

บทที่ 1

บทนำ

เซรามิกชีวภาพ (Bioceramics) หมายถึง เซรามิกที่นำไปใช้งานในการเสริมหรือแทนที่ส่วนต่างๆ ในร่างกาย โดยเฉพาะในส่วนของกระดูก สมบัติที่ทำให้เซรามิกใช้งานได้ดีกับร่างกายของมนุษย์เพราะว่ามีความเฉื่อยต่อสภาพของไหลในร่างกาย (inertness to the body fluids) ความแข็งแรงต่อการกดอัดสูง (high compressive strength) อีกทั้งยังสามารถทำให้มีความสวยงามนำไปสู่การประยุกต์ใช้ทางด้านทัน-ตกรรม คาร์บอนบางชนิดก็มีการนำไปประยุกต์ใช้งานเช่นเดียวกัน โดยเฉพาะนำไปใช้งานบริเวณที่มีการสัมผัสกับเลือด (blood interfacing) เช่น ลิ้นหัวใจ (heart valves) เนื่องจากว่าเซรามิกมีความแข็งแรงที่สูงมากเช่นเดียวกับเส้นใย อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้ดีกับร่างกาย (biocompatibility) เซรามิกจึงนำไปใช้งานเป็นตัวเสริมแรงให้กับวัสดุผสมที่ใช้สำหรับฝังในร่างกายและในส่วนที่มีการฉีก (tensile loading) เช่น เอ็นหรือเส้นเอ็นเทียม (artificial tendon and ligament) เซรามิกที่ใช้ประดิษฐ์เป็นวัสดุสำหรับการฝังสามารถแบ่งออกเป็นชนิดหลักๆ ได้แก่ (1) เซรามิกที่มีความเฉื่อยทางชีวภาพหรือไม่เกิดการดูดซึม (bioinert or non-resorbable) เช่น อลูมินา (Al_2O_3) เซอร์โคเนีย (ZrO_2) ซิลิกอนไนไตรด์ (Si_3N_4) และคาร์บอน (2) เซรามิกที่มีสภาพกึ่งเฉื่อยหรือการทำพันธะที่แข็งแรงกับเนื้อเยื่อ (bioactive or surface reactive) เช่น แก้วเซรามิก (glass ceramic) และไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HAp) (3) เซรามิกที่มีการดูดซึมหรือไวความเฉื่อย (resorbable or non-bioinert) เช่น แคลเซียมฟอสเฟต ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) และแคลเซียมอลูมินेट ($\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) [1]

ไฮดรอกซีอะพาไทต์ [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; HAp] เป็นหนึ่งในเซรามิกชีวภาพที่มีความสำคัญที่สุดชนิดหนึ่งสำหรับการประยุกต์ใช้ในการแพทย์อย่างกว้างขวาง เนื่องจากว่ามีสมบัติทั้งความสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) และมีความแข็งแรงในการทำพันธะกับเนื้อเยื่อ (bioactivity) นอกจากนี้ยังสามารถเหนี่ยวนำการสร้างกระดูก (osteoconductivity) ที่มีความเสียหายได้อีกด้วย [1,2] การประยุกต์ใช้งานในทางการแพทย์และอุตสาหกรรมสุขภาพโดยทั่วไปจะใช้เป็นวัสดุทดแทนเนื้อเยื่อแข็ง (hard tissue replacement) เช่น กระดูกและฟัน [3-5] หรือบริเวณที่ไม่ได้รับโหลด เช่น กระดูกภายในหูชั้นกลาง (ossicles of

middle ears), การผ่าตัดต่อกระดูก (orthopedic of bone grafting) เนื่องจากบริเวณเหล่านี้มีความแข็งแรงเชิงกลที่ต่ำมาก [6] นอกจากนี้ไฮดรอกซีอะพาไทต์ยังใช้ในการเคลือบลงไปยังวัสดุที่ทำหน้าที่รับโหลดได้อีกด้วย [7] การทำไฮดรอกซีอะพาไทต์พรุน (porous hydroxyapatite) นั้นจะช่วยเพิ่มการยึดระหว่างตัวเซลล์กับพื้นผิวของวัสดุและเหนี่ยวนำการสร้างกระดูกให้ดียิ่งขึ้น [8] ซึ่งอัตราการประสานและปริมาณของกระดูกที่เกิดขึ้นมาใหม่นั้นจะขึ้นอยู่กับความพรุน (porosity) ขนาดรูพรุน (pore size) และส่วนของรูพรุนที่มีการเชื่อมต่อกับเนื้อเยื่อ (path of pore connectivity) [9] อย่างไรก็ตามโดยธรรมชาติแล้วไฮดรอกซีอะพาไทต์นั้นไม่มีความสามารถในการดูดซึมเลย (non-resorbable) หรือมีความเฉื่อย จึงทำให้มีการค้นคว้าวิจัยมากมายเกี่ยวกับการผสมสารที่เป็นแคลเซียมฟอสเฟตเข้าด้วยกันระหว่างเฟสที่มีความเสถียรมากที่สุดกับเฟสที่มีความสามารถในการละลายซึ่งก็คือไฮดรอกซีอะพาไทต์และไตรแคลเซียมฟอสเฟต $[Ca_3(PO_4)_2]$; TCP] ตามลำดับ [10-12] สารผสม HAp/TCP นั้นสามารถเพิ่มการเหนี่ยวนำการสร้างกระดูกได้อย่างดีเยี่ยมโดยเป็นการเร่งให้เกิดการสร้างกระดูกขึ้นมาใหม่ [13] การสลายตัวของไตรแคลเซียมฟอสเฟตใน สารผสม HAp/TCP นั้นจะมีการปล่อยแคลเซียมไอออน (Ca^{2+}) และฟอสเฟตไอออน (PO_4^{3-}) เข้าไปในตัวกลางทางชีวภาพในร่างกายและทำปฏิกิริยาขึ้นแบบเดียวกันกับกระบวนการการสร้างกระดูก [14-15] จึงได้มีการประยุกต์ใช้สารผสม HAp/TCP ทางด้านการดูดซับและการปลดปล่อยทางด้านเภสัชกรรมอย่างกว้างขวาง [16] ในการเตรียมสารผสม HAp/TCP นั้นมีอยู่มากมายหลายวิธี เช่น ปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (solid state reaction) กระบวนการตกตะกอน (precipitation) กระบวนการเผาไหม้ร่วมกับไฮโดรเทอร์มอล (combustion hydrothermal) กระบวนการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ (microwave processing) และการเผาซินเตอร์ของ calcium deficient hydroxyapatite ($Ca_{10-x}(HPO_4)_x(PO_4)_{6-x}(OH)_{2-x}$; CDHA) ที่อุณหภูมิสูงกว่า $700\text{ }^{\circ}\text{C}$ [17-22] ซึ่งกระบวนการทั้งหมดนี้จะเกิดหลังจากกระบวนการเผาซินเตอร์แล้วทั้งสิ้น เนื่องจากการเผาซินเตอร์นั้นอาจส่งผลให้กลุ่มฟังก์ชันในสารผสม HAp/TCP หายไป ทำให้ความแข็งแรงของพันธะระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อไม่ดีพอ และยังส่งผลให้สภาพของรูพรุนภายในมีการเชื่อมติดที่ใกล้กันเกินไปส่งผลให้การลำเลียงของเหลวภายในร่างกาย (body fluids) และสารอาหารขณะที่มีการเจริญขึ้นใหม่ของกระดูก ท้ายที่สุดการสร้างกระดูกขึ้นมาใหม่จะมีความล่าช้า ในอีกแง่หนึ่งการเตรียมไตร

แคลเซียมฟอสเฟตบริสุทธิ์นั้นก็สามารถเตรียมได้เช่นเดียวกับวัสดุชีวภาพอื่นๆ และประยุกต์ใช้สำหรับการเจริญของกระดูกโดยการสลายตัวของสารเองและการเกิดดูดซับเกิดขึ้น [23]

วัสดุต่างๆ ที่มีโครงสร้างในเรือนของนาโนเมตรมักจะมีประสิทธิภาพในการใช้งานที่สูงกว่าวัสดุที่มีโครงสร้างในเรือนของไมครอนเนื่องจากมีพื้นที่ผิวที่มากกว่าเมื่อเทียบกับอัตราส่วนปริมาตรที่เท่ากัน ในกรณีของเซรามิกจะแสดงให้เห็นได้ว่ามีความเหนียวเพิ่มมากขึ้นก่อนที่จะเกิดการเสียหายอันเกิดจากบริเวณขอบเกรนใน ในทางเซรามิกชีวภาพได้เพิ่มประสิทธิภาพของการยึดติดเนื้อเยื่อกระดูก (osteoblast adhesion) การแพร่ของเนื้อเยื่อ (proliferation) การรวมเนื้อเยื่อ (osseointegration) และตำแหน่งของแคลเซียมในแร่บนผิวของวัสดุ [24] นอกจากนี้ยังพบว่าอุณหภูมิที่ใช้ในการเผาซินเตอร์ยังลดลงซึ่งส่งผลให้สมบัติเชิงกล (mechanical properties) สมบัติทางกายภาพ (physical properties) และสมบัติทางชีวภาพ (biological properties) ดังนั้นปัจจุบันได้มีการนำนาโนเทคโนโลยีเข้ามาประยุกต์ใช้ในทางกระบวนการสังเคราะห์แคลเซียมเซรามิก โดยเฉพาะอย่างยิ่งไฮดรอกซีอะพาไทต์เนื่องจากว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์ขนาดอนุภาคนาโนเป็นส่วนประกอบหลักของกระดูก โดยปกติทั่วไปผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จะมีรูปร่างแบบแผ่น (plate) หรือแบบเข็ม (needle) มีความยาวประมาณ 40-60 nm กว้าง 20 nm และหนา 1.5-5 nm ดังนั้นจึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องควบคุมปัจจัยต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของขนาด (size) รูปร่าง (shape) การกระจายตัวของอนุภาค (particle distribution) และการจับตัว (agglomeration) ซึ่งปัจจัยทั้งหมดเหล่านี้จำเป็นที่จะต้องควบคุมเพื่อส่งผลเพิ่มพื้นที่ผิว (surface area) ของอนุภาคและลดขนาดของไฮดรอกซีอะพาไทต์สังเคราะห์ลงให้มีขนาดใกล้เคียงกับแร่ธาตุในกระดูก [25] โดยได้กำหนดวัตถุประสงค์หลักของงานวิจัยไว้ดังนี้

- 1) เพื่อสังเคราะห์ไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มีขนาดอนุภาคในเรือนของนาโนที่มีรูปแบบสัณฐานวิทยาที่แตกต่างกันออกไป
- 2) เพื่อศึกษาถึงอิทธิพลของรูปร่างของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ต่อสมบัติเชิงกล, สมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางเคมีของไบเฟล็กแคลเซียมฟอสเฟต (BCP)