



การพัฒนาแผ่นตามกระดูกจากวัสดุประสม ไฮดรอกซีอะพาไทต์-กรดพอลิแลคติก

Development of Bone Fixation Plate from Hydroxyapatite- Polylactic Acid Composite

มินตรา พันธุ์ดี* และ คมกฤต เล็กสกุล

Mintra Phuendee and Komgrit Leksakul

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

239 ถ.ห้วยแก้ว อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering
Chiang Mai University, 50200, Thailand

*E-mail: mewmintra.p@gmail.com

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการขึ้นรูปวัสดุประสมไฮดรอกซีอะพาไทต์-กรดพอลิแลคติก โดยการฉีดขึ้นรูป และทดสอบคุณสมบัติเชิงกลของชิ้นวัสดุประสมที่ได้ ในการวิเคราะห์ขั้นแรกทำการออกแบบการทดลองโดยใช้แผนการทดลองแบบรวมปัจจัยส่วนผสมและกระบวนการ ซึ่งมีปัจจัยที่เกี่ยวข้องคือ อัตราส่วนของ PLA:HA ที่ 90:10 85:15 และ 80:10% โดยน้ำหนัก ที่อุณหภูมิการฉีดในช่วง 165–185 องศาเซลเซียส แรงดันฉีดในช่วง 55-65 บาร์ ทำให้ได้จำนวนการทดลองทั้งหมด 12 การทดลอง เมื่อทำการฉีดขึ้นรูปชิ้นงานทดสอบแล้ว ปรากฏผลว่าสามารถขึ้นรูปชิ้นงานโดยการฉีดได้จริงเพียง 5 การทดลอง หลังจากนั้นทำการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลตามมาตรฐาน ASTM D638 และ D790 ในด้านแรงดึงและการดัดโค้ง ค่าที่ได้จากการทดสอบแรงดึงจะเห็นได้ว่าชิ้นงานจากการทดลองที่ PLA 90% HA 10% อุณหภูมิการฉีด 185 องศาเซลเซียส แรงดันฉีด 65 บาร์ ให้ค่าเฉลี่ยของแรงดึงสูงสุดคือ 43.06 MPa และชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 80% HA 20% อุณหภูมิการฉีด 185 องศาเซลเซียส แรงดันฉีด 55 บาร์ มีค่าเฉลี่ยแรงดึงต่ำสุดคือ 27.99 MPa และได้ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียดจากกราฟเป็นแบบวัสดุพอลิเมอร์ที่มีความนิ่มแต่เหนียว จากการทดสอบแรงดัดโค้งจะเห็นได้ว่าชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 90% HA 10% อุณหภูมิการฉีด 165 องศาเซลเซียส แรงดันฉีด 55 บาร์ ให้ค่าเฉลี่ยของแรงดัดโค้งสูงสุดคือ 63.59 MPa ให้ระยะโค้งงอสูงสุดก่อนเกิดการหักขาดเท่ากับ 0.0195 เมตร ชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 80% HA 20% อุณหภูมิการฉีด 185 องศาเซลเซียส แรงดันฉีด 55 บาร์ ให้ค่าเฉลี่ยแรงดัดโค้งต่ำสุดคือ 57.46 MPa และจากการวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ผลปรากฏว่าแผ่นตามกระดูกสามารถรับแรงได้ดีที่สุดกรณีที่มีน้ำหนักลงบริเวณที่ตามกระดูก 150 นิวตัน

ABSTRACT

The objective of this research is forming a hydroxyapatite - poly lactic acid composite by injection molding and test the mechanical properties of composite materials. The first step design the experiment by combine Mixture-Process Design. The relevant factor are the ratio of PLA:HA at 90:10 85:15 and 80:10% by weight, injection temperature range 165-185°C, injection pressure range 55-65 bars it has 12 experiment. Then produce the specimens from hydroxyapatite-poly lactic acid composite

by injection molding. The results that can be forming by injection molding is actually only five experiment. After test the mechanical properties with ASTM D638 and D790 (Tensile and Flexural Strength), The maximum value of the tensile test is experiment at PLA 90% HA 10% injection temperature at 185°C, injection pressure at 65 bar, giving an average of tensile limit is 43.06 MPa and a piece of minimum value is experiment at PLA 80%HA 20%injection temperature at 185°C, injection pressure at 55 bar, with an average tensile is 27.99 MPa. And the relation between stress and strain of the graph is a material polymer has soft and tough. The bending test, Experiment at PLA 90% HA 10% injection temperature at 165° C, injection pressure at 55 bar has the average maximum bending strength is 63.59 MPa, give the maximum flexural before tearing up as 0.0195 m. A pieces of minimum value is experiment at PLA 80% HA 20% injection temperature of 185°C injection pressure 55 bar, bending strength is 57.46 MPa. After analyzing by the Finite element method this material is the most efficient when it received load 150 N at the connection area.

1. บทนำ

ปัจจุบันนี้พอลิเมอร์ชนิดย่อยสลายได้เองทางชีวภาพ ถือว่ามีความสำคัญกับชีวิตประจำวันของมนุษย์ในการนำมาประยุกต์ใช้ในด้านต่างๆ มากมายไม่ว่าจะเป็นบรรจุภัณฑ์ ภาชนะบรรจุอาหาร ถ้วยอาหาร ถังบรรจุอาหาร ขวดน้ำ แผ่นฟิล์มถนอมอาหาร หรือแม้กระทั่งอุปกรณ์การทางแพทย์ เช่น สกรู หรือแผ่นคานกระดูก การผลิตผลิตภัณฑ์เหล่านี้ จึงจำเป็นต้องอาศัยวิธีการที่แตกต่างกัน เพื่อให้ได้ลักษณะผลิตภัณฑ์ที่เหมาะสมในการใช้งาน โดยเฉพาะการใช้งานด้านการแพทย์ การขึ้นรูปชิ้นงานที่ซับซ้อนต้องเลือกวิธีที่เหมาะสม ในที่นี้การใช้วิธีการฉีดขึ้นรูปชิ้นงาน (Injection Molding) ถือเป็นวิธีการหนึ่งที่น่าสนใจ เนื่องจาก สามารถขึ้นรูปชิ้นงานที่ซับซ้อนได้ในปริมาณมาก

นอกจากการปรับปรุงคุณสมบัติของวัสดุย่อยสลายทางชีวภาพเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ ทดแทนโลหะ ซึ่งเป็นแค่เพียงเป็นวัสดุที่ใช้แล้วไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากเนื้อเยื่อข้างเคียงแล้ว ยังได้มีการศึกษาพบวัสดุที่มีคุณสมบัติคล้ายกระดูกมนุษย์ วัสดุชนิดนั้นก็คือเซรามิกส์ เซรามิกส์หลายๆ ชนิดถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายทางการแพทย์ ในด้านเป็นวัสดุเติมและทดแทนกระดูก โดยเฉพาะไฮดรอกซีอะพาไทต์ เซรามิกชนิดพูน (Hydroxyapatite; HA) วัสดุในกลุ่มฟอสเฟต (Calcium Phosphate Based Materials) ที่มีส่วนประกอบคล้ายกับแร่ที่เป็นองค์ประกอบในกระดูกมนุษย์ และมีคุณสมบัติที่สามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกาย

มากกว่าวัสดุปลูกฝังเซรามิกชนิดอื่น และจากผลงานวิจัยกระดูกเทียมราคาถูกด้วยวัสดุนาโน โดยได้รับการพิสูจน์แล้วว่า เซรามิกไฮดรอกซีอะพาไทต์แบบมีรูพรุนนาโน มีความแข็งแรงสูง มีศักยภาพในการนำไปใช้ฝังในร่างกายเพื่อรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับกระดูกบกพร่อง [1], [7]

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 พอลิแลคติกแอซิด

กรดพอลิแลคติก (Polylactic acid ; PLA) เป็นพลาสติกที่ผลิตจากกระบวนการหมักพืชจำพวกแป้ง (ข้าวโพด) ซึ่งกำลังกลายเป็นทางเลือกใหม่มาแทนที่พลาสติกจากปิโตรเลียม PLA เป็นแหล่งคาร์บอนที่ได้จากวัตถุดิบที่สร้างขึ้นทดแทนได้ โดยคาร์บอนที่ดูดซึมโดยพืชเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถลดการแพร่ของปรากฏการณ์ก๊าซเรือนกระจกที่ทำให้โลกร้อนขึ้น และ PLA ยังไม่ก่อให้เกิดก๊าซพิษเมื่อถูกเผาเป็นเถ้า พอลิแลคติกแอซิดที่เป็นส่วนประกอบสำคัญของวัสดุที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพมีแนวทางหนึ่งที่ได้พัฒนาจนประสบความสำเร็จและได้พอลิเมอร์ในปริมาณที่เหมาะสมแก่การลงทุน คือ การใช้ประโยชน์จากวัสดุเหลือใช้จากข้าวโพด โดยการแยกส่วนของแป้งและน้ำตาลที่หลงเหลือในเศษข้าวโพด น้ำตาลที่สกัดได้จะนำไปเข้ากระบวนการหมักจนกระทั่งได้ผลผลิต คือ กรดแลคติก (Lactic Acid) [12] แล้วจึงนำไปเข้ากระบวนการอื่นๆ ต่อไป ความปลอดภัยของพอลิแลคติกแอซิดถูกจัดให้เป็น (generally recognized as safe; GRAS) โดยสำนักงานอาหารและ

ยาของประเทศสหรัฐอเมริกา

คุณสมบัติของ PLA คือ มีลักษณะใส และมีความแวววาวสูง ซึ่งขึ้นอยู่กับชนิดของสารเติมแต่งที่ใช้ PLA มีสมบัติทางกล และสามารถนำไปใช้งานได้เช่นเดียวกับพอลิเมอร์พื้นฐานทั่วไปที่มีสมบัติเป็นเทอร์โมพลาสติก PLA สามารถกักเก็บกลิ่น และรสชาติได้ดี มีความต้านทานต่อน้ำมัน และไขมันสูง ในขณะที่ก๊าซออกซิเจน ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ และน้ำสามารถแพร่ผ่านได้ดี มีความคงทนต่อการกระแทก (Impact Strength) ต่ำ ซึ่งสมบัติของ PLA ที่ผลิตเพื่อการค้าได้แสดงไว้ในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 สมบัติของ PLA ที่ผลิตเพื่อการค้า (NIA, 2551)

สมบัติ	NatureWork® PLA ¹	Biomer® L9000 ²
ความหนาแน่น (กรัม/มล.)	1.24	1.25
T _g (°C)	55-60	n/a
T _m (°C)	155-170	n/a
HDT (°C)	55	n/a
Tensile strength (MPa)	62	70
Elongation (%)	3.5	2.4
Flexural Modulus (MPa)	108	3,600

หมายเหตุ

1 Datasheet: NatureWork PLA, NatureWork LLC, USA. <http://www.natureworkslc.com>

2 Datasheets: Biomer L9000, Biomer, Netherlands. <http://www.biomer.de>.

การย่อยสลายได้ทางชีวภาพของ PLA สามารถย่อยสลายได้ดีในโรงหมักขยะอินทรีย์ที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสขึ้นไป แต่จะไม่ย่อยสลายทันทีที่อุณหภูมิต่ำกว่า เนื่องจาก PLA มีอุณหภูมิการเปลี่ยนเนื้อแก้ว (Glass-Transition Temperature: T_g) ใกล้เคียง 60 องศาเซลเซียส โดยขั้นตอนแรก PLA จะถูกย่อยสลายไปเป็นสารประกอบที่ละลายน้ำได้ และกรดแลคติก โดยการไฮโดรไลซิสซึ่งจะเกิดขึ้นภายใน 2 สัปดาห์ สารประกอบและกรดแลคติกที่ได้จะถูกย่อยต่อไปด้วยจุลินทรีย์ชนิดต่างๆ โดยการ Metabolisation อย่างรวดเร็วไปเป็นก๊าซ

คาร์บอนไดออกไซด์ น้ำ และมวลชีวภาพ [4]

การนำไปใช้ประโยชน์ของ PLA PLA เป็นพอลิเมอร์ที่มีสมบัติหลากหลายทำให้สามารถนำไปประยุกต์เป็นพลาสติกมูลค่าเพิ่มต่างๆ หลายด้านได้แก่ ด้านการแพทย์ เนื่องจาก PLA เป็นพอลิเมอร์ย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (Biodegradable) จึงสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อ (Biocompatible) และสามารถถูกดูดซึม (Bioresorbable) ได้โดยระบบชีวภาพ (Biological System) ในร่างกาย จึงทำให้ PLA เป็นวัสดุที่มีศักยภาพสูงสำหรับงานทางการแพทย์ และถูกนำมาใช้เป็นเครื่องมือทางการแพทย์มานาน เช่น ไหมเย็บแผล (Sutures) ตัวเย็บแผล (Staples) วัสดุปิดแผล (Wound Dressing) อุปกรณ์ฝังในร่างกาย (Surgical Implant) อุปกรณ์สำหรับยึดกระดูก (Orthopedic Fixation Devices) วัสดุสำหรับนำพาหรือปลดปล่อยตัวยา ซึ่งสามารถควบคุมอัตราและระยะเวลาในการปลดปล่อยยาได้อย่างมีประสิทธิภาพ [10]

2.2 ไฮดรอกซีอะลาไนด์

ในร่างกายมนุษย์จะมีแร่ธาตุ หรือสารอนินทรีย์เป็นองค์ประกอบ ซึ่งมีสัดส่วนประมาณ 69% ของน้ำหนักกระดูก ประกอบไปด้วยสาร ไฮดรอกซีอะลาไนด์เป็นหลัก ด้วยเหตุนี้ จึงเป็นที่นิยมนำสารตัวนี้มาใช้เป็นสารทดแทนกระดูก

การเตรียมสารไฮดรอกซีอะลาไนด์ สามารถเตรียมได้จาก 3 แหล่ง คือ

1. จากสารเคมี เช่น แคลเซียมไนเตรดและแอมโมเนียมฟอสเฟต เป็นต้น
2. จากปะการัง โดยนำมาผ่านกระบวนการเปลี่ยนเป็นสารไฮดรอกซีอะลาไนด์ แต่ปะการัง มีปริมาณน้อยและเป็นปัญหา ด้านสิ่งแวดล้อม จึงไม่นิยมนำมาใช้
3. จากกระดูกสัตว์ เช่น โค กระบือ ช้าง ปลา สุนัข รวมทั้งจากมนุษย์ โดยมากนิยมใช้กระดูกโคและกระดูกมากกว่า เนื่องจากมีปริมาณมากและเป็นสัตว์ที่มนุษย์ใช้ประโยชน์อยู่แล้ว ทั้งการใช้แรงงานและการบริโภค

โดยทั่วไปการนำสารไฮดรอกซีอะลาไนด์ไปใช้งาน

แบ่งได้ 3 ลักษณะคือ

1. แบบผง สำหรับใช้เพื่อเคลือบลงบนโลหะ ที่เป็น ส่วนประกอบหลักของข้อสะโพกเทียม หรือรากฟันเทียม หรือนำไป ผสมกับวัสดุชนิดอื่น เช่น พอลิเมอร์ เพื่อใช้ทำ กระดูกเทียม ซึ่งช่วยผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินให้สามารถ ได้ยินเสียงดีขึ้น

2. แบบเป็นชิ้นเนื้อแน่น มีการนำไปใช้เป็นกระดูก เสริมช่องว่างทางด้านศัลยกรรมกระดูกและไขกระดูก

3. แบบเป็นรูพรุน ใช้งานเป็นวัสดุทดแทนกระดูก เป็นตัวเติมทางด้านศัลยกรรมกระดูกและไขกระดูก

2.3 การฉีดขึ้นรูปพลาสติกประสม

หลักการฉีดพลาสติกคือการให้ความร้อนกับเม็ด พลาสติก เพื่อให้เปลี่ยนสถานะจากของแข็งกลายมาเป็น ของเหลว จากนั้นจึงใช้แรงดันให้พลาสติกเหลวไหลผ่าน ช่องทางเข้าสู่ภายในแม่พิมพ์ พลาสติกที่มีการทำให้เกิด โพรงอยู่ภายใน ภายหลังจากพลาสติกเหลวถูกฉีดเข้าไปอยู่ ภายในแม่พิมพ์ ก็จะถูกทิ้งไว้ให้เย็นตัวจนกระทั่งพลาสติก เหลวที่อยู่ภายในแม่พิมพ์แข็งตัวเป็นรูปร่างของผลิตภัณฑ์ ตามที่ต้องการ ชิ้นงานพลาสติกก็จะถูกนำออกจากแม่พิมพ์ องค์ประกอบในการฉีดพลาสติก [6]

ขั้นตอนพื้นฐานในการฉีดพลาสติก

การทำงานของเครื่องฉีดพลาสติกจะการทำงานอยู่ ด้วยกันทั้งหมด 3 รูปแบบ คือ แบบไม่เป็นอัตโนมัติ (Manual) ซึ่งจะสั่งให้เครื่องทำงานในขั้นตอนใด ก่อนหลังก็ได้ตามต้องการ แบบกึ่งอัตโนมัติ (Semi-Automatic) ซึ่งการทำงานจะเป็นไปตามขั้นตอนของ เครื่องฉีดเพียงวงจรการทำงานเดียวเท่านั้นแล้วหยุด และ แบบอัตโนมัติทั้งหมด (Fully-Automatic) จะมีการ ทำงานเป็นไปตามขั้นตอนของเครื่องฉีด โดยเมื่อครบรอบ วงจรการทำงานของเครื่องฉีดแล้ว ก็จะเริ่มวงจรการทำงาน ใหม่อีกทันที และทำต่อไปเรื่อย ๆ อย่างต่อเนื่อง โดย การทำงานแบบกึ่งอัตโนมัติและแบบอัตโนมัติทั้งหมดจะมี ขั้นตอนพื้นฐานในการฉีดพลาสติกประกอบไปด้วย 9 ขั้นตอน คือ

1. ขั้นตอนแม่พิมพ์เคลื่อนที่เข้าปิด โดยจะมี พารามิเตอร์คือ ความดัน (แรง) ความเร็ว และระยะทาง ในการเคลื่อนที่ปิดเข้าหากันของแม่พิมพ์

2. ขั้นตอนชุดฉีดหรือหัวฉีดเคลื่อนที่เข้าชนและแนบ กับแม่พิมพ์ โดยจะมีพารามิเตอร์ คือ ความดัน (แรง) และ ความเร็วรอบ

3. ขั้นตอนสกรูเคลื่อนที่ตามแนวแกนโดยไม่มีการ หมุน เพื่อขับพลาสติกเหลวที่อยู่ในกระบอกฉีดให้ไหล ออกจากหัวฉีดเข้าไปให้เต็มแม่พิมพ์ซึ่งเรียกว่า จังหวะฉีด (Injection Phase)

4. ขั้นตอนสกรูเคลื่อนที่ตามแนวแกนโดยไม่มีการ หมุน เพื่อขับดันพลาสติกเหลวเข้าไปในแม่พิมพ์เพิ่มเติม หลังจากทีพลาสติกเหลวเต็มในแม่พิมพ์แล้ว ทั้งนี้เพื่อย้ำ รักษาความดันให้พลาสติกในแม่พิมพ์มีความหนาแน่น ตามที่ต้องการเรียกว่า ช่วงการย้ำ (Holding Phase)

5. ขั้นตอนที่สกรูเริ่มหมุนเพื่อดึงเม็ดพลาสติกใน กรวยเติมเม็ดพลาสติก พร้อมทั้งป้อนไปข้างหน้าของสกรู เพื่อทำการหลอมผสมและป้อนพลาสติกเหลวไปอยู่หน้า สกรูฉีด ซึ่งเรียกว่า จังหวะ Plasticizing โดยจังหวะการ ทำงานนี้จะเป็นตัวกำหนดปริมาณเนื้อพลาสติกเหลวหรือ ระยะถอยสกรู (ระยะดึงเนื้อพลาสติก) ตามที่ต้องการ ใน ขั้นตอนนี้จะมีการใช้แรงดันในการดันการถอยหลังกลับ ของสกรูเพื่อควบคุมความหนาแน่นของพลาสติกเหลวที่อยู่ หน้าปลายสกรูฉีดให้มีค่าคงที่ที่เรียกว่า Back Pressure

6. ขั้นตอนการหล่อเย็นพลาสติกที่อยู่ในแม่พิมพ์ให้ เปลี่ยนจากพลาสติกเหลวเป็นของแข็ง โดยทำงานพร้อม กับการเริ่มหมุนสกรูเพื่อหลอมและป้อนพลาสติกเหลวไป หน้าปลายสกรูในขั้นตอนที่ 5 โดยขั้นตอนที่ 5 และ 6 นี้ จะเริ่มทำงานพร้อมกันเมื่อสิ้นสุดเวลาในการย้ำรักษาความ ดันแล้ว

7. ขั้นตอนชุดฉีดหรือหัวฉีดเคลื่อนที่ถอยออกจาก แม่พิมพ์ จะทำงานเมื่อสกรูหยุดการเคลื่อนที่แล้ว กล่าวคือ หยุดหมุนและหยุดถอยแล้ว โดยจะมีพารามิเตอร์ คือ ความดัน (แรง) และความเร็ว

8. ขั้นตอนแม่พิมพ์เคลื่อนที่เปิดเมื่อเวลาในการหล่อเย็นจากขั้นตอนที่ 6 นั้นหมดลงแล้ว โดยจะมีพารามิเตอร์ คือ ความดัน (แรง) ความเร็ว และระยะทาง

9. ขั้นตอนการกระทุ้งชิ้นงานให้หลุดออกจากแม่พิมพ์ โดยจะมีพารามิเตอร์ของความเร็ว ความดัน ระยะทาง และจำนวนครั้งในการกระทุ้ง [9]

2.4 การออกแบบการทดลอง

เป็นการออกแบบการทดลองเพื่อหาสัดส่วนที่เหมาะสมของปัจจัยเชิงปริมาณตั้งแต่ 2 ปัจจัยขึ้นไป โดยยึดหลักว่าผลรวมปริมาณของปัจจัยทั้งหมดจะต้องเป็น 1.0 (หรือ 100%) เสมอกล่าวคือ เมื่อปัจจัยหนึ่งมีปริมาณที่เพิ่มขึ้น ย่อมทำให้ปัจจัยอื่นๆ มีสัดส่วนลดลง Mixture Design มีแบบแผนการออกแบบย่อยแบ่งได้เป็น 4 แบบ ดังนี้

1. การออกแบบ แบบเซฟเฟอซิมเพล็กซ์แลตทิซ (Scheffe' Simplex-Lattice)

พิกัด (Coordinate) ซึ่งเป็นส่วนประกอบต่าง ๆ ของการทดลอง โดยแต่ละตัวแปรสามารถคำนวณระดับได้ดังนี้

$$X_i = 0, \frac{1}{m}, \frac{2}{m}, \dots, 1 \quad (1)$$

โดยที่ $i = 1, 2, 3, \dots, q$

m เป็นสัดส่วนของแต่ละปัจจัยจาก 0 – 1 (0–100%)

สำหรับในกรณีที่มีจำนวนส่วนผสม (q) เท่ากับ 3 หรือมี 3 ปัจจัย เป็นตัวอย่างที่นิยมใช้แสดงให้เห็นถึงการออกแบบดังกล่าว หาก $m = 3$ พิกัดที่ได้เป็นส่วนประกอบของ x_1 , x_2 และ x_3 จะเป็น $0, \frac{1}{3}$ และ $\frac{2}{3}$ ตามลำดับ

2. การออกแบบ แบบเซฟเฟอซิมเพล็กซ์เซนทรอยด์ (Scheffe' Simplex-Centroid) เป็นการออกแบบการทดลองที่มีสิ่งทดลองเท่ากับ $2q - 1$ แต่ละปัจจัยมีสัดส่วนที่เท่ากันทุกปัจจัย สิ่งทดลองประกอบด้วยจุดที่เป็นส่วนผสมเดี่ยว (Pure Component) ต่าง ๆ หมายถึง สิ่งทดลองที่มีปัจจัยนั้น 100 เปอร์เซ็นต์ หรือเท่ากับ 1.0 และ $0.5, 0.5, 0, \dots, 0$ เป็นส่วนผสมคู่ (Binary

Mixtures) และ $1/3, 1/3, 1/3, 0, \dots, 0$ สำหรับส่วนผสม 3 ชนิด และ $1/q, 1/q, 0, \dots, 0$ สำหรับส่วนผสมแบบควินารี (Q-nary Mixtures; Centroid) และจุดกึ่งกลาง ($1/q, 1/q, \dots, 1/q$)

3. การออกแบบ แบบซิมเพล็กซ์แอคเซียล (Simplex-Axial) เป็นการออกแบบการทดลองโดยเน้นจุดที่เป็นส่วนประกอบต่าง ๆ ของทุกปัจจัย สังเกตจากจุด H, I และ J โดยจุดทั้ง 3 ดังกล่าว มาจากจุดกึ่งกลางของแต่ละส่วนย่อย จากรูปที่ 2-4 หากพิจารณาจุด A, D และ E จะมีลักษณะเป็นสามเหลี่ยมย่อยโดยมีจุด H เป็นจุดกึ่งกลางสามเหลี่ยมดังกล่าวซึ่งเป็นเช่นเดียวกับจุด I และ J

4. การออกแบบ แบบเอ็กซ์ทรีมเวอร์ทิซ (Extreme Vertices) เป็นการออกแบบการทดลองแบบที่มีข้อจำกัดสัดส่วน (Design with constraints on proportion) หรือ แบบที่มีข้อจำกัด (Constrained Mixture Design) กล่าวคือ แผนการทดลองนี้ ระดับในแต่ละปัจจัยไม่จำเป็นต้องเป็น 0-100% โดยอาจเป็น 30-40% (0.30-0.40) หรือ 15-25% (0.15-0.25) เป็นต้น

แผนการทดลองแบบรวมปัจจัยส่วนผสม และ กระบวนการ (Combined Mixture-Process Design)

การออกแบบการทดลองแบบรวมปัจจัยส่วนผสม และ กระบวนการนี้เปรียบเสมือนเป็นการรวมการทดลอง 2 การทดลองไว้ด้วยกันคือ

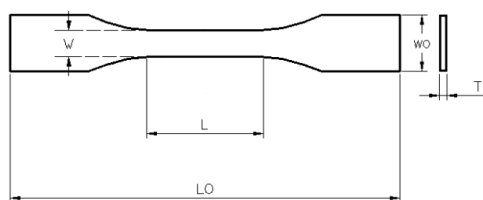
1. การหาความสอดคล้องกันของการกำหนดส่วนผสมโดยวิธีแผนการทดลองแบบส่วนผสม

2. การให้ค่าที่เหมาะสมของกระบวนการด้วยวิธีการออกแบบการทดลองเชิงแฟกทอเรียลและวิธีพื้นผิวตอบสนอง

การรวมกันของทั้ง 2 การทดลองเป็นเพียงหนึ่งการทดลองเราเรียกว่า Combined Design หรือ Crossed Design วิธีนี้เป็นวิธีการที่เหมาะสมที่สุดของการกำหนดส่วนผสมและเงื่อนไขของกระบวนการไปพร้อมๆกัน การออกแบบวิธีการนี้สามารถใช้โปรแกรมสถิติในการหาค่าที่เหมาะสมที่สุด (Optimal) ในการออกแบบเพื่อลดจำนวนการทดลองลงได้ [8]

2.5 มาตรฐานการทดสอบ

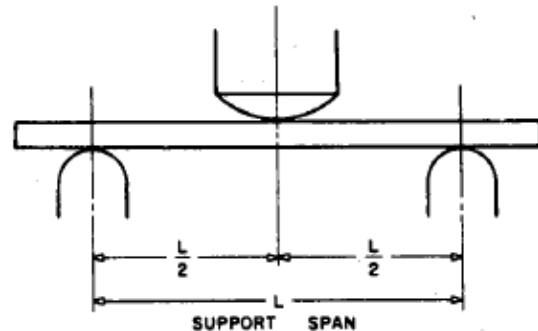
มาตรฐานการทดสอบสมบัติแรงดึงของพลาสติก (มาตรฐาน ASTM D638) ระบุภาวะสำหรับการหาสมบัติแรงดึงของพลาสติกและพลาสติกเสริมแรง โดยใช้ชิ้นงานรูปทรงดัมเบลล์ (Types I – V), แท่ง หรือท่อทรงกระบอก สมบัติแรงดึงเหล่านี้ได้แก่ ความต้านทานแรงดึงสูงสุด ความเครียดที่จุดแตกหัก และมอดูลัส สมบัติทางกลของพลาสติกสามารถเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเติมสารตัวเติมบางประเภทเข้าไปในพลาสติก เช่น ความแข็งแรง การยึดตัวและ ความเหนียว เช่นเดียวกับวัสดุหลายประเภท จะต้องมีการใช้ extensometer ในการวัดค่าความเครียดได้อย่างถูกต้อง กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของพลาสติก มักจะประกอบด้วยส่วนของอีลาสติกแบบเชิงเส้นและส่วนของพลาสติกแบบไม่เป็นเชิงเส้น บริเวณส่วนของเชิงเส้นนั้นจะเกิดขึ้นที่ค่าความเครียดต่ำมากและเนื่องจากค่ามอดูลัสจะตรวจวัดได้ในบริเวณนี้ การใช้ extensometer ที่มีความละเอียดสูงจึงมีความจำเป็น โดยส่วนใหญ่แล้ว extensometer นี้จะมีระยะการวัดที่จำกัดและต้องมีการถอดออกจากชิ้นงานในระหว่างการทดสอบ [2]



รูปที่ 1 ภาพวาดชิ้นงานทดสอบรูปดัมเบลล์ตามมาตรฐาน ASTM D638

มาตรฐาน ASTM D790 คือการทดสอบความสามารถของวัสดุที่จะสามารถทนต่อแรงที่ทำให้ตัวอย่างโค้งงอ โดยไม่เกิดการแตกหรือเสียรูปของตัวอย่างเมื่อหยุดให้แรง เป็นปัจจัยสำคัญสำหรับพอลิเมอร์ที่ถูกนำไปใช้งานบางประเภท ซึ่งระบุถึงขั้นตอนที่เหมาะสมในรายละเอียดของการทดสอบ ฟิกซ์เจอร์สำหรับการทดสอบแบบสามจุดและสี่จุดจะใช้ในการประเมินค่าสำหรับวัสดุแกร่งและกึ่งแกร่ง ในการทดสอบแบบสี่จุด ค่าของ

ระยะห่างระหว่างจุดรองรับจะขึ้นอยู่กับความหนาของชิ้นงาน ดังนั้นจะต้องทราบขนาดของชิ้นงานทดสอบก่อนที่จะเลือกใช้ฟิกซ์เจอร์ [3]



รูปที่ 2 ภาพวาดชิ้นงานทดสอบแบบ 3 จุด

2.6 แผ่นคานกระดุก

แผ่นคานกระดุกเป็นวัสดุที่ใช้ยึดตรึงอยู่บนผิวกระดุกและควรใช้ร่วมกับสกรูที่ออกแบบคู่กันเสมอ มีลักษณะเปลี่ยนแปลงตามวิวัฒนาการมากมายหลายแบบ เพื่อให้การยึดตรึงกระดุกมีประสิทธิภาพมั่นคงที่สุด คุณสมบัติสำคัญคือ ต้องมีความแข็งแรง ประกอบอยู่บนผิวกระดุกได้ดีและบางชนิดสามารถทำให้เกิดความเค้นอัดที่รอยหักได้หน้าที่สำคัญได้แก่ การช่วยรับแรงภาระที่ตกมาสู่กระดุกที่ถูกยึดตรึง (neutralization) การช่วยค้ำยันขึ้นหักย่อยของกระดุกพรมไม่ให้ทรุด (buttressing) และการทำให้รอยหักเกิดความเค้นอัดเพื่อช่วยตรึงขึ้นหักให้อยู่ในตำแหน่งที่จัดไว้ จนกว่ารอยหักจะติดกันดี แผ่นคานโดยทั่วไปจะทนทานต่อความเค้นดึงได้ดีแต่อาจหักล้า (fatigue) เมื่อได้รับความเค้น โกงหรือบิดอย่างซ้ำซาก [5]

สาเหตุของการเอาแผ่นคานกระดุกออกมีดังต่อไปนี้

1. โลหะที่ใส่นั้น แม้ว่าจะเป็นโลหะเฉื่อยที่ร่างกายไม่ค่อยทำปฏิกิริยาต่อมัน แต่ถึงอย่างไรก็ไม่ใช่ส่วนประกอบของร่างกายที่แท้จริง และร่างกายต้องมีการปรับตัวเพื่อยอมรับมันด้วยการสร้างเนื้อเยื่อบางชนิดมาห่อหุ้มไว้ เมื่อเนื้อเยื่อนี้มีลักษณะเหนียวและแข็งไม่เป็นธรรมชาติ อาจทำให้การเคลื่อนไหวของเอ็นหรือกล้ามเนื้อรวมถึงการทำงานของข้อต่อไม่ราบรื่นได้

2. ตำแหน่งที่ใส่โลหะเป็นตำแหน่งที่เชื้อโรคอาจจะปนอยู่ในกระแสเลือด มาเกาะค้างและเกิดการอักเสบเป็นหนองได้ง่าย บางทีอาจจะกลายเป็นหนองพุพองหลังการผ่าตัดไปแล้วนานนับสิบ ๆ ปีก็ได้ ซึ่งกรณีเช่นนี้การผ่าตัดเอาโลหะออก จะกระทำได้อย่างยากมากเพราะถูกฝังอยู่ภายในกระดูกที่ออกมาพอกทับ

3. กระดูกช่วงที่มีโลหะยึดตรึงไว้แข็งแรงนั้น จะมีปริมาณของเนื้อกระดูกน้อยลงจากการถูกพักการใช้งาน ซึ่งดูในภาพเอกซเรย์แล้วจะบอกได้ว่าลักษณะคล้าย ๆ กระดูกฝุ่ ดังนั้นเมื่อได้รับการบาดเจ็บ เพราะกระดูกส่วนนี้อาจจะหักได้ง่ายกว่าปกติ และมีอยู่บ่อยครั้งที่พบว่ามันจะหักผ่านรูของสกรูซึ่งเป็นจุดอ่อนพอดีด้วย

4. โลหะที่ใส่ไว้ในร่างกายนาน ๆ อาจมีการสึกกร่อน ซึ่งเป็นเหตุให้เกิดการหักคาอยู่ในกระดูก เมื่อต้องการจะเอาออก การ “ขูด” เอาชิ้นส่วนที่หักคาอยู่นั้นทำได้ด้วยความลำบากเช่นเดียวกัน บางครั้งอาจต้องปล่อยทิ้งไว้ให้เสี่ยงกับการติดเชื้อหรือการหักใหม่ ถ้าจะ “ขูด” เอาออกจริงๆ อาจต้อง “รื้อ” กระดูกและเนื้อเยื่อโดยรอบออกอย่างกว้างขวาง อันเป็นการก่อให้เกิดความเสียหายได้มากพอสมควร

5. พวกสกรูหรือโลหะแบบอื่นที่ใส่ไว้นาน ๆ มักจะมีการหลวมหลุดออกจากตำแหน่ง ที่มีเคยอยู่หรือปลายโผล่เนื่องจากกระดูกทรุด และเป็นเหตุให้เกิดการรบกวนเนื้อเยื่อโดยรอบได้ ที่สำคัญและพบบ่อยก็คือ การไปขีดข่วนที่กระดูกอ่อนของผิวข้อ ทำให้เกิดอาการอักเสบข้อได้

3. ขั้นตอนการดำเนินงาน

3.1 การวิเคราะห์สภาพทั่วไป

ศึกษาแนวคิด หลักการ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย การใช้เทคนิคการออกแบบการทดลอง การผลิตสารทดแทนกระดูกไฮดรอกซีอะพาไทต์ การวิเคราะห์สถานการณ์จำลองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ กระบวนการขึ้นรูปวัสดุผง การทดลองการย่อยสลายทางชีวภาพ

3.2 การออกแบบการทดลอง

จากการศึกษาข้อมูลเบื้องต้นทำให้ได้ปัจจัยในการทดลองคือ อัตราส่วนของพลาสดิกชีวภาพพอลิแลคติกแอซิด (Polylactic acid: PLA) กับผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite: HA) เป็น 90:10 85:15 และ 80:20 โดยน้ำหนัก และมีปัจจัยในกระบวนการฉีดขึ้นรูปคือ อุณหภูมิในการฉีดขึ้นรูป (Temperature: T) แรงดันฉีด (Injection Pressure: P) ซึ่งได้ทำการแบ่งระดับของปัจจัยการทดลองดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ระดับปัจจัย High Level และ Low Level Parameter

No.	Parameter	High Level (+1)	Low Level (-1)	Unit
1	T	185	165	°C
2	P	65	55	bar

ทำการออกแบบการทดลองจากปัจจัยข้างต้นโดยโปรแกรม Minitab และวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของผลการทดลอง

3.3 อุปกรณ์การทดลองและขั้นตอนการฉีดขึ้นรูปขึ้นงาน

เตรียมเม็ดพลาสดิก พอลิแลคติก แอซิด 3251 จากบริษัท บีซี โพลีเมอร์ส มาร์เก็ตติ้ง จำกัด, ไฮดรอกซีอะพาไทต์ จากภาควิชาเคมีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องฉีดพลาสดิก Battenfeld BA 250 CDC ขนาด 40 ตัน จากศูนย์ค้นคว้าและพัฒนาเทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรมภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกลคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, เครื่องทดสอบ Baldwin Universal Testing System และ เครื่องทดสอบ WYKEHAM-FARRANCE ขนาด 10 ตันของภาควิชาวิศวกรรมโยธา คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัย เชียงใหม่

ขั้นตอนการฉีดขึ้นรูปขึ้นงานทำการชั่งตวงเม็ดพลาสดิกพอลิแลคติก แอซิด และ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ตามตารางการออกแบบการทดลอง 12 การทดลอง ผสมพอลิแลคติกแอซิดและไฮดรอกซีอะพาไทต์ทำการป้อนวัสดุประสมเข้าเครื่องฉีดพลาสดิก ที่อุณหภูมิและแรงดัน

นิตตามตารางที่ 3 การออกแบบการทดลอง หลังจากนั้น
ทำการแกะชิ้นงานออกจากแบบพิมพ์ พักชิ้นงานทิ้งไว้จน
อุณหภูมิเย็นลง

3.4 การทดสอบคุณสมบัติเชิงกล

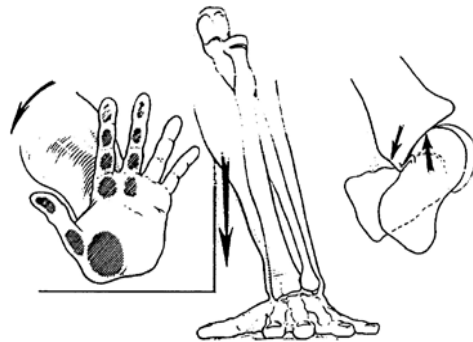
การทดสอบแรงดึง (Tensile Test) นำชิ้นงานที่ได้
จากการฉีดขึ้นรูปตามมาตรฐาน ASTM D638 จำนวน 5
ชิ้นงาน ต่อ 1 การทดลอง โดยเครื่องทดสอบ Baldwin
Universal Testing System ที่ อุณหภูมิ 25 องศา
เซลเซียส

การทดสอบแรงดัดโค้ง (Bending Test) นำ
ชิ้นงานที่ได้จากการฉีดขึ้นรูปตามมาตรฐาน ASTM
D790 จำนวน 5 ชิ้นงานต่อ 1 การทดลองโดยเครื่อง
ทดสอบ WYKEHAM-FARRANCE ขนาด 10 ตัน

3.5 การวิเคราะห์ชิ้นงานโดยโปรแกรมระเบียบวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์

ศึกษาลักษณะแผ่นคานกระดูกบริเวณข้อมือและสร้าง
ชิ้นงานแผ่นคานกระดูกรูปตัวที ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง
สกรู 3.5 มิลลิเมตร หน้า 1 มิลลิเมตร โดยโปรแกรมทาง
คอมพิวเตอร์ CAD/CAM กำหนดค่าคุณสมบัติของวัสดุ
ประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์-กรดพอลิแลคติก (Elastic
Modulus, Poisson's Ratio, Mass Density,
Tensile Strength, Yield Strength) กำหนดคุณสมบัติ
ของวัสดุ โดยไปที่ Apply Material เลือกกำหนด
คุณสมบัติวัสดุด้วยตัวเอง (Custom defined) ทำการ
ป้อนค่าที่ได้จากการคำนวณจากชิ้นงานที่ทำการทดลองขึ้น
รูปสร้าง Mesh ให้แก่ชิ้นงานโดยกำหนดขนาดของเอลิ
เมนต์เท่ากับ 1 มิลลิ เมตรกำหนดเงื่อนไขของปัญหา
กำหนดการยึดชิ้นงานไม่ให้เคลื่อนที่โดยใช้คำสั่ง
Fixture แล้วเลือก Fixed Geometry ทำการเลือกสกรู
ทุกตัว เพื่อไม่ให้ชิ้นงานเคลื่อนที่ แล้วกำหนดทิศทางของ
แรงที่กระทำ อ้างอิงจากลักษณะกลไกการเดินแล้วล้มเอ
ามือลงเท้าพื้นดังรูปที่ 3 และกำหนดแรงที่กระทำต่อ
ชิ้นงานเท่ากับ 600, 300 และ 150 นิวตัน อ้างอิงจากการ
คำนวณความ สัมพันธ์การเดินล้มของคนและได้รับแรง

กระทำบริเวณต่างๆ ดังตารางที่ 3 คำนวณหาคำตอบ โดย
คลิกคำสั่ง Run โปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ชิ้นงาน



รูปที่ 3 กลไกการเกิดการเดินแล้วล้มลงเอามือเท้าพื้นทำให้
กระดูกหักในท่าที่มืออยู่ในลักษณะของ dorsiflexion,
pronation [11]

ตารางที่ 3 ค่าจากการคำนวณความสัมพันธ์ของการเดินล้ม
และรับแรง

Note	Male	Female
Distance of Fall (ft)	11	11
Velocity on Impact (ft/s)	26.62	26.62
Deceleration Distance (in)	12	12
Rate of Deceleration (ft/s ²)	354	354
Weight (lbf-force)	172	137
Force of Impact (lbf-force)	1.892	1.513
Time (s)	0.8266	0.8266
Area of Impact (in ²)	1/8	1/8
Pressure of Impact (lbf/in ²)	15.136	12.100

4. ผลการทดลองและวิจารณ์ผล

4.1 ผลการศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อการฉีดขึ้นรูปวัสดุ ประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์-พอลิแลคติก แอสิด

เมื่อทำการออกแบบการทดลองโดยโปรแกรม
Minitab ทำให้ได้รูปแบบการทดลองดังตารางที่ 3

ตารางที่ 4 แบบการทดลองส่วนผสมกับกระบวนการ

การทดลองที่	PLA %wt	HA %wt	Temp. °C	Press. MPa
1	90	10	165	5.5
2	90	10	165	6.5
3	90	10	185	5.5
4	90	10	185	6.5
5	85	15	165	5.5
6	85	15	165	6.5
7	85	15	185	5.5

ตารางที่ 4 (ต่อ) แบบการทดลองส่วนผสมกับกระบวนการ

การทดลองที่	PLA %wt	HA %wt	Temp. °C	Press. MPa
8	85	15	185	6.5
9	80	20	165	5.5
10	80	20	165	6.5
11	80	20	185	5.5
12	80	20	185	6.5

ผลการวิเคราะห์แบบจำลองการถดถอย

จากการวิเคราะห์สมการถดถอยโปรแกรม Minitab โดยทดสอบความสัมพันธ์ของตัวแปรอิสระกับตัวแปรตาม (แรงดึง) ผลการวิเคราะห์เป็นดังตารางที่ 4

ตารางที่ 5 ผลการวิเคราะห์แบบจำลองการถดถอย

	Y1	Y2
B1	0.6180	0.9762
B2	-0.3060	0.6842
B3	-0.2972	-0.1767
B4	0.7123	-0.0357
B0	0	0
R ² Statistic	0.9934	0.9734
F Statistic	49.8580	12.2117
P-Value for the full model	0.1036	0.2066
The estimated error variance	1.2881	0.6273

หมายเหตุ Y1 คือ ค่าตัวแปรตามของแรงดึงชิ้นงาน

Y2 คือค่าตัวแปรตามของแรงดัดโค้งชิ้นงาน

จากตารางที่ 4 พิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การประมาณค่าทางสถิติ พิจารณาค่า R-Squared ค่านี้จะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 - 1 โดยหากยิ่งวิ่งเข้าใกล้หนึ่งยิ่งดี จากตาราง Y1 แสดงค่า R-Squared เท่ากับ 0.9934 ซึ่งบอกให้เราทราบว่า ตัวแปรอิสระ (X1:อัตราส่วนของ PLA , X2: อัตราส่วนของ HA, X3: อุณหภูมิ, X4: แรงดัน) สามารถอธิบายตัวแปรตาม (Y: Ultimate Tensile Strength) ได้ร้อยละ 99.34 ในส่วนของตัวแปรตาม Y1 ได้แสดงค่า R-Squared เท่ากับ 0.9734 ซึ่งบอกให้เราทราบว่า ตัวแปรอิสระ (X1:อัตราส่วนของ PLA , X2: อัตราส่วนของ HA, X3: อุณหภูมิ, X4: แรงดัน) สามารถอธิบายตัวแปรตาม (Y: Ultimate Flexural

Strength) ได้ร้อยละ 97.34 แสดงว่าค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเป็นที่น่าสนใจ และจำลองมีความเพียงพอในการพิดข้อมูลแบบจำลอง เพื่อนำไปสร้างสมการทำนายผลตอบได้

พิจารณา ค่า F-statistic

ค่า F-statistic เป็น ค่าที่ใช้ในการทดสอบสมมติฐานว่าค่าสัมประสิทธิ์ที่ประมาณค่าได้มีค่าแตกต่างไปจากศูนย์หรือไม่ ค่านี้ยิ่งสูงยิ่งดี เนื่องจากหมายถึงความเหมาะสมของแบบสมการในการใช้ทำนายค่าที่จะติดตามไปด้วย ซึ่งจากตารางของ Y1 มีค่า F-statistic เท่ากับ 49.8580 ของ Y2 มีค่า F-statistic เท่ากับ 12.2117

พิจารณา ค่า Probability (F – statistic)

ค่า Probability เป็น ค่า P-value ของ F-statistic ค่า P-value จะต้องน้อยกว่า α ที่กำหนดไว้ ถึงจะสามารถปฏิเสธสมมติฐานหลักที่ว่าค่าสัมประสิทธิ์ที่ประมาณค่าได้มีค่าไม่แตกต่างไปจากศูนย์ ซึ่งค่า P-value ของ Y1 และ Y2 เท่ากับ 0.1036 และ 0.2066 ตามลำดับ แสดงว่าแบบสมการมีความเหมาะสมในการนำมาใช้ทำนายค่าความสัมพันธ์ของผลตอบ

ผลการสร้างสมการทำนายผล (Regression Equation)

นำค่าสัมประสิทธิ์ของปัจจัยที่ได้จากการวิเคราะห์การถดถอย มาเขียนเป็นสมการทำนายผลตอบได้ดังต่อไปนี้

$$\begin{aligned} \text{Tensile Strength} &= 0.6180\text{PLA} - 0.3060\text{HA} - 0.2972\text{Temperature} + 0.7123\text{Pressure} \\ \text{Flexural Strength} &= 0.9762\text{PLA} + 0.6842\text{HA} - 0.1767\text{Temperature} - 0.0357\text{Pressure} \end{aligned}$$

4.2 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกล

ผลการทดสอบแรงดึง (Tensile Test)

ผลการทดสอบแรงดึง (Tensile Test) โดยเครื่องทดสอบ Baldwin Universal Testing System ที่อุณหภูมิห้อง 25 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดลักษณะการขาดของชิ้นงานดังรูปที่ 4 และได้ค่าการทดลองแรงดึงดังตารางที่ 6



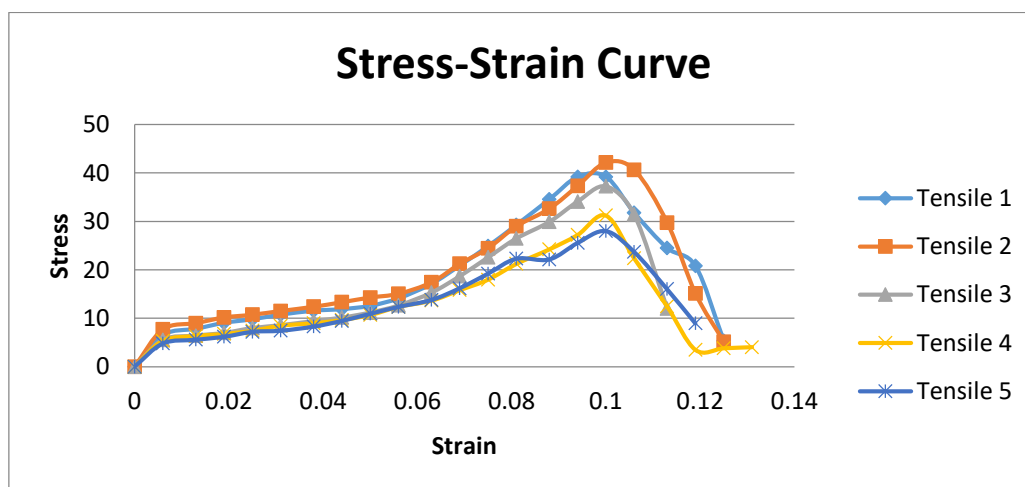
รูปที่ 4 ชิ้นงานจากการทดสอบแรงดึง

ตารางที่ 6 ค่าทดสอบแรงดึง

การทดลอง	PLA %wt	HA %wt	Temperature °C	Pressure MPa	Ultimate Tensile Strength 1	Ultimate Tensile Strength 2	$\bar{x}$	Sd
1	90	10	165	5.5	40.71	44.71	42.71	2.83
2	90	10	165	6.5	N/A	N/A	-	-
3	90	10	185	5.5	36.8	37.23	37.02	0.3
4	90	10	185	6.5	43.96	42.15	43.06	1.28
5	85	15	165	5.5	N/A	N/A	-	-
6	85	15	165	6.5	N/A	N/A	-	-
7	85	15	185	5.5	28.27	34.16	31.22	4.16
8	85	15	185	6.5	N/A	N/A	-	-
9	80	20	165	5.5	N/A	N/A	-	-
10	80	20	165	6.5	N/A	N/A	-	-
11	80	20	185	55	23.65	32.32	27.99	6.13
12	80	20	185	65	N/A	N/A	-	-

จากค่าที่ได้จากการทดสอบแรงดึงจะเห็นได้ว่า
ชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 90% HA 10%
Temperature 185°C Injection Pressure 65 bar
ให้ค่าเฉลี่ยของแรงดึงสูงสุดคือ 43.06 MPa และ
ชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 80% HA 20%
Temperature 185°C Injection Pressure 55 bar

มีค่าเฉลี่ยแรงดึงต่ำสุดคือ 27.99 MPa และสามารถ
เขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับ
ความเครียดได้ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 แสดงกราฟเปรียบเทียบ Stress-Strain Curve ตารางที่ 6

จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียดของการทดสอบแรงดึง สามารถนำพฤติกรรมของกราฟมาเปรียบเทียบกับลักษณะแรงดึงของวัสดุพอลิเมอร์กลุ่มต่างๆ ปรากฏว่าพฤติกรรมของกราฟมีความ

ใกล้เคียงกับวัสดุเนื้อเหนียว (soft and tough) ผลการทดสอบแรงดัดโค้ง (Bending Test)

โดยเครื่องทดสอบ WYKEHAM-FARRANCE ขนาด 10 ตัน ได้ค่าจากการทดสอบดังตารางที่ 7

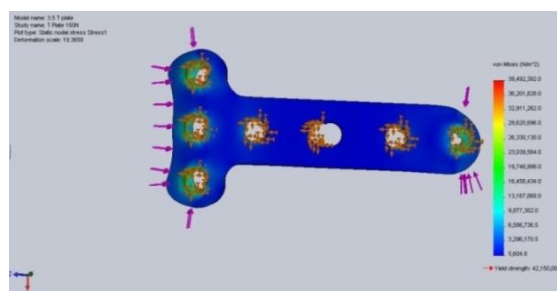
ตารางที่ 7 ผลการทดสอบแรงดัดโค้ง

การทดลอง	PLA %wt	HA %wt	Temperature °C	Pressure MPa	Ultimate Flexural Strength 1	Ultimate Flexural Strength 2	$\bar{x}$	sd
1	90	10	165	55	63.54	63.64	63.59	0.07
2	90	10	165	65	N/A	N/A	-	-
3	90	10	185	55	61.66	59.1	60.38	1.81
4	90	10	185	65	55.28	64.12	59.70	6.25
5	85	15	165	55	N/A	N/A	-	-
6	85	15	165	65	N/A	N/A	-	-
7	85	15	185	55	60.94	54.95	57.95	4.24
8	85	15	185	65	N/A	N/A	-	-
9	80	20	165	55	N/A	N/A	-	-
10	80	20	165	65	N/A	N/A	-	-
11	80	20	185	55	57.47	57.44	57.46	0.02
12	80	20	185	65	N/A	N/A	-	-

จากค่าที่ได้จากการทดสอบแรงดัดโค้งจะเห็นได้ว่า ชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 90% HA 10% Temperature 165°C Injection Pressure 55 bar ให้ค่าเฉลี่ยของแรงดัดโค้งสูงสุดคือ 63.59 MPa ให้ระยะโค้งงอสูงสุดก่อนเกิดการหักขาดเท่ากับ 0.015 เมตร ชิ้นงานของการทดลองที่ PLA 80% HA 20% Temperature 185°C Injection Pressure 55 bar ให้ค่าเฉลี่ยแรงดัดโค้งต่ำสุดคือ 57.46 MPa

4.3 ผลการวิเคราะห์ชิ้นงานโดยระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

จากวัตถุประสงค์การทำวิจัยเพื่อการพัฒนาแผ่นดามกระดูกด้วยวัสดุประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์-กรดพอลิแลคติก จึงได้นำข้อมูลทางด้านคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุนั้นมาใช้ในการวิเคราะห์เพื่อหาค่าการรับแรงของแผ่นดามกระดูกโดยอ้างอิงขนาดมาตรฐานแผ่นดามกระดูกบริเวณข้อมือทำให้ได้ลักษณะการรับแรงของแผ่นดามกระดูกดังรูปที่ 6



รูปที่ 6 การวิเคราะห์แผ่นดามกระดูกจากไฮดรอกซีอะปาไทต์-กรดพอลิแลคติก

จากรูปพบว่าค่าความเค้นสูงสุด (von mises) ที่เกิดขึ้นกับแผ่นดามกระดูกที่รับแรง 150 นิวตัน มีค่าเท่ากับ 39.49 MPa เกิดขึ้นบริเวณรูศร ซึ่งแผ่นดามกระดูกที่ใช้วัสดุประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์-กรดพอลิแลคติกนี้มีค่า Yield Strength อยู่ที่ 42.15 MPa เมื่อพิจารณาค่าความปลอดภัย (Factor of Safety: FOS) ของแผ่นดามกระดูกในการรับแรงกระทำทั้ง 3 กรณีแล้ว พบว่าแผ่นดามกระดูกที่รับแรง 150 นิวตัน มีค่าความปลอดภัยมากที่สุดเท่ากับ 1.1 หมายความว่า แผ่นดามกระดูกจะพังก็ต่อเมื่อมีแรงหรือกำลังเป็น 1.1 เท่าของที่ได้วิเคราะห์ไว้

มากระทำกับแผ่นดามกระดูก ค่า 1.1 เท่านั้นเป็นค่าเพื่อไว้กรณีเกิดความไม่สมบูรณ์ของวัสดุที่นำมาทำแผ่นดามกระดูก

และจากตารางอ้างอิงค่าจากการคำนวณความสัมพันธ์ของการลื่นล้มและรับแรงพบว่า (ตารางที่ 3) กรณีที่ชายน้ำหนัก 172 ปอนด์ ลื่นล้มจะได้รับแรงกระแทกบริเวณข้อมือเท่ากับ 1.892 ปอนด์ หรือคิดเป็น 8.42 นิวตัน เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณแรงที่กระทำต่อแผ่นดามกระดูกที่มีคุณสมบัติเป็นวัสดุประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์-กรดพอลิแลคติก ซึ่งสามารถรับแรงกดได้ที่ 150 นิวตันแล้ว แสดงให้เห็นว่าแผ่นดามกระดูกที่ออกแบบมานั้นสามารถนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนแผ่นดามกระดูกจากโลหะได้ โดยมีคุณสมบัติที่เข้ากันได้กับร่างกายมนุษย์

5. สรุปผลการวิจัย

จากการวิเคราะห์ปัจจัยในการทดลองเราสามารถนำผลการความสัมพันธ์ที่ได้ไปพัฒนาอัตราส่วนผสมของไฮดรอกซีอะปาไทต์กับกรดพอลิแลคติกต่อไป ซึ่ง

วัตถุประสงค์หลักในการเติมไฮดรอกซีอะปาไทต์ เพื่อช่วยให้ชิ้นงานมีความเข้ากันได้กับกระดูกของมนุษย์ และ ในส่วนของผลการฉีดขึ้นรูปชิ้นงานวัสดุประสมไฮดรอกซีอะปาไทต์กับกรดพอลิแลคติก พบว่าจากการออกแบบการทดลองทั้งหมด 12 การทดลอง สามารถทำการฉีดขึ้นรูปได้จริงเพียง 5 การทดลอง เนื่องมาจากเกิดปัญหาเรื่องขัดข้องไม่สามารถฉีดขึ้นรูปของบางปัจจัยที่กำหนดได้ เมื่อพิจารณาผลของปัจจัยและกระบวนการต่อแรงดึงและแรงดัดโค้งสูงสุด แล้ว พบว่าที่อัตราส่วนของ พอลิแลคติก แอสิด 90% โดยน้ำหนักและไฮดรอกซีอะปาไทต์ที่ 10% โดยน้ำหนัก จะทำให้ได้ค่าแรงดึงและแรงดัดโค้งที่สูงที่สุด นอกจากนี้ยังพบว่าที่อุณหภูมิในการฉีดขึ้นรูปที่ 185 องศาเซลเซียส และความดันฉีดที่ 5.5 บาร์ ทำให้สามารถขึ้นรูปชิ้นงานโดยการฉีดดีกว่า ปัจจัยอื่นๆ ของการออกแบบการทดลอง และจากการนำค่าทดสอบที่ได้มาวิเคราะห์คุณสมบัติของวัสดุเข้ากับแผ่นดามกระดูกแล้วพบว่า แผ่นดามกระดูกบริเวณข้อมือสามารถรับแรงกระแทกที่เกิดจากการลื่นล้มได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Rakovsky, A., Gotmann, I., Rabkin, E., Gutmanas, E.Y. Strong bioresorbable Ca phosphate-PLA nanocomposites with uniform phase distribution by attrition milling and high pressure consolidation. *Journal of the Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 2013.
- [2] ASTM International. D638 Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics1. 2010.
- [3] ASTM International. D790 Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. 2002.
- [4] Flieger, M., et al. Biodegradable plastics from renewable sources. *Folia microbiological*, 2003, 48(1): 27-44.
- [5] ณัฐพล สีหาวัฒน์. หลักการและวิธีการรักษาภาวะกระดูกหัก. มหาวิทยาลัยมหิดล, 2553.
- [6] ดร.ชนัน พัทธวรกร. เทคโนโลยีกระบวนการผลิตผลิตภัณฑ์พอลิเมอร์. ภาควิชาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2556.
- [7] นิธินาถ สุภากาญจน์. โครงการการผลิตพอลิโพรพิลีนคอมโพสิตโดยใช้ไฮดรอกซีอะปาไทต์จากกระดูกสัตว์เป็นสารตัวเติมเพื่อใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูก. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, 2549.
- [8] พิชิต สุขเจริญพงษ์. การออกแบบการทดลอง. ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, 2549.
- [9] วิโรจน์ เตชะวิญญธรรม. พื้นฐานเกี่ยวกับกระบวนการฉีดพลาสติก. วิศวกรรมการผลิตพลาสติก, กรุงเทพฯ: สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น), 2553.

- [10] ศูนย์สารสนเทศวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพ. ประมวลสารสนเทศพร้อมใช้, 2553; 10-13.
- [11] สมศักดิ์ คุปต์นิติศึกษกุล. การรักษาการบาดเจ็บของแขนและข้อศอก. ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [12] สุริยัน รักแม่. การศึกษาการใช้ไฮดรอกซีอะปาไทต์ธรรมชาติเพื่อเป็นสารตัวเติมในพอลิแลกติกแอซิดคอมโพสิต. มหาวิทยาลัยสุรนารี, 2552; 139.