

การออกแบบข้อเข่าเทียมแบบ Fixed-Bearing ที่หมุนได้ในทิศ Internal-External The Design of Fixed-Bearing Knee Prosthesis with Internal-External Rotation

อ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ*, อ.ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

ศรัณย์ กิรติหัตถยากร, พิริยะ คำทิพย์, วรา อิศวิลานนท์, สุรเจษฎ์ สุขไชยพร

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทร. 0-2218-6610 โทรสาร 0-2218-6610 *อีเมล: pairat.t@eng.chula.ac.th

Pairat Tangpornprasert*, Chanyaphan Virulsri

Saran Keeratihattayakorn, Piriya Kamtip, Vara Isvilanonda, Surajed Sookchaiyaporn

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok 10330

Tel: 0-2218-6610, Fax: 0-2218-6610, *E-mail: pairat.t@eng.chula.ac.th

บทคัดย่อ: งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อออกแบบข้อเข่าเทียมแบบ fixed bearing ให้มีการเคลื่อนไหวเลียนแบบธรรมชาติในลักษณะการ ยืด-งอ, หมุนรอบแกนในแนวตั้ง และ anteroposterior movement โดยให้หลักในการออกแบบ guide ให้เป็นทรงกรวยที่ใช้หลักการของลูก เบี้ยว (cam) ซึ่งการปฏิสัมพันธ์ระหว่างลูกเบี้ยวและ guide surface จะ บังคับการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเทียมให้เป็นไปตามที่ต้องการ หลังจาก ออกแบบและทดสอบการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเทียมโดยใช้โปรแกรม ADAMS ได้ผลการเคลื่อนที่มีมุมองศาสูงสุดมากกว่า 130° , หมุนรอบ แกนในแนวตั้งเป็นมุม 12.30° มีค่า posterior displacement 19.37 มม. ซึ่งแบบจำลองดังกล่าวสามารถเคลื่อนไหวเลียนแบบธรรมชาติได้ ตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้

Abstract

The purpose of this research is to design a fixed-bearing type knee prosthesis that provides motion in flexion-extension, internal-external rotation, and anteroposterior movement. A method for the design of conical cam and guide are described where the interaction between cam and guide surface would guide all the required motion, without requiring cruciate ligaments. It is shown by the computer simulation that Guide Surface can be designed to provide the flexion-extension is 130° and internal-external rotation 12.30° . But with an excessive posterior displacement at 19.37 mm.

บทนำ

ปัจจุบันข้อเข่าเทียมที่ใช้ในประเทศไทย ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ทำให้ราคาสูงและมีปัญหาในเรื่องของขนาดที่ไม่พอดีกับกายวิภาค คนไทย วิธีการที่จะแก้ปัญหานี้คือการออกแบบและพัฒนาข้อเข่าเทียม ขึ้นภายในประเทศเพื่อให้มีรูปแบบเป็นของตนเอง หลักสำคัญที่สุดของการออกแบบข้อเข่าเทียม คือให้ข้อเข่าเทียมมีการเคลื่อนไหวคล้าย ธรรมชาติมากที่สุด ซึ่งข้อเข่าเทียมในปัจจุบันมีการออกแบบให้สามารถ เคลื่อนไหวเลียนแบบธรรมชาติได้ในลักษณะการ ยืด-งอเข่า (fixed bearing) หรือ ในอีกลักษณะหนึ่งจะเป็นการออกแบบให้สามารถการ หมุนรอบแกนในแนวตั้งได้ด้วย (mobile bearing) แต่ก็ยังมีปัญหาใน เรื่องของความมีเสถียรภาพในกรณีผู้ป่วยสูงอายุ การสึกหรอและเศษ อนุภาคขนาดเล็ก (debris) เป็นต้น ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อ ออกแบบข้อเข่าเทียมให้สามารถเคลื่อนไหวเลียนแบบธรรมชาติได้มากที่สุด ซึ่งครอบคลุมการเคลื่อนไหวแบบยืด-งอเข่า และการเคลื่อนไหว แบบหมุนรอบแกนในแนวตั้งไปพร้อมๆกันโดยยังเป็นข้อเข่าเทียมแบบ fixed bearing

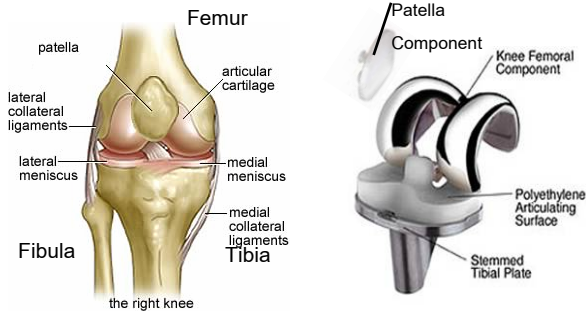
ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า

ข้อเข่าประกอบด้วยกระดูก 3 ส่วนคือกระดูกต้นขา(femur) กระดูก หน้าแข้ง(tibia) และกระดูกลูกสะบ้า(patella) ดังรูปที่ 1 โดย ผิวสัมผัส ระหว่างกระดูกมี 2 ผิวคือ ระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้ง และ ระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกลูกสะบ้า [1]

การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในกิจกรรมทั่วไป จะองศาได้เป็นมุมเฉลี่ย 0 ถึง 130° องศา ในขณะที่เดียวกันจะมีการหมุนรอบแกนตั้ง(internal-external rotation) เป็นมุมเฉลี่ย 0 ถึง 13.3° องศา[2] และจุดสัมผัส ระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งเคลื่อนที่ไปด้านหลัง (posterior displacement) ประมาณ 6 ถึง 10 มิลลิเมตร [3]

ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมมี 3 ส่วนหลักคือ ส่วนฝาครอบบน

กระดูกต้นขา (femoral component) ส่วนแป้นวางบนกระดูกหน้าแข้ง พร้อมหมอนรองข้อเทียม (tibial component) และ ผิวกระดูกสะบ้าเทียม (patella component) ดังรูปที่ 2 ข้อเข้าเทียมแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ fixed bearing และ mobile bearing แต่ละแบบมีข้อดีและข้อเสียในด้านเสถียรภาพ ความสามารถในการเคลื่อนไหว การสึกหรอและอายุใช้งานต่าง ๆ กัน (ข้อมูลจาก [4],[5],[6])



รูปที่ 1 ข้อเข้าธรรมชาติข้างขวา

รูปที่ 2 ข้อเข้าเทียม

ตารางแสดงการเปรียบเทียบข้อดี-ข้อเสียของข้อเข้าเทียม

	Fixed-bearing	Mobile-bearing
ขอบเขตการเคลื่อนที่	ได้เฉพาะ ยืด-งอ	ยืด-งอและหมุนรอบแกนในแนวตั้ง
การสึกหรอของ polyethylene	มีการสึกหรอมากกว่า mobile-bearing	มีการสึกหรอน้อยกว่า fixed-bearing
เสถียรภาพ	มีเสถียรภาพที่ดีกว่า mobile-bearing	อาจเกิดปัญหาข้อเข้าเทียมหลุดได้
ปัญหาเศษอนุภาค (Debris)	ขนาดเศษอนุภาคมีขนาดเล็กกว่า mobile-bearing	เกิดเศษอนุภาคขนาดเล็กกว่า fixed-bearing

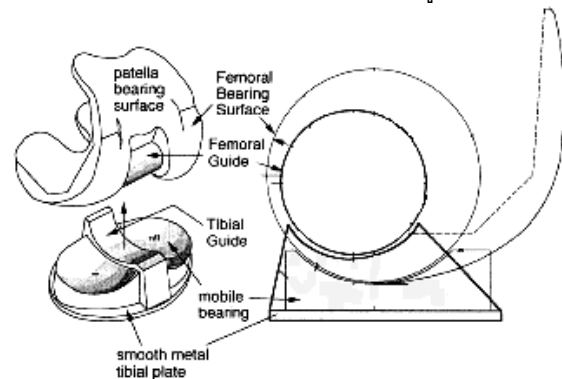
การออกแบบ

แนวคิดเบื้องต้นในการออกแบบ

เกณฑ์ที่ใช้ในการพิจารณาเพื่อออกแบบข้อเข้าเทียมประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ ข้อเข้าเทียมที่ออกแบบต้องสามารถยืดเข้า-งอเข้าได้ในระยะ 0-130° สามารถหมุน Internal-external rotation ได้เป็นมุมสูงสุด 7-17° และมี posterior displacement 6-10 มม.

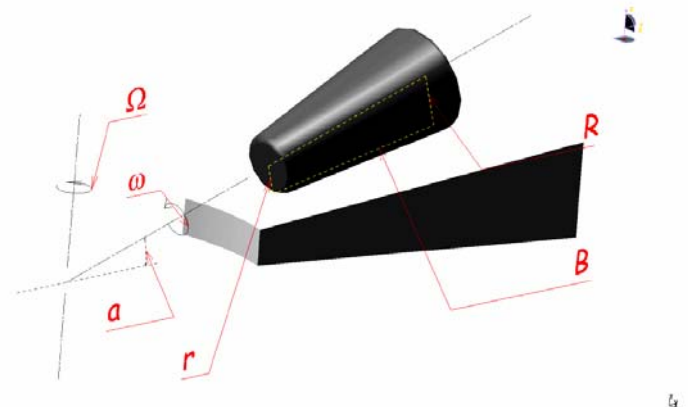
ในการเคลื่อนที่ของข้อตามธรรมชาติจุดสัมผัสระหว่าง femur และ tibia จะเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้าขณะที่เข่างอโดยมี cruciate ligament เป็นตัวบังคับ การเคลื่อนที่เช่นนี้มีความสำคัญทำให้ข้อสามารถงอได้มากตามการเคลื่อนไหวดังนั้นในการผ่าตัดใส่ข้อเข้าเทียมมักจะละเว้นไม่ตัด posterior cruciate แต่ในกรณีที่มีความจำเป็นที่ต้องตัด posterior cruciate ออก ข้อเข้าเทียมที่ใช้ต้องมีระบบ cam เข้ามาช่วยเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าทดแทนเส้นเอ็นที่ตัดออกไป โดย

จะออกแบบ cam ให้กลิ้งไปตาม guide เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ไปทั้งด้านหน้าและด้านหลังอย่างที่เป็นไปตามธรรมชาติโดยไม่ต้องอาศัย cruciate ligament กลไกของข้อเข้าเทียมดังกล่าวคือ cylindrical guide surface ซึ่งมีส่วนประกอบ 2 ส่วนทำหน้าที่ต่างกันคือ guide surface และ bearing surface ส่วนของ guide surface ทำหน้าที่บังคับการเคลื่อนไหวของข้อเข้าเทียมในขณะยืด-งอเข้าโดยรับแรงที่ส่งผ่านข้อเข้าเพียงเล็กน้อย ประกอบด้วย femoral guide surface และทรงกระบอกซึ่งติดอยู่ที่ femoral condyle ซึ่งจะกลิ้งอยู่บน tibial guide surface และส่วนของ bearing surface ทำหน้าที่รับแรงเกือบทั้งหมดที่ส่งผ่านข้อเข้าประกอบด้วยผิวสัมผัสระหว่าง femoral bearing surface และ tibial bearing surface ส่วนประกอบต่างๆจะแสดงดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 ลักษณะข้อเข้าเทียมแบบใช้แท่งทรงกระบอกกลิ้งบน guide

ในการออกแบบข้อเข้าเทียม ได้แบบจำลองสุดท้ายที่ guide มีลักษณะเป็นทรงกรวย โดยอาศัยหลักการกลิ้งของกรวยบนพื้น จะทำให้เกิดการหมุนรอบแกนในแนวตั้งฉากกับพื้นไปพร้อมๆกัน ซึ่งความสัมพันธ์ของมุมการหมุนรอบจุดศูนย์กลางของทรงกรวยกับมุมการหมุนรอบแกนแนวตั้งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4 และสมการที่(1)



รูปที่ 4 ตัวแปรต่างๆในการสร้างสมการการหมุนของทรงกรวย

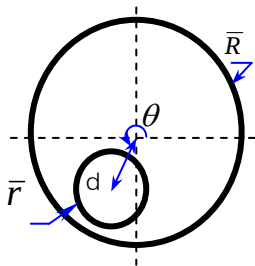
$$\Omega = \frac{(R-r) \cdot (1-\lambda) \cdot \omega}{\sqrt{B^2 - (R-r)^2} \cdot \cos(a) + (R-r) \cdot \sin(a)} \quad (1)$$

โดย Ω คือมุมการหมุนรอบแกนในแนวตั้ง, ω คือมุมการหมุนรอบจุด

ศูนย์กลางของทรงกรวย, R และ r คือรัศมีของทรงกรวยแต่ละด้าน, a คือมุมของเส้นผ่านศูนย์กลางทรงกรวยที่ทำกับระนาบ, B คือความยาวทรงกรวย, λ คือค่า slip ratio

การออกแบบโดยละเอียด

สร้างสมการจำลองการกลิ้งของกรวยโดยประมาณ มีตัวแปรต่างๆ ดังรูปที่ 5 จะได้ตั้งสมการที่ (2) โดยค่า $\bar{R}$ คือรัศมีเฉลี่ยของทรงกรวย $\bar{R}$ คือรัศมีของ femoral condyle ที่ได้จากการสแกนผิว condyle จากชิ้นงานที่มีขายในปัจจุบันด้วยเครื่อง CMM, Φ แทนมุมที่ทรงกรวยกลิ้งไป และ (X_F, Y_F) แทนจุดบนผิว femoral condyle

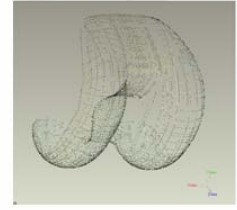


รูปที่ 5 ตัวแปรต่างๆในการจำลองการกลิ้งของข้อเข้าพร้อมทรงกรวย

$$[X_F - (d \times \cos \theta)]^2 + [Y_F - ((d \times \sin \theta) - (\Phi \times \bar{r}))]^2 = \bar{R}^2 \quad (2)$$

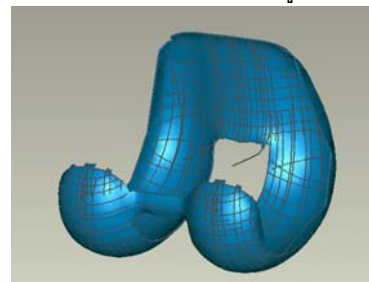
เมื่อพิจารณารูปร่างของ femoral condyle[2] พบว่ามุมที่เหมาะสมกับการกลิ้งเป็น $40 - 50^\circ$ จากนั้นกำหนดให้เป็นการไถอย่างเดียวนได้ การงอเข้าเป็นมุม 130° และแกนของทรงกรวยกำหนดให้ขนานกับพื้น เพื่อควบคุมการหมุนในแนวตั้งของ femoral condyle ทำการทดลองแทนค่าตัวแปรในสมการ(1) จนกระทั่งได้ขนาดที่เหมาะสมคือ $R=14$ มม.และ $r=10$ มม. แกนขนานแนวราบยาว 16.5 มม. ซึ่งขนาดดังกล่าวจะทำให้ได้มุม Internal-external rotation เป็น 12.12° จากนั้นหาตำแหน่งของกรวยบน femoral condyle โดยพยายามกำหนดให้ posterior displacement อยู่ในช่วง 6-10 มม. เมื่อลองแทนค่าตัวแปรต่างๆลงในสมการที่ (2) พบว่าแนวการเคลื่อนที่ของจุดต่ำสุดบน femoral condyle มีลักษณะค่อยๆเปลี่ยนแปลงจากน้อยไปมาก เลือกผลที่เหมาะสมที่สุดได้ค่า $\theta = 90^\circ$ และ $d = 15$ มม. และเพื่อช่วยให้เกิดการไถเพียงอย่างเดียวเมื่องอเข้ามากกว่า 50° จึงได้เพิ่มเติมกลไก posterior stabilized ที่ตำแหน่งปลายของกรวยและสำหรับรูปร่างของ guide component ได้ออกแบบให้เมื่อ cam กลิ้งไปบน guide แล้วระดับศูนย์กลางของ femoral condyle เปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด

ในขั้นตอนการสร้างแบบจำลองเริ่มจากใช้เครื่อง Coordinate Measuring Machine (CMM) ในการเก็บตำแหน่งพิกัดพื้นผิวของ femoral condyle จากข้อเข้าเทียมจริงและนำพิกัดเหล่านั้นมาสร้างเป็นกลุ่มจุด(Cloud point) ดังรูปที่ 6

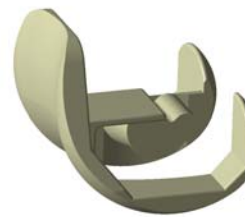


รูปที่ 6 กลุ่มจุดที่ได้จากการใช้เครื่อง CMM

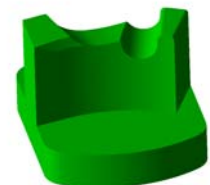
นำกลุ่มจุดที่ได้ไปสร้างเป็นแบบจำลองพื้นผิวโดยใช้โปรแกรม Geomagic ดังรูปที่ 7 เมื่อทำการตกแต่งพื้นผิวให้มีความราบเรียบและสมจริงแล้วจึงใช้โปรแกรม CATIA V5 สร้างแบบจำลองของแข็ง (solid model) ซึ่งจะได้แบบจำลอง Femoral component และ Guide componentดังที่ออกแบบไว้ดังรูปที่ 8 และ 9 ตามลำดับ จากนั้นได้นำแบบจำลองไปทดสอบการเคลื่อนที่เพื่อเก็บข้อมูลในโปรแกรม ADAMS



รูปที่ 7 แบบจำลองพื้นผิวที่สร้างจากกลุ่มจุด



รูปที่ 8 femoral component



รูปที่ 9 Guide component

การจำลองการเคลื่อนที่

เกณฑ์ในการจำลองการเคลื่อนที่ด้วยโปรแกรม ADAMS

การที่จะตรวจสอบการเคลื่อนที่ว่าเป็นไปตามเกณฑ์ที่ออกแบบไว้หรือไม่ในเบื้องต้นจำเป็นต้องมีการใช้โปรแกรม ADAMS ในการจำลองการเคลื่อนที่ของแบบจำลอง ซึ่งการที่จะสามารถมั่นใจในผลของการจำลองการเคลื่อนที่ได้นั้นจำเป็นต้องกำหนดค่าขอบเขต (Boundary Conditions) ของการจำลองให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงที่สุด สำหรับการจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข้าที่ออกแบบ มีค่าตัวแปรต่างๆดังนี้

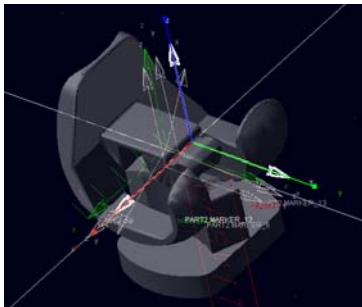
- 1.ค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก (g) เท่ากับ $9806.65 \frac{mm}{s^2}$ (เป็นค่าเริ่มต้นที่โปรแกรมกำหนดให้)
- 2.ความหนาแน่นของ UHMWPE มีค่าเท่ากับ $0.945 \times 10^{-6} \frac{kg}{mm^3}$
- 3.ความหนาแน่นของ Cobalt Chromium มีค่าเท่ากับ $7.8 \times 10^{-6} \frac{kg}{mm^3}$
- 4.แรงเสียดทานระหว่างผิว Femoral Guide Surface กับ Tibial Guide Surface ใช้เป็นแบบ Coulomb Friction Force โดยมีค่าสัมประสิทธิ์

ความเสียดทานสถิตเท่ากับและค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์เท่ากับ 0.3

5.เนื่องจากแรงบิดที่กระทำกับของแข็งจะมีผลต่อวัตถุโดยไม่ขึ้นกับตำแหน่งที่กระทำ ดังนั้นสมมติให้แรงบิดกระทำที่จุดศูนย์กลางมวลของ Femoral Component

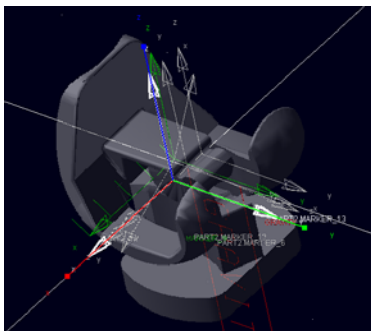
6.กำหนดให้ขนาดของแรงบิดในข้อ 5 มีขนาดน้อยที่สุดเท่าที่จะทำให้อข้อเข่าเทียมสามารถเคลื่อนที่ได้มีค่าเท่ากับ 50 Nmm. เนื่องจากในการจำลองการเคลื่อนที่นั้นต้องการเพียงลักษณะการเคลื่อนที่เท่านั้น

สำหรับการแปลงผลจากการจำลองการเคลื่อนที่ให้เป็นค่าที่ต้องการวัดจะต้องติดตัวจับวัดไว้ 3 ตำแหน่งดังนี้
ตำแหน่งที่ 1 ปลายแกนของ Femoral Guide Surface ทางด้าน Lateral



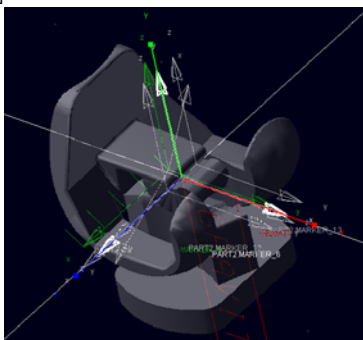
รูปที่ 10 แสดงตำแหน่งตัวจับวัดที่ 1 ที่ตำแหน่ง Lateral

ตำแหน่งที่ 2 ปลายแกนของ Femoral Guide Surface ทางด้าน Medial

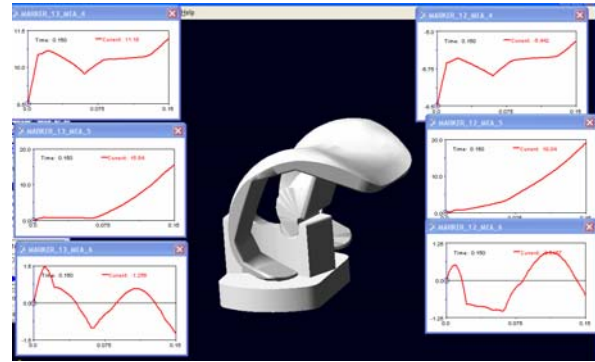


รูปที่ 11 แสดงตำแหน่งตัวจับวัดที่ 2 ที่ตำแหน่ง Medial

ตำแหน่งที่ 3 ศูนย์กลางของ Femoral Component



รูปที่ 12 แสดงตำแหน่งตัวจับวัดที่ 3 ที่ตำแหน่งศูนย์กลาง Femoral Condyle เมื่อทำการจำลองการเคลื่อนที่จะได้ข้อมูลแสดงตำแหน่งการเคลื่อนที่ตามจุดที่ได้ติดตัวจับไว้



รูปที่ 11 ผลที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนที่ด้วยโปรแกรม ADAMS

ผลการทดสอบแบบจำลองด้วย ADAMS และอภิปรายผล

การเคลื่อนที่ของแบบจำลอง	ข้อกำหนดที่ต้องการ	ค่าจากการจำลองด้วย ADAMS
Posterior Displacement (mm)	6 - 10	19.37
Internal-external rotation (deg)	7 - 17	12.30
Flexion-extension (deg)	0 -130	> 130

จากการจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมที่ออกแบบ พบว่ามีมุมองศาและการหมุน internal external เป็นไปตามที่ต้องการ ส่วน posterior displacement มีค่าเป็น 0 ที่มุมองศา 0 องศา และเพิ่มขึ้นจนถึง 6.948 ม.ม. ที่มุมองศา 50 องศา ซึ่งยังอยู่ในขอบเขตที่เหมาะสม แต่เมื่อทำการเพิ่มมุมองศาต่อไปโดยใช้กลไก posterior stabilized ที่เพิ่มเข้ามาในแบบจำลองพบว่าค่า posterior -displacement ยังคงเพิ่มขึ้นและที่มุมองศา 130 องศา มีค่าเป็น 19.37 ม.ม.

อภิปรายผลที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนที่

- 1.มุมองศาของข้อเข่าเทียมที่ออกแบบที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนที่ พบว่าสามารถทำมุมองศาได้มากกว่า 130 องศา โดยในช่วง 0-50 องศา แรกนั้นเป็นการลื่นของทรงกรวยด้วยสมมติฐานว่าไม่มีการไถล และที่มุมองศา 50-130 องศาจะสมมติว่าเป็นการไถลเพียงอย่างเดียว
- 2.มุม Internal-External ที่ทำได้ มีค่าสูงสุดเท่ากับ 12.30 องศา ซึ่งสอดคล้องกับเงื่อนไขในการออกแบบ โดยมุม Internal-External มีค่าเป็น 0 องศาที่มุม Flexion 0 องศา และค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนเป็นมุม 12.30 องศา ที่องศา 50 องศา จากนั้นมีค่าเกือบคงที่ตลอดจนถึงมุมองศา 130 องศา โดยมีการเปลี่ยนแปลงเพียง 0.309 องศา
- 3.เนื่องจากข้อเข่าเทียมที่ออกแบบมี Bearing Surface 2 ผิว และ Intercondylar Surface (ผิวสัมผัสระหว่างทรงกรวยกับไกด์) อีก 1 ผิว ทำให้ระหว่งการเคลื่อนที่มีผิวสัมผัสทั้งหมด 3 ผิว หากออกแบบ bearing surface ไม่แม่นยำ อาจทำให้ส่วนที่สัมผัสมีเพียง 2 ผิว และทำให้เกิดความเสียหายเนื่องจากความเค้นสูงได้ และจะไม่เป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ใน การออกแบบ ที่ให้ Bearing Surface รับแรง

ทั้งหมดที่ส่งผ่านข้อเข่า และไกด์มีหน้าที่ในการบังคับการเคลื่อนที่เท่านั้น (รับแรงเพียงเล็กน้อย)

4.เนื่องจากในการผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนข้อเข่าเทียมนั้น จำเป็นต้องตัดเส้นเอ็นไขว้ (Cruciate ligament) ทั้งสองคือ PCLและACL ออก ซึ่งหน้าที่ของเส้นเอ็นไขว้ทั้งสองนั้นมีไว้สำหรับป้องกันมิให้เกิดการเคลื่อนที่สัมพัทธ์ไปด้านหน้าหรือด้านหลังระหว่างกระดูกขาส่วนบนกับกระดูกขาส่วนล่างมากเกินไป และช่วยในการรักษาเสถียรภาพของข้อเข่า ดังนั้นข้อเข่าเทียมที่นำมาเปลี่ยน จำเป็นต้องมีอุปกรณ์เพื่อทดแทนหน้าที่ดังกล่าว ซึ่งสำหรับแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่ทางกลุ่มได้ทำการออกแบบ จะมี Femoral Guide Surface และ Tibial Guide Surface ที่ทำหน้าที่ทดแทนเส้นเอ็นไขว้ดังกล่าวดังรูป94 โดยกำหนดการเคลื่อนที่สัมพัทธ์ของกระดูกขาทั้งสอง เนื่องจากส่วนรองรับนั้น มีลักษณะเป็นผิวโค้ง ซึ่งมีจุดต่ำสุดอยู่ในบริเวณส่วนกลางของข้อเข่า จะช่วยในการป้องกันมิให้ Guide ไถลออกนอกทรง และการมีส่วนรองรับยื่นสูงขึ้นมาจะช่วยในการป้องกันการไถลของไกด์ไปทางด้านข้างได้อีกด้วย ซึ่งนั่นคือการเพิ่มเสถียรภาพให้กับข้อเข่าเทียมนั่นเอง

5.เมื่อพิจารณาถึงขนาดเศษอนุภาคนาขนาดเล็กที่อาจเกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมที่ออกแบบพบว่าควรจะมีขนาดใหญ่กว่าเศษอนุภาคนาขนาดเล็กของข้อเข่าเทียมแบบ Mobile-Bearing เนื่องจากไม่มีการเคลื่อนที่สัมพัทธ์ระหว่างชิ้นส่วน Tibial Component กับ UHMWPE บนกระดูกหน้าแข้งทำให้ไม่มีเศษอนุภาคที่เกิดจากการบดกันระหว่างโลหะชิ้นล่างกับ UHMWPE ปัญหาการติดเชื้อมาจากเศษอนุภาคนาขนาดเล็กน่าจะน้อยลง

6.เมื่อพิจารณาถึงการสึกหรอของ UHMWPE ที่เกิดในข้อเข่าที่ออกแบบน่าจะน้อยกว่าที่เกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมแบบ Fixed-Bearing เดิมเนื่องจากการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมที่ออกแบบมีความคล้ายคลึงกับธรรมชาติมากกว่าดังนั้นความเค้นที่เกิดขึ้นจึงบน UHMWPE จะน้อยกว่าข้อเข่าเทียมแบบ Fixed-Bearing ที่สามารถเคลื่อนที่ได้เพียงการยืดและงอเข่าเท่านั้น และอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียมที่ออกแบบน่าจะยาวนานกว่า

สรุป

งานวิจัยนี้สามารถออกแบบแบบจำลองข้อเข่าเทียมให้เคลื่อนที่ได้ตามข้อกำหนดเริ่มต้นในการออกแบบ โดยเป็นข้อเข่าเทียมที่รวมข้อดีของข้อเข่าเทียมแบบ fixed bearing และแบบ mobile bearing ไว้ด้วยกัน ซึ่งแบบจำลองข้อเข่าเทียมรูปแบบนี้จัดเป็นรูปแบบใหม่ที่สามารถนำไปพัฒนาต่อเพื่อนำไปใช้ให้มีราคาและความเหมาะสมกับคนไทยมากยิ่งขึ้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] Keith L. Moore. Clinically Oriented Anatomy. 3rd Edition. United States of America. Williams & Wikins Company. 1992.
- [2] Margareta Nordin. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3rd Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.
- [3] Peter S. Walker; Shivani Sathasivam. The design of guide

surfaces for fixed-bearing and mobile-bearing knee replacements. Journal of Biomechanics 32. (1999): 27-34.

- [4] Margareta Nordin. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3rd Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.
- [5] Kenneth A. Krackow. The Technique of Total Knee Anthroplasty. St Louis, Missouri. The C.V. Mosby Company. 1990.
- [6] H. M. J. Mcewen, J. Fisher, A.A.J. Goldsmith, D.D. Auger, C. Hardaker, M.H. Stone; Wear of fixed bearing and rotating platform mobile bearing knees subjected to high levels of internal and external tibial rotation. Journal of Materials Science (2001) 12 ; 1049 - 1052.