

อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟสำหรับผู้มีภาวะเท้าตก



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Passive Foot orthosis for foot drop syndrome



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟสำหรับผู้มีภาวะเท้าตก
โดย	นายทศวรรษ กิจศิริเจริญชัย
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร.วิทยา วัฒนสุโกประสิทธิ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ ดร.สุรัฐ ขวัญเมือง

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.....	คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ประธานกรรมการ
.....	
(รองศาสตราจารย์ ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิทยา วัฒนสุโกประสิทธิ์)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ ดร.สุรัฐ ขวัญเมือง)	
.....	กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สัมพันธ์ จันทรานันต์)	
.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย นิเวศรังสรรค์)	

ทศวรรษ กิจศิริเจริญชัย : อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟสำหรับผู้มีภาวะเท้าตก . (Passive Foot orthosis for foot drop syndrome) อ.ที่ปรึกษาหลัก : รศ. ดร.วิทยา วัฒนสุโขประสิทธิ์, อ.ที่ปรึกษาร่วม : อ. ดร.สุรัฐ ขวัญเมือง

ภาวะเท้าตก (Foot-drop) คือภาวะที่ไม่สามารถควบคุมบริเวณปลายเท้าและสูญเสียการรับรู้อากัปกริยา เป็นผลกระทบจากโรคทางระบบประสาทหรืออาจเกิดจากการดำรงชีวิตประจำวัน ภาวะเท้าตกสามารถทำให้เกิดปัญหาทั้งทางด้านร่างกายและจิตใจได้ เช่น การเกิดอุบัติเหตุจากการสะดุดในระหว่างการก้าวเดินและปัญหาด้านบุคลิกภาพ ปัจจุบันมีผู้ประสบภาวะเท้าตกจำนวนมาก การรักษาให้หายขาดหรือดีขึ้นจำเป็นต้องใช้ระยะเวลาในการฟื้นตัว ดังนั้นผู้เกิดภาวะเท้าตกแบบใดก็ตามจึงมีความต้องการอุปกรณ์ในการช่วยการเดิน ปัจจุบันมีการใช้กายอุปกรณ์ทั้งแบบล็อกข้อเท้าและแบบให้ข้อเท้าให้ตัวได้ แม้ว่าจะสามารถช่วยการก้าวเดินได้บางส่วน แต่การเดินปกติของมนุษย์จะมีช่วงที่เท้าของคนเราสามารถตกลงมาได้ และเมื่ออุปกรณ์ค้ำขาได้ล็อกข้อเท้าให้อยู่ในตำแหน่งคงที่ตลอดเวลา จึงทำให้ท่าทางการเดินไม่เป็นธรรมชาติเนื่องจากเท้าที่ถูกยึดอยู่ในมุมคงที่ ที่ผ่านมามีงานวิจัยต่าง ๆ ได้นำระบบแอกทิฟเช่นการใช้พลังงานไฟฟ้าหรือพลังงานกล อาทิอากาศอัดความดันมาใช้เพื่อให้สามารถควบคุมการทำงานให้สามารถเดินได้เป็นธรรมชาติมากขึ้น รวมถึงสามารถเพิ่มความสามารถในการเคลื่อนไหวมากขึ้น แต่เนื่องจากอุปกรณ์แอกทิฟดังกล่าวมีความซับซ้อนและมีขนาดและน้ำหนักมากจนกระทั่งราคาที่สูง ทำให้ไม่เหมาะกับการนำมาใช้ในชีวิตประจำวัน งานวิจัยนี้มุ่งพัฒนาการแก้ปัญหาสภาวะเท้าตกด้วยการออกแบบกายอุปกรณ์ที่ใช้กลไกสภาพพาสซีฟที่สามารถช่วยให้ผู้ใช้ที่มีสภาวะเท้าตก โดยมีกลไกล็อกข้อเท้าไม่ให้ตกในตอนที่ยกเท้าและเมื่อสัมผัสเท้ากระทบกับพื้นกลไกทำให้เท้าตกลงมาได้ ทำให้สามารถเดินได้ต่อเนื่อง โดยมีท่าทางการเดินที่เป็นธรรมชาติมากขึ้น

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5970175921 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORD: Foot-drop, Orthosis, Passive walking orthosis

Tossawat Kijrichareonchai : Passive Foot orthosis for foot drop syndrome . Advisor: Assoc. Prof. WITAYA WANNASUPHOPRASIT, Ph.D. Co-advisor: Surat Kwanmuang, Ph.D.

Foot drop is a medical condition that limits human ability to control feet and toes and loss of awareness of the gestures. Foot drop is a neurological disease that may affect our daily living. Foot drop can cause both physical and mental problems. It can cause an accident from tripping during a normal walk and personality disorder, in which the lengthy treatment is required to have a complete recovery. In order to help those affected by this condition, several medical devices have been developed to improve the movement. Rigid ankle and flexible ankle are two types of orthoses that used to support the patient. Although these are able to assist walking, with the locked ankle joint, they are still unnatural to walk. There are several works that use active systems such as electric or pneumatic to power the device in order to control the walk in a more natural way. However, such devices are usually complicated, large, heavy and expensive, making it unsuitable for everyday life. This work proposes a device that uses a passive mechanism for foot drop users. It will lock the ankle from falling while swinging the foot, control the heel while hitting the floor and permit the foot to slap down upon returning to standing position with the locked ankle. This provides a continuous walk in a more natural walking posture to our users.

Field of Study: Mechanical Engineering

Student's Signature

Academic Year: 2019

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือของ รศ.ดร.วิทยา วัฒนสุโข ประสิทธิ์ และดร.สุรัฐ ขวัญเมือง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่าง ๆ อันเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการทำวิจัย อีกทั้งยังช่วยแก้ปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นระหว่างการดำเนินงานอีกด้วย ขอขอบคุณ คุณกฤษณัย สัจจพงษ์ สำหรับข้อแนะนำและความช่วยเหลือในทุก ๆ ด้านในการทำวิจัย

ทศวรรษ กิจศิริเจริญชัย



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	18
1.1 ความสำคัญและที่มา.....	18
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	19
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	19
1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ	19
1.5 ขั้นตอนการวิจัย	19
บทที่ 2 ปรีทรรศน์ วรรณกรรม.....	20
2.1 การสร้างแบบจำลองท่าทางการเดิน	20
2.1.1. การเคลื่อนไหวในเชิงกายวิภาค (Anatomical terms of motion).....	20
2.1.2. วงจรการเดิน	22
2.1.3. องค์ประกอบของร่างกายที่ใช้ในการเดิน	23
2.1.3.1 กล้ามเนื้อ.....	23
2.1.3.2 ข้อต่อ และ เอ็น.....	25
2.1.3.3 หลอดเลือด.....	27
2.1.3.4 ระบบประสาท.....	28

2.1.4. พิสัยการเคลื่อนไหว (Range of motion) ของมนุษย์.....	29
2.2 ภาวะเท้าตก.....	30
2.2.1. สาเหตุการเกิดภาวะเท้าตก.....	31
2.2.2. การดูแลรักษาผู้ที่มีภาวะเท้าตก.....	32
2.2.2.1 ไม่มีการแทรกแซงทางการแพทย์ (No medical intervention).....	32
2.2.2.2 การทำกายภาพบำบัด (Physiotherapy).....	32
2.2.2.3 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า (Ankle foot orthosis).....	32
2.2.2.4 การผ่าตัด.....	32
2.2.2.5 Functional Electrical Stimulation (FES).....	33
2.2.2.6 Botulinum toxin injections.....	34
2.3 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า (Ankle foot orthosis).....	34
2.3.1. กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบพาสซีฟ.....	35
2.3.2. กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบแอกทีฟ.....	36
2.3.3. กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบกึ่งพาสซีฟ (Quasi-Passive).....	40
2.4 Passive Ankle Walking Robot.....	41
2.4.1. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าโค้ง.....	41
2.4.2. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าแบน.....	42
2.4.3. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าคล้ายกับมนุษย์.....	43
2.5 งานวิจัยทางการประเมินผล.....	46
2.6 สรุปงานวิจัย.....	48
บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ.....	49
3.1 ข้อกำหนดการออกแบบ (Design Requirement).....	49
3.2 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1.....	50
3.2.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1.....	50

3.2.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	51
3.2.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	53
3.3 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	53
3.3.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	54
3.3.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2	55
ช่วงที่มีการลืคอ์ข้อเท้า	55
3.3.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	56
3.4 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	57
3.4.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	57
3.4.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3	58
ช่วงที่มีการปลดลืคอ์ข้อเท้า.....	59
3.4.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	59
3.5 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4	60
3.5.1. อธิบายกลไกการทำงานของ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 4.....	62
3.5.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4	63
ช่วงที่มีการลืคอ์ข้อเท้า	65
บทที่ 4 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4	66
4.1 ทดสอบอุปกรณ์โดยใช้วิธีวัด EMG กระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ.....	66
4.1.1. วัตถุประสงค์ของการทดลอง.....	66
4.1.2. วิธีดำเนินการทดลอง.....	67
4.1.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	67
4.1.2.2 ตัวแปรต้น	68
4.1.2.3 ตัวแปรตาม.....	69
4.1.2.4 ตัวแปรควบคุม.....	69

4.1.2.5	วิธีการทดลอง.....	69
4.1.3.	ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองโดยใช้วิธี EMG	70
4.1.4.	สรุปผลการทดลองโดยใช้วิธี EMG	85
4.2	การทดสอบอุปกรณ์โดยใช้ Motion Capture	86
4.2.1.	วัตถุประสงค์ของการทดลอง.....	86
4.2.2.	วิธีดำเนินการทดลอง.....	86
4.2.2.1	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	86
4.2.2.2	ตัวแปรต้น	87
4.2.2.3	ตัวแปรตาม.....	88
4.2.2.4	ตัวแปรควบคุม.....	88
4.2.2.5	วิธีการทดลอง.....	88
4.2.3.	ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองโดยใช้วิธี Motion Capture.....	89
4.2.4.	สรุปผลการทดลองโดยใช้วิธี Motion Cupture.....	93
4.3	สรุปผลการทดลอง.....	93
บทที่ 5	สรุปผล.....	95
บรรณานุกรม.....		96
ประวัติผู้เขียน.....		98
บรรณานุกรม.....		99

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 ระยะของเท้าที่วัดได้ [5].....	24
ตารางที่ 2 พิสัยการเคลื่อนไหวของสะโพก เข่า ข้อเท้า ข้อศอก หัวไหล่ [5].....	30



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญญภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 ระนาบการแบ่งของร่างกาย [1].....	21
รูปที่ 2.2 ท่าทางการเคลื่อนไหวแบบ Dorsiflexion และ Plantarflexion [1]	22
รูปที่ 2.3 รอบการเดิน[2].....	23
รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อในแต่ละมัด[8].....	25
รูปที่ 2.5 ข้อต่อ Mortise and tenon joint [9].....	26
รูปที่ 2.6 ข้อต่อ Subtalar joint [9].....	26
รูปที่ 2.7 กระดูกของฝ่าเท้า[10].....	27
รูปที่ 2.8 เส้นเอ็นบริเวณเท้าและข้อเท้า[9].....	27
รูปที่ 2.9 เส้นเลือดเลือดบริเวณเท้าและข้อเท้า[9]	28
รูปที่ 2.10 ระบบเส้นประสาทส่วนล่าง[12].....	29
รูปที่ 2.11 การเคลื่อนไหวของเมื่อมีภาวะเท้าตก[13]	30
รูปที่ 2.12 เส้นประสาทที่สำคัญในบริเวณสะโพก (1)มุมมอง Anterior ขาขวา แสดงความสัมพันธ์ทางกายภาพ และ เส้นประสาทที่สำคัญส่วนใหญ่ของ Peroneal Nerve(2) [13].....	31
รูปที่ 2.13 อุปกรณ์สำหรับค้ำขาแบบล็อกข้อเท้า(1,2) อุปกรณ์สำหรับค้ำขาแบบไม่ล็อกข้อเท้า(3,4) [13].....	32
รูปที่ 2.14 การผ่าตัดรักษาเส้นเอ็นเท้าขวา[18]	33
รูปที่ 2.15 เครื่องมือช่วยภาวะเท้าตกด้วยวิธี FES [19].....	34
รูปที่ 2.16 กายอุปกรณ์เสริมแบบคาร์บอนไฟเบอร์[24]	35
รูปที่ 2.17 Swedish AFOs [24].....	36
รูปที่ 2.18 Traditional Plastic AFOs[24].....	36
รูปที่ 2.19 กายอุปกรณ์แอกทีฟสำหรับข้อเท้าแบบปรับความแข็ง[29].....	38
รูปที่ 2.20 หุ่น MoonWalker[30]	38

รูปที่ 2.21 การเคลื่อนไหวยของเท้าเมื่อโซลินอยด์วาล์วทำงาน[27].....	39
รูปที่ 2.22 หุ่นBLEEX[28]	40
รูปที่ 2.23 หุ่น HEXAR-CR50[31].....	40
รูปที่ 2.24 หุ่น Biped ของ Tad Mcgeer [33]	41
รูปที่ 2.25 การเคลื่อนที่ของหุ่นเคลื่อนที่ 3 ทิศทาง[34].....	42
รูปที่ 2.26 เท้าของหุ่นเคลื่อนที่ 3 ทิศทาง [34]	42
รูปที่ 2.27 หุ่น Meta [35].....	43
รูปที่ 2.28 ตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์กลไกของหุ่น biped เท้าแบน [36]	43
รูปที่ 2.29 การแบ่งการก้าวเดิน[37].....	44
รูปที่ 2.30 หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่1 (1) หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่2 (2) หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่3 (3)[37]	44
รูปที่ 2.31 หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่4[37].....	45
รูปที่ 2.32 หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่ 5 [37].....	45
รูปที่ 2.33 กลไกล็อคข้อเท้า[37].....	45
รูปที่ 2.34 การทดสอบอุปกรณ์โดยใช้วิธีการประเมินอันตรายการหายใจ[39].....	46
รูปที่ 2.35 ตำแหน่งที่ใช้ในการติด Tracker[39]	47
รูปที่ 2.36 อุปกรณ์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวย[41].....	47
รูปที่ 3.1 แบบจำลองอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	50
รูปที่ 3.2 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	51
รูปที่ 3.3 ช่วงที่มีการล็อคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	51
รูปที่ 3.4 ช่วงที่มีการปลดล็อคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1.....	52
รูปที่ 3.5 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	53
รูปที่ 3.6 ภายในรองเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1	53
รูปที่ 3.7 ภายในรองเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 2.....	54

รูปที่ 3.8 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 2.....	55
รูปที่ 3.9 ช่วงที่มีการลืคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	55
รูปที่ 3.10 ช่วงที่มีการปลดลืคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	56
รูปที่ 3.11 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2.....	56
รูปที่ 3.12แบบจำลองอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	57
รูปที่ 3.13 ช่วงที่มีการลืคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	58
รูปที่ 3.14 ช่วงที่มีการปลดลืคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	59
รูปที่ 3.15 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3.....	59
รูปที่ 3.16 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 3.....	60
รูปที่ 3.17 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	60
รูปที่ 3.18 กลไก four-bar linkage ของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	61
รูปที่ 3.19 ข้อต่อสำหรับการพลิกฝ่าเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	61
รูปที่ 3.20 กลไกปลดลืคข้อเท้าของ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	62
รูปที่ 3.21 กลไกลืคข้อเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	62
รูปที่ 3.22 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Heel Strike.....	63
รูปที่ 3.23 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง flat foot.....	63
รูปที่ 3.24 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Mid Stand.....	64
รูปที่ 3.25 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Heel Off.....	64
รูปที่ 3.26 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วงที่มีการลืคข้อเท้า.....	65
รูปที่ 4.1 ศูนย์การเดินและการเคลื่อนไหว.....	66
รูปที่ 4.2 อุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย ยี่ห้อ Delsys.....	67
รูปที่ 4.3 อุปกรณ์ส่งสัญญาณ.....	67
รูปที่ 4.4 อุปกรณ์รับสัญญาณ.....	68
รูปที่ 4.5 โปรแกรมEMGWork.....	68

รูปที่ 4.6 รองเท้าปกติที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ.....	68
รูปที่ 4.7 รองเท้าที่ประกอบด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	69
รูปที่ 4.8 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ.....	69
รูปที่ 4.9 ตำแหน่งของการติด EMG บริเวณขา.....	70
รูปที่ 4.10 รอบการเดิน.....	71
รูปที่ 4.11 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่1.....	71
รูปที่ 4.12 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่1.....	72
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่2.....	72
รูปที่ 4.14 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่2.....	72
รูปที่ 4.15 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่3.....	73
รูปที่ 4.16 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่3.....	73
รูปที่ 4.17 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่1.....	74
รูปที่ 4.18 กราฟขยายแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่1ครอบรอบวงจน การเดิน 1 รอบ.....	74
รูปที่ 4.19 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่2.....	74
รูปที่ 4.20 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่2.....	75
รูปที่ 4.21 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่3.....	75
รูปที่ 4.22 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่3.....	75
รูปที่ 4.23 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่1.....	76
รูปที่ 4.24 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่1.....	76

รูปที่ 4.25 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่2.....	77
รูปที่ 4.26 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่2.....	77
รูปที่ 4.27 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่3.....	77
รูปที่ 4.28 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่3.....	78
รูปที่ 4.29 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่1	78
รูปที่ 4.30 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่1	79
รูปที่ 4.31 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่2	79
รูปที่ 4.32 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่2	79
รูปที่ 4.33 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่3	80
รูปที่ 4.34 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่3	80
รูปที่ 4.35 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่1	81
รูปที่ 4.36 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่1	81
รูปที่ 4.37 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่1	81
รูปที่ 4.38 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่1	82
รูปที่ 4.39 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่3	82
รูปที่ 4.40 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่3	82
รูปที่ 4.41 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่1	83

รูปที่ 4.42 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่1	83
รูปที่ 4.43 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่2	84
รูปที่ 4.44 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่2	84
รูปที่ 4.45 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่3	84
รูปที่ 4.46 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่3	85
รูปที่ 4.47 กราฟแสดงค่าAmplitude ของการทดลองแต่ละเงื่อนไข ตามลำดับกล้ามเนื้อ.....	85
รูปที่ 4.48 กล้อง OptiTrack.....	86
รูปที่ 4.49. ตัวTracker.....	86
รูปที่ 4.50 โปรแกรมMotive.....	87
รูปที่ 4.51 รองเท้าปกติที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ.....	87
รูปที่ 4.52 รองเท้าที่ประกอบด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4.....	87
รูปที่ 4.53 ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ.....	88
รูปที่ 4.54 ตำแหน่งในการติด Tracker	88
รูปที่ 4.55 Model 3 มิติ 6 Degree of freedom.....	89
รูปที่ 4.56 กราฟแท่งเปรียบเทียบระหว่างช่วงยืน และ ช่วงแกว่งเท้าของขาขวา	89
รูปที่ 4.57 กราฟแสดงค่าอัตราส่วนระหว่าง Right stand และ Right swing	90
รูปที่ 4.58 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบFlexionของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่1 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Rotation ของการทดลองที่1 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่1 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการทดลองที่1 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ inversion ของการทดลองที่1 (6)	90
รูปที่ 4.59 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบFlexionของการทดลองที่ 2 (1) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่า	

- แบบ Rotation ของการทดลองที่ 2 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่ 2 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการทดลองที่ 2 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ inversion ของการทดลองที่ 2 (6)..... 91
- รูปที่ 4.60 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Flexion ของการทดลองที่ 3 (1) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่ 3 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Rotation ของการทดลองที่ 3 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่ 3 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการทดลองที่ 3 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ inversion ของการทดลองที่ 3 (6)..... 91
- รูปที่ 4.61 กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 3 (3)..... 92
- รูปที่ 4.62 กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 3 (3)..... 92
- รูปที่ 4.63 กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 3 (3) 93

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มา

ภาวะเท้าตก (Foot Drop) คือภาวะที่ร่างกายไม่สามารถควบคุมหรือรับรู้เกี่ยวกับปฏิกิริยาการก้าวเดินของเท้า ซึ่งอาจเกิดจากหลายสาเหตุ โดยอาจเกิดจากอุบัติเหตุบริเวณหัวเข่า ทำให้ระบบประสาทพีโรเนียล(Peroneal nerve) ซึ่งอยู่บริเวณหัวเข่าซึ่งทำหน้าที่ผิดปกติไปจากเดิม หรือข้อเข่าเคลื่อนจนเส้นประสาทพีโรเนียลได้รับความเสียหาย หรืออาจเกิดจากความผิดปกติของสมองหรือไขสันหลัง ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการอัมพฤกษ์-อัมพาต หรืออาจเกิดจากผู้ป่วยที่เป็นโรคที่ทำให้ภาวะปลายประสาทมีปัญหา เช่น โรคเบาหวาน โรคทางพันธุกรรมบางอย่าง เป็นต้น ซึ่งอาการดังกล่าวข้างต้นมีทำให้การกระดกเท้าไม่ปกติ ส่งผลให้มีภาวะเท้าตก ทำให้เวลาจะยกเท้าจะยกไม่ขึ้นหรือยกไม่พ้นพื้น เดินลากเท้า การดำรงชีวิตประจำวันของผู้ป่วยเกิดความลำบากอย่างมาก เนื่องจากจังหวะการก้าวของเท้าผิดปกติไปจากเดิม เวลาก้าวเท้าต้องพยายามที่จะยกเท้าให้สูงขึ้นกว่าเดิม ทำให้ผู้ป่วยมีท่าเดินผิดปกติและทรงตัวไม่ดีและทำให้ล้มได้ง่าย

การรักษาผู้ป่วยภาวะเท้าตก มีวิธีการรักษาหลายวิธี เช่น การผ่าตัดต่อเส้นประสาทหรือการทำกายภาพบำบัด แต่ระยะเวลาในการรักษาและฟื้นฟูใช้เวลาอย่างน้อย 1-2 สัปดาห์ และในบางรายอาจไม่สามารถรักษาภาวะเท้าตกได้ ดังนั้นในชีวิตประจำวันช่วงที่มีภาวะเท้าตกจึงมีความจำเป็นต้องจัดหาอุปกรณ์ในการช่วยการเดิน ซึ่งจากการศึกษา ท่าทางการเดิน และรอบการเดิน (walking gait cycle) ของมนุษย์ ท่าทางการเดินของมนุษย์ จะมีช่วงที่ข้อเท้าของมนุษย์มีการกระดกลง และ กระดกขึ้น แต่เมื่อใช้อุปกรณ์ที่จำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเท้าซึ่งป้องกันการกระดกเท้าลง ทำให้รอบการเดินขาดหายไปบางส่วน จนเกิดการเดินที่ผิดธรรมชาติขึ้น

ผู้วิจัยมีความตั้งใจออกแบบอุปกรณ์เพื่อช่วยผู้มีภาวะเท้าตกสามารถมีท่าทางการเดินคล้ายธรรมชาติมากขึ้น โดยออกแบบกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าสามารถกระดกเท้าตามรอบการเดินของมนุษย์ที่มีน้ำหนักเบาและสามารถใช้ได้ในชีวิตประจำวัน โดยการนำกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้ามาเพิ่มกลไกเข้าไปในอุปกรณ์ให้สามารถกระดกเท้าลงในตอนที่ส้นเท้ากระทบกระพื้น และกระเท้าขึ้นในตอนแกว่งเท้าเพื่อป้องกันการสะดุดล้มในผู้ที่มีภาวะเท้าตก

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

สร้างกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าโดยใช้ระบบพาสซีฟที่สามารถทำให้ผู้ที่มีภาวะเท้าตก ใช้งานแล้วสามารถปรับท่าทางการเดินได้เป็นธรรมชาติมากขึ้น และทดสอบกับอุปกรณ์ตามหลักทางวิศวกรรมศาสตร์

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ศึกษากายวิภาคของเท้าและอุปกรณ์ช่วยเดินสำหรับผู้ประสภาวะเท้าตก
2. ออกแบบระบบกลไกของกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าแบบพาสซีฟ
3. สร้างกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าแบบพาสซีฟ
4. การประเมินกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าทางวิศวกรรม

1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ

1. เข้าใจการทำงานของเท้ามนุษย์และสามารถนำกลไกมาใช้ในกลไกของอุปกรณ์ป้องกันเท้าตก
2. สามารถออกแบบและสร้างกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าแบบพาสซีฟเพื่อนำไปให้ผู้ป่วยที่มีภาวะเท้าตกให้สามารถนำไปใช้งานในชีวิตประจำวันโดยสามารถมีท่าทางการเดินเป็นธรรมชาติมากขึ้น

1.5 ขั้นตอนการวิจัย

1. ศึกษางานวิจัยที่ผ่านมา เพื่อเป็นประโยชน์ในการพัฒนาและการทดสอบอุปกรณ์
2. ศึกษาท่าทางการเดินของผู้ประสภาวะเท้าตกและคนปกติ
3. ศึกษาอุปกรณ์ช่วยเดินของผู้ป่วยภาวะเท้าตก
4. ออกแบบอุปกรณ์ป้องกันภาวะเท้าตกขณะเดิน
5. พัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบ
6. ทดสอบอุปกรณ์ช่วยเดินด้วยวิธีการ ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ และ กล้องจับการเคลื่อนไหว

บทที่ 2

ปริทรรศน์ วรรณกรรม

บทที่ 2 นี้จะเป็นการรวบรวมทฤษฎีและข้อมูลที่จำเป็นสำหรับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยได้ทำการรวบรวมเนื้อหาตั้งแต่ การแบ่งร่างกายตามกายวิภาคศาสตร์ เพื่อใช้ในการอธิบายทิศทาง และการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ จากนั้นอธิบายถึงร่างกายของมนุษย์ อองศาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ ตั้งแต่ข้อเท้า ไปจนถึง ปลายเท้า จากนั้น ศึกษาถึง รอบการเดินของคนปกติ เพื่อใช้ในจุดประสงค์ของการอธิบายถึงปัญหาที่เกิดขึ้นจากการใช้กายอุปกรณ์เสริมในรุ่นปัจจุบัน แล้วถึงอธิบายถึงภาวะเท้าตก ซึ่งเป็นโรคเป้าหมายในการแก้ไข้ปัญหา โดยวิธีการแก้ไข้ปัญหาเท้าตกมีหลากหลายวิธี แต่วิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายคือ กายอุปกรณ์เสริมข้อเท้า จากนั้นจึงศึกษา Passive Ankle Walking Robot คือหุ่นที่สามารถเดินบนทางลาดลงอย่างต่อเนื่อง โดยอาศัยเพียงพลังงานศักย์สะสม เพื่อศึกษากลไกในการสร้างอุปกรณ์ช่วยเดิน จากนั้นจึงศึกษางานวิจัยที่ใช้ในการทดสอบการใช้งานกล้ามเนื้อ เพื่อนำไปใช้วัดประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่ทางผู้วิจัยสร้างขึ้น

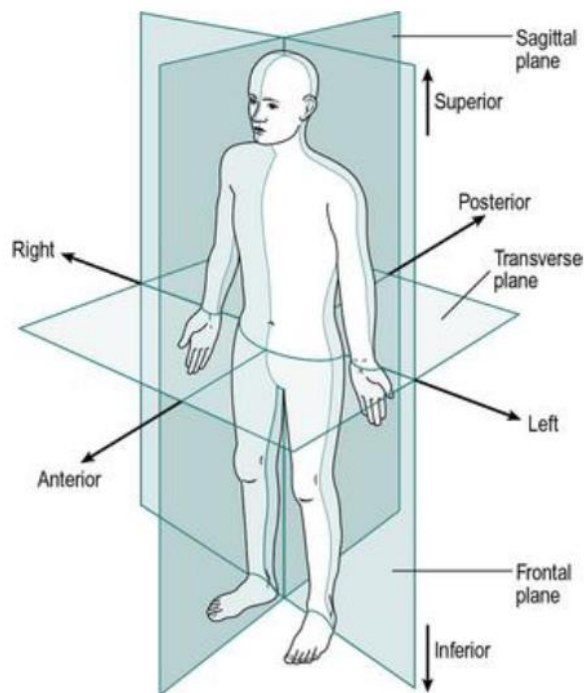
2.1 การสร้างแบบจำลองท่าทางการเดิน

ในการออกแบบกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าเรื่องแรกที่ต้องศึกษาคือกายวิภาคศาสตร์พื้นฐานของมนุษย์เพื่อให้สามารถอธิบายอุปกรณ์ได้เข้าใจ แล้วจึงศึกษาองค์ประกอบของร่างกายมนุษย์ตั้งแต่ข้อเท้า ไปจนถึงปลายเท้า รวมกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเดินและการเคลื่อนไหว จากนั้นจึงอธิบายถึงรอบการเดินในแต่ละช่วง

2.1.1. การเคลื่อนไหวในเชิงกายวิภาค (Anatomical terms of motion)

การอธิบายท่าทางของมนุษย์ใช้ ทำพื้นฐานของกายวิภาค (anatomical position) คือการยืน ทั้งสองขาชิดกันขนาดกัน แขนสองข้างแนบลำตัว ตัวตรง ตาทั้งสองข้างมองตรงไปด้านหน้า ดังรูปที่ 2.1 โดยมีการแบ่งร่างกายออกเป็น 3 ระนาบ ได้แก่

1. ระนาบ Sagittal สำหรับแบ่งร่างกายทางด้านซ้าย (Left) และขวา (Right)
2. ระนาบ Transverse สำหรับแบ่งร่างกายด้านบน (superior) และด้านล่าง (inferior)
3. ระนาบ Frontal สำหรับแบ่งร่างกายด้านหน้า (Anterior) และด้านหลัง (Posterior)



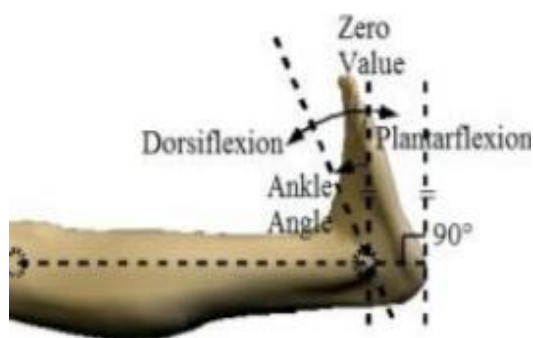
รูปที่ 2.1 ระนาบการแบ่งของร่างกาย [1]

คำที่ใช้ในการอ้างอิงตำแหน่งของร่างกาย โดยวิธีใช้ในการอธิบายตำแหน่งของอวัยวะนั้นจะใช้ตำแหน่งหนึ่งของอวัยวะในการอ้างอิงอีกอวัยวะหนึ่ง ยกตัวอย่างเช่น ไตอยู่ superior กับกระเพาะปัสสาวะ โดยใช้คำศัพท์ดังนี้

1. Anterior บอกทิศทางด้านหน้า
2. Posterior บอกทิศทางด้านหลัง
3. Inferior บอกทิศทางด้านล่าง
4. Superior บอกทิศทางด้านบน

คำที่ใช้ในการอธิบายการเคลื่อนไหวของอวัยวะของการงอข้อต่อหรือกล้ามเนื้อ เมื่อเปรียบเทียบกับในแนวระนาบ Sagittal ดังนี้

1. Flexion การหดข้อต่อหรือกล้ามเนื้อขึ้นในแนวระนาบ
2. Extension การเหยียดข้อต่อหรือกล้ามเนื้อลงในแนวระนาบ
3. Dorsiflexion การหดข้อต่อบริเวณข้อเท้า
4. Plantarflexion การเหยียดข้อต่อบริเวณข้อเท้า



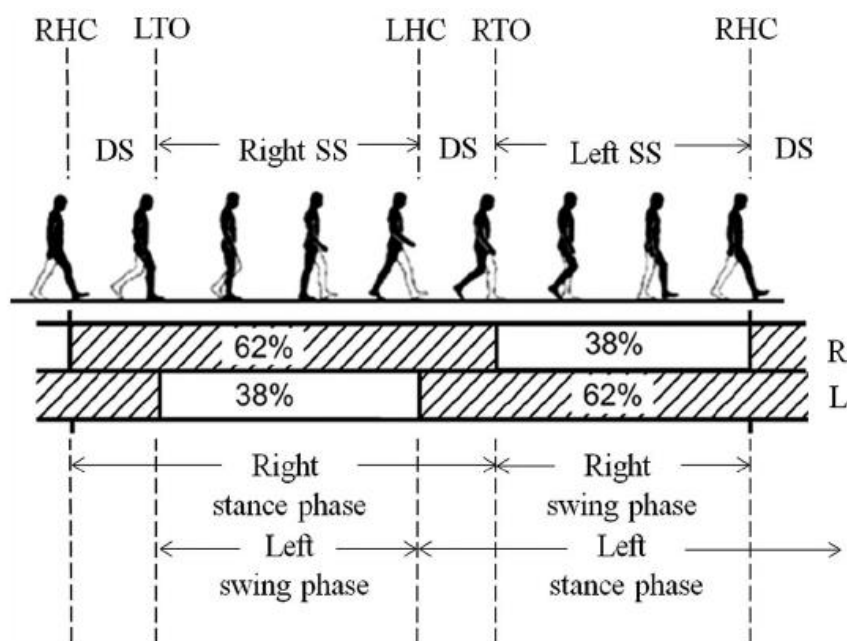
รูปที่ 2.2 ท่าทางการเคลื่อนไหวแบบ Dorsiflexion และ Plantarflexion [1]

คำที่ใช้ในการอธิบายการเคลื่อนไหวของอวัยวะของขาข้อต่อหรือกล้ามเนื้อ เมื่อเปรียบเทียบกับในแนวระนาบ Transverse ดังนี้

1. Abduction การเหยียดข้อต่อหรือกล้ามเนื้อออกจากแกนปกติในแนวระนาบ
2. Adduction การหดข้อต่อหรือกล้ามเนื้อเข้าจากแกนปกติในแนวระนาบ
3. Pronation เมื่อมีการหมุนข้อเท้าออกจากแกนกลางตัว
4. Supination เมื่อมีการหมุนข้อเท้าเข้าสู่แกนกลางตัว [1]

2.1.2. วงจรการเดิน

ท่าทางการเดินของมนุษย์ระนาบ sagittal จะขนานกับการเดิน จังหวะการก้าวเดินทั้งด้านซ้ายและด้านขวาเป็นรูปแบบเดียวกันเคลื่อนไหวสลับกันและเป็นรูปแบบที่วนต่อเนื่องกัน หนึ่งรอบการเดินแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ช่วงรับน้ำหนัก (Stance phase) และ ช่วงที่ยกเท้าขึ้นลอยจากพื้น (Swing phase) จากรูปที่ 2.3 หนึ่งรอบการเดิน เริ่มจากส้นเท้าขวากระทบกับพื้น (Right Heel Contact) จนถึงส้นเท้าขวากระทบกับพื้น (Right Heel Contact) โดยช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นทั้งสองข้าง (Double Support) จะสิ้นสุดเมื่อปลายนิ้วเท้าออกจากพื้น (Toe-Off) ช่วงต่อไปจะเป็นช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นข้างเดียว (Single Support) และสิ้นสุดช่วง Single Support เมื่อส้นเท้าสัมผัสกับพื้น (Heel Contact) เมื่อส้นเท้ากระทบพื้น (Heel Strike) ข้อสะโพกจะอยู่ในท่างอ และจะค่อยๆเหยียดออกจนกว่าจะถึงช่วงเท้าที่สัมผัสกับพื้น (Foot Flat) โดยที่ข้อเข่ายังอยู่ในลักษณะเหยียด และข้อเท้าจะอยู่ในลักษณะกระดูกขึ้น จากนั้นช่วง Foot Flat ซึ่งเป็นระยะที่เท้าราบกับพื้น แล้วข้อเข่าจะเริ่มงอเล็กน้อยเพื่อเตรียมรับน้ำหนัก ข้อเท้ารับน้ำหนักซึ่งเป็นช่วง Double support ครั้งแรกของรอบการเดิน



รูปที่ 2.3 รอบการเดิน[2]

ระยะต่อไปคือ Mid Stance เป็นระยะที่ขาข้างที่วางราบกับพื้นรับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด ขาที่อยู่ตรงข้ามจะเริ่มลอยพ้นพื้น ระยะต่อไปคือ Heel off เป็นระยะที่จะเริ่มเข้าสู่ช่วง Swing Phase โดยมีการยกส้นเท้าขึ้นจากพื้น ซึ่งเป็นระยะสุดท้ายที่มีการพยุงร่างกายโดยขาเพียงข้างเดียว ระยะต่อไปคือ Toes off เป็นระยะที่ปลายเท้าดันขึ้นเพื่อส่งร่างกายไปด้านหน้าและยกขาออกจากพื้น ช่วง Swing Phase เป็นช่วงที่ขาลอยพ้นพื้นแกว่งไปทางด้านหน้าเริ่มจาก ระยะอัตราเร่ง (Acceleration Phase) ระยะที่เท้ายกออกจากพื้นโดยอาศัยแรงในระยะเวลา Toes off จากนั้นระยะแกว่งขา (Mid Swing) เป็นระยะที่ตรงกับระยะ Mid Stance ขาอีกข้าง จากนั้นระยะลดอัตราเร่ง เป็นระยะที่ขาลดความเร็วในการเหวี่ยงเพื่อเตรียมเข้าสู่ช่วง Stance Phase [2]

2.1.3. องค์ประกอบของร่างกายที่ใช้ในการเดิน

การเคลื่อนไหวของร่างกายประกอบไปด้วยส่วนสำคัญ 4 อย่าง ได้แก่ กล้ามเนื้อ ข้อต่อ หลอดเลือด เส้นประสาท ทำงานควบคู่สอดประสานกัน เพื่อให้สามารถเดินได้

2.1.3.1 กล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อ คือ เนื้อเยื่อที่หดตัวในร่างกาย เป็นระบบหนึ่งที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวทั้งหมดของร่างกาย แบ่งออกเป็นกล้ามเนื้อโครงร่าง ,กล้ามเนื้อเรียบ และกล้ามเนื้อหัวใจ ทำหน้าที่ในการหดตัวเพื่อให้เกิดแรงและการเคลื่อนที่ รวมถึงการเคลื่อนที่และการหดตัวของอวัยวะใน กล้ามเนื้อส่วนใหญ่หดตัวนอกเหนือจากอำนาจทางจิตใจ และจำเป็นต่อการดำรงชีวิต ยกตัวอย่างเช่น การบีบตัวของหัวใจ หรือ การหดตัวของกระเพาะอาหาร และกล้ามเนื้อที่สามารถควบคุมได้ มีหน้าที่ในการเคลื่อนที่

ขนาดของอวัยวะขึ้นอยู่กับปริมาณการใช้งานในแต่ละคน[3, 4] ซึ่งมีงานวิจัยวัดขนาดเท้าของผู้ที่อายุมากกว่า 60 ปี โดยใช้ calibrated three-dimensional foot scanner ในการวัดขนาด ซึ่งในงานวิจัย ได้มีการแบ่งคนออกเป็นสองกลุ่ม คือกลุ่มที่ 1 มีความยาวเท้าอยู่ที่ 250 - 256 มิลลิเมตร และกลุ่มที่ 2 มีความยาวเท้าอยู่ที่ 257 - 262 มิลลิเมตร ขนาดของเท้าโดยละเอียดดังตารางที่ 1 [5]

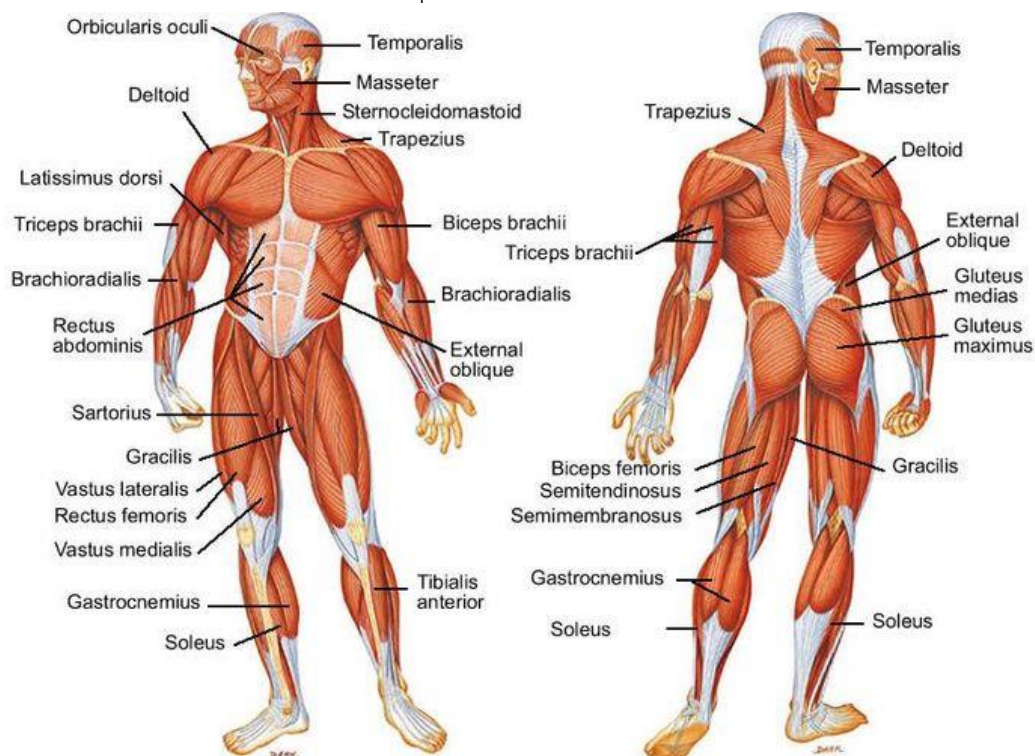
ตารางที่ 1 ระยะของเท้าที่วัดได้ [5]

Foot dimension	Foot length: 250–256 mm		Foot length: 257–262 mm	
	Males (n = 15)	Females (n = 22)	Males (n = 20)	Females (n = 10)
Ball girth	249.4 ± 11.3	239.0 ± 12.6*	256.1 ± 10.9	238.9 ± 13.7*
Instep circumference	248.0 ± 9.0	237.7 ± 12.3*	255.3 ± 13.8	240.7 ± 15.1*
Ball width	102.5 ± 5.4	98.5 ± 4.7*	105.9 ± 4.7	98.3 ± 5.7*
Ball height	43.7 ± 3.4	41.5 ± 3.7	44.0 ± 3.0	41.0 ± 4.0*
Heel width	66.6 ± 3.0	65.8 ± 4.6	68.4 ± 2.8	62.2 ± 5.5*
Navicular height	44.8 ± 5.0	40.8 ± 5.3*	47.8 ± 7.2	42.3 ± 7.2
First toe height	24.0 ± 2.9	22.2 ± 2.4*	24.7 ± 3.6	22.9 ± 3.3
Fifth toe height	20.1 ± 2.7	18.4 ± 2.4	20.1 ± 3.0	17.9 ± 2.8
Instep height	69.4 ± 4.0	65.3 ± 4.6*	71.9 ± 5.0	67.0 ± 7.2*
Medial ball length	182.1 ± 3.1	184.1 ± 6.6	188.8 ± 5.7	193.8 ± 7.9
Lateral ball length	159.8 ± 4.3	156.8 ± 3.7	164.0 ± 7.6	160.7 ± 9.0
Lateral malleolus height	75.5 ± 5.7	71.4 ± 3.1*	76.6 ± 5.1	71.2 ± 4.3*
Medial malleolus height	88.0 ± 6.5	77.0 ± 7.5*	87.3 ± 7.4	77.0 ± 8.6*

กล้ามเนื้อที่สำคัญสำหรับการเดินแบ่งออกเป็น 5 ส่วน ดังนี้

1. กล้ามเนื้อส่วนหน้าขา (Quadriceps femoris muscle) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วย กล้ามเนื้อ 4 มัดคือ rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis และ vastus intermedius ซึ่งกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ ทำหน้าที่ เหยียดขาในตำแหน่งข้อต่อหัวเข่า และ หด กล้ามเนื้อต้นขา (thigh) ในตำแหน่งข้อต่อสะโพก
2. กล้ามเนื้อส่วนหลังขา (Hamstrings) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วย กล้ามเนื้อ 3 มัด คือ biceps femoris ,Semimembranosus และ semitendinosus ซึ่งกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ ทำหน้าที่ หดขาในตำแหน่งข้อต่อหัวเข่า และ ยืดกล้ามเนื้อต้นขา ในตำแหน่งข้อต่อสะโพก
3. กล้ามเนื้อน่อง (Calf) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วย กล้ามเนื้อ 2 มัด คือ gastrocnemius และ soleus ซึ่งกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ ทำหน้าที่ ดึงส้นเท้าขึ้น เพื่อให้สามารถเดินเคลื่อนที่ไป ด้านหน้าได้
4. กล้ามเนื้อก้น (Glutes) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบไปด้วย กล้ามเนื้อ 3 มัด คือ gluteus maximus, gluteus medius และ gluteus minimus ซึ่งกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ ทำหน้าที่ เหยียด และหมุนข้อต่อบริเวณสะโพก

5. กล้ามเนื้อส่วนแกนกลางลำตัว (Core Muscle) คือกล้ามเนื้อบริเวณแกนกลางลำตัว ประกอบด้วย กล้ามเนื้อหลัก Transversus Abdominus ,Multifidus ,Diaphragm และ Pelvic Floor ซึ่งทำหน้าที่ในการพยุง และ การทรงตัวให้คงที่[6, 7]

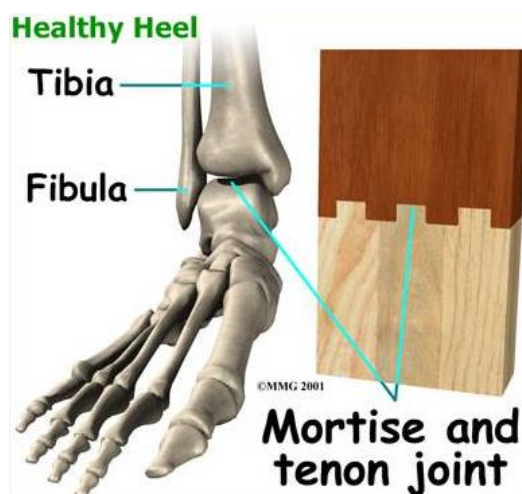


รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อในแต่ละมัด[8]

2.1.3.2 ข้อต่อ และ เอ็น

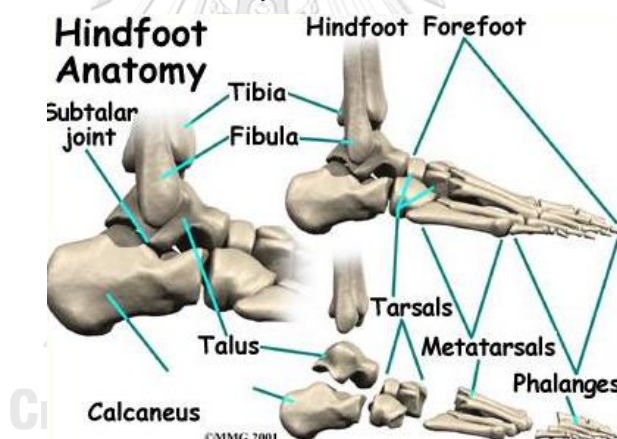
ข้อต่อคือส่วนที่เชื่อมยึดระหว่างกระดูกกับกระดูกหรือระหว่างกระดูกกับกระดูกอ่อนหรือกระดูกอ่อนกับกระดูกอ่อนเชื่อมต่อกัน โดยมีเอ็นและพังผืดยึดเหนี่ยวให้กระดูกติดกัน ข้อต่อจะเคลื่อนไหวได้หรือไม่ขึ้นอยู่กับชนิดของการเชื่อมต่อของปลายกระดูกนั้น โครงสร้างของเท้าและข้อเท้าจะประกอบข้อต่อ มีทั้งหมด 33 ข้อ[9] ซึ่งมีข้อต่อสำคัญต่อการเคลื่อนไหว 3 ข้อต่อ ดังต่อไปนี้

1. ข้อต่อ Ankle Joint หรือ mortise and tenon joint มีลักษณะเป็นบานพับ ดังรูปที่ 2.5 ข้อต่อ Mortise and tenon joint [9] ซึ่งทำให้ปลายเท้าเคลื่อนที่ในแนวขึ้นหรือลง (Dorsiflexion-Plantarflexion) โดยโครงสร้างของกระดูกของเท้าเริ่มต้นที่ กระดูกข้อเท้า (Talus) หรือ Ankle Bone และมีกระดูกขาสองชิ้นเชื่อมต่อกับกระดูกข้อเท้าส่วนบนมีชื่อเรียกว่า Tibia และ Fibula



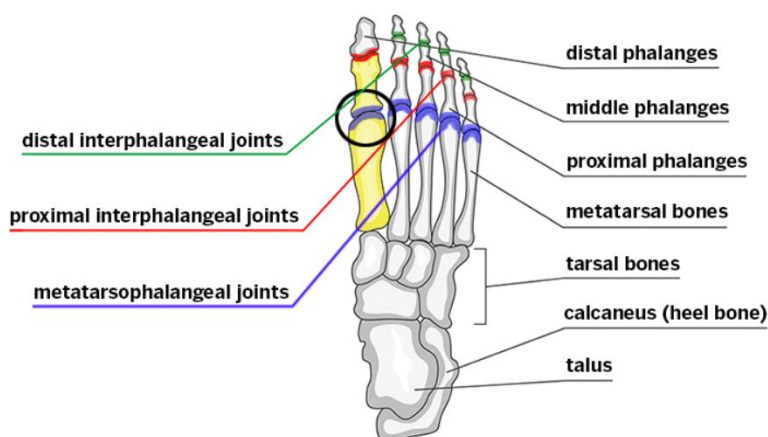
รูปที่ 2.5 ข้อต่อ Mortise and tenon joint [9]

- ข้อต่อ Subtalar joint เป็นข้อต่อที่ทำให้ปลายเท้าเคลื่อนที่แนวข้าง (Eversion-Inversion) ประกอบด้วย กระดูกสองชิ้นเรียกว่า Talus และ Calcaneus หรือกระดูกส้นเท้า (Heel Bone) ดังรูปที่ 2.6 ข้อต่อ Subtalar joint [9]



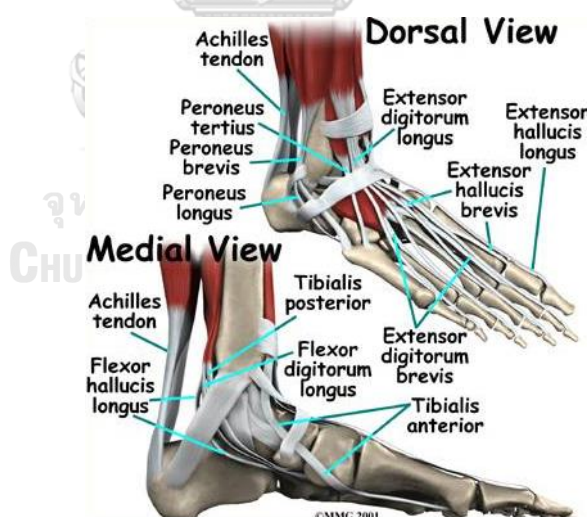
รูปที่ 2.6 ข้อต่อ Subtalar joint [9]

- ข้อต่อ tarsometatarsal joints ทำหน้าที่ประสานการทำงานเพื่อลดการเคลื่อนที่เมื่อเท้าหมุนไปในทิศทางใดทิศทางหนึ่ง ข้อระหว่างกระดูกที่เรียกว่า Tarsal Bones และมีกระดูกยาวอีก 5 ชิ้น ที่เรียกว่า Metatarsal bones และต่อมาเป็นกระดูกนิ้วเท้าทั้ง 5 นิ้วมีชื่อเรียกว่า Phalanges แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ส่วนปลายนิ้ว (Distal) ส่วนกลาง (Middle) ส่วนปลาย (Proximal) และนิ้วที่ใหญ่ที่สุดเรียกว่า Hallux ตำแหน่งที่เชื่อมระหว่าง Metatarsal bones และ Hallux เรียกว่า First Metatarsophalangeal Joint (MTP) ณ บริเวณนี้มีผลต่อการเคลื่อนที่ของเท้า มีชื่อเรียกว่า Ball of foot ดังรูปที่ 2.7 กระดูกของฝ่าเท้า[10]



รูปที่ 2.7 กระดูกของฝ่าเท้า[10]

เอ็น (ligament) คือ เส้นใยที่เชื่อมต่อระหว่างกระดูกและกระดูก เอ็นกล้ามเนื้อคือเส้นใยที่เชื่อมระหว่างกระดูกและกล้ามเนื้อ ดังรูปที่ 2.8 โดย Achilles tendon เป็นเส้นเอ็นขนาดใหญ่ที่สุดในบริเวณเท้าซึ่งมีความสำคัญต่อการเคลื่อนไหว เดิน และ กระโดด เชื่อมต่อระหว่างกล้ามเนื้อน่องและกระดูกสันเท้า Posterior tibial tendon เชื่อมระหว่างกล้ามเนื้อน่องกับด้านล่างของฝ่าเท้า มีหน้าที่พยุง บริเวณส่วนโค้งของเท้า (Arch) และช่วยในการหมุนฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) Anterior tibial tendon ช่วยในการยกเท้าและหมุนเท้าออกด้านนอก (Eversion)

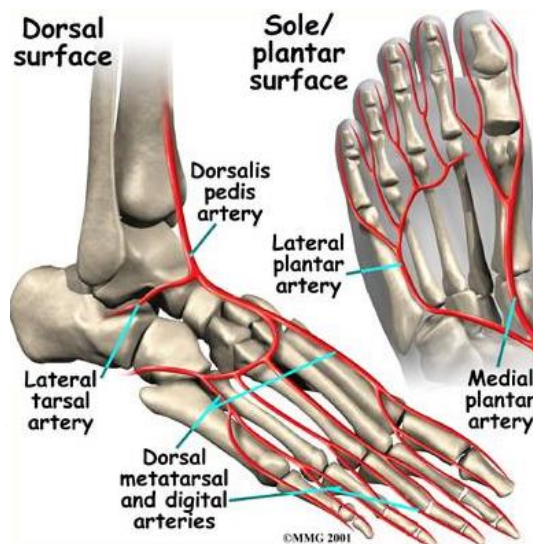


รูปที่ 2.8 เส้นเอ็นบริเวณเท้าและข้อเท้า[9]

2.1.3.3 หลอดเลือด

หลอดเลือด ทำหน้าที่ในการขนส่งเลือดไปยังแต่ละส่วนของร่างกาย เพื่อให้เลือดได้ทำหน้าที่ ในการขนส่งสารอาหาร ลำเลียงก๊าซ รักษาสมดุลน้ำและเกลือแร่ จนถึง ปรับระดับอุณหภูมิของร่างกาย ให้คงที่ โดยหลอดเลือดที่สำคัญในการนำมาเลี้ยงที่เท้าคือ Posterior tibial artery ริงขนานมากับ

เส้นประสาท Posterior tibial nerve และ หลอดเลือดที่สำคัญอีกเส้นคือ Dorsalis pedis artery วิ่งมาจากด้านบนของเท้า ดัง รูปที่ 2.9



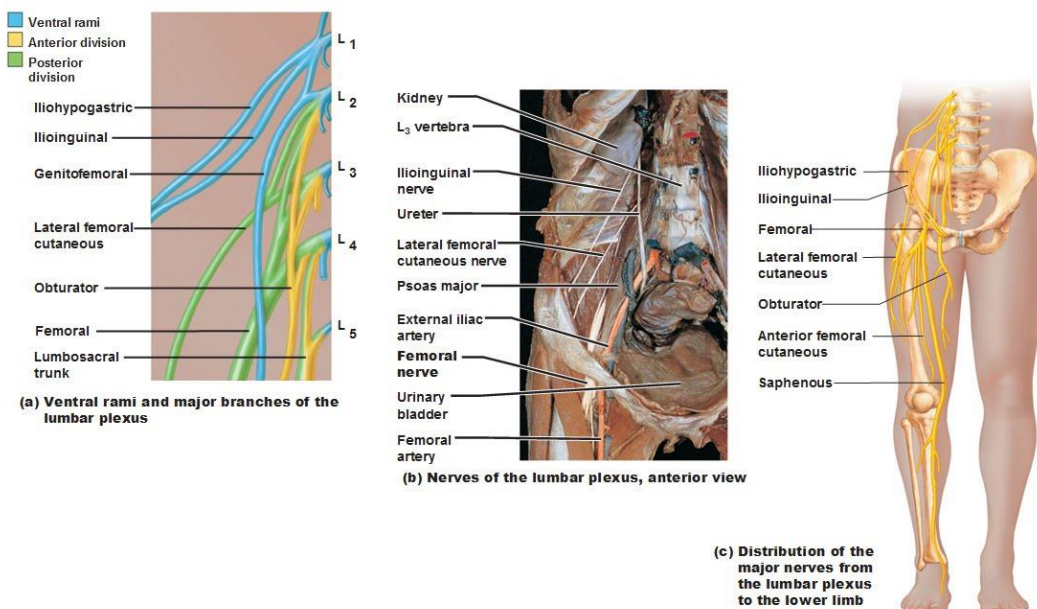
รูปที่ 2.9 เส้นเลือดเลือดบริเวณเท้าและข้อเท้า[9]

2.1.3.4 ระบบประสาท

ระบบประสาท มีหน้าที่ในการออกคำสั่งการทำงานของกล้ามเนื้อ ควบคุมการทำงานของอวัยวะในร่างกาย และประมวลผลข้อมูลที่รับมาจากประสาทสัมผัส แต่การเคลื่อนไหวบางอย่างเป็นการเคลื่อนไหวตามสัญชาตญาณ ยกตัวอย่างเช่น การหายใจ การกลืน โดยกลุ่มประสาทที่สำคัญต่อการเดิน คือ Lumbosacral plexus ดังรูปที่ 2.10 ซึ่งทำหน้าที่ รับความรู้สึกจากผิวหนังและควบคุมกล้ามเนื้อของสะโพก เขิงกราน ท้องส่วนล่าง และรยางค์ล่าง ซึ่งแบ่งออกเป็น 3 เส้นประสาทหลัก ดังนี้

1. Femoral nerve ทำหน้าที่ควบคุมกล้ามเนื้อด้านหน้าของต้นขา ได้แก่ quadriceps femoris
2. Obturator nerve ทำหน้าที่ รับความรู้สึกจากผิวหนังด้านใกล้กลางของต้นขาและควบคุมกล้ามเนื้อกลุ่ม adductor compartment ของต้นขา
3. Sciatic nerve เป็นเส้นประสาทที่ใหญ่ที่สุดในร่างกาย ที่ประกอบด้วยเส้นประสาทสองเส้น คือ 1.) common peroneal nerve ซึ่งทำหน้าที่ควบคุมกล้ามเนื้อ anterior part ของขา และกลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ทำ dorsiflexion และ 2.) tibial nerve ซึ่งทำหน้าที่ควบคุมกล้ามเนื้อ posterior part ของขา และกลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ทำ plantar flexion [11]

The Lumbar Plexus



รูปที่ 2.10 ระบบเส้นประสาทส่วนล่าง[12]

2.1.4. พิสัยการเคลื่อนไหว (Range of motion) ของมนุษย์

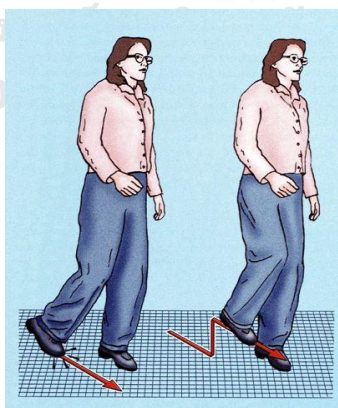
พิสัยการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในแต่ละข้อต่อ มีระยะไม่เท่ากัน ในแต่ละคน ซึ่งขึ้นอยู่กับร่างกายในแต่ละบุคคล ทั้งจาก ขนาดของร่างกาย ความสูง น้ำหนัก อายุ เพศ ในปี 2010 ได้มีงานวิจัย ซึ่งเก็บรวบรวมข้อมูล ระยะองศาการเคลื่อนไหวในแต่ละข้อต่อ ของมนุษย์สุขภาพดี ตั้งแต่อายุ 2 ปี ถึง 69 ปี เก็บข้อมูล 674 คน ซึ่งแบ่งการเก็บข้อมูล เป็นเพศ และ อายุ ได้ ผลลัพธ์ดังตารางที่ 2 ทำให้สามารถสรุปได้ว่า เมื่ออายุมากขึ้น ความสามารถในการเคลื่อนไหวน้อยลง[5]

ตารางที่ 2 พิสัยการเคลื่อนไหวของสะโพก เข่า ข้อเท้า ข้อศอก หัวไหล่ [5]

Joint motion	Age 2-8*	Age 9-19*	Age 20-44*	Age 45-69*
Females (N)	39	56	143	123
Hip extension	26.2 (23.9-28.5)	20.5 (18.6-22.4)	18.1 (17.0-19.2)	16.7 (15.5-17.9)
Hip flexion	140.8 (139.2-142.4)	134.9 (133.0-136.8)	133.8 (132.5-135.1)	130.8 (129.2-132.4)
Knee flexion	152.6 (151.2-154.0)	142.3 (140.8-143.8)	141.9 (140.9-142.9)	137.8 (136.5-139.1)
Knee extension	5.4 (3.9-6.9)	2.4 (1.5-3.3)	1.6 (1.1-2.1)	1.2 (0.7-1.7)
Ankle dorsiflexion	24.8 (22.5-27.1)	17.3 (15.6-19.0)	13.8 (12.9-14.7)	11.6 (10.6-12.6)
Ankle plantar flexion	67.1 (64.8-69.4)	57.3 (54.8-59.8)	62.1 (60.6-63.6)	56.5 (55.0-58.0)
Shoulder flexion	178.6 (176.9-180.3)	171.8 (169.8-173.8)	172.0 (170.9-173.1)	168.1 (166.7-169.5)
Elbow flexion	152.9 (151.5-154.3)	149.7 (148.5-150.9)	150.0 (149.1-150.9)	148.3 (147.3-149.3)
Elbow extension	6.8 (5.2-8.4)	6.4 (4.7-8.1)	4.7 (3.9-5.5)	3.6 (2.6-4.6)
Elbow pronation	84.6 (82.8-86.4)	81.2 (79.6-82.8)	82.0 (81.0-83.0)	80.8 (79.7-81.9)
Elbow supination	93.7 (91.4-96.0)	90.0 (88.0-92.0)	90.6 (89.2-92.0)	87.2 (86.0-88.4)
Males (N)	55	48	114	96
Hip extension	28.3 (27.2-29.4)	18.2 (16.6-19.8)	17.4 (16.3-18.5)	13.5 (12.5-14.5)
Hip flexion	131.1 (129.4-132.8)	135.2 (133.0-137.4)	130.4 (129.0-131.8)	127.2 (125.7-128.7)
Knee flexion	147.8 (146.6-149.0)	142.2 (140.4-144.0)	137.7 (136.5-138.9)	132.9 (131.6-134.2)
Knee extension	1.6 (0.9-2.3)	1.8 (0.9-2.7)	1.0 (0.6-1.4)	0.5 (0.1-0.9)
Ankle dorsiflexion	22.8 (21.3-24.3)	16.3 (14.9-17.7)	12.7 (11.6-13.8)	11.9 (10.9-12.9)
Ankle plantar flexion	55.8 (54.4-57.2)	52.8 (50.8-54.8)	54.6 (53.2-56.0)	49.4 (47.7-51.1)
Shoulder flexion	177.8 (176.7-178.9)	170.9 (169.1-172.7)	168.8 (167.3-170.3)	164.0 (162.3-165.7)
Elbow flexion	151.4 (150.8-152.0)	148.3 (146.8-149.8)	144.6 (143.6-145.6)	143.5 (142.3-144.7)
Elbow extension	2.2 (0.9-3.5)	5.3 (3.6-7.0)	0.8 (0.1-1.5)	-0.7 (-1.5 to 0.1)
Elbow pronation	79.6 (78.8-80.4)	79.8 (77.8-81.8)	76.9 (75.6-78.2)	77.7 (76.5-78.9)
Elbow supination	86.4 (85.3-87.5)	87.8 (85.7-89.9)	85.0 (83.8-86.2)	82.4 (80.9-83.9)

2.2 ภาวะเท้าตก

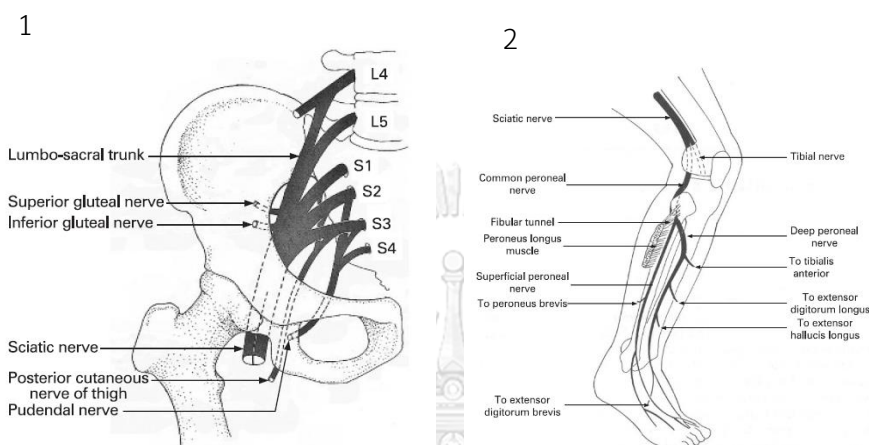
ภาวะเท้าตกคือ ภาวะที่ไม่สามารถควบคุมบริเวณปลายเท้าได้หรือไม่สามารถกระดกเท้าได้ โดยมักเกิดจากเส้นประสาทพีโรเนียล (Peroneal Nerve) ซึ่งทำให้ในขณะที่เดินปลายเท้าจะไม่สามารถยกได้และสูญเสียการรับรู้เกี่ยวกับกิริยา (proprioception) ผู้ที่มีภาวะเท้าตกจำเป็นต้องยกเท้าสูงขึ้น ซึ่งเป็นเหตุให้สามารถเกิดการบาดเจ็บเรื้อรังที่หลังและสะโพก และความสามารถในการรักษาสมดุลลดลงจึงเพิ่มโอกาสการอุบัติเหตุ จากการเดินสะดุดดังรูปที่ 2.11 และ ขาดความมั่นใจในการเดินเนื่องจากท่าทางการเดินผิดปกติ



รูปที่ 2.11 การเคลื่อนไหวของเมื่อมีภาวะเท้าตก[13]

ผู้ประสบภาวะเท้าตกสามารถเกิดได้จากหลายสาเหตุ สาเหตุที่ก่อให้เกิดภาวะเท้าตกมากที่สุดคือโรคหลอดเลือดสมอง ในปัจจุบันผู้ป่วยโรคหลอดเลือดในสมองมีมากถึง 1,880 รายต่อหนึ่งแสนรายหรือร้อยละ 2 โดยประมาณ แล้วมีแนวโน้มจำนวนผู้ป่วยเพิ่มขึ้นทุกปี มีอัตราการเสียชีวิต ร้อยละ 5

หายใกล้เคียงปกติร้อยละ 25 พักการร้อยละ 75 [14] ซึ่งมีอัตราการเป็นสภาวะเท้าตกหลังจากเป็นโรคหลอดเลือดในสมองร้อยละ 20 และยังมีสาเหตุอื่นที่ก่อให้เกิดภาวะเท้าตกเช่น โรคปลอกประสาทเสื่อมแข็ง (Multiple Sclerosis) ระบบประสาทบริเวณกระดูกสันหลังข้อที่ L4 L5 อยู่ในตำแหน่งดังรูปที่ 2.12 มีปัญหาาระบบประสาทบริเวณขามีปัญหา หรือ อุบัติภัยการขบถนั้งไขว่ห้างซึ่งทำให้เกิดการกดทับของเส้นประสาท[13]



รูปที่ 2.12 เส้นประสาทที่สำคัญในบริเวณสะโพก (1)มุมมอง Anterior ขาขวา แสดงความสัมพันธ์ทางกายภาพ และ เส้นประสาทที่สำคัญส่วนใหญ่ของ Peroneal Nerve(2) [13]

2.2.1. สาเหตุการเกิดภาวะเท้าตก

สาเหตุการเกิดภาวะเท้าตกสามารถแบ่งออกเป็น 3 สาเหตุ ดังนี้

1. การกดทับจากแรงกดทับ (Compressive Disorders) เมื่อเกิดแรงกดทับมากกระทำบริเวณกล้ามเนื้อ biceps femoris , gastrocnemius หรือ distal biceps เป็นเวลานาน ส่งผลให้สามารถเกิดโรคที่เส้นประสาท Lumbar ได้ ซึ่งการเกิดแรงกดทับอาจมีปัจจัยจากการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนัก การนอนอยู่บนเตียงเป็นระยะเวลาเวลานาน หรือ อุบัติภัย
2. การเกิดการบาดเจ็บ (Traumatic Injuries) เมื่อเกิดปัญหาเกี่ยวกับกระดูก เช่น ข้อต่อเคลื่อน ,กระดูกหัก ,โตนกระดูก หรือ การบาดเจ็บระบบกล้ามเนื้อและกระดูก (Musculoskeletal) ซึ่งตำแหน่งการบาดเจ็บที่สามารถก่อให้เกิดภาวะเท้าตกมักอยู่ที่ การบาดเจ็บบริเวณสะโพก
3. การเกิดโรคทางระบบประสาท (Neurologic Disorders) เช่น โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง (Amyotrophic lateral sclerosis) ,โรคหลอดเลือดสมอง (Cerebrovascular Disease) ,โรคที่เส้นประสาทหลายเส้น (Mononeuritis Multiplex) หรือ โรคที่มีการอักเสบของปลอกหุ้มของเส้นประสาทหลายเส้นอย่างเฉียบพลัน (acute inflammatory demyelinating

polyneuropathy) ซึ่งในแต่ละโรคจะส่งผลให้เส้นประสาทมีปัญหาจนไม่สามารถส่งสัญญาณเพื่อควบคุมร่างกายได้ [15]

2.2.2. การดูแลรักษาผู้ที่มีภาวะเท้าตก

การรักษาผู้ที่มีภาวะเท้าตกที่ในแต่ละสาเหตุใช้วิธีการรักษาต่างกัน ซึ่งสามารถแบ่งออกวิธีการรักษาเป็น 6 วิธี ดังนี้

2.2.2.1 ไม่มีการแทรกแซงทางการแพทย์ (No medical intervention)

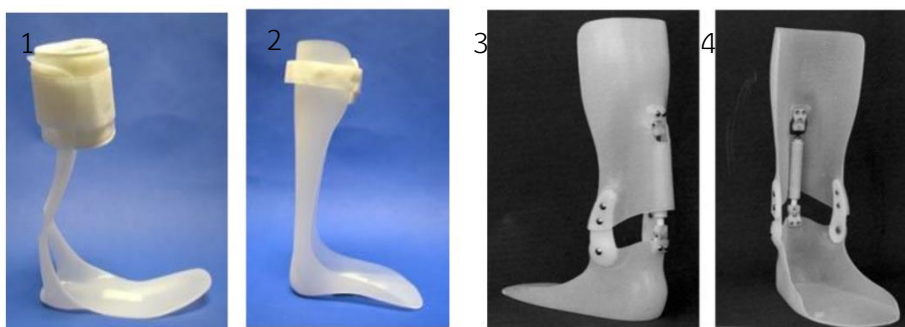
ในกรณีที่เกิดภาวะเท้าตกที่เกิดจากการกดทับ ร่างกายสามารถฟื้นฟูได้ด้วยตัวเองเมื่อแก้ปัญหากการกดทับ โดยไม่ต้องมีการแทรกแซงทางการแพทย์อื่นเพิ่มเติม [13]

2.2.2.2 การทำกายภาพบำบัด (Physiotherapy)

การทำกายภาพบำบัด โดยปกติใช้สำหรับผู้ที่มีภาวะเท้าตกจากโรคหลอดเลือดสมอง มุ่งเน้นไปที่การออกกำลังกาย การกระดกเท้า เน้นไปที่การเพิ่มกล้ามเนื้อ เพื่อลดการข้อยึด ข้อฝืด [16]

2.2.2.3 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า (Ankle foot orthosis)

กายอุปกรณ์สำหรับเท้าและข้อเท้าเพื่อให้ผู้ที่มีภาวะเท้าตกสามารถลงน้ำหนักหลังจากที่สภาวะทางการแพทย์คงที่ โดยมีจุดประสงค์สำหรับการใช้งานในชีวิตประจำวัน เคลื่อนไหวได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น ทำให้ข้อเท้ามั่นคงขึ้น ทำให้ทำการยืนดีขึ้น และ ช่วยรักษาพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเท้า[17]



รูปที่ 2.13 อุปกรณ์สำหรับค้ำขาแบบลือคข้อเท้า(1,2) อุปกรณ์สำหรับค้ำขาแบบไม่ลือคข้อเท้า (3,4) [13]

2.2.2.4 การผ่าตัด

การผ่าตัด ใช้รักษาภาวะเท้าตกโดยการผ่าซ่อมแซมเส้นประสาทที่เกิดจากการบาดเจ็บ ควรทำการผ่าตัดภายใน 72 ชั่วโมง นับแต่เกิดการบาดเจ็บ โดยปกติเลือกใช้วิธีการผ่าตัดเปลี่ยน เอ็น Tibialis Posterior ดังรูปที่ 2.14 เพื่อให้สามารถกระดกเท้าขึ้น และ ลดการใช้กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า [18]



รูปที่ 2.14 การผ่าตัดรักษาเส้นเอ็นเท้าขวา[18]

2.2.2.5 Functional Electrical Stimulation (FES)

Functional Electrical Stimulation คือการนำพลังงานไฟฟ้ากำลังต่ำ 80-90 mV มาใช้งาน เพื่อกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทเพื่อสั่งการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ ไว้สำหรับผู้ป่วยอัมพาต โดยมีปัญหาทางด้านระบบประสาท ยกตัวอย่างเช่น ผู้ที่ได้รับบาดเจ็บที่ไขสันหลัง (spinal cord injury), ผู้ที่ได้รับการบาดเจ็บที่หัว (Head injury), โรคหลอดเลือดในสมอง เป็นต้น. มีไว้เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถดำรงชีวิตประจำวันอย่างปกติ เช่นการหยิบจับ เดิน การลุกและนั่งดังรูปที่ 2.15 โดยปกติในไทยเมื่อผู้มีภาวะเท้าตกจะใช้วิธี กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า แต่วิธีนี้ผู้มีภาวะเท้าตกไม่ได้ใช้กล้ามเนื้อซึ่งทำให้กล้ามเนื้อฝ่อลงได้ ดังนั้นจึงมีการคิดค้นวิธี FES ขึ้นมา เพื่อกระตุ้น เส้นประสาท peroneal ทำให้กล้ามเนื้อ tibialis anterior ทำงานในตอนระหว่างก้าวเดินเพื่อป้องกันภาวะเท้า โดยควบคุมจังหวะการก้าวเดินด้วยวิธี การติดเซ็นเซอร์บริเวณสันเท้า และติดอุปกรณ์ปล่อยไฟฟ้าสอง ตำแหน่ง ณ บริเวณเยื้องหัวเข่าด้านหลังลงมา ซึ่งเป็นตำแหน่งของเส้นประสาทที่ต้องการ [13]



รูปที่ 2.15 เครื่องมือช่วยภาวะเท้าตกด้วยวิธี FES [19]

2.2.2.6 Botulinum toxin injections

การฉีดเชื้อบาดทะยักที่อ่อนฤทธิ์ เพื่อให้กล้ามเนื้อแข็งเกร็ง โดยการรักษาแบบที่ไม่มีผลต่อร่างกายในระยะยาว โดยมีจุดประสงค์เพื่อเพิ่มความสามารถในการยืน และการเดิน จุดเด่นของวิธีดังกล่าวคือ ไม่มีความเจ็บจากการรักษา สามารถย้อนผลลัพธ์การรักษาได้ สามารถเลือกระดับการรักษาได้ โดยไม่มีความเสี่ยงต่อการต้องรับจากยากดประสาท หรือ ความรู้สึกสัมผัสที่ผิดปกติ (Dysesthesia) [20]

2.3 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า (Ankle foot orthosis)

ในการดูแลและรักษาผู้ที่มีภาวะเท้าตกทุกวิธีใช้เวลาในการรักษาอย่างน้อย 2 สัปดาห์ ในช่วงเวลาในการพักฟื้น กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้า คือสิ่งจำเป็นสำหรับการใช้ในชีวิตประจำวัน โดยมีจุดประสงค์สำหรับการทำงานในชีวิตประจำวัน เคลื่อนไหวได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น ทำให้ข้อเท้ามั่นคงขึ้น ทำให้ท่าการยืนดีขึ้น และ ช่วยรักษาพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเท้า กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้ามีทั้งแบบที่ข้อเท้าขยับได้และข้อเท้าอยู่ในองศาเดิมนตลอดซึ่งแบบที่ข้อเท้าอยู่ในองศาเดิมนตลอดนั้นจะเหมาะกับการใช้งานในช่วงแรกของการรักษา[21] ได้มีการแบ่งกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าออกเป็น 3 ระบบการทำงานดังนี้

1. ทำงานในระบบพาสซีฟ (Passive System) คืออุปกรณ์สำหรับช่วยผู้ที่มีภาวะเท้าตกที่ทำงานโดยใช้ระบบกลไกหรือวัสดุเพื่อทำให้ผู้ใช้ยกปลายเท้าได้ในระหว่างการเดิน เช่นวิธีการค้ำขาหรือ ดึงสายรัดข้อเท้า
2. ทำงานในระบบแอคทีฟ (Active System) คืออุปกรณ์สำหรับช่วยผู้ที่มีภาวะเท้าตกที่ทำงานโดยมีแหล่งพลังงานไว้ขับเคลื่อนกลไก โดยมีทั้งแบบใช้พลังงานไฟฟ้า พลังงานลม หรือ ไฮดรอลิก
3. ทำงานในระบบ กึ่งพาสซีฟ (Quasi-Passive) คืออุปกรณ์สำหรับช่วยผู้ที่มีภาวะเท้าตกที่ ในหนึ่งข้อต่อทำงานควบคู่กันระหว่างระบบพาสซีฟ และ ระบบแอคทีฟ

2.3.1. ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบพาสซีฟ

ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบพาสซีฟ เพื่อใช้สำหรับการควบคุมตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ชดเชยจุดอ่อนและแก้ไขท่าทางที่ผิดปกติ โดยมักจะใช้สำหรับผู้ที่ไม่สามารถควบคุมปลายเท้าให้กระดกขึ้นได้ แต่ยังสามารถตบเท้าลงมาได้โดยใช้วิธีทางกลไกหรือวัสดุในการช่วยเหลือ [22, 23] ได้มีการแบ่งประเภทออกเป็น 3 รูปแบบตามลักษณะของอุปกรณ์ ดังนี้

1. Carbon fiber AFOs สร้างโดยใช้วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ มีลักษณะเปิดสันเท้า วัสดุในบริเวณน่องมีความยืดหยุ่นเพื่อเพิ่มความสามารถในการขยับ สามารถช่วยพัฒนาท่าทางการเดินได้ดีขึ้น อุปกรณ์มีน้ำหนักเบา มีขนาดเล็ก มีความแข็งแรงสูง แต่สามารถหลีกเลี่ยงตำแหน่งกดทับได้



รูปที่ 2.16 ภายอุปกรณ์เสริมแบบคาร์บอนไฟเบอร์[24]

2. Swedish AFOs โครงร่างมีขนาดเล็กกว่าแบบ Traditional Plastic AFOs มีลักษณะเปิดสันเท้าและน่อง เพิ่มความสามารถในการระบายอากาศ สามารถปรับเปลี่ยนรูปร่างของอุปกรณ์ได้ด้วยความร้อน



รูปที่ 2.17 Swedish AFOs [24]

3. Traditional Plastic AFOs สามารถใช้งานได้หลากหลาย อุปกรณ์สามารถปรับแต่งได้ตามที่ผู้ป่วยต้องการ ทั้งช่วยเพิ่มการทรงตัวมากที่สุด หรือช่วยเพิ่มการทรงตัวเล็กน้อย สามารถปรับเปลี่ยนรูปร่างของอุปกรณ์ได้ด้วยความร้อน เหมาะสำหรับใช้งานในระยะเวลายาว[23, 25]



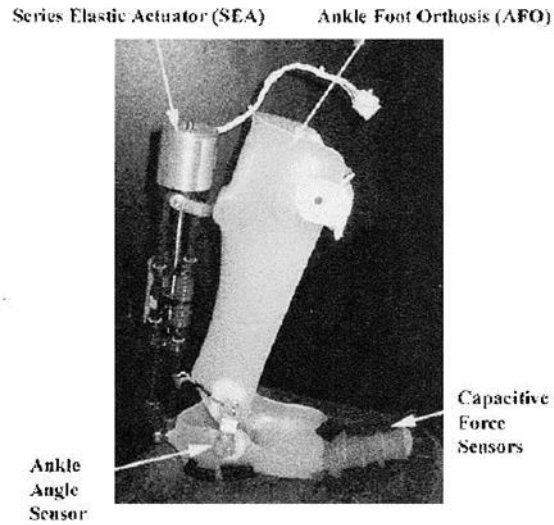
รูปที่ 2.18 Traditional Plastic AFOs[24]

2.3.2. กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบแอคทีฟ

กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบแอคทีฟคืออุปกรณ์สำหรับช่วยผู้ที่มีภาวะเท้าตก เพื่อให้สามารถเดินได้นานมากขึ้น เสริมกำลังขา รวมถึงพยุงโครงร่างกาย โดยมีทั้งแบบ ใช้พลังงานไฟฟ้า พลังงานลม หรือ ไฮโดรลิก[26, 27]

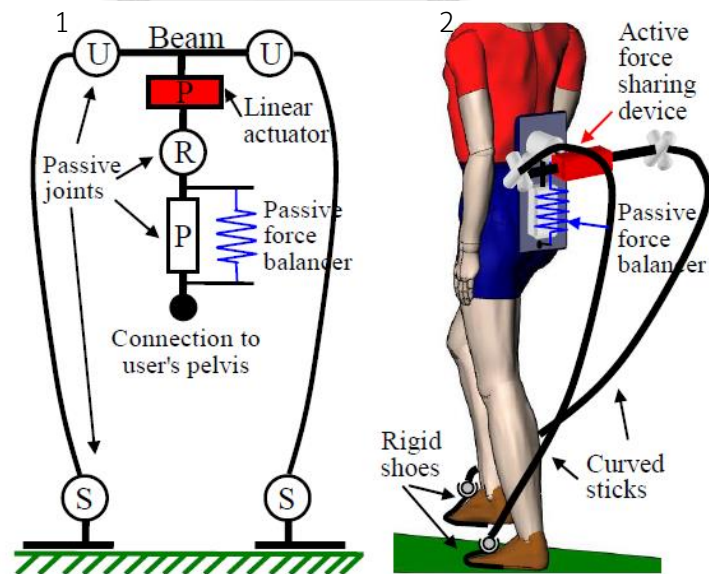
ในปัจจุบันงานวิจัยทางด้าน Exoskeleton ได้มีการพัฒนาอย่างแพร่หลาย ไม่ว่าจะเป็นสำหรับสายทางการแพทย์ เพื่อให้ผู้ป่วยได้สามารถกลับมาดำเนินชีวิตได้โดยการเคลื่อนไหวให้เทียบเคียงกับคนปกติ และ สายทางทหาร ซึ่งมีการออกแบบเพื่อนำไปใช้สำหรับเสริมกำลังให้มนุษย์สามารถออกแรงได้มากกว่าปกติ โดยการสร้างหุ่นยนต์ช่วยเดินจะสร้างในส่วนของครึ่งล่างลำตัวลงไป ตั้งแต่สะโพก หัวเข่า จนถึงข้อเท้า ซึ่งวิธีการทำงานในระบบแอคทีฟนั้น มีข้อดี คือ สามารถปรับท่าทางการเคลื่อนไหวการเดินให้ท่าทางเดินเป็นไปอย่างปกติ และสามารถลดพลังงานที่ใช้ในการเดินได้ [27, 28] ในทางการแพทย์ แม้ว่าอุปกรณ์สวมใส่ข้อเท้าแบบดั้งเดิมจะสามารถแก้ปัญหาการบาดเจ็บจากการที่นิ้วเท้าลากกับพื้นได้ แต่ก็ไม่สามารถแก้ปัญหาท่าทางการเดินในตอน Slap Foot หรือ foot flat ได้ จึงเกิดแนวคิดในการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับสวมใส่ข้อเท้าในแต่ละแบบ เพื่อปรับปรุงคุณภาพของอุปกรณ์ช่วยเดินให้สูงมากยิ่งขึ้น และสามารถช่วยเหลือ รวมทั้งแก้ไขปัญหา ที่เกิดขึ้นได้มากกว่าที่เป็นอยู่

ปัจจุบันได้มีงานวิจัยเกี่ยวกับการสร้างอุปกรณ์สวมใส่ข้อเท้ามากมาย หนึ่งในงานวิจัยที่ศึกษานั้น คือ การออกแบบอุปกรณ์สวมใส่ข้อเท้าที่มีความสามารถในการปรับความแข็ง (Stiffness) ดังรูปที่ 2.19 บริเวณข้อเท้าตามการก้าวเดินของมนุษย์ขึ้น เพื่อลดการชนกันระหว่างเท้าและพื้นให้ได้มากที่สุด โดยมีการปรับทุกการก้าวเดิน และทุกความเร็วด้วยวิธีการควบคุมแบบ proportional derivative (PD) control และมีอุปกรณ์ตรวจจับแรงที่บริเวณเท้าไว้ เพื่อวัดแรงปฏิกริยาระหว่างพื้นและเท้า โดยแรงขั้นต่ำที่กระทำคือ 60 N เพื่อป้องกันแรงรบกวนที่เกิดจากการเหยียดของเท้า และ มุมกระทำระหว่างหน้าแข้งและเท้า ทั้งยังมีสวิตช์บริเวณสันเท้า เพื่อใช้ตรวจจับการสัมผัสของสันเท้า ทำให้แบ่งรอบการเดินได้ ซึ่งสามารถแบ่งรอบการเดินออกเป็น 3 ช่วง ได้แก่ ช่วง contact 1 เริ่มตั้งแต่ Heel contact จนถึง mid stance ช่วง contact 2 เริ่มตั้งแต่ mid stance จนถึง toe off และ ช่วง swing เริ่มตั้งแต่ toe off จนถึง Heel contact อีกครั้ง [29]



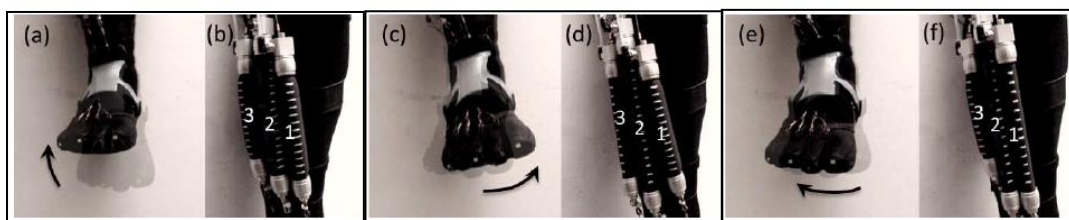
รูปที่ 2.19 กายอุปกรณ์แอกทีฟสำหรับข้อเท้าแบบปรับความแข็ง[29]

งานวิจัยออกแบบหุ่น MoonWalker เพื่อสร้างชุดที่สามารถรับน้ำหนักของร่างกายผู้สวมใส่ได้ รวมถึงใช้ในการฟื้นฟูผู้ที่มีขาอ่อนแรง รวมถึงอาการบาดเจ็บที่ขา ดังแสดงในรูปที่ 2.20 โดยหุ่นรุ่นนี้มีการใช้พลังงานต่ำ เนื่องจากใช้เพียงแค่เปลี่ยนตำแหน่งแนวแรง และมีการใช้ Passive Force balancer ในการเปลี่ยนถ่ายแนวแรง ทำให้สามารถส่งแรงไปบริเวณสะโพกเพื่อลดแรงที่ขาต้องรับภาระ ซึ่งเมื่อใช้ จะให้ความรู้สึกในระหว่างการเดินเหมือนหรือคล้ายคลึงกับเดินบนดวงจันทร์ แต่แม้จะสามารถใช้งานได้ แต่ก็ไม่สามารถนำมาใช้ในชีวิตจริงได้[30]



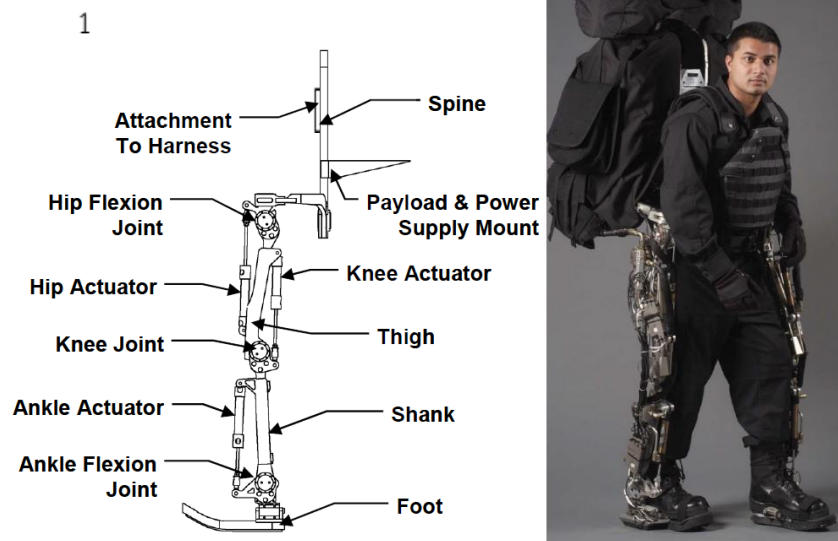
รูปที่ 2.20 หุ่น MoonWalker[30]

นอกจากนี้ยังมีการออกแบบอุปกรณ์แบบแอคทีฟ โดยเลียนแบบจากการทำงานของร่างกายมนุษย์ ไม่ว่าจะเป็นกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น อุปกรณ์นี้สร้างขึ้นด้วยวัสดุที่มีทั้งความนุ่มและความยืดหยุ่น [27] ในการสร้างรุ่นแรก ๆ ได้มีการนำอุปกรณ์ตรวจวัดมาใช้ เพื่อฝึกการก้าวเดินและการวิเคราะห์การก้าวเดิน ได้แก่ อุปกรณ์สำหรับตรวจวัดความเครียด (strain sensor) อุปกรณ์วัดความเฉื่อย (inertial measurement units) สำหรับตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของข้อเท้า และอุปกรณ์วัดความดัน (pressure sensors) สำหรับตรวจวัดการสัมผัสระหว่างพื้นและปลายเท้า โดยจะใช้นิวเมติก 3 ท่อ ติดบริเวณหน้าแข้งและโซลินอยด์วาล์ว (Solenoid Valve) เพื่อใช้ป้อนกำลังในการขับเคลื่อนกลไก ทำให้สามารถควบคุมเท้าได้ โดยจะกระดกปลายเท้าขึ้น (Dorsiflexion) เมื่อทั้งสามท่อทำงานพร้อมกัน กระดกปลายเท้าเข้าหาตัวแกนกลางตัว (Inversion) เมื่อท่อด้านที่ใกล้แกนกลางตัวทำงาน และขยับปลายเท้าออกห่างตัว (Eversion) เมื่อท่อด้านที่ห่างตัวทำงาน ดังแสดงในรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 การเคลื่อนไหวของเท้าเมื่อโซลินอยด์วาล์วทำงาน[27]

งานวิจัยในทางสายงานทหาร ได้มีการออกแบบหุ่นที่ใช้สำหรับบรรทุกสิ่งของ เพื่อช่วยในการแก้ปัญหาในการขนส่งของ ซึ่งปกติจำเป็นต้องใช้รถในการขนส่ง[28] โดยหุ่นที่ออกแบบได้จะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.22 ขาแต่ละข้างแบ่งออกเป็น 7 Degree of freedom และมี linear actuator 4 ตัว ที่สะโพก 2 ตัว การเคลื่อนไหวแบบ Abduction/Adduction Flexion/Extension ที่เข่า 1 ตัว การเคลื่อนไหวแบบ Flexion และที่ข้อเท้า 1 ตัว การเคลื่อนที่แบบ Plantarflexion/Dorsiflexion อุปกรณ์แบกรักน้ำหนักที่บรรทุกแทนการใช้ร่างกายมนุษย์รับแรงจึงสามารถบรรทุกของได้มากขึ้น ในบริเวณเท้าได้มีการใส่ Foot Switch เพื่อตรวจสอบตำแหน่งการวางเท้า และท่าทางการก้าวเดิน , Pressure sensor เพื่อวัดแรงจากผู้สวมใส่ , Accelerometers เพื่อตรวจสอบการเคลื่อนไหว



รูปที่ 2.22 หุ่นBLEEX[28]

2.3.3. กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบกึ่งพาสซีฟ (Quasi-Passive)

กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบระบบกึ่งพาสซีฟ คือ อุปกรณ์ที่ในหนึ่งข้อต่อ มีการทำงานทั้งแบบแอคทีฟ และ พาสซีฟ ยกตัวอย่างเช่น หุ่น HEXAR-CR50 ดังรูปที่ 2.23 [31] ที่ข้อต่อข้อเท้าที่ทำหน้าที่กระดกเท้าขึ้นและกระดกเท้าลง (dorsiflexion/plantarflexion) ได้มีกลไกการทำงานคือการเก็บสะสมพลังงานช่วง Stance ครั้งแรก แล้วปล่อยพลังงานก่อนที่จะ Toe-off ซึ่งสามารถเก็บพลังงานได้ประมาณ 10% ของรอบการเคลื่อนที่หนึ่งรอบ หรือ หุ่นทาง Harbin Institute of Technology[32] ที่ออกแบบอุปกรณ์ข้อต่อข้อเท้าสามารถขยับได้ 3 ดีกรีอิสระ ทั้งกระดกเท้าขึ้นและกระดกเท้าลง การหมุนเท้าเข้าและหมุนเท้าออก (abduction/adduction) หลักการทำงานคือการสะสมพลังงานในช่วง Stance phase แล้วส่งพลังงานออกตอน Toe-off โดยใช้ อุปกรณ์ตรวจจับแรงสามตำแหน่งเพื่อให้สามารถทราบได้ว่า ในขณะที่กำลังเดินอยู่ในตอนช่วงการเดินแบบใด



รูปที่ 2.23 หุ่น HEXAR-CR50[31]

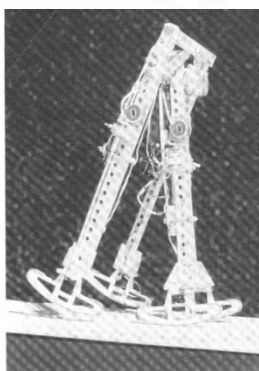
2.4 Passive Ankle Walking Robot

เพื่อให้สามารถเข้าใจการออกแบบกลไกไว้ใช้สร้างกายอุปกรณ์เสริมข้อเท้าที่สามารถกระดกทำงานได้ตามที่รอบการเดินปกติ จึงจำเป็นต้องศึกษา Passive Ankle Walking Robot ที่งานวิจัยสร้างหุ่นที่สามารถเคลื่อนไหวเดินได้ โดย Passive Dynamic Walking Robot คือหุ่นที่สามารถเดินบนทางลาดลงอย่างต่อเนื่อง โดยอาศัยเพียงพลังงานศักย์สะสม ไม่จำเป็นต้องใช้พลังงานจากไฟฟ้าหรือมอเตอร์ ซึ่งมีรากฐานการออกแบบแรงส่งจากสะโพก หรือ ข้อเท้า ผ่านการเคลื่อนที่ตามแล้วแต่การออกแบบ โดยมีวิวัฒนาการแบ่งตามลักษณะของเท้าหุ่นยนต์ได้ 3 ลักษณะ คือ เท้าโค้ง เท้าแบน และเท้าคล้ายกับมนุษย์

2.4.1. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าโค้ง

หุ่น Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าโค้งคือหุ่น Passive Ankle Walking Robot แบบแรกสุดที่มีการคิดขึ้นมา โดยใช้พลังงานศักย์สะสมเพื่อให้หุ่นสามารถเคลื่อนที่ไปตามทางลาด ตัวอย่างเช่น

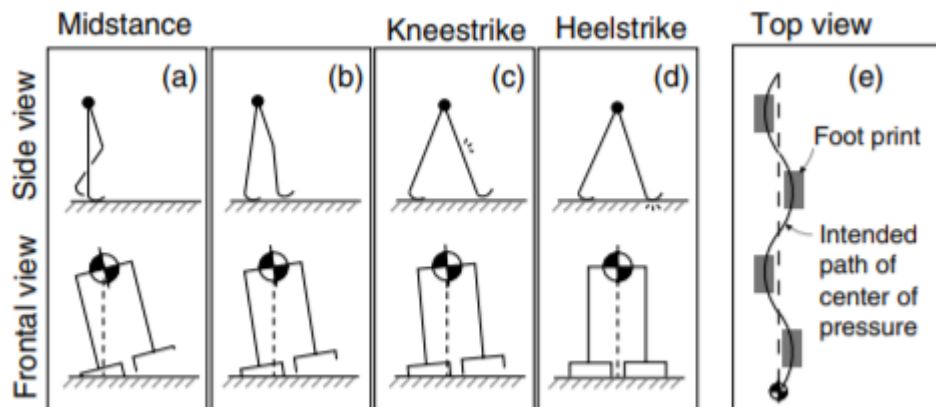
1. หุ่น Biped ในปี 1990 Tad Mcgeer ได้มีการริเริ่มพัฒนาหุ่นยนต์ที่สามารถเคลื่อนไหวได้ด้วยตนเอง หรือที่มีชื่อเรียกว่า Biped ดังแสดงในรูปที่ 2.24 เมื่อหุ่นเริ่มเคลื่อนจากทางลาด โดยมีรอบการเดินคล้ายกับการเดินของมนุษย์ หุ่นจะสามารถเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องได้ โดยไม่จำเป็นต้องใช้พลังงานจากภายนอก รูปร่างในบริเวณเท้าของหุ่นยนต์มีลักษณะโค้งครึ่งวงกลม ซึ่งทำให้เกิดปัญหาในตอนช่วง stance ทำให้ไม่สามารถยืนได้ และมีลักษณะที่ไม่คล้ายกับมนุษย์[33]



รูปที่ 2.24 หุ่น Biped ของ Tad Mcgeer [33]

2. หุ่นเคลื่อนที่ 3 ทิศทาง โดยมีหัวเข่าและขา ทั้งได้มีการเพิ่มแขนเข้ามา เพื่อให้สามารถแกว่งถ่วงน้ำหนัก จึงทำให้หุ่นมีลักษณะการเดินคล้ายกับมนุษย์มากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.25

นอกจากนี้ เพื่อลดการสั่นสะเทือนของการเคลื่อนที่ได้มีการเพิ่มบานพับและสปริงเข้าไป ดังรูปที่ 2.26 และมีการติดหนังยางตามทาง เพื่อลดการสิ้นเปลือง[34]



รูปที่ 2.25 การเคลื่อนที่ของหุ่นเคลื่อนที่ 3 ทิศทาง[34]

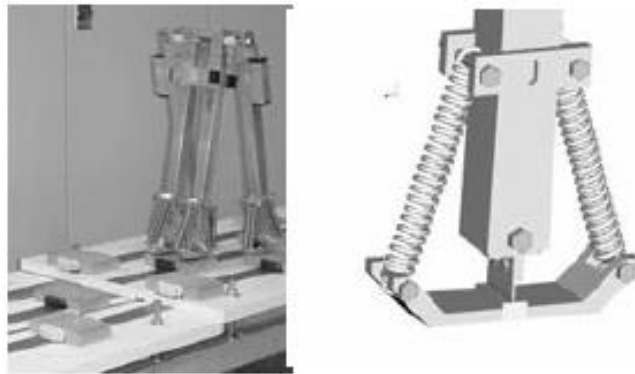


รูปที่ 2.26 เท้าของหุ่นเคลื่อนที่ 3 ทิศทาง [34]

2.4.2. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าแบน

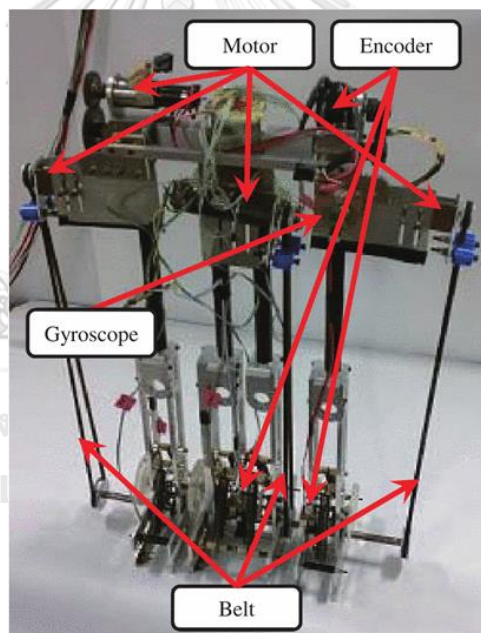
หุ่น Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าแบน ออกแบบมาเพื่อแก้ไขปัญหา หุ่นแบบลักษณะเท้าโค้ง ในเรื่องของการที่ไม่สามารถหยุดยืนในช่วง stance ของการเคลื่อนที่ และไม่สามารถยืนตรงได้ได้ จึงได้มีงานวิจัยที่ทำให้เท้าเรียบขึ้นมา โดยมีแนวทางการสร้างหุ่น ได้แก่ ดันข้อเท้า หรือ ดึงจากสะโพกตัวอย่างเช่น

1. หุ่น META ถูกพัฒนาขึ้น เพื่อใช้ในการแก้ปัญหาการที่ไม่สามารถยืนตรงได้ โดยการทำให้หุ่นเท้าแบนและติดสปริงดันข้อเท้าขึ้นมา แต่หุ่น META มีปัญหาของหุ่นลักษณะเท้าแบนคือเมื่อเดินทำให้ปลายเท้าสะดุดกับพื้นจึงต้องมีการทำชั้นรองไว้ตามทางเดิน ดังรูปที่ 2.27 [35]



รูปที่ 2.27 หุ่น Meta [35]

2. หุ่น biped เท้าแบน เป็นหุ่นยนต์ที่มีลักษณะเท้าแบนโดยมีพัฒนาแนวคิดจากหุ่นเดินอัตโนมัติแบบพาสซีฟมีความเร็วในการเคลื่อนที่ต่ำจึงได้มีการติดตั้งสปริงและมอเตอร์ในบริเวณข้อเท้า เพื่อให้สามารถควบคุมแรงจากข้อเท้าได้ ดังรูปที่ 2.28 [36]

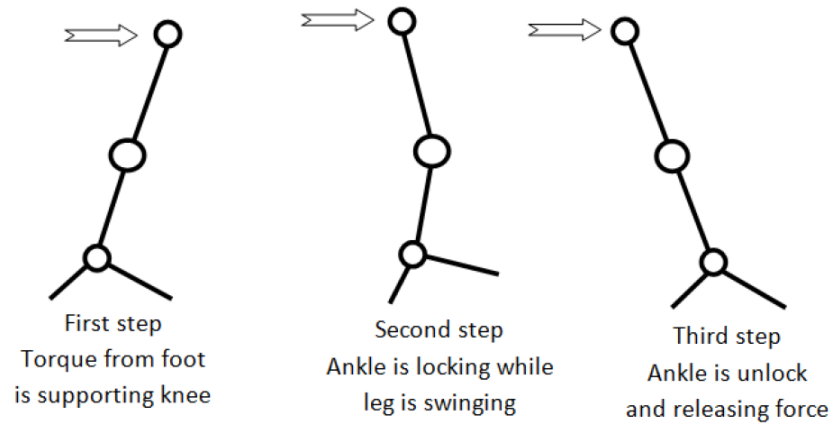


รูปที่ 2.28 ตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์กลไกของหุ่น biped เท้าแบน [36]

2.4.3. Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าคล้ายกับมนุษย์

หุ่น Passive Ankle Walking Robot แบบลักษณะเท้าคล้ายกับมนุษย์ คือหุ่นที่ออกแบบมาเพื่อแก้ไขหุ่น Passive Ankle Walking Robot แบบเท้าแบนที่มีลักษณะไม่เหมือนกับมนุษย์ และไม่สามารถเดินในพื้นที่เรียบได้ โดยหุ่นที่ลักษณะเท้าคล้ายกับมนุษย์ได้มีลักษณะการก้าวเดิน ดังแสดงในรูปที่ 2.29 ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน ได้แก่

1. ช่วงก้าวเดิน ต้องมี torque จากเท้ามาชัฟฟอทไม่ให้หัวเข่าบิด
2. ในระหว่างที่ขาแกว่งข้อเท้าต้องล็อคในตำแหน่งที่ต้องการ
3. ข้อเท้าปลดล็อคตำแหน่งที่ถูกต้อง ซึ่งก็คือ ณ ตำแหน่ง Heel strike



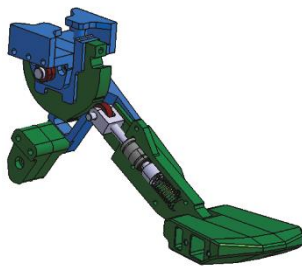
รูปที่ 2.29 การแบ่งการก้าวเดิน[37]

ได้มีการออกแบบอุปกรณ์ออกมา 5 รุ่น โดยที่ลักษณะเท้ารุ่น 1 และ 2 มีลักษณะโค้ง และตั้งแต่รุ่นที่ 3 ขึ้นไปจึงได้มีการออกแบบจากโครงร่างของเท้ามนุษย์ เพื่อแก้ปัญหาของการที่เท้าเรียบแล้วจะทำให้ปลายเท้าสะดุดกับพื้นด้วยการทำให้ปลายเท้าขยับได้ จากนั้นติดสปริงลงไป ดังแสดงในรูปที่ 2.30



รูปที่ 2.30 รุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่1 (1) รุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่2 (2) รุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่3 (3)[37]

การออกแบบรุ่นที่ 4 มีการใช้ Cam ทำหน้าที่เปรียบเสมือน อุปกรณ์สร้าง Torque ที่เปลี่ยนค่าได้ โดยจุดประสงค์ในการใช้งานก็เพื่อสร้าง Torque ไว้ใช้ตอน Loading Response ดังแสดงในรูปที่ 2.32 และมีแนวการเคลื่อนที่ของ Cam และแนวโมเมนต์ เพื่อใช้ในการเก็บสะสมแรง



รูปที่ 2.31 หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่4[37]

ในการพัฒนาอุปกรณ์รุ่นที่ 5 ได้มีการใช้กลไก one-way locking ซึ่งคือ กลไกสำหรับล็อกข้อเท้าให้สามารถปลดล็อกข้อเท้าในตำแหน่งที่ต้องการได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.33



รูปที่ 2.32 หุ่นที่มีเท้าลักษณะคล้ายมนุษย์รุ่นที่ 5 [37]



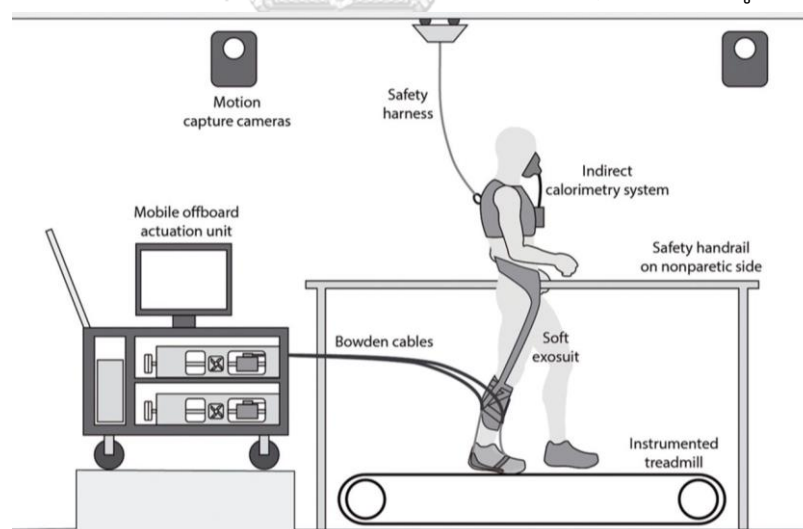
รูปที่ 2.33 กลไกล็อกข้อเท้า[37]

โดยหลักการทำงานของกลไกในรูปที่ 2.33 ที่ใช้ในการล็อกข้อเท้า เมื่อเริ่มรอบการเดินปลายยกขึ้น (Toes off) เมื่อยกเท้าขึ้นจะทำให้กระดุนกลไกล็อกข้อเท้าไว้ทำให้ไม่เกิดภาวะเท้าตก จากนั้นเมื่อขาแกว่งไปด้านหน้าและส้นเท้ากระทบกับพื้น (Heel Strike) ปลดกลไกที่ล็อกไว้อยู่ ทำให้ปลายเท้าสามารถแกว่งลงมา (Foot Flat) ซึ่งเป็นรอบการเดินเหมือนกับมนุษย์ [37]

2.5 งานวิจัยทางการประเมินผล

ในการประเมินผลการใช้งานของอุปกรณ์นั้น ๆ จำเป็นต้องคิดถึงความปลอดภัยของผู้ทดลองเป็นหลัก เพื่อสร้างความมั่นใจให้ผู้ทดลองกล้าที่ฝึกใช้ จากนั้นจึงคิดถึงวิธีการประเมินผลอย่างมีประสิทธิภาพ ในการประเมินผลทางวิศวกรรมได้มีการประเมินได้หลายรูปแบบ ยกตัวอย่างเช่น

1. ประเมินความสามารถในการใช้พลังงานของกล้ามเนื้อ โดยการตรวจวินิจฉัยไฟฟ้าในกล้ามเนื้อหรือ Electromyographic study (EMG) ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้า ที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง เพื่อใช้ในการวินิจฉัยและพยากรณ์พยาธิสภาพ ที่เกิดขึ้นในเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อโดยใช้วิธีการวัดกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเดินและการพุ่งตัวเช่น the soleus (SOL), gastrocnemius (GAST), posterior tibialis (POST TIB), flexor digitorum longus (FDL), flexor hallucis longus (FHL), peroneus brevis (PB), peroneus longus (PL), anterior tibialis (ANT TIB), extensor digitorum longus (EDL), และ extensor hallucis longus (EHL) [4, 38]
2. ประเมินความสามารถในการใช้พลังงานของกล้ามเนื้อ โดยการตรวจปริมาณการใช้ออกซิเจน โดยการทดสอบโดยใช้ลู่วิ่ง (treadmill) เสริมความปลอดภัยด้วยอุปกรณ์นิรภัยและราวกัน จากนั้นวัดอัตราการหายใจเพื่อทำให้ทราบอัตราการเผาผลาญ[39, 40] ดังรูปที่ 2.34



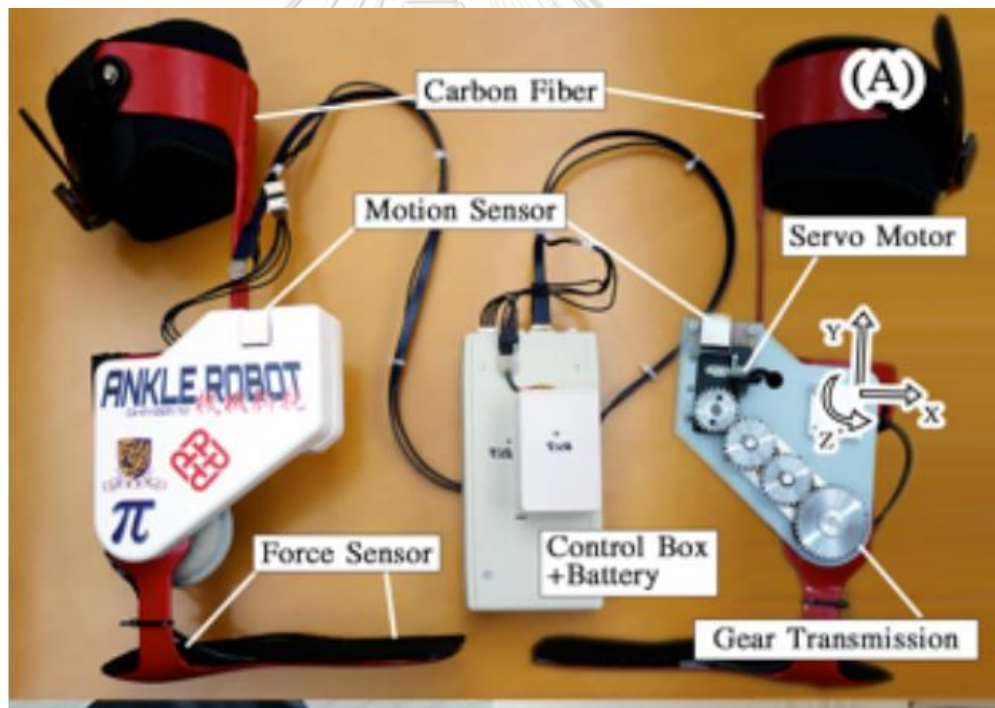
รูปที่ 2.34 การทดสอบอุปกรณ์โดยใช้วิธีการประเมินอัตราการหายใจ[39]

3. ประเมินท่าทางของการเคลื่อนไหว โดยใช้กล้องตรวจจับการเคลื่อนไหว(optitrack) เพื่อให้สามารถเปรียบเทียบท่าทางการเดินวัดค่าประเมินผล โดยการติดตัวติดตาม (tracker) ในตำแหน่งที่ข้อต่อของร่างกาย เช่น ข้อเท้า หัวเข่า ต้นขา ปลายเท้า [39] ดังรูปที่ 2.35



รูปที่ 2.35 ตำแหน่งที่ใช้ในการติด Tracker[39]

4. ประเมินท่าทางของการเคลื่อนไหว โดยการติดอุปกรณ์ตรวจจับไว้ที่อุปกรณ์ เช่น อุปกรณ์ตรวจวัดแรงที่กระทำระหว่างอุปกรณ์และพื้น[31, 32, 39, 41] อุปกรณ์ใจโรเซนเซอร์วัดองศาและความเร็วการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ [39, 41] ดังรูปที่ 2.36



รูปที่ 2.36 อุปกรณ์ตรวจวัดการเคลื่อนไหว[41]

2.6 สรุปงานวิจัย

หุ่นยนต์เดินอัตโนมัติแบบพาสซีฟ ได้มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ตั้งแต่รุ่นที่มีลักษณะครึ่งวงกลม จนมาถึงรุ่นที่มีลักษณะคล้ายกับเท้ามนุษย์ ทำให้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดกับการนำไปใช้กับผู้ที่ มีภาวะเท้าตก ซึ่งในปัจจุบัน แนวโน้มอัตราการเกิดภาวะเท้าตกมากขึ้น ซึ่งวิธีการช่วยภาวะเท้าตกมี หลายวิธี แต่ในขณะการรักษาทุกรูปแบบจำเป็นต้องใช้เวลาในการรักษา ซึ่งในระยะเวลาในระหว่างนั้น จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ช่วยเดิน และเหตุผลที่เลือกวิจัยวิธีอุปกรณ์ป้องกันเท้าตกแบบพาสซีฟ เพราะผู้ใช้ สามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้ อุปกรณ์ไม่ลำบากต่อการเรียนรู้และใช้งาน โดยอุปกรณ์ป้องกัน เท้าตกแบบพาสซีฟมีอยู่ 2 รูปแบบ แบบที่ข้อเท้าสามารถขยับได้ และ แบบที่ข้อเท้าขยับไม่ได้ ซึ่งทั้ง สองแบบเมื่อสวมใส่กับผู้มีภาวะเท้าตก ทำการเดิน ในตอน Loading response (Foot flat) ไม่เป็น ธรรมชาติเนื่องจากข้ามช่วงการเคลื่อนไหว ดังนั้นจึงคิดนากลไกที่ป้องกันเท้าตกมาใช้และในการ ทดสอบประสิทธิภาพการทำงานโดยวิธีการเดินบนลู่วิ่งและมีการจับการเคลื่อนไหวด้วยกล้อง



บทที่ 3

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ

จากบทที่ 2 ได้มีการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมา เพื่อมาใช้ในการการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อแก้ไขปัญหาจากการสวมใส่ กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าที่มีได้มีการล็อคข้อเท้าให้อยู่ในองศาคงที่ ส่งผลให้ท่าทางการเดินไม่เป็นธรรมชาติ ดังนั้นจึงได้มีการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟที่ได้มีการเสริมกลไกเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว โดยการออกแบบกลไก ที่สามารถยอมให้กระดูกเท้าลงมาในช่วงที่สัมผัสเท้ากระทบกับพื้น แต่ยังสามารถในการล็อคข้อเท้าไม่ให้กระดูกลงมาในช่วงที่ก้าวเท้า เพื่อป้องกันการสะดุดจากการมีภาวะเท้าตก โดยในบทที่ 3 จะมีการกล่าวถึงข้อกำหนดการออกแบบ และทางผู้วิจัยได้มีการออกแบบ สร้าง แก้ไข พัฒนา และ ทดสอบ ทั้งหมด 4 รุ่นดังนี้ 1. อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่1 2. อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่2 3. อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่3 4. อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่4

3.1 ข้อกำหนดการออกแบบ (Design Requirement)

หลักจากเราได้ศึกษา งานวิจัยในบทที่ 2 สำหรับกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าแบบพาสซีฟ ได้มีการช่วยผู้ที่มีภาวะเท้าตก 2 รูปแบบดังนี้ 1. ใช้วิธีการสวมสายรัดข้อเท้าแล้วรั้งสายรัดข้อเท้าขึ้นมา 2. ใช้วิธีการรองใต้เท้าแล้วยกขึ้นมา เพื่อให้ผู้ใช้สามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้ จึงต้องออกแบบให้มีน้ำหนักเบา สามารถสวมใส่ และ เรียบง่าย นอกจากนี้จะต้องออกแบบอุปกรณ์ให้ผู้ใช้สามารถเดินได้อย่างปกติ โดยผู้วิจัยได้ใช้วิธีรองใต้เท้าแล้วยกขึ้นมา เนื่องจากวิธีดังกล่าว ไม่รบกวนในระหว่างการดำรงชีวิตประจำวันเนื่องจากไม่มีส่วนกีดขวางในบริเวณหน้าเท้า โดย ข้อกำหนดการออกแบบ (Design Requirement) มีดังนี้

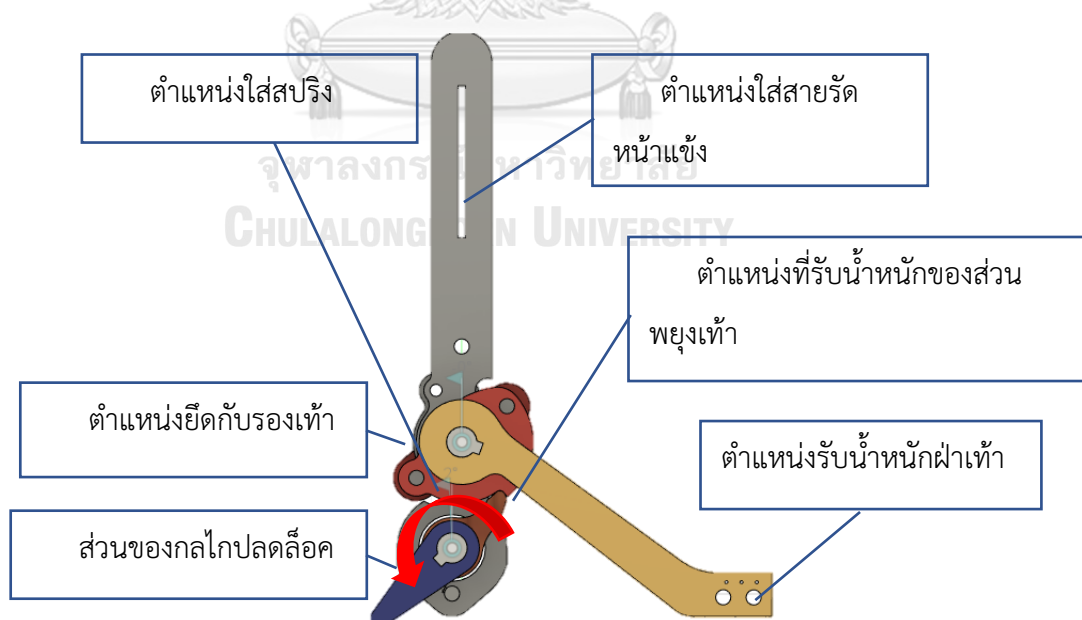
1. อุปกรณ์สวมใส่แทนรองเท้า หรือ สวมทับรองเท้า
2. อุปกรณ์สามารถยอมให้เท้าเคลื่อนที่กระดูกเท้าขึ้น (dorsiflexion) 0-11 องศา และกระดูกเท้าลง (plantar flexion) อยู่ที่ 0-56 องศา ซึ่งเป็นองศาใกล้เคียงกับธรรมชาติของมนุษย์
3. อุปกรณ์สามารถทำให้ผู้ที่มีภาวะเท้าตกสามารถกลับมาเดินอย่างคนปกติได้
4. อุปกรณ์ไม่จำเป็นต้องใช้พลังงานไฟฟ้า หรือพลังงานลมเพื่อให้อุปกรณ์ทำงานการทำงาน
5. มีน้ำหนักที่เบาเพื่อให้ผู้สวมใส่สามารถใส่แล้วเคลื่อนไหวสะดวก

3.2 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1 มีแนวคิดคือการรับน้ำหนักจากฝ่าเท้า ประกอบกับรองเท้าปกติที่มีการใช้ในชีวิตประจำวัน ได้มีการแบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 3 ส่วนดังนี้ 1.ส่วนของการยึดติดกับขา 2.ส่วนของกลไก 3.ส่วนของการพยุงเท้า

3.2.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1 ได้มีการใช้กลไกแบบ one-way locking โดยหลักการทำงานคือ ในส่วนของการยึดติดกับขาจะทำหน้าที่ในการผูกกับหน้าแข้งโดยสายรัด โดยสายรัดจะอยู่ในตำแหน่งที่ทำช่องไว้ ดังรูปที่ 3.1 และมีสกรูขนาด M4 ยึดกับรองเท้า ในบริเวณวงรอบกระดูกตาตุ่ม เมื่อยึดตำแหน่งของเท้าและอุปกรณ์ได้มั่นคงแล้วกลไกจึงสามารถทำงานได้ ในส่วนของกลไก ได้มีการใส่สปริงดึงเพื่อทำหน้าที่ในการคงตำแหน่งของกลไกให้เกิดแรงดึงกลับมายังตำแหน่งเดิมทุกครั้ง หลักการทำงานคือมีชิ้นส่วนอุปกรณ์ทำหน้าที่ป้องกันไม่ไห้ส่วนพยุงเท้าสามารถกระดกลงมาได้ แล้วเมื่อกลไกกระทบกับพื้นในตอนเดิน จะทำให้สามารถปลดส่วนป้องกันการกระดกเท้าลง จนสามารถทำให้อุปกรณ์เดินกลับมาครบตามปกติ ในส่วนของการพยุงเท้า ได้มีการทำหน้าที่ในการรับน้ำหนักเท้า โดยที่ต้อรับน้ำหนัก โดยมีจุดที่ต้องรับแรง 2 ตำแหน่ง คือ ตำแหน่งบริเวณฝ่าเท้า และ ตำแหน่งที่กระทบกับกลไก และได้มีการใส่สปริงเพื่อใช้ในการคงตำแหน่งของตำแหน่งรับน้ำหนักของส่วนพยุงเท้า



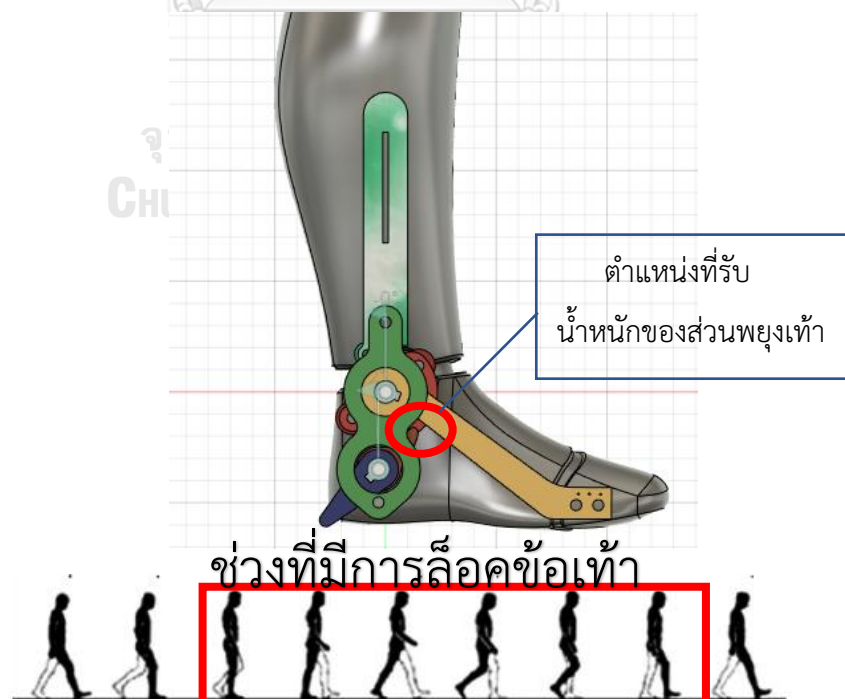
รูปที่ 3.1 แบบจำลองอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1



รูปที่ 3.2 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

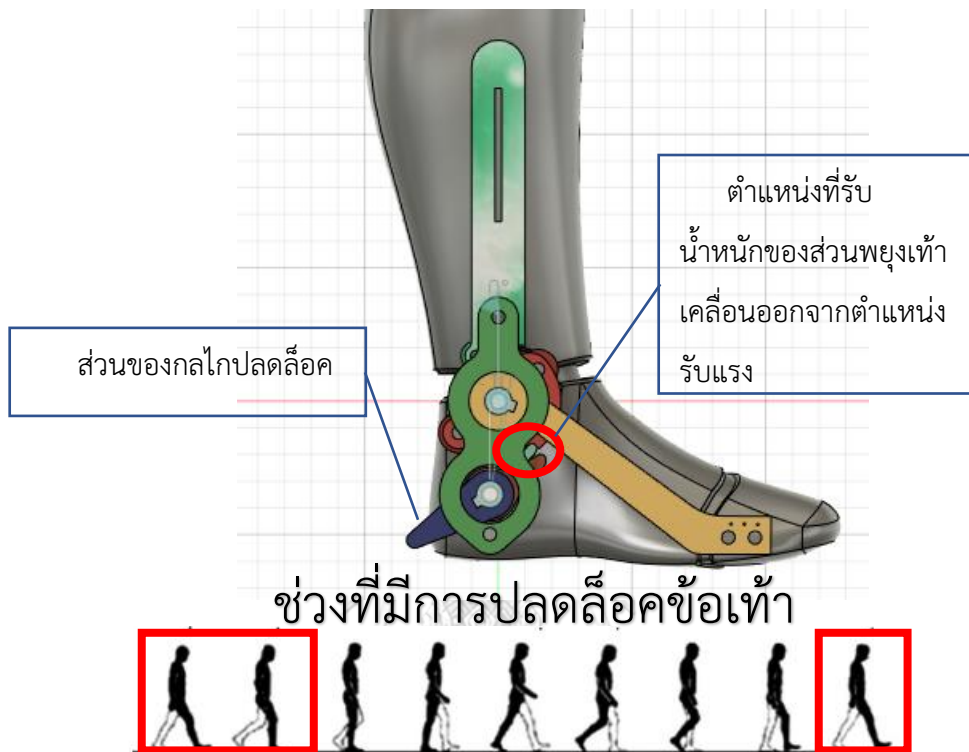
3.2.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

จากรูปที่ 3.3 จะสวมใส่อุปกรณ์ที่ขาขวา เมื่อตอนเริ่มต้นตำแหน่งที่รับน้ำหนักส่วนพยางค์เท้าจะอยู่ดังรูปที่ 3.3 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ทำให้อุปกรณ์สามารถล็อกข้อเท้าไว้กับปัญหาเท้าตก ซึ่งจะล็อกข้อเท้าไม่ให้กระดกลงมาในทุกช่วงของการเดินเนื่องจากได้ใส่สปริงไว้สำหรับการในการดึงไว้เพื่อคงตำแหน่งเว้นแต่ช่วงตอน สิ้นเท้ากระทบกับพื้น



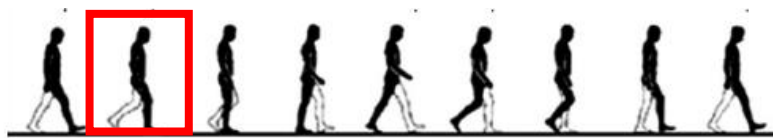
รูปที่ 3.3 ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

และเมื่อส้นเท้ากระทบกับพื้น (Heel Strike) ในตำแหน่งของส่วนของกลไกปลดล็อกซึ่งเคลื่อนที่พร้อมกับตำแหน่งที่รับน้ำหนักของส่วนพุงเท้าจะเคลื่อนออกจากตำแหน่งรับแรง ดังรูปที่ 3.4 จากนั้น เท้าจึงสามารถกระดกเท้าลงมาได้ ในช่วงของวงจรการเดิน flat foot ดังรูปที่ 3.5 จากนั้นเมื่อเข้าสู่ช่วง ขาขวารับน้ำหนักก็จะทำให้กลไกกลับมาเข้าสู่ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าดังรูปที่ 3.3 อีกครั้ง



รูปที่ 3.4 ช่วงที่มีการปลดล็อกข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1





รูปที่ 3.5 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

3.2.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

โดยปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1 อย่างแรกคือ ส่วนของการยึดติดกับขาได้ใช้วิธีน็อตและสกรู ณ ตำแหน่งวงรอบกระดูกต่ามจึงทำให้เกิดการเสียดสีระหว่างการใช้งาน แล้วถึงแม้ได้มีการแก้ไขโดยการเปลี่ยนหัวสกรูและได้เพิ่มแผ่นหนังเพื่อลดการเสียดสี แต่เมื่อใส่เป็นระยะเวลาเวลานานจะทำให้เกิดบาดแผลได้ ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ภายในร่องเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 1

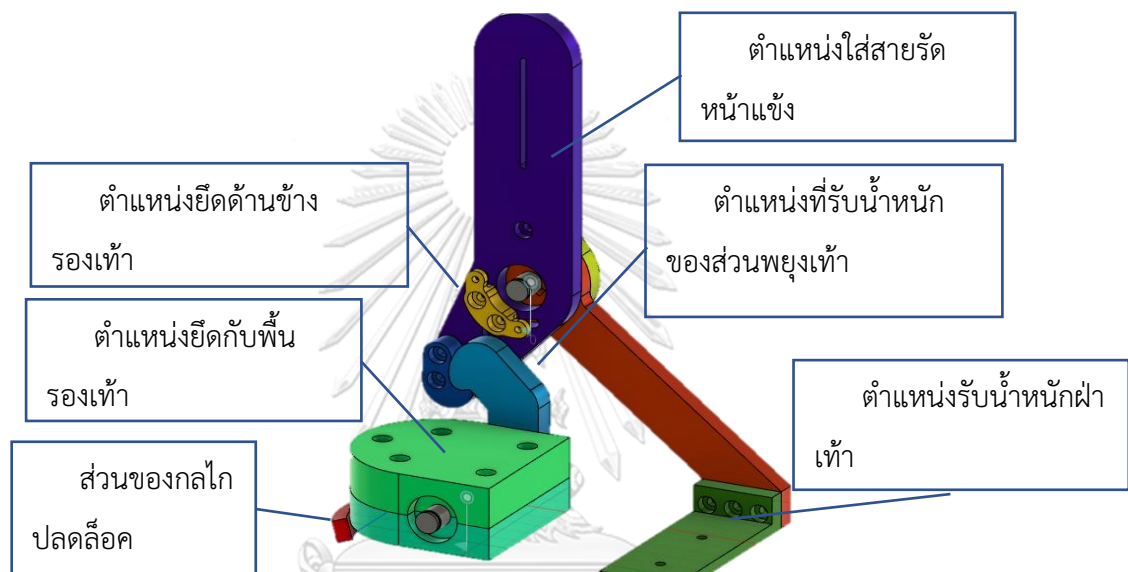
ปัญหาอย่างที่สอง คือ ส่วนของกลไก จะสามารถทำให้กลไกทำงานได้ตามที่ออกแบบนั้น จำเป็นต้องยึดระหว่างอุปกรณ์ ร่องเท้า และ เท้าของผู้สวมใส่ให้มั่นคง แต่เมื่อผู้สวมใส่เกิดการพลิกเท้าเข้า หรือพลิกเท้าออกจากแกนกลางลำตัว จึงทำให้มีโอกาสที่ส้นเท้าจะกระทบกับพื้นก่อนที่จะกระทบกลไก จึงส่งผลให้กลไกไม่ทำงาน

3.3 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2 ได้มีแนวคิดการออกแบบเพื่อแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นในรุ่นที่ 1 โดยปัญหาหลักที่เกิดขึ้นจากการที่กลไกไม่ทำงาน โดยการติดกลไกในร่องเท้าบริเวณส้นเท้าเพื่อให้กลไกทำงานทุกครั้งที่เท้ากระทบกับพื้น

3.3.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

หลักการทำงานคือ มีส่วนที่ทำหน้าที่ในการรับน้ำหนักของเท้าแต่จะปลดส่วนรับน้ำหนัก เมื่อกลไกในบริเวณสันเท้ากระทบกับพื้น แล้วได้มีการใส่สปริงคืนในอุปกรณ์บริเวณสันเท้า เพื่อทำหน้าที่ในการดันให้กลไกอยู่ในตำแหน่งเดิม เมื่อกลไกทำงาน โดยในการยึดกับรองเท้าได้ใช้วิธีการยึดกับพื้นรองเท้า ด้วยสกรู จากนั้นปิดด้วยแผ่นรองเท้า แล้วในส่วนของการยึดติดกับขาได้มีการ ยึดติดกับอุปกรณ์ 2 ตำแหน่ง คือ บริเวณหน้าแข้งด้วยแผ่นรัด และบริเวณกระดูกตาตุ่มยึดกับรองเท้าด้วยใช้ หมุดตอก ดังรูปที่ 3.7



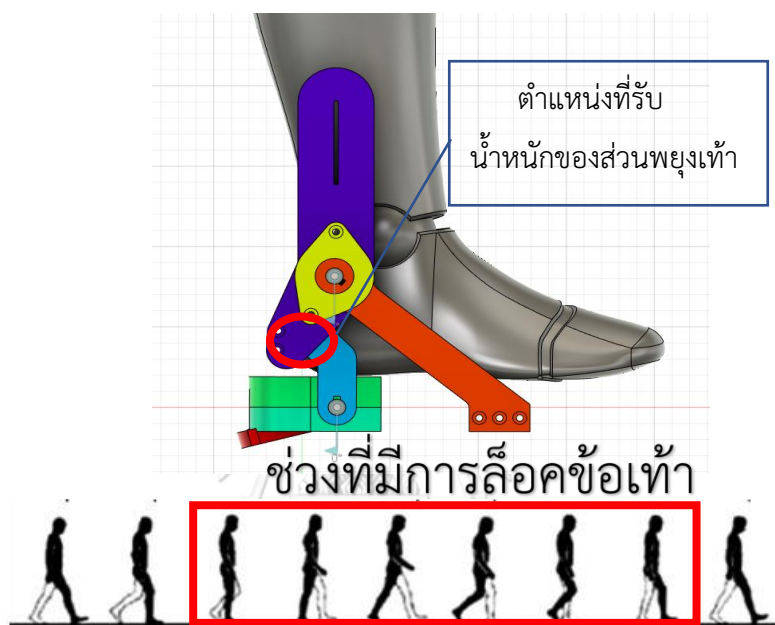
รูปที่ 3.7 ภายในรองเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 2



รูปที่ 3.8 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 2

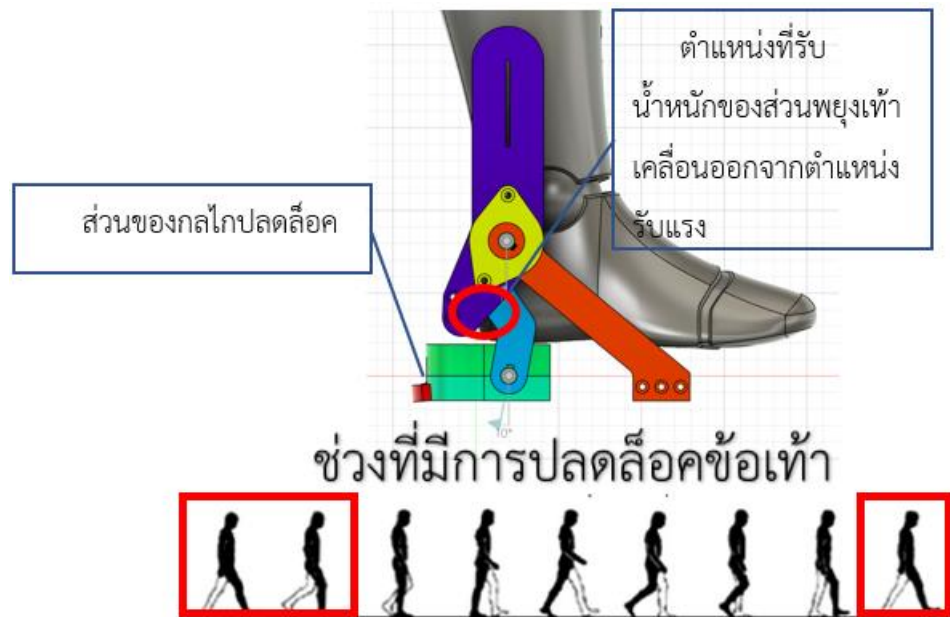
3.3.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

จากรูปที่ 3.9 จะสวมใส่อุปกรณ์ที่ขาขวา เมื่อตอนเริ่มต้นตำแหน่งที่รับน้ำหนักส่วนพุงเท้าจะอยู่ดังรูปที่ 3.9 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ทำให้อุปกรณ์สามารถล็อกข้อเท้าไว้กับปัญหาเท้าตก ซึ่งจะล็อกข้อเท้าไม่ให้กระดูกงมาในทุกช่วงของการเดินเนื่องจากได้ใส่สปริงสำหรับการรับต้นไว้เพื่อคงตำแหน่ง เว้นแต่ช่วงตอน สิ้นเท้ากระทบกับพื้น



รูปที่ 3.9 ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

และเมื่อสิ้นเท้ากระทบกับพื้น (Heel Strike) ในตำแหน่งของส่วนของกลไกปลดล็อกซึ่งเคลื่อนที่พร้อมกับตำแหน่งที่รับน้ำหนักของส่วนพุงเท้าจะเคลื่อนออกจากตำแหน่งรับน้ำหนักดังรูปที่ 3.10 จากนั้น เท้าจึงสามารถกระดูกงมาได้ในช่วงของวงจรการเดิน flat foot ดังรูปที่ 3.11 จากนั้นเมื่อเข้าสู่ช่วง ขาวารับน้ำหนัก (Mid-stand)ก็จะทำให้กลไกกลับเข้ามาสู่ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าดังรูปที่ 3.9 อีกครั้ง



รูปที่ 3.10 ช่วงที่มีการปลดล็อกข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2



รูปที่ 3.11 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

3.3.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2

ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 2 อุปกรณ์มีขนาดใหญ่และน้ำหนักที่มากถึง 2.5 กิโลกรัม ซึ่งหนักเกินกว่าที่สามารถนำมาใช้ได้ในชีวิตประจำวัน และ เนื่องจากจำเป็นต้องมีการยึดตำแหน่งด้านข้างของรองเท้า จึงจำเป็นต้องใช้วัสดุสร้างเท้าที่มีความแข็งแรงทนทานเพื่อสามารถคง

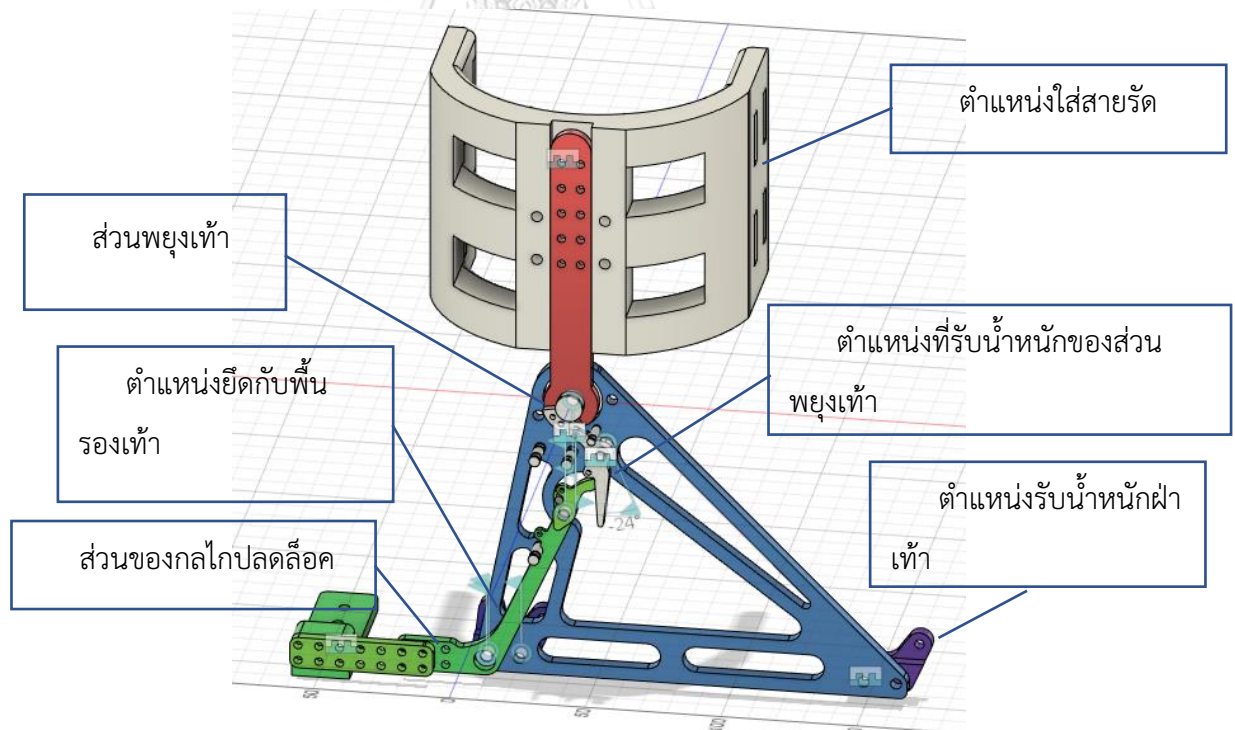
ตำแหน่งของอุปกรณ์ แล้วเมื่อใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการเท้าตก รองเท้าที่สร้างจากวัสดุดังกล่าว ไม่สามารถใช้ได้ในชีวิตประจำวัน จำเป็นต้องใช้วัสดุที่มีความยืดหยุ่น

3.4 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

เพื่อแก้ไขปัญหาที่อุปกรณ์มีน้ำหนักที่มากเกินไปโดยการลดส่วนของวัสดุที่ไม่มีความจำเป็นออกไป และจำเป็นต้องใช้รองเท้าที่สร้างจากวัสดุที่มีความแข็ง จึงได้ยึดกับพื้นของรองเท้า

3.4.1. กลไกการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

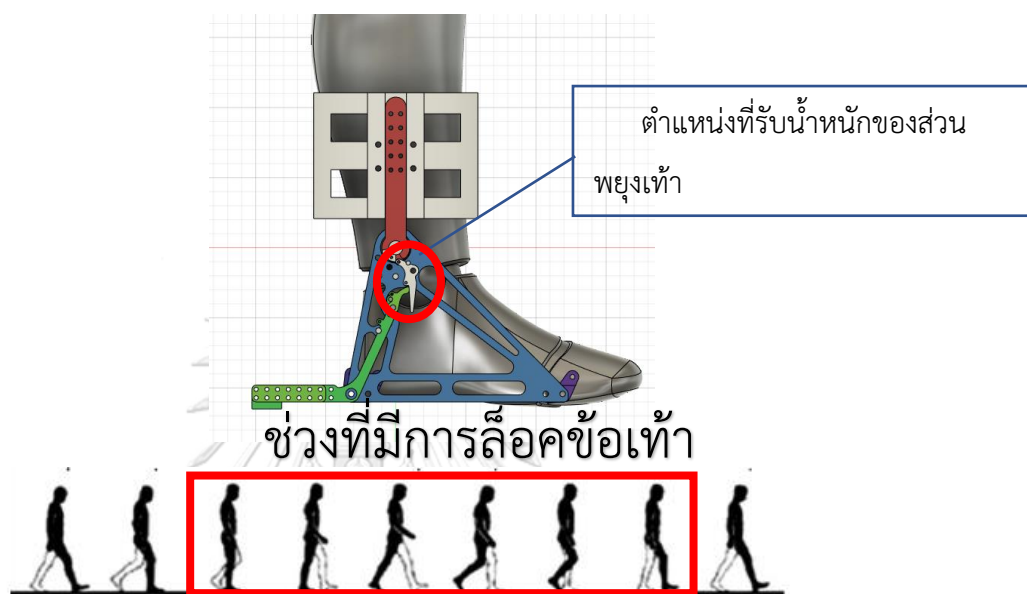
หลักการทำงานคือ ส่วนของกลไกรับน้ำหนักของเท้าได้มีการติดส่วนของรับน้ำหนักที่ทำหน้าที่ในการดันไม่ให้เท้าสามารถกระดกลงมาได้ดังรูปที่ 3.12 และได้มีการติดตั้งสปริงดึงเพื่อให้ส่วนรับน้ำหนักได้กลับมาอยู่ในตำแหน่งเดิม เพื่อทำหน้าที่ที่ล็อคไม่ให้เท้ากระดกลงมาตอนเดิน ส่วนที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักของเท้ายึดติดกับรองเท้า 2 ตำแหน่ง คือ บริเวณสันเท้า และ บริเวณฝ่าเท้า โดยส่วนรับน้ำหนักของเท้าได้มีเปิดออกเมื่อมีการกระทบกลไกกับพื้น และได้ใส่สปริงสำหรับดึง 2 อัน เพื่อใช้ในการดึงให้กลไกกลับมาตำแหน่งเดิมเมื่อเกิดการกระทบกับพื้น โดยที่ปลายของกลไก ได้มีการทำพื้นเพื่อครอบคลุมพื้นที่บริเวณสันเท้า จึงสามารถมั่นใจได้ว่ากลไกทำงานทุกครั้งที่เท้ากระทบกับพื้น โดยสามารถใส่สกรูเพื่อให้สามารถปรับความตำแหน่งกลไกการทำงานได้



รูปที่ 3.12 แบบจำลองอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

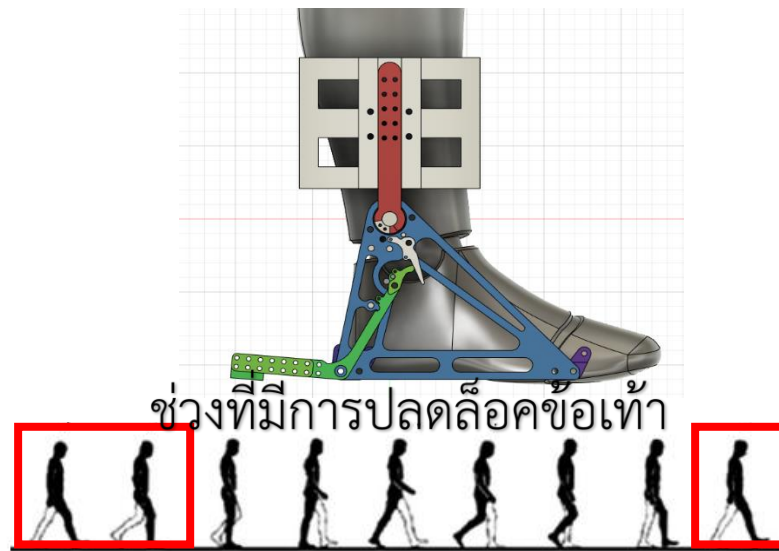
3.4.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

จากรูปที่ 3.13 จะสวมใส่อุปกรณ์ที่ขาขวา เมื่อตอนเริ่มต้นตำแหน่งที่รับน้ำหนักส่วนพยุงเท้าจะอยู่ดังรูปที่ 3.13 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ทำให้อุปกรณ์สามารถล็อกข้อเท้าไว้กับปัญหาเท้าตก ซึ่งจะล็อกข้อเท้าไม่ให้กระดูกงมาในทุกช่วงของการเดินเนื่องจากได้ใส่สปริงสำหรับการรับน้ำหนักไว้เพื่อคงตำแหน่ง เว้นแต่ช่วงตอน สิ้นเท้ากระทบกับพื้น

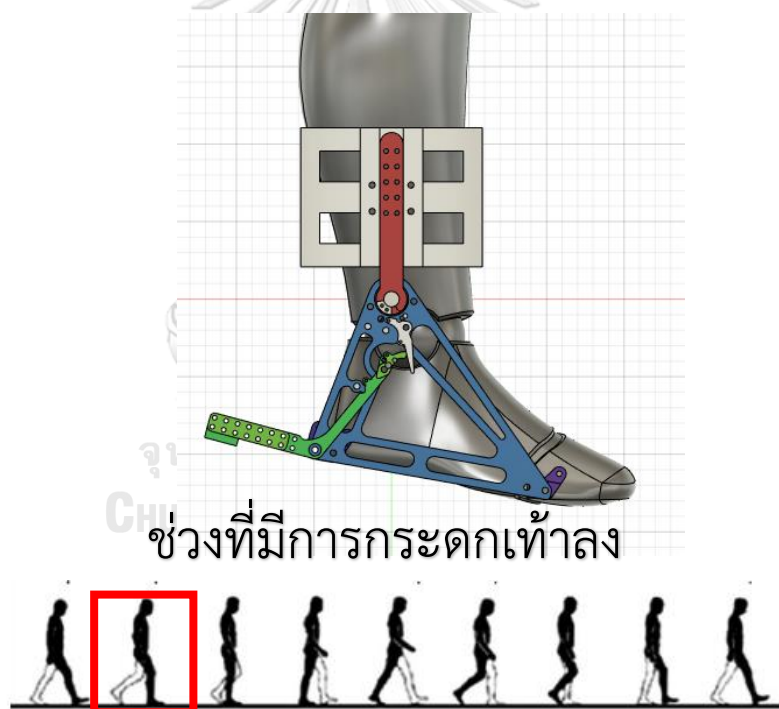


รูปที่ 3.13 ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

และเมื่อสิ้นเท้ากระทบกับพื้น (Heel Strike) ในตำแหน่งของส่วนของกลไกปลดล็อกซึ่งเคลื่อนที่พร้อมกับตำแหน่งที่รับน้ำหนักของส่วนพยุงเท้าจะดันตำแหน่งที่รับน้ำหนักของส่วนพยุงเท้าให้เลื่อนออกไปดังรูปที่ 3.14 จากนั้น เท้าจึงสามารถกระดูกเท้าลงมาได้ ในช่วงของวงจรการเดิน flat foot ดังรูปที่ 3.11 จากนั้น เมื่อเข้าสู่ช่วง ขาขวารับน้ำหนัก (Mid-stand) ก็จะทำให้กลไกกลับเข้ามาสู่ช่วงที่มีการล็อกข้อเท้าดังรูปที่ 3.9 อีกครั้ง



รูปที่ 3.14 ช่วงที่มีการปลดล๊อคข้อเท้าสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3



รูปที่ 3.15 ช่วงที่มีการกระดกเท้าลงสำหรับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

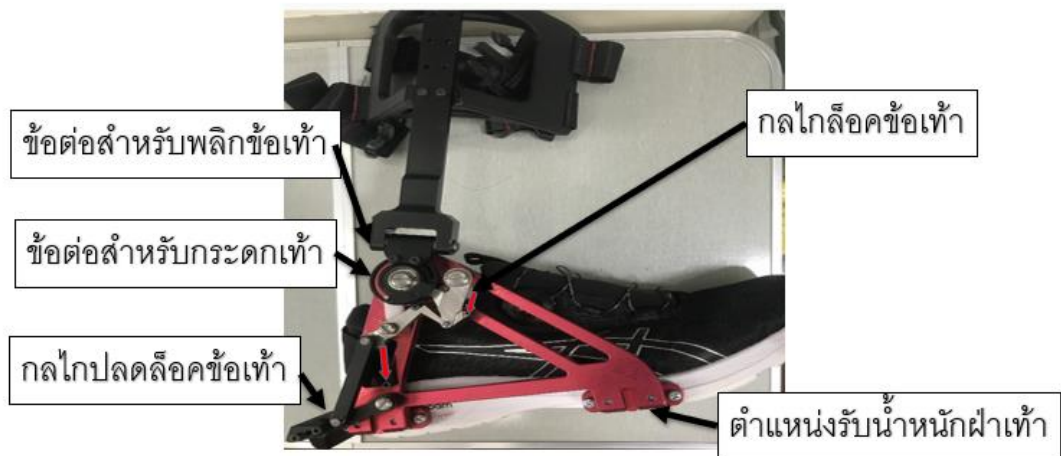
3.4.3. ปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3

โดยปัญหาของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 3 คือจำเป็นต้องใช้แรงมากกว่าการเดินปกติ ในช่วงของการกระทบกับพื้นเพื่อให้กลไกสามารถทำงานได้ และเท้าถูกล็อคให้อยู่ในแนวปกติของการ ยืน ไม่สามารถพลิกเท้าเข้าหรือพลิกเท้าออกได้ จึงทำให้ผู้สวมใส่เกิดความไม่สบาย



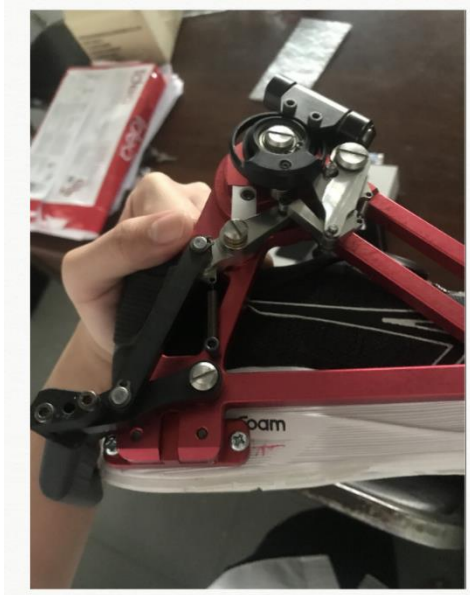
รูปที่ 3.16 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 3

3.5 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4



รูปที่ 3.17 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

ได้มีการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 เพื่อแก้ไขปัญหาอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 3 อันเนื่องมาจากปัญหาที่จำเป็นต้องใช้แรงมากเกินกว่าการเดินปกติเพื่อให้กลไกทำงาน โดยการเพิ่ม four-bar linkage เพื่อให้องศาของแรงที่กลไกกระทบกับพื้น เท่ากับ องศาของแรงที่กลไกกระทบกับ ตัวล๊อคข้อเท้าไม่ให้ข้อเท้ากระดกลง ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 กลไก four-bar linkage ของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

นอกจากนี้ได้มีการเพิ่มข้อต่อเพื่อรองรับการพลิกฝ่าเท้า ทำให้ผู้สวมใส่มีความสะดวกสบายมากขึ้น ไม่จำเป็นต้องที่เท้าต้องอยู่ในแนวระนาบตลอดการเดิน ดังรูปที่ 3.19 และ อุปกรณ์ได้มีการยึดติดในบริเวณสันของรองเท้า บริเวณฝ่าเท้า และ บริเวณขอบรองเท้า 3 ตำแหน่งเพื่อความมั่นคงของอุปกรณ์



รูปที่ 3.19 ข้อต่อสำหรับการพลิกฝ่าเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

3.5.1. อธิบายกลไกการทำงานของ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 4

ในตำแหน่งเริ่มต้นของอุปกรณ์กลไกได้มีการล็อกข้อเท้าไม่ให้ข้อเท้ากระดกลงได้ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการแกว่งเท้าเกิดการสะดุดล้ม จากนั้น เมื่อกลไกปลดล็อกกระทบกับพื้นกลไกจะไปกระแทกกลไกที่ใช้สำหรับล็อกไม่ให้ข้อเท้าตกลงมาได้ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 กลไกปลดล็อกข้อเท้าของ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

จากนั้นเมื่อกลไกปลดล็อกทำงาน สปริงที่ติดกับกลไกปลดล็อก ทำหน้าที่ในการดึงกลไกกลับมายังตำแหน่งเดิม และกลไกสำหรับล็อกข้อเท้าได้มีบานพับขนาดเล็กที่ติดสปริงขนาดเล็กเอาไว้ทั้ง 2 ชั้น ดังรูปที่ 3.21 โดยมีจุดประสงค์เพื่อไว้สำหรับให้กลไกปลดล็อก สามารถกลับมายังตำแหน่งเดิมได้ไม่ให้เกิดขัดกัน และสปริงอีกชั้น มีจุดประสงค์เพื่อให้อุปกรณ์ได้ล็อกข้อเท้าตลอดในช่วงที่กลไกไม่ได้ทำงาน



กลไกล็อกข้อเท้า

รูปที่ 3.21 กลไกล็อกข้อเท้าของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

3.5.2. เปรียบเทียบกลไกกับการเดินของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

จากรูปที่ 3.22 สวมใส่อุปกรณ์ที่ขาขวา เมื่อขากระทบกับพื้น (Heel Strike) ทำให้เกิดการกระทบกันระหว่างกลไกปลดล็อคข้อเท้ากับพื้นทางเดินส่งผลให้ กลไกล็อคข้อเท้าที่ป้องกันไม่ให้เท้าตกลูกเปิดออก



รูปที่ 3.22 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Heel Strike

เมื่อกลไกล็อคข้อเท้าเปิดออกดังรูปที่ 3.21 ส่งผลให้เท้าสามารถระดกลงมาเข้าสู่ช่วงการเดิน flat foot ดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.23 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง flat foot

และเมื่อสามารถระดกเท้าลงมาได้แล้ว เดินต่อไปเข้าสู่ช่วง Mid Stand ดังรูปที่ 3.24 ณ ช่วงนี้ กลไกล็อคข้อเท้าได้กลับมาสู่ตำแหน่งล็อคข้อเท้าแต่เท้า แต่ในช่วงนี้เท้ายังสามารถระดกลงมาได้อยู่ เนื่องจากกลไกปลดล็อคข้อเท้ายังกระทบกับพื้น



รูปที่ 3.24 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Mid Stand

จากนั้นเมื่อการเดินเข้าสู่ช่วง สิ้นเท้ายกออกจากพื้น (Heel Off) ดังรูปที่ 3.25 ทำให้กลไกปลดล็อค กลับมาอยู่ตำแหน่งเริ่มต้น ส่งผลให้เกิดการล็อคข้อเท้า ดังนั้นเมื่อเข้าสู่ช่วงแกว่งเท้า จะทำให้กลไกสามารถป้องกันเท้าตกได้ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.25 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วง Heel Off



รูปที่ 3.26 อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 ในช่วงที่มีการลอคข้อเท้า



บทที่ 4

การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการทดลอง และผลการทดลองทั้งหมด เพื่อใช้วิเคราะห์ประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่ผลิตขึ้น จึงได้ใช้วิธีการทดสอบ 2 อย่างคือ 1.ทดสอบโดยใช้การวัดกระแสไฟฟ้าเป็นการตรวจโดยการกระตุ้นเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า บันทึกการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อและเส้นประสาทส่วนรับรู้ความรู้สึก โดยมีจุดมุ่งหมายเพื่อใช้สำหรับวิเคราะห์กำลังที่ใช้ในตอนก้าวเดินในแต่ละกล้ามเนื้อ 2.ใช้กล้อง OptiTrack 9 ตัว จับการเคลื่อนไหวของร่างกายเพื่อสามารถวิเคราะห์ท่าทางของการเดินได้เนื่องจากมีการจับตำแหน่งของกล้ามเนื้อในแต่ละตำแหน่งที่สำคัญ โดยทดสอบ ณ ศูนย์การเดินและการเคลื่อนไหว โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ศูนย์การเดินและการเคลื่อนไหว

4.1 ทดสอบอุปกรณ์โดยใช้วิธีวัด EMG กระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ

4.1.1. วัตถุประสงค์ของการทดลอง

เพื่อเปรียบเทียบกำลังที่ใช้ในการเดินโดยใช้การวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ โดยการเปรียบเทียบระหว่างการเดินโดยการสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 และการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติ และการเดินโดยการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล

4.1.2. วิธีดำเนินการทดลอง

4.1.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. อุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย ยี่ห้อ Delsys



รูปที่ 4.2 อุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย ยี่ห้อ Delsys

2. อุปกรณ์ส่งสัญญาณ



รูปที่ 4.3 อุปกรณ์ส่งสัญญาณ

3. อุปกรณ์รับสัญญาณของอุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย



รูปที่ 4.4 อุปกรณ์รับสัญญาณ

4. โปรแกรมที่ใช้ในการรับค่า EMGWork



รูปที่ 4.5 โปรแกรมEMGWork

4.1.2.2 ตัวแปรต้น

ในการทดสอบประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบ 3 เงื่อนไข ดังนี้

1. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่รองเท้าปกติ



รูปที่ 4.6 รองเท้าปกติที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ

2. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4



รูปที่ 4.7 รองเท้าที่ประกอบกับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

3. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



รูปที่ 4.8 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ

4.1.2.3 ตัวแปรตาม

ค่ากำลังไฟฟ้าของกล้ามเนื้อในแต่ละมัดกล้ามเนื้อที่ใช้ในการทดสอบ

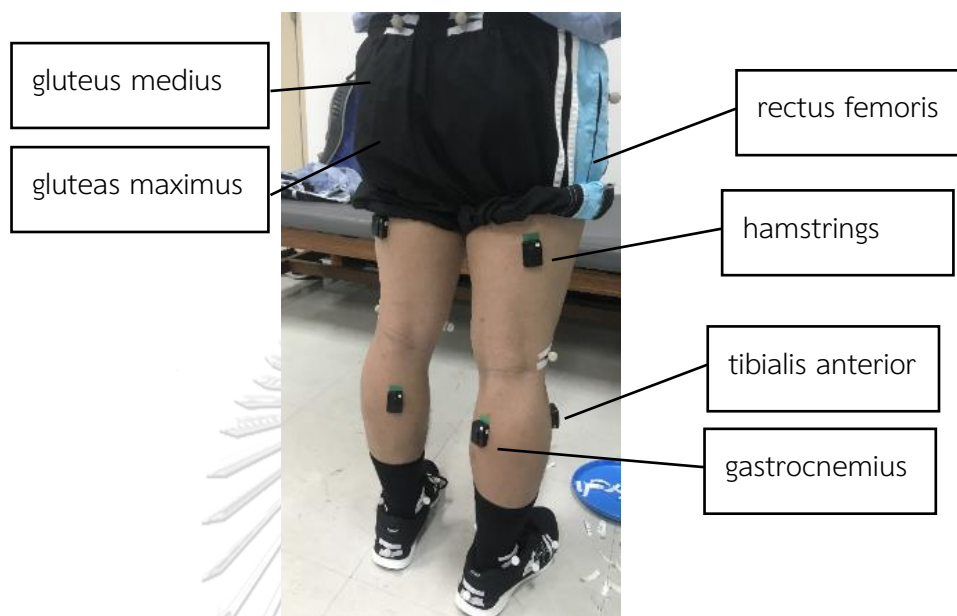
4.1.2.4 ตัวแปรควบคุม

1. ระยะทางที่ใช้ในการเดิน
2. ความเร็วที่ใช้ในการเดิน

4.1.2.5 วิธีการทดลอง

1. ติดเทปขาว 2 หน้ากับอุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย

2. ติดอุปกรณ์ตรวจวัดกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อไร้สาย ในตำแหน่งกล้ามเนื้อที่สำคัญ สำหรับการเดินและการทรงตัว 6 มัด ดังนี้ tibialis anterior, gastrocnemius, rectus femoris, hamstrings, gluteus medius, gluteas maximus ดังรูปที่ 4.9

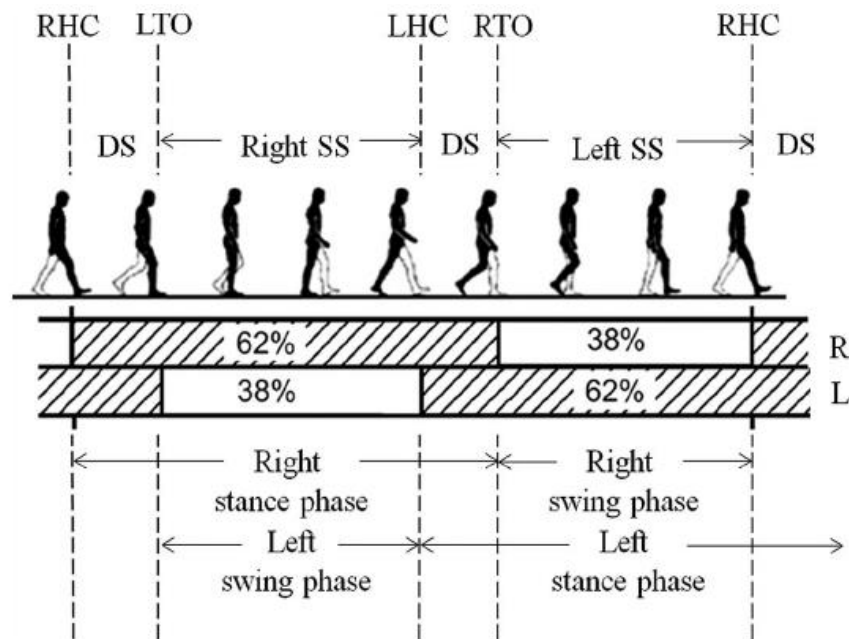


รูปที่ 4.9 ตำแหน่งของการติด EMG บริเวณขา

3. ก่อนเริ่มเดิน กดส่งสัญญาณที่อุปกรณ์ส่งสัญญาณ เพื่อใช้ในการส่งสัญญาณในระบบถึงตำแหน่งของการเริ่มเดิน
4. เดินตามทางเป็นระยะทาง 5 เมตร ไปกลับด้วยความเร็วคงที่ ทั้งหมด 3 รอบ

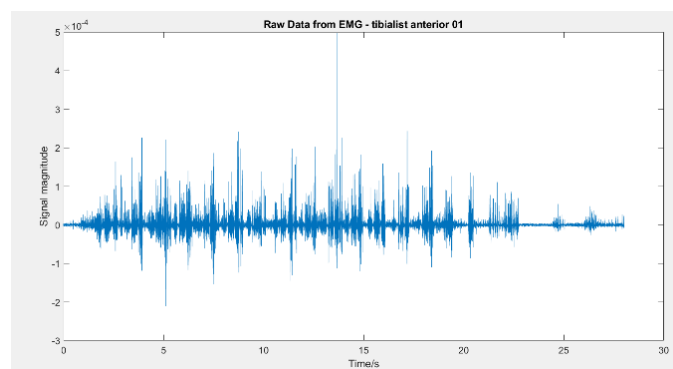
4.1.3. ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองโดยใช้วิธี EMG

กล้ามเนื้อของมนุษย์ มีการหด และ มีการคลายตัว เมื่อเส้นประสาทสั่งให้กล้ามเนื้อหดตัวจะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าผ่านเส้นประสาทไปยังกล้ามเนื้อ ทำให้สามารถวัดค่ากระแสไฟฟ้าในกล้ามเนื้อได้ ซึ่งในช่วงสูงสุดของกราฟแสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อ ในรูปที่ 4.10 แสดงรอบการเดิน โดยสีดำ แสดงขาด้านขวา สีขาว แสดงขาด้านซ้าย

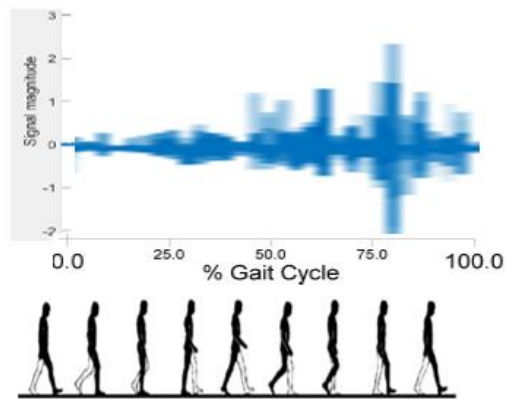


รูปที่ 4.10 รอบการเดิน

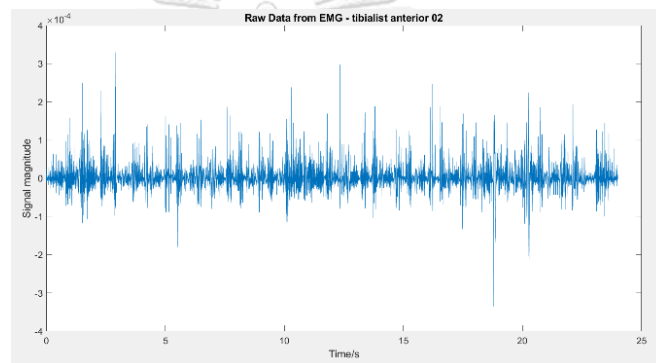
1. กล้ามเนื้อ tibialis anterior คือกล้ามเนื้อมัดหลักสำหรับทำหน้าที่ในการกระดกเท้าขึ้น ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณหน้าแข้ง จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 1 แสดงให้เห็นว่า ในตำแหน่งของช่วงออกแรงกระดกเท้าขึ้น ดังรูปที่ 4.11 ค่า สัญญาณ EMG อยู่ในช่วง 2.5×10^{-4} Volts ถึง -1×10^{-4} Volts และจากกราฟ แสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.14 ค่า สัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงออกแรงกระดกเท้าขึ้น อยู่ในช่วง 3×10^{-4} ถึง -1×10^{-4} Volts และ จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 3 ดังรูปที่ 4.16 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงออกแรงกระดกเท้าขึ้น อยู่ในช่วง 3.5×10^{-4} ถึง -1×10^{-4} Volts



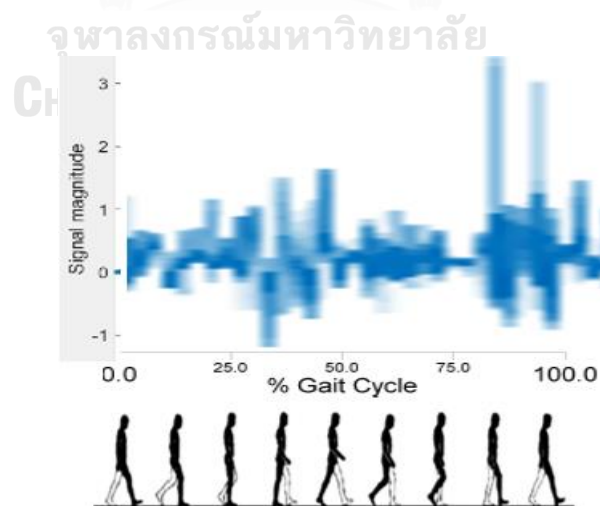
รูปที่ 4.11 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 1



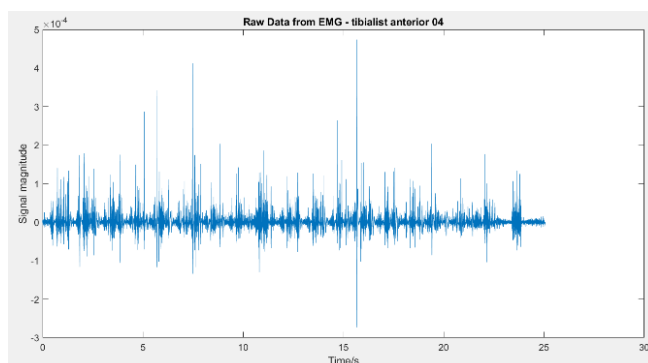
รูปที่ 4.12 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่1



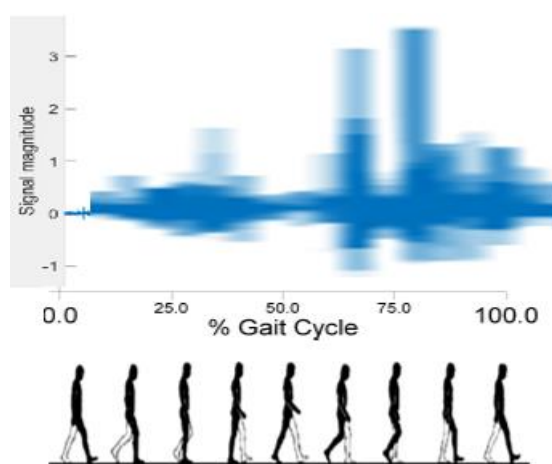
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่2



รูปที่ 4.14 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่2

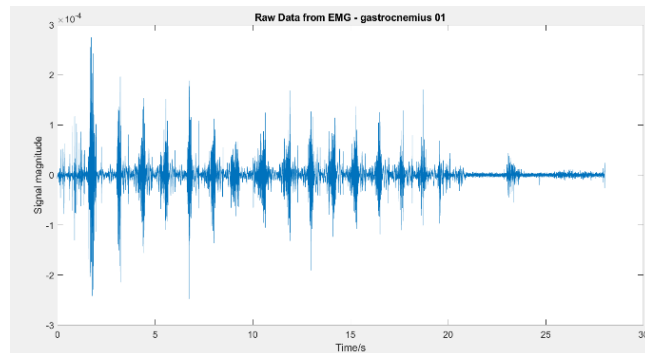


รูปที่ 4.15 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 3

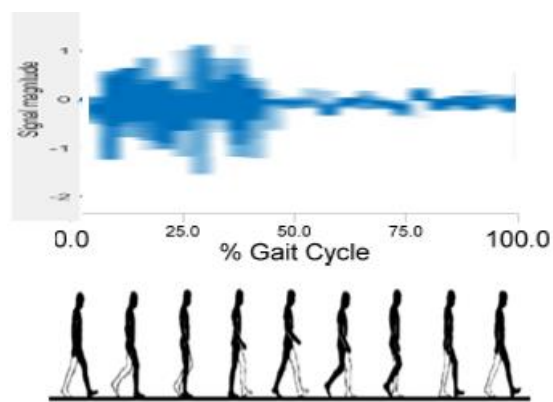


รูปที่ 4.16 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจรถ่ายการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ tibialis anterior ของการทดลองที่ 3

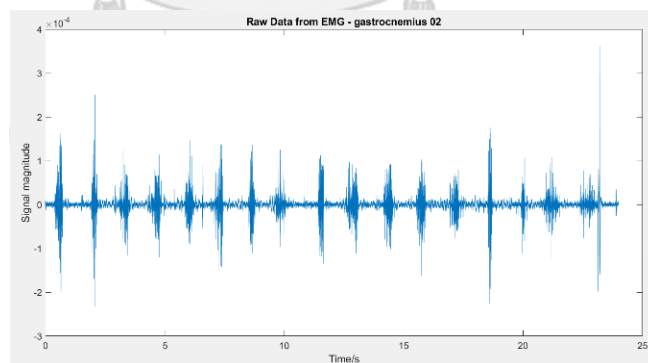
2. กล้ามเนื้อ gastrocnemius คือกล้ามเนื้อมัดหลังสำหรับทำหน้าที่ในการกระดกเท้าลง ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณน่องขา จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่ 1 ดังรูปที่ 4.18 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงออกแรงตบเท้าลง อยู่ในช่วง 1.5×10^{-4} ถึง -2×10^{-4} Volts และจากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.20 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงออกแรงกระดกเท้าขึ้น อยู่ในช่วง 1.5×10^{-4} ถึง -1.5×10^{-4} Volts และจากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่ 3 ดัง รูปที่ 4.22 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงออกแรงตบเท้าลง อยู่ในช่วง 2.5×10^{-4} ถึง -1.5×10^{-4} Volts



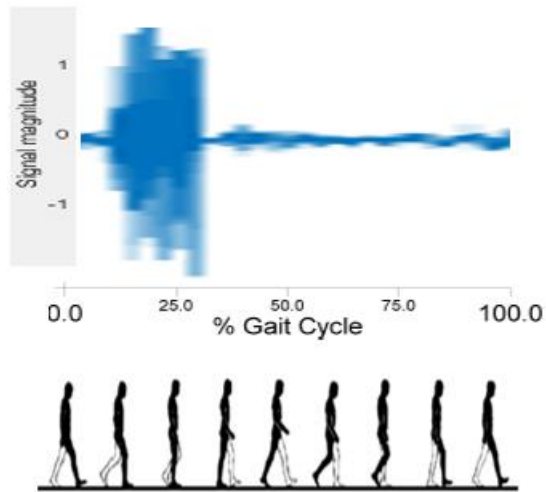
รูปที่ 4.17 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่1



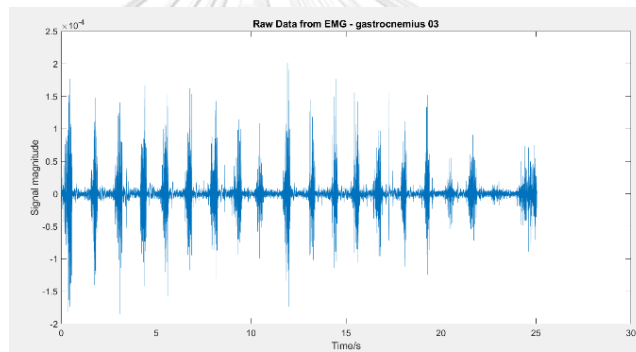
รูปที่ 4.18 กราฟขยายแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่1ครบรอบวง
จนการเดิน 1 รอบ



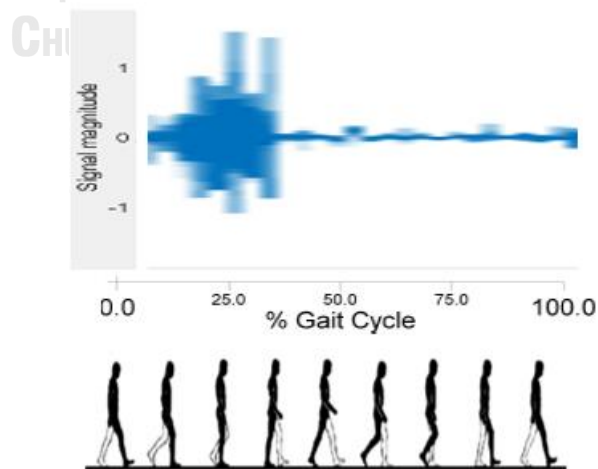
รูปที่ 4.19 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่2



รูปที่ 4.20 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่2

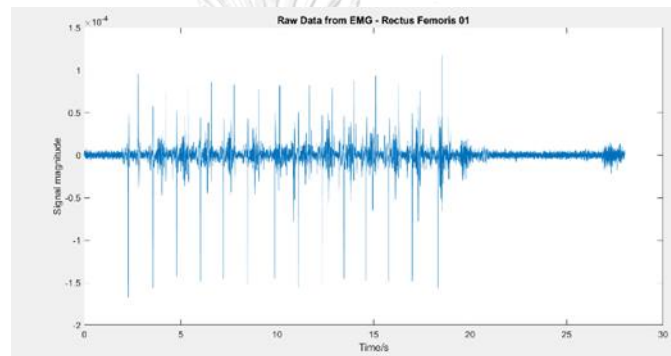


รูปที่ 4.21 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่3

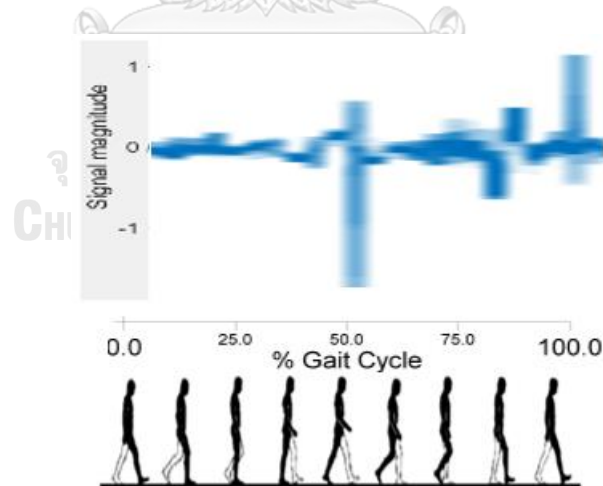


รูปที่ 4.22 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ gastrocnemius ของการทดลองที่3

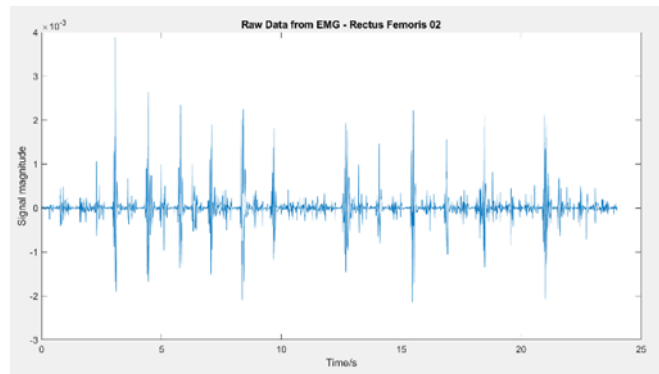
3. กล้ามเนื้อ rectus femoris คือกล้ามเนื้อมัดหลักสำหรับทำหน้าที่ในการเหยียดเข่า และงอสะโพก ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณต้นขาด้านหน้า จาก กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 1 ดังรูปที่ 4.24 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 1×10^{-4} ถึง -1.5×10^{-4} Volts และจากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.26 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 2×10^{-4} ถึง -2×10^{-4} Volts และ จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 3 ดังรูปที่ 4.28 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 6×10^{-4} ถึง -6×10^{-4} Volts



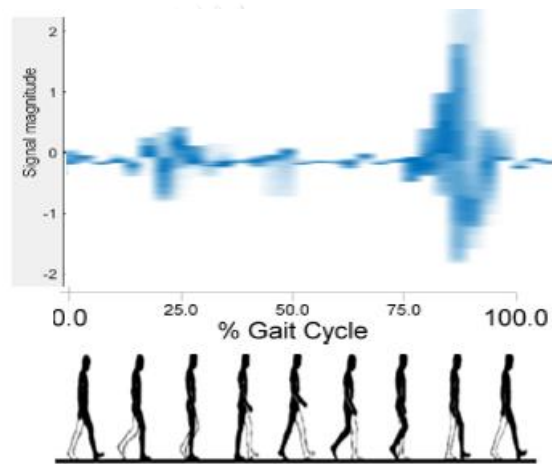
รูปที่ 4.23 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่1



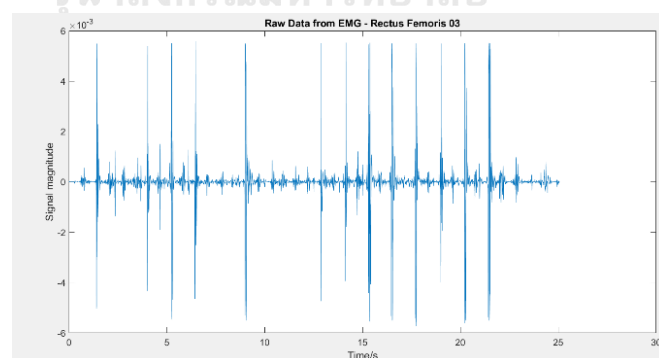
รูปที่ 4.24 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่1



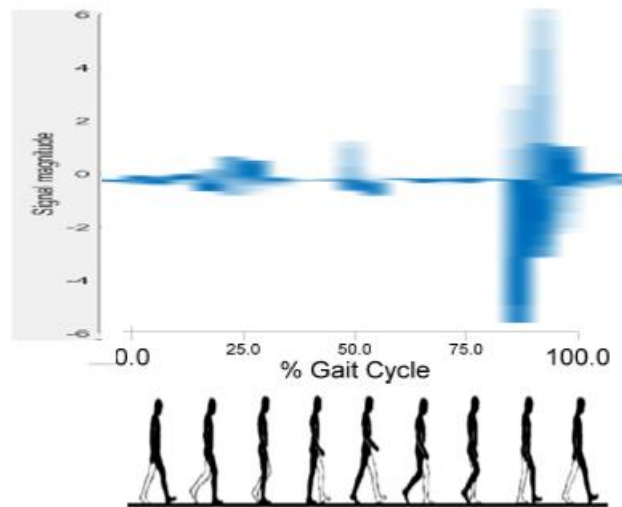
รูปที่ 4.25 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 2



รูปที่ 4.26 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 2

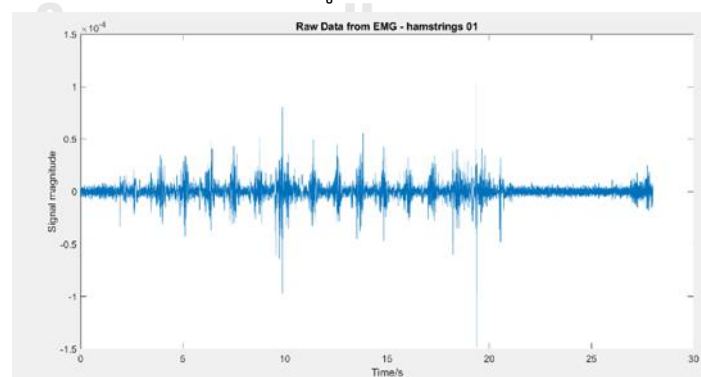


รูปที่ 4.27 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่ 3

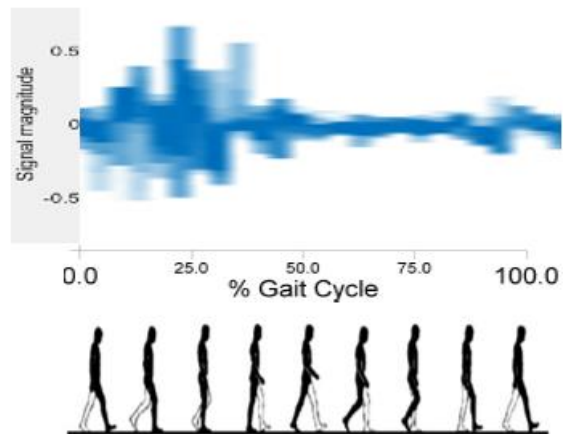


รูปที่ 4.28 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ rectus femoris ของการทดลองที่3

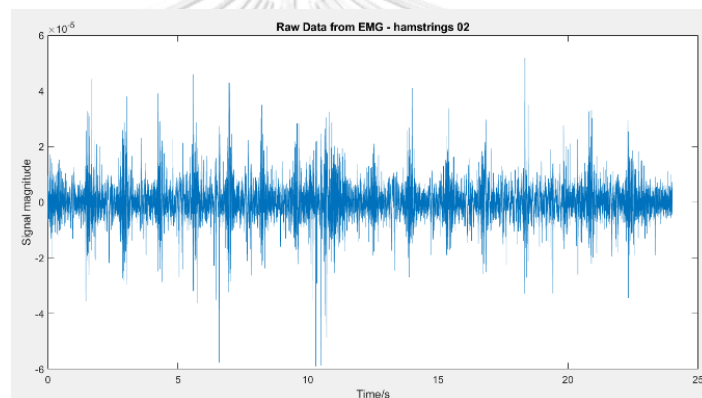
4. กล้ามเนื้อ hamstrings คือกลุ่มกล้ามเนื้อสำหรับทำหน้าที่งอเข่าและยืดสะโพก ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณต้นขาด้านหลัง จาก กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 1 ดังรูปที่ 4.30 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 0.5×10^{-4} ถึง -0.5×10^{-4} Volts และจากกราฟ แสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.32 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 4×10^{-4} ถึง -4×10^{-4} Volts และ จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 3 ดังรูปที่ 4.34 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 4×10^{-4} ถึง -4×10^{-4} Volts



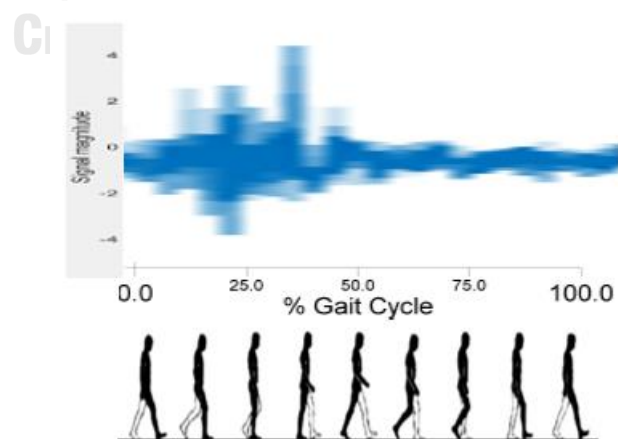
รูปที่ 4.29 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่1



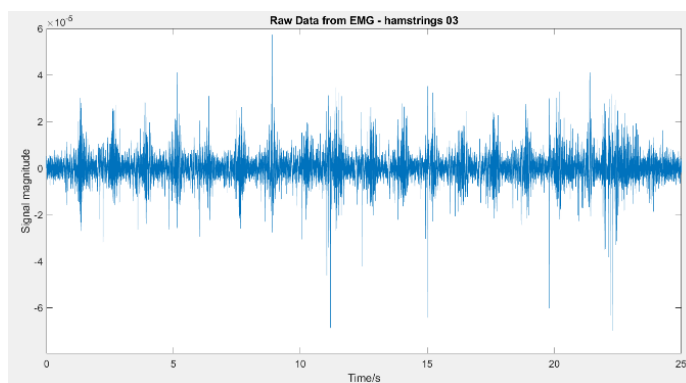
รูปที่ 4.30 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบคลุมวงจรถ่ายการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 1



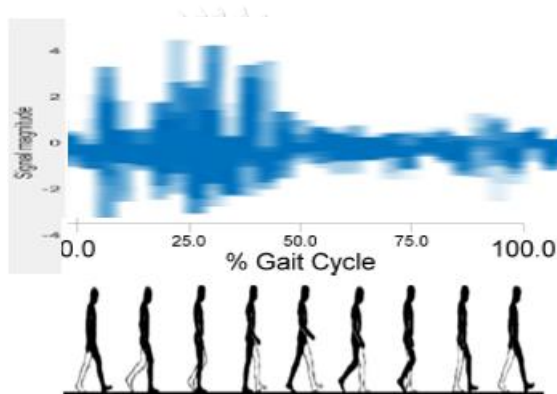
รูปที่ 4.31 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 2



รูปที่ 4.32 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบคลุมวงจรถ่ายการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่ 2

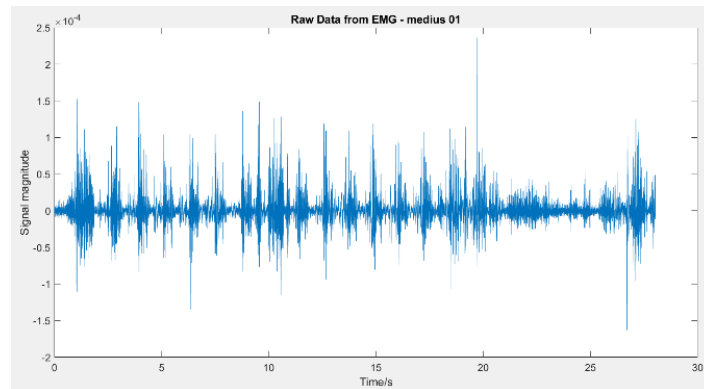


รูปที่ 4.33 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่3

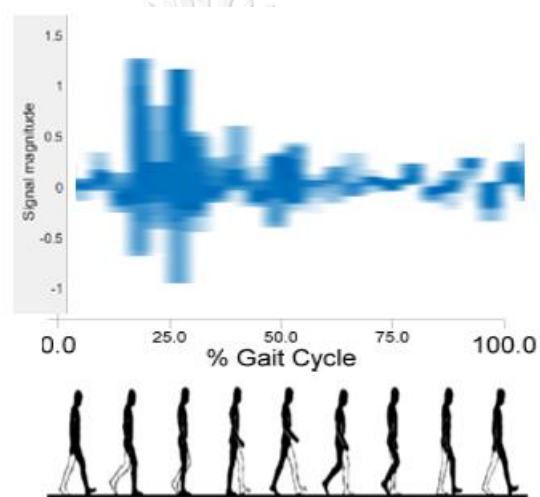


รูปที่ 4.34 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจวนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ hamstrings ของการทดลองที่3

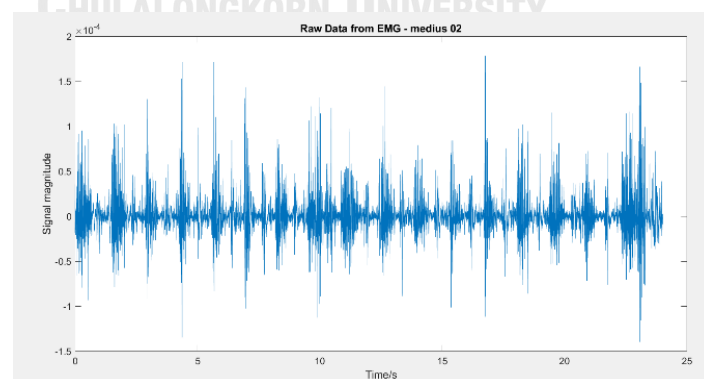
5. กล้ามเนื้อ Gluteus medius คือกล้ามเนื้อสำหรับทำหน้าที่ สร้างเสถียรภาพของกระดูกเชิงกราน และ การกางสะโพก ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณ บั้นท้าย จาก กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 1 ดังรูปที่ 4.36 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 1.5×10^{-4} ถึง -1×10^{-4} Volts และจากกราฟ แสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.38 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 1.5×10^{-4} ถึง -1×10^{-4} Volts และ จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 3 ดังรูปที่ 4.40 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 3×10^{-4} ถึง -3×10^{-4} Volts



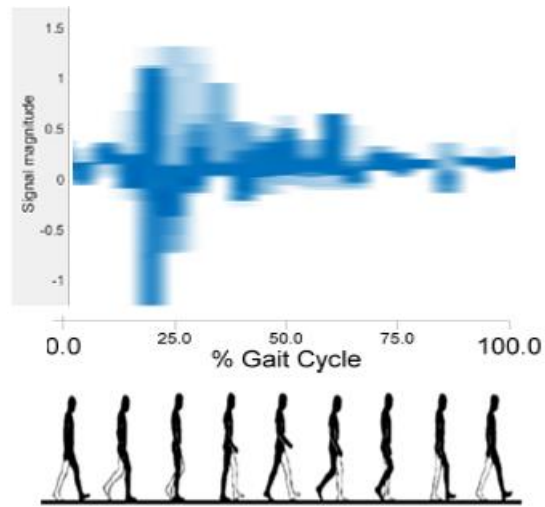
รูปที่ 4.35 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 1



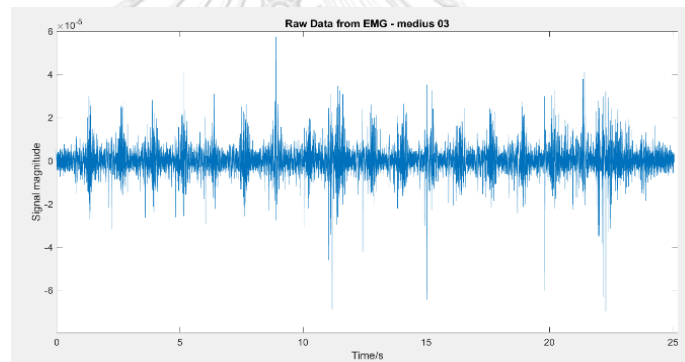
รูปที่ 4.36 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจรถ่ายการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 1



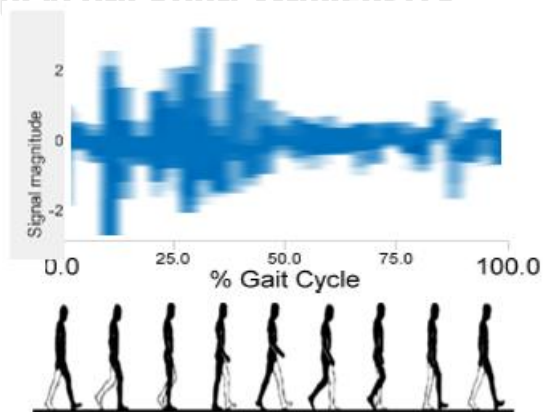
รูปที่ 4.37 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 1



รูปที่ 4.38 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่1

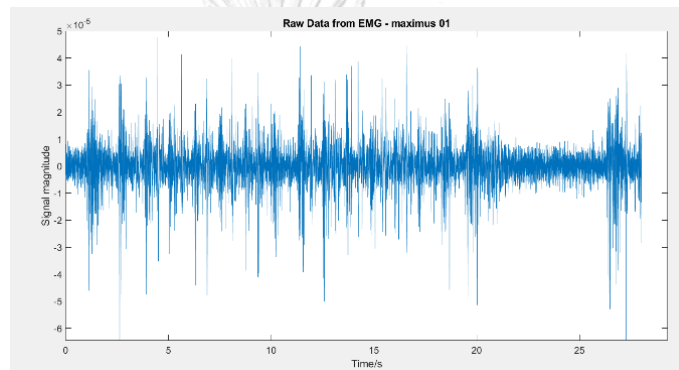


รูปที่ 4.39 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่3

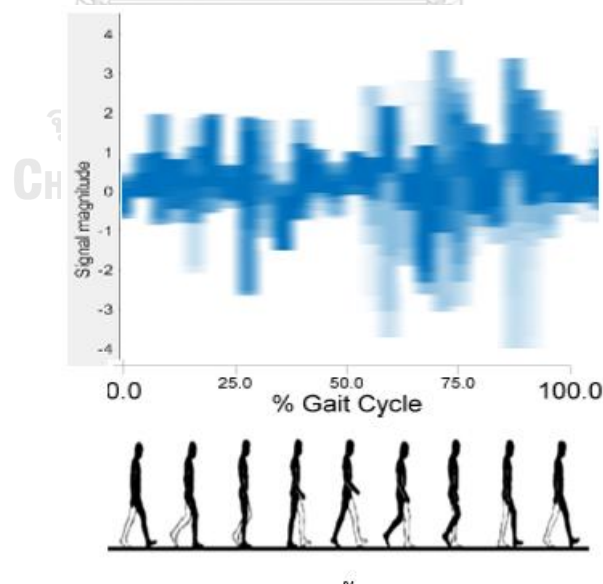


รูปที่ 4.40 กราฟขยายแสดงผล EMG ครอบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่3

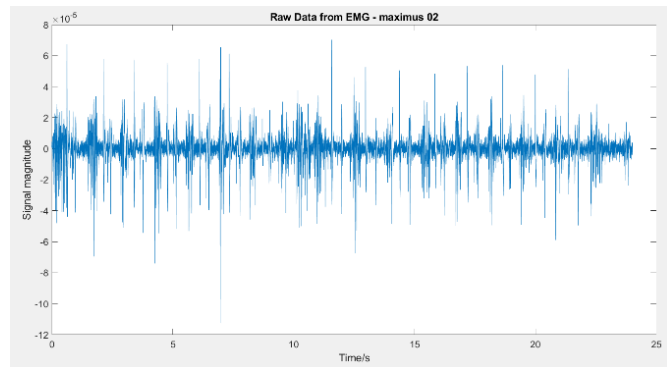
6. กล้ามเนื้อ Gluteus maximus คือกล้ามเนื้อสำหรับทำหน้าที่ เสถียรภาพของกระดูกเชิงกราน ไม่ให้ตกลงเวลาที่เราก้าวขา ตำแหน่งของกล้ามเนื้ออยู่บริเวณ บั้นท้าย จาก กราฟ แสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus medius ของการทดลองที่ 1 ดังรูปที่ 4.42 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 4×10^{-5} ถึง -4×10^{-5} Volts และจากกราฟ แสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 2 ดังรูปที่ 4.44 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 5×10^{-4} ถึง -4×10^{-4} Volts และ จากกราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 3 ดังรูปที่ 4.46 ค่าสัญญาณ EMG ในตำแหน่งของช่วงกล้ามเนื้อทำงาน อยู่ในช่วง 4×10^{-4} ถึง -4×10^{-4} Volts



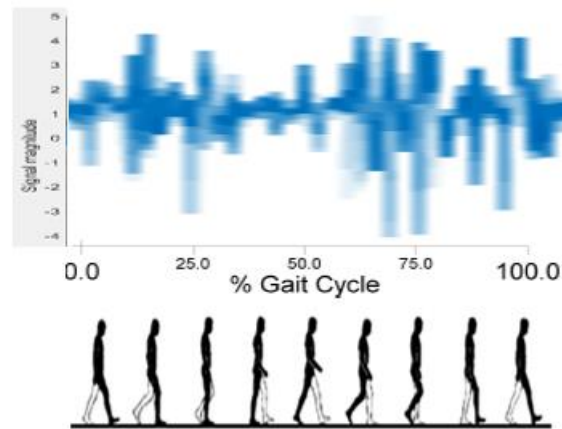
รูปที่ 4.41 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่1



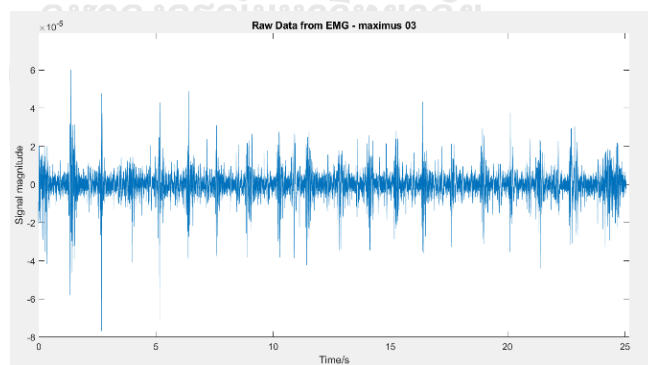
รูปที่ 4.42 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่1



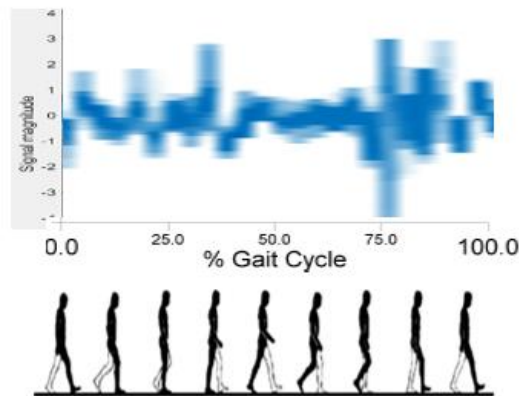
รูปที่ 4.43 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 2



รูปที่ 4.44 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจนการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 2



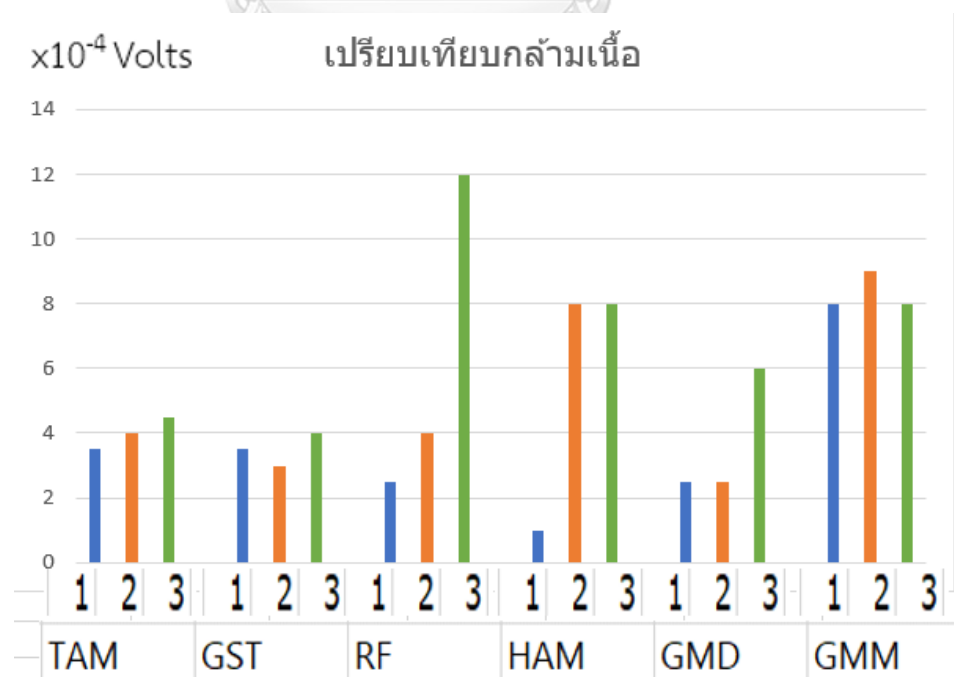
รูปที่ 4.45 กราฟแสดงผล EMG กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 3



รูปที่ 4.46 กราฟขยายแสดงผล EMG ครบรอบวงจรรวมการเดิน 1 รอบของ กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ของการทดลองที่ 3

4.1.4. สรุปผลการทดลองโดยใช้วิธี EMG

ในรูปที่ 4.47 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Amplitude จากการทดลองโดยใช้วิธี EMG ของการทดลองแต่ละเงื่อนไข ตามกลุ่มกล้ามเนื้อ จากกราฟจะเห็นได้ว่า ค่า Amplitude ในแต่ละมัดกล้ามเนื้อของการทดสอบเมื่อเปรียบเทียบระหว่าง อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 และ ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 มีค่า Amplitude น้อยกว่า หรือเท่ากับ การเดินโดยการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล และมีค่า Amplitude มากกว่า หรือเท่ากับการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติ



รูปที่ 4.47 กราฟแสดงค่า Amplitude ของการทดลองแต่ละเงื่อนไข ตามลำดับกล้ามเนื้อ

4.2 การทดสอบอุปกรณ์โดยใช้ Motion Capture

4.2.1. วัตถุประสงค์ของการทดลอง

เพื่อเปรียบเทียบท่าทางการเดินโดยใช้กล้องตรวจจับตำแหน่งของตัวติดตาม (Tracker) เพื่อให้สามารถนำไปสร้าง โมเดล 3 มิติ แล้วนำไปวิเคราะห์ท่าทางการเดิน โดยการเปรียบเทียบระหว่างการเดินโดยการสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 และการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติ และการเดินโดยการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล

4.2.2. วิธีดำเนินการทดลอง

4.2.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. กล้อง OptiTrack PrimeX 41



รูปที่ 4.48 กล้อง OptiTrack

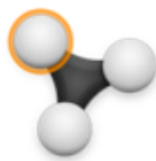
2. ตัวTracker

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูปที่ 4.492. ตัวTracker

3. โปรแกรมที่ใช้ในการวิเคราะห์ผล Motive



รูปที่ 4.50 โปรแกรมMotive

4.2.2.2 ตัวแปรต้น

ในการทดสอบประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบ 3 เงื่อนไข ดังนี้

1. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่รองเท้าปกติ



รูปที่ 4.51 รองเท้าปกติที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ

2. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4



รูปที่ 4.52 รองเท้าที่ประกอบด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4

3. คนร่างกายแข็งแรงสมบูรณ์สวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



รูปที่ 4.53 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าที่ผู้สวมใส่ใช้ทดสอบ

4.2.2.3 ตัวแปรตาม

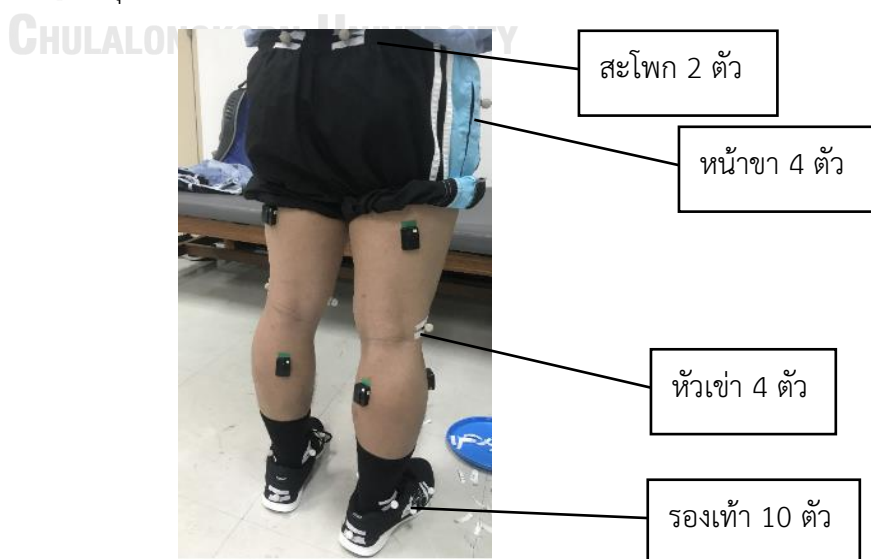
ตำแหน่งของ Tracker

4.2.2.4 ตัวแปรควบคุม

1. ระยะทางที่ใช้ในการเดิน
2. ความเร็วที่ใช้ในการเดิน

4.2.2.5 วิธีการทดลอง

1. ติด Tracker ในตำแหน่งของข้อต่อ และ บริเวณเท้า ดังรูปที่ 4.54 และติดตั้ง Tracker สำหรับตรวจสอบการหมุนอีก 2 ตัว รวมทั้งสิ้น 22 ตำแหน่ง

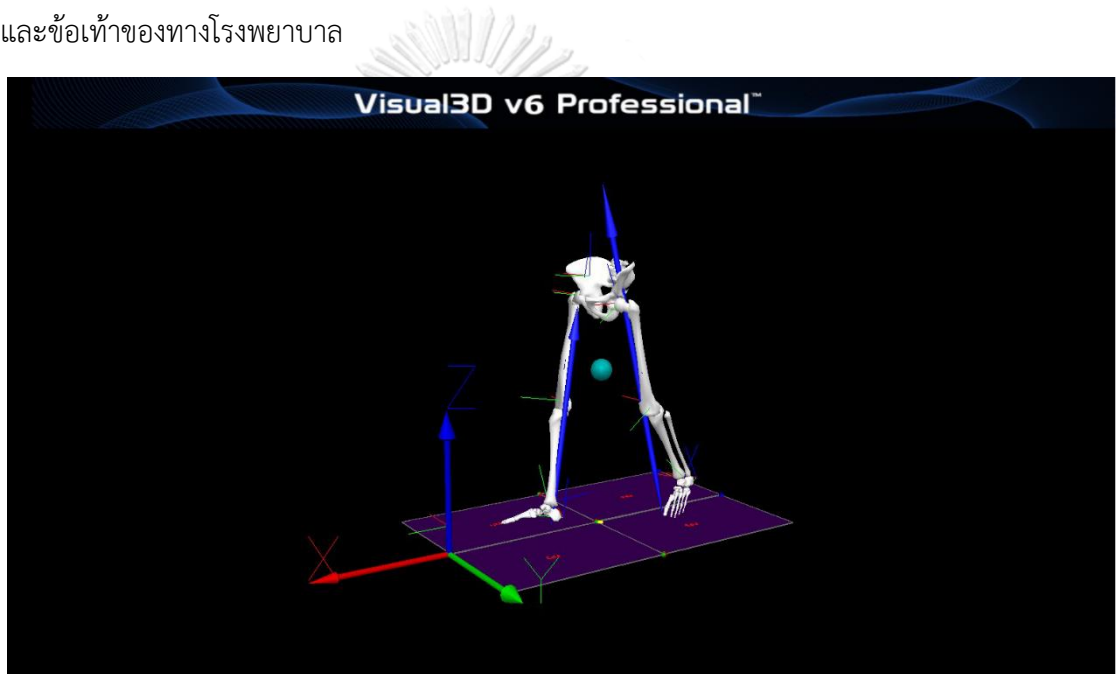


รูปที่ 4.54 ตำแหน่งในการติด Tracker

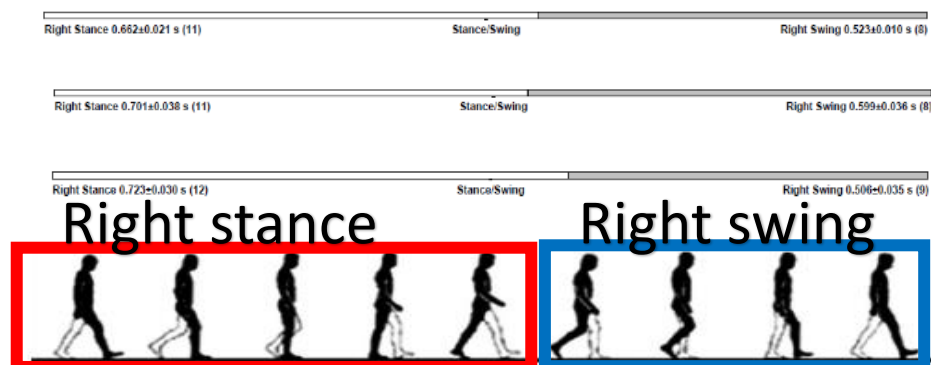
2. เดินตามทางเป็นระยะทาง 5 เมตร ไปกลับด้วยความเร็วคงที่ ทั้งหมด 3 รอบ

4.2.3. ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองโดยใช้วิธี Motion Capture

เมื่อนำตำแหน่งของ Tracker เข้าโปรแกรม Motive เรียบร้อยแล้ว เพื่อสร้าง Model 3 มิติ 6 Degree of freedom รูปที่ 4.55 จากนั้นจะได้กราฟแสดงตำแหน่งของข้อต่อที่ใช้ในการเดินต่อ 1 รอบการเดิน ในรูปที่ 4.56 แสดงอัตราส่วนระหว่างช่วงยืน(stance) และ ช่วงแกว่งเท้า (swing) ของเท้าขวา ซึ่งเป็นเท้าที่สวมใส่อุปกรณ์ โดยกราฟแท่งบนสุด แสดงผลของการทดสอบสำหรับผู้สวมใส่รองเท้าปกติ โดยกราฟแท่งกลาง แสดงผลของการทดสอบสำหรับผู้สวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่ 4 และกราฟแท่งสุดท้าย แสดงผลของการทดสอบสำหรับผู้สวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล

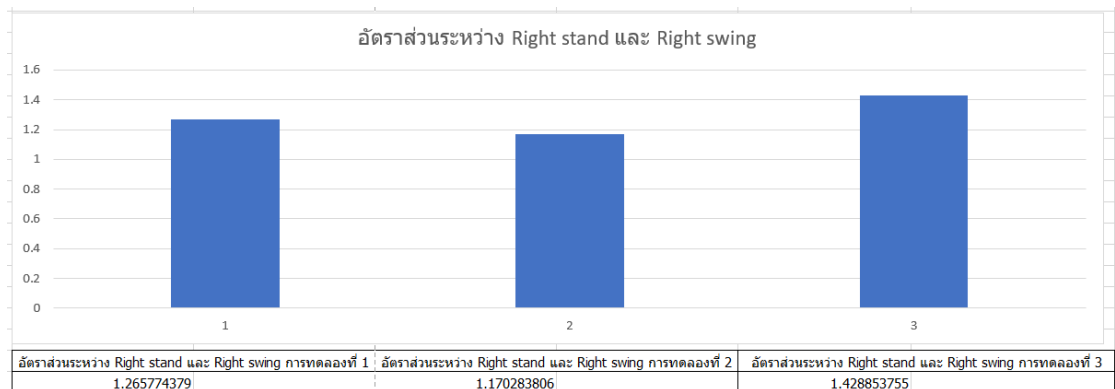


รูปที่ 4.55 Model 3 มิติ 6 Degree of freedom



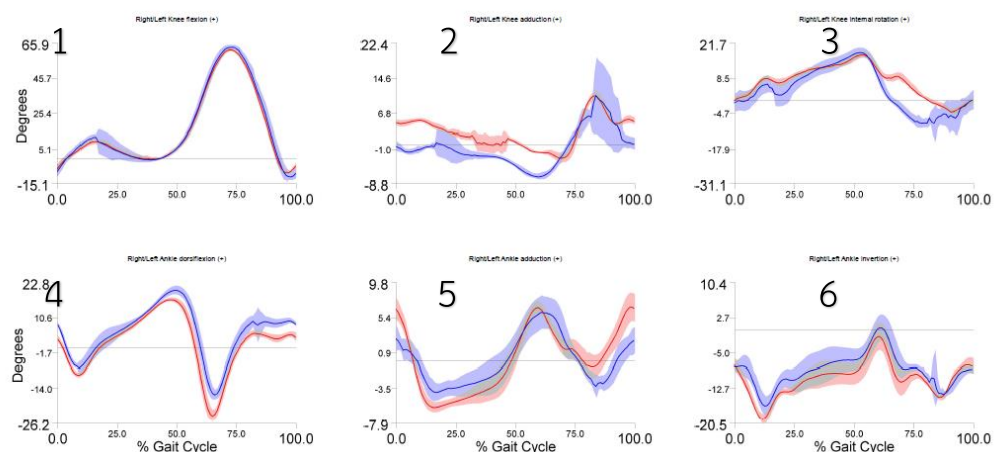
รูปที่ 4.56 กราฟแท่งเปรียบเทียบระหว่างช่วงยืน และ ช่วงแกว่งเท้าของขาขวา

จากรูปที่ 4.57 กราฟแสดงค่าอัตราส่วนระหว่างช่วงที่ ขาขวากระทบกับพื้น (Right Stand) และ ช่วงที่ ขาขวาแกว่ง (Right Swing) การทดลองเดินโดยการสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 มีความแตกต่างจากการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติอยู่ที่ 0.0955 ซึ่งนับเป็น 7.54 % และเมื่อ ทดลองเดินโดยการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาลมีความ แตกต่างจากการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติอยู่ที่ 0.1631 ซึ่งนับเป็น 12.88%

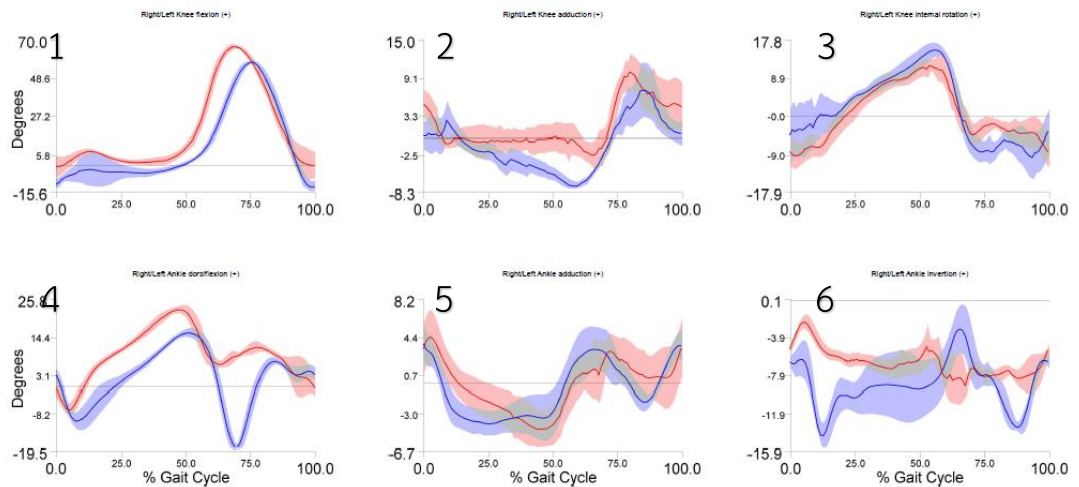


รูปที่ 4.57 กราฟแสดงค่าอัตราส่วนระหว่าง Right stand และ Right swing

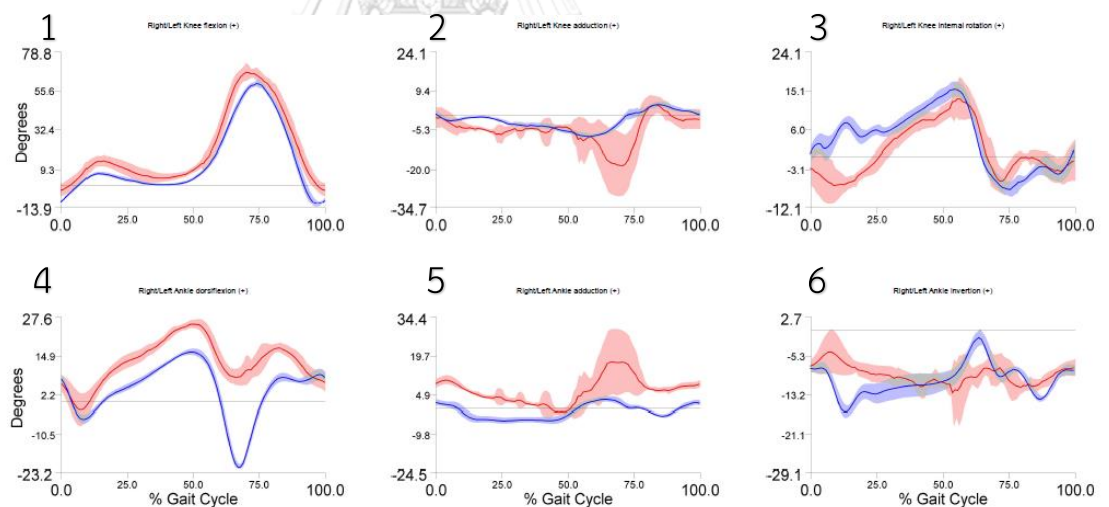
จากรูปที่ 4.58 แสดงการเคลื่อนไหวของตำแหน่งของtracker แล้วแปลผลออกมาเป็นการ เคลื่อนไหวของอวัยวะเทียบกับการก้าวเดิน โดยกราฟเส้นสีแดงแสดงถึงการเคลื่อนไหวของเท้าขวา และกราฟเส้นสีน้ำเงินแสดงถึงการเคลื่อนไหวของเท้าซ้าย



รูปที่ 4.58 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบFlexionของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดง การเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่1 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของ หัวเข่าแบบ Rotation ของการทดลองที่1 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่1 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการ ทดลองที่1 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ invertion ของการทดลองที่1 (6)

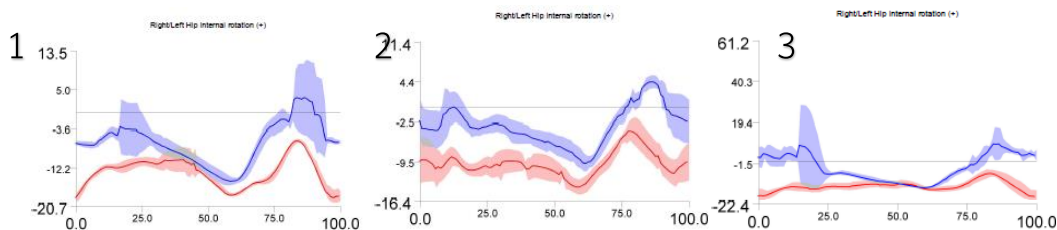


รูปที่ 4.59 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบFlexionของการทดลองที่ 2 (1) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Rotation ของการทดลองที่ 2 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่ 2 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการทดลองที่ 2 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ inversion ของการทดลองที่ 2 (6)



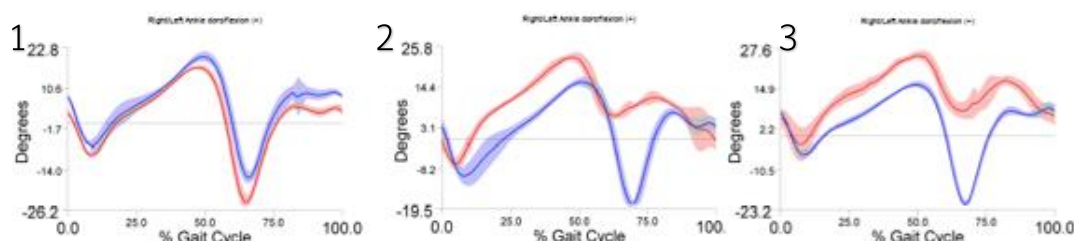
รูปที่ 4.60 กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบFlexionของการทดลองที่ 3 (1) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Adduction ของการทดลองที่ 3 (2) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของหัวเข่าแบบ Rotation ของการทดลองที่ 3 (3) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ Dorsiflexion ของการทดลองที่ 3 (4) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ adduction ของการทดลองที่ 3 (5) กราฟแสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าแบบ inversion ของการทดลองที่ 3 (6)

กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองในแต่ละการทดลอง ในรูปที่ 4.61 แสดงให้เห็นว่า เมื่อสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 มีรูปแบบการหมุนของสะโพกในระหว่างการเดินใกล้เคียงกับการเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติ มากกว่าการสวมใส่ ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



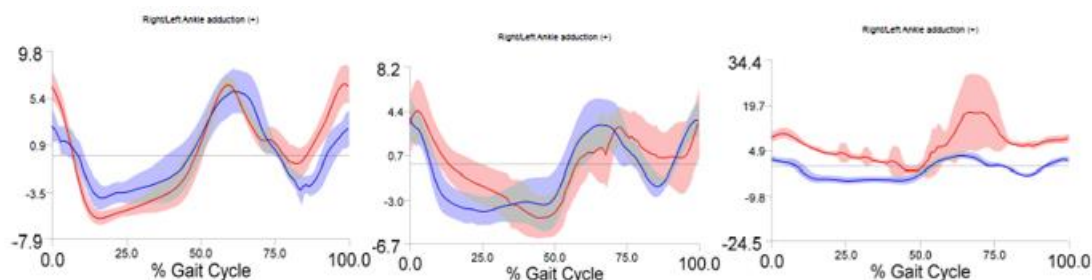
รูปที่ 4.61 กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการหมุนของสะโพกของการทดลองที่ 3 (3)

กราฟแสดงการกระดกข้อเท้า (Dorsiflexion-Plantarflexion) ของแต่ละการทดลอง ในรูปที่ 4.62 แสดงให้เห็นว่า เมื่อสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 กราฟเส้นสีแดงซึ่งเป็นกราฟขาขวา รูปแบบการกระดกเท้ามีความใกล้เคียงกับการเดินปกติมากกว่าการเดินเมื่อสวมใส่ ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



รูปที่ 4.62 กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการกระดกของข้อเท้าของการทดลองที่ 3 (3)

กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้า (Inversion-Eversion) ของแต่ละการทดลองในรูปที่ 4.63 แสดงให้เห็นว่า เมื่อสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 รูปแบบการหมุนของข้อเท้ามีความใกล้เคียงกับการเดินปกติมากกว่าการเดินเมื่อสวมใส่ ภายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



รูปที่ 4.63 กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 1 (1) กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 2 (2) กราฟแสดงการหมุนของข้อเท้าของการทดลองที่ 3 (3)

4.2.4. สรุปผลการทดลองโดยใช้วิธี Motion Capture

จากกราฟแท่งเปรียบเทียบการยืนและการแกว่งเท้าทำให้สามารถทราบได้ว่าระยะเวลาที่ใช้ในการแกว่งเท้าน้อยกว่าเดิม 5.34% เมื่อเทียบระหว่าง เมื่อสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 และการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล และจากการฟการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในทิศทาง การเคลื่อนไหวแบบกระดูกเท้า ไม่เห็นความแตกต่างระหว่างอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 และการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล และจากการฟการเคลื่อนไหว แต่จากกราฟแสดงการเคลื่อนที่ของสะโพก ทำให้ทราบได้ว่าเมื่อสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 มีการหมุนของสะโพกและการพลิกข้อเท้าที่ใกล้เคียงกับการเดินโดยสวมใส่รองเท้าปกติมากกว่าการสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล

4.3 สรุปผลการทดลอง

ในการทดสอบได้มีการเปรียบเทียบระหว่างการเดินด้วยการใส่รองเท้าปกติ การเดินโดยการสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 และสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล โดยการสวมใส่รองเท้าปกติมีจุดประสงค์เพื่อให้ทราบว่าเมื่อเดินโดยสวมใส่รองเท้าปกติร่างกายของผู้ทดสอบ มีท่าทาง และ กำลังที่ใช้เป็นอย่างไร จากนั้นจึงทดสอบการเดินโดยการสวมใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่ 4 เพื่อให้ทราบว่าเมื่อสวมใส่อุปกรณ์สามารถเดินได้แตกต่างจากการเดินปกติอย่างไร และสุดท้ายการทดสอบสวมใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาลเพื่อแสดงให้เห็นถึงข้อดีของอุปกรณ์ที่ใช้ในปัจจุบัน

จากผลการทดลองที่ได้ เมื่อทดลอง โดยใช้วิธี EMG จะแสดงให้เห็นว่า เมื่อสังเกตค่าสูงสุดของค่าที่วัดได้ในกราฟในกล้ามเนื้อในแต่ละกล้ามเนื้อในการทดสอบของผู้สวมใส่ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 สามารถลดแรงที่ใช้สำหรับการเดินในทุกกล้ามเนื้อที่มีการทดสอบ EMG เมื่อเทียบกับกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล และ เมื่อทดลอง โดยใช้วิธี Motion

capture แสดงให้เห็นว่า เมื่อผู้สวมใส่ อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 ลดระยะเวลาที่ใช้ในการแกว่ง น้อยกว่า 5.34% เมื่อเทียบกับการเดินโดยสวมใส่ กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล และเมื่อสังเกตกราฟแสดงการหมุนของสะโพก การพลิกข้อเท้า การกระดกข้อเท้าจะเห็นได้ว่า รูปแบบการเคลื่อนที่ของอวัยวะของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 มีความใกล้เคียงกับการสวมรองเท้าปกติ มากกว่ากายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล



บทที่ 5

สรุปผล

ในงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา ออกแบบ และพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟสำหรับผู้มีภาวะเท้าตก โดยได้มีการศึกษากายวิภาคศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ที่เกี่ยวข้อง ศึกษารอบวงจรการเดินของคนปกติ แล้วได้ศึกษาภาวะเท้าตกซึ่งเกิดจากกรณีต่างๆ โดยผู้วิจัยได้วางเป้าหมายในการแก้ไขปัญหานั้น ศึกษากายอุปกรณ์เสริมข้อเท้า และศึกษากลไกที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินรวมถึงงานวิจัยด้านต่างๆที่เกี่ยวข้องอีกทั้งได้ศึกษาวิธีการที่ใช้ในประเมินและทดสอบอุปกรณ์เพื่อนำมาเป็นแนวทางในการทดสอบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

งานวิจัยนี้ได้มีการกำหนดเงื่อนไขในการออกแบบของอุปกรณ์ โดยออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อแก้ไขปัญหามาจากการสวมใส่กายอุปกรณ์เดิมที่ใช้การล็อคข้อเท้าให้อยู่ในองศาคงที่ ส่งผลให้ท่าทางการเดินไม่เป็นธรรมชาติ ข้อกำหนดในงานวิจัยนี้จึงมุ่งออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟที่ได้มีการเสริมกลไกเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว โดยการออกแบบกลไกที่สามารถยอมให้กระดูกเท้าลงมาในช่วงที่สั้นท่ากระทบกับพื้น แต่ยังสามารถในการล็อคข้อเท้าไม่ให้กระดูกลงมาในช่วงที่แกว่งเท้า เพื่อป้องกันการสะดุดจากการมีภาวะเท้าตก และทางผู้วิจัยได้มีการออกแบบ สร้าง แก้ไข พัฒนา และทดสอบ ทั้งหมด 4 รุ่นดังนี้ 1.อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่1 2.อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่2 3.อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่3 และ 4.อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟรุ่นที่4

ในการประเมินอุปกรณ์ที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้น ได้มีการทดสอบทั้งหมด 2 วิธีคือ 1.การตรวจวัดกระแสไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ (EMG) 2.การใช้กล้องตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion Capture) ซึ่งได้มีการทดสอบ 3 เงื่อนไขคือ 1.ทดสอบเดินโดยการสวมใส่รองเท้าปกติ 2.ทดสอบเดินโดยการใส่อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพาสซีฟ รุ่นที่4 และ 3.ทดสอบเดินโดยการใส่กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล

จากผลการทดสอบกับผู้ที่สุขภาพดีสมบูรณ์ด้วยวิธี EMG และ กล้องตรวจจับการเคลื่อนไหว แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่ทางผู้วิจัยออกแบบสามารถช่วยให้กล้ามเนื้อผู้สวมใส่ออกแรงใกล้เคียงกับการเดินโดยไม่สวมอุปกรณ์ และกล้ามเนื้อออกแรงน้อยลงเมื่อเทียบกับกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าและข้อเท้าของทางโรงพยาบาล ที่สำคัญอุปกรณ์ที่พัฒนาในงานวิจัยนี้มีท่าทางการเดินเป็นธรรมชาติมากขึ้น และเดินสบายมากขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้กายอุปกรณ์เสริมเท้าและข้อเท้าจากทางโรงพยาบาล

ในงานวิจัยนี้ เนื่องจากมีข้อจำกัดด้านเวลา เพื่อพัฒนางานอย่างต่อเนื่องมีข้อเสนอแนะเพิ่มเติมดังนี้

1. เพิ่มการทดสอบ โดยทำการทดสอบกับผู้มีการแพ้เท้าตก โดยร่วมมือกับทางโรงพยาบาล และทำโครงการผ่านขั้นตอนตามคณะกรรมการจริยธรรมทางการแพทย์ โดยความถี่และความสมบูรณ์มากขึ้นจะส่งผลให้เพิ่มความแม่นยำต่อผลการทดลอง ทั้งนี้ควรประเมินและวินิจฉัยตามทางการแพทย์ โดยอาจดูปัจจัยหลายอย่างในการวิเคราะห์ด้วย เช่น ระดับอาการของภาวะเท้าตก เพศ อายุ น้ำหนัก ฯลฯ หากสามารถนำปัจจัยเหล่านั้นมาวิเคราะห์เพิ่มเติม น่าจะสามารถช่วยให้ได้ผลการทดลองที่แม่นยำขึ้น
2. นอกจากการทดสอบในห้องปฏิบัติการระยะสั้นแล้ว ควรนำให้ผู้มีภาวะเท้าตกสามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันเพื่อให้เกิดความเคยชินและมีการประเมินวัดผลในระยะยาวว่าผลของอุปกรณ์นั้นเป็นอย่างไร





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	Tossawat kjsirichareonchai
วัน เดือน ปี เกิด	13 june 1994
สถานที่เกิด	Thailand
วุฒิการศึกษา	Chulalongkorn University
ที่อยู่ปัจจุบัน	House No.101/575, lane 7 ,Chonlada Village ,Village No.4 ,Bangrauy-Sainoi ROAD, Sano loi Sub-district,Bangbuathong District ,Nonthaburi,11110,Thailand



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บรรณานุกรม

1. *Anatomical terms of motion* [ออนไลน์]. 28 February 2018; Available from: [\[https://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_motion\]](https://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_motion).
2. Cox, J.A., *An Exoskeleton Robotic Walker to Assist the Elderly*. 2017, San Diego State University.
3. Clarys, J.P. and M.J. Marfell-Jones, *Anthropometric Prediction of Component Tissue Masses in the Minor Limb Segments of the Human Body*. Human Biology, 1986. **58**(5): p. 761-769.
4. Larsson, L., et al., *MHC composition and enzyme-histochemical and physiological properties of a novel fast-twitch motor unit type*. American Journal of Physiology-Cell Physiology, 1991. **261**(1): p. C93-C101.
5. Mickle, K.J., et al., *Foot shape of older people: implications for shoe design*. Footwear Science, 2010. **2**(3): p. 131-139.
6. Besier, T.F., D.G. Lloyd, and T.R. Ackland, *Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers*. Med Sci Sports Exerc, 2003. **35**(1): p. 119-27.
7. Willson, J.D., et al., *Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2011. **26**(7): p. 735-40.
8. *human muscle diagram*. [cited 2020 20/09/2020]; Available from: https://www.wpclipart.com/medical/anatomy/muscle/human_muscle_diagram.jpg.html.
9. กายวิภาคของเท้า: *Foot Anatomy* [ออนไลน์]. 2010; Available from: [\[http://skyheel.blogspot.com/2010/08/foot-anatomy.html\]](http://skyheel.blogspot.com/2010/08/foot-anatomy.html).
10. Hospital for Special Surgery. *Hallux Rigidus (Stiff Big Toe)* [ออนไลน์]. Available from: [\[https://www.hss.edu/condition-list_hallux-rigidus-stiff-big-toe.asp\]](https://www.hss.edu/condition-list_hallux-rigidus-stiff-big-toe.asp).
11. Peter W. Nathan, P.R.a.O. *Human nervous system*. 2020 April 09, 2020 [cited 2020 April 09]; Available from: <https://www.britannica.com/science/human-nervous-system>.

12. getbodysmart. *Nervous System*. 2020 [cited 2020 August 09]; Available from: <https://www.getbodysmart.com/ap/nervoussystem/menu/menu.html>.
13. Dr Suzy Duckworth and GPST1 Norwich, *FES for foot drop in stroke and MS policy*. Healthcare Commissioning, 2014: p. 5-13.
14. โรงพยาบาลศิริราช", ศ. สถานการณ์ปัจจุบันของโรคหลอดเลือดสมอง[ออนไลน์]. Available from: [http://www.si.mahidol.ac.th/th/sic/news_detail.asp?n_id=3884].
15. Nori SL, S.M. *Foot Drop*. 2020 [cited 2020 august 9]; Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554393/>.
16. STARS Physical Therapy Saint Alphonsus. *Where Does Physical Therapy Stand on Foot Drop Treatment*. 2020 [cited 2020 August 09]; Available from: <https://www.starspt.org/foot-drop-treatment-physical-therapy/>.
17. Queensland Paediatric Rehabilitation Service. *Ankle Foot Orthosis*. 2017 [cited 2020 August 09]; Available from: <https://www.childrens.health.qld.gov.au/fact-sheet-ankle-foot-orthosis/>.
18. Ozkan, T., et al., *Tibialis posterior tendon transfer for persistent drop foot after peroneal nerve repair*. *J Reconstr Microsurg*, 2009. **25**(3): p. 157-64.
19. Jitprasutwit, J., R. Chaiwattanatham, and Z. Lertmanorat. *Development and distribution of functional electrical stimulator for foot drop for Thais*. in *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2015 8th*. 2015. IEEE.
20. Chua, K., K. Kong, and Y. Lui, *Botulinum toxin A in the treatment of hemiplegic spastic foot drop-clinical and functional outcomes*. *Singapore Med J*, 2000. **41**(5): p. 209-213.
21. Yoon, J. and J. Ryu, *A Novel Reconfigurable Ankle/Foot Rehabilitation Robot*. Vol. 2005. 2005. 2290-2295.
22. Deberg, L., et al., *An SMA Passive Ankle Foot Orthosis: Design, Modeling, and Experimental Evaluation*. *Smart Materials Research*, 2014. **2014**: p. 572094.
23. Sakaguchi, D., *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. *Physiotherapy Canada*, 2013. **65**(4): p. 399-399.
24. Alimed, *In step with all your AFO needs*. 2014.

25. Buckon, C.E., et al., *Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia*. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2001. **43**(6): p. 371-378.
26. Kim, J., et al., *Development of an Active Ankle Foot Orthosis to Prevent Foot Drop and Toe Drag in Hemiplegic Patients: A Preliminary Study*. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2011. **8**: p. 530375.
27. Park, Y.-L., et al. *Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies*. in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*. 2011. IEEE.
28. Chu, A., H. Kazerooni, and A. Zoss. *On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2005.
29. Blaya, J.A. and H. Herr, *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004. **12**(1): p. 24-31.
30. Krut, S., et al. *MoonWalker, a lower limb exoskeleton able to sustain bodyweight using a passive force balancer*. in *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2010.
31. Lim, D., et al. *Development of a lower extremity Exoskeleton Robot with a quasi-anthropomorphic design approach for load carriage*. in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on*. 2015. IEEE.
32. Zhang, C., et al., *Design of a quasi-passive 3 DOFs ankle-foot wearable rehabilitation orthosis*. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2015. **26**: p. S647-S654.
33. McGeer, T., *Passive dynamic walking*. I. *J. Robotic Res.*, 1990. **9**(2): p. 62-82.
34. Collins, S.H., M. Wisse, and A. Ruina, *A three-dimensional passive-dynamic walking robot with two legs and knees*. *The International Journal of Robotics Research*, 2001. **20**(7): p. 607-615.
35. Wisse, M., et al. *Ankle springs instead of arc-shaped feet for passive dynamic walkers*. in *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*. 2006.

36. Hanazawa, Y., et al. *Active walking robot mimicking flat-footed passive dynamic walking*. in *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2012. IEEE.
37. Sajjapongse, K., et al., *ASSIST LEVEL WALKING OF PASSIVE BIPED WALKER WITH UPPER BODY AND ANKLE SPRING MECHANISMS*, in *Emerging Trends in Mobile Robotics*. 2010, WORLD SCIENTIFIC. p. 572-579.
38. Bogey, R.A., J. Perry, and A.J. Gitter, *An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005. **13**(3): p. 302-310.
39. Poonsiri, J., M. Rachagorngij, and W. Charoensuk. *Biomechanical based design of an active knee ankle foot orthosis to augment the knee motions*. in *The 7th 2014 Biomedical Engineering International Conference*. 2014. IEEE.
40. Boes, M.K., et al., *Six-Minute Walk Test Performance in Persons With Multiple Sclerosis While Using Passive or Powered Ankle-Foot Orthoses*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2018. **99**(3): p. 484-490.
41. Yeung, L.F., et al., *Design of an exoskeleton ankle robot for robot-assisted gait training of stroke patients*. *IEEE Int Conf Rehabil Robot*, 2017. **2017**: p. 211-215.