

การศึกษาแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์จากเปลือกไข่ไก่ สำหรับการฉีดขึ้นรูป เพื่อใช้ในการศัลยกรรมกระดูก

Study of Calcium Phosphate Cement Derived from Chicken Eggshells for Injectable Bone Repair Applications

ไกรสร หริแสง จิรพันธ์ ศรีมณีรัตน์ และ ชีรวรรณ เหล่านากุล*

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ต.ในเมือง อ.เมืองขอนแก่น จ.ขอนแก่น
40000 E-mail: teerla@kku.ac.th*

Kaison Harisaeng, Jirapan Srimeenarat and Teerawat Laonapakul*

Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, Khon Kaen University, Nai Mueang Sub-
district, Mueang Khon Kaen, Khon Kaen, 40000, E-mail: teerla@kku.ac.th*

Received 23 Apr 2025; Revised 27 May 2025

Accepted 15 Aug 2025; Available online 30 Jun 2026

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการใช้เปลือกไข่ไก่เป็นวัตถุดิบสำคัญในการสังเคราะห์เตตระแคลเซียมฟอสเฟต (Tetra-calcium Phosphate, TTCP) ซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์ (Calcium Phosphate Cement, CPC) การวิจัยนี้เน้นการประยุกต์ใช้ CPC ในรูปแบบฉีดขึ้นรูป (Injectable Form) ด้วยการใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ (3D Printing) เพื่อจำลองการใช้งานจริงในทางการแพทย์ ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าอัตราส่วนผงต่อสารละลาย (Powder to Liquid Ratio, P/L) มีผลต่อสมบัติการฉีดขึ้นรูปและกำลังรับแรงอัดของ CPC โดยอัตราส่วน P/L 1:0.46 และ 1:0.48 กรัม/มิลลิลิตร ให้ค่ากำลังรับแรงอัดสูงสุดที่ 4.63 และ 5.58 เมกะปาสคาล แม้ว่าค่ายังต่ำกว่ามาตรฐานสำหรับกระดูกเนื้อฟองน้ำ แต่แสดงถึงศักยภาพในการพัฒนาต่อไป การสังเคราะห์ TTCP จากเปลือกไข่ไก่ช่วยลดต้นทุนการผลิตและส่งเสริมการใช้ทรัพยากรธรรมชาติอย่างยั่งยืน ผลการวิจัยนี้ชี้ให้เห็นถึงโอกาสในการปรับปรุงสมบัติทางกลและชีวภาพ เช่น การเติมสารกระตุ้นการสร้างกระดูก เพื่อเพิ่มความเหมาะสมในการใช้งานในคลินิก เช่น การซ่อมแซมและสร้างเนื้อเยื่อกระดูกใหม่ งานวิจัยนี้จึงเป็นก้าวสำคัญในการพัฒนาวัสดุชีวการแพทย์ที่ตอบสนองทั้งด้านการแพทย์และการอนุรักษ์สิ่งแวดล้อมในอนาคต

คำหลัก: แคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์ เปลือกไข่ไก่ เตตระแคลเซียมฟอสเฟต การฉีดขึ้นรูป วัสดุทดแทนกระดูก

Abstract

This study presents the use of chicken eggshells as a key raw material in the synthesis of tetracalcium phosphate (TTCP), a major component of calcium phosphate cement (CPC). The research focuses on the application of CPC in an injectable form using 3D printing technology, aiming to simulate real-world medical applications. The results demonstrate that the powder-to-liquid (P/L) ratio significantly influences both the injectability and compressive strength of the CPC. P/L ratios of 1:0.46 and 1:0.48 g/mL achieved maximum compressive strengths of 4.63 and 5.58 MPa, respectively. Although these values are lower than the standard for trabecular bone, they indicate promising potential for further development. The synthesis of TTCP from chicken eggshells not only reduces production costs but also promotes sustainable use of natural resources. These findings highlight the opportunity to enhance the material's mechanical and biological properties, such as incorporating osteogenic stimulants, to improve its suitability for clinical applications, including bone repair and tissue regeneration. This research represents an important step forward in the development of biomedical materials that address both medical and environmental conservation needs in the future.

Keywords: Calcium Phosphate Cement, Eggshells, Tetra-calcium Phosphate, Injectable Form, Bone Substitute Materials

1. บทนำ

เตตระแคลเซียมฟอสเฟต (Tetra-Calcium Phosphate, TTCP) หรือ $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$ เป็นสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตที่ได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางในวงการวัสดุชีวการแพทย์ เนื่องจากมีคุณสมบัติเด่นในด้านความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) และความสามารถในการย่อยสลายได้ในร่างกาย (biodegradability) ซึ่งทำให้ TTCP มีบทบาทสำคัญในงานซ่อมแซมและฟื้นฟูกระดูกและฟัน [1, 2] กระบวนการสังเคราะห์ TTCP สามารถดำเนินการได้หลายวิธี เช่น กระบวนการเผาไหม้ (Combustion Synthesis) กระบวนการโค-ฟลอคคูเลชัน (Co-Flocculation) และปฏิกิริยาในสถานะของแข็ง (Solid-State Reaction) [3-5] อย่างไรก็ตาม วิธีปฏิกิริยาในสถานะของแข็งเป็นที่นิยมมากที่สุดเนื่องจากมีขั้นตอนที่ไม่ซับซ้อน สามารถผลิต TTCP ที่มีความบริสุทธิ์สูง ต้นทุนต่ำ และเหมาะสำหรับการผลิตในระดับอุตสาหกรรม กระบวนการนี้ใช้สารตั้งต้นที่ประกอบด้วยแคลเซียมและฟอสเฟต ผสมเข้าด้วยกันแล้วให้ความร้อนที่อุณหภูมิสูงเพื่อกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาโดยตรง ข้อดีของวิธีนี้คือช่วยลดความ

ซับซ้อนของอุปกรณ์ที่ต้องใช้ และไม่จำเป็นต้องใช้ตัวทำละลายพิเศษ จึงเป็นทางเลือกที่ยั่งยืนและคุ้มค่าทางเศรษฐกิจสำหรับการผลิตในปริมาณมาก ในขณะที่เทคนิคอื่น ๆ เช่น การสังเคราะห์ผ่านกระบวนการเผาไหม้และกระบวนการโค-ฟลอคคูเลชัน อาจต้องใช้กระบวนการที่ซับซ้อนกว่า อุปกรณ์เฉพาะทาง หรือมีต้นทุนการผลิตที่สูงขึ้น ซึ่งอาจเป็นข้อจำกัดต่อการนำไปใช้ในเชิงพาณิชย์

การสังเคราะห์ TTCP โดยการเผาผสมแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) และไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรต (Dicalcium Phosphate Dihydrate, DCPD) ที่อุณหภูมิสูงกว่า 1,300 องศาเซลเซียส ทั้งนี้ งานวิจัยล่าสุดได้แสดงให้เห็นถึงศักยภาพของการใช้ CaCO_3 จากเปลือกไข่ไก่เป็นสารตั้งต้นในการสังเคราะห์ TTCP [6] ซึ่งเป็นแนวทางที่ช่วยเพิ่มมูลค่าให้กับวัสดุเหลือใช้ TTCP ยังเป็นองค์ประกอบสำคัญของแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์ (Calcium Phosphate Cement, CPC) เมื่อใช้ร่วมกับ DCPD และสารละลายของเหลว ซึ่งช่วยให้ CPC สามารถแข็งตัวได้ที่อุณหภูมิห้องหรืออุณหภูมิในร่างกาย เมื่อสัมผัสกับของเหลว CPC จะเปลี่ยนแปลง

ไปเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite, HAP) ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของกระดูกและฟันตามธรรมชาติ ความสามารถในการประยุกต์ใช้ CPC ในรูปแบบต่างๆ เช่น การอัดขึ้นรูป (Compression Molding) ได้รับการศึกษามาอย่างต่อเนื่อง [7-9] อย่างไรก็ตาม การนำ CPC มาประยุกต์ในรูปแบบการฉีดขึ้นรูป (Injectable Form) ยังเป็นหัวข้อที่ต้องการการพัฒนาและวิจัยเพิ่มเติม

ในงานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาการขึ้นรูป CPC ในรูปแบบการฉีดที่สังเคราะห์จากสารตั้งต้น TTCP ที่ได้จากเปลือกไขไก่ เพื่อศึกษาหาอัตราส่วนผงต่อของเหลว (Powder/Liquid Ratio, P/L) ที่มีผลต่อความสามารถในการฉีดขึ้นรูป และสมบัติการรับแรงอัดของ CPC หลังการขึ้นรูป โดยใช้เครื่องมือฉีดที่สร้างขึ้นผ่านเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ (3D Printing) ซึ่งสามารถจำลองการใช้งานจริงในทาง การแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งข้อมูลที่ได้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาวัสดุทางการแพทย์ที่ตอบสนองความต้องการในอนาคต

2. วัสดุและวิธีการดำเนินงาน

2.1 การเตรียมสารตั้งต้น

สารตั้งต้น Tetra-calcium Phosphate (TTCP) ได้รับการสังเคราะห์โดยใช้สารไดแคลเซียมฟอสเฟต ไดไฮเดรต (Dicalcium Phosphate Dihydrate, DCPD; $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$; Sigma-Aldrich) ผสมกับแคลเซียมคาร์บอเนต (CaCO_3) ซึ่งสังเคราะห์จากเปลือกไขไก่ผ่านกระบวนการที่เคยรายงานไว้ก่อนหน้านี้ [6] โดยผสมในอัตราส่วน 1:1 โมลาร์ สารผสมดังกล่าวผ่านกระบวนการให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 1,500 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นปล่อยให้เย็นตัวนอกเตา

สารที่ได้ถูกบดด้วยโกร่งบดยาเป็นเวลา 30 นาที แล้วนำไปร่อนผ่านตะแกรงขนาด 200 เมช การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของวัสดุดำเนินการโดยใช้เทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ (X-ray Diffractometer, XRD, Brand Analytical model EMPYREAN) ใช้รังสี $\text{CuK}\alpha$ ที่แรงดันไฟฟ้า 45 kV และกระแสไฟฟ้า 40

mA โดยตั้งอัตราการสแกนไว้ที่ $2.4^\circ 2\theta$ ต่อวินาที

2.2 การเตรียมแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์

Calcium Phosphate Cement, CPC)

1. การเตรียมผง CPC ผง CPC ถูกเตรียมโดยนำ TTCP และ DCPD ที่ผ่านการร่อนแล้วมาผสมในอัตราส่วน 0.68:0.32 (โดยน้ำหนัก, กรัม) [10] ด้วยโกร่งบดยาเป็นเวลา 30 นาที

2. การเตรียมสารละลายของเหลว สารละลายของเหลวถูกเตรียมโดยใช้กรดไดไฮโดรเจนฟอสเฟต (Na_2HPO_4 ; Loba Chemie Pvt. Ltd.) ที่ความเข้มข้น 1 โมลาร์ เนื่องจากกรด Na_2HPO_4 มีบทบาทสำคัญในการเร่งระยะเวลาการแข็งตัวของ CPC หลังการขึ้นรูป [11] นอกจากนี้ ยังทำหน้าที่เป็นตัวประสานสำคัญในกระบวนการฉีดขึ้นรูป CPC ซึ่งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของกระบวนการขึ้นรูปและสมบัติทางกล

3. การหาอัตราส่วน P/L ที่เหมาะสม เพื่อกำหนดอัตราส่วนผงต่อสารละลายของเหลว (Powder/Liquid Ratio, P/L) ที่เหมาะสม ผง CPC ปริมาณ 1 กรัม ถูกผสมกับสารละลายของเหลวในอัตราส่วนต่าง ๆ ได้แก่ 0.40 0.42 0.44 0.46 0.48 และ 0.50 มิลลิลิตร จากนั้นทำการฉีดขึ้นรูปโดยใช้เครื่องมือฉีดที่ได้รับการออกแบบและผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ (3D Printing) เพื่อให้สามารถสร้างอุปกรณ์ที่มีรูปทรงและขนาดที่แม่นยำตามต้องการ นอกจากนี้ เครื่องมือดังกล่าวยังสามารถควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อกระบวนการฉีดขึ้นรูป เช่น ขนาดของหัวฉีดและแรงดันที่ใช้ในการฉีด ทั้งนี้ เครื่องมือฉีดที่พัฒนาขึ้นได้รับการทดสอบและแสดงให้เห็นว่าสามารถให้ผลการฉีดที่มีความแม่นยำและสม่ำเสมอ การทดลองซ้ำหลายรอบโดยใช้อัตราส่วน P/L เดียวกันแสดงให้เห็นว่ารูปทรงของ CPC หลังการฉีดไม่มีความแตกต่างกัน ซึ่งสะท้อนถึงความสามารถของเครื่องมือในการฉีดขึ้นรูปอย่างแม่นยำ กระบวนการผสมผง CPC กับสารละลายของเหลวถูกดำเนินการภายในกระบอกฉีดขนาด 20 มิลลิลิตร โดยใช้เวลา 3 นาที จากนั้นทำการฉีดเป็นเส้นตรงลงบนแผ่นเพลทกระจกเพื่อประเมิน

อัตราส่วน P/L ที่เหมาะสม ดังแสดงในรูปที่ 1

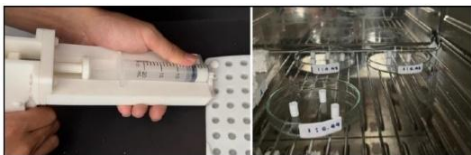


รูปที่ 1 การหาอัตราส่วน P/L ที่เหมาะสมสำหรับการฉีดขึ้นรูป CPC

2.3 การทดสอบสมบัติทางกล

หลังจากกำหนดอัตราส่วน P/L ที่สามารถฉีดขึ้นรูปได้ CPC ถูกนำไปฉีดขึ้นรูปในแม่พิมพ์ซิลิโคนทรงกระบอก (เส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร และความสูง 12 มิลลิเมตร) จากนั้นเก็บชิ้นงานในตู้อบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และความชื้นสัมพัทธ์ 100% เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ตามมาตรฐาน ASTM F451-16 [12] ดังแสดงในรูปที่ 2

หลังจากชิ้นงาน CPC แข็งตัวแล้ว ถูกนำมาทดสอบสมบัติการรับแรงอัด (Compressive Strength) โดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Universal Testing Machine, UTM) พร้อมโหลดเซลล์ขนาด 10 กิโลนิวตัน ภายใต้อัตราการโหลดคงที่ 0.5 มิลลิเมตร/นาที่ โดยชิ้นงานแต่ละกลุ่มอัตราส่วนถูกทดสอบซ้ำจำนวน 3 ชิ้น เพื่อประเมินค่าความแข็งแรงทางกล



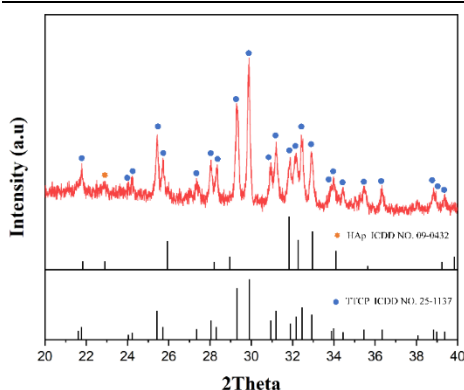
รูปที่ 2 การขึ้นรูป CPC ในอัตราส่วน P/L ที่แตกต่างกัน

3. ผลการทดลองและอภิปรายผล

3.1 ผล XRD ของผง TTCP

ผลการวิเคราะห์ด้วยเทคนิค XRD ของผง TTCP ที่สังเคราะห์จากแคลเซียมคาร์บอเนตในเปลือกไข่ไก่ แสดงให้เห็นว่าโครงสร้างผลึกหลักประกอบด้วย TTCP โดยมีการตรวจพบฟิครองของ HAp ในปริมาณเล็กน้อย ซึ่งสอดคล้องกับมาตรฐาน ICDD No. 25-1137 สำหรับ TTCP และ ICDD No. 09-0432 นอกจากนี้ ผลของการสังเคราะห์ TTCP จากเปลือกไข่ไก่ยังไม่แตกต่างจากผลการศึกษาก่อนหน้านี้ [6] สำหรับ HAp การปรากฏของเฟส HAp อาจเป็นผลมาจากการสลายตัวของ TTCP ในระหว่างกระบวนการเย็นตัวนอกเตา เนื่องจาก TTCP สามารถเปลี่ยนเฟสเป็น HAp ได้เมื่ออุณหภูมิต่ำกว่า 1,300 องศาเซลเซียส [13] อย่างไรก็ตาม การปรากฏของ HAp ในปริมาณเล็กน้อยนี้อาจเป็นประโยชน์เนื่องจาก HAp เป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติเด่นในด้านการใช้งานทางการแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการกระตุ้นกระบวนการสร้างกระดูกใหม่ (osteoconductive) และความคล้ายคลึงขององค์ประกอบโครงสร้างกับกระดูกมนุษย์ การปนอยู่ของ HAp ใน TTCP ที่สังเคราะห์ขึ้นจึงอาจช่วยเสริมประสิทธิภาพของวัสดุสำหรับการประยุกต์ใช้ในทางชีวการแพทย์ โดยเฉพาะในด้านการฟื้นฟูและการสร้างเนื้อเยื่อกระดูกใหม่

นอกจากนี้ ผลลัพธ์ดังกล่าวยังแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ในการพัฒนาวัสดุชีวภาพที่มาจากทรัพยากรธรรมชาติ ซึ่งเป็นแนวทางที่มีศักยภาพทั้งในด้านการลดต้นทุนการผลิตและการส่งเสริมการใช้ทรัพยากรอย่างยั่งยืน ผลการทดลองนี้เน้นย้ำถึงความสำคัญของการควบคุมอุณหภูมิในกระบวนการสังเคราะห์ TTCP เพื่อให้ได้โครงสร้างผลึกที่เหมาะสมต่อการใช้งาน พร้อมทั้งชี้ให้เห็นถึงโอกาสในการปรับปรุงกระบวนการผลิตเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและประสิทธิภาพของวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้น อันจะนำไปสู่การพัฒนาวัสดุสำหรับการประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ในอนาคต



รูปที่ 3 รูปแบบ XRD ของ TTCP ที่สังเคราะห์จากเปลือกไข่ไก่

3.2 การทดสอบการฉีดขึ้นรูปและการรับแรงอัดของ CPC

อัตราส่วน P/L ที่เหมาะสมสำหรับการฉีดขึ้นรูปของ CPC แสดงผลการทดลองในตารางที่ 1 ซึ่งมีอัตราส่วน P/L ที่แตกต่างกัน โดยมุ่งเน้นที่ผลกระทบของอัตราส่วน P/L ต่อความสามารถในการฉีดขึ้นรูปของ CPC ผลการทดสอบพบว่าอัตราส่วน P/L มีผลต่อคุณสมบัติการฉีดขึ้นรูปของ CPC ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มหลัก ดังนี้ 1) อัตราส่วน P/L ต่ำ ($\leq 1:0.42$) ที่อัตราส่วน 1:0.40 พบว่าเนื้อ CPC แข็งและขึ้นเกินไป จึงไม่สามารถฉีดออกจากกระบอกฉีดได้ ขณะที่อัตราส่วน 1:0.42 แม้จะสามารถฉีดออกได้บางส่วน แต่เส้นที่ฉีดออกมาเป็นท่อนๆ แสดงถึงการไหลที่ไม่ต่อเนื่องและการกระจายตัวของอนุภาคที่ไม่เหมาะสม 2) อัตราส่วน P/L ปานกลาง (1:0.44 - 1:0.48) พบว่า CPC สามารถฉีดขึ้นรูปเป็นเส้นได้อย่างต่อเนื่อง แสดงให้เห็นถึงสมดุลที่เหมาะสมระหว่างความหนืดและการกระจายตัวของอนุภาค ซึ่งช่วยให้วัสดุคงรูปร่างได้ดีหลังการฉีดขึ้นรูป 3) อัตราส่วน P/L สูง ($\geq 1:0.50$) พบว่าเนื้อวัสดุเหลวจนไม่สามารถคงรูปเป็นเส้นได้หลังการฉีด ส่งผลให้สูญเสียคุณสมบัติทางกลที่จำเป็นสำหรับการนำไปใช้งาน จากผลการทดลองนี้สามารถสรุปได้ว่า อัตราส่วน P/L ที่อยู่ในช่วง 1:0.44 - 1:0.48 เป็นช่วงที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการฉีดขึ้นรูปของ CPC เนื่องจากสามารถสร้างเส้นที่ต่อเนื่องและมีความเสถียรสูง ขณะที่

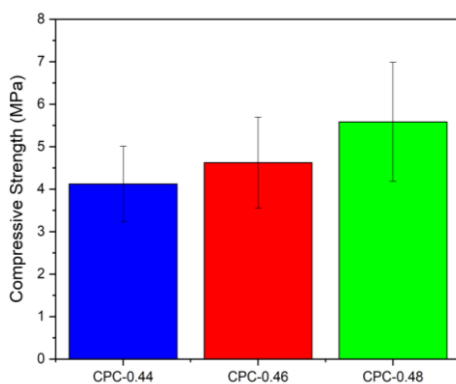
อัตราส่วนที่ต่ำหรือสูงเกินไปอาจส่งผลให้วัสดุไม่สามารถฉีดขึ้นรูปได้ตามต้องการ

ตารางที่ 1 อัตราส่วนผงต่อของเหลว (P/L) ที่สามารถฉีดขึ้นรูปได้

ผง CPC (กรัม)	สารละลายของเหลว (มิลลิลิตร)	ผลการฉีดขึ้นรูป
1	0.40	ไม่สามารถฉีดออกได้
1	0.42	ฉีดออกแต่ขาดเป็นท่อน
1	0.44	สามารถฉีดขึ้นรูปเป็นเส้นได้
1	0.46	สามารถฉีดขึ้นรูปเป็นเส้นได้
1	0.48	สามารถฉีดขึ้นรูปเป็นเส้นได้
1	0.50	เหลวจนไม่สามารถขึ้นรูปได้

การทดสอบกำลังรับแรงอัด การทดสอบกำลังรับแรงอัดของ CPC หลังการฉีดขึ้นรูปในอัตราส่วน P/L ที่แตกต่างกันแสดงในรูปที่ 4 โดยพบว่าอัตราส่วน 1:0.44, 1:0.46 และ 1:0.48 ให้ค่ากำลังรับแรงอัดเฉลี่ย 4.12 4.63 และ 5.58 เมกะปาสคาล ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม ผลการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่า p-value > 0.05 ซึ่งบ่งชี้ว่าค่ากำลังรับแรงอัดของทั้งสามอัตราส่วนไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อพิจารณาค่า error bar ของแท่งกราฟความแข็งแรงอัด จะเห็นว่าการซ้อนทับกัน ซึ่งสอดคล้องกับผลการวิเคราะห์ทางสถิติที่แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของกำลังรับแรงอัดระหว่างอัตราส่วนต่าง ๆ อาจเกิดจากความแปรปรวนของข้อมูลมากกว่าการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบทางเคมีหรือโครงสร้างของ CPC ดังนั้น แม้ค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงอัดจะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่ออัตราส่วน P/L เพิ่มขึ้น แต่ค่าความแตกต่างดังกล่าวยังอยู่ในช่วงที่ไม่สามารถสรุปได้ว่ามีผลกระทบที่ชัดเจนต่อสมบัติทางกลของ CPC อย่างไรก็ตาม ค่ากำลังรับแรงอัดที่ได้ยังคงต่ำกว่าค่า

มาตรฐานที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานในกระดูกเนื้อฟองน้ำ ซึ่งอยู่ในช่วง 7 - 10 เมกะปาสคาล [14] ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องปรับปรุงสูตรของ CPC เพื่อเพิ่มความแข็งแรงทางกลให้เหมาะสมกับการใช้งานจริงในทางคลินิก อัตราส่วน P/L ไม่เพียงส่งผลต่อความสามารถในการฉีดขึ้นรูป แต่ยังมีผลต่อการกระจายตัวของอนุภาคและสมบัติการรับแรงอัดของ CPC ดังนั้น อัตราส่วนที่เหมาะสมสำหรับการฉีดขึ้นรูปและการประยุกต์ใช้ในทางคลินิกควรมีสสมดุลระหว่างความหนืดและการกระจายตัวของอนุภาคที่ดี



รูปที่ 4 การรับแรงอัดของ CPC ที่อัตราส่วน (P/L) 1:0.44, 1:0.46 และ 1:0.48

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบสมบัติการรับแรงอัดของ CPC หลังฉีดขึ้นรูป

ประเภทของ CPC	อัตราส่วนผงต่อของเหลว (P/L Ratio)	กำลังรับแรงอัด (MPa)	อ้างอิง
TTCP + DCPD + Composite (% BG)	2:1	20 - 26	[15]
TTCP + DCPD + (HA) + Sodium Bicarbonate	1:0.35	7.57	[16]

TTCP + DCPD + HPMC	2:1	5	[17]
--------------------	-----	---	------

จากการศึกษาสมบัติการรับแรงอัดของ CPC หลังการฉีดขึ้นรูปที่แสดงในตารางที่ 2 พบว่า การเติม Bioactive Glass (BG) ในสัดส่วน 10 - 20% ลงใน CPC ส่งผลให้ค่ากำลังรับแรงอัดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ โดยอยู่ในช่วง 20 - 26 เมกะปาสคาล [15] ซึ่งแสดงให้เห็นถึงศักยภาพของ BG ในการเสริมสร้างคุณสมบัติเชิงกลของ CPC นอกจากนี้ สูตร CPC ที่มีการเติมไฮดรอกซีอะพาไทต์ และโซเดียมโบคาร์บอเนตสามารถรับแรงอัดได้ประมาณ 7.57 เมกะปาสคาล [16] อย่างไรก็ตาม สูตร CPC ที่มีการเติมไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส (HPMC) ไม่ได้ช่วยเพิ่มค่ากำลังรับแรงอัด โดยให้ค่าการรับแรงอัดประมาณ 5 เมกะปาสคาล [17] ซึ่งใกล้เคียงกับ CPC ที่สังเคราะห์จากเปลือกไข่ไก่ ทั้งนี้ การฉีดขึ้นรูป CPC ที่สังเคราะห์จากเปลือกไข่ไก่ไม่มีศักยภาพในการนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ โดยเฉพาะด้านศัลยกรรมกระดูกที่ต้องการวัสดุสามารถฉีดขึ้นรูปได้ อย่างไรก็ตาม เพื่อให้ CPC มีความเหมาะสมสำหรับการใช้งานในบริเวณกระดูกที่ต้องรับน้ำหนักระดับปานกลางถึงสูง เช่น กระดูกแขนและกระดูกขา การปรับปรุงคุณสมบัติเชิงกลเพิ่มเติมจึงเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกในอนาคต

แนวทางการพัฒนาในอนาคตอาจมุ่งเน้นไปที่การปรับปรุงสูตรของ CPC โดยการเพิ่มปริมาณสารเพิ่มแรงยึดเกาะหรือสารเสริมความแข็งแรง เช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ หรือเส้นใยเสริมแรง ซึ่งอาจช่วยเพิ่มค่ากำลังรับแรงอัดให้ใกล้เคียงกับมาตรฐานทางคลินิก นอกจากนี้ การปรับเปลี่ยนขนาดและการกระจายตัวของอนุภาค CPC สามารถช่วยเพิ่มความหนาแน่นของวัสดุ ส่งผลให้มีความแข็งแรงทางกลที่ดีขึ้น นอกเหนือจากการพัฒนาด้านโครงสร้างและสมบัติเชิงกลแล้ว การศึกษาคุณสมบัติทางชีวภาพใน in vitro เป็นอีกปัจจัยสำคัญที่ควรได้รับการพิจารณาเพื่อประเมินการตอบสนองทางชีวภาพของ CPC และตรวจสอบความเป็นพิษ ซึ่งจะช่วยยืนยันศักยภาพ

ของ CPC ที่สังเคราะห์จาก TTCP ที่ได้จากเปลือกไข่ไก่ ด้วยแนวทางการพัฒนาเหล่านี้ คาดว่าสามารถปรับปรุงคุณสมบัติของ CPC ให้มีความเหมาะสมต่อการใช้งานทางคลินิกได้อย่างมีประสิทธิภาพและยั่งยืน

4. สรุป

งานวิจัยนี้นำเสนอแนวทางการพัฒนาแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์ โดยใช้สารตั้งต้นจากเปลือกไข่ไก่ ซึ่งเป็นทรัพยากรธรรมชาติที่หาได้ง่ายและมีต้นทุนต่ำ กระบวนการสังเคราะห์เตรียมแคลเซียมฟอสเฟต จากเปลือกไข่ไก่ ได้ผลลัพธ์ที่มีคุณสมบัติเชิงโครงสร้างสอดคล้องกับมาตรฐานวัสดุทางชีวการแพทย์ และสามารถนำมาประยุกต์ในกระบวนการฉีดขึ้นรูป (Injectable Form) โดยใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ (3D Printing) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงศักยภาพในการประยุกต์ใช้ในงานทางการแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าอัตราส่วนของผงต่อสารละลาย (Powder to Liquid Ratio, P/L) มีผลอย่างยิ่งต่อสมบัติการฉีดขึ้นรูปและกำลังรับแรงอัดของ CPC โดยพบว่าอัตราส่วน 1:0.46 และ 1:0.48 กรัม/มิลลิลิตร ให้ค่ากำลังรับแรงอัดสูงสุดที่ 4.63 และ 5.58 เมกะปาสคาลตามลำดับ แม้ว่าค่าดังกล่าวยังต่ำกว่ามาตรฐานวัสดุสำหรับกระดูกเนื้อฟองน้ำ แต่แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มที่สามารถพัฒนาให้เหมาะสมต่อการใช้งานในทางการแพทย์ เช่น การฟื้นฟูและสร้างเนื้อเยื่อกระดูกใหม่

การศึกษานี้ยืนยันถึงศักยภาพในการเพิ่มมูลค่าของเปลือกไข่ไก่ในฐานะวัตถุดิบธรรมชาติที่ยั่งยืน และเป็นก้าวสำคัญในการพัฒนาวัสดุชีวการแพทย์ที่สามารถตอบสนองความต้องการใช้งานในคลินิก ทั้งในด้านความสามารถในการฉีดขึ้นรูป สมบัติทางกล และการใช้งานที่หลากหลายในงานซ่อมแซมกระดูก การวิจัยเพิ่มเติมเพื่อเสริมสมบัติทางกลและชีวภาพ เช่น การเติมสารกระตุ้นการสร้างกระดูก (osteogenesis) และการปรับปรุงโครงสร้างอนุภาคจะช่วยขยายศักยภาพของวัสดุให้ตอบโจทย์การใช้งานทางการแพทย์ได้ดียิ่งขึ้น นอกจากนี้ แนวทางนี้ยังสอดคล้องกับแนวคิดการลดของเสียและส่งเสริม

การใช้ทรัพยากรอย่างคุ้มค่า อันจะช่วยสนับสนุนการพัฒนาอย่างยั่งยืนในอุตสาหกรรมวัสดุชีวการแพทย์ต่อไป

5. กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ให้ความอนุเคราะห์ทุนอุดหนุนการค้นคว้าและวิจัย ขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษาสำหรับคำแนะนำ และสาขาวิศวกรรมอุตสาหการสำหรับการอำนวยความสะดวกในการทดลองและวิเคราะห์ข้อมูล

เอกสารอ้างอิง

- [1] Hou X, Zhang L, Zhou Z, Luo X, Wang T, Zhao X, Lu B, Chen F, Zheng L. Calcium phosphate-based biomaterials for bone repair. *Journal of functional biomaterials*. 2022 ;13(4):187.
- [2] Alsahafi RA, Mitwalli HA, Balhaddad AA, Weir MD, Xu HH, Melo MA. Regenerating craniofacial dental defects with calcium phosphate cement scaffolds: Current status and innovative scope review. *Frontiers in Dental Medicine*. 2021 ;2:743065.
- [3] Ayers R, Hannigan N, Vollmer N, Unuvar C. Combustion synthesis of heterogeneous calcium phosphate bioceramics from calcium oxide and phosphate precursors. *International Journal of Self-Propagating High-Temperature Synthesis*. 2011 ;20:6-14.
- [4] Kai D, Fan HS, Li DX, Zhu XD, Zhang XD. Preparation of tetracalcium phosphate and the effect on the properties of calcium phosphate cement. *In Materials Science Forum*. 2009 ; 610, pp. 1356-1359.

- [5] Fathi AM, Abd El-Hamid HK, Radwan MM. Preparation and characterization of nano-tetracalcium phosphate coating on titanium substrate. *International Journal of Electrochemical Science*. 2016 ;11(4):3164-78.
- [6] ไกรสร หาริแสง และ ชีววัฒน์ เหล่านภากุล. การ ศึกษา เปลือกไขไก่ เพื่อสังเคราะห์วัสดุทางการ แพทย์ ศัลยกรรมกระดูก. *วารสารวิศวกรรมฟาร์ม และ เทคโนโลยีการควบคุมอัตโนมัติ*. 2024; 10(2):30-40.
- [7] Jokanović V, Čolović B. Synthesis of TTCP by using inverse micelle method. *Materials Chemistry and Physics*. 2014; 143(3):1481-8.
- [8] Burguera EF, Guitián F, Chow LC. A rapid setting TTCP-DCPD cement. Study of the setting reaction as a function of time. *Key Engineering Materials*. 2005; 284:15-8.
- [9] Medvecky L, Kasiarova M, Mihalik J, Sopcak T, Brunckova H, Briancin J. STATISTICAL EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF TETRACALCIUM PHOSPHATE BASED CEMENTS. *Powder Metallurgy Progress*. 2012; 12(1):43-50.
- [10] Burguera EF, Guitian F, Chow LC. Effect of the calcium to phosphate ratio of tetracalcium phosphate on the properties of calcium phosphate bone cement. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2008; 85(3):674-83.
- [11] Jeon C, Chun S, Lim S, Kim S. Synthesis and characterization of TTCP for calcium phosphate bone cement. *Biomaterials Research*. 2011 ;15(1):1-6.
- [12] Nottrott M. Acrylic bone cements: influence of time and environment on physical properties. *Acta Orthopaedica*. 2010; 81(sup341):1-27.
- [13] Liao J, Duan X, Li Y, Zheng C, Yang Z, Zhou A, Zou D. Synthesis and mechanism of tetracalcium phosphate from nanocrystalline precursor. *Journal of Nanomaterials*. 2014; (1):840102.
- [14] Murugan R, Ramakrishna S. Development of nanocomposites for bone grafting. *Composites Science and technology*. 2005; 65(15-16):2385-406.
- [15] Yu L, Li Y, Zhao K, Tang Y, Cheng Z, Chen J, Zang Y, Wu J, Kong L, Liu S, Lei W. A novel injectable calcium phosphate cement-bioactive glass composite for bone regeneration. *PloS one*. 2013; 8(4):e62570.
- [16] Kai D, Fan HS, Li DX, Zhu XD, Zhang XD. Preparation of tetracalcium phosphate and the effect on the properties of calcium phosphate cement. In *Materials Science Forum*. 2009; 610, pp. 1356-1359.
- [17] Burguera EF, Xu HH, Weir MD. Injectable and rapid-setting calcium phosphate bone cement with dicalcium phosphate dihydrate. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006; 77(1):126-34.