

การศึกษาวัสดุกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ขยะชีวภาพที่เป็นแหล่งของ
แคลเซียมออกไซด์ สำหรับการพัฒนาเฟสชีวภาพในลูกตาเทียมแบบพูน



นางสาวธัญญาพร วันเพ็ญ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมวัสดุ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2565

A STUDY OF POROUS GLASS-CERAMIC MATERIAL FROM BIOWASTE
EGGSHELLS AS A SOURCE OF CALCIUM OXIDE FOR BIOPHASE
DEVELOPMENT IN POROUS PROSTHETIC EYEBALLS



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Engineering in Materials Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2022

การศึกษาวัสดุกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ขยะชีวภาพที่เป็นแหล่งของ
แคลเซียมออกไซด์ สำหรับการพัฒนาเฟสชีวภาพในลูกตาเทียมแบบพูน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

๒๕ ๑๕

(ผศ. ดร.ณัฐพล เล่าห์รอดพันธุ์)

ประธานกรรมการ

ผศ.

(รศ. ดร.จิรัชญา อายะวรรณ)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ผศ. ดร.อนรรตน์ ภูวานคำ)

กรรมการ

ศิริวรรณ โชคดี

(ผศ. ดร.ศิริวรรณ โชคดี)

กรรมการ

(รศ. ดร.ฉัตรชัย โชติษฐียงกูร)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ

(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ัญญาพร วันเพ็ญ : การศึกษาวัสดุกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ขยะชีวภาพที่เป็นแหล่งของแคลเซียมออกไซด์ สำหรับการพัฒนาเฟสชีวภาพในลูกตาเทียมแบบพอรุน (A STUDY OF POROUS GLASS-CERAMIC MATERIAL FROM BIOWASTE EGGSHELLS AS A SOURCE OF CALCIUM OXIDE FOR BIOPHASE DEVELOPMENT IN POROUS PROSTHETIC EYEBALLS) อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.จิรัชญา อายะวรรณ, 97 หน้า.

คำสำคัญ: กลาสเซรามิกพอรุน/เปลือกไข่/ลูกตาเทียม

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาวัสดุกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ขยะชีวภาพที่เป็นแหล่งของแคลเซียมออกไซด์ (Calcium oxide; CaO) สำหรับพัฒนาเฟสชีวภาพในลูกตาเทียมแบบพอรุน โดยทำการปรับเปลี่ยนองค์ประกอบทางเคมีของแก้วแคลเซียมซิลิเกตและอุณหภูมิที่ใช้ในการขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรุน เพื่อให้ได้โครงสร้างและสมบัติที่เหมาะสมต่อการทดสอบสภาวะจำลองในการใช้งานในร่างกาย โดยพบว่ากลาสเซรามิกพอรุนที่มีองค์ประกอบของโซเดียมออกไซด์ (Sodium oxide; Na₂O) ร้อยละ 10 โดยโมล แคลเซียมออกไซด์ (Calcium oxide; CaO) ร้อยละ 30 โดยโมล และซิลิกอนไดออกไซด์ (Silicon dioxide; SiO₂) ร้อยละ 60 โดยโมล และหลอมขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรุนที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง เป็นสภาวะที่ดีที่สุด สำหรับพัฒนาต่อไปเป็นวัสดุกลาสเซรามิกพอรุนที่มีความพอรุนตัวประมาณร้อยละ 40 ซึ่งเพียงพอสำหรับให้เนื้อเยื่อยึดเกาะตามทฤษฎี การทดสอบเบื้องต้นในสารจำลองของเหลวร่างกายมนุษย์ เป็นระยะเวลา 1 เดือน พบว่ามีเฟสชีวภาพ ได้แก่ โวลลาสโทไนต์ (Wollastonite; CaSiO₃) เป็นเฟสหลักและพบดีวิไทรท์ (Devitrite; Na₂Ca₃Si₆O₁₆) เป็นเฟสรอง ซึ่งล้วนสามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายของมนุษย์และมีความเสถียรของน้ำหนักหลังทดสอบ แสดงให้เห็นถึงความทนทานต่อสารจำลองในร่างกาย (Simulated body fluid; SBF) จึงพัฒนาต่อมาด้วยการเปรียบเทียบคุณสมบัติกลาสเซรามิกพอรุนในองค์ประกอบข้างต้น โดยใช้วัตถุดิบที่ให้แคลเซียมออกไซด์ต่างกัน กล่าวคือ จากเปลือกไข่ดิบ เปลือกไข่เผาที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ และทดสอบต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน เพื่อติดตามการเปลี่ยนแปลงของเฟสชีวภาพ น้ำหนักของวัสดุ ความพอรุนตัวและโครงสร้างจุลภาค พบว่ากลาสเซรามิกพอรุนจากวัตถุดิบทั้ง 3 แหล่ง ให้เฟสชีวภาพโวลลาสโทไนต์และดีวิไทรท์ที่สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายของมนุษย์เหมือนกัน ความพอรุนตัวมีค่าเฉลี่ยร้อยละ 36 และมีรูพอรุนเปิด ขนาดใหญ่ประมาณ 200 – 1000 ไมโครเมตร ซึ่งเทียบเท่ากับลูกตาเทียมทางการค้า เม็ดพอร์ (Medpor) ที่ใช้งานในปัจจุบันน้ำหนักของชิ้นทดสอบมีการเพิ่มขึ้นไม่เกินร้อยละ 1 หลังจากทดสอบทางชีวภาพต่อเนื่องไปจน 8 เดือน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าสามารถเลือกใช้เปลือกไข่ดิบที่เป็นขยะชีวภาพจากครัวเรือน นำมาผลิตเป็นวัสดุชีวภาพกลาสเซรามิกพอรุน โดยไม่จำเป็นต้องผ่าน

กระบวนการที่ซับซ้อน มีความเป็นไปได้ในการพัฒนาต่อไป เพื่อเป็นต้นแบบของลูกตาเทียมแบบ
พรุนที่มีความแข็งแรงเพียงพอ และสามารถใช้งานต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 8 เดือนโดยไม่เป็นพิษต่อ
ร่างกายจึงเป็นอีกหนึ่งวัสดุทางเลือกใหม่สำหรับผู้ป่วยที่จำเป็นต้องมีการผ่าตัดดวงตาในอนาคต



สาขาวิชา วิศวกรรมวัสดุ _____

ปีการศึกษา 2565 _____

ลายมือชื่อนักศึกษา ชัชวาลร์ วันเพ็ญ

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา พ.

THANYAPON WANPEN : A STUDY OF POROUS GLASS-CERAMIC MATERIAL FROM BIOWASTE EGGSHELLS AS A SOURCE OF CALCIUM OXIDE FOR BIOPHASE DEVELOPMENT IN POROUS PROSTHETIC EYEBALLS. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF. DR. JIRATCHAYA AYAWANNA, 97 PP.

Keywords: POROUS GLASS-CERAMIC/EGGSHELL/ORBITAL IMPLANT

This research studied the porous glass-ceramic materials from biowaste eggshell which is the source of calcium oxide for developing bio-phase in porous orbital implants. The chemical compositions of calcium silicate glass and the fabrication temperature of porous glass-ceramic are adjusted to obtain an appropriate structure and properties for *in vitro* tests by simulated body fluid. Porous glass-ceramic composed of 10 mol% sodium oxide, 30 mol% calcium oxide, and 60 mol% silicon dioxides with sintering at 1000°C for 2 hours is an appropriate condition to further develop to be the porous glass ceramic with theoretical porosity of about 40% for fasten implant tissue. A preliminary test in simulated body fluid for 1 month reveals the presence of wollastonite (primary phase) and devitrite (secondary phase), which are both biocompatible phases and has weight stability after the test, indicating the resistance to simulated body fluid. Further development by comparing the properties of the above glass-ceramic composition prepared from different raw material sources of calcium oxides including raw eggshells, calcined eggshells at 1000°C for 2 hours, and commercial calcium carbonate is conducted continually for 3 months and 8 months. This is to monitor the bio-phase transformation, weight change, porosity, and microstructure. All porous glass-ceramic from 3 raw material sources provides the biocompatible wollastonite and devitrite phases. The porosity was 36% on average of the open macropore with 200–1000 microns in diameter, which is equivalent to the current commercial Medpor orbital implant. The weight of specimens increases by less than 1% after continuous *in vitro* tests for 8 months, indicating that the raw eggshell from household biowaste could be produced the porous glass-ceramic biomaterials without any complex process. There is a possibility to further develop to be a prototype of the porous orbital implant with strong enough to use continuously

for 8 months without body toxicity. This is a new alternative material for patients who need eye surgery in the future.



School of Materials Engineering
Academic Year 2022

Student's Signature ศิวดาพร วันเต๋อ
Advisor's Signature จ.ท.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้ดำเนินการสำเร็จลงด้วยดี เนื่องจากพระคุณของ บิดาและมารดา คือ คุณพ่อธีระชัย วันเพ็ญ คุณแม่วรรตต์ เดชทะศร ผู้วิจัยขอบคุณพระคุณท่านทั้งสองที่มอบชีวิตให้ ความรัก ความห่วงใย ทุนทรัพย์ในการศึกษาและให้การเลี้ยงดูที่ด้อย่างอบอุ่น ความสำเร็จนี้คือความภาคภูมิใจของท่านทั้งสอง

ขอบคุณพระคุณในการช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งด้านวิชาการและการดำเนินการวิจัยจากบุคคล และกลุ่มบุคคล อันได้แก่ รองศาสตราจารย์ ดร. จิรัชญา อายะวรรณมา ผู้มอบวิชาความรู้ คอยให้ความช่วยเหลือทางด้านทุนทรัพย์ ค่าปรึกษาทางด้านงานวิจัย การใช้ชีวิต และเป็นกำลังใจให้ผู้ทำวิจัยมา โดยตลอด ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ณัฐพล เล่าห์รอดพันธุ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อนูรัตน์ ภูวาน คำ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศิริวรรณ โชคคำ ผู้ให้ความช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหา และคอยให้คำปรึกษาในการดำเนินงานวิจัย รวมทั้งคอยชี้แนะแนวทางในการทำงานวิจัยที่ถูกต้อง คณาจารย์ ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเซรามิก สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้และคำปรึกษาเป็นอย่างดีตลอดระยะเวลาในการเข้าศึกษา และขอบคุณบุคลากรศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีทุกท่าน ที่อำนวยความสะดวกในการทำงานของข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ นายธนกร หอประเสริฐวงศ์ นายณัฐวัชร จูประเสริฐ ทุกท่าน พี่ น้อง และเพื่อน รวมถึงมิตรสหายที่คอยให้คำปรึกษา คอยให้กำลังใจและมิตรภาพที่ดีมาโดยตลอด ทำให้นี้ขอขอบพระคุณครูบาอาจารย์ทุกท่านตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาการความรู้ต่าง ๆ

ธัญญาพร วันเพ็ญ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ค
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ณ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	5
1.3 ขอบเขตงานวิจัย	5
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
2 ทฤษฎีความรู้พื้นฐาน ปรัชญาวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	6
2.1 ทฤษฎีความรู้พื้นฐาน.....	6
2.2.1 ส่วนประกอบภายในดวงตา	6
2.2.2 ลูกตาเทียม (Orbital Implants).....	7
2.2.3 คุณสมบัติของโครงสร้างร่างแห (Scaffold)	11
2.2 วัสดุชีวภาพ	11
2.3.1 กลาสเซรามิก	12
2.3.2 ระบบแก้วโซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Bioglass ceramic)	12
2.3.3 เปลือกไข่ (Eggshells).....	13
2.3 การเกิดเฟสชีวภาพ	15
2.3.1 แคลเซียมซิลิเกต (Calcium silicate; CaSiO ₃).....	15
2.3.2 โซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Sodium calcium silicate).....	16
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	18

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4.1	ศึกษาการทำลูกตาเทียมแบบพอรุนจากวัสดุเซรามิกและวัสดุพอลิเมอร์ เชิงพาณิชย์.....	18
2.4.2	ศึกษาการทำวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue engineering).....	21
2.4.3	ศึกษาการทำลูกตาเทียม (Orbital implant).....	24
2.4.4	การปลูกถ่ายกระดูกเทียม (Artificial bone graft) ด้วย CaSiO_3	25
2.4.5	การศึกษาความเป็นไปได้ในการทำลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอรุน จาก CaSiO_3	25
2.4.6	การสังเคราะห์ CaSiO_3 จากเปลือกไข่	26
2.4.7	การศึกษาเฟสดีวีไทรท์ (Devitrite)	30
2.4.8	การนำไปใช้งานด้านวัสดุชีวภาพ.....	31
2.4.9	สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluids; SBF).....	32
2.5	สรุปการทบทวนเอกสารงานวิจัย.....	33
3	วิธีการดำเนินงาน.....	34
3.1	สารเคมี อุปกรณ์และเครื่องมือวิเคราะห์.....	37
3.2	วิธีการทดลอง.....	38
3.2.1	การเตรียมเปลือกไข่.....	38
3.2.2	การเตรียมแก้วในระบบแคลเซียมซิลิเกต.....	38
3.2.3	การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรุนด้วยเทคนิค (Replica method)	39
3.2.4	การเตรียมสาร SBF (pH buffer 7.4)	40
3.2.5	การวิเคราะห์องค์ประกอบเฟสของแก้ว โครงสร้างจุลภาคและรูพอรุน	41
4	ผลการวิจัยและอภิปรายผล	42
4.1	ผลการวิจัยและอภิปรายผลในส่วนที่ 1 (Results and Discussion Part 1).....	42
4.1.1	การปรับปริมาณองค์ประกอบทางเคมีของแคลเซียมออกไซด์ ในการหลอมแก้ว	42

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.1.2	การเปรียบเทียบอุณหภูมิที่ใช้ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอร์น.....	44
4.1.3	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชัน (X-ray diffraction analysis)	45
4.1.4	โครงสร้างจุลภาค (Microstructure).....	48
4.1.5	การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก (Weight change).....	50
4.1.6	ความพรุนตัว (Porosity)	51
4.1.7	สรุปผลการวิจัยตอนที่ 1 (Conclusion Part 1)	52
4.2	ผลการวิจัยและอภิปรายผลในส่วนที่ 2 (Results and Discussion Part 2)	53
4.2.1	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชัน (XRD analysis).....	53
4.2.2	โครงสร้างจุลภาค (Microstructure).....	57
4.2.3	การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก (Weight change).....	63
4.2.4	ความพรุนตัว (Porosity)	64
4.2.5	สรุปผลการวิจัยตอนที่ 2 (Conclusion Part 2)	66
5	สรุปผลการศึกษางานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	67
5.1	สรุปผลการวิจัย	67
5.2	ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อไป	67
	เอกสารอ้างอิง	68
	ภาคผนวก.....	71
	ภาคผนวก ก การคำนวณสูตรแก้วจากร้อยละโดยโมล (mol%) เป็นน้ำหนัก (g).....	71
	ภาคผนวก ข ผลของการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ในกลาสเซรามิกพอร์น	73
	ภาคผนวก ค บทความงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา.....	75
	ประวัติผู้เขียน.....	82

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	ความแตกต่างของลูกตาเทียมทรงกลมตันและลูกตาเทียมทรงกลมพูน 9
2.2	ข้อดี-ข้อเสียของการผ่าตัดใส่ลูกตาเทียมโดยควักลูกตา (Enucleation) 10
2.3	ตัวอย่างสารและปริมาณสารประกอบที่พบในเปลือกไข่แต่ละชนิด 13
2.4	ธาตุองค์ประกอบของเปลือกไข่เทียบกับสารแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ 14
2.5	สมบัติทางกายภาพของโพลีลาสโตน 16
3.1	ลูกตาเทียมที่ใช้งานทางการค้าในปัจจุบัน 19
2.7	การเปรียบเทียบคุณสมบัติของโครงสร้างตาข่ายสามมิติแต่ละชนิดของวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก 22
2.8	คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ทางการแพทย์ 24
2.9	การเปรียบเทียบโครงสร้างจุลภาคของลูกตาเทียม 26
3.1	สารเคมีที่ใช้เป็นวัตถุดิบในการหลอมแก้ว 37
3.2	สารเคมีสำหรับเตรียมสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) 37
3.3	วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย 38
3.4	เครื่องมือวิเคราะห์ทดสอบ 38
3.5	องค์ประกอบทางเคมีของแก้วเพื่อใช้ในการเตรียมวัตถุดิบ 39
3.6	อุณหภูมิในการเผาผลาญเซรามิกพูน 40
3.7	สารตั้งต้นสำหรับเตรียม SBF (pH 7.40, ปริมาณ 1 ลิตร) 41
4.1	องค์ประกอบทางเคมีของแก้วเพื่อใช้ในการเตรียมวัตถุดิบ (ส่วนที่ 1) 42
4.2	การเตรียมแก้วและขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ในปริมาณต่าง ๆ 43
4.3	ผลวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงานของชิ้นงานที่ล้างทำความสะอาดกับชิ้นงานที่ไม่ล้างทำความสะอาดหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน 62

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	ตำแหน่งลูกตาเทียมทรงกลมพูนในเบ้าตา	2
1.2	ลูกตาเทียมทรงกลมตันที่ทำจากซิลิโคน (ซ้าย) และลูกตาเทียมทรงกลมพูนที่ทำจาก อลูมินา (ขวา).....	2
2.1	ส่วนประกอบภายในดวงตา.....	7
2.2	การผ่าตัดใส่ลูกตาเทียมโดยควักลูกตา (Enucleation).....	8
2.3	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของเปลือกไข่เปรียบเทียบกับสารแคลเซียมคาร์บอเนตพาลีเมอร์....	14
2.4	ระบบเฟสทุติยภูมิทั้ง 3 สาร $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$	17
2.5	ลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพูน	20
2.6	โครงสร้างรูปพูนของ 45S5 Bioglass	22
2.7	โครงสร้างร่างแหของ Biosilicate	25
2.8	ผลฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปีของการสังเคราะห์ CaSiO_3 จากเปลือกไข่.....	28
2.9	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของการสังเคราะห์ CaSiO_3 จากเปลือกไข่.....	29
2.10	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของ CaSiO_3 จากเปลือกไข่ (f) โวลลาสโทไนต์สังเคราะห์	30
2.11	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของแก้วดีวีไทรท์ $10\text{Na}_2\text{O} \cdot 30\text{CaO} \cdot 60\text{SiO}_2$ (mol%).....	31
2.12	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของ nBG	32
3.1	แผนภาพขั้นตอนและวิธีการทดลองในส่วนที่ 1	35
3.2	แผนภาพขั้นตอนและวิธีการทดลองในส่วนที่ 2	36
3.3	การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนด้วยเทคนิค (Replica method).....	40
4.1	การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนที่ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง	44
4.2	การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนที่ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง และที่ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง.....	45
4.3	ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ร้อยละ 30 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง ก่อนและหลังทดสอบ ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน (ด้านบน – ด้านล่าง ตามลำดับ)	46

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพอรุนที่ใช้ปริมาณเปลือกไข่ต่างกัน เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง ก่อนและหลังทดสอบในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน (ด้านบน – ด้านล่าง ตามลำดับ)..... 47
4.5	โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพอรุน 48
4.6	โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ปริมาณร้อยละ 30 - 40 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง 49
4.7	น้ำหนักหลังเผาของกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ ณ อุณหภูมิต่าง ๆ ทั้งก่อนและหลังแช่ สาร SBF ระยะเวลา 1 เดือน 50
4.8	น้ำหนักหลังเผา (1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง) ของกลาสเซรามิกพอรุนที่ใช้ปริมาณ เปลือกไข่ต่างกัน ทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF ระยะเวลา 1 เดือน..... 51
4.9	ความพรุนตัวของกลาสเซรามิกพอรุนเผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง..... 52
4.10	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของผงแคลเซียมคาร์บอเนตจาก 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) ก่อนนำมาใช้งาน..... 54
4.11	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) ใช้ CaO ร้อยละ 30 โดยโมล ก่อนแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) 55
4.12	ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) หลังแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 เดือน (ด้านบน) และ 8 เดือน (ด้านล่าง) 56
4.13	โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแช่สารจำลองของเหลว ในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน เรียงลำดับจากซ้ายไปขวา..... 58
4.14	กลาสเซรามิกพอรุนที่วิเคราะห์ด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์ แบบกระจายพลังงาน (EDS) โดยใช้กำลังขยาย 3000 เท่า..... 59
4.15	กลาสเซรามิกพอรุนหลังแช่สาร SBF ที่วิเคราะห์ด้วยเทคนิค การวิเคราะห์ธาตุและ องค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDS)..... 61
4.16	น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงของกลาสเซรามิกพอรุนทั้ง 3 แหล่ง หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน..... 63

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.17 ความพรุนตัวของกลาสเซรามิกพรุนทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน.....	65
4.18 กลาสเซรามิกพรุนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง	65
4.19 ตัวอย่างของการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter).....	66
5.1 ค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ของกลาสเซรามิกพรุนจากเปลือกไข่ ร้อยละ 30, 35 และ 40 โดยโมล	74
5.2 ค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ของกลาสเซรามิกพรุนที่ใช้ แคลเซียมคาร์บอเนตต่างกัน 3 แหล่ง คือ พาณิชย์ เปลือกไข่ดิบและเปลือกไข่แคลไซน์	74

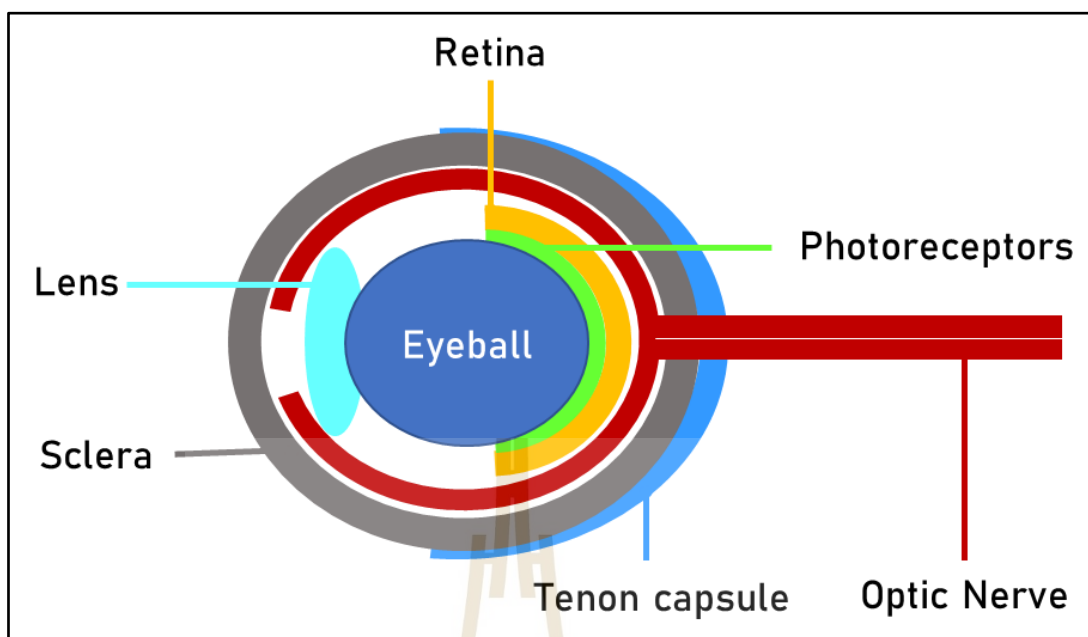
บทที่ 1

บทนำ

เนื้อหาในบทนี้เป็นการอธิบายถึงความเป็นมาและเหตุจูงใจ สำหรับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ซึ่งประกอบด้วยความเป็นมา ความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์ แนวทางการดำเนินวิทยานิพนธ์ ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การผ่าตัดรักษาดวงตาของผู้ป่วยที่เป็นโรคร้ายแรงทางดวงตา เช่น ต้อหิน มะเร็งก้อนเนื้อ หรือ แผลบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ ศัลยแพทย์จะผ่าตัดแบบควักนำดวงตาออกมาแทนที่ด้วย “ลูกตาเทียม” (Orbital implant) ให้กับผู้ป่วยและผู้ที่มีสภาวะไร้ดวงตาตั้งแต่กำเนิด (Anophthalmia) หลังจากใส่ลูกตาเทียมผู้ป่วยไม่สามารถมองเห็น ซึ่งลูกตาเทียมถูกสวมใส่ เพื่อทดแทนดวงตาจริงในเบ้าตา โดยทำหน้าที่พยุงใบหน้าของผู้ป่วยหลังการผ่าตัดไม่ให้เกิดการบิดเบี้ยว ด้วยการแทนที่ช่องว่างภายในเบ้าตาป้องกันและการหดตัวของเนื้อเยื่อรอบเบ้าตา ซึ่งตำแหน่งของลูกตาเทียมที่เข้าไปแทนที่ดวงตา แสดงดังรูปที่ 1.1 โดยลูกตาเทียมถูกแบ่งเป็น 2 ประเภท ได้แก่ 1. ลูกตาเทียมทรงกลมตัน (Non-porous orbital implant) มีผิวสัมผัสที่เรียบและราคาถูก แต่มีน้ำหนักมาก ซึ่งลูกตาเทียมทรงกลมตันไม่มีรูพรุน ทำให้เนื้อเยื่อต่อลำเลียงหลอดเลือดภายในเบ้าตา ไม่สามารถยึดเกาะกับลูกตาเทียมได้ จึงพบปัญหาลูกตาเทียมเกิดการเคลื่อนที่หลุดออกจากเบ้าตาได้ง่าย 2. ลูกตาเทียมทรงกลมพรุน (Porous orbital implant) มีความสามารถในการยึดเกาะกับเนื้อเยื่อภายในเบ้าตา เพื่อป้องกันการเคลื่อนที่หลุดของลูกตาเทียม ทำให้มีความคงทนในการใช้งานและไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อ หรือสารในร่างกายจนเกิดการติดเชื้อ แต่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพง ลูกตาเทียมทรงกลมพรุน จึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่ศัลยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญแนะนำ เนื่องจากมีคุณสมบัติและความเหมาะสมในการใช้งาน เพราะเนื้อเยื่อต่อลำเลียงหลอดเลือดภายในเบ้าตา สามารถฝังตัวยึดเกาะกับของลูกตาเทียมได้ดี ทำให้ไม่ต้องผ่าตัดเปลี่ยนบ่อยและลดการติดเชื้อหลังผ่าตัด โดยลักษณะของลูกตาเทียมทรงกลมตันที่ทำจากซิลิโคนกับลูกตาเทียมทรงกลมพรุนที่ทำจากอลูมินา แสดงดังรูปที่ 1.2 ซ้ายและขวาตามลำดับ



รูปที่ 1.1 ตำแหน่งของลูกตาเทียมภายในเข้าตา



รูปที่ 1.2 ลูกตาเทียมทรงกลมตันที่ทำจากซิลิโคน (ซ้าย) และลูกตาเทียมทรงกลมพรุนที่ทำจากอลูมินา (ขวา)
 (ที่มา : <http://www.indiamart.com/proddetail/spherical-silicone-implant-21838129397.html> (ซ้าย))
 (ที่มา : <http://www.networkmedical.co.uk/ophthalmic/product-type/coronet-alumina-orbital-implant> (ขวา))

ลูกตาเทียมทรงกลมพอร์นที่ใช้งานในปัจจุบันทำจากพอลิเมอร์ประเภท พอลิเอทิลีน (Polyethylene) และเซรามิกประเภท ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) และอลูมินา (Alumina) ลูกตาเทียมทรงกลมพอร์นเชิงพาณิชย์มีคุณสมบัติปริมาณความพอร์นตัวร้อยละ 50 – 80 และขนาดรูพอร์น 250 – 500 ไมครอน ซึ่งความแข็งแรงยังไม่มีการระบุ แต่มีการเปรียบเทียบความแข็งแรงอัด (Compressive strength) ของลูกตาเทียมที่ทำจาก 45S5 Bioglass กับกระดูกเนื้อโพรง (Human cancellous bone) ที่ทำหน้าที่นำเลือดเข้าไปเลี้ยงเซลล์กระดูกที่อยู่ในเนื้อกระดูกแข็งมีค่าความแข็งแรงอัด 4 – 14 เมกะปาสคาล โดยลูกตาเทียม 45S5 Bioglass มีความแข็งแรงอัด 20 ± 5 เมกะปาสคาล ซึ่งมีความแข็งแรงเพียงพอ สำหรับก่อนและหลังการผ่าตัด ลูกตาเทียมทรงกลมพอร์นมีข้อจำกัดในการใช้งาน เนื่องจากผิวสัมผัสหยาบและขรุขระ ส่งผลให้เกิดการเสียดสีทำลายเนื้อเยื่อต่อลำเลียงหลอดเลือดภายในเบ้าตาทำให้ดวงตาอักเสบและปัญหาเรื่องการสึกกร่อนสลายตัวเร็วของวัสดุ ทำให้อายุการใช้งานสั้นจำเป็นต้องผ่าตัดเปลี่ยนบ่อย จากข้อจำกัดข้างต้นนักวิจัยจึงมีแนวคิดในการพัฒนาทำลูกตาเทียมแบบพอร์นที่มีผิวสัมผัสเรียบและมีความคงทนในการใช้งาน โดยหาวัสดุชีวภาพทางเลือกใหม่ที่เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม ไม่ก่อให้เกิดสารอันตรายต่อร่างกายจนติดเชื่อและต้นทุนการผลิตต่ำ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถเข้าถึงการรักษาได้ง่าย

วัสดุเซรามิกชีวภาพ (Bioceramics) ที่ใช้ในการแพทย์ส่วนใหญ่ใช้ สำหรับงานศัลยกรรมกระดูก เป็นวัสดุที่ใช้ในการซ่อมแซมและทดแทนส่วนที่เป็นโรคและระบบกล้ามเนื้อของกระดูกที่เสียหายไป เนื่องจากมีสมบัติเด่นในการเข้ากันได้ทางชีวภาพของร่างกายมนุษย์ (Biocompatibility) และเฉื่อยไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อ หรือ สารในร่างกาย (Bioinert) วัสดุที่น่าสนใจ คือ กลาสเซรามิก (Glass-ceramics) โดยทั่วไปใช้วิธีการหลอมและขึ้นรูปเช่นเดียวกับการทำแก้ว แต่เพิ่มกระบวนการทางความร้อน (Heat treatment) เพื่อให้เกิดการตกผลึก โครงสร้างทางจุลภาคประกอบไปด้วยเฟสของเซรามิกพหุผลึกและเนื้อแก้วที่หลงเหลืออยู่หลังจากการตกผลึก สมบัติของกลาสเซรามิก คือ แข็งแรงสูง ทนต่อการขีดถูเสียดสี ขยายตัวทางความร้อนต่ำ และทนการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิฉับพลันได้ การใช้งานกลาสเซรามิกชีวภาพ (Bioglass ceramic) ทางการแพทย์ในปัจจุบันเกี่ยวข้องกับ ศัลยกรรมทางช่องปาก ใบหน้าและขากรรไกร (Maxillofacial reconstruction) รากฟันเทียม (Dental implants) งานวิจัยด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue engineering) ทำจากระบบแก้วแคลเซียมฟอสเฟส (Calcium phosphates; $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$) โดยแสดงปฏิกิริยาทางชีวภาพ (Biological activities) หลังจากแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulation Body Fluid, SBF) ถูกกระตุ้นสร้างเนื้อเยื่อกระดูกได้เร็วขึ้น รากฟันเทียมจาก 45S5 Bioglass มีค่าการสัมประสิทธิ์ขยายตัวทางความร้อน $8 \times 10^{-6} - 11 \times 10^{-6}$ ต่อองศาเซลเซียส ความหนาแน่นประมาณ 2.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร และค่าความแข็ง 3 – 5.5 จิกะปาสคาล ซึ่งเป็นค่าที่เหมาะสมต่อการใช้งาน กลาสเซรามิกมีองค์ประกอบทางเคมีที่เป็นมิตรต่อมนุษย์ จึงเหมาะที่จะนำมา

ทำลูกตาเทียม ด้วยคุณสมบัติเด่นด้านความแข็งแรงจะช่วยลดการสึกหรอเพิ่มอายุในการใช้งาน ส่วนการเสียดสีต่ำ จะลดการอักเสบระหว่างลูกตาเทียมกับเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นข้อได้เปรียบสำคัญที่วัสดุอื่นยังไม่มี

การเลือกผลิตลูกตาเทียมทรงกลมพูนจากแก้วแคลเซียมซิลิเกต ($\text{SiO}_2\text{-CaO-NaO}_2$, CaSiO_3) ซึ่งมีเฟสชีวภาพโวลลาสโทไนต์ (Wollastonite) ที่สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่คล้ายกับกระดูก นิยมใช้งานทางศัลยกรรมกระดูกเป็นกระดูกเทียม (Artificial bone) หรือ รากฟันเทียม ส่วนลูกตาเทียมกลมพูนทำจากกลาสเซรามิกแคลเซียมซิลิเกต ได้มีผู้วิจัยทำการศึกษาทดลองพบว่าเกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ รูพรุนเปิดขนาด 250 ไมครอน ช่วยให้เนื้อเยื่อหลอดเลือดฝังตัวได้ดี และความแข็งแรงทางกลแบบอัด 20 เมกะปาสคาล หลังจากแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ 1 เดือน ยังคงความเสถียรภาพทางเคมีได้ดี ไม่เกิดปฏิกิริยา โดยสารแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) เป็นวัตถุดิบหลักสำคัญที่ใช้ในการผลิตแก้วระบบแคลเซียมซิลิเกต ทางผู้วิจัยจึงคิดหาวัสดุธรรมชาติและอนุรักษสิ่งแวดล้อม วัตถุดิบที่เป็นแหล่งของแคลเซียมออกไซด์ ได้แก่ หินปูน เปลือกไข่ แคลเซียมไนเตรต ซอล์ก และเปลือกหอย โดยพบว่าเปลือกไข่เหลือทิ้งมีสารแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) ประมาณร้อยละ 94 โดยน้ำหนัก เป็นองค์ประกอบหลัก ตามด้วยสารแมกนีเซียมคาร์บอเนต (MgCO_3) ประมาณร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก สารแคลเซียมฟอสเฟต (Ca_3PO_4) ประมาณร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก และสารอินทรีย์ร้อยละ 4 โดยน้ำหนัก ซึ่งเป็นขยะจากภาคครัวเรือนและโรงงานอุตสาหกรรมผลิตอาหาร ในการกำจัดฝังกลบ จึงไม่เหมาะสม เนื่องจากต้องใช้งบประมาณจำนวนมาก การนำเปลือกไข่มาเพิ่มมูลค่า โดยการใช้ประโยชน์จะช่วยลดปริมาณขยะจากการบริโภคประจำวันได้ นักวิจัยจึงมีแนวคิดเปรียบเทียบการใช้สารแคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่และสารแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ ซึ่งเปลือกไข่สามารถให้ปริมาณสารแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) ได้ใกล้เคียงกับแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์

ในการผลิตแก้วระบบแคลเซียมซิลิเกตผู้วิจัยจึงมุ่งเน้นที่จะผลิตลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ (Porous glass-ceramic orbital implant from eggshell) เพื่อให้เนื้อเยื่อท่อลำเลียงหลอดเลือดภายในเบ้าตาสามารถฝังตัวยึดเกาะกับของลูกตาเทียมได้ดี ป้องกันการเคลื่อนที่หลุด ลดการติดเชื้อหลังผ่าตัดและมีอายุการใช้งานคงทน โดยมีแนวคิดหาวัสดุทางเลือกใหม่ที่เป็นมิตรต่อร่างกายมนุษย์และสิ่งแวดล้อม จึงนำเปลือกไข่ที่เหลือจากการบริโภคมาเป็นวัตถุดิบหลักแทนสารแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ในการทำแก้วแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งมีเฟสชีวภาพโวลลาสโทไนต์ที่สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์ จึงเกิดการศึกษาค้นคว้าความเป็นไปได้ หาปริมาณองค์ประกอบที่เหมาะสมและสภาวะในการขึ้นรูปลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ในงานนี้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของวัสดุที่ใช้ทำลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอร์นจากเปลือกไข่ โดยการปรับเปลี่ยนปริมาณขององค์ประกอบทางเคมีของแก้วแคลเซียมซิลิเกต

1.2.2 เพื่ออธิบายการเปลี่ยนแปลงของการเกิดเฟสชีวภาพ โครงสร้างจุลภาค การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักและความพรุนตัว ที่เกิดขึ้นของวัสดุลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอร์นจากเปลือกไข่ที่พัฒนาขึ้น โดยเปรียบเทียบทั้งก่อนและหลังการทดสอบกับของเหลวจำลองในร่างกาย (SBF)

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

1.3.1 ปรับปรุงองค์ประกอบ ($\text{SiO}_2 - \text{CaCO}_3$ (เปลือกไข่) - Na_2CO_3) ของแก้วแคลเซียมซิลิเกตที่ทำจาก ซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ (CaCO_3) และโซเดียมคาร์บอเนต (Na_2CO_3)

1.3.2 ติดตามผลการเปลี่ยนแปลงของการเกิดเฟสชีวภาพ โครงสร้างทางจุลภาค การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก และความพรุนตัว หลังแช่ของเหลวจำลองในร่างกาย (SBF) เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ได้องค์ประกอบทางเคมีของแก้วและอุณหภูมิที่เหมาะสมในการขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอร์นในการทำลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอร์นที่มีเปลือกไข่ดิบเป็นวัสดุหลัก

1.4.2 สร้างมูลค่าให้กับเปลือกไข่ดิบที่เป็นขยะจากภาคครัวเรือนและโรงงานอุตสาหกรรม

บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีความรู้พื้นฐาน

2.1.1 ส่วนประกอบภายในดวงตา

ตา หรือ ดวงตา (Eye) เป็นอวัยวะมีหน้าที่รับรู้การมองเห็น เป็นอวัยวะคู่ ซ้ายขวา อยู่บนใบหน้า ส่วนที่มีหน้าที่ในการรับรู้การมองเห็นของตา เรียกว่า ลูกตา (Eye balls) มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 12 – 24 มิลลิเมตร จะอยู่ในกระดูกกะโหลกส่วนที่เรียกว่า เบ้าตา (Orbit) ลูกตาได้รับการปกป้องจากเบ้าตาและจากหนังตา และมีน้ำตาซึ่งสร้างจากต่อมน้ำตา เป็นตัวช่วยให้ความชุ่มชื้นกับเนื้อเยื่อที่ปกคลุมส่วนนอกของลูกตา การเคลื่อนไหว กรอกตาไปมาขึ้นอยู่กับกล้ามเนื้อตาทั้งหมด 6 มัด ซึ่ง 4 มัด ทำหน้าที่หมุนลูกตา ขึ้น ลง ซ้าย และขวา ส่วนอีก 2 มัด ทำหน้าที่ปรับสมดุลการยับยั้งศีรษะ โดยดวงตามีส่วนประกอบต่าง ๆ ดังนี้ (รูปที่ 2.1)

1. ตาขาว (Sclera) คือ ส่วนสีขาวของนัยน์ตา ประกอบด้วยเนื้อเยื่อเหนียวไม่ยืดหยุ่นแต่แข็งแรง ทำหน้าที่หุ้มลูกตาไว้ด้านหลังลูกตา ซึ่งมีกล้ามเนื้ออยู่ 6 มัด ทำให้สามารถกลอกตาไปทางซ้าย-ขวา หรือ ขึ้น - ลงได้ ผนังด้านหน้าของลูกตาเป็นเนื้อเยื่อใสเรียกว่า กระจกตา (Cornea) หากมีจุด หรือ รอยถลอกเพียงเล็กน้อยจะรบกวนการมองเห็นและเคืองตา ถ้าเป็นฝ้าขาวอาจทำให้ตาบอดได้

2. กระจกตา (Cornea) เป็นเนื้อเยื่อโปร่งใสอยู่ด้านหน้าของนัยน์ตา ทำหน้าที่รับแสงและนำแสงผ่านเข้าไปสู่ตาดำใน

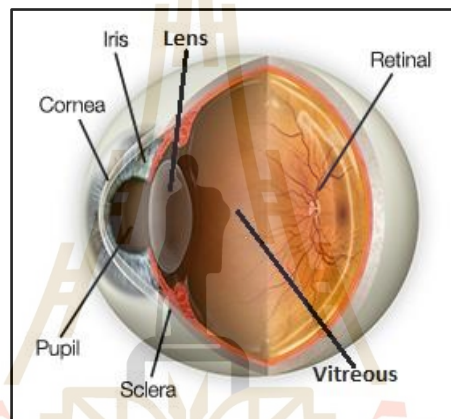
3. ตาดำ คือ ส่วนที่เป็นม่านตา (Iris) กล้ามเนื้อยึดหดได้ ส่วนที่เป็นสีของนัยน์ตา อาจมีสีดำ น้ำตาล หรือ ฟ้า ทำหน้าที่ควบคุมปริมาณแสงให้พอเหมาะที่จะผ่านไปสู่เลนส์ตา โดยม่านตาสามารถเปิดกว้างมากขึ้นอยู่กับความสว่าง

4. พิวพิล (Pupil) คือ รูม่านตา เป็นสีดำอยู่ตรงกลางนัยน์ตา เรียกว่า รูม่านตา ทำหน้าที่เป็นช่องให้แสงผ่านไปสู่เลนส์ตา

5. แก้วตา (Lens) อยู่หลังรูม่านตา มีลักษณะเป็นแผ่นใส ๆ เหมือนแก้วเลนส์นูนธรรมดา มีเอ็นยึดแก้วตา (Ciliary muscle) ระหว่างแก้วตากับกล้ามเนื้อ ทำหน้าที่ปรับแก้วตาให้โค้งออกมา เพื่อมองภาพในระยะใกล้และระยะไกล การหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อยึดเลนส์ตาเลนส์ตา ทำหน้าที่โฟกัสภาพให้ไปตกบนจอตา

6. จอตตา (Retina) อยู่ด้านหลังแก้วตา มีลักษณะเป็นผนังที่ประกอบด้วย โยประสาท ซึ่งไวต่อแสง เซลล์ของประสาทเหล่านี้ ทำหน้าที่เป็นจอร์รับภาพ ส่งความรู้สึกผ่านเส้นประสาทตา ซึ่งทอดทะลุออกทางเป็นเยื่อชั้นในสุด ทำหน้าที่เป็นจอร์รับภาพ จอตตาประกอบด้วยเซลล์ 2 ชนิด คือ เซลล์รูปแท่ง (Rod cell) กับเซลล์รูปกรวย (Cone cell) การทำงานของเซลล์รูปแท่ง เซลล์รูปแท่ง ทำหน้าที่รับแสงทำให้มองเห็นรูปร่างของวัตถุต่าง ๆ ได้การทำงานของเซลล์รูปกรวย เซลล์รูปกรวย ทำหน้าที่รับสีทำให้มองเห็นวัตถุมีสีต่าง ๆ เซลล์รูปกรวยจะทำงานได้ดีต้องมีแสงสว่างมาก

7. วุ้นตา (Vitreous) ลักษณะเป็นวุ้นเหลวใสอยู่หลังเลนส์ตายึดติดกับผิวจอตตา
Briddersoptical. (2020)



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบภายในดวงตา

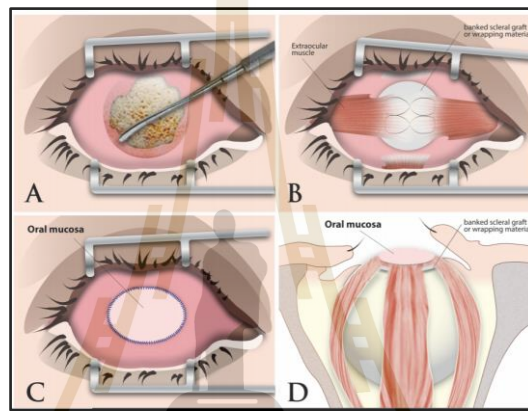
(ที่มา : <https://www.bridders.com/blog.php?type=Eye-Anatomy>)

2.1.2 ลูกตาเทียม (Orbital Implants)

ลูกตาเทียม คือ วัสดุที่ใช้ฝังหนุนด้านในเบ้าตา เพื่อให้มีปริมาตรใกล้เคียงกับตาอีกข้าง โดยการผ่าตัดแล้วฝังด้านในทดแทนปริมาตรของลูกตาที่เอาออกไป โดยแบ่งลูกตาเทียมเป็น 2 ประเภท ได้แก่ 1. ลูกตาเทียมทรงกลมตันผิวเรียบ วัสดุที่ใช้ทำ เช่น แก้ว ซิลิโคน และโพลีเมทิลเมทาคริเลต 2. ลูกตาเทียมทรงกลมมีรูพรุน วัสดุที่ใช้ทำ เช่น ไฮดรอกซอะพาไทต์ โพลีเอทิลีน และอลูมินา โดยศึกษาความแตกต่างได้ดัง ตารางที่ 2.1 (Baino, 2014, 2016) (Schellini, 2016) (Vivian, 2016)

การผ่าตัดใส่ลูกตาเทียมแบบการควักลูกตา (Enucleation) เป็นวิธีการรักษาโรคทางตาบางชนิด เพื่อรักษาชีวิต หรือ ตาอีกข้างหนึ่งไว้ การควักลูกตาเป็นการผ่าตัดเอาลูกตาออกทั้งหมด เหลือเนื้อเยื่อเบ้าตาไว้ดังรูปที่ 2.2 (Hsueh, 2013) คือ โรคมะเร็งในลูกตาหรือสงสัยว่าเป็นมะเร็งในลูกตา เช่น มะเร็งจอตตา และเนื้องอกในตาเกิดบริเวณชั้นของเซลล์ภายใต้เรตินา (Choroidal

melanoma) เพื่อเอาก้อนมะเร็งออกได้ทั้งหมด ส่วนกลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุรุนแรงของลูกตาเป็นข้อบ่งชี้ในการควักตาเช่นกัน หากรักษาอย่างเต็มที่แล้ว ตาของผู้ป่วยยังมองไม่เห็น ควรพิจารณาควักลูกตาภายใน 10 - 14 วัน เพื่อลดโอกาสการเกิดภาวะอักเสบของลูกตาอีกข้างจากภูมิคุ้มกันตนเอง และการป้องกันการเกิดภาวะอักเสบของลูกตาอีกข้างจากภูมิคุ้มกันตนเอง (Sympathetic ophthalmia) ข้อดีของการควักลูกตา คือ สามารถส่งตรวจทางพยาธิวิทยาได้ และโอกาสเกิดภาวะอักเสบของลูกตาอีกข้างต่ำ เป็นต้น นอกจากนี้การควักลูกตายังมีข้อดีและข้อเสียอื่น ๆ ได้ดังตารางที่ 2.2 (อรพรรณ อาญาสิทธิ์, 2012)



รูปที่ 2.2 การผ่าตัดแบบควักลูกตา A: ผ่าตัดเปิดเยื่อぶตาและแยกเก็บกล้ามเนื้อตา นำลูกตาออกใส่ลูกตาเทียม B: เย็บกล้ามเนื้อตาทั้ง 4 มัด เพื่อห่อหุ้มลูกตาเทียม C: เย็บเยื่อぶตาเข้าหากันและ D: บริเวณด้านข้างหลังผ่าตัด
(ที่มา : Chu, H. Y., et al. (2013). Use of Extraocular Muscle Flaps in the Correction of Orbital Implant Exposure. *J. PLOS ONE*, 8(8), 1-6.)

ตารางที่ 2.1 ความแตกต่างของลูกตาเทียมทรงกลมตันและลูกตาเทียมทรงกลมพูน

ลูกตาเทียมทรงกลมตัน			
วัสดุ	ข้อดี	ข้อจำกัด	ปัจจุบัน
แก้ว (Glass)	<ul style="list-style-type: none"> •ราคาถูก •ไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อหรือ สารในร่างกาย (Bioinert) 	<ul style="list-style-type: none"> •เปราะ แตกง่าย •หลุดจากเบ้าตาง่าย •ทำลายเนื้อเยื่อที่ล้อมรอบ (Extrusion rate) •ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม 	<ul style="list-style-type: none"> •ยกเลิกการใช้งาน •พัฒนาเป็นแก้วชีวภาพ (Bioactive glass)
ซิลิโคน (Silicone)	<ul style="list-style-type: none"> •มีความยืดหยุ่น •ราคาถูก •ไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อหรือ สารในร่างกาย 	<ul style="list-style-type: none"> •หลุดจากเบ้าตาง่าย (Migration) •ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม (Vicryl mesh) 	•ใช้งานแพร่หลาย
โพลีเมทิลเมทาคริเลต, PMMA (Polymethyl methacrylate)	<ul style="list-style-type: none"> •เข้ากับร่างกายมนุษย์ (Biocompatibility) 	<ul style="list-style-type: none"> •หลุดจากเบ้าตาง่าย (Migration) •ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม (Vicryl mesh) 	•ยังคงใช้งานอยู่
ลูกตาเทียมทรงกลมพูน			
ไฮดรอกซีอะพาไทต์ ไฮโดรอกซีอะพาไทต์ Hydroxyapatite (HA)	<ul style="list-style-type: none"> •เนื้อเยื่อโดยรอบยึดเกาะกับลูกตาเทียมได้ดี •เข้ากับร่างกายมนุษย์ •ลดการเคลื่อนหลุดจากเบ้าตา •การใช้งาน \approx 10 ปี 	<ul style="list-style-type: none"> •ราคาแพง •ค่อนข้างเปราะ •ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม (Vicryl mesh) 	•ยังคงใช้งานอยู่
โพลีเอทิลีน (Polyethylene)	<ul style="list-style-type: none"> •ผิวหยาบน้อยกว่า HA •ราคาถูกกว่า HA •เนื้อเยื่อโดยรอบยึดเกาะกับลูกตาเทียมได้ดี •เข้ากับร่างกายมนุษย์ •ไม่ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม 	<ul style="list-style-type: none"> •เนื้อเยื่อต้องใช้ระยะเวลาในการยึดเกาะ •เคลื่อนที่หลุดบ่อยมากกว่า HA •ต้องการสิ่งหล่อหุ้ม (Vicryl mesh) 	•ใช้งานแพร่หลาย

ตารางที่ 2.1 ความแตกต่างของลูกตาเทียมทรงกลมตันและลูกตาเทียมทรงกลมพูน (ต่อ)

ลูกตาเทียมทรงกลมพูน			
วัสดุ	ข้อดี	ข้อจำกัด	ปัจจุบัน
อลูมินา (Alumina)	<ul style="list-style-type: none"> •มีความแข็งแรงและทนการกัดกร่อนมากกว่า HA •เข้ากับร่างกายมนุษย์ •ไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อหรือสารในร่างกาย •ราคาถูกลงกว่า HA 	<ul style="list-style-type: none"> •เคลื่อนที่หลุดบ่อยมากกว่า HA •ต้องการสิ่งห่อหุ้ม (Vicryl mesh) 	<ul style="list-style-type: none"> •ถูกใช้งานมากกว่า PMMA

(ที่มา : Baino, F. et al., (2014). Biomaterials for orbital implants and ocular prostheses : Overview and future prospects. *J. Acta. Biomater*, (10), 1064-1087.)

ตารางที่ 2.2 ข้อดี-ข้อเสียของการผ่าตัดใส่ลูกตาเทียมโดยควักลูกตา (Enucleation)

โรคที่จำเป็นต้องควักลูกตาออก	ข้อดี	ข้อเสีย
<ul style="list-style-type: none"> •มะเร็งในลูกตา •ผู้ป่วยที่ไร้ลูกตาตั้งแต่กำเนิด •ตาบอดและปวดตา •ผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุรุนแรงของลูกตา 	<ul style="list-style-type: none"> •เพื่อป้องกันการเกิดภาวะอักเสบของลูกตาอีกข้าง •เพื่อศัลยกรรมตกแต่งที่สวยงามในลูกตาที่มองไม่เห็นแล้ว 	<ul style="list-style-type: none"> •มีการรบกวนเนื้อเยื่อเบ้าตา •ใช้เวลาในการผ่าตัดนาน •เทคนิคการผ่าตัดซับซ้อน

(ที่มา : Aryasit, O. (2012). Indications for Enucleation and Evisceration. *J. Songkla. Med*, 30(2), 115-121.)

2.1.3 คุณสมบัติของโครงสร้างร่างแห (Scaffold)

โครงสร้างร่างแห (Scaffold) ในอุดมคติสำหรับวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue engineering) มีคุณสมบัติที่ต้องการ 5 ประการ ดังนี้

1. สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายของมนุษย์ (Biocompatible)
2. โครงสร้างร่างแหมีขนาดรูพรุนขนาดใหญ่ (Macro pores) มากกว่าร้อยละ 50 ของปริมาตร ลักษณะคล้ายกระดูกเนื้อโปร่ง (Sponge bone) มีรูพรุนต่อเนื่องถึงกัน (Interconnected pore) ขนาด 100 – 600 ไมครอน ส่งเสริมการยึดเกาะของเซลล์และท่อทางผ่านของหลอดเลือด (Canaliculus) ขนาด 1 – 100 ไมครอน
3. ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (Bioactive) และสามารถย่อยสลายได้โดยไม่ก่อให้เกิดพิษ เนื่องจากผู้วิจัยไม่ต้องการให้ลูกตาเทียมเกิดปฏิกิริยาภายในร่างกายและเกิดย่อยสลาย คุณสมบัติข้อนี้จึงไม่ถูกนำมาพิจารณา
4. สมบัติเชิงกลใกล้เคียงคล้ายกับเนื้อเยื่อกระดูกนั้น ๆ
5. กระบวนการผลิตไม่ซับซ้อนสามารถผลิตวางจำหน่ายเชิงพาณิชย์ด้วยต้นทุนที่เหมาะสม (Baino, 2017)

2.2 วัสดุชีวภาพ

วัสดุชีวภาพ คือ วัสดุที่มีความเชื่อมต่อน้ำเยื่อของร่างกาย รวมทั้งความเชื่อมต่อน้ำเยื่อทางเภสัชวิทยาด้วย กล่าวคือ ต้องไม่มีคุณสมบัติเป็นยา เมื่อนำวัสดุนั้นฝังเข้าไปในร่างกาย หรือ สัมผัสส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย เนื่องจากว่าเป้าหมาย คือ การทำให้เนื้อเยื่อธรรมชาติและอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายทำหน้าที่ได้อย่างปกติ สามารถจำแนกวัสดุชีวภาพได้ตามการยึดติดกับเนื้อเยื่อ (Tissue attachment) เป็น 4 ชนิด ดังนี้

1. วัสดุที่มีสมบัติเฉื่อย (Inert) จะไม่เกิดปฏิกิริยาใด ๆ กับกระดูก เช่น ไทเทเนียม (Titanium) อะลูมินา (Alumina) เซอร์โคเนีย (Zirconia) วัสดุกลุ่มนี้สามารถเข้ากันได้ดีกับอวัยวะที่ยึด หรือ ทดแทนเนื้อเยื่อข้างเคียง แต่อย่างไรก็ตามปฏิกิริยาเนื้อเยื่อต่อวัสดุที่ใช้เกิดเป็นเนื้อเยื่อแผ่นบาง ๆ (Fibrous capsule) หนา 0.1 - 10 ไมครอน อยู่ตรงกลางของวัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ แม้ว่าเนื้อเยื่อดังกล่าวจะแนบชิดติดกับวัสดุก็ตาม แต่ไม่ได้ต่อกันแนบสนิท จึงเกิดการเคลื่อนไหวระหว่างตัววัสดุที่ใช้กับอวัยวะรองรับโดยเฉพาะ เมื่อมีแรงมากจะทำให้ความคงทนถาวรของวัสดุที่ใช้มีขีดจำกัด ดังนั้นวัสดุที่ใส่เข้าไปในร่างกายแล้วมีการเคลื่อนไหวในบริเวณนั้นบ่อยครั้ง ส่งผลให้วัสดุหลวมแล้วเกิดการโยกโคลง
2. วัสดุที่มีรูพรุน (Porous materials) วัสดุประเภทนี้เนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตแทรกเข้าไปในบริเวณที่เป็นรูพรุน วัสดุชนิดนี้พัฒนาขึ้น เพื่อป้องกันการหลวมของวัสดุในแง่ของความมั่นคงของ

ผิวสัมผัส แต่ข้อจำกัดของวัสดุชีวภาพประเภทนี้ คือ ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของรูพรุนต้องไม่น้อยกว่า 100 ไมครอน เพื่อให้มีที่ว่างพอที่จะให้เส้นเลือดสามารถเข้าไปหล่อเลี้ยงเนื้อเยื่อกระดูกได้

3. วัสดุที่มีฤทธิ์ทางชีวภาพ (Bioactive materials) วัสดุประเภทนี้สามารถเกิดพันธะกับเนื้อเยื่อบริเวณผิวหน้าของวัสดุได้ ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อต้องการให้วัสดุมีคุณสมบัติอยู่ระหว่างวัสดุที่ค่อนข้างเฉื่อยและวัสดุที่สามารถละลายได้ วัสดุนี้นี้จึงมีปฏิกิริยาทางเคมีกับร่างกายแต่เกิดเฉพาะที่ผิวของวัสดุเท่านั้น

4. วัสดุที่สามารถละลายได้ (Resorbable materials) สามารถละลายได้ในร่างกาย เมื่อถึงระยะเวลาที่กำหนด จะไม่หลงเหลือการเกิดปฏิกิริยาระหว่างผิววัสดุกับอวัยวะและถูกทดแทนด้วยเนื้อเยื่อในบริเวณนั้น ๆ (วิไลวรรณ ลินะกุล, 2011)

2.2.1 กลาสเซรามิก

วัสดุกลาสเซรามิกสามารถเตรียมโดยกระบวนการควบคุมการตกผลึก (Controlled crystallization) สารอนินทรีย์ (Inorganic glass) เป็นส่วนผสมหลักของการหลอมถูกทำให้เย็นตัวลงเป็นภาวะแข็งเกร็ง (Rigid condition) ซึ่งไม่มีการตกผลึกมีโครงสร้างไร้ระเบียบ (Non-crystalline หรือ Amorphous) เมื่อเพิ่มกระบวนการทางความร้อน (Controlled heat treatment) เกิดการเปลี่ยนสภาพแก้วบางส่วนเป็นผลึก (Devitrification) โครงสร้างของแก้วที่ผ่านกรรมวิธีนี้จะมีลักษณะเป็นพหุผลึก (Polycrystalline) ที่มีเกรนละเอียด การกระจายตัวและขนาดมีความสม่ำเสมอ มีปริมาณผลึกมากกว่าร้อยละ 50 โดยปริมาตร เฟสแก้วที่เหลือค้างอยู่หลังผ่านกระบวนการทางความร้อนจะเป็นตัวกำหนดคุณสมบัติของกลาสเซรามิก ซึ่งการนำไปประยุกต์ใช้งานเฉพาะทาง เช่น สมบัติทางไฟฟ้าสมบัติเชิงกลสมบัติทางความร้อน สมบัติทางแสงและสมบัติทางชีวภาพ เป็นต้น (Fupo, 2016) (Piedad, 2007)

2.2.2 ระบบแก้วโซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Bioglass ceramic)

ระบบแก้วมีองค์ประกอบหลักประกอบด้วย SiO_2 -CaO-Na₂O-P₂O₅ เป็นแก้วชีวภาพ หรือ กลาสชีวภาพนั้นไม่ควรมีส่วนประกอบและสารที่ก่อให้เกิดอันตรายต่อระบบเนื้อเยื่อในร่างกายของมนุษย์ ระบบแก้วที่เป็นองค์ประกอบหลักเป็นมิตรต่อเนื้อเยื่อกระดูกนั้น คือ แคลเซียมซิลิเกตและแคลเซียมฟอสเฟต นิยมนำมาประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ เช่น รากฟันเทียม (Dental implant) เนื้อเยื่อกระดูกทางวิศวกรรม (Bone tissue engineering) เป็นกระบวนการสร้างเนื้อเยื่อ (regeneration of functional tissues) เพื่อทดแทน ซ่อมแซม หรือ ปรับปรุงการทำงานของเนื้อเยื่อ หรือ อวัยวะที่สูญเสียหรือบาดเจ็บ โดยปกติจะไม่มีอาการงอกใหม่เองในมนุษย์ เนื่องจากเนื้อเยื่อในร่างกายมีวัสดุประสงค์การใช้งานที่แตกต่างกันออกไป เช่น ใช้เป็นโครงสร้าง เสริมแรง ได้แก่ กระดูก และกระดูกอ่อนเป็นโครงสร้างปกป้องอวัยวะ (Baino, 2017, 2018) (Laczka, 2016)

2.2.3 เปลือกไข่ (Eggshell)

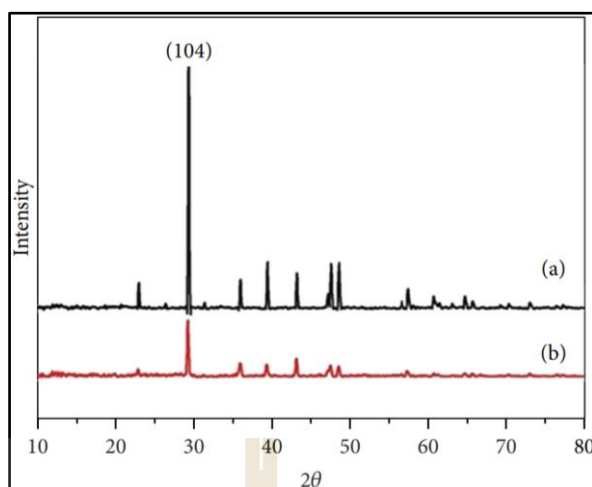
ไข่ 1 ฟองมีน้ำหนัก 50 - 60 กรัม เปลือกมีน้ำหนัก ประมาณ 6 กรัม โดยเปลือกไข่ชั้นนอกสุดมีสารอินทรีย์ (Organic material) เป็นเยื่อหุ้มชั้นนอก (Shell) เคลือบที่ผิวด้านนอก ซึ่งมีรูพรุน (Pore) จำนวนมากบนเปลือกไข่ ความหนาประมาณ 0.2 – 0.4 มิลลิเมตร ด้านในจะติดสนิทอยู่กับเยื่อเปลือกไข่ สีของเปลือกไข่จะแตกต่างกันขึ้นกับชนิดและสายพันธุ์ของสัตว์ปีกโดยไข่ไก่จะมีเปลือกสีเหลือง ไข่เป็ดจะมีเปลือกสีขาวและไข่นกส่วนใหญ่จะมีจุดบนเปลือก (วิชัย ดำรงโภคภัณฑ์, 2012)

เปลือกไข่ คือ ส่วนนอกของฟองไข่ มีลักษณะแข็งแต่เปราะ หุ้มส่วนที่เป็นของเหลว ซึ่งจะเจริญเติบโตเป็นตัวต่อไป ส่วนประกอบของเปลือกไข่ของสัตว์ปีกเป็นผลึกแคลเซียมคาร์บอเนต ร้อยละ 98.2 ของน้ำหนักเปลือกไข่ แมกนีเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 0.9 แคลเซียมซัลเฟตร้อยละ 0.9 ที่เหลือเป็นแร่ธาตุต่าง ๆ รวมทั้งโปรตีนและน้ำ ซึ่งโครงสร้างเหล่านี้จะแตกต่างกันไปตามชนิดของสัตว์ปีกแสดงดัง ตารางที่ 2.3 ส่วนเยื่อหุ้มภายในเปลือกไข่มีองค์ประกอบส่วนใหญ่เป็นโปรตีนประมาณ ร้อยละ 69.2 ไขมันร้อยละ 2.7 ส่วนที่เหลือเป็นไกลโคโปรตีนรวมทั้งยังมีวิตามิน เอ บี ดีและอีอยู่ด้วย (Marcelo, 2017) ซึ่งรูปที่ 2.3 เป็นผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรคชัน (XRD, Phillips P.W. 1830 diffractometer rate = 10 - 80°) ของเปลือกไข่ (a) เปรียบเทียบกับสารแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ (b) พบแคลเซียมคาร์บอเนต หรือ CaCO_3 (JCPDS: 47 - 1743) ที่พีค (104) ที่มุม $2\theta = 29.5$ องศา มีปริมาณของ CaCO_3 สูงที่สุด (Ummartyotin, 2016) และผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบจากเทคนิคการศึกษารังสีเอกซ์ขององค์ประกอบของธาตุด้วยรังสีเรืองแสงเป็นดัง ตารางที่ 2.4 (XRF, Phillips 1404) (นภัสถ์ จันทร์มี, 2014) (Heriyanto, 2018)

ตารางที่ 2.3 ตัวอย่างสารและปริมาณสารประกอบที่พบในเปลือกไข่แต่ละชนิด

สารประกอบออกไซด์	ร้อยละโดยน้ำหนัก	
	เปลือกไข่ไก่	เปลือกไข่เป็ด
CaO	98.124	98.925
MgO	1.159	-
P ₂ O ₅	0.351	0.602
SO ₃	0.195	0.443
Na ₂ O	0.144	-
SrO	0.026	0.03

(ที่มา : Buasri, A. et al., (2013). Application of Eggshell Wastes as a Heterogeneous Catalyst for Biodiesel Production. *J. Sustain. Energy*, 1(2), 7-13.)



รูปที่ 2.3 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรคชันของเปลือกไข่เปรียบเทียบกับสารแคลเซียมคาร์บอเนตพาลีเมอร์

(a) เปลือกไข่เปรียบเทียบกับ (b) สารแคลเซียมคาร์บอเนตพาลีเมอร์

(ที่มา : Ummartyotin, S. et al. (2016). Eggshell and Bacterial Cellulose Composite Membrane as Absorbent Material in Active Packaging. *J. Polym. Sci*, (pp. 1-8))

ตารางที่ 2.4 ธาตุองค์ประกอบของเปลือกไข่เทียบกับสารแคลเซียมคาร์บอเนตพาลีเมอร์

ธาตุ (%wt)	Ca	O	Mg	Al	S	Others
เปลือกไข่	42.8	49.5	6.11	0.936	0.343	0.311
CaCO ₃ พาลีเมอร์	53.4	37.6	7.74	1.244	0.018	0.002

(ที่มา : Ummartyotin, S. et al. (2016). Eggshell and Bacterial Cellulose Composite Membrane as Absorbent Material in Active Packaging. *J. Polym. Sci*, (pp. 1-8))

2.3 การเกิดเฟสชีวภาพ

2.3.1 แคลเซียมซิลิเกต (Calcium silicate; CaSiO_3)

แคลเซียมซิลิเกต หรือ โวลลาสโทไนต์ (Wollastonite) เกิดจากปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมออกไซด์และซิลิกา ที่อัตราส่วน 1:1 โดยโมล หรือ ที่อัตราส่วนผสม 48:52 โดยน้ำหนัก ซึ่งรูปร่างของผลึกมีลักษณะแท่งยาวคล้ายเข็ม (Acicular) ความสามารถในการละลายน้ำเท่ากับ 0.0095 กรัมต่อ 100 มิลลิลิตร และองค์ประกอบทางกายภาพดังตารางที่ 2.5 ปัจจุบันสามารถสังเคราะห์โวลลาสโทไนต์ได้จากวัตถุดิบที่เป็นแหล่งแคลเซียมออกไซด์ ได้แก่ หินปูน เปลือกไข่ แคลเซียมไนเตรด ซอร์ลัค และเปลือกหอย ส่วนวัตถุดิบที่เป็นแหล่งของซิลิกา เช่น ควอตซ์ ซิลิกาเจล ซิลิกาฟุ้ง แกลบข้าว และไดอะทอมไมต์ เป็นต้น จากแผนภาพสมดุล (Phase diagram) การทำปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาสามารถเกิดสารประกอบได้ 4 ชนิด ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิและสัดส่วนแคลเซียมออกไซด์และซิลิกา สารประกอบดังกล่าว ได้แก่

1. Ca_3SiO_5 หรือ $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ชื่อ แร่แฮทรูไต์ (Hatrurite) เกิดการฟอร์มตัว เมื่ออัตราส่วนโดยโมลแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาเป็น 3:1 เสถียรระหว่างอุณหภูมิ 1250 – 2070 องศาเซลเซียส หากอุณหภูมิสูงกว่า 2070 องศาเซลเซียส จะเริ่มหลอมอย่างต่อเนื่องไม่สมบูรณ์ (Incongruently melting) เป็นเฟสของเหลวร่วมกับแคลเซียมออกไซด์

2. Ca_2SiO_4 หรือ $2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ชื่อ แร่ลาร์ไนต์ (Larnite) เกิดการฟอร์มตัว เมื่ออัตราส่วนโดยโมลแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาเป็น 2:1 และหลอมอย่างต่อเนื่องสมบูรณ์ (Congruently melting) เป็นของเหลวที่อุณหภูมิสูงถึง 2130 องศาเซลเซียส

3. $\text{Ca}_3\text{Si}_2\text{O}_7$ หรือ $3\text{CaO}\cdot 2\text{SiO}_2$ ชื่อ แร่แรนไคไนต์ (Rankinite) เกิดการฟอร์มตัวเมื่ออัตราส่วนโดยโมลแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาเป็น 3:2

4. CaSiO_3 หรือ $\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ชื่อแร่โวลลาสโทไนต์ (Wollastonite) เกิดการฟอร์มตัวเมื่ออัตราส่วนโดยโมลแคลเซียมออกไซด์และซิลิกาเป็น 1:1 เกิดการเปลี่ยนเฟสจาก $\beta\text{-CaSiO}_3$ เป็น $\alpha\text{-CaSiO}_3$ ณ อุณหภูมิ 1125 องศาเซลเซียส และหลอมอย่างต่อเนื่องสมบูรณ์เป็นเฟสของเหลวที่อุณหภูมิ 1544 องศาเซลเซียส (พรพิมล เขียวภูมิ, 2014)

ตารางที่ 2.5 สมบัติทางกายภาพของวอลลาสโทไนต์

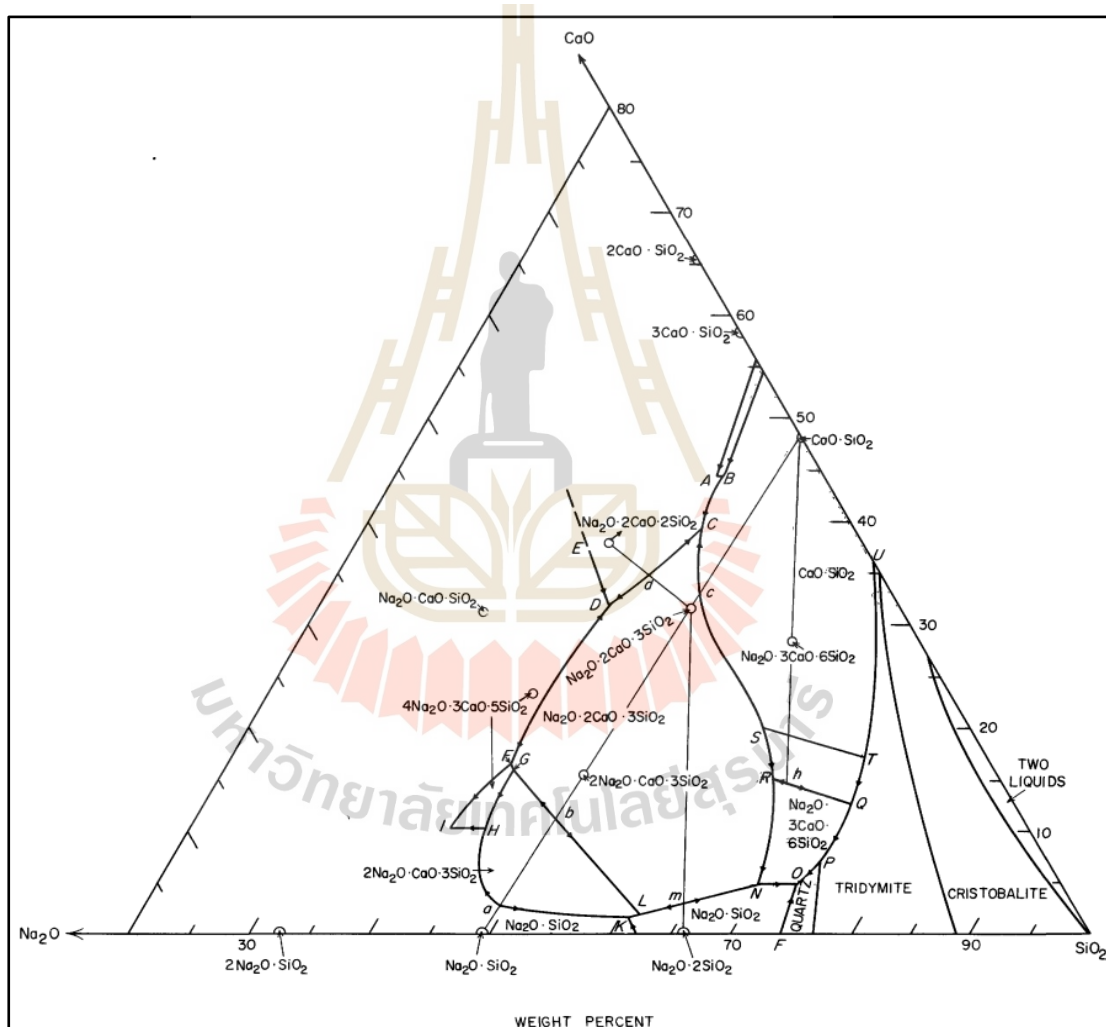
คุณสมบัติ	ลักษณะ / ค่าที่ได้
สี (Color)	ขาว
ความสว่าง (Brightness)	ร้อยละ 85 - 93
ดรรชนีหักเหแสง (Refractive index)	1.63
ความถ่วงจำเพาะ (Specific gravity)	2.8 - 2.9
ความหนาแน่น (Apparent density)	2264 ลูกบาศก์เมตร
ค่าความเป็นกรดต่าง (pH)	9 - 10
ค่าความแข็งตามมาตรฐานของโมห์ (Mohs scale hardness)	4.5 - 5.0
จุดหลอมเหลว (Softening point)	1540 องศาเซลเซียส
น้ำหนักโมเลกุล (Molecular weight)	116 กรัมต่อโมล
รูปร่างผลึก (Crystal shape)	แท่งเข็ม

(ที่มา : Chantaramee, N. et al., (2014). Synthesis and characterization of wollastonite prepared from perlite and waste eggshell by solid state reaction. Maejo university, 1-47.)

2.3.2 โซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Sodium calcium silicate)

แก้วที่มีซูโดวอลลาสโทไนต์ (Pseudowollastonite) เป็นเฟสปฐมภูมิ (Primary phase) จะมีเส้นทางการเกิดผลึกที่หลากหลายขึ้นอยู่กับองค์ประกอบ การผสมภายในเฟสทุติยภูมิ $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2 - \text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ทั้ง 3 เฟสจะรวมกันเป็นของแข็งในที่สุด ขั้นตอนแรกในการเกิดผลึกซูโดวอลลาสโทไนต์ (Pseudowollastonite) ตามด้วย $\text{Na}_2\text{O} - 2\text{CaO} - 3\text{SiO}_2$ บนเส้นโค้ง (Boundary curve) CSR ซึ่งของเหลวจะเดินทางตามเส้นนี้ไปจนถึงจุดคงที่ คือ S ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่ซูโดวอลลาสโทไนต์จะแปรผันเป็นกลับเป็นวอลลาสโทไนต์ (Wollastonite) ได้ อุณหภูมิที่ต่ำกว่าจุด R เกิดปฏิกิริยา $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 + \text{liquid R} = \text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2 + \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ จะเกิดขึ้นจนกว่าของเหลวถูกใช้จนหมด ถ้าองค์ประกอบตั้งต้น คือ $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 - \text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ ผลลัพธ์ที่ได้จะคล้ายกับบริเวณซูโดวอลลาสโทไนต์ ยกเว้นแต่เฟสทุติยภูมิเกิดการแยกตัวเป็นทริไดไมท์ (Tridymite) บนเส้นโค้ง UTQP และเกิดปฏิกิริยาที่จุด Q ได้ $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 + \text{liquid R} = \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ เป็นปฏิกิริยาประเภทเดียวกันดำเนินไปจนเกิดการคงที่ที่จุด N แต่ $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2$ ถูกแทนที่ด้วย SiO_2 การผสมขององค์ประกอบภายในเฟสทุติยภูมิ $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2 - \text{SiO}_2$ เกิดเป็นผลึกของแข็งที่สมบูรณ์ที่จุด Ternary eutectic ณ จุด O การผสมกันทางด้านซ้ายภายในพื้นที่ $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ บนเส้นโค้ง NRSC เกิด

การแยกตัวของ $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2$ และหายไปที่จุด N หรือ บนเส้นโค้ง RQ ที่ถูกขวางด้วยเส้นทางการเกิดผลึก $\text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ ตามด้วยการเกิดผลึก $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2$ บนเส้นโค้ง NO แข็งตัวสมบูรณ์ที่จุด O โดยเกิดการผสมกันทางด้านขวาภายในพื้นที่ $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ ซึ่งการแยกตัวในระดับเบื้องต้นของโพลีซิลิเกตจะเกิดปฏิกิริยาบนเส้นโค้ง RQ โดยเกิด $\text{Na}_2\text{O} \cdot 3\text{CaO} \cdot 6\text{SiO}_2$ และ $\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ จะหายไป โดยขึ้นอยู่กับองค์ประกอบในขั้นตอนถัดไปที่จะแยกกันจนเป็น $\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2$ หรือ ตรีไดไมท์ หรือ ควอตซ์ (Quartz) ของเหลวจะหมดไปที่จุด Ternary eutectic จุด O (Fleischer, 1964)



รูปที่ 2.4 ระบบเฟสทุติยภูมิทั้ง 3 สาร $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$ ของ Morey and Brown (1925) และ Senit (1953)

(ที่มา : Fleischer, M., (1964). Data of Geochemistry. United States of America: U.S. Government Publishing Office. 32, 1-173.)

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.4.1 ศึกษาการทำลูกตาเทียมแบบพูนจากวัสดุเซรามิกและวัสดุพอลิเมอร์เชิงพาณิชย์

ภาพรวมของวัสดุเซรามิกที่ใช้งานทางค้ำในปัจจุบันถูกจัดอยู่ในตารางที่ 2.6 ในช่วงแรก ๆ ลูกตาเทียมถูกพัฒนาโดย Mules เป็นแก้วทรงกลมลักษณะไม่มีรูพูน แต่เนื่องด้วยมีความเปราะแตกหักง่าย ปัจจุบันจึงถูกยกเลิกไม่นำมาใช้งาน ต่อมาในปี 1970 ลูกตาเทียมเซรามิกพูนที่ทำจากไฮดรอกซีอะพาไทท์ (Hydroxyapatite, HA) โดยใช้กระดูกวัว ชื่อทางการค้า เรียกว่า “Molteno M-Sphere” (รูปที่ 2.5a) ได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก เพราะเนื้อเยื่อภายในเบ้าตาสามารถฝังตัวยึดกับรูพูนได้ดี ลดอัตราการเคลื่อนที่หลุดออกจากเบ้าตาและการกรอกตาไปมาจะสอดคล้องโดยตรงกับการเคลื่อนไหวของลูกตาเทียมได้ดีมากยิ่งขึ้น แต่เนื่องด้วยมีราคาแพงและเปราะมากกว่าลูกตาเทียมชนิดอื่น ๆ จึงเป็นข้อจำกัดที่พัฒนาต่อ ในปี 1983 โดย Perry ผลิตลูกตาเทียมจากปะการัง ชื่อทางการค้า เรียกว่า “Bio-Eye sphere” มีโครงสร้างรูพูนคล้ายกับที่ทำจากกระดูกวัว แต่ได้ผลลัพธ์หลังผ่าตัดในการใช้งานระยะยาวที่ดีกว่า หากเปิดเปลือกตาขึ้นมีแนวโน้มจะเห็นลูกตาเทียมไหลออกมาบ้างเล็กน้อย ข้อจำกัด คือ ทำลายระบบนิเวศน์และราคาแพง จึงเกิดการสังเคราะห์ HA ชื่อทางการค้า เรียกว่า “FCI3” ราคาค่อนข้างถูก จึงเป็นทางเลือกที่น่าสนใจ แต่ข้อจำกัดหลัก ๆ ของ HA คือ ผิวหยาบขรุขระจำเป็นต้องใช้วัสดุห่อหุ้มก่อน เช่น ตาขาว เนื้อเยื่อหุ้มกล้ามเนื้อ ตาข่ายพอลิเมอร์ (รูปที่ 2.5b) เพื่อเพิ่มความสะดวกในการเย็บกล้ามเนื้อตาเข้ากับลูกตาเทียมและเลี่ยงการเสียดสีที่เย็บตา ในปี 1990 มีการผลิตลูกตาเทียมเซรามิกพูนที่ทำจากอลูมินา (Alumina) ชื่อทางการค้า เรียกว่า “Bioceramic implant” (รูปที่ 2.5c) เมื่อเทียบกับ HA มีน้ำหนักเบากว่าครึ่งหนึ่ง ลดการหย่อนของเปลือกตาล่าง ผิวเรียบมากกว่าลดการไหลของลูกตาเทียมและลดการเสียดสีระหว่างเนื้อเยื่อภายในเบ้าตา ในปัจจุบันกลาสและกลาสเซรามิก (Glass and Glass ceramic) นิยมนำมาใช้งานในวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue engineering) ซึ่งสามารถสร้างพันธะกับกระดูก (Hard tissue) และเนื้อเยื่ออ่อน (Soft tissue) ลดภาวะการเกิดแทรกซ้อนหลังผ่าตัดในผู้ป่วยสภาวะไร้ดวงตาตั้งแต่กำเนิด (Anophthalmic socket) ลูกตาเทียมไบโอกลาสและกลาสเซรามิกพูนนิยมทำจาก 45S5 Bioglass และ Biosilicate (รูปที่ 2.5d) โดยในปี 2014 มีการทดลองกับกระต่ายและมนุษย์ พบว่าสามารถเข้ากันได้ดีไม่เกิดปฏิกิริยาที่ก่อให้เกิดอันตรายและภาวะแทรกซ้อนหลังผ่าตัด ต่อมาได้มีการพัฒนาลูกตาเทียมเซรามิกพูนทำจาก α -TCP cement เพื่อให้สามารถขึ้นรูปได้ง่ายขึ้น (รูปที่ 2.5e) แต่ข้อจำกัดคือ ใต้รูพูนที่มีขนาดใหญ่ไม่เหมาะกับการฝังตัวของเนื้อเยื่อ (Chalasan, 2007)

ส่วนลูกตาเทียมแบบพูนจากพอลิเมอร์ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน คือ Medpor ทำจากพอลิเอทิลีน (Polyethylene; PE) (รูปที่ 2.5f) มีความหนาแน่นสูง แข็งแรงและยืดหยุ่น เมื่อเปรียบเทียบกับ Bio-Eye (HA จากปะการัง) พบว่า Medpor มีพื้นผิวเรียบและราคาที่ถูกลง แต่ความพูนตัวต่ำ

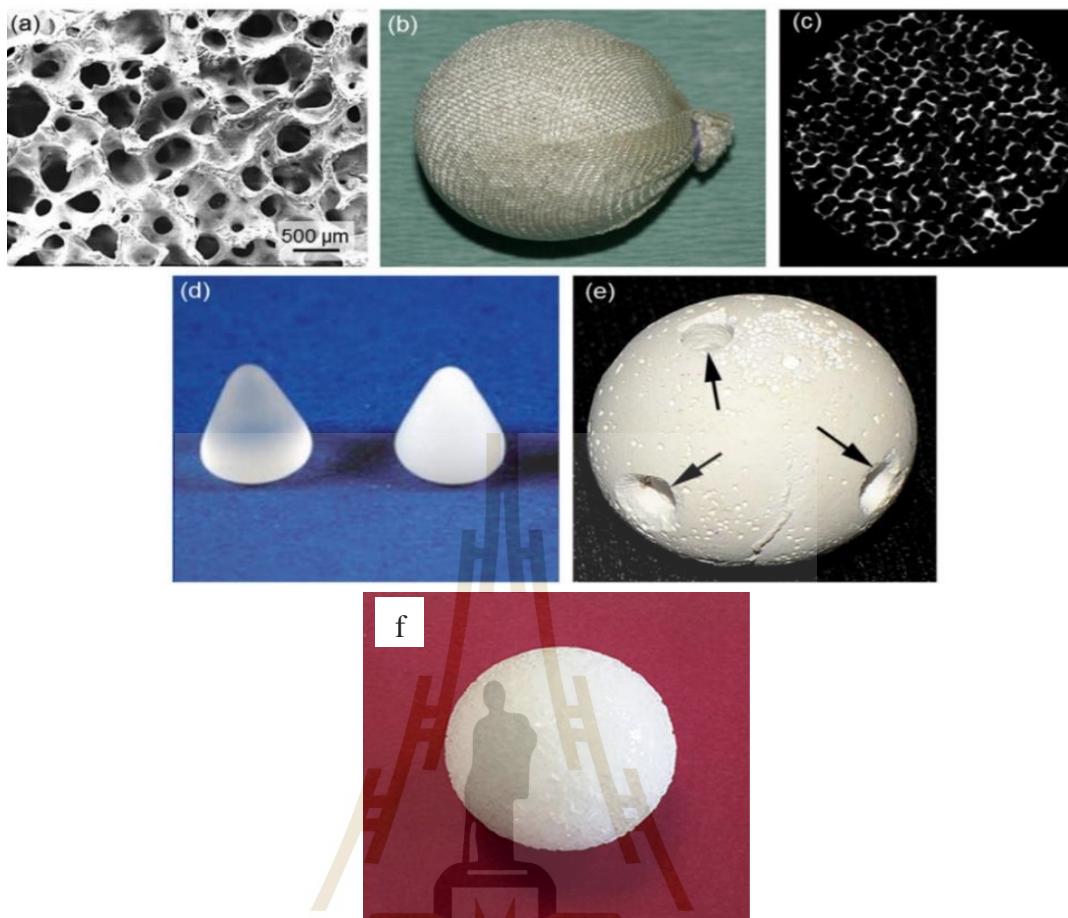
เป็นข้อเสียหลัก ทำให้เนื้อเยื่อยึดเกาะกับลูกตาเทียมได้ไม่ดี อาจต้องใช้วัสดุห่อหุ้มลูกตาเทียมก่อน ผ่าตัดเย็บติดกับเนื้อเยื่อภายในเบ้าตา (Baino, 2016) สามารถเปรียบเทียบข้อดี-ข้อเสียได้ดังตารางที่ 2.6

ตารางที่ 2.6 ลูกตาเทียมที่ใช้งานทางการค้าในปัจจุบัน

ชื่อทางการค้า	วัสดุ	ราคา* (\$)	ขนาดรูพรุน (ไมครอน)	ความพรุนตัว
Molteno	HA จากกระดูกวัว	600	-	-
Bio-Eye	HA จากปะการัง	650	300 – 700	2/3
FCI3	HA สังเคราะห์	500	300 – 500	1/2
Bioceramic implant	อลูมินา	500	500	4/5
Medpor	พอลิเอทิลีน (PE)	520	100 - 1000	2/3

*US dollars อ้างอิงจาก Chalasani, R. et al. (2007). Porous Orbital Implants in Enucleation: A Systematic Review. Survey of Ophthalmology, 52(2), 145–155.





รูปที่ 2.5 ลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพรุน

(a) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด Molteno M-Sphere (bovine hydroxyapatite) จากกระดูกลูกวัว

(b) HA จากปะการังถูกห่อหุ้มด้วยพอลิเมอร์

(c) ภาพจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตรของลูมินาขนาดรูพรุนประมาณ 500 ไมครอน

(d) ลูกตาเทียมทรงกรวยจาก 45S5 Bioglass (ซ้าย) กับ Biosilicate (ขวา)

(e) α -TCP cement พร้อมรูพรุนของใหญ่

และ (f) พอลิเอทิลีนทรงกลมพรุน (PE porous sphere)

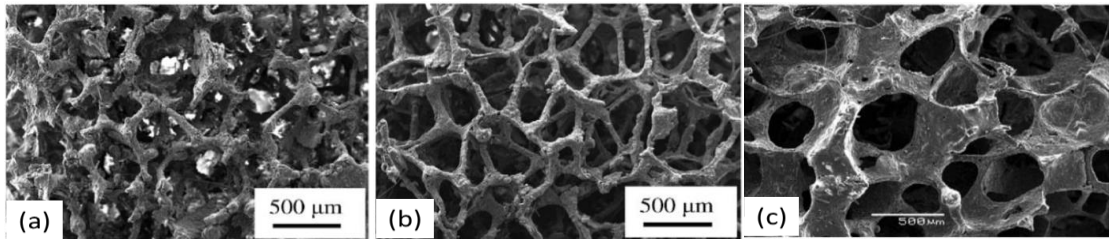
(ที่มา : Baino, F. and Potestio, I., (2016). Orbital implants: State of the art review with emphasis on biomaterials and recent advances. *J. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl*, 69, 1410–1428.

2.4.2 ศึกษาการการทำวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue engineering)

วิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูกมีลักษณะเป็นโครงสร้างร่างแห (Scaffold) ปริมาตรรูพรุนสูง ความแข็งแรงเชิงกล ชีวภาพและเมื่อทำหน้าที่ที่สมบูรณ์สามารถสลายตัวโดยไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อร่างกาย โดย Scaffold ในอุดมคติสำหรับวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูกต้องเป็นไปตามข้อกำหนดทั้ง 7 ข้อดังนี้

1. เซลล์สามารถเกิดการส่งผ่านระหว่างกันและกัน (Ability to deliver cells)
2. เหนียวนำไปเกิดการสร้างกระดูกใหม่ได้ดี (Excellent osteoconductive)
3. ย่อยสลายเป็นสารชีวภาพ (Good biodegradability)
4. คุณสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม (Appropriate mechanical properties)
5. ปริมาตรรูพรุนมากกว่าร้อยละ 90 (Highly porous structure: porosity)
6. สามารถขึ้นรูปแบบซับซ้อนได้ (Irregular shape fabrication ability)
7. ศักยภาพทางการค้า (Commercialization potential) (Baino, 2014)

กลาสเซรามิกชีวภาพ (Bioactive glass) นั้นมีคุณสมบัติใน 3 ข้อแรก ซึ่งมีการใช้ระบบแก้ว 45S5 Bioglass ขึ้นรูปด้วย Replication technique เพื่อให้เป็นไปตามเกณฑ์ ข้อ 5 – 7 เเผที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง เกิดโครงสร้างร่างแห (Scaffold) มีปริมาตรรูพรุนประมาณร้อยละ 90 ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 510 – 720 ไมครอน ดังรูปที่ 2.6 ที่เปรียบเทียบขนาดของแกนโครงสร้างร่างแห (Cell struts) ในการเผที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง ทำให้แกนโครงสร้างร่างแหขนาดมีความหนาแน่นมากกว่าการเผที่อุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 5 ชั่วโมง และอุณหภูมิ 950 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง (เกิดผลึกขนาดเล็กของ $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ ประมาณ 0.5 ไมครอน) เมื่อทดลองแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) เป็นเวลา 28 วัน จึงเกิดเฟสแคลเซียมฟอสเฟต (Calcium phosphate phase) โครงสร้างร่างแหมีสมบัติทางกลเพียงพออยู่เพียงชั่วคราว เพื่อทำหน้าที่ชักนำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ก่อนที่จะเกิดการสลายตัวเป็นสารชีวภาพ ซึ่งตารางที่ 2.7 เป็นข้อมูลเปรียบเทียบเป็นข้อมูลเปรียบเทียบคุณสมบัติของโครงสร้างร่างแหแต่ละชนิด (Chen, 2006)



รูปที่ 2.6 โครงสร้างรูพรุนของ 45S5 Bioglass

(a) เผาอุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 5 ชั่วโมง

(b) เผาอุณหภูมิ 950 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

(c) เผาอุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง

(ที่มา : Chen, Q. C. et al., (2006). 45S5 Bioglass derived glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *J. Biomaterials*, 27(11), 2414–2425.)

ตารางที่ 2.7 การเปรียบเทียบคุณสมบัติของโครงสร้างร่างแหแต่ละชนิดของวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก

เทคนิค	วัสดุ	รูพรุนร้อยละ	ขนาดรูพรุน (ไมครอน)	รูพรุนปิด (C) หรือเปิด (O)	ความแข็งแรงต่อแรงอัด (เมกะปาสคาล)
Polymer sponge	•45S5 Bioglass	89 – 92	510 – 720	O	0.27 – 0.42
	•Glass-reinforced HA	85 – 97.5	420 – 560	O	0.01 – 0.175
	•HA	86	420 – 560	O	0.21
Gel-casting/ foamed by vigorous stirring	• HA	76.7 – 80.2	20 – 1000	O/C	4.4 – 7.4
Polymer sponge	• HA	70 – 77	200 – 400	O	0.55 – 5
	• β-TCP+HA	73	200 – 400	O	9.8
Sol-gel / foamed by vigorous stirring	•Bioactive glasses	70 – 95	600	O/C	0.5 – 2.5

(ที่มา : Chen, Q. C. et al., (2006). 45S5 Bioglass derived glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *J. Biomaterials*, 27(11), 2414–2425.)

2.4.3 ศึกษาการทำกลาสเซรามิกพอร์น (Porous glass-ceramic)

ในปี 1990 กลาสเซรามิกพอร์นถูกทดลองใส่เข้าไปในเบ้าตาของกระต่ายเป็นเวลา 6 เดือน จากนั้นทำการอัลตราซาวด์พบหลอดเลือด (Vascularization) ฝังตัวที่รูพอร์นประมาณร้อยละ 90 เมื่อเปรียบเทียบกับพอลิเอทิลีนพอร์น (Porous polyethylene) อัตราเร็วในการฝังตัวของเส้นเลือดกลาสเซรามิกพอร์นเร็วกว่ามาก ต่อมาคณะของ Murilo Camuri Crovace (2016) ได้ทำการวิเคราะห์วิทยานิพนธ์มากกว่า 30 เรื่องเกี่ยวกับการทดสอบระบบกลาส Biosilicate ซึ่งเป็นกลาสชีวภาพ (Bioactive glass = Bioglass) ที่มีคุณสมบัติเหมาะสำหรับการใช้งานในวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก เพราะสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ (Osteoconductive) ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ในร่างกาย (Non-cytotoxic) ไม่เป็นพิษต่อหน่วยทางพันธุกรรม (Non-genotoxic) และต้านเชื้อแบคทีเรียได้ (Antibacterial) ข้อจำกัดของ Bioactive คือ มีความแข็งแรงกลเชิงกลต่ำ (Mechanical strength) และความต้านทานการแตกหักต่ำ (Fracture toughness) ความแข็งแรงต่อแรงดัด (Bending strength) ประมาณ 70 เมกะปาสคาล ดังตารางที่ 2.8 จึงจำเป็นต้องเพิ่มประสิทธิภาพแรงเชิงกลโดยการพัฒนาเป็น Bioactive glass-ceramic หรือ เป็นที่รู้จักกันดีในชื่อ Ceravital, Bioverit และ A/W Cerabone ซึ่งทั้ง 3 แบบมีองค์ประกอบของวัฏภาคแก้ว (Glassy phase) ดีวิตไรท์ (Devitrite) และผลึกอะพาไทต์เสริมกับผลึกโวลลาสโทไนต์ลักษณะแท่งเข็ม ต่อมาปี 2010 Zanolto และ Peitl ใช้ Biosilicate glass-ceramic $23.75\text{Na}_2\text{O} - 23.75\text{CaO} - 48.5\text{SiO}_2 - 4\text{P}_2\text{O}_5$ ร้อยละโดยน้ำหนัก (wt%) ซึ่งมีทั้งเฟสโซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Sodium-calcium silicate phase) และเฟสโซเดียมแคลเซียมฟอสเฟต (Sodium-calcium phosphate phase) ขึ้นรูปด้วยวิธี Replication technique โดยใช้ฟองน้ำพอลิยูรีเทน (Polyurethane, PU) จุ่มลงไปใต้น้ำสลิบที่ประกอบไปด้วยร้อยละ 57 โดยน้ำหนักของไอโซโพรพิลแอลกอฮอล์ (Isopropyl alcohol = 99.5% J.T. Baker) ร้อยละ 3 โดยน้ำหนัก ของพอลิไวนิล Butryal (Polyvinyl butyral, PVB Butvar B98) และร้อยละ 40 โดยน้ำหนักของผง Biosilicate ขนาดอนุภาคเฉลี่ย 3 ไมครอน หลังจากเผาแล้วจะให้ความพรุนร้อยละ 92 ขนาดรูพอร์น 400 – 900 ไมครอน ดังรูปที่ 2.7a และ 2.7b จากนั้นนำชิ้นงานทดลองแช่ในสาร SBF เป็นเวลาเป็นระยะเวลา 10 วัน พบว่าเกิดชั้นไฮดรอกซีคาร์บอเนตอะพาไทต์ (Hydroxy carbonate apatite layer, HCA) เกาะอยู่บนผิวของแกนโครงสร้างร่างแห (Strut) ซึ่ง HCA มีองค์ประกอบทางเคมีและโครงสร้างคล้ายกับเฟสอะพาไทต์ที่พบในได้ในเนื้อเยื่อกระดูก (Bone tissue)

กลาสเซรามิกระบบ Biosilicate ถูกทำการทดลองปรับเปลี่ยนปริมาณองค์ประกอบทางเคมีที่มีความแตกต่างและหลากหลายสูตร โดยได้ทดสอบกับสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ สัตว์ทดลอง และมนุษย์ พบว่ามีคุณสมบัติเหมาะสมที่สุดสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ได้หลากหลายรูปแบบดังที่กล่าวมาในข้างต้น ลูกตาเทียม HA และ Alumina ที่มีอยู่ทางการค้านี้มี

ความเปราะและผิวหยาบขรุขระ ส่งผลให้เกิดความซับซ้อนในการผ่าตัด หรือ หลังผ่าตัดเนื้อเยื่อภายในเบ้าตาเกิดการอักเสบจากการเสียดสีกันระหว่างลูกตาเทียมกับเนื้อเยื่อ ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องการพัฒนาให้มีผิวเรียบและเพิ่มความคงทนในการใช้งานโดยเลือกแก้วระบบ Biosilicate glass-ceramic ที่สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์และเพิ่มความแข็งแรงเชิงกล

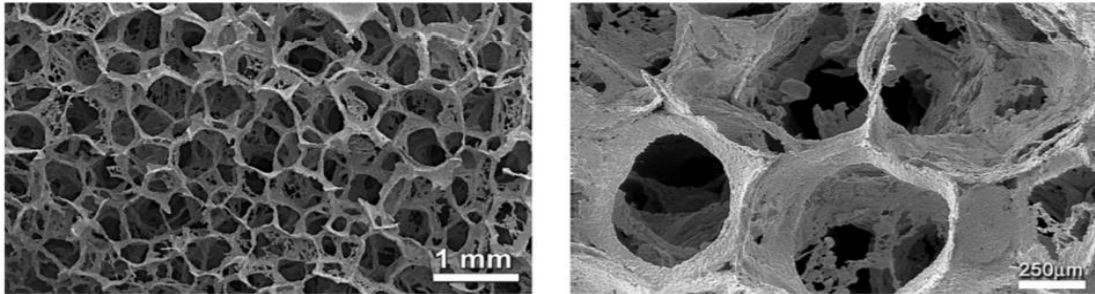
ตารางที่ 2.8 คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ทางการแพทย์

วัสดุ เซรามิก ชีวภาพ	ความแข็งแรง ต่อการโค้งงอ (เมกะ ปาสคาล)	ความแข็งแรง ต่อแรงอัด (เมกะ ปาสคาล)	Young's modulus (จิกะ ปาสคาล)	โครงสร้าง	การ เปลี่ยนรูป
Bioglass 45S5	40	-	60	Glass	ยาก
Bioglass 52S4.6	40	-	60	Glass	ยาก
Cerabone A/W	215	1080	120	β -CaSiO ₃ + apatite + glass ⁽¹⁾	ยาก
Ceravital	100 - 150	500	100 - 160	Devitrite + apatite + glass ⁽¹⁾	ยาก
Bioverit I	140 -180	500	70 - 90	Mica + apatite + glass ⁽¹⁾	ง่าย
HAs	50 - 200	500 - 1000	80 - 110	Apatite ⁽²⁾	ยาก
Biolox Forte	466	4400	380	α - Al ₂ O ₃	ยาก
Biosilicate	120 - 210	-	70 - 80	1N2C3S	ปานกลาง

Cerabone A/W = Ceravital = Bioverit I = Biosilicate = Glass-ceramic / Has: HA สังกะระห

/ (1): ไม่ทราบองค์ประกอบ / (2): (Ca)₁₀(PO₄)₆(OH)₂

(ที่มา : Crovace, M.C. et al., (2016). Biosilicate®—A multipurpose, highly bioactive glass-ceramic. In vitro, in vivo and clinical trials. *J. Non. Cryst. Solids*, 432(Part A), 90-110.)



รูปที่ 2.7 โครงร่างตาข่ายของ Biosilicate $23.75\text{Na}_2\text{O} - 23.75\text{CaO} - 48.5\text{SiO}_2 - 4\text{P}_2\text{O}_5$ (wt%) ร้อยละโดยน้ำหนัก (a) ความพรุนร้อยละ 92 (b) ขนาดรูพรุน 400 – 900 ไมครอน (ที่มา : Crovace, M.C. et al., (2016). Biosilicate®—A multipurpose, highly bioactive glass-ceramic. In vitro, in vivo and clinical trials. *J. Non. Cryst. Solids*, 432(Part A), 90-110.)

2.4.4 ศึกษาการปลูกถ่ายกระดูกเทียม (Artificial bone graft) ด้วย CaSiO_3

การปลูกถ่ายกระดูกเทียมจากโวลลาสโทไนต์ถูกใช้งานอย่างแพร่หลาย เพราะมีคุณสมบัติช่วยในการฟื้นฟูกระดูกและเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ CaSiO_3 เหมาะสำหรับการรักษาปลูกถ่ายกระดูกเทียมแทนกระดูกที่ผิดรูป (Orthopedics) ให้กับผู้ป่วยที่กระดูกหัก หรือ ได้รับบาดเจ็บที่กล้ามเนื้อและเส้นเอ็น หลังการผ่าตัดออร์โธปิดิกส์ทำให้ผู้ป่วยสามารถกลับมาทำกิจวัตรประจำวันได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ CaSiO_3 ยังเป็นโครงสร้างหลักของการเกิดแก้วและสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอะพาไทต์หลังแช่ SBF ได้รวดเร็วมากกว่า Bioglass และ Glass-ceramic ในการทดลองผู้วิจัย Luqman A. Adams (2018) จะเตรียมโวลลาสโทไนต์จากโซเดียมเมทาซิลิเกตทางการค้าเปรียบเทียบกับดินเบนโทไนท์ เพื่อพัฒนาโวลลาสโทไนต์เชิงพาณิชย์ให้มีต้นทุนการผลิตต่ำ ทั้ง 2 ตัวอย่างหลังแช่ SBF ภายใน 12 ชั่วโมง พบอะพาไทต์เกาะบนผิว ดังนั้นดินเบนโทไนท์ที่มีราคาถูก หาซื้อได้ง่าย และมีศักยภาพเพียงพอต่อการเป็นแหล่งกำเนิดโวลลาสโทไนต์และนำไปใช้งานทำกระดูกเทียมได้

2.4.5 ศึกษาความเป็นไปได้ในการทำลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพรุนจาก CaSiO_3

ผู้วิจัย Francesco Baino (2018) ทำการเปรียบเทียบลูกตาเทียมพรุนที่ทำจากแก้วแคลเซียมซิลิเกต $57\text{SiO}_2 - 30\text{CaO} - 6\text{Na}_2\text{O} - 7\text{Al}_2\text{O}_3$ ร้อยละโดยโมล (mol%) กับลูกตาเทียมพรุนทางการค้า Bioceramic implant และ Medpor implant โดยหลอมแก้วแคลเซียมซิลิเกต ณ อุณหภูมิ 1550 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง แล้วจึงขึ้นรูปด้วยเทคนิค Replica method อบอ่อนแก้วแคลเซียมซิลิเกต ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 3 ชั่วโมง พบเฟสโวลลาสโทไนต์ที่

สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์ มีรูพรุนเปิดมากกว่าร้อยละ 95 และหลังจากแช่ SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน น้ำหนักเสถียรไม่มีการเปลี่ยนแปลงจึงเป็น Bioinert ที่มีความคงทนเหมาะสมสำหรับการใช้งาน ซึ่งเทียบกับ Medpor จะมีรูพรุนหลากหลายรูปร่างและกระจายตัวไม่มีความสม่ำเสมอและมี struts ขนาดใหญ่ ส่วน Glass-ceramic มีโครงสร้างจุลภาคลักษณะของรูพรุนรูปร่างส่วนใหญ่ค่อนข้างกลมและกระจายตัวสม่ำเสมอคล้ายกับ Bioceramic ซึ่งมีข้อมูลเปรียบเทียบดังตารางที่ 2.9 เนื่องจาก Bioceramic มีการขึ้นรูปที่อุณหภูมิสูงกว่า 1600 องศาเซลเซียส ขณะที่ Medpor มีกระบวนการขึ้นรูปที่ซับซ้อน ซึ่งเป็นข้อจำกัดเรื่องราคาที่สูง Glass-ceramic implant จึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่น่าสนใจ เนื่องจากมีราคาถูกขึ้นรูปง่ายสามารถควบคุมปริมาณความพรุนและลักษณะรูพรุนได้ดี ทำให้ผู้ป่วยจำนวนมากสามารถเข้าถึงได้ง่ายกว่าแบบ Medpor และ Bioceramic

ตารางที่ 2.9 การเปรียบเทียบโครงสร้างจุลภาคของลูกตาเทียม

ลูกตาเทียม	ความพรุนตัวร้อยละ	ขนาดรูพรุนเฉลี่ย (ไมครอน)	ความหนาของ strut (ไมครอน)	อัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตร (ต่อมิลลิเมตร)
Glass-ceramic implant	55 ± 2.8	242 ± 20	197 ± 20	16.2 ± 2
Bioceramic implant	85.3 ± 1.7	440 ± 10	93 ± 5	38.3 ± 1.5
Medpor implant	56.1 ± 2.9	380 ± 40	307 ± 35	15.8 ± 2

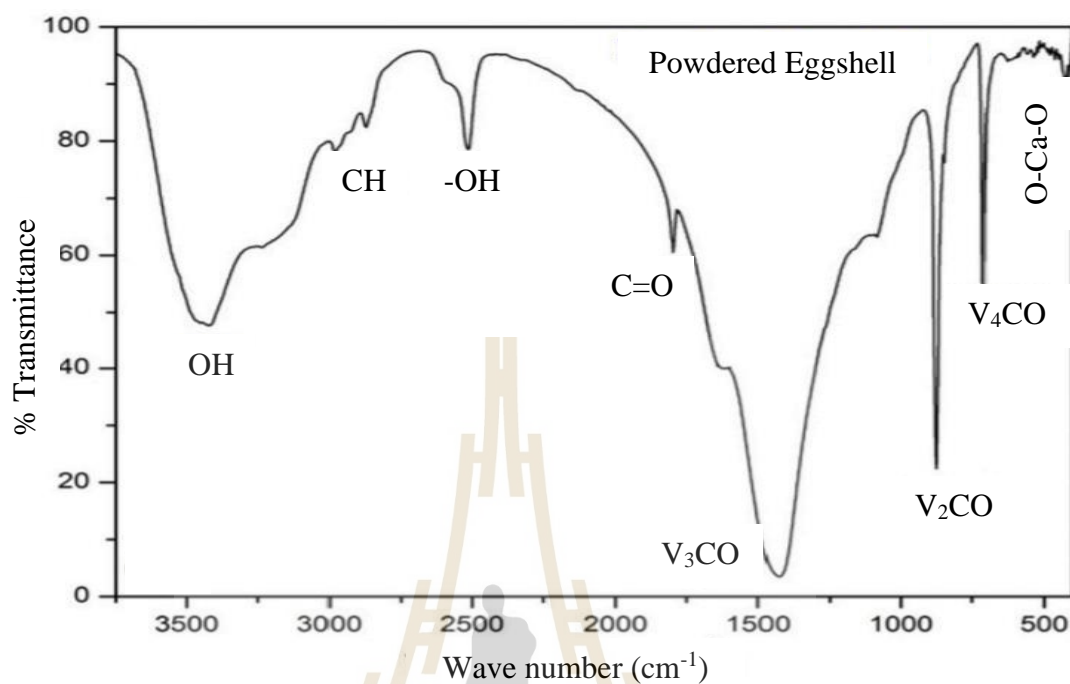
(ที่มา : Baino, F. (2018). Porous glass-ceramic orbital implants: A feasibility study. *J. Mater. Lett*, 212, 12-15.)

2.4.6 ศึกษาการสังเคราะห์ CaSiO_3 จากเปลือกไข่

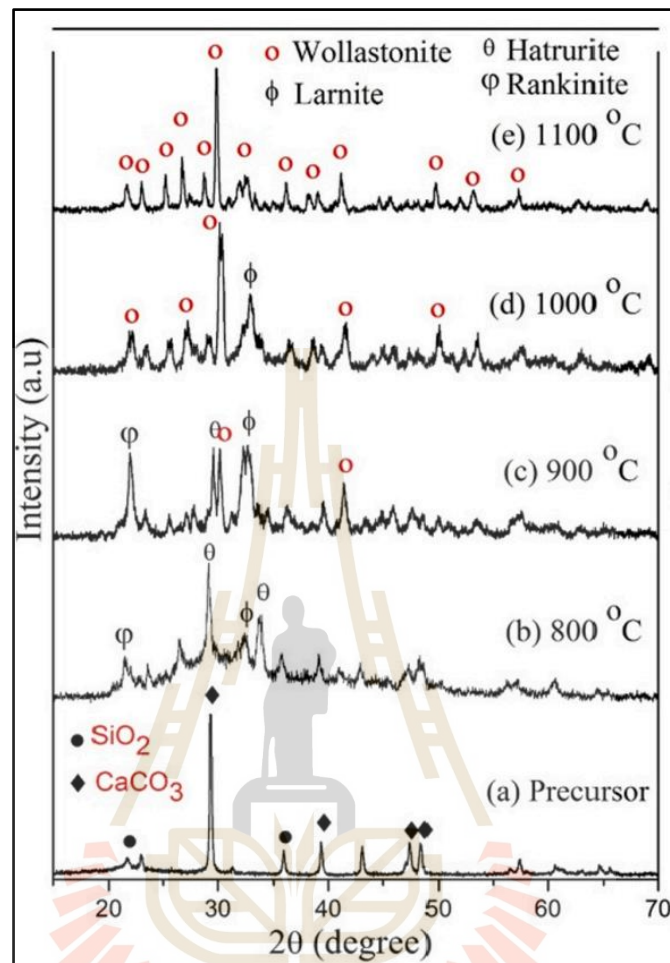
ผู้วิจัย Rajan Choudhary (2021) เลือกว่าวัสดุเหลือทิ้งที่มีประสิทธิภาพ นำมาแทนที่สารที่ได้จากการสังเคราะห์และมีความเป็นพิษ เพื่อทำเป็นวัสดุชีวภาพ (Biomaterials) เปลือกไข่เป็นขยะเหลือทิ้งจากภาคอุตสาหกรรมอาหาร 2,500,000 ตันต่อปี เมื่อปล่อยทิ้งไว้จะเป็นมลภาวะต่อสิ่งแวดล้อม ส่งกลิ่นเหม็นและเกิดการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ เปลือกไข่เป็นที่ต้องการมากกว่าเปลือกหอยนางรม หอยเชอร์รี่และหอยคอร์บิคูลา เนื่องจากเป็นแหล่งแคลเซียมที่อุดมไปด้วย CaCO_3 มากกว่าร้อยละ 95 ง่ายและมีขั้นตอนการกำจัดสิ่งสกปรกที่สะดวกรวดเร็ว จึงเลือกใช้เปลือกไข่ นำมาเป็นแหล่ง CaCO_3 ในการสังเคราะห์โพลีแลสโตนีต วัสดุชีวภาพที่ใช้งานทางการแพทย์ เช่น อุด

พ่น สารทดแทนกระดูก สารเคลือบผิวโลหะสำหรับฝังเข้าร่างกาย โดยล้างเปลือกไขให้สะอาดแล้วต้ม ๓ ชั่วโมง อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 3 ชั่วโมง พร้อมกวนอย่างต่อเนื่อง จากนั้นอบให้แห้งที่ อุณหภูมิ 150 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 วัน วิเคราะห์ผลด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรด สเปกโตรสโกปี (FTIR) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) และการวิเคราะห์ ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDX) ได้ผลลัพธ์ดัง รูปที่ 2.8a โดยพบว่าที่ Wavenumber 422 ต่อเซนติเมตร เกิดการสั่นสะเทือนของพันธะ O-Ca-O ที่ Wavenumber 1429, 875 และ 713 ต่อเซนติเมตร เกิดการสั่นแบบไม่สมมาตร V_3 และเกิดการสั่นแบบสมมาตร V_2 และ V_4 ของกลุ่มคาร์บอเนต ช่วง Wavenumber 2517 ถึง 1795 ต่อเซนติเมตร เกิดการสั่นแบบ ยืดขยายในกลุ่มกรดไฮโดรเจน (-OH) และพันธะ C=O ที่ Wavenumber 2980 และ 2873 ต่อ เซนติเมตร เกิดการสั่นในพันธะ C—H และสุดท้ายเกิดการสั่นของ OH ที่ Wavenumber 3442 ต่อ เซนติเมตร โดยรูปที่ 2.9a แสดงสารประกอบวัสดุตั้งต้น SiO_2 และ $CaCO_3$ ของการเกิดโพลลาสโทไนต์ รูปที่ 2.9b หลังจากเผา ๓ ชั่วโมง อุณหภูมิ 800 องศาเซลเซียส พบเฟส Larnite (Ca_2SiO_4), Rankinite ($Ca_3Si_2O_7$) และ Hatrurite (Ca_3SiO_5) เพราะอัตราส่วนไม่สมมาตรมีปริมาณของแคลเซียมมากเกินไป รูปที่ 2.9c เผา ๓ ชั่วโมง อุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส พบปริมาณของทั้ง 3 เฟส สูงมากขึ้น รูปที่ 2.9d เผา ๓ ชั่วโมง อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส พบว่าสามารถกำจัดเฟส Rankinite และ Hatrurite ออกไปได้ และ ปริมาณของ Larnite ลดน้อยลง รูปที่ 2.9e เผา ๓ ชั่วโมง อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส มีเพียงเฟสโพลลาส โทไนต์อย่างเดียวเมื่อเทียบกับ รูปที่ 2.9f ซึ่งเป็นโพลลาสโทไนต์สังเคราะห์ (JCPDS data card: 900-5779)

เปลือกไขที่มีองค์ประกอบของ $CaCO_3$ เป็นหลักปริมาณกว่าร้อยละ 95 จึงสามารถ สามารถนำมาเป็นส่วนผสมในการสังเคราะห์สารโพลลาสโทไนต์ได้ ซึ่งจะเริ่มต้นเกิดผลึกในช่วง อุณหภูมิ 870 – 890 องศาเซลเซียส เป็นต้นไป และมีผลึกโพลลาสโทไนต์ที่สมบูรณ์ไม่มีสิ่งเจือปน ณ อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส



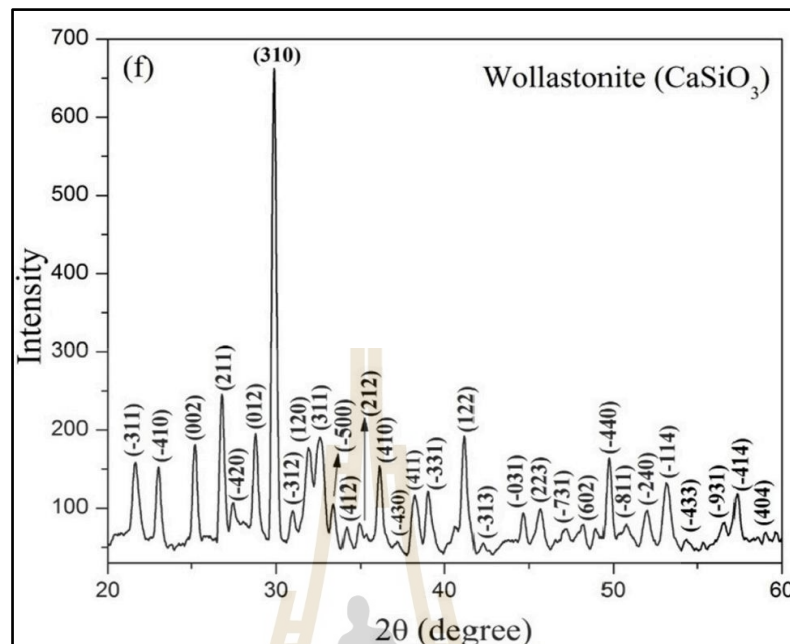
รูปที่ 2.8 ผลฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปีของการสังเคราะห์ CaSiO_3 จากเปลือกไข่ (ที่มา : Choudhary, R. et al., (2021). Biomineralization, dissolution and cellular studies of silicate bio-ceramics prepared from eggshell and rice husk. *J. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl*, 118, 1-17.)



รูปที่ 2.9 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของการสังเคราะห์ CaSiO₃ จากเปลือกไข่

(a) โวลลาสโทไนต์ตั้งต้น (b-e) โวลลาสโทไนต์เผา ณ อุณหภูมิที่แตกต่างกัน

(ที่มา : Choudhary, R. et al., (2021). Biomineralization, dissolution and cellular studies of silicate bioceramics prepared from eggshell and rice husk. *J. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.*, 118, 1-17.)

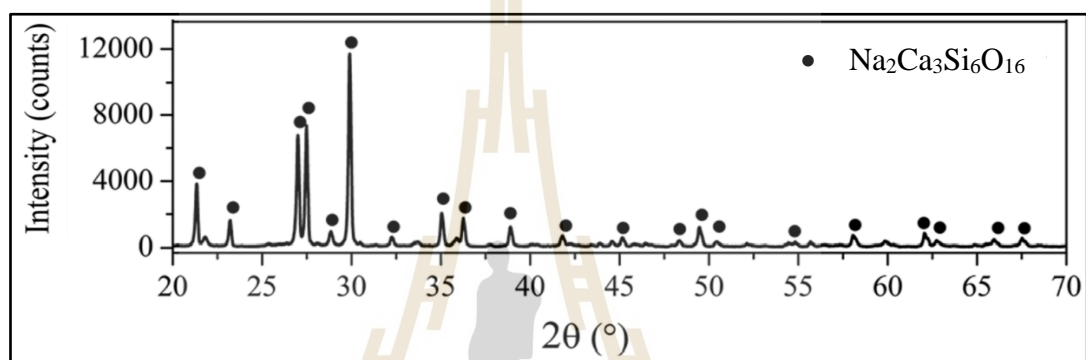


รูปที่ 2.10 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของ CaSiO_3 จากเปลือกไข่ (f) โวลลาสโทไนต์สังเคราะห์ (ที่มา : Choudhary, R. et al., (2021). Biomineralization, dissolution and cellular studies of silicate bioceramics prepared from eggshell and rice husk. *J. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl*, 118, 1-17.)

2.4.7 ศึกษาเฟสดีวิไทรท์ (Devitrite)

ผู้วิจัย Butt et al. พบว่ากลาสเซรามิกที่มีแก้วดีวิไทรท์ ($\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$; Devitrite glass) มีความเป็นไปได้ที่จะใช้เป็นตัวกระจายแสงและตัวปรับลำแสงโดยไม่สูญเสียความเข้มทั้งหมดของแสง จึงทำการศึกษาการตกผลึก โดยมีองค์ประกอบทางเคมีดังนี้ $10\text{Na}_2\text{O}$. 30CaO . 60SiO_2 ร้อยละโดยโมล (mol%) หลอมแก้วด้วยถ้วยแพลตทินัมที่อุณหภูมิ 1550 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 4 ชั่วโมง จากนั้นทำให้เย็นตัวอย่างยิ่งยวดที่น้ำแก้วบนแผ่นสแตนเลสแล้วกดให้แตก จึงอบอ่อนที่อุณหภูมิ 450 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 3 ชั่วโมง จากนั้นบดแก้วให้มีขนาดประมาณ 38 ไมครอน ต่อด้วยการนำไปวิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-Ray Diffractometer; เอกซเรย์ดิฟแฟรกชัน) รุ่น Rigaku Ultima IV X-ray diffractometer ด้วย $\text{Cu-K}\alpha$ การแผ่รังสี 2θ ช่วง 15° ถึง 60° องศาต่อวินาที โดยก่อนทดสอบจะนำแก้วไปอบอ่อนที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 5 ชั่วโมง พบเฟสดีวิไทรท์ (Card number (23-671) เป็นองค์ประกอบหลักดังรูปที่ 2.10 ซึ่งองค์ประกอบทางเคมีที่ผู้วิจัย Butt et al. ใช้นั้นเป็นหนึ่งในการปรับสูตรในงานวิจัยของผู้วิจัยและอุณหภูมิที่ใช้หลอมแก้วใกล้เคียงกัน

(Rodrigues, A. M, 2018) กลาสโซดาโลมส์ซิลิเกตที่ใช้งานโดยทั่วไปจะมีเฟสของควิตวีไทรท์ ($\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$; Devitrite glass) ซึ่งไม่เป็นอันตราย หรือ ก่อให้เกิดสารพิษ ผู้วิจัยจึงได้นำกลาสซิลิเกตมาใช้ในการทำลูกตาเทียมในระบบ 45S5 ซึ่งเป็นที่นิยมในการทดลองใช้งานทางการแพทย์และต่อด้วยการทำกลาสเซรามิก เพื่อไม่ให้ชิ้นงานไวต่อการเกิดปฏิกิริยา เพิ่มความคงทนในการใช้งานและคงรูปไม่สลายตัวง่าย



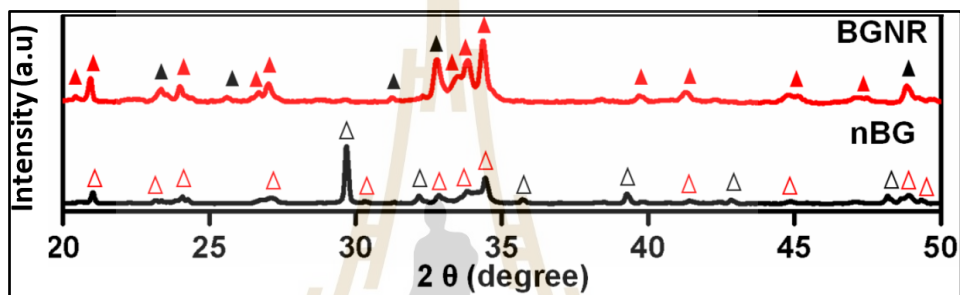
รูปที่ 2.11 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชัน ของแก้วดีวีไทรท์ $10\text{Na}_2\text{O} \cdot 30\text{CaO} \cdot 60\text{SiO}_2$ ร้อยละโดยโมล (mol%)

(ที่มา : Rodrigues, A. M. et al., (2018). Structural effects on glass stability and crystallization. *J. Cryst. Eng. Comm*, 20(16), 2278–2283.)

2.4.8 การนำไปใช้งานด้านวัสดุชีวภาพ

แก้วนาโนที่มีฤทธิ์ทางชีวภาพ (Bioactive glass nanorods) เป็นงานวัสดุชีวภาพชนิดใหม่ที่มีความน่าสนใจในวงการแพทย์ที่จะสร้างกระดูกฝังเป็นรากเทียมก่อนที่จะสร้างเนื้อเยื่อให้เชื่อมประสานกัน ซึ่งผู้วิจัย Ashok rajan (2018) ทำการศึกษาแท่งแก้วนาโนที่มีฤทธิ์ทางชีวภาพ 1 มิติ (One-dimensional bioactive glass nanorods; BGNR) ที่มีองค์ประกอบทางเคมีดังนี้ $45\text{SiO}_2 - 24.5\text{Na}_2\text{O} - 24.5\text{CaO} - 6\text{P}_2\text{O}_5$ ร้อยละโดยโมล ชื่อย่อที่นิยมใช้ คือ 45S5 โดยมีซิลิกาเป็นโครงสร้างแบบอสัณฐาน ส่วนโซเดียมกับแคลเซียมเป็นผลึก ซึ่ง BGNR สังเคราะห์โดยการปรับแต่งพารามิเตอร์ของกระบวนการโซลเจลและผสมด้วยแผ่นกราฟีนออกไซด์ ซึ่งกำจัดออกซิเจนที่สร้างพันธะกับอะโรมาติกคาร์บอน (Aromatic carbon) ทำให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่เรียกว่า รีดิวซ์แกรฟีนออกไซด์ (Reduced graphene oxide, rGO) พบว่าเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่ออ่อน เนื้อเยื่อแข็งและของเหลว ในการเตรียม

BGNR พบเฟสแร่คอมเบียตปริมาณมาก (Combeite high; $\text{Na}_{5.27}\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{18}$) กับเฟสไตรโซเดียมฟอสเฟต (Trisodium phosphate phase ; Na_3PO_4) ในขณะที่ nBG มีโซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Sodium calcium silicates) ประกอบด้วยเฟสคอมเบียต (Combeite; $\text{Na}_4\text{Ca}_4\text{Si}_6\text{O}_{18}$) และเฟสดีวิทไรท์ (Devitrite; $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$) ปรากฏใน ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชัน (Rigaku bench top Miniflex XRD, Japanusing, Cu-K α radiation ($\lambda = 15405 \text{ \AA}$) in a 2θ range between 20 to 50 degrees with the step size of 0.02 and measurement speed $1^\circ/\text{min}$) ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.12 ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของ

nBG มีเฟส \triangle Combeite ($\text{Na}_4\text{Ca}_4\text{Si}_6\text{O}_{18}$), \blacktriangle Devitrite ($\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$) และ

BGNR มีเฟส \blacktriangle Tri Sodium Phosphate (Na_3PO_4), \blacktriangle Combeite high

($\text{Na}_{5.27}\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{18}$)

(ที่มา : Raja, A. et al., (2018). Decoration of 1-D nano bioactive glass on reduced graphene oxide sheets: Strategies and in vitro bioactivity studies.

J. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl, 17, 1-33.)

2.4.9 สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluids; SBF)

สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluids; SBF) มีความเข้มข้นของไอออนใกล้เคียงกับพลาสมาในเลือดของมนุษย์และค่า pH 7 ใช้ในการศึกษาวัสดุชีวภาพที่ทดสอบใน SBF ซึ่งเป็นวิธีการวิจัยที่มีราคาถูกและจริยธรรม (เลี้ยงทดสอบการเพาะเลี้ยงในเซลล์และการทดสอบในสัตว์) ผู้วิจัย Monika Pietrzynska (2017) ทำการศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความไม่เสถียรของสาร SBF เช่น ค่า pH และปริมาณความเข้มข้นของไอออน Na^+ กับ Ca^{2+} ที่เปลี่ยนแปลงไปในการทดสอบวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพที่ผิวมีชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์แซใน SBF โดยเปรียบเทียบกับ SBF ที่มีองค์ประกอบทางเคมีที่ต่างกัน 6 สูตร หลังจากแช่เป็นระยะเวลา 8 สัปดาห์ แนวนุ่มส่วน

ใหญ่ของค่า pH เพิ่มขึ้น ส่วนปริมาณโซเดียมไอออน (Na^+) และแคลเซียมไอออน (Ca^{2+}) มีค่าลดลง (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสัมพัทธ์ต่ำกว่าร้อยละ 5) ซึ่งควรแช่ชิ้นงานในสาร SBF ที่อุณหภูมิ 36.6°C อย่างน้อยเป็นเวลา 1 สัปดาห์เป็นต้นไป จึงจะเกิดความเสถียร หากต้องการใช้งานอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลาเป็นระยะเวลาควรแทนที่ด้วย SBF ที่ทำขึ้นใหม่และไม่ควรเก็บรักษาที่อุณหภูมิ 5°C เกิน 1 เดือน ดังนั้น SBF ที่เป็นตัวแทนในความเสถียรภาพ ได้แก่ c-SBF nI-SBF และ i-SBF เนื่องจากวัสดุที่ทำการศึกษาทำการทดสอบในงานวิจัยของผู้วิจัย Monika Pietrzynska (2017) นั้นเป็นวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพที่ผิวมีชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์แช่ใน SBF จึงทำให้ปริมาณของแคลเซียมไอออนและฟอสฟอรัสไอออน ส่งผลต่อการเจริญเติบโตของไฮดรอกซีอะพาไทต์ แต่ลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่มีความเฉื่อย จึงคาดว่าจะไม่ทำปฏิกิริยากับ SBF และเลือกใช้สูตร c-SBF ในการทดสอบ

2.5 สรุปการทบทวนเอกสารงานวิจัย

จากการทบทวนเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องลูกตาเทียมที่ทำจากกลาสเซรามิกระบบแคลเซียมซิลิเกตจะสามารถมีผิวสัมผัสเรียบและเกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ ซึ่งเป็นมิตรต่อร่างกายมนุษย์เหมาะสำหรับใช้งานทางการแพทย์ การเลือกวัสดุที่มาจากเปลือกไข่ซึ่งเป็นขยะจากภาคครัวเรือนและอุตสาหกรรม แต่มี CaCO_3 เป็นในหลักปริมาณมากกว่าร้อยละ 95 ช่วยลดมลภาวะสิ่งแวดล้อม และเพิ่มมูลค่าให้กับขยะเหลือทิ้ง โดยนำมาเป็นส่วนผสมหลักในการเกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ ซึ่งระยะเวลาในการทดลองแช่ SBF ยังคงมีการรายงานจากงานวิจัยก่อนหน้าทดสอบเพียง 1 เดือน นั้นไม่เพียงพอต่อการศึกษาความเสถียรของลูกตาเทียม ผู้วิจัยจึงมุ่งเน้นที่จะผลิตลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ (Porous glass-ceramic orbital implant from eggshell) ที่ทนต่อการสึกกร่อน และไม่ทำปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อหรือสารในร่างกาย โดยใช้เปลือกไข่เป็นวัสดุหลักแทน CaCO_3 ทางการค้าขึ้นเพื่อลดต้นทุนในการผลิตช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเข้าถึงการรักษาได้อย่างทั่วถึง นอกจากนี้เปลือกไข่ยังเป็นสารอินทรีย์จากธรรมชาติและหลังเผาผนึกชิ้นงานมีผิวเรียบลดการเกิดโรคแทรกซ้อนหลังการผ่าตัด จากนั้นควบคุมความพรุนให้อยู่ในช่วงร้อยละ 30 – 85 ซึ่งความพรุนที่เหมาะสมจะทำให้เนื้อเยื่อหลอดเลือดภายในเข้าตาฝังตัวได้ดี และเพิ่มระยะเวลาในการทดลองแช่ SBF ให้ต่อเนื่องเป็นระยะเวลาขึ้นมากกว่า 1 เดือน เพื่อศึกษาความเสถียรของน้ำหนักรองแช่ SBF หากไม่มีการเปลี่ยนแปลงจะช่วยยืดอายุการใช้งานให้คงทนมากขึ้น

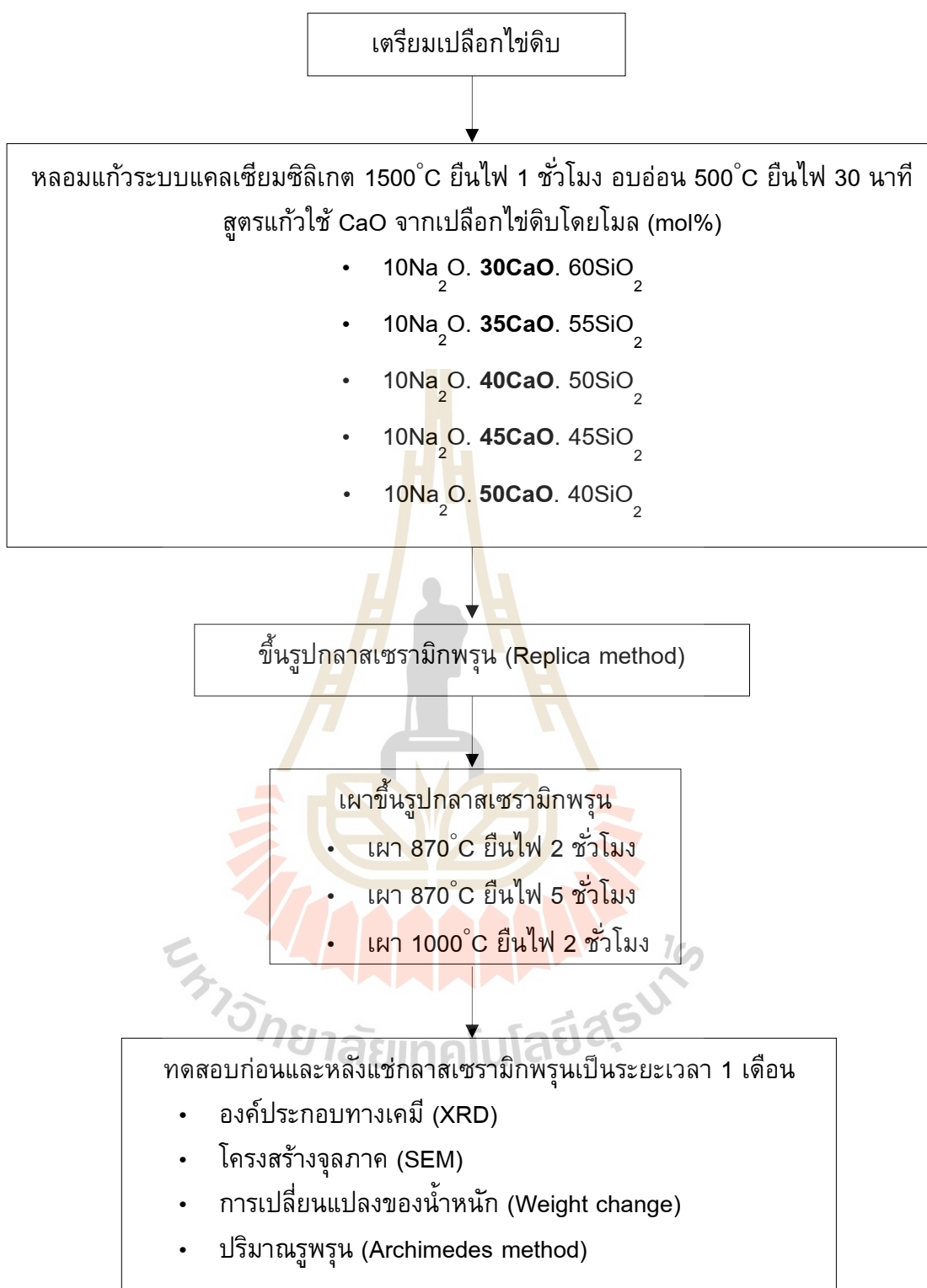
บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

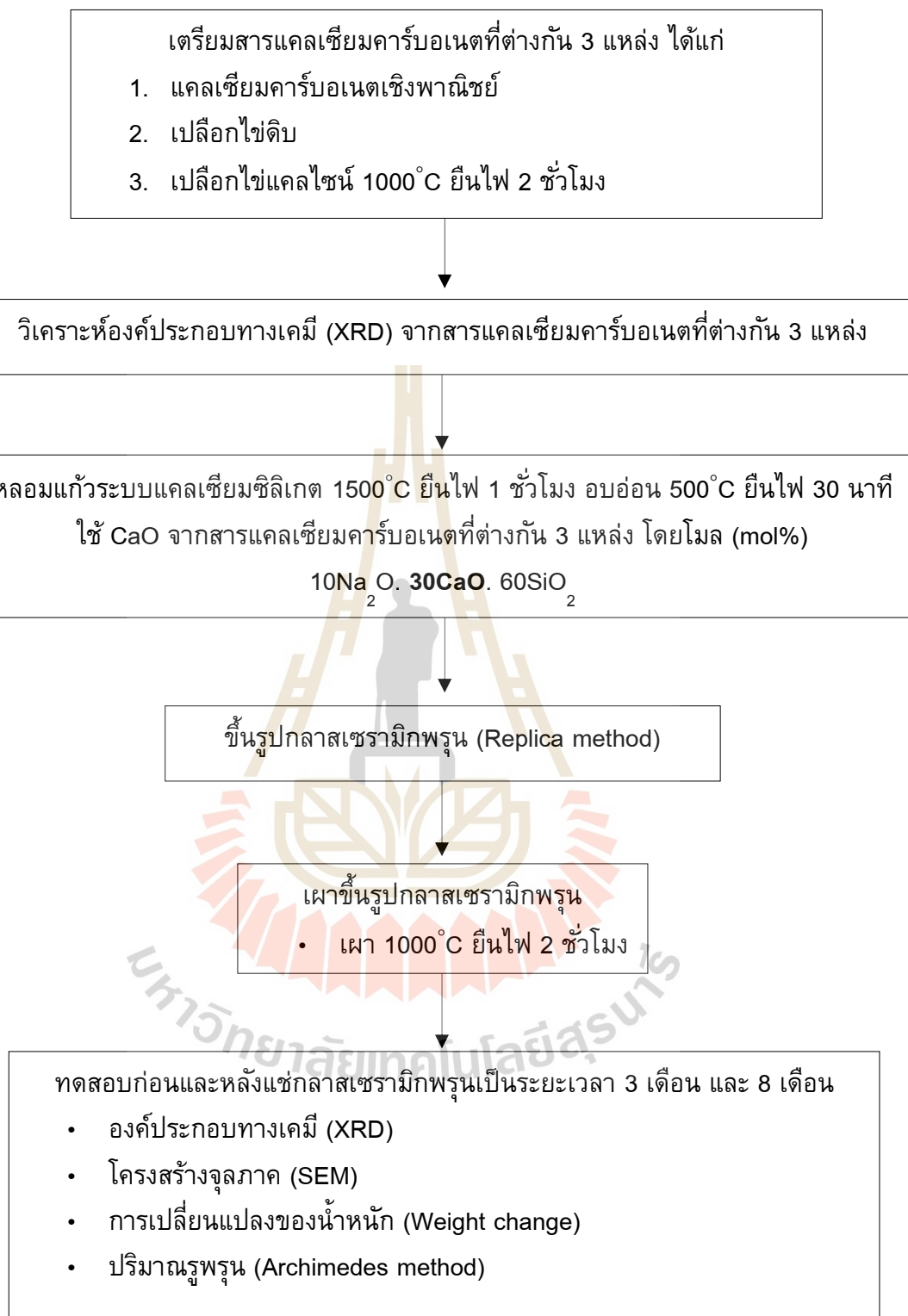
ในการดำเนินงานวิจัยได้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน โดยในการทดลองส่วนแรกจะทำการศึกษาหาสภาวะที่เหมาะสมของปริมาณองค์ประกอบทางเคมี ($\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$) ในแก้วโซเดียมแคลเซียมซิลิเกต และอุณหภูมิในการเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูน สำหรับการทำลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ เมื่อได้ปริมาณองค์ประกอบทางเคมีในแก้วแคลเซียมซิลิเกตและอุณหภูมิในการเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนที่เหมาะสมจากการทดลองในส่วนที่หนึ่ง จึงทำการทดลองต่อในส่วนที่สอง โดยศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับแหล่งให้สารแคลเซียมคาร์บอเนตที่แตกต่างกัน 3 แหล่งและความเสถียรของกลาสเซรามิกพูนหลังแช่ในสารจำลองของเหลวร่างกายมนุษย์ (Simulated body fluid; SBF) เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน โดยแบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

การทดลองส่วนที่หนึ่งทำการปรับปริมาณความเข้มข้นในองค์ประกอบทางเคมีของแก้วโซเดียมแคลเซียมซิลิเกตที่ต่างกัน โดยใช้แคลเซียมออกไซด์จากเปลือกไข่ดิบในปริมาณร้อยละ 30 – 50 โดยโมล จากนั้นเปรียบเทียบอุณหภูมิที่ใช้เผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูน 3 รูปแบบ ได้แก่ (1) อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง (2) อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 5 ชั่วโมง และ (3) อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง หลังจากนั้นทดลองแช่กลาสเซรามิกพูนกับสารจำลองของเหลวร่างกายมนุษย์ เป็นระยะเวลา 1 เดือน แสดงขั้นตอนการทดลองในรูปแบบที่ 3.1

เมื่อได้สภาวะที่เหมาะสมของปริมาณองค์ประกอบทางเคมีในแก้วแคลเซียมซิลิเกตและอุณหภูมิในการเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนจากการทดลองส่วนที่หนึ่ง คือ $10\text{Na}_2\text{O} \cdot 30\text{CaO} \cdot 60\text{SiO}_2$ (mol%) ร้อยละโดยโมล เผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูน ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง จากนั้นเปรียบเทียบกลาสเซรามิกพูนที่ทำจากสารแคลเซียมคาร์บอเนตที่ต่างกัน 3 แหล่ง ได้แก่ สารแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ เปลือกไข่ดิบ และเปลือกไข่แคลไซน์ ซึ่งทดสอบในสารจำลองของเหลวร่างกายมนุษย์เป็นระยะเวลาที่ยาวขึ้น ได้แก่ 3 เดือน และ 8 เดือน แสดงขั้นตอนการทดลองในรูปแบบที่ 3.2



รูปที่ 3.1 แผนภาพขั้นตอนและวิธีการทดลองในส่วนที่ 1



รูปที่ 3.2 แผนภาพขั้นตอนและวิธีการทดลองในส่วนที่ 2

3.1 สารเคมี อุปกรณ์และเครื่องมือวิเคราะห์

ตารางที่ 3.1 สารเคมีที่ใช้เป็นวัตถุดิบในการหลอมแก้ว

สารเคมี	สูตรเคมี	ผู้ผลิต
เปลือกไข่ (Eggshell)	-	ขยะเหลือทิ้งจากการบริโภค
โซเดียมคาร์บอเนต (Sodium carbonate)	Na_2CO_3	Ajax Finechem
ซิลิกอนไดออกไซด์ (Silicon dioxide)	SiO_2	Ferak
แคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate)	CaCO_3	Ajax Finechem

ตารางที่ 3.2 สารเคมีสำหรับเตรียมสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF)

สารเคมี	สูตรเคมี	ผู้ผลิต
กรดไฮโดรคลอริก (Hydrochloric Acid)	HCl	Carlo Erba
แคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate)	CaCO_3	Ajax Finechem
โซเดียมซัลเฟต (Sodium sulfate)	Na_2SO_4	Qrec New Zealand
โซเดียมไบคาร์บอเนต (Sodium bicarbonate)	NaHCO_3	Fisher Chemical
โซเดียมคลอไรด์ (Sodium chloride)	NaCl	Qrec New Zealand
ทริสไฮดรอกซีเมทิลอามิโนมีเทน (Tris (hydroxymethyl) aminomethane)	$(\text{CH}_2\text{OH})_3\text{CNH}_2$	Ajax Finechem
โพแทสเซียมคลอไรด์ (Potassium chloride)	KCl	Ajax Finechem
โพแทสเซียมฟอสเฟตไดเบสิกไตรไฮเดรต (Potassium phosphate dibasic trihydrate)	$\text{K}_2\text{HPO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	Ajax Finechem
แมกนีเซียมคลอไรด์เฮกซะไฮเดรต (Magnesium chloride hexahydrate)	$\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$	Loba Chemie PVT.LTD

ตารางที่ 3.3 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

วัสดุและอุปกรณ์	
โกร่งบดสาร (Agate mortar and pestle set)	ตะแกรงร่อนคัดขนาด 230 เมช (Sieve)
คีมคีบ (Crucible tong)	ถ้วยหลอมอลูมินา (Alumina crucible)
เครื่องกวนสารแบบให้ความร้อน	แท่งแก้วคนสาร (Glass rod)
เครื่องชั่งอะคิมิติส	บีกเกอร์ (Beaker) 250 และ 1000 มิลลิลิตร
เครื่องปั๊มสุญญากาศ (Vacuum pump)	ฟองน้ำ (Polyurethane) เบอร์ 45 ppi

ตารางที่ 3.4 เครื่องมือวิเคราะห์ทดสอบ

เครื่องมือวิเคราะห์ทดสอบ
เครื่องวิเคราะห์โครงสร้างจุลภาค (Scanning Electron Microscope with Energy Dispersive X-ray; SEM/EDX) รุ่น JEOL JSM-6010LV
เครื่องวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบทางเฟส (X-Ray Diffraction; XRD) รุ่น Bruker D8 ADVANCE

3.2 วิธีการทดลอง

3.2.1 การเตรียมเปลือกไข่

- (1) ล้างเปลือกไข่ด้วยน้ำสะอาด อบให้แห้งที่ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
- (2) บดให้ละเอียด ร้อนผ่านตะแกรงรูเปิด 230 เมช (63 ไมครอน)
- (3) สำหรับการทดลองในส่วนที่ 2 นำผงเปลือกไข่ดิบไปแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

3.2.1 การเตรียมแก้วในระบบแคลเซียมซิลิเกต

- (1) ชั่งวัตถุดิบตามตารางที่ 3.5 ทำการผสมให้เข้ากันและเทใส่ถ้วยหลอมอลูมินา
- (2) นำถ้วยหลอมอลูมินาหลังจากใส่สารแล้วเข้าเตาเผาไฟฟ้า ที่อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง (อัตราเพิ่มอุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียสต่อนาที)
- (3) เมื่อยืนไฟครบ 1 ชั่วโมง เปิดเตาไฟฟ้าใช้คีมคีบถ้วยหลอมอลูมินาออกมา แล้วเทน้ำแก้วใส่แม่พิมพ์โลหะอย่างรวดเร็ว
- (4) จากนั้นนำแก้วไปอบอ่อนด้วยเตาไฟฟ้าที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 30 นาที รออุณหภูมิเตาลดลงจนถึงอุณหภูมิห้อง จึงนำชิ้นแก้วออกมาจากเตา
- (5) บดแก้วด้วยโกร่งบดสารและร่อนผ่านด้วยตะแกรงรูเปิด 230 เมช (63 ไมครอน)

ตารางที่ 3.5 แสดงองค์ประกอบทางเคมีของแก้วเพื่อใช้ในการเตรียมวัสดุดิบ

สูตรที่	สูตรแก้ว	สารประกอบออกไซด์ร้อยละโดยโมล (mol%)		
		CaO	Na ₂ O	SiO ₂
1	30 mol% (เปลือกโซเดียม)	30	10	60
2	35 mol% (เปลือกโซเดียม)	35	10	55
3	40 mol% (เปลือกโซเดียม)	40	10	50
4	45 mol% (เปลือกโซเดียม)	45	10	45
5	50 mol% (เปลือกโซเดียม)	50	10	40
6	30 mol% (การค้ำ)	30	10	60
7	30 mol% (เปลือกโซเดียม)	30	10	60

3.2.3 การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนด้วยเทคนิค (Replica method)

(1) ชั่งผงแก้วในระบบแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 40, PVA (Polyvinyl alcohol) ร้อยละ 6 และน้ำกลั่นบริสุทธิ์ (Deionized water) ร้อยละ 54 (โดยน้ำหนัก)

(2) ต้มน้ำกลั่นบริสุทธิ์ร้อยละ 54 โดยน้ำหนัก ด้วยเครื่องกวนสารที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส วัดอุณหภูมิด้วยเทอร์โมมิเตอร์

(3) เท PVA รอให้สารละลายจนหมด ควบคุมความเร็ว 2000 รอบต่อนาที

(4) เมื่อละลาย PVA จนหมดเป็นเนื้อเดียวกัน จึงเติมผงแก้วแคลเซียมซิลิเกต จากนั้นให้สารละลายหลอมตัวเป็นเนื้อเดียวกัน

(5) ใช้คีมคีบนำฟองน้ำสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 1.5 เซนติเมตร x 1.5 เซนติเมตร ชุบลงไปใต้น้ำสลิบเป็นระยะเวลา 15 วินาที ทิ้งให้แห้ง ณ อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 24 ชั่วโมง แสดงได้ดังรูปที่

3.3

(6) เฉากลาสเซรามิกพูนดัง ตารางที่ 3.6 จากนั้นเก็บชิ้นงานหลังเผาในตู้ดูดความชื้น เพื่อทดสอบในขั้นตอนถัดไป



รูปที่ 3.3 การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพรุนด้วยเทคนิค (Replica method)

ตารางที่ 3.6 แสดงอุณหภูมิในการเผากลาสเซรามิกพรุน

อุณหภูมิและ การยี่นไฟ	สูตรแก้ว (ร้อยละโดยโมล)				
	30 (เปลือกไข่)	35 (เปลือกไข่)	40 (เปลือกไข่)	30 (การค้ำ)	30 (เปลือกไข่ แคลไซต์)
870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง	✓				
870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 5 ชั่วโมง	✓				
1000 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง	✓	✓	✓	✓	✓

3.2.4 การเตรียมสาร SBF (pH buffer 7.4)

(1) ล้างขวดและภาชนะที่ต้องใช้เตรียมสาร SBF โดยใช้สารละลาย HCl ความเข้มข้น 1 โมลาร์ (M), Neutral detergent และ Deionized water ตามลำดับ จากนั้นทำให้แห้ง

(2) เติมน้ำ Deionized water 500 มิลลิลิตร ลงในขวดพลาสติก Polyethylene (PE) ขนาด 1 ลิตร ปิดปากขวดด้วยกระจกนาฬิกา (Watch glass)

(3) กวนน้ำในขวด PE ด้วย Magnetic stirrer และละลายสารที่ละลายได้ เมื่อละลายหมด จึงเติมเติมสารตัวถัดไปตามลำดับในตารางที่ 3.7

(4) ปรับอุณหภูมิของสารละลายในขวดให้ได้ 36.5 องศาเซลเซียส ด้วย Water bath จากนั้นปรับค่า pH ให้ได้ 7.4 โดยการเติมสารละลาย HCl ความเข้มข้น 1 โมลาร์

(5) ถ่ายสารละลายที่เตรียมในขวด PE ลงในขวดวัดปริมาตร (Volumetric glass flask) ขนาด 1 ลิตร ใช้ Deionized water ชะล้างสารที่ยังติดกันขวด PE และเทลงในขวดวัดปริมาตร

(6) เติม Deionized water ให้ถึงขีดระดับ 1 ลิตร ของขวดวัดปริมาตร เขย่าที่ 20 องศาเซลเซียส แล้วถ่ายสารละลายในขวดวัดปริมาตร ลงในขวด PE หรือขวด PS (Polystyrene)

ตารางที่ 3.7 สารตั้งต้นสำหรับเตรียม SBF (pH 7.40 ปริมาณ 1 ลิตร)

ลำดับ	สารตั้งต้น	ชื่อเต็ม	ปริมาณ
1	NaCl	Sodium chloride	7.996 กรัม
2	NaHCO ₃	Sodium bicarbonate	0.350 กรัม
3	KCl	Potassium chloride	0.224 กรัม
4	K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	Potassium phosphate dibasic trihydrate	0.228 กรัม
5	MgCl ₂ ·6H ₂ O	Magnesium chloride hexahydrate	0.305 กรัม
6	1M-HCl	Hydrochloric Acid	40 มิลลิลิตร
(ประมาณร้อยละ 90 ของปริมาณ HCl ที่เตรียมไว้จะถูกเติมลงไป)			
7	CaCl ₂	Calcium chloride	0.278 กรัม
8	Na ₂ SO ₄	Sodium sulfate	0.071 กรัม
9	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	Tris (hydroxymethyl) aminomethane	6.057 กรัม

3.2.5 การวิเคราะห์องค์ประกอบเฟสของแก้ว โครงสร้างจุลภาคและรูพรุน

(1) การเตรียมแก้วเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ เตรียมได้จากการนำแก้วมาบดด้วยโม่บดสารและร่อนผ่านตะแกรงรูเปิด 230 เมช เพื่อวิเคราะห์ด้วยเทคนิคเอกซเรย์ดิฟแฟรกชัน

(2) นำชิ้นงานก่อนและหลังแช่สาร SBF ล้างด้วย Deionized water แช่ทิ้งไว้ 15 นาที ในเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิก (Ultrasonic bath) เปลี่ยนน้ำใหม่ทำซ้ำ 3 ครั้ง อบให้แห้งที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 วัน จากนั้นวัดปริมาณรูพรุน ด้วยเครื่องชั่งน้ำหนักอะคิมิติส และศึกษาโครงสร้างจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) โดยนำชิ้นงานไปเคลือบทองเป็นระยะเวลา 3 นาที 1 ครั้ง

บทที่ 4

ผลการวิจัยและอภิปรายผล

4.1 ผลการวิจัยและอภิปรายผลในส่วนที่ 1 (Results and Discussion Part 1)

4.1.1 การปรับปริมาณองค์ประกอบทางเคมีของแคลเซียมออกไซด์ในการหลอมแก้ว

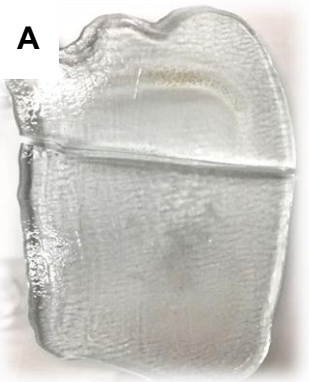
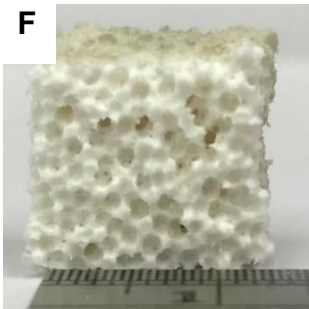
ในกระบวนการหลอมแก้วแคลเซียมซิลิเกต ณ อุณหภูมิ 1500 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 1 ชั่วโมง โดยปรับปริมาณองค์ประกอบทางเคมีของแก้วตามสูตรต่าง ๆ ดังตารางที่ 4.1 ซึ่งการเลือกใช้ CaO จากเปลือกไข่ดิบร้อยละ 30 – 50 โดยโมล เกิดจากอัตราส่วนของการเกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ $\text{CaO} : \text{SiO}_2$ คือ 1 : 1 หรือ 48 : 52 ร้อยละโดยโมล โดยในการทดลองจึงเริ่มใช้ CaO ในปริมาณสูงสุด คือ ร้อยละ 50 โดยโมล แล้วลดปริมาณจนถึงร้อยละ 30 โดยโมล พบว่าปริมาณของเปลือกไข่ที่สามารถใช้ในการหลอมแก้วแคลเซียมซิลิเกตได้สูงสุด คือ ร้อยละ 40 โดยโมล จึงจะได้แก้วที่บริสุทธิ์ไม่มีผลึก เหมาะสำหรับการขึ้นรูปลูกตาเทียมกลาสเซรามิกพอร์น แสดงผลดังตารางที่ 4.2 A – C ซึ่งการใช้เปลือกไข่ในปริมาณร้อยละ 45 และ 50 โดยโมล จะทำให้แก้วแคลเซียมซิลิเกตเกิดการก่อผลึกจากแก้วโปร่งใสกลายเป็นแก้วทึบ เนื่องจากโซเดียมออกไซด์และแคลเซียมออกไซด์มีคุณสมบัติช่วยลดจุดหลอมเหลว ดังนั้นปริมาณของแคลเซียมออกไซด์ที่เพิ่มสูงขึ้น จึงสามารถเกิดเป็นผลึกได้ง่าย ซึ่งไม่เหมาะสมสำหรับการเตรียมตัวอย่างแก้วแคลเซียมซิลิเกต แสดงผลดังตารางที่ 4.2 D – E

ดังนั้นจึงเลือกแก้วที่มีเปลือกไข่ปริมาณร้อยละ 30 - 40 โดยโมล นำมาเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอร์น ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมงแสดงผลดังตารางที่ 4.2 F - H

ตารางที่ 4.1 แสดงองค์ประกอบทางเคมีของแก้วเพื่อใช้ในการเตรียมวัตถุดิบ (ส่วนที่ 1)

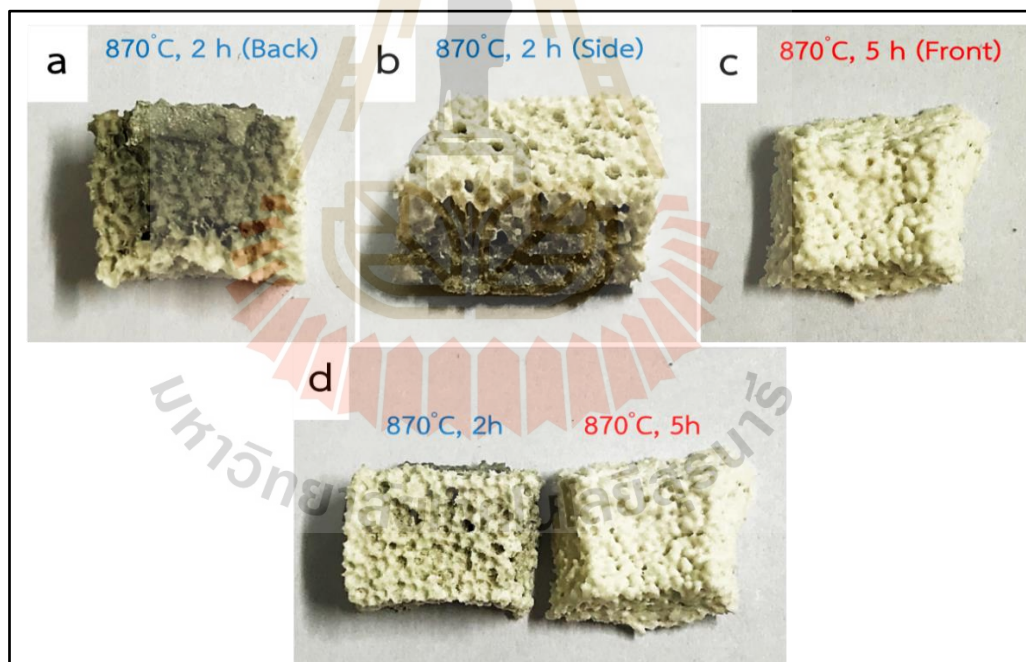
สูตรแก้วที่มีเปลือกไข่	สารประกอบออกไซด์ร้อยละโดยโมล		
	CaO (เปลือกไข่)	Na ₂ O	SiO ₂
ร้อยละ 30 โดยโมล	30	10	60
ร้อยละ 35 โดยโมล	35	10	55
ร้อยละ 40 โดยโมล	40	10	50
ร้อยละ 45 โดยโมล	45	10	45
ร้อยละ 50 โดยโมล	50	10	40

ตารางที่ 4.2 การเตรียมแก้วและขึ้นรูปพลาสติกเซรามิกจากเปลือกไข่ดิบในปริมาณต่าง ๆ

		Eggshell (mol%)				
		30	35	40	45	50
Melted glass	A		B	C	D	E
Porous glass-ceramic	F		G	H	-	-

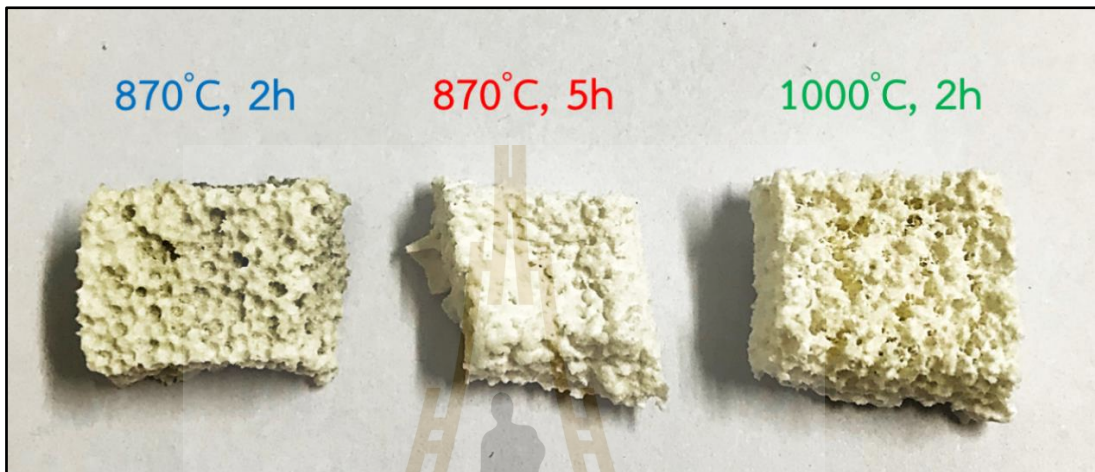
4.1.2 การเปรียบเทียบอุณหภูมิที่ใช้ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรัน

เลือกสูตรแก้วที่เปลือกไขปริมาตรร้อยละ 30 โดยโมล เป็นอันดับแรกในการนำมาทดสอบเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส โดยใช้เวลาในการยี่นไฟที่ต่างกัน คือ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่เริ่มเกิดการตกผลึกของเฟสโวลลาสโทไนต์ (Heriyanto, 2018) โดยหลังจากเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง พบว่าบริเวณด้านหลังและด้านข้างของชิ้นงานมีสีเทา เกิดจากการเผาไล่ฟองน้ำออกไปไม่หมด แสดงผลดังรูปที่ 4.1 a และ b ตามลำดับ ส่วนการเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 5 ชั่วโมง พบว่าบริเวณด้านหน้าของชิ้นงานเกิดการยุบตัว เนื่องจากใช้ระยะเวลาในการยี่นไฟที่นานเกินไป แสดงผลดังรูปที่ 4.1 c จากนั้นเปรียบเทียบบริเวณด้านหน้าของชิ้นงานทั้ง 2 แสดงผลดังรูปที่ 4.1 d พบว่าอุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง ไม่เหมาะสำหรับการขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรัน ด้วยเหตุนี้จึงไม่นำแก้วสูตรที่มีเปลือกไขร้อยละ 35 และ 40 โดยโมล มาทดสอบในการเผาขึ้นรูป



รูปที่ 4.1 การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง
 (a) ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง (ผิวด้านหลัง)
 (b) ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง (ผิวด้านข้าง)
 (c) ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 5 ชั่วโมง (ผิวด้านหน้า)
 (d) ขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอรันที่ 870 องศาเซลเซียส ยี่นไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง

จากนั้นทดลองเผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ดิบร้อยละ 30 โดยโมล ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง เนื่องจากอุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส อยู่ในช่วงของการเกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ที่สมบูรณ์ (Ismail, 2021) (Baino, 2016) และสามารถเผาไล่ฟองน้ำออกไปได้หมด โดยไม่ก่อให้เกิดการยุบตัว หรือ บิดเบี้ยว แสดงผลดังรูปที่ 4.2



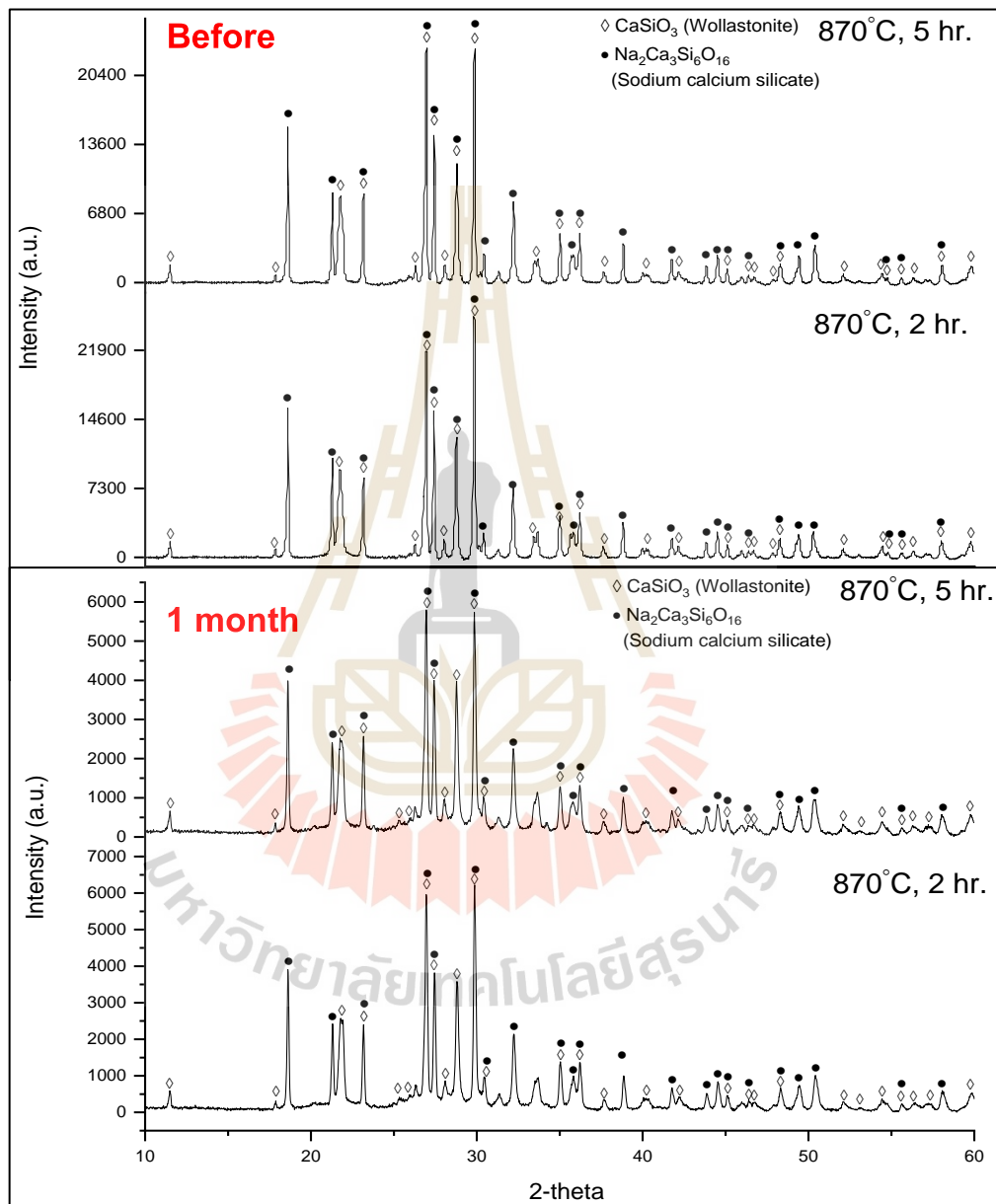
รูปที่ 4.2 การขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูนที่ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง และที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

4.1.3 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรคชัน (X-ray diffraction analysis)

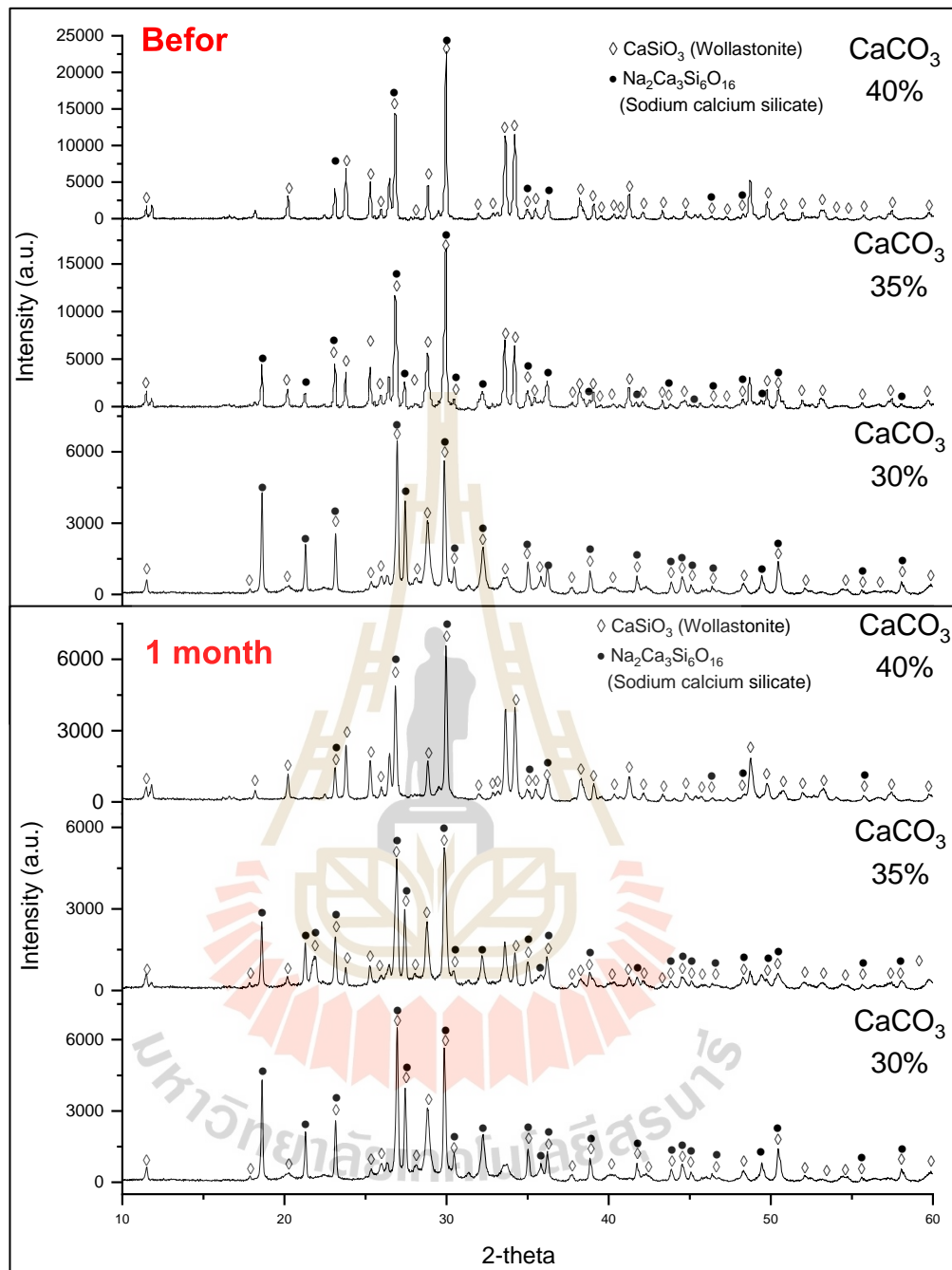
ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรคชันของกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ร้อยละ 30 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง โดยทั้งก่อนและหลังแช่ขึ้นงานในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน พบว่าระยะเวลาของการยืนไฟที่ต่างกัน ไม่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเฟส ส่วนกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ดิบร้อยละ 30 - 40 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงหลังแช่กลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ดิบร้อยละ 35 โดยโมล ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน ในช่วง 2θ ที่ 27 - 35 องศา ลักษณะคล้าย Broad peak เนื่องจากในส่วนประกอบตั้งต้นเป็นองค์ประกอบของแก้ว ส่วนกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ดิบร้อยละ 30 กับ 40 โดยโมล ทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF ตำแหน่งของพีคและความสูงของพีคไม่มีการเปลี่ยนแปลง (Adams, 2018) (Ayawanna, 2019)

การเปรียบเทียบขึ้นงานที่เผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพูน ณ อุณหภูมิ 870 องศาเซลเซียส กับอุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส โดยทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลานาน 1 เดือน พบเฟสหลัก คือ โวลลาสโทไนต์ (Wollastonite; CaSiO_3) และเฟสรอง คือ โซเดียมแคลเซียมซิลิเกต (Sodium-calcium silicate phase; $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$) ซึ่งเป็นเฟสที่สามารถเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ

เหมาะสำหรับทำลูกตาเทียม แสดงผลดังรูปที่ 4.3 การเพิ่มปริมาณของเปลือกไข่ ทำให้ความสูงของพีค $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$ ลดลงในช่วง 2θ ที่ 18 องศา เนื่องจากจุดหลอมเหลวต่ำลง ทำให้เกิดเฟสโวลลาสโทไนต์ได้มากขึ้น แสดงผลดังรูปที่ 4.4 (Yao, 2014)



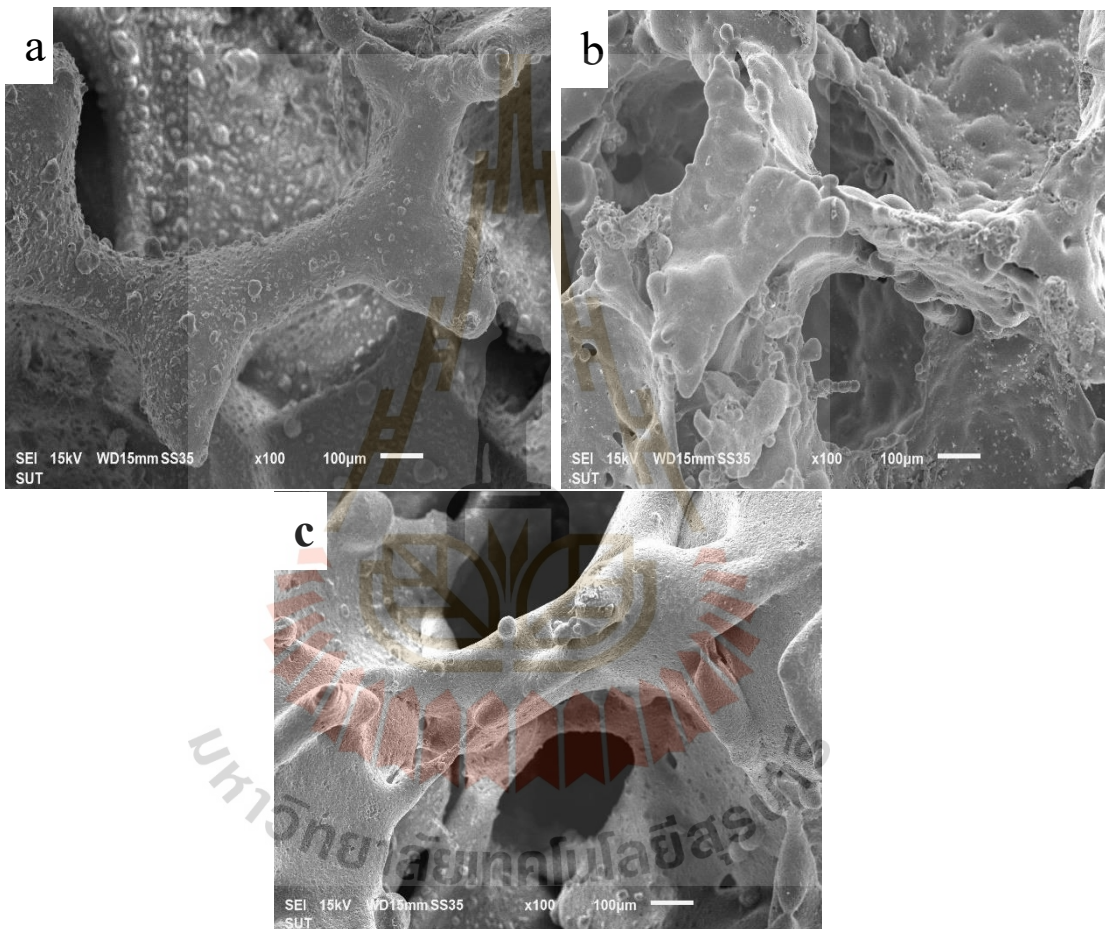
รูปที่ 4.3 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ร้อยละ 30 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ 870°C เซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง และ 5 ชั่วโมง ก่อนและหลังทดสอบในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน (ด้านบน - ด้านล่าง ตามลำดับ)



รูปที่ 4.4 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพูนที่ใช้ปริมาณเปลือกไข่ต่างกัน เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง ก่อนและหลังทดสอบในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน (ด้านบน – ด้านล่าง ตามลำดับ)

4.1.4 โครงสร้างจุลภาค (Microstructure)

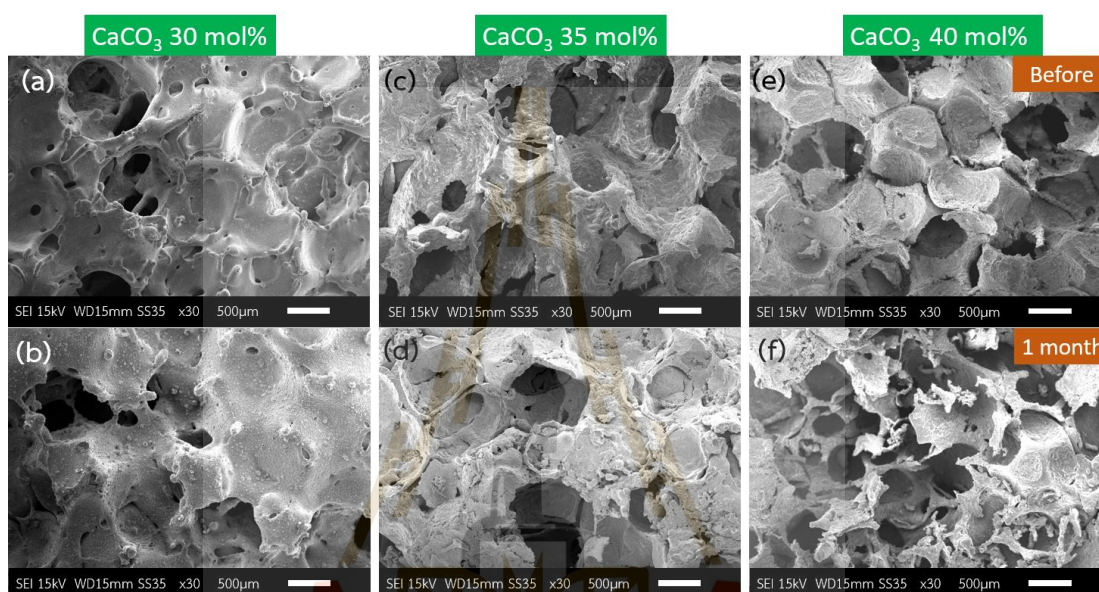
เมื่อเผาผลาญเซรามิกพอร์ซเลนจากเปลือกไข่ร้อยละ 30 โดยโมล ที่อุณหภูมิต่ำกว่า 1000 องศาเซลเซียส ดังรูปที่ 4.5 (a) - (b) พบว่าความหนาของผิวจะสูงขึ้น เพราะวุ้นน้ำแก้วมีความหนืดต่ำ ทำให้รูพรุนที่ตกค้างในการหลอมแก้วรวมกับ CaO เป็นเฟสโวลลาสโทไนต์ (Heriyanto, 2018) ส่วนกลาสเซรามิกพอร์ซเลนจากเปลือกไข่เผา ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง พื้นผิวมีความเรียบมากกว่า ดังรูปที่ 4.5 (c)



รูปที่ 4.5 โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพอร์ซเลน

- (a) 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง ที่กำลังขยายต่ำ 100 เท่า
- (b) 870 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 5 ชั่วโมง ที่กำลังขยายต่ำ 100 เท่า
- (c) 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง ที่กำลังขยายต่ำ 100 เท่า

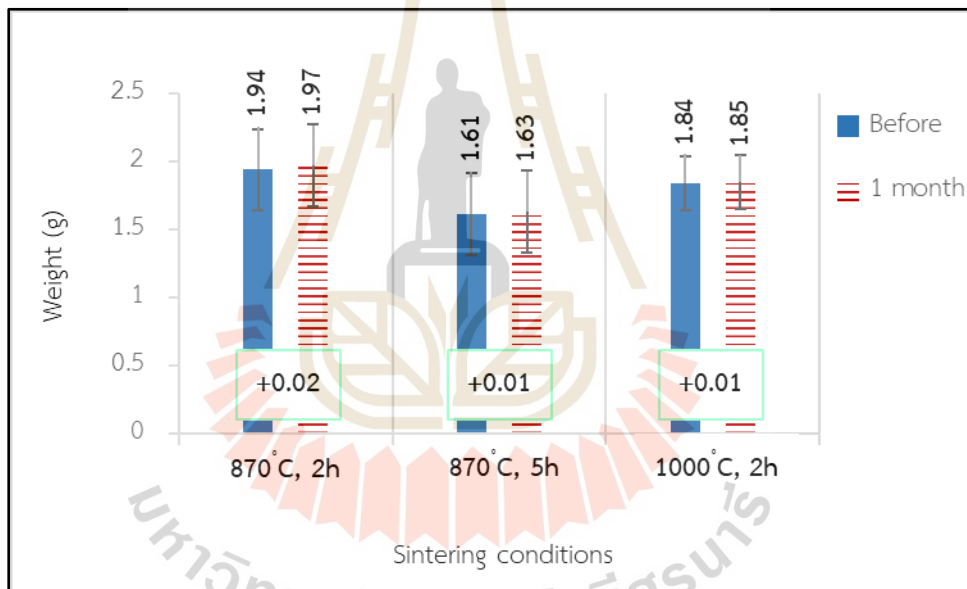
ส่วนกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ปริมาณร้อยละ 30 - 40 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง พบการเปลี่ยนแปลงหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน แสดงผลดังรูปที่ 4.6 โดยที่บริเวณพื้นผิวของชิ้นงานมีลักษณะคล้ายตุ่มนูนขนาดเล็กกระจายตัว เกาะที่ผิวของชิ้นงาน ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการเกิดปฏิกิริยาที่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักใน ชิ้นงาน



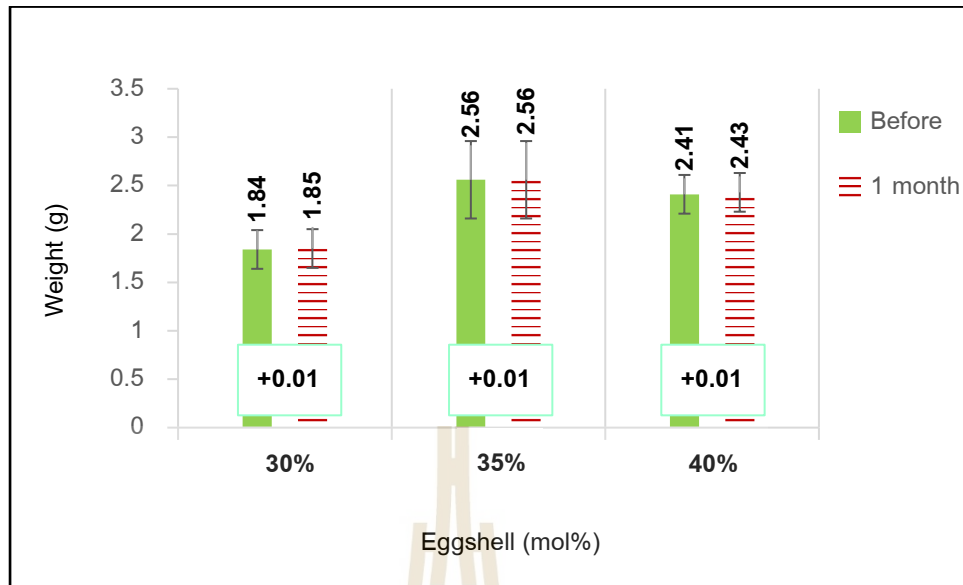
รูปที่ 4.6 โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ปริมาณร้อยละ 30 - 40 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง กำลังขยาย 30x a, c, e ด้านบน คือ ชิ้นงานก่อนแช่สาร SBF และ b, d, f ด้านล่าง คือ ชิ้นงานหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน โดยเรียงลำดับปริมาณเปลือกไข่ร้อยละ 30, 35 และ 40 โดยโมล (mol%) จากซ้ายไปขวา

4.1.5 การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก (Weight change)

กลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ร้อยละ 30 โดยโมล ในอุณหภูมิการขึ้นรูปที่ต่างกัน แสดงผลดังรูปที่ 4.7 พบว่าน้ำหนักหลังแช่ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ส่วนกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ร้อยละ 35 และ 40 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง แสดงผลดังรูปที่ 4.8 พบว่ามีน้ำหนักหายไป (Weight loss) โดยน้ำหนักที่หายไปจะถูกแทนที่ด้วยปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมซิลิเกตของชิ้นงานกับสาร SBF อาจเกิดจากปฏิกิริยาของสารละลายบางส่วนในสาร SBF เกิดการละลายและเหนียวน้ำให้เกิดการแลกเปลี่ยนของไอออน Ca^{2+} กับ 2H^+ ซึ่งปฏิกิริยานี้นำไปสู่การก่อตัวของกลุ่ม Si-O-H บนผิวของกลาสเซรามิกพูน ซึ่งเป็นข้อสันนิษฐานเบื้องต้น โดยการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลานาน 1 เดือน มีค่าไม่เกินร้อยละ 1 ชิ้นงานจึงมีความเสถียร



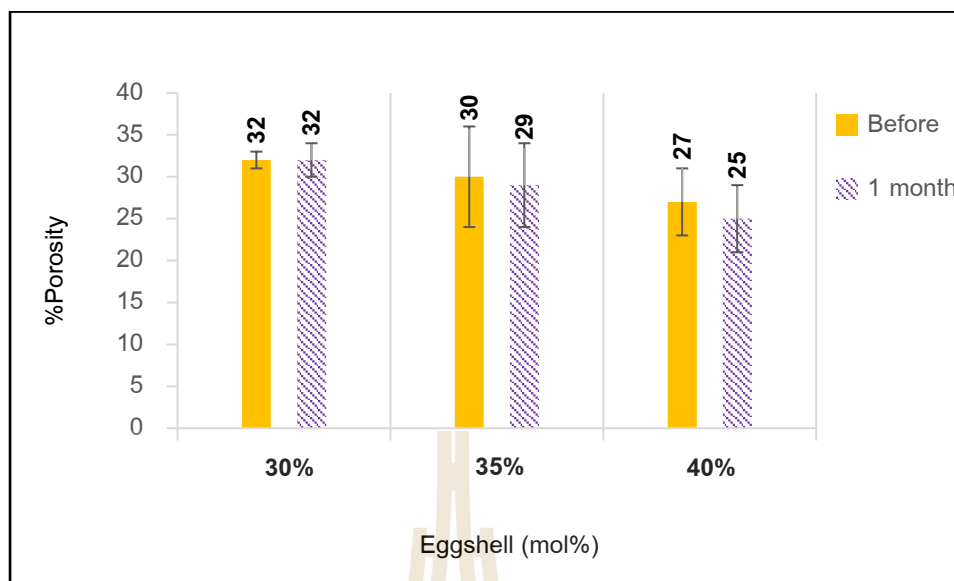
รูปที่ 4.7 น้ำหนักหลังเผาของกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ ณ อุณหภูมิต่าง ๆ ทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF ระยะเวลา 1 เดือน



รูปที่ 4.8 น้ำหนักหลังเผา (1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง) ของกลาสเซรามิกพอร์นที่ใช้ปริมาณเปลือกไข่ต่างกัน ทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF ระยะเวลา 1 เดือน

4.1.6 ความพรุนตัว (Porosity)

กลาสเซรามิกพอร์นหาความพรุนตัวจากวิธีอาร์คิมิดีส โดยความพรุนตัวไม่ได้ขึ้นอยู่กับปริมาณของเปลือกไข่ แต่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิในการเผาขึ้นรูปและจำนวนรูต่อพื้นที่ของฟองน้ำ (Pore per inch; ppi) โดยการเผาขึ้นงานที่อุณหภูมิสูงและจำนวนรูต่อพื้นที่น้อย จะทำให้รูพอร์มีขนาดใหญ่และความพรุนตัวสูง (Baino, 2016) ซึ่งการเผากลาสเซรามิกพอร์นที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส และใช้ฟองน้ำ PU ที่มีจำนวนรูเท่ากับ 45 รูต่อนิ้ว ทำให้ชิ้นงานมีความพรุนตัวประมาณร้อยละ 23 – 38 โดยปริมาตร ดังรูปที่ 4.9 ซึ่งน้อยกว่างานวิจัยที่ระบุก่อนหน้านี้ (ร้อยละ 50 - 80) (Baino, 2017) โดยผู้วิจัยจะเลือกใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่อ้อยละ 30 โดยโมล เนื่องจากความพรุนตัวมีค่าความคลาดเคลื่อนต่ำที่สุด



รูปที่ 4.9 ความพรุนตัวของกลาสเซรามิกพรุนเผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

4.1.7 สรุปผลการวิจัยตอนที่ 1 (Conclusion Part 1)

การศึกษาการเตรียมกลาสเซรามิกพรุนจากเปลือกไข่ ซึ่งอัตราส่วนของเปลือกไข่และอุณหภูมิในการเผามีผลต่อคุณสมบัติทางเคมีชีวภาพ (Biochemical) และทางกายภาพ (Physical) ผลการวิจัยมีดังนี้

1. ปริมาณเปลือกไข่ที่เหมาะสมสำหรับขึ้นรูปกลาสเซรามิกพรุน คือ ร้อยละ 30 โดยโมล
2. เผาขึ้นรูปกลาสเซรามิกพรุน ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง
3. มีเฟสชีวภาพไวลลาสโทไนต์ (CaSiO_3) และเฟสตีวโทไรท์ ($\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$) ที่สามารถเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ (Biocompatible)
4. หลังแช่กลาสเซรามิกพรุนจากเปลือกไข่ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 1 เดือน มีความพรุนตัวประมาณร้อยละ 23 – 38 โดยปริมาตร

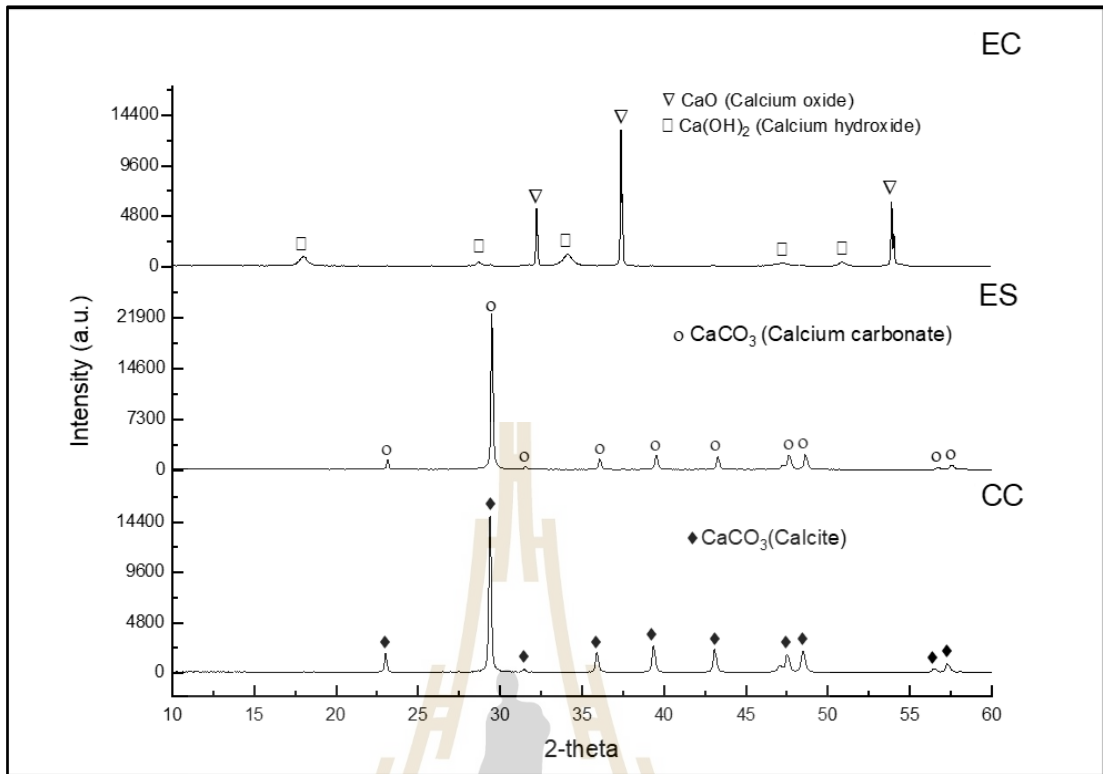
ในงานวิจัยส่วนที่ 2 ผู้วิจัยมีจุดมุ่งหมายที่จะดำเนินการทดลองในระยะยาว โดยใช้องค์ประกอบและอุณหภูมิที่เหมาะสมในการทำกลาสเซรามิกพรุนจากงานวิจัยในส่วนที่ 1 คือ $10\text{Na}_2\text{O} \cdot 30\text{CaO} \cdot 60\text{SiO}_2$ (mol%) ร้อยละโดยโมล และขึ้นรูปกลาสเซรามิกพรุนที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง จากนั้นทำการศึกษาเพิ่มเติมในการเลือกใช้สารแคลเซียมคาร์บอเนตต่างแหล่งที่มา และทดสอบความเสถียรของกลาสเซรามิกพรุนในสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated body fluid; SBF) เพื่อเป็นต้นแบบในการทำกลาสเซรามิกพรุนจากแคลเซียมคาร์บอเนตและสามารถนำไปพัฒนาต่อไป

4.2 ผลการทดลองและการอภิปรายผล (Results and Discussion Part 2)

4.2.1 ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชัน (XRD analysis)

การศึกษาผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของผงแคลเซียมคาร์บอเนตจากทั้ง 3 แหล่งก่อนใช้งาน ได้แก่ แคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ Ajax Finechem (CC) แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ (ES) และแคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่แคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง (EC) เพื่อเปรียบเทียบผงแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์กับแคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ทั้ง 2 ชนิด ว่าสามารถนำมาใช้งานเป็นสารให้แคลเซียมออกไซด์ (CaO) ได้ดังรูปที่ 4.10 ผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของ CC พบเฟสแคลเซียมคาร์บอเนต (Calcite; CaCO_3) (JCPDS 72-1937) ส่วนผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของ ES พบเฟสแคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate; CaCO_3) (JCPDS 85-1108) ซึ่งเฟสผงแคลเซียมคาร์บอเนตของ CC กับ ES มีสิ่งที่เหมือนกัน ได้แก่ โครงสร้างผลึก คือ รอมโบฮีดรัล ความสมมาตรของผลึก (Space group) คือ R-3c หมายเลข (167) และตำแหน่งของพีคที่ตรงกัน (Puntharod, 2013) จึงสรุปได้ว่า CaCO_3 ที่พบเป็นชนิดเดียวกัน ส่วนผลเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชันของ EC มีการสลายตัวของแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) จากเปลือกไข่ กลายเป็นแคลเซียมออกไซด์ (CaO) ได้ไม่สมบูรณ์ จึงปรากฏเฟสแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide; Ca(OH)_2) (JCPDS 84-1263) มีโครงสร้างผลึก คือ เฮกซาโกนัล (Hexagonal) และมีความสมมาตรของผลึก (Space group) คือ P-3m1 หมายเลข (164) ซึ่ง Ca(OH)_2 เกิดจากการทำปฏิกิริยาระหว่าง CaO กับ H_2O ซึ่งบางส่วนถูกย่อยสลายด้วยปฏิกิริยาดีไฮดรอกซิเรชัน (Dehydroxylation) กลายเป็นเฟสแคลเซียมออกไซด์ (Calcium oxide; CaO) (JCPDS 02-1088) ที่มีโครงสร้างผลึก คือ คิวบิก (Cubic) และมีความสมมาตรของผลึก (Space group) คือ Fm-3m หมายเลข (225) เฟส CaO มีความสูงของพีค (Intensity) สูงมากกว่าเฟส Ca(OH)_2 อย่างชัดเจน (Knop, 2018) (Khachani, 2014)

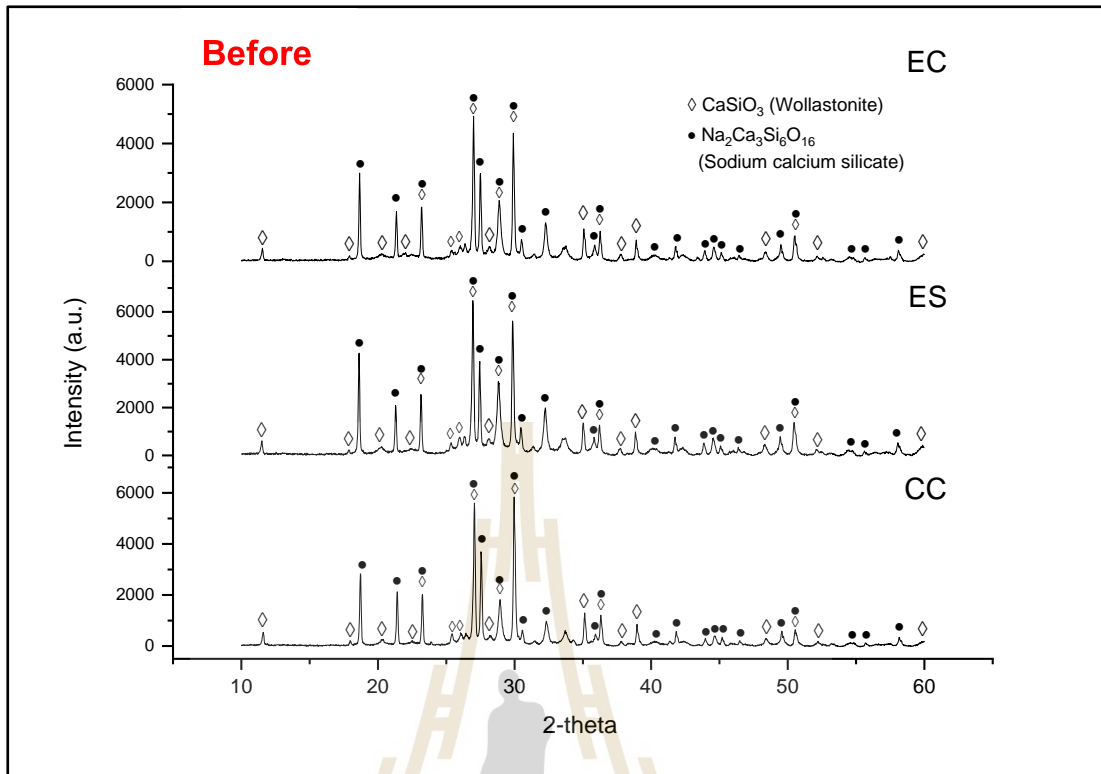
ผงแคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ทั้ง 2 ชนิด สามารถใช้งานเป็นสารให้ CaO ได้ จึงนำมาใช้ในการขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอร์ซเลนจากเปลือกไข่ เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของการเกิดเฟสชีวภาพ การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักและโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานกลาสเซรามิกพอร์ซเลนทั้งก่อน – หลังแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulation body fluid; SBF)



รูปที่ 4.10 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของผงแคลเซียมคาร์บอเนตจาก 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) ก่อนนำมาใช้งาน

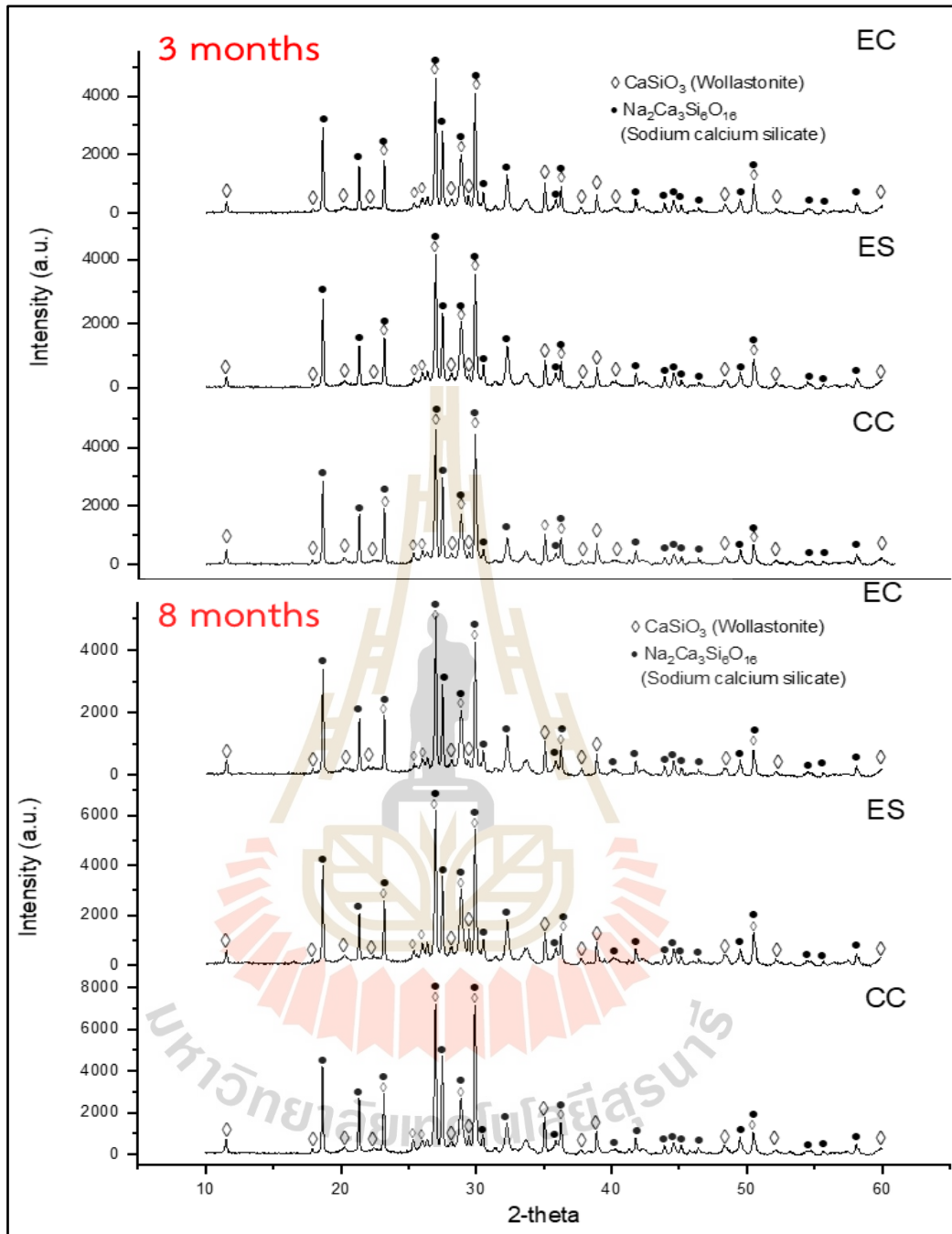
ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 30 โดยโมล เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง กลาสเซรามิกพูนใช้แคลเซียมคาร์บอเนตต่างกัน 3 แหล่ง ได้แก่ กลาสเซรามิกพูนจากแคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ (CC) กลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่ (ES) และกลาสเซรามิกพูนจากเปลือกไข่แคลไซต์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง (EC)

เมื่อพิจารณาในรูปที่ 4.11 ก่อนแช่สาร SBF จะพบว่าที่ $2\theta = 25 - 30$ องศา เกิด Broad peak เนื่องจากวัตถุประสงค์ตั้งต้นเป็นองค์ประกอบของแก้ว เมื่อกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง เกิดการตกผลึก (Crystallization) ปรากฏเป็นเฟสสารประกอบขึ้น 2 เฟส ได้แก่ เฟสวอลลาสโทไนต์ (Wollastonite; CaSiO₃) (JCPDS 76-0186) และเฟสดีวิไทรท์ (Devitrite; Na₂Ca₃Si₆O₁₆) (JCPDS 23-0671) เฟสทั้ง 2 ที่ปรากฏในกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง ตำแหน่งของเฟสและความสูงของพีค (Intensity) มีค่าใกล้เคียงกันและเป็นเฟสชีวภาพที่ไม่พบเฟสอื่นแปลกปลอม



รูปที่ 4.11 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) ใช้ CaO ร้อยละ 30 โดยโมล ก่อนแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF)

ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง ได้แก่ CC, ES และ EC หลังจากแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน ดังรูปที่ 4.12 พบว่ากลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่งมีเฟสสารประกอบ 2 เฟส ที่เหมือนกัน ได้แก่ เฟส โวลลาสโทไนต์กับเฟสดีวาทไรท์เช่นเดิม โดยกลาสเซรามิกพอรุน CC มีปริมาณ Intensity ของทั้ง 2 เฟส เพิ่มขึ้นตามระยะเวลาของการแช่สาร SBF ส่วนกลาสเซรามิกพอรุน ES และ EC ทั้งก่อนและหลังแช่สาร SBF ปริมาณ Intensity มีความใกล้เคียงกัน เมื่อสังเกตปริมาณ Intensity หลังแช่สาร SBF ที่ระยะเวลา 3 เดือน ของกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง จะพบว่ามีปริมาณ Intensity ลดลง เนื่องจากในขณะที่แช่ชิ้นงานในสาร SBF ทุก ๆ 2 สัปดาห์ ปริมาณของสาร SBF จะลดลง ทำให้ต้องเติมสาร SBF เข้าไปให้ท่วมชิ้นงานในระบบปิด ซึ่งไม่มีการไหลเวียนของสาร SBF อาจส่งผลให้เกิดการตกสะสมของตะกอนบดบั้งพื้นผิว อย่างไรก็ตามก็ตีกลาสเซรามิกพอรุนจากทั้ง 3 แหล่ง หลังจากแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน ตำแหน่งของเฟสและปริมาณ Intensity ที่ปรากฏมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย แต่ไม่ต่างจากชิ้นงานก่อนแช่สาร SBF และไม่พบการสลายตัวของเฟสที่อาจก่อเกิดเป็นสารชนิดใหม่



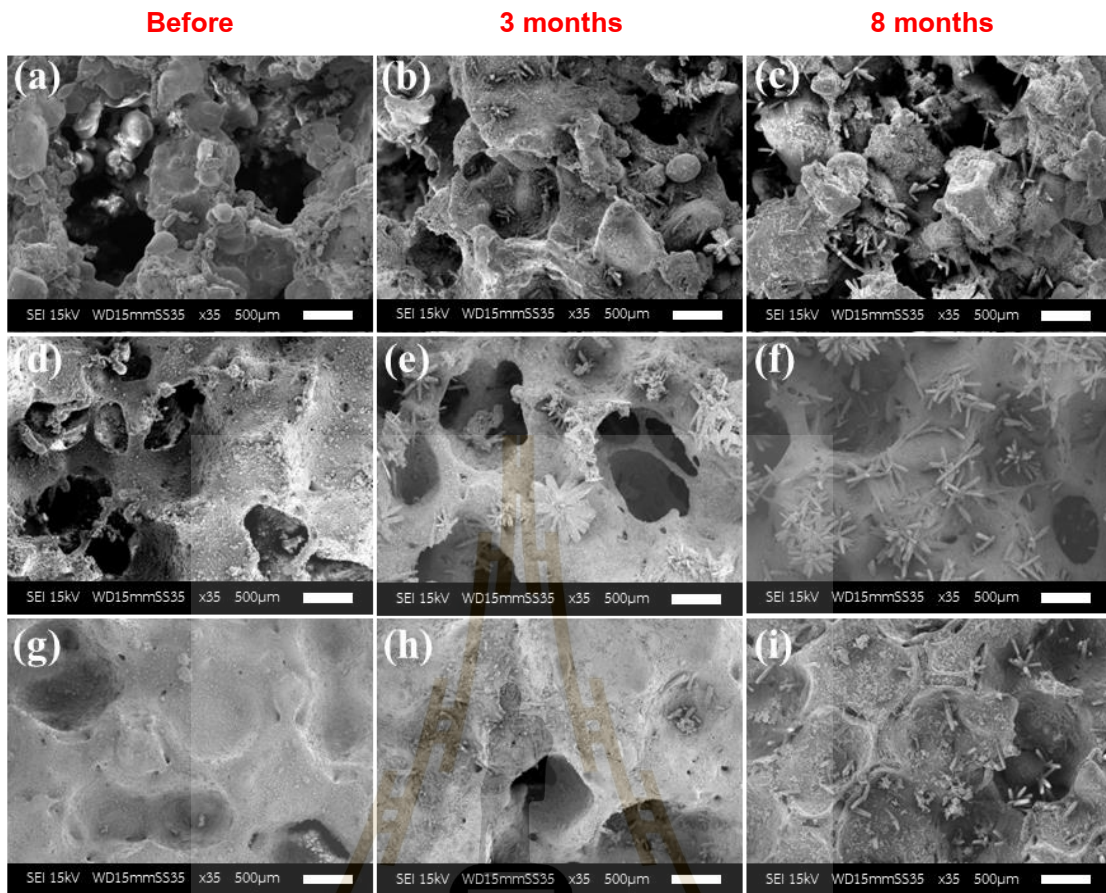
รูปที่ 4.12 ผลเอกซเรย์ดิฟแฟรกชันของกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) หลังแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 เดือน (ด้านบน) และ 8 เดือน (ด้านล่าง)

4.2.2 โครงสร้างจุลภาค (Microstructure)

ลำดับถัดไปได้ทำการศึกษาโครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) โดยภาพรวมของ CC, ES และ EC จากรูปที่ 4.13 ผลึกที่ปรากฏมีลักษณะรูปร่าง 2 รูปแบบ ได้แก่ (1) บริเวณพื้นผิว คือ แร่ดีวิไทรท์ (Devitrite) และรูปแบบที่ (2) ผลึกรูปทรงแท่งและกลุ่มอนุภาคเกาะซ้อนทับกัน (Agglomeration of irregular particles shape) คือ แร่ดีวิไทรท์ (Devitrite) ซึ่งผลึกที่ซ้อนทับกัน เกิดจากการกระจายตัวแบบสุ่ม ทำให้แต่ละพื้นที่มีปริมาณไม่เท่ากัน (Random aggregation) (Zhang, 2017) การเปรียบเทียบโครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพูนจาก 3 แหล่ง ทั้งก่อน - หลังแช่สารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 เดือนและ 8 เดือน แสดงดังรูปที่ 4.13 กลาสเซรามิกพูนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ (CC) แสดงผลดังรูปที่ 4.13 (a) เป็นชิ้นงานก่อนแช่สาร SBF บริเวณพื้นผิวมีการจับตัวเกาะกลุ่มเป็นก้อน (Agglomeration) คล้ายตุ่มนูน (convex surface) เรียงตัวเชื่อมต่อกันล้อมรอบรูพูนเปิด (Open pores) ต่อมาหลังแช่ชิ้นงานเป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน พื้นผิวมีความหยาบ (Rough surface) เพิ่มขึ้นสัมพันธ์กับระยะเวลาในการแช่ แสดงผลดังรูปที่ 4.13 (b) และ (c)

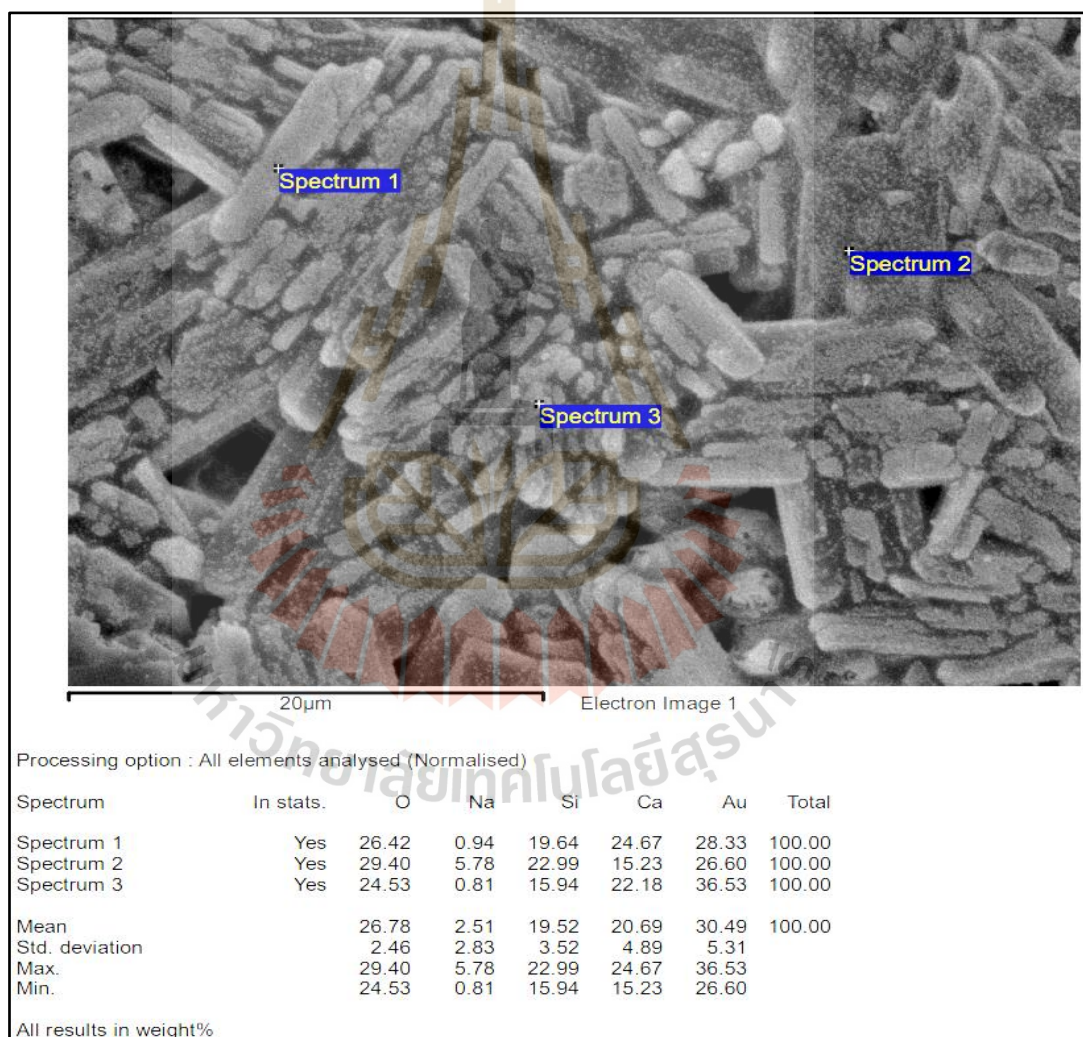
ส่วนกลาสเซรามิกพูนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ (ES) ทั้งก่อน - หลังแช่ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน แสดงดังรูปที่ 4.13 (d) – (f) ตามลำดับ พื้นผิวมีลักษณะค่อนข้างเรียบเชื่อมต่อกัน บริเวณรูพูนพบแกนโครงสร้างร่างแห (Strut) ซึ่งเหมาะสมสำหรับเป็นที่ยึดเกาะของเนื้อเยื่อภายในบาดตา

และสุดท้ายกลาสเซรามิกพูนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่แคลไซน์ 1000 องศาเซลเซียส (EC) แสดงผลดังรูปที่ 4.13 (g) - (i) ตามลำดับ พื้นผิวมีความเรียบ (Smooth surface) มากกว่ากลาสเซรามิกพูน CC กับ ES ซึ่งสามารถเรียงลำดับความหยาบของพื้นผิวในกลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง จากมากไปน้อยได้ดังนี้ CC, ES และ EC ตามลำดับ เมื่อระยะเวลาในการแช่สาร SBF เพิ่มขึ้นไม่พบสิ่งแปลกปลอมชนิดอื่น



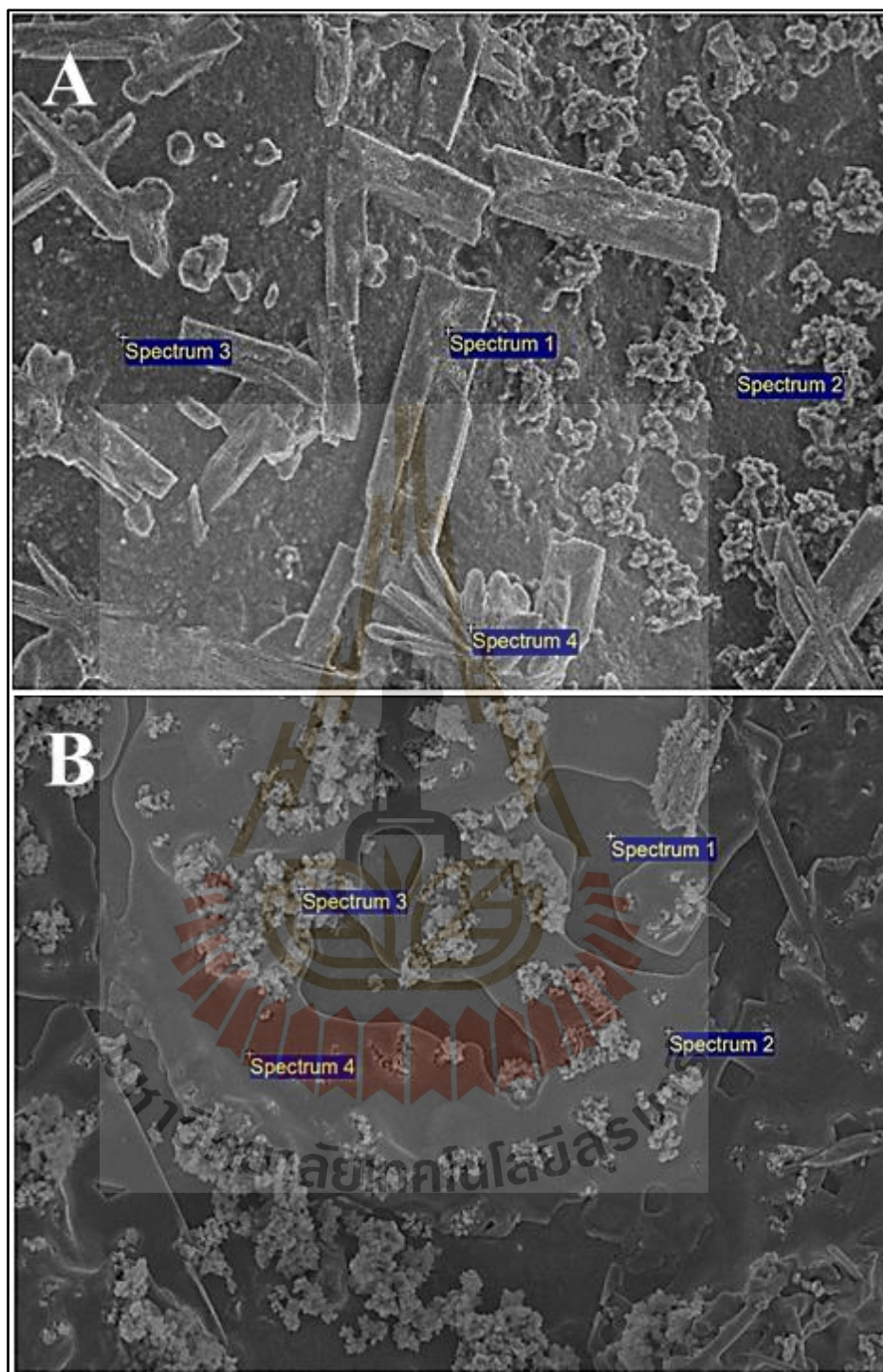
รูปที่ 4.13 โครงสร้างจุลภาคของกลาสเซรามิกพรุนจากทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแซซสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน เรียงลำดับจากซ้ายไปขวา โดยใช้กำลังขยาย 35 เท่า
 กลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตเชิงพาณิชย์ (CC) : รูป (a) – (c)
 กลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ (ES) : รูป (d) – (f)
 และกลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่แคลไซน์ 1000 องศาเซลเซียส (EC) : รูป (g) – (i) ตามลำดับ

หลังจากที่วิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDS) ในบริเวณพื้นผิว โดยใช้กำลังขยาย 3000 เท่า ซึ่งเป็นกำลังขยายที่สูงขึ้น พบว่า Spectrum ที่ 1 กับ 3 ผลึกมีรูปทรงเป็นแท่ง 4 เหลี่ยม มีปริมาณของธาตุโซเดียมไม่ถึงร้อยละ 1 และมีอัตราส่วน Ca/Si ของการเกิดผลึกโวลลาสโทไนต์ (Wollastonite) คือ 1.3 กับ 1.4 ตามลำดับ (โดยทั่วไปประมาณ 0.8 – 0.9) (Endo, 1994) (Obeid, 2014) (Heriyanto, 2018) (Luis, 2018) ส่วน Spectrum ที่ 2 คือ ผลึกดีวิไทรท์ (Devitrite) ฉะนั้นที่บริเวณพื้นผิวของชิ้นงานจะประกอบด้วยผลึกโวลลาสโทไนต์และผลึกดีวิไทรท์ แสดงผลดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 กลาสเซรามิกพอร์นที่วิเคราะห์ด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDS) โดยใช้กำลังขยาย 3000 เท่า ธาตุแคลเซียมที่พบเป็นหนึ่งในองค์ประกอบของแร่โวลลาสโทไนต์ (Wollastonite)

เมื่อวิเคราะห์ชิ้นงานกลาสเซรามิกพูน ด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDS) แสดงผลดังรูปที่ 4.15 และตารางที่ 4.3 ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงานสามารถตรวจพบธาตุคลอรีน (Chlorine; Cl) (Paksoy, 2017) จึงหาสาเหตุของการเกิดคลอรีนในชิ้นงาน โดยเปรียบเทียบชิ้นงานที่ล้างทำความสะอาดและไม่ล้างหลังแช่ชิ้นงานในสาร SBF โดยจากรูปที่ 4.15 (A) คือ ชิ้นงานที่ล้างทำความสะอาด เมื่อนำไปวิเคราะห์มีปริมาณธาตุคลอรีนเฉลี่ยประมาณร้อยละ 2 ซึ่งเป็นปริมาณที่ต่ำ จึงไม่พบการทำปฏิกิริยา การเกิดผลึกใหม่ หรือ การสึกกร่อนภายในชิ้นงาน ฉะนั้นการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคเอกซ์เรย์ดิฟแฟรกชัน (XRD) ก่อนหน้านี้ จึงไม่สามารถตรวจพบธาตุคลอรีนได้ เนื่องจากมีปริมาณของธาตุต่ำกว่าร้อยละ 5 ส่วนรูป 4.15 (B) คือ ชิ้นงานที่แช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน โดยไม่ได้ล้างทำความสะอาด จากตารางที่ 4.3 สังเกตที่ Spectrum 2 และ 4 พบธาตุคลอรีนสูงขึ้นอย่างชัดเจน โดยที่บริเวณพื้นผิวมีสีเข้มกว่าบริเวณอื่น จึงทำให้ไม่สามารถมองเห็นผลึก (Gadakary, 2016) (Yu, 2019) ซึ่งธาตุคลอรีนที่เกิดขึ้นน่าจะมาจากการไม่ล้างชิ้นงาน ส่งผลให้มีคลอรีนหลงเหลือเกาะอยู่บนพื้นผิวของชิ้นงานและทำให้ชิ้นงานหลังแช่สาร SBF มีน้ำหนักชิ้นงานที่เพิ่มขึ้นสอดคล้องกับข้อมูลที่กล่าวไปแล้วก่อนหน้านี้ ซึ่งไม่เป็นอันตรายต่อร่างกายและไม่มีผลกระทบต่อสภาวะชีวภาพ



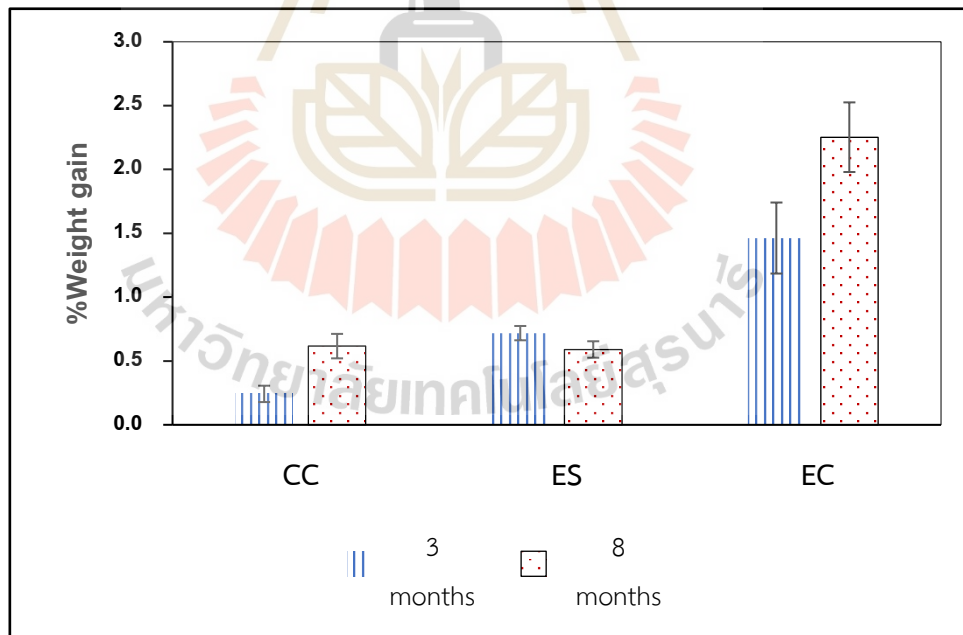
รูปที่ 4.15 กลาสเซรามิกพูนหลังแช่สาร SBF ที่วิเคราะห์ด้วยเทคนิค การวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน โดยใช้กำลังขยาย 500 เท่า พบธาตุคลอรีน A คือ ชั้นงานที่ล้างทำความสะอาด (บน) และ B คือ ชั้นงานที่แช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน โดยไม่ได้ล้างทำความสะอาด (ล่าง)

ตารางที่ 4.3 ผลวิเคราะห์ธาตุจากเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบด้วยรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงาน (EDS) ของชิ้นงานที่ล้างทำความสะอาดกับชิ้นงานที่ไม่ล้างทำความสะอาดหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน

ธาตุ		ร้อยละโดยมวล (Weight %)					
		O	Na	Si	Ca	Cl	Au
A. ล้าง ชิ้นงาน	Spectrum 1	72.17	0.15	0.31	26.86	0.51	-
	Spectrum 2		21.88	45.11	25.22	7.78	-
	Spectrum 3	44.61	5.28	26.76	13.65	0.26	9.44
	Spectrum 4	58.58	0.79	0.79	39.89	0.49	-
B. ไม่ล้าง ชิ้นงาน	Spectrum 1	51.63	6.69	30.32	11.36	-	-
	Spectrum 2	-	32.34	-	-	67.66	-
	Spectrum 3	18.66	26.22	7.15	2.66	45.30	-
	Spectrum 4	-	-	-	-	100	-

4.2.3 การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก (Weight change)

การเตรียมชิ้นงาน แต่ละชุดจะมี 8 ชิ้น โดยชิ้นงานหลังแช่ 3 เดือน กับ 8 เดือน เป็นชิ้นงานคนละชุด ซึ่งชิ้นแต่ละชิ้นมีน้ำหนักไม่เท่ากัน กลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแช่สาร SBF พบว่าโดยส่วนใหญ่หลังแช่สาร SBF ชิ้นงานมีน้ำหนักเพิ่มขึ้น แสดงผลดังรูปที่ 4.16 จากนั้นจึงศึกษาการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักของชิ้นงาน เพื่อยืนยันว่าไม่พบสิ่งแปลกปลอม หรือ ชิ้นงานเกิดการย่อยสลาย พบว่ากลาสเซรามิกพูนจากทั้ง 3 แหล่ง ไม่มีการสูญเสียน้ำหนักภายในชิ้นงาน แต่ในทางตรงกันข้ามชิ้นงาน CC, ES และ EC หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 เดือน มีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเฉลี่ยร้อยละ 0.2, 0.7 และ 1.5 ตามลำดับ ส่วนหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน มีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเฉลี่ยร้อยละ 0.6, 0.6 และ 2.3 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบน้ำหนักของชิ้นงานหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน พบว่าน้ำหนักมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นสอดคล้องกับระยะเวลาในการแช่ชิ้นงาน โดยน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นมีค่าเฉลี่ยค่อนข้างต่ำน้อยกว่าร้อยละ 1 และมีค่าความคลาดเคลื่อนต่ำกว่าร้อยละ 1 เช่นเดียวกัน จึงสรุปได้ว่าน้ำหนักของชิ้นงานที่เพิ่มขึ้นไม่มีความสำคัญ เนื่องจากชิ้นงานกลาสเซรามิกพูนหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน ไม่มีการละลาย หรือ สลายตัว จึงไม่สามารถส่งผลกระทบต่อ การเปลี่ยนแปลงของเฟสชีวภาพ

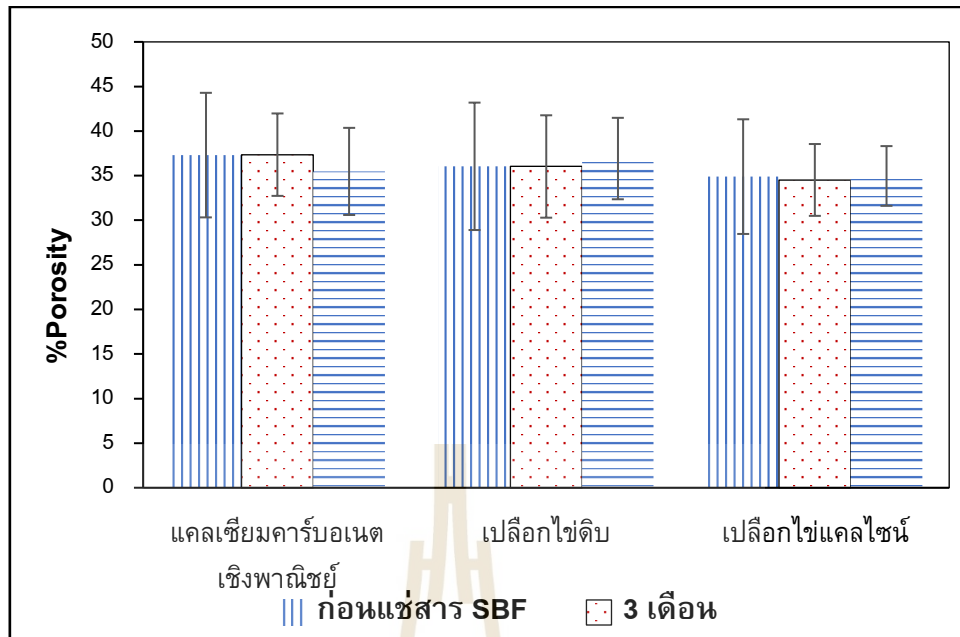


รูปที่ 4.16 น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงของกลาสเซรามิกพูนทั้ง 3 แหล่ง หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน

4.2.4 ความพรุนตัว (Porosity)

การศึกษาความพรุนตัว (Porosity) ของกลาสเซรามิกพรุนทั้งก่อน - หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน ซึ่งใช้หลักการอาร์คิมิดีส (Archimedes' principle) โดยเปรียบเทียบความพรุนตัวของกลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากพลาสม่า (CC) เปลือกไข่ดิบ (ES) และเปลือกไข่แคลไซน์ (EC) พบปริมาณรูพรุนเฉลี่ยร้อยละ 37, 36 และ 35 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันมาก แสดงผลดังรูปที่ 4.17 โดยกลาสเซรามิกพรุน CC ผิวสัมผัสบริเวณด้านหน้ามีความหยาบและสามารถมองเห็นรูพรุนจากด้านบนลงไปยังบริเวณด้านล่างได้บางส่วน แสดงผลดังรูปที่ 4.18 a ในขณะที่เดียวกันกลาสเซรามิกพรุน ES และ EC ผิวสัมผัสบริเวณด้านหน้าเรียบสม่ำเสมอมากกว่าและสามารถมองเห็นรูพรุนจากด้านบนลงไปยังบริเวณด้านล่างภายในชิ้นงานได้น้อยกว่า แสดงผลดังรูปที่ 4.18 b และ c ตามลำดับ กลาสเซรามิกพรุนจากแคลเซียมคาร์บอเนตทั้ง 3 แหล่งมีความพรุนตัวเฉลี่ยร้อยละ 36 มีรูพรุนแบบเปิด (Open macropores) ขนาด 200 – 1000 ไมครอน ลักษณะความพรุนตัวและขนาดของรูพรุนค่อนข้างมีความคงที่ไม่ถูกกัดกร่อนจนย่อยสลาย หรือแตกหัก โดยหลักการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ในแต่ละ Condition จะเก็บตัวอย่าง อย่างน้อย 30 รู ซึ่งแต่ละรูจะวัดเส้นผ่านศูนย์กลาง จำนวน 4 เส้น จากนั้นนำมาหาค่าเฉลี่ย เพื่อกำหนดเป็นค่าเฉลี่ยมาตรฐานที่น่าเชื่อถือ แสดงผลดังรูปที่ 4.19 (Andrew, 2008)

จากการศึกษาเอกสารอ้างอิงของลูกตาเทียมแบบพรุนจากเซรามิกที่ใช้ในงานในปัจจุบันมีชื่อทางการค้า ได้แก่ M-Sphere (กระดูกวัว), Bio-Eye (ไฮดรอกซีอะพาไทต์), FCI3 (ไฮดรอกซีอะพาไทต์สังเคราะห์) และ Bioceramic implant (อลูมินา) มีปริมาณความพรุนตัวร้อยละ 50 – 80 และรูพรุนมีขนาด 300 – 700 ไมครอน ส่วนลูกตาเทียมแบบพรุนจากพอลิเอทิลีนมีชื่อทางการค้า คือ Medpor มีปริมาณความพรุนตัวร้อยละ 30 – 80 และรูพรุนมีขนาด 100 - 1000 ไมครอน กลาสเซรามิกพรุนจากแคลเซียมคาร์บอเนตทั้ง 3 แหล่ง มีความพรุนตัวและขนาดรูพรุนแบบเปิดเหมือนกับ Medpor ทำให้มีโครงสร้างรูพรุนที่เชื่อมต่อกัน (Interconnected porous) เหมาะสำหรับให้เนื้อเยื่อภายในเบ้าตาฝังตัวยึดเกาะกับชิ้นงานและหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน กลาสเซรามิกพรุนยังคงมีคุณสมบัติด้านความเสถียรสามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์ (Biocompatible) ไม่เกิดการสลายตัว (Biodegradable) และไม่ทำปฏิกิริยาที่อาจก่อให้เกิดสารใหม่ที่เป็นอันตราย (Bioinert) (Baino, 2016, 2018)

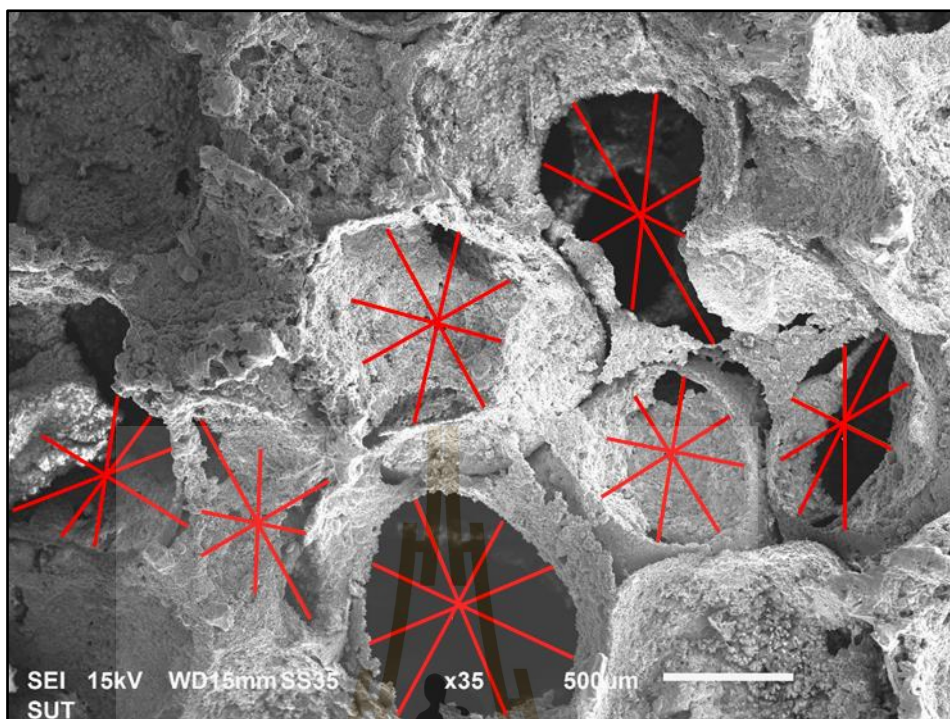


รูปที่ 4.17 ความพรุนตัวของกลาสเซรามิกพรุนทั้ง 3 แหล่ง ก่อน - หลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 และ 8 เดือน



รูปที่ 4.18 กลาสเซรามิกพรุนจากทั้ง 3 แหล่ง (CC, ES และ EC) เผาขึ้นรูป ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

- (a) กลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากพาณิชย์ (CC)
- (b) กลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ (ES)
- (c) กลาสเซรามิกพรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่แคลไซน์ (EC)



รูปที่ 4.19 ตัวอย่างของการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter)

4.2.5 สรุปผลการวิจัยตอนที่ 2 (Conclusion Part 2)

การศึกษาความเป็นไปได้ในการทำกลาสเซรามิกพอร์นจากสารแคลเซียมคาร์บอเนตที่มีแหล่งที่มาแตกต่างกัน ได้แก่ พาณิซซ์ เปลือกไข่ดิบและเปลือกไข่แคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง โดยหลังจากนำกลาสเซรามิกพอร์นทั้ง 3 ชนิด แช่ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน มีรายละเอียดดังนี้

1. เลือกใช้ CaCO_3 จากเปลือกไข่ดิบในการขึ้นรูปกลาสเซรามิกพอร์น เพราะสามารถลดพลังงานไฟฟ้าและลดราคาต้นทุน

2. หลังแช่กลาสเซรามิกพอร์นทั้ง 3 ชนิด ในสาร SBF เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน ปรากฏเฟสชีวภาพที่สามารถเข้ากันกับร่างกายมนุษย์ได้ดี (Biocompatibility) ได้แก่ เฟสโวลลาสไทน์และเฟสดีวีไทรท์ โดยขึ้นงานเฉื่อยไม่ทำปฏิกิริยา (Bioinert) และไม่พบเฟสแปลกปลอมที่อาจก่อให้เกิดความเป็นพิษ

3. กลาสเซรามิกพอร์นมีความพรุนตัวเฉลี่ยร้อยละ 36 และรูพอร์นแบบเปิด (Open macropores) ขนาด 200 – 1000 ไมครอน เหมือนกับลูกตาเทียมพอลิเมอร์ทางการค้า Medpor ที่ใช้งานในปัจจุบัน

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

1. การออกแบบสูตรแก้วและอุณหภูมิในการเผาผนึกขึ้นรูปกระจกเซรามิก เพื่อหาปริมาณของแคลเซียมคาร์บอเนตที่สูงที่สุดที่สามารถใช้งานได้และเพื่อประหยัดพลังงาน จึงเลือกใช้อุณหภูมิที่ต่ำที่สุดที่เพียงพอต่อการเกิดเฟสชีวภาพโวลลาสโทไนต์ในกระจกเซรามิก ซึ่งสภาวะที่เหมาะสมที่สุด คือ ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ดิบ เลือกระบบแก้วซิลิเกตร้อยละ $30\text{CaO} \cdot 10\text{Na}_2\text{O} \cdot 60\text{SiO}_2$ โดยโมล และเผาผนึกขึ้นรูปกระจกเซรามิก ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง

2. นำข้อมูลที่ได้มาพัฒนาต่อ โดยการเปรียบเทียบแหล่งให้สารแคลเซียมออกไซด์ จากแคลเซียมคาร์บอเนตจากพาณิชย์ (CC) เปลือกไข่ดิบ (ES) และเปลือกไข่แคลไซต์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง (EC) และหลังจากนั้นนำกระจกเซรามิกพูนทั้ง 3 ชนิด แช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 3 เดือน และ 8 เดือน เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของเฟสชีวภาพ น้ำหนัก ความพรุน ตัว ขนาดรูพูนและโครงสร้างจุลภาค เมื่อเปรียบเทียบถึงค่าคุณลักษณะของกระจกเซรามิกพูนทั้ง 3 ชนิด กับลูกตาเทียมเชิงพาณิชย์ที่ใช้งานจริงในปัจจุบัน พบว่ากระจกเซรามิกพูนมีความพรุนตัวเฉลี่ยร้อยละ 36 และขนาดรูพูนแบบเปิด (Open macropores) ขนาด 200 – 1000 ไมครอน ตรงกับลูกตาเทียมพอลิเมอร์ทางการค้า Medpor โดยกระจกเซรามิกพูนหลังแช่สาร SBF เป็นระยะเวลา 8 เดือน ไม่มีเฟสแปลกปลอมที่เป็นพิษ ไม่เกิดการสลายตัวและไม่แตกหัก จึงมีประสิทธิภาพและความเหมาะสมในการเป็นผลิตภัณฑ์ทางเลือกใหม่ ซึ่งสามารถเลือกใช้แคลเซียมคาร์บอเนตจากเปลือกไข่ดิบได้ โดยไม่ต้องเผาแคลไซต์และเผาผนึกขึ้นรูปกระจกเซรามิก ณ อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ยืนไฟ 2 ชั่วโมง จึงเป็นตัวเลือกที่เหมาะสมที่สุด

5.2 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อไป

1. ในขณะที่เทน้ำแก้วลงบนแผ่นโลหะ เพื่อให้แก้วเย็นตัวในอากาศ ควรทำให้แผ่นแก้วแตกเลย เพื่อให้ง่ายต่อการนำมาบดและลดโอกาสการเจ็บปน

2. ควรทำสารจำลองของเหลวในร่างกายมนุษย์ (Simulated body fluid; SBF) ในแต่ละครั้ง ปริมาณมากกว่า 1 ลิตร เนื่องจากต้องเปลี่ยนสาร SBF ที่แช่ชิ้นงานในทุกเดือน หากใช้วิธีการเดิมเข้าเพียงอย่างเดียวจะทำให้สาร SBF เกิดการตกตะกอน

เอกสารอ้างอิง

- Ayawanna, J. et al. (2019). A feasibility study of eggshell-derived porous glass–ceramic orbital Implants. *J. Mater. Lett*, 241, 39-42
- Baino, F. (2016). Handbook of Bioceramics and Biocomposites. In *Bioceramics and Composites for Orbital Implants: Current Trends and Clinical Performance* 41, (pp. 1249-1274), Springer. Switzerland.
- Baino, F., and et al. (2018a). Microstructural characterization and robust comparison of ceramic porous orbital implants. *J. Eur. Ceram. Soc*, 38, 2988-2993
- Baino, F., and et al. (2018b). Porous glass–ceramic orbital implants: A feasibility study. *J. Mater. Lett*, 212, 12-15
- Baino, F., and VITALE-BROVARONE, C. (2014). Bioactive glass and glass–ceramic foam scaffolds for bone tissue restoration. *Biomedical Foams for Tissue Engineering Applications*, 213-248
- Baino, F., and Yamaguchi, S. (2020). The use of simulated body fluid (SBF) for assessing materials bioactivity in the context of tissue engineering: Review and challenges. *J. Biomimetics, Biomater. Biomed. Eng*, 5(57), 1-19
- Baino, F., Confiengo, G. G. D., and Faga, M. G., (2017). Fabrication and morphological characterization of glass–ceramic orbital implants. *J. Appl. Ceram. Technol*, 1-8
- Choudhary, R. et al. (2021). Biomineralization, dissolution and cellular studies of silicate bioceramics prepared from eggshell and rice husk. *J. Mater. Sci. Eng. C*, 118, 1-17
- Chuayjuljit, S. and et al. (2013). Properties and morphology of injection- and compression-molded thermoplastic polyurethane/ polypropylene-graft-maleic anhydride/ wollastonite composites. *J. Thermoplast. Compos. Mater*, 26(7), 923-935.
- Espinal, L. (2012). Porosity and its measurement. National institute of standards and technology, Gaithersburg, MD, USA. 1-9.
- Gadakary, S. and et al. (2016). EFFECT OF SYNTHESIS ON THE PURITY AND PARTICLE SIZE OF ZrB₂ POWDER. *J. Min. Metall. B: Metall*, 1-9.

- Loku, K. and et al. (2002). Hydrothermal preparation of fibrous apatite and apatite sheet. *J. Solid. State. Ion*, 151, 147–150.
- Kahlenberg, V. and et al. (2010). Devitrite ($\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$)—structural, spectroscopic and computational investigations on a crystalline impurity phase in industrial soda-lime glasses. *J. Miner. Petrol.* 100, 1–9.
- Khachani, M., El, Hamidi, A., Halim, M., and Arsalane, S. (2014). Non-isothermal kinetic and thermodynamic studies of the dehydroxylation process of synthetic calcium hydroxide $\text{Ca}(\text{OH})_2$. *J. Mater. Environ. Sci*, 5(2), 615-624
- Knop, Y. and Peled, A. (2018). Sustainable Blended Cements—Influences of Packing Density on Cement Paste Chemical Efficiency. *J. Materials*, 11(4), 1-14
- Nikunen, M., Rajantie, H., Marttila, E. et al. (2021). Implant malposition and revision surgery in primary orbital fracture reconstructions. *J. Cranio. Maxilla. fac. Surg*, 49(9), 837-844
- Núñez-Rodríguez, L. A. and et al. (2018). Evaluation of Bioactive Properties of α and β Wollastonite Bioceramics Soaked in a Simulated Body Fluid. *J. Biomater. Nanobiotech*, 9, 263-276
- PAKSOY, A. H. and et al. (2017). FORMATION OF A CORROSION-RESISTANT ALUMINA COATING ON A 6061 ALUMINUM ALLOY. *J. Mater. Res. Technol*, 51(1), 117–121
- Puntharod, R. et al. (2013). Synthesis and characterization of wollastonite prepared from perlite and waste eggshell by soli state reaction. *J. C. P. R*, 14(2), 198-201
- Rashid, A. R. and et al. (2014). Low temperature production of wollastonite from limestone and silica sand through solid-state reaction. *J. Asian Ceram. Soc*, 2, 77–81
- Vivian, W. M. Ho. et al., (2016). Porous versus nonporous orbital implants after enucleation for uveal melanoma: A randomized study. *J. A. S. O P. R. S*, 1-7
- Wanpen, T. et al. (2020). Porous glass-ceramic orbital implants from eggshell. *J. M. S. T*, 33(1), 4-8
- Williams, A., Garner C. P. and Binner J. G. P. (2008). Measuring pore diameter distribution of gelcast ceramic foams from two-dimensional cross sections. Loughborough University, UK. -18.

- Xue, B., Wang, W., and Guo, L. (2019). Sol-gel preparation of anti-bacterial and bioactive glass-ceramics. *J. Biomater. Appl*, 34(1), 86-93
- Yao, S. Y., Cao, H. X., Wang, P., Zhang, W. W., Huo, W. L., and Xu, W. (2014). Phase transformation and microstructure of wollastonite glass-ceramics in Na₂O-CaO-SiO₂ system under different heat treatment conditions. *J. Mater. Res. Innov*, 18, 1-4.
- Zhang, Y. and et al. (2017). Preparation of porous materials from recycled glass. *J. Phys. Chem. Glasses-B*, 58(1), 59-62.
- Zhinan Zhang and et al. (2019). 3D gel printing of porous calcium silicate scaffold for bone tissue engineering. *J. Mater. Sci. Appl. Energy*, 1-7.
- Zhongfen, Yu. and et al. (2019). Corrosion Behavior of GH4169 Alloy under Alternating Oxidation at 900°C and Solution Immersion. *J. Mater*, 12, 1-17.
- Zhu, L. and Sohn, H.Y. (2012). Growth of 2M-Wollastonite Polycrystals by a Partial Melting and Recrystallization Process for the Preparation of High-Aspect-Ratio Particles. *J. Ceram. Sci. Technol*, 3(4), 169-180.

ภาคผนวก ก
การคำนวณสูตรแก้วจากร้อยละโดยโมล (mol%) เป็นน้ำหนัก (g)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สูตรตั้งต้นสำหรับการเตรียมแก้วเคลือบเซมิซิลิเกต ($60\text{SiO}_2 \cdot 30\text{CaO} \cdot 10\text{Na}_2\text{O}$ mol%)

1. การคำนวณส่วนผสมของแก้ว

คำนวณหา MW ของแต่ละตัว

$$\text{SiO}_2 = 28 + (16 \times 2) = 60 \text{ g/mol}$$

$$\text{CaO} = 40 + 16 = 56 \text{ g/mol}$$

$$\text{Na}_2\text{O} = (23 \times 2) + 16 = 62 \text{ g/mol}$$

2. คำนวณหาน้ำหนักที่ต้องการผลิตแก้ว 1 โมล

$$\text{SiO}_2 = 0.6 \text{ mol} \times 60 \text{ g/mol} = 36 \text{ g.}$$

$$\text{CaO} = 0.3 \text{ mol} \times 56 \text{ g/mol} = 16.8 \text{ g.}$$

$$\text{Na}_2\text{O} = 0.1 \text{ mol} \times 62 \text{ g/mol} = 6.2 \text{ g.}$$

รวมน้ำหนักที่ต้องการผลิตแก้ว 1 โมล เท่ากับ 59 กรัม

3. หาสัดส่วนโดยน้ำหนัก

$$\text{SiO}_2 = 36 \text{ g} / 59 \text{ g} = 0.61$$

$$\text{CaO} = 16.8 \text{ g} / 59 \text{ g} = 0.28$$

$$\text{Na}_2\text{O} = 6.2 \text{ g} / 59 \text{ g} = 0.11$$

4. หาน้ำหนักที่ต้องการผลิตแก้ว 45 กรัม

$$\text{SiO}_2 = 0.61 \times 45 \text{ g} = 27.45 \text{ g}$$

$$\text{CaO} = 0.28 \times 45 \text{ g} = 12.6 \text{ g}$$

$$\text{Na}_2\text{O} = 0.11 \times 45 \text{ g} = 4.95 \text{ g}$$

โดย CaO ได้มาจากแหล่ง CaCO_3 มีค่าเท่ากับ $12.6 \times 1.79 = 22.55 \text{ g}$

Na_2O ได้มาจากแหล่ง NaCO_3 มีค่าเท่ากับ $4.95 \times 1.7101 = 8.46 \text{ g}$

ดังนั้นในการผลิตแก้วใช้วัตถุดิบ

$$\text{SiO}_2 = 27.45 \text{ กรัม}$$

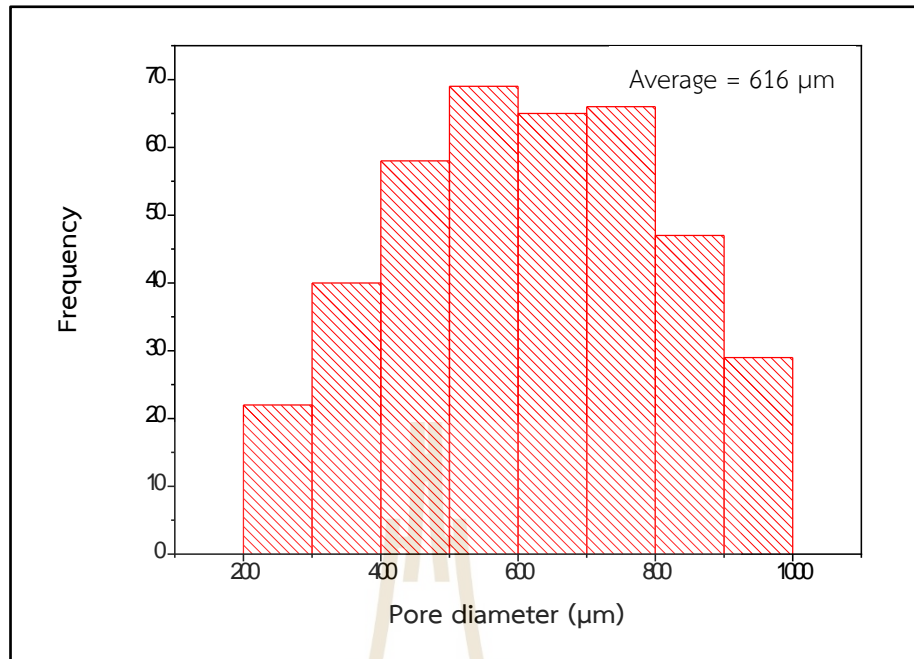
$$\text{CaCO}_3 = 22.55 \text{ กรัม}$$

$$\text{NaCO}_3 = 8.46 \text{ กรัม}$$

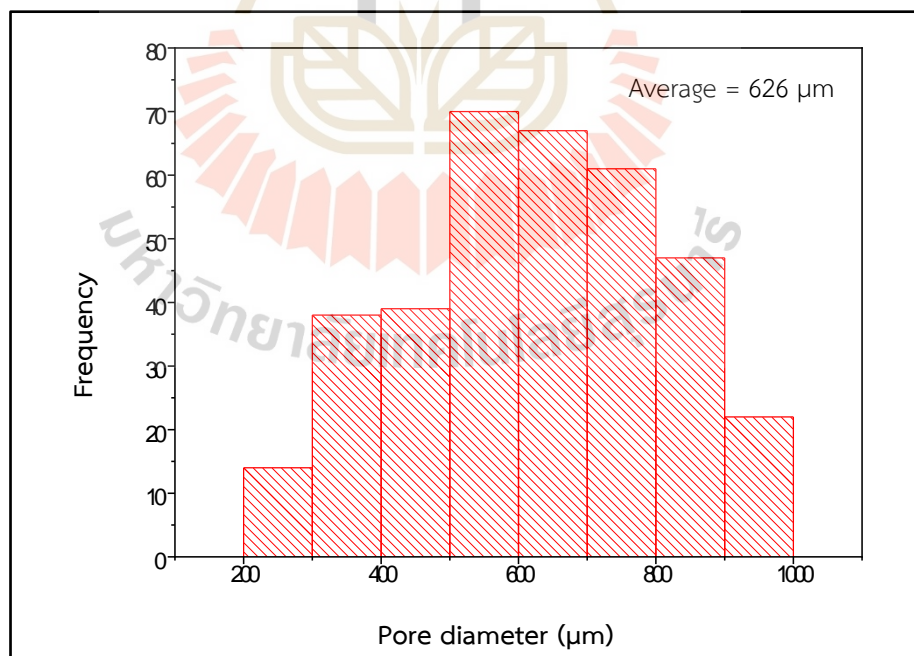
น้ำหนักรวม 58.46 g

ภาคผนวก ข
ผลของการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter)
ในกลาสเซรามิกพรุน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 5.1 ค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ของกลาสเซรามิกพอรุนจากเปลือกไข่ ร้อยละ 30, 35 และ 40 โดยโมล



รูปที่ 5.2 ค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางของรู (Pore diameter) ของกลาสเซรามิกพอรุนที่ใช้แคลเซียมคาร์บอเนตต่างกัน 3 แหล่ง คือ พาณิซย์ เปลือกไข่ดิบและเปลือกไข่แคลไซน์

ภาคผนวก ค
บทความงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา



รายชื่อบทความทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

วารสารวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์

Ayawanna, J., Kingnoi, N., and Wanpen, T. (2020). Porous Glass-Ceramic Orbital Implants from Egg Shell. *Microsc. Microanal. Res.* 33, 4-8.

การนำเสนอผลงานทางวิชาการ

Ayawanna, J., Kingnoi, N., and Wanpen, T. (2020). Porous Glass-Ceramic Orbital Implants from Egg Shell. The 37th International Conference of the Microscopy Society of Thailand (MST 37), 25 – 28 February 2020 at Kantary hotel, Nakhon Ratchasima, Thailand [นำเสนอด้วยโปสเตอร์]





Porous glass-ceramic orbital implants from eggshell

T. Wanpen, N. Kingnoi and J. Ayawanna*

School of Ceramic Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand.

*Corresponding author's e-mail address: jiratchaya@sut.ac.th

ARTICLE INFO

Article history

Submitted: 26 February 2020
Revised: 25 May 2020
Accepted: 29 May 2020
Available online: 25 June 2020

Keywords:

glass-ceramics; orbital implants;
eggshell; calcium silicate;
microstructure

© 2018 The Microscopy Society of Thailand

ABSTRACT

The Calcium silicate porous glass-ceramic material was prepared by using cheaper calcium carbonate from eggshell in this study. The key morphological characteristics of the porous glass-ceramic product were assessed and the capability of this material in body fluid was investigated. The porous glass-ceramic orbital implants derived from different eggshell contents (30 – 50 mol%) in replacement of calcium carbonate in calcium silicate glass systems were fabricated. The microstructure, phase composition, and porosity of glass-ceramic orbital implants both after fabrication at 870°C and 1000°C for 2 h and 5 h, and after immersion test in Simulate Body Fluid (SBF) solution for 2 weeks and 1 month were comparatively studied. The maximum contents of eggshell in making the calcium silicate glass is 40 mol%, in which a pure amorphous structure was formed for the fabrication of a glass-ceramic orbital implant. The biocompatible wollastonite phase was obtained after heat treatment at 1000°C for 2 h. The glass-ceramic orbital implants from eggshells have a uniform distribution of an open-macropore with high porosity in the range of 35-45% for eye tissue ingrowth. Also, good chemical stability in SBF for a 2-month test was obtained in this alternative low-cost eggshell derived porous glass-ceramic for ocular prosthesis applications.

INTRODUCTION

The removal of the patient's eye has proceeded for the treatment of ocular disease and traumatic eyes. The artificial eyes or "orbital implants" are required to replace into an empty socket after surgical removal of those eye diseases (Figure 1). Orbital implants are commonly divided into two groups. A spherical-solid orbital implant is made of polymethyl methacrylate and glass, which is not costly. However, the extraocular muscles cannot directly attach to the orbital implants for the ocular prosthesis movement. Meanwhile, another spherical-porous orbital implant is made of alumina ceramic, hydroxyapatite, and polyethylene polymer [1,2]. The porous orbital implants provide an abundance of pores for ingrowth of fibrovascular tissue to fasten the implants to orbital tissues. However, the porous materials are relatively high cost and non-negligible extrusion rates increase the risk of infection [3].

Biocompatible calcium-silicate porous glass-ceramic, therefore, have been developed to overcome these problems for producing orbital implants [4]. Since, the manufacturing of calcium-silicate porous glass-ceramic uses calcium carbonate as a major raw material, the commercial calcium carbonate is replaced with the eggshell waste due to the high content of calcium oxide > 94% by weight of eggshell [5]. Previously, eggshells have been used for producing the bio-ceramic artificial bone [6] and glass foams for electronic devices [7], but it has been rarely used for making porous glass-ceramic orbital implants.

The researchers, therefore, have developed the biomedical calcium-silicate porous glass-ceramic from eggshell for producing the orbital implants. The effects of eggshell ratios and firing temperatures on their biochemical and physical properties of calcium-silicate porous glass-ceramic have been investigated. The efficiency of biocompatible phase developed in eggshell derived calcium-silicate porous glass-ceramic was discussed after *in vitro* test in simulated body fluid (SBF) for 1 month to announce the suitable material ratio and processing conditions for producing a prototype of low-cost and biocompatible calcium-silicate porous glass-ceramic orbital implants.

METHODOLOGY

The porous glass-ceramic orbital implants derived from different eggshell contents as shown in Table 1 were fabricated and tested. The glasses were prepared by melting a mixture of high purity silica oxides (SiO₂), carbonates from eggshell (CaCO₃), and sodium carbonate (NaCO₃) in an alumina crucible at 1500°C for 1 h and then quenched in air. The rigid glass was annealed at 500°C for 30 min and ground by planetary milling. Then, glass powder was sieved through 230 mesh stainless steel sieves. A polyurethane (PU) 45-ppi sponges as a porous template were dipped into a water-based glass slurry prepared from 40 wt% glass powder, 6 wt% PVA binder and 54 wt% water and dried for

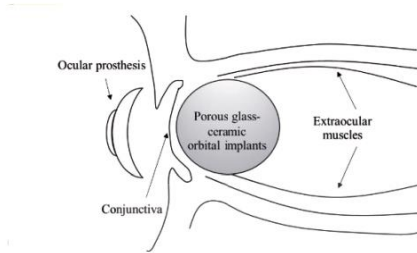


Figure 1. Schematic of a porous sphere orbital implant.

Table 1. Prepared glass compositions.

Eggshell (CaCO ₃)	Composition (mol%)	
	NaCO ₃	SiO ₂
30	10	60
35	10	55
40	10	50
45	10	45
50	10	40

24 h at room temperature, the dipped sponges were heated at 870°C for 2 h, 870°C for 5 h and 1000°C for 2 h with heating rate 5°C/min to remove the PU sponges and form the porous structures.

A Bruker D8 ADVANCE XRD was used to confirm crystalline phases. The porosity of glass-ceramic sample was calculated through weights determined by the Archimedes method. Microstructures of glass-ceramic samples with Au-coat were examined by SEM-EDS (JEOL JSM-6010 LV). Porous glass-ceramic samples were immersed in Kokubo's simulated body fluid (SBF, pH = 7.40) [3] at 37°C for 1 month for *in vitro* solubility test. The weight losses (%) of samples

were determined via the dry-mass change of samples after the immersion test.

RESULTS AND DISCUSSION

The maximum contents of eggshell waste in making the calcium silicate glass is 40 mol%, in which a pure amorphous structure was formed for the fabrication of a glass-ceramic orbital implant (Table 2). Meanwhile, above 40-mol% eggshell led to the recrystallization in calcium silicate glasses. The transparent glass became the opaque one suggesting the high calcium in the molten glasses is not suitable for preparing the calcium silicate glass-ceramic samples. Compared to the samples heated at 870°C, wollastonite (CaSiO₃) major phase accompanied and sodium-calcium silicate phase (Na₂Ca₂Si₆O₁₆) minor phases, which are highly biocompatible phases for implantable devices, were found in the eggshell porous glass-ceramic samples after sintering at 1000°C (Figure 2). Also, the physical appearance of samples sintered at 1000°C was very pure white compared to the yellowish samples from 870°C-sintering. The result is in good agreement with earlier studies on wollastonite phase development in calcium-silicate glasses from commercial raw materials [8-9]. Moreover, an increase in the eggshell contents affected the reduction of the peak at 2θ ~ 18° which is corresponding to the Na₂Ca₂Si₆O₁₆ phase (Figure 3). This was due to the Na₂Ca₂Si₆O₁₆ peak disappeared and wollastonite (CaSiO₃) became the predominant phase upon heating and CaO content [10].

Microstructures of eggshell porous glass-ceramic in Figure 4 shows a similar evolution of porous structure in glass-ceramic in the samples sintered between 870°C and 1000°C. The glass-ceramic orbital implants from eggshell has a uniform distribution of an open-macropore. The porosity independence of eggshell contents was in the range of 35 – 45% which is slightly less than that of bio-implants reported in the earlier study [11]. However, rough surfaces were developed in the glass-ceramic samples when the sintering temperature below 1000°C (Figure 4(a)-(b)). This probably due to the pore residue from glass fusing with CaO to form the wollastonite phase, and the high viscosity of molten glass at high temperature prevents a smoother surface forming [12]. The presence of wollastonite crystals with a high amount of Ca/Si ratio was found on the strut surface with the normalized Ca/Si ratio ~0.8-0.9 compared to other areas (~0.12) in the glass-ceramic implants from eggshells sintered at 1000°C (Figure 4(c)-(d)). After a 1-month

Table 2. Prepared glass and porous glass-ceramic from different eggshell contents.

	Egg shell (mol%)				
	30	35	40	45	50
Melted Glass					
Porous glass-ceramic					

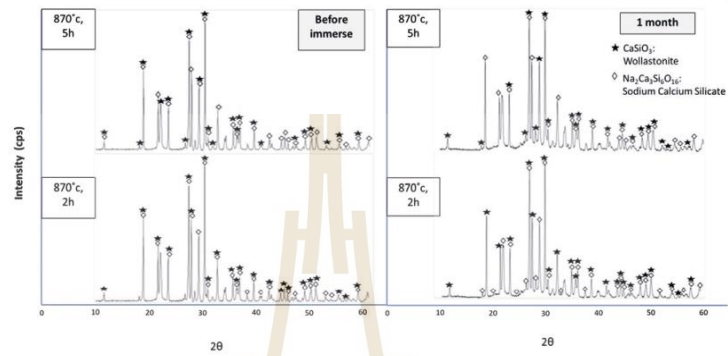


Figure 2. XRD of sintered (30 mol%) eggshell porous glass-ceramic from different eggshell contents before and after a 1-month *in vitro* test.

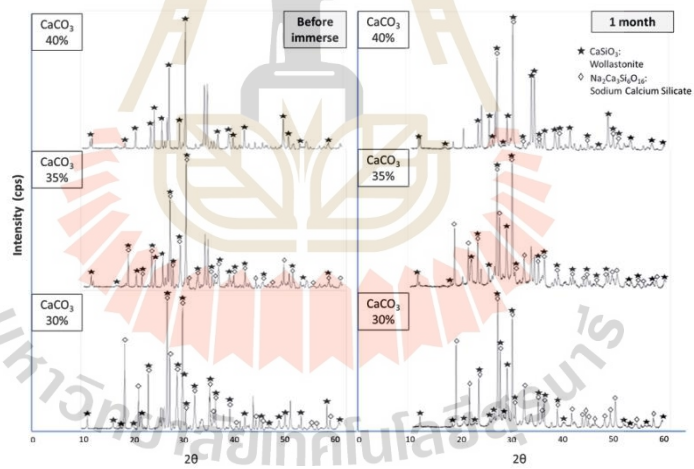


Figure 3. XRD of sintered (1000°C for 2 h) eggshell porous glass-ceramic from different eggshell contents before and after a 1-month SBF *in vitro* test.

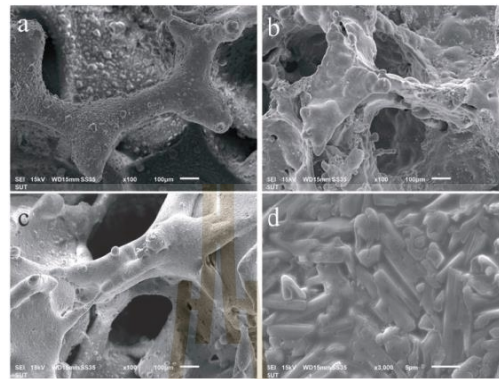


Figure 4. Microstructures of sintered eggshell porous glass-ceramic; (a) 870°C for 2 h at low magnification, (b) 870°C for 5 h at low magnification, (c) 1000°C for 2 h at low magnification, (d) 1000°C for 2 h at high magnification showing Wollastonite (CaSiO_3) crystals on the strut surface of porous glass-ceramic samples.

in vitro test, microstructures of porous glass-ceramic with 40 mol% eggshell was changed compared to other samples (Figure 5). This could be involved with the weight change related to the partial dissolution of the glass-ceramic sample in the SBF solution which is discussed in the next session.

After the *in vitro* test in SBF, the weight loss could take place by the direct contact between calcium-silicate based materials and SBF solution resulted in a partial dissolution and producing an ionic exchange of Ca^{2+} for 2H^+ in materials. The reaction leads to a formation of Si–O–H groups on the surface of porous glass-ceramic samples and subsequently a partial dissolution of amorphous SiO_2 , as SiO_3^{2-} [13]. Weight loss was slightly observed after a 1-month *in vitro* test in the porous glass-ceramics with 40 mol% eggshell. This probably due to the leaching out of Na ions in the $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$ minor phase during SBF immersion that is required further investigation. However, no significant mass-losses

were detected in the porous glass-ceramic implants derived from eggshells in the range of 30–35 mol% after a 1-month *in vitro* test (Figures 6 and 7). The dry weights of all eggshell porous glass-ceramic implants remained stable, which confirmed good stability in a biological environment of the glass-ceramic implants derived from eggshells in this study. Therefore, this porous glass-ceramic material is a promising alternative low-cost biomedical implant for ocular prosthesis applications.

CONCLUSIONS

In this study, biomedical calcium-silicate porous glass-ceramic from eggshell was studied for producing orbital implants. The optimum eggshell ratios and firing temperatures on their biochemical and physical properties have been investigated. The findings are as follows:

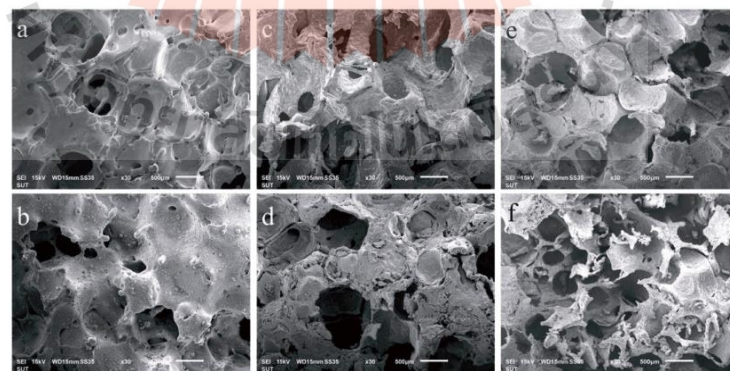


Figure 5. Microstructures of sintered eggshell porous glass-ceramic at 1000°C for 2 h; (a,b) 30 mol%, (c,d) 35 mol% and (e,f) 40 mol% eggshell: (a,c,e) before *in vitro* test and (b,d,f) after a 1-month *in vitro* test.

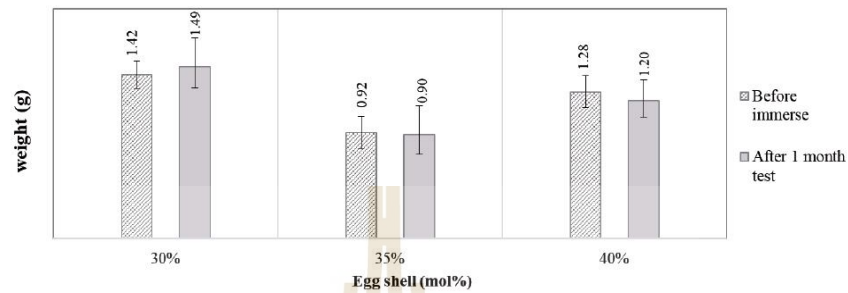


Figure 6. Weight of sintered (1000°C for 2 h) eggshell porous glass-ceramic from different eggshell contents before and after immersion test in SBF for 1 month.

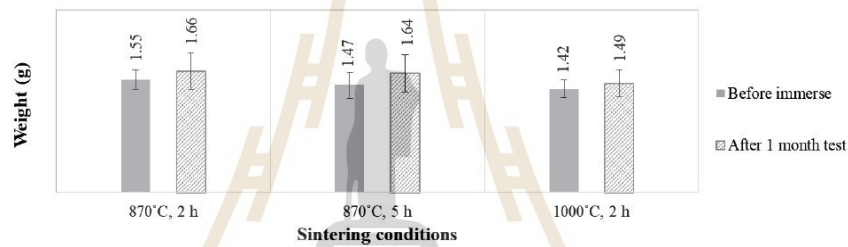


Figure 6. Weight of sintered eggshell porous glass-ceramic before and after the immersion test in SBF for 1 month.

1. The maximum contents of eggshell waste in making the calcium silicate glass is 40 mol%.

2. The biocompatible wollastonite (CaSiO_3) major phases were obtained after heat treatment at 1000°C for 2 h.

3. The egg shell-derived glass-ceramic implants contained an open-macropore network with porosity over 40% allowing the fibrovascular tissue ingrowth.

4. Weight loss was found after a 1-months *in vitro* test in the porous glass-ceramics with 40 mol% eggshell indicating the eggshell glass-ceramics with good stability in the biological environment can be obtained with the eggshell at below 40 mol%.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to acknowledge the Suranaree University of Technology for funding support.

REFERENCES

- [1] Chalasani R., Warren L.P., Conway R.M., Nissan B.B., *Surv. Ophthalmol.* 52 (2), **2007**, 1–11.
- [2] Bairo F., Labate G.F.D., Configno G.G., Faga M.G., Brovarone C.V., *Catapano G., J. Eur. Ceram. Soc.* 38, **2018**, 2988–2993.
- [3] Bairo F., *Mater. Lett.* 212, **2018**, 12–15.

[4] Bairo F., Potesio I., *Mater. Sci. Eng. C* 69, **2016**, 1410–1428.

[5] Souza M.T., Maia B.G.O., Teixeira L.B., De Oliveira K.G., Teixeira A.H.B., De Oliveira A.P.N., *Process Saf. Environ. Prot.* 111, **2017**, 60–64.

[6] Kattimani V.S., Chakravarthi P.S., Kanumuru N.R., Subbarao V.V., Sidharthan A., Kumar T.S.S., Prasad L.K., *J. Int. Oral Health* 6 (3), **2014**, 15–19.

[7] Fernandes H.R., Andreola F., Barbieri L., Lancellotti L., Pascual M.J., Ferreira M.F.J., *Ceram. Int.* 39, **2013**, 9071–9078.

[8] Adams L.A., Essien E.R., Kaufmann E.E., *J. Asian Ceram. Soc.* 6 (2), **2018**, 132–138.

[9] Ayawanna J., Kingnoi N., Laorodphan N., *Materials Letters* 241, **2019**, 39–42.

[10] Yao et al., *Mater. Res. Innov.*, 18, **2014**, 657–660.

[11] Bairo F., Gautier di Configno G., Faga M.G., *Int. J. Appl. Ceram. Technol.*, **2017**, 1–8.

[12] Heriyanto F., Pahlevani V., Sahajwalla J., *Clean Prod.* 172, **2018**, 3019–3027.

[13] Salman S.M., Salama S.N., Abo-Mosallam H.A., *J. Asian Ceram. Soc.* 3, **2015**, 255–261.

ประวัติผู้เขียน

นางสาวธัญญาพร วันเพ็ญ เกิดเมื่อวันที่ 29 พฤศจิกายน พุทธศักราช 2539 ที่จังหวัดปทุมธานี สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาปีที่ 1-6 แผนกวิทยาศาสตร์-คณิตศาสตร์ จากโรงเรียนปิยะมหาราชาลัย จังหวัดนครพนม จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาตรี สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมเซรามิก มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เมื่อปีพุทธศักราช 2558 และสำเร็จการศึกษาปริญญาตรีในปีพุทธศักราช 2562 จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท ด้านวัสดุ สาขาวิชาวิศวกรรมเซรามิก มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ระหว่างศึกษาได้เสนอบทความและเข้าร่วมงานประชุมในงานวิชาการระดับประเทศ The 37th International Conference of the Microscopy Society of Thailand (MST 37) ณ โรงแรมแคนทารี จังหวัดนครราชสีมา ประเทศไทย วันที่ 25 - 28 กุมภาพันธ์ 2563

