บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 วัสดุอุปกรณ์การแพทย์

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

2.1.1 สมบัติเฉพาะของวัสดุอุปกรณ์การแพทย์

วัสดุอุปกรณ์การแพทย์ควรมีสมบัติต่างๆ [7] ดังต่อไปนี้

2.1.1.1 สมบัติทางชีววิทยา (Biological Properties)

1. ไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ รวมถึงระบบต่างๆ ภายในร่างกาย
2. หากเป็นวัสดุฝังในจำเป็นต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเซลล์และเนื้อเยื่อ
3. มีความจำเพาะต่อเซลล์และเนื้อเยื่อในบริเวณที่เข้าไปแทนที่
4. มีความสามารถในการเหนี่ยวนำและไม่เหนี่ยวนำให้เซลล์และเนื้อเยื่อโดยรอบตำแหน่งที่ใส่วัสดุฝังในให้มีการเจริญเติบโตบนพื้นผิววัสดุ ซึ่งขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ในการใช้งาน

2.1.1.2 สมบัติทางเคมี (Chemical Properties)

1. มีความทนทานต่อการกัดกร่อนเมื่ออยู่ภายในร่างกาย
2. มีความสามารถในการย่อยสลายได้ด้วยกลไกต่างๆ ภายในร่างกายตามระยะเวลาที่เหมาะสม และสารที่เกิดจากการย่อยสลายต้องไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย โดยอัตราการสลายตัวของวัสดุที่ดีต้องจะต้องสอดคล้องกับอัตราการเติบโตของเนื้อเยื่อที่เข้าไปแทนที่ หรือต้องไม่ย่อยสลายตามวัตถุประสงค์ของการใช้งาน

2.1.1.3 สมบัติทางกล (Mechanical Properties)

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

2.2 วัสดุสำหรับโครงร่างทดแทนกระดูก

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

2.2.1 วัสดุโลหะฝังใน (Implant metals)

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

กระดูกได้ โดยการผสมสารที่มีความสามารถในการเหนี่ยวนำให้กระดูกเข้ามายึดเกาะ และสร้างพันธะที่แข็งแรง โดยสารที่นำมาใช้งานในจุดประสงค์นี้ต้องมีลักษณะเป็นรูพรุน เพื่อให้เหมาะสำหรับการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูก และสร้างพันธะที่แข็งแรงกับโลหะฝังในได้ ซึ่งจะช่วยลดปัญหาการหลวมระหว่างเนื้อเยื่อกระดูกกับโลหะฝังในบริเวณที่มีการใช้งาน ซึ่งสารที่ได้รับความสนใจนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้แก่ สารประกอบไฮดรอกซีแอปาไทต์

2.2.2 วัสดุสารประกอบไฮดรอกซีแอปาไทต์

กลุ่มสารประกอบแอปาไทต์ประกอบด้วยแคลเซียม และฟอสเฟต ซึ่งมีหลายชนิด ได้แก่ บรูไชท์ ไตรแคลเซียมฟอสเฟต และไฮดรอกซีแอปาไทต์ เป็นต้น โดยสารประกอบแอปาไทต์แต่ละชนิดมีอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมต่อฟอสฟอรัส (Ca/P) ตั้งแต่ 0.5 ถึง 2.0 สำหรับสารประกอบไฮดรอกซีแอปาไทต์นั้น มีอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสเท่ากับ 1.67 ซึ่งเป็นอัตราส่วนเดียวกับสารประกอบไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่มีอยู่ในกระดูกสิ่งมีชีวิต [4, 5] ไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่อยู่ในรูป $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ถูกนำมาใช้งานทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย เนื่องจากมีองค์ประกอบทางเคมี และโครงสร้างผลึกเหมือนกับไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่มีในกระดูกของสิ่งมีชีวิต จึงเหมาะสำหรับนำไปใช้งานเป็นวัสดุทางการแพทย์ แต่ไฮดรอกซีแอปาไทต์ยังพบข้อเสียเรื่องสมบัติทางกลที่ค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับกระดูกมนุษย์ จึงไม่นิยมนำมาใช้งานเป็นกระดูกส่วนที่ต้องรับแรง ด้วยเหตุนี้จึงทำให้การใช้งานสารไฮดรอกซีแอปาไทต์เป็นไปอย่างจำกัด โดยมักใช้ในลักษณะเป็นผงเพื่อซ่อมแซมกระดูกในส่วนที่ไม่ต้องรับน้ำหนัก หรือการนำไฮดรอกซีแอปาไทต์ไปเคลือบลงบนผิวของโลหะ เป็นต้น [13, 14] นอกจากสารประกอบไฮดรอกซีแอปาไทต์จะมีองค์ประกอบทางเคมีเหมือนไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่พบในกระดูกสิ่งมีชีวิตแล้ว ยังมีสมบัติด้านความสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อกระดูกในร่างกาย ทำให้เนื้อเยื่อกระดูกมีการเจริญเติบโต และผสานเข้ากับไฮดรอกซีแอปาไทต์ได้โดยไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษ หรือเกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อในร่างกาย [3] และยังพบว่าเมื่อนำไฮดรอกซีแอปาไทต์เคลือบผิวโลหะฝังในสามารถช่วยเหนี่ยวนำให้เซลล์กระดูกเข้ามายึดเกาะได้ จึงเป็นการช่วยให้เซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะกับโลหะฝังในได้ดีขึ้นด้วย นอกจากนี้ไฮดรอกซีแอปาไทต์ยังเป็นวัสดุที่สามารถดูดซับ (Bioresorbable) เนื้อเยื่อ หรือเซลล์กระดูกในร่างกายสิ่งมีชีวิตพร้อมทั้งสามารถสลายตัวได้ โดยไฮดรอกซีแอปาไทต์จะสลายตัวหลังจากเนื้อเยื่อหรือเซลล์กระดูกเข้ามายึดเกาะแทนที่โดยอัตราการสลายตัวของไฮดรอกซีแอปาไทต์ จะมีความสัมพันธ์กับอัตราการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อหรือเซลล์กระดูกที่เกิดขึ้น [15]

2.2.3 วัสดุที่ผลิตด้วยกระบวนการทางโลหกรรมวัสดุผง

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

2.2.3.1 เกณฑ์การเลือกวัสดุองค์ประกอบผง สำหรับผลิตโครงร่างทดแทนกระดูก

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

2.3 ประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุ

การจำแนกประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่ม ดังแสดงในตารางที่ 2.1 [16] คือ

1. Bioinactivity

เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่เนื้อเยื่อในร่างกายไม่เกิดการตอบสนองต่อตัวของวัสดุเอง รวมทั้งเนื้อเยื่อ และของเหลวในร่างกาย ไม่ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้าง และลดสมบัติทางกลของวัสดุทดแทน โดยทั่วไปโลหะจะไม่เป็น Bioinactivity แต่โดยธรรมชาติของโลหะไทเนียมจะเกิดฟิล์มออกไซด์บริเวณผิวซึ่งส่งผลทำให้กลายเป็น Bioinactivity

2. Biotolerance

เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่ร่างกายสามารถทนต่อปฏิกิริยาใดๆ ที่เกิดขึ้นได้โดยไม่ก่อให้เกิดการอักเสบรุนแรง ไม่ก่อให้เกิดสารพิษ การกัดกร่อน การสึกหรอ และการเปลี่ยนแปลงรุนแรงในระบบ

จุลภาค หรือการเสื่อมสภาพของสมบัติเชิงกลของวัสดุทดแทน ซึ่งโลหะผสม Co-Cr-Mo จัดอยู่ในกลุ่ม Biotolerance แต่ถึงกระนั้นโลหะกลุ่มนี้ก็ยังมีสมบัติทางกลไม่ดีเพียงพอ ในการทำวัสดุทดแทน เนื่องจากยังมีข้อจำกัดเรื่องความเค้นของโครงสร้างวัสดุเทียม

3. Bioactivity

เป็นสมบัติของวัสดุทดแทนที่ทั้งชิ้นของวัสดุ หรืออย่างน้อยที่สุดผิวของวัสดุมีความเข้ากันได้กับ mineral metabolism ของเนื้อเยื่อกระดูก (สามารถเกิดการผ่านเข้าออก และการเผาผลาญของแร่ธาตุกับเนื้อเยื่อบริเวณรอบๆ วัสดุทดแทนได้) เกิดเป็นพันธะเชื่อมโยงทางเคมีระหว่างตัววัสดุกับเนื้อเยื่อกระดูก

ตารางที่ 2.1 การจำแนกประเภทของปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อระหว่างผิวสัมผัสเนื้อเยื่อกับวัสดุเทียม [16]

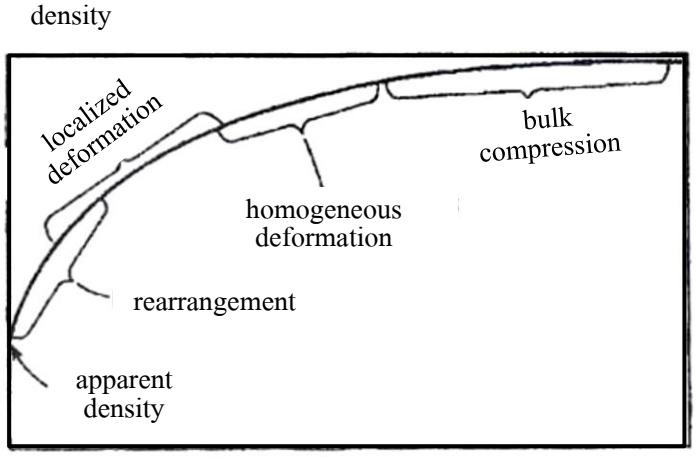
Implant material	Tissue-implant interface	Histogical characteristic of the transient zone	Type of osteogenesis
Biotolerant: 316L steel, Co-Cr-Mo alloys		Connective tissue membrane, fibrous tissue, osteochondroma fragments	Remote
Bioinactive: Ta, Pt, Au, Ti alloy, oxide ceramics, C		Direct contact between surface and bone tissue	Contact
Bioinactive: titanium with textured or porous surface coated with TiO_2		Physical and chemical bond with bone tissue	consolidated
Bioactive: Bioceramics based on calcium phosphates, glass bioceramics		Chemical bone with bone	true

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

2.4 โลหกรรมวัสดุผง

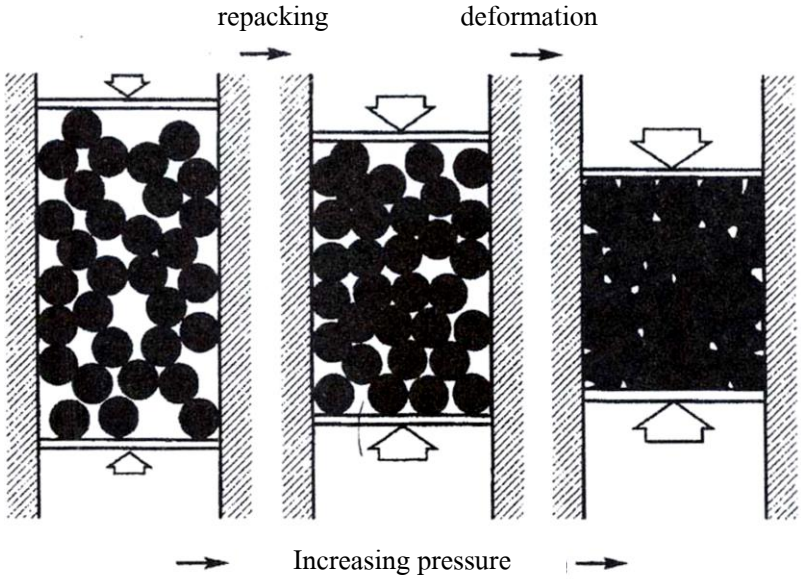
2.4.1 การอัดขึ้นรูป

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



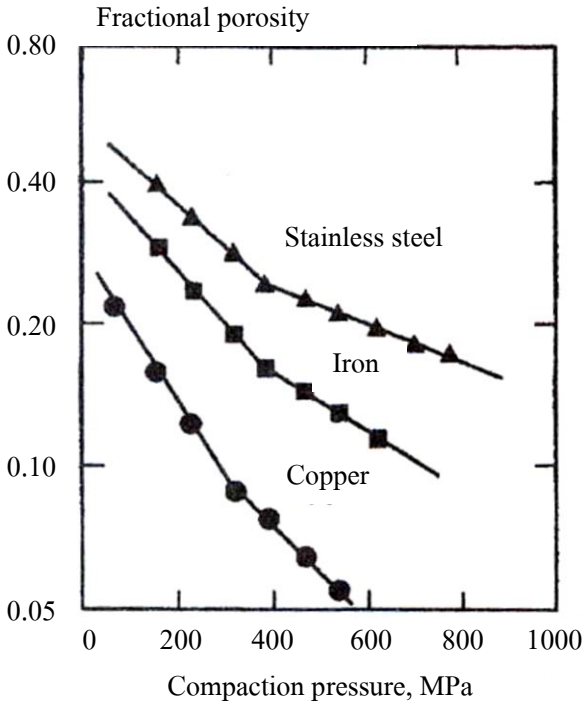
รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของความหนาแน่นกรีนกับแรงดันในการอัดขึ้นรูป [17]

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



รูปที่ 2.2 ขั้นตอนการอัดขึ้นรูปผงโลหะ [17]

หลังจากที่ผงเกิดการแปรรูปอย่างสม่ำเสมอตลอดทั่วทั้งชิ้นงานแล้ว จะมีผงบางส่วนที่เกิดการแตกหักออกเป็นอนุภาคเล็กๆ ทำให้พื้นที่ผิวของผงมีปริมาณมากขึ้น ทำให้มีแรงเสียดทานระหว่างผงมากขึ้น ความแข็งจากการแปรรูปจึงมากขึ้นตามไปด้วย ส่งผลให้ประสิทธิภาพในการอัดขึ้นรูปลดลง ซึ่งการอัดขึ้นรูปที่ใช้แรงดันสูงๆ จะไม่ได้ผลมากนัก ให้ผลเช่นเดียวกับชิ้นงานของแข็งแน่น (Bulk material) หลังจากลดแรงดันเมื่ออัดขึ้นรูปชิ้นงานแล้ว ชิ้นงานจะเกิดการคลายตัวจึงทำให้ขนาดของชิ้นงานขยายตัวเมื่อผงโลหะมีพื้นที่ผิวมากมีผลให้แรงเสียดทานมากขึ้นซึ่งความสำคัญมากในการอัดขึ้นรูป แรงเสียดทานนี้เกิดขึ้นทั้งระหว่างผงโลหะด้วยกัน และแรงเสียดทานกับแม่พิมพ์ จึงจำเป็นที่จะต้องลดแรงเสียดทานให้น้อยที่สุด เพื่อให้ผงไหลตัวเข้าแม่พิมพ์ได้ดี มีการจัดเรียงตัวของผงในแม่พิมพ์ที่แน่น สามารถอัดขึ้นรูปได้ง่าย ใช้แรงในการอัดขึ้นรูปน้อย ทำให้แม่พิมพ์มีการสึกหรอช้าลง มีอายุการใช้งานที่ยาวนานและคงทนมากขึ้น ชิ้นงานที่ได้ก็จะมีสมบัติที่สม่ำเสมอ การอัดขึ้นรูปจะทำให้ปริมาณรูพรุนลดลง ชิ้นงานมีความหนาแน่นเพิ่มขึ้น หากใช้แรงในการอัดเกินกว่าจุดครากของวัสดุ วัสดุจะมีความเค้นตกค้างอยู่ภายในทำให้ผงโลหะมีความแข็งเพิ่มขึ้น โดยผงโลหะที่มีความแข็งมากจะมีความแข็งที่เกิดจากการแปรรูปมากกว่าผงที่อ่อน ทำให้ความสามารถในการอัดขึ้นรูปลดลง ซึ่งจะมีปริมาณรูพรุนมากกว่าผงโลหะที่อ่อนกว่า ดังรูปที่ 2.3 [17] การใช้สารหล่อลื่นผสมกับผงโลหะจะทำให้มีการไหลตัวเข้าแม่พิมพ์ได้ง่าย ลดแรงเสียดทาน ลดการเกาะกันของผง ผงจะมีการจัดเรียงตัวในแม่พิมพ์ที่ดี ทำให้ใช้แรงในการอัดขึ้นรูปน้อย ความแข็งแรงกรีนสูง สมบัติหลังเผาประสานก็จะสูงขึ้นตามไปด้วย

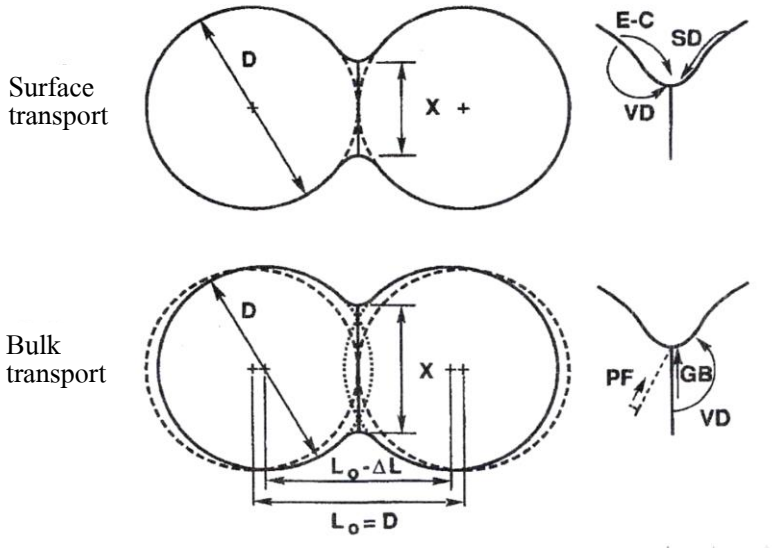


รูปที่ 2.3 ความพรุนต่อแรงดันในการอัดขึ้นรูป [17]

การอัดขึ้นรูปมีผลทำให้ความพรุนลดลง ทำให้ชิ้นงานมีการหดตัวขณะเผาประสานลดลง การอัดขึ้นรูปทำให้มีปริมาณจุดบกพร่อง (Dislocation) เพิ่มขึ้น จึงมีความสามารถในการเผาประสานมากขึ้นการเพิ่มแรงอัดมีผลทำให้พื้นที่และจำนวนจุดสัมผัสเพิ่มขึ้น

2.4.2 การเผาประสาน

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



รูปที่ 2.4 กลไกการเคลื่อนที่ตามพื้นผิวและการเคลื่อนที่ของมวลรวม [17]

แม้ว่าอุณหภูมิสูงจะช่วยให้เกิดการแพร่ที่สูงตามไปด้วยก็ตาม แต่ว่าหากใช้อุณหภูมิสูงเกินไปชิ้นงานอาจเกิดความเสียหายจากการหลอมเหลวแล้วเสียรูปทรงได้ การเผาที่อุณหภูมิสูงนี้ยังทำให้ชิ้นงานเกิดการทำปฏิกิริยากับบรรยากาศได้ง่าย จึงจำเป็นที่จะต้องเผาในบรรยากาศควบคุม โดยบรรยากาศควบคุมนี้ยังช่วยลดออกไซด์ที่ผิว ทำให้ผงโลหะภายในชิ้นงานเกิดการเชื่อมประสานได้ดี บางครั้งอาจทำให้สมบัติของชิ้นงานเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นควรเลือกใช้เวลาในการเผาประสาน อุณหภูมิ ชนิดของก๊าซให้เหมาะสมกับวัสดุที่นำมาทำการเผาประสาน

2.5 สมบัติทางกายภาพของผง

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

2.5.1 ขนาดอนุภาค

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

ขึ้น และเมื่อพิจารณาการผลิตชิ้นงานที่มีความพรุน ขนาดอนุภาคของสารที่ทำให้เกิดความพรุน เป็นสิ่งที่ใช้กำหนดขนาดรูพรุนที่จะเกิดขึ้นภายในชิ้นงานหลังผ่านกระบวนการอบประสาน

2.5.2 รูปร่างอนุภาค

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

2.5.3 แรงเสียดทานระหว่างอนุภาค (Interparticle friction)

สมบัติที่แรงเสียดทานส่งผลกระทบ คือการไหล และการจัดเรียงตัว โดยแรงเสียดทานมีผลมาจากปริมาณพื้นที่ผิว และความขรุขระของผง หากผงมีขนาดเล็กก็จะยิ่งพื้นที่ผิวมาก แรงเสียดทานก็จะมาก ทำให้ผงไหลตัวได้ไม่ดี และจัดเรียงตัวกันไม่แน่น ทำให้ยากในการขึ้นรูปชิ้นงาน เราสามารถวัดแรงเสียดทานได้จากค่าความหนาแน่นปรากฏ (Apparent density) ด้วยเครื่อง Hall flowmeter ในการใช้งานผงส่วนใหญ่ต้องการความหนาแน่นในการจัดเรียงตัวสูง

2.5.4 ความสามารถในการอัด (Compressibility)

ความสามารถในการอัดตัววัดได้จากการทำให้ผงแน่นขึ้นโดยแรงกระทำคงที่ 414 เมกะปาสคาล โดยจะใช้รูปทรงแม่พิมพ์ทดสอบเป็นทรงกระบอก หรือแท่งสี่เหลี่ยม เมื่อทำการอัดขึ้นรูปแล้วจะได้ความหนาแน่นกรีน (Green density) หากเป็นผงเหล็กกล้าจะต้องได้ร้อยละ 85-90 ของความหนาแน่นทฤษฎี

2.5.5 การเกาะกันเป็นก้อน (Agglomerate)

อนุภาคขนาดเล็กจะมีพื้นที่ผิวมาก ทำให้มีความไวในการเกิดปฏิกิริยา ง่ายต่อการเกาะกันด้วยแรงดึงดูดที่ผิวของวัสดุ สามารถแบ่งชนิดของการเกาะตัวกันของผงได้ 2 แบบ คือ การเกาะตัวกันแบบอ่อน (Soft agglomerate) เช่น แรงจากไฟฟ้าสถิต แรงวานเดอร์วาล และความชื้น เป็นต้น สามารถทำให้ผงที่เกาะกันแตกออกได้อย่างง่ายดาย ในส่วนของการกันอย่างแข็งแรง (Hard agglomerate) ยังแบ่งได้เป็นจากกระบวนการทางเคมี โดยการทำปฏิกิริยากันระหว่างผง และจากกระบวนการทางกล ทำให้เกิดการเชื่อมเย็นติดกัน

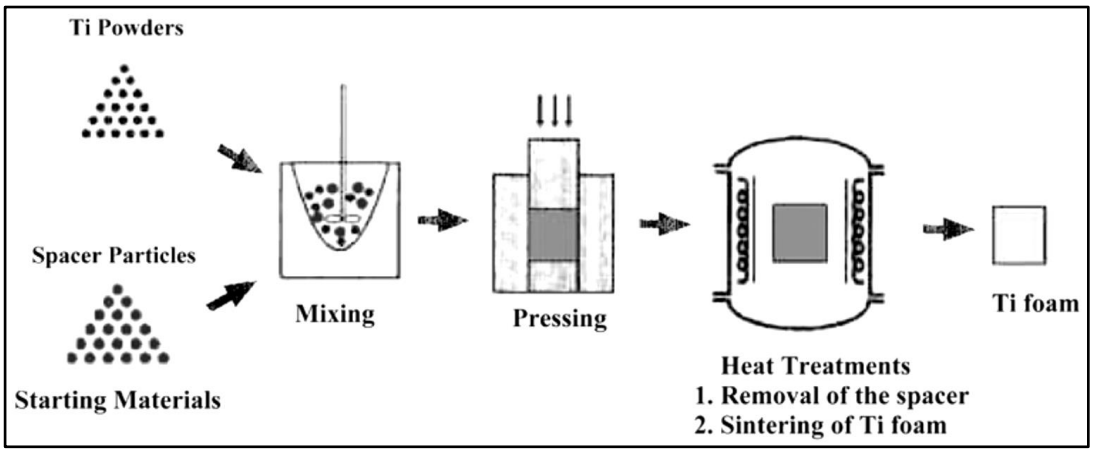
2.5.6 พื้นที่ผิวจำเพาะ (Specific surface)

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

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

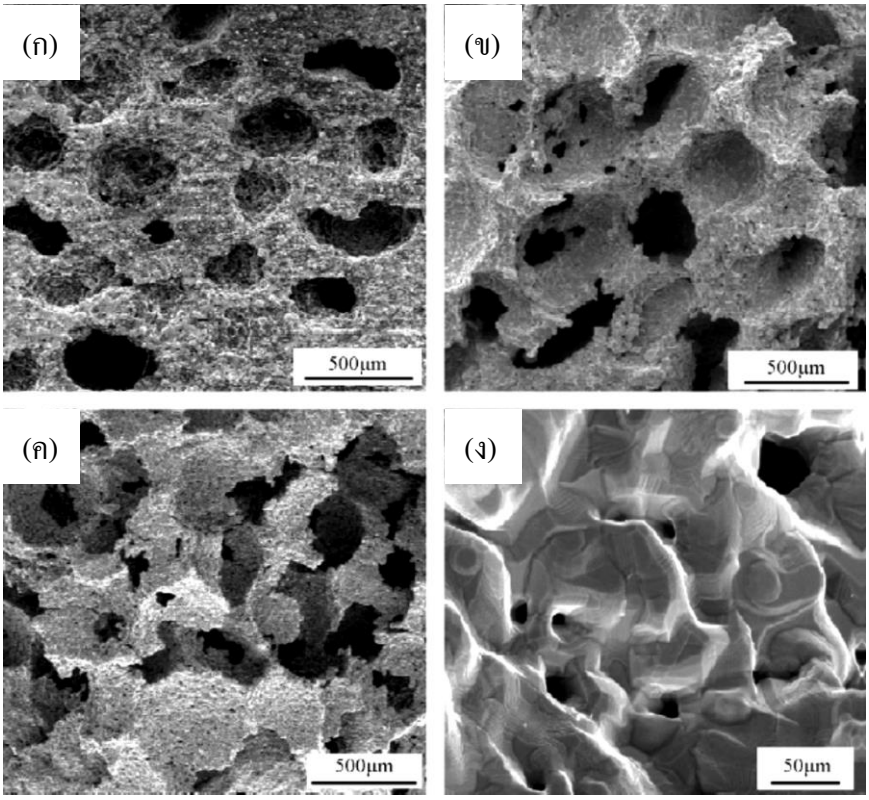
2.6.1 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมที่มีความพรุน

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



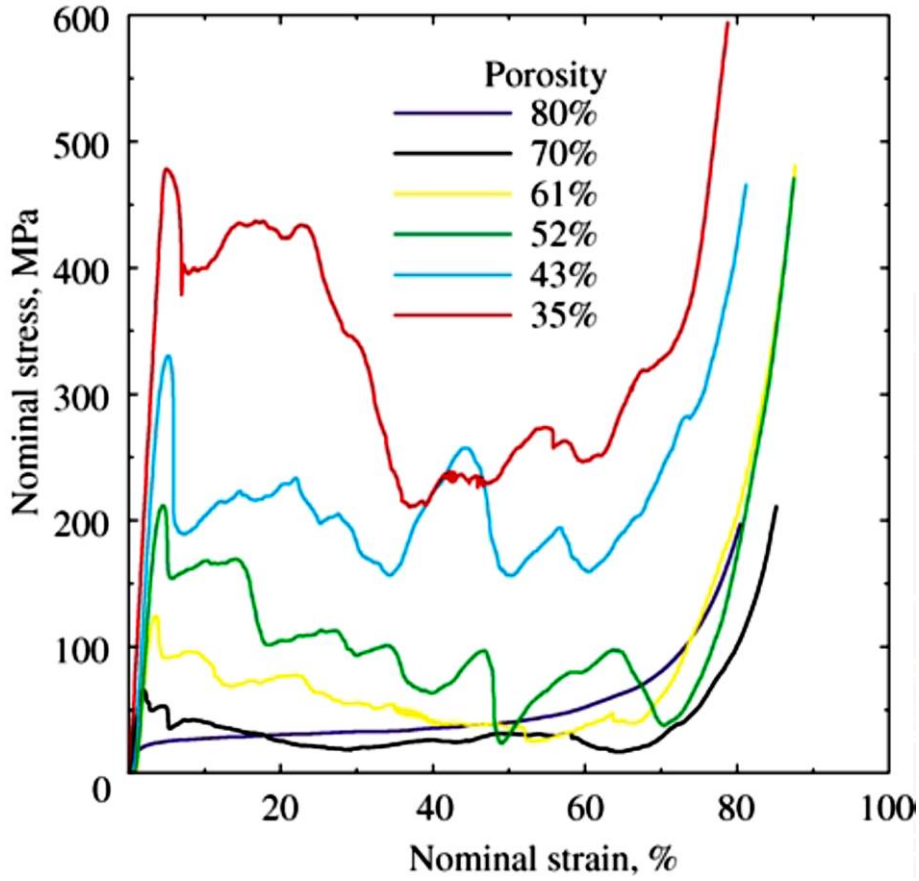
รูปที่ 2.5 ขั้นตอนกระบวนการผลิตวัสดุที่มีความเข้ากันทางชีวภาพไทเทเนียมที่มีความพรุนด้วยเทคนิคผสมสารที่ทำให้เกิดความพรุน [18]

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



รูปที่ 2.6 ลักษณะทางกายภาพไทเทเนียมที่มีความพรุน
(ก) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 55
(ข) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 70
(ค) ความเป็นรูพรุนร้อยละ 75
(ง) ภาพกำลังขยายสูงผนังรูพรุน [19]

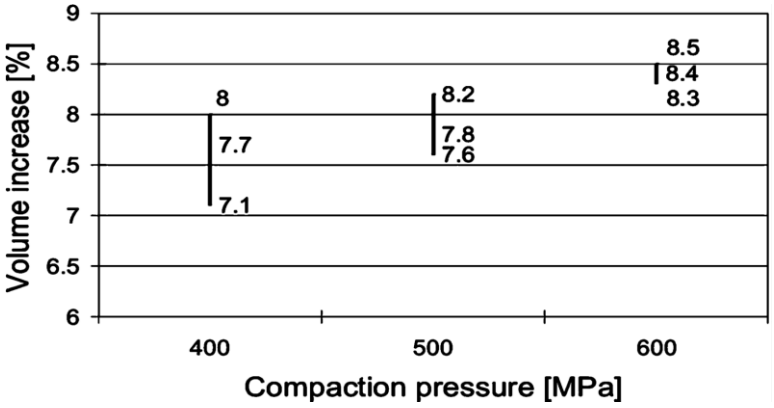
โดยค่าช่วงความเค้นคงที่และค่ามอดุลัสของยังมีค่าลดลงเมื่อค่าความเป็นรูพรุนเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.7 ซึ่งค่าความหนาแน่นเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อความแข็งแรงและค่ามอดุลัสของยัง แต่ค่ามอดุลัสของยังที่ได้ยังพบว่ามีค่าต่ำกว่าค่ามอดุลัสของยังของกระดูกธรรมชาติ [19] อีกทั้งยังมีความเข้ากันทางชีวภาพที่ต่ำ



รูปที่ 2.7 กราฟความเค้น-ความเครียดของชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนที่มีความเป็นรูพรุนแตกต่างกัน [18]

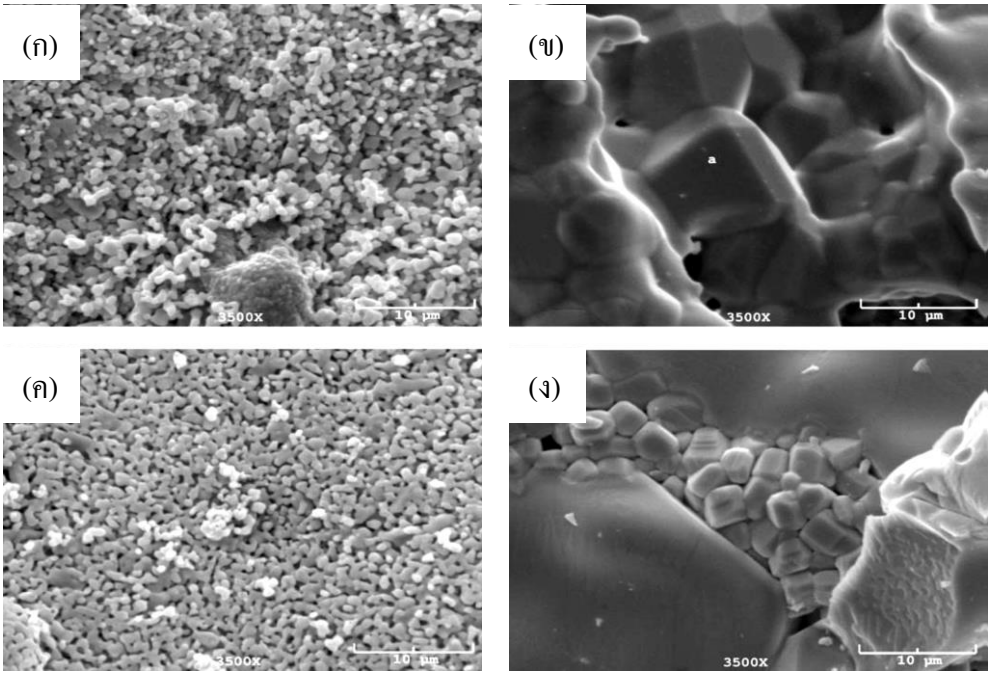
2.6.2 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์

สืบเนื่องจากโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไทเทเนียมที่มีความพรุนมีความกันทางชีวภาพที่ไม่ดี จึงได้มีการศึกษาวัสดุที่มีสมบัติทางกลใกล้เคียงกระดูกธรรมชาติ และมีสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพที่ดี โดยจากงานวิจัย [2, 21, 22, 23] ที่ได้ทำการศึกษาสมบัติทางกล และลักษณะทางกายภาพของวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ด้วยวิธีทางโลหะผงวิทยา โดยเริ่มจากการผสมผงไทเทเนียมกับผงไฮดรอกซีแอปาไทต์อัตราส่วนต่างๆ ด้วยเครื่องบดแนวตั้ง หลังจากนั้นนำผงที่ได้ไปกดอัดขึ้นรูปแบบทิศทางเดียวด้วยแรงต่างๆ ในแม่พิมพ์ทรงกระบอก และนำชิ้นงานที่ได้ไปอบประสานที่อุณหภูมิต่างๆ พบว่าหากใช้แรงดันที่สูงในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน (มากกว่า 500 เมกะปาสคาล) เมื่อนำชิ้นงานไปผ่านกระบวนการอบประสานจะเกิดการบวมตัว (รูปที่ 2.8) เนื่องจากธาตุแคลเซียม และฟอสฟอรัสเกิดการแพร่เกิดเป็นสารประกอบกับธาตุไทเทเนียม [21]



รูปที่ 2.8 ปริมาตรที่เพิ่มของชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์หลังอบประสาน อัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาไทต์ร้อยละ 5 ที่แรงดันอัดในการขึ้นรูปต่างๆ [21]

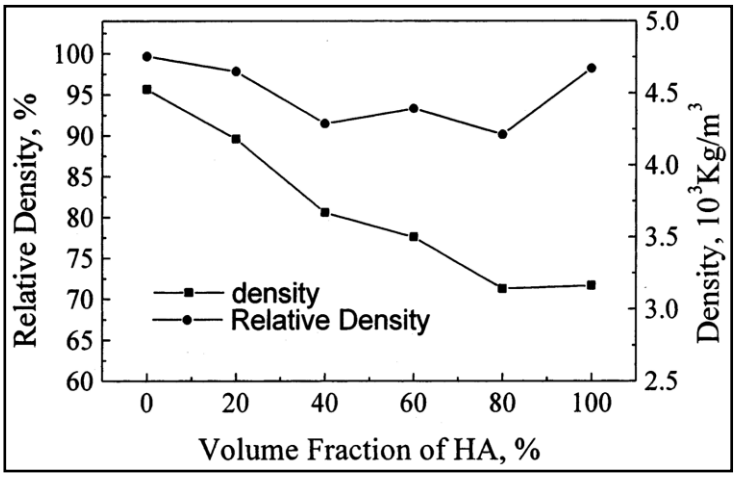
และเมื่อเพิ่มอุณหภูมิที่ใช้ในการอบประสานผลทดสอบสมบัติทางกลค่าความต้านทานแรงกดมีค่าเพิ่มขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับลักษณะทางกายภาพชิ้นงานหลังอบประสาน ดังรูปที่ 2.9 [23] และค่าความหนาแน่นที่เพิ่มขึ้น



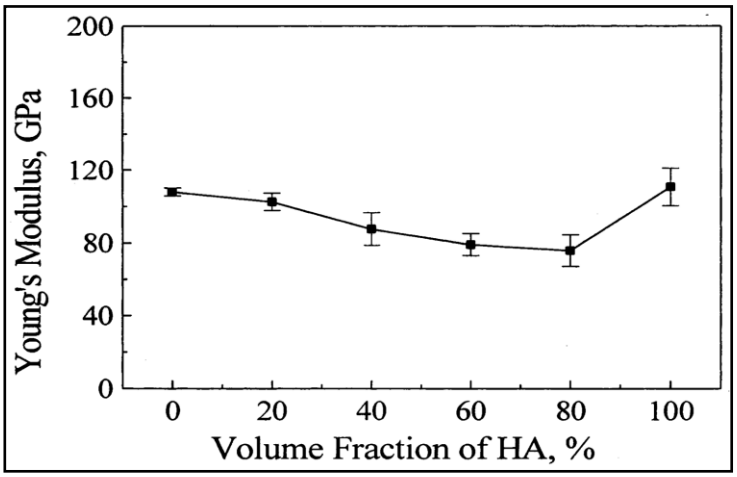
รูปที่ 2.9 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ หลังอบประสาน
(ก) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส
(ข) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส
(ค) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 10 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส
(ง) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 10 โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิ 1300 องศาเซลเซียส [23]

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

(ก)



(ข)



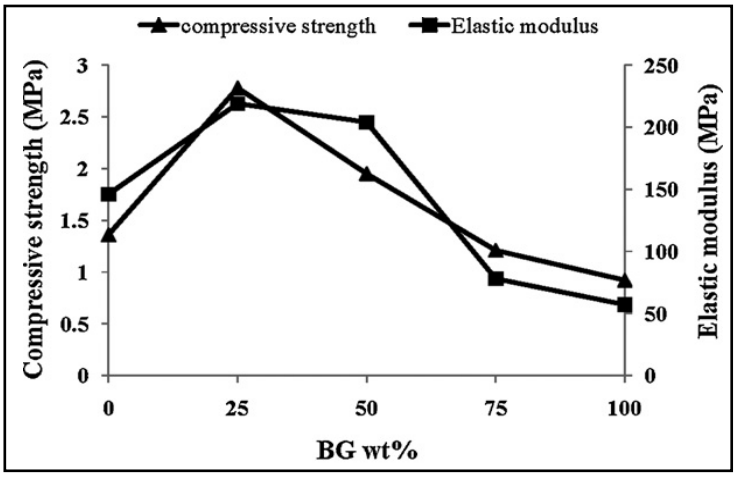
รูปที่ 2.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนไฮดรอกซีแอปาไทต์
(ก) กับค่าความหนาแน่น (ข) กับค่ามอดุลัสของยัง [2]

2.6.3 การศึกษาโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพ

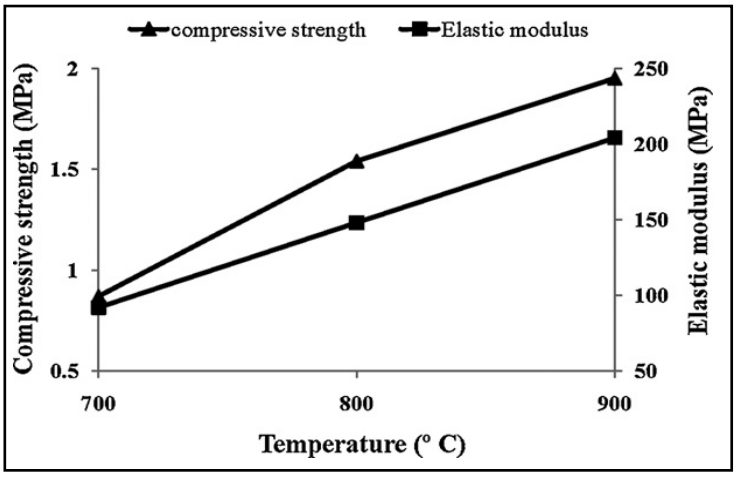
สืบเนื่องจากโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากวัสดุไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์ในระหว่างกระบวนการอบประสานเกิดการแพร่ของธาตุแคลเซียม และฟอสฟอรัสทำให้ปริมาณไฮดรอกซีแอปาไทต์ที่ได้มีค่าลดลง ส่งผลให้ชิ้นงานเกิดการบวมตัว และแตกร้าว [21] ถึงแม้จะมีการแก้ไขโดยทำการอบประสานชิ้นงานในเตาสุญญากาศ และภายใต้บรรยากาศแก๊สเฉื่อย ก็ยังเกิดการสูญเสีย

ปริมาณไฮดรอกซีแอปาไทต์ระหว่างกระบวนการอบประสาน [22] จึงได้มีการศึกษาวิธีป้องกัน หรือแก้ไขโดยจากการศึกษางานวิจัย [6, 24] ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพ และอุณหภูมิที่ใช้ในกระบวนการอบประสานที่ส่งผลต่อสมบัติทางกลของโครงร่างทดแทนกระดูกไฮดรอกซีแอปาไทต์ผสมผงแก้วชีวภาพ โดยเมื่อเพิ่มอัตราส่วนผงแก้วชีวภาพ พบว่าค่าความหนาแน่นก่อนอบประสาน และอัตราการหดตัวของชิ้นงานมีค่าลดลง เนื่องจากชิ้นงานมีปริมาตรความพรุนเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงต่อแรงอัด และค่ามอดุลัสของยังมีค่าลดลง ดังรูปที่ 2.11 (ก) และหากพิจารณาที่อัตราส่วนผงแก้วชีวภาพเท่ากันเมื่อเพิ่มอุณหภูมิในการอบประสาน พบว่าความหนาแน่นก่อนอบประสานมีค่าเท่ากัน อัตราการหดตัวของชิ้นงานมีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจากชิ้นงานมีปริมาตรความพรุนลดลง ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงต่อแรงอัด และค่ามอดุลัสของยังมีค่าเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2.11 (ข) [25]

(ก)



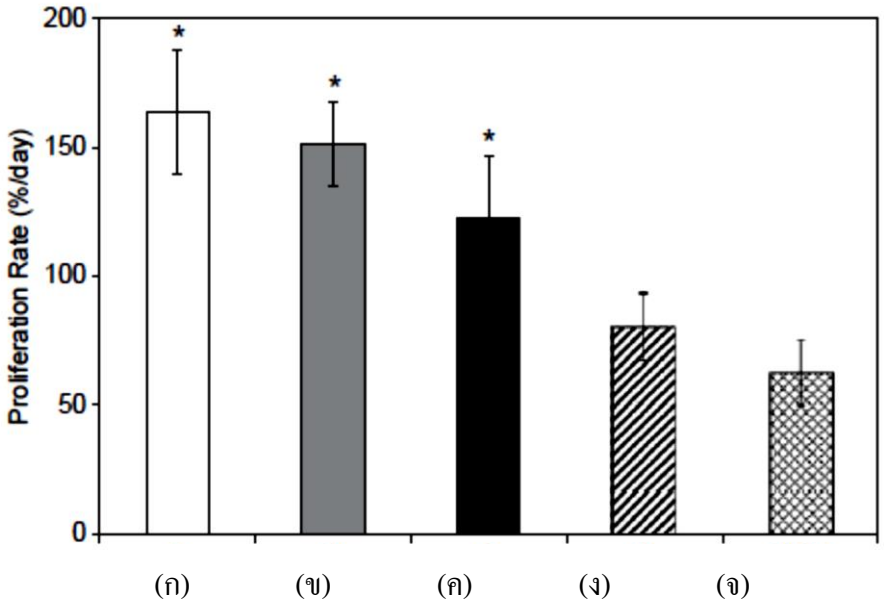
(ข)



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

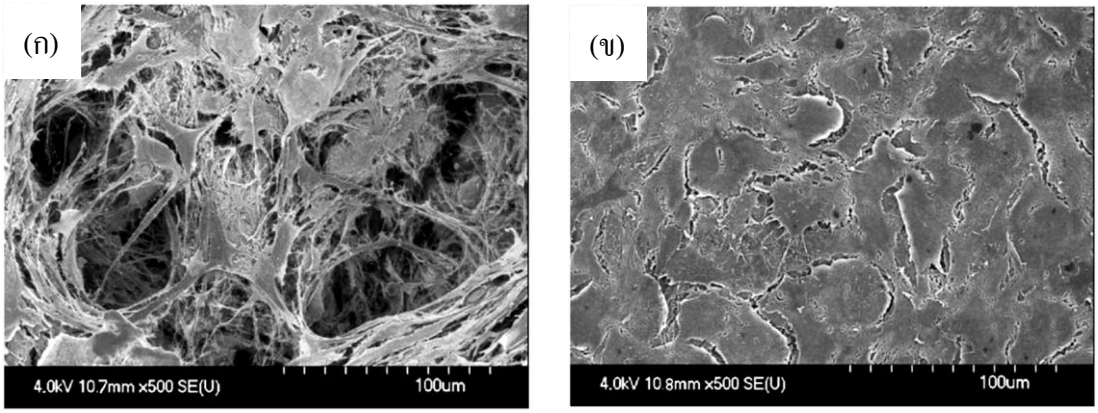
2.6.4 การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ

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



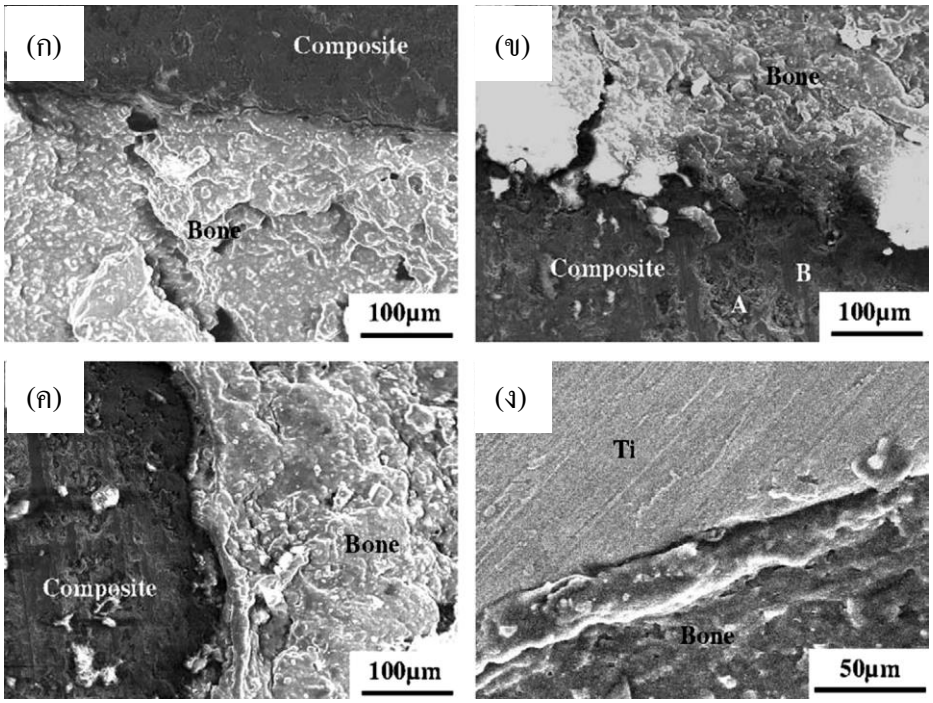
รูปที่ 2.12 อัตราการเหนี่ยวนำเซลล์กระดูกที่ระยะเวลา 9 วัน
(ก) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 336 ไมครอน
(ข) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 376 ไมครอน
(ค) ไทเทเนียมที่มีรูพรุนขนาด 557 ไมครอน
(ง) ไทเทเนียมไม่มีความพรุน
(จ) ถาดเลี้ยงเชื้อมาตรฐาน [27]

และเมื่อพิจารณาลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กระดูก พบว่าไทเทเนียมที่มีความพรุนเซลล์กระดูกเกิดยึดเกาะแบบลักษณะเป็นเครื่อข่ายมากกว่าไทเทเนียมที่ไม่มีความพรุน ดังรูปที่ 2.13 [27] ส่งผลให้ชิ้นงานไทเทเนียมที่มีความพรุนมีสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพที่ดีกว่า อีกทั้งรูพรุนที่ได้ยังช่วยลดการเกิดความเค้นตกค้างภายใน และช่วยลดค่าความเค้นให้มีใกล้เคียงกับกระดูกธรรมชาติมากกว่าชิ้นงานไทเทเนียมที่ไม่มีความพรุน [26]



รูปที่ 2.13 ภาพเซลล์เนื้อเยื่อกระดูกที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (ก) ไทเทเนียมที่มีความพรุน (ข) ไทเทเนียมที่ไม่มีความพรุน [27]

แต่เมื่อพิจารณาสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไทเทเนียมที่ได้พบว่ามีค่าที่ต่ำ เมื่อเทียบกับวัสดุโครงร่างทดแทนกระดูกที่ทำจากไฮดรอกซีแอปาไทต์หรือผงแก้วทางชีวภาพ [3] จึงได้มีสนใจทำการศึกษานำไทเทเนียมผสมกับไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพ เพื่อปรับปรุงและพัฒนาสมบัติความกันทางชีวภาพของวัสดุ



รูปที่ 2.14 ลักษณะทางกายภาพชิ้นงานไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพ
(ก) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30 โดยปริมาตร
(ข) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 50 โดยปริมาตร
(ค) อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 70 โดยปริมาตร
(ง) ไทเทเนียมบริสุทธิ์ [28]

โดยจากการศึกษางานวิจัย [22, 28] อิทธิพลของอัตราส่วนไทเทเนียมต่อไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพ ที่ส่งผลต่อสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพของโครงร่างทดแทนกระดูกไทเทเนียมผสมไฮดรอกซีแอปาไทต์และผงแก้วชีวภาพ ที่อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30, 50, 70 โดยปริมาตร และไทเทเนียมบริสุทธิ์ เมื่อผ่านกระบวนการทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพโดยปลูกถ่ายชิ้นงานในร่างกายของกระต่ายเป็นระยะเวลา 6 เดือน ดังรูปที่ 2.14 [28] พบว่าเมื่อเพิ่มอัตราส่วนไทเทเนียมจากร้อยละ 50 เป็น 70 โดยปริมาตร เนื้อเยื่อกระดูกสามารถเข้ามายึดเกาะ และเจริญเติบโตบนวัสดุได้มากขึ้น ในทางกลับกันที่อัตราส่วนไทเทเนียมร้อยละ 30 โดยปริมาตร และไทเทเนียมบริสุทธิ์ ที่ระยะเวลา 2 สัปดาห์แรกของการเพาะเลี้ยงเซลล์ไม่พบการยึดเกาะของเซลล์กระดูกบนผิวชิ้นงานทดสอบ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าการผสมสารไฮดรอกซีแอปาไทต์ลงในวัสดุสามารถเพิ่มสมบัติความกันทางชีวภาพได้ [28]