# รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

# การออกแบบและพัฒนาระบบควบคุมการทำงานของขาเทียม ด้วยระบบตัวรับสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ

# Design and Development of Myoelectric Control-based Prosthetic Limb


**ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร**



**ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561**



**ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์**

**สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง**



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ การออกแบบและพัฒนาระบบควบคุมการทำงานของขาเทียมด้วยระบบตัวรับสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ
แหล่งเงิน เงินรายได้ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ประจำปีงบประมาณ 2561 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 500,000 บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ ตุลาคม พ.ศ. 2560 ถึง กันยายน พ.ศ. 2561
หัวหน้าโครงการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร
ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาขาเทียมต้นแบบประเภทเหนือเข่า (Above Knee Prosthesis) ให้มีระบบควบคุมการเคลื่อนไหวที่ใช้สัญญาณควบคุมจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เนื่องจากในประเทศไทยยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง รวมถึงเทคโนโลยีที่ใช้ควบคุมการทำงานของขาเทียมมักควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกายเท่านั้น จึงได้มีการออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนไหวโดยคำนึงถึงราคาต้นทุนเป็นสำคัญ ด้วยการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อขาท่อนบนทั้ง 4 มัด ได้แก่ Biceps femoris, Semitendinosus, Vastus medialis และ Vastus lateralis ซึ่งวัดได้จากตัววัดสัญญาณ (Surface Electrode) มาเข้าวงจรทางไฟฟ้าเพื่อแปลงสัญญาณและจำลองรูปแบบลักษณะคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการสร้างโมเดลส่วนการเรื่องรู้ของเครื่อง (Machine Learning) โดยใช้โปรแกรม Matlab ซึ่งแบบจำลองที่เหมาะสมได้แก่ แบบจำลองของ Levenberg-Marquardt โดยใช้จำนวนชั้นซ่อนตัว 3 ชั้นและให้ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดคือ 0.4441 หลังจากนั้นจะส่งไปยังระบบควบคุมขาเทียมเพื่อประมวลผลด้วยโปรแกรม Arduino ให้ขาเทียมเคลื่อนไหวได้ตามความต้องการของผู้ใช้งาน

**คำสำคัญ:** ขาเทียมเหนือเข่า คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ส่วนการเรื่องรู้ของเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Research Title:** Design and Development of Myoelectric Control-based Prosthetic Limb
**Researcher:** Asst. Prof.Manutchanok Jongprasithporn, PhD
**Faculty:** Engineering **Department:** Industrial Engineering

## ABSTRACT

The objective of this research is to develop an above knee prosthesis to provide a motion controlled system by using electromyography (EMG). The EMG controlled above knee prosthesis in Thailand must be imported from abroad, resulting in a high price. This research studied a motion controlled system in consideration of low-cost constraint by designing the controlled system to handle the movement of prosthetic legs. The electromyography (EMG) signals were measured during gait cycle to control prosthesis at various walking levels. The electrical circuit converted the EMG signals from four groups of upper leg muscles including Biceps femoris, Semitendinosus, Vastus medialis and Vastus lateralis, simulating the model of EMG pattern by machine learning in Matlab. The best model is Levenberg-Marquardt with 3 hidden layers which provided the mean squared error approximately 0.4441. The predicted knee angle from this model was sent to the prosthetic control system to process with PID in Arduino program to move knee angle of prosthesis in the position where people needs.

**Keywords:** above knee prosthesis, electromyography, machine learning

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561

มนัสชนก จงประสิทธิ์พร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ


| | | หน้า |
|---|---|---|
| **บทคัดย่อภาษาไทย** | | **I** |
| **บทคัดย่อภาษาอังกฤษ** | | **II** |
| **กิตติกรรมประกาศ** | | **III** |
| **สารบัญ** | | **IV** |
| **บทที่ 1** | **บทนำ** | **1** |
| 1.1 | ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา | 1 |
| 1.2 | วัตถุประสงค์ของการวิจัย | 2 |
| 1.3 | ขอบเขตของการวิจัย | 3 |
| 1.4 | วิธีดำเนินการวิจัย | 3 |
| 1.5 | ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ | 3 |
| **บทที่ 2** | **ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง** | **4** |
| 2.1 | คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับการเดิน | 4 |
| 2.2 | วิวัฒนาการของขาเทียม | 9 |
| 2.3 | ไมโครคอนโทรลเลอร์และระบบควบคุม | 10 |
| 2.4 | โครงข่ายประสาทเทียม | 14 |
| 2.2 | งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง | 20 |
| **บทที่ 3** | **วิธีดำเนินการวิจัย** | **23** |
| 3.1 | การสร้างขาเทียมต้นแบบและออกแบบวงจรสำหรับเก็บข้อมูล | 23 |
| 3.2 | การเขียนคำสั่งเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ | 30 |
| **บทที่ 4** | **ผลการวิจัย** | **35** |
| 4.1 | มุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน | 35 |
| 4.2 | แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่เหมาะสม | 36 |
| **บทที่ 5** | **สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ** | **41** |
| 5.1 | สรุปผล | 41 |
| 5.2 | ข้อจำกัด | 41 |
| 5.4 | งานในอนาคต | 42 |
| **บทที่ 6** | **สรุปผลผลิตที่ได้จากงานวิจัย** | **43** |
| 6.1 | ผลผลิตจากงานวิจัย | 43 |
| **สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย** | | **44** |


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย** **45**

**บรรณานุกรม** **49**



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

**หน้า**

ตารางที่ 2.1 การทำงานของข้อต่าง ๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน 9
ตารางที่ 2.2 ผลกระทบจากการปรับแต่งค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุมพีไอดี 13
ตารางที่ 2.3 ความสัมพันธ์ของค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุมพีไอดี 14
ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) มุมงอข้อเข่า (Ø1') และค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์ 27
ตารางที่ 4.1 แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสม 37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญภาพ

**หน้า**

ภาพที่ 2.1 การปรับสัญญาณ EMG จาก Raw EMG signal มาเป็น Integrated EMG Signal 4
ภาพที่ 2.2 ลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกสัญญาณ EMG 5
ภาพที่ 2.3 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา 6
ภาพที่ 2.4 วงจรการเดิน (Gait Cycle) 7
ภาพที่ 2.5 ประเภทของขาเทียม 10
ภาพที่ 2.6 โครงสร้างระบบประสาทในสมอง 16
ภาพที่ 2.7 กระบวนการทำงานของโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ในโหนดย่อย 18
ภาพที่ 2.8 โครงข่ายใยประสาทเทียมแบบแพร่กลับ 19
ภาพที่ 2.9 มุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน 20
ภาพที่ 2.10 การทำงานของกล้ามเนื้อ Vastas Lateralis, Biceps Femoris และ Semitendinosus อ้างอิงจาก [30] 21
ภาพที่ 2.11 การทดลองเดินโดยใช้ขาเทียมแบบควบคุมโดยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 22
ภาพที่ 3.1 Linear Actuator Motor 23
ภาพที่ 3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) Arduino Nano 24
ภาพที่ 3.3 ลักษณะของชุดขับมอเตอร์ L298N Dual H-Bridge 24
ภาพที่ 3.4 ลักษณะของอิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิวหนัง (Surface Electrode) 25
ภาพที่ 3.5 ลักษณะของขาเทียมต้นแบบ 25
ภาพที่ 3.6 จุดหมุนและมุมต่างที่สัมพันธ์กับมุมงอข้อเข่า (Knee angle) 26
ภาพที่ 3.7 วงจรของอิเล็กโทรด 1 ช่องสัญญาณ 28
ภาพที่ 3.8 วงจรสำหรับรับค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 28
ภาพที่ 3.9 โปรแกรม PLX-DAQ สำหรับรับข้อมูลและนำมาจัดเก็บในโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล 29
ภาพที่ 3.10 การทดลองเดินบนลู่วิ่งเพื่อเก็บข้อมูลค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้า 30
ภาพที่ 3.11 ตัวอย่างข้อมูลที่เก็บได้แสดงในโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล 30
ภาพที่ 3.12 โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งประกอบไปด้วย ชั้นข้อมูลป้อนเข้า ชั้นซ่อน และชั้นผลลัพธ์ 31
ภาพที่ 3.13 ค่าผลลัพธ์มุมงอข้อเข่าที่เกิดจากการสอนของโปรแกรม (เส้นสีเทา) เปรียบเทียบกับค่ามุมเข่าจริง (เส้นสีดำ) 33
ภาพที่ 3.14 แผนผังการควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียม 34
ภาพที่ 4.1 มุมงอข้อเข่าในวงจรการเดิน 1 รอบ (ก) คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ Biceps Femoris (ข) Semitendinosus (ค) Vastus Medialis (ง) และ Vastus Lateralis (จ) 36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 4.2 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น (ก) 4 ชั้น (ข) และ 5 ชั้น (ค) 38
ภาพที่ 4.3 การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น แบบจำลอง Bayesian Regularization ที่มีชั้นซ่อน 4 ชั้น และแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนชั้นซ่อน 4 ชั้น 39
ภาพที่ 4.4 การเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมงอข้อเข่าจริงกับค่ามุมเข่าที่ได้จากแบบจำลอง 39
ภาพที่ 4.5 การเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบซึ่งควบคุมด้วยระบบควบคุม PID ตามมุมงอข้อเข่า ในช่วงต่าง ๆ 40



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1
# บทนำ

## 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบัน ประเทศไทยพบจำนวนผู้พิการขาขาดเป็นจำนวนมาก จากผลการสำรวจข้อมูลความพิการของสำนักงานสถิติแห่งชาติ ล่าสุดเมื่อวันที่ 31 มีนาคม 2561 พบว่าในประเทศไทยมีผู้พิการที่ได้รับการขึ้นทะเบียนและมีบัตรประจำตัวผู้พิการทั้งสิ้น 1,916,828 คน คิดเป็นร้อยละ 2.89 ของประชากรทั้งประเทศ เป็นเพศชาย 1,006,657 คน และเพศหญิง 910,171 คน โดยในจำนวนนี้มีผู้พิการขาขาดประมาณ 50,000 ราย และยังพบว่ามีผู้พิการขาขาดเกือบ 20,000 คน ที่ยังเข้าไม่ถึงบริการขาเทียม [1][2] การสูญเสียอวัยวะหรือการสูญเสียการทำหน้าที่ของอวัยวะต่าง ๆ จะทำให้บุคคลเปลี่ยนเอกลักษณ์ไปและถูกเรียกว่าผู้ทุพพลภาพหรือผู้พิการ ส่งผลต่อสภาพทางกาย จิตใจ และสังคม [3]

ทั้งนี้การช่วยเหลือผู้พิการขาขาดให้สามารถดำเนินชีวิตได้อย่างปกติทางหนึ่ง คือ การจัดหาขาเทียมที่มีประสิทธิภาพ เพื่อช่วยให้ผู้พิการขาขาดสามารถฟื้นฟูสมรรถภาพ ช่วยเหลือตัวเองได้และมีคุณภาพชีวิตที่ดี อย่างไรก็ตาม จากข้อมูลของกระทรวงสาธารณะสุขพบว่าสภาวะความพิการขาขาดมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น โดยมีผู้พิการที่ต้องถูกตัดขาเพิ่มขึ้นประมาณปีละ 3,500 คน แต่การเข้าถึงบริการขาเทียมของผู้พิการกลับยังมีข้อจำกัดในหลายปัจจัย โดยเฉพาะอย่างยิ่งคือข้อจำกัดทางด้านราคา

เนื่องจากในปัจจุบันขาเทียมบางชนิดที่มีคุณภาพดีต้องนำเข้าจากต่างประเทศ รวมถึงในกระบวนการผลิตขาเทียมในประเทศไทยยังต้องมีการนำเข้าวัสดุส่วนประกอบจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง ในขณะที่ผู้พิการส่วนใหญ่เป็นผู้ที่มีรายได้น้อย ไม่สามารถซื้อขาเทียมที่มีคุณภาพจากต่างประเทศเหล่านี้ได้ [2] จากผลสำรวจราคาต้นทุนขาเทียมประเภทต่าง ๆ ของสมาคมคนพิการทางการเคลื่อนไหวสากล [4] [5] ประกอบกับข้อมูลจากบริษัทที่จัดจำหน่ายและนำเข้าขาเทียมโดยเฉพาะ แสดงให้เห็นว่าขาเทียมเหนือเข่าจากต่างประเทศมีราคาสูงแตกต่างกันไปตามลักษณะการทำงาน ซึ่งสามารถแบ่งประเภทของขาเทียมออกเป็น 2 ประเภทหลัก คือ ขาเทียมแกนนอก (Exoskeleton Prosthesis) และขาเทียมแกนใน (Endoskeleton Prosthesis) โดยขาเทียมแกนนอกมีระบบการทำงานแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกาย (Body Controlled) เท่านั้น มีราคาข้างละประมาณ 20,000 บาท

ส่วนขาเทียมแกนใน สามารถแบ่งย่อยตามลักษณะการทำงานออกเป็น 3 กลุ่มย่อย ได้แก่ ขาเทียมแกนในแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกาย (Body Controlled) ราคาข้างละประมาณ 150,000 บาท ขาเทียมแกนในแบบควบคุมโดยใช้พลังงานภายนอก (External-Power Controlled) โดยหากเป็นระบบไฮดรอลิกส์ซึ่งต้องอาศัยการเคลื่อนไหวของร่ายกายร่วมด้วย มีราคาข้างละประมาณ 200,000 บาท หากเป็นระบบไมโครโพรเซสเซอร์สำหรับรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ มีราคาข้างละประมาณ 2,300,000 บาทขึ้นไป ซึ่งเป็นราคาที่ค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับรายได้ของผู้พิการส่วนใหญ่ในประเทศไทย และถึงแม้ว่าจะมีการผลิตขาเทียมเพื่อผู้ยากไร้โดยหน่วยงานต่าง ๆ เช่น มูลนิธิขาเทียมในสมเด็จพระ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศรีนครินทราบรมราชนนีและชมรมนักพัฒนาอุตสาหกรรมไทย ซึ่งมีราคาข้างละประมาณ 1,000 – 2,000 บาท แต่ขาเทียมที่ผลิตได้ส่วนใหญ่ยังมีคุณภาพน้อยกว่าที่นำเข้าจากต่างประเทศ รวมถึงเทคโนโลยีที่ใช้ควบคุมการทำงานของขาเทียม ซึ่งส่วนใหญ่ขาเทียมที่ผลิตมาสำหรับผู้ยากไร้มักเป็นขาเทียมแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกายเท่านั้น ทำให้ผู้พิการมีความยากลำบากในการเดิน

ขาเทียมประเภทเหนือเข่า (Above Knee Prosthesis) ที่นำเข้าจากต่างประเทศ เป็นขาเทียมคุณภาพดีที่สามารถงอที่ข้อเข่าได้ ทำให้ลักษณะการเดินมีความนุ่มนวลและมีสภาพเหมือนบุคคลทั่วไปมากขึ้น เช่น ขาเทียมแบบซีเลก (C-Leg Prosthesis) เป็นขาเทียมแบบควบคุมโดยใช้พลังงานภายนอกโดยอาศัยระบบไมโครโพรเซสเซอร์ มีข้อต่อสองจุด คือ บริเวณเข่าและข้อเท้า โดยข้อต่อบริเวณข้อเท้าสามารถเคลื่อนที่ได้เล็กน้อย และข้อต่อบริเวณเข่าจะเป็นส่วนเคลื่อนที่หลัก โดยจะมีการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าที่วัดได้จากกล้ามเนื้อขาท่อนบนเพื่อควบคุมเสถียรภาพในการเดิน [6] ซึ่งการเดินเป็นกระบวนการที่อาศัยความสัมพันธ์อันซับซ้อนของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้าและเท้า โดยใช้ขาทั้งสองข้างเคลื่อนไหวสลับกันเพื่อทำให้ร่างกายเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้าและพยุงน้ำหนักของร่างกาย โดยวงจรการเดิน 1 รอบนั้นจะสังเกตได้จากการที่เท้าสัมผัสพื้น (Stance Phase) ยกขึ้นลอยจากพื้น (Swing Phase) จนกระทั่งเวียนกลับมาสัมผัสพื้นใหม่อีกครั้ง ขาเทียมประเภทนี้จึงสามารถงอและเหยียดตรงได้ถูกจังหวะ โดยสามารถวิเคราะห์ลักษณะการเดิน (Gait Analysis) ของแต่ละบุคคลและปรับแต่งลักษณะจังหวะการเดินให้เหมาะสมกับผู้พิการแต่ละคนได้ ทำให้ผู้พิการสามารถเดินได้เหมือนคนทั่วไปและดำเนินชีวิตได้อย่างปกติ [7]

สำหรับผู้พิการที่ถูกตัดขารวมถึงต้องการลดช่องว่างระหว่างการเข้าถึงบริการขาเทียมกับผู้พิการที่มีรายได้น้อย จึงได้ทำการศึกษาพัฒนาขาเทียมประเภทเหนือเข่า (Above Knee Prosthesis) ให้มีระบบควบคุมการเคลื่อนไหวและมีประสิทธิภาพในราคาต้นทุนที่ต่ำที่สุด ซึ่งจะช่วยให้ผู้พิการสามารถเข้าถึงบริการขาเทียมได้โดยไม่มีข้อจำกัดทางด้านราคา และช่วยให้ผู้พิการขาขาดมีความสะดวกสบายในการเดินมากขึ้น โดยจะใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือที่เรียกว่า Electromyography (EMG) ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมในระดับการเดินต่าง ๆ โดยนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อขาท่อนบนที่ได้จากตัววัดสัญญาณมาเข้าวงจรทางไฟฟ้าเพื่อแปลงสัญญาณและส่งไปยังระบบควบคุมขาเทียมให้เคลื่อนไหวได้ตามความต้องการของผู้ใช้งาน

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อพัฒนาระบบควบคุมขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
2. เพื่อใช้หลักการมนุษย์ (Human Factors) และหลักการการใช้งานทางวิศวกรรม (Usability Engineering) ในการพัฒนาระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**1.3 ขอบเขตของการวิจัย**

1. ควบคุมการเคลื่อนไหวในขาเทียมโดยรับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vartus Lateralis และ Vartus Medialis

2. สร้างโปรแกรมในการควบคุมการเคลื่อนไหวในขาเทียมประเภทเหนือเข่า (Above Knee Prosthesis) โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ และประมวลผลโดยโปรแกรม Arduino

**1.4 วิธีดำเนินการวิจัย**

| รายละเอียดกิจกรรม | ความก้าวหน้าของโครงการ / เดือน | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 |
| 1. การเตรียมงานวิจัย/การศึกษาเอกสาร | | | | | | | | | | | | |
| 2. กำหนดแผนการ/วิธีการดำเนินงาน | | | | | | | | | | | | |
| 3. ดำเนินงานวิจัย/เก็บข้อมูล | | | | | | | | | | | | |
| 4. การวิเคราะห์ต่างๆ | | | | | | | | | | | | |
| 5. จัดทำรายงานและเผยแพร่ | | | | | | | | | | | | |

**1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ**

1. ขาเทียมได้รับการพัฒนาองค์ความรู้ในการสร้างระบบควบคุมของขาเทียมต้นแบบประเภทเหนือเข่าโดยใช้สัญญาณควบคุมจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2. เป็นประโยชน์กับผู้พิการที่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมด้วยตนเองได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

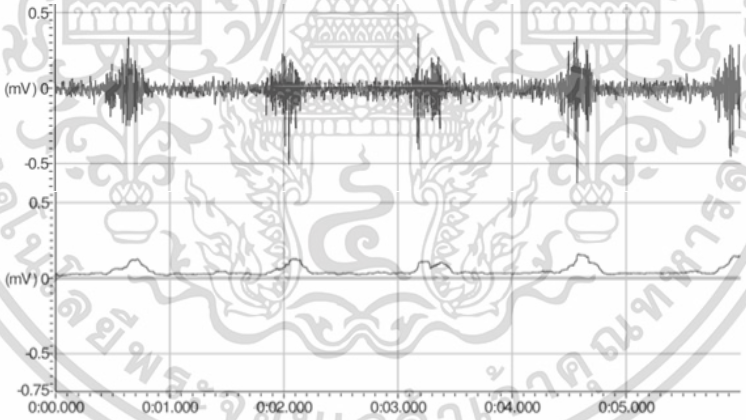
# บทที่ 2
# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

## 2.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับการเดิน

### 2.1.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง ระดับความตึงตัวของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการกระตุ้นอย่างรุนแรง กล้ามเนื้อประกอบไปด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเหมือนเส้นด้ายจำนวนหลายเส้น เมื่อเส้นใยกล้ามเนื้อเกิดอาการเกร็ง จะทำให้เกิดกลไกการทำงานของเซลล์ประสาท (Motor Neuron) โดยจะส่งกระแสประสาทไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อนั้น ๆ ในทุกช่วงเวลา ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้ออยู่ในขณะพักตัว การกระตุ้นที่เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อนั้น จะถูกกระตุ้นจนกระทั่งเกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละส่วนรวมเข้าด้วยกัน เพื่อทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อทั้งมัด [8]

การเปลี่ยนแปลงในการส่งกระแสไฟฟ้ามาที่ผิวหนัง สามารถวัดได้ด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เรียกว่า Electromyography (EMG) ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดที่มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อในขณะที่กล้ามเนื้อเกิดอาการเกร็ง โดยลักษณะของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นดังภาพที่ 2.1




**ภาพที่ 2.1** การปรับสัญญาณ EMG จาก Raw EMG signal มาเป็น Integrated EMG Signal อ้างอิงจาก [9]

อิเล็กโทรด หรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้น และขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้นมักเป็นตัวกระตุ้นขนาดเล็ก และเป็นชนิด 2 ขั้ว (Bipolar Electrode) โดยจะยึดติดกับส่วนอิเล็กโทรด ในขณะที่ขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้านั้น สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิดย่อย ได้แก่ อิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle Electrode) มักใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกสัญญาณหรือศักย์ไฟฟ้าที่ใยกล้ามเนื้อโดยตรง มักใช้สำหรับวินิจฉัยโรคทางคลินิก และอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (Surface Electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด มักนิยมใช้เพื่อบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ

**ภาพที่ 2.2** ลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกสัญญาณ EMG ชนิด Needle Electrode (ซ้าย) และ Surface Electrode (ขวา) [10]

ส่วนขยายสัญญาณ (Amplifier) เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อมีปริมาณน้อยและขนาดไม่มาก ดังนั้นที่ตัวเครื่องมักมีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ให้มีขนาดโตพอสำหรับในการพิจารณา ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ดีควรมีกำลังขยายที่สูงพอและสม่ำเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้าในย่านที่ตรวจวัด และสามารถกรองสัญญาณหรือตัดสัญญาณไฟฟ้ารบกวนที่ไม่ได้ใช้ออก

ส่วนแสดงและบันทึกผล เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อมีความถี่ที่ตอบสนองค่อนข้างสูง มักจะแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคป (ตอบสนองต่อความถี่ได้สูง) และผ่านสัญญาณเสียง ทำให้การแปลผลมีความเที่ยงตรงมากขึ้นและลดความเมื่อยล้าจากดูสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปด้วยสายตา นอกจากนั้น ในปัจจุบันยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดของคลื่นไฟฟ้าได้อีกด้วย [11]

### 2.1.2 สรีระของกล้ามเนื้อ

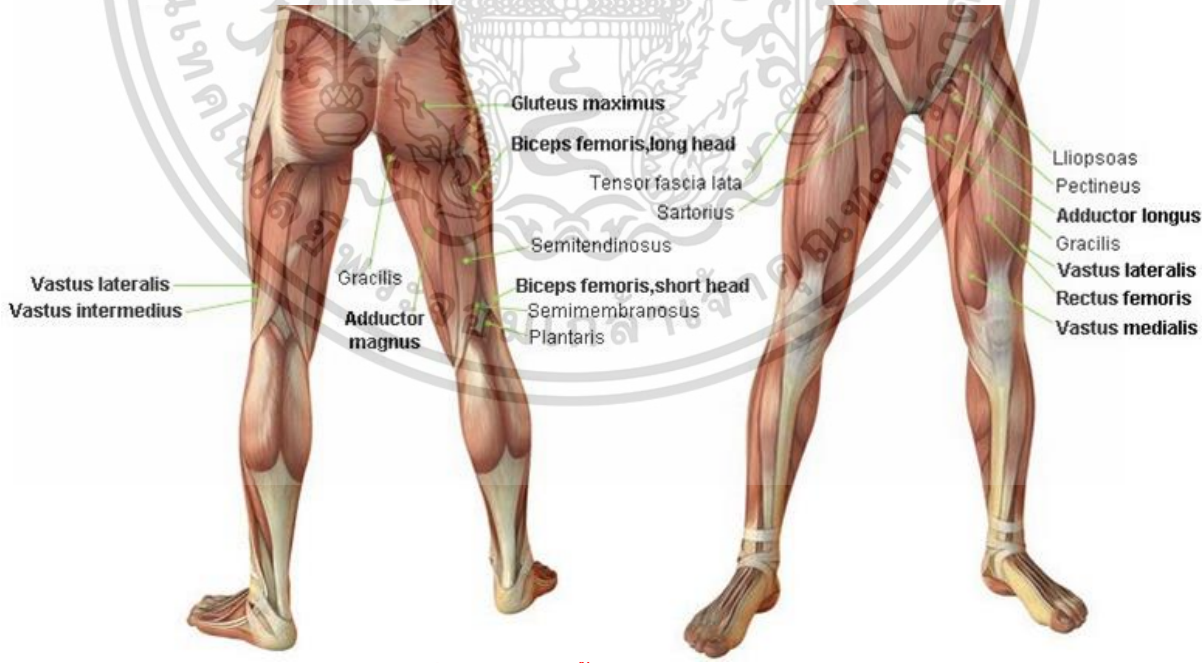
การเคลื่อนไหวของมนุษย์เกิดจากการหดตัวของกลามเนื้อบริเวณแขน ขาและลำตัว โดยจะทำงานร่วมกับระบบโครงกระดูกและระบบประสาท ในการเดินของมนุษย์นั้นเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณขา (Muscles of the Lower Extremities) ซึ่งสามารถจำแนกออกเป็นกล้ามเนื้อของสะโพก (Muscle of the Gluteal Region) กล้ามเนื้อของต้นขา (Muscle of the Thigh) กล้ามเนื้อของปลายขา (Muscle of the Leg) และกล้ามเนื้อของข้อเท้า (Muscle of the Foot) โดยในงานวิจัยฉบับนี้จะกล่าวเฉพาะกล้ามเนื้อของต้นขา (Muscle of the Thigh) [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อของต้นขาจะแบ่งออกเป็นกลุ่มหลัก ดังต่อไปนี้ คือ กล้ามเนื้อทางด้านหน้าของต้นขา มีหน้าที่เหยียดปลายขา กล้ามเนื้อด้านในของต้นขา มีหน้าที่หุบต้นขา และกล้ามเนื้อด้านหลังของต้นขา มีหน้าที่งอปลายขา กล้ามเนื้อทางด้านหน้าของต้นขา (Anterior Femoral Muscles) มีดังนี้

1) Quadriceps Femoris มี 4 มัดคือ Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis และ Vastus intermedius โดยกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดนี้รวมกันเป็น Tendon ทอดข้ามไปข้างหน้าหัวเข่าไปเกาะที่ Tuberosity ของกระดูก Tibia Tendon ของกล้ามเนื้อมัดนี้เป็นที่ที่กระดูก Palella เกิดขึ้น ซึ่งทำหน้าที่เหยียด (Extend) ปลายขา นอกจากนี้ กล้ามเนื้อ Rectus Femoris ยังช่วยงอ (Flex) ต้นขาอีกด้วย

2) Santorius เป็นกล้ามเนื้อแผ่นยาว แคบ ตั้งต้นจาก Anterior Superior Iliac Spine ผ่านเฉียดจากด้านนอก และมี Insertion ที่ส่วนบนตอนกลางของ Tibia คลุมอยู่บนที่เกาะของกล้ามเนื้อ Gracillis หน้าที่คือ งอต้นขา กางต้นขา และหมุนต้นขาไปข้างๆ รวมถึงงอและหมุนปลายขาเข้าข้างในกล้ามเนื้อด้านในของต้นขา (Medial Femoral Muscles) มีอยู่ 4 มัดคือ Gracillis, Adductor Longus, Adductor Brevis และ Adductor Magnus โดยมีหน้าที่คือ กล้ามเนื้อ Gracillis ทำหน้าที่หุบต้นขาและงอปลายขา ส่วนกล้ามเนื้ออีก 3 มัดทำหน้าที่ Adduct, Flex และ Rotate ต้นขาออกข้างนอกกล้ามเนื้อด้านหลังของต้นขา (Posterior Femoral Muscles) หรือเรียกว่า Hamstring Muscles มีอยู่ 3 มัด คือ Biceps Femoris, Semitendinosus และ Semimembranosus ซึ่งมีหน้าที่คือ งอปลายขาขึ้นมาและเหยียดต้นขา เมื่องอหัวเข่ากล้ามเนื้อ Semitendinosus และ Semimembranosus จะหมุนปลายขาเข้าด้านใน




**ภาพที่ 2.3** กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา

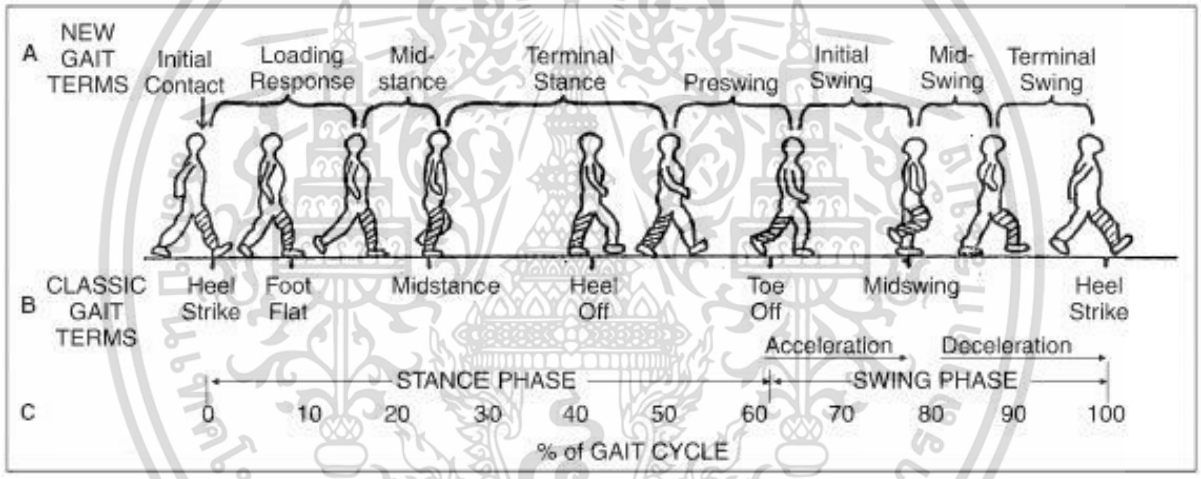
อ้างอิงจาก [13]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.3 วงจรของการเดิน (Gait Cycle)

การเดินเป็นการเคลื่อนไหวที่สำคัญในการกิจวัตรประจำวันของมนุษย์ ซึ่งนับว่าเป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนเนื่องจากอาศัยการทำงานร่วมกันระหว่างระบบต่าง ๆ ในร่างกาย เช่น ระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ระบบประสาท ระบบการไหลเวียนโลหิต เป็นต้น โดยรูปแบบการเดินของแต่ละบุคคลจะมีความแตกต่างกันไปตามปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง เช่น อายุ เพศ สถานการณ์ที่เผชิญอยู่ หรือแม้กระทั่งความผิดปกติของระบบร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการเดิน [14]

รูปแบบการเคลื่อนไหวของการเดิน เป็นการเคลื่อนไหวที่มีลักษณะการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง โดยใช้ขาทั้งสองข้างเคลื่อนไหวสลับกันอย่างเป็นจังหวะเพื่อทำให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า และช่วยพยุงน้ำหนักของร่างกาย โดยวงจรของการเดิน 1 รอบนั้น จะสังเกตได้จากการที่เท้าสัมผัสพื้น (Stance Phase) ยกลอยขึ้นจากพื้น (Swing Phase) และวนกลับมาสัมผัสพื้นใหม่อีกครั้งหนึ่ง ดังแสดงในภาพที่ 2.4




**ภาพที่ 2.4** วงจรการเดิน (Gait Cycle)
อ้างอิงจาก [15]

การแบ่งลักษณะของวงจรการเดิน (Gait Cycle) โดยอ้างอิงจากหลักการของ Rancho Los Amigos และ Traditional Gait Cycle สามารถแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ดังต่อไปนี้

1) Stance Phase เป็นช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นและมีการรับน้ำหนักตัวของร่างกาย โดยกล้ามเนื้อที่ทำงานส่วนใหญ่เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มเหยียด (Extensor Group) โดยสามารถแบ่งการทำงานออกเป็น 5 ช่วงย่อย ได้ดังต่อไปนี้

1.1 Heel Strike เป็นระยะแรกของ Stance Phase ซึ่งเป็นระยะที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้น โดยใช้ส้นเท้าเป็นจุดสัมผัสแรก ข้อสะโพกจะอยู่ในท่างอและค่อยๆเหยียดออกจนเข้าสู่ระยะ Foot Flat โดยที่ข้อเข่าจะยังคงอยู่ในลักษณะเหยียด และข้อเท้าจะอยู่ในลักษณะกระดกขึ้น อย่างไรก็ตาม ระยะนี้สามารถเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า Initial Contact

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 Foot Flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ซึ่งเกิดขึ้นทันทีที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น โดยระยะนี้เท้าจะวางราบกับพื้น ในช่วงนี้ปลายเท้าจะค่อยๆวางลงสัมผัสกับพื้นจนกระทั่งวางเต็มพื้นที่ฝ่าเท้า ข้อสะโพกยังคงเหยียดออก ในขณะที่ข้อเข่าจะเริ่มงอเล็กน้อยเพื่อเตรียมรับน้ำหนักตัว ส่วนข้อเท้าจะค่อยๆวางลงกับพื้น และกระดูกปลายขาเริ่มที่จะเคลื่อนที่มาทางด้านหน้า ร่วมกับการเคลื่อนลำตัวมาทางด้านหน้า ระยะ Foot Flat เป็นช่วงแรกของวงจรการเดินที่พบว่าเท้าทั้ง 2 ข้างสัมผัสพื้นพร้อมกัน (Double Support) โดยระยะนี้จะมีการทำงานของกล้ามเนื้อชุดเดียวกันกับระยะ Heel Strike ยกเว้นเพียงแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดกลง 15 องศา

1.3 Mid Stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น ทำให้น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลัง ข้อสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า เป็นระยะที่ขาข้างที่เท้าวางราบกับพื้นรับน้ำหนักตัวทั้งหมด ส่วนขาข้างที่อยู่ทางด้านตรงข้ามจะลอยพ้นจากพื้น ในระยะนี้มุมของข้อสะโพกจะเท่ากับ 0 องศา ข้อเข่าจะงอเล็กน้อยประมาณ 10-20 องศา ส่วนข้อเท้าจะกระดกขึ้นประมาณ 2 องศา

1.4 Heel Off เป็นระยะที่จะเริ่มเตรียมพร้อมเข้าสู่ช่วง Stance Phase โดยมีการยกส้นเท้าสูงขึ้นจากพื้น ซึ่งลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น ในระยะนี้ข้อสะโพกจะเริ่มเหยียดมากขึ้น ส่วนข้อเข่าจะเริ่มงอ และข้อเท้าจะเริ่มงอขึ้นจนกระทั่งเข้าสู่ช่วง Toes Off โดยระยะ Heel Off เป็นระยะสุดท้ายที่มีการพยุงร่างกายโดยขาเพียงข้างเดียว

1.5 Toes Off เป็นระยะที่ปลายเท้าดันให้ร่างกายเคลื่อนที่ไปข้างหน้าและเพื่อให้ขาลอยพ้นจากพื้น โดยข้อสะโพกและข้อเข่าจะเริ่มงอมากขึ้น ส่วนข้อเท้าจะเริ่มกดปลายเท้า

2) Swing Phase เป็นช่วงที่ขาลอยพ้นจากพื้นและแกว่งไปทางด้านหน้า มักพบการทำงานของกล้ามเนื้อในกลุ่มงอของกล้ามเนื้อขา สามารถแบ่งออกเป็น 3 ระยะย่อยได้ดังนี้

2.1 Acceleration Phase คือระยะเร่ง เป็นระยะที่เท้ายกขึ้นพ้นจากพื้นโดยอาศัยแรงดันจากช่วง Toes Off ของ Stance Phase โดยข้อสะโพกและข้อเข่าจะเริ่มงอเพิ่มขึ้น ซึ่งเข่าจะเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยที่มาเร่ง ส่วนข้อเท้าจะอยู่ในลักษณะกระดกเพิ่มมากขึ้น สามารถเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าระยะ Initial Swing

2.2 Mid Swing คือระยะแกว่งขา เป็นระยะที่ขาถูกดึงให้งอและลอยมาอยู่ใต้ลำตัว โดยกล้ามเนื้อที่มีการทำงานเป็นกล้ามเนื้อชุดเดียวกับระยะ Acceleration

2.3 Deceleration Phase คือระยะลดอัตราเร่ง เป็นระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล่าวมาข้างต้นถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance Phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป เรียกระยะนี้อีกชื่อหนึ่งว่า Terminal Swing

ในแต่ละช่วงของการเดิน สามารถสรุปการทำงานของข้อต่างๆและกล้ามเนื้อ ได้ดังตารางที่ 2.1 ซึ่งจะแสดงค่ามุมของสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) ต่างๆ โดยมุมที่ข้อสะโพกเป็นค่ามุมที่ได้จากการเทียบกับแนวแกนตั้ง ส่วนมุมข้อเข่าเป็นมุมระหว่างขาท่อนบนและท่อนล่าง และมุมของข้อเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากมุมปกติหรือมุมตั้งฉากระหว่างขาท่อนล่างและฝ่าเท้า จะเห็นได้ว่าค่ามุมข้อสะโพก (Hip Angle) มีมุมงอ (Flex) ตั้งแต่ 25 องศา ถึง -25 องศา เมื่อเทียบกับแนวตั้ง โดยแบ่งเป็น 2 ช่วง ช่วงแรกคือช่วงที่ขาท่อนบนอยู่หน้าลำตัว (ระยะ Heel Strike, Foot Flat, Mid Stance และ Mid Swing, Deceleration) ในช่วงนี้ค่ามุมจะเป็นบวก ส่วนช่างที่สอง คือ ช่วงที่ขาท่อนบนอยู่ข้างหลังลาตัว (ระยะ Heel off เมื่องอไปข้างหลังเกิน 10 องศา, Toe Off และ Acceleration) ค่ามุมข้อเข่า (Knee Angle) จะมีมุมงอตั้งแต่ 0 องศา (Fully Extend) จนถึง 65 องศา และค่ามุมข้อเท้า (Ankle Angle) มีค่ามุมปกติ มุมที่เข่ากางออก (Plantar Flex) และมุมที่งอเข่า (Dorsiflex)

**ตารางที่ 2.1** การทำงานของข้อต่าง ๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน

| วงจรการเดิน | มุมสะโพก (องศา) | มุมข้อเข่า (องศา) | มุมข้อเท้า (องศา) | กล้ามเนื้อที่ใช้ในขณะเดิน |
|---|---|---|---|---|
| Heel Strike | งอ 25 องศา | เหยียดตรง | อยู่แนวเดียวกับข้อเข่า | Gluteus Maximus, Hamstrings |
| Foot Flat | งอ 23 องศา | งอ 20 องศา | กระดกลง 15 องศา | Gluteus Maximus, Hamstrings |
| Mid Stance | งอ 10 องศา | งอ 10 องศา | กระดกขึ้น 3 องศา | Iliopsoas, Gluteus Minimus, Quadriceps |
| Heel Off | เหยียดเกิน 10 องศา | งอ 2 องศา | กระดกขึ้น 15 องศา | Iliopsoas, Hamstrings |
| Toes Off | งอ 10 องศา | งอ 40 องศา | กระดกลง 20 องศา | Iliopsoas, Quadriceps |
| Acceleration | งอ 5 องศา | งอ 65 องศา | อยู่แนวเดียวกับข้อเข่า | Iliopsoas, Quadriceps |
| Mid Swing | งอ 25 องศา | งอ 65 องศา | อยู่แนวเดียวกับข้อเข่า | Iliopsoas |
| Deceleration | งอ 25 องศา | เหยียดตรง | อยู่แนวเดียวกับข้อเข่า | Gluteus maximus, Hamstrings |

อ้างอิงจาก [16]

## 2.2 วิวัฒนาการของขาเทียม

ประเภทของขาเทียมออกเป็น 2 ประเภทหลัก คือ ขาเทียมแกนนอก (Exoskeleton Prosthesis) และขาเทียมแกนใน (Endoskeleton Prosthesis) โดยขาเทียมแกนนอกมีระบบการทำงานแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกาย (Body Controlled) เป็นระบบขาเทียมใช้ไม้ หรือโฟมอัดแน่นเป็นแกนขา และหุ้มด้วยพลาสติกเรซิน เพื่อป้องกันการสึกกร่อนและมีความสวยงามคล้ายขาจริง น้ำหนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่อนข้างมาก แต่มีราคาถูก [3] ส่วนขาเทียมแกนใน สามารถแบ่งย่อยตามลักษณะการทำงานออกเป็น 3 กลุ่มย่อย ได้แก่ ขาเทียมแกนในแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกาย (Body Controlled) เป็นขาเทียมใช้แกนขาเป็นโลหะ หรือพลาสติกเป็นแกน มีน้ำหนักเบา และมีราคาสูงกว่าขาเทียมแกนนอก ขาเทียมแกนในแบบควบคุมโดยใช้พลังงานภายนอก (External-Power Controlled) โดยแบ่งย่อยได้อีกเป็นขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบความดันน้ำหรือน้ำมัน (Fluid หรือ Hydraulic Controlled) ซึ่งต้องอาศัยการเคลื่อนไหวของร่ายกายร่วมด้วย จะช่วยให้ผู้ป่วยเดินหรือเคลื่อนไหวขาได้เร็วขึ้น และขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบไมโครโปรเซสเซอร์ (Microprocessor) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ประมวลผลอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็ก ที่ใช้เซ็นเซอร์ควบคุมปรับการเคลื่อนไหวของข้อต่อ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถเดินได้คล่องตัวขึ้น และมีความเสี่ยงจากการพลาดหกล้มลดลง เช่น ขาเทียมซี-เลก มีชุดควบคุมอิเล็กทรอนิกส์ มีวงจรไมโครโปรเซสเซอร์เป็นหัวใจสำคัญของระบบ ทำหน้าที่รับและประมวลผลสัญญาณจากชุดเซ็นเซอร์และควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าแบบเรียลไทม์ มีชุดเซ็นเซอร์ข้อเข่า ตรวจจับการเคลื่อนไหว และความเร็วข้อเข่าก่อนส่งข้อมูลให้ไมโครโปรเซสเซอร์ประมวลผลและสั่งการ มีระบบไฮดรอลิกควบคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์ ปรับระดับแรงต้านในการเหยียดและงอเข่าให้เหมาะสมในทุกช่วงจังหวะการเดิน มีน้ำหนักเบา และช่วยให้สามารถทำกิจกรรมได้ใกล้เคียงกับคนปกติมากที่สุด แต่มีราคาสูงมาก [6]

**ภาพที่ 2.5** ประเภทของขาเทียม
(ซ้าย) ขาเทียมแกนนอก
(กลาง) ขาเทียมแกนในแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกาย
(ขวา) ขาเทียมแกนในควบคุมด้วยระบบไมโครโปรเซสเซอร์
อ้างอิงจาก [17]

## 2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์และระบบควบคุม

### 2.3.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) คือ ชิปอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ประมวลผลอย่างหนึ่ง ทำหน้าที่ประมวลผลตามโปรแกรมหรือชุดคำสั่ง โครงสร้างภายในเป็นวงจรรวมขนาดใหญ่ ประกอบไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน่วยคำนวณทางคณิตศาสตร์และลอจิก บัสต่าง ๆ พอร์ต รีจีสเตอร์ หน่วยความจำ วงจรนับและวงจรจับเวลา รวมกันอยู่ภายในชิป ไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกออกแบบมาเพื่อใช้ในงาน ควบคุมสามารถติดต่อกับอุปกรณ์อินพุตและเอาต์พุตได้ สะดวกใช้งานง่าย สามารถทางานได้โดยใช้ชิปเดียว สามารถเข้าถึงข้อมูลระดับบิตได้ [18] วงจรสัญญาณนาฬิกา ทำหน้าที่ควบคุมจังหวะการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ [19]

### 2.3.2 บอร์ด Arduino

Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลด้าน Hardware และ Software ตัว บอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ความง่ายของบอร์ด Arduino ในการต่ออุปกรณ์เสริมต่าง ๆ คือผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino Wireless Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้นมาเสียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อได้เลย [18] จุดเด่นที่ทำให้บอร์ด Arduino เป็นที่นิยมคือ ง่ายต่อการพัฒนา มีรูปแบบคำสั่งพื้นฐาน ไม่ซับซ้อนมี Arduino Community กลุ่มคนที่ร่วมกันพัฒนาที่แข็งแรง Open Hardware ทำให้ผู้ใช้สามารถนำบอร์ดไปต่อยอดใช้งานได้หลายด้านราคาไม่แพง Cross Platform สามารถพัฒนาโปรแกรมบน OS ใดก็ได้

### 2.3.3 ระบบควบคุมพีไอดี (PID Controller)

ระบบควบคุมพีไอดี (PID Controller) เป็นระบบควบคุมแบบป้อนกลับที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในภาคอุตสาหกรรม ค่าที่ใช้ในการคำนวณคือความผิดพลาดที่เกิดจากความแตกต่างระหว่างผลตอบสนองและสัญญาณอ้างอิงหรือจุดปรับตั้งของระบบวงปิด (ระบบป้อนกลับ) ตัวควบคุมดังกล่าวจะลดความผิดพลาดให้เหลือน้อยที่สุดด้วยการปรับเปลี่ยนสัญญาณควบคุม (สัญญาณขาเข้า) ของกระบวนการอัตราขยายของตัวควบคุมพีไอดีที่ใช้งานจะขึ้นอยู่กับคุณลักษณะของกระบวนการ [20]

ระบบควบคุมพีไอดีประกอบด้วยเทอมของหน่วยสัดส่วน (Proportional) หน่วยปริพันธ์ (Integral) และหน่วยอนุพันธ์ (Derivative) ของความผิดพลาด หน่วยทั้งสามนี้จะดำเนินการทางคณิตศาสตร์กับความผิดพลาดแบบแยกส่วนกันและนำผลการคำนวณที่ได้มารวมเข้าด้วยกัน เพื่อเปลี่ยนแปลงสัญญาณควบคุมในโดเมนเวลาอย่างเหมาะสม ทำให้เกิดกลไกการควบคุมอัตโนมัติ ซึ่งกลไกปฏิบัติการทางคณิตศาสตร์ในระบบควบคุมพีไอดี เป็นไปดังสมการที่ 2.1

$$MV(t) = P_{out} + I_{out} + D_{out} \quad (2.1)$$

เมื่อ $P_{out}, I_{out}$ และ $D_{out}$ เป็นผลของสัญญาณขาออกจากระบบควบคุมพีไอดีจากแต่ละเทอมซึ่งนิยามตามรายละเอียดดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1) หน่วยสัดส่วน (Proportional)

หน่วยสัดส่วน (Proportional) หรืออัตราขยาย จะได้รับความผิดพลาดระหว่างสัญญาณอ้างอิงและผลตอบสนอง โดยการตอบสนองของสัดส่วนสามารถทำได้โดยการคูณค่าความผิดพลาดด้วยอัตราขยายสัดส่วน ($K_p$) ซึ่งหน่วยสัดส่วนแสดงดังสมการที่ 2.2

$$P_{out} = K_p e(t) \tag{2.2}$$

เมื่อ $P_{out}$ คือ สัญญาณขาออกของหน่วยสัดส่วน

$K_p$ คือ อัตราขยายสัดส่วน ซึ่งเป็นตัวแปรปรับค่าได้

$e$ คือ ค่าความผิดพลาด

$t$ คือ เวลา

ผลอัตราขยายสัดส่วนที่สูงจะทำให้ค่าความผิดพลาดเปลี่ยนแปลงมาก ซึ่งหากมีค่าสูงเกินไปอาจส่งผลให้ระบบไม่เสถียร แต่ในทางตรงกันข้ามผลอัตราขยายสัดส่วนที่ต่ำ ระบบควบคุมจะมีผลตอบสนองต่อกระบวนการน้อยตามไปด้วย

2) หน่วยปริพันธ์ (Integral)

หน่วยปริพันธ์ (Integral) เป็นสัดส่วนของขนาดความผิดพลาดและระยะเวลาของความผิดพลาด โดยผลรวมของความผิดพลาดในทุกช่วงเวลาหรือปริพันธ์ของความผิดพลาด จะทำให้เกิดความผิดลาดสะสมที่ควรจะเป็นในก่อนหน้า โดยความผิดพลาดสะสมจะถูกคูณโดยอัตราขยายปริพันธ์ ($K_i$) ซึ่งอัตราขยายปริพันธ์จะเป็นตัวกำหนดขนาดของผลของหน่วยปริพันธ์ ดังแสดงในสมการที่ 2.3

$$I_{out} = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \tag{2.3}$$

เมื่อ $I_{out}$ คือ สัญญาณขาออกของหน่วยปริพันธ์

$K_i$ คือ อัตราขยายปริพันธ์ ซึ่งเป็นตัวแปรปรับค่าได้

$e$ คือ ค่าความผิดพลาด

$t$ คือ เวลา

$\tau$ คือ ตัวปริพันธ์หุ่น

หน่วยปริพันธ์ เมื่อรวมกับหน่วยสัดส่วน) จะเร่งกระบวนการให้เข้าสู่จุดที่ต้องการและขจัดความผิดพลาดที่เหลืออยู่ที่เกิดจากการใช้เพียงหน่วยสัดส่วน แต่อย่างไรก็ตาม หน่วยปริพันธ์เป็นการตอบสนองต่อความผิดพลาดสะสมในอดีต จึงสามารถทำให้เกิดการพุ่งเกิน (Overshoot) ได้

3) หน่วยอนุพันธ์ (Derivative)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน่วยอนุพันธ์ (Derivative) คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของความผิดพลาดจากกระบวนการ ซึ่งคำนวณหาจากความชันของความผิดพลาดในทุกช่วงเวลา และคูณด้วยอัตราขยายอนุพันธ์ ($K_d$) ซึ่งขนาดของผลของหน่วยอนุพันธ์จะขึ้นกับอัตราขยายอนุพันธ์ ($K_d$) ดังสมการที่ 2.4

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} e(t) \qquad (2.4)$$

เมื่อ $D_{out}$ คือ สัญญาณขาออกของหน่วยอนุพันธ์

$K_d$ คือ อัตราขยายอนุพันธ์ ซึ่งเป็นตัวแปรปรับค่าได้

e คือ ค่าความผิดพลาด

t คือ เวลา

หน่วยอนุพันธ์จะชะลออัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณขาออกของระบบควบคุมแล ซึ่งจะช่วยให้ระบบควบคุมเข้าสู่จุดที่ต้องการ ดังนั้นหน่วยอนุพันธ์จะใช้ในการลดขนาดของค่าพุ่งเกินที่เกิดจากหน่วยปริพันธ์และทำให้เสถียรภาพของการรวมกันของระบบควบคุมดีขึ้น แต่อย่างไรก็ตามอนุพันธ์ของสัญญาณรบกวนที่ถูกขยายในระบบควบคุมจะมีความไวต่อการรบกวนและสามารถทำให้กระบวนการเกิดความไม่เสถียรได้หากสัญญาณรบกวนและอัตราขยายอนุพันธ์มีขนาดใหญ่เพียงพอ

ผลรวมของหน่วยสัดส่วน (Proportional) หน่วยปริพันธ์ (Integral) และหน่วยอนุพันธ์ (Derivative) จะนำมารวมกันเป็นสัญญาณขาออกของการควบคุมแบบพีไอดี โดยกำหนดให้ u(t) เป็นสัญญาณขาออก ซึ่งสมการสุดท้ายของระบบควบคุมเป็นไปดังสมการที่ 2.5 ดังนี้

$$u(t) = MV(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau)d\tau + K_d \frac{d}{dt} e(t) \qquad (2.5)$$

การปรับแต่งค่าพารามิเตอร์ของระบบควบคุมพีไอดี ผลกระทบจากการปรับแต่งค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุมพีไอดีที่มีต่อผลตอบสนองของระบบในโดเมนเวลา เป็นไปดังตารางที่ 2.2

**ตารางที่ 2.2** ผลกระทบจากการปรับแต่งค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุมพีไอดี

| ตัวแปร | เวลาขึ้น (Rise time) | การพุ่งเกิน (Overshoot) | เวลาสู่สมดุล (Settling time) | ค่าความผิดพลาดในสถานะคงตัว (Steady-state error) |
|---|---|---|---|---|
| $K_p$ | ลดลง | เพิ่มขึ้น | เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย | ลดลง |
| $K_i$ | ลดลง | เพิ่มขึ้น | เพิ่มขึ้น | ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ |
| $K_d$ | เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย | ลดลง | ลดลง | ไม่มีผลกระทบ |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการที่ใช้อย่างแพร่หลายในการปรับแต่ง คือ วิธี Ziegler–Nichols method โดยขั้นแรกให้กำหนดค่า $K_i$ และ $K_d$ เป็นศูนย์ และเพิ่มอัตราขยายสัดส่วนจนมีค่าสูงที่สุด ($K_u$) เมื่อเริ่มเกิดการแกว่ง จึงนำค่าอัตราขยายสัดส่วนสูงสุด ($K_u$) ที่ได้ และคาบการแกว่ง ($T_u$) มาคำนวณหาค่าตัวแปรที่เหลือดังตารางที่ 2.3

**ตารางที่ 2.3** ความสัมพันธ์ของค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุมพีไอดี

| รูปแบบการควบคุม | $K_p$ | $K_i$ | $K_d$ |
|---|---|---|---|
| P | $0.5K_u$ | - | - |
| PI | $0.45K_u$ | $0.54K_u/T_u$ | - |
| PID | $0.6K_u$ | $1.2K_u/T_u$ | $3K_uT_u/40$ |

## 2.4 โครงข่ายประสาทเทียม

### 2.4.1 Machine Learning (ส่วนการเรียนรู้ของเครื่อง)

Machine Learning (ส่วนการเรียนรู้ของเครื่อง) หมายถึง ศาสตร์แขนงหนึ่งที่ทำให้คอมพิวเตอร์มีความสามารถในการเรียนรู้ด้วยตนเอง เมื่อมีข้อมูลเข้าสามารถทำนายหรือตัดสินใจได้โดยปราศจากการทำงานตามลำดับคำสั่งโปรแกรม หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือสามารถคิดได้ด้วยตนเองนั่นเอง เป็นการรวมของศาสตร์หลายแขนงไม่ว่าจะเป็น วิทยาการคอมพิวเตอร์ วิศวกรรม และโดยเฉพาะอย่างยิ่งเกี่ยวกับสถิติ นอกจากนี้ยังเชื่อมโยงกับองค์ความรู้ปลายทางที่ต้องการนำไปประยุกต์ใช้ เช่น ชีววิทยา เคมี หลักการตลาด เป็นต้น

Machine Learning จะเรียนรู้จากสิ่งที่ส่งเข้าไปกระตุ้น จากนั้นจะจดจำเอาไว้เป็นมันสมอง ส่งผลลัพธ์ออกมาเป็นตัวเลข หรือ รหัส (Code) ที่ส่งต่อไปเพื่อแสดงผล หรือให้ปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligence: AI) นำไปแสดงการกระทำการเรียนรู้เอง สามารถเอาไปใช้งานได้หลายรูปแบบ ต้องอาศัยกลไกที่เป็นโปรแกรม หรือเรียกว่า Algorithm ที่มีความหลากหลาย

รูปแบบของ Machine Learning สามารถจำแนกตามหน้าที่และขอบเขตปัญหา ได้ดังนี้

1) การเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervised Learning) เป็นการเรียนรู้ของเครื่องซึ่งสร้างฟังก์ชันจากข้อมูลสอน (Training Data) ข้อมูลสอนประกอบด้วยข้อมูลเข้า (Input) และผลที่ต้องการ (Output) ผลจากการเรียนรู้จะเป็นฟังก์ชันที่อาจจะให้ค่าต่อเนื่องที่เรียกวิธีการว่า การถดถอย (Regression) หรือใช้ทำนายประเภทของข้อมูล ซึ่งเรียกว่า การแบ่งประเภท (Classification) ภารกิจของเครื่องเรียนรู้แบบมีผู้สอนคือการทำนายค่าของฟังก์ชันจากข้อมูลเข้าที่ถูกต้องโดยใช้ตัวอย่างสอนจำนวนน้อย โดยเครื่องเรียนรู้จะต้องวางนัยทั่วไปจากข้อมูลที่มีอยู่ไปยังกรณีที่ไม่เคยพบอย่างมีเหตุผล ตัวอย่างเช่น การเรียนรู้เพื่อรู้จำลายมือ

2) การเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอน (Unsupervised Learning) เป็นการเรียนรู้ของเครื่อง โดยการสร้างโมเดลที่เหมาะสมกับข้อมูล การเรียนรู้แบบนี้แตกต่างจากการเรียนรู้แบบมีผู้สอน คือ จะไม่มีการระบุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลลัพธ์ที่ต้องการหรือประเภทไว้ก่อน การเรียนรู้แบบนี้จะพิจารณาข้อมูลเป็นเซตของตัวแปรสุ่ม แล้วจึงสร้างโมเดลความหนาแน่นร่วมของชุดข้อมูล สามารถนำไปใช้ร่วมกับการอนุมาณแบบเบย์ เพื่อหาความน่าจะเป็นแบบมีเงื่อนไขของตัวแปรสุ่มโดยกำหนดตัวแปรที่เกี่ยวข้องให้ นอกจากนี้ยังสามารถนำไปใช้ในการบีบอัดข้อมูล ซึ่งโดยพื้นฐานแล้ว ขั้นตอนวิธีการบีบอัดข้อมูลจะขึ้นอยู่กับ การแจกแจงความน่าจะเป็นของข้อมูลไม่อย่างชัดแจ้งก็โดยปริยาย

3) การเรียนรู้แบบเสริมกำลัง (Reinforcement Learning) เป็นการเรียนรู้ของเครื่องที่มีแนวความคิด คือ จะเรียนรู้จากสิ่งแวดล้อมรอบตัว เรียนรู้จากธรรมชาติรอบตัวที่มีอยู่ในชีวิตจริง นำมาดัดแปลงให้กับคอมพิวเตอร์ ตัวอย่างเช่น การเล่นหมากรุก จะต้องมีการทำนายล่วงหน้าว่าจะสามารถเกิดอะไรขึ้นได้ ซึ่งการเดินแต่ละครั้งอาจจะไม่เป็นผลดีต่อครั้งนั้นแต่อาจมีผลดีในครั้งต่อ ๆ ไปก็ได้

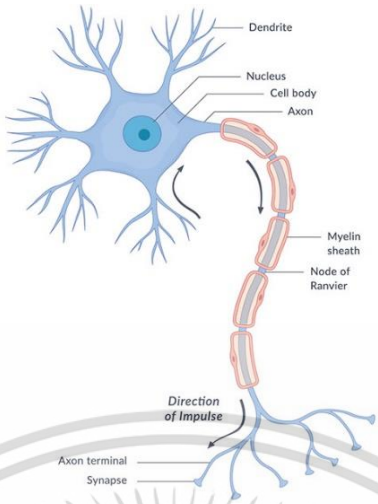
### 2.4.2 โครงข่ายประสาทเทียม

แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม ประกอบด้วย ระบบการคำนวณแบบไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งมีวิธีการดำเนินระบบเป็นแบบขนานและมีรูปแบบการเรียนรู้แบบโครงข่ายใยประสาทชีวภาพ [21] โดยประกอบไปด้วยนิวรอล (โหนดหรือหน่วยประมวลผล) ซึ่งรวมกันอยู่เป็นชั้น ๆ สามารถรับข้อมูลเข้าได้หลายค่าและคำนวณผลโดยจะให้ผลลัพธ์ค่าเดียวหรือหลายค่าก็ได้ ซึ่งการคำนวณในระบบประกอบไปด้วยฟังก์ชันการรวมและฟังก์ชันการคูณ โดยมีความสามารถในการเรียนรู้จากตัวอย่างหลาย ๆ ตัวอย่าง ซึ่งโครงข่ายประสาทเทียมนี้ จะหาแนวทางการแก้ปัญหา โดยเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่คลาดเคลื่อนและปรับเปลี่ยนวิธีการประมวลผลเพื่อให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องที่สุด [22]

#### 2.4.2.1 แนวคิดพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียม คล้ายกับระบบประสาทของมนุษย์ โดยรับสัญญาณข้อมูลที่ส่งเข้ามาและจะถูกกระตุ้น ในแต่ละเซลล์ จะประกอบไปด้วยปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า "เดนไดรท์" (Dendrite) ซึ่งเป็นข้อมูลป้อนเข้า และปลายในการส่งกระแสประสาท เรียกว่า "แอคซอน" (Axon) ดังภาพที่ 2.6 ซึ่งทำหน้าที่เสมือนข้อมูลที่ส่งออกมาของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอก หรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรท์เข้าสู่นิวเคลียส ซึ่งจะเป็นตัวตัดสินว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสจะกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอคซอน โดยผลการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าที่เหมือนกัน จะให้ผลลัพธ์สุดท้ายเป็นค่าที่ค่อนข้างแน่นอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**ภาพที่ 2.6** โครงสร้างระบบประสาทในสมอง
อ้างอิงจาก [21]

โครงข่ายใยประสาทเทียมเป็นปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligence) ที่สร้างเลียนแบบระบบประสาทของมนุษย์ [21] โดยระบบการทำงานต่าง ๆ ของโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์มีลักษณะคล้ายกับระบบประสาทของมนุษย์ คือ มีการเรียนรู้จากประสบการณ์ที่ได้รับ และสามารถให้คำตอบได้แม้แต่ข้อมูลที่ป้อนเข้าจะผิดพลาด หรือไม่สมบูรณ์ โดยหาวิธีการแก้ปัญหาจากประสบการณ์การเรียนรู้ที่ผ่านมา และสามารถที่จะพัฒนาให้ไปเป็นโปรแกรมที่สามารถโต้ตอบกับมนุษย์ได้

### 2.4.2.2 การสร้างแบบจำลองโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์

โครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ คือ เครื่องจักรการเรียนรู้ ตั้งอยู่บนพื้นฐานความคิดเกี่ยวกับการปรับปรุงตัวแปรควบคุมต่าง ๆ ภายในด้วยตัวมันเอง โดยมีองค์ประกอบภายในระบบซึ่งประกอบไปด้วย 5 องค์ประกอบหลัก คือ หน่วยการเรียนรู้ โครงข่ายใยประสาท แผนการเรียนรู้ กระบวนการเรียนรู้ และกระบวนการวิเคราะห์ สามารถจำแนกส่วนประกอบของโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ เป็น 3 ขั้น คือ 1) การออกแบบ 2) การสร้างแบบจำลอง และ 3) การทดสอบและหาผลลัพธ์ [23]

### 2.4.2.3 ข้อมูลป้อนเข้า

โครงข่ายประสาทเทียม ประกอบไปด้วยตัวแปรอิสระ หรือ ข้อมูลป้อนเข้า และตัวแปรตาม หรือผลลัพธ์ โดยหลักการเลือกตัวแปรที่ใช้ในโครงข่ายที่เกี่ยวข้องจะมี 2 แบบ [24] คือ วิธีแรก ข้อมูลจะต้องถูกแปลงรูปให้อยู่ในภาพที่เหมาะสม และวิธีที่สอง คือการเลือกข้อมูลโดยใช้พื้นฐานระหว่าง Predictiveness และ Covariance โดยปกติแล้ว ตัวแปรอิสระที่ถูกเลือกจะมีความสามารถในการทำนายผลหากตัวแปรที่เลือกมีความสัมพันธ์กันในทางตรงกันข้าม หากตัวแปรอิสระ 2 ตัวมีความสัมพันธ์ต่อกันจะทำให้แบบจำลองมีความอ่อนไหว (Sensitive) และเกิดปัญหาที่เรียกว่า Over Fitting และ Limit Generalization ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหตุผลนี้ การเลือกข้อมูลจะต้องเลือกเฉพาะตัวแปรอิสระที่มีความสามารถทำนายผลเพื่อให้ได้ผลลัพธ์หรือตัวแปรตาม โดยตัวแปรอิสระที่เลือกมานั้นจะต้องไม่มีความสัมพันธ์กัน แต่อย่างไรก็ดี ก็ขึ้นอยู่กับรูปแบบของโครงข่ายที่ใช้และเพื่อที่จะลดจำนวนตัวอย่างที่ใช้ในการสอนและเวลาที่ใช้ในการเรียนรู้ ก็ควรจะต้องมีการคัดเลือกข้อมูลป้อนเข้าให้เหมาะสม เพราะการคัดเลือกข้อมูลเป็นปัจจัยที่สำคัญในการสร้างแบบจำลอง

**2.4.2.4 ชั้นซ่อน (Hidden Layer)**

ชั้นซ่อน (Hidden Layer) เป็นชั้นประมวลผลที่อยู่ระหว่างชั้นข้อมูลป้อนเข้าและชั้นแสดงผลลัพธ์ โดยปกติแล้วชั้นซ่อนอาจมีมากกว่า 1 ชั้น โดยโครงข่ายจะสามารถประมวลหาฟังก์ชันที่เหมาะสมจากปัญหาที่ซับซ้อนได้หากมีชั้นซ่อนที่มากพอ [21] ข้อมูลที่ได้จากชั้นซ่อนจะได้เป็นตัวแปรใหม่ที่จะถูกส่งต่อให้กับชั้นแสดงผลลัพธ์ หรือชั้นตัวแปรตาม ถ้าโครงข่ายแบบแพร่กลับ (Backpropagation) มีชั้นซ่อนที่น้อยเกินไปแล้วจะทำให้โครงข่ายไม่สามารถที่จะหาทางแก้ปัญหาได้ แต่ถึงอย่างไรก็ตามถ้าเกิดโครงข่ายมีชั้นซ่อนที่มากจนเกินไป จะทำให้โครงข่ายมีระยะเวลาในการเรียนรู้นาน และไม่ช่วยให้โครงข่ายมีประสิทธิภาพมากขึ้น นอกจากนี้การที่มีโหนดในแต่ละชั้นที่มากเกิน จะทำให้โครงข่ายไม่สามารถที่จะหาจุดสิ้นสุดได้ ดังนั้น การที่จะทำให้โครงข่ายเกิดประสิทธิภาพสูงสุด ต้องกำหนดให้มีโหนดในชั้นซ่อนอยู่ให้น้อยเท่าที่จะเป็นไปได้ [24]

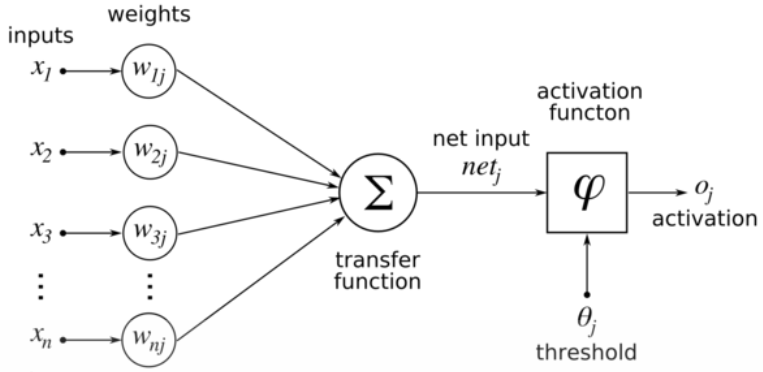
**2.4.2.5 ค่าถ่วงน้ำหนักและค่าอคติ (Weights and Biases)**

ค่าถ่วงน้ำหนักถูกแทนด้วยตัวเลขเพื่อแสดงถึงความแรงในการเชื่อมต่อของโหนดแต่ละโหนดที่ถูกเชื่อมต่อเข้าด้วยกัน ซึ่งผลรวมของค่าถ่วงน้ำหนักที่ป้อนเข้าจะไปปรับปรุงการประมวลผลในแต่ละโหนด ค่าถ่วงน้ำหนักคือค่าความแรงสัมพัทธ์ในทางคณิตศาสตร์ของการเชื่อมต่อ ซึ่งส่งผลต่อการส่งผ่านข้อมูลจากชั้นหนึ่งไปยังชั้นต่อไป โดยปกติค่าถ่วงน้ำหนักจะถูกกำหนดและเริ่มป้อนเข้าสู่โครงข่ายในขั้นตอนการเรียนรู้ ซึ่งต้องมีหลักการในการกำหนดค่าเพื่อที่จะให้โครงข่ายสามารถแก้โจทย์ปัญหาและลดเวลาการเรียนรู้ได้ สำหรับโครงข่ายใด ๆ ค่าถ่วงน้ำหนักจะมีค่าเท่ากับผลคูณของจำนวนโหนดของทุก ๆ การเชื่อมต่อ และค่าของค่าอคติจะเท่ากับผลรวมของจำนวนโหนดของทุก ๆ การเชื่อมต่อ [23]

**2.4.2.6 ฟังก์ชันการรวมและฟังก์ชันการแปลงค่า (Summation and Transfer Function)**

ฟังก์ชันการรวม คือ ฟังก์ชันการหาผลเฉลี่ยค่าถ่วงน้ำหนักของทุก ๆ โหนดที่เชื่อมต่อกัน โดยมีขั้นตอนคือ นำค่าของข้อมูลป้อนเข้า (Input) ในแต่ละโหนดคูณกับค่าถ่วงน้ำหนักของแต่ละโหนดและรวมผลลัพธ์ของทุก ๆ โหนดเข้าด้วยกัน ดังภาพที่ 2.7 ส่วนฟังก์ชันการแปลงค่า คือ ความสัมพันธ์ระหว่างระดับการกระตุ้นภายในโหนด (N) กับผลลัพธ์ที่ได้ (Output) โดยจะอยู่ในรูปของฟังก์ชันซิกมอยด์ f(N) โดยมีข้อแม้ว่าจะต้องมีความต่อเนื่องและค่าของฟังก์ชันซิกมอยด์จะต้องเพิ่มขึ้นเมื่อ N เพิ่มขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**ภาพที่ 2.7** กระบวนการทำงานของโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ในโหนดย่อย
อ้างอิงจาก [23]

**2.4.2.7 กระบวนการสอนหรือการเรียนรู้ (Training or Learning)**

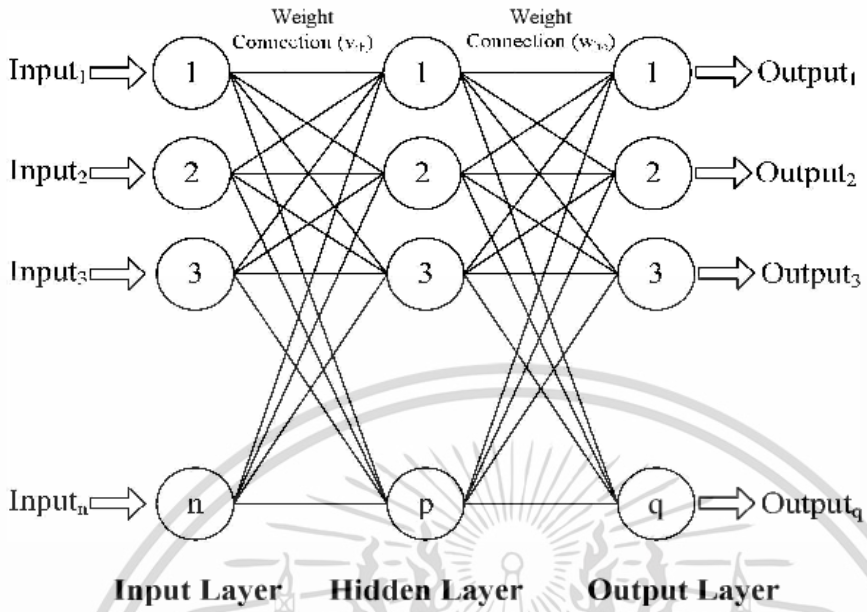
กระบวนการเรียนรู้เป็นกระบวนการหนึ่งในโครงข่ายที่เรียนรู้จากความผิดพลาดโดยมีหลักการ 3 ข้อ คือ 1) คำนวณหาคำตอบ 2) ตรวจสอบคำตอบว่าถูกต้องหรือไม่ 3) ปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักแล้วคำนวณใหม่อีกครั้ง กระบวนการสอน คือ การนำข้อผิดพลาดจากการคำนวณครั้งก่อนมาปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักให้กับการสอนในรอบต่อไป ทำให้คำตอบที่ได้มีความถูกต้องสูงขึ้น

ในขั้นตอนการเรียนรู้จะเป็นกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการปรับค่าน้ำหนักของแต่ละโหนด โดยอาศัยจากประสบการณ์การเรียนรู้ของโครงข่าย การเรียนรู้ของโครงข่ายในแต่ละรอบจะนำผลลัพธ์ที่ประมวลได้มาเปรียบเทียบกับค่าจริงที่ได้จากการทดลอง ซึ่งอาจจะมีความคลาดเคลื่อน หลังจากนั้นโครงข่ายจะย้อนกลับไปเรียนรู้ในรอบต่อไปพร้อมกับการปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนัก เพื่อให้การประมวลผลรอบต่อไปมีความแม่นยำมากขึ้น โดยการปรับแก้อาจจะเป็นการปรับขึ้นหรือปรับลงก็ได้ การวัดผลว่าโครงข่ายสามารถเรียนรู้ได้ดีเพียงใดจะดูจากตัวชี้วัดต่าง ๆ เช่น ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error) ในชั้นแสดงผลลัพธ์ [24]

**2.4.2.8 การเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Back-Propagation)**

ในช่วงปี 1950 Rosenblatt ได้สร้างโครงข่ายชั้นเดียวแบบง่าย ๆ ขึ้นมาโดยมีชื่อเรียกว่า Perceptron หลังจากนั้นต่อมา Widrow และ Hoff ได้สร้างอัลกอลิทึมขึ้นมาใหม่ที่สามารถอธิบายได้ด้วยกฎของเดลตา (Delta rule) โดยใช้การเรียนรู้ข้อมูลที่มีการปรับค่าถ่วงน้ำหนักซึ่งมีชื่อเรียกว่า Widrow-Hoff rule ต่อมาในปี 1986 Rumelhart, Hilton และ Williams ได้ศึกษาค้นคว้าเพิ่มเติมจนเกิดกระบวนการเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Back-Propagation) หรือเรียกว่า Generalized Delta Rule (GDR) การเรียนรู้แบบแพร่กลับนี้ เป็นที่ยอมรับกันอย่างแพร่หลายโดยเป็นการเรียนรู้แบบมีครูสอน และมีระบบการเชื่อมโยงแบบเคลื่อนไปข้างหน้าหลายชั้น (Multilayer Feed Forward) ดังภาพที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**ภาพที่ 2.8** โครงข่ายใยประสาทเทียมแบบแพร่กลับ

อ้างอิงจาก [21]

**2.4.2.9 ชุดข้อมูล (Samples)**

ชุดข้อมูล คือ ข้อมูลที่ทราบตัวแปรต้นและตัวแปรตามเพื่อนำมาใช้สอนโครงข่าย โดยแหล่งที่มาของชุดข้อมูลแบ่งออกได้เป็น 3 ลักษณะ คือ 1) แบบสอบถาม 2) ข้อมูลทางสถิติ และ 3) จากการทดลอง โดยชุดข้อมูลดังกล่าวจะนำมาแบ่งออกเป็น 2 ชุด คือ ชุดการสอน (Training Set) และ ชุดทดสอบ (Test Set)

**2.4.2.10 การทดสอบโครงข่าย (Testing)**

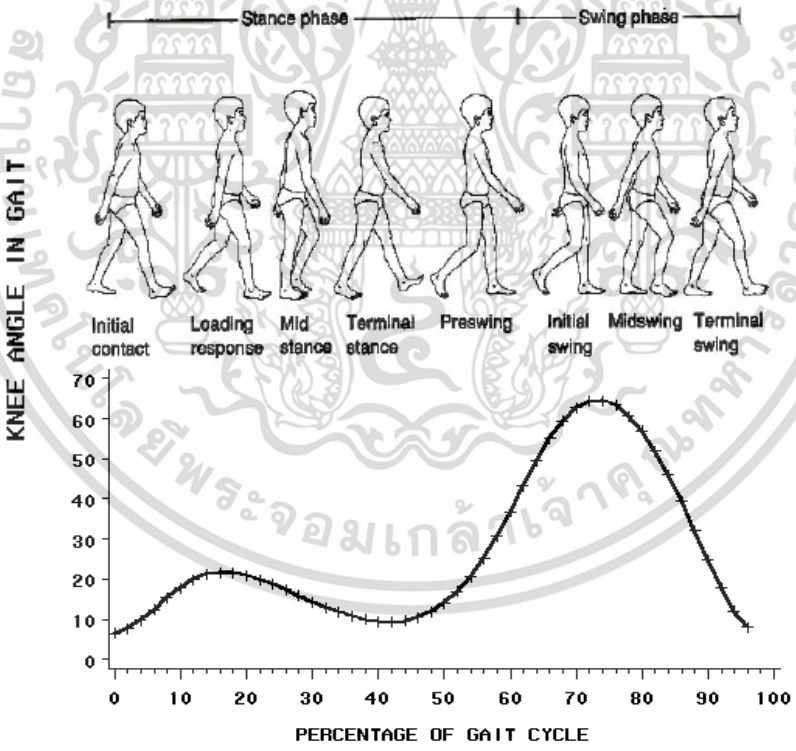
การทดสอบโครงข่ายเป็นการทดสอบว่าโครงข่ายสามารถที่จะเรียนรู้จากชุดการสอน (Training Set) ได้ดีเพียงไร โดยใช้ชุดข้อมูลที่ไม่เคยใช้สำหรับการสอนมาทดสอบ เรียกว่า ชุดทดสอบ (Test Set) ซึ่งโครงข่ายที่สามารถให้ผลลัพธ์ที่แม่นยำได้เมื่อใช้ชุดทดสอบมาทดสอบ จะเป็นโครงข่ายที่น่าเชื่อถือในการทดสอบ

โครงข่ายสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ คือ 1) แบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด โดยชุดแรกไว้สำหรับสอนโครงข่ายให้จดจำรูปแบบของข้อมูล และข้อมูลชุดที่สองไว้สำหรับทดสอบโครงข่าย โดยผลลัพธ์ที่แตกต่างระหว่างค่าจริง และค่าที่ได้จากชุดทดสอบจะถูกคำนวณออกมาเป็นค่าผิดพลาดของระบบ (System Error) ซึ่งค่าผิดพลาดของระบบที่น้อย จะแสดงถึงความสามารถในการทำนายที่สูง 2) ใช้ชุดข้อมูลทั้งหมดเป็นทั้งชุดการสอน และชุดทดสอบ โดยนำชุดข้อมูลทั้งหมดมาสอนโครงข่ายก่อน และหลังจากนั้นนำชุดข้อมูลชุดเดิมมาทดสอบโครงข่าย [24]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการจัดทำงานวิจัยฉบับนี้ ทางคณะผู้จัดทำได้ใช้ข้อมูลโดยอ้างอิงจากงานวิจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการจัดทำงานวิจัย เพื่อให้สามารถเข้าใจงานที่จะต้องจัดทำ และทำให้การจัดทำงานวิจัยครั้งนี้มีความถูกต้องมากที่สุด โดยจากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องทั้งหมดทำให้ทราบได้ว่าการเดินอาศัยหลักการทำงานระหว่างระบบประสาทร่วมกับระบบโครงร่างกระดูกและกล้ามเนื้อ โดยมนุษย์แต่ละคนมักมีกระบวนการในการเคลื่อนไหวร่างกายไปในทิศทางต่าง ๆ และมีการรักษาสมดุลของร่างกายในขณะเดินที่คล้ายคลึงกัน แต่อย่างไรก็ตาม ด้วยรูปแบบโครงสร้างร่างกายที่แตกต่างกัน ทำให้ลักษณะการเดินของแต่ละบุคคลมักมีลักษณะที่เฉพาะตัว [25] โดยการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นนี้ ถูกควบคุมด้วยการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งจะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) ขึ้นในระหว่างการเดิน [26] ซึ่งภายหลังจากการเกิดความพิการและการสวมใส่ขาเทียมในผู้พิการขาขาด จะส่งผลให้กลไกและรูปแบบการเดิน รวมถึงลักษณะคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเปลี่ยนไป โดยผู้พิการจะมีกระบวนการในการชดเชยความสูญเสียการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น และปรับเปลี่ยนรูปแบบการเดินให้สอดคล้องไปกับการเคลื่อนที่ได้ [27] โดยมุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วงของวงจรการเดินเป็นดังภาพที่ 2.9

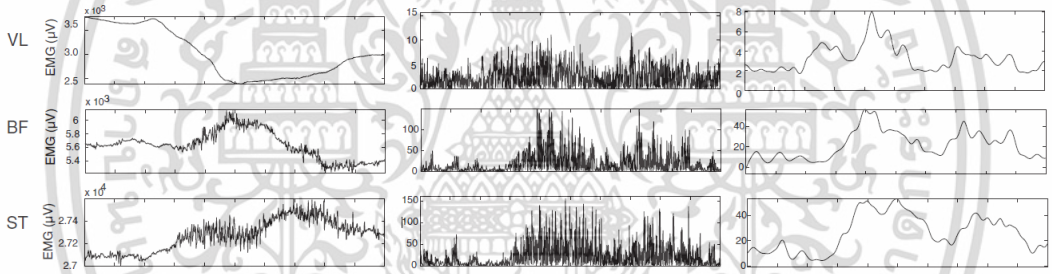



**ภาพที่ 2.9** มุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน
อ้างอิงจาก [28]

ลักษณะของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละส่วนมีความแตกต่างกันในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน โดยในคนปกติกล้ามเนื้อในกลุ่ม Vasti ได้แก่ Vastus Lateralis และ Vastus Medialis เป็นกล้ามเนื้อที่มีการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำงานมากที่สุดในช่วง mid swing (90% ของวงจรการเดิน) ในขณะที่กล้ามเนื้อในกลุ่ม Hamstring ได้แก่ Semitendinosus, Semimembranosus และ Biceps Femoris มีการทำงานมากที่สุดในช่วงระหว่าง Mid Swing ตอนปลายถึงช่วง Terminal Swing (75% ของวงจรการเดิน) ดังแสดงในภาพที่ 2.10 ซึ่งคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นนี้สามารถใช้ในการระบุความแตกต่างระหว่างการเดินในบุคคลปกติและบุคคลที่มีความทุพพลภาพได้ [26] โดยกล้ามเนื้อในผู้พิการจะมีการชดเชยความสูญเสีย โดยการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อเหนือเข่าเพื่อเพิ่มความสมดุลในการทรงตัว ซึ่งในแต่ละคนจะมีการชดเชยในกล้ามเนื้อแต่ละส่วนที่ต่างกันออกไป ทำให้การทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps Femoris ระหว่างวงจรการเดินมีความแตกต่างกันออกไปในผู้พิการแต่ละคน รวมถึงแตกต่างจากบุคคลทั่วไปเช่นกัน [29] นอกจากนี้ในผู้พิการที่ใช้ขาเทียมประเภทเหนือเข่าจะมีการทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ในช่วง Initial Contact น้อยกว่าในบุคคลปกติ ซึ่งส่งผลให้ไม่สามารถเหยียดขาออกไปได้เท่ากับการเดินแบบปกติ ในขณะที่กล้ามเนื้อ Biceps Femoris ในผู้พิการจะถูกกระตุ้นให้มีการทำงานสูงกว่าบุคคลทั่วไปในระหว่างครึ่งแรกของช่วง Stance Phase [27]



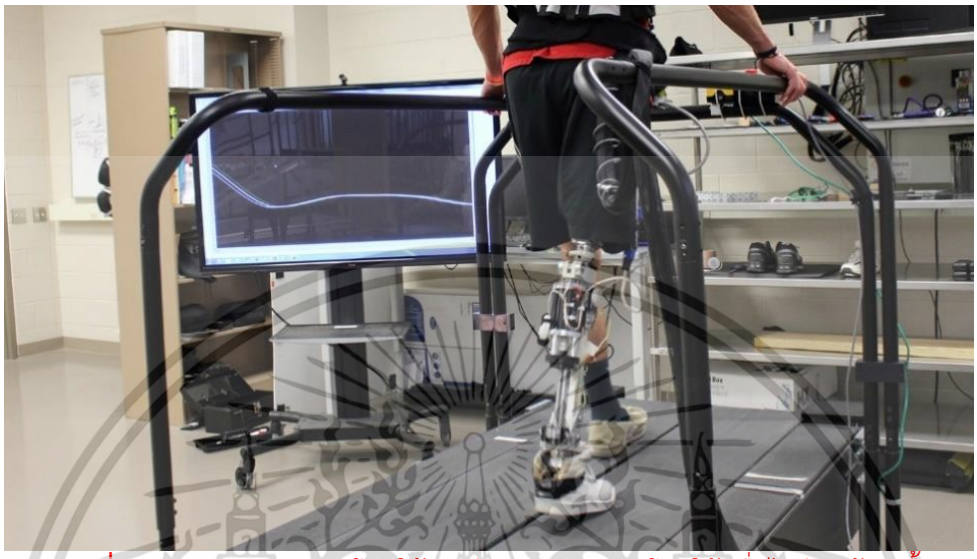

**ภาพที่ 2.10** การทำงานของกล้ามเนื้อ Vastas Lateralis, Biceps Femoris และ Semitendinosus อ้างอิงจาก [30]

เมื่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่าง ๆ ระหว่างวงจรการเดินมีความแตกต่างกัน ทำให้สามารถนำมาใช้ในการออกแบบขาเทียมสำหรับผู้พิการได้ เนื่องจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณการเคลื่อนไหวของร่างกาย ดังนั้นจึงนำมาใช้ในการควบคุมความหน่วงของข้อเข่าเทียม โดยระบบที่ควบคุมขาเทียมจะทำการระบุว่าคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในช่วงใดของวงจรการเดิน [31] [32]

ขาเทียมที่ควบคุมการเคลื่อนไหวโดยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ถูกออกแบบมาเพื่อช่วยให้ผู้พิการมีความสะดวกสบายในการเดินมากขึ้น [33] ดังแสดงในภาพที่ 2.11 โดยมีหลักการทำงาน คือ การควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมซึ่งใช้สัญญาณมาจากกล้ามเนื้อหรือคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ควบคุม โดยตัววัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ใช้คือ อิเล็กโทรด ซึ่งมีขนาดเล็กพกพาสะดวก และติดตั้งใช้งานง่าย โดยนำสัญญาณที่ได้จากอิเล็กโทรดนั้นไปเข้าวงจรทางไฟฟ้าเพื่อขยาย และกรองสัญญาณ เพื่อส่งไปยังระบบควบคุมเป็นตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประมวลผลและสั่งงาน ทำให้ขาเทียมสามารถเคลื่อนไหวได้ตามความต้องการของผู้ใช้งาน วงจรการทำงานของขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



**ภาพที่ 2.11** การทดลองเดินโดยใช้ขาเทียมแบบควบคุมโดยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ อ้างอิงจาก [33]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 3
# วิธีดำเนินการวิจัย

## 3.1 การสร้างขาเทียมต้นแบบและออกแบบวงจรสำหรับเก็บข้อมูล

### 3.1.1 การสร้างขาเทียมต้นแบบ

ในการสร้างขาเทียมต้นแบบต้องอาศัยส่วนประกอบต่าง ๆ เพื่อให้ต้นแบบสามารถทำงานได้ตามความต้องการ โดยในการออกแบบขาเทียมต้นแบบนั้นมีส่วนประกอบ ดังนี้

**Linear Actuator Motor**

Linear Actuator Motor เป็นอุปกรณ์เคลื่อนที่เชิงเส้นขับด้วยไฟฟ้า ดังภาพที่ 3.1 ซึ่งมีทำงานแบบเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรง โดยมีคุณสมบัติดังนี้

Stroke: 50 มิลลิเมตร (mm)

ความเร็ว: 24 มิลลิเมตรต่อวินาที (mm/s)

แรงดันไฟฟ้า: ไฟฟ้ากระแสตรง (DC) 12 โวลต์

โหลดสูงสุด: 350 นิวตัน (N)

Duty Cycle: 25 เปอร์เซ็นต์ (%)

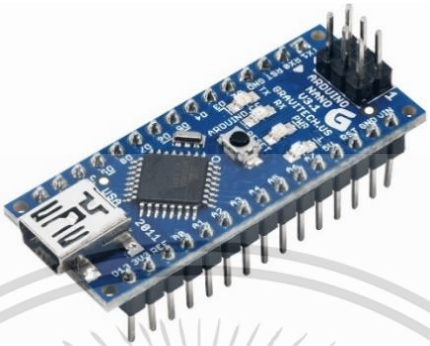
**ภาพที่ 3.1** Linear Actuator Motor

**ไมโครคอนโทรลเลอร์**

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เป็นอุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ทำหน้าที่ประมวลผลตามโปรแกรมหรือชุดคำสั่ง ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน ผ่านการออกแบบวงจรให้เหมาะกับงานต่าง ๆ และยังสามารถโปรแกรมคำสั่งเพื่อควบคุมขารับเข้า (Input) และส่งออก (Output) เพื่อสั่งงานให้ไปควบคุมอุปกรณ์ต่าง ๆ ซึ่งบอร์ดที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

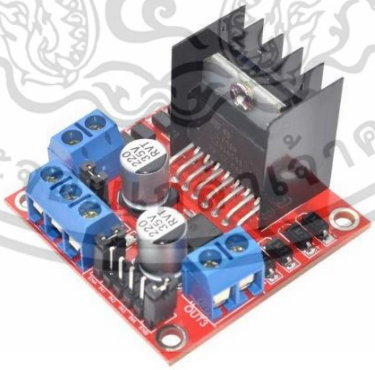
นำมาใช้คือ บอร์ด Arduino Nano ใช้ชิปไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ MEGA328P มีชิป USB to UART และใช้ Mini USB เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ ดังภาพที่ 3.2



**ภาพที่ 3.2** ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) Arduino Nano

**ชุดขับมอเตอร์ L298N Dual H-Bridge Motor Controller**

L298N เป็นชุดขับมอเตอร์ชนิด H-Bridge ซึ่งส่วนใหญ่จะถูกนำไปใช้ในการควบคุมทิศทาง และความเร็วของมอเตอร์ ซึ่งสามารถควบคุมมอเตอร์ได้ทั้งหมด 2 ช่อง (Channel) หลักการทำงานคือ วงจร H-Bridge ของ L298N จะขับกระแสเข้ามอเตอร์ตามขั้วที่กำหนดด้วยลอจิคเพื่อควบคุมทิศทาง ส่วนความเร็วของมอเตอร์นั้นจะถูกควบคุมด้วย สัญญาณพัลซ์ (Pulse Width Modulation: PWM) ซึ่งมีขนาด: 43 x 43 x 26 มิลลิเมตร มีแหล่งจ่ายไฟในตัวสามารถจ่ายไฟออกจากช่อง 5 โวลต์ เพื่อจ่ายให้บอร์ด Arduino ได้เมื่อต่อไฟเลี้ยงเข้าที่ช่อง 12 โวลต์ ดังภาพที่ 3.3



**ภาพที่ 3.3** ลักษณะของชุดขับมอเตอร์ L298N Dual H-Bridge

**อิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิวหนัง (Surface Electrode)**

อิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิวหนัง (Surface Electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด ใช้สำหรับตรวจวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ภาพที่ 3.4** ลักษณะของอิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิวหนัง (Surface Electrode)

หลังจากนำส่วนประกอบต่าง ๆ ที่กล่าวมาข้างต้นมาประกอบกับขาเทียม จะได้ขาเทียมต้นแบบตามลักษณะที่ต้องการ โดยขาเทียมนี้สามารถเคลื่อนที่ในแนวแกนเดียวและมีข้อเข่าเป็นจุดหมุน ทำให้สามารถเหยียดและงอข้อเข่าได้ ซึ่งจะมีลักษณะดังภาพที่ 3.5

**ภาพที่ 3.5** ลักษณะของขาเทียมต้นแบบ

### 3.1.2 วิธีคำนวณหาค่า R และระยะยืดและหดของมอเตอร์ ซึ่งสัมพันธ์กับมุมงอข้อเข่า (Knee angle)

การคำนวณหาความสัมพันธ์ระหว่างมุมงอข้อเข่า ระยะยืดหดของมอเตอร์ และค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์ สามารถเขียนแผนภาพแสดงจุดหมุนและแนวแกนต่างๆได้ดังภาพที่ 3.6 โดยสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่ามุมต่างๆที่มีผลต่อมุมงอข้อเข่าของขาเทียม (Ø1’) เป็นดังนี้

$$Ø1' = Ø1 \quad (3.1)$$

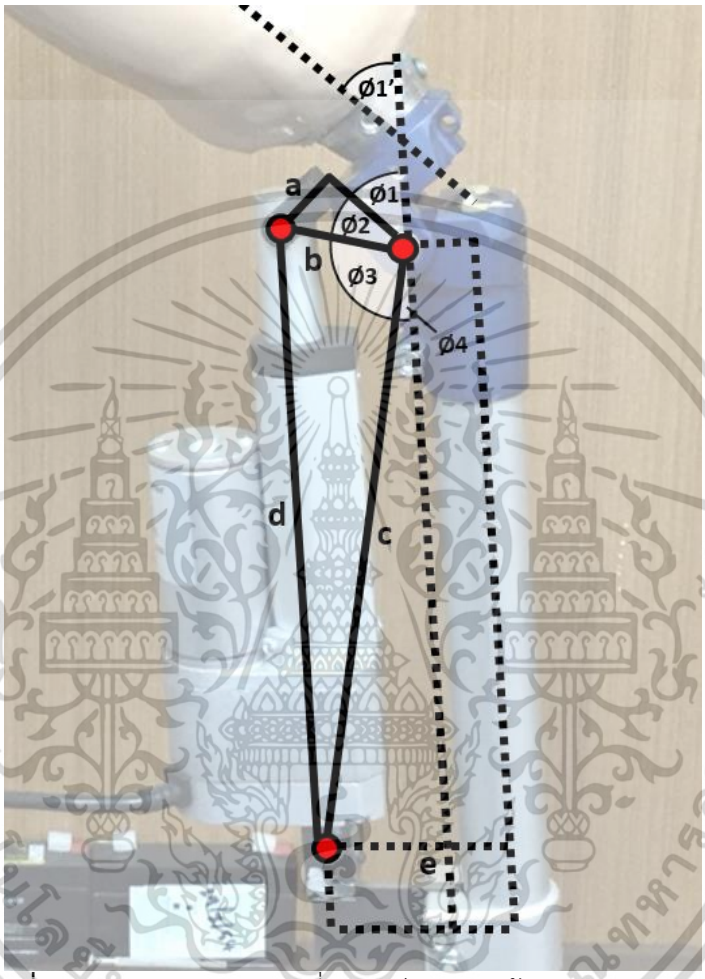
$$Ø1 = 180^\circ - (Ø2 + Ø3 + Ø4) \quad (3.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Ø2 = \arcsin(a/b) \quad (3.3)$$

$$Ø3 = \arccos[(d^2-b^2-c^2)/(-2*b*c)] \quad (3.4)$$

$$Ø4 = \arcsin(e/c) \quad (3.5)$$




**ภาพที่ 3.6** จุดหมุนและมุมต่างที่สัมพันธ์กับมุมงอข้อเข่า (Knee angle)

ความสัมพันธ์ระหว่างระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) มุมงอข้อเข่า (Ø1') และค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์ภายในมอเตอร์ เป็นการแปรผันเชิงเส้น โดยสามารถคำนวณหาค่า R ได้โดยใช้สมการเส้นตรง ดังสมการที่ 3.6

$$y=43.2653061x-419.714286 \quad (3.6)$$

โดยที่ y คือ ค่า R และ x คือ ระยะยืดหดของมอเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการแสดงความสัมพันธ์ข้างต้น สามารถนำมาคำนวณหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) มุมงอข้อเข่า (Ø1') และค่า R ได้ดังตารางที่ 3.1

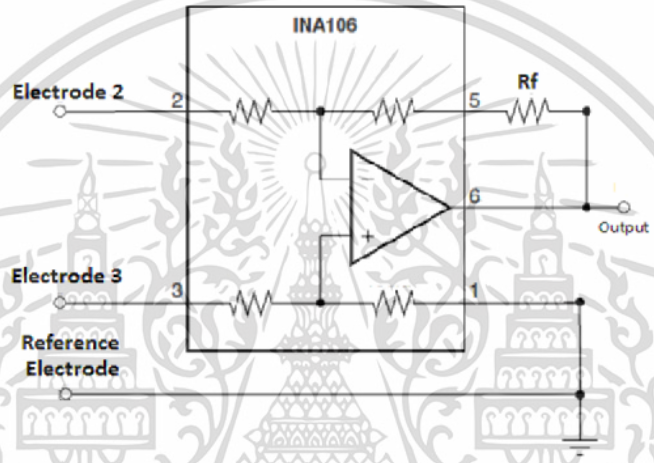
**ตารางที่ 3.1** ความสัมพันธ์ระหว่างระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) มุมงอข้อเข่า (Ø1') และค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์

| ระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) | มุมงอข้อเข่า (Ø1') | ค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์ | ระยะยืดหดของมอเตอร์ (d) | มุมงอข้อเข่า (Ø1') | ค่า R ที่วัดได้จากเซนเซอร์ |
|---|---|---|---|---|---|
| 18.9 | 91.51 | 398 | 21.4 | 52.90 | 506 |
| 19.0 | 89.75 | 402 | 21.5 | 51.42 | 510 |
| 19.1 | 88.03 | 407 | 21.6 | 49.93 | 515 |
| 19.2 | 86.34 | 411 | 21.7 | 48.44 | 519 |
| 19.3 | 84.67 | 415 | 21.8 | 46.95 | 523 |
| 19.4 | 83.04 | 420 | 21.9 | 45.44 | 528 |
| 19.5 | 81.43 | 424 | 22.0 | 43.93 | 532 |
| 19.6 | 79.84 | 428 | 22.1 | 42.40 | 536 |
| 19.7 | 78.27 | 433 | 22.2 | 40.87 | 541 |
| 19.8 | 76.71 | 437 | 22.3 | 39.32 | 545 |
| 19.9 | 75.17 | 441 | 22.4 | 37.76 | 549 |
| 20.0 | 73.64 | 446 | 22.5 | 36.19 | 554 |
| 20.1 | 72.13 | 450 | 22.6 | 34.59 | 558 |
| 20.2 | 70.62 | 454 | 22.7 | 32.98 | 562 |
| 20.3 | 69.12 | 459 | 22.8 | 31.35 | 567 |
| 20.4 | 67.63 | 463 | 22.9 | 29.70 | 571 |
| 20.5 | 66.15 | 467 | 23.0 | 28.02 | 575 |
| 20.6 | 64.67 | 472 | 23.1 | 26.32 | 580 |
| 20.7 | 63.20 | 476 | 23.2 | 24.59 | 584 |
| 20.8 | 61.72 | 480 | 23.3 | 22.83 | 588 |
| 20.9 | 60.25 | 485 | 23.4 | 21.04 | 593 |
| 21.0 | 58.78 | 489 | 23.5 | 19.20 | 597 |
| 21.1 | 57.31 | 493 | 23.6 | 17.33 | 601 |
| 21.2 | 55.84 | 498 | 23.7 | 15.41 | 606 |
| 21.3 | 54.37 | 502 | 23.8 | 13.44 | 610 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.3 การออกแบบวงจรสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่า

ผู้วิจัยได้สร้างวงจรสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่าในระหว่างการเดินขึ้นมาเอง ภายในวงจรประกอบไปด้วย อิเล็กโทรดสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ใช้ทั้งหมด 4 ช่องสัญญาณในการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 ชุด วงจรภายในอิเล็กโทรด 1 ช่องสัญญาณแสดงดังภาพที่ 3.7 Encoder สำหรับวัดค่ามุมงอข้อเข่า ซึ่งเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ด Arduino ที่ทำหน้าที่ประมวลผลข้อมูล โดยมีการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อรับส่งข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่า ซึ่งวงจรดังกล่าวแสดงได้ดังภาพที่ 3.8



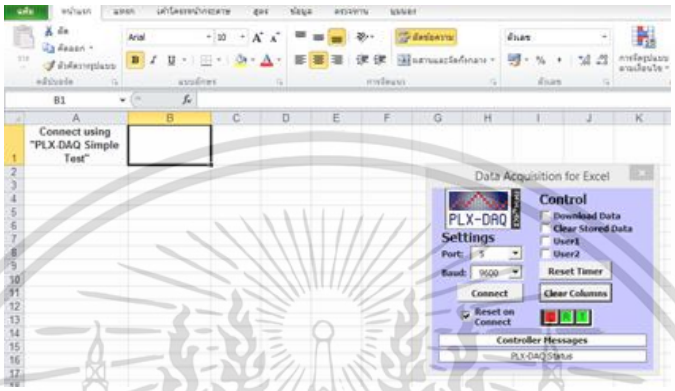

**ภาพที่ 3.7** วงจรของอิเล็กโทรด 1 ช่องสัญญาณ

**ภาพที่ 3.8** วงจรสำหรับรับค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ผู้วิจัยมีการศึกษาและเขียนคำสั่งเพื่อให้อุปกรณ์สามารถสื่อสารกันเองภายในองค์ประกอบย่อย รวมถึงทำให้ข้อมูลที่ออกมาจากอุปกรณ์สามารถเก็บได้ในคอมพิวเตอร์ภายใต้ไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล (Microsoft Excel) ซึ่งจะมีการรับค่าและนำค่าที่ได้จากอุปกรณ์ไปใช้ผ่านโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยใช้โปรแกรม Parallax Microcontroller Data Acquisition (PLX-DAQ) ซึ่งข้อมูลที่ได้จะแสดงในโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล (Microsoft Excel) ภายใต้นามสกุล .csv ซึ่งค่าที่ได้จะเป็นค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับค่ามุมงอของข้อเข่า โดยจะมีลักษณะโปรแกรมดังภาพที่ 3.9 ซึ่งจะนำไปใช้ในการทำนายลักษณะการเดินโดยใช้ Machine Learning ต่อไป



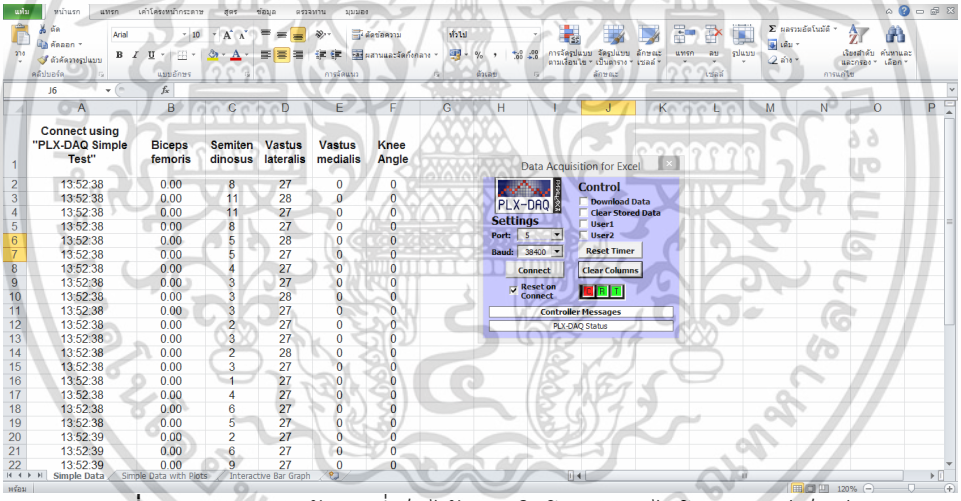

**ภาพที่ 3.9** โปรแกรม PLX-DAQ สำหรับรับข้อมูลและนำมาจัดเก็บในโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล

### 3.1.4 การทดลองเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในขณะเดิน

การทดลองเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่า สามารถทำได้โดยนำวงจรที่สร้างขึ้นเอง ดังที่กล่าวไปในหัวข้อที่ 3.1.3 มาใช้ในการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นจริงในขณะเดิน โดยการทดลองนี้จะวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัด ได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis จากขาท่อนบนของคนปกติที่มีสุขภาพดี ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะถูกกำหนดให้เป็นข้อมูลนำเข้าหรือตัวแปรอิสระ และมุมงอข้อเข่าจะถูกกำหนดให้เป็นข้อมูลผลลัพธ์หรือตัวแปรตาม ซึ่งจะใช้โปรแกรม PLX-DAQ สำหรับรับค่าต่าง ๆ ดังกล่าว โดยทำการทดลองเดินบนลู่วิ่งด้วยความเร็ว 2 กิโลเมตรต่อชั่วโมง จำนวน 100 ก้าว ทำการทดลองซ้ำ 10 ครั้ง ความถี่ในการเก็บข้องมูลเท่ากับ 60 Hz หรือ 60 ครั้งต่อวินาที และค่าความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลเท่ากับ 38400 บิตต่อวินาที ดังแสดงในภาพที่ 3.10 และนำข้อมูลไปวิเคราะห์เพื่อทำนายลักษณะการเดินของแต่ละบุคคลต่อไป ลักษณะข้อมูลที่เก็บได้แสดงดังภาพที่ 3.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ภาพที่ 3.10** การทดลองเดินบนลู่วิ่งเพื่อเก็บข้อมูลค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้า




**ภาพที่ 3.11** ตัวอย่างข้อมูลที่เก็บได้แสดงในโปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กซ์เซล

## 3.2 การเขียนคำสั่งเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ

### 3.2.1 การสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อทำนายลักษณะการเดิน

ภายหลังจากการออกแบบต้นแบบขาเทียมและเขียนโปรแกรมเพื่อรับค่าข้อมูลของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดิน ทางผู้วิจัยได้ทำการนำข้อมูลมาวิเคราะห์เพื่อหาแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายลักษณะการเคลื่อนไหวที่ดีที่สุด โดยใช้ Machine Learning ในโปรแกรม MATLAB

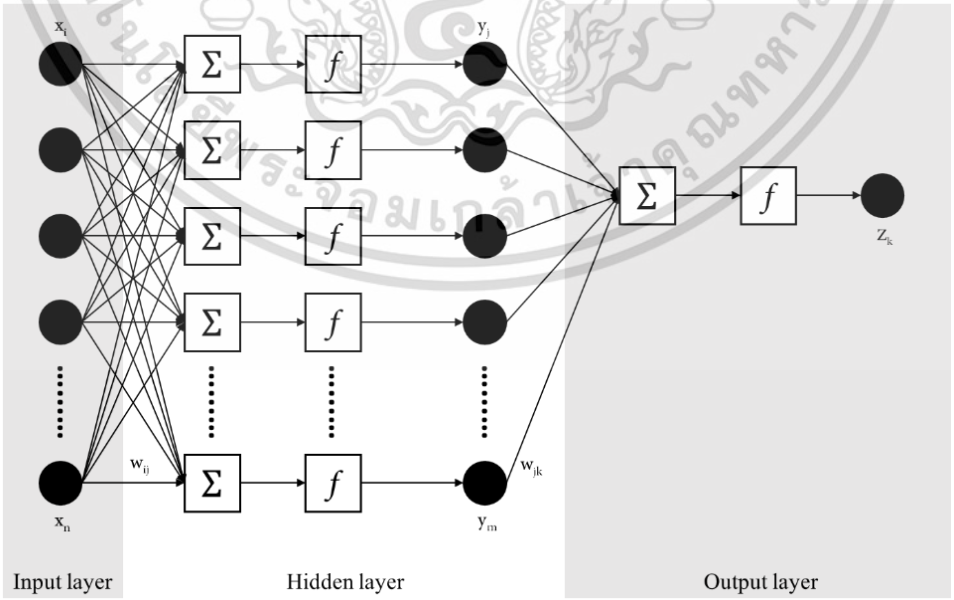
การสร้างแบบจำลองทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่จะเกิดขึ้นในระหว่างการเดินโดยใช้โครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ ประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ ๆ 4 ขั้นตอน คือ การเตรียมข้อมูล การออกแบบโครงข่าย การ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สอนโครงข่าย และการตรวจสอบความถูกต้องของโครงข่าย โดยเตรียมข้อมูลจากการทดลองเดิน ซึ่งจะกำหนดให้ค่ามุมงอข้อเข่าเป็นตัวแปรตาม และค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดเป็นตัวแปรอิสระ โดยเรียงข้อมูลตามลำดับเวลา หลังจากนั้นจะแบ่งชุดข้อมูลออกเป็น 2 ชุด คือข้อมูลชุดสอน (Training Set) และข้อมูลชุดทดสอบ (Test Set) และทำการออกแบบโครงข่ายโดยกำหนดให้เป็นแบบไปข้างหน้าหลายชั้น (MLFF) ซึ่งเป็นระบบแบบมีครูสอนโดยจะใช้วิธีการสอนแบบแพร่กระจายความผิดพลาดกลับ (Error Back – Propagation Algorithm) จากนั้นนำข้อมูลชุดสอน (Training Set) ให้โครงข่ายได้เรียนรู้ โครงข่ายจะประมวลผลจนได้คำตอบชุดหนึ่ง สำหรับคำตอบที่โครงข่ายสามารถคำนวณออกมาได้นั้นจะถูกนำมาหาค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง ถ้ายังมีความผิดพลาดสูงอยู่ ระบบจะย้อนกลับไปปรับเปลี่ยนค่าถ่วงน้ำหนัก และทำการสอนต่อไปจนกว่าค่าความผิดพลาดระหว่างคำตอบที่ได้จากโครงข่าย และคำตอบจริงจะมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ซึ่งในขณะเดียวกันนั้น ชุดทดสอบ (Test Set) จะทำการทดสอบค่าความผิดพลาดของโครงข่ายไปพร้อม ๆ กัน เมื่อค่าความผิดพลาดจากชุดทดสอบมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ จึงจะหยุดทำการปรับสอนและได้โครงข่ายที่เหมาะสมสำหรับใช้งาน ซึ่งรายละเอียดของขั้นตอนการสร้างโครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ในงานวิจัยครั้งนี้ มีดังต่อไปนี้

การเตรียมข้อมูล ในการศึกษาครั้งนี้ จะนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดิน ซึ่งเก็บค่าได้จากการทดลอง โดยกำหนดให้ค่ามุมงอข้อเข่าเป็นตัวแปรตาม และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ 4 มัด เป็นตัวแปรอิสระ โดยจะคัดเลือกชุดข้อมูลในช่วงที่มีความเสถียรเข้าสู่โครงข่ายต่อไป

การออกแบบโครงข่าย ระบบโครงข่ายประสาทเทียมจะประกอบไปด้วยชั้นข้อมูลป้อนเข้า (Input Layer) ชั้นซ่อน Hidden Layer) และชั้นผลลัพธ์ (Output Layer) ดังภาพที่ 3.12




**ภาพที่ 3.12** โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งประกอบไปด้วย ชั้นข้อมูลป้อนเข้า ชั้นซ่อน และชั้นผลลัพธ์ อ้างอิงจาก [23]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบโครงข่ายจะพิจารณาจากข้อมูลป้อนเข้าโครงข่าย จำนวนชั้นซ่อน ประเภทแบบจำลองที่เลือกใช้ และผลลัพธ์เป็นหลัก ซึ่งจะต้องทำการทดสอบเพื่อหาค่าให้เหมาะสมกับโครงข่ายมากที่สุด โดยมีรายละเอียด ดังนี้

**ข้อมูลป้อนเข้าโครงข่าย**

ข้อมูลป้อนเข้าต้องพิจารณาในช่วงข้อมูลที่มีความเสถียร เนื่องจากส่งผลต่อความแม่นยำในกระบวนการสอน โดยข้อมูลป้อนเข้าจะถูกแบบออกเป็น 2 กลุ่มได้แก่ ข้อมูลชุดสอน (Training Set) และข้อมูลชุดทดสอบ (Testing Set) ซึ่งต้องกำหนดร้อยละการถ่วงน้ำหนักให้กับข้อมูลแต่ละชุด โดยในข้อมูลชุดสอนจะกำหนดให้ค่าถ่วงน้ำหนักของการสอน (Training) เป็น 70% สำหรับข้อมูลชุดทดสอบจะกำหนดให้ค่าถ่วงน้ำหนักเป็น 30% แบ่งเป็นการตรวจสอบ (Validation) และการทดสอบ (Testing) อย่างละ 15%

**จำนวนชั้นซ่อน (Hidden Layer)**

ในการทดสอบหาจำนวนชั้นซ่อนที่มีความเหมาะสมนี้ ผู้จัดทำงานวิจัยจะทำการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบระหว่างโครงข่ายประสาทเทียมที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น 4 ชั้น และ 5 ชั้น ตามลำดับ

**ประเภทแบบจำลอง**

ทำการเปรียบเทียบแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่เกิดขึ้นจากการเลือกใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทั้ง 3 ประเภท ได้แก่ Levenberg-Marquardt, Bayesian Regularization และ Scaled Conjugate Gradient

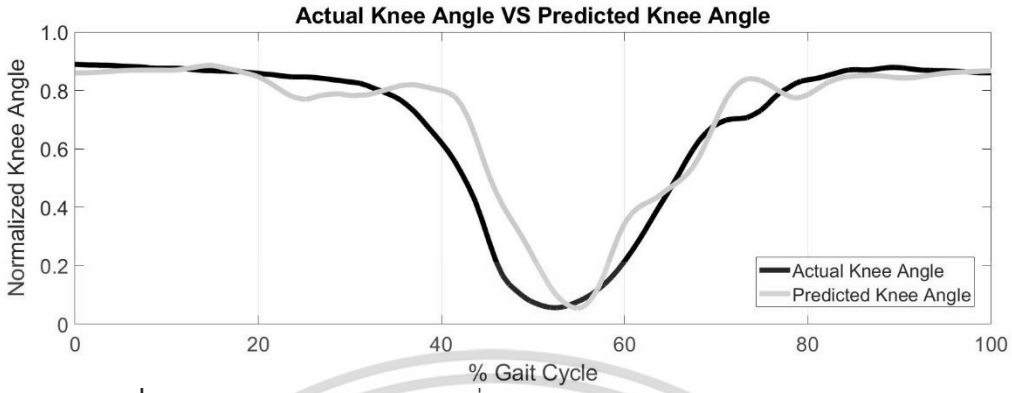
**การสอนโครงข่าย**

ในขั้นตอนการสอนโครงข่ายนี้จะใช้วิธีการแพร่กระจายความผิดพลาดกลับ (Error Back–Propagation Algorithm) โดยแบบจำลองและจำนวนชั้นซ่อนที่เลือกใช้

**การตรวจสอบความถูกต้องของโครงข่าย**

การประเมินผลจากการทำนายโดยใช้โครงข่ายใยประสาทประดิษฐ์ สามารถใช้สถิติในการทดสอบความถูกต้อง ซึ่งสถิติที่ใช้ในการวัดความผิดพลาดระหว่างผลการทำนายและข้อมูลจริงจากชุดตรวจสอบความถูกต้อง (Validate Set) คือ ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error, MSE) โดยเกณฑ์การพิจารณายอมรับโครงข่าย คือ ต้องเป็นโครงข่ายที่มีค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (MSE) เนื่องจากยิ่งความคลาดเคลื่อนน้อย แสดงว่าโครงข่ายมีความแม่นยำมาก บันทึกค่ามุมงอข้อเข่าจากการทำนาย และนำมาเปรียบเทียบกับค่ามุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นจริง ดังภาพที่ 3.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

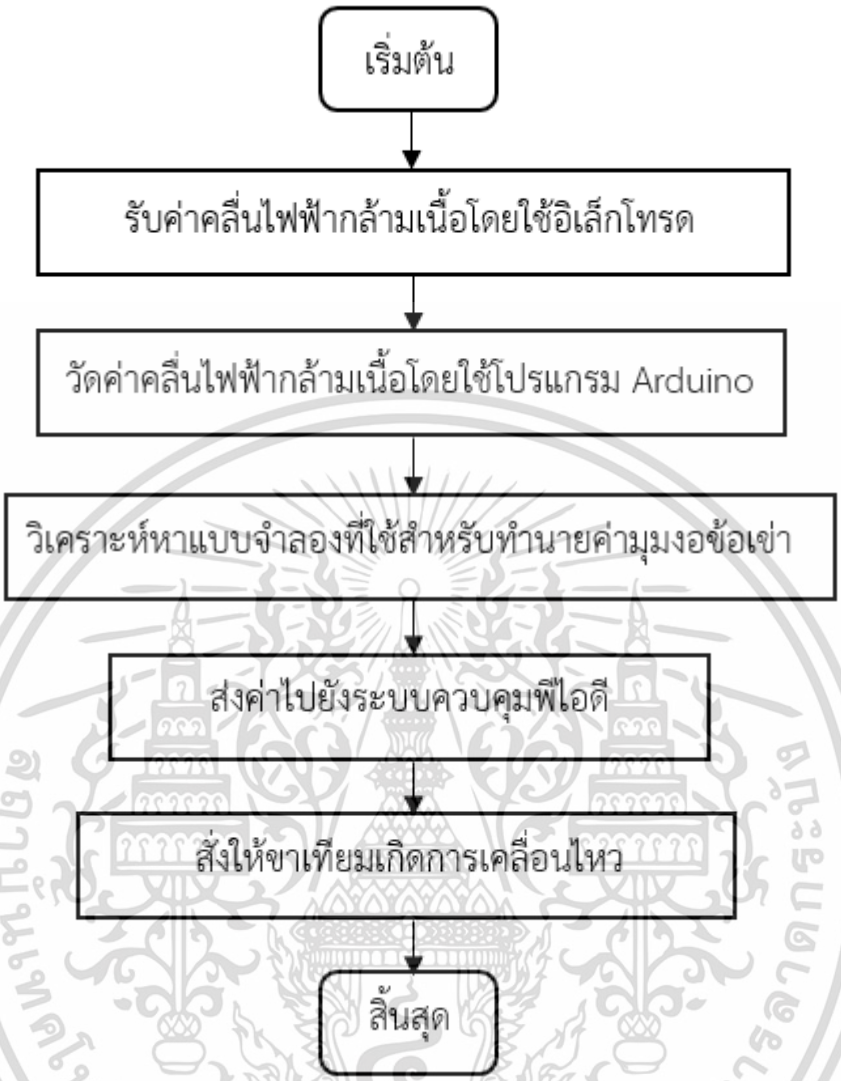



**ภาพที่ 3.13** ค่าผลลัพธ์มุมงอข้อเข่าที่เกิดจากการสอนของโปรแกรม (เส้นสีเทา) เปรียบเทียบกับค่ามุมเข่าจริง (เส้นสีดำ)

### 3.2.2 การเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ

ภายหลังจากการสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม นำผลลัพธ์ที่ได้จากการทำนายใน MATLAB มาควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ โดยเขียนคำสั่งเพื่อประมวลผลในโปรแกรม Arduino ให้สอดคล้องกับแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่ได้ และใช้ระบบควบคุม PID ในการควบคุมการเคลื่อนไหว โดยแผนผังขั้นตอนการประมวลผลเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ เป็นดังภาพที่ 3.14 ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**ภาพที่ 3.14** แผนผังการควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 4
# ผลการวิจัย

ผลการดำเนินงาน โดยแบ่งขั้นตอนทดสอบการดำเนินงานวิจัยเป็น 2 ส่วน ดังนี้

4.1 มุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน

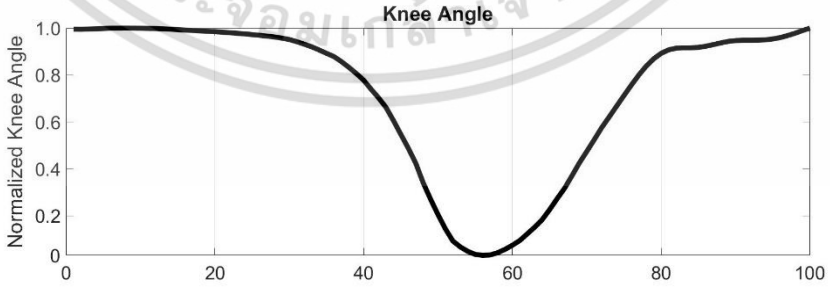
4.2 แบบจำลองที่ใช้สำหรับทำนายค่ามุมงอข้อเข่า

## 4.1 มุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน

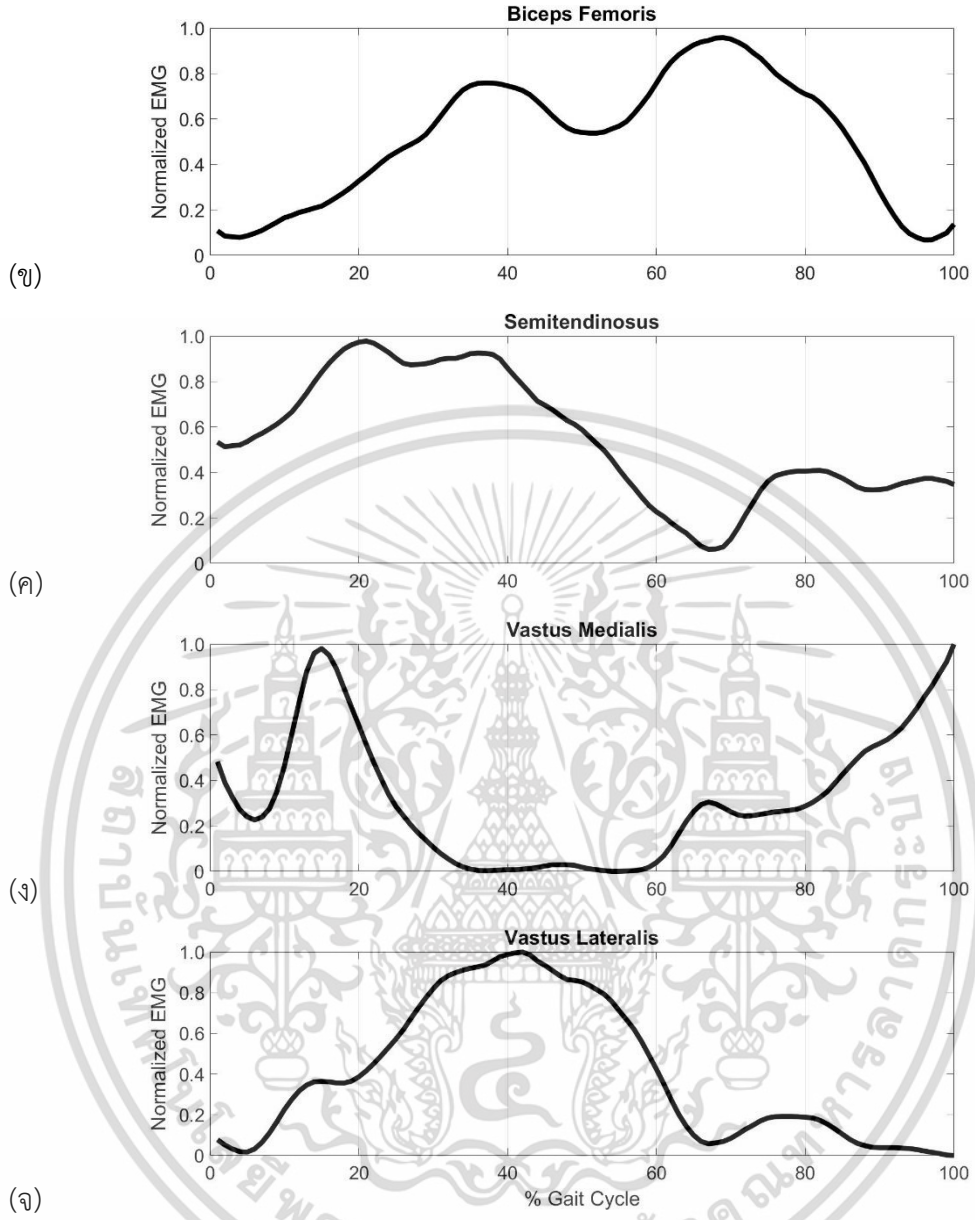
จากการทดลองเพื่อเก็บค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากกล้ามเนื้อขาท่อนบน ซึ่งได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis ที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดิน ลักษณะของมุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในระหว่างวงจรการเดิน 1 รอบ เป็นดังภาพที่ 4.1

จากการศึกษาเปรียบเทียบกับวงจรการเดิน (Gait Cycle) พบว่ากล้ามเนื้อ Biceps Femoris มีการทำงานที่ร้อยละ 30 ถึง 90 โดยจะมีการทำงานมากที่สุดที่ช่วงร้อยละ 70 ของวงจรการเดินตรงกับช่วงที่เริ่มเข้าสู่ระยะ Swing Phase ในขณะที่กล้ามเนื้อ Semitendinosus มีการทำงานมากในช่วงร้อยละ 20 ถึง 40 ของวงจรการเดินซึ่งตรงกับช่วง Mid Stance ไปจนถึงช่วง Heel Off ของระยะ Stance Phase ส่วนกล้ามเนื้อ Vastus Medialis จะเริ่มทำงานในช่วง Terminal Swing หรือช่วงร้อยละ 80 ถึง 90 ของวงจรการเดิน และมีการทำงานมากที่สุดในช่วงประมาณร้อยละ 10 ของวงจรการเดิน นอกจากนี้ กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis จะมีการทำงานในช่วงร้อยละ 20 ถึง 60 ของวงจรการเดิน ซึ่งตรงกับช่วง Mid Stance ไปจนกระทั่งช่วง Toe Off ซึ่งเป็นระยะสิ้นสุด Stance Phase จะเห็นได้ว่าผลการทดลองที่ได้มีค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อทั้ง 4

(ก)




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**ภาพที่ 4.1** มุมงอข้อเข่าในวงจรการเดิน 1 รอบ (ก) คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ Biceps Femoris (ข) Semitendinosus (ค) Vastus Medialis (ง) และ Vastus Lateralis (จ)

## 4.2 แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่เหมาะสม

จากการสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับการทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่จะเกิดขึ้นในระหว่างการเดิน ผลการทำนายโดยการเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลองและจำนวนชั้นซ่อนต่าง ๆ เป็นดังนี้

### 4.2.1 การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลองแต่ละประเภทเพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด

แบบจำลองที่ใช้ในการทดสอบ คือ Levenberg-Marquardt, Bayesian Regularization และ Scaled Conjugate Gradient โดยกำหนดให้ค่าเริ่มต้นของชั้นซ่อนเป็น 3 ชั้น และทำการสอนซ้ำ 3 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พบว่ามุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองอื่น จากการเปรียบเทียบทั้ง 3 แบบจำลอง ที่มีชั้นซ่อน 3, 4 และ 5 ชั้นด้วย เพื่อตรวจสอบให้แน่นชัดว่าแบบจำลองที่ได้มาเป็นโครงข่ายที่ดีที่สุด โดยสามารถสรุปผลลัพธ์การวิเคราะห์ข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) สำหรับการทดสอบแต่ละแบบจำลอง ดังแสดงในตารางที่ 4.1 มุมงอข้อเข่าจากแบบจำลองที่มี 3 ชั้นซ่อนมีลักษณะกราฟที่ใกล้เคียงกับค่ามุมงอข้อเข่าจริงมากที่สุด แสดงดังภาพที่ 4.2

**ตารางที่ 4.1** แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสม

| **แบบจำลอง** | **โครงสร้าง** | **จำนวนชั้นซ่อน (Hidden Layer)** | **ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE)** |
|---|---|---|---|
| Levenberg Marquardt | 32-3-1 | 3 | 0.4441 |
| | 32-4-1 | 4 | 0.4799 |
| | 32-5-1 | 5 | 0.4656 |
| Bayesian Regularization | 32-3-2 | 3 | 0.5196 |
| | 32-4-2 | 4 | 0.4500 |
| | 32-5-2 | 5 | 0.5199 |
| Scaled Conjugate Gradient | 32-3-3 | 3 | 0.5258 |
| | 32-4-3 | 4 | 0.5295 |
| | 32-5-3 | 5 | 0.5375 |

ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (MSE) ของแบบจำลอง สามารถคำนวณได้จากจากสมการที่ 4.1

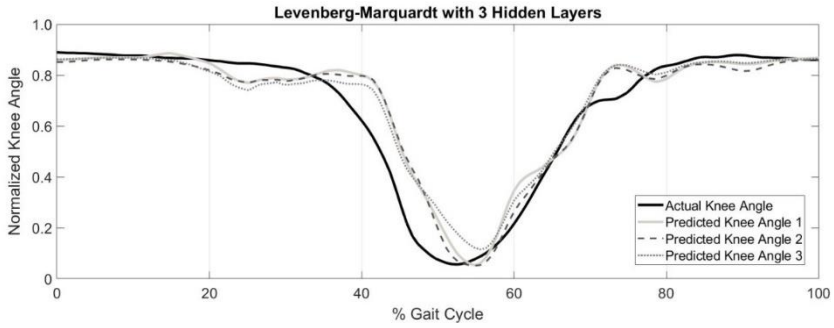
$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^{n}(y_i - \hat{y}_i)}{n} \quad (4.1)$$

เมื่อ $y_i$ คือ ค่ามุมข้อเข่าจริง

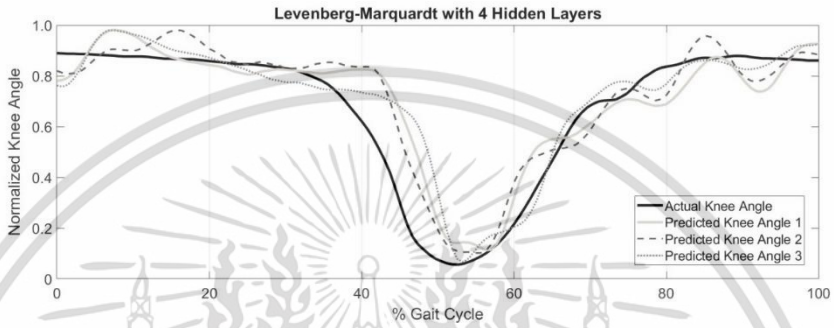
$\hat{y}_i$ คือ ค่ามุมข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง

$n$ คือ จำนวนข้อมูล

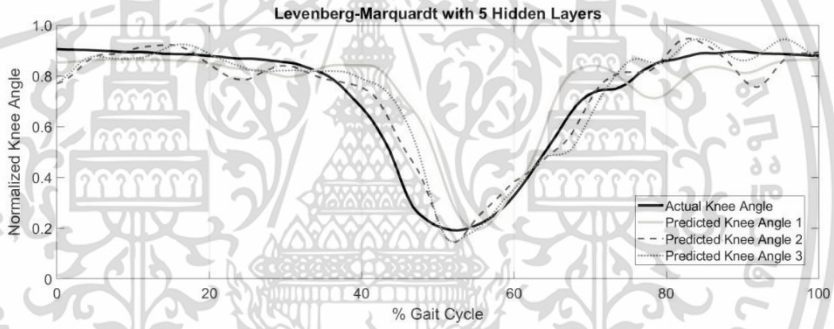
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




(ก)




(ข)



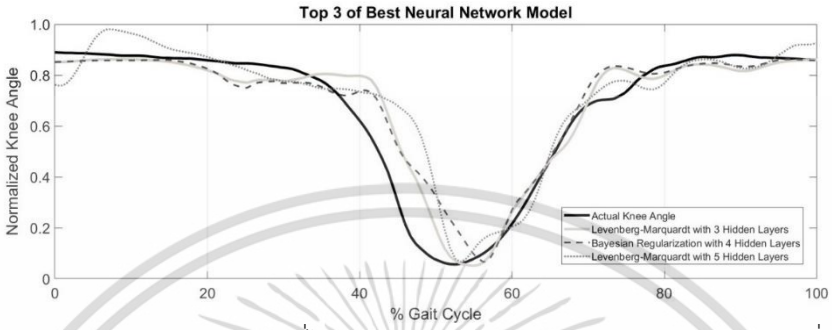

(ค)

**ภาพที่ 4.2** ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น (ก) 4 ชั้น (ข) และ 5 ชั้น (ค)

จากตารางที่ 4.1 พบว่าแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด ได้แก่ แบบจำลอง Levenberg-Marquardt ซึ่งมีจำนวนชั้นซ่อน (Hidden Layer) 3 ชั้น นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ซึ่งมีจำนวนชั้นซ่อน 4 และ 5 ชั้น พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยใกล้เคียงกันและอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ โดยเมื่อพิจารณาแบบจำลอง Bayesian Regularization ที่มีชั้นซ่อน 4 ชั้น จะเห็นได้ว่าแบบจำลองดังกล่าวมีค่าความเคลื่อนกำลังสองน้อยกว่าแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ซึ่งมีจำนวนชั้นซ่อน 4 ชั้น และ 5 ชั้น รวมถึงมีค่าใกล้เคียงกับแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนชั้นซ่อน 3 ชั้นด้วยเช่นกัน ในขณะที่ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองของแบบจำลอง Bayesian Regularization ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น และ 5 ชั้น ไม่อยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ เช่นเดียวกับแบบจำลอง Scaled Conjugate Gradient ซึ่งมีชั้นซ่อน 3, 4 และ 5 ชั้น โดยผลการเปรียบเทียบค่ามุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลองที่มีค่าความเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย

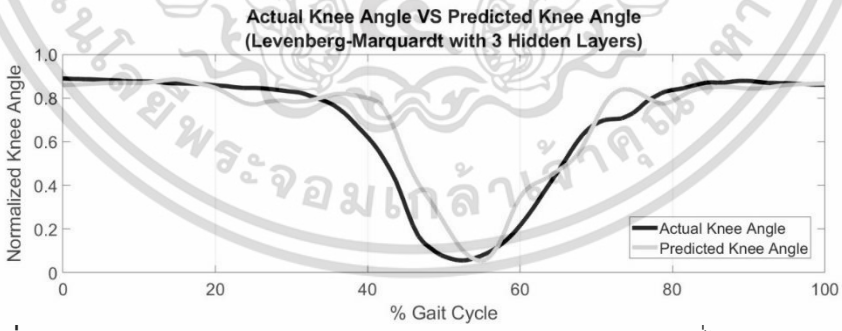
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

น้อยที่สุด 3 อันดับแรก เรียงจากน้อยไปมาก ได้แก่ แบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนชั้นซ่อน 3 ชั้น แบบจำลอง Bayesian Regularization ที่มีชั้นซ่อน 4 ชั้น และแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนชั้นซ่อน 4 ชั้น ตามลำดับ เป็นไปดังภาพที่ 4.3




**ภาพที่ 4.3** การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น แบบจำลอง Bayesian Regularization ที่มีชั้นซ่อน 4 ชั้น และแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนชั้นซ่อน 4 ชั้น

จากผลการเปรียบเทียบ สามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองที่เหมาะสมกับตัวแปรอิสระทั้ง 32 ตัว (ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ 4 มัดซึ่งเก็บข้อมูลย้อนหลัง 8 ค่า) และตัวแปรตาม 1 ตัว (ค่ามุมงอข้อเข่า) คือ แบบจำลอง Levenberg-Marquardt โดยมีจำนวนชั้นซ่อน (Hidden Layer) 3 ชั้น ซึ่งให้ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดคือ 0.4441 โดยผลการเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมงอข้อเข่าจริง (เส้นสีดำ) กับค่ามุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง (เส้นสีเทา) แสดงดังภาพที่ 4.4

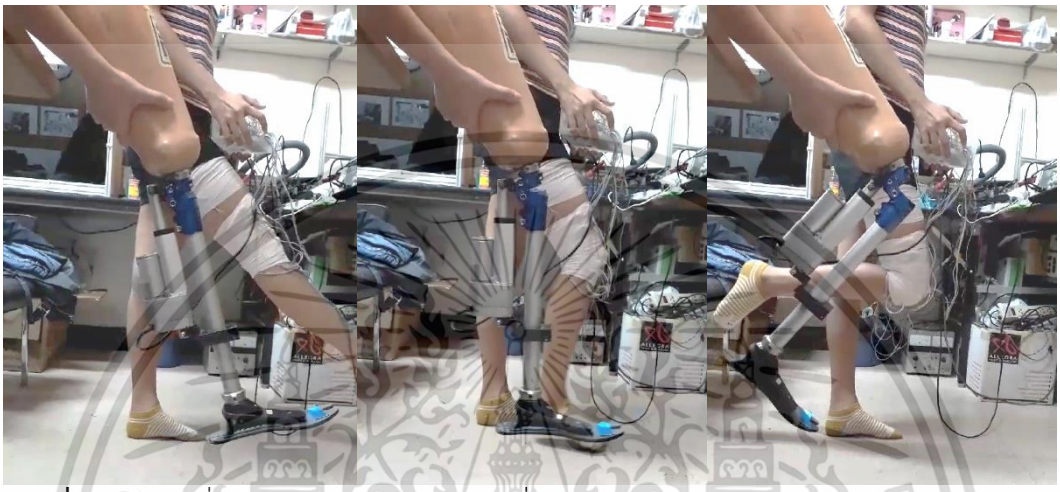



**ภาพที่ 4.4** การเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมงอข้อเข่าจริงกับค่ามุมเข่าที่ได้จากแบบจำลอง

ภายหลังจากทางคณะผู้วิจัยได้แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับการทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่จะเกิดขึ้นในระหว่างการเดินที่เหมาะสมที่สุด และเขียนคำสั่งในโปรแกรม Arduino โดยใช้ระบบควบคุม PID ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบให้สอดคล้องกับแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมแล้ว จึงได้มีการนำขาเทียมต้นแบบมาทดลองใช้งานโดยรับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากคนปกติ พบว่า สามารถนำคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อขาท่อนบน ซึ่งประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อ Biceps

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis มาควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบได้ แต่อย่างไรก็ตามการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบยังคงมีความล่าช้า เนื่องจากมีข้อจำกัดทางเทคนิคของอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างขาเทียมต้นแบบ ซึ่งส่งผลทำให้การทำงานของขาเทียมต้นแบบขณะเคลื่อนไหวเกิดความคลาดเคลื่อนได้ โดยการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 4.5



**ภาพที่ 4.5** การเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบซึ่งควบคุมด้วยระบบควบคุม PID ตามมุมงอข้อเข่าในช่วงต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 5
# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

## 5.1 สรุปผล

งานวิจัยฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงยังมีการพัฒนาขาเทียมสำหรับผู้พิการให้มีประสิทธิภาพในราคาต้นทุนที่ต่ำที่สุดเพื่อให้ผู้พิการที่มีรายได้น้อยสามารถเข้าถึงบริการขาเทียมได้ เนื่องจากปัจจุบันประเทศไทยยังนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง รวมถึงเทคโนโลยีที่ใช้ควบคุมการทำงานของขาเทียมมักควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกายเท่านั้น ทำให้ผู้พิการมีความยากลำบากในการเดิน จึงเห็นถึงความสำคัญของขาเทียมสำหรับผู้พิการที่ถูกตัดขา รวมถึงต้องการลดช่องว่างระหว่างการเข้าถึงบริการขาเทียมกับผู้พิการที่มีรายได้น้อยจึงได้พัฒนาขาเทียมต้นแบบขึ้น โดยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) จากกล้ามเนื้อขาท่อนบนมาควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียม มีการเลือกอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ทำขาเทียมต้นแบบและวงจรสำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมงอข้อเข่าระหว่างการเดิน จากนั้นนำข้อมูลมาวิเคราะห์หาแบบจำลองที่ใช้สำหรับทำนายค่ามุมงอข้อเข่าที่ดีที่สุดโดยใช้ MATLAB แบบจำลองที่เหมาะสมได้แก่ แบบจำลองของ Levenberg-Marquardt โดยใช้จำนวนชั้นซ่อนตัว 3 ชั้น และนำมาเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบให้เป็นไปตามผลการทำนาย ซึ่งพบว่า รูปแบบของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้สามารถนำมาใช้ควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมได้ ถึงแม้จะมีความล่าช้ากว่าการเคลื่อนไหวจริงอยู่เล็กน้อย

## 5.2 ข้อจำกัด

จากการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ พบว่ายังคงมีความล่าช้ากว่าการเคลื่อนไหวจริงเล็กน้อย เนื่องจากมีข้อจำกัดทางเทคนิคของอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างขาเทียมต้นแบบและรับค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น ความเร็วของ Linear Actuator Motor รวมถึงอิเล็กโทรดแบบแผ่นซึ่งยังไม่สามารถอ่านคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในช่วงที่สัญญาณเบาได้ ซึ่งส่งผลทำให้การทำงานของขาเทียมต้นแบบขณะเคลื่อนไหวเกิดความคลาดเคลื่อนได้ อย่างไรก็ตาม จากผลการเปรียบเทียบมุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลองกับมุมงอข้อเข่าจริงซึ่งยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่เล็กน้อย อาจเป็นผลมาจากข้อจำกัดทางด้านโครงสร้างของแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้สอน เนื่องจากการเลือกใช้จำนวนชั้นซ่อนที่ไม่ซับซ้อนเพื่อลดระยะเวลาในกระบวนการสอน

## 5.3 ข้อเสนอแนะ

ปรับปรุงชุดวงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการประมวลผลข้อมูลให้มีความทนทานและปลอดภัย เพื่อให้สามารถทำงานได้ในระยะยาวและสามารถนำข้อมูลมาวิเคราะห์ได้อย่างง่ายดาย รวมถึงขนาดของกล่องที่ใช้บรรจุชุดวงจรไฟฟ้าสามารถทำให้มีขนาดเล็กลงกว่านี้ได้ ซึ่งจะทำให้มีน้ำหนักเบา พกพาง่ายและมีความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สะดวกสบายในการใช้งานเพิ่มมากขึ้น นอกจากนี้การเลือกใช้อิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิวหนังควรเลือกประเภทที่มีความแม่นยำในการรับข้อมูล เนื่องจากรูปแบบคลื่นสัญญาณกล้ามเนื้อมีส่วนสำคัญอย่างมากต่อการนำมาประมวลผล และในกระบวนการสอน (Training) ของส่วนของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ควรเพิ่มขนาดของข้อมูลที่ป้อนเข้าไป หรือเพิ่มจำนวนชั้นซ่อนให้มีค่ามากขึ้น เพื่อให้ค่ามุมข้อเข่าที่ได้จากการประมวลผลในแบบจำลองใกล้เคียงกับค่ามุมข้อเข่าจริงมากที่สุด

**5.4 งานในอนาคต**

ในอนาคต อาจมีการปรับเปลี่ยน Linear Actuator Motor ที่ใช้ควบคุมการเคลื่อนไหวให้มีความเร็วมากขึ้น เพื่อให้สามารถตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวได้รวดเร็วและเป็นธรรมชาติตามความต้องการของผู้ใช้งาน โดยอาจต้องมีการออกแบบชุดวงจรไฟฟ้าให้มีน้ำหนักเบาและมีขนาดกะทัดรัด ง่ายต่อการพกพา เพื่อให้ผู้ใช้สามารถสวมใส่ขาเทียมได้อย่างสะดวกสบายมากขึ้น รวมถึงต้องมีการออกแบบชุดวงจรให้มีความปลอดภัยต่อการใช้งานมากขึ้น นอกจากนี้ อาจต้องมีการพัฒนาในส่วนของกระบวนการเรียนรู้ในแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อให้สามารถทำนายลักษณะการเคลื่อนไหวได้อย่างแม่นยำมากยิ่งขึ้น โดยควรต้องมีการกรองและขยายสัญญาณข้อมูลผลลัพธ์ก่อนนำไปควบคุมขาเทียมต้นแบบ อย่างไรก็ตาม ในงานวิจัยฉบับนี้เป็นเพียงการศึกษาในขั้นเริ่มต้น โดยให้ความสำคัญกับการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในแนวแกนเดียวเพียงเท่านั้น ซึ่งในอนาคตควรต้องศึกษาเพิ่มเติมทั้งในส่วนของการเคลื่อนไหวของข้อเข่าและข้อเท้า เพื่อให้ผู้ใช้สามารถหมุนข้อเข่าหรือกระดกข้อเท้าเพื่อให้สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างเป็นธรรมชาติมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 6
# สรุปผลผลิตที่ได้จากงานวิจัย

## 6.1 ผลผลิตจากงานวิจัย

ต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

**ประวัติส่วนตัว**

**ชื่อ-สกุล:** นางสาวมนัสชนก จงประสิทธิ์พร

**ตำแหน่งปัจจุบัน**: ผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ และหัวหน้าศูนย์นวัตกรรมวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และระบบความปลอดภัยสำหรับการพัฒนาอย่างยั่งยืน ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

**ประวัติการศึกษา**

| ชื่อย่อปริญญา | สาขา | สถาบันที่จบ | ปีที่จบ |
|---|---|---|---|
| PhD | Industrial and Systems Engineering | Virginia Polytechnic Institute and State University (Virginia Tech) | 2554 |
| MS | Industrial and Systems Engineering | Virginia Polytechnic Institute and State University (Virginia Tech) | 2552 |
| MS | Industrial Engineering | Clemson University | 2549 |
| วศม | วิศวกรรมการจัดการอุตสาหกรรม | มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ | 2545 |
| วศบ | วิศวกรรมอุตสาหการ | สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง | 2544 |

**สาขาวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)**

- Occupational Biomechanics
- Occupational Safety Training
- Slips and Falls
- Wireless sensor
- Human Gait
- Human Subject Testing
- Human Factors and Aging
- Safety Engineering

**ทุนการศึกษาและทุนวิจัยที่เคยได้รับ**

| ปี พ.ศ. | ทุนการศึกษาและทุนวิจัย | สถาบันที่ให้ |
|---|---|---|
| 2546-2554 | ทุนศึกษาต่อระดับปริญญาโท-เอก สาขาวิศวกรรมอุตสาหการและระบบ ณ ประเทศสหรัฐอเมริกา | รัฐบาลไทย |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์บางส่วน**

- Schulz, B.W., Jongprasithporn M., Hart-Hughes, S.J., and Bulat, T. (๒๐๑๓). “Effects of Step Length, Age, and Fall History on Hip and Knee Kinetics and Knee Co-contraction During the Maximum Step Length Test,” Clinical Biomechanics, Oct; ๒๘(๘): ๙๓๓-๔๐.

- Junsupasen S., Pongyart W., Jongprasithporn M., Yodpijit N., (๒๐๑๘). “Low Frequency Noise Reduction with Active Noise Control in Laboratory Settings.” KMUTNB Int J Appl Sci Technol, Vol. ๑๑, No. ๑, pp. ๓๙–๔๔, ๒๐๑๘.

- Jongprasithporn, M., Yodpijit, N., Chanaroon, T., Paiboonrattanakorn, T., and Sittiwanchai, T. (๒๐๑๘). “Design and Development of a Prototype for Measuring Range of Motion.” IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management ๒๐๑๘-December

- Jongprasithporn, M., Yodpijit, N., Pinitlertsakun, J., Siriwatsopon, J., Guerra, G., and Sittiwanchai, T. (๒๐๑๘). “Human Factors Engineering and Ergonomics Approach for Powered Transfemoral Prostheses Conceptual Design.” IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management ๒๐๑๘-December

- Jongprasithporn, M., Yodpijit, N., Guerra, G., and Khawnuan, U. (๒๐๑๘). “Evaluation of Activation Function Capability for Intent Recognition and Development of a Computerized Prosthetic Knee.” IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management ๒๐๑๘-December

- Jongprasithporn, M., Yodpijit, N., Halligan, K., Sittiwanchai, T. (๒๐๑๙). “Designing and developing a prototype of parents and teachers communication application for early childhood.” Advances in Intelligent Systems and Computing ๗๙๔, pp. ๖๕๑-๖๖๓.

- Auarmorn, Y., Yodpijit, N., Jongprasithporn, M. (๒๐๑๙) “Designing and creating a prototype of robotic skeleton systems for computerized lower limb prosthesis.” Advances in Intelligent Systems and Computing ๗๙๔, pp. ๘๘๗-๘๙๘.

- Yodpijit, N., Jongprasithporn, M., Maneewong, P., Faksang, N., Sittiwanchai, T. (๒๐๑๙). “Biomechanical models of computerized prosthetic leg.” Advances in Intelligent Systems and Computing ๗๙๔, pp. ๙๘๒-๙๙๓.

- Yodpijit, N., Jongprasithporn, M., Khawnuan, U., Sittiwanchai, T., Siriwatsopon, J. (๒๐๑๙). “Human-centered design of computerized prosthetic leg: A questionnaire survey for user needs assessment.” Advances in Intelligent Systems and Computing ๗๙๔, pp. ๙๙๔-๑๐๐๕.

- Jongprasithporn, M., Sunkarat, W., Homsai, T., Sittiwanchai, T., Yodpijit, N. (๒๐๑๘). “The performance improvement of look-alike sound-alike drug pre-dispensing.” MATEC Web of Conferences ๑๙๒,๐๑๐๕๑

- Yodpijit, N., Jongprasithporn, M., Saengmanee, S., Suriyapen, P., Imsamran, W., Chaiwerawattana, A., Younghorkijphaisarn, S., Choosanit, P. (๒๐๑๘). Proceedings - ๒๐๑๘ ๔th International Conference on Control, Automation and Robotics, ICCAR ๒๐๑๘

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- April, ๒๐๑๘ pp. ๕๐๙-๕๑๓

- Yodpijit, N., Pongmit, K., Sittiwanchai, T., Jongprasithporn, M. (๒๐๑๘). “Designing a ๓D human movement analysis system.” ๒๐๑๗ IEEE ๓rd International Conference on Engineering Technologies and Social Sciences, ICETSS ๒๐๑๗, ๒๐๑๘-January, pp. ๑-๕

- Yodrux, A., Yodpijit, N., Jongprasithporn, M. (๒๐๑๘). “Stress and displacement analysis of dental implant prosthetics by ๓-D finite element method.” ๒๐๑๗ IEEE ๓rd International Conference on Engineering Technologies and Social Sciences, ICETSS ๒๐๑๗, ๒๐๑๘-January, pp. ๑-๕

- Yodpijit, N., Jongprasithporn, M., Pongmit, K., Sittiwanchai, T. (๒๐๑๘). “ A low-cost portable ๓ D human motion analysis system: An application of gait analysis.” IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management, ๒๐๑๗-December, pp. ๑๑๖๔-๑๑๖๘

- Jongprasithporn, M., Martsri, A., Phuangkaew, S., Yeamma, W., Yodpijit, N. (๒๐๑๘). “Environmental analysis of biomass power plants for sustainability in Thailand.” IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management, ๒๐๑๗-December, pp. ๑๒๒๒-๑๒๒๖

- Jongprasithporn M., Yodpijit N., Srivilai R., and Pongsophane P. (๒๐๑๗). “A smartphone-based real-time simple activity recognition.” The ๓rd International Conference on Control, Automation and Robotics, Nagoya, Japan, April ๒๒-๒๔, ๒๐๑๗.

- Yodpijit N., Sittiwanchai T., and Jongprasithporn M. (๒๐๑๗). “The Development of Artificial Neural Networks (ANN) for Falls Detection.” The ๓rd International Conference on Control, Automation and Robotics, Nagoya, Japan, April ๒๒-๒๔, ๒๐๑๗.

- Yodpijit N., Tavichaiyuth N., Songwongamarit C., Jongprasithporn M., and Sittiwanchai T. (๒๐๑๗). “The use of Smartphone for Gait Analysis.” The ๓rd International Conference on Control, Automation and Robotics, Nagoya, Japan, April ๒๒-๒๔, ๒๐๑๗.

- Petterson M.J., Jongprasithporn M. and Carey S.L. (๒๐๑๕). “Evaluation of Fall Recovery and Gait Adaptation to Tripping Perturbations,” Biomedical Engineering Society, Tampa Convention Center, Tampa, FL, USA, Oct ๗-๑๐, ๒๐๑๕.

- Petterson M.J., Jongprasithporn M. and Carey S.L. (๒๐๑๕). “Gait Adaptations to Unexpected Drop-Away Flooring Perturbations,” ๓๙th Annual meeting of the American Society of Biomechanics, Columbus, Ohio, USA, August ๕-๘, ๒๐๑๕.

- Petterson M.J., Jongprasithporn M. and Carey S.L. (๒๐๑๕). “Evaluation of Fall Recovery and Gait Adaptation to Medial and Lateral Gait Perturbations,” Proceedings to the ๕๒nd Annual Rocky Mountain Bioengineering Symposium an International Society of Automation Symposium (ISA), University of Utah, Salt Lake City, UT, USA, April ๑๐-๑๒, ๒๐๑๕

- Jongprasithporn M. and Schulz, B.W. (๒๐๑๓). “Circumventing thigh soft tissue artifact via shank cluster referencing of knee joint centers,” ๓๗th Annual meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha, Nabraska, USA, Septemper ๔-๗, ๒๐๑๓.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Schulz, B.W., Jongprasithporn M., Hart-Hughes, S.J., and Bulat, T. (๒๐๑๓). “The point of minimum toe clearance on the shoe is closer to the toe tip at faster gait speeds and more lateral on surfaces with obstacles,” ๓๗th Annual meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha, Nabraska, USA, Septemper ๔-๗, ๒๐๑๓.

- Jongprasithporn, M. and Lockhart, T.E. (๒๐๑๒). “The Effects of Hazardous Slip on Upper Extremity Kinematics,” Proceedings to the XXIVth Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference ๒๐๑๒, Florida, USA, June ๗-๘, ๒๐๑๒.

- Lockhart, T.E., Yeoh, H. T., Soangra, R., Jongprasithporn, M., Zhang, J., Wu, X., and Ghosh, A. “Non-invasive fall risk assessment in community dwelling elderly with wireless inertial measurement units,” Proceedings to the ๔๙th *International ISA Biomedical Sciences Instrumentation Symposium* ๒๐๑๒, Blacksburg, VA, USA, March ๒๒-๒๔, ๒๐๑๒.

- Jongprasithporn, M., Lockhart, T.E., and Yodpijit, N. (๒๐๑๑). “The Age-Related Effect on Slip Severity and Response Time During Slip Perturbations,” Proceedings to the XXIIIrd Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference ๒๐๑๑, Baltimore, Maryland, USA, June ๙-๑๐, ๒๐๑๑.

- Jongprasithporn, M., Yodpijit, N., and Lockhart, T.E. (๒๐๐๙). “Slips, Trips, and Falls Training for Delivery Workers,” Proceedings to the XXIst Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference ๒๐๐๙, Dallas, Texas, USA, June ๑๑-๑๒, ๒๐๐๙., p๑๖๓-๑๖๖.

- Yodpijit, N., Jongprasithporn, M., Lockhart, T.E. (๒๐๐๙). “Revised Horizontal Working Area for Southern Thai Population,” Proceedings of the XXIst Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference ๒๐๐๙, Dallas, Texas, USA, June ๑๑-๑๒, ๒๐๐๙. p.๑๔๒-๑๔๔.

- Jongprasithporn, M., Limnararat, S., Jongprasithporn, S, and Yodpijit, N. (๒๐๐๔). “Activity-Based Costing: A Case Study of Manufacturing Motorcycle Front and Rear Sprockets,” Proceedings of the ๓๔th International Conference on Computers and Industrial Engineering, San Francisco, CA, USA, November ๑๔-๑๖, ๒๐๐๔.

- Jongprasithporn, M., Limnararat, S., Jongprasithporn, S, and Yodpijit, N. (๒๐๐๔) “Determination of Overall Efficiency Equipment in a Plastic Injection Factory,” Proceedings of the ๒๐๐๔ IIE Annual Research Conference, Houston, TX, USA, May ๑๕-๑๙, ๒๐๐๔.

- Jongprasithporn, M., Limnararat, S., and Yodpijit, N., (๒๐๐๔) “Finding Machine Effectiveness in a Small Manufacturing Company,” Proceedings of the ๓๓rd International Conference on Computers and Industrial Engineering, Cheju, Korea, March ๒๕-๒๗, ๒๐๐๔.

- Jongprasithporn, M., Attavanich, P., Jongprasithporn, S., and Yodpijit, N. (๒๐๐๔) “Labor Productivity Improvement in an Automobile Manufacturing Company: A Case Study,” Proceedings of the ๓๓rd International Conference on Computers and Industrial Engineering, Cheju, Korea, March ๒๕-๒๗, ๒๐๐๔.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บรรณานุกรม


[1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ, “สำรวจความพิการ.” [Online]. Available: http://service.nso.go.th/nso/web/survey/surpop2-5-4.html.

[2] กระทรวงสาธารณสุขศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ กรมการแพทย์, “คุณภาพชีวิตคนพิการขาขาด,” 2557.

[3] ทิพาภรณ์ เยสุวรรณ, ปรีชา อุปโยคินเทอดชัย ชีวะเกตุ, “คนพิการขาขาดไทย : กระบวนการตีตราและการปรับตัว,” vol. 22, no. 2, pp. 51–57, 2012.

[4] ชมรมนักพัฒนาอุสาหกรรมไทย, “ข้อเปรียบเทียบของขาเทียมที่ประดิษฐ์คิดค้น,” 2555. [Online]. Available: http://www.thailegs.com/l5compai.htm.

[5] พิพิธภักดีจักรพงศ์, “เทคโนโลยีขาเทียมและสถานการณ์การวิจัยพัฒนาขาเทียมในประเทศไทย,” 2551.

[6] Ottobock, “International C-Leg Studies International C-Leg Studies.”

[7] R. J. M. N Mohd Nor, Nur Khalidah Zakaria, “Analysis of EMG Signals during Walking of Healthy Children,” vol. 76, no. Iris, pp. 316–322, 2015.

[8] “คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ,” มหาวิทยาลัยบูรพา.

[9] N. Kunju, N. Kumar, D. Pankaj, A. Dhawan, and A. Kumar, “EMG Signal Analysis for Identifying Walking Patterns of Normal Healthy Individuals,” no. March, pp. 118–122, 2009.

[10] สมชาย รัตนทองคำ, “การตรวจประสาท - กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า,” 2537.

[11] สมชาย รัตนทองคำ, คู่มือการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าความถี่ต่ำ: ปฏิบัติการและการประยุกต์ใช้ทางคลินิก. ขอนแก่น, 2537.

[12] กาญจนกุลภาณุพงศ์, “การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของแรงในกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก,” 2554.

[13] “Muscle of the Thigh.” [Online]. Available: https://basicmedicalkey.com/gluteal-region-and-posterior-thigh/.

[14] C. Kongkhiaw, “Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait,” no. 1, 2010.

[15] J. Perry, “Gait analysis: normal and pathological function,” pp. 3–7, 1992.

[16] สมชาย ทองประเสริฐ, “การฟื้นฟูผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินที่ผิดปกติ,” pp. 1–7, 2549.

[17] “ประเภทของขาเทียม.” [Online]. Available: http://artitayacenter.blogspot.com/2013/02/d.html.

[18] C. Engineering, “Introduction to Microcontrollers,” 2007.


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[19] ชัยพร ใจแก้ว, อภิรักษ์ จันทร์สร้าง, “ไมโครคอนโทรลเลอร์เบื้องต้น,” no. 01204223.

[20] D. Honeywell, “PID Control,” 2000.

[21] R. P. Lippmann, “An Introduction ’ to Computing with Neural Nets.”

[22] M. Nielsen, “Neural Networks and Deep Learning.”

[23] A. M. Elazouni, “Unsupervised-Learning Neural Networks,” vol. 132, no. 12, pp. 1242–1254, 2007.

[24] D. Kriesel, “Neural Networks,” pp. 3895–3902, 2006.

[25] R. A. Bogey and L. A. Barnes, “Computer Algorithms to Characterize Individual Subject EMG Profiles During Gait,” vol. 73, no. September, 1992.

[26] J. Perry, “The Contribution of Dynamic Electromyography to Gait Analysis,” pp. 33–48, 2005.

[27] E. Isakov, H. Burger, J. Krajnik, M. Gregoric, and C. Marincek, “KNEE MUSCLE ACTIVITY DURING AMBULATION OF TRANS-TIBIAL AMPUTEES,” no. 2, pp. 196–199, 2001.

[28] R. J. M.N Mohd Nor, Nur Khalidah Zakaria, “Analysis of EMG Signals during Walking of Healthy Children,” vol. 76, no. Iris, pp. 316–322, 2015.

[29] E. Isakov, O. Keren, and N. Benjuya, “Trans-tibial amputee gait : time-distance parameters and EMG activity,” pp. 216–220, 2000.

[30] E. C. Wentink, E. C. Prinsen, J. S. Rietman, and P. H. Veltink, “Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking,” 2013.

[31] T. Latif, C. M. Ellahi, and T. A. Choudhury, “Design of a cost-effective EMG driven bionic leg Design of a Cost effective EMG driven Bionic Leg,” no. January, 2008.

[32] S. Huang and D. P. Ferris, “Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface,” pp. 1–16, 2012.

[33] L. Resnik, H. H. Huang, A. Winslow, D. L. Crouch, F. Zhang, and N. Wolk, “Evaluation of EMG pattern recognition for upper limb prosthesis control : a case study in comparison with direct myoelectric control,” pp. 1–13, 2018.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้