

**การวิเคราะห์การเสียรูปของหมอนรองเข่าในข้อเข่าเทียมโดยอาศัย
ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์**
**Deformation Analysis of Spacer in Total Knee Replacement
Using Finite Element Method**

เทพวัชร ฤจิราภา¹, ภูษิต มิตรสมหวัง^{1*}, รัตน บริสุทธิกุล¹, สุกกิจ รูปจันทร์¹, สุขเกษม วัชรชัยสกุล¹, บุระ สันธูภากร²

¹ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถนนมหาวิทยาลัย ตำบลสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

² สำนักวิชาแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถนนมหาวิทยาลัย ตำบลสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

*ติดต่อ: pusit@sut.ac.th, เบอร์โทรศัพท์ 044-224-705, เบอร์โทรสาร 044-224-482

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ถูกกระทำเพื่อศึกษาอิทธิพลของค่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่าในข้อเข่าเทียมต่อลักษณะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหมอนรองเข่า โมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติสำหรับข้อเข่าเทียมซึ่งประกอบไปด้วยผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา หมอนรองเข่า และผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง ถูกพัฒนาขึ้นและใช้สำหรับจำลองการเสียรูปของหมอนรองเข่า ผลการจำลองแสดงให้เห็นว่า ความเค้นสัมผัสระหว่างผิวของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาที่มีค่าเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเพิ่มขึ้นในช่วง 300 ถึง 18000 เมกะปาสคาล หลังจากนั้นความเค้นสัมผัสกลับมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมอดุลัสของยังมีค่าอยู่ในช่วง 30000 ถึง 68000 เมกะปาสคาล ยิ่งไปกว่านั้น ผู้วิจัยยังพบว่าการเปลี่ยนแปลงของแนวโน้มของความเค้นสัมผัสขึ้นอยู่กับพฤติกรรมการเสียรูปของหมอนรองเข่า และผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

คำหลัก: หมอนรองเข่า; ข้อเข่าเทียม; การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง; ความเค้นสัมผัส; การสึกหรอ

Abstract

This research work was carried out aiming to investigate the effects of the young's modulus of the spacer in the total knee replacement on the deformation characteristics of the spacer. Three dimensional finite element model of the replacement which was composed of the femoral component, the spacer and the tibial component was developed and used for simulating the deformation of the spacer. The results showed that the contact stress at the interface between the spacer and the femoral component increased, continuously when increasing the young's modulus of the spacer from 300 to 18000 MPa. Then, the stress decreased, remarkably when increasing the young's modulus ranging between 30000 and 68000 MPa. Moreover, the authors found that the change of the tendency of the contact stress depended on the deformation behavior of the spacer and the femoral component.

Keywords: Spacer; Total knee replacement; deformation; contact pressure; wear

1. บทนำ

ในปัจจุบันการผ่าตัดใส่ข้อเข่าเทียมให้กับผู้ป่วยมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นอย่างต่อเนื่องในประเทศไทย โดยส่วนใหญ่ สาเหตุของการจำเป็นต้องผ่าตัดใส่ข้อเข่าเทียมเป็นผลมาจากภาวะคุณภาพกระดูกบริเวณข้อเข่าเสื่อมลง ขูดข้อเข่าเทียมหนึ่งๆ ประกอบไปด้วยสาม

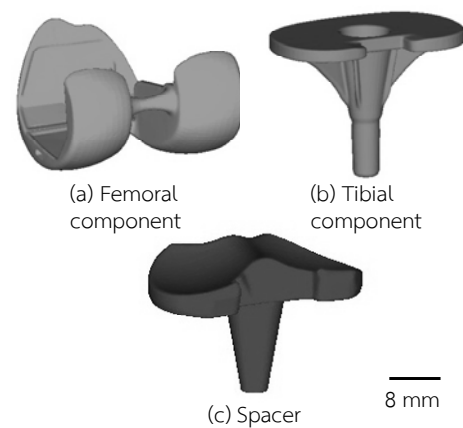
ส่วนประกอบ ได้แก่ (1) ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา (Femoral component) (2) ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง (Tibial component) ซึ่งผิวข้อเทียมดังกล่าวมักถูกผลิตขึ้นจากโลหะผสม เช่น เหล็กกล้าไร้สนิม ออสเทนนิติกเกรด AISI 316 L หรือ โลหะผสมโคบอล-โครเมียม (Cobalt-chromium based alloy) เป็นต้น

และ (3) หมอนรองเข่า (Spacer) ในปัจจุบัน วัสดุที่ถูกใช้อย่างแพร่หลายสำหรับผลิตหมอนรองเข่าสำหรับชุดข้อเข่าเทียม คือ โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงพิเศษ (Ultra-high molecular weight polyethylene) [1]

อย่างไรก็ตาม หลังจากการผู้ป่วยใช้งานข้อเข่าเทียมไปแล้วเป็นช่วงระยะเวลาหนึ่ง ข้อเข่าเทียมมักเกิดความเสียหายขึ้นอีก โดยความเสียหายหลักประเภทหนึ่งของข้อเข่าเทียมเกิดจากการสึกหรอของหมอนรองเข่า ซึ่งการสึกหรอของหมอนรองเข่าจะเกิดขึ้นอย่างรุนแรงเมื่อผู้ป่วยปฏิบัติตน เช่น ยกของหนัก นั่งพับเพียบ นั่งยอง เป็นต้น [2] ด้วยเหตุนี้ เพื่อชะลอความเสียหายของหมอนรองเข่าในชุดข้อเข่าเทียม นักวิจัยหลายท่านจึง มุ่งเน้นการวิจัยไปที่การประยุกต์ใช้วัสดุอื่น ๆ ทดแทนโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงพิเศษ เช่น เซรามิก เป็นต้น มาผลิตเป็นหมอนรองเข่า [3-4] แต่เนื่องจากการเลือกวัสดุมาผลิตเป็นหมอนรองเข่าในปัจจุบันยังถูกกระทำโดยขาดแคลนความเข้าใจเกี่ยวกับผลของสมบัติทางกลของวัสดุซึ่งเปลี่ยนแปลงอย่างกว้างขวางตามประเภทของวัสดุที่เปลี่ยนไปต่อการใช้งานข้อเข่าเทียม ฉะนั้น ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจึงศึกษาอิทธิพลของสมบัติทางกล ได้แก่ ค่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่าที่มีต่อการเสียรูปของหมอนรองเข่า และความเค้นสัมผัส ณ ผิวสัมผัสระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา โดยการศึกษาที่ถูกกระทำผ่านการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

2. การจำลองการเสียรูปของข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

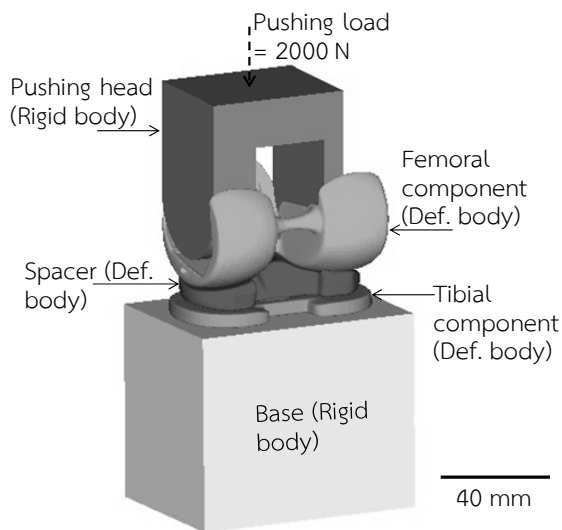
การจำลองการเสียรูปของข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกกระทำโดยอาศัยโปรแกรม Simufact Forming เวอร์ชัน 12.0.3 ผู้วิจัยได้นำส่วนประกอบทั้งสามของข้อเข่าเทียม ได้แก่ ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง และหมอนรองเข่า ซึ่งถูกผลิตโดยบริษัท Zimmer ประเทศสหรัฐอเมริกา มาเข้าสู่กระบวนการวิศวกรรมย้อนรอยด้วยเครื่องสแกนสามมิติยี่ห้อ Creaform รุ่น Handyscan 300 TM เพื่อสร้างโมเดลสำหรับชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมแต่ละชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม

จากนั้นนำโมเดลส่วนประกอบข้อเข่าเทียมมาประกอบเข้ากับหัวกดแรง (Pushing head) และฐาน (Base) ซึ่งถูกสร้างขึ้นโดยอาศัยโปรแกรม SolidWorks เวอร์ชัน 2015 เพื่อให้ได้โมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติสำหรับการจำลองการเสียรูปของข้อเข่าเทียม ดังแสดงในรูปที่ 2 สำหรับโมเดลที่ถูกพัฒนาขึ้นนี้ ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมทั้งหมดถูกสมมติให้เป็นส่วนที่เสียรูปได้ (Deformable bodies) และแต่ละส่วนประกอบถูกแบ่งออกเป็นชิ้นเล็ก ๆ ด้วยเอลิเมนต์ทรงสี่หน้าชนิดสี่โหนด (Four-node tetrahedral element) ในการจำลองสมบัติทางกลของผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้งถูกกำหนดให้คงที่ เฉพาะสมบัติทางกลของหมอนรองเข่า ได้แก่ ค่ามอดุลัสของยังเท่านั้นที่มีการเปลี่ยนแปลง ชนิดของวัสดุและสมบัติทางกลสำหรับส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมถูกแสดงดังตารางที่ 1 สำหรับหัวกดแรงและฐานถูกสมมติให้เป็นส่วนที่เสียรูปไม่ได้ (Rigid bodies)

ลักษณะการสัมผัสของผิวสัมผัสระหว่างผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขากับหมอนรองเข่าถูกสมมติให้เป็นแบบแตะ (Touching contact) และกำหนดให้ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน ณ ผิวสัมผัส มีค่าเท่ากับ 0.25 ตามงานวิจัยของ H. R. S. Hosseinzadeh และคณะ [5] ส่วนผิวสัมผัสอื่น ๆ ทั้งหมด ถูกกำหนดให้เป็นแบบยึดติด (Glued contact) ในการจำลองนี้ ความฝืดระหว่างผิวสัมผัสถูกอธิบายด้วยโมเดลความฝืดของคูลอมบ์



รูปที่ 2 โมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติสำหรับการจำลองการเสีรูปของข้อเข่าเทียม

ตารางที่ 1 โมเดลวัสดุและสมบัติทางกลของส่วนประกอบข้อเข่าเทียมสำหรับการจำลอง [6]

Comp.	Mat.	Material model	Mechanical Properties
Femoral comp.	Cr-Co alloy	Isotropic purely elastic	$E_{Cr-Co} = 220000 \text{ MPa}$ $\nu_{Cr-Co} = 0.3$
Tibial comp.	AISI 316 L	Isotropic purely elastic	$E_{316L} = 193000 \text{ MPa}$ $\nu_{316L} = 0.3$
Spacer	<i>Varied</i>	Isotropic elastic perfect-plastic	$E_{Spacer} = \text{From } 300 \text{ to } 68000 \text{ MPa (Varied)}$ $\nu_{Spacer} = 0.46 \text{ (Fixed)}$ $\sigma_{Plastic} = 20 \text{ MPa}$

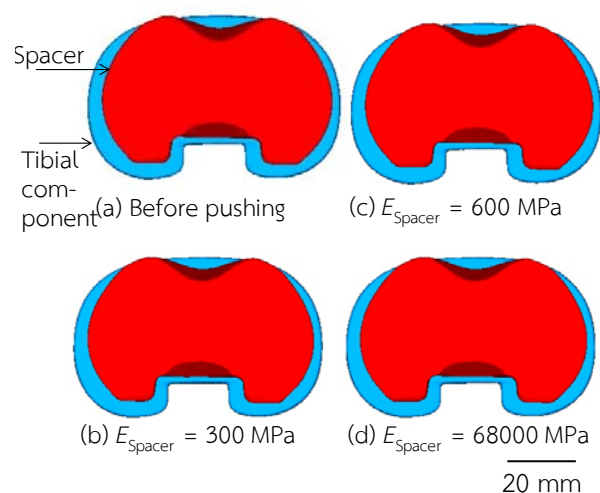
ในการจำลอง ผู้วิจัยกำหนดให้หัดกดแรงออกแรงกดไปที่ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาในทิศทางแนวแกนกระดูกหน้าแข้งจนกระทั่งแรงต้านการกดซึ่งถูกวัดได้ ณ หักกดแรงมีค่าเท่ากับ 2000 นิวตัน ซึ่งขนาดของแรงดังกล่าว เป็นแรงกดสูงสุดที่เชื่อว่าสามารถเกิดขึ้นในทิศทางแนวแกนกระดูกหน้าแข้งของกลุ่มผู้ป่วยตัวอย่าง ซึ่งมีน้ำหนักตัวเฉลี่ยเท่ากับ 70 กิโลกรัม [7]

หลังจากการคำนวณเสร็จสมบูรณ์ตามเงื่อนไขแรงต้านสูงสุดตามที่กำหนด ผู้วิจัยทำการตรวจสอบการเสีรูปของหมอนรองเข่า และความเค้นสัมผัส ณ ผิวสัมผัสระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

3. ผลการจำลองและวิเคราะห์ผล

3.1 การเสีรูปของหมอนรองเข่า

ในทางการแพทย์ หลักเกณฑ์สำคัญหนึ่งของการใช้งานข้อเข่าเทียม คือ หมอนรองเข่าต้องไม่เกิดการเสีรูปมากจนทำให้การรับน้ำหนักผิดปกติไปในขณะที่ผู้ป่วยดำเนินกิจกรรมต่าง ๆ ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจึงทำการตรวจสอบการเสีรูปของหมอนรองเข่าเทียบกับรูปร่างเดิมของหมอนรองเข่าก่อนรับแรงกด



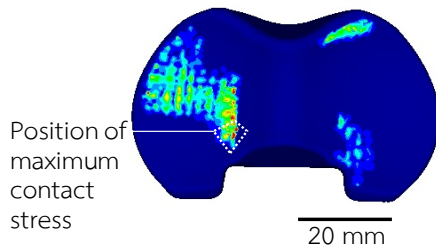
รูปที่ 3 การเสีรูปของหมอนรองเข่า

รูปที่ 3 แสดงตัวอย่างการเสีรูปของหมอนรองเข่า ณ ตำแหน่งการกดซึ่งแรงต้านการกดมีค่าเท่ากับ 2000 นิวตัน จากรูปพบว่า การเสีรูปของหมอนรองเข่ามีลักษณะไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเปลี่ยนไป นอกจากนี้ การเสีรูปของหมอนรองเข่ายังถูกพบว่ามิได้เกิดขึ้นในทิศทางออกนอกส่วนของผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้งแม้ว่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าต่ำเท่ากับ 300 เมกะปาสคาล

3.2 ความเค้นสัมผัส ณ ผิวระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

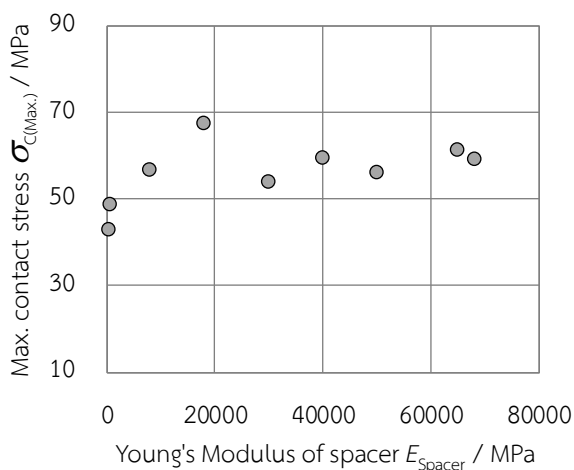
เนื่องจากการสึกหรอของหมอนรองเข่าเป็นสาเหตุของความเสียหายของข้อเข่าเทียม เพื่อให้เกิดความเข้าใจถึงอิทธิพลของค่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่าต่อการเกิดการสึกหรอของหมอนรองเข่า ผู้วิจัยจึงทำการตรวจสอบความเค้นสัมผัสสูงสุด ณ ผิวระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา โดยปกติ เมื่อความ

เค้นสัมผัสนี้มีค่ามาก การสึกหรอของหมอนรองเข่าก็จะมีแนวโน้มเกิดมากตามไปด้วย จากการตรวจสอบการเกิดความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่า พบว่า บริเวณที่ความเค้นสัมผัสมีค่าสูงสุดเกิดขึ้นในบริเวณเดียวกันเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเปลี่ยนไป ดังแสดงในรูปที่ 4

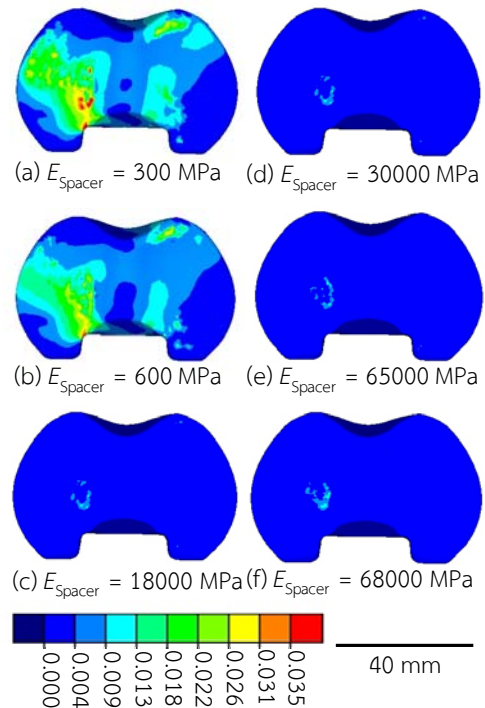


รูปที่ 4 ตำแหน่งความเค้นสัมผัสสูงสุดบริเวณผิวด้านบนของหมอนรองเข่า ($E_{\text{Spacer}} = 300$ เมกะปาสคาล)

รูปที่ 5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นสัมผัสสูงสุดบนหมอนรองเข่าซึ่งถูกบันทึกจากตำแหน่งดังแสดงในรูปที่ 4 และค่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่า จากรูป พบว่า ความเค้นสัมผัสสูงสุดมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างเป็นเส้นตรงเมื่อมอดุลัสของยังมีค่าเพิ่มขึ้นจาก 300 ถึง 18000 เมกะปาสคาล จากนั้น เมื่อค่าเมื่อมอดุลัสของยังถูกเพิ่มขึ้นจนกระทั่งมีค่าอยู่ในช่วง 30000 ถึง 68000 เมกะปาสคาล ความเค้นสัมผัสสูงสุดกลับใกล้เคียงกันและมีค่าน้อยกว่าความเค้นสัมผัสสูงสุดในกรณีที่หมอนรองเข่ามีค่ามอดุลัสของยังเท่ากับ 18000 เมกะปาสคาล

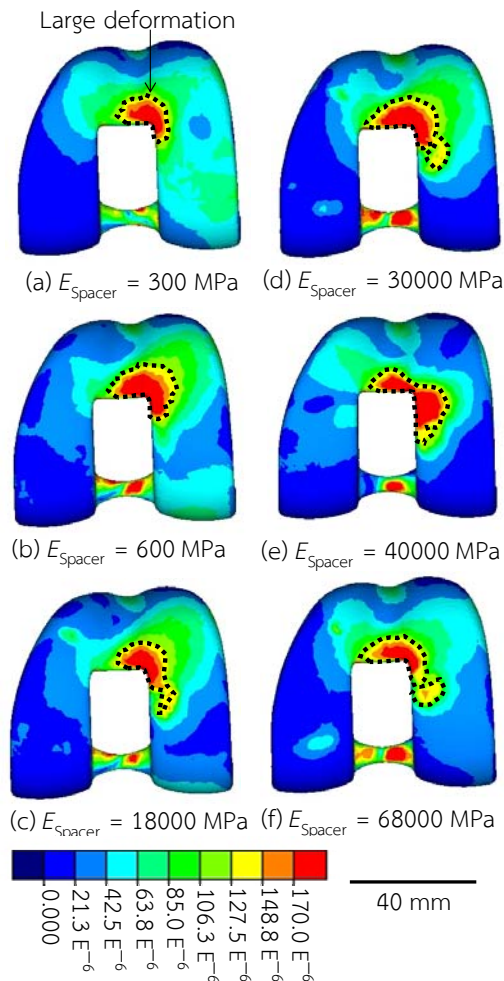


รูปที่ 5 ความเค้นสัมผัสสูงสุดบนหมอนรองเข่าตามค่ามอดุลัสของหมอนรองเข่า



รูปที่ 6 การกระจายตัวของความเครียดแบบยืดหยุ่นบริเวณผิวด้านบนของหมอนรองเข่า

เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงแนวโน้มของความเค้นสัมผัสสูงสุดเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเปลี่ยนไปดังปรากฏในรูปที่ 5 การเสียรูปของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาขณะให้แรงกดจึงถูกตรวจสอบ จากการตรวจสอบการเสียรูปของหมอนรองเข่าโดยการตรวจสอบค่าความเค้นเทียบเท่า (Equivalent stress) พบว่า ในทุก ๆ กรณีของการจำลอง หมอนรองเข่าเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างแบบยืดหยุ่นเท่านั้น ด้วยเหตุนี้ ผู้วิจัยจึงตรวจสอบการเสียรูปของหมอนรองเข่าผ่านการตรวจสอบความเครียดช่วงยืดหยุ่น (Equivalent elastic strain) รูปที่ 6 และ 7 แสดงการกระจายตัวของความเครียดช่วงยืดหยุ่นบริเวณผิวของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา



รูปที่ 7 การกระจายตัวของความเค้นแบบยืดหยุ่นบน
ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

เมื่อพิจารณาการกระจายตัวของความเค้นแบบยืดหยุ่นในรูปที่ 6 (a) – (c) พบว่า การเสียรูปของหมอนรองเข่าเกิดขึ้นมากเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเท่ากับ 300 เมกะปาสคาล และปริมาณการเสียรูปของหมอนรองเข่ามีค่าลดลงอย่างต่อเนื่องจนกระทั่งมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเท่ากับ 18000 เมกะปาสคาล ในเวลาเดียวกัน เมื่อพิจารณาการเสียรูปแบบยืดหยุ่นบริเวณผิวของผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาในส่วนที่สัมผัสกับหมอนรองเข่าดังแสดงในรูปที่ 7 พบว่า บริเวณที่ผิวข้อเทียมเกิดการเสียรูปค่อนข้างมากซึ่งถูกแสดงโดยแถบสี เช่น แดง ส้ม และเหลือง เกิดขึ้นในบริเวณที่ค่อนข้างจำกัดและมีขนาดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในช่วงที่มอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าอยู่ในช่วง 300 ถึง 18000 เมกะปาสคาล จากลักษณะการเสียรูปของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้น

ขาขึ้นชี้ให้เห็นว่า เมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าอยู่ในช่วงค่อนข้างต่ำ ($E_{\text{Spacer}} = 300$ ถึง 18000 เมกะปาสคาล) การเสียรูปมีแนวโน้มเกิดขึ้นเป็นหลักในหมอนรองเข่าและมีค่าน้อยลงเมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องด้วยการเสียรูปของหมอนรองเข่าที่น้อยลงตามการเพิ่มขึ้นของค่ามอดุลัสของยัง ค่าความเค้นสัมผัส ณ ผิวระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขามีค่าสูงขึ้น

จากนั้น พิจารณาการเสียรูปของหมอนรองเข่าดังแสดงในรูปที่ 6 (d) – (f) พบว่า เมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่ามากอยู่ในช่วงระหว่าง 30000 ถึง 68000 เมกะปาสคาล การเสียรูปของหมอนรองเข่ามีค่าค่อนข้างน้อย ไม่แตกต่างกันเมื่อมอดุลัสของยังมีค่าเปลี่ยนไป และมีแนวโน้มมีค่าน้อยกว่าการเสียรูปของหมอนรองเข่าในกรณีที่มอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่าเท่ากับ 18000 เมกะปาสคาล เมื่อพิจารณาการเสียรูปของผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา พบว่า บริเวณที่เกิดการเสียรูปมากบนผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา มีขนาดโตขึ้นอย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับบริเวณที่เกิดการเสียรูปมากในกรณีมอดุลัสของยังมีค่าอยู่ในช่วง 300 ถึง 18000 เมกะปาสคาล ลักษณะการเสียรูปดังกล่าวนี้ทำให้เกิดความเข้าใจได้ว่า เมื่อมอดุลัสของยังของหมอนรองเข่ามีค่ามากถึงช่วงหนึ่ง (18000 เมกะปาสคาล < $E_{\text{Spacer}} < 68000$ เมกะปาสคาล) หมอนรองเข่าจะมีความแข็งแรงมากขึ้นเป็นผลให้การเสียรูปมีแนวโน้มเปลี่ยนมาเกิดขึ้นมากบนผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาแทน และเมื่อผิวข้อเทียมส่วนนี้เกิดการเสียรูปมากขึ้น ความเค้นสัมผัสซึ่งเกิดจากแรงกดจึงมีค่าลดลง ดังเห็นได้ในรูปที่ 5

จากผลการจำลอง ในรูปที่ 5 6 และ 7 สามารถกล่าวได้ว่า การเปลี่ยนแปลงแนวโน้มของความเค้นสัมผัส ณ ผิวระหว่างหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาถูกกำหนดโดยการเสียรูปของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

4. สรุปผลการจำลอง

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยทำการศึกษาอิทธิพลของค่ามอดุลัสของยังของหมอนรองเข่าต่อการเสียรูปและความเค้นสัมผัสโดยอาศัยการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จากการจำลองสามารถสรุปได้ว่า หมอนรองเข่าเกิดการเสียรูปอันเนื่องมาจากแรงกดค่อนข้างน้อยเมื่อเทียบกับรูปร่างของหมอนรองเข่าก่อนถูกแรงกด และหมอน

รองเข่าที่เสียรูปมีขอบเขตการเสียรูปน้อยกว่าส่วนของผิวข้อเข่าเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง แม้ค่ามอดุลัสของยังมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากในช่วงการจำลอง นอกจากนี้ผลการจำลองยังชี้ให้เห็นว่าแนวโน้มของความเค้นสัมผัสผิวระหว่างหมอนรองเข่ากับผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาขึ้นกับพฤติกรรมการเสียรูปของทั้งหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา

load and malalignment, University of Wolverhampton, Doctoral thesis.

5.เอกสารอ้างอิง

- [1] Eun-Kyoo, S., Jong-Keun, S., Jae-Young, M. and Ji-Hyoun, Y. (2013). The evolution of modern total knee prostheses, *Arthroplasty-Update*, 2013, pp. 183 – 195.
- [2] Stuart, K. *Total knee replacement*, Scottsdale Joint Center, URL: <http://totalknee.org/patient-education/why-do-total-knees-eventually-fail/>, access on 12/04/2016.
- [3] Parag, G., Rajeev, R., Utpal, B., Shiv, C., Sr, M. and Samar K, G. (2011). Antibiotic-impregnated articulating cement spacer for infected total knee arthroplasty, *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 45(6), December 2011, pp. 535 – 540.
- [4] Quanjun, C., William M, M., John S, S., Michael, R. and Khaled J, S. (2007). Antibiotic-impregnated cement spacers for the treatment of infection associated with total hip or knee arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 89(4), April 2007, pp. 871 – 882.
- [5] Hosseinzadeh, H. R. S., Eajazi, A. and Shahi, A. S. The bearing surfaces in total hip arthroplasty-options, material characteristics and selection, *Recent Advances in Arthroplasty*, pp. 163 – 190.
- [6] Youssef S. Al, J. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature, *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 6(2), April 2014, pp. 138 – 145.
- [7] Junfen, S. (2007). Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle