

การออกแบบข้อเข่าเทียมที่มีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของผู้หญิงไทย
The design of total knee replacement prosthesis suitable for anteroposterior
movement for Thai female

สุวิพงษ์ เหมะธูลิน^{*1}, และ สุรสิทธิ์ ปิยะศิลป์¹

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

* ติดต่อ: โทรศัพท์: 043 202 845, โทรสาร: 043 202 849

E-mail: acumajo@hotmail.com

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมในประเทศไทยมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นทุกปี จากสถิติประมาณได้ว่า มีผู้ป่วยโรคนี้เป็นจำนวน 462,000 คน และพบในเพศหญิงมากกว่าเพศชายการรักษาที่ให้ผลดีคือการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม ซึ่งต้องนำเข้าจากต่างประเทศมีราคาแพงและมีขนาดไม่เหมาะสมเพราะการออกแบบข้อเข่าเทียมที่ใช้ในปัจจุบันได้ใช้ข้อมูลกายวิภาคของยุโรปและถูกออกแบบมาให้ใช้ได้ทั้งเพศหญิงและเพศชายซึ่งมีโครงสร้างสรีระแตกต่างกัน ในงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อจะศึกษาขนาดและรูปทรงข้อเข่าผู้หญิงไทยเพื่อนำข้อมูลที่ได้มาออกแบบข้อเข่าเทียม (Total knee replacement) ที่มีขนาดเหมาะสมกับสรีระร่างกายของผู้หญิงไทย โดยการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการวิเคราะห์ ซึ่งจะเน้นศึกษาอิทธิพลของแรงที่มากระทำและผลของความเค้นที่เกิดขึ้นบนส่วนต่อข้อเข่าขณะที่ข้อเข่าในองศาที่แตกต่างกันของวงจรการเดิน (gait cycle) จากข้อมูลเฉลี่ยตัวอย่างข้อเข่าผู้หญิงไทยจำนวน 55 ตัวอย่างพบว่าขนาดปลายกระดูกต้นขาในแนวด้านในถึงด้านนอก (fML), ด้านหน้าถึงด้านหลัง (fAP), กระดูกหน้าแข้งส่วนต้นในแนวด้านในถึงด้านนอก (tML), ด้านหน้าถึงด้านหลัง (tAP) เท่ากับ 65, 60, 67 และ 45 mm ตามลำดับ เมื่อเทียบกับข้อเข่าเทียมที่มีขายในประเทศไทยพบว่าด้าน (fML), (fAP), (tML) และ (tAP) เท่ากับ 70, 62, 68 และ 48 mm ตามลำดับ ซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าค่าเฉลี่ยของผู้หญิงไทยและเมื่อวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทำให้ทราบถึงการกระจายความเค้นและบริเวณที่เกิดความเค้นในข้อเข่าเทียมและนำไปสู่การออกแบบข้อเข่าเทียมให้มีขนาดและรูปทรงที่เหมาะสมสำหรับผู้หญิงไทย

คำหลัก: ข้อเข่าเทียม, ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์, วงจรการเดิน

Abstract

Nowadays, patients with osteoarthritis in Thailand are likely to increase in number every year. There are approximately 462,000 people and most are females than males. The treatment is surgery knee replacement implants which must be imported from abroad and cost is expensive. Total knee prosthesis used in Thailand would not fit with the body of the Thai women because of the design total knee prosthesis use anatomical data of Europe and designed for both male and female, which is different in the knee structure. This research aims to study the size and shape of knee for Thai women and design

total knee replacement. The using of finite elements is to assist in the analysis which focuses on the influence of the force active on and the effects of stress distribution on the part of the knee at different stages of gait cycle. The results of the study can measure the average size of Thai knee women base on analytical data. Anthropometric data on the proximal tibia and distal femur of 55 female knees were obtained using three dimensional computer tomographic measurements. The parametric studies are dimension analysis of the femoral mediolateral (fML) and femoral anteroposterior (fAP) dimension on distal femur surface and tibial mediolateral (tML), tibial anteroposterior (tAP) on proximal tibia surface. The measuring average values are 65, 60, 67 and 45 mm respectively. All parameters were compared to the size of the total knee prosthesis which currently used in Thailand. It is found that values are 70, 62, 68 and 48 mm respectively which is larger than the average Thai woman. The study of finite elements can be made aware of the stress distribution and stress in the area of artificial knee while walking and leading to the design of artificial knee joint to have size and shape suitable for Thai women.

Keywords: Total knee replacement, Finite element method, gait cycle.

1. บทนำ

การผ่าตัดสำหรับผู้ป่วยที่ต้องการเปลี่ยนข้อเข่าเทียม เป็นอุบัติการณ์ที่มีแนวโน้มจำนวนผู้ป่วยเพิ่มขึ้นทุก ๆ ปี เป็นวิธีการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมที่ได้ผลการรักษาที่ดี สามารถช่วยลดความเจ็บปวดจากโรคข้อเข่าเสื่อมได้อย่างมาก อีกทั้งช่วยให้ข้อเข่ากลับมาใช้งานได้ดีขึ้น จากฐานข้อมูลผู้สูงอายุ (60 ปี บริบูรณ์ขึ้นไป) รายงานว่า จำนวนผู้สูงอายุมีแนวโน้มสูงขึ้น ทั้งนี้เนื่องมาจากอายุขัยเฉลี่ยของประชากรไทยเพิ่มสูงขึ้นจากสถิติข้อมูลจากการคาดประมาณประชากรในปี พ.ศ.2557 ประชากรสูงอายุของประเทศไทย จะเพิ่ม เป็น 7.6 ล้านคน หรือร้อยละ 11.4 ของประชากรทั้งหมด [1] ผู้สูงอายุมักพบมีอาการปวดตามข้อมากถึงร้อยละ 70 หรือ คิดเป็นจำนวน 4.62 ล้านคน ในจำนวนนี้เป็นผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อเข่าเสื่อมประมาณร้อยละ 10 หรือ คิดเป็นจำนวน 462,000 คน และผู้หญิงเป็นมากกว่าชาย โรคข้อเข่าเสื่อมพบประมาณ 1 ใน 3 หรือคิดเป็นร้อยละ 34.5-45.6 ของประชากรทั้งประเทศ เดิมโรคข้อเข่าเสื่อมนี้จะเกิดกับ ผู้สูงอายุตั้งแต่ 65 ปี แต่ปัจจุบันพบเร็วขึ้นอายุ

ประมาณ 40-50 ปี [2] ซึ่งมักเกิดจากการเสื่อมของกระดูกอ่อนผิวข้อเข่า เป็นการเสื่อมสภาพตามธรรมชาติช้าเร็วไม่เท่ากันในแต่ละคน และยังมีสาเหตุอย่างอื่นเช่น น้ำหนักตัวที่มากเกินไป การเกิดอุบัติเหตุ และ จากการเล่นกีฬาหักโหม เป็นต้น

ชุดข้อเข่าเทียมเป็นอุปกรณ์ที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ และมีราคาแพง อีกทั้งรูปทรง และขนาด ยังไม่มีความเหมาะสมกับลักษณะทางกายวิภาคข้อเข่าของประชาชนคนไทยคือมีขนาดใหญ่กว่า โดยเฉพาะในเพศหญิง[3] ทำให้หลังการผ่าตัดแล้วผู้ป่วยไม่สามารถใช้งานข้อเข่าให้ใกล้เคียงกับสภาพธรรมชาติ และทำให้เกิดปัญหาต่อการดำรงชีวิตให้อยู่แบบปกติสุขได้

การที่จะสามารถผลิตข้อเข่าเทียมให้มีรูปทรง และขนาดให้เหมาะสมกับลักษณะกายวิภาคผู้หญิงไทยนั้น จึงจำเป็นต้องทราบถึง รูปร่างและขนาดมาตรฐาน ทางกายวิภาคของเข่าก่อน ในปัจจุบันเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ออกแบบด้านการแพทย์มีความสามารถที่จะสร้างแบบจำลองทางการแพทย์ (3D Medical Model) ทำให้สามารถสร้างแบบจำลองจากภาพ MRI หรือ CT Scan และใช้เทคนิคการสร้างต้นแบบรวดเร็ว (Rapid Prototyping, RP) ทำให้สามารถวิเคราะห์

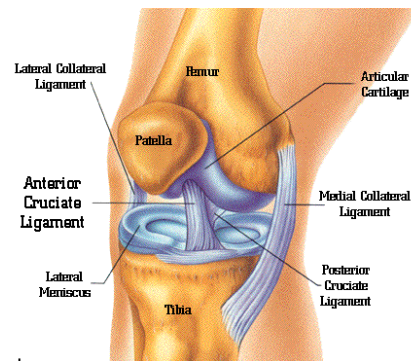
รูปทรง และขนาดทางกายวิภาคของข้อเข่าได้ [4] ใน การศึกษานี้ได้ศึกษาถึงกายวิภาคส่วนต่อของข้อเข่า ประกอบด้วยส่วนของ รูปทรง และขนาดของปลาย กระดูกต้นขา (Distal Femur) และกระดูกหน้าแข้งส่วน ต้น (Proximal Tibia) ซึ่งข้อมูลการวัดด้วยเทคโนโลยี คอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบทางการแพทย์ ในปัจจุบัน เป็นที่นิยมอย่างแพร่หลาย และให้ความแม่นยำในการ วัดและข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้สามารถนำไป ออกแบบข้อเข่าเทียมที่มีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาค ของผู้หญิงไทยต่อไป

2. กายวิภาคของข้อเข่า (Anatomy)

ข้อเข่าของมนุษย์เป็นส่วนที่ใช้รับและส่งผ่าน น้ำหนักของร่างกายท่อนบนตั้งแต่ต้นขาขึ้นไปลงสู่เท้า และยังช่วยให้สามารถเคลื่อนไหวร่างกายไปยังที่ต่างๆ ได้ ข้อเข่าถือว่าเป็นข้อต่อที่ซับซ้อนมากในร่างกาย เนื่องจากสามารถเลื่อน บิด และงอได้ ประกอบด้วย กระดูกต้นขา (Femur) กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และ กระดูกลูกสะบ้า (Patella) กระดูกอ่อน (Meniscus) ที่ อยู่ระหว่างกระดูกแข็งดังกล่าว และมีเส้นเอ็นยึด กระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งจำนวน 4 เส้น คือ Anterior Cruciate Ligament (ACL) , Posterior Cruciate Ligament (PCL), Medial Collateral Ligament (MCL) และ Lateral Collateral Ligament (LCL) และเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกลูกสะบ้ากับ

กล้ามเนื้อ (Patella Tendon)[5] โดยมีลักษณะดัง รูปที่1 การเคลื่อนที่สัมผัสกันระหว่างกระดูกมี 2 ส่วน ส่วนแรกคือ กระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกอ่อนที่อยู่ บนกระดูกหน้าแข้ง และส่วนที่สอง คือกระดูกต้นขา สัมผัสกับกระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนไหวหลักของข้อ เข่าคือ การยืดและงอในแนว Sagittal Plane ใน ลักษณะบานพับ และยังมีการหมุนเข้าด้านในของ กระดูกหน้าแข้งใน Transverse Plane ระหว่างการงอ เล็กน้อย มีการเลื่อนไถลของกระดูกต้นขากับกระดูก หน้าแข้งระหว่างการงอเล็กน้อยเช่นกัน ส่วนที่บริเวณ ปลายล่างของกระดูกต้นขาเรียกว่าคอนไดล์ (Condyle) มีลักษณะเป็นส่วนโค้งงอ 2 ส่วน มีร่องตรง กลางเป็นแนวให้กระดูกลูกสะบ้าเคลื่อนที่ไปมา เส้น

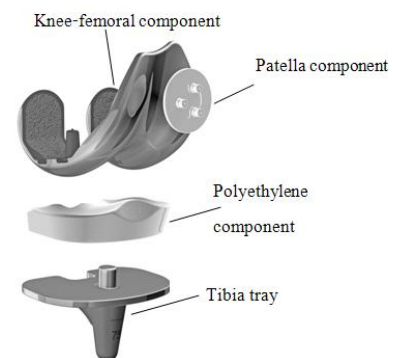
เอ็น MCLอยู่ด้านในของข้อเข่า ส่วน LCL อยู่ด้านนอก ของข้อเข่า ซึ่งเส้นเอ็นสองเส้นนี้มีหน้าที่ในการยึด กระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้างในแนว Frontal Plane ส่วน ACL และ PCL จะไขว้กันอยู่ตรง กลางป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปนอก ข้อเข่าทางด้านหน้าและหลังตามลำดับ [6]



รูปที่ 1 ส่วนประกอบของกระดูกและเส้นเอ็น

2.1 ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม

ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมมี 3 ส่วนหลักคือ ส่วนฝาครอบบนกระดูกต้นขา (femoral component) ส่วนเบ้าวางบนกระดูกหน้าแข้งพร้อมหมอนรองข้อ เทียม (tibial component) และ ผิวกระดูกสะบ้าเทียม (patella component) ดังรูปที่ 2 ข้อเข่าเทียมแบ่งได้ เป็น 2 แบบคือ fixed bearing เคลื่อนที่ได้เฉพาะยืด และงอมีการสึกหรอของ polyethylene มากกว่าแบบ mobile bearing แต่มีเสถียรภาพที่ดีกว่า ส่วน mobile bearing เคลื่อนที่ได้แบบยืด-งอและหมุนรอบแกนใน แนวตั้ง มีการสึกหรอน้อยกว่าแบบ fixed bearing แต่ มีปัญหาด้านเสถียรภาพอาจเกิดปัญหาข้อเข่าเทียม หลุดได้ [7]



รูปที่ 2 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม

3. วิธีการวิจัย

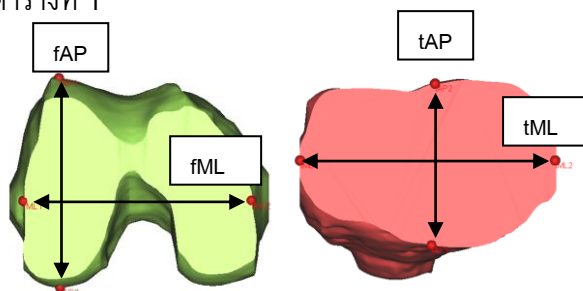
3.1 วิธีการทดลอง

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษานาฬิกาของข้อเข่าจากผู้ป่วยจำนวน 55 คน ซึ่งเป็นชุดข้อมูล MRI scan ซึ่งเป็นเพสเทอริงทั้งหมด โดยมีช่วงอายุอยู่ระหว่าง 49-77 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 70 กิโลกรัม เป็นผู้ป่วยที่มีอาการปวดข้อเข่า การสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ของข้อเข่า เริ่มจากการนำไฟล์ MRI scan มาทำการ import เข้าไปในโปรแกรม Mimics แล้วใช้กระบวนการวิศวกรรมย้อนรอย reverse engineering ทำการสร้าง แบบจำลอง 3 มิติ ข้อเข่าของกระดูกต้นขา (Femur) และกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) ทำการปรับตั้งแกนแบบจำลองกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 การปรับตั้งแกนกระดูกต้นขากระดูกหน้าแข้ง

จากนั้นทำการวัดขนาดโดยใช้โปรแกรม Mimics โดยใช้โหมดลักษณะทางมานุษยวิทยาภาพ (Anthropometric Analysis) ในการกำหนดจุดบนแบบจำลอง 3 มิติเพื่อวัดระยะของข้อเข่า วัดระยะ Femoral mediolateral (fML) และ Femoral anteroposterior (fAP) ของปลายกระดูกต้นขาจากนั้นวัดระยะ tibial mediolateral (tML) และ tibial anteroposterior (tAP) ของกระดูกหน้าแข้งส่วนต้น [4] แสดงในรูปที่ 4 และค่าที่ได้จากการวัดแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 4 วัดระยะกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง

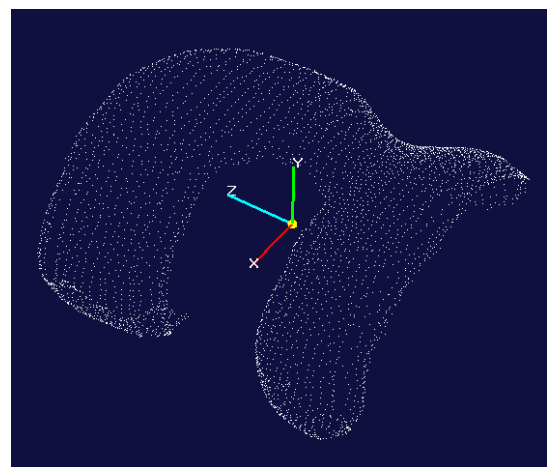
ตารางที่ 1 แสดงค่าจากการวัดปลายกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งส่วนต้น

	fAP	fML	tAP	tML
mean	60.48	65.34	44.77	67.25
Max	66.01	71.87	52.20	73.51
Min	54.48	58.85	38.13	59.74
SD	2.30	2.50	3.22	3.41

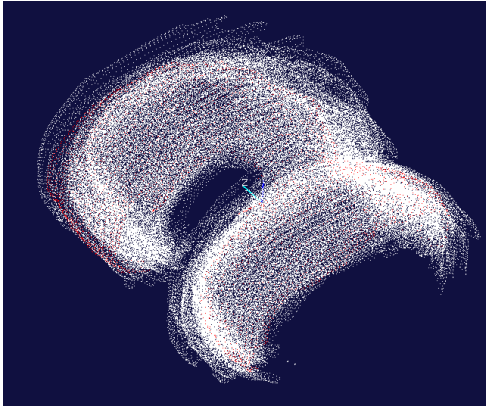
3.2 การหาค่าผิวเฉลี่ย

การหาค่าเฉลี่ยจะใช้เฉพาะผิวบริเวณส่วนปลายกระดูกต้นขาโดยทำการตัดเอาเฉพาะบริเวณส่วนปลายที่ติดกับส่วนของกระดูกอ่อน ทำการกำหนดจุดอ้างอิงในโปรแกรมเพื่อให้ทุกผิวมีจุดอ้างอิงเดียวกันก่อนจะทำการหาค่าเฉลี่ย แล้วทำการ export ไฟล์ในรูปแบบ STL เพื่อนำเข้าไปยังโปรแกรม Rapid Prototyping (RP) โดยจะแปลง STL ไฟล์ไปเป็นรูปแบบกลุ่มของจุด (point cloud) ดังแสดงในรูปที่ 5

นำไฟล์ STL เข้ามาในรูปแบบของกลุ่มของจุด (Point cloud) จนครบทั้ง 55 ตัวอย่าง จากนั้นทำการคำนวณโดยโปรแกรมหาค่าเฉลี่ยผิว โดยจะนำจุดทั้งหมดมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยแล้วสร้าง Point cloud สีแดง ดังแสดงในรูปที่ 6 จากนั้นนำกลุ่มจุดเฉลี่ยกลับมาสร้างเป็น STL ไฟล์อีกครั้ง [8] เป็นการใช้กรรมวิธีวิศวกรรมย้อนรอย reverse engineering สร้างแบบ



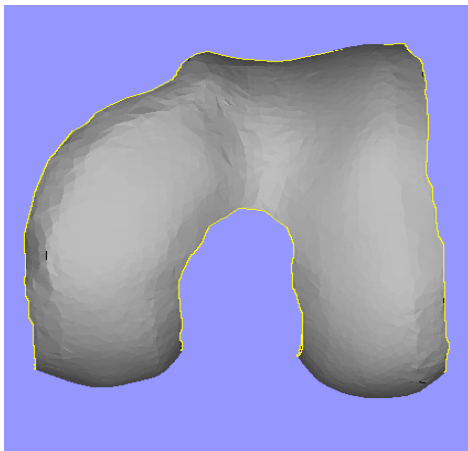
รูปที่ 5 แสดง STL ไฟล์ ในรูปแบบกลุ่มของจุด



รูปที่ 6 กลุ่มของจุด (Point cloud) ตัวอย่างทั้งหมด

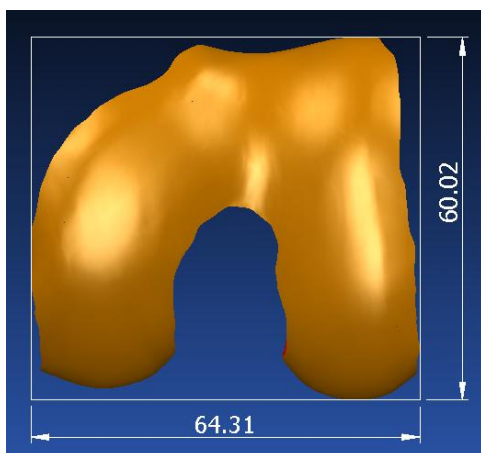


รูปที่ 8 Femoral component ที่ออกแบบ



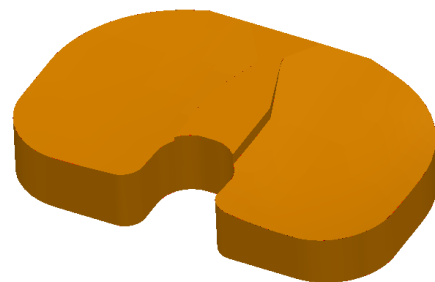
รูปที่ 7 ผิวเฉลี่ยของปลายกระดูกต้นขา

จำลอง 3 มิติของผิวเฉลี่ย แสดงในรูปที่ 7 วัดหาค่า กว้าง-ยาว เทียบกับค่าที่ได้จากการวัดจากโปรแกรม Mimics ว่ามีค่าใกล้เคียงกันหรือไม่ ซึ่งค่าที่วัดได้ จากผิวเฉลี่ยมีค่า $fML = 64.31 \text{ mm}$ และ $fAP = 60.0$ แสดงในรูปที่ 8 ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันกับค่าเฉลี่ยที่วัดจากโปรแกรม Mimics ที่แสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 7 ขนาดของผิวเฉลี่ย

นำค่าผิวเฉลี่ยทำการสร้างข้อเข้าเทียม ส่วนประกอบฝาครอบบน (Femoral component) โดยออกแบบความกว้าง, ความยาวและความสูง ให้มีค่าใกล้เคียงกับค่าของผิวเฉลี่ย ข้อเข้าเทียมที่ได้ทำการออกแบบจะแตกต่างจากข้อเข้าเทียมที่มีขายในท้องตลาดทั่วไปเนื่องจากมีลักษณะไม่สมมาตร ดังแสดงในรูปที่ 8 ซึ่งจะใกล้เคียงกับข้อเข้าของคนจริง ในส่วนของ tibia component นำค่าเฉลี่ยที่ได้มาออกแบบและสร้างต้นแบบให้มีขนาดและรูปทรงรับกับส่วนของ femoral component ดังแสดงในรูปที่ 9 และมีความหนาใกล้เคียงกับกระดูกหน้าแข้งที่ถูกตัดออกไปประมาณ 10 mm



รูปที่ 9 แสดงส่วนของ Tibia component

3.3 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

นำข้อเข้าเทียมที่ได้ที่ออกแบบไว้แล้วประกอบด้วย ส่วนฝาครอบบนกระดูกต้นขา (Femoral component) กำหนดคุณสมบัติวัสดุเป็น สแตนเลส 316L และ ส่วนประกอบกระดูกหน้าแข้ง (Tibia component) กำหนดคุณสมบัติเป็น Ultra-high-molecular-weight polyethylene (PE-1000) ดังแสดงในตารางที่ 2 [9]

ตารางที่ 2 แสดงคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ

คุณสมบัติเชิงกล	Stainless 316L	UHMWPE (PE-1000)
Ultimate Strength	515 MPa	-
Strength at Break	-	40 MPa
Yield Strength	205 MPa	20 MPa
Modulus Young	193 GPa	600 MPa
Poisson's Ratio	0.3	0.46

นำมาสร้างต้นแบบ 3 มิติ ที่สามารถนำเข้าไว้ในโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ดังแสดงในรูปที่ 10 โดยโปรแกรมที่ใช้คือ ANSYS แล้วทำการแบ่งเอลิเมนต์ จากนั้นกำหนดเงื่อนไขการทำงานโดยจะศึกษาถึง contact pressure ที่เกิดขึ้นแสดงในสมการที่ 1[10] ขณะงอเข้าในกิจกรรมการเดิน (gait cycle) ที่ 0°, 15°, 45° และ 60° กำหนดแรงกระทำที่จุดศูนย์กลางของ Femoral component มีค่า 2000N, 2200N, 3200N และ 2800N ซึ่งมาจากน้ำหนักเฉลี่ยของตัวอย่างสัมประสิทธิ์ความเสียดทานมีค่า 0.25 [11, 9] ตามลำดับ

$$p = \frac{(1-\nu)E(p)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \frac{d}{h} \quad (1)$$

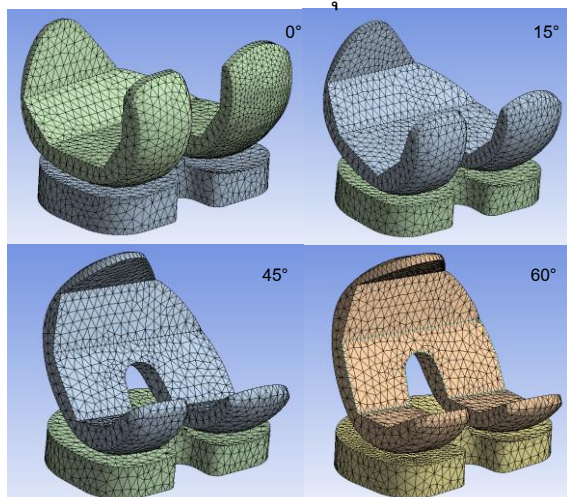
โดยที่ p = contact pressure

ν = Poisson's ratio ของวัสดุ

$E(p)$ = Young's modulus ของวัสดุ

d = Deflection ของวัสดุ

h = ความหนาของวัสดุ



รูปที่ 10 แบบจำลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์

4. ผลการทดลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

4.1 ความดันสัมผัส (Contact pressure)

จากผลของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงถึง contact pressure ที่เกิดขึ้น ดังแสดงในตารางที่ 3 ตารางที่ 3 แสดงค่า contact pressure ที่กระทำกับผิวหน้าวัสดุ PE-1000

flexion angle (deg)	contact pressure (MPa)
0°	30.98
15°	37.37
45°	141.33
60°	85.04

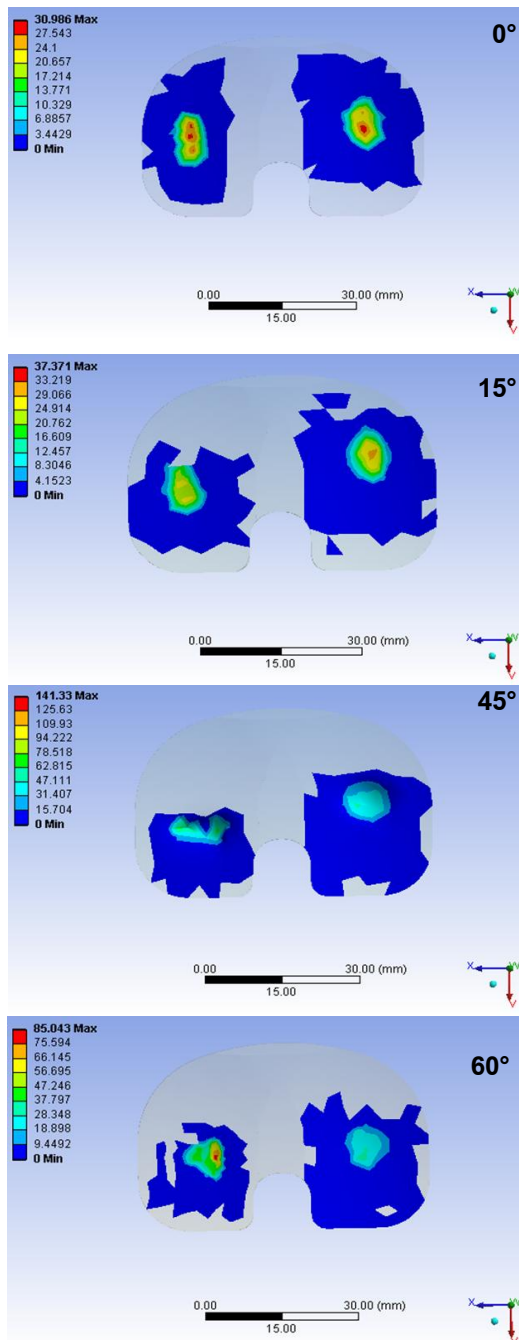
จากรูปที่ 11 ที่ 0° จะเห็นได้ว่า contact pressure จะกระจายอยู่บริเวณแนวกลางบนผิวหน้าของวัสดุ PE-1000, ที่ 15° ลักษณะพื้นที่สัมผัสจะเคลื่อนจากด้านหลังมาด้านหน้าเล็กน้อย, ที่ 45° ลักษณะพื้นที่สัมผัสจะมีขนาดเล็กลงและจะเคลื่อนมาด้านหลังเล็กน้อย และที่ 60° พื้นที่สัมผัสจะเคลื่อนที่มาด้านหลังเล็กน้อย เนื่องจากเกิดการไถลของ femoral component บน PE-1000

4.2 การเสียรูป (Deformation)

เมื่อพิจารณาจากแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงในรูปที่ 12 จะพบว่าการเสียรูปจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นตามองศาของการงอเข้าที่เพิ่มขึ้นจาก 0°, 15° และ 45° ตามลำดับ ส่วนที่มุมงอเข้า 60° มีค่าลดลง ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงค่า deformation ที่กระทำกับผิวหน้าวัสดุ PE-1000

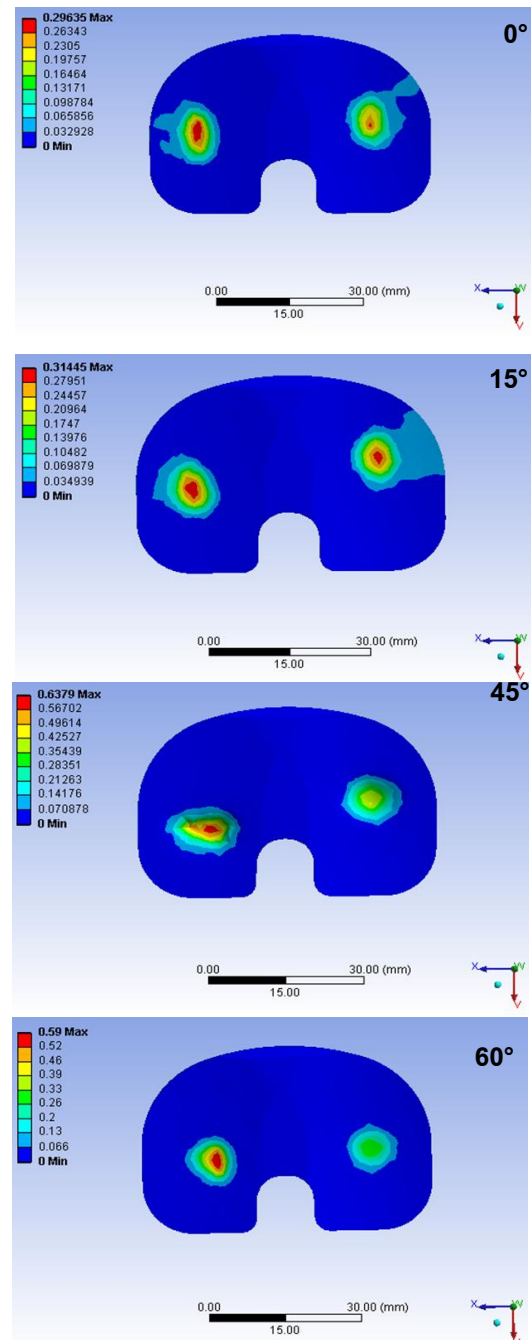
flexion angle (deg)	deformation (mm)
0°	0.29
15°	0.31
45°	0.64
60°	0.59



รูปที่ 11 แสดงผลของ Contact pressure ที่เกิดขึ้นบนวัสดุ PE-1000

5. สรุปผลการทดลอง

การนำเอาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบด้านการแพทย์มาช่วยสร้างแบบจำลองทางการแพทย์ (3D Medical Model) นั้นทำให้เรามีความสะดวกในการศึกษาวิเคราะห์ลักษณะทางมานุษยวิทยากายภาพ (Anthropometric Analysis) ของข้อเท้าทั้งยังมีความแม่นยำในการวัดขนาดและรูปทรง ทำให้ได้ข้อมูลในการวัดขนาดที่แม่นยำและนำมาออกแบบข้อเท้าเทียม



รูปที่ 12 แสดงผลของ Deformation ที่เกิดขึ้นบนวัสดุ PE-1000

ที่มีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของผู้หญิงไทยได้ การนำเอาโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์พฤติกรรมเคลื่อนที่ของข้อเท้าทำให้เราสามารถศึกษาพฤติกรรมของข้อเท้าเทียมที่เราออกแบบ สามารถสรุปได้ ดังนี้ การศึกษา contact pressure และ deformation ที่กระจายตัวอยู่ในแต่ละสถานะของการงอข้อเท้าจะทำให้ทราบถึงพฤติกรรมของ

การกระจายตัวของความดันที่กระทำกับผิวหน้าวัสดุ PE-1000 จะเห็นได้ว่าเมื่อ contact pressure เพิ่มขึ้น การเสียดสีก็จะมีค่าเพิ่มขึ้นสัมพันธ์กัน ซึ่งข้อมูลที่ได้นี้ จะเป็นแนวทางเพื่อนำไปใช้ปรับปรุงในการออกแบบ ต้นแบบข้อเข้าเทียมให้มีความเหมาะสมต่อไป

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณอาจารย์ เขมจิตร เสนา ที่ให้คำแนะนำ ในการศึกษาการวัดและหาขนาดผิวเฉลี่ยของข้อมูลในการวิจัยครั้งนี้และกองทุนวิจัยคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นที่ให้ทุนสนับสนุนการวิจัยนี้

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] วิทยาลัยประชากรศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, http://www.cps.chula.ac.th/pop_info/tha/pic_th_is_thai_demo_data.html.
- [2] มูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์ฯ, <http://www.thaiarthritis.org>.
- [3] Chaiyos Chaichankul, Aree Tanavalee and Pibul Itiravivong, (2010). Anthropometric measurements of knee joints in Thai population: Correlation to the sizing of current knee prostheses, The Knee 2010.
- [4] Fu Bo Cheng, Xiao Feng Ji, Ying Lai, Jia Chun Feng, Wen Xu Zheng, Yue Fang Sun, Yao Wen Fu and You Qiong Li, (2009). Three dimensional morphometry of the knee to design the total knee arthroplasty for Chinese population, The Knee 16 (2009), pp. 341–347.
- [5] Marc Darrow, M.D., J.D. (2002). The knee sourcebook : The function knee, pp.1-11.
- [6] Donald R. Peterson and Joseph D. Bronzino (2008). Biomechanics Principles and Applications : Joint-Articulating surface motion.
- [7] ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ และ ชัญญาพันธ์ วิรุพหศิริ (2550). การออกแบบข้อเข้าเทียมแบบ Fixed-Bearing ที่หมุนได้ในทิศ Internal-External. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 21, 17-19 ตุลาคม 2550.

- [8] Khemachit Sena and Surasith Piyasin. (2008). Determination of Average Contour of Thais Skulls for Design of Implants, American J. of Engineering and Applied Sciences 1 (3): 168-173, 2008.

- [9] MatWeb Material property data,

<http://www.matweb.com>, access on 10/04/2011.

- [10] Dong Zhao, Hideyuki Sakoda, W. Gregory Sawyer, Scott A. Banks and Benjamin J. Fregly (2008). Predicting knee replacement damage in a simulator machine using a computational model with a consistent wear factor, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 130, February 2008, pp. 011004-10.
- [11] Tomaso Villa, Francesco Migliavacca, Dario Gastaldi, Maurizio Colombo and Riccardo Pietrabissa, (2003). Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations, Journal of Biomechanics 37 (2004), pp. 45–53.