การออกแบบกลไกข้อเข่าสำหรับขาเทียม

นายสมพงษ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DESIGN OF KNEE JOINT MECHANISM FOR LEG PROSTHESIS

Mr.Sompong Charoenboonvivat

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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 2010

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบกลไกข้อเข่าสำหรับขาเทียม
โดย	นายสมพงษ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

.... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.... ประธานกรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ก่อเกียรติ บุญชูกุศล)

.... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)

.... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(อาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)

.... กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ)

.... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไชยณรงค์ จักรธรานนท์)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สมพงษ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์: การออกแบบกลไกข้อเข่าสำหรับขาเทียม (DESIGN OF KNEE JOINT MECHANISM FOR LEG PROSTHESIS) อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: อาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, 100 หน้า

กลไกข้อเข่าที่อยู่ในขาเทียมนั้นเป็นส่วนที่มีบทบาทสำคัญในการเดินด้วยขาเทียมของผู้พิการขาขาดเหนือเข่าเป็นอย่างมากเพราะกลไกข้อเข่าต้องทำงานอย่างสอดคล้องกับลักษณะการเหวี่ยงตอขา เพื่อให้ผู้ใช้มีลักษณะการเดินที่ใกล้เคียงกับการเดินตามธรรมชาติมากที่สุด ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นในการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมที่มีลักษณะการเคลื่อนที่คล้ายเข่าจริงโดยใช้กลไกแบบหลายแกนหมุน มีเสถียรภาพของการเดินครบทุกตำแหน่งของวงจรการเดิน กลไกมีชิ้นส่วนน้อยสามารถสร้างและประกอบกลไกได้ง่าย และสุดท้ายมีอายุการใช้งานที่ยาวนานวัดจากการทดสอบตามมาตรฐานสากล ISO 10328:2006

เริ่มต้นการออกแบบด้วยการหาข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในการเดินตามธรรมชาติ เพื่อกำหนดลักษณะการเคลื่อนที่ของกลไก จากนั้นนำข้อมูลที่ได้ไปสังเคราะห์กลไกจึงได้มาซึ่งแผนผังจลน์ศาสตร์ ที่มีการเคลื่อนที่ตามเส้นทางการเคลื่อนที่ที่หามาได้ จากนั้นจึงออกแบบกลไกให้มีชิ้นส่วนน้อยและสามารถสร้างและประกอบกันได้ง่ายด้วยการรวมชิ้นส่วนบางชิ้นของกลไก รวมถึงออกแบบให้สามารถใช้งานได้ในสภาพการใช้งานจริงของการเดินด้วยขาเทียม โดยตรวจสอบผลด้วยการเดินจากอาสาสมัคร ซึ่งอาสาสมัครที่ทดสอบนั้นมีลักษณะท่าทางการเดินที่เป็นธรรมชาติ มีการวิเคราะห์เบื้องต้นเกี่ยวกับความแข็งแรงของกลไกและความทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าด้วยโปรแกรม FEM เพื่อปรับค่าขนาดมิติของแบบกลไก และเมื่อนำกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้นี้ไปทดสอบความแข็งแรงตามการทดสอบมาตรฐาน ISO 10328:2006 แนวแรงที่กระทำต่อกลไกจะเลียนแบบท่าในการเดินสองท่าที่มีแรงกระทำต่อกลไกข้อเข่ามากที่สุดคือ จังหวะส้นเท้าแตะพื้น และปลายเท้าจากพื้น ทั้งสองจังหวะใส่ภาระแรงซ้ำและภาระแรงสถิต ผลทดสอบแสดงให้เห็นว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบมาตรฐานนี้ได้

ดังนั้นจึงได้มาซึ่งกลไกข้อเข่าที่สามารถให้ลักษณะการเดินที่เป็นธรรมชาติ มีจำนวนชิ้นส่วนของกลไกน้อยชิ้นเพื่อสะดวกในการผลิตและประกอบ และมีความคงทนแข็งแรงเหมาะสมต่อการส่งไปประกอบเป็นขาเทียมให้ผู้ใช้นำไปใช้งานจริงได้ต่อไป

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อนิสิต สมพงษ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์
สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
ปีการศึกษา 2553	ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5170484021: MAJOR Mechanical Engineering

KEYWORDS: knee mechanism in leg prosthesis/ natural motion of walking knee/ polycentric mechanism

Sompong Charoenboonvivat: Design of Knee Joint Mechanism for Leg Prosthesis, Thesis Advisor: Pairat Tangpornprasert, Ph.D., Thesis Co-Advisor: Chanyaphan Virulsri, Ph.D., 100 pp

Significantly, knee mechanism in leg prosthesis is the key that enables transfemoral user to walk naturally. Hence, the knee mechanism must be able to create natural motion of knee. In solving these problems, this research aims to several objectives. First, Design knee joint polycentric mechanism which mimicry natural motion of knee while walking and can provide stability at the whole position of gait cycle. Second, each part of the mechanism should be ease of machining and the mechanism need to have as few parts as possible for the reason of effortless assembling. Last, the mechanism must pass strength and life cycle test of ISO 10328:2006.

This research starts from collecting natural knee motion data which be used to synthesize kinematic diagram. The kinematic diagram is simplified to have fewer parts as a result of lessened knee joint part number. Next, assembly design is created then loop of practical function test and redesign are introduced to develop final design. A walking test by volunteer is made to observe and discuss the result from the user. Before bring the final design to test strength and fatigue, finite element method analysis is employed to adjust some critical point dimensions. While testing, heel strike and toe off position is set up because maximum of knee load occur in those positions. Finally, after the mechanism can sustain static load and cyclic load testing which follow ISO 10328:2006 then the knee joint mechanism is fully functional.

Consequently the knee joint mechanism meet all objectives, the designated knee joint mechanism allows its user to walk naturally, has few parts as possible and be able to efficiently sustain walking load with respect to ISO 10328:2006.

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department: Mechanical engineering Student's Signature

Field of Study: Mechanical engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2010 Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ และอาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ทั้งสองท่าน ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์และสนับสนุนการทำงานวิจัยจนสำเร็จด้วยดี ขอขอบพระคุณในความเมตตาและกรุณาที่อาจารย์มีต่อข้าพเจ้า ทั้งในด้านวิชาการและจริยธรรมอันดีงาม ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการทำงานและการดำเนินชีวิตในอนาคต ขอขอบคุณครูอาจารย์ทุกท่าน ทั้งที่โรงเรียนอนุบาลศรีวรการ โรงเรียนเซนต์หลุยส์ ฉะเชิงเทรา โรงเรียนบดินทรเดชา (สิงห์ สิงหเสนี) ๒ และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่ข้าพเจ้า อบรมสั่งสอนข้าพเจ้าให้อยู่ในกรอบและมีระเบียบวินัยเสมอมา ขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่ รุ่นน้องทุกๆคน ทั้งที่ได้มีส่วนร่วมและมิได้มีส่วนร่วมในงานวิจัยนี้ เพราะทุกคนคือกำลังใจอันดีในการทำงานของข้าพเจ้า ขอขอบคุณคุณศุภสิน นางรอง และเจ้าหน้าที่โรงพยาบาลทหารผ่านศึกทุกท่านที่ให้ความกรุณาในการทดสอบกลไกและให้คำแนะนำปรึกษาสำหรับการออกแบบ และสุดท้ายขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุนอุดหนุนการวิจัยจาก ทุนจากมูลนิธิส่งเสริมนวัตกรรมวิศวกรรม สมาคมนิสิตเก่าวิศวกรรมศาสตร์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และเงินอุดหนุนจากรัฐบาลที่สนับสนุนทั้งอุปกรณ์และสถานที่วิจัย ทำให้การศึกษาวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี

ผลสัมฤทธิ์จากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ขอมอบเป็นพระคุณอันยิ่งใหญ่ของบิดา-มารดา นายบันลือศักดิ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์ และนางทีนา เจริญบูลย์วิวัฒน์ ครูอาจารย์ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่าน รวมถึงเพื่อนๆพี่ๆน้องๆของข้าพเจ้าทุกคน ข้าพเจ้าหวังเป็นอย่างยิ่งว่างานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นจุดเริ่มต้นที่นำไปสู่การพัฒนากระบวนการทางความคิดแบบพึ่งพาตนเอง เพื่อให้ประเทศไทยของเรามีความเจริญก้าวหน้าอย่างมีประสิทธิภาพและยั่งยืนต่อไป

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .... ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .... จ
กิตติกรรมประกาศ .... ฉ
สารบัญ .... ช
สารบัญตาราง .... ญ
สารบัญภาพ .... ฎ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ .... ณ

บทที่ 1 บทนำ 1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ 1
1.2 จุดประสงค์ 2
1.3 ขอบเขตของโครงการ 2
1.4 ขั้นตอนการปฏิบัติการ 3
1.5 ประโยชน์ที่จะได้รับ 3

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรม 4
2.1 คำศัพท์เฉพาะทางในกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical nomenclature) 4
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of knee) 8
2.3 วงจรการเดิน (Gait cycle) 13
2.4 ความมีเสถียรภาพของข้อเข่าขาเทียม 19
2.5 ชนิดของกลไกข้อเข่าเทียม 20
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 22
2.7 แนวทางการสังเคราะห์กลไก 24
2.8 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม 24

หน้า

บทที่ 3 แนวคิดหลักและขั้นตอนในการออกแบบเบื้องต้น 30
3.1 แนวคิดหลักในการออกแบบ 30
3.2 การออกแบบเบื้องต้น 31
3.3 กลไกข้อเข่าที่ทดลองสร้างขึ้น 41

บทที่ 4 45
การออกแบบใหม่ของกลไก 45
4.1 ภาพรวมการออกแบบใหม่ 45
4.2 การเก็บข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเพิ่มเติม 46
4.3 แนวคิดหลักในการออกแบบกลไก 54
4.4 การสร้างกลไกเพื่อทดสอบและออกแบบใหม่ 62
4.5 การแก้ไขแบบครั้งที่ 1 67
4.6 การตรวจสอบความคล้ายของเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไก 72
4.7 การคำนวณความแข็งแรงเบื้องต้นของกลไกข้อเข่าโดยใช้โปรแกรม FEM 73
4.8 เปรียบเทียบกลไก แบบ DOSL3 กับกลไกหลายจุดหมุนที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ 83
4.9 อภิปรายผลการออกแบบและทดสอบการเดินของกลไกข้อเข่าสำหรับขาเทียม 86
4.10 สรุปผลการออกแบบและทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม 87

บทที่ 5 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม 88
5.1 การตั้งค่าเครื่องมือทดสอบแรงกด 88
5.2 ผลการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม 90

บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ 92
6.1 สรุปผลการวิจัย 92
6.2 ข้อเสนอแนะ 93
รายการอ้างอิง 94

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หน้า

ภาคผนวก 96
ภาคผนวก ก แนวแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 97
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 100

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะต่างๆ 5

2.2 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ 7

2.3 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel strike 16

2.4 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Foot flat 17

2.5 ท่า แนวแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อเท้าข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Mid stance 17

2.6 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel off......... 17

2.7 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Toe off 18

2.8 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Acceleration. 18

2.9 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะ Mid swing 18

2.10 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Deceleration 18

4.1 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนบนของกลไก 77

4.2 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนล่างของกลไก 79

4.3 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่.............. 82

4.4 เปรียบเทียบคุณสมบัติในการใช้งานของกลไกข้อเข่าเทียมที่ออกแบบกับกลไกข้อเข่าเทียมที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ.. 83

5.1 แรงกดที่ใช้ในการทดสอบแบบ Static load test ของกลไกข้อเข่าเทียมและ ค่าเสียรูปรวม (Deformation) ที่วัดได้ 90

5.2 แรงกระทำที่ใช้ในการทดสอบ Cyclic load test และผลการทดสอบหลังจากออกแรงครบตามจำนวนรอบที่กำหนดไว้ 91

ก.1 ค่าตัวแปรหลักที่ใช้ในการกำหนดทิศแนวแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006................... 99

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญภาพ

รูปที่ หน้า

1.1 กลไกข้อเข่าแบบหลายแกนหมุนที่ปัจจุบันนำเข้าจากต่างประเทศ [3]....... 1
1.2 กลไกข้อเข่าแบบแกนหมุนเดี่ยวที่ปัจจุบันนำเข้าจากต่างประเทศ [3]....... 1

2.1 ระนาบต่างๆในทางกายวิภาคศาสตร์ [6]....... 6
2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ [6]....... 7
2.3 การเคลื่อนที่ของแขนและขาแบบ Abduction และ Adduction ตามลำดับ [6]....... 8
2.4 กระดูกต้นขาเมื่อมองจาก ด้านหน้า (A) และ ด้านหลัง (B) [6]....... 9
2.5 Medial condyle และ Lateral condyle [6]....... 9
2.6 ลักษณะของกระดูกแข้งและกระดูกน่อง [6]....... 9
2.7 Medial meniscus และ Lateral meniscus [6]....... 10
2.8 การกระจายของแรงเมื่อ (A) ไม่มี Meniscus (B) มี Meniscus [6]....... 10
2.9 ส่วนประกอบต่างๆของลูกสะบ้าหัวเข่า [6]....... 11
2.10 Ligament ต่างๆที่เป็นส่วนประกอบของข้อเข่า [6]....... 12
2.11 มัดกล้ามเนื้อ Quadricepts [6]....... 12
2.12 กล้ามเนื้อ hamstrings [6]....... 13
2.13 มุมขอของเข่าในวงจรการเดินของคนปกติ [4]....... 14
2.14 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Stance phase [4]....... 14
2.15 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Swing phase [4]....... 15
2.16 ลักษณะ Ground reaction force ขณะเดิน [4]....... 19
2.17 แนว Load line ที่กระทำต่อขาในช่วงต่างๆ [4]....... 20
2.18 กลไกข้อเข่าแบบ Active knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]....... 21
2.19 กลไกข้อเข่าแบบ Passive knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]....... 21
2.20 ขาเทียมแบบปรับอัตราหน่วงซึ่งควบคุมด้วยระบบอิเล็คทรอนิคส์ [8]....... 22
2.21 ลักษณะของกลไกที่พัฒนามาก่อนหน้า [6]....... 23
2.22 ท่า Heel strike ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง....... 25
2.23 ท่า Toe off ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง....... 25
2.24 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal static load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off....... 26

รูปที่ หน้า

2.25 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal cyclic load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off 27
2.26 กลไกข้อเข่าเทียมเมื่อต่อกับตัวต่อที่ใช้ในการปรับทิศของแนวแรงให้เข้ากับทิศของแนวแรงที่มาตรฐานกำหนด 28
2.27 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Heel strike........ 28
2.28 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Toe off........ 29
2.29 เครื่องมือไฮดรอลิกส์ที่ใช้ออกแรงกดในการทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม 29

3.1 Kinematic diagram ของกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบ........ 31
3.2 ตำแหน่งจุดอ้างอิงที่ใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า 32
3.3 ขาที่ติดจุดอ้างอิงเพื่อใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า 32
3.4 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าใน X-Y coordinate 33
3.5 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าที่ Coordinate transform มายัง X’-Y’ coordinate........ 33
3.6 ตัวอย่างตัวแปรที่กำหนดให้มีการเปลี่ยนค่าในกระบวนการ Optimization........ 34
3.7 การทำงานของการ Optimazation เพื่อหา Kinematic diagram ของกลไกที่เหมาะสม 35
3.8 เส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเปรียบเทียบกับข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า 36
3.9 กลไกที่ได้เทียบกับลักษณะการงอขา........ 36
3.10 ชิ้นส่วนโครงสร้างหลักของกลไก 37
3.11 ชิ้นส่วนพีระมิดเมื่อนำไปใช้งาน 39
3.12 ชิ้นส่วนที่ทำงานเป็นส่วนดีดกลับของกลไก 39
3.13 การเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อพับงอ........ 40
3.14 กลไกข้อเข่าเทียมหลังจากการกัดขึ้นรูปแล้ว 41
3.15 กลไกข้อเข่าเทียมขณะนำไปทดสอบเดิน 42
3.16 กลไกข้อเข่าเทียมขณะอยู่ในท่านั่ง 43

4.1 ลักษณะการติดจุดอ้างอิงบนขา........ 46
4.2 ขาของอาสาสมัครเมื่อติดจุดอ้างอิงแล้ว 47
4.3 การหาจุดอ้างอิงทั้ง 4 จุดบน Frame ด้วยการประมวลผลภาพ (Image processing) 47
4.4 ประมวลผลภาพเพื่อให้ได้มาซึ่งตำแหน่งของจุดอ้างอิงแต่ละ Frame 48

รูปที่ หน้า

4.5 เส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากภาพเคลื่อนไหวระหว่างเดิน 49
4.6 ภาพเคลื่อนไหวที่เก็บเพิ่มเพื่อหามุม Knee flexion มากสุด 49
4.7 ตัวอย่างเส้นทางการเคลื่อนที่จากภาพเคลื่อนไหวแบบเต็มช่วงการงอเข่า 50
4.8 การเปรียบเทียบเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากการเดินและการยืนงอเข่า 50
4.9 ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่จากการงอขาของอาสาสมัครทั้งหมด 51
4.10 ตัวอย่าง Centrode เปรียบเทียบกับตำแหน่งของข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่า 52
4.11 เปรียบเทียบแนวโน้มลักษณะของ Centrode ที่หาได้จากข้อมูลของอาสาสมัคร 52
4.12 แบบในแนวคิดของกลไกที่ออกแบบ 54
4.13 Kinematic diagram ของกลไกข้อเข่าที่ออกแบบ 55
4.14 เปรียบเทียบเส้นทางที่ได้จากกลไกและเส้นทางที่ได้จากข้อมูล 56
4.15 แบบรายละเอียดของกลไกที่ออกแบบขึ้น 56
4.16 ตำแหน่งสำหรับใส่สปริงในกลไกชิ้นล่าง 57
4.17 ตำแหน่งสำหรับติดแผ่นตัวหน่วง 57
4.18 ลักษณะพีระมิดที่ใช้ยึดกับเบ้าขาเทียมและแข้ง 58
4.19 เสาเรียบที่ใช้ใน Joint หนึ่งของกลไก 58
4.20 เสาต่างระดับสำหรับอีก Joint หนึ่งของกลไก 59
4.21 น็อตที่ใช้สำหรับยึดเสาทั้งสอง 59
4.22 ลักษณะของน็อตเมื่อขันเข้าไปเรียบร้อยแล้ว 59
4.23 ชิ้นส่วนสำหรับยึดสปริงที่อยู่บนชิ้นส่วนบนของกลไก 60
4.24 การปรับค่า Pre-tension ของสปริง 60
4.25 การปรับค่าความฝืดของแผ่นตัวหน่วง 61
4.26 กลไกที่ประกอบเรียบร้อยแล้วเรียกแบบที่ได้ว่า DOSL1 61
4.27 ตัวอย่างบริเวณที่ต้องการความแม่นยำของขนาดมิติ 62
4.28 ชิ้นงานที่กัดได้จากเครื่อง CNC 63
4.29 ขนาดมิติสปริงที่ได้ออกแบบไว้ 63
4.30 สปริงที่ได้จากการสั่งทำ 64
4.31 แผ่นตัวหน่วงที่ทำจาก Brake pad 64
4.32 กลไกเมื่อผลิตและประกอบเสร็จเรียบร้อยแล้ว 64
4.33 กลไกข้อเข่าแบบ DOSL1 ที่นำไปทดสอบใช้งาน 65

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ หน้า

4.34 ตำแหน่งของสปริงที่อยู่ในกลไกข้อเข่าเทียม 66

4.35 น็อตที่ใช้ยึดเสาที่สามารถคลายหลวมขณะใช้งาน 66

4.36 สปริงที่ยาวเกินออกมาและการติดตั้งรังสปริง 67

4.37 กลไกข้อเข่าเทียมที่ประกอบและใส่สปริงที่มีค่าคงตัวเหมาะสมแล้ว 68

4.38 การออกแบบเสาแบบใหม่ซึ่งทำให้ไม่เกิดการหลวมคลาย 68

4.39 ตัวอย่างพื้นที่ที่ใช้หาจุด Centroid สำหรับจุดที่จะใช้ปรับค่าอัตราหน่วงของกลไกข้อเข่า 69

4.40 ตำแหน่งที่ใช้สำหรับขันน็อตเพื่อปรับอัตราหน่วงของกลไก 69

4.41 ตัวหยุดที่อยู่ด้านในของกลไกทำหน้าที่รับแรงกระแทกและรับแรงกดในขณะยืน 70

4.42 เปรียบเทียบขนาดกลไกข้อเข่าเทียมแบบ DOSL1 และแบบ DOSL2 70

4.43 กลไกข้อเข่าเทียมที่แก้ไขแล้ว (แบบ DOSL2) ที่นำไปทดสอบกับอาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึก 71

4.44 การหาเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไกเพื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้สังเคราะห์กลไก 72

4.45 ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไกเทียบกับข้อมูลที่ใช้สังเคราะห์กลไก 73

4.46 ชิ้นบนและชิ้นส่วนต่อเพิ่มสำหรับใส่แรงตามแนวแรงมาตรฐาน ISO 74

4.47 ฐานของพีระมิดของชิ้นล่างของกลไกที่ใช้ใส่แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ปฏิกิริยา 74

4.48 บริเวณที่กำหนดเงื่อนไขขอบให้เป็น Fixed support 75

4.49 σ_e ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Heel strike 75

4.50 SF ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Heel strike 76

4.51 σ_e ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Toe off 76

4.52 SF ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Toe off 77

4.53 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Heel strike 78

4.54 SF ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Heel strike 78

4.55 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Toe off 79

4.56 SF ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Toe off 79

4.57 ชิ้นล่างของกลไกที่ถูกออกแบบใหม่ให้มีความหนาของเนื้อวัสดุบางส่วนมากขึ้น 80

4.58 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Heel strike 81

4.59 SF ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Heel strike 81

4.60 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Toe off 82

4.61 SF ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Toe off 82

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ หน้า

4.62 กลไกข้อเข่าเทียมที่เสร็จสมบูรณ์แบบ DOSL3 84
4.63 กลไกข้อเข่าเทียมแบบหลายแกนหมุนที่ต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศ 84

5.1 กลไกข้อเข่าที่ติดกับชิ้นส่วนที่สร้างขึ้นในการเปลี่ยนแนวแรง 88
5.2 อุปกรณ์วัดระยะด้วยแสงเลเซอร์ที่ติดตั้งเพื่อใช้ในการวัดค่ายุบตัวของกลไกข้อเข่าเทียม 89
5.3 ลูกบาศก์ที่ติดอยู่กับก้านที่ยื่นออกมาจากตัวออกแรงกดเพื่อใช้ในการสะท้อนของแสงเลเซอร์ ในการวัดระยะยุบตัวทั้งสามแกน 89

ก.1 การกำหนดทิศที่ออกแรงกระทำต่อกลไกข้อเข่าเทียมในการทดสอบความแข็งแรง 98

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

CNC	ย่อมาจาก Computer Numerical Control
FEM	ย่อมาจาก Finite element method
GRF	ย่อมาจาก Ground reaction force
ICZV	ย่อมาจาก Instantaneous center of zero velocity
SF	ย่อมาจาก Safety factor
SS304	ย่อมาจาก Stainless steel 304
b	หมายถึง ระยะของเส้นตั้งฉากจากจุด O_2 ถึงแนว Prismatic joint O_4
F	หมายถึง แรงที่กระทำต่อวัตถุ
J_A	หมายถึง Moving pivot ที่เชื่อมกลไกระหว่าง L_2 และ L_3
J_B	หมายถึง Moving pivot ที่เชื่อมกลไกระหว่าง L_3 และ L_4
L_1	หมายถึง Linkage ของกลไกที่เป็น Ground linkage ในกลไกแบบสี่ก้านต่อ (Four-bar linkage mechanism)
L_2	หมายถึง Linkage ของกลไก Linkage ที่ 2 ในกลไกแบบสี่ก้านต่อ (Four-bar linkage mechanism)
L_3	หมายถึง Linkage ของกลไก Linkage ที่ 3 ในกลไกแบบสี่ก้านต่อ (Four-bar linkage mechanism)
L_4	หมายถึง Linkage ของกลไก Linkage ที่ 4 ในกลไกแบบสี่ก้านต่อ (Four-bar linkage mechanism)
M	หมายถึง โมเมนต์ที่กระทำต่อวัตถุ
O_2	หมายถึง Ground pivot ที่เชื่อมกลไกระหว่าง L_1 และ L_2
O_4	หมายถึง Ground pivot ที่เชื่อมกลไกระหว่าง L_1 และ L_4
R_C	หมายถึง จุดอ้างอิงที่อยู่บน L_3 ที่ใช้เลียนแบบการเคลื่อนที่ของจุด C
R_D	หมายถึง จุดอ้างอิงที่อยู่บน L_3 ที่ใช้เลียนแบบการเคลื่อนที่ของจุด D
S_t	หมายถึง Tensile yield strength หรือ ความเค้นที่จุดคราก
X_C	หมายถึง ค่าพิกัดในแกนนอนของจุด R_C
X_D	หมายถึง ค่าพิกัดในแกนนอนของจุด R_D
Y_C	หมายถึง ค่าพิกัดในแกนตั้งของจุด R_C
Y_D	หมายถึง ค่าพิกัดในแกนตั้งของจุด R_D
σ_e	หมายถึง Von Mises stress

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ปัจจุบันจำนวนผู้พิการขาขาดในประเทศไทยมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ซึ่งเป็นผู้พิการขาขาดเหนือเข่ามากถึง 50,000 คน [1] แม้ว่าในประเทศไทยจะมีองค์กรหรือมูลนิธิต่างๆ ที่ผลิตขาเทียมบริจาคให้แก่ผู้พิการขาขาด ก็ยังไม่สามารถผลิตขาเทียมได้เพียงพอกับความต้องการของผู้พิการซึ่งมีเป็นจำนวนมาก เช่น มูลนิธิขาเทียมในสมเด็จพระศรีนครินทราบรมราชชนนี สามารถผลิตได้ปีละประมาณ 1000 ขา [2] แต่กลไกข้อเข่าหลายแกนหมุนของขาเทียมเหนือเข่าที่ใช้ในประเทศนั้นจำเป็นต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้มีราคาสูงประมาณสามหมื่นถึงสี่หมื่นบาททั้งที่กลไกไม่ได้มีความซับซ้อนมากนัก ดังในรูปที่ 1.1

รูปที่ 1.1 กลไกข้อเข่าแบบหลายแกนหมุนที่ปัจจุบันนำเข้าจากต่างประเทศ [3]

รูปที่ 1.2 กลไกข้อเข่าแบบแกนหมุนเดี่ยวที่ปัจจุบันนำเข้าจากต่างประเทศ [3]

ส่วนผู้พิการที่ด้อยโอกาสจึงต้องใช้ขาเทียมแบบกลไกข้อเข่าแกนหมุนเดี่ยวดังรูปที่ 1.2 แต่ยังมีราคาประมาณหนึ่งหมื่นถึงสองหมื่นบาท ขาเทียมแบบกลไกข้อเข่าแกนหมุนเดี่ยวนี้ยากต่อการใช้งานและทำให้เกิดอาการบาดเจ็บ ยกตัวอย่างเช่น การที่ผู้ใช้ต้องยกสะโพกเพราะความยาวขาที่คงที่จึงทำให้มีอาการปวดสะโพกตามมา และเมื่อผู้ใช้ยกสะโพกบ่อยๆก็จะทำให้ตอขาเสียดสีกับเบ้าจึงเกิดแผลที่ตอขา เป็นต้น [4]

ในขาเทียมนั้นกลไกข้อเข่าถือเป็นชิ้นส่วนที่มีบทบาทสำคัญในการชี้วัดคุณภาพของขาเทียม ว่าเป็นขาเทียมที่ดีหรือไม่ โดยมีปัจจัยหลักในการชี้วัดเช่น เมื่อใส่แล้วสามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติ ใช้งานง่ายไม่ทำให้เกิดอาการบาดเจ็บ มีความปลอดภัยในการใช้งาน เป็นต้น ดังนั้นหากสามารถออกแบบกลไกข้อเข่าที่มีคุณภาพดี มีชิ้นส่วนน้อยและง่ายต่อการผลิตและประกอบ บำรุงรักษาง่าย มีราคาในระดับหลักสามพันบาทถึงห้าพันบาท ก็จะสามารถผลิตกลไกข้อเข่านี้เพื่อบริจาคให้กับผู้พิการที่ด้อยโอกาสในประเทศได้อย่างทั่วถึง

1.2 จุดประสงค์

1. ออกแบบและสร้างกลไกข้อเข่าแบบหลายแกนการหมุน (Polycentric mechanism) สำหรับใช้ในขาเทียม โดยเมื่อใส่แล้วสามารถช่วยให้ผู้พิการสามารถเดินได้อย่างมีเสถียรภาพและเป็นธรรมชาติ
2. ตัวกลไกต้องมีชิ้นส่วน ขนาดและน้ำหนัก ที่น้อยที่สุดเท่าที่เป็นไปได้ เพื่อง่ายต่อการสร้างและประกอบเข้ากัน
3. กลไกข้อเข่าผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามวิธีมาตรฐานสากล ทำให้มีความทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าจากการใช้งาน

1.3 ขอบเขตของโครงการ

1. การออกแบบกลไกข้อเข่านี้จะออกแบบให้กลไกทำงานใน Sagittal plane เท่านั้น
2. ความเหมือนธรรมชาติของกลไกข้อเข่าวัดโดยใช้วิธีเปรียบเทียบเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกกับเส้นทางการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในธรรมชาติว่าข้อมูลทั้งสองมีความคล้ายกันเพียงใด
3. กลไกข้อเข่านี้ใช้ระบบกลไกเป็นระบบทางกลเพียงอย่างเดียว (ไม่มีอุปกรณ์ทางไฟฟ้า)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4. กลไกข้อเข่าต้องมีเสถียรภาพในขณะใช้งานในการเดิน ยืน และ นั่ง
5. การทดสอบความแข็งแรงของกลไกเป็นการทดสอบเองโดยทำตามเงื่อนไขในการทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 [5]

1.4 ขั้นตอนการปฏิบัติการ

1. ศึกษาข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่าขณะเดินตามปกติ และใช้การประมวลผลภาพเคลื่อนไหวสำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่าจริงของอาสาสมัคร
2. ศึกษาการทำงานของกลไกข้อเข่าในขาเทียมที่มีอยู่ในปัจจุบัน และกลไกข้อเข่าเทียมรุ่นก่อนหน้านี้ของทีมวิจัยเพื่อเป็นพื้นฐานในการออกแบบ [6]
3. วิเคราะห์ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าอาสาสมัคร ที่ได้มาจากการประมวลภาพเคลื่อนไหว
4. ตั้งข้อกำหนดในการออกแบบกลไก และออกแบบกลไกตามที่กำหนดไว้
5. ผลิตชิ้นงาน ออกแบบซ้ำจนสามารถเคลื่อนที่เลียนแบบธรรมชาติได้ดีที่สุด
6. ทดสอบการเคลื่อนที่ของกลไกข้อเข่าที่ผลิตขึ้นมากับอาสาสมัครผู้พิการขาขาด
7. ทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าตามวิธีมาตรฐานสากล ISO 10328:2006
8. สรุปผลการทำโครงการ
9. จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่จะได้รับ

1. เมื่อสามารถสร้างกลไกข้อเข่าเทียมที่ใช้งานได้จริง สามารถนำไปผลิตเป็นจำนวนมากสำหรับนำไปบริจาคให้กับผู้พิการที่ด้อยโอกาสรวมถึงผู้พิการที่ยังใช้กลไกข้อเข่าแบบแกนเดี่ยวอยู่
2. เมื่อผลิตกลไกข้อเข่าได้แล้ว สามารถช่วยลดจำนวนกลไกข้อเข่าที่ต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศ ทำให้ประหยัดงบประมาณของรัฐแต่ละปีที่จะต้องเสียไปจำนวนมาก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรม

2.1 คำศัพท์เฉพาะทางในกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical nomenclature)

2.1.1 ระนาบซึ่งเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical planes)

ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์แบ่งออกเป็น 4 ระนาบ โดยมีชื่อเรียกดังนี้

1. Median plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งตัดตามยาวของร่างกายจากด้านหลังมาด้านหน้า และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวาตรงกึ่งกลาง
2. Sagittal plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งขนานกับ Median plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวา แต่ไม่จำเป็นต้องผ่านกึ่งกลางของร่างกาย สำหรับ Sagittal plane ที่ทับกับ Median plane พอดีมักถูกเรียกว่า Median sagittal Plane หรือ Midsagittal plane ส่วน Sagittal plane ที่นอกเหนือจากนั้นมักเรียกว่า Parasagittal planes
3. Coronal Plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ Median plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านหน้า (Anterior portion) และซีกด้านหลัง (Posterior portion) มีชื่อหนึ่งว่า Frontal plane
4. Horizontal plane (รูปที่ 2.1) เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ Median plane และ Coronal plane วางตัวในแนวขนานกับพื้นโลก และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านบน (Superior part) และซีกด้านล่าง (Inferior part)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

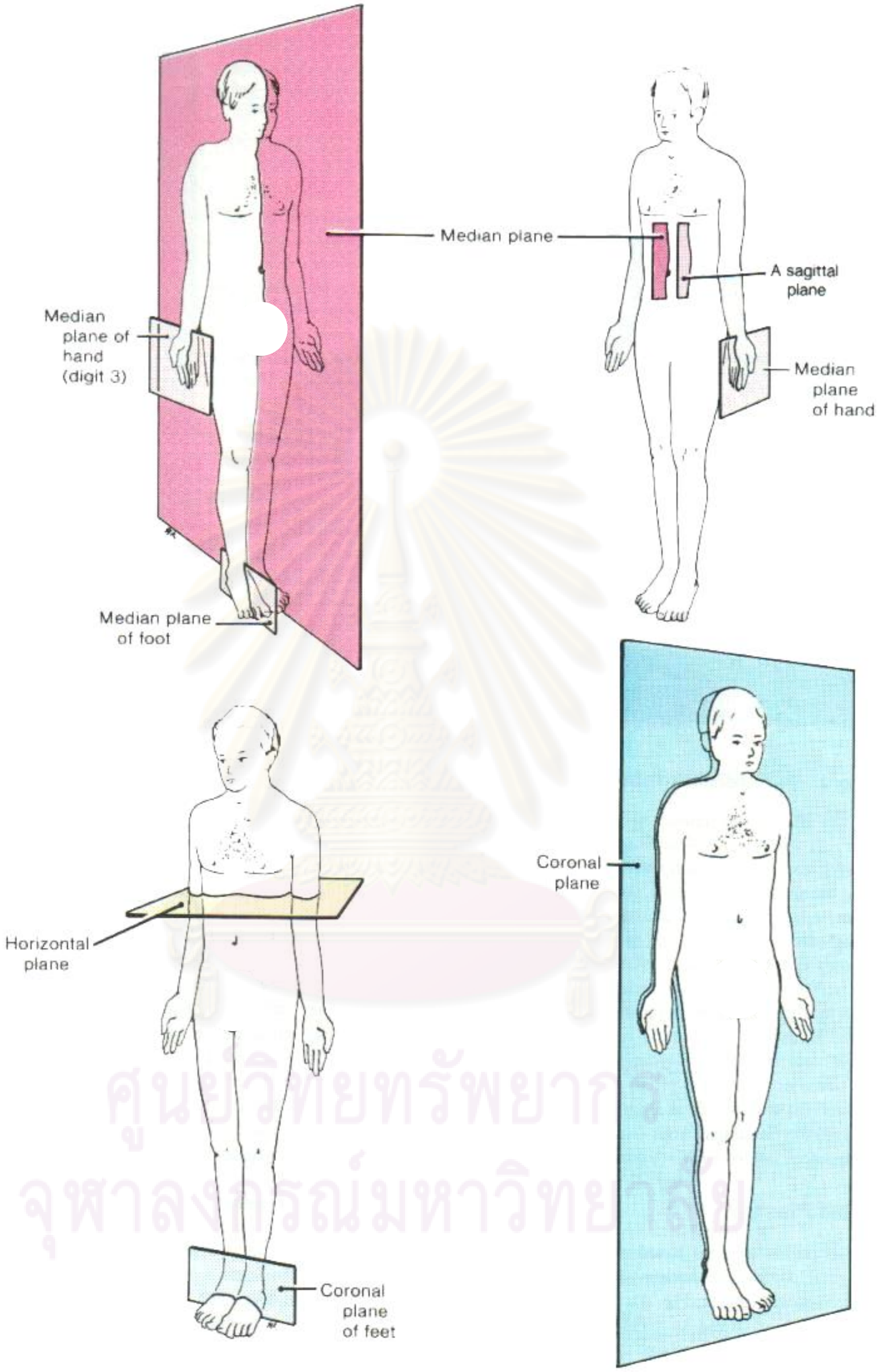
2.1.2 คำศัพท์ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะต่างๆ

คำศัพท์	ความหมาย
Superior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
Inferior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านเท้า
Anterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหน้า
Posterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหลัง
Medial	อยู่ในตำแหน่งใกล้กับ Median plane
Lateral	อยู่ในตำแหน่งห่างออกจาก Median plane
External	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านนอก
Internal	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านใน

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.1 ระนาบต่างๆในทางกายวิภาคศาสตร์ [6]

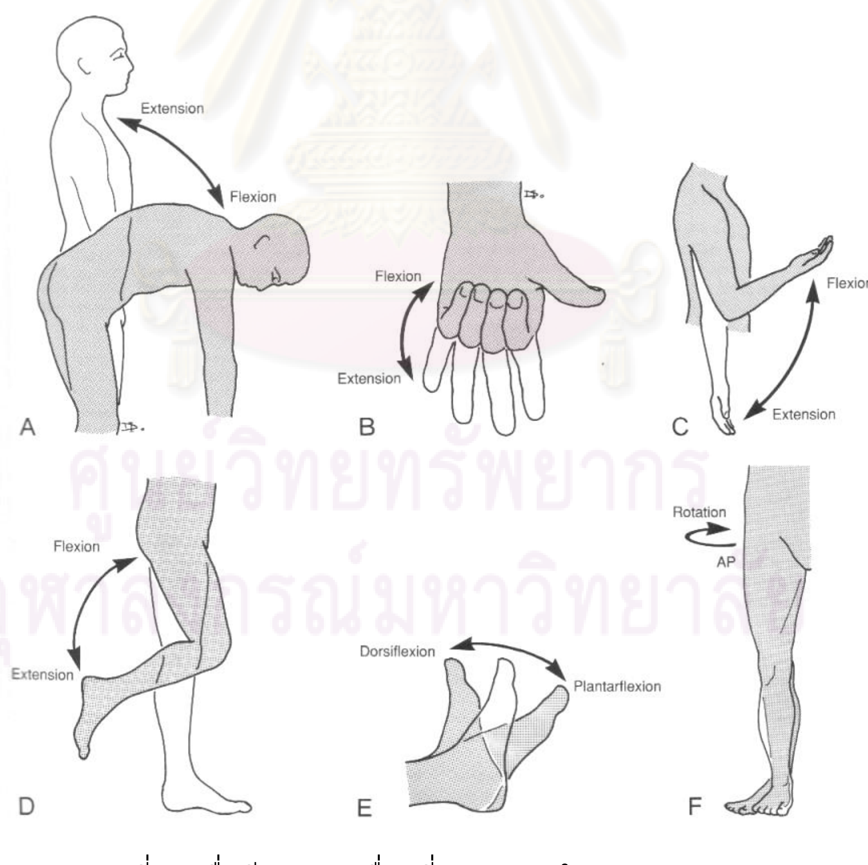
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.1.3 คำศัพท์แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ ซึ่งเกิดขึ้นที่บริเวณข้อ

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.2

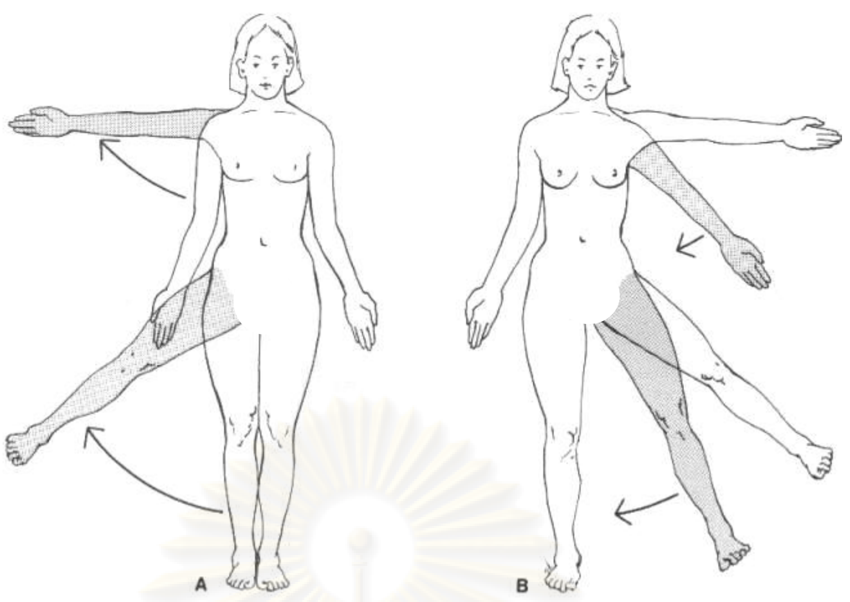
ตารางที่ 2.2 ชื่อเรียกและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ

คำศัพท์	ความหมาย
Flexion	การงอเข้าหาหรือ การลดมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2 A ถึงรูปที่ 2.2 D)
Extension	การยืดออกหรือ การเพิ่มมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2 A ถึงรูปที่ 2.2 D)
Abduction	การเคลื่อนที่ออกห่างจาก median plane (รูปที่ 2.3 A)
Adduction	การเคลื่อนที่เข้าหา median plane (รูปที่ 2.3 B)
Rotation	การหมุนรอบแกนของอวัยวะ (รูปที่ 2.2 F)



รูปที่ 2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ [6]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

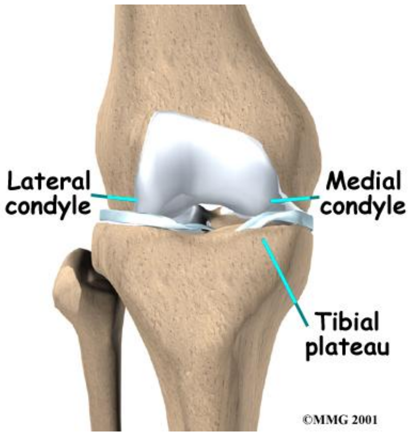


รูปที่ 2.3 การเคลื่อนที่ของแขนและขาแบบ Abduction และ Adduction ตามลำดับ [6]

2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of knee)

ข้อเข่า เป็นข้อต่อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายมนุษย์ เป็นข้อต่อแบบ Synovial Joint ซึ่งเชื่อมกันด้วยกระดูกอ่อน โดยมี Synovial membrane ห่อหุ้มข้อต่อโดยรอบ กระดูกที่สำคัญที่เกี่ยวข้องกับเข่ามีด้วยกัน 4 ชนิด ได้แก่ กระดูกต้นขา (Femur), กระดูกแข้ง (Tibia), กระดูกน่อง (Fibula) และลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) แต่ละชิ้นยึดกันด้วยเส้นเอ็น

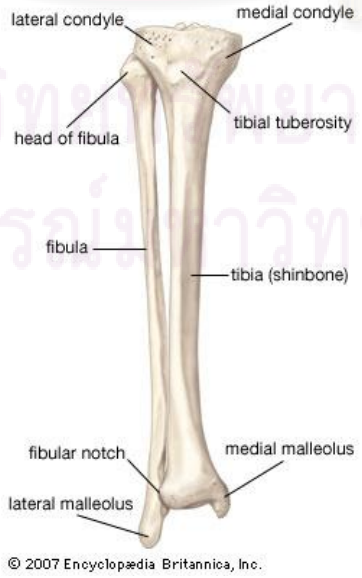
1. กระดูกต้นขา (Femur) (รูปที่ 2.4) เป็นกระดูกที่แข็งแรงและยาวที่สุดในร่างกายมนุษย์ คือมีความยาวโดยเฉลี่ยเท่ากับ 43.2 เซนติเมตร เชื่อมต่อระหว่างข้อสะโพกและข้อเข่า กระดูกต้นขาด้านที่ติดกับข้อเข่า (Distal end) มีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนซึ่งถูกแบ่งเป็น 2 ซีกเรียกว่า Medial condyle และ Lateral condyle (รูปที่ 2.5) ซึ่งกระดูกอ่อนทั้ง 2 ซีกนี้จะเป็นส่วนที่เคลื่อนที่สัมพัทธ์กับกระดูกแข้ง และรับแรงทั้งหมดที่ส่งผ่านขาแต่ละข้าง



รูปที่ 2.4 กระดูกต้นขาเมื่อมองจาก ด้านหน้า (A) และ ด้านหลัง (B) [6]

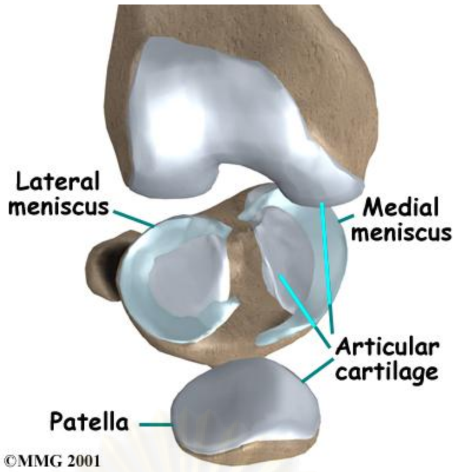
รูปที่ 2.5 Medial condyle และ Lateral condyle [6]

2. กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) เป็นกระดูกแท่งยาวเป็นอันดับ 2 ของร่างกายอยู่ด้านล่างของเข่าเชื่อมระหว่างข้อเข่าและข้อเท้า ส่วนบนของกระดูกแข้งมีลักษณะบานออกเพื่อรองรับ Medial condyle และ Lateral condyle ของกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 2.6 ส่วนที่สัมผัสกับกระดูกต้นขามีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนผิวเรียบ 2 ซีกคือ Medial condyle และ Lateral condyle โดยมี Medial meniscus และ Lateral meniscus (ดังรูปที่ 2.7) ซึ่งเป็นกระดูกอ่อนรูปเสี้ยวพระจันทร์อยู่ด้านบนอีกชั้นหนึ่งมีหน้าที่เพื่อเพิ่มพื้นที่สัมผัส ดูดซับแรงกระแทกและส่งผ่านแรงที่ข้อเข่า (รูปที่ 2.8)

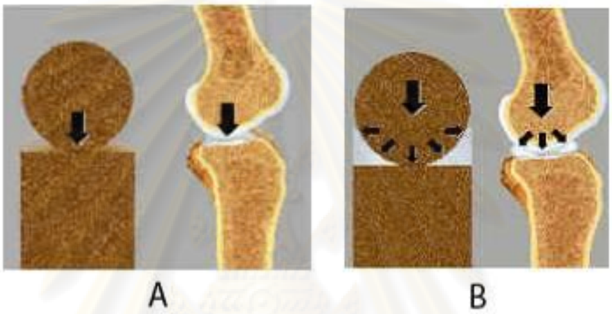


รูปที่ 2.6 ลักษณะของกระดูกแข้งและกระดูกน่อง [6]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.7 Medial meniscus และ Lateral meniscus [6]



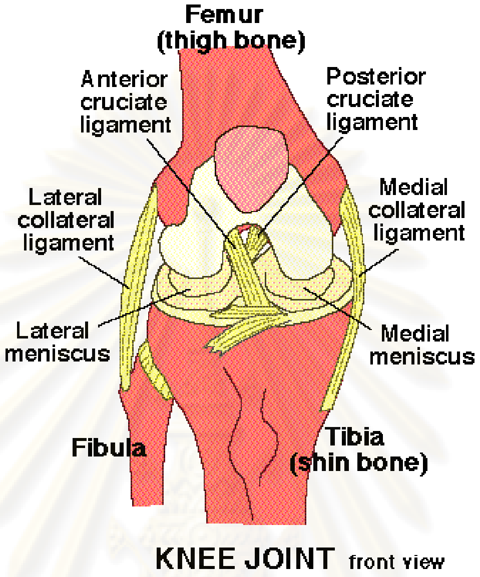
รูปที่ 2.8 การกระจายของแรงเมื่อ (A) ไม่มี Meniscus (B) มี Meniscus [6]

3. กระดูกน่อง (Fibula) (รูปที่ 2.6) เป็นกระดูกลักษณะยาวและบิดเล็กน้อย อยู่เยื้องไปทางด้านหลังของกระดูกหน้าแข้ง ยึดติดกับข้อเข่าและข้อเท้า ด้านบนของกระดูกน่องเชื่อมต่อกับด้านบนของกระดูกแข้งด้วยเส้นเอ็น กระดูกส่วนหนี้ไม่ได้มีหน้าที่รับน้ำหนักแต่มีหน้าที่ยึดให้กระดูกข้อเท้าอยู่ในลักษณะที่ถูกต้อง และเป็นหลักให้กล้ามเนื้อมายึดเกาะ นอกจากนั้นยังช่วยให้กระดูกแข้งสามารถรับการดัดและการบิดได้ หากไม่มีกระดูกน่องกระดูกแข้งก็มีโอกาสที่จะหักได้ง่าย
4. ลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) เป็นกระดูกหนารูปสามเหลี่ยมมน ทำหน้าที่ปกป้องด้านหน้าของข้อเข่า เชื่อมต่อกับกระดูกต้นขาโดยเส้นเอ็นของ Quadriceps femoris muscle และติดกับกระดูกแข้งด้วย Patella ligament เคลื่อนที่ไปมาเพื่อปกป้องหัวเข่าขณะยืดและงอดังรูป 2.9

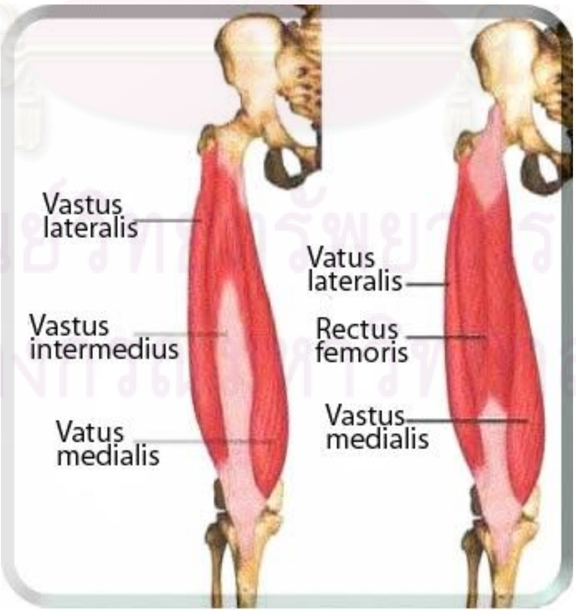
รูปที่ 2.9 ส่วนประกอบต่างๆของลูกสะบ้าหัวเข่า [6]

5. Medial collateral ligament (MCL) และ Lateral collateral ligament (LCL) เป็นเส้นเอ็นที่วางตัวอยู่ด้านข้างของหัวเข่า ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขากับส่วนต้นของกระดูกแข้ง โดย MCL วางตัวอยู่ทางด้าน Medial และ LCL วางตัวอยู่ด้าน Lateral ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เส้นเอ็นทั้งสองทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่ไปทางด้านข้างของข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป
6. Anterior cruciate ligament (ACL) และ Posterior cruciate ligament (PCL) เส้นเอ็นทั้งสองวางตัวไขว้กันเป็นรูปกากบาท ทำงานคล้ายกับกลไก crossed 4 bar linkage (รูปที่ 2.10) โดย ACL ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหน้าทางด้าน Medial วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหลัง (Posterior) ค่อนไปทางด้าน Medial ของ Lateral condyle มีหน้าที่ป้องกันการเลื่อนถอยหลังของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง ส่วน PCL ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหลัง วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหน้า ค่อนไปทางด้าน Lateral ของ Medial condyle ทำหน้าที่ป้องกันการเลื่อนไปด้านหน้าของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง และเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เกิดเสถียรภาพและเพิ่มความแข็งแรงให้แก่ข้อเข่า
7. กล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นกลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อ 4 มัด อยู่บริเวณส่วนหน้าของขา นั่นคือ Vastus medialis, Intermedius และ Lateralis ดังรูป 2.11 กล้ามเนื้อสามมัดนี้ยึดตั้งแต่ส่วนเริ่มต้นของกระดูกต้นขาไปจนถึงด้านหน้าของกระดูกแข้ง ส่วนกล้ามเนื้อ Rectus femoris เริ่มยึดตั้งแต่กระดูกเชิงกรานไขว้ข้ามข้อสะโพกไปยัง

กระดูกแข้ง กล้ามเนื้อส่วนนี้เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย และเป็นกลไกสำคัญในการยืดขาส่วนล่าง เส้นเอ็นจากกล้ามเนื้อทั้งสี่นี้มารวมกันกลายเป็น Quadriceps tendon ซึ่งเชื่อมต่อกันลูกสะบ้าหัวเข่าและยาวต่อลงมาเป็น Patella ligament เชื่อมกระดูกแข้ง ทำให้ขาส่วนล่างยืดตรง เช่นในขณะลุกจากเก้าอี้ ขึ้นบันได หรือกระโดดเป็นต้น

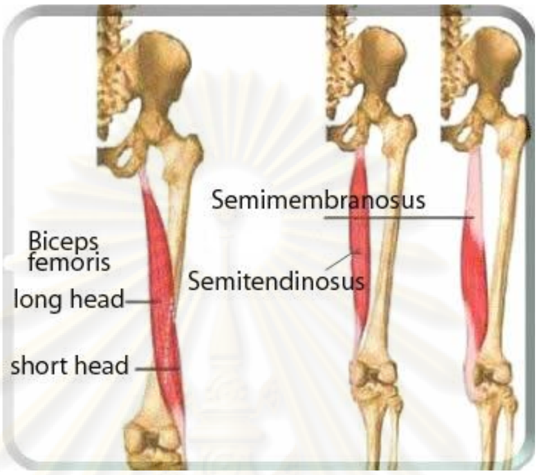


รูปที่ 2.10 Ligament ต่างๆที่เป็นส่วนประกอบของข้อเข่า [6]



รูปที่ 2.11 มัดกล้ามเนื้อ Quadricepts [6]

8. กล้ามเนื้อ Hamstrings ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ 3 มัด ดังรูป 2.12 นั่นคือ Biceps femoris, Semitendinosus และ Semimembranosus กล้ามเนื้อเหล่านี้เริ่มต้นใต้กล้ามเนื้อ Gluteus maximus บนกระดูกเชิงกรานและไปยึดที่กระดูกแข้ง โดยพื้นฐานกล้ามเนื้อ Hamstrings เป็นกล้ามเนื้อที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวที่มีกำลังมาก เป็นกลไกสำคัญในการงอขา

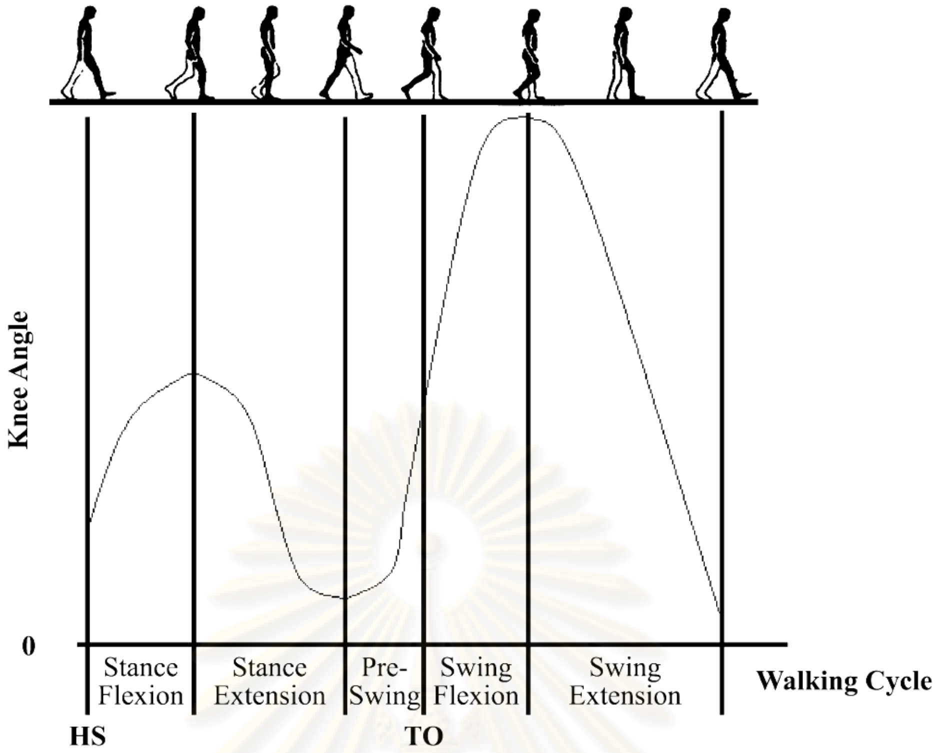


รูปที่ 2.12 กล้ามเนื้อ hamstrings [6]

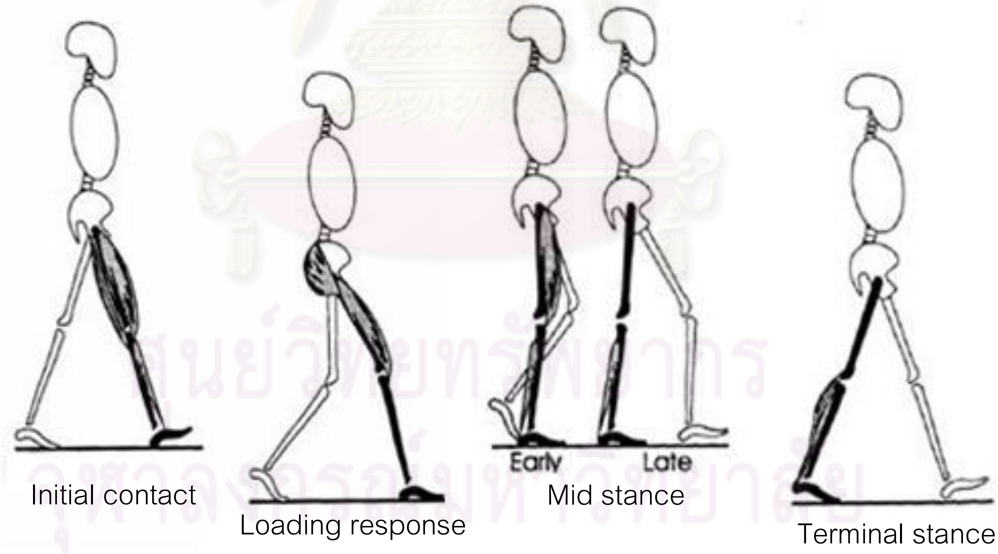
2.3 **วงจรการเดิน** (Gait cycle)

การเดินเป็นการเคลื่อนที่จากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งโดยเท้า 2 ข้างก้าวสลับกัน ขาทั้ง 2 ข้างจะต้องแข็งแรงมั่นคงจึงสามารถรับน้ำหนักตัวและมีแรงดันให้ลำตัวไปทางด้านหน้า เมื่อถูกตัดขาข้างใดข้างหนึ่งก็จะทำให้เดินไม่ได้ จำเป็นต้องทำขาเทียมมาสวมเพื่อให้อย่างน้อยที่สุดสามารถรับน้ำหนักตัวได้เพื่อจะไม่ต้องใช้ไม้ค้ำยัน เพื่อจะมีมือทั้ง 2 ข้างที่เป็นอิสระที่จะทำงานช่วยเหลือตนเองได้ เมื่อจะนำขาเทียมมาใส่ ขาเทียมนั้นก็จะต้องมีการทำงานให้คล้ายขาจริง คือ รับแรงกระแทก รับน้ำหนักตัว มีแรงส่งดันลำตัว และก้าวไปข้างหน้าได้ จึงจำเป็นจะต้องศึกษาและรู้จักวงจรการเดินและมุมขอของเข่าของคนปกติ ดังรูปที่ 2.13 วงจรการเดินประกอบด้วย 2 ช่วง คือ

1. Stance phase เป็นช่วงที่ขาข้างนั้นยันรับน้ำหนักตัวมีอยู่ 60% โดยแบ่งพิจารณาย่อยๆได้เป็นจังหวะดังแสดงในรูปที่ 2.14
2. swing phase เป็นช่วงที่ขาข้างนั้นลอยอยู่ในอากาศ เหวี่ยงจากด้านหลังลำตัวไปข้างหน้าของลำตัว มีอยู่ 40% โดยแบ่งพิจารณาย่อยๆได้เป็นจังหวะดังแสดงในรูปที่ 2.15

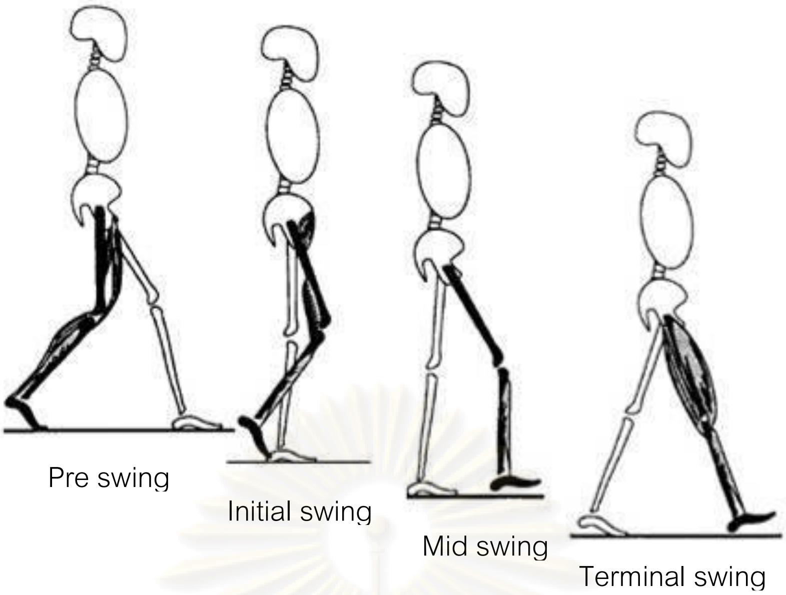


รูปที่ 2.13 มุมขอของเข่าในวงจรการเดินของคนปกติ [4]



รูปที่ 2.14 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Stance phase [4]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.15 จังหวะการเดินตามปกติของคนในช่วง Swing phase [4]

ตามรูปที่ 2.14 เริ่มจากขาข้างขวารับน้ำหนักตัว (ช่วง Stance phase) ส้นเท้าจะสัมผัส (Heel strike หรือ Heel contact ตามรูปได้แก่ Initial contact กับพื้น ข้อเข่าจะเหยียดเต็มที่ด้วยการทำงานของกล้ามเนื้อ Quadriceps ลำตัวเคลื่อนมาข้างหน้า ฝ่าเท้าแนบราบไปบนพื้น (Foot flat หรือ ช่วง Loading response) กล้ามเนื้อ Quadriceps จะคอยรั้งป้องกันไม่ให้เข่างอเพราะแนวแรงน้ำหนักตัว อยู่บนหรือเหนือขาและเท้าข้างขวา (ช่วง Mid stance) น้ำหนักตัวจะลงบนขาข้างขวาเต็มที่และแนวแรงของน้ำหนักตัวจะเลื่อนมาทางด้านหน้าของจุดหมุนของข้อเข่า ช่วงนี้ข้อเข่าจะไม่พับ เพราะเกิดโมเมนต์ที่เหยียดข้อเข่า ลำตัวก็ยังคงเคลื่อนที่ไปข้างหน้าทำให้เท้าอยู่หลังต่อลำตัว จนกระทั่งส้นเท้าถูกดึงให้ลอยพ้นพื้น (Heel off) ลำตัวก็ยังคงเคลื่อนตัวไปข้างหน้าจนกระทั่งปลายเท้าพ้นไปจากพื้น (Toe off หรือช่วง Terminal stance) แรงเฉื่อยจากการที่ปลายเท้าตวัดลงเมื่อเท้าพ้นจากพื้น ร่วมกับการทำงานของกล้ามเนื้อ Hamstring ทำให้ข้อเข่างอยกให้ขาข้างขวาลอยพ้นพื้น เข้าสู่ช่วง Swing phase ระยะนี้ตอนแรกข้อสะโพกจะอยู่ในท่าเหยียด (Extension) ขาข้างขวาอยู่หลังต่อลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้งอสะโพกคือ Iliopsoas จะดึงต้นขากระดูก Femur มาทางด้านหน้า จังหวะนี้เรียกว่า Acceleration เมื่อเท้าขวาลอยมาอยู่ใต้ลำตัว เรียกว่า Mid swing แรงเฉื่อยของขาขวาจะทำให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าต่อไป กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดข้อสะโพกจะต้องคอยดึงไม่ให้ข้อสะโพกงอมาก ป้องกันขาขวาไม่ให้เหวี่ยงไปข้างหน้ามากเกินไป จังหวะนี้เรียกว่า Deceleration และยังช่วยดึงรั้งให้ขาขวากลับลงมากระทบพื้นเกิด Heel contact

เข้าสู่ Stance phase ต่อไป ตั้งแต่ส้นเท้าขวากระทบพื้นตอนแรก จนกระทั่งมากระทบพื้นอีกครั้งหนึ่งเป็นการครบวงจรพอดี เราจึงเรียกว่าวงจรการเดิน (Gait cycle) ดังนั้นวงจรการเดินจึงประกอบไปด้วย Stance และ Swing phase ซึ่งมีอัตราส่วน 60% ต่อ 40% เมื่อขาขวาอยู่ใน stance phase ขาซ้ายจะอยู่ใน Swing phase และเมื่อขาซ้ายอยู่ใน Stance phase ขาขวาจะอยู่ใน Swing phase สลับกันไป แต่จะมีช่วงหนึ่งที่เท้าทั้งสองข้างอยู่บนพื้นพร้อมกัน เช่น Heel contact ข้างขวาและ Toe off ข้างซ้ายหรือ Heel contact ข้างซ้ายและ Toe off ข้างขวา ช่วงนี้เราเรียกว่า Double support ซึ่งจะมีอยู่ประมาณ 20% ของ Gait cycle

การวิเคราะห์รายละเอียด (Kinematic study) ในแต่ละช่วงการเดิน การทำงานของกล้ามเนื้อ แนวของแรง และมุมของส่วนต่างๆของขาในขณะเดิน

- Heel strike ดังแสดงในตารางที่ 2.3
- Foot flat ดังแสดงในตารางที่ 2.4
- Mid stance ดังแสดงในตารางที่ 2.5
- Heel off ดังแสดงในตารางที่ 2.6
- Toe off ดังแสดงในตารางที่ 2.7
- Acceleration ดังแสดงในตารางที่ 2.8
- Mid swing ดังแสดงในตารางที่ 2.9
- Deceleration ดังแสดงในตารางที่ 2.10

ตารางที่ 2.3 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel strike

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	5° กระดกลง	5°งอ	25°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 2.4 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Foot flat

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	10° กระดกลง	15°งอ	25°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ตารางที่ 2.5 ท่า แนวแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อเท้าข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Mid stance

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	5° กระดกขึ้น	10°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	ผ่านข้อพอดี
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้งอ	ไม่มี

ตารางที่ 2.6 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Heel off

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	15° กระดกขึ้น	2°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หน้า	หลัง
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้เหยียด	ทำให้เหยียด

ตารางที่ 2.7 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Toe off

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	20° กระดกลง	40°งอ	10°งอ
แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	หน้า
โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระดกขึ้น	ทำให้งอ	ทำให้งอ

ตารางที่ 2.8 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Acceleration

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	20° กระดกลง	40°งอ	10°งอ

ตารางที่ 2.9 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะ Mid swing

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	60°	20°งอ

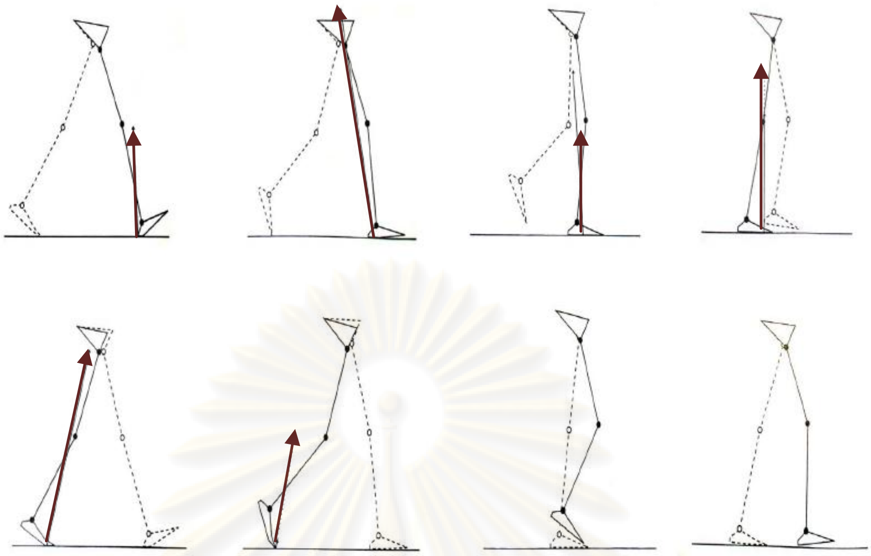
ตารางที่ 2.10 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกขณะจังหวะ Deceleration

	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	งอ→เหยียด	25°งอ

Ground reaction force หมายถึงแรงซึ่งประกอบไปด้วยขนาดและทิศทางที่พื้นกระทำกับคนจะมีทิศทางตรงกันข้ามกับแรงจากคนกระทำต่อพื้นแต่ขนาดเท่ากัน ในการพิจารณาวงจรการ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เดิน Ground reaction force มีผลมากต่อการออกแบบขาเทียม เราสามารถศึกษาลักษณะของ Ground reaction force ได้จากรูป 2.16



รูปที่ 2.16 ลักษณะ Ground reaction force ขณะเดิน [4]

2.4 ความมีเสถียรภาพของข้อเข่าขาเทียม

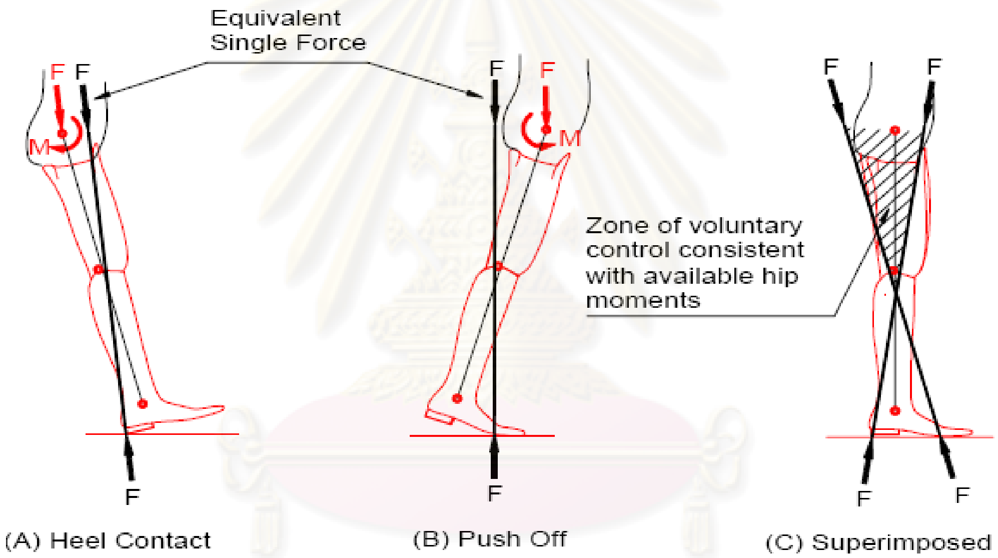
การรักษาเสถียรภาพ (Stability) ของการเดินและน้ำหนักของขาที่เหลืออยู่มีผลต่อการเดินของผู้พิการที่สวมใส่ขาเทียมเป็นอย่างมาก เนื่องจากการที่ผู้สวมใส่ขาเทียมจะเดินได้อย่างปลอดภัยนั้นข้อเข่าจะต้องต่อต้านการพับงอทันทีเมื่ออยู่ภายใต้แรงกดลง ปัจจัยที่ทำให้เข่ามีเสถียรภาพมีอยู่หลายประการดังนี้ [4]

1. ความยาวและกำลังของตอขาที่เหลืออยู่
2. ความเหมาะสมของพื้นที่ตอขาและเบ้าขาเทียม
3. ตำแหน่งสัมพันธ์ตั้งแต่ข้อสะโพกถึงเข่า และ ข้อเท้า ของผู้พิการ
4. คุณสมบัติเฉพาะของการทำงานของกลไกข้อเข่าและข้อเท้าเมื่อทำงานร่วมกัน

ในช่วงต่างๆของการเดินการรักษาเสถียรภาพจะต่างกันไป เช่นในจังหวะ Heel contact ของขาเทียมอาจไม่มีเสถียรภาพหากไม่มีกล้ามเนื้อที่ทำให้สะโพกยืดขึ้นเอง กล่าวคือไม่มี Hip moment นั้นเอง หากไม่มี Hip moment เส้น Load line จากจุดศูนย์กลางที่แรงกระทำบนส้นเท้าขึ้นไปจนถึงข้อต่อสะโพก ซึ่งทำให้เข่าไม่มีเสถียรภาพเพราะจุดศูนย์กลางของเข่าอยู่ด้านหลัง Load

line ถ้า Load line ผ่านหลังจุดศูนย์กลางของเข่าจะทำให้เข่าไม่เสถียรภาพ แต่ส่วนมากขาเทียมจะไม่โค้งงอภายใต้เงื่อนไขเหล่านี้ เนื่องจากผู้พิการส่วนมากมีระบบกล้ามเนื้อสะโพกที่สมบูรณ์แม้ว่าจะถูกตัดขา ผู้พิการยังคงควบคุมเสถียรภาพของสะโพกได้เช่นเดียวกับตอนที่ยังไม่ถูกตัดขา

จากรูป 2.17 เส้นหนาแสดงการย้ายของเส้น Load line บนขาเทียม เมื่อผู้พิการเพิ่มโมเมนต์รอบสะโพกในจังหวะ Heel contact การเพิ่มโมเมนต์รอบๆสะโพกช่วยรักษาการยืดออกของเข่าและขับให้เท้าแตะพื้น แม้ว่าการเปลี่ยนแปลงแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่มีน้อย แต่การเปลี่ยนแปลงมุมของแรงปฏิกิริยาจากพื้นเช่นในขณะที่ Load line อยู่ด้านหน้าจุดหมุนของเข่าจะช่วยรักษาเสถียรภาพของเข่า และ Load line ไม่ได้ผ่านข้อต่อสะโพกเสมอไป แต่จะผ่านเมื่อไม่มี Hip moment เท่านั้น [4]



รูปที่ 2.17 แนว Load line ที่กระทำต่อขาในช่วงต่างๆ [4]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.5 ชนิดของกลไกข้อเข่าเทียม

ข้อเข่าเทียมถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลายาวนานจากลักษณะของข้อที่เพียงเหมือนข้อพับ (Hinge joint) ธรรมดา เมื่อก่อนสงครามโลกครั้งที่ 1 คือเป็นข้อที่รับน้ำหนักตัวได้ งอ-เหยียด เดินได้ แต่จังหวะความเร็วของการเดินมีเพียงจังหวะเดียว (One cadence) มาเป็นข้อที่มีความปลอดภัยสูงคือ ไม่งอพับได้ง่ายในช่วงแรกของ Stance phase ซึ่งเรียกว่า Safety knee ซึ่งจะใช้พิจารณาเป็นหลักในที่นี้ กลไกที่มีอยู่ในปัจจุบันจะสามารถแบ่งออกเป็นประเภทหลักๆได้ 2

ประเภท คือ กลไกที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Passive knee joint mechanism) และกลไกที่เป็นระบบทางกลเพียงอย่างเดียว (Active knee joint mechanism) โดยที่กลไก Passive knee joint นั้นจะมีระบบอิเล็คทรอนิคส์ช่วยในการควบคุมการเคลื่อนไหวซึ่งสามารถให้อิสระในการการเคลื่อนที่ของผู้ใช้ได้มากกว่ากลไกแบบ Active ยกตัวอย่างเช่น การเดินบนพื้นต่างระดับ การขึ้นลงบันได รวมถึงการออกกำลังกายเล่นกีฬา เป็นต้น ซึ่งทำให้ราคาของ Passive knee joint ที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถทำกิจกรรมได้หลากหลายมากขึ้นนั้นสูงมากขึ้นไปตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามลักษณะของกลไกใน Passive knee joint นั้นยังเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยวอยู่ ดังรูปที่ 2.18 สำหรับ Active knee joint แล้วมีการออกแบบทั้งแกนหมุนเดี่ยวและหลายแกนหมุน ดังรูปที่ 2.19

รูปที่ 2.18 กลไกข้อเข่าแบบ Active knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]

รูปที่ 2.19 กลไกข้อเข่าแบบ Passive knee joint ที่มีขายในประเทศไทย [3],[7]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สำหรับกลไกหลายแกนหมุนที่มีขายในท้องตลาดปัจจุบันนั้นนิยมเป็นแบบ Four-bar linkage หรือ Six-bar linkage เพราะนอกจากให้เส้นทางการเคลื่อนที่คล้ายธรรมชาติแล้ว ยังให้มุมขอเง่า (Knee flexion angle) ที่ค่อนข้างมาก โดยจะสามารถงอได้ประมาณ 160-170 องศา บางแบบมีระบบของไหลสำหรับปรับค่าอัตราหน่วงในระหว่างการดี ดกลับของกลไกเข่า ข้อดีอีกข้อสำหรับกลไกหลายแกนหมุนคือในจังหวะ Swing phase จะมีช่องว่างระหว่างพื้นและเท้ามากขึ้นทำให้ลดโอกาสที่จะทำให้ผู้ใช้สะดุดหกล้มเนื่องจากสะดุดสิ่งกีดขวาง แต่กลไกแบบนี้มีจุดด้อยคือ

ตัวกลไกมีความซับซ้อน มีชิ้นส่วนที่ต้องประกอบจำนวนมากหากต้องผลิตขึ้นใช้เอง และยากต่อการซ่อมแซมบำรุงรักษา จะเห็นได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่มีขายในท้องตลาดนั้นแม้จะมีให้เลือกหลากหลายตามความเหมาะสมของการใช้งานของผู้ใช้แต่ละคน แต่ในส่วนของราคานั้นมีราคาที่สูงมาก ซึ่งเป็นปัญหาของผู้พิการที่ขาดโอกาสในประเทศอย่างมาก

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปัจจุบันแนวโน้มในการวิจัยเกี่ยวกับเรื่องกลไกข้อเข่าเทียมในปัจจุบันนั้นส่วนใหญ่จะมุ่งเน้นไปที่การควบคุมอัตราหน่วง (Damping ratio) ของกลไกในระหว่างการเดิน โดยการนำระบบของไหลทั้งแบบไฮดรอลิคส์ (Hydraulic) หรือ แบบลม (Pneumatic) เข้ามาควบคุม โดยในบางงานวิจัยนั้นระบบของไหลเหล่านี้จะใช้ระบบอิเล็คทรอนิคส์ในการควบคุม สำหรับงานวิจัยในประเทศที่เกี่ยวกับขาเทียมนั้นมีจำนวนไม่มาก ตัวอย่างเช่นงานวิจัยของ ชิต เหล่าวัฒนา และคณะ เรื่องขาเทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหน่วงได้ [8] ที่ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เข้ามาควบคุมการปรับอัตราหน่วง ร่วมกับการใช้สปริง ซึ่งจะทำให้สามารถตอบสนองการเดินได้ในจังหวะความเร็วเดินที่หลากหลาย แต่อาจไม่เหมาะสมกับการใช้งานในสภาพที่ธุรกันดาร โดยกลไกมีรูปแสดงลักษณะของกลไกข้อเข่าดังรูปที่ 2.20

รูปที่ 2.20 ขาเทียมแบบปรับอัตราหน่วงซึ่งควบคุมด้วยระบบอิเล็คทรอนิคส์ [8]

แนวโน้มการพัฒนากลไกข้อเข่าเทียมทางในด้านความเรียบง่ายของกลไกแต่ยังคงใช้งานได้อย่างเป็นธรรมชาติและไม่สร้างอาการบาดเจ็บให้กับผู้ใช้จึงไม่ค่อยมีปรากฏให้เป็นนัก แต่สำหรับในประเทศไทยนับได้ว่าเป็นสิ่งจำเป็นด้วยเหตุที่ว่าการแก้ปัญหาด้านความขาดแคลนขาเทียมน่าจะมีความสำคัญมากกว่าการพัฒนาขาเทียมให้สามารถเคลื่อนไหวได้ดีขึ้นเรื่อยๆ จากกลไกข้อเข่าที่เคยถูกพัฒนาไว้ในโครงการทางวิศวกรรมเครื่องกลประจำปีการศึกษา 2550 เรื่องการออกแบบและผลิตต้นแบบขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่าเลียนแบบการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติ [6] ซึ่งทำการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมแบบ Four-bar linkage เอาไว้ ซึ่งมีลักษณะของกลไกเป็นดังรูปที่ 2.21 ตัวกลไกที่ออกแบบได้เน้นการเลียนแบบลักษณะการเคลื่อนที่ของธรรมชาติ และสามารถปรับจังหวะการเดินช้าเร็วได้ตามลักษณะการเดินของผู้พิการแต่ละคน เมื่อนำไปทดสอบกับอาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกพบว่าสามารถเดินได้อย่างมีเสถียรภาพ ยังมีปัญหาคือกลไกยังมีชิ้นส่วนมากแต่ละชิ้นส่วนยากต่อการขึ้นรูปและยังไม่มีการคำนวณทางวิศวกรรมเกี่ยวกับความแข็งแรงและอายุการใช้งาน

รูปที่ 2.21 ลักษณะของกลไกที่พัฒนามาก่อนหน้า [6]

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.7 แนวทางการสังเคราะห์กลไก

จากโครงงานทางวิศวกรรมที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น การสังเคราะห์กลไก Four-bar linkage นี้จะใช้วิธีสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีแบบ 3 positions synthesis with moving pivot ซึ่งจัดได้ว่าเป็น Graphical method [9],[10],[11] โดยข้อมูลที่นำมาใช้นำมาจากการเก็บข้อมูลจากกลไกข้อเข่าจริงของอาสาสมัคร แต่ด้วยวิธีการนี้ข้อมูลที่เก็บมาจะต้องทดลองสุ่มเลือกใช้ข้อมูลเพียง 3 จุดจากข้อมูลทั้งหมดที่เก็บมาได้ในการสังเคราะห์กลไก เมื่อเลือกจุด 3 จุดนั้นแล้วจึงหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกแล้วค่อยตรวจสอบว่าเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้นั้นมีความใกล้เคียงกับข้อมูลหรือไม่ หากไม่จึงสุ่มเลือก 3 จุดใหม่แล้วใช้วิธีเดิมเพื่อสังเคราะห์กลไกที่สามารถเลียนแบบข้อมูลทั้งหมดได้ดีที่สุด แต่ยังมีอีกวิธีในการสังเคราะห์กลไกคือการสังเคราะห์แบบ Analytical method ซึ่งทำโดยสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แล้วใช้กระบวนการ Optimization (การหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุด) ซึ่งเน้นให้ความผิดพลาด ระหว่างข้อมูลข้อเข่าที่เก็บมากับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากกลไกมีค่าน้อยที่สุด (Minimization of sum square error) โดยมีตัวแปรที่ต้องเปลี่ยนค่าเป็นขนาดความยาวของก้านกลไกและตำแหน่งของจุดอ้างอิงที่ใช้ลากหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อ ความผิดพลาดมีค่าน้อยจนยอมรับได้แล้วก็จะได้กลไกข้อเข่าที่ต้องการ ด้วยวิธีนี้น่าจะทำให้การออกแบบกลไกข้อเข่าเป็นไปได้อย่างไม่ลำบากนักสำหรับพิกัดข้อมูลจำนวนมากที่เก็บมาได้

2.8 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม

2.8.1 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียมในท่าเดิน

โดยยึดตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียมในท่าเดินจะแบ่งออกเป็นสองประเภทคือ Principal static load test และ Principal cyclic load test สำหรับจุดประสงค์หลักของการทดสอบทั้งสองประเภทเป็นดังนี้

1. Principal static load test เป็นการทดสอบความสามารถในการรับแรงของกลไก โดยแรงนั้นเป็นแรงที่มากที่สุดที่เป็นไปได้ซึ่งเกิดขึ้นจากกิจกรรมในชีวิตประจำวัน หลังจากผ่านการทดสอบนี้แล้วกลไกเข่าต้องสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบไว้ดังเดิมและมีค่าเสียรูป (Deformation) น้อยกว่าเกณฑ์ที่มาตรฐานกำหนด จึงจะผ่านการทดสอบประเภทนี้

2. Principal cyclic load test เป็นการทดสอบโดยเลียนแบบลักษณะของแรงที่กลไกข้อเข่าต้องได้รับจากการเดินตามปกติในธรรมชาติ ด้วยเหตุว่าแรงที่เกิดขึ้นในธรรมชาตินั้นแต่ละวงรอบของการเดิน (Gait cycle) มีค่าเท่ากัน ดังนั้นการทดสอบนี้จึงสร้างแรงที่เป็นตัวแทนของแรงในธรรมชาติดังกล่าว หากกลไกเข่าสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบก็จะสรุปได้ว่ากลไกเข้าสามารถทนทานต่อความเสียหายเนื่องจากความล้าและมีอายุการใช้งานที่เหมาะสม

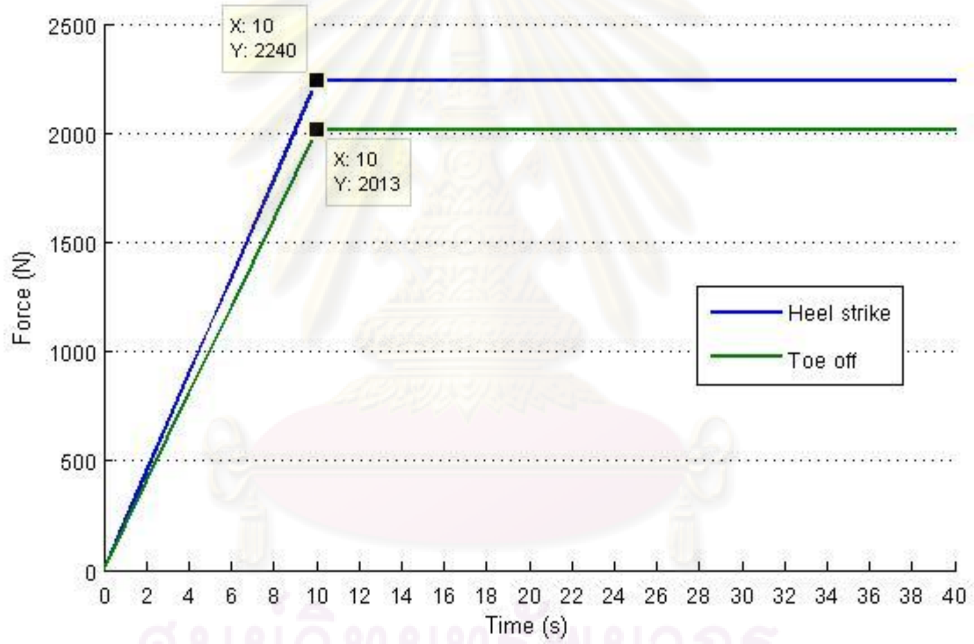
โดยที่แต่ละประเภทนั้น (ทั้ง Principal static load test และ Principal cyclic load test) จะต้องทดสอบในสองท่าหลักที่ใช้รับแรงในการเดินคือจังหวะ Heel strike และจังหวะ Toe off ดังรูปที่ 2.22 และ รูปที่ 2.23 ตามลำดับ ซึ่งทั้งสองท่านี้จะบอกถึงทิศทางของแรงที่จะส่งไปยังกลไกข้อเข่าเทียมในการทดสอบทั้งสองประเภท และแต่ละประเภทจะมีรายละเอียดของการทดสอบซึ่งจะกล่าวต่อไป

รูปที่ 2.22 ท่า Heel strike ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง

รูปที่ 2.23 ท่า Toe off ใน Gait cycle ที่ใช้เป็นตัวแทนในการทดสอบความแข็งแรง

2.8.1.1 Principal static load test

สำหรับการทดสอบความแข็งแรงนี้จะใช้แรงกดเป็นระยะเวลาหนึ่ง คือช่วงแรงจะเป็นการค่อยๆเพิ่มแรงกดจากศูนย์ไปจนถึงแรงกดที่มาตรฐานกำหนดภายในเวลา 10 วินาที จากนั้นออกแรงกดค้างไว้เป็นเวลา 30 วินาที โดยที่แรงกดและเวลาในการกดของทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off จะแสดงเป็นกราฟได้ดังรูปที่ 2.24 หลังจากที่ออกแรงกดแล้วจึงวัดการเสียรูป (Deformation) ของกลไกหลังจากที่ไม่ใส่แรงกดและทำการวัดภายใน 5 นาที หากค่า Deformation นี้มีค่าน้อยกว่าค่าที่กำหนด (การวัดค่า Deformation ตั้งเครื่องมือดังรูปที่ 5.2 และรูปที่ 5.3) และหากกลไกยังสามารถทำงานได้ตามปกติ โครงสร้างไม่เกิดความเสียหาย ก็จะถือได้ว่าผ่านการทดสอบ Static load test



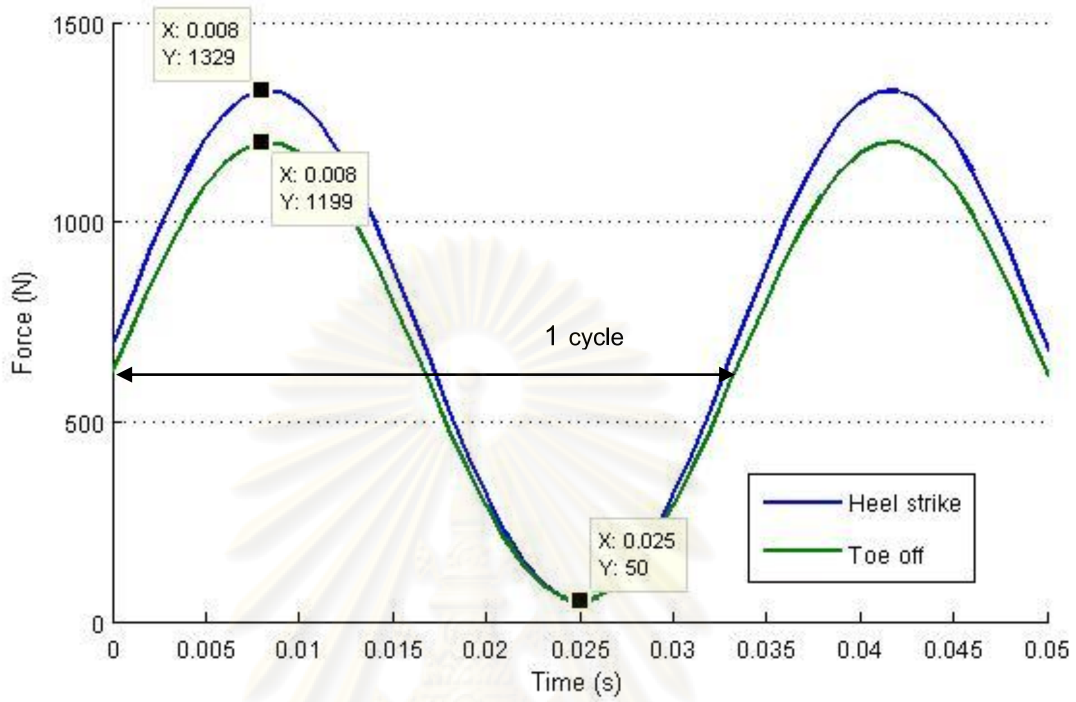
รูปที่ 2.24 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal static load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.8.1.2 Principal cyclic load test

การทดสอบนี้จะใส่แรงกดที่กลไกข้อเข่าแต่ต่างกับประเภทก่อนหน้าคือแรงที่กดจะมีลักษณะเป็นแรงกระเพื่อมขึ้นลงด้วยฟังก์ชันไซน์ (Sine function) โดยมีรายละเอียดซึ่งแสดงได้เป็นกราฟในรูปที่ 2.25 และเนื่องจากการทดสอบนี้มีขึ้นเพื่อทดสอบความทนทานเนื่องความเสียหายจากความล้า ดังนั้นการที่จะผ่านการทดสอบนี้จะกลไกข้อเข่าต้องสามารถทำงานได้ตามปกติ

โครงสร้างไม่เกิดความเสียหาย เมื่อทดสอบด้วยแรงดังกล่าวครบตามจำนวนคาบ (Number of cycles) ที่มาตรฐานได้กำหนดเอาไว้ (3,000,000 cycles) ที่ความถี่ 30 Hz



รูปที่ 2.25 ลักษณะแรงกดเทียบกับเวลาที่ใช้ใน Principal cyclic load test ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off

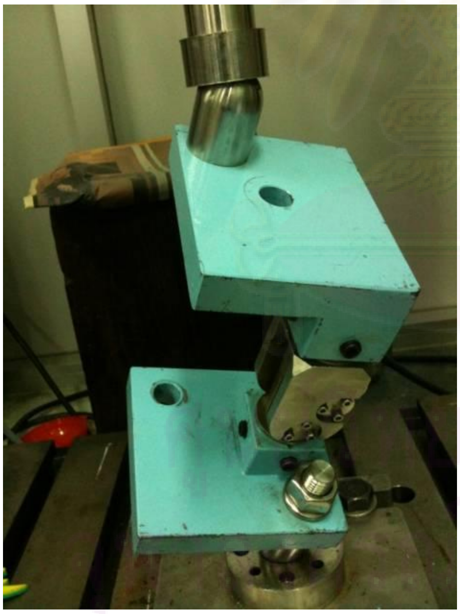
2.8.2 การตั้งค่าทิศของแรงที่กระทำต่อกลไกข้อเข่าและเครื่องมือที่ใช้ทดสอบความแข็งแรง

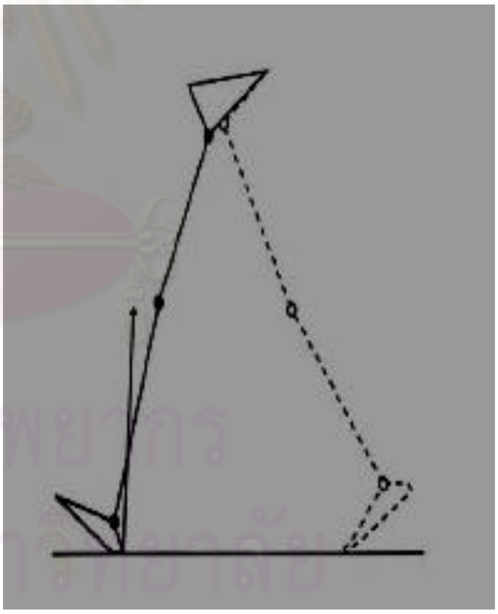
การตั้งค่าเครื่องมือทดสอบก่อนทำการทดสอบนั้นต้องประกอบกลไกข้อเข่าเทียมเข้ากับชิ้นส่วนที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการเปลี่ยนแนวแรงให้เป็นในทิศทางของแนวแรงที่มาตรฐานกำหนด (ภาคผนวก ก) โดยที่ชิ้นส่วนเปลี่ยนแนวแรงนี้ได้ออกแบบสำหรับทำการทดลองทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off โดยที่แต่ละจังหวะจะมีการประกอบเข้ากับกลไกข้อเข่าเทียมดังแสดงในรูปที่ 2.26 ก และ ข ตามลำดับเมื่อติดตั้งชุดทดสอบเข้าไปในเครื่องทดสอบไฮดรอลิกส์ก็จะได้การวางตัวที่คล้ายกับลักษณะของการเดินใน Gait cycle คือท่า Heel strike และ Toe off ดังรูปที่ 2.27 และรูปที่ 2.28 ตามลำดับ

รูปที่ 2.26 ก (Heel strike)

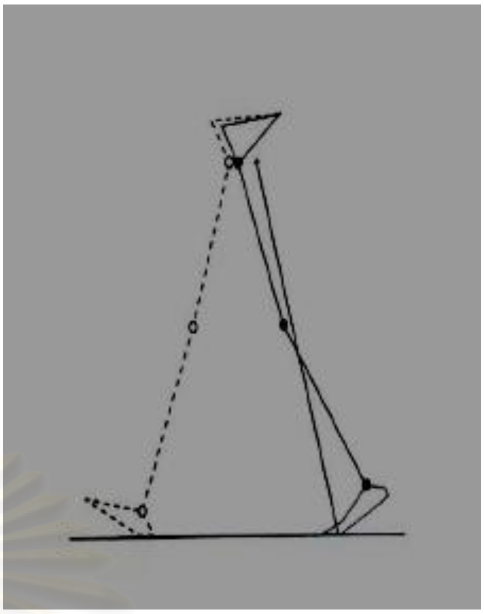
รูปที่ 2.26 ข (Toe off)

รูปที่ 2.26 กลไกข้อเข่าเทียมเมื่อต่อกับตัวต่อที่ใช้ในการปรับทิศของแนวแรงให้เข้ากับทิศของแนวแรงที่มาตรฐานกำหนด



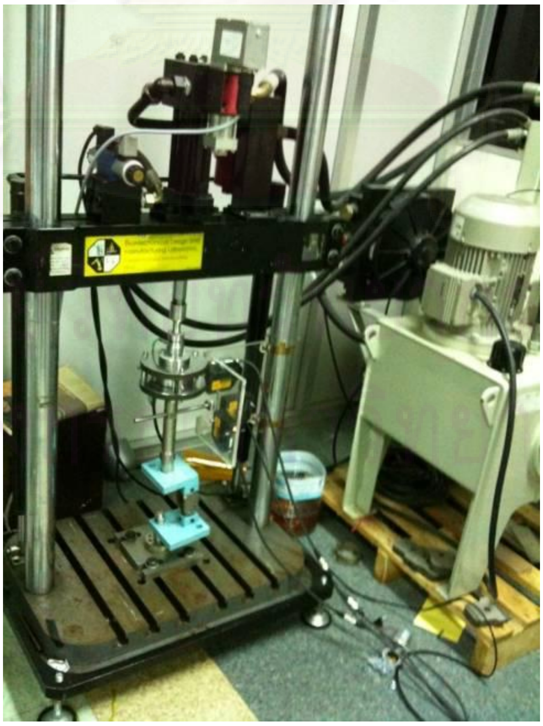


รูปที่ 2.27 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Heel strike



รูปที่ 2.28 กลไกข้อเข่าที่ติดกับเครื่องทดสอบและมีแนวแรงตามมาตรฐานในจังหวะ Toe off

เครื่องมือที่ใช้ทดสอบความแข็งแรงจะเป็นอุปกรณ์ออกแรงกดโดยใช้ระบบไฮดรอลิกส์ (Hydraulic) ที่สามารถสร้างแรงกดดังที่กล่าวมาแล้วได้ในทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off ทั้งนี้การเสียรูป (Deformation) ที่เกิดขึ้นได้ใช้เซนเซอร์ (Sensors) แบบแสงเลเซอร์ในการวัดเพื่อความแม่นยำ โดยมีลักษณะเครื่องทดสอบเป็นดังรูปที่ 2.29



รูปที่ 2.29 เครื่องมือไฮดรอลิกส์ที่ใช้ออกแรงกดในการทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

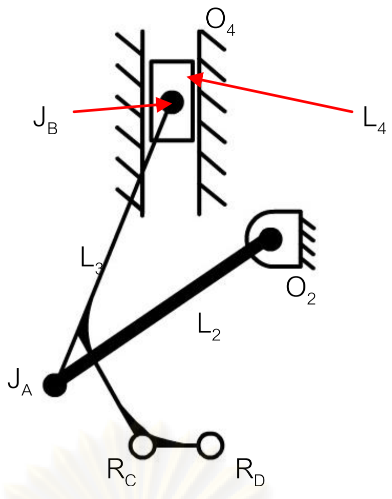
บทที่ 3

แนวคิดหลักและขั้นตอนในการออกแบบเบื้องต้น

3.1 แนวคิดหลักในการออกแบบ

โดยจากบทที่ 2 เมื่อพิจารณาแล้วจะเห็นว่าถึงแม้การควบคุมอัตราหน่วงของการงอขาโดยมีระบบของไหลควบคู่กับระบบอิเล็คทรอนิคส์จะให้การเดินที่ดีแต่ลักษณะของกลไกเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยวจึงทำให้เส้นทางการเคลื่อนที่ไม่เหมือนกับเข่าจริงในธรรมชาติเท่าที่ควร ดังนั้นจึง เลือกออกแบบกลไกข้อเข่าให้เป็นกลไกแบบ Four-bar linkage เนื่องจากเป็นรูปแบบของกลไกที่ง่ายที่สุดที่สามารถให้ลักษณะการเคลื่อนที่แบบหลายจุดหมุน (Polycentric) ทั้งนี้หากออกแบบเป็น Four-bar linkage ตามปกตินั้นจะต้องมี 4 ก้านต่อ (Linkage) และ 4 จุดต่อแบบหมุน (Revolute joint) แต่ถ้ามีการเปลี่ยนจุดต่อแบบหมุนมาเป็นจุดต่อแบบลื่นไถล (Prismatic joint) แล้วนำมารวมกัน กลไกที่ได้ยังเป็นรูปแบบของ Four-bar linkage เช่นเดิมแต่จะทำให้ชิ้นส่วนของกลไกลดน้อยลง ซึ่งเป็นกลไก Four-bar linkage อีกแบบหนึ่งเรียกว่า Inverse offset slider-crank mechanism สำหรับการใช้กลไกแบบนี้ในการเลียนแบบเข่านั้นจะออกแบบกลไกให้การเคลื่อนที่ไม่ครบเป็นวงกลม 360 องศา คือจะมีลักษณะคล้ายกับการเคลื่อนที่กลับไปมาคล้ายกับการพับงอและเหยียดของเข่า [12] สุดท้ายจะได้ Kinematic diagram ของกลไกที่จะนำไปใช้ในขั้นตอนต่อไปดังรูปที่ 3.1 โดยมี Linkage L_1 เป็น Ground linkage O_2 (Revolute joint) และ O_4 (Prismatic joint) เป็น Ground pivot ส่วนสำหรับ Moving pivot คือ joint J_A และ J_B ตามลำดับ สุดท้ายมีจุดที่อยู่บน Linkage L_3 สองจุดสำหรับใช้เลียนแบบการเคลื่อนที่เข่าคือ R_C และ R_D

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.1 Kinematic diagram ของกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบ

3.2 การออกแบบเบื้องต้น

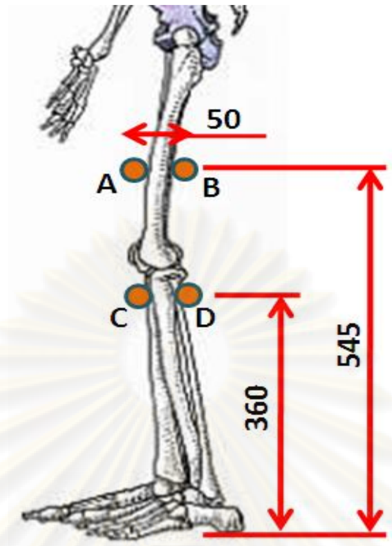
ในการออกแบบกลไกเข่าเริ่มต้นจากการหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดบนขาท่อนล่างสัมพัทธ์กับจุดบนขาท่อนบน เพื่อใช้อ้างอิงเป็นการเคลื่อนไหวที่เลียนแบบธรรมชาติ หลังจากนั้นจึงออกแบบกลไกที่มีเส้นทางการเคลื่อนที่เหมือนกับเส้นทางที่ได้ดังกล่าว แล้วนำแบบกลไกที่เป็นแบบโครงร่าง (Kinematic diagram) มาออกแบบเพื่อใช้งาน (Detail design) เมื่อได้กลไกที่สมบูรณ์แล้ว จึงนำกลไกนี้ไปตรวจสอบเสถียรภาพในการใช้งานจริง คือให้อาสาสมัครทดลองใช้เดิน ว่ากลไกมีเสถียรภาพตาม Gait cycle หรือไม่ โดยแต่ละขั้นตอนการออกแบบจะมีรายละเอียดดังนี้

3.2.1 การหาข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของขา

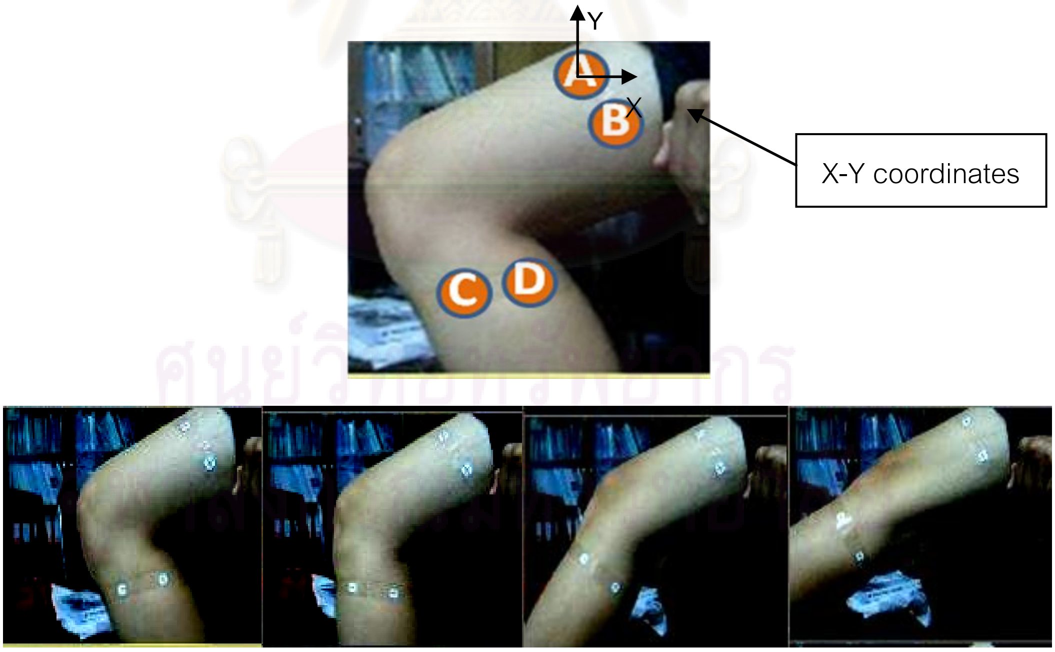
ในการออกแบบกลไกเข่านี้ใช้ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ซึ่งหามาได้โดย เริ่มต้นกำหนดความสูงของตำแหน่งที่จะติดจุดอ้างอิง 4 จุดเทียบกับพื้น และกำหนดระยะห่างระหว่างจุดในแนวระดับให้เป็นไปดังรูปที่ 3.2 จากนั้นนำจุดอ้างอิงทั้ง 4 จุดไปติดที่ตำแหน่งของขาจริงจากนั้นให้อาสาสมัครยืดและงอเข่าในขณะนั่งเก้าอี้ดังรูปที่ 3.3 แล้วทำการถ่ายภาพวีดีโอเก็บไว้ หลังจากได้ภาพวีดีโอแล้วจึงใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการนำพิกัดจุดของแต่ละจุดอ้างอิงออกมาเป็นข้อมูลในการเคลื่อนที่แล้วนำมาสร้างเป็นกราฟในระนาบ X-Y โดยมีจุดกำเนิด อยู่ที่จุด A และหากกำหนดให้จุด A และจุด B อยู่กับที่ตลอดการงอเหยียดขาก็จะได้เส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด C

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

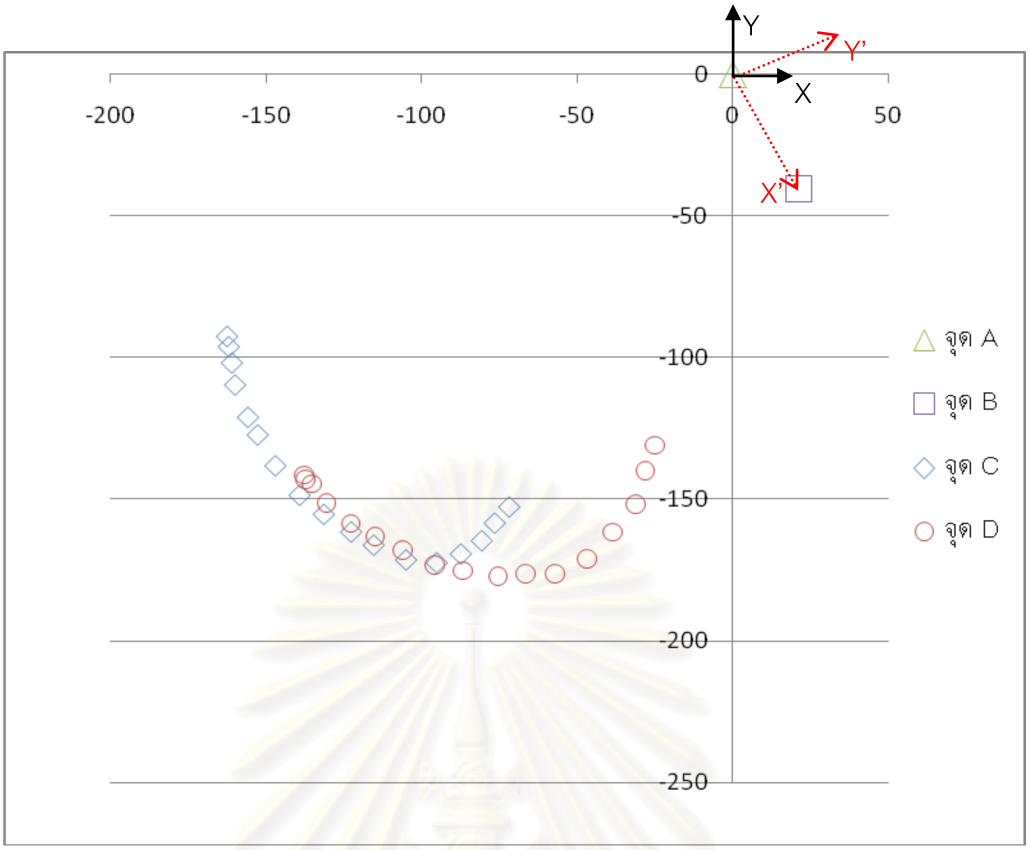
และจุด D เทียบกับจุด A และจุด B และได้กราฟของข้อมูลในพิกัด X-Y coordinate ดังรูปที่ 3.4 และเมื่อทำการ Coordinate transform ไปยังพิกัด X'-Y' coordinate ซึ่งเสมือนขากำลังยืนตรงอยู่ ซึ่งจะได้ข้อมูลที่นำมาใช้ในขั้นตอนการออกแบบต่อไปดังรูปที่ 3.5



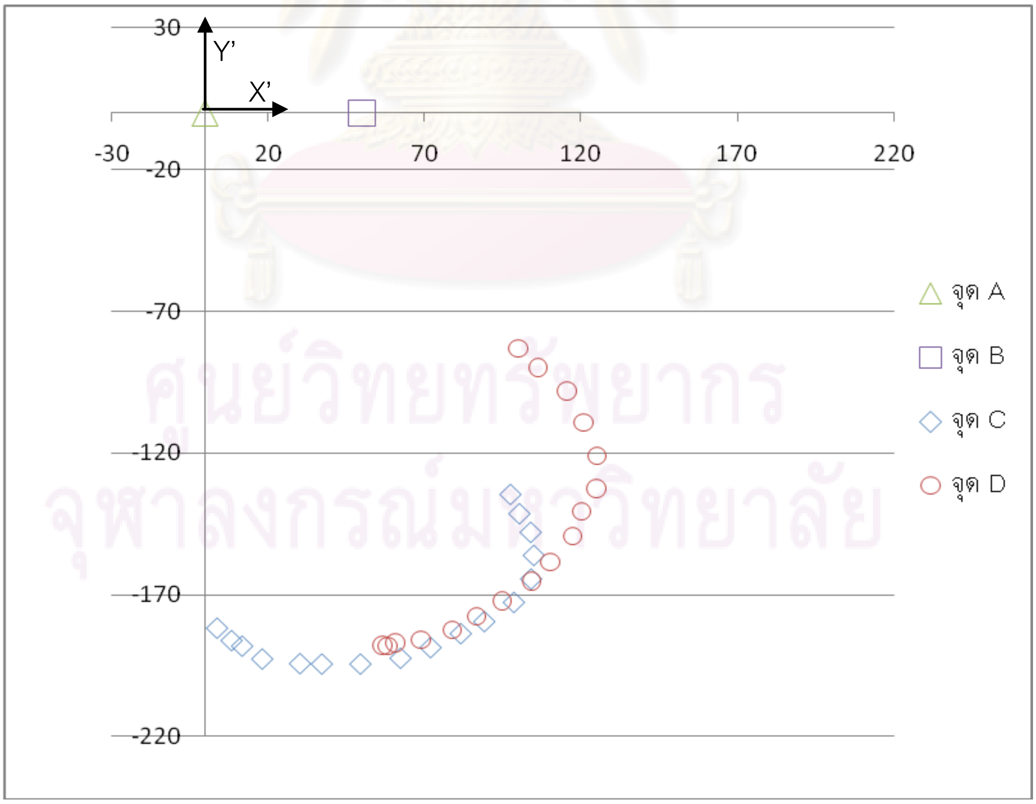
รูปที่ 3.2 ตำแหน่งจุดอ้างอิงที่ใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



รูปที่ 3.3 ขาที่ติดจุดอ้างอิงเพื่อใช้หาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



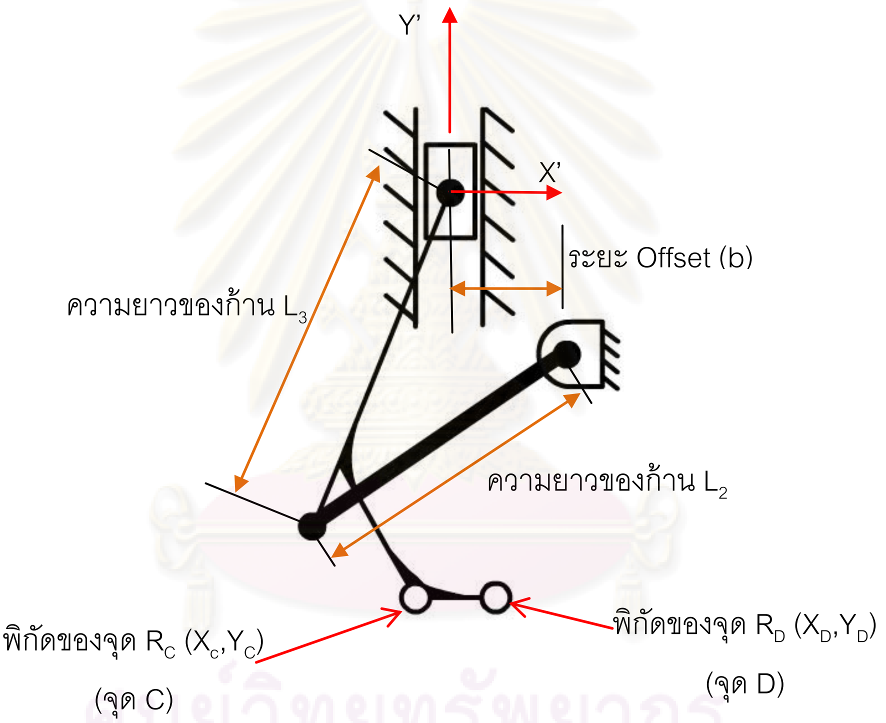
รูปที่ 3.4 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าใน X-Y coordinate



รูปที่ 3.5 เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าที่ Coordinate transform มายัง X'-Y' coordinate

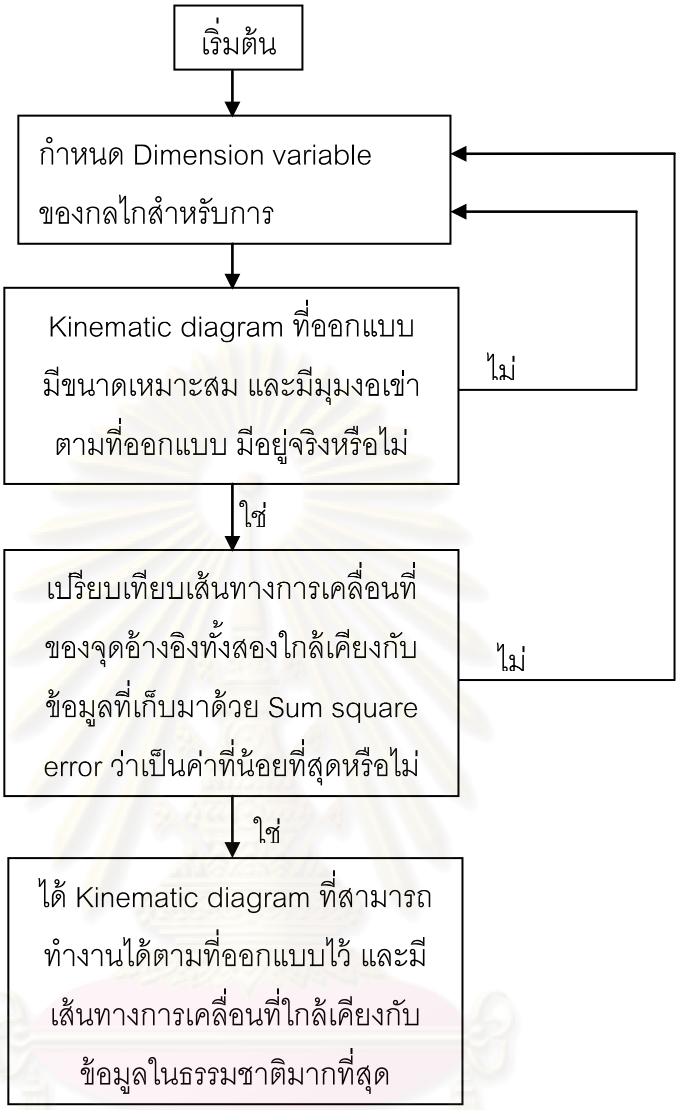
3.2.2 การหาขนาดของแบบโครงร่าง (Dimension of kinematic diagram)

จากข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ได้มาจากหัวข้อที่แล้วจึงสามารถสร้างแบบโครงร่างของกลไก โดยกำหนดตัวแปรที่สำคัญในกระบวนการ Optimization ยกตัวอย่างเช่น ความยาวของก้านกลไกแต่ละก้าน และตำแหน่งของจุดอ้างอิง การจัดวางเริ่มต้น (Initial orientation) ของกลไก เป็นต้น โดยตัวแปรที่กำหนดให้เปลี่ยนค่าในกระบวนการ Optimization เช่น ระยะ Offset (b) ความยาว L_2,L_3 และพิกัดของจุด R_C ,R_D ในแกน X-Y เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 3.6 และเพื่อให้จุดอ้างอิงทั้งสองมีเส้นทางการเคลื่อนที่ขณะทำงานคล้ายกับข้อมูลที่ได้ให้มากที่สุด ความคล้ายกันนี้วัดได้จากค่า Sum square error ของพิกัดของข้อมูลทั้งสองชุดที่ได้นำมาเปรียบเทียบกัน



รูปที่ 3.6 ตัวอย่างตัวแปรที่กำหนดให้มีการเปลี่ยนค่าในกระบวนการ Optimization

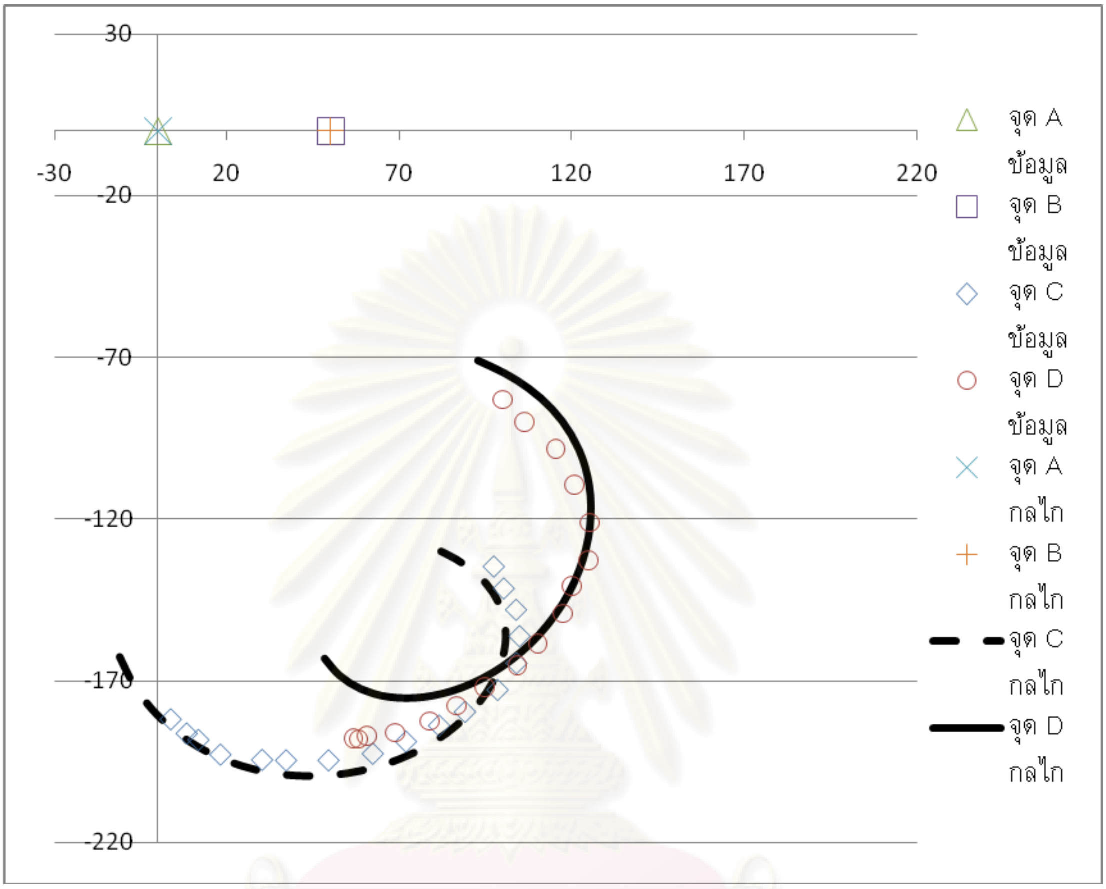
กระบวนการ Optimization จะเริ่มจาก กำหนดค่าเริ่มต้นให้กับตัวแปรที่ต้องการจะเปลี่ยนค่า ต่อมาคำนวณเพื่อเคลื่อนกลไกทีละน้อยเพื่อสร้างเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดอ้างอิง เป้าหมายของการ Optimization นี้คือ Minimize sum square error ดังที่กล่าวข้างต้นให้ได้มากที่สุด โดยที่มีข้อกำหนดในด้านการออกแบบอื่นๆเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย ยกตัวอย่างเช่น ความกะทัดรัดของกลไก มุมของการงอเข่ามากสุด และ ความยาวของช่องว่างสำหรับใส่สปริง เป็นต้น โดยจะมีแผนภูมิแสดงการทำงาน (Flow chart) ดังรูปที่ 3.7



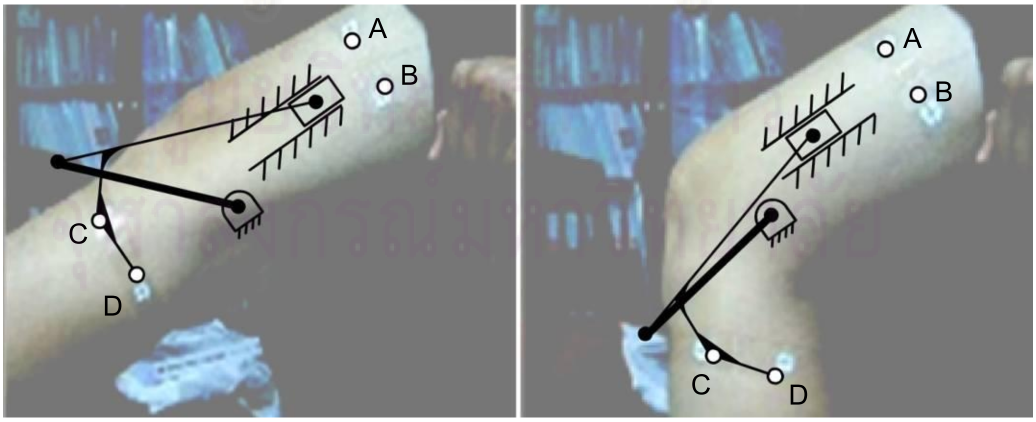
รูปที่ 3.7 การทำงานของการ Optimazation เพื่อหา Kinematic diagram ของกลไกที่เหมาะสม

การสังเคราะห์กลไกจากข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ได้ผลการเคลื่อนที่ของกลไกออกมาใกล้เคียงกับข้อมูลที่เก็บมาได้ กระบวนการ Optimization นี้ใช้โมดูล Solver [13] จากโปรแกรม Microsoft Excel ซึ่งใช้วิธีการของ Newton-Raphson ในการ Minimize objective function ของกระบวนการ Optimization ซึ่งในที่นี้คือค่า Sum square error ระหว่างพิกัดของจุด R_C และ R_D กับ พิกัดของข้อมูลจุด C และจุด D ที่เก็บข้อมูลมาได้ ถึงแม้ Newton-Raphson method จะไม่สามารถคำนวณระบบสมการที่มีความเป็น Nonlinearity สูงได้อย่างสมบูรณ์แบบ แต่ยังสามารถหาคำตอบที่ใกล้เคียงได้โดยหลังจากแก้ระบบด้วยวิธี Newton-Raphson เพื่อให้ได้มาซึ่งคำตอบที่ใกล้เคียงแล้วจึงใช้วิธีการค่อยๆปรับค่าตัวแปรที่กำหนดจนได้ว่าเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้ใกล้เคียง

กันกับข้อมูล สุดท้ายก็จะได้ Kinematic diagram ของกลไกที่มีเส้นทางการเคลื่อนที่คล้ายกับข้อมูลมากที่สุด เมื่อทำการ Optimize เรียบร้อยแล้วก็จะได้ลักษณะของเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุดอ้างอิงทั้งสองออกมาดังรูปที่ 3.8 และการเปรียบเทียบกลไกกับภาพที่เก็บมาดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.8 เส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเปรียบเทียบกับข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่า



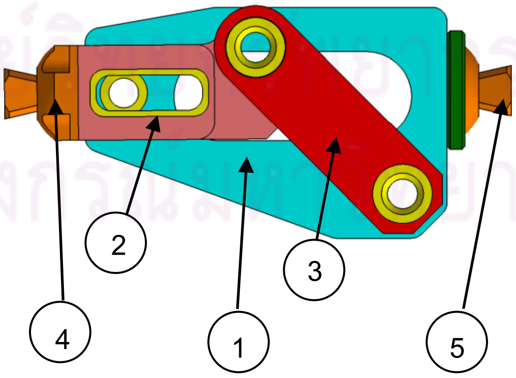
รูปที่ 3.9 กลไกที่ได้เทียบกับลักษณะการงอขา

3.2.3 การออกแบบแบบใช้งาน (Detail design)

จากหัวข้อ 3.2.1 เมื่อได้ Kinematic diagram ของกลไกที่มีตัวแปรที่ใช้ในการ Optimization เป็นตัวกำหนดขนาดมิติ (Dimension) หลักๆของกลไกมาแล้วจึงนำไปออกแบบ Detail design เพื่อให้เป็นกลไกที่สามารถใช้งานได้ต่อไป โดยการออกแบบยึดหลักให้แต่ละชิ้นส่วนต้องผลิตง่าย คือกัดขึ้นรูปได้ง่าย และเสียวัสดุจากการกัดขึ้นรูปน้อยที่สุด สำหรับวัสดุที่ใช้ในส่วนของโครงสร้างหลักของกลไกได้เลือกใช้อะลูมิเนียม เนื่องจากสามารถหาได้ทั่วไป น้ำหนักเบา และอะลูมิเนียมสามารถหล่อขึ้นรูปได้ง่าย แต่ยังมีบางชิ้นส่วนของกลไกต้องการความแข็งแรงทนทานและความแข็ง (Hardness) ของพื้นผิว เช่น พีระมิดชิ้นบนที่ใช้ยึดติดกับเบ้า พีระมิดชิ้นล่างที่ใช้ยึดตัดกับส่วนหน้าแข้ง และสลักของแต่ละ Joint จึงต้องใช้วัสดุเป็นเหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steel 304 : SS304) เนื่องจากที่ SS304 สามารถหาซื้อได้ทั่วไปและมีราคาถูก ในการป้องกันความเสียหายจากแรงกดและการเสียดสี ที่บริเวณ Joint เนื่องจากอะลูมิเนียมนั้นเมื่อเสียดสีกันเองจะทำให้เกิดการสึกหรอมากและอาจทำให้กลไกติดขัดระหว่างการใช้งาน ดังนั้นจึงเลือกใช้ทองเหลืองเป็นตัวช่วยรองรับการสึกหรอและช่วยให้ลื่นทำให้เคลื่อนที่ได้ง่าย โดยกลไกข้อเข่าทั้งหมดจะมีส่วนประกอบของกลไกดังนี้

- ส่วนประกอบโครงสร้างของกลไก

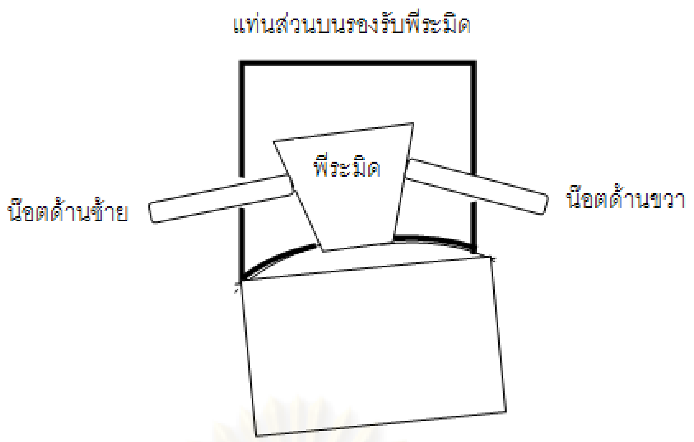
ส่วนประกอบของโครงสร้างประกอบด้วย 5 ชิ้นด้วยกันคือ โครงภายนอก (ซ้าย-ขวา) ก้านแกว่ง ชิ้นร่อง พีระมิดบน และ พีระมิดล่าง โดยแต่ละชิ้นส่วนจะมีตำแหน่งเมื่อประกอบกับดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ชิ้นส่วนโครงสร้างหลักของกลไก

1. โครงภายนอก ทำจากอะลูมิเนียมเป็นชิ้นส่วนที่เสมือนเป็น Ground linkage ของกลไก มีสองชิ้นคือด้านซ้ายและด้านขวาประกบกันและมีชิ้นส่วนอื่นๆอยู่ระหว่างกลางของสองชิ้น
2. ชิ้นร่อง ทำจากอะลูมิเนียมเป็นชิ้นที่ยึดกับพีระมิดบน และมีช่องสำหรับสลักซึ่งทำหน้าที่เป็นข้อต่อแบบสล๊อต (Slot joint) ในกลไก และมีข้อต่อแบบหมุน (Revolute joint) สำหรับต่อกับชิ้นก้านแกว่ง
3. ก้านแกว่ง ทำจากอะลูมิเนียมยึดติดระหว่างโครงภายนอกและชิ้นร่องโดยข้อต่อแบบหมุน (Revolute joint) ทั้งสองจุด ทำหน้าที่ร่วมกับชิ้นร่องในการแกว่งเพื่อให้ได้เส้นทางการเคลื่อนที่แบบหลายแกนหมุน
4. พีระมิดบน ทำจาก SS304 ใช้สำหรับต่อกับเบ้าขาเทียม สามารถปรับมุมเอียงสำหรับผู้ใช้แต่ละคนได้
5. พีระมิดล่าง ทำจาก SS304 ใช้สำหรับต่อกับหน้าแข้ง สามารถปรับมุมเอียงสำหรับผู้ใช้แต่ละคนได้เช่นเดียวกับพีระมิดบน

โครงภายนอกใช้สำหรับติดชิ้นส่วนอื่นๆเข้าไป ซึ่งเปรียบเสมือนเป็น Ground link ของกลไกนี้ แต่ส่วนของก้านแกว่งและชิ้นร่องจะเคลื่อนที่ในขณะที่กลไกทำงาน เปรียบเสมือน Linkage ของกลไก ชิ้นส่วนที่ทำหน้าที่เป็นตัวต่อใช้ในการประกอบกับเบ้าขาเทียมและส่วนหน้าแข้งจะเรียกชิ้นส่วนทั้งสองชิ้นนี้ว่า พีระมิดบน และ พีระมิดล่าง ตามลำดับ โดยเนื่องจากผู้พิการแต่ละคนมีลักษณะของขาต่างกัน ส่งผลให้แนว Alignment ต่างกัน หากข้อเข่าเทียมที่สร้างขึ้นไม่มีการตั้ง Alignment ให้เหมาะสม อาจจะส่งผลต่อเสถียรภาพทั้งขณะยืนและขณะเดิน เพื่อให้ง่ายต่อการปรับ Alignment จึงต้องมีข้อต่อพีระมิดที่ช่วยในการปรับแนว Alignment ติดอยู่กับด้านบนและด้านล่างของข้อเข่าเทียม โดยการปรับ Alignment นั้นปรับได้จากการขันน็อตให้เอียงไปในด้านที่ต้องการ ดังรูปที่ 3.11 เช่น หากต้องการปรับ Alignment ให้หัวพีระมิดเอียงไปด้านซ้าย จะต้องปรับขันน็อตทางด้านขวาให้เข้าไปลึกกว่าน็อตทางด้านซ้ายในรูปที่ 3.11 ในทำนองเดียวกันก็สามารถปรับหัวพีระมิดให้เอียงไปทางด้านหน้าและด้านหลังได้ด้วย



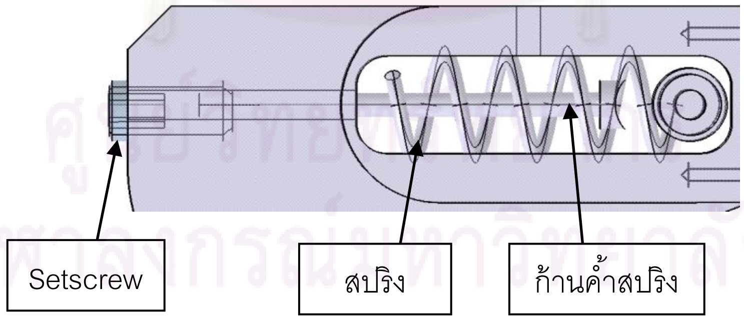
รูปที่ 3.11 ชิ้นส่วนพีระมิดเมื่อนำไปใช้งาน

- ส่วนประกอบอื่นๆที่สำคัญในกลไก

สำหรับชิ้นส่วนที่จำเป็นนอกเหนือจากชิ้นส่วนโครงสร้างที่จะช่วยให้กลไกเข่านี้ทำงานได้ได้แก่

1. สปริง ทำหน้าที่ให้กลไกดีดกลับในจังหวะกลับจาก Swing phase ไปยัง Stance phase
2. น็อตหนอน (Set screw) ทำหน้าที่ปรับค่าหดตัวเริ่มต้นของสปริงทำให้ผู้ใช้สามารถปรับแรงต้านในจังหวะเริ่มงอของกลไกเข่าได้
3. ก้านค้ำสปริง ทำหน้าที่ช่วยป้องกันไม่ให้สปริงงอตัวไปด้านข้าง (Column buckling failure) ซึ่งจะทำให้กลไกไม่สามารถทำงานได้

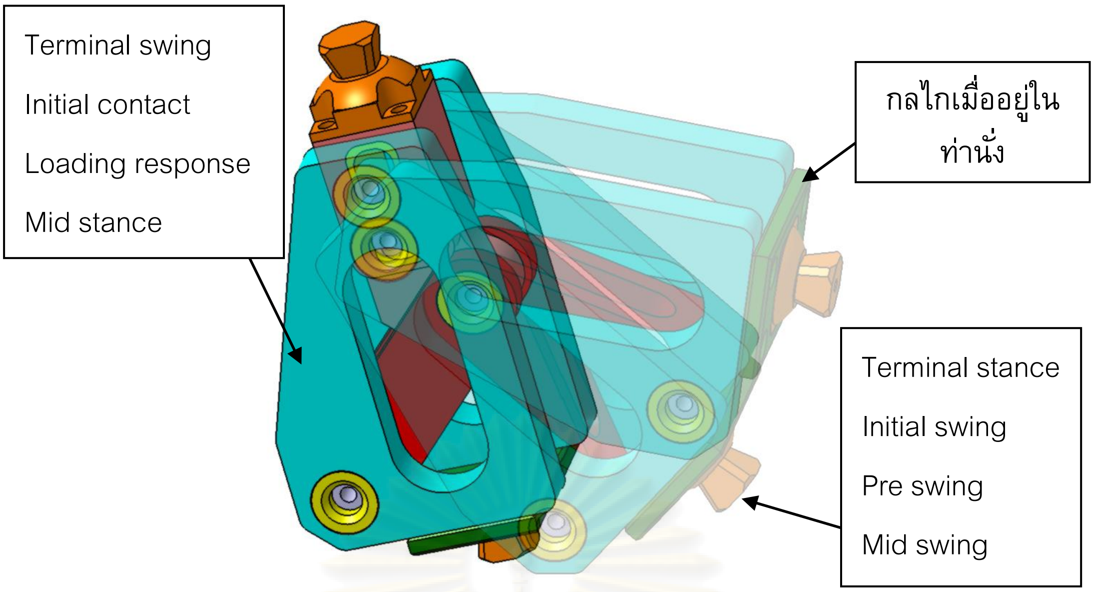
โดยเมื่อประกอบกลไกแล้วจะอยู่ในกลไกดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 ชิ้นส่วนที่ทำงานเป็นส่วนดีดกลับของกลไก

3.2.4 หลักการทำงานของกลไก

หลังจากที่ประกอบชิ้นส่วนทุกชิ้นแล้วจะได้กลไกเข่าที่สามารถทำงานได้โดยหากเทียบกับตอนขายืดตรงเป็นตำแหน่งเริ่มต้นคือ 0 องศาจะมีมุมงอของเข่ามากที่สุด (Maximum flexion angle) เท่ากับ 90 องศา และที่ตำแหน่งต่างๆในขณะที่กลไกทำงานจะมีลักษณะเป็นดังรูปที่ 3.13

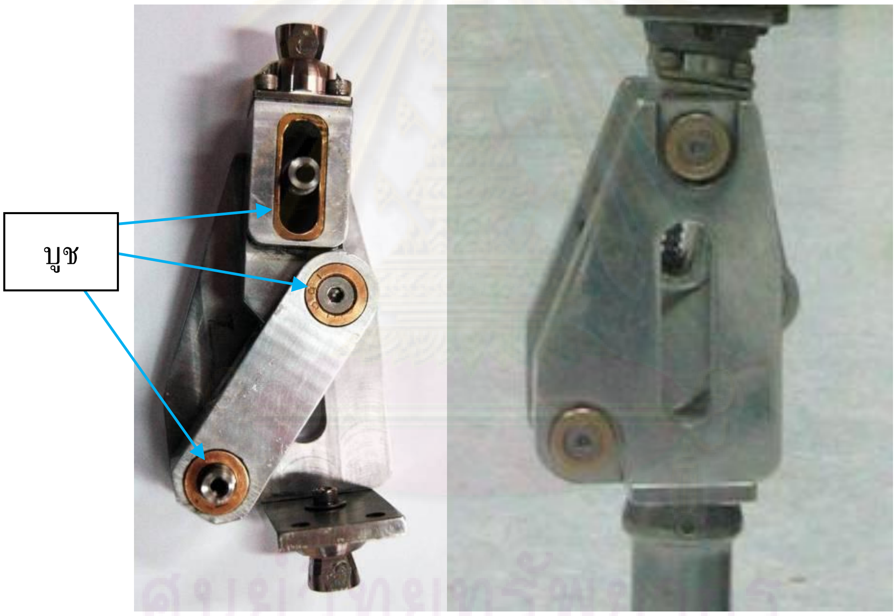


รูปที่ 3.13 การเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อพับงอ

การทำงานของกลไกเข่านี้จะดำเนินไปตาม Gait cycle เริ่มจาก จังหวะ Heel strike ใน Stance phase คือเมื่อส้นเท้าข้างที่ใส่ขาเทียมของผู้ใช้เหยียบลงที่พื้น (Initial contact) จะเกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นซึ่งมีทิศผ่านด้านหน้าของจุด ICZV ของกลไกข้อเข่าเทียมซึ่งจะทำให้ข้อเข่าไม่พับงอ จากนั้นเท้าข้างที่ใส่ขาเทียมจะค่อยๆ รับน้ำหนักตัวจนถึงจังหวะที่ขาข้างที่ใส่ขาเทียมรับน้ำหนักตัวเพียงขาเดียวเท่านั้น (ช่วง Loading response จนถึง Mid stance) ในช่วงนี้แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นก็ยังต้องถูกรักษาให้มีทิศผ่านด้านหน้าของจุด ICZV ตามเดิม ต่อมาเมื่อเริ่มเข้าสู่จังหวะ Terminal stance จนถึง Pre swing ในทางทฤษฎีนั้นจำเป็นให้ทิศของแรงปฏิกิริยาจากพื้นนั้นผ่านทางด้านหลังของจุด ICZV เพื่อช่วยให้กลไกเข่าเริ่มพับงอเมื่อกำลังเข้าสู่ Swing phase เพราะหากทิศของแรงปฏิกิริยาจากพื้นยังคงผ่านด้านหลังของจุด ICZV จะทำให้ผู้ใช้ต้องออกแรงจากสะโพกเพิ่มเพื่อสะบัดให้กลไกเข่าเทียมพับงอก่อนที่จะเข้าสู่ Swing phase จากนั้นเมื่อกลไกพับงอก็จะทำให้สปริงในกลไกหดตัวเต็มที่ในจังหวะ Initial swing และดีดกลับในจังหวะ Mid swing ถึง Terminal swing และเมื่อดีดกลับแล้วก็จะกลับมาสู่ จังหวะ Initial contact ใน Stance phase และกลไกข้อเข่านี้เมื่อผู้ใช้นั่งกลไกจะไม่สามารถดีดกลับได้เนื่องจาก ในท่านั่งกลไกเข่าอยู่ในท่าพับงอแรงที่กดสปริงจะมีค่ามากกว่าแรงที่จะทำให้สปริงดีดกลับมาก ทำให้กลไกสามารถคงอยู่ในท่าพับงอที่ 90 องศาได้โดยไม่ดีดออกไป ก็จะทำให้ผู้ใช้สามารถนั่งได้เหมือนกับคนปกติโดยไม่เกิดอาการเมื่อยล้า

3.3 กลไกข้อเข่าที่ทดลองสร้างขึ้น

เมื่อได้แบบของกลไกข้อเข่าที่สมบูรณ์แล้ว จึงนำแบบที่ได้ไปกัดขึ้นรูปเป็นกลไกเข่าจริง แต่เนื่องจากธรรมชาติของเนื้ออะลูมิเนียมไม่สามารถทนต่อการเสียดสีได้มากอาจทำให้การทำงานของกลไกติดขัดในจังหวะที่สำคัญ ยกตัวอย่างเช่น หากกลไกติดขัดไม่ดีดกลับในจังหวะก่อนส้นเท้ากระทบพื้น (จังหวะ Terminal swing) ก็จะทำให้ผู้ใช้เกิดอุบัติเหตุจึงจำเป็นต้องให้ความสำคัญกับความเชื่อมั่น (Reliability) ของกลไกอย่างมาก ดังนั้นในส่วนที่อะลูมิเนียมต้องเสียดสีกันจึงจำเป็นต้องใส่บูชทองเหลือง (Brass bushing) รองไว้ เพราะบูชทองเหลืองมีคุณสมบัติคือ ทนต่อการเสียดสี (Wear resistance) และค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน (Coefficient of friction) มีค่าต่ำ [14] ก็จะช่วยให้มั่นใจได้ว่าระหว่างการเดินทุกก้าวของผู้ใช้ กลไกสามารถดีดกลับได้ในทุกครั้งที่กลไกพับงอ กลไกที่ได้มีลักษณะดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 กลไกข้อเข่าเทียมหลังจากการกัดขึ้นรูปแล้ว

3.3.1 การทดลองเดินจากอาสาสมัคร

ต่อมานำกลไกนี้ไปประกอบในขาเทียม แล้วให้อาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกใส่ทดสอบเดิน ดังรูปที่ 3.14 ซึ่งพบว่าสามารถเดินได้โดยไม่ล้มและกลไกเข่าเทียมนี้มีเสถียรภาพดีในทุกจังหวะของการเดินตามที่ได้ออกแบบไว้ กล่าวคือกลไกเข่าไม่งอพับในช่วง Stance phase และกลไกสามารถดีดกลับไปยังตำแหน่งเดิมเพื่อเริ่มต้นการเดินในจังหวะการก้าวในช่วง Swing phase อาสาสมัครมีการฝึกการใส่ขาเทียมที่ออกแบบโดยใช้ราวเกาะในช่วงแรกอยู่เพียงระยะเวลา

สั้น จากนั้นสามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติโดยไม่ต้องใช้ราวเกาะ และระหว่างการเดินไม่มีการยกสะโพกเพื่อที่จะพาขาเทียมให้เคลื่อนที่ไปด้านหน้า เพราะกลไกเข่าที่ออกแบบมีเส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบธรรมชาติ โดยมีรูปแสดงกลไกเข่าเทียมนี้ขณะเดิน และเมื่ออยู่ในท่านั่งอยู่ในรูปที่ 3.15 และ รูปที่ 3.16 ตามลำดับ จากการสัมภาษณ์อาสาสมัคร [15] กล่าวว่ากลไกนี้ยังต้องใช้โมเมนต์จากการสะบัดสะโพกสำหรับการเดินอยู่ ถึงแม้จะสามารถเดินได้อย่างมีลักษณะที่เป็นธรรมชาติก็ตาม

รูปที่ 3.15 กลไกข้อเข่าเทียมขณะนำไปทดสอบเดิน

รูปที่ 3.16 กลไกข้อเข่าเทียมขณะอยู่ในท่านั่ง

3.3.2 อภิปรายผลการทดสอบกลไก

1. เมื่อผู้ใช้ได้ใช้ขาเทียมที่มีกลไกข้อเข่าซึ่งออกแบบและผลิตให้มีเส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในธรรมชาติแล้ว ขณะใช้งานผู้ใช้มีลักษณะของท่าทางการเดินคล้ายกับท่าทางการเดินของคนปกติ และในจังหวะของการเดินที่ขาข้างที่รับน้ำหนักตัวทั้งหมดเป็นขาข้างที่ใส่ขาเทียมผู้ใช้สามารถทิ้งน้ำหนักตัวทั้งหมดลงไปที่ขาข้างนั้นได้
2. สำหรับการเดินด้วยกลไกข้อเข่าที่ออกแบบนี้ ในบางจังหวะผู้ใช้ต้องออกแรงจากสะโพกเพื่อควบคุมการพับงอและดีดกลับของกลไกเข่าซึ่งอาจเกิดจากสปริงมีค่ายืดหยุ่นสปริงไม่เหมาะสมสำหรับการออกแรงในการดีดกลับของกลไกข้อเข่า
3. สปริงที่ใช้เป็นสปริงแบบกด (Compression spring) ในจังหวะที่ทำงานจำเป็นต้องมีก้านค้ำเพื่อไม่ให้สปริงมีลักษณะหดตัวออกด้านข้าง (Column buckling) ทำให้ต้องมีก้านค้ำโผล่ออกมาในท่านั่งของกลไกดังรูปที่ 3.16
4. การปรับค่าการหดตัวสปริงเริ่มต้นด้วย Set screw ส่งผลต่อการเปลี่ยนค่าแรงเริ่มต้นที่ใช้ในการบีบอัดในกลไกน้อยมากถึงแม้จะปรับจากแรงต้านน้อยที่สุดจนถึงแรงต้านมากที่สุดแรงที่ใช้ในการพับงอกลไกมีค่าต่างกันน้อยมาก
5. เมื่อพิจารณาทุกด้านแล้วถึงแม้ว่ากลไกข้อเข่าที่ออกแบบมานี้จะบรรลุจุดประสงค์แล้วแต่ยังมีปัจจัยอื่นๆยกตัวอย่างเช่น มุมการงอเข่า แรงดีดจากสปริง ขนาดกับน้ำหนักของกลไกและจำนวนชิ้นส่วนย่อยๆที่ต้องใช้ในกลไก ที่ยังสามารถพัฒนากลไกเพื่อให้ใช้งานได้ดีขึ้นและเหมาะสมสำหรับการผลิตจำนวนมากเพื่อบริจาค

3.3.3 สรุปผลการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมเบื้องต้น

วิธีการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมเบื้องต้นที่ได้กล่าวมาข้างต้นนั้นถึงแม้จะสามารถนำไปสู่สร้างกลไกข้อเข่าเทียมที่ใช้งานได้ในระดับที่น่าพอใจ คือผู้ใช้สามารถเดินได้อย่างมีเสถียรภาพ แต่วิธีการนี้ยังมีจุดด้อยในรายละเอียดอยู่ ดังนี้

ข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่าที่นำมาอ้างอิงว่าเป็นข้อมูลที่เป็นธรรมชาติข้อมูลนี้ได้มาจากการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพียงคนเดียวในขณะที่ลักษณะการเดินและการเคลื่อนที่ของแต่ละคนแตกต่างกันไป หากสามารถบ่งชี้ได้ว่าลักษณะการเดินของคนหลายตัวอย่างมีลักษณะที่คล้ายกันจึงจะสามารถนำข้อมูลที่เป็นตัวแทนสำหรับการสังเคราะห์กลไกด้วยกระบวนการ Optimization ให้ได้มาซึ่งกลไกที่มีลักษณะตามที่ต้องการต่อไป

กลไกที่ออกแบบมานั้นมีและขนาดใหญ่เกินไปไม่เหมาะสมกับการนำไปประกอบเป็นขาเทียมเพราะนอกจากขาเทียมแบบเหนือเข่านั้นต้องประกอบกลไกข้อเข่าเข้ากับส่วนเบ้าและส่วนหน้าแข้งแล้วยังต้องมีการสวมวัสดุตกแต่งเพื่อให้เมื่อผู้ใช้สวมกางเกงแล้วขาเทียมที่ใส่มีลักษณะเหมือนขาจริง หากกลไกข้อเข่ามีขนาดใหญ่ก็จะไม่สามารถสวมวัสดุตกแต่ง หรือทำให้ฉีกขาดได้จึงควรออกแบบให้มีขนาดและน้ำหนักเหมาะสมกับปัจจัยดังกล่าวด้วย

Maximum flexion angle ของกลไกข้อเข่าที่ออกแบบมีค่าเพียง 90 องศา ถึงแม้จะเพียงพอสำหรับการเดินแล้วแต่ในการใช้งานในชีวิตจริงของผู้ใช้ ในบางกรณีที่จำหัดท่าทางของนั่งหรือจำกัดพื้นที่ของการนั่งนั้นกลไกข้อเข่าจะต้องมีค่า Maximum flexion angle ที่มากขึ้นเพื่อรองรับลักษณะการใช้งานของผู้ใช้ที่หลากหลาย

ผลตอบสนองจากการดีดกลับของกลไกยังไม่เหมาะสมต่อการเดินของผู้ใช้ที่ต่างกัน คือแรงที่เกิดจากการดีดตัวของสปริงในกลไกเข่านั้นมีค่าน้อยเกินไป และไม่สามารถปรับค่าอัตราหน่วงของกลไกในการดีดกลับได้

แต่อย่างไรก็ตามโดยภาพรวมแนวทางการออกแบบกลไกข้อเข่านี้ยังสามารถนำไปออกแบบใหม่ (Redesign) เพื่อให้ได้มาซึ่งกลไกข้อเข่าแบบใหม่ที่สอดคล้องกับจุดประสงค์ของงานวิจัยอย่างครบถ้วนต่อไป

บทที่ 4

การออกแบบใหม่ของกลไก

4.1 ภาพรวมการออกแบบใหม่

หลังจากที่ได้ทดสอบสร้างกลไกในการออกแบบเบื้องต้นดังที่กล่าวไว้บทที่แล้ว แต่กลไกนั้นถึงแม้จะสามารถทำงานได้ตามจุดประสงค์ที่ได้ตั้งเอาไว้แต่ก็ยังมีจุดด้อย ดังที่กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.3.3 ซึ่งทำให้ไม่สามารถนำกลไกข้อเข่านี้ไปใช้งานในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยได้ จึงสมควรออกแบบกลไกแบบใหม่โดยที่ขั้นตอนในการออกแบบของกลไกจะเป็นดังนี้

1. หาข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่เพิ่มเติม เพิ่มจำนวนข้อมูลที่ต้องเก็บจากอาสาสมัครเพื่อเป็นตัวแทนสำหรับการหาเส้นทางการเคลื่อนที่ที่เป็นธรรมชาติในการเดิน และหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในจังหวะงอเข่าเพื่อให้กลไกข้อเข่าให้สามารถงอได้อย่างเป็นธรรมชาติและมีมุมงอเข่ามากสุด (Max flexion angle) เหมาะสมคือ 120 องศา [4]
2. ออกแบบกลไกแบบใหม่ที่ให้ลักษณะการเคลื่อนที่แบบหลายจุดหมุน (Polycentric) แต่มีขนาดและน้ำหนักที่เหมาะสม กะทัดรัดขึ้นกว่าเดิม และลดจำนวนชิ้นส่วนของกลไกให้น้อยลง
3. ปรับปรุงการทำงานของกลไกให้สามารถตอบสนองต่อการใช้งานของผู้ใช้ได้ดียิ่งขึ้น เช่น เปลี่ยนแบบสปริงให้มีค่าคงตัวที่เหมาะสม ปรับปรุงระบบการปรับอัตราหน่วง และ ลดเสียงรบกวนในจังหวะดีดกลับของกลไก
4. วิเคราะห์เบื้องต้นถึงความแข็งแรงของกลไกด้วยระเบียบวิธี FEM เพื่อปรับปรุงขนาดมิติ (Dimension) เพื่อลดกระบวนการในการออกแบบซ้ำก่อนนำไปทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐานที่กำหนดไว้

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

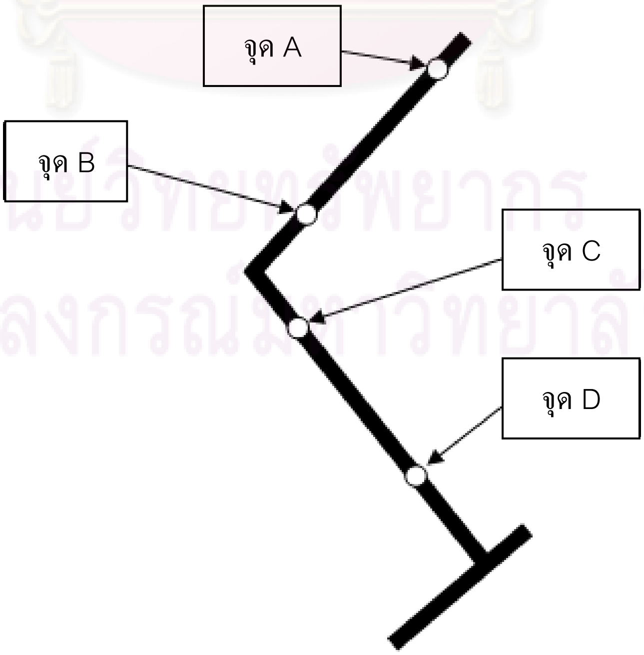
4.2 การเก็บข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเพิ่มเติม

4.2.1 การติดจุดอ้างอิงและเก็บภาพเคลื่อนไหวของเข่าสำหรับการเดินตามธรรมชาติ

เมื่อพิจารณาขาของคนปกติซึ่งมีท่อนขาส่วนบนและท่อนขาส่วนล่าง และมีเข่าซึ่งเป็นจุดที่บอกถึงความสัมพันธ์ของลักษณะการเคลื่อนที่ของขาทั้งสองท่อน ฉะนั้นในการหาว่าเข่าตามธรรมชาติกำหนดลักษณะการเคลื่อนที่ของขาอย่างไรจึงต้องพิจารณาโดยภาพรวมดังนี้

เมื่อกำหนดให้ขาท่อนบนอยู่กับที่ (Fix) แล้วลองเคลื่อนที่ขาท่อนล่างใน Sagittal plane จะพบว่าขาท่อนล่างจะมีลักษณะการเคลื่อนที่แบบการเคลื่อนที่แบบทั่วไป (General motion) ด้วยเหตุนี้หากกำหนดแกนพิกัดเคลื่อนที่ (Inertial coordinate system) ติดไว้บนขาท่อนล่างและกำหนดแกนพิกัดอ้างอิง (Reference coordinate system) ติดไว้บนขาท่อนบน ก็จะได้ลักษณะการเคลื่อนที่ของขาท่อนล่างเทียบกับขาท่อนบนเพื่อนำไปเป็นข้อมูลสำหรับสังเคราะห์กลไกข้อเข่าเทียมในการเลียนแบบข้อมูลนี้ ต่อไปจะเป็นส่วนรายละเอียดของการหาข้อมูลดังกล่าว

สำหรับการหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในธรรมชาติ เริ่มต้นโดยจัดอุปกรณ์เพื่อถ่ายภาพเคลื่อนไหวของขาอาสาสมัครเพื่อเก็บข้อมูลการเดินและการงอขาจากพิกัดของตำแหน่งติดจุดอ้างอิงที่ติดไว้บนขา โดยลักษณะการการติดตำแหน่งจุดอ้างอิงจะเป็นไปดังรูปที่ 4.1 และ รูปที่ 4.2 ตามลำดับ เมื่อถ่ายภาพเคลื่อนไหวแล้วจึงนำภาพที่ได้ไปประมวลผลเพื่อหาพิกัดตำแหน่งของจุดอ้างอิงที่ติดไว้ทั้ง 4 จุด

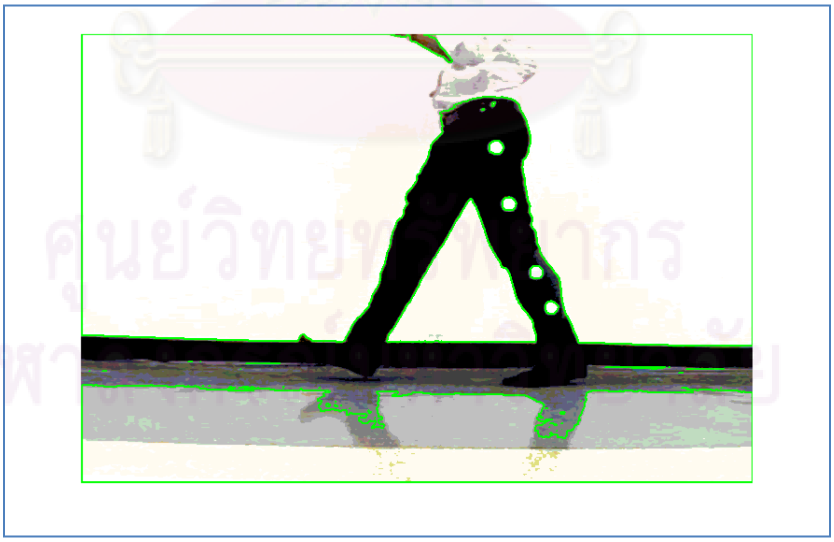


รูปที่ 4.1 ลักษณะการติดจุดอ้างอิงบนขา

รูปที่ 4.2 ขาของอาสาสมัครเมื่อติดจุดอ้างอิงแล้ว

4.2.2 การประมวลผลภาพเคลื่อนไหวที่ได้ให้เป็นข้อมูลพิกัดตำแหน่ง

หลังจากที่ได้ภาพเคลื่อนไหวของอาสาสมัครมาแล้วจึงนำไปประมวลผลภาพ (Image processing) ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ [16] เพื่อให้ได้มาซึ่งพิกัดของจุดอ้างอิงในแต่ละ Frame ของภาพเคลื่อนไหว โดยเริ่มจากหาจุดวงกลมที่เป็นตำแหน่งอ้างอิงที่ติดไว้บนขาในภาพทั้ง 4 จุด จากนั้นจึงหาจุดศูนย์กลางของจุดวงกลมเหล่านั้นเพื่อให้ได้มาซึ่งพิกัดของตำแหน่งจุดอ้างอิงที่ต้องการ ซึ่งผลจากการประมวลด้วยโปรแกรมจะเป็นไปดังรูปที่ 4.3 และ ได้พิกัดมาในรูปที่ 4.4



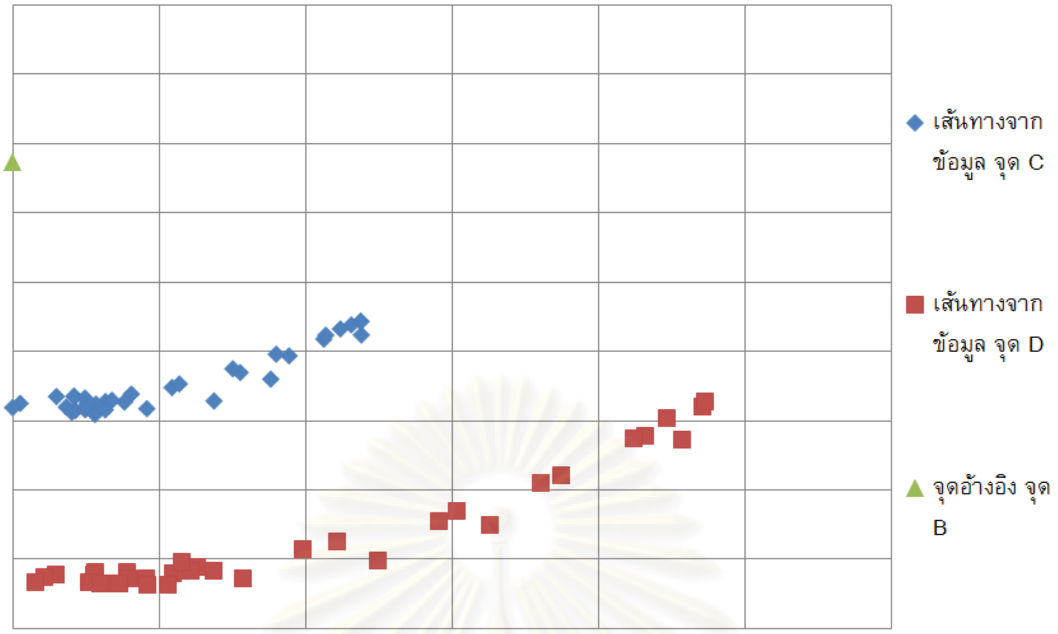
รูปที่ 4.3 การหาจุดอ้างอิงทั้ง 4 จุดบน Frame ด้วยการประมวลผลภาพ (Image processing)

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 4.4 ประมวลผลภาพเพื่อให้ได้มาซึ่งตำแหน่งของจุดอ้างอิงแต่ละ Frame

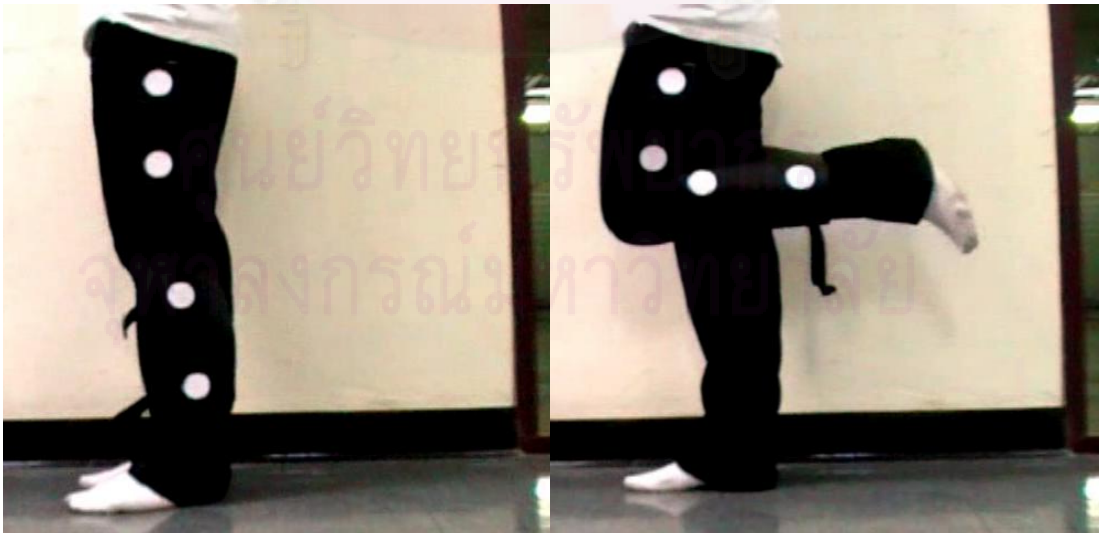
เมื่อได้พิกัดของจุดอ้างอิงทั้ง 4 จุดในแต่ละ frame ของภาพเคลื่อนไหวทั้งหมดแล้วต่อไปนำตำแหน่งทั้งหมดนี้ไปทำการ Coordinate transformation เพื่อให้จุดอ้างอิงทั้งสองจุดบนขาท่อนบน (จุด A และจุด B ในรูปที่ 4.1) ใน frame อื่นๆมาอยู่ที่ตำแหน่งเดียวกันกับตำแหน่งของจุด A และจุด B ของ frame แรก (frame แรกของภาพเคลื่อนไหวนับจากขณะที่เริ่ม heel strike ซึ่งมีมุม knee flexion angle เท่ากับ 0 องศา) ก็จะได้ตำแหน่งของจุด C และ D ของทุก frame โดยที่มีแกนอ้างอิง (coordinate system) ที่มีจุดกำเนิด (Origin) และการวางตัว (Orientation) ที่กำหนดด้วยจุด A และจุด B ของ frame แรก เมื่อนำพิกัดของจุด C และ D มาซ้อนกันทั้งหมดจะได้เส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าได้ดังรูปที่ 4.5

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



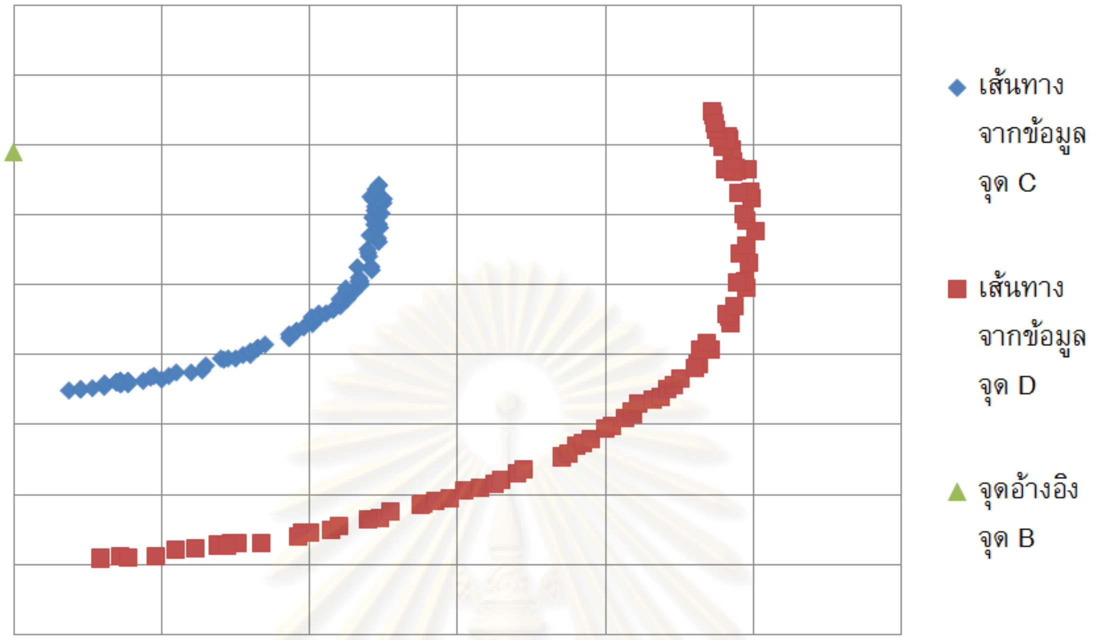
รูปที่ 4.5 เส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากภาพเคลื่อนไหวระหว่างเดิน

แต่เนื่องจากข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าจากการเดินอย่างเดียวไม่สามารถบอกถึงลักษณะของเข่าในขณะที่งอขามากที่สุดได้ (มุม Knee flexion ที่มากที่สุด) โดย หากกลไกข้อเข่ามีมุมนี้มากเท่าไหร่ก็จะให้ผู้ใช้มีความสะดวกในการนั่งในสภาวะแวดล้อมต่างๆมากขึ้นเท่านั้น ดังนั้นจึงเก็บภาพเคลื่อนไหวเพิ่มเติมโดยจากเดิมที่ให้อาสาสมัครเดินแล้วถ่ายภาพเปลี่ยนเป็นให้อาสาสมัครยืนตรงและค่อยๆงอเข่าจนสุดดังรูปที่ 4.6

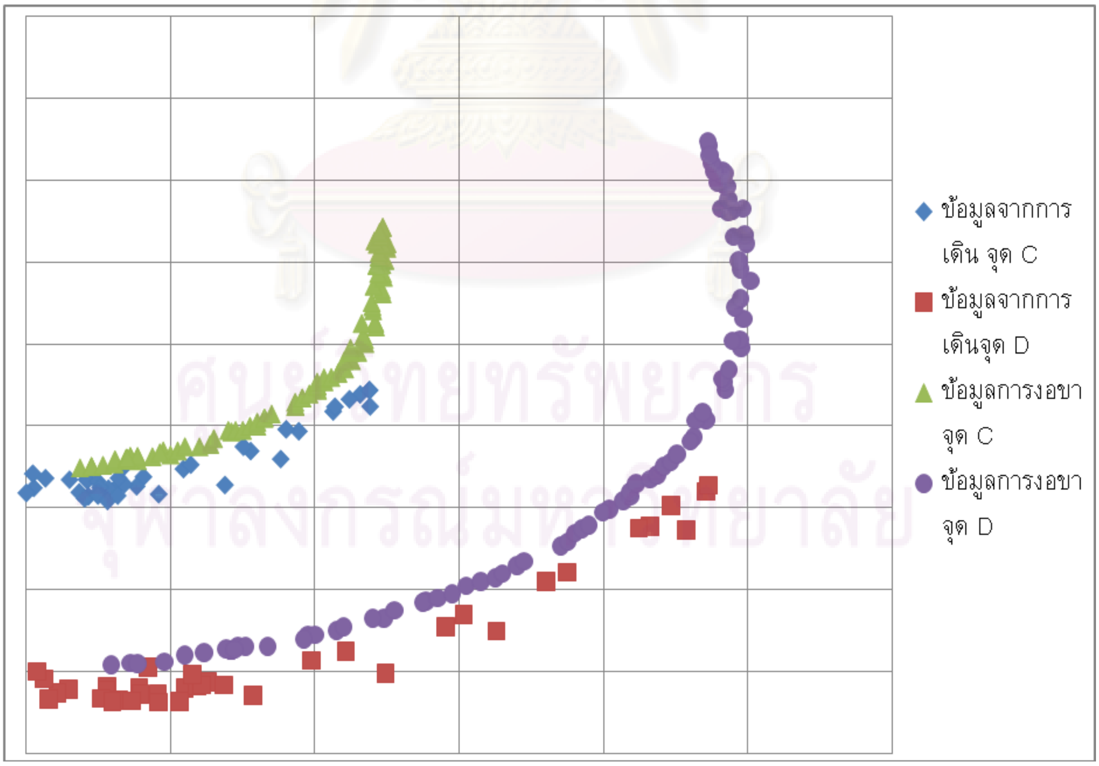


รูปที่ 4.6 ภาพเคลื่อนไหวที่เก็บเพิ่มเพื่อหามุม Knee flexion มากสุด

แล้วนำไปประมวลผลเพื่อหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าด้วยวิธีการข้างต้น ก็จะได้มาซึ่งเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าตั้งแต่ขาเหยียดตึงจนถึงขางอมากที่สุดดังรูปที่ 4.7

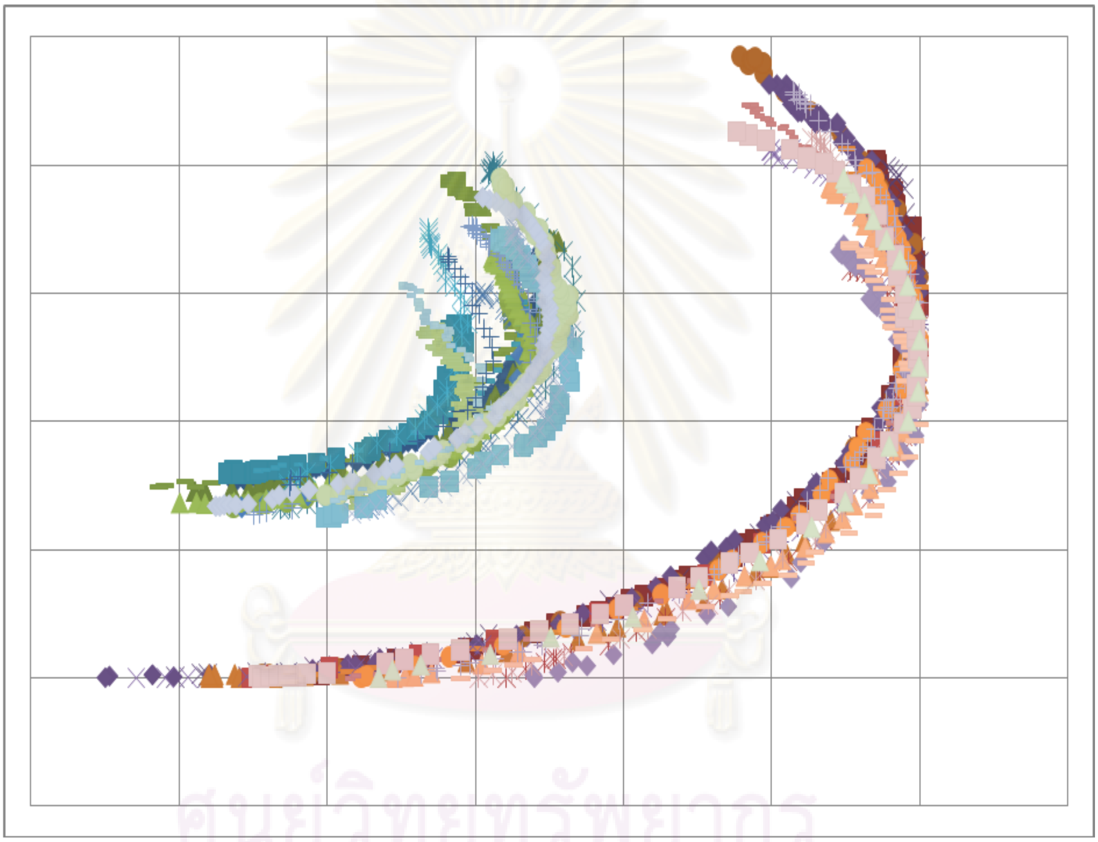


รูปที่ 4.7 ตัวอย่างเส้นทางการเคลื่อนที่จากภาพเคลื่อนไหวแบบเต็มช่วงการงอเข่า



รูปที่ 4.8 การเปรียบเทียบเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากการเดินและการยืนงอเข่า

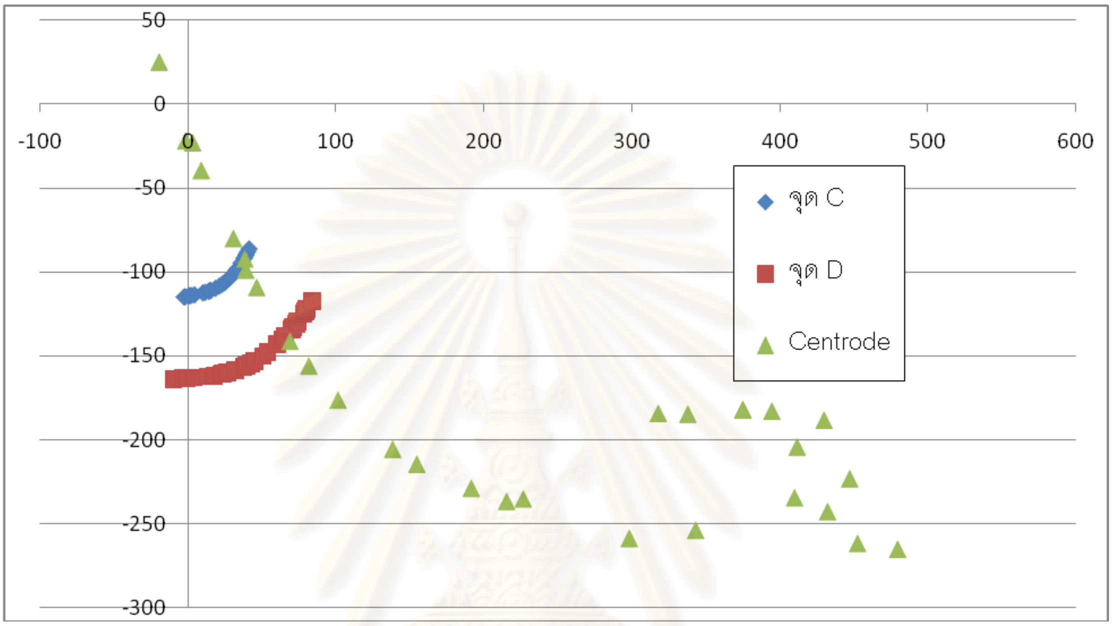
เมื่อได้กราฟข้อมูลของการเดินและการยืนงอขา เมื่อนำมาเปรียบเทียบกันแล้วจะเห็นว่าข้อมูลที่ได้มีแนวโน้มของการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกัน ดังรูปที่ 4.8 แต่ข้อมูลที่ได้จากการท่ายืนงอเข่าเป็นข้อมูลของเข่าที่ให้ค่าพิกัดละเอียดมากกว่าท่าเดิน ดังนั้นสำหรับการสังเคราะห์กลไกจะใช้ข้อมูลจากท่ายืนงอเข่าเพื่อหา Kinematic diagram และต่อมาหาข้อมูลของอาสาสมัครเพิ่มเติม โดยเก็บข้อมูลทั้งหมดจากอาสาสมัครชาย 10 คน หญิง 10 คน สุดท้ายนำข้อมูลทั้งหมดที่ได้มาแสดงในกราฟเดียวกันดังรูปที่ 4.9 เพื่อดูแนวโน้มในการเลือกตัวแทนข้อมูล สำหรับนำไปสังเคราะห์กลไกข้อเข่าเทียมต่อไป



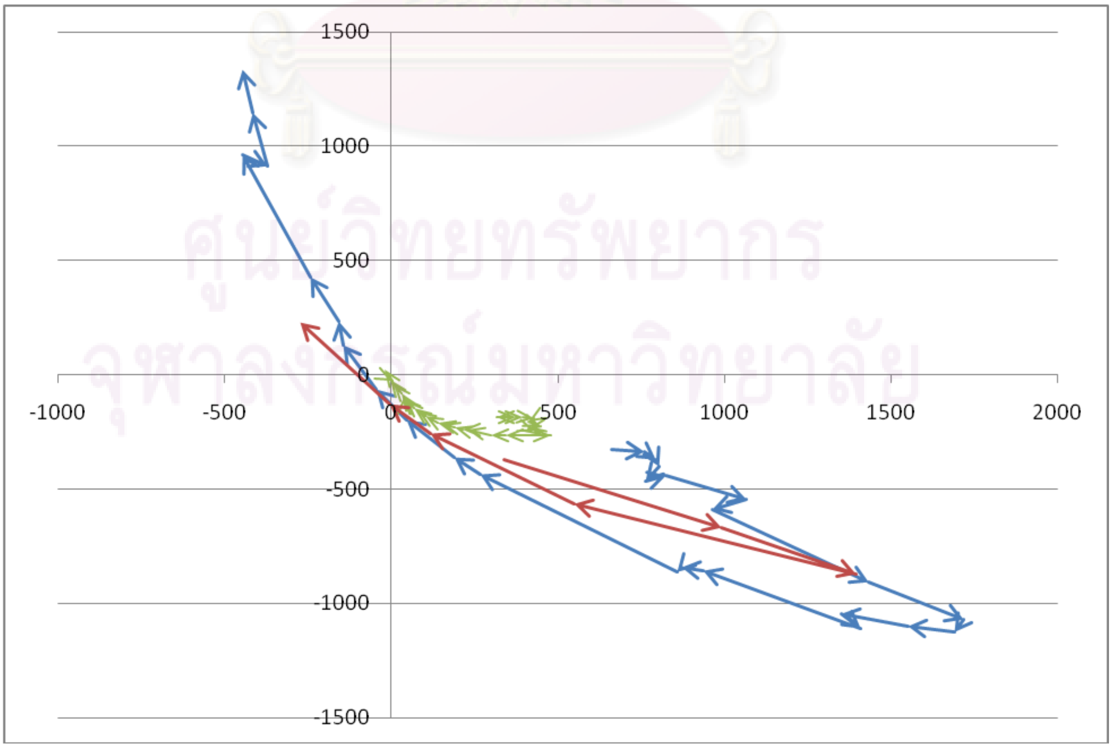
รูปที่ 4.9 ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่จากการงอขาของอาสาสมัครทั้งหมด

การเคลื่อนที่ของขาท่อนบน (ติดจุดอ้างอิง A และ B) และขาท่อนล่าง (ติดจุดอ้างอิง C และ D) ดังรูปที่ 4.1 นั้นเป็นการเคลื่อนที่แบบทั่วไป (General motion) การที่จะเปรียบเทียบข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าระหว่างกันและกันของอาสาสมัครทั้งหมดนั้น จะต้องเปรียบเทียบโดยการนำข้อมูลของอาสาสมัครแต่ละคนไปหาเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ตั้งแต่ Flexion angle 0 องศาจนถึง Flexion angle มากสุดของแต่ละคน เส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ของเข่านี้จะเรียกว่า Centrode

แต่จากลักษณะของการเก็บข้อมูลด้วย Image processing ที่ใช้อุปกรณ์ที่มีความละเอียดของการเก็บข้อมูลไม่เพียงพอ (Low resolution) ข้อมูล Centrode ที่คำนวณออกมาได้นั้นคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง โดยที่มีกราฟแสดงข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของอาสาสมัครที่คู่กับ Centrode ดังรูปที่ 4.10 ถึงแม้เส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด C และจุด D ที่หามาได้จะมีลักษณะเป็นเส้นโค้งเรียบสวยงาม



รูปที่ 4.10 ตัวอย่าง Centrode เปรียบเทียบกับตำแหน่งของข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่า



รูปที่ 4.11 เปรียบเทียบแนวโน้มลักษณะของ Centrode ที่หาได้จากข้อมูลของอาสาสมัคร

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เมื่อเปรียบเทียบ Centrode ของอาสาสมัครพบว่าถึงแม้ Centrode ที่หามาได้จะไม่ซ้อนทับกัน ขนาดไม่เท่ากัน แต่ลักษณะทางเรขาคณิตของเส้น Centrode นั้นมีรูปร่างคล้ายกัน โดยที่การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของจุด ICZV นั้นจะวนตามทิศของลูกศรบนเส้น Centrode เมื่อ Flexion angle ของเข่าเพิ่มขึ้นดังรูปที่ 4.11

ดังนั้นด้วยข้อจำกัดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลจึงสรุปพอสังเขปได้ว่า หาก Centrode ของอาสาสมัครมีลักษณะทางเรขาคณิตคล้ายกันดังรูปที่ 4.11 และข้อมูลเส้นโค้งเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด C และ D ที่หามาได้จากอาสาสมัครทั้ง 20 คนมีความคล้ายกันดังในรูปที่ 4.9 แล้ว ถึงแม้อาสาสมัครแต่ละคนมีความแตกต่างกันของความยาวขา การเคลื่อนที่ของเข่าในธรรมชาติจะมีความคล้ายกันในกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครทั้งชายและหญิง กล่าวคือ ถึงแม้จะเลือกข้อมูลใดข้อมูลหนึ่งซึ่งเป็นตัวแทนทีใช้ในการสังเคราะห์กลไกข้อเข่า กลไกข้อเข่าที่ได้นั้นก็จะสามารถนำไปใช้งานได้กับผู้ใช้ที่มีความยาวขาแตกต่างกัน

สำหรับการเลือกตัวแทนข้อมูลที่จะนำมาใช้ในการ Optimization นั้น เนื่องจากข้อมูลที่เก็บได้ทั้งหมดมีแนวโน้มลักษณะของการโค้งของเส้นใกล้เคียงกัน ดังนั้นการเลือกตัวแทนอาสาสมัครจึงเลือกจากข้อมูลการเคลื่อนที่ที่มีเส้นโค้งเรียบและการกระจายตัวของจุดข้อมูลดีที่สุด เพื่อให้ง่ายต่อการนำไป Minimize sum square error ที่เป็น Objective function ในกระบวนการ Optimization ต่อไป

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4.3 แนวคิดหลักในการออกแบบกลไก

4.3.1 การออกแบบ Conceptual design

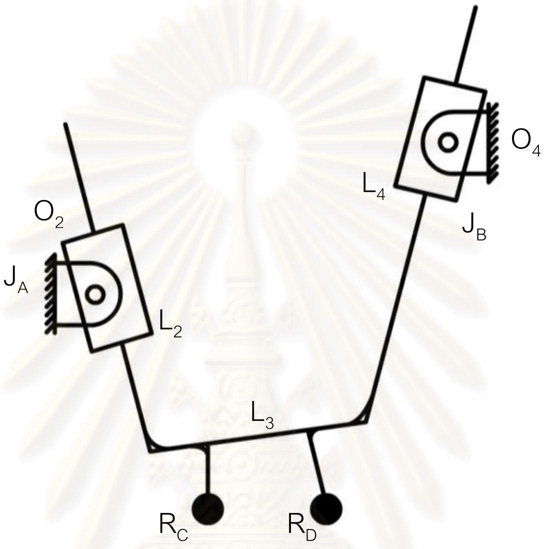
ลักษณะของกลไกที่ต้องการมาประยุกต์ใช้กับข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่านั้นต้องการกลไกที่เรียบง่ายแต่ยังสามารถให้ลักษณะการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับข้อมูลที่ได้มาให้มากที่สุด หลังจากที่พิจารณาข้อมูลที่ได้มาจะเห็นว่าเส้นทางการเคลื่อนที่มีลักษณะเป็นส่วนของวงรี ทำให้กลไกที่จะนำมาประยุกต์กับข้อมูลต้องเป็นกลไกหลายจุดหมุน (Polycentric mechanism) ดังนั้นจึงเลือกกลไกแบบ 4 ก้านต่อ (Four-bar linkage mechanism) ในการออกแบบ แต่เนื่องจาก Four-bar linkage ที่มี Joint ทั้งหมดเป็น Revolute joint นั้นจะต้องใช้จำนวน Linkage ทั้งหมด 4 Linkage ซึ่งหากใช้กลไกแบบนี้กลไกจะต้องมีชิ้นส่วนโครงสร้างถึง 4 ชิ้น แต่หากว่ารวม Joint สอง Joint เข้าด้วยกันแล้วเป็นชิ้นเดียว จะสามารถลดการใช้ชิ้นส่วนลงไปได้ 1 ชิ้นส่วนดังนั้นเมื่อจับคู่ Revolute joint 4 joint แล้วเปลี่ยนเป็น Slot joint (Revolute & prismatic) 2 joint ก็จะทำให้ใช้ชิ้นส่วนกลไกเพียง 2 ชิ้นส่วนเท่านั้น ประกอบด้วย ชิ้นบนของกลไก และ ชิ้นล่างของกลไก ที่มีลักษณะรูปร่างดังรูปที่ 4.12

รูปที่ 4.12 แบบในแนวคิดของกลไกที่ออกแบบ

4.3.2 การหา Kinematic diagram ของกลไก

ต่อไปคือการกำหนดขนาดมิติของกลไกที่ได้ออกแบบไว้เพื่อเลียนแบบข้อมูลดังกล่าวทำนองเดียวกับหัวข้อ 3.2.2 แต่เปลี่ยนลักษณะของ Kinematic diagram เริ่มทำโดยกำหนดให้ชิ้น

บนของกลไกเป็นชิ้นที่อยู่นิ่งและติดแกนอ้างอิงไว้ จากนั้นกำหนดตำแหน่งอ้างอิง 2 ตำแหน่ง (จุด R_C และ จุด R_D) ดังรูปที่ 4.13 ไว้บนชิ้นล่างของกลไกแล้วคำนวณตำแหน่ง 2 ตำแหน่งนั้นในขณะที่กลไกทำงานก็จะได้มาซึ่งเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไก โดยมี Linkage L_1 เป็น Ground linkage O_2 และ O_4 (Revolute joint) เป็น Ground pivot ส่วนสำหรับ Moving pivot คือ joint J_A และ J_B ตามลำดับ สุดท้ายมีจุดที่อยู่บน Linkage L_3 สองจุดสำหรับใช้เลียนแบบการเคลื่อนที่เข่าคือ R_C และ R_D

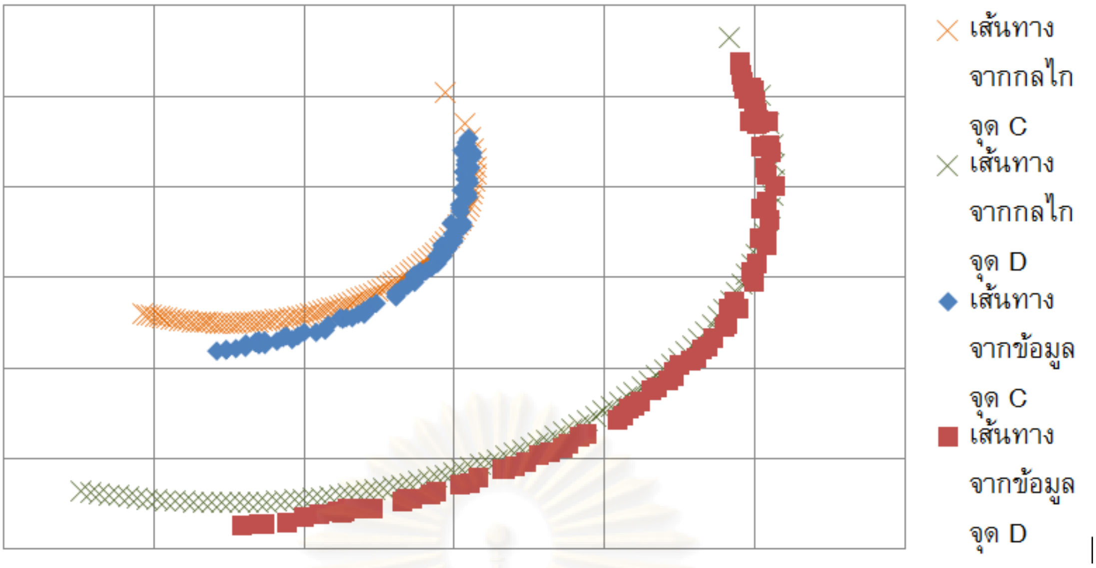


รูปที่ 4.13 Kinematic diagram ของกลไกข้อเข่าที่ออกแบบ

เมื่อเปรียบเทียบเส้นทางจากกลไกและเส้นทางจากข้อมูลหากว่าไม่ใกล้เคียงกันก็ให้กำหนดขนาดมิติของกลไกใหม่ ด้วยการทำซ้ำเช่นนี้จึงใช้หลักการ Optimization (หาค่าแบบ Newton) เข้ามาช่วยในการหาค่าขนาดมิติของกลไกที่ดีที่สุด ดังแผนภาพซึ่งแสดงในรูปที่ 3.7

โดยการที่จะพิจารณาว่าเส้นทางจากกลไกและเส้นทางจากข้อมูล มีลักษณะ ตำแหน่งใกล้เคียงกันหรือไม่ ใช้หลักการของ Sum square error มาช่วย เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการ Optimization โดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์แล้วก็จะได้กลไกที่ดีที่สุดออกมา ซึ่งอยู่ในรูปของแผนผังจลนศาสตร์ (Kinematic diagram) สำหรับเลียนแบบการเคลื่อนที่ และเมื่อเปรียบเทียบเส้นทางจากกลไกและเส้นทางจากข้อมูลจะได้กราฟแสดงดังรูปที่ 4.14

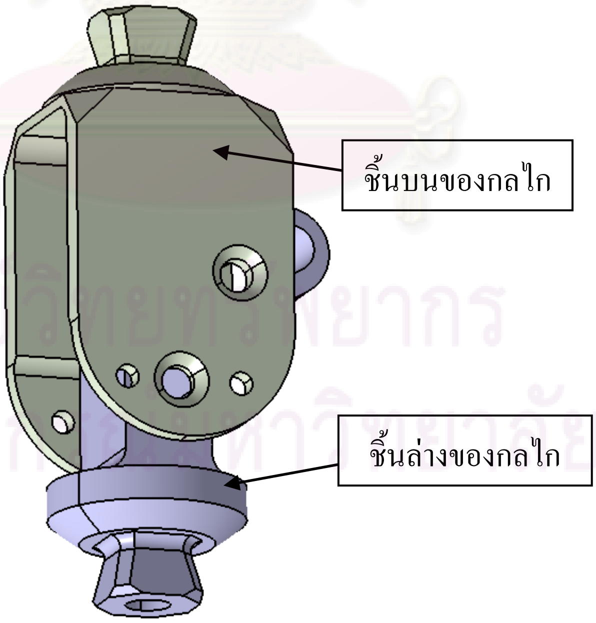
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.14 เปรียบเทียบเส้นทางที่ได้จากกลไกและเส้นทางที่ได้จากข้อมูล

4.3.3 การออกแบบ Detailed design

เมื่อได้แบบแผนผังจลนศาสตร์ (Kinematic diagram) แล้ว จึงนำไปออกแบบรายละเอียด (Detail design) เริ่มจากออกแบบชิ้นส่วนโครงสร้างทั้งสองชิ้นให้เป็นไปตาม Kinematic diagram ดังรูปที่ 4.15

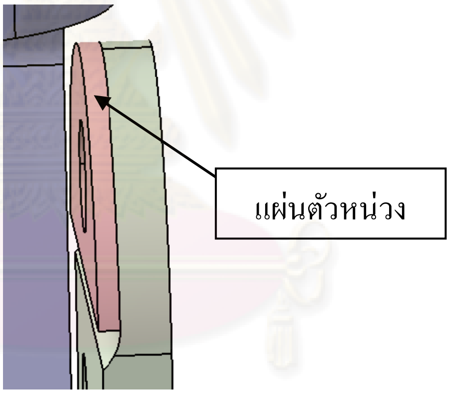


รูปที่ 4.15 แบบรายละเอียดของกลไกที่ออกแบบขึ้น

การควบคุมการทำงานของกลไกว่าจะมีผลตอบสนอง (Response) ตามที่ผู้ใช้แต่ละคนต้องการหรือไม่ จำเป็นจะต้องทำให้กลไกนี้สามารถปรับการตอบสนองได้ด้วย ด้วยเหตุนี้จึงต้อง

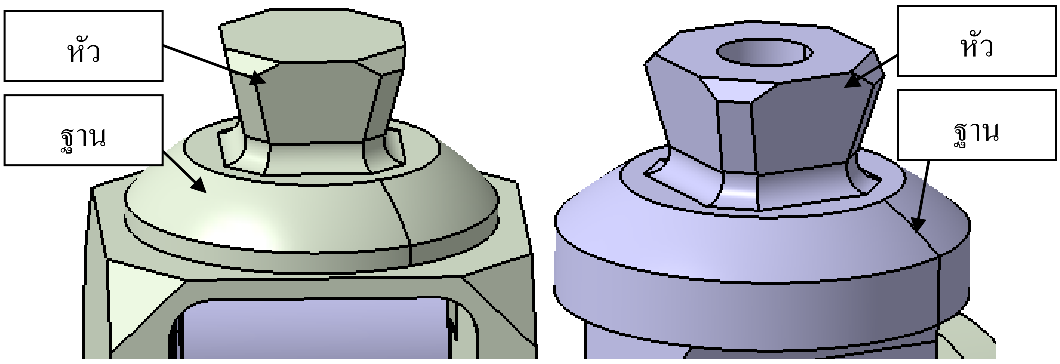
ออกแบบตำแหน่งที่จะใส่สปริง (Spring) และแผ่นตัวหน่วง (Frictional damping pad) ที่สามารถปรับค่าได้เข้าไปในกลไก เพื่อปรับแต่งค่า Pre-tension และ Damping ratio สำหรับการใช้งานของผู้ใช้แต่ละคน จึงมีตำแหน่งสำหรับใส่ตัวหน่วงและสปริง อยู่ที่ชิ้นบนและชิ้นล่างของกลไก ดังรูปที่ 4.16 และ รูปที่ 4.17 ตามลำดับ โดยที่ค่าคงตัวของสปริงที่ทดลองเลือกมีค่าเท่ากับ 1545 N/m

รูปที่ 4.16 ตำแหน่งสำหรับใส่สปริงในกลไกชิ้นล่าง



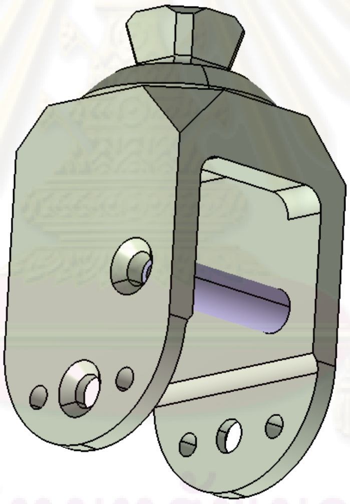
รูปที่ 4.17 ตำแหน่งสำหรับติดแผ่นตัวหน่วง

การประกอบกลไกข้อเข่าเทียมเข้ากับส่วนเบ้าและส่วนแข้ง อุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้อยู่ทั่วไปในการยึดเบ้ากับข้อเข่าคือข้อต่อพีระมิดซึ่งปรับแนวขา (Alignment) ได้ แสดงดังรูปที่ 4.18 ส่วนฐานของพีระมิดและส่วนฐานของแท่นส่วนบนรองรับพีระมิดจะต้องมีลักษณะเป็นส่วนโค้งรองรับกัน คือ ส่วนฐานของพีระมิดจะต้องโค้งนูนเพื่อไปดันส่วนโค้งเว้าของฐานของแท่นส่วนบนรองรับพีระมิดให้แนบสนิทกัน ดังนั้นส่วนโค้งทั้ง 2 ต้องมีรัศมีความโค้งที่เท่ากัน



รูปที่ 4.18 ลักษณะพีระมิดที่ใช้ยึดกับเบ้าขาเทียมและแข้ง

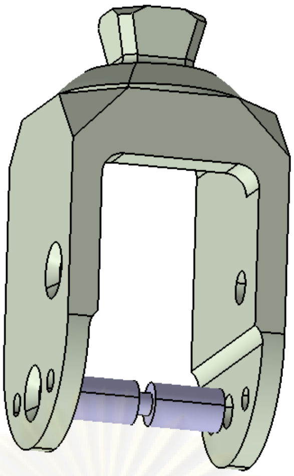
ยังต้องมีชิ้นส่วนของเสาสำหรับเคลื่อนที่ในร่องเพื่อให้กลไกสามารถทำงานได้ โดยเสานี้มีทั้งหมด 2 เสาสำหรับ 2 ร่อง ทั้งสองเสามีลักษณะไม่เหมือนกัน โดยที่เสาหนึ่งออกแบบให้เป็นเพลาเรียบและเจาะรูทำเกลียวทั้งสองด้านเพื่อสำหรับยึดน็อตกับชิ้นส่วนบนของกลไก ซึ่งเสานี้มีลักษณะดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 เสาเรียบที่ใช้ใน Joint หนึ่งของกลไก

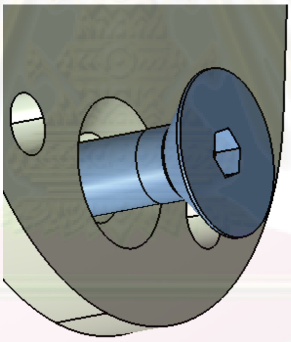
ส่วนอีกเสาหนึ่งต้องมีสปริงยึดติดอยู่จึงต้องออกแบบเป็นเพลาต่างระดับ (Step shaft) แต่การเจาะรูปทำเกลียวยังต้องเป็นแบบเดิม ก็จะได้ลักษณะของเสาอันที่สองนี้เป็น ดังรูปที่ 4.20

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



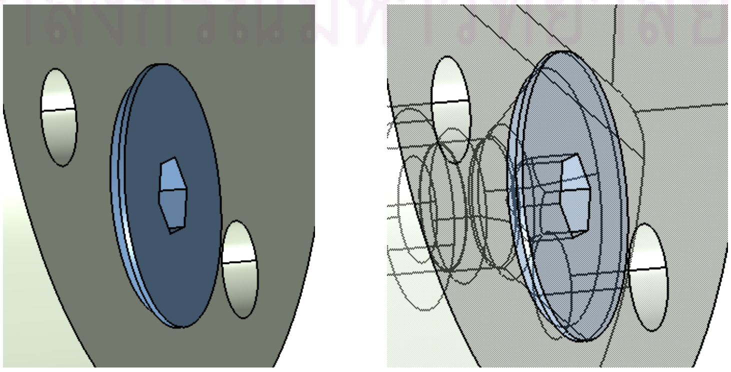
รูปที่ 4.20 เสาต่างระดับสำหรับอีก Joint หนึ่งของกลไก

น็อตที่ใช้ยึดเสาทั้งสองกับชิ้นล่างของกลไกนั้นต้องช่วยให้เสาทั้งสองมีแนวเส้นผ่านศูนย์กลางของเสาตรงกันกับจุดศูนย์กลางของรูที่เจาะไว้บนชิ้นล่างของกลไก จึงได้เลือกใช้น็อตแบบ Counter sunk head ที่มีมุมของหัวน็อตเป็นมุม 90 องศา ดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 น็อตที่ใช้สำหรับยึดเสาทั้งสอง

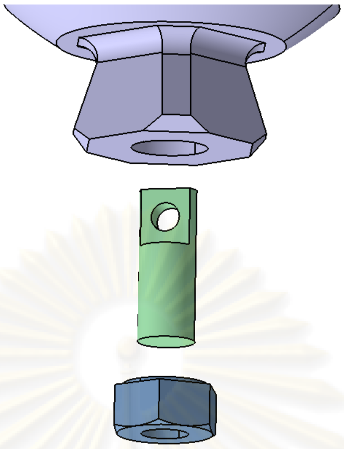
เพราะเมื่อขันน็อตจนสุดแล้วบริเวณที่เป็นส่วนของกรวยของน็อตจะไปเข้ากับรู Counter sunk ที่ทำไว้ในชิ้นล่างของกลไก ก็จะทำให้แนวเส้นดังกล่าวทับกันพอดี ดังรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.22 ลักษณะของน็อตเมื่อขันเข้าไปเรียบร้อยแล้ว

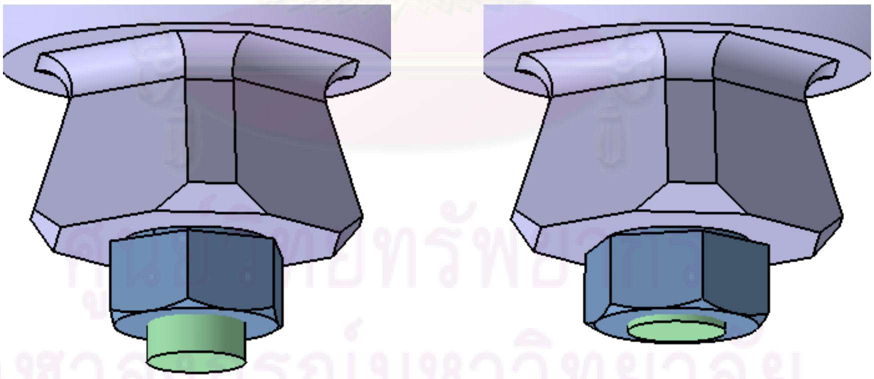
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ในการปรับค่า Pre-tension ของสปริงที่ใส่นั้นต้องมีชิ้นส่วนอีกชิ้นที่ทำงานโดยจะอยู่ที่ชิ้นส่วนล่างของกลไก ชิ้นส่วนนี้จะมีรูด้านหนึ่งสำหรับใช้เกี่ยวกับสปริงที่นำมาใส่ ส่วนอีกด้านจะทำเกลียวสำหรับยึดน็อตสำหรับปรับค่าโดยค่า Pre-tension ดังรูปที่ 4.23



รูปที่ 4.23 ชิ้นส่วนสำหรับยึดสปริงที่อยู่บนชิ้นส่วนบนของกลไก

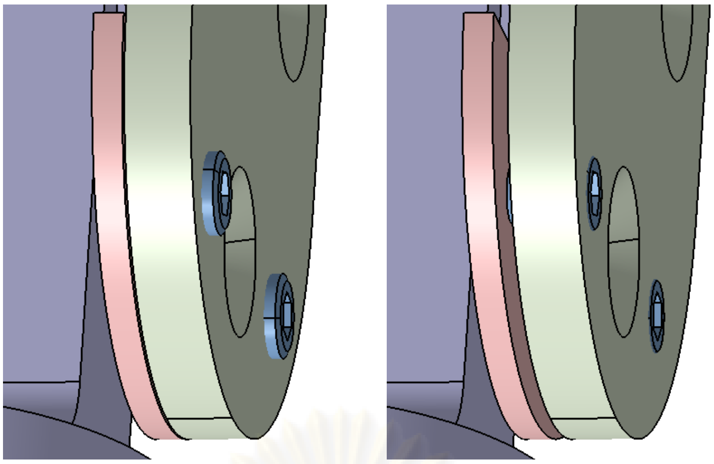
สำหรับค่า Pre-tension ของสปริงนั้นจะแปรผันตรงกับ Initial extension distance ของสปริง จึงออกแบบให้สามารถปรับโดยหมุนน็อตที่อยู่ที่ปลายเกลียวก็จะทำให้ Initial extension distance เปลี่ยนค่าได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 การปรับค่า Pre-tension ของสปริง

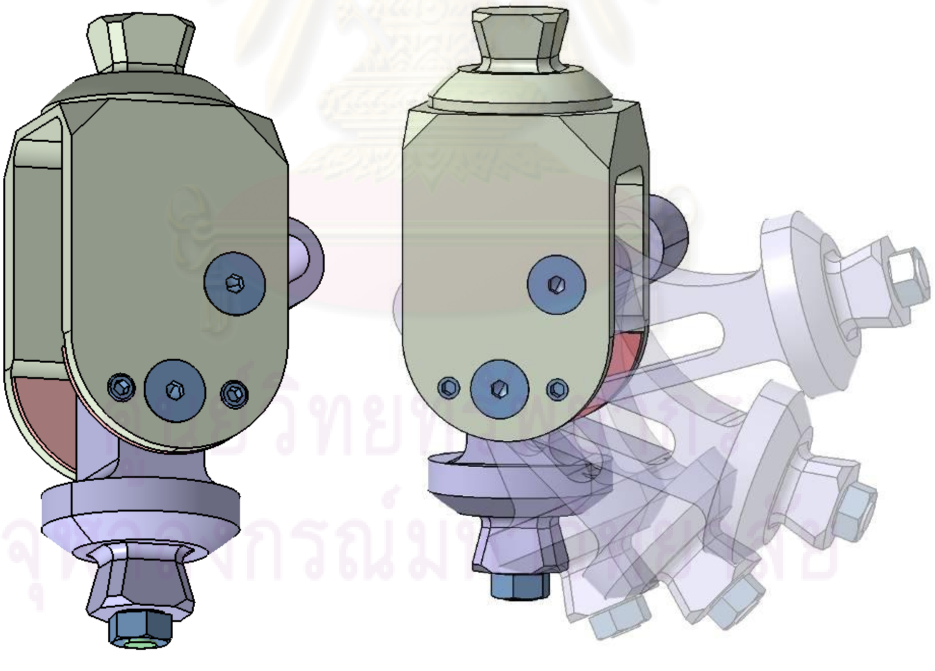
ส่วนการปรับค่าอัตราหน่วงของการดีดกลับของกลไกนั้นทำได้โดยขันน็อตบริเวณชิ้นส่วนบนของกลไกที่คอยกดแผ่นตัวหน่วง เมื่อขันแล้วตัวหน่วงจะออกแรงกดชิ้นส่วนล่างของกลไกมากขึ้น ก็จะทำให้ระหว่างที่กลไกทำงานก็จะมีความฝืดมากขึ้น ดังรูปที่ 4.25

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.25 การปรับค่าความฝืดของแผ่นตัวหน่วง

สุดท้ายก็จะได้แบบโดยละเอียดของกลไกข้อเข่าเพื่อนำไปสร้างจริงโดยเมื่อประกอบกันทั้งหมดแล้วจะได้กลไกดังรูปที่ 4.26 แต่เนื่องจากแบบนี้ยังไม่ได้ถูกนำไปสร้างและทดลองใช้งานจริง ดังนั้นจะเรียกแบบของกลไกนี้ว่า DOSL1 หลังจากนี้จะนำแบบที่ได้ไปทดลองสร้างกลไกต่อไป

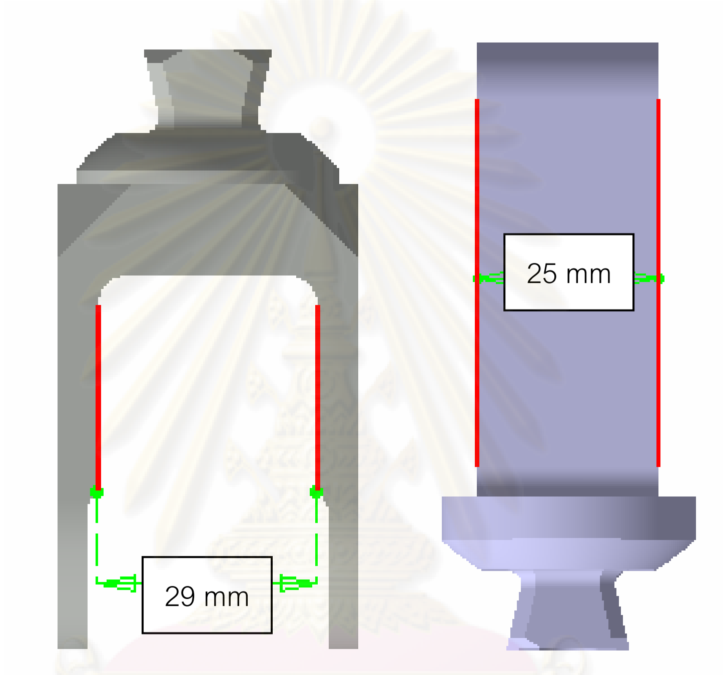


รูปที่ 4.26 กลไกที่ประกอบเรียบร้อยแล้วเรียกแบบที่ได้ว่า DOSL1

4.4 การสร้างกลไกเพื่อทดสอบและออกแบบใหม่

4.4.1 การสร้างกลไก DOSL1

หลังจากที่ได้ออกแบบกลไกเป็นที่เรียบร้อยแล้วจึงนำกลไกนี้มาสร้างจริง โดยเลือกใช้วัสดุทั้งหมด เป็น SS304 เพราะมีความคงทนแข็งแรง สวยงาม ราคาถูก หาได้ทั่วไป และไม่เป็นสนิม ชิ้นส่วนเกือบทุกชิ้นส่วนต้องการความแม่นยำของขนาดมิติ เช่น ความขนานของชิ้นบนของกลไก คือจำเป็นต้องมีระยะห่างของแนวเส้นสีแดงเท่ากันตลอด ดังแสดงในรูปที่ 4.27 เป็นต้น



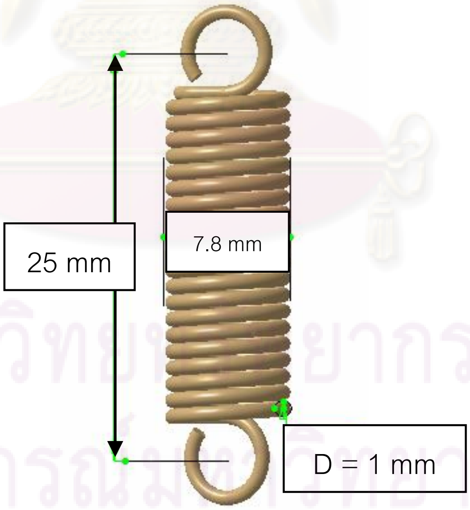
รูปที่ 4.27 ตัวอย่างบริเวณที่ต้องการความแม่นยำของขนาดมิติ

ด้วยเหตุนี้จึงจำเป็นต้องใช้เครื่อง CNC (Computer Numerical Control) เข้ามาช่วยในการผลิต นอกจากนี้ยังช่วยลดเวลาในการสร้างต้นแบบเพื่อนำมาทดลองใช้อีกด้วย สำหรับเครื่อง CNC ที่ใช้ผลิตต้นแบบนี้เป็นเครื่อง MAZAK INTEGREX 100-IV ก็จะกัดขึ้นรูปได้ชิ้นงานแต่ละชิ้นออกมาดังรูปที่ 4.28

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 4.28 ชิ้นงานที่กัดได้จากเครื่อง CNC

ในส่วนของการผลิตสปริงได้กำหนดขนาดและลักษณะของสปริงโดยมีความยาวจากจุดกึ่งกลางของวงกลมหูสปริงจากหัวถึงท้ายยาว 25 mm ใช้ลวดสปริงเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 mm มีจำนวนขดทั้งหมด 20 ขด และ เส้นผ่านศูนย์กลางนอก 7.8 mm ซึ่งทำให้ได้มาซึ่งค่าคงตัวสปริงที่ต้องการ ดังรูปที่ 4.29



รูปที่ 4.29 ขนาดมิติสปริงที่ได้ออกแบบไว้

เมื่อสั่งทำก็จะได้สปริงออกมาเป็นดังรูปที่ 4.30 สำหรับแผ่นตัวหน่วงเลือกใช้วัสดุห้ามล้อ (Brake pad) ของจักรยานยนต์ตัดและเจาะตามออกแบบไว้ก็จะได้ตัวหน่วงออกมาดังรูปที่ 4.31

รูปที่ 4.30 สปริงที่ได้จากการสั่งทำ

รูปที่ 4.31 แผ่นตัวหน่วงที่ทำจาก Brake pad

รูปที่ 4.32 กลไกเมื่อผลิตและประกอบเสร็จเรียบร้อยแล้ว

สุดท้ายเมื่อได้ชิ้นส่วนทุกชิ้นครบจึงนำมาประกอบกันเป็นกลไกข้อเข่าเทียมดังแสดงในรูปที่ 4.32 โดยที่กลไกนี้จะทำงานใน Sagittal plane ของเข่า สามารถปรับ Alignment สำหรับขาของผู้ใช้ที่ต่างกันได้ ให้เส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบเข่าในธรรมชาติจากข้อมูลที่ได้เก็บมาจากอาสาสมัคร มีมุมงอเข่ามากที่สุดเท่ากับ 120 องศา (เริ่มนับจากขาเหยียดตึง) สามารถปรับค่า Pre-tension ของสปริงและค่าอัตราหน่วงการดีดกลับของกลไกได้ตามที่ออกแบบไว้ข้างต้น กลไกข้อเข่านี้ก็พร้อมสำหรับนำกลไกนี้ไปทดสอบเดินจริงกับผู้ใช้ต่อไป

4.4.2 การทดสอบใช้งานจริงของ DOSL1

เมื่อนำกลไกข้อเข่าแบบ DOSL1 ที่สร้างขึ้นไปประกอบกับขาเทียมส่วนเบ้าและส่วนแข้ง โดยตั้ง Alignment ให้เหมาะสมกับผู้ทดสอบ ก็จะได้ลักษณะขาเทียมที่สมบูรณ์ ต่อไปจึงให้อาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกช่วยทดสอบกลไก พบว่าผู้ใช้สามารถเดินได้ตามจุดประสงค์ที่กล่าวไว้ข้างต้น แต่จากการสัมภาษณ์ผู้ใช้พบว่ากลไกข้อเข่านี้ให้แรงของสปริงในจังหวะที่ขาต้องดีดกลับน้อยเกินไป ทำให้จังหวะการเดินผิดไปเล็กน้อย แผ่นตัวหน่วงมีความฝืดมากเกินไป เมื่อขันน็อตที่กดแผ่นตัวหน่วงเพียงเล็กน้อยแต่ให้ความฝืดมาก (มี Sensitivity ของการปรับค่าอัตราหน่วงมาก) แต่ในด้านของรูปลักษณ์ ขนาด น้ำหนัก และเส้นทางการเคลื่อนที่เป็นที่พอใจของผู้ใช้แล้ว และจากการทดสอบเดินได้ภาพของแต่ละจังหวะในการเดินออกมาดังรูปที่ 4.33

รูปที่ 4.33 กลไกข้อเข่าแบบ DOSL1 ที่นำไปทดสอบใช้งาน

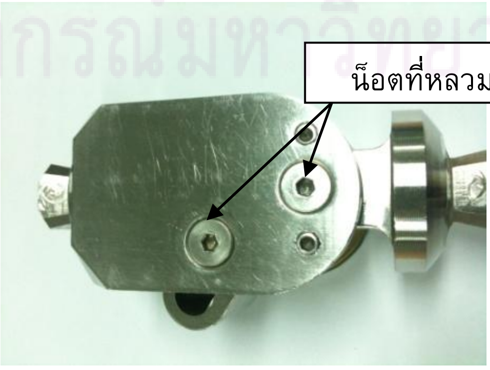
4.4.3 ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการทดสอบใช้งานของแบบ DOSL1

กลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบนั้นแม้ว่าจะสามารถทำงานได้ตามจุดประสงค์หลักที่ตั้งเอาไว้ เพื่อให้แน่ใจว่าในการใช้งานจริงจะไม่เกิดปัญหาที่อาจคาดไม่ถึง ดังนั้นจึงนำกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้สร้างขึ้นไปทดสอบใช้งานจริงโดยมีอาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกเป็นผู้ทดสอบเบื้องต้น หลังจากที่ได้นำกลไกที่ได้ออกแบบไปทดสอบและปรึกษากับผู้ทดสอบพบว่ามีปัญหาที่ต้องการการแก้ไขดังนี้

1. ค่าคงตัวของสปริงในขาเทียม (รูปที่ 4.34) นั้นมีค่าน้อยเกินไปทำให้จังหวะการดีดกลับของกลไกในช่วง Swing phase ผู้ทดสอบต้องออกแรงจากสะโพกเพื่อช่วยในการดีดกลับจึงทำให้การเดินไม่เป็นธรรมชาติเท่าที่ควรถึงแม้จะมีเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกที่เป็นธรรมชาติ

รูปที่ 4.34 ตำแหน่งของสปริงที่อยู่ในกลไกข้อเข่าเทียม

2. เมื่อใช้งานไประยะหนึ่งน็อตที่ใช้ยึดอยู่ที่เสาทั้งสี่ตัว ดังรูปที่ 4.35 จะเกิดหลวม คลายตัวออกเองทำให้เกิดการสั่นคลอนของกลไกตามมา ซึ่งการสั่นคลอนของกลไกนี้ส่งผลกระทบต่อความมั่นใจของผู้ใช้ระหว่างการเดินเป็นอย่างมาก



รูปที่ 4.35 น็อตที่ใช้ยึดเสาที่สามารถคลายหลวมขณะใช้งาน

3. Brake pad ที่ใช้เป็นแผ่นตัวหน่วง เกิดการสึกหรอมากไม่คงทนและมีขนาดเล็ก ซึ่งด้วยทั้งสองปัจจัยนี้จึงส่งผลต่อการคลอนของกลไกในแนวระนาบ Coronal ของเข่า อีกทั้งยังยากต่อการปรับค่าอัตราหน่วงให้ได้ค่าที่ต้องการเนื่องจากต้องขันน็อตที่ออกแรงถึง 4 จุด
4. กลไกต้องการตัวหยุดเพื่อรับแรงในจังหวะที่กลไกเข่าอยู่ในท่ายืนตรงคือมุมงอเข่าเหยียดสุด (Full knee extension) ซึ่งจะช่วยลดเสียงในจังหวะดีดกลับของ Swing phase ในช่วงก่อนส้นเท้าแตะพื้น Heel strike ซึ่งหากไม่มีตัวหยุดรับแรงก็จะทำให้ทุกครั้งของการเดินกลไกจะส่งเสียงดังในจังหวะ Heel strike

4.5 การแก้ไขแบบครั้งที่ 1

สำหรับปัญหาเรื่องสปริงที่มีค่าคงตัวน้อยเกินไปสามารถแก้ไขโดยปรับแบบสปริงให้มีจำนวนขดและเส้นผ่านศูนย์กลางของลวดสปริงเพิ่มขึ้นแต่จะทำให้ตัวสปริงมีความยาวเพิ่มมากขึ้นจึงต้องมีชิ้นส่วนคือรังสปริงเพิ่มเติมดังรูปที่ 4.36

รูปที่ 4.36 สปริงที่ยาวเกินออกมาและการติดตั้งรังสปริง

ค่าคงตัวสปริงนั้นจากการสืบค้นข้อมูลพบว่าค่าคงตัวสปริงที่เหมาะสมสำหรับกลไกเข่านั้นควรมีค่าประมาณ 0.25 N.m/deg [6] ซึ่งเมื่อนำไปคำนวณกับระยะของจุด ICZV ของกลไกที่ได้ออกแบบที่ตำแหน่งการงอขาต่างๆ จะสามารถหาค่าประมาณของค่าคงที่สปริงได้เท่ากับ 6 N/mm ดังนั้นแล้วจึงออกแบบสปริงให้มีค่าคงที่สปริงค่าดังกล่าวแล้วนำมาใส่ในกลไกดังรูปที่ 4.37

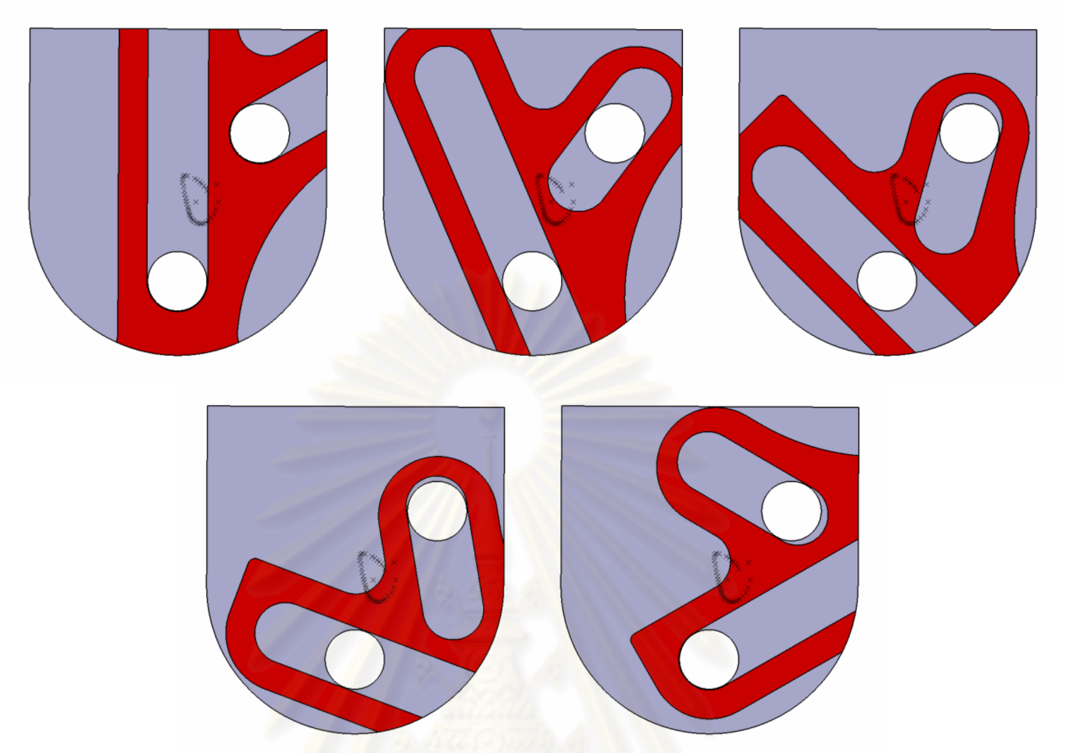
ในส่วนของน็อตที่ยึดกับกลไกที่สามารถหลวมได้เองนั้น แก้ไขได้โดยออกแบบชิ้นส่วนเสาใหม่ ให้เสายึดติดกับชิ้นส่วนโครงสร้างดังรูปที่ 4.38 ก็จะทำให้เมื่อกลไกทำงานจะสามารถมั่นใจได้ว่าเสาจะอยู่กับที่สัมพัทธ์กับชิ้นส่วนโครงสร้างตลอดเวลา

รูปที่ 4.37 กลไกข้อเข่าเทียมที่ประกอบและใส่สปริงที่มีค่าคงตัวเหมาะสมแล้ว

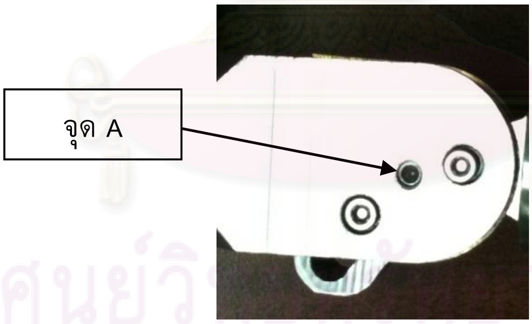
รูปที่ 4.38 การออกแบบเสาแบบใหม่ซึ่งทำให้ไม่เกิดการหลวมคลาย

ในส่วนของการปรับอัตราหน่วงของกลไกนั้นยังคงใช้การสร้างอัตราหน่วงจากแรงเสียดทานแต่ได้เปลี่ยนมาใช้แผ่นทองเหลืองที่มีพื้นที่มากขึ้นกว่าเดิมและ ให้มีจุดที่ใช้สำหรับปรับค่าอหน่วงเป็นการขันน็อตที่ตำแหน่งเดียวเท่านั้น ซึ่งจะง่ายกว่าการปรับค่าอัตราหน่วงแบบเดิม โดยที่จุดที่ใช้สำหรับขันน็อตเพื่อสร้างแรงกดตั้งฉาก (Normal force) เพื่อปรับแรงเสียดทานนี้จะเป็นตำแหน่งที่เป็นตัวแทนของพื้นที่ที่แผ่นทองเหลืองสัมผัสกับชิ้นล่างของกลไก ซึ่งคือพื้นที่สีแดงในรูปที่ 4.39

เมื่อหาพื้นที่ที่ทุกองศาการเคลื่อนที่ทุกๆองศาของขาเทียมจะได้ Centroid of contact area ซึ่งคือ จุด A ในรูปที่ 4.40



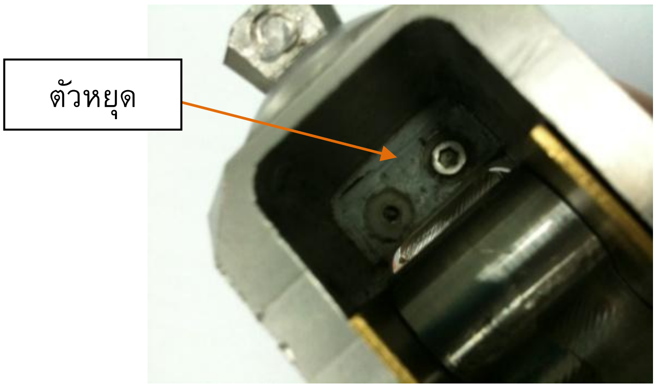
รูปที่ 4.39 ตัวอย่างพื้นที่ที่ใช้หาจุด Centroid สำหรับจุดที่จะใช้ปรับค่าอัตราหน่วงของกลไกข้อเข่า



รูปที่ 4.40 ตำแหน่งที่ใช้สำหรับขันน็อตเพื่อปรับอัตราหน่วงของกลไก

แบบกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ปรับใหม่มีการใส่ตัวหยุดซึ่งทำจากวัสดุโพลิยูริเทน (Polyurethane) ซึ่งช่วยรับแรงกระแทกและทนต่อการสึกหรอได้ดี ดังรูปที่ 4.41 สำหรับตำแหน่งที่ใส่ตัวหยุดจะเป็นตำแหน่งทำให้เข่าเกิดมุมงอ Flexion เล็กน้อย โดยในตำแหน่งนี้แรงกระแทกทั้งหมดในช่วง Swing phase จะถูกดูดซับไว้ด้วยโพลิยูริเทนซึ่งจะทำให้ลดเสียงดังที่เกิดจากการกระแทกกันของส่วนโครงสร้างกลไก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.41 ตัวหยุดที่อยู่ด้านในของกลไกทำหน้าที่รับแรงกระแทกและรับแรงกดในขณะยืน

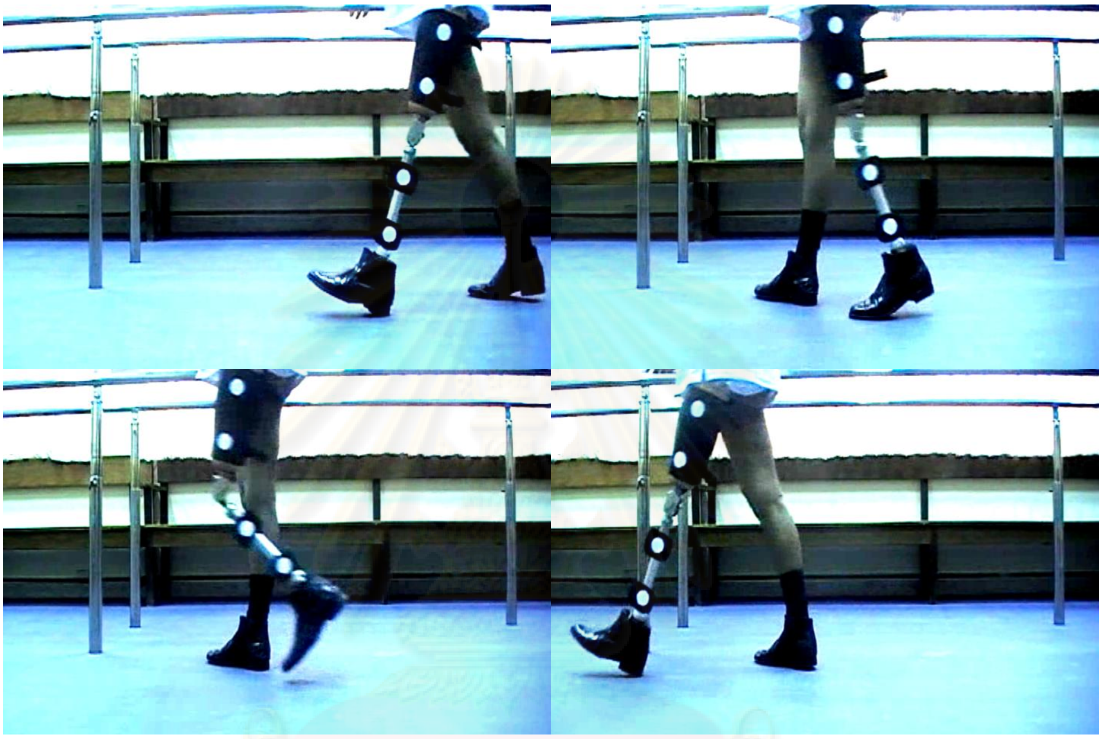
เมื่อทำการแก้ไขปัญหาและข้อเสนอแนะจาก DOSL1 แล้วก็จะได้กลไกที่มีการเส้นทางการเคลื่อนที่ตามธรรมชาติ มีมุมงอมากที่สุดเท่ากับ 120 องศา มีการดีดกลับที่เหมาะสมด้วยแรงจากสปริง ชิ้นส่วนยึดแน่นไม่หลุดหลวม มีอัตราการหน่วงที่ดี และไม่มีเสียงรบกวนขณะทำงาน และจะเรียกแบบของกลไกนี้ว่า DOSL2 โดยที่กลไกจะมีขนาดยาวกว่าเดิมเมื่อเปรียบเทียบกับแบบ DOSL1 ดังรูปที่ 4.42 และกลไกมีการทำงานที่ดีเมื่อนำไปทดสอบโดยอาสาสมัครจากโรงพยาบาลทหารผ่านศึกได้ผลดังรูปที่ 4.43

รูปที่ 4.42 เปรียบเทียบขนาดกลไกข้อเข่าเทียมแบบ DOSL1 และแบบ DOSL2

รูปที่ 4.43 กลไกข้อเข่าเทียมที่แก้ไขแล้ว (แบบ DOSL2) ที่นำไปทดสอบกับอาสาสมัครจาก โรงพยาบาลทหารผ่านศึก

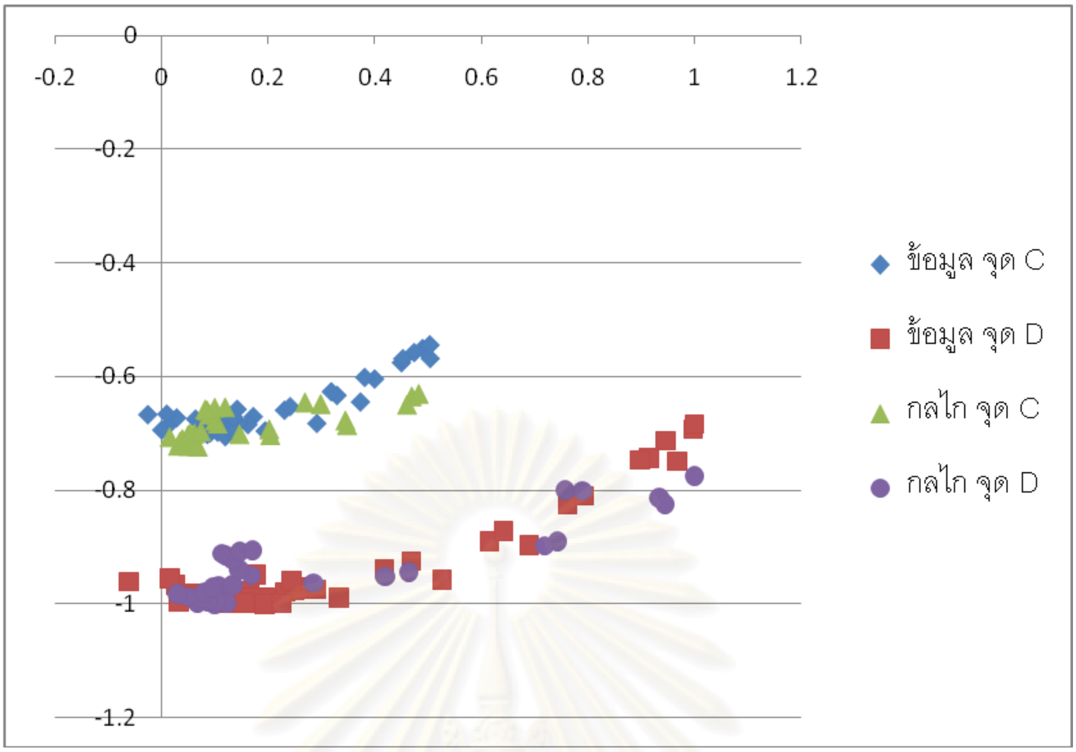
4.6 การตรวจสอบความคล้ายของเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไก

และถึงแม้ว่ากลไกข้อเข่าเมื่อนำไปประกอบกับเบ้าขาเทียมและหน้าแข้งจะสามารถทำให้ผู้ใช้สามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติและมีเสถียรภาพแต่เพื่อความมั่นใจจึงนำวิธีการเดียวกับการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ที่กล่าวไว้ข้างต้นในหัวข้อ 4.2 ดังรูปที่ 4.44 มาหาข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกเมื่อนำไปใช้เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้ในการออกแบบ



รูปที่ 4.44 การหาเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไกเพื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้สังเคราะห์กลไก

ซึ่งเมื่อทำการ Normalize ให้ตัวแปร R_C และ R_D อยู่ในรูป Dimensionless แล้วจะได้กราฟของข้อมูลทั้งสองชุดเปรียบเทียบกันออกมาเป็นกราฟดังแสดงไว้ในรูปที่ 4.45 ซึ่งจากกราฟแสดงให้เห็นว่ากลไกข้อเข่าที่ได้ออกแบบขึ้นมีลักษณะการเคลื่อนที่คล้ายกับเข่าในการเดินตามธรรมชาติ เนื่องจากมีเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ใกล้เคียงกันตั้งแต่เริ่มต้น Gait cycle จนจบจึงยืนยันได้อีกครั้งว่ากลไกข้อเข่าเทียมนี้มีเสถียรภาพในทุกจังหวะของการเดิน



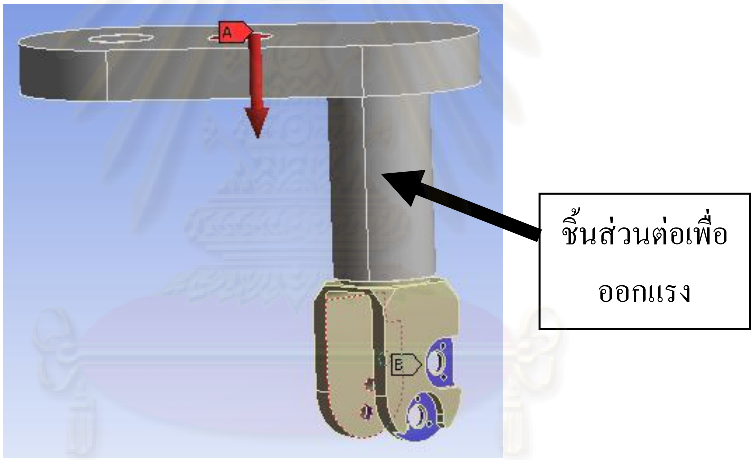
รูปที่ 4.45 ข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่จากกลไกเทียบกับข้อมูลที่ใช้สังเคราะห์กลไก

4.7 การคำนวณความแข็งแรงเบื้องต้นของกลไกข้อเข่าโดยใช้โปรแกรม FEM

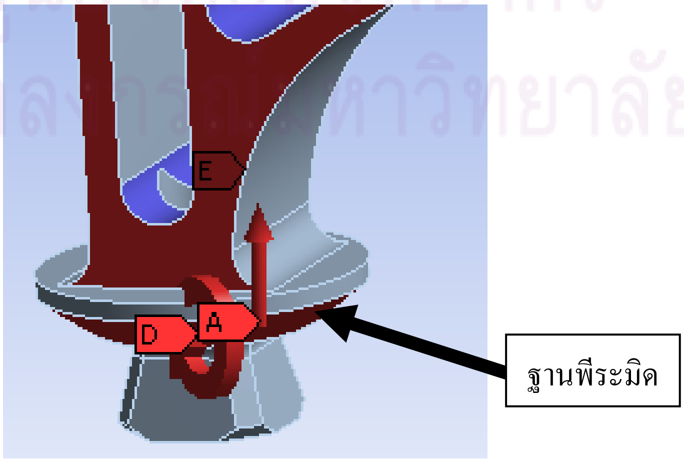
นอกเหนือจากการออกแบบใหม่ (Redesign) กลไกดังกล่าวแล้วยังเพิ่มความหนาในบางส่วนของชิ้นด้านในและชิ้นด้านนอกเพื่อเสริมความแข็งแรงในจุดวิกฤติ เนื่องจากกลไกข้อเข่าเทียมจะต้องถูกทดสอบด้วยแรงที่มีขนาดและทิศตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 เพื่อรับรองว่ากลไกจะสามารถทำงานได้โดยมีความน่าเชื่อถือของความแข็งแรงตามมาตรฐานสากล โดยการคำนวณจะเริ่มจากนำชิ้นส่วนโครงสร้างหลักสองชิ้นมาทำการคำนวณด้วยแรงตามมาตรฐานทั้งในแบบ Static load และ Fatigue load ในท่า Heel strike และ Toe off ซึ่งด้วยคุณสมบัติของวัสดุที่กำหนดให้กับ SS304 คุณสมบัติสำคัญคือ Tensile yield strength (S_t) ที่ใช้เป็นเกณฑ์ในการพิจารณาเนื่องจากกลไกข้อเข่าเทียมต้องไม่เสียรูปเนื่องจากแรงตามมาตรฐานที่มากระทำต่อกลไก และจะใช้ Von Mises equivalent stress (σ_e) [14] จากการคำนวณโดยใช้โปรแกรม FEM จาก ANSYS workbench [17] ในการหาค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนโครงสร้างของกลไก และสุดท้ายใช้ทฤษฎีความล้าของ Solderberg [14] ในการพิจารณาความเสียหายเนื่องจากความล้าโดยการหาตัวประกอบความปลอดภัย (SF: Safety factor) ที่เปรียบเทียบมาจากอัตราส่วน

ระหว่าง σ_e กับ S_t และเนื่องจากเป็นทฤษฎีของ Solderberg เป็นทฤษฎีที่มุ่งเน้นความปลอดภัยของชิ้นงานเป็นหลักสำคัญ จึงทำให้มั่นใจได้มากที่สุดว่าหากชิ้นงานสามารถผ่านการคำนวณด้วยทฤษฎีนี้ก็จะมีโอกาสมากกว่าในการผ่านการทดสอบความแข็งแรง และกำหนดให้ S_t ของ SS304 มีค่าเท่ากับ 207 MPa สำหรับการใส่ทิศของแรงกระทำทั้งในจังหวะ Heel strike และ Toe off นั้นจะมีทิศของการออกแรงเช่นเดียวกับที่ ISO 10328:2006 กำหนด ซึ่งการบอกทิศของแรงดังกล่าวมีรายละเอียดแสดงไว้ในภาคผนวก ก

ในส่วนของการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary condition) ของการวิเคราะห์ความแข็งแรง จะพิจารณาชิ้นส่วนกลไกสองชิ้นหลักและแยกคำนวณเป็นชิ้นเดี่ยว สำหรับชิ้นบนของกลไกนั้นจะมีชิ้นส่วนต่อเพิ่มเพื่อให้สามารถออกแรงได้ตามทิศที่มาตรฐานกำหนด ดังรูปที่ 4.46 ต่างจากชิ้นล่างของกลไกซึ่งไม่ต้องมีชิ้นส่วนมาต่อเพิ่มแต่จะใช้แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ส่งผ่านมายังบริเวณฐานของหัวพีระมิด ดังรูปที่ 4.47

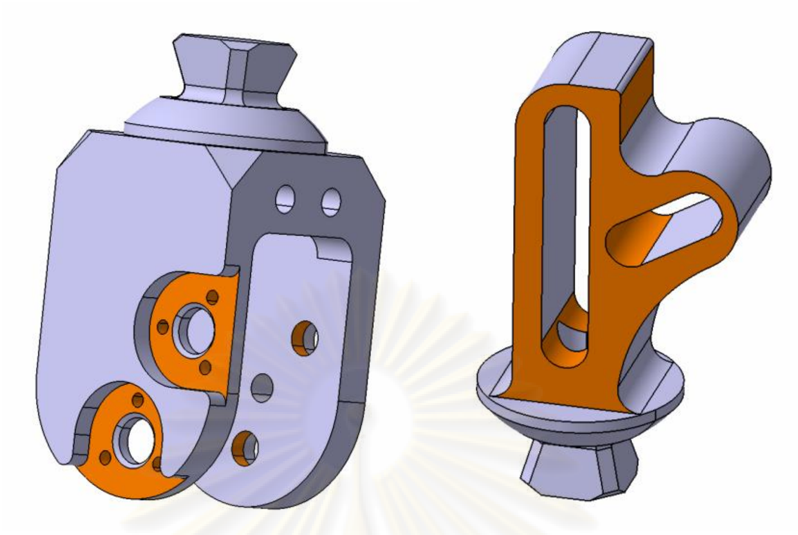


รูปที่ 4.46 ชิ้นบนและชิ้นส่วนต่อเพิ่มสำหรับใส่แรงตามแนวแรงมาตรฐาน ISO



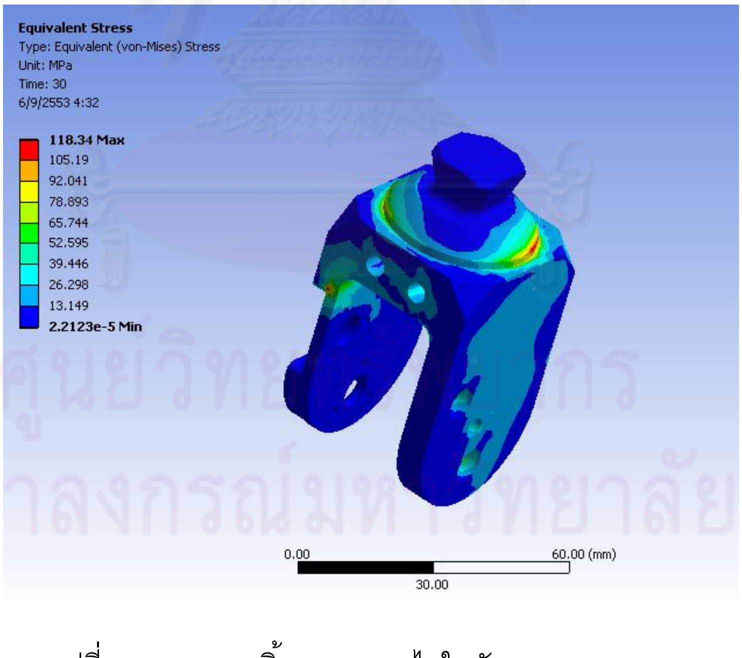
รูปที่ 4.47 ฐานของพีระมิดของชิ้นล่างของกลไกที่ใช้ใส่แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ปฏิกิริยา

สำหรับการกำหนด Support ให้กับชิ้นส่วนบนและชิ้นส่วนล่างของกลไกนั้น จะกำหนดบริเวณที่เป็น Fix support คือบริเวณที่แรเงาสำหรับชิ้นบนและชิ้นล่างดังรูปที่ 4.48

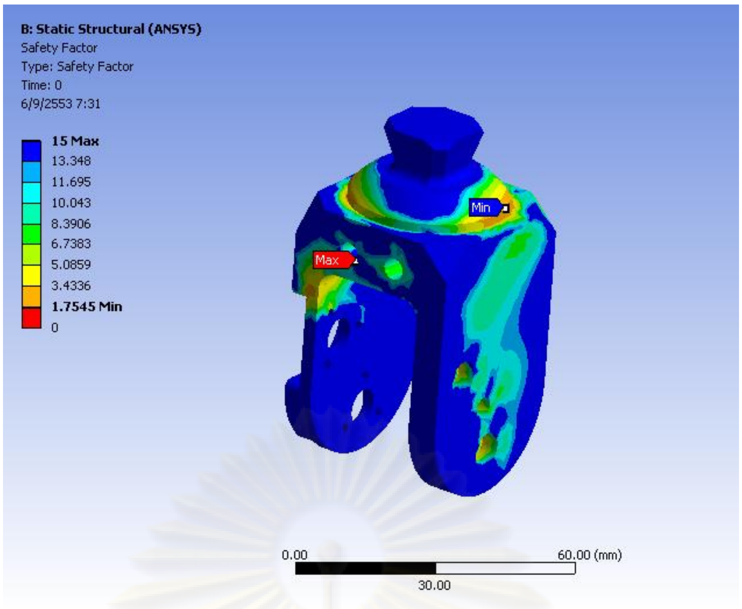


รูปที่ 4.48 บริเวณที่กำหนดเงื่อนไขขอบให้เป็น Fixed support

ต่อมาเริ่มต้นการคำนวณด้วยการคำนวณชิ้นบนของกลไก (รูปที่ 4.15) ในจังหวะ Heel strike จะได้ผลการคำนวณหา σ_e และ SF ได้ผลออกมาเป็นรูปที่ 4.49 และ รูปที่ 4.50 ตามลำดับ

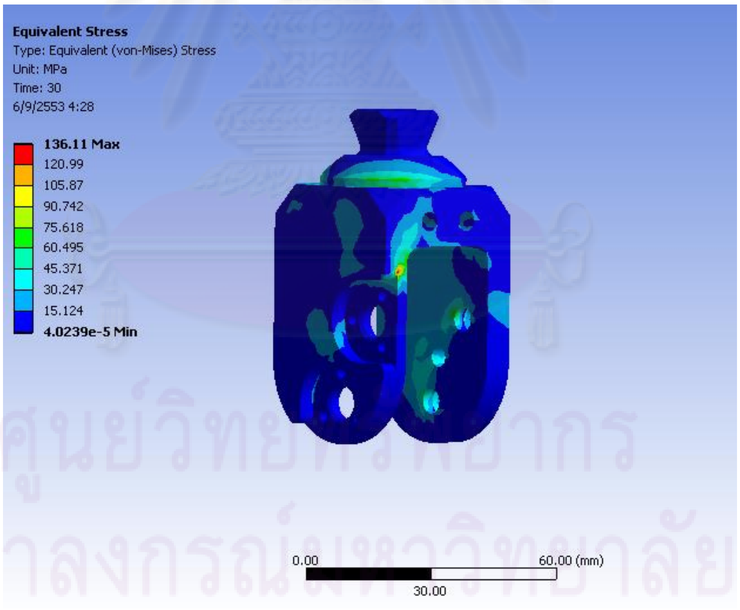


รูปที่ 4.49 σ_e ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Heel strike

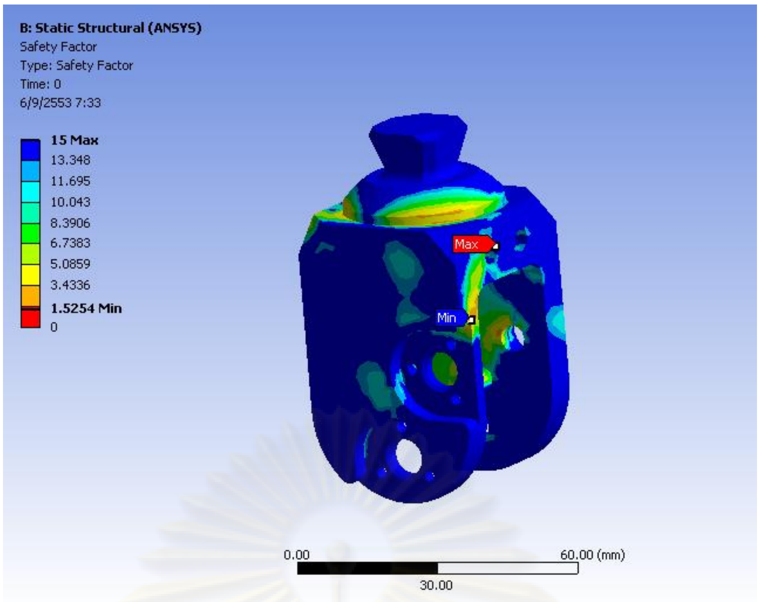


รูปที่ 4.50 SF ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Heel strike

และในจังหวะ Toe off ของชิ้นบนของกลไกจะได้ผลการคำนวณหา σ_e และ SF ได้ผลออกมาเป็นดังรูปที่ 4.51 และ รูปที่ 4.52 ตามลำดับ



รูปที่ 4.51 σ_e ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Toe off



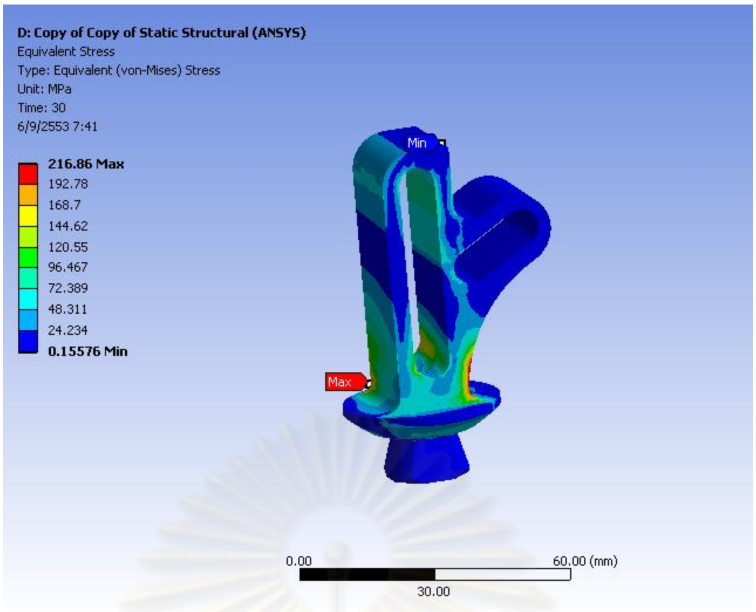
รูปที่ 4.52 SF ของชิ้นบนของกลไกในจังหวะ Toe off

ค่าที่มากที่สุดของ σ_e มีค่าเท่ากับ ซึ่งน้อยกว่า S_t และค่าของ SF มีค่ามากกว่า 1 ตลอดชิ้นงาน ทั้งในจังหวะ Heel strike และจังหวะ Toe off ดังนั้นชิ้นส่วนบนของกลไกนี้ไม่จำเป็นต้องมีการออกแบบใหม่ (Redesign) สำหรับการทดสอบความแข็งแรงซึ่งสำหรับชิ้นส่วนบนของกลไกนี้จะสามารถสรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ได้ดังตารางที่ 4.1

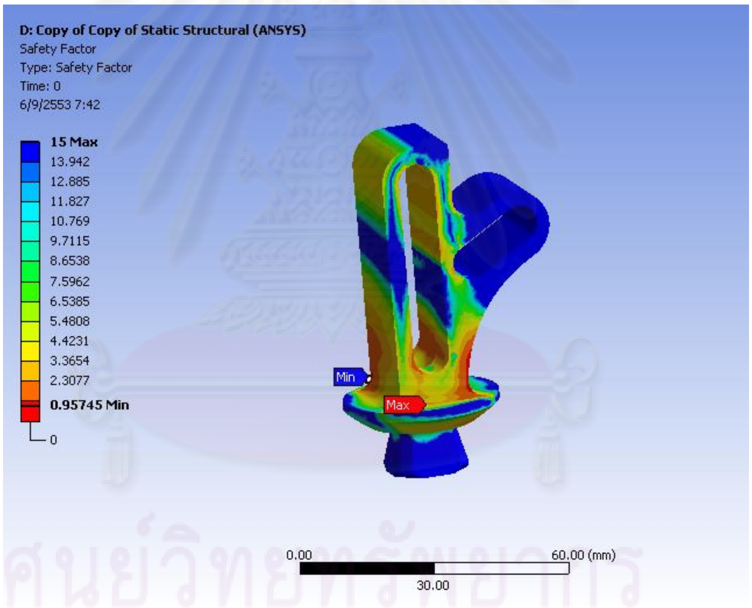
ตารางที่ 4.1 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนบนของกลไก

SS304 S_t = 207 MPa	Heel strike	Toe off
Max. von mises stress σ_e	118.34	136.11
Min. SF	1.75	1.53

ต่อมาเป็นการคำนวณของชิ้นล่างของกลไก (รูปที่ 4.15) โดยทำนองเดียวกันจะได้ผลการคำนวณในท่า Heel strike ในการหา σ_e และ SF ได้ผลออกมาเป็นดังรูปที่ 4.53 และ รูปที่ 4.54 ตามลำดับ และจังหวะ Toe off ของชิ้นล่างของกลไกจะได้ผลการคำนวณหา σ_e และ SF ได้ผลออกมาเป็นดังรูปที่ 4.55 และ รูปที่ 4.56 ตามลำดับสำหรับการทดสอบความแข็งแรงซึ่งสำหรับชิ้นส่วนล่างของกลไกนี้จะสามารถสรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ได้ดังตารางที่ 4.2

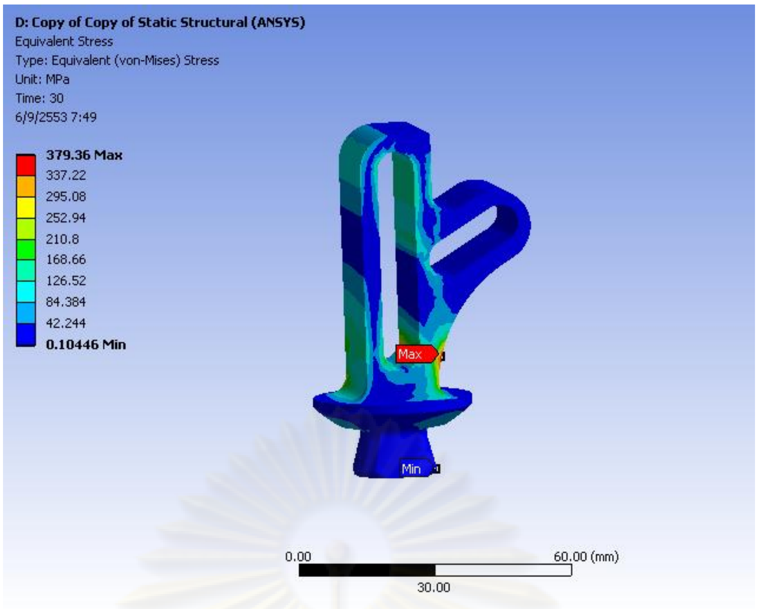


รูปที่ 4.53 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Heel strike

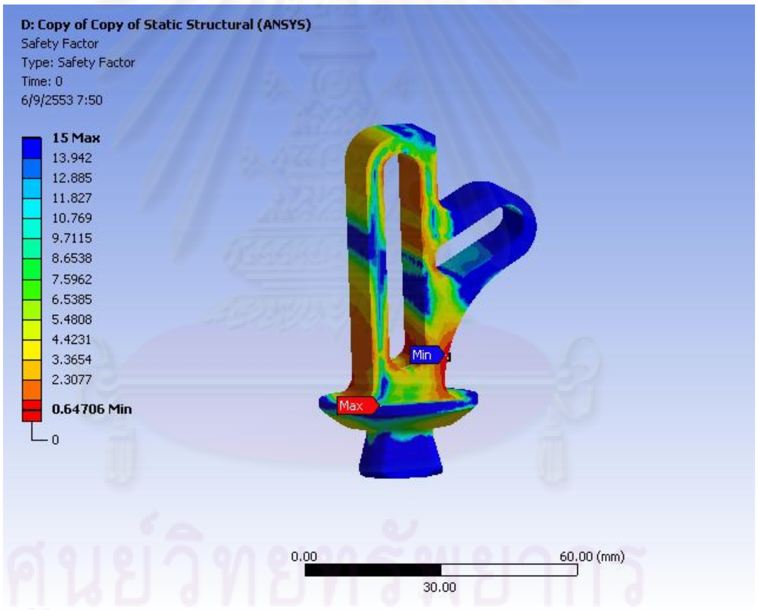


รูปที่ 4.54 SF ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Heel strike

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.55 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Toe off

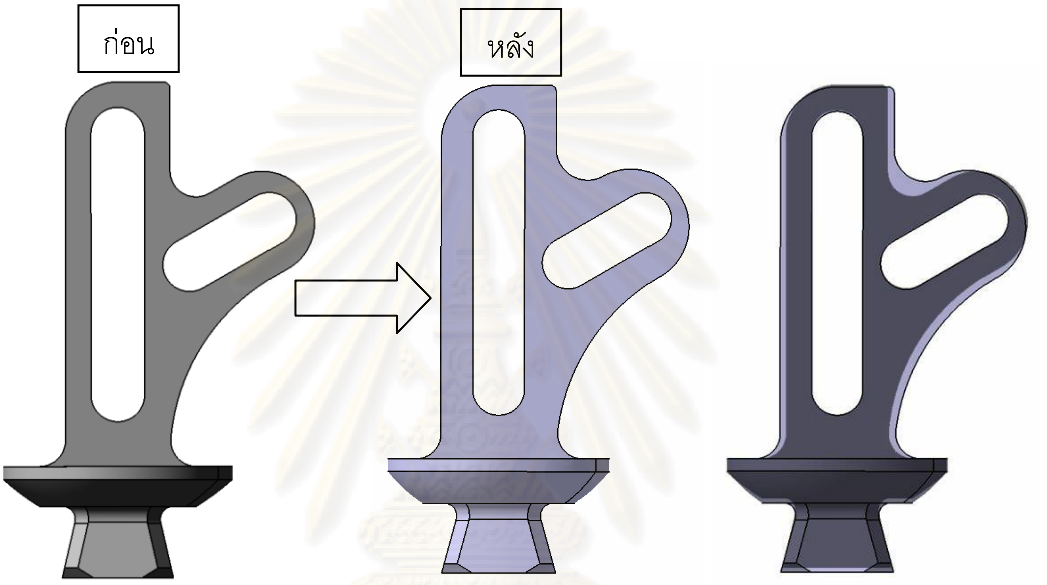


รูปที่ 4.56 SF ของชิ้นล่างของกลไกในจังหวะ Toe off

ตารางที่ 4.2 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนล่างของกลไก

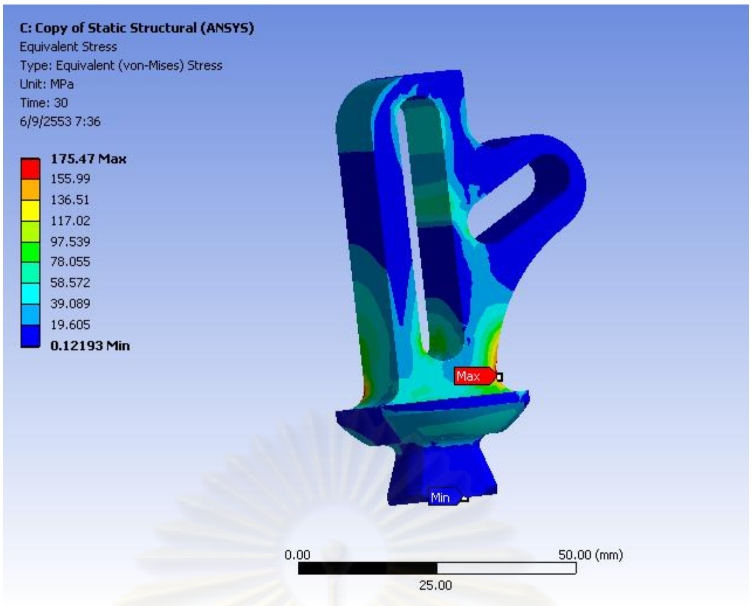
SS304 S_t = 207 MPa	Heel strike	Toe off
Max. von mises stress σ_e	216.86	379.36
Min. SF	0.96	0.65

เมื่อพิจารณาค่าของ σ_e และ SF ที่คำนวณได้จากโปรแกรม FEM ของชิ้นล่างของกลไกนั้น จะเห็นได้ว่าค่า σ_e ในบางบริเวณมีค่ามากกว่า S_t และ SF ในบางบริเวณมีค่าน้อยกว่า 1 จากผลการคำนวณทั้งสองท่า ดังนั้นแล้วจึงต้องมีการเปลี่ยนค่าขนาดมิติของชิ้นล่างของกลไกในบางตำแหน่งที่เกิดความเค้นสะสมมากคือบริเวณสีแดง-ส้มในรูปที่ 4.53 ถึง รูปที่ 4.56 ให้สามารถทนทานต่อความเค้นได้ดีขึ้น โดยทำการปรับแบบให้มีความหนาขึ้นดังรูปที่ 4.57

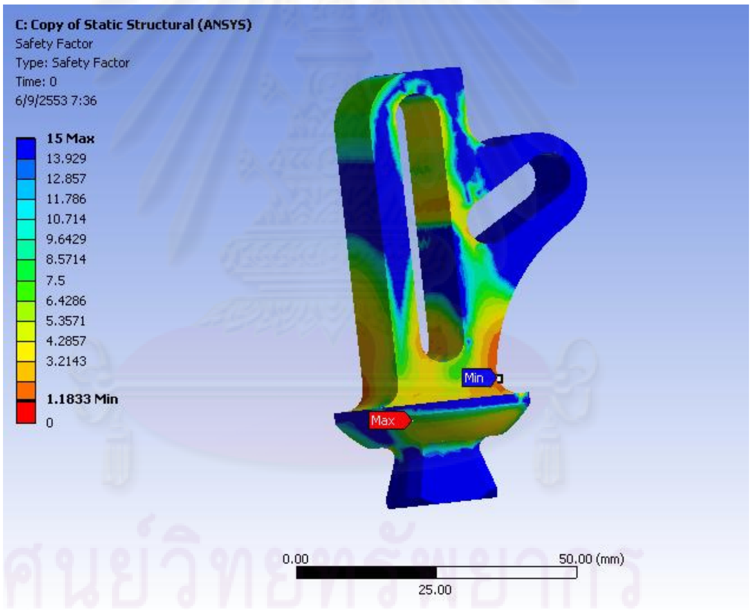


รูปที่ 4.57 ชิ้นล่างของกลไกที่ถูกออกแบบใหม่ให้มีความหนาของเนื้อวัสดุบางส่วนมากขึ้น

หลังจากที่ออกแบบใหม่ชิ้นล่างของกลไกแล้ว จึงนำแบบที่ได้มาคำนวณความแข็งแรงด้วยโปรแกรม FEM อีกครั้ง ซึ่งได้ผลของการคำนวณทั้ง 4 แบบออกมาเรียงลำดับตั้งแต่รูปที่ 4.58 ถึง รูปที่ 4.61 และสำหรับการทดสอบความแข็งแรงซึ่งสำหรับชิ้นส่วนล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่นี้ จะสามารถสรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ได้ดังตารางที่ 4.3

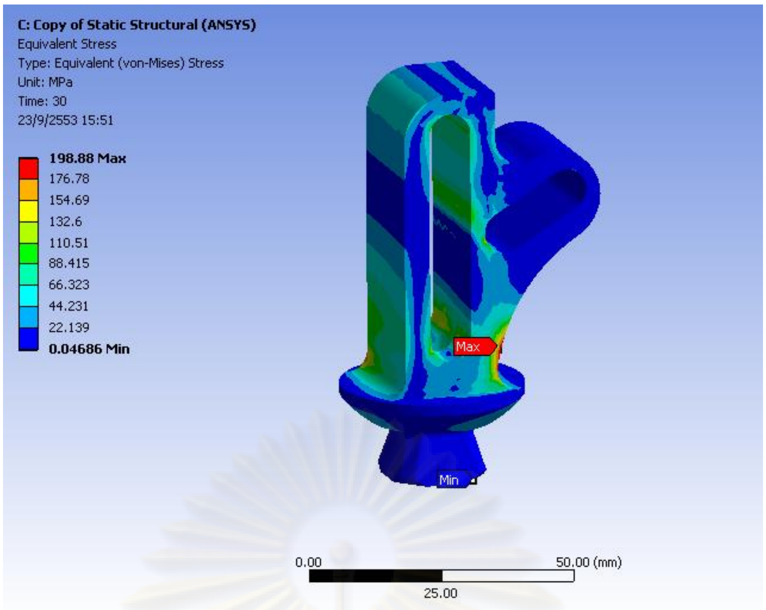


รูปที่ 4.58 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Heel strike

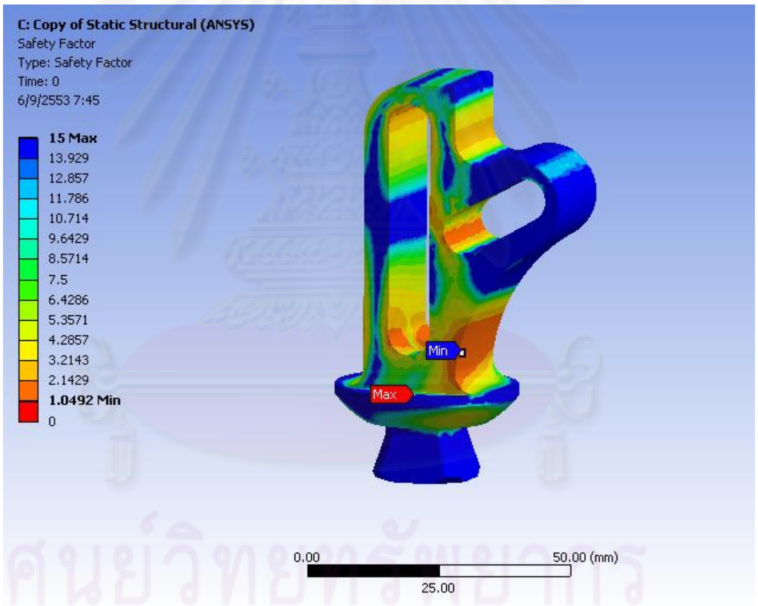


รูปที่ 4.59 SF ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Heel strike

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.60 σ_e ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Toe off



รูปที่ 4.61 SF ของชิ้นล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่แล้วในจังหวะ Toe off

ตารางที่ 4.3 สรุปผลการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM ของชิ้นส่วนล่างของกลไกที่ออกแบบใหม่

SS304 S_t = 207 MPa	Heel strike	Toe off
Max. von mises stress σ_e	175.47	198.88
Min. SF	1.18	1.05

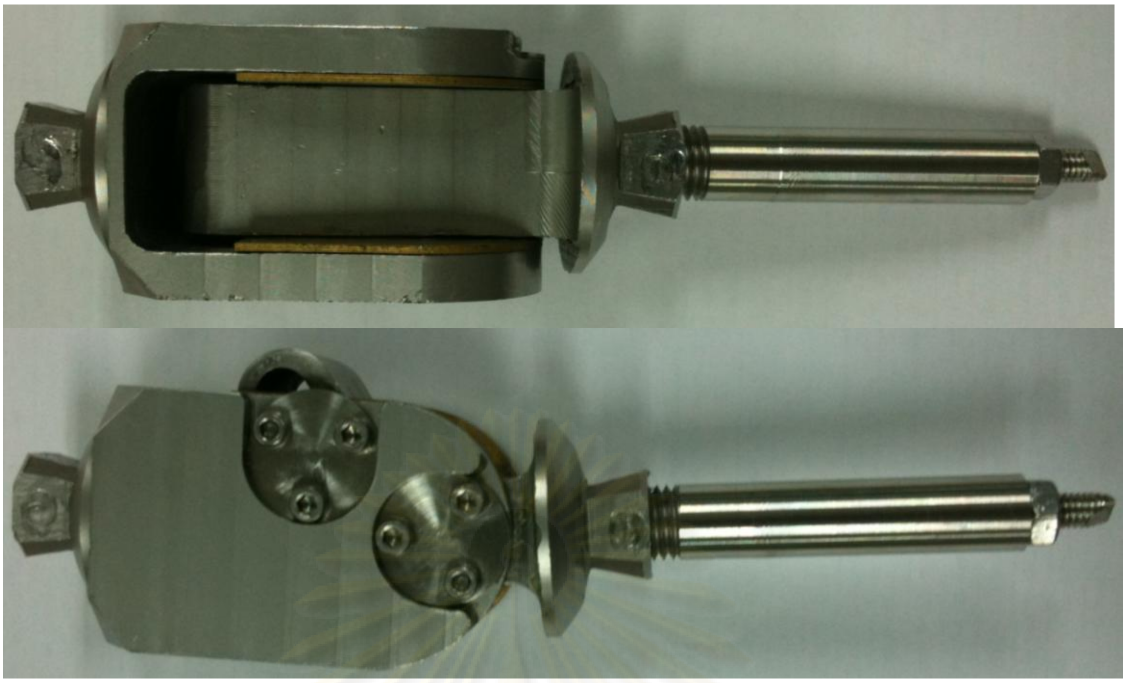
จากตารางที่ 4.3 ค่าที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม FEM นั้นแสดงให้เห็นว่าชิ้นส่วนล่างที่ได้ออกแบบใหม่มีแนวโน้มที่จะผ่านการทดสอบ สุดท้ายจะได้ชิ้นส่วนโครงสร้างหลักทั้งสองชิ้นที่สามารถทนต่อแรงตามมาตรฐาน และพร้อมที่จะนำไปทดสอบกับเครื่องออกแรงกดจริง สุดท้ายจะเรียกแบบที่ออกแบบใหม่ล่าสุดนี้ว่า แบบ DOSL3 และจะเป็นการออกแบบใหม่ครั้งสุดท้ายในการวิจัยครั้งนี้หากผ่านทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน

4.8 เปรียบเทียบกลไก แบบ DOSL3 กับกลไกหลายจุดหมุนที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ

หลังจากการออกแบบใหม่จนได้กลไกที่ต้องการคือแบบ DOSL3 (รูปที่ 4.62) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับกลไกข้อเข่าที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ บริษัท Otto Bock (รูปที่ 4.63) โดยเปรียบเทียบตาม ขนาดมิติ น้ำหนัก ลักษณะการทำงาน จะได้ผลเปรียบเทียบเป็นตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบคุณสมบัติในการใช้งานของกลไกข้อเข่าเทียมที่ออกแบบกับกลไกข้อเข่าเทียมที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ

คุณสมบัติที่เปรียบเทียบ	กลไกที่สร้างขึ้น	กลไกของ Otto Bock
ขนาดมิติ (Dimensions) (mm)	40 X 48 X 160	58 X 68 X 130
น้ำหนักของกลไก (g)	650	600
มุมงอเข่ามากที่สุด (Maximum knee flexion) (degree)	120	130
ระบบดีดกลับ	สปริงยืด (Extension spring)	สปริงกด (Compression spring)
การปรับค่า Pre-tension ของสปริง	ขันน็อตเพื่อเปลี่ยนค่า Pre-tension	ขันน็อตเพื่อเปลี่ยนค่า Pre-tension
ระบบอัตราหน่วง	แรงเสียดทาน Frictional damping	แรงเสียดทาน Frictional damping
การประกอบกับเบ้าขาและหน้าแข้ง	น็อตยึด 4 จุด	น็อตยึด 4 จุด
ระบบการตั้ง Alignment ของขาเทียม	ส่วนโค้งและพีระมิดคว่ำ	ส่วนโค้งและพีระมิดคว่ำ



รูปที่ 4.62 กลไกข้อเข่าเทียมที่เสร็จสมบูรณ์แบบ DOSL3

รูปที่ 4.63 กลไกข้อเข่าเทียมแบบหลายแกนหมุนที่ต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศ

จากตารางจะเห็นได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบขึ้นนี้ในเบื้องต้นสามารถใช้งานทดแทนกลไกข้อเข่าเทียมที่ต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศได้ เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ใกล้เคียงกันในหลายด้านและทุกชิ้นส่วนสามารถสร้างและประกอบขึ้นใช้เองภายในประเทศ หากในอนาคตมีการทดลองการใช้งานในชีวิตประจำวันและติดตามผล ปรับแบบเพิ่มเติม อาจจะนำกลไกนี้มาใช้ทดแทนกลไกแบบหลายแกนหมุนจากต่างประเทศที่ใช้อยู่ส่วนใหญ่ได้

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4.9 อภิปรายผลการออกแบบและทดสอบการเดินของกลไกข้อเข่าสำหรับขาเทียม

หลังจากที่ได้สร้างกลไกในการออกแบบเบื้องต้นในบทที่ 3 และการออกแบบใหม่ พบว่าการใช้วิธีสังเคราะห์กลไกจากข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ที่เก็บมาได้แล้วนำไปทำการหาค่าที่เหมาะสมที่สุด (Optimization) นั้นสามารถให้กลไกที่เคลื่อนที่คล้ายกับการเคลื่อนที่ของเข่าเป็นอย่างดี เพราะเมื่อเปรียบเทียบเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ได้จากกลไกกับเส้นทางของข้อมูลได้เส้นทางที่ใกล้เคียงกันทั้งตอนสังเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์และการตรวจสอบจากวิธีการเก็บภาพเคลื่อนไหว แต่ถึงอย่างไรก็ตามการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดนั้นระเบียบวิธีที่ใช้ยังไม่เป็นระเบียบวิธีที่สมบูรณ์ นอกจากจะพิจารณาค่า Sum square error เป็นหลักแล้วยังต้องใช้การเปรียบเทียบเส้นกราฟกับข้อมูลที่หาได้ด้วยการปรับค่าตัวแปรที่ใช้ในการหาค่าแบบทดลองสุ่มเพื่อให้เส้นกราฟมีลักษณะใกล้เคียงกันมากที่สุดอยู่ดังใน รูปที่ 3.8 และ รูปที่ 4.14 ซึ่งอาจจะยังไม่ใช่วิธีการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดอย่างสมบูรณ์แต่ก็สามารถใช้การได้ดี

ในการออกแบบรายละเอียด (Detail design) นั้น วัสดุที่เหมาะสมกับการนำมาสร้างเป็นแต่ละชิ้นส่วนนั้นยังมีความเป็นไปได้ที่จะใช้วัสดุอื่นอีกนอกเหนือจาก SS304 สำหรับส่วนโครงสร้างและทองเหลืองสำหรับส่วนแผ่นปรับอัตราหน่วง แต่กลไกข้อเข่าก็ผ่านการคำนวณด้วยโปรแกรม FEM ซึ่งอาจมีการพัฒนาปรับเปลี่ยนวัสดุในกลไกรุ่นต่อไป

สำหรับการออกแบบสปริงให้มีค่าคงตัวสปริงที่อยู่ในช่วงใช้งานนั้น ผลที่ได้ทำให้ต้องใช้สปริงดึง (Extension spring) ที่มีความยาวเริ่มต้นถึง 55 mm เพื่อให้มีระยะยืดของสปริง 40 mm จึงทำให้กลไกมีรังสปริงที่ยาวออกมาดังรูปที่ 4.42 แต่อย่างไรก็ตามโดยปกติจุดที่เชื่อมต่อกับหน้าแข้งจะมีช่องเพื่อให้รังสปริงนี้ฝังตัวอยู่ภายในหน้าแข้งได้ซึ่งไม่ทำให้เกิดปัญหา เช่นเดียวกับแบบกลไกที่สั่งซื้อจากต่างประเทศก็มีรังสปริงที่ยื่นยาวออกมาเช่นเดียวกัน การปรับค่า Pre-tension ของสปริงเพื่อให้แรงเริ่มต้นในการงอตัวของกลไกต่างกันในผู้ใช้แต่ละราย ใช้การปรับโดยการหมุนน็อตที่บริเวณปลายรังสปริงซึ่งอาจจะปรับได้ยากแต่ก็สามารถใช้งานได้ดีระดับหนึ่ง

ในด้านการผลิตและประกอบกลไกข้อเข่าเทียมนี้ให้ความเรียบง่ายของการผลิตโดยมีชิ้นส่วนโครงสร้างหลักเพียง 2 ชิ้นส่วน แต่ละชิ้นส่วนสามารถใช้เครื่องมือกัดโลหะทั่วไปเพื่อขึ้นรูปได้โดยไม่ลำบากนัก และถึงแม้การสร้างชิ้นงานกลไกข้อเข่าที่นำไปทดสอบโดยอาสาสมัครนั้นจะสร้างอย่างไม่ประณีตนักในด้านของขนาดมิติ Dimension แต่กลไกก็ยังสามารถทำงานได้ตาม

จุดประสงค์และไม่ติดขัดระหว่างการทดสอบ แต่ในทางปฏิบัติสำหรับการสร้างกลไกที่จะนำไปใช้งานต่อไปการให้ความสำคัญกับขนาดมิติของการสร้างกลไกจึงเป็นเรื่องที่ไม่ควรละเลย

เมื่อใช้ขาเทียมที่มีกลไกข้อเข่าซึ่งออกแบบและผลิตให้มีเส้นทางการเคลื่อนที่เลียนแบบเส้นทางการเคลื่อนที่ของเข่าในธรรมชาติแล้ว ขณะใช้งานผู้ใช้มีลักษณะของท่าทางการเดินคล้ายกับท่าทางการเดินของคนปกติ และในจังหวะของการเดินที่ขาข้างที่รับน้ำหนักตัวทั้งหมดเป็นขาข้างที่ใส่ขาเทียมผู้ใช้สามารถทิ้งน้ำหนักตัวทั้งหมดลงไปที่ขาข้างนั้นได้ ลักษณะของการเดินที่เหมือนธรรมชาติของอาสาสมัครนอกจากตัวกลไกข้อเข่ามีเส้นทางการเคลื่อนที่เหมือนเข่าจริงตามธรรมชาติแล้ว ทักษะและประสบการณ์ของผู้ใช้ก็เป็นส่วนที่ทำให้การเดินได้สวยงาม

ผลการคำนวณทาง FEM นั้นเป็นเพียงเครื่องมือที่ช่วยในการลดขั้นตอนของการออกแบบใหม่ก่อนที่จะนำกลไกที่สร้างขึ้นไปทดสอบโดยเครื่องมือทดสอบแรงเท่านั้นเนื่องจากการทดสอบจริงแต่ละครั้งใช้เวลามากและหากเกิดความเสียหายขึ้นกับกลไกที่ทำการทดสอบอยู่จำเป็นต้องกัดชิ้นงานต้นแบบใหม่ซึ่งจะทำให้เสียเวลาในการสร้างชิ้นงานอีก ดังนั้นด้วยการทำ FEM และการออกแบบใหม่ก่อนสร้างต้นแบบเพื่อนำไปทดสอบจึงทำให้มั่นใจได้ระดับหนึ่งว่ากลไกข้อเข่าเทียมจะมีโอกาสสูงในการผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน

4.10 สรุปผลการออกแบบและทดสอบกลไกข้อเข่าเทียม

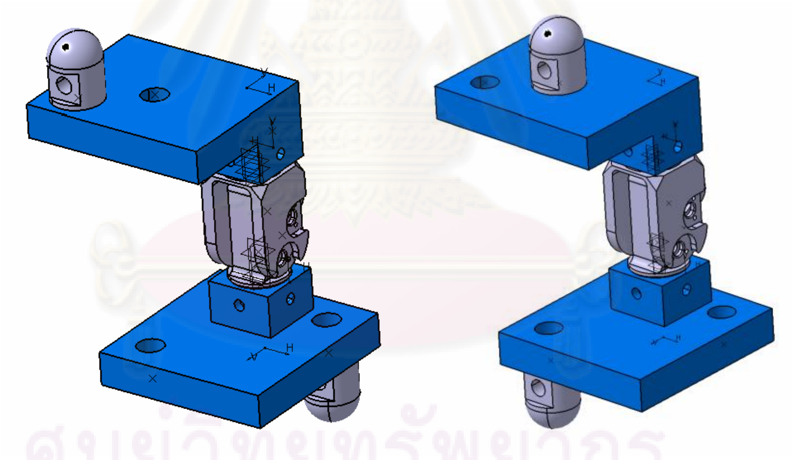
กลไกข้อเข่าเทียมที่ได้จากการออกแบบนี้มีเส้นทางการเคลื่อนที่เหมือนการเคลื่อนที่ของเข่าในการเดินตามธรรมชาติ มีเสถียรภาพที่ดีในระหว่างการเดินทดสอบ สามารถปรับ Pre-tension และอัตราหน่วง เพื่อให้ผลตอบสนอง (Response) ของการดีดกลับเป็นที่พอใจกับผู้ใช้แต่ละคนได้ กลไกสามารถทำงานได้โดยไม่มีชิ้นส่วนใดหลุดหลวมระหว่างการทดสอบเดิน และสามารถนั่งงอเข่าได้ 120 องศาตามที่ได้ออกแบบไว้ แต่อย่างไรก็ตามกลไกข้อเข่านี้ยังไม่ได้ผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐานซึ่งเป็นจุดประสงค์สุดท้ายของงานวิจัย โดยการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 นี้จะอธิบายในหัวข้อถัดไป

บทที่ 5

การทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม

5.1 การตั้งค่าเครื่องมือทดสอบแรงกด

หลังจากที่ได้ออกแบบและสร้างกลไกข้อเข่าเทียม รวมไปถึงชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้สำหรับการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม จึงนำกลไกข้อเข่าเทียมที่ใส่ชิ้นส่วนที่สร้างขึ้น (รูปที่ 5.1) เพื่อเปลี่ยนแนวแรงให้เป็นแนวแรงตามที่มาตรฐานกำหนดไว้เรียบร้อยแล้ว มาติดตั้งเข้าไปในเครื่องทดสอบแรงกด ทั้งในจังหวะ Heel strike และ Toe off โดยจะมีลักษณะดังรูปที่ 2.22 และรูปที่ 2.23 ตามลำดับ ในส่วนของการควบคุมแรงกดได้เลือกใช้คอมพิวเตอร์และการ์ดเก็บข้อมูล (Data acquisition card หรือ DAQ) ร่วมกับโปรแกรมแลปวิว (LabVIEW) ในการควบคุมระบบออกแรงไฮดรอลิคส์ให้ออกแรงตามที่ต้องการ



ศูนย์วิทยทรัพยากร

รูปที่ 5.1 กลไกข้อเข่าที่ติดกับชิ้นส่วนที่สร้างขึ้นในการเปลี่ยนแนวแรง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สำหรับ Principal Static load test นั้นต้องทำการควบคุมแรงในการทดสอบให้เป็นไปตามลักษณะของกราฟที่กล่าวไว้ข้างต้นในบทที่ 2 (รูปที่ 2.24) คือให้แรงกดเริ่มต้นจากประมาณ 50 นิวตันจนถึงแรงกดที่กำหนดภายในเวลา 10 วินาที จากนั้นคงแรงกดนั้นไว้ 30 วินาที แล้วปล่อยแรงกดให้เหลือประมาณ 50 นิวตันเพื่อให้กลไกยังสามารถติดอยู่กับเครื่องทดสอบ มิฉะนั้นหากลดแรงให้เหลือ 0 นิวตันแล้วทั้งชิ้นส่วนกลไกอาจจะหลุดจากเครื่องทดสอบได้เพราะไม่มีแรงกด จากนั้นทำการวัดระยะเสียรูป (Deformation) ของกลไกข้อเข่า โดยที่อุปกรณ์ที่ใช้วัดระยะยุบตัว

เป็นอุปกรณ์วัดระยะด้วยแสงเลเซอร์ ซึ่งมี 3 อันสำหรับการวัดค่ายุบตัวในแต่ละแกนดังรูปที่ 5.2 แล้วนำค่าที่ได้มาคำนวณให้กลายเป็นค่ายุบตัวที่ต้องการ โดยที่การวัดระยะนั้นจะต้องวัดจากก้านที่ต่อออกมาจากตัวออกแรงกดกลไกข้อเข่าเทียมแล้วมีลูกบาศก์เพื่อสะท้อนแสงเลเซอร์สำหรับใช้ในการวัดดังรูปที่ 5.3

รูปที่ 5.2 อุปกรณ์วัดระยะด้วยแสงเลเซอร์ที่ติดตั้งเพื่อใช้ในการวัดค่ายุบตัวของกลไกข้อเข่าเทียม

รูปที่ 5.3 ลูกบาศก์ที่ติดอยู่กับก้านที่ยื่นออกมาจากตัวออกแรงกดเพื่อใช้ในการสะท้อนของแสงเลเซอร์ในการวัดระยะยุบตัวทั้งสามแกน

ในส่วนของ Principal cyclic load test นั้นแล้วสถานะสำคัญที่ต้องควบคุมระหว่างการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม คือ แรงที่กระทำต่อกลไกข้อเข่า ให้มีค่าเป็นไปตามกราฟฟังก์ชันรูปไซน์ (Sine function waveform) ทั้งในจังหวะ Heel strike และจังหวะ Toe off ซึ่งขนาดของแรงนั้นเป็นไปดังกราฟในรูปที่ 2.25 คือออกแรงที่ความถี่ 30 Hz เป็นคลื่นทั้งหมด 3,000,000 รอบ โดยที่แต่ละรอบต้องควบคุมแรงไม่ให้เกินค่าที่กำหนด หลังจากนั้นจึงนำกลไกข้อเข่าที่ได้มาตรวจสอบความเสียหายโดยการทดสอบการงอของกลไก หากยังสามารถงอได้โดยไม่ติดขัดและไม่มีการเสียรูปทางเรขาคณิตที่สังเกตเห็นได้ชัดก็ถือได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมสามารถทนต่อภาระแรงกระทำซ้ำและถือได้ว่าผ่านการทดสอบมาตรฐานในส่วน Principal cyclic test เป็นที่เรียบร้อย

5.2 ผลการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม

5.2.1 ผลการทดสอบ Principal static load test

หลังจากที่ได้ใช้แรงที่กำหนดไว้ข้างต้นกระทำต่อกลไกข้อเข่าเทียมในทิศที่กำหนดไว้ทั้งจังหวะ Heel strike และ Toe off แล้ว จะได้ผลการทดสอบเป็นดังตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 แรงกดที่ใช้ในการทดสอบแบบ Static load test ของกลไกข้อเข่าเทียมและ ค่าเสียรูปรวม (Deformation) ที่วัดได้

Principal static load test	แรงกระทำ (N)	ค่าเสียรูปมากสุดตามที่มาตรฐานกำหนด (mm)	ค่าเสียรูปที่วัดได้(mm)
Heel strike	2240	5	0.48
Toe off	2013	5	0.84

8.4.2 ผลการทดสอบ Principal cyclic load test

ในส่วนของ Principal cyclic load test นั้นจะต้องทดสอบด้วยแรงและความถี่ดังที่กล่าวมาก่อนหน้าได้ผลการทดสอบของทั้งสองจังหวะเป็นดังตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 แรงกระทำที่ใช้ในการทดสอบ Cyclic load test และผลการทดสอบหลังจากออกแรงครบตามจำนวนรอบที่กำหนดไว้

Cyclic load test	แรงกระทำสูงสุด (N)	แรงกระทำต่ำสุด (N)	ความถี่ (Hz)	จำนวนรอบที่มาตรฐานกำหนด (Cycles)	การทำงานของกลไกหลังการทดสอบ
Heel strike	1330	50	30	3,000,000	ใช้งานได้
Toe off	1200	50	30	3,000,000	ใช้งานได้

เมื่อพิจารณาผลการทดสอบความแข็งแรงของกลไกจากทั้ง Principal Static load test และ Principal cyclic load test จึงสามารถสรุปได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่ได้ออกแบบนี้มีความแข็งแรงตามแนวทางของมาตรฐาน ISO 10328:2006 ซึ่งรับรองทั้งความเสียหายจากแรงกระทำสถิต (Static load) และแรงกระทำพลวัต (Dynamic load) ซึ่งทำให้เกิดความเสียหายเนื่องจากความล้า (Fatigue damage) ทั้งในจังหวะ Heel strike และ Toe off ซึ่งเป็นจังหวะที่เกิดแรงกระทำมากที่สุดต่อกลไกข้อเข่าในขณะเดิน ดังนั้นแล้วกลไกข้อเข่านี้จึงมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะใช้ในผู้พิการขาขาดเหนือเข่าได้อย่างมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้เริ่มต้นจากปัญหาที่เกิดขึ้นจากกลไกข้อเข่าเทียม เนื่องจากผู้พิการที่ด้อยโอกาสในประเทศยังได้รับกลไกข้อเข่าแบบแกนหมุนเดี่ยว ซึ่งทำให้เกิดปัญหาอาการบาดเจ็บตามมา และกลไกข้อเข่าแบบหลายแกนหมุนมีราคาแพงทั้งที่กลไกไม่ซับซ้อนมากนัก ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมแบบหลายแกนหมุนเพื่อใช้ในประเทศ โดยออกแบบกลไกให้เคลื่อนที่เลียนแบบเข่าในขณะเดินตามธรรมชาติ โดยมีเส้นทางการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกันกับข้อมูลที่เก็บรวบรวมมาได้ ทั้งนี้ทำให้กลไกข้อเข่าที่ออกแบบขึ้นเมื่อถูกนำไปใช้มีลักษณะท่าทางของการเดินที่เป็นธรรมชาติและมีเสถียรภาพที่ดีในระหว่างการเดิน ในส่วนของการออกแบบกลไกนั้นได้เริ่มออกแบบโดยยึดแนวคิดหลักของกลไก Four-bar linkage เป็นหลักเนื่องจากเป็นกลไกที่ไม่ซับซ้อนและเมื่อทำการรวมชิ้นส่วนบางชิ้นเข้ากันจึงทำให้ได้กลไกที่มีชิ้นส่วนน้อย ต่อมาคือการออกแบบกลไกให้มีเส้นทางการเคลื่อนที่เหมือนเข่าในการเดินตามธรรมชาติและมีขนาดเหมาะสมที่จะมาประกอบเข้ากับเบ้าและหน้าแข้งของขาเทียม ได้ใช้วิธีกำหนดเงื่อนไขและทำการคำนวณโดยหาคำตอบที่เหมาะสมที่สุดซึ่งทำให้ได้มาซึ่ง Kinematic diagram ของกลไกที่เหมาะสมที่สุด แล้วจึงออกแบบกลไกให้มีชิ้นส่วนน้อยที่สุดที่เป็นไปได้ ซึ่งทำให้สร้างและประกอบเข้ากันได้ง่าย เมื่อสร้างกลไกแล้วนำไปทดสอบใช้งานจึงนำกลไกที่ได้มาออกแบบใหม่ให้สามารถใช้งานจริงได้ดียิ่งขึ้น ก่อนนำกลไกไปทดสอบความแข็งแรงได้มีการวิเคราะห์ความแข็งแรงของกลไกด้วยโปรแกรม FEM เมื่อพบว่าความแข็งแรงของชิ้นส่วนโครงสร้างหลักมีความแข็งแรงไม่เพียงพอจึงปรับขนาดมิติ (Dimension) ของชิ้นส่วนนั้นแล้วจึงนำไปทดสอบความแข็งแรงต่อไป เมื่อออกแบบและสร้างกลไกข้อเข่าเทียมแบบสุดท้ายแล้วจึงนำไปทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 ด้วยการใช้เครื่องทดสอบความแข็งแรงที่สามารถควบคุมสภาวะการทดสอบได้ใกล้เคียงกับที่มาตรฐานกำหนดผลทดสอบแสดงให้เห็นว่าที่การทดสอบความทนทานต่อความล้าของกลไกทั้งในท่า Heel strike และ Toe off หลังจากทดสอบที่จำนวนรอบการทดสอบ 3,000,000 ครั้งแล้วพบว่ากลไกข้อเข่ายังสามารถทำงานได้ตามปกติโดยไม่มีการเสียรูปทางเรขาคณิต และเมื่อทดสอบออกแรงสถิตที่

กระทำต่อกลไกข้อเข่าเทียมพบว่าค่าการเสียรูป (Deformation) ตามเกณฑ์ที่กำหนดมีค่าเท่ากับ 5 mm ในทั้งสองท่า แต่เมื่อทดสอบแล้ววัดค่าได้เพียง 0.48 และ 0.84 mm ตามลำดับ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมนี้ผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามเงื่อนไขของมาตรฐาน ISO 10328:2006 สุดท้ายกลไกข้อเข่าเทียมที่ได้นี้เมื่อนำไปใช้งานจะมีลักษณะการเคลื่อนที่เหมือนเข่าในธรรมชาติด้วยการสังเคราะห์กลไกจากข้อมูลเส้นทางการเคลื่อนที่ที่เลียนแบบเข่า ตัวกลไกมีขนาด น้ำหนักเหมาะสม มีชิ้นส่วนน้อยเพื่อง่ายต่อการสร้างและประกอบ และผ่านการทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 ซึ่งทั้งหมดตรงตามจุดประสงค์ของงานวิจัยที่ตั้งไว้ทุกประการ

6.2 ข้อเสนอแนะ

การออกแบบผลตอบสนองของกลไกเมื่อใช้งานยังขาดการคำนวณด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สมบูรณ์ถูกต้องเพื่อเปรียบเทียบผลตอบสนอง กับเข่าในการเดินจริงเพื่อใช้ในการปรับปรุงระบบดีดกลับและการควบคุมอัตราหน่วงของกลไกข้อเข่าต่อไป

สำหรับการผลิตกลไกข้อเข่าเพื่อนำไปทดแทนกลไกทั้งแบบแกนหมุนเดี่ยวที่บริจาคให้กับผู้พิการที่ด้อยโอกาสในประเทศและแบบหลายแกนหมุนที่ต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศแล้วควรมีการปรับปรุงกลไกรวมถึงขั้นตอนในการผลิตชิ้นส่วนต่างๆของกลไกให้สอดคล้องกับการผลิตจำนวนมาก (Mass production) เพื่อความรวดเร็วในการผลิตให้เพียงพอต่อความต้องการข้อเข่าเทียมทั้งในปัจจุบันและอนาคตข้างหน้า

ในการทดสอบความแข็งแรงของกลไกข้อเข่าเทียม ISO 10328:2006 นั้นอาจส่งตัวกลไกไปยังศูนย์ทดสอบเพื่อรับรองผลการทดสอบและอนุมัติเอกสารยืนยันการทดสอบเพื่อสร้างความมั่นใจให้กับผู้ใช้ว่ากลไกนี้มีความปลอดภัยจากการใช้งานและมีอายุการใช้งานยาวนาน เหมาะสมตามมาตรฐานสากล

ควรมีการทดสอบและติดตามผลการใช้งานจริงของกลไกข้อเข่าเทียมในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยเพื่อศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับปัญหาที่อาจจะเกิดขึ้นจากการใช้งานทั้งปัญหาทางด้านกลไกเองและผลในเชิงทางแพทย์ (Clinical study) รวมทั้งสำรวจผลตอบรับจากผู้ใช้ที่แตกต่างกัน เนื่องจากผู้ใช้แต่ละคนมีความแตกต่างกันทั้งในด้านของประสบการณ์ในการใช้งานขาเทียม หรือความแข็งแรงของตอขาเพื่อปรับปรุงกลไกข้อเข่าเทียมให้รองรับกับความต้องการของผู้ใช้ส่วนใหญ่ได้ดียิ่งขึ้นไป

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

[1] เทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร, กระทรวง. สำนักงานสถิติแห่งชาติ. ตารางสถิติ จำนวนประชากร จำนวนและร้อยละของประชากรที่พิการ จำแนกตามกลุ่มอายุ เพศ และเขตการปกครอง ทั่วราชอาณาจักร พ.ศ. 2550 [ออนไลน์], แหล่งที่มา: http://portal.nso.go.th/otherWS-world-context-root/index.jsp [2552, ธันวาคม 20]

[2] ขาเทียมในสมเด็จพระศรีนครินทราบรมราชชนนี, มูลนิธิ. การค้นคว้าประดิษฐ์ชิ้นส่วนขาเทียม [ออนไลน์]. แหล่งที่มา: http://www.prosthesesfoundation.or.th [2552, ธันวาคม 20]

[3] Ottobock, Co., ltd. Knee joints [Online]. Available from: http://th-new.ottobock.com /cps/rde/xchg/ob_th_th/hs.xsl/600.html [2552, December 20]

[4] Rose, J., and Gamble, G.J. Human Walking, 2nd edition. Maryland: Williams & Wilkins, 1994.

[5] ISO/TC 168, Prosthetics and orthotics, Technical Committee. ISO 10328 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods, 1st edition. Geneva, 2006.

[6] กะรัต ปรีชากิจถาวร, ณัฐณิชา รัตนสุข, ติยาภรณ์ วนโกสุม, พิมพร ภู่เจริญ, และ สุทธินันทน์ สุขะวัฒนาการ. การออกแบบและผลิตต้นแบบขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่า. โครงการทางวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2550.

[7] Ossur, Co., ltd. Prothetics Knees [Online]. Available from: http://www.ossur.com /?PageID=12643 [2552, December 20]

[8] ชิต เหล่าวัฒนา, ทศพร บุญแท้, สาธิต วณิชชัยกิจ, บัณฑูร ศรีสุวรรณ, และ ธิติ ตระกลพัฑฒนะ. ขาเทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหน่วงได้ [ออนไลน์]. แหล่งที่มา: http://fibo.kmutt.ac.th/thai/index.php?option=content&task=view&id=465 [2552, ธันวาคม 20]

[9] อิทธิพล ปานงาม, ประเสริฐ เสริมศรีสุวรรณ. กลศาสตร์เครื่องจักรกล. กรุงเทพมหานคร: ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 1976. (อัดสำเนา)

[10] Erdman, Arthur G. Mechanism design: analysis and synthesis, 4th edition. New Jersey: Prentice Hall, 2001.

[11] Soni, A.H. Mechanism Synthesis and Analysis. Washington: Scripta Book, 1974.

[12] Norton, R.L. Design of Machinery: An Introduction to the Synthesis and analysis of Mechanisms and Machines, 4th edition. New York: McGraw-Hill, 2008.

[13] Frontline Systems, Inc. Microsoft Excel Solver [Computer program]. 2007.

[14] Joseph, E. Shigley, Shales, R. Mischke., and Richard, G. Budynas. Mechanical Engineering Design, 7th edition. Singapore: McGrawHill, 2004.

[15] ศุภสิน นางรอง. เจ้าหน้าที่กายอุปกรณ์ โรงพยาบาลทหารผ่านศึก. สัมภาษณ์. 24 พฤศจิกายน 2551.

[16] ดุษิต ภัทรนิธิคุณ. การประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งพิกัดต่างๆของจุดอ้างอิงที่ติดบนร่างกาย [โปรแกรมคอมพิวเตอร์]. ดุษิต ภัทรนิธิคุณ (ผู้ผลิต), 2009.

[17] ANSYS, Inc. ANSYS Workbench Academic Research ,Release 12 [Computer Program]. 2010.

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

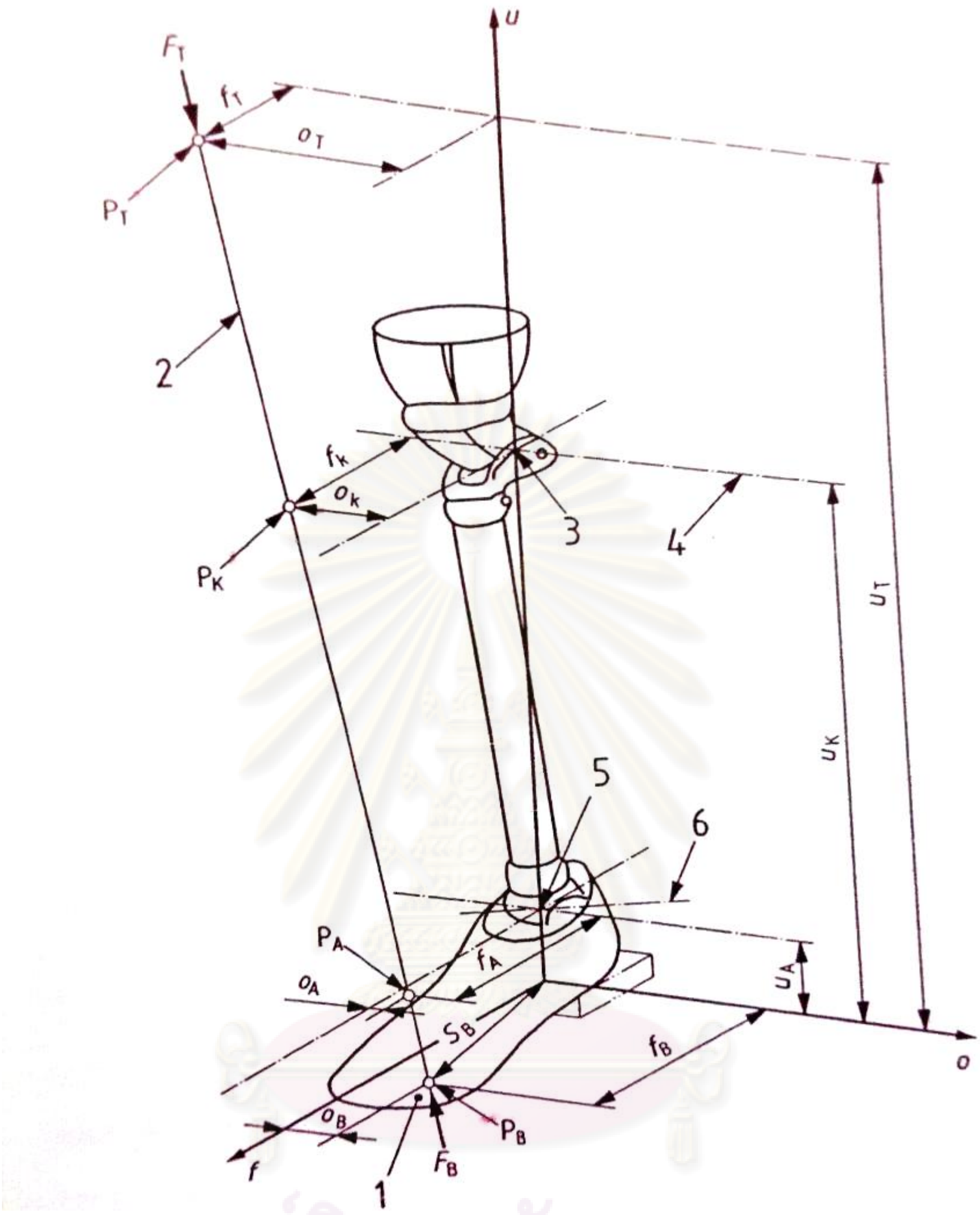
ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

แนวแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูป ก.1 การกำหนดทิศที่ออกแรงกระทำต่อกลไกข้อเข่าเทียมในการทดสอบความแข็งแรง

การกำหนดแนวแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 กำหนดไว้ จะกำหนดโดยอ้างอิงจาก รูป ก.1 โดยที่ตัวแปรหลักที่ใช้ในการกำหนดทิศจะกำหนดโดยการตั้งแกน f o u และจุดกำเนิดของพิกัดคือจุด 3 ในรูป ก.1 และให้เส้นหมายเลข 4 ในรูปเป็นเส้นที่ลากผ่านจุด ICZV ของกลไก และเพื่อกำหนดทิศของแนวแรงจะใช้ตัวแปรสำหรับจังหวะ Heel strike และ จังหวะ Toe off ทั้งหมด 6 ตัวในแต่ละจังหวะก็จะได้แนวแรงในสามมิติที่กระทำต่อกลไกเข่าเทียมดังตาราง ก.1

ตาราง ก.1 ค่าตัวแปรหลักที่ใช้ในการกำหนดทิศแนวแรงตามมาตรฐาน ISO 10328:2006

Offset	Plane	f axis (mm)	o axis (mm)	u axis (mm)
Heel strike	Top	82	-79	150
	Knee	52	-50	0
Toe off	Top	55	-40	150
	Knee	72	-35	0

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายสมพงษ์ เจริญบูลย์วิวัฒน์ เกิดเมื่อวันที่ 19 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2530 ที่กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2550 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2551

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย