

**ข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง : การวิเคราะห์ความเค้น และการทำนายอายุการล้า  
ด้วยการคำนวณเชิงตัวเลข**

**Tibial component of knee prosthesis : numerical stress analysis and fatigue life prediction**

ปวีชญา จงรักษ์<sup>1</sup>, ปาจารย์ กฐินทอง<sup>1</sup>, นิตกร นรภัยพิพากษา<sup>2,\*</sup> และ ชวสวน กาญจน์มัย<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ศูนย์แห่งความเป็นเลิศทางวิชาการด้านวิศวกรรมศาสตร์และสมรรถนะของวัสดุ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์  
อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120

<sup>2</sup> บริษัท นิตกร รีเสิร์ช พาร์ทเนอร์ จำกัด อ.ลำลูกกา จ.ปทุมธานี 12150

\*ติดต่อ: Tel: +66-02-564-3001; Fax: +66-02-564-3010

อีเมลล์: kchao@engr.tu.ac.th

**บทคัดย่อ**

หนึ่งในปัญหาสุขภาพของประชากรผู้สูงอายุคือ การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข้าเทียม โดยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข้าเทียมเป็นการแทนที่พื้นผิวด้านล่างของกระดูกต้นขา และพื้นผิวด้านบนของกระดูกหน้าแข้ง ด้วยข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกต้นขา ข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง และหมอนรองกระดูกเทียม ในระหว่างการใช้งาน ข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้งได้รับการดัดแบบวงรอบ ซึ่งมีแนวโน้มที่จะเกิดความเสียหายจากการล้าขึ้น ดังนั้นมีความจำเป็นในการทดสอบการล้าของข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง ตามมาตรฐาน ASTM F1800 เพื่อขยายประโยชน์จากการทดสอบการล้า การคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงถูกใช้เพื่อ วิเคราะห์การกระจายความเค้น และทำนายอายุการล้าของข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง ความเข้าใจที่ได้สามารถนำไปใช้ในการออกแบบพัฒนา และการผลิตชิ้นส่วนข้อเข้าเทียม

**คำหลัก:** ข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง, ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์, การล้า

**Abstract**

Among various health care demands for ageing population, knee replacement is one of the major health care expense. Knee replacement is a process to replace the surfaces of femur and tibia with knee prosthesis, i.e., femoral component, tibial component, and spacer. During service, the metal tibial component is under cyclic bending; thus, the fatigue is likely to occur in tibial component. Accordingly, in-vitro fatigue testing of tibial component is recommended by ASTM F1800 standard. To extend the benefit of this standard, the finite element analysis (FEA) was applied for the numerical stress analysis and fatigue life prediction of tibial component in vitro. Findings can be applied for the design, development, and production of knee prosthesis.

**Keywords:** tibial component, finite element analysis, fatigue

## 1. บทนำ

ผู้สูงอายุมีแนวโน้มที่จะได้รับการรักษาสุขภาพมากขึ้น หนึ่งในปัญหาสุขภาพของประชากรผู้สูงอายุคือ การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม ซึ่งเป็นการแทนที่พื้นผิวด้านล่างของกระดูกต้นขา และพื้นผิวด้านบนของกระดูกหน้าแข้งด้วยข้อเข่าเทียมส่วนประกอบกระดูกต้นขา (femoral component: FC) ข้อเข่าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง (tibial tray: TT) และหมอนรองกระดูกเทียม (spacer: SP) [1]

ภายหลังจากการผ่าตัดพบว่า มีแรงหลายประเภทเกิดขึ้นกับ TT โดยเฉพาะภาวะแบบวงรอบจากการเดิน ส่งผลให้เกิดกระบวนการสะสมข้อบกพร่อง การเริ่มต้นของรอยร้าว การขยายตัวของรอยร้าวตามจำนวนวงรอบและความเสียหายจากการล้า [2-6] จึงมีความจำเป็นในการทดสอบการล้าของ TT ในห้องปฏิบัติการ (ASTM F1800 [7] หรือ ISO14879-1 [8]) เพื่อความปลอดภัยของข้อเข่าเทียมก่อนการนำไปใช้งานทางการแพทย์ การทดสอบล้ากำหนดให้ครึ่งหนึ่งของ TT ถูกยึดในลักษณะคานยัน ขณะที่แรงกดแบบวงรอบกระทำตั้งฉากกับ TT ด้านที่ไม่ถูกยึด โดยตำแหน่งแรงกดในการทดสอบการล้าคือ ตำแหน่งที่มีความเค้นอัดสูงสุดบนผิวด้านบนของ TT เมื่อประกอบกับ FC และ SP

ความเสียหายของข้อเข่าเทียมมีความสัมพันธ์โดยตรงกับ การจัดวางตำแหน่งของข้อเข่าเทียม [12] การจัดวางตำแหน่งของข้อเข่าเทียม แบ่งเป็นแบบปกติ (neutral), แบบโก่งออกจากแกนกลางของร่างกาย (varus) และแบบโก่งเข้าหาแกนกลางของร่างกาย (valgus) โดย Fang และคณะ [13] ได้ทำการเปรียบเทียบความเสียหายจากการจัดวางตำแหน่งข้อเข่าเทียม จากข้อเข่าเทียมจำนวน 6,070 ชิ้น (ผู้ป่วย 3,992 ราย) พบว่าเกิดความเสียหาย 51 กรณี หรือคิดเป็นร้อยละ 0.84 โดยแบ่งเป็นความเสียหายที่เกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมแบบปกติ 21 กรณี หรือร้อยละ 0.5 ความเสียหายที่เกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมแบบโก่งออก 18 กรณี หรือร้อยละ 1.8 และความ

เสียหายที่เกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมแบบโก่งเข้า 12 กรณี หรือร้อยละ 1.5 Srivastava และคณะ [14] พบว่าการจัดวางตำแหน่งของ TT เป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้การสึกหรอของหมอนรองกระดูกเทียม Suh และคณะ [15] ใช้การคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEA) ในการประเมินความเค้นที่เกิดขึ้นกับ SP พบว่า ความเค้นที่ผิวด้านบนของ SP ในข้อเข่าเทียมแบบโก่งออกมีค่ามากกว่าแบบโก่งเข้า แต่ความเค้นที่ผิวด้านล่างของ SP ในข้อเข่าเทียมแบบโก่งออก และแบบโก่งเข้ามีขนาดใกล้เคียงกัน

ในปัจจุบันยังไม่มียานวิจัยที่ศึกษาถึงอิทธิพลของการจัดวางตำแหน่งที่ส่งผลต่อความเสียหายจากการล้าของ TT ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะศึกษาการกระจายความเค้นจากการจัดวางตำแหน่งของข้อเข่าเทียม ด้วย FEA และเปรียบเทียบกับผลจากการทดสอบเพื่อตรวจสอบความถูกต้อง FEA ที่ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องถูกใช้ประเมินการกระจายความเค้นและทำนายอายุการล้าของ TT ภายใต้อิทธิพลจากการจัดวางตำแหน่งที่ผิดปกติของข้อเข่าเทียม ซึ่งสามารถเกิดได้ภายหลังการผ่าตัดและผ่านการใช้งานแล้ว โดยศึกษาแบบโก่งออก 8 องศา และแบบโก่งเข้า 8 องศา [12-15] ผลการศึกษาที่ได้สามารถใช้ (1) ศึกษาความเค้นที่ผิดปกติจากการจัดวางตำแหน่งที่ผิดปกติของข้อเข่าเทียมและอายุการล้าของ TT และ (2) ออกแบบ พัฒนา และการผลิตชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม

## 2. วัสดุและวิธีดำเนินการ

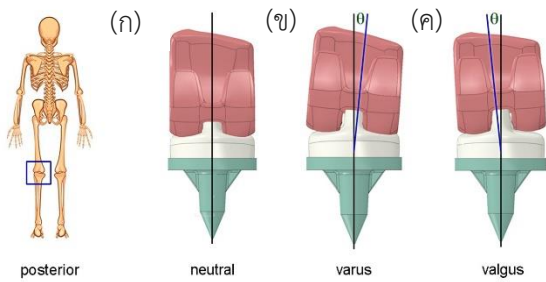
### 2.1 ข้อเข่าเทียม

ต้นแบบชิ้นส่วนของข้อเข่าเทียมที่ใช้ในงานวิจัยนี้แสดงดังรูปที่ 1 ต้นแบบของ TT ซึ่งมีลักษณะวงกลมโดยสามารถใช้เพื่อการศึกษาในห้องปฏิบัติการเท่านั้น FC และ TT เป็นโลหะผสมไทเทเนียม (Ti-6Al-4V) ส่วน SP ใช้วัสดุเป็น poly-ether-ether-ketone (PEEK) สมบัติทางกลของแต่ละชิ้นส่วนแสดงดังตารางที่ 1 และการจัดวางตำแหน่งของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมแบบปกติ แบบโก่งออก 8 องศา และแบบโก่งเข้า 8 องศา ดังรูปที่ 2



รูปที่ 1 ต้นแบบชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม

(ก) femoral component, (ข) spacer และ (ค) tibial tray



รูปที่ 2 การจัดวางตำแหน่งข้อเข่าเทียม

(ก) แบบปกติ, (ข) แบบโก่งออก และ (ค) แบบโก่งเข้า

## 2.2 FEA ของข้อเข่าเทียม

3D FEA (ABAQUS [16]) ถูกใช้คำนวณการกระจายความเค้นบนข้อเข่าเทียม (FC, TT และ SP) ที่การจัดวางตำแหน่งแบบปกติ แบบโก่งออก และแบบโก่งเข้า ดังแสดงดังรูปที่ 3 กำหนดให้ทุกชิ้นส่วนมีพฤติกรรมแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น พื้นผิวสัมผัสใช้เป็นแบบ master-slave กำหนดให้การไถลบนพื้นผิวสัมผัส เกิดขึ้นเมื่อความเค้นเฉือนมากกว่าความเค้นเฉือนวิกฤต

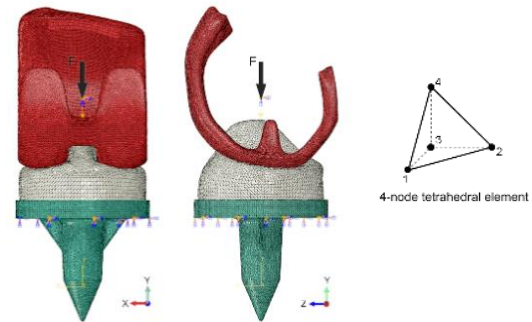
สำหรับทุกผิวสัมผัสใช้สัมประสิทธิ์ความเสียดทานเป็น 0.12 พื้นผิวด้านล่างของ TT กำหนดให้ไม่สามารถ

ตารางที่ 1 สมบัติทางกลของข้อเข่าเทียมและชุดทดสอบการล้า

Part	Material	Elastic modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Ultimate tensile stress (MPa)
femoral component	Ti-6Al-4V <sup>1</sup>	110	880	950
spacer	PEEK <sup>1</sup>	4.037	92.25	113.30
tibial tray	Ti-6Al-4V <sup>1</sup>	110	880	950
fatigue testing fixture	Al 6063 <sup>2</sup>	68.3	214	241
insert	UHMWPE <sup>3</sup>	NA	NA	NA
supported aspect	High strength epoxy <sup>2</sup>	2.8	140	140

1 - ทดสอบตามมาตรฐาน ASTM E8, 2 - ข้อมูลจากผู้ผลิต, 3 - ทดสอบตามมาตรฐาน ASTM D6147

เคลื่อนที่และหมุนทั้งในแนวแกน x, y และ z กำหนดให้ FC เคลื่อนที่ได้ในแนวแกน y เท่านั้น แรงกดขนาด 2,000 นิวตัน (Ahir และคณะ [10]) ถูกใช้กดบน FC และเพื่อลดผลกระทบจากขนาดของเอลิเมนต์ ขนาดของเอลิเมนต์ถูกปรับจนกระทั่งผลการคำนวณ von Mises stress มีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 5% ซึ่งจำนวนเอลิเมนต์และขนาดของเอลิเมนต์ของแต่ละชิ้นส่วน แสดงดังตารางที่ 2



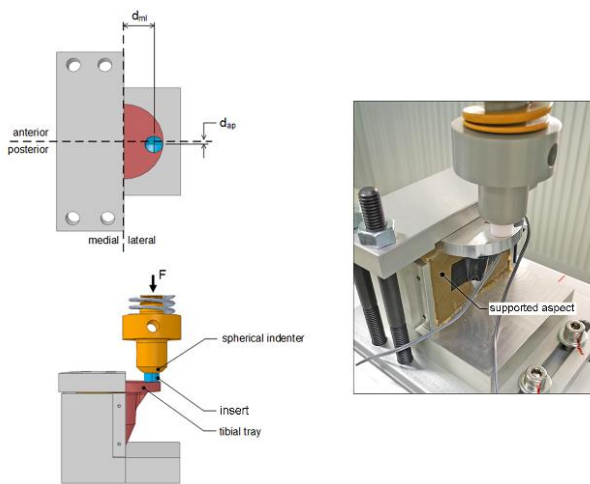
รูปที่ 3 แบบจำลองชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมที่มีการจัดวางแบบปกติ

ตารางที่ 2 เอลิเมนต์ของแบบจำลองข้อเข่าเทียม

Part	Number of element	Number of node	Element size (mm)
femoral component	112,981	570,685	0.65 – 1.00
spacer	23,582	124,744	1.20 – 1.50
tibial tray	38,729	201,166	0.90 – 1.00

### 2.3 FEA ของชุดทดสอบการล้าของข้อเข่าเทียม ส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง

ตามมาตรฐาน ASTM F1800 [7] การประเมินอายุการล้าของ TT แสดงดังรูปที่ 4 เพื่อป้องกันการคลายตัวระหว่างทดสอบ high strength epoxy (Aditya Birla Chemical, Ltd.: Epotec YD 535LV / TH 7253-8) ที่มีมอดูลัสเป็น 2,800 MPa ถูกใช้ยึดบริเวณผิวด้านล่างของ TT และอุปกรณ์ยึดจับถูกใช้ยึดพื้นผิวด้านบนของ TT ก้อนโพลีเมอร์ (insert หรือ IS) ถูกวางระหว่าง TT กับหัวกด (indenter)



รูปที่ 4 ชุดทดสอบการล้าของ TT

เพื่อให้ FEA มีความแม่นยำ พฤติกรรมเชิงกลจริงของก้อนโพลีเมอร์ (UHMWPE) ซึ่งมีพฤติกรรมแบบไฮเปอร์อีลาสติกถูกใช้ในการคำนวณ ซึ่งแบบจำลอง reduce polynomial และแบบจำลอง Yeoh ถูกใช้เพื่อหาพลังงานความเครียด ( $U$ )

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J^{el} - 1)^4 + \frac{1}{D_3}(J^{el} - 1)^6 \quad (1)$$

เมื่อ  $C_{i0}$  และ  $D_i$  คือ พารามิเตอร์ของวัสดุ,  $J^{el}$  คือ อัตราส่วนการเปลี่ยนแปลงอีลาสติกเชิงปริมาตร และ  $\bar{I}_1$  คือ first deviatoric invariant

$$\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \quad (2)$$

$$\bar{\lambda}_i^2 = J^{-1/3} \lambda_i \quad (3)$$

เมื่อ  $\lambda_i$  คือ principal stretches,  $J$  คืออัตราส่วนการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตร (Elastic Volume Ratio) สำหรับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวแกนเดียว principal stretches ( $\lambda_i$ ) มีค่า

$$\lambda_1 = \lambda_U = 1 + \epsilon_U \quad (4)$$

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda_U}} \quad (5)$$

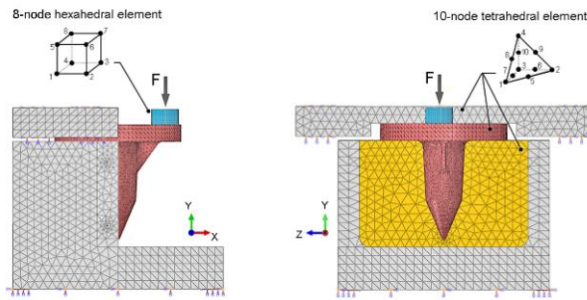
เมื่อ  $\lambda_U$  คือ การหดตัวในแนวแรงอัด,  $\epsilon_U$  คือ ความเครียดในแนวแรงอัด ค่าพารามิเตอร์ของ UHMWPE ( $C_{i0}$  และ  $D_i$ ) จากการทดสอบแรงอัด [18] แสดงดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 พารามิเตอร์ไฮเปอร์อีลาสติกของ UHMWPE

$C_{10}$	$C_{20}$	$C_{30}$	$C_{40}$	$D_{10}$	$D_{20}$	$D_{30}$	$D_{40}$
4.94	673.92	$-1.61 \times 10^4$	$2.56 \times 10^5$	0.017	0	0	0

FEA ถูกใช้เพื่อคำนวณการกระจายความเค้นของ TT ในชุดทดสอบการล้า ดังรูปที่ 5 พื้นผิวสัมผัสของแบบจำลองใช้เป็นแรงเสียดทานระหว่างพื้นผิว master-slave โดยสัมประสิทธิ์ความเสียดทานระหว่างผิวสัมผัสของโลหะเป็น 0.3 ขณะที่สัมประสิทธิ์ความเสียดทานระหว่างผิวสัมผัสของโลหะกับโพลีเมอร์เป็น 0.12 เงื่อนไขขอบเขตของพื้นผิวด้านล่างของชุดทดสอบการล้า (รูปที่ 5) กำหนดให้ไม่สามารถเคลื่อนที่และหมุนทั้งในแนวแกน x, y และ z หัวกดสามารถเคลื่อนที่ลงได้ในแนวแกน y เท่านั้น

การทดสอบการล้าใช้แรงกดขนาดสูงสุดขนาด 2,000 นิวตัน และแรงกดขนาดต่ำสุด 200 นิวตัน (Ahr และคณะ [10]) เพื่อลดผลกระทบจากขนาดของเอลิเมนต์ ขนาดของเอลิเมนต์ถูกปรับจนกระทั่งผลการคำนวณ เปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 5% จำนวนเอลิเมนต์และขนาด ของเอลิเมนต์ของแต่ละชิ้นส่วน แสดงดังตารางที่ 4



รูปที่ 5 แบบจำลองชุดทดสอบการล้าของ TT

ตารางที่ 4 เอลิเมนต์ของแบบจำลองชุดทดสอบการล้า

Part	Number of element	Number of node	Element size (mm)
tibial tray	72,043	105,787	1.70 – 2.00
insert	1,190	1,528	0.80 – 1.00
fatigue testing fixture	48,192	74,220	3.30 – 4.00
supported aspect	15,732	23,525	3.60 – 4.00

## 2.4 การทดสอบแบบสถิตสำหรับข้อเข่าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง

การทดสอบด้วยภาระทางกลแบบสถิต (รูปที่ 4) ถูกใช้เพื่อวัดความเค้นของ TT แล้วเทียบกับค่าความเค้นจากการคำนวณ ซึ่ง TT ที่ใช้ในการทดสอบด้วยภาระทางกล ทำจากโลหะผสมอลูมิเนียม 6063 ขึ้นรูปด้วยการกลึงแบบ CNC โดยวัสดุมีค่ามอดูลัสเป็น 68.3 GPa ค่าความต้านทานแรงดึงสูงสุด (Ultimate tensile strength) มีค่า 241 MPa และอัตราส่วนปัวซองมีค่า 0.3 โดยแรงกดวัดด้วยโหลดเซลล์ขนาด 10 kN แรงกดกระทำกับ TT ขนาด 0-2,000 นิวตัน ทำการทดสอบที่ 25 องศาเซลเซียส และความชื้นสัมพัทธ์ 55% การกระจายของความเครียดตั้งฉาก ( $\epsilon_{xx}$ ) บนผิวด้านบนและรากของ TT

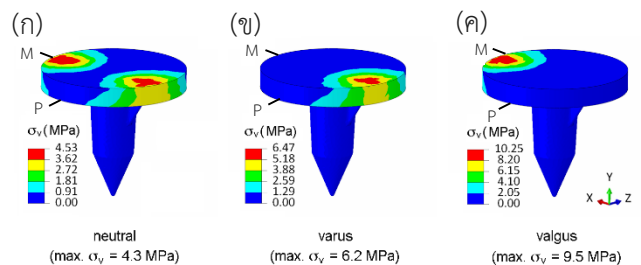
วัดค่าโดยใช้เกจวัดความเครียด (TML : FLA-03-17-1L) ความเค้นตั้งฉาก ( $\sigma_{xx}$ ) คำนวณจากกฎของฮุก โดยนำค่าที่ได้เปรียบเทียบกับค่าจากการคำนวณ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องก่อนใช้งาน FEA ใช้เพื่อประเมินการกระจายความเค้น และการทำนายอายุการล้าของ TT ที่ได้รับอิทธิพลจากการจัดวางตำแหน่งของข้อเข่าเทียม

## 3. ผลและอภิปรายผล

### 3.1 การกระจายความเค้นบนข้อเข่าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้งในระบบข้อเข่าเทียม

การกระจาย von Mises stress บน TT ที่มีการจัดวางแบบปกติ แบบโค้งออก และแบบโค้งเข้า แสดงดังรูปที่ 6 ตามลำดับ สำหรับการจัดวางตำแหน่งของข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน พบว่า von Mises stress บนพื้นผิวด้านบนของ TT จัดวางแบบโค้งเข้ามีค่าสูงที่สุด โดยสูงกว่า TT จัดวางแบบปกติถึง 200% สำหรับ TT จัดวางแบบโค้งออก ค่า von Mises stress มากกว่าแบบปกติ แต่น้อยกว่าแบบโค้งเข้า

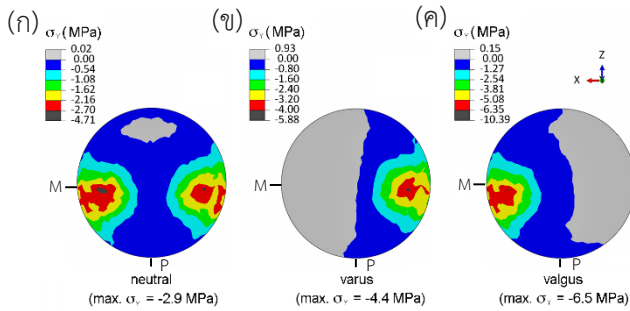
ตามมาตรฐาน ASTM F1800 [7] บริเวณที่มีค่า contact stress สูงสุดที่พื้นผิวด้านบนของ TT ถูกใช้เป็นตัวชี้วัดแรงกดในการทดสอบการล้า ดังนั้นการกระจาย contact stress ที่พื้นผิวด้านบนของ TT จัดวางแบบปกติ แบบโค้งออก แบบโค้งเข้า แสดงดังรูปที่ 7 เช่นเดียวกับ von Mises stress ค่า contact stress สูงสุดของ TT จัดวางแบบโค้งเข้ามีค่าสูงที่สุด ขณะที่แบบปกติมีค่าน้อยที่สุด ตำแหน่งแรงกดสำหรับการทดสอบการล้าของ TT ที่แต่ละตำแหน่งจัดวาง แสดงดังตารางที่ 5



รูปที่ 6 การกระจาย von Mises stress บน TT

(ก) แบบปกติ, (ข) แบบโค้งออก และ (ค) แบบโค้งเข้า

(P – posterior และ M - medial)



รูปที่ 7 การกระจาย contact stress บน TT

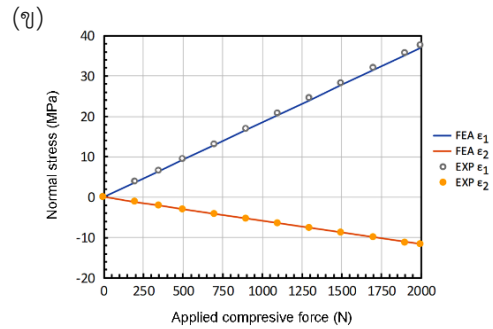
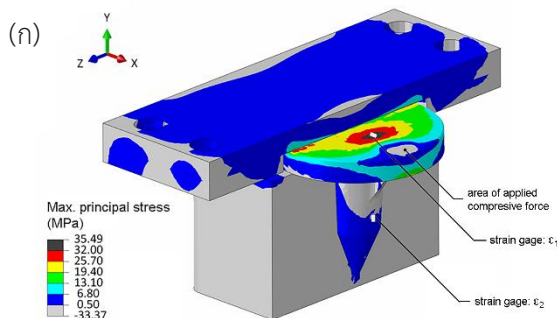
(ก) แบบปกติ, (ข) แบบโก่งออก และ (ค) แบบโก่งเข้า  
(P – posterior และ M – medial)

ตารางที่ 5 ตำแหน่ง contact stress สูงสุดบน TT

Knee prosthesis	$d_{ml}$ (mm)	$d_{ap}$ (mm)
neutral	21.47	2.41
varus	21.25	2.39
valgus	21.25	2.39

### 3.2 การกระจายความเค้นบนข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้งระหว่างการทดสอบแบบสถิต

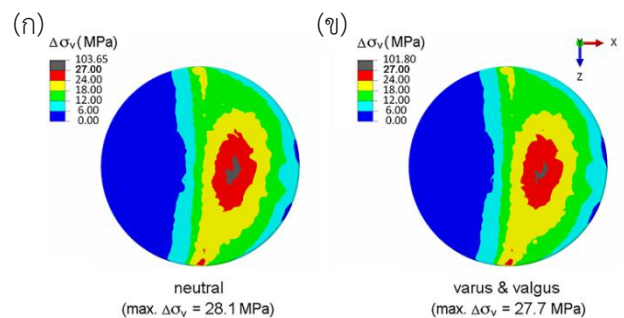
การกระจายความเค้นตั้งฉากสูงสุด (principal stress) บน TT จัดวางแบบปกติ ที่มีการใส่ภาระแรงกดขนาด 2,000 นิวตัน แสดงดังรูปที่ 8 (ก) และ principal stress ที่ได้จากการวัด เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณ แสดงดังรูปที่ 8 (ข) พบว่ามีค่าจากการคำนวณและค่าจากการวัด (หัวข้อ 2.4) มีความแตกต่างกันน้อยกว่า 5% ดังนั้นการคำนวณด้วย FEA สอดคล้องกับผลการทดสอบ และสามารถใช้ FEA คำนวณการกระจายความเค้นบนข้อเข้าเทียมต้นแบบได้



รูปที่ 8 FEA ของการทดสอบการล้าของ TT ที่มีการจัดวางแบบปกติ (ก) การกระจาย tensile normal stress (ข) normal strain และ applied compressive force

### 3.3 การกระจายความเค้นบนข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้งระหว่างการทดสอบการล้า

ค่า von Mises stress range บนพื้นผิวด้านบนของ TT ที่มีการจัดวางแบบปกติ แบบโก่งออก และแบบโก่งเข้า แสดงดังรูปที่ 9 เนื่องจากตำแหน่ง contact stress สูงสุดที่พื้นผิวด้านบนของ TT ของแบบโก่งออก และแบบโก่งเข้า มีลักษณะเหมือนกัน (รูปที่ 7 และตารางที่ 5) ทำให้การกระจาย von Mises stress ก็มีลักษณะเหมือนกัน ค่า von Mises stress range สูงสุดในตำแหน่งแบบปกติ แบบโก่งออก และแบบโก่งเข้า มีค่าตั้งแต่ 27.7-28.1 MPa



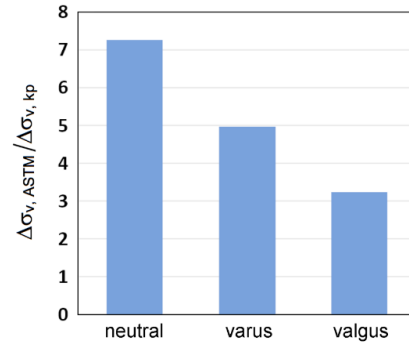
รูปที่ 9 การกระจาย von Mises stress range บนพื้นผิวด้านบนของ TT ในระหว่างการทดสอบการล้า (ก) แบบปกติ (ข) แบบโก่งออกและโก่งเข้า

### 3.4 การล้าของข้อเข้าเทียมส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง

อายุการล้าของวัสดุแปรผันตามแอมพลิจูดความเค้นหรือพิสัยความเค้น พิสัยความเค้นสูงทำให้อายุการล้าสั้นลง ชัดจำกัดความล้า คือ ค่าพิสัยความเค้นที่ส่งผลให้อายุการล้ายาวนาน หรือไม่เกิดการเสียหายขึ้นจากการล้าจากงานวิจัยก่อนหน้าพบว่าความต้านทานแรงดึงสูงสุด (ultimate tensile stress) ของ Ti-6Al-4V มีค่าประมาณ 950 MPa [17] และชัดเจนจำกัดการล้าของ Ti-6Al-4V มีค่า 525-625 MPa [18] เนื่องจาก von Mises stress สูงสุดที่เกิดขึ้นกับ TT มีค่า 27.7-28.1 MPa ความเค้นนี้มีค่าน้อยกว่าชัดเจนจำกัดการล้าของ Ti-6Al-4V ดังนั้นคาดการณ์ได้ว่า TT ไม่เกิดการเสียหายจากการทดสอบการล้า

นอกจากการจัดวางตำแหน่งข้อเข้าเทียม ความเสียหายของ TT ยังขึ้นกับปัจจัยอื่นอีก เช่น ความไม่สม่ำเสมอของซีเมนต์ที่ใช้ยึดข้อเข้าเทียม ความหนาที่ไม่เหมาะสมของแผ่น TT หรือการสึกหรอของ SP เพื่อลดอิทธิพลของปัจจัยเหล่านี้ อัตราส่วนระหว่าง von Mises stress range สูงสุดบน TT ที่ได้จากการทดสอบการล้า และ von Mises stress range จากระบบข้อเข้าเทียม ( $\Delta\sigma_{v,ASTM} / \Delta\sigma_{v,KP}$ ) ถูกใช้แสดง safety factor ของ TT ดังรูปที่ 10 โดย von Mises stress range จากระบบข้อเข้าเทียมเป็นผลต่างระหว่าง von Mises stress range ขณะลงน้ำหนัก ( $F = 2,000\text{ N}$ ) กับ von Mises stress range ขณะไม่มีแรงกด ( $F = 0\text{ N}$ ) อัตราส่วน ( $\Delta\sigma_{v,ASTM} / \Delta\sigma_{v,KP}$ ) ของ TT ที่จัดวางแบบปกติมีค่าสูงที่สุด ซึ่งมีค่ามากกว่า TT แบบโค้งเข้าถึง 200% สำหรับ TT แบบโค้งออก มีอัตราส่วนอยู่ระหว่าง TT แบบปกติและแบบโค้งเข้า ดังนั้นการทดสอบการล้าของ TT (ASTM F1800 [7]) ได้รับอิทธิพลจากการจัดวางตำแหน่งของข้อเข้าเทียม นั่นคือ TT ที่มีการจัดวางตำแหน่งผิดปกติจะมีแนวโน้มที่จะเสียหาย จากการล้า ซึ่งสอดคล้องกับข้อเท็จจริงที่ว่า มีโอกาสสูงที่จะเกิดการ

ผัดตัดข้อเข้าเทียมซ้ำ ในข้อเข้าเทียมที่มีการจัดวางแบบผิดปกติ [12]



รูปที่ 10 อัตราส่วนระหว่าง von Mises stress range สูงสุดบน TT ในชุดทดสอบการล้า และในระบบข้อเข้าเทียม

## 4. สรุปผล

การกระจายความเค้นบน TT ของระบบข้อเข้าเทียมถูกประเมินโดยใช้ FEA ตำแหน่งที่มีความ contact stress สูงสุดบนพื้นผิว TT ถูกใช้เป็นตำแหน่งแรงกดในการทดสอบการล้า ระหว่างการทดสอบการล้า การกระจายความเค้นบน TT สามารถคำนวณโดยใช้ FEA พบว่าอิทธิพลของการจัดวางตำแหน่งที่ผิดปกติของข้อเข้าเทียม (การจัดวางตำแหน่งข้อเข้าเทียมแบบโค้งออก 8 องศาและแบบโค้งเข้า 8 องศา) ส่งผลให้เกิดความเค้นที่ผิดปกติ อย่างไรก็ตามค่า von Mises stress สูงสุด มีค่าต่ำกว่าชัดเจนจำกัดการล้าของ Ti-6Al-4V ดังนั้น TT ที่การจัดวางตำแหน่งแตกต่างกัน ไม่น่าเกิดความเสียหายจากการล้าในระหว่างการทดสอบ อย่างไรก็ตามการทดสอบการล้าได้รับอิทธิพลจากการจัดวางตำแหน่งของข้อเข้าเทียม นั่นคือ TT ที่มีการจัดวางตำแหน่งที่ผิดปกติมีแนวโน้มที่จะเกิดความเสียหายจากการล้าสูงขึ้น

## 5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณการสนับสนุนจากการวิจัยจาก

- (1) คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์, และ
- (2) มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

## 6.เอกสารอ้างอิง

- [1] R.R. Torrealba, G. Fernández-López, J.C. Grieco, Towards the development of knee prostheses: Review of current researches, *Kybernetes* 37(9-10) (2008) 1561-1576.
- [2] P.J. Abernethy, C.M. Robinson, R.M. Fowler, Fracture of the metal tibial tray after kinematic total knee replacement, *Journal of bone and joint surgery* 78 (1996) 220-225.
- [3] T.F. Ho, R.Y. Tsai, P.Y. Lee, M.C. Ku, Early tibial tray failure of a Duracon knee with retrieval analysis, *Journal of Arthroplasty* 19(6) (2004) 797-802.
- [4] A.L.L. Oliveira, E.G. Cueva, R.T. Carvalho, Failure analysis of the tibial component baseplate after total knee arthroplasty, *Engineering Failure Analysis* 36 (2014) 147-154.
- [5] B.J. O'Neill, M. Cleary, J.P. McElwain, Fatigue fracture of tibial arthroplasty implant masked by contralateral knee arthritis, *International Journal of Surgery Case Reports* 4 (2013) 496- 499.
- [6] I.M. Da Palma, R.P. Albuquerque, J.M. Barretto, Fracture of the tibial component in total knee arthroplasty: Report on two cases, *Revista Brasileira de Ortopedia* 46(3) (2011) 325-328.
- [7] ASTM F1800: Standard Practice for Cyclic Fatigue Testing of Metal Tibial Tray Components of Total Knee Joint Replacements, Volume 13.01, Annual Book of ASTM Standards 2012.
- [8] ISO 14879-1: Implants for surgery - Total knee-joint prostheses, Part 1 - Determination of endurance properties of knee tibial trays, International Standard, Switzerland, 2000.
- [9] T. Villa, F. Migliavacca, D. Gastaldi, M. Colombo, R. Pietrabissa, Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations, *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 45-53.
- [10] S.P. Ahir, G.W. Blunn, H. Haider, P.S. Walker, Evaluation of a testing method for the fatigue performance of total knee tibial trays, *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 1049-1057.
- [11] T.C. Yu, C.H. Huang, C.H. Hsieh, J.J. Liao, C.H. Huang, C.K. Cheng, Fatigue resistance analysis of tibial baseplate in total knee prosthesis—An in vitro biomechanical study, *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 147-151.
- [12] V.Y. Ng, J.H. DeClaire, K.R. Berend, B.C. Gulick, A.V. Lombardi Jr., Improved accuracy of alignment with patient-specific positioning guides compared with manual instrumentation in TKA, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 470(1) (2012) 99-107.
- [13] D.M. Fang, M.A. Ritter, K.E. Davis, Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty. Just How Important is it?, *Journal of Arthroplasty* 24(6 SUPPL.) (2009) 39-43.
- [14] A. Srivastava, G.Y. Lee, N. Steklov, C.W. Colwell Jr., K.A. Ezzet, D.D. D'Lima, Effect of tibial component varus on wear in total knee arthroplasty, *Knee* 19(5) (2012) 560-563.
- [15] D.-S. Suh, K.-T. Kang, J. Son, O.-R. Kwon, C. Baek, Y.-G. Koh, Computational study on the effect of malalignment of the tibial component on the biomechanics of total knee arthroplasty: A finite element analysis, *Bone and Joint Research* 6(11) (2017) 623-630.
- [16] ABAQUS User's Manual, ABAQUS Inc. 2016.
- [17] O.H. Yeoh, Some forms of the strain energy function for rubber, *Rubber Chemistry and Technology* 66(5) (1993) 754-771.
- [18] ASTM D6147: Test Method for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomer—Determination of Force Decay (Stress Relaxation) in Compression, Volume 8.02, Annual Book of ASTM Standards, ASTM International, PA, USA, 2002.
- [19] ASTM F1472: Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56400), Volume 13.01, Annual Book of ASTM Standards 2002.
- [20] S.H. Teoh, Fatigue of biological structures and biomaterials, *International Journal of Fatigue* 22(10) (2000) 825-837.