

**การเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสจากการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
กับการสึกหรอของหมอนรองเข่าในชุดข้อเข่าเทียม
Comparison between Contact Stress Simulated by Finite Element
Method and Wear in Total Knee Replacement**

บุญพริกา สุพรหม¹, วีรดา ศรียารักษ์¹, ชญานิษฐ์ เลื่อนประไพ¹, เทพวัชร รุจิราภา¹, รัตน์ บริสุทธิกุล¹,
ภูษิต มิตรสมหวัง^{1*} และ บุระ สิ้นธุภากร²

¹สาขาวิชาวิศวกรรมโลหการ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถนนมหาวิทยาลัย
ตำบลสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

²ศูนย์ความเป็นเลิศทางชีวกลศาสตร์ทางการแพทย์ สำนักวิชาแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
111 ถนนมหาวิทยาลัย ตำบลสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

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

บทคัดย่อ

การผ่าตัดใส่ชุดข้อเข่าเทียมสามารถช่วยให้ผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมกลับมาใช้งานเข่าได้ดีขึ้น อย่างไรก็ตาม หมอนรองเข่าเทียมที่ถูกนำมาใช้ในชุดข้อเข่าเทียมนั้นมีอายุการใช้งานที่จำกัด เนื่องจากการดำเนินชีวิตประจำวันของผู้ป่วยหลังการผ่าตัดส่งผลให้เกิดการสึกหรอเนื่องจากการเสียดสี โดยเฉพาะอย่างยิ่ง บริเวณผิวสัมผัสระหว่างหมอนรองเข่าเทียมกับผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา ซึ่งความเค้นสัมผัสนี้เป็นปัจจัยหลักหนึ่งส่งผลให้หมอนรองเข่าเทียมเกิดการสึกหรอเนื่องจากการเสียดสีที่มากขึ้น งานวิจัยนี้จึงทำขึ้นเพื่อศึกษาการเกิดความเค้นสัมผัสบนผิวของหมอนรองเข่าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เมื่อมุมองศาของขามีการเปลี่ยนแปลงตั้งแต่ 0 ถึง 60 องศา และทำการเปรียบเทียบการกระจายตัวของความเค้นสัมผัสกับการสึกหรอบนหมอนรองเข่าที่ผ่านการใช้งานมาแล้ว ผลการจำลองแสดงให้เห็นว่า เมื่อมุมองศาเพิ่มขึ้น พื้นที่ที่ความเค้นสัมผัสมีค่าเกินค่าวิกฤตสำหรับการสึกหรอของหมอนรองเข่ามีแนวโน้มย้ายจากฝั่งด้านนอกของขามายังส่วนกลางของหมอนรองเข่าทั้งฝั่งด้านนอกและด้านในค่อนมาทางด้านหลังของขา นอกจากนี้จากการเปรียบเทียบการสึกหรอซึ่งเกิดเป็นบริเวณกว้างบนหมอนรองเข่าทำให้ทราบว่า การสึกหรอบนหมอนรองเข่าในบริเวณที่แตกต่างกันมีแนวโน้มเป็นผลมาจากการเคลื่อนไหวของขาที่มุมต่างกัน

คำหลัก: หมอนรองเข่าเทียม; ชุดข้อเข่าเทียมเทียม; การงอขา; ความเค้นสัมผัส; การสึกหรอ

Abstract

Total knee replacement (TKR) can improve quality of life in patients with knee osteoarthritis. However, the longevity of the spacer in the TKR is typically limited by wear. The cause of wear is abrasion, especially at the interface between the spacer and the femoral. Since, the contact stress at the interface between the spacer and the femoral component is a primary factor for wear. This research aim to investigate the occurrence of the contact stress on used spacers by using finite

element method (FEM) analysis. The flexion angle of leg was varied from 0 to 60° and simulated. After that, we compared between the distribution of the contact stress and wear on the spacer. As shown in results, when we increased the flexion angle of knee, the contact stress tend to be moved from the lateral side of the spacer to the center of the spacer in lateral and posteromedial sides of the tibia. Then, when compared the contact stress with the wear zone of the spacers, it was indicated that the wear on the different zones of the spacer occurred during the movement of the knee with different flexion angle.

Keywords: spacer; total knee replacement; flexion angle; contact stress; wear

1. บทนำ

ในปัจจุบัน ประเทศไทยมีผู้ป่วยเข้ารับการรักษาเพื่อผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจำนวนมากขึ้น โดยส่วนใหญ่สาเหตุที่ต้องผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมนั้นเกิดจากภาวะคุณภาพของข้อเข่าเดิมเสื่อมถอย ในชุดข้อเข่าเทียมหนึ่งๆมีส่วนประกอบ 3 ส่วน ได้แก่ (1) ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา (Femoral component) (2) ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง (Tibial component) และ (3) หมอนรองเข่า (Spacer) โดยปกติ หลังการผ่าตัดเปลี่ยนชุดข้อเข่าเทียมแล้ว ผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมมีแนวโน้มสามารถกลับมาใช้งานเข่าได้ดีขึ้น

อย่างไรก็ตาม หมอนรองเข่าเทียมที่ถูกนำมาใช้ในชุดข้อเข่าเทียมนั้นมีอายุการใช้งานที่ค่อนข้างจำกัด กล่าวคือ ภายหลังจากการผ่าตัดใส่ชุดข้อเข่าเทียม หมอนรองเข่ามักเกิดการสึกหรออันเนื่องมาจากการดำเนินชีวิตประจำวันของผู้ป่วยซึ่งส่งผลให้เกิดการเสียดสีระหว่างผิวของหมอนรองเข่าและผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขา Adrija Sharma, 2005 ทดสอบหาความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นขณะยืดขาและหดยาสุดในผู้ป่วยที่ผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจำนวน 10 ตัวอย่าง เขาพบว่า ความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองเข่ามีความสัมพันธ์กับการสึกหรอของหมอนรองเข่า [1] นอกจากนี้ ผลของความเค้นสัมผัสต่อการสึกหรอของหมอนรองเข่ายังถูกศึกษาโดย Sean T. O'Brien และคณะ 2014, ในการศึกษาที่พวกเขาพบว่า ความเค้น

สัมผัสบนหมอนรองเข่าสามารถถูกทำให้ลดลงได้ โดยการเพิ่มความหนาของหมอนรองเข่า และผลจากการลดลงของความเค้นสัมผัสนี้ สามารถช่วยลดพื้นที่ของการสึกหรอบนหมอนรองเข่าได้อย่างมีนัยสำคัญ [2] ผลงานวิจัยดังกล่าวข้างต้นยืนยันให้เห็นชัดเจนว่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองเข่าเป็นปัจจัยสำคัญหนึ่งซึ่งก่อให้เกิดการสึกหรอของหมอนรองเข่าในชุดข้อเข่าเทียม

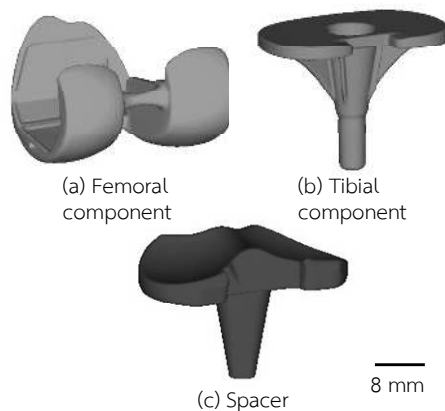
แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษาการสึกหรอของหมอนรองเข่าส่วนใหญ่มุ่งอธิบายรูปแบบการสึกหรอของหมอนรองเข่าหลังจากที่การสึกหรอเกิดขึ้นสมบูรณ์แล้ว โดยผู้วิจัยยังไม่พบผลการศึกษาหรือผลการวิเคราะห์เกี่ยวกับการสึกหรอของหมอนรองเข่าในขณะใช้งาน ได้แก่ การสึกหรอจากแต่ละลักษณะอาการปฏิกิริยาของผู้ป่วย เช่น การนั่ง การเดิน การยืน การขึ้นบันได ซึ่งเป็นเหตุให้เกิดมุมงอขาที่แตกต่างกันไป โดยผลการศึกษาลักษณะนี้มีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อการพัฒนาชุดข้อเข่าเทียมที่มีอายุการใช้งานยาวนานขึ้น ทั้งในแง่ของการเลือกใช้วัสดุ และการออกแบบส่วนประกอบของชุดข้อเข่าเทียม

ด้วยเหตุนี้ เพื่อสนับสนุนการพัฒนาชุดข้อเข่าเทียมในประเทศไทย ผู้วิจัยจึงทำการศึกษาค้นคว้าการสึกหรอของหมอนรองเข่าจากอาการปฏิกิริยาต่างๆ ผ่านการจำลองความเค้นสัมผัสด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ณ มุมงอขาที่แตกต่างกัน จากนั้น ทำการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสกับรูปแบบของการสึกหรอของหมอนรองเข่าเพื่อให้เกิด

ความเข้าใจเกี่ยวกับการสึกหรอของหมอนรองเข่าภายใต้ มุมงอขาที่เปลี่ยนแปลงไป

2. การจำลองความเค้นสัมผัสด้วยระเบียบวิธี ไฟไนต์เอลิเมนต์

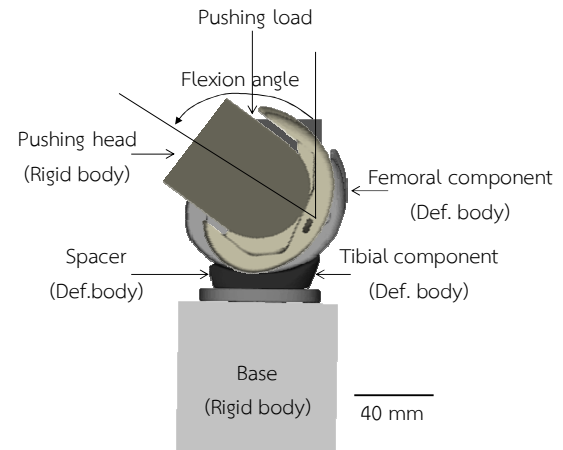
การจำลองความเค้นในชุดข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกกระทำโดยประยุกต์ใช้โปรแกรม Simufact Forming เวอร์ชัน 12.0.3 ผู้วิจัยได้นำ ส่วนประกอบทั้งสามของข้อเข่าเทียม ได้แก่ ผิวข้อเทียม ส่วนกระดูกต้นขา ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้ง และ หมอนรองเข่า ซึ่งถูกผลิตโดยบริษัท Zimmer ประเทศสหรัฐอเมริกา มาเข้าสู่กระบวนการวิศวกรรมย้อนรอย ด้วยเครื่องสแกนสามมิติยี่ห้อ Creaform รุ่น Handyscan 300 TM เพื่อสร้างโมเดลสำหรับชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมแต่ละชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 โมเดลส่วนประกอบชุดข้อเข่าเทียม

จากนั้นนำโมเดลส่วนประกอบข้อเข่าเทียมมา ประกอบเข้ากับหัวกดแรง (Pushing head) และ ฐาน (Base) ซึ่งถูกสร้างขึ้นโดยอาศัยโปรแกรม SolidWorks เวอร์ชัน 2015 เพื่อให้ได้โมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ สำหรับการจำลองความเค้นสัมผัสในชุดข้อเข่าเทียมดังแสดงในรูปที่ 2 สำหรับโมเดลที่ถูกพัฒนาขึ้นนี้ ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมทั้งหมดถูกสมมติให้เป็นส่วนที่เสียรูปได้ (Deformable bodies) และแต่ละส่วนประกอบจะถูกแบ่งออกเป็นชิ้นเล็กๆ ด้วยเอลิเมนต์ทรงสี่หน้าชนิดสี่โหนด (Four-node tetrahedral element) จำนวนเอลิเมนต์สำหรับผิวข้อเทียมส่วน

กระดูกต้นขา หมอนรองเข่า และผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้งมีค่าเท่ากับ 63,073 38,121 และ 40,986 เอลิเมนต์ ตามลำดับ วัสดุและโมเดลอธิบายสมบัติทางกลสำหรับส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมถูกแสดงดังตารางที่ 1 สำหรับหัวกดแรงและฐานถูกสมมติให้เป็นส่วนที่เสียรูปไม่ได้ (Rigid bodies)



รูปที่ 2 โมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติสำหรับจำลองความเค้นสัมผัสในชุดข้อเข่าเทียม

ตารางที่ 1 โมเดลวัสดุและสมบัติทางกลของส่วนประกอบข้อเข่าเทียมสำหรับการจำลอง [3]

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	UHMW PE	Isotropic elastic perfect-plastic	$E_{Spacer} = 600 \text{ MPa}$ $\nu_{Spacer} = 0.3$ $\sigma_{Plastic} = 26 \text{ MPa}$

ในการจำลอง กระดูกต้นขาถูกหมุนทวนเข็มนาฬิกา เมื่อมองจากด้านใน (medial) ดังแสดงในรูปที่ 2 โดยกำหนดให้ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้งอยู่กับที่

ลักษณะการสัมผัสของผิวสัมผัสระหว่างผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขากับหมอนรองเข่าถูกสมมติให้เป็นแบบ

แตะ (Touching contact) โดยกำหนดให้ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน ณ ผิวสัมผัส มีค่าเท่ากับ 0.25 [4] ส่วนผิวสัมผัสอื่น ๆ ทั้งหมด ถูกกำหนดให้เป็นแบบยึดติด (Glued contact) ในการจำลองนี้ความเสียดทานระหว่างผิวสัมผัสถูกอธิบายด้วยโมเดลของคูลอมบ์ (Coulomb friction model)

ในการจำลอง ผู้วิจัยกำหนดให้หัตถ์ออกแรงกดไปที่ผิวข้อเทียมส่วนกระดูกต้นขาในทิศทางแนวแกนกระดูกหน้าแข้งจนกระทั่งแรงกดมีค่าเท่ากับ 2000 2200 3200 และ 2800 นิวตัน สำหรับ มุมงอขาที่ 0 15 45 และ 60 องศา ตามลำดับ โดยลักษณะแรงกดดังกล่าวถูกสมมุติตามแรงกดที่ถูกพบว่าเกิดขึ้นในผู้ป่วยซึ่งมีน้ำหนักเท่ากับ 70 กิโลกรัม [5] หลังการคำนวณแล้วเสร็จตามเงื่อนไขที่กำหนดข้างต้น ผู้วิจัยทำการศึกษาความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนผิวของหมอนรองเข่า จากนั้นเปรียบเทียบการกระจายตัวของความเค้นสัมผัส ณ มุมงอขาต่างๆ กับการสึกหรอของหมอนรองเข่า

3. ผลการจำลองความเค้นและการเปรียบเทียบกับการสึกหรอของหมอนรองเข่า

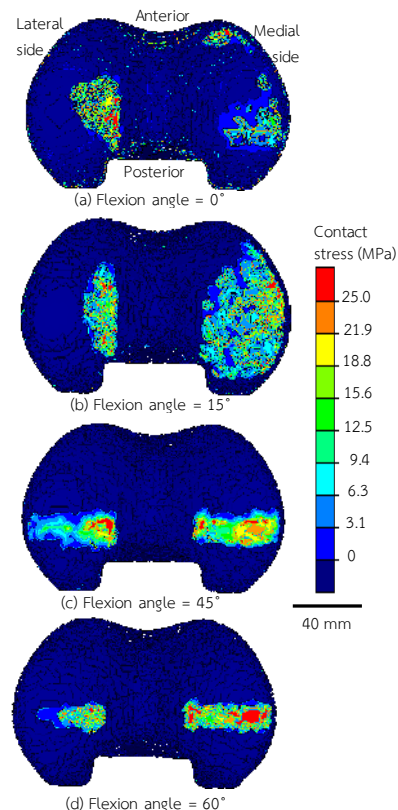
3.1 ความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่าในชุดข้อเข่าเทียม

เพื่อให้เกิดความเข้าใจเกี่ยวกับการสึกหรอของหมอนรองเข่าภายใต้มุมงอขาที่แตกต่างกัน ผู้วิจัยทำการจำลองและศึกษาการกระจายตัวของความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่าหลังจากออกแรงกดตามที่กำหนด

รูปที่ 3 แสดงการกระจายตัวของความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่า ณ มุมงอขาต่างๆ จากการศึกษาก่อนหน้าพบว่า หมอนรองเข่าซึ่งผลิตจากโพลีเอทิลีนความหนาแน่นสูงยิ่งยวด (UHMWPE) เริ่มเกิดการสึกหรอเมื่อความเค้นที่เกิดขึ้นบนหมอนรองเข่ามีค่าตั้งแต่ 25 MPa ขึ้นไป [6] ดังนั้นเพื่อประเมินการสึกหรอของหมอนรองเข่า ผู้วิจัยจึงสังเกตบริเวณที่ความเค้นมีค่าเกินค่าความเค้นวิกฤตซึ่งถูกแสดงด้วยแถบสีแดง ในรูปที่ 3 (a) ถึง (d)

จากรูปที่ 3 พบว่าการกระจายตัวของความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่ามีการเปลี่ยนแปลงไปอย่างมาก

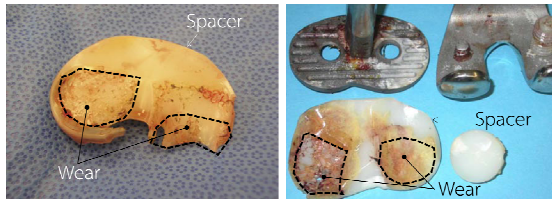
เมื่อมุมงอขาเปลี่ยนแปลงไป และมีลักษณะดังต่อไปนี้ 1.) ที่มุมงอขาต่างๆ ได้แก่ มุมงอขาช่วง 0 และ 15 องศา บริเวณที่ความเค้นเกินค่าความเค้นวิกฤตค่อนข้างจำกัดในบริเวณเล็กๆ และพบกระจายตัวอยู่บนบริเวณผิวด้านนอกของหมอนรองเข่า (Lateral side) เป็นหลัก อย่างไรก็ตาม บริเวณที่ซึ่งค่าความเค้นเกินค่าวิกฤตถูกพบบ้างเล็กน้อยในบริเวณขอบของหมอนรองเข่าผิวด้านในของหมอนรองเข่า (Medial side) 2.) เมื่อมุมงอขามีค่าเพิ่มขึ้นเท่ากับ 45 และ 60 องศา บริเวณที่ความเค้นมีค่ามากกว่าความเค้นวิกฤตมีแนวโน้มย้ายมาปรากฏ ณ บริเวณส่วนกลางของหมอนรองเข่าทั้งผิวด้านนอกและด้านในก่อนมาทางด้านหลัง (Posteromedial) ของหมอนรองเข่า และ 3.) ณ มุมงอขาเท่ากับ 60 องศา บริเวณที่มีความเค้นเกินค่าความเค้นวิกฤตกลับลดลงที่ผิวด้านนอกของขา แต่กลับมาปรากฏเป็นบริเวณค่อนข้างกว้างบริเวณหมอนรองเข่าผิวด้านในและก่อนมาทางด้านหลังของหมอนรองเข่า



รูปที่ 3 ความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่า ณ มุมงอขาต่างๆ

3.2 รูปแบบการสึกหรอของหมอนรองเข่าและการเปรียบเทียบกับความเค้นสัมผัสจากการจำลอง

รูปที่ 4 แสดงตัวอย่างการสึกหรอบนหมอนรองเข่าที่ผ่านการใช้งานมาแล้ว จากรูปพบว่า การสึกหรอเกิดกระจายทั่วไปในบริเวณกว้างบนหมอนรองเข่าทั้งฝั่งด้านนอกและด้านในค่อนมาทางด้านหลังของขา



รูปที่ 4 หมอนรองเข่าในชุดข้อเข่าเทียมที่เกิดการสึกหรอหลังการใช้งาน [7]

เมื่อทำการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัส ดังแสดงในรูปที่ 3 และการสึกหรอของหมอนรองเข่า ดังแสดงในรูปที่ 4 ทำให้ทราบว่า การสึกหรอบนหมอนรองเข่าบริเวณฝั่งด้านนอกของขาดูเหมือนเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยซึ่งเกิดมุมงอขาที่มีค่าน้อยๆ (มุมงอขาอยู่ในช่วง 0 ถึง 15 องศา) สำหรับการสึกหรอบริเวณส่วนกลางของหมอนรองเข่าทั้งฝั่งด้านนอกและด้านในค่อนมาทางด้านหลังของขา มีแนวโน้มเกิดขึ้นภายใต้มุมงอขาที่มากขึ้น ได้แก่ 45 องศา นอกจากนี้ ผลการเปรียบเทียบยังชี้ให้เห็นอีกว่า การสึกหรอบริเวณส่วนกลางของหมอนรองเข่าฝั่งด้านในค่อนมาทางด้านหลังของขา มีโอกาสเกิดขึ้นได้มากเมื่อมุมงอขามีค่ามาก ได้แก่ 60 องศา จากผลการเปรียบเทียบนี้ ทำให้เกิดความเข้าใจว่า การสึกหรอของหมอนรองเข่าสามารถเกิดขึ้นได้จากอากัปกิริยาแบบต่างๆ ของผู้ป่วยซึ่งเป็นเหตุให้ขามีมุมงอที่เปลี่ยนแปลงไป โดยที่มุมงอของขาที่แตกต่างกันไป ส่งผลให้เกิดการสึกหรอบนหมอนรองเข่าในบริเวณที่ต่างกัน

4. สรุปผลการจำลอง

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยทำการจำลองความเค้นสัมผัสบนหมอนรองเข่าและเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสกับการสึกหรอของหมอนรองเข่าที่ผ่านการใช้งานแล้วเพื่อศึกษาการสึกหรอของหมอนรองเข่าภายใต้มุมงอขาต่างๆ จาก

การศึกษาพบว่า บริเวณบนหมอนรองเข่าที่ซึ่งความเค้นมีค่ามากกว่าความเค้นวิกฤติสำหรับการสึกหรอมีแนวโน้มเปลี่ยนแปลงไปตามมุมงอของขา ณ มุมงอขาต่างๆ บริเวณที่ความเค้นมีค่าเกิดความเค้นวิกฤติปรากฏบนหมอนรองเข่าฝั่งด้านนอกของขาเป็นหลัก แต่เมื่อมุมงอขาเพิ่มขึ้น บริเวณดังกล่าวกลับมีแนวโน้มปรากฏบริเวณส่วนกลางของหมอนรองเข่าทั้งฝั่งด้านนอกและด้านในค่อนมาทางด้านหลังของขา จากการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสกับลักษณะการสึกหรอของหมอนรองเข่าทำให้เกิดความเข้าใจว่าการสึกหรอของหมอนรองเข่าในบริเวณที่ต่างกั นมีแนวโน้มเกิดขึ้นภายใต้มุมงอขาที่แตกต่างกัน

5. เอกสารอ้างอิง

- [1] Adrijia S. (2005). A Method To Calculate the Femoro-Polyethylene Contact Pressure in Total Knee Arthroplasty In-Vivo, The University of Tennessee, Master thesis.
- [2] <http://www.ors.org/Transactions/60/0971.pdf>
- [3] Youssef S. Al, J. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature, J. of Adv. Prosthodontics, vol. 6(2), April 2014, pp. 138 – 145.
- [4] Kim, Y.H., Kwon, O.S. & Kim, K: Analysis of biomechanical effect of stem-end design in revision TKA using Digital Korean model. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23(7):853
- [5] Junfen, S. (2007). Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment, University of Wolverhampton, Doctoral thesis.
- [6] Callaghan, J.J., et al. (2001). Mobile-bearing knee replacement: concepts and results, AAOS Instruction Course Lectures, Vol. 50, 2011, pp. 431-449.
- [7] McTighe, T. & Clarke, I. (2009) Failure mechanism on total knee arthroplasty, Joint Implant Surgery & Research Foundation, pp. 1-11.