

การปรับปรุงการกระจายความเค้นในสะโพกเทียม Stress Distribution Improvement in Hip Prosthesis

ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ^{1*}, ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี¹,

ปริญเอก ร่มไทรรัตน์¹, ธีรพล ลิปวัฒน์ศิริ¹ และ ประภาวุฒิ ปานสีทอง¹

¹ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทร. 0-2218-6610 โทรสาร 0-2218-6610 *อีเมล: bio2mech@gmail.com

Pairat Tangpornprasert^{1*}, Chanyaphan Virulsri¹,

Parineak Romtrairat¹, Teerapol Limpawattanasiri¹ and Prapawut Panseetong¹

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok 10330

Tel: 0-2218-6610, Fax: 0-2218-6610, *E-mail: bio2mech@gmail.com

บทคัดย่อ: ในปัจจุบันการรักษามือป่วยที่ประสบอุบัติเหตุหรือมีปัญหาเกี่ยวกับกระดูกสะโพก สามารถทำได้โดยการผ่าตัดใส่สะโพกเทียม (Hip Prosthesis) เข้าไปแทนที่กระดูกสะโพกเดิมที่เสียหาย แต่ค่าใช้จ่ายในการรักษาดังวิธีนี้มีราคาสูงมาก เนื่องจากสะโพกเทียมยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศ งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะทำการศึกษ ออกแบบ และพัฒนาสะโพกเทียม เพื่อให้สามารถผลิตขึ้นใช้ภายในประเทศได้ อันจะเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการรักษาลง งานวิจัยนี้เริ่มต้นโดยการศึกษากายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของข้อต่อกระดูกสะโพก เพื่อศึกษาขอบเขตการเคลื่อนไหวและแรงที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อสะโพก ทำการทดสอบสะโพกเทียมที่ออกแบบจากประสบการณ์ของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ โดยจำลองสภาพการใช้งานจริงในภาวะสถิตย์ เพื่อศึกษาถึงการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุ พบว่ารูปแบบนี้ยังมีข้อบกพร่องในการออกแบบ บางบริเวณเกิดความเค้นสะสม (Stress Concentration) ในปริมาณมาก ซึ่งเป็นสาเหตุที่ก่อให้เกิดความเสียหายต่ออุปกรณ์ จึงได้ทำการปรับปรุงรูปร่างของสะโพกเทียมนี้เพื่อลดความเค้นสะสม วัสดุที่เลือกใช้คือ Stainless Steel 316L ซึ่งเป็นวัสดุที่สามารถใช้ได้ภายในร่างกาย (Biocompatible Material) ผลการทดลองพบว่า สามารถลดความเค้นสะสมได้ในบางบริเวณ แต่ยังคงเหลือความเค้นสะสมบริเวณ femoral neck ซึ่งยังไม่สามารถทำการปรับปรุงได้ ทั้งนี้อุปกรณ์ที่ทำการออกแบบยังมีความจำเป็นที่จะต้องได้รับการพัฒนา เพื่อให้สามารถนำไปใช้งานได้จริงในอนาคต

Abstract: For patients who have severe problem with their hips, using hip prosthesis is a renowned operation. However, a cost of the operation is very high because the prosthesis must be imported. To reduce the cost, hip prosthesis needs to be designed and manufactured in domestic area. Research starts with studying anatomy and biomechanics of hip joint. After that, the design of hip prosthesis, which is designed from experience of medical experts, is simulated under body-load conditions for analyzing stress distribution. The biocompatible material Stainless Steel 316L is used as device material. The analyzed models are developed to reduce stress concentration, which causes prosthesis failure. From the result of research, stress concentration in some regions can be improved. But stress concentration is still high in region around femoral neck. Therefore, the further improvements are needed before practical using.

Keywords: Hip prosthesis, stress distribution, biocompatible material, stress concentration

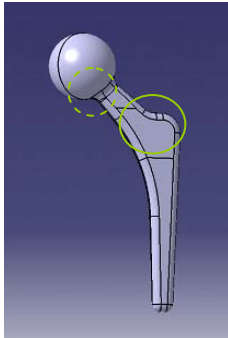
บทนำ

ในปัจจุบันการรักษามือป่วยที่ประสบอุบัติเหตุหรือมีปัญหาเกี่ยวกับกระดูกสะโพกสามารถทำได้โดยการผ่าตัดใส่สะโพกเทียมเข้าไปแทนที่กระดูกเดิมที่เสียหาย แต่ค่าใช้จ่ายในการรักษาดังวิธีนี้มีราคาสูงมาก

เนื่องจากสะโพกเทียมยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศ งานวิจัยนี้จึงเกิดขึ้น เพื่อทำการศึกษ ออกแบบ และพัฒนาสะโพกเทียม เพื่อให้สามารถผลิตใช้ภายในประเทศได้ อันจะเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการรักษาลง

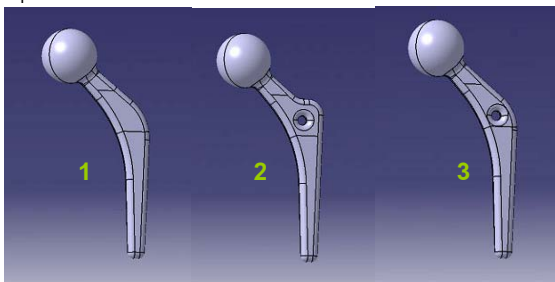
การออกแบบ

ทำการวิเคราะห์สะโพกเทียมที่ออกแบบด้วยประสบการณ์จากภาควิชา ออโรบิติกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งมีรูปแบบ ดังรูปที่ 1 ซึ่งยังไม่ได้มีการวิเคราะห์ถึงความสามารถในการรับโหลดในเชิงวิศวกรรม



รูปที่ 1 สะโพกเทียมที่ออกแบบด้วยประสบการณ์ของแพทย์

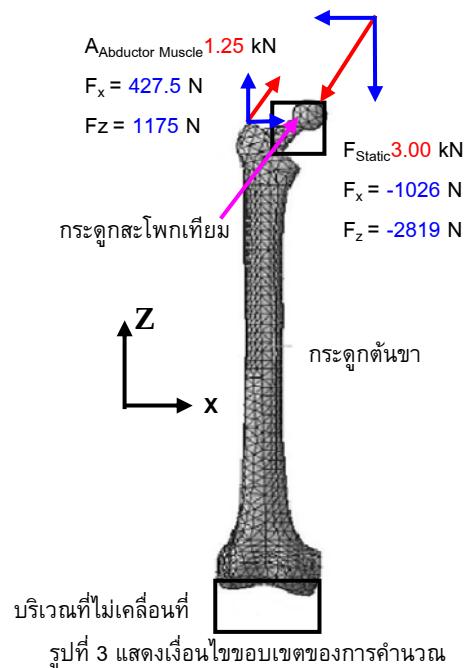
พบว่าบริเวณที่เป็นส่วนหักงอ (บริเวณที่มีเส้นล้อมรอบ) และบริเวณ Femoral neck (บริเวณที่มีเส้นประล้อมรอบ) เป็นบริเวณที่เกิดความเค้นสะสม ซึ่งผลการวิเคราะห์จะแสดงในหัวข้อต่อไป ด้วยเหตุนี้จึงได้มีแนวคิดที่จะปรับปรุงรูปร่างโดยการลดบริเวณที่มีการหักงอ ซึ่งคาดว่าจะสามารถลดความเค้นสะสมที่บริเวณแรกได้ หรือ ทำการเจาะรูในบริเวณที่มีพื้นที่หน้าตัดขวางมาก ซึ่งคาดว่าจะสามารถกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นเกิดไปยังบริเวณข้างเคียงเพื่อลดความเค้นสะสมที่บริเวณ Femoral neck ได้ โดยแบบจำลองที่แสดงในรูปที่ 2 ด้านซ้ายมือเป็นแบบจำลองที่ทำการลดบริเวณที่มีการหักงอ แบบที่สองเป็นแบบที่มีการเจาะรูสะโพกเทียมในบริเวณที่มีพื้นที่หน้าตัดขวางมาก และแบบสุดท้ายสร้างขึ้นจากทั้งสองแนวคิดประกอบกัน



รูปที่ 2 สะโพกเทียมที่ทำการปรับปรุงรูปร่าง

การคำนวณด้วยระเบียบวิธีคิตทางไฟไนต์เอลิเมนต์

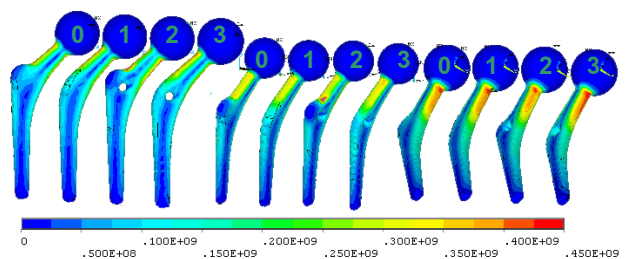
ในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีคิตทางไฟไนต์เอลิเมนต์ มีเงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณดังรูปที่ 3 [1] โดยเลือกใช้วัสดุ Stainless steel 316L เป็นวัสดุของสะโพกเทียมที่ทำการทดสอบ เนื่องจากเป็น Biocompatible Material ที่สามารถหาซื้อได้ภายในประเทศไทย วัสดุมีค่า Yield Stress เท่ากับ 700 MPa [3]



รูปที่ 3 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณ

ผลการคำนวณ

จากผลการคำนวณพบว่า สะโพกเทียมต้นแบบมีความเค้นที่เกิดขึ้นในบริเวณที่มีส่วนหักงอสูง สูงถึง 57% Yield stress ความเค้นบริเวณด้านล่างของ Femoral neck มีขนาดเป็น 64% Yield stress หลังจากทำการลดบริเวณที่มีการหักงอลงดังแบบจำลองที่ 1 พบว่าความเค้นบริเวณส่วนที่หักงอดังกล่าว ลดลงอยู่ในระดับ 36% Yield stress แต่ไม่สามารถลดความเค้นที่เกิดขึ้นที่ด้านล่างของ Femoral neck ได้ ส่วนในแบบจำลองที่ทำการเจาะรูในบริเวณที่มีพื้นที่หน้าตัดขวางมากดังแบบจำลองที่ 2 พบว่าความเค้นบริเวณด้านล่างของ Femoral neck ลดลงเล็กน้อยเหลือ 61% Yield stress ในขณะที่ความเค้นในบริเวณที่มีส่วนหักงอกลับมีค่าสูงเช่นเดียวกับสะโพกเทียมต้นแบบ และในแบบจำลองที่ 3 ซึ่งรวมลักษณะของแบบที่ 1 และ 2 เข้าด้วยกัน พบว่าความเค้นบริเวณที่มีส่วนหักงอมีขนาด 36% Yield stress ในขณะที่ความเค้นบริเวณด้านล่างของ Femoral neck ยังคงมีขนาดเป็น 64% Yield stress ดังรูปที่ 3 หมายเลข 0 หมายถึง สะโพกเทียมต้นแบบ หมายเลข 1, 2 และ 3 หมายถึง สะโพกเทียมที่ทำการปรับปรุงรูปร่างดังที่กล่าวไปแล้วข้างต้น



รูปที่ 3 แสดงผลของการคำนวณของสะโพกเทียมแบบต่างๆ

อภิปราย

จากผลของการคำนวณพบว่า บริเวณที่มีจุดหักงอของสะโพกเทียมต้นแบบมีความเค้น 57% Yield stress ในขณะที่แบบจำลองที่ลดส่วนที่มีการหักงอสามารถลดความเค้นลงได้เหลือเพียง 36% Yield stress ทั้งนี้เกิดจากการลดส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงหน้าตัดอย่างรวดเร็ว ซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิดความเค้นสะสม ส่วนแบบจำลองที่มีการเจาะรูในบริเวณที่มีพื้นที่หน้าตัดขวางมาก ไม่สามารถทำให้ความเค้นบริเวณ Femoral neck ลดลงได้ คาดว่ามีสาเหตุมาจากการที่ Bone cement ที่เข้าไปอยู่ในรูที่ทำการเจาะ ทำให้สะโพกเทียมและ Bone cement บริเวณรูมีสภาพเหมือนกับ Rigid body ซึ่งส่งผลให้ Strain Energy ที่บริเวณนั้น มีค่าไม่แตกต่างจากเดิมมากนัก อีกทั้งรูที่ทำการเจาะมีตำแหน่งห่างจาก Femoral neck พอสมควร และแม้ว่าความเค้นที่เกิดขึ้นจะมีค่าไม่ถึง Yield stress ของวัสดุ แต่ยังคงมีค่าสูงกว่าค่า Fatigue Strength ของวัสดุ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 55% Yield stress ด้วยความเค้นที่เกิดขึ้นนี้ สามารถทำให้สะโพกเทียมเกิดความเสียหายเนื่องจากความล้าได้ ภายในเวลาอันสั้น

สรุป

จากผลการคำนวณทั้งหมด สามารถสรุปได้ว่า ยังไม่มีแบบจำลองใดในโครงการนี้ที่สามารถนำไปใช้งานได้ ภายใต้การจำลองการใช้งานสะโพกเทียมในภาวะสถิตย์ เนื่องจากยังคงมีความเค้นสะสมที่อยู่ในระดับสูงเพียงพอที่จะทำให้สะโพกเทียมเกิดความเสียหายได้ ส่วนแบบจำลองที่ให้ผลการคำนวณที่ดีที่สุดคือ แบบจำลองที่ 1 และ 3 โดยที่แนวคิดในการลดบริเวณที่มีการหักงอสามารถช่วยให้การกระจายตัวของความเค้นในบริเวณนั้นดีขึ้น ส่วนแนวคิดในการเจาะรูในบริเวณที่มีพื้นที่หน้าตัดขวางมาก ส่งผลต่อการกระจายของความเค้นไม่มากนัก

กิตติกรรมประกาศ

บทความนี้ได้รับทุนอุดหนุนจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ความเห็นในรายงานและผลการวิจัยเป็นของผู้วิจัย สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] Kayabasi, O., Ekici, B., 2006, "The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method", Elsevier.
- [2] Senalp, A.Z., Kayabasi, O., KurtaranSta, H., 2006, "Static, dynamic and fatigue behaviour of newly designed stem shapes for hip prosthesis using the finite element analysis", Elsevier.
- [3] Callister, W.D., Jr., 2003, "Materials science and engineering: an introduction", 6th edition, John Wiley & Sons, p.598-605.