



การปรับปรุงสมบัติทางชีวภาพและสมบัติการละลายของแก้วและแก้วเซรามิกชีวภาพ
ในระบบโซเดียมแคลเซียมฟอสเฟตเพื่อนำไปประยุกต์เป็นกระดูกเทียม
Improvement bioactivity and bioresorbable of Bioactive Glasses and
Glass-ceramics from Calcium Sodium Phosphate Glass System
for Artificial Bone Applications

วิไลวรรณ สีนะกุล

ธนาพร บุญชู

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากงบประมาณรายจ่าย ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๐

คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร



การปรับปรุงสมบัติทางชีวภาพและสมบัติการละลายของแก้วและแก้วเซรามิกชีวภาพ
ในระบบโซเดียมแคลเซียมฟอสเฟตเพื่อนำไปประยุกต์เป็นกระดูกเทียม
Improvement bioactivity and bioresorbable of Bioactive Glasses and
Glass-ceramics from Calcium Sodium Phosphate Glass System
for Artificial Bone Applications

วิไลวรรณ สีนะกุล

ธนาพร บุญชู

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากงบประมาณรายจ่าย ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๐

คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากความกรุณาจากคณาจารย์ และบุคคลที่เกี่ยวข้องหลายฝ่ายด้วยกัน ผู้วิจัยขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.กมลพรรณ เพ็งพัด, ผศ.ดร.สุขุม อีสเสงี่ยม และ น.ส.ปรารธนา อินตะวิน ผู้ช่วยนักวิจัยที่มีบทบาทสำคัญในงานวิจัยทุกๆ ส่วน

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร ที่สนับสนุนเงินวิจัยในโครงการวิจัยเงินงบประมาณแผ่นดิน พ.ศ. 2560

อนึ่งผู้วิจัยหวังว่า งานวิจัยฉบับนี้จะมีประโยชน์อยู่ไม่น้อย จึงขอมอบส่วนดีทั้งหมดนี้ให้แก่เหล่าคณาจารย์ ที่ได้ประสิทธิประสาทวิชาทำให้ผลงานวิจัยเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่เกี่ยวข้อง และขอขอบคุณความกตัญญูกตเวทิตาคุณ แต่บิดา มารดา และผู้มีพระคุณทุกท่าน สำหรับข้อบกพร่องต่างๆ ที่เกิดขึ้นนั้น ผู้วิจัยขอน้อมรับผิดเพียงผู้เดียว และพร้อมที่จะรับคำแนะนำของทุกท่าน เพื่อเป็นประโยชน์ในการพัฒนา งานวิจัยต่อไป

คณะผู้วิจัย
ธันวาคม 2560

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้แบ่งเป็น 2 วัตถุประสงค์หลัก วัตถุประสงค์แรกเป็นการศึกษาผลของการเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์ชนิดแบเรียมสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ ((Ba)Fe₁₂O₁₉) ลงในแก้วชีวภาพระบบ P₂O₅-CaO-Na₂O ที่มีผลต่อ โครงสร้างทางจุลภาค สมบัติทางกายภาพ สมบัติทางเคมี สมบัติทางแม่เหล็ก สมบัติทางความร้อน และสมบัติทางชีวภาพของแก้วเซรามิก เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย โดยทำการการประดิษฐ์ชิ้นงานแก้วเซรามิกด้วยวิธีการผลิตแก้วเซรามิกแบบการซินเตอร์ในสถานะของแข็ง (modified solid-state sintering method) จากนั้นจึงนำชิ้นงานดังกล่าวไปทำการตรวจวิเคราะห์เฟสของผลึกที่ได้ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction; XRD) ศึกษาสมบัติความเป็นทางแม่เหล็กด้วยเครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของผลึกที่เกิดขึ้นในชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy; SEM) และทำการศึกษาสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน เป็นต้น แก้วเซรามิกทุกอัตราส่วนมีสมบัติเป็นแม่เหล็กแบบฮาร์ด และมีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี และมีความเป็นไปได้ในการนำแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารแม่เหล็กสามารถใช้งานทางด้านการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

ส่วนวัตถุประสงค์ที่สองเป็นการศึกษาผลของอุณหภูมิซินเตอร์ที่มีต่อสมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางด้านชีวภาพของแก้วเซรามิกระบบ SrFe₁₂O₁₉ (SF)-P₂O₅-CaO-Na₂O จากการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบของชิ้นงานด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction; XRD) พบว่าชิ้นงานประกอบด้วยเฟสของ แคลเซียมฟอสเฟต (calcium phosphate) และสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ (strontium ferrite) จากภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy; SEM) บ่งบอกถึงขนาดเกรนที่มีความสัมพันธ์กับความหนาแน่นและความแข็งของชิ้นงาน จากการศึกษาสมบัติทางแม่เหล็กด้วย เครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) พบว่า ค่าแม่เหล็ก coercivity สูงสุดคือ 3138 Oe ที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส แต่ค่าแม่เหล็ก remanence และ saturation มีค่าสูงสุดที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส คือ 6.35 และ 10.64 emu/g ตามลำดับ และจากการทดสอบสมบัติทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน พบว่า ชิ้นงานทุกคอนดิชันมีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี และมีความเป็นไปได้ในการนำแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารแม่เหล็กสามารถใช้งานทางด้านรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

Abstract

This research then has two main objectives. The first objective is to fabrication of bioactive glass ceramics containing $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ (BF) crystals has been carried out for the application in hyperthermia treatment. The $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ powder was firstly prepared and subsequently mixed with the non-silicate $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ bioactive glass with various BF concentrations. After that, the glass ceramics were produced via a sintering method at 600°C and their crystal phases were examined by XRD and in vitro test was carried out by soaking in simulated body fluid. Remanence and saturation magnetization and coercivity were deduced from magnetic measurement. It was found that the samples exhibited magnetic behavior which is similar to hard magnetic materials.

Our second objective is the effects of sintering temperatures on the physical, and bioactivity of $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ bioglass ceramics were investigated. XRD results confirmed the existence of the strontium ferrite and calcium phosphate phases. SEM images showed that grain size, and hardness were related to density and liquid phase present in the samples. A maximum coercivity value of 3138 Oe was obtained for the bioglass ceramic sintered at 600°C . The remanence (M_r) and saturation magnetization (M_s) of the bioglass ceramic sintered at 500°C possess the maximum value of 6.35 and 10.64 emu/g, respectively. Moreover, the apatite was formed on the surface layers of the bioglass ceramics confirming their biocompatibility

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	(ก)
บทคัดย่อไทย	(ข)
บทคัดย่ออังกฤษ	(ค)
สารบัญ	(ง)
สารบัญตาราง	(ฉ)
สารบัญภาพ	(ช)
อักษรย่อและสัญลักษณ์	(ญ)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 บทนำ	1
1.2 จุดประสงค์ของการศึกษาวิจัย	3
1.3 ประโยชน์ที่ได้รับจากการศึกษา เชิงทฤษฎีและ/หรือเชิงประยุกต์	3
บทที่ 2 วรรณกรรมปริทัศน์	4
2.1 แก้ว (Glasses)	4
2.1.1 คำนิยามของแก้ว (Definitions of glasses)	4
2.1.2 ทฤษฎีจลนพลศาสตร์ของการทำให้เกิดแก้ว (Kinetic theories of glass formation)	8
2.2 แก้วและแก้วเซรามิกที่เป็นวัสดุทางชีวภาพ (Glass and glass ceramics as a biomaterials)	13
2.2.1 รูปแบบของการตอบสนองระหว่างเนื้อเยื่อแก้วกับวัสดุทางชีวภาพ (Types of Biomaterial-Tissue Interface)	13
2.2.2 กลไกการเกิดพันธะเคมีของการออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (Mechanism of Bioactive Bonding)	15
2.2.3 ประเภทของแก้วทางชีวภาพ (Types of Bioactive Glasses)	16
2.2.4 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility)	17
2.2.5 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (In vitro bioactivity analysis)	18
2.2.6 สารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF)	18
2.3 ไฮเปอร์เทอร์เมียสำหรับการรักษาโรคมะเร็ง (Hyperthermia for treatment of cancer)	20

สารบัญ

	หน้า
2.3.1 แม่เหล็กสำหรับไฮเปอร์เทอร์เมีย (Magnetic hyperthermia)	20
2.3.2 ฟิสิกส์สำหรับไฮเปอร์เทอร์เมีย (Physics of hyperthermia)	21
2.4 แบเรียมเฟอร์ไรท์ (Ba-ferrite; BaFe ₁₂ O ₁₉)	24
2.4.1 คุณสมบัติของเฟอร์ไรท์	25
2.4.2 อุณหภูมิคูรี (Curie Temperature)	26
2.4.3 ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B)	27
2.4.4 Hysteresis loop	28
2.5 เอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย	29
บทที่ 3 วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการทดลอง	32
3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง	32
3.2 อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	32
3.3 วิธีการทดลอง	33
3.3.1 การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง	34
3.3.1.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ BaFe ₁₂ O ₁₉ (BF)-P ₂ O ₅ -CaO-Na ₂ O	34
3.3.1.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ SrFe ₁₂ O ₁₉ (SF)-P ₂ O ₅ -CaO-Na ₂ O	34
3.3.2 วิธีการวัดและการตรวจวิเคราะห์หาลักษณะเฉพาะของสารตัวอย่าง (Characterization and Measurement Method)	35
3.3.2.1 การวิเคราะห์ทางความร้อน (thermal analysis)	35
3.3.2.2 การตรวจสอบเฟสด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction technique : XRD)	36
3.3.2.3 การศึกษาโครงสร้างจุลภาคโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy: SEM)	37
3.3.2.4 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (In vitro bioactivity analysis)	39
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล	41
4.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ BaFe ₁₂ O ₁₉ (BF)-P ₂ O ₅ -CaO-Na ₂ O	41
4.1.1 ผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA	41
4.1.2 ผลการวิเคราะห์ความหนาแน่น และสมบัติเชิงกล	42
4.1.3 ผลการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบด้วยเทคนิค XRD	43

สารบัญ

	หน้า
4.1.4 ผลการตรวจสอบสมบัติทางแม่เหล็ก	44
4.1.5 ผลการศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis)	45
4.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O	46
4.2.1 ผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA	47
4.2.2 ผลการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบด้วยเทคนิค XRD	48
4.2.3 ผลการวิเคราะห์ความหนาแน่น และสมบัติเชิงกล	48
4.2.4 ผลการตรวจสอบสมบัติทางแม่เหล็ก	49
4.2.5 ผลการศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis)	50
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง	52
5.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ (BF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O	52
5.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O	52
เอกสารอ้างอิง	53

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 แสดงปัจจัยที่มีผลต่อการตอบสนองระหว่างวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ	14
2.2 แสดงผลของอันตรกิริยาระหว่างวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ	14
2.3 แสดงขั้นตอนการเกิดปฏิกิริยาของวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ	16
2.4 แสดงความเข้มข้นของไอออนของ SBF และพลาสมาในเลือดมนุษย์	18
2.5 แสดงสารเคมีที่จำเป็นสำหรับการเตรียมสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF)	19
2.6 แสดงจุดหลอมเหลวของสารประกอบต่างๆ	26



สารบัญรูปภาพ

รูป	หน้า
2.1 ภาพการเปรียบเทียบโครงสร้างผลึก (crystal structures) ของทรายและแก้วแบบสองมิติ	4
2.2 ภาพการเรียงตัวของอะตอมของผลึกและการเรียงตัวของอะตอมของแก้วหลังจากการทำให้เย็นตัวลงแบบช้า (slow cool) และแบบเร็ว (fast cool) จากของเหลวเมื่อได้รับความร้อน	5
2.3 ผลกระทบของอุณหภูมิต่อเอนทัลปี (enthalpy) ของการหลอมเหลวในการเกิดแก้ว	6
2.4 แผนภาพแสดงชนิดของการเกิดนิวเคลียสผลึก (nucleation)	9
2.5 กราฟระหว่างพลังงานอิสระที่เปลี่ยนไปในการเกิดนิวเคลียสผลึก (ΔG) กับขนาดของนิวเคลียส (r)	10
2.6 อัตราการเกิดนิวเคลียสและการเติบโตของผลึกเทียบกับอุณหภูมิที่เปลี่ยนไปของของเหลวที่มีความหนืดสูง (viscous liquid)	12
2.7 การจำแนกประเภทของแม่เหล็กไฮเปอร์เทอร์เมีย	20
2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของอนุภาคกับการสูญเสียพลังงานเนื่องจาก Neel relaxation	22
2.9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างการสูญเสียพลังงานของสารแม่เหล็ก (magnetic power loss) กับขนาดของอนุภาคของอนุภาคแม่เหล็ก ทั้งการสูญเสีย Neel (Neel losses)	23
2.10. แผนภาพแสดงความสัมพันธ์ของความร้อนที่เกิดในกระดุกกับเวลาที่เปลี่ยนไป	24
2.11 แสดงโครงสร้างผลึกของ $BaFe_{12}O_{19}$ หรือ $BaO \cdot 6Fe_2O_3$	25
2.12 แสดงความสัมพันธ์ของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B) กับอุณหภูมิ (T)	29
2.13 แสดงความสัมพันธ์ของ B และ H ใน Hysteresis loop	29
3.1 เครื่อง High Temperature DTA Cell Adaptor	36
3.2 X-ray diffractometer	37
3.3 เครื่อง sputtering รุ่น JFC-1100E	38
3.4 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดชนิด Low vacuum (JEOL JSM 5910LV)	39
3.5 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (In vitro bioactivity analysis)	40
4.1 แสดงผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA ของชิ้นงานแก้วที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส	41
4.2 แสดงผลอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (Tg) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว (Tx) ของชิ้นงานแก้วที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส	42

สารบัญรูปภาพ

รูป	หน้า
4.3 แสดงค่าความหนาแน่น และค่าความแข็งแบบ Vickers ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง	43
4.4 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง	44
4.5 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะวงฮีสเทอร์รีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง	45
4.6 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง	46
4.7 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของชิ้นงานแก้วเซรามิก ซึ่งผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นเวลา 14 วัน	46
4.8 แสดงผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA ของชิ้นงานแก้ว ที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส	47
4.9 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิต่างๆ	48
4.10 แสดงค่าร้อยละความพรุน ค่าความหนาแน่น และค่าความแข็งแบบ Vickers ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ	49
4.11 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะวงฮีสเทอร์รีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ	50
4.12 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ	51
4.13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ ซึ่งผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นเวลา 7 วัน	51

อักษรย่อและสัญลักษณ์

P_2O_5	Phosphorus tetra oxide
CaO	Calcium Oxide
Na_2O	Sodium Oxide
$P_2O_5-CaO-Na_2O$	Phosphorus Calcium Sodium Oxide
SF; $SrFe_{12}O_{19}$	Strontium ferrite
BF; $BaFe_{12}O_{19}$	Barium ferrite
DTA	Differential Thermal Analysis
XRD	X-ray Diffraction technique
SEM	Scanning Electron Microscopy
EDS	Energy dispersive x-ray spectrophotometry
SBF	Simulated Body Fluid
T_x	Crystallization temperature
T_m	Melting temperature
T_g	Glass transition temperature

บทที่ 1

บทนำ

1.1 บทนำ

แก้วชีวภาพที่มีฟอสเฟตเป็นส่วนประกอบหลัก(phosphate based bioactive glasses) เป็นวัสดุชีวภาพที่ถูกนำไปใช้อย่างแพร่หลายในทางการแพทย์ เนื่องจากมีคุณสมบัติความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ สามารถซ่อมแซมและฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูกได้อย่างดีเยี่ยม มีส่วนประกอบทางเคมีที่คล้ายคลึงและใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติ นอกจากนี้ยังเป็นแก้วที่ปราศจากซิลิกา(silica-free glass) จึงมีศักยภาพในการนำไปใช้เป็วัสดุชีวภาพ ในเชิงของวัสดุที่ไม่มีความเป็นพิษต่อร่างกายได้ดีกว่าแก้วที่มีซิลิกาเป็นส่วนประกอบหลัก เนื่องด้วยคุณสมบัตินี้เอง วัสดุนิตินี้จึงได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องเพื่อสามารถประยุกต์ใช้งานได้หลากหลายในทางการแพทย์ [1-3] เมื่อไม่นานมานี้ได้มีนักวิจัยทำการพัฒนาแก้วเซรามิกชีวภาพเพื่อนำไปใช้งานสำหรับการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย(hyperthermia treatment of bone cancer) [4-7] ซึ่งเป็นแก้วเซรามิกชีวภาพที่ถูกออกแบบมาเป็นพิเศษ สำหรับการซ่อมแซมและฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูกที่ได้รับความเสียหาย หลังจากที่เซลล์มะเร็งกระดูกถูกทำลายโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมียแล้ว ดังนั้นวัสดุกลุ่มนี้จึงต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์ได้ดีที่สุด โดยสามารถเหนี่ยวนำให้เซลล์กระดูกเจริญเติบโตที่ผิวของแก้วเซรามิกที่ฝังไปในร่างกายได้

ไฮเปอร์เทอร์เมีย(hyperthermia) เป็นการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งได้รับการยอมรับว่าสามารถรักษาและบำบัดโรคมะเร็งได้จริง ในการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งมีด้วยกันหลายวิธี เช่น ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่วิทยุ (radio frequency induction) การให้ความร้อนด้วยไดอิเล็กทริก (dielectric heating) การให้ความร้อนความถี่ไมโครเวฟ (microwave heating) และการให้ความร้อนด้วยคลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic wave heating) [8,9] ซึ่งวิธีดังกล่าวเป็นวิธีการให้ความร้อนจากภายนอกในร่างกาย จึงไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปในร่างกายได้ ตัวอย่างเช่น มะเร็งกระดูก ยิ่งไปกว่านั้น ความร้อนที่เกิดขึ้นยังส่งผลเสียต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบๆ แหล่งให้ความร้อนอีกด้วย ด้วยเหตุนี้ จึงมีการศึกษาค้นคว้าวิธีการให้ความร้อนที่สามารถรักษามะเร็งได้เฉพาะจุดภายในร่างกาย ซึ่งพบว่า วิธีการเหนี่ยวนำแม่เหล็ก (magnetic Induction) หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า “ไฮเปอร์เทอร์เมียแม่เหล็ก (magnetic hyperthermia)” เป็นวิธีที่กำลังได้รับความสนใจและสามารถนำไปใช้ได้ผลจริงในทางการแพทย์

ไฮเปอร์เทอร์เมียแม่เหล็ก (magnetic hyperthermia) นั้นเป็นการนำสารแม่เหล็กเข้าไปไว้เฉพาะบริเวณเซลล์มะเร็ง เมื่อสารแม่เหล็กอยู่ภายในตัวสนามแม่เหล็กภายนอกจะถูกเหนี่ยวนำให้สาร

แม่เหล็กปลดปล่อยความร้อนออกมาได้ประมาณ 41–45 องศาเซลเซียส ตามหลักการของการสูญเสียฮิสเทอรีซิส (hysteresis loss) หรือกระแสเอ็ดดี้ (eddy current loss) ความร้อนที่เกิดขึ้นจะเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง นอกจากนี้โดยทั่วไปแล้วเนื้อเยื่อปกติสามารถทนความร้อนได้สูงถึง 46 องศาเซลเซียส ความร้อนที่เกิดขึ้นจึงสามารถทำลายได้เฉพาะเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็งเท่านั้น [9-11] ดังนั้นการให้ความร้อนโดยวิธีนี้ทำให้ความร้อนเกิดขึ้นเฉพาะจุดภายในร่างกาย จึงสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปในร่างกายได้

ในปี 2011 Singh และคณะ [12] ได้ทำการศึกษาการเติมซิงค์เฟอร์ไรต์ ($ZnFe_2O_4$) ลงในแก้วทางชีวภาพ พบว่า มีสมบัติทางแม่เหล็กและสมบัติทางชีวภาพที่ดีเยี่ยม ดังนั้น จึงทำให้ผู้วิจัยสนใจที่จะศึกษาสารแม่เหล็กชนิดใหม่ๆ อาทิ แบเรียมเฟอร์ไรต์ ($BaFe_{12}O_{19}$) และสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ ($SrFe_{12}O_{19}$) ซึ่งเป็นสารแม่เหล็กถาวรที่ถูกใช้งานอย่างกว้างขวาง เนื่องจากมีคุณสมบัติทางด้านแม่เหล็กที่โดดเด่น ราคาถูก รวมทั้งมีความเสถียรทางเคมีที่ค่อนข้างดี เพื่อให้มีความหลากหลายในการเลือกใช้สารแม่เหล็กที่เหมาะสมมากขึ้น และน่าจะเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของการนำใช้ในการรักษาวิธีไฮเปอร์เทอร์เมียแม่เหล็ก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการลดปริมาณสารแม่เหล็กในแก้วเซรามิกชีวภาพให้น้อยที่สุด แต่ยังคงประสิทธิภาพในการรักษาที่ดี เพื่อให้มีสารตกค้างในร่างกายน้อยที่สุดเท่าที่ทำได้ สำหรับแก้วฟอสเฟต ระบบที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้นั้น คือ ฟอสฟอรัสแคลเซียมโซเดียมออกไซด์ ($P_2O_5-CaO-Na_2O$) เนื่องจากแก้วชนิดนี้มีคุณสมบัติที่สำคัญ คือ จุดหลอมเหลวต่ำ (low melting temperature) อยู่ที่ประมาณ 700-800 องศาเซลเซียส ทำให้ง่ายต่อกระบวนการเตรียม มีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้ มีรูพรุนเอื้อให้มีการเจริญเติบโตของกระดูกที่ร่างกายจะสร้างขึ้นใหม่[13,14]

ดังนั้นในงานวิจัยนี้ ได้ทำการศึกษาผลของการเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์ชนิดแบเรียมสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ ($(Ba,Sr)Fe_{12}O_{19}$) ลงในแก้วชีวภาพระบบ $P_2O_5-CaO-Na_2O$ ที่มีผลต่อ โครงสร้างทางจุลภาค สมบัติทางกายภาพ สมบัติทางเคมี สมบัติทางแม่เหล็ก สมบัติทางความร้อน และสมบัติทางชีวภาพของแก้วเซรามิก เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

1.2 จุดประสงค์ของการศึกษาวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษาผลของอัตราส่วนของฮาร์ดเฟอร์ไรต์ที่เติมไปในแก้วเซรามิกชีวภาพ ที่มีผลต่อ โครงสร้างจุลภาค สมบัติทางกายภาพ สมบัติทางเคมี สมบัติทางแม่เหล็ก สมบัติทางความร้อน และสมบัติทางชีวภาพของแก้วเซรามิก
- 1.2.2 เพื่อศึกษาถึงการเตรียมแก้วเซรามิกชีวภาพ ที่มี การเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์เพื่อประยุกต์ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

- 1.2.3 เพื่อศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อสมบัติของแก้วเซรามิกชีวภาพ เพื่อพัฒนาสมบัติให้เหมาะสมกับการนำไปใช้งาน

1.3 ประโยชน์ที่จะได้รับจากการศึกษา เชิงทฤษฎีและ/หรือเชิงประยุกต์

- 1.3.1 ได้พัฒนากระบวนการเตรียมและวัตถุดิบในการเตรียมแก้วเซรามิกชีวภาพ ที่มีการเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์เพื่อประยุกต์ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย
- 1.3.2 ได้ทราบถึงอัตราส่วนของฮาร์ดเฟอร์ไรต์ที่เติมไปในแก้วเซรามิกชีวภาพ ที่มีผลต่อโครงสร้างจุลภาค สมบัติทางกายภาพ สมบัติทางเคมี สมบัติทางแม่เหล็ก สมบัติทางความร้อน และสมบัติทางชีวภาพของแก้วเซรามิก
- 1.3.3 ได้ทราบถึงปัจจัยที่มีผลต่อสมบัติของแก้วเซรามิกชีวภาพ ในการนำไปพัฒนาสมบัติให้เหมาะสมกับการนำไปใช้งานต่อไป
- 1.3.4 สร้างองค์ความรู้ใหม่ในเรื่องของการผลิตแก้วเซรามิกชีวภาพที่ปราศจากซิลิกา ที่มีการเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

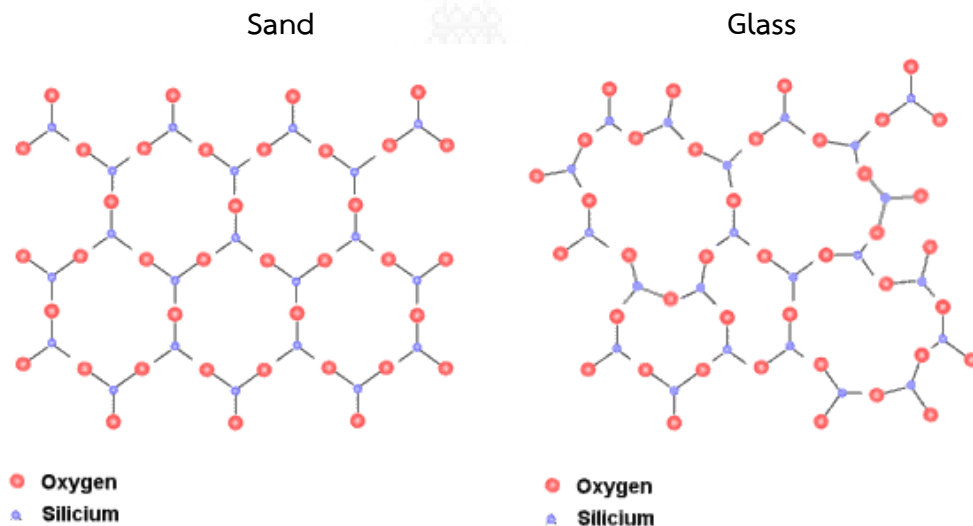


บทที่ 2 วรรณกรรมปริทัศน์

2.1 แก้ว (Glasses)

2.1.1 คำนิยามของแก้ว (Definitions of glasses) [15]

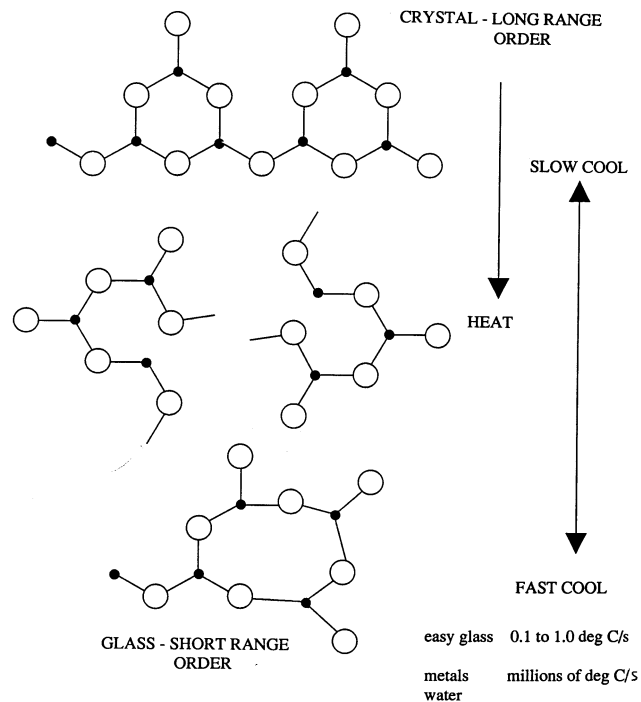
แก้วไม่มีความเป็นผลึกเหมือนของแข็งทั่วไปและมีโครงสร้างที่ไม่ต่อเนื่องเหมือนของเหลว นักวิทยาศาสตร์บางกลุ่มจึงถือว่าแก้วเป็นอีกสถานะหนึ่งของสสาร นอกเหนือจาก ของเหลว (liquid) ของแข็ง (solid) และก๊าซ (gas) ดังรูป 2.1 แสดงให้เห็นถึงโครงสร้างของทราย (sand) ที่เป็นผลึกของสารซิลิกาหรือซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) ซึ่งแตกต่างจากแก้วที่ประกอบไปด้วยอะตอมของ Si และ O ที่เรียงตัวกันแบบสุ่ม (random disordered arrangement)



รูป 2.1 ภาพการเปรียบเทียบโครงสร้างผลึก (crystal structures) ของทรายและแก้วแบบสองมิติ [16]

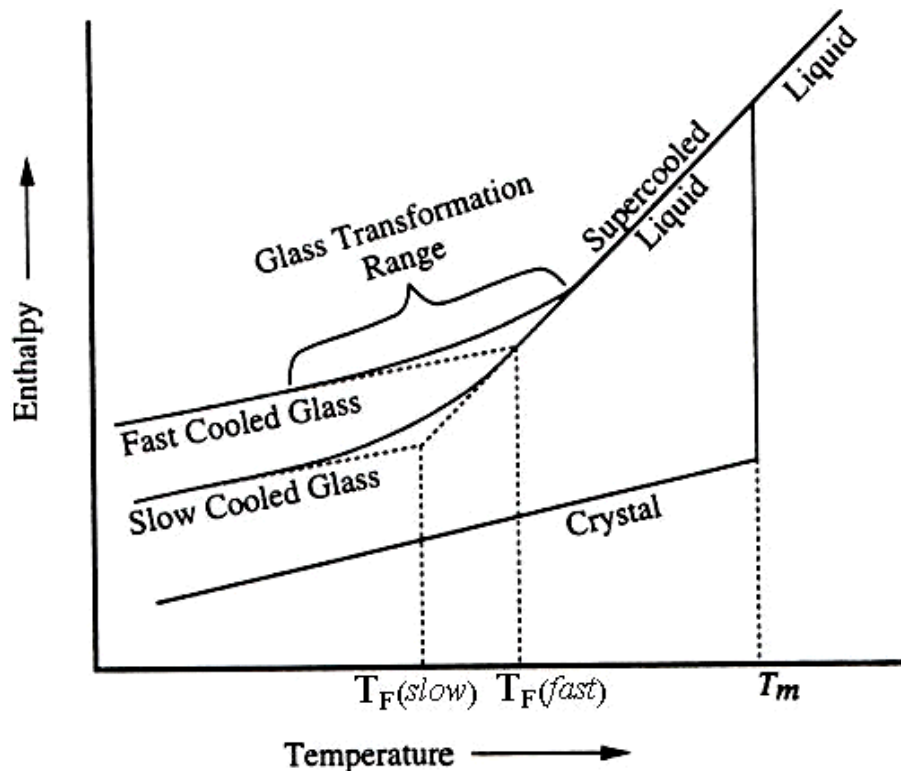
นักวิทยาศาสตร์ผู้มีความเชี่ยวชาญทางด้านแก้วหลายท่านพยายามให้คำนิยามที่เหมาะสมที่สุดของแก้ว ตามที่พื้นฐานความรู้ และมุมมองที่ต่างกัน จนสรุปคำนิยามของแก้วไว้เป็นมาตรฐานตาม ASTM standards ไว้ว่า “แก้วคือผลิตภัณฑ์สารอนินทรีย์ของการหลอมซึ่งได้ถูกทำให้เย็นตัวลงเป็นภาวะแข็งเกร็ง (rigid condition) โดยไม่มีการตกผลึก” สมบัติที่สำคัญที่สุดของแก้วคือ ความโปร่งใส ซึ่งเกิดเนื่องจากแก้วปราศจากขอบของเกรน (grain boundary) และสิ่งแปลกปลอม (inclusion) ที่เป็นเหตุของการกระเจิงของแสง (scattering of light) ซึ่งแตกต่างจากเซรามิก (ceramic) โดยทั่วไปที่มีขอบเกรนและรูพรุน ทำให้เซรามิกทึบแสง ถึงแม้ว่าเซรามิกส่วนใหญ่จะมีความเป็นฉนวนเหมือนแก้วซึ่งมีค่าช่องว่างของพลังงาน (energy gap) ระหว่างแถบการนำ

(conduction band) และแถบวาเลนซ์ (valence band) ที่มากกว่า 1 อิเล็กตรอนโวลต์เหมือนกันก็ตาม



รูป 2.2 ภาพการเรียงตัวของอะตอมของผลึกและการเรียงตัวของอะตอมของแก้วหลังจากการทำให้เย็นตัวลงแบบช้า (slow cool) และแบบเร็ว (fast cool) จากของเหลวเมื่อได้รับความร้อน [15]

การทำให้เกิดแก้ว (glass formation) มาจากการหลอมของแข็งที่เป็นผลึกที่อุณหภูมิสูง และ เมื่อทำให้เย็นตัวลงแบบเร็ว อะตอมของแก้วจะถูกตรึงให้อยู่ในสถานะแบบไม่มีระเบียบหรือแบบสุ่ม ดังรูปที่ 2.2 และอะตอมจะเรียงตัวกันอย่างเป็นผลึกที่สมบูรณ์ (perfect crystal arrangement) เมื่อทำให้เย็นตัวลงแบบช้า นอกจากนี้ แก้วยังมีพฤติกรรมที่ไม่ขึ้นอยู่กับเวลา คือ พฤติกรรมการเปลี่ยนเฟสของแก้ว (glass transformation behavior) ซึ่งจะเกิดขึ้นในช่วงอุณหภูมิหนึ่งๆ เรียกว่า บริเวณการแปลงเฟสของแก้ว (glass transformation region) ดังรูป 2.3



รูป 2.3 ผลกระทบของอุณหภูมิต่อเอนทัลปี (enthalpy) ของการหลอมเหลวในการเกิดแก้ว [15]

บริเวณการแปลงเฟสของแก้วเป็นช่วงอุณหภูมิที่แตกต่างกับการตกผลึก (crystallization) ของของแข็งโดยทั่วไปที่เกิดขึ้นที่จุดหลอมเหลวของสาร (melting point; T_m) การเปลี่ยนแปลงเอนทัลปีกับอุณหภูมิมิมีพฤติกรรมเหมือนกับการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกับอุณหภูมิ เป็นที่ทราบกันดีว่าของเหลวส่วนใหญ่ เมื่อได้รับความร้อนจะขยายตัว นั่นคือ ทั้งเอนทัลปีและปริมาตรจะเพิ่มขึ้นตามอุณหภูมิด้วย เมื่อของเหลวถูกลดอุณหภูมิลง เอนทัลปีก็จะลดลงจนเมื่อมาถึงจุดหลอมเหลวก็จะเริ่มเปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นของแข็ง ถ้าของแข็งมีการตกผลึก การเปลี่ยนแปลงเอนทัลปีหรือปริมาตรของสารก็จะเกิดขึ้นอย่างฉับพลันแบบไม่ต่อเนื่อง (discontinuous change) ซึ่งจะเกิดขึ้น ณ จุด T_m ของสาร หลังจากนั้นการเปลี่ยนแปลงก็จะเริ่มช้าลงอย่างคงที่ จนถึงอุณหภูมิห้อง (room temperature) และสารที่ได้จะกลายเป็นผลึกของแข็ง (crystalline solid) แต่ถ้าของเหลวถูกทำให้เย็นตัวลงโดยที่ไม่มีการตกผลึก ณ จุด T_m ของเหลวจะกลายเป็นของเหลวที่เย็นตัวแบบยิ่งยวด (supercooled liquid) ที่มีความหนืดสูง (high viscosity) การเปลี่ยนแปลงของเอนทัลปีหรือปริมาตรจะเป็นแบบต่อเนื่อง (continuous) จนถึงช่วงที่เรียกว่า บริเวณการเปลี่ยนสถานะของแก้ว (glass transformation range) การเปลี่ยนแปลงของเอนทัลปีเทียบกับอุณหภูมิจะเกิดขึ้นอย่างช้าๆ สังเกตได้จากความชันของกราฟเปลี่ยนไปจากช่วงการเย็นตัวอย่างยิ่งยวด จนกระทั่งถึงอุณหภูมิห้อง สารที่ได้จะเป็นของแข็งไม่มีผลึก (non-crystalline solid) หรือแก้ว นั่นเอง ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงทางความร้อนของการเกิดแก้วกับการเกิดผลึกจึงต่างกันโดยสิ้นเชิง พิจารณาการกลายเป็นของแข็งแบบแก้วซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง โดยช่วงบริเวณการแปลงเฟสของแก้วจะเป็นช่วงแบ่งระหว่างความเป็น

ของเหลวและของแข็งต่างกับการเป็นผลึกที่เกิดขึ้น ณ อุณหภูมิ T_m ของสาร ดังนั้น นักวิทยาศาสตร์จึงพยายามนิยามอุณหภูมิค่าหนึ่งที่เรียกว่าอุณหภูมิฟิคทีฟ (Fictive temperature; T_F) ขึ้นมาเพื่อใช้แทนช่วงบริเวณการเปลี่ยนสถานะของแก้ว ซึ่งก็คือจุดตัดของเส้นที่ลากมาจากเส้นกราฟช่วงของเหลวที่เย็นตัวแบบยิ่งยวด และเส้นกราฟช่วงที่แก้วเริ่มเย็นตัวอย่างช้าๆ ณ อุณหภูมินี้เอง โครงสร้างของแก้วจะเหมือนกับของเหลวที่อยู่ในภาวะสมดุล (equilibrium liquid) ดังนั้น โครงสร้างของแก้วก็น่าจะแตกต่างกัน ถ้ามี T_F ต่างๆ กันถึงแม้จะเป็นแก้วชนิดเดียวกันก็ตาม กล่าวได้อีกนัยหนึ่งว่า แก้วที่ได้จากการทำให้เย็นตัวลงในอัตราเร็วที่ต่างกันแบบช้าๆ (slow cooled glass) หรือแบบรวดเร็ว (fast cooled glass) ก็จะได้แก้วที่มีเอนทัลปีหรือปริมาตรสุดท้ายต่างกันที่สุดในที่สุด ซึ่งเป็นผลทำให้แก้วที่เย็นตัวอย่างช้าๆ จะมีความเสถียรในโครงสร้างมากกว่าแก้วที่เย็นตัวอย่างรวดเร็ว เนื่องจากการเปลี่ยนสถานะของแก้วเกิดขึ้นเป็นช่วงของอุณหภูมิ ไม่ใช่อุณหภูมิใดอุณหภูมิหนึ่ง แต่เพื่อความสะดวกในการใช้athomที่เหมาะสม จึงมีการนิยามอุณหภูมิการเปลี่ยนสถานะของแก้ว (glass transformation temperature หรือ glass transition temperature; T_g) ขึ้น ซึ่งอุณหภูมิดังกล่าวคือ อุณหภูมิที่เส้นกราฟของการวิเคราะห์เชิงความร้อน หรือเส้นกราฟของการขยายตัวทางความร้อนของแก้วที่มีการเปลี่ยนแปลงนั่นเอง

ส่วนประกอบหลักทางเคมี (chemical composition) ของแก้วมาจากวัตถุดิบหลัก 3 ชนิดคือ ฟอเมอร์ (former) ฟลักซ์ (flux) และสารช่วยให้เสถียร (stabilizer) ซึ่งมีความสำคัญในการสร้างแก้วและโครงสร้างของแก้ว

1. ฟอเมอร์ เป็นส่วนประกอบพื้นฐานของแก้ว ได้แก่สารเคมีชนิดใดก็ตามที่สามารถหลอมและเย็นตัวลงกลายเป็นแก้วได้จะเรียกว่าเป็นฟอเมอร์ทั้งหมด เช่น ดินจากเปลือกโลกถ้าหลอมด้วยความร้อนที่เหมาะสมก็สามารถเย็นตัวกลายเป็นแก้วได้ และ ททราย เป็นต้น
2. ฟลักซ์ คือสารช่วยหลอม ซึ่งจะเป็นตัวช่วยทำให้ฟอเมอร์หลอมในอุณหภูมิที่ต่ำลงเพื่อลดต้นทุนการผลิต ได้แก่ โซเดียมคาร์บอเนต หรือ เถ้าโซดา (soda ash) โพแทช (potash, K_2O) และ ลิเทียมคาร์บอเนต (lithium carbonate, Li_2CO_3) เป็นต้น แต่การใส่ ฟลักซ์ ก็มีข้อเสียคือจะทำให้แก้วไม่เสถียรทางเคมี กล่าวคือละลายน้ำได้ง่ายขึ้น หรือมีการตกผลึกที่ไม่ต้องการ
3. สารช่วยให้เสถียร เป็นสารที่เมื่อผสมกับฟอเมอร์และฟลักซ์แล้วจะช่วยให้แก้วที่ผลิตได้ไม่ละลาย ไม่ร่วนและไม่แตกออกจากกัน โดยจะไปช่วยยึดให้โครงสร้างของแก้วคงอยู่ไม่บอบสลายและผสมเป็นเนื้อเดียว ได้แก่ หินปูน ตะกั่วเหลือง (litharge) อลูมินา (alumina) และ แมกนีเซีย (magnesia) เป็นต้น

ความสามารถในการทำให้เกิดแก้ว (glassforming ability) และความเสถียรของแก้ว (glass stability) ขึ้นอยู่กับเรื่องของการตกผลึก ถ้าแก้วมีความสามารถในการจะเกิดแก้วได้ดีจะต้องมีความต้านทานในการตกผลึกในขั้นตอนที่น้ำแก้วหลอมเย็นตัวลงได้ดี ในขณะที่ความเสถียรของแก้วนั้นขึ้นอยู่กับความต้านทานต่อการตกผลึกของแก้วในขั้นตอนที่ให้ความร้อนแก่แก้วจนหลอม ดังนั้นความสามารถในการเกิดแก้วได้ดีจะมีความสำคัญต่อกระบวนการการหลอมแก้วในเบื้องต้น ส่วนความเสถียรของแก้วจะมีความสำคัญในกระบวนการการขึ้นรูปใหม่ของแก้วที่มีอยู่แล้ว (reforming of an existing glass)

2.1.2 ทฤษฎีจลนพลศาสตร์ของการทำให้เกิดแก้ว (Kinetic theories of glass formation) [15]

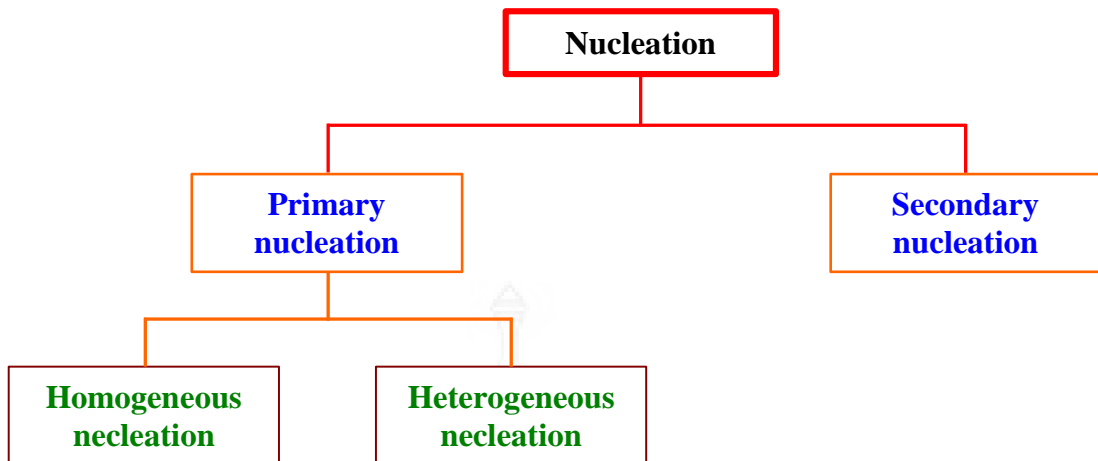
ทฤษฎีจลนพลศาสตร์ของการทำให้เกิดแก้ว ระบุว่าวัสดุทุกชนิดสามารถทำให้เกิดแก้วได้ ถ้าสามารถทำให้เย็นตัวได้อย่างรวดเร็วพอที่จะหลีกเลี่ยงการตกผลึก ดังนั้น ทฤษฎีนี้จึงให้ความสำคัญกับกลไกในการตกผลึกของสาร ซึ่งเป็นการรวมกระบวนการที่สำคัญสองกระบวนการเข้าด้วยกันคือ

1. การเกิดนิวเคลียสผลึก (nucleation)
2. การเติบโตของผลึก (crystal growth)

2.1.2.1 การเกิดนิวเคลียสผลึก (nucleation)

การเกิดนิวเคลียสผลึกแบ่งออกเป็นสองชนิดหลักคือ

1. การเกิดนิวเคลียสผลึกปฐมภูมิ (primary nucleation) คือ กรณีของการเกิดนิวเคลียสผลึกทุกกรณีในระบบที่ไม่ประกอบไปด้วยสารที่เป็นผลึกอยู่ก่อน ซึ่งแบ่งออกเป็นสองชนิดย่อย คือ
 - ก. การเกิดนิวเคลียสผลึกแบบเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous nucleation) การเกิดนิวเคลียสผลึกโดยไม่อาศัยสิ่งที่มีอยู่ก่อนที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันกับน้ำแก้วหลอม
 - ข. การเกิดนิวเคลียสผลึกแบบไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Heterogeneous nucleation) นิวเคลียสผลึกเกิดจากสิ่งที่มีอยู่ก่อนที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันกับน้ำแก้วหลอม อาทิ ผนังเตา (furnace wall) สิ่งแปลกปลอมที่ไม่ละลาย (insoluble inclusions) หรือแม้กระทั่งพื้นผิวอิสระ (free surface)
2. การเกิดนิวเคลียสผลึกทุติยภูมิ (secondary nucleation) คือ การที่มีผลึกปรากฏอยู่ในระบบที่อิมตัวยังยวดเพื่อสร้างนิวเคลียสทุติยภูมิต่อไป แผนภาพแสดงชนิดของการเกิดนิวเคลียสได้แสดงไว้ ดังรูป 2.4



รูป 2.4 แผนภาพแสดงชนิดของการเกิดนิวเคลียสผลึก (nucleation) [15]

ในการศึกษาเรื่องการเกิดนิวเคลียสผลึก คำว่านิวเคลียสในที่นี้คือนิวเคลียสของผลึก (crystal nucleus) ซึ่งแตกต่างไปจากนิวเคลียสของอะตอม (atomic nucleus) โดยการเกิดนิวเคลียสผลึกนั้น จะถูกต่อต้านด้วยเครื่องขวางกั้นสองชนิด คือ

1. เครื่องขวางกั้นอุณหพลศาสตร์ (thermodynamic barrier) ซึ่งเกี่ยวข้องกับพลังงานอิสระ (free energy) ที่เปลี่ยนไปในระบบเมื่อมีการเกิดนิวเคลียสขึ้น
2. เครื่องขวางกั้นจลนพลศาสตร์ (kinetic barrier) เกิดขึ้นเนื่องจากความต้องการในการเคลื่อนที่ของมวลหรือการจัดเรียงตัวใหม่ในช่องว่าง เพื่อให้การเติบโตของอนุภาคที่เป็นระเบียบ (หรือผลึก) เกิดขึ้นได้ จากของเหลวที่ไม่เป็นระเบียบ

ดังนั้นระบบจะมีการเปลี่ยนแปลงของพลังงานสองชนิดคือ

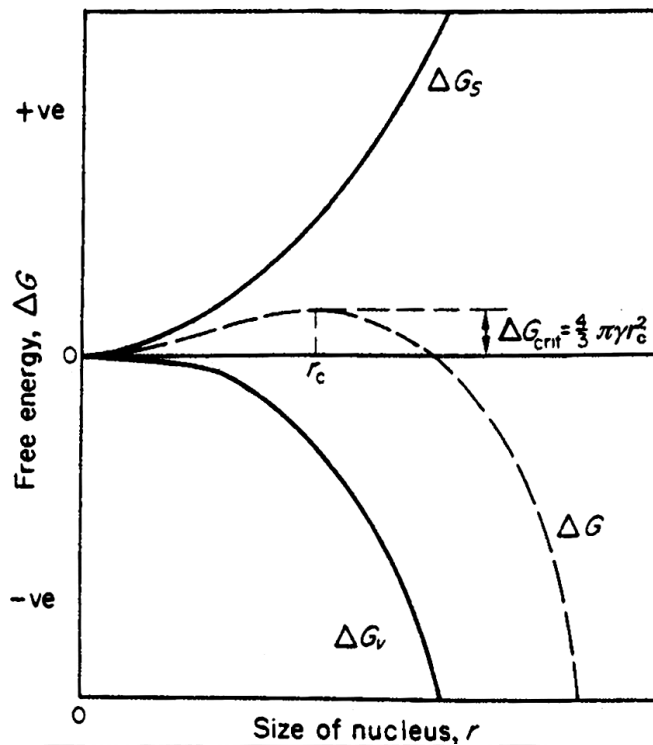
1. พลังงานอิสระ (free energy)
2. พลังงานพื้นผิว (surface energy)

การจัดเรียงตัวของอะตอมในนิวเคลียสจะทำให้พลังงานอิสระเชิงปริมาตร (volume free energy) ลดลงแต่พลังงานพื้นผิวของการเกิดผิวร่วมใหม่ (a new interface) เพิ่มขึ้น ดังนั้นพลังงานอิสระที่เกินมาทั้งหมด (the overall excess free energy) จะมีค่าเป็นไป ดังสมการ 2.1

$$\begin{aligned}\Delta G &= \Delta G_{\text{Surface}} + \Delta G_{\text{Volume}} \\ &= 4\pi r^2 \gamma + \frac{4}{3}\pi r^3 \Delta G_V\end{aligned}\quad (2.1)$$

- โดยที่ ΔG คือ พลังงานอิสระที่เปลี่ยนไปต่อหน่วยปริมาตร
 γ คือ พลังงานการเกิดพื้นผิวร่วม (the interfacial energy)
 ΔG_V มีปริมาณเป็นลบ (a negative quantity)
 ΔG_S มีปริมาณเป็นบวก (a positive quantity)

เมื่อทำการสร้างกราฟระหว่างพลังงานอิสระที่เปลี่ยนไปทั้งหมดกับขนาดของนิวเคลียสจะได้กราฟดังรูปที่ 2.5



รูป 2.5 กราฟระหว่างพลังงานอิสระที่เปลี่ยนไปในการเกิดนิวเคลียสผลึก (ΔG) กับขนาดของนิวเคลียส (r) [15]

จากรูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นว่าพลังงานอิสระที่เปลี่ยนไปจะผ่านจุดสูงสุดที่ r_c ที่เรียกว่านิวเคลียสวิกฤต (the critical nucleus)

ถ้าหาอนุพันธ์ของ ΔG (สมการที่ 2.1) ด้วยขนาดของนิวเคลียส r และให้มีค่าเท่ากับศูนย์จะได้

$$\frac{d\Delta G}{dr} = 0 \quad (2.2)$$

จะได้ตั้งสมการที่ 2.3

$$\frac{d\Delta G}{dr} = 8\pi r\gamma + 4\pi r^2 \Delta G_v = 0 \quad (2.3)$$

เมื่อทำการแก้สมการจะได้ r_c ตั้งสมการที่ 2.4

$$r_c = \frac{-2\gamma}{\Delta G_V} \quad (2.4)$$

และพลังงานอิสระที่จุดวิกฤต (ΔG_{crit}) จะสามารถหาได้จากสมการที่ 2.3 และ 2.4 ดังสมการที่ 2.5

$$\Delta G_{crit} = \frac{16\pi\gamma^3}{3(\Delta G_V)^2} = \frac{4\pi\gamma r_c^2}{3} \quad (2.5)$$

ขนาดของนิวเคลียสวิกฤต r_c เป็นขนาดที่ต่ำที่สุดที่เป็นไปได้ของนิวเคลียสเสถียร (a stable nucleus) โดยที่

$r > r_c$ เป็นนิวเคลียสเสถียร และจะมีการเติบโตต่อไป

$r < r_c$ เป็นนิวเคลียสที่ไม่เสถียร (unstable nucleus) จะละลายหรือระเหยหายไป (dissolve or evaporate)

2.1.2.2 การเติบโตของผลึก (crystal growth)

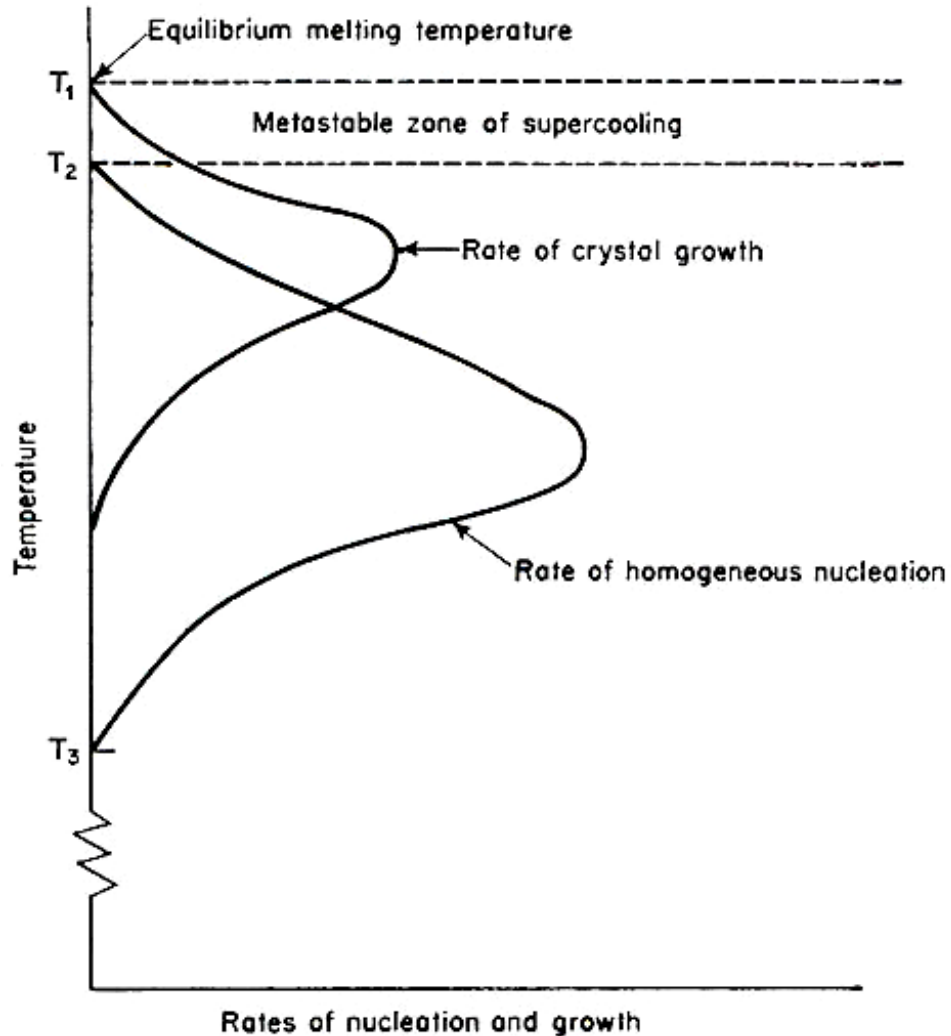
เมื่อนิวเคลียสเสถียรเกิดขึ้นในระบบอิ่มตัวยิ่งยวด (a supersaturated system) หรือระบบเย็นตัวยิ่งยวด (a supercooled system) นิวเคลียสเสถียรเหล่านั้นจะเริ่มเติบโตเป็นผลึกในขนาดที่มองเห็นได้

ได้มีการเสนอความคิดเกี่ยวกับกลไกของการเติบโตของผลึก (crystal growth mechanisms) หลายกลไกดังจะยกตัวอย่างต่อไปนี้

1. ทฤษฎีพลังงานพื้นผิว (Surface energy theories) มีพื้นฐานมาจากสมมุติฐานที่ว่า “ผลึกจะเติบโตในรูปร่างที่มีพลังงานพื้นผิวต่ำที่สุด”
2. ทฤษฎีชั้นดูดซับ (Adsorption layer theories) แนวคิดหลักของกลไกการเติบโตของผลึกขึ้นอยู่กับ “การเกิดขึ้นของชั้นดูดซับของอะตอมที่ของตัวละลาย (solute) หรือโมเลกุลบนหน้าสัมผัสของผลึก (a crystal face)”
3. ทฤษฎีจลน์ (Kinematic theories) เกี่ยวข้องกับกระบวนการ 2 กระบวนการในชั้นของผลึกที่เติบโต คือ
 1. การให้กำเนิดขั้น (steps) จากแหล่งกำเนิดบางอย่างบนหน้าสัมผัสของผลึก
 2. มีการเคลื่อนที่ของชั้นผ่านหน้าสัมผัสของผลึก
4. ทฤษฎีปฏิกิริยาการแพร่ (Diffusion reaction theories) ได้มีการสันนิษฐานในเรื่องของการเติบโตของผลึกว่าเกิดจากการที่ “สสารที่ตกสะสมอย่างต่อเนื่องบนหน้าสัมผัส

ผลึกด้วยอัตราเร็วที่แปรผันตามกับความเข้มข้นระหว่างจุดที่เกิดการตกสะสมกับเนื้อของสารละลาย (bulk of the solution)”.

จากการพิจารณาของเหลวที่มีความหนืดสูง ทำให้สามารถเขียนแผนภาพเค้าร่างไดอะแกรมของอัตราการเกิดนิวเคลียสผลึก (nucleation rate) และอัตราการเติบโตของผลึก (crystal growth rate) เทียบกับอุณหภูมิได้ดังรูป 2.6



รูป 2.6 อัตราการเกิดนิวเคลียสและการเติบโตของผลึกเทียบกับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงของของเหลวที่มีความหนืดสูง (viscous liquid) [15]

จากรูป 2.6 จะเห็นได้ว่าอัตราการเติบโตของผลึกจะเริ่มเกิดขึ้นที่อุณหภูมิ T_1 ที่เรียกว่าอุณหภูมิหลอมเหลวสมดุล (equilibrium melting temperature) ในขณะที่อัตราการเกิดนิวเคลียสผลึกจะเริ่มเกิดขึ้นที่อุณหภูมิต่ำกว่า (T_2) ทำให้เกิดโซนกึ่งเสถียรของการเย็นตัวยิ่งยวด (metastable zone of supercooling) ระหว่าง T_1 และ T_2 ซึ่งเป็นโซนที่ไม่มีการเกิดนิวเคลียสผลึกในของเหลว

หรือน้ำแก้ว เมื่อของเหลวถูกทำให้เย็นตัวผ่านโซนกึ่งเสถียรนี้จากช่วงอุณหภูมิ T_1 ถึง T_3 ลงอย่างรวดเร็ว จึงมีโอกาสที่ของเหลวจะไม่เกิดการตกผลึกและกลายเป็นแก้วได้ สารที่มีโซนกึ่งเสถียรของการเย็นตัวยิ่งยวดที่กว้าง ส่วนใหญ่แล้วเป็นสารที่มีความหนืดสูง (viscous liquid)

2.2 แก้วและแก้วเซรามิกที่เป็นวัสดุทางชีวภาพ (Glass and glass ceramics as a biomaterials) [17]

จากงานวิจัยของ Hench และคณะ พบว่า แก้วบางกลุ่มสามารถเป็นองค์ประกอบของกระดูกได้ ซึ่งแก้วกลุ่มนี้กลายเป็นที่รู้จักกันว่าเป็นแก้วที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (bioactive glasses) ซึ่งมาจากนิยามของวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (bioactive materials) คือ “วัสดุที่ตอบสนองทางชีวภาพบริเวณรอยต่อของวัสดุซึ่งก่อให้เกิดพันธะระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุ” แก้วที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพส่วนใหญ่ใช้ในการทดแทน ซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอของกระดูก ที่อาจเกิดจากอุบัติเหตุหรือภาวะเสื่อมถอยของกระดูก ซึ่งทำให้แก้วเซรามิกชีวภาพแตกต่างจากเซรามิกชีวภาพทั่วไปและแก้วเซรามิกสามารถควบคุมสมบัติทางเคมีและอัตราการยึดเกาะกับเนื้อเยื่อและมีความเสถียรในการยึดติดกับเนื้อเยื่อ และยังสามารถพัฒนาคุณสมบัติของแก้วเซรามิกให้เหมาะสมเพื่อประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

2.2.1 รูปแบบของการตอบสนองระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุทางชีวภาพ (Types of Biomaterial-Tissue Interface) [18]

วัสดุทางชีวภาพเมื่อนำไปปลูกถ่ายในเนื้อเยื่อในร่างกาย วัสดุจะเกิดการตอบสนองจากเนื้อเยื่อที่วัสดุนั้นเข้าไปอยู่ การตอบสนองนั้นจะเกิดบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุเทียม และขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ระบุไว้ดังตาราง 2.1 ประเภทของการตอบสนองของวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อสามารถสรุปได้ดังตาราง 2.2

สิ่งจำเป็นในการปลูกถ่ายวัสดุเทียมในเนื้อเยื่อ คือ การหลีกเลี่ยงการตอบสนองที่เป็นพิษที่จะทำให้เนื้อเยื่อรอบข้างตาย และสร้างความเสียหายให้กับร่างกายผู้ป่วยได้ การตอบสนองที่พบบ่อยคือ การก่อตัวของเนื้อเยื่อเป็นเส้นๆ ที่ไม่สามารถยึดเกาะกับเนื้อเยื่อได้ เนื้อเยื่อที่ก่อตัวขึ้นมีลักษณะเป็นกำแพงแยกตัวออกจากวัสดุเทียม การตอบสนองในรูปแบบนี้ส่วนใหญ่เกิดขึ้นในวัสดุเทียมที่ผลิตจากโลหะและพอลิเมอร์

รูปแบบที่สามของการตอบสนองต่อเนื้อเยื่อบริเวณรอยต่อ ที่แสดงไว้ดังตาราง 2.2 เกิดขึ้นเนื่องจากเนื้อเยื่อเกิดการเชื่อมต่อกันระหว่างวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ ซึ่งเรียกว่า “ความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ” ซึ่งเกิดพันธะเคมีเกิดขึ้นระหว่างผิวหน้าของวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ ป้องกันการเคลื่อนที่ของวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อรอบๆ ข้าง และเกิดการเลียนแบบรูปแบบของเนื้อเยื่อที่แท้จริงที่มีการซ่อมแซมเนื้อเยื่อได้ด้วยตัวเอง การตอบสนองต่อเนื้อเยื่อในรูปแบบนี้จะเกิดขึ้นในวัสดุที่สามารถควบคุมอัตราการเกิดปฏิกิริยาเคมีได้ ลักษณะที่สำคัญของรอยต่อที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ คือ มีอัตราการเปลี่ยนแปลงเนื้อเยื่อเทียบกับเวลาที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อที่แท้จริง

ตาราง 2.1 แสดงปัจจัยที่มีผลต่อการตอบสนองระหว่างวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ [19]

เนื้อเยื่อบริเวณข้างเคียง (Tissue side)
ชนิดของเนื้อเยื่อ (Type of Tissue)
องค์ประกอบของวัสดุเทียม (Composition of Implant)
สุขภาพของเนื้อเยื่อ (Health of Tissue)
ขั้นตอนในการปลูกถ่ายวัสดุเทียม (Phases in Implant)
อายุของเนื้อเยื่อ (Age of Tissue)
ขอบเขตของการปลูกถ่ายวัสดุเทียม
การไหลเวียนของเลือดในเนื้อเยื่อ (Blood Circulation in Tissue)
ลักษณะพื้นผิวของวัสดุเทียม (Surface Morphology)
การไหลเวียนของเลือดระหว่างรอยต่อเนื้อเยื่อ (Blood Circulation at interface)
ความพรุนที่ผิวของวัสดุเทียม (Surface Porosity)
การเคลื่อนไหวบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อ (Motion at Interface)
ปฏิกิริยาเคมี (Chemical Reaction)
กลไกการรับแรง (Mechanical Load)

ตาราง 2.2 แสดงผลของอันตรกิริยาระหว่างวัสดุเทียมกับเนื้อเยื่อ [19]

ปฏิกิริยาระหว่างเนื้อเยื่อกับวัสดุเทียม	ผลกระทบกับเนื้อเยื่อ
1. ความเป็นพิษ	เนื้อเยื่อตาย
2. ความเฉื่อยทางชีวภาพ	เนื้อเยื่ออยู่ในรูปแบบของเส้นใย ที่ไม่สามารถยึดเกาะกับเนื้อเยื่อได้
3. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ	เนื้อเยื่อและวัสดุเทียมสามารถเกิดพันธะยึดเกาะกันได้เป็นอย่างดี
4. การละลายของวัสดุเทียม	เนื้อเยื่อสามารถแทนที่เข้าไปในวัสดุเทียมได้

เมื่อรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อเกิดความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ซึ่งเกิดอัตราการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วในวัสดุเทียม หรือเรียกว่า “การละลาย” วัสดุเทียมจะถูกแทนที่ด้วยเนื้อเยื่อ ดังนั้น วัสดุทางชีวภาพที่ละลายได้ จะต้องมียุทธศาสตร์ประกอบทางเคมีที่ย่อยสลายได้ในของเหลวในร่างกาย โดยที่สิ่งที่ได้จากการย่อยสลายจะต้องเป็นสารเคมีที่ไม่เป็นพิษและก่อให้เกิดความเสียหายต่อเซลล์ร่างกายและสามารถกำจัดออกจากร่างกายได้โดยง่ายตาย

2.2.2 กลไกการเกิดพันธะเคมีของการออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (Mechanism of Bioactive Bonding) [19-20]

เมื่อนำวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพเข้าไปในร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาทางชีวภาพและทางเคมีเกิดขึ้นระหว่างรอยต่อระหว่างวัสดุเทียบกับเนื้อเยื่อ ปฏิกิริยาเหล่านี้จะก่อให้เกิดกลไกการยึดเกาะทางเคมีระหว่างรอยต่อ กลไกนี้เรียกว่า “การยึดเกาะกันทางชีวภาพ” จากงานวิจัยของ Hench และคณะ พันธะที่เชื่อมระหว่างกระดูกและแก้วทางชีวภาพ คือ ปฏิกิริยาเคมีของผิวแก้วในของเหลวในร่างกาย ปฏิกิริยาทางเคมีจะเกิดการก่อตัวของชั้นอะพาไทต์ (HCA) ซึ่งเป็นพันธะที่เกิดในกระดูก ในการแช่แก้วที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพในสารละลายที่เลียนแบบของเหลวในร่างกายมนุษย์ (simulate body fluid: SBF) จะเกิดกระบวนการขึ้นดังนี้

1. การชะล้าง (Leaching)
2. การละลาย (Dissolution)
3. การตกตะกอน (Precipitation)

การชะล้าง (Leaching) เป็นกระบวนการการแลกเปลี่ยนไอออนบวกของ H^+ หรือ H_3O^+ ของธาตุอัลคาไลหรืออัลคาไลเอริท สิ่งที่ปล่อยออกมาจากการแลกเปลี่ยนไอออนของแก้ว จะทำให้บริเวณที่มีการออกฤทธิ์ทางชีวภาพมีค่าพีเอชเพิ่มมากขึ้น ($pH > 7.4$)

การสลายตัวของโครงข่ายจะเกิดขึ้นพร้อมกับการทำลายพันธะของ $-Si-O-Si-O-Si-$ ผ่านการกระทำของไฮดรอกซีไอออน (OH) การสลายของโครงข่ายจะเกิดการปลดปล่อยซิลิกาเข้าไปในสารละลาย ในรูปแบบของกรดซิลิกา $[Si(OH)_4]$ อัตราการสลายตัวของซิลิกาจะขึ้นอยู่กับองค์ประกอบแก้ว อัตราการสลายตัวของแก้วจะลดลงอย่างมาก ถ้าในแก้วมีองค์ประกอบของซิลิกา มากกว่าร้อยละ 60 ($SiO_2 > 60\%$) เนื่องจากในโครงสร้างของแก้วมีพันธะออกซิเจนจำนวนมาก จึงทำให้เกิดการสร้างซิลิกาไฮเดรต ($SiOH$) บนพื้นผิวของแก้ว โดยปฏิกิริยาเหล่านี้เกิดจากการรวมตัวของพอลิเมอร์ silanols เกิดเป็นชั้นซิลิกาเจล

ในปฏิกิริยาการการตกตะกอน ไอออนของแคลเซียมและฟอสเฟตจากแก้วจะรวมตัวกันและเกิดการก่อตัวเป็นชั้นแคลเซียมฟอสเฟต ((CaP) layer) บนพื้นผิวของแก้ว เมื่อทำการทดลองในหลอดทดลอง ชั้นแคลเซียมฟอสเฟตส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นอยู่บนชั้นซิลิกาเจล ในขณะที่ทำการทดลองในร่างกาย ชั้นแคลเซียมฟอสเฟตจะเกิดอยู่ภายในชั้นซิลิกาเจล โดยเฟสของแคลเซียมฟอสเฟตที่เกิดขึ้นในระยะแรกจะมีลักษณะเป็นอสัณฐาน (a-CaP) และ โครงสร้างของไฮดรอกซีคาร์บอเนต อะพาไทต์ (HCA) จะเกิดขึ้นมาภายหลัง จากการรวมตัวของไอออนบวกของคาร์บอเนตของสารละลาย SBF กับเฟสของแคลเซียมฟอสเฟต (CaP phase) กลไกการเจริญเติบโตของชั้นอะพาไทต์ (HCA layer) เกิดขึ้นในรูปแบบเดียวกันทั้งในหลอดทดลองและในร่างกาย และจะถูกเร่งให้เกิดมากขึ้นเมื่อมีซิลิกาไฮเดรต

กลไกการเจริญเติบโตของชั้นอะพาไทต์ (HCA layer) สามารถสรุปได้ 5 ขั้นตอนดังนี้

1. เกิดการชะล้างและการก่อตัวของ silanols (SiOH)
2. การละลายของซิลิกาและก่อตัวเป็น silanols.
3. การรวมตัวของ silanols เกิดเป็นไฮเดรตซิลิกาเจล
4. การก่อตัวเป็นชั้นแคลเซียมฟอสเฟตที่เป็นอสัณฐาน
5. การตกผลึกของชั้นไฮดรอกไซด์อะพาไทต์

2.2.3 ประเภทของแก้วทางชีวภาพ (Types of Bioactive Glasses) [21]

แก้วที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพจะถูกแบ่งออกเป็นสองประเภทใหญ่ คือ Class A และ Class B

1. แก้วทางชีวภาพ Class A

เป็นแก้วที่จะปลดปล่อยไอออนของซิลิกอนออกมาในรูปของกรดซิลิก มีลักษณะเป็นชั้นซิลิกาเจล ซึ่งจะเป็นตัวช่วยเพิ่มการตกตะกอนของชั้นแคลเซียมฟอสเฟตอสัณฐาน และยังทำให้เกิดการตกผลึกของชั้น HCA ได้อย่างรวดเร็ว โดยทั่วไปแล้วชั้น HCA จะเกิดขึ้นภายใน 1-10 ชั่วโมง สำหรับแก้วประเภทนี้ แก้วทางชีวภาพที่อยู่ในประเภทนี้ เช่น Bioglass 45S5 ®

2. แก้วทางชีวภาพ Class B

เป็นแก้วที่ไม่มีการผลิตชั้นซิลิกาเจล จึงทำให้การเกิดชั้น HCA เกิดขึ้นช้า โดยที่ชั้น HCA ของแก้วประเภทนี้จะเกิดขึ้นภายใน 24 ชั่วโมง ถึงหลายๆ วัน

ตาราง 2.3 แสดงขั้นตอนการเกิดปฏิกิริยาของวัสดุที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ [19-20]

ขั้นตอนที่	ปฏิกิริยา
1	การแลกเปลี่ยนไอออนบวกของ H^+ หรือ H_3O^+ จากสารละลาย; $Si-O-Na^+ + OH^- \rightarrow Si-OH + Na^+(solution) + OH^-$
2	เกิดการละลายของซิลิกาเกิดเป็น $Si(OH)_4$ ในสารละลาย เกิดจากการแตกพันธะของ $Si-O-Si$ และก่อตัวเป็น $Si-OH$ (silanols) ในบริเวณรอยต่อระหว่างแก้วและสารละลาย; $Si-O-Si + H_2O \rightarrow Si-OH + HO-Si$

3	<p>เกิดการรวมตัวของชั้นซิลิกาเจลบนพื้นผิวของแก้ว;</p> $\begin{array}{c} \text{O} \\ \\ \text{O}-\text{Si}-\text{O} \\ \\ \text{O} \end{array} + \begin{array}{c} \text{O} \\ \\ \text{HO}-\text{Si}-\text{O} \\ \\ \text{O} \end{array} \longrightarrow \begin{array}{c} \text{O} \quad \text{O} \\ \quad \\ \text{O}-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}-\text{O} \\ \quad \\ \text{O} \quad \text{O} \end{array} + \text{H}_2\text{O}$
4	<p>เกิดการแลกเปลี่ยนไอออนของ Ca^{2+} และ PO_4^{3-} บนพื้นผิวของซิลิกาเจล และก่อตัวเป็นชั้นฟิล์มของ $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ อยู่บนชั้นของ SiO_2 การเจริญเติบโตของชั้นฟิล์ม $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ อสัณฐาน เกิดจากการรวมตัวของแคลเซียมและฟอสเฟตที่มาจากสารละลาย</p>
5	<p>เกิดการตกผลึกจากชั้นฟิล์ม $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ อสัณฐาน โดยการรวมตัวของ OH^-, CO_3^{2-} หรือ F^- จากสารละลาย เกิดการก่อตัวเป็น ชั้นไฮดรอกซี คาร์บอเนต ฟลูออโรอะพาไทต์</p>

2.2.4 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) [21]

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ เป็นความสามารถของวัสดุที่มนุษย์พัฒนาขึ้น ที่คงอยู่ได้ภายในร่างกายสิ่งมีชีวิตในช่วงเวลาหนึ่ง โดยไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้น ๆ วัสดุทุกชนิดที่นำมาใช้เป็นวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์นั้นล้วนแล้วแต่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ แต่จะมีมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับประเภทการใช้งาน ค่าความเข้ากันได้ทางชีวภาพจะครอบคลุมคุณสมบัติค่อนข้างกว้าง ซึ่งอธิบายได้ดังนี้

วัสดุสามารถมีพันธะยึดเกาะกัน โดยวัสดุจะต้องสามารถมีพันธะยึดเกาะกับส่วนต่างๆ ของร่างกาย

วัสดุมีผลต่อการแบ่งตัวของเซลล์ซึ่งจะทำให้เซลล์เจริญเติบโตผิดปกติ

วัสดุมีความเข้ากันได้เล็กน้อยหรือไม่มีเลย ซึ่งวัสดุจะส่งผล 2 วิธีคือ

- ทางเคมี
- ทางกายภาพ

สมบัติของวัสดุที่เกี่ยวข้องกับความเข้ากันได้ทางชีวภาพนั้น ยังรวมไปถึงความเฉื่อยทางเคมี ความเป็นพิษ การเกิดลิ่มเลือด และต่อต้านการยึดเกาะ เพื่อช่วยในการพิจารณาความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุหรือผลิตภัณฑ์นั้นหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์

2.2.5 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis) [22]

ในการศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพวัสดุจะมีการศึกษาแยกเป็น 2 ส่วน คือ การศึกษาในหลอดแก้ว และการศึกษาในสัตว์ทดลอง ตามปกติต้องทำการศึกษาในหลอดแก้วก่อน เพื่อเป็นการตรวจสอบเบื้องต้นก่อนการนำไปใช้ในสัตว์ทดลอง ซึ่งการศึกษาวัดในหลอดแก้วนั้นมีหลักการดังนี้ นำวัสดุมาไว้ในสภาวะจำลองทางชีวภาพของร่างกายในช่วงระยะเวลาต่าง ๆ แล้วศึกษาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับวัสดุ ทั้งทางด้านเคมี ทางกายภาพ และโครงสร้างจุลภาค ทำให้ได้ข้อมูลเบื้องต้นว่าวัสดุอยู่ในประเภทใด (ค่อนข้างเฉื่อย หรือละลายเมื่ออยู่ในร่างกาย) เพื่อที่จะช่วยในการทำนายผลที่จะเกิดขึ้นเมื่อนำมาทดสอบในสัตว์ หลังจากนั้นจึงจะนำวัสดุนั้นๆ มาศึกษาในสัตว์ทดลอง เช่น หนู กระต่าย ลิง เป็นต้น โดยศึกษาในผลที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นๆ และศึกษาผลในระยะยาว ผลการศึกษาเหล่านั้นจะเป็นตัวช่วยในการตัดสินใจว่าวัสดุนั้นๆ เหมาะสมกับการใช้งานประเภทใด

2.2.6 สารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) [22]

สารละลาย SBF เป็นสารละลายที่ผสมขึ้นมาให้มีปริมาณความเข้มข้นของไอออนที่ใกล้เคียงกับพลาสมาในเลือดของมนุษย์ เพื่อใช้สำหรับการทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุที่ประดิษฐ์ขึ้น

ตาราง 2.4 แสดงความเข้มข้นของไอออนของ SBF และพลาสมาในเลือดมนุษย์ [22]

Ion	Simulated Body Fluid	Human Blood Plasma
Na ⁺	142.0	142.0
K ⁺	5.0	5.0
Mg ²⁺	1.5	1.5
Ca ²⁺	2.5	2.5
Cl ⁻	147.8	103.0
HCO ₃	4.2	27.0
HPO ₄ ²⁻	1.0	1.0
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5

ตาราง 2.5 แสดงสารเคมีที่จำเป็นสำหรับการเตรียมสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) [22]

Order	Ion	Amount (g.dm ⁻³)
1	NaCl	7.996
2	NaHCO ₃	0.350
3	KCl	0.224
4	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	0.228
5	MgCl ₂ .6h ₂ O	0..305
6	1N-HCl aqueous solution	≈35 ml
7	CaCl ₂ -2H ₂ O	0.368
8	Na ₂ SO ₄	0.071
9	Tris (hydroxymethyl) amino Methane (CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6.057
10	1N-HCl aqueous solution	≈10 ml

2.2.7 มาตรฐานขั้นตอนการเตรียมสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) [22]

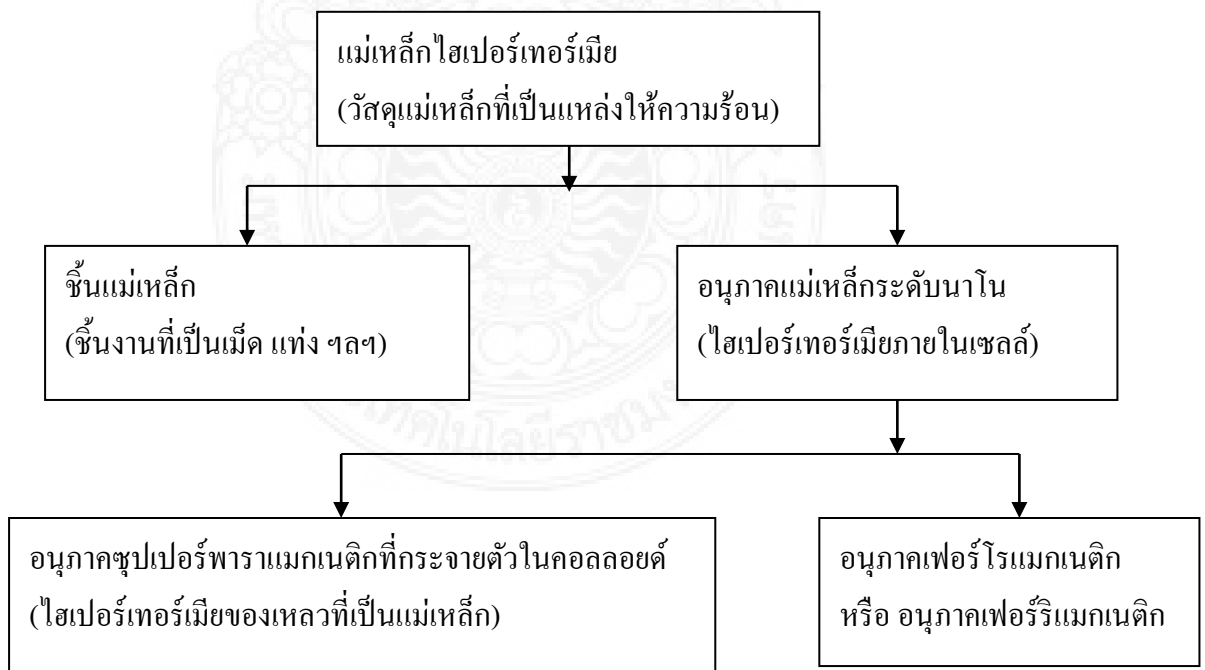
1. ทำความสะอาดภาชนะทั้งหมดด้วย 1 N HCO และน้ำยาทำความสะอาด แล้วทำการเป่าให้แห้ง
2. ใส่น้ำปราศจากประจุปริมาณ 500 มิลลิลิตร ลงในบีกเกอร์ขนาด 800 มิลลิลิตร ปิดฝาบีกเกอร์ด้วยฝาแก้ว
3. กวนน้ำด้วยแท่งกวนแม่เหล็ก เติมสารเคมีที่กำหนดตามตาราง 2.5 ลงในน้ำ ทีละตัวกวนให้ละลายเข้ากันหมด
4. เชื้อต่ออ่างตม่น้ำแล้ววางบีกเกอร์ลงในอ่าง ปรับอุณหภูมิของสารละลายในบีกเกอร์ไปที่ 36.5 องศาเซลเซียส และปรับค่าพีเอชของสารละลายไปที่ 7.25 โดยการเติม 1N-HCl และทำการกวนสารละลายไปด้วย
5. ทำการวัดค่าพีเอชด้วยเครื่องวัดค่าพีเอช ซึ่งทำการทดสอบเทียบด้วยสารละลายที่ทราบค่า
6. ทำการเทสารละลายในบีกเกอร์ลงในขวดแก้วขนาด 1 ลิตร แล้วรอให้สารละลายเย็นตัวลงมาที่อุณหภูมิห้อง
7. ทำการเติมน้ำปราศจากประจุลงในสารละลายให้ได้ปริมาณ 1 ลิตร ผสมให้เข้ากัน
8. ทำการบรรจุสารละลายที่เตรียมได้ในขวดพลาสติก เก็บไว้ในตู้เย็นที่มีการรักษาอุณหภูมิไว้ที่ 5-10 องศาเซลเซียส (ถ้าหากเกิดตะกอนขึ้นในการสารละลายในขณะการเก็บรักษา ไม่ควรทำสารละลายไปใช้ในครั้งต่อไปอีก)

2.3 ไฮเปอร์เทอร์เมียสำหรับการรักษาโรคมะเร็ง (Hyperthermia for treatment of cancer) [23-29]

Hyperthermia สำหรับการรักษาโรคมะเร็ง เป็นการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้ความร้อน โดยจะทำการเพิ่มอุณหภูมิของเนื้อเยื่อประมาณ 42–46 องศาเซลเซียส จนความร้อนที่เกิดขึ้นจะเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็งในที่สุด และเนื่องจากเนื้อเยื่อปกติสามารถทนความร้อนได้สูงกว่าเซลล์มะเร็ง ดังนั้นอุณหภูมิสูงดังกล่าวจึงทำลายแต่เฉพาะเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็งเท่านั้น ซึ่งตรงกับหลักการนำยาเข้าไปรักษาที่ตรงจุดที่สุด

2.3.1 แม่เหล็กสำหรับไฮเปอร์เทอร์เมีย (Magnetic hyperthermia) [23-26]

วัสดุแม่เหล็กได้รับการใช้อย่างกว้างขวางในทางทางชีวภาพ สำหรับ hyperthermia ซึ่งวัสดุจำพวกแม่เหล็กต่างๆ เช่น เกล็ดแม่เหล็กอสัณฐาน (amorphous magnetic flakes) ผงแบเรียมเฟอร์ไรท์อนุภาคทรงกลมระดับไมครอน (barium ferrite microsphere) หรือสารเฟอร์ไรท์แบบแท่ง (ferrite rod) ซึ่งจะเป็นตัวให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งเฉพาะบริเวณที่มีการนำอนุภาคดังกล่าวฝังลงไป ซึ่งการให้สนามแม่เหล็กแก่สารแม่เหล็กเหล่านี้จะเหนี่ยวนำให้สารแม่เหล็กปลดปล่อยความร้อนออกมาได้ประมาณ 42-46 โดยหลักการของการสูญเสียฮีสเทเรซิสและกระแสเอ็ดดี้ (Hysteresis loss and eddy current loss) ลักษณะของแหล่งความร้อนแม่เหล็กสำหรับ hyperthermia สามารถแบ่งออกได้ ดังรูป 2.7



รูป 2.7 การจำแนกประเภทของแม่เหล็กไฮเปอร์เทอร์เมีย [23-26]

2.3.2 ฟิสิกส์สำหรับไฮเปอร์เทอร์เมีย (Physics of hyperthermia) [27]

พื้นฐานความรู้ทางฟิสิกส์ที่ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งแบบไฮเปอร์เทอร์เมีย ภายใต้สนามแม่เหล็กภายนอกกระแสสลับ ความร้อนของสารแม่เหล็กเกิดขึ้นจากกระบวนการการสูญเสียความร้อนในระหว่างการจัดเรียงตัวของสภาพความเป็นแม่เหล็ก (magnetization) สภาพความเป็นแม่เหล็กของอนุภาคผงอาจขึ้นอยู่กับขนาดเกรนและโครงสร้างจุลภาคอนุภาค การจัดเรียงตัวของสภาพความเป็นแม่เหล็ก (magnetization) มีผลต่อการสูญเสียความร้อนในอนุภาคเฟอร์โรและเฟอร์ริแมกเนติก ซึ่งขึ้นอยู่กับรูปแบบกระบวนการ demagnetization ซึ่งกระบวนการนี้ถูกควบคุมโดยสมบัติแม่เหล็กที่มีอยู่ในผลึกของสารแม่เหล็ก เช่น ขนาดและรูปร่างของอนุภาค ซึ่งอนุภาคที่มีโดเมนเดียวจะมีความเป็นแม่เหล็กอยู่มาก ในทำนองเดียวกันถ้าอนุภาคที่เป็น acicular คือ มีลักษณะเป็นแผ่นก็จะมีความเป็นแม่เหล็กอยู่มาก แต่การลดขนาดของอนุภาคลงจะทำให้ความเป็นแม่เหล็กเข้าสู่บริเวณความเป็นซูเปอร์พาราแมกเนติก เนื่องจากการลดปริมาตรของอนุภาค ทำให้ประสิทธิภาพความเป็นแม่เหล็กในผลึกลดลง ถ้าปริมาตรของอนุภาค คือ V แล้วพลังงานขวางกั้น คือ ΔE ซึ่งอนุภาคจะต้องเอาชนะก่อนที่จะสามารถกลับทิศเป็น magnetization มีค่าเท่ากับ KV ergs สำหรับอนุภาคที่มีขนาดเล็กมาก พลังงานความร้อน (kT) จะไม่เป็นไปตามธรรมชาติของการกลับทิศของ magnetization ในกรณีไม่ให้นามแม่เหล็กภายนอก สภาพความเป็นแม่เหล็ก (magnetization) จะเริ่มลดลง จากสมการ (2.6) บอกถึงสภาพความเป็นแม่เหล็กคงค้าง (remanent magnetization) ของอนุภาคที่เป็นผลจากการผ่อนคลาย (relaxation effect)

$$M_r = M_i e^{-t/\tau} \quad (2.6)$$

เมื่อ τ คือ เวลาที่สารแม่เหล็กผ่อนคลาย (magnetic relaxation time) M_i คือ สภาพความเป็นแม่เหล็กคงค้าง (remanent magnetization) ของอนุภาคที่ไม่ได้รับผลกระทบจากการผ่อนคลาย เวลาผ่อนคลาย (The relaxation time) ของอนุภาคซูเปอร์พาราแมกเนติกกำหนดโดยอัตราส่วนของพลังงานขวางกั้น KV กับ พลังงานความร้อน kT ซึ่งแสดงดังสมการ (2.7)

$$\tau = f_0 \exp [KV/kT] \quad (2.7)$$

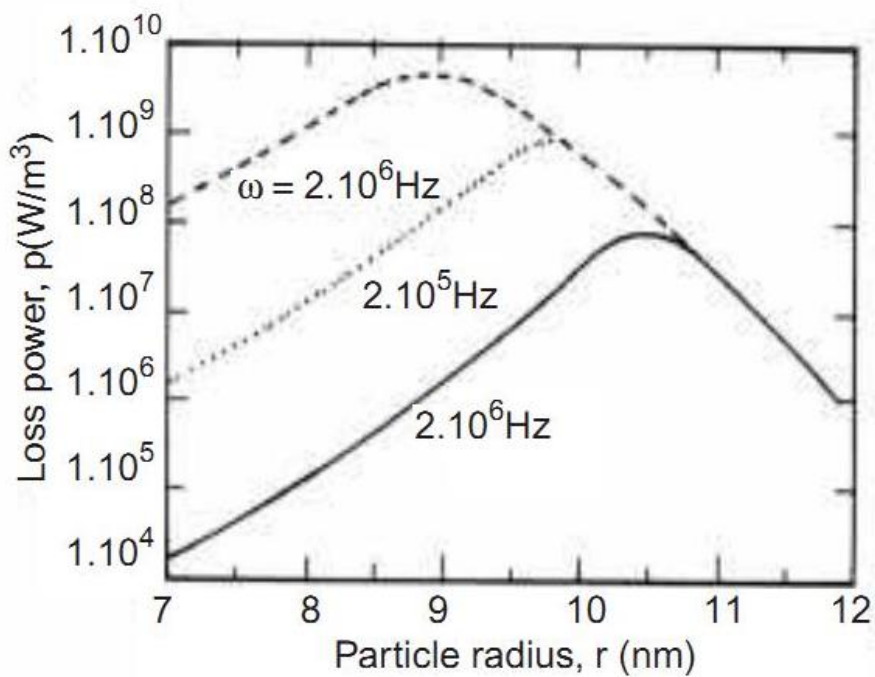
เมื่อ f_0 คือ frequency factor มีค่าประมาณ 10^9 s^{-1} การสูญเสียพลังงาน (specific power loss) ของอนุภาคซูเปอร์พาราแมกเนติก (Neel relaxation) สามารถเขียนได้ ดังสมการ (2.8)

$$P = (mH \omega \tau)^2 / 2\tau kTV (1 + \omega^2 \tau^2) \quad (2.8)$$

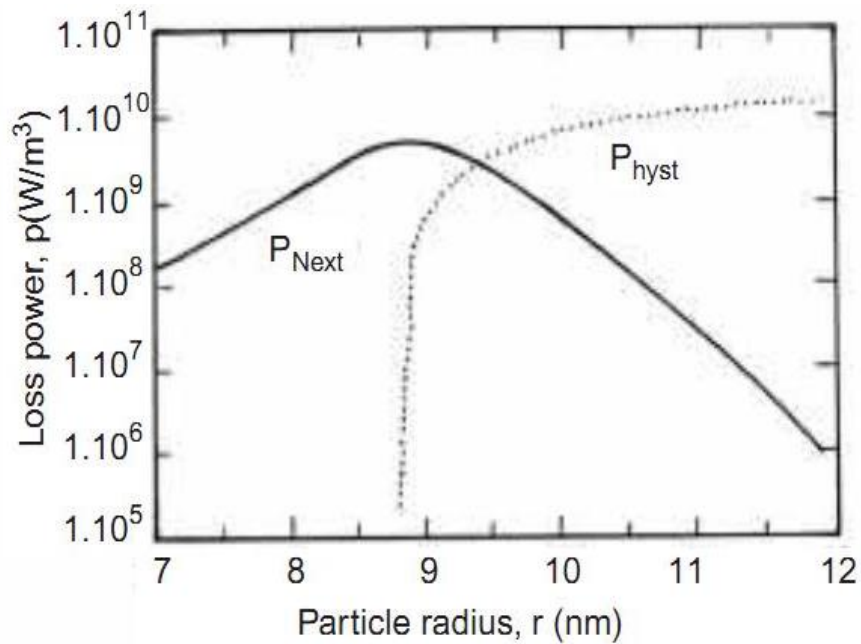
เมื่อ m คือ โมเมนต์ของอนุภาค และเทอมอื่นๆ มีความสำคัญตามปกติ การสูญเสียจะเพิ่มขึ้นตามสมการข้างต้น ซึ่งเป็นกำลังสองของความถี่ ในขณะที่ $\omega \tau \gg 1$ การสูญเสียจากการผ่อนคลายอิมพัลส์ คือ

$$P = (mH)^2 / 2kTV\tau \quad (2.9)$$

ในรูป 2.8 แสดงความสัมพันธ์ของ พลังงานที่สูญเสีย (loss power) ที่ขึ้นกับขนาดของอนุภาค ที่ความถี่ต่างๆ กัน รูป 2.9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง พลังงานที่สูญเสีย (loss power) กับขนาดของอนุภาควิกฤตที่บริเวณการสูญเสียจากฮิสเทอรีซิส (hysteresis loss) และการสูญเสียจากกลไกการสูญเสีย (Neel losses)

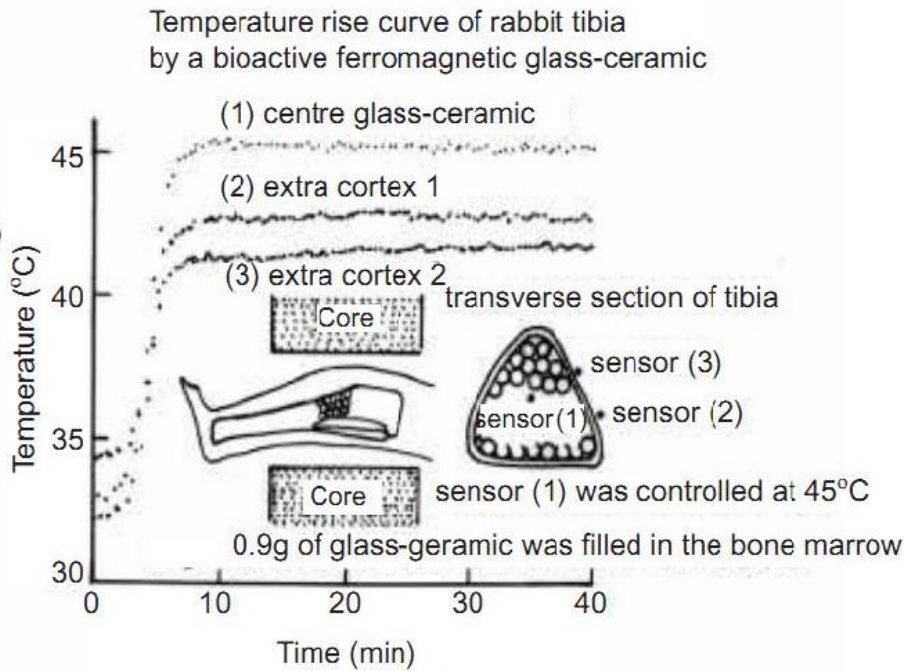


รูป 2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของอนุภาคกับการสูญเสียพลังงาน เนื่องจาก Neel relaxation [28]



รูป 2.9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างการสูญเสียพลังงานของสารแม่เหล็ก (magnetic power loss) กับขนาดของอนุภาคของอนุภาคแม่เหล็ก ทั้งการสูญเสีย Neel (Neel losses) และการสูญเสียจากฮิสเทอรีซิส (hysteresis losses) [28]

ในรูป 2.10 แสดงแผนภาพเมื่อมีการให้สนามแม่เหล็กภายนอกกระแสสลับกับกระดุกที่ทำมาจากแก้วเซรามิก อุณหภูมิของแก้วเซรามิกและด้านนอกของกระดุกถูกวัดและแสดงดังรูป 2.10 อาจเกิดอันตรายจากการรักษาด้วยวิธีนี้คือ อุณหภูมิที่อาจจะเพิ่มขึ้นมากกว่าความต้องการ จนส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติ ดังนั้นควรให้อุณหภูมิเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง 42-50 องศาเซลเซียส โดยที่ใช้อุณหภูมิคูรีทำหน้าที่เป็นสวิทช์อุณหภูมิในระหว่างการรักษาเพื่อให้อุณหภูมิกงอยู่ในบริเวณนี้เอง



รูปที่ 2.10. แผนภาพแสดงความสัมพันธ์ของความร้อนที่เกิดในกระดูกกับเวลาที่เปลี่ยนไป [29]

2.4 แบเรียมเฟอร์ไรท์ (Ba-ferrite; $BaFe_{12}O_{19}$) [30]

แบเรียมเฟอร์ไรท์เป็นเฟอร์ไรท์ชนิดเฟอร์โรแมกนีโตพลัมไบท์ ซึ่งเป็นเฟอร์ไรท์ชนิดแม่เหล็กถาวร (hard ferrite or permanent magnet) มีสูตรทั่วไป คือ $BaFe_{12}O_{19}$ รูปผลึกเป็นรูปหกเหลี่ยม (hexagonal) ในหนึ่งหน่วยเซลล์จะถูกสร้างขึ้นจากสูตร $AB_{12}O_{19}$ หรือ $A^{2+}O \cdot B_2^{3+}O_3$ โดยที่ A เป็นไอออนของโลหะที่มีวาเลนซ์ 2 ได้แก่ Ba ส่วน B เป็นไอออนของโลหะที่มีวาเลนซ์ 3 ได้แก่ Fe โครงสร้างของแบเรียมเฟอร์ไรท์จะประกอบด้วยส่วนของแลกทิตสปิเนลแบบลูกบาศก์ (ใช้แทนด้วย S) และส่วนที่เรียงตัวอย่างใกล้ชิดเป็นรูปหกเหลี่ยม (ใช้แทนด้วย R) แต่ละส่วนของ S จะประกอบด้วย 2 ชั้นของไอออนของออกซิเจน ซึ่งขนานกับระนาบฐานของหกเหลี่ยมหรือ (111) ระนาบของสปิเนล และในแต่ละชั้นถูกคั่นด้วย 3 ตำแหน่งของไอออนบวก ในส่วนของ R จะประกอบด้วย 3 ชั้นของแลกทิตรูปหกเหลี่ยม โดยมีหนึ่งไอออนของไอออนของออกซิเจนจะอยู่ที่ชั้นกลาง ถูกแทนที่โดย Ba ในหน่วยเซลล์จะประกอบไปด้วย ส่วนของ S, R, S^* , R^* และต่อกันไปเรื่อยๆโดย * หมายถึง การหมุน 180° รอบแกน C ของหกเหลี่ยมหรือในทิศ $\langle 111 \rangle$ ของผลึกแบบสปิเนล ดังนั้นในหน่วยเซลล์จะมีสิบชั้นของออกซิเจนและทุกๆ 5 ชั้นของออกซิเจนจะมี Ba แทนที่อยู่ในหนึ่งหน่วยเซลล์แต่ละส่วนของ S จะเขียนสูตรได้เป็น Fe_6O_8 และแต่ละส่วนของ R เขียนได้เป็น $BaFe_6O_{11}$ นั่นคือผลลัพธ์ของสูตร คือ $2(BaFe_{12}O_{19})$ สำหรับหนึ่งหน่วยเซลล์ของ SRS^*R^* โดยที่ Fe จะอยู่ในตำแหน่งของเตตระฮีดรอลและ

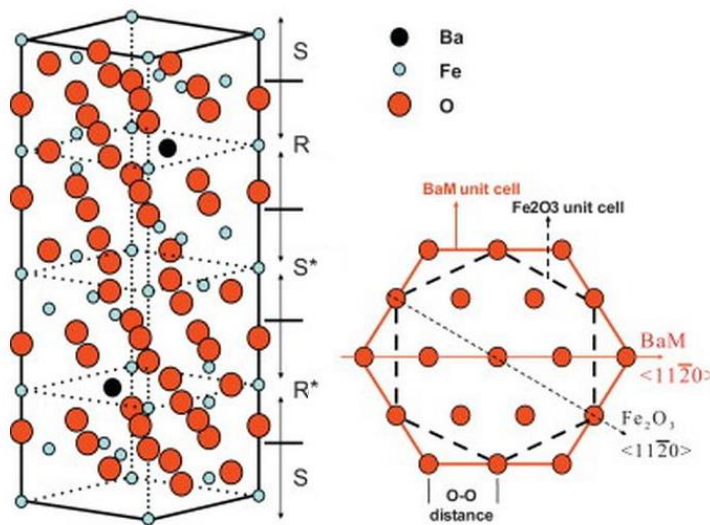
ออกตะฮีดรอล โดยตำแหน่งหนึ่งถูกล้อมรอบด้วยออกซิเจนไอออน 5 ตัว ซึ่งจัดรูปเป็นพีรามิดสามเหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 2.11

ค่าโมเมนต์แม่เหล็กของเฟอร์ไรท์ชนิดนี้ที่เกิดจากไอออนของ Fe โดยแต่ละไอออนของ Fe จะมีโมเมนต์แม่เหล็กเป็น $5\mu_B \uparrow$ ในหนึ่งหน่วยของสูตร $BaFe_{12}O_{19}$ ดังนี้ ในส่วนของ S จะมี $2 \times 5\mu_B \uparrow$ โดยจากสองไอออนของ Fe ในตำแหน่งเตตระฮีดรอลของสปิเนล แก้อิออนของ Fe ในออกตะฮีดรอลจะประกอบด้วย $2 \times 5\mu_B \uparrow$ และ $7 \times 5\mu_B \downarrow$ และหนึ่งไอออนของ Fe ใน fivefold symmetry ซึ่งอยู่ในส่วนของ R จะมีโมเมนต์แม่เหล็กเป็น $1 \times 5\mu_B \uparrow$ ดังนั้น ค่าโมเมนต์แม่เหล็กสุทธิของออกไซด์ในส่วนไอออนของ Fe คือ

$$M_{net} = 4 \times 5 \mu_B = 20 \mu_B \quad (2.10)$$

ซึ่งทิศของการ spin ในสปิเนลของส่วน S และส่วน R สามารถเขียนได้ดังนี้

ส่วนของ S; $2 \uparrow$ tetrahedral $4 \downarrow$ octahedral
 ส่วนของ R; $4 \downarrow$ fivefold $2 \uparrow$ $3 \downarrow$ octahedral



รูป 2.11 แสดงโครงสร้างผลึกของ $BaFe_{12}O_{19}$ หรือ $BaO \cdot 6Fe_2O_3$ [30]

2.4.1 คุณสมบัติของเฟอร์ไรท์

2.4.1.1 คุณสมบัติทางเคมี

1. ไม่ละลายน้ำและตัวทำละลายอินทรีย์ต่างๆ
2. มีโครงสร้างเป็นตาข่ายติดต่อกันไปจนตลอดเมื่อเผาที่อุณหภูมิสูง ดังนั้น เฟอร์ไรท์จึงมีความแข็งแกร่งต่อแรงกระแทกได้ดี
3. มีสถานะเป็นของแข็งและมีจุดหลอมเหลวสูง ดังแสดงในตาราง 2.6

ตาราง 2.6 แสดงจุดหลอมเหลวของสารประกอบต่างๆ [31]

สารประกอบ	จุดหลอมเหลว (°C)
BaO.Fe ₂ O ₃	1390
CdO.Fe ₂ O ₃	1540
CoO.Fe ₂ O ₃	1570
CuO.Fe ₂ O ₃	1560
MgO.Fe ₂ O ₃	1760
MnO.Fe ₂ O ₃	1570
NiO.Fe ₂ O ₃	1660
PbO.Fe ₂ O ₃	1530
ZnO.Fe ₂ O ₃	1590

2.4.1.2 คุณสมบัติทางกายภาพ

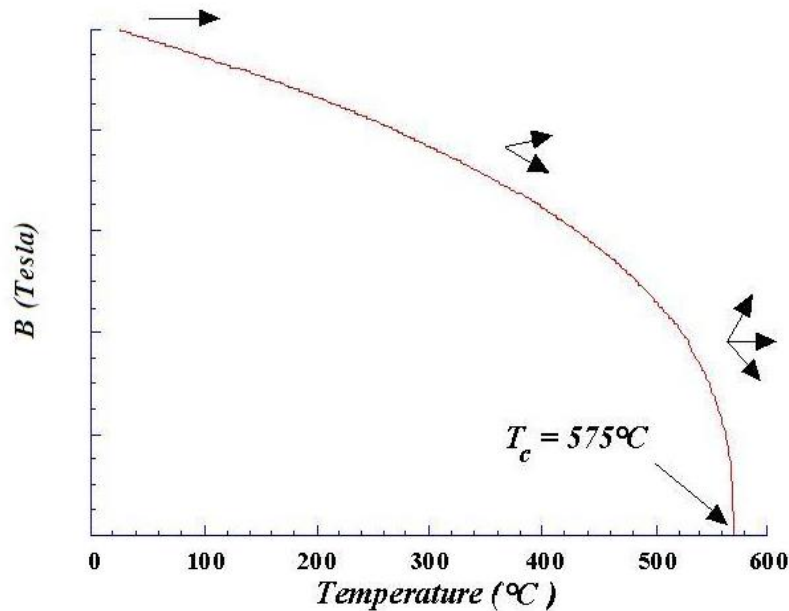
1. เป็นตัวนำที่เลว
2. มีผลน้อยมากต่อกระแสไหลวนในเนื้อเฟอร์ไรท์ เนื่องจากเฟอร์ไรท์เป็นตัวนำที่เลว ดังนั้นเมื่อทำเฟอร์ไรท์ให้เป็นแม่เหล็กจึงไม่มีการสูญเสียพลังงานไฟฟ้า เนื่องจากกระแสไหลวนและไม่เกิดความร้อนจากกระแสไหลวนอีกด้วย
3. ถูกเหนี่ยวนำทำให้มีอำนาจแม่เหล็กได้
4. ส่วนผสมของเฟอร์ไรท์ที่เหมาะสม และการเตรียมที่ดีจะทำให้ได้เนื้อเฟอร์ไรท์ที่มีสภาพความซึมได้ทางแม่เหล็กสูง
5. เฟอร์ไรท์ชนิดแม่เหล็กชั่วคราวจะมีการสูญเสียพลังงานในการกลับขั้วแม่เหล็กน้อย
6. เฟอร์ไรท์ชนิดแม่เหล็กถาวรมีความคงทนในการเป็นแม่เหล็กได้ดี

2.4.2 อุณหภูมิคูรี (Curie Temperature)

ค่าของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B) ของสารแม่เหล็กจะมีความสัมพันธ์กับอุณหภูมิ (T) กล่าวคือ ถ้าให้สารแม่เหล็กนั้นมีอุณหภูมิสูงขึ้น ค่าของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กจะมีค่าลดลงจนถึง ณ ที่อุณหภูมิหนึ่งที่ทำให้ค่าของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กเป็นศูนย์พอดี เราเรียกอุณหภูมินั้นว่า อุณหภูมิคูรี ทั้งนี้เนื่องจากพลังงานความร้อนทำให้โมเลกุลเคลื่อนไหว ซึ่งจะไปทำลายการเรียงตัวของแนวแรงที่เกิดจากอิทธิพลของสปิน (spin-spin interaction) ในสารที่ต่างชนิดกันอุณหภูมิคูรีก็จะแตกต่างกันออกไป เช่น เหล็ก (Fe), นิกเกิล (Ni), โคบอลต์ (Co) และแกดเลียม (Ga) มีอุณหภูมิคูรีเป็น 770, 365, 1075, และ 15°C ตามลำดับ [32]

สำหรับอุณหภูมิที่สูงกว่าอุณหภูมิคูรี (T_c) สารพวกเฟอร์โรแมกเนติก เฟอร์ริแมกเนติก และแอนติเฟอร์โรแมกเนติก จะกลายเป็นสารพวกพาราแมกเนติก เพราะว่า พลังงานความร้อนทำให้ทิศทางการ

เรียงตัวของแมกเนติกไดโพลเปลี่ยนไปอย่างไม่มีระเบียบ ดังนั้นที่อุณหภูมิที่สูงกว่าอุณหภูมิ T_c นี้ สารดังกล่าวจะไม่มีค่าผลลัพธ์ของแมกเนติกโมเมนต์เหลืออยู่เลย



รูป 2.12 แสดงความสัมพันธ์ของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B) กับอุณหภูมิ (T) [32]

2.4.3 ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B) [33]

ในบริเวณสนามแม่เหล็กนั้นจะมีเส้นแรงแม่เหล็ก (Φ) ที่มีทิศทางจากขั้วเหนือไปยังขั้วใต้ของแท่งแม่เหล็ก โดยที่จำนวนเส้นแรงแม่เหล็กต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ที่ตั้งฉากกับเส้นแรงแม่เหล็กนี้ เรียกว่า ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

ถ้าให้ Φ = จำนวนเส้นแรงแม่เหล็กทั้งหมด มีหน่วยเป็น Weber
 A = พื้นที่ที่ตั้งฉากกับเส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็น m^2
 B = ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก มีหน่วยเป็น Tesla

ดังนั้นจะได้

$$B = (\Phi / A) \quad (2.11)$$

สำหรับในเครื่องวัดความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กหรือ flux meter นั้น ค่าที่วัดออกมาได้เป็นค่าของ $N\Phi$ ในหน่วย Maxwell-Turns โดยที่ N เป็นจำนวนรอบของขดลวดที่ใช้ทำเป็นหัววัด ดังนั้นจึงต้องทำหน่วย Maxwell-Turns ให้อยู่ในรูปของ Weber-Turns โดยใช้ความสัมพันธ์ ดังนี้

$$1 \text{ Maxwell} = 10^{-8} \text{ Weber}$$

และสมการที่ (2.11) สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้ คือ

$$B = (N\Phi / NA) \quad (2.12)$$

โดยที่ $N\Phi$ เป็นค่าที่วัดได้จากเครื่อง Flux meter และเมื่อต้องการให้หน่วยของ B อยู่ในหน่วยของ Gauss สามารถทำได้โดยใช้ความสัมพันธ์ต่อไปนี้ คือ

$$1 \text{ Weber/m}^2 = 1 \text{ Tesla} = 10^4 \text{ gauss}$$

จากความสัมพันธ์ของ B และ H ของสารแม่เหล็ก เขียนได้ว่า

$$B = \mu_0 (H+M) \quad (2.13)$$

จากสมการ (2.13) คือ $M = \chi H$ นำมาเขียนลงในสมการ (2.13) จะเขียนได้ใหม่ว่า

$$\begin{aligned} B &= \mu_0 (H+ \chi H) \\ &= \mu_0 H (1+ \chi) \\ &= \mu_0 (1+ \chi) H \end{aligned} \quad (2.14)$$

จัดรูปใหม่

$$\begin{aligned} \text{หรือ} & B = \mu H \\ \text{ในเมื่อ} & \mu = \mu_0 (1+ \chi) \end{aligned} \quad (2.15)$$

โดยที่ μ คือ ค่า permeability ของตัวกลาง
 μ_0 คือ ค่า permeability ของสุญญากาศหรืออากาศ
 χ คือ ค่า susceptibility ของตัวกลาง
 และ μ_r คือ ค่า permeability สัมพัทธ์ โดยมีความสัมพันธ์ดังนี้ จากสมการ (2.15)

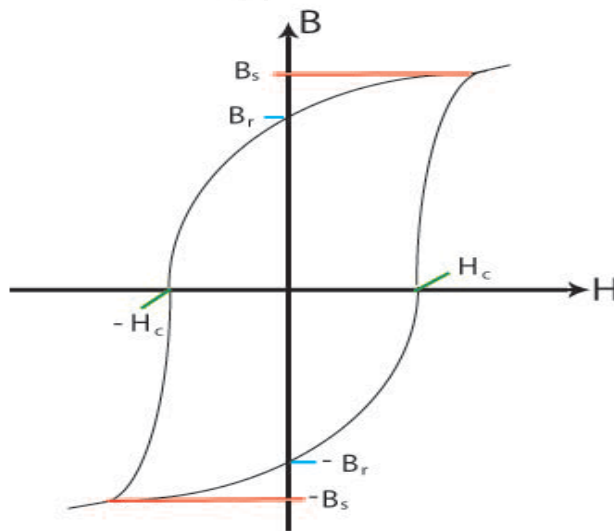
$$\mu_r = (\mu / \mu_0) = 1+ \chi \quad (2.16)$$

ซึ่งสารแม่เหล็กพวกไดอะแมกเนติกและพาราแมกเนติก จะมีค่า χ น้อยมาก เมื่อเทียบกับ 1 คือ $\chi \ll 1$ ดังนั้น เราจึงมักจะแทนค่าของ $\mu_r = 1+ \chi = 1$

2.4.4 Hysteresis loop [34]

เป็นวงที่แสดงสมบัติของสารแม่เหล็กที่ถูกเหนี่ยวนำให้เป็นแม่เหล็ก กล่าวคือ เมื่อถูกเหนี่ยวนำด้วยความเข้มสนามแม่เหล็ก (H) น้อยๆ จะแสดงอำนาจแม่เหล็กหรือความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (B) ออกมาน้อย และเมื่อถูกเหนี่ยวนำด้วยค่า H มากขึ้น สารนั้นก็แสดงค่า B มากขึ้นด้วย แต่ค่า H

และ B นี้จะไม่สัมพันธ์กันในเชิงเส้นตรงและจะแสดงค่า B ได้สูงสุดที่ค่าหนึ่ง ซึ่งจะไม่เพิ่มขึ้นอีก แม้ว่า จะเพิ่มค่า H ขึ้นอีกเท่าไรก็ตาม จุดนี้คือจุดอิ่มตัวของค่า B เรียกว่า saturate magnetization (B_s) ครั้นเมื่อลดค่า H ลงมา สารแม่เหล็กจะลดค่า B ตามลงมาตามลำดับ แต่เมื่อไม่มีการเหนี่ยวนำเลย คือ $H = 0$ สารแม่เหล็กจะยังคงอำนาจแม่เหล็กอยู่ ณ ตำแหน่งนี้ เรียกว่า remanent magnetization (B_r) ถ้าจะทำให้อำนาจแม่เหล็ก B ลดลงอีก เราจะต้องใส่ความเข้มสนามแม่เหล็กให้ตรงข้ามกับทาง เดิม จนกระทั่งทำให้ค่า $B = 0$ ณ ตำแหน่งนี้ เราเรียกว่า coercive force (H_c) และเมื่อเพิ่มค่า H เข้าไปในทิศที่ตรงข้ามกับทางเดิมนี้ จะทำให้จุดอิ่มตัวของค่า B อีก คือ B_s แต่มีทิศทางตรงข้ามกับ ตอนแรก และเมื่อกลับค่า H ให้เหมือนทางเดิม ก็จะได้วง (loop) ที่ครบวงจรของ Hysteresis loop ดังแสดงในรูป 2.13



รูป 2.13 แสดงความสัมพันธ์ของ B และ H ใน Hysteresis loop [34]

2.5 เอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

ในปี ค.ศ. 1998 Uo และ คณะ [13] ได้ทำการศึกษาสมบัติและความเป็นพิษของแก้วระบบ ฟอสฟอรัสแคลเซียมโซเดียมออกไซด์ ที่ละลายในน้ำได้ ในงานวิจัยนี้ ได้เตรียมแก้วระบบฟอสฟอรัส แคลเซียมโซเดียมออกไซด์ ที่มีอัตราส่วนที่แตกต่างกันถึง 25 อัตราส่วน จากนั้นก็นำไปศึกษาสมบัติใน การละลายและความเป็นพิษต่อเซลล์ ในงานวิจัยนี้ได้มีศึกษาอุณหภูมิการเกิดแก้ว (glass transition temperature) และอุณหภูมิการเกิดผลึก (crystallization temperature) พบว่า เมื่อเพิ่มอัตราส่วน ฟอสฟอรัสออกไซด์ และแคลเซียมออกไซด์ จะทำให้อุณหภูมิการเกิดแก้วและอุณหภูมิการเกิดผลึก เพิ่มขึ้น ส่วนการละลายของแก้วระบบฟอสฟอรัสแคลเซียมโซเดียมออกไซด์ นั้นพบว่าจะละลายใน น้ำกลั่นได้ดีกว่าในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (simulated body fluid; SBF)

และจากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์นั้นพบว่า ความเป็นพิษจะลดลงเมื่อมีการเพิ่มปริมาณของ แคลเซียมออกไซด์ และ ลดปริมาณฟอสฟอรัส ถ้าหากมีปริมาณฟอสฟอรัสออกไซด์ มากเกินไปจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความเป็นกรดเบส (pH) และประจุ ให้มีเพิ่มขึ้นซึ่งก็คือภาวะความเป็นกรด ซึ่งจะเป็นพิษต่อเซลล์ และในการวิจัยนี้ก็ได้ระบุอัตราส่วนที่เหมาะสมของแก้วระบบฟอสฟอรัส แคลเซียมไฮดรอกไซด์ไว้ โดยต้องมีอัตราส่วนของฟอสฟอรัสออกไซด์ในช่วงร้อยละ 40 โดยโมลขึ้นไป

ต่อมา ในปี 2004 Ahmed และคณะ [3] ได้ศึกษาและพัฒนาวิธีการเตรียม (preparation method) โครงสร้างของแก้ว (glass structures) สมบัติทางความร้อน (thermal properties) สมบัติในการละลาย (dissolution properties) และ ความเป็นพิษต่อเซลล์สิ่งมีชีวิต (cytotoxicity) ของแก้วในระบบโซเดียมแคลเซียมฟอสเฟต ($\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$) พบว่า การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบทางเคมีของแก้วในระบบ $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง อัตราส่วนระหว่าง CaO ต่อ P_2O_5 มีผลต่อสมบัติของแก้วทั้งทางด้านกายภาพ และอัตราการสลายตัวของแก้วนี้ในสารละลายจำลอง ไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์

จากนั้น ในปี 2005 Kim และคณะ [11] ได้ทำการศึกษาอนุภาคแม่เหล็กชนิดต่างกัน ได้แก่ เฟอร์ไรต์ ลิเทียมเฟอร์ไรต์ นิเกิลซิงค์คอปเปอร์เฟอร์ไรต์ โคบอลต์เฟอร์ไรต์ โคบอลต์นิเกิลเฟอร์ไรต์ แบเรียมเฟอร์ไรต์ และสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย โดยทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของอนุภาคเฟอร์ไรต์ชนิดต่างๆ ภายใต้สนามแม่เหล็กกระแสสลับ พบว่า อนุภาคเฟอร์ไรต์ชนิดแบเรียมเฟอร์ไรต์ และ สตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ มีขนาดพื้นที่ของลูบฮีสเทอรีซิสที่มีขนาดใหญ่ จึงมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่มาก ซึ่งสามารถทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นได้ถึง 70-90 องศาเซลเซียส ภายในเวลา 15-20 นาที

หนึ่งปีต่อมา ในปี 2006 Bretcanu และคณะ [16,17] ได้ทำการพัฒนาแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารเฟอร์ริแมกเนติก (ferrimagnetic glass-ceramics) เพื่อใช้ในการรักษา มะเร็งด้วยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย พบว่าขนาดและปริมาณของผลึกสารเฟอร์ริแมกเนติกในแก้วเซรามิกชีวภาพ มีความสำคัญต่อสมบัติทางแม่เหล็กของวัสดุดังกล่าวเป็นอย่างมาก เพราะการที่จะใช้งานแก้วเซรามิกในการรักษาด้วยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย จำเป็นจะต้องคำนึงถึงการควบคุมการให้ความร้อนแก่เนื้ออกของเซลล์มะเร็งได้สูงถึงอุณหภูมิที่ต้องการ (40-43 องศาเซลเซียส) นอกจากนี้ยังพบว่า แก้วเซรามิกชีวภาพที่มีอนุภาคของเหล็กออกไซด์ขนาดประมาณ 34 นาโนเมตร สามารถให้ค่าพลังงานการสูญเสียภายใต้สนามแม่เหล็ก 500 Oe สูงถึง 65 วัตต์ต่อกรัม ในขณะที่ผลึกชนิดเดียวกันที่มีขนาดใหญ่กว่าประมาณ 54 นาโนเมตรให้ค่าได้เพียง 25 วัตต์ต่อกรัม

หลังจากนั้น กลุ่มวิจัยชาวอินเดีย Srinivasan และคณะ [19-20] ซึ่งได้ทำการศึกษาแก้วในระบบ $41\text{CaO}-(52-x)\text{SiO}_2-4\text{P}_2\text{O}_5-x\text{Fe}_2\text{O}_3-3\text{Na}_2\text{O}$ โดย x มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 2-10 โดยโมล $4.5\text{MgO}-(45-x)\text{CaO}-3\text{SiO}_2-16\text{P}_2\text{O}_5-0.5\text{CaF}_2-x\text{Fe}_2\text{O}_3$ โดย x มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 0 5 10 15 และ 20 โดยน้ำหนัก และระบบ $x(\text{ZnO},\text{Fe}_2\text{O}_3)-(65-x)\text{SiO}_2-20(\text{CaO},\text{P}_2\text{O}_5)-15\text{Na}_2\text{O}$ โดย x มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 6-21 โดยโมล จะเห็นได้ว่านักวิจัยกลุ่มนี้สนใจศึกษาอิทธิพลของอัตราส่วนทางเคมีของเหล็กออกไซด์ต่อการเกิดผลึกเฟอร์ไรต์ และสมบัติต่างๆ โดยใช้สารตั้งต้นเป็นออกไซด์ทางการค้า และวิธีการหลอมแก้วแบบดั้งเดิม จากนั้นจึงทำการปลูกผลึกในแก้วโดยการบำบัดทางความร้อน (heat treatment) ซึ่งเป็นกระบวนการผลิตแก้วเซรามิกที่ใช้กันโดยทั่วไป ซึ่งพบว่าพวกเขาสามารถควบคุมชนิดของผลึก ขนาดและปริมาณ ได้ด้วยการเลือกอุณหภูมิการตกผลึกที่เหมาะสม ในขณะที่ยังรักษาสมบัติทางแม่เหล็กที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้ในการรักษาวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย นอกจากนี้กลุ่มวิจัยยังนำเสนอการปลูกผลึกของสารเฟอร์ไรต์ชนิดใหม่ๆ เช่น ซิงค์เฟอร์ไรต์ (ZnFe_2O_4) ซึ่งสามารถนำมาปลูกในแก้วระบบ $x(\text{ZnO},\text{Fe}_2\text{O}_3)-(65-x)\text{SiO}_2-20(\text{CaO},\text{P}_2\text{O}_5)-15\text{Na}_2\text{O}$ ได้สำเร็จ แต่ยังมีปัญหาของการพบเฟสอื่นๆ ที่ตกผลึกคู่กันมาด้วยคือผลึก แคลเซียมโซเดียมฟอสเฟต (NaCaPO_4)

และเมื่อเร็วๆ นี้ Li และคณะ [4] มีการศึกษาค้นคว้าอีกจำนวนมากเกี่ยวกับแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยสารแม่เหล็ก (magnetic bioactive glass ceramic) เพื่อใช้สำหรับการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย (hyperthermia treatment of bone cancer) พบว่า ความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ และความสามารถในการซ่อมแซมและฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูก มีความสำคัญต่อวัสดุดังกล่าวเป็นอย่างมาก เนื่องจากเป็นแก้วเซรามิกชีวภาพที่ถูกออกแบบมาเป็นพิเศษ สำหรับการซ่อมแซมและฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูกที่ได้รับความเสียหาย หลังจากที่เซลล์มะเร็งกระดูกถูกทำลายโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมียแล้ว ดังนั้นวัสดุกลุ่มนี้จึงต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์ได้ดีที่สุด โดยสามารถเหนี่ยวนำให้เซลล์กระดูกเจริญเติบโตที่ผิวของแก้วเซรามิกที่ฝังไปในร่างกายได้

บทที่ 3

วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการทดลอง

ในบทนี้ จะกล่าวถึงรายละเอียดที่เกี่ยวข้องกับ วัสดุ อุปกรณ์ที่ใช้ วิธีการทดลอง รวมถึงขั้นตอนต่างๆ ที่ใช้ในการตรวจสอบและวิเคราะห์ชิ้นงาน ซึ่งได้แก่ แก้ว แก้วเซรามิก และเซรามิกที่เตรียมได้ ทั้งทางด้านการศึกษาวิวัฒนาการของเฟส การวิเคราะห์ทางความร้อน สมบัติทางกายภาพ โครงสร้างจุลภาค และศึกษาสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ

3.1 สารเคมีที่ใช้ในการทดลอง

- 3.1.1 ไดแอมโมเนียมไฮโดรเจนฟอสเฟต ($(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$) ความบริสุทธิ์ 98% ผลิตโดยบริษัท Fluka
- 3.1.2 แคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) ความบริสุทธิ์ 98.5% ผลิตโดยบริษัท Riedel-de Haën
- 3.1.3 โซเดียมคาร์บอเนต (Na_2CO_3) ความบริสุทธิ์ 99.8% ผลิตโดยบริษัท Riedel-de Haën
- 3.1.4 แบริียมคาร์บอเนต (CaCO_3) ความบริสุทธิ์ 98.0% ผลิตโดยบริษัท Sigma Aldrich
- 3.1.5 ไอรอนออกไซด์ (Fe_2O_3) ความบริสุทธิ์ 99.8% ผลิตโดยบริษัท Riedel-de Haën
- 3.1.6 แบริียมคาร์บอเนต (BaCO_3) ความบริสุทธิ์ 98.0% ผลิตโดยบริษัท Sigma Aldrich
- 3.1.7 สตรอนเทียมคาร์บอเนต (SrCO_3) ความบริสุทธิ์ 98.0% ผลิตโดยบริษัท Sigma Aldrich
- 3.1.8 เอทิลแอลกอฮอล์ (ethyl alcohol) ความบริสุทธิ์ 99.5% ผลิตโดยบริษัท Merck
- 3.1.9 น้ำกลั่นไร้ประจุ (deionized)
- 3.1.10 ซิลิกาเจล (Silica gel blue)

3.2 อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

- 3.2.1 ซ้อนตักสารเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel)
- 3.2.2 ปีกเกอร์ขนาดต่างๆ
- 3.2.3 ถ้วยอะลูมินา (alumina crucible) พร้อมฝาปิด
- 3.2.4 แผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel plate)
- 3.2.5 แผ่นอะลูมิเนียมฟอยล์ (aluminium foil)
- 3.2.6 อุปกรณ์ป้องกันอันตรายจากความร้อน ประกอบด้วย ถุงมือหนัง หน้ากาก ร้องเท้า เสื้อคลุม และอุปกรณ์คืบถ้วยอะลูมินาจากเตาหลอมแก้ว
- 3.2.7 ปากคีบ (forceps) เหล็กกล้าไร้สนิม
- 3.2.8 โกร่งบดสารขนาดเล็ก (agate mortar)
- 3.2.9 กระปุกพลาสติกสำหรับใส่สารแบบผง
- 3.2.10 จานเพาะเชื้อ
- 3.2.11 โถดูดความชื้น (desiccators)
- 3.2.12 แม่พิมพ์ (mold) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.0 เซนติเมตร

- 3.2.13 เครื่องอัดขึ้นรูประบบไฮดรอลิก รุ่น Carver 3853-0 ผลิตโดยบริษัท CARVER
- 3.2.14 กระดาษทรายเบอร์ 600, 800, 1000 และ 1200
- 3.2.15 ผงขัดอะลูมินาขนาด 0.1 ไมครอน
- 3.2.16 แ่งทองเหลือง (stub)
- 3.2.17 เทปคาร์บอน (carbon tape)
- 3.2.18 กระดาษชั่งสาร (paper weight)
- 3.2.19 ขวดบีบสำหรับใส่ เอทิลแอลกอฮอล์
- 3.2.20 แ่งกวนแม่เหล็ก (magnetic bar)
- 3.2.21 เม็ดบดเซอร์โคเนียทรงกลม
- 3.2.22 เตาแผ่นความร้อน (hot plate)
- 3.2.23 เครื่องชั่งระบบดิจิทัล (ความละเอียด 0.0001 กรัม) รุ่น HM-300 ผลิตโดยบริษัท AND
- 3.2.24 เครื่องชั่งระบบดิจิทัล (ความละเอียด 0.0001 กรัม) ที่ประกอบด้วยอุปกรณ์วัดค่าความหนาแน่น รุ่น HM-300 ผลิตโดยบริษัท AND
- 3.2.25 เวอร์เนียคาร์ลิปเปอร์ระบบดิจิทัล ความละเอียด 0.01 มิลลิเมตร
- 3.2.26 เครื่องบดไฟฟ้า ผลิตโดยบริษัท Retsch
- 3.2.27 เครื่องขัดไฟฟ้า ผลิตโดยบริษัท Struers
- 3.2.28 เตาอบไฟฟ้าอุณหภูมิ 120°C รุ่น UE-300 ผลิตโดยบริษัท Memmert
- 3.2.29 เตาเผาไฟฟ้า (furnace) สำหรับหลอมแก้ว
- 3.2.30 เตาเผาไฟฟ้า (furnace) สำหรับเผาผนึก รุ่น Type 46100 ผลิตโดยบริษัท SYBRON
- 3.2.31 เครื่องกำเนิดรังสีเอ็กซ์ (x-ray diffractometer) รุ่น D8 ADVANCE ผลิตโดยบริษัท Bruker AXS
- 3.2.32 เครื่อง High Temperature DTA Cell Adaptor รุ่น DTA model 673-4 ผลิตโดยบริษัท Stanton redcroft
- 3.2.33 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscopy: SEM) ชนิด Low vacuum รุ่น JSM 5910LV ผลิตโดยบริษัท JEOL
- 3.2.34 เครื่อง sputtering รุ่น JFC-1100E ผลิตโดยบริษัท JEOL
- 3.2.35 สารละลายที่คล้ายกับของเหลวของมนุษย์ (simulate body fluid: SBF)

3.3 วิธีการทดลอง

วิธีการทดลอง จะแบ่งออกเป็น 2 หัวข้อหลักคือ การทดลองการศึกษาอิทธิพลของการเติมสารแม่เหล็กชนิดแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$) ลงในแก้วชีวภาพระบบ $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ และทำการศึกษาผลของอุณหภูมิซินเตอร์ที่มีต่อสมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางด้านชีวภาพของแก้วเซรามิกระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ สำหรับการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย (hyperthermia treatment of bone cancer)

3.3.1 การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง

3.3.1.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{BF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$

แก้วเซรามิกทางชีวภาพระบบ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{BF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ ถูกเตรียมขึ้นโดยวิธี modified sintering โดยเริ่มจากการสังเคราะห์ผง $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{BF})$ ที่มีโครงสร้างผลึกเป็นแบบ hexagonal สังเคราะห์โดยวิธี solid-state reaction โดยใช้ BaCO_3 และ Fe_2O_3 เป็นสารตั้งต้นในการสังเคราะห์ ทำการเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จากนั้นทำการสังเคราะห์แก้วทางชีวภาพระบบ $40 \text{ CaO} - 15 \text{ Na}_2\text{O} - 45 \text{ P}_2\text{O}_5$ โดยวิธีการหลอม โดยใช้สารตั้งต้นคือ Na_2CO_3 , CaCO_3 และ $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ แล้วทำการหลอมสารตั้งต้นที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จากนั้นเทสารหลอมเหลวลงในน้ำเพื่อให้เย็นตัวอย่างรวดเร็วได้เป็นแก้วทางชีวภาพ จากนั้นทำการบดแก้วทางชีวภาพให้เป็นผงละเอียด แล้วนำไปผสมกับผง BF ที่สังเคราะห์ได้ในขั้นตอนแรก ด้วยอัตราส่วน BF ร้อยละ 5, 10, 20 และ 40 โดยน้ำหนัก จากนั้นทำการขึ้นรูปด้วยการอัดขึ้นรูปให้อยู่ในลักษณะทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10.0 มิลลิเมตร และความสูง 2.0 มิลลิเมตร แล้วทำการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส ตามลำดับ จากนั้นทำการศึกษาสมบัติของแก้วเซรามิกทางชีวภาพที่เตรียมได้ ศึกษาเฟสองค์ประกอบของชิ้นงานด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction; XRD) ศึกษาโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy; SEM) หาค่าความหนาแน่นของชิ้นงานโดยใช้เทคนิค Archimedes หาค่าความแข็งของชิ้นงานโดยใช้ Vickers hardness test ศึกษาสมบัติทางแม่เหล็กโดยใช้เครื่อง เครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) และทำการศึกษาสมบัติทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน

3.3.1.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{SF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$

แก้วเซรามิกทางชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{SF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ ถูกเตรียมขึ้นโดยวิธี modified sintering โดยเริ่มจากการสังเคราะห์ผง $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{SF})$ ที่มีโครงสร้างผลึกเป็นแบบ hexagonal สังเคราะห์โดยวิธี solid-state reaction โดยใช้ SrCO_3 และ Fe_2O_3 เป็นสารตั้งต้นในการสังเคราะห์ ทำการเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จากนั้นทำการสังเคราะห์แก้วทางชีวภาพระบบ $40 \text{ CaO} - 15 \text{ Na}_2\text{O} - 45 \text{ P}_2\text{O}_5$ โดยวิธีการหลอม โดยใช้สารตั้งต้นคือ Na_2CO_3 , CaCO_3 และ $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ แล้วทำการหลอมสารตั้งต้นที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จากนั้นเทสารหลอมเหลวลงในน้ำเพื่อให้เย็นตัวอย่างรวดเร็วได้เป็นแก้วทางชีวภาพ จากนั้นทำการบดแก้วทางชีวภาพให้เป็นผงละเอียด แล้วนำไปผสมกับผง $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{SF})$ ที่สังเคราะห์ได้ในขั้นตอนแรก ด้วยอัตราส่วนแก้วทางชีวภาพร้อยละ 80 โดยน้ำหนัก และ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{SF})$ ร้อยละ 20 โดยน้ำหนัก จากนั้นทำการขึ้นรูปด้วยการอัดขึ้นรูปให้อยู่ในลักษณะทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10.0 มิลลิเมตร และความสูง 2.0 มิลลิเมตร แล้วทำการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 500 550 และ 600 องศาเซลเซียส ตามลำดับ จากนั้นทำการศึกษาสมบัติของแก้วเซรามิกทางชีวภาพที่เตรียมได้ ศึกษาเฟสองค์ประกอบของชิ้นงานด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray

diffraction; XRD) ศึกษาโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy; SEM) หาค่าความหนาแน่นของชิ้นงานโดยใช้เทคนิค Archimedes หาค่าความแข็งของชิ้นงานโดยใช้ Vickers hardness test ศึกษาสมบัติทางแม่เหล็กโดยใช้เครื่อง เครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) และทำการศึกษาสมบัติทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน

3.3.2 วิธีการวัดและการตรวจวิเคราะห์หาลักษณะเฉพาะของสารตัวอย่าง (Characterization and Measurement Method)

หลังจากที่ได้ทำการเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง ซึ่งได้แก่ แก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยสารเฟอร์โรแมกเนติก (ferromagnetic bioglass-ceramic) ด้วยการใช้เงื่อนไขต่างๆ แล้ว จึงนำชิ้นงานที่เตรียมได้มาทำการหาลักษณะเฉพาะ โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ทางความร้อน การตรวจสอบชนิดของเฟสที่ปรากฏ สมบัติทางกายภาพ โครงสร้างจุลภาคและศึกษาสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.3.2.1 การวิเคราะห์ทางความร้อน (thermal analysis)

ในการทดลองนี้ ได้ทำการศึกษาถึงรายละเอียดของพฤติกรรมทางความร้อนแก้วชีวภาพที่ประกอบด้วยสารเฟอร์โรแมกเนติก (ferromagnetic bioglass) ในอัตราส่วนต่างๆ ซึ่งมีจุดประสงค์ในการตรวจสอบหาสถานะของอุณหภูมิที่เหมาะสมสำหรับการปลูกผลึกด้วยวิธีการทางความร้อน (heat treatment) โดยเทคนิคการวิเคราะห์ทางความร้อน (thermal analysis) ที่ใช้ในการทดลองนี้คือ เทคนิคการวิเคราะห์เชิงความร้อนแบบอนุพันธ์ (differential thermal analysis: DTA) ซึ่งเป็นเทคนิคที่เหมาะสมในการใช้ตรวจสอบพฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุที่มีลักษณะเป็นผง ดังนั้น ก่อนการตรวจสอบสมบัติทางความร้อนจะต้องทำการบดชิ้นงานที่ต้องการวิเคราะห์ให้เป็นผงก่อน จากนั้นใช้เครื่อง High Temperature DTA Cell Adaptor (ดังแสดงในรูป 3.20) ทำการตรวจสอบผงที่ได้โดยใช้เงื่อนไขในการทดสอบดังนี้ คือ ตั้งแต่อุณหภูมิห้องจนถึงอุณหภูมิ 700°C ด้วยอัตราการขึ้นของอุณหภูมิคือ 10°C/min และใช้ผงอะลูมินา (Al₂O₃) เป็นตัวเทียบมาตรฐาน ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีการนี้สามารถนำไปใช้ในการประมาณช่วงของอุณหภูมิที่เหมาะสมของการปลูกผลึกสารเฟอร์โรแมกเนติกลงในแก้วชีวภาพต่อไป



รูป 3.1 เครื่อง High Temperature DTA Cell Adaptor

3.3.2.2 การตรวจสอบเฟสด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction technique: XRD)

เทคนิคนี้เป็นการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบของสารโดยอาศัยหลักการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction technique) เมื่อรังสีเอกซ์ตกกระทบบนผิววัสดุซึ่งมีโครงสร้างเป็นรูปผลึก และมีการจัดเรียงของอะตอมอย่างมีระเบียบที่มีลักษณะเป็นระนาบ (hkl) จะทำให้เกิดการกระเจิง (scattering) ของรังสีเอกซ์เกิดขึ้น หลังจากนั้นรังสีเอกซ์จะเกิดการเลี้ยวเบน โดยที่มุมเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ที่ออกจากผลึกจะเป็นลักษณะเฉพาะตามชุดระนาบนั้นๆ ดังนั้น เมื่อนำเครื่องมือสำหรับตรวจวัด (detector) มารองรับรังสีเอกซ์ที่กระเจิงออกมาจากวัสดุในตำแหน่งต่างๆ ก็จะสามารถตรวจสอบได้ว่าวัสดุนั้นเป็นวัสดุหรือสารชนิดใด นอกจากนี้รังสีที่ตรวจจับได้นั้นยังสามารถบอกได้ว่ามาจากระนาบใดและมีปริมาณเท่าใดอีกด้วย โดยดูจากค่ามุม (Bragg's angle) และความเข้มของรูปแบบการเลี้ยวเบนที่ปรากฏ ซึ่งสารแต่ละชนิดก็จะมีรูปแบบการเลี้ยวเบนที่เป็นลักษณะ-เฉพาะแตกต่างกันไปตามลักษณะของโครงสร้าง

สำหรับการตรวจสอบนั้น จะมีขั้นตอนในการเตรียมสารตัวอย่างดังต่อไปนี้ คือ

1. นำผงและชิ้นงานที่เตรียมได้มาบรรจุใส่ในแผ่นบรรจุชิ้นงาน (sample holder) จากนั้นนำไปวางที่บริเวณช่องสำหรับวางชิ้นงานในเครื่อง X-ray diffractometer (ในกรณีที่สารตัวอย่างเป็นผงให้นำมาบดให้ละเอียดแล้วบรรจุลงในแผ่นบรรจุสารตัวอย่างก่อน จากนั้นเกลี่ยผงตัวอย่างให้เรียบโดยใช้กระจกสไลด์)
2. เริ่มทำการทดสอบโดยให้มุมเริ่มต้นที่ 2θ เท่ากับ 10 องศา และมุมสุดท้าย 2θ เท่ากับ 60 องศา

3. ผลที่แสดงออกมาจะอยู่ในรูปของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มกับมุม 2θ จากนั้นนำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกับข้อมูลในแฟ้ม JCPDS เพื่อตรวจสอบเฟสองค์ประกอบและความบริสุทธิ์ของชิ้นงานตัวอย่างที่เกิดขึ้นโดยนำค่ามุม 2θ ที่ได้มาหาค่า d-spacing จากกฎของแบรกก ดังสมการที่ 3.1

$$d = \frac{\lambda}{2 \sin \theta} \quad (3.1)$$

โดยที่ d คือ ระยะห่างระหว่างระนาบ (d-spacing)

λ คือ ความยาวคลื่นของรังสีเอ็กซ์ในกรณีนี้ ($\lambda = 1.54439 \text{ \AA}$)



รูป 3.2 X-ray diffractometer

3.3.2.3 การศึกษาโครงสร้างจุลภาคโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy: SEM)

ในการศึกษาโครงสร้างจุลภาค จะทำการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของแก้วเซรามิกแคลเซียมฟอสเฟตที่มีรูพรุนด้วยการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยชิ้นงานแก้วเซรามิกจะทำการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคในโหมดอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (secondary electron) นอกจากนี้ยังได้ทำการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบที่เกิดขึ้นด้วยเทคนิค EDS อีกด้วย เพื่อนำข้อมูลที่

ได้มาใช้ประกอบการอธิบายถึงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของเม็ดสารที่เตรียมได้ รวมถึงลักษณะและเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของรูพรุนในเม็ดสารที่เตรียมได้ โดยมีขั้นตอนในการเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง ดังนี้

1. นำชิ้นงานแก้วเซรามิกที่เตรียมได้มาทำการขัดผิวหน้าชิ้นงานด้วยกระดาษทรายเบอร์ 800 1000 และ 1200 ตามลำดับ แล้วนำไปขัดต่อด้วยผงขัดอะลูมินาขนาด 0.1 ไมครอน จนผิวหน้าของชิ้นงานมีความมันวาวคล้ายกระจก จากนั้นทำความสะอาดด้วยการใช้เครื่องอัลตราโซนิก เป็นเวลา 15 นาที เพื่อกำจัดเศษสิ่งสกปรกให้หลุดออกไปจากผิวชิ้นงาน แล้วนำชิ้นงานไปอบในตู้อบ เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อเป็นการกำจัดความชื้นออกไปจากชิ้นงาน
2. ในส่วนของชิ้นงานที่เป็นเซรามิกนั้นจะถูกนำไปทำความสะอาดด้วยการใช้เครื่องอัลตราโซนิก เป็นเวลา 15 นาที เพื่อกำจัดเศษสิ่งสกปรกให้หลุดออกไปจากผิวชิ้นงาน แล้วนำไปอบในตู้อบ เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้ชิ้นงานแห้งเช่นเดียวกับชิ้นงานที่เป็นแก้วเซรามิก จากนั้นทำการติดชิ้นงานตัวอย่างบนแท่งทองเหลือง (stub) ด้วยเทปคาร์บอน
3. ทำการเคลือบผิวของชิ้นงานที่เตรียมได้ด้วยทองคำ โดยใช้เทคนิค sputtering เป็นเวลานาน 1 นาที ก่อนที่จะนำไปตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดในโหมดต่างๆ ตามความเหมาะสม เพื่อทำการศึกษาลักษณะโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานต่อไป



รูป 3.3 เครื่อง sputtering รุ่น JFC-1100E



รูป 3.4 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดชนิด Low vacuum (JEOL JSM 5910LV)

3.3.2.4 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis)

การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพในหลอดทดลอง (In vitro bioactivity analysis) เป็นการศึกษาการออกฤทธิ์ทางชีวภาพของชิ้นงานตัวอย่างโดยทำการทดลองในหลอดทดลอง เพื่อศึกษาว่าชิ้นงานตัวอย่างมีความสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อมนุษย์ และศึกษาถึงความสามารถในการเจริญเติบโตของชั้นอะพาไทต์บนชิ้นงานตัวอย่าง เมื่อทำการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) ที่มีค่าพีเอช (pH) เท่ากับ 7.4 และทำการเก็บไว้ในห้องที่รักษาอุณหภูมิไว้ที่ 36.5 °C เพื่อจำลองสภาวะที่ใกล้เคียงกับร่างกายมนุษย์ (ดังแสดงในรูป 3.24) โดยมีขั้นตอนทดลองดังต่อไปนี้

1. ทำความสะอาดชิ้นงานแก้วเซรามิกและเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยสารเฟอร์โรแมกเนติกด้วยการใช้เครื่องอัลตราโซนิก เป็นเวลา 15 นาที เพื่อกำจัดเศษสิ่งสกปรกให้หลุดออกไปจากผิวชิ้นงาน แล้วนำชิ้นงานไปอบในตู้อบ เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อเป็นการกำจัดความชื้นออกไปจากชิ้นงาน
2. ทำการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) ที่มีค่าพีเอช (pH) เท่ากับ 7.4 และทำการเก็บไว้ในห้องที่รักษาอุณหภูมิไว้ที่ 36.5°C เพื่อจำลองสภาวะที่ใกล้เคียงกับร่างกายมนุษย์ เป็นเวลา 14 วัน
3. ทำการเก็บชิ้นงานตัวอย่างออกจากของเหลวเลียนแบบของเหลวในร่างกายมนุษย์ แล้วทำความสะอาดชิ้นงานตัวอย่างโดยการล้างด้วยน้ำน้ำกลั่นปราศจากไอออน (deionized) แล้วเก็บชิ้นงานไว้ในโถดูดความชื้น (desiccators) เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อเป็นการกำจัดความชื้นออกไปจากชิ้นงาน

4. ทำการตรวจสอบการก่อตัวของชั้นอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นบนชิ้นงานตัวอย่างโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy : SEM)



รูป 3.5 การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (In vitro bioactivity analysis)



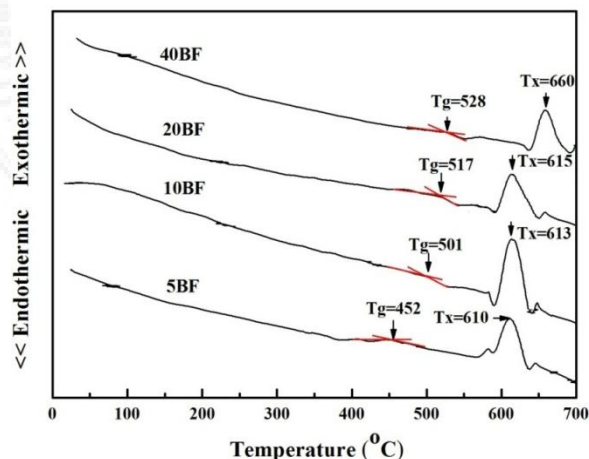
บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผล

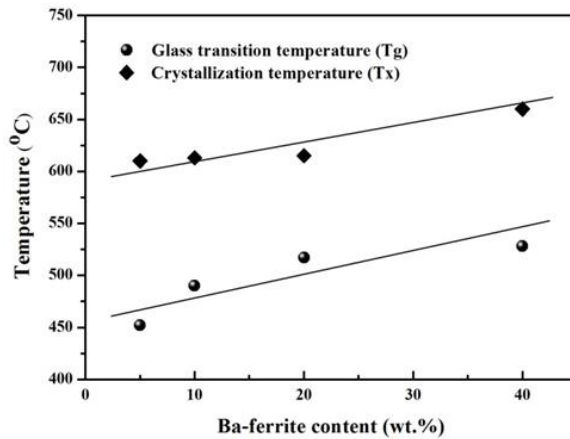
4.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{BF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการศึกษาผลของการเติมฮาร์ดเฟอร์ไรต์ชนิดแบเรียมสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ ($(\text{Ba})\text{Fe}_{12}\text{O}_{19}$) ลงในแก้วชีวภาพระบบ $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ ที่มีผลต่อ โครงสร้างทางจุลภาค สมบัติทางกายภาพ สมบัติทางเคมี สมบัติทางแม่เหล็ก สมบัติทางความร้อน และสมบัติทางชีวภาพของแก้วเซรามิก เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย โดยทำการการประดิษฐ์ชิ้นงานแก้วเซรามิกด้วยวิธีการผลิตแก้วเซรามิกแบบการซินเตอร์ในสถานะของแข็ง (modified solid-state sintering method) จากนั้นจึงนำชิ้นงานดังกล่าวไปทำการตรวจวิเคราะห์เฟสของผลึกที่ได้ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction; XRD) ศึกษาสมบัติความเป็นทางแม่เหล็กด้วยเครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของผลึกที่เกิดขึ้นในชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy; SEM) และทำการศึกษาสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน เป็นต้น แก้วเซรามิกทุกอัตราส่วนมีสมบัติเป็นแม่เหล็กแบบฮาร์ด และมีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี และมีความเป็นไปได้ในการนำแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารแม่เหล็กสามารถใช้งานทางด้านการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

4.1.1 ผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA



รูป 4.1 แสดงผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA ของชิ้นงานแก้วที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส



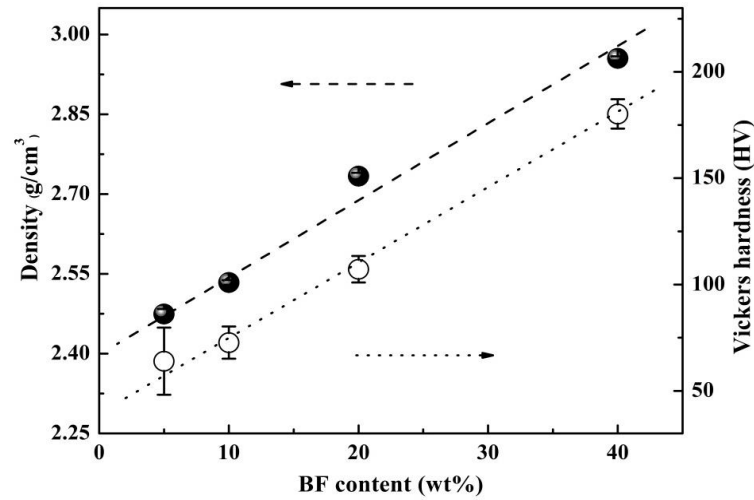
รูป 4.2 แสดงผลอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (T_g) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว (T_x) ของชิ้นงานแก้วที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส

จากการศึกษาสมบัติทางความร้อนของชิ้นงานแก้วเซรามิก ที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($BaFe_{12}O_{19} : BF$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ด้วยเทคนิค DTA โดยมีเงื่อนไขของอุณหภูมิตั้งแต่อุณหภูมิห้อง (ประมาณ 28 องศาเซลเซียส) ไปจนถึงอุณหภูมิ 700 องศาเซลเซียส ด้วยอัตราการขึ้นของอุณหภูมิคือ 10 องศาเซลเซียส ต่อนาที และใช้ผงอลูมินา (Al_2O_3) เป็นตัวเทียบมาตรฐาน พบว่า มีรูปแบบดังแสดงในรูป 4.1 คือ เมื่ออุณหภูมิของระบบเพิ่มขึ้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานของผงแก้ว โดยมีทั้งกระบวนการดูด (endothermic) และคายพลังงาน (exothermic) เกิดขึ้น แสดงให้เห็นถึงอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (T_g) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว (T_x) ซึ่งพบว่า อุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (T_g) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว มีค่าเพิ่มมากขึ้นตามปริมาณ แบเรียมเฟอร์ไรท์ ($BaFe_{12}O_{19} : BF$) ที่เพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในรูป 4.2

4.1.2 ผลการวิเคราะห์ความหนาแน่น และสมบัติเชิงกล

จากการหาค่าความหนาแน่นของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($BaFe_{12}O_{19} : BF$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง โดยใช้เทคนิค Archimedes พบว่าได้ค่าความหนาแน่นดังแสดงในรูป 4.3 ค่าความหนาแน่นของชิ้นงานเพิ่มขึ้นเมื่อมีการเติมแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($BaFe_{12}O_{19} : BF$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ตามลำดับ

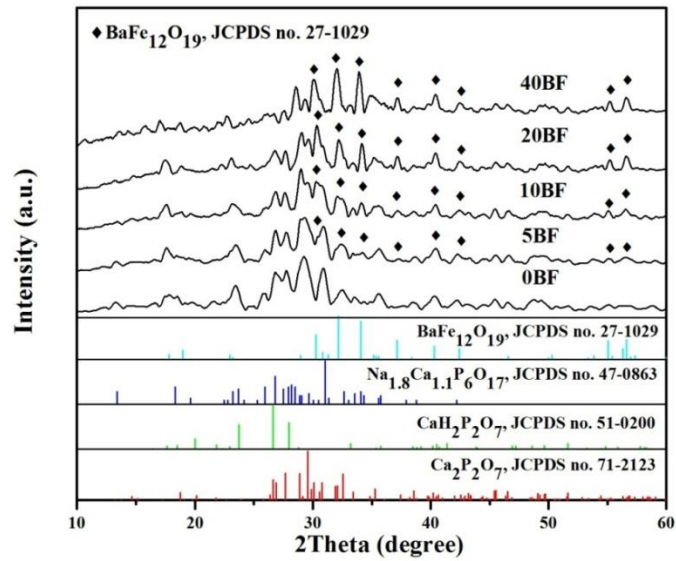
จากการหาค่าความแข็งของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($BaFe_{12}O_{19} : BF$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง โดยใช้ Vickers hardness test ดังแสดงในรูป 4.3 พบว่า ค่าความแข็งเพิ่มขึ้นจาก 70-170 HV ซึ่งสัมพันธ์กับค่าความหนาแน่นของชิ้นงาน



รูป 4.3 แสดงค่าความหนาแน่น และค่าความแข็งแบบ Vickers ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง

4.1.3 ผลการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบด้วยเทคนิค XRD

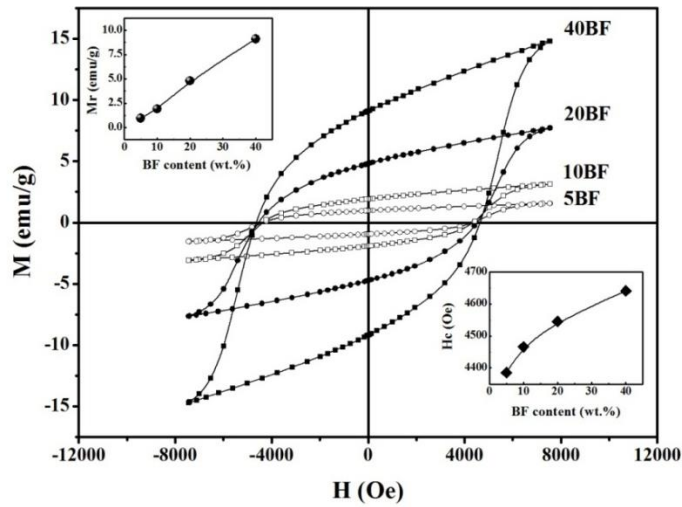
จากการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบของของชิ้นงานแก้วเซรามิก ที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$: BF) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ด้วยเทคนิค XRD พบว่ามีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ ดังแสดงในรูป 4.4 พบว่า ชิ้นแก้วเซรามิก ทั้ง 5 อัตราส่วน มีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ที่คล้ายคลึงกัน มีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์สอดคล้องกับเฟสของ barium ferrite ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$) sodium calcium phosphate ($\text{Na}_{1.8}\text{Ca}_{1.1}\text{P}_6\text{O}_{17}$) calcium hydrogen phosphate ($\text{CaH}_2\text{P}_2\text{O}_7$) และ calcium phosphate ($\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) ซึ่งตรงกับข้อมูล JCPDS หมายเลข 27-1029 47-0863 51-0200 และ 71-2123 ตามลำดับ และพบว่าเมื่อมีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ที่มากขึ้นเฟสของ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ จะมีปริมาณเพิ่มขึ้นตามไปด้วย



รูป 4.4 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง

4.1.4 ผลการตรวจสอบสมบัติทางแม่เหล็ก

จากผลการศึกษาวงฮิสเทอรีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ (BaFe₁₂O₁₉ : BF) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ภายใต้เงื่อนไขสนามแม่เหล็กภายนอกสูงสุด 8 kOe พบว่า เมื่อปริมาณแบเรียมเฟอร์ไรท์ (BaFe₁₂O₁₉) เพิ่มมากขึ้น ทำให้ลักษณะของเหล็มนุ่มของวงฮิสเทอรีซิสจะมีมากขึ้นและทำให้พื้นที่ภายในวงฮิสเทอรีซิสก็จะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ค่าสภาพลบล้างแม่เหล็ก ค่าสภาพแม่เหล็กคงค้าง และค่าแมกเนโตเซชันอิ่มตัวจะมีค่าเพิ่มขึ้นดังแสดงรูป 4.5

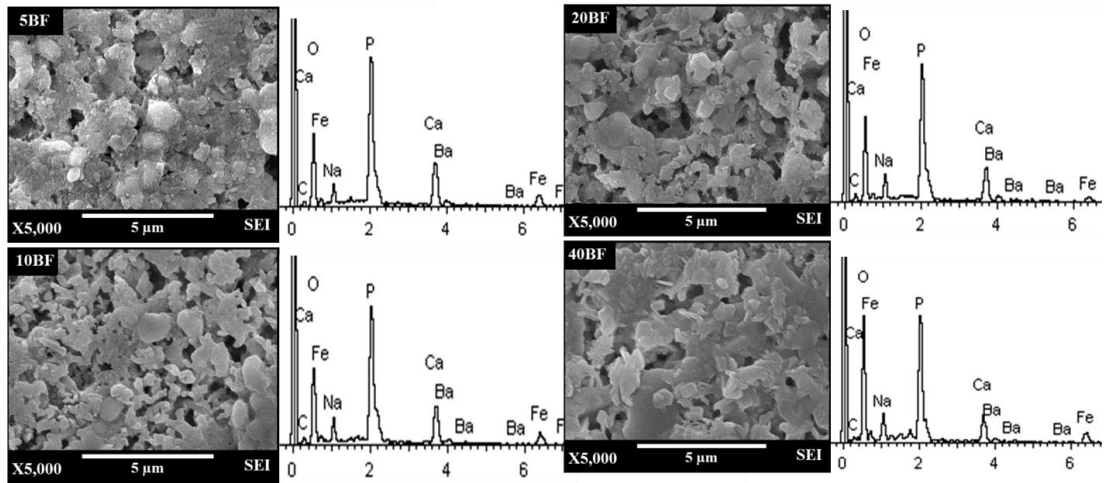


รูป 4.5 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะวงฮีสเทอรีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง

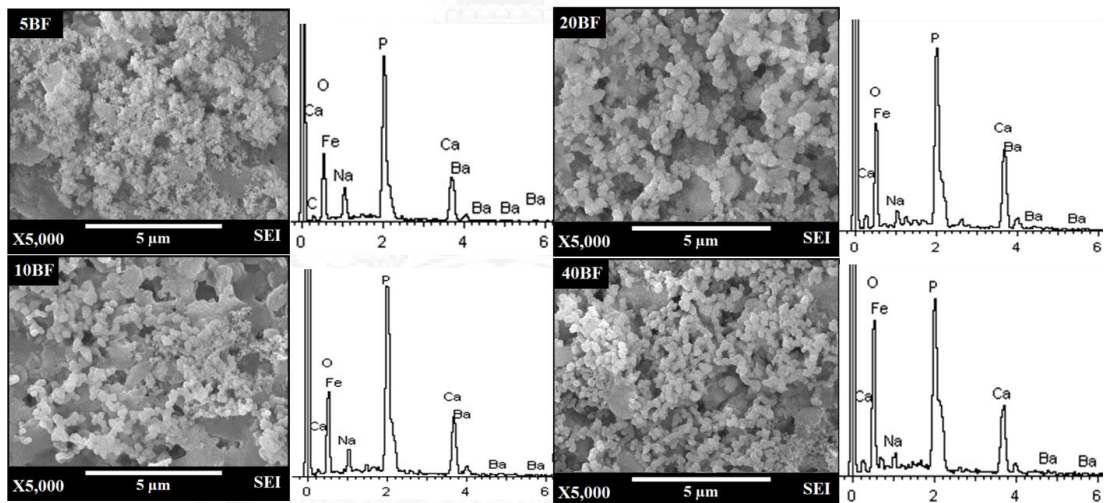
4.1.5 ผลการศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis)

จากการศึกษาโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19} : \text{BF}$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง โดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy ; SEM) และการวิเคราะห์ EDS ดังแสดงในรูป 4.6 พบว่า ขนาดเกรนของชิ้นงานมีขนาดเล็กลงเมื่อทำการเติม BF ในปริมาณสูงขึ้น จากการวิเคราะห์ EDS พบว่าปริมาณของเฟส $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ มากขึ้นเมื่อทำการเติม BF ในปริมาณสูงขึ้น

จากการศึกษาพฤติกรรมในหลอดแก้วของชิ้นงานแก้วเซรามิก ที่มีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19} : \text{BF}$) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง เมื่อทำการแช่ในสารละลาย SBF ที่จำลองให้เหมือนกับพลาสมาของเลือดมนุษย์ ภายใต้สภาวะการควบคุมที่ 37 ± 1 องศาเซลเซียส และ pH 7.4 เป็นระยะเวลา 14 วัน ได้ทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของชิ้นงานแก้วเซรามิก โดยการตรวจสอบลักษณะโครงสร้างจุลภาคของพื้นผิวแก้วเซรามิก ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่า มีลักษณะดังแสดงในรูป 4.7 ซึ่งเห็นได้ชัดว่า ที่ผิวหน้าของแก้วเซรามิกมีการเปลี่ยนแปลง โดยพบว่าผิวหน้าของแก้วเซรามิกทุกอัตราส่วนถูกปกคลุมด้วยอนุภาคไฮดรอกซีคาร์บอเนตอะพาไทต์ (HCA) ทรงกลม และพบว่าปริมาณอนุภาคไฮดรอกซีคาร์บอเนตอะพาไทต์ (HCA) ซึ่งสามารถบอกได้ว่าชิ้นงานแก้วเซรามิกทุกอัตราส่วนมีความสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อมนุษย์



รูป 4.6 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการเผาซินเตอร์ ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 2 ชั่วโมง



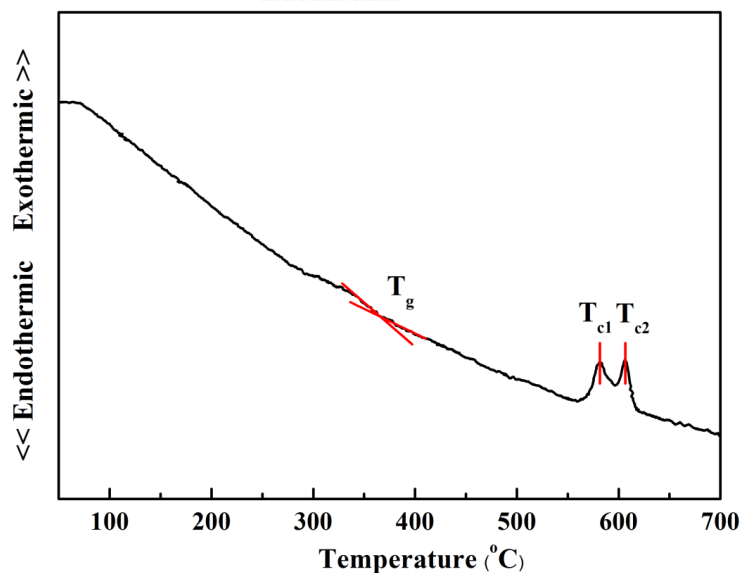
รูป 4.7 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของชิ้นงานแก้วเซรามิกซึ่งผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นเวลา 14 วัน

4.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการศึกษาผลของอุณหภูมิซินเตอร์ที่มีต่อสมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางด้านชีวภาพของแก้วเซรามิกระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O จากการตรวจสอบเพสองค์ประกอบของชิ้นงานด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction; XRD) พบว่าชิ้นงานประกอบด้วยเฟสของ แคลเซียมฟอสเฟต (calcium phosphate) และสตรอนเทียมเฟอร์ไรต์ (strontium ferrite) จากภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning

electron microscopy; SEM) บ่งบอกถึงขนาดเกรนที่มีความสัมพันธ์กับความหนาแน่นและความแข็งของชิ้นงาน จากการศึกษาสมบัติทางแม่เหล็กด้วย เครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) พบว่า ค่าแม่เหล็ก coercivity สูงสุดคือ 3138 Oe ที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส แต่ค่าแม่เหล็ก remanence และ saturation มีค่าสูงสุดที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส คือ 6.35 และ 10.64 emu/g ตามลำดับ และจากการทดสอบสมบัติทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน พบว่า ชิ้นงานทุกคอนดิชันมีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี และมีความเป็นไปได้ในการนำแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารแม่เหล็กสามารถใช้งานทางด้านการรักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

4.2.1 ผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA

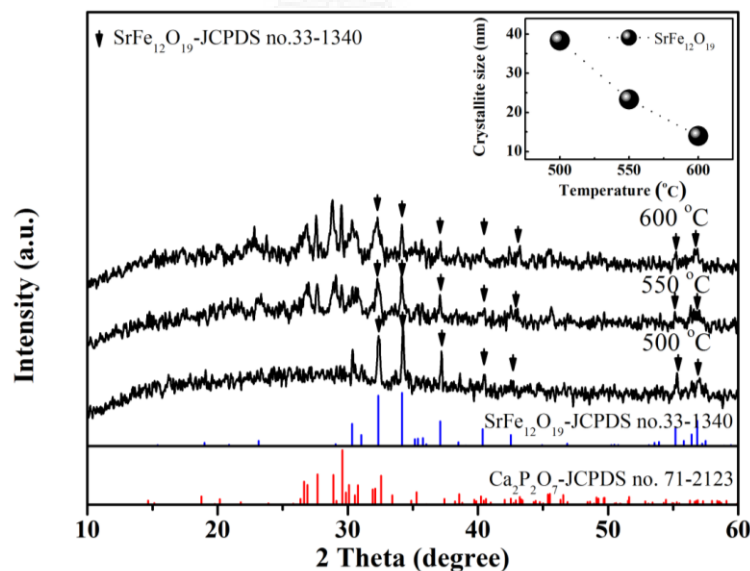


รูป 4.8 แสดงผลการวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยเทคนิค DTA ของชิ้นงานแก้ว ที่ผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส

จากการศึกษาสมบัติทางความร้อนของชิ้นงานแก้ว $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- P_2O_5 -CaO- Na_2O ซึ่งผ่านการหลอมที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ด้วยเทคนิค DTA โดยมีเงื่อนไขของอุณหภูมิตั้งแต่อุณหภูมิห้อง (ประมาณ 28 องศาเซลเซียส) ไปจนถึงอุณหภูมิ 700 องศาเซลเซียส ด้วยอัตราการขึ้นของอุณหภูมิคือ 10 องศาเซลเซียสต่อนาที และใช้ผงอลูมินา (Al_2O_3) เป็นตัวเทียบมาตรฐาน พบว่า มีรูปแบบดังแสดงในรูป 4.8 คือ เมื่ออุณหภูมิของระบบเพิ่มขึ้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานของผงแก้ว โดยมีทั้งกระบวนการดูด (endothermic) และคายพลังงาน (exothermic) เกิดขึ้น แสดงให้เห็นถึงอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (T_g) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว (T_c)

4.2.2 ผลการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบด้วยเทคนิค XRD

จากการตรวจสอบเฟสองค์ประกอบของของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ ด้วยเทคนิค XRD พบว่ามีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ ดังแสดงในรูป 4.9 พบว่าชิ้นแก้วเซรามิก ทั้ง 3 คอนดิชัน มีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ที่คล้ายคลึงกัน มีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์สอดคล้องกับเฟสของ calcium phosphate ($\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) และ strontium ferrite ($\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$; SF) และพบว่าเฟสของ calcium phosphate ($\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) จะบ่งบอกถึงความไม่บริสุทธิ์ของแก้วเซรามิก นอกจากนี้จากรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ ยังสามารถคำนวณค่าขนาดผลึกของ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ จากสูตรของ Scherrer พบว่า ขนาดผลึกของ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ มีขนาดลดลงเมื่อทำการเพิ่มอุณหภูมิซินเตอร์

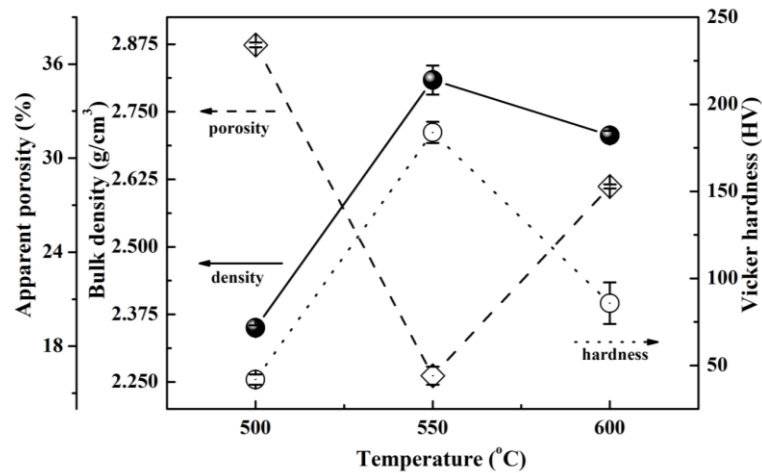


รูป 4.9 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ

4.2.3 ผลการวิเคราะห์ความหนาแน่น และสมบัติเชิงกล

จากการหาค่าความหนาแน่นของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ โดยใช้เทคนิค Archimedes พบว่าได้ค่าความหนาแน่นดังแสดงในรูป 4.10 ซึ่งชิ้นงานมีค่าความหนาแน่นสูงที่สุดที่ชิ้นงานที่มีผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 550 องศาเซลเซียส แต่ความหนาแน่นจะลดลงที่ชิ้นงานที่มีผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส เนื่องจากชิ้นงานเริ่มเข้าสู่การหลอมทำให้เกิดการเดือดเป็นผลทำให้ชิ้นงานมีรูพรุนที่มากขึ้น

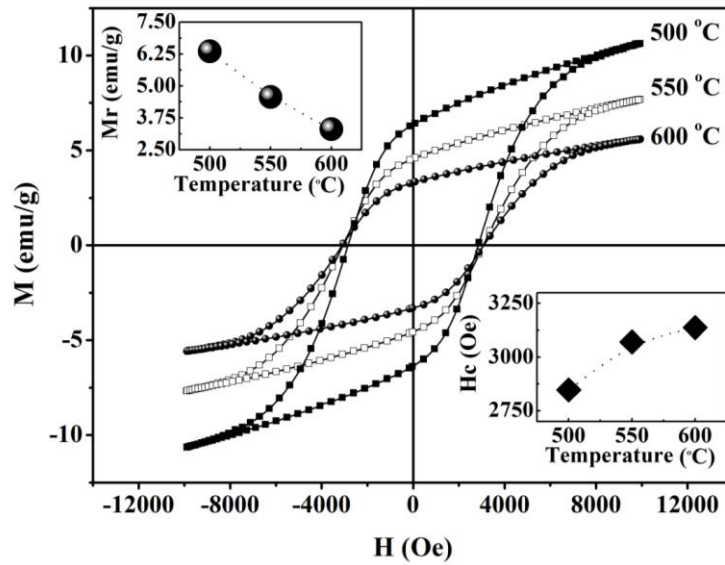
จากการหาค่าความแข็งของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ โดยใช้ Vickers hardness test ดังแสดงในรูป 4.10 พบว่า ค่าความแข็งเพิ่มขึ้นจาก 40-180 HV ซึ่งสัมพันธ์กับค่าความหนาแน่นของชิ้นงาน และชิ้นงานที่ผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส มีค่าความแข็งที่ลดลงก็เนื่องมาจากปริมาณรูพรุนที่เพิ่มขึ้น



รูป 4.10 แสดงค่าร้อยละความพรุน ค่าความหนาแน่น และค่าความแข็งแบบ Vickers ของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ

4.2.4 ผลการตรวจสอบสมบัติทางแม่เหล็ก

จากผลการศึกษาวงฮิสเทอรีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ โดยใช้เครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) ชั่วโมง ภายใต้เงื่อนไขสนามแม่เหล็กภายนอกสูงสุด 10 kOe วัดที่อุณหภูมิห้อง ดังแสดงในรูป 4.11 พบว่า ค่าสภาพแม่เหล็กคงค้าง (remanence) อยู่ในช่วง 1.78–6.35 emu/g และค่าสภาพลบล้างแม่เหล็ก (coercivity) เพิ่มขึ้นเมื่อชิ้นงานผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิสูงขึ้น ซึ่งมีค่าสภาพลบล้างแม่เหล็กสูงที่สุดคือ 3138 Oe ที่ชิ้นงานที่เผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส ซึ่งโดยทั่วไปแล้วค่าสภาพลบล้างแม่เหล็กจะลดลงเมื่อค่าขนาดผลึกแม่เหล็กมากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับค่าขนาดผลึก $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ จากรูป 4.9

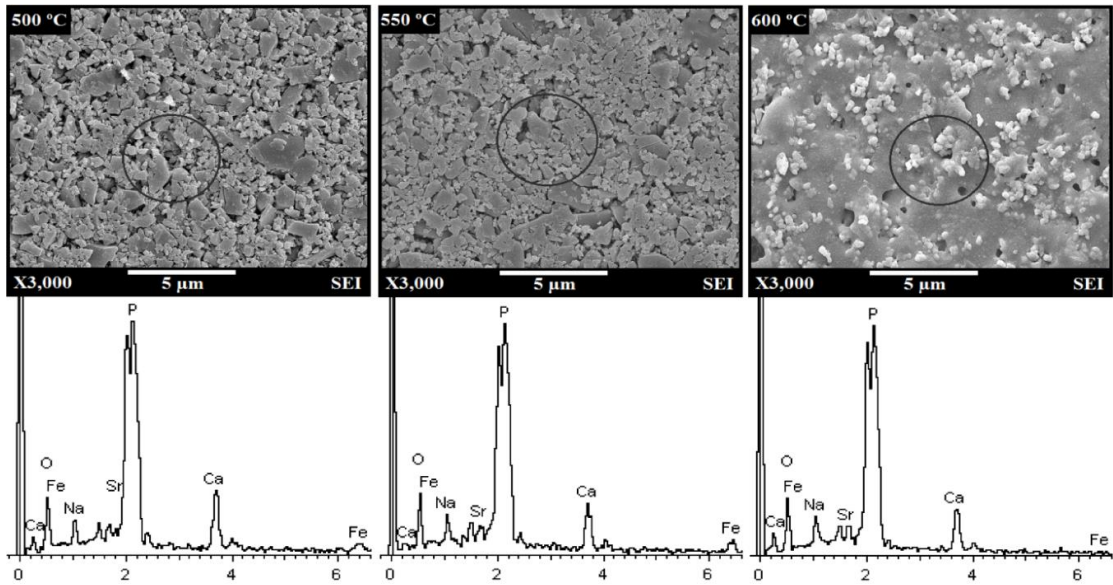


รูป 4.11 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะวงฮีสเทอรีซิสของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ

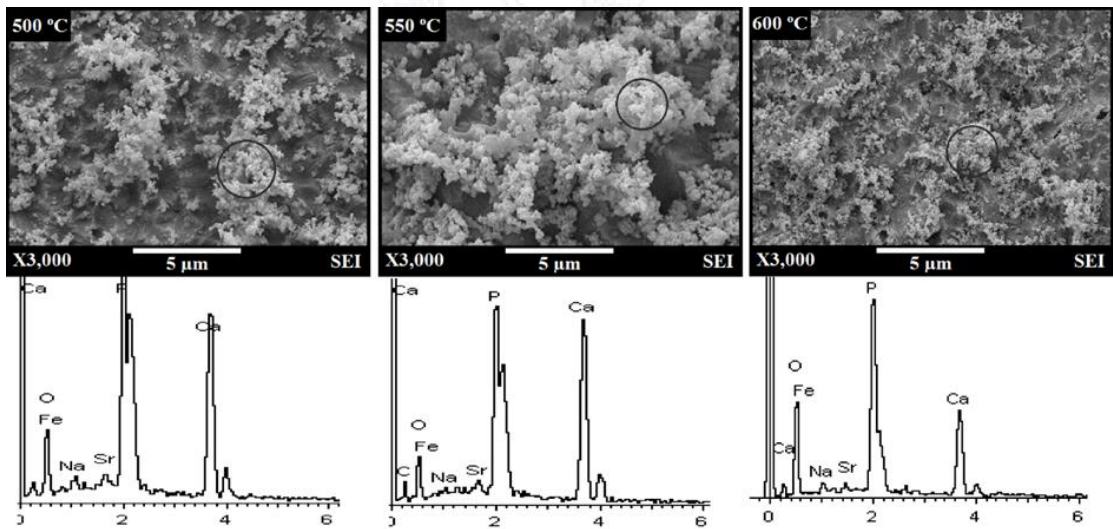
4.2.5 ผลการศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Bioactivity analysis)

จากการศึกษาโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ โดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscopy ; SEM) ดังแสดงในรูป 4.12 พบว่า ขนาดเกรนของชิ้นงานมีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิสูงขึ้น เป็นผลมาจากการเพิ่มขึ้นของเฟส $\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$ ในขณะเดียวกันเฟส $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ ลดลงเมื่ออุณหภูมิซินเตอร์เพิ่มขึ้น

จากการศึกษาสมบัติทางด้านชีวภาพของชิ้นงานแก้วเซรามิกที่มีผ่านการซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ เมื่อทำการแช่ในสารละลาย SBF ที่จำลองให้เหมือนกับพลาสมาของเลือดมนุษย์ ภายใต้สภาวะการควบคุมที่ 37 ± 1 องศาเซลเซียส และ pH 7.4 เป็นระยะเวลา 7 วัน โดยการตรวจสอบลักษณะโครงสร้างจุลภาคของพื้นผิวแก้วเซรามิก ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS พบว่า มีลักษณะดังแสดงในรูป 4.13



รูป 4.12 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงาน
แก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ



รูป 4.13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและการวิเคราะห์ EDS ของชิ้นงาน
แก้วเซรามิกที่ผ่านการเผาซินเตอร์ที่อุณหภูมิต่างๆ ซึ่งผ่านการแช่สารละลาย SBF เป็นเวลา 7 วัน

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

5.1 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}(\text{BF})\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$

ในงานวิจัยนี้แสดงผลของการเติม $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ (BF) ในแก้วชีวภาพระบบ $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ อุณหภูมิเปลี่ยนสถานะแก้ว (Tg) และอุณหภูมิการตกผลึกของแก้ว มีค่าเพิ่มมากขึ้นตามปริมาณแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$: BF) ที่เพิ่มมากขึ้น ค่าความหนาแน่นและค่าความแข็งของชิ้นงานเพิ่มขึ้นเมื่อมีการเติมแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$: BF) ร้อยละ 5 10 20 และ 40 โดยน้ำหนัก ตามลำดับ ชิ้นงานทั้งหมดมีรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์สอดคล้องกับเฟสของ barium ferrite ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$) sodium calcium phosphate ($\text{Na}_{1.8}\text{Ca}_{1.1}\text{P}_6\text{O}_{17}$) calcium hydrogen phosphate ($\text{CaH}_2\text{P}_2\text{O}_7$) และ calcium phosphate ($\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) และพบว่าเมื่อมีอัตราส่วนแบเรียมเฟอร์ไรท์ที่มากขึ้น เฟสของ $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$ จะมีปริมาณเพิ่มขึ้นตามไปด้วย เมื่อปริมาณแบเรียมเฟอร์ไรท์ ($\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$) เพิ่มมากขึ้น ทำให้ลักษณะของเหลี่ยมมุมของวงฮิสเทอริซิสจะมีมากขึ้นและทำให้พื้นที่ภายในวงฮิสเทอริซิสก็จะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย และยิ่งกว่านั้นชิ้นงานแก้วเซรามิกทุกอัตราส่วนมีความสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อมนุษย์

5.2 แก้วเซรามิกชีวภาพระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการศึกษาผลของอุณหภูมิซินเตอร์ที่มีต่อสมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางด้านชีวภาพของแก้วเซรามิกระบบ $\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ (SF)- $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ บ่งบอกถึงขนาดเกรนที่มีความสัมพันธ์กับความหนาแน่นและความแข็งของชิ้นงาน จากการศึกษาสมบัติทางแม่เหล็กด้วยเครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบสั่นตัวอย่าง (vibrating sample magnetometer; VSM) พบว่า ค่าแม่เหล็ก coercivity สูงสุดคือ 3138 Oe ที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส แต่ค่าแม่เหล็ก remanence และ saturation มีค่าสูงสุดที่ชิ้นงานที่ซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส คือ 6.35 และ 10.64 emu/g ตามลำดับ และจากการทดสอบสมบัติทางชีวภาพโดยการแช่ชิ้นงานในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid; SBF) เป็นเวลา 7-14 วัน พบว่า ชิ้นงานทุกชนิดชั้นมีความสามารถที่จะเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี และมีความเป็นไปได้ในการนำแก้วเซรามิกชีวภาพที่ประกอบด้วยผลึกของสารแม่เหล็กสามารถใช้งานทางการแพทย์รักษาโรคมะเร็งกระดูกโดยวิธีไฮเปอร์เทอร์เมีย

เอกสารอ้างอิง

- [1] L.L. Hench, Bioceramics: From Concept to Clinic. *J Am Ceram Soc.* 74 (1991) 1487-51.
- [2] Y. Zhang, J. Santos, Crystallization and microstructure analysis of calcium phosphate-based glass ceramics for biomedical applications. *J Non-Crys Sol.* 272 (2000) 14-21.
- [3] I. Ahmed, M. Lewis, I. Olsen, J.C. Knowles., Phosphate glasses for tissue engineering: Part 2. Processing and characterization of a ternary-based P_2O_5 -CaO-Na₂O glass fiber system. *Biomats.* 25 (2004) 501-507.
- [4,8] G. Li, S. Feng, D. Zhou, Magnetic bioactive glass ceramic in the system CaO- P_2O_5 -SiO₂-MgO-CaF₂-MnO₂-Fe₂O₃ for hyperthermia treatment of bone tumor, *J Mater Sci: Mater Med.* 22 (2011) 2197-2206.
- [5,9] E. Ruiz-Hernández, MC. Serrano, D. Arcos, M. Vallet-Regí, Glass-glass ceramic thermoseeds for hyperthermic treatment of bone tumors, *J Biomed Mater Res.* 3 (2006) 533-43.
- [6,10] RK. Singh, A. Srinivasan, GP. Kothiyal, Evaluation of CaO-SiO₂-P₂O₅-Na₂O-Fe₂O₃ bioglass-ceramics for hyperthermia application, *J Mater Sci: Mater Med.* 20 (2009) 147-151.
- [7,11] G. Li, D. Zhou, Y. Lin, T. Pan, G. Chen, Q. Yin, Synthesis and characterization of magnetic bioactive glass-ceramics containing Mg ferrite for hyperthermia, *Mater Sci Eng C.* 30 (2010) 148-153.
- [8,4] J. Overgaard, D. Gonzalez Hulshof, G. Arcangeli, O. Dahl, O. Mella, , and S. Benzen, Randomized trial of hyperthermia and radiation for superficial tumors, *J Clin Oncol.* 345 (1995) 540-543.
- [9,5] J. Oleson, A Review of Magnetic Induction Methods for Hyperthermia Treatment of Cancer, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-31, 1 (1984) 91-97.
- [10,6] F. Sato, N. Suzuki, J. Shimizu, H. Matsuki and T. Sato, Heat Characteristics of Micro Magnetic Heat Elements for Advanced Hyperthermia, *IEEE Trans. Magnetic.* 40 (2004) 2967-2969.

- [11,7] D. Kim, S. Lee, K. Kim, K. Kim, I. Shim, Y. Lee, Temperature change of various ferrite particles with alternating magnetic field for hyperthermic application, *J Magn Magn Mater.* 293 (2005) 320–327.
- [12] Singh R.K., Srinivasan A., *J Magn Magn Mater.* 323 (2011) 330.
- [13] M. Uo, M. Mizuno, Y. Kuboki, A. Makishima, F. Watari, Properties and Cytotoxicity of water soluble $\text{Na}_2\text{O-CaO-P}_2\text{O}_5$ glasses, *Biomats.* 19 (1998) 2277-2284.
- [14] K. Franks, I. Abrahams, A. Georgiou, J.C. Knowles, Investigation of thermal parameters and crystallisation in a ternary $\text{CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$ -based glass system, *Biomats.* 22 (2001) 497-501.
- [15] กมลพรรณ เพ็งพัด. “วิทยาศาสตร์ของกลาสส์”, เอกสารประกอบการสอนประมวลรายวิชา ว.วศ. 308, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2538.
- [16] Michel Prassas. 2009. “Silica Glass from Aerogels.” [Online]. Available <http://www.solgel.com/articles/april01/aerog1.htm> (31 August 2010).
- [17,16].Hench L L, Spinter R J, Allen W C, Greenlee T K, Bonding mechanism at the interface of ceramic prosthetic materials, *J. Biomed Mater.Res.*2, 117 (1971).
- [18] Pietrzak W S, Eppley B L, Resorbable Ploymer Fixation for Craniomaxillofacial Surgery: Development and Engineering Paradigms, *J. Craniomaxillofacial Surgery*, 11, 575 (2000).
- [19,17].Hench L L, Ethridge E C, *Biomaterials : An interfacial approach*, Academic Press New York (1982).
- [20] Hench L L, Cementless fixation. In: *Biomaterials and clinic applications*, Pizzoferrato A, Marchetti P G, Ravagioli A, Lee A J C (Eds.), Elsevier, Amsterdam, The Netherlands, 23 (1987).
- [21] Hench L L *Bioceramics: From concept to clinic*, *J. Am. Ceram. Soc.* 74, 1487 (1991).

- [22] Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Solutions able to reproduce in vivo surface structure changes in bioactive glass-ceramic A-W, J. Biomed. Mater. 24, 721 (1990).
- [23] Overgaard K, Overgaard J 1972 Eur. J. Cancer 8: 65–78.
- [24] Overgaard J 1977 Cancer 39: 2637–2645.
- [25] Field S B, Hand J W 1990 An introduction to the practical aspects of clinical hyperthermia (London: Taylor and Francis).
- [26] Kneller E 1966 In: Encyclopedia of physics, vol. XVIII/2, Ferromagnetism (ed.) H.P.J.Wijn (New York: Springer-Verlag) pp 438–544.
- [27] Chikazumi S 1964 Physics of magnetism (Philadelphia, PA: Lippincott).
- [28] Ordan A, Wust P, Scholz R, Faehling H, Krause J, Felix R, In: Scientific and clinical applications of magnetic carriers (eds) U Häfeli, W Schütt, J Teller, M Zborowski (New York, London) p. 569.
- [29] Giri J, Ray A, Sriharsha T, Dasgupta S, Datta D, Bahadur D 2002 Proc. 14th MRSI Annual Meeting, Hyderabad.
- [30] Watanabe, H., Iida, S. and Sugimoto, M. Ferrites, Boston : D. Reidel Publishing Company, 1980.
- [31] Uvarov, E.B. and Chapman, DR. A dictionary of Science. London : Cox and Wyman, Ltd., 1971.
- [32] Bozoth, R.M. Ferromagnetism. N.J. : D. Van Nostrand Company, Inc. Princeton, 1951.
- [33] Richards, Sears, Wehr and Zemansky. Modern University Physics. New York : Addison-Wesley, Publishing Company, 1960.
- [34] Kingery, W.D. and Others. Introduction to ceramics. New Jersey : John Wiley and Sons, 1976.