



รายงานการวิจัย

การออกแบบและสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิกสำหรับ
ผู้พิการขาขาดเหนือเข่าที่แข็งแรง ปีที่ ๒ (โครงการต่อเนื่อง ๒ ปี)

Design and Manufacturing of Hydraulic Knee Prosthesis
for Active Above-Knee Amputees (2nd year of 2 years project)

โดย

ผศ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปี พ.ศ. ๒๕๖๒

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

ข้อมูลสถิติจากสำนักงานสถิติแห่งชาติ พ.ศ. 2555 พบว่าในปัจจุบันประเทศไทยมีจำนวนผู้พิการขาขาดสูงถึง 24,798 คน ส่วนใหญ่พบในช่วงอายุ 25-59 ปี เป็นจำนวนถึง 14,274 คน หรือประมาณ 58% ของจำนวนผู้พิการขาขาดทั้งหมด ซึ่งผู้พิการในช่วงอายุนี้นี้เป็นช่วงที่ร่างกายยังแข็งแรงอยู่และมีการทำกิจกรรมที่ค่อนข้างหนักพอควร เช่น การเดิน การวิ่ง ที่มีความเร็วต่างๆได้ ฉะนั้นจึงทำให้ผู้พิการกลุ่มนี้ต้องการข้อเท้าเทียมที่สามารถปรับความเร็วได้ และมีเสถียรภาพของข้อเท้าที่ดีซึ่งข้อเท้าเทียมไฮดรอลิกเป็นข้อเท้าเทียมชนิดที่เหมาะสมกับผู้พิการกลุ่มนี้ งานวิจัยนี้เป็นโครงการต่อเนื่องปีที่ 2 โดยทำการปรับปรุงการออกแบบระบบไฮดรอลิกให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ยิ่งขึ้นกว่าที่ได้ออกแบบไว้ในปีแรกของโครงการ แนวคิดในการวิจัยคือออกแบบกลไกข้อเท้าเทียมไฮดรอลิกที่ข้อเข่าเล็กน้อยในช่วงเท้าสัมผัสพื้น โดยใช้กลไกแบบใหม่ที่สามารถรับข้อมูลการเดิน 2 อย่างในการทำงาน คือแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าข้าง และโมเมนต์รอบแกนหมุนที่ออกแบบ การออกแบบจะเริ่มจากการออกแบบระบบไฮดรอลิกที่ใช้สำหรับปรับมุมข้อเท้าช่วงเท้ายกขึ้นจากพื้น จากนั้นจึงออกแบบระบบล็อกข้อเท้าที่ใช้ป้องกันการงอข้อเท้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้น หลังจากนั้นจึงตรวจสอบการทำงานด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ และทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328:2006 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แล้วทำการผลิตต้นแบบข้อเท้าเทียมไฮดรอลิกที่ออกแบบขึ้นมาเพื่อทดสอบฟังก์ชันการทำงานเบื้องต้นของต้นแบบที่พัฒนาขึ้น จากผลการทดสอบพบว่าต้นแบบข้อเท้าเทียมไฮดรอลิกสามารถงอข้อเท้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้ $5-10^\circ$ ซึ่งมากกว่าข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด และสามารถปรับมุมข้อเท้าให้เหมาะสมกับความเร็วที่ใช้เดินได้ โดยมีอัตราการเปลี่ยนมุมข้อเท้ามากสุดในช่วงเท้ายกขึ้นจากพื้นอยู่ที่ $27.7^\circ/(m/s)$ ซึ่งอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้มีค่าอยู่ในช่วงที่ข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์สามารถทำได้ และข้อเท้าเทียมที่พัฒนาขึ้นมีความแข็งแรงเพียงพอสำหรับผู้พิการที่มีน้ำหนักไม่เกิน 80 กิโลกรัม

Abstract

Refer to Thai National statistics survey in 2012 showed that there are leg amputees about 24,798 persons in Thailand. 58% of these amputees or 14,274 persons aged between 25-59 years. These amputees are still strong and they still have many activities in daily life such as walking, jogging and running with various speeds. Therefore, the function of the prosthetic knee joint, especially high stability and adjustable damping force of knee joint are necessary for strong amputees. Hydraulic knee prosthesis provides stance phase control and swing phase control which suitable for active amputees. This research continued as a second year of 2 years project by improving the design of the hydraulic system to be smaller, lighter than the first year of the project. The research concept is to design a hydraulic prosthetic knee with knee flexion in stance phase. In design, we used the proposed new mechanism that require two walking data to perform. These are the axial GRF in the shank and the moment about the design axis. The hydraulic system was designed to adjust knee angle in swing phase. The stability system was then designed to lock the prosthetic knee in stance phase. The performance of the design mechanism was validate by using computer program. The designed prosthetic knee was verified by following the international standard ISO 10328:2006 using finite element method. Finally, the prototype of designed prosthetic knee was manufactured to test the performance. The result show that the designed hydraulic prosthetic knee can flex knee joint in stance phase at 5-10 ° and can adjust a knee angle to be suitable at different speed that the rate of maximum knee angle in swing phase is 27.7 °/(m/s). This rate is similar to the microprocessor knee that popular in developed countries. Moreover, the designed prosthetic knee is also enough strength for an amputee who weight does not exceed 80 kg.

สารบัญเรื่อง

	หน้าที่
กิตติกรรมประกาศ	2
บทคัดย่อ	3
Abstract	4
สารบัญตาราง	6
สารบัญภาพ	7
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย	10
1. บทนำ	11
2. ทฤษฎีและปริทัศน์วรรณกรรม	13
3. แนวคิดการออกแบบข้อเข้าเทียมไฮดรอลิก และการออกแบบเบื้องต้น	24
4. การออกแบบ และทดสอบข้อเข้าเทียมตามแนวทางมาตรฐานสากลด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์	35
5. การผลิต และประกอบต้นแบบข้อเข้าเทียมไฮดรอลิก	51
6. การทดสอบฟังก์ชันการทำงานเบื้องต้นของต้นแบบข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่พัฒนาขึ้น	58
7. สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ	63
8. บรรณานุกรม	64
9. ประวัตินักวิจัยและคณะ	67

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ความเร็วที่ใช้ในการเดินของคนหนุ่มสาว(Young) ในงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ	27
4.1 พารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิก	35
4.2 ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบสปริง	39
4.3 คุณสมบัติต่างๆ ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ	46
4.4 สรุปผลการทดสอบพิสูจน์สถิติในท่า Heel strike และท่า Toe off	48
4.5 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Heel strike	50
4.6 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Toe off	50

สารบัญภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 ระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์	13
2.2 ช่วงเวลา และจังหวะที่เกิดขึ้นในวงจรการเดิน	13
2.3 กราฟมุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าในวงจรการเดิน	14
2.4 กราฟ GRF ในวงจรการเดิน	15
2.5 กราฟมุมงอข้อเข่าคนปกติ (เส้นทึบ) และข้อเข่าเทียม (เส้นประ) ในวงจรการเดิน	16
2.6 วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A	18
2.7 วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee	19
2.8 วงจรไฮดรอลิกใน 3R80	20
2.9 วงจรไฮดรอลิกของ C-leg	20
2.10 ข้อเข่าเทียม 3R60	21
2.11 ข้อเข่าเทียม 3R80	22
2.12 ข้อเข่าเทียม 3R95	22
2.13 ข้อเข่าเทียม Mauch knee	22
2.14 ขอบเขต GRF ที่ใช้ปลดล็อกข้อเข่าเทียม SASPL	23
2.15 ส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม SASPL knee	23
3.1 ต้นแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ได้จากโครงการการออกแบบและสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิก สำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่าที่แข็งแรง ปีที่ 1	24
3.2 วาล์วกันกลับในท้องตลาดที่นำมาใช้ในการออกแบบ	24
3.3 โครงสร้างของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบ	25
3.4 วงจรไฮดรอลิกทั่วไปที่ใช้ในข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก	26
3.5 ทิศทางการไหลของน้ำมันขณะงอ และยืดข้อเข่า	26
3.6 กราฟมุมงอข้อเข่าของคนหนุ่มสาว (Young) ที่ความเร็วทั่วไปที่ใช้ในการออกแบบ	27
3.7 GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบ	28
3.8 GRF ในแนวหน้าแข้ง เส้นประระบุตำแหน่งที่ 4% ของวงจรการเดิน	28
3.9 Control moment เส้นประระบุตำแหน่งที่ 39% ของวงจรการเดิน	29
3.10 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาที่เกิดบริเวณต้นขาทั้งคนทั่วไป และผู้พิการ	30
3.11 แรง และความดันที่เกิดขึ้นในกระบอกไฮดรอลิก	30
3.12 การออกแบบกระบอกไฮดรอลิกในโปรแกรม CATIA	31
3.13 ส่วนประกอบภายในระบบไฮดรอลิก	32
3.14 ระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบเบื้องต้น	32

รูปที่	หน้า
3.15 ผลการออกแบบสปริงในกลไกล็อกข้อเข่าด้วยโปรแกรม ANSYS	33
3.16 กลไกล็อกข้อเข่าที่ผลิตแล้ว	33
4.1 ระบบไฮดรอลิกใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว	35
4.2 การเปรียบเทียบสปริงที่มี Preload กับไม่มี Preload	36
4.3 Disc spring ที่ใช้ในระบบล็อกข้อเข่า	36
4.4 ระบบล็อกข้อเข่าที่ออกแบบเพิ่มจากระบบต้นแบบ	37
4.5 ระบบล็อกข้อเข่าที่สภาวะไม่ถูกล็อก	37
4.6 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด	37
4.7 ระบบล็อกข้อเข่าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ถึงค่าที่กำหนด	38
4.8 ระบบล็อกข้อเข่าใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว	38
4.9 ช่องติดตั้งสปริงในระบบสร้างเสถียรภาพ	38
4.10 การเปลี่ยนค่าความแข็งของ Disc spring	39
4.11 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมโดยใช้โปรแกรม MATLAB	40
4.12 กราฟแรงที่กระทำกับกระดูกไฮดรอลิกของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป	41
4.13 กราฟมุมงข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป ก่อนปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และใส่ระบบล็อกข้อเข่า	41
4.14 กราฟสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป	41
4.15 กราฟมุมงข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังใส่ระบบล็อกข้อเข่า	42
4.16 กราฟมุมงข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล	42
4.17 กราฟมุมงข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของเด็ก	43
4.18 กราฟมุมงข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของผู้ใหญ่	43
4.19 กราฟ GRF ที่ความเร็วแตกต่างกัน	43
4.20 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างมุมงข้อเข่ามากที่สุด และโมเมนต์สูงสุดในช่วง Swing phase ของเด็ก และผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 kg	44
4.21 เคสของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก	44
4.22 หัวต่อต้นขา	45
4.23 ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบเรียบร้อยแล้ว	45
4.24 การตั้งชิ้นงานข้อเข่าเทียมสำหรับทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006	46
4.25 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike	46
4.26 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Toe off	47
4.27 ผลทดสอบพิสูจน์สถิติของข้อเข่าเทียมในท่า Heel strike ด้วยโปรแกรม ANSYS	47
4.28 ผลทดสอบพิสูจน์สถิติของข้อเข่าเทียมในท่า Toe off ด้วยโปรแกรม ANSYS	47

รูปที่	หน้า
4.29 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเท้าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS	48
4.30 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเท้าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS	48
4.31 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเท้าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS	49
4.32 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเท้าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS	49
5.1 เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST	51
5.2 ตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC	51
5.3 ขั้นตอนการดูดอากาศด้วยเครื่อง Vacuum	52
5.4 ขั้นตอนการเติมน้ำมันเข้าไปในระบบไฮดรอลิก	52
5.5 แผ่นหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment	53
5.6 ลูกสูบถังสะสมความดันที่ออกแบบใหม่	53
5.7 ระบบไฮดรอลิกที่แก้ไขเรียบร้อยแล้ว	53
5.8 ทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล	54
5.9 สปริงสำหรับดันข้อเท้าเทียมให้กลับมาตั้ง	54
5.10 อัตราการทดแรงในกลไกลูกเบี้ยวแบบเก่า	55
5.11 เครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6	55
5.12 การตั้งชิ้นงาน 3 ท่าสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวด้วยเครื่อง CMM	56
5.13 ข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ประกอบเรียบร้อยแล้ว	56
6.1 การทดสอบการล็อกข้อเท้าในช่วง Stance phase	58
6.2 การทดสอบการล็อกข้อเท้าในท่ายืนขาเดียว	58
6.3 การทดสอบการปลดล็อกในช่วงท้ายของ Stance phase	59
6.4 การทดสอบข้อเท้าด้วยการใช้งานจริง	59
6.5 ตำแหน่ง Marker ที่ใช้ทดสอบด้วยโปรแกรม Tracker	60
6.6 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.66 m/s	60
6.7 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.71 m/s	61
6.8 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.87 m/s	61
6.9 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ	61
6.10 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ	62

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย

CAD	Computer Aided Design	โปรแกรมสร้างโมเดลสามมิติ
GRF	Ground reaction force	แรงปฏิกิริยาจากพื้น

1. บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

จากสถิติจำนวนผู้พิการที่มีลักษณะความบกพร่อง จำแนกตามลักษณะความบกพร่อง กลุ่มอายุ เพศ และเขตการปกครอง ทวีราชอาณาจักร พ.ศ. 2555 โดยสำนักงานสถิติแห่งชาติพบว่าในปัจจุบันประเทศไทยมีจำนวนผู้พิการขาขาดสูงถึง 24,798 คน ส่วนใหญ่พบในช่วงอายุ 25-59 ปี เป็นจำนวนถึง 14,274 คน หรือประมาณ 58% ของจำนวนผู้พิการขาขาดทั้งหมด [1] ซึ่งผู้พิการในช่วงอายุนี้นี้เป็นช่วงที่ร่างกายยังมีพลังงานอยู่ จึงทำให้มีการทำกิจกรรมที่ค่อนข้างหลากหลาย เช่น การเดิน การวิ่ง การแบกของ เป็นต้น จะเห็นได้ว่าแต่ละกิจกรรมมีความต้องการที่ไม่เหมือนกัน บางกิจกรรมช้า บางกิจกรรมเร็ว บางกิจกรรมต้องการความมั่นคงของร่างกาย บางกิจกรรมไม่ต้องการความมั่นคงเพื่อให้สามารถเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นอิสระ ทำให้ผู้พิการกลุ่มนี้ต้องการข้อเท้าเทียมที่สามารถปรับความเร็วได้ และสามารถสร้างเสถียรภาพได้ดี จากหนังสือของ Randall L. Braddom พบว่าผู้พิการกลุ่มนี้สามารถจัดตามระดับความสามารถของผู้พิการ หรือ K-level ไว้ที่ระดับ K3-4 ซึ่งเป็นระดับสูงสุด โดยยิ่งระดับสูงผู้พิการก็จะมีการทำกิจกรรมที่หนัก อยู่ในสภาพแวดล้อมที่หลากหลายมากขึ้น [2] และจากงานวิจัยของ Dylan Borrenpohl ทำให้ทราบว่าผู้พิการกลุ่มนี้เหมาะกับข้อเท้าเทียมที่ควบคุมด้วยของไหล [3]

กิจกรรมที่ใช้งานน้อยที่สุดในชีวิตประจำวันคือการเดิน ซึ่งถ้าเดินช้าร่างกายจะออกแรงน้อย แรงกระแทกตอนยึดขาในช่วงแกว่งขาจะน้อยจึงต้องการแรงต้านน้อย กลับกันถ้าเดินเร็วร่างกายจะออกแรงมาก แรงกระแทกตอนยึดขาในช่วงแกว่งขาจะมากจึงต้องการแรงต้านมาก สาเหตุที่เป็นเช่นนี้เพราะร่างกายจะควบคุมมุมของข้อเท้าไม่ให้มีมากเกินไป ดังนั้นข้อเท้าเทียมจึงต้องสามารถปรับแรงเสียดทานได้นั่นเอง

ปัจจุบันในประเทศไทยมีข้อเท้าเทียมที่สามารถใช้งานได้อยู่ 2 ประเภท ประเภทแรกคือข้อเท้าเทียมแกนหมุนเดี่ยวแรงเสียดทานคงที่ซึ่งขาดความสามารถในการล็อกข้อเท้า ทำให้มีราคาถูก อย่างไรก็ตามผู้พิการจะต้องใช้กล้ามเนื้อของตนเองเพื่อป้องกันการงอข้อเท้าด้วยตนเอง จึงส่งผลให้มีโอกาสสะดุดล้มได้ง่าย ใช้พลังงานในการเดินมาก นอกจากนี้ยังไม่สามารถปรับความเร็วในการเดินได้ ทำให้ไม่เหมาะสมกับการใช้งานของผู้พิการมากนัก ประเภทที่สองคือข้อเท้าเทียมหลายแกนหมุนแรงเสียดทานคงที่ซึ่งป้องกันการงอในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้ดี เหมาะกับผู้พิการที่กล้ามเนื้ออ่อนแรง หรือขาขาดสองข้าง แต่ยังไม่เหมาะสมกับผู้พิการที่ทำกิจกรรมหนักเนื่องจากไม่สามารถปรับความเร็วได้ จะเห็นได้ว่าข้อเท้าเทียมทั้ง 2 ประเภทยังไม่สามารถตอบสนองต่อความต้องการในการทำกิจกรรมที่หลากหลายได้ ในปัจจุบันได้มีงานของวิจัยของ ดร. ชิต เหล่าวัฒนาที่กำลังพัฒนาข้อเท้าที่สามารถปรับความเร็วได้โดยใช้ระบบคอมพิวเตอร์ในการทำงาน แต่ยังไม่สามารถนำมาใช้งานได้เนื่องจากอยู่ในระหว่างทดสอบการทำงานของข้อเท้าเทียม [4]

ข้อเท้าเทียมแรงเสียดทานปรับค่าได้สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบคือระบบนิวเมติก และระบบไฮดรอลิก ซึ่งความแตกต่างของทั้งสองระบบนั้นอยู่ที่ตัวกลางของของไหลที่ใช้ งาน ระบบนิวเมติกจะใช้อากาศเป็นตัวกลาง ทำให้ข้อเท้าเทียมประเภทนี้ป้องกันการงอข้อเท้าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นไม่ได้เพราะอากาศสามารถอัดตัวได้ จึงจำเป็นต้องมีกลไกอย่างอื่นเข้ามาอย่างช่วย นอกจากนี้ระบบนิวเมติกสามารถปรับความเร็วได้ในช่วงแคบ ๆ จึงยังไม่ค่อยรองรับกับผู้พิการที่มีกิจกรรมหนักเท่าที่ควร แต่ข้อดีของระบบนิวเมติกคือเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนอากาศจะเปลี่ยนคุณสมบัติน้อย การทำงานจะเปลี่ยนแปลงไม่มาก [5] และมีน้ำหนักเบา ส่วนระบบไฮดรอลิกจะใช้น้ำมันเป็นตัวกลางซึ่งเป็นของไหลที่ไม่สามารถอัดตัวได้จึงทำให้ข้อเท้าเทียมประเภทนี้ป้องกันการงอข้อเท้าในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นได้ โดยไม่ต้องมีกลไกเสริม [6] และยังสามารถปรับความเร็วในช่วงกว้าง ๆ ได้อีกด้วย ส่วนข้อเสียคือน้ำมันจะมีคุณสมบัติเปลี่ยนไปเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนทำให้ข้อเท้าเทียมทำงานผิดปกติได้ แต่ปัญหานี้สามารถแก้ไขได้โดยการใช้ไขมันซิลิโคนที่จะมีการเปลี่ยนคุณสมบัติค่อนข้างน้อย [7] นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิก

จะมีน้ำหนักมาก ต้องการการดูแลค่อนข้างมาก และราคาแพงกว่าเมื่อเทียบกับระบบนิวเมติก [8] นอกจากนี้ยังมีระบบคอมพิวเตอร์ที่ยังสามารถปรับความเร็วได้โดยส่วนใหญ่จะทำงานคู่กับระบบนิวเมติก หรือระบบไฮดรอลิก ซึ่งข้อเข้าเทียมรูปแบบนี้จะมีการเดินที่เป็นธรรมชาติมากกว่า ทำกิจกรรมได้มากขึ้น [5, 9] สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะที่เดินน้อยลง [10] สะดุดลึ้มยาก [11] และมีความคุ้มค่าในการลงทุนที่ดีกว่า [12] แต่ข้อเสียคือต้องการพลังงานจากภายนอกมาใช้ในการทำงาน มีราคาที่สูงมาก ต้องการการดูแลมาก และไม่เหมาะกับการใช้งานในสภาพแวดล้อมที่มีน้ำหรือฝุ่น [2] เมื่อดูจากข้อเสียทั้งหมดทำให้ข้อเข้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ยังไม่เหมาะสมกับผู้พิการในประเทศไทยนัก ดังนั้นข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกจึงเป็นตัวเลือกที่ดีที่สุดนั่นเอง

ข้อเข้าเทียมถือเป็นหัวใจสำคัญของขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่า เพราะเป็นตัวช่วยป้องกันการหกล้ม และควบคุมการงอของข้อเข่า หากข้อเข้าเทียมที่ออกแบบสามารถปรับความเร็วให้เหมาะสมกับการเดิน ทำกิจกรรมที่หลากหลาย และมีเสถียรภาพที่ดีในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นก็จะส่งผลให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิตและสุขภาพจิตที่ดีมากขึ้น สามารถอยู่ร่วมกับผู้อื่นได้โดยไม่รู้สึกว่าตนเองแตกต่าง นอกจากนี้หากข้อเข้าเทียมที่ออกแบบมีราคาถูก ง่ายต่อใช้งาน ก็จะทำให้มีโอกาสเข้าถึงผู้พิการได้มากขึ้นอีกด้วย

งานวิจัยนี้เป็นโครงการต่อเนื่องปีที่ 2 โดยงานวิจัยในปีที่ 1 ได้มีแนวคิดในการออกแบบข้อเข้าเทียมไฮดรอลิกโดยใช้ส่วนประกอบต่างๆ ของระบบไฮดรอลิกที่มีอยู่แล้วตามท้องตลาด เนื่องจากต้องการให้ไม่ซับซ้อน ทำให้ง่ายต่อการผลิต และการบำรุงรักษา และได้สร้างต้นแบบตลอดจนทดสอบการทำงานของต้นแบบเบื้องต้น ซึ่งจากการทดสอบสมรรถนะเบื้องต้นพบว่ากลไกที่สร้างขึ้นสามารถให้ความปลอดภัยและมั่นคงในการใช้งาน แต่อย่างไรก็ตาม กลไกที่ได้ในงานวิจัยปีที่ 1 ยังมีขนาดที่ค่อนข้างใหญ่และน้ำหนักยังมากเกินไป ดังนั้นงานวิจัยต่อเนื่องในปีที่ 2 นี้จะทำการปรับปรุงการออกแบบระบบไฮดรอลิกให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ยิ่งขึ้นกว่าที่ได้ออกแบบไว้ในปีแรกของโครงการ

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อพัฒนากลไกข้อเข้าของขาเทียมให้เหมาะสมกับผู้พิการขาขาดที่แข็งแรง
- 1.2.2 เพื่อออกแบบวงจรไฮดรอลิกของกลไกข้อเข้าของขาเทียมให้สอดคล้องกับวงจรการเดินของมนุษย์
- 1.2.3 เพื่อทดสอบกลไกที่ได้ออกแบบไว้ตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328

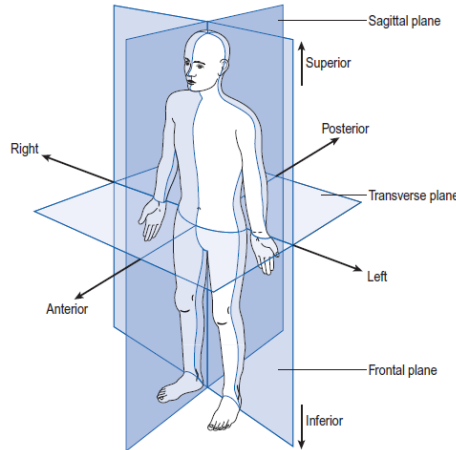
1.3 วิธีการดำเนินการวิจัย

- 13.2.1 ศึกษาปริทัศน์วรรณกรรม
- 13.2.2 ออกแบบระบบไฮดรอลิก และระบบล๊อคข้อเข้าที่เหมาะสมกับการเดินของผู้พิการที่แข็งแรง
- 13.2.3 ทดสอบข้อเข้าเทียมตามแนวมาตรฐานสากล ISO 10328:2006 ด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์
- 13.2.4 สร้างต้นแบบ (Prototype) ชุดท้ายของกลไกข้อเข้าของขาเทียมที่เหมาะสมสำหรับการเดินของผู้พิการที่แข็งแรง จากแบบที่ได้ออกแบบปรับปรุง
- 13.2.5 ทดสอบฟังก์ชันการทำงานเบื้องต้นของต้นแบบข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่พัฒนาขึ้น

2. ทฤษฎีและปริทัศน์วรรณกรรม

2.1 การเดิน

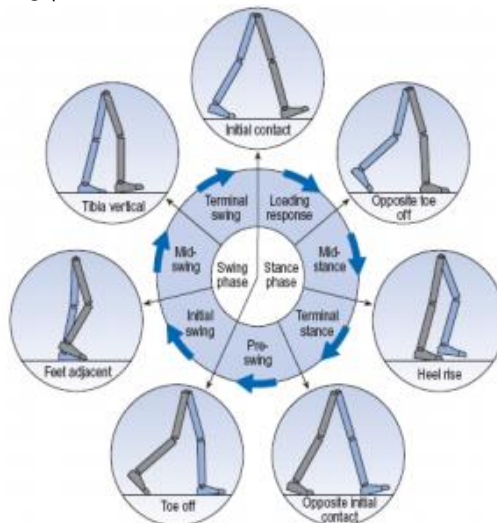
การเดินเป็นพฤติกรรมการเคลื่อนที่โดยใช้ขาทั้งสองข้างรูปแบบหนึ่งที่ใช้งานน้อยที่สุดในชีวิตประจำวัน เมื่อสูญเสียขาไปจะทำให้ไม่สามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติ ผู้ที่สูญเสียขาไปจึงจำเป็นต้องใส่ขาเทียมเพื่อให้สามารถกลับมาเดินได้อีกครั้ง การออกแบบขาเทียมให้มีการทำงานคล้ายคลึงกับขาจริงจึงต้องเริ่มจากการศึกษาพฤติกรรมเดินเป็นอันดับแรก โดยการเคลื่อนที่ของข้อเข่าจะอยู่บนระนาบด้านข้าง หรือ Sagittal Plane เป็นส่วนใหญ่ นั่นเอง รูปที่ แสดงระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์



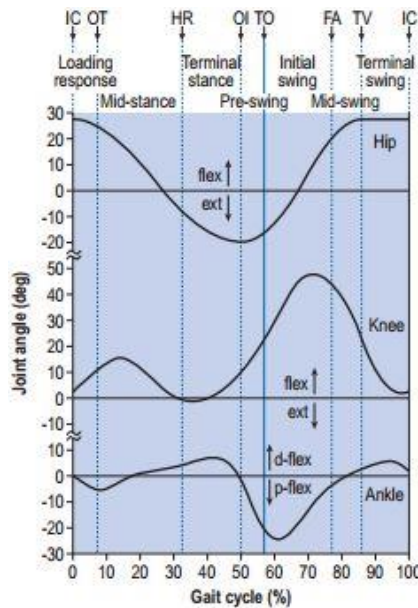
รูปที่ 2.1 ระนาบ และทิศทางหลักบนร่างกายมนุษย์ [13]

2.1.1 วงจรการเดิน (Gait Cycle)

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 ของแต่ละบุคคล อาจไม่เท่ากัน นอกจากนี้ความเร็วที่ใช้ในการเดินก็มีผลต่อช่วงเวลาที่เกิดขึ้นด้วย หากเดินเร็วช่วง Stance phase จะลดลง ขณะที่ช่วง Swing phase จะเพิ่มขึ้น [13]



รูปที่ 2.2 ช่วงเวลา และจังหวะที่เกิดขึ้นในวงจรการเดิน [13]



รูปที่ 2.3 กราฟมุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าในวงจรการเดิน [13]

ช่วงเวลาของวงจรการเดินจะแบ่งตามจังหวะที่เกิดขึ้น โดยช่วงเวลาดังกล่าวสามารถแบ่งได้เป็น 7 ช่วงดังนี้
 2.1.1.1 Loading response เป็นช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นถึงจังหวะที่เท้าตั้งฉากกับพื้น น้ำหนักจะถ่ายเทจากขาอีกข้างหนึ่งมาสู่ขาอีกข้างหนึ่งที่สัมผัสพื้น ข้อเข่าจะงอเล็กน้อยเพื่อทำหน้าที่รองรับน้ำหนัก [13] และรักษาตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเพื่อไม่ให้เกิดการเคลื่อนที่มากเกินไป เพราะจะทำให้ใช้พลังงานในการเดินมาก [14-17] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2.1.1.2 Mid-stance เป็นช่วงที่เท้าตั้งฉากกับพื้นถึงจังหวะที่ส้นเท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้น ข้อเข่าเริ่มยืดออกเพื่อยกตัวขึ้นทำให้ขาอีกข้างสามารถก้าวได้ง่าย ช่วงเวลานี้เป็นช่วงที่ต้องการความมีเสถียรภาพสูง (ข้อเข่าต้องไม่งอ) เนื่องจากมีขาสัมผัสพื้นแค่ข้างเดียว [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2.1.1.3 Terminal stance เป็นช่วงที่ส้นเท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้นถึงจังหวะที่เท้าอีกข้างเริ่มสัมผัสพื้น ข้อเข่ายังคงยืดอยู่เพื่อรักษาความมีเสถียรภาพไว้ไม่ให้ล้มลง ลักษณะจะคล้ายกับช่วง Mid-stance ในช่วงท้าย [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

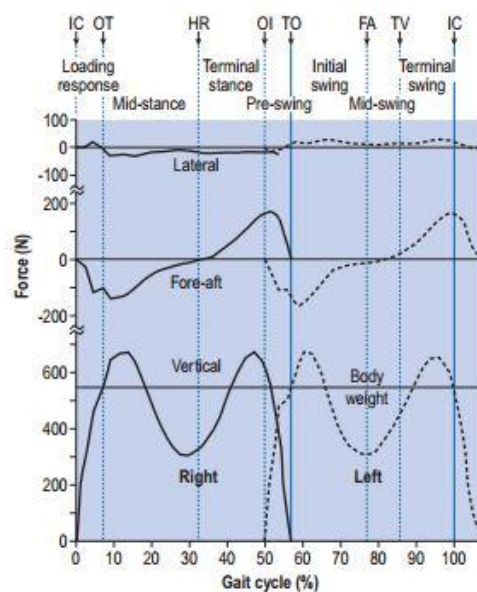
2.1.1.4 Pre-swing เป็นช่วงที่เท้าอีกข้างเริ่มสัมผัสพื้นถึงจังหวะที่เท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้น ช่วงนี้เป็นช่วงที่เท้าทั้งสองข้างสัมผัสพื้น ข้อเข่าเริ่มมีการงอเพื่อเข้าสู่ช่วง Swing phase [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2.1.1.5 Initial swing เป็นช่วงที่เท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้นถึงจังหวะที่เท้าทั้ง 2 ข้างเคลื่อนที่เข้าใกล้กัน ข้อเข่าในช่วงนี้จะมีค่ามากเพื่อให้สามารถงอ และเคลื่อนที่ไปข้างหน้าได้ มุมของข้อเข่าที่มากที่สุดจะเกิดขึ้นในช่วงนี้ [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2.1.1.6 Mid-swing เป็นช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างเคลื่อนที่เข้าใกล้กันถึงจังหวะที่หน้าแข้งตั้งฉากกับพื้น ข้อเข่าจะเริ่มเปลี่ยนจากความเร่งเป็นความหน่วง [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

2.1.1.7 Terminal swing เป็นช่วงที่หน้าแข้งตั้งฉากกับพื้นถึงจังหวะที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้นอีกครั้ง ข้อเท้าจะมีความหวังมากเพื่อให้ข้อเท้าสามารถยืดได้โดยไม่กระแทก [15] การเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเท้าในช่วงนี้แสดงในรูปที่ 2.3

แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force, GRF) เป็นแรงที่เกิดขึ้นจากการลงน้ำหนักไปที่เท้า จากรูปที่ 2.4 จะเห็นว่าในทิศตั้งฉากกับพื้นโลกช่วงแรก GRF จะมีค่ามากเนื่องจากรับแรงกระแทกตอนเท้าเริ่มสัมผัสพื้น จากนั้น GRF จะลดลงน้อยกว่าน้ำหนักคนเพราะร่างกายยกตัวขึ้นเพื่อรักษาระดับของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายจึงเกิดแรงยก จากนั้น GRF จะเพิ่มมากขึ้นเพราะออกแรงถีบพื้นเพื่อส่งขาให้ลอยขึ้น จะเห็นว่า GRF สามารถบอกการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้ระดับหนึ่ง หากแกว่งเยอะแสดงว่ามีการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายมาก ประสิทธิภาพการเดินจะไม่ดี ส่วน GRF ในทิศหน้าหลังช่วงแรกจะไปด้านหลังจากการรับแรงกระแทก จากนั้นจะเปลี่ยนไปด้านหน้าจากการออกแรงส่งขาให้ลอยขึ้น



รูปที่ 2.4 กราฟ GRF ในวงจรการเดิน [13]

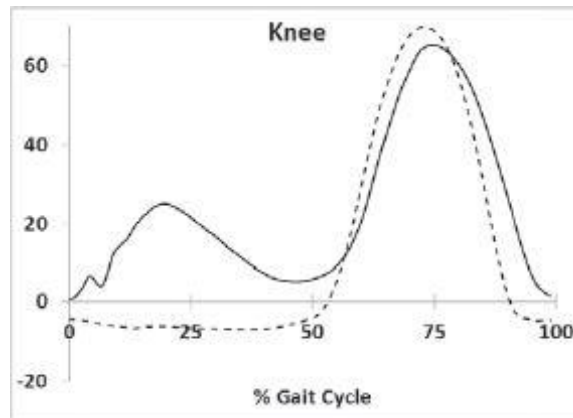
2.1.2 ความสำคัญของการงอข้อเท้าในช่วง Stance phase

การงอข้อเท้าในช่วง Stance phase ถือเป็นข้อแตกต่างที่สำคัญระหว่างขาจริง และขาเทียม จากรูปที่ 2.5 จะเห็นว่าข้อเท้าจริงมีการงอเล็กน้อยในช่วง Stance phase ส่วนข้อเท้าเทียมจะไม่มีเลย เมื่อปราศจากการงอข้อเท้าในช่วง Stance phase จะส่งผลให้ผู้พิการมีการเดินของขาสองข้างไม่เท่ากัน สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะที่เดินมากขึ้น การงอข้อเท้าช่วง Stance phase สามารถแบ่งได้เป็น 3 ช่วงคือ

2.1.2.1 ช่วง Loading response การงอข้อเท้าในช่วงนี้จะช่วยลดการกระแทกจังหวะเท้าสัมผัสพื้น ปลายเท้าสัมผัสพื้นได้เร็วขึ้น และลดระยะการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกาย ซึ่งส่งผลไปที่ GRF ด้วย แต่จะมีผลมากแค่ในการเดินช้าถึงปานกลาง

2.1.2.2 ช่วง Mid-stance การงอข้อเท้าช่วงนี้จะช่วยลดระยะการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้แต่น้อยมาก ที่การเดินเร็วที่มีผลมากที่สุดยังต่างกันเพียง 2 มิลลิเมตรเท่านั้น [14, 18, 19] จึงทำให้ไม่ส่งผลกับการเดินมากนัก

2.1.2.3 ช่วง Terminal stance การงอข้อเข่าช่วงนี้จะช่วยลดระยะการเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายได้มากในทุกความเร็วของการเดิน นอกจากนี้ยังส่งผลต่อ GRF มากอีกด้วย



รูปที่ 2.5 กราฟมุมมองข้อเข่าคนปกติ (เส้นทึบ) และข้อเข่าเทียม (เส้นประ) ในวงจรการเดิน [20]

2.2 การควบคุมช่วง Stance phase ด้วยระบบไฮดรอลิกของขาเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเข่า

เนื่องจากการใช้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกแกนหมุนเดี่ยวไม่สามารถป้องกันการงอข้อเข่าในขณะที่เดินได้เอง จำเป็นต้องมีระบบอื่นที่จะมาช่วยแก้ปัญหาแทน โดยระบบนี้จะนิยมใช้ GRF เป็นตัวกำหนดการลอกข้อเข่าเพื่อให้เหมาะสมกับการเดินตามธรรมชาติ ซึ่งวิธีการควบคุมมีดังนี้

2.2.1 การควบคุมด้วยสันเท้า

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอได้อย่างอิสระ และจะไม่ยอมงอจนกว่าจะมีแรงมากกระทำที่สันเท้า หรือปลายเท้าอยู่ในท่ากดลง ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้คือไม่สามารถงอข้อเข่าได้ในขณะเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ และในกรณีที่สะดุดล้ม หากไม่เอาสันเท้าลงจะมีโอกาสหกล้มสูงทำให้ระบบนี้ไม่เป็นที่นิยมแล้วในปัจจุบัน [6]

2.2.2 การควบคุมด้วยปลายเท้า

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอไม่ได้ และจะงอได้เมื่อเริ่มเข้าสู่ช่วง swing phase คือถ่าน้ำหนักมาที่ปลายเท้า หรือปลายเท้าอยู่ในท่ากดขึ้น ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้จะคล้ายกับการควบคุมด้วยสันเท้า ต่างกันตรงในกรณีที่สะดุดล้มแล้วเอาปลายเท้าลงจะมีโอกาสที่จะหกล้มสูง ทำให้ไม่เป็นที่นิยมแล้วในปัจจุบันเช่นกัน [6]

2.2.3 การควบคุมด้วยน้ำหนัก

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะงอได้อย่างอิสระ และจะไม่ยอมงอเมื่อใส่น้ำหนักลงไป และปัญหาการป้องกันการงอข้อเข่าเองในช่วง Swing phase จะไม่มีเนื่องจากแรงในช่วง Stance phase สูงกว่าในช่วง Swing phase ประมาณ 5 เท่า ทำให้ผลจากแรงเฉื่อยจึงไม่เพียงพอที่ข้อเข่าจะป้องกันการงอได้ [21] แต่การเดินยังไม่เป็นธรรมชาติมากนักพิจารณาได้จาก GRF คือหากตั้งค่าแรงที่ใช้ป้องกันการงอต่ำก็ทำให้เท้าเข้าสู่ช่วง Swing phase ช้า จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเกิดการเคลื่อนที่ทำให้การเดินไม่เป็นธรรมชาติ สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะเดินเยอะ และถ้าตั้งค่าแรงที่ใช้ป้องกันการงอสูงแม้จะเข้าสู่ช่วง Swing phase ได้ทัน แต่จะทำให้ข้อเข่าสูญเสียการป้องกันการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase นั่นเอง การเดินลงบันได หรือทางลาดสามารถใช้งานได้ แต่ไม่ค่อยเป็นธรรมชาติมากนัก ในกรณีที่เกิดการสะดุดการควบคุมแบบนี้จะดีกว่า 2

แบบแรกเพราะไม่ว่าส่วนใดของเท้าสัมผัสพื้นก็จะป้องกันการงอได้ แต่ในกรณีที่ข้อเข่าอยู่ก่อนแล้วจะยังคงสามารถหกล้มได้อยู่ และด้วยเหตุผลเดียวกันถ้าตอนสุดท้ายของช่วง Swing phase ของข้อเข่าเทียมไม่อยู่ในตำแหน่งยืดสุดก็อาจจะหกล้มได้เช่นกัน [6, 21, 22]

2.2.4 การควบคุมด้วยการยืดสุด

ขณะที่ไม่ได้ใช้งานข้อเข่าจะอยู่ในลักษณะที่งอไม่ได้ จะงอได้เมื่อยืดข้อเข่าจนสุดในระยะเวลาที่กำหนด และจะกลับมาอยู่ในสภาพที่งอไม่ได้เมื่อมีน้ำหนักมากกระทำ สามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้ดี [5] ข้อเสียของการควบคุมด้วยวิธีนี้คล้ายกับการควบคุมด้วยน้ำหนักคือถ้าข้อเข่าไม่อยู่ในตำแหน่งยืดสุดก็อาจจะเกิดการหกล้มได้ นอกจากนี้การควบคุมด้วยวิธีนี้จะเกิดการสึกหรอภายนอกได้ง่าย และต้องการตัวกระตุ้นเพื่อที่จะทำให้ข้อเข่ายืดสุด ทำให้การเดินไม่เหมือนธรรมชาติในระหว่างที่เปลี่ยนจากช่วง Stance phase ไปเป็นช่วง Swing phase [21, 22]

2.2.5 การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์จะใช้ Strain gauge ในการรับค่า GRF ที่กระทำกับเท้าจึงมีลักษณะคล้ายกับการควบคุมด้วยน้ำหนัก แต่จะแตกต่างกันที่ระบบคอมพิวเตอร์ต้องการพลังงานจากภายนอกมาใช้ในการทำงาน โดยลักษณะการทำงานจะใช้ Strain gauge 2 ตัวที่ติดอยู่ด้านหน้า และด้านหลังของเท้าเพื่อนำค่า GRF ที่ได้มาคำนวณหาโมเมนต์ที่กระทำกับเท้า จากนั้นคอมพิวเตอร์จะประมวลผลว่าโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในลักษณะนี้อยู่ในช่วงใดของวงจรการเดิน เมื่อทราบตำแหน่งของวงจรการเดินแล้วคอมพิวเตอร์จะตัดสินใจว่าจำเป็นต้องล็อกข้อเข่าหรือไม่ จึงทำให้การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีการเดินที่เหมือนธรรมชาติมากกว่าการควบคุมด้วยระบบอื่น

จากการควบคุมทั้งหมดจะเห็นว่าการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีการทำงานที่ดีที่สุดเนื่องจากมีการใช้แรงใน 2 ทิศทาง จึงทำให้การเดินเหมือนธรรมชาติที่สุด แต่เนื่องจากการควบคุมนี้มีข้อเสียคือต้องการแหล่งพลังงานจากภายนอกทำให้มีค่าใช้จ่ายมาก ดูแลรักษาเยอะ รองลงมาคือการใช้การควบคุมด้วยการยืดสุดเพราะสามารถล็อก และปลดล็อกข้อเข่าได้เป็นธรรมชาติ แต่ผู้พิการจำเป็นต้องออกแรงในการยืดข้อเข่าจึงทำให้ใช้พลังงานในการเดินเยอะ งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักที่เป็นการควบคุมที่ไม่ดีนัก แต่จะนำหลักการของการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มาใช้เพื่อให้มีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับระบบคอมพิวเตอร์คือสามารถล็อก และปลดข้อเข่าได้อย่างเป็นธรรมชาติโดยไม่ใช้พลังงานในการเดินมาก

2.3 วงจรไฮดรอลิกของข้อเข่าเทียม

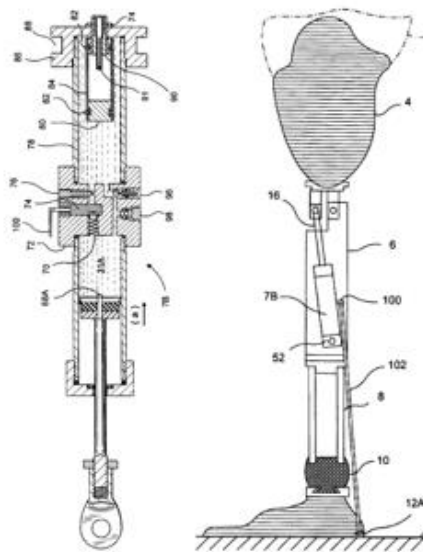
จะเห็นว่าหากออกแบบให้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกมีมุมงอข้อเข่ามากที่สุดในช่วง Swing phase อยู่ในช่วงที่ข้อเข่าระบบคอมพิวเตอร์สามารถทำได้ก็จะทำให้ข้อเข่าเทียมที่ได้มีการทำงานที่ดี สามารถช่วยผู้พิการให้เดินได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติ

อย่างไรก็ตามการจะทำให้ข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากที่สุดในช่วง Swing phase นั้นจำเป็นต้องมีวงจรไฮดรอลิกที่ทำงานได้เป็นอย่างดี จึงจำเป็นต้องศึกษาวงจรไฮดรอลิกที่มีอยู่ในข้อเข่าเทียมอีกด้วย โดยวงจรไฮดรอลิกที่น่าสนใจมีดังนี้

2.3.1 วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A [23]

ข้อเข่าเทียมในสิทธิบัตรนี้เป็นข้อเข่าเทียมที่ใช้การควบคุมด้วยสั่นเท้าในการป้องกันการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase จึงมีกลไกที่เชื่อมจากสั่นเท้ามายังวงจรไฮดรอลิก ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ภายในวงจรประกอบไป

ด้วยกระบอกไฮดรอลิกแบบ Single-acting cylinder วาล์วควบคุมอัตราการไหล วาล์วกันกลับ ถึงสะสมความดัน และวาล์วควบคุมทิศทางการไหลที่ควบคุมจากส้นเท้า การทำงานในจังหวะงอข้อเข่า น้ำมันจากห้องข้างล่างจะไหลไปทางด้านซ้ายผ่านวาล์วกันกลับ วาล์วควบคุมอัตราการไหล เข้าไปเก็บในถังสะสมความดัน ส่วนทางด้านขวาน้ำมันจะไหลผ่านไม่ได้เนื่องจากมีวาล์วกันกลับขวางไว้อยู่ ส่วนในจังหวะยืดข้อเข่าน้ำมันที่อยู่ในถังสะสมความดันจะไหลผ่านวาล์วกันกลับทางด้านขวา วาล์วควบคุมอัตราการไหล แล้วกลับเข้ามาในกระบอกสูบอีกครั้ง จะเห็นว่าวงจรไฮดรอลิกนี้มีการงอ และการยืดแยกเป็นอิสระจากกันจึงทำให้สามารถปรับค่าตัวแปรให้เหมาะสมกับการเดินได้มากขึ้น [23] แต่ข้อเสียของข้อเข่าเทียมนี้คือการใช้การควบคุมด้วยส้นเท้า จะทำให้ผู้พิการมีโอกาสหกล้มได้ และการใช้กระบอกไฮดรอลิกแบบ Single-acting cylinder จะกินพื้นที่มาก ส่งผลให้ข้อเข่าเทียมมีขนาดใหญ่ น้ำหนักมากตามไปด้วย

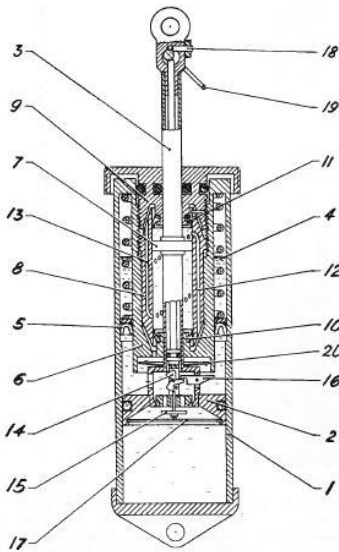


รูปที่ 2.6 วงจรไฮดรอลิกในสิทธิบัตร US 5,779,735 A [23]

2.3.2 วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee [6]

Mauch knee เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่เป็นที่นิยมมากที่สุดข้อเข่าเทียมที่ไม่ใช้ระบบคอมพิวเตอร์ เพราะช่วยป้องกันการล้มได้ดี มีการทำงานหลายรูปแบบภายในวงจรไฮดรอลิก ใช้วิธีควบคุมด้วยการยืดสุดในช่วง Stance phase ภายในวงจรจะติดตั้งส่วนควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase อยู่รวมกันเพื่อให้มีขนาดเล็ก แต่จะทำให้วงจรมีความซับซ้อน และผลิตได้ยาก จากรูปที่ 2.7 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 หมุนทวนเข็มนาฬิกาทำให้วาล์วไม่สามารถปิดช่องทางการไหลได้น้ำมันจึงไหลได้อย่างอิสระ อย่างไรก็ตาม Counterweight นี้ก็ถูกติดตั้งให้อยู่ในมีลักษณะที่ไม่สมดุลเช่นกัน เมื่อสปริงคืนตัวกลับไปแล้ว Counterweight จะหมุนทวนเข็มนาฬิกาไปกด Pendulum ให้หมุน ทำให้วาล์วเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระดังนั้นเมื่อข้อเข่าเทียมยืดก้านสูบจะเคลื่อนที่ขึ้นทำให้น้ำมันจะไหลลงผ่านวาล์วได้อย่างอิสระ แต่เมื่อข้อเข่าเทียมงอ ก้านสูบจะเคลื่อนที่ลงทำให้น้ำมันเคลื่อนที่ขึ้นแล้วไปดันให้วาล์วปิด ข้อเข่าเทียมจึงไม่สามารถงอได้

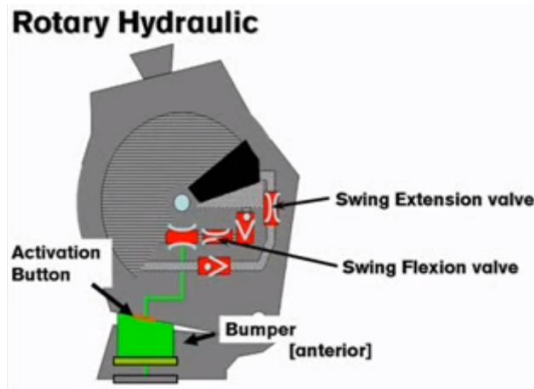
ส่วนการควบคุมช่วง Swing phase จะอยู่ภายในกระบอกไฮดรอลิกที่อยู่ด้านใน ซึ่งจะประกอบไปด้วยช่องทางที่เอาไว้ควบคุมอัตราการไหลทำหน้าที่เหมือนวาล์วควบคุมอัตราการไหลนั่นเอง วาล์วก้นกลับใช้ป้องกันไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับในจังหวะงอ หรือยืดข้อเข่า จะเห็นว่าการควบคุมนี้จะไม่ค่อยซับซ้อนเพื่อให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา นอกจากนี้ช่องระหว่างกระบอกไฮดรอลิกด้านนอกกับด้านในจะมีถึงสะสมความดันเพื่อชดเชยปริมาตรของก้านสูบที่เข้ามาแทนที่น้ำมัน และช่วยให้ข้อเข่ายืดได้ง่ายขึ้นอีกด้วย อย่างไรก็ตามข้อเข่าเทียมนี้ไม่สามารถงอได้ในช่วง Stance phase เพราะวาล์วที่อยู่ในส่วนควบคุมช่วง Stance phase เคลื่อนที่ได้น้อยวาล์วจึงปิดเร็ว ทำให้น้ำมันไหลขึ้นไม่ทันนั่นเอง นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกยังไม่สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน จึงทำให้ช่วง swing phase ข้อเข่างอได้ไม่เป็นธรรมชาติในบางช่วง [6]



รูปที่ 2.7 วงจรไฮดรอลิกใน Mauch knee [6]

2.3.3 วงจรไฮดรอลิกใน 3R80 [24]

3R80 เป็นข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ใช้การควบคุมด้วยน้ำหนัก 3R80 จะแตกต่างจากข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกทั่วไปคือจะใช้กระบอกไฮดรอลิกแบบหมุนเพื่อทำให้ระบบไฮดรอลิกมีขนาดเล็ก นอกจากนี้ภายในวงจรมีประกอบไปด้วยวาล์วควบคุมอัตราการไหล 2 ตัวเพื่อให้สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน มีวาล์วก้นกลับที่เข้าร่วมกับวาล์วอัตราการไหลเพื่อป้องกันไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับมา การล็อกข้อเข่าจะใช้วาล์วควบคุมทิศทางการไหลที่ทำงานเมื่อน้ำหนัก และปลดการทำงานเมื่อผู้พิการยืดขา ในช่วง Stance phase ข้อเข่าสามารถงอได้เล็กน้อยจากการเคลื่อนที่ของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล และกลไกที่มีอยู่ในข้อเข่าเทียม ดังรูปที่ 2.8 แต่ข้อเสียของวงจรวาล์วไฮดรอลิกแบบนี้คือไม่มีถึงสะสมความดันที่จะช่วยให้ข้อเข่ายืดได้ง่าย และการงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ยังไม่เพียงพอเมื่อเทียบกับข้อเข่าจริง [24]

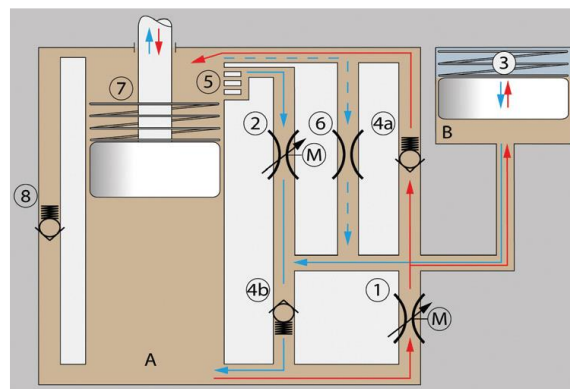


รูปที่ 2.8 วงจรไฮดรอลิกใน 3R80 [24]

2.3.4 วงจรไฮดรอลิกในข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์

ข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ส่วนใหญ่จะใช้ไฮดรอลิกในการปรับความเร็วในช่วง Swing phase จึงมีความคล้ายคลึงกับข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิก จากการศึกษาพบว่าวงจรถอยไฮดรอลิกในข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์โดยทั่วไปจะมีของอุปกรณ์ภายในวงจรที่คล้ายคลึงกัน จะแตกต่างกันที่ตำแหน่งที่วาง และอุปกรณ์ช่วยเหลือบางอย่าง จึงขอยกตัวอย่าง C-leg เพียงตัวเดียวซึ่งเป็นข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่นิยมมากที่สุดรุ่นหนึ่ง เพราะมีการทำงานที่หลากหลาย มีการป้องกันการงอข้อเท้าที่ตี ซึ่งเห็นได้จากการเปรียบเทียบความสามารถข้อเท้าในงานวิจัยต่าง ๆ การทำงานจะใช้วาล์วควบคุมอัตราการไหลที่สามารถปรับได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ 2 ตัว เพื่อควบคุมความต้านทานการงอ และการยึดได้เป็นอิสระจากกัน ดังรูปที่ 2.9 ลักษณะการไหลเมื่อข้อเท้างอน้ำมันจะไหลจากห้อง A ผ่านวาล์วควบคุมอัตราการไหลปรับค่าได้จากนั้นน้ำมันจะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกจะไหลกลับไปที่กระบอกไฮดรอลิกผ่านวาล์วก้นกลับ อีกส่วนจะไหลไปเก็บอยู่ในถังสะสมความดันเพื่อชดเชยปริมาตรน้ำมันที่เข้ามาแทนที่น้ำมัน

ในทิศทางตรงข้ามเมื่อข้อเท้ายืดน้ำมันจะไหลผ่านช่องทางเล็ก ๆ เพื่อให้การไหลเป็นไปได้อย่างราบเรียบซึ่งจะทำให้แรงต้านเพิ่มขึ้นคงที่เมื่อความเร็วเปลี่ยน ส่งผลให้มุมงอข้อเท้ามากที่สุดช่วง Swing phase ใกล้เคียงธรรมชาติมากขึ้น จากนั้นจะไหลมารวมกับน้ำมันที่ไหลออกจากถังสะสมความดันผ่านวาล์วก้นกลับแล้วกลับเข้าห้อง A นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ในวงจรไฮดรอลิกที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพอีกคือวาล์วระบายความดันที่ใช้ในกรณีที่ความดันมากเกินไป และวาล์วควบคุมอัตราการไหลที่ไม่สามารถปรับความดันได้ไว้ใช้ในกรณีที่แบตเตอรี่ของข้อเท้าเทียมหมด [25]



รูปที่ 2.9 วงจรไฮดรอลิกของ C-leg [25]

2.4 ข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด

ข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกมีด้วยกันหลากหลายรูปแบบให้เลือกใช้งาน เช่น ข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ทำงานร่วมกับการควบคุมหลายแกนหมุน หรือข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถนำไปใช้ปั่นจักรยานได้ โดยข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่น่าสนใจมีดังนี้

2.4.1 ข้อเช่าเทียม 3R60 [26]

ข้อเช่าเทียม 3R60 รูปที่ 2.10 เป็นข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่สามารถล็อกข้อเช่าได้โดยการใช้การควบคุมแบบหลายแกนหมุน จึงลดความยาวขาในช่วง Swing phase ได้ นอกจากนี้ยังมีเทคโนโลยีที่ชื่อว่า Ergonomically Balanced Stride (EBS) เป็นเทคโนโลยีที่มีการติดตั้งสปริงเข้าไปในกลไกหลายแกนหมุนเพื่อช่วยให้ผู้พิการสามารถงอข้อเช่าได้ถึง 15° ในช่วง Stance phase โดยไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม ทำให้ปลายเท้าสัมผัสพื้นได้เร็วขึ้น รองรับแรงกระแทกในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น ส่งผลให้การเดินเหมือนธรรมชาติมากยิ่งขึ้น และสูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะที่เดินน้อยลงเนื่องจากจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายเคลื่อนที่น้อยลง [14-17] ข้อเช่าเทียมนี้เหมาะกับผู้พิการระดับ K2-3 หรือระดับกิจกรรมปานกลางถึงหนัก รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 125 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเช่าเทียมอยู่ที่ 845 กรัม [26-27] อย่างไรก็ตามข้อเช่าเทียมนี้ทำให้ข้อเช่างอได้ในช่วง Stance phase ได้โดยกลไกภายนอกทำให้ข้อเช่างอไม่ค่อยราบเรียบ และเมื่อรวมเข้ากับระบบไฮดรอลิกจึงทำให้มีส่วนประกอบที่เยอะ น้ำหนักมากเมื่อเทียบกับ 3R95 อีกทั้งยากต่อการประกอบ และซ่อมแซม นอกจากนี้การใช้ข้อเช่าเทียมหลายแกนหมุนส่งผลให้ความสามารถในการควบคุมลดน้อยลง



รูปที่ 2.10 ข้อเช่าเทียม 3R60 [26]

2.4.2 ข้อเช่าเทียม 3R80 [28]

ข้อเช่าเทียม 3R80 รูปที่ 2.11 เป็นข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักในการควบคุมช่วง stance phase กระบอกไฮดรอลิกที่ใช้เป็นแบบหมุนซึ่งเป็นเพียงตัวเดียวที่พบเห็นในท้องตลาดสามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ สามารถงอข้อเช่าในช่วง Stance phase ได้ประมาณ 8° ซึ่งมาจากกลไกภายนอก 4° และมาจากระบบไฮดรอลิกอีก 4° แต่เนื่องจากใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักจึงทำให้ข้อเช่าเทียมนี้ปลดล็อกข้อเช่าได้ช้าในช่วงก่อนเริ่ม Swing phase ข้อเช่าเทียมนี้เหมาะกับผู้พิการระดับ K3-4 ซึ่งเป็นระดับกิจกรรมสูงสุด รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 150 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเช่าเทียมอยู่ที่ 1.24 กิโลกรัม [28]



รูปที่ 2.11 ข้อเช่าเทียม 3R80 [28]

2.4.3 ข้อเช่าเทียม 3R95 [29]

ข้อเช่าเทียม 3R95 รูปที่ 2.12 เป็นข้อเช่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ไม่มีการควบคุมในช่วง Stance phase ทำให้ผู้ฝึกการจำเป็นต้องควบคุมด้วยกล้ามเนื้อที่เหลืออยู่ของตนเอง ส่งผลให้การข้อเช่าเทียมนี้มีโอกาสหกล้มได้ง่าย มีน้ำหนักเบาเนื่องจากไม่มีกลไกที่ใช้ควบคุมช่วง Stance phase อยู่เลย ข้อเช่าเทียมนี้เหมาะกับผู้ฝึกการระดับ K3-4 รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 150 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเช่าเทียมอยู่ที่ 360 กรัม [29]



รูปที่ 2.12 ข้อเช่าเทียม 3R95 [29]

2.4.4 ข้อเช่าเทียม Mauch knee [30]

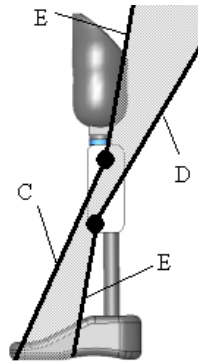
ข้อเช่าเทียม Mauch knee รูปที่ 2.13 เป็นข้อเช่าเทียมที่นิยมมากที่สุดที่ใช้ระบบไฮดรอลิกในการทำงาน การควบคุมช่วง Stance phase ใช้การควบคุมด้วยการยืดสุดเป็นตัวแรก สามารถปรับการควบคุมช่วง Stance phase และ Swing phase ได้เป็นอิสระจากกัน มีระบบป้องกันด้วยมือเมื่อจำเป็นต้องเดินในพื้นที่ขรุขระ หรือพื้นที่ที่มีโอกาสหกล้มได้ง่าย มีระบบ Free swing ที่ใช้ในการปั่นจักรยานได้ นอกจากนี้ยังสามารถเดินลงบันได หรือทางลาดได้อย่างเป็นธรรมชาติ ข้อเช่าเทียมนี้รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 136 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเช่าเทียมอยู่ที่ 1.14 กิโลกรัม [30] นอกจากนี้การใช้งานยังมีความใกล้เคียงกับข้อเช่าเทียมระบบคอมพิวเตอร์แต่ข้อเช่าเทียมนี้ยังไม่สามารถงอในช่วง Stance phase ได้ [31] จึงทำให้ร่างกายยังคงสูญเสียพลังงานในการเดินมากอยู่ดี [14-17] นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกยังไม่สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยืดได้เป็นอิสระจากกัน จึงทำให้ช่วง Swing phase ข้อเช่างอได้ไม่เป็นธรรมชาติในบางช่วง



รูปที่ 2.13 ข้อเช่าเทียม Mauch knee [30]

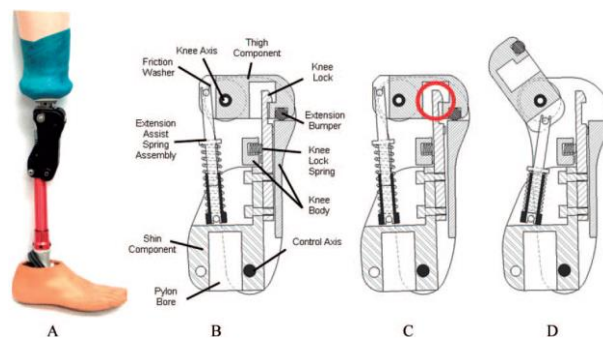
2.5 ข้อเช่าเทียมในงานวิจัยที่น่าสนใจ

ข้อเช่าเทียม SASPL (Simplified Automatic Stance Phase Lock) เป็นข้อเช่าแกนหมุนเดี่ยวที่มีการล็อกข้อเช่าด้วยการเพิ่มแกนหมุนอีกหนึ่งแกนคือ Control axis เพื่อใช้กำหนดขอบเขตของ GRF ที่จะทำให้อุปกรณ์สามารถปลดล็อกได้ [32] ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 ขอบเขต GRF ที่ใช้ปลดล็อกข้อเช่าเทียม SASPL [32]

นอกจากนี้ยังมีกลไกที่มีลักษณะเป็นตะขอทำหน้าที่ป้องกันการงอโดยสมบูรณ์ รูปร่างตะขอถูกออกแบบให้ป้องกันการงอได้ง่าย และปลดได้ยาก ดังรูปที่ 2.15 ทำให้เหมาะจะใช้ในพื้นที่ที่ขรุขระ ไม่ราบเรียบหรือชนบทในประเทศที่กำลังพัฒนาได้ดี แม้ว่าจะสามารถล็อกข้อเช่าได้ดีแล้ว แต่ก็ยังสามารถเปลี่ยนเข้าสู่ช่วง swing phase ได้ดีกว่าแบบระบบป้องกันด้วยมือ ระบบป้องกันด้วยน้ำหนัก หรือแบบหลายแกนหมุนอีกด้วย เหมาะกับผู้พิการที่ทำกิจกรรมหนักเช่นเด็ก ข้อเช่าเทียมนี้รับน้ำหนักคนได้สูงสุด 60 กิโลกรัม น้ำหนักของข้อเช่าเทียมอยู่ที่ 430 กรัม [33] แต่เนื่องจากการใช้ข้อเช่าเทียมที่มีลักษณะคล้ายระบบป้องกันด้วยมือนี้เอง ทำให้ร่างกายไม่สามารถงอข้อเช่าในช่วง stance phase ได้ ร่างกายจึงสูญเสียพลังงานมากขึ้นในขณะที่เดิน [14-17] ปัจจุบันงานวิจัยนี้ยังอยู่ในระหว่างนำไปทดลองใช้งานจริง



รูปที่ 2.15 ส่วนประกอบของข้อเช่าเทียม SASPL knee [33]

3.แนวคิดการออกแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิก และการออกแบบเบื้องต้น

3.1 การวิเคราะห์ต้นแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ได้จากโครงการการออกแบบและสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิก สำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่าที่แข็งแรง ปีที่ 1 เพื่อปรับปรุง

งานวิจัยนี้เป็นโครงการต่อเนื่องปีที่ 2 โดยงานวิจัยในปีที่ 1 ได้มีแนวคิดในการออกแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิกโดยใช้ส่วนประกอบต่างๆ ของระบบไฮดรอลิกที่มีอยู่แล้วตามท้องตลาด ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งออกแบบระบบโดยใช้การติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกไว้ภายนอกเพื่อให้ง่ายต่อการออกแบบ ผลิต และบำรุงรักษา ปัญหาที่พบคือมีขนาดใหญ่ และมีน้ำหนักมากกว่า 3 kg เมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมในท้องตลาดพบว่ามือน้ำหนักมากกว่าหลายเท่า งานวิจัยต่อเนื่องในปีที่ 2 ของโครงการนี้จึงได้ปรับปรุงการออกแบบระบบไฮดรอลิกให้สามารถติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกไว้ภายในระบบแทนเพื่อให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา และดูแลรักษาได้ง่าย นอกจากนี้ระบบไฮดรอลิกจะต้องไม่ซับซ้อน สามารถปรับความต้านทานการงอ และการยึดได้จากภายนอก



รูปที่ 3.1 ต้นแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิกที่ได้จากโครงการการออกแบบและสร้างเข่าเทียมไฮดรอลิก สำหรับผู้พิการขาขาดเหนือเข่าที่แข็งแรง ปีที่ 1

จากโครงการในปีที่ 1 พบว่าส่วนประกอบไฮดรอลิกในท้องตลาดมีขนาดใหญ่ น้ำหนักมาก ไม่สามารถติดตั้งไว้ภายในได้ หากต้องการออกแบบให้เข่าไฮดรอลิกมีขนาดที่กระทัดรัดขึ้นจึงจำเป็นต้องออกแบบวาล์วเองยกเว้นวาล์วกันกลับ (Check Valve) เนื่องจากสามารถหาขนาดเล็กได้ในท้องตลาดโดยมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5.6 mm ทนความดันได้ 40 bar ดังแสดงในรูปที่ 3.2 แสดงวาล์วกันกลับที่จะนำมาใช้ในการออกแบบ ส่วนประกอบไฮดรอลิกที่เหลือจะถูกออกแบบ และผลิตเองโดยจะผลิตจากอลูมิเนียมอัลลอย 7075 เพื่อให้มีน้ำหนักเบา และแข็งแรง ซีลที่ใช้จะเป็นซีลทั่วไปที่สามารถหาได้ภายในประเทศ



รูปที่ 3.2 วาล์วกันกลับในท้องตลาดที่นำมาใช้ในการออกแบบ [34]

3.2 แนวคิดในการออกแบบข้อเข้าเทียมไฮดรอลิก

งานวิจัยในปีนี้ได้มีแนวคิดที่จะปรับปรุงการออกแบบข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกให้เป็นแกนหมุนเดี่ยวเพื่อลดขนาด และน้ำหนัก ภายในระบบจะใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักดังอธิบายในหัวข้อ 2.2.3 เพื่อให้ข้อเข้าสามารถงอได้เล็กน้อยในช่วง stance phase โดยจะส่งผลให้ร่างกายสูญเสียพลังงานในการเดินน้อยลง แต่การงอข้อเข้านี้จะเป็นการงอเล็กน้อยในช่วงเท้าสัมผัสพื้น (Stance Flexion) และต้องไม่ให้เกิดการงอพับซึ่งทำให้เสถียรภาพของข้อเข้าเทียมหายไปจนผู้พิการหกล้ม และมีแนวคิดที่จะออกแบบกลไกให้สามารถล็อก และปลดข้อเข้าในจังหวะที่เหมาะสมเพื่อให้ผู้พิการสามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติ

3.2.1 แนวคิดในการออกแบบโครงสร้าง

โครงสร้างของข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกจะใช้กลไกที่มีชื่อว่า slider crank inversion ดังรูปที่ 3.3 เพื่อให้มีชิ้นส่วนน้อย น้ำหนักเบา และมีจุดหมุนคงที่ ซึ่งจะทำให้ผู้พิการควบคุมข้อเข้าได้อย่างอิสระ อย่างไรก็ตามการใช้กลไกนี้จะไม่สามารถป้องกันการงอของข้อเข้าได้ จึงจำเป็นต้องใช้ร่วมกับระบบไฮดรอลิกในการป้องกันการงอข้อเข้า



รูปที่ 3.3 โครงสร้างของข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบ

นอกจากนี้ข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกจะประกอบไปด้วยระบบไฮดรอลิก และระบบล็อกข้อเข้าที่ทำงานร่วมกัน เพื่อให้ข้อเข้าเทียมมีความซับซ้อนน้อยที่สุด ผลิต และประกอบได้ง่ายจึงออกแบบให้ติดตั้งแยกจากกันแต่สามารถทำงานร่วมกันได้

3.2.2 แนวคิดในการออกแบบระบบไฮดรอลิก

แนวคิดในการออกแบบระบบไฮดรอลิกคือตัวระบบจะต้องมีภาพลักษณ์ที่ดี ขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ราคาไม่แพง และดูแลรักษาง่าย เพื่อให้บรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าวจึงต้องใช้เทคนิคหลายอย่างด้วยกัน โดยอันดับแรกจะออกแบบให้ระบบไฮดรอลิกมีวงจรมีเฉพาะกับข้อเข้าเทียมที่ใช้กันทั่วไปในท้องตลาด ดังแสดงในรูปที่ 3.4 ซึ่งวงจรมีพื้นฐานนี้แม้จะมีส่วนประกอบน้อยแต่ก็เพียงพอสำหรับช่วยเหลือผู้พิการให้สามารถเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติบนพื้นราบ โดยภายในวงจรมีส่วนประกอบดังนี้

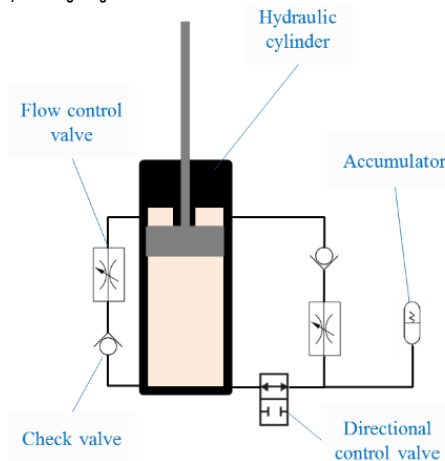
3.2.2.1 กระบอกไฮดรอลิก (Hydraulic cylinder) ทำหน้าที่เชื่อมต่อกับกลไกข้อเข้าเทียมเพื่อให้ข้อเข้าสามารถงอ และยืดได้

3.2.2.2 วาล์วควบคุมทิศทางไหล (Directional control valve) ทำหน้าที่ปิดช่องทางไหลของน้ำมัน เพื่อให้สามารถล็อกข้อเข้าได้

3.2.2.3 วาล์วควบคุมอัตราการไหล (Flow control valve) ทำหน้าที่ปรับความต้านทานของข้อเข้าเทียม เพื่อให้สามารถงข้อเข้าได้อย่างเป็นธรรมชาติ โดยจะติดตั้ง 2 ตัวเพื่อให้สามารถควบคุมการง และการยืดได้ เป็นอิสระจากกัน

3.2.2.4 วาล์วกันกลับ (Check valve) ทำหน้าที่ควบคุมไม่ให้น้ำมันไหลย้อนกลับ

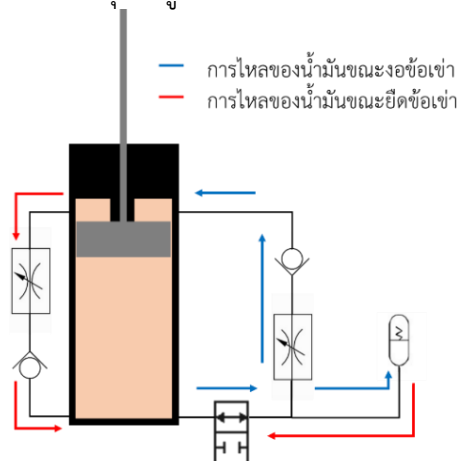
3.2.2.5 ถังสะสมความดัน (Accumulator) ทำหน้าที่เก็บน้ำมันส่วนเกินที่ถูกแทนที่ด้วยก้านสูบในช่วงที่ข้อเข้าเทียมง หรือน้ำมันที่ขยายตัวเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น



รูปที่ 3.4 วงจรไฮดรอลิกทั่วไปที่ใช้ในข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิก

การทำงานของวงจรเมื่อข้อเข้างน้ำมันส่วนหนึ่งจะไหลออกจากกระบอกไฮดรอลิก ทางด้านล่างผ่านวาล์วควบคุมทิศทางการไหล วาล์วควบคุมอัตราการไหล และวาล์วกันกลับจากนั้นจะไหลกลับเข้ากระบอกไฮดรอลิก น้ำมันอีกส่วนหนึ่งจะไหลไปเก็บในถังสะสมความดันโดยปริมาตรที่เก็บในถังสะสมความดันจะเท่ากับปริมาตรของก้านสูบที่เข้ามาแทนที่ในกระบอก ในทางตรงข้ามเมื่อข้อเข้ายืดน้ำมันจะไหลออกจากกระบอกไฮดรอลิก ทางด้านบนผ่านวาล์วควบคุมอัตราการไหล และวาล์วกันกลับจากนั้นจะไหลกลับเข้ากระบอกไฮดรอลิก ในกรณีที่ต้องการล็อกข้อเข้าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลจะปิดน้ำมันจะไม่สามารถไหลไปทางด้านขวาได้ ข้อเข้าจึงไม่ยอมงอ แต่ยังสามารถยืดได้ตามปกติ ดังรูปที่ 3.5

น้ำมันที่อยู่ในวงจรจะเลือกใช้ใช้น้ำมันไฮดรอลิก ISO VG 32 เนื่องจากเป็นน้ำมันที่หาซื้อได้ง่าย และมีราคาถูกกว่าน้ำมันซิลิโคนมาก ซึ่งทำให้ข้อเข้าเทียมที่ได้มาราคาถูกยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตามการใช้น้ำมันชนิดนี้จะทำให้ระบบมีการทำงานที่เปลี่ยนแปลงเมื่ออุณหภูมิการใช้งานเปลี่ยน จึงต้องปรับตั้งค่าบ่อยครั้ง



รูปที่ 3.5 ทิศทางการไหลของน้ำมันขณะงอ และยืดข้อเข้า

3.2.3 แนวคิดในการออกแบบระบบลือกข้อเข่า

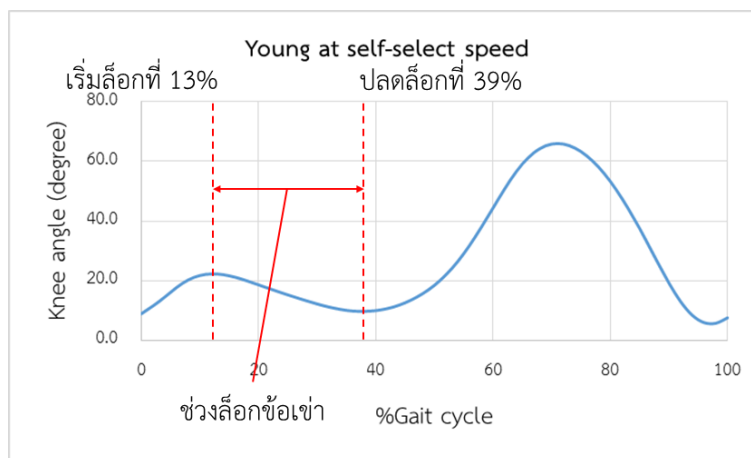
จากที่กล่าวมาข้างต้นแล้วว่าการออกแบบจะเลือกใช้การควบคุมด้วยน้ำหนักในการสร้างเสถียรภาพ (ลือกข้อเข่า) เพื่อให้ข้อเข่าเทียมสามารถงอได้เล็กน้อยในช่วง stance phase โดยข้อมูลการเดินที่จะนำมาใช้ในการออกแบบนั้นจะนำมาจากงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ [35] โดยจะพิจารณาการเดินของคนหนุ่มสาว (Young) ที่ 5 ความเร็วการเดิน ซึ่งแสดงในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ความเร็วที่ใช้ในการเดินของคนหนุ่มสาว(Young) ในงานวิจัยของ Gabriele Bovi และคณะ [35]

	Young speed (%BH/s)
Very slow	53.69
Slow	69.26
Self-selected	87.71
Medium	89.69
Fast	117.87

BH = stride length and step length to subject's height

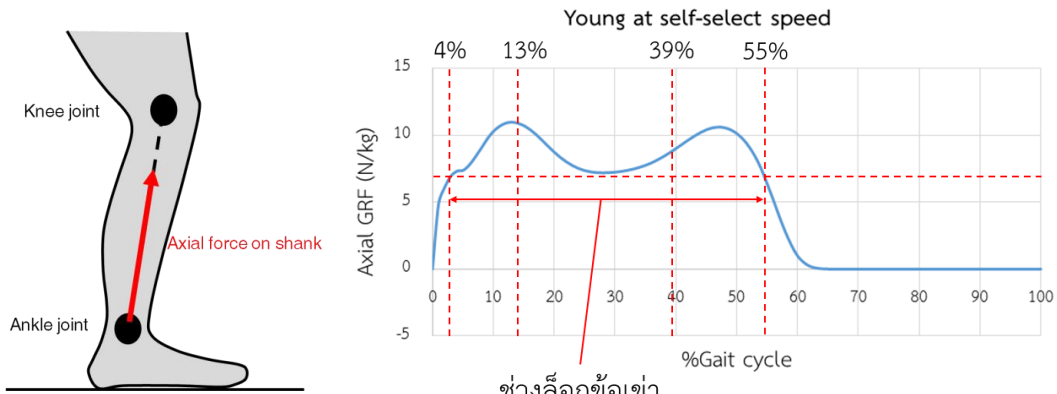
เริ่มพิจารณาจากมุมมองข้อเข่าขณะเดินของคนหนุ่มสาว ที่ความเร็วปกติ (Self-select speed) จากรูปที่ 3.6 จะเห็นว่าเมื่อเท้าเริ่มสัมผัสพื้นข้อเข่าจะงอไปเรื่อย ๆ จนถึง 13% ของวงจรรการเดิน แล้วยืดออก และจะกลับมางออีกครั้งที่ประมาณ 39% ของวงจรรการเดิน ดังนั้นช่วง 13-39% จะเป็นช่วงที่ข้อเข่าต้องโดนลือกนั่นเอง



รูปที่ 3.6 กราฟมุมมองข้อเข่าของคนหนุ่มสาว (Young) ที่ความเร็วทั่วไปที่ใช้ในการออกแบบ

การควบคุมด้วยน้ำหนัก เมื่อนำ GRF มาใช้ในการลือกข้อเข่าจึงต้องพิจารณาค่าในช่วง 13-39% วงจรรการเดิน โดย GRF ที่ใช้ในการออกแบบจะใช้เป็น GRF ตามแนวแกนหน้าข้าง จากรูปที่ 3.7 จะเห็นว่า GRF ในตามแนวแกนหน้าข้าง ที่ 13% และ 39% ของวงจรรการเดินมีค่าสูงกว่าค่า GRF ในแนวหน้าข้างต่ำสุดของช่วง Stance phase หากตั้งการทำงานลือกข้อเข่าที่ค่า GRF ที่ 13% หรือ 39% จะทำให้ในระหว่างที่เดินเข้าจะงอไปเรื่อยๆ ยังไม่ลือกจนกว่าจะถึงค่าที่ตั้งไว้ทำให้มีโอกาสหกล้มได้ จึงต้องจำเป็นต้องตั้งค่า GRF ในแนวหน้าข้างไว้ให้ต่ำกว่าต่ำสุดในช่วง Stance phase คือที่ 4% ของวงจรรการเดิน การใช้วิธีนี้จะทำให้ข้อเข่าโดนลือกก่อนเวลาที่ควรจะเป็น ทำให้มุมมองข้อเข่าช่วง Stance phase ลดน้อยลงแต่ยังคงการงอเพื่อให้ใช้ลดพลังงานได้อยู่

อย่างไรก็ตามวิธีนี้จะมีผลกระทบมากตอนเข้าสู่ช่วง Swing phase เพราะจะทำให้ข้อเข่างอได้เข้ามากขึ้นคือที่ 55% ของวงจรรการเดิน ดังแสดงในรูปที่ 3.8 และจะส่งผลให้สูญเสียพลังงานที่ใช้ในขณะที่เดินมาก และการเดินจะไม่เหมือนธรรมชาติอีกด้วย

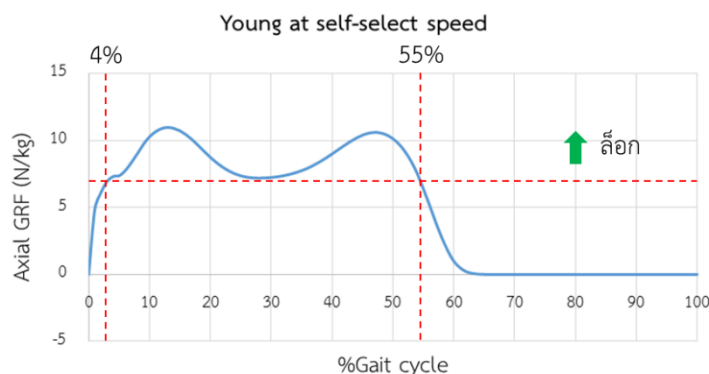


รูปที่ 3.7 กราฟ GRF ในแนวหน้าแข้งที่ใช้ในการออกแบบ

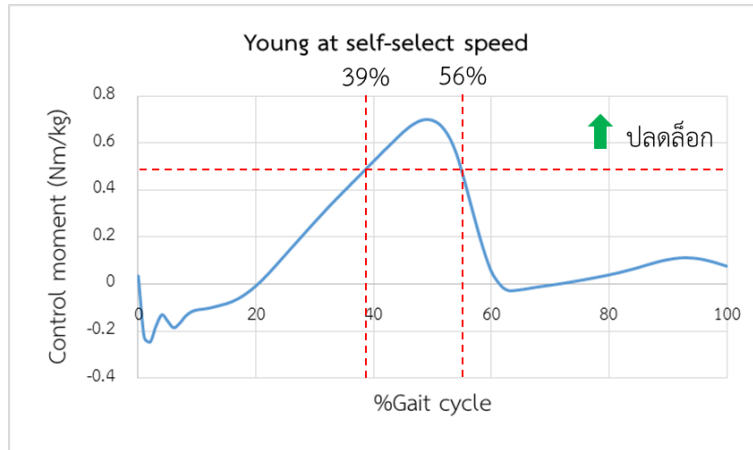
จากปัญหาดังกล่าวจึงทำให้พบว่าการใช้ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งเพียงอย่างเดียวยังไม่สามารถทำให้การเดินของผู้พิการเป็นธรรมชาติได้ งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะใช้ Control moment ที่เกิดจาก GRF ครอบ Control axis มาใช้ในการปลดล็อกข้อเข่า วิธีนี้จะมีลักษณะคล้ายกับวิธีการควบคุมขอบเขตการปลดล็อกของข้อเข่าเทียม SASPL knee ในบทที่ 3 กล่าวคือจะทำงานเมื่อ GRF อยู่ด้านหลังแกนหมุนข้อเข่า แต่อยู่หน้า Control axis จากการ Trial and Error จึงได้ตำแหน่ง Control axis คืออยู่หน้าแกนหมุนข้อเข่า 7 mm และอยู่ต่ำแกนหมุนข้อเข่า 191.7 mm การคำนวณหา Control moment ทำได้โดยการย้ายโมเมนต์ข้อเข่าที่เกิดจาก GRF มาที่ Control axis ตามระยะที่กล่าวไปแล้วข้างต้น

ดังนั้นข้อเข่าเทียมที่ได้จะล็อกเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด (4% ของวงจรรการเดิน) และปลดล็อกเมื่อ Control moment ถึงค่าที่กำหนด (39% ของวงจรรการเดิน) ดังแสดงในรูปที่ 3.8 และ รูปที่ 3.9

แนวคิดในการออกแบบนี้เป็นแนวคิดใหม่สำหรับข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก มีข้อดีคือสามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้เหมาะสมทั้งช่วงแรก และช่วงท้าย อย่างไรก็ตามแนวคิดนี้จะมีข้อเสียคือชิ้นส่วนเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากต้องมีกลไกรับข้อมูล 2 ค่า คือ GRF ในแนวหน้าแข้ง และ Control moment ทำให้ระบบมีความซับซ้อนขึ้น



รูปที่ 3.8 GRF ในแนวหน้าแข้ง เส้นประระบุตำแหน่งที่ 4% ของวงจรรการเดิน



รูปที่ 3.9 Control moment เส้นประระบุตำแหน่งที่ปลดล็อก 39% ของวงจรการเดิน

3.2.4 ข้อกำหนดในการออกแบบข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิก

งานวิจัยนี้จึงได้กำหนดข้อกำหนดในการออกแบบขึ้น เพื่อให้สามารถออกแบบได้อย่างเหมาะสมกับผู้พิการกลุ่มที่ยังแข็งแรงอยู่ (Young) โดยข้อกำหนดมีดังนี้

3.2.4.1 ข้อเท้าเทียมที่ออกแบบรับค่า GRF ในแนวหน้าข้าง และ Control moment เพื่อใช้ในการล็อก-ปลดล็อก

3.2.4.2 ข้อเท้าเทียมสามารถใช้งานบนพื้นราบในระนาบ Sagittal เท่านั้น

3.2.4.3 รองรับผู้พิการขาขาดเหนือข้อเท้าที่ยังแข็งแรง (Young) และมีน้ำหนักอยู่ระหว่าง 45-80 kg

3.2.4.4 ข้อเท้าเทียมสามารถสร้างมุมข้อเท้ามากสุดในช่วง Stance phase ได้ที่ 5-10 °

3.2.4.5 ความดันในระบบไฮดรอลิกต้องไม่เกิน 40 bar (ความดันสูงสุดที่วาล์วกันกลับทนได้)

3.3 การออกแบบเบื้องต้น

3.3.1 การออกแบบระบบไฮดรอลิก

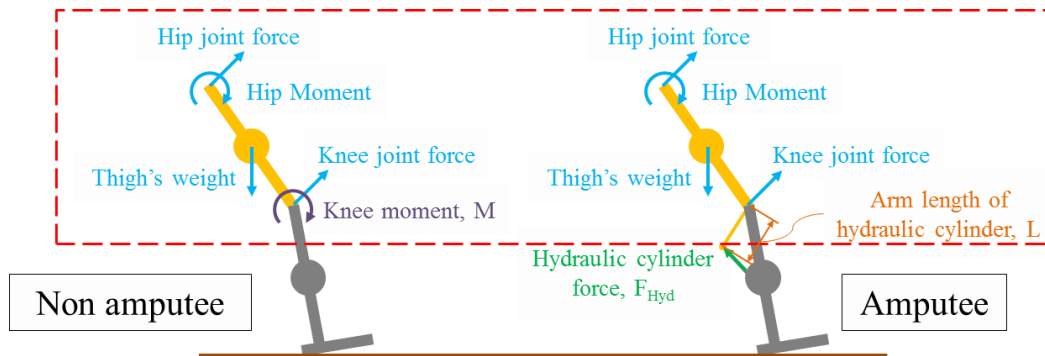
การออกแบบจะเริ่มจากการกำหนดตำแหน่งแกนหมุนให้กับกระบอกไฮดรอลิก เนื่องจากเป็นการกำหนดขนาดของข้อเท้าเทียมที่ได้ และแรงต่าง ๆ ที่จะเกิดขึ้นกับระบบไฮดรอลิก การออกแบบจะเปรียบเทียบกับ Mauch knee โดยออกแบบให้มีขนาดเล็กกว่าเพื่อรองรับระบบล็อกข้อเท้าที่จะถูกติดตั้งเพิ่มในภายหลัง เมื่อได้จุดที่จะใช้จับยึดกระบอกไฮดรอลิกแล้วจึงคำนวณหาแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกต่อโดยการคิด FBD บริเวณต้นขา จากรูปที่ จะเห็นว่าทั้งคนทั่วไป และผู้พิการจะมีแรงเหมือน ๆ กัน แต่จะมีความแตกต่างกันตรงที่ผู้พิการเมื่อสูญเสียข้อเท้าไปแล้วจะไม่สามารถสร้างโมเมนต์ข้อเท้าเพื่อใช้ป้องกันการงอได้ จำเป็นต้องมีแรงอื่นเข้ามาชดเชยโมเมนต์ที่หายไป ซึ่งในข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกจะใช้แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกแทนการใช้โมเมนต์ข้อเข้านั่นเอง ดังนั้นหากน้ำหนัก และจุดศูนย์กลางมวลของทุกส่วนของร่างกายไม่มีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นจะได้จะได้สมการดังนี้:

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

โดยที่ M คือ โมเมนต์ข้อเท้า

L คือ แขนของกระบอกไฮดรอลิก

F_{Hyd} คือ แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิก



รูปที่ 3.10 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาที่เกิดบริเวณต้นขาทั้งคนทั่วไป และผู้พิการ

หลังจากนั้นจึงนำแรงที่ได้ไปคำนวณหาขนาดของกระบอกไฮดรอลิก จากรูปที่ 3.11 จะได้ว่า การคำนวณแบ่งได้เป็น 2 กรณีคือกรณียืดออก และกรณีหดเข้า โดยมีสมการในการคำนวณดังนี้:

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

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

โดยที่

F_F คือ แรงที่ใช้หดเข้า

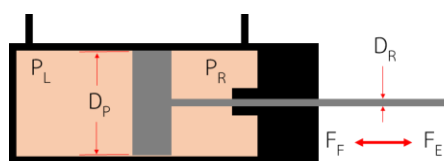
F_E คือ แรงที่ใช้ยืดออก

P_L คือ ความดันในกระบอกด้านซ้าย

P_R คือ ความดันในกระบอกด้านขวา

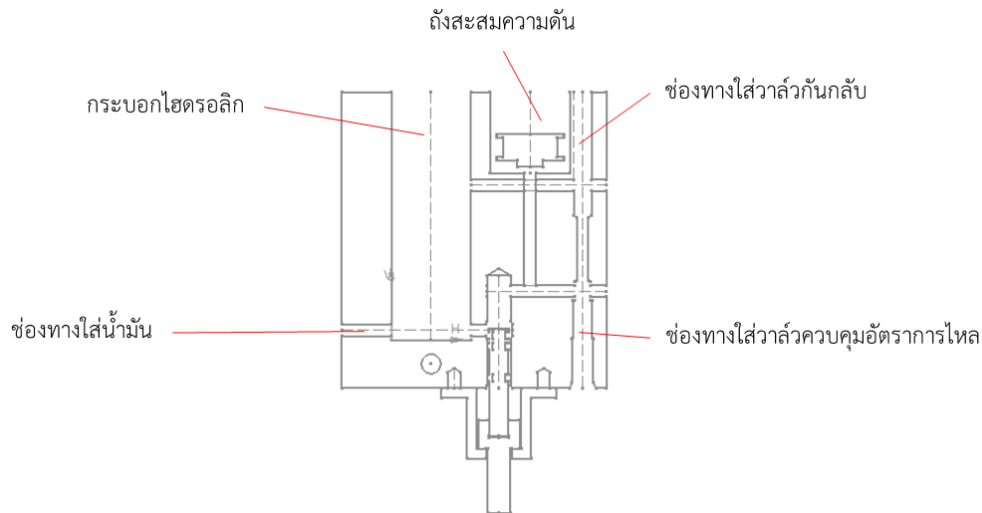
D_P คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิก

D_R คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของก้านสูบ



รูปที่ 3.11 แรง และความดันที่เกิดขึ้นในกระบอกไฮดรอลิก

เมื่อนำข้อมูลการเดินทางของการเดินของคนหนุ่มสาว (Young) ตามตารางที่ 3.1 ที่ 5 ความเร็วมาคำนวณ จะได้ว่าเส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิกต้องไม่น้อยกว่า 30 mm เพื่อให้ความดันในระบบมีค่าไม่เกิน 40 bar



รูปที่ 3.12 การออกแบบกระบอกไฮดรอลิกในโปรแกรม CATIA

เมื่อได้ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอกไฮดรอลิกแล้วจึงออกแบบส่วนประกอบไฮดรอลิกอื่น ๆ เพื่อที่จะสามารถนำมาติดตั้งในกระบอกได้ ขั้นตอนการออกแบบจะออกแบบในโปรแกรม CATIA ในระนาบสองมิติก่อนแล้วจึงปรับให้เป็นสามมิติทีหลัง ดังรูปที่ 3.12 โดยอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบทั้งหมดแสดงในรูปที่ 3.13 รูปที่ ซึ่งประกอบไปด้วย

3.3.1.1 กระบอกไฮดรอลิก เป็นส่วนประกอบไฮดรอลิกที่มีพื้นที่ในการติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกอยู่ภายใน และมีช่องทางสำหรับเติมน้ำมันเข้า การออกแบบช่องทางไหลของน้ำมันจะเป็นรูเสียส่วนใหญ่เพื่อให้สามารถผลิตได้ง่าย

3.3.1.2 ลูกสูบหลัก ใช้แบ่งกระบอกไฮดรอลิกออกเป็น 2 ห้อง จึงจำเป็นต้องใช้ซีลลูกสูบแบบกันได้ 2 ทิศทาง นอกจากนี้ลูกสูบจะมีการเคลื่อนที่อยู่ตลอดเวลาทำให้เสียดสีกับผนังสูบได้จึงต้องใส่แหวนกันสึกเข้าไปด้วย

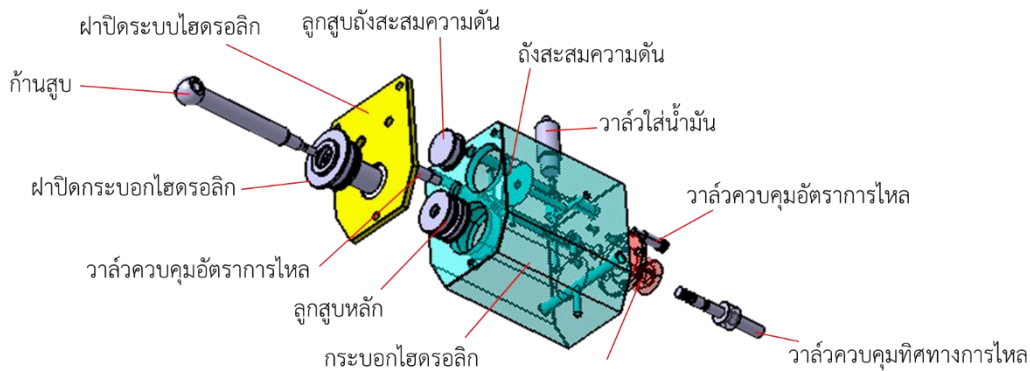
3.3.1.3 ฝาปิดกระบอกไฮดรอลิก ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้น้ำมันรั่วออกมาจากภายนอก ป้องกันฝุ่นที่อาจจะแทรกเข้าไปในระบบ จึงมีการติดตั้งซีลกันฝุ่น และซีลกันฝุ่น นอกจากนี้ยังมีแหวนกันสึกป้องกันการเสียดสีกับกันสูบอีกด้วย

3.3.1.4 กันสูบ จะออกแบบโดยเน้นไปที่การประกอกับฝาปิดกระบอกไฮดรอลิก และลูกสูบหลัก เพื่อให้สามารถใช้งานได้โดยไม่มีกรั่วซึม

3.3.1.5 วาล์วควบคุมทิศทางการไหล ทำหน้าที่ปิดช่องทางการไหลของน้ำมัน เพื่อให้ข้อเข้าเทียมถูกล็อก โดยตัววาล์วจะเคลื่อนที่ตั้งฉากกับทิศทางการไหลของน้ำมันให้สามารถเพื่อป้องกันการไหลได้โดยไม่ได้รับผลกระทบจากความดันภายในระบบ

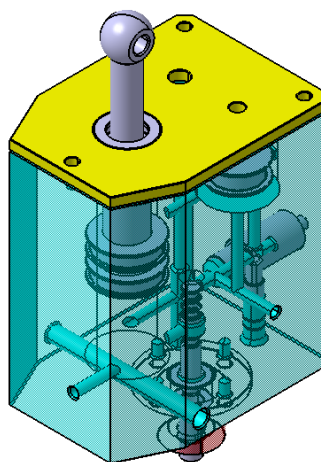
3.3.1.6 วาล์วควบคุมอัตราการไหล ทำหน้าที่ปรับไหลของน้ำมันให้เหมาะสมกับการเดินของแต่ละบุคคล ตัววาล์วจะใช้เกลียวในการกำหนดตำแหน่ง และมีซีลเพื่อป้องกันน้ำมันรั่วไหลออกมาสู่ภายนอก

3.3.1.7 ลูกสูบถังสะสมความดัน เนื่องจากถังสะสมความดันจะมีน้ำมันเพียงฝั่งเดียว ซีลลูกสูบที่ใช้จึงเป็นแบบกันทางเดียว อย่างไรก็ตามลูกสูบถังสะสมความดันนี้จะไม่มีการติดตั้งแหวนกันสึก เนื่องจากตัวลูกสูบมีระยะการเคลื่อนที่น้อย และทำให้ตัวลูกสูบมีขนาดใหญ่เกินไป



รูปที่ 3.13 ส่วนประกอบภายในระบบไฮดรอลิก

เมื่อประกอบอุปกรณ์ทั้งหมดเข้าด้วยกันจะได้ระบบไฮดรอลิกดังรูปที่ 3.14 อย่างไรก็ตามระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบมีน้ำหนักประมาณ 1.3 kg ซึ่งมีน้ำหนักเทียบเท่ากับข้อเข้าเทียมในท้องตลาดที่ประกอบสมบูรณ์แล้ว อย่างไรก็ตามยังมีพื้นที่ของกระบอกไฮดรอลิกบางส่วนที่ไม่ได้ใช้งานเนื่องจากการจัดวางตำแหน่งของส่วนประกอบไฮดรอลิกที่ไม่ดี หากออกแบบการจัดวางใหม่ก็จะสามารถลดน้ำหนักลงได้อีก



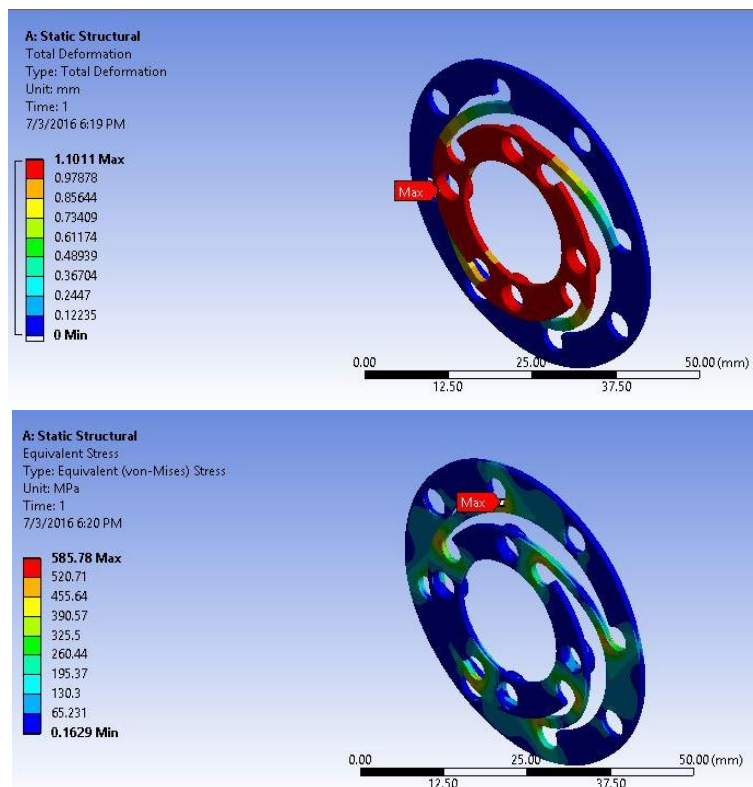
รูปที่ 3.14 ระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบเบื้องต้น

3.3.2 การออกแบบระบบล็อกข้อเข้า

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

ในการออกแบบกลไกรับข้อมูล GRF ในแนวหน้าแข้งจะออกแบบให้ขาหดสั้นลงประมาณ 1 mm โดยจะเริ่มออกแบบสำหรับคนน้ำหนัก 80 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อน ดังที่กล่าวมาแล้วว่าข้อเข้าเทียมจะเริ่มล็อกที่ 4% ของวงจรการเดิน ฉะนั้นกลไกจะทำงานเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งขณะเดินถึงค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ 4% ของวงจรการเดิน หรือประมาณ 547.03 N และเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งหายไปกลไกจะต้องกลับมาอยู่

ในตำแหน่งเดิมเพื่อให้อยู่ในสภาพพร้อมใช้งานใหม่อีกครั้งหนึ่งจึงต้องมีสปริงทั้งในโครงสร้างข้อเข้าเทียม และในวาล์วควบคุมทิศทางการไหลเพื่อช่วยดันกลไกกลับนั่นเอง ในการออกแบบจะกำหนดให้สปริงในวาล์วควบคุมทิศทางการไหลมีแรงต้านที่ 30 N ที่ระยะสปริงหดสั้นสุดเพื่อป้องกันการปิดวาล์วเองจากแรงเฉื่อยในขณะเดิน ดังนั้นสปริงที่โครงสร้างข้อเข้าเทียมจึงต้องออกแรงต้านที่ 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 แสดงต้นแบบระบบล็อกข้อเข้าที่ผลิตแล้ว ซึ่งจะเห็นว่ามือน้ำหนักประมาณ 281.5 g ซึ่งเป็นน้ำหนักที่ไม่มากจนเกินไปสามารถออกแบบกลไกรับข้อมูล Control moment มาใช้งานร่วมกันได้เลย



รูปที่ 3.15 ผลการออกแบบสปริงในกลไกล็อกข้อเข้าด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 3.16 กลไกล็อกข้อเข้าที่ผลิตแล้ว

3.4 สรุปผลการออกแบบเบื้องต้น

ระบบไฮดรอลิกที่ถูกออกแบบมีน้ำหนักมากเกินไป ซึ่งเป็นน้ำหนักที่เทียบเท่ากับข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดโดยที่ยังไม่ได้ใส่กลไกอย่างอื่นเพิ่ม ทั้งนี้เนื่องจากภายในกระบอกไฮดรอลิกมีพื้นที่ที่ไม่ได้นำมาใช้ประโยชน์อยู่เยอะทำให้มีน้ำหนักมากเกินไปจนความจำเป็น จึงต้องออกแบบตำแหน่งการติดตั้งของส่วนประกอบไฮดรอลิกใหม่เพื่อลดพื้นที่ดังกล่าว แต่ผลการออกแบบจะต้องสามารถผลิต และติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกได้ง่าย

ในส่วนการออกแบบระบบล็อกข้อเข่าจะเห็นยังคงรับข้อมูลได้แค่ GRF ในแนวหน้าแข้งเท่านั้น จึงต้องออกแบบกลไกสำหรับรับข้อมูล Control moment เพิ่ม นอกจากนี้ระบบล็อกข้อเข่าที่ได้สามารถใช้กับผู้พิการได้แค่คนเดียวเท่านั้นเนื่องสปริงที่ใช้ไม่สามารถปรับค่าได้ ในกรณีที่ผู้พิการคนอื่นมาใช้จึงต้องออกแบบสปริงนี้ใหม่ด้วย ทำให้ต้องถอด และประกอบใหม่นั้นเอง ดังนั้นจึงต้องออกแบบให้สปริงในระบบล็อกข้อเข่าสามารถปรับความแข็งได้ตามความเหมาะสมของผู้พิการด้วย

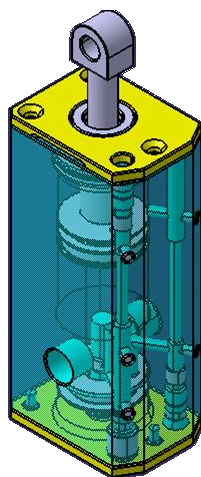
4. การออกแบบ และทดสอบข้อเข้าเทียมตามแนวทางมาตรฐานสากลด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์

4.1 การปรับปรุงแก้ไขข้อเข้าเทียม

4.1.1 การปรับปรุงแก้ไขระบบไฮดรอลิก

เนื่องจากระบบไฮดรอลิกที่ถูกออกแบบมีพื้นที่ที่ไม่ได้ใช้ประโยชน์มากเกินไปจึงได้ออกแบบใหม่ให้แนวแกนของกระบอกไฮดรอลิก วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และถังสะสมความความดันอยู่ในแนวเดียวกัน นอกจากนี้ยังลดขนาดส่วนประกอบไฮดรอลิกบางส่วนเพื่อให้ระบบไฮดรอลิกมีน้ำหนักน้อยลง เช่น การลดจำนวนโอริงที่วาล์วควบคุมทิศทางการไหล และการลดจำนวนแหวนกันสีกที่ลูกสูบหลัก เป็นต้น

ภายหลังการปรับปรุงแก้ไขระบบไฮดรอลิกมีน้ำหนักเหลือเพียง 0.54 kg เท่านั้น หรือประมาณ 50% ของข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาด นอกจากนี้ระยะทางที่วาล์วควบคุมทิศทางการไหลต้องเคลื่อนที่เพื่อปิดช่องการไหลยังลดลงจาก 16 mm เหลือ 9.9 mm ซึ่งระยะที่ลดลงนี้จะทำให้ความเสียหายเชิงกลของแรงที่ใช้กดวาล์วลดลงด้วย ดังรูปที่ 4.1 แสดงระบบไฮดรอลิกใหม่ได้รับการปรับปรุงแก้ไขแล้ว และตารางที่ 4.1 แสดงพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิกที่ได้จากการออกแบบ



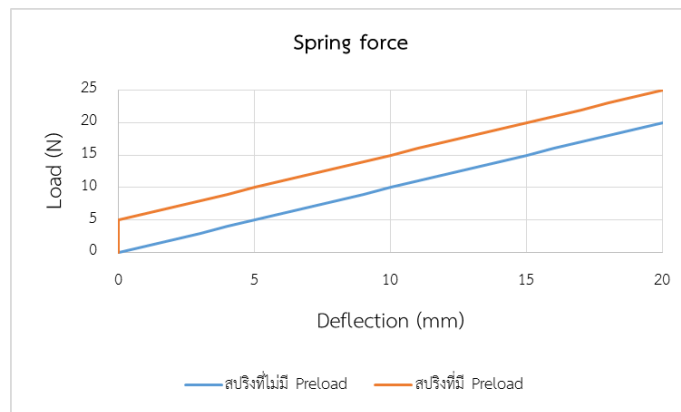
รูปที่ 4.1 ระบบไฮดรอลิกใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว

ตารางที่ 4.1 พารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบไฮดรอลิก

เส้นผ่าศูนย์กลางของกระบอก	30 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของก้านสูบ	10 mm
Stroke ของกระบอก	21.7 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางนอกของถังสะสมความดัน	30 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางในของถังสะสมความดัน	12 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล	7.5 mm
Stroke ของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล	9.9 mm
เส้นผ่าศูนย์กลางของช่องทางไหลของน้ำมัน	3.6 mm

4.1.2 การปรับปรุงแก้ไขระบบล็อกข้อเท้า

ในการออกแบบระบบล็อกข้อเท้าเบื้องต้นในบทที่ 3 นั้นได้ออกแบบสปริงที่สามารถใช้งานได้แค่ผู้พิการเพียงคนเดียว จึงได้ปรับปรุงการออกแบบให้สามารถปรับแรงเริ่มต้น (Preload) ก่อนการใช้งานของสปริงได้ โดยการใช้ Preload จากรูปที่ 4.2 จะเห็นได้ว่าการใส่ Preload ที่ระยะหดตัวเท่ากันแต่แรงที่ใช้จะเพิ่มมากขึ้น ด้วยหลักการนี้ทำให้สามารถใช้การ Preload ในการปรับสปริงให้เหมาะสมกับผู้พิการแต่ละคน ซึ่งถ้าอยากให้แรงสปริงเพิ่มขึ้นอีกก็จะต้องใส่ Preload เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามสปริงรูปแบบเดิมไม่สามารถสร้าง Preload ได้ จึงได้เปลี่ยนมาใช้สปริงใหม่แทน โดยจะเปลี่ยนไปใช้ Disc spring ที่สามารถหาซื้อตามท้องตลาด สปริงชนิดนี้มีข้อดีที่ขนาดเล็กแต่สามารถรับแรงได้เยอะในขณะที่ระยะหดตัวต่ำ รูปที่ 4.3 แสดง Disc spring ที่จะใช้ในการออกแบบระบบล็อกข้อเท้า

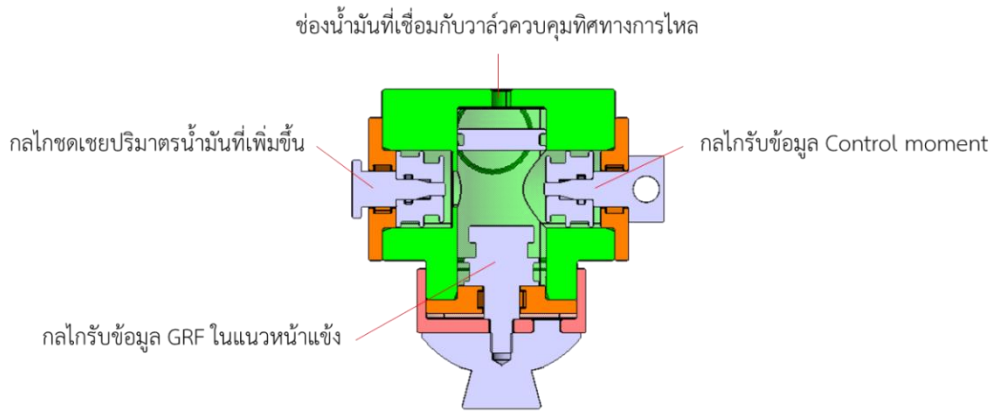


รูปที่ 4.2 การเปรียบเทียบสปริงที่มี Preload กับไม่มี Preload



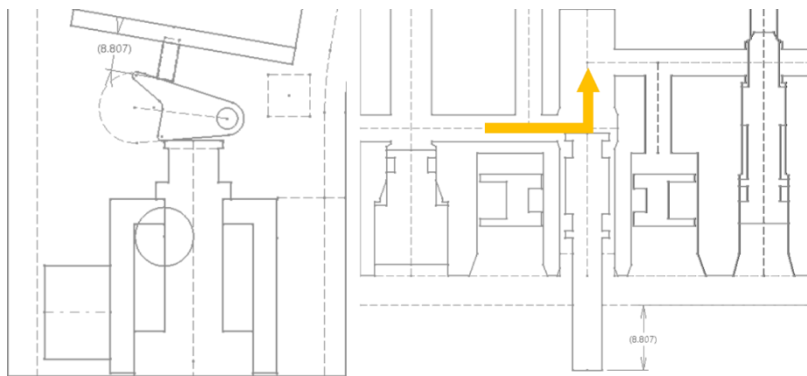
รูปที่ 4.3 Disc spring ที่ใช้ในระบบล็อกข้อเท้า [36]

ระบบล็อกข้อเท้าที่ออกแบบจะใช้น้ำมันในการทำงาน กล่าวคือเมื่อระบบล็อกข้อเท้าทำงาน GRF ในแนวหน้าแข้งจะไปดันกลไกให้น้ำมันไหลไปดันวาล์วควบคุมทิศทางการไหลอีกทีหนึ่งแล้วใช้ Control moment ในการดึงน้ำมันส่วนนั้นกลับมาเพื่อให้วาล์วเปิดอีกครั้ง อย่างไรก็ตามในช่วงท้ายของ Stance phase แรงจาก GRF ในแนวหน้าแข้งไม่เพียงพอที่จะดันสปริง ในขณะที่ Control moment พยายามดึงน้ำมันต่อจึงส่งผลไม่มีน้ำมันให้ดึง ระบบจึงพยายามดูดอากาศเข้าแทน การแก้ปัญหาคือต้องเพิ่มกลไกที่ชดเชยปริมาตรของน้ำมันที่เพิ่มขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4.4 อย่างไรก็ตามการเพิ่มกลไกจะทำให้ระบบมีขนาดใหญ่ และมีน้ำหนักเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นจึงได้เปลี่ยนระบบล็อกข้อเท้าใหม่ให้สามารถทำงานโดยใช้แบบกลไกแทนการใช้น้ำมัน

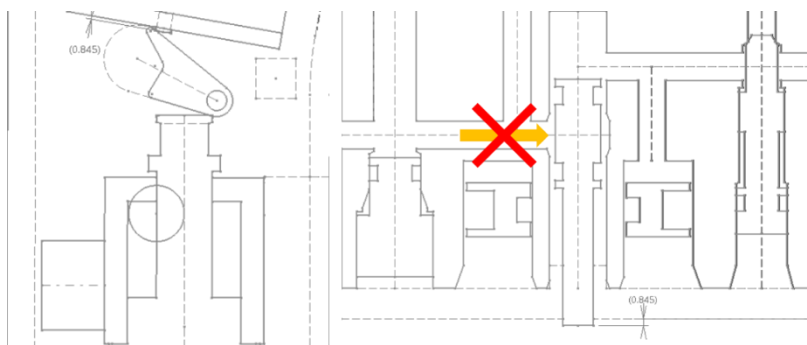


รูปที่ 4.4 ระบบล็อกข้อเข้าที่ออกแบบเพิ่มจากระบบต้นแบบ

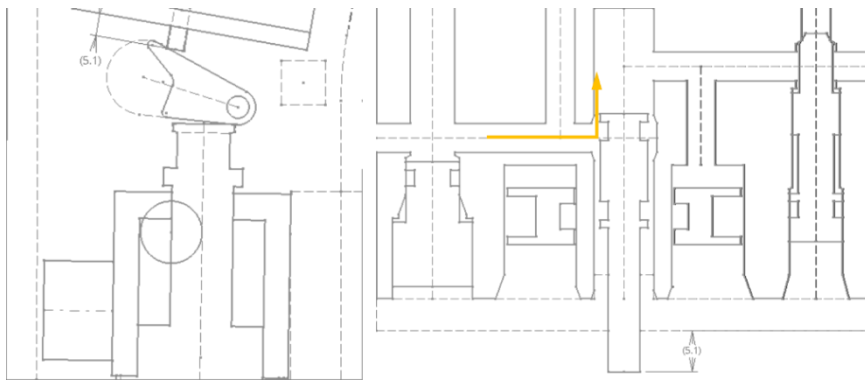
การออกแบบระบบล็อกข้อเข้าที่ใช้กลไกเชิงกลจะใช้กลไกลูกเบี้ยวในการชดเชยระยะแทนน้ำมันไฮดรอลิก โดยในการออกแบบใหม่นี้จะออกแบบให้กลไกเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข็งถึงค่าที่ตั้งไว้จะมีระยะเคลื่อนที่เพื่อไปดันวาล์วควบคุมทิศทางการไหลให้ขยับ และกลไกจะถูกติดตั้งอยู่บนแกน Control axis เพื่อสามารถรับ Control moment ไปพร้อม ๆ กัน เพื่อให้กลไกหมุน และทำให้วาล์วเคลื่อนที่กลับมาตำแหน่งเดิมจากการออกแบบเมื่อติดตั้งลูกเบี้ยวแล้วพบว่าที่สภาวะปกติ (ข้อเข้าไม่ถูกล็อก) แสดงดังรูปที่ 4.5 และเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข็งถึงค่าที่กำหนด วาล์วควบคุมอัตราการไหลจะเคลื่อนที่ที่ดั่งนั้นน้ำมันจึงโดนปิดช่องทางไหลทำให้ข้อเข้าโดนล็อกดังรูปที่ 4.6 จะเห็นว่ากลไกจะดันลูกเบี้ยวเพื่อขึ้นไปปิดวาล์วอย่างไรก็ตามหลังจากกลไกรับ Control moment สูงถึงค่าที่กำหนด วาล์วควบคุมทิศทางการไหลจะขยับลงมาเพียงพอที่จะให้น้ำมันไหลผ่านไปได้ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.5 ระบบล็อกข้อเข้าที่สภาวะไม่ถูกล็อก

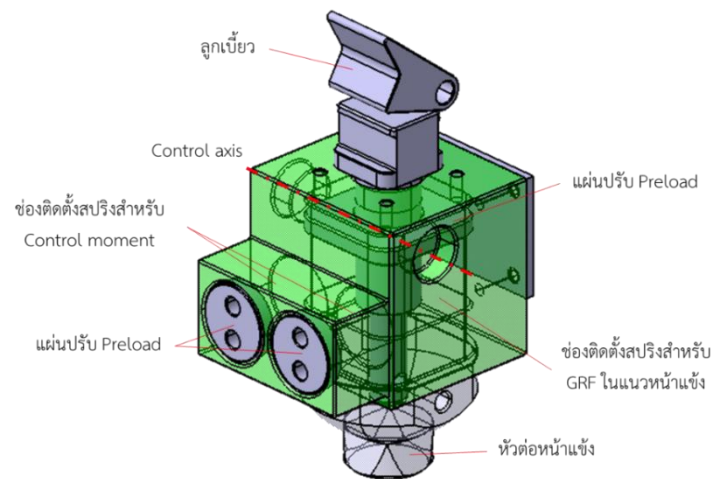


รูปที่ 4.6 ระบบล็อกข้อเข้าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข็งถึงค่าที่กำหนด



รูปที่ 4.7 ระบบล็อกข้อเข้าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข็ง และ Control moment ถึงค่าที่กำหนด

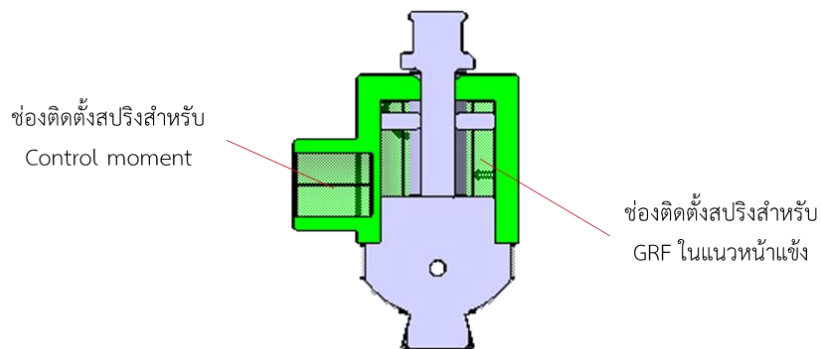
รูปที่ 4.8 แสดงระบบล็อกข้อเข้าที่ปรับปรุงแก้ไขแล้ว ซึ่งระบบนี้มีน้ำหนักประมาณ 0.3 kg สามารถรับข้อมูลของ GRF ในแนวหน้าแข็ง และ Control moment ได้



รูปที่ 4.8 ระบบล็อกข้อเข้าใหม่ที่ปรับปรุงแล้ว

4.2 การออกแบบสปริงเพื่อใช้ในระบบล็อกข้อเข้า

การออกแบบสปริงจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือสปริงสำหรับต้าน GRF ในแนวหน้าแข็ง และสปริงสำหรับต้าน Control moment ดังรูปที่ 4.9 โดยสปริงที่ออกแบบจะออกแบบโดยใช้ข้อมูลการเดินของเด็กและผู้ใหญ่ทั้ง 5 ความเร็ว



รูปที่ 4.9 ช่องติดตั้งสปริงในระบบสร้างล็อกข้อเข้า

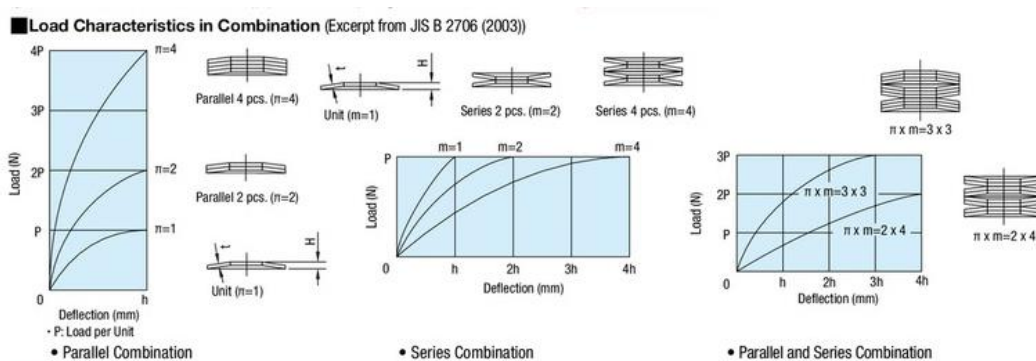
4.2.1 สปริงสำหรับต้าน GRF ในแนวหน้าแข้ง

จากการวิเคราะห์การทำงานของระบบล็อกข้อเข่าในบทที่แล้วจะเห็นว่าการทำงานของสปริงนี้จะเริ่มขยับเมื่อมีการลงน้ำหนักทันที และสปริงจะหยุดหดเมื่อ GRF ในแนวหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนด แรงที่มากกว่านั้นจะลงโครงสร้างแทนเนื่องจากสัณฐานที่กลไกสามารถเคลื่อนที่ได้ ดังนั้นเพื่อที่จะหาค่าความแข็งของสปริงที่จะใช้งานจึงต้องทราบค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่ตำแหน่งล็อกข้อเข่าของผู้พิการทุกคนเสียก่อนดังที่แสดงในตารางที่ 4.2 เพื่อให้ผู้พิการสามารถใช้งานได้ทุกคน สปริงจะต้องอ่อนที่สุดเพื่อให้สามารถปรับ Preload ได้ทุกค่า GRF ในแนวหน้าแข้ง แต่จะต้องทนแรงได้มากที่สุด ดังนั้นสปริงจะต้องมีความแข็งไม่เกินค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่น้อยที่สุด \times น้ำหนักของผู้พิการที่น้อยที่สุด / ระยะที่ยอมให้สปริงหดตัว = $4.93 \times 45 / 1.5 = 147.9$ N/mm และสปริงต้องทนแรงได้มากกว่าค่า GRF ในแนวหน้าแข้งที่มากที่สุด \times น้ำหนักของผู้พิการที่มากที่สุด = $8.63 \times 80 = 690.4$ 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 4.10 และสามารถทนแรงได้ 1015 N



รูปที่ 4.10 การเปลี่ยนค่าความแข็งของ Disc spring [36]

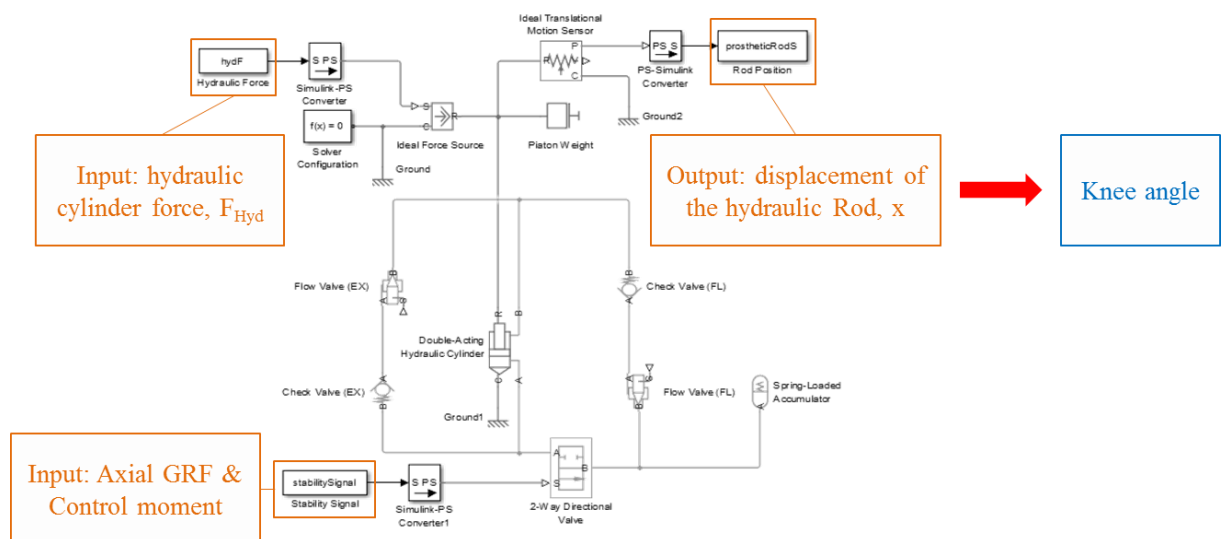
4.2.2 สปริงสำหรับต้าน Control moment

การทำงานของกลไกจะเริ่มขยับเมื่อ Control moment ถึงค่าที่กำหนด ดังนั้นสปริงนี้จำเป็นต้องมี Preload เพื่อให้สปริงไม่สามารถทำงานได้ช่วงแรก และสปริงจะต้องหดสุดก่อนที่ค่า Control moment จะถึงค่าสูงสุด เพื่อให้มันแน่ใจว่าวาล์วควบคุมทิศทางไหลสามารถเปิดให้น้ำมันไหลได้ในช่วงท้ายของ Stance

phase โมเมนต์ที่เกินกว่านั้นจะลงโครงสร้าง ดังนั้นการออกแบบสปริงนี้จะเลือกสปริงที่มีค่าความแข็งไม่เกิน ผลต่างที่น้อยที่สุดระหว่างค่า Control moment สูงสุดกับค่า Control moment ณ ตำแหน่งที่เริ่มขยับ x น้ำหนักของผู้พิการที่น้อยที่สุด / ระยะที่ยอมให้สปริงหดตัว ซึ่งเมื่อแปลงเป็นการเคลื่อนที่เชิงเส้นแล้วจะได้ว่า ค่าความแข็งสปริงต้องไม่เกิน 376.1 N/mm และสปริงต้องทนแรงได้มากกว่า 1,254.2 N โดยค่าสปริงดังกล่าว เป็นค่าสปริงต่อหนึ่งช่องการติดตั้ง โดยระบบล็อกข้อเข่ามีช่องสำหรับติดตั้งสปริงทั้งหมด 2 ช่อง ดังรูปที่ 4.8 สปริงที่เลือกใช้งานมีค่าความแข็งอยู่ที่ 4,247 N/mm จึงติดตั้งทั้งหมด 12 ตัวต่อช่อง รวมเป็น 24 ตัว เพื่อลดค่าความแข็งให้เหลือ 353.9 N และสปริงสามารถทนแรงได้ที่ 1,274 N

4.3 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมเบื้องต้นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

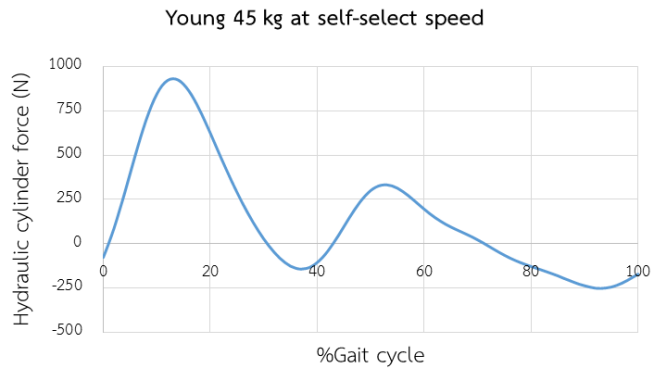
เพื่อตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมจึงได้ใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาว่ามุมมองข้อเข่าที่สร้างขึ้น จากข้อเข่าเทียมมีความใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงมากน้อยแค่ไหน โดยข้อเข่าเทียมจะทำงานเมื่อแรงกระทำกับ กระบอกไฮดรอลิก, GRF ในแนวหน้าข้าง, และ Control moment ทำงาน ดังรูปที่ 4.11 ในการคำนวณจะนำ GRF ในแนวหน้าข้างและ Control moment มาทำเป็นสัญญาณ ON-OFF ก่อนแล้วจึงนำไปใช้งานใน โปรแกรมอีกที โดยผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นระยะที่ก้านสูบเคลื่อนที่ซึ่งจะต้องแปลงเป็นมุมมองข้อเข่าอีกทีหนึ่ง



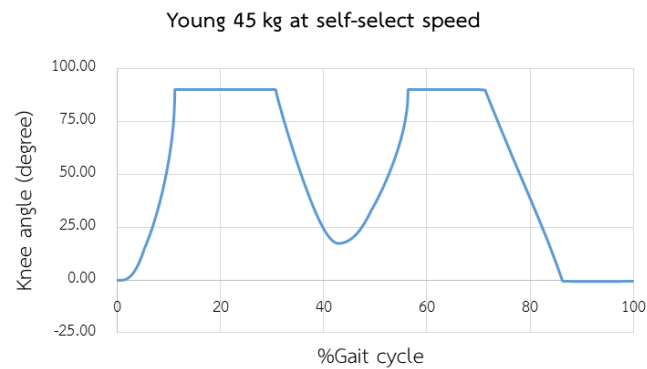
รูปที่ 4.11 การตรวจสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมโดยใช้โปรแกรม MATLAB

ในการตรวจสอบการทำงานของพารามิเตอร์ที่ใช้ เช่น ค่าสัมประสิทธิ์การไหลของส่วนประกอบไฮดรอลิก ต่างๆ หรือแรงเสียดทาน เป็นต้น จะใช้ค่าเริ่มต้นที่โปรแกรมทำให้ เนื่องจากยังไม่มีการผลิตขึ้นมาตรวจสอบจริง จึงทำให้ไม่สามารถทราบค่าที่แน่ชัดได้ น้ำมันที่ใช้ในการสอบตรวจคือน้ำมัน ISO VG 32 ที่อุณหภูมิ 32°C และ ข้อมูลการเดินที่ใช้จะเป็นข้อมูลของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปก่อน แล้วจึงตรวจสอบกับข้อมูลการเดิน อื่น ๆ

การตรวจสอบขั้นแรกจะเริ่มใส่แรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกที่แสดงในรูปที่ 4.12 ก่อน โดยปราศจากการปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และระบบล็อกข้อเข่า ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.13 จะเห็นว่าเมื่อไม่นำระบบล็อกข้อเข่ามาคำนวณจะทำให้ข้อเข่าเทียมพับ ส่งผลให้ผู้พิการหกล้มได้

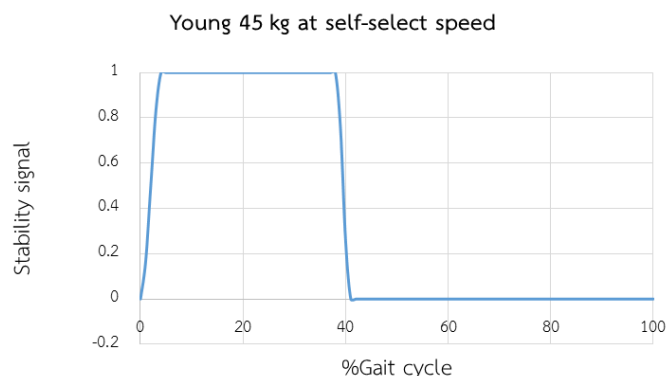


รูปที่ 4.12 กราฟแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป

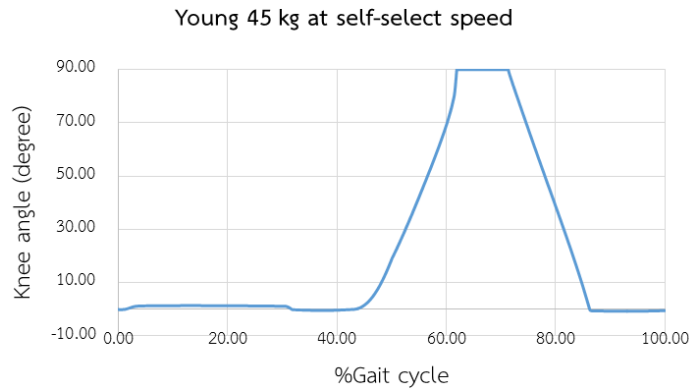


รูปที่ 4.13 กราฟมุมข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป ก่อนปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล และใส่ระบบล็อกข้อเข่า

เพื่อให้ข้อเข่าเทียมล็อกในช่วง Stance phase จึงตรวจสอบใหม่โดยใช้ GRF ในแนวหน้าข้าง และ Control moment เข้าไปด้วย ซึ่งระบบล็อกข้อเข่าที่ทำงานโดย 2 ข้อมูลนี้มีการทำงานดังที่แสดงในรูปที่ 4.14 จะเห็นว่าเมื่อสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่ามีค่าเป็น 1 น้ำมันจะไม่สามารถไหลผ่านวาล์วควบคุมทิศทาง การไหลได้ ผลการตรวจสอบแสดงอยู่ในรูปที่ 4.15 จะเห็นว่ามุมข้อเข่าช่วง Stance phase แทบไม่มีเลยนั่นเป็น เพราะวาล์ว GRF ของข้อมูลการเดินนี้ในช่วงกลาง Stance phase มีค่าต่ำ ดังแสดงในรูปที่ 3.8

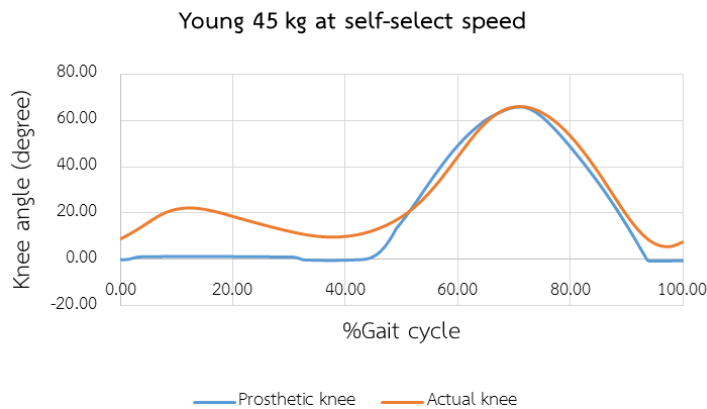


รูปที่ 4.14 กราฟสัญญาณจากระบบล็อกข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไป



รูปที่ 4.15 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังใส่ระบบล็อกข้อเข่า

หลังจากปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหลแล้วพบว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Swing phase มีลักษณะใกล้เคียงกับมุมงอข้อเข่าจริง ดังรูปที่ 4.16 หลังจากนั้นจึงนำค่าวาล์วที่ได้ปรับตั้งนี้ไปทดสอบที่ความเร็วอื่น ๆ รวมถึงตรวจสอบที่น้ำหนัก 80 kg และการเดินของผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 และ 80 kg เพื่อหาความสามารถในการสร้างมุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase และอัตราการเปลี่ยนแปลงของมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ต่อความเร็วที่ใช้เดิน ดังรูปที่ 4.17 และรูปที่ 4.18 สำหรับเด็ก และผู้ใหญ่ตามลำดับ

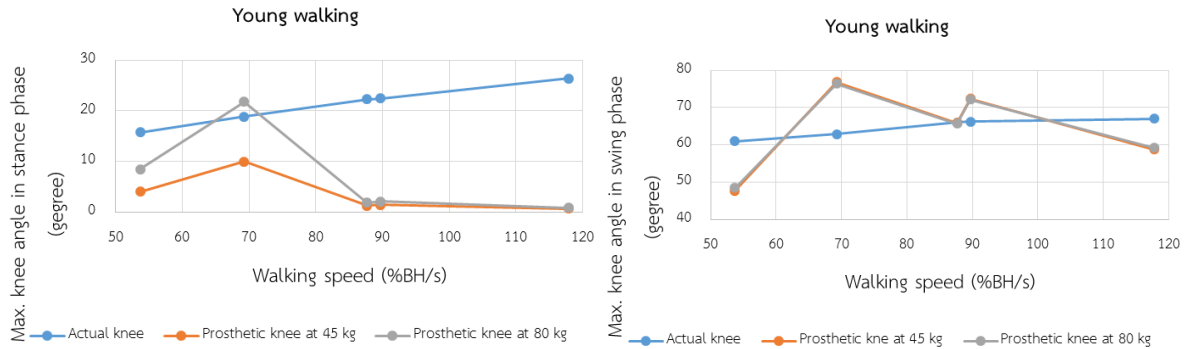


รูปที่ 4.16 กราฟมุมงอข้อเข่าของเด็กน้ำหนัก 45 kg ที่ความเร็วทั่วไปหลังปรับวาล์วควบคุมอัตราการไหล

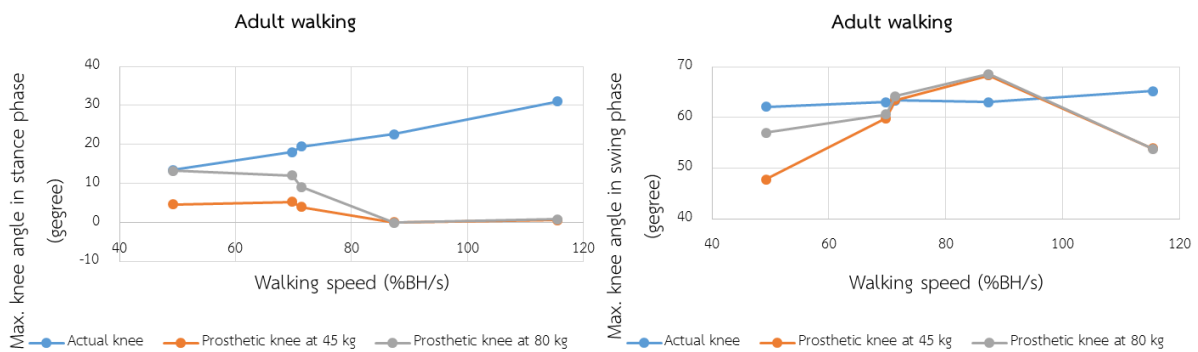
จากผลการตรวจสอบแสดงให้เห็นว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ทั้งของเด็ก และผู้ใหญ่จะเกิดขึ้นที่ความเร็วช้า ๆ เท่านั้น เนื่องจากที่ความเร็วสูงการเดินของคนจะมีค่า GRF ที่แกว่งมากดังรูปที่ 4.19 จะเห็นว่าค่า GRF ช่วงกลางของ Stance phase ลงมาต่ำมากเพราะต้องใช้แรงในการยกตัวเยอะ ทำให้ค่า GRF ในแนวหน้าแข้งสำหรับล็อกข้อเข่าตามไปด้วย ข้อเข่าจึงไม่สามารถงอได้ทัน โดยข้อเข่าเทียมนี้สามารถงอข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้มากถ้าผู้พิการมีน้ำหนักเยอะ และผลการตรวจสอบทั้งเด็ก และผู้ใหญ่เป็นไปในทำนองเดียวกัน

ส่วนการตรวจสอบมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase นั้นจะเห็นได้ว่าที่น้ำหนัก 45 และ 80 kg ให้ค่ามุมงอสูงสุดใกล้เคียงกัน ยกเว้นที่ความเร็วช้ามากของผู้ใหญ่เพราะในช่วงท้ายของ Stance phase ของผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 80 g ข้อเข่าไม่สามารถยืดได้ทัน ซึ่งจะเห็นได้จากมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase มีขนาดใหญ่ เมื่อข้อเข่าเทียมยืดไม่สุดแล้วเข้าสู่ช่วง Swing phase ทำให้มุมงอข้อเข่ามากสุดมีค่าสูงขึ้นนั่นเอง นอกจากนี้จะเห็นว่าข้อเข่าเทียมที่ออกแบบสามารถสร้างมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ได้ใกล้เคียง

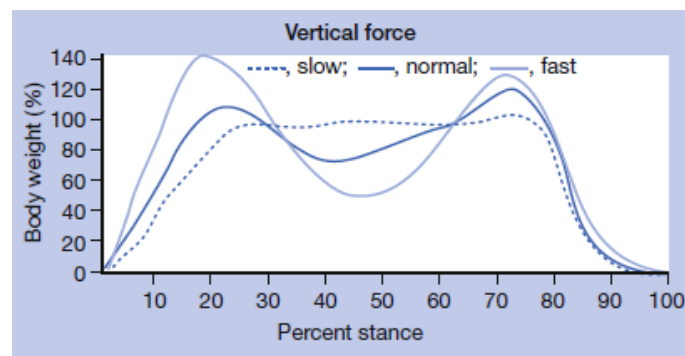
กับข้อเข่าจริงได้ในช่วงแคบ ๆ เท่านั้น ซึ่งตรงกับงานวิจัยของ John W. Michael ที่ระบุว่าถ้าการไหลของน้ำมันไฮดรอลิกเป็นแบบ Laminar จะทำให้เดินได้แค่ช่วงแคบ ๆ [5] โดยในเด็กจะมีมุมงอข้อเข่ามากที่สุดในช่วง Swing phase ไกล่เคียงข้อเข่าจริงในช่วงความเร็วทั่วไปถึงความเร็วสูง และในผู้ใหญ่จะใกล้เคียงกันในช่วงความเร็วช้าถึงความเร็วปานกลาง



รูปที่ 4.17 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของเด็ก

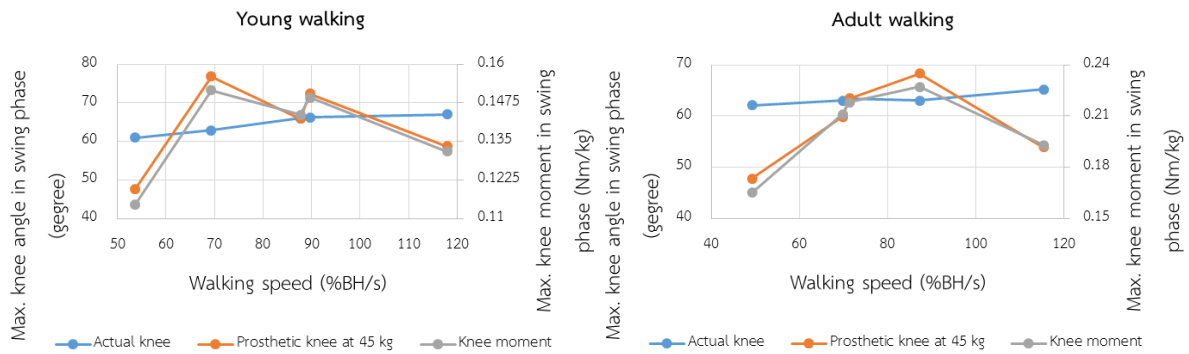


รูปที่ 4.18 กราฟมุมงอข้อเข่าช่วง Stance phase และ Swing phase ของผู้ใหญ่



รูปที่ 4.19 กราฟ GRF ที่ความเร็วแตกต่างกัน [2]

อีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้มุมงอข้อเข่ามากที่สุดในช่วง Swing phase ไกล่เคียงของข้อเข่าจริงในช่วงแคบ ๆ เพราะมุมงอข้อเข่าของคนทั่วไปไม่มีความสัมพันธ์กับโมเมนต์ข้อเข่าเทียม ดังรูปที่ 4.20 ทำให้มุมงอข้อเข่าในข้อเข่าเทียมไม่มีความสัมพันธ์ตามไปด้วย เพราะมุมงอนี้จะสัมพันธ์กับแรงที่กระทำกับกระบอกไฮดรอลิกซึ่งคำนวณมาจากโมเมนต์ข้อเข่า ซึ่งสาเหตุที่ทำให้มุมงอข้อเข่า และโมเมนต์ข้อเข่าไม่สัมพันธ์กันคือการเปลี่ยนแปลงท่าเดินเมื่อความเร็วเปลี่ยนไปนั่นเอง



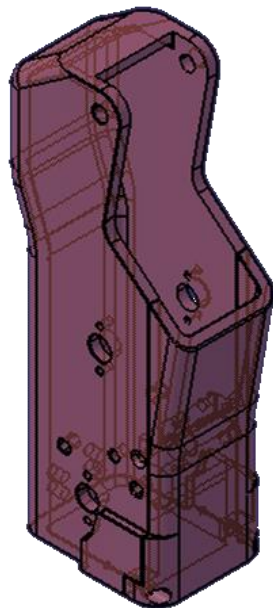
รูปที่ 4.20 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างมุมข้อเข่ามากที่สุด และโมเมนต์สูงสุดในช่วง Swing phase ของเด็ก และผู้ใหญ่ที่น้ำหนัก 45 kg

จากการทดสอบฟังก์ชันการทำงานของข้อเข่าเทียมเบื้องต้นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์พบว่า ข้อเข่าสามารถสร้างมุมข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้ที่ความเร็วช้า ๆ และสามารถสร้างมุมข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ได้ใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงในช่วงแคบ ๆ ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการให้เข่าเทียมสามารถล็อคเมื่อแรงตามแนวแกนหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนดและสร้างมุมข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้ตลอดจนปลดล๊อคข้อเข่าและงอเข่าได้ในช่วง Stance phase ได้ที่ความเร็วเดินต่างๆ

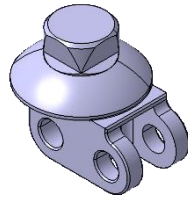
4.3 การออกแบบชิ้นส่วนโครงสร้างอื่น ๆ ในข้อเข่าเทียม

หลังจากได้ระบบไฮดรอลิก และระบบล๊อคข้อเข่าที่ต้องการแล้วจึงออกแบบเพลตต่าง ๆ ที่จะใช้เชื่อมระบบเข้าด้วยกัน จากรูปที่ 4.1 และรูปที่ 4.8 จะเห็นว่ารูเพลตสำหรับใช้ติดตั้งเป็นแบบตันจึงได้ออกแบบเพื่อผลิตขึ้นเอง โดยจะใช้สแตนเลส 630 ที่มีความแข็งแรงสูง และไม่มีสนิมในการใช้งาน ส่วนเพลตอื่นๆ ที่เป็นรูทะลุจะซื้อเพลตที่เป็นสแตนเลส 440C เพื่อให้มีความแข็งแรง และไม่เป็สนิมเช่นกัน

เคสข้อเข่า และหัวต่อต้นขาจะออกแบบให้ใช้อลูมิเนียม อัลลอย 7075 เพื่อให้มีน้ำหนักเบา และแข็งแรง โดยขนาดจะขึ้นอยู่กับการจับยึดในการออกแบบระบบไฮดรอลิก และระบบล๊อคข้อเข่า ชิ้นงานที่ได้แสดงในรูปที่ 4.21 และรูปที่ 4.22

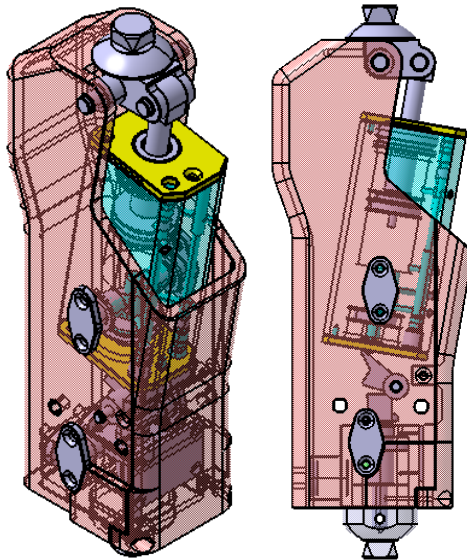


รูปที่ 4.21 เคสของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิก



รูปที่ 4.22 หัวต่อต้นขา

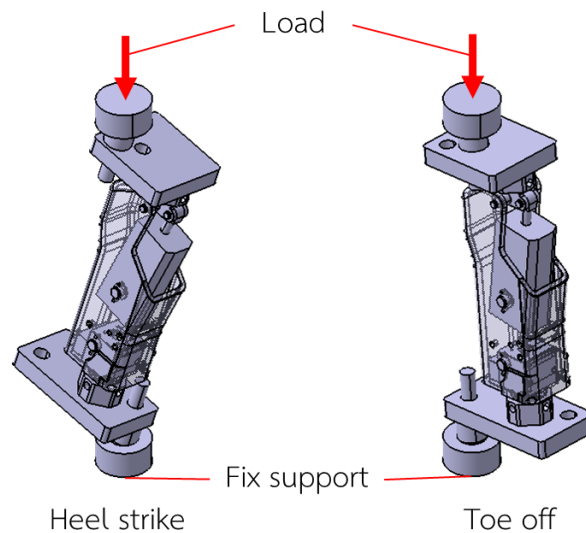
เมื่อประกอบทุกส่วนเข้าด้วยกันจะได้เป็นข้อเท้าเทียมดังรูปที่ 4.23 ซึ่งข้อเท้าเทียมที่ได้มีน้ำหนักประมาณ 1.9 kg มากกว่าข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกในท้องตลาดพอสมควร เนื่องจากเคสที่ออกแบบมีขนาดใหญ่เกินไป อย่างไรก็ตามน้ำหนักดังกล่าวเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์บางรุ่นยังมีน้ำหนักน้อยกว่า [37]



รูปที่ 4.23 ข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบเรียบร้อยแล้ว

4.4 การทดสอบความแข็งแรงของข้อเท้าเทียมตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการทดสอบความแข็งแรงของข้อเท้าเทียมจะใช้ระเบียบวิธี FEM ในการทดสอบโดยใช้โปรแกรม ANSYS การทดสอบนี้จะดำเนินการก่อนการผลิตชิ้นงานจริง การทดสอบจะดำเนินการตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 [38] โดยจะทดสอบแบบพิสูจน์สถิต และแบบวัฏจักรซึ่งจะทดสอบ 2 ท่า คือ ท่า Heel strike และท่า Toe off ดังรูปที่ 4.24



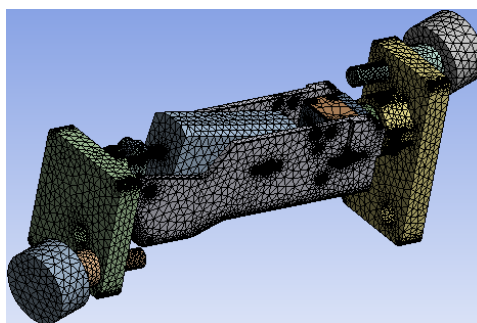
รูปที่ 4.24 การตั้งชิ้นงานข้อเท้าเทียมสำหรับทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328: 2006 [38]

ในการทดสอบข้อเท้าเทียมซึ่งประกอบไปด้วยโครงสร้างที่เป็นอลูมิเนียม อัลลอย 7075, เพลลาในช่องรูตันที่เป็นสแตนเลส 630, และเพลลาในช่องรูทะลุที่เป็นสแตนเลส 440C โดยคุณสมบัติของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ในการออกแบบและคำนวณแสดงในตารางที่ 4.3 [39-41]

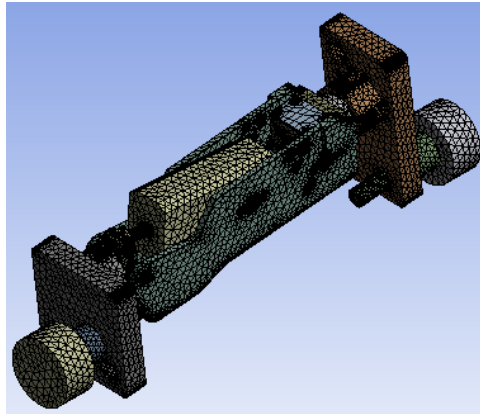
ตารางที่ 4.3 คุณสมบัติต่างๆ ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ

	อลูมิเนียมอัลลอย 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

การแบ่ง Mesh ของโมเดลที่จะทำการทดสอบได้ 1,714,889 nodes กับ 784,450 elements ในการทดสอบท่า Heel strike และ 1,997,266 nodes กับ 892,761 elements ในท่า Toe off ผลการแบ่ง Mesh สำหรับการทดสอบในท่า Heel strike และท่า Toe off แสดงในรูปที่ 4.25 และ 4.26 ตามลำดับ



รูปที่ 4.25 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Heel strike

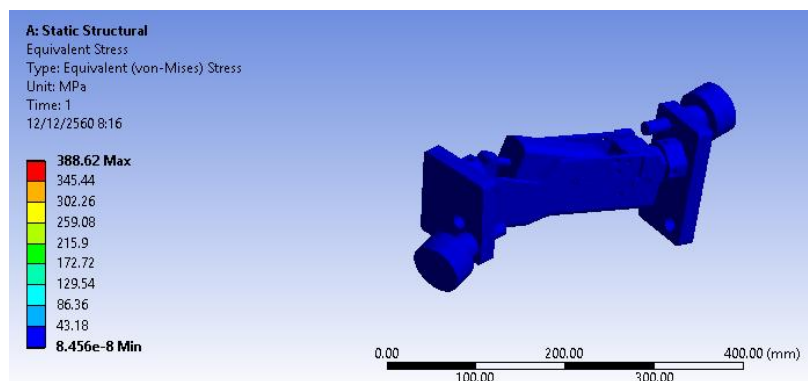


รูปที่ 4.26 ผลการแบ่ง Mesh ด้วยโปรแกรม ANSYS ในท่า Toe off

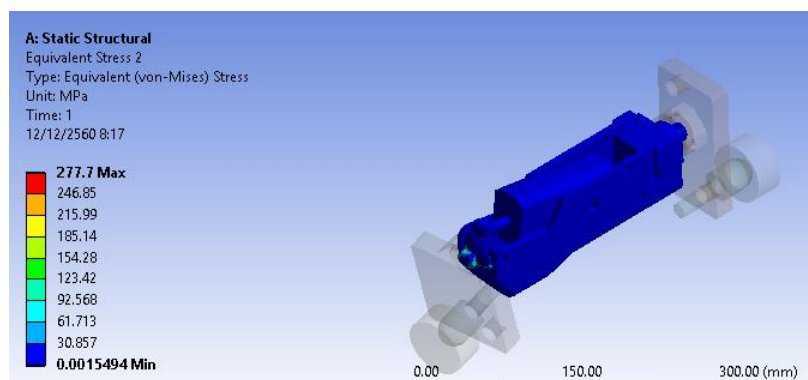
จากนั้นให้ฐานด้านล่างเป็น Fix support และใส่แรงตามที่มาตรฐาน ISO10328 กำหนด โดยใส่ที่ฐานด้านบน ดังรูปที่ 4.24 โดยฐานด้านบนนี้กำหนดให้มีการเคลื่อนในทิศทางขึ้น-ลงเท่านั้น

4.4.1 การทดสอบพิสูจน์สถิติ

ในการทดสอบพิสูจน์สถิติมีเกณฑ์การยอมรับของการทดสอบนี้คือสามารถทนโหลดตามที่มาตรฐานกำหนด และมีการเสียรูปไม่เกิน 5 mm ดังนั้นหากออกแบบให้ข้อเข้าเทียมเกิดความเค้นไม่เกินค่า Yield strength ของวัสดุที่ใช้ในข้อเข้าเทียมได้ ก็จะทำให้ผ่านการทดสอบตามแนวมาตรฐาน ISO 10328:2006 นั้นเอง ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 4.27 สำหรับท่า Heel strike และรูปที่ 4.28 สำหรับท่า Toe off



รูปที่ 4.27 ผลทดสอบพิสูจน์สถิติของข้อเข้าเทียมในท่า Heel strike ด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 4.28 ผลทดสอบพิสูจน์สถิติของข้อเข้าเทียมในท่า Toe off ด้วยโปรแกรม ANSYS

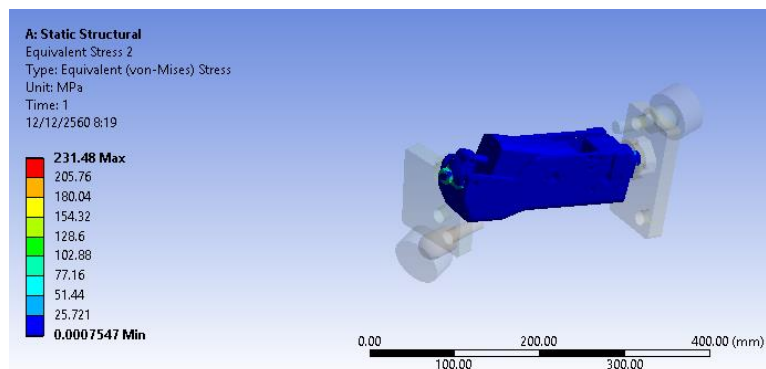
ผลคำนวณของค่า maximum Von mises stress ของแต่ละกรณีแสดงในตารางที่ 4.4 จากตารางจะเห็นว่าค่า Von mises stress ของทุกชิ้นส่วนในข้อเช่าเทียม มีค่าน้อยกว่า Yield strength ทั้งหมด ดังนั้นข้อเช่าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบพิสูจน์สถิติตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328:2006 ได้

ตารางที่ 4.4 สรุปผลการทดสอบพิสูจน์สถิติในท่า Heel strike และท่า Toe off

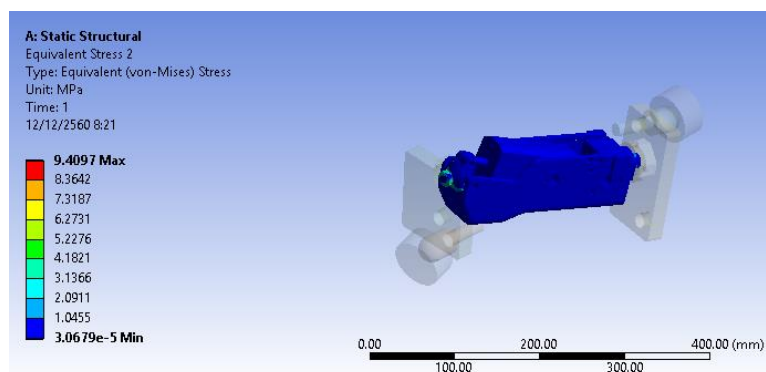
	Yield strength (MPa)	Von mises stress (MPa)	
		ท่า Heel strike	ท่า Toe off
โครงสร้าง	503	388.62	277.70
เพลารูดัน	450	56.65	27.58
เพลารูทะลุ	890	78.16	47.39

4.4.2 การทดสอบวิถัจกร

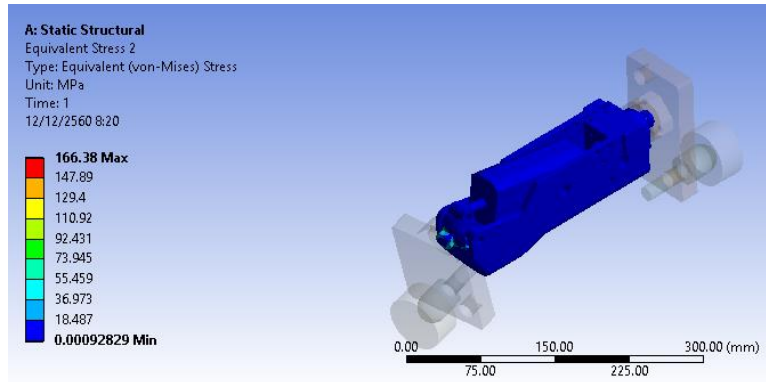
การทดสอบนี้มีเกณฑ์การยอมรับคือชิ้นงานไม่เสียหายหลังรับภาระโหลดเป็นจำนวน 3 ล้านครั้งที่ความถี่ไม่เกิน 3 Hz โดยในงานวิจัยนี้จะใช้การคำนวณด้วยทฤษฎีของ Soderberg ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 4.29 กับรูปที่ 4.30 สำหรับท่า Heel strike และรูปที่ 4.31 กับรูปที่ 4.32 สำหรับท่า Toe off ค่าที่ได้จะเป็นค่า Von mises stress สูงสุด และต่ำสุด



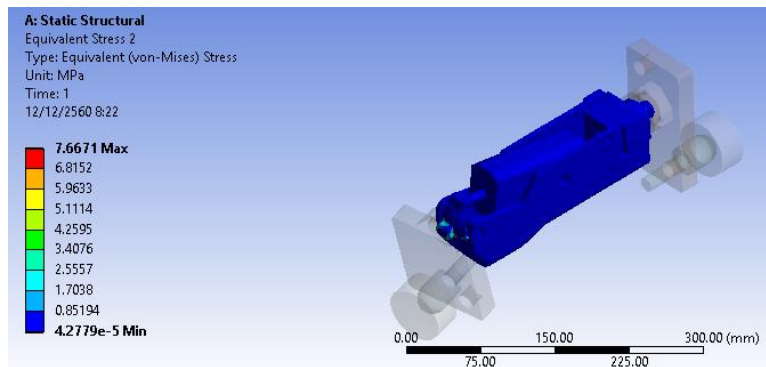
รูปที่ 4.29 ผลทดสอบวิถัจกรของข้อเช่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 4.30 ผลทดสอบวิถัจกรของข้อเช่าเทียมในท่า Heel strike ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 4.31 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข้าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระสูงสุดด้วยโปรแกรม ANSYS



รูปที่ 4.32 ผลทดสอบวัฏจักรของข้อเข้าเทียมในท่า Toe off ที่ภาระต่ำสุดด้วยโปรแกรม ANSYS

เมื่อได้ค่า Von mises stress ที่ภาระสูงสุด, S_{max} และที่ภาระต่ำสุด, S_{min} จะนำไปคำนวณค่า Mises alternating stress, S_a และ Mises midrange stress, S_m โดยวิธีการคำนวณคือ

$$S_a = \left| \frac{S_{Max} - S_{Min}}{2} \right| \quad \text{สมการที่ 4.1}$$

$$S_m = \frac{S_{Max} + S_{Min}}{2} \quad \text{สมการที่ 4.2}$$

จากนั้นนำค่า Stress ที่ได้ไปคำนวณหา Safety factor, n_f โดยใช้ทฤษฎีของ Soderberg ซึ่งมีวิธีการคำนวณดังนี้

$$n_f = \sqrt{\frac{1}{(s_a / S_e)^2 + (s_m / S_y)^2}} \quad \text{สมการที่ 4.3}$$

ผลการคำนวณแสดงในตารางที่ 4.5 สำหรับท่า Heel strike และตารางที่ 4.6 สำหรับท่า Toe off จะเห็นได้ว่า ผลการทดสอบมีค่า Safety factor มากกว่า 1 ทั้งหมด ดังนั้นข้อเข้าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบวัฏจักรตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ได้

ตารางที่ 4.5 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Heel strike

	โครงสร้าง	เพลารูตัน	เพลารูทะลุ
Max. von mises stress, S_{max} (MPa)	231.48	33.74	46.55
Min. von mises stress, S_{min} (MPa)	9.41	1.37	1.89
Mises alternating stress, S_a (MPa)	111.04	16.18	22.33
Mises midrange stress, S_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 4.6 สรุปผลการทดสอบวัฏจักรในท่า Toe off

	โครงสร้าง	เพลารูตัน	เพลารูทะลุ
Max. von mises stress, S_{max} (MPa)	166.38	14.72	28.39
Min. von mises stress, S_{min} (MPa)	7.67	0.68	1.31
Mises alternating stress, S_a (MPa)	79.36	7.02	13.54
Mises midrange stress, S_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

4.5 สรุปผลการออกแบบ และผลการทดสอบความแข็งแรงของข้อเท้าเทียมตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบขึ้น เมื่อทดสอบฟังก์ชันการทำงานของข้อเท้าเทียมเบื้องต้นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์พบว่า ข้อเท้าสามารถสร้างมุมข้อเท้าในช่วง Stance phase ได้ที่ความเร็วช้า ๆ ซึ่งน้ำหนักของผู้พิการจะมีผลต่อขนาดของมุมข้อเท้าที่สร้างได้ และสามารถสร้างมุมข้อเท้ามากที่สุดในช่วง Swing phase ได้ใกล้เคียงกับข้อเท้าจริงในช่วงแคบ ๆ โดยความเร็วที่ใกล้เคียงกับธรรมชาตินี้ของเด็กจะมากกว่ามากกว่าของผู้ใหญ่ และน้ำหนักของผู้พิการจะไม่ทำให้การทำงานของข้อเท้าเทียมเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการให้ข้อเท้าเทียมสามารถล็อกเมื่อแรงตามแนวแกนหน้าแข้งถึงค่าที่กำหนดและสร้างมุมข้อเท้าในช่วง Stance phase ได้ ตลอดจนปลดล็อกข้อเท้าและงอข้อเท้าได้ในช่วง Stance phase ได้ที่ความเร็วเดินต่างๆ และเมื่อทดสอบความแข็งแรงของข้อเท้าเทียมตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แล้ว ผลคำนวณพบว่าข้อเท้าเทียมที่ออกแบบสามารถผ่านการทดสอบทั้งการทดสอบพิสูจน์สถิติ และการทดสอบแบบวัฏจักรตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328: 2006 ได้ ซึ่งพร้อมที่จะนำไปผลิตเป็นต้นแบบต่อไป

5. การผลิต และประกอบต้นแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิก

5.1 การผลิตต้นแบบข้อเข่าเทียมไฮดรอลิก

เพื่อให้ข้อเข่าเทียมมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดจึงได้สั่งบริษัทจากภายนอกผลิตชิ้นงานขึ้นบางส่วน และส่วนที่เหลือจะผลิตขึ้นเองภายในห้องปฏิบัติการวิจัย Biomechanical Design & Manufacturing โดยใช้เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST ดังรูปที่ 5.1 โดยจะใช้โปรแกรม MasterCAM สำหรับสร้างชุดคำสั่ง G-Code เพื่อนำไปเป็นขั้นตอนการกัดชิ้นงาน รูปที่ 5.2 แสดงตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC



รูปที่ 5.1 เครื่อง CNC รุ่น Mazak Integrex 100-V ST



รูปที่ 5.2 ตัวอย่างการกัดชิ้นงานบนเครื่อง CNC

หลังจากผลิตชิ้นงานครบแล้วจึงประกอบชิ้นงานเข้าด้วยกัน เริ่มจากระบบไฮดรอลิกก่อนโดยติดตั้งส่วนประกอบไฮดรอลิกเข้าไปในกระบอกโดยเปิดช่องทางให้น้ำมันสามารถไหลเข้าไปได้ จากนั้นจึงดูดอากาศออกเพื่อไล่อากาศที่อยู่กระบอกด้วยเครื่อง Vacuum ดังแสดงในรูปที่ 5.3 จากนั้นจึงเติมน้ำมันเข้าไปในระบบ ดังรูปที่ 5.4 อย่างไรก็ตามระบบไฮดรอลิกที่ได้มีการรั่วซึมของน้ำมันเนื่องจากลูกสูบถึงสะสมความดันไม่สามารถขยับได้จริง เนื่องจากตัวลูกสูบไม่มีแหวนกันสีกเป็นไกด์ ทำให้ขณะเคลื่อนเกิดการปิดลูกสูบจึงติดและเกิดช่องว่างที่ผนัง อีกสาเหตุหนึ่งเกิดจากซิลที่เลือกใช้เป็น PU มีขนาดแข็งเกินไปทำให้เกิดแรงเสียดทานเยอะ ลูกสูบจึงขยับได้ยาก



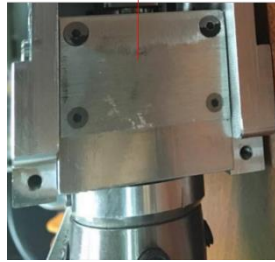
รูปที่ 5.3 ขั้นตอนการดูดอากาศด้วยเครื่อง Vacuum



รูปที่ 5.4 ขั้นตอนการเติมน้ำมันเข้าไปในระบบไฮดรอลิก

หลังจากนั้นจึงประกอบระบบล็อก เมื่อลองประกอบดูแล้วพบว่าลูกเบี้ยวมีระยะการเคลื่อนที่น้อยกว่าที่ต้องการจึงได้แต่งแผ่นด้านหลังที่ใช้เป็นตัวหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment ดังรูปที่ 5.5 อย่างไรก็ตามแม้จะแก้ไขให้ลูกเบี้ยวมีระยะเคลื่อนที่มากขึ้นแล้ว แต่เมื่อลองทดสอบกดลูกเบี้ยวด้วยปลายนิ้วพบว่ากลไกมีแรงที่ไ้ขยับน้อยเกินไปซึ่งเกิดจากความเสียดสีเชิงกลของลูกเบี้ยวนั่นเอง ซึ่งทำให้เมื่อประกอบข้อเหวี่ยงแล้วพบว่าข้อเหวี่ยงไม่สามารถล็อกเพื่อป้องกันการทกกลับของผู้พิการได้เลย

แผ่นหยุดกลไกรับข้อมูล
Control moment



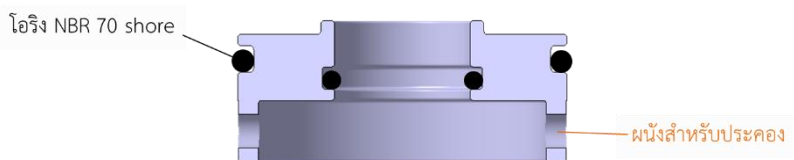
รูปที่ 5.5 แผ่นหยุดกลไกรับข้อมูล Control moment

จากการทดลองประกอบทำให้พบว่ายังมีจุดบกพร่องอีกอันหนึ่งคือไม่มีการติดตั้งสปริงที่จะใช้ในการดันให้ข้อเข้าตึง ซึ่งสปริงตัวนี้จะมีความสำคัญในการป้องกันการหล่นของผู้พิการในการเดินก้าวถัดไป กล่าวคือถ้าข้อเข้าไม่อยู่ในลักษณะตึงเมื่อลงน้ำหนักจะทำให้มีโอกาสหล่นนั่นเอง

หลังจากประกอบข้อเข้าเทียมแล้วพบว่าข้อเข้าเทียมยังมีจุดบกพร่องอีกหลายส่วน จึงต้องออกแบบใหม่โดยจะออกแบบให้สามารถแก้ไขจากชิ้นงานเดิม ซึ่งการแก้ไขนี้จะอธิบายในหัวข้อถัดไป

5.2 การปรับปรุงแก้ไขข้อผิดพลาดหลังการประกอบข้อเข้าเทียม

การแก้ปัญหาเรื่องลูกสูบถึงสะสมความดันดังที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 5.1 เนื่องจากไม่ต้องการใส่แหวนกันสึกเพราะมีขนาดใหญ่จึงออกแบบให้ตำแหน่งติดตั้งซีลของด้านนอก และด้านในอยู่เยื้องกัน ดังรูปที่ 5.6 พร้อมกันนั้นก็ออกแบบให้มีผนังสำหรับประคองเพื่อป้องกันการบิดของลูกสูบ นอกจากนี้จะเปลี่ยนจากซิลมาเป็นโอริงแบบ NBR 70 Shore เพื่อลดแรงเสียดทาน ลูกสูบถึงสะสมความดันจะเคลื่อนที่ได้ง่ายขึ้น เมื่อนำไปประกอบในระบบไฮดรอลิกพบว่าไม่มีการรั่วซึมอีก ซึ่งระบบไฮดรอลิกใหม่นี้มีน้ำหนักประมาณ 0.62 kg ดังรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.6 ลูกสูบถึงสะสมความดันที่ออกแบบใหม่



รูปที่ 5.7 ระบบไฮดรอลิกที่แก้ไขเรียบร้อยแล้ว

จากนั้นจึงทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล ดังรูปที่ 5.8 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้คือระบบไฮดรอลิกจะเริ่มลือกเมื่อวาล์วยี่นออกมาจากฐานกระบอกประมาณ 3 mm ดังนั้นหากลูกเบี้ยวสามารถกดมาได้ตามระยะดังกล่าวจะทำให้ข้อเหวี่ยงเียมโดนลือกนั่นเอง นอกจากนี้ยังได้ทดสอบหาแรงที่จะใช้ดึงก้านสูบให้ขยับ ซึ่งจากการทดสอบพบว่าต้องใช้แรงประมาณ 124 N โดยแรงนี้จะนำไปคำนวณหาสปริงที่จะใช้ดันข้อเหวี่ยงเียมนั่นเอง



รูปที่ 5.8 ทดสอบการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางการไหล

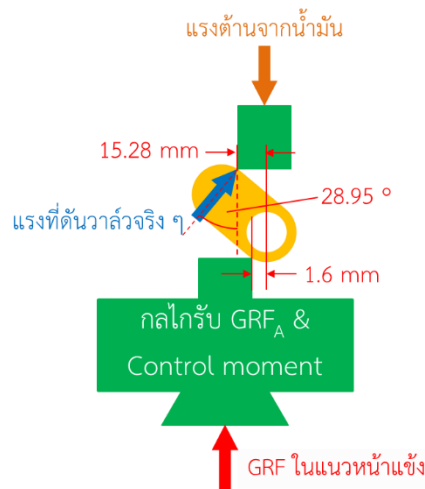
จากการวัดแรงที่ใช้ในการดึงก้านสูบต้องใช้แรง 124 N ซึ่งจะนำแรงนี้ไปคำนวณหาสปริงที่จะให้ดันให้ข้อเหวี่ยง โดยสปริงจะถูกติดตั้งอยู่บริเวณเคสข้อเหวี่ยง ซึ่งจากการคำนวณพบว่าเพื่อที่จะดันข้อเหวี่ยงให้ตั้งต้องใช้แรงสปริงมากกว่า 58.8 N ดังนั้นจึงได้เลือกสปริงที่มีความแข็ง 15.7 N/mm ที่มีความยาว 50 mm ซึ่งเมื่อติดตั้งแล้วจะเกิดแรง Preload ขนาด 210 N ซึ่งมากกว่าที่คำนวณได้พอสมควร เนื่องจากในการใช้ดันจริงสปริงจะต้องสู้กับน้ำหนักของข้อเหวี่ยงเียมไปพร้อมกันด้วย รูปที่ 5.9 แสดงสปริงที่ใช้ดันข้อเหวี่ยงเียมให้กลับมาตั้ง



รูปที่ 5.9 สปริงสำหรับดันข้อเหวี่ยงเียมให้กลับมาตั้ง

การปรับปรุงแก้ไขระบบลือกข้อเหวี่ยงที่ไม่สามารถใช้งานได้ดังที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 5.1 นั้นจะเริ่มจากปรับปรุงการออกแบบกลไกลือกข้อเหวี่ยงใหม่ เนื่องจากกลไกเดิมมีอัตราทดเยอะจึงทำให้เสียเปรียบเชิงกลมาก จากรูปที่ 5.10 จะเห็นว่าลูกเบี้ยวจะเพิ่มระยะจาก 1.6 mm เป็น 15.28 mm ถ้าเราใส่แรง GRF ในแนวหน้าแข็งที่น้อยที่สุดซึ่งมีขนาด 222 N พบว่าเมื่อคำนวณมาเป็นแรงที่ดันวาล์วควบคุมทิศทางการไหลขนาดแรงจะเหลือเพียง 20 N เท่านั้น ซึ่งจากการทดสอบพบว่าต้องใช้แรงประมาณ 30 N เพื่อให้วาล์วขยับ ดังนั้นจะเห็นว่าแรงที่ใช้ไม่พอให้วาล์วเคลื่อนที่นั่นเอง จึงเปลี่ยนอัตราทดที่ลูกเบี้ยวใหม่จากเดิม 1.6 mm : 15.28 mm เป็น 3.57 mm : 15.36 mm ซึ่งทำให้แรงที่ใช้ดันวาล์วเพิ่มขึ้นเป็น 45.5 N อย่างไรก็ตามเมื่อเปลี่ยนอัตรา

ทดที่ลูกเบี้ยวแล้วจะทำให้ระยะการเคลื่อนที่ของกลไกรับแรงในแนวหน้าแข็งต้องเพิ่มขึ้นจากเดิมด้วย ซึ่งเพิ่มจาก 1.5 mm เป็น 3.5 mm ทำนองเดียวกันกลไกสำหรับ Control moment ต้องหมุนเพิ่มขึ้นเช่นกัน ซึ่งเพิ่มจากเดิม 0.8 ° เป็น 3.2 °



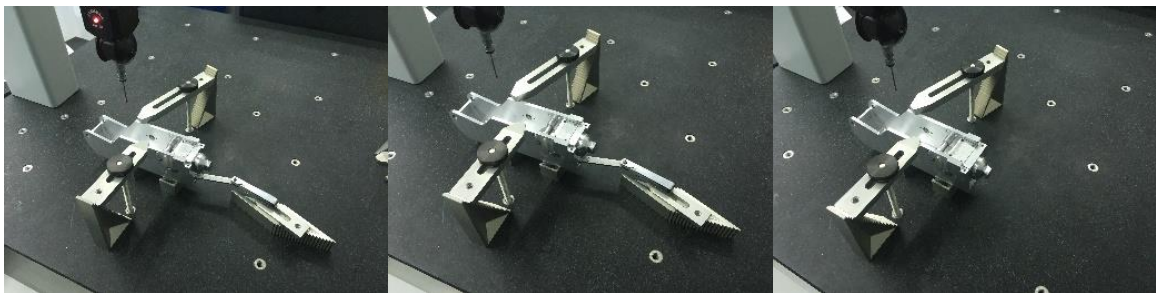
รูปที่ 5.10 อัตราการทดแรงในกลไกลูกเบี้ยวแบบเก่า



รูปที่ 5.11 เครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6

หลังการแก้ไขพบว่ากลไกมีแรงกดเพิ่มมากขึ้นพอสมควรแล้ว จากนั้นจึงนำไปทดสอบหาระยะที่ลูกเบี้ยวเคลื่อนที่ด้วยเครื่อง CMM รุ่น LKV 8.7.6 ดังรูปที่ 5.11 โดยในการวัดจะหาตำแหน่งลูกเบี้ยวโดยเทียบกับระนาบด้านบนของเคสข้อเข้า การตั้งชิ้นงานสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวแสดงในรูปที่ 5.12 โดยจะมีทั้งหมด 3 ท่า คือ

1. ทำก่อนกดโพลด ซึ่งพบว่าลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข้าเท่ากับ 167.2 mm เมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วควบคุมทิศทางการไหลเทียบจากฐานระบบไฮดรอลิกแล้วพบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาประมาณ 7.8 mm (มากกว่า 3 mm) จึงเห็นได้ว่าข้อเข้าปลดล็อกอยู่ในสภาวะปกติ
2. ทำโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าข้าง ลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข้า 155.8 mm ซึ่งเมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วแล้วพบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาจากฐาน 0.54 mm ดังนั้นจึงมั่นใจได้ว่าสามารถล็อกข้อเข้าเทียมได้
3. ทำโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าข้างกับ Control moment ลูกเบี้ยวมีระยะห่างจากระนาบด้านบนของเคสข้อเข้า 160.6 mm ซึ่งเมื่อแปลงเป็นระยะบ่าวาล์วแล้วพบว่าบ่าวาล์วยื่นออกมาจากฐาน 4.37 mm โดยประมาณ ซึ่งระยะดังกล่าวเพียงพอที่จะปลดล็อกข้อเข้าเทียมแล้ว



รูปที่ 5.12 การตั้งชิ้นงาน 3 ท่าสำหรับวัดตำแหน่งลูกเบี้ยวด้วยเครื่อง CMM

เมื่อทดสอบระบบต่าง ๆ ที่ออกแบบว่าสามารถใช้งานได้แล้วจึงประกอบชิ้นส่วนเข้าด้วยกันดังรูปที่ 5.13 ซึ่งข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ได้มีน้ำหนักประมาณ 2.1 kg ซึ่งมีน้ำหนักมากกว่าที่ออกแบบในโปรแกรม CATIA เล็กน้อย อย่างไรก็ตามสปริงที่ใช้สำหรับดันข้อเข้าเทียมมีแรงไม่เพียงพอที่จะใช้ดันให้ข้อเข้าเทียมยึดสุด เนื่องจากข้อเข้าเทียมมีน้ำหนักมากนั่นเอง



รูปที่ 5.13 ข้อเข้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ประกอบเรียบร้อยแล้ว

5.3 สรุปผลการออกแบบ และผลิตข้อเท้าเทียม

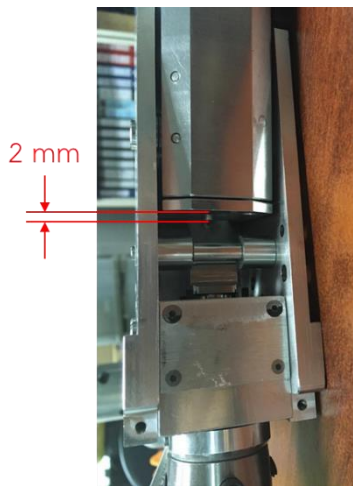
ข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ออกแบบมีน้ำหนักประมาณ 2.1 kg การทำงานของต้นแบบข้อเท้าเทียมที่พัฒนาขึ้นจะหดสั้นลง 3.5 mm เพื่อล็อกข้อเท้าเมื่อได้รับ GRF ในแนวหน้าแข็งถึงค่าที่ตั้งไว้ และข้อเท้าเทียมจะหมุนไป 3.2° เพื่อให้ข้อเท้าสามารถงอได้ในช่วงท้ายของ Stance phase เมื่อได้รับ Control moment ถึงค่าที่กำหนด

บทที่ 6

การทดสอบฟังก์ชันการทำงานเบื้องต้นของต้นแบบข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกที่พัฒนาขึ้น

6.1 การทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียม

ในการทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมระบบไฮดรอลิกนี้จะเริ่มจากการตรวจสอบว่าข้อเข่าเทียมสามารถล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase ได้หรือไม่ โดยในการทดสอบจะนำปากกาจับชิ้นงานรูปตัวซีมาบีบข้อเข่าเทียมเพื่อเลียนแบบการลงน้ำหนัก ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 6.1 จะเห็นว่าระยะที่บ่าวาล์วควบคุมทิศทางไหลย้อนออกมาจากฐานกระบอกไฮดรอลิกประมาณ 2 mm จะเห็นว่ามากกว่าค่าที่วัดได้ด้วยเครื่อง CMM (0.54 mm) ดังนั้นกลไกลูกเบี้ยวยังคงมีการรั่วเล็กน้อย อย่างไรก็ตามระยะที่บ่าวาล์วเทียบกับฐานมีค่าน้อยกว่า 3 mm ดังนั้นข้อเข่าเทียมจึงโดนล็อกแล้วนั่นเอง นอกจากนี้ยังทดสอบด้วยการยืนขาข้างเดียวดังรูปที่ 6.2 ผลปรากฏว่าสามารถยืนได้โดยไม่ทำให้ผู้พิการทกล้ม ดังนั้นจะเห็นว่าฟังก์ชันการล็อกในข้อเข่าเทียมสามารถใช้งานได้จริง



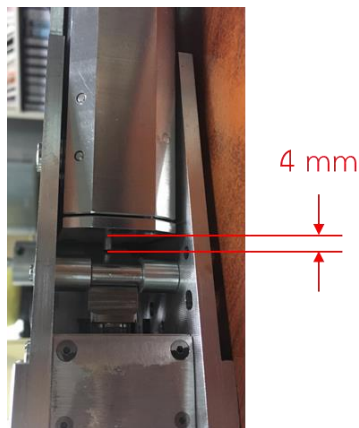
รูปที่ 6.1 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase



รูปที่ 6.2 การทดสอบการล็อกข้อเข่าในท่ายืนขาเดียว

หลังจากนั้นจะทดสอบว่าข้อเข่าเทียมสามารถงอได้ในช่วงท้ายของ Stance phase หรือไม่ โดยการทดสอบจะทำในลักษณะเดียวกับการทดสอบการล็อกข้อเข่าในช่วง Stance phase คือนำปากการูปตัวซีมาบีบ แต่ครั้งนี้จะบีบในลักษณะเอียง ๆ เพื่อเลียนแบบการโดนกดด้วย GRF ในแนวหน้าแข้งและ Control moment

ไปพร้อม ๆ กัน ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 6.3 จะเห็นว่าบ่าของวาล์วควบคุมทิศทางไหลจะยื่นออกมาจากฐานกระบอกไฮดรอลิกประมาณ 4 mm จึงทำให้ข้อเท้าสามารถงอได้นั่นเอง



รูปที่ 6.3 การทดสอบการปลดล็อกในช่วงท้ายของ Stance phase

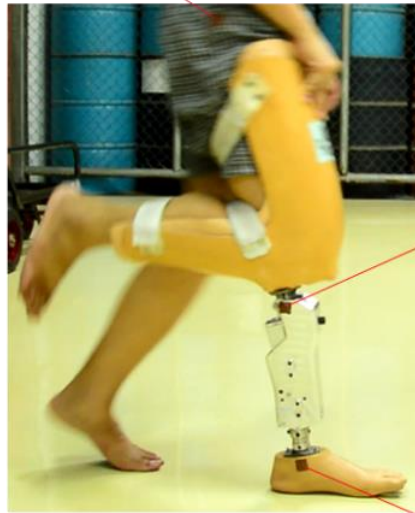
สุดท้ายจะทดสอบข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกด้วยการใช้งานจริงดังรูปที่ 6.4 โดยการทดสอบจะทดสอบกับคนปกติ ดังนั้นจึงต้องสวมใส่อุปกรณ์ที่จำลองให้ผู้ใช้มีลักษณะเหมือนผู้พิการขาขาดเหนือข้อเท้า อย่างไรก็ตามการใช้อุปกรณ์นี้จะไม่เหมือนผู้พิการเสียทีเดียว เนื่องจากแกนหมุนของข้อเท้าเทียมจะอยู่ต่ำกว่าข้อเท้าจริงพอสมควรนั่นเอง



รูปที่ 6.4 การทดสอบข้อเท้าด้วยการใช้งานจริง

การทดสอบจะใช้โปรแกรม Tracker โดยการติด Marker ที่ข้อสะโพก, ข้อเท้า, และข้อเข่าดังรูปที่ 6.5 จากนั้นทดลองเดินที่ 3 ความเร็ว เพื่อนำตำแหน่งของ Marker มาหาว่าข้อเท้าเทียมสามารถสร้างมุมงอข้อเท้าได้เท่าไรที่ความเร็วต่างๆ กัน เจือปนในการทดสอบของข้อเท้าเทียมคือวาล์วควบคุมอัตราการไหลจะอยู่ในตำแหน่งที่เปิดสุดทั้ง 2 ตัว และสปริงสำหรับ GRF ในแนวหน้าข้างและ Control moment จะใช้งานในลักษณะที่ไม่มีการปรับ Preload

Marker ที่ข้อสะโพก

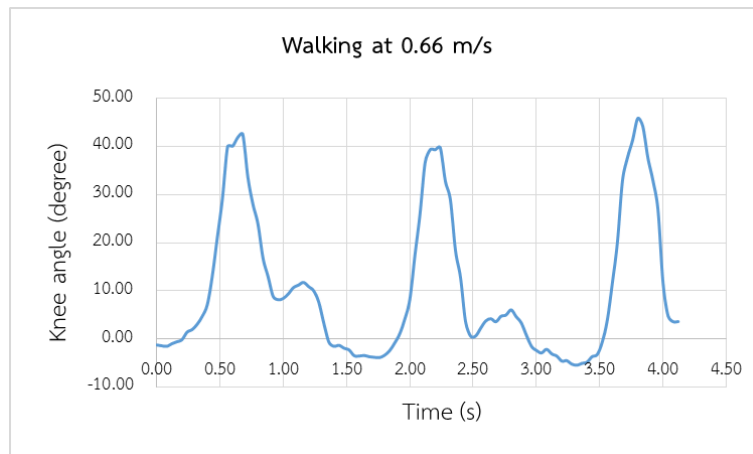


Marker ที่ข้อเข่า

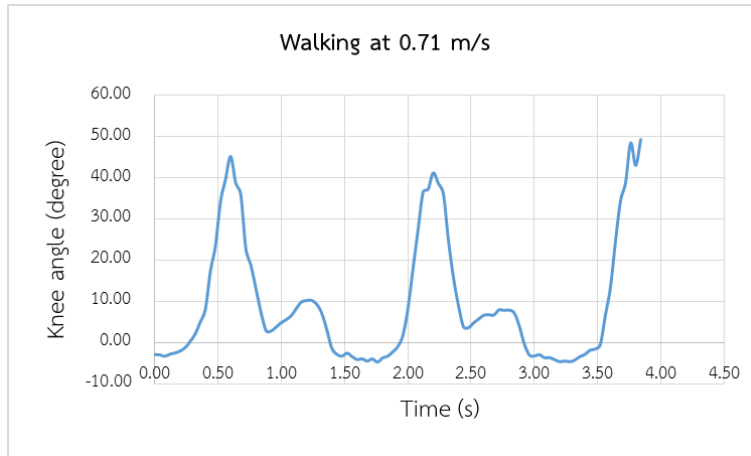
Marker ที่ข้อเท้า

รูปที่ 6.5 ตำแหน่ง Marker ที่ใช้ทดสอบด้วยโปรแกรม Tracker

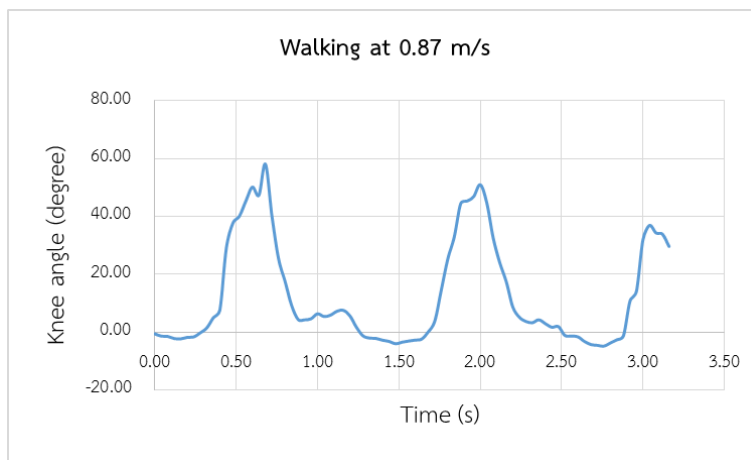
ผลการทดสอบแสดงอยู่ในรูปที่ 6.6 ถึงรูปที่ 6.8 จะเห็นได้ว่าในช่วง stance phase มีการงอข้อเข่าเล็กน้อย และเมื่อมีความเร็วเพิ่มมากขึ้นมุมงอข้อเข่านี้จะลดลง นอกจากนี้จะเห็นได้ว่ามุมงอข้อเข่ามากที่สุดในช่วง Swing phase จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้น



รูปที่ 6.6 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.66 m/s

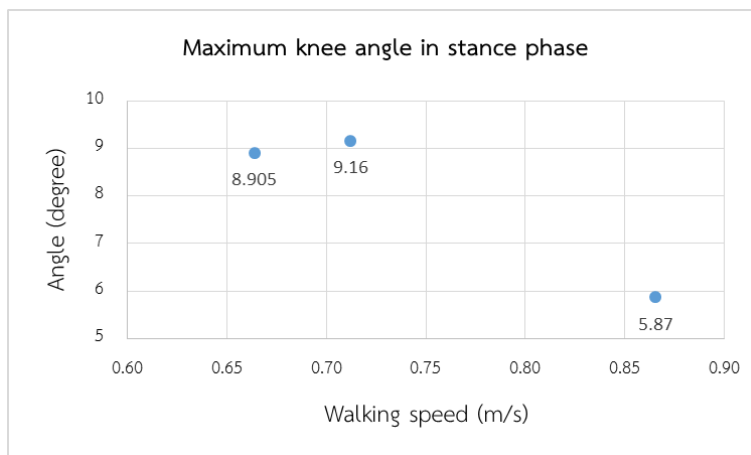


รูปที่ 6.7 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.71 m/s



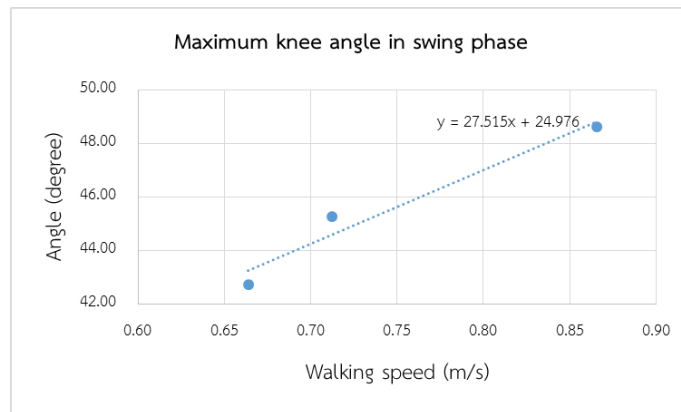
รูปที่ 6.8 กราฟการเดินที่ความเร็ว 0.87 m/s

เมื่อนำผลที่ได้มาวิเคราะห์จะได้ว่ามุมงอข้อเข่าในช่วง Stance phase อยู่ในช่วงที่ออกแบบคือ $5-10^{\circ}$ ดังรูปที่ 6.9 อย่างก็ตามจะเห็นได้ว่ามุมงอนี้มีแนวโน้มที่จะลดลงเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้น ที่เป็นเช่นนี้เพราะว่าเมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้น เวลาที่ยอมให้ข้อเข่างอจึงลดลง ดังนั้นข้อเข่าจึงงอได้น้อยลงนั่นเอง



รูปที่ 6.9 กราฟมุมงอข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ

ในส่วนองมวมองข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase จะเห็นว่าเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้นมวมองข้อเข่ามากสุดนี้จะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ดังรูปที่ 6.10 เมื่อนำมาทำ Linear regression จะได้ว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงมวมองข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase ที่ความเร็วต่าง ๆ ประมาณ $27.5 \text{ }^{\circ}/(\text{m/s})$ ซึ่งอยู่ในช่วงที่ออกแบบ แต่ยังคงเป็นค่าที่สูงอยู่พอสมควรเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าจริง นอกจากนี้ค่ามวมองข้อเข่ามากสุดในช่วง Swing phase นี้จะมีค่าน้อยกว่าข้อเข่าจริง เนื่องจากน้ำมันที่ใช้มีความหนืดมากเมื่อรวมกับแรงต้านของสปริงจึงทำให้มวมองข้อเข่าลงน้อยลง



รูปที่ 6.10 กราฟมวมองข้อเข่ามากสุดในช่วง Stance phase ที่ความเร็วต่าง ๆ

7. สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

7.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่มีการจัดวางกระบอกไฮดรอลิก, วาล์วควบคุมทิศทางการไหล, และถังสะสมความดันให้อยู่ในแนวเดียวกันเพื่อให้มีขนาดเล็กน้ำหนักเบา และสามารถงอข้อเท้าได้ในช่วง Stance phase โดยได้นำหลักการทำงานของข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ที่รับข้อมูลการเดิน 2 อย่างขึ้นไปมาใช้ในการทำงาน ซึ่งเป็นหลักการใหม่ในข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิก โดยข้อมูลจะใช้คือ GRF ในแนวหน้าข้าง และ Control moment ที่เกิดขึ้นรอบแกนที่ออกแบบโดยไม่มีการนำระบบไฟฟ้าเข้ามาใช้งาน ซึ่งข้อเท้าเทียมที่ออกแบบสามารถงอข้อเท้าในช่วง Stance phase และ Swing phase ใน Sagittal plane ได้เป็นอย่างดี

จากการทดสอบการเดินพบว่าข้อเท้าเทียมสามารถทำงานได้ตามที่ออกแบบคือสามารถงอข้อเท้าในช่วง Stance phase ได้ 5-10 ° โดยที่ไม่ทำให้ผู้พิการหกล้ม ซึ่งสามารถสร้างมุมงอข้อเท้าได้มากกว่าข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกทั่วไปในท้องตลาด และการงอข้อเท้านี้จะเห็นผลชัดเจนเมื่อผู้พิการมีน้ำหนักมาก และเดินที่ความเร็วต่ำ ๆ ในส่วนของการงอข้อเท้าช่วง Swing phase พบว่าข้อเท้าเทียมที่ออกแบบสามารถปรับมุมงอข้อเท้าได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติในช่วงความเร็วแคบ ๆ และมีอัตราการเปลี่ยนแปลงมุมงอข้อเท้ามากที่สุดช่วง Swing phase ต่อความเร็วที่ใช้เดินประมาณ 27.5 °/(m/s) ซึ่งอยู่ในช่วงที่ข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์ในท้องตลาดสามารถทำได้ โดยน้ำหนักของผู้พิการจะไม่มีผลต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงดังกล่าว

นอกจากนี้ข้อเท้าเทียมที่ออกแบบยังผ่านการทดสอบการทดสอบความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธี FEM ตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO 10328: 2006 ที่ระดับ P4 ดังนั้นผู้พิการที่มีน้ำหนักไม่เกิน 80 kg สามารถใช้งานข้อเท้าเทียมนี้ได้อย่างปลอดภัยนั่นเอง

7.2 ข้อเสนอแนะ

จากการทดสอบพบว่า ข้อเท้าเทียมระบบไฮดรอลิกที่ได้ออกแบบนี้สามารถปรับมุมงอข้อเท้าได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติในช่วงความเร็วแคบ ๆ เท่านั้น เนื่องจากออกแบบให้น้ำมันไฮดรอลิกมีการไหลแบบ Laminar หากสามารถออกแบบให้น้ำมันไหลแบบ Turbulent ก็จะทำให้ข้อเท้าเทียมสามารถเดินได้เหมาะสมในช่วงความเร็วที่กว้างมากขึ้น นอกจากนี้มุมงอข้อเท้าที่สร้างได้จากข้อเท้าเทียมนี้จะมีขนาดน้อยกว่าข้อเท้าจริงเพราะน้ำมันที่ใช้มีความหนืดมาก เมื่อรวมกับสปริงที่ใช้ดันข้อเท้าให้ยืดออกจึงงอข้อเท้าได้น้อยลงนั่นเอง อีกสิ่งหนึ่งที่ควรปรับปรุงน้ำหนักที่มีมากเกินไป หากพิจารณาข้อเท้าเทียมระบบคอมพิวเตอร์แล้วแม้จะมีความหนักมากแต่ข้อเท้าเทียมสามารถสร้างการงอได้โดยอาศัยมอเตอร์ ผู้พิการจึงใช้แรงน้อยลง ในทางกลับกันหากข้อเท้าเทียมมีน้ำหนักมาก และไม่มีการช่วยลดแรงก็จะทำให้ผู้พิการเหนื่อยได้ง่าย

ในการทดสอบข้อเท้าเทียมมีเพียงการเดินบนพื้นราบเท่านั้น ดังนั้นในสภาพหน้าจะทดสอบแบบอื่นๆ เช่น เดินบนพื้นขรุขระ การเดินบนพื้นเอียง การเดินขึ้น-ลงบันได เป็นต้น

8. บรรณานุกรม

- [1] ส. กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร. (2012, 25 เมษายน). จำนวนประชากร จำนวนแลต ร้อยละของประชากรที่พิการ ทัวราชอาณาจักร
Available: <http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/service/download/disTab55.rar>
- [2] R. L. Braddom, L. Chan, M. A. Harrast, K. J. Kowalske, D. J. Matthews, K. T. Ragnarsson, et al., Physical medicine & rehabilitation, 4th 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 U.S. practitioners on the validity of the medicare functional classification level system and utility of clinical outcome measures for aiding K-level assignment," presented at the Archives of physical medicine and rehabilitation, 2016.
- [4] ร. ด. ช. เหล่าวัฒนา, "ทดสอบขาเทียมพีโบ้," Technology promotion magazine, vol. 36, pp. 24-27, 2009.
- [5] J. W. Michael, "Modern prosthetic knee mechanisms," Clinical orthopaedics and related research, vol. 361, pp. 39-47, 1999.
- [6] H. A. Mauch, "Stance control for above-knee artificial legs-design considerations in the SNS knee," Bulletin of Prosthetics Research, pp. 61-72, 1968.
- [7] A. Staros and E. F. Murphy, "Properties of fluid flow applied to above-knee prostheses," ed: JOURNAL REHAB RES & DEV DEPT OF VETERANS AFFAIRS REHABIL RES & DEVELOP CTR 103 SOUTH GAY STREET, BALTIMORE, MD 21202-4051 USA, 2013.
- [8] B. Dupes. (2016, 10 December). Prosthetic knee systems. Available: <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/knees.html>
- [9] R. Seymour, B. Engbretson, K. Kott, N. Ordway, G. Brooks, J. Crannell, 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, pp. 51-61, 2007.
- [10] W. A. Smith, S. Samorezov, B. L. Davis, and A. J. v. d. Bogert, "Modeling and desired control of an energy-storing prosthetic knee," US8920517 B2, 2014.
- [11] 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, pp. 207-217, 2007.
- [12] 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, pp. 24-30, 2008.

- [13] 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.
- [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] 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.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] J. Q. L. A. Boender, "Hydraulic knee joint," Patent US 6,106,560 A, 2000.
- [22] J. Q. L. A. Boender, "A prosthesis having movement lock," Patent EP 2,478,875 A2, 2012.
- [23] J. L. Molino, "Knee unit for above-knee prosthetic leg," Patent US 5,779,735 A, 1998.
- [24] Zokioki. (2008). *Otto bock 3R80 adjustment video*. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=EjadZo4p9Vo> [May 5, 2016].
- [25] 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.
- [26] Ottobock. (2013). *Transfemoral prosthesis system with 3R60 EBS knee joint*. Available: http://www.ottobock.co.za/en/prosthetics/lower-limb/solution-overview/3_r6_0_-_polycentric-knee-joint-system/ [Apr. 28, 2016].
- [27] S. Blumentritt, H. W. Scherer, U. Wellershaws, and J. W. Michael, "Design Principles, Biomechanical 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.

- [28] Ottobock. (2 0 1 5) . *Modular knee joint with rotary hydraulic*. Available: <https://professionals.ottobockus.com/zb2 b4 ob/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees--Mechanical/Modular-Knee-Joint-with-Rotary-Hydraulic/p/3 R8 0> [Apr. 28, 2016].
- [29] Ottobock. (2013). *Knee joint 3R95*. Available: <http://www.ottobock.com.tr/en/prosthetics/products-from-a-to-z/knee-joint-3r95> [Apr. 28, 2016].
- [30] Ossur. *Mauch® Knee*. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/mauch-knee> [Dec. 7, 2017].
- [31] 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.
- [32] J. Andrysek, "Development of prosthetic knee joint technologies for children and youth with above-knee amputations," Utrecht University, 2009.
- [33] 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.
- [34] The lee company. *Check valves for installation into metal*. Available: <http://leeimh.com/products/check-valves/for-installation-into-metal/> [Dec. 7, 2017].
- [35] 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.
- [36] Misumi (Thailand) Co.,LTD. Disc springs. Available: <https://th.misumi-ec.com/vona2/detail/110300267860/> [Dec. 8, 2017].
- [37] Ossur. *Power knee*. Available: <https://www.ossur.sg/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee> [Dec. 9, 2017].
- [38] ISO 10328:2006 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods
- [39] ASM aerospace specification metals Inc. Aluminum 7075-T6; 7075-T651. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA7075T6> [Dec. 11, 2017].
- [40] Makeitfrom. (2017). Annealed 440C stainless steel. Available: <https://www.makeitfrom.com/material-properties/Annealed-440C-Stainless-Steel> [Dec. 11, 2017].
- [41] Makeitfrom. (2017). H1100 hardened S17400 stainless steel. Available: <https://www.makeitfrom.com/material-properties/H1100-Hardened-S17400-Stainless-Steel> [Dec. 11, 2017].

9. ประวัตินักวิจัยและคณะ

ประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย

- ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นางสาว ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี
ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Miss Chanyaphan Virulsri
- ตำแหน่งปัจจุบัน ผู้ช่วยศาสตราจารย์
- หน่วยงานและสถานที่ติดต่อได้สะดวก
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
โทรศัพท์ 0-2218-6748, 0-2218-6610 โทรสาร 0-2252-2889 Email: chanyaphan.v@gmail.com

4. ประวัติการศึกษา

คุณวุฒิ	สาขา	ปีที่จบ	สถาบันและประเทศ
ปริญญาเอก	Mechanical Engineering	2547	The University of Tokyo, Japan
ปริญญาโท	Mechanical Engineering	2541	Chulalongkorn University, Thailand
ปริญญาตรี	Mechanical Engineering	2538	Chulalongkorn University, Thailand

5. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ

- 5.1 Biomechanical Design and Manufacturing
- 5.2 Computer Aided Engineering, Finite element analysis

ประวัติผู้วิจัยร่วม

- ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นาย ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ
ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr. Pairat Tangpornprasert
- ตำแหน่งปัจจุบัน ผู้ช่วยศาสตราจารย์
- หน่วยงานและสถานที่ติดต่อได้สะดวก
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
โทรศัพท์ 0-2218-6749, 0-2218-6610 โทรสาร 0-2252-2889 Email: pairat.t@chula.ac.th

4. ประวัติการศึกษา

คุณวุฒิ	สาขา	ปีที่จบ	สถาบันและประเทศ
ปริญญาเอก	Engineering Synthesis	2547	The University of Tokyo, Japan
ปริญญาโท	Mechanical Engineering	2540	Chulalongkorn University, Thailand
ปริญญาตรี	Mechanical Engineering	2532	Chulalongkorn University, Thailand

5. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ

- 5.1 Biomechanical Design and Manufacturing
- 5.2 Advanced Manufacturing
- 5.3 Nano-Micro Machining
- 5.4 Robotics and Control