

ผลของความพรุนต่อความต้านทานแรงอัดของของวัสดุพอลิเมทิลเมทาคริเลต Effect of Porosities on Compressive Strength of Polymethyl Methacrylate

ศิวกร อะโนศรี¹ และ สุรสิทธิ์ ปิยะศิลป์^{1*}

¹ ศิวกร ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 123 หมู่ 16 มิตรภาพ ต.ในเมือง อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

*ติดต่อ: siwakornanosri@gmail.com, 087-6429531 *ติดต่อ: surasith@kku.ac.th

บทคัดย่อ

พอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA) หรือซีเมนต์กระดูก ถูกใช้อย่างแพร่หลายในทางการแพทย์ การผสมซีเมนต์กระดูกด้วยปัจจัยที่ต่างกัน เช่นการผสมด้วยมือหรือใช้เครื่องมือช่วยผสม ส่งผลให้เกิดฟองอากาศหรือความพรุนภายในเนื้อวัสดุที่ต่างกัน เป้าหมายของงานวิจัยนี้คือการศึกษาความสามารถในการรับแรงอัดของวัสดุพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่มีความพรุนเปลี่ยนไป โดยการใช้สารเติมแต่งที่ทำให้เกิดฟองอากาศ คือโซเดียมไบคาร์บอเนตและกรดซิตริก ในสัดส่วนที่ต่างกัน กลุ่มตัวอย่าง G0 (0% โซเดียมไบคาร์บอเนต ต่อ พอลิเมทิลเมทาคริเลต), G5 (5%), G10 (10%), G15 (15%), G20 (20%), G25 (25%), G30 (30%) และ G35 (35%) ขึ้นทดสอบทรงกระบอกจำนวนการทดลองซ้ำที่ 5 ครั้งต่อกลุ่มตัวอย่าง ถูกทดสอบวิเคราะห์ค่าการรับแรงอัดด้วยเครื่องทดสอบยูนิเวอร์แซล ตามมาตรฐานการทดสอบซีเมนต์กระดูก ASTM F451-16 ผลการทดลองพบว่า ค่าความต้านทานแรงอัดลดลงเมื่อสัดส่วนของโซเดียมคาร์บอเนตต่อพอลิเมทิลเมทาคริเลต เพิ่มขึ้นถึง 15% จากนั้นจะคงที่

คำหลัก: พอลิเมทิลเมทาคริเลต, ซีเมนต์กระดูก, แรงอัด, ความพรุน

Abstract

Bone cement (Polymethyl Methacrylate, PMMA) is widely used in medical science. Mixing bone cement have different technique such as hand mixing or tool mixing which can cause a change in materials porosity. The objective of this research is to study the compressive strength of porous bone cement using the difference proportion of sodium bicarbonate and citric acid. Samples of bone cement including G0 (0% of sodium bicarbonate to polymethyl methacrylate), G5 (5%), G10 (10%), G15 (15%), G20 (20%), G25 (25%), G30 (30%) and G35 (35%) are experimented. Cylindrical specimen with the number of experiments repeating 5 times per sample are tested to evaluate compressive strength with a universal testing machine. According to ASTM F451-16 bone cement standards testing, the results showed that compressive strength decreased when the proportion of sodium carbonate to polymethyl methacrylate increase up to 15%, then the compressive strength will be constant.

Keywords: Polymethyl methacrylate, PMMA, Bone cement, Compressive strength, Porosity

1. บทนำ

ในปัจจุบันวิธีการรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับมะเร็งกระดูกหรือเนื้องอกในกระดูก ในทางปฏิบัติจำเป็นต้องตัดเนื้อกระดูกบางส่วนออกไป ซึ่งการตัดเนื้อกระดูกทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการแตกหักของกระดูกส่วนนั้น โดยปกติหลังจากตัดเนื้อกระดูกออกไป จะต้องมีการเติมเนื้อกระดูกด้วยวัสดุทดแทน นั่นคือการใช้พอลิเมทิลเมทาคริเลต การใช้วัสดุทดแทนอื่น ๆ นอกจากนี้ยังไม่เป็นที่ยอมรับในทางการแพทย์ เนื่องจากผลความไม่เหมาะสมด้านคุณสมบัติเชิงกลและความเสถียรในการใช้งาน [1] พอลิเมทิลเมทาคริเลตที่ใช้ในปัจจุบันเป็นแบบทึบตัน ไม่มีรูพรุนหรือช่องว่างภายใน ข้อดีคือมีความสามารถในการรับน้ำหนักได้สูง แต่ก็ยังพบว่ามีความเสี่ยงต่อการเกิดกระดูกและเนื้อร้าย ซึ่งนำไปสู่ปัญหาทางเลือดเมื่อนำไปใช้ในบริเวณรอบข้อต่อ [2] อีกทั้งยังมีอัตราการคายความร้อนที่สูงระหว่างการแข็งตัวของวัสดุทดแทนแบบทึบตัน ทำให้เกิดการลดลงของปริมาณเลือดหล่อเลี้ยงในตำแหน่งกระดูกอ่อนและข้อต่อ รวมถึงความแตกต่างกันของความยืดหยุ่นระหว่างกระดูกจริงกับวัสดุทดแทนเนื้อกระดูกแบบทึบตัน และเป็นสาเหตุของความเสียหายต่อกระดูกในที่สุด [1,3]

วัสดุทดแทนเนื้อกระดูกที่มีความพรุนจึงเป็นทางเลือกที่เหมาะสมมากกว่าวัสดุทดแทนเนื้อกระดูกแบบทึบตัน บนพื้นฐานเดียวกันจากวัสดุพอลิเมทิลเมทาคริเลต [4,5] ตัวอย่างเช่น การใช้แคลเซียมฟอสเฟต (CPC) [6] ได้มีผู้ศึกษาและเป็นที่ยอมรับแล้วว่ามีความเหมาะสมเฉพาะที่สามารถช่วยปรับปรุงคุณสมบัติเชิงกลในวัสดุทดแทนเนื้อกระดูกแบบทึบตันได้ รวมทั้งก่อให้เกิดปัจจัยของการแพร่อย่างอิสระช่วยในการเจริญเติบโตของกระดูกใหม่ และอื่นปัจจัยอื่น ๆ ที่อันเกิดจากการเชื่อมต่อผ่านกันภายในรูพรุน [7] และลดความแตกต่างกันของมอดุลัสความยืดหยุ่นระหว่างกระดูกจริงและวัสดุทดแทนเนื้อกระดูก [8] นอกจากนี้ที่กล่าวมายังมีเทคนิคการทำให้เกิดรูพรุนอีกหลากหลายรูปแบบที่เคยถูกศึกษา

มาแล้วในทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อ [9] อย่างไรก็ตาม มีเพียงสองวิธีเท่านั้นที่สามารถทำได้จริงในระหว่างการผ่าตัด และมีความเหมาะสมต่อการประยุกต์ใช้ในการรักษาความเสียหายของกระดูกที่บกพร่อง นั่นคือวิธีการเติมส่วนผสมที่มีคุณสมบัติดูดซับหรือสารที่ละลายได้ง่าย และวิธีการเติมส่วนประกอบที่มีความสามารถในการทำให้เกิดฟองเข้าไป [10]

มีแนวโน้มในทางธรรมชาติที่มีผลต่อความเสียหายของกระดูกจากการพิจารณาไกลของสิ่งเร้า [11, 12] ในระดับความเสียหายของกระดูกที่น้อยกว่า 60 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ไม่จำเป็นต้องใช้การรักษาด้วยวิธีการเติมวัสดุทดแทนเนื้อกระดูก เนื่องจากมีความเสี่ยงต่ำที่จะเกิดการแตกหักของกระดูก (5%) ในขณะที่ความเสียหายขนาดใหญ่ของกระดูก จำเป็นต้องมีการเติมเนื้อวัสดุทดแทนกระดูกเพื่อทำให้เกิดความเสถียร เพราะมีความเสี่ยงต่อการแตกหักของกระดูกได้ (17%) อย่างไรก็ตาม การประเมินความเสียหายของกระดูกเกือบทั้งหมดจะถูกรักษาโดยปราศจากการใช้สารเติมแต่งหรือสิ่งทดแทนอื่น ๆ นอกเหนือจากนี้ความเสียหายที่เกิดขึ้นกับซีเมนต์กระดูกส่วนใหญ่เกิดจากการรับแรงกระทำในรูปแบบการรับแรงอัดตัวอันเนื่องมาจากการรับน้ำหนักของร่างกาย

จากข้อมูลการศึกษาทั้งหมดที่กล่าวมา ผู้วิจัยเชื่อว่าซีเมนต์กระดูกที่มีคามอดุลัสความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับกระดูกจริงและการเชื่อมต่อภายในรูพรุนที่มีขนาดใหญ่ จะช่วยให้เกิดประโยชน์ในเงื่อนไขของการปรับปรุงการขึ้นรูปของกระดูก ค่าความแข็งแรงทางกลของซีเมนต์กระดูกจะต้องมีความแข็งแรงเพียงพอต่อการรับภาระแรงที่มากระทำและช่วยป้องกันการหักของกระดูก [7]

วัตถุประสงค์ของการศึกษาในครั้งนี้คือการวิเคราะห์คุณสมบัติการรับแรงอัดของวัสดุปลูกฝังพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่มีความพรุนที่เปลี่ยนแปลงไป โดยการปรับเปลี่ยนสัดส่วนสารเติมแต่งที่ทำให้เกิดฟองตามหลักการสมดุลทางเคมี นั่นคือ โซเดียมโบคาร์บอเนตและกรดซิตริก

2. วิธีการดำเนินงานวิจัยและอุปกรณ์การวิจัย

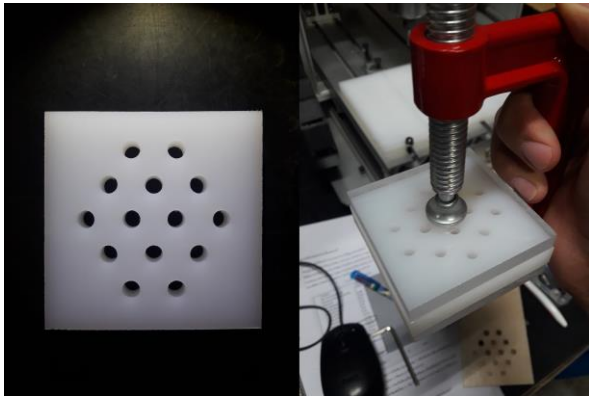
เพื่อให้มีความใกล้เคียงกับการใช้งานทางการแพทย์ ในโรงพยาบาลจริง การศึกษาครั้งนี้จึงได้เลือกใช้วัสดุปลุกฝังพอลิเมทิลเมตาคริลิตหรือซีเมนต์ยัดกระดูกชนิดความหนืดสูง แข็งตัวเร็ว และมีส่วนผสมของสารแอนติไบโอติกชนิดเจนตาไมซิน มาใช้ในการทดสอบ ใน 1 ชุดของผลิตภัณฑ์ประกอบด้วย ซองที่ใช้บรรจุผงพอลิเมอร์ขนาด 40 กรัม และหลอดแก้วที่บรรจุมอนอเมอร์เหลวขนาด 20 mL จำนวนที่ใช้ทั้งหมดคือ 2 ชุด โดยวิธีการเตรียมสารเคมีทดสอบจะเริ่มจากการแบ่งส่วนผสมต่างๆ ออกเป็นหลายๆส่วน โดยเริ่มจากการแบ่งการทดลองออกเป็นกลุ่มทดลอง 8 กลุ่ม กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มทดลองพื้นฐาน เป็นการผสมกันระหว่าง ผงพอลิเมอร์และมอนอเมอร์เหลวอย่างเดียว ส่วนกลุ่มที่ 2 เป็นต้นไป จะมีการใส่สารเติมแต่งนั่นคือ โซเดียมไบคาร์บอเนต กรดซิตริกอิมัลชันไปในสัดส่วนที่แตกต่างกัน ปริมาณการเติมสารเติมแต่งถูกคิดจากสมการทางเคมีตามหลักของสัดส่วนโมล และแปลงเป็นสัดส่วนโดยน้ำหนัก (1.312 กรัม โซเดียมไบคาร์บอเนต ต่อ 1 กรัม กรดซิตริก) กล่าวคือ กลุ่มทดลองที่ 2 เป็นการเติมสารเติมแต่งเข้าไปที่ 5 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณพอลิเมอร์ (G2: 10 กรัม ผงพอลิเมอร์, 4.72 กรัม มอนอเมอร์เหลว, 0.5 กรัม กรดซิตริก และ 0.66 กรัม โซเดียมไบคาร์บอเนต) ในทำนองเดียวกัน กลุ่มที่ 3 ถึงกลุ่มที่ 8 เป็นการเติมสารเติมแต่งเข้าไปในปริมาณ 10 ถึง 35 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ เพื่อให้เกิดความเข้าใจในส่วนผสมที่ใช้ทดสอบแต่ละกลุ่ม จึงแสดงโดยตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ปริมาณองค์ประกอบของซีเมนต์กระดูกในแต่ละกลุ่มตัวอย่าง

| Sample | Polymer (g) | Liquid (mL) | NaHCO ₃ (g) | C ₆ H ₈ O ₇ (g) |
|--------|-------------|-------------|------------------------|--|
| G0 | 10.20 | 5.00 | 0 | 0 |
| G5 | 9.47 | 4.64 | 0.62 | 0.47 |
| G10 | 8.83 | 4.33 | 1.16 | 0.88 |
| G15 | 8.27 | 4.06 | 1.63 | 1.24 |
| G20 | 7.78 | 3.82 | 2.04 | 1.56 |
| G25 | 7.35 | 3.60 | 2.41 | 1.84 |
| G30 | 6.96 | 3.41 | 2.74 | 2.09 |
| G35 | 6.61 | 3.24 | 3.04 | 2.31 |

เมื่อเตรียมสารทดลองเสร็จสิ้น ขั้นตอนต่อมาจะเป็นการผสมสารเคมีต่างๆเข้าด้วยกันตามสัดส่วนดังที่กล่าวมาแล้ว การผสมวัสดุซีเมนต์ยัดกระดูกได้กระทำในพื้นที่ควบคุม อุณหภูมิควบคุมอยู่ในช่วง 21-25 องศาเซลเซียส และความชื้นสัมพัทธ์อยู่ในช่วง 40-60 เปอร์เซ็นต์ โดยเริ่มจากการผสมส่วนของสารเคมีที่เป็นผงเข้าด้วยกัน นั่นคือ ผงพอลิเมอร์ และโซเดียมไบคาร์บอเนต เข้าด้วยกัน โดยใช้ถ้วยที่ทำจากแก้วและแท่งแก้ว เมื่อผสมส่วนผงให้เข้ากันดีแล้ว จะเป็นการใส่ส่วนผสมที่เป็นของเหลวลงไป นั่นคือ มอนอเมอร์เหลว และกรดซิตริกอิมัลชัน การเริ่มนับระยะเวลาการเกิดปฏิกิริยาเริ่มต้นเมื่อเริ่มเทส่วนผสมที่เป็นผงและส่วนที่เป็นของเหลวเข้าด้วยกัน โดยใช้นาฬิกาจับเวลา หลังจากเทส่วนผสมทั้งสองลงในถ้วยผสม ขั้นตอนต่อมาจะเป็นการกวนสารให้ผสมเป็นเนื้อเดียวกัน โดยการใช้แท่งแก้วกวนให้สารผสมเข้ากัน ผสมกวนสารในอัตราความเร็วที่ 100 รอบการกวนต่อหนึ่งนาที ตั้งแต่เริ่มการผสมจนถึงการกวนสารให้ผสมเข้าเป็นเนื้อเดียวกัน กระทำภายในเวลา 30 วินาที (ตามคู่มือวิธีการผสมซีเมนต์ยัดกระดูกชนิดแข็งตัวเร็ว) เมื่อผสมเข้ากันดีแล้ว ซีเมนต์กระดูกจะเข้าสู่ช่วงใช้งาน ในช่วงเวลานี้จะสามารถปั้นขึ้นรูปได้ง่ายคล้ายดินน้ำมัน ให้ใช้ช่วงเวลานี้ทำการเท

ซีเมนต์กระดูกที่ผสมแล้วเข้าไปในแบบหล่อที่ได้เตรียมไว้ โดยแบบหล่อนี้มีขนาดตามมาตรฐานการทดสอบวัสดุ Acrylic Bone Cement ASTM F451-16 โดยแบบหล่อจะประกอบด้วยกัน 3 ชั้น ส่วนที่ 1 จะเป็นแผ่นเพลทสี่เหลี่ยมขนาด 70x70 มิลลิเมตร มีความหนา 12 มิลลิเมตร ภายในมีการเจาะรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร จำนวน 14 รู และอีกสองส่วนจะเป็นแผ่นเพลทเรียบขนาดเช่นเดียวกับแบบหล่อ จำนวน 2 แผ่น เพื่อใช้ประกบส่วนบนและส่วนล่างของแบบหล่อ



รูปที่ 1 แบบหล่อซีเมนต์กระดูกและชุดจับยึดแบบหล่อ

การเทซีเมนต์กระดูกลงในแบบหล่อด้วยความระมัดระวังและทำอย่างรวดเร็วในช่วงที่ซีเมนต์ยังไม่แข็งตัว การเทซีเมนต์ควรเทลงในแบบให้เกินมาเล็กน้อยเพื่อป้องกันการหดตัวที่อาจเกิดขึ้นหลังจากการแข็งตัวของซีเมนต์ จากนั้นทำการบีบยึดแบบหล่อเข้ากับแผ่นเพลทเรียบทั้งส่วนบนและส่วนล่างเข้าด้วยกันโดยใช้ปากกาจับงานรูปตัวซี (C-clamp) และรอให้ซีเมนต์เริ่มแข็งตัว

หลังจากการเทซีเมนต์ลงในแบบหล่อและเริ่มแข็งตัวเป็นเวลาอย่างน้อย 1 ชั่วโมง พื้นผิวของซีเมนต์ส่วนเกินที่เกิดขึ้นบนผิวของแบบหล่อจะถูกตัดออกให้เรียบโดยใช้กระดาษทรายซิลิกอนคาร์ไบด์ที่มีความละเอียดอย่างน้อย 240 mesh การขัดซีเมนต์ส่วนเกินออกต้องทำด้วยความระมัดระวังเพื่อไม่ให้เกิดความเสียหายต่อพื้นผิว ซึ่งผิวของชิ้นทดสอบที่ดีควรจะมีผิวเรียบและตั้งฉากกับแนวของทรงกระบอก เพราะหากผิวที่มีตำหนิหรือมี

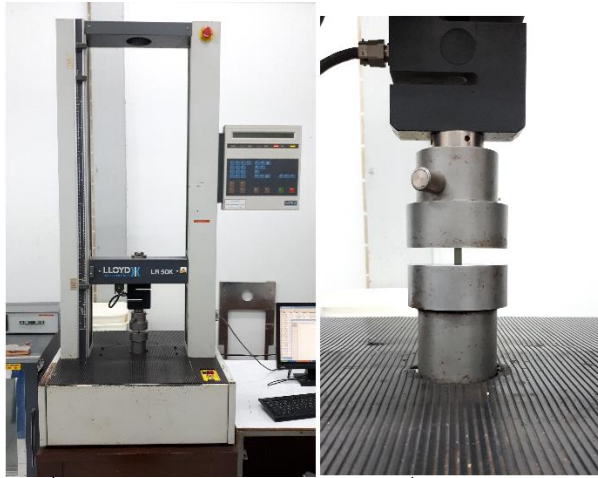
มุมการขัดไม่ถูกต้องจะส่งผลต่อความผิดพลาดในการวิเคราะห์คุณสมบัติทางกลในขั้นตอนถัดไปได้ หลังจากเตรียมผิวทั้งสองด้านเสร็จเรียบร้อยแล้ว เราจะสามารถถอดชิ้นทดสอบออกมาจากแบบหล่อได้ ชิ้นทดสอบอย่างน้อย 5 ชิ้นที่ดีที่สุดของแต่ละกลุ่มทดลองจะถูกเลือก โดยพิจารณาจากตำหนิบนผิว ความสมบูรณ์ของชิ้นทดสอบพร้อมสำหรับการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลต่อไป



รูปที่ 2 ชิ้นทดสอบซีเมนต์กระดูกที่พร้อมสำหรับทดสอบการรับแรงอัด

การทดสอบอย่างสุดท้ายจะเป็นการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้การทดสอบการรับแรงอัด เพื่อศึกษาค่าความแข็งแรงในการอัดตัวของวัสดุ วิธีการทดสอบจะเป็นไปตามมาตรฐานการทดสอบวัสดุซีเมนต์กระดูก ASTM F451-16 โดยเริ่มจากการเตรียมชิ้นส่วนทดสอบ ระยะเวลาในการทดสอบได้กระทำภายในเวลาประมาณ 24 ชั่วโมงหลังจากเริ่มการผสมซีเมนต์กระดูก การเก็บรักษาชิ้นทดสอบตัวอย่าง ถูกเก็บรักษาในอุณหภูมิ 21-25 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ในช่วง 40-60 เปอร์เซ็นต์ การทดสอบโดยการใช้แรงอัดทำโดยการใช้เครื่องทดสอบวัสดุมาตรฐาน (Universal testing machine) ที่ใช้กันโดยทั่วไปในการทดสอบแรงดึงหรือแรงอัด ในการบันทึกค่าการทดสอบวัดจากแรงที่ใช้ในการทดสอบ (Load) เปรียบเทียบกับการเสียรูปของวัสดุ (Deformation) ในการตั้งค่าเครื่องทดสอบจะใช้ความเร็วในการทดสอบ 20 มิลลิเมตรต่อนาที การทดสอบด้วยแรงกดกระทำโดยตรงระหว่างหัวกดทดสอบและชิ้นทดลอง

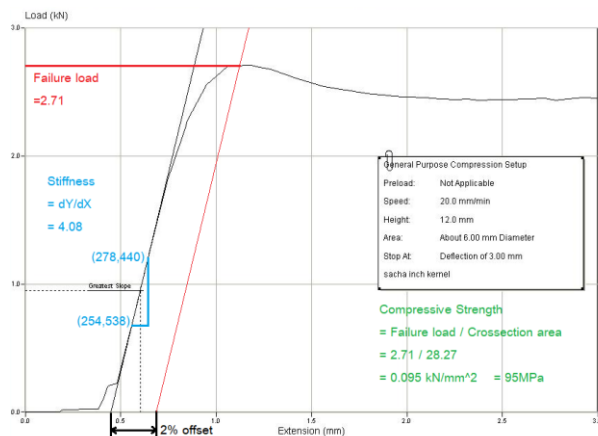
AMM – 007



รูปที่ 3 การทดสอบแรงอัดด้วยเครื่องทดสอบวัสดุมาตรฐาน (Universal testing machine)

3. ผลและการวิจารณ์ผล

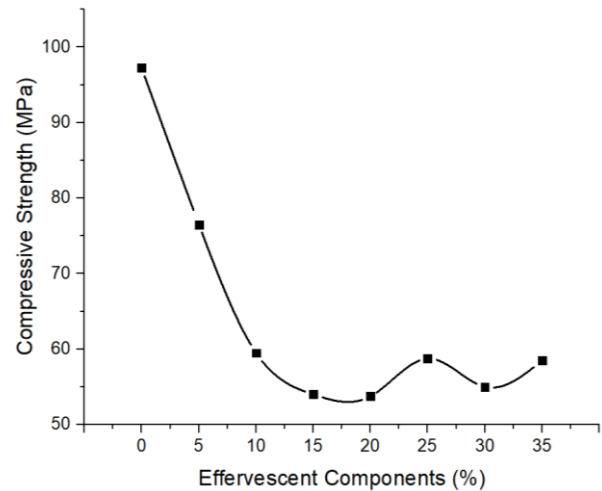
ค่าแรงที่ใช้จนเกิดความเสียหาย (Failure load) คำนวณจากการลากเส้นขนานระหว่างกราฟความสัมพันธ์ของแรงที่ใช้และการเสียรูปของวัสดุ ที่ระยะห่างออกมาเป็นจำนวน 2 เปอร์เซ็นต์ ส่วนค่าความสามารถในการรับแรงอัด (Compressive strength) ของวัสดุพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่ทดสอบด้วยเครื่องเครื่องทดสอบวัสดุมาตรฐาน สามารถคำนวณได้จากค่าแรงที่ใช้จนเกิดความเสียหายต่อพื้นที่หน้าตัดของชิ้นทดสอบ ดังแสดงในรูปที่ 3 และตารางที่ 2



รูปที่ 4 แผนภาพความสัมพันธ์ของแรงกระทำ การเสียรูปของวัสดุ และการวิเคราะห์ค่าการรับแรงอัด

ตารางที่ 2 ปริมาณโดยเฉลี่ยของแรงกระทำ (Failure load) และ ค่าการรับแรงอัด (Compressive strength) ของแต่ละกลุ่มตัวอย่าง

| Groups | Failure Load (kN) | Compressive Strength (MPa) |
|--------|-------------------|----------------------------|
| G0 | 2.763±0.080 | 97.25±2.77 |
| G5 | 2.165±0.017 | 76.50±0.50 |
| G10 | 1.688±0.025 | 59.50±0.87 |
| G15 | 1.528±0.052 | 54.00±1.87 |
| G20 | 1.518±0.016 | 53.75±0.43 |
| G25 | 1.660±0.007 | 58.75±0.43 |
| G30 | 1.553±0.037 | 55.00±1.63 |
| G35 | 1.658±0.015 | 58.50±0.50 |



รูปที่ 5 แผนภาพความสัมพันธ์ของปริมาณเปอร์เซ็นต์การเติมสารที่ทำให้เกิดฟองต่อค่าการรับแรงอัดของวัสดุ

ผลการทดลองพบว่า กลุ่มตัวอย่าง G0 มีค่าการรับแรงอัดสูงที่สุดเฉลี่ยอยู่ที่ 97.25 MPa กลุ่มตัวอย่าง G05 มีค่าการรับแรงอัดรองลงมา โดยเฉลี่ยคิดเป็น 78.6% จากกลุ่มตัวอย่างแรก กลุ่มตัวอย่าง G10 มีค่าการรับแรงอัดรองลงมา เฉลี่ยคิดเป็น 61.2% และพบว่าหลังจากกลุ่มตัวอย่าง G15 เป็นต้นไป ค่าการรับแรงอัดเริ่มคงที่และไม่

มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญ โดยค่าการรับแรงอัดเฉลี่ยอยู่ที่ 57.6%

จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า การใช้สารเติมแต่งโซเดียมโบรไมด์และกรดซิตริก สามารถนำมาใช้ปรับปรุงคุณสมบัติการรับแรงอัดของวัสดุซีเมนต์กระดูก ถึงแม้ว่าผลของการเติมสารเติมแต่งจะส่งผลให้ค่าการรับแรงอัดของวัสดุลดลงไปมาก แต่หากเปรียบเทียบกับค่าการรับแรงอัดที่วิเคราะห์ได้จากกระดูกจริง ซีเมนต์กระดูกที่มีการเติมสารเติมแต่งก็ยังคงมีความแข็งแรงเทียบเท่าหรือสูงกว่า[12] และด้วยข้อได้เปรียบที่ว่า วิธีการนี้สามารถกระทำได้ง่ายโดยใช้สารเคมีและอุปกรณ์เพิ่มเติมเพียงไม่กี่ชนิด มีความสะดวกรวดเร็วในการปฏิบัติ จึงอาจมีความเป็นไปได้ต่อการนำไปใช้จริงในห้องผ่าตัด และซีเมนต์กระดูกที่มีคุณสมบัติการรับแรงอัดที่ใกล้เคียงกับกระดูกจริงอาจช่วยพัฒนาความสามารถในการรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับกระดูกและการใช้ซีเมนต์กระดูกได้ในอนาคต

4. สรุป

ค่าการรับแรงอัดในกลุ่มตัวอย่าง G0 หรือกลุ่มที่ไม่มี การเติมสารเติมแต่งมีความสามารถในการรับแรงอัดที่สูงมาก และเริ่มลดลงเมื่อเริ่มมีการเติมสารเติมแต่งเข้าไป โดยที่การลดลงของค่าการรับแรงอัดมีแนวโน้มเป็นเชิงเส้น จนกระทั่งเข้าสู่การเติมสารเติมแต่งในสัดส่วนที่ 15 เปอร์เซ็นต์เป็นต้นไป ค่าการรับแรงอัดเริ่มลดลงใน ปริมาณที่น้อยและแสดงแนวโน้มในรูปแบบเกือบจะคงที่ ไม่มีการลดลงของค่าการรับแรงอัดอย่างมีนัยยะสำคัญ

5. ข้อเสนอแนะ

การทดลองครั้งนี้เป็นการทดลองเพื่อศึกษาเฉพาะ ค่าการรับแรงอัดของวัสดุเท่านั้น ยังต้องมีการศึกษาวิจัยเพิ่มเติมในเรื่องของค่าความพรุนที่เกิดขึ้นในวัสดุต่อไป ด้วยวิธีการต่างๆเช่น การวัดค่าความพรุนโดยการสร้างแบบจำลอง 3 มิติ เป็นต้น

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณนายศรอมล ไตรภพ ผู้ให้คำปรึกษาด้าน ทฤษฎีเคมีและวิธีการเตรียมส่วนผสมสารเคมี

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการ Compression Test of Bio-Material วิศวกรรมเกษตร คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น และเจ้าหน้าที่ผู้ดูแล ห้องปฏิบัติการ ที่ให้การสนับสนุนการใช้เครื่องมือเป็นอย่างดี

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] Kundu ZS, Gupta V, Sangwan SS, Rana P. Curettage of benign bone tumors and tumor like lesions: a retrospective analysis. 2013;47(3):295–301.
- [2] Wada T, Kaya M, Nagoya S, Kawaguchi S, Isu K, Yamashita T, et al. Complications associated with bone cementing for the treatment of giant cell tumors of bone. *J Orthop Sci.* 2002;7(2):194–8.
- [3] Belkoff SM, Molloy S. Temperature measurement during polymerization of polymethylmethacrylate cement used for vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003; 28(14):1555–9.
- [4] Boger A, Bohner M, Heini P, Verrier S, Schneider E. Properties of an injectable low modulus PMMA bone cement for osteoporotic bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 86(2):474–82.
- [5] Hesaraki S, Moztafzadeh F, Sharifi D. Formation of interconnected macropores in apatitic calcium phosphate bone cement with the use of an effervescent additive. *J Biomed Mater Res A.* 2007;83(1):80–7.



- [6] Miño-Fariña N, Muñoz-Guzón F, López-Peña M, Ginebra MP, Del Valle-Fresno S, Ayala D, et al. Quantitative analysis of the resorption and osteoconduction of a macroporous calcium phosphate bone cement for the repair of a critical size defect in the femoral condyle. *Vet J.* 2009;179(2):264–72.
- [7] Klijn RJ, van den Beucken JJ, Félix Lanao RP, Veldhuis G, Leeuwenburgh SC, Wolke JG, et al. Three different strategies to obtain porous calcium phosphate cements: comparison of performance in a rat skull bone augmentation model. *Tissue Eng Part A.* 2012 ;18(11-12):1171-82.
- [8] Xu H, Burguera E, Carey L. Strong, macroporous, and in situ-setting calcium phosphate cement-layered structures. *Biomaterials.* 2007;28(26):3786–96.
- [9] Del Real RP, Ooms E, Wolke JG, Vallet-Regí M, Jansen JA. In vivo bone response to porous calcium phosphate cement. *J Biomed Mater Res A.* 2003;65(1):30–6.
- [10] Hesaraki S, Zamanian A, Moztafzadeh F. The influence of the acidic component of the gas-foaming porogen used in preparing an injectable porous calcium phosphate cement on its properties: acetic acid versus citric acid. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;86(1):208-16.
- [11] Hirn M, de Silva U, Sidharthan S, Grimer RJ, Abudu A, Tillman RM, et al. Bone defects following curettage do not necessarily need augmentation. *Acta Orthop.* 2009;80(1):4–8.
- [12] Cimatti B, Engel E, Nogueira-Barbosa M, Frighetto P, Volpon J. Physical and mechanical characterization of porous cement for repairing bone defects. *Acta Ortop Bras* 2015;23(4):197–201.