

การวิเคราะห์ความคุ้มค่าบริเวณบ้ำสะโพกเทียมขณะงอข้อสะโพกมูมที่มากกว่าการใช้งานปกติ
โดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์



นายไตร พรหมแสง

ศูนย์วิทยทรัพยากร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต


สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Three-Dimensional Stress Analysis of Polyethylene Acetabular
Component in the Extreme Flexion Position
– a Finite Element Analysis



Mr. Trai Promsang, MD

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering
(Interdisciplinary Program)

Graduate School
Chulalongkorn University
Academic Year 2009

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การวิเคราะห์ความเค้นบริเวณเข้าสะพานเทียม
ขณะงอข้อสะโพกมุมที่มากกว่าการใช้งานปกติ
โดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

โดย

นายไตร พรหมแสง

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวเวช

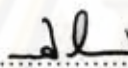
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ วัชระ วิไลรัตน์

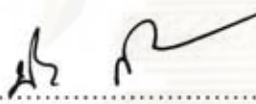
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

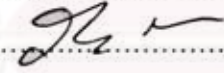
ศาสตราจารย์ นายแพทย์ พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์
อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

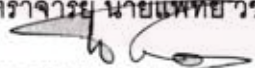
บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

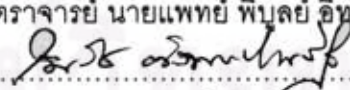
.....  คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรพจน์ เปี่ยมสมบุญ)


คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

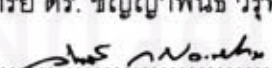
.....  ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ ประกิต เทียนบุญ)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ วัชระ วิไลรัตน์)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ศาสตราจารย์ นายแพทย์ พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)

.....  กรรมการ
(อาจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)

.....  กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ วิโรจน์ กวินวงศ์โกวิท)

ไตร พรหมแสง : การวิเคราะห์ความเค้นบริเวณเบ้าสะโพกเทียมขณะงอข้อสะโพกมุมที่มากกว่าการใช้งานปกติ โดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์. (Three-Dimensional Stress Analysis of Polyethylene Acetabular Component in the Extreme Flexion Position – a Finite Element Analysis) อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก : รศ.นพ. วชิระ วิไลรัตน์, อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม : ศ.นพ. พิบูลย์ อธิระวิวงศ์, อ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, 64 หน้า

จุดประสงค์: เพื่อวิเคราะห์ภาวะการกดทับและการกระจายของความเค้น บริเวณเบ้าสะโพกเทียมขณะทำท่านั่งยองและท่านั่งขัดสมาธิ ของผู้ป่วยที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

รูปแบบ: งานวิจัยเชิงบรรยายทางห้องปฏิบัติการ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา: การกดทับกันระหว่างคอสะโพกและเบ้าสะโพกเทียม ทำให้อายุการใช้งานของข้อสะโพกเทียมสั้นลง สาเหตุการกดทับเกิดจากหลายปัจจัย พฤติกรรมการนั่งยองและนั่งขัดสมาธิเป็นลักษณะเฉพาะของชาวเอเชีย รวมถึงชาวไทยด้วย ซึ่งการนั่งในลักษณะนี้อาจส่งผลให้เกิดการกดทับและเกิดความเค้นที่มากพอที่จะทำให้เกิดความเสียหายต่อเบ้าสะโพกเทียมได้

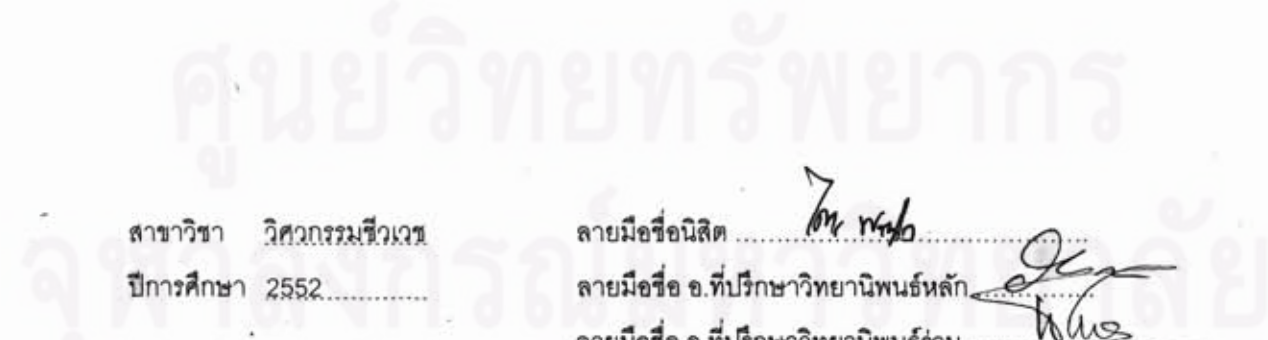
วิธีดำเนินการวิจัย: แบบจำลองสามมิติจะถูกสร้างขึ้นโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปวิเคราะห์ใน Finite element analysis โดยการตั้งมุมของการงอสะโพกท่านั่งยองและท่านั่งขัดสมาธิ แบ่งเป็นสองกลุ่มคือมุมที่ค่าเฉลี่ยและมุมที่มากขึ้นตามค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่ง ศึกษาตำแหน่งที่เกิดการกดทับและการกระจายความเค้นที่ตำแหน่งต่างๆบนเบ้าสะโพกเทียม

ผลการวิจัย: การนั่งท่ายองและท่าขัดสมาธิที่มีมุมสะโพกที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่ง ทำให้เกิดการกดทับระหว่างคอสะโพกเทียมกับเบ้าสะโพกเทียมบริเวณขอบบนของเบ้า ทำให้เกิด Maximum principal stress เท่ากับ 103 MPa และ 24.5 MPa ในท่ายองและท่าขัดสมาธิตามลำดับ การนั่งท่ายองและขัดสมาธิที่มีมุมสะโพกที่ค่าเฉลี่ย ไม่เกิดการกดทับ โดยมีระยะห่างระหว่างเบ้าและคอสะโพกเทียมเท่ากับ 4.05 และ 4.15 ตามลำดับ

สรุป: การนั่งท่ายองและขัดสมาธิ ทำให้เกิดการกดทับและก่อให้เกิดความเสียหายกับเบ้าสะโพกเทียมที่มีขนาดหัวสะโพก 28 มิลลิเมตรและค่า offset 34 มิลลิเมตร จึงควรให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการนั่งท่ายองและท่าขัดสมาธิ

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช
ปีการศึกษา 2552.....

ลายมือชื่อนิสิต
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม



##5187165820 MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: TOTAL HIP REPLACEMENT, STRESS, IMPINGEMENT, FINITE ELEMENT ANALYSIS

TRAI PROMSANG : THREE-DIMENSIONAL STRESS ANALYSIS OF POLYETHYLENE ACETABULAR COMPONENT IN THE EXTREME FLEXION POSITION – A FINITE ELEMENT ANALYSIS. THESIS

ADVISOR : ASSOC. PFOF. VACHARA VILAIRATANA, M.D. CO-ADVISOR : PROF.PIBUL

ITIRAVIVONG, M.D., PAIRAT TANGPORNPRASERT, Ph.D., 64 pp.

Objective: This study objective is to analyze the effects of squatting and sitting cross-legged position in total hip replacement patients. Finite element analysis is performed.

Design: Descriptive laboratory study

Background: There are many factors that cause impingement of femoral neck and polyethylene liner. Impingements definitely increase the rate of polyethylene wear. This effect has been a major cause of revision hip surgery. Squatting and sitting cross-legged are specific sitting positions typically used in Asian population, including Thai. These types of positions may cause impingements and abnormal stress distributions. Finally, massive destruction of polyethylene liner will be developed.

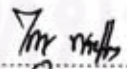
Methods: A three dimensional finite element model has been developed for the purpose of studying the effects of squatting and sitting cross-legged positions. The study was divided into two groups. First, mean hip ranges of motion of sitting positions were analyses. Second, hip ranges of motion at one standard deviation were also analyses. Locations of impingement area and stress distribution were demonstrated.

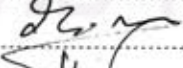
Results: Squatting and sitting cross-legged at one standard deviation obviously cause the significant impingement at superior part of polyethylene liner. Maximum principal stresses are 103 MPa and 24.5 MPa in squatting and sitting cross-legged, respectively. There is no impingement when the mean hip ranges of motion are used. The distance between neck and cup are 4.05 and 4.15 in squatting and sitting cross-legged, respectively.


Conclusions: Squatting and sitting cross-legged can cause significant impingement in common used design total hip replacement. Massive destruction of prosthesis can be developed. Avoiding of these positions is mandatory.


Field of Study : Biomedical Engineering.....

Academic Year : 2009.....

Student's Signature 

Advisor's Signature 

Co-Advisor's Signature 

Co-Advisor's Signature 

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ศ.นพ. พิบูลย์ อธิระวิวงศ์

รศ.นพ. วชิระ วิไลรัตน์

อ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

อ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

ที่ได้สละเวลาในการอบรมและให้คำแนะนำ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณ นายชัยวิวัฒน์ เกียรติรัมย์

ที่ได้ช่วยในการทำงานเกี่ยวกับ CAD model และ Finite element analysis

ขอขอบพระคุณ บิดาและมารดา

ที่ได้ให้กำเนิดและสนับสนุนส่งเสริมการศึกษาของข้าพเจ้า จนทำให้มีหน้าที่การงานที่ดี

ขอขอบคุณ เพื่อนๆที่เรียนหลักสูตรวิศวกรรมชีวเวชทุกคน โดยเฉพาะ นพ.สิทธิโชค, นพ.วีรศักดิ์ และนพ.ยุทธนา ที่ช่วยให้กำลังใจ ในการทำงานวิจัยชิ้นนี้ จนทำให้งานสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบคุณ น้องแพทย์ประจำบ้านปีที่สองทุกคน โดยเฉพาะ พญ.พัชราภา ที่ต้องทำงานหนักมากขึ้น ขณะที่ข้าพเจ้าต้องปลีกตัวไปทำงานวิจัยชิ้นนี้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
ขอบเขตของการวิจัย.....	4
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	4
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6

	หน้า
วิธีดำเนินการวิจัย.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	8
แนวคิดและทฤษฎี.....	8
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	20
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	21
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	21
วิธีดำเนินการวิจัย.....	22
Parameters of prosthesis.....	23
การตั้งมุมของข้อสะโพกเทียม (Angle of prosthesis).....	27
ขั้นตอนการทำแบบจำลองสามมิติ (CAD model).....	35
ขั้นตอนการทำแบบจำลอง Finite element analysis.....	37
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากแบบจำลองสามมิติ.....	39
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย.....	55
อภิปรายผลการวิจัย.....	59
ข้อเสนอแนะ.....	60
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	64

สารบัญภาพ

รูปภาพที่	หน้า
1 โรคข้อสะโพกเสื่อมในระยะสุดท้าย ซึ่งพบความผิดปกติของเบ้าสะโพกและหัวสะโพก...	8
2 ข้อสะโพกเทียมแบบไม่ใช้ Cement (cementless total hip replacement).....	9
3 แผนภูมิ Squatting heels down group mean angles and standard deviations at the three joints in the three axial planes.....	15
4 แผนภูมิ Sitting cross-legged group mean angles and standard deviations at the three joints in the three axial planes.....	16
5 Biomechanics of Impingement.....	17
6 ความสัมพันธ์ระหว่าง Head size กับ Range of motion.....	18
7 ความสัมพันธ์ระหว่าง Trapezoidal stem geometry กับ Range of motion.....	19
8 การเกิด impingement ของ metal femoral neck กับ cup.....	19
9 Dimension ของ Acetabular metal shell.....	25
10 Dimension ของ Acetabular polyethylene cup.....	25
11 Dimension ของ Femoral head and neck.....	26
12 Offset และ Neck-shaft angle ของ Femoral neck.....	26

13 Acetabular inclination 45° and Anteversion 15° และ Neutral stem alignment_ _	28
14 Femoral Anteversion 15°	28
15 ภาพขยายของ Femoral Anteversion 15°	29
16 การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย.....	30
17 การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย.....	31
18 การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....	32
19 การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....	33
20 ระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene ขณะทำท่า นั่งยอง โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย.....	40
21 ระยะระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene ขณะนั่งขัดสมาธิ โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย.....	42
22 การกระจายของความเค้น (Contour of effective stress) ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ก).....	44

23 การกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)	
ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ข).....	45
24 Contours of Resultant Displacement	
ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....	46
25 Contours of Maximum principal stress	
ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....	47
26 Position of total hip replacement in Squatting position.....	48
27 การกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)	
ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)	
โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ก).....	50
28 การกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)	
ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)	
โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ข).....	51
29 Contours of Resultant Displacement	
ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)	
โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....	52

30 Contours of Maximum principal stress

ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)

โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD).....53

31 Position of total hip replacement in Sitting cross-legged position.....54



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่	สารบัญตาราง	หน้า
1	ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย.....	7
2	Group mean hip kinematics for the five activities in the three axial planes.....	14
3	มุมมองของข้อสะโพกขณะทำท่านั่งยอง อ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะ.....	34
4	มุมมองของข้อสะโพกขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ อ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะ.....	34

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม (total hip replacement) เป็นการผ่าตัดเพื่อรักษาโรคข้อสะโพกเสื่อมที่มีความรุนแรง ในผู้ป่วยที่มีอาการปวดบริเวณสะโพกและมีความผิดปกติในการทำงานของสะโพก ซึ่งศัลยแพทย์จะเลือกใช้วิธีการผ่าตัดนี้ในกรณีที่ไม่สามารถรักษาด้วยวิธีการอื่นๆ (Conservative treatment) ได้^[1]

อัตราการผ่าตัดซ้ำ (Revision surgery) ประมาณ 1-10% ที่ระยะเวลาสิบปี ซึ่งอายุการใช้งานของข้อสะโพกเทียมนั้นขึ้นอยู่กับรูปแบบของข้อสะโพกเทียม, เทคนิคการผ่าตัด และการใช้งานของผู้ป่วยเอง

สาเหตุหลักที่ทำให้อายุการใช้งานของข้อสะโพกเทียมสั้น คือ การหลุดหลวม (Aseptic loosening) ของรอยต่อระหว่างกระดูกกับข้อสะโพกเทียม Aseptic loosening เกิดได้จากหลายสาเหตุด้วยกัน สาเหตุที่สำคัญก็คือการกดทับกันของเบ้าสะโพกเทียมกับคอสะโพกเทียม (Component on component impingement)^[1,2]

การกดทับกันของเบ้าสะโพกเทียมกับคอสะโพกเทียม เป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดการเคลื่อนหลุดของข้อสะโพกเทียม (Dislocation) อีกทั้งยังอาจทำให้เกิดการสึกหรอของ polyethylene ที่มากผิดปกติ หรือ อาจทำให้เกิดการแตกหักของ polyethylene ได้^[3,4,5]

มีการศึกษาเกี่ยวกับพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกเทียม พบว่าเมื่อมีการเคลื่อนไหวได้น้อยกว่าข้อสะโพกของคนปกติที่ไม่ได้เป็นโรค เนื่องจากหลายปัจจัยด้วยกัน ซึ่งการใช้งานในชีวิตประจำวันนั้น มีความจำ เป็นที่จะต้องงอข้อสะโพกในมุมที่มากพอที่จะใช้งาน โดยไม่เป็นอุปสรรคในการทำกิจกรรมต่างๆ เช่น การเดิน การขึ้นลงบันได และการนั่งเก้าอี้ เป็นต้น

การพยายามงอข้อสะโพกเทียมในมุมที่มากกว่าขีดจำกัดของข้อสะโพกเทียมรุ่นนั้นๆ จะทำให้เกิดการกดทับกันระหว่างเบ้าสะโพกเทียมและคอสะโพกเทียม (Acetabular cup – femoral neck impingement) ส่งผลให้เกิดแรงกดลงบนบริเวณขอบของ polyethylene cup ผลที่ตามมาจากการกดทับกันนั้น คือเกิดการสึกหรอของ polyethylene ที่มากผิดปกติ หรืออาจทำให้มีการแตกหักของ polyethylene ได้ ซึ่งทำให้อายุการใช้งานของข้อสะโพกเทียมนั้นสั้นลง ผลกระทบที่สำคัญของ impingement อีกอย่างหนึ่ง ก็คือการเคลื่อนหลุดของข้อสะโพก (dislocation) ซึ่งทำให้เกิดความไม่มั่นคงของข้อสะโพกเทียมอย่างมาก

มีการศึกษาพบว่าประชากรในแถบเอเชีย จะมีทำนองบางลักษณะที่ใช้ในชีวิตประจำวันอยู่เสมอ เช่น ทำนั่งยอง (Squatting) และทำนั่งขัดสมาธิ (cross-legged sitting) ซึ่งทำนองดังกล่าวต้องอาศัยการงอข้อสะโพกที่มากกว่าทำนองปกติบนเก้าอี้ อย่างไรก็ตาม อาจส่งผลให้เกิด acetabular cup – femoral neck impingement ได้ ทำให้อายุการใช้งานของข้อเทียมนั้นสั้นลง

การเกิด Acetabular cup – femoral neck impingement จากทำนองยองและทำนองขัดสมาธิดังที่กล่าวมานั้นเป็นเพียงสมมุติฐานเบื้องต้นเท่านั้น เนื่องจากยังไม่เคยมีการศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบที่เกิดต่อข้อสะโพกเทียมซึ่งเกิดจากการนั่งทำดังกล่าวเลย เพราะการศึกษาส่วน

ใหญ่มักจะทำในคนตะวันตก ซึ่งมักไม่ได้นั่งในท่าดังกล่าว การศึกษาส่วนใหญ่จึงให้ความสนใจเกี่ยวกับการเดินและการนั่งบนเก้าอี้มากกว่าการนั่งกับพื้นแบบในชาวเอเชีย

จึงเกิดคำถามขึ้นมาว่า ข้อสะโพกเทียมที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน มีพิสัยการเคลื่อนไหวที่มากพอสำหรับการนั่งยองและการนั่งขัดสมาธิได้หรือไม่ สมมุติฐานของผู้วิจัยก็คือการนั่งยองและการนั่งขัดสมาธิอาจทำให้เกิดการกดทับที่ผิดปกติ (Impingement) บริเวณเข้าข้อสะโพกเทียมกับข้อสะโพกเทียมได้และทำให้เกิดความเค้นที่มีปริมาณสูงในตำแหน่งที่มีการกดทับ

เป็นที่มาของการศึกษาวิจัยนี้ โดยผู้ทำการวิจัย ต้องการวิเคราะห์ภาวะการกดทับ (Impingement) และการกระจายของความเค้น (stress distribution) บริเวณเข้าข้อสะโพกเทียม ขณะทำท่า นั่งยองและท่า นั่งขัดสมาธิของผู้ป่วยที่เคยผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ (finite element analysis) ข้อมูลที่ได้จากการวิจัยจะสามารถนำมาปรับปรุงการออกแบบข้อสะโพกเทียมที่เหมาะสมสำหรับการใช้ของคนเอเชียได้ดียิ่งขึ้น อีกทั้งยังเป็นประโยชน์สำหรับแพทย์ที่จะสามารถแนะนำผู้ป่วยถึงท่าที่ที่เหมาะสมหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมอีกด้วย

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อวิเคราะห์ภาวะการกดทับ (Impingement) และการกระจายของความเค้น (stress Distribution) บริเวณเบ้าสะโพกเทียมขณะทำท่าหนึ่งยองและท่าหนึ่งขัดสมาธิของผู้ป่วยที่เคยผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Finite element analysis)

ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการศึกษาถึงการเกิดการกดทับของคอสะโพกเทียมกับเบ้าสะโพกเทียม (Impingement of total hip replacement) จากการจำลองภาพสามมิติของข้อสะโพกเทียม โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ finite element analysis

ข้อตกลงเบื้องต้น

ข้อสะโพกเทียม (Total hip replacement) หมายถึง ข้อสะโพกเทียมที่มีการใช้อยู่ในปัจจุบันซึ่งผ่านการศึกษามาแล้วว่าให้ผลการรักษาที่ดีที่สุด

เบ้าสะโพกเทียม (Acetabular cup) มีรูปร่างเป็นครึ่งทรงกลม (Hemispherical shape) ประกอบด้วยส่วนที่เป็นโลหะ (Metal) และส่วนที่เป็นพลาสติก (Polyethylene liner) โดยเบ้าสะโพกเทียมจะเป็นชนิด Cementless acetabular cup

คอสะโพกเทียม (Metal neck of femoral component) มีรูปร่างเป็น Trapezoidal shape

ข้อจำกัดของการวิจัย

การสร้างแบบจำลองของข้อสะโพกเทียมมีความสำคัญมากในงานวิจัยชิ้นนี้ ซึ่งต้องการความถูกต้องในการสร้างแบบจำลองขึ้นมา อย่างไรก็ตามผู้ทำงานวิจัยก็ได้พยายามสร้างแบบจำลองให้มีความเหมือนกับแบบจริงมากที่สุด อาจมีการตัดทอนรูปแบบบางอย่างที่ไม่มีผลต่อผลการทดลองโดยตรงในครั้งนี้ เช่น Locking mechanism และรูสำหรับใส่สกรูของเบ้าสะโพกเทียม ซึ่งอาจทำให้ค่าความเค้นที่คำนวณได้มีความคลาดเคลื่อนจากแบบจริง

องศาการงอข้อสะโพกที่นำมาใช้ในการทดลองนี้ นำมาจากการศึกษาที่ทำในคนปกติที่ไม่ได้ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม เพราะฉะนั้นองศาที่นำมาใช้อาจไม่ได้เป็นตัวแทนขององศาที่เกิดขึ้นในสะโพกเทียม

ก่อนที่จะมีการนำผลการทดลองไปใช้ในทางคลินิก จะต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมในผู้ป่วยจริง เนื่องจากการทดลองนี้เป็นเพียงการจำลองภาพในคอมพิวเตอร์ อาจมีปัจจัยอื่นอีกมากมายที่ส่งผลต่อการเกิด Impingement ของข้อสะโพกเทียม

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

การกดทับ (Impingement) หมายถึงการกดทับหรือการสัมผัสกันของคอสะโพกเทียม (Metal femoral neck) กับแผ่นพลาสติกของเบ้าสะโพกเทียม (Polyethylene acetabular cup)

การนั่งยอง (Squatting position) หมายถึงการนั่งโดยฝ่าเท้าสัมผัสพื้นทั้งสองข้าง โดยที่ข้อเข่าทั้งสองข้างยกขึ้น ชี้ไปด้านหน้าและไม่สัมผัสกับพื้น ส่วนของก้นยกลอยไม่สัมผัสกับพื้น มีการกางขาออกเพื่อช่วยในการทรงตัว

การนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) หมายถึงการนั่งกับพื้น ส่วนของก้นสัมผัสกับพื้น ข้อเข่าสุด มีการไขว้กันของขาทั้งสองข้าง เช่นเดียวกับการนั่งสมาธิ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ข้อมูลที่ได้จากการวิจัยจะสามารถนำมาปรับปรุงการออกแบบข้อสะโพกเทียมที่เหมาะสมสำหรับการใช้ของคนเอเชียได้ดียิ่งขึ้น อีกทั้งยังเป็นประโยชน์สำหรับแพทย์ที่จะสามารถแนะนำผู้ป่วยถึงท่านั่งที่เหมาะสมหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมอีกด้วย

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยเชิงบรรยายทางห้องปฏิบัติการ (Descriptive laboratory study)

ศูนย์เวชศาสตร์ทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

ตารางที่ 1

ขั้นตอน	เริ่มทำวิทยานิพนธ์ เมื่อเดือน มิถุนายน 2552	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
1	เสนอโครงร่างวิจัย	/												
2	เก็บข้อมูล		/	/	/	/	/	/	/	/				
3	นำข้อมูลมา วิเคราะห์							/	/	/	/	/	/	
4	นำเสนอข้อมูล													/

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

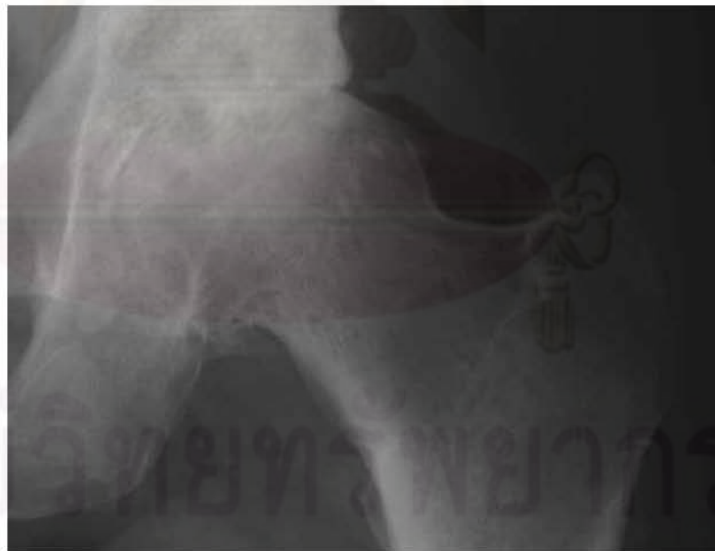
บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมทั้งข้อ (Total hip replacement) เป็นการผ่าตัดเพื่อรักษาความผิดปกติของข้อสะโพกในระยะที่มีการเสื่อมของข้อรุนแรง ซึ่งการเสื่อมของข้อสะโพกจะทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดและทำให้การทำงานของข้อสะโพกผิดปกติไป ส่งผลต่อการดำเนินชีวิตประจำวันของผู้ป่วย

ข้อบ่งชี้ในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมทั้งข้อนั้น จะคำนึงถึงสองปัจจัยหลักคือความเจ็บปวดที่เกิดจากพยาธิสภาพในข้อสะโพกและการเสียน้ำที่ของข้อสะโพก โดยข้อสะโพกจะต้องมีความผิดปกติในระยะสุดท้าย (End stage of hip joint disease) ดังรูป ซึ่งโรคที่ทำให้ข้อสะโพกเกิดความผิดปกติในระยะสุดท้ายก็มีอยู่หลายภาวะด้วยกัน เช่น โรคข้อสะโพกเสื่อม โรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ โรคหัวสะโพกตายจากการขาดเลือด เป็นต้น^[1]



รูปภาพที่ 1 แสดงโรคข้อสะโพกเสื่อมในระยะสุดท้าย ซึ่งพบความผิดปกติของเบ้าสะโพก และหัวสะโพก

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาการยึดติดระหว่างข้อเทียมกับกระดูกโดยไม่ใช้ cement หลักการนี้เรียกว่า cementless fixation โดยการยึดติดระหว่างข้อเทียมกับกระดูกจะเกิดขึ้นจากการงอกของกระดูกเข้าไปในรูพรุนของโลหะที่ใช้ทำข้อเทียม ซึ่งเป็นกลไกทางชีวภาพ (biologic fixation) จากการติดตามผู้ป่วยในระยะยาว พบว่าการยึดติดข้อเทียมด้วยวิธี cementless fixation ข้อเทียมนั้นจะมีความคงทนและอายุการใช้งานยาวนานกว่าแบบที่ใช้ cement fixation

สามารถใช้การยึดติดแบบ Cementless fixation ได้ทั้งในส่วนของเบ้าสะโพกเทียม (acetabulum component) และส่วนหัวสะโพกเทียม (femoral component) ในส่วนของเบ้าสะโพกเทียมนั้น



รูปภาพที่ 2 แสดงข้อสะโพกเทียมแบบไม่ใช้ซีเมนต์

การพัฒนาข้อสะโพกเทียมเพื่อใช้ในการรักษาผู้ป่วยข้อสะโพกเสื่อม^[7] มีวิวัฒนาการอย่างต่อเนื่อง ข้อเทียมชนิดแรกที่ใช้กันคือ Mould arthroplasty ของ Smith-Petersen ข้อเทียมชนิดนี้ใช้โลหะมีลักษณะเหมือนถ้วย (cup) ครอบลงบนหัวกระดูก femur ที่เคลือบให้มันเพื่อคั่นหัวกระดูกและเบ้าสะโพกที่คว้านไว้ไม่ให้เชื่อมติดกัน จุดประสงค์เพื่อให้เนื้อเยื่อที่งอกเข้ามากลายเป็น Fibrocartilage คลุมหัวกระดูก femoral head และเบ้า Acetabulum กลายเป็นข้อใหม่ แต่เมื่อใช้ไปได้ระยะหนึ่งเกิดการหลุดหลวมเนื่องจากผิดหลักกลศาสตร์ตั้งแต่ต้น ประกอบกับรวมทั้งการตาย

ของเนื้อเยื่อกระดูกส่วนที่เข้าครอบไว้ในระยะต่อมา ถึงแม้มีผู้ปรับปรุงโดยเพิ่มความหนาของ cup และให้มีหลายขนาดเพื่อให้รับกับเข่าและหัวได้แน่นขึ้น แต่ก็ไม่เป็นผลเพราะความฝืดระหว่างกระดูกเข่าสะโพกและเข่าไหล่และการตายของหัวกระดูก การผ่าตัดโดยการใช้อุณหภูมิ Austin Moore prosthesis ได้ผลใกล้เคียงกับวิธีนี้

ข้อเทียมชนิดที่สองได้แก่ Judet prosthesis ข้อเทียมชนิดนี้ทำจาก heat-curing methylmethacrylate มีลักษณะเหมือนตะปูหัวกลมโตที่มีก้านใหญ่และมีแกนเป็นโลหะนิยมเรียกกันว่า light bulb เพราะดูคล้ายหลอดไฟฟ้ารุ่นเก่า วิธีการทำผ่าตัดประกอบด้วยการตัดหัวของกระดูก femur ออกแล้วตอกส่วนก้านให้ฝังเข้าไปในคอกระดูก prosthesis ชนิดนี้ใช้งานได้ดีอยู่ระยะหนึ่ง หลังจากนั้น 1-2 ปี จะมีเสียงเอี๊ยดออด ดังขึ้นทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหว ในภาพ X-ray พบว่า ก้าน prosthesis คว้านคอกระดูกเป็นโพรงขนาดใหญ่ แสดงว่าก้านเคลื่อนไหวของข้อเทียมเกิดขึ้นระหว่างก้านและคอกระดูกเทียมเพราะหัวกระดูกเทียมกับเข่าสะโพกมีความฝืดมาก Chamley พบปรากฏการณ์เช่นนี้เฉพาะในผู้ป่วยที่เป็น osteoarthritis เท่านั้น ผู้ป่วยที่เป็น femoral neck of femur ที่ได้รับการใส่ prosthesis ชนิดเดียวกันไม่เกิดอาการเพราะ articular cartilage ยังอยู่ในสภาพดี ประสพการดังกล่าวข้างต้นกระตุ้นให้ Chamley เริ่มการวิจัยเกี่ยวกับการหล่อลื่นภายในข้อ

Chamley ศึกษาวิจัยของ Shirley Jones ผู้ที่ใช้ข้อนิ้วมือทดสอบการหล่อลื่นเป็นจุดเริ่มต้นและพบว่า สัมประสิทธิ์ความต้านทานภายในข้อ ($\mu=0.02$) นั้นมีความลื่นมากกว่าสเก็ต (skate) ที่ไถลไปบนพื้นน้ำแข็ง ($\mu=0.03$) ท่านคิดว่า การหล่อลื่นของข้อใช้วิธีการ boundary lubrication ซึ่งเป็นการเคลื่อนไหวระหว่างผิวสัมผัสที่มีความลื่นที่ผิวด้วยตัวของมันเองหรือมีของเหลวเคลือบติดอยู่ที่ผิวทั้งสองด้าน ในระยะนั้นท่านคิดว่า synovial fluid เป็นผลจากการเคลื่อนไหวของข้อมากกว่าที่จะทำหน้าที่เป็นน้ำมันหล่อลื่น ท่านได้ทำการทดลองและพบว่า การเคลื่อนไหวระหว่างหัวไหล่หรือหัวพลาสติกกับเนื้อกระดูกนั้นมีความฝืดมาก ($\mu=0.4$) ถึงแม้จะเติมไขข้อเข้าไป แต่หากอีกด้านหนึ่งเป็นกระดูกอ่อน articular cartilage แล้วค่าสัมประสิทธิ์ความต้านทานจะใกล้เคียงกับข้อธรรมชาติ

จากการค้นพบดังกล่าวทำให้ Chamley พยายามค้นคิดข้อสะโพกเทียมที่มีความลื่น (slipperiness) ใกล้เคียงกับข้อธรรมชาติ ท่านจึงเลือกพลาสติกชนิด polytetrafluorethyene หรือ Teflon เพราะมีสีสันและความแข็งแรงใกล้เคียงกับ articular cartilage มีผิวที่ลื่น (low friction coefficient) และไม่ทำให้เกิดปฏิกิริยาภายในร่างกายมนุษย์

ท่านตั้งใจที่จะใช้พลาสติกชนิดนี้มาทำเป็นผิวข้อเทียม โดยทำเป็นเข้าสองชั้น ชั้นในสวมบนหัวกระดูก femur ที่เคลาให้มันและฝังเข้าชั้นนอกที่มีจุดลงไปโนเข้าสะโพกที่คว้านจนเรียบและได้ขนาด ผลการผ่าตัดในระยะ 3 เดือนแรก เป็นที่น่าพอใจ แต่ผลลบที่เกิดจากการที่เก็บหัวกระดูกไว้ตามหลักการ conservation of stock ของ Smith-Peterson ทำให้ลงเอยด้วยการหลุดหลวม เพราะการตายของเนื้อกระดูกส่วนที่ครอบไว้เช่นเดียวกับ Mould arthroplasty

Charnley ได้เริ่มต้นด้วยการใช้ Moore prosthesis หัวขนาด 41 mm สวมกับเข้าพลาสติกชนิด PTFE ที่มีความหนาไม่มากนัก Charnley คิดว่า polytetrafluorethylene เป็นพลาสติกที่นิ่ม หากใช้หัวโลหะที่มีขนาดใหญ่การกระจายน้ำหนักออกไปเป็นบริเวณกว้างลดแรงกดต่อหน่วยพื้นที่ผิวจะทำให้เข้าพลาสติกชนิดนี้ทนทาน แต่เพื่อนที่เป็นวิศวกรแนะนำว่าหาต้องการให้ถูกต้องตามหลักของวิศวกรรมแล้ว ต้องใช้หัวโลหะที่มีขนาดเล็กที่สุดเท่าที่จะรับน้ำหนักตัวได้สวมกับเข้าที่หนา การใช้หัวโลหะที่มีขนาดเล็กทำให้ความถี่ระหว่างหัวโลหะกับเข้าลดลงเข้าที่หนาและมีพื้นผิวด้านนอกเป็นบริเวณกว้างเพิ่มความถี่ระหว่างผิวพลาสติกด้านนอกกับเข้าสะโพกที่คว้านไว้ ป้องกันเข้าไม่ให้บิดตามหัวโลหะ

ในระยะแรกเริ่มในปี 1958 เข้าที่ใช้ทำจากพลาสติกชนิด polytetrafluoroethylene (PTFE) หรือ Teflon เพราะมีค่าสัมประสิทธิ์ความต้านทานต่ำและไม่ได้ใช้ cement ยึดเข้าเข้ากับเข้าสะโพก ใช้ cement เฉพาะที่ femur เพราะเชื่อในทฤษฎีของท่าน เข้ารุ่นนี้มีหัวจุก (spigot) เพื่อสวมเข้าในรู (centering or pilot hole) ที่เจาะไว้ที่ตรงกลางเข้าสะโพก (Acetabulum) ก่อนที่จะอัดให้เข้ากับเข้าสะโพกจนแน่น แต่เมื่อใช้ไปประมาณ 3 ปี พบว่าเข้าชนิดนี้สึกกรวดเร็วมา เศษพลาสติกที่ลอกหลุดมีขนาดใหญ่ประมาณ 3 micron และมีปริมาณมากกระตุ้นให้เนื้อเยื่อโดยรอบเกิดการอักเสบ (granulomatous reaction) ทำให้ข้อเทียมหลุดหลวมในระยะเวลาอันสั้น ท่านได้พยายามเสริมความแข็งแรงด้วยใยแก้ว (fiberglass) และ fluorosint แต่ก็ไม่ประสบผลสำเร็จ ปฏิกริยาที่เกิดขึ้นจากเศษพลาสติกยิ่งมามากจึงต้องเปลี่ยนเข้าที่ทำจาก ultra high molecular weight polyethylene(UHMWPE) ในปี 1962 ทั้งที่พลาสติกชนิดนี้มีค่าสัมประสิทธิ์ความต้านทาน สูงกว่า Teflon ถึง 5 เท่า แต่มีความแข็งแรงสูงกว่าประมาณ 16.5 เท่า และเศษพลาสติกที่ลอกหลุดมีขนาดเล็ก และเริ่มใช้ bone cement ยึดเข้าพลาสติกเข้ากับเข้าสะโพก และเมื่อพบว่า bone cement รั่วเข้าไปในช่องท้องน้อย จึงเริ่มใช้ตะแกรงลวด (cement restrictor) อุดรู pilot hole ที่เจาะนำไว้ เพื่อการคว้านเข้าให้ตรงแนว

การทำผ่าตัดของท่านตั้งแต่ระยะแรกเริ่มใช้ lateral exposure โดยการตัด greater trochanter เพื่อให้เห็นเข้าสะโพกได้ชัดเจน การยึดปุ่มกระดูกชั้นนี้ให้ห่างจากเดิมเล็กน้อย เพิ่ม

ความตึงของกล้ามเนื้อสะโพก (hip abductor) นอกจากจะเป็นวิธีการป้องกัน adduction , external rotation และหัวไหล่ไม่ให้หลุดจากเบ้าได้ง่ายแล้วยังได้ประโยชน์ เพราะทำให้ lever arm ของกล้ามเนื้อมัดนี้ยาวขึ้น สามารถพยุงลำตัวให้ตั้งตรงโดยไม่ต้องใช้กำลังมาก ลดแรงลัพธ์ที่เกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อไปโดยปริยาย

วิธีการนี้ร่วมกับการคว้านเบ้าสะโพกให้ลึกเพื่อให้สามารถวางเบ้าพลาสติกให้ชิดกับแนวกลางตัวมากขึ้นเพิ่ม lever arm ให้กับกล้ามเนื้อ abductor นี้ การที่กล้ามเนื้อมัดนี้สามารถพยุงตัวให้ตั้งตรงโดยไม่ต้องออกกำลังมาก ลดแรงลัพธ์ที่เกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อและน้ำหนักตัวลง แรงลัพธ์นี้คือแรงกดที่หัวกระดูกไหล่ (joint force) หากแรงลัพธ์ลดลงการสึกหรอของเบ้าจะลดลงด้วย

อีกเหตุผลหนึ่งที่ Charnley ใช้ small head และ thick socket เพราะในการทดลองพบว่าการกระจายแรงขึ้นไปใน Acetabulum สม่าเสมอโดยรอบเบ้า แต่ในเบ้าที่บางการกระจายน้ำหนักจะคงอยู่เฉพาะบริเวณส่วนโดมของเบ้าเท่านั้น

ถึงแม้จะมีบางท่านให้ความเห็นจากการทดลองว่าแรงบิด (torsional moment) ที่จะทำให้ cement หลุดจาก bone นั้นสูงกว่าแรงบิด (friction) ระหว่างหัวไหล่กับเบ้าพลาสติก 4-20 เท่า ดังนั้น low-friction torque ไม่มีความจำเป็น Charnley เองมีความเห็นว่าแรงกดที่ข้อ (joint force) ซึ่งมีทิศทางคงที่ (constant direction) ต่างหากที่เป็นตัวสำคัญที่ทำให้เบ้าหลวม ดังนั้นข้อเทียมชนิด high friction การหลุดหลวมจะยิ่งรวดเร็วขึ้น

มีผู้ตั้งข้อสังเกตว่าหัวที่เล็กน่าจะหลุดได้ง่ายกว่าหัวที่มีขนาดใหญ่ Charnley ให้ความเห็นว่าการที่ incidence ของ Charnley prosthesis เกิดขึ้นเพียง 1 % ต่ำกว่าหัวที่ใหญ่กว่าหลายเท่า นอกจากวิธีการดึง capsule ให้ตึงโดยการยึด (reattachment) ปุ่ม greater trochanter ให้ห่างจากแนวกึ่งกลางลำตัวมากกว่าตำแหน่งเดิมแล้ว หัวไหล่ขนาดเล็กหากจัดกับขอบเบ้าและกำลังจะเลื่อนหลุด (transient subluxation) เยื่อหุ้มข้อ (capsule) สามารถดีดให้กลับเข้าเบ้าด้วยแรงที่น้อยกว่า โอกาสที่จะสะท้อนต่อไปยังเบ้าหรือ stem จนเกิดการหลุดหลวมจึงน้อยลงด้วย

จากการทดลองในระยะต่อมาพบว่าการหล่อลื่นในข้อนั้นคงเป็นชนิด boundary lubrication โดยที่ molecule ของน้ำไขข้อจะทำปฏิกิริยาทางเคมีกับ cartilage cell เคลือบผิวข้อ ถึงแม้จะมี heavy load ระหว่างผิวสัมผัสชั้นของเหลวก็ไม่แยกตัวเพราะมีความหนืดมาก และชั้นที่บางนี้ยังป้องกันไม่ให้ผิวกระดูกอ่อนยึดติดกัน (striction) ขณะข้อหยุดการเคลื่อนไหวอีกด้วย เนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์ความต้านทานของข้อมีค่าประมาณ 0.01 แต่ในเครื่องมือที่มนุษย์ประดิษฐ์ขึ้นมาเพื่อทดสอบการหล่อลื่นชนิดนี้สามารถทำให้ต่ำได้เพียง 0.1 เท่านั้นแสดงว่า

ธรรมชาติต้องใช้วิธีการอื่นผสม การหล่อลื่นด้วยวิธี hydrodynamic lubrication นั้นไม่น่าเป็นไปได้ เพราะการเคลื่อนไหวยระหว่างผิวสัมผัสต้องมีอัตราเร็วสูงจึงจะทำให้ของเหลวที่ใช้ในการหล่อลื่นเกิดความดันผิวสูงมากพอที่จะแยกผิวโลหะทั้งสองด้านไม่ให้สัมผัสกัน

Charnley ได้ทำการทดลองด้วย pendulum comparator พบว่าหัว metal on polyethylene ขนาด 22 mm แกว่งได้จำนวนรอบมากกว่าหัวขนาด 32 mm หัว ceramic on ceramic แกว่งได้จำนวนรอบเท่า metal on polyethylene เฉพาะในระยะแรก ต่อมาผิวจะเริ่มด้านและมีเสียงเอี๊ยดอ๊าด หัว ceramic on polyethylene จะแกว่งได้ดีเท่ากับหัวโลหะ 22 mm ทั้งที่หัวมีขนาดใหญ่กว่า แสดงว่าความฝืดต่ำ

Charnley มีความเห็นว่า coefficient of friction ระหว่างหัวโลหะกับ polyethylene หากอยู่ในช่วง 0.05-0.10 ก็น่าจะใช้ได้เมื่อเทียบกับข้อของสัตว์ จากการทดลองพบว่า synovial fluid ไม่มีผลต่อการหล่อลื่นของข้อต่อชนิดนี้ แต่ผลที่ทำให้ Charnley พอใจคือ load สูงความฝืดยิ่งลดลง

สำหรับประชากรที่ไม่ได้อยู่ในทวีปอเมริกาเหนือและยุโรปแล้ว ก็วัตรประจำวันในการนั่งมีความจำเป็นที่ต้องมีองศาการงอของข้อที่สูงมากกว่าปกติ สำหรับการนั่งยอง (squatting) มักใช้ในการทำกิจกรรมที่อยู่บนพื้นห้อง การเข้าห้องน้ำ หรือแม้กระทั่งใช้เป็นท่านั่งพักผ่อน ในบางครั้งอาจนั่งนานเป็นชั่วโมงก็ได้

ในหลายๆส่วนของเอเชีย ท่านั่งขัดสมาธิ (sitting cross-legged) มักจะใช้ในการนั่งรับประทานอาหารบนพื้นห้องหรือการนั่งพักผ่อนหย่อนใจ สำหรับท่านั่งคุกเข่า (kneeling) ก็นิยมปฏิบัติกันในชาวมุสลิมสำหรับการละหมาด และในชาวญี่ปุ่นก็ใช้ในชีวิตประจำวันอยู่เสมอๆ เช่นกัน

สำหรับในผู้ป่วยบางคนอาจไม่ยอมรับการรักษาโดยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมเนื่องจากทราบว่าการผ่าตัดอาจไม่สามารถนั่งในท่าต่างๆดังที่กล่าวมาได้เหมือนเดิมเนื่องจากข้อจำกัดของการออกแบบข้อเทียมเอง โดยผู้ป่วยมักจะยินยอมที่จะทนปวดกับโรคที่เป็นอยู่

มีการศึกษาจากประเทศอินเดีย⁶ เกี่ยวกับท่าทางการนั่งที่ใช้ในชีวิตประจำวันบ่อยๆในชาวเอเชีย ได้แก่ การนั่งยอง การนั่งคุกเข่า และการนั่งขัดสมาธิ พบว่าการรักษาผู้ป่วยที่เปลี่ยนข้อเทียมแล้วไม่สามารถทำให้ผู้ป่วยกลับไปนั่งในท่าที่ต้องงอข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าได้มากเหมือนเดิม มักจะทำให้เกิดความไม่พอใจของผู้ป่วยที่ไม่ใช่ชาวตะวันตก (Non-Western) เพราะในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยเหล่านี้ต้องมีการนั่งท่ายอง ท่าคุกเข่า และท่าขัดสมาธิ อยู่เป็นประจำ

การนั่งในท่าต่างๆเหล่านี้ ต้องการองศาการเคลื่อนไหวที่มากกว่าการใช้งานทั่วไป อย่างเช่น การเดิน การยืน การขึ้นลงบันไดหรือการนั่งเก้าอี้ เป็นต้น จึงเป็นการยากที่จะออกแบบ ข้อเทียมที่สามารถรองรับความต้องการของผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาถึงองศา การเคลื่อนไหวของข้อสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า ที่ใช้ในการนั่งท่าต่างๆ โดยมุมที่นำมาใช้ประโยชน์ เกี่ยวกับงานวิจัยของผู้เขียนวิทยานิพนธ์นั้น จะเป็นมุมของการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกในท่านั่ง ยอง (squatting heels down) และท่านั่งขัดสมาธิ (sitting cross-legged) ดังตารางที่แสดง

	<i>n</i>	Maximum Angle (°)	SD (°)	Minimum Angle (°)	SD (°)	ROM (°)	SD (°)
Flexion							
Squatting heels down	25	95.4	26.6	0.0	7.9	95.4	26.2
Squatting heels up	26	90.6	19.3	-0.7	8.6	91.3	17.1
Kneeling dorsi-flexed	24	73.9	33.3	0.0	10.4	73.9	29.4
Kneeling plantar-flexed	6	62.0	16.2	3.2	8.6	58.8	9.7
Sitting cross-legged	23	83.5	35.7	-1.9	12.6	85.4	34.2
Abduction							
Squatting heels down	25	26.1	11.6	-2.1	7.2	28.2	13.9
Squatting heels up	26	29.5	13.1	-2.2	5.8	31.7	11.2
Kneeling dorsi-flexed	24	21.3	12.2	-4.0	8.3	25.3	15.3
Kneeling plantar-flexed	6	26.7	9.3	-0.9	5.3	27.6	12.5
Sitting cross-legged	23	34.1	14.7	-2.4	6.6	36.5	15.0
External rotation							
Squatting heels down	25	16.5	10.5	-9.2	11.6	25.7	11.8
Squatting heels up	26	18.8	11.4	-14.9	12.7	33.7	12.7
Kneeling dorsi-flexed	24	16.0	12.9	-12.1	16.1	28.1	12.8
Kneeling plantar-flexed	6	25.1	23.0	-8.9	15.1	34.0	14.9
Sitting cross-legged	23	37.1	17.7	-3.2	12.5	40.3	18.4

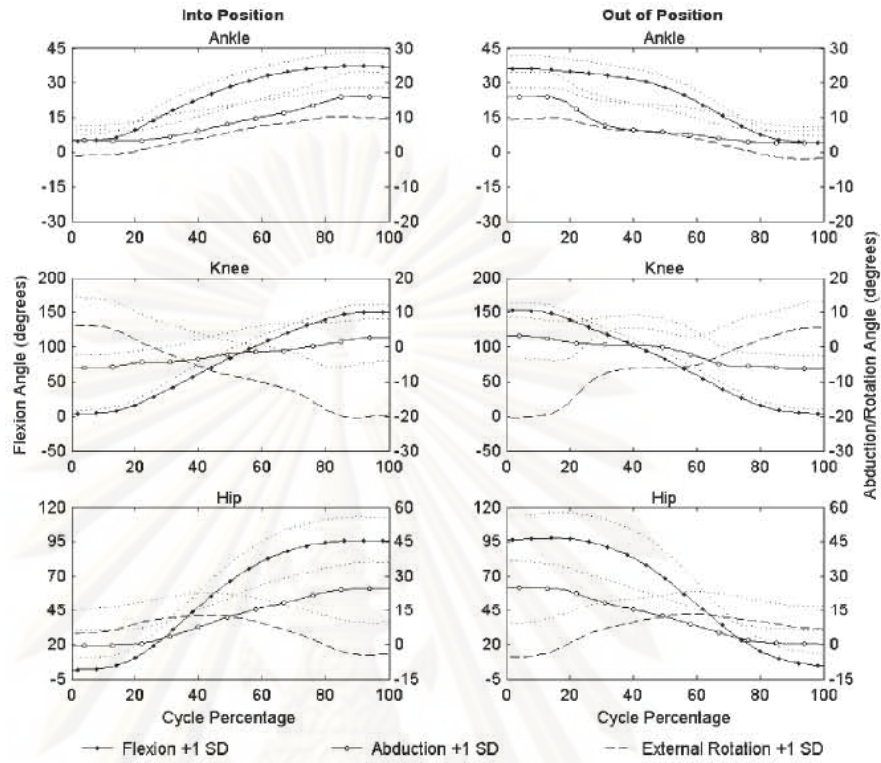
ตารางที่ 2 แสดง Group mean hip kinematics for the five activities in the three axial planes

พบว่าในท่านั่งยอง (squatting heels down) ค่าเฉลี่ยของข้อสะโพกต้องทำมุม flexion ประมาณ 95 องศา abduction ประมาณ 26 องศา และ external rotation ประมาณ 16 องศา

ส่วนในท่านั่งขัดสมาธิ (sitting cross-legged) ค่าเฉลี่ยของข้อสะโพกต้องทำมุม flexion ประมาณ 83 องศา abduction ประมาณ 34 องศา และ external rotation ประมาณ 37 องศา

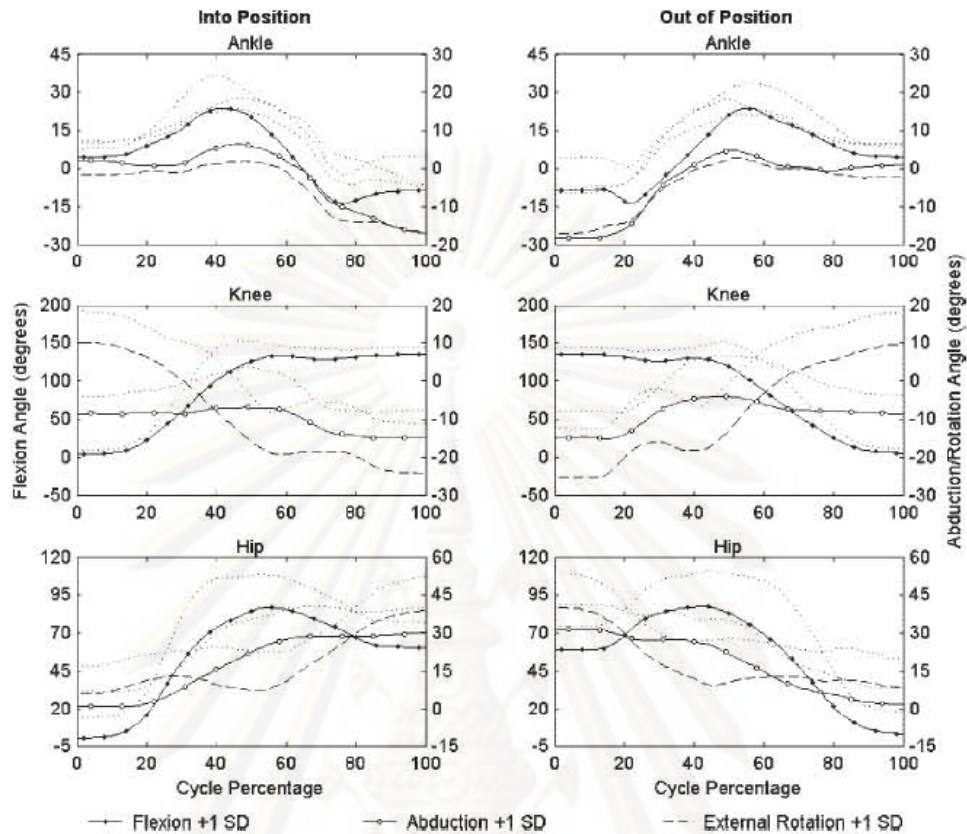
โดยมีองศาการเคลื่อนไหวเปลี่ยนแปลงเป็น cycle ดังแผนภาพ

ศูนย์วิจัยการศัลยกรรมกระดูก
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปแสดงที่ 3 แผนภูมิ Squatting heels down group mean angles and standard deviations at the three joints in the three axial planes. Ankle and knee: n=26; hip: n=25

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปแสดงที่ 4 แผนภูมิ Sitting cross-legged group mean angles and standard deviations at the three joints in the three axial planes. Ankle and knee:n=26;hip:n=23

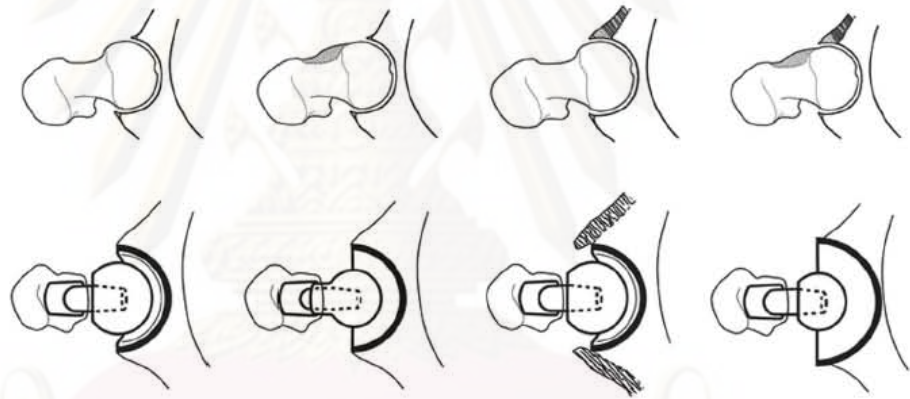
ข้อมูลที่จะนำมาใช้ประโยชน์ในงานวิจัยของผู้แต่งวิทยานิพนธ์ คือค่ามุมเฉลี่ยที่เกิดขึ้นขณะทำท่านั่งยอง (squatting heel down) โดยมีมุม flexion ประมาณ 95 องศา abduction ประมาณ 26 องศา และ external rotation ประมาณ 16 องศา ค่ามุมเฉลี่ยที่เกิดขึ้นขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ (sitting cross-legged) โดยมีมุม flexion ประมาณ 83 องศา abduction ประมาณ 34 องศา และ external rotation ประมาณ 37 องศา

ค่ามุมต่างๆเหล่านี้ต้องทุกนำมาใช้ในการสร้าง model ใน finite element program ซึ่งข้อสันนิษฐานของผู้แต่งวิทยานิพนธ์คือ การนั่งยองและนั่งขัดสมาธิอาจจะทำให้เกิด impingement ของ acetabulum polyethylene กับ femoral neck prosthesis ได้

Impingement in total hip replacement^[3]

ในข้อสะโพกปกติการเกิด impingement หมายถึง การกดทับกันของกระดูก femur และกระดูก pelvis สำหรับใน total hip replacement การเกิด impingement จะมีสองความหมาย คือ 1. การกดทับกันระหว่าง metal femoral neck กับ cup liner 2. การกดทับกันระหว่าง greater trochanter กับ pelvis (bone to bone impingement)

อัตราส่วนระหว่างเส้นผ่านศูนย์กลางของ femoral head กับ neck (femoral head-neck ratio) มีความสำคัญกับการเกิด impingement Cam impingement เกิดจากการลดลงของ femoral head-neck ratio ตัวอย่างคือ Pistol-grip deformity ซึ่งเกิดจากการลดลงของ offset ของ femoral head-neck junction ดังรูป



รูปภาพที่ 5 แสดง Biomechanics of Impingement

Cam impingement ในข้อสะโพกเทียมเกิดจากการลดลงของ head-neck ratio การมี skirt ของ femoral head หรือ large circular femoral neck จะทำให้เกิด impingement แบบนี้ได้

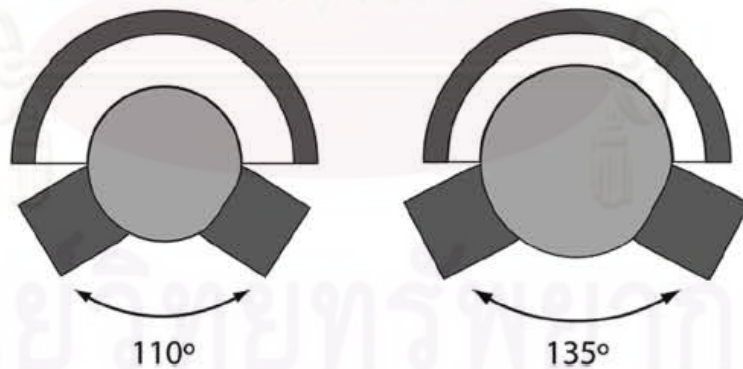
Pincer impingement ในข้อสะโพกปกติเกิดจาก acetabular retroversion , protrusion หรือ Coxa profunda สำหรับในข้อสะโพกเทียม pincer impingement จะเกิดจาก hooded และ constrained liners หรือเกิดจากการใส่ small femoral head ใน big acetabular cup การที่ไม่ได้เอา osteophyte บริเวณ acetabulum ออกให้หมดก็อาจทำให้เกิดการกดทับแบบ pincer impingement ได้

เนื่องจาก Impingement เป็น dynamic process จึงเป็นเรื่องยากที่จะให้การวินิจฉัยหรือระบุ Prevalence ได้ โดยใช้การประเมินทางคลินิกหรือการดูจากเอกซเรย์ปกติ ในทางคลินิกสาเหตุบางอย่างของการเกิดการสึกกร่อน (wear) และการหลุดของข้อสะโพก (dislocation) เกิดจาก impingement

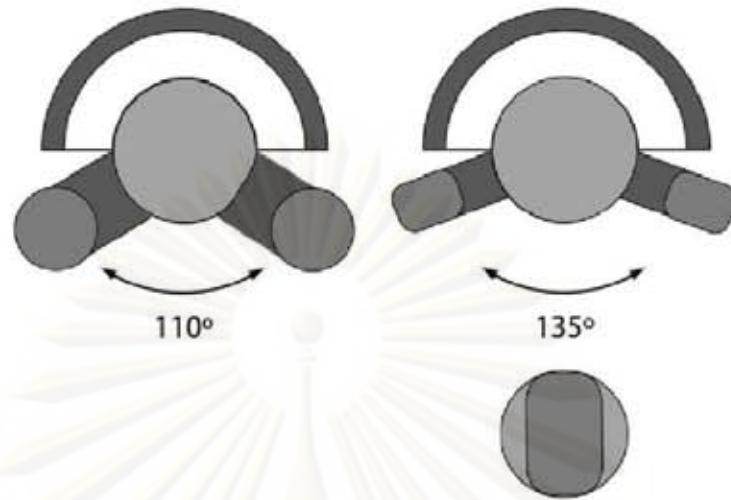
Mechanisms of impingement in total hip replacements

Impingement เกิดได้ทั้งจากปัจจัยของรูปร่างของข้อเทียมที่นำมาใช้และเกิดจากเทคนิคการผ่าตัดด้วยปัจจัยในส่วนของ device-design factors เกี่ยวข้องกับ femoral-head neck ratio และ acetabulum design แพทย์ผู้ผ่าตัดเป็นคนกำหนดตำแหน่งของ Acetabulum cup โดยการตั้งค่า inclination และ anteversion อีกทั้งยังต้องกำหนดความลึกของ osseous acetabulum อีกด้วย หลังจากการวาง Acetabular cup แล้ว แพทย์ยังต้องควบคุมการตัด femoral neck cut การวาง femoral component เพื่อให้ได้ hip length และ offset ที่เหมาะสม เพื่อลดการเกิด impingement

Head-neck ratio ที่น้อยกว่า 2.0 จะทำให้มีความเสี่ยงที่จะเกิด impingement ได้มาก head-neck ratio จะสัมพันธ์กับ head size, femoral neck geometry และ skirt on femoral head ดังรูป



รูปภาพที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Head size กับ Range of motion



รูปภาพที่ 7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Trapezoidal stem geometry กับ Range of motion

Cam-type impingement เกิดจาก small head on a large circular taper หรือ การใช้ skirted femoral head ซึ่งทั้งสองอย่างนี้ทำให้ head-neck ratio น้อยกว่า 2.0 การออกแบบให้ลักษณะของ neck เป็นรูป trapezoidal shape จะทำให้ได้ head-neck ratio ที่ดีขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่ใช้กับ small head

ลักษณะที่จะเพิ่มการเกิด impingement คือ chamfer geometry ของขอบของ polyethylene และการมี extended rim liner (hooded) โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าวาง position ของ cup ผิด ศัลยแพทย์จะเพิ่มการเกิด impingement ได้โดย การวาง cup ให้ lateralized horizontal position หรือการเอา osteophyte ออกไม่หมด ทำให้เกิด cam impinge ระหว่าง metal neck กับ femoral bone การวาง hood ต้องวางที่ตำแหน่ง posteroinferior ขณะที่ตำแหน่งที่เกิด impinge มากที่สุดคือ posterosuperior

การเกิด impingement ของ metal femoral neck กับ cup แสดงให้เห็นดังรูป



รูปภาพที่ 8 แสดงการเกิด impingement ของ metal femoral neck กับ cup

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การศึกษาคือ Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. ของ Hemmerich A. และคณะ^[6] ได้แสดงให้เห็นองศาของการงอข้อสะโพกขณะที่ทำท่านั่งยองและท่านั่งขัดสมาธิ ในประชากรปกติ ซึ่งองศาเหล่านี้ได้ถูกนำมาใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณข้อสะโพกเทียมในงานวิจัยชิ้นนี้

	n	Maximum Angle (°)	SD (°)	Minimum Angle (°)	SD (°)	ROM (°)	SD (°)
Flexion							
Squatting heels down	25	95.4	26.6	0.0	7.9	95.4	26.2
Squatting heels up	26	90.6	19.3	-0.7	8.6	91.3	17.1
Kneeling dorsi-flexed	24	73.9	33.3	0.0	10.4	73.9	29.4
Kneeling plantar-flexed	6	62.0	16.2	3.2	8.6	58.8	9.7
Sitting cross-legged	23	83.5	35.7	-1.9	12.6	85.4	34.2
Abduction							
Squatting heels down	25	26.1	11.6	-2.1	7.2	28.2	13.9
Squatting heels up	26	29.5	13.1	-2.2	5.8	31.7	11.2
Kneeling dorsi-flexed	24	21.3	12.2	-4.0	8.3	25.3	15.3
Kneeling plantar-flexed	6	26.7	9.3	-0.9	5.3	27.6	12.5
Sitting cross-legged	23	34.1	14.7	-2.4	6.6	36.5	15.0
External rotation							
Squatting heels down	25	16.5	10.5	-9.2	11.6	25.7	11.8
Squatting heels up	26	18.8	11.4	-14.9	12.7	33.7	12.7
Kneeling dorsi-flexed	24	16.0	12.9	-12.1	16.1	28.1	12.8
Kneeling plantar-flexed	6	25.1	23.0	-8.9	15.1	34.0	14.9
Sitting cross-legged	23	37.1	17.7	-3.2	12.5	40.3	18.4

ตารางที่ 2 แสดง Group mean hip kinematics for the five activities in the three axial planes

การศึกษาคือ Impingement with total hip replacement ของ Aamer M. และคณะ³ ได้ให้ข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับการเกิด Impingement ในผู้ป่วยที่ทำผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม โดยในงานวิจัยชิ้นนี้ได้มีการทบทวนวรรณกรรมเป็นจำนวนมาก แล้วสรุปออกมาเป็นหัวข้อ เกี่ยวกับปัจจัยต่างๆ ที่สัมพันธ์กับการเกิด Impingement อย่างไรก็ตาม ไม่พบว่าการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับท่าทางการนั่ง ซึ่งจะส่งผลกับการเกิด Impingement

เอกสารข้อมูลเกี่ยวกับผลิตภัณฑ์ของบริษัท ZIMMER โดยทางผู้วิจัย ได้นำรูปแบบและขนาดของ prosthesis จริง มาทำเป็นแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ ในส่วนของ acetabulum cup ได้จำลองแบบมาจาก รุ่น Trilogy และส่วนของ Femoral component จำลองแบบมาจาก CPT stem โดยมีกวัดขนาดจาก prosthesis จริง และเทียบข้อมูลกับแผ่น Template จากบริษัท

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากร

ไม่มีประชากรที่นำมาใช้ในการวิจัย เนื่องจากเป็นงานวิจัยทางห้องปฏิบัติการโดยใช้แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ของข้อสะโพกเทียมเพียงชนิดเดียว

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เบ้าสะโพกเทียมชนิด Cementless ในส่วนของโลหะ ขนาด 50 มิลลิเมตร

เบ้าพลาสติก (Polyethylene cup) ขนาด 28 มิลลิเมตร

หัวสะโพกเทียม ขนาด 28 มิลลิเมตร

คอสะโพกเทียม ประเภท Trapezoidal shape ค่า offset เท่ากับ 34 มิลลิเมตร

Template card of cementless total hip replacement

โปรแกรม CAD model – Solid Works 2010

โปรแกรม Finite element analysis - LS-PREPOST, LS-DYNA version 971
(Livermore Software Technology Corporation)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิธีดำเนินการวิจัย

1. สร้างแบบจำลองสามมิติของข้อสะโพกเทียมจาก CAD model โดยใช้โปรแกรม SolidWorks 2010
2. ตั้งค่าเริ่มต้นมุมของ Acetabular component และ Femoral component
3. ทำการปรับมุมของ Femoral component ให้อยู่ในท่า นั่งยองและนั่งขัดสมาธิ โดยใช้มุมที่มีการศึกษามาแล้วของ Hemmerich A. และคณะ⁶ โดยใช้ค่า Flexion, Abduction และ External rotation ที่เป็นค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่งบวก (+1SD) เพราะฉะนั้นจะได้แบบจำลองการนั่งทั้งหมด 4 แบบด้วยกัน คือ
 - ท่า นั่งยอง โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย
 - ท่า นั่งยอง โดยใช้มุมค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่ง (+1SD)
 - ท่า นั่งขัดสมาธิ โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย
 - ท่า นั่งขัดสมาธิ โดยใช้มุมค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่ง (+1SD)
4. ตรวจสอบจากแบบจำลองสามมิติว่าท่า นั่งในกุ่มใด ที่ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene
5. เลือกแบบจำลองที่เกิดการกดทับ (Impingement) มาสร้าง Model ในโปรแกรม LS-PREPOST
6. ทำการคำนวณความเค้น (Stress) ที่เกิดขึ้นบน Polyethylene ในโปรแกรม LS-DYNA version 971

Parameters of prosthesis

การสร้างแบบจำลองของข้อสะโพกเทียม ต้องประกอบไปด้วย 4 ส่วน คือ

1. เบ้าสะโพกเทียมที่เป็นโลหะชั้นนอกสุด (metal acetabulum shell)

เป็นโลหะประเภท	Titanium	
Poisson ratio	0.3	
Elastic modulus (GPa)	110	
ความหนา	3.8	มิลลิเมตร
ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง	50	มิลลิเมตร
ระยะจากขอบนอกถึงหน้าตัด	25	มิลลิเมตร

2. เบ้าพลาสติก (Polyethylene acetabular cup)

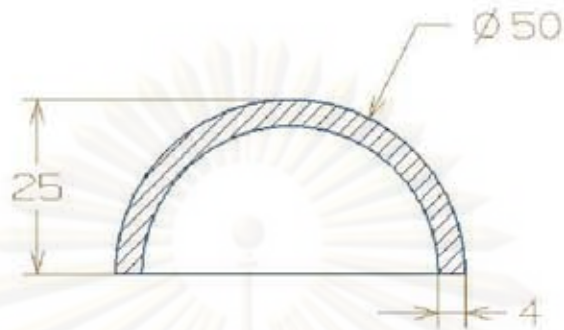
เป็นวัสดุประเภท	Polyethylene	
Poisson ratio	0.45	
Elastic modulus (GPa)	0.63497	
Yeild strength (MPa)	24.5	
ความหนา	7.2	มิลลิเมตร
Chamfer 45°	3	มิลลิเมตร
Extended rim liner	ไม่มี	

3. หัวสะโพกเทียม (Metal femoral head)

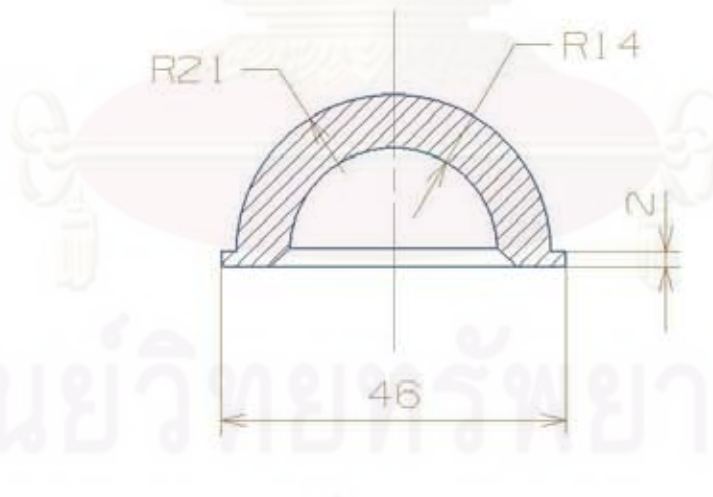
เป็นโลหะประเภท	Cobalt chromium alloy	
เส้นผ่านศูนย์กลาง	28	มิลลิเมตร
ระยะจากขอบนอกถึงหน้าตัด	24	มิลลิเมตร
Chamfer 45°	3	มิลลิเมตร
ระยะจากขอบใน Chamfer ถึง Neck	3	มิลลิเมตร

4. คอสะโพกเทียม (Metal femoral neck)

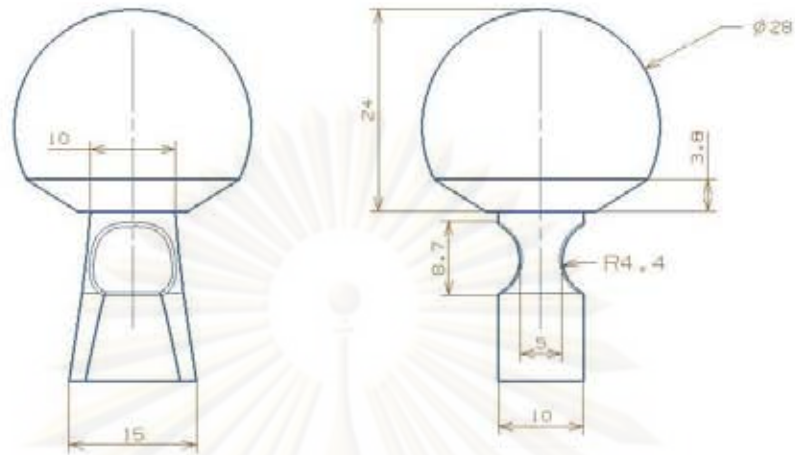
เป็นโลหะประเภท	Cobalt chromium alloy	
Shape	Trapezoidal	
The narrowest AP diameter	5	มิลลิเมตร
The widest anteroposterior diameter	10	มิลลิเมตร
The mediolateral diameter	12	มิลลิเมตร
Neck - shaft offset	34	มิลลิเมตร
Neck – shaft angle	125°	



รูปภาพที่ 9 แสดง Dimension ของ Acetabular metal shell



รูปภาพที่ 10 แสดง Dimension ของ Acetabular polyethylene cup



รูปภาพที่ 11 แสดง Dimension ของ Femoral head and neck



รูปภาพที่ 12 แสดง Offset และ Neck-shaft angle ของ Femoral neck

การตั้งมุมของข้อสะโพกเทียม (Angle of prosthesis)

การตั้งมุมในการวางเบ้าสะโพกเทียม (Acetabular angle)

Abduction angle 45°

Anteversion angle 15°

การตั้งมุมในการวางก้านสะโพกเทียม (Femoral angle)

Valgus/Varus angle 0°

Anteversion angle 15°

ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 13 แสดง Acetabular inclination
 45° and Anteversion 15° และ Neutral
 stem alignment

รูปภาพที่ 14 แสดง Femoral Anteversion

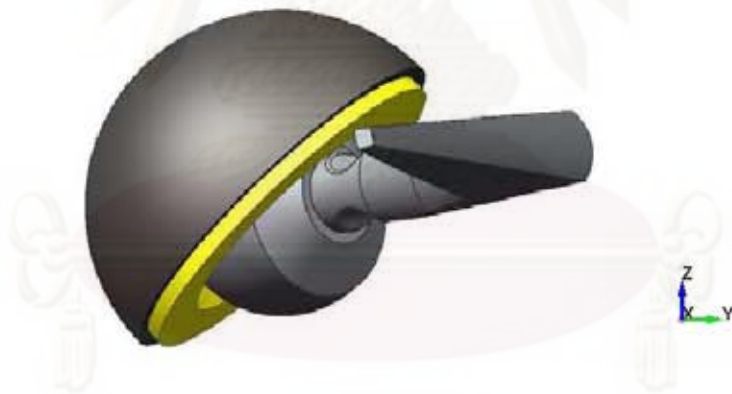


รูปภาพที่ 15 แสดงภาพขยายของ Femoral Anteversion 15° , Acetabular inclination 45° และ Anteversion 15°

การตั้งมุมของข้อสะโพกขณะทำท่า นั่งยองและนั่งขัดสมาธิ

การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

Flexion	95°
Abduction	26°
External rotation	-9°



รูปภาพที่ 16 แสดงการตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การตั้งมุมของกระดูกFemur ขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

Flexion 83°

Abduction 34°

External rotation 5°

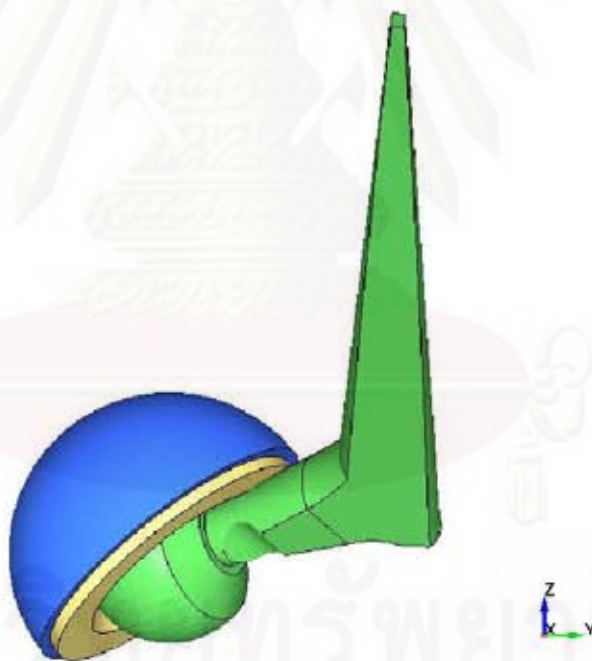


รูปภาพที่ 17 แสดงการตั้งมุมของกระดูกFemur ขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	121°
Abduction	37°
External rotation	10°



รูปภาพที่ 18 แสดงการตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่า นั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

การตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	118°
Abduction	48°
External rotation	22°



รูปภาพที่ 19 แสดงการตั้งมุมของกระดูก Femur ขณะทำท่านั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

	Mean (ค่าเฉลี่ย)	+1SD (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)
Flexion (Z-axis)	95°	121°
Abduction (X-axis)	26°	26°
External rotation (Y-axis)	-9°	10°

ตารางที่ 3 แสดงมุมของข้อสะโพกขณะทำท่า นั่งยอง อ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะ

	Mean (ค่าเฉลี่ย)	+1SD (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)
Flexion (Z-axis)	83°	118°
Abduction (X-axis)	34°	48°
External rotation (Y-axis)	5°	22°

ตารางที่ 4 แสดงมุมของข้อสะโพกขณะทำท่า นั่งขัดสมาธิ อ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะ

ขั้นตอนการทำแบบจำลองสามมิติ (CAD model)

แบบจำลองสามมิติของข้อสะโพกเทียมได้ถูกทำขึ้นมาโดยใช้โปรแกรม SolidWorks 2010 การจำลองแบบได้ใช้เบ้าสะโพกเทียมของ Zimmer รุ่น Trilogy ขนาด 50 มิลลิเมตร Cementless เป็นต้นแบบโดยการวัดขนาดจริง อีกทั้งยังใช้ข้อมูลจากเอกสารของบริษัทเพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากที่สุด

ขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลาง Acetabular metal shell เท่ากับ 50 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่มีการใช้มากที่สุดในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมในโรงพยาบาลจุฬา เพราะมีเส้นผ่านศูนย์กลางใกล้เคียงกับเบ้าสะโพกจริงของคนไทย ผู้วิจัยจึงเลือกขนาดนี้มาใช้ในการทำแบบจำลอง

การจำลองจะตัดทอนในส่วนที่เป็นตัวล็อก polyethylene (locking mechanism) ออกไป เนื่องจากส่วนประกอบเหล่านี้มีความยุ่งยากในการสร้างแบบจำลองสามมิติมาก อีกทั้งการวิเคราะห์การกดทับที่เกิดขึ้นอาจไม่ส่งผลชัดเจนโดยตรงต่อผลการทดลอง

แบบจำลองสามมิติของ polyethylene มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายในเท่ากับ 28 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่นิยมใช้มากที่สุดโรงพยาบาลจุฬา เนื่องจากมีขนาดของหัวสะโพกที่ใหญ่ จะทำให้เกิดอุบัติเหตุการฉีกของ Impingement และ Dislocation ได้น้อยกว่าหัวขนาด 22 มิลลิเมตร

การสร้างแบบจำลองได้วัดจากขนาดของ Acetabular polyethylene cup จริง และ อีกทั้งยังใช้ข้อมูลจากเอกสารของบริษัทเพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากที่สุด โดยสร้างให้มีความหนาของ polyethylene เท่ากับ 7.2 มิลลิเมตร ภายในมี Chamfer 45° เพื่อช่วยในการเพิ่ม Range of motion ไม่มีการใส่ Extended rim liner เนื่องจากอาจทำให้เกิดโอกาส Impingement ที่มากขึ้นได้

การสร้างแบบจำลองจะตัดทอนในส่วนของรอยเว้าของ locking mechanism และรอยยึดรอบขอบของ polyethylene เนื่องจากมีความยุ่งยากในการสร้างแบบจำลองสามมิติ อีกทั้งการวิเคราะห์การกดทับที่เกิดขึ้นอาจไม่ส่งผลชัดเจนโดยตรงต่อผลการทดลอง

แบบจำลองสามมิติของหัวสะโพกและคอสะโพกเทียม ได้สร้างจากรูปแบบและขนาดที่มีการใช้มากที่สุดในปัจจุบัน โดยหัวสะโพกเทียมมีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 28 มิลลิเมตร มี Chamfer 45 ° บริเวณรอยต่อกับคอสะโพกเทียม ในส่วนของคอสะโพกเทียมได้ใช้แบบใกล้เคียงกับคอสะโพกเทียม รุ่น Versis ของ Zimmer โดยมีรอยเว้าที่คอสะโพกเทียมทั้งด้านหน้าและหลัง เพื่อช่วยในการเพิ่ม Range of motion และลดการเกิด Impingement Off set ของคอสะโพกเทียมเท่ากับ 34 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นความยาวมาตรฐาน ที่มีการใช้ในปัจจุบัน Neck-shaft angle เท่ากับ 125°

แบบจำลองสามมิติของก้านสะโพกเทียม (Femoral stem) เป็นแบบจำลองที่ไม่มีการส่งผลใดๆต่อผลการทดลองของงานวิจัยชิ้นนี้ จึงได้จำลองแบบโดยคร่าวๆ เพื่อให้การกำหนด Off set และ Neck-shaft angle มีความแม่นยำ และง่ายต่อการมองภาพของเบ้าสะโพกเทียมโดยรวมอีกด้วย

รูปร่างและขนาดของแบบจำลองสามมิติโดยละเอียด ได้แสดงไว้แล้วก่อนหน้านี

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ขั้นตอนการทำแบบจำลอง Finite element analysis

หลังจากผ่านกระบวนการสร้างแบบจำลองสามมิติ ใน CAD model แล้ว พบว่าการหมุน Femoral component ไปในการนั่งถ่ายองและทำขัดสมาธิ โดยใช้ค่ามุมเฉลี่ยที่อ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A และคณะ จะไม่ทำให้เกิด Impingement ระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene เมื่อไม่เกิด Impingement จึงไม่ทำให้เกิดความเค้นที่ผิดปกติ ตามสมมุติฐานขั้นต้น จึงไม่มีความจำเป็นที่จะต้องคำนวณความเค้นโดย Finite element analysis

จากแบบจำลองใน CAD model พบว่า ในท่านั่งยองและนั่งขัดสมาธิ จะทำให้เกิด Impingement บริเวณขอบบนของ Polyethylene cup เมื่อใช้มุมองสะโพกตามค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่หนึ่ง (+1SD) ตามการศึกษาของ Hemmerich A และคณะ จึงต้องทำการศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นโดยใช้ Finite element analysis

เริ่มต้น pre-processing program ด้วยการสร้าง Mesh จาก โปรแกรม LS-PREPOST (Livermore Software Technology Corporation) จาก CAD model ของเบ้าสะโพกเทียมที่ทำท่านั่งยองและท่านั่งขัดสมาธิ (angle +1SD) โดยทั้งสอง Model ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ

1. Acetabular metal shell ประกอบไปด้วย Hexahedral element จำนวน 7,680 elements และ 9,805 nodes เป็น Titanium material, Rigid element โดย Fix ให้อยู่กับที่ ไม่มีการเคลื่อนไหวและไม่มี Deformation
2. Polyethylene acetabular cup ประกอบไปด้วย Deformable continuum hexahedral element จำนวน 22,400 Element และ 25,569 Node กำหนดค่า Poisson ratio 0.45, Elastic modulus 0.63497, Yield strength 24.5 MPa การยึดติดกับ Acetabular metal shell เป็นแบบ Tied หรือ Bond

3. Femoral head and neck ประกอบไปด้วย Quad and Tri Element จำนวน 2,204 elements และ 2,228 nodes Chromium material, Rigid element การยึดติดกับ Polyethylene cup เป็นแบบ Contact surface to surface

ในการคำนวณความเค้นที่เกิดขึ้นจะใช้การเคลื่อนที่ของวัตถุสองอย่าง ที่มีการเคลื่อนที่เข้าไปกีดกันกัน ก่อให้เกิดความเค้นขึ้นมา ในการศึกษานี้จึงไม่ได้นำ joint reaction force มาใช้ในการคำนวณด้วย

ในส่วนของท่านั่งยอง จะเริ่มตั้งมุมของ Femoral component ไว้ดังนี้ คือ Flexion (Z-axis) 121° และ External rotation (Y-axis) 10° หลังจากนั้นจะตั้งมุม Abduction (X-axis) เริ่มต้นที่ 16° แล้วเคลื่อนไปที่มุม 24.5° ตามการหมุนรอบแกน X โดยกำหนดเวลาที่เคลื่อนที่ไป เท่ากับ 1 วินาที กำหนดให้โปรแกรมคำนวณปริมาณความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณตำแหน่งของการกีดกัน (Impingement)

ในส่วนของท่านั่งขัดสมาธิ จะเริ่มตั้งมุมของ Femoral component ไว้ดังนี้ คือ Flexion (Z-axis) 118° และ External rotation (Y-axis) 22° หลังจากนั้นจะตั้งมุม Abduction (X-axis) เริ่มต้นที่ 19° แล้วเคลื่อนไปที่มุม 25° ตามการหมุนรอบแกน X โดยกำหนดเวลาที่เคลื่อนที่ไป เท่ากับ 1 วินาที กำหนดให้โปรแกรมคำนวณปริมาณความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณตำแหน่งของการกีดกัน (Impingement)

สาเหตุที่ไม่สามารถใช้มุม Abduction สุดท้าย ตามการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะได้ เนื่องจากพบว่ามุมที่ให้มานั้นมีค่าสูงมาก ทำให้เกิดการกีดกันของ Femoral neck กับ Polyethylene จนมีการเสียหายหนักและโปรแกรมไม่สามารถคำนวณออกมาได้ ซึ่งในความเป็นจริงนั้น การกีดกันที่มากเกินไปเกินกว่าค่า Ultimate tensile strength ของ Polyethylene จะทำให้เกิดการแตกหักของ Polyethylene ได้

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากแบบจำลองสามมิติ

ท่าทำนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำยอง (Squatting) โดยใช้ค่ามุมค่าเฉลี่ย

Flexion 95°

Abduction 26°

External rotation -9°

ไม่ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

โดยมีระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene เท่ากับ 4.05 มิลลิเมตร

เพราะฉะนั้นจึงไม่เกิดความเค้น (Stress) ที่ผิดปกติ จากการกดทับ (Impingement)



รูปภาพที่ 20 แสดงระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene ขณะทำทำนั่งยอง โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

ท่าทำนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งท่าขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้ค่ามุมค่าเฉลี่ย

Flexion	83°
Abduction	34°
External rotation	5°

ไม่ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

โดยมีระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene เท่ากับ 4.15 มิลลิเมตร

เพราะฉะนั้นจึงไม่เกิดความเค้น (Stress) ที่ผิดปกติ จากการกดทับ (Impingement)



z
x y

รูปภาพที่ 21 แสดงระยะระหว่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene ขณะนั่งขัดสมาธิ
โดยใช้มุมค่าเฉลี่ย

ทำนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำยอง (Squatting) โดยใช้ค่ามุม

ที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	121°
Abduction	24.5°
External rotation	10°

ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

บริเวณตำแหน่งด้านบน (superior part of polyethylene liner)

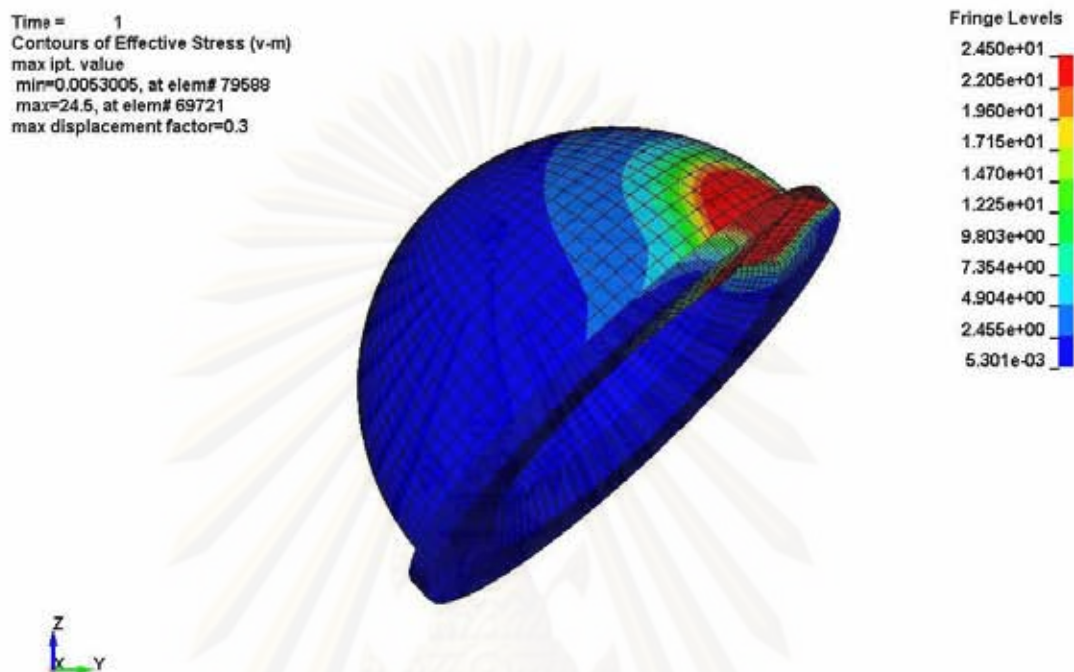
ผลการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณด้านบนของ Polyethylene

โดยใช้ Finite element analysis พบว่า เกิด Maximum principal stress เท่ากับ 103 MPa

Maximum displacement เท่ากับ 3.1 มิลลิเมตร

มีการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress) ดังภาพที่แสดง

ศูนย์วิจัยทันตวิทยา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 22 แสดงการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)
 ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ก)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Time = 1
 Contours of Effective Stress (v-m)
 max ipt. value
 min=0.0053005, at elem# 79588
 max=24.5, at elem# 69721
 max displacement factor=0.3

Fringe Levels

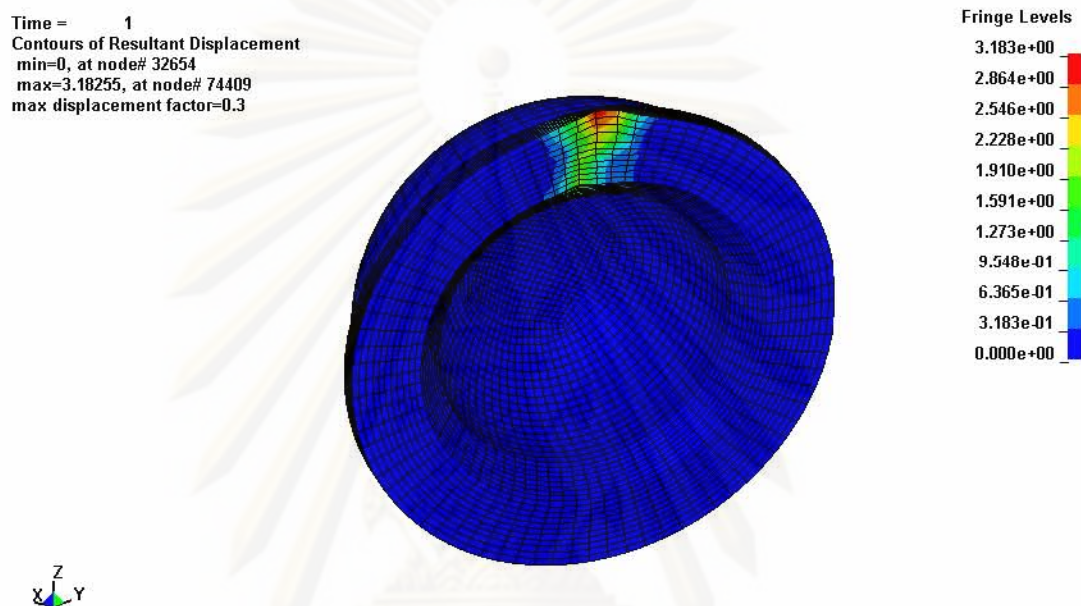
2.450e+01
 2.205e+01
 1.960e+01
 1.715e+01
 1.470e+01
 1.225e+01
 9.803e+00
 7.354e+00
 4.904e+00
 2.455e+00
 5.301e-03



รูปภาพที่ 23 แสดงการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)

ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ข)

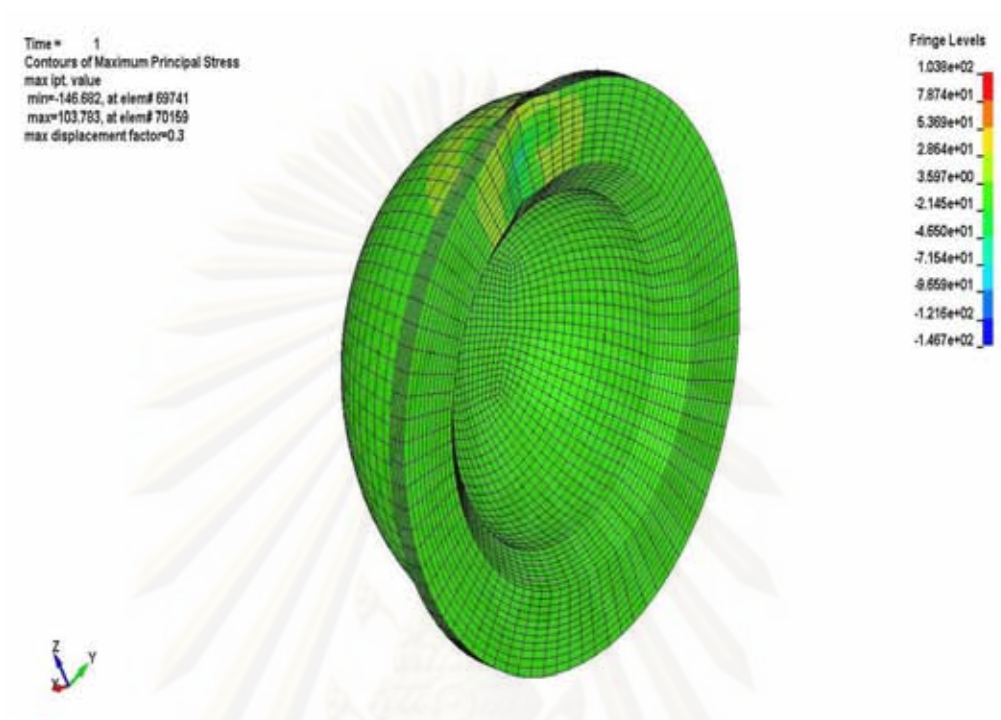
ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 24 แสดง Contours of Resultant Displacement

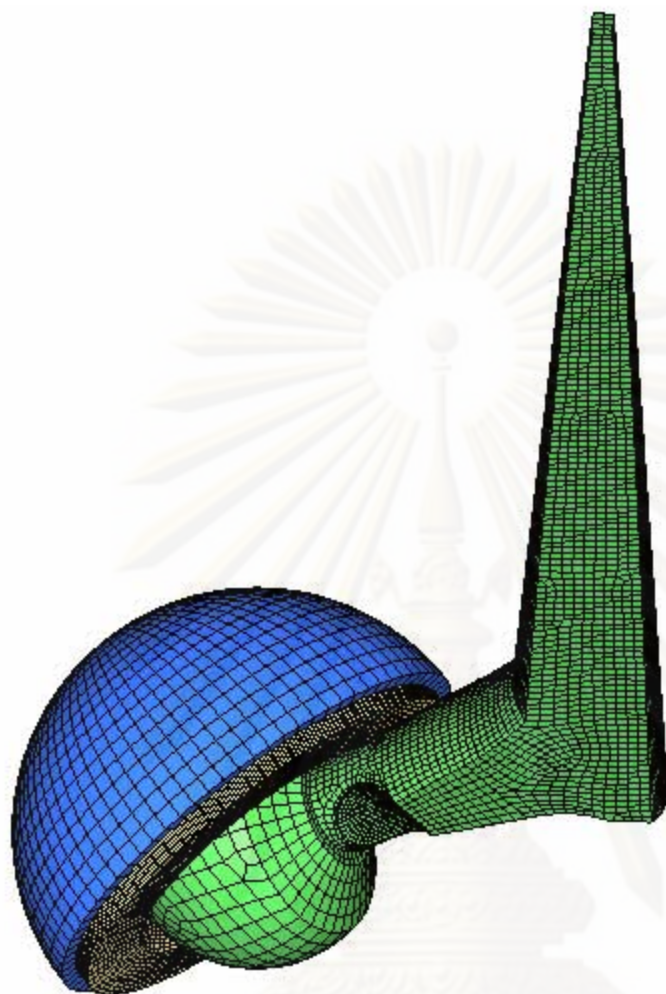
ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 25 แสดง Contours of Maximum principal stress
ขณะนั่งยอง (Squatting) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 26 แสดง Position of total hip replacement in Squatting position

ศูนย์เวชศาสตร์พยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทำนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)

โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	118°
Abduction	25°
External rotation	22°

ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

บริเวณตำแหน่งด้านบน (superior part of polyethylene liner)

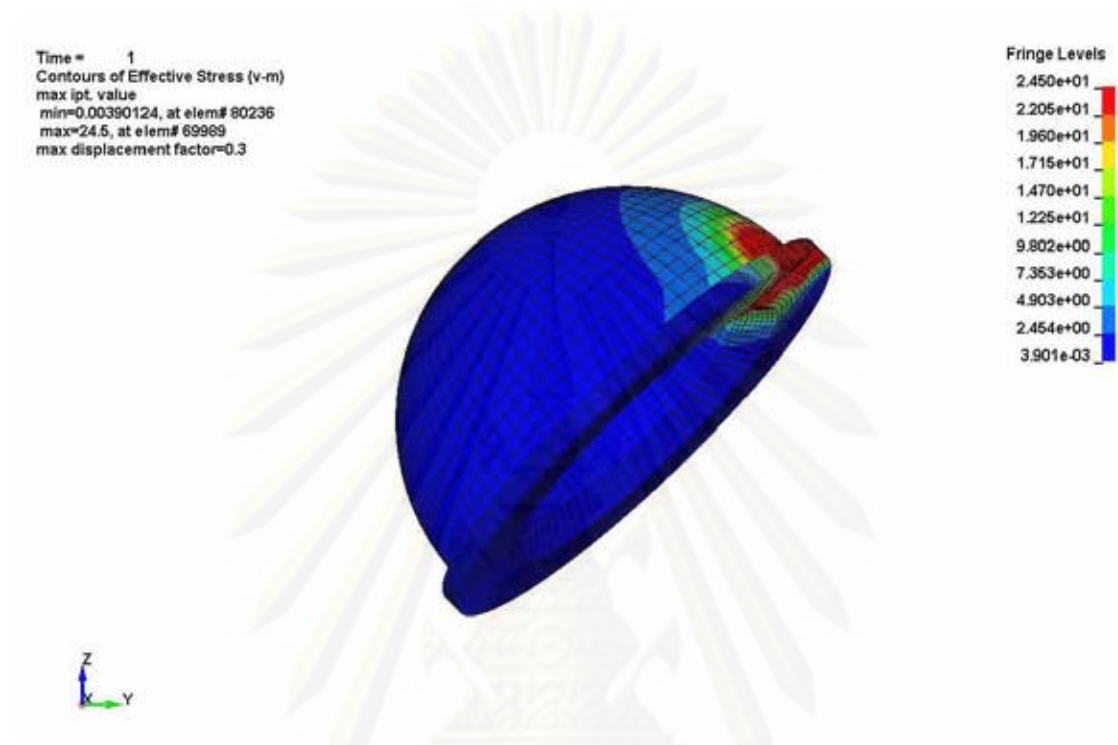
ผลการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณด้านบนของ Polyethylene

โดยใช้ Finite element analysis พบว่า เกิด Maximum principal stress เท่ากับ 24.5 MPa

Maximum displacement เท่ากับ 2.5 มิลลิเมตร

มีการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress) ดังภาพที่แสดง

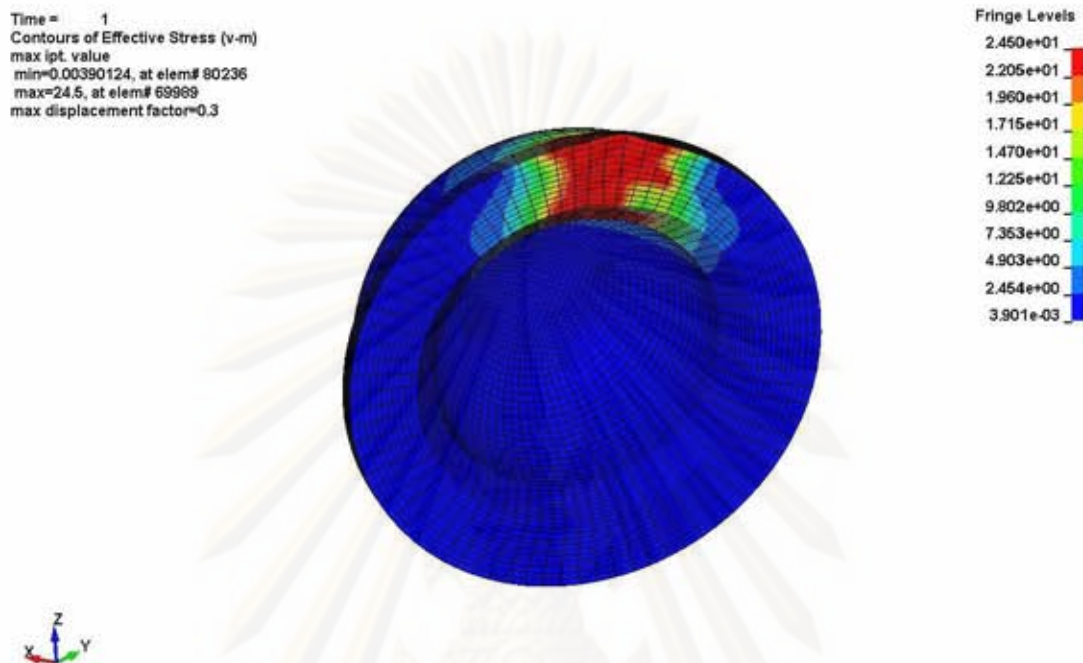
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 27 แสดงการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)

ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ก)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

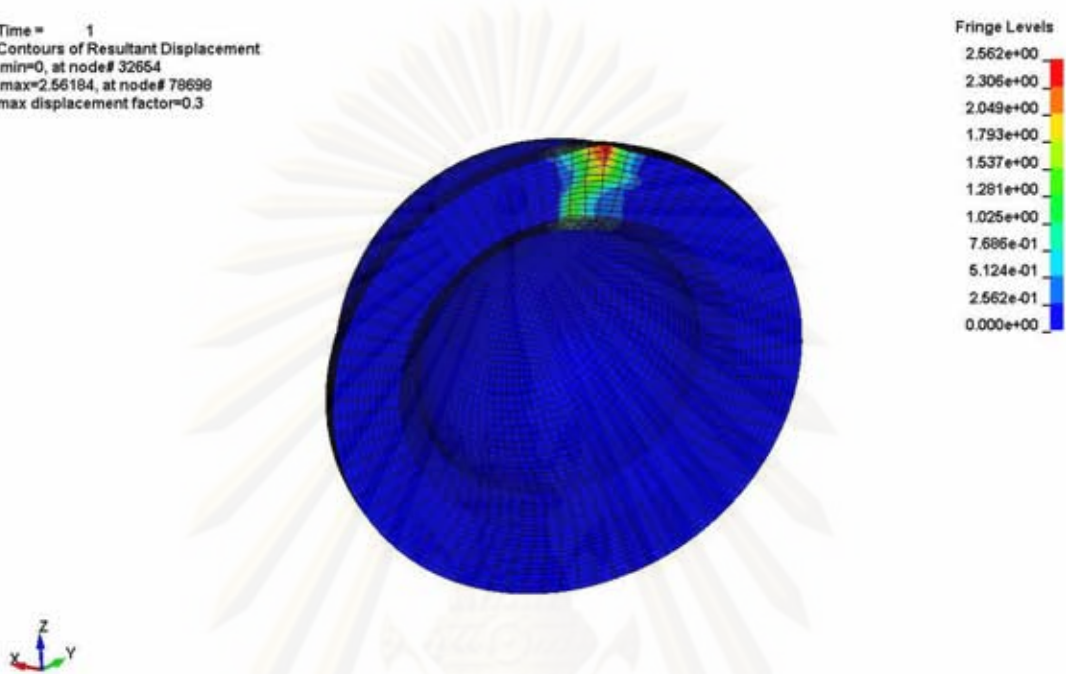


รูปภาพที่ 28 แสดงการกระจายของความเค้น (Contour of effective stress)

ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD) (ข)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

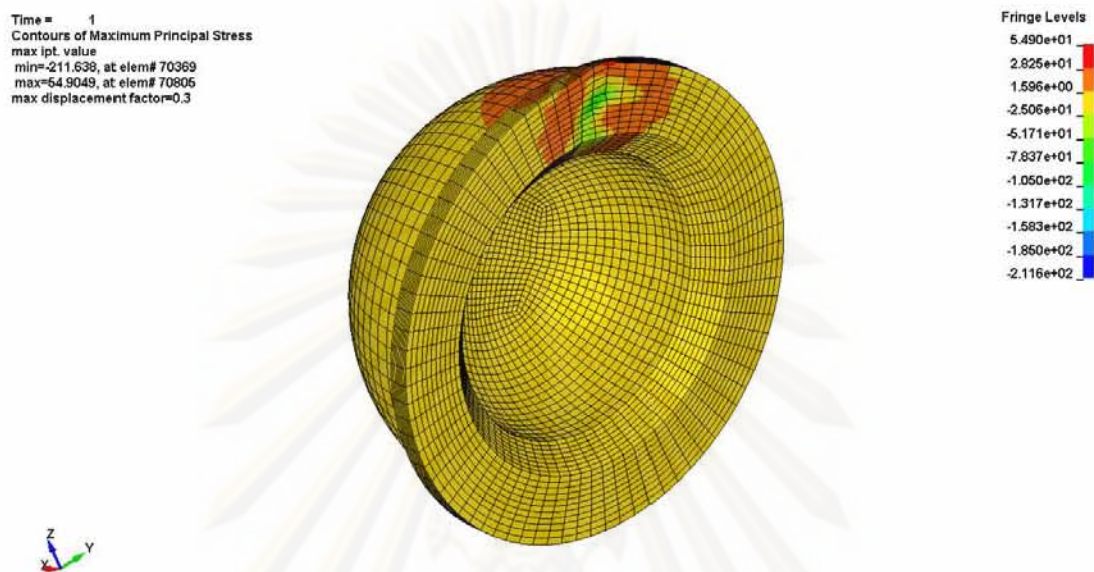
Time = 1
 Contours of Resultant Displacement
 min=0, at node# 32654
 max=2.56184, at node# 78698
 max displacement factor=0.3



รูปภาพที่ 29 แสดง Contours of Resultant Displacement

ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

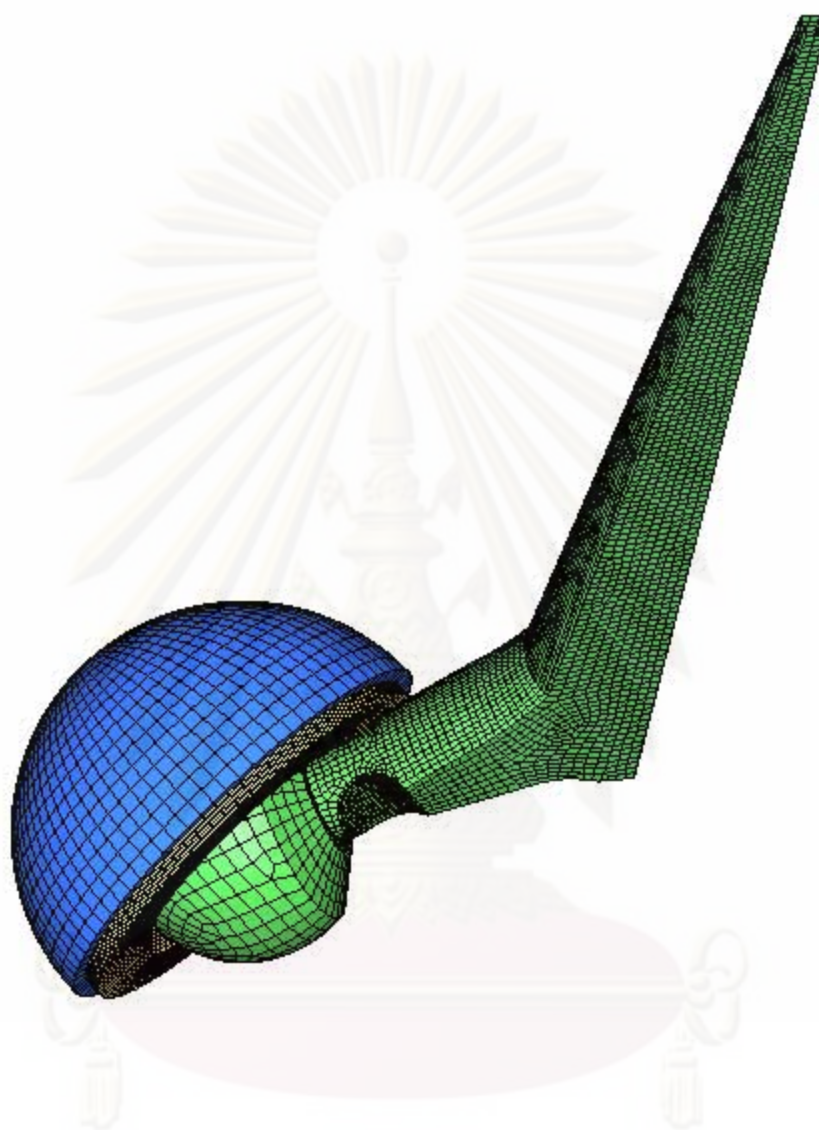
ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 30 แสดง Contours of Maximum principal stress

ขณะนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปภาพที่ 31 แสดง Position of total hip replacement in Sitting cross-legged position

ศูนย์วิจัยทางการแพทย์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

- ข้อสะโพกเทียมรูปแบบที่มีความนิยมในปัจจุบัน ที่มีขนาดหัว 28 มิลลิเมตร ระยะ offset 34 มิลลิเมตร และมีลักษณะของคอสะโพกเทียมเป็นรูป Trapezoid การนั่งยองและการนั่งขัดสมาธิ เป็นสาเหตุที่ทำให้เกิด Impingement บริเวณขอบบนของ Polyethylene ได้
- ส่งผลให้เกิดความเค้นที่มากพอที่จะทำให้เกิดการสึกหรอและแตกหักของ Polyethylene

มีรายละเอียดดังนี้

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำยอง (Squatting) โดยใช้ค่ามุมค่าเฉลี่ย

Flexion	95°
Abduction	26°
External rotation	-9°

ไม่ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

โดยมีระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene เท่ากับ 4.05 มิลลิเมตร

เพราะฉะนั้นจึงไม่เกิดความเค้น (Stress) ที่ผิดปกติ จากการกดทับ (Impingement)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำยอง (Squatting) โดยใช้ค้ำมุม

ที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	121°
Abduction	24.5°
External rotation	10°

ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

บริเวณตำแหน่งด้านบน (superior part of polyethylene liner)

ผลการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณด้านบนของ Polyethylene

โดยใช้ Finite element analysis พบว่า เกิด Maximum principal stress เท่ากับ 103 MPa

Maximum displacement เท่ากับ 3.1 มิลลิเมตร

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งท่าขัดสมาธิ (Sitting cross-legged) โดยใช้ค้ำมุดำเฉลี่ย

Flexion 83°

Abduction 34°

External rotation 5°

ไม่ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

โดยมีระยะห่างระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene เท่ากับ 4.15 มิลลิเมตร

เพราะฉะนั้นจึงไม่เกิดความเค้น (Stress) ที่ผิดปกติ จากการกดทับ (Impingement)

ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากผลการทดลอง พบว่าการนั่งทำนั่งขัดสมาธิ (Sitting cross-legged)

โดยใช้มุมที่หนึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (+1SD)

Flexion	118°
Abduction	25°
External rotation	22°

ทำให้เกิดการกดทับ (Impingement) ของ Femoral neck กับ Polyethylene

บริเวณตำแหน่งด้านบน (superior part of polyethylene liner)

ผลการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณด้านบนของ Polyethylene

โดยใช้ Finite element analysis พบว่า เกิด Maximum principal stress เท่ากับ 24.5 MPa

Maximum displacement เท่ากับ 2.5 มิลลิเมตร

อภิปรายผลการวิจัย

การกดทับ (Impingement) ระหว่าง Femoral neck กับ Polyethylene liner cup ในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม เกิดได้จากหลายสาเหตุด้วยกัน ได้แก่ การออกแบบข้อสะโพกเทียม ขนาดหัวข้อสะโพกเทียม รูปร่างของคอข้อสะโพกเทียม เทคนิคการผ่าตัดของศัลยแพทย์ รวมไปถึงลักษณะจำเพาะของผู้ป่วยแต่ละคน ส่งผลตามมาหลายประการ เช่น การสึกหรออย่างรวดเร็วของเบ้าข้อสะโพกเทียม การหลุดหลวมของข้อสะโพกเทียม และการแตกหักของ Polyethylene liner cup

การศึกษาในอดีต ยังไม่เคยมีการกล่าวถึงความสัมพันธ์ระหว่างการนั่งในท่าของและท่าขัดสมาธิ กับการเกิด Impingement เลย อาจเป็นเพราะว่าการศึกษาส่วนใหญ่มาจากประเทศฝั่งตะวันตก ซึ่งไม่มีการนั่งท่าของและท่าขัดสมาธิในการใช้ชีวิตประจำวันเหมือนอย่างประเทศแถบเอเชีย

การศึกษานี้ได้แสดงให้เห็นว่ามีความเป็นไปได้สูงว่า การนํ้าองและการนํ้าขัดสมาธิ อาจเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิด Impingement ได้ ส่งผลให้เกิดความเค้นที่มากพอที่จะทำให้เกิดการสึกหรอและแตกหักของ Polyethylene ได้ ในการศึกษาพบว่า ถ้าใช้มุมองสะโพกที่เป็นค่าเฉลี่ย ซึ่งอ้างอิงจากการศึกษาของ Hemmerich A. และคณะ จะยังไม่ทำให้เกิด Impingement แต่เมื่อเพิ่มมุมองสะโพกมาที่ค่าเบี่ยงเบนที่หนึ่ง (+1SD) กลับพบว่า มีการเกิด Impingement ที่บริเวณ Superior part of polyethylene liner เป็นพื้นที่กว้างและทำให้เกิดความเค้นที่สูงมาก ส่งผลให้เกิดความเสียหายต่อ Polyethylene อย่างชัดเจน

การศึกษานี้ชี้ให้เห็นว่ามีผู้ป่วยจำนวนมากกว่า 15% ที่จะเกิด Impingement หลังจากได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม ถ้าผู้ป่วยได้นั่งท่ายองหรือท่าขัดสมาธิ ข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้จะเป็นประโยชน์อย่างสูงในการแนะนำผู้ป่วยที่ได้รับการเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม เพื่อให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการนํ้าองและนํ้าขัดสมาธิ

การตั้ง acetabular position จะมีผลโดยตรงต่อการเกิด impingement กล่าวคือ มุม Abduction ถ้าน้อย ก็จะมีโอกาสเกิด impingement ได้มากขึ้น

การออกแบบความกว้างของ Polyethylene chamfer ก็มีผลต่อการลดการเกิด impingement การออกแบบรูปร่างของ Femoral neck ก็ส่งผลโดยตรงต่อ Range of motion และโอกาสการเกิด Impingement เช่นกัน กล่าวคือถ้าความลึกของระยะเว้าบริเวณ Trapezoidal neck มากขึ้น ก็จะลดโอกาสการเกิด impingement แต่ก็ส่งผลต่อความแข็งแรงของ Femoral neck ได้

การทราบตำแหน่งที่เกิด Impingement บน Polyethylene liner และ femoral neck จะเป็นประโยชน์ในการนำไปเป็นข้อมูลการออกแบบข้อสะโพกเทียมรุ่นใหม่ เพื่อลดโอกาสการเกิด Impingement

อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ ยังมีความไม่สมบูรณ์ของข้อมูลอยู่บางประการที่ต้องได้รับการพัฒนาต่อไป

ข้อเสนอแนะ

ควรมีการให้ความรู้กับศัลยแพทย์กระดูกและข้อ เกี่ยวกับโอกาสการเกิด Impingement กับ การนั่งท่ายองและท่าขัดสมาธิ เพื่อนำไปใช้ในการแนะนำผู้ป่วยต่อไป ให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการนั่งยองและ การนั่งขัดสมาธิ เนื่องจากจะส่งผลให้อายุการใช้งานของข้อสะโพกเทียมสั้นลง มีการเพิ่มโอกาสที่ จะต้องทำผ่าตัดแก้ไข (Revision surgery)

ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับปัจจัยที่ส่งผลต่อการเกิด Impingement ในผู้ป่วยที่นั่งท่ายองและ ท่าขัดสมาธิเพื่อใช้ในการออกแบบข้อสะโพกเทียมที่ลดการเกิด impingement ต่อไปในอนาคต



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- [1] สุกรม ชีเจริญ. ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่าเทียม. กรุงเทพมหานคร :
กรุงเทพมหานครวารสาร, 2547.
- [2] S. canale and james H. beaty. Campbell's operative orthopaedics vol 1.
Pensylvania : Mosby elsevier ,2008.
- [3] Aamer M, Aditya M, Lawrence DD. Impingement with total hip replacement.
J Bone Joint Surg Am 89(2007):1832-1842.
- [4] Michael VB, Philip CN, Michael AC, Steve L, Kenneth BM. Cracking and
impingement in ultra high molecular weight polyethylene acetabular liners.
J Arthroplasty 20(2005):87-92.
- [5] Jevan F, Martin A, Sonny B, Seth G, David H, Brad P, Michael R, Lisa P. Clinical
fracture of crosslinked UHMWPE acetabular liners. Biomaterials 30(2009):5572-
5582.
- [6] Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SSK, Wyss UP. Hip, knee, and
ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. J Orthop Res
24(2006):770-781.
- [7] ชายรัชช งามอุโฆษ. ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่าเทียม . กรุงเทพมหานคร :
กรุงเทพมหานครวารสาร, 2547.
- [8] Mark EN, Douglas RP, John Y, John JC, Thomas DB. Kinematics, kinetics and
finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation.
Journal of Biomechanics 36(2003):577-591.
- [9] Christopher FS, Thomas DB, Joseph DL. Finite element analysis of a novel
design approach to resisting total hip dislocation. Clinical Biomechanics
14(1999):697-703.
- [10] Gordon RP, Daniel ME, Orhun KM, Daniel OO, Brian RB, William HH. Contact
stress assessment of conventional and highly crosslinked ultra high molecular
weight polyethylene acetabular liners with finite element analysis and pressure
sensitive film. J Biomed Mater Res 80B (2007):1-10.

- [11] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech 34(2001):859-871.
- [12] Richard AB, Douglas RP, Dwight TD, Geoffery MK, Kingsbury GH, Victor MG. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. J Arthroplasty 9(1994):45-51.
- [13] Hidenobu M, Watara Y, Takashi N, Yoshinobu S, Hideki Y, Nobuhiko S. Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system. J Arthroplasty 22(2007):946-952.
- [14] Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR, van Krieken FM. A model of lower extremity muscular anatomy. J Biomech Eng 104(1982):304-310.
- [15] Kristopher JS, Douglas RP, John JC, Thomas DB. Implementing capsule representation in a total hip dislocation finite element model. The Iowa Orthopaedic Journal 24(2007):1-8.
- [16] Stephen ST, John HC, Barbara HC, Kimberly AL, Douglas WV, Michael BM. Rim cracking of the cross linked longevity polyethylene acetabular liner after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 89(2007):2212-2217.
- [17] Gavan PD, Keith KW, Shannon LR, Orhun KM. Fracture of a cross linked polyethylene liner due to impingement. J Arthroplasty 24(2009):15-19.
- [18] Daniel K, Heiner M, Wolfram M, Klaus PS, Rainer B. Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement. Med Eng Phys 29(2007):465-471.
- [19] Hiromasa T, Hiroshi I, Melinda KH, Takeo M, Andrew H, Scott AB. An in vivo model for intraoperative assessment of impingement and dislocation in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 23(2008):714-720.
- [20] Preetesh DP, Aaron P, Mark IF. The dislocation hip arthroplasty prevention and treatment. J Arthroplasty 22(2007):86-90.

- [21] Akinobu M, Yasuharu N, Seiya J, Takuaki Y, Akio K, Yukihide I. Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 24(2009):646-651.
- [22] Molly MU, Philip CN, Lanny JR, Michael AC, Michael VB, Richard FS, Kenneth BM. Does neck/liner impingement increases wear of ultrahigh molecular weight polyethylene liner. *J Arthroplasty* 21(2006):65-71.
- [23] Byung WM, Kwang SS, Chul HK, Ye YW, Kyung HK. Polyethylene liner failure in second generation Harris Galante acetabular components. *J Arthroplasty* 20(2005):717-722.
- [24] Jevan F, Martin A, Sonny B, Seth AG, David H, Brad P, Michael R, Lisa P. Clinical fracture of cross linked UHMWPE acetabular liners. *Biomaterials* 30(2009):5572-5582.
- [25] Won YS, Todd B, Margaret GP, Timothy MW, Eduardo AS. Impingement in total hip arthroplasty a study of retrieved acetabular components. *J Arthroplasty* 20(2005):427-435.
- [26] Michael VB, Phillip CN, Michael AC, Steve L, Kenneth BM. Cracking and impingement in ultra high molecular weight polyethylene acetabular liners. *J Arthroplasty* 20(2005):87-92.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นพ. ไตร พรหมแสง

แพทย์ประจำบ้านศัลยกรรมกระดูกและข้อ

สถานที่ทำงานปัจจุบัน ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

จบการศึกษาระดับมัธยม โรงเรียนเตรียมอุดมศึกษาพัฒนาการ

จบการศึกษาระดับปริญญาตรี คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เกียรตินิยมอันดับสอง

เกียรติประวัติ

ประกาศนียบัตร ทำคะแนนสูงสุดวิชาอายุรศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประกาศนียบัตร นิสิตแพทย์ดีเด่น ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติการทำงาน

แพทย์เพิ่มพูนทักษะ รพ.มหाराช นครราชสีมา

แพทย์เวชปฏิบัติ รพ.สมุทรปราการ

ความสามารถด้านกีฬา

นักกีฬาบาสเกตบอล คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย