

การออกแบบกำนสะโพกเทียมสำหรับคนไทย

นายปริญญาเอก ร่มไตรรัตน์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2552
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DESIGN OF FEMORAL HIP STEM FOR THAI PEOPLE

Mr.Parineak Romtrairat

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering
Department of Mechanical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2009
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบก้านสะโพกเทียมสำหรับคนไทย
โดย	นายปริญญาเอก ร่มไตรรัตน์
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุพหฺ์ศรี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ก่อเกียรติ บุญชูกุล)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(อาจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุพหฺ์ศรี)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)

.....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.กฤษณี มณีรัตน์)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(อาจารย์ ดร.ศศิธร พิทักษ์ฐาปนพงษ์)

ปริญเอก รมไตรรัตน์: การออกแบบก้านสะโพกเทียมสำหรับคนไทย (DESIGN OF FEMORAL HIP STEM FOR THAI PEOPLE), อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: อาจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุพหฺ์ศรี, อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, 92 หน้า

ก้านสะโพกเทียมที่ใช้รักษาผู้ป่วยไทยในปัจจุบันต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ ส่งผลให้เกิดปัญหาหลายประการ เช่น ค่าใช้จ่ายที่ใช้ในการรักษาที่ค่อนข้างสูง ขนาดของก้านสะโพกเทียมไม่เหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย ทำให้เกิดการหลุดหลวมจนเกิดความเสียหายกับข้อต่อสะโพกเทียมในที่สุด เพื่อที่จะแก้ไขปัญหาเหล่านี้จึงได้มีงานวิจัยนี้เกิดขึ้น โดยมีจุดมุ่งหมายที่จะออกแบบก้านสะโพกเทียมชนิดใช้ซีเมนต์กระดูกในการยึด ที่มีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย สามารถรับภาระจากการเคลื่อนไหวต่าง ๆ ของสภาวะใช้งานปกติในชีวิตประจำวันของข้อต่อสะโพกได้ และมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน ออกแบบโดยใช้โปรแกรมการหาค่าตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์ร่วมกับโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ วัตถุประสงค์ของการออกแบบคือ ทำให้ซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกเทียมมีความแข็งแรงมากที่สุด โดยใช้ขนาดกระดูกของคนไทยซึ่งเป็นตัวแทนของกลุ่มประชากรที่มีกระดูกต้นขาขนาดเล็กเป็นขนาดอ้างอิงในการออกแบบ ผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ภายใต้ภาระสูงสุดที่เกิดขึ้นขณะเดินแสดงให้เห็นว่าก้านสะโพกแบบที่เหมาะสมที่สุดทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยทั้งของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่ามากกว่าหนึ่ง และเมื่อนำก้านสะโพกนี้ไปกัดขึ้นรูปและทดสอบความแข็งแรงด้วยเครื่องทดสอบความล้า โดยการใส่ภาระซ้ำในรูปคลื่นไซน์ที่มีความถี่เท่ากับ 16 เฮิรท์ ค่าแรงสูงสุดประมาณ 2300 นิวตัน ค่าแรงต่ำสุดประมาณ 300 นิวตัน ผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าก้านสะโพกเทียมที่ได้จากการออกแบบด้วยวิธีการนี้สามารถทนทานต่อแรงกระทำดังกล่าวได้มากกว่า 5 ล้านครั้ง ซึ่งเป็นเงื่อนไขที่ใช้ในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกเทียมตามมาตรฐานสากล ISO 7206-4 และ ISO 7206-8

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ปีการศึกษา 2552

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5070340221: MAJOR Mechanical Engineering

KEYWORDS: hip prostheses, aseptic loosening, optimization

Parineak Romtrairat: Design of Femoral Hip Stem for Thai People, Thesis Advisor: Chanyaphan Virulsri, Ph.D., Thesis Co-Advisor: Pairat Tangpornprasert, Ph.D., 92 pp

Importing hip prosthesis causes several problems such as high cost and the size of prostheses which are not fit with Thais, leading to aseptic loosening of prosthesis and failure of hip surgery. To solve the problems, this research aims to design cemented femoral hip stems for Thais which are able to bear hip load from regular activities and have a long working lives. A multi-objectives optimization program and finite element program are used to find out the most appropriate shape of femoral hip stem which gives high strength of both bone cement and hip stem with small-sized femur of Thais as a reference size. Objectives of optimization are to maximize factors of safety of bone cement and femoral hip stem. Finite element results under peak force conditions for walking show that the most appropriate stem has the value of safety factors of both bone cement and stem greater than 1. The design was machined and subjected to endurance test under sinusoidal cyclic forces with frequency of 16 Hz, maximum force of 2300 N, and minimum force of 300 N. Test results show that the design was able to resist more than 5 millions cycles of the load conditions which are used in international endurance testing standards, ISO 7206-4 and ISO 7206-8.

Department: Mechanical engineering Student's Signature _____
 Field of Study: Mechanical engineering Advisor's Signature _____
 Academic Year: 2009 Co-Advisor's Signature _____

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ดร.ชัยญาพันธ์ วิรุพหฺ์ศรี และอาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ทั้งสองท่าน ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์และสนับสนุนการทำงานวิจัยจนสำเร็จด้วยดี ขอขอบพระคุณในความเมตตาและกรุณาที่อาจารย์มีต่อข้าพเจ้า ทั้งในด้านวิชาการและจริยธรรมอันดีงาม ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการทำงานและการดำเนินชีวิตในอนาคต ขอขอบคุณครูอาจารย์ทุกท่าน ทั้งที่โรงเรียนอนุบาลธรรมภิกษุ โรงเรียนเซนต์คาเบรียล และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่ข้าพเจ้า อบรมสั่งสอนข้าพเจ้าให้อยู่ในกรอบและมีระเบียบวินัยเสมอมา ขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่ รุ่นน้องทุกคน ที่ได้มีส่วนร่วมและมิได้มีส่วนร่วมในงานวิจัยนี้ เพราะทุกคนคือกำลังใจอันดีในการทำงานของข้าพเจ้า และสุดท้ายขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และทุนอุดหนุนการวิจัยจากเงินอุดหนุนทั่วไปจากรัฐบาล ที่สนับสนุนทั้งอุปกรณ์และสถานที่วิจัย ทำให้การศึกษาวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี

ผลสัมฤทธิ์จากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ขอมอบเป็นพระคุณอันยิ่งใหญ่ของบิดา-มารดา นายเอนก ร่มไตรรัตน์ และนางสุดา ร่มไตรรัตน์ ครูอาจารย์ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่าน รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ของข้าพเจ้าทุกคน ข้าพเจ้าหวังเป็นอย่างยิ่งว่างานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นจุดเริ่มต้นที่นำไปสู่การพัฒนากระบวนการทางความคิดแบบพึ่งพาตนเอง เพื่อให้ประเทศไทยของเรามีความเจริญก้าวหน้าอย่างมีประสิทธิภาพและยั่งยืนตามคำกล่าวที่ว่า “ไทยทำ ไทยใช้ ไทยเจริญ”

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง	ฌ
สารบัญภาพ	ญ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ฒ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	1
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	1
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัย	2
บทที่ 2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของข้อต่อสะโพก.....	4
2.3 การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม.....	7
2.4 วัสดุและสมบัติเชิงกลของวัสดุในระบบข้อต่อสะโพกเทียม	13
2.5 มาตรฐานในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก	16
2.6 การศึกษาเกี่ยวกับเทคนิคที่ใช้ในการออกแบบก้านสะโพก.....	19
บทที่ 3 การออกแบบก้านสะโพกเทียม	26

3.1 บทนำ.....	26
3.2 แนวคิดและเงื่อนไขในการออกแบบก้านสะโพกเทียม	26
3.3 รูปทรงของก้านสะโพกที่ออกแบบและการสร้างรูปในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์.....	30
3.4 การออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์.....	37
3.5 การปรับรูปทรงของก้านสะโพก	46
3.6 อภิปรายผลการออกแบบก้านสะโพกเทียม.....	49
3.8 สรุปผลการออกแบบก้านสะโพกเทียม	51
บทที่ 4 การผลิตชิ้นงาน	52
4.1 บทนำ.....	52
4.2 การผลิตก้านสะโพก.....	52
4.3 การออกแบบและผลิตชิ้นส่วนสำหรับเครื่องทดสอบความล้า.....	57
บทที่ 5 การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก.....	62
5.1 บทนำ.....	62
5.2 ระบบควบคุมเครื่องทดสอบความล้า.....	62
5.3 ขั้นตอนการเตรียมอุปกรณ์สำหรับการทดสอบความล้า.....	65
5.4 ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก	69
5.5 อภิปรายผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก	74
5.6 สรุปผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก.....	76
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	77
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	77
6.2 ข้อเสนอแนะ	78
รายการอ้างอิง	79
ภาคผนวก	84
บทความที่ได้รับการตีพิมพ์	85
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	92

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ภาวะที่กระทำต่อกระดูกต้นขา ณ จุดที่เกิดภาวะสูงสุด	7
2.2 ขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยเปรียบเทียบกับของชาวยุโรป	12
2.3 ความแข็งแรงของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียม	15
2.4 สมบัติเชิงกลของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียม	16
3.1 ข้อมูลขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยแต่ละกลุ่มประชากร	28
3.2 แรงกระทำต่อระบบข้อต่อสะโพกที่ใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์	40
3.3 ขอบเขตของพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพก	42
3.4 ค่าจีเอพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด	43
3.5 ผลการปรับรูปทรงของก้านสะโพกตัวแปร (depth1) และ (ang_p)	48

สารบัญญภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 ข้อต่อสะโพก	4
2.2 กระดูกต้นขา	5
2.3 ขอบเขตการเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพกในทิศทางต่างๆ.....	5
2.4 ประวัติการะในการเดิน	6
2.5 ตำแหน่งของภาระที่กระทำต่อกระดูกต้นขา ณ จุดที่เกิดภาระสูงสุด.....	7
2.6 การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกัน	8
2.7 การผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนผิวสัมผัสของข้อต่อสะโพก.....	8
2.8 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด	9
2.9 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบด้านเดียว	10
2.10 การแตกหักของกระดูกส่วนบนข้างซ้าย	11
2.11 กระดูกเนื้อแข็งและกระดูกที่เรียงตัวแบบพิเศษของกระดูกต้นขา	14
2.12 ลักษณะการวางตัวของชิ้นงานขณะทดสอบความล้า	16
2.13 ก้านสะโพกที่พร้อมสำหรับการทดสอบ	17
2.14 แบบจำลองของระบบข้อต่อสะโพกที่เข้ารับการผ่าตัดใส่เทียม.....	19
2.15 กราฟแสดงจำนวนประชากรต่อหนึ่งรุ่นกับสัดส่วนของคำตอบที่ไม่ใช่ค่าที่ดีที่สุด ต่อประชากรทั้งหมด.....	21
2.16 รูปทรงของก้านสะโพกและตัวแปรสำหรับกำหนดรูปทรงของก้านสะโพก ในงานวิจัยของ Kayabasi, O., and Ekici, B.....	22
2.17 โครงร่างของก้านสะโพกเทียมในงานวิจัยของ Sabatini, A.L., and Goswami, T.....	23
2.18 เกณฑ์ที่ใช้ในการคำนวณความเสียหายเนื่องจากความล้า	24
3.1 การวัดขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยที่ระยะต่างๆ	27
3.2 ตัวแทนกระดูกต้นขาขนาดเล็กของคนไทย	28
3.3 ส่วนประกอบหลักของก้านสะโพก	29

3.4 หน้าตัดรูปวงกลม	30
3.5 หน้าตัดรูปวงรี	30
3.6 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบลบมุม	31
3.7 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมมุมตัด.....	31
3.8 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงกลม	31
3.9 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงรี.....	32
3.10 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบปลายเป็นวงรี	32
3.11 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบมุมตัด	32
3.12 แบบมาตรฐานของส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสะโพก	33
3.13 ก้านสะโพกส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสวมก้านสะโพก.....	33
3.14 ก้านสะโพกรูปทรงที่หนึ่ง.....	34
3.15 ก้านสะโพกรูปทรงที่สอง	35
3.16 ก้านสะโพกรูปทรงที่สาม.....	35
3.17 ก้านสะโพกรูปทรงที่สี่	36
3.18 ก้านสะโพกรูปทรงที่ห้า	36
3.19 ก้านสะโพกรูปทรงที่หก.....	37
3.20 พารามิเตอร์ในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพกที่เลือกใช้.....	38
3.21 รูปทรงของซีเมนต์กระดูก	38
3.22 รูปทรงของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด	39
3.23 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์	40
3.24 ความเค้นจลน์แบบซ้ำในทิศทางเดียว	41
3.25 ผลการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพกทั้งหมด	43
3.26 ผลการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพก.....	44
3.27 ตำแหน่งของก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุด 5 แบบ	45
3.28 ก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุด 5 แบบ.....	45

3.29 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบที่ 5.....	45
3.30 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกแบบที่ 5	46
3.31 ก้านสะโพกแบบที่ 5 ที่ปรับรูปทรงแล้วเปรียบเทียบกับแบบที่ยังไม่ได้ปรับ	46
3.32 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบ Sel05mod01.....	47
3.33 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกแบบ Sel05mod01.....	47
3.34 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบ Sel05mod19.....	49
3.35 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกแบบ Sel05mod19.....	49
3.36 การกระจายตัวของค่าจุดประสงค์.....	50
3.37 ผลการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพก โดยการเมชด้วยเอลิเมนต์ที่มีขนาดเล็กลงเปรียบเทียบกับผลการคำนวณเดิม.....	50
4.1 เครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซี Mazak Integrex 100-IV ST.....	52
4.2 หัวจับทั้งสองฝั่งของเครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซี.....	53
4.3 แผนภาพการตัดวัตถุดิบเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ด้วยระบบวอเตอร์เจ็ท.....	53
4.4 อุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงานและอุปกรณ์จับยึดของหัวจับทั้งสองด้าน	54
4.5 แผนภาพการจับชิ้นงานสำหรับหัวจับฝั่งขวา.....	54
4.6 แผนภาพการจับชิ้นงานสำหรับหัวจับฝั่งซ้าย	54
4.7 ชิ้นงานวัตถุดิบสำหรับกัดก้านสะโพกบนหัวจับฝั่งขวา.....	55
4.8 ชิ้นงานก้านสะโพกซึ่งกัดเสร็จแล้วบนหัวจับฝั่งซ้าย	55
4.9 ชิ้นงานก้านสะโพกซึ่งกัดเสร็จแล้ว.....	55
4.10 ก้านสะโพกหลังจากขัดด้วยกระดาษทราย	56
4.11 ก้านสะโพกเทียมที่สมบูรณ์	56
4.12 เครื่องทดสอบความล้าหลังติดตั้งระบบไฮดรอลิก	57
4.13 เซ็นเซอร์วัดแรง.....	57
4.14 อุปกรณ์สำหรับยึดเซ็นเซอร์วัดแรง	58
4.15 กลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพก	58

4.16 เซ็นเซอร์วัดตำแหน่งแบบเลเซอร์.....	59
4.17 อุปกรณ์สำหรับวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพก.....	59
4.18 ฐานฝังก้านสะโพกและส่วนเชื่อมต่ออื่นๆ.....	60
4.19 อุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพก.....	61
4.20 เครื่องทดสอบความล้าที่พร้อมใช้งาน.....	61
5.1 แผนภาพรวมของการควบคุมเครื่องทดสอบความล้า.....	62
5.2 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมควบคุมแรงกระทำต่อก้านสะโพก.....	63
5.3 แผนผังของระบบควบคุมอุณหภูมิ.....	64
5.4 แผนผังบล็อกของโปรแกรมวัดและอ่านค่าการเสียรูปของก้านสะโพก.....	64
5.5 การติดตั้งอุปกรณ์จัดวางกับหุ่นยนต์.....	65
5.6 การตั้งมุมการวางตัวของแกนก้านสะโพกให้ตรงกับแกนของหุ่นยนต์.....	65
5.7 การผสมซีเมนต์กระดูก.....	66
5.8 การเทซีเมนต์กระดูกลงในฐานฝังก้านสะโพก.....	66
5.9 หมุนก้านสะโพกให้อยู่ในมุมตามมาตรฐานและจุ่มก้านสะโพกลงในฐานฝัง.....	66
5.10 ก้านสะโพกที่ฝังอยู่ในฐานฝังเรียบร้อยแล้ว.....	67
5.11 ก้านสะโพกที่ยึดเข้ากับเครื่องทดสอบความล้า.....	67
5.12 การติดตั้งอ่างใส่สารละลาย เทอร์โมคอปเปิล ฮีตเตอร์ กับฐานฝัง.....	67
5.13 การเลื่อนหัวกดก้านสะโพกลงจนกระทั่งกดก้านสะโพก.....	68
5.14 การติดตั้งอุปกรณ์วัดค่าการเสียรูปและก้านสำหรับวัดให้อยู่ในตำแหน่งใช้งาน.....	68
5.15 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อตอนเริ่มต้นการทดสอบทนทานต่อความล้า.....	69
5.16 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณหนึ่งล้านครั้ง.....	69
5.17 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณสองล้านครั้ง.....	70
5.18 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณห้าล้านครั้ง.....	70
5.19 ผลการควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพก.....	71
5.20 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อตอนเริ่มการทดสอบความทนทานความล้า.....	71

5.21 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบห้าหมื่นครั้งโดยประมาณ.....	71
5.22 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบหนึ่งแสนครั้งโดยประมาณ.....	72
5.23 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบสองแสนครั้งโดยประมาณ.....	72
5.24 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบห้าแสนครั้งโดยประมาณ	72
5.25 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบหนึ่งล้านครั้งโดยประมาณ	73
5.26 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบสองล้านครั้งโดยประมาณ.....	73
5.27 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบห้าล้านครั้งโดยประมาณ.....	73
5.28 สภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบความทนทานต่อความล้า	74

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

E_A	หมายถึง Modulus of elasticity ของวัสดุตามแนวแกน A
f	หมายถึง ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกระหว่างการทดสอบความทนทานต่อความล้า
f_1	หมายถึง ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อการทดสอบความทนทานต่อความล้าผ่านไปเป็นเวลา 1 นาที
F	หมายถึง แรงที่กระทำต่อวัตถุ
FEM	ย่อมาจาก Finite element method
FS	ย่อมาจาก Factor of safety หมายถึง สัมประสิทธิ์ความปลอดภัย
G_{AB}	หมายถึง Shear Modulus ของวัสดุในระนาบ AB
GA	ย่อมาจาก Genetic algorithm หมายถึง ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม
Mod	ย่อมาจาก Modify หมายถึง ถูกปรับแต่งแล้ว
NSGA-II	ย่อมาจาก Elitist non-dominated sorting genetic algorithm
Obj	หมายถึง จุดประสงค์ที่ใช้ในการทำ Shape optimization
Sel	ย่อมาจาก Select หมายถึง ที่ถูกเลือก
SS316L	ย่อมาจาก Stainless steel 316L หมายถึง เหล็กกล้าไร้สนิม 316L
Superscript (cem)	หมายถึง ที่เกี่ยวข้องกับซีเมนต์กระดูก หรือ เป็นของซีเมนต์กระดูก
Superscript (stem)	หมายถึง ที่เกี่ยวข้องกับก้านสะโพก หรือ เป็นของก้านสะโพก
S_n	หมายถึง ความทนทานต่อความล้า (Endurance limit)
S_y	หมายถึง ความเค้นจุดคราก (Yield strength)
σ_a	หมายถึง ความเค้นสมมูลแกว่ง (Alternating von Mises stress)
σ_m	หมายถึง ความเค้นสมมูลเฉลี่ย (Midrange von Mises stress)
σ_{max}	หมายถึง ความเค้นสมมูลสูงสุด (Maximum von Mises stress)
σ_{min}	หมายถึง ความเค้นสมมูลต่ำสุด (Minimum von Mises stress)
V_{AB}	หมายถึง Poission's ratio ของวัสดุในระนาบ AB

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ในปัจจุบันผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดข้อต่อสะโพกเพื่อใส่สะโพกเทียมแทนที่กระดูกสะโพกเดิมที่เสียหายมีเป็นจำนวนมากทั้งในประเทศและต่างประเทศ โดยในประเทศไทยเฉพาะที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ มีผู้ป่วยเข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมประมาณ 100 คนต่อปี ซึ่งจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมนั้น มีจำนวนเพิ่มขึ้นในทุกๆปี ส่วนอัตราการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมในผู้ป่วยไทยอยู่ที่ประมาณ 1200-1500 รายต่อปี (ข้อมูลปี พ.ศ.2548) [1] และเป็นที่น่าพอใจว่าปริมาณผู้ป่วยจริงๆมีมากกว่านี้อีกมาก แต่ทุกวันนี้ก้านสะโพกเทียมที่ใช้รักษาผู้ป่วยไทยต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ ส่งผลให้เกิดปัญหาหลายประการ เช่น ค่าใช้จ่ายที่ใช้ในการรักษาที่ค่อนข้างสูง เนื่องจากราคาของสะโพกเทียมที่ค่อนข้างแพง ขนาดของสะโพกเทียมไม่เหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย หลังจากที่ถูกตัดไปแล้วระยะหนึ่งเมื่อมีการสึกหรอทำให้เกิดผงขนาดเล็ก (Debris) ซึ่งร่างกายจะส่งสารบางชนิดมาทำลาย ส่งผลให้มีการทำลายกระดูกที่ยึดข้อสะโพกเทียม (Aseptic Osteolysis) ทำให้เกิดการหลุดหลวมขึ้น ผู้ป่วยจะมีอาการปวดสะโพกอีกครั้งจนเดินไม่ได้ [2] เป็นต้น เพื่อที่จะแก้ไขปัญหาเหล่านี้จึงได้มีงานวิจัยนี้เกิดขึ้น ซึ่งมีจุดมุ่งหมายที่จะออกแบบก้านสะโพกเทียมซึ่งมีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย สามารถรับภาระที่การเคลื่อนไหวต่างๆของสภาวะใช้งานปกติในชีวิตประจำวันของข้อต่อสะโพกได้ ไม่ซ้ำซ้อนกับสิทธิบัตรอื่นๆ ซึ่งจะนำไปสู่การขอจดสิทธิบัตรเป็นของคนไทย และพัฒนาต่อยอดจนกระทั่งได้สะโพกเทียมที่ผ่านการทดสอบด้วยมาตรฐานขององค์การอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกา (FDA) และพร้อมสำหรับใช้งาน สามารถนำมาผลิตใช้ภายในประเทศได้ เป็นการลดปริมาณสินค้าที่นำเข้าจากต่างประเทศ ส่งผลให้รายจ่ายโดยรวมของประเทศลดลง

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อออกแบบก้านสะโพกเทียมซึ่งมีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย สามารถรับภาระที่การเคลื่อนไหวต่างๆของสภาวะใช้งานปกติในชีวิตประจำวันของข้อต่อสะโพกได้ และผ่านการทดสอบความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐานสากล ISO 7206

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- ออกแบบสะโพกเทียมแบบ Cemented hip joint prosthesis
- ออกแบบเฉพาะส่วนก้านสะโพก (Femoral hip stem) เท่านั้น ไม่รวมส่วนหัวสวมก้านสะโพก (Femoral head)

- ขนาดของก้านสะโพกที่เหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย หมายถึง การใช้ขนาดกระดูกต้นขาของคนไทย 1 คนเป็นตัวอย่างสำหรับอ้างอิงในการออกแบบก้านสะโพก
- ในเชิงการแพทย์ สะโพกเทียมที่ออกแบบได้รับคำปรึกษาจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเพื่อนำมาปรับปรุงรูปร่างของก้านสะโพกให้มีความเหมาะสมต่อการสวมใส่
- ภาระของการใช้งานปกติในชีวิตประจำวันของข้อสะโพก หมายถึง ภาระที่เกิดขึ้นในระหว่างการนอน การนั่งเก้าอี้ การยืน การเดิน เท่านั้น กิจกรรมอื่น ๆ ที่เป็นผลให้เกิดภาระอย่างหนักต่อข้อต่อสะโพก เช่น การนั่งยอง ๆ การนั่งคุกเข่า การนั่งลงบนพื้น การวิ่ง การกระโดด การเล่นกีฬา การสะดุด การยกสิ่งของที่มีน้ำหนักมาก เป็นต้น ไม่รวมอยู่ในการใช้งานปกติในชีวิตประจำวันของข้อสะโพกที่กล่าวถึงในงานวิจัยนี้
- การทดสอบความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐานสากล ISO 7206 หมายถึง การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกที่ออกแบบด้วยเครื่องทดสอบความล้า โดยใช้เงื่อนไขที่ใช้ทดสอบใช้ข้อมูลจากมาตรฐาน ISO 7206-4 (Determination of endurance properties of stemmed femoral components) และ ISO 7206-8 (Endurance performance of stemmed femoral components with application of torsion)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบนี้ เป็นก้านสะโพกเทียมแบบใหม่ที่มีขนาดเหมาะสมกับผู้ป่วยไทย มีความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐานสากล ISO 7206 ก้านสะโพกที่ออกแบบไม่ซ้ำซ้อนกับสิทธิบัตรอื่นๆ ซึ่งจะนำไปสู่การขอจดสิทธิบัตรเป็นของคนไทย และพัฒนาต่อยอดจนกระทั่งได้สะโพกเทียมที่ผ่านการทดสอบด้วยมาตรฐานขององค์การอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกา (US-FDA) และพร้อมใช้งาน สามารถนำมาผลิตใช้ภายในประเทศได้

1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัย

- 1.5.1 ศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ได้แก่ ข้อต่อสะโพก ก้านสะโพกเทียมที่ใช้ในปัจจุบัน และปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้ วัสดุในระบบข้อต่อสะโพกเทียม มาตรฐานการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกเทียม และเทคนิคการออกแบบก้านสะโพก
- 1.5.2 กำหนดแนวคิดและเงื่อนไขในการออกแบบก้านสะโพกจากข้อมูลที่ศึกษามา
- 1.5.3 จำลองระบบข้อต่อสะโพกเทียม โดยใช้แบบจำลองกระดูกเสมือนจริงซึ่งอ้างอิงข้อมูลขนาดกระดูกของตัวแทนคนไทยที่มีกระดูกต้นขาขนาดเล็ก เพื่อนำไปใช้ในการออกแบบก้านสะโพกเทียมด้วยหลักการออกแบบหารูปร่างที่เหมาะสมที่สุด
- 1.5.4 ออกแบบก้านสะโพกเทียมด้วยหลักการออกแบบหารูปร่างที่เหมาะสมที่สุดซึ่งใช้ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรมด้วยโปรแกรมเอ็นเอสจีเอ-ทู (NSGA-II) ร่วมกับโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์มีชื่อว่าแอนซิส (ANSYS)

- 1.5.5 ปรับปรุงรูปทรงของก้านสะโพกที่ได้จากการออกแบบด้วยหลักการออกแบบหารูปร่างที่เหมาะสมที่สุด ให้ความต่อเนื่องของรูปทรงดีขึ้น ง่ายต่อการกักขึ้นรูปมากขึ้น
- 1.5.6 กักขึ้นรูปก้านสะโพก ด้วยเครื่องกักขึ้นงานแบบซีเอ็นซี
- 1.5.7 ปรับคุณภาพพื้นผิวของก้านสะโพก
- 1.5.8 ทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกด้วยเครื่องทดสอบความล้า ซึ่งเงื่อนไขที่ใช้ในการทดสอบอ้างอิงจากมาตรฐานสากล ISO 7206-4 และ ISO 7206-8
- 1.5.9 วิเคราะห์ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกที่ออกแบบ
- 1.5.10 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ
- 1.5.11 จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

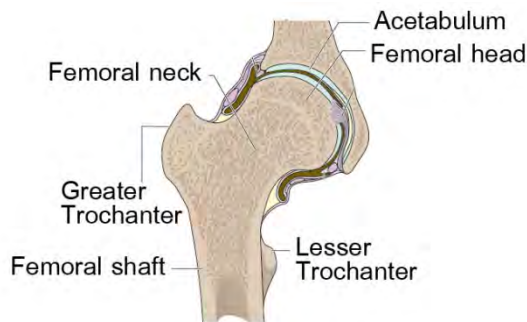
2.1 บทนำ

เนื้อหาในบทนี้กล่าวถึงการศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ได้แก่ กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของข้อต่อสะโพก ภาวะที่กระทำบนข้อต่อสะโพก ความสำเร็จและปัญหาต่างๆของการผ่าตัดใส่ข้อต่อสะโพกเทียมให้กับผู้ป่วยในปัจจุบัน คุณสมบัติของวัสดุชนิดต่างๆในระบบข้อต่อสะโพกเทียม มาตรฐานสากลที่ใช้ในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกเทียม รวมไปถึงการศึกษาเกี่ยวกับเทคนิคที่ใช้ในการออกแบบก้านสะโพกจากงานวิจัยต่างๆ ซึ่งข้อมูลทั้งหมดนี้จะถูกนำไปใช้ในการออกแบบก้านสะโพกเทียมต่อไป โดยรายละเอียดมีดังต่อไปนี้

2.2 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของข้อต่อสะโพก

2.2.1 ส่วนประกอบของข้อต่อสะโพก

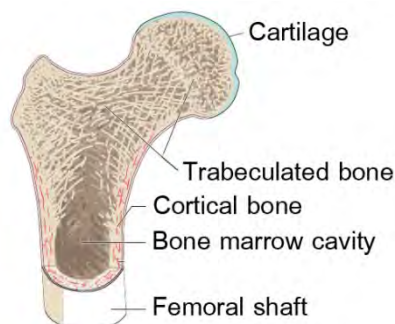
ข้อต่อสะโพก (Hip joint) ถือว่าเป็นข้อต่อที่ใหญ่ที่สุดในร่างกาย ข้อต่อสะโพกที่สมบูรณ์ทำให้มนุษย์สามารถทำกิจกรรมต่างๆได้โดยปราศจากการเจ็บปวด ข้อต่อนี้มีลักษณะเชิงกลคล้ายกับข้อต่อชนิดกลมและเบ้า (Ball and socket joint) [5] โดยส่วนที่กลมคือส่วนหัวของกระดูกต้นขา (Femoral head) และส่วนที่เป็นเบ้า คือ หลุมรับหัวกระดูกต้นขา (Acetabulum) ซึ่งอยู่บนกระดูกเชิงกราน (Pelvis) ดังแสดงในรูปที่ 2.1 [6]



รูปที่ 2.1 ข้อต่อสะโพก

กระดูกต้นขามีส่วนที่เป็นกระดูกเนื้อโปร่งด้านใน (Cancellous bone) และโพรงกระดูก (Bone marrow cavity) ค่อนข้างมาก มีส่วนที่เป็นกระดูกเนื้อแข็ง (Cortical bone) เฉพาะส่วนที่เป็นเปลือกนอกบริเวณช่วงกลางของกระดูกต้นขาเท่านั้น การที่กระดูกต้นขาสามารถรับน้ำหนักได้มากเป็นเพราะส่วนหัวของกระดูกต้นขาและส่วนคอของกระดูกต้นขา (Femoral neck) เป็นกระดูกมีการเรียงตัวในลักษณะพิเศษ (Trabeculated bone) ซึ่งช่วยให้กระดูกบริเวณนี้มีความ

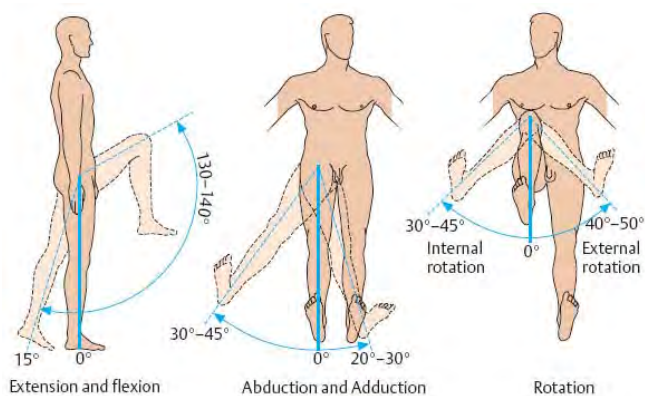
แข็งแรงมากกว่ากระดูกบริเวณอื่น บริเวณผิวสัมผัสระหว่างหลุมรับหัวกระดูกต้นขาและส่วนหัวของกระดูกต้นขาเป็นกระดูกอ่อน (Cartilage) มีพื้นผิวเรียบ และมีสารหล่อลื่น (Synovial fluid) ช่วยให้การเคลื่อนไหวของข้อต่อราบรื่นยิ่งขึ้น [5] ลักษณะโดยรวมของกระดูกต้นขาเป็นดังรูปที่ 2.2 [6]



รูปที่ 2.2 กระดูกต้นขา

2.2.2 ขอบเขตการเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพก

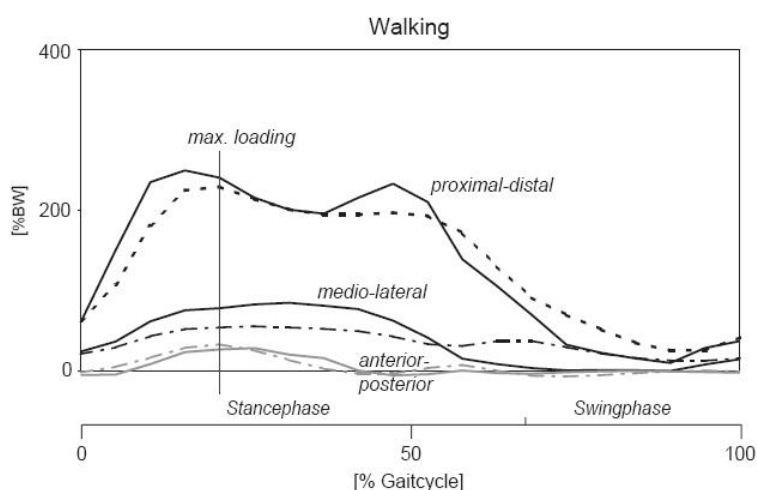
เนื่องจากข้อต่อสะโพกมีลักษณะเป็นข้อต่อชนิดกลมและเบ้า ดังนั้นการเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพกจึงไม่มีการเคลื่อนไหวแบบเลื่อนที่ (Translation) มีเฉพาะการเคลื่อนไหวแบบหมุน (Rotation) โดยข้อต่อสะโพกสามารถหมุนได้ทั้งสามระนาบ ได้แก่ ระนาบข้างลำตัว (Sagittal plane) ระนาบด้านหน้า (Frontal plane) และระนาบตัดลำตัว (Transverse plane) การเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพกในทุกๆระนาบมีจุดอ้างอิงเริ่มต้นขณะที่อยู่ในท่ายืนปกติ โดย ณ จุดนี้ถือเป็นตำแหน่ง 0 องศา สำหรับระนาบด้านข้าง การงอโคนขาเข้าหาหน้าท้อง (Flexion) มีขอบเขตการหมุนที่ 140 องศา การงอขาไปด้านหลัง (Extension) มีขอบเขตการหมุนที่ 15 องศา สำหรับระนาบด้านหน้า การกางขาออกจากลำตัว (Abduction) มีขอบเขตการหมุนที่ 45 องศา การหุบขาเข้าหาลำตัว (Adduction) มีขอบเขตการหมุนที่ 30 องศา สำหรับระนาบตัดลำตัว การหมุนขาเข้าด้านใน (Internal rotation) มีขอบเขตการหมุนที่ 45 องศา การหมุนขาออกด้านนอก (External rotation) มีขอบเขตการหมุนที่ 50 องศา ซึ่งขอบเขตการเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ แสดงในรูปที่ 2.3 ซึ่งปกติแล้วการเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพกของแต่ละคนจะมีขอบเขตไม่เท่ากัน แต่ก็จะไม่แตกต่างไปจากค่าที่แสดงมากนัก [6]



รูปที่ 2.3 ขอบเขตการเคลื่อนไหวของข้อต่อสะโพกในทิศทางต่างๆ

2.2.3 ภาระที่ข้อต่อสะโพกรับขณะใช้งาน

ภาระจากข้อต่อสะโพก (Hip contact) แบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ ภาระแบบสถิตย์ (Static load) ซึ่งเป็นภาระที่เกิดขึ้นเมื่อร่างกายอยู่กับที่ เช่น การนอน การนั่ง การยืน และภาระแบบจลน์ (Dynamic load) ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหว เช่น การเดิน การวิ่ง การกระโดด ขนาดของภาระสถิตย์มีค่าสูงสุดเมื่ออยู่ในท่ายืนบนขาข้างเดียว (One leg stance) ซึ่งมีขนาดประมาณ 2.7 เท่าของน้ำหนักตัว [7] แต่ขนาดของภาระจลน์ที่สูงที่สุดอาจมีค่าถึง 4-7 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งขึ้นกับความรุนแรงในการเคลื่อนไหว เช่น การเดิน มีภาระสูงสุดเกิดขึ้นที่ข้อต่อสะโพกประมาณ 2-4 เท่าของน้ำหนักตัว การวิ่งเกิดภาระสูงสุดขนาด 4-5 เท่าของน้ำหนักตัว การเดินขึ้นลงบันไดเกิดภาระสูงสุดขนาด 3-5 เท่าของน้ำหนักตัว การสะดุดเกิดภาระสูงสุดขนาด 7 เท่าของน้ำหนักตัว เป็นต้น [8] ภาระซึ่งเป็นที่สนใจมากที่สุด คือ ภาระแบบจลน์ที่เกิดขึ้นระหว่างการเดินเนื่องจากการเดินถือเป็นกิจกรรมที่เกิดขึ้นมากที่สุด โดยเฉพาะแล้วประมาณ 1-2 ล้านรอบต่อปี การเดิน 1 รอบแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ได้แก่ ช่วงที่เท้าแตะพื้น (Stance phase) เริ่มตั้งแต่ส้นเท้าแตะพื้น (Heel strike) จนกระทั่งยกปลายเท้าขึ้นจากพื้น (Toe off) และช่วงแกว่งเท้า (Swing phase) ซึ่งถือว่าเป็นช่วงที่มีภาระเกิดขึ้นที่ข้อต่อสะโพกน้อย ประวัติภาระในการเดินเป็นดังรูปที่ 2.4 [11] ซึ่งจะเห็นว่า ใน 1 รอบการเดิน จะเกิดจุดยอดของภาระ (Peak load) สองจุด ได้แก่ ขณะที่ส้นเท้าแตะพื้นและขณะที่ยกปลายเท้าขึ้นจากพื้น ภาระที่เกิดขึ้นขณะลงส้นเท้ามีค่าสูงกว่า จึงถือว่าจุดนี้เป็นจุดที่มีภาระสูงสุดในรอบการเดิน ซึ่งเป็นช่วงที่กระดูกต้นขาทำมุมกับแกนตั้ง 10 องศาในระนาบด้านหน้า (10° adduction) และทำมุมกับแกนตั้ง 9 องศาในระนาบด้านข้าง (9° flexion) และถือว่าภาระที่กระทำลงข้อต่อสะโพกอยู่ในแนวแกนตั้งของร่างกาย [7, 10] ภาระจากข้อต่อสะโพกและกล้ามเนื้อต่างๆที่กระทำต่อกระดูกต้นขา ณ จุดที่เกิดภาระสูงสุด (Max loading) ดังแสดงในรูปที่ 2.4 มีขนาด ทิศทาง และตำแหน่งการกระทำเป็นดังตารางที่ 2.1 และรูปที่ 2.5 โดยภาระที่แสดงอยู่ในหน่วยเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัว (%BW) [11]



รูปที่ 2.4 ประวัติภาระในการเดิน

ตารางที่ 2.1 ภาวะที่กระทำต่อกระดูกต้นขา ณ จุดที่เกิดภาวะสูงสุด

แรงกระทำ	F_x (%BW)	F_y (%BW)	F_z (%BW)	MAG (%BW)
(1) ภาวะจากข้อต่อสะโพก	-54.0	-32.8	-229.2	237.7
(2) กล้ามเนื้อ Abductor muscle	58.0	4.3	86.5	104.2
(3) กล้ามเนื้อ Tensor fascia latae (ส่วนบน)	7.2	11.6	13.2	19.0
(4) กล้ามเนื้อ Tensor fascia latae (ส่วนล่าง)	-0.5	-0.7	-19.0	19.0
(5) กล้ามเนื้อ Vastus lateralis	-0.9	18.5	-92.9	94.7



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งของภาวะที่กระทำต่อกระดูกต้นขา ณ จุดที่เกิดภาวะสูงสุด

2.3 การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม (Hip Surgery) สามารถแบ่งได้ 4 ประเภทตามวิธีการผ่าตัด ได้แก่ การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกัน (Internal fixation) การผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนผิวสัมผัสของข้อต่อสะโพก (Hip resurfacing arthroplasty) การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด (Total hip arthroplasty) และการผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบด้านเดียว (Hemiarthroplasty) โดยรายละเอียดมีดังต่อไปนี้

2.3.1 การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกัน

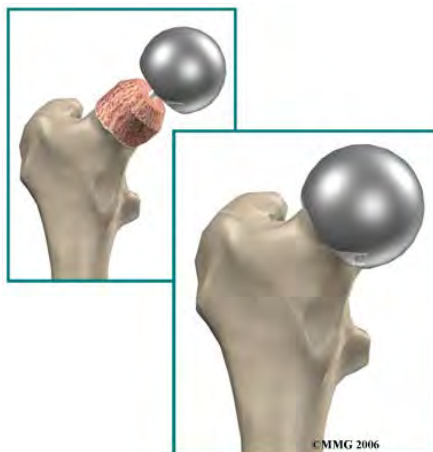
การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกันใช้เพื่อรักษากระดูกสะโพกที่หักบริเวณคอ (Femoral neck fracture) วิธีการคือ ร้อยสกรูเข้าไปในกระดูกต้นขาจากด้านนอกเพื่อต่อให้ส่วนที่หักกลับมาติดกันเหมือนเดิม ดังแสดงในรูปที่ 2.6 [13] ซึ่งจะเห็นว่า สกรูถูกร้อยผ่านส่วนที่เป็นคอไปจนถึงส่วนหัว แต่เนื่องจากกระดูกบริเวณที่สกรูยึดเกาะเป็นกระดูกเนื้อโปรงซึ่งมีความแข็งแรงต่ำ ทำให้เกิดการเลื่อนหลุดได้ง่าย วิธีการผ่าตัดแบบนี้จึงไม่ประสบความสำเร็จในการรักษา และยังเพิ่มอัตราเสี่ยงในการเกิดโรคหัวสะโพกขาดเลือดอีกด้วย [14]



รูปที่ 2.6 การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกัน

2.3.2 การผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนผิวสัมผัสของข้อต่อสะโพก

การผ่าตัดด้วยวิธีนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อลดการขัดสีของกระดูกบริเวณผิวสัมผัสระหว่างหลุมรับหัวกระดูกต้นขาและส่วนหัวของกระดูกต้นขาที่เสื่อมสภาพซึ่งเป็นสาเหตุของอาการเจ็บปวด วิธีกรนี้ใช้กับผู้ป่วยที่มีอายุน้อย เนื่องจากการผ่าตัดที่ทำลายระบบข้อต่อเดิมไม่มาก (Minimal invasive) หากมีความเสียหายในภายหลังก็สามารถทำการผ่าตัดใหญ่ซ้ำอีกได้ หลังจากทำการผ่าตัดด้วยวิธีนี้ข้อต่อสะโพกจะเป็นดังรูปที่ 2.7 ซึ่งข้อเสียที่เกิดขึ้นเป็นเหมือนกับ การผ่าตัดเพื่อยึดกระดูกสองส่วนที่หักเข้าด้วยกัน คือเกิดการหลุดหลวมของอุปกรณ์ที่ผ่าตัดใส่เข้าไป แต่ไม่เพิ่มอัตราเสี่ยงในการเกิดโรคหัวสะโพกขาดเลือด ในทางตรงกันข้าม วิธีกรผ่าตัดแบบนี้เพิ่มอัตราเสี่ยงที่จะก่อให้เกิดการหักของกระดูกสะโพกบริเวณคอ [15]

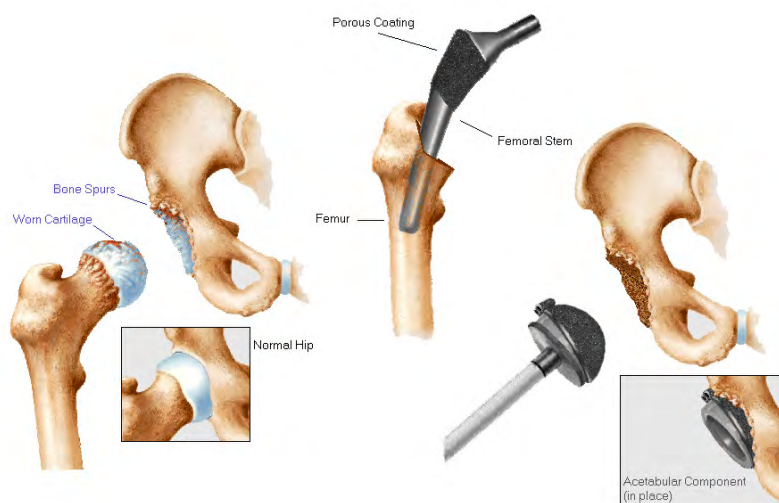


รูปที่ 2.7 การผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนผิวสัมผัสของข้อต่อสะโพก

2.3.3 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด

การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด หมายถึง การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกทั้งส่วนกระดูกต้นขา และส่วนหลุมรับหัวกระดูกต้นขา ซึ่งกระดูกต้นขาจะถูกตัดออก จากบริเวณ Greater trochanter ไปจนถึง Lesser trochanter จากนั้นเซาะกระดูกเนื้อโปรงภายในออก แล้ว

จึงใส่ก้านสะโพกเทียม (Femoral hip stem) เข้าไปแทนที่กระดูกเนื้อกระดูกที่เซาะออก ใส่ส่วนหัวของกระดูกต้นขา (Femoral head) เข้ากับก้านสะโพก ส่วนหลุมจะถูกเซาะออกให้เป็นรูปทรงกลมเว้าเพื่อทำการใส่เบ้าสะโพก (Acetabular cup) ซึ่งแสดงในรูปที่ 2.8 [16]



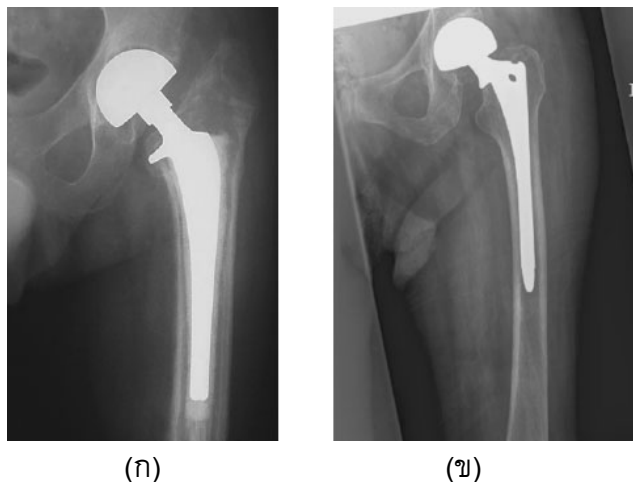
รูปที่ 2.8 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด

ก้านสะโพกเทียมสามารถแบ่งได้ 2 ชนิดตามวิธีการยึด ได้แก่ ก้านสะโพกเทียมที่ยึดด้วยสารยึดกระดูก (Cemented hip prosthesis) และชนิดที่ยึดแบบไม่ใช้สารยึดกระดูก (Cementless hip prosthesis) ซึ่งการเลือกชนิดอุปกรณ์ขึ้นกับอยู่กับอายุและความแข็งแรงของกระดูกของผู้ป่วย การผ่าตัดด้วยวิธีนี้ประสบความสำเร็จเป็นอย่างมาก สามารถลดอาการปวดของผู้ป่วยหลังการผ่าตัดได้ดี มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน แต่ข้อเสียคือ มีโอกาสที่ข้อต่อสะโพกจะมีลักษณะที่ผิดตำแหน่ง (Dislocation) และเนื่องจากวิธีการนี้ทำการผ่าตัดหลายส่วน ใช้เวลาในการผ่าตัดนาน ทำให้ผู้ป่วยเสียเลือดมาก ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้ อีกทั้งการผ่าตัดวิธีการนี้ยังมีราคาสูงอีกด้วยเนื่องจากมีชิ้นส่วนหลายชิ้น [17]

2.3.4 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบด้านเดียว

เพื่อที่จะลดปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นกับการผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด จึงได้มีการคิดค้นวิธีการผ่าตัดแบบใหม่ ซึ่งใส่อุปกรณ์เฉพาะส่วนกระดูกต้นขาเพียงด้านเดียวเท่านั้น ด้านหลุมบนกระดูกเชิงกรานไม่มีการยึดอุปกรณ์ใด ๆ ลงไป เพียงแต่ทำการขูดเนื้อเยื่อส่วนที่เสื่อมสภาพออก และปรับปรุงพื้นผิวของหลุมเพื่อให้สามารถรับกับสะโพกเทียมที่ใส่เข้าไปได้ ทั้งนี้หลุมบนกระดูกเชิงกรานจะต้องมีความแข็งแรงเพียงพอด้วย สะโพกเทียมแบบด้านเดียวมีสองชนิด แบ่งตามลักษณะของหัวสวมก้านสะโพก ได้แก่ ชนิดที่ใส่หัวสวมก้านสะโพกแบบชิ้นเดียว (Modular hemiarthroplasty) ซึ่งส่วนหัวยึดแน่นเข้ากับก้านสะโพก และชนิดที่ใส่หัวสวมก้านสะโพกแบบสองชิ้น (Bipolar hemiarthroplasty) มีลักษณะดังรูปที่ 2.9 การมีจำนวนชิ้นส่วนของอุปกรณ์ที่น้อยเมื่อเทียบกับสะโพกเทียมแบบทั้งหมด ทำให้วิธีการนี้ใช้ระยะเวลาในการผ่าตัดน้อยกว่า เพิ่มความปลอดภัยให้กับผู้ป่วย และราคาของสะโพกเทียมแบบด้านเดียวถูกกว่าสะโพก

เทียมแบบทั้งหมด อีกทั้งการที่ไม่ต้องใส่ส่วนเบ้าสะโพกยังช่วยให้สามารถเพิ่มขนาดส่วนหัวของกระดูกต้นขาได้ เป็นการเพิ่มขอบเขตการเคลื่อนไหวของระบบข้อต่อสะโพกเทียม โอกาสที่ข้อสะโพกจะอยู่ผิดตำแหน่งก็ลดลงเช่นเดียวกัน แต่วิธีการผ่าตัดแบบนี้ยังมีข้อเสีย คือ ไม่สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่กระดูกไม่แข็งแรง เนื่องจากกระดูกบริเวณเบ้าจะถูกขูดออก โดยไม่มีการใส่อุปกรณ์ใดๆเข้าไปเสริมความแข็งแรง จึงอาจเกิดความเสียหายบริเวณดังกล่าวได้ง่ายขึ้น [17]



รูปที่ 2.9 การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบด้านเดียว
 (ก) สะโพกเทียมแบบด้านเดียวและหัวสวมก้านสะโพกแบบชิ้นเดียว
 (ข) สะโพกเทียมแบบด้านเดียวและหัวสวมก้านสะโพกแบบสองชิ้น

2.3.5 ความสำเร็จของระบบข้อต่อสะโพกเทียม

ปัจจัยที่บ่งชี้ถึงความสำเร็จของระบบข้อต่อสะโพกเทียมคืออาการเจ็บปวดของผู้ป่วย ไม่ว่าจะรักษาด้วยวิธีใดก็ตาม หากสามารถลดความเจ็บปวดของผู้ป่วยได้ ก็นับว่าการผ่าตัดครั้งนั้นประสบความสำเร็จ การผ่าตัดแบบ Internal fixation และ Hip resurfacing arthroplasty ไม่ประสบความสำเร็จในการรักษาเท่าที่ควร ความสนใจจึงมาอยู่ที่ Total hip arthroplasty และ Hemiarthroplasty ซึ่งกำลังเป็นวิธีการรักษาที่แพร่หลายในปัจจุบัน จากการศึกษาพบว่าก้านสะโพกเทียมแบบใช้สกรูยึดกระดูกให้ผลการรักษาดีกว่าสะโพกเทียมแบบไม่ใช้สกรูยึดกระดูก กล่าวคือ ผู้ป่วยที่ผ่าตัดใส่สะโพกเทียมแบบใช้สกรูยึดกระดูกมีความเจ็บปวดน้อยกว่า สามารถกลับมาเดินได้เร็วกว่า อัตราการเข้ารับผ่าตัดซ้ำ (Revision rate) น้อยกว่า การจมลงของก้านสะโพก (Stem subsidence) ซึ่งเป็นสาเหตุให้เกิดกรณียาวไม่เท่ากันเมื่อใช้เป็นเวลานานมีขนาดน้อยกว่า [18-20] ยิ่งไปกว่านั้นสะโพกเทียมแบบไม่ใช้สกรูยึดกระดูกจำเป็นต้องอาศัยความแข็งแรงของกระดูกและการเจริญเติบโตของกระดูกเพื่อใช้ในการยึดเกาะ สะโพกเทียมชนิดนี้จึงไม่เหมาะกับผู้ป่วยสูงอายุซึ่งมีกระดูกที่ค่อนข้างอ่อนแอและมีอัตราการเจริญเติบโตของกระดูกน้อยมาก และเนื่องจากผู้ป่วยส่วนใหญ่ที่เข้ารับการผ่าตัดเป็นผู้สูงอายุ ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าสะโพกเทียมแบบใช้สกรูยึดกระดูกให้ผลการรักษาดีกว่าสะโพกเทียมแบบไม่ใช้สกรูยึดกระดูก

อย่างเห็นได้ชัด ส่วนสาเหตุที่ทำให้ผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อต่อสะโพกเกิดอาการเจ็บปวดหลังเข้ารับการผ่าตัด จะต้องทำการผ่าตัดซ้ำซึ่งหมายถึงความล้มเหลวของระบบข้อต่อสะโพกเทียมมีหลายประการ โดยการหลุดหลวมของสะโพกเทียม (Loosening) ถูกพบมากที่สุดถึง 67% [21] จากการศึกษาพบว่าสาเหตุที่ทำให้เกิดการหลุดหลวมของสะโพกเทียม คือ ความเสียหายเนื่องด้วยความล้าของสารยึดกระดูกที่เรียกว่าซีเมนต์กระดูก (Bone cement) ซึ่งมีความทนทานต่อแรงดึงต่ำ [22-26] ยิ่งไปกว่านั้นจากประสบการณ์การผ่าตัดของอาจารย์แพทย์ที่ให้คำปรึกษาพบว่า มีการพบความเสียหายบนเนื้อกระดูกอีกด้วย ดังนั้นการออกแบบสะโพกเทียมจำเป็นต้องคำนึงถึงความแข็งแรงทั้งของก้านสะโพก ซีเมนต์กระดูก และเนื้อกระดูกที่คงเหลืออยู่ เพื่อให้ระบบข้อต่อสะโพกเทียมมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน ยิ่งไปกว่านั้นลักษณะพื้นผิวของก้านสะโพกก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความแข็งแรงของระบบข้อต่อสะโพกเทียม [27] จึงมีความจำเป็นที่จะต้องนำปัจจัยนี้มาพิจารณาในการออกแบบด้วย และเนื่องจากข้อสะโพกเทียมในปัจจุบันออกแบบจากลักษณะทางกายวิภาคของชาวตะวันตก การนำข้อสะโพกเทียมดังกล่าวมาใช้กับประชากรชาวเอเชียพบว่ามีความเหมาะสมเกิดขึ้น ทั้งนี้เนื่องจากสาเหตุมาจากโครงสร้างทางร่างกายที่แตกต่างกัน [28] เช่น ปัญหาการแตกของกระดูกต้นขาระหว่างการใส่ก้านสะโพกในคนจีน ซึ่งกระดูก Anterior cortex จะบางที่สุด และส่วนโค้งของกระดูกต้นขาด้านหน้า (Anterior bow) จะโค้งมากกว่าชาวตะวันตก ซึ่งทำให้การใส่ก้านสะโพกแบบตรงจะกดกับกระดูกส่วน Anterior cortex ส่งผลให้กระดูกแตกได้ ตัวอย่างของการแตกหักของกระดูกแสดงในรูปที่ 2.10 ซึ่งแสดงการแตกหักของกระดูกต้นขาส่วบน (Proximal femur) ข้างซ้ายของผู้ป่วย บริเวณที่ทำการมัดลวด (Circlage wiring) ซึ่งแม้ว่าจะเลือกใส่ก้านสะโพก Exeter prosthesis ขนาดเล็กแล้วแต่ก้านสะโพกก็ยังมีขนาดใหญ่เกินไป จึงจำเป็นต้องขูดกระดูกภายใน (Intramedullary reaming) ก่อนใส่ ส่งผลให้กระดูกอ่อนแอและหักในที่สุด



รูปที่ 2.10 การแตกหักของกระดูกส่วนบนข้างซ้าย

นอกจากนี้ยังพบว่ามีปัญหาในการใส่ก้านสะโพกแบบใช้สกรูยึดกระดูกอีกด้วย ในการใส่ซีเมนต์กระดูกในกลุ่มที่ใช้ Exeter prosthesis ในคนจีน มีความหนาของซีเมนต์ไม่เหมาะสมถึง 36% และพบการจมลงของก้านสะโพกจากความไม่เหมาะสมดังกล่าวประมาณ 9.3% ในกลุ่มที่ใช้ Charnley prosthesis ในคนจีนจะมีความหนาของซีเมนต์ไม่เหมาะสม ประมาณ 9% ซึ่งทำให้อัตราการอยู่รอด (Survival rate) ของ Charnley prosthesis ในคนจีน มีค่าเท่ากับ 86.3% ที่ 10 ปี และ 27.0% ที่ 15 ปี ซึ่งมีค่าต่ำกว่าอัตราการอยู่รอดของผู้ป่วยที่ทำผ่าตัดในยุโรป คือ 86% ถึง 96% ที่ 20 ปี โดยสาเหตุหลักน่าจะมาจากปัญหาจากขนาดของก้านสะโพกที่ใหญ่จนเกินไป ซึ่งพบว่าขนาดของก้านสะโพกที่ใช้ในคนเอเชียต้องมีขนาดเล็กกว่าก้านสะโพกที่ใช้กับชาวยุโรป คนจีนที่เข้ารับการผ่าตัด 54% ต้องการใช้ก้านสะโพกที่มีขนาดเล็กกว่า 13.5 mm ซึ่งมากกว่าชาวยุโรปซึ่งมีจำนวน 17% และพบว่าส่วนหน้าของกระดูกต้นขาของคนจีนจะโค้งงอมากกว่า และพบการใช้ก้านสะโพกเกินขนาด (Oversized stem) 36% ซึ่งมีผลทั้งต่อความหนาของซีเมนต์กระดูกที่เหมาะสม และทำให้อัตราการเสียหายของก้านสะโพกในกลุ่มนี้มีมากถึง 22.2% เมื่อเทียบกับกลุ่มที่ใช้ก้านสะโพกขนาดเหมาะสมซึ่งมีความเสียหายน้อยกว่า และได้มีการศึกษาเกี่ยวกับขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยเปรียบเทียบกับขนาดกระดูกต้นขาของชาวยุโรปซึ่งข้อมูลเป็นดังตารางที่ 2.2 [29] ซึ่งจะเห็นว่ามีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน

ตารางที่ 2.2 ขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยเปรียบเทียบกับของชาวยุโรป

Parameter	Thai		Caucasian
	Mean	Standard deviation	
Femoral head diameter (mm)	43.98	3.47	45.9
Neck diameter (mm)	29.05	2.73	30.8
Antiversion angle (degree)	11.37	7.65	10
Neck shaft angle (degree)	128.04	6.14	125.4
Shaft isthmus position (mm)	112.93	17.96	116.4
Canal diameter (mm) (Shaft isthmus level)	10.05	1.81	12.1

2.4 วัสดุและสมบัติเชิงกลของวัสดุในระบบข้อต่อสะโพกเทียม

2.4.1 ไทเทเนียมอัลลอย

ไทเทเนียมอัลลอย (Titanium alloy) เป็นวัสดุที่สามารถใช้ได้ภายในร่างกายได้ (Biocompatible material) ที่มีความเป็น Biocompatibility สูงสุด โดยเฉพาะเกรด ASTM F67 ซึ่งมีส่วนประกอบเกือบทั้งหมดเป็นไทเทเนียม ไทเทเนียมอัลลอยเป็นวัสดุที่ขึ้นรูปจากการหล่อได้ยากมาก โดยส่วนใหญ่จะใช้การกัดขึ้นรูป ต่อมาได้มีการพัฒนาส่วนผสมของไทเทเนียมอัลลอย จนกระทั่งพบว่าไทเทเนียมอัลลอยที่มีส่วนผสมของอลูมิเนียม 6% และวาเนเดียม 4% หรือ Ti-6Al-4V เกรด ASTM F136 มีความแข็งแรง (Strength) และความแข็ง (Hardness) เพิ่มขึ้น 2 เท่า ในขณะที่ความเป็น Biocompatibility ลดลงเพียงเล็กน้อยเท่านั้น [30]

2.4.2 โคโรบอลท์โครเมียมอัลลอย

โคโรบอลท์โครเมียมอัลลอย (Co-Cr Alloy) มีความทนทานต่อการกัดกร่อน (Corrosion resistance) สูง ในสภาพแวดล้อมที่เป็นคลอไรด์ซึ่งเป็นสภาพภายในร่างกายของมนุษย์ เป็นวัสดุที่กัดขึ้นรูปยาก นิยมขึ้นรูปด้วยการหล่อ (Investment casting) ส่งผลให้ชิ้นงานที่ทำจากโคโรบอลท์โครเมียมอัลลอยมีเกรนขนาดใหญ่ ซึ่งเป็นสาเหตุให้เกิดความบกพร่อง (Defect) เช่น มีสารเจือปนจากแท่นหล่อผสมลงไปเนื้อชิ้นงาน (Inclusion) การหลอมรวมกันไม่สนิทของเนื้อโลหะภายใน เป็นต้น เกรดที่ใช้ภายในร่างกาย ได้แก่ ASTM F75 F799 F90 และ F562 [30]

2.4.3 เหล็กกล้าไร้สนิม 316L

เหล็กกล้าไร้สนิม 316L (Stainless steel 316L หรือ SS316L) มีส่วนประกอบหลัก คือ เหล็ก (Fe) และมีการเติมส่วนผสมหลายชนิด เช่น โครเมียม (Cr) นิกเกิล (Ni) เป็นต้น ซึ่งโครเมียมที่เติมเข้าไปนั้น ใช้สำหรับเพิ่มความทนทานต่อการกัดกร่อนของวัสดุ แต่โครเมียมทำให้เกิด Ferrite phase ซึ่งมีความแข็งแรงต่ำ จึงต้องเติมนิกเกิลเพื่อให้การเรียงตัวของโมเลกุลเป็นแบบ Austenite phase ซึ่งมีความแข็งแรงสูง ตัวอักษร L ในชื่อสามัญหมายถึง Low carbon content คือมีส่วนประกอบที่เป็นคาร์บอน (C) น้อย การที่มีคาร์บอนต่ำทำให้วัสดุชนิดนี้สามารถใช้ภายในร่างกายได้ ซึ่งเหล็กกล้าไร้สนิม 316L มีทั้งที่เป็นเกรดที่ใช้ในงานอุตสาหกรรม (Industrial grade) และเกรดที่สามารถใช้ในร่างกายได้ (Biocompatible grade) โดยเกรดของเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ที่ใช้ได้ในร่างกายได้ ได้แก่ ASTM F745 F55 F56 F138 และ F139 [30]

2.4.4 ซีเมนต์กระดูก

ซีเมนต์กระดูก (Bone cement) ประกอบด้วยพอลิเมทิลเมทาไคลเลต (Polymethyl methacrylate หรือ PMMA) ประมาณ 90 % ที่เหลือเป็นผลึกของแบเรียมซัลเฟต (Barium sulfate) เป็นวัสดุที่ใช้ในการเติมเต็มโพรงกระดูก ทำหน้าที่ยึดก้านสะโพกเทียมให้อยู่ในโพรง

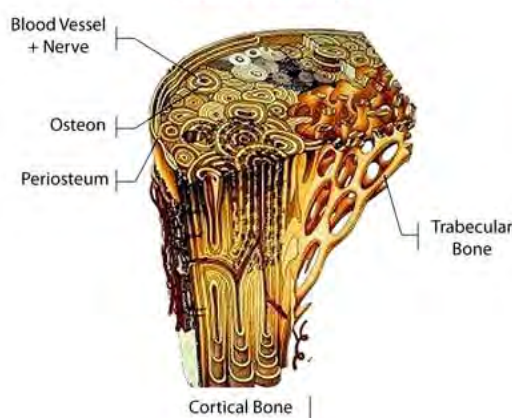
กระดูกได้ตรงตามตำแหน่งที่ต้องการ การยึดติดระหว่างซีเมนต์กระดูกกับกระดูก หรือซีเมนต์กระดูกกับก้านสะโพกเทียม จะเป็นการยึดติดแบบทางกลซึ่งเกิดจากการไหลตัวของซีเมนต์กระดูก เข้าไปยังรูพรุนต่างๆ ของกระดูกและโลหะ [31]

2.4.5 กระดูก

กระดูก (Bone) เป็นวัสดุที่มีความซับซ้อนสูงมาก ประกอบด้วยเซลล์กระดูกซึ่งเรียงตัวเป็นตาข่ายที่เรียกว่า Organic matrix ประมาณ 50% โดยปริมาตร หรือ 25% โดยน้ำหนัก ส่วนประกอบที่เหลือ คือ แร่ธาตุที่ช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงให้กับเนื้อกระดูก เช่น แคลเซียม (Ca) ฟลูออไรด์ (F) เป็นต้น [32] โดยเนื้อกระดูกต้นขาของมนุษย์สามารถแบ่งได้ 3 ชนิดดังต่อไปนี้

2.4.5.1 กระดูกเนื้อแข็ง

กระดูกเนื้อแข็ง (Cortical bone) เป็นกระดูกที่มีความหนาแน่นของเซลล์กระดูก และแร่ธาตุมาก ทำให้กระดูกชนิดนี้มีความแข็งแรงสูง มีลักษณะดังรูปที่ 2.11 จากการทดสอบทางด้านวิศวกรรมพบว่ากระดูกเนื้อแข็งเป็น Viscoelastic material แต่โดยส่วนใหญ่แล้ว นิยมที่จะจำลองกระดูกให้อยู่ในรูปแบบของ Transversely isotropic material โดยแนวแกนของกระดูกถือเป็นแกนหลักของวัสดุ ระนาบที่ตั้งฉากกับแกนนี้เป็นระนาบสมมาตรของวัสดุ [33]



รูปที่ 2.11 กระดูกเนื้อแข็งและกระดูกที่เรียงตัวแบบพิเศษของกระดูกต้นขา

2.4.5.2 กระดูกเนื้อโปร่ง

กระดูกเนื้อโปร่ง (Cancellous bone) เป็นกระดูกที่มีความแข็งแรงต่ำมาก จากการศึกษพบว่ากระดูกเนื้อโปร่งภายในกระดูกต้นขามีค่าน้ำหนักน้อย บริเวณรอยต่อระหว่างกระดูกเนื้อแข็งและโพรงภายในกระดูก (Bone marrow cavity)

2.4.5.3 กระดูกที่เรียงตัวแบบพิเศษ

กระดูกที่เรียงตัวแบบพิเศษ (Trabecular bone) มีเรียงตัวแบบคล้ายตาข่าย ดังแสดงในรูปที่ 2.11 ด้วยการเรียงตัวแบบพิเศษนี้ ทำให้เนื้อกระดูกมีความหนาแน่นต่ำ แต่มีความสามารถในการรับแรงสูง เป็นส่วนสำคัญในการรับและกระจายภาระของกระดูกต้นขา

2.4.6 ความแข็งแรงและสมบัติเชิงกลของวัสดุ

ความแข็งแรงของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียมแสดงในตารางที่ 2.3 และสมบัติเชิงกลของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียมแสดงในตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.3 ความแข็งแรงของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียม

Material			Yield strength (MPa)	Ultimate strength (MPa)	Endurance limit (MPa)
Stainless steel 316L [30]	F745	Annealed	221	483	220
	F55, F56, F138, F139	Annealed	331	586	241
		30% Cold worked	792	930	310
		Cold forged	1213	1351	820
Co-Cr alloy [30]	F75	As-cast/Annealed	450	650	207
		HIP	841	1277	725
	F799	Hot forged	900	1400	600
	F90	Annealed	450	950	-
		44% Cold worked	1606	1896	586
	F562	Hot forged	960	1206	500
Cold worked, aged		1500	1795	689	
Ti alloy [30]	F67	30% Cold worked	500	760	300
	F136	Forged annealed	900	965	620
		Forged, heat treated	1034	1103	620
Cortical bone Longitudinal direction [32]			-	133 (Tension)	-
			-	193 (Compression)	-
			-	68 (Shear)	-
Cortical bone Transverse direction [32]			-	51 (Tension)	-
			-	133 (Compression)	-
Bone cement [34,35]			-	40.0 (Tension)	10.17
			-	81.4 (Compression)	
			-	30.0 (Shear)	

ตารางที่ 2.4 สมบัติเชิงกลของวัสดุที่เกี่ยวข้องในระบบข้อต่อสะโพกเทียม

Material	Type	Mechanical properties
Stainless steel 316L [36]	Linear Isotropic	$E = 200 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
Co-Cr alloy [30]	Linear Isotropic	$E = 210 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
Ti alloy [30]	Linear Isotropic	$E = 110 \text{ GPa}$, $\nu = 0.316$
Cortical bone [26]	Transversely Isotropic	$E_x = E_y = 11.5 \text{ GPa}$, $E_z = 17 \text{ GPa}$ $G_{xy} = 3.6 \text{ GPa}$, $G_{xz} = G_{yz} = 3.3 \text{ GPa}$ $\nu_{xy} = 0.51$, $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$
Cancellous bone [26]	Linear Isotropic	$E = 2.13 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
Bone Cement [26]	Linear Isotropic	$E = 2.62 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$

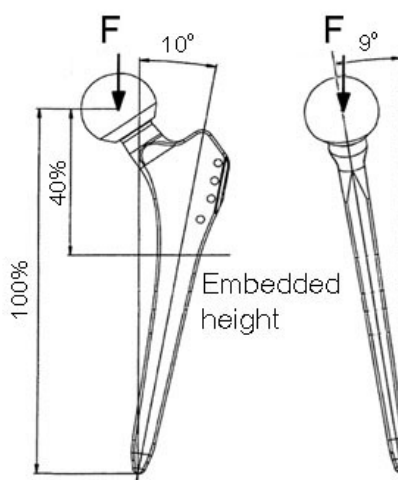
2.5 มาตรฐานในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก

2.5.1 มาตรฐาน ISO 7206-4

มาตรฐาน ISO 7206-4 Implant for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components [37] อธิบายถึงขั้นตอนในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของข้อสะโพกเทียมส่วนก้านสะโพก โดยมีรายละเอียดดังนี้

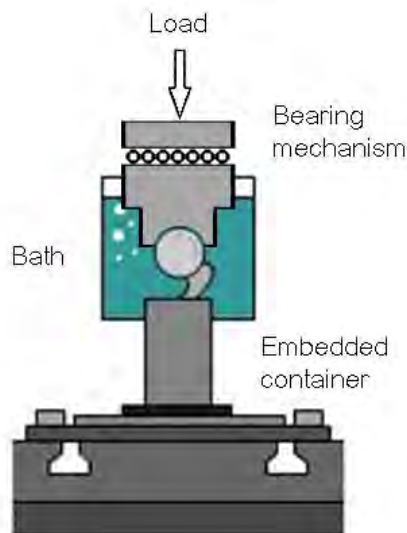
2.5.1.1 ขั้นตอนในการทดสอบ

- 1) ยึดชิ้นงานทดสอบเข้ากับอุปกรณ์จัดวาง (Aligning device) แล้วจัดวางให้ได้มุมต่างๆ ถูกต้องตามที่กำหนดไว้ในมาตรฐานดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ลักษณะการวางตัวของชิ้นงานขณะทดสอบความล้า

- 2) ยึดชิ้นงานเข้ากับติดเข้ากับฐานฝังก้านสะโพก (Embedded container) ด้วยปูนหล่อ (Embedded medium)
- 3) ร่อนจนกระทั่งปูนหล่อแข็งตัว
- 4) ถอดชิ้นงานออกจากอุปกรณ์จัดวาง แล้วนำไปติดตั้งกับเครื่องทดสอบความล้า จากนั้นจึงเริ่มทำการออกแรงกดชิ้นงานดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 ก้านสะโพกที่พร้อมสำหรับการทดสอบ

- 5) วัดค่าการเสียรูป (Deformation) บันทึกค่านี้เก็บไว้เป็นตัวเปรียบเทียบ โดยกำหนดให้ค่าการเสียรูปเป็นตัวแปร f ซึ่งค่า f นี้ หมายถึง ระยะการเสียรูปของหัวชิ้นงานทดสอบที่เกิดขึ้นทั้งในแนวตั้งและในแนวระนาบ
 - 6) ทำการทดสอบต่อไปจนกระทั่งมีเหตุการณ์ต่อไปนี้เกิดขึ้น
 - ค่า f ที่วัดได้ ณ เวลาใดๆ เกินที่กำหนดไว้
 - ชิ้นงานมีความเสียหาย
 - ทำการทดสอบครบตามจำนวนรอบที่ต้องการ
 - เครื่องทดสอบความล้าไม่สามารถออกแรงกระทำต่อชิ้นงานได้ตามที่กำหนดไว้
 - 7) นำชิ้นงานออกจากเครื่องทดสอบความล้า
 - 8) ตรวจสอบชิ้นงานอย่างละเอียด
 - 9) ทำรายงานการทดสอบ
- 2.5.1.2 คุณสมบัติของปูนหล่อ
- 1) ไม่เกิดรอยร้าวหรือแตกหักเมื่อถูกแรงกระทำระหว่างทำการทดสอบ
 - 2) ไม่เกิดการคืบ (Creep) หรือมีการเปลี่ยนรูปที่มากจนเกินค่าขีดจำกัดในการทดสอบ
 - 3) สามารถผลิตขึ้นใหม่ได้โดยมีความแข็งแรงและลักษณะจำเพาะเหมือนเดิม
 - 4) ข้อแนะนำที่ระบุไว้ในมาตรฐานคือวัสดุที่มีค่าโมดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ตั้งแต่ 3 GPa – 6 GPa

2.5.1.3 คุณสมบัติของเครื่องทดสอบความล้า

- 1) โหลดที่กระทำต่อชิ้นงานต้องมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 2% ของค่าโหลดสูงสุด
- 2) ชนิดของโหลดเป็นแบบคลื่นไซน์ (Sinusoidal wave) ที่ความถี่หลัก (Primary frequency)
- 3) ต้องประกอบด้วยเครื่องมือตรวจวัดต่างๆดังต่อไปนี้
 - โหลดที่ต่ำและสูงสุด
 - ค่าการเสียรูปของหัวชิ้นงานทดสอบ ซึ่งต้องมีความละเอียด 0.5 mm
 - จำนวนรอบของการทดสอบ หรือ วัฏเวลาที่ใช้ไปแล้วในการทดสอบ

2.5.1.4 เงื่อนไขที่ใช้ทดสอบ

- 1) โหลดต่ำสุด 200-300 N
- 2) ความถี่ทดสอบตั้งแต่ 1 – 30 Hz โดยมาตรฐานมีข้อแนะนำว่า
 - ควรใช้ความถี่ทดสอบ 1 Hz สำหรับชิ้นงานทดสอบที่ไม่ได้ผลิตจากโลหะ
 - ควรใช้ความถี่ทดสอบ 4 Hz – 30 Hz สำหรับชิ้นงานทดสอบที่ผลิตจากโลหะ

2.5.1.5 การหยุดการทดสอบ

หยุดการทดสอบในกรณีที่วัดค่า f ณ เวลาใดๆ แล้วมีค่ามากกว่า 2 กรณีต่อไปนี้

- 1) $1.25 \times$ ค่าการเสียรูป f_1 ซึ่งหมายถึงค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อเวลาผ่านไป 1 นาที
- 2) 5 mm

โดยค่าไหนที่มากกว่าให้ใช้ตัวดังกล่าวเป็นเกณฑ์ เช่น ในกรณีที่ค่า f_1 เท่ากับ 2 mm จะได้ว่า $1.25 \times f_1$ มีค่าเท่ากับ 2.5 mm ซึ่งน้อยกว่า 5 mm ให้หยุดการทดสอบเมื่อค่า f มีค่าเกินกว่า 5 mm แต่หาก f_1 เท่ากับ 6 mm จะได้ว่า $1.25 \times f_1$ มีค่าเท่ากับ 7.5 mm ซึ่งมากกว่า 5 mm ให้หยุดการทดสอบเมื่อค่า f มีค่าเกินกว่า 7.5 mm

2.5.2 มาตรฐาน ISO 7206-8

มาตรฐาน ISO 7206-8 Implant for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 8: Endurance performance of stemmed femoral components with application of torsion [38] บอกรายละเอียดในการทดสอบเพิ่มเติมจากมาตรฐาน ISO 7206-4 ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการทนทานต่อความล้าของข้อต่อสะโพกเทียมส่วนก้านสะโพกที่ผ่านการทดสอบ โดยรายละเอียด ได้แก่ โหลดที่ใช้ในการทดสอบมีค่าต่ำสุด 300 N และมีค่าสูงสุด 2300 N และจำนวนรอบสูงสุดที่ใช้ทดสอบ คือ 5 ล้านรอบ หากก้านสะโพกไม่เกิดการเสียหายหรือไม่เกิดเงื่อนไขอื่น ๆ ที่ทำให้ต้องหยุดการทดสอบหลังจาก 5 ล้านรอบ เป็นอันว่าก้านสะโพกผ่านการทดสอบความล้าด้วยมาตรฐาน ISO 7206-8

เมื่อพิจารณาถึงเงื่อนไขในการทดสอบจะเห็นว่า หากกำหนดเงื่อนไขของการทดสอบไม่ตรงตามความเป็นจริง เช่น โหลดที่ใช้ทดสอบน้อยกว่าโหลดที่เกิดขึ้นจริง แล้วชิ้นงานไม่เสียหายขณะทดสอบ อาจเกิดเหตุการณ์ที่ชิ้นงานเสียหายได้เมื่อนำไปใช้งานจริง หรือถ้ากำหนดโหลดที่

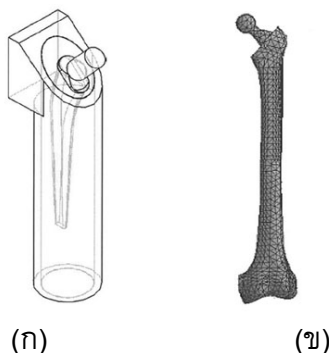
ใช้ในการทดสอบมากเกินไปจนความเป็นจริงไปจะส่งผลให้สะโพกเทียมที่ออกแบบมีขนาดใหญ่เกินความจำเป็น นั่นหมายถึงซีเมนต์กระดูกที่ใช้ยึดสะโพกเทียมจะมีความหนาลดลง ซึ่งอาจเพิ่มโอกาสในการเกิดความเสียหายกับซีเมนต์กระดูก ภาระที่กระทำสูงสุดขณะเดินมีค่าประมาณ 4 เท่าของน้ำหนักตัว หากกำหนดให้สะโพกเทียมสามารถใช้กับผู้ป่วยที่มีน้ำหนักไม่เกิน 100 kg นั้นหมายถึง โหลดสูงสุดที่สะโพกเทียมต้องรับเมื่ออยู่ในอิริยาบถเดิน มีค่าประมาณ 4000 N แต่โหลดที่กำหนดไว้ใน ISO 7206-8 มีขนาดสูงสุดเพียง 2300 N ดังนั้นโหลดสูงสุดที่กำหนดไว้ใน ISO 7206-8 จึงเหมาะสมกับข้อสะโพกสำหรับผู้ป่วยที่น้ำหนักเพียง 50 ถึง 60 kg เท่านั้น ด้วยเหตุนี้ข้อสะโพกเทียมที่ผ่านมาตรฐาน ISO 7206-8 และนำไปใช้ในผู้ป่วยที่มีน้ำหนักสูงกว่า 60 kg อาจเกิดความเสียหายได้เมื่อใช้ไประยะหนึ่ง ดังนั้นจึงจำเป็นต้องกำหนดโหลดที่ใช้ในการทดสอบข้อสะโพกเทียมที่ออกแบบให้เหมาะสมกับน้ำหนักของผู้ป่วยที่จะใช้ เช่น สะโพกเทียมนี้ ออกแบบสำหรับผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 80 kg เป็นต้น [8, 39, 40]

2.6 การศึกษาเกี่ยวกับเทคนิคที่ใช้ในการออกแบบก้านสะโพก

2.6.1 แบบจำลองระบบข้อต่อสะโพกที่เข้ารับการผ่าตัดใส่สะโพกเทียมสำหรับการคำนวณด้วยโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์

2.6.1.1 แบบจำลองอย่างง่าย

แบบจำลองอย่างง่าย (Simple modeling) เป็นแบบจำลองที่สร้างขึ้นเพื่อลดความยุ่งยากในการจำลองรูปทรงของกระดูกต้นขาซึ่งมีความซับซ้อนมาก โดยกำหนดให้กระดูกเนื้อแข็งด้านนอกมีลักษณะเป็นทรงกระบอกตรงกลวง ปริมาตรภายในทรงกระบอกกลวงกำหนดให้เป็นซีเมนต์กระดูกซึ่งแทนที่โพรงกระดูกภายใน ปริมาตรทรงกระบอกสูงประมาณครึ่งหนึ่งของกระดูกต้นขา ปลายด้านบนถูกตัดด้วยระนาบที่ทำมุม 45 องศากับแกนในแนวตั้งเพื่อเลียนแบบการผ่าตัดจาก Greater trochanter ไปยัง Lesser trochanter สะโพกเทียมถูกใส่อยู่บริเวณด้านบนของทรงกระบอกที่ถูกตัด ซึ่งการวางตัวเป็นดังรูปที่ 2.14(ก) [41,42] ด้วยการจำลองระบบแบบนี้ช่วยลดระยะเวลาที่ใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ลงอย่างมาก และยังไม่เกิดปัญหาที่กระดูกหรือซีเมนต์กระดูกบางจนเกินไป จนไม่สามารถทำการแบ่งเมช (Meshing) อีกด้วย



รูปที่ 2.14 แบบจำลองของระบบข้อต่อสะโพกที่เข้ารับการผ่าตัดใส่เทียม

(ก) แบบจำลองอย่างง่าย (ข) แบบจำลองเสมือนจริง

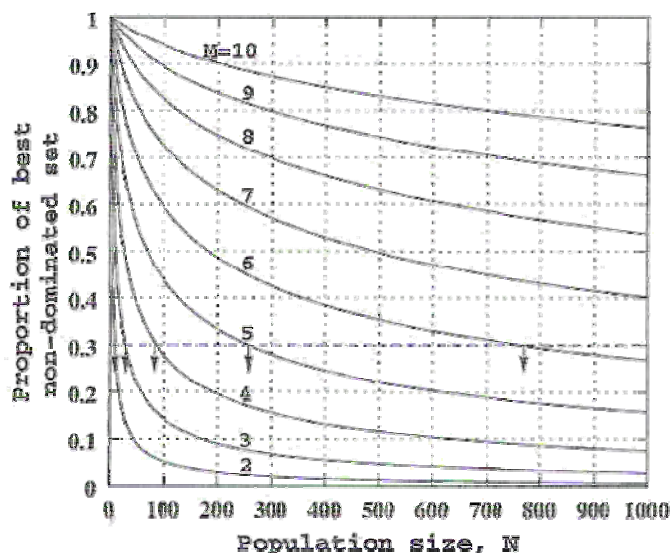
2.6.1.2 แบบจำลองเสมือนจริง

เป็นการพยายามที่จะจำลองระบบให้เหมือนจริงมากที่สุด คือ ใช้แบบจำลองรูปร่างกระดูก ซึ่งได้จากการสร้างรูปด้วยโปรแกรมวาดภาพสามมิติ ขนาดของกระดูกที่ใช้ในการสร้างได้จากการวัดกระดูกของกลุ่มตัวอย่าง แบ่งเนื้อเยื่อกระดูกออกเป็นสองส่วน ได้แก่ ส่วนที่เป็นโพรงกระดูกด้านในและส่วนที่เป็นกระดูกเนื้อแข็งด้านนอก ปลายกระดูกด้านบนถูกตัดจาก Greater trochanter ไปยัง Lesser trochanter กระดูกเนื้อโปร่งส่วนที่ถูกขูดออกจากการผ่าตัดถูกแทนที่ด้วยซีเมนต์กระดูก และมีสะเก็กเทียมสวมอยู่ที่ด้านบน ดังแสดงในรูปที่ 2.14(ข) [24-26] ซึ่งการสร้างภาพสามมิติของกระดูกจำเป็นต้องใช้โปรแกรมที่มีชื่อว่า MIMIC โดยนำข้อมูลจากเครื่องเอกซเรย์ (X-ray) แบบ MRI ที่บันทึกภาพหน้าตัดของกระดูกต้นขาที่ระยะต่าง ๆ มาสร้างรูปทรงสามมิติของกระดูกขึ้นมา ก็จะทำให้ได้มาซึ่งแบบจำลองของกระดูกที่เหมือนจริงของกระดูกต้นขา

2.6.2 การออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์โดยใช้ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

หลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์ (Multi-objectives optimization) ถูกใช้เพื่อหาชุดคำตอบ หรือ ชุดพารามิเตอร์ที่ทำให้จุดประสงค์หลายจุดประสงค์ มีค่าน้อยที่สุด (Minimum) เช่น ต้องการคานที่มีความแข็งแรงสูง แต่มีน้ำหนักเบา ตัวอย่างพารามิเตอร์ของปัญหานี้ เช่น ขนาดพื้นที่หน้าตัดของคาน ความยาวของคาน เป็นต้น จุดประสงค์ของตัวอย่างนี้คือ การหาน้ำหนักของคานและค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนคานที่น้อยที่สุด โดยจุดประสงค์ทั้ง 2 นี้สามารถเขียนสมการให้อยู่ในรูปของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ ซึ่งการทำ Optimization สามารถใช้ขั้นตอนวิธี (Algorithm) ได้หลายรูปแบบ เช่น ขั้นตอนวิธีแบบเวกเตอร์ ขั้นตอนวิธีแบบสุ่ม เป็นต้น แต่ขั้นตอนวิธีที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดคือ ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม (Genetic algorithm หรือ GA) [43] ซึ่งอาศัยหลักการจากทฤษฎีวิวัฒนาการจากชีววิทยา และการคัดเลือกตามธรรมชาติ (Natural selection) นั่นคือ สิ่งมีชีวิตที่เหมาะสมที่สุดจึงจะอยู่รอด กระบวนการคัดเลือกได้เปลี่ยนแปลงสิ่งมีชีวิตให้เหมาะสมยิ่งขึ้น ด้วยตัวปฏิบัติการทางพันธุกรรม (Genetic operator) เช่น การสืบพันธุ์ (Reproduction) การกลายพันธุ์ (Mutation), การแลกเปลี่ยนยีน (Recombination) โดยขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรมเป็นการจำลองทางคอมพิวเตอร์ โดยการแทนค่าพารามิเตอร์ให้อยู่ในลักษณะของโครโมโซม (Chromosomes) แล้วปรับปรุงคำตอบแต่ละชุดด้วยวิธีการต่าง ๆ ซึ่งเกี่ยวข้องกับการวิวัฒนาการ การเปลี่ยนแปลงยีนแบบสุ่ม ด้วยตัวปฏิบัติการทางพันธุกรรม เพื่อให้ได้คำตอบที่ดีขึ้น ขั้นตอนวิธีนี้จะเริ่มต้นด้วยการสุ่มประชากรซึ่งแทนพารามิเตอร์ต่าง ๆ ขึ้นมาชุดหนึ่ง จากนั้นทำการหาคำตอบจากประชากร และจะทำเป็นรุ่น ๆ ในแต่ละรุ่นคำตอบหลายชุดจะถูกสุ่มเลือกขึ้นมาเปลี่ยนแปลง ซึ่งอาจจะทำให้เกิดการกลายพันธุ์ หรือ สับเปลี่ยนยีนระหว่างกัน จนได้ประชากรรุ่นใหม่ที่มีค่าของคำตอบมีค่าเหมาะสม (Fitness) มากขึ้น การวิวัฒนาการนี้จะทำไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งพบคำตอบที่มีค่าความเหมาะสมตามต้องการ [44] ซึ่งการที่คำตอบจะเข้าสู่ค่าที่เหมาะสม ขึ้นอยู่กับการกำหนดค่าจีเอพารามิเตอร์ (GA parameter) ต่าง ๆ เช่น จำนวนประชากรต่อหนึ่งรุ่น (Population size) จำนวนรุ่น (Number

of generations) ความน่าจะเป็นสำหรับการสับเปลี่ยนยีน (Crossover probability) ความน่าจะเป็นสำหรับการกลายพันธุ์ (Mutation probability) เป็นต้น ซึ่งแต่ละปัญหาที่ทำการ Optimization จะมีค่าจีเอพารามิเตอร์ที่เหมาะสมแตกต่างกันไป [45] นิยมใช้การทดลองทำ Optimization ด้วยจีเอพารามิเตอร์ต่างๆ แล้ววิเคราะห์ผลการทำ Optimization พิจารณาว่าจีเอพารามิเตอร์ค่าใดให้ผลที่ลู่เข้าสู่จุดที่ดีที่สุด การลู่เข้าเกิดขึ้นเร็ว ระยะเวลาที่ใช้ไม่นานจนเกินไป เป็นต้น [45] อย่างไรก็ตาม มีนักวิชาการกลุ่มหนึ่งทำการทดลองเปรียบเทียบผลการทำ Optimization ด้วยจำนวนจุดประสงค์ที่แตกต่างกัน และด้วยจำนวนประชากรต่อหนึ่งรุ่นที่แตกต่างกัน พบว่าสำหรับการทำ Optimization ด้วยจำนวนจุดประสงค์ที่น้อย ใช้จำนวนประชากรต่อหนึ่งรุ่นน้อยกว่าการทำ Optimization ด้วยจำนวนจุดประสงค์ที่มาก เพื่อให้สัดส่วนของคำตอบที่ไม่ใช่ค่าที่ดีที่สุด (Optimum) ต่อประชากรทั้งหมดของรุ่นสุดท้าย (Proportion of best non-dominated set) เท่ากัน ดังแสดงในรูปที่ 2.15 [43]



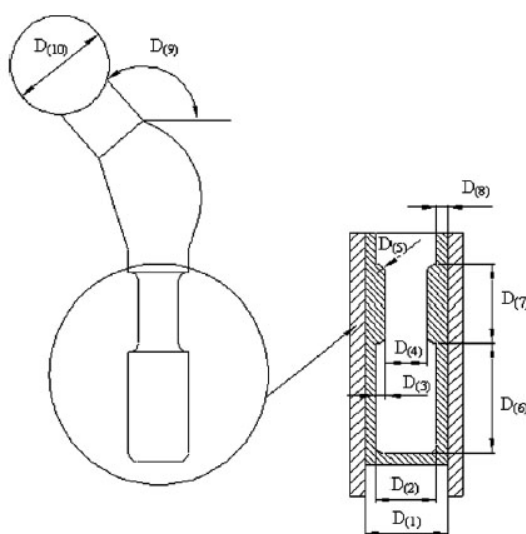
รูปที่ 2.15 กราฟแสดงจำนวนประชากรต่อหนึ่งรุ่นกับสัดส่วนของคำตอบที่ไม่ใช่ค่าที่ดีที่สุดต่อประชากรทั้งหมด

จากรูปที่ 2.15 จะเห็นว่า หากต้องการให้ Proportion of best non-dominated set มีค่าเท่ากับ 0.3 สำหรับการทำ Optimization ที่มี 2 จุดประสงค์ ใช้ Population size ประมาณ 10-15 เท่านั้น ในขณะที่ การทำ Optimization ที่ 3, 4, 5, และ 6 จุดประสงค์ใช้ Population size ที่ประมาณ 25, 90, 260, 770 ตามลำดับ ซึ่งการที่ค่า Proportion of best non-dominated set น้อยหมายถึงคำตอบที่ได้มีความน่าจะเป็นสูงที่จะเป็นค่า Optimum ของปัญหานั้นๆ

หลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์โดยใช้ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม ถูกเขียนขึ้นด้วยภาษาซีพลัสพลัส (C++) ซึ่งเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปที่มีชื่อว่าเอ็นเอสจีเอ-ทู (NSGA-II) ซึ่งย่อมาจาก Elitist non-dominated sorting genetic algorithm [43] เป็นโปรแกรมที่มีประสิทธิภาพสูงในการทำ Multi-objective optimization และสามารถนำโปรแกรมนี้ไปประยุกต์ใช้ในการทำ Shape optimization สำหรับการออกแบบก้านสะโพกได้ โดยกำหนดให้

ประชากร คือ พารามิเตอร์ที่ใช้สร้างรูปร่างของก้านสะโพก และจุดประสงค์คือ การหาค่าความเค้น ณ ตำแหน่งต่างๆบนระบบข้อต่อสะโพกเทียมที่น้อยที่สุด แต่เนื่องจากความเค้นที่เกิดขึ้นกับก้านสะโพกจำเป็นต้องใช้โปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวณ ไม่สามารถหาสมการที่เป็นผลเฉลยแม่นยำตรงได้ ดังนั้นจึงต้องมีโปรแกรมเชื่อมต่อ (Interface program) สำหรับทำหน้าที่สื่อสารระหว่างโปรแกรม NSGA-II ซึ่งทำหน้าที่สร้างพารามิเตอร์ และโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งทำหน้าที่คำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้น [46]

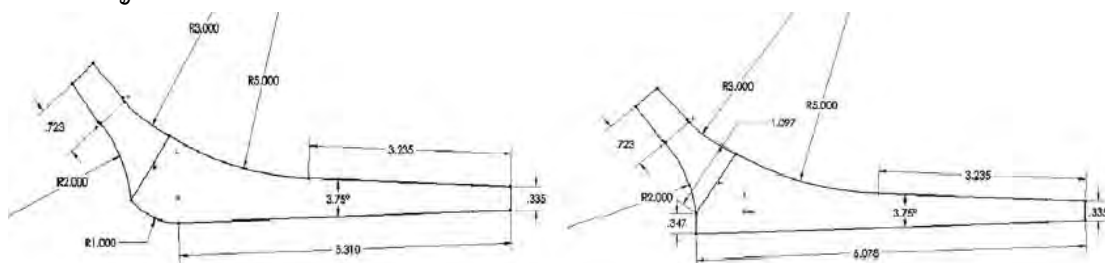
จากการศึกษางานวิจัยของ Kayabasi, O., and Ekici, B. [25] ที่ออกแบบก้านสะโพกด้วยการทำ Optimization ด้วยโปรแกรม ANSYS โดยเขียนโปรแกรมการทำ Optimization ด้วยภาษาเอพีดีแอล (APDL) ซึ่งเป็นภาษาที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของโปรแกรม ANSYS โดยเลือกรูปทรงของก้านสะโพกและตัวแปรสำหรับกำหนดรูปทรงของก้านสะโพกที่ใช้ในการทำ Optimization ดังแสดงในรูปที่ 2.16 โดยจุดประสงค์ในการทำ Optimization คือเพื่อให้ค่าความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกมีค่าน้อยที่สุดภายใต้เงื่อนไขที่องค์ประกอบทั้งหมด ได้แก่ ก้านสะโพกเทียม ซีเมนต์กระดูก เนื้อกระดูก ผิวสัมผัสระหว่างซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพก และผิวสัมผัสระหว่างซีเมนต์กระดูกและเนื้อกระดูก จะต้องไม่เสียหาย ซึ่งผลการวิจัยเป็นที่น่าพอใจคือ การทำ Optimization ทำให้ค่าความเค้นสมมูลสูงสุดที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกลดลง แต่จากการวิเคราะห์รูปที่ 2.16 จะเห็นว่ารูปทรงก้านสะโพกค่อนข้างตายตัว การกำหนดรูปทรงบริเวณลำตัวของก้านสะโพกไม่ได้บอกไว้อย่างชัดเจน อีกทั้งตัวแปรบางตัวที่ใช้ไม่ใช่ตัวแปรที่กำหนดรูปทรงของก้านสะโพก แต่กำหนดขนาดของซีเมนต์กระดูกแทน หากออกแบบก้านสะโพกโดยดำเนินการตามแนวทางนี้อาจทำให้เกิดความผิดพลาดในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพกได้ แต่เมื่อพิจารณาจุดประสงค์และเงื่อนไขที่เลือกใช้ จะเห็นว่างานวิจัยนี้เลือกได้อย่างครบถ้วน คือพิจารณาความแข็งแรงของระบบข้อต่อสะโพกเทียมทั้งระบบ



รูปที่ 2.16 รูปทรงของก้านสะโพกและตัวแปรสำหรับกำหนดรูปทรงของก้านสะโพก

ในงานวิจัยของ Kayabasi, O., and Ekici, B.

อีกงานวิจัยหนึ่งที่ใช้การ Optimization ในการออกแบบก้านสะโพกเทียมคืองานวิจัยของ Sabatini, A.L., and Goswami, T. [54] ซึ่งใช้การกำหนดโครงร่าง (Profile) ของก้านสะโพกเทียมดังแสดงในรูปที่ 2.17 จากนั้นจึงทำ Optimization ด้วยการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหน้าตัด เช่น วงกลม วงรี สี่เหลี่ยมคางหมู และรูปร่างอื่นๆ โดยขนาดของหน้าตัดที่ระยะต่างๆจะพอดีไปกับโครงร่างที่กำหนดไว้ โปรแกรมที่ใช้คือคอมพิวเตอร์ (COSMOSWorks) ซึ่งผลการทำ Optimization ไม่ได้แสดงไว้อย่างชัดเจน เพียงแต่แสดงให้เห็นถึงรูปทรงของก้านสะโพกที่ดีที่สุดที่ได้จากการออกแบบ เมื่อวิเคราะห์ตัวแปรที่ใช้ในการทำ Optimization จะเห็นว่า งานวิจัยนี้ได้กำหนดโครงร่างของก้านสะโพกไว้ตั้งแต่ต้น ดังนั้นความหลากหลายทางรูปทรงของก้านสะโพกที่ได้จึงมีไม่มาก และไม่สามารถนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้เนื่องจาก งานวิจัยนี้ต้องการหารูปทรงของก้านสะโพกที่เหมาะสมกับขนาดกระดูกของคนไทย ซึ่งแตกต่างกับกระดูกของชาวต่างชาติอย่างมีนัยสำคัญ



รูปที่ 2.17 โครงร่างของก้านสะโพกเทียมในงานวิจัยของ Sabatini, A.L., and Goswami, T.

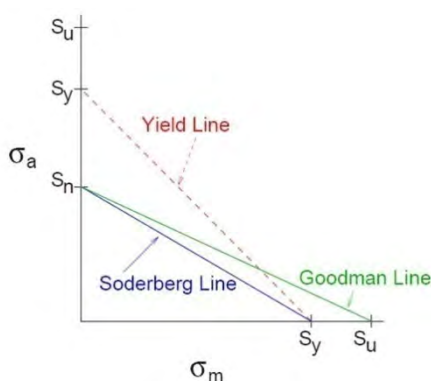
2.6.3 ลักษณะพื้นผิวของก้านสะโพก

ลักษณะพื้นผิว (Surface texture) ของก้านสะโพกที่สัมผัสกับซีเมนต์กระดูกก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งซึ่งที่ผลต่อความแข็งแรง เนื่องจากเป็นส่วนที่ทำให้เกิดการถ่ายโอนแรงจากก้านสะโพกเทียมไปยังซีเมนต์กระดูก อีกทั้งซีเมนต์กระดูกบริเวณนี้มีโอกาสเกิดความบวมพองได้มากกว่าภายในเนื้อ หากต้องรับภาระสูงอาจเกิดความเสียหายขึ้น ซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิดความเคลื่อนไหวสัมพัทธ์กันระหว่างวัสดุ (Micromotion) ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นของการหลุดหลวมของข้อต่อสะโพกเทียม [47] ลักษณะของพื้นผิวของก้านสะโพกที่มีใช้กันอยู่ในปัจจุบัน เช่น ผิวที่ได้จากการขัด (Polishing) ผิวที่ได้จากการยิงทรายชนิดต่างๆ เช่น Glass bead-blasted หรือ Shot-blasted หรือ Grit-blasted เป็นต้น [27] ซึ่งพื้นผิวแต่ละรูปแบบนั้นแตกต่างกันที่สมบัติเชิงกลของผิว ได้แก่ ความหยาบของพื้นผิว (Surface roughness) ความเป็นคลื่น (Waviness) ทิศทางของรอยตัด (Lay) และอื่นๆ ซึ่งจากการศึกษายังไม่สามารถสรุปได้อย่างแน่ชัดว่าลักษณะพื้นผิวแบบใดทำให้ระบบข้อต่อสะโพกแข็งแรงที่สุด มีงานวิจัยหนึ่งกล่าวว่าผิวที่มีความหยาบสูงสามารถลดขนาดการทรุดตัวของก้านสะโพก (Stem subsidence) ได้ดีกว่าผิวที่มีความหยาบต่ำ เนื่องจากผิวที่หยาบทำให้มีการยึดเกาะระหว่างก้านสะโพกกับซีเมนต์กระดูกมากขึ้น ส่งผลให้การถ่ายโอนแรงมีการกระจายตัวที่ดีขึ้น [47] แต่งานวิจัยอีกงานหนึ่งกล่าวว่า การที่ผิวของก้านสะโพกมีความหยาบต่ำนั้น เมื่อใช้ไปนานๆจะเกิดการทรุดตัวซึ่งส่งผลดีกับข้อต่อสะโพกเทียม เพราะจะทำให้

เกิด self-tightening ระหว่างซีเมนต์กระดุกกับก้านสะโปก ซึ่งจะช่วยให้มีการยึดเกาะดีกว่า [48] และอีกงานวิจัยหนึ่งได้ทำการทดสอบแบบ Pull out test เพื่อหาค่าความแข็งแรงต่อแรงเฉือน (Shear strength) ของผิวสัมผัสระหว่างซีเมนต์กระดุกและโลหะทรงกระบอกเหล็กกล้าไร้ 316L ซึ่งทำผิวให้มีลักษณะต่างๆ ได้แก่ ผิวแบบ Polished ผิวแบบ Glass bead-blasted ผิวแบบ Shot-blasted และผิวแบบ Grit-blasted จากการทดสอบพบว่า ผิวแบบ Grit-blasted มีค่าความแข็งแรงต่อแรงเฉือนสูงที่สุด ในขณะที่ผิวแบบ Polished มีค่าความแข็งแรงต่อแรงเฉือนต่ำที่สุด นั้นหมายถึง ผิวที่หยาบช่วยให้เกิดการยึดเกาะระหว่างวัสดุสองชนิด ทำให้การยึดติดมีความแข็งแรงสูงกว่าผิวที่เรียบ [27] อย่างไรก็ตามสะโปกเทียมที่มีผิวหยาบทำให้เกิดอนุภาคขนาดเล็ก (Debris) ได้มากกว่าผิวเรียบ [47] ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดการอักเสบของข้อต่อสะโปกเทียม และหากเกิดการอักเสบรุนแรงอาจทำให้เกิดการติดเชื้อ และในที่สุดจะทำให้ข้อต่อสะโปกเทียมเกิดการเสียหายและต้องทำการผ่าตัดใหม่ในที่สุด จะเห็นว่าลักษณะพื้นผิวของก้านสะโปกก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญต่อความแข็งแรงของระบบข้อต่อสะโปกเทียม

2.6.4 เกณฑ์ในการวิเคราะห์ความเสียหายเนื่องจากความล้าด้วยการคำนวณ

เงื่อนไขที่ใช้กำหนดว่าชิ้นส่วนใดๆ จะสามารถทนต่อความล้าได้หรือไม่ คือ เกณฑ์ความล้าของโซเดอร์เบิร์ก (Soderberg) ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ใช้คำนวณความแข็งแรงของชิ้นงานซึ่งรับโหลดแบบความล้าที่มีความปลอดภัยสูงที่สุด [49] ดังแสดงในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 เกณฑ์ที่ใช้ในการคำนวณความเสียหายเนื่องจากความล้า

โดยค่าความเค้นที่พิจารณาคือความทนทานต่อความล้า (Estimated actual endurance stress หรือ S_n) และค่าความเค้นจุดคราก (Yield stress หรือ S_y) เพื่อนำไปสร้างเส้นของโซเดอร์เบิร์ก (Soderberg line) ซึ่งคำนวณจากสมการที่ 1

$$\frac{\sigma_a}{S_n} + \frac{\sigma_m}{S_y} = 1 \quad (1)$$

จากนั้นทำการพลอตจุดของค่าความเค้นสมมูลแกว่ง (Alternating von Mises stress หรือ σ_a) และความเค้นสมมูลเฉลี่ย (Midrange von Mises stress หรือ σ_m) ที่เกิดขึ้นแล้วพิจารณาว่า อยู่ภายใต้เส้นของไซเคิลเบิร์กดังแสดงในรูปที่ 2.18 หรือไม่ หากพบว่าจุดที่พลอตอยู่ภายใต้เส้นของไซเคิลเบิร์กแสดงว่าชิ้นงานนั้นสามารถทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าเมื่อได้รับแรงพลวัตนั้นได้อย่างไม่จำกัดจำนวนรอบหรือตามจำนวนรอบของความทนทานต่อความล้าที่ได้จากการทดลอง แต่หากพบว่าจุดที่พลอตอยู่เหนือเส้นของไซเคิลเบิร์กแสดงว่าชิ้นงานนั้นไม่สามารถทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าได้ โดยค่าสัมประสิทธิ์ของความปลอดภัย (Factor of safety หรือ FS) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2

$$\frac{\sigma_a}{S_n} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{FS} \quad (2)$$

บทที่ 3

การออกแบบก้านสะโพกเทียม

3.1 บทนำ

เนื้อหาที่จะกล่าวถึงในบทนี้ ได้แก่ แนวคิดและเงื่อนไขในการออกแบบก้านสะโพก ซึ่งแสดงถึงชนิดของก้านสะโพกที่เลือกออกแบบ การเลือกวัสดุ ข้อจำกัด และข้อกำหนดอื่นๆ โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากการศึกษาในบทที่แล้ว จนเกิดเป็นรูปทรงของก้านสะโพกที่เลือกใช้ และนำไปออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดร่วมกับโปรแกรมการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ นำผลการออกแบบมาวิเคราะห์และเลือกก้านสะโพกรูปทรงที่เหมาะสมที่สุด ปรับรูปทรงของก้านสะโพกที่ให้ความเหมาะสมมากยิ่งขึ้น จากนั้นอภิปรายและสรุปผลการออกแบบก้านสะโพกเทียม ซึ่งก้านสะโพกที่ได้จากการออกแบบนี้จะถูกนำไปขึ้นรูปและทดสอบความทนทานต่อความล้าต่อไป รายละเอียดต่างๆของการออกแบบก้านสะโพกเทียมนี้นี้

3.2 แนวคิดและเงื่อนไขในการออกแบบก้านสะโพกเทียม

3.2.1 ชนิดของก้านสะโพกเทียมที่เลือกออกแบบ

เลือกออกแบบก้านสะโพกแบบใช้ซีเมนต์กระดูก (Cemented hip joint prosthesis) เพราะก้านสะโพกชนิดนี้ให้ผลการรักษาที่ดีกว่าก้านสะโพกแบบที่ไม่ใช้สารยึดกระดูก ใช้ได้กับผู้ป่วยที่มีปัญหาความแข็งแรงของกระดูกอ่อนข้างต่ำ และหากสามารถออกแบบให้ก้านสะโพกมีอายุการใช้งานที่นาน ก็จะสามารถใส่ให้กับผู้ป่วยได้ทุกช่วงอายุ สาเหตุที่เลือกออกแบบก้านสะโพกแบบด้านเดียว คือ การผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบด้านเดียวทำลายโครงสร้างเดิมน้อยกว่าการผ่าตัดเพื่อใส่สะโพกเทียมแบบทั้งหมด มีขั้นตอนการผ่าตัดน้อยกว่า ส่งผลให้เวลาที่ใช้ในการผ่าตัดและปริมาณเลือดที่ผู้ป่วยสูญเสียลดน้อยลง เป็นการเพิ่มความปลอดภัยให้กับผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัด ส่วนการพิจารณาเพื่อเลือกชนิดของหัวสวมสามารถทำในภายหลังได้

3.2.2 การเลือกวัสดุที่จะนำมาใช้ในการผลิตสะโพกเทียม

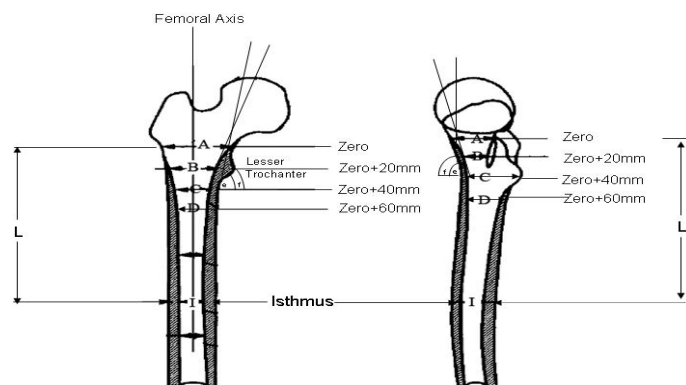
เลือกใช้เหล็กกล้าไร้สนิม 316L เป็นวัสดุสำหรับผลิตก้านสะโพก แม้ว่าความทนทานต่อการกัดกร่อนภายในร่างกายของเหล็กกล้าไร้สนิม 316L จะน้อยกว่าไททาเนียมอัลลอยและโคบอลต์โครเมียมอัลลอย แต่เหล็กกล้าไร้สนิม 316L เป็นวัสดุชนิดเดียวที่สามารถนำมาใช้ได้ ในขณะที่เนื่องด้วยสาเหตุทางด้านราคา และแม้ว่าเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ที่หาได้ในประเทศไทยนี้ไม่ใช่เกรดที่สามารถใช้ภายในร่างกายได้ แต่ก็สามารถนำมาใช้ในการทดลองเบื้องต้นได้ เป็นการช่วยประหยัดค่าใช้จ่ายที่ใช้ในงานวิจัยอีกทางหนึ่ง

3.2.3 กิจกรรมของผู้ป่วยหลังเข้ารับการรักษาตัดใส่ก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบ

กำหนดให้ผู้ป่วยสามารถมีกิจกรรมที่เป็นปกติในชีวิตประจำวันได้ ได้แก่ การนอน การนั่ง เก้าอี้ การยืน การเดิน การยกของที่มีน้ำหนักไม่มาก และกิจกรรมอื่น ๆ ที่ไม่ก่อให้เกิดภาวะสูงต่อข้อสะโพกเพียงเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ผู้ป่วยทำกิจกรรมที่ก่อให้เกิดภาวะอย่างหนักต่อข้อต่อสะโพก ซึ่งก่อให้เกิดความเสียหายต่อสะโพกเทียม เช่น การนั่งยอง ๆ การนั่งคุกเข่า การนั่งลงบนพื้น การวิ่ง การกระโดด การเล่นกีฬา การยกของหนัก เป็นต้น ส่วนอุบัติเหตุ อาทิ การสะดุด การหกล้ม ซึ่งอาจก่อให้เกิดความเสียหายต่อก้านสะโพกไม่ได้นำมาพิจารณาในงานวิจัยนี้ จากข้อกำหนดนี้จะได้ว่าภาวะที่เกิดขึ้นขณะเดินเป็นภาวะสูงสุดที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วย

3.2.4 ขนาดของก้านสะโพกเทียม

ด้วยเหตุที่ก้านสะโพกจะต้องฝังอยู่ภายในกระดูกต้นขา ขนาดของกระดูกจึงเป็นปัจจัยที่มีผลต่อความแข็งแรงของระบบ และรูปร่างของก้านสะโพกที่เหมาะสมจะแปรผันไปตามขนาดของกระดูกที่ใช้เป็นแบบจำลองในการออกแบบ ในงานวิจัยนี้เลือกใช้แบบจำลองสามมิติกระดูกของคนไทย 1 คน ซึ่งเป็นตัวแทนของประชากรที่มีกระดูกขนาดเล็ก เพื่อให้ได้มาซึ่งก้านสะโพกขนาดเล็กที่สามารถทนทานต่อความล้าได้ โดยสาเหตุที่เลือกออกแบบก้านสะโพกขนาดเล็กก็เพราะว่าก้านสะโพกที่มีอยู่ในท้องตลาดมีขนาดใหญ่เกินไป ไม่เหมาะกับกายวิภาคของคนไทย และหากออกแบบให้ก้านสะโพกขนาดเล็กสามารถทนทานต่อความล้าได้ ก้านสะโพกขนาดใหญ่ที่จะออกแบบในอนาคตก็น่าจะสามารถทนทานต่อความล้าได้เช่นเดียวกัน โดยแบบจำลองสามมิติของกระดูกต้นขาได้จากการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แล้วนำข้อมูลภาพมาสร้างเป็นแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรมมิมิกส์ (MIMICS) โดยอ้างอิงข้อมูลขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยจากวิทยานิพนธ์เรื่อง โครงการจัดสร้างข้อสะโพกเทียมสำหรับประชากรไทย การวัดขนาดทางกายวิภาคของกระดูกต้นขาส่วต้น การสร้างแบบจำลองกระดูกต้นขา และการวิเคราะห์จำนวนขนาดสำหรับการจัดสร้างข้อสะโพกเทียม [28] ซึ่งวัดและวิเคราะห์ข้อมูลขนาดของกระดูกต้นขาที่ระยะต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลขนาดกระดูกต้นขาทั้งหมด 114 ข้อมูล พบว่าการจัดกลุ่มข้อมูลโดยแบ่งประชากรทั้งหมดออกเป็น 7 กลุ่ม ทำให้การแบ่งกลุ่มมีความพอดีกับระบบสูงสุด ขนาดกระดูกต้นขาที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของกลุ่มประชากรทั้ง 7 กลุ่มแสดงในตารางที่ 3.1

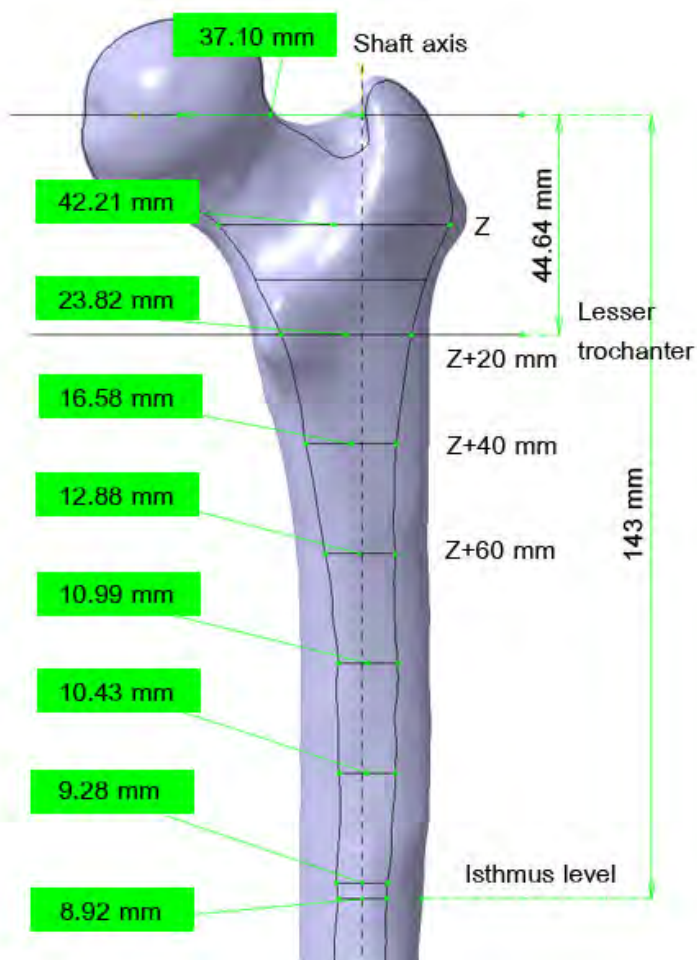


รูปที่ 3.1 การวัดขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยที่ระยะต่าง ๆ

ตารางที่ 3.1 ข้อมูลขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยแต่ละกลุ่มประชากร

ตำแหน่ง	ความกว้าง (mm) ของกลุ่มประชากรต่างๆ						
	A	B	C	D	E	F	G
Zero	48	39	47	53	44	41	54
Zero+20	30	23	29	36	26	25	33
Zero + 40	22	15	19	26	15	18	21
Zero + 60	18	12	15	20	12	15	16
Isthmus (L)	14	10	11	14	9	13	11

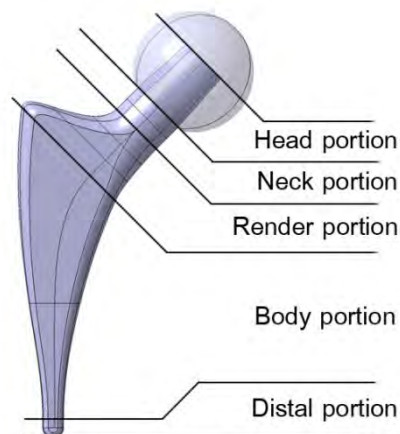
จากตารางที่ 3.1 จะเห็นว่ากลุ่ม B และ กลุ่ม E เป็นกลุ่มประชากรที่มีกระดูกต้นขาขนาดเล็ก จึงเลือกตัวอย่างกระดูกซึ่งมีขนาดใกล้เคียงกับขนาดกระดูกของประชากรกลุ่ม B และกลุ่ม E โดยกระดูกที่เลือกนี้จะเป็นตัวแทนกระดูกต้นขาขนาดเล็กของคนไทย ซึ่งจะนำมาใช้เป็นแบบจำลองสำหรับงานวิจัยนี้ โดยขนาดกระดูกที่ตำแหน่งต่างๆแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ตัวแทนกระดูกต้นขาขนาดเล็กของคนไทย

3.2.5 ส่วนประกอบหลักของก้านสะโพก

ก้านสะโพกที่ออกแบบสามารถแบ่งได้เป็น 5 ส่วน ได้แก่ ก้านสะโพกส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสวมก้านสะโพก (Head portion) ก้านสะโพกส่วนคอ (Neck portion) ก้านสะโพกส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูก (Render portion) ก้านสะโพกส่วนลำตัว (Body portion) และก้านสะโพกส่วนปลายด้านล่าง (Distal portion) ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ส่วนประกอบหลักของก้านสะโพก

3.2.6 มุมระหว่างแกนคอและแกนกระดูกต้นขา

จากประสบการณ์ของอาจารย์แพทย์ที่ให้คำแนะนำ พบว่าในการผ่าตัดข้อต่อสะโพกเทียม นิยมผ่าตัดกระดูกต้นขาเหนือจุดที่เรียกว่า Lesser trochanter เป็นมุม 45° กับแกนกระดูกต้นขา (Shaft axis) ดังนั้นจึงกำหนดให้มุมระหว่างแกนคอและแกนกระดูกต้นขา (Neck-shaft angle) มีค่าเท่ากับ 135° ซึ่งเป็นมุมที่ทำให้แกนคอ (Neck axis) ตั้งฉากกับแนวการผ่าตัดกระดูกต้นขาของแพทย์ ซึ่งจะช่วยให้จุดเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูกและส่วนที่อยู่ใต้ซีเมนต์กระดูกมีความราบรื่นมากขึ้น

3.2.7 น้ำหนักของผู้ป่วย

เนื่องจากภาระที่เกิดขึ้นบนข้อต่อสะโพกแปรตามน้ำหนักของผู้ป่วย และเนื่องจากขนาดกระดูกที่เลือกใช้เป็นกระดูกขนาดเล็ก งานวิจัยนี้จึงกำหนดให้ก้านสะโพกที่ออกแบบ สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่มีน้ำหนักไม่เกิน 60 กิโลกรัม

3.2.8 การออกแบบเพื่อความแข็งแรง

เนื่องจากการหลุดหลวมของสะโพกเทียมเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความเสียหายแก่ระบบข้อต่อสะโพกเทียม ซึ่งเป็นผลของความเสียหายที่เกิดขึ้นที่ซีเมนต์กระดูก การออกแบบเพื่อความแข็งแรงจึงต้องคำนึงถึงความเค้นที่เกิดขึ้นทั้งบนซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกซึ่งเป็นตัวกำหนดรูปทรงของซีเมนต์กระดูก งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นที่จะออกแบบก้านสะโพกเพื่อลดความเค้นที่เกิดขึ้นบนส่วนประกอบสองส่วนนี้ คือ ซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพก

3.3 รูปทรงของก้านสะโพกที่ออกแบบและการสร้างรูปในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์

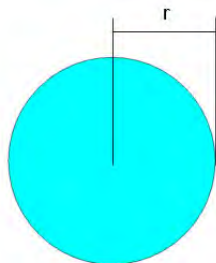
การออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุด จำเป็นต้องสร้างรูปทรงของก้านสะโพกแบบอัตโนมัติจากขนาดของก้านสะโพกบริเวณต่างๆตามที่โปรแกรมกำหนดไว้ และเนื่องจากต้องคำนวณความเค้นที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก จึงเลือกที่จะสร้างรูปทรงของก้านสะโพกในโปรแกรมแอนซิส (ANSYS) ซึ่งเป็นโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยตรง ช่วยให้ไม่จำเป็นต้องโอนถ่ายข้อมูลไปมาระหว่างโปรแกรมหลายๆโปรแกรม การสร้างรูปทรงสามมิติในโปรแกรมนี้สามารถทำได้ด้วยการสร้างจุดหลัก (Keypoint หรือ KP) ด้วยการกำหนดตำแหน่งของจุดในระนาบทำงาน (Workplane หรือ WP) สร้างเส้น (Line) เชื่อมต่อระหว่างจุดหลัก สร้างพื้นที่ (Area) โดยการรวมเส้นที่เป็นวงปิดเข้าด้วยกัน จากนั้นจึงสร้างปริมาตร (Volum) ด้วยวิธีการรวมพื้นที่ปิดล้อมเข้าด้วยกัน ก็จะได้รูปทรงตามต้องการ รายละเอียดในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพกมีดังนี้

3.3.1 รูปแบบหน้าตัดของก้านสะโพกที่บริเวณต่าง ๆ

รูปแบบหน้าตัด (Cross-sectional area) ของก้านสะโพกที่ตำแหน่งต่างๆเป็นตัวแปรที่กำหนดรูปทรงของก้านสะโพก โดยรูปแบบของหน้าตัดที่ออกแบบไว้ มีดังนี้

3.3.1.1 หน้าตัดรูปวงกลม

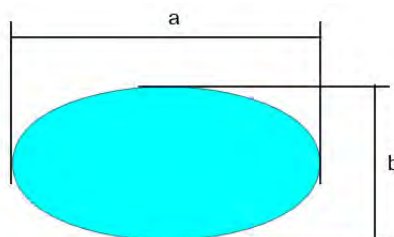
หน้าตัดรูปวงกลม (Circle) เป็นหน้าตัดที่สามารถสร้างได้ด้วยตัวแปรเพียง 1 ตัวเท่านั้น คือ รัศมีของวงกลม (r) โดยรายละเอียดในการสร้างวงกลมแสดงในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 หน้าตัดรูปวงกลม

3.3.1.2 หน้าตัดรูปวงรี

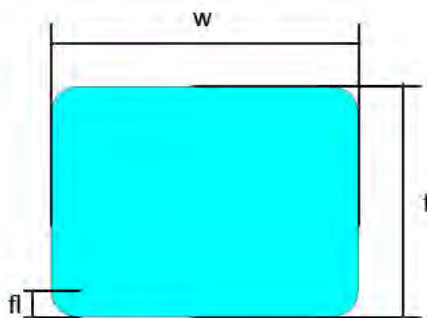
หน้าตัดรูปวงรี (Ellipse) เป็นหน้าตัดที่สร้างจากตัวแปรสองตัวคือความยาวของแกนเอก (a) และความยาวของแกนโท (b) ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 หน้าตัดรูปวงรี

3.3.1.3 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบลบมุม

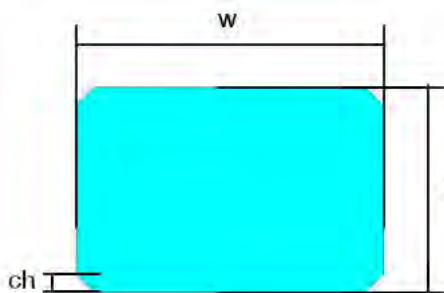
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบลบมุม (Fillet rectangular) ใช้ตัวแปรสามตัว คือ ความยาว (w) ความกว้าง (t) และรัศมีของการลบมุม (fl) ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบลบมุม

3.3.1.4 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบมุมตัด

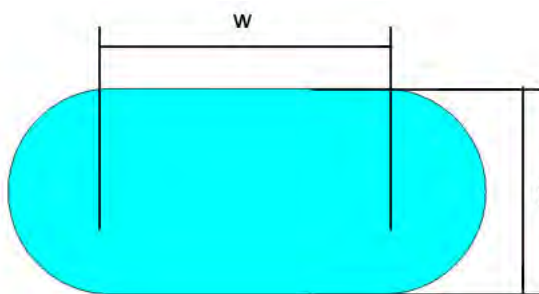
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบมุมตัด (Chamfer rectangular) ใช้ตัวแปรสามตัวในการสร้าง คือ ความยาว (w) ความกว้าง (t) และขนาดของมุมตัด (ch) ดังแสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมมุมตัด

3.3.1.5 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงกลม

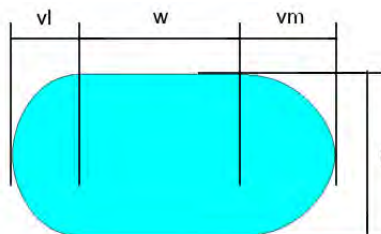
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงกลม (Round rectangular) ใช้ตัวแปรเพียงสองตัว ในการสร้าง คือ ความยาว (w) และความกว้าง (t) โดยส่วนของวงกลมที่ปลายทั้งสองข้างของสี่เหลี่ยมมีรัศมีเป็นครึ่งหนึ่งของความกว้างของสี่เหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงกลม

3.3.1.6 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงรี

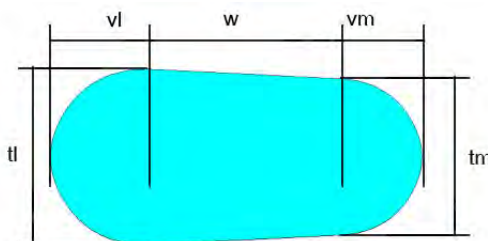
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงรี (Ellipse rectangular) ใช้ตัวแปรสี่ตัวในการสร้างรูป ได้แก่ ความยาว (w) ความกว้าง (t) และความยาวของแกนโทของครึ่งวงรีทั้งสองด้านอีกสองตัวแปร (v_m และ v_l) โดยความยาวของแกนเอกก็คือความกว้าง ดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมแบบปลายครึ่งวงรี

3.3.1.7 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบปลายเป็นวงรี

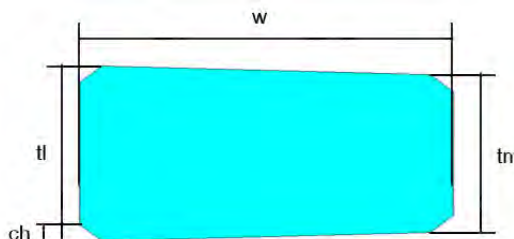
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบปลายเป็นวงรี (Ellipse trapezoid) ใช้ตัวแปรห้าตัวในการสร้างรูป ได้แก่ ความยาว (w) ความกว้างด้านที่หนึ่ง (t_m) ความกว้างอีกด้านหนึ่ง (t_l) และความยาวของแกนโทของครึ่งวงรีทั้งสองด้านอีกสองตัวแปร (v_m และ v_l) โดยความยาวแกนเอกของวงรีแต่ละด้านก็คือความกว้างของแต่ละด้าน ดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.10 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบปลายเป็นวงรี

3.3.1.8 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบมุมตัด

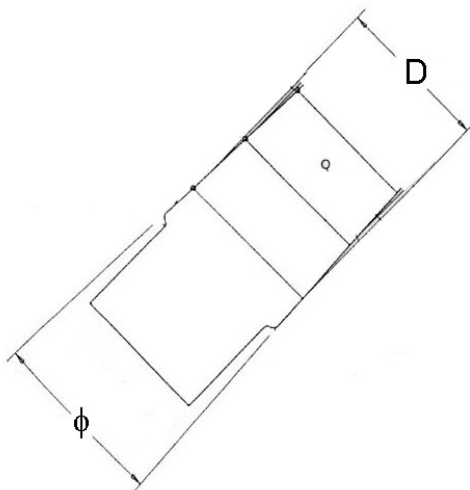
หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบมุมตัด (Chamfer trapezoid) ใช้ตัวแปรสี่ตัวในการสร้างรูป ได้แก่ ความยาว (w) ความกว้างด้านที่หนึ่ง (t_m) ความกว้างอีกด้านหนึ่ง (t_l) และขนาดของมุมตัด (ch) ดังแสดงในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 หน้าตัดรูปสี่เหลี่ยมคางหมูแบบมุมตัด

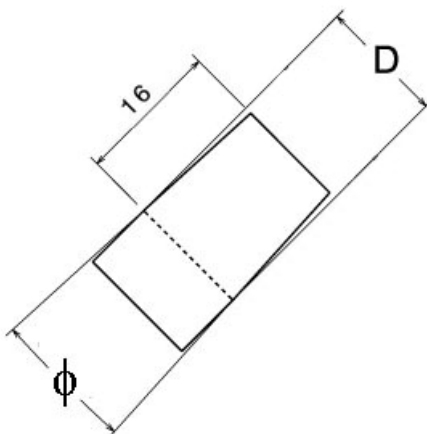
3.3.2 ก้านสะโพกส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสวมก้านสะโพก

เนื่องจากก้านสะโพกที่ออกแบบจำเป็นต้องสวมเข้ากับหัวสะโพกที่มีอยู่ในท้องตลาด จึงจำเป็นต้องกำหนดให้ส่วนเชื่อมต่อนี้เป็นไปตามแบบมาตรฐานที่ใช้กันโดยทั่วไป ซึ่งก้านสะโพกและหัวสะโพกจะเชื่อมต่อกันด้วยเพลาเรียว (Taper bar) ดังแสดงในรูปที่ 3.12 โดยตัวแปรสำคัญคือมุมเรียวของมอร์ส (Morse's taper) ที่ใช้ซึ่งมีค่าเท่ากับ 5.67° เส้นผ่านศูนย์กลางที่ปลายด้านบน 12 mm เส้นผ่านศูนย์กลางที่ปลายด้านล่าง 14 mm ระยะห่างระหว่างปลายทั้งสองด้านมีค่าประมาณ 20 mm



รูปที่ 3.12 แบบมาตรฐานของส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสวมก้านสะโพก

เมื่อพิจารณาแบบจำลองของกระดูกต้นขาที่ผ่าตัดแล้ว (รายละเอียดแสดงในหัวข้อ 3.4.3) จะเห็นว่าระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของหัวสะโพกกับระนาบผ่าตัดกระดูกมีค่าเพียง 40 mm และหากกำหนดให้ส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสะโพกมีขนาดตามมาตรฐานซึ่งมีค่าเท่ากับ 20 mm จะทำให้ระยะสำหรับสร้างรูปก้านสะโพกส่วนคอและส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูกมีเพียง 20 mm ซึ่งน้อยเกินไป จึงเลือกที่ลดขนาดของส่วนเชื่อมต่อนี้ให้เหลือเพียง 16 mm เพื่อแก้ปัญหาที่กล่าวข้างต้น โดยรูปทรงของก้านสะโพกส่วนเชื่อมต่อกับหัวสะโพกแสดงในรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 ก้านสะโพกส่วนเชื่อมต่อระหว่างก้านสะโพกกับหัวสวมก้านสะโพก

3.3.3 ก้านสะโพกส่วนคอ

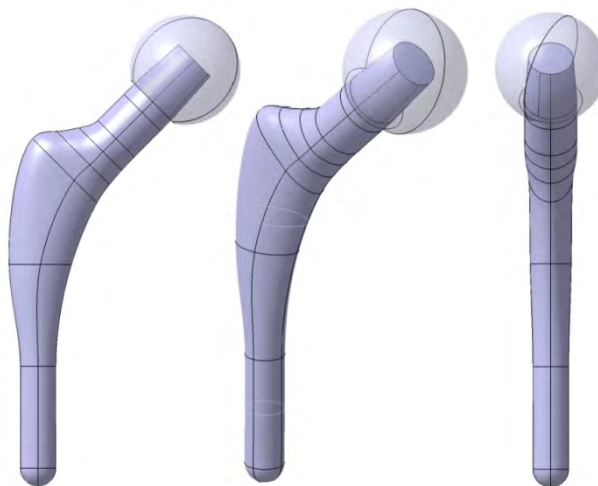
กำหนดให้หน้าตัดของก้านสะโพกส่วนคอเป็นวงกลมที่มีขนาดเท่ากับปลายด้านล่างของส่วนเชื่อมต่อดังแสดงในรูปที่ 3.13 โดยสาเหตุที่ไม่ลดขนาดของส่วนคอ คือ การลดขนาดจะทำให้เกิดความเค้นหนาแน่นที่บริเวณดังกล่าว

3.3.4 ก้านสะโพกส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูก ส่วนลำตัว และส่วนปลายด้านล่าง

รูปทรงของสามส่วนนี้เป็นส่วนสำคัญของการออกแบบก้านสะโพก เพราะเป็นทั้งรูปทรงของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญในการพิจารณาความแข็งแรงของงานวิจัยนี้ ทั้งสามส่วนนี้จะต้องมีความต่อเนื่องกัน และจะต้องต่อเนื่องกับรูปทรงของก้านสะโพกส่วนคอด้วย โดยปัจจัยที่มีผลในการพิจารณารูปทรงประกอบด้วย ปัจจัยด้านความแข็งแรง ปัจจัยด้านการผลิต และปัจจัยด้านความเหมาะสมกับโพรงกระดูก โดยรูปทรงของก้านสะโพกถูกออกแบบไว้หลายรูปทรงดังนี้

3.3.4.1 ก้านสะโพกรูปทรงที่หนึ่ง

กำหนดให้หน้าตัดตั้งบริเวณส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูก ส่วนลำตัว และปลายด้านล่างของก้านสะโพกเป็นรูปวงรี เพื่อให้พื้นผิวมีความต่อเนื่องมากที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 3.14 แต่เมื่อพิจารณาปัจจัยด้านการผลิตจะพบว่า การกีดขึ้นรูปก้านสะโพกรูปทรงนี้ทำได้ยากมาก พื้นผิวทุกจุดเป็นผิวในสามมิติ ต้องใช้เวลาในการกีดขึ้นรูปนาน รูปทรงนี้จึงเป็นรูปทรงที่ไม่สามารถใช้ได้ ต้องทำการแก้ไขต่อไป

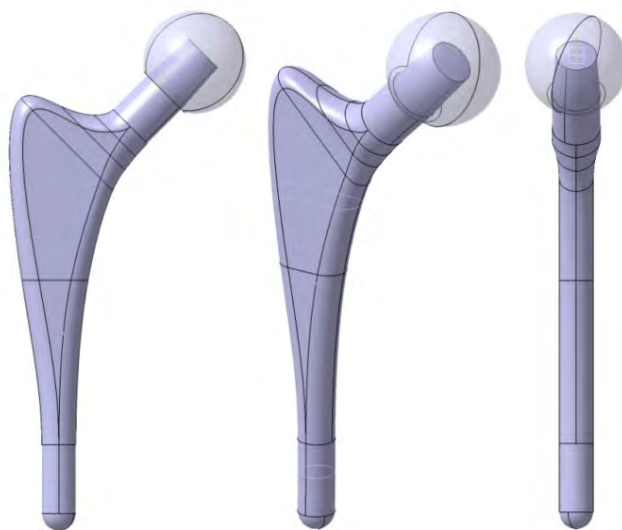


รูปที่ 3.14 ก้านสะโพกรูปทรงที่หนึ่ง

3.3.4.2 ก้านสะโพกรูปทรงที่สอง

กำหนดให้หน้าตัดบริเวณส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูก และส่วนลำตัวของก้านสะโพกเป็นรูปสี่เหลี่ยมปลายครึ่งวงรี ส่วนปลายด้านล่างของก้านสะโพกเป็นรูปวงกลม และกำหนดให้ความหนาช่วงลำตัวของก้านสะโพกมีค่าคงที่ เมื่อมองจากด้านข้างจะเห็นว่าก้านสะโพกมีลักษณะแบน

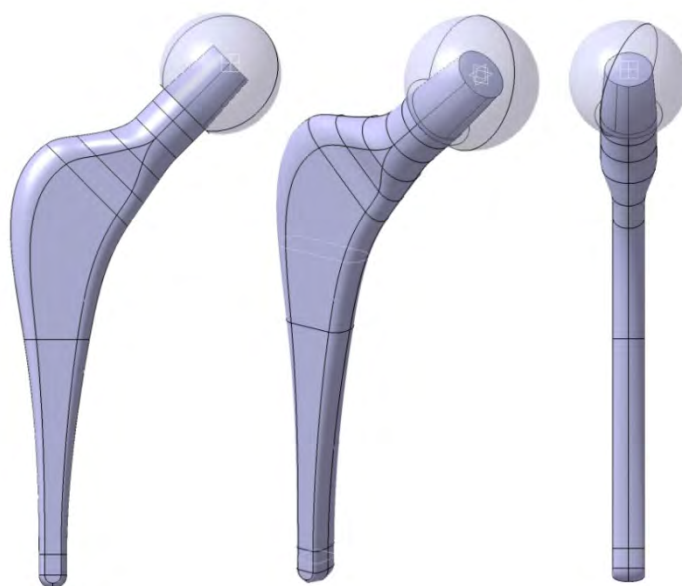
ดังรูปที่ 3.15 เมื่อพิจารณาปัจจัยด้านการผลิตก้านสะโพกรูปทรงที่สองนี้จะเห็นว่า บริเวณลำตัวสามารถทำได้ง่ายกว่าก้านสะโพกรูปทรงที่หนึ่ง แต่บริเวณปลายด้านล่างสุดซึ่งเป็นรูปทรงครึ่งทรงกลมนั้น ก็เป็นรูปทรงที่กีดขึ้นรูปได้ยาก จึงมีความจำเป็นที่จะต้องแก้ไขรูปทรงต่อไป



รูปที่ 3.15 ก้านสะโพกรูปทรงที่สอง

3.3.4.3 ก้านสะโพกรูปทรงที่สาม

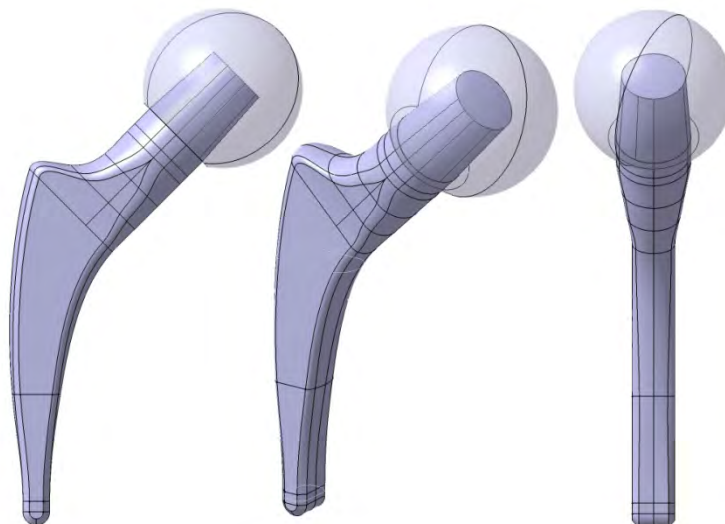
ก้านสะโพกรูปทรงที่สามมีความใกล้เคียงกับก้านสะโพกรูปทรงที่สอง แต่เปลี่ยนหน้าตัดของส่วนปลายด้านล่างของก้านสะโพกจากเดิมที่เป็นรูปวงกลมเป็นรูปสี่เหลี่ยมปลายครึ่งวงรี เพื่อเพิ่มความหลากหลายให้กับรูปทรงมากขึ้น และเป็นการลดขนาดของก้านสะโพกบริเวณปลายด้านล่างเพื่อให้มีรูปทรงเหมาะกับโพรงกระดูกมากขึ้น อีกทั้งยังทำให้การกีดขึ้นรูปตรงบริเวณปลายด้านล่างสามารถทำได้ง่ายขึ้นอีกด้วย ดังแสดงในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 ก้านสะโพกรูปทรงที่สาม

3.3.4.4 ก้านสะโพกรูปทรงที่สี่

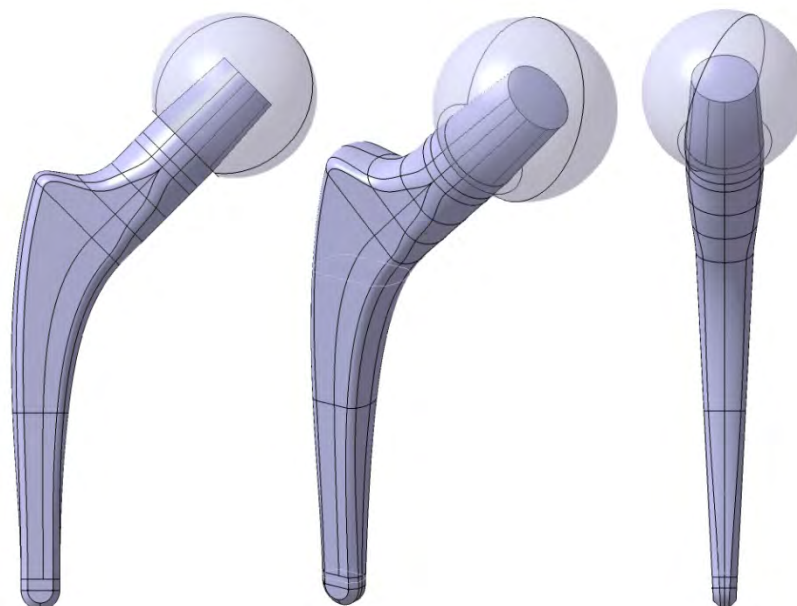
เมื่อพิจารณารูปทรงของก้านสะโพกรูปทรงที่สามจะเห็นว่า ที่บริเวณปลายด้านล่างเป็นรูปทรงที่มีความเอียงของพื้นที่สูง กัดขึ้นรูปได้ยาก จึงกำหนดให้หน้าตัดบริเวณปลายด้านล่างนี้เป็นรูปสี่เหลี่ยมมุมตัด ซึ่งทำให้รูปทรงที่ปลายด้านล่างเป็นรูปทรงที่สามารถกัดได้ง่ายขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 ก้านสะโพกรูปทรงที่สี่

3.3.4.5 ก้านสะโพกรูปทรงที่ห้า

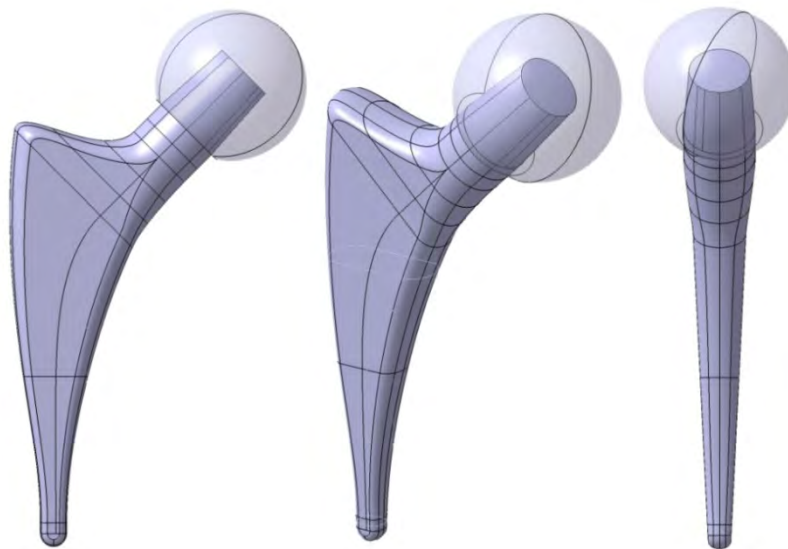
อ้างอิงจากก้านสะโพกรูปทรงที่สี่ แต่เปลี่ยนให้ความหนาตลอดลำตัวของก้านสะโพกมีค่าไม่คงที่ โดยที่กำหนดให้ผิวส่วนที่เรียบของก้านสะโพกเป็นระนาบเดียวกัน เมื่อมองจากด้านข้างจะเห็นว่าก้านสะโพกมีลักษณะเรียว ดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 ก้านสะโพกรูปทรงที่ห้า

3.3.4.6 ก้านสะโพกรูปทรงที่หก

แม้ว่าการเปลี่ยนหน้าตัดบริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพกรูปทรงที่สี่และห้าจะช่วยให้สามารถขึ้นรูปก้านสะโพกได้ง่ายขึ้น แต่จะเห็นว่าปลายด้านล่างก้านสะโพกรูปทรงที่สี่และห้าเป็นขอบคม (Sharp edge) ซึ่งอาจก่อให้เกิดความเค้นหนาแน่นที่ซีเมนต์กระดูกบริเวณนี้ได้ เป็นผลเสียต่อความแข็งแรงอย่างมาก ก้านสะโพกรูปทรงที่หกนี้จึงเลือกที่จะอ้างอิงรูปทรงบริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพกรูปทรงที่สาม แต่มีลักษณะเรียวเช่นเดียวกับก้านสะโพกรูปทรงที่ห้า ดังแสดงในรูปที่ 3.19



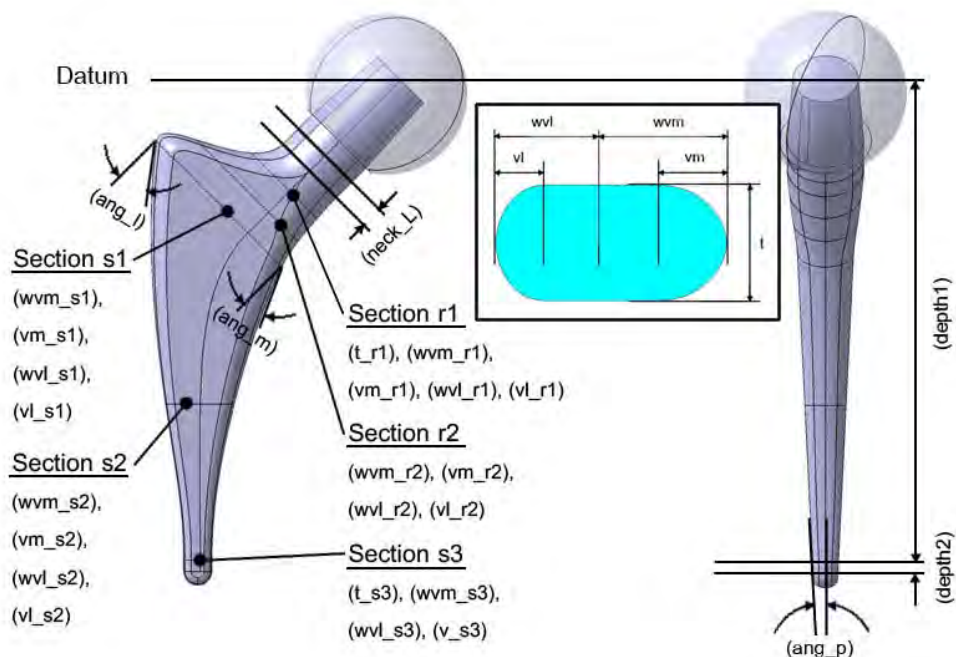
รูปที่ 3.19 ก้านสะโพกรูปทรงที่หก

3.4 การออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์

หลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์ (Multi-objectives optimization) และโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกใช้เป็นตัวเครื่องมือในการออกแบบก้านสะโพก โดยในที่นี้โปรแกรมที่มีชื่อว่า NSGA-II ซึ่งเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปภาษาซีพลัสพลัส (C++) ที่เขียนขึ้นโดย Deb, K. [43] โปรแกรมนี้ทำหน้าที่ในการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดด้วยการสร้างพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพก จากนั้นจะส่งค่าเหล่านี้ไปยังโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีชื่อว่า ANSYS ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผลหาค่าความเค้นสมมูลสูงสุด (Maximum von Mises stress) ที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก ด้วยแบบจำลองและเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนด ค่าความเค้นนี้ตามสมการที่ 2 ทำให้ได้ค่าที่เป็นส่วนกลับของสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของทั้งก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก แล้วจึงส่งค่าทั้งสองค่านี้ กลับไปยังโปรแกรม NSGA-II โดยจุดประสงค์ คือ การหาชุดพารามิเตอร์สำหรับสร้างรูปทรงก้านสะโพก ที่ทำให้ส่วนกลับของสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของทั้งก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกมีค่าน้อยที่สุด ซึ่งหมายถึงพารามิเตอร์ชุดนี้ทำให้สัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของทั้งก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกมีค่ามากที่สุดนั่นเอง โดยรายละเอียดของการออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดแบบหลายจุดประสงค์ มีดังต่อไปนี้

3.4.1 รูปทรงของก้านสะโพกที่เลือกใช้

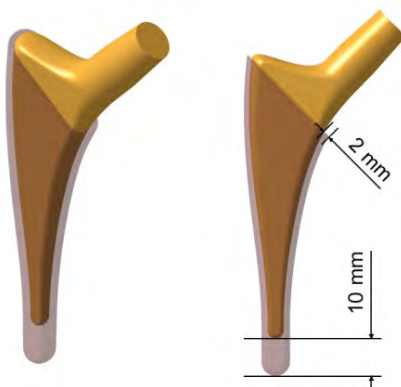
เลือกใช้ก้านสะโพกรูปทรงที่หกในการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด เนื่องจากเป็นรูปทรงของก้านสะโพกที่มีความหลากหลายของรูปทรงมากที่สุดที่ออกแบบ อีกทั้งก้านสะโพกรูปทรงที่หกไม่มีส่วนใดที่เป็นขอบคม มีความต่อเนื่องของพื้นผิวก้านสะโพกค่อนข้างดี โดยก้านสะโพกแบบนี้ใช้พารามิเตอร์ในการสร้างรูปทรงทั้งหมด 28 ตัว ดังแสดงในรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 พารามิเตอร์ในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพกที่เลือกใช้

3.4.2 รูปทรงของซีเมนต์กระดูก

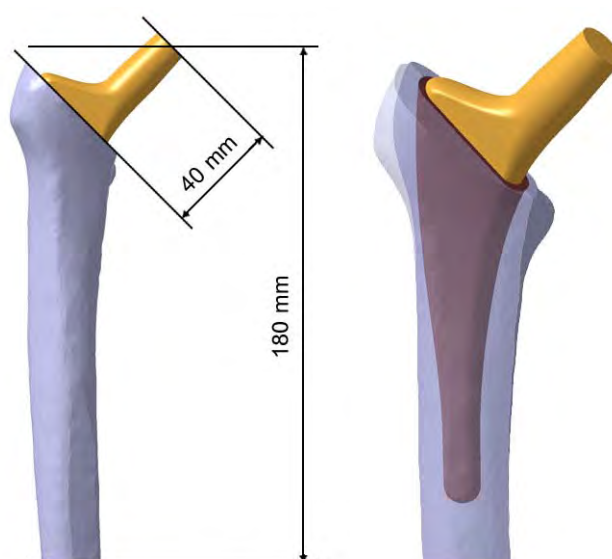
จากคำแนะนำของอาจารย์แพทย์ผู้ให้คำปรึกษา กำหนดให้ซีเมนต์กระดูกมีรูปทรงเดียวกันกับรูปทรงของก้านสะโพก ความหนาของซีเมนต์เท่ากับ 2 mm ตลอดลำตัว และปลายด้านล่างของซีเมนต์กระดูกอยู่ต่ำจากปลายด้านล่างของก้านสะโพก 10 mm การสร้างรูปทรงของซีเมนต์กระดูกจึงใช้ข้อมูลเดียวกันกับชุดพารามิเตอร์ที่ใช้สร้างรูปทรงก้านสะโพก เพียงแต่เพิ่มความหนาและต่อปลายด้านล่างให้ยาวออกมา รูปทรงของซีเมนต์กระดูกแสดงในรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.21 รูปทรงของซีเมนต์กระดูก

3.4.3 รูปทรงของกระดูกต้นขา

นำแบบจำลองสามมิติของตัวแทนกระดูกต้นขาขนาดเล็กของคนไทยมาใช้ในการสร้างแบบจำลองของกระดูกต้นขาที่ผ่าตัดแล้ว โดยตัดหัวสะโพกออกจากแบบจำลองจากตำแหน่ง Lesser trochanter ไปยัง Greater trochanter ระนาบการผ่าตัดทำมุม 45° กับแกนกระดูกต้นขา ระยะห่างระหว่างระนาบการผ่าตัดกับจุดศูนย์กลางของหัวสะโพกที่มีอยู่เดิมคือ 40 mm และเนื่องจากภาพเอ็กซเรย์กระดูกต้นขายาวไม่ถึงหัวเข่า จึงจำเป็นต้องตัดปลายด้านล่างของแบบจำลองเพื่อให้พื้นที่ด้านล่างเรียบ โดยตัดในตำแหน่งที่ต่ำกว่าจุดศูนย์กลางของหัวสะโพกที่มีอยู่เดิม 180 mm และกำหนดให้ส่วนที่ไม่ใช่ก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกเป็นกระดูกเนื้อแข็งทั้งหมด เพื่อให้ง่ายต่อการสร้างรูปทรงและการคำนวณ ซึ่งแบบจำลองนี้แสดงในรูปที่ 3.22

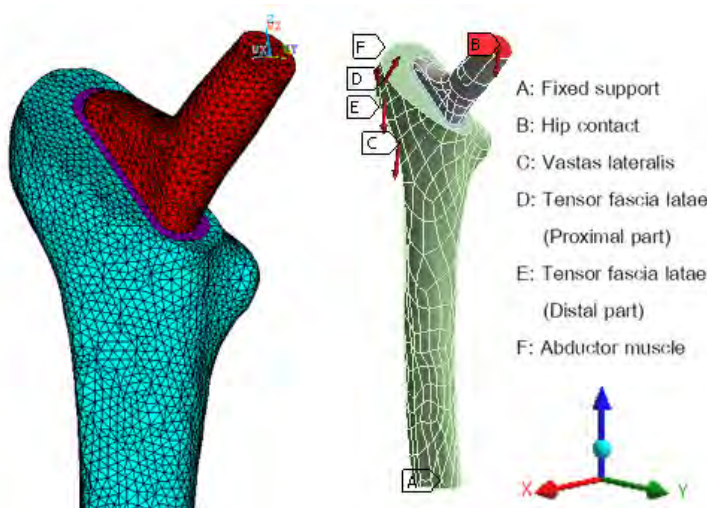


รูปที่ 3.22 รูปทรงของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด

3.4.4 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการคำนวณ

กำหนดสมบัติเชิงกล (Mechanical Properties) ของแบบจำลองดังแสดงในตารางที่ 2.4 ซึ่งกำหนดให้กระดูกเนื้อแข็งเป็นวัสดุแบบ Transversely isotropic material มีค่า $E_x = E_y = 11.5 \text{ GPa}$, $E_z = 17 \text{ GPa}$, $G_{xy} = 3.6 \text{ GPa}$, $G_{xz} = G_{yz} = 3.3 \text{ GPa}$, $\nu_{xy} = 0.51$, $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$ กำหนดให้ซีเมนต์กระดูกเป็นวัสดุแบบ Isotropic material มีค่า $E = 2.62 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$ และกำหนดให้ก้านสะโพกซึ่งใช้เหล็กกล้าไร้สนิม 316L เป็นวัสดุแบบ Isotropic material มีค่า $E = 200 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$ และกำหนดให้พื้นที่สัมผัสระหว่างก้านสะโพกกับซีเมนต์กระดูก และพื้นที่สัมผัสระหว่างซีเมนต์กระดูกกับกระดูกเนื้อแข็ง เป็นแบบพื้นที่สัมผัสแบบยึดแน่น (Bonded interface) โดยใช้จุดต่อ (Node) ร่วมกัน เพื่อให้การคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถทำได้ง่าย ใช้เวลาในการคำนวณน้อย จากนั้นจึงแบ่งเมช (Mesh) ชั้นส่วนต่างๆของแบบจำลองตามที่กำหนดไว้ โดยกำหนดให้เอลิเมนต์ (Element) ที่ใช้ในการเมชกระดูกเนื้อแข็งเป็นแบบโซลิด 64

(SOLID64) เนื่องจากเป็นวัสดุประเภท Transversly isotropic กำหนดให้เอลิเมนต์ที่ใช้ในการเมชซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกเป็นแบบโซลิต 45 (SOLID45) และกำหนดให้เอลิเมนต์ของวัสดุทั้งสามชนิดมีขนาดเท่ากับ 2 mm แบบจำลองที่แบ่งเมชแล้วแสดงในรูปที่ 3.23 จากนั้นกำหนดแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกเป็นแรงแบบสถิตย์ (Static load) โดยอ้างอิงค่าแรงสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดินตามตารางที่ 2.1 โดยคำนวณจากผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัว 60 kg แต่ด้วยเหตุที่บางงานวิจัยกล่าวว่า แรงสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดินอาจมีค่าสูงถึง 4 เท่าของน้ำหนักตัว แต่จากตารางที่ 2.1 จะเห็นว่าแรงสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดินมีค่าเท่ากับ 2.377 เท่าของน้ำหนักตัว เพื่อความปลอดภัยในการใช้งานของก้านสะโพกที่ออกแบบ จึงคุณสมบัติสัมประสิทธิ์เพื่อให้แรงสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดินมีค่าเท่ากับ 4 เท่าของน้ำหนักตัว และคุณสมบัตินี้กับแรงกระทำอื่นๆเช่นเดียวกัน และกำหนดให้เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions) ที่พื้นที่บริเวณด้านล่างของกระดูกต้นขาที่ถูกตัดเป็นพื้นที่ถูกตรึง (Fixed support) ซึ่งแรงกระทำและเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณแสดงในรูปที่ 3.23 ส่วนค่าของแรงกระทำเป็นดังตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.23 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ตารางที่ 3.2 แรงกระทำต่อระบบข้อต่อสะโพกที่ใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์

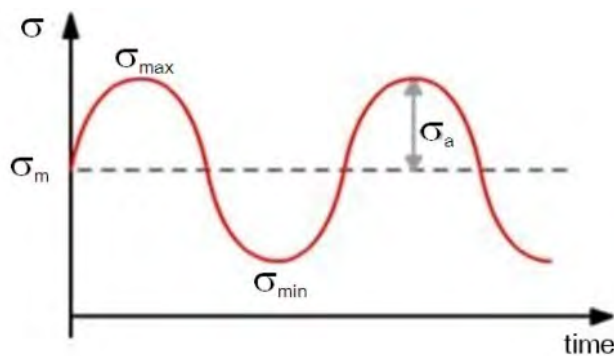
Force	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
(B) Hip contact	-213.02	-588.30	-2269.74
(C) Vastus lateralis	181.37	27.38	-919.98
(D) Tensor fascia latae (Proximal part)	98.56	92.55	130.72
(E) Tensor fascia latae (Distal part)	-5.82	-6.22	-188.15
(F) Abductor Muscle	-71.49	571.49	856.60

3.4.5 การกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพก

กำหนดให้จุดประสงค์ของการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุด คือ ค่าที่เป็นส่วนกลับของสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของทั้งก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 2

$$\frac{\sigma_a}{S_n} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{FS} \quad (2)$$

เนื่องจากสมการที่ 2 เป็นสมการสำหรับพิจารณาสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของวัตถุที่รับแรงกระทำแบบจลน์ แต่การคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการพิจารณาแบบเสมือนสถิตย์ (Quasi-static) เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณ ดังนั้นจึงใช้สมมติฐานที่ว่า ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกระหว่างการเดิน มีค่าเท่ากับความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นขณะที่ก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกรับแรงกระทำแบบสถิตย์ที่มีค่าเท่ากับแรงกระทำสูงสุดที่เกิดขึ้นขณะเดิน ซึ่งหมายถึงความเค้นสูงสุดที่ได้จากการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นความเค้นสูงสุด σ_{max} ที่เกิดขึ้นระหว่างการเดิน และเมื่อพิจารณาประวัติภาระในการเดินในรูปที่ 2.4 จะเห็นว่าประวัติภาระมีลักษณะคล้ายคลื่นไซน์แบบทิศทางเดียว (Positive sinusoidal wave) ซึ่งส่งผลให้เกิดความเค้นจลน์แบบซ้ำในทิศทางเดียว (Repeated, one-directional stress) ดังแสดงในรูปที่ 3.24 ซึ่งหากกำหนดให้แรงต่ำสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดินมีค่าเท่ากับ 0 N แล้ว ก็จะได้ว่าค่าความเค้นต่ำสุด σ_{min} ที่เกิดขึ้นระหว่างการเดินมีค่าเท่ากับ 0 Pa ด้วย และจะได้ว่าความเค้นเฉลี่ย σ_m และความเค้นแกว่ง σ_a มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของความเค้นสูงสุด σ_{max} นั่นเอง



รูปที่ 3.24 ความเค้นจลน์แบบซ้ำในทิศทางเดียว

จากสมมติฐานและการพิจารณาข้างต้น ทำให้ได้มาซึ่งจุดประสงค์ของการหาคำตอบ โดยกำหนดให้จุดประสงค์ที่หนึ่ง (Obj₁) คือค่าที่เป็นส่วนกลับของสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยซีเมนต์กระดูก และจุดประสงค์ที่สอง (Obj₂) คือค่าที่เป็นส่วนกลับของสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยก้านสะโพกดังแสดงในสมการที่ 3 และ 4 ตามลำดับ ซึ่งชุดพารามิเตอร์สำหรับสร้างรูปทรงของก้านสะโพกที่ทำให้จุดประสงค์มีค่าน้อยที่สุด จะทำให้ซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยมากที่สุด

$$\text{Obj}_1 = \left(\frac{\sigma_{\max}^{(\text{cem})}}{2S_n^{(\text{cem})}} + \frac{\sigma_{\max}^{(\text{cem})}}{2S_y^{(\text{cem})}} \right) = \left(\frac{1}{FS^{(\text{cem})}} \right) \quad (3)$$

$$\text{Obj}_2 = \left(\frac{\sigma_{\max}^{(\text{stem})}}{2S_n^{(\text{stem})}} + \frac{\sigma_{\max}^{(\text{stem})}}{2S_y^{(\text{stem})}} \right) = \left(\frac{1}{FS^{(\text{stem})}} \right) \quad (4)$$

ในการออกแบบยังมีข้อกำหนดว่าซีเมนต์กระดูกสามารถซ้อนทับกับเนื้อกระดูกจริงได้เล็กน้อยหรือมีขนาดเล็กกว่าช่องภายในกระดูกเท่านั้น และกำหนดให้ก้านสะโพกส่วนปลายด้านล่างมีความหนาไม่น้อยกว่า 3 mm เพื่อไม่ให้ส่วนนี้มีขนาดเล็กจนเกินไปซึ่งทำให้ขึ้นรูปได้ยาก และที่ปลายด้านล่างของซีเมนต์กระดูกจะต้องยาวไม่เกินจุดที่แคบสุดของกระดูก (Shaft isthmus) ด้วยข้อกำหนดเหล่านี้ทำให้ได้มาซึ่งขอบเขตของพารามิเตอร์ต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 3.3 ค่าจีเอพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณแสดงในตารางที่ 3.4 และเนื่องจากการออกแบบอุปกรณ์ทางการแพทย์ คำวิจารณ์ของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลอย่างมากในการออกแบบ ซึ่งอาจมีเพิ่มเติมเงื่อนไขในการกำหนดขอบเขตขึ้นมาในภายหลัง

ตารางที่ 3.3 ขอบเขตของพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างรูปทรงของก้านสะโพก

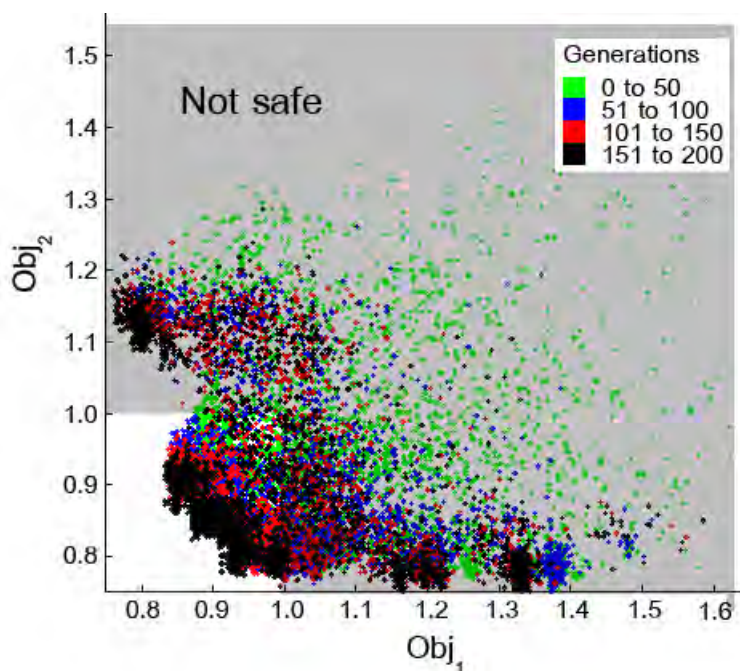
Parameter	Lower Limit	Upper Limit	Parameter	Lower Limit	Upper Limit
t_r1	0.011	0.014	wvm_s2	0.006	0.009
wvm_r1	0.007	0.008	wvl_s2	0.0035	0.0065
wvl_r1	0.007	0.010	vm_s2	0.0015	0.003
vm_r1	0.005	0.007	vl_s2	0.0015	0.003
vl_r1	0.005	0.007	wvm_s3	0.002	0.0035
wvm_r2	0.007	0.0085	wvl_s3	0.003	0.0045
wvl_r2	0.010	0.019	v_s3	0.0008	0.0015
vm_r2	0.004	0.006	depth1	0.08	0.11
vl_r2	0.004	0.006	depth2	0.002	0.020
t_s3	0.003	0.005	neck_L	0.002	0.010
wvm_s1	0.007	0.009	ang_m	0.05	0.35
wvl_s1	0.015	0.025	ang_l	0.5	0.8
vm_s1	0.0025	0.005	ang_t	0.5	0.8
vl_s1	0.0025	0.005	ang_p	0.01	0.05

ตารางที่ 3.4 ค่าจีเอพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด

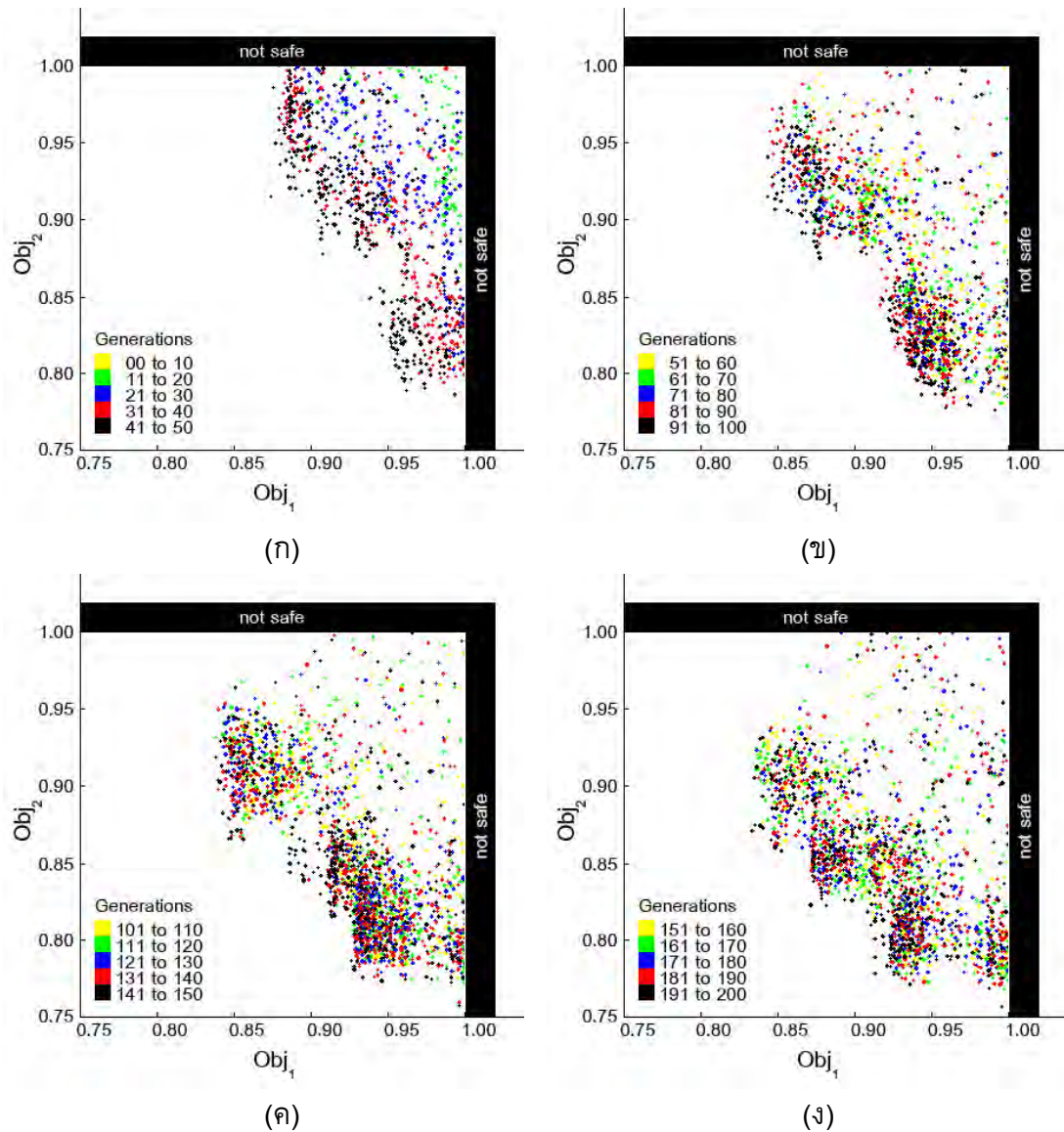
Parameter	Value	Parameter	Value
Variables	28	Cross-over probability	0.75
Objectives	2	Mutation probability	0.03
Populations	100	Cross-over index	75
Generations	200	Mutation index	20

3.4.6 ผลการหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพก

หลังจากดำเนินโปรแกรมคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุด โดยก้านสะโพกหนึ่งแบบใช้เวลาคำนวณประมาณ 3-4 นาที โดยทำซ้ำทั้งหมด 200 ครั้ง การทำซ้ำ 1 ครั้งมีก้านสะโพก 100 แบบ ก้านสะโพกที่คำนวณจึงมีทั้งหมด 20100 แบบ ใช้เวลาในการคำนวณประมาณ 8 สัปดาห์ จนกระทั่งได้จำนวนคำตอบครบตามที่กำหนดไว้ ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 3.25 และรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.25 ผลการคำนวณหารูปทรงที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพกทั้งหมด

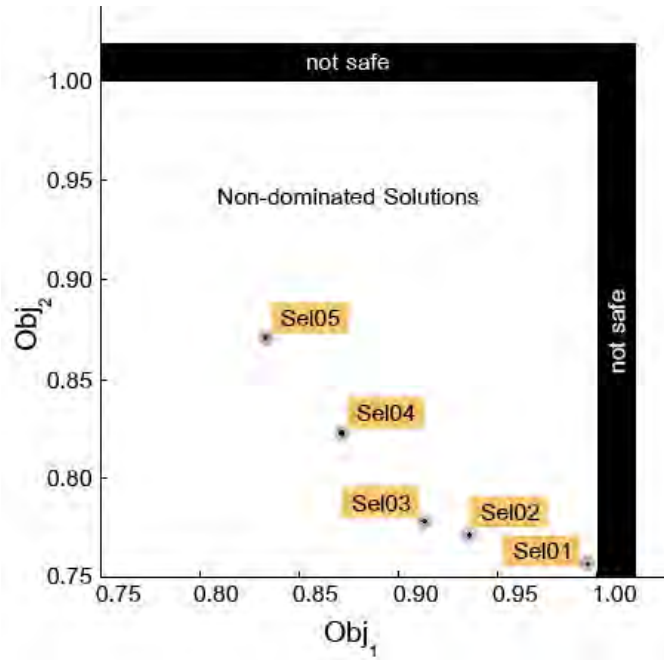


รูปที่ 3.26 ผลการคำนวณหาจุดที่เหมาะสมที่สุดของก้านสะโพก

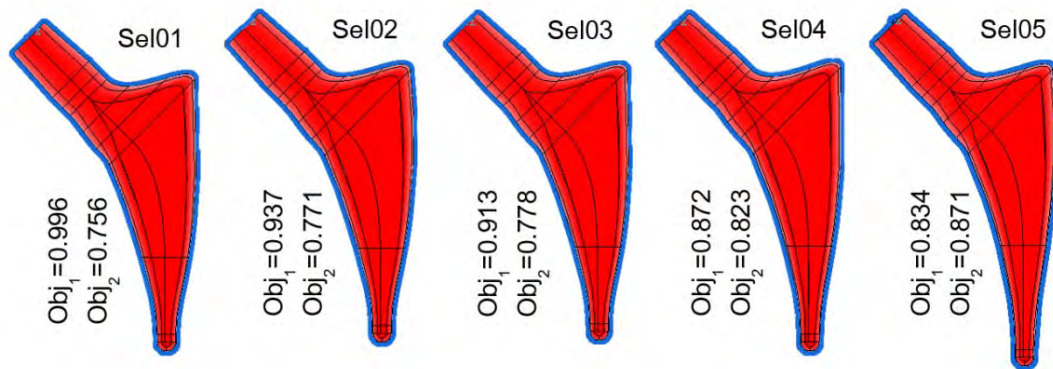
(ก) การทำซ้ำครั้งที่ 0 ถึง 50 (ข) การทำซ้ำครั้งที่ 51 ถึง 100

(ค) การทำซ้ำครั้งที่ 101 ถึง 150 (ง) การทำซ้ำครั้งที่ 151 ถึง 200

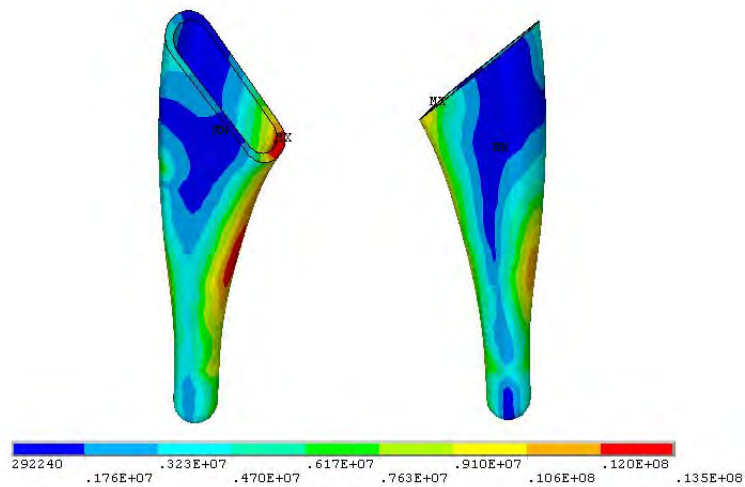
จากผลการคำนวณทำให้ได้คำตอบที่เหมาะสมที่สุด (Non-dominated optimal solution) ทั้งหมด 5 คำตอบดังแสดงในรูปที่ 3.27 ซึ่งนำมาสร้างเป็นรูปทรงของก้านสะโพกได้ทั้งหมด 5 แบบดังแสดงในรูปที่ 3.28 เกณฑ์ที่ใช้ในการเลือกก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุดคือ คำนึงถึงปัจจัยด้านความแข็งแรงของซีเมนต์กระดุกเป็นหลัก เนื่องจากเป็นองค์ประกอบที่มีความแข็งแรงน้อยเมื่อเทียบกับก้านสะโพกซึ่งเป็นเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ซึ่งในที่นี้จะเห็นว่า รูปทรงของก้านสะโพกที่ทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดุกสูงสุด (Obj_1 ต่ำที่สุด) คือก้านสะโพกแบบที่ 5 (Sel05) ดังนั้นก้านสะโพกที่มีความเหมาะสมที่สุดในการออกแบบครั้งนี้คือก้านสะโพกแบบที่ 5 โดยความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดุกและก้านสะโพกของก้านสะโพกแบบที่ 5 แสดงในรูปที่ 3.29 ถึงรูปที่ 3.30



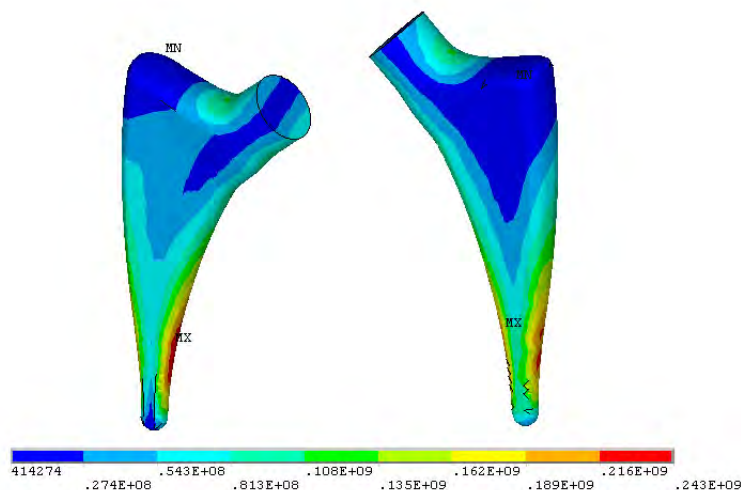
รูปที่ 3.27 ตำแหน่งของก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุด 5 แบบ



รูปที่ 3.28 ก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุด 5 แบบ



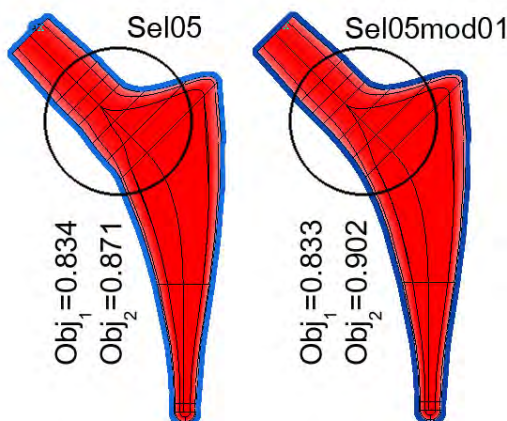
รูปที่ 3.29 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบที่ 5



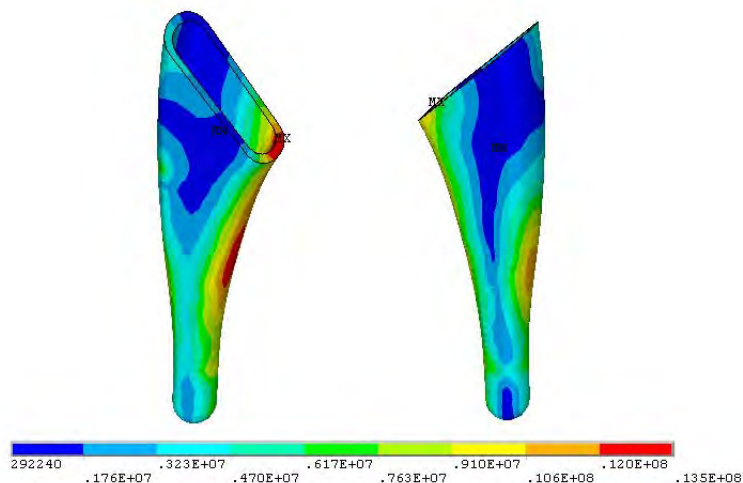
รูปที่ 3.30 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนนก้านสะโพกแบบที่ 5

3.5 การปรับปรุงทรงของก้านสะโพก

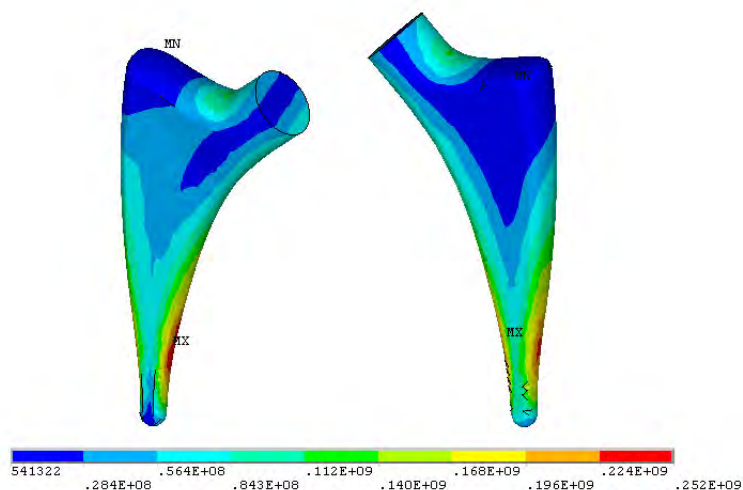
เลือกก้านสะโพกโดยคำนึงถึงปัจจัยด้านความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกเป็นหลัก เนื่องจากเป็นองค์ประกอบที่มีความแข็งแรงน้อยเมื่อเทียบกับก้านสะโพกซึ่งเป็นเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ในที่นี้จะเห็นว่ารูปร่างของก้านสะโพกที่ทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกสูงที่สุด (Obj_1 ต่ำที่สุด) คือก้านสะโพกแบบที่ 5 (Sel05) แต่จะเห็นว่ารูปร่างของก้านสะโพกที่ได้จากการคำนวณมีความไม่ต่อเนื่องของพื้นผิวบริเวณส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูก จึงต้องมีการปรับปรุงรูปร่างให้มีความต่อเนื่องมากขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการกัดขึ้นรูปชิ้นงาน ทั้งนี้ได้ปรับขนาดของตัวแปรทั้งหมด 4 ตัว ได้แก่ (wvm_r1), (wvm_r2), (vm_r2) และ (ang_m) โดยผลที่ได้คือก้านสะโพกแบบที่ 5 ที่ปรับปรุงทรงแล้ว (Sel05mod01) ดังแสดงในรูปที่ 3.31 เปรียบเทียบกับรูปร่างของก้านสะโพกแบบที่ 5 ซึ่งจะเห็นว่าค่า Obj_1 แทบจะเท่าเดิม คือ 0.833 ในขณะที่ Obj_2 มีค่าเท่ากับ 0.902 เพิ่มขึ้นจากเดิมประมาณ 4% ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกแสดงในรูปที่ 3.32 และรูปที่ 3.33 ตามลำดับ



รูปที่ 3.31 ก้านสะโพกแบบที่ 5 ที่ปรับปรุงทรงแล้วเปรียบเทียบกับแบบที่ยังไม่ได้ปรับ



รูปที่ 3.32 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบ Sel05mod01



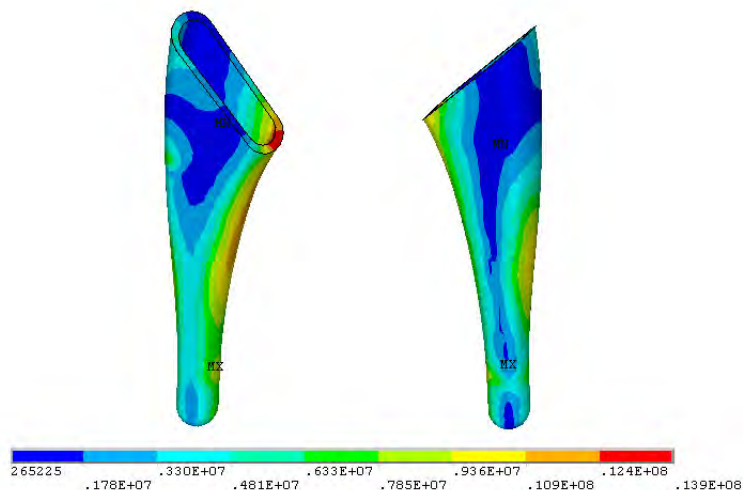
รูปที่ 3.33 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกแบบ Sel05mod01

เมื่อได้ผลดังนี้ จึงนำก้านสะโพกที่เลือกนี้ไปปรึกษากับอาจารย์แพทย์ โดยอาจารย์แพทย์มีข้อแนะนำว่า ก้านสะโพกควรมีความยาวทั้งตัว (Stem length) (ดูรูปที่ 2.12) มากกว่า 10 cm หรือ 100 mm เพื่อไม่ให้มีขนาดเล็กจนเกินไป แต่ก้านสะโพกแบบนี้มีความยาวทั้งตัวเท่ากับ 100.74 mm ซึ่งใกล้เคียงกับข้อกำหนดนี้ จึงจำเป็นต้องปรับรูปทรงของก้านสะโพกอีกครั้ง โดยตัวแปรที่จะปรับค่าในครั้งนี้คือ (depth1) ซึ่งเป็นตัวแปรหลักที่กำหนดความยาวของก้านสะโพก และเลือกปรับตัวแปร (ang_p) ซึ่งเป็นมุมเรียวของก้านสะโพกด้วย เนื่องจากการเปลี่ยนแปลง (depth1) มีผลกับความหนาของก้านสะโพก หากปรับเพิ่มค่า (depth1) แต่ไม่ปรับลดค่า (ang_p) ทำให้ความหนาของก้านสะโพกบริเวณหน้าตัด s1 มีค่ามากขึ้น จนอาจทำให้ซีเมนต์กระดูกบริเวณนั้นซ้อนทับเนื้อกระดูกจริงมากเกินไป ส่งผลให้เกิดปัญหา ก้านสะโพกใหญ่เกินไปตอนที่แพทย์ผ่าตัดเพื่อใส่ก้านสะโพกได้ ซึ่งผลการปรับเป็นดังตารางที่ 3.5

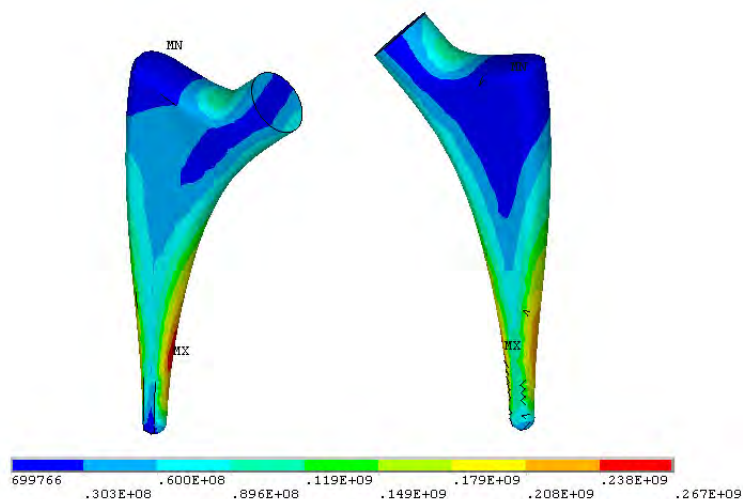
ตารางที่ 3.5 ผลการปรับปรุงทรงของก้านสะโพกตัวแปร (depth1) และ (ang_p)

Stem	(depth1)	(ang_p)	Obj ₁	Obj ₂	Sum
Sel05mod01	0.088765	0.049179	0.833	0.902	1.735
Sel05mod02	0.100	0.040	0.845	0.982	1.826
Sel05mod03	0.100	0.039	0.860	1.003	1.863
Sel05mod04	0.100	0.038	0.896	1.017	1.912
Sel05mod05	0.100	0.037	0.932	0.991	1.923
Sel05mod06	0.100	0.041	0.883	0.988	1.871
Sel05mod07	0.100	0.042	0.900	0.988	1.888
Sel05mod08	0.100	0.043	0.861	0.997	1.858
Sel05mod09	0.100	0.044	0.858	0.967	1.825
Sel05mod10	0.100	0.045	0.860	0.980	1.839
Sel05mod11	0.100	0.046	1.026	0.977	2.002
Sel05mod12	0.102	0.044	0.848	1.003	1.851
Sel05mod13	0.104	0.044	0.888	1.056	1.944
Sel05mod14	0.098	0.044	0.953	0.999	1.952
Sel05mod15	0.096	0.044	0.857	0.966	1.823
Sel05mod16	0.094	0.044	0.863	0.972	1.835
Sel05mod17	0.092	0.044	0.945	1.000	1.945
Sel05mod18	0.096	0.043	0.854	0.980	1.834
Sel05mod19	0.096	0.042	0.858	0.959	1.817
Sel05mod20	0.096	0.041	0.862	0.993	1.855
Sel05mod21	0.096	0.040	0.872	0.976	1.848
Sel05mod22	0.096	0.039	0.893	0.937	1.830
Sel05mod23	0.096	0.045	0.858	0.964	1.823
Sel05mod24	0.096	0.046	0.851	0.978	1.830

จากตารางที่ 3.5 จะเห็นว่ารูปทรงที่ให้ความแข็งแรงกับระบบมากที่สุด คือ ก้านสะโพกแบบ Sel05mod19 ซึ่ง Obj₁ เท่ากับ 0.858 และ Obj₂ มีค่าเท่ากับ 0.959 ซึ่งหมายความว่า ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกมีค่าเท่ากับ 1.166 และค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของก้านสะโพกมีค่าเท่ากับ 1.043 โดยรูปทรงของก้านสะโพกแบบ sel05mod19 มีลักษณะใกล้เคียงกับก้านสะโพก sel05mod01 เพียงแต่มีความยาวเพิ่มขึ้นเป็น 107.50 mm ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกแสดงในรูปที่ 3.34 และรูปที่ 3.35



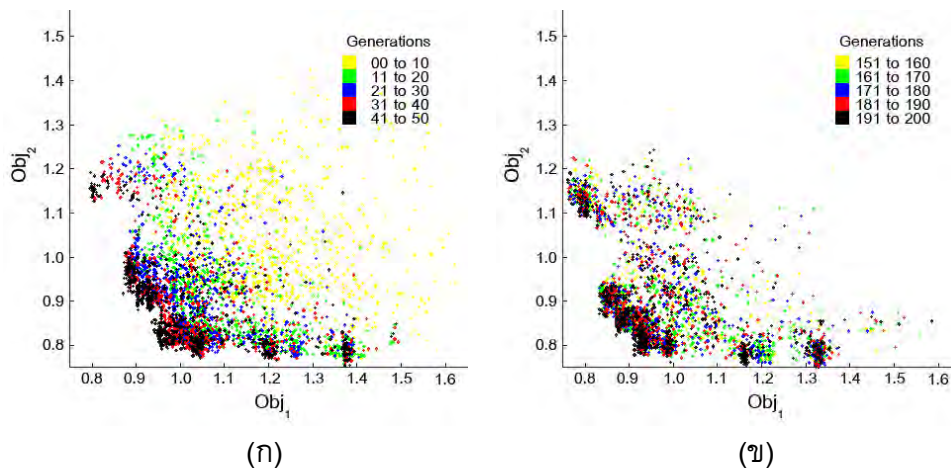
รูปที่ 3.34 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนซีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบ Sel05mod19



รูปที่ 3.35 ความเค้นสมมูลที่เกิดขึ้นบนก้านสะโพกแบบ Sel05mod19

3.6 อภิปรายผลการออกแบบก้านสะโพกเทียม

พิจารณาการกระจายตัวของค่าจุดประสงค์ของการออกแบบด้วยหลักการหาค่าตอบที่เหมาะสมที่สุด จะเห็นว่า อัตราการลดลงของค่าจุดประสงค์ทั้งสองตัวของการทำซ้ำ (Generation) ในช่วงหลัง ช้ากว่าอัตราการลดลงของค่าจุดประสงค์ของการทำซ้ำในช่วงแรก ดังจะเห็นได้ชัดเจนจากกราฟการกระจายตัวของจุดประสงค์ที่ขยายพื้นที่ใหญ่ขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.36 ซึ่งสามารถกล่าวได้ว่า การออกแบบด้วยหลักการหาค่าตอบที่เหมาะสมที่สุดโดยใช้ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรมสามารถลดค่าของจุดประสงค์ได้จริง แต่ก็สามารถลดได้จนถึงค่าหนึ่งเท่านั้นและจะไม่ลดลงไปมากกว่านี้ แม้ว่าจะเพิ่มจำนวนครั้งในการทำซ้ำก็ตาม



(ก)

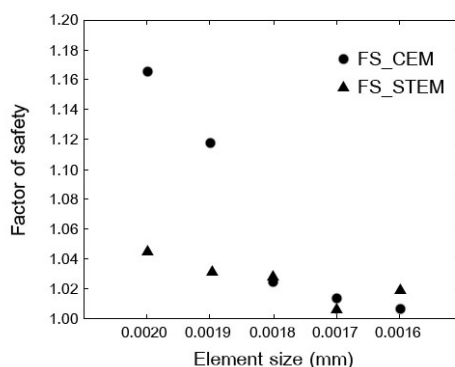
(ข)

รูปที่ 3.36 การกระจายตัวของค่าจุดประสงค์

(ก) การทำซ้ำครั้งที่ 0 ถึง 50 (ข) การทำซ้ำครั้งที่ 151 ถึง 200

พิจารณาการปรับปรุงทรงของก้านสะโพก จะเห็นว่ารูปร่างที่เป็นผลจากการออกแบบด้วยหลักการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดมีรูปร่างแปลกตาเล็กน้อย ทั้งนี้มีสาเหตุมาจากโปรแกรมการออกแบบมีเพียงวิธีคิดที่จะลดค่าจุดประสงค์เท่านั้น ดังนั้นก่อนที่จะนำก้านสะโพกที่ได้มาขึ้นรูปเป็นชิ้นงานจริง ต้องมีการปรับเปลี่ยนรูปร่างเพื่อให้ง่ายต่อการขึ้นรูปชิ้นงาน แต่แน่นอนว่าการปรับเปลี่ยนรูปร่างย่อมส่งผลกับค่าความเค้นที่เกิดขึ้น โดยจะเห็นได้จากตารางที่ 3.5 ว่า การปรับปรุงทรงของก้านสะโพกด้วยวิธีการสุ่มเลือก ไม่สามารถทำให้ค่าจุดประสงค์ลดลงได้มีแต่จะเพิ่มขึ้นเท่านั้น ดังนั้นหากจะมีการปรับปรุงทรงในครั้งต่อไป การใช้โปรแกรมคำนวณหารูปร่างที่เหมาะสมที่สุดน่าจะมีความเหมาะสมกว่า แต่ลดจำนวนตัวแปรลง ให้เหลือเพียงค่าที่ต้องการจะปรับเท่านั้น ตัวแปรไหนที่มีความเห็นว่าเหมาะสมแล้วก็ให้คงไว้เช่นเดิม

พิจารณาความเป็นอิสระจากกริด (Grid independency) ของแบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยทำการคำนวณเพิ่มเติมด้วยการลดขนาดของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการเมชชีเมนต์กระดูกของก้านสะโพกแบบ Sel05mod19 จากเดิมที่มีขนาดเท่ากับ 2.0 mm ให้มีขนาดเท่ากับ 1.9 mm, 1.8 mm, 1.7 mm, และ 1.6 mm ซึ่งผลการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของชีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกแสดงในรูปที่ 3.37



รูปที่ 3.37 ผลการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของชีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกโดยการเมชด้วยเอลิเมนต์ที่มีขนาดเล็กลงเปรียบเทียบกับผลการคำนวณเดิม

ซึ่งจะเห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของก้านสะโพกมีค่าค่อนข้างคงที่จากการคำนวณด้วยเอลิเมนต์หลายขนาด ในขณะที่ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1.166 ที่เอลิเมนต์ขนาด 2 mm มีค่าลดลงจนกระทั่งมีค่าค่อนข้างคงที่เมื่อคำนวณด้วยเอลิเมนต์ขนาด 1.8 mm, 1.7 mm, และ 1.6 mm ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกที่ลู่วิ่งเข้าแล้วมีค่าใกล้เคียง 1 ซึ่งสามารถกล่าวได้ว่าค่าตอบที่ได้จากการคำนวณด้วยแบบจำลองที่ขนาดเอลิเมนต์เท่ากับ 2 mm ยังไม่ใช่คำตอบที่เป็นอิสระจากกริด ในขณะที่ผลการคำนวณที่เป็นอิสระจากกริดทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่าเท่ากับ 1.006 และ 1.018 ตามลำดับ ซึ่งมีค่ามากกว่า 1 เล็กน้อย และเมื่อพิจารณาตำแหน่งของค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นทั้งบนซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกของการคำนวณด้วยขนาดเอลิเมนต์ที่แตกต่างกันพบว่าอยู่ในตำแหน่งที่เดียวกัน จึงสามารถกล่าวได้ว่าผลการพิจารณาความเป็นอิสระจากกริดไม่ส่งผลกระทบต่อรูปร่างของก้านสะโพกที่เหมาะสมที่สุด อย่างไรก็ตามผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ก็เพียงพอผลการคำนวณทางทฤษฎีเท่านั้น การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกเทียมตามมาตรฐานสากลที่ใช้ในการทดสอบจึงน่าจะเป็นวิธีการประเมินผลการออกแบบก้านสะโพกเทียมได้อย่างดีที่สุด ซึ่งผู้วิจัยเลือกที่จะดำเนินการทดสอบตามมาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 โดยจะผลิตชิ้นงานก้านสะโพกเทียมรูปแบบนี้ขึ้นมาเพื่อนำไปทดสอบ และจะใช้ผลการทดสอบเป็นตัวชี้วัดความทนทานของก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบ

3.8 สรุปผลการออกแบบก้านสะโพกเทียม

การออกแบบก้านสะโพกโดยใช้โปรแกรมหลักการหาค่าตอบที่เหมาะสมที่สุดควบคู่กับโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหารูปร่างของก้านสะโพกที่เหมาะสมกับกระดูกของคนไทยและสามารถรับภาระการเดินได้อย่างปลอดภัย ทำให้ได้มาซึ่งก้านสะโพกที่ทำให้สัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่าเท่ากับ 1.199 และ 1.148 ตามลำดับ แต่จากการปรับรูปร่างของก้านสะโพกตามเงื่อนไขที่เพิ่มขึ้นมาในภายหลังทำให้สัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่าลดลงเหลือ 1.166 และ 1.043 ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าก้านสะโพกมีความปลอดภัย สามารถทนทานต่อความล้าได้ อย่างไรก็ตามผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ก็เพียงพอผลการคำนวณทางทฤษฎีเท่านั้น การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกเทียมตามมาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 จึงเป็นวิธีการประเมินผลการออกแบบได้อย่างดีที่สุด โดยจะผลิตชิ้นงานก้านสะโพกเทียมรูปแบบนี้ขึ้นมาเพื่อนำไปทดสอบ และจะใช้ผลการทดสอบเป็นตัวชี้วัดความทนทานของก้านสะโพกเทียม

บทที่ 4

การผลิตชิ้นงาน

4.1 บทนำ

การออกแบบก้านสะโพกในบทที่ 3 ทำให้ได้ก้านสะโพกรูปทรงที่เหมาะสมกับกระดูกของคนไทยและสามารถรับภาระการเดินได้อย่างปลอดภัย แต่ก็ยังเป็นเพียงสมมติฐานในเชิงทฤษฎีเท่านั้น เพื่อที่จะยืนยันสมมติฐานข้างต้นจึงจำเป็นต้องขึ้นรูปชิ้นงานก้านสะโพกและนำมาทดสอบความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงการผลิตก้านสะโพกและการผลิตชิ้นส่วนต่างๆ สำหรับเครื่องทดสอบความล้า การผลิตก้านสะโพกประกอบด้วย การเตรียมวัตถุดิบที่จะนำมากัด อุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงาน อุปกรณ์สำหรับจับยึด ก้านสะโพก และการปรับผิวของก้านสะโพก การผลิตชิ้นส่วนสำหรับเครื่องทดสอบความล้าประกอบด้วย อุปกรณ์สำหรับยึดเซ็นเซอร์วัดแรง กลไกสำหรับส่งผ่านแรง อุปกรณ์สำหรับวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพก ฐานฝังก้านสะโพก อุปกรณ์เชื่อมต่่อื่นๆ และอุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพก ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.2 การผลิตก้านสะโพก

การผลิตก้านสะโพกใช้เครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซี (CNC milling machine) ยี่ห้อ Mazak รุ่น Integrex 100-IV ST ดังแสดงในรูปที่ 4.1 คุณสมบัติที่โดดเด่นของเครื่องนี้คือ มีหัวจับ (Chuck cylinder) 2 ด้าน ซ้ายกับขวา และสามารถเคลื่อนย้ายชิ้นงาน (Workpiece) ไปมาระหว่างหัวจับทั้งสองได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.2 ซึ่งช่วยให้สามารถกัดชิ้นงานที่ต้องกัดทั้งตัวได้เสร็จสมบูรณ์ด้วยเครื่องนี้เพียงเครื่องเดียว (Done-in-one) ลดระยะเวลาในการผลิตและลดความคลาดเคลื่อนในการกัดชิ้นงาน เนื่องจากไม่จำเป็นต้องนำชิ้นงานออกจากเครื่องเพื่อเปลี่ยนอุปกรณ์จับยึด (Jig figure)



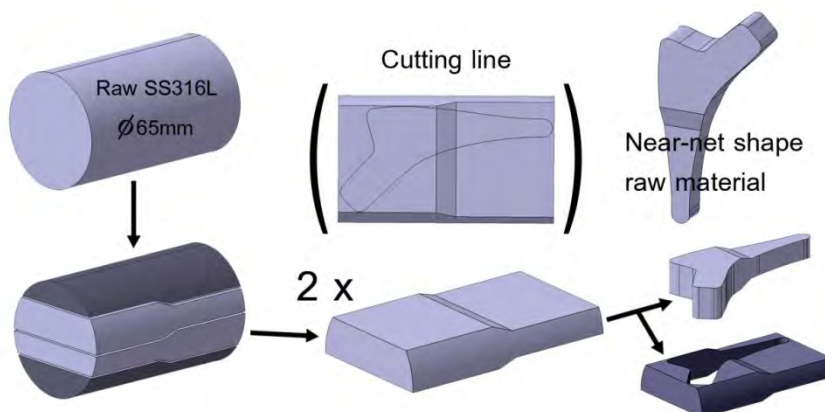
รูปที่ 4.1 เครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซี Mazak Integrex 100-IV ST



รูปที่ 4.2 หัวจับทั้งสองฝั่งของเครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซี

4.2.1 วัตถุดิบสำหรับกัดเป็นก้านสะโพก

เนื่องจากวัตถุดิบซึ่งเป็นเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ที่สามารถหาได้มีลักษณะเป็นเพลาดันเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 65 mm ในขณะที่ชิ้นงานที่เป็นก้านสะโพกมีลักษณะแบน เพื่อที่จะประหยัดเนื้อของวัตถุดิบซึ่งมีราคาแพง และทำให้การกัดชิ้นรูปสามารถทำได้ง่ายขึ้น จึงต้องมีการตัดแบ่งวัตถุดิบให้อยู่ในรูปร่างใกล้เคียงกับชิ้นงาน (Near-net shape) ซึ่งใช้การตัดด้วยระบบวอเตอร์เจ็ต (Waterjet cutting) การตัดแบ่งเป็นสองขั้นตอน โดยเริ่มจากตัดเพลาดันเป็นแผ่น แล้วจึงตัดแผ่นให้เป็นรูปทรงที่ต้องการดังแสดงในรูปที่ 4.3

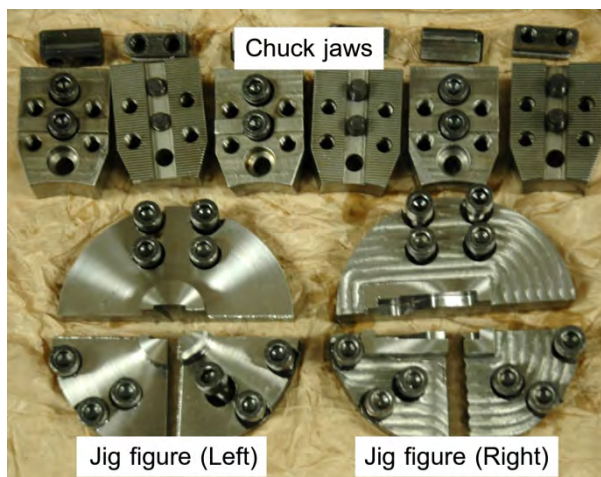


รูปที่ 4.3 แผนภาพการตัดวัตถุดิบเหล็กกล้าไร้สนิม 316L ด้วยระบบวอเตอร์เจ็ต

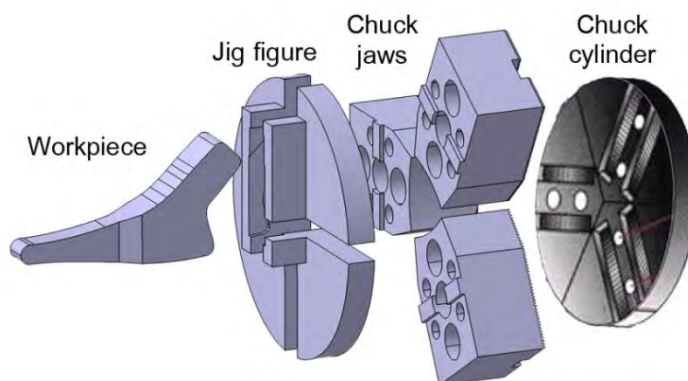
4.2.2 อุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงานและอุปกรณ์จับยึด

ปกติเครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซีสามารถจับชิ้นงานที่มีรูปทรงเป็นเพลาดันนั้น อุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงาน (Chuck jaw) และอุปกรณ์จับยึด (Jig figure) จึงถูกออกแบบเพื่อให้สามารถนำวัตถุดิบที่มีรูปร่างใกล้เคียงกับชิ้นงานขึ้นเครื่องได้ โดยอุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงานจะติดกับหัวจับและอุปกรณ์จับยึดจะติดอยู่บนอุปกรณ์หนีบชิ้นงานอีกทีหนึ่ง สาเหตุที่เลือกออกแบบให้อุปกรณ์สองชุดนี้แยกออกจากกัน ไม่รวมเป็นชิ้นเดียว เพราะว่าในอนาคตจะต้องมีการปรับรูปแบบของก้านสะโพก หรือออกแบบก้านสะโพกขนาดใหญ่ขึ้นเพิ่มเติม ซึ่งจะต้องออกแบบส่วนที่ใช้จับยึดใหม่ หากรวมอุปกรณ์สองชุดนี้เข้าด้วยกันก็จะต้องสร้างขึ้นมาใหม่ทั้งชุด การแยกออก

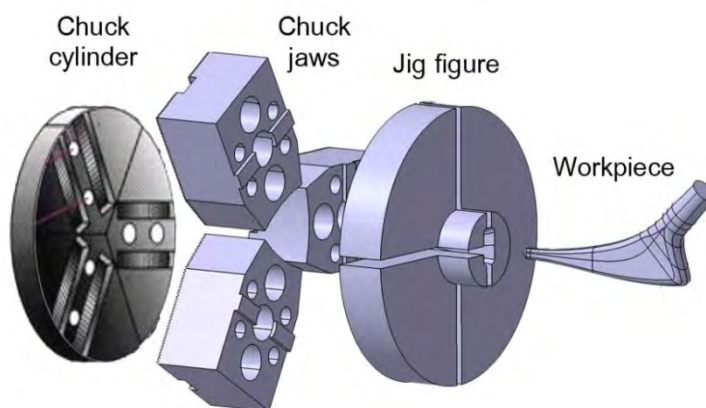
จากกันจึงช่วยลดปริมาณชิ้นงานที่จะต้องสร้างเหลือเพียงชุดอุปกรณ์จับยึดเท่านั้น และเนื่องจาก ก้านสะโพกเป็นชิ้นงานที่ต้องกัดรอบตัว ดังนั้นจึงต้องทำอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานทั้งสองด้าน ขึ้นส่วนต่างๆของอุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงานและอุปกรณ์จับยึดแสดงในรูปที่ 4.4 แผนภาพการ จับชิ้นงานที่หัวจับทางด้านซ้ายและหัวจับทางด้านขวาแสดงในรูปที่ 4.5 และรูปที่ 4.6 ตามลำดับ



รูปที่ 4.4 อุปกรณ์สำหรับหนีบชิ้นงานและอุปกรณ์จับยึดของหัวจับทั้งสองด้าน



รูปที่ 4.5 แผนภาพการจับชิ้นงานสำหรับหัวจับฝั่งขวา



รูปที่ 4.6 แผนภาพการจับชิ้นงานสำหรับหัวจับฝั่งซ้าย

4.2.3 ก้านสะโพกเทียม

กัดขึ้นรูปก้านสะโพกโดยใช้โปรแกรมมาสเตอร์แคม (MasterCAM) ซึ่งเป็นโปรแกรมสำหรับสร้างเส้นทางการเดินของมีดตัด (Cutting tool) เพื่อกัดชิ้นงานให้ได้รูปทรงตามต้องการ เริ่มต้นโดยใช้หัวจับทางด้านขวาจับชิ้นงานบริเวณหัวของก้านสะโพก แล้วกัดชิ้นงานบริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพก ดังแสดงในรูปที่ 4.7 หลังจากนั้นจึงย้ายงานไปที่หัวจับทางด้านซ้าย โดยจับชิ้นงานบริเวณปลายด้านล่างและกัดชิ้นงานส่วนที่เหลือทั้งหมด ดังแสดงในรูปที่ 4.8 และก้านสะโพกที่ได้กัดเสร็จแล้วแสดงในรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.7 ชิ้นงานวัตถุดิบสำหรับกัดก้านสะโพกบนหัวจับฝั่งขวา



รูปที่ 4.8 ชิ้นงานก้านสะโพกซึ่งกัดเสร็จแล้วบนหัวจับฝั่งซ้าย



รูปที่ 4.9 ชิ้นงานก้านสะโพกซึ่งกัดเสร็จแล้ว

4.2.4 การปรับผิวก้านสะโพกเทียม

จากรูปที่ 4.9 จะเห็นว่าก้านสะโพกที่ได้จากเครื่องกัดชิ้นงานแบบซีเอ็นซีมีความไม่ต่อเนื่องของผิวชิ้นงานบริเวณลำตัวของก้านสะโพก ซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างการกัดชิ้นงานสองฝั่ง จึงจำเป็นต้องมีการปรับแต่งชิ้นงานก่อนนำไปทดสอบ โดยเริ่มจากการขัดด้วยกระดาษทรายเบอร์ 0 เพราะที่ผิวมีความไม่ต่อเนื่องสูง จากนั้นจึงใช้กระดาษทรายเบอร์ 180 และ 320 ตามลำดับ เพื่อให้พื้นผิวราบเรียบและมีความสวยงาม ซึ่งผลการขัดก้านสะโพกด้วยกระดาษทรายแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 ก้านสะโพกหลังจากขัดด้วยกระดาษทราย

จากนั้นใช้เครื่องพ่นทรายในการปรับผิวของก้านสะโพกอีกครั้งหนึ่ง โดยเลือกใช้ผงชนิดกลาสบีด (Glass bead) พ่นลงบนพื้นผิวของก้านสะโพกตั้งแต่ส่วนที่อยู่เหนือซีเมนต์กระดูกไปจนถึงปลายด้านล่างของก้านสะโพก จากนั้นประกอบหัวสวมก้านสะโพกเข้ากับก้านสะโพก ก็จะได้ก้านสะโพกเทียมที่สมบูรณ์ พร้อมสำหรับการทดสอบความล้า ดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 ก้านสะโพกเทียมที่สมบูรณ์

4.3 การออกแบบและผลิตชิ้นส่วนสำหรับเครื่องทดสอบความล้า

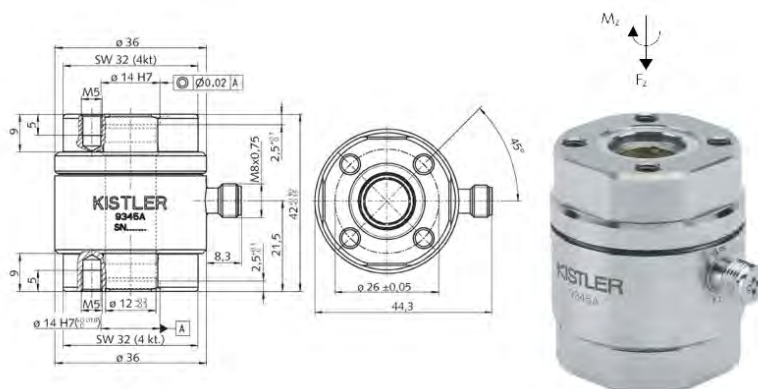
เครื่องทดสอบความล้าที่ได้สร้างขึ้นจากโครงการทางวิศวกรรมเครื่องกลประจำปีการศึกษา 2550 เรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบความล้าสำหรับข้อสะโพกเทียม [53] สำเร็จ เฉพาะส่วนที่เป็นโครงสร้างหลักเท่านั้น ต่อมาได้ทำการจัดจ้างบริษัทจากภายนอกเพื่อติดตั้งระบบไฮดรอลิก (Hydraulic system) เพิ่มเข้าไปที่ตัวเครื่องดังแสดงในรูปที่ 4.12 เพื่อให้เครื่องทดสอบความล้านี้สามารถทำการทดสอบได้ จะต้องมีการสร้างชิ้นส่วนต่างๆเพิ่มเติม ดังนี้



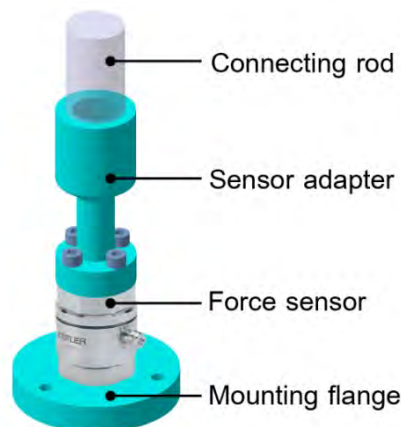
รูปที่ 4.12 เครื่องทดสอบความล้าหลังติดตั้งระบบไฮดรอลิก

4.3.1 อุปกรณ์สำหรับยึดเซ็นเซอร์วัดแรง

ปลายของก้านสูบ (Connecting rod) ที่ออกมาจากกระบอกสูบ (Cylinder) เป็นเกลียว M20 ในขณะที่บริเวณด้านบนของเซ็นเซอร์วัดแรง (Force sensor) เป็นหน้าแปลนซึ่งยึดด้วยสกรู M5 ดังแสดงในรูปที่ 4.13 จึงต้องมีอุปกรณ์สำหรับเชื่อมต่อเซ็นเซอร์วัดแรงเข้ากับปลายของก้านสูบ (Sensor adapter) ส่วนหน้าแปลนด้านล่างของเซ็นเซอร์วัดแรงต่อเข้ากับแผ่นยึด (Mounting flange) ซึ่งใช้สำหรับเชื่อมต่อกับส่วนอื่นๆต่อไป รูปลักษณะของชิ้นส่วนต่างๆแสดงในรูปที่ 4.14



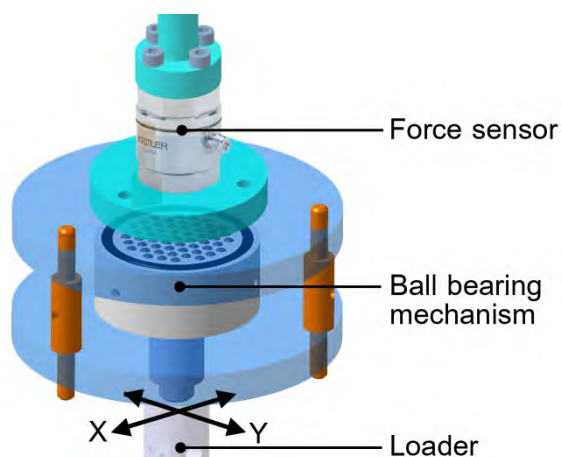
รูปที่ 4.13 เซ็นเซอร์วัดแรง



รูปที่ 4.14 อุปกรณ์สำหรับยึดเซ็นเซอร์วัดแรง

4.3.2 กลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพก

กลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพก (Ball bearing mechanism) ทำหน้าที่ส่งผ่านแรงจากก้านสูบไปยังก้านสะโพกโดยทำให้เกิดองศาอิสระ (Degree of freedom) ระหว่างหัวกดกับก้านสะโพก เนื่องจากเครื่องทดสอบความล้าสามารถให้แรงได้เฉพาะในแนวตั้งเท่านั้น แต่ระหว่างการทดสอบความทนทานต่อความล้า ก้านสะโพกอาจเกิดการเสียรูปทั้งในแนวตั้งและแนวระนาบ ซึ่งจะทำให้แนวแรงเปลี่ยนไปหากก้านสูบกับก้านสะโพกเชื่อมต่อกันโดยตรง กลไกนี้จะเป็นส่วนที่ช่วยให้เกิดองศาอิสระของการเคลื่อนที่ในแนวระนาบ ทำให้การเสียรูปในแนวระนาบของก้านสะโพกไม่มีผลกับแนวแรง เพราะแกนของก้านสูบยังคงอยู่ในแนวตั้งดั้งเดิม ปลายด้านล่างของกลไกต่อไปยังหัวกดก้านสะโพก (Loader) แผนภาพของกลไกแสดงในรูปที่ 4.15



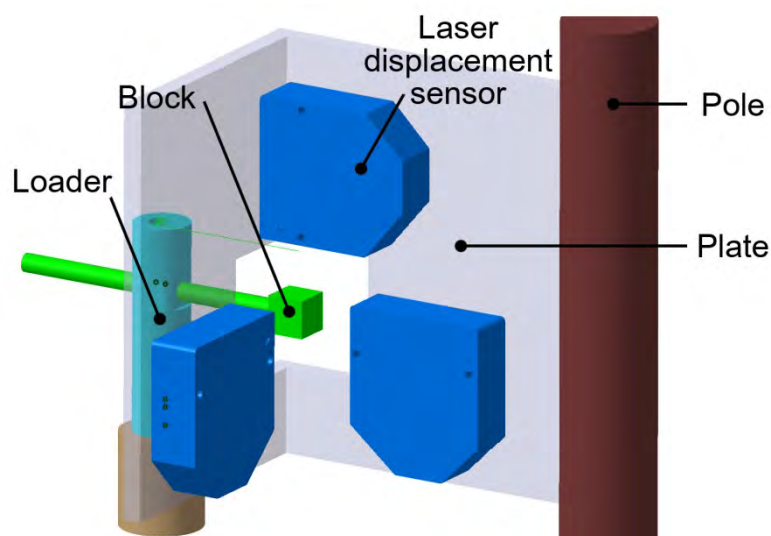
รูปที่ 4.15 กลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพก

4.3.3 อุปกรณ์สำหรับวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพก

ในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกจะต้องวัดการเสียรูปของก้านสะโพก ซึ่งมาตรฐานการทดสอบกำหนดให้วัดตำแหน่งของจุดศูนย์กลางของหัวสวมก้านสะโพกที่เปลี่ยนแปลงไปตั้งแต่เริ่มการทดสอบจนกระทั่งสิ้นสุดการทดสอบ เลือกใช้เซ็นเซอร์วัดตำแหน่งแบบเลเซอร์ (Laser displacement sensor) ซึ่งแสดงในรูปที่ 4.16 เป็นอุปกรณ์ในการวัดระยะการเสียรูป แต่เนื่องจากการทดสอบ ก้านสะโพกจะต้องจมอยู่ในสารละลายกัดกร่อน (Corrosive solution) จึงไม่สามารถวัดระยะการเสียรูปที่หัวสวมก้านสะโพกโดยตรง ต้องใช้การวัดตำแหน่งของจุดอื่นซึ่งเชื่อมต่อกับหัวสวมก้านสะโพกแทน โดยออกแบบให้หัวกดก้านสะโพกมีความยาวจนกระทั่งอยู่เหนือระดับของสารละลาย ต่อมาสำหรับวัดยื่นออกมาโดยที่ปลายของก้านวัดเป็นรูปทรงลูกบาศก์เพื่อให้ง่ายต่อการวัดระยะการเสียรูปทั้งสามแกน เซ็นเซอร์วัดตำแหน่งยึดติดอยู่กับเสาโครงสร้างของเครื่องทดสอบความล้า อุปกรณ์สำหรับวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพกที่ประกอบเข้ากับหัวกดเรียบร้อยแล้วแสดงในรูปที่ 4.17



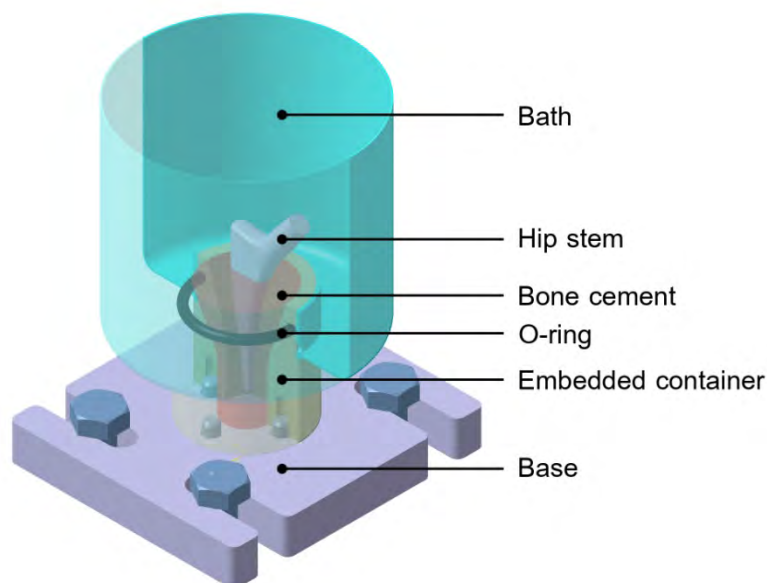
รูปที่ 4.16 เซ็นเซอร์วัดตำแหน่งแบบเลเซอร์



รูปที่ 4.17 อุปกรณ์สำหรับวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพก

4.3.4 ฐานฝังก้านสะโพกและส่วนเชื่อมต่ออื่น ๆ

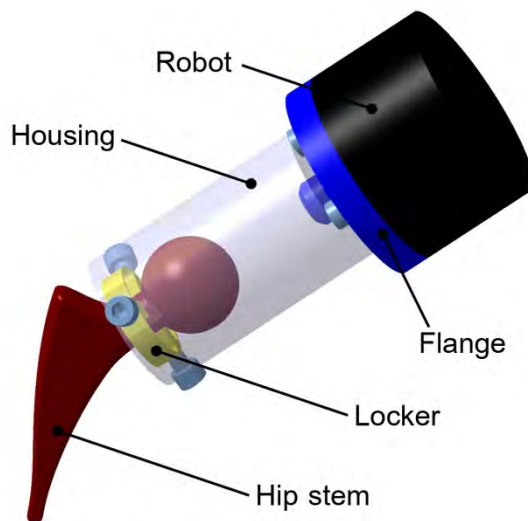
เนื่องจากในมาตรฐานการทดสอบไม่ได้ระบุความหนาของปูนหล่อ (Embedded medium) ที่ใช้สำหรับยึดชิ้นงานเข้ากับเข้ากับฐานฝังก้านสะโพก (Embedded container) ivo อย่างชัดเจน ผู้วิจัยจึงกำหนดให้ความหนาของปูนหล่อที่ใช้ในการทดสอบมีค่ามากกว่า 2 mm ซึ่งเป็นความหนาของซีเมนต์กระดูกที่ใช้ในการผ่าตัด จากการทดลองออกแบบพบว่า ถ้ากำหนดให้ส่วนที่ความหนาของปูนหล่อส่วนที่บางที่สุดเท่ากับ 4 mm จะต้องใช้ปูนหล่อปริมาตรประมาณ 70 cc แต่ซีเมนต์กระดูกที่จะใช้เป็นปูนหล่อมีปริมาตรประมาณ 50 cc ต่อหนึ่งถุง ซึ่งไม่เพียงพอ จำเป็นต้องใช้ซีเมนต์กระดูกสองถุง และเพื่อให้ซีเมนต์กระดูกที่ใช้ไม่เหลือทิ้งมากเกินไป จึงเลือกที่จะเพิ่มความหนาของปูนหล่อส่วนที่บางที่สุดเป็น 6 mm ซึ่งทำให้ปูนหล่อที่ต้องใช้มีปริมาตรประมาณ 90 cc ด้านบนของฐานฝังก้านสะโพกจะต้องเชื่อมต่อกับอ่าง (Bath) สำหรับใส่สารละลายกัดกร่อน จึงออกแบบให้ชิ้นส่วน 2 ชิ้นนี้เชื่อมต่อกันด้วยโอริง (O-ring) ด้านล่างของฐานฝังก้านสะโพกยึดเข้ากับฐานยึด (Base) เพื่อให้สามารถติดตั้งกับโครงสร้างของเครื่องทดสอบความล้าซึ่งเป็นร่องตัวที่ (T-slot) ได้ ชิ้นส่วนต่างๆที่กล่าวมาแสดงในรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 ฐานฝังก้านสะโพกและส่วนเชื่อมต่ออื่น ๆ

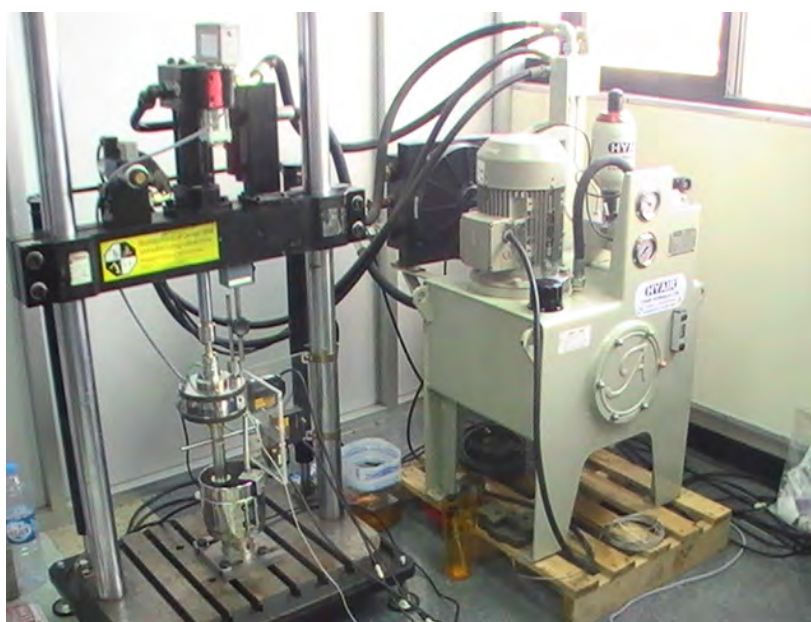
4.3.5 อุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพก

ก่อนที่จะฝังก้านสะโพกลงไปในฐานฝังและหล่อด้วยซีเมนต์กระดูก จะต้องปรับตั้งให้แกนของก้านสะโพกอยู่ในทิศทางดังที่กำหนดไว้ในมาตรฐาน โดยเครื่องมือที่ใช้ในการตั้งมุมของก้านสะโพกคือหุ่นยนต์ FANUC M-16iB ออกแบบอุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพก โดยกำหนดให้ปลายด้านบนสามารถยึดเข้ากับหน้าแปลนของหุ่นยนต์ได้ ปลายด้านล่างสามารถสวมเข้ากับก้านสะโพกที่ใส่หัวสวมก้านสะโพกแล้วและยึดให้ก้านสะโพกอยู่กับที่ได้ ซึ่งผลการออกแบบได้อุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพกดังแสดงในรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 อุปกรณ์สำหรับจัดวางก้านสะโพก

และเมื่อนำส่วนประกอบทั้งหมดไปประกอบเข้ากับเครื่องทดสอบความล้า ก็จะได้เครื่องทดสอบความล้าที่พร้อมใช้งาน ดังแสดงในรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 เครื่องทดสอบความล้าที่พร้อมใช้งาน

บทที่ 5

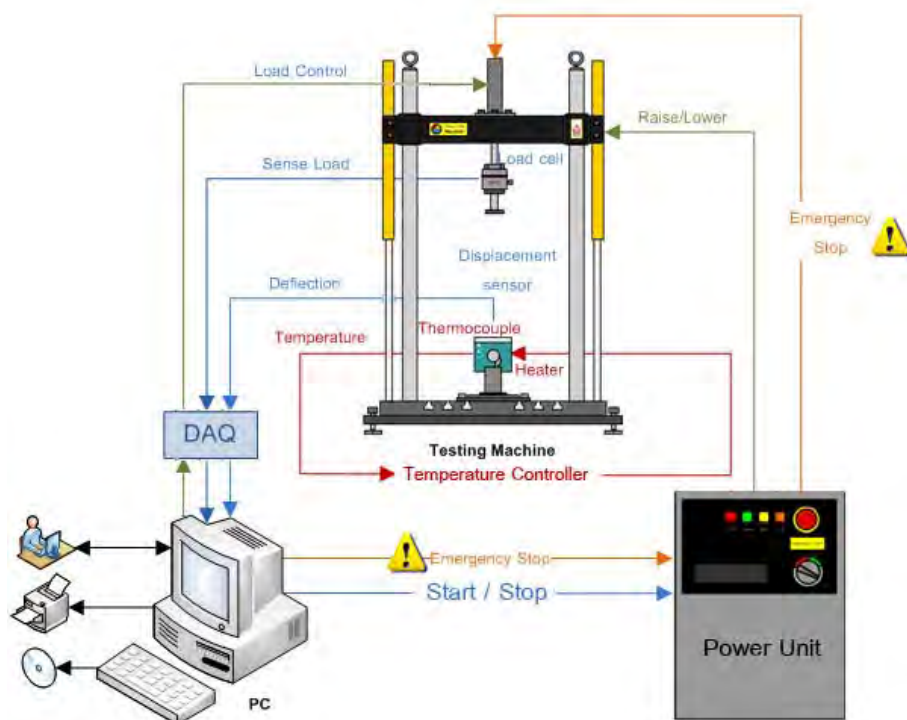
การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก

5.1 บทนำ

หลังจากที่ได้ออกแบบและผลิตก้านสะโพกเทียม รวมไปถึงชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้สำหรับการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก ในบทนี้จะกล่าวถึงอุปกรณ์สำหรับควบคุมและบันทึกแรงที่ใช้ในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก อุณหภูมิและค่าการเสียรูปของก้านสะโพกระหว่างทดสอบ แสดงถึงขั้นตอนต่างๆในการติดตั้งอุปกรณ์ทั้งหมด และรวมถึงผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกตามมาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

5.2 ระบบควบคุมเครื่องทดสอบความล้า

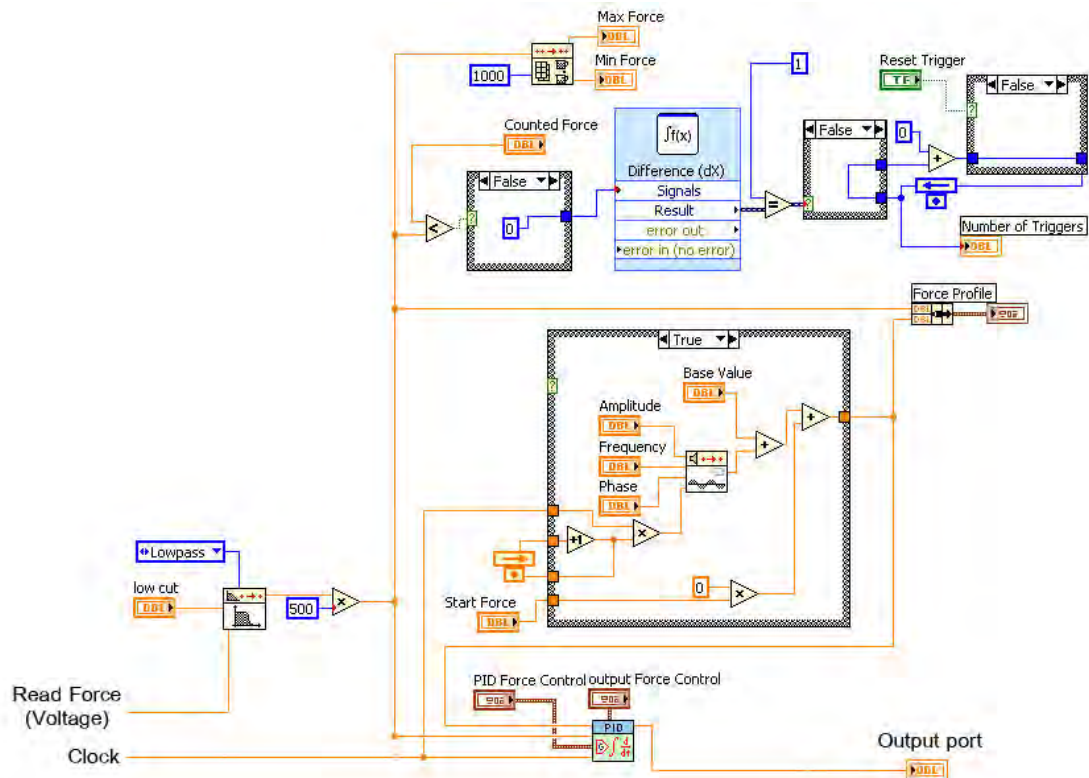
สถานะของก้านสะโพกที่ต้องมีการควบคุมและบันทึกค่าระหว่างการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก ได้แก่ แรงที่กระทำต่อก้านสะโพก อุณหภูมิของก้านสะโพก และค่าการเสียรูปของก้านสะโพก จึงเลือกใช้คอมพิวเตอร์และการ์ดเก็บข้อมูล (Data acquisition card หรือ DAQ) ร่วมกับโปรแกรมแลปวิว (LabVIEW) ในการควบคุมระบบ แผนภาพรวมของการควบคุมแสดงในรูปที่ 5.1 ส่วนรายละเอียดของการควบคุมมีดังต่อไปนี้



รูปที่ 5.1 แผนภาพรวมของการควบคุมเครื่องทดสอบความล้า

5.2.1 ระบบควบคุมแรงที่กระทำต่อก้านสะโพก

จากรูปที่ 5.1 จะเห็นว่าอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบควบคุมแรงที่กระทำต่อก้านสะโพก ได้แก่ ไฮดรอลิกเซอร์โววาล์ว (Hydraulic servo valve) เซ็นเซอร์วัดแรง (Force sensor) การ์ดเก็บข้อมูล (DAQ) และคอมพิวเตอร์ซึ่งโปรแกรมที่ใช้ควบคุมคือโปรแกรมแลปวิว แผนภาพบล็อก (Block diagram) ในการควบคุมแรงเป็นดังรูปที่ 5.2

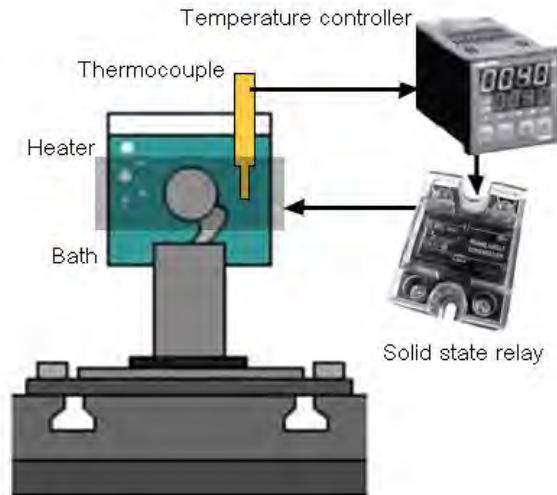


รูปที่ 5.2 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมควบคุมแรงกระทำต่อก้านสะโพก

จากรูปที่ 5.2 จะเห็นว่าแผนภาพบล็อกรับค่าแรงที่อ่านมาได้จากเซ็นเซอร์วัดแรง (Read force) ซึ่งอยู่ในรูปความต่างศักย์ (Voltage) นำค่าที่รับมานี้ผ่านตัวกรองความถี่ต่ำ (Lowpass filter) เพื่อลดคลื่นรบกวน (Noise) แล้วคูณด้วยค่าเกน (Gain) ซึ่งมีค่าเท่ากับ 500 ก็จะได้ค่าแรงที่อยู่ในหน่วย N (Newton) จากนั้นส่งค่าแรงนี้ไปยังบล็อกควบคุมแบบพีไอดี (PID control box) เพื่อเปรียบเทียบกับค่าแรงที่สร้างขึ้นเป็นรูปคลื่นไซน์ (Sinusoidal wave) ส่วนค่าที่ออกจากบล็อกควบคุมแบบพีไอดีถูกส่งออกไปที่ไฮดรอลิกเซอร์โววาล์วโดยตรงทางเอาต์พุตพอร์ต (Output port) การตอบสนองของวาล์วต่อแรงที่วัดได้จึงมีความไวสูงมาก และด้วยเหตุนี้จึงเลือกใช้การควบคุมแบบพีคอนโทรลเลอร์ เพราะจะทำให้ระบบควบคุมมีเสถียรภาพสูง ส่วนกลุ่มบล็อกทางด้านบนเป็นโปรแกรมสำหรับนับจำนวนครั้งของแรงที่กระทำบนก้านสะโพก (Number of triggers)

5.2.2 ระบบควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพกระหว่างการทดสอบ

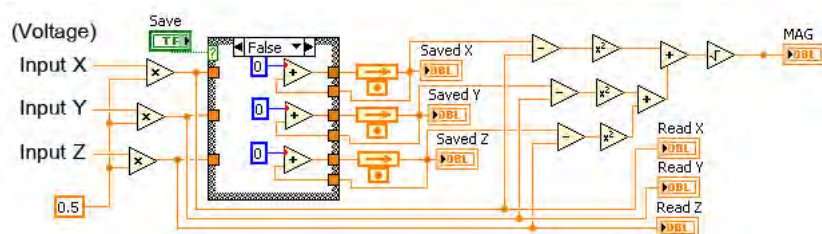
อุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพกระหว่างการทดสอบ ได้แก่ อ่างสารละลาย (Bath) เทอร์โมคอปเปิ้ล (Thermocouple) เครื่องควบคุมอุณหภูมิ (Temperature controller) ซึ่งส่งสัญญาณควบคุมไปยังโซลิดสเตทรีเลย์ (Solid State Relay) แบบควบคุมเฟส (Phase angle control) และฮีตเตอร์ (Heater) โดยมีแผนผังการควบคุมดังรูปที่ 5.3 ส่วน



รูปที่ 5.3 แผนผังของระบบควบคุมอุณหภูมิ

5.2.3 ระบบการวัดและอ่านค่าการเสียรูปของก้านสะโพก

เครื่องควบคุมเลเซอร์ (Laser controller) จะแปลงสัญญาณจากเซ็นเซอร์วัดระยะแบบเลเซอร์ให้เป็นความต่างศักย์ ซึ่งถูกนำไปเชื่อมต่อกับ DAQ และใช้โปรแกรมแลปวิวสำหรับอ่านและประมวลผลค่าระยะทาง แผนผังบล็อกแสดงในรูปที่ 5.4 เริ่มต้นด้วยการนำค่าความต่างศักย์ที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ทั้งสามตัวซึ่งแทนระยะการเสียรูปในแกนทั้งสาม มาคูณด้วยค่าเกณฑ์ทำให้ได้สัญญาณที่อยู่หน่วยระยะทาง ซึ่งจะถูกนำมารวมกันแบบเวกเตอร์ เพื่อให้ได้ขนาดของการเสียรูป (MAG) ซึ่งใช้เป็นตัวชี้วัดผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก ส่วนบล็อกตรงกลางของภาพแสดงถึงโปรแกรมสำหรับบันทึกค่าการเสียรูป เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงเมื่อตอนเริ่มทดสอบ



รูปที่ 5.4 แผนผังบล็อกของโปรแกรมวัดและอ่านค่าการเสียรูปของก้านสะโพก

5.3 ขั้นตอนการเตรียมอุปกรณ์สำหรับการทดสอบความล้า

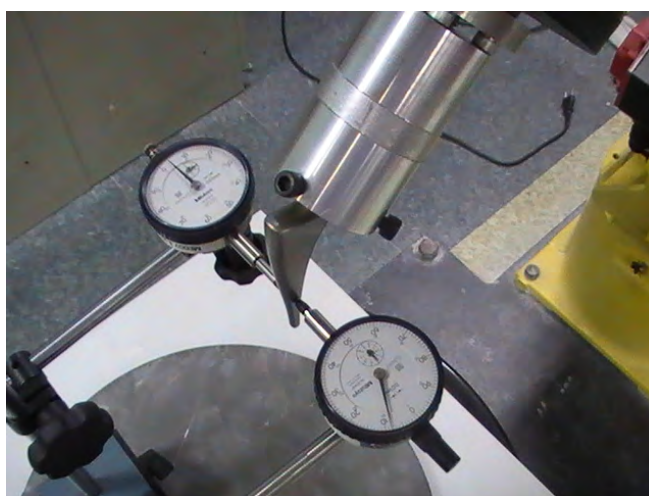
ก่อนการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกจะเริ่มขึ้น จะต้องเตรียมอุปกรณ์สำหรับการทดสอบให้เรียบร้อยเสียก่อน โดยเริ่มจากการจัดแนวการวางตัวของก้านสะโพก เทปูนหล่อเพื่อยึดก้านสะโพกลงไปในฐานฝัง ติดตั้งอ่างสารละลาย อุปกรณ์ทำความร้อน เทอร์โมคอปเปิล ยึดฐานฝังกับเครื่องทดสอบ ติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรง กลไกสำหรับส่งผ่านแรง อุปกรณ์การวัดค่าการเสียรูป และเมื่อเตรียมอุปกรณ์ต่างๆเสร็จแล้ว ก็พร้อมสำหรับการทดสอบ ซึ่งรายละเอียดของการเตรียมอุปกรณ์ต่างๆ เป็นดังนี้

5.3.1 ติดตั้งอุปกรณ์จัดวางกับหุ่นยนต์ ดังแสดงในรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 การติดตั้งอุปกรณ์จัดวางกับหุ่นยนต์

5.3.2 จัดการวางตัวของก้านสะโพกให้อยู่ในแนวเดียวกับหุ่นยนต์ เนื่องจากอุปกรณ์จัดวางยึดติดกับหน้าแปลนด้วยตัววิธีการขันเกลียว ทำให้มุมของก้านสะโพกอยู่ในทิศทางที่ไม่แน่นอน จำเป็นจะต้องทำให้แกนของก้านสะโพกตรงกับแกนตั้งของหุ่นยนต์เสียก่อน ดังแสดงในรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 การตั้งมุมการวางตัวของแกนก้านสะโพกให้ตรงกับแกนของหุ่นยนต์

5.3.3 ผสมซีเมนต์กระดูกซึ่งประกอบด้วยผงซีเมนต์และตัวผสม ดังแสดงในรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.7 การผสมซีเมนต์กระดูก

5.3.4 เทซีเมนต์กระดูกลงในฐานฝังก้านสะโพก ดังแสดงในรูปที่ 5.8



รูปที่ 5.8 การเทซีเมนต์กระดูกลงในฐานฝังก้านสะโพก

5.3.5 หมุนก้านสะโพกให้อยู่ในมุมตามที่มาตรฐานการทดสอบความทนทานต่อความล้ากำหนดไว้ คือ 10° adduction และ 9° flexion จากนั้นจึงจุ่มก้านสะโพกลงในฐานฝังซึ่งเต็มไปด้วยซีเมนต์กระดูก ดังแสดงในรูปที่ 5.9



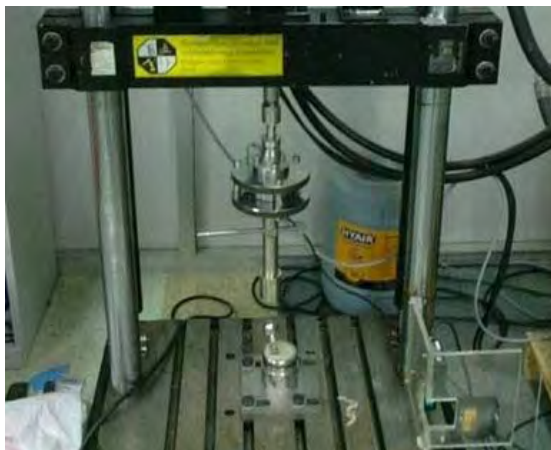
รูปที่ 5.9 หมุนก้านสะโพกให้อยู่ในมุมตามมาตรฐานและจุ่มก้านสะโพกลงในฐานฝัง

- 5.3.6 รอยนกระทั่งซีเมนต์กระดูกเซทตัวและถอดก้านสะโพกออกจากอุปกรณ์จัดวาง จะได้ก้านสะโพกที่ฝังอยู่ในฐานฝังเรียบร้อยแล้ว ดังแสดงในรูปที่ 5.10



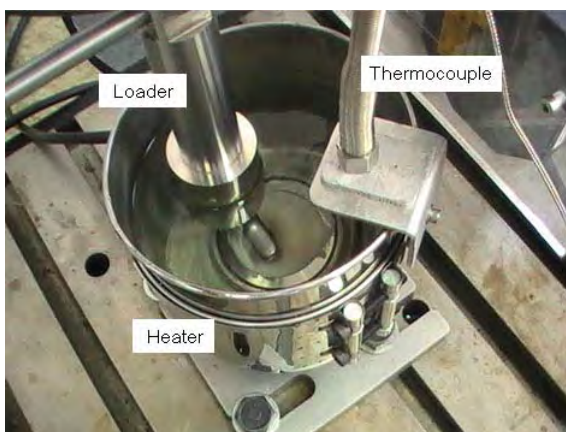
รูปที่ 5.10 ก้านสะโพกที่ฝังอยู่ในฐานฝังเรียบร้อยแล้ว

- 5.3.7 ยึดก้านสะโพกที่ฝังอยู่ฐานเข้ากับเครื่องทดสอบความล้า ดังแสดงในรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.11 ก้านสะโพกที่ยึดเข้ากับเครื่องทดสอบความล้า

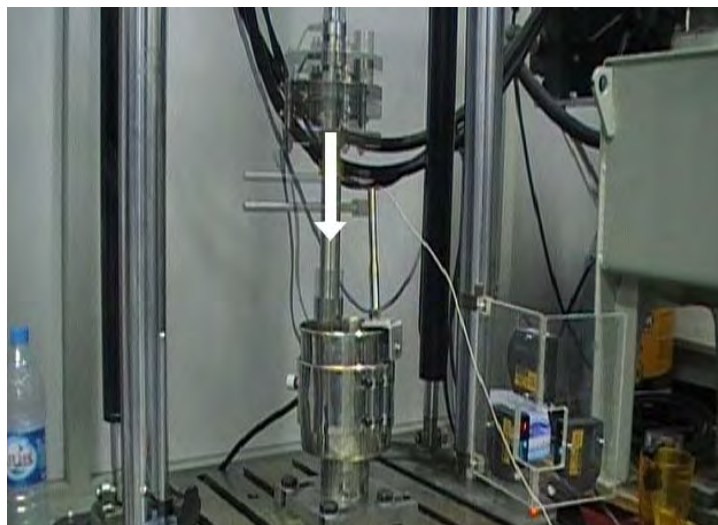
- 5.3.8 ติดตั้งอ่างใส่สารละลายกักความร้อน เทอร์โมคอปเปิลและฮีตเตอร์เข้ากับฐานฝัง และเติมสารละลายเกลือ 0.9% ลงในอ่างดังแสดงในรูปที่ 5.12



รูปที่ 5.12 การติดตั้งอ่างใส่สารละลาย เทอร์โมคอปเปิล ฮีตเตอร์ กับฐานฝัง

5.3.9 เปิดเครื่องควบคุมอุณหภูมิและรอจนกระทั่งอุณหภูมิของก้านสะโพกเป็นไปตามมาตรฐานการทดสอบ คือ $37^{\circ}\text{C} \pm 1$

5.3.10 เลื่อนหัวกดก้านสะโพกลงจนกระทั่งกดก้านสะโพก ดังแสดงในรูปที่ 5.13



รูปที่ 5.13 การเลื่อนหัวกดก้านสะโพกลงจนกระทั่งกดก้านสะโพก

5.3.11 ติดตั้งอุปกรณ์วัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพกให้อยู่ในตำแหน่งใช้งาน และเลื่อนก้านสำหรับวัดมาอยู่ในตำแหน่งใช้งาน ดังแสดงในรูปที่ 5.14



รูปที่ 5.14 การติดตั้งอุปกรณ์วัดค่าการเสียรูปและก้านสำหรับวัดให้อยู่ในตำแหน่งใช้งาน

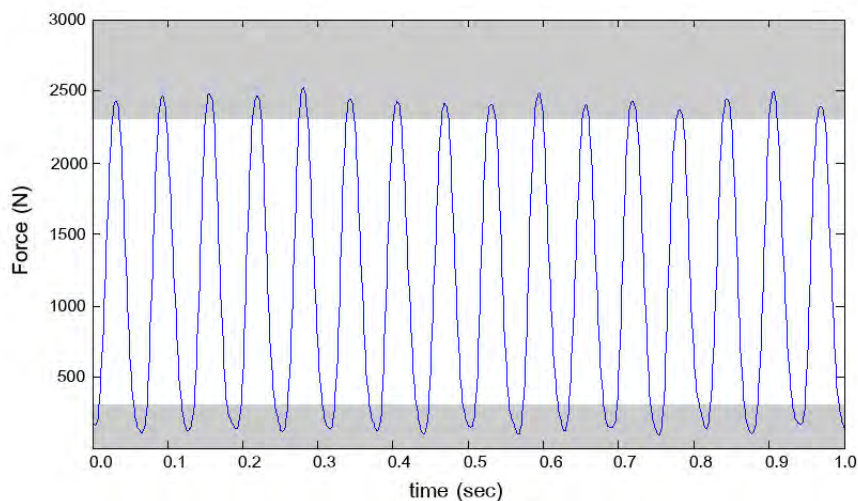
5.3.12 ตรวจสอบความพร้อมเรียบร้อยของอุปกรณ์ทุกชิ้นของเครื่องทดสอบความล้า และเริ่มการทดสอบ ซึ่งผลการทดสอบแสดงในหัวข้อถัดไป

5.4 ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก

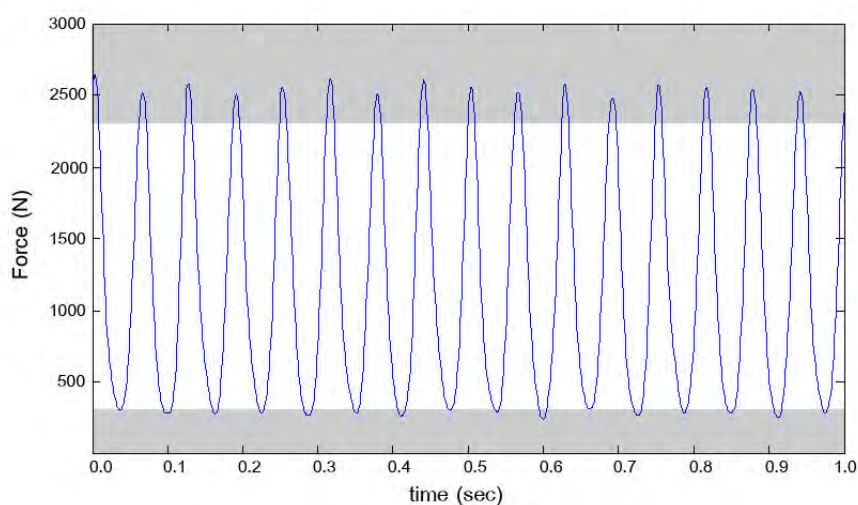
เริ่มการทดสอบโดยกำหนดให้ค่าฐานของการแกว่ง (Base value) เท่ากับ 1400 N แอมพลิจูดของคลื่น (Amplitude) มีค่าเท่ากับ 1200 N ซึ่งจะทำให้ค่าแรงสูงสุดและต่ำสุดมีค่าเท่ากับ 2600 N และ 200 N ตามลำดับ ความถี่ของแรงกระทำมีค่าเท่ากับ 16 Hz สารละลายกัดกร่อนที่เลือกใช้คือสารละลายเกลือ 0.9% ควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพกที่ 37°C ทำการทดสอบจนกระทั่งก้านสะโพกถูกกดประมาณ 5,070,000 ครั้ง ใช้เวลาในการดำเนินการทดสอบทั้งหมดประมาณ 4 วัน ผลการทดสอบมีดังต่อไปนี้

5.4.1 ผลการควบคุมแรงกระทำต่อก้านสะโพก

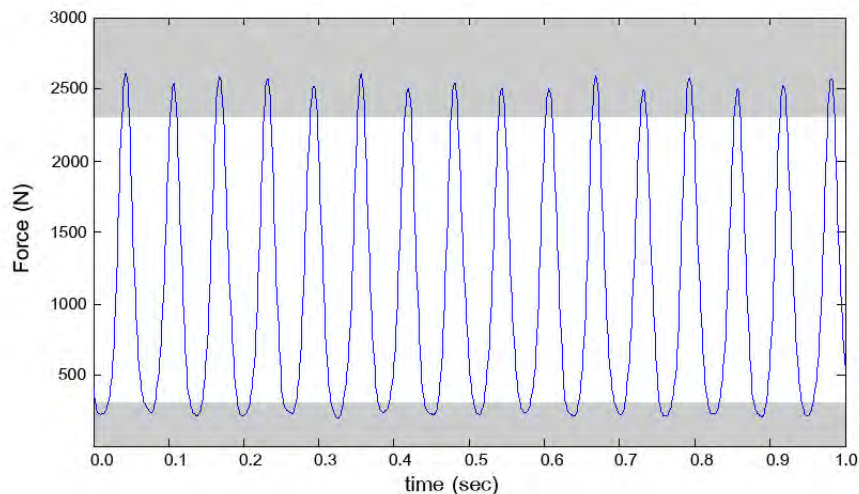
ด้วยระบบควบคุมที่เลือกใช้ และการกำหนดให้ค่าฐานของการแกว่งเท่ากับ 1400 N แอมพลิจูดของคลื่นมีค่าเท่ากับ 1200 N ความถี่ของแรงกระทำมีค่าเท่ากับ 16 Hz ค่าแรงที่วัดได้จากเซ็นเซอร์วัดแรงที่เวลาต่างๆ เป็นดังรูปที่ 5.15 ถึงรูปที่ 5.18



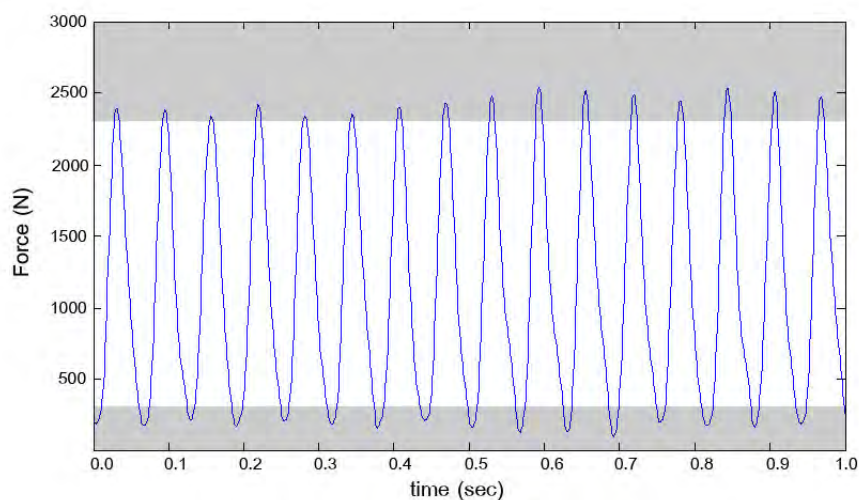
รูปที่ 5.15 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อตอนเริ่มต้นการทดสอบทนทานต่อความล้า



รูปที่ 5.16 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณหนึ่งล้านครั้ง



รูปที่ 5.17 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณสองล้านครั้ง



รูปที่ 5.18 แรงกระทำต่อก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบประมาณห้าล้านครั้ง

จากผลการทดลองจะเห็นว่า ค่าแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกมีค่าสูงสุดประมาณ 2300 N ถึง 2600 N และค่าแรงกระทำมีค่าต่ำสุดประมาณ 100 N ถึง 300 N ซึ่งใกล้เคียงกับค่าที่กำหนดไว้ในโปรแกรม จำนวนลูกคลื่นในหนึ่งวินาทีเท่ากับ 16 ลูกตามที่กำหนดไว้ในโปรแกรมเช่นเดียวกัน

5.4.2 ผลการควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพก

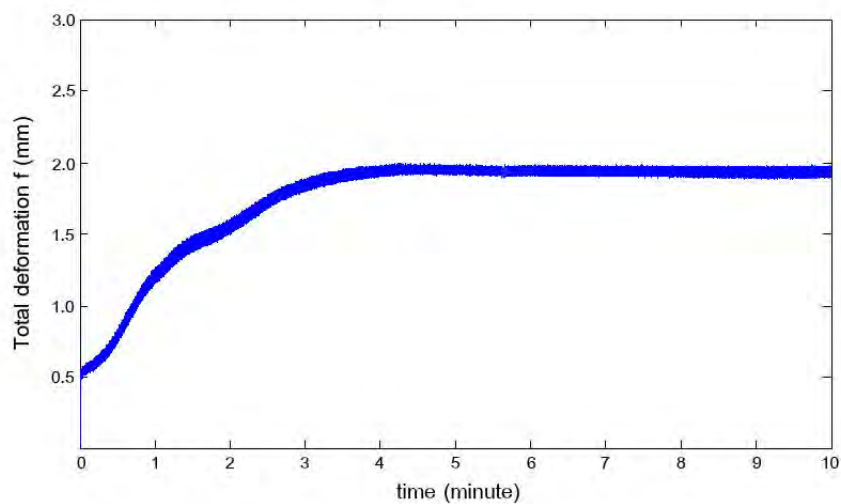
ด้วยระบบควบคุมที่ใช้ สามารถควบคุมให้อุณหภูมิของอ่างสารละลายอยู่ระหว่าง 35.5°C และ 38.5°C ซึ่งหมายถึงสามารถควบคุมอุณหภูมิได้ที่ $37^{\circ}\text{C} \pm 1.5$ ซึ่งแสดงในรูปที่ 5.19



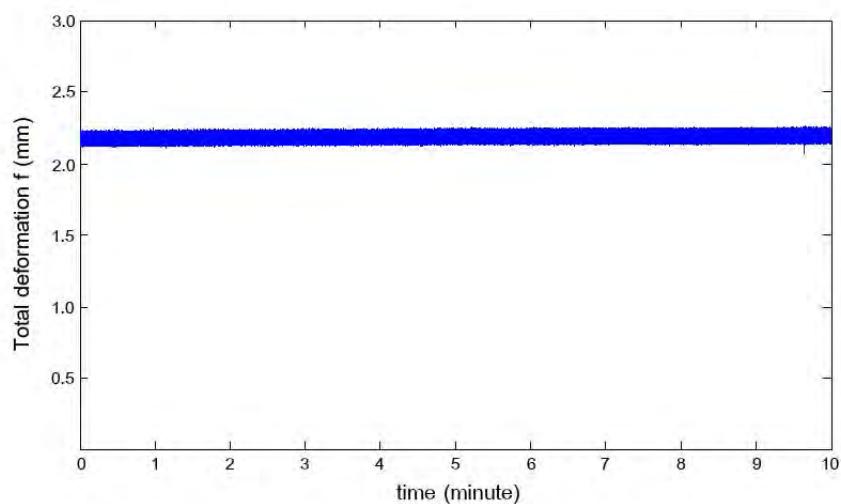
รูปที่ 5.19 ผลการควบคุมอุณหภูมิของก้อนสะโพก

5.4.3 ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้อนสะโพก

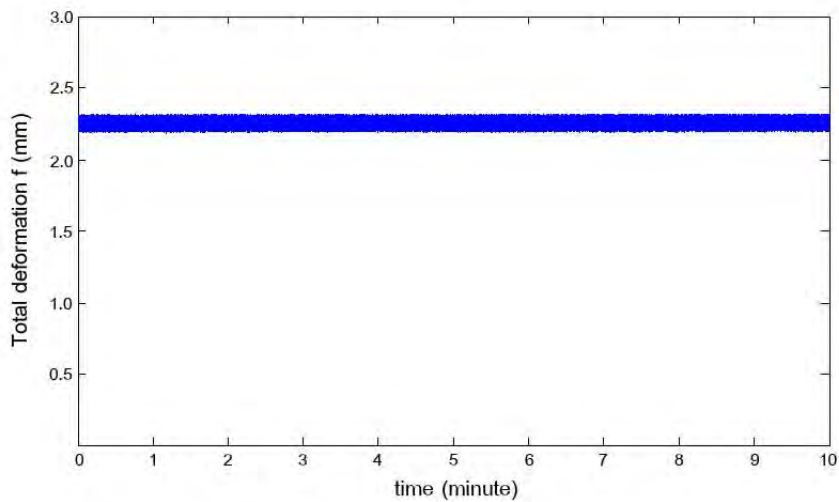
ภายใต้แรงกระทำและอุณหภูมิดังกล่าว ระยะเวลาเสียรูปของก้อนสะโพกที่เวลาต่างๆ เป็นดังรูปที่ 5.20 ถึงรูปที่ 5.27



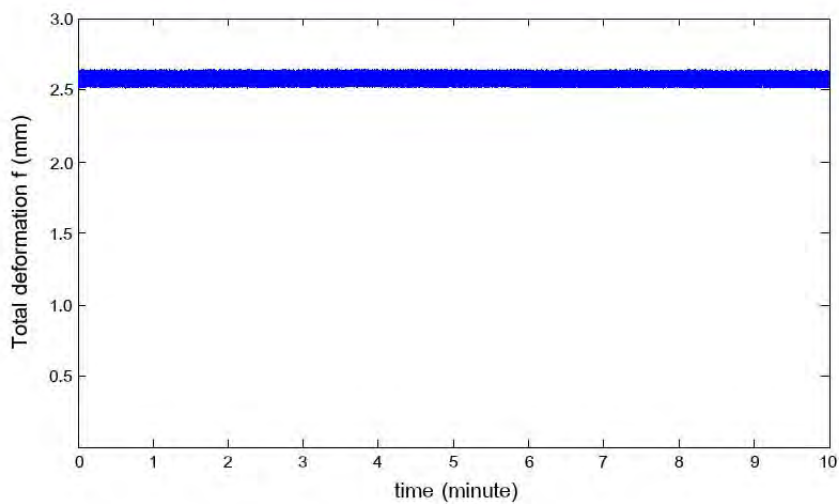
รูปที่ 5.20 ค่าการเสียรูปของก้อนสะโพกเมื่อตอนเริ่มการทดสอบความทนทานความล้า



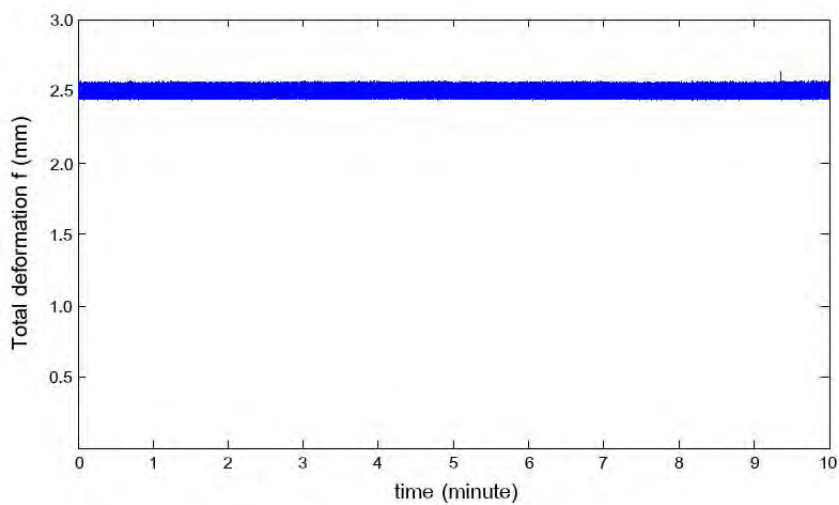
รูปที่ 5.21 ค่าการเสียรูปของก้อนสะโพกเมื่อแรงกระทำครบห้าหมื่นครั้งโดยประมาณ



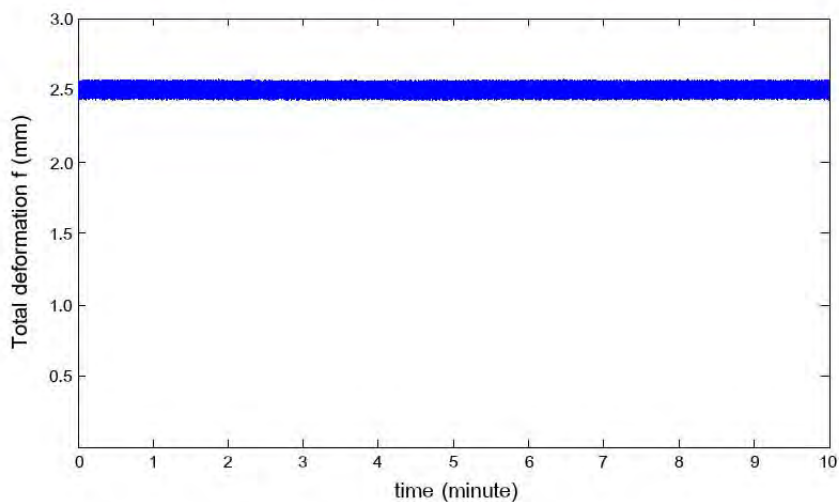
รูปที่ 5.22 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำรอบหนึ่งแสนครั้งโดยประมาณ



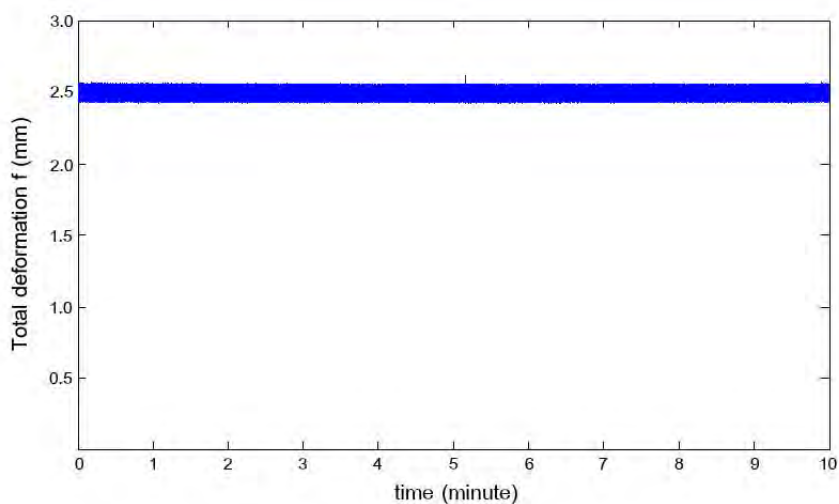
รูปที่ 5.23 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำรอบสองแสนครั้งโดยประมาณ



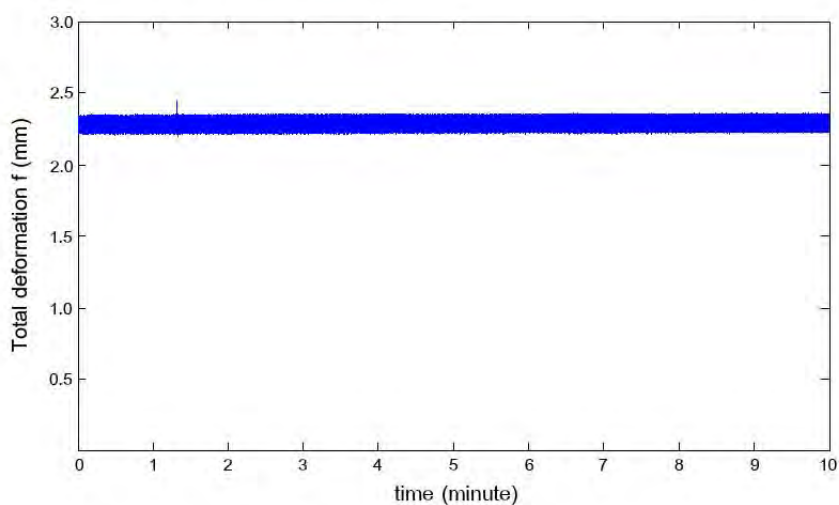
รูปที่ 5.24 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำรอบห้าแสนครั้งโดยประมาณ



รูปที่ 5.25 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบหนึ่งล้าครั้งโดยประมาณ



รูปที่ 5.26 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบสองล้าครั้งโดยประมาณ



รูปที่ 5.27 ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกเมื่อแรงกระทำครบห้าล้าครั้งโดยประมาณ

จากผลการทดลองจะเห็นว่า ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกค่อยๆเพิ่มขึ้นตั้งแต่เริ่มทดสอบ โดยมีค่าประมาณ 1.25 mm ที่ 1 นาที ซึ่ง $1.25x_f$ มีค่าน้อยกว่า 5 mm ดังนั้นเงื่อนไขในการหยุดการทดสอบ คือ ค่าการเสียรูป f มีค่ามากกว่า 5 mm และเมื่อพิจารณาผลการวัดค่า f ในเวลาต่อมาจะเห็นว่า ค่า f ลู่เข้าสู่ค่าคงที่ ที่ประมาณ 1.95 mm เมื่อเวลาผ่านไป 10 นาที หรือกดก้านสะโพกไปแล้วประมาณหมื่นครั้ง เมื่อการกดผ่านไปจนถึงครั้งที่ห้าหมื่นโดยประมาณ ค่า f เพิ่มขึ้นเป็น 2.20 mm และเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องเมื่อการกดผ่านไปจนถึงการกดครั้งที่หนึ่งแสนและสองแสนโดยประมาณ ซึ่งค่า f มีค่าประมาณ 2.28 mm และ 2.55 mm ตามลำดับ เมื่อเวลาผ่านไปจนการกดมาถึงครั้งที่ห้าแสน ค่า f มีค่าประมาณ 2.50 mm ซึ่งลดจากเดิมลงเล็กน้อย และค่อนข้างคงที่จนกระทั่งการกดผ่านไปจนถึงการกดครั้งที่สองล้าน และเมื่อสิ้นสุดการทดสอบที่ห้าล้านครั้ง ค่าการเสียรูปของก้านสะโพกมีค่าประมาณ 2.30 mm โดยสภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบแสดงในรูปที่ 5.28 ซึ่งจะเห็นว่าก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกอยู่ในสภาพสมบูรณ์ ไม่มีรอยแตกแยก หักงอ หรือร่องรอยความเสียหายที่ชัดเจน แต่จะเห็นว่าบริเวณจุดเชื่อมต่อกันระหว่างก้านสะโพกกับซีเมนต์กระดูกมีคราบสีแดง ซึ่งต่อมาพบว่าเป็นคราบสนิม และจะเห็นว่ามีการบวมที่ขอบด้านล่างของฐานฝังก้านสะโพกซึ่งเกิดจากน้ำเกลือที่ใช้เป็นสารละลายกักตร้อนระหว่างการทดสอบไหลซึมผ่านช่องว่างระหว่างซีเมนต์กระดูกกับฐานฝัง ไม่พบการไหลซึมของน้ำเกลือที่รอยต่อระหว่างฐานฝังก้านสะโพกและอ่างสารละลาย



รูปที่ 5.28 สภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบความทนทานต่อความล้า

5.5 อภิปรายผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก

พิจารณาการควบคุมแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกระหว่างการทดสอบ จะเห็นว่าค่าแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกมีค่าสูงสุดประมาณ 2300 N ถึง 2600 N ซึ่งมากกว่าค่าที่กำหนดไว้ในมาตรฐานการทดสอบ (2300 N) แต่ต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ที่โปรแกรมควบคุม (2600 N) ค่าแรงกระทำมีค่าต่ำสุดประมาณ 100 N ถึง 300 N ซึ่งต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ในมาตรฐาน (300 N) แต่มาตรฐานกำหนดให้ภาระที่กระทำต่อชิ้นงานต้องมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 2% ของค่าภาระ

สูงสุด ซึ่งหมายถึงความคลาดเคลื่อนของแรงกระทำต้องไม่เกิน 50 N โดยประมาณ แต่ความคลาดเคลื่อนของแรงกระทำที่เกิดขึ้นสูงถึง 200 ถึง 300 N จึงสามารถกล่าวได้ว่าเครื่องทดสอบไม่สามารถควบคุมการสร้างภาระกับก้านสะโพกได้ตามมาตรฐาน สาเหตุของความคลาดเคลื่อนที่มากนี้ น่าจะเกิดจากการต่อเอาที่พุดพอร์ตของบล็อกควบคุมแบบพีไอดีเข้ากับไฮดรอลิกเซอร์โววาล์วโดยตรง ซึ่งทำให้วาล์วมีความไวต่อค่าแรงที่เปรียบเทียบกันระหว่างค่าที่วัดจากเซ็นเซอร์วัดแรงกับค่าที่ต้องการควบคุมซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา

พิจารณาขนาดของแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกระหว่างการทดสอบ ซึ่งแม้ว่าจะไม่สามารถควบคุมให้แรงที่กระทำมีความแม่นยำตามที่มาตรฐานการทดสอบได้กำหนดไว้ แต่อย่างไรก็ตามแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกมีค่าสูงกว่าค่าที่กำหนดไว้ในมาตรฐาน ดังนั้นจึงสามารถกล่าวได้ว่าก้านสะโพกที่ผ่านการทดสอบจากเครื่องทดสอบเครื่องนี้มีความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐานเช่นเดียวกัน

พิจารณาการควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพกระหว่างการทดสอบความทนทานต่อความล้า จะเห็นว่าค่าความคลาดเคลื่อนของการควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งมีค่าเท่ากับ $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$ มากกว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่กำหนดไว้ในมาตรฐานคือ $\pm 1.0^{\circ}\text{C}$ โดยสาเหตุน่าจะเกิดจากการที่สารละลายในอ่างอยู่นิ่ง ไม่มีการไหล ทำให้ความร้อนภายในระบบที่ควบคุมมีการกระจายตัวที่ไม่ทั่วถึง ส่งผลให้อุณหภูมิของสารละลายที่วัดได้ ผัน ปลายของเทอร์โมคอปเปิลต่ำกว่าอุณหภูมิของสารละลายที่ติดกับฮีตเตอร์ ระบบควบคุมจึงไม่ตัดการทำงานและส่งผลให้อุณหภูมิมีค่าสูงเกินกว่าที่กำหนดไว้

พิจารณาภาพรวมของเครื่องทดสอบความล้า จะเห็นว่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นทั้งระบบควบคุมแรงกระทำและระบบควบคุมอุณหภูมิมีค่ามากกว่าที่มาตรฐานกำหนดไว้ แต่หากต้องการให้ระบบต่างๆของเครื่องทดสอบความล้ามีความแม่นยำสูงขึ้นจะต้องใช้เวลาอย่างมากในการศึกษาและทดลองระบบควบคุมเหล่านี้ เนื่องจากงานวิจัยนี้เน้นที่การออกแบบก้านสะโพกเป็นหลัก การทดสอบนี้ใช้เพื่อยืนยันผลการออกแบบ ผู้วิจัยจึงเลือกใช้ระบบควบคุมแบบนี้ในการทดสอบก่อน อย่างไรก็ตามในอนาคตจำเป็นต้องศึกษาและปรับปรุงระบบควบคุมเพิ่มเติมเพื่อให้เครื่องทดสอบความล้าทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

พิจารณาค่าการเสียรูปของก้านสะโพก จะเห็นว่าข้อมูลที่เก็บมานั้นมีเพียงระยะการเสียรูปรวมของก้านสะโพกทั้งสามแกน ซึ่งเป็นการเก็บข้อมูลที่หายบจนเกินไป เพราะวาระหว่างการทดสอบนั้น หัวกดที่ต่อมาจากกลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพกซึ่งทำให้ออกแบบให้เกิดการเคลื่อนที่ในแนวระนาบได้นั้น มีการหมุนเกิดขึ้น ส่งผลให้ค่าการเสียรูปในแนวระนาบที่วัดได้ไม่ใช่ระยะการเสียรูปของก้านสะโพกเพียงอย่างเดียว แต่เป็นระยะการเสียรูปของก้านสะโพกรวมกับระยะที่ก้านต่อหมุนหนีจากเซ็นเซอร์วัดระยะทาง ทำให้ค่าที่เก็บมานี้อาจมากกว่าค่าการเสียรูปที่เกิดขึ้นจริง

เมื่อพิจารณาผลการทดสอบจะเห็นว่า ค่าการเสียรูปที่ 1 นาที่หลังจากเริ่มการทดสอบมีค่าประมาณ 1.25 mm ซึ่ง $1.25 \times f_1$ มีค่าน้อยกว่า 5 mm ดังนั้นเงื่อนไขในการหยุดการทดสอบ คือค่าการเสียรูป f มีค่ามากกว่า 5 mm แต่เมื่อสิ้นสุดการทดสอบที่ห้าล้านครั้ง ค่าการเสียรูปมี

ค่าประมาณ 2.30 mm ซึ่งไม่เกิน 5 mm อีกทั้งสภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบยังอยู่ในสภาพที่สมบูรณ์อีกด้วย จึงสามารถกล่าวได้ว่าก้านสะโพกที่ออกแบบผ่านการทดสอบความทนทานต่อความล้าด้วยเงื่อนไขที่ใช้มาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 และถ้านำก้านสะโพกเทียมรูปแบบนี้ไปทดสอบด้วยมาตรฐานดังกล่าวที่ศูนย์ทดสอบที่มีมาตรฐานระดับสากล ก็มีความมั่นใจว่าก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบนี้จะสามารถผ่านการทดสอบได้

5.6 สรุปผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก

จากผลการทดสอบระบบควบคุมของเครื่องทดสอบความล้าพบว่า สามารถควบคุมแรงกระทำต่อก้านสะโพกและอุณหภูมิระหว่างการทดสอบได้ใกล้เคียงกับที่กำหนดไว้ในมาตรฐาน คือ สามารถควบคุมให้แรงกระทำเป็นรูปคลื่นไซน์ได้ ค่าแรงที่กระทำต่อก้านสะโพกมีค่าสูงสุดประมาณ 2300 N ถึง 2600 N ค่าแรงกระทำมีค่าต่ำสุดประมาณ 100 N ถึง 300 N สามารถควบคุมอุณหภูมิของก้านสะโพกได้ที่ $37^{\circ}\text{C} \pm 1.5^{\circ}\text{C}$ ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกแสดงให้เห็นว่า ค่าการเสียรูปที่ 1 นาที่หลังจากเริ่มการทดสอบค่าประมาณ 1.25 mm ซึ่ง $1.25xf_1$ มีค่าน้อยกว่า 5 mm ดังนั้นเงื่อนไขในการหยุดการทดสอบ คือ ค่าการเสียรูป f มีค่ามากกว่า 5 mm และเมื่อสิ้นสุดการทดสอบที่ห้าล้านครั้งก้านสะโพกมีค่าเสียรูปประมาณ 2.30 mm ซึ่งไม่เกิน 5 mm อีกทั้งสภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบยังอยู่ในสภาพที่สมบูรณ์ จึงสามารถกล่าวได้ว่าก้านสะโพกที่ออกแบบผ่านการทดสอบความทนทานต่อความล้าด้วยเงื่อนไขที่ใช้มาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 และถ้านำก้านสะโพกเทียมรูปแบบนี้ไปทดสอบด้วยมาตรฐานดังกล่าวที่ศูนย์ทดสอบที่มีมาตรฐานระดับสากล ก็มีความมั่นใจว่าก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบนี้จะสามารถผ่านการทดสอบได้

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้เริ่มต้นจากการศึกษาปัญหาของการใช้ก้านสะโพกเทียม ซึ่งพบว่าความเสียหายที่พบบ่อยของระบบข้อต่อสะโพกเทียมเกิดขึ้นจากการหลวมหลุดของก้านสะโพกอันมีสาเหตุมาจากความเสียหายบนซีเมนต์กระดูก อีกทั้งขนาดของก้านสะโพกที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันซึ่งนำเข้าจากประเทศในแถบยุโรป ยังไม่เหมาะสมกับขนาดกระดูกต้นขาของคนไทยอีกด้วย คือ ก้านสะโพกมีขนาดใหญ่จนเกินไปทำให้ในการผ่าตัดจะต้องสร้างช่องในกระดูกให้ใหญ่พอจนสามารถใส่ก้านสะโพกเข้าไปได้ ส่งผลให้เกิดปัญหาการแตกหักของกระดูกในภายหลัง ผู้วิจัยจึงเลือกออกแบบก้านสะโพกเทียมโดยใช้ขนาดกระดูกของคนไทยหนึ่งคนซึ่งเป็นตัวแทนของผู้ที่มีกระดูกต้นขาขนาดเล็ก และเลือกออกแบบให้ความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกและก้านสะโพกมีค่าสูงที่สุด โดยให้ความสำคัญกับความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกมากกว่าเนื่องจากเป็นองค์ประกอบที่อ่อนแอที่สุดในระบบ และด้วยวิธีการออกแบบที่ใช้โปรแกรมการหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดร่วมกับโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ทำให้ได้มาซึ่งรูปทรงของก้านสะโพกที่ทำให้สัมประสิทธิ์ความปลอดภัยของซีเมนต์กระดูกมีค่าสูงที่สุดในขณะที่ก้านสะโพกอยู่ในเกณฑ์ที่ปลอดภัย หลังจากนั้นนำก้านสะโพกที่ออกแบบนี้มากัดขึ้นรูปและนำไปทดสอบความทนทานต่อความล้าตามมาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 ด้วยเครื่องทดสอบความล้าที่จัดสร้างขึ้นมา ซึ่งแม้ว่าเครื่องทดสอบความล้าที่สร้างขึ้นมานี้จะมีประสิทธิภาพการทำงานไม่เต็มที่ แต่ก็สามารถควบคุมระบบต่างๆ ได้ใกล้เคียงกับที่กำหนดไว้ในมาตรฐาน ผลการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกแสดงให้เห็นว่า ค่าการเสียรูปที่ 1 นาที่หลังจากเริ่มการทดสอบค่าประมาณ 1.25 mm ซึ่ง $1.25x_f$ มีค่าน้อยกว่า 5 mm ดังนั้นเงื่อนไขในการหยุดการทดสอบ คือ ค่าการเสียรูป f มีค่ามากกว่า 5 mm และเมื่อสิ้นสุดการทดสอบที่ห้าล้านครั้งก้านสะโพกมีค่าเสียรูปประมาณ 2.30 mm ซึ่งไม่เกิน 5 mm อีกทั้งสภาพของก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกหลังการทดสอบยังอยู่ในสภาพที่สมบูรณ์ จึงสามารถกล่าวได้ว่าก้านสะโพกที่ออกแบบผ่านการทดสอบความทนทานต่อความล้าด้วยเงื่อนไขที่ใช้มาตรฐาน ISO 7206-4 และ ISO 7206-8 และสามารถสรุปได้ว่าการออกแบบก้านสะโพกด้วยวิธีการที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ทำให้ก้านสะโพกที่ได้จากการออกแบบมีขนาดเหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย และสามารถทนทานต่อความล้าได้ตามมาตรฐานสากลที่ใช้ในการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพก ตรงตามจุดประสงค์ที่ตั้งไว้ทุกประการ

6.2 ข้อเสนอแนะ

เมื่อพิจารณาประสิทธิภาพของเครื่องทดสอบความล้า จะเห็นว่า มีข้อบกพร่องที่ควรได้รับการแก้ไขหลายประการ เช่น ควรปรับปรุงกลไกส่งผ่านแรงไปยังก้านสะโพกให้คงเสถียรเหลือเพียงการเคลื่อนที่ในแนวระนาบเท่านั้น เพราะองศาอิสระของการหมุนในแนวแกนตั้งที่เกิดขึ้นทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการวัดค่าการเสียรูปของก้านสะโพกระหว่างการทดสอบความทนทานต่อความล้า อีกทั้งควรปรับปรุงระบบควบคุมแรงกระทำและระบบควบคุมอุณหภูมิให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

การทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกในงานวิจัยนี้ทำเพียงครั้งเดียวเท่านั้น จึงควรมีการทดสอบความทนทานต่อความล้าของก้านสะโพกที่ออกแบบซ้ำอีกเพื่อยืนยันผลการทดสอบ จากนั้นจึงส่งก้านสะโพกที่ออกแบบนี้ไปยังศูนย์ทดสอบที่มีมาตรฐานสูง เช่น องค์การอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกา (US-FDA) โดยตรงเพื่อเป็นการยืนยันว่าก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบนี้สามารถทนทานต่อความล้าและสามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยได้จริง

การปรับผิวก้านสะโพกในงานวิจัยนี้ทำไว้เพียงแบบเดียวเท่านั้น คือ ผิวที่ถูกพ่นด้วยผงทรายแบบบกลาสบีด ควรมีการทดสอบก้านสะโพกแบบเดียวกันแต่มีลักษณะของพื้นผิวต่างกัน เพื่อวิเคราะห์ผลจากชนิดของพื้นผิวที่มีต่อความแข็งแรงของระบบข้อต่อสะโพกเทียมในเชิงการเปรียบเทียบ เพราะลักษณะพื้นผิวของก้านสะโพกก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความแข็งแรงของระบบข้อต่อสะโพกเทียม

ก้านสะโพกในงานวิจัยนี้ออกแบบโดยอ้างอิงกับขนาดกระดูกของคนไทยหนึ่งคนซึ่งเป็นตัวแทนของกลุ่มประชากรที่มีกระดูกต้นขาขนาดเล็ก ในอนาคตจึงควรให้มีการออกแบบก้านสะโพกที่เหมาะสมกับขนาดกระดูกของคนไทยทุกขนาด เพื่อให้ครอบคลุมประชากรทุกกลุ่ม และควรเพิ่มความหลากหลายของรูปร่างของก้านสะโพก เพื่อให้ได้ก้านสะโพกที่มีความแข็งแรงมากที่สุด

และสุดท้ายเมื่อออกแบบและทดสอบจนกระทั่งมีความมั่นใจว่าก้านสะโพกเทียมนี้สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยได้ จึงจะทำการทดลองผ่าตัดใส่ก้านสะโพกเทียมที่ออกแบบนี้ ใส่ให้กับผู้ป่วยเพื่อศึกษาผลในเชิงการแพทย์ (Clinical study) ที่มีต่อผู้ป่วย ทั้งผลในระยะสั้นและผลในระยะยาว

รายการอ้างอิง

- [1] นายแพทย์สุรพงษ์ อัมพันวงษ์. การผ่าตัดข้อสะโพกเทียมด้วยแผลเล็ก ตอนที่ 1 [ออนไลน์]. 2548. แหล่งที่มา: <http://www.panha.net/sapok1.html> [2551, มีนาคม 1]
- [2] Asian food information centre, กระดูกที่แข็งแรง เพื่อสุขภาพแห่งชีวิต – วันโรคกระดูกพรุนสากล [ออนไลน์]. 2548. แหล่งที่มา: http://www.afic.org/Press%20Release%20-%20Strong%20Bones%20for%20Healthy%20Living_TH.htm [2551, มีนาคม 1]
- [3] Roche Thailand, โรคกระดูกพรุน [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา: <http://www.rochethai.com/html/disease/osteoporosis.html> [2551, มีนาคม 1]
- [4] พ.ต.ท.นพ.วิโรจน์ ลากไพบูลย์พงศ์, นวัตกรรมใหม่ในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกในวัยทำงาน ตอนแรก สงครามสร้างข้อสะโพกเทียม [ออนไลน์]. 2547. แหล่งที่มา: <http://www.khord.net/title2.html> [2551, มีนาคม 1]
- [5] Zimmer Inc., Hip anatomy and hip replacement patient education [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา: <http://www.backinthegroove.zimmer.com/micro/ctl?template=mn&op=global&action=1&id=389&global=1> [2551, มีนาคม 1]
- [6] Faller, A., and Schuenke, M., The human body, Georg Thieme Verlag, 2004.
- [7] Nordin, M., Frankel, V.H., Leger, D., Forssen, K., and Lis, A. Basic biomechanics of the musculoskeletal system, 3rd edition. Lippincott Williams & Wilgins, 2001.
- [8] Baleani, M., Cristofolini, L., and Viceconti, M. Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and physiological loads, Clinical Biomechanics 14 (1999): 339-345.
- [9] Hachimoto, N., Ando, M., Yayama, T., Uchida, K., Kobayashi, S., Negoro, K., and Baba, H. Dynamic analysis of the resultant force acting on the hip joint during level walking. Artificial organs 29 (2005): 387-392.
- [10] Perez, M.A., Garcia-Aznar, J.M., Doblare, M., Seral, B., and Seral, S. A comparative of debonding process in different concepts of cemented hip implants. Medical Engineering & Physics 28 (2006): 525-533.
- [11] Heller, M.O., Bergmann, G., Kassi, J.P., Claes, L., Haas, N.P., and Duda, G.N. Determination of muscle loading in the hip joint for use in pre-clinical testing. Journal of biomechanics 38 (2005): 1155-1163.

- [12] Zimmer Inc., Arthritis, Osteoarthritis, Fibromyalgia, and Rheumatoid Arthritis Info [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา <http://www.zimmer-canada.com/z/ctl/op/global/action/1/id/379/template/PC> [2551, มีนาคม 1]
- [13] Evans, P.J., and McGrory, B.J., 2007. Fracture of the proximal femur [ออนไลน์]. 2548. แหล่งที่มา www.orthoassociates.com/hipfx.htm [2551, มีนาคม 1]
- [14] Bhandari, M., et al. Internal fixation compared with arthroplasty for displaced fractures of the femoral neck. Journal of Bone and Joint Surgery 85 (2003): 1673-1681.
- [15] Matt, Hip resurfacing arthroplasty [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา http://www.eorthopod.com/public/patient_education/6638/hip_resurfacing_arthroplasty.html [2551, มีนาคม 1]
- [16] Southern California Veterinary Surgical Group. Total Hip Replacement [ออนไลน์]. 2550 แหล่งที่มา <http://www.artreality.com/portfolio/wdwork/vet/totalhipreplacement.htm> [2551, มีนาคม 1]
- [17] Leighton, R.K., Schmidt, A.H., Collier, P., and Trask, K. Advances in the treatment of intracapsular hip fractures in the elderly. Int. J. Care Injured 38 (2007): S24-S34.
- [18] Kim, Y.H. Bilateral cemented and cementless total hip arthroplasty. The Journal of Arthroplasty 17 (2002): 434-440
- [19] Foster, A.P., Thompson, N.W., Wong, J., and Charlwood, A.P. Periprosthetic femoral fractures – a comparison between cemented and uncemented hemiarthroplasties. Int. J. Care Injured 36 (2005): 424-429.
- [20] Singh, G.K., and Deshmukh, R.G. Uncemented Austin-Moore and cemented Thompson unipolar hemiarthroplasty for displaced fracture neck of femur – Comparison of complications and patient satisfaction. Int. J. Care Injured 37 (2006): 169-174.
- [21] Pain total hip [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา http://www.totaljoints.info/pain_THIP.htm [2551, มีนาคม 1]
- [22] Jeffers, J.R.T., Browne, M., Lennon, A.B., Prendergast, P.J., and Taylor, M. Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing. Journal of Biomechanics 40 (2006): 1525-1533.
- [23] Cristofolini, L., Erani, P., Savigni, P., Grupp, T., Thies, O., and Viceconti, M. Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study. Clinical Biomechanics 22 (2007): 410-421.

- [24] Senalp, Z.A., Kayabasi, O., and Kurtaran, H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, Materials and Design (2006).
- [25] Kayabasi, O., and Ekici, B. The effect of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method, Materials and Design (2006).
- [26] Kayabasi, O., and Ekici, B. Probabilistic design of a newly designed cemented hip prosthesis using finite element method, Materials and Design (2007).
- [27] Zhang, H., Brown, L.T., Blunt, L.A., and Barrans, S.M. Influence of femoral stem surface finish on the apparent static shear strength at the stem-cement interface. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Material 1 (2008): 96-104.
- [28] ภพ เหลืองจามีกร. โครงการจัดสร้างข้อสะโพกเทียมสำหรับประชากรไทย การวัดขนาดทางกายวิภาคของกระดูกต้นขาส่วนต้น การสร้างแบบจำลองกระดูกต้นขา และการวิเคราะห์จำนวนขนาดสำหรับการจัดสร้างข้อสะโพกเทียม. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา) บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2550
- [29] Mahaisavariya, B., Sitthiseriratip, K., Tongdee, T., Bohez, E.L.J., Sloten, J.V., and Oris, P. Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering. Medical Engineering & Physics 24 (2002): 617-622.
- [30] Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., and Lemons, J.E. Biomaterials science: an introduction to materials in medicine, 2nd edition, Elsevier, 2004.
- [31] ชีรพล ลิ้มปวัฒน์ศิริ, ประภาวุฒิ ปานสีทอง. การออกแบบข้อสะโพกเทียม. โครงการทางวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2549.
- [32] Mow, V.C., and Huiskes, R. Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology, 3rd edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [33] Schneck, D.J., and Bronzino, J.D. Biomechanics: principles & applications, CRC Press, 2003.
- [34] Engineering fundamentals. Polymers: Properties of Acrylic polymethylmethacrylate, PMMA, molding and extrusion compounds. [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา efunda.com/materials/polymers/properties/polymer_datasheet.cfm?MajorID=acrylic&MinorID=4 [2551, มีนาคม 1]

- [35] Nicolella, D.P., Thacker, B.H., Katoozian, H., and Davy, D.T. The effect of three-dimensional shape optimization on the probabilistic response of a cemented femoral hip prosthesis, Journal of Biomechanics 39 (2005): 1265-1278.
- [36] Sandvik Bionline, High-N Bar Steel [ออนไลน์]. 2550.
online:<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=c783ad9209d04daba30609f9453232b8> [2551, มีนาคม 1]
- [37] ISO. (E). 7206-4: Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components, 2002.
- [38] ISO. (E). 7206-8: Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 8: Endurance performance of stemmed femoral components with application of torsion, 1995.
- [39] Raimondi, M.T., and Pietrabissa, R. Modeling evaluation of the testing condition influence on the maximum stress induced in a hip prosthesis during ISO 7206 fatigue testing. Medical Engineering & Physics 21 (1999): 353-359
- [40] Chao, J. Is 7206 ISO standard enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses, Engineering Failure Analysis (2007).
- [41] Pyburn, E., and Goswami, T. Finite element analysis of femoral components paper III – hip joints, Materials and Design 25 (2004): 705-713.
- [42] Latham, B., and Goswami, T. Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV. Materials and Design 25 (2004): 715-722.
- [43] Deb, K. Multi-objective optimization using evolutionary algorithms, John Wiley & Sons, Ltd, 2001.
- [44] วิกีพีเดีย. ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม [ออนไลน์]. 2550. แหล่งที่มา
http://th.wikipedia.org/wiki/Genetic_algorithm [2551, มีนาคม 1]
- [45] Khan, F.N. FSM state-assignment for area, power and testability using non-deterministic evolutionary heuristics, MS Thesis, King Fahd University of Petroleum & Minerals, Dhahran, Saudi Arabia, 2005.
- [46] Virulsri, J., Tangpornprasert, P., and Tadano, S. C program and finite element program ANSYS interface methodology for topology multi-objective optimization, ME-NETT 19th (2005).

- [47] Verdonschot, N., and Huiskes, R. Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. Biomaterials 19 (1998): 1773-1779.
- [48] Lennon, A.B., McCormack, B.A.O., and Prendergast, P.J. The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. Medical Engineering & Physics 25 (2003): 833-841.
- [49] Shigley, J.E., Mischke, C.R., and Budynas, R.G. Mechanical engineering design, 7th edition. McGraw Hill, 2004.
- [50] Callister, W.D., Jr. Materials science and engineering: an introduction, 6th edition. John Wiley & Sons, 2003.
- [51] Chao, J., and Lopez, V. Failure analysis of a Ti6Al4V cementless hip prosthesis. Journal of engineering failure analysis 14 (2007): 822-830
- [52] Nuno, N., Groppetti, R., and Senin, N. Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants. Clinical Biomechanics 21 (2006): 956-962.
- [53] จิโรจ ตั้งเสวีพันธ์, ธชทัต คัวร์กุล, ศรเทพ จันทวงศ์, สมพงษ์ เจริญบุญวิวัฒน์. การออกแบบและสร้างเครื่องทดสอบความล้าสำหรับข้อสะโพกเทียม. โครงการทางวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2550.
- [54] Sabatini, A.L., and Goswami, T. Hip implants paper VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. Materials and Design (2007).

ภาคผนวก

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์

การวิเคราะห์ความเค้นบริเวณผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกเทียมกับซีเมนต์กระดูก

Stress Analysis of Hip Prosthesis – Bone Cement Interface

ชญาน์ พันธุ์ วิรุฬห์ศรี^{1*}, ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ¹ และ ปริญเอก ร่มไตรรัตน์¹

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

*E-mail bio2mech@gmail.com, เบอร์โทรศัพท์ 0-2218-6110, เบอร์โทรสาร 0-2252-2889

บทคัดย่อ

ข้อต่อสะโพกเทียมแบบใช้ซีเมนต์กระดูก (Cemented hip prosthesis) ที่ใช้ในปัจจุบันมีอัตราความสำเร็จในการผ่าตัดสูงกว่า และมีอายุการใช้งานมากกว่าข้อต่อสะโพกเทียมในยุคเริ่มแรก แต่สาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความเสียหายแก่ข้อต่อสะโพกเทียมยังคงเป็นการหลวมหลุดของก้านสะโพก (Prosthesis loosening) ซึ่งมีสาเหตุมาจากการที่ผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูกเกิดความเสียหายและขาดออกจากกัน (Prosthesis – bone cement interface failure) งานวิจัยนี้มุ่งวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดบนผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก (Interfacial stress) โดยเริ่มจากการจำลองระบบข้อต่อสะโพกเทียมด้วยโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่ใช้ได้จากการแปลงข้อมูลภาพถ่าย MRI เป็นแบบจำลองสามมิติ ภาวะที่ใช้ในการวิเคราะห์คือภาวะที่เกิดระหว่างการเดิน ซึ่งผลการวิเคราะห์พบว่าความเค้นกดในแนวตั้งกับพื้นผิวมีค่าสูงสุดเท่ากับ 23.46 MPa ที่บริเวณสันด้านในของก้านสะโพก ในขณะที่ความเค้นดึงในแนวตั้งกับพื้นผิวและความเค้นเฉือนในระนาบที่ขนานกับพื้นผิวมีค่าสูงสุดเท่ากับ 4.84 MPa และ 21.49 MPa ที่บริเวณปลายด้านล่าง และทิศทางของความเค้นเฉือนบริเวณสันด้านในอยู่ในทิศ +z ส่วนทิศทางของความเค้นเฉือนบริเวณสันด้านนอกอยู่ในทิศ -z ขนาดและทิศทางของความเค้นที่เกิดขึ้นนี้เป็นประโยชน์อย่างมากในการออกแบบผิวของก้านสะโพกเทียมต่อไป

คำหลัก: Cemented hip prosthesis, prosthesis loosening, interface failure, interfacial stress

Abstract

Hip surgery using cemented hip prosthesis has been improved since it was first established. But prosthesis loosening still be major cause of failure which initiated by prosthesis – cement interface failure. To prevent the problem, this research aims to analyze interfacial stress between prosthesis and bone cement, both magnitude and direction. Bone model is constructed from MRI of Thai femur. Interfacial stress is determined under conditions of walking by using finite element program. Result shows that maximum interfacial compressive stress is 23.46 MPa, occurs at medial portion of stem. While maximum interfacial tensile stress and maximum interfacial shear stress are 4.84 MPa and 21.49 MPa respectively, both occur at distal portion. Direction of the shear stress are +z at medial portion and -z at lateral portion. Identified stress is very useful for inventing surface of hip prosthesis.

Keywords: Cemented hip prosthesis, prosthesis loosening, interface failure, interfacial stress.

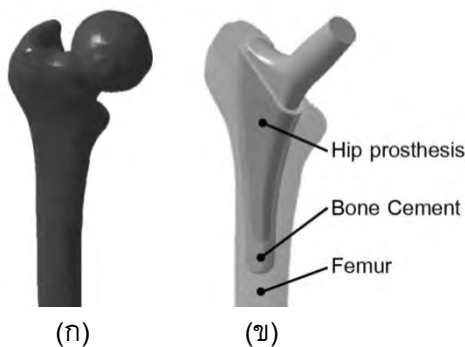
1. บทนำ

ข้อต่อสะโพกเทียมแบบใช้ซีเมนต์กระดูก (Cemented hip prosthesis) ที่ใช้ในปัจจุบันมีอัตราความสำเร็จในการผ่าตัดสูงกว่า และมีอายุการใช้งานมากกว่าข้อต่อสะโพกเทียมในยุคเริ่มแรก แต่สาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความเสียหายแก่ข้อต่อสะโพกเทียมยังคงเป็นการหลวมหลุดของก้านสะโพก (Prosthesis loosening) ซึ่งเกิดจากการที่ผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก (Prosthesis-Cement Interface) เกิดความเสียหายและขาดออกจากกัน (Debonding) [1-5] งานวิจัยชิ้นนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดบนผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกและซีเมนต์กระดูก ทั้งนี้ผลการวิเคราะห์จะถูกนำไปใช้ในการออกแบบผิวของก้านสะโพกเทียมเพื่อให้สามารถป้องกันความเสียหายที่เกิดขึ้นบริเวณผิวสัมผัสดังกล่าวต่อไป

2. รายละเอียดในการทำวิจัย

2.1 แบบจำลองกระดูกต้นขา

ใช้แบบจำลองของกระดูกต้นขา (Femur) ที่เสมือนจริงซึ่งได้จากการแปลงข้อมูลจากภาพถ่าย MRI เป็นไฟล์สามมิติด้วยโปรแกรม MIMIC 11.1 [6,7] กระดูกต้นขาถูกผ่าตัดข้อต่อสะโพกออก เพื่อใส่ก้านสะโพกเทียมเข้าไปแทนที่ โดยก้านสะโพกเทียมที่ใช้ได้มาจากงานวิจัยของทางคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และกำหนดให้ความหนาของซีเมนต์กระดูกรอบสะโพกเทียมมีค่าเท่ากับ 2 มิลลิเมตร [2] ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 แบบจำลองกระดูกต้นขา

(ก) แบบจำลองที่ได้จากภาพถ่าย MRI

(ข) แบบจำลองกระดูกต้นขาหลังผ่าตัดใส่สะโพกเทียม

2.2 ภาระที่ใช้ในแบบจำลอง

เลือกใช้ภาระสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกต้นขาขณะเดิน เพราะการเดินถือเป็นกิจกรรมที่เกิดขึ้นมากที่สุดในชีวิตประจำวัน กำหนดให้ผู้ป่วยมีน้ำหนักเท่ากับ 60 กิโลกรัม ซึ่งเป็นน้ำหนักโดยเฉลี่ยของคนไทย ภาระที่เกิดขึ้นจากข้อต่อและกล้ามเนื้อต่างๆ มีค่าดังแสดงในตารางที่ 1 [8-10]

ตารางที่ 1 ภาระที่กระทำต่อกระดูกต้นขาสูงสุดขณะเดินของคนน้ำหนัก 60 กิโลกรัม

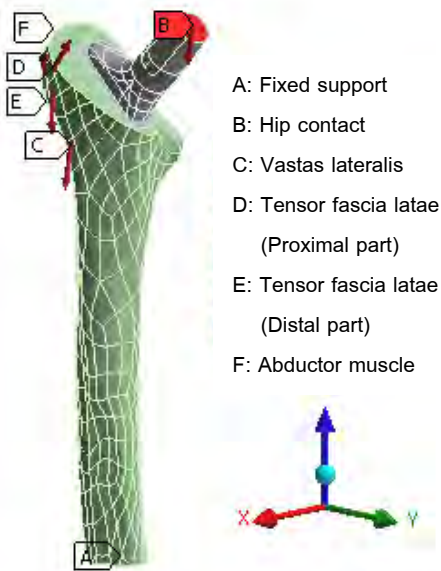
Force	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
Hip contact	-213.02	-588.30	-2269.74
Abductor muscle	-71.49	571.49	856.60
Tensor fascia latae (Proximal part)	98.56	92.55	130.72
Tensor fascia latae (Distal part)	-5.82	-6.22	-188.15
Vastus lateralis	181.37	27.38	-919.98

2.3 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ทำการจำลองระบบข้อต่อสะโพกเทียมด้วยโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS Workbench 11.0 เลือกใช้ Stainless steel 316L เป็นวัสดุของก้านสะโพกเทียม จำลองให้เป็นวัสดุแบบ Linear isotropic ค่า $E=200$ GPa และ $\nu=0.3$ [11] กระดูกเนื้อแข็ง (Cortical bone) เป็นวัสดุแบบ Transversely isotropic ค่า $E_x=E_y=11.5$ GPa, $E_z=17$ GPa, $G_{xy}=3.6$ GPa, $G_{xz}=G_{yz}=3.3$ GPa, $\nu_{xy}=0.51$, $\nu_{xz}=\nu_{yz}=0.31$ และจำลองให้ซีเมนต์กระดูก เป็นวัสดุแบบ Linear isotropic ค่า $E = 2.62$ GPa, $\nu=0.3$ [3] กำหนดให้ทั้งผิวสัมผัสระหว่างก้านสะโพกกับซีเมนต์กระดูก และผิวสัมผัสระหว่างซีเมนต์กระดูกกับกระดูกต้นขาเป็นแบบเชื่อมติดกัน (Bonded contact)

ภาระที่กระทำต่อแบบจำลอง คือ ภาระสูงสุดที่เกิดขึ้นขณะเดินของคนน้ำหนัก 60 กิโลกรัม ดังแสดงในตารางที่ 1 เนื่องจากแบบจำลองกระดูกที่ได้จาก

ภาพถ่าย MRI เป็นแบบครึ่งท่อน ดังนั้นจึงกำหนดให้เงื่อนไขขอบเขต (Boundary condition) ที่หน้าตัดของกระดูกบริเวณด้านล่างของแบบจำลอง เป็นแบบ Fixed support ดังแสดงในรูปที่ 2



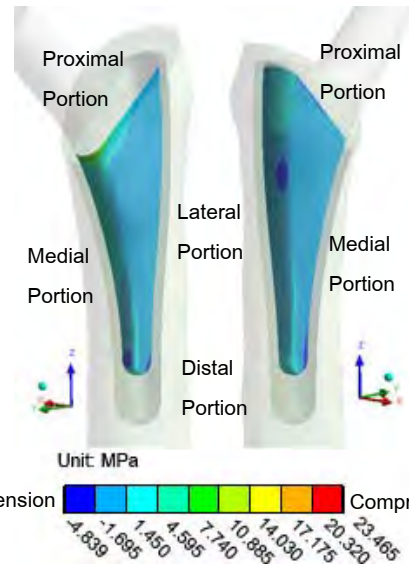
รูปที่ 2 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

2.4 การวิเคราะห์ความเค้นบริเวณผิวสัมผัส

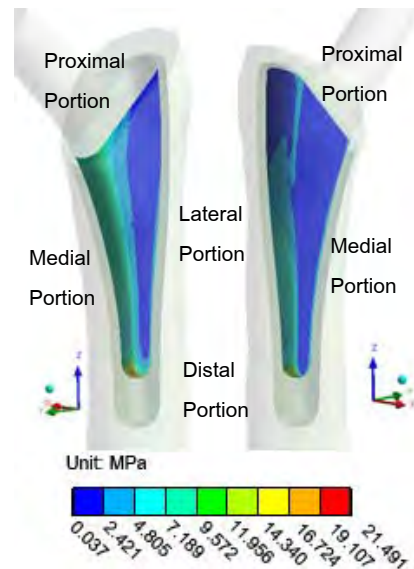
เนื่องจากโปรแกรม ANSYS สามารถแสดงผลได้เพียงขนาดของความเค้นในแนวตั้งฉากกับพื้นผิว (Interfacial normal stress) และขนาดของความเค้นเฉือนในระนาบที่ขนานกับพื้นผิว (Interfacial shear stress) เท่านั้น แต่ไม่สามารถแสดงทิศทางของความเค้นเฉือนในระนาบขนานกับพื้นผิวได้ จึงต้องนำเทนเซอร์ของความเค้น (Stress tensor) ของจุดต่อ (Node) แต่ละจุดที่อยู่บนพื้นผิวสัมผัส ซึ่งอยู่ในแกน Global coordinate มาแปลงให้อยู่ในแนวแกนที่ตั้งฉากกับพื้นผิว ด้วยโปรแกรมคำนวณที่สร้างขึ้นจากโปรแกรม MatLab 2007a และด้วยวิธีการนี้จึงทำให้ได้ทิศทางของความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้น

3. ผลการวิจัย

ผลการคำนวณ ได้แก่ ความเค้นในแนวตั้งฉากกับพื้นผิว ความเค้นเฉือนในระนาบที่ขนานกับพื้นผิว และทิศทางของความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้น ณ บริเวณต่างๆ เป็นดังรูปที่ 3, 4 และ 5 ตามลำดับ

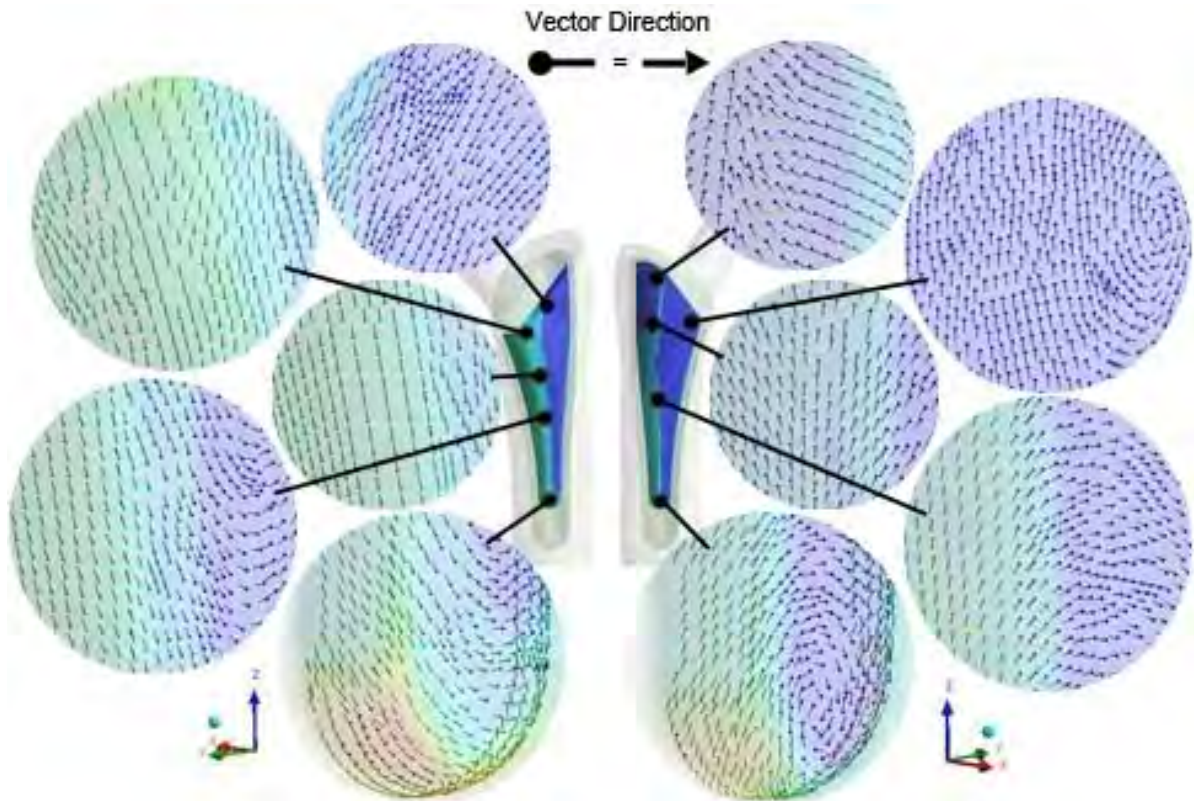


รูปที่ 3 Interfacial normal stress บนผิวก้านสะโพก



รูปที่ 4 Interfacial shear stress บนผิวก้านสะโพก

จากรูปที่ 3 จะเห็นว่า Interfacial compressive stress มีค่าสูงสุดเท่ากับ 23.46 MPa ที่บริเวณสันด้านในของก้านสะโพก (Medial portion) และ Interfacial tensile stress มีค่าสูงสุดเท่ากับ 4.84 MPa ที่บริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพก (Distal portion) จากรูปที่ 4 จะเห็นว่า Interfacial shear stress มีค่าสูงสุดเท่ากับ 21.49 MPa ที่บริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพก ในขณะที่ความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นบริเวณกลางลำตัวของก้านสะโพก (Proximal portion) มีค่าน้อยเมื่อเทียบกับบริเวณสันด้านใน

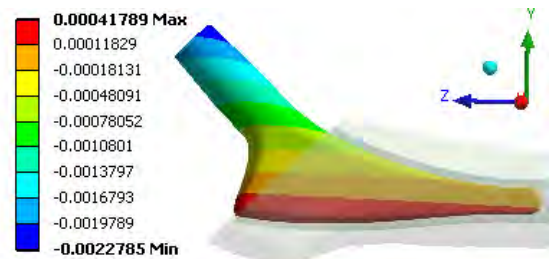


รูปที่ 5 ทิศทางของ Interfacial shear stress ณ ตำแหน่งต่างๆบนผิวกำมะไล

จากรูปที่ 5 จะเห็นว่า ทิศทางของ Interfacial shear stress บริเวณสันด้านในซึ่งมีค่ามาก อยู่ในทิศ +z ทิศทางของความเค้นเฉือนบริเวณสันด้านนอก (Lateral Portion) ซึ่งมีขนาดปานกลาง อยู่ในทิศ -z ในขณะที่ทิศทางของความเค้นเฉือนบริเวณกลางลำตัวของกำมะไลซึ่งมีค่าน้อยมีทิศทางที่ไม่แน่นอน

4. อภิปรายผลการวิจัย

พิจารณาทิศทางของความเค้นเฉือนที่บริเวณผิวสัมผัสจะเห็นว่า ความเค้นเฉือนบริเวณสันด้านในอยู่ในทิศ +z และที่บริเวณสันด้านนอกอยู่ในทิศ -z ซึ่งหมายถึง การเสียรูปของกำมะไล (Deformation) ในแนวแกน z บริเวณสันด้านในจะต้องอยู่ในทิศ -z และบริเวณสันด้านนอกจะต้องอยู่ในทิศ +z เนื่องจากความเค้นเฉือนบนพื้นผิวคือแรงที่ต้านไม่ให้เกิดการเคลื่อนที่ ซึ่งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับ การเสียรูปของกำมะไลที่ได้จากการคำนวณแล้ว พบว่ามีความสอดคล้องกัน ดังแสดงในรูปที่ 6 จึงสามารถกล่าวได้ว่า ผลการคำนวณทิศทางของความเค้นเฉือนมีความถูกต้อง



รูปที่ 6 การเสียรูปในแนวแกน z ของกำมะไล

พิจารณาค่าความเค้นสูงสุดในแนวตั้งฉากและความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดขึ้นเปรียบเทียบกับความแข็งแรงของพื้นผิว (Interface strength) พบว่าค่าสูงสุดของ Interfacial tensile stress (4.84 MPa) มีค่าน้อยกว่า Interfacial tensile strength (7.9 MPa) [4] ในขณะที่ค่าสูงสุดของ Interfacial shear stress (21.49 MPa) มีค่ามากกว่า Interfacial shear strength (16.42 MPa) [5] จึงสามารถกล่าวได้ว่า มีความเป็นไปได้สูงที่ผิวสัมผัสระหว่างกำมะไลและซีเมนต์กระดูจะเกิดการเสียหาย หากนำกำมะไลนี้ไปใส่ให้กับผู้ป่วย

พิจารณาทิศทางของความเค้นเฉือนในระนาบขนานกับผิวที่เกิดขึ้น พบว่าบริเวณที่มีความเค้นเฉือนสูงจะเป็นบริเวณสันด้านใน ส่วนบริเวณสันด้านนอกมีความเค้นเฉือนอยู่ในระดับปานกลาง ในขณะที่ความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นบริเวณกลางลำตัวของก้านสะโพกมีค่าน้อย แม้ว่าความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดขึ้นจะมีค่ามากกว่า Interfacial shear strength แต่จะเห็นว่าความเค้นเฉือนที่มีค่ามากนี้ มีทิศทางอยู่ในแนวแกน z เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้นหากสามารถที่จะเพิ่มความแข็งแรงของพื้นผิวในแนวแกน z ได้ ก็จะสามารถป้องกันความเสียหายที่จะเกิดขึ้นได้เช่นเดียวกัน

การเพิ่มความแข็งแรงของพื้นผิวนี้อาจทำได้ด้วยการสร้างลายลงบนพื้นผิว (Lay) ซึ่งจะให้ความทนทานต่อความเค้นเฉือนบนพื้นผิวในทิศทางที่ตั้งฉากกับลายเพิ่มขึ้น ในขณะที่เดียวกันความทนทานต่อความเค้นเฉือนในทิศทางที่ขนานกับลายอาจจะลดลง หากสามารถสร้างลายลงบนพื้นผิวของก้านสะโพกโดยสร้างให้ตั้งฉากกับความเค้นที่เกิดขึ้น ก็อาจจะช่วยให้ก้านสะโพกเทียมนี้สามารถทนทานต่อความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นได้ ซึ่งสมมติฐานนี้จำเป็นต้องทำการทดลองต่อไป เพื่อให้ทราบผลที่แน่นอน

5. สรุปผลการวิจัย

Interfacial compressive stress มีค่าสูงสุดเท่ากับ 23.46 MPa ที่บริเวณสันด้านในของก้านสะโพก ในขณะที่ Interfacial tensile stress มีค่าสูงสุดเท่ากับ 4.84 MPa ที่บริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพก ส่วน Interfacial shear stress ค่าสูงสุดเท่ากับ 21.49 MPa ที่บริเวณปลายด้านล่างของก้านสะโพก และทิศทางของ Interfacial shear stress บริเวณสันด้านในอยู่ในทิศ +z ส่วนทิศทางของความเค้นเฉือนบริเวณสันด้านนอกอยู่ในทิศ -z ซึ่งขนาดและทิศทางของความเค้นที่ได้มานี้ เป็นประโยชน์อย่างมากในการวิเคราะห์เพื่อออกแบบพื้นผิวของก้านสะโพกเทียม และการทดสอบความแข็งแรงของพื้นผิวในรูปแบบต่างๆต่อไป อีกทั้งยังสามารถสรุปได้ว่าก้านสะโพกเทียมนี้ จำเป็นจะต้องพัฒนาต่อ เพื่อลดความเสี่ยงที่จะ

ก่อให้เกิดการหลวมหลุดของก้านสะโพกอันจะเป็นอันตรายแก่ผู้ป่วยผู้เข้ารับการรักษา

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ศ.นพ.พิบูลย์ อธิระวิวงศ์ ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยสำหรับข้อมูลอันเป็นประโยชน์ในการทำงานวิจัยชิ้นนี้

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] Jeffers, J.R.T., Browne, M., Lennon A.B., Prendergast, P.J., Taylor, M. (2007). Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing, *Journal of Biomechanics*, vol.40, July 2006, pp. 1525-1533.
- [2] Cristofolini, L., Erani, P., Savigni, P., Grupp, T., Thies, O., Viceconti, M. (2007). Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study, *Clinical Biomechanics*, vol.22, September 2006, pp.410-421.
- [3] Kayabasi, O., Ekici, B. (2006). The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method, *Materials and Design*, August 2006.
- [4] Nicoletta, D.P., Thacker, B.H., Katoozian, H., Davy, D.T. (2006). The effect of three-dimensional shape optimization on the probabilistic response of a cemented femoral hip prosthesis, *Journal of Biomechanics*, vol.39, March 2005, pp. 1265-1278.
- [5] Zhang, H., Brown, L.T., Blunt, L.A., Barrans, S.M. (2008). The influence of femoral stem surface finish on the apparent static shear strength at the stem-cement interface, *Journal*

- of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol.1, June 2007, pp. 96-104.
- [6] Luangjarmekorn, P. (2007). The femoral prosthesis for Thai people: Proximal femoral parameter, femoral model and sizing, Graduate School of Chulalongkorn University.
- [7] Mahaisavariya, B., Sitthiseripratip, K., Tongdee, T., Bohez, E.L.J., Sloten, J.V., Oris, P. (2002). Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering, *Medical Engineering & Physics*, vol.24, pp. 617-622.
- [8] Heller, M.O., Bergmann, G., Kassi, J.P., Claes, L., Haas, N.P., Duda, G.N. (2005). Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *Journal of Biomechanics*, vol.38, pp. 11155-1163.
- [9] Nordin, M. and Frankel, V.H. (2001). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal system, Lippincott Williams & Wilkins, Pennsylvania.
- [10] Hall, S.J. (2003). Basic Biomechanics, 4th edition, McGraw-Hill, New York.
- [11] Sandvik Biline High-N Bar Steel, available online:<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=c783ad9209d04daba30609f9453232b8>

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายปริญญาเอก ร่มไตรรัตน์ เกิดเมื่อวันที่ 22 พฤษภาคม พ.ศ. 2529 ที่กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2549 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2550