที่ผลิตมาจากพอลิเอทิลีน แต่ฟองน้ำในกล่องคิวเวทท์นั้นเป็นฟองน้ำที่ผลิตมาจากพอลิเอสเทอร์ ทางผู้วิจัยจึงมีการสันนิษฐานว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอทิลีนนั้น เมื่อนำไปทำการเผาจะไม่สามารถทนต่อการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันอันเนื่องมาจากการเผาได้เท่ากับฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ ดังที่ได้กล่าวไว้ในงานวิจัยของ E. Pellizzi และคณะ<sup>[24]</sup> ว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์นั้น จะมีความไวต่อปฏิกิริยาที่มีน้ำเข้าไปสลายพันธะ (Hydrolysis) แต่ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอทิลีน จะมีความไวต่อการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน

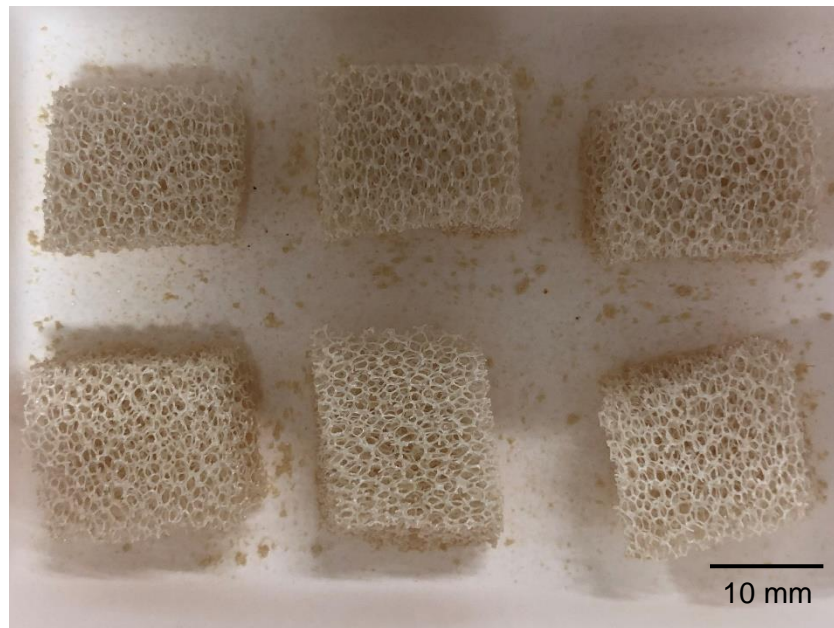




รูปที่ 4.1 โครงร่างฟองน้ำในงานวิจัยก่อนหน้านี้



รูปที่ 4.2 ชิ้นงานดิบที่ชุบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส



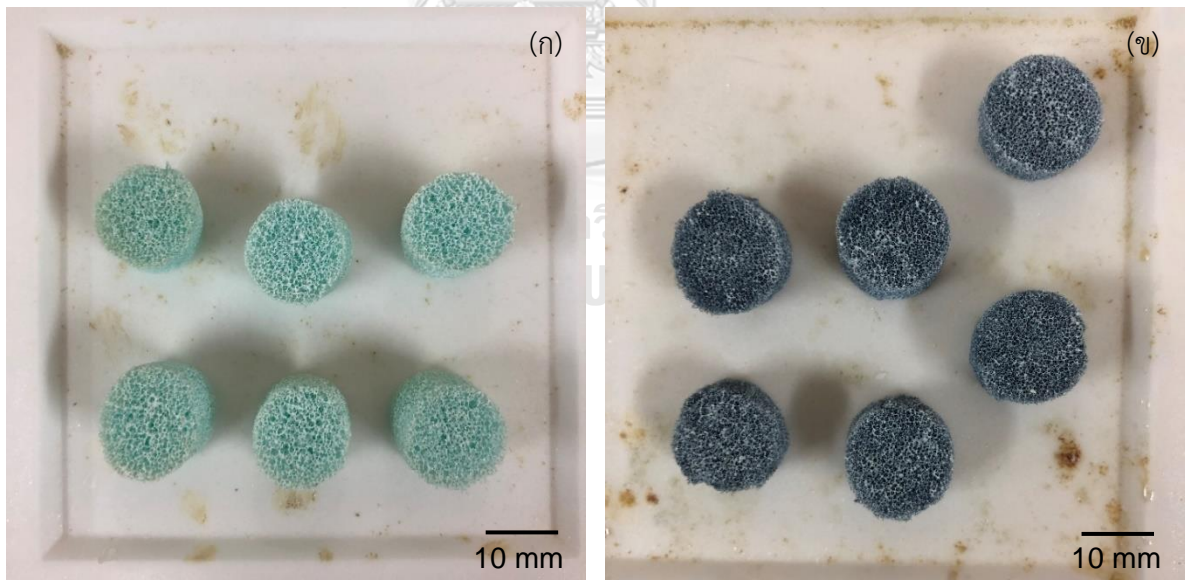
รูปที่ 4.3 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส



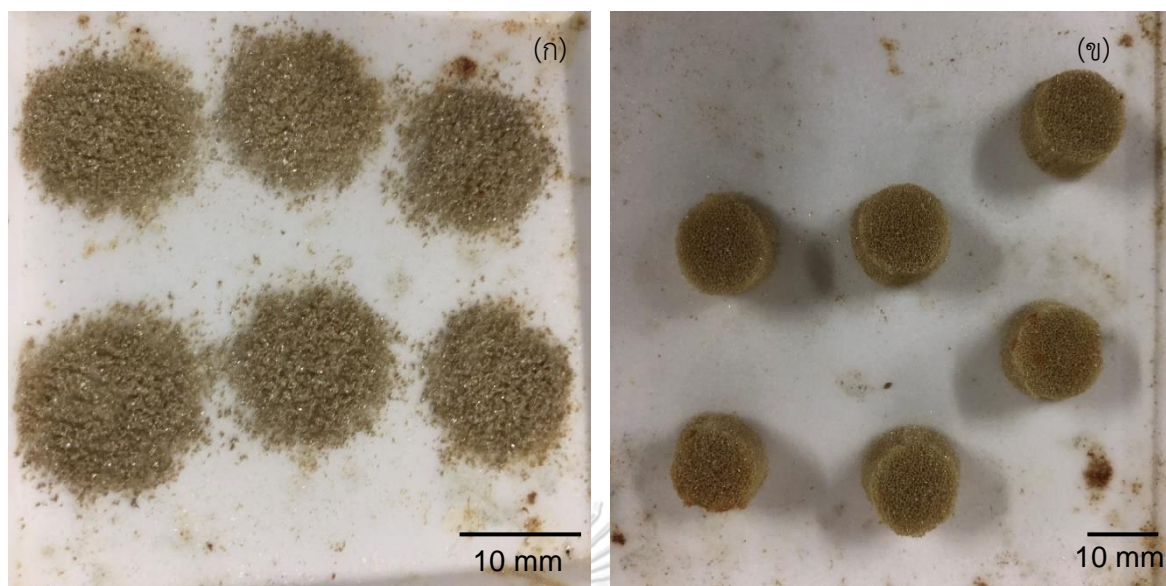
รูปที่ 4.4 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส



รูปที่ 4.5 ฟองน้ำกรองควิเวทท์



รูปที่ 4.6 ชิ้นงานดิบที่ซึบด้วยน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และทำการอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส จาก (ก) ฟองน้ำล้างจานทั่วไป (พอลิยูรีเทน-อีเทอร์ และ (ข) ฟองน้ำควิเวทท์ (พอลิยูรีเทน-เอสเทอร์)



รูปที่ 4.7 ชิ้นงานหลังการเผาที่อุณหภูมิ 1350 องศาเซลเซียส จาก (ก) ฟองน้ำล้างจานทั่วไป (พอลิยูรีเทน-อีเทอร์) และ (ข) ฟองน้ำคิวเวทท์ (พอลิยูรีเทน-เอสเทอร์)

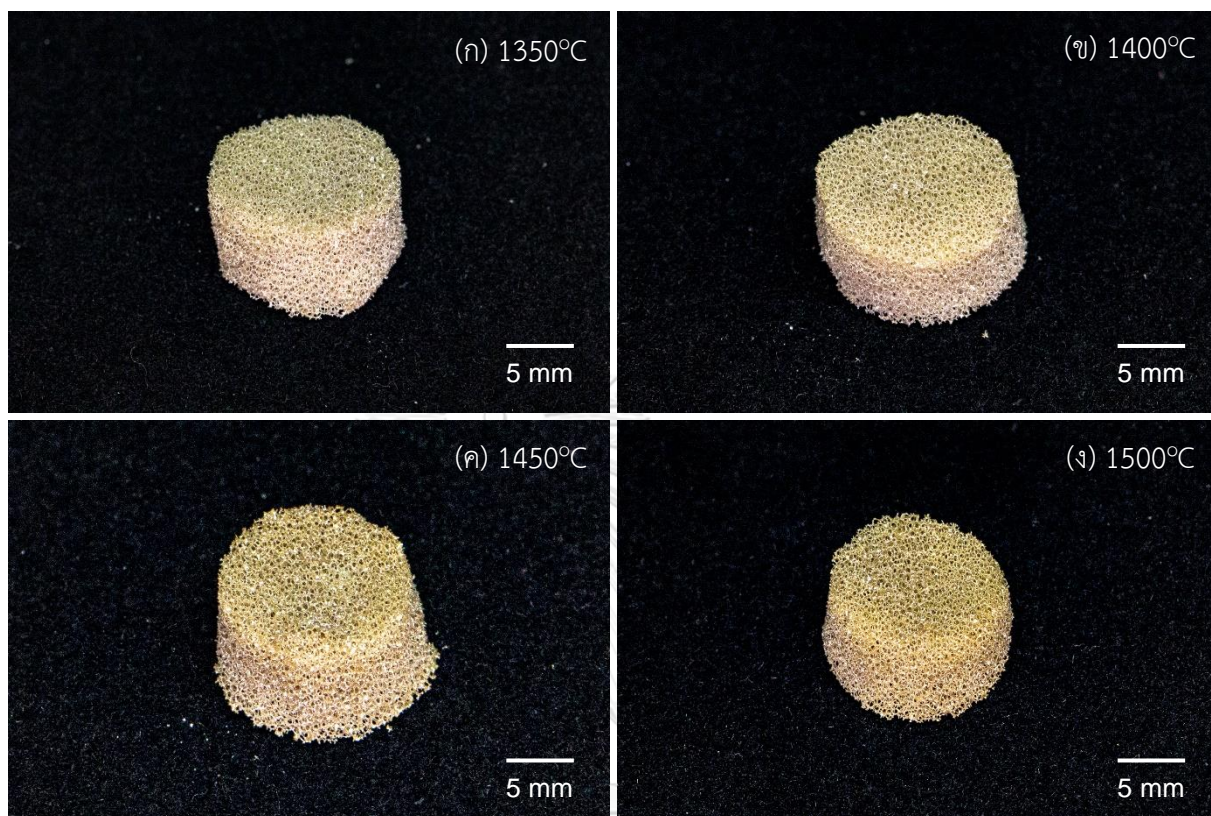
ส่วนที่แตกต่างกันในฟองน้ำพอลิยูรีเทนทั้งสองชนิดคือ Soft segment ภายในโครงสร้าง ซึ่งฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์จะมีสายโซ่พอลิอีเทอร์ R-O-R ในขณะที่ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์จะมีสายโซ่พอลิเอสเทอร์ R-COO-R โดยทั่วไปแล้วสายโซ่พอลิอีเทอร์ภายในโครงสร้างของฟองน้ำจะมีความยืดหยุ่น (Flexibility) มากกว่า ในขณะที่สายโซ่พอลิเอสเทอร์จะมีโครงสร้างที่แข็ง (Rigid) ทำให้มีค่าความแข็งแรงดึง (Tensile strength) ดีกว่า จึงอาจเป็นเหตุผลหนึ่งที่ทำให้โครงของฟองน้ำสามารถยึดเกาะกันคงรูปได้ดีกว่า นอกจากนี้การมี soft segment ที่แตกต่างกัน ส่งผลให้มีค่าเสถียรภาพทางความร้อน (Thermal stability) ที่แตกต่างกัน ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์มีอุณหภูมิในการสลายตัวที่สูงกว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ เนื่องจากการเกิดพันธะไฮโดรเจนระหว่างอะตอมออกซิเจนจากหมู่คาร์บอนิลของสายโซ่พอลิเอสเทอร์และอะตอมไฮโดรเจนจากพอลิยูรีเทนในส่วน hard segment ส่งผลให้ระหว่างพันธะมีความแข็งแรงมากกว่าฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์<sup>[25]</sup> ดังนั้นเมื่อให้ความร้อนเข้าไป ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์จะสามารถคงสภาพได้ดีกว่าและนานพอที่จะทำหน้าที่เป็นตัวโครงร่างที่ดีให้เกิดการสร้างโครงข่ายของไททานเนียมไดออกไซด์ได้ทัน ในขณะที่ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์อาจจะถูกทำลายโครงสร้างไปก่อน โดยไททานเนียมไดออกไซด์ไม่ทันเริ่มเกิดการซินเทอร์กัน และสายโซ่พอลิอีเทอร์นั้นมีค่าอุณหภูมิกลาสทรานสิชัน (Glass transition temperature,  $T_g$ ) ที่ต่ำกว่าสายโซ่พอลิเอสเทอร์เมื่ออุณหภูมิการเผาซินเทอร์

สูงขึ้น ส่งผลให้ค่าโมดูลัสของพองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ต่ำลง ดังนั้นจึงเกิดการอ่อนตัวและไม่สามารถคงรูปร่างการเป็นโครงร่างไว้ได้ นอกจากนี้ในน้ำสลิปไทเทเนียมไดออกไซด์ที่เตรียมขึ้นและมีค่า pH อยู่ในภาวะกรด ซึ่งส่งผลให้ประจุพื้นผิวของอนุภาคไทเทเนียมไดออกไซด์เป็นบวก เมื่อทำการชุบด้วยพองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ จึงเกิดการดึงดูดกับประจุลบในหมู่คาร์บอนิลในสายโซ่พอลิเอสเทอร์ ทำให้เกิดการยึดเกาะบนพื้นผิวของพองน้ำได้ดีกว่าพองน้ำพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ที่ปราศจากหมู่คาร์บอนิลภายในสายโซ่

4.1.3 ผลหลังการเผาของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์จากการจำลองโครงร่างจากพองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์ที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน

ชิ้นงานดิบที่ผ่านการชุบน้ำสลิปจากไทเทเนียมไดออกไซด์และนำไปอบแห้งที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 12 ชั่วโมงจะถูกนำไปเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 450 องศาเซลเซียสและทำการแช่หรือยีนไฟ (Soaking) ไว้ที่อุณหภูมินี้เป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมงเพื่อให้เกิดการสลายตัวของพองน้ำอย่างช้า ๆ และสลายไปจนหมด จากนั้นทำการเผาผืนิกหรือเผาซินเทอร์ที่อุณหภูมิต่าง ๆ ตั้งแต่ 1350 ถึง 1500 องศาเซลเซียส

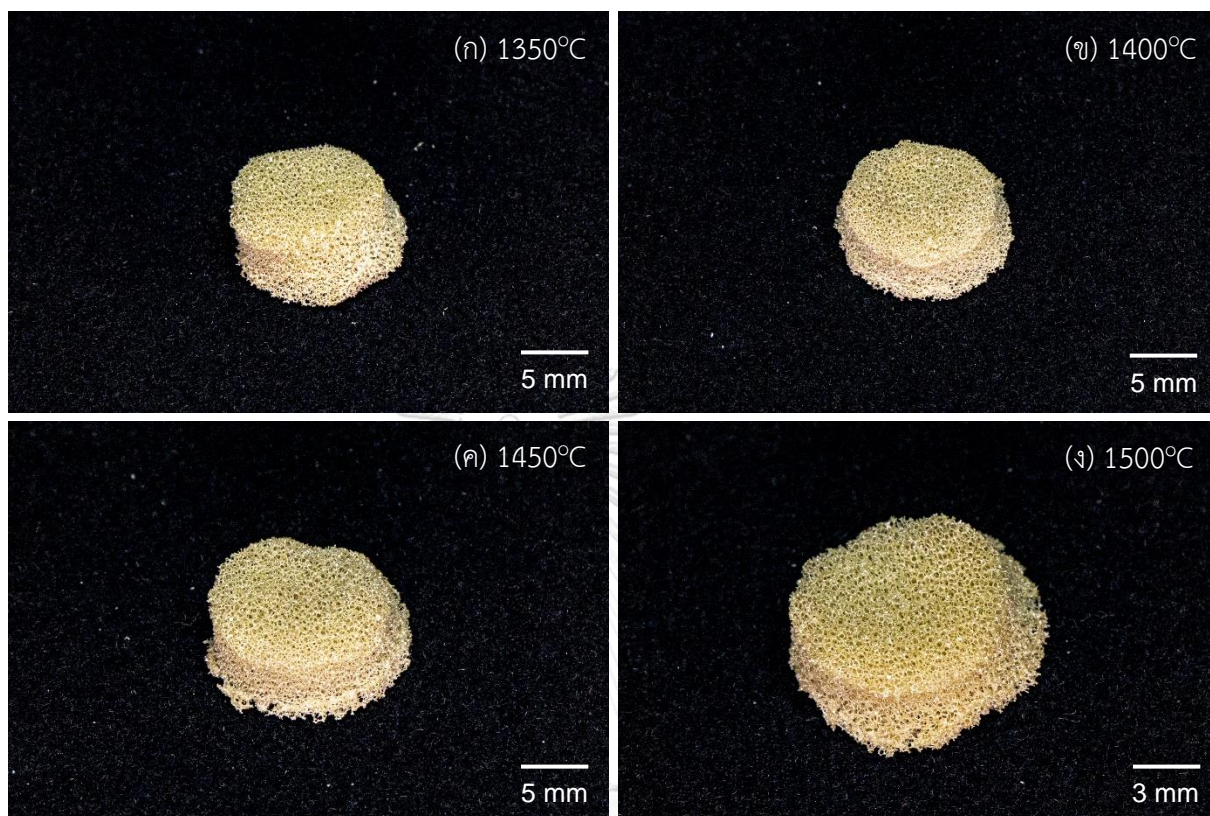
4.1.3.1 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน



รูปที่ 4.8 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส

จากรูปที่ 4.8 พบว่าลักษณะชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 สามารถขึ้นรูปและคงรูปร่างได้เหมือนกับโครงร่างจากฟองน้ำได้ในทุกอุณหภูมิการเผา

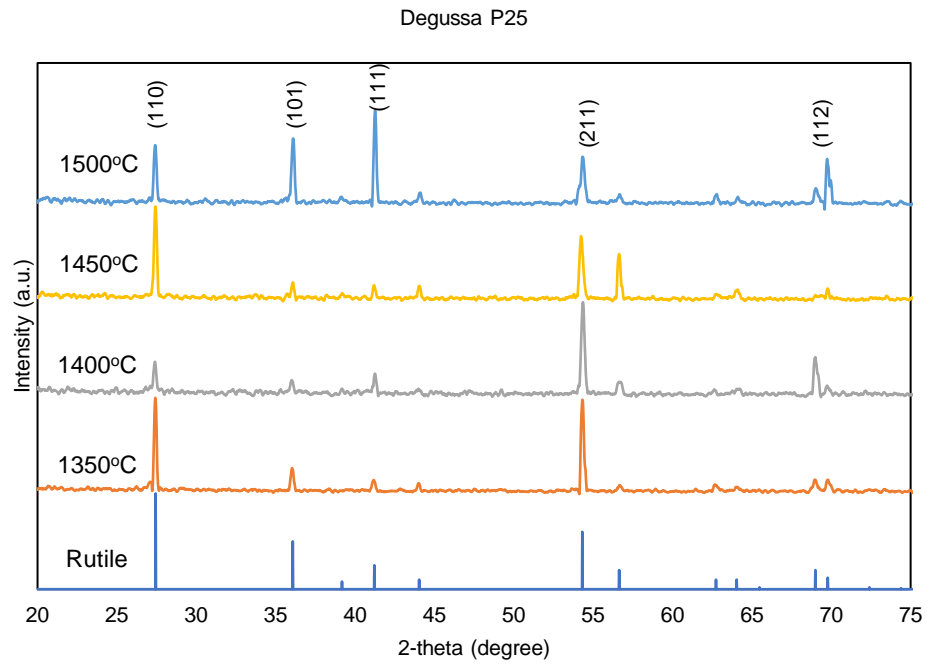
4.1.3.2 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิ  
ที่แตกต่างกัน



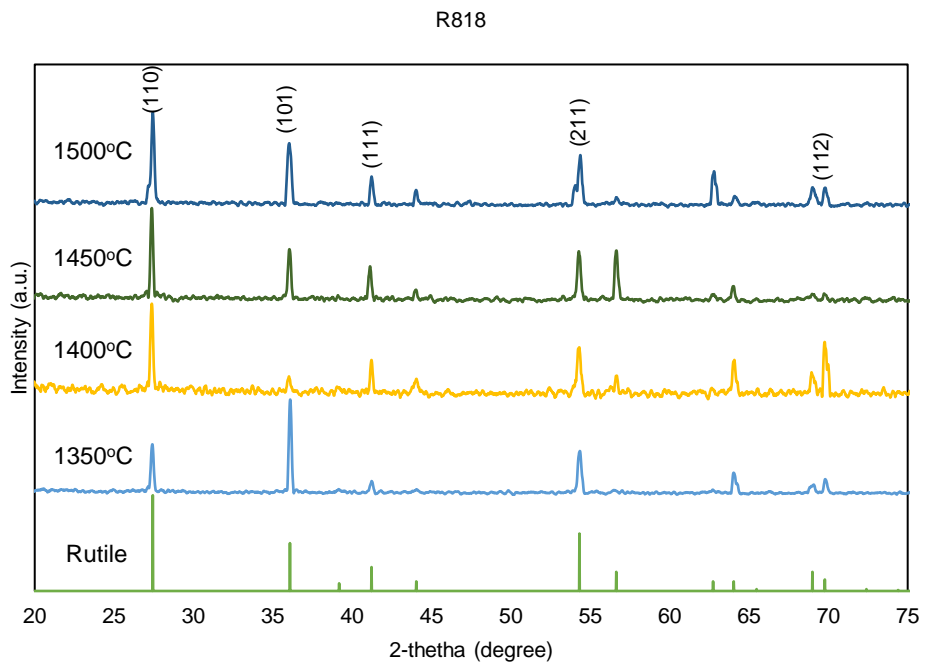
รูปที่ 4.9 วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส

จากรูปที่ 4.9 พบว่าลักษณะชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 สามารถขึ้นรูปและคงรูปร่างได้เหมือนโครงร่างจากฟองน้ำได้ในทุกอุณหภูมิ การเผาเช่นเดียวกัน แต่ชิ้นงานนั้นมีความหดตัวในแนวแกนตั้งมากกว่าชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และเกิดการแผ่ตัวบริเวณฐานของชิ้นงาน

#### 4.2 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์



รูปที่ 4.10 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน



รูปที่ 4.11 องค์ประกอบเฟสของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 หลังการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน

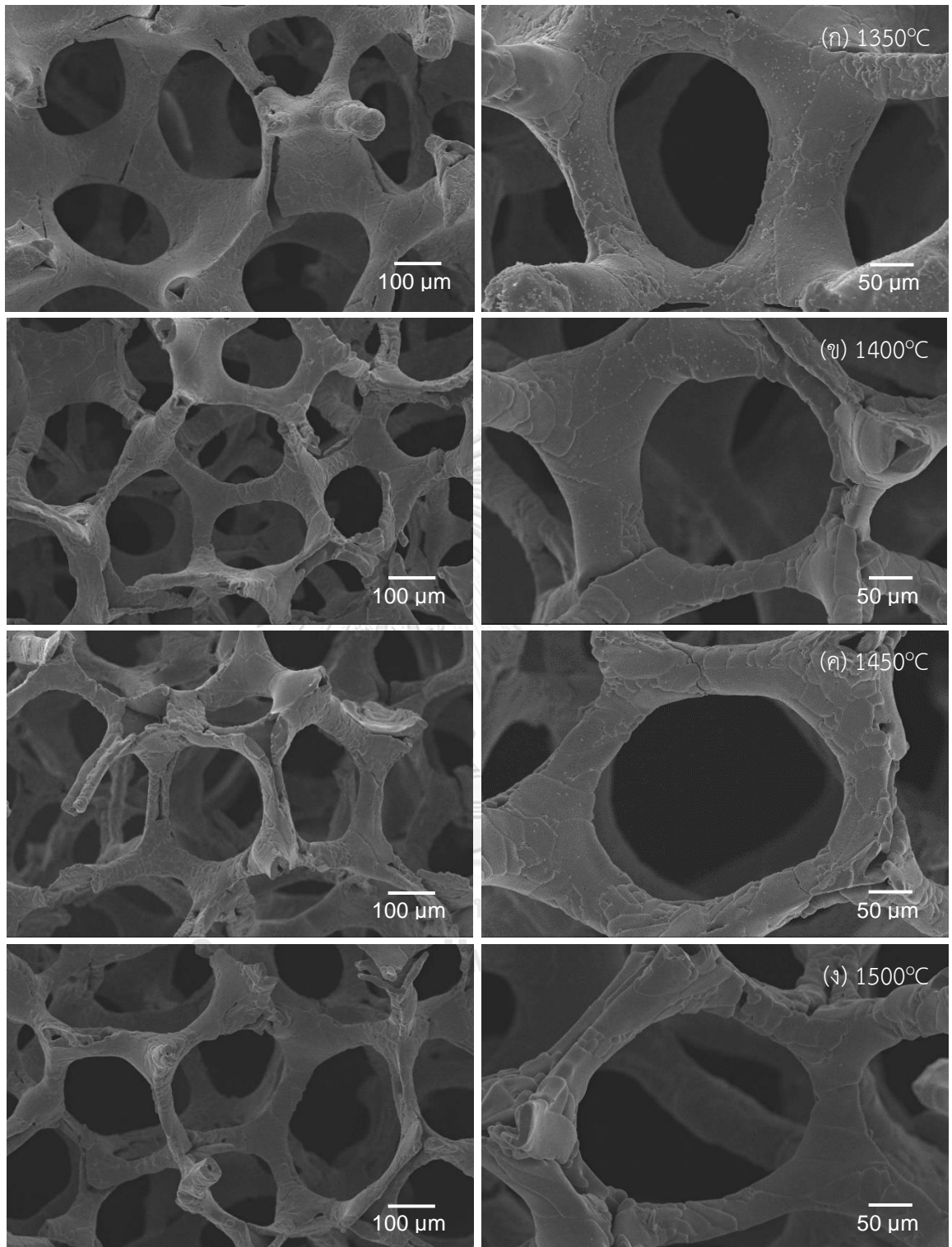


นำวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการเผามาวิเคราะห์องค์ประกอบเฟสด้วยเทคนิค XRD พบว่าชิ้นงานที่ผ่านการเผานั้นได้เปลี่ยนจากเฟสอะนาเทสเป็นเฟสรูไทล์ทั้งหมด เช่นเดียวกับวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 เมื่อผ่านการเผาพบว่าไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของเฟสเกิดขึ้น ยังคงมีเฟสรูไทล์เป็นหลัก เนื่องจากเป็นเฟสที่มีความเสถียร ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อถูกให้ความร้อน ในวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกันนั้น ไม่พบว่าเกิดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณเฟสรูไทล์ที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงอย่างชัดเจน แต่ในบางกรณีเกิดการเปลี่ยนแปลงในการจัดเรียงตัวของอนุภาคในเฟสอะนาเทสหรือรูไทล์ในระหว่างการเผา เนื่องจากการเติมสารแคลเซียมคลอไรด์ส่งผลให้เกิดการจัดเรียงตัวใหม่ของอนุภาคในระหว่างการเผาซึ่งสามารถเข้าแทรกหรือแทนที่ออกซิเจนในหน่วยเซลล์ (Unit cell) ทำให้เกิดการยืดหรือหดของแลตทิซ (Lattice) ที่เปลี่ยนแปลงไป ส่งผลให้พีคของระนาบผลึกบางระนาบนั้นมีพีคที่สูงขึ้นหรือลดลงในการวิเคราะห์ด้วยเครื่อง XRD<sup>[17]</sup> ดังเช่นในงานวิจัยของ J. Xu และคณะ<sup>[26]</sup> ได้ทำการเติมไนโตรเจนลงในการเตรียมฟิล์มไทเทเนียมไดออกไซด์ เมื่อทำการวิเคราะห์ห้องประกอบเฟสด้วยเทคนิค XRD พบว่าเฟสอะนาเทสเกิดการเปลี่ยนแปลงของระนาบผลึกเมื่อเติมปริมาณของไนโตรเจนเพิ่มขึ้นโดยพีคของระนาบ (101) ซึ่งเป็นพีคหลักลดลง แต่พีคของระนาบ (211) เพิ่มขึ้น

#### 4.3 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์

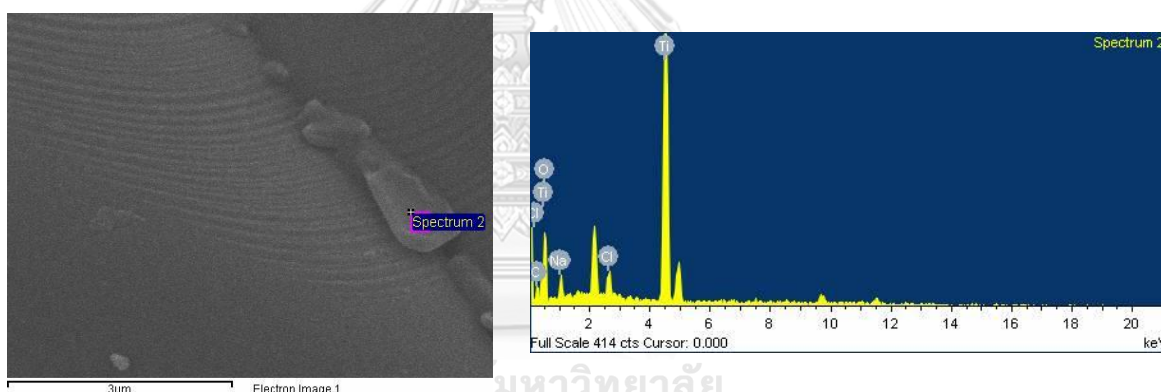
##### 4.3.1 อิทธิพลของอุณหภูมิการเผาต่อโครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25

จากรูปที่ 4.12 พบว่าในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1350 องศาเซลเซียสมีขนาดของเกรนที่ไม่สม่ำเสมอ มีเกรนขนาดใหญ่โดยเฉพาะบริเวณมุมที่ทั้งสามกึ่งก้านของชิ้นงานมาบรรจบกันและชิ้นงานมีรอยแตกเป็นแนวยาวอันเนื่องมาจากการสลายตัวของฟองน้ำ ทำให้ภายในกึ่งก้านเกิดเป็นช่องว่าง ซึ่งจะส่งผลต่อความแข็งแรงของชิ้นงาน อีกทั้งเกิดผลึกขนาดเล็กกระจายตัวอยู่บนพื้นผิวของชิ้นงาน จากการตรวจสอบองค์ประกอบทางเคมีด้วยเทคนิค EDS (Energy Dispersive X-ray Spectrometer) แสดงดังรูปที่ 4.13 พบว่ามีธาตุไทเทเนียม 44.29 เปอร์เซ็นต์ ออกซิเจน 41.64 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งเป็นองค์ประกอบของไทเทเนียมไดออกไซด์ ในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1400 องศาเซลเซียส มีขนาดเกรนที่ไม่สม่ำเสมอเช่นเดียว

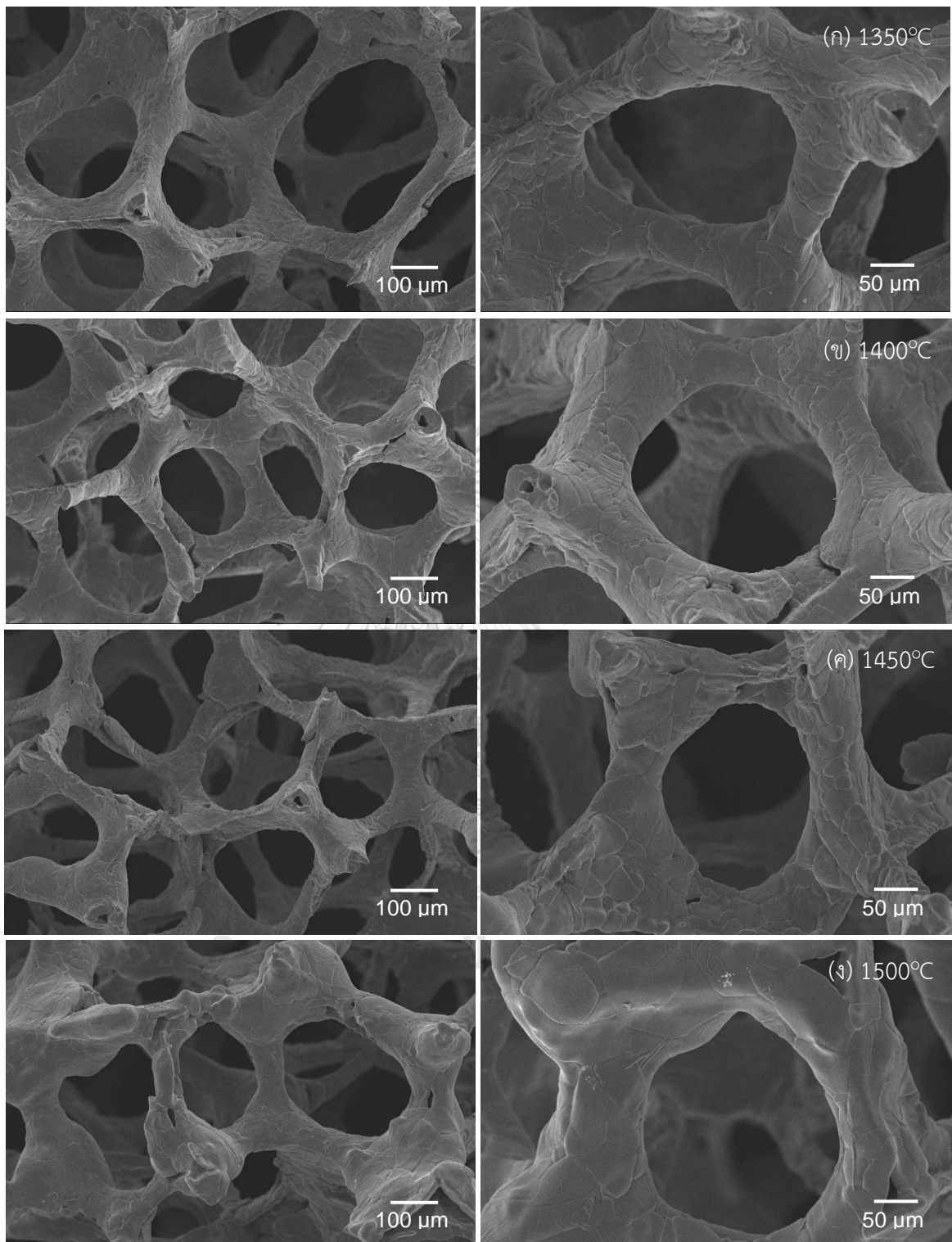


รูปที่ 4.12 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส

กับชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1350 องศาเซลเซียสและมีเกรนขนาดใหญ่บริเวณมุมรอยต่อของ  
 กิ่งก้านทั้งสามมาบรรจบกัน ซึ่งบริเวณที่มีเกรนขนาดใหญ่ส่งผลให้ขนาดของกิ่งก้านเพิ่มขึ้นแต่  
 ยังคงมีรอยแตกเป็นแนวยาวจากการสลายของฟองน้ำ นอกจากนี้ผลึกของไทเทเนียมได  
 ออกไซด์มีการกระจายตัวบนพื้นผิวลดลง ในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1450 องศาเซลเซียส  
 ยังคงมีขนาดของเกรนที่ไม่สม่ำเสมอ แต่จำนวนเกรนขนาดใหญ่ลดลงมีเกรนขนาดเล็กเพิ่ม  
 มากขึ้น แต่ยังคงมีรอยแตกเป็นแนวยาวเกิดขึ้นอยู่และเกิดการลดลงของผลึกไทเทเนียมได  
 ออกไซด์ ในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1500 องศาเซลเซียส พบว่าชิ้นงานยังคงมีขนาดของเกรน  
 ที่ไม่สม่ำเสมอแต่กิ่งก้านของชิ้นงานมีความกลมมนมากขึ้นและมีความหนาแน่นเพิ่มขึ้นแต่  
 ยังคงมีรอยแตกเกิดขึ้นอยู่ นอกจากนี้ไม่พบการเกิดผลึกของไทเทเนียมไดออกไซด์กระจายตัว  
 อยู่บนพื้นผิวชิ้นงาน เนื่องจากเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นผลึกของไทเทเนียมไดออกไซด์สามารถเกิด  
 การละลายลงไปเป็นเนื้อเดียวกับพื้นผิวได้จนหมด ส่งผลให้ขอบเกรนมีความกลมมนมากขึ้น



รูปที่ 4.13 องค์ประกอบทางเคมีจากเทคนิค EDS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมได  
 ออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์



รูปที่ 4.14 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ (ก) 1350 (ข) 1400 (ค) 1450 และ (ง) 1500 องศาเซลเซียส

#### 4.3.2 อิทธิพลของอุณหภูมิการเผาต่อโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูก

##### ไทเทเนียมไดออกไซด์ R818

จากรูปที่ 4.14 พบว่าในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1350 องศาเซลเซียส มีขนาดของเกรนที่สม่ำเสมอ ไม่พบรอยแตกในแนวยาวแต่ยังคงมีช่องว่างภายในกึ่งก้านซึ่งเกิดจากการหายไปของฟองน้ำ ในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1400 องศาเซลเซียส ขนาดของเกรนมีความสม่ำเสมอ ขนาดของกึ่งก้านมีขนาดเพิ่มขึ้นและมีความกลมมนเพิ่มมากขึ้น แต่ในชิ้นงานนี้พบรอยแตกในแนวยาวบริเวณกึ่งก้านของชิ้นงาน ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความแข็งแรงได้ ในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1450 องศาเซลเซียส พบว่ามีขนาดของเกรนที่สม่ำเสมอและยังคงมีรอยแตกเกิดขึ้น ซึ่งไม่มีความแตกต่างที่ชัดเจนจากชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1400 องศาเซลเซียส ส่วนในชิ้นงานที่ผ่านการเผาที่ 1500 องศาเซลเซียส พบว่าเกรนมีขนาดใหญ่และขอบเกรนที่ไม่ชัดเจน เกิดการหลอมตัวรวมกันของเกรนขนาดเล็กจนกลายเป็นเกรนขนาดใหญ่ ส่งผลให้กึ่งก้านของชิ้นงานมีความหนาเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจส่งผลให้ความแข็งแรงของชิ้นงานเพิ่มขึ้น

จากการเปรียบเทียบโครงสร้างทางจุลภาคระหว่างวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 พบว่าชิ้นงานที่เตรียมจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีความสม่ำเสมอและการกระจายตัวของขนาดของเกรนได้ดีกว่า ชิ้นงานที่เตรียมจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 มีขนาดของเกรนที่มีขนาดใหญ่และขนาดเล็กปะปนกัน โดยเฉพาะบริเวณมุมที่ทั้งสามกึ่งก้านมาเชื่อมต่อกันจะมีเกรนขนาดใหญ่ ซึ่งเกิดขึ้นเช่นเดียวกันในงานวิจัยของ I. Narkevica และคณะ<sup>[23]</sup> และของ H. Tiainen และคณะ<sup>[4]</sup> ที่ได้ทำการเตรียมวัสดุทดแทนกระดูกจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Hombitan และ Kronos 1171 ตามลำดับ ซึ่งผงไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดนี้มีเฟสอะนาเทสเป็นองค์ประกอบหลักและมีขนาดอนุภาคในระดับนาโนเมตรเช่นเดียวกับผงไทเทเนียม Degussa P25 แต่ในงานวิจัยทั้งสองไม่มีการเกิดผลึกขนาดเล็กของไทเทเนียมไดออกไซด์เกิดขึ้น ซึ่งทางผู้วิจัยคาดว่าเกิดจากการใช้ระยะเวลาในการเผา (Soaking time) ที่แตกต่างกัน ในงานวิจัยทั้งสองนั้นใช้ระยะเวลาในการเผา 10 ถึง 40 ชั่วโมงแต่ในการงานวิจัยนี้ใช้ระยะเวลาในการเผา 3 ชั่วโมง ซึ่งอาจส่งผลให้ผลึกของไทเทเนียมไดออกไซด์เกิดการหลอมละลายได้ไม่หมดจนเกิดเป็นผลึกขนาดเล็กกระจายตัวอยู่บนพื้นผิวของชิ้นงาน แต่อย่างไรก็ตามเมื่อเพิ่มอุณหภูมิการเผาสูงขึ้นเป็น 1500 องศาเซลเซียส พบว่าผลึกที่เกิดขึ้นนั้นได้หายไปและจากการเปรียบเทียบระยะเวลาในการเผากับงานวิจัยของ H. Tiainen และคณะ<sup>[4]</sup> ที่ได้ทำการเผาชิ้นงานที่ 1500 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลาระหว่าง 2 ถึง 40 ชั่วโมง พบว่าที่ระยะเวลา 2 ถึง 10 ชั่วโมงนั้น

กึ่งก้านของชิ้นงานมีลักษณะแบน มีช่องว่างขนาดใหญ่เกิดขึ้นบริเวณมุมที่ทั้งสามกึ่งก้าน เชื่อมต่อกัน แสดงดังรูปที่ 2.19 และเกรนมีลักษณะไม่เห็นขอบเกรนที่ชัดเจน แต่เมื่อเพิ่มระยะเวลาในการเผาเป็น 20 และ 40 ชั่วโมง พบว่ากึ่งก้านที่ได้มีความเป็นกลมมนมากขึ้น และมีขนาดของกึ่งก้าน แสดงในตารางที่ 4.1 ใกล้เคียงกับชิ้นงานในงานวิจัยนี้ที่ผ่านการเผา โดยใช้ระยะเวลาที่ต่ำกว่าเพียง 3 ชั่วโมงเท่านั้นและอุณหภูมิต่ำกว่า ซึ่งสามารถช่วยลดการสูญเสียพลังงานในการเผาได้ อีกทั้งลักษณะเกรนที่เกิดขึ้นมีลักษณะใกล้เคียงกัน ในงานวิจัยนี้ต้องการลดระยะเวลาในการเผาและทำการศึกษาปัจจัยในการเผาที่ส่งผลต่อโครงสร้างทางจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูก ซึ่งในการเผาที่ใช้ระยะเวลานานเกินไปอาจส่งผลให้เกรนเกิดการโตแบบผิดปกติจนชิ้นงานมีขนาดเกรนที่ใหญ่เพียงอย่างเดียว ซึ่งทำให้ความแข็งแรงของชิ้นงานลดลง แตกต่างจากชิ้นงานที่มีเกรนขนาดเล็กจะส่งผลให้ชิ้นงานมีความแข็งแรงมากกว่า เนื่องจากมีขอบเกรนปริมาณมากซึ่งสามารถช่วยในการกระจายแรงไปตามขอบเกรนได้มากกว่า ทำให้ชิ้นงานต้องใช้แรงสูงในการทำให้เกิดความเสียหาย

ตารางที่ 4.1 ขนาดของกึ่งก้านของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์เมื่อผ่านการเผาที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียสและใช้ระยะเวลาในการเผาที่แตกต่างกัน <sup>[4]</sup>

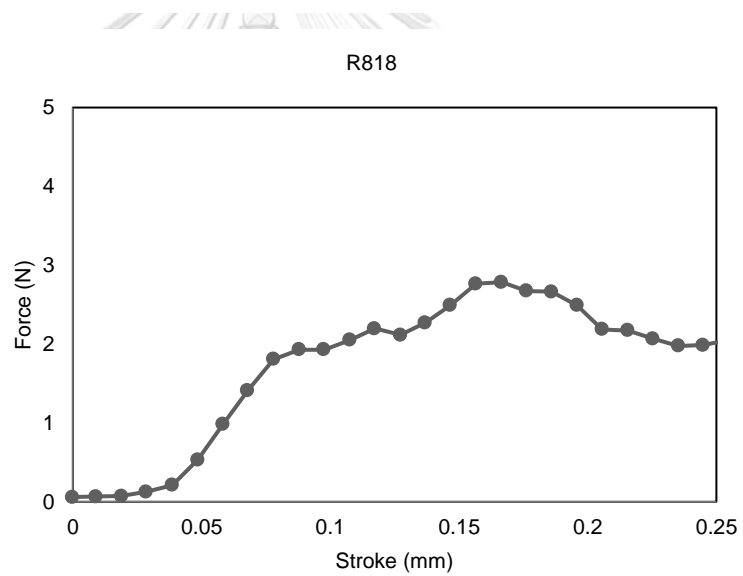
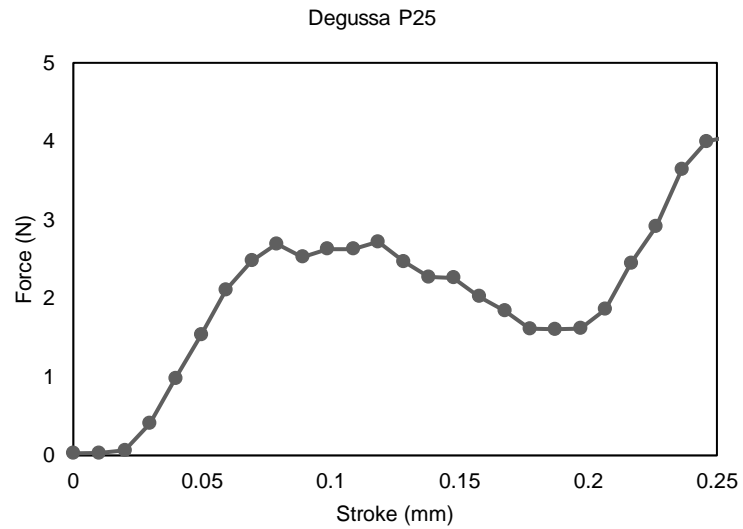
ระยะเวลาในการเผา (ชั่วโมง)	ขนาดความกว้าง ของกึ่งก้าน (ไมโครเมตร)
2	45.8±4.1
5	48.1±1.7
10	47.3±4.3
20	49.6±4.8
40	51.1±1.6

นอกจากนี้ในชิ้นงานที่เตรียมมาจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ชิ้นงานมีความสม่ำเสมอของเกรนมากกว่า ซึ่งอาจเกิดจากการกระจายตัวของน้ำสลิปดีกว่าเนื่องจากมีขนาดของอนุภาคระดับไมโครเมตรและมีพลังงานพื้นที่ผิวจำเพาะต่ำกว่าผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ซึ่งมีขนาดของอนุภาคระดับนาโนเมตร ส่งผลให้น้ำสลิปเกิดการรวมตัวกันของ

อนุภาคได้ง่ายและทำให้เกรนที่ได้นั้นมีขนาดที่ไม่สม่ำเสมอและมีการเกิดรอยแตกในแนวยาวปริมาณมากกว่า และผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R8118 มีองค์ประกอบเฟสรูทิลเพียงเฟสเดียว ซึ่งเป็นเฟสที่มีความเสถียรสูงกว่า ส่งผลให้ใช้พลังงานในการเผาต่ำกว่า นอกจากนี้ปัจจัยในระหว่างกระบวนการเผาแล้ว วิธีการชุบอาจส่งผลต่อโครงสร้างของชิ้นงานได้เช่นกัน เนื่องจากการชุบแต่ละครั้งนั้นไม่สามารถทราบได้ว่าน้ำสลิบได้เกิดการยึดเกาะพื้นผิวฟองน้ำอย่างทั่วถึงหรือไม่ อีกทั้งในการบีบหรือรีดส่วนเกินของน้ำสลิบออก ถ้ารีดออกมากไปอาจส่งผลให้มีปริมาณของน้ำสลิบที่เกาะกึ่งก้านของฟองน้ำลดลงหรือถ้ารีดออกปริมาณน้อยไปอาจทำให้ความต่อเนื่องของรูพรุนลดลง ซึ่งส่งผลต่อความแข็งแรงของชิ้นงานหลังเผาเช่นกัน

#### 4.4 ความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์

จากรูปที่ 4.15 กราฟระหว่างแรงภายนอกที่กระทำ (Force, N) ต่อระยะที่ได้ทำการกดลงไปวัสดุ (Stroke, mm) ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 พบว่ามีลักษณะของกราฟแบบการเสียรูปแบบถาวร (Plastic deformation) คือการที่ชิ้นงานได้รับแรงที่มากกระทำจนถึงจุดเกินพิกัดที่จะสามารถทนอยู่ในสภาพนั้น ๆ จนทำให้ชิ้นงานเกิดการเสียรูปร่างอย่างถาวร ส่งผลให้ขนาดและรูปร่างของชิ้นงานเปลี่ยนแปลงไปเมื่อนำไปวัดค่าความแข็งแรงทางแรงอัด (Compressive strength) พบว่าค่าที่ได้นั้นมีค่าที่ต่ำมาก แสดงดังตารางที่ 4.2 และตารางที่ 4.3 เมื่อเทียบกับในงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่มีค่าความแข็งแรงทางแรงอัด 0.2 ถึง 2 เมกะปาสคาล<sup>[4, 5, 19, 23]</sup>



รูปที่ 4.15 กราฟระหว่างแรงภายนอกที่กระทำ (Force, N) ต่อระยะที่ได้ทำการกดลงไปวัสดุ (Stroke, mm) ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818

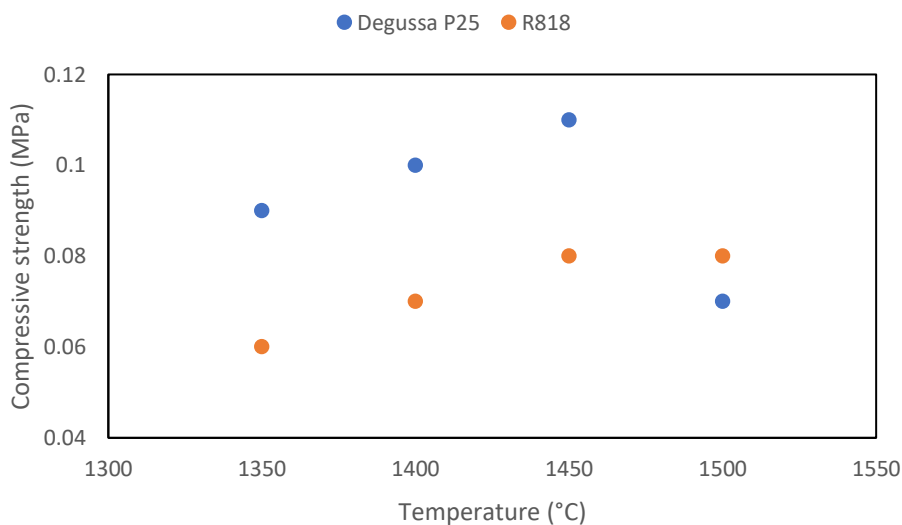


ตารางที่ 4.2 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่เผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน

Temperature (°C)	Max_Force (N)	Max_Disp (mm)	Max_Strain (%)	Elastic 0.1-1N (N/mm <sup>2</sup> )	Max_Stress (MPa)
1350	7.51±3.60	1.68±1.26	25.12±19.01	2.37±1.26	0.09±0.05
1400	8.44±1.75	1.92±0.89	28.39±12.28	2.39±2.11	0.10±0.02
1450	9.52±2.51	1.34±0.74	20.48±11.20	3.69±1.23	0.11±0.03
1500	6.59±4.41	1.58±0.45	24.30±7.41	2.57±2.00	0.07±0.05

ตารางที่ 4.3 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่เผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน

Temperature (°C)	Max_Force (N)	Max_Disp (mm)	Max_Strain (%)	Elastic 0.1-1N (N/mm <sup>2</sup> )	Max_Stress (MPa)
1350	5.78±1.36	3.50±0.99	56.63±15.76	1.20±1.09	0.06±0.01
1400	7.51±2.19	3.54±0.66	60.02±11.37	1.04±1.24	0.07±0.02
1450	8.57±2.76	3.73±0.72	60.00±8.10	1.65±1.53	0.08±0.03
1500	8.48±3.52	3.06±0.64	56.89±17.48	1.88±0.77	0.08±0.03



รูปที่ 4.16 ค่าความแข็งแรงทางแรงอัดของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน

จากตารางข้างต้นพบว่าวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดนั้น ไม่ได้มีค่าความแข็งแรงทางแรงอัดหรือค่าความเค้น (Stress) แตกต่างกันอย่างชัดเจน แต่ชิ้นงานที่เตรียมจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 นั้นมีค่าความเครียด (Strain) มากกว่าชิ้นงานที่เตรียมจากผงไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ถึง 2 เท่า ซึ่งค่าความเครียดคือการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างและขนาดที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อมีแรงกระทำจากภายนอก สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4.1

$$\% \varepsilon = \frac{l_f - l_0}{l_0} \times 100 \quad \text{สมการที่ 4.1}$$

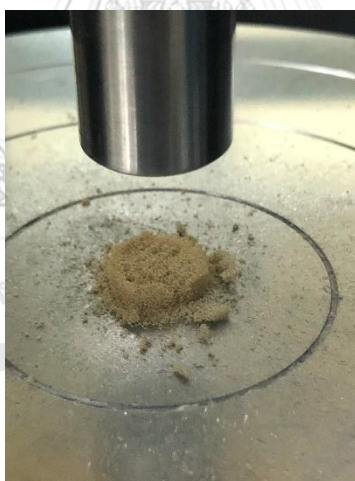
$\varepsilon$  คือ ค่าความเครียด

$l_0$  คือ ความยาวเริ่มต้นของชิ้นงาน

$l_f$  คือ ความยาวของชิ้นงานหลังถูกแรงกระทำ

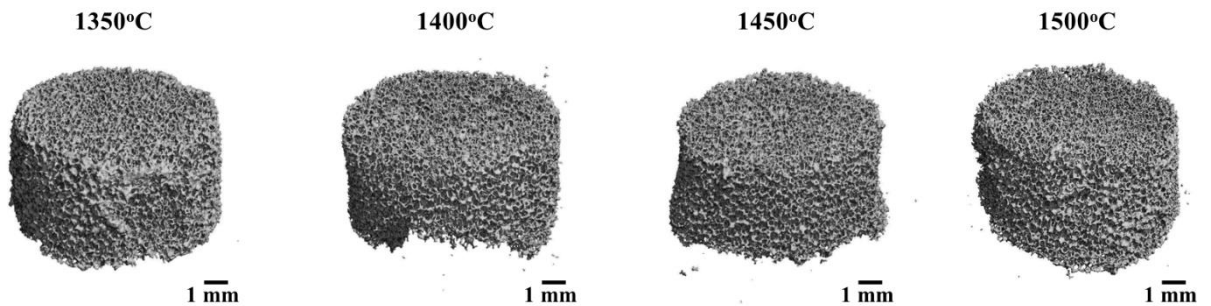
ซึ่งหมายความว่าชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของชิ้นงานมากกว่าเมื่อถูกแรงกระทำจนกว่าจะเกิดการแตก กล่าวคือหักกุดได้ทำการกดชิ้นงานลงไปมากกว่าชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จนกระทั่งชิ้นงานเกิดการแตกเสียหายอย่างชัดเจน จากการทดสอบพบว่าชิ้นงานที่เตรียมจาก

ไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีความเหนียวสูง เนื่องจากเมื่อหั่วกดชิ้นงานลงไป ชิ้นงานไม่ได้เกิดการแตกทันทีแต่เกิดการยุบตัวไปตามแรงของหั่วกด แตกต่างจากชิ้นที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ซึ่งมีความเหนียวต่ำกว่า เมื่อหั่วกดได้ทำการกดชิ้นงานเกิดการยุบตัวเพียงเล็กน้อย จากนั้นจึงเกิดการแตกหักขึ้น จากการวิเคราะห์ทางผู้วิจัยคิดว่าในการวัดความแข็งแรงของชิ้นงานที่มีความเป็นรูพรุนต่อเนื่อง มีรูพรุนสูงและมีความเหนียวนั้น ไม่เหมาะสมในการนำมาวัดด้วยวิธีนี้ เนื่องจากชิ้นงานมีรูพรุนสูงและมีความเหนียว ไม่ได้เกิดรอยแตกที่ชัดเจน อีกทั้งในกระบวนการเตรียมชิ้นงาน ชิ้นงานที่ผลิตขึ้นได้นั้นไม่ได้มีขนาดที่เท่ากันเนื่องจากกระบวนการชุบและผ่านการเผา ชิ้นงานอาจเกิดการหดตัวหรือยุบ ทำให้ค่าที่ได้นั้นอาจเกิดความคลาดเคลื่อนได้ แต่อย่างไรก็ตามจากตารางข้างต้น วัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดที่ทำการเผาที่ 1450 องศาเซลเซียส มีค่าความแข็งแรงทางแรงอัดสูงสุดคือ  $0.11 \pm 0.03$  และ  $0.08 \pm 0.03$  เมกะปาสกาลและทนต่อแรงภายนอกที่มากกระทำได้สูงที่สุดคือ  $9.52 \pm 2.51$  และ  $8.57 \pm 2.76$  นิวตัน

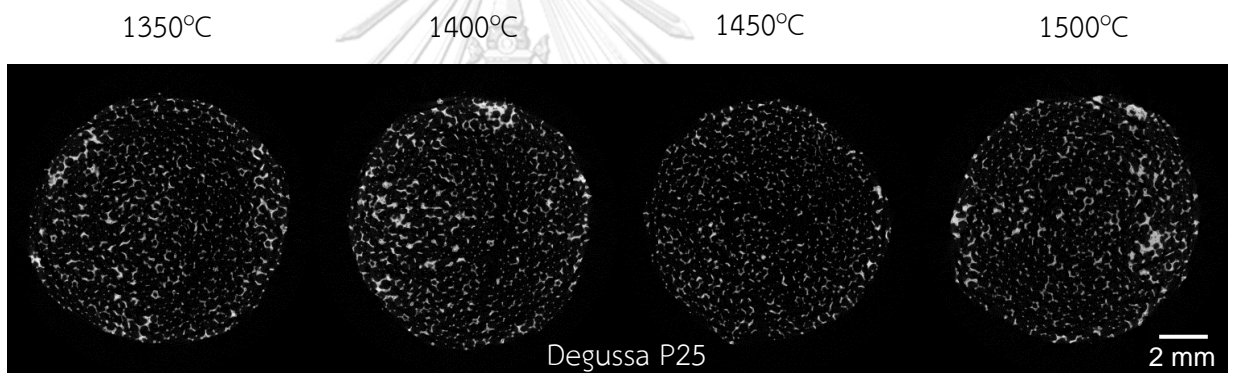


รูปที่ 4.17 วัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์หลังทำการทดสอบด้วยแรงอัด

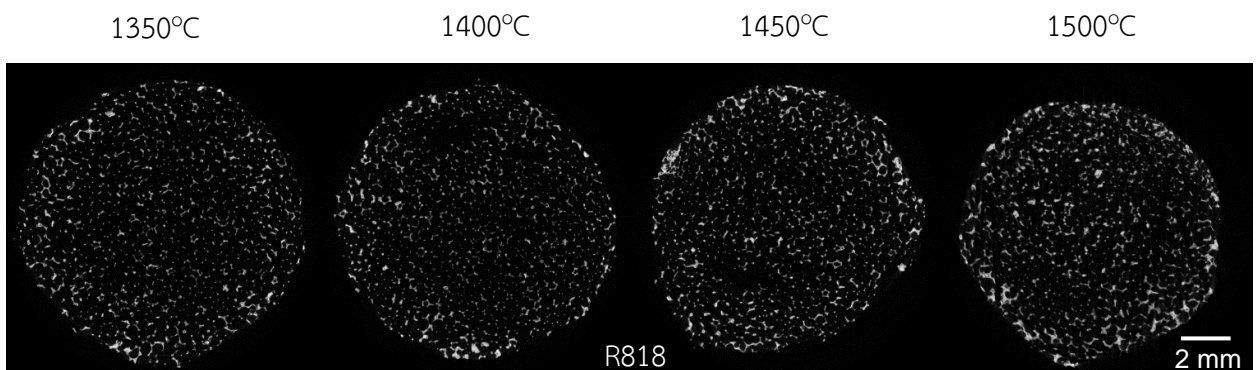
#### 4.5 ปริมาณและความต่อเนื่องของรูพรุน



รูปที่ 4.18 ภาพถ่ายสามมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน



รูปที่ 4.19 ภาพถ่ายตัดขวางสองมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน



รูปที่ 4.20 ภาพถ่ายตัดขวางสองมิติจากเทคนิค micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 ที่อุณหภูมิการเผาที่แตกต่างกัน

จากภาพถ่ายตัดขวางสองมิติจากเทคนิค Micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด ซึ่งแสดงบริเวณส่วนที่เป็นรูพรุนและบริเวณกึ่งก้านของชิ้นงานพบว่าภายในชิ้นงานมีการกระจายตัวของน้ำสลิปที่ดี น้ำสลิปสามารถยึดเกาะกับพื้นผิวกึ่งก้านของฟองน้ำได้อย่างทั่วถึง รูพรุนมีความต่อเนื่องสูง บริเวณขอบของชิ้นงานบางจุดอาจมีการปิดกั้นของรูพรุนเนื่องจากการบีบเอาน้ำสลิปส่วนเกินออกไม่หมดในกระบวนการชุบ ซึ่งจากภาพถ่ายนี้สามารถสรุปได้ว่าน้ำสลิปที่เตรียมขึ้นมานั้น มีการไหลตัวที่เหมาะสม อนุภาคไทเทเนียมไดออกไซด์สามารถยึดเกาะบริเวณพื้นผิวของฟองน้ำได้อย่างเพียงพอให้ชิ้นงานสามารถคงรูปได้



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 4.4 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค Micro-CT ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด

Parameter	P25, 1350°C	P25, 1400°C	P25, 1450°C	P25, 1500°C	R818, 1350°C	R818, 1400°C	R818, 1450°C	R818, 1500°C
Total VOI volume, TV (mm <sup>3</sup> )	1022.20	1007.60	1163.8	993.01	993.01	993.01	927.39	847.19
Object Volume, V (mm <sup>3</sup> )	108.48	121.05	81.59	111.59	88.99	92.45	96.91	92.98
Percent object volume, V/TV (%)	10.61	12.01	7.01	11.24	8.96	9.31	10.45	10.98
Object surface (mm <sup>2</sup> )	4088.00	4046.00	3148.70	3640.20	3864.40	4074.10	4007.40	3710.90
Object surface to volume ratio (1/mm)	37.69	33.42	38.59	32.62	43.43	44.07	41.35	39.91
Structure thickness (mm)	0.11	0.12	0.11	0.14	0.096	0.098	0.10	0.11
Total volume of pore space (mm <sup>3</sup> )	913.69	886.53	1082.20	881.41	904.02	900.56	830.48	754.21
Total porosity (%)	89.39	87.99	92.99	88.76	91.04	90.69	89.55	89.03
Connectivity density (1/mm <sup>3</sup> )	40.65	37.28	22.29	32.78	36.41	44.70	47.57	43.86

วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดมีปริมาณของรูพรุนมากกว่า 80 เปอร์เซ็นต์ แสดงในตารางที่ 4.4 ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยก่อนหน้านี้<sup>[19]</sup> ที่ได้ทำการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ให้มีปริมาณรูพรุนสูงซึ่งมีค่าประมาณ 80 ถึง 94 เปอร์เซ็นต์ เมื่อทำการเปรียบเทียบระหว่างชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 พบว่าชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีค่าอัตราส่วนระหว่างพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่า ซึ่งแสดงว่าภายในชิ้นงานนั้นมีพื้นที่ผิวในการให้เซลล์สามารถยึดเกาะได้สูงกว่าชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ซึ่งสอดคล้องกับภาพโครงสร้างทางจุลภาคจากเทคนิค SEM ที่กึ่งก้านของชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีความกลมมนมากกว่าและมีความหนาแน่นของเกรนมากกว่า และขนาดความหนาของกึ่งก้านมีค่าต่ำกว่า ส่งผลให้อัตราส่วนระหว่างพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่า นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์กับงานวิจัยที่ได้ทำการวิเคราะห์ลักษณะทางกายภาพของกระดูกเนื้อโพร่งของมนุษย์<sup>[27, 28]</sup> พบว่าค่าที่ได้นั้นมีค่าใกล้เคียงกันแสดงดังรูปที่ 4.21 แต่เมื่อเปรียบเทียบค่าความหนาแน่นของความต่อเนื่องของกระดูกเนื้อโพร่งกับชิ้นงานแล้ว พบว่าชิ้นงานที่เตรียมได้นั้นมีค่าความหนาแน่นของความต่อเนื่องสูงกว่ากระดูกเนื้อโพร่งที่มีความต่อเนื่องประมาณ 2 ถึง 11 ต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร<sup>[27]</sup> แสดงดังรูปที่ 4.22 ส่งผลให้ค่าอัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่ากระดูกเนื้อโพร่งเช่นกัน<sup>[28]</sup> ซึ่งจากการที่มีปริมาณของความต่อเนื่องสูง ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงของชิ้นงานที่ได้มีค่าต่ำกว่ากระดูกเนื้อโพร่ง

### จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

	Mean ± SD	Range
Trabecular porosity (%)	79.3 ± 5.1	72.6–87.4
Trabecular thickness (mm)	0.15 ± 0.03	0.11–0.22
Trabecular separation (mm)	0.70 ± 0.10	0.56–0.85
Trabecular number (mm <sup>-1</sup> )	1.44 ± 0.15	1.16–1.67
Trabecular bone surface area (mm <sup>-1</sup> )	16.44 ± 3.28	12.05–22.46
Degree of anisotropy	1.94 ± 0.21	1.71–2.23
Mineralization bone (mg HA cm <sup>-3</sup> )	857 ± 41	790–906

SD values are a measure for inter-individual variation ( $n = 10$ );  
HA, hydroxyapatite.

รูปที่ 4.21 ผลการวิเคราะห์จากเทคนิค Micro-CT ของกระดูกเนื้อโพร่งบริเวณขากรรไกรล่าง (Mandibular condyle) <sup>[14]</sup>

Specimen	Site	TBV (%)	Tb.Sp (mm)	Tb.Wi ( $\mu\text{m}$ )	Tb.N ( $\text{mm}^{-1}$ )	$\beta_1$ ( $\text{mm}^{-3}$ )	MSV ( $\text{mm}^3$ )
DR 1	R	7.0	0.79	104	1.11	3.89	9.86
DR 2	R	12.4	0.82	99	1.09	9.50	4.69
DR 3	R	16.8	0.68	82	1.31	10.26	3.07
V1	V	6.1	1.52	121	0.61	4.98	47.5
V2	V	10.0	1.31	122	0.70	3.67	22.8
V3	V	6.0	1.57	98	0.60	2.44	36.1

Trabecular bone volume (TBV) and connectivity density  $\beta_1$  were calculated from the three-dimensional images, and represent three-dimensional parameters. The other parameters were calculated from single two-dimensional sections with the plate model. Marrow star volume was estimated from three unbiased sections according to method of Versterby.<sup>(17)</sup>

TBV, trabecular bone volume; Tb.Sp, trabecular spacing; Tb.Wi, trabecular width; Tb.N, trabecular number; MSV, marrow star volume.

รูปที่ 4.22 ผลการวิเคราะห์ทางเทคนิค Micro-CT ของกระดูกเนื้อโปรงท่อนแขนส่วนปลาย (Distal radius) และกระดูกสันหลัง (Vertebrae) <sup>[15]</sup>

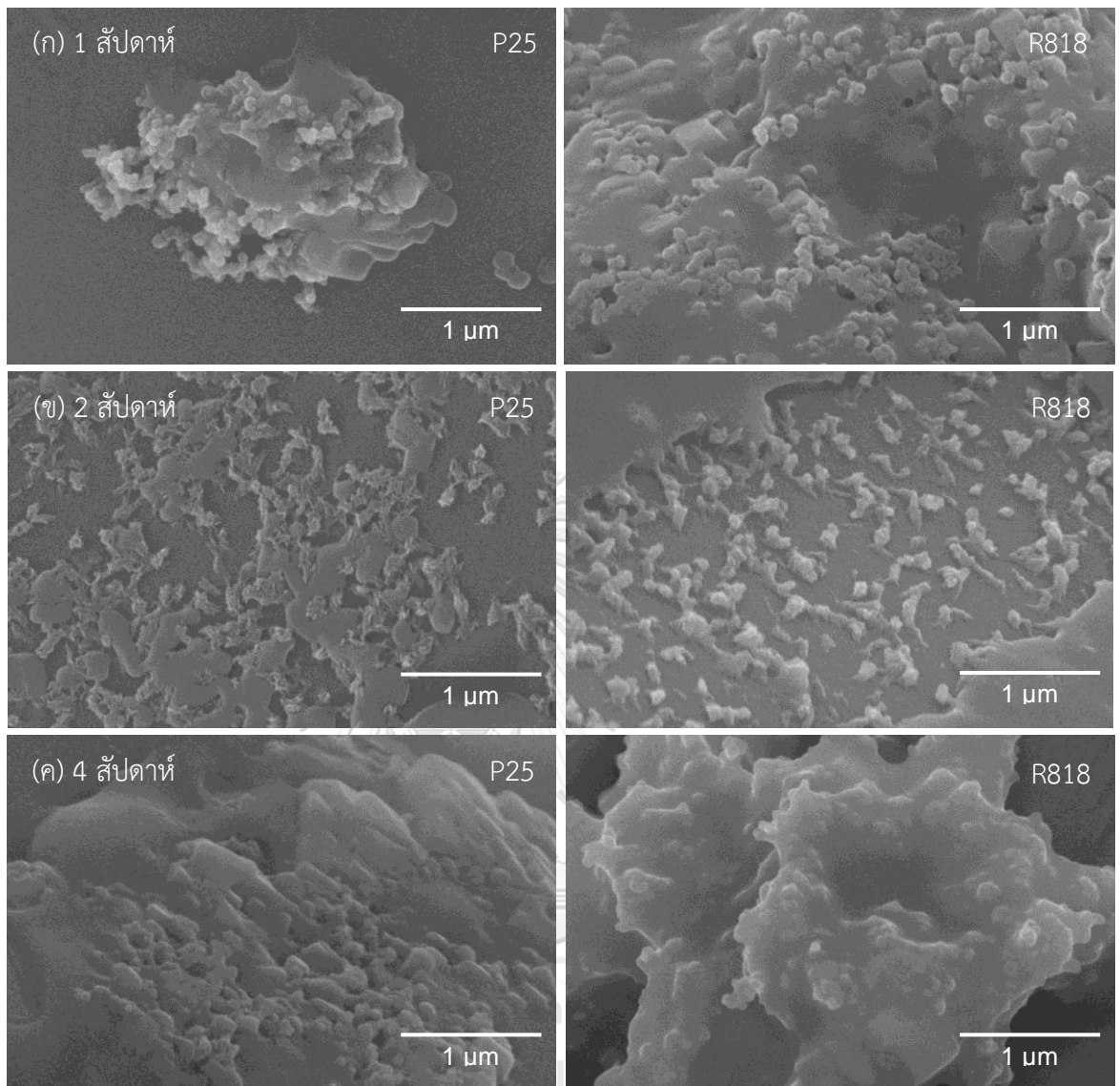
#### 4.6 การทดสอบการกระตุ้นทางชีวภาพของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์

ชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้ง 2 ชนิดที่ผ่านการเผาที่อุณหภูมิ 1350 องศาเซลเซียส ถูกนำไปแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (SBF) เป็นระยะเวลา 1 ถึง 4 สัปดาห์ สารจำลองของเหลวในร่างกายมีสูตรในการเตรียมที่แตกต่างกัน ในงานวิจัยนี้ได้ทำการเตรียมสารจำลองของเหลวในร่างกายโดยใช้สูตรของ T. Kokubo และ H. Takadama<sup>[29]</sup> มีส่วนประกอบดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ส่วนประกอบในการเตรียมสารจำลองของเหลวในร่างกายปริมาณ 1 ลิตร <sup>[5]</sup>

ลำดับ	สารตั้งต้น	ปริมาณ
1	NaCl	8.035 g
2	NaHCO <sub>3</sub>	0.355 g
3	KCl	0.225 g
4	K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> · 3H <sub>2</sub> O	0.231 g
5	MgCl <sub>2</sub> · 6H <sub>2</sub> O	0.311 g
6	1.0 <sub>M</sub> - HCl	39 ml
7	CaCl <sub>2</sub>	0.292 g
8	Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	0.072 g
9	Tris	6.118 g
10	1.0 <sub>M</sub> - HCl	0-5 ml

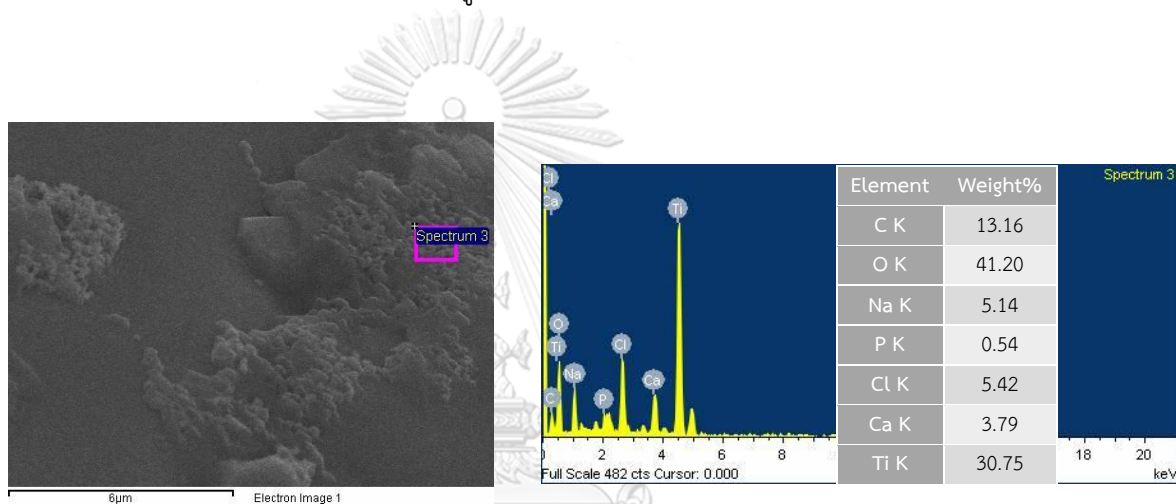




รูปที่ 4.23 โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมออกไซด์ Degussa P25 และ R818 หลังแฉะสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา (ก) 1 สัปดาห์ (ข) 2 สัปดาห์และ (ค) 4 สัปดาห์

จากรูปที่ 4.23 พบว่าหลังการแฉะสารจำลองของเหลวในร่างกาย 1 สัปดาห์มีผลึกเกิดขึ้นบนพื้นผิวของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด ในชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จะมีการเกิดขึ้นของผลึกบริเวณผลึกไทเทเนียมได

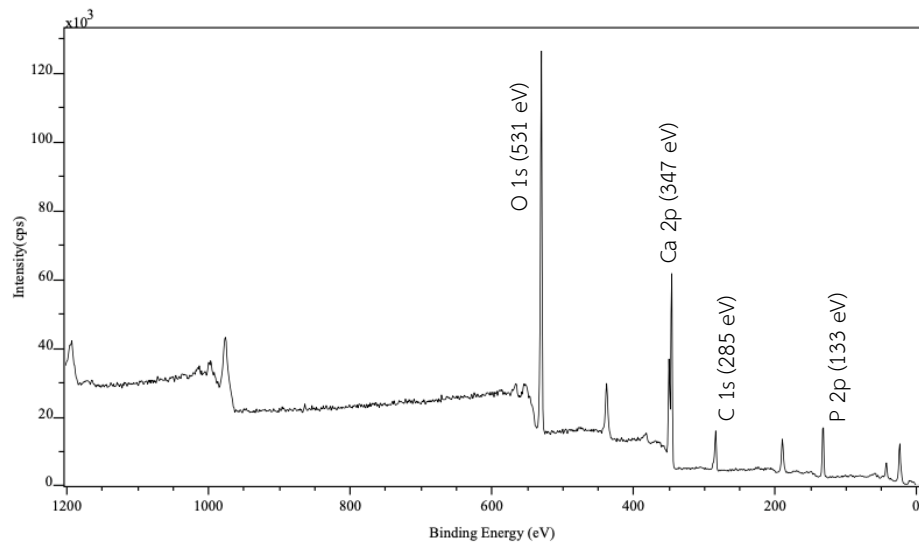
ออกไซด์ที่มีอยู่ก่อน ซึ่งเป็นบริเวณที่ช่วยทำให้เกิดการเกิดผลึกใหม่ได้ง่ายกว่า ผลึกที่เกิดขึ้นนั้นมีการกระจายตัวอยู่บนพื้นผิวของชิ้นงานค่อนข้างน้อย แต่ในชิ้นงานที่ผ่านการแช่สารจำลองของเหลวในร่างกาย 2 สัปดาห์และ 4 สัปดาห์ พบว่ามีการกระจายตัวของผลึกเพิ่มมากขึ้นและบริเวณที่เกิดนั้นมีความหนาของการเกิดผลึกเพิ่มมากขึ้น จากการตรวจสอบองค์ประกอบทางเคมีด้วยเทคนิค EDS พบว่าผลึกที่เกิดขึ้นมีธาตุไทเทเนียม 30.75 เปอร์เซ็นต์ ออกซิเจน 41.20 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งเป็นองค์ประกอบของไทเทเนียมไดออกไซด์ที่เป็นพื้นผิววัสดุ และมีธาตุแคลเซียม 3.79 เปอร์เซ็นต์ ฟอสฟอรัส 0.54 เปอร์เซ็นต์ โซเดียม 5.14 เปอร์เซ็นต์ และคลอไรด์ 5.42 เปอร์เซ็นต์แสดงดังรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 องค์ประกอบทางเคมีจากเทคนิค EDS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ที่ผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์

จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์หาองค์ประกอบทางเคมีบริเวณพื้นผิวของวัสดุด้วยเทคนิคสเปกโตรสโกปีโฟโตอิเล็กตรอนด้วยรังสีเอ็กซ์ (X-ray Photoelectron Spectroscopy, XPS) เปรียบเทียบระหว่างสารมาตรฐานไฮดรอกซีอะพาไทต์และชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ผ่านการแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์ แสดงดังรูปที่ 4.25 และรูปที่ 4.26 พบว่าในสารมาตรฐานไฮดรอกซีอะพาไทต์แสดงสเปกตรัมของ O(1s) Ca(2p) C(1s) และ P(2p) โดยเกิดที่ตำแหน่งพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอน (Binding energy) ที่ 531 347 285 และ 133 อิเล็กตรอนโวลต์ตามลำดับ ส่วนในชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์แสดงสเปกตรัมของ Na(1s) O(1s) Ti(2p) Ca(2p) C(1s) Cl(2p)

และ P(2p) โดยเกิดที่ตำแหน่งพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนที่ 1071 529 458 347 285 198 และ 132 อิเล็กตรอนโวลต์ตามลำดับ ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าในชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกนั้น มีการพบธาตุแคลเซียมและฟอสฟอรัสเช่นเดียวกับการทดสอบทางองค์ประกอบทางเคมีในเทคนิค EDS แสดงว่าในชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกนั้นสามารถเกิดการกระตุ้นทางชีวภาพโดยเกิดผลึก

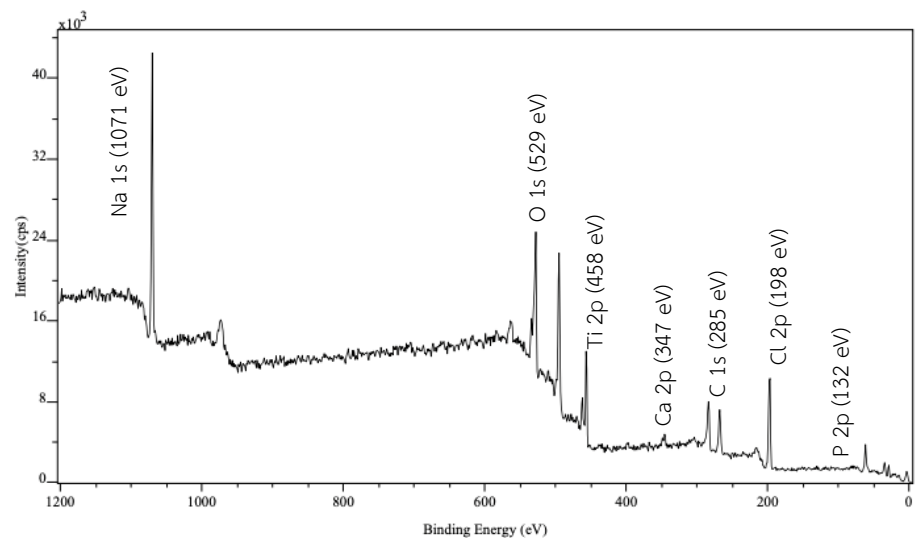


ของสารประกอบแคลเซียมบนพื้นผิวได้

รูปที่ 4.25 สเปกตรัมจากเทคนิค XPS ของสารมาตรฐานไฮดรอกซีอะพาไทต์

รูปที่ 4.26 สเปกตรัมจากเทคนิค XPS ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY



ตารางที่ 4.6 องค์ประกอบทางเคมีของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์

พีค	ตำแหน่งพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอน (eV)	ความเข้มข้นเชิงมวล (Mass Conc %)
O 1s	531.00	40.41
Ca 2p	347.00	29.52
C 1s	285.00	11.00
P 2p	133.00	19.07

ตารางที่ 4.7 องค์ประกอบทางเคมีของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์

พีค	ตำแหน่งพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอน (eV)	ความเข้มข้นเชิงมวล (Mass Conc %)
Na 1s	1071.00	16.62
O 1s	529.00	24.58
Ti 2p	458.00	15.09
Ca 2p	347.00	1.83
C 1s	285.00	15.46
Cl 2p	198.00	24.33
P 2p	132.00	2.09

#### 4.7 การทดสอบความเป็นพิษต่อร่างกาย

หลังจากนำวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดแช่ลงในสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส จากนั้นทำการวิเคราะห์หาปริมาณธาตุโลหะหนักด้วยเครื่อง ICP-OES เมื่อทำการเปรียบเทียบค่าความเข้มข้นระหว่างสารละลายมาตรฐานและสารละลายตัวอย่าง พบว่ามีค่าเท่ากัน แสดงว่าไม่มีธาตุโลหะหนักของตะกั่วและแคดเมียมเกิดขึ้นในสารจำลองของเหลวในร่างกาย แสดงดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 ค่าความเข้มข้นของธาตุโลหะหนักที่เกิดขึ้นในสารจำลองของเหลวในร่างกาย

Sample	Analyte	Calibration concentration units ( $\mu\text{g/L}$ )	Sample concentration units ( $\mu\text{g/L}$ )	Result
SBF control	Pb	$-1.615 \pm 1.016$	$-1.615 \pm 1.016$	ND
	Cd	$2.882 \pm 0.466$	$2.882 \pm 0.466$	ND
Degussa P25	Pb	$-2.702 \pm 1.144$	$-2.702 \pm 1.144$	ND
	Cd	$0.391 \pm 0.150$	$0.391 \pm 0.150$	ND
R818	Pb	$-1.455 \pm 2.554$	$-1.455 \pm 2.554$	ND
	Cd	$0.385 \pm 0.094$	$0.385 \pm 0.094$	ND

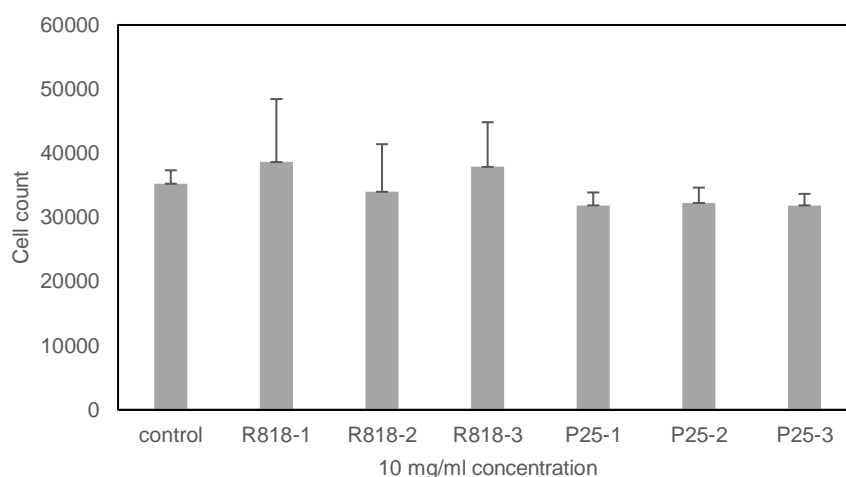
นอกจากนี้ยังได้นำสารจำลองของเหลวในร่างกายที่ผ่านการแช่ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดเป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์ เพื่อพิจารณาค่าการละลายของกรดที่อาจเกิดขึ้นจากการละลายของชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูก พบว่าเมื่อเปรียบเทียบกับสารจำลองในร่างกายที่ไม่ผ่านการแช่ ไม่มีการเกิดการเปลี่ยนแปลงของค่า pH เกิดขึ้น ดังแสดงในตารางที่ 4.9

### จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.9 ค่า pH ที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อทำการแช่ชิ้นงานวัสดุทดแทนกระดูกเป็นเวลา 4 สัปดาห์

Sample	pH
SBF Control	$7.656 \pm 0.021$
Degussa P25	$7.655 \pm 0.012$
R818	$7.632 \pm 0.022$

ในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ของวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 โดยการเพาะเลี้ยงเซลล์สร้างเส้นใย พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกทั้งสองชนิดนั้นไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์และจากการเปรียบเทียบปริมาณการเกิดของเซลล์ระหว่างวัสดุทดแทนกระดูกทั้งสองชนิด พบว่าวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีปริมาณการเกิดของเซลล์สูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 แสดงดังรูปที่... ซึ่งเป็นไปตามผลการทดลองข้างต้นที่วัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีค่าอัตราส่วนระหว่างพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 จึงส่งผลให้มีพื้นที่ผิวให้เซลล์สามารถยึดเกาะได้มากกว่า



รูปที่ 4.27 ปริมาณของเซลล์บนวัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 และ Degussa P25

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาคาร์บอนขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์โดยกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำและศึกษาปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการขึ้นรูปของวัสดุทดแทนกระดูก เพื่อให้ได้วัสดุทดแทนกระดูกที่มีรูพรุนต่อเนื่องและมีความแข็งแรงที่เหมาะสมต่อการใช้งาน ในการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างฟองน้ำไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 และ R818 ในกระบวนการขึ้นรูปขึ้นงานและสมบัติทางกายภาพหลังเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน ระหว่าง 1350 ถึง 1500 องศาเซลเซียส ซึ่งสามารถสรุปผลการทดลองได้ดังนี้

1. ฟองน้ำพอลิยูรีเทน-เอสเทอร์คือฟองน้ำที่สามารถนำมาใช้ในการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกจากกระบวนการจำลองโครงสร้างจากฟองน้ำได้และสามารถคงรูปร่างของชิ้นงานเมื่อผ่านกระบวนการเผา แต่ฟองน้ำที่หาได้ทั่วไปตามท้องตลาดเป็นฟองน้ำชนิดพอลิยูรีเทน-อีเทอร์ ไม่สามารถนำมาใช้ในการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูก เนื่องจากมีความไวต่อการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันในระหว่างกระบวนการเผา ทำให้ไม่สามารถคงรูปของชิ้นงานตามโครงสร้างของฟองน้ำเอาไว้ได้
2. ลักษณะภายนอกของวัสดุทดแทนกระดูกของไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดหลังเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน สามารถคงรูปร่างได้เหมือนโครงสร้างจากฟองน้ำในทุกอุณหภูมิการเผา ชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 สามารถคงรูปร่างได้ตามรูปทรงของโครงสร้างฟองน้ำ แต่ชิ้นงานที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 เกิดการหดตัวของชิ้นงานในแนวแกนตั้งและเกิดการแผ่ตัวบริเวณฐานของชิ้นงาน
3. โครงสร้างจุลภาคของวัสดุทดแทนกระดูกทั้งสองชนิดจากการเผาที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน พบว่าวัสดุทดแทนกระดูก R818 มีกึ่งก้านของชิ้นงานที่มีลักษณะกลมมน มีการกระจายตัวและความสม่ำเสมอของเกรนมากกว่า ทำให้ทนต่อแรงที่มากกระทำได้สูงกว่า

4. อุณหภูมิในการเผาที่ส่งผลให้มีขนาดเกรนและความทนต่อแรงที่มากกระทำได้เหมาะสมคือ 1450 องศาเซลเซียส แต่อย่างไรก็ตามค่าความทนต่อแรงกระทำของชิ้นงานที่ผ่านการเผา 1350 องศาเซลเซียสก็ใกล้เคียงกับชิ้นงานที่ผ่านการเผา 1450 องศาเซลเซียส ประกอบกับชิ้นงานที่ผ่านการเผาโลโคร่งร่างที่ 1350 องศาเซลเซียส แสดงความต่อเนื่องของรูพรุน และปริมาณรูพรุนที่เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุทดแทนกระดูก ดังนั้นจึงเลือกภาวะการเผาโลโคร่งร่างที่ 1350 องศาเซลเซียส เป็นภาวะในการเตรียมชิ้นงานเพื่อศึกษาต่อไป
5. วัสดุทดแทนกระดูกไทเทเนียมไดออกไซด์ที่เตรียมขึ้นได้มีปริมาณของรูพรุนสูงมากกว่า 80 เปอร์เซ็นต์และมีความต่อเนื่องของรูพรุนสูงเช่นเดียวกัน อีกทั้งผลการวิเคราะห์ทางกายภาพมีความใกล้เคียงกับกระดูกเนื้อโพร่งของมนุษย์ ยกเว้นความหนาแน่นของความต่อเนื่องของรูพรุนที่มีปริมาณสูง จนทำให้ความแข็งแรงของวัสดุทดแทนกระดูกต่ำกว่าค่ากระดูกจริงและวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ R818 มีอัตราพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูงกว่าวัสดุทดแทนกระดูกที่เตรียมจากไทเทเนียมไดออกไซด์ Degussa P25 ส่งผลให้มีพื้นที่ในการให้เซลล์สามารถยึดเกาะสูงกว่า
6. วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิด สามารถเกิดการกระตุ้นทางชีวภาพได้ จากการแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์และพบการเกิดผลึกของสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตเกิดขึ้น
7. วัสดุทดแทนกระดูกจากไทเทเนียมไดออกไซด์ทั้งสองชนิดไม่มีความเป็นพิษต่อร่างกาย เนื่องจากไม่พบการเกิดขึ้นของธาตุโลหะหนักและไม่มีการเปลี่ยนแปลงของค่า pH จากการวิเคราะห์สารจำลองของเหลวในร่างกายที่ผ่านการแช่ชิ้นงานเป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

1. ในการเตรียมน้ำสลิบไทเทเนียมไดออกไซด์ อาจทดลองปรับเปลี่ยนอัตราส่วนระหว่างผงไทเทเนียมไดออกไซด์และสารละลายแคลเซียมคลอไรด์ โดยน้ำหนัก เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของชิ้นงาน



2. ในกระบวนการเผาสามารถทดลองลดอุณหภูมิการเผาได้ถึง 1100 องศาเซลเซียสและทำการทดลองการเผาแบบ Two-step sintering ซึ่งใช้อุณหภูมิในการเผาครั้งแรกที่อุณหภูมิสูงจากนั้นทำการลดอุณหภูมิและทำการยีนไฟ (Soaking) ที่อุณหภูมิต่ำ เพื่อให้ชิ้นงานที่ได้มีเกรนขนาดเล็กแต่มีความหนาแน่นสูง
3. ศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อผลความเข้มของพีคการวิเคราะห์เฟสองค์ประกอบด้วยเทคนิค XRD ของตัวอย่างหลังผ่านการเผาไล่โครงสร้างออกไปที่อุณหภูมิสูง เนื่องจากความเข้มของพีคที่ปรากฏไม่ตรงตาม JCPDS มาตรฐานของ Rutile
4. จากผลการวิเคราะห์ชิ้นงานหลังเผาของวัสดุทดแทนกระดูก R818 ด้วยเทคนิค XPS พบว่าภายในชิ้นงานมีธาตุแคลเซียมเกิดขึ้นแสดงดังตารางที่... ซึ่งเกิดจากการเติมสารละลายแคลเซียมคลอไรด์ที่ทำหน้าที่เสมือนเป็นตัวช่วยในการหลอม (flux) จึงคาดว่าในการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกนี้สามารถเตรียมขึ้นได้ที่อุณหภูมิที่ลดลง จึงควรทำการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการเติมสารที่ทำหน้าที่เป็นตัวช่วยในการหลอม

ตารางที่ 5.1 ผลการวิเคราะห์ชิ้นงานหลังเผาของวัสดุทดแทนกระดูก R818 ด้วยเทคนิค XPS

Peak	Position BE (eV)	Atomic Conc %	Mass Conc %
O 1s	530.00	55.09	40.38
Ti 2p	458.00	20.67	45.34
Ca 2p	348.00	0.73	1.35
C 1s	285.00	23.51	12.93

## บรรณานุกรม

1. Amin, A. and E. Ewais, *Bioceramic Scaffolds*, in *Scaffolds in Tissue Engineering – Materials. Technologies and Clinical Applications*. 2017. p. 49-73.
2. Dorozhkin, S.V., *Bioceramics of calcium orthophosphates*. *Biomaterials*, 2010. **31**(7): p. 1465-85.
3. Rao, R.R., *Current Trends in Processing and Shaping of Bioceramics*, in *Current Trends on Glass and Ceramic Materials*, J.D.S. Sooraj H. Nandyala, Editor. 2013, Bentham Science Publishers. p. 3-48.
4. Tiainen, H., D. Wiedmer, and H. Haugen, *Processing of highly porous TiO<sub>2</sub> bone scaffolds with improved compressive strength*. *Journal of the European Ceramic Society*, 2013. **33**: p. 15–24.
5. Fostad, G., et al., *Loadable TiO<sub>2</sub> scaffolds—A correlation study between processing parameters, micro CT analysis and mechanical strength*. *Journal of the European Ceramic Society*, 2009. **29**(13): p. 2773-2781.
6. Haugen, H., et al., *Ceramic TiO<sub>2</sub>-foams: Characterisation of a potential scaffold*. *Journal of the European Ceramic Society*, 2004. **24**: p. 661-668.
7. Eckel, Z.C., et al., *Additive manufacturing of polymer-derived ceramics*. *Science*, 2016. **351**(6268): p. 58-62.
8. Sopyan, I. and J. Kaur, *Preparation and characterization of porous hydroxyapatite through polymeric sponge method*. *Ceramics International*, 2009. **35**: p. 3161-3168.
9. Fey, T., et al., *Reticulated Replica Ceramic Foams: Processing, Functionalization, and Characterization*. *Advanced Engineering Materials*, 2017. **19**(10): p. 1700369.
10. Efstathiou, K. *Synthesis and characterization of a Polyurethane Prepolymer for the development of a novel Acrylate-based polymer foam*. 2008.
11. Fink, J.K., *Reactive Polymers Fundamentals and Applications: A Concise Guide to Industrial Polymers: Second Edition*. *Reactive Polymers Fundamentals and*

- Applications: A Concise Guide to Industrial Polymers: Second Edition, 2013: p. 1-535.
12. Factory, T.F. *Ether and Ester-Based Polyurethane Foam: Characteristics, Differences and Uses*. 2011 [cited 2020 4 November]; Available from: <https://www.thefoamfactory.com/blog/index.php/ether-and-ester-based-polyurethane-foam-characteristics-differences-and-uses>.
  13. Nouri, A., P. Hodgson, and C. Wen. *Biomimetic Porous Titanium Scaffolds for Orthopedic and Dental Applications*. 2010.
  14. Carter, D.R. and W.C. Hayes, *Bone compressive strength: the influence of density and strain rate*. Science, 1976. **194**(4270): p. 1174-6.
  15. Dapporto, M., A. Tampieri, and S. Sprio, *Composite Calcium Phosphate/Titania Scaffolds in Bone Tissue Engineering*. 2017.
  16. Qiu, S. and S. Kalita, *Synthesis, processing and characterization of nanocrystalline titanium dioxide*. Materials Science and Engineering A-structural Materials Properties Microstructure and Processing, 2006: p. 327-332.
  17. Hanaor, D. and C. Sorrell, *Review of the Anatase to Rutile Phase Transformation*. Journal of Materials Science, 2011. **46**: p. 855-874.
  18. Verket, A., et al., *Enhanced Osteoblast Differentiation on Scaffolds Coated with TiO<sub>2</sub> Compared to SiO<sub>2</sub> and CaP Coatings*. Biointerphases, 2012. **7**(1): p. 36.
  19. Tiainen, H., et al., *Ultra-porous titanium oxide scaffold with high compressive strength*. Journal of materials science. Materials in medicine, 2010. **21**: p. 2783-92.
  20. Suttiponparnit, K., et al., *Role of Surface Area, Primary Particle Size, and Crystal Phase on Titanium Dioxide Nanoparticle Dispersion Properties*. Nanoscale Res Lett, 2010. **6**(1): p. 27.
  21. พันธุ์สุขุมธนา, ล., ความหนักกับการควบคุมคุณภาพงานหล่อน้ำสลิปทางเซรามิก. วารสารกรมวิทยาศาสตร์บริการ, 2541. **46**(146): p. 5-8.
  22. Klemm, A. and H. Tiainen, *Coagulated concentrated anatase slurry leads to improved strength of ceramic TiO<sub>2</sub> bone scaffolds*. Ceramics International, 2018. **44**(6): p. 6265-6271.

23. Narkevica, I., et al., *Preparation and Characterization of Porous Titania Ceramic Scaffolds*. Material Science and Applied Chemistry, 2015. **31**.
24. Pellizzi, E., et al., *Degradation of polyurethane ester foam artifacts: Chemical properties, mechanical properties and comparison between accelerated and natural degradation*. Polymer Degradation and Stability, 2014. **107**: p. 255-261.
25. Shufen, L., et al., *Studies on the Thermal Behavior of Polyurethanes*. Polymer-plastics Technology and Engineering - POLYM-PLAST TECHNOL ENG, 2006. **45**: p. 95-108.
26. Xu, J., et al., *The Reactivity of Anatase TiO<sub>2</sub> (211) Surface and the Bond-Charge Counting Model*. 2017.
27. Kinney, J.H. and A.J.C. Ladd, *The Relationship Between Three-Dimensional Connectivity and the Elastic Properties of Trabecular Bone*. Journal of Bone and Mineral Research, 1998. **13**(5): p. 839-845.
28. Renders, G.A.P., et al., *Porosity of human mandibular condylar bone*. Journal of anatomy, 2007. **210**(3): p. 239-248.
29. Kokubo, T. and H. Takadama, *How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?* Biomaterials, 2006. **27**(15): p. 2907-15.

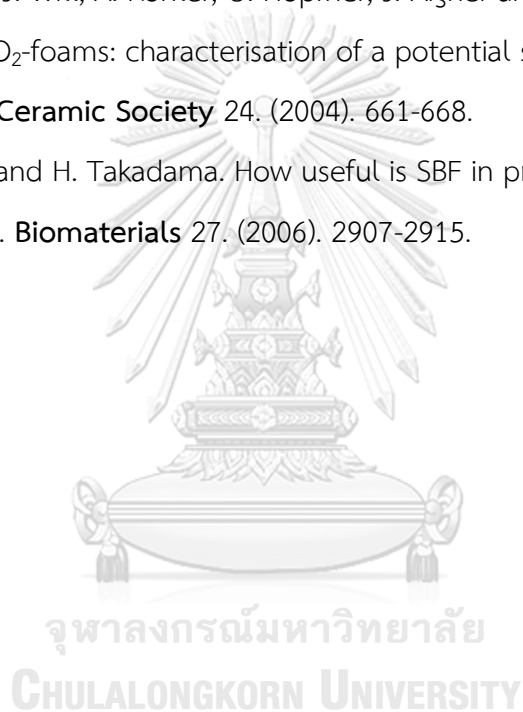
## บรรณานุกรมรูปภาพ

1. A. Amin and E. Ewais. Bioceramic Scaffolds. **Scaffolds in Tissue Engineering – Materials, Technologies and Clinical Applications**. (2017). 49-73.
2. The Free Beginner’s Guide – 3D Printing Industry, viewed 4 Nov 2020, <<https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide>>.
3. C. Hurt, M. Brandt, S.S. Priya, T. Bhatelia, J. Patel, PR. Selvekannan and S. Bhargava. Combining additive manufacturing and catalysis: a review. **Catalysis Science and Technology** 16. (2017).
4. 10-60 PPI Open Cell Polyurethane Filter Sponge Reticulated Foam. viewed 4 Nov 2020. <[https://dgdihui.en.alibaba.com/product/60744719606-209669631/10\\_60\\_PPI\\_Open\\_Cell\\_Polyurethane\\_Filter\\_Sponge\\_Reticulated\\_Foam.html](https://dgdihui.en.alibaba.com/product/60744719606-209669631/10_60_PPI_Open_Cell_Polyurethane_Filter_Sponge_Reticulated_Foam.html)>
5. K. Efstathiou. **Synthesis and characterization of a Polyurethane Prepolymer for the development of a novel Acrylate-based polymer foam**. (2008).
6. The inside of a bone. (2012). viewed 4 Nov 2020. <[https://www.reddit.com/r/mildyinteresting/comments/aibkr3/the\\_inside\\_of\\_a\\_bone](https://www.reddit.com/r/mildyinteresting/comments/aibkr3/the_inside_of_a_bone)>
7. Structure of Bone Tissue. Viewed 4 Nov 2020. <<https://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/tissue.html>>
8. M.A.K. Liebschner and M. A. Wettergreen. Optimization of Bone Scaffold Engineering for Load Bearing Applications. **Topics in Tissue Engineering**. (2003).
9. A. L. Stepanov, X. Xiao and F. Ren. Implantation of titanium dioxide with transition metal ions. **Titanium Dioxide: Applications, Synthesis and Toxicity**. (2013). 59-83.

10. G. Fostad, B. Hafell, A. Forde, R. Dittman, R. Sabetrasekh, J. Will, J. Ellingsen, S. Lyngstadaas and H. Hugen. Loadable TiO<sub>2</sub> scaffolds-A correlation study between processing parameters, micro CT analysis and mechanical strength. **Journal of the European Ceramic Society** 29. (2009). 2773-2781.
11. A. Klemm and H. Tiainen. Coagulated concentrated anatase slurry leads to improved strength of ceramic TiO<sub>2</sub> bone scaffolds. **Ceramics International** 44. (2018). 6265-6271.
12. I. Narkevica, L. Stradina, V. Yakushin and J. Ozolins. Preparation and Characterization of Porous Titania Ceramic Scaffolds. **Material Science and Applied Chemistr.** (2015).
13. H. Tiainen, D. Wiedmer and H. Haugen. Processing of highly porous TiO<sub>2</sub> bone scaffolds with improved compressive strength. **Journal of the European Ceramic Society** 33. (2013). 15-24.
14. G. A. P. Renders, L. Mulder, L. J. van Ruijven and T. M. G. J. van Eiden. Porosity of human mandibular condylar bone. **Journal of Anatomy** 210. (2007). 239-248.
15. Kinney J.H., Ladd A.j.C. The Relationship Between Three-Dimensional Connectivity and the Elastic Properties of Trabecular bone. **Journal of Bone and Mineral Research** 13. (1998). 839-845.

### บรรณานุกรมตาราง

1. Polyester vs. Polyether?. viewed 4 Nov 2020.  
<<http://knowledgecenter.mearthane.com/polyestervspolyether>>.
2. Polyester vs. Polyether: What's the Difference?. viewed 4 Nov 2020.  
<<https://psiurethanes.com/polyester-vs-polyether-whats-the-difference/>>.
3. L. Chow. Next generation calcium phosphate-based biomaterials. **Dental materials journal**. (2009). 1-10.
4. H. Haugen, J. Will, A. Kohler, U. Hopfner, J. Aigner and E. Wintermantel. Ceramic TiO<sub>2</sub>-foams: characterisation of a potential scaffold. **Journal of the European Ceramic Society** 24. (2004). 661-668.
5. T. Kokubo and H. Takadama. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?. **Biomaterials** 27. (2006). 2907-2915.







Pattern : 00-021-1272		Radiation = 1.540600		Quality : High		
TiO <sub>2</sub>		<b>2th</b>	<b>i</b>	<b>h</b>	<b>k</b>	<b>l</b>
Titanium Oxide Anatase, syn		25.281	100	1	0	1
		36.947	10	1	0	3
		37.801	20	0	0	4
		38.576	10	1	1	2
		48.050	35	2	0	0
		53.891	20	1	0	5
		55.062	20	2	1	1
		62.121	4	2	1	3
		62.690	14	2	0	4
		68.762	6	1	1	6
		70.311	6	2	2	0
		74.031	2	1	0	7
		75.032	10	2	1	5
		76.020	4	3	0	1
		80.727	2	0	0	8
		82.139	2	3	0	3
		82.662	6	2	2	4
		83.149	4	3	1	2
		93.221	2	2	1	7
		94.182	4	3	0	5
		95.143	4	3	2	1
		98.319	2	1	0	9
		99.804	2	2	0	8
		101.221	2	3	2	3
		107.448	4	3	1	6
		108.963	4	4	0	0
		112.841	2	3	0	7
		113.861	2	3	2	5
		114.909	2	4	1	1
		118.439	4	2	1	9
		120.104	2	2	2	8
		121.725	2	4	1	3
		122.336	2	4	0	4
		131.036	2	4	2	0
		135.998	2	3	2	7
		137.391	4	4	1	5
		143.888	2	3	0	9
		150.039	4	4	2	4
		152.634	2	0	0	12
<b>Lattice</b> : Body-centered tetragonal		<b>Mol. weight</b> = 79.90				
<b>S.G.</b> : I41/amd (141)		<b>Volume [CD]</b> = 136.31				
<b>a</b> = 3.78520		<b>Dx</b> = 3.893				
<b>c</b> = 9.51390	<b>Z</b> = 4	<b>l/cor</b> = 3.30				
<p><b>Color</b>: Colorless</p> <p><b>Sample source or locality</b>: Sample obtained from National Lead Co., South Amboy, New Jersey, USA.</p> <p><b>General comments</b>: Anatase and another polymorph, brookite (orthorhombic), are converted to rutile (tetragonal) by heating above 700 C.</p> <p><b>General comments</b>: Pattern reviewed by Holzer, J., McCarthy, G., North Dakota State Univ, Fargo, North Dakota, USA, <i>ICDD Grant-in-Aid</i> (1990). Agrees well with experimental and calculated patterns.</p> <p><b>Additional pattern</b>: Validated by calculated pattern.</p> <p><b>Temperature of data collection</b>: Pattern taken at 25 C.</p> <p><b>Additional pattern</b>: See ICSD 9852 (PDF 71-1166).</p> <p><b>Data collection flag</b>: Ambient.</p>						
Natl. Bur. Stand. (U.S.) Monogr. 25, volume 7, page 82 (1969)						
<b>Radiation</b> :		<b>Filter</b> : Not specified				
<b>SS/FOM</b> : F30= 74(0.0116,35)		<b>d-sp</b> : Not given				

Pattern : 00-021-1276		Radiation = 1.540600		Quality : High		
TiO <sub>2</sub>		<b>2th</b>	<b>i</b>	<b>h</b>	<b>k</b>	<b>l</b>
Titanium Oxide Rutile, syn <b>Also called:</b> titania		27.447	100	1	1	0
		36.086	50	1	0	1
		39.188	8	2	0	0
		41.226	25	1	1	1
		44.052	10	2	1	0
		54.323	60	2	1	1
		56.642	20	2	2	0
		62.742	10	0	0	2
		64.040	10	3	1	0
		65.480	2	2	2	1
		69.010	20	3	0	1
		69.790	12	1	1	2
		72.410	2	3	1	1
		74.411	1	3	2	0
		76.510	4	2	0	2
		79.822	2	2	1	2
		82.335	6	3	2	1
		84.260	4	4	0	0
		87.464	2	4	1	0
		89.557	8	2	2	2
		90.708	4	3	3	0
		95.275	6	4	1	1
		96.017	6	3	1	2
		97.177	4	4	2	0
		98.514	1	3	3	1
		105.099	2	4	2	1
		106.019	2	1	0	3
		109.406	2	1	1	3
		116.227	4	4	0	2
		117.527	4	5	1	0
		120.059	8	2	1	3
		122.788	8	4	3	1
		123.660	8	3	3	2
		131.847	6	4	2	2
		136.549	8	3	0	3
		140.052	12	5	2	1
		143.116	2	4	4	0
		155.870	2	5	3	0
<b>Lattice :</b> Tetragonal		<b>Mol. weight =</b> 79.90				
<b>S.G. :</b> P42/mmm (136)		<b>Volume [CD] =</b> 62.43				
<b>a =</b> 4.59330	<b>Z =</b> 2	<b>Dx =</b> 4.250				
<b>c =</b> 2.95920		<b>Dm =</b> 4.230				
		<b>l/lcor =</b> 3.40				
<p><b>General comments:</b> No impurity over 0.001%.</p> <p><b>Sample source or locality:</b> Sample obtained from National Lead Co., South Amboy, New Jersey, USA.</p> <p><b>General comments:</b> Two other polymorphs, anatase (tetragonal) and brookite (orthorhombic), converted to rutile on heating above 700 C.</p> <p><b>Optical data:</b> A=2.9467, B=2.6505, Sign=+</p> <p><b>General comments:</b> Optical data on specimen from <i>Dana's System of Mineralogy, 7th Ed., I 555.</i></p> <p><b>Reflectance:</b> Opaque mineral optical data on specimen from Sweden: R<sub>3R</sub>%=20.3, Disp.=Std.</p> <p><b>Vickers hardness number:</b> VHN<sub>100</sub>=1132-1187.</p> <p><b>General comments:</b> Pattern reviewed by Syvinski, W., McCarthy, G., North Dakota State Univ, Fargo, North Dakota, USA, <i>ICDD Grant-in-Aid</i> (1990). Agrees well with experimental and calculated patterns.</p> <p><b>General comments:</b> Additional weak reflections [indicated by brackets] were observed.</p> <p><b>Additional pattern:</b> Validated by calculated pattern.</p> <p><b>General comments:</b> Naturally occurring material may be reddish brown.</p> <p><b>Color:</b> White</p> <p><b>Temperature of data collection:</b> Pattern taken at 25 C.</p> <p><b>Data collection flag:</b> Ambient.</p>						
Natl. Bur. Stand. (U.S.) Monogr. 25, volume 7, page 83 (1969)						
<b>Radiation :</b> CuKα1		<b>Filter :</b> Monochromator crystal				
<b>Lambda :</b> 1.54056		<b>d-sp :</b> Not given				
<b>SS/FOM :</b> F30=107(0.0088,32)		<b>Internal standard :</b> W				

Pattern : 01-082-1943		Radiation = 1.540600					Quality : Calculated				
Ca <sub>8.86</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>6</sub> (H <sub>2</sub> O) <sub>2</sub>		<b>2th</b>	<b>i</b>	<b>h</b>	<b>k</b>	<b>l</b>	<b>2th</b>	<b>i</b>	<b>h</b>	<b>k</b>	<b>l</b>
Calcium Phosphate Hydrate Hydroxylapatite, syn		10.790	620	1	0	0	82.321	5	7	0	0
		16.814	38	1	0	1	82.748	8	4	4	1
		18.745	9	1	1	0	83.098	24	4	3	3
		21.678	19	2	0	0	84.043	33	2	4	4
		22.797	162	1	1	1	84.408	11	0	0	6
		25.284	47	2	0	1	84.818	2	4	0	5
		25.879	250	0	0	2	85.135	10	5	2	3
		28.111	23	1	0	2	85.425	8	6	2	0
		28.809	178	2	1	0	*85.425	8	1	0	6
		31.662	999	2	1	1	86.817	2	2	6	1
		32.148	672	1	1	2	87.091	16	5	1	4
		32.768	701	3	0	0	87.455	22	1	1	6
		34.005	246	2	0	2	87.864	15	2	3	5
		35.333	19	3	0	1	88.089	36	3	5	2
		38.017	4	2	2	0	89.193	1	6	1	3
		39.109	98	1	2	2	89.890	1	4	1	5
		39.633	207	1	3	0					
		40.292	35	2	2	1					
		40.828	5	1	0	3					
		41.834	59	1	3	1					
		42.219	60	3	0	2					
		43.837	30	1	1	3					
		45.281	25	2	0	3					
		46.209	14	4	0	1					
		46.564	328	2	2	2					
		47.944	85	1	3	2					
		48.390	44	2	3	0					
		49.414	226	2	1	3					
		50.284	115	3	2	1					
		51.046	122	4	1	0					
		51.916	68	4	0	2					
		52.031	45	3	0	3					
		52.870	16	1	4	1					
		53.211	129	0	0	4					
		54.466	23	1	0	4					
		55.683	52	3	2	2					
		55.793	29	2	2	3					
		56.084	3	5	0	0					
		57.009	39	3	1	3					
		57.798	13	5	0	1					
		58.101	24	4	1	2					
		58.492	12	3	3	0					
		59.673	34	2	4	0					
		60.162	32	3	3	1					
		61.324	25	2	4	1					
		61.634	56	1	2	4					
		62.762	74	5	0	2					
		63.135	16	5	1	0					
		63.913	56	3	0	4					
		63.997	41	3	2	3					
		64.734	55	5	1	1					
		65.018	22	3	3	2					
		66.131	27	4	2	2					
		66.230	19	1	4	3					
		67.251	1	2	2	4					
		68.345	9	3	1	4					
		68.686	4	6	0	0					
		69.174	1	1	0	5					
		69.414	17	5	1	2					
		69.769	6	4	3	0					
		70.220	1	6	0	1					
		70.589	1	5	0	3					
		71.293	25	4	3	1					
		*71.293	25	1	1	5					
		71.914	27	5	2	0					
		72.392	3	2	0	5					
		72.724	4	3	3	3					
		73.419	12	5	2	1					
		73.782	23	2	4	3					
		74.756	18	2	3	4					
		75.555	31	2	1	5					
		75.788	31	3	4	2					
		76.130	19	6	1	0					
		76.846	34	4	1	4					
		77.868	54	2	5	2					
		80.732	4	2	2	5					
		80.976	4	5	0	4					
		81.297	10	4	4	0					
		81.757	5	1	3	5					
		81.985	9	1	6	2					
<b>Lattice</b> : Hexagonal		<b>Mol. weight</b> = 960.97									
<b>S.G.</b> : P63/m (176)		<b>Volume [CD]</b> = 533.21									
<b>a</b> = 9.46000		<b>Dx</b> = 2.993									
<b>c</b> = 6.88000		<b>I/ cor</b> = 0.84									
<b>Z</b> = 1											
<p><b>ICSD collection code:</b> 078047  <b>Remarks from ICSD/CSD:</b> ATOM H 1 +1 4.00 Atoms not located in unit cell.  <b>Remarks from ICSD/CSD:</b> REM F Position of (O H) group was not refined..  <b>Test from ICSD:</b> Charge sum slightly deviates from zero.  <b>Temperature factor:</b> ITF  <b>Data collection flag:</b> Ambient.</p>											
<p>Jeanjean, J., Vincent, U., Fedoroff, M., J. Solid State Chem., volume 108, page 68 (1994)  Calculated from ICSD using POWD-12++ (1997)</p>											
<b>Radiation</b> : CuKα1		<b>Filter</b> : Not specified									
<b>Lambda</b> : 1.54060		<b>d-sp</b> : Calculated spacings									
<b>SS/FOM</b> : F30=1000(0.0000,31)											

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาว สุทธิณัฐา ญาณวรุตม์วงศ์
วัน เดือน ปี เกิด	21 มกราคม 2537
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี หลักสูตรวิทยาศาสตร์บัณฑิต ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พ.ศ. 2559 และเข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโทหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต หลักสูตรเทคโนโลยีเซรามิก ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสำเร็จการศึกษาในปีการศึกษา 2563
ที่อยู่ปัจจุบัน	41 หมู่ 3 ซอยวัดด่านสำโรง ตำบลสำโรงเหนือ อำเภอเมือง จังหวัดสมุทรปราการ 10270
ผลงานตีพิมพ์	นำเสนอผลงานทางวิชาการระดับนานาชาติแบบ Poster presentation เรื่อง "Effects of Sintering Temperature on Microstructure of Titanium Dioxide Scaffold" ในการประชุมทางวิชาการ the 2nd International Conference on Materials Research and Innovation (ICMARI) ระหว่างวันที่ 16-18 ธันวาคม พ.ศ. 2562 ณ โรงแรมเซ็นทาราแกรนด์ แอท เซ็นทรัลพลาซ่า กรุงเทพมหานคร และได้รับการตีพิมพ์ผลงานในรูปแบบ Journal ของ IOP Science