

การศึกษาผลกระทบของรูเจาะหมุดบนกระดูกต้นขาคนไทยภายหลังการใส่ข้อเข่าเทียม The Effect of Pin Track Hole on Thai Femur after Total Knee Arthroplasty

ชมพูนุท สมตัว¹, กิตติ อรุณจรัสธรรม², ปัญญา อรุณจรัสธรรม^{1*} และ มณีรัตน์ ชนะสกุลนิยม³

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล 25/25 ถนนพุทธมณฑลสาย 4 ศาลายา พุทธมณฑล นครปฐม 73170

² ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์และเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ถนนลงหาดบางแสน ชลบุรี 20000

³ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพธนบุรี ถนนทวีวัฒนา ทวีวัฒนา กรุงเทพฯ 10170

*ติดต่อ: panya.aro@mahidol.ac.th, เบอร์โทรศัพท์ 0 2889 2138 ต่อ 6417

บทคัดย่อ

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเป็นวิธีที่ใช้รักษาโรคข้อเข่าเสื่อมในระยะรุนแรงที่มีประสิทธิภาพและความปลอดภัยสูง ได้มีการนำเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ช่วยการผ่าตัดมาใช้เพื่อเพิ่มความแม่นยำและยืดอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียม โดยในการผ่าตัดศัลยแพทย์ทำการเจาะรูติดหมุด (pin track hole) เพื่อใช้ในการจัดตำแหน่งข้อเข่าเทียม เมื่อผ่าตัดเสร็จสิ้นรูเจาะดังกล่าวก็ยังคงอยู่ส่งผลให้กระดูกต้นขามีความเสี่ยงต่อการแตกหักที่บริเวณรูติดหมุดเนื่องมาจากความเครียดสูงสุดที่กระจายตัวบนกระดูกต้นขา ในงานวิจัยนี้ได้ทำการสร้างแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยและทำการจำลองรูติดหมุดบนกระดูกต้นขา จากนั้นทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ภายใต้ภาระกระทำคือการเดินและการก้าวขึ้นบันไดซึ่งเป็นภาระในชีวิตประจำวัน ทำการเปรียบเทียบขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรูติดหมุด และมุมในการเจาะรูติดหมุดซึ่งส่งผลต่อการกระจายตัวของความเครียดบนกระดูกต้นขาและนำไปสู่การแตกหัก

จากการวิเคราะห์พบว่าเกิดการกระจายตัวของความเครียดหนาแน่นที่บริเวณรูติดหมุดทั้งในภาวะการเดินและการก้าวขึ้นบันได ส่งผลให้มีความเครียดสูงกว่าบริเวณอื่นมากแต่ยังอยู่ในค่าที่ต่ำกว่า 25,000 ไมโครสเตรนซึ่งเป็นค่าที่ส่งผลให้กระดูกเกิดการแตกหัก โดยแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยในงานวิจัยนี้ใช้คุณสมบัติของกระดูกปกติแต่ถ้าเป็นกระดูกต้นขาที่มีคุณสมบัติโรคภาวะกระดูกพรุนก็จะส่งผลให้เกิดการแตกหักที่บริเวณดังกล่าวได้

คำหลัก: รูติดหมุด; กระดูกต้นขาคนไทย ข้อเข่าเทียม และวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Abstract

Knee replacement surgery, which is a high efficiency and safety method, was used to treat the severe osteoarthritis. Computer-assisted surgery is the technology used to improve the accuracy and extend the life time of the knee prosthesis. During surgery, the surgeon drilled pin track hole to set the knee alignment. When the surgery was completed, the hole was still on the bone which made a risk of bone fracture at the pin track hole by maximum strain distribution on the femur. In this research, the bone model of Thai femur had constructed with pin track hole and analyzed by finite element method under daily activities as walking and stair climbing conditions. To compare the diameter of pin track hole, angle of drilled hole affects the strain distribution on the bone that lead to the bone fracture.

The analysis was shown the strain distribution concentrate at the pin track hole in both walking and stair climbing conditions that affect a high strain distribution than the other areas, but the maximum strain did not exceed 25,000 microstrain, which was resulting in bone fractures. The bone model in this research was used the properties of normal Thai femoral bone model. If the bone model was represented with the properties of

BME-01

osteoporosis bone that had less young modulus than the normal bone, the bone results in a failure at the pin track hole.

Keywords: Pin track hole; Thai femur, Total knee arthroplasty and Finite element method.

1. บทนำ

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเป็นการผ่าตัดเพื่อรักษาผู้ป่วยที่มีข้อเข่าเสื่อมในระยะสุดท้ายที่ไม่สามารถประสบความสำเร็จได้โดยการรักษารักษาวิธีอื่น โดยแพทย์จะนำผิวกระดูกอ่อนที่เสื่อมสภาพออกแล้วนำข้อเข่าเทียมมาใส่แทนที่ การรักษานี้ได้รับความนิยมเป็นอย่างมากเนื่องจากการรักษาได้ผลดีเยี่ยม แต่ปัญหาหนึ่งที่เกิดขึ้นหลังการผ่าตัดคือผิวข้อเข่าเทียมอาจมีการสึกหรอทำให้ต้องทำการผ่าตัดแก้ไขซึ่งทำได้ยากและมีค่าใช้จ่ายสูง สาเหตุสำคัญที่ส่งผลต่ออายุการใช้งานของข้อเข่าเทียมคือการวางตำแหน่งข้อเข่าเทียมได้อย่างถูกต้อง จัดสมดุลของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นบริเวณรอบข้อให้เหมาะสม แม้ศัลยแพทย์จะมีความชำนาญก็เกิดความคลาดเคลื่อนในการวางตำแหน่งข้อเข่าได้ มีผลให้อายุการใช้งานสั้นลง ดังนั้นจึงมีการพัฒนานำเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ช่วยผ่าตัด (Computer-assisted surgery) มาใช้ในการผ่าตัดเพื่อเพิ่มความแม่นยำและยืดอายุการใช้งานข้อเข่าเทียม [1]

ในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมโดยใช้คอมพิวเตอร์ช่วยผ่าตัดศัลยแพทย์ต้องทำการเจาะรูติดหมุด (Pin track hole) บนกระดูกต้นขาของ病患เพื่อติดอุปกรณ์ช่วยในการใส่ข้อเข่าเทียม เมื่อเสร็จสิ้นการผ่าตัดรูติดหมุดที่ถูกเจาะจะยังคงอยู่ส่งผลให้ความแข็งแรงของกระดูกต้นขาลดลง เมื่อคนไข้ออกแรงลงที่กระดูกต้นขาในขณะที่รูติดหมุดยังไม่สมานตัวจะส่งผลให้เกิดการแตกหักที่บริเวณรูติดหมุด ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาผลกระทบของรูติดหมุดต่อการกระจายตัวของความเค้นบนกระดูกต้นขาคนไทยที่ส่งผลต่อการแตกหักภายใต้ภาระในชีวิตประจำวันด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

2. อุปกรณ์และวิธีการทดลอง

การศึกษาลักษณะของรูเจาะหมุดบนกระดูกต้นขาคนไทยภายหลังการใส่ข้อเข่าเทียมมีวิธีการดำเนินงานดังต่อไปนี้

2.1 แบบจำลองสามมิติกระดูกต้นขาคนไทย

แบบจำลองสามมิติของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการศึกษานี้มาจากการใช้กระบวนการวิศวกรรมย้อนรอยโดยนำ

ภาพถ่าย 2 มิติจากเครื่องสแกนคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Computerized Tomography) หรือซีทีสแกน ทำการปรับแต่งด้วยโปรแกรมไอทีเค-สแนปเพื่อแยกทรงกระดูกออกจากสิ่งแวดล้อม แบบจำลองสามมิติของกระดูกต้นขาคนไทยแสดงดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แบบจำลอง 3 มิติกระดูกต้นขาคนไทย

2.2 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการศึกษา

การศึกษานี้ตั้งสมมติฐานให้กระดูกต้นขามีคุณสมบัติเป็นเอกพันธ์ (Homogeneous) และมีการเปลี่ยนรูปร่างเท่ากันทุกทิศทาง (Isotropic) โดยมีค่าอีลาสติคโมดูลัสและอัตราส่วนปัวซองแสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของกระดูกและข้อเข่าเทียม [2]

วัสดุ	อีลาสติคโมดูลัส (เมกะปาสคาล)	อัตราส่วนปัวซอง
1. กระดูกเนื้อแน่น	14,000	0.30
2. กระดูกเนื้อพรุน	600	0.20
3. ข้อเข่าเทียม	230,000	0.30

ข้อเข่าเทียมที่ใช้ในการศึกษาเป็นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา (Femoral component) คือส่วนที่ติดบริเวณปลายกระดูกต้นขาเท่านั้น โดยทำมาจากวัสดุโลหะกลุ่มโครเมียม (Cobalt-Chrome Alloy) [3] ข้อเข่าเทียมแสดงดังรูปที่ 2

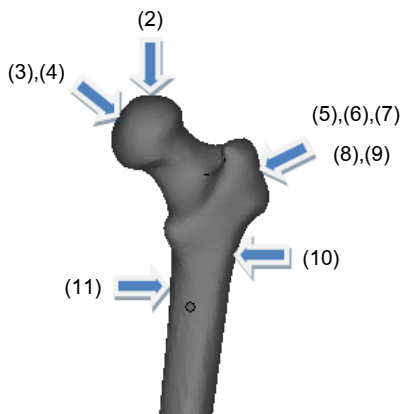
BME-01



รูปที่ 2 แบบจำลอง 3 มิติข้อเข่าเทียมที่ปลายกระดูกต้นขา

2.3 ภาระกระทำต่อกระดูกต้นขา

ภาระที่กระทำต่อกระดูกต้นขาเป็นภาระที่เกิดจากแรงกล้ามเนื้อที่บริเวณส่วนต้นของกระดูกต้นขาและภาระจากน้ำหนักตัวมากระทำ ภายใต้สภาวะการก้าวเดินและการขึ้นบันได [4] ตำแหน่งแรงที่กระทำแสดงดังรูปที่ 3 และขนาดของแรงแสดงดังตารางที่ 2 และ 3 สำหรับสภาวะการเดินและการขึ้นบันไดตามลำดับ



รูปที่ 3 ตำแหน่งแรงกล้ามเนื้อและน้ำหนักตัวกระทำต่อกระดูกต้นขา

ตารางที่ 2 ขนาดแรงกล้ามเนื้อและน้ำหนักตัวกระทำต่อกระดูกต้นขาภายใต้สภาวะการเดิน [4]

ตำแหน่ง	แรงกระทำ	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
1	Fix	-	-	-
2	Body weight	-	-	-836.0
3	Hip contact	-54.0	-32.8	-229.2
4	Intersegmental resultant	-8.1	-12.8	-78.2

ตารางที่ 2 (ต่อ) ขนาดแรงกล้ามเนื้อและน้ำหนักตัวกระทำต่อกระดูกต้นขาภายใต้สภาวะการเดิน [4]

ตำแหน่ง	แรงกระทำ	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
5	Abductor	58.0	4.3	86.5
8	Tensor fascia, Proximal	7.2	11.6	13.2
9	Tensor fascia, Distal	-0.5	-0.7	-19.0
10	Vastus lateralis	-0.9	18.5	-92.9

ตารางที่ 3 ขนาดแรงกล้ามเนื้อและน้ำหนักตัวกระทำต่อกระดูกต้นขาภายใต้สภาวะการขึ้นบันได [4]

ตำแหน่ง	แรงกระทำ	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
1	Fix	-	-	-
2	Body weight	-	-	-847.0
3	Hip contact	-59.3	-60.6	-236.3
4	Intersegmental resultant	-13.0	-28.0	-70.1
5	Abductor	70.1	28.8	84.9
6	Ilio-tibial tract, Proximal	10.5	3.0	12.8
7	Ilio-tibial tract, Distal	-0.5	-0.8	-16.8
8	Tensor fascia, Proximal	3.1	4.9	2.9
9	Tensor fascia, Distal	-0.2	-0.3	-6.5
10	Vastus lateralis	-2.2	22.4	-135.1
11	Vastus medialis	-8.8	39.6	-267.1

2.4 ตำแหน่งและขนาดรูติดหมุดที่กระดูกต้นขา

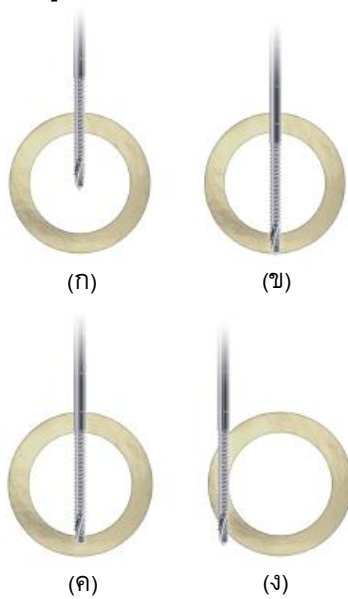
การเจาะรูที่กระดูกสามารถเจาะได้ 4 แบบดังต่อไปนี้ [5]

- Unicortical คือการเจาะผ่านกระดูกโดยการเจาะลึกลงไปถึงกึ่งกลางของโพรงกระดูกซึ่งเจาะผ่านชั้นกระดูกเนื้อแน่นเพียงชั้นเดียว
- Full-bicortical คือการเจาะทะลุกระดูกจากด้านหนึ่งไปยังอีกด้านหนึ่ง เป็นการเจาะทะลุชั้นกระดูกเนื้อแน่นทั้ง 2 ฝั่ง

BME-01

- Semi-bicortical คือการเจาะที่มีรูปแบบการเจาะคล้ายแบบ Full-bicortical แต่ที่ปลายอีกด้านไม่ทะลุชั้นกระดูกเนื้อแน่น แต่เจาะเข้าไปในกระดูกเนื้อแน่นเพียงเล็กน้อย
- Transcortical คือการเจาะแบบไม่ทะลุถึงกลางของกระดูกแต่เจาะเข้าด้านข้างของกระดูก โดยรูเจาะไม่ผ่านโพรงกึ่งกลางแต่เจาะไปตามแนวของกระดูกเนื้อแน่น

การเจาะรูที่กระดูก 4 แบบ ดังที่กล่าวมาข้างต้นนั้นสามารถแสดงดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 การเจาะรูติดหมุดที่กระดูกต้นขา: (ก) Unicortical, (ข) Full-bicortical, (ค) Semi-bicortical และ (ง) Transcortical [5]

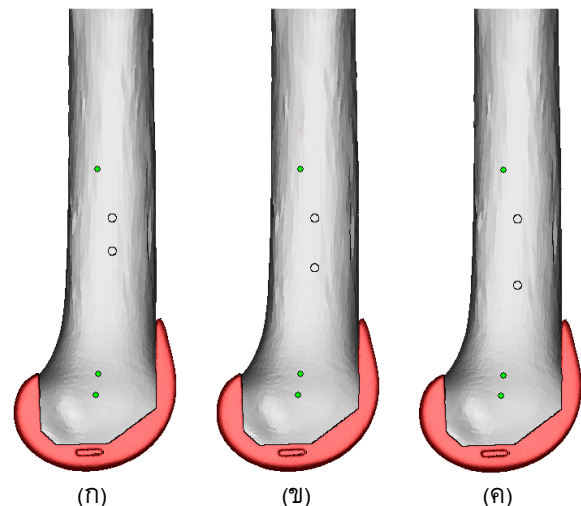
การเจาะรูติดหมุดที่กระดูกต้นขาเป็นการจำลองตำแหน่งและขนาดรูเจาะมาจากการผ่าตัดแสดงดังรูปที่ 5 โดยทำการเปลี่ยนแปลงขนาดและมุมแสดงดังตารางที่ 4 และรูปที่ 6



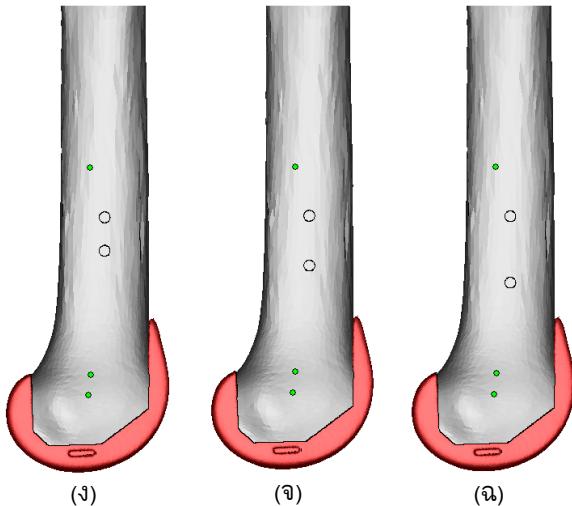
รูปที่ 5 แบบจำลอง 3 มิติการเจาะรูติดหมุดที่กระดูกต้นขาแบบ Semi-bicortical

ตารางที่ 4 ขนาดและมุมของรูติดหมุดบนกระดูกต้นขา

กรณี	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ (มิลลิเมตร)	มุมรูเจาะ (องศา)	สภาวะ
1	3	10	การเดิน
2	3	15	การเดิน
3	3	20	การเดิน
4	4	10	การเดิน
5	4	15	การเดิน
6	4	20	การเดิน
7	3	10	การขึ้นบันได
8	3	15	การขึ้นบันได
9	3	20	การขึ้นบันได
10	4	10	การขึ้นบันได
11	4	15	การขึ้นบันได
12	4	20	การขึ้นบันได



BME-01

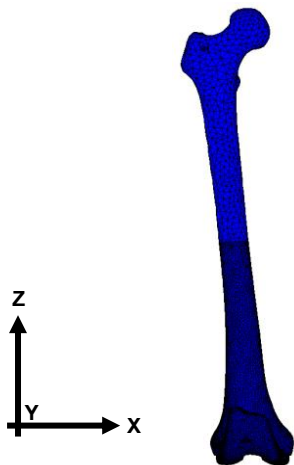


รูปที่ 6 แบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ได้รับการเจาะรูติดหมุด และใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา

โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะและมุมรูเจาะตามลำดับ: (ก) 3 มิลลิเมตร 10 องศา, (ข) 3 มิลลิเมตร 15 องศา, (ค) 3 มิลลิเมตร 20 องศา, (ง) 4 มิลลิเมตร 10 องศา, (จ) 4 มิลลิเมตร 15 องศา และ (ฉ) 4 มิลลิเมตร 20 องศา

2.5 การสร้างแบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อย

การสร้างเอลิเมนต์ย่อยบนแบบจำลอง 3 มิติ ทั้งหมดในงานวิจัยนี้ เอลิเมนต์ย่อยที่ได้จะอยู่ในรูปแบบของเตตระฮีดรอลเอลิเมนต์แบบ 4 โหนด (4-nodes tetrahedral element) ซึ่งแบบจำลอง 3 มิติ ของกระดูกต้นขาคนไทยมีจำนวนเอลิเมนต์ย่อยทั้งหมด 17,928 โหนด 68,773 เอลิเมนต์ และแบบจำลอง 3 มิติ ของข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขามีจำนวนเอลิเมนต์ย่อยทั้งหมด 7,939 โหนด 31,398 เอลิเมนต์ แสดงดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 เอลิเมนต์ย่อยบนแบบจำลอง 3 มิติ ของกระดูกต้นขาและข้อเข้าเทียมที่ปลายกระดูกต้นขา

3. ผลการทดลอง

ผลการทดลองที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ประมวลผลโดยโปรแกรม MSC.Marc เพื่อหาค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุด (The maximum equivalent of total strain) บนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ได้รับการเจาะรูติดหมุด และใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขาทั้ง 6 แบบ ภายใต้ภาระกระทำในการดำเนินชีวิตคือการเดินและการก้าวขึ้นบันได สามารถแสดงได้ดังนี้

3.1 กระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10, 15 และ 20 องศา

ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่เจาะรูติดหมุด และใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขาทั้ง 3 แบบ แสดงดังตารางที่ 5 และรูปที่ 8

ตารางที่ 5 ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 3 มิลลิเมตร

แบบจำลอง	ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุด (ไมโครสเตรน)	
	การเดิน	การขึ้นบันได
มุมรูเจาะ 10 องศา	2,235.74	3,188.05
มุมรูเจาะ 15 องศา	2,288.17	2,706.04
มุมรูเจาะ 20 องศา	1,798.77	2,272.58



รูปที่ 8 กราฟแสดงค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข้าเทียมส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาด

BME-01

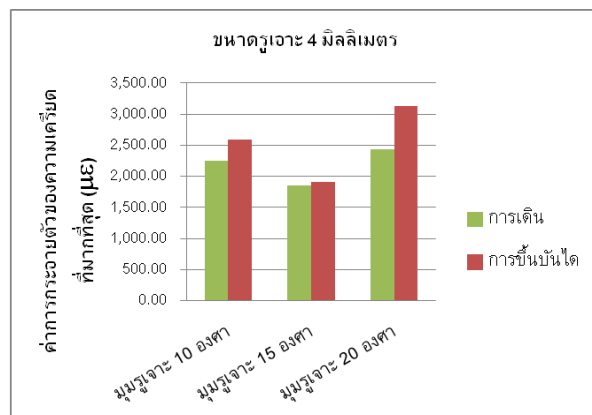
เส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10, 15 และ 20 องศา

3.2 กระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข่าเทียมส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10, 15 และ 20 องศา

ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่เจาะรูติดหมุด และใส่ข้อเข่าเทียมส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาทั้ง 3 แบบ แสดงดังตารางที่ 6 และรูปที่ 9

ตารางที่ 6 ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข่าเทียมส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 4 มิลลิเมตร

แบบจำลอง	ค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุด (ไมโครสเตรน)	
	การเดิน	การขึ้นบันได
มุมรูเจาะ 10 องศา	2,248.01	2,584.58
มุมรูเจาะ 15 องศา	1,848.73	1,908.12
มุมรูเจาะ 20 องศา	2,429.21	3,135.76



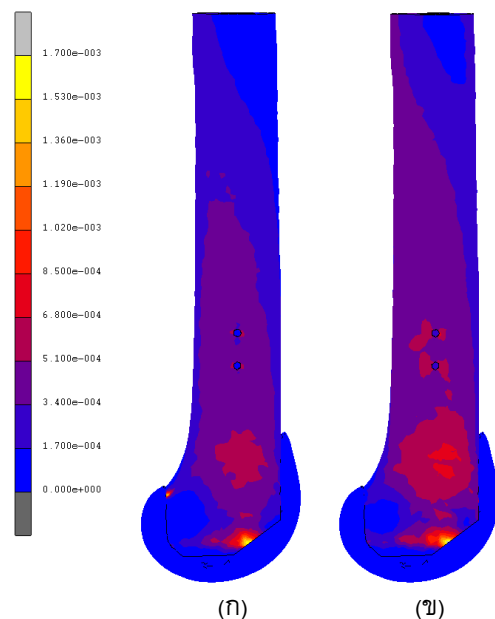
รูปที่ 9 กราฟแสดงค่าการกระจายตัวของความเครียดที่มากที่สุดบนแบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยที่ใส่ข้อเข่าเทียมส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และเจาะรูติดหมุดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10, 15 และ 20 องศา

4. วิเคราะห์ผลการทดลอง

การศึกษาการวางตำแหน่งข้อเข่าที่ไม่ถูกต้อง (Malalignment) จะส่งผลให้เกิดความไม่สมดุลระหว่างการใช้งานข้อเข่า ทำให้เกิดอาการปวด เกิดการสึกหรอของผิว

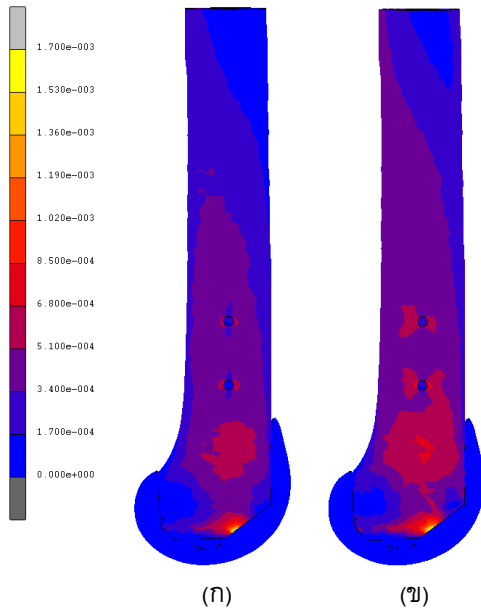
ข้อเข่าเทียมเร็วกว่าปกติ เกิดการหลวมของข้อเข่าเทียม และพบว่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งข้อเข่าเทียม 3 องศาจะเพิ่มการเกิดปัญหาการหลวมของข้อเข่าเทียมจาก 3% เป็น 24% [1] ทำให้ต้องทำการผ่าตัดแก้ไข ซึ่งในการผ่าตัดต้องทำการเจาะรูติดหมุดบริเวณปลายกระดูกต้นขา

จากผลการทดลองที่ได้แสดงให้เห็นว่า ที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10 องศา ในสภาวะการเดินและการขึ้นบันได มีค่าการกระจายตัวของความเครียดบริเวณรอบๆ รูเจาะหนาแน่นมากที่สุดเฉลี่ยจากทั้ง 2 สภาวะเท่ากับ 2,711.90 ไมโครสเตรน แสดงดังรูปที่ 10 และที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะ 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 20 องศา ในสภาวะการเดินและการขึ้นบันได มีค่าการกระจายตัวของความเครียดบริเวณรอบๆ รูเจาะหนาแน่นมากที่สุดเฉลี่ยจากทั้ง 2 สภาวะเท่ากับ 2,782.49 ไมโครสเตรน แสดงดังรูปที่ 11



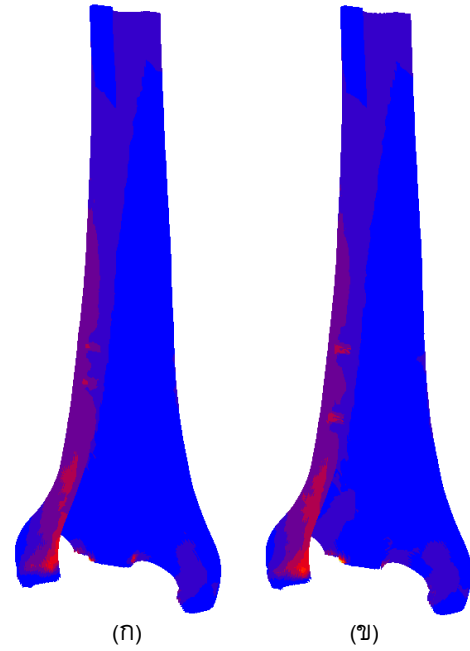
รูปที่ 10 การกระจายตัวของความเครียดหนาแน่นบริเวณรอบๆ รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 10 องศา: (ก) ภายใต้สภาวะการเดิน และ (ข) ภายใต้สภาวะการขึ้นบันได

BME-01

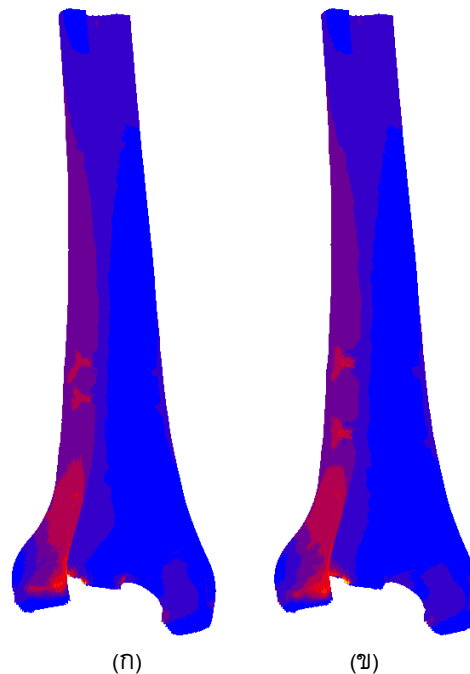


รูปที่ 11 การกระจายตัวของความเค้นดัดหนาแน่นบริเวณรอบๆ รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะ 20 องศา: (ก) ภายใต้สภาวะการเดิน และ (ข) ภายใต้สภาวะการขึ้นบันได

จากรูปที่ 10 และ 11 แสดงให้เห็นถึงความเค้นกด (Compressive stress) ที่เกิดขึ้นบนกระดูกต้นขาเมื่อมีการกระทำบนกระดูก ซึ่งตั้งสมมติฐานให้กระดูกเป็นวัสดุอีลาสติก (Elastic material) จึงเกิดการกระจายตัวของความเค้นดัดขึ้นบนกระดูกต้นขา โดยการกระจายตัวของความเค้นดัดเริ่มตั้งแต่บริเวณส่วนหัวของกระดูกต้นขา (Femoral head) กระจายตัวลงมาตามแนวแกน Z ของกระดูกออกทางข้างกระดูกด้านใน (Medial side) และ ข้างกระดูกด้านนอก (Lateral side) ของกระดูกต้นขา และพบว่าเกิดการกระจายตัวของความเค้นดัดหนาแน่นรอบๆ รูเจาะที่อยู่บริเวณใกล้ปลายกระดูกต้นขาข้างกระดูกด้านนอก ซึ่งค่าการกระจายตัวของความเค้นดัดที่เกิดขึ้นหนาแน่นรอบๆ รูเจาะนั้นยังไม่เกินค่าความเค้นดัดสูงสุดที่กระดูกสามารถรับได้ที่ 25,000 ไมโครสเตรน ตามทฤษฎีของ Frost [6-7] ดังนั้นกระดูกบริเวณดังกล่าวข้างต้นจึงยังไม่เกิดการแตกหัก และจากการวิเคราะห์ด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า องศาการกระจายตัวของความเค้นดัดจึงเกิดความหนาแน่นของความเค้นดัดขึ้นเฉพาะในบริเวณดังกล่าว และเป็นเหตุให้บริเวณรอบๆ รูเจาะนั้นมีความเค้นดัดกระจายตัวอยู่อย่างหนาแน่นมากกว่าบริเวณอื่น แสดงดังรูปที่ 12 และ 13



รูปที่ 12 ภาพตัดแสดงความหนาแน่นของความเค้นดัดรอบๆ บริเวณรูเจาะ ภายใต้สภาวะการเดิน: (ก) รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะที่ 10 องศา และ (ข) รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะที่ 20 องศา



รูปที่ 13 ภาพตัดแสดงความหนาแน่นของความเค้นดัดรอบๆ บริเวณรูเจาะ ภายใต้สภาวะการขึ้นบันได: (ก) รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร มุมรูเจาะที่ 10 องศา และ (ข) รูเจาะเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร มุมรูเจาะที่ 20 องศา

BME-01

5. สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ผลการทดลองจากการวิเคราะห์ด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงให้เห็นการกระจายตัวของความเค้นบนกระดูกต้นขาคนไทยที่ได้รับการเจาะรูติดหมุดบริเวณปลายกระดูกต้นขาในระหว่างการผ่าตัดเพื่อติดอุปกรณ์ช่วยในการใส่และจัดตำแหน่งข้อเข่าเทียม เกิดขึ้นหนาแน่นที่บริเวณรอบ ๆ รูเจาะที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร หมุดรูเจาะที่ 20 องศามากที่สุด ซึ่งหากผู้ป่วยได้รับการผ่าตัดและได้รับการเจาะรูติดหมุดบริเวณปลายกระดูกต้นขาที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูเจาะและองศาหมุดรูเจาะดังกล่าวข้างต้น จะส่งผลให้เกิดการแตกหักของกระดูกต้นขาที่บริเวณรูติดหมุดมากกว่าการเจาะรูติดหมุดด้วยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและองศาการเจาะอื่นๆ เพราะหลังการผ่าตัดรูติดหมุดที่ถูกเจาะจะยังคงอยู่ ทำให้ความแข็งแรงของกระดูกต้นขาลดลง และเมื่อคนไข้อยากลงบนกระดูกต้นขาในขณะที่รูติดหมุดยังไม่สมานตัว อาจส่งผลให้เกิดการแตกหักบริเวณปลายกระดูกต้นขา

5.2 ข้อเสนอแนะ

แบบจำลองกระดูกต้นขาคนไทยในงานวิจัยนี้ใช้คุณสมบัติของกระดูกปกติ ซึ่งงานวิจัยที่จะทำการศึกษาต่อไปในอนาคตคือ การใช้แบบจำลองกระดูกต้นขาที่มีคุณสมบัติของโรคภาวะกระดูกพรุน เพราะผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมส่วนใหญ่ เป็นผู้ป่วยที่อยู่ในช่วงอายุ 50-60 ปีขึ้นไป ซึ่งผู้ป่วยในช่วงอายุดังกล่าวมักมีภาวะของโรคกระดูกพรุนแทรกซ้อน ดังนั้นผลที่ได้จากการวิจัยโดยใช้แบบจำลองกระดูกต้นขาที่มีคุณสมบัติโรคภาวะกระดูกพรุนจึงสามารถใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงเพิ่มเติมให้กับศัลยแพทย์ผู้ทำการรักษา และเป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยที่กำลังจะเข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมสำหรับการแก้ไขรูเจาะที่คงอยู่หลังจากการผ่าตัด ในกรณีที่มีผู้ป่วยมีอายุเยอะอาจใช้พอลิเมทิลเมทาคริเลต (PMMA) ซึ่งเป็นซีเมนต์กระดูก (Bone cement) อุดรูดังกล่าว เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กระดูก หรือใช้ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ (HA) อุดรูเพื่อให้เซลล์กระดูกเกิดการเจริญเติบโตเข้าไปในรูดังกล่าว

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา และห้องปฏิบัติการคอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล สำหรับสถานที่และอุปกรณ์ในการดำเนินงานวิจัย

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] นวัตกรรมใหม่การผ่าตัดข้อเข่าเทียมด้วยระบบคอมพิวเตอร์นำร่อง (Computer assisted surgery in total knee arthroplasty) [cited 2557, มกราคม 25] Available from: <http://www2.manager.co.th/asp-bin/PrintNews.aspx?NewsID=9470000047784>
- [2] Perez, C., Mahar, A., Negus, C., Newton, P. and Impelluso, T. (2008). A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures, *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, pp. 755-760.
- [3] ศูนย์ข้อมูลความรู้และเทคโนโลยีการผ่าตัดข้อเข่า ข้อสะโพก [cited 2557, มกราคม 25] Available from: <http://www.orthochula.com/index.php>
- [4] Heller, M.O., Bergmann, G., Kassi, J.P., Claes, L., Hass, N.P. and Duda, G.N. (2005). Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *Biomechanics*, vol. 38, pp. 1155-1163
- [5] Jens, Rüber., Steffen, Peyerl., Mark, D. Campbell. and Knute, Buehler. (2008). Technical aspects of percutaneous pin placement during computer assisted navigated knee arthroplasty in the context of femoral stress fractures.
- [6] Frost, H.M. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3):175-188.
- [7] Frost, H.M. (2003). A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians, *Angle Orthodontist*, 74:3-15.