การออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถงอข้อเข่าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้น

นายจิรณัฐ มานุ้ย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย
The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2560
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Design and fabrication of hydraulic prosthetic knee with knee flexion in stance phase

Mr. Jiranut Manui

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

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 2017
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถงอข้อเข่าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้น
โดย	นายจิรณัฐ มานุ้ย
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(รองศาสตราจารย์ ดร. สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....ประธานกรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วิทยา วัณณสุโภประสิทธิ์)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร. รัชทิน จันทร์เจริญ)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ดร. ไชยณรงค์ จักรธรานนท์)

จิรณัฐ มานุ้ย : การออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถงอข้อเข่าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้น (Design and fabrication of hydraulic prosthetic knee with knee flexion in stance phase) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ. ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, 96 หน้า.

ปัจจุบันผู้พิการขาขาดเหนือเข่าในประเทศไทยมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับในอดีต ข้อเข่าเทียมจึงกลายมาเป็นอุปกรณ์สำคัญที่จะช่วยให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น เมื่อพิจารณาข้อเข่าเทียมที่อยู่ในท้องตลาดพบว่า ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกเป็นข้อเข่าเทียมที่เหมาะที่สุดสำหรับผู้พิการขาขาดในประเทศไทย อย่างไรก็ตามข้อเข่าเทียมแบบนี้ต้องนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งทำให้ผู้พิการเข้าถึงข้อเข่าเทียมนี้ได้ยาก ปัญหาที่พบอีกอย่างคือข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดมีการงอข้อเข่าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นไม่เพียงพอ (0-4 °) งานวิจัยนี้จึงมีเป้าหมายที่จะออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถงอข้อเข่าได้เหมาะสมที่ความเร็วต่าง ๆ และสามารถงอข้อเข่าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้ ในการออกแบบเราจะใช้กลไกแบบใหม่ที่สามารถรับข้อมูลการเดิน 2 อย่างในการทำงาน ซึ่งข้อมูลนี้คือแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าแข้ง และโมเมนต์รอบแกนหมุนที่ออกแบบ การออกแบบจะเริ่มจากการออกแบบระบบไฮดรอลิกที่ใช้สำหรับปรับมุมงอข่อเข่าช่วงเท้ายกขึ้นจากพื้น จากนั้นจึงออกแบบระบบล็อกข้อเข่าที่ใช้ป้องกันการงอข้อเข่าในช่วงเท้าสัมผัสพื้น หลังจากนั้นจึงตรวจสอบการทำงานด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ และทดสอบความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธี FEM ตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 สุดท้ายจะทำการผลิตข้อเข่าเทียมขึ้นมาเพื่อทดสอบการใช้งานจริง จากผลการทดสอบพบว่าข้อเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ออกแบบสามารถงอข้อเข่าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้ 5-10 ° ซึ่งมากกว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด และสามารถปรับมุมงอข้อเข่าให้เหมาะสมกับความเร็วที่ใช้เดินได้โดยมีอัตราการเปลี่ยนมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วงเท้ายกขึ้นจากพื้นอยู่ที่ 27.5 °/(m/s) ซึ่งอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้มีค่าอยู่ในช่วงที่ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์สามารถทำได้ (3.5-28.1 °/(m/s)) นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบยังมีความแข็งแรงเพียงพอสำหรับผู้พิการที่มีน้ำหนักไม่เกิน 80 kg

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาควิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อนิสิต	....
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก	....
ปีการศึกษา	2560	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม	....

5770138521 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING
KEYWORDS: HYDRAULIC PROSTHETIC KNEE / STANCE FLEXION / MECHANICAL SENSOR

JIRANUT MANUI: Design and fabrication of hydraulic prosthetic knee with knee flexion in stance phase. ADVISOR: ASST. PROF.PAIRAT TANGPORNPRASERT, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. CHANYAPHAN VIRULSRI, Ph.D., 96 pp.

Presently, the number of transfermoral amputees in Thailand has tended to increase continuously a year. So, the prosthetic knees become the important devices to improve the quality of life in these amputees. In commercial prosthetic knees, a hydraulic prosthetic knee is the most suitable for amputees in Thailand. However, this prosthetic knee must be imported from abroad which leads to limited access for amputees. Another problem is that commercial hydraulic prosthetic knee cannot flex enough in stance phase (0-4 °). This research objective is to design a hydraulic prosthetic knee that can flex suitably at difference speed and can flex in stance phase. In design, we used the new mechanism that require 2 walking data to perform. These are the ground reaction force in line with the shank and the moment about the design axis. The design began at the hydraulic system which was used to adjust knee angle in swing phase. Then, we designed the knee lock system which was used to lock the prosthetic knee in stance phase. After that, we validated the performance by using computer program and verified the strength of the prosthetic knee with FEM by following ISO 10328: 2006. Finally, we manufactured the prosthetic knee to test the performance. The result show that the designed hydraulic prosthetic knee can flex knee joint in stance phase at 5-10 ° that more than commercial hydraulic prosthetic knee and can adjust a knee angle to be suitable at different speed that the rate of maximum knee angle in swing phase is 27.5 °/(m/s). This rate is in the range that microprocessor knee can establish (3.5-28.1 °/(m/s)). Moreover, the designed prosthetic knee is also enough strength for an amputee who weight does not exceed 80 kg.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Department:	Mechanical Engineering	Student's Signature	....
Field of Study:	Mechanical Engineering	Advisor's Signature	....
Academic Year:	2017	Co-Advisor's Signature	....

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และผศ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม สำหรับความอนุเคราะห์ และการสนับสนุนในการทำวิจัยจนสำเร็จด้วยดี ขอขอบคุณอาจารย์ทั้ง 2 ท่านในความเมตตากรุณาที่มีให้ต่อข้าพเจ้า ทั้งในด้านวิชาการ และด้านการดำเนินชีวิต ขอขอบคุณอาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ให้แก่ข้าพเจ้า ขอขอบคุณรุ่นพี่ เพื่อน และรุ่นน้องทุก ๆ คนที่มีส่วนร่วมในการทำวิจัยนี้ และสุดท้ายขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้การสนับสนุนการศึกษา และการวิจัยให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ข้าพเจ้าหวังเป็นอย่างยิ่งว่างานวิจัยของข้าพเจ้าจะเป็นส่วนสำคัญในการพัฒนาประเทศทั้งทางด้านวิชาการ และด้านคุณภาพของผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย...ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ...จ

กิตติกรรมประกาศ...ฉ

สารบัญ...ช

สารบัญรูป...ญ

สารบัญตาราง...ฒ

บทที่ 1 บทนำ...1

1.1 ที่มาและความสำคัญ...1

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย...3

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย...3

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน...3

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ...3

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และปริทัศน์วรรณกรรม...4

2.1 การเดิน...4

2.1.1 วงจรการเดิน...4

2.1.2 ความสำคัญของการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase...8

2.2 ผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า...9

2.3 ขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า...10

2.3.1 ข้อเข่าเทียม...11

2.3.2 การควบคุมช่วง Stance phase ด้วยระบบไฮดรอลิก...17

2.3.3 การควบคุมช่วง Swing phase ด้วยระบบไฮดรอลิก...19

2.3.4 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด...25

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

หน้า

2.3.5 ข้อเข่าเทียมในงานวิจัยที่น่าสนใจ 28
2.4 การทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียม 29
2.5 สรุปงานปริทัศน์วรรณกรรม..30
บทที่ 3 แนวคิดการออกแบบข้อเข่าเทียม และการออกแบบเบื้องต้น 31
3.1 แนวคิดในการออกแบบข้อเข่าเทียม..31
3.1.1 แนวคิดในการออกแบบโครงสร้าง..31
3.1.2 แนวคิดในการออกแบบระบบไฮดรอลิก..32
3.1.3 แนวคิดในการออกแบบระบบล็อกข้อเข่า..35
3.1.4 ข้อกำหนดในการออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก 38
3.2 การออกแบบเบื้องต้น 39
3.2.1 การออกแบบระบบไฮดรอลิก 39
3.2.2 การออกแบบระบบล็อกข้อเข่า 43
3.3 สรุปผลการออกแบบเบื้องต้น..45
บทที่ 4 การออกแบบ และผลิตข้อเข่าเทียม..46
4.1 การปรับปรุงแก้ไขข้อเข่าเทียม..46
4.1.1 การปรับปรุงแก้ไขระบบไฮดรอลิก 46
4.1.2 การปรับปรุงแก้ไขระบบล็อกข้อเข่า..48
4.2 การออกแบบสปริงเพื่อใช้ในระบบล็อกข้อเข่า..52
4.3 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม..54
4.4 การออกแบบชิ้นส่วนอื่น ๆ ในข้อเข่าเทียม..60
4.5 การผลิต และประกอบข้อเข่าเทียม 61
4.6 การปรับปรุงแก้ไขข้อผิดพลาดหลังการประกอบข้อเข่าเทียม..64
4.7 สรุปผลการออกแบบ และผลิตข้อเข่าเทียม 69

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

หน้า

บทที่ 5 การทดสอบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก.....70
5.1 การทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม.....70
5.2 การทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียมตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธี FEM.....75
5.2.1 การทดสอบพิสูจน์สถิต.....79
5.2.2 การทดสอบวัฏจักร.....80
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....83
6.1 สรุปผลการวิจัย.....83
6.2 ข้อเสนอแนะ.....83
รายการอ้างอิง.....85
ภาคผนวก ก อุปกรณ์ภายในข้อเข่าเทียม และอุปกรณ์เสริม.....91
ภาคผนวก ข แนวแรง และขนาดแรงตามมาตรฐาน ISO 10328: 2006.....94
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....96

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 ระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์ [15] 4

รูปที่ 2.2 ช่วงเวลา และจังหวะที่เกิดขึ้นในวงจรการเดิน [15] 5

รูปที่ 2.3 กราฟมุมงอข้อเข่าในวงจรการเดิน [18] 6

รูปที่ 2.4 กราฟ GRF ในวงจรการเดิน [15] 7

รูปที่ 2.5 กราฟโมเมนต์ข้อเข่าในวงจรการเดิน [18] 8

รูปที่ 2.6 กราฟมุมงอข้อเข่าของข้อเข่าจริง และข้อเข่าเทียม [21] 9

รูปที่ 2.7 รูปแบบความพิการของผู้พิการขาขาด [24] 10

รูปที่ 2.8 ส่วนประกอบของขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า [25] 11

รูปที่ 2.9 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมแกนหมุนเดี่ยว [27] 12

รูปที่ 2.10 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมหลายแกนหมุน [27] 13

รูปที่ 2.11 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยมือ [2] 13

รูปที่ 2.12 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก [2] 14

รูปที่ 2.13 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ [30] 16

รูปที่ 2.14 วิธีเลือกการควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase [4] 17

รูปที่ 2.15 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ในงานวิจัยของ Julius Thiele และคณะด้านซ้ายคือข้อเข่าเทียม และด้านขวาคือข้อเข่าจริง [33] 20

รูปที่ 2.16 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ในงานวิจัยของ Malte Bellmann และคณะ [34] 20

รูปที่ 2.17 วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A [35] 21

รูปที่ 2.18 วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee [5] 23

รูปที่ 2.19 วงจรไฮดรอลิกใน 3R80 [36] 24

รูปที่ 2.20 วงจรไฮดรอลิกของ C-leg [33] 25

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 2.21 ข้อเข่าเทียม 3R60 [37] 26
รูปที่ 2.22 ข้อเข่าเทียม 3R80 [38] 26
รูปที่ 2.23 ข้อเข่าเทียม 3R95 [39] 27
รูปที่ 2.24 ข้อเข่าเทียม Mauch knee [40] 28
รูปที่ 2.25 ขอบเขต GRF ที่ใช้ปลดล็อกข้อเข่าเทียม SASPL [25] 28
รูปที่ 2.26 ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม SASPL knee [26] 29
รูปที่ 3.1 โครงสร้างของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบ 31
รูปที่ 3.2 วงจรไฮดรอลิกทั่วไปที่ใช้ในข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก 33
รูปที่ 3.3 ทิศทางการไหลของน้ำมันขณะงอ และยืดขอเข่า 34
รูปที่ 3.4 ข้อเข่าเทียมในงานวิจัยเรื่องการออกแบบ และสร้างเข่าเทียม 34
รูปที่ 3.5 วาล์วกันกลับในท้องตลาดที่นำมาใช้ในการออกแบบ [44] 35
รูปที่ 3.6 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กที่ความเร็วทั่วไปที่ใช้ในการออกแบบ 36
รูปที่ 3.7 กราฟ GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบ 37
รูปที่ 3.8 GRF ในแนวหน้าแข้ง เส้นประระบุตำแหน่งที่ 4% ของวงจรการเดิน 38
รูปที่ 3.9 Control moment เส้นประระบุตำแหน่งที่ 39% ของวงจรการเดิน 38
รูปที่ 3.10 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาที่เกิดบริเวณต้นขาทั้งคนทั่วไป และผู้พิการ 40
รูปที่ 3.11 แรง และความดันที่เกิดขึ้นในกระบอกไฮดรอลิก 40
รูปที่ 3.12 การออกแบบกระบอกไฮดรอลิกในโปรแกรม CATIA 41
รูปที่ 3.13 ส่วนประกอบภายในระบบไฮดรอลิก 42
รูปที่ 3.14 ระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบเบื้องต้น 43
รูปที่ 3.15 ผลการออกแบบด้วยโปรแกรม ANSYS ด้านบน 44
รูปที่ 3.16 กลไกล็อกข้อเข่าที่ผลิตแล้ว 44
รูปที่ 4.1 กระบอกไฮดรอลิกที่ปรับปรุงให้แนวของกระบอกไฮดรอลิก วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และถังสะสมความดันตรงกัน 46

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 4.2 ระบบไฮดรอลิกใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว 47

รูปที่ 4.3 การเปรียบเทียบสปริงที่มี Preload กับไม่มี Preload 48

รูปที่ 4.4 Disc spring ที่ใช้ในระบบล็อกข้อเข่า [45] 48

รูปที่ 4.5 ระบบล็อกข้อเข่าที่ออกแบบเพิ่มจากระบบต้นแบบ 49

รูปที่ 4.6 ระบบล็อกข้อเข่าที่สภาวะทั่วไป 50

รูปที่ 4.7 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด 50

รูปที่ 4.8 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ถึงค่าที่กำหนด 51

รูปที่ 4.9 ระบบล็อกข้อเข่าใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว 51

รูปที่ 4.10 ช่องติดตั้งสปริงในระบบสร้างล็อกข้อเข่า 52

รูปที่ 4.11 การเปลี่ยนค่าความแข็งของ Disc spring [45] 53

รูปที่ 4.12 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมโดยใช้โปรแกรม MATLAB 54

รูปที่ 4.13 กราฟแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป 55

รูปที่ 4.14 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อนปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และใส่ระบบสล็อกข้อเข่า 55

รูปที่ 4.15 กราฟสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป 56

รูปที่ 4.16 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังใส่ระบบล็อกข้อเข่า..56

รูปที่ 4.17 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังปรับ วาล์วควบคุมอัตราการไหล 57

รูปที่ 4.18 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของเด็ก 58

รูปที่ 4.19 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของผู้ใหญ่ 58

รูปที่ 4.20 กราฟ GRF ที่ความเร็วแตกต่างกัน [2] 59

รูปที่ 4.21 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างมุมงอข้อเข่ามากสุด และโมเมนต์สูงสุดในช่วง Swing phase ของเด็ก และผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 kg 59

รูปที่ 4.22 เคสของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก 60

รูปที่ 4.23 หัวต่อต้นขา.....60
รูปที่ 4.24 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบเรียบร้อยแล้ว.....61
รูปที่ 4.25 เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST.....62
รูปที่ 4.26 ตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC.....62
รูปที่ 4.27 ขั้นตอนการดูดอากาศด้วยเครื่อง Vacuum.....63
รูปที่ 4.28 ขั้นตอนการเติมน้ำมันเข้าไปในระบบไฮดรอลิก.....63
รูปที่ 4.29 แผ่นหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment.....64
รูปที่ 4.30 ลูกสูบถังสะสมความดันที่ออกแบบใหม่.....64
รูปที่ 4.31 ระบบไฮดรอลิกที่แก้ไขเรียบร้อยแล้ว.....65
รูปที่ 4.32 ทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล.....65
รูปที่ 4.33 สปริงสำหรับดันข้อเข่าเทียมให้กลับมาตึง.....66
รูปที่ 4.34 อัตราการทดแรงในกลไกลูกเบี้ยวแบบเก่า.....67
รูปที่ 4.35 การแก้ไขชิ้นส่วนในระบบล็อกข้อเข่า.....67
รูปที่ 4.36 เครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6.....68
รูปที่ 4.37 การตั้งชิ้นงาน 3 ท่าสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวด้วยเครื่อง CMM.....68
รูปที่ 4.38 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ประกอบเรียบร้อยแล้ว.....69
รูปที่ 5.1 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase.....70
รูปที่ 5.2 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในท่ายืนขาเดียว.....71
รูปที่ 5.3 การทดสอบการปลดล็อกในช่วงท้ายของ Stance phase.....71
รูปที่ 5.4 การทดสอบข้อเข่าด้วยการใช้งานจริง.....72
รูปที่ 5.5 ตำแหน่ง Marker ที่ใช้ทดสอบด้วยโปรแกรม Tracker.....72
รูปที่ 5.6 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.66 m/s.....73
รูปที่ 5.7 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.71 m/s.....73
รูปที่ 5.8 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.87 m/s.....74

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 5.9 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ 74

รูปที่ 5.10 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ 75

รูปที่ 5.11 การตั้งชิ้นงานข้อเข่าเทียมสำหรับทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 76

รูปที่ 5.12 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike.................................77

รูปที่ 5.13 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike.................................77

รูปที่ 5.14 ค่า Element quality และ Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ในท่า Heel strike.78

รูปที่ 5.15 ค่า Element quality และ Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ในท่า Toe off.......78

รูปที่ 5.16 ผลทดสอบพิสูจน์สถิตของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ด้วยโปรแกรม ANSYS.....79

รูปที่ 5.17 ผลทดสอบพิสูจน์สถิตของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ด้วยโปรแกรม ANSYS...........79

รูปที่ 5.18 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS 80

รูปที่ 5.19 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS 80

รูปที่ 5.20 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS 81

รูปที่ 5.21 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS 81

รูปที่ ก.1 รายละเอียดวาล์วกันกลับที่ใช้ในระบบไฮดรอลิก 91

รูปที่ ก.2 อุปกรณ์ติดตั้งวาล์วกันกลับ 92

รูปที่ ก.3 อุปกรณ์ปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล 92

รูปที่ ก.4 รายละเอียด Disc spring ที่ใช้ในถังสะสมความดัน และระบบล็อกข้อเข่า..................93

รูปที่ ข.1 การตั้งข้อเข่าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328: 2006..94

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญตาราง

ตารางที่ 3.1 ความเร็วที่ใช้ในการเดินของเด็ก และผู้ใหญ่ในงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ 35

ตารางที่ 4.1 พารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิก 47

ตารางที่ 4.2 ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบสปริง 53

ตารางที่ 5.1 คุณสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ 76

ตารางที่ 5.2 สรุปผลการทดสอบพิสูจน์สถิตในท่า Heel strike และท่า Toe off 80

ตารางที่ 5.3 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Heel strike 82

ตารางที่ 5.4 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Toe off 82

ตารางที่ ข.1 ตำแหน่งที่ใส่แรงสำหรับการทดสอบระดับ P4 ในท่า Heel strike และท่า Toe off 95

ตารางที่ ข.2 ขนาดของแรงสำหรับการทดสอบระดับ P4 ในท่า Heel strike และท่า Toe off .95

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

จากสถิติจำนวนผู้พิการที่มีลักษณะความบกพร่อง จำแนกตามลักษณะความบกพร่อง กลุ่มอายุ เพศ และเขตการปกครอง ทั่วราชอาณาจักร พ.ศ. 2555 โดยสำนักงานสถิติแห่งชาติพบว่าในปัจจุบันประเทศไทยมีจำนวนผู้พิการขาขาดสูงถึง 24,798 คน และผู้พิการส่วนใหญ่อยู่ในช่วงอายุ 25-59 ปี คิดเป็นจำนวน 14,274 คน หรือประมาณ 58% ของจำนวนผู้พิการขาขาดทั้งหมด [1] ผู้พิการในช่วงอายุนี้เป็นกลุ่มที่ร่างกายยังคงมีพลังงานหลงเหลืออยู่ จึงทำให้มีการทำกิจกรรมที่ค่อนข้างหลากหลาย เช่น การเดิน การวิ่ง เป็นต้น และแต่ละกิจกรรมก็จะมีลักษณะการเคลื่อนไหว หรือความเร็วที่แตกต่างกัน ทำให้ผู้พิการกลุ่มนี้ต้องการข้อเข่าเทียมที่สามารถปรับการทำงานได้เหมาะสมที่ความเร็วต่าง ๆ จากหนังสือของ Randall L. Braddom กล่าวว่าผู้พิการกลุ่มนี้สามารถจัดตามระดับความสามารถของผู้พิการ หรือ K-level ไว้ที่ระดับ K3-4 ซึ่งเป็นระดับสูงสุด โดยยิ่งระดับสูงผู้พิการก็จะมีการทำกิจกรรมที่หนัก อยู่ในสภาพแวดล้อมที่หลากหลายมากขึ้น [2] และจากงานวิจัยของ Dylan Borrenpohl ทำให้ทราบว่าผู้พิการกลุ่มนี้เหมาะกับข้อเข่าเทียมที่ควบคุมด้วยของไหล [3]

ข้อเข่าเทียมที่ควบคุมด้วยของไหลมี 2 แบบคือข้อเข่าเทียมระบบนิวเมติก และข้อเข่าเทียมไฮดรอลิก ซึ่งความแตกต่างของทั้งสองแบบนี้อยู่ที่ตัวกลางของของไหลที่ใช้งาน ข้อเข่าเทียมนิวเมติกจะใช้อากาศเป็นตัวกลางทำให้ไม่สามารถป้องกันการงอข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นได้ จำเป็นต้องมีกลไกอย่างอื่นเข้ามาทดแทน นอกจากนี้ระบบนิวเมติกสามารถปรับความเร็วได้ในช่วงแคบ ๆ จึงยังไม่เหมาะสมกับผู้พิการที่มีกิจกรรมหนักเท่าที่ควร อย่างไรก็ตามข้อเข่าเทียมระบบนิวเมติกนี้มีข้อดีคือการทำงานที่ค่อนข้างคงที่เมื่ออุณหภูมิการใช้เปลี่ยนไป [4] และมีน้ำหนักเบา ข้อเข่าเทียมอีกแบบคือข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ใช้น้ำมันเป็นตัวกลางในการทำงานจึงทำให้ข้อเข่าเทียมประเภทนี้ป้องกันการงอข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นได้ด้วยตัวเอง [5] และยังสามารถปรับความเร็วในช่วงกว้าง ๆ ได้ แต่ข้อเสียของข้อเข่าเทียมนี้คือน้ำมันจะมีคุณสมบัติเปลี่ยนไปเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยน จึงทำให้ข้อเข่าเทียมมีทำงานที่เปลี่ยนแปลงไปค่อนข้างมาก [6]อย่างไรก็ตามปัญหานี้สามารถแก้ได้โดยการใช้น้ำมันซิลิโคนที่มีราคาค่อนข้างแพง นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกจะมีน้ำหนักมาก และราคาแพงกว่าเมื่อเทียบกับข้อ

เข่าเทียมระบบนิวเมติก [7] นอกเหนือจากข้อเข่าเทียมที่ได้กล่าวไปแล้วยังมีข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่ยังสามารถปรับความเร็วได้โดยส่วนใหญ่จะทำงานคู่กับระบบไฮดรอลิก ซึ่งข้อเข่าเทียมรูปแบบนี้จะมีการเดินที่เป็นธรรมชาติมากกว่า ทำกิจกรรมได้มากขึ้น [4, 8] สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินน้อยลง [9] สะดุดล้มยาก [10] และมีความคุ้มค่าในการลงทุนที่ดีกว่า [11] แต่ข้อเสียคือต้องการพลังงานจากภายนอกมาใช้ในการทำงาน มีราคาที่สูงมาก ต้องการการดูแลมาก และไม่เหมาะกับการใช้งานในสภาพแวดล้อมที่มีน้ำหรือฝุ่น [2] จากที่กล่าวมาแล้วแสดงให้เห็นว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกเป็นข้อเข่าเทียมที่ควบคุมด้วยของไหลที่เหมาะสมกับผู้พิการในประเทศไทยมากที่สุด เนื่องจากข้อเข่าเทียมนี้สามารถสร้างเสถียรภาพ (ล็อกข้อเข่า) ให้แก่ผู้พิการได้ และทำงานได้โดยไม่ต้องใช้พลังงานจากภายนอก

อย่างไรก็ตามปัจจุบันข้อเข่าเทียมในประเทศไทยที่สามารถใช้งานได้มีอยู่ 2 ประเภท ประเภทแรกคือข้อเข่าเทียมแกนหมุนเดี่ยวแรงเสียดทานคงที่ซึ่งขาดความสามารถในการล็อกข้อเข่า ผู้พิการจำเป็นต้องใช้กล้ามเนื้อเพื่อป้องกันการงอข้อเข่าด้วยตนเอง จึงส่งผลให้มีโอกาสหกล้มได้ง่าย และใช้พลังงานในการเดินมาก นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมประเภทนี้ยังไม่สามารถปรับความเร็วในการเดินได้ จึงทำให้ไม่เหมาะสมกับผู้พิการในประเทศไทยมากนัก ประเภทที่สองคือข้อเข่าเทียมหลายแกนหมุนแรงเสียดทานคงที่ซึ่งป้องกันการงอในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้ดี เหมาะกับผู้พิการที่กล้ามเนื้ออ่อนแรง หรือขาขาดสองข้าง แต่ยังไม่เหมาะกับผู้พิการที่ทำกิจกรรมหนัก เนื่องจากไม่สามารถปรับความเร็วได้ จะเห็นได้ว่าข้อเข่าเทียมทั้ง 2 ประเภทยังไม่สามารถตอบสนองต่อความต้องการในการทำกิจกรรมที่หลากหลายได้ ปัจจุบันได้มีงานวิจัยของศ. ดร.ชิต เหล่าวัฒนาที่กำลังพัฒนาข้อเข่าที่สามารถปรับความเร็วได้โดยใช้ระบบคอมพิวเตอร์ในการทำงาน แต่ยังไม่สามารถนำมาใช้งานได้เนื่องจากอยู่ในระหว่างทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม [12]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ปัญหาสำคัญอีกหนึ่งอย่างคือเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดไม่สามารถสร้างมุมงอข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นได้เหมาะสม ซึ่งการงอข้อเข่าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นนี้จะช่วยให้ปลายเท้าสัมผัสพื้นได้เร็วขึ้น ลดการกระแทกในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น [13] และลดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายซึ่งส่งผลให้ร่างกายใช้พลังงานในขณะเดินน้อยลงประมาณ 25% เมื่อขาดปัจจัยนี้จึงทำให้ผู้พิการไม่สามารถเดินได้เป็นธรรมชาติ เหนื่อยง่าย และไม่สามารถเดินได้เป็นระยะเวลานาน [9, 14-17]

จากที่ได้กล่าวมาทั้งหมดจะเห็นว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถงอข้อเข่าได้ในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นเป็นข้อเข่าเทียมที่เหมาะสำหรับผู้พิการในประเทศไทยมากที่สุด เนื่องจากเป็นข้อเข่าเทียมที่มีการทำงานครอบคลุมกับกิจกรรมของผู้พิการดังกล่าว หากออกแบบให้ข้อเข่าเทียมทำงานได้ครบถ้วนก็จะส่งผลให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิต และสุขภาพจิตที่ดีมากขึ้น สามารถอยู่ในสังคมได้โดยไม่รู้สึกว่าตนเองแตกต่างจากผู้อื่น

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1 ออกแบบ และผลิตข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถควบคุมมุมงอข้อเข่าให้เหมาะสมที่ความเร็วต่าง ๆ ได้
2 ข้อเข่าเทียมสามารถงอในช่วง stance phase โดยไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1 ข้อเข่าเทียมไม่ได้นำระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง
2 ข้อเข่าเทียมสามารถเคลื่อนที่ได้ใน Sagittal plane เท่านั้น
3 ข้อเข่าเทียมสามารถผ่านการทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1 ศึกษากายวิภาคที่เกี่ยวข้องกับวงจรการเดินของมนุษย์
2 ศึกษาข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่มีอยู่ในปัจจุบัน
3 ออกแบบระบบไฮดรอลิก และระบบล็อกข้อเข่า
4 ทดสอบข้อเข่าเทียมตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธี FEM
5 ผลิต และทดสอบชิ้นงานที่ได้ออกแบบ
6 ปรับปรุงแก้ไขข้อเข่าเทียมจากข้อผิดพลาดต่าง ๆ
7 สรุปผลการดำเนินงาน

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

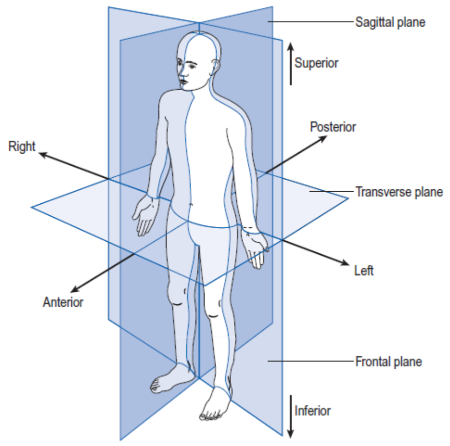
1 ข้อเข่าเทียมสามารถปรับมุมงอข้อเข่าให้เหมาะสมกับกิจกรรมต่าง ๆ
2 ลดการใช้พลังงานในขณะที่เดิน ผู้พิการสามารถเดินได้เป็นเวลานาน
3 หากสามารถผลิตได้ในราคาถูกจะช่วยลดการนำเข้าจากต่างประเทศ และเข้าถึงผู้พิการได้มากขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 2
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และปริทัศน์วรรณกรรม

2.1 การเดิน

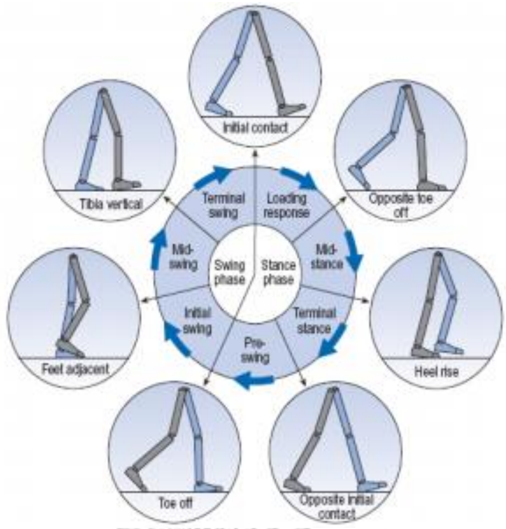
การเดินเป็นพฤติกรรมการเคลื่อนที่โดยใช้ขาทั้งสองข้างรูปแบบหนึ่งที่ใช้งานบ่อยที่สุดในชีวิตประจำวัน เมื่อสูญเสียขาไปจะทำให้ไม่สามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติ ผู้ที่สูญเสียขาไปจึงจำเป็นต้องใส่ขาเทียมเพื่อให้สามารถกลับมาเดินได้อีกครั้ง การออกแบบขาเทียมให้มีการทำงานคล้ายคลึงกับขาจริงจึงต้องเริ่มจากการศึกษาพฤติกรรมการเดินเป็นอันดับแรก โดยการเคลื่อนที่ของข้อเข่าจะอยู่บนระนาบ Sagittal เป็นส่วนใหญ่นั่นเอง รูปที่ 2.1 แสดงระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์



รูปที่ 2.1 ระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์ [15]

2.1.1 วงจรการเดิน

วงจรการเดินคือช่วงเวลาที่ใช้ในการเดินครบ 1 รอบ โดยจะเริ่มเมื่อเท้าสัมผัสพื้น และสิ้นสุดเมื่อเท้าข้างเดิมสัมผัสพื้นอีกครั้ง ดังรูปที่ 2.2 วงจรการเดินแบ่งได้เป็น 2 ส่วนหลัก ๆ คือช่วง Stance phase เป็นช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น หรือประมาณ 0-60% ของวงจรการเดิน และช่วง Swing phase เป็นช่วงที่เท้ายกขึ้นจากพื้น หรือประมาณ 60-100% ของวงจรการเดิน โดยช่วงเวลา Stance phase และ Swing phase ของแต่ละบุคคลอาจไม่เท่ากัน นอกจากนี้ความเร็วที่ใช้ในการเดินก็มีผลต่อช่วงเวลาที่เกิดขึ้นด้วย หากเดินเร็วช่วง Stance phase จะลดลง ขณะที่ช่วง Swing phase จะเพิ่มขึ้น [15]



รูปที่ 2.2 ช่วงเวลา และจังหวะที่เกิดขึ้นในวงจรการเดิน [15]

ช่วงเวลาของวงจรการเดินจะแบ่งตามจังหวะที่เกิดขึ้น โดยช่วงเวลาดังกล่าวสามารถแบ่งได้เป็น 7 ช่วงดังนี้

1. Loading response

   เป็นช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นถึงจังหวะที่เท้าตั้งฉากกับพื้น น้ำหนักจะถ่ายเทจากขาอีกข้างหนึ่งมาสู่ขาอีกข้างหนึ่งที่สัมผัสพื้น ข้อเข่าจะงอเล็กน้อยเพื่อทำหน้าที่รองรับน้ำหนัก [15] และรักษาตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเพื่อไม่ให้มีการเคลื่อนที่มากเกินไป เพราะจะทำให้ใช้พลังงานในการเดินมาก [14-17] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2. Mid-stance

   เป็นช่วงที่เท้าตั้งฉากกับพื้นถึงจังหวะที่ส้นเท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้น ข้อเข่าเริ่มยืดออกเพื่อยกตัวขึ้นทำให้ขาอีกข้างสามารถแกว่งได้ง่าย ช่วงเวลานี้เป็นช่วงที่ต้องการความมีเสถียรภาพสูง (ข้อเข่าต้องไม่งอ) เนื่องจากมีขาสัมผัสพื้นแค่ข้างเดียว [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

3. Terminal stance

   เป็นช่วงที่ส้นเท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้นถึงจังหวะที่เท้าอีกข้างเริ่มสัมผัสพื้น ข้อเข่ายังคงยืดอยู่เพื่อรักษาความมีเสถียรภาพไว้ไม่ให้ล้มลง ลักษณะจะคล้ายกับช่วง Mid-stance ในช่วงท้าย [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

4. Pre-swing

    เป็นช่วงที่เท้าอีกข้างเริ่มสัมผัสพื้นถึงจังหวะที่เท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้น ช่วงนี้เป็นช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างสัมผัสพื้น ข้อเข่าเริ่มมีการงอเพื่อเข้าสู่ช่วง Swing phase [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

5. Initial swing

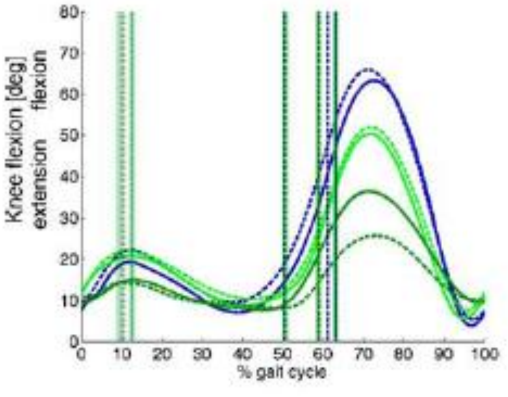
    เป็นช่วงที่เท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้นถึงจังหวะที่เท้าทั้ง 2 ข้างเคลื่อนที่เข้าใกล้กัน ข้อเข่าในช่วงนี้จะมีความเร่งมากเพื่อให้สามารถงอ และเคลื่อนที่ไปข้างหน้าได้ มุมงอของข้อเข่าที่มากที่สุดจะเกิดขึ้นในช่วงนี้ [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

6. Mid-swing

    เป็นช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างเคลื่อนที่เข้าใกล้กันถึงจังหวะที่หน้าแข้งตั้งฉากกับพื้น ข้อเข่าจะเริ่มเปลี่ยนจากความเร่งเป็นความหน่วง [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

7. Terminal swing

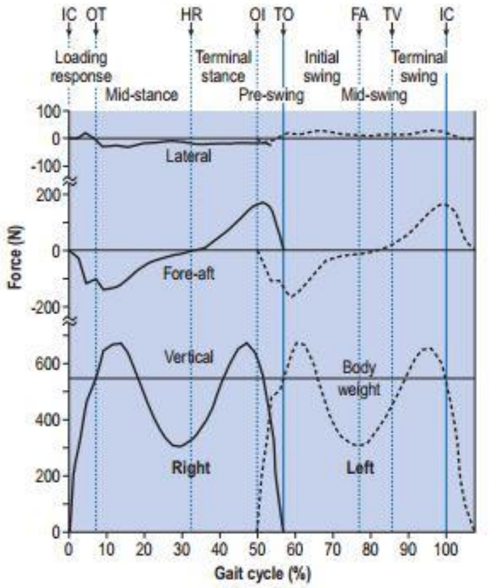
    เป็นช่วงที่หน้าแข้งตั้งฉากกับพื้นถึงจังหวะที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นอีกครั้ง ข้อเข่าจะมีความหน่วงมากเพื่อให้ข้อเข่าสามารถยืดได้โดยไม่กระแทก [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 กราฟมุมงอข้อเข่าในวงจรการเดิน [18]

แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force, GRF) เป็นแรงที่เกิดขึ้นจากการลงน้ำหนักไปที่เท้า จากรูปที่ 2.4 จะเห็นว่าในทิศตั้งฉากกับพื้นโลกช่วงแรก GRF จะมีค่ามาก

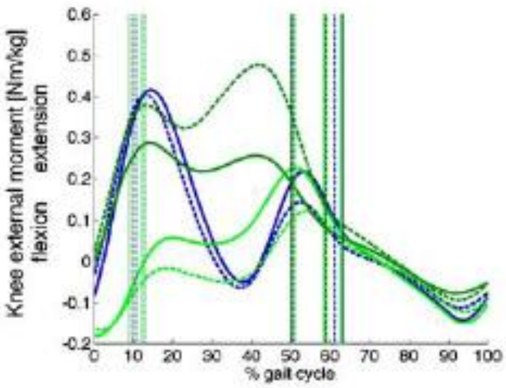
เนื่องจากรับแรงกระแทกตอนเท้าเริ่มสัมผัสพื้น จากนั้น GRF จะลดลงน้อยกว่าน้ำหนักคนเพราะร่างกายยกตัวขึ้นเพื่อรักษาระดับของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายจึงเกิดแรงยก จากนั้น GRF จะเพิ่มมากขึ้นเพราะออกแรงถีบพื้นเพื่อส่งขาให้ลอยขึ้น จะเห็นว่า GRF สามารถบอกการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้ระดับหนึ่ง หากแกว่งเยอะแสดงว่ามีการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายมาก ประสิทธิภาพการเดินจะไม่ดี ส่วน GRF ในทิศหน้าหลังช่วงแรกจะไปด้านหลังจากการรับแรงกระแทก จากนั้นจะเปลี่ยนไปด้านหน้าจากการออกแรงส่งขาให้ลอยขึ้น



รูปที่ 2.4 กราฟ GRF ในวงจรการเดิน [15]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

โมเมนต์ข้อเข่าเป็นโมเมนต์ที่ขอเข่าสร้างขึ้นเพื่อใช้ในการเดิน โมเมนต์นี้เกิดจากมาจาก 2 ส่วนคือ ส่วนที่ใช้ต้าน GRF เพื่อป้องกันการงอข้อเข่า และอีกส่วนคือเกิดจาก Inertia ของจากการแกว่งขา จะเห็นว่าในช่วง Stance phase โมเมนต์ข้อเข่าจะเกิดจาก GRF เป็นหลัก กล่าวคือถ้า GRF อยู่ด้านหลังจุดมุมข้อเข่า โมเมนต์ข้อเข่าจะอยู่ในทิศทางการยืด และในช่วง Swing phase โมเมนต์ข้อเข่าจะเกิดจาก Inertia ของข้อเข่าเป็นหลัก รูปที่ 2.5 แสดงโมเมนต์ข้อเข่าในวงจรการเดิน



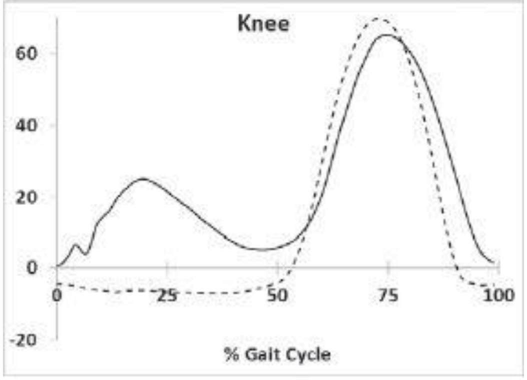
รูปที่ 2.5 กราฟโมเมนต์ข้อเข่าในวงจรการเดิน [18]

2.1.2 ความสำคัญของการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase

การงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ถือเป็นข้อแตกต่างที่สำคัญระหว่างขาจริง และขาเทียม จากรูปที่ 2.6 จะเห็นว่าข้อเข่าจริงมีการงอเล็กน้อยในช่วง Stance phase ส่วนข้อเข่าเทียมจะไม่มีเลย เมื่อปราศจากการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase จะส่งผลให้ผู้พิการมีการเดินของขาสองข้างไม่เท่ากัน สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินมากขึ้น การงอข้อเข่าช่วง Stance phase สามารถแบ่งได้เป็น 3 ช่วงคือ

1. ช่วง Loading response การงอข้อเข่าในช่วงนี้จะช่วยลดการกระแทกจังหวะเท้าสัมผัสพื้น ปลายเท้าสัมผัสพื้นได้เร็วขึ้น และลดระยะการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกาย ซึ่งส่งผลไปที่ GRF ด้วย แต่จะมีผลมากแค่ในการเดินช้าถึงปานกลาง
2. ช่วง Mid-stance การงอข้อเข่าช่วงนี้จะช่วยลดระยะการเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้แต่น้อยมาก ที่การเดินเร็วที่มีผลมากที่สุดยังต่างกันเพียง 2 มิลลิเมตรเท่านั้น [14, 19, 20] จึงทำให้ไม่ส่งผลกับการเดินมากนัก
3. ช่วง Terminal stance การงอข้อเข่าช่วงนี้จะช่วยลดระยะการเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้มากในทุกความเร็วของการเดิน นอกจากนี้ยังส่งผลต่อ GRF มากอีกด้วย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

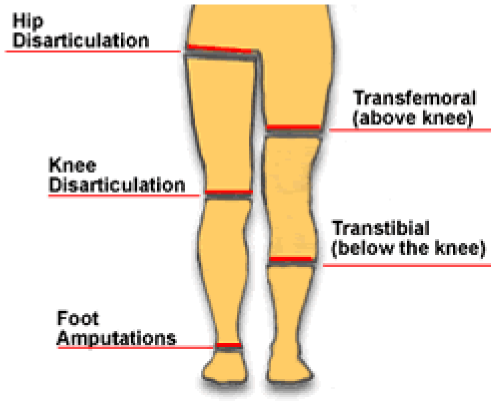


รูปที่ 2.6 กราฟมุมงอข้อเข่าของข้อเข่าจริง และข้อเข่าเทียม [21]

2.2 ผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า

ผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่าคือผู้พิการที่มีอวัยวะในร่างกายขาดหายตั้งแต่ข้อเข่าลงไปดังรูปที่ 2.7 รูปแบบการเดินของผู้พิการจึงมีความแตกต่างจากคนทั่วไปเนื่องจากสูญเสียกล้ามเนื้อที่จะใช้งาน และเมื่อเทียบกับคนปกติจะใช้พลังงานมากกว่าถึง 30-50% [9, 22] โดยผู้พิการจะเดินช้ากว่าคนปกติในช่วง Swing phase ของฝั่งขาเทียม [22, 23] ผู้พิการมีระยะก้าว 2 ข้างไม่เท่ากัน โดยจะมีระยะก้าวที่มากขึ้นเพื่อชดเชยความเร็วที่ลดลง ช่วงเวลาเท้าสัมผัสพื้นทั้ง 2 ข้างในวงจรการเดินจึงไม่เท่ากัน [22] ซึ่งผู้พิการแต่ละคนก็จะมีรูปแบบการเดินที่ไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่ขาดหายไป ช่วงอายุต่าง ๆ และความสามารถที่เหลืออยู่ โดยสามารถแบ่งได้เป็น 5 ระดับเรียกว่า K-level [2] คือ

1. K0 คือระดับที่ผู้พิการไม่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างปลอดภัยแม้จะใช้เครื่องมือช่วยแล้ว จึงไม่มีอุปกรณ์เทียมใดที่จะสามารถช่วยในการดำเนินชีวิตได้
2. K1 คือระดับที่ผู้พิการสามารถใช้อุปกรณ์เทียมช่วยในการเคลื่อนที่ได้แต่ความเร็วในการเดินคงที่ ส่วนใหญ่จะเป็นผู้พิการที่อยู่แต่ในบ้านหรือออกไปข้างนอกในพื้นที่ที่จำกัด
3. K2 คือระดับที่ผู้พิการสามารถใช้อุปกรณ์เทียมช่วยในการข้ามสิ่งกีดขวางเช่นขอบทาง พื้นที่ขรุขระได้ แต่จะยังคงอยู่ในพื้นที่ที่จำกัด
4. K3 คือระดับที่ผู้พิการสามารถใช้อุปกรณ์เทียมเคลื่อนที่ที่ความเร็วต่าง ๆ ได้ ดำเนินชีวิตได้เป็นปกติในหลากหลายพื้นที่
5. K4 คือระดับที่ผู้พิการสามารถใช้อุปกรณ์เทียมเคลื่อนที่ได้เป็นอย่างดี รับแรงกระแทกหนัก ๆ ได้ ผู้พิการกลุ่มส่วนใหญ่ได้แก่ เด็ก ผู้ใหญ่ และนักกีฬา



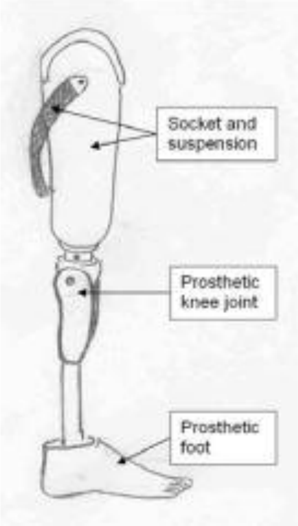
รูปที่ 2.7 รูปแบบความพิการของผู้พิการขาขาด [24]

จากสถิติจำนวนผู้พิการที่มีลักษณะความบกพร่อง จำแนกตามลักษณะความบกพร่อง กลุ่มอายุ เพศ และเขตการปกครอง ทั่วราชอาณาจักร พ.ศ. 2555 โดยสำนักงานสถิติแห่งชาติพบว่ามีจำนวนผู้พิการขาขาดสูงถึง 24,798 คน และส่วนใหญ่ของผู้พิการจะอยู่ในช่วงอายุ 25-59 ปี เป็นจำนวนถึง 14,274 คน หรือประมาณ 58% ของจำนวนผู้พิการขาขาดทั้งหมด [1] ซึ่งผู้พิการในช่วงอายุนี้เป็นช่วงที่ร่างกายยังคงมีพลังงานหลงเหลืออยู่ จึงทำให้มีการทำกิจกรรมที่ค่อนข้างหลากหลาย เมื่อจัดระดับตาม K-level จึงถูกจัดให้อยู่ในระดับ K3-4 หรือระดับที่ผู้พิการมีระดับความสามารถสูงที่สุดนั่นเอง และจากงานวิจัยของ Dylan Borrenpohl ทำให้ทราบว่าผู้พิการกลุ่มนี้เหมาะกับข้อเข่าเทียมที่ควบคุมด้วยของไหล [3]

2.3 ขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่าเทียมประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลัก ๆ คือเบ้ารับ ข้อเข่าเทียม และเท้าเทียม ดังรูปที่ 2.8 โดยเบ้ารับจะติดกับระบบกันกระแทกไว้ใช้ควบคุมขาเทียม ข้อเข่าเทียมมีหน้าที่ในการทำกิจกรรมต่าง ๆ เช่น นั่ง คุกเข่า หรือช่วยแกว่งขาในขณะที่เดิน นอกจากนี้ยังป้องกันการล้มในขณะที่ลงน้ำหนักอีกด้วย ส่วนเท้าเทียมจะทำหน้าที่ช่วยให้การเดินเป็นไปได้อย่างราบเรียบ [25]



รูปที่ 2.8 ส่วนประกอบของขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า [25]

2.3.1 ข้อเข่าเทียม

ข้อเข่าเทียมเป็นส่วนประกอบที่สำคัญที่สุดของขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือ เพราะใช้ในการสร้างพฤติกรรมการเคลื่อนที่ ปัจจุบันข้อเข่าเทียมมีรูปแบบอยู่มากมาย เพื่อให้เหมาะสมกับผู้พิการหลากหลายลักษณะ โดยรูปแบบต่าง ๆ จะพิจารณาจากการควบคุมของข้อเข่าเทียมว่าเหมาะสมกับผู้พิการแบบใด การควบคุมแบ่งได้เป็น 2 อย่างคือ

1. การควบคุมช่วง Stance phase

จุดประสงค์ของการควบคุมนี้คือการป้องกันการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ของวงจรการเดิน เนื่องจากในช่วง Stance phase เป็นช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียวเป็นส่วนใหญ่ เมื่อรวมกับ GRF จะทำให้เกิดการหกล้มได้ง่าย ข้อเข่าเทียมจึงต้องถูกล็อกเพื่อที่จะป้องกันอุบัติเหตุที่อาจจะเกิดขึ้นได้ [25, 26] แนวทางในการควบคุมได้แก่ แกนหมุนเดี่ยว-หลายแกนหมุน และ ระบบป้องกันด้วยมือ-ด้วยน้ำหนัก

- แกนหมุนเดี่ยว-หลายแกนหมุน

แกนหมุนเดี่ยว (Single-axis) คือข้อเข่าเทียมที่มีแกนหมุนเพียงแกนเดียว ใช้ชิ้นส่วนน้อยทำให้มีน้ำหนักเบา มีความทนทาน ข้อเข่าสามารถงอได้อย่างอิสระจึงทำให้มีโอกาสหกล้มได้ง่าย ผู้พิการจึงต้องใช้กล้ามเนื้อของตนเองในการควบคุมจึงมักใช้งานคู่กับระบบป้องกันด้วยมือ [7] หรือใช้การติดตั้งให้แกนหมุนไปอยู่ทางด้านหลัง แต่จะทำให้การเดินในช่วง Pre-swing ไม่สามารถงอเข่าได้อย่างเป็นธรรมชาติ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

และทำให้การก้าวเกิดการสะดุดได้ง่าย [25, 27] รูปที่ 2.9 แสดงตัวอย่างข้อเข่าเทียมแกนหมุนเดี่ยว

รูปที่ 2.9 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมแกนหมุนเดี่ยว [27]

หลายแกนหมุน (Polycentric knee) คือข้อเข่าเทียมที่สามารถย้ายแกนหมุนได้ในขณะที่เดิน มีการป้องกันการงอข้อเข่าที่ดีเมื่อเท้าสัมผัสพื้น ไม่เสียพลังงานในการควบคุมข้อเข่า การจะงอข้อเข่าในช่วง Swing phase ต้องใช้แรงบิดค่อนข้างเยอะ [28] แต่ปัญหานี้แก้โดยการกำหนดทิศทางที่แกนหมุนจะเปลี่ยนในขณะที่เดินให้เหมาะสม สามารถลดความยาวของขาลงในขณะที่แกว่งจึงทำให้ลดการสะดุดในขณะที่เดินได้ นอกจากนี้มุมงอของข้อเข่าสูงสุดจะเป็นธรรมชาติกว่าแบบแกนหมุนเดี่ยวอีกด้วย [4, 25, 27] แต่การที่มีหลายแกนหมุนทำให้มีชิ้นส่วนมากขึ้นจึงทำให้มีน้ำหนักมากเมื่อเทียบกับแบบแกนหมุนเดี่ยว ข้อเสียอีกอย่างคือเดินได้เพียงความเร็วเดียวบางครั้งจึงนำไปใช้คู่กับระบบนิวเมติกหรือไฮดรอลิกเพื่อให้สามารถเดินได้หลากหลายความเร็ว เหมาะกับผู้พิการที่ต้องการเสถียรภาพสูง เช่น ผู้พิการขาขาด 2 ข้าง รูปที่ 2.10 แสดงตัวอย่างข้อเข่าเทียมหลายแกนหมุน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 2.10 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมหลายแกนหมุน [27]

- ระบบป้องกันด้วยมือ-ด้วยน้ำหนัก

ระบบป้องกันด้วยมือ (Manual lock) คือระบบที่มีการป้องกันการงอของข้อเข่าด้วยตนเอง และสามารถงอได้เมื่อปลดกลไกออก เป็นกลไกที่ป้องกันการงอข้อเข่าได้ดีที่สุดในข้อเข่าเทียมทั้งหมด เนื่องจากตัวกลไกจะอยู่ในตำแหน่งยืดอยู่ตลอดเวลา แต่จะทำให้การเดินไม่เหมือนธรรมชาติ ความเร็วในการเดินจึงลดลง และสูญเสียพลังงานในขณะที่เดินมาก เหมาะกับผู้พิการที่มีเสถียรภาพต่ำ ผู้พิการที่เดินในพื้นที่ขรุขระบ่อย ๆ หรือผู้พิการที่ขาขาด 2 ข้าง [2, 7, 26] รูปที่ 2.11 แสดงตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยมือ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 2.11 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยมือ [2]

ระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก (Weight-activated lock) คือระบบที่มีการป้องกันการงอของข้อเข่าเมื่อมีน้ำหนักกดลงบนข้อเข่าเทียม ทำให้การเดินไม่เป็นธรรมชาติ เพราะขาจะยังไม่สามารถงอได้จนกว่าจะย้ายน้ำหนักทั้งหมดออกไปที่ขาอีกข้างเสียก่อน [26] ระบบป้องกันนี้ไม่ค่อยเป็นที่นิยมเพราะในกรณีที่ข้อเข่ายังงออยู่แล้วถ้ามีแรงกระทำไปที่ข้อเข่า ข้อเข่าจะยังสามารถงอต่อไปได้อีกถึงจะเริ่มล็อกข้อเข่า ความเร็วในการล็อกข้อเข่าสามารถปรับได้ขึ้นอยู่กับแต่ละตัวบุคคล [2] เหมาะกับผู้สูงอายุหรือผู้พิการที่ทำกิจกรรมเบา [7] รูปที่ 2.12 แสดงตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก

รูปที่ 2.12 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก [2]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

2. การควบคุมช่วง Swing phase

จุดประสงค์ของการควบคุมช่วงนี้คือควบคุมการงอของข้อเข่าในขณะที่แกว่งขาเพื่อให้เหมาะสมกับการเดินที่ความเร็วต่าง ๆ การควบคุมช่วง Swing phase มีหน้าที่ 3 อย่าง [29] คือ

1. ควบคุมมุมงอมากสุดของข้อเข่าในช่วง Swing phase และแกว่งขาได้อย่างราบเรียบ
2. ควบคุมการยืดของข้อเข่าเทียมให้อยู่ในตำแหน่งยืดมากสุดโดยไม่มีการกระแทก
3. เปลี่ยนความต้านทานให้เหมาะสมกับการเดินที่ความเร็วต่าง ๆ

การควบคุมช่วง Swing phase แบบแรกคือแบบแรงเสียดทานคงที่ (Constant friction) เป็นการควบคุมที่เป็นพื้นฐาน น้ำหนักเบา แต่ข้อเสียของการควบคุมแบบนี้คือสามารถเดินได้แค่ความเร็วเดียว [7]

การควบคุมช่วง Swing phase อีกแบบคือแบบแรงเสียดทานปรับค่าได้ (Variable friction) เป็นการควบคุมที่สามารถปรับความต้านทานของข้อเข่าได้โดยใช้การควบคุมด้วยของไหล การทำงานคือเมื่อเดินช้าความหน่วงจะน้อย และเมื่อเดินเร็วความหน่วงจะมาก ทำให้มุมงอข้อเข่าสูงสุดในช่วง Swing phase ไม่เพิ่มสูงเกินไป นอกจากนี้ยังช่วยลดแรงกระแทกที่มากขึ้นขณะที่เดินเร็ว ส่งผลให้การเดินเป็นธรรมชาติมากขึ้น ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงทำให้สามารถเดินได้ที่ความเร็วต่าง ๆ แต่การควบคุมนี้ต้องการการดูแลค่อนข้างสูง มีน้ำหนักมาก และราคาแพงเมื่อเทียบกับแบบแรงเสียดทานคงที่ การควบคุมแบบแรงเสียดทานปรับค่าได้ แบ่งได้เป็น 2 อย่างตามตัวกลางของระบบที่ใช้งานคือระบบนิวเมติกที่ใช้อากาศเป็นตัวกลาง และระบบไฮดรอลิกที่ใช้น้ำมันเป็นตัวกลาง โดยที่ระบบนิวเมติกจะมีข้อดีคือคุณสมบัติการหน่วงไม่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ [4] แต่มีข้อเสียคือไม่สามารถป้องกันการงอของข้อเข่าได้เนื่องจากอากาศเป็นของไหลที่สามารถอัดตัวได้จึงจำเป็นต้องมีกลไกอย่างอื่นเข้ามาช่วย นอกจากนี้ระบบนิวเมติกสามารถปรับความเร็วได้ในช่วงแคบ ๆ จึงยังไม่ค่อยรองรับผู้พิการที่มีกิจกรรมหนักเท่าที่ควร ในขณะที่ระบบไฮดรอลิกใช้ของไหลที่ไม่สามารถอัดตัวได้ จึงสามารถป้องกันการงอของข้อเข่าได้โดยไม่ต้องมีกลไกเสริม สามารถปรับความเร็วในช่วงกว้าง ๆ ได้ และยังเคลื่อนที่ได้เป็นธรรมชาติมากกว่าเมื่อเทียบกับระบบนิวเมติกอีกด้วย [5, 7] ส่วนข้อเสียคือน้ำมันจะมีคุณสมบัติเปลี่ยนไปเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนทำให้ข้อเข่าเทียมทำงานผิดปกติได้ แต่ปัญหานี้สามารถแก้ได้โดยการใช้น้ำมันซิลิโคนที่จะมีการเปลี่ยนคุณสมบัติค่อนข้างน้อย นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกจะมีน้ำหนักมาก ต้องการการดูแลค่อนข้างมาก และราคาที่แพงกว่าเมื่อเทียบกับระบบนิวเมติก [7]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

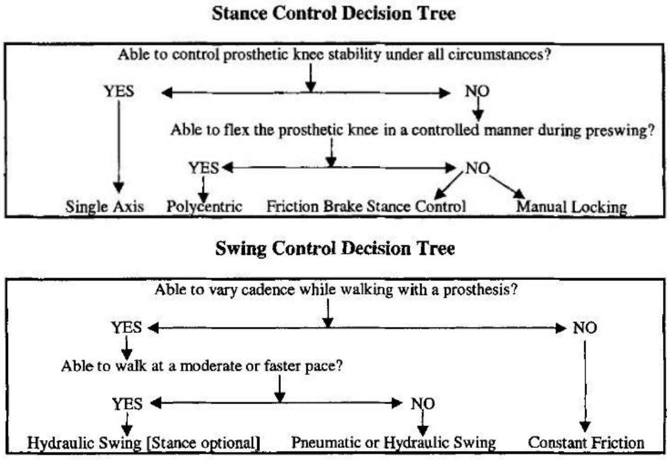
นอกจากนี้ยังมีข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์หรือ Microprocessor knee ที่มีอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ในการวัดค่ามุมงอของข้อเข่า และวัดค่า GRF จากนั้นจะส่งข้อมูลไปให้คอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานต่างๆ ภายในระบบ ทำให้ผู้พิการมีความสะดวกสบาย เดินได้อย่างเป็นธรรมชาติกว่า สามารถเดินลงบันได ทางลาด และพื้นที่ขรุขระได้ดี ปรับมุมงอมากสุดของข้อเข่าให้เหมาะสมกับความเร็วในขณะที่เดิน ทำ

กิจกรรมต่าง ๆ ได้มากขึ้น และสูญเสียพลังงานในการเดินน้อยลง 3-5% [9] เนื่องมาจากคอมพิวเตอร์จะคำนวณความต้านทานให้เหมาะสมกับผู้พิการแต่ละคน จึงทำให้ผู้พิการวิตกกังวลกับการเดินน้อยลง มีความปลอดภัยสูงกว่า [10] การทำงานจะมีทั้งระบบนิวเมติก และระบบไฮดรอลิก แต่ข้อเสียคือการดูแลที่สูง และราคาที่แพง เมื่อเทียบกับข้อเข่าเทียมแบบอื่น นอกจากนี้ยังไม่เหมาะกับสภาพแวดล้อมที่มีน้ำ หรือฝุ่นอีกด้วย รูปที่ 2.13 แสดงตัวอย่าง ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์

รูปที่ 2.13 ตัวอย่างข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ [30]

เมื่อพิจารณากลุ่มผู้พิการในประเทศไทยช่วงอายุ 25-59 ปีตามรูปที่ 2.14 พบว่าการควบคุมช่วง stance phase จะเลือกใช้แกนหมุนเดี่ยวเนื่องจากผู้พิการจะมีความสามารถในการป้องกันการล้มได้ดี นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมจะมีน้ำหนักเบาเมื่อเทียบกับแบบอื่น ส่วนการควบคุมช่วง swing phase จะใช้ระบบไฮดรอลิกเพื่อให้มีอิสระในการเคลื่อนที่ สามารถปรับความเร็วได้ในช่วงกว้าง มีการป้องกันการล้มในขณะใช้งานที่ดี แม้ว่าข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์จะมีความคุ้มค่าในการลงทุนที่ดีกว่า [11] แบบที่ไม่มีคอมพิวเตอร์ควบคุมก็ตาม แต่ถ้าดูจากรายได้ของประชากรภายในประเทศไทยจึงถือว่ายังไม่เหมาะสม อีกทั้งปัจจัยสำคัญคือประเทศไทยเป็นประเทศที่มีน้ำ และฝุ่นอยู่มากเนื่องจากเป็นประเทศที่กำลังพัฒนา จึงทำให้ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพนั่นเอง [7]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 2.14 วิธีเลือกการควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase [4]

2.3.2 การควบคุมช่วง Stance phase ด้วยระบบไฮดรอลิก

เนื่องจากการใช้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกแกนหมุนเดี่ยวไม่สามารถป้องกันการงอข้อเข่าในขณะที่เดินได้เอง จำเป็นต้องมีระบบอื่นที่จะมาช่วยแก้ปัญหานี้แทน โดยระบบนี้จะนิยมใช้ GRF เป็นตัวกำหนดการล็อกข้อเข่าเพื่อให้เหมาะสมกับการเดินตามธรรมชาติ ซึ่งวิธีการควบคุมมีดังนี้

1. การควบคุมด้วยส้นเท้า

   ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอได้อย่างอิสระ และจะไม่ยอมงอจนกว่าจะมีแรงมากระทำที่ส้นเท้า หรือปลายเท้าอยู่ในท่ากดลง ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้คือไม่สามารถงอข้อเข่าได้ในขณะเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ และในกรณีที่สะดุดล้ม หากไม่เอาส้นเท้าลงจะมีโอกาสหกล้มสูงทำให้ระบบนี้ไม่เป็นที่นิยมแล้วในปัจจุบัน [5]

2. การควบคุมด้วยปลายเท้า

   ขณะที่ไม่ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอไม่ได้ และจะงอได้เมื่อเริ่มเข้าสู่ช่วง swing phase คือถ่ายน้ำหนักมาที่ปลายเท้า หรือปลายเท้าอยู่ในท่ากดขึ้น ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้จะคล้ายกับการควบคุมด้วยส้นเท้า ต่างกันตรงในกรณีที่สะดุดล้มแล้วเอาปลายเท้าลงจะมีโอกาสที่จะหกล้มสูง ทำให้ไม่เป็นที่นิยมแล้วในปัจจุบันเช่นกัน [5]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3. การควบคุมด้วยน้ำหนัก

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะงอได้อย่างอิสระ และจะไม่ยอมงอเมื่อใส่น้ำหนักลงไป และปัญหาการป้องกันการงอข้อเข่าเองในช่วง Swing phase จะไม่มีเนื่องจากแรงในช่วง Stance phase สูงกว่าในช่วง Swing phase ประมาณ 5 เท่า ทำให้ผลจากแรงเฉื่อยจึงไม่เพียงพอที่ข้อเข่าจะป้องกันการงอได้ [31] การเดินยังไม่เป็นธรรมชาติมากนักพิจารณาได้จาก GRF คือหากตั้งค่าแรงที่ใช้ป้องกันการงอต่ำก็จะทำให้เท้าเข้าสู่ช่วง Swing phase ช้า จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเกิดการเคลื่อนที่ทำให้การเดินไม่เป็นธรรมชาติ สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินเยอะ และถ้าตั้งค่าแรงที่ใช้ป้องกันการงอสูงแม้จะเข้าสู่ช่วง Swing phase ได้ทัน แต่จะทำให้ข้อเข่าสูญเสียการป้องกันการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase นั่นเอง การเดินลงบันได หรือทางลาดสามารถใช้งานได้ แต่ไม่ค่อยเป็นธรรมชาติมากนัก ในกรณีที่เกิดการสะดุดการควบคุมแบบนี้จะดีกว่า 2 แบบแรกเพราะไม่ว่าส่วนใดของเท้าสัมผัสพื้นก็จะป้องกันการงอได้ แต่ในกรณีที่ข้อเข่างออยู่ก่อนแล้วจะยังคงสามารถหกล้มได้อยู่ และด้วยเหตุผลเดียวกันถ้าตอนสุดท้ายของช่วง Swing phase ของข้อเข่าเทียมไม่อยู่ในตำแหน่งยืดสุดก็อาจจะหกล้มได้เช่นกัน [5, 31, 32]

4. การควบคุมด้วยการยืดสุด

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอไม่ได้ จะงอได้เมื่อยืดข้อเข่าจนสุดในระยะเวลาที่กำหนด และจะกลับมาอยู่ในสภาพที่งอไม่ได้เมื่อมีน้ำหนักมากระทำ สามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้ดี [5] ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้คล้ายกับการควบคุมด้วยน้ำหนักคือถ้าข้อเข่าไม่อยู่ในตำแหน่งยืดสุดก็อาจจะเกิดการหกล้มได้ นอกจากนี้การควบคุมด้วยวิธีนี้จะเกิดการสึกหรอภายนอกได้ง่าย และต้องการตัวกระตุ้นเพื่อที่จะทำให้ข้อเข่ายืดสุด ทำให้การเดินไม่เหมือนธรรมชาติในระหว่างที่เปลี่ยนจากช่วง Stance phase ไปเป็นช่วง Swing phase [31, 32]

5. การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์จะใช้ Strain gauge ในการรับค่า GRF ที่กระทำกับเท้าจึงมีลักษณะคล้ายกับการควบคุมด้วยน้ำหนัก แต่จะแตกต่างกันที่ระบบคอมพิวเตอร์ต้องการพลังงานจากภายนอกมาใช้ในการทำงาน โดยลักษณะการทำงานจะใช้ Strain gauge 2 ตัวที่ติดอยู่ด้านหน้า และด้านหลังของเท้าเพื่อนำค่า GRF ที่

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

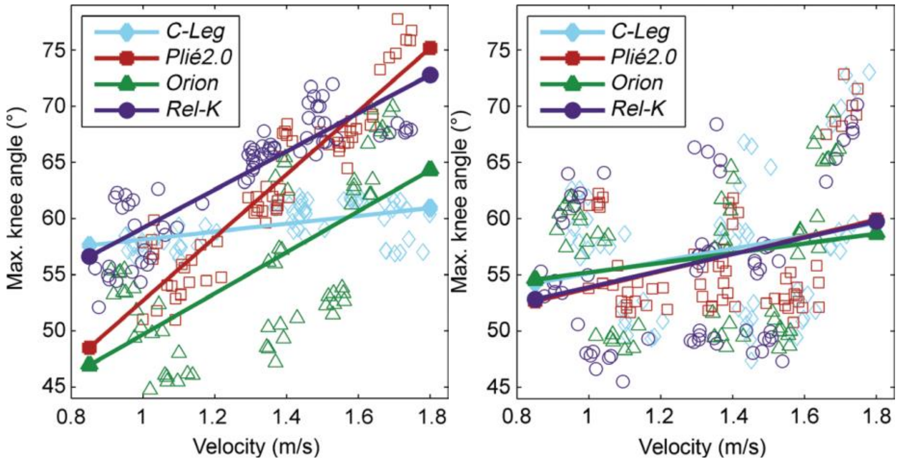
ได้มาคำนวณหาโมเมนต์ที่กระทำกับเท้า จากนั้นคอมพิวเตอร์จะประมวลผลว่าโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในลักษณะนี้อยู่ในช่วงใดของวงจรการเดิน เมื่อทราบตำแหน่งของวงจรการเดินแล้วคอมพิวเตอร์จะตัดสินใจว่าจำเป็นต้องล็อกข้อเข่าหรือไม่ จึงทำให้การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีการเดินที่เหมือนธรรมชาติมากกว่าการควบคุมด้วยระบบอื่น

จากการควบคุมทั้งหมดจะเห็นว่าการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีการทำงานที่ดีที่สุดเนื่องจากมีการใช้แรงใน 2 ทิศทาง จึงทำให้การเดินเหมือนธรรมชาติที่สุด แต่เนื่องจากการควบคุมนี้มีข้อเสียคือต้องการแหล่งพลังงานจากภายนอกทำให้มีค่าใช้จ่ายมาก ดูแลรักษาเยอะ รองลงมาคือการควบคุมด้วยการยืดสุดเพราะสามารถล็อก และปลดล็อกข้อเข่าได้เป็นธรรมชาติ แต่ผู้พิการจำเป็นต้องออกแรงในการยืดข้อเข่าจึงทำให้ใช้พลังงานในการเดินเยอะ งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักที่เป็นการควบคุมที่ไม่ดีนัก แต่จะนำหลักการของการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มาใช้เพื่อให้มีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับระบบคอมพิวเตอร์ คือสามารถล็อก และปลดข้อเข่าได้อย่างเป็นธรรมชาติโดยไม่ใช้พลังงานในการเดินมาก

2.3.3 การควบคุมช่วง Swing phase ด้วยระบบไฮดรอลิก

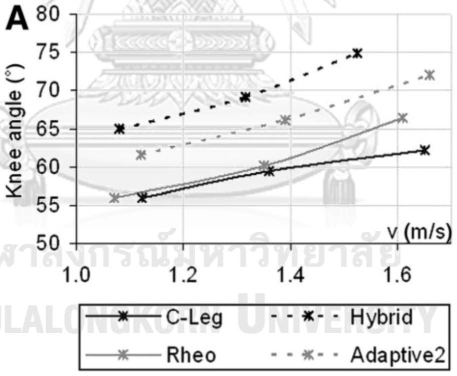
การควบคุมช่วง Swing phase ด้วยระบบไฮดรอลิกมีหน้าที่ทำให้ข้อเข่าเทียมสามารถงอได้เป็นธรรมชาติ ปรับความเร็วได้อย่างเหมาะสม การพิจารณาความสามารถในการควบคุมพิจารณาได้จากมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่เปลี่ยนไป ณ ความเร็วต่าง ๆ ในงานวิจัยของ Julius Thiele และคณะได้มีการทดลองหามุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ โดยใช้ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่ทำงานโดยใช้ระบบไฮดรอลิก โดยผลที่คือ C-leg 3.5 °/(m/s), Pile 2.0 28.1 °/(m/s), Orion 18.3 °/(m/s), และ Rel-K 17.0 °/(m/s) ซึ่งแสดงอยู่ในรูปที่ 2.15 ด้านซ้าย ในขณะที่ขาจริงมีการเปลี่ยนแปลงที่ 6.2 °/(m/s) ซึ่งแสดงอยู่ในรูปที่ 2.15 ด้านขวา [33]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูปที่ 2.15 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ในงานวิจัยของ Julius Thiele และคณะด้านซ้ายคือข้อเข่าเทียม และด้านขวาคือข้อเข่าจริง [33]

และในงานวิจัยของ Malte Bellmann และคณะก็ได้มีการเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่ามากสุดเช่นเดียวกัน ผลที่ได้คือ C-leg 19.5 °/(m/s), Hybrid 22.3 °/(m/s), Rheo 19.3 °/(m/s), และ Adaptive 2 11.7 °/(m/s) ดังรูปที่ 2.16 [34]



รูปที่ 2.16 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ในงานวิจัยของ Malte Bellmann และคณะ [34]

จะเห็นว่าหากออกแบบให้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกมีมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase อยู่ในช่วงที่ข้อเข่าระบบคอมพิวเตอร์สามารถทำได้ก็จะทำให้ข้อเข่าเทียมที่ได้มีการทำงานที่ดี สามารถช่วยผู้พิการให้เดินได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติ

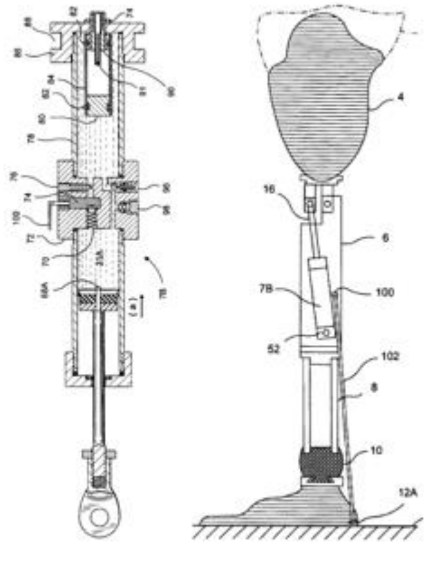
อย่างไรก็ตามการจะทำให้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase นั้นจำเป็นต้องมีวงจรไฮดรอลิกที่ทำงานได้เป็นอย่างดีด้วย จึง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จำเป็นต้องศึกษาวงจรไฮดรอลิกที่มีอยู่ในข้อเข่าเทียมอีกด้วย โดยวงจรไฮดรอลิกที่น่าสนใจมีดังนี้

1. วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A

   ข้อเข่าเทียมในสิทธิบัตรนี้เป็นข้อเข่าเทียมที่ใช้การควบคุมด้วยส้นเท้าในการป้องกันการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase จึงมีกลไกที่เชื่อมจากส้นเท้ามายังวงจรไฮดรอลิก ดังแสดงในรูปที่ 2.17 ภายในวงจรประกอบไปด้วยกระบอกไฮดรอลิกแบบ Single-acting cylinder วาล์วควบคุมอัตราการไหล วาล์วกันกลับ ถังสะสมความดัน และวาล์วควบคุมทิศทางการไหลที่ควบคุมจากสนเท้า การทำงานในจังหวะงอข้อเข่า น้ำมันจากห้องข้างล่างจะไหลไปทางด้านซ้ายผ่านวาล์วกันกลับ วาล์วควบคุมอัตราการไหล เข้าไปเก็บในถังสะสมความดัน ส่วนทางด้านขวาน้ำมันจะไหลผ่านไม่ได้เนื่องจากมีวาล์วกันกลับขวางไว้อยู่ ส่วนในจังหวะยืดข้อเข่าน้ำมันที่อยู่ในถังสะสมความดันจะไหลผ่านวาล์วกันกลับทางด้านขวา วาล์วควบคุมอัตราการไหล แล้วกลับเข้ามาในกระบอกสูบอีกครั้ง จะเห็นว่าวงจรไฮดรอลิกนี้มีการงอ และการยืดแยกเป็นอิสระจากกันจึงทำให้สามารถปรับค่าตัวแปรให้เหมาะสมกับการเดินได้มากขึ้น [35] แต่ข้อเสียของข้อเข่าเทียมนี้คือการใช้การควบคุมด้วยสนเท้าจะทำให้ผู้พิการมีโอกาสหกล้มได้ และการใช้กระบอกไฮดรอลิกแบบ Single-acting cylinder จะกินพื้นที่มากส่งผลให้ข้อเข่าเทียมมีขนาดใหญ่ น้ำหนักมากตามไปด้วย



รูปที่ 2.17 วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A [35]

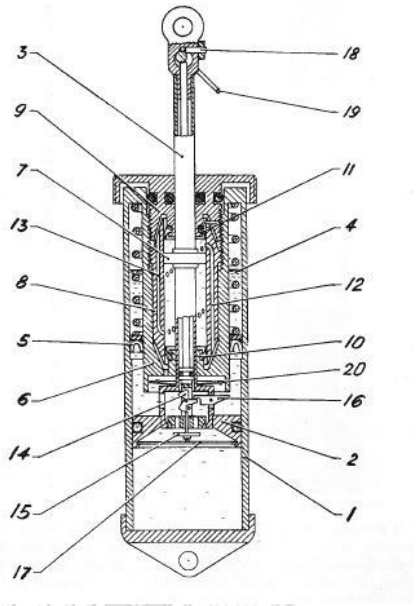
2. วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee

Mauch knee เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่เป็นที่นิยมมากที่สุดในข้อเข่าเทียมที่ไม่ใช้ระบบคอมพิวเตอร์ เพราะช่วยป้องกันการล้มได้ดี มีการทำงานหลายรูปแบบภายในวงจรไฮดรอลิก ใช้วิธีควบคุมด้วยการยืดสุดในช่วง Stance phase ภายในวงจรจะติดตั้งส่วนควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase อยู่รวมกันเพื่อให้มีขนาดเล็ก แต่จะทำให้วงจรมีความซับซ้อน และผลิตได้ยาก จากรูปที่ 2.18 จะเห็นว่าส่วนควบคุมช่วง Stance phase จะอยู่ในก้านสูบ และลูกสูบ ซึ่งจะประกอบไปด้วย Pendulum (14), วาล์ว (15), Counterweight (16), และสปริง (20) การทำงานคือเมื่อร่างกายยืดข้อเข่ามาก ๆ จะทำให้สปริงโดนกด ปลายของกระบอกไฮดรอลิกด้านในจะชนเข้ากับปลายของ Counterweight ด้านขวาทำให้ Counterweight หมุนหนีจาก Pendulum โดย Pendulum นี้จะถูกติดตั้งให้อยู่ในลักษณะที่ไม่สมดุล เมื่อปราศจาก Counterweight จะทำให้ Pendulum หมุนทวนเข็มนาฬิกาทำให้วาล์วไม่สามารถปิดช่องทางการไหลได้ น้ำมันจึงไหลได้อย่างอิสระ อย่างไรก็ตาม Counterweight นี้ก็ถูกติดตั้งให้อยู่ในมีลักษณะที่ไม่สมดุลเช่นกัน เมื่อสปริงคืนตัวกลับไปแล้ว Counterweight จะหมุนทวนเข็มนาฬิกาไปกด Pendulum ให้หมุน ทำให้วาล์วเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระดังนั้นเมื่อข้อเข่าเทียมยืดก้านสูบจะเคลื่อนที่ขึ้นทำให้น้ำมันจะไหลลงผ่านวาล์วได้อย่างอิสระ แต่เมื่อข้อเข่าเทียมงอก้านสูบจะเคลื่อนที่ลงทำให้น้ำมันเคลื่อนที่ขึ้นแล้วไปดันให้วาล์วปิด ข้อเข่าเทียมจึงไม่สามารถงอได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ส่วนการควบคุมช่วง Swing phase จะอยู่ภายในกระบอกไฮดรอลิกที่อยู่ด้านในซึ่งจะประกอบไปด้วยช่องทางที่เอาไว้ควบคุมอัตราการไหลทำหน้าที่เหมือนวาล์วควบคุมอัตราการไหลนั่นเอง วาล์วกันกลับใช้ป้องกันไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับในจังหวะงอ หรือยืดข้อเข่า จะเห็นว่าการควบคุมนี้จะไม่ค่อยซับซ้อนเพื่อให้มีขนาดเล็กน้ำหนักเบา นอกจากนี้ช่องระหว่างกระบอกไฮดรอลิกด้านนอกกับด้านในจะมีถังสะสมความดันเพื่อชดเชยปริมาตรของก้านสูบที่เข้ามาแทนที่น้ำมัน และช่วยให้ข้อเข่ายืดได้ง่ายขึ้นอีกด้วย อย่างไรก็ตามข้อเข่าเทียมนี้ไม่สามารถงอได้ในช่วง Stance phase เพราะวาล์วที่อยู่ในส่วนควบคุมช่วง Stance phase เคลื่อนที่ได้น้อยวาล์วจึงปิดเร็วทำให้น้ำมันไหลขึ้นไม่ทันนั่นเอง นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกยังไม่สามารถปรับความ

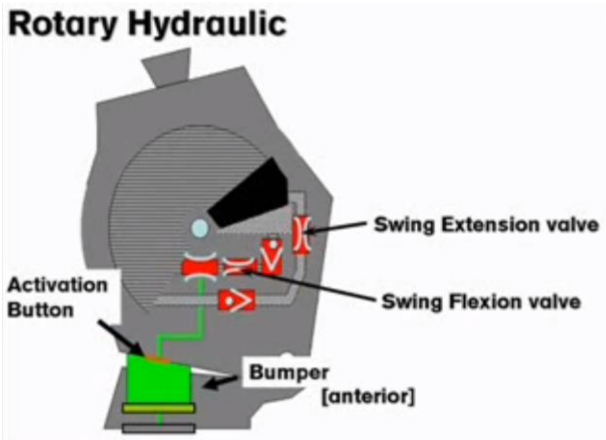
ต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน จึงทำให้ช่วง swing phase ข้อเข่างอได้ไม่เป็นธรรมชาติในบางช่วง [5]



รูปที่ 2.18 วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee [5]

3. วงจรไฮดรอลิกใน 3R80

3R80 เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ใช้การควบคุมด้วยน้ำหนัก 3R80 จะแตกต่างจากข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกทั่วไปคือจะใช้กระบอกไฮดรอลิกแบบหมุนเพื่อทำให้ระบบไฮดรอลิกมีขนาดเล็ก นอกจากนี้ภายในวงจรยังประกอบไปด้วยวาล์วควบคุมอัตราการไหล 2 ตัวเพื่อให้สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน มีวาล์วกันกลับที่ใช้ร่วมกับวาล์วอัตราการไหลเพื่อป้องกันไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับมา การล็อกข้อเข่าจะใช้วาล์วควบคุมทิศทางการไหลที่ทำงานเมื่อมีน้ำหนัก และปลดการทำงานเมื่อผู้พิการยืดขา ในช่วง Stance phase ข้อเข่าสามารถงอได้เล็กน้อยจากการเคลื่อนที่ของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล และกลไกที่มีอยู่ในข้อเข่าเทียม ดังรูปที่ 2.19 แต่ข้อเสียของวงจรไฮดรอลิกแบบนี้คือไม่มีถังสะสมความดันที่จะช่วยให้ข้อเข่ายืดได้ง่าย และการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ยังไม่เพียงพอเมื่อเทียบกับข้อเข่าจริง [36]



รูปที่ 2.19 วงจรไฮดรอลิกใน 3R80 [36]

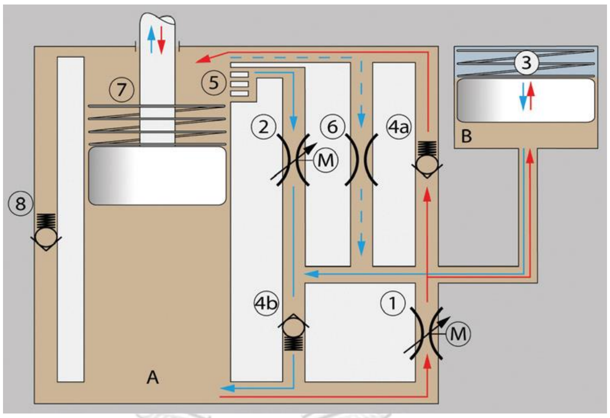
4. วงจรไฮดรอลิกในข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์

ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ส่วนใหญ่จะใช้ไฮดรอลิกในการปรับความเร็วในช่วง Swing phase จึงมีความคล้ายคลึงกับข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก จากการศึกษาพบว่าวงจรไฮดรอลิกในข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์โดยทั่วไปจะมีของอุปกรณ์ภายในวงจรที่คล้ายคลึงกัน จะแตกต่างกันที่ตำแหน่งที่วาง และอุปกรณ์ช่วยเหลือบางอย่าง จึงขอยกตัวอย่าง C-leg เพียงตัวเดียวซึ่งเป็นข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่นิยมมากที่สุดรุ่นหนึ่งเพราะมีการทำงานที่หลากหลาย มีการป้องกันการงอข้อเข่าที่ดี ซึ่งเห็นได้จากการเปรียบเทียบความสามารถข้อเข่าในงานวิจัยต่าง ๆ การทำงานจะใช้วาล์วควบคุมอัตราการไหลที่สามารถปรับได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ 2 ตัว เพื่อควบคุมความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน ดังรูปที่ 2.20 ลักษณะการไหลเมื่อข้อเข่างอน้ำมันจะไหลจากห้อง A ผ่านวาล์วควบคุมอัตราการไหลปรับค่าได้จากนั้นน้ำมันจะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกจะไหลกลับไปที่กระบอกไฮดรอลิกผ่านวาล์วกันกลับ อีกส่วนจะไหลไปเก็บอยู่ในถังสะสมความดันเพื่อชดเชยปริมาตรก้านสูบที่เข้ามาแทนที่น้ำมัน

ในทิศทางตรงข้ามเมื่อข้อเข่ายืดน้ำมันจะไหลผ่านช่องทางเล็ก ๆ เพื่อให้การไหลเป็นไปได้อย่างราบเรียบซึ่งจะทำให้แรงต้านเพิ่มขึ้นคงที่เมื่อความเร็วเปลี่ยน ส่งผลให้มุมงอข้อเข่ามากสุดช่วง Swing phase ใกล้เคียงธรรมชาติมากขึ้น จากนั้นจะไหลมารวมกับน้ำมันที่ไหลออกจากถังสะสมความดันผ่านวาล์วกันกลับแล้วกลับเข้าห้อง A นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ในวงจรไฮดรอลิกที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพอีกคือวาล์วระบายความดันที่ใช้ในกรณีที่ความดันมาก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เกินไป และวาล์วควบคุมอัตราการไหลที่ไม่สามารถปรับความดันได้ไว้ใช้ในกรณีที่แบตเตอร์รี่ของข้อเข่าเทียมหมด [33]



รูปที่ 2.20 วงจรไฮดรอลิกของ C-leg [33]

2.3.4 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด

ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกมีด้วยกันหลาหลายรูปให้เลือกใช้งาน เช่น ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ทำงานร่วมกับการควบคุมหลายแกนหมุน หรือข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถนำไปใช้ปั่นจักรยานได้ โดยข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่น่าสนใจมีดังนี้

1. ข้อเข่าเทียม 3R60

ข้อเข่าเทียม 3R60 รูปที่ 2.21 เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถล็อกข้อเข่าได้โดยการใช้การควบคุมแบบหลายแกนหมุน จึงลดความยาวขาในช่วง Swing phase ได้ นอกจากนี้ยังมีเทคโนโลยีที่ชื่อว่า Ergonomically Balanced Stride (EBS) เป็นเทคโนโลยีที่มีการติดสปริงเข้าไปในกลไกหลายแกนหมุนเพื่อช่วยให้ผู้พิการสามารถงอข้อเข่าได้ถึง 15 ° ในช่วง Stance phase โดยไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม ทำให้ปลายเท้าสัมผัสพื้นได้เร็วขึ้น รองรับแรงกระแทกในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น ส่งผลให้การเดินเหมือนธรรมชาติมากยิ่งขึ้น และสูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินน้อยลงเนื่องจากจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเคลื่อนที่น้อยลง [14-17] ข้อเข่าเทียมนี้เหมาะกับผู้พิการระดับ K2-3 รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 125 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเข่าเทียมอยู่ที่ 845 กรัม [13, 37] อย่างไรก็ตามข้อเข่าเทียมนี้ทำให้ข้อเข่างอได้ในช่วง Stance phase ได้โดยกลไกภายนอก ทำให้ข้อเข่างอไม่ค่อยราบเรียบ และเมื่อรวมเข้ากับระบบไฮดรอลิกจึงทำให้มีส่วนประกอบที่เยอะ น้ำหนักมากเมื่อเทียบกับ 3R95 อีกทั้งยากต่อ

การประกอบ และซ่อมแซม นอกจากนี้การใช้ข้อเข่าเทียมหลายแกนหมุนส่งผลให้ความสามารถในการควบคุมลดน้อยลง

รูปที่ 2.21 ข้อเข่าเทียม 3R60 [37]

2. ข้อเข่าเทียม 3R80

ข้อเข่าเทียม 3R80 รูปที่ 2.22 เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักในการควบคุมช่วง stance phase กระบอกไฮดรอลิกที่ใช้เป็นแบบหมุนซึ่งเป็นเพียงตัวเดียวที่พบเห็นในท้องตลาด สามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ สามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้ประมาณ 8 ° ซึ่งมาจากกลไกภายนอก 4 ° และมาจากระบบไฮดรอลิกอีก 4 ° แต่เนื่องจากใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักจึงทำให้ข้อเข่าเทียมนี้ปลดล็อคข้อเข่าได้ช้าในช่วงก่อนเริ่ม Swing phase ข้อเข่าเทียมนี้เหมาะกับผู้พิการระดับ K3-4 รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 150 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเข่าเทียมอยู่ที่ 1.24 กิโลกรัม [38]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 2.22 ข้อเข่าเทียม 3R80 [38]

3. ข้อเข่าเทียม 3R95

ข้อเข่าเทียม 3R95 รูปที่ 2.23 เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ไม่มีการควบคุมในช่วง Stance phase ทำให้ผู้พิการจำเป็นต้องควบคุมด้วยกล้ามเนื้อที่เหลืออยู่ของตนเอง ส่งผลให้การข้อเข่าเทียมนี้มีโอกาสหกล้มได้ง่าย มีน้ำหนักเบามากเนื่องจากไม่มีกลไกที่ใช้ควบคุมช่วง Stance phase อยู่เลย ข้อเข่าเทียมนี้เหมาะกับผู้พิการระดับ K3-4 รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 150 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเข่าเทียมอยู่ที่ 360 กรัม [39]

รูปที่ 2.23 ข้อเข่าเทียม 3R95 [39]

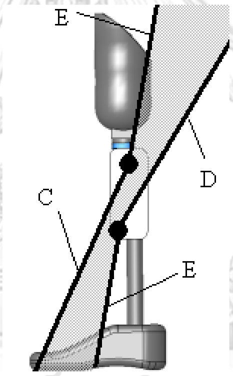
4. ข้อเข่าเทียม Mauch knee

ข้อเข่าเทียม Mauch knee รูปที่ 2.24 เป็นข้อเข่าเทียมที่นิยมมากที่สุดที่ใช้ระบบไฮดรอลิกในการทำงาน การควบคุมช่วง Stance phase ใช้การควบคุมด้วยการยืดสุดเป็นตัวแรก สามารถปรับการควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase ได้เป็นอิสระจากกัน มีระบบป้องกันด้วยมือเมื่อจำเป็นต้องเดินในพื้นที่ขรุขระ หรือพื้นที่ที่มีโอกาสหกล้มได้ง่าย มีระบบ Free swing ที่ใช้ในการปั่นจักรยานได้ นอกจากนี้ยังสามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ ข้อเข่าเทียมนี้รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 136 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเข่าเทียมอยู่ที่ 1.14 กิโลกรัม [40] นอกจากนี้การใช้งานยังมีความใกล้เคียงกับข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์แต่ข้อเข่าเทียมนี้ยังไม่สามารถงอในช่วง Stance phase ได้ [41] จึงทำให้ร่างกายยังคงสูญเสียพลังงานในการเดินมากอยู่ดี [14-17] นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกยังไม่สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน จึงทำให้ช่วง Swing phase ข้อเข่างอได้ไม่เป็นธรรมชาติในบางช่วง

รูปที่ 2.24 ข้อเข่าเทียม Mauch knee [40]

2.3.5 ข้อเข่าเทียมในงานวิจัยที่น่าสนใจ

ข้อเข่าเทียม SASPL (Simplified Automatic Stance Phase Lock) เป็นข้อเข่าแกนหมุนเดี่ยวที่มีการล็อกข้อเข่าด้วยการเพิ่มแกนหมุนอีกหนึ่งแกนคือ Control axis เพื่อใช้กำหนดขอบเขตของ GRF ที่จะทำให้ข้อเข่าเทียมสามารถปลดล็อกได้ [25] ดังรูปที่ 2.25

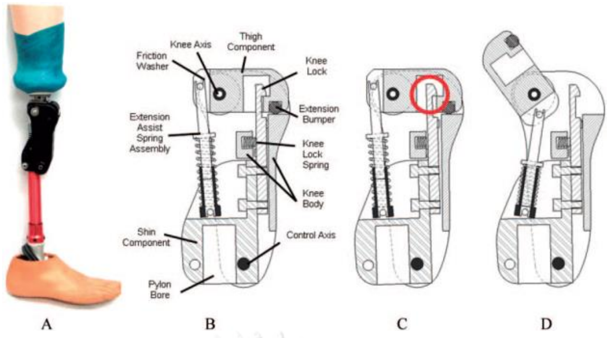


รูปที่ 2.25 ขอบเขต GRF ที่ใช้ปลดล็อกข้อเข่าเทียม SASPL [25]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

นอกจากนี้ยังมีกลไกที่มีลักษณะเป็นตะขอทำหน้าที่ป้องกันการงอโดยสมบูรณ์ รูปร่างตะขอถูกออกแบบให้ป้องกันการงอได้ง่าย และปลดได้ยาก ดังรูปที่ 2.26 ทำให้เหมาะจะใช้ในพื้นที่ที่ขรุขระ ไม่ราบเรียบ หรือชนบทในประเทศที่กำลังพัฒนาได้ดี แม้ว่าจะสามารถล็อกข้อเข่าได้ดีแล้ว แต่ก็ยังสามารถเปลี่ยนเข้าสู่ช่วง swing phase ได้ดีกว่าแบบระบบป้องกันด้วยมือ ระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก หรือแบบหลายแกนหมุนอีกด้วย เหมาะกับผู้พิการที่ทำกิจกรรมหนักเช่นเด็ก ข้อเข่าเทียมนี้รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 60 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเข่าเทียมอยู่ที่ 430 กรัม [26] แต่เนื่องจากการใช้ข้อเข่าเทียมที่มีลักษณะคล้ายระบบป้องกันด้วยมือนี้เอง ทำให้ร่างกายไม่สามารถงอข้อเข่าในช่วง stance phase

ได้ ร่างกายจึงสูญเสียพลังงานมากขึ้นในขณะที่เดิน [14-17] ปัจจุบันงานวิจัยนี้ยังอยู่ในระหว่างนำไปทดลองใช้งานจริง



รูปที่ 2.26 ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม SASPL knee [26]

2.4 การทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียม

การทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียมจะดำเนินตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods โดยในมาตรฐานจะแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ประเภทคือ

1. การทดสอบสถิตคือการทดสอบเพื่อดูว่าข้อเข่าเทียมมีการเสียรูป และความเสียหายมากกว่าเกณฑ์การยอมรับหรือไม่ โดยการทดสอบจะแบบออกเป็น 2 แบบ คือการทดสอบพิสูจน์สถิต และการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดสถิต
2. การทดสอบวัฏจักรคือการทอสอบเพื่อดูความล้าที่เกิดของข้อเข่าเทียมเมื่อใช้งานไปได้ระยะเวลาหนึ่ง

นอกจากนี้การทดสอบยังมีอีกหลายแบบโดยขึ้นอยู่กับการจัดท่าวาง และขนาดแรงที่ใช้ทดสอบชิ้นงาน โดยในงานวิจัยนี้จะเลือกทดสอบแบบพิสูจน์สถิต และแบบวัฏจักร โดยจะจัดข้อเข่าเทียมให้อยู่ในท่า Heel strike และ Toe off และเลือกใช้ขนาดแรงระดับ P4 หรือระดับที่รองรับผู้พิการได้ไม่เกิน 80 kg แนวแรง และขนาดของแรงสามารถดูได้ในภาคผนวก ข

ขั้นตอนในการทดสอบพิสูจน์สถิตคือป้อนแรงขนาดตามที่มาตรฐานกำหนด, F_{set} เป็นเวลา 10 ถึง 30 วินาที จากนั้นพักงานเป็นเวลา 10 ถึง 20 นาที จากนั้นป้อนแรงขนาดตามที่มาตรฐานกำหนด, F_{stab} จากนั้นตั้งท่าข้อเข่าเทียมให้ได้ตามที่มาตรฐานกำหนด แล้วจึงป้อนภาระเพิ่มด้วยอัตรา 100 ถึง 250 N/s จนถึงแรงขนาดตามที่มาตรฐานกำหนด, F_{sp} ค้างไว้ 30±3 วินาที จากนั้นลดแรงลงเหลือ F_{stab} แล้วจึงวัดระยะเสียรูปของชิ้นงาน โดยเกณฑ์การยอมรับคือข้อเข่าเทียมสามารถทนภาระ F_{sp} ได้เป็นเวลา 30±3 วินาที และมีการเสียรูปไม่เกิน 5 มิลลิเมตร [42]

ขั้นตอนการทดสอบวัฏจักรคือป้อนแรงขนาดตามที่มาตรฐานกำหนด, F_{set} เป็นเวลา 10 ถึง 30 วินาที จากนั้นพักงานเป็นเวลา 10 ถึง 20 นาที จากนั้นป้อนแรงขนาดตามที่มาตรฐานกำหนด , F_{stab} จากนั้นตั้งท่าข้อเข่าเทียมให้ได้ตามที่มาตรฐานกำหนด แล้วจึงป้อนภาระเป็นวัฏจักร แรงสูงสุดที่ป้อนต้องไม่เกิน 10% ของแรงทดสอบสูงสุด, F_{cmax} จากนั้นนำมาทดสอบสถิตสุดท้ายด้วยแรง F_{fin} ด้วยอัตรา 100 ถึง 250 N/s และรักษาระดับไว้ 30±3 วินาที โดยเกณฑ์การยอมรับคือข้อเข่าเทียมสามารถทนภาระ F_{cmax} ได้, สามารถทดแรงที่เป็นวัฏจักรได้, และสามารถทนแรง F_{fin} ในช่วงสุดท้ายได้ [42]

2.5 สรุปงานปริทัศน์วรรณกรรม

จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมที่ผ่านมาจึงได้สรุปแนวทางในการออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกได้ดังนี้

1. ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยว เนื่องจากเหมาะกับผู้พิการที่มีการทำกิจกรรมค่อนข้างมาก
2. การควบคุมจะเลือกใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักที่มีแนวคิดจากการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์เพื่อให้สามารถล็อก และปลดล็อกข้อเข่าได้อย่างเป็นธรรมชาติ
3. น้ำหนักผู้พิการสูงสุดที่รับได้คือ 80 กิโลกรัม สำหรับการทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ที่ระดับ P4
4. จากงานปริทัศน์วรรณกรรมพบว่าข้อเข่าเทียมที่ทำงานโดยใช้ระบบไฮดรอลิกเพียงอย่างเดียวสามารถงอข้อเข่าช่วง Stance phase ได้ 0-4 ° ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะออกแบบให้มีมุมงอที่ 5-10 ° เพื่อให้มีมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase มากกว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด แต่ไม่มากจนทำให้ผู้พิการรู้สึกไม่ปลอดภัย
5. จากงานปริทัศน์วรรณกรรมพบว่าข่อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่เป็นข้อเข่าที่ดีที่สุดสามารถปรับมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ตามความเร็วต่าง ๆ ที่ 3.5-28.1 °/(m/s) ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงจะออกแบบให้อยู่ในช่วงดังกล่าวเช่นกัน

บทที่ 3
แนวคิดการออกแบบข้อเข่าเทียม และการออกแบบเบื้องต้น

3.1 แนวคิดในการออกแบบข้อเข่าเทียม

งานวิจัยนี้ได้เลือกออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกแกนหมุนเดี่ยวเพื่อให้ตอบสนองกับการเดินของผู้พิการที่ความเร็วต่าง ๆ ได้ มีมุมงอสูงสุดของข้อเข่าในช่วง swing phase ใกล้เคียงกับธรรมชาติ และแรงกระแทกจากการแกว่งขาน้อย นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกยังมีการป้องกันการงอข้อเข่าที่ดีเนื่องจากใช้น้ำมันซึ่งเป็นของไหลที่อัดตัวไม่ได้ในการทำงาน ภายในระบบจะใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักเพื่อให้ข้อเข่าสามารถงอได้เล็กน้อยในช่วง stance phase โดยจะส่งผลให้ร่างกายสูญเสียพลังงานในการเดินน้อยลง แต่การงอข้อเข่านี้จะต้องไม่ทำให้เสถียรภาพของข้อเข่าเทียมหายไปจนผู้พิการหกล้ม อย่างไรก็ตามการออกแบบยังได้นำหลักการของข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์มาใช้ควบคู่กับการควบคุมด้วยน้ำหนัก เพื่อให้การเดินเป็นธรรมชาติมากยิ่งขึ้น

3.1.1 แนวคิดในการออกแบบโครงสร้าง

โครงสร้างของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกจะใช้กลไกที่มีชื่อว่า slider crank inversion ดังรูปที่ 3.1 เพื่อให้มีชิ้นส่วนน้อย น้ำหนักเบา และมีจุดหมุนคงที่ ซึ่งจะทำให้ผู้พิการควบคุมข้อเข่าได้อย่างอิสระ อย่างไรก็ตามการใช้กลไกนี้จะไม่สามารถป้องกันการงอของข้อเข่าได้ จึงจำเป็นต้องใช้ร่วมกับระบบไฮดรอลิกในการป้องกันการงอข้อเข่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

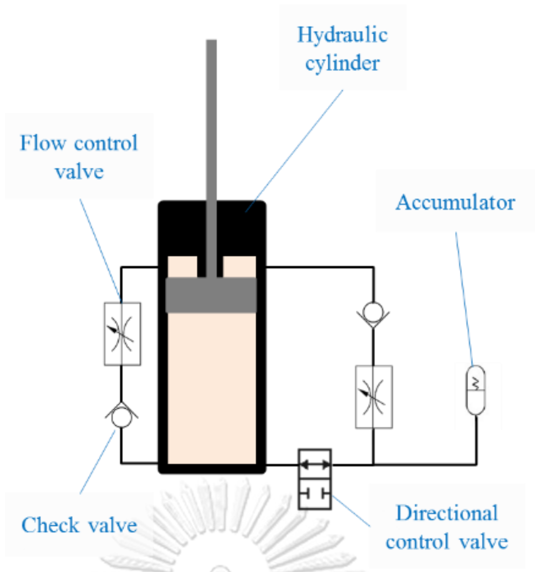
รูปที่ 3.1 โครงสร้างของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบ

นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกจะประกอบไปด้วยระบบไฮดรอลิก และระบบล็อกข้อเข่าที่ทำงานร่วมกัน เพื่อให้ข้อเข่าเทียมมีความซับซ้อนน้อยที่สุดผลิต และประกอบได้ง่ายจึงออกแบบให้ติดตั้งแยกจากกันแต่สามารถทำงานร่วมกันได้ ซึ่งลักษณะการติดตั้งจะคล้ายกับข้อเข่าเทียมในงานวิจัยของ Boender, Jacob Quintus Laurens Anthony [32]

3.1.2 แนวคิดในการออกแบบระบบไฮดรอลิก

แนวคิดในการออกแบบระบบไฮดรอลิกคือตัวระบบจะต้องมีภาพลักษณ์ที่ดี ขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ราคาไม่แพง และดูแลรักษาง่าย เพื่อให้บรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าวจึงต้องใช้เทคนิคหลายอย่างด้วยกัน โดยอันดับแรกจะออกแบบให้ระบบไฮดรอลิกมีวงจรแบบเดียวกับข้อเข่าเทียมที่ใช้กันทั่วไปในท้องตลาด ดังรูปที่ 3.2 ซึ่งวงจรพื้นฐานนี้แม้จะมีส่วนประกอบน้อยแต่ก็เพียงพอสำหรับช่วยเหลือผู้พิการให้สามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติบนพื้นราบ โดยภายในวงจรมีส่วนประกอบดังนี้

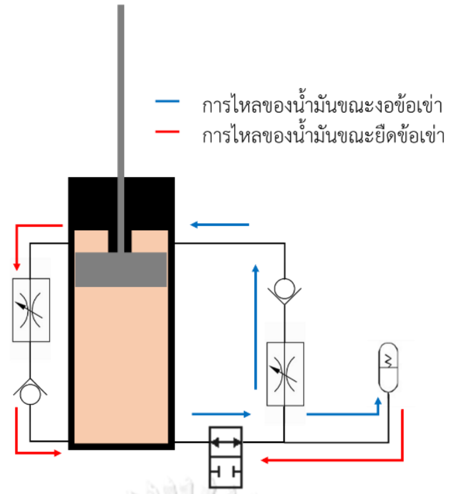
1. กระบอกไฮดรอลิก ทำหน้าที่เชื่อมต่อกับกลไกข้อเข่าเทียมเพื่อให้ข้อเข่าสามารถงอและยืดได้ นอกจากนี้กระบอกไฮดรอลิกจะเลือกใช้แบบ Double-acting cylinder เพื่อให้ระบบมีขนาดเล็กกว่าการใช้ Single-acting cylinder
2. วาล์วควบคุมทิศทางการไหล ทำหน้าที่ปิดช่องทางการไหลของน้ำมัน เพื่อให้สามารถล็อกข้อเข่าได้
3. วาล์วควบคุมอัตราการไหล ทำหน้าที่ปรับความต้านทานของข้อเข่าเทียมเพื่อให้สามารถงอข้อเข่าได้อย่างเป็นธรรมชาติ โดยจะติดตั้ง 2 ตัวเพื่อให้สามารถควบคุมการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน
4. วาล์วกันกลับ ทำหน้าที่ควบคุมไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับ
5. ถังสะสมความดัน ทำหน้าที่เก็บน้ำมันส่วนเกินที่ถูกแทนที่ด้วยก้านสูบในช่วงที่ข้อเข่าเทียมงอ หรือน้ำมันที่ขยายตัวเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น



รูปที่ 3.2 วงจรไฮดรอลิกทั่วไปที่ใช้ในข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก

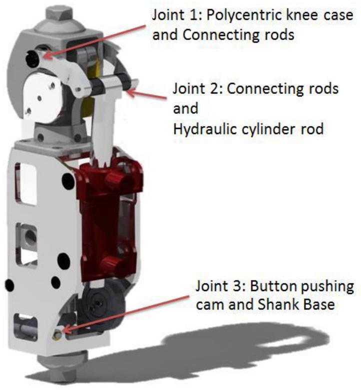
การทำงานของวงจรเมื่อข้อเข่างอน้ำมันส่วนหนึ่งจะไหลออกจากกระบอกไฮดรอลิกทางด้านล่างผ่านวาล์วควบคุมทิศทางการไหล วาล์วควบคุมอัตราการไหล และวาล์วกันกลับจากนั้นจะไหลกลับเข้ากระบอกไฮดรอลิก น้ำมันอีกส่วนหนึ่งจะไหลไปเก็บในถังสะสมความดันโดยปริมาตรที่เก็บในถังสะสมความดันจะเท่ากับปริมาตรของก้านสูบที่เข้ามาแทนที่ในกระบอก ในทางตรงข้ามเมื่อข้อเข่ายืดน้ำมันจะไหลออกจากกระบอกไฮดรอลิก ทางด้านบนผ่านวาล์วควบคุมอัตราการไหล และวาล์วกันกลับจากนั้นจะไหลกลับเข้ากระบอกไฮดรอลิก ในกรณีที่ต้องการล็อกข้อเข่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลจะปิดน้ำมันจะไม่สามารถไหลไปทางด้านขวาได้ ข้อเข่าจึงไม่ยอมงอ แต่ยังสามารถยืดได้ตามปกติ ดังรูปที่ 3.3

น้ำมันที่อยู่ในวงจรจะใช้น้ำมันไฮดรอลิก ISO VG 32 แทนเนื่องจากเป็นน้ำมันที่หาซื้อได้ง่าย และมีราคาถูกกว่าน้ำมันซิลิโคนมาก ซึ่งทำให้ข้อเข่าเทียมที่ได้มาราคาถูกยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตามการใช้น้ำมันชนิดนี้จะทำให้ระบบมีการทำงานที่เปลี่ยนแปลงเมื่ออุณหภูมิการใช้งานเปลี่ยน จึงต้องปรับตั้งค่าบ่อยครั้ง



รูปที่ 3.3 ทิศทางการไหลของน้ำมันขณะงอ และยืดขอเข่า

จากโครงงานวิศวกรรมเครื่องกลประจำปี 2557 เรื่องการออกแบบ และสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ใช้กลไกควบคุมวาล์ว ดังรูปที่ 3.4 ซึ่งออกแบบระบบโดยใช้การติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกไว้ภายนอกเพื่อให้ง่ายต่อการออกแบบ ปัญหาที่พบคือมีขนาดที่ใหญ่ และมีน้ำหนักมากถึง 4 kg [43] เมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมในท้องตลาดพบว่ามีน้ำหนักมากกว่าหลายเท่า งานวิจัยนี้จึงได้ออกแบบระบบไฮดรอลิกที่สามารถติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกไว้ภายในระบบแทนเพื่อให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา และดูแลรักษาง่าย นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกจะต้องไม่ซับซ้อน สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้จากภายนอก



รูปที่ 3.4 ข้อเข่าเทียมในงานวิจัยเรื่องการออกแบบ และสร้างเข่าเทียม
ไฮดรอลิกที่ใช้กลไกควบคุมวาล์ว [43]

อย่างไรก็ตามส่วนประกอบไฮดรอลิกในท้องตลาดมีขนาดที่ใหญ่ น้ำหนักมาก ไม่สามารถติดตั้งไว้ภายในได้ จึงจำเป็นต้องออกแบบวาล์วเองยกเว้นวาล์วกันกลับเนื่องจากสามารถหาได้ในท้องตลาดโดยมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5.6 mm ทนความดันได้ 40 bar รูปที่ 3.5 แสดงวาล์วกันกลับที่นำมาใช้ในการออกแบบ ส่วนประกอบไฮดรอลิกที่เหลือจะถูกออกแบบ และผลิตเองโดยจะผลิตจากอลูมิเนียมอัลลอย 7075 เพื่อให้มีน้ำหนักเบาและแข็งแรง ซีลที่ใช้จะเป็นซีลทั่วไปที่สามารถหาได้ภายในประเทศ

รูปที่ 3.5 วาล์วกันกลับในท้องตลาดที่นำมาใช้ในการออกแบบ [44]

3.1.3 แนวคิดในการออกแบบระบบล็อกข้อเข่า

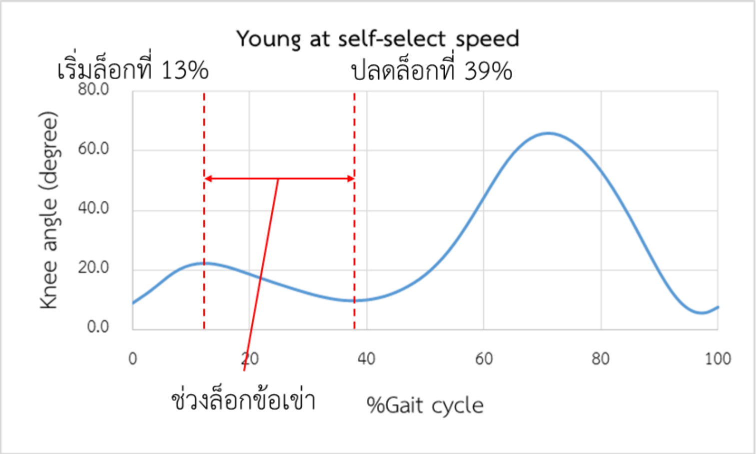
จากที่กล่าวมาข้างต้นแล้วว่าการออกแบบจะเลือกใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักในการสร้างเสถียรภาพ (ล็อกข้อเข่า) เพื่อให้ข้อเข่าเทียมสามารถงอได้เล็กน้อยในช่วง stance phase โดยข้อมูลการเดินที่จะนำมาใช้ในการออกแบบนั้นจะนำมาจากงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ โดยจะพิจารณาการเดินทั้งของเด็ก และผู้ใหญ่ที่ 5 ความเร็วการเดิน ซึ่งแสดงในตารางที่ 3.1

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 3.1 ความเร็วที่ใช้ในการเดินของเด็ก และผู้ใหญ่ในงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ

	Young speed (%BH/s)	Adult speed (%BH/s)
Very slow	53.69	49.26
Slow	69.26	69.79
Self-selected	87.71	71.36
Medium	89.69	87.33
Fast	117.87	115.44

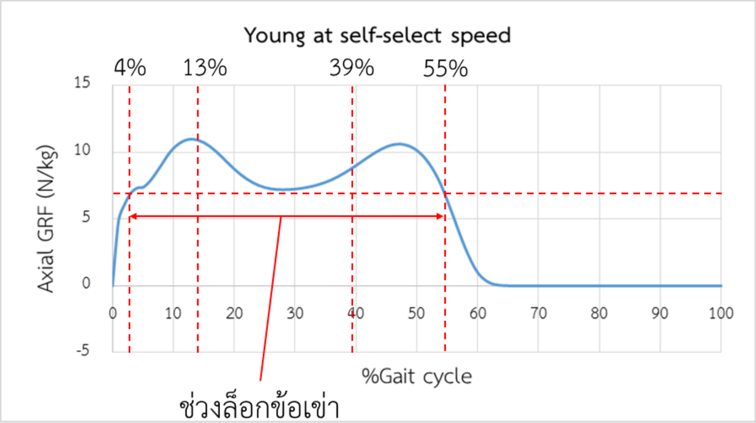
เริ่มพิจารณาจากข้อมูลการของเด็กที่ความเร็วปกติ (Self-select speed) จากรูปที่ 3.6 จะเห็นว่าเมื่อเท้าเริ่มสัมผัสพื้นข้อเข่าจะงอไปเรื่อย ๆ จนถึง 13% ของวงจรการเดิน แล้วยืดออก และจะกลับมางออีกครั้งที่ประมาณ 39% ของวงจรการเดิน ดังนั้นช่วง 13-39% จะเป็นช่วงที่ข้อเข่าต้องโดนล็อกนั่นเอง



รูปที่ 3.6 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กที่ความเร็วทั่วไปที่ใช้ในการออกแบบ

เมื่อนำ GRF มาใช้ในการล็อกข้อเข่าจึงต้องพิจารณาค่าในช่วง 13-39% วงจรการเดิน โดย GRF ที่ใช้ในการออกแบบจะใช้เป็น GRF ในแนวหน้าแข้ง จากรูปที่ 3.7 จะเห็นว่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ 13% และ 39% ของวงจรการเดินมีค่าสูงกว่าค่า GRF ในแนวหน้าแข้งต่ำสุดของช่วง Stance phase หากตั้งการทำงานล็อกข้อเข่าที่ค่าใดค่าหนึ่งจะทำให้ในระหว่างที่เดินมีโอกาสหกล้มได้ จึงต้องจำเป็นต้องตั้งค่า GRF ในแนวหน้าแข้งไว้ให้ต่ำกว่าดังกล่าวคือที่ 4% ของวงจรการเดิน การใช้วิธีนี้จะทำให้ข้อเข่าโดนล็อกก่อนเวลาที่ควรจะเป็น ทำให้มุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase ลดน้อยลงแต่ยังคงการงอเพื่อให้ใช้ลดพลังงานได้อยู่ อย่างไรก็ตามวิธีนี้จะมีผลกระทบมากตอนเข้าสู่ช่วง Swing phase เพราะจะทำให้ข้อเข่างอได้ช้ามากขึ้นคือที่ 55% ของวงจรการเดิน และจะส่งผลให้สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินมาก และการเดินจะไม่เหมือนธรรมชาติอีกด้วย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



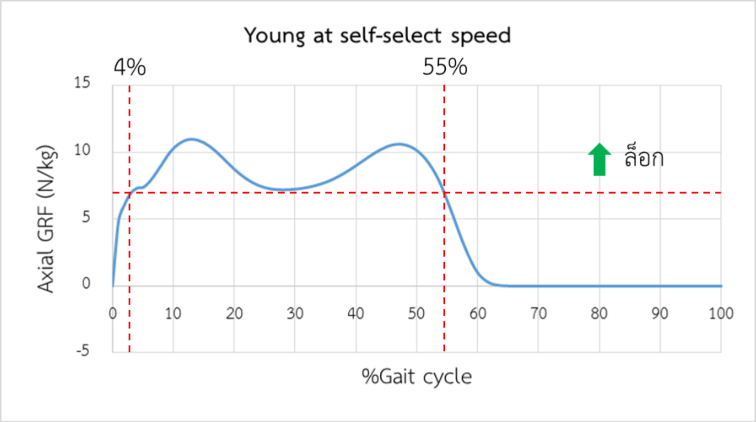
รูปที่ 3.7 กราฟ GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบ

จากปัญหาดังกล่าวจึงทำให้พบว่าการใช้ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งเพียงอย่างเดียวยังไม่สามารถทำให้การเดินของผู้พิการเป็นธรรมชาติได้ งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะใช้ Control moment ที่เกิดจาก GRF กระทำรอบ Control axis มาใช้ในการปลดล็อกข้อเข่า วิธีนี้จะมีลักษณะคล้ายกับวิธีการควบคุมขอบเขตการปลดล็อกของข้อเข่าเทียม SASPL knee คือจะทำงานเมื่อ GRF อยู่ด้านหลังแกนหมุนข้อเข่า แต่อยู่หน้า Control axis จากการลองผิดลองถูกจึงได้ตำแหน่ง Control axis คืออยู่หน้าแกนหมุนข้อเข่า 7 mm และอยู่ต่ำแกนหมุนข้อเข่า 191.7 mm การคำนวณหา Control moment ทำได้โดยการย้ายโมเมนต์ข้อเข่าที่เกิดจาก GRF มาที่ Control axis ตามระยะที่กล่าวไปแล้วข้างต้น

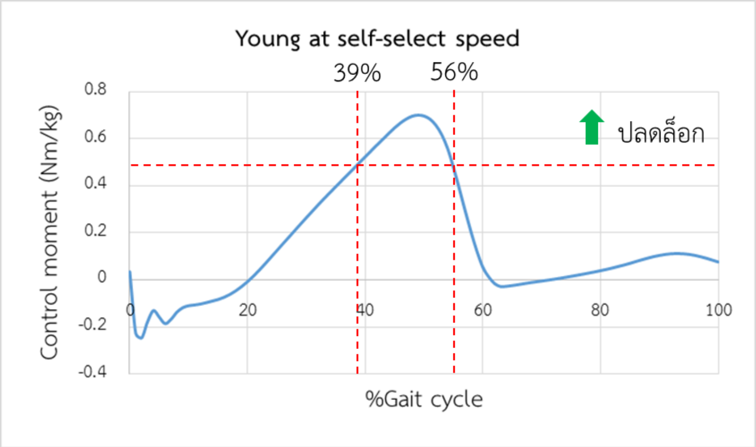
ดังนั้นข้อเข่าเทียมที่ได้จะล็อกเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด (4% ของวงจรการเดิน) และปลดล็อกเมื่อ Control moment ถึงค่าที่กำหนด (39% ของวงจรการเดิน) ดังแสดงในรูปที่ 3.8 และ รูปที่ 3.9 อย่างไรก็ตามการใช้วิธีนี้มีแนวโน้มที่ Control moment จะต่ำกว่าค่าที่กำหนดก่อน GRF ในแนวหน้าแข้ง ซึ่งจะทำให้ข้อเข่าเทียมเกิดการล็อกขึ้นได้ แต่เนื่องจากช่วงเวลาที่เกิดขึ้นสั้นมากประมาณ 1-2% ของวงจรการเดินจึงไม่ใช่ปัญหาสำคัญสำหรับแนวคิดในการออกแบบนี้

แนวคิดในการออกแบบนี้เป็นแนวคิดใหม่สำหรับข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก มีข้อดีคือสามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้เหมาะทั้งช่วง และช่วงท้าย อย่างไรก็ตามแนวคิดนี้จะมีข้อเสียคือชิ้นส่วนเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากต้องมีกลไกรับข้อมูล 2 ค่า คือ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ทำให้ระบบมีความซับซ้อนขึ้น นอกจากนี้ในขณะที่เดินจะเกิดเหตุการณ์ขาหดสั้นลง และหมุนไปด้านหน้าเล็กน้อย เนื่องจากเกิด

การเคลื่อนที่ของกลไกที่ใช้ในการตรวจรับข้อมูลนั่นเอง ดังนั้นหากออกแบบให้ระยะที่กลไกขยับมีค่าน้อยก็จะทำให้การเดินเหมือนธรรมชาติมากขึ้นเนื่องจากโดยทั่วไปเท้าของคนเราจะมีการเสียรูปเล็กน้อยอยู่แล้วในขณะที่ลงน้ำหนัก



รูปที่ 3.8 GRF ในแนวหน้าแข้ง เส้นประระบุตำแหน่งที่ 4% ของวงจรการเดิน



รูปที่ 3.9 Control moment เส้นประระบุตำแหน่งที่ 39% ของวงจรการเดิน

3.1.4 ข้อกำหนดในการออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก

เนื่องจากผู้พิการมีความหลากหลายทางด้านร่างกาย และความแข็ง ทำให้ไม่สามารถออกแบบข้อเข่าเทียมในครอบคลุมกับการใช้งานของผู้พิการทุก ๆ คนได้ งานวิจัยนี้จึงได้กำหนดข้อกำหนดขึ้น เพื่อให้สามารถออกแบบได้อย่างเหมาะสมกับผู้พิการบางกลุ่มโดยเฉพาะ และยังทำให้ข้อเข่าเทียมที่ได้ไม่มีความซับซ้อนมากจนเกินไป โดยข้อกำหนดมีดังนี้

1. ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบรับค่า GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment เพื่อใช้ในการล็อก-ปลดล็อก
2. ข้อเข่าเทียมสามารถให้งานบนพื้นราบในระนาบ Sagittal เท่านั้น
3. รองรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่าที่ทำกิจกรรมหนักทั้งเด็ก และผู้ใหญ่ (K3-4) และมีน้ำหนักอยู่ระหว่าง 45-80 kg
4. ข้อเข่าเทียมสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ได้ที่ 5-10 °
5. ข้อเข่าเทียมมีอัตราการเปลี่ยนแปลงมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ในช่วง 3.5-28.1 °/(m/s)
6. ความดันในระบบไฮดรอลิกต้องไม่เกิน 40 bar (ดวามดันสูงสุดที่วาล์วกันกลับทนได้)

3.2 การออกแบบเบื้องต้น

3.2.1 การออกแบบระบบไฮดรอลิก

การออกแบบจะเริ่มจากการกำหนดตำแหน่งแกนหมุนให้กับกระบอกไฮดรอลิก เนื่องจากเป็นการกำหนดขนาดของข้อเข่าเทียมที่ได้ และแรงต่าง ๆ ที่จะเกิดขึ้นกับระบบไฮดรอลิก การออกแบบจะเปรียบเทียบกับ Mauch knee โดยออกแบบให้มีขนาดเล็กกว่าเพื่อรองรับระบบล็อกข้อเข่าที่จะถูกติดตั้งเพิ่มในภายหลัง

เมื่อได้จุดที่จะใช้จับยึดกระบอกไฮดรอลิกแล้วจึงคำนวณหาแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกต่อโดยการคิด FBD บริเวณต้นขา จากรูปที่ 3.10 จะเห็นว่าทั้งคนทั่วไป และผู้พิการจะมีแรงเหมือน ๆ กัน แต่จะมีความแตกต่างกันตรงที่ผู้พิการเมื่อสูญเสียข้อเข่าไปแล้วจะไม่สามารถสร้างโมเมนต์ข้อเข่าเพื่อใช้ป้องกันการงอได้ จำเป็นต้องมีแรงอื่นเข้ามาชดเชยโมเมนต์ที่หายไปนี้ ซึ่งในข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกจะใช้แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกแทนการใช้โมเมนต์ข้อเข่านั่นเอง ดังนั้นหากน้ำหนัก และจุดศูนย์กลางมวลของทุกส่วนของร่างกายไม่มีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นจะได้จะได้สมการดังนี้:

$$M = L \times F_{Hyd} \qquad \text{สมการที่ 3.1}$$

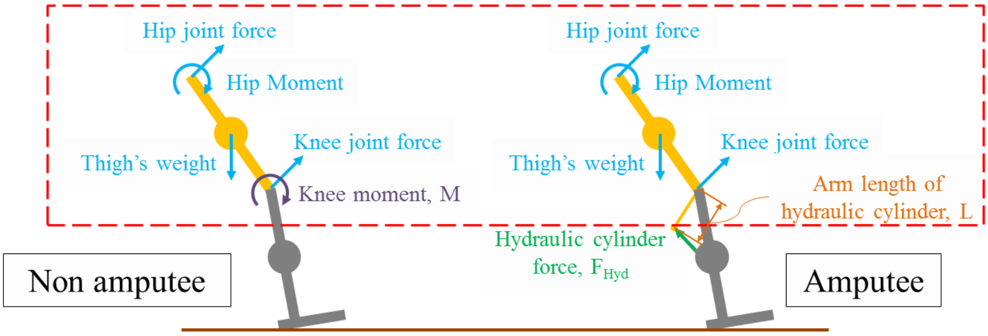
โดยที่

M คือ โมเมนต์ข้อเข่า

L คือ แขนของกระบอกไฮดรอลิก

F_{Hyd} คือ แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 3.10 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาที่เกิดบริเวณต้นขาทั้งคนทั่วไป และผู้พิการ

หลังจากนั้นจึงนำแรงที่ได้ไปคำนวณหาขนาดของกระบอกไฮดรอลิก จากรูปที่ 3.11 จะได้ว่าการคำนวณแบ่งได้เป็น 2 กรณีคือกรณียืดออก และกรณีหดเข้า โดยมีสมการในการคำนวณดังนี้:

กรณีหดเข้า
$$F_F = \left(\frac{\pi D_P^2}{4}\right) P_L \qquad \text{สมการที่ 3.2}$$

กรณียืดออก
$$F_E = \left[\frac{\pi\left(D_P^2 - D_R^2\right)}{4}\right] P_R \qquad \text{สมการที่ 3.3}$$

โดยที่

F_F คือ แรงที่ใช้หดเข้า

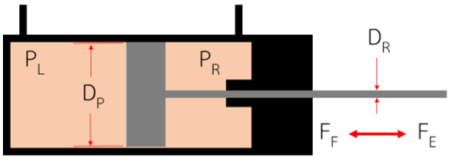
F_E คือ แรงที่ใช้ยืดออก

P_L คือ ความดันในกระบอกด้านซ้าย

P_R คือ ความดันในกระบอกด้านขวา

D_P คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิก

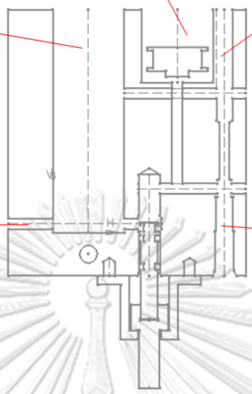
D_R คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของก้านสูบ



รูปที่ 3.11 แรง และความดันที่เกิดขึ้นในกระบอกไฮดรอลิก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

เมื่อนำข้อมูลการเดินของเด็ก และผู้ใหญ่ที่ 5 ความเร็วมาคำนวณจะได้ว่าเส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิกต้องไม่น้อยกว่า 30 mm เพื่อให้ความดันในระบบมีค่าไม่เกิน 40 bar



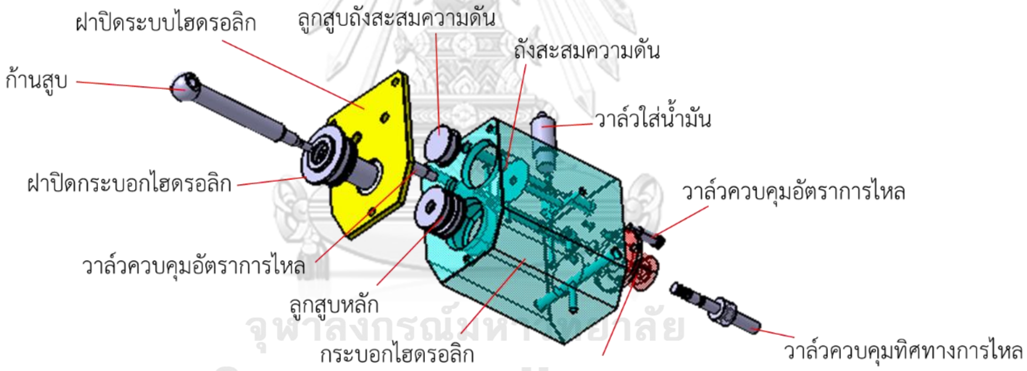
รูปที่ 3.12 การออกแบบกระบอกไฮดรอลิกในโปรแกรม CATIA

เมื่อได้ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิกแล้วจึงออกแบบส่วนประกอบไฮดรอลิกอื่น ๆ เพื่อที่จะสามารถนำมาติดตั้งในกระบอกได้ ขั้นตอนการออกแบบจะออกแบบในโปรแกรม CATIA ในระนาบ 2 มิติก่อนแล้วจึงปรับให้เป็น 3 มิติทีหลัง ดังรูปที่ 3.12 โดยอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบทั้งหมดแสดงในรูปที่ 3.13 ซึ่งประกอบไปด้วย

1. กระบอกไฮดรอลิก เป็นส่วนประกอบไฮดรอลิกที่มีพื้นที่ในการติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกอยู่ภายใน และมีช่องทางสำหรับเติมน้ำมันเข้า การออกแบบช่องทางการไหลของน้ำมันจะเป็นรูเสียส่วนใหญ่เพื่อให้สามารถผลิตได้ง่าย
2. ลูกสูบหลัก ใช้แบ่งกระบอกไฮดรอลิกออกเป็น 2 ห้อง จึงจำเป็นต้องใช้ซีลลูกสูบแบบกันได้ 2 ทิศทาง นอกจากนี้ลูกสูบจะมีการเคลื่อนที่อยู่ตลอดเวลาทำให้เสียดสีกับผนังสูบได้จึงต้องใส่แหวนกันสึกเข้าไปด้วย
3. ฝาปิดกระบอกไฮดรอลิก ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้น้ำมันรั่วออกมาจากภายนอก ป้องกันฝุ่นที่อาจจะแทรกเข้าไปในระบบ จึงมีการติดตั้งซีลก้านสูบ และซีลกันฝุ่น นอกจากนี้ยังมีแหวนกันสึกป้องกันการเสียดสีกับก้านสูบอีกด้วย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

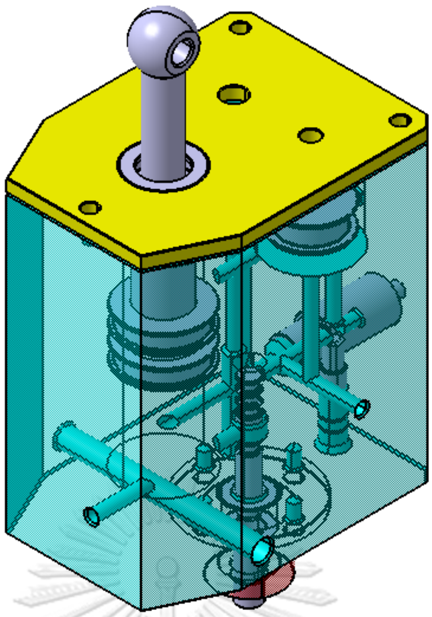
4. ก้านสูบ จะออกแบบโดยเน้นไปที่การประกอบกับฝาปิดกระบอกไฮดรอลิก และลูกสูบหลัก เพื่อให้สามารถใช้งานได้โดยไม่มีการรั่วซึม
5. วาล์วควบคุมทิศทางการไหล ทำหน้าที่ปิดช่องทางการไหลของน้ำมัน เพื่อให้ข้อเข่าเทียมถูกล็อก โดยตัววาล์วจะเคลื่อนที่ตั้งฉากกับทิศทางการไหลของน้ำมันให้สามารถเพื่อป้องการไหลได้โดยไม่ได้รับผลกระทบจากความดันภายในระบบ
6. วาล์วควบคุมอัตราการไหล ทำหน้าที่ปรับไหลของน้ำมันให้เหมาะสมกับการเดินของแต่ละบุคคล ตัววาล์วจะใช้เกลียวในการกำหนดตำแหน่ง และมีซีลเพื่อป้องกันน้ำมันรั่วไหลออกมาสู่ภายนอก
7. ลูกสูบถังสะสมความดัน เนื่องจากถังสะสมความดันจะมีน้ำมันเพียงฝั่งเดียว ซีลลูกสูบที่ใช้จึงเป็นแบบกันทางเดียว อย่างไรก็ตามลูกสูบถังสะสมความดันนี้จะไม่มีการติดตั้งแหวนกันสึก เนื่องจากตัวลูกสูบมีระยะการเคลื่อนที่น้อย และทำให้ตัวลูกสูบมีขนาดใหญ่เกินไป



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 3.13 ส่วนประกอบภายในระบบไฮดรอลิก

เมื่อประกอบอุปกรณ์ทั้งหมดเข้าด้วยกันจะได้ระบบไฮดรอลิกดังรูปที่ 3.14 อย่างไรก็ตามระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบมีน้ำหนักประมาณ 1.3 kg ซึ่งมีน้ำหนักเทียบเท่ากับข้อเข่าเทียมในท้องตลาดที่ประกอบสมบูรณ์แล้ว อย่างไรก็ตามยังมีพื้นที่ของกระบอกไฮดรอลิกบางส่วนที่ไม่ได้ใช้งานเนื่องจากมีการจัดวางตำแหน่งของส่วนประกอบไฮดรอลิกที่ไม่ดี หากออกแบบการจัดวางใหม่ก็จะสามารถลดน้ำหนักลงได้อีก



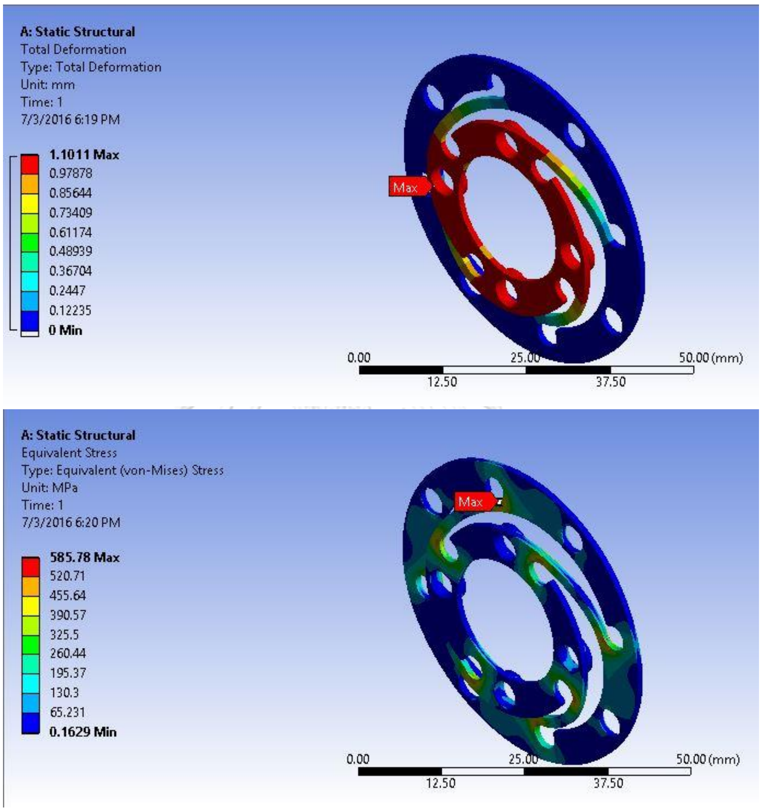
รูปที่ 3.14 ระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบเบื้องต้น

3.2.2 การออกแบบระบบล็อกข้อเข่า

จากการออกแบบระบบไฮดรอลิกพบว่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลต้องเคลื่อนที่ประมาณ 16 mm เพื่อป้องกันการไหลของน้ำมันซึ่งส่งผลให้ขาเทียมหดสั้นลง 16 mm ตามไปด้วย ซึ่งการที่ขาเทียมหดมากเกินไปจะทำให้ผู้พิการมีโอกาสหกล้มได้ จึงต้องใช้กลไกที่สามารถเพิ่มระยะการเคลื่อนที่ได้ โดยในการออกแบบจะเลือกใช้ระบบไฮดรอลิกสำหรับการทำงาน โดยในการออกแบบเบื้องต้นจะออกแบบกลไกสำหรับรับข้อมูล GRF ในแนวหน้าแข้งเพียงอย่างเดียวก่อนแล้วจึงพัฒนาต่อในภายหลัง

ในการออกแบบกลไกรับข้อมูล GRF ในแนวหน้าแข้งจะออกแบบให้ขาหดสั้นลงประมาณ 1 mm โดยจะเริ่มออกแบบสำหรับเด็กน้ำหนัก 80 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อน ดังที่กล่าวมาแล้วว่าข้อเข่าเทียมจะเริ่มล็อกที่ 4% ของวงจรการเดิน ฉะนั้นกลไกจะทำงานเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งขณะเดินถึงค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ 4% ของวงจรการเดินหรือประมาณ 547.03 N และเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งหายไปกลไกจะต้องกลับมาอยู่ในตำแหน่งเดิมเพื่อให้อยู่ในสภาพพร้อมใช้งานใหม่อีกครั้งหนึ่งจึงต้องมีสปริงทั้งในโครงสร้างข้อเข่าเทียม และในวาล์วควบคุมทิศทางการไหลเพื่อช่วยดันกลไกกลับนั่นเอง ในการออกแบบจะกำหนดให้สปริงในวาล์วควบคุมทิศทางการไหลมีแรงต้านที่ 30 N ที่ระยะสปริงหดสั้นสุดเพื่อป้องกันการปิดวาล์วเองจากแรงเฉื่อยในขณะเดิน ดังนั้นสปริงที่

โครงสร้างข้อเข่าเทียมจึงต้องออกแรงต้านที่ 67.03 N นั่นเอง ผลการออกแบบสปริงด้วยโปรแกรม ANSYS แสดงในรูปที่ 3.15 จะเห็นว่าสปริงเสียรูปไปประมาณ 1.1 mm เกิดความเค้น 585.78 MPa ซึ่งสามารถใช้งานได้เนื่องจากสปริงทำมาจากเหล็กที่มีความแข็งแรงสูง โดยมีค่า Yield strength มากกว่า 1,000 MPa รูปที่ 3.16 แสดงระบบล็อกข้อเข่าที่ผลิตแล้ว ซึ่งจะเห็นว่ามีน้ำหนักประมาณ 281.5 g ซึ่งเป็นน้ำหนักที่ไม่มากจนเกินไปสามารถออกแบบกลไกรับข้อมูล Control moment มาใช้งานร่วมกันได้เลย



รูปที่ 3.15 ผลการออกแบบด้วยโปรแกรม ANSYS ด้านบน

รูปที่ 3.16 กลไกล็อกข้อเข่าที่ผลิตแล้ว

3.3 สรุปผลการออกแบบเบื้องต้น

ระบบไฮดรอลิกที่ถูกออกแบบมีน้ำหนักมากเกินไป ซึ่งเป็นน้ำหนักที่เทียบเท่ากับข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดโดยที่ยังไม่ได้ใส่กลไกอย่างอื่นเพิ่ม ทั้งนี้เนื่องจากภายในกระบอกไฮดรอลิกมีพื้นที่ที่ไม่ได้นำมาใช้ประโยชน์อยู่เยอะทำให้มีน้ำหนักมากเกินความจำเป็น จึงต้องออกแบบตำแหน่งการติดตั้งของส่วนประกอบไฮดรอลิกใหม่เพื่อลดพื้นที่ดังกล่าว แต่ผลการออกแบบจะต้องสามารถผลิต และติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกได้ง่าย

ในส่วนการออกแบบระบบล็อกข้อเข่าจะเห็นยังคงรับข้อมูลได้แค่ GRF ในแนวหน้าแข้งเท่านั้น จึงต้องออกแบบกลไกสำหรับรับข้อมูล Control moment เพิ่ม นอกจากนี้ระบบล็อกข้อเข่าที่ได้สามารถใช้กับผู้พิการได้แค่คนเดียวเท่านั้นเนื่องสปริงที่ใช้ไม่สามารถปรับค่าได้ ในกรณีที่ผู้พิการคนอื่นมาใส่จึงต้องออกแบบสปริงนี้ใหม่ด้วย ทำให้ต้องถอด และประกอบใหม่นั่นเอง ดังนั้นจึงต้องออกแบบให้สปริงในระบบล็อกข้อเข่าสามารถปรับความแข็งได้ตามความเหมาะสมของผู้พิการด้วย

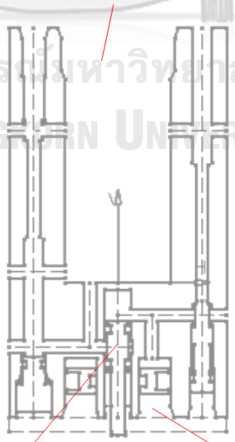
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 4
การออกแบบ และผลิตข้อเข่าเทียม

4.1 การปรับปรุงแก้ไขข้อเข่าเทียม

4.1.1 การปรับปรุงแก้ไขระบบไฮดรอลิก

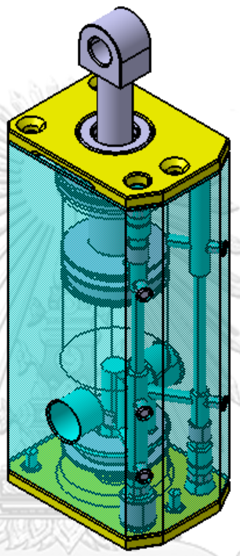
เนื่องจากระบบไฮดรอลิกที่ถูกออกแบบมีพื้นที่ที่ไม่ได้ใช้ประโยชน์มากเกินไปจึงได้ออกแบบใหม่ให้แนวแกนของกระบอกไฮดรอลิก วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และถังสะสมความความดันอยู่ในแนวเดียวกัน ดังรูปที่ 4.1 การทำแบบนี้นอกจากจะลดพื้นที่ที่ไม่ได้ใช้ประโยชน์แล้วยังทำให้ผิวชิ้นงานมีค่า Roughness ที่ต่ำเนื่องจากผ่านการขึ้นรูปด้วยวิธีการกลึง ดังนั้นกระบอกไฮดรอลิกจึงไม่จำเป็นที่จะต้องผ่านกระบวนการ Honing เพื่อแต่งผิวชิ้นงานเพิ่ม นอกจากนี้ยังลดขนาดส่วนประกอบไฮดรอลิกบางส่วนเพื่อให้ระบบไฮดรอลิกมีน้ำหนักน้อยลง เช่น การลดจำนวนโอริงที่วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และการลดจำนวนแหวนกันสึกที่ลูกสูบหลัก เป็นต้น และสุดท้ายวาล์วควบคุมทิศทางการไหลไม่จำเป็นต้องติดตั้งสปริงอีก เนื่องจากวาล์วสามารถวิ่งกลับเองได้โดยอาศัยแรงดันที่เกิดขึ้นในถังสะสมความดันช่วยนั่นเอง



รูปที่ 4.1 กระบอกไฮดรอลิกที่ปรับปรุงให้แนวของกระบอกไฮดรอลิก วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และถังสะสมความดันตรงกัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภายหลังการปรับปรุงแก้ไขระบบไฮดรอลิกมีน้ำหนักเหลือเพียง 0.54 kg เท่านั้น หรือประมาณ 50% ของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด นอกจากนี้ระยะทางที่วาล์วควบคุมทิศทางการไหลต้องเคลื่อนที่เพื่อปิดช่องการไหลยังลดลงจาก 16 mm เหลือ 9.9 mm ซึ่งระยะที่ลดลงนี้จะทำให้ความเสียเปรียบเชิงกลของแรงที่ใช้กดวาล์วลดลงด้วย รูปที่ 4.2 แสดงระบบไฮดรอลิกใหม่ได้รับการปรับปรุงแก้ไขแล้ว และตารางที่ 4.1 แสดงพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบ



รูปที่ 4.2 ระบบไฮดรอลิกใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว

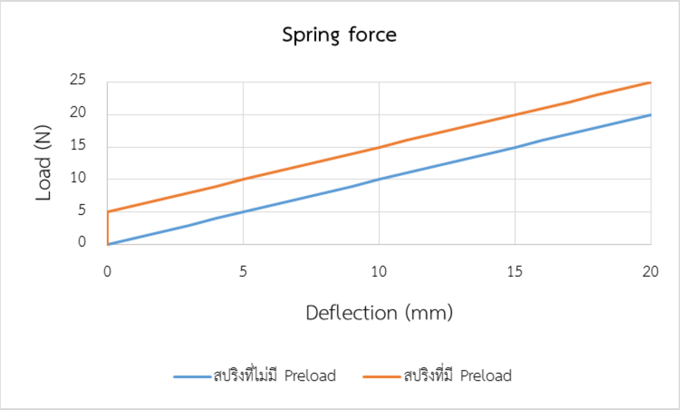
ตารางที่ 4.1 พารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิก

เส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอก	30 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของก้านสูบ	10 mm
Stroke ของกระบอก	21.73 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางนอกของถังสะสมความดัน	30 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางในของถังสะสมความดัน	12 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล	7.5 mm
Stroke ของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล	9.9 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของช่องทางไหลของน้ำมัน	3.6 mm

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

4.1.2 การปรับปรุงแก้ไขระบบล็อกข้อเข่า

ในการออกแบบระบบล็อกข้อเข่าเบื้องต้นนั้นได้ออกแบบสปริงที่สามารถใช้งานได้แค่ผู้พิการเพียงคนเดียว จึงได้ออกแบบให้สามารถปรับแรงเริ่มต้นก่อนการใช้งานของสปริงได้โดยการใช้ Preload จากรูปที่ 4.3 จะเห็นได้ว่าการใส่ Preload ที่ระยะหดตัวเท่ากันแต่แรงที่ใช้จะเพิ่มมากขึ้น ด้วยหลักการนี้ทำให้สามารถใช้การ Preload ในการปรับสปริงให้เหมาะสมกับผู้พิการแต่ละคน ซึ่งถ้าอยากให้แรงสปริงเพิ่มขึ้นอีกก็จะต้องใส่ Preload เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามสปริงรูปแบบเดิมไม่สามารถสร้าง Preload ได้ จึงได้เปลี่ยนมาใช้สปริงใหม่แทน โดยจะเปลี่ยนไปใช้ Disc spring ที่สามารถหาซื้อตามท้องตลาด สปริงชนิดนี้มีข้อดีที่ขนาดเล็กแต่สามารถรับแรงได้เยอะในขณะที่ระยะหดตัวต่ำ รูปที่ 4.4 แสดง Disc spring ที่จะใช้ในการออกแบบระบบล็อกข้อเข่า



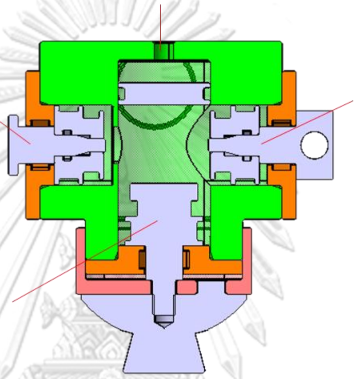
รูปที่ 4.3 การเปรียบเทียบสปริงที่มี Preload กับไม่มี Preload

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 4.4 Disc spring ที่ใช้ในระบบล็อกข้อเข่า [45]

ระบบล็อกข้อเข่าที่ออกแบบจะใช้น้ำมันในการทำงาน กล่าวคือเมื่อระบบล็อกข้อเข่าทำงาน GRF ในแนวหน้าแข้งจะไปดันกลไกให้น้ำมันไหลไปดันวาล์วควบคุมทิศทางการ

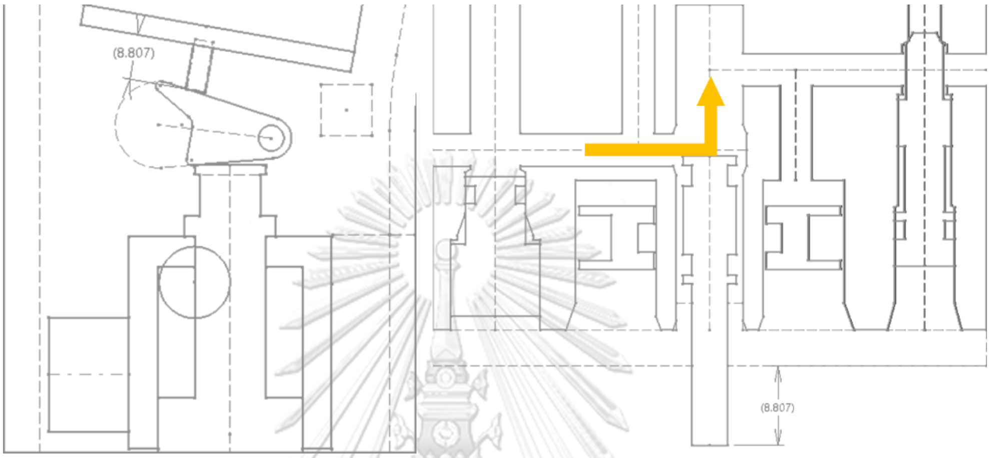
ไหลอีกทีหนึ่งแล้วใช้ Control moment ในการดึงน้ำมันส่วนนั้นกลับมาเพื่อให้วาล์วเปิดอีกครั้ง อย่างไรก็ตามในช่วงท้ายของ Stance phase แรงจาก GRF ในแนวหน้าแข้งไม่เพียงพอที่จะดันสปริง ในขณะที่ Control moment พยายามดึงน้ำมันต่อจึงส่งผลไม่มีน้ำมันให้ดึง ระบบจึงพยายามดูดอากาศเข้าแทน การแก้ปัญหาคือต้องเพิ่มกลไกที่ชดเชยปริมาตรของน้ำมันที่เพิ่มขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4.5 อย่างไรก็ตามการเพิ่มกลไกจะทำให้ระบบมีขนาดใหญ่ และมีน้ำหนักเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นจึงได้เปลี่ยนระบบล็อกข้อเข่าใหม่ให้สามารถทำงานโดยใช้แบบกลไกแทนการใช้น้ำมัน



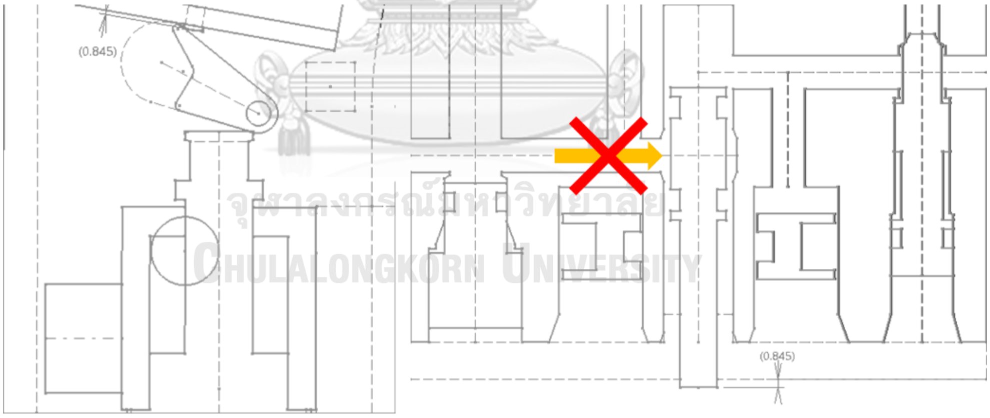
รูปที่ 4.5 ระบบล็อกข้อเข่าที่ออกแบบเพิ่มจากระบบต้นแบบ

การออกแบบระบบล็อกข้อเข่าที่ใช้กลไกเชิงกลจะใช้กลไกลูกเบี้ยวในการชดเชยระยะแทนน้ำมันไฮดรอลิก โดยในการออกแบบใหม่นี้จะออกแบบให้กลไกเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่ตั้งไว้จะมีระยะเคลื่อนที่อยู่ที่ 1.5 mm เพื่อไปดันวาล์วควบคุมทิศทางการไหลให้ขยับเป็นระยะทาง 9.9 mm และกลไกจะถูกติดตั้งอยู่บนแกน Control axis เพื่อสามารถรับ Control moment ไปพร้อม ๆ กัน เพื่อให้กลไกหมุน 0.8 ° และทำให้วาล์วเคลื่อนที่กลับมาตำแหน่งเดิม หรือเคลื่อนที่เป็นระยะทาง 9.9 mm ขั้นตอนในการออกแบบจะใช้วิธีลองผิดถูกเพื่อหาตำแหน่ง Control axis ซึ่งได้กล่าวมาแล้วในบทก่อนหน้า และออกแบบรูปร่างของลูกเบี้ยวให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามที่ต้องการ จากการออกแบบเมื่อติดตั้งลูกเบี้ยวแล้วพบว่าที่สภาวะปกติวาล์วจะโดนกดไปเป็นระยะ 2.1 mm ทำให้วาล์วระยะทางที่วาล์วต้องเคลื่อนที่จริงเหลือเพียง 7.8 mm นั่นเองดังรูปที่ 4.6 ซึ่งจากการออกแบบพบว่าเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด วาล์วควบคุมอัตราการไหลจะเคลื่อนที่ได้เป็นระยะทาง 7.96 mm ซึ่งมากกว่าระยะทางที่วาล์วต้องเคลื่อนที่

เล็กน้อย ดังนั้นน้ำมันจึงโดนปิดช่องทางการไหลทำให้ข้อเข่าโดนล็อกดังรูปที่ 4.7 จะเห็นว่ากลไกจะดันลูกเบี้ยวเพื่อขึ้นไปปิดวาล์วอย่างไรก็ตามหลังจากกลไกรับ Control moment สูงถึงค่าที่กำหนด วาล์วควบคุมทิศทางการไหลจะขยับลงมาได้เพียงเล็กน้อยเท่านั้น ซึ่งเป็นระยะทาง 4.26 mm ซึ่งแม้วาล์วจะไม่เคลื่อนที่กลับลงมาในตำแหน่งเดิมแต่ก็เพียงพอที่จะให้น้ำมันไหลผ่านไปได้ดังรูปที่ 4.8

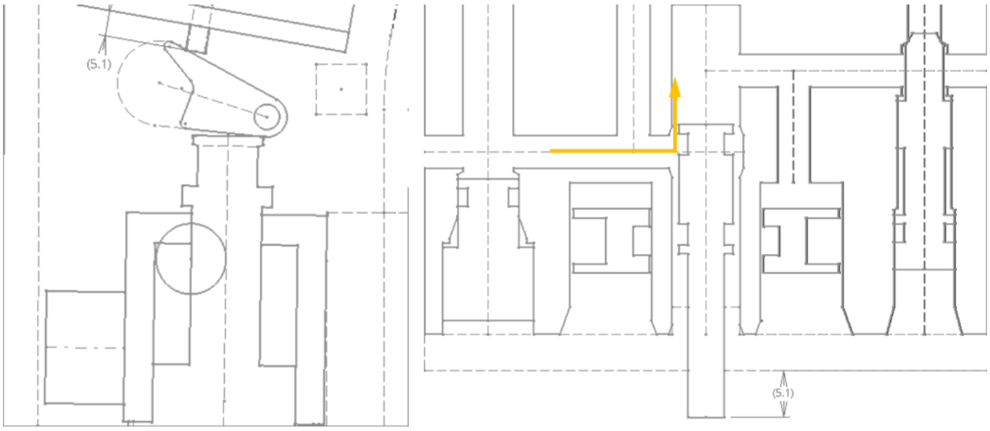


รูปที่ 4.6 ระบบล็อกข้อเข่าที่สภาวะทั่วไป



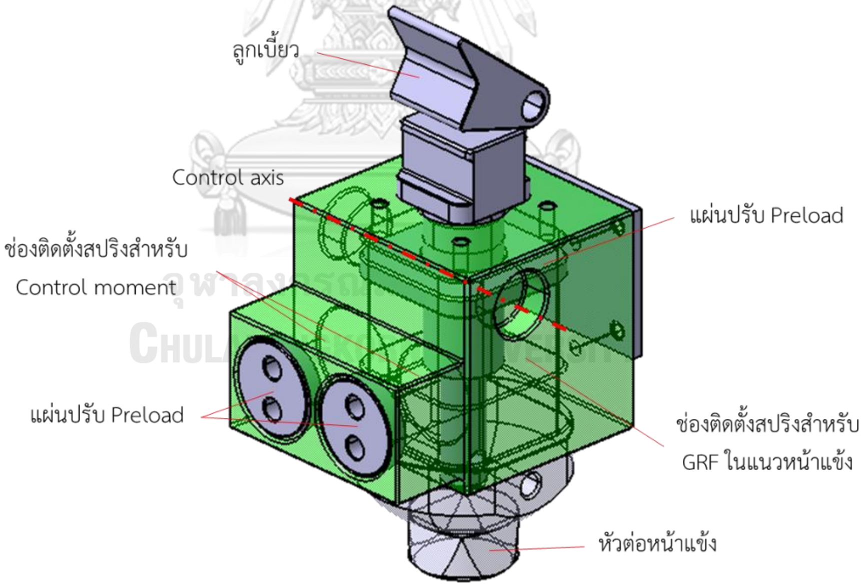
รูปที่ 4.7 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูปที่ 4.8 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ถึงค่าที่กำหนด

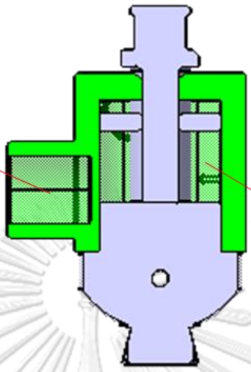
อย่างไรก็ตามแม้ระบบจะทำงานได้แต่การออกแบบที่ให้กลไกหมุนได้เพียงแค่ 0.8 ° ทำให้ขั้นตอนการผลิตทำได้ยาก รูปที่ 4.9 แสดงระบบล็อกข้อเข่าที่ปรับปรุงแก้ไขแล้ว ซึ่งระบบนี้มีน้ำหนักประมาณ 0.3 kg เพิ่มขึ้นมากระบบเดิมเล็กน้อยแต่สามารถรับข้อมูลของ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ได้



รูปที่ 4.9 ระบบล็อกข้อเข่าใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว

4.2 การออกแบบสปริงเพื่อใช้ในระบบล็อกข้อเข่า

การออกแบบสปริงจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือสปริงสำหรับต้าน GRF ในแนวหน้าแข้ง และสปริงสำหรับต้าน Control moment ดังรูปที่ 4.10 โดยสปริงที่ออกแบบจะออกแบบโดยใช้ข้อมูลการเดินของเด็ก และผู้ใหญ่ทั้ง 5 ความเร็ว



รูปที่ 4.10 ช่องติดตั้งสปริงในระบบสร้างล็อกข้อเข่า

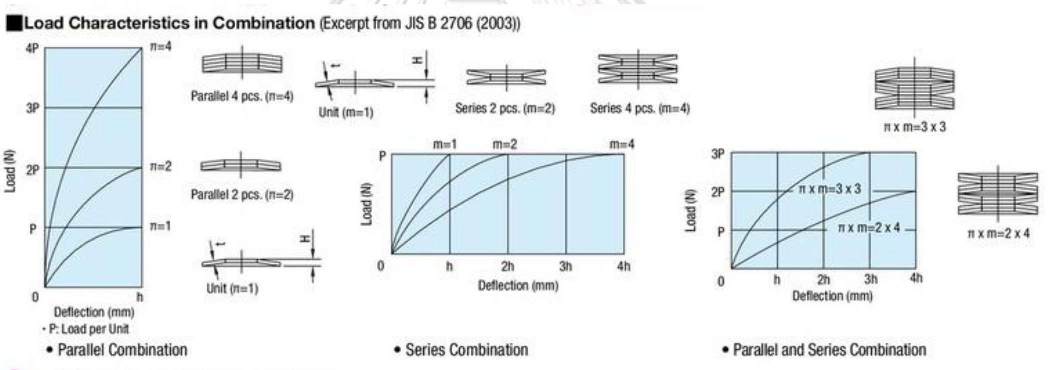
1. สปริงสำหรับต้าน GRF ในแนวหน้าแข้ง

จากการวิเคราะห์การทำงานของระบบล็อกข้อเข่าในบทที่แล้วจะเห็นว่าการทำงานของสปริงนี้จะเริ่มขยับเมื่อมีการลงน้ำหนักทันที และสปริงจะหยุดหดเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด แรงที่มากกว่านั้นจะลงโครงสร้างแทนเนื่องจากสุดระยะที่กลไกสามารถเคลื่อนที่ได้ ดังนั้นเพื่อที่จะหาค่าความแข็งของสปริงที่จะใช้งานจึงต้องทราบค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ตำแหน่งล็อกข้อเข่าของผู้พิการทุกคนเสียก่อนดังที่แสดงในตารางที่ 4.2 เพื่อให้ผู้พิการสามารถใช้งานได้ทุกคน สปริงจะต้องอ่อนที่สุดเพื่อให้สามารถปรับ Preload ได้ทุกค่า GRF ในแนวหน้าแข้ง แต่จะต้องทนแรงได้มากที่สุด ดังนั้นสปริงจะต้องมีความแข็งไม่เกินค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่น้อยที่สุด x น้ำหนักของผู้พิการที่น้อยที่สุด / ระยะที่ยอมให้สปริงหดตัว = 4.93 x 45 /1.5 = 147.9 N/mm และสปริงต้องทนแรงได้มากกว่าค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่มากที่สุด x น้ำหนักของผู้พิการที่มากที่สุด = 8.63 x 80 = 690.4 N

ตารางที่ 4.2 ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบสปริง

ความเร็วที่ใช้เดิน	ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ตำแหน่งล็อกข้อเข่า (N/kg)	
	เด็ก	ผู้ใหญ่
Very slow	8.63	8.50
Slow	8.08	7.89
Self-select	7.18	7.62
Medium	7.18	6.60
Fast	5.36	4.93

จากการคำนวณจึงได้เลือก Disc spring ที่มีความแข็ง 1,692 N/mm แล้ววางซ้อน 12 ตัว เพื่อลดค่าความแข็งให้เหลือเพียง 141.0 N/mm หลักการในการวางซ้อนกันเพื่อลดค่าความแข็งแสดงในรูปที่ 4.11 และสามารถทนแรงได้ 1015 N



รูปที่ 4.11 การเปลี่ยนค่าความแข็งของ Disc spring [45]

2. สปริงสำหรับต้าน Control moment

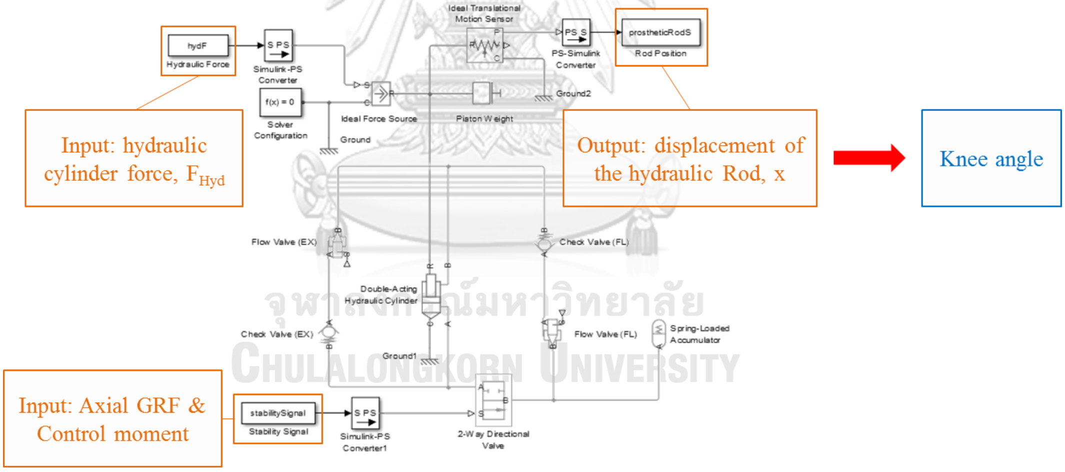
การทำงานของกลไกจะเริ่มขยับเมื่อ Control moment ถึงค่าที่กำหนด ดังนั้นสปริงนี้จำเป็นต้องมี Preload เพื่อทำให้สปริงไม่สามารถทำงานได้ช่วงแรก และสปริงจะต้องหดสุดก่อนที่ค่า Control moment จะถึงค่าสูงสุด เพื่อให้มั่นใจว่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลสามารถเปิดให้น้ำมันไหลได้ในช่วงท้ายของ Stance phase โมเมนต์ที่เกินกว่านั้นจะลงโครงสร้าง ดังนั้นการออกแบบสปริงนี้จะเลือกสปริงที่มีค่าความแข็งไม่เกินผลต่างที่น้อยที่สุดระหว่างค่า Control moment สูงสุดกับค่า Control moment ณ ตำแหน่งที่เริ่มขยับ x น้ำหนักของผู้พิการที่น้อยที่สุด / ระยะที่ยอมให้สปริงหดตัว ซึ่งเมื่อแปลงเป็นการเคลื่อนที่เชิง

เส้นแล้วจะได้ว่าค่าความแข็งสปริงต้องไม่เกิน 376.1 N/mm และสปริงต้องทนแรงได้มากกว่า 1,254.2 N โดยค่าสปริงดังกล่าวเป็นค่าสปริงต่อหนึ่งช่องการติดตั้ง โดยระบบล็อกข้อเข่ามีช่องสำหรับติดตั้งสปริงทั้งหมด 2 ช่อง ดังรูปที่ 4.9

สปริงที่เลือกใช้งานมีค่าความแข็งอยู่ที่ 4,247 N/mm จึงติดตั้งทั้งหมด 12 ตัวต่อช่อง รวมเป็น 24 ตัว เพื่อลดค่าความแข็งให้เหลือ 353. 9 N และสปริงสามารถทนแรงได้ที่ 1,274 N

4.3 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม

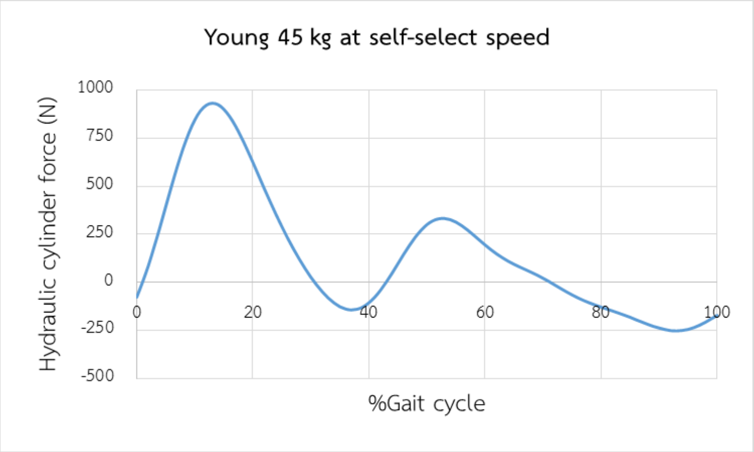
เพื่อตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมจึงได้ใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาว่ามุมงอข้อเข่าที่สร้างขึ้นจากข้อเข่าเทียมมีความใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงมากน้อยแค่ไหน โดยข้อเข่าเทียมจะทำงานเมื่อแรงกระทำกับกระบอกไฮดรอลิก, GRF ในแนวหน้าแข้ง, และ Control moment ทำงาน ดังรูปที่ 4.12 ในการคำนวณจะนำ GRF ในแนวหน้าแข้งและ Control moment มาทำเป็นสัญญาณ ON-OFF ก่อนแล้วจึงนำไปใช้งานในโปรแกรมอีกที โดยผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นระยะที่ก้านสูบเคลื่อนที่ซึ่งจะต้องแปลงเป็นมุมงอข้อเข่าอีกทีหนึ่ง



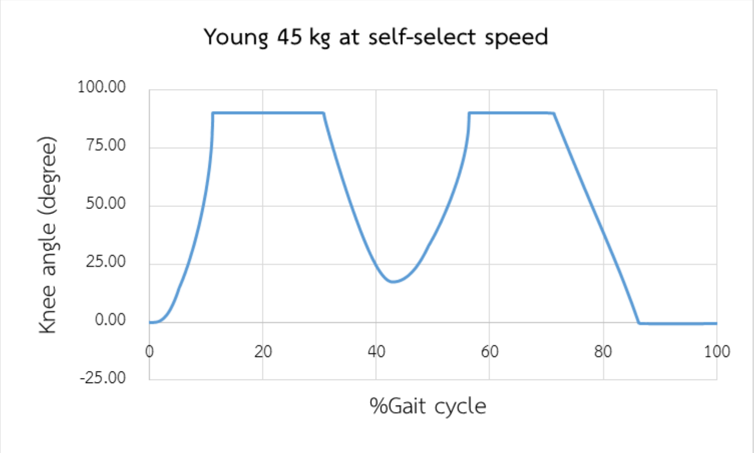
รูปที่ 4.12 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมโดยใช้โปรแกรม MATLAB

ในการตรวจสอบการทำงานพารามิเตอร์ที่ใช้ เช่น ค่าสัมประสิทธิ์การไหลของส่วนประกอบไฮดรอลิกต่าง ๆ หรือแรงเสียดทาน เป็นต้น จะใช้ค่าเริ่มต้นที่โปรแกรมทำให้ เนื่องจากยังไม่มีการผลิตขึ้นมาตรวจสอบจริงจึงทำให้ไม่สามารถทราบค่าที่แน่ชัดได้ น้ำมันที่ใช้ในการสอบตรวจคือน้ำมัน ISO VG 32 ที่อุณหภูมิ 32 °C และข้อมูลการเดินที่ใช้จะเป็นข้อมูลของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อน แล้วจึงตรวจสอบกับข้อมูลการเดินอื่น ๆ

การตรวจสอบขั้นแรกจะเริ่มใส่แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกที่แสดงในรูปที่ 4.13 ก่อน โดยปราศจากการปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และระบบล็อกข้อเข่า ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.14 จะเห็นว่าเมื่อไม่นำระบบล็อกข้อเข่ามาคำนวณจะทำให้ข้อเข่าเทียมพับ ส่งผลให้ผู้พิการหกล้มได้



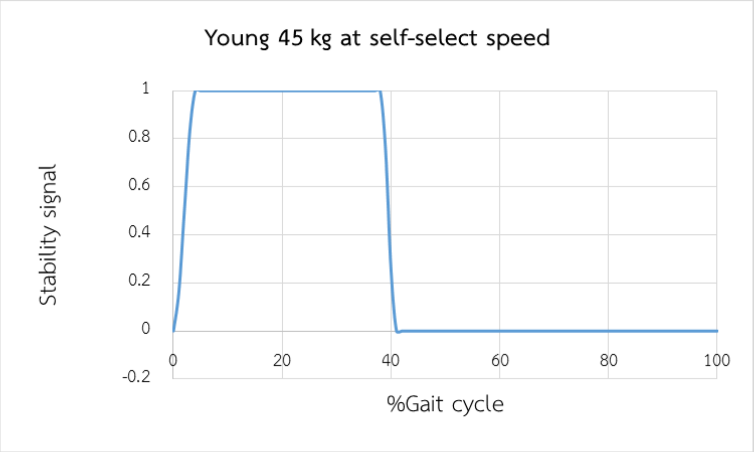
รูปที่ 4.13 กราฟแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป



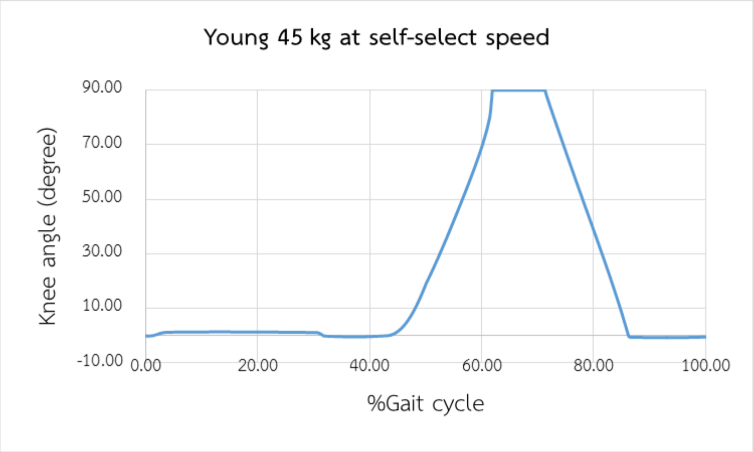
รูปที่ 4.14 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อนปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และใส่ระบบสล็อกข้อเข่า

เพื่อให้ข้อเข่าเทียมล็อกในช่วง Stance phase จึงตรวจสอบใหม่โดยใช้ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment เข้าไปด้วย ซึ่งระบบล็อกข้อเข่าที่ทำงานโดย 2 ข้อมูลนี้มีการทำงานดังที่แสดงในรูปที่ 4.15 จะเห็นว่าเมื่อสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่ามีค่าเป็น 1 น้ำมันจะไม่สามารถไหลผ่านวาล์วควบคุมทิศทางการไหลได้ อย่างไรก็ตามสัญญาณนี้ไม่ได้นำการเลื่อมทั้ง 2

ข้อมูลมาคำนวณ เนื่องจากเกิดขึ้นเพียงระยะเวลาสั้น ๆ เท่านั้นหรือในข้อมูลการเดินบางอันก็ไม่เกิดขึ้นเลย ผลการตรวจสอบแสดงอยู่ในรูปที่ 4.16 จะเห็นว่ามุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase แทบไม่มีเลยนั่นเป็นเพราะว่า GRF ของข้อมูลการเดินนี้ในช่วงกลาง Stance phase มีค่าต่ำ ดังแสดงในรูปที่ 3.8 ทำให้ไม่สามารถตั้งค่า GRF ในแนวหน้าแข้งให้ทำงานที่ค่าสูง ๆ ได้



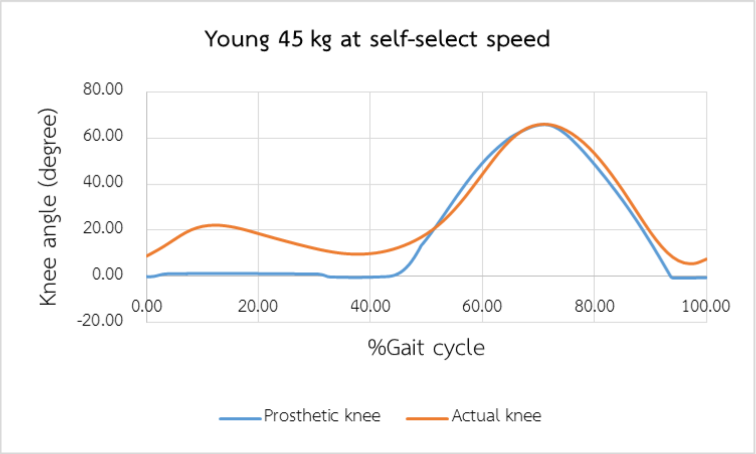
รูปที่ 4.15 กราฟสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป



รูปที่ 4.16 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังใส่ระบบล็อกข้อเข่า

หลังจากปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหลแล้วพบว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Swing phase มีลักษณะใกล้เคียงกับมุมงอข้อเข่าจริง ดังรูปที่ 4.17 หลังจากนั้นจึงนำค่าวาล์วที่ได้ปรับตั้งนี้ไปทดสอบที่ความเร็วอื่น ๆ รวมถึงตรวจสอบที่น้ำหนัก 80 kg และการเดินของผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 และ 80 kg เพื่อหาความสามารถในการสร้างมุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase และอัตราการ

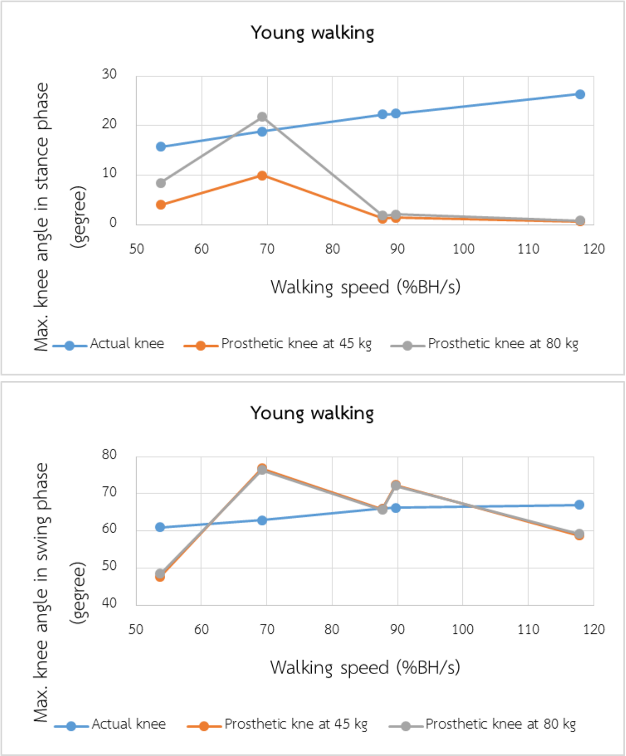
เปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ต่อความเร็วที่ใช้เดิน ดังรูปที่ 4.18 และรูปที่ 4.19 สำหรับเด็ก และผู้ใหญ่ตามลำดับ



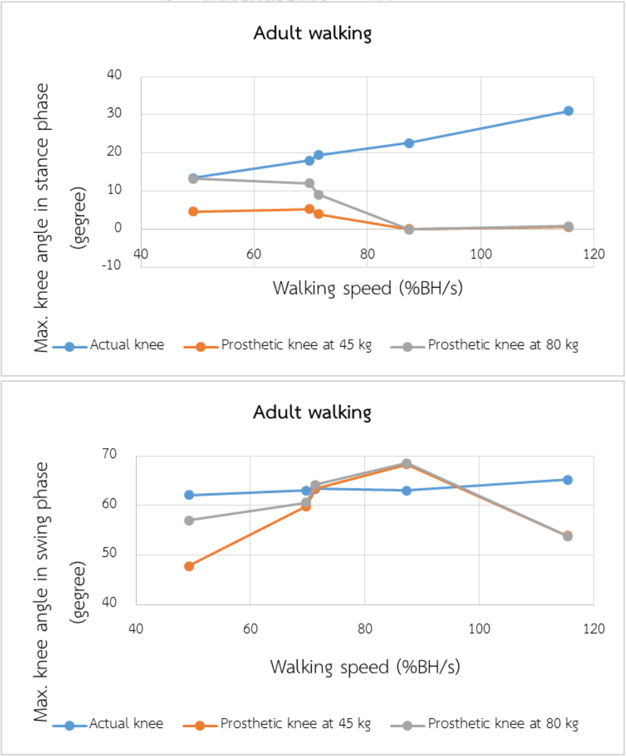
รูปที่ 4.17 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล

จากผลการตรวจสอบแสดงให้เห็นว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ทั้งของเด็ก และผู้ใหญ่จะเกิดขึ้นที่ความเร็วช้า ๆ เท่านั้น เนื่องจากที่ความเร็วสูงการเดินของคนจะมีค่า GRF ที่แกว่งมากดังรูปที่ 4.20 จะเห็นว่าค่า GRF ช่วงกลางของ Stance phase ลงมาต่ำมากเพราะต้องใช้แรงในการยกตัวเยอะ ทำให้ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งสำหรับล็อกข้อเข่าตามไปด้วย ข้อเข่าจึงไม่สามารถงอได้ทัน โดยข้อเข่าเทียมนี้สามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้มากถ้าผู้พิการมีน้ำหนักเยอะ และผลการตรวจสอบทั้งเด็ก และผู้ใหญ่เป็นไปในทำนองเดียวกัน

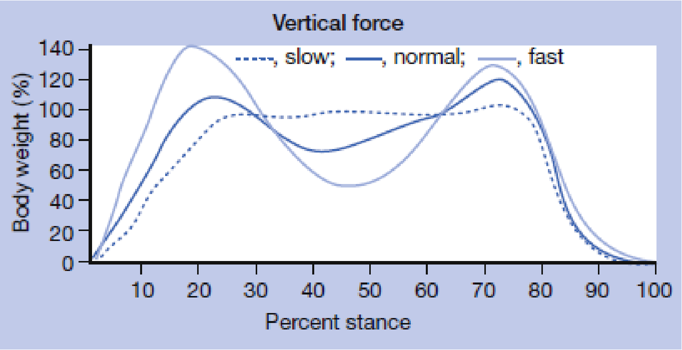
ส่วนการตรวจสอบมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase นั่นจะเห็นได้ว่าที่น้ำหนัก 45 และ 80 kg ให้ค่ามุมงอสูงสุดใกล้เคียงกัน ยกเว้นที่ความเร็วช้ามากของผู้ใหญ่เพราะในช่วงท้ายของ Stance phase ของผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 80 g ข้อเข่าไม่สามารถยืดได้ทัน ซึ่งจะเห็นได้จากมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase มีขนาดใหญ่ เมื่อข้อเข่าเทียมยืดไม่สุดแล้วเข้าสู่ช่วง Swing phase ทำให้มุมงอข้อเข่ามากสุดมีค่าสูงขึ้นนั่นเอง นอกจากนี้จะเห็นว่าข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ได้ใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงได้ในช่วงแคบ ๆ เท่านั้น ซึ่งตรงกับงานวิจัยของ John W. Michael ที่ระบุว่าถ้าการไหลของน้ำมันไฮดรอลิกเป็นแบบ Laminar จะทำให้เดินได้แค่ช่วงแคบ ๆ [4] โดยในเด็กจะมีมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ใกล้เคียงข้อเข่าจริงในช่วงความเร็วทั่วไปถึงความเร็วสูง และในผู้ใหญ่จะใกล้เคียงกันในช่วงความเร็วช้าถึงความเร็วปานกลาง



รูปที่ 4.18 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของเด็ก

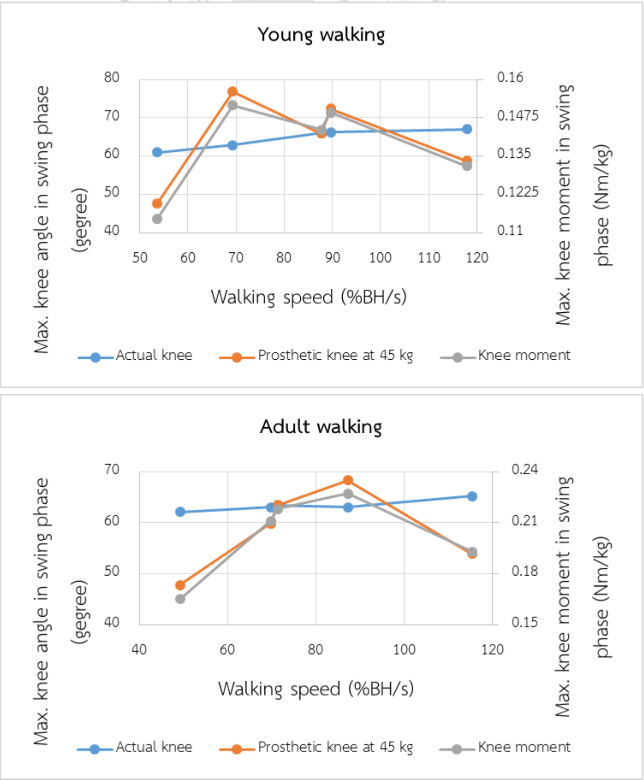


รูปที่ 4.19 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของผู้ใหญ่



รูปที่ 4.20 กราฟ GRF ที่ความเร็วแตกต่างกัน [2]

อีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้มุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ใกล้เคียงของข้อเข่าจริงในช่วงแคบ ๆ เพราะมุมงอข้อเข่าของคนทั่วไปไม่มีความสัมพันธ์กับโมเมนต์ข้อเข่าเทียม ดังรูปที่ 4.21 ทำให้มุมงอข้อเข่าในข้อเข่าเทียมไม่มีความสัมพันธ์ตามไปด้วย เพราะมุมงอนี้จะสัมพันธ์กับแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกซึ่งคำนวณมาจากโมเมนต์ข้อเข่า ซึ่งสาเหตุที่ทำให้มุมงอข้อเข่าและโมเมนต์ข้อเข่าไม่สัมพันธ์กันคือการเปลี่ยนแปลงท่าเดินเมื่อความเร็วเปลี่ยนไปนั่นเอง

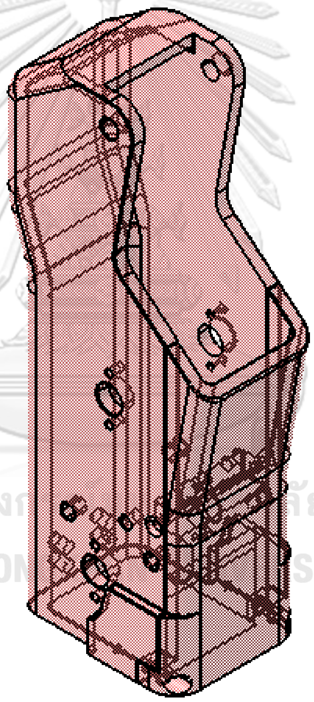


รูปที่ 4.21 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างมุมงอข้อเข่ามากสุด และโมเมนต์สูงสุดในช่วง Swing phase ของเด็ก และผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 kg

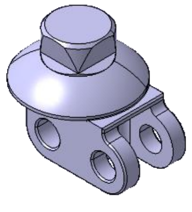
4.4 การออกแบบชิ้นส่วนอื่น ๆ ในข้อเข่าเทียม

หลังจากได้ระบบไฮดรอลิก และระบบล็อกข้อเข่าที่ต้องการแล้วจึงออกแบบเพลาต่าง ๆ ที่จะใช้เชื่อมระบบเข้าด้วยกัน จากรูปที่ 4.2 และรูปที่ 4.9 จะเห็นว่ารูเพลาสำหรับใช้ติดตั้งเป็นแบบตันจึงได้ออกแบบเพื่อผลิตขึ้นเอง โดยจะใช้สแตนเลส 630 ที่มีความแข็งแรงสูง และไม่มีสนิมในการใช้งาน ส่วนเพลาอื่น ๆ ที่เป็นรูทะลุจะซื้อเพลาที่เป็นสแตนเลส 440C เพื่อให้มีความแข็งแรงและไม่เป็นสนิมเช่นกัน

เคสข้อเข่า และหัวต่อต้นขาจะออกแบบให้ใช้อลูมิเนียม อัลลอย 7075 เพื่อให้มีน้ำหนักเบาและแข็งแรง โดยขนาดจะขึ้นอยู่กับการจับยึดในการออกแบบระบบไฮดรอลิก และระบบล็อกข้อเข่า ชิ้นงานที่ได้แสดงในรูปที่ 4.22 และรูปที่ 4.23

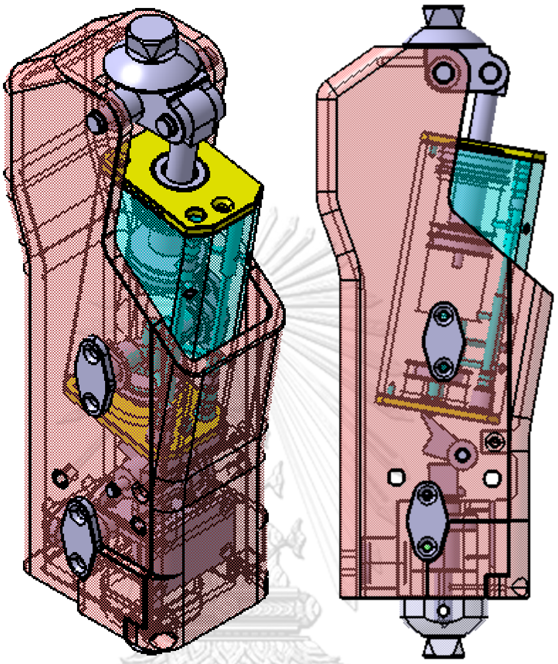


รูปที่ 4.22 เคสของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก



รูปที่ 4.23 หัวต่อต้นขา

เมื่อประกอบทุกส่วนเข้าด้วยกันจะได้เป็นข้อเข่าเทียมดังรูปที่ 4.24 ซึ่งข้อเข่าเทียมที่ได้มีน้ำหนักประมาณ 1.9 kg มากกว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดพอสมควร เนื่องจากเคสที่ออกแบบมีขนาดใหญ่เกินไป อย่างไรก็ตามน้ำหนักดังกล่าวเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์บางรุ่นจะมีน้ำหนักน้อยกว่า [46]



รูปที่ 4.24 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบเรียบร้อยแล้ว

4.5 การผลิต และประกอบข้อเข่าเทียม

เพื่อให้ข้อเข่าเทียมมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดจึงได้สั่งบริษัทจากภายนอกผลิตชิ้นงานขึ้นบางส่วน และส่วนที่เหลือจะผลิตขึ้นเองภายในห้องวิจัย Biomechanical Design & Manufacturing โดยใช้เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST ดังรูปที่ 4.25 โดยจะใช้โปรแกรม MasterCAM สำหรับสร้างชุดคำสั่ง G-Code เพื่อนำไปเป็นขั้นตอนการกัดชิ้นงาน รูปที่ 4.26 แสดงตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC

รูปที่ 4.25 เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST

รูปที่ 4.26 ตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC

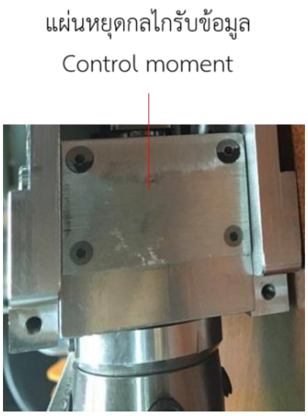
หลังจากผลิตชิ้นงานครบแล้วจึงประกอบชิ้นงานเข้าด้วยกัน เริ่มจากระบบไฮดรอลิกก่อนโดยติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกเข้าไปในกระบอกโดยเปิดช่องทางให้น้ำมันสามารถไหลเข้าไปได้ จากนั้นจึงดูดอากาศออกเพื่อไล่อากาศที่อยู่กระบอกด้วยเครื่อง Vacuum ดังแสดงในรูปที่ 4.27 จากนั้นจึงเติมน้ำมันเข้าไปในระบบ ดังรูปที่ 4.28 อย่างไรก็ตามระบบไฮดรอลิกที่ได้มีการรั่วซึมของน้ำมันเนื่องจากลูกสูบถังสะสมความดันไม่สามารถขยับได้จริง เนื่องจากตัวลูกสูบไม่มีแหวนกันสึกเป็นไกด์ ทำให้ขณะเลื่อนเกิดการบิดลูกสูบจึงติดและเกิดช่องว่างที่ผนัง อีกสาเหตุหนึ่งเกิดจากซีลที่เลือกใช้เป็น PU มีขนาดแข็งเกินไปทำให้เกิดแรงเสียดทานเยอะ ลูกสูบจึงขยับได้ยาก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 4.27 ขั้นตอนการดูดอากาศด้วยเครื่อง Vacuum

รูปที่ 4.28 ขั้นตอนการเติมน้ำมันเข้าไปในระบบไฮดรอลิก

หลังจากนั้นจึงประกอบระบบล็อก เมื่อลองประกอบดูแล้วพบว่าลูกเบี้ยวมีระยะการเคลื่อนที่น้อยกว่าที่ต้องการจึงได้แต่งแผ่นด้านหลังที่ใช้เป็นตัวหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment ดังรูปที่ 4.29 อย่างไรก็ตามแม้จะแก้ให้ลูกเบี้ยวมีระยะเคลื่อนที่มากขึ้นแล้ว แต่เมื่อลองทดสอบกดลูกเบี้ยวด้วยปลายนิ้วพบว่ากลไกมีแรงที่ใช้ยกน้อยเกินไปซึ่งเกิดจากความเสียเปรียบเชิงกลของลูกเบี้ยวนั่นเอง ซึ่งทำให้เมื่อประกอบข้อเข่าเทียมแล้วพบว่าข้อเข่าเทียมไม่สามารถล็อกเพื่อป้องกันการหกล้มของผู้พิการได้เลย



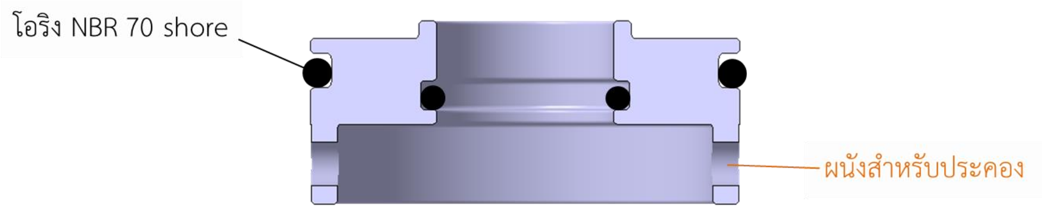
รูปที่ 4.29 แผ่นหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment

จากการทดลองประกอบทำให้พบว่ายังมีจุดบกพร่องอีกอันหนึ่งคือไม่มีการติดตั้งสปริงที่จะใช้ในการดันให้ข้อเข่าตึง ซึ่งสปริงตัวนี้จะมีความสำคัญในการป้องกันการหกล้มของผู้พิการในการเดินก้าวถัดไป กล่าวคือถ้าข้อเข่าไม่อยู่ในลักษณะตึงเมื่อลงนำหนักจะทำให้มีโอกาสหกล้มนั่นเอง

หลังจากประกอบข้อเข่าเทียมแล้วพบว่าข้อเข่าเทียมยังมีจุดบกพร่องอีกหลายส่วน จึงต้องออกแบบใหม่โดยจะออกแบบให้สามารถแก้ไขจากชิ้นงานเดิม ซึ่งการแก้ไขนี้จะอธิบายในบทถัดไป

4.6 การปรับปรุงแก้ไขข้อผิดพลาดหลังการประกอบข้อเข่าเทียม

การแก้ปัญหาเรื่องลูกสูบถังสะสมความดันเนื่องจากไม่ต้องการใส่แหวนกันสึกเพราะมีขนาดใหญ่จึงออกแบบให้ตำแหน่งติดตั้งซีลของด้านนอก และด้านในอยู่เยื้องกัน ดังรูปที่ 4.30 พร้อมกันนั้นก็ออกแบบให้มีผนังสำหรับประคองเพื่อป้องกันการบิดของลูกสูบ นอกจากนี้จะเปลี่ยนจากซีลมาเป็นโอริงแบบ NBR 70 Shore เพื่อลดแรงเสียดทาน ลูกสูบถังสะสมความดันจะเคลื่อนที่ได้ง่ายขึ้น เมื่อนำไปประกอบในระบบไฮดรอลิกพบว่าไม่มีการรั่วซึมอีก ซึ่งระบบไฮดรอลิกใหม่นี้มีน้ำหนักประมาณ 0.62 kg ดังรูปที่ 4.31



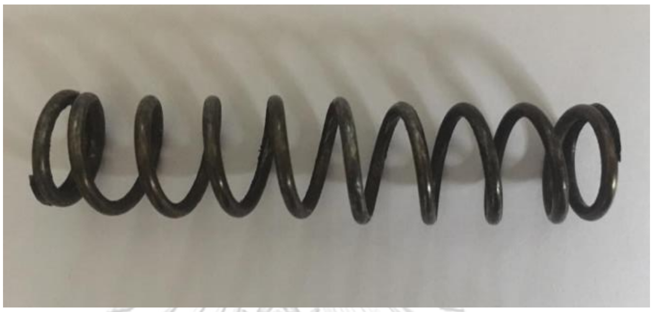
รูปที่ 4.30 ลูกสูบถังสะสมความดันที่ออกแบบใหม่

รูปที่ 4.31 ระบบไฮดรอลิกที่แก้ไขเรียบร้อยแล้ว

จากนั้นจึงทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล ดังรูปที่ 4.32 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้คือระบบไฮดรอลิกจะเริ่มล็อกเมื่อบ่าวาล์วยื่นออกมาจากฐานกระบอกประมาณ 3 mm ดังนั้นหากลูกเบี้ยวสามารถกดมาได้ตามระยะดังกล่าวจะทำให้ข้อเข่าเทียมโดนล็อกนั่นเอง นอกจากนี้ยังได้ทดสอบหาแรงที่จะใช้ดึงก้านสูบให้ขยับ ซึ่งจากการทดสอบพบว่าต้องใช้แรงประมาณ 124.09 N โดยแรงนี้จะนำไปคำนวณหาสปริงที่จะใช้ดันข้อเข่าเทียมนั่นเอง

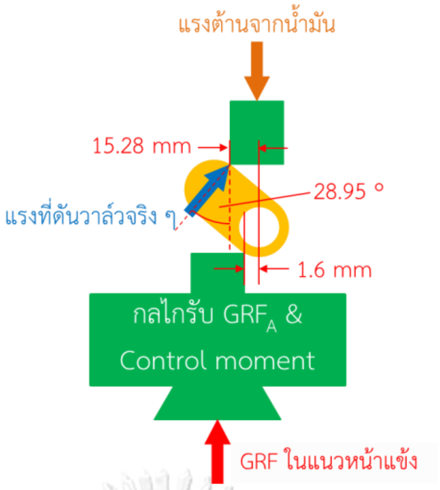
รูปที่ 4.32 ทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล

จากการวัดแรงที่ใช้ในการดึงก้านสูบต้องใช้แรง 124.09 N ซึ่งจะนำแรงนี้ไปคำนวณหาสปริงที่จะให้ดันให้ข้อเข่าตึง โดยสปริงจะถูกติดตั้งอยู่บริเวณเคสข้อเข่า ซึ่งจากการคำนวณพบว่าเพื่อที่จะดันข้อเข่าให้ตึงต้องใช้แรงสปริงมากกว่า 58.8 N ดังนั้นจึงได้เลือกสปริงที่มีความแข็ง 15.7 N/mm ที่มีความยาว 50 mm ซึ่งเมื่อติดตั้งแล้วจะเกิดแรง Preload ขนาด 210.7 N ซึ่งมากกว่าที่คำนวณได้พอสามควร เนื่องจากในการใช้ดันจริงสปริงจะต้องสู้กับน้ำหนักของข้อเข่าเทียมไปพร้อมกันด้วย รูปที่ 4.33 แสดงสปริงที่ใช้ดันข้อเข่าเทียมให้กลับมาตึง

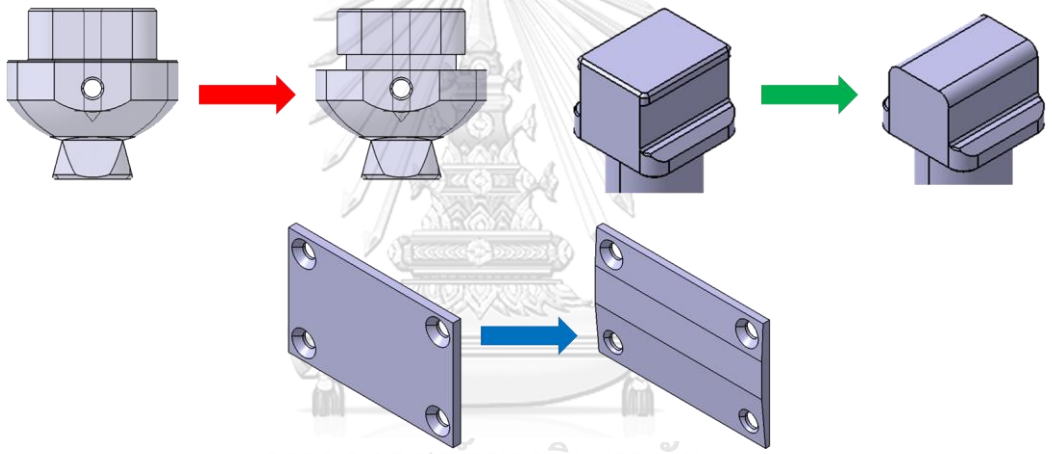


รูปที่ 4.33 สปริงสำหรับดันข้อเข่าเทียมให้กลับมาตึง

การปรับปรุงแก้ไขระบบล็อกข้อเข่าที่ไม่สามารถใช้งานได้นั้นจะเริ่มจากการออกแบบกลไกล็อกข้อเข่าใหม่ เนื่องจากกลไกเดิมมีอัตราทดเยอะจึงทำให้เสียเปรียบเชิงกลมาก จากรูปที่ 4.34 จะเห็นว่าลูกเบี้ยวจะเพิ่มระยะจาก 1.6 mm เป็น 15.28 mm ถ้าเราใส่แรง GRF ในแนวหน้าแข้งที่น้อยที่สุดซึ่งมีขนาด 221.85 N พบว่าเมื่อคำนวณมาเป็นแรงที่ดันวาล์วควบคุมทิศทางการไหลขนาดแรงจะเหลือเพียง 20.33 N เท่านั้น ซึ่งจากการทดสอบกดวาล์วพบว่าต้องใช้แรงประมาณ 30 N เพื่อให้วาล์วขยับ ดังนั้นจะเห็นว่าแรงที่ใช้ไม่พอให้วาล์วเคลื่อนที่นั่นเอง จึงเปลี่ยนอัตราทดที่ลูกเบี้ยวใหม่จากเดิม 1.6 mm : 15.28 mm เป็น 3.57 mm : 15.36 mm ซึ่งทำให้แรงที่ใช้ดันวาล์วเพิ่มขึ้นเป็น 45.54 N อย่างไรก็ตามเมื่อเปลี่ยนอัตราทดที่ลูกเบี้ยวแล้วจะทำให้ระยะการเคลื่อนที่ของกลไกรับแรงในแนวหน้าแข้งต้องเพิ่มขึ้นจากเดิมด้วย ซึ่งเพิ่มจาก 1.5 mm เป็น 3.5 mm ทำนองเดียวกันกลไกสำหรับ Control moment ต้องหมุนเพิ่มเช่นกัน ซึ่งเพิ่มจาก 0.8 ° เป็น 3.2 ° เพื่อให้ได้ระยะการเคลื่อนที่ดังกล่าวจึงได้แก้ไขชิ้นส่วนเดิมทั้งหมด 3 ชิ้น ดังรูปที่ 4.35



รูปที่ 4.34 อัตราการทดแรงในกลไกลูกเบี้ยวแบบเก่า



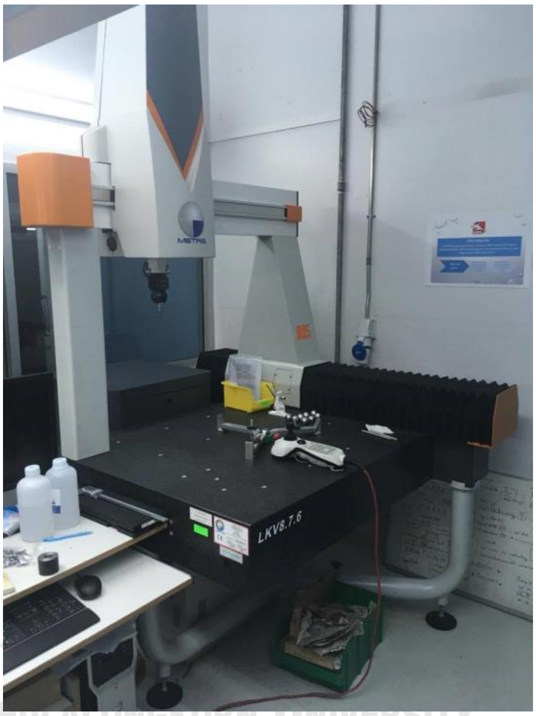
รูปที่ 4.35 การแก้ไขชิ้นส่วนในระบบล็อกข้อเข่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

หลังการแก้ไขพบว่ากลไกมีแรงกดเพิ่มมากขึ้นพอสมควรแล้ว จากนั้นจึงนำไปทดสอบหาระยะที่ลูกเบี้ยวเคลื่อนที่ด้วยเครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6 ดังรูปที่ 4.36 โดยในการวัดจะหาตำแหน่งลูกเบี้ยวโดยเทียบกับระนาบด้านบนของเคสข้อเข่า การตั้งชิ้นงานสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวแสดงในรูปที่ 4.37 โดยจะมีทั้งหมด 3 ท่า คือ

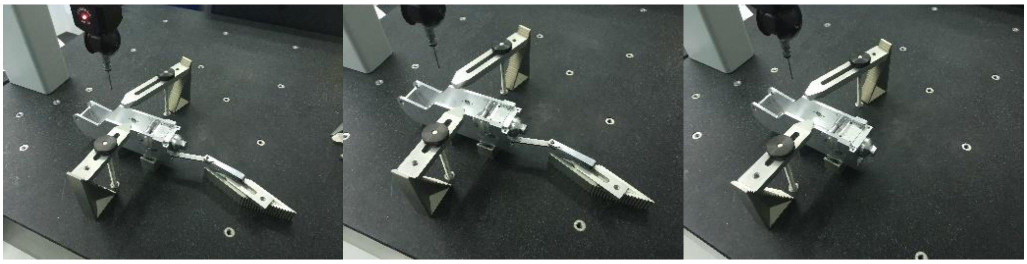
1. ท่าก่อนกดโหลด ซึ่งพบว่าลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข่าเท่ากับ 167.2 mm เมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลเทียบจากฐานระบบไฮดรอลิกแล้ว พบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาประมาณ 7.8 mm (มากกว่า 3 mm) จึงเห็นได้ว่าข้อเข่าปลดล็อกอยู่ในสภาวะปกติ

2. ท่าโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าแข้ง ลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข่า 155.8 mm ซึ่งเมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วแล้วพบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาจากฐาน 0.54 mm ดังนั้นจึงมั่นใจได้ว่าสามารถล็อกข้อเข่าเทียมได้
3. ท่าโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าแข้งกับ Control moment ลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข่า 160.6 mm ซึ่งเมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วแล้วพบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาจากฐาน 4.37 mm โดยประมาณ ซึ่งระยะดังกล่าวเพียงพอที่จะปลดล็อกข้อเข่าเทียมแล้ว



CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 4.36 เครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6



รูปที่ 4.37 การตั้งชิ้นงาน 3 ท่าสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวด้วยเครื่อง CMM

เมื่อทดสอบระบบต่าง ๆ ที่ออกแบบว่าสามารถใช้งานได้แล้วจึงประกอบชิ้นส่วนเข้าด้วยกันดังรูปที่ 4.38 ซึ่งข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ได้มีน้ำหนักประมาณ 2.1 kg ซึ่งมีน้ำหนักมากกว่าที่ออกแบบในโปรแกรม CATIA เล็กน้อย อย่างไรก็ตามสปริงที่ใช้สำหรับดันข้อเข่าเทียมมีแรงไม่เพียงพอที่จะใช้ดันให้ข้อเข่าเทียมยืดสุด เนื่องจากข้อเข่าเทียมมีน้ำหนักมากนั่นเอง

รูปที่ 4.38 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ประกอบเรียบร้อยแล้ว

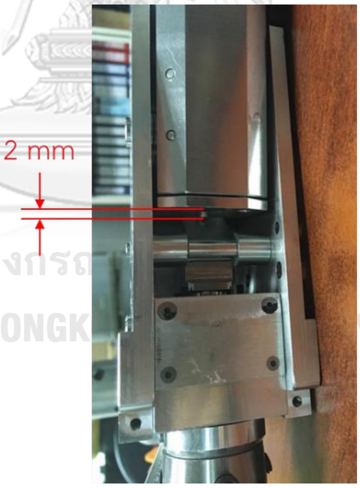
4.7 สรุปผลการออกแบบ และผลิตข้อเข่าเทียม

ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบมีน้ำหนักประมาณ 2.1 kg สามารถสร้างมุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้ที่ความเร็วช้า ๆ ซึ่งน้ำหนักของผู้พิการจะมีผลต่อขนาดของมุมงอที่สร้างได้ และสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ได้ใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงในช่วงแคบ ๆ โดยความเร็วที่ใกล้เคียงกับธรรมชาตินี้ของเด็กจะมากกว่ามากกว่าของผู้ใหญ่ และน้ำหนักของผู้พิการจะไม่ทำให้การทำงานของข้อเข่าเทียมเปลี่ยนแปลงไป นอกจากนี้ในการทำงานของข้อเข่าเทียมจะหดสั้นลง 3.5 mm เพื่อล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่ตั้งไว้ และข้อเข่าเทียมจะหมุนไป 3.2 ° เพื่อให้ข้อเข่าสามารถงอได้ในช่วงท้ายของ Stance phase เมื่อได้รับ Control moment ถึงค่าที่กำหนด

บทที่ 5
การทดสอบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก

5.1 การทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม

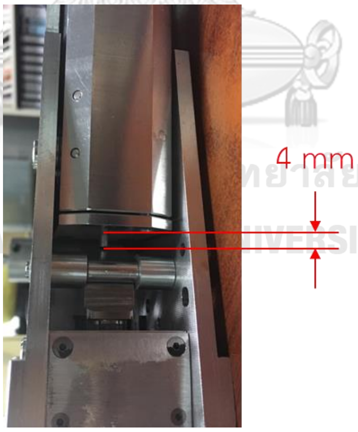
ในการทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกนี้จะเริ่มจากการตรวจสอบว่าข้อเข่าเทียมสามารถล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้หรือไม่ โดยในการทดสอบจะนำปากกาจับชิ้นงานรูปตัวซีมาบีบข้อเข่าเทียมเพื่อเลียนแบบการลงน้ำหนัก ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 5.1 จะเห็นว่าระยะที่บ่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลยื่นออกมาจากฐานกระบอกไฮดรอลิกประมาณ 2 mm จะเห็นว่ามากกว่าค่าที่วัดได้ด้วยเครื่อง CMM (0.54 mm) ดังนั้นกลไกลูกเบี้ยวยังคงมีการงัดเล็กน้อย อย่างไรก็ตามระยะบ่าวาล์วเทียบกับฐานมีค่าน้อยกว่า 3 mm ดังนั้นข้อเข่าเทียมจึงโดนล็อกแล้วนั่นเอง นอกจากนี้ยังทดสอบด้วยการยืนขาข้างเดียวดังรูปที่ 5.2 ผลปรากฏว่าสามารถยืนได้โดยไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม ดังนั้นจะเห็นว่าฟังก์ชั่นการล็อกในข้อเข่าเทียมสามารถใช้งานได้จริง



รูปที่ 5.1 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase

รูปที่ 5.2 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในท่ายืนขาเดียว

หลังจากนั้นจะทดสอบว่าข้อเข่าเทียมสามารถงอได้ในช่วงท้ายของ Stance phase หรือไม่ โดยการทดสอบจะทำในลักษณะเดียวกับการทดสอบการล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase คือ นำปากการูปตัวซีมาบีบ แต่ครั้งนี้จะบีบในลักษณะเอียง ๆ เพื่อเลียนแบบการโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าแข้งและ Control moment ไปพร้อม ๆ กัน ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 5.3 จะเห็นว่าบ่าของวาล์วควบคุมทิศทางการไหลจะยื่นออกมาจากฐานกระบอกไฮดรอลิกประมาณ 4 mm จึงทำให้ข้อเข่าสามารถงอได้นั่นเอง

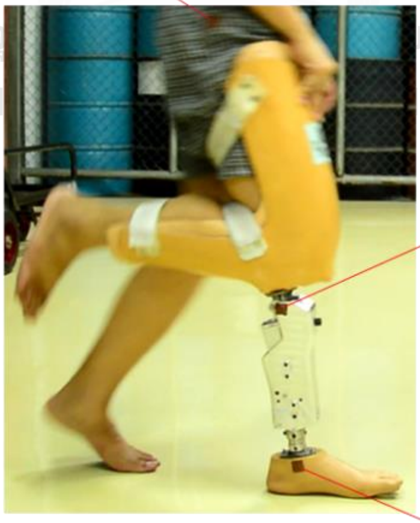


รูปที่ 5.3 การทดสอบการปลดล็อกในช่วงท้ายของ Stance phase

สุดท้ายจะทดสอบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกด้วยการใช้งานจริงดังรูปที่ 5.4 โดยการทดสอบจะทดสอบกับคนปกติ ดังนั้นจึงต้องสวมใส่อุปกรณ์ที่จำลองให้ผู้ใช้มีลักษณะเหมือนผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า อย่างไรก็ตามการใช้อุปกรณ์นี้จะไม่เหมือนผู้พิการเสียทีเดียว เนื่องจากแกนหมุนของข้อเข่าเทียมจะอยู่ต่ำกว่าข้อเข่าจริงพอสมควรนั่นเอง

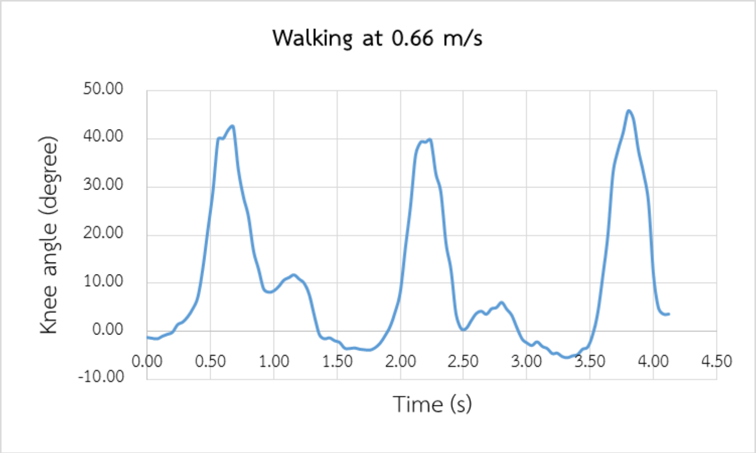
รูปที่ 5.4 การทดสอบข้อเข่าด้วยการใช้งานจริง

การทดสอบจะใช้โปรแกรม Tracker โดยการติด Marker ที่ข้อสะโพก, ข้อเข่า, และข้อเท้าดังรูปที่ 5.5 จากนั้นทดลองเดินที่ 3 ความเร็ว เพื่อนำตำแหน่งของ Marker มาหาว่าข้อเข่าเทียมสามารถสร้างมุมงอข้อเข่าได้เท่าไหร่ที่ความเร็วต่างๆ กัน เงื่อนไขในการทดสอบของข้อเข่าเทียมคือวาล์วควบคุมอัตราการไหลจะอยู่ในตำแหน่งที่เปิดสุดทั้ง 2 ตัว และสปริงสำหรับ GRF ในแนวหน้าแข้งและ Control moment จะใช้งานในลักษณะที่ไม่มีการปรับ Preload

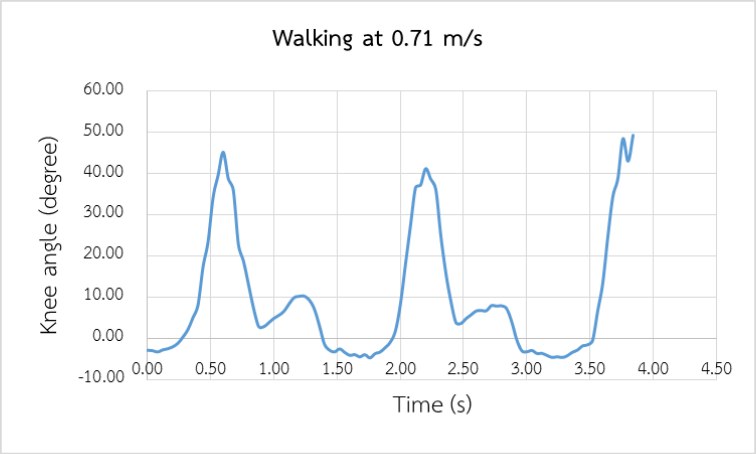


รูปที่ 5.5 ตำแหน่ง Marker ที่ใช้ทดสอบด้วยโปรแกรม Tracker

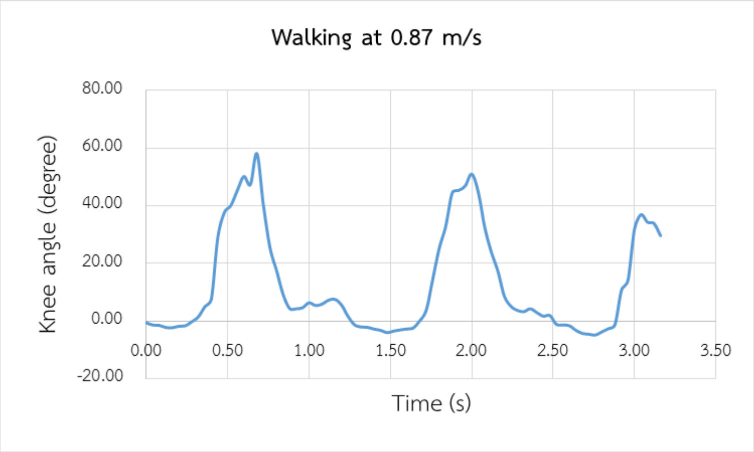
ผลการทดสอบแสดงอยู่ในรูปที่ 5.6 ถึงรูปที่ 5.8 จะเห็นได้ว่าในช่วง stance phase มีการงอข้อเข่าเล็กน้อย และเมื่อมีความเร็วเพิ่มมากขึ้นมุมงอข้อเข่านี้ก็จะลดลง นอกจากนี้จะเห็นได้ว่ามุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้น



รูปที่ 5.6 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.66 m/s

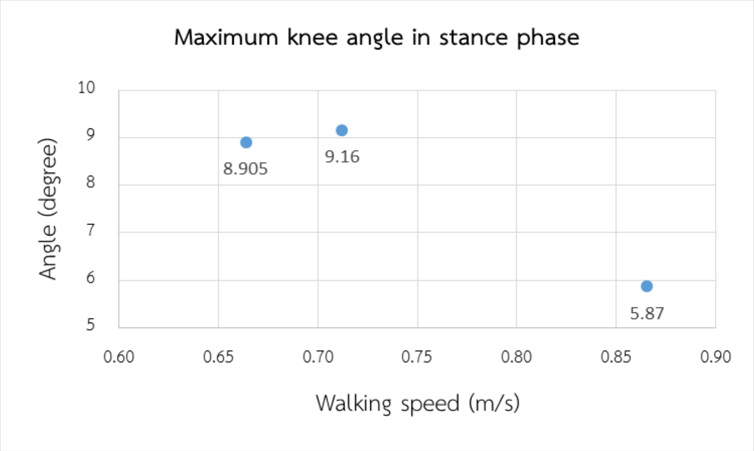


รูปที่ 5.7 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.71 m/s



รูปที่ 5.8 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.87 m/s

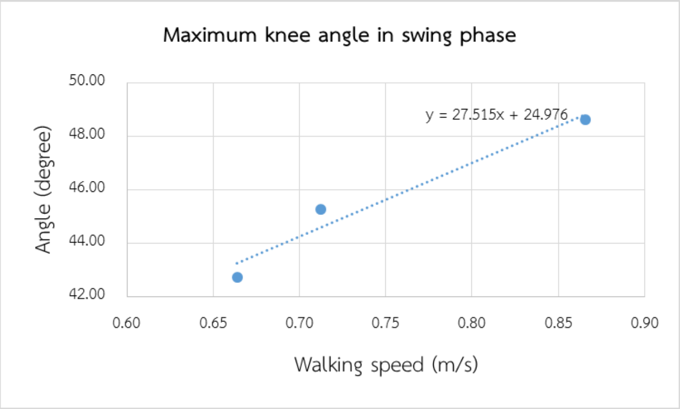
เมื่อนำผลที่ได้มาวิเคราะห์จะได้ว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase อยู่ในช่วงที่ออกแบบ คือ 5-10° ดังรูปที่ 5.9 อย่างก็ตามจะเห็นได้ว่ามุมงอนี้มีแนวโน้มที่จะลดลงเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้น ที่เป็นเช่นนี้เพราะว่าเมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้น เวลาที่ยอ0E21ให้ข้อเข่างอจึงลดลง ดังนั้น ข้อเข่าจึงงอได้น้อยลงนั่นเอง



รูปที่ 5.9 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ

ในส่วนของมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase จะเห็นว่าเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้นมุมงอข้อเข่ามากสุดนี้จะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ดังรูปที่ 5.10 เมื่อนำมาทำ Linear regression จะได้ว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ประมาณ 27.5 °/(m/s) ซึ่งอยู่ในช่วงที่ออกแบบ แต่ยังคงเป็นค่าที่สูงอยู่พอสมควรเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าจริง

นอกจากนี้ค่ามุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase นี้จะมีค่าน้อยกว่าข้อเข่าจริง เนื่องจากน้ำมันที่ใช้มีความหนืดมากเมื่อรวมกับแรงต้านของสปริงจึงทำให้มุมงอข้อเข่าลงน้อยลง

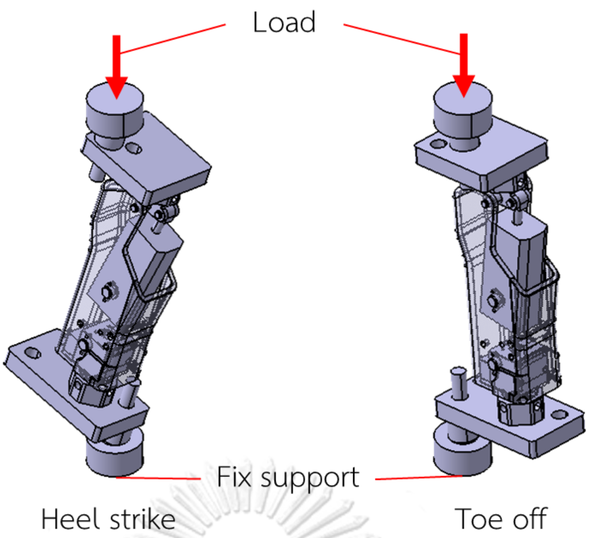


รูปที่ 5.10 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ

5.2 การทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียมตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธี FEM

ในการทดสอบความแข็งแรงของข้อเข่าเทียมจะใช้ระเบียบวิธี FEM ในการทดสอบโดยใช้โปรแกรม ANSYS การทดสอบนี้จะดำเนินการก่อนการผลิตชิ้นงานจริง การทดสอบจะดำเนินการตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 โดยจะทดสอบแบบพิสูจน์สถิต และแบบวัฏจักรซึ่งจะทดสอบ 2 ท่า คือ ท่า Heel strike และท่า Toe off อย่างไรก็ตามตำแหน่งที่จะใช้ใส่แรงจะดัดแปลงจากมาตรฐานเล็กน้อย โดยจะลดความยาวลงเพื่อให้การทดสอบทำได้รวดเร็วขึ้น ซึ่งการย้ายตำแหน่งการใส่แรงนี้จะยังคงให้ผลของแรง และโมเมนต์ที่เหมือนเดิม ดังรูปที่ 5.11

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 5.11 การตั้งชิ้นงานข้อเข่าเทียมสำหรับทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006

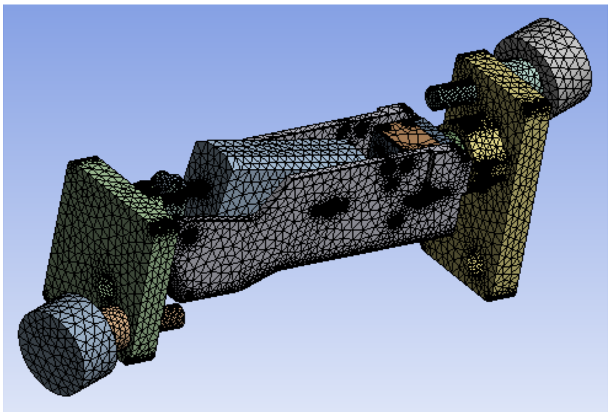
ในการทดสอบข้อเข่าเทียมซึ่งประกอบไปด้วยโครงสร้างที่เป็นอลูมิเนียม อัลลอย 7075, เพลาในช่องรูตันที่เป็นสแตนเลส 630, และเพลาในช่องรูทะลุที่เป็นสแตนเลส 440C โดยคุณสมบัติแสดงในตารางที่ 5.1 [47-49]

ตารางที่ 5.1 คุณสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ

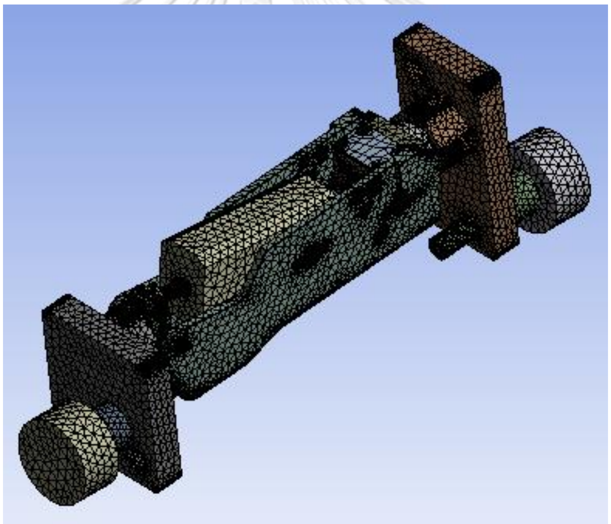
	อลูมิเนียม อัลลอย 7075	สแตนเลส 630	สแตนเลส 440C
Density (g/cm^3)	2.81	7.7	7.8
Modulus of Elasticity (GPa)	71.7	200	190
Poisson's Ratio	0.33	0.28	0.28
Yield Strength (MPa)	503	450	890
Fatigue Strength (MPa)	159	260	530

เงื่อนไขในการทดสอบคือจับยึดชิ้นงานเป็นแบบ Bonded เนื่องจากข้อเข่าเทียมมีส่วนประกอบเยอะทำให้การคำนวณทำได้ยาก และใช้เวลานาน การแบ่ง Mesh ที่เพลารูตันจะใช้เป็น Multizone และวิธีแบ่ง Mesh จะเป็นแบบ On: Curvature แบบ Fine, High smoothing, และ Fast transition หลังการแบ่ง Mesh จะได้ 1,714,889 nodes กับ 784,450 elements

ในท่า Heel strike และ 1,997,266 nodes กับ 892,761 elements ในท่า Toe off ผลการแบ่ง Mesh แสดงใน

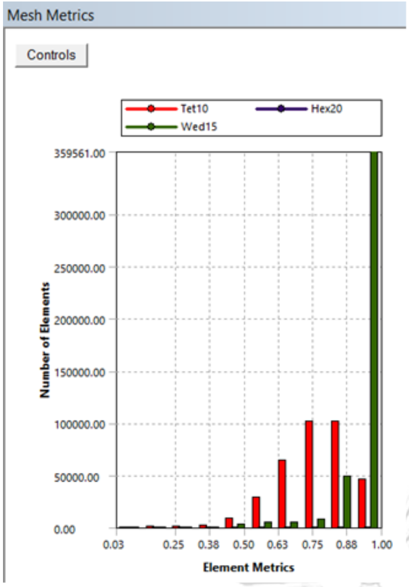


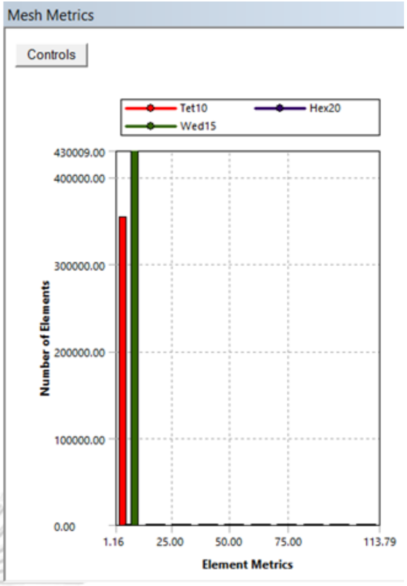
รูปที่ 5.12 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike



รูปที่ 5.13 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike

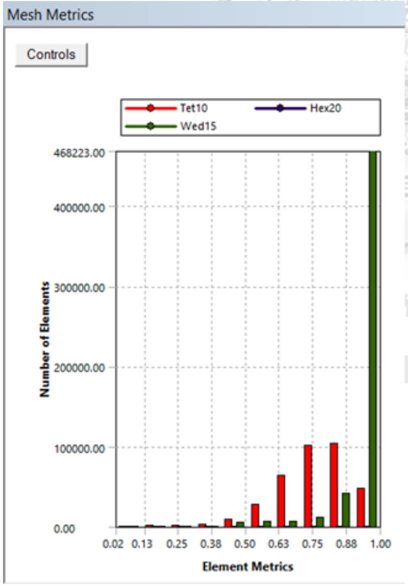
เพื่อตรวจสอบว่าการแบ่ง Mesh ดีพอหรือไม่จะตรวจสอบ 2 อย่างคือ element quality ซึ่งถ้า Element ส่วนใหญ่มีค่าอยู่ใกล้ 1 แสดงว่า Mesh ที่แบ่งมีคุณภาพแล้ว และอีกอย่างคือ Aspect ratio แสดงถึงความสมมาตรของ Element ยิ่งมีค่าน้อยแสดงว่า Mesh ที่แบ่งมีความสมมาตรแล้ว ผลการตรวจสอบการแบ่ง Mesh แสดงในรูปที่ 5.14 และ รูปที่ 5.15 จากนั้นให้ฐานด้านล่างเป็น Fix support และใส่แรงตามที่มาตรฐานกำหนดที่ฐานด้านบนดังรูปที่ 5.11 โดยฐานด้านบนนี้กำหนดให้มีการเคลื่อนในทิศทางขึ้น-ลงเท่านั้น แนวแรง และขนาดแรงสามารถดูได้ในภาคผนวก ข

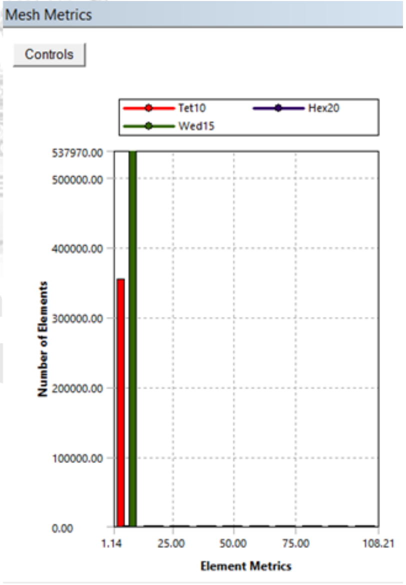




a) Element quality b) Aspect ratio

รูปที่ 5.14 ค่า Element quality และ Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ในท่า Heel strike



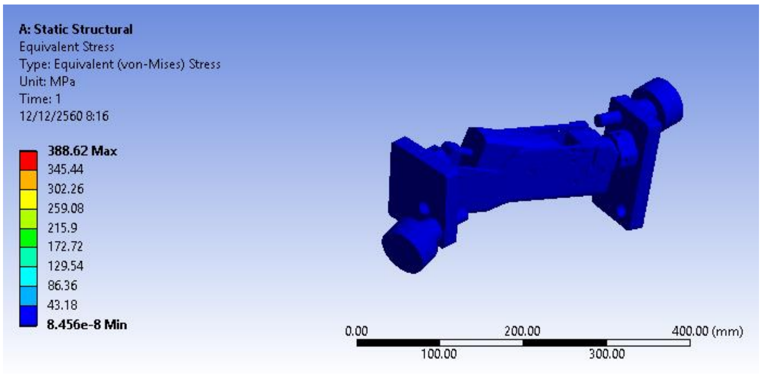


a) Element quality b) Aspect ratio

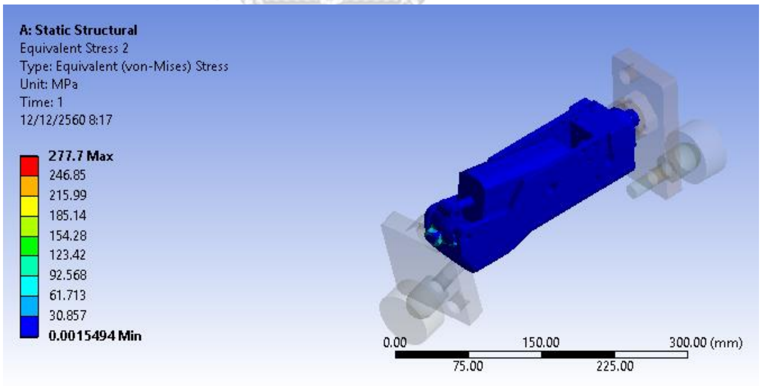
รูปที่ 5.15 ค่า Element quality และ Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ในท่า Toe off

5.2.1 การทดสอบพิสูจน์สถิต

ในการทดสอบพิสูจน์สถิตมีเกณฑ์การยอมรับของการทดสอบนี้คือสามารถทนโหลดตามที่มาตรฐานกำหนดและ และมีการเสียรูปไม่เกิน 5 mm ดังนั้นหากออกแบบให้ข้อเข่าเทียมเกิดความเค้นไม่เกินค่า Yield strength ของวัสดุที่ใช้ในข้อเข่าเทียมได้ ก็จะทำให้ผ่านการทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 นั่นเอง ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 5.16 สำหรับท่า Heel strike และ รูปที่ 5.17 สำหรับท่า Toe off



รูปที่ 5.16 ผลทดสอบพิสูจน์สถิตของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 5.17 ผลทดสอบพิสูจน์สถิตของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ด้วยโปรแกรม ANSYS

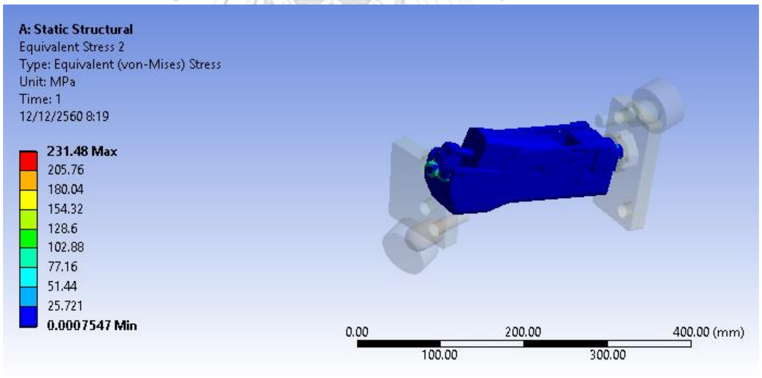
จากตารางที่ 5.2 จะเห็นว่าค่า Von mises stress ของทุกชิ้นส่วนในข้อเข่าเทียม มีค่าน้อยกว่า Yield strength ทั้งหมด ดังนั้นข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบพิสูจน์สถิตตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ได้

ตารางที่ 5.2 สรุปผลการทดสอบพิสูจน์สถิตในท่า Heel strike และท่า Toe off

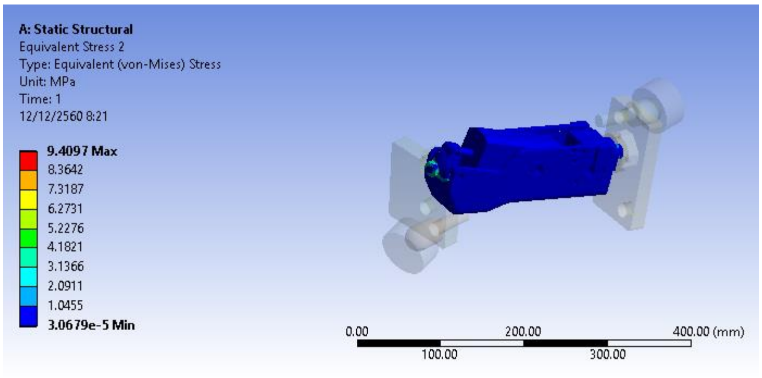
	Yield strength (MPa)	Von mises stress (MPa)	
		ท่า Heel strike	ท่า Toe off
โครงสร้าง	503	388.62	277.70
เพลารูต้น	450	56.65	27.58
เพลารูทะลุ	890	78.16	47.39

5.2.2 การทดสอบวัฏจักร

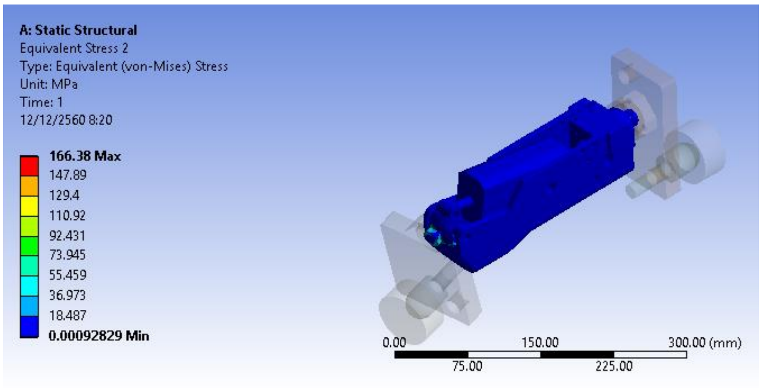
การทดสอบนี้มีเกณฑ์การยอมรับคือชิ้นงานไม่เสียหายหลังรับภาระโหลดเป็นจำนวน 3 ล้านครั้งที่ความถี่ไม่เกิน 3 Hz โดยในงานวิจัยนี้จะใช้การคำนวณด้วยทฤษฎีของ Soderberg ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 5.18 กับรูปที่ 5.19 สำหรับท่า Heel strike และรูปที่ 5.20 กับรูปที่ 5.21 สำหรับท่า Toe off ค่าที่ได้จะเป็นค่า Von mises stress สูงสุด และต่ำสุด



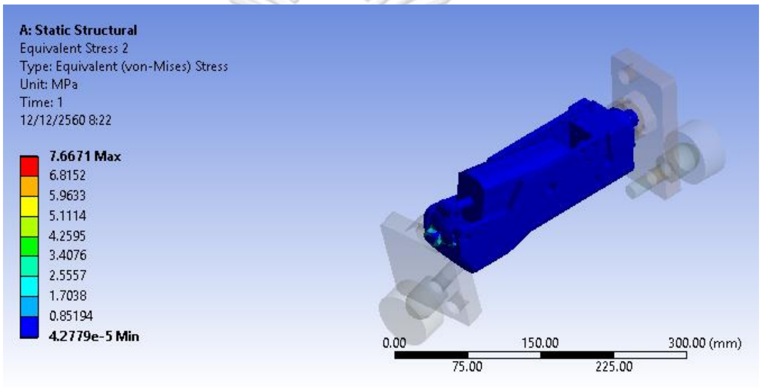
รูปที่ 5.18 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 5.19 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 5.20 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 5.21 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เมื่อได้ค่า Von mises stress ที่ภาระสูงสุด, σ_{max} และที่ภาระต่ำสุด, σ_{min} จะนำไปคำนวณค่า Mises alternating stress, σ_a และ Mises midrange stress, σ_m โดยวิธีการคำนวณคือ

$$\sigma_a = \left| \frac{\sigma_{Max} - \sigma_{Min}}{2} \right| \quad \text{สมการที่ 5.1}$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{Max} + \sigma_{Min}}{2} \quad \text{สมการที่ 5.2}$$

จากนั้นนำค่า Stress ที่ได้ไปคำนวณหา Safety factor, n_f โดยใช้ทฤษฎีของ Soderberg ซึ่งมีวิธีการคำนวณดังนี้

$$n_f = \sqrt{\frac{1}{\left(\sigma_a / S_e\right)^2 + \left(\sigma_m / S_y\right)^2}}$$ สมการที่ 5.3

ผลการคำนวณแสดงในตารางที่ 5.3 สำหรับท่า Heel strike และตารางที่ 5.4 สำหรับท่า Toe off จะเห็นได้ว่าผลการทดสอบมีค่า Safety factor มากกว่า 1 ทั้งหมด ดังนั้นข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบวัฏจักรตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ได้

ตารางที่ 5.3 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Heel strike

	โครงสร้าง	เพลารูตัน	เพลารูทะลุ
Max. von mises stress, σ_{max} (MPa)	231.48	33.74	46.55
Min. von mises stress, σ_{min} (MPa)	9.41	1.37	1.89
Mises alternating stress, σ_a (MPa)	111.04	16.18	22.33
Mises midrange stress, σ_m (MPa)	120.44	17.56	24.22
Fatigue strength, S_e (MPa)	159	260	530
Yield strength, S_y (MPa)	503	450	890
Safety factor, n_f	1.35	13.61	19.94

ตารางที่ 5.4 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Toe off

	โครงสร้าง	เพลารูตัน	เพลารูทะลุ
Max. von mises stress, σ_{max} (MPa)	166.38	14.72	28.39
Min. von mises stress, σ_{min} (MPa)	7.67	0.68	1.31
Mises alternating stress, σ_a (MPa)	79.36	7.02	13.54
Mises midrange stress, σ_m (MPa)	87.02	7.7	14.85
Fatigue strength, S_e (MPa)	159	260	530
Yield strength, S_y (MPa)	503	450	890
Safety factor, n_f	1.89	31.28	32.77

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 6
สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่มีการจัดวางกระบอกไฮดรอลิก , วาล์วควบคุมทิศทางการไหล, และถังสะสมความดันให้อยู่ในแนวเดียวกันเพื่อให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา และสามารถงอข้อเข่าได้ในช่วง Stance phase โดยได้นำหลักการทำงานของข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่รับข้อมูลการเดิน 2 อย่างขึ้นไปมาใช้ในการทำงาน ซึ่งเป็นหลักการใหม่ในข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก โดยข้อมูลจะที่ใช้คือ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ที่เกิดขึ้นรอบแกนที่ออกแบบโดยไม่มีการนำระบบไฟฟ้าเข้ามาใช้งาน ซึ่งข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase และ Swing phase ใน Sagittal plane ได้เป็นอย่างดี

จากการทดสอบการเดินพบว่าข้อเข่าเทียมสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบคือสามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้ 5-10 ° โดยที่ไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม ซึ่งสามารถสร้างมุมงอข้อเข่าได้มากกว่าข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกทั่วไปในท้องตลาด และการงอข้อเข่านี้จะเห็นผลชัดเจนเมื่อผู้พิการมีน้ำหนักมาก และเดินที่ความเร็วต่ำ ๆ ในส่วนของการงอข้อเข่าช่วง Swing phase พบว่าข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถปรับมุมงอข้อเข่าได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติในช่วงความเร็วแคบ ๆ และมีอัตราการเปลี่ยนแปลงมุมงอข้อเข่ามากสุดช่วง Swing phase ต่อความเร็วที่ใช้เดินประมาณ 27.5 °/(m/s) ซึ่งอยู่ในช่วงที่ข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ในท้องตลาดสามารถทำได้ โดยน้ำหนักของผู้พิการจะไม่มีผลต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงดังกล่าว

นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบยังผ่านการทดสอบการทดสอบความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธี FEM ตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO 10328: 2006 ที่ระดับ P4 ดังนั้นผู้พิการที่มีน้ำหนักไม่เกิน 80 kg สามารถใช้งานข้อเข่าเทียมนี้ได้อย่างปลอดภัยนั่นเอง

6.2 ข้อเสนอแนะ

จากการทดสอบพบว่า ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ได้ออกแบบนี้สามารถปรับมุมงอข้อเข่าได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติในช่วงความเร็วแคบ ๆ เท่านั้น เนื่องจากออกแบบให้น้ำมันไฮดรอลิกมีการไหลแบบ Laminar หากสามารถออกแบบให้น้ำมันไหลแบบ Turbulent ก็จะทำให้ข้อเข่าเทียมสามารถเดินได้เหมาะสมในช่วงความเร็วที่กว้างมากขึ้น นอกจากนี้มุมงอข้อเข่าที่สร้างได้

จากข้อเข่าเทียมนี้จะมีขนาดน้อยกว่าข้อเข่าจริงเพราะน้ำมันที่ใช้มีความหนืดมาก เมื่อรวมกับสปริงที่ใช้ดันข้อเข่าให้ยืดออกจึงงอข้อเข่าได้น้อยลงนั่นเอง อีกสิ่งหนึ่งที่ควรปรับปรุงน้ำหนักที่มีมากเกินไป หากพิจารณาข้อเข่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์แล้วแม้จะมีความหนักมากแต่ข้อเข่าเทียมสามารถสร้างการงอได้โดยอาศัยมอเตอร์ ผู้พิการจึงใช้แรงน้อยลง ในทางกลับกันหากข้อเข่าเทียมมีน้ำหนักมาก และไม่มีการช่วยลดแรงก็จะทำให้ผู้พิการเหนื่อยได้ง่าย

การตรวจสอบการทำงานจะเปลี่ยนไปใช้วิธี Response system model เพื่อหาค่าหน่วงที่เหมาะสม ตำแหน่งของวาล์วควบคุมอัตราการไหลที่ควรจะใช้เพื่อให้สามารถออกแบบได้ถูกต้องแม่นยำมากขึ้น

ในการทดสอบข้อเข่าเทียมมีเพียงการเดินบนพื้นราบเท่านั้น ดังนั้นในภายภาคหน้าจะทดสอบแบบอื่น ๆ เช่นเดินบนพื้นขรุขระ การเดินบนพื้นเอียง การเดินขึ้น-ลงบันได เป็นต้น

ในส่วนของความแข็งแรงแม้จะทดสอบผ่านตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 แล้วแต่เป็นการทดสอบด้วยระเบียบวิธี FEM เท่านั้น ยังไม่ได้ทดสอบกับชิ้นงานจริง ดังนั้นในอนาคตหลังปรับปรุงการทำงานของข้อเข่าเทียมแล้วจะทดสอบความแข็งแรงจริงต่อไป นอกจากนี้จะเพิ่มการทดสอบในส่วนของการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดสถิตด้วย เพื่อให้มั่นใจว่าจะสามารถนำไปใช้กับผู้พิการจริงได้นั่นเอง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รายการอ้างอิง

[1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ. (2555). จำนวนประชากร จำนวนและร้อยละของประชากรที่พิการทั่วราชอาณาจักร. Available: http://service.nso.go.th/nso/web/survey/surpop2-5-4.html [สิงหาคม 7, 2017].

[2] R. L. Braddom, *Physical medicine & rehabilitation*, 4 ed. 1600 John F. Kennedy Boulevard, Suite 1800, Philadelphia, PA 19103-2899: Saunders, an imprint of Elsevier Inc., 2011.

[3] D. Borrenpohl, B. Kaluf, and M. J. Major, "Survey of US practitioners on the validity of the Medicare Functional Classification Level system and utility of clinical outcome measures for aiding K-level assignment," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 97, no. 7, pp. 1053-1063, 2016.

[4] J. W. Michael, "Modern prosthetic knee mechanisms," *Clinical orthopaedics and related research,* vol. 361, pp. 39-47, 1999.

[5] H. A. Mauch, "Stance control for above-knee artificial legs-design considerations in the SNS knee," *Bulletin of Prosthetics Research,* vol. 10, pp. 61-72, 1968.

[6] A. Staros and E. F. Murphy, "Properties of fluid flow applied to above-knee prostheses," *Journal of Rehabilitation Research & Development,* vol. 50, no. 3, pp. xvi-xvi, 2013.

[7] B. Dupes. (2014). *Prosthetic knee systems*. Available: http://www.amputee-coalition.org/military-instep/knees.html [Apr. 26, 2016].

[8] R. Seymour *et al.*, "Comparison between the C-leg® microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: A preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey," *Prosthetics and orthotics international,* vol. 31, no. 1, pp. 51-61, 2007.

[9] W. A. Smith, S. Samorezov, B. L. Davis, and A. J. van den Bogert, "Modeling and desired control of an energy-storing prosthetic knee," Patent US 8,920,517 B2, 2014.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

[10] B. J. Hafner, L. L. Willingham, N. C. Buell, K. J. Allyn, and D. G. Smith, "Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 88, no. 2, pp. 207-217, 2007.

[11] T. H. Brodtkorb, M. Henriksson, K. Johannesen-Munk, and F. Thidell, "Cost-Effectiveness of C-Leg Compared With Non–Microprocessor-Controlled Knees: A Modeling Approach," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 89, no. 1, pp. 24-30, 2008.

[12] MGR Online. (2009). ทดสอบขาเทียมฟีโบ้(จบ). Available: http://www.manager.co.th/QOL/ViewNews.aspx?NewsID=9520000077673 [Dec. 6, 2017].

[13] S. Blumentritt, H. W. Scherer, U. Wellershaws, and J. W. Michael, "Design Principles, Biomeclianical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics,* vol. 9, no. 1, pp. 18-24, 1997.

[14] C. Hayot, S. Sakka, and P. Lacouture, "Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force," *Human movement science,* vol. 32, no. 2, pp. 279-289, 2013.

[15] M. W. Whittle, *Gait analysis an introduction*, 4 ed. Elsevier's Health Sciences Rights Department, 1600 John F. Kennedy Boulevard, Suite 1800, Philadelphia, PA 19103-2899, USA: Elsevier Ltd, 2007.

[16] J. Wühr, U. Veltmann, L. Linkemeyer, B. Drerup, and H. Wetz, "Influence of modern above-knee prostheses on the biomechanics of gait," in *Advances in Medical Engineering*: Springer, 2007, pp. 267-272.

[17] A. D. Kuo, "The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective," *Human movement science,* vol. 26, no. 4, pp. 617-656, 2007.

[18] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, and M. Ferrarin, "A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects," *Gait & posture,* vol. 33, no. 1, pp. 6-13, 2011.

[19] S. A. Gard and D. S. Childress, "The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 80, no. 1, pp. 26-32, 1999.

[20] U. Della Croce, P. O. Riley, J. L. Lelas, and D. C. Kerrigan, "A refined view of the determinants of gait," *Gait & posture,* vol. 14, no. 2, pp. 79-84, 2001.

[21] K. R. Kaufman, S. Frittoli, and C. A. Frigo, "Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees," *Clinical Biomechanics,* vol. 27, no. 5, pp. 460-465, 2012.

[22] S. M. Jaegers, J. H. Arendzen, and H. J. de Jongh, "Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 76, no. 8, pp. 736-743, 1995.

[23] A. Boonstra, J. Schrama, W. Eisma, A. Hof, and V. Fidler, "Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 77, no. 5, pp. 515-520, 1996.

[24] Nova scotia health authority. *Lower limb amputations*. Available: https://www.cdha.nshealth.ca/amputee-rehabilitation-musculoskeletal-program/patient-family-information/lower-limb-amputations [Dec. 6, 2017].

[25] J. Andrysek, "Development of prosthetic knee joint technologies for children and youth with above-knee amputations," Utrecht University, 2009.

[26] J. Andrysek, S. Klejman, R. Torres-Moreno, W. Heim, B. Steinnagel, and S. Glasford, "Mobility function of a prosthetic knee joint with an automatic stance phase lock," *Prosthetics and orthotics international,* vol. 35, no. 2, pp. 163-170, 2011.

[27] J. Andrysek, S. Naumann, and W. L. Cleghorn, "Design characteristics of pediatric prosthetic knees," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering,* vol. 12, no. 4, pp. 369-378, 2004.

[28] J. De Vries, "Conventional 4-bar linkage knee mechanisms: a strength-weakness analysis," *Journal of rehabilitation research and development,* vol. 32, no. 1, p. 36, 1995.

[29] C. W. Radcliffe, "The Knud Jansen lecture: above-knee prosthetics," *Prosthetics and Orthotics International,* vol. 1, no. 3, pp. 146-160, 1977.

[30] Ottobock. (2013). *C-leg 4 above knee prosthetic leg*. Available: http://www.ottobockus.com/c-leg.html [Apr. 28, 2016].

[31] J. Q. L. A. Boender, "Hydraulic knee joint," Patent US 6,106,560 A, 2000.

[32] J. Q. L. A. Boender, "A prosthesis having movement lock," Patent EP 2,478,875 A2, 2012.

[33] J. Thiele, B. Westebbe, M. Bellmann, and M. Kraft, "Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints," *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering,* vol. 59, no. 1, pp. 65-77, 2014.

[34] M. Bellmann, T. Schmalz, and S. Blumentritt, "Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints," *Archives of physical medicine and rehabilitation,* vol. 91, no. 4, pp. 644-652, 2010.

[35] J. L. Molino, "Knee unit for above-knee prosthetic leg," Patent US 5,779,735 A, 1998.

[36] Zokioki. (2008). *Otto bock 3R80 adjustment video*. Available: https://www.youtube.com/watch?v=EjadZo4p9Vo [May 5, 2016].

[37] Ottobock. (2013). *Transfemoral prosthesis system with 3R60 EBS knee joint*. Available: http://www.ottobock.co.za/en/prosthetics/lower-limb/solution-overview/3r60-polycentric-knee-joint-system/ [Apr. 28, 2016].

[38] Ottobock. (2015). *Modular knee joint with rotary hydraulic*. Available: https://professionals.ottobockus.com/zb2b4ob/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees--Mechanical/Modular-Knee-Joint-with-Rotary-Hydraulic/p/3R80 [Apr. 28, 2016].

[39] Ottobock. (2013). *Knee joint 3R95*. Available: http://www.ottobock.com.tr/en/prosthetics/products-from-a-to-z/knee-joint-3r95 [Apr. 28, 2016].

[40] Ossur. *Mauch® Knee*. Available: https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/mauch-knee [Dec. 7, 2017].

[41] A. D. Segal, M. S. Orendurff, G. K. Klute, and M. L. McDowell, "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch

SNS® prosthetic knees," *Journal of rehabilitation research and development,* vol. 43, no. 7, p. 857, 2006.

[42] International organization for standardization, *ISO* 10328:2006 *prosthetics -- structural testing of lower-limb prostheses -- requirements and test methods*, 1 ed. Case postale 56 CH-1211 Geneva 20, Switzerland: International Organization for Standardization, 2006.

[43] ชวิน โอภาสวงศ์, เทพทัต ปิยะจิตเมตตา, และ วัชริศ ศรีสวัสดิ์, "การออกแบบและสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ใช้กลไกควบคุมวาล์ว," วิศวกรรมเครื่องกล, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2557.

[44] The lee company. *Check valves for installation into metal*. Available: http://leeimh.com/products/check-valves/for-installation-into-metal/ [Dec. 7, 2017].

[45] Misumi (Thailand) Co.,LTD. *Disc springs*. Available: https://th.misumi-ec.com/vona2/detail/110300267860/ [Dec. 8, 2017].

[46] Ossur. *Power knee*. Available: https://www.ossur.sg/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee [Dec. 9, 2017].

[47] ASM aerospace specification metals Inc. *Aluminum* 7075-*T*6*;* 7075-*T*651. Available: http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA7075T6 [Dec. 11, 2017].

[48] Makeitfrom. (2017). *Annealed* 440*C stainless steel*. Available: https://www.makeitfrom.com/material-properties/Annealed-440C-Stainless-Steel [Dec. 11, 2017].

[49] Makeitfrom. (2017). *H*1100 *hardened S*17400 *stainless steel*. Available: https://www.makeitfrom.com/material-properties/H1100-Hardened-S17400-Stainless-Steel [Dec. 11, 2017].

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก

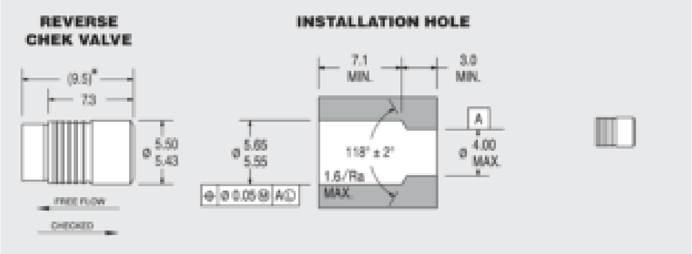
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก ก

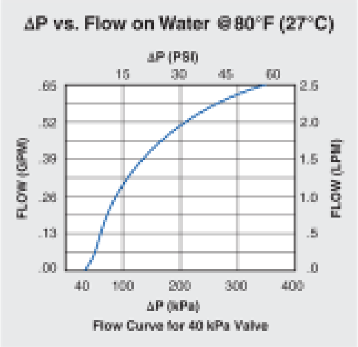
อุปกรณ์ภายในข้อเข่าเทียม และอุปกรณ์เสริม

Check valve: วาล์วกันกลับที่ใช้ในระบบไฮดรอลิกเป็นรุ่น 558 Series check valve – Reverse flow หมายเลข CCRM2550200S เป็นแบบติดตั้งทิศทางตรงข้ามกับการไหล ไม่มีสปริงต้านการไหล เพื่อให้มั่นใจว่าน้ำมันสามารถไหลได้โดยไม่ต้องใช้ความดันมาก ๆ และสามารถทนความดันในทิศทางที่ยอมให้ไหลได้ที่ 40 bar รายละเอียดวาล์วกันกลับที่เลือกใช้แสดงในรูปที่ ก.1

558 SERIES CHECK VALVE – REVERSE FLOW



*LOA before installation. All dimensions in millimeters.



LEE PART NO.	CRACKING PRESSURE
CCRM2550200S	0 kPa (No Spring)
CCRM2550204S	4 ± 3 kPa (0.6 ± 0.4 psid)
CCRM2550207S	7 ± 5 kPa (1 ± 0.7 psid)
CCRM2550214S	14 ± 5 kPa (2 ± 0.7 psid)
CCRM2550225S	25 ± 10 kPa (3.6 ± 1.5 psid)
CCRM2550240S	40 ± 30 kPa (6 ± 4.4 psid)
CCRM2550269S	69 ± 17 kPa (10 ± 2.5 psid)

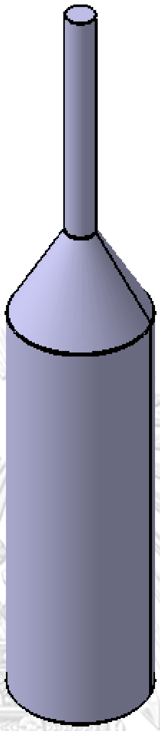
PERFORMANCE	
Lohm Rate:	250 Lohms
Leakage:	20 sccm/min. (max.) @172 kPa (25 psid) on air 1 Drop/min. (max.) on hydraulic fluid
Maximum Working Pressure:	28 MPa (4,060 psid) (Checked Direction) 4 MPa (580 psid) (Flow Direction)

MATERIALS	
Body:	303 Stainless Steel
Pin:	416 Stainless Steel
Cage:	305 Stainless Steel
Spring:	302 Stainless Steel
Ball:	440C Stainless Steel

INSTALLATION	
Tool Part Number:	CCRT0900120S
Force:	625 Kg F (max.)
Click here for installation instructions	

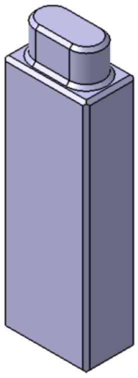
รูปที่ ก.1 รายละเอียดวาล์วกันกลับที่ใช้ในระบบไฮดรอลิก

เนื่องจากต้องติดตั้งวาล์วกันกลับไว้ภายในกระบอกไฮดรอลิกจึงต้องทำเครื่องมือสำหรับติดตั้งเพื่อให้สามารถติดตั้งได้ง่าย รูปที่ ก.2 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับติดตั้งวาล์วกันกลับ



รูปที่ ก.2 อุปกรณ์ติดตั้งวาล์วกันกลับ

Flow control valve: เนื่องจากวาล์วควบคุมอัตราการไหลผลิตขึ้นเองจึงต้องทำอุปกรณ์ที่เอามาใช้ปรับวาล์วด้วย เพื่อให้สามารถปรับได้จากภายนอกโดยไม่ต้องถอดกระบอกไฮดรอลิก อุปกรณ์นี้จึงต้องมีขนาดเล็ก รูปที่ ก.3 แสดงอุปกรณ์สำหรับปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล



รูปที่ ก.3 อุปกรณ์ปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Accumulator: สปริงที่ใช้ในถังสะสมความดันจะใช้เป็น Disc spring เช่นเดียวกับสปริงในระบบล็อกข้อเข่าเพื่อให้ใช้พื้นที่การติดตั้งน้อย และมีแรงพอสำหรับดันลูกสูบถังสะสมความดันให้เคลื่อนที่กลับ โดยวาล์วกันกลับที่เลือกใช้เป็นรุ่น SSRBN25-A ทั้งหมด 6 ตัว รายละเอียดสปริงที่ใช้แสดงในรูปที่ ก.4

Part Number		Load Type	D		d		t	H		h	Load (75% Deflection) N		SRBN				SSRBN			
Type	D										SRBN	SSRBN	Unit Price 1-49 pc(s).	Volume Discount Rate 50~74	75~99	100-500	Unit Price 1-49 pc(s).	Volume Discount Rate 50~74	75~99	100-500
SRBN SSRBN (Stainless Steel)	8	A	0 -0.15	4.2	+0.15 0	0.3	0.55	±0.10	0.25	117	105								
		B				0.4	0.60		0.20	205	185								
	10	A		5.2		0.4	0.70		0.30	205	185								
		B				0.5	0.75		0.25	323	291								
	12.5	A	0 -0.20	6.2		0.5	0.85		0.35	294	264								
		B				0.7	1.00		0.30	657	591								
	14	A		7.2		0.5	0.90		0.40	274	247								
		B				0.8	1.10		0.30	794	714								
	16	A		8.2		0.6	1.05		0.45	411	370								
		B				0.9	1.25		0.35	1,029	926								
	18	A		9.2		0.7	1.20		0.50	568	511								
		B				1.0	1.40	±0.15	0.40	1,274	1,147								
	20	A	0 -0.25	10.2	+0.20 0	0.8	1.35	±0.10	0.55	745	670								
		B				1.1	1.55	±0.15	0.45	1,520	1,368								
	22.5	A		11.2		0.8	1.45	±0.10	0.65	706	635								
		B				1.2(1.25)	1.7(1.75)	±0.15	0.50	1,716	1,544								
	25	A		12.2		0.9	1.60	±0.10	0.70	863	776								
		B				1.6(1.5)	2.15(2.05)	±0.15	0.55	3,530	3,177								
	28	A		14.2		1.0	1.80	±0.10	0.80	1,127	1,015								
		B				1.6(1.5)	2.25(2.15)	±0.15	0.65	3,432	3,089								
	31.5	A	0 -0.30	16.3		1.2(1.25)	2.1(2.15)		0.90	1,716	1,544								
		B				1.8(1.75)	2.5(2.45)		0.70	4,216	3,795								
	35.5	A		18.3	+0.25 0	1.2(1.25)	2.2(2.25)		1.00	1,520	1,368								
		B				2.0	2.80		0.80	5,197	4,677								
	40	A		20.4		1.6(1.5)	2.75(2.65)		1.15	3,138	2,824								
		B				2.2(2.25)	3.1(3.15)		0.90	6,080	5,472								
	45	A		22.4		1.8(1.75)	3.1(3.05)		1.30	3,922	3,530								
		B				2.5	3.50	±0.2	1.00	7,698	6,928								
	50	A		25.4		2.0	3.40	±0.15	1.40	4,756	4,280								
		B				3.0	4.10	±0.2	1.10	11,964	10,767								

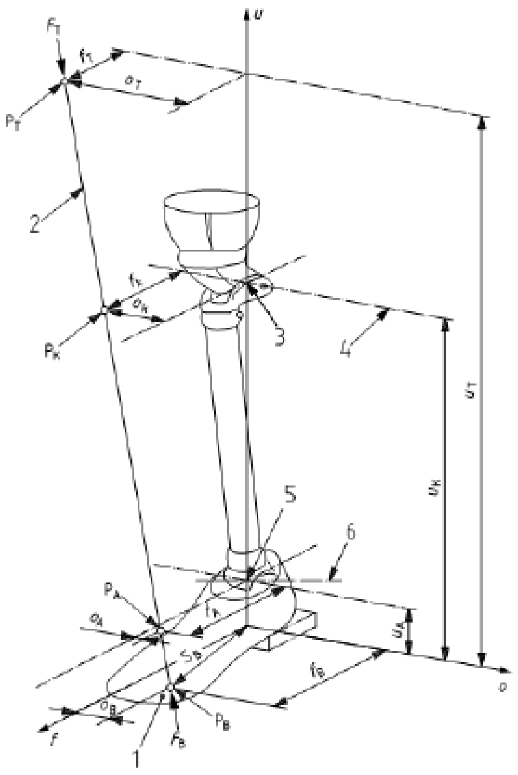
รูปที่ ก.4 รายละเอียด Disc spring ที่ใช้ในถังสะสมความดัน และระบบล็อกข้อเข่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ระบบล็อกข้อเข่า: ภายในระบบจะมีสปริง 2 ชุด ชุดแรกเป็นสปริงสำหรับใช้ต้าน GRF ในแนวหน้าแข้ง สปริงชุดนี้เป็นรุ่น SSRBN-A จำนวน 12 ตัว และอีกชุดหนึ่งเป็นสปริงสำหรับต้าน Control moment สปริงชุดนี้เป็นรุ่น SRBN-B จำนวน 24 ตัว รายละเอียดแสดงในรูปที่ ก.4

ภาคผนวก ข
แนวแรง และขนาดแรงตามมาตรฐาน ISO 10328: 2006

การทดสอบข้อเข่าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328: 2006 กำหนดให้ตั้งชิ้นงาน ดังรูปที่ ข.1 จะเห็นว่าแรงในการทดสอบจะใส่มาที่ตำแหน่ง (f_T, o_T, u_T) สำหรับด้านบน และตำแหน่ง (f_B, o_B, u_B) สำหรับด้านล่าง ซึ่งตำแหน่งดังกล่าวจะเปลี่ยนไปตามระดับที่ใช้ทดสอบ สำหรับตำแหน่งการทดสอบระดับ P4 แสดงอยู่ในตารางที่ ข.1 ซึ่งจะมีทั้งหมด 2 ท่าคือ ท่า Heel strike และท่า Toe off ส่วนขนาดของแรงที่ใช้จะแสดงในตารางที่ ข.2



1 เท้าซ้าย
2 เส้นแนวภาระ
3 ศูนย์กลางข้อเข่าประสิทธิผล
4 เส้นผ่านศูนย์กลางข้อเข่าประสิทธิผล
5 ศูนย์กลางข้อเท้าประสิทธิผล
6 เส้นผ่านศูนย์กลางข้อเท้าประสิทธิผล

P_K จุดอ้างอิงภาระข้อเข่า
P_A จุดอ้างอิงภาระข้อเท้า
P_B จุดป้อนภาระด้านล่าง
P_T จุดป้อนภาระด้านบน

รูปที่ ข.1 การตั้งข้อเข่าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328: 2006

ตารางที่ ข.1 ตำแหน่งที่ใส่แรงสำหรับการทดสอบระดับ P4 ในท่า Heel strike และท่า Toe off

ตำแหน่งใส่แรง	ตำแหน่งการทดสอบระดับ P4 (mm)	
	ท่า Heel strike	ท่า Toe off
f_T	89	51
o_T	-74	-44
u_T	650	650
f_B	-52	124
o_B	39	-22
u_B	0	0

ตารางที่ ข.2 ขนาดของแรงสำหรับการทดสอบระดับ P4 ในท่า Heel strike และท่า Toe off

	แรงที่ใช้ทดสอบ	ขนาดแรงทดสอบระดับ P4 (N)	
		ท่า Heel strike	ท่า Toe off
การทดสอบสถิต	แรงทดสอบเสถียร, F_{stab}	50	50
	แรงทดสอบเข้าที่, F_{set}	944	828
	แรงทดสอบพิสูจน์, F_{sp}	2065	1811
การทดสอบวัฏจักร	แรงทดสอบต่ำสุด, F_{cmin}	50	50
	แรงทดสอบสูงสุด, F_{cmax}	1230	1085
	แรงทดสอบสถิตสุดท้าย, F_{fin}	2065	1811
	จำนวนวัฏจักร	$3x10^6$ ครั้ง	$3x10^6$ ครั้ง

อย่างไรก็ตามในการทดสอบด้วยโปรแกรม ANSYS จะปรับตำแหน่งให้สั้นลงเพื่อให้สามารถคำนวณได้เร็วขึ้น แต่ยังคงมีขนาด และโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับชิ้นงานเท่าเดิม

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ข้าพเจ้า นายจิรณัฐ มานุ้ย เกิดเมื่อวันที่ 26 เมษายน 2535 จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ปีการศึกษา 2556 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2557

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University