

การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียม
ควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น2
DESIGN AND DEVELOPMENT OF THE EMG
CONTROLLED ABOVE KNEE PROSTHESIS PROTOTYPE
FOR AMPUTEES GENERATION 2



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND DEVELOPMENT OF THE EMG
CONTROLLED ABOVE KNEE PROSTHESIS PROTOTYPE
FOR AMPUTEES GENERATION 2



MS. THUNCHANOK PUTHUMMA
MR. PITIWAT PIMBOONMA

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN INDUSTRIAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2019

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วย
คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น 2

DESIGN AND DEVELOPMENT OF THE EMG CONTROLLED
ABOVE KNEE PROSTHESIS PROTOTYPE FOR AMPUTEES
GENERATION 2

นักศึกษา

นางสาวธัญชนก ภูธรธรมะ รหัสประจำตัว 59010644
นายปิติวัฒน์ พิมพ์บุญมา รหัสประจำตัว 59010858

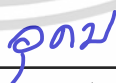
หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์



(ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร)



(ผศ.ดร.อุดม จันทร์จรัสสุข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วย คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น 2
นักศึกษา	นางสาวธันย์ชนก ภูธรธนะ นายปิติวัฒน์ พิมพ์บุญมา
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2562
ปีการศึกษา	
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร ผศ.ดร.อุดม จันทร์จรัสสุข

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมผ่านสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ ใช้โปรแกรม Fusion 360 ในการออกแบบต้นแบบขาเทียม พัฒนากลไกข้อต่อ และโครงสร้างขาเทียม ข้อเข้าของขาเทียม รุ่นที่ 2 นี้ ถูกออกแบบและพัฒนาให้สามารถทำงานได้ทั้งในรูปแบบกลไกข้อต่อระบบไฟฟ้า และ รูปแบบกลไกข้อต่อระบบกล เพื่อให้สามารถทำงานได้เมื่อหมดพลังงานทางไฟฟ้า

เมื่อขาเทียมถูกควบคุมการทำงานด้วยรูปแบบกลไกข้อต่อระบบไฟฟ้า กล้ามเนื้อต้นขาท่อนบนทั้ง 4 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อไบเซปส์ฟีมอริส (Biceps Femoris Muscle), กล้ามเนื้อเซมิเท็นดินอซัส (Semitendinosus Muscle), กล้ามเนื้อวาสตัสมีเดียลิส (Vastus Medialis Muscle) และ กล้ามเนื้อวาสตัสแลเทอรัลิส (Vastus Lateralis Muscle) ถูกเลือกมาใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อเข้า ให้มีค่ามุมการเคลื่อนไหวใกล้เคียงการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติมากที่สุด สัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัด และมุมข้อเข้า ขณะเดินตามความเร็วปกติจากอาสาสมัคร ได้ถูกนำมาใช้เป็นข้อมูลเพื่อป้อนเข้าในโมเดลการเรียนรู้โดยใช้เทคนิคโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neuron Network) เพื่อให้ระบบควบคุมการเรียนรู้ของขาเทียม รุ่น 2 ได้พยากรณ์มุมข้อเข้าขณะเดินอ้างอิงจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าทั้ง 4 มัด ของผู้ใช้ขาเทียม

ผลการศึกษาการสร้างโมเดลส่วนการเรียนรู้ สามารถสรุปได้ว่า แบบจำลอง Levenberg-Marquardt โครงข่ายประสาทเทียม 1 ชั้นซ่อน จำนวนนิวรอนในชั้นซ่อน 7 ชั้น และตัวแปรป้อนเข้าแบบจำลอง 64 ตัวแปร สามารถพยากรณ์ค่ามุมข้อเข้ามีค่าใกล้เคียงกับมุมข้อเข้าจริงได้ดีที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (Mean Square Error) เท่ากับ 64.372

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และดัดแปลงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Design and Development of the EMG Controlled Above Knee Prosthesis Prototype for Amputees Generation 2
Student	Ms.Thunchanok Puthumma Mr.Pitiwat Pimboonma
Degree	Bachelor of Engineering in Industrial Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic Year	2019
Thesis Advisors	Asst.Prof.Dr. Manutchanok Jongprasithporn Asst.Prof.Dr. Udom Janjarassuk

ABSTRACT

The propose of this study is to design and develop the EMG controlled above-knee prosthesis prototype. Fusion 360 was used to design the prosthesis structure and the knee joint mechanisms, functioning as active and passive knee joint prosthesis.

When the prosthesis functions as an active knee joint prosthesis, the four major muscles in the upper leg, including Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis, and Vastus Lateralis were chosen to control the prosthesis. The EMG signals of four muscle groups and knee joint angle during a normal walking were collected from a volunteer. Those signals and the knee joint angle were used as input variables into the Artificial Neuron Network model to train and predict the knee joint angle of the prosthesis.

The results showed that the Levenberg-Marquardt model constructed by 7 layer neurons with 1 hidden layer and input parameters with 64 independent variables were able to predict knee joint with the smallest MSE at 64.732 as compared with the actual knee joint angle.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ เรื่อง การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น 2 สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือ ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร และ ผศ.ดร.อุดม จันทร์จรัสสุข อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับการให้โอกาสในการศึกษาปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ซึ่งกรุณาให้คำแนะนำ ข้อคิดเห็น ตลอดจนตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่ง ตลอดจนกระทั่งปริญญานิพนธ์สามารถสำเร็จลุล่วงด้วยดี

รศ.ดร.กรรณชัย กัลป์ยาศิริ กรรมการที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ และ รศ.ดร.สกันธ์ คล่องบุญจิต กลุ่มผู้วิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงที่คอยให้คำแนะนำในการปรับปรุงแก้ไข ให้ความรู้สำหรับการออกต้นแบบขาเทียมในปริญญานิพนธ์

นายกำธร สุขพิมาย และ นายสิทธิชัย บุญกิจ กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับคำแนะนำรวมทั้งการเอื้อเฟื้ออุปถัมภ์ในการจัดทำปริญญานิพนธ์

น้องบาสี นักศึกษาวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล ที่มอบคำแนะนำความเห็นในการออกแบบต้นแบบขาเทียม เพื่อให้ตรงกับความต้องการผู้ใช้งาน

ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ประสาทความรู้จนผู้วิจัยสามารถดำเนินงานวิจัยเรียบร้อยสมบูรณ์

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา ที่ให้กำลังใจตลอดมา ตลอดจนพี่น้อง น้อง ๆ ทุกคนที่เกี่ยวข้องในความสำเร็จของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

นางสาวธันย์ชนก ภูธรระมะ

นายปิติวัฒน์ พิมพ์บุญมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ซ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	4
1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์.....	4
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	
2.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับการเดิน.....	5
2.1.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Electromyography (EMG).....	5
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของกล้ามเนื้อโคนขา.....	7
2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของการเดินของมนุษย์.....	8
2.4 อุปกรณ์ไฟฟ้าและระบบควบคุม.....	13
2.4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	13
2.4.2 ชุดแหล่งจ่ายไฟ (Power Supply).....	15
2.4.3 แบตเตอรี่.....	15
2.4.4 เซนเซอร์ตรวจจับรอบวัดความเร็ว Rotary Encoder.....	16
2.5 โครงข่ายประสาทเทียม.....	17
2.5.1 โครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม.....	17
2.5.2 สถาปัตยกรรมโครงข่าย (Network Architecture).....	17
2.5.3 การปรับค่าน้ำหนัก (Adjusting Weight).....	18
2.5.4 ฟังก์ชันกระตุ้น (Activate Function).....	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

2.5.5 ตัวชี้วัดผิดพลาดของการทำให้บรรลุผลสำเร็จ (Error Performance Index).....	20
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	21
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	
3.1 การออกแบบและสร้างขาเทียมต้นแบบ.....	29
3.1.1 ออกแบบการทำงานของขาเทียมให้สามารถเดินได้ทั้งมีแบตเตอรี่ และไม่มีแบตเตอรี่.....	29
3.1.2 การเลือกใช้วัสดุสำหรับกลไกของขาเทียมต้นแบบ.....	35
3.1.3 การออกแบบวงจรสำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และค่ามุมงอเข้า.....	38
3.1.4 การเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และมุมงอเข้า.....	40
3.2 การเขียนคำสั่งเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ.....	46
3.2.1 การสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อทำนายลักษณะการเดิน.....	46
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	
4.1 ข้อเข้าเทียมแบบกลไกระบบกล.....	56
4.2 มุมงอข้อเข้าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน.....	57
4.3 แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายขนาดมุมงอข้อเข้าที่เหมาะสม.....	59
4.3.1 การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข้าจากแบบจำลองแต่ละประเภทเพื่อหา แบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด.....	59
4.3.2 การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข้าจากแบบจำลองที่มีจำนวนตัวแปรอิสระต่าง ๆ เพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด.....	61
4.3.3 การเปรียบเทียบมุมงอข้อเข้าจากแบบจำลองที่มีจำนวนประสาทเทียมใน ชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ เพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด.....	63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปผล.....	66
5.2 ข้อจำกัด.....	66
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	67
5.4 งานในอนาคต.....	67
เอกสารอ้างอิง.....	68
ภาคผนวก.....	พ1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 ทำแนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพก.....	12
ตารางที่ 2.2 ตารางสรุปฟังก์ชันกระตุ้น (Activate Function) ของโครงข่ายประสาทเทียม.....	19
ตารางที่ 3.1 เพลอร์เซ็นต์น้ำหนักส่วนขาต่อน้ำหนักร่างกายทั้งหมด.....	30
ตารางที่ 3.2 ตารางเปรียบเทียบคุณสมบัติทางเลือก.....	30
ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติ Linear Actuator Motor.....	31
ตารางที่ 3.4 การเปรียบเทียบมอเตอร์ที่เหมาะสมกับการใช้งาน.....	32
ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติ Worm Gear Motor.....	33
ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติเชิงกลเส้นใยไนลอน-คาร์บอนไฟเบอร์ (Nylon-Carbon Fiber Filament) ยี่ห้อ Fillamentum รุ่น Fillamentum Nylon CF15.....	36
ตารางที่ 3.7 Torsional Parameters For Rectangular Cross Sections.....	37
ตารางที่ 3.8 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำเพลลา AISI/SAE 4340 Alloy Steel.....	37
ตารางที่ 4.1 ตารางเปรียบเทียบกลไกของขาเทียม.....	55
ตารางที่ 4.2 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองประเภทต่าง ๆ.....	59
ตารางที่ 4.3 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองที่มี จำนวนตัวแปรอิสระต่าง ๆ.....	61
ตารางที่ 4.4 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองที่มีจำนวนประสาทเทียม ในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ.....	63
ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบการดำเนินงานต่อยอดต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) รุ่นที่ 2.....	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจาก แบบจำลอง Levenberg- Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น (ก) 4 ชั้น (ข) และ 5 ชั้น (ค).....	3
รูปที่ 2.1 ลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกสัญญาณ EMG ชนิด Needle Electrode (ซ้าย) และ Surface Electrode (ขวา).....	6
รูปที่ 2.2 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา.....	8
รูปที่ 2.3 วงจรการเดิน (Gait Cycle).....	9
รูปที่ 2.4 กิจกรรมกล้ามเนื้อตลอดวงจรการเดิน.....	11
รูปที่ 2.5 โครงสร้างไมโครคอนโทรลเลอร์.....	14
รูปที่ 2.6 ชุดแหล่งจ่ายไฟ (Power Supply).....	16
รูปที่ 2.7 ASD องค์ประกอบและการทำงานพื้นฐานของ Rotary Encoder.....	16
รูปที่ 2.8 แผนผังประเภทของโครงข่ายประสาทเทียม.....	17
รูปที่ 2.9 กระบวนการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียม.....	18
รูปที่ 2.10 ลักษณะอัตราความผิดพลาดเมื่อเพิ่มจำนวนข้อมูลฝึกสอน.....	20
รูปที่ 2.11 ขาเทียมแบบปรับอัตราหมุนซึ่งควบคุมด้วยระบบอิเล็กทรอนิกส์.....	21
รูปที่ 2.12 การออกแบบระบบกลไกการทำงาน.....	22
รูปที่ 2.13 ขาเทียมต้นแบบทำงานด้วยระบบไฟฟ้า.....	23
รูปที่ 2.14 รูปแบบการทำงานการควบคุมด้วยเสียงสะท้อน.....	24
รูปที่ 2.15 กลไกข้อเข่าแบบ Active Knee Joint ที่มีขายในท้องตลาด.....	25
รูปที่ 2.16 ตัวอย่างกลไกข้อเข่าของขาเทียมที่ได้จดสิทธิบัตรในต่างประเทศ.....	26
รูปที่ 3.1 แผนผังขั้นตอนการดำเนินงาน.....	28
รูปที่ 3.1 ขาเทียมประเภทเหนือเข่าก่อนและหลังติดใช้ค (ก) ขาเทียมประเภทเหนือเข่าก่อน ติดใช้ค และ (ข) ขาเทียมประเภทเหนือเข่าหลังติดใช้ค.....	31
รูปที่ 3.2 (a) รัศมีจุดหมุนมุมมองเข่า 4 cm. (b) รัศมีจุดหมุนเกียร์ 40 cm.....	32
รูปที่ 3.3 ลักษณะขาเทียมต้นแบบ รุ่น 1.....	33
รูปที่ 3.4 Active Knee Joint ยี่ห้อ OSSUR รุ่น POWER KNEE.....	34
รูปที่ 3.5 แบบ 3 มิติ ต้นแบบขาเทียม รุ่น 2.....	34
รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะภายในของขาเทียมต้นแบบ รุ่น 2.....	35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 3.7 บอร์ดอาคูโนน่าโน และเซ็นเซอร์จับสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	39
รูปที่ 3.8 เซ็นเซอร์ตรวจจับรอบวัดความเร็วเอ็นโค้ดเดอร์.....	39
รูปที่ 3.9 ไดอะแกรมแหล่งจ่ายไฟชุดอุปกรณ์เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้า.....	39
รูปที่ 3.10 ความสัมพันธ์ของการเดินและมูมงอเข้า.....	40
รูปที่ 3.11 ตำแหน่งการติดไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ชนิดวางที่ผิวหนัง.....	41
รูปที่ 3.12 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Biceps Femoris.....	42
รูปที่ 3.13 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Semitendinosus.....	42
รูปที่ 3.14 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis.....	43
รูปที่ 3.15 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis.....	43
รูปที่ 3.16 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ครั้งที่ 1.....	44
รูปที่ 3.17 แผนภาพ (Diagram) หลักการทำงานการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	45
รูปที่ 3.18 โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งประกอบไปด้วย ชั้นข้อมูลป้อนเข้า ชั้นซ่อน และชั้นผลลัพธ์.....	47
รูปที่ 3.19 กระบวนการสอน (Training) ในโครงข่าย.....	49
รูปที่ 3.20 หน้าต่างสำหรับนำเข้าข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามูมงอเข้า.....	50
รูปที่ 3.21 Two-Layer Feed-Forward Network ในฟังก์ชัน Neural Network Fitting Application.....	50
รูปที่ 3.22 หน้าต่างแสดงการใส่ค่า Inputs และ Targets.....	51
รูปที่ 3.23 หน้าต่างแสดงการกำหนดค่าร้อยละการถ่วงน้ำหนัก.....	51
รูปที่ 3.24 หน้าต่างแสดงการกำหนดจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Number of Hidden Neurons)	52
รูปที่ 3.25 หน้าต่างแสดงการเลือกประเภทต้นแบบทางคณิตศาสตร์.....	52
รูปที่ 3.26 หน้าต่างแสดงการสอนของโปรแกรม.....	53
รูปที่ 3.27 ค่าผลลัพธ์มูมงอเข้าที่เกิดจากการสอนของโปรแกรม (เส้นปะ) เปรียบเทียบกับค่ามูมงอจริง (เส้นทึบ).....	53
รูปที่ 4.1 ส่วนประกอบของกลไกขาเทียมต้นแบบ.....	55
รูปที่ 4.2 ลักษณะกลไกเลียนแบบคัมป์ลิง.....	56
รูปที่ 4.3 กลไกขาเทียม ขณะที่มีมอเตอร์ทำงาน (Active).....	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 4.4 กลไกขาเทียม ขณะที่มอเตอร์ไม่ทำงาน (Passive).....	57
รูปที่ 4.5 มุมงอข้อเข่า (ก) คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ Vastus Medialis (ข) Vastus Lateralis (ค) Biceps Femoris (ง) และ Semitendinosus (จ).....	58
รูปที่ 4.6 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลอง คือ Levenberg-Marquardt (ก) Bayesian Regularization (ข) และ Scaled Conjugate Gradient (ค).....	60
รูปที่ 4.7 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนตัวแปรอิสระ 4 ตัว (ก) 8 ตัว (ข) 16 ตัว (ค) 32 ตัว (ง) และ 64 ตัว (จ).....	62
รูปที่ 4.8 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมงอข้อเข่าจริงกับมุมงอข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg- Marquardt ที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ.....	64
รูปที่ 4.9 การเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมงอข้อเข่าจริงกับค่ามุมงอข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง.....	64

บทที่ 1

บทนำ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการออกแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดความเป็นมาและความสำคัญของการจัดทำปริญญาานิพนธ์ วัตถุประสงค์ และขอบเขตของงานวิจัย ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

- 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ
- 1.2 วัตถุประสงค์
- 1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์
- 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

สถานการณ์ในปัจจุบันเปลี่ยนแปลงไปอย่างรวดเร็วส่งผลกระทบต่อความเป็นอยู่ทางสังคมของผู้พิการ ในขณะที่ประเทศต่าง ๆ มุ่งยกระดับคุณภาพชีวิตของประชาชนผู้พิการให้อยู่ดีมีสุขอย่างยั่งยืน จึงเป็นความท้าทายอย่างยิ่งสำหรับประเทศไทย ที่จะต้องเร่งพัฒนาวิจัยนวัตกรรมและเทคโนโลยีสำหรับผู้พิการ ปัจจุบันในประเทศไทยตามรัฐธรรมนูญแห่งราชอาณาจักรไทย พ.ศ. 2550 และอนุบัญญัติแห่งพระราชบัญญัติส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ พ.ศ. 2550 และพระราชบัญญัติการจัดการศึกษาสำหรับคนพิการ พ.ศ. 2551 คนพิการได้รับสิทธิที่สำคัญอย่างเป็นรูปธรรม ซึ่งครอบคลุมวิถีชีวิตคนพิการ ตั้งแต่ เกิด จนตาย เพื่อให้คนพิการมีสิทธิได้รับสิ่งอำนวยความสะดวกอันเป็นสาธารณะ ตลอดจนสวัสดิการและความช่วยเหลืออื่นจากรัฐ เพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพและพัฒนาตนเองได้เต็มศักยภาพ ให้มีขีดความสามารถที่พร้อมในการปรับตัวอยู่ในสังคมอย่างมีคุณค่า และมีความสุข แต่กลับมีผู้พิการที่ยังขาดโอกาสในการเข้าถึงบริการฟื้นฟูสมรรถภาพทำด้านร่างกาย [1]

ซึ่งจำนวนคนพิการที่ได้รับการออกบัตรประจำตัวคนพิการ ณ เดือนมิถุนายน 2561 จำนวน 1,967,482 คนคิดเป็นร้อยละ 2.89 ของ ประชากรทั้งประเทศ เป็นเพศชาย 1,006,657 คน และเพศหญิง 910,171 คน โดยจากผู้พิการทั้งหมดมีผู้พิการทางการเคลื่อนไหวมากที่สุดจำนวน 971,870 คน (ร้อยละ49.50) [2] เพื่อผลักดันให้คนพิการมีรายได้และมีงานทำสามารถพึ่งพาตนเองได้เป็นหัวใจสำคัญ และเป็นพลังในการพัฒนาประเทศชาติ การช่วยเหลือผู้พิการทางการเคลื่อนไหวให้สามารถดำเนินชีวิตได้อย่างปกติทางหนึ่ง คือ การจัดหาขาเทียมที่มีประสิทธิภาพ เพื่อช่วยให้ผู้พิการขาขาดสามารถฟื้นฟูสมรรถภาพ ช่วยเหลือตัวเองได้และมีคุณภาพชีวิตที่ดี

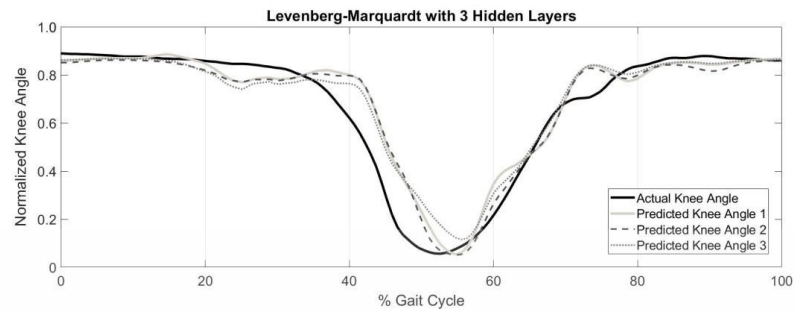
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต่อ1อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลสำรวจราคาต้นทุนขาเทียมประเภทต่าง ๆ ของสมาคมคนพิการทางการเคลื่อนไหวสากล ประกอบกับข้อมูลจากบริษัทที่จัดจำหน่ายและนำเข้าขาเทียมโดยเฉพาะ แสดงให้เห็นว่าขาเทียมประเภทเหนือเข่าจากต่างประเทศมีราคาสูงแตกต่างกันไปตามลักษณะการทำงาน 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) โดยหากเป็นระบบไฮดรอลิกส์ ซึ่งต้องอาศัยการเคลื่อนไหวของร่างกายร่วมด้วย มีราคาข้างละประมาณ 200,000 บาท หากเป็นระบบไมโครโพรเซสเซอร์สำหรับรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ มีราคาข้างละประมาณ 2,300,000 บาทขึ้นไป ซึ่งเป็นราคาที่ค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับรายได้ของผู้พิการส่วนใหญ่ในประเทศไทย [3]

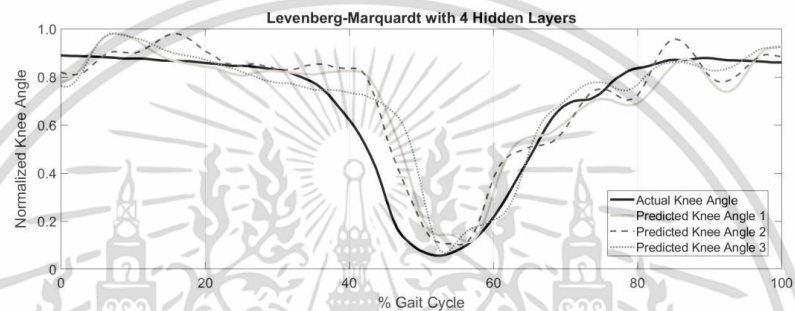
การสำรวจข้อมูลสถานการณ์คุณภาพชีวิตคนพิการของประเทศไทย ประจำปี 2560 ของกรมส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์ กลุ่มเป้าหมาย จำนวน 10,000 คน โดยสำรวจคนพิการในพื้นที่ 76 จังหวัด และกรุงเทพมหานคร จากข้อมูลพบว่า คนพิการมากกว่า 80% ไม่ได้ประกอบอาชีพ จำนวน 22,229 คน (ร้อยละ 85.84) ในขณะที่คนพิการประกอบอาชีพ จำนวน 3,227 คน (ร้อยละ 12.46) รายได้ของคนพิการมีรายได้เฉลี่ยอยู่ที่ 4,061.79 บาทต่อเดือน โดยคนพิการที่ประกอบอาชีพมีรายได้อยู่ที่ช่วง 2,500 – 5,000 บาท มากที่สุด จำนวน 1,526 คน (ร้อยละ 5.89) รองลงมา คือ คนพิการมีรายได้ต่ำกว่า 2,500 บาท จำนวน 1,068 คน (ร้อยละ 4.13) สำหรับคนพิการที่มีรายได้มากกว่า 50,000 บาทขึ้นไปมีเพียง 3 คน (ร้อยละ 0.01) เท่านั้น [4] และถึงแม้ว่าจะมีการผลิตขาเทียมเพื่อผู้ยากไร้โดยหน่วยงานต่าง ๆ เช่น มูลนิธิขาเทียมในสมเด็จพระศรีนครินทราบรมราชชนนีและชมรมนักพัฒนาอุตสาหกรรมไทย ซึ่งมีราคาข้างละประมาณ 1,000 – 2,000 บาท แต่ขาเทียมที่ผลิตได้ส่วนใหญ่ยังมีคุณภาพด้อยกว่าการนำเข้าจากต่างประเทศ รวมถึงเทคโนโลยีที่ใช้ควบคุมการทำงานของขาเทียม ซึ่งส่วนใหญ่ขาเทียมที่ผลิตมาสำหรับผู้ยากไร้มักเป็นขาเทียมแบบควบคุมโดยใช้การเคลื่อนไหวของร่างกายเท่านั้น ยิ่งยากที่ผู้พิการจะสามารถกลับมาใช้ชีวิตได้เช่นคนปกติการออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น 1 พบว่า การเคลื่อนที่ของขาเทียมยังคงมีความล่าช้ากว่าการเคลื่อนไหวจริงเล็กน้อย เนื่องจากมีข้อจำกัดทางเทคนิคของอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างขาเทียมต้นแบบและรับค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น ความเร็วของลิเนียร์แอกทูเอเตอร์มอเตอร์ (Linear Actuator Motor) รวมถึงอิเล็กทรอนิกส์แบบแผ่นซึ่งยังไม่สามารถอ่านคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในช่วงที่สัญญาณเบาได้ ซึ่งส่งผลทำให้การทำงานของขาเทียมต้นแบบขณะเคลื่อนไหวเกิดความคลาดเคลื่อนได้ อย่างไรก็ตาม จากผลการ

เปรียบเทียบมุมมองข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลองกับมุมมองข้อเข่าจริง ซึ่งยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

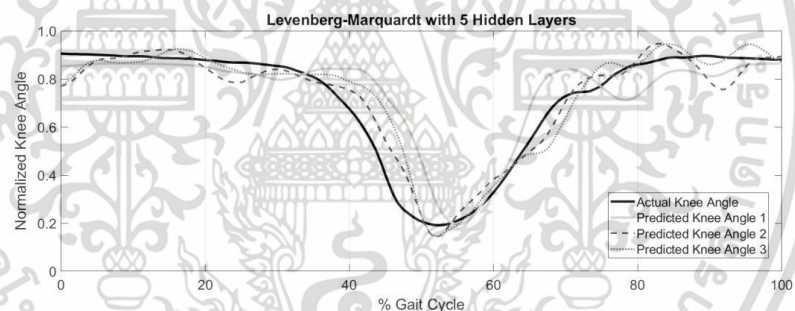
เล็กน้อย อาจเป็นผลมาจากข้อจำกัดทางด้านโครงสร้างของแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้สอน เนื่องจากการเลือกใช้จำนวนชั้นซ่อนที่ไม่ซับซ้อน [3]



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 1.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีชั้นซ่อน 3 ชั้น (ก) 4 ชั้น (ข) และ 5 ชั้น (ค) [3]

ดังนั้น ผู้วิจัย มีจุดมุ่งหมายการออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อกำจัดปัญหาที่มีในรุ่นที่ 1 และให้สามารถตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวได้รวดเร็วและเป็นธรรมชาติตามความต้องการของผู้ใช้งานในราคาต้นทุนที่ต่ำที่สุดแต่ประสิทธิภาพสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อแก้ไขปัญหาและพัฒนาการพยากรณ์ขนาดมืองอเข่าด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) ให้มีความแม่นยำของการพยากรณ์การเคลื่อนไหวที่ใช้สัญญาณควบคุมจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ตื้น เพื่อให้ตอบสนองกับการใช้งานของผู้พิการขาขาด

2. เพื่อออกแบบและพัฒนาขาเทียมต้นแบบประเภทเหนือเข่า (Above Knee Prosthesis) ให้สามารถรองรับการใช้งานได้ทั้งในรูปแบบกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) และกลไกข้อเข่าที่เป็นระบบทางกลอย่างเดียว (Passive Knee Joint Prosthesis)

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1. ปรับปรุงระบบกลไกการเคลื่อนไหวจากข้อจำกัดทางเทคนิคของอุปกรณ์ที่ใช้สร้าง ได้แก่ ระบบมอเตอร์ แบตเตอรี่ วงจรควบคุม และโครงสร้าง ให้มีน้ำหนักเบา

2. ปรับปรุงโครงสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมให้ใกล้เคียงมืองอเข่าในรอบการเดิน อ้างอิงจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าทั้ง 4 มัด ของผู้ใช้ขาเทียม

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อบูรณาการองค์ความรู้ทางด้านวิศวกรรมอุตสาหกรรมในการพัฒนาต้นแบบขาเทียมและระบบควบคุม

2. เป็นข้อมูลสำหรับผู้สนใจในการพัฒนาการสร้างโมเดลส่วนการเรื้อนรู้ (Machine Learning) สำหรับควบคุมอวัยวะเทียมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นกรอกแบบและพัฒนาดันแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยทำการศึกษาและออกแบบต้นแบบขาเทียม รวมถึงเขียนโปรแกรมในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวในขาเทียม โดยทฤษฎีที่เกี่ยวข้องที่นำมาใช้กับปฏิญานิพนธ์ มีดังต่อไปนี้

- 2.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับการเดิน
- 2.2 กายวิภาคศาสตร์ของกล้ามเนื้อโคนขา
- 2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของการเดินของมนุษย์
- 2.4 อุปกรณ์ไฟฟ้าและระบบควบคุม
- 2.5 โครงข่ายประสาทเทียม
- 2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับการเดิน

2.1.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง กระแสประสาทสั่งการจากระบบประสาทยนต์ที่ส่งกระแสประสาทลงมาที่กล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมาย เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ โดยกระแสประสาทสั่งการหรือ Motor Unit Action Potential (MUAP) ที่ส่งมายังกล้ามเนื้อจะสามารถตรวจจับได้โดยเครื่องมือที่เรียกว่า Electromyography โดยมีการตรวจจับ 2 วิธี คือ Intramuscular Electromyography (iEMG) และ Surface Electromyography (sEMG)

iEMG เป็นวิธีการบันทึกและวิเคราะห์กล้ามเนื้อที่ลึกลงไป ส่วนใหญ่จะวัดกล้ามเนื้อบริเวณลำตัวที่ไม่มีการเคลื่อนไหวมาก แต่เนื่องจากความซับซ้อน มีความรู้สึกไม่สบายของการติดเครื่องมือ และทำให้เคลื่อนไหวร่างกายลำบากจึงไม่นิยมในการทำทดลอง

sEMG นักวิจัยนิยมใช้การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ติดบริเวณผิวกล้ามเนื้อ ซึ่งมีค่าใช้จ่ายที่ประหยัดกว่า iEMG และมีประสิทธิภาพที่ดีอีกทั้งยังนิยมใช้กับการวัดที่มีการเคลื่อนไหวของร่างกายเป็นอย่างดี (Kim et al., 2014) [4]

Clays and Cabri (1993) กล่าวว่า คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า บริเวณเยื่อหุ้มเซลล์ของกล้ามเนื้อ

จากการผ่านเข้าออกเซลล์ของอออนต่าง ๆ ทำให้เกิดโพลาไรเซชันตามเซลล์ของกล้ามเนื้อสามารถวัดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต่อ5อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยใช้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า Electrode ส่งต่อไปยังแอมพลิฟายเออร์ (Amplifier) ของเครื่องมือเพื่อขยายสัญญาณแล้วแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณตัวเลข

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography หรือ Electromyogram) คือ เครื่องมือที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของการทำงานของกล้ามเนื้อ (Motor Unit) ซึ่งถูกควบคุมโดย เซลล์ประสาทสั่งการ (Motor Neuron) ที่อยู่บริเวณไขสันหลัง เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประกอบไปด้วยตัวเครื่องและอิเล็กโทรด บันทึกสัญญาณเข้า ตัวเครื่องมือมักมีอุปกรณ์หรือวงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กรองขยายสัญญาณและส่วนแสดงผลอิเล็กโทรด หรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้น และขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้นมักเป็นตัวกระตุ้น ขนาดเล็ก และเป็นชนิด 2 ขั้ว (Bipolar Electrode) โดยจะยึดติดกับส่วนอิเล็กโทรด ในขณะที่ขั้วไฟฟ้าสำหรับ บันทึกสัญญาณไฟฟ้านั้น สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิดย่อย ได้แก่ อิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle Electrode) มักใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกสัญญาณหรือศักย์ไฟฟ้าที่ใยกล้ามเนื้อโดยตรง มักใช้สำหรับวินิจฉัยโรค ทางคลินิก และอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (Surface Electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด ดังแสดงในรูปที่ 2.1 มักนิยมใช้เพื่อบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ



รูปที่ 2.1 ลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกสัญญาณ EMG ชนิด Needle Electrode (เข็ม) และ Surface Electrode (ขวา) [5]

ส่วนขยายสัญญาณ (Amplifier) เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อมีปริมาณ น้อยและขนาดไม่มาก ดังนั้นที่ตัวเครื่องมือมักมีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ บันทึกได้ให้มีขนาดโตพอสำหรับในการพิจารณา ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ดีควรมีกำลังขยายที่สูงพอและ สม่าเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้าในย่านที่ตรวจวัด และสามารถกรองสัญญาณหรือตัดสัญญาณไฟฟ้ารบกวนที่ไม่ได้ใช้ออก ส่วนแสดงและบันทึกผล เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อมีความถี่ที่ตอบสนอง ค่อนข้างสูง มักจะแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคป (ตอบสนองต่อความถี่ได้สูง) และผ่านสัญญาณเสียง ทำให้ การแปลผลมีความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต่อ6อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เที่ยงตรงมากขึ้นและลดความเมื่อยล้าจากคูสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปด้วยสายตานิรภัย นอกจากนี้ ในปัจจุบันยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดของคลื่นไฟฟ้าได้อีกด้วย [6]

2.2 กายวิภาคศาสตร์ของกล้ามเนื้อโคนขา

การเดินของมนุษย์เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อบริเวณแขน ขาและลำตัว โดยทำงานร่วมกับระบบโครงกระดูกและระบบประสาทในการเดินของมนุษย์ ในการเดินของมนุษย์นั้นเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณขา (Muscles of the Lower Extremities) ซึ่งสามารถจำแนกออกเป็นกล้ามเนื้อส่วนสะโพกและก้นกบ (Muscle of the Gluteal Region) กล้ามเนื้อส่วนโคนขา (Muscle of the Thigh) กล้ามเนื้อส่วนปลายขา (Muscle of the Leg) และกล้ามเนื้อส่วนเท้า (Muscle of the Foot) โดยปริยญาณีพนธ์ฉบับนี้จะกล่าวเฉพาะกล้ามเนื้อบริเวณขา (Muscles of the Lower Extremities)

กล้ามเนื้อส่วนนี้แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ตามตำแหน่งหน้าที่และประสาทที่มาเลี้ยงด้านหลังของต้นขาเรียกว่า Flexor surface เป็นที่อยู่ของกล้ามเนื้อกลุ่มเอ็นหลังต้นขาด้านล่าง (Hamstring Group) อีกกลุ่มหนึ่งคือ กล้ามเนื้อกลุ่มดึงข้อ (Adductor Group) [7]

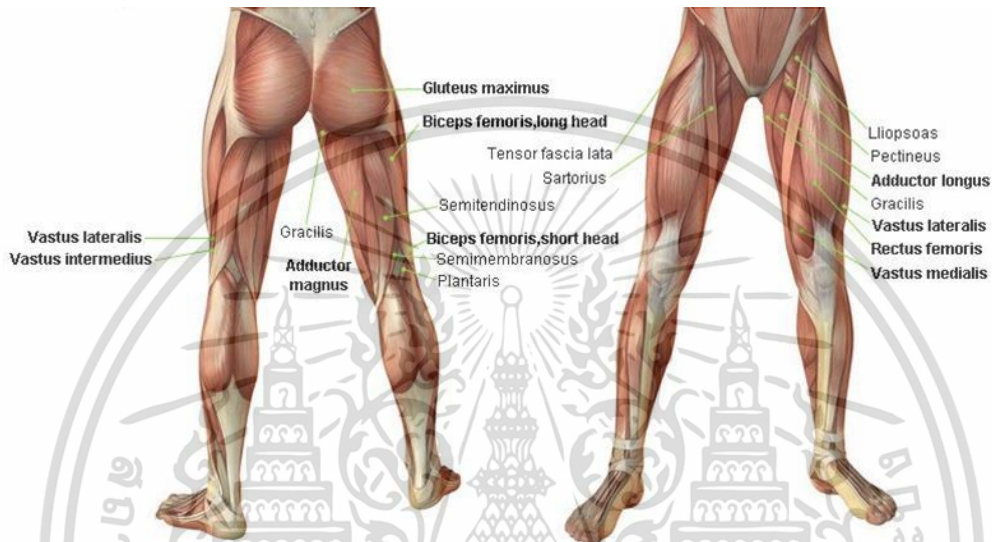
กล้ามเนื้อต้นขาจะแบ่งออกเป็นกลุ่มหลัก ดังต่อไปนี้ คือ กล้ามเนื้อต้นขา มีหน้าที่เหยียดปลายขา กล้ามเนื้อด้านในของต้นขา มีหน้าที่หุบต้นขา และกล้ามเนื้อด้านหลังต้นขา มีหน้าที่งอปลายขา โดยกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Muscle of the Anterior Thigh) ประกอบด้วยกล้ามเนื้อที่สำคัญๆ ดังนี้ คือ

1. กล้ามเนื้อซาร์โทเรียส (Sartorius Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ยาวที่สุดของร่างกาย เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหน้าของต้นขา มีลักษณะยาวแบนพาดเฉียงบนโคนขา จุดเกาะเริ่มจาก Iliac Spine ไปยังส่วนบนของกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ (Tibia) ทำหน้าที่งอต้นขา และปลายขา

2. กล้ามเนื้อควอดริเซปส์ฟีโมริส (Quadriceps Femoris Muscles) ทำหน้าที่งอสะโพกและเหยียดเข่า ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ 4 มัด คือ กล้ามเนื้อเร็คทัสฟีโมริส (Rectus Femoris Muscle) เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหน้าของต้นขา (Anterior Group) เป็น กล้ามเนื้อมัดใหญ่อยู่ทางด้านหน้าของต้นขา จุดเกาะเริ่มจากกระดูก Llium ไปยังกระดูกปลาย ขาท่อนใหญ่ (Tibia) ทำหน้าที่งอต้นขาและเหยียดปลายขา กล้ามเนื้อวาสทัสแลเทอราลิส (Vastus Lateralis Muscle) กล้ามเนื้อวาสทัสมีเดียลิส (Vastus Medialis Muscle) และกล้ามเนื้อวาสทัสอินเตอร์มีเดียส (Vastus Intermedius Muscle)

กล้ามเนื้อด้านในต้นขา (Medial Femoral Muscles) มีอยู่ 4 มัดคือ Gracillis, Adductor Longus, Adductor Brevis และ Adductor Magnus โดยหน้าที่กล้ามเนื้อ Gracillis ทำหน้าที่หุบต้นขาและงอปลายขา ส่วนอีก 3 มัดทำหน้าที่งอ เหยียด และหมุนต้นขาด้านนอก

กล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (Muscle of the Posterior Thigh) ประกอบด้วยกลุ่มกล้ามเนื้อที่เรียกว่า แฮมสตริง (Hamstring Muscles) ซึ่งทำหน้าที่เหยียดสะโพกและงอเข่า [8] โดยกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ประกอบด้วยกล้ามเนื้อไบเซปส์ฟีโมริส (Biceps Femoris Muscle) เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มเอ็นหลังต้นขาด้านล่าง จุดเกาะเริ่มจาก กระดูก Ischium และกระดูกต้นขาไปยังส่วนหัวของกระดูกปลายขาท่อนเล็ก (Fibula) ทำหน้าที่เหยียดต้นขา และงอเข่า กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส (Semitendinosus Muscle) กล้ามเนื้อเซมิเมมเบรโนซัส (Semimembranosus Muscle)



รูปที่ 2.2 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา [9]

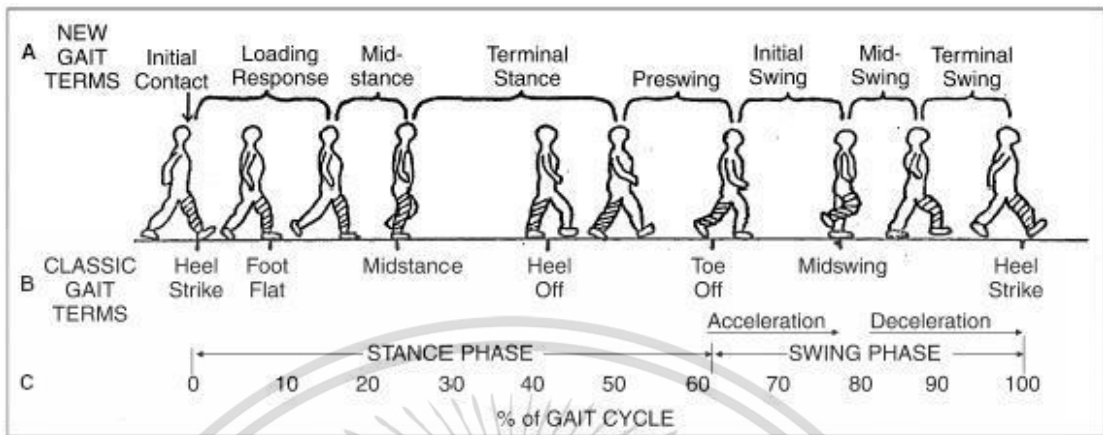
2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของการเดินของมนุษย์

การเดินเป็นกิจกรรม อย่างหนึ่งที่สำคัญในการดำเนินชีวิต ของมนุษย์ ตาม International Classification Of Functioning, Disability and Health (ICF) ขององค์การอนามัยโลก [10] การเดิน (Walking) จัดอยู่ในหมวดหมู่กิจกรรมและการมีส่วนร่วม (Activities and Participation) และเป็นองค์ประกอบย่อยในหัวข้อของการเคลื่อนที่ (Mobility) โดยมีความหมายว่าการเคลื่อนตัวไปบนพื้นโดยการย่างเท้าทีละก้าวลักษณะเท้าข้างหนึ่งจะอยู่บนพื้นเสมอ

วงจรของการเดิน (Gait Cycle) การเดิน นับว่าเป็นกระบวนการที่อาศัยความสัมพันธ์อันสลับซับซ้อน เนื่องจากอาศัยการทำงานร่วมกันระหว่างระบบต่าง ๆ ในร่างกาย เช่น ระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ระบบประสาท ระบบการไหลเวียนโลหิต เป็นต้น โดยรูปแบบการเดินของแต่ละบุคคลจะมีความแตกต่างกันไป ตามปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง เช่น อายุ เพศ สถานการณ์ที่เผชิญอยู่หรือแม้กระทั่งความผิดปกติของระบบ ร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการเดิน [11],[12]

รูปแบบการเคลื่อนไหวของการเดิน เป็นการเคลื่อนไหวที่มีลักษณะการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง โดยใช้ ขาทั้งสองข้างเคลื่อนไหวสลับกันอย่างเป็นจังหวะ โดยขาข้างหนึ่งจะทำหน้าที่ก้าวไปข้างหน้า

ส่วนอีกข้างหนึ่งทำหน้าที่รับน้ำหนัก ในวงจรของการเดิน 1 รอบ ดังแสดงในรูปที่ 2.3 จะประกอบด้วย 2 ช่วง คือ



รูปที่ 2.3 วงจรการเดิน (Gait Cycle) [13]

1. Stance Phase เป็นช่วงที่ขาทั้งข้างนั้นยันรับน้ำหนักของร่างกาย มีอยู่ 60 เปอร์เซ็นต์ของวงจรการเดิน โดยกล้ามเนื้อที่ทำงานส่วนใหญ่เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มเหยียด (Extensor Group) โดยสามารถแบ่งการทำงานออกเป็น 5 ช่วงย่อย ได้ ดังต่อไปนี้

1.1 Heel Strike เป็นระยะแรกของ Stance Phase ซึ่งเป็นระยะที่เท้าเริ่มสัมผัสพื้น โดยใช้ส้นเท้าเป็นจุดสัมผัสแรก ข้อสะโพกจะอยู่ในท่าอและค่อยๆเหยียดออกจนเข้าสู่ระยะ Foot Flat โดยที่ข้อเข่าจะยังคงอยู่ในลักษณะเหยียด และข้อเท้าจะอยู่ในลักษณะกระดูกขึ้น อย่างไรก็ตาม ระยะนี้สามารถเรียกอีกชื่อ หนึ่งว่า Initial Contact ซึ่งกล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะ Heel Strike นี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
- กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อกลุ่มกระดูกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดูกพ่นพื้น

1.2 Foot Flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ซึ่งเกิดขึ้นทันทีที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น โดยระยะนี้ เท้าจะวางราบกับพื้น ในช่วงนี้ปลายเท้าจะค่อยๆวางลงสัมผัสกับพื้นจนกระทั่งวางเต็มพื้นที่ฝ่าเท้า ข้อสะโพก ยังคงเหยียดออก ในขณะที่ข้อเข่าจะเริ่มงอเล็กน้อยเพื่อเตรียมรับน้ำหนักตัว ส่วนข้อเท้าจะค่อยๆวางลงกับพื้นและกระดูกปลายขาเริ่มที่จะเคลื่อนที่มาทำด้านหน้า ร่วมกับการเคลื่อนลำตัวมาทำด้านหน้า ระยะ Foot Flat เป็นช่วงแรกของวงจรการเดินที่พบว่าเท้าทั้ง 2 ข้างสัมผัสพื้นพร้อมกัน (Double Support) โดยระยะนี้ จะมีการทำงานของกล้ามเนื้อชุดเดียวกันกับระยะ Heel Strike ยกเว้นเพียงแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดูกลง 15 องศา

1.3 Mid Stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น ทำให้น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลัง ข้อสะโพกข้อเข่าและข้อเท้า เป็นระยะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สวจนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ขาข้างที่เท้าวาง ราบกับพื้นรับน้ำหนักตัวทั้งหมด ส่วนขาข้างที่อยู่ทำด้านตรงข้ามจะลอยพ้นจากพื้น ในระยะนี้มุมของข้อสะโพกจะเท่ากับ 0 องศา ข้อเข่าจะงอเล็กน้อยประมาณ 10-20 องศา ส่วนข้อเท้า จะกระดกขึ้นประมาณ 2 องศา โดยกล้ามเนื้อที่มีการทำงานในระยะนี้คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพก เพื่อป้องกันไม่ให้เกิด Hyperextension
- กล้ามเนื้อ Gluteus Medius, Gluteus Minimus และ Tensor Fascia Lata ทำหน้าที่ให้ กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ป้องกันไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้ร่างกายเสียสมดุลง่าย
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบกับพื้น

1.4 Heel Off เป็นระยะที่จะเริ่มเตรียมพร้อมเข้าสู่ช่วง Stance Phase โดยมีการยกส้นเท้า สูงขึ้นจากพื้น ซึ่งลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น ในระยะนี้ข้อสะโพกจะเริ่มเหยียดมากขึ้น ส่วนข้อเข่า จะเริ่มงอ และข้อเท้าจะเริ่มงอขึ้นจนกระทั่งเข้าสู่ช่วง Toes Off โดยระยะ Heel Off เป็นระยะ สุดท้ายที่มีการพยุ่งร่างกายโดยขาเพียงข้างเดียว กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ มีดังนี้

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพกเกิด Hyperextension
- กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง

1.5 Toes Off เป็นระยะที่ปลายเท้าดันให้ร่างกายเคลื่อนที่ไปข้างหน้าและเพื่อให้ขาลอยพ้น จากพื้น โดยข้อสะโพกและข้อเข่าจะเริ่มงอมากขึ้น ส่วนข้อเท้าจะเริ่มกดปลายเท้าลง กล้ามเนื้อที่พบ การทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอข้อสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

2. Swing Phase เป็นช่วงที่ขาข้างนั้นลอยอยู่ในอากาศ เหวี่ยงจากด้านหลังลำตัวไปข้างหน้า ของลำตัว มีอยู่ 40 เปอร์เซ็นต์ของวงจรการเดิน สามารถแบ่งออกเป็น 3 ระยะย่อยได้ดังนี้

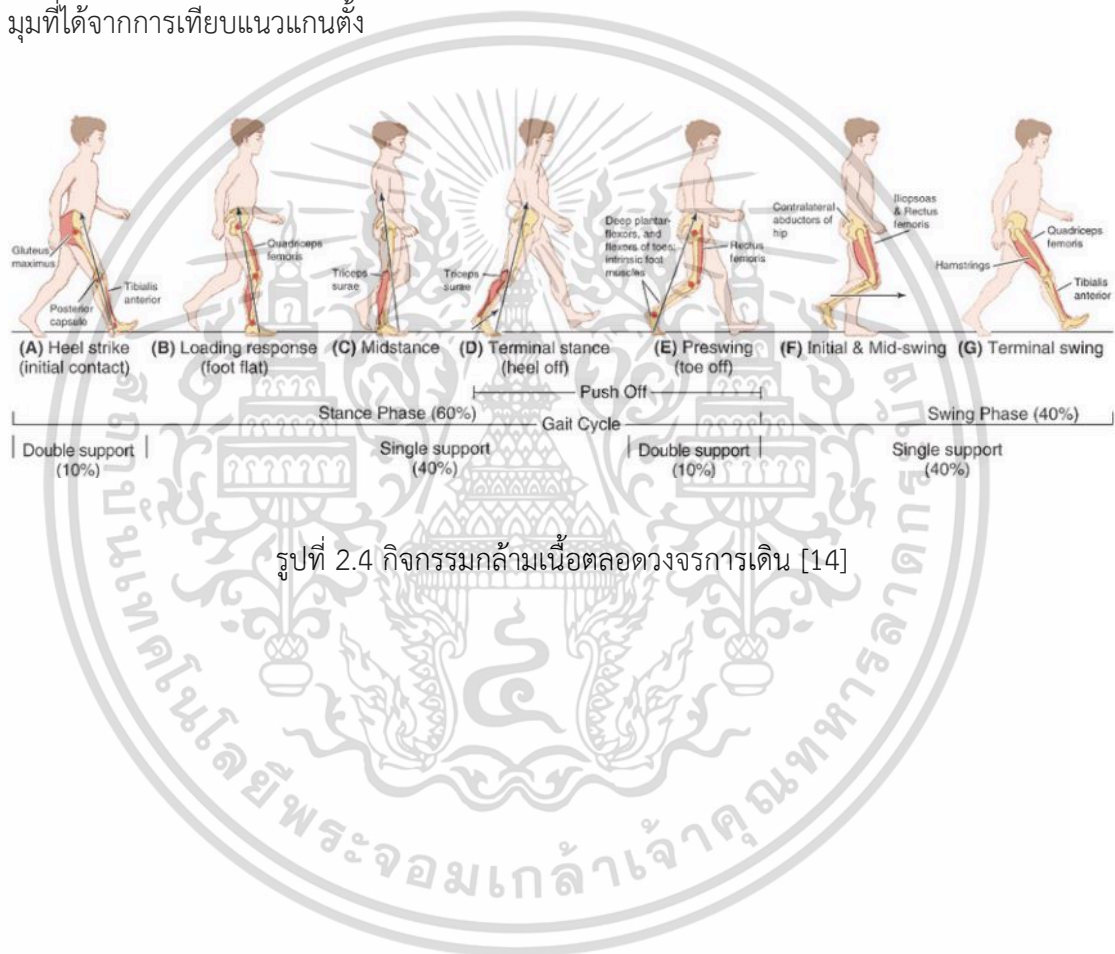
2.1 Acceleration Phase คือระยะเร่ง เป็นระยะที่เท้ายกขึ้นพ้นจากพื้นโดยอาศัยแรงดัน จากช่วง Toes Off ของ Stance Phase โดยข้อสะโพกและข้อเข่าจะเริ่มงอเพิ่มขึ้น ซึ่งเข่าจะเหวี่ยงไป ข้างหน้าด้วย ความเร็วจากแรงเฉื่อยที่มาเร่ง ส่วนข้อเท้าจะอยู่ในลักษณะกระดูกเพิ่มมากขึ้น สามารถ เรียกอีกชื่อหนึ่งว่าระยะ Initial Swing โดยชุดกล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้นเพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้นกันล้ม

2.2 Mid Swing คือระยะแกว่งขา เป็นระยะที่ขาถูกดึงให้งอและลอยมาอยู่ใต้ลำตัว โดย กล้ามเนื้อที่มีการทำงานเป็นกล้ามเนื้อชุดเดียวกับระยะ Acceleration

2.3 Deceleration Phase คือระยะลดอัตราเร่ง เป็นระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล้าวมาข้างต้นถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance Phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป เรียกขานี้ชื่อหนึ่งว่า Terminal Swing

กล้าวโดยสรุปแล้ว ในแต่ละช่วงของกิจกรรมการเดินสามารถสรุปการทำงานของกิจกรรมกล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูปที่ 2.4 โดยแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของกล้ามเนื้อในการทำงานของแต่ละช่วงย่อยของกิจกรรมการเดิน ละท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพก ดังแสดงในตารางที่ 2.1 โดยมุมข้อเท้าเป็นมุมที่เปลี่ยนแปลงไปตามมุมปกติหรือมุมตั้งฉากระหว่างฝ่าเท้า ส่วนมุมข้อเข่าเป็นมุมระหว่างขาที่อนบนและที่อนล่าง และมุมต่างข้อสะโพกเป็นค่ามุมที่ได้จากเป็นค่ามุมที่ได้จากการเทียบแนวแกนตั้ง



รูปที่ 2.4 กิจกรรมกล้ามเนื้อตลอดวงจรการเดิน [14]

ตารางที่ 2.1 ท่า แนวแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพก [11]

ช่วง	ช่วงย่อย	ลักษณะ	ข้อเท้า	ข้อเข่า	ข้อสะโพก
Stance Phase	Heel Strike	ท่า (Position)	5° กระจดกลง	5° งอ	25° งอ
		แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
		โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระจดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ
	Foot Flat	ท่า (Position)	10° กระจดกลง	15° งอ	25° งอ
		แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หลัง	หลัง	หน้า
		โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระจดกลง	ทำให้งอ	ทำให้งอ
	Mid Stance	ท่า (Position)	5° กระจดกขึ้น	10° งอ	10° งอ
		แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	ผ่านข้อพอดี้
		โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระจดกขึ้น	ทำให้งอ	ไม่มี
	Heel Off	ท่า (Position)	15° กระจดกขึ้น	2° งอ	10° งอ
		แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หน้า	หลัง
		โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระจดกขึ้น	ทำให้เหยียด	ทำให้เหยียด
Toes Off	ท่า (Position)	20° กระจดกลง	40° งอ	10° งอ	
	แนวแรงปฏิกิริยาจากพื้นโลก (GRF)	หน้า	หลัง	หน้า	
	โมเมนต์ (Moment)	ทำให้กระจดกขึ้น	ทำให้งอ	ทำให้งอ	
Swing Phase	Acceleration Phase	ท่า (Position)	20° กระจดกลง	40° งอ	10° งอ
	Mid Swing	ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	60°	20° งอ
	Deceleration Phase	ท่า (Position)	ปกติ (Neutral)	งอ ถึงเหยียด	25° งอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสาร

ความเร็วเป็นอีกตัวแปรหนึ่งที่บ่งชี้ได้ว่ามนุษย์กำลังเดินหรือวิ่ง ซึ่งความเร็วในการเดินของมนุษย์นั้นมีความแตกต่างกันตามปัจจัยต่าง ๆ จึงไม่สามารถกำหนดความเร็วในการเดินหรือวิ่งที่แน่นอนได้ อย่างไรก็ตามมีผู้เชี่ยวชาญแบ่งลักษณะของการเดินไว้คร่าวๆ ตามช่วงของความเร็ว ดังนี้ (Bumgardner, 2014)

1. เดินปกติ เป็นการเดินทั่วในชีวิตประจำวัน ความเร็วในการเดินลักษณะนี้อยู่ที่ 3.2-5 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (0.89-1.39 เมตรต่อวินาที)

2. ความเร็วปานกลาง เป็นการเดินด้วยความเร็วสูงขึ้นมาอีกระดับหนึ่ง มีระดับความเร็วประมาณ 6.5 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (1.81 เมตรต่อวินาที)

3. เดินเร็ว มักเป็นการเดินเพื่อการแข่งขัน ความเร็วในการเดินอยู่ในช่วง 8-10 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (2.22-2.78 เมตรต่อวินาที)

ผลการวิจัยพบว่า มนุษย์มีอายุมากขึ้นจะเดินด้วยความเร็วที่น้อยลง และมีระยะก้าวที่สั้นกว่าเมื่อเทียบกับมนุษย์ที่อายุน้อยกว่า เมื่อพิจารณาระหว่างเพศชายและเพศหญิง พบว่า ความเร็วเฉลี่ยในการเดินปกติของเพศชายนั้นสูงกว่าเพศหญิงในทุกช่วงอายุ อีกทั้งส่วนสูงก็เป็นปัจจัยที่มีผลต่อระยะก้าว จึงทำให้มีผลต่อความเร็วการเดินของทั้งเพศชายและเพศหญิง แต่ปัจจัยเรื่องน้ำหนักมีผลความเร็วในเพศหญิงเท่านั้น (Samson et al., 2001)

2.4 อุปกรณ์ไฟฟ้าและระบบควบคุม

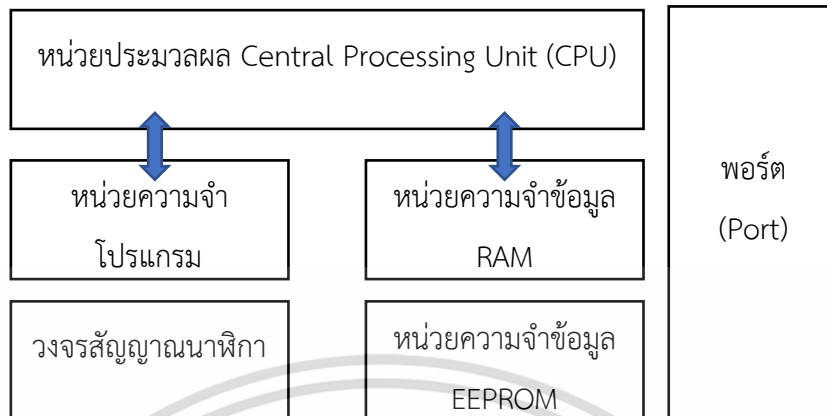
การทำงานของขาเทียมระบบ กลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) นั้นอาศัยระบบไมโครคอนโทรลเลอร์และระบบควบคุมในการทำงาน จึงมีความจำเป็นที่ต้องใช้กลไกการทำงานที่มีส่วนประกอบ ดังนี้

2.4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็ก ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผลข้อมูลโดยรวมรวมความสามารถต่าง ๆ เช่น หน่วยประมวลผลคณิตศาสตร์และลอจิก วงจรอินพุต เอาต์พุต หน่วยความจำ วงจรสื่อสารอนุกรม วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา และอื่น ๆ เข้าด้วยกันและสร้างเป็นชิปวงจรรวม (Integrated Circuit) ดังแสดงในภาพที่ 2.5 โดยสามารถเขียนโปรแกรม เพื่อควบคุมการทำงานได้ตามต้องการ ไมโครคอนโทรลเลอร์มีหลายตระกูลด้วยกัน ซึ่งก็มีความสามารถในการทำงานที่แตกต่างกันออกไป เช่น PIC Microcontroller, MCS-51 Microcontroller, ARM7 Microcontroller เป็นต้น

บทบาทของไมโครคอนโทรลเลอร์ในปัจจุบันมีความยืดหยุ่นของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถปรับปรุงการทำงานได้ตามต้องการด้วยการเขียนโปรแกรม และเป็นชิปไอซีขนาดเล็กที่ได้บรรจุความสามารถในการเชื่อมต่ออุปกรณ์ภายนอกไว้อย่างมากมาย ส่งผลให้การออกแบบสร้างวงจรควบคุมมีขนาดเล็กลงมากกว่าวงจรอิเล็กทรอนิกส์ทั่ว ๆ ไป ทำให้มีความสะดวกต่อการประยุกต์ใช้

งานในการทำงานของระบบขาเทียมแบบ กลไกข้อเข่าที่เป็นระบบทางกลกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง



รูปที่ 2.5 โครงสร้างไมโครคอนโทรลเลอร์ [15]

Arduino เป็นภาษาอิตาลี โดยเป็นชื่อโครงการพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ในรูปแบบ Open Source คือ วิธีการในการออกแบบพัฒนาและแจกจ่ายสำหรับต้นฉบับของสินค้าหรือความรู้ โดยเฉพาะซอฟต์แวร์ โดยโอเพนซอร์สถูกพิจารณาว่าเป็นทั้งรูปแบบหนึ่งในการออกแบบ และแผนการในการ ดำเนินการ โอเพนซอร์สเปิดโอกาสให้บุคคลอื่นนำเอาระบบนั้นไปพัฒนาได้ต่อไป การพัฒนามาจากโครงการ Open Source เดิมของ AVR ที่ชื่อ Wiring โดยโครงการ Wiring ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR เบอร์ ATmega128 ซึ่งมีข้อจำกัดหลายด้าน เช่น เป็นชิปที่มีตัวถังแบบ SMD ทำให้นำมาใช้งานยากเพราะตัวไมโครคอนโทรลเลอร์มีขนาดเล็กเกินไป ทำให้ไม่สะดวกในการต่อใช้งานจริง มีขาอินพุตและเอาต์พุตจำนวนมากเกินไป ตัวบอร์ดมีขนาดใหญ่เกินไป ไม่เหมาะสมสำหรับผู้ที่เริ่มต้นเรียนรู้ด้านไมโครคอนโทรลเลอร์ ด้วย เหตุผลข้างต้นจึงทำให้ไม่ได้รับความนิยม ระยะเวลาที่ทีมงาน Arduino จึงได้นำโครงการ Wiring มาพัฒนา ใหม่โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ขนาดเล็ก คือ ATmega8 และ ATmega168 ทำให้ได้รับความนิยมจนถึงปัจจุบันนี้ [16]

บอร์ด Arduino มีข้อดีของไมโครคอนโทรลเลอร์บอร์ด คือ เรื่องของ Open Source ที่สามารถนำไป พัฒนาต่อเป็นอุปกรณ์ต่าง ๆ ได้ และความสามารถในการเพิ่ม Boot Loader เข้าไปที่ตัว ARM จึงทำให้การ Upload Code เข้าตัวบอร์ดสามารถทำได้ง่ายขึ้น และยังมีการพัฒนา Software ที่ใช้ในการควบคุมตัวบอร์ด ของ Arduino มีลักษณะเป็นภาษา C++ ที่โปรแกรมเมอร์มีความคุ้นเคยในการใช้งานตัวบอร์ดสามารถนำ โมดูลมาต่อเพิ่ม ซึ่งทาง Arduino เรียกว่าเป็น Shield โดยบอร์ด Arduino สามารถต่ออุปกรณ์เสริมต่าง ๆ คือ ผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่าง ๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น มาเสียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อเพื่อเพิ่มความสามารถบอร์ด โดยมีรูปแบบการเขียนโปรแกรม [17] ดังนี้

1. เขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ ผ่านทางโปรแกรม Arduino IDE ซึ่งสามารถดาวน์โหลดได้จาก Arduino.cc/en/main/software
2. หลังจากที่เขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ให้ผู้ใช้งานเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้และหมายเลข Com port
3. หลังจากที่เขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ให้ผู้ใช้งานเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้และหมายเลข Com Port กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและ Compile โค้ดโปรแกรม จากนั้นกดปุ่ม Upload โค้ด โปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino ผ่านทางสาย USB เมื่ออัปโหลดเรียบร้อยแล้ว จะแสดงข้อความแถบข้างล่าง “Done Uploading” และบอร์ดจะเริ่มทำงานตามที่เขียนโปรแกรมไว้ทันที

2.4.2 ชุดแหล่งจ่ายไฟ (Power Supply)

แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply) เป็นอุปกรณ์ที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับโหลดไฟฟ้า เป็นคำที่ใช้กันมากที่สุด ในการแปลงพลังงานไฟฟ้าจากรูปแบบหนึ่ง ไปเป็นอีกรูปแบบหนึ่ง แม้ว่ามันจะยังอาจหมายถึง อุปกรณ์ที่แปลงพลังงานรูปแบบหนึ่ง (เช่นพลังงานกล, พลังงานเคมี, พลังงานแสงอาทิตย์) ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า. แหล่งจ่ายไฟแบบควบคุมได้ (Regulated Power Supply) สามารถควบคุมแรงดันหรือกระแสเอาต์พุตให้มีค่าที่คงที่แน่นอน แม้ว่าโหลดจะมีการเปลี่ยนแปลงหรือมีการเปลี่ยนแปลงที่พลังงานที่อินพุตก็ตาม [18]

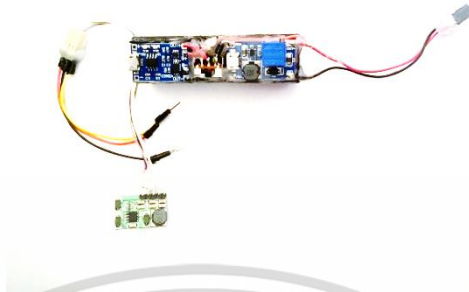
คุณลักษณะเฉพาะที่ระบุไว้บนแหล่งจ่ายไฟ ได้แก่ :

- ปริมาณของแรงดันและกระแสที่สามารถจ่ายให้กับโหลดได้
- วิธีการที่จะทำให้แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตมีเสถียรภาพ ภายใต้เงื่อนไขที่กระแสไฟฟ้าอินพุตและสถานะของโหลดที่เปลี่ยนแปลง
- ระยะเวลาการใช้งานได้นานเท่าใดโดยไม่ต้องเติมเชื้อเพลิงหรือหรือชาร์จประจุใหม่ (เฉพาะอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้แหล่งพลังงานแบบพกพา)

2.4.3 แบตเตอรี่

แบตเตอรี่เป็นอุปกรณ์ที่แปลงพลังงานเคมีที่เก็บไว้ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า แบตเตอรี่ถูกใช้เป็นแหล่งพลังงานในครัวเรือนจำนวนมากและประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมแบตเตอรี่มีสองชนิด ได้แก่ แบตเตอรี่ปฐมภูมิ (แบตเตอรี่ที่ใช้แล้วทิ้ง) ซึ่งถูกออกแบบมาให้ ใช้เพียงครั้งเดียวแล้วทิ้ง และแบตเตอรี่ทุติยภูมิ (แบตเตอรี่ชาร์จใหม่ได้) ซึ่งถูกออกแบบมาเพื่อ ชาร์จใหม่ได้หลายครั้ง แบตเตอรี่มีหลายขนาดจากเซลล์ขนาดเล็กที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังและนาฬิกาข้อมือ ไปจนถึงขนาดห้องเป็นกลุ่มของ

แบตเตอรี่ ที่ทำหน้าที่เป็นเครื่องกำเนิดไฟฟ้าสำรอง ในชุดสายโทรศัพท์และศูนย์ข้อมูลคอมพิวเตอร์ [18]



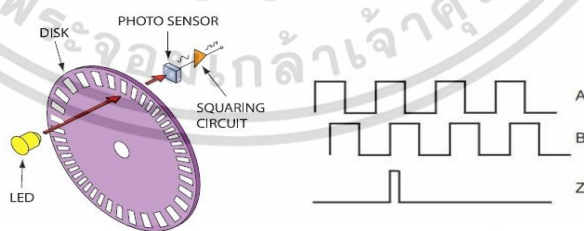
รูปที่ 2.6 ชุดแหล่งจ่ายไฟ (Power Supply)

2.4.4 เซนเซอร์ตรวจจับรอบวัดความเร็ว Rotary Encoder

Rotary Encoder คือเครื่องมือวัดมุมที่มีความละเอียดสูง ใช้งานได้ทั้งแกนตั้งและแกนนอน มีรอบการทำงานที่รวดเร็ว และสามารถเลือกได้ว่าจะใช้ความแม่นยำหรือความละเอียดเท่าไร

เนื่องจากมีรุ่นการใช้งานที่หลากหลาย นอกจากนี้ยังสามารถทำงานร่วมกับหน่วยประมวลผล เช่น บอร์ด Arduino xy006yo Rotary Encoder ถูกนำมาใช้งานอย่างแพร่หลายทั้งด้านอุตสาหกรรม หรือศึกษาวิจัย โดย Rotary Encoder นั้น ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 2 อย่างดังแสดงในรูปที่ 2.7

1. จานสเกล (Scale Disc) โดยทั่วไปจะมีลักษณะเป็นแผ่นกลมที่มีขีดทำเป็นเครื่องหมายไว้อยู่บนรอยงาน ซึ่งจะติดตั้งอยู่บนแกนหมุน
2. หัวอ่าน (Reading Head หรือ Sensor) ใช้สำหรับอ่านตำแหน่งของขีดบนจานสเกลโดยหัวอ่านจะอยู่กับที่ไม่ได้หมุนตามแกนหมุน



รูปที่ 2.7 ASD องค์ประกอบและการทำงานพื้นฐานของ Rotary Encoder [19]

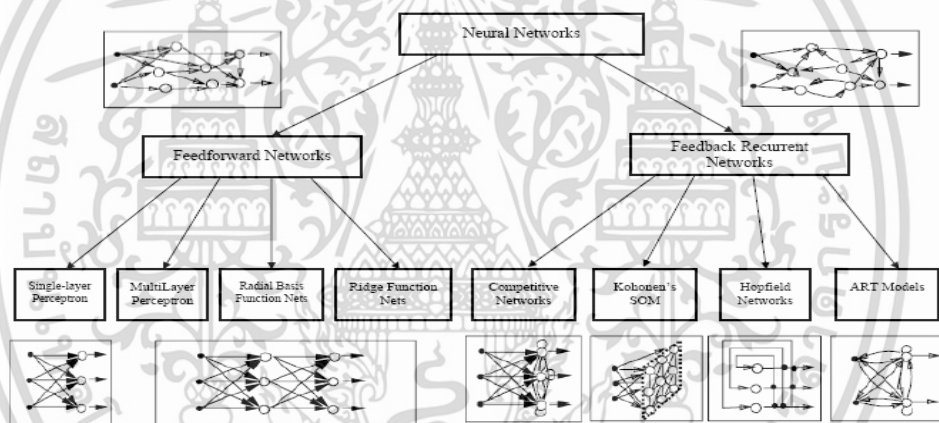
เมื่อจานสเกลหมุนไปขีดสเกลที่อยู่บนจาน จะถูกอ่านโดยหัวอ่านแล้วส่งสัญญาณเป็นคลื่นรูป Sine /ซุด ที่มีเฟสต่างกันอยู่ 90 องศา ตัวนับสัญญาณจะทำการขีดสเกลที่ตัดผ่านหัวอ่านว่าหมุนไปเป็นมุมเท่าใด แต่ในความเป็นจริงแล้ว Rotary Encoder ก็ยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่ [20]

2.5 โครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) เป็นการจำลองการทำงานของโครงข่ายประสาทมนุษย์ (Biological Neurons) โดยมีโหนดอินพุตเป็นตัวรับข้อมูล แล้วส่งต่อข้อมูลไปที่นิวรอน (Neuron) โดยผ่านค่าน้ำหนัก (Weight) ซึ่งนิวรอนจะมีการประมวลผลกับฟังก์ชันกระตุ้น (Active Function) แบบขนาดกัอินพุตโหนดตัวอื่นด้วย หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลไปยังโหนดถัดไป โครงข่ายประสาทเทียมสามารถเรียนรู้ได้จากข้อมูลฝึกสอน (Training Data) โดยผ่านกระบวนการเรียนรู้ (Learning Process) โดยความรู้ของโครงข่ายประสาทของโครงข่ายประสาทเทียมจะเก็บไว้ที่ค่าน้ำหนัก (Weight) และค่าไบเอส (Bias)

2.5.1 โครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม

โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมมีหลากหลาย โดยส่วนประกอบของโครงข่ายประสาทเทียมจะแตกต่างกันขึ้นกับสถาปัตยกรรมโครงข่าย (Network Architecture) การปรับค่าน้ำหนัก (Adjusting Weight) และฟังก์ชันกระตุ้น (Activate Function) โดยขอกกล่าวดังนี้



รูปที่ 2.8 แผนผังประเภทของโครงข่ายประสาทเทียม [21]

2.5.2 สถาปัตยกรรมโครงข่าย (Network Architecture)

โครงข่ายแบบป้อนไปข้างหน้า (Feed-forward Network) เป็นโครงข่ายที่เริ่มป้อนข้อมูลและส่งข้อมูลไปชั้นต่อไปของโครงข่าย โดยไม่มีการแพร่ข้อมูลย้อนกลับ โดยอาจเป็นโครงข่ายชั้นเดียวหรือหลายชั้นก็ได้ (Multi-Layer Network)

โครงข่ายแบบงานซ้ำ (Recurrent Net) เป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่ทุก ๆ โหนดมีการเชื่อมต่อกับโหนดอื่น ๆ และแต่ละโหนดนั้นสามารถเป็นได้ทั้งโหนดข้อมูลขาเข้า (Input Node) และโหนดข้อมูลขาออก (Output Node) การประมวลผลข้อมูลเป็นแบบตามลำดับขั้น (Sequential)

โครงข่ายงานแข่งขัน (Competitive Network) โครงข่ายแบบนี้มีการเชื่อมต่อกันระหว่างโหนด (Node) ในชั้นข้อมูลออก โดยมีการเปรียบเทียบกันระหว่างโหนดขาออก

2.5.3 การปรับค่าน้ำหนัก (Adjusting Weight)

การปรับค่าน้ำหนักในระหว่างการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม อาจเรียกได้ว่าเป็นการฝึกสอน (Training) ก็ได้ เราสามารถแบ่งได้เป็น 3 แนวทาง คือ

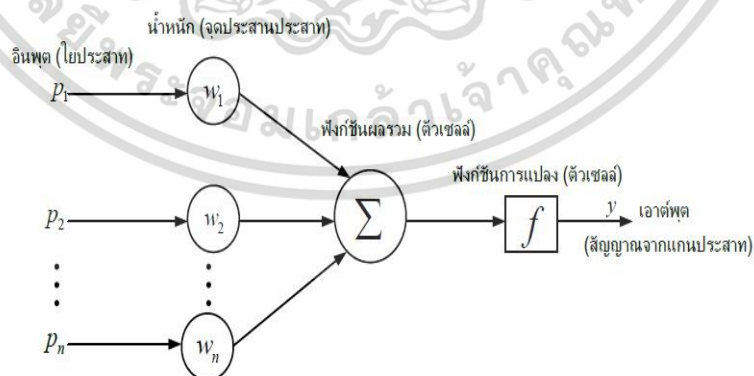
การฝึกสอนแบบผู้สอน (Supervised Training) คือ การฝึกสอนที่ตัวระบบทราบค่าจริงของผลลัพธ์และมีการแก้ไขข้อผิดพลาด (Error-Correction learning) ซึ่งโครงข่ายจะเก็บความรู้และประสบการณ์ไว้ในค่าน้ำหนักและค่าไบเอส ตัวอย่างของวิธีฝึกสอนแบบนี้ เช่น Perceptron, Back propagation, Boltzmann machine, Learning Vector Quantization

การฝึกสอนแบบไม่มีผู้สอน (Unsupervised Training) คือการฝึกสอนที่ตัวระบบไม่ทราบค่าเป้าหมายจริงของผลลัพธ์ โครงข่ายจะปรับตัวเองตามพฤติกรรมของข้อมูล และพยายามให้ข้อมูลฝึกสอนที่มีพฤติกรรมคล้ายคลึงกันมาอยู่ด้วยกัน ตัวอย่างวิธีการสอนแบบนี้ เช่น Self Organizing Map, Competitive Learning, Hopfield, Counter Propagation

การฝึกสอนแบบสนับสนุน (Reinforcement Training) คือ การฝึกสอนที่ตัวระบบไม่ทราบค่าจริง แต่ทราบว่ามีการถูกหรือผิด ตัวอย่างการฝึกสอนแบบนี้เช่น การฝึกสอนสัตว์ในขณะละครสัตว์ เป็นต้น


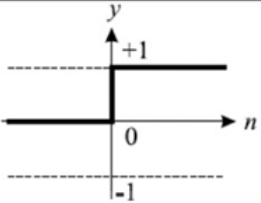

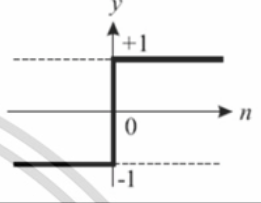

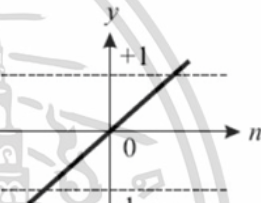

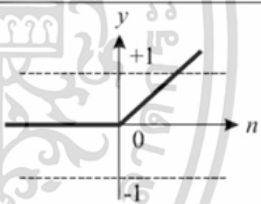

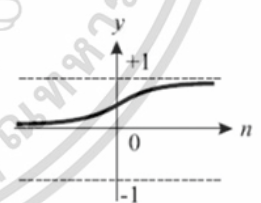

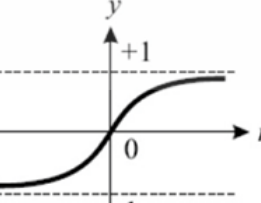
2.5.4 ฟังก์ชันกระตุ้น (Activate Function)

ฟังก์ชันกระตุ้นนั้นจะประกอบด้วยฟังก์ชันที่เป็นเชิงเส้น (Linearity) ไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linearity) เป็นช่วง และเป็นรูปประฆังคว่ำ (Bell-Curve) โดยแต่ละฟังก์ชันกระตุ้นจะนำไปประยุกต์ใช้ในโครงข่ายแต่ละสถาปัตยกรรมแตกต่างกัน เราสามารถหาอนุพันธ์ของฟังก์ชันกระตุ้นได้สำหรับ Log-Sigmoid และ Tan-Sigmoid สำหรับการประมาณค่าฟังก์ชัน (Function Approximation) นั้นจะใช้ Log-Sigmoid หรือ Tan-Sigmoid ในชั้นซ่อน (Hidden Neuron) และใช้ฟังก์ชันเส้นตรง (Linear) ในชั้นเอาต์พุตนิวรอนโดยเราสามารถสรุปฟังก์ชันกระตุ้นไว้ในตารางที่ 2.2 ดังหน้าถัดไป



รูปที่ 2.9 กระบวนการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียม [22]

ตารางที่ 2.2 ตารางสรุปฟังก์ชันกระตุ้น (Activate Function) ของโครงข่ายประสาทเทียม [22]

ชื่อฟังก์ชัน	สมการ ความสัมพันธ์	MATLAB ฟังก์ชัน	สัญลักษณ์	กราฟความสัมพันธ์
ฮาร์ดลิมิต (hard limit)	$y = 0$ ถ้า $n < 0$ $y = 1$ ถ้า $n \geq 0$	hardlim		
ฮาร์ดลิมิตแบบ สมมาตร (symmetrical hard limit)	$y = -1$ ถ้า $n < 0$ $y = +1$ ถ้า $n \geq 0$	hardlims		
เส้นตรง (linear)	$y = n$	purelin		
เส้นตรงบวก (positive linear)	$y = 0$ ถ้า $n < 0$ $y = n$ ถ้า $n \geq 0$	poslin		
ซิกมอยแบบ ลอการิทึม (log- sigmoid)	$y = \frac{1}{1+e^{-n}}$	logsig		
ซิกมอยแบบเส้น สัมผัส ไฮเปอร์ โบลาร์ (hyperbolic tangent sigmoid)	$y = \frac{e^n - e^{-n}}{e^n + e^{-n}}$	tansig		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.5 ตัวชี้ค่าผิดพลาดของการทำให้บรรลุผลสำเร็จ (Error Performance Index)

โครงข่ายประสาทเทียมจะมีตัวชี้การทำให้บรรลุผลสำเร็จของการเรียนรู้เช่นเดียวกับกับวิธีการสอนแบบค่าผิดพลาดกำลังสองน้อยสุด คือ ใช้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error; MSE) เป็นตัวชี้โดยอัลกอริทึมจะปรับค่าน้ำหนักของไบเอสเพื่อลดค่าผิดพลาด ดังสมการที่ 2.1

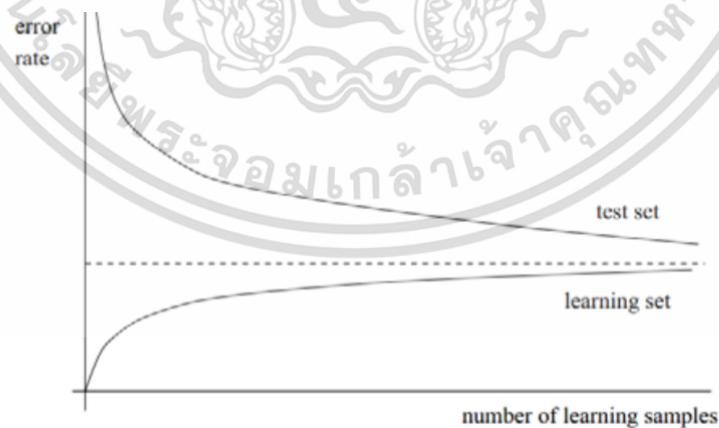
$$E(x) = (t_k - a_k)^2 = e_k^2 \quad (2.1)$$

โดยมีกฎการเรียนรู้แบบค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุด ดังสมการที่ 2.2

$$w_{ij}^{(l)}(k+1) = w_{ij}^{(l)}(k) + \eta \frac{\partial E}{\partial w_{ij}^{(l)}} \\ b_i^{(l)}(k+1) = b_i^{(l)}(k) + \eta \frac{\partial E}{\partial b_i^{(l)}} \quad (2.2)$$

แต่หากเป็นโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น ฟังก์ชันค่าผิดพลาดจะไม่เป็นฟังก์ชันโดยตรงกับค่าน้ำหนักในชั้นซ่อน ดังนั้น การหาค่าอนุพันธ์จะไม่สามารถคำนวณได้โดยตรงต้องอาศัยกฎลูกโซ่ (Chain Rule)

โดยทั่วไปแล้วอัตราความผิดพลาดของโครงข่ายจะขึ้นกับโครงข่าย ฟังก์ชันถ่ายโอน จำนวนชั้นซ่อน เป็นต้น การเพิ่มจำนวนชุดเรียนรู้ (Learning Samples) จะทำให้ความผิดพลาดของชุดเรียนรู้และชุดทดสอบลู่เข้าหากัน (Converge) ซึ่งทำให้โครงข่ายที่มีชุดเรียนรู้มาก (High Samples) สามารถค้นหาคำตอบที่เหมาะสม (Global Minimum) “ได้ดีกว่าโครงข่ายที่มีชุดเรียนรู้่น้อย (Low Sample) ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ลักษณะอัตราความผิดพลาดเมื่อเพิ่มจำนวนข้อมูลฝึกสอน [23]

รวมทั้งการเพิ่มนิวรอนในชั้นซ่อน (Hidden Neuron) มากเกินไปจะทำให้อัตราความผิดพลาดในชุดฝึกสอนน้อยลง แต่ในขณะเดียวกันจะทำให้โครงข่ายประสาทเทียมประมาณค่าฟังก์ชันเข้ากับสัญญาณรบกวนมากเกินไป (Fit to Noise) ทำให้เกิดการฝึกสอนที่มากเกินไปจนเกินความจำเป็น (Over Training) ซึ่งลักษณะที่โครงข่ายประสาทเทียมมีอัตราความผิดพลาดของชุดเรียนรู้น้อย แต่มีอัตราการเกิดความผิดพลาดของชุดทดสอบมา เราเรียกว่า Peaking Effect [23]

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

อย่างไรก็ตามกลไกการทำงานของกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) ที่ใช้อยู่ในปัจจุบันยังคงมีส่วนประกอบหลายชิ้นของกลไกของขาเทียมที่ได้มีการจดสิทธิบัตรในต่างประเทศ ตัวกลไกมีความซับซ้อน มีชิ้นส่วนที่ต้องประกอบจำนวนมากหากต้องผลิตใช้เอง และยากต่อการซ่อมแซมบำรุงรักษา จะเห็นได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่มีขายในท้องตลาดนั้นแม้จะมีให้เลือกหลากหลายตามความเหมาะสมของการทำงานของผู้ใช้แต่ละคน แต่ส่วนขาเทียมเหนือเข่าในประเทศไทยมีคุณภาพ หรือข้อเข่าของขาเทียมโดยทั่วไปที่นำเข้าจากต่างประเทศนั้นมีราคาสูง สำหรับงานวิจัยในประเทศไทยที่เกี่ยวกับขาเทียมนั้นมีจำนวนไม่มาก ตัวอย่างงานวิจัยของ ดร.ชิต เหล่าวัฒนา และคณะ เรื่องขาเทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหน่วงได้ [24] ซึ่งเป็นกลไกแบบแกนหมุนเดียว แต่ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เข้ามาควบคุมปรับอัตราหน่วง ร่วมกับการใช้สปริง ซึ่งทำให้สามารถตอบสนองการเดินได้ทันจังหวะความเร็วที่หลากหลาย แต่อาจไม่เหมาะสมกับการใช้งานในสภาพสุกสนาน โดยกลไกมีรูปแสดงลักษณะของกลไกข้อเข่าดังรูปที่ 2.11

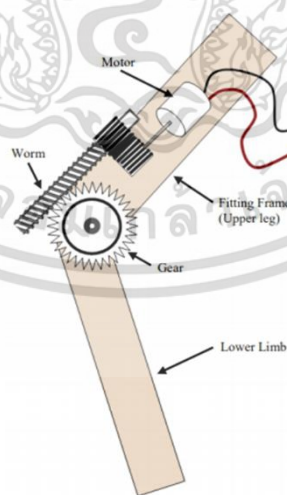


รูปที่ 2.11 ขาเทียมแบบปรับอัตราหน่วงซึ่งควบคุมด้วยระบบอิเล็กทรอนิกส์

ขาของมนุษย์เป็นส่วนที่มีฟังก์ชันซับซ้อนมากมายและให้อิสรภาพหลายระดับ ขาของมนุษย์ยากที่จะนำมาทำขาเทียม ขาเทียมที่มีขายตามท้องตลาดยังไม่สามารถใช้ประโยชน์ได้อย่างดีที่สุด เนื่องจากขาดการมีส่วนร่วม สิ่งเหล่านี้ไม่ได้พิสูจน์ว่าใช้งานได้ง่ายและน้ำหนักกลายเป็นปัญหาใหญ่ในขณะที่ผู้เดินต้องรับน้ำหนักในตอนเดินขึ้นบันได ผู้ใช้ขาเทียมต้องใช้แรงอย่างมาก จึงต้องมีการควบคุมใช้แรงจากที่อื่นมาช่วย เป้าหมายหลักของวิจัยนี้คือออกแบบปัญญาประดิษฐ์ขาเทียมพร้อมข้อต่อหัวเข่าที่ใช้งานด้วยมอเตอร์ถูกควบคุมโดยผ่านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื่องจากกล้ามเนื้อต้นขา

เมื่อไรที่ก็ตามที่คนปกติเดินหรือคนพิการใช้ขาเทียมหรืออุปกรณ์ช่วยเสริมในการเดิน กล้ามเนื้อจะสร้างสัญญาณเนื่องจากการเคลื่อนไหวของต้นขา สอดคล้องกับการเคลื่อนไหวในระหว่างการเดิน สัญญาณเหล่านี้คือ สัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้า เป็นผลมาจากการหดตัวของกล้ามเนื้อภายใต้การกระทำของสมองผลของสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าที่ได้จากการกระตุ้นของกล้ามเนื้อ นำมาใช้ในการหมุนของมอเตอร์ที่หัวเข่า

หน้าที่ของโลกไม่เพียงแต่ทำให้มอเตอร์หมุนทำงานแต่ต้องช่วยให้ร่างกายของผู้พิการรู้สึกว่าเป็นเนื่องจากส่วนนี้ต้องเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องในขณะที่เดิน เหล็กที่นำมาใช้เป็นขาตอนล่างมีน้ำหนักประมาณ 0.825 กิโลกรัม สำหรับขาเทียมนี้ใช้เซอร์โวมอเตอร์ไว้นบนสแต็ปมอเตอร์ มีน้ำหนักเบาและให้ความเร็วเชิงมุมในการหมุนสม่ำเสมอ ขนาดมอเตอร์ที่เลือกใช้คือ 12 โวลต์ 3 วัตต์ความเร็ว 3000 ต่อรอบ ถูกนำไปใช้ในการออกแบบดังรูปที่ 2.12 การออกแบบใช้เกียร์หนอนเป็นส่วนหนึ่งในการขับเคลื่อนในขณะที่มอเตอร์หมุนคู่กับเพลลา การเคลื่อนที่ของเกียร์หนอนจะหมุน ขณะที่ขาจะหมุนทวนเข็มนาฬิกาส่วนล่างของขาเชื่อมกับเกียร์เคลื่อนที่ไปพร้อมกับเกียร์ เกลียวของเกียร์ตัวหนอนป้องกันการโค้งงอหรือยืดของขาส่วนล่างเนื่องจากแรงดันภายนอก [25]



รูปที่ 2.12 การออกแบบระบบกลไกการทำงาน

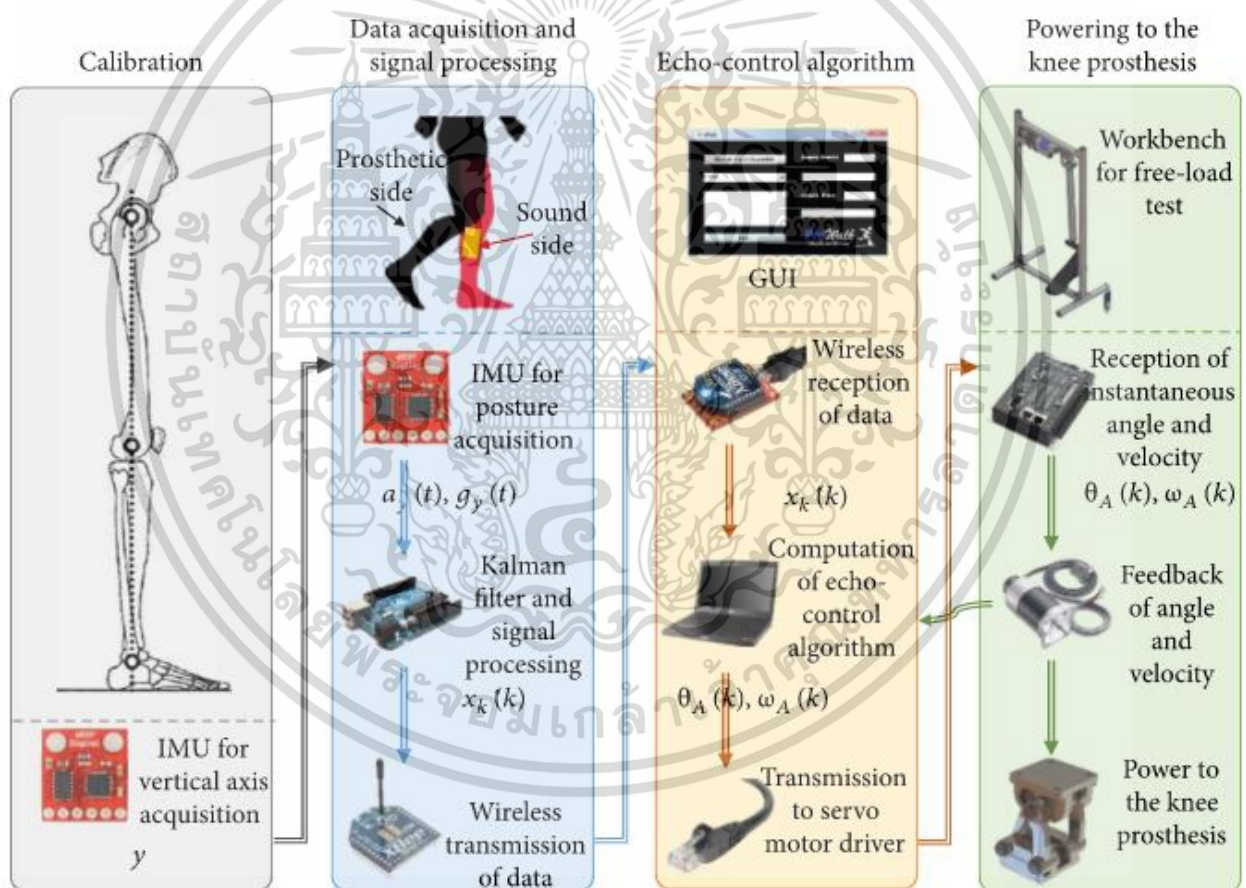
การพัฒนาต้นแบบข้อเท้าเทียมและข้อเท้าเทียมที่ใช้แรงลมออกแบบมาเพื่อพัฒนาการกระตุ้นด้วยลมแบบโมโนโพรพิลแลนต์ (Monopropellant) เพื่อจัดหาเทคโนโลยีที่เหมาะสมสำหรับการทำงานในระยะสั้น จึงเลือกใช้แบตเตอรี่ลิเธียมพอลิเมอร์ การพัฒนาขาเทียมน้ำหนักของมอเตอร์เท่านี้สามารถยอมรับได้ถึงแม้ว่ามีข้อจำกัดช่วงของการเคลื่อนที่ ความหนาแน่นของพลังงานของแบตเตอรี่ในอนาคตจะสามารถขับเคลื่อนความต้องการของอุตสาหกรรมยานยนต์ ซึ่งจะให้ช่วงการเคลื่อนไหวที่ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ก่อนที่จะพัฒนาหัวเข่าและข้อเท้าที่ขับเคลื่อนได้ด้วยตัวเอง การพัฒนาอุปกรณ์รวมถึงการออกแบบทางกลของอิเล็กทรอนิกส์ที่ฝังตัวและกลยุทธ์การควบคุม การควบคุมอุปกรณ์ได้รับการพัฒนาเพื่อลดความซับซ้อนของโครงสร้างการควบคุมการสั่นสะเทือนสำหรับการเดินรองรับความเร็วที่หลากหลายและการหยุดเดิน เช่น การยืน การนั่ง และการเปลี่ยนระหว่างการยืนและการนั่ง การทดสอบอุปกรณ์ดำเนินการผ่านตัวแปลงที่มีคุณสมบัติสำหรับการแก้จุดบกพร่องเริ่มต้นการปรับค่าตัวแปร การทดสอบขั้นสุดท้ายได้ดำเนินการด้วยขาเทียมที่แสดงให้เห็นว่าสามารถใช้ ลู่วิ่ง การเดินบนพื้นปกติ รวมถึงที่ลาดชันและการเปลี่ยนจากนั่งเป็นยืน

ต้นแบบขาเทียมมีความสามารถในการงอขา 90 องศาที่หัวเข่าและ 20 องศาของข้อเท้าเทียมขาเทียมระบบไฟฟ้าได้นำเสนอดังรูปที่ 2.13 ขาเทียมถูกขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์สองชุดซึ่งขับเคลื่อนข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าตามลำดับผ่านการเชื่อมต่อตัวเลื่อนแบบข้อเหวี่ยง หน่วยการกระตุ้นแต่ละชุดประกอบด้วยมอเตอร์ที่สามารถผลิตกำลังไฟฟ้าต่อเนื่อง 150 วัตต์ ที่เชื่อมต่อกับสกรูลูกตะกั่ว [26]



รูปที่ 2.13 ขาเทียมต้นแบบทำงานด้วยระบบไฟฟ้า

การควบคุมขาเทียม เนื่องจากการเคลื่อนไหวของมนุษย์ทางสรีรวิทยาโดยเฉพาะอย่างยิ่งการเดินของมนุษย์ต้องมีการทำงานร่วมกับข้อต่อ รูปแบบในการควบคุมที่เลือกในการควบคุมข้อเข่าเทียมคือเสียงสะท้อนด้วยวิธีนี้การเคลื่อนไหวที่จำเป็นข้อเข่าเทียมที่ใช้งานสามารถอนุมานได้จากสัญญาณของขาที่ไม่มีอาการควบคุม (เสียงด้านใน) โดยใช้กลยุทธ์การควบคุมเสียงสะท้อนถูกคำนวณในระหว่างการเดิน สถาปัตยกรรมการควบคุมเสียงสะท้อนที่นำเสนอประกอบด้วยสี่ขั้นตอนหลักดังแสดงในรูปที่ 2.14 การสอบเทียบ การเก็บข้อมูล การประมวลผลสัญญาณอัลกอริทึมควบคุมเสียงสะท้อนและการเสริมกำลังให้กับข้อเข่าเทียม ตัวแปรทางจลนศาสตร์ที่ไม่ต่อเนื่องและถูกส่งไปยังขั้นตอนสุดท้ายเพื่อแปลงให้พัลส์ไฟฟ้าและให้กำลังไฟฟ้าเข้าสู่ขาเทียมโดยวิธีการของผู้เชี่ยวชาญ การแปลงจากพัลส์เปลี่ยนเป็นมุม ตำแหน่งที่ไม่ต่อเนื่องและความเร็วของข้อต่อที่ใช้งานของข้อเข่าถูกวัดและป้อนกลับสู่ระบบโดยใช้ตัวเข้ารหัสซึ่งอยู่ที่โหนดเอของกลไกข้อเข่า [27]



รูปที่ 2.14 รูปแบบการทำงานการควบคุมด้วยเสียงสะท้อน

กลไกข้อเข่าของขาเทียมข้อเข่าเทียมถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลายาวนานจากลักษณะของข้อที่เพียงเหมือนข้อพับ (Hinge Joint) ธรรมดา หรือเรียกว่ากลไกชนิดแกนหมุนเดียว (Single-Axis) เมื่อก่อน สงครามโลกครั้งที่ 1 คือเป็นข้อที่รับน้ำหนักตัวได้-เหยียดเดินได้งอ แต่จังหวะความเร็วของการเดินมี เพียงจังหวะเดียว (One Cadence) มาเป็นข้อที่มีความปลอดภัยสูงคือ ไม่งอพับได้ง่ายในช่วงแรกของ Stance Phase ซึ่งเรียกว่า Safety Knee ซึ่งจะใช้พิจารณาเป็นหลักกลไกที่มีอยู่ในปัจจุบันจะสามารถแบ่งออกเป็นประเภทหลักๆได้ 2 ประเภท คือ กลไกข้อเข่าที่เป็นระบบทางกลอย่างเดียว (Passive Knee Joint Prosthesis) และกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) โดยที่กลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้องนั้นจะมีระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ช่วยในการควบคุมการเคลื่อนไหวซึ่งสามารถให้อิสระในการเคลื่อนที่ของผู้ใช้ได้มากกว่ากลไกข้อเข่าระบบทางกลอย่างเดียว ยกตัวอย่างกลไกแบบ เช่น การเดินบนพื้นต่างระดับ การขึ้นลงบันได รวมถึงการออกกำลังกาย เล่นกีฬา เป็นต้น ซึ่งทำให้ราคาของกลไกข้อเข่าที่เป็นระบบไฟฟ้าที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถทำกิจกรรมได้หลากหลายมากขึ้นนั้นสูงมากขึ้นไปตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามลักษณะของกลไกใน กลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้านั้นยังเป็นแบบแกนหมุนเดียวอยู่ ดังแสดงในรูป 2.15 [28] สำหรับกลไกข้อเข่าที่เป็นระบบทางกลอย่างเดียว มีการออกแบบทั้งแกนหมุนเดียว (Single Axis) และหลายแกนหมุน (Polycentric Knee Joint)



รูปที่ 2.15 กลไกข้อเข่าระบบไฟฟ้า (Active Knee Joint Prosthesis) ที่มีขายในท้องตลาด

สำหรับกลไกหลายแกนหมุน (Polycentric Knee Joint) ที่มีขายในท้องตลาดปัจจุบันนั้นนิยมเป็นแบบ Four-Bar Linkage หรือ Six-Bar Linkage เพราะนอกจากให้เส้นทางการเคลื่อนที่คล้ายธรรมชาติแล้วยังให้มุมงอเข่า (Kneeflexion Angle) ที่ค่อนข้างมีความมั่นคง มีเสถียรภาพที่ดี และให้การเดินที่เป็นธรรมชาติโดยจะสามารถงอได้ประมาณ 160-170 องศา บางแบบมีระบบของ ไหลสำหรับปรับค่าความหน่วงในระหว่างการดี กลับของกลไกข้อเข่า ข้อดีอีกข้อสำหรับกลไกหลายแกนหมุนคือในจังหวะ Swing Phase จะมีช่องว่างระหว่างพื้นและเท้ามากขึ้นทำให้ลดโอกาสที่จะทำให้ ผู้ใช้สะดุดหกล้มเนื่องจากสะดุดสิ่งกีดขวาง

อย่างไรก็ตามกลไกข้อเข่าของขาเทียมชนิดหลายจุดศูนย์กลาง (Polycentric Knee Joint) ที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันก็ยังคงมีส่วนประกอบหลายชิ้นดังแสดงในรูปที่ 2.16 ซึ่งแสดงตัวอย่างกลไก ข้อเข่าของขาเทียมที่ได้จดสิทธิบัตรในต่างประเทศ ตัวกลไกมีความซับซ้อนในส่วนที่ต้องประกอบมีชิ้นจำนวนมากหากต้องผลิตขึ้นใช้เอง และยากต่อการซ่อมแซมบำรุงรักษา จะเห็นได้ว่ากลไกข้อเข่าเทียมที่มีขายในท้องตลาดนั้นแม้จะมีให้เลือกหลากหลายตามความเหมาะสมของการทำงานของผู้ใช้แต่ละคน แต่ในส่วนของราคานั้นมีราคาที่สูงมาก ซึ่งเป็นปัญหาของผู้พิการที่ขาดโอกาสในประเทศอย่างมาก ส่วนขาเทียมเหนือเข่าในประเทศไทยที่มีคุณภาพ หรือข้อเข่าของขาเทียมโดยทั่วไปที่นำเข้าต่างประเทสนั้นมีราคาแพง เช่น ข้อเข่าของขาเทียมที่นำเข้าจากต่างประเทศมีราคาประมาณ 70,000 บาท



รูปที่ 2.16 ตัวอย่างกลไกข้อเข่าของขาเทียมที่ได้จดสิทธิบัตรในต่างประเทศ [28]

สำหรับงานวิจัยในประเทศที่เกี่ยวกับขาเทียมนั้นมีจำนวนไม่มาก ตัวอย่างเช่นงานวิจัย ดร.ชิต และคณะ เรื่องขาเทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหน่วย ซึ่งได้เป็นกลไกแบบแกนหมุนเดี่ยวแต่ใช้ไมโครโพรเซสเซอร์เข้ามาควบคุมการปรับอัตราหน่วยร่วมกับการใช้สปริงซึ่งจะทำให้สามารถตอบสนองการเดินได้ในจังหวะความเร็วเดินที่หลากหลายแต่อาจไม่เหมาะสมกับการใช้งานในสภาพที่รุกรันโดยกลไก [24]

บทที่ 3

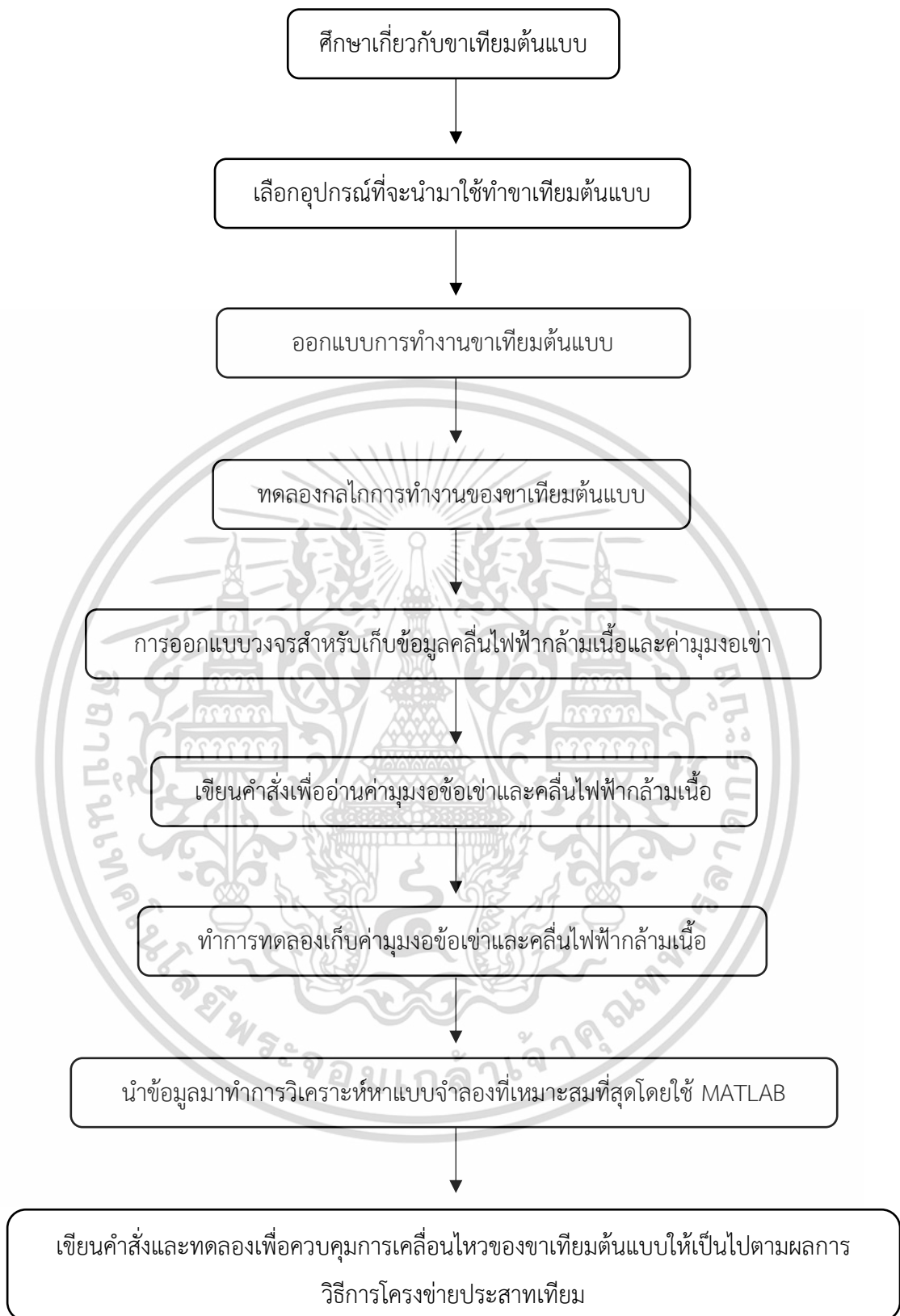
วิธีดำเนินงานวิจัย

ในการดำเนินงานจัดทำปริญญาานิพนธ์เรื่องการออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากการศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ทำให้ทีมผู้วิจัยได้ทราบถึงข้อมูลต่าง ๆ ที่มีประโยชน์และนำมาประยุกต์ใช้ได้กับการจัดทำปริญญาานิพนธ์ครั้งนี้ จากการศึกษา นั้นทางผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ได้ทำการแบ่งขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วนดังนี้

3.1 การออกแบบและสร้างขาเทียมต้นแบบ

3.2 การเขียนคำสั่งเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ

ในการจัดทำปริญญาานิพนธ์ครั้งนี้ ทางทีมผู้วิจัยได้มีการดำเนินงานในหลายขั้นตอนเริ่มตั้งแต่ขั้นตอนของการศึกษาในหัวข้อต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการปฏิบัติงาน รวมไปถึงการลงมือปฏิบัติงานจริง ทั้งในเรื่องการออกแบบขาเทียมต้นแบบ การเขียนคำสั่งเพื่อใช้ในการรับค่ามวงข้อเข้าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงการออกแบบตัวโครงสร้างสำหรับการทำนายลักษณะการเดิน และได้ยุติการเขียนคำสั่งและทดสอบเพื่อใช้สำหรับควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบให้เป็นไปตามวิธีการ โครงข่ายประสาทเทียมเนื่องจากเกิดโรคระบาดโควิด-19 ซึ่งมีโอกาสเสี่ยงในการได้รับเชื้อจากการทำงานในชั้นตอนนี้ จึงสามารถสรุปขั้นตอนการทำงาน ได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังขั้นตอนการดำเนินงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1 การออกแบบและสร้างขาเทียมต้นแบบ

3.1.1 ออกแบบการทำงานของขาเทียมให้สามารถเดินได้ทั้งมีแบตเตอรี่และไม่มีแบตเตอรี่

ในการดำเนินงานผู้จัดทำปริญญานิพนธ์ออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รุ่น 2 โดยมีเป้าหมายที่จะสร้างขาเทียม ราคาถูก น้ำหนักเบา และสามารถเดินได้เป็นธรรมชาติ ทีมผู้วิจัยจะแก้ไขปัญหาโครงสร้างกลไกการเคลื่อนไหวล่าช้ากว่าการเคลื่อนไหวจริงของขาเทียม ประกอบด้วย

1. แก้ไขปัญหา มอเตอร์เชิงเส้น (Linear Motor) โดยการโซลิด หรืออุปกรณ์อื่น ๆ ที่ช่วยในการส่งแรง
2. แก้ไขปัญหาด้านวัสดุให้มีน้ำหนักเบา เช่น การใช้อลูมิเนียม คาร์บอนไฟเบอร์เริ่มศึกษาการทำงาน และหาปัญหาของขาเทียมรุ่น 1 รวมถึงศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง พบปัญหาดังนี้
 - 2.1 ปัญหาวัสดุโครงสร้างของขาเทียม
 - 2.2 ปัญหาของมอเตอร์เชิงเส้น
 - 2.3 ปัญหาด้านแหล่งจ่ายพลังงาน
 - 2.4 ปัญหาการเคลื่อนที่ของขาเทียมเมื่อไม่มีพลังงาน
3. แก้ไขปัญหาจรรยาสำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและคำนวณงอเข่า

ผู้จัดทำปริญญานิพนธ์ได้สอบถามความต้องการของผู้ใช้ (ผู้พิการขาขาดเหนือเข่า) เพื่อหาความต้องการที่แท้จริง ซึ่งจะนำมาเป็นส่วนหนึ่งของการออกแบบขาเทียม โดยเก็บข้อผู้เข้าร่วมการทดลองเพศหญิง อายุ 21 ปี ส่วนสูง 175 เซนติเมตร น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ผู้ใช้นั้นมีความต้องการ ขาเทียมที่มีน้ำหนักเบา ซึ่งปัจจุบันน้ำหนักขาเทียมหนัก 3.36 กิโลกรัม สวมใส่พอดีใส่สบายเนื่องจากขาผู้พิการแต่ละคนมีลักษณะจำเพาะที่แตกต่างกัน ลักษณะภายนอกเหมือนขาคนธรรมดาทั่วไป สามารถใส่รองเท้าได้ ขาเทียมสามารถเดินขึ้นลงบันไดโดยอาศัยการเคลื่อนไหวของร่างกายในการเคลื่อนที่ และสามารถใช้งานได้ทั้งเดินและวิ่ง

ในระยะเวลาที่ผ่านมาทีมผู้วิจัยได้ทำการศึกษา รวมทั้งลงมือปฏิบัติ เพื่อดำเนินการแก้ไขปัญหาน้ำหนักโครงสร้างของขาเทียม และมอเตอร์เชิงเส้น โดยดำเนินการ การแก้ปัญหาวัดวัสดุโครงสร้างของขาเทียม การทำงานของต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้น ประกอบด้วยหลายชิ้นส่วนเพื่อทำงานให้สอดคล้องกับรอบการเดินของผู้ใช้ ซึ่งแต่ละชิ้นส่วนมีน้ำหนักแตกต่างกัน ดังนี้ แขนขาเทียม 0.22 กิโลกรัม ตัวยึดชิ้นส่วนระหว่างขาเทียมกับมอเตอร์ (Motor) 0.44 กิโลกรัม เบ้าขา 0.73 กิโลกรัม ข้อต่อหัวเข่า 0.38 กิโลกรัม เท้า 0.33 กิโลกรัม Linear Actuator Motor 0.76 กิโลกรัม และชุดแผงควบคุม 0.38 กิโลกรัม

จากการวัดน้ำหนัก พบว่า ต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 1 มีน้ำหนัก 3.24 กิโลกรัม โดยปัญหา น้ำหนักโครงสร้างในปัจจุบันมีปัญหา 3 ชิ้นส่วน ที่มีน้ำหนักที่มาก ประกอบด้วย Linear Actuator Motor เบ้าขาเทียม และ ตัวยึดชิ้นส่วนระหว่างขาเทียมกับมอเตอร์

โดยเป้าหมายการปรับปรุงของขาเทียมนั้น เพื่อให้ น้ำหนักของขาเทียมน้อยกว่าขาจริง โดยเมื่อคิดเป็นสัดส่วนเปอร์เซ็นต์น้ำหนักอวัยวะต่อน้ำหนักร่างกายทั้งหมด ดังแสดงในตารางที่ 3.1 พบว่า ผู้พิการเพศหญิงที่สูญเสียขาประเภทเหนือเข่า น้ำหนักร่างกายจะหายไปประมาณ 13.49% ของน้ำหนักร่างกายทั้งหมด [29]

ตารางที่ 3.1 เปอร์เซนต์น้ำหนักส่วนขาต่อน้ำหนักร่างกายทั้งหมด

เพศ	ต้นขา	ปลายขา	เท้า
ชาย	14.16 %	4.33 %	1.37 %
หญิง	14.78 %	4.81 %	1.29 %

ทีมผู้วิจัยเลือกที่จะเปลี่ยนวัสดุชนิดใหม่เพื่อลดน้ำหนักของชิ้นส่วนของเบ้ารับขาเทียม และตัวยึดชิ้นส่วนระหว่างขาเทียมกับ มอเตอร์ (Motor) แต่ต้องยังคงความแข็งแรงไว้เช่นเดิม โดยมีทางเลือกสำหรับวัสดุ ดังตารางที่ 3.2 [30-33]

ตารางที่ 3.2 ตารางเปรียบเทียบคุณสมบัติทางเลือก

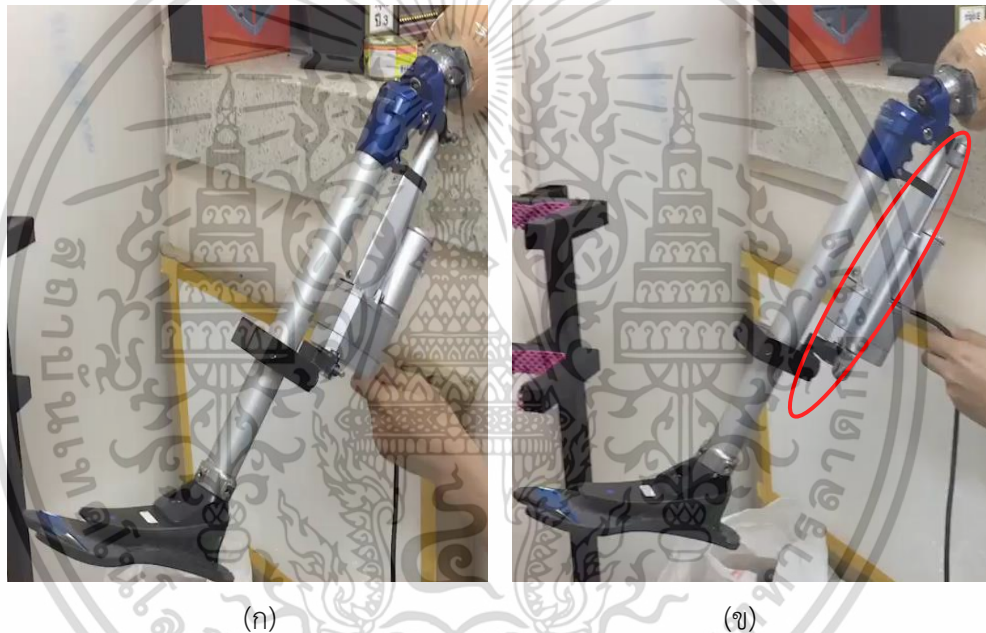
เรซิน (Resin)	คาร์บอนไฟเบอร์ (Carbon Fiber)	คาร์บอนไฟเบอร์ไนลอน (Carbon Fiber Nylon)
<ul style="list-style-type: none"> - มีความแข็งแรงเชิงกล - มีความเหนียว - พื้นผิวเรียบ - ขึ้นรูปง่าย - มีความหนืดสูง - ทนต่อแรงกระแทก - ด้านทำนการสึกหรอ - มีน้ำหนักมาก 	<ul style="list-style-type: none"> - มีความแข็งแรงต่อน้ำหนักสูง - มีความแข็ง - Good Tensile Strength - ทนต่อการกัดกร่อนและมี ความเสถียรทางเคมี - มีความต้านทานต่อความล้า - ทนไฟและไม่ติดไฟ - มีน้ำหนักเบา 	<ul style="list-style-type: none"> - มีความแข็งแรงต่อน้ำหนักสูง - คุณภาพพื้นที่ผิวดี - ทนต่อสารเคมีและความร้อน - น้ำหนักเบาเมื่อเทียบกับเรซิน ขึ้น - เหมาะแก่การทำเป็น Prototype - ราคาถูก (1,200 บาท/กิโลกรัม) - ขึ้นรูปง่าย

Linear Actuator Motor เป็นอุปกรณ์เคลื่อนที่เชิงเส้นขับเคลื่อนด้วยไฟฟ้า ซึ่งมีทำงานแบบเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรง โดยมีคุณสมบัติดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติ Linear Actuator Motor

Stroke	ความเร็ว	แรงดันไฟฟ้า	โหลดสูงสุด	Duty Cycle	น้ำหนัก
50 mm	24 mm/s	DC 12 V	350 N	25 %	0.76kgs

การดำเนินการของทีมผู้วิจัยในระยะแรก ได้ทำการติดโซ่ขนาด 100N ดังแสดงในรูปที่ 3.1 เพื่อช่วยควบคุมการทำงานของขาเทียมให้มีความเป็นธรรมชาติ แต่พบว่า ตัวมอเตอร์มีแรงส่งที่ไม่มาพอที่จะทำให้ขาเทียมยืด-หด รวมไปถึงน้ำหนักของมอเตอร์ที่มาก



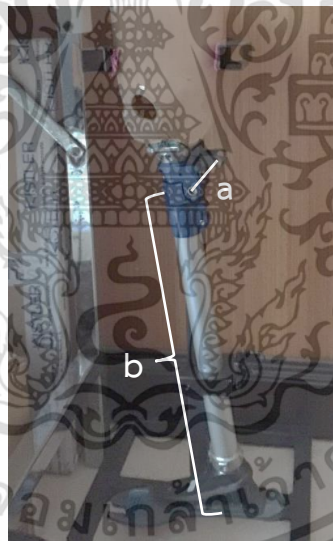
รูปที่ 3.1 ขาเทียมประเภทเหนื่อเข้าก่อนและหลังติดโซ่ (ก) ขาเทียมประเภทเหนื่อเข้าก่อนติดโซ่ และ (ข) ขาเทียมประเภทเหนื่อเข้าหลังติดโซ่

จากปัญหาที่ผู้วิจัยจึงเห็นว่าควรที่จะเปลี่ยนชนิดของมอเตอร์ เพื่อเพิ่มแรงรวมถึงลดน้ำหนัก โดยผู้วิจัยมีทางเลือก ดังนี้

ตารางที่ 3.4 การเปรียบเทียบมอเตอร์ที่เหมาะสมกับการใช้งาน

ชนิด	แรง	ความเร็ว	แรงดันไฟฟ้า	ราคา
Linear Actuator Motor	350 N	24 mm/s	12V	≈ 1000 บาท
Linear Actuator Motor	750 N	30 mm/s	12V	≈ 1000 บาท
Linak LA12 Linear Actuator	750 N	40 mm/s	24V	≈ 8000 บาท
Worm Gear Motor	20 N-m	19.6 rpm	24V	≈ 1300 บาท

เพื่อตัดปัญหาเรื่องน้ำหนักที่มากของ Linear Actuator Motor จากการที่ต้องแปลงแรงไปมาระหว่างแรงเชิงเส้นกับเชิงมุม ที่ผู้วิจัยจึงเลือกใช้ Worm Gear Motor แทน โดยคำนวณหาแรงบิด (Torque) และความเร็วรอบ ที่เหมาะสมดังสมการที่ 3.1 และ 3.2



รูปที่ 3.2 (a) รัศมีจุดหมุนมุงงอเข้า 4 cm. (b) รัศมีจุดหมุนเกียร์ 40 cm.

$$\text{จากสูตร : แรงบิด (Torque) = F x r} \quad (3.1)$$

F คือ แรง

r คือ รัศมีจุดหมุนมุงงอเข้า

ดังนั้น Linear Actuator Motor เดิมมีแรงส่ง 350N จะได้

$$\begin{aligned} \text{แรงบิด (Torque)} &= 350 \text{ นิวตัน (N) x 4 เซนติเมตร (cm)} \\ &= 1,400 \text{ นิวตันเมตร (N}\cdot\text{cm)} \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการศึกษาความเร็วของการเดินของคนปกติ

จากสูตร

$$\omega_{(\text{rad. s}^{-1})} = \frac{2\pi}{60} \cdot N_{(\text{rpm})}$$

$$V_{(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})} = r \times \omega_{(\text{rad. s}^{-1})}$$

$$= r \times \frac{2\pi}{60} \cdot N_{(\text{rpm})}$$

$$N_{(\text{rpm})} = \frac{60}{2\pi \times r} V_{(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})} \quad (3.2)$$

เพราะฉะนั้น มอเตอร์ใหม่ควรมากกว่า 1,400 นิวตันเซนติเมตร (N-cm) ถึงจะมีกำลังที่มากพอ และความเร็วเพียงพอมอเตอร์ตัวใหม่ที่เลือกนำมาทดลองคือมอเตอร์เฟืองตัวหนอนโดยมีคุณสมบัติดังตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติมอเตอร์เฟืองตัวหนอน

แรงบิด	ความเร็วตอนไม่มีโหลด	ความเร็ว	แรงดันไฟฟ้า
200 kgf•cm	19.8rpm	15.8rpm	กระแสตรง 24 โวลต์

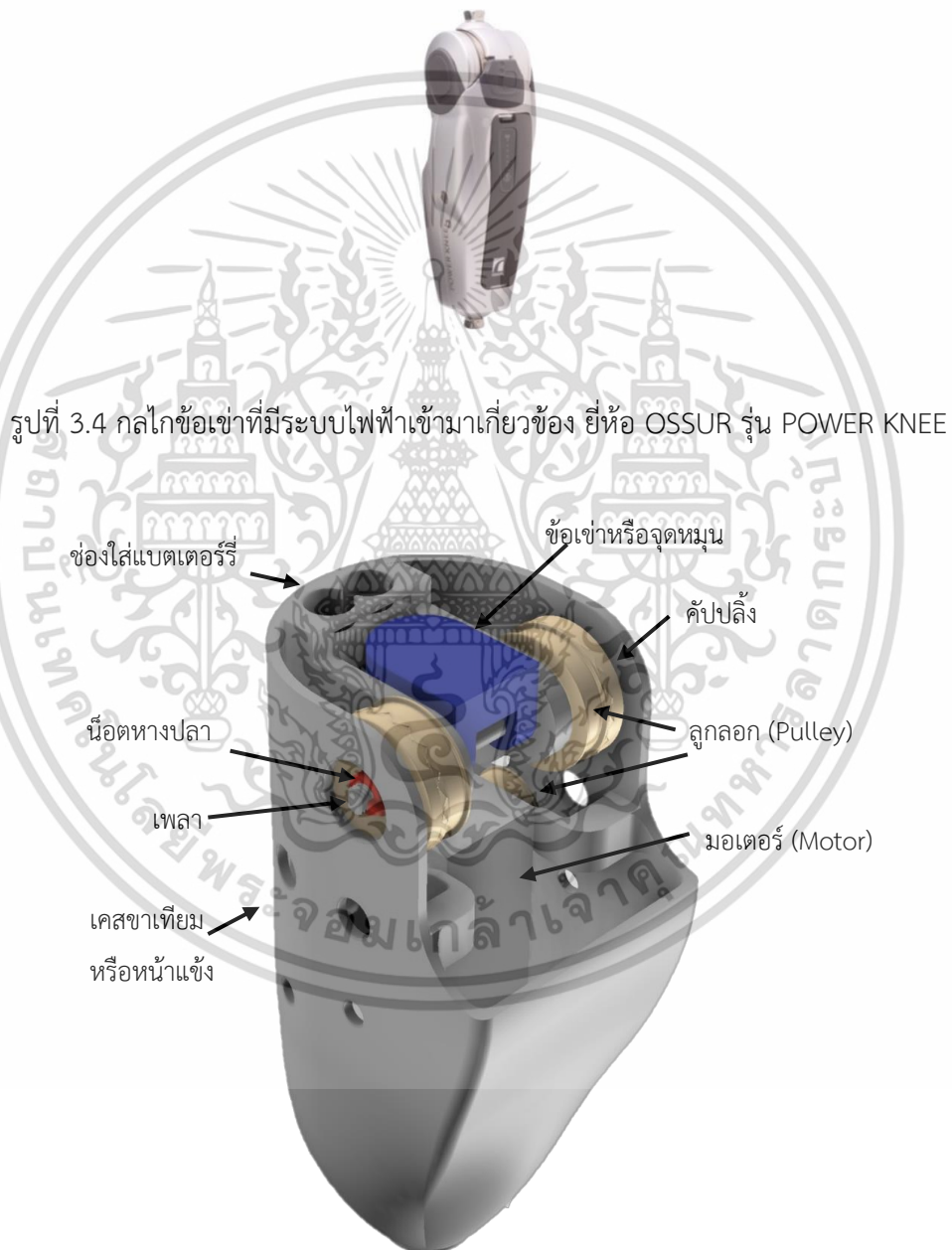
จากปัญหาที่พบในขาเทียมต้นแบบรุ่นที่1 พบว่า ยังมีการออกแบบโครงสร้างยังไม่คำนึงถึงพื้นที่สำหรับการติดตั้งมอเตอร์ ชุดควบคุม และแบตเตอรี่ แสดงในรูปที่ 3.3 สำหรับการทำงานในชีวิตจริงของผู้พิการ รวมทั้งลักษณะภายนอกของขาเทียมต้นแบบเดิมแตกต่างจากความต้องการของผู้พิการ ที่ต้องการขาเทียมที่มีลักษณะเหมือนขาปกติ ทำให้ทีมผู้วิจัยจำเป็นต้องออกแบบโครงสร้างใหม่ เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว



รูปที่ 3.3 ลักษณะขาเทียมต้นแบบ รุ่น 1 [3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

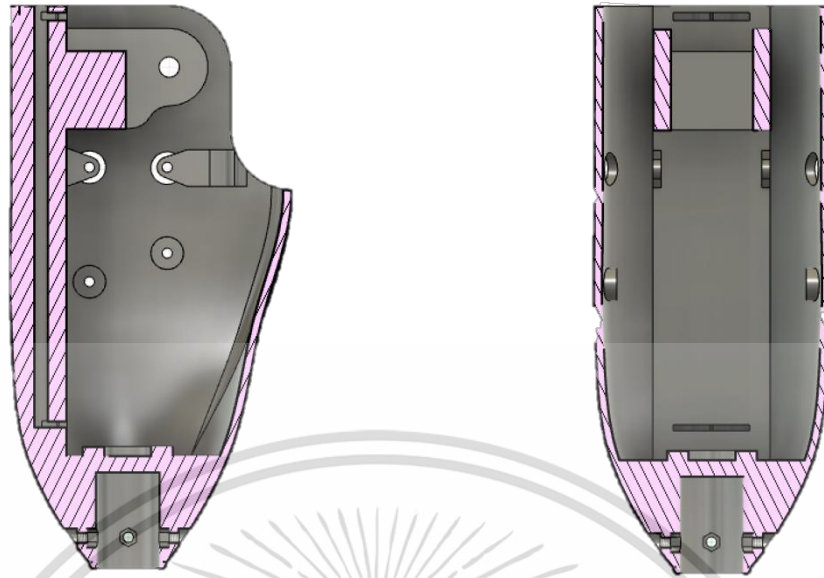
ผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ได้ออกแบบต้นแบบขาเทียมรุ่น 2 โดยศึกษาจากลักษณะขาของมนุษย์ และขาเทียมแบบกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) ที่มีขายในท้องตลาด ดังแสดงในรูปที่ 3.4 เพื่อเป็นการกำหนดขนาดข้างต้นอีกทั้งคำนึงถึงการออกแบบที่ง่ายต่อการขึ้นรูป รวมถึงความแข็งแรงของจุดรับแรงแต่ละจุด โดยใช้โปรแกรม Fusion360 ในการเขียนแบบ 3 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 3.5 และเครื่องพิมพ์ 3D Printer ในการขึ้นรูปต้นแบบขาเทียมโดยลักษณะภายในของขาเทียมต้นแบบ รุ่น 2 ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.4 กลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง ยี่ห้อ OSSUR รุ่น POWER KNEE

รูปที่ 3.5 แบบ 3 มิติ ต้นแบบขาเทียม รุ่น 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะภายในของขาเทียมต้นแบบ รุ่น 2

เดิมที่แหล่งพลังงานสำหรับต้นแบบขาเทียมรุ่น 1 ต้องเสียปลั๊กไฟตลอดการใช้งานซึ่งเป็นลักษณะที่ไม่เหมาะสมต่อการใช้ในชีวิตประจำวัน ทีมผู้วิจัยจึงออกแบบต้นแบบขาเทียม รุ่น 2 ให้มีพื้นที่สำหรับใส่แบตเตอรี่ ชนิดลิเทียม จำนวน 6 ก้อน 24 โวลต์ โดยผู้พิการสามารถถอดและใส่แบตเตอรี่ได้ด้วยตนเอง ซึ่งเป็นลักษณะที่ง่ายในการใช้งาน

3.1.2 การเลือกวัสดุสำหรับกลไกของขาเทียมต้นแบบ

สำหรับการทดลองผู้จัดทำปริญญาโทใช้เครื่องพิมพ์ 3D Printer ในการขึ้นรูปต้นแบบขาเทียม เบื้องต้นเลือกใช้ PLA Filament ซึ่งมีราคา 700 บาทต่อกิโลกรัม เพื่อตรวจสอบว่าขาเทียมที่ออกแบบมีขนาดและโครงสร้างที่เหมาะสมหรือไม่ ในการประกอบใช้งาน เพื่อลดค่าใช้จ่ายจากการทำโครงการปริญญาโท หากเหมาะสม จะใช้เส้นใยไนลอน-คาร์บอนไฟเบอร์ (Nylon-Carbon Fiber Filament) ราคาประมาณ 1200 บาทต่อกิโลกรัม ในการขึ้นรูปแทน ซึ่งเส้นใยไนลอน-คาร์บอนไฟเบอร์มีคุณสมบัติเชิงกลดังแสดงในตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติเชิงกลเส้นใยไนลอน-คาร์บอนไฟเบอร์ (Nylon-Carbon Fiber Filament)
ยี่ห้อ Fillamentum รุ่น Fillamentum Nylon CF15 [34]

คุณสมบัติเชิงกล	ค่าชี้วัด	วิธีทดสอบ	ขนาดการทดสอบ
ความทนต่อแรงดึง	54.5 MPa	ISO 527	25 x 25 mm
ค่าการยืดตัว ณ จุดขาด	103 %	ISO 527	25 x 25 mm
โมดูลัสความยืดหยุ่น	500 MPa	ISO 527	25 x 25 mm
ทนต่อแรงกระแทก	86.2 kJ/m ²	ISO 179	80 x 10 mm
ความแข็ง	75 Shore D	ISO 7619	น้อยกว่า 6 mm

จากตารางคุณสมบัติของเส้นใยไนลอนคาร์บอนไฟเบอร์ (CF15) คือ มีความต้านทานความร้อนและสารเคมีสูงมีคุณสมบัติการไหลดี มีความทนทานต่อกระแทกต่ออุณหภูมิต่ำดีมีการขยายตัวทางความร้อนต่ำและขึ้นรูปง่าย [35-37]

โครงสร้างการทำขาเทียมประเภทเหนือเข่าได้คำนึงถึงคุณสมบัติของวัสดุและความเหมาะสมในการทำงาน โดยมีการคำนวณระยะความยาวของสายพาน (Timing Belt) และความเค้นที่เกิดขึ้นกับเพลลา ดังสมการที่ 3.3

ความยาวของสายพาน (Timing Belt)

$$\text{จากสูตร Length} = 2C + \frac{\pi(D_1+D_2)}{2} + \frac{(D_1-D_2)^2}{4C} \quad (3.3)$$

กำหนดให้ D_1 = เส้นผ่านศูนย์กลางของลูกกลอกที่ติดกับเพลลาจุดหมุนข้อเข่า

D_2 = เส้นผ่านศูนย์กลางของลูกกลอกที่ติดกับเพลลามอเตอร์

C = ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลาง [38]

$$\begin{aligned} \text{จะได้} \quad & 2(6.34) + \frac{\pi(4.7+3.42)}{2} + \frac{(4.7-3.42)^2}{4(6.34)} \\ & = 25.3 \text{ mm} \end{aligned}$$

ความเค้นแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับเพลลา ดังสมการที่ 3.4

$$\text{จากสูตร } \tau_{\max} = \frac{T}{k_2bh^2} \quad (3.4)$$

$$\emptyset = \frac{TL}{k_1bh^3G}$$

ตารางที่ 3.7 Torsional Parameters For Rectangular Cross Sections

b/h	1.0	1.5	1.75	2.0	2.5	3.0
k ₁	0.141	0.198	0.214	0.229	0.249	0.263
k ₂	0.208	0.231	0.239	0.246	0.258	0.267

กำหนดให้ T = แรงบิด (Torque) สูงสุด

b = ความสูงของพื้นที่หน้าตัด

h = ความกว้างของพื้นที่หน้าตัด

L = ความยาวของพื้นที่หน้าตัด

G = Rigidity ของ Steel [39]

จะได้ $\frac{b}{h} = \frac{7.8}{6} = 1.3 \text{ mm}$

แรงบิดมอเตอร์สูงสุด $165 \text{ kg}\cdot\text{cm} = 16.181 \times 10^3 \text{ Nmm}$

$$T = 16.181 \times 10^3 \times 4.7/3.42 = 22,237.047 \text{ Nmm}$$

$$\tau_{\max} = \frac{22,237.047}{0.2218(7.8)^6} = 357.0413 \text{ N/mm}^2$$

$$\theta = \frac{22,237.047(8)}{0.1752(7.8)(6^3)(7.8 \times 10^9)} = 7.72 \times 10^{-8} \text{ degrees/mm}$$

ตารางที่ 3.8 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำเพลลา AISI/SAE 4340 Alloy Steel [40]

คุณสมบัติ	ค่าชี้วัด
ความทนต่อแรงดึง	745 MPa
ความเค้นคราก	470 Mpa
โมดูลัสของแรงบีบอัด (สำหรับเหล็กกล้า)	140 GPa
โมดูลัสของแรงเฉือน (สำหรับเหล็กกล้า)	80 Gpa
โมดูลัสยืดหยุ่น	190-210 Gpa

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการคำนวณจะเห็นว่าแรงบิดสูงสุด (T_{max}) มีค่าน้อยกว่า 0.6 Tensile Strength [41] ของวัสดุที่ใช้ทำเพลลา ซึ่งสามารถใช้ AISI/SAE 4340 Alloy Steel ทำชิ้นส่วนของเพลลาที่ใช้ในขาเทียมประเภทเหนือเข่าได้

3.1.3 การออกแบบวงจรสำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอเข่า

การออกแบบวงจรสำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอเข่าของขาเทียมประเภทเหนือเข่ารุ่นที่ 1 มีการออกแบบให้ใช้แหล่งจ่ายไฟจากถ่าน 9 โวลต์ทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายในการใช้งาน จึงมีการออกแบบโดยใช้ถ่านชาร์จ Lithium Battery แทน ซึ่งสามารถชาร์จแบตเตอรี่ ถ่านหมดได้ช่วยให้ประหยัดค่าใช้จ่ายมากขึ้น แต่เนื่องจากการออกแบบไม่ได้คำนึงถึงอุปกรณ์ที่ใช้อย่างรอบคอบ จึงทำให้การบัดกรีอุปกรณ์เข้าด้วยกันแล้วมีรูปรังค่อนข้างแปลก

อุปกรณ์ใช้สำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้า

1. บอร์ดอาดูโนนาโน (Arduino Nano)
2. เซ็นเซอร์จับสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG Muscle Sensor)
3. เซ็นเซอร์ตรวจนับรอบวัดความเร็วเอ็นโค้ดเดอร์ (Encoder)
4. แหล่งจ่ายไฟชุดอุปกรณ์เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้า

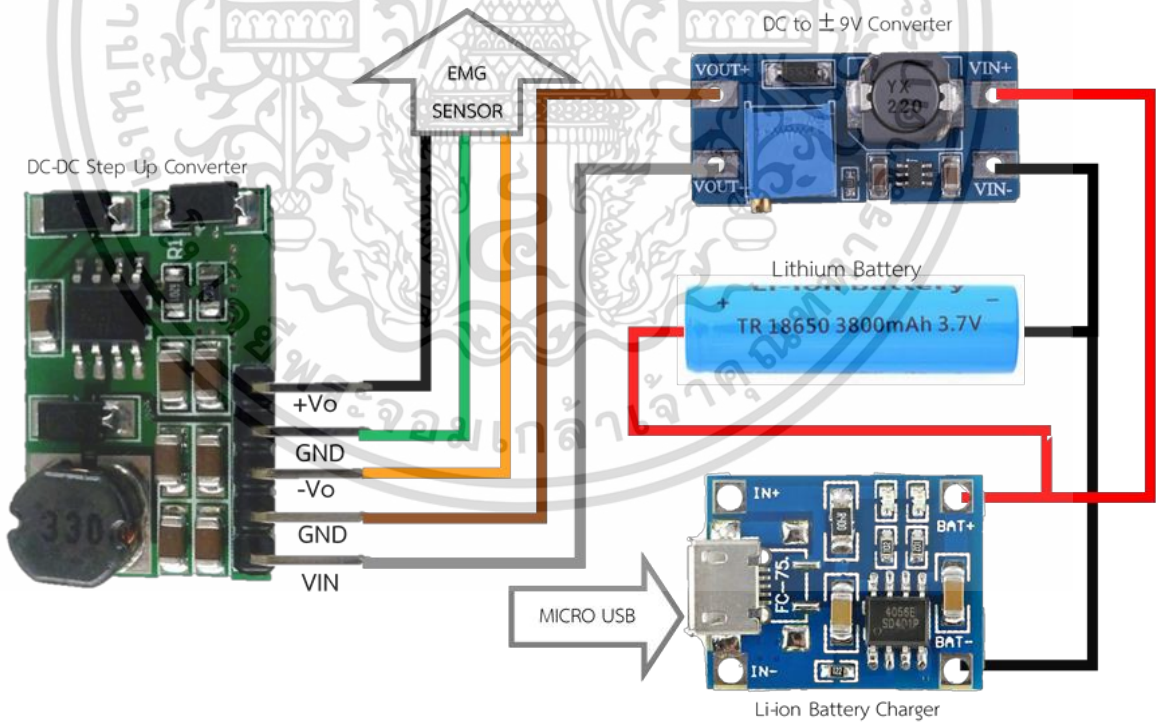
ทีมผู้วิจัยได้สร้างวงจรสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอเข่าในระหว่างการเดินขึ้นมาเองภายในวงจรประกอบไปด้วย อิเล็กทรอนิกส์สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ใช้ทั้งหมด 4 ช่องสัญญาณในการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 ชุด วงจรภายในอิเล็กทรอนิกส์ 1 ช่องสัญญาณแสดงดังรูปที่ 3.7 Encoder สำหรับวัดค่ามุมงอเข่า ซึ่งเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ด Arduino ที่ทำหน้าที่ประมวลผลข้อมูล โดยมีการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อรับส่งข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมงอเข่า ซึ่งใช้ Encoder ขนาด Resolution 2500P/R, Blue 5 to 24 VDC, Blue 0 V, Shield GND แสดงได้ ดังรูปที่ 3.8 และแหล่งจ่ายไฟชุดอุปกรณ์เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าแทนถ่าน 9 โวลต์โดยมี Li-ion Battery Charger ใช้ไฟจาก USB ชาร์จถ่าน DC to ± 9 V Converter ใช้แปลงแรงดันจาก 5 V เป็น 9 V เมื่อแรงดันเพิ่มขึ้นกระแสไฟจะลดลงเลยใช้ DC-DC Step Up Converter เพื่อปรับกระแสไฟไม่ให้กระแสไฟต่ำลง โดยไดอะแกรมของแหล่งจ่ายไฟชุดอุปกรณ์เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้า แสดงดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.7 บอร์ดอาตูดูโน้มนานโอ และ เซ็นเซอร์จับสัญญาณกล้ามเนื้อ



รูปที่ 3.8 เซ็นเซอร์ตรวจนับรอบวัดความเร็วเอ็นโค้ดเดอร์



รูปที่ 3.9 ไดอะแกรมแหล่งจ่ายไฟชุดอุปกรณ์เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 การเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และมุมงอเข่า

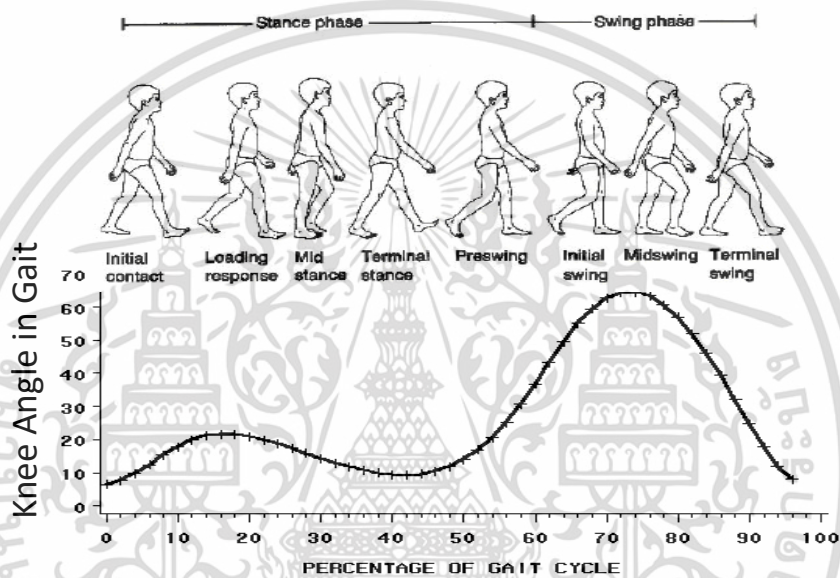
การเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และมุมงอเข่าแบ่งออกเป็น 2 ช่วง (Phase) ได้แก่

3.1.4.1 การสร้างโมเดล (Creating Model)

3.1.4.2 การนำโมเดลไปใช้ (Deployment)

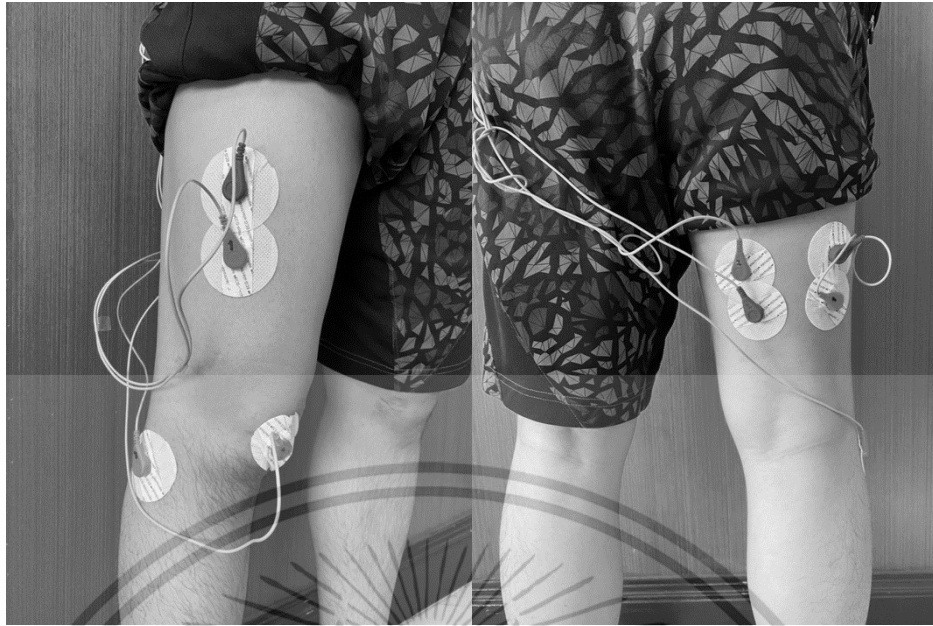
3.1.4.1 การสร้างโมเดล (Creating Model)

ในการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นของมนุษย์นั้น ถูกควบคุมด้วยการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งจะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) ขึ้นในระหว่างการเดิน ที่มีความสัมพันธ์กับมุมงอเข่าของแต่ละช่วงการเดิน ดังแสดงในรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ความสัมพันธ์ของการเดินและมุมงอเข่า [42]

ในการเก็บข้อมูลการทดลองนั้น คณะจัดทำได้เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยติดขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ชนิดวางที่ผิวหนัง (Surface Electrode) ที่ตำแหน่งโดยการทดลองนี้จะวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัด ได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis จากขาท่อนบนของคนปกติที่มีสุขภาพดี ดังแสดงในรูปที่ 3.11 ความถี่ในการเก็บข้อมูลเท่ากับ 50 Hz หรือ 50 ครั้งต่อวินาที และค่าความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลเท่ากับ 9600 บิตต่อวินาที (ความถี่และความเร็วในการเก็บข้อมูลอาจมีการเปลี่ยนแปลงในอนาคต เนื่องจากอยู่ในช่วงพัฒนาโปรแกรม) รวมทั้งใช้ Exponential Smoothing Forecasting ที่ $\alpha = 0.7$ เพื่อความแม่นยำในการเก็บข้อมูล และนำข้อมูลไปวิเคราะห์เพื่อทำนายลักษณะการเดินของแต่ละบุคคลต่อไปในอนาคต



รูปที่ 3.11 ตำแหน่งการติดไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดวางที่ผิวหนัง

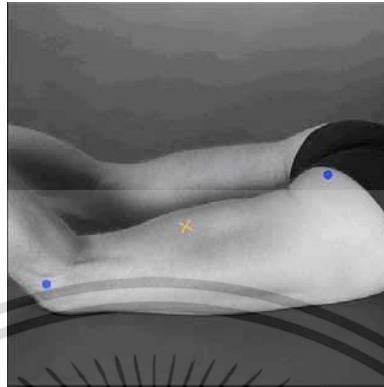
ปัจจัยที่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ De Luca (1997) ได้กล่าวว่า เมื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิว (Surface Electrode) จะมีปัจจัยที่มีผลต่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แบ่งเป็น 2 กลุ่ม [43] ดังนี้

1. ปัจจัยภายนอก (Extrinsic Factor) เกี่ยวกับขั้วสัญญาณไฟฟ้า ได้แก่

1.1 ลักษณะขั้วรับสัญญาณ (Electrode Configuration) ได้แก่ ขนาดของพื้นที่หรือรูปร่างของขั้วรับสัญญาณ มีผลต่อจำนวนหน่วยยนต์ที่บันทึกได้ ขณะกล้ามเนื้อหดตัว ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่เหมาะสมควรประมาณ 1 เซนติเมตร โดยผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ได้ใช้ Red Dodd 3M ขนาด 1.5 นิ้ว x 1.3 นิ้ว

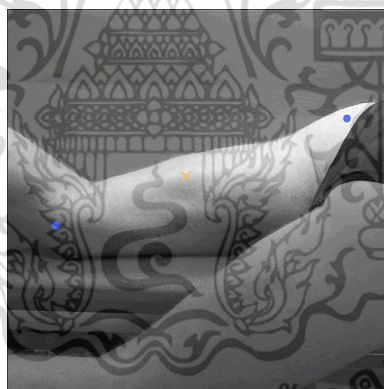
1.2 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้า (Electrode Location) ตำแหน่งที่วางขั้วสัญญาณไฟฟ้า มีผลต่อความสูง (Amplitude) และความถี่ (Frequency) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางขั้วรับสัญญาณคือ บริเวณเวกจุดกึ่งกลางระหว่างจุดมอเตอร์ (Motor Point) กับบริเวณรอยต่อระหว่างกล้ามเนื้อและเอ็นกล้ามเนื้อ (Myotendinous Junction) เนื่องจากบริเวณที่มีความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีค่ามากที่สุด โดยขั้วสัญญาณ 2 ขั้ววางขนานกันและตั้งฉากกับเส้นใยกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด โดยผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ทดลองจะวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัด ได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis โดยมีตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้า [44] ดังนี้

ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Biceps Femoris ที่ครึ่งหนึ่งของเส้นตั้งแต่ Ischial Tuberosity เป็นกระดูกที่นูนเด่นขึ้นมาเมื่ออยู่ในท่านั่ง) ถึง Lateral Epicondyle ของกระดูก Tibia ลักษณะเป็นปุ่มกระดูก ดังแสดงในรูปที่ 3.12



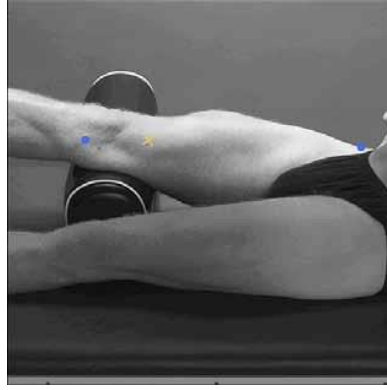
รูปที่ 3.12 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Biceps Femoris [44]

ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Semitendinosus ครึ่งหนึ่งระหว่างเส้นตั้งแต่ Ischial Tuberosity (เป็นกระดูกที่นูนเด่นขึ้นมาเมื่ออยู่ในท่านั่ง) ถึง Lateral Epicondyle ของกระดูก Tibia ลักษณะเป็นปุ่มกระดูก ดังแสดงในรูปที่ 3.13



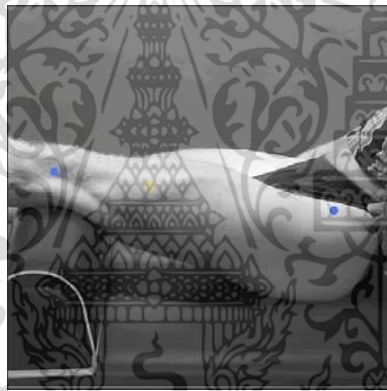
รูปที่ 3.13 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Semitendinosus [44]

ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis ที่ 80% ของตั้งแต่ Anterior Spina Iliaca superior (กระดูกเชิงกรานเป็นส่วนเชื่อม Ischial Rami) ถึง ขอบเขตด้านหน้า (Anterior Border) ของกระดูกเข่าด้านใน (Medial Ligament) ดังแสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis [44]

ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ 2/3 ของตั้งแต่ Anterior Spina Iliaca Superior (กระดูกเชิงกรานเป็นส่วนเชื่อม Ischial Rami) ถึง ด้านข้างกระดูกสะบ้า (Patella) ดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis [44]

2. ปัจจัยภายใน (Internal Factor) เกี่ยวกับสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ เป็นปัจจัยที่ไม่สามารถควบคุมได้ ได้แก่

2.1 จำนวนหน่วยยนต์ (The Number of Active Motor Unit) จำนวนหน่วยยนต์ที่ทำงานขณะกล้ามเนื้อหดตัวมีผลต่อความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ถ้าจำนวนหน่วยยนต์มาก ความสูงของคลื่นไฟฟ้าก็จะมากด้วย

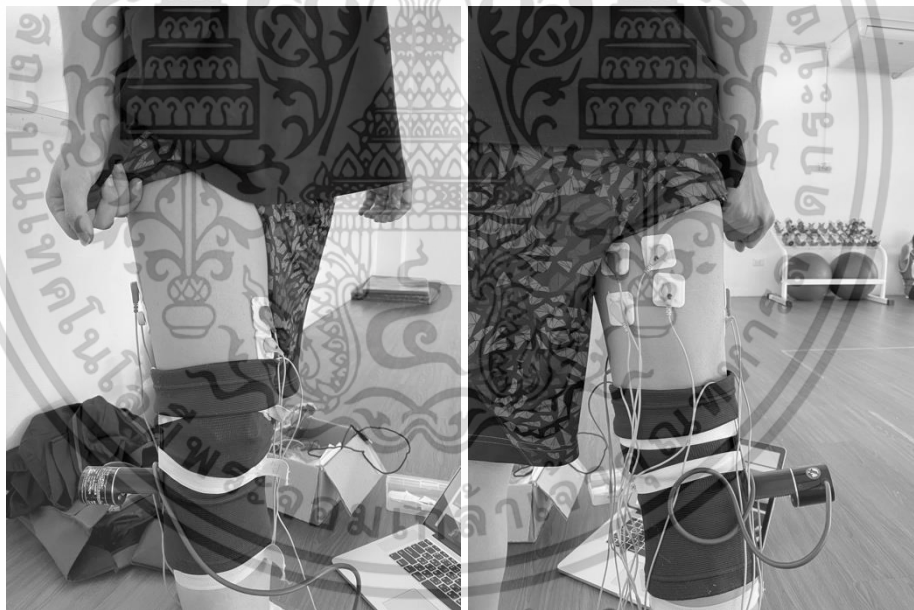
2.2 ชนิดเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber Type) มีผลต่อความเป็นกรด-ด่าง ของเหลวภายในกล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อหดตัว

2.3 การไหลเวียนเลือดภายในกล้ามเนื้อ (Blood Flow) การเคลื่อนย้ายสารที่เกิดจากกระบวนการ Metabolism และอุณหภูมิ มีผลต่อความเร็วในการนำศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน และความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อก็มากขึ้นไปด้วย

2.4 ขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber Diameter) มีผลต่อความเร็วในการนำศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน และความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.5 ความลึกและความหนาของชั้นเนื้อเยื่อ มีผลต่อความสูงและความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น การวัดกล้ามเนื้อที่ลึกมากหรือมีชั้นไขมันใต้ผิวหนังระหว่างกล้ามเนื้อและขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ามาก ทำให้ความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้น้อยกว่าความเป็นจริง

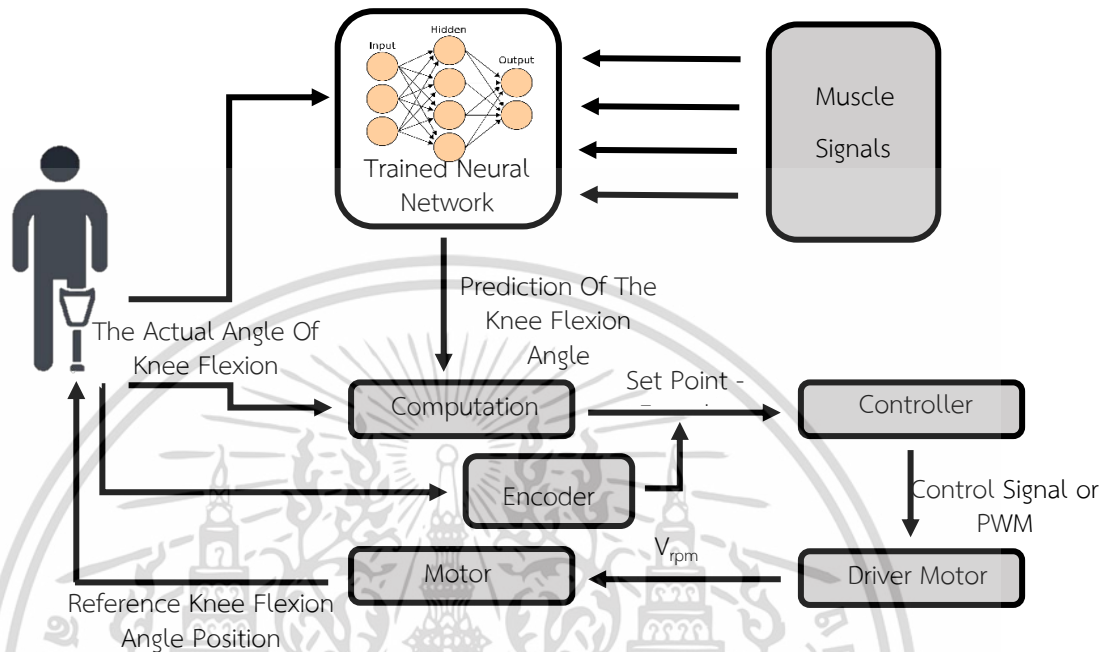
จากการทดลองเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยเดินบนลู่วิ่งแล้วนำข้อมูลที่ได้นำมาสร้างกราฟพบว่า ข้อมูลที่เก็บมาได้ยังมีความผิดพลาด สังเกตได้จากกราฟที่ไม่มีความเป็นวัฏจักร (Cycle) ของแต่ละรอบการเดิน ซึ่งผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์คาดว่า เกิดจากปัจจัยภายนอก คือ ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้า เนื่องจากมัดกล้ามเนื้อมีการซ้อนทับกัน (Cross) จึงเกิดความผิดพลาดในการวางตำแหน่งดังแสดงในรูปที่ 3.16 ทำให้ค่าสัญญาณที่เก็บมาใช้ตอนแรกมีความผิดพลาดจากความเป็นจริง ประกอบกับปัญหาการแพร่ระบาดของโควิด-19 ทำให้ผู้จัดทำตัดสินใจยุติการเก็บข้อมูลใหม่ของตนเอง เปลี่ยนแผนมาใช้ข้อมูลจากผู้ที่เคยทำการทดลองแล้วในการวัดทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.16 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ครั้งที่ 1

3.1.4.2 การนำโมเดลไปใช้ (Deployment)

แผนภาพ (Diagram) ของหลักการทำงานร่วมกันระหว่างขาเทียมประเภทเหนือเข่ากับโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network) ดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 แผนภาพ (Diagram) หลักการทำงานการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

โมเดลที่สอนเสร็จแล้ว ถูกนำมาใช้ในการทำนายการเคลื่อนไหวของผู้พิการ โดยใช้สัญญาณจากกล้ามเนื้อมาคำนวณเขียนคำสั่งในโปรแกรม Arduino นำค่าจุดปรับตั้ง (Set Point) กับ Encoder มาเปรียบเทียบหักล้างกัน ส่งไปยังระบบควบคุม (Controller) โดยใช้ระบบควบคุม PID จะช่วยลดความผิดพลาดที่เกิดจากความแตกต่างระหว่างผลตอบสนองและสัญญาณอ้างอิงหรือจุดปรับตั้งในระบบปิดและส่งสัญญาณควบคุม (Control Signal) หรือ สัญญาณพัลส์ (Pulse Width Modulation ; PWM) ซึ่งช่วยไปควบคุมอุปกรณ์ที่ต้องการควบคุมด้วยสัญญาณอนาล็อก (Analog Signal) ส่งไปยังชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ (Driver Motor) จะขับเคลื่อนมอเตอร์และความเร็วมอเตอร์ถูกควบคุมโดยสัญญาณพัลส์ (Pulse Width Modulation; PWM) ส่งให้มอเตอร์และส่งเข้าขาเทียม แล้วขาได้ตำแหน่งมุมงอเข้าไว้โดย Encoder ส่งไปยังระบบควบคุม เรียกว่า ระบบควบคุมแบบวงปิด (Closed-Loop Control System) หรือเรียกว่า ระบบควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback Control System)

3.2 การเขียนคำสั่งเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบ

3.2.1 การสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อทำนายลักษณะการเดิน

ภายหลังจากการออกแบบต้นขาเทียมและเขียนโปรแกรมเพื่อรับค่าข้อมูลของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมงอข้อเข่าที่เกิดขึ้นระหว่างการเดิน ทีมผู้วิจัยได้นำข้อมูลมาเพื่อวิเคราะห์เพื่อหาแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายลักษณะการเคลื่อนไหวที่ดีที่สุด โดยใช้โมเดลส่วนการเรียนรู้ (Machine Learning) ในโปรแกรม MATLAB

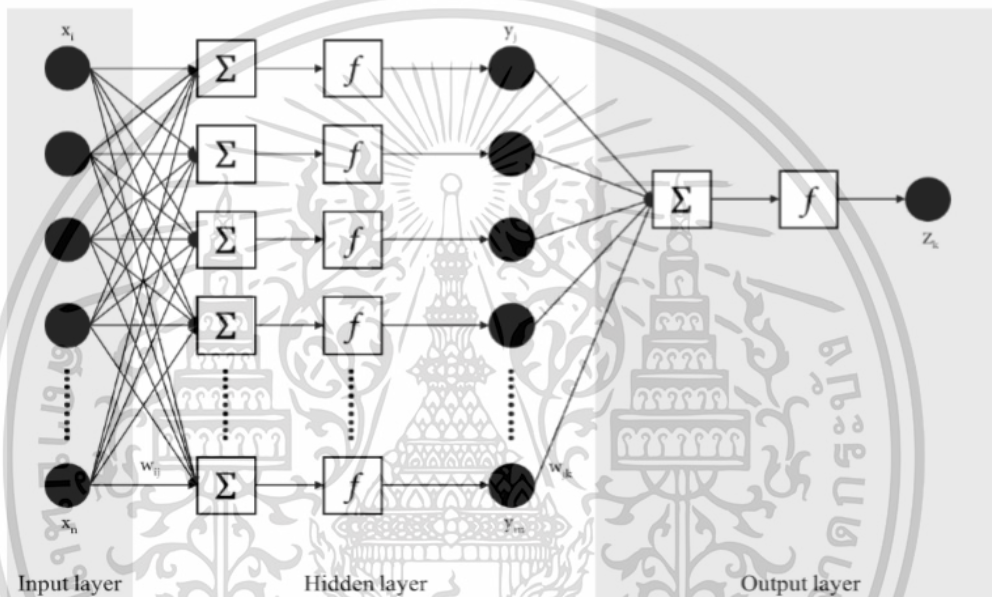
การสร้างแบบจำลองทำนายขนาดมุมงอข้อเข่าที่จะเกิดขึ้นในระหว่างการเดินโดยใช้โครงข่ายประสาทประดิษฐ์ ประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ 4 ขั้นตอน คือ การเตรียมข้อมูล การออกแบบโครงข่าย การสอนโครงข่าย และการตรวจสอบความถูกต้องในโครงข่าย โดยเตรียมข้อมูลจากการทดลองเดินแต่เนื่องจากเกิดปัญหาโรคระบาดโควิด-19 จึงทำให้ทีมผู้วิจัยไม่สามารถเก็บข้อมูลจากการทดลองเดินได้ จึงได้ใช้ชุดข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งกำหนดให้ค่ามุมงอข้อเข่าเป็นตัวแปรตาม และค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดเป็นตัวแปรอิสระโดยเรียงข้อมูลตามลำดับเวลา หลังจากนั้นแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด คือข้อมูลชุดสอน (Training Set) และข้อมูลชุดทดสอบ (Test Set) และทำการออกแบบโครงข่ายโดยกำหนดให้เป็นแบบไปข้างหน้าหลายชั้น (MLFF) ซึ่งเป็นระบบมีครูสอนโดยใช้วิธีการสอนแบบแพร่กระจายความผิดพลาดกลับ (Error Back Propagation Algorithm) จากนั้นนำข้อมูลชุดสอน (Training Set) ให้โครงข่ายได้เรียนรู้โครงข่ายจะประมวลผลจนได้คำตอบชุดหนึ่ง สำหรับคำตอบที่โครงข่ายสามารถคำนวณออกมาได้จะถูกนำมาหาค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง ถ้ายังมีคามผิดพลาดสูงอยู่ ระบบจะย้อนกลับไปปรับเปลี่ยนค่าถ่วงน้ำหนัก และทำการสอนต่อไป จนกว่าค่าความผิดพลาดระหว่างคำตอบที่ได้จากโครงข่ายและคำตอบจริงจะมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ในขณะเดียวกันนั้น ชุดทดสอบ (Test Set) จะทำการทดสอบค่าความผิดพลาดของโครงข่ายไปพร้อม ๆ กัน เมื่อค่าความผิดพลาดจากชุดทดสอบมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ จึงหยุดทำการปรับสอนและได้โครงข่ายที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานซึ่งค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ต้องทำการทดลองกับผู้ใช้ขาเทียมว่าเหมาะสมสำหรับการใช้งานหรือไม่แล้วปรับสอนไปเรื่อย ๆ แต่เนื่องจากว่าเกิดโรคระบาดโควิด-19จึงไม่สามารถทำการทดลองกับผู้ใช้งานได้ทางทีมวิจัยจึงกำหนดให้ค่าที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานมีความผิดพลาดคลาดเคลื่อนกำลังสองน้อยที่สุดซึ่งจะอยู่ในช่วง 60-100 ค่าความผิดพลาดอยู่ในช่วงที่ค่อนข้างสูงเนื่องจากจำนวนข้อมูลที่นำมาทำการสอนมีจำนวนข้อมูลค่อนข้างน้อย ซึ่งรายละเอียดของขั้นตอนการสร้างโครงข่ายประสาทประดิษฐ์ในงานวิจัยครั้งนี้ มีดังต่อไปนี้

1. การเตรียมข้อมูล

ในการศึกษาครั้งนี้ จะนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมมองข้อเข่าที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดิน ซึ่งนำมาชุดข้อมูลที่มีอยู่แล้ว โดยกำหนดให้ค่ามุมมองข้อเข่าเป็นตัวแปรตาม และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ 4 มัด เป็นตัวแปรอิสระ โดยคัดเลือกจากชุดข้อมูลในช่วงที่มีความเสถียรเข้าสู่โครงข่ายต่อไป

2. การออกแบบโครงข่ายประสาทเทียม

ระบบโครงข่ายประสาทเทียมจะประกอบด้วยชั้นข้อมูลป้อนเข้า (Input Layer) ชั้นซ่อน (Hidden Layer) และชั้นผลลัพธ์ (Output Layer) ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งประกอบไปด้วย ชั้นข้อมูลป้อนเข้า ชั้นซ่อน และชั้นผลลัพธ์ [45]

โดยการออกแบบโครงข่ายจะช่วยพิจารณาจากข้อมูลป้อนเข้าโครงข่าย จำนวนชั้นซ่อน ประเภทแบบจำลองที่เลือกใช้ และผลลัพธ์เป็นหลัก ซึ่งต้องทำทดสอบเพื่อหาค่าที่เหมาะสมกับโครงข่ายมากที่สุด โดยมีรายละเอียดดังนี้

- ข้อมูลป้อนเข้าโครงข่าย

ข้อมูลป้อนเข้าต้องพิจารณาในช่วงข้อมูลที่มีความเสถียร เนื่องจากส่งผลต่อความแม่นยำในกระบวนการสอน โดยข้อมูลป้อนเข้าจะถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มได้แก่ ข้อมูลชุดสอน (Training Set) และ ข้อมูลชุดทดสอบ (Testing Set) ซึ่งต้องกำหนดร้อยละการถ่วงน้ำหนักให้กับข้อมูลแต่ละชุด โดยในข้อมูล ชุดสอนจะกำหนดให้ค่าถ่วงน้ำหนักของการสอน (Training) เป็น 70% สำหรับข้อมูลชุดทดสอบจะกำหนดให้ ค่าถ่วงน้ำหนักเป็น 30% แบ่งเป็นการตรวจสอบ (Validation) และการทดสอบ (Testing) อย่างละ 15%

- จำนวนชั้นซ่อน (Hidden Layer)

ในการทดสอบหาจำนวนชั้นซ่อนที่มีความเหมาะสมนี้ ผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์จะทำการทดสอบ เพื่อเปรียบเทียบระหว่างโครงข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) 7, 8, 9, และ 10 ชั้นตามลำดับ

- ประเภทแบบจำลอง

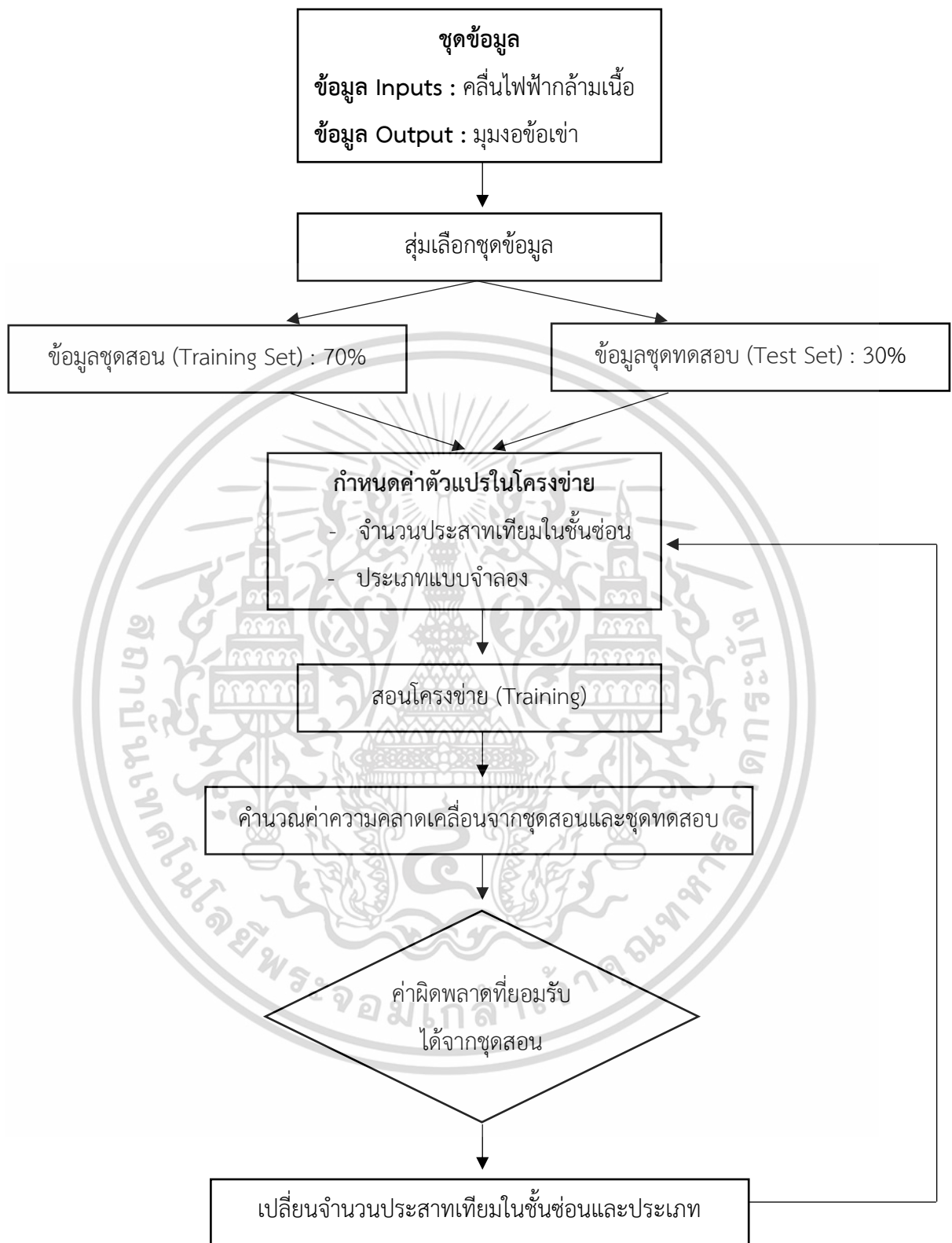
ทำการเปรียบเทียบแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่เกิดขึ้นจากการเลือกใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ทั้ง 3 ประเภท ได้แก่ Levenberg-Marquardt, Bayesian Regularization และ Scaled Conjugate Gradient

3. การสอนโครงข่าย

ในขั้นตอนการสอนโครงข่ายนี้จะใช้วิธีการแพร่กระจายความผิดพลาดกลับ (Error Back - Propagation Algorithm) โดยแบบจำลองและจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน ที่เลือกใช้เป็นดังที่กล่าวไปในหัวข้อข้างต้น ซึ่ง รายละเอียดกระบวนการสอนเป็นไปดังแผนภาพในรูปที่ 3.19

4. การตรวจสอบความถูกต้องของโครงข่าย

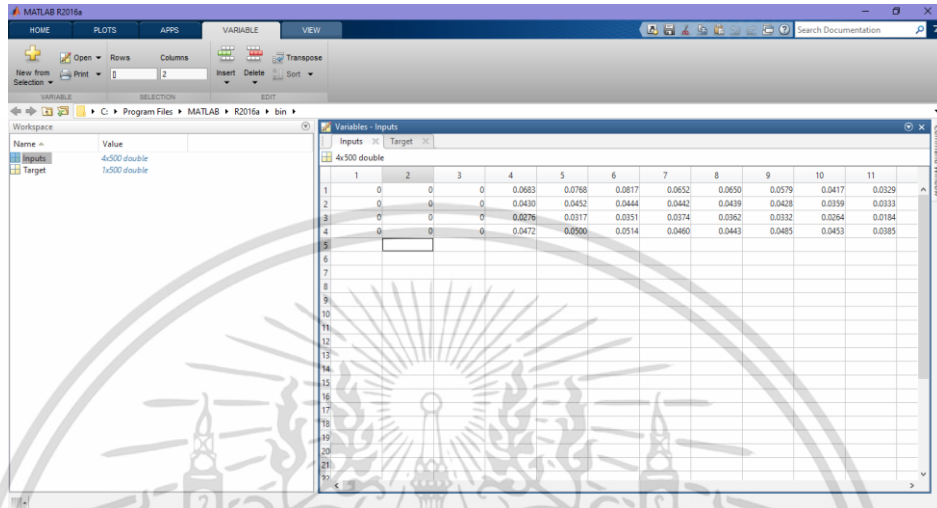
การประเมินผลจากการทำนายโดยใช้โครงข่ายประสาทประดิษฐ์ สามารถใช้สถิติในการทดสอบความถูกต้อง ซึ่งสถิติที่ใช้ในการวัดความผิดพลาดระหว่างผลการทำนายและข้อมูลจริงจากชุดตรวจสอบความถูกต้อง (Validate Set) คือ ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error, MSE) โดยเกณฑ์การพิจารณายอมรับโครงข่าย คือ ต้องเป็นโครงข่ายที่มีค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (MSE) เนื่องจากยิ่งความคลาดเคลื่อนน้อย แสดงว่าโครงข่ายมีความแม่นยำมาก



รูปที่ 3.19 กระบวนการสอน (Training) ในโครงข่าย

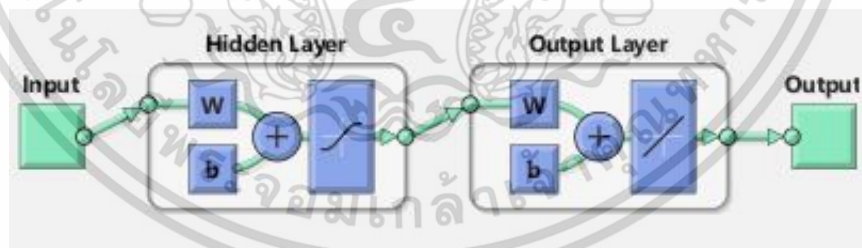
ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสำหรับทำนายลักษณะการเดินโดยใช้โมเดลส่วนการเรียนรู้ (Machine Learning) ในโปรแกรม MATLAB เป็นดังนี้

1. Import ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและมุมมองข้อเข่ามาใส่ในโปรแกรม MATLAB โดยเลือกประเภทของชุดข้อมูลเป็น Numeric Matrix โดยหน้าต่างนำเข้าข้อมูลเป็นดังรูปที่ 3.20



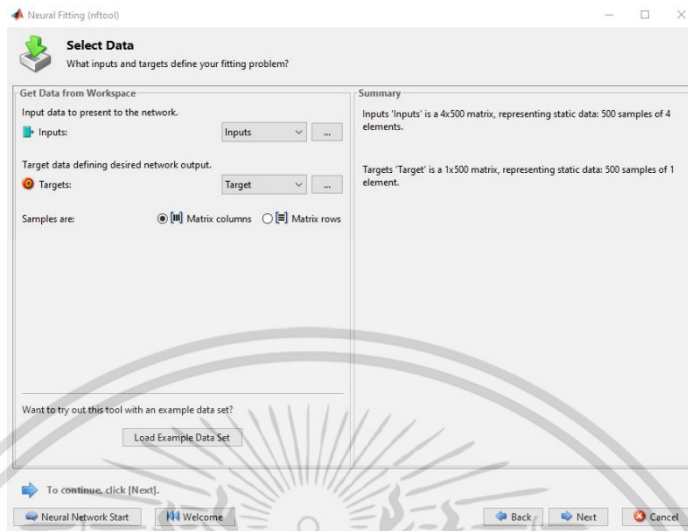
รูปที่ 3.20 หน้าต่างสำหรับนำเข้าข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและค่ามุมมองข้อเข่า

2. เปิดฟังก์ชัน Neural Network Fitting Application เพื่อใช้สร้างตัวแบบทางคณิตศาสตร์สำหรับทำนายค่ามุมมองข้อเข่าที่จะเกิดขึ้นจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้ง 4 มัด โดยเลือกใช้ Two-Layer Feedforward Network ซึ่งมีชั้นซ่อน (Hidden Layer) ดังรูปที่ 3.21



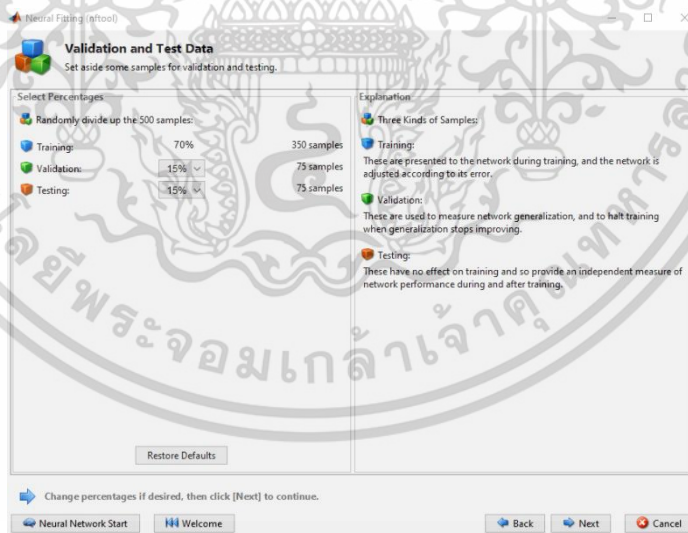
รูปที่ 3.21 Two-Layer Feed-Forward Network ในฟังก์ชัน Neural Network Fitting Application

3. ใส่ค่า Inputs และ Targets โดยค่า Inputs คือ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ Targets คือ ค่า มุมงอ ข้อเข่าที่เกิดขึ้นจริงในระหว่างการเดิน ดังรูปที่ 3.22



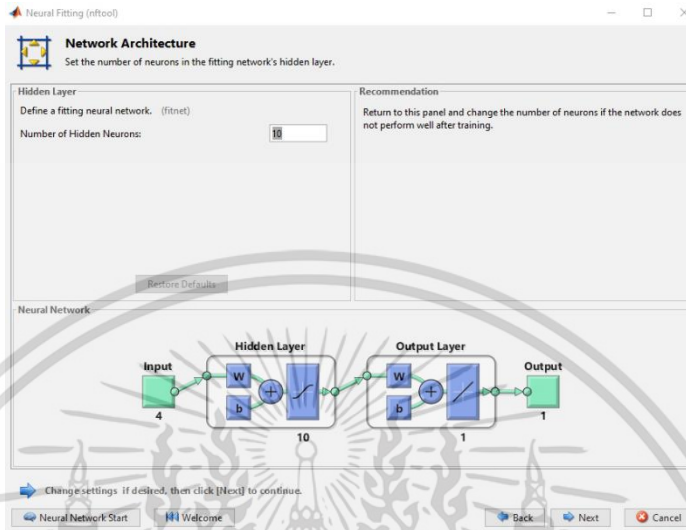
รูปที่ 3.22 หน้าต่างแสดงการใส่ค่า Inputs และ Targets

4. กำหนดค่าร้อยละสำหรับถ่วงน้ำหนักการสอน (Training) การตรวจสอบ (Validation) และการทดสอบ (Testing) โดยเลือกกำหนดให้เป็น 70%, 15% และ 15% ตามลำดับ ดังรูปที่ 3.23



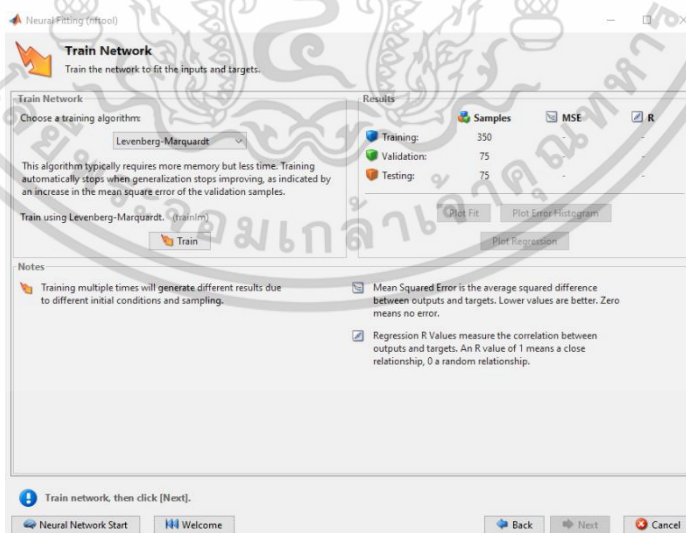
รูปที่ 3.23 หน้าต่างแสดงการกำหนดค่าร้อยละการถ่วงน้ำหนัก

5. กำหนดจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Number of Hidden Neurons) ที่ต้องการใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล โดยในการศึกษาครั้งนี้เลือกใช้ จำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน 7, 8, 9 และ 10 ชั้นในการทดสอบ ดังรูปที่ 3.24



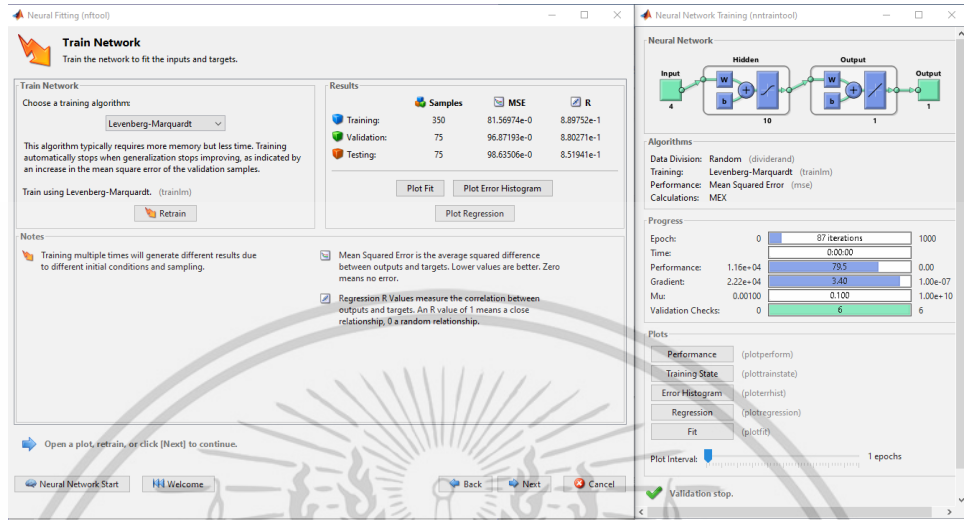
รูปที่ 3.24 หน้าต่างแสดงการกำหนดจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Number of Hidden Neurons)

6. เลือกประเภทต้นแบบทางคณิตศาสตร์ที่ต้องการใช้ในการทดสอบ ได้แก่ Levenberg-Marquardt, Bayesian Regularization และ Scaled Conjugate Gradient ดังรูปที่ 3.25



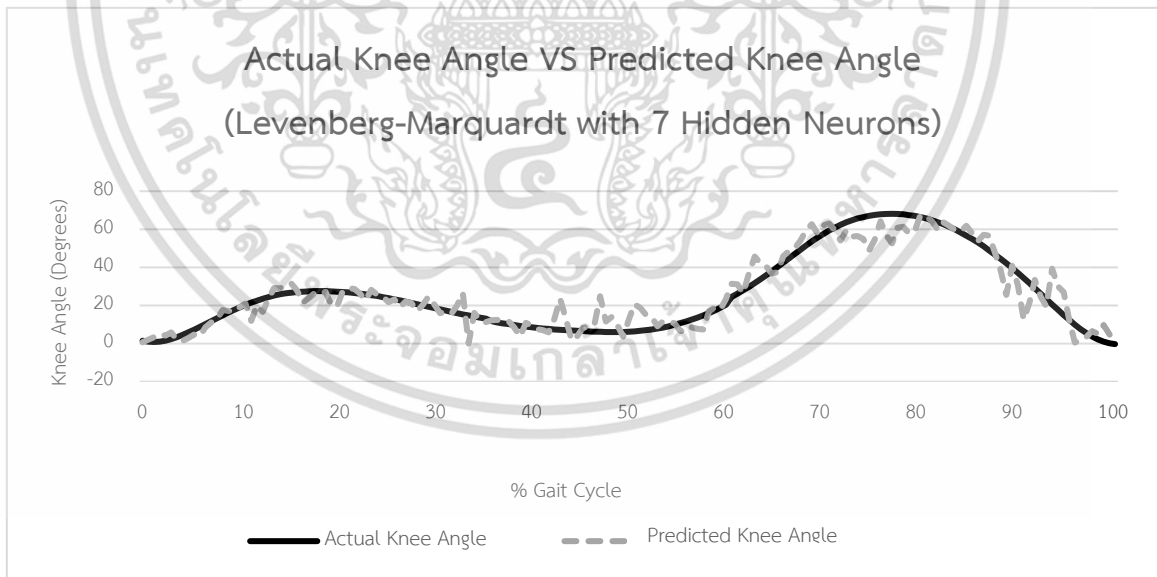
รูปที่ 3.25 หน้าต่างแสดงการเลือกประเภทต้นแบบทางคณิตศาสตร์

7. ทำการสอน (Train) เพื่อสร้างต้นแบบสำหรับการทำนาย โดยจะได้ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ของการสอนในแต่ละครั้งเพื่อใช้ในการตัดสินใจเลือกแบบจำลองที่ดีที่สุด ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 หน้าต่างแสดงการสอนของโปรแกรม

8. บันทึกค่ามุมมองข้อเข้าจากการทำนาย และนำมาเปรียบเทียบกับค่ามุมมองข้อเข้าที่เกิดขึ้นจริง ดังรูปที่ 3.27



รูปที่ 3.27 ค่าผลลัพธ์มุมมองข้อเข้าที่เกิดจากการสอนของโปรแกรม (เส้นปะ) เปรียบเทียบกับค่ามุมมองข้อเข้าจริง (เส้นทึบ)

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

เมื่อจัดทำขาเทียมต้นแบบรวมถึงเขียนโปรแกรมในการรับค่าข้อมูลและประมวลผลเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของขาเทียมต้นแบบแล้ว ทางทีมผู้วิจัยได้ทำการทดสอบผลจากการดำเนินงาน โดยแบ่งขั้นตอน ทดสอบการดำเนินงานวิจัยเป็น 2 ส่วน ดังนี้

- 4.1 ข้อเข้าเทียมแบบกลไกระบบกล
- 4.2 มุมงอข้อเข้าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน
- 4.3 แบบจำลองที่ใช้สำหรับทำนายค่ามุมงอข้อเข้า

4.1 ข้อเข้าเทียมแบบกลไกระบบกล

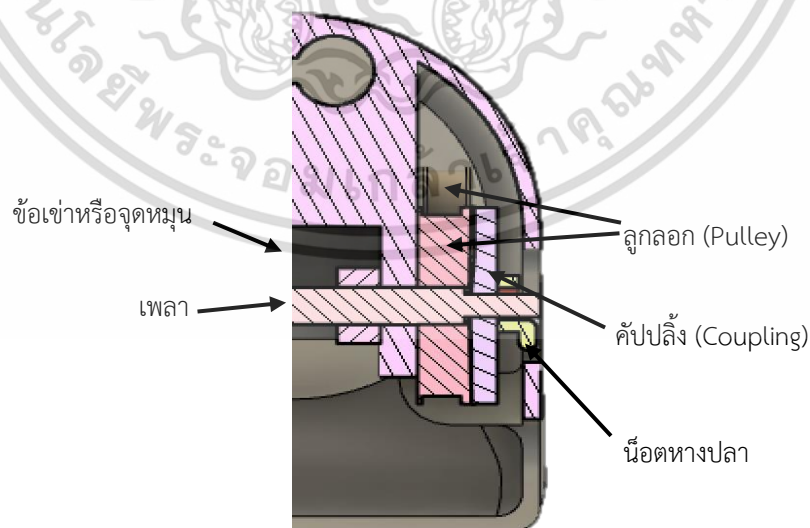
กลไกการทำงานของขาเทียมถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลายาวนานจากลักษณะของข้อที่เพียงเหมือนข้อพับ (Hinge Joint) ธรรมดา หรือเรียกว่ากลไกชนิดแกนหมุนเดียว (Single-axis) เมื่อก่อนสงครามโลกครั้งที่ 1 คือ ขาเทียมเป็นเพียงข้อที่รับน้ำหนักตัวได้ งอเหยียด เดินได้ แต่จังหวะการเดินมีเพียงจังหวะเดียว (One Cadence) มาเป็นข้อที่มีความปลอดภัยสูง คือ ไม้งอพับได้ง่ายในช่วงแรกของ Stance Phase ซึ่งเรียกว่า Safety Knee ซึ่งจะพิจารณาเป็นหลัก กลไกที่มีอยู่ในปัจจุบันจะสามารถแบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ 2 ประเภท คือ กลไกข้อเข้าที่เป็นระบบทางกลอย่างเดียว (Passive Knee Joint Prosthesis) และกลไกข้อเข้าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Prosthesis) โดยที่นั่นมีระบบอิเล็กทรอนิกส์ในการควบคุมการเคลื่อนไหวซึ่งสามารถให้อิสระในการเคลื่อนที่ของผู้ใช้ได้มากกว่ากลไกแบบ Passive ยกตัวอย่างเช่น การเดินบนพื้นต่างระดับ การขึ้นลงบันได รวมถึงการออกกำลังกายเล่นกีฬา เป็นต้น ซึ่งทำให้ราคาของ Active Knee Joint ที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถทำกิจกรรมได้หลากหลายมากขึ้นก็สูงขึ้นไปตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามลักษณะของกลไกใน Active Knee Joint นั้นยังเป็นแบบแกนหมุนเดี่ยวอยู่

กลไกการทำงานของขาเทียม รุ่น 2 สามารถทำงานได้ทั้งขณะที่มอเตอร์ทำงาน (Active) และขณะที่มอเตอร์ไม่ทำงาน (Passive) การทำงานของขาเทียมขณะแบตเตอรี่หมดพลังงานนั้น เป็นไปไม่ได้ที่ผู้พิการจะออกแรงเอาชนะแรงของมอเตอร์ ผู้วิจัยจึงคิดกลไกสำหรับการเปลี่ยนระบบการทำงานของขาเทียมจากกลไกข้อเข้าระบบไฟฟ้า เป็นระบบกล โดยทั้งทั้งสองกลไกมีข้อเปรียบเทียบกัน ดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ตารางเปรียบเทียบกลไกของขาเทียม

คุณสมบัติที่เปรียบเทียบ	กลไกข้อเข่าระบบไฟฟ้า	กลไกข้อเข่าระบบไฟฟ้า และระบบกล	ขาเทียมในท้องตลาด
ขนาด (มิลลิเมตร)	78 x 137 x 275	114 x 137 x 275	100 x 100 x 275
มุมมองเข้า (องศา)	110	110	120
น้ำหนักของกลไก	-	มากกว่าแบบ Active อย่างเดียวเล็กน้อย เนื่องจากเคสที่ขนาดใหญ่กว่า รวมทั้งชิ้นส่วนกลไกที่เพิ่มขึ้น	2.7 kg. + แบตเตอรี่ 0.49 kg.
การประกอบเข้าขาและเคสหน้าแข้ง	น๊อตยึด 4 จุด	น๊อตยึด 4 จุด	น๊อตยึด 4 จุด
ระยะเวลาในการใช้งานต่อวัน	1 ชั่วโมง	24 ชั่วโมง	-

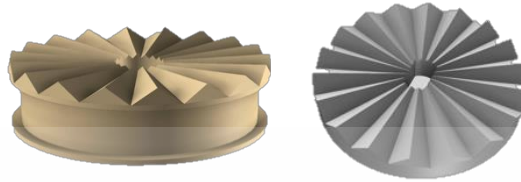
จะเห็นว่าจากตารางการเปรียบเทียบทั้งสองกลไกมีความต่างทางด้านขนาดความกว้างของข้อเข่า น้ำหนัก และระยะเวลาในการใช้งาน เพื่อใช้ผู้ใช้งานได้ใช้ขาเทียมได้ตลอดทั้งวันจึงเลือกการออกแบบกลไกการทำงานแบบมอเตอร์ทำงาน (Active) และ มอเตอร์หยุดทำงาน (Passive) คือสามารถเคลื่อนที่ได้โดยแรงมอเตอร์และแรงของผู้ใช้งาน โดยมีส่วนประกอบดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ส่วนประกอบของกลไกขาเทียมต้นแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ทำการออกแบบกลไกที่เลียนแบบการทำงานของคัปปลิ่ง ที่มีหน้าที่ส่งผ่านแรงบิดจากชิ้นส่วนหนึ่งไปอีกส่วนหนึ่ง รูปที่ 4.1 แสดงให้เห็นว่าลูกลอกถูกปล่อยให้เคลื่อนที่อิสระ ไม่ถูกยึดเข้ากับเพลลา มีเพียงคัปปลิ่งที่ถูกยึดเข้ากับเพลลา โดยการออกแบบนั้นอาศัยรูปทรงปริซึม ดังแสดงในรูปที่ 4.2 เพื่อง่ายต่อการประกบเข้าด้วยกัน



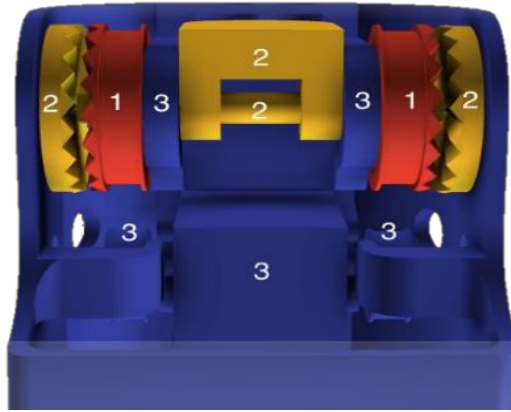
รูปที่ 4.2 ลักษณะกลไกเลียนแบบคัปปลิ่ง

กลไกขณะที่มอเตอร์ทำงาน ลูกลอกหมุนด้วยแรงของมอเตอร์ที่ส่งผ่านสายพานอย่างอิสระ โดยการทำงานของกลไกเพียงหมุนน็อตทางปลาเข้า ทำให้ลูกลอกประกบติดกับคัปปลิ่ง จากนั้นการเคลื่อนที่ของขาเทียมจะอาศัยแรงของมอเตอร์ที่ส่งผ่านสายพานมายังลูกลอกในการเคลื่อนที่ของขาเทียม ดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 กลไกขาเทียม ขณะที่มอเตอร์ทำงาน (Active)

กลไกขณะที่มอเตอร์ไม่ทำงาน หมุนน็อตทางปลาออกทำให้คัปปลิ่งดีดออกจากลูกลอกด้วยแรงของสปริง ลูกลอกและคัปปลิ่งเป็นอิสระต่อกัน ดังนั้น ขาเทียมจะเคลื่อนโดยอาศัยแรงเหวี่ยงของตัวผู้พิการเอง ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 กลไกขาเทียม ขณะที่มอเตอร์ไม่ทำงาน (Passive)

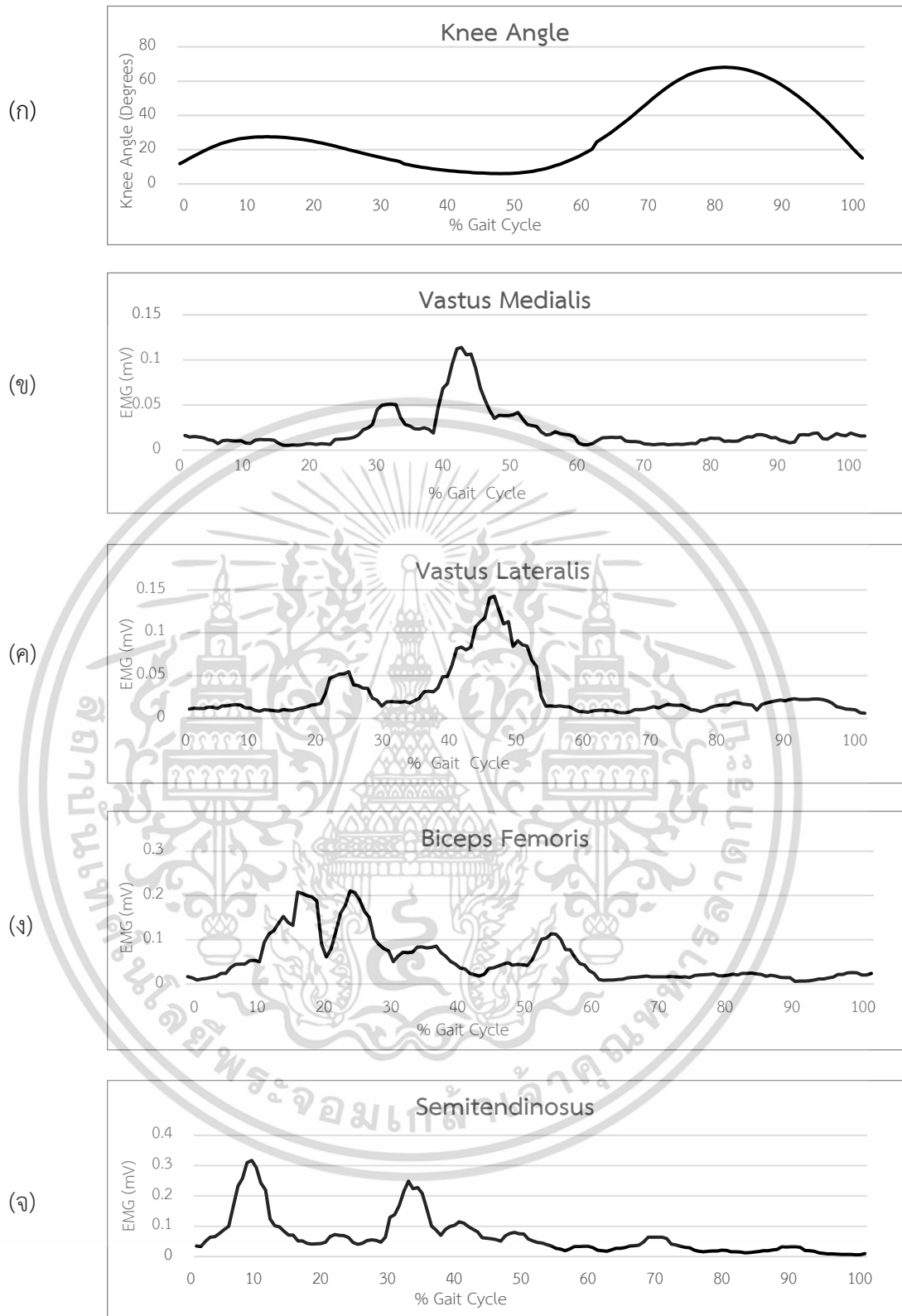
หมายเหตุ หมายเลข 1,2 และ3 ที่แสดงในรูปที่ 3.9 และ 3.10 แสดงถึงกลไกที่ทำงานในกลุ่มเดียวกัน

4.2 มุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเดิน

จากข้อมูล ค่ามุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากกล้ามเนื้อขาท่อนบน 4 มัด ได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis ที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดิน สามารถวัดได้จากตัววัดสัญญาณ (Surface Electrode) ข้อมูลถูกส่งสู่เข้าวงจรทางไฟฟ้าเพื่อแปลงสัญญาณเป็นตัวเลข โดยแสดงเป็นกราฟในรูปที่ 4.5 เป็นลักษณะของมุมงอข้อเข่าและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในระหว่างวงจรการเดิน 1 รอบ

จากข้อมูลในบทที่ 2 วงจรการเดินนั้นประกอบไปด้วย Stance Phase และ Swing Phase ซึ่งมีอัตราส่วน 60% ต่อ 40% จากรูปที่ 4.1 เริ่มจากช่วง Stance Phase เป็นช่วงที่ขาทั้งข้างนั้นยันรับน้ำหนักของร่างกาย โดยช่วง Heel Strike, Foot Flat เป็นระยะของ Stance Phase ซึ่งเป็นระยะกล้ามเนื้อ Quadriceps ที่แบ่งเป็น 4 กล้ามเนื้อย่อย ประกอบด้วย Rectus Femoris, Vastus lateralis, Vastus Medialis และ Vastus Intermedius ทำงานมาก จนกระทั่งระยะ Heel Off เข้าสู่ช่วง Toes Off กล้ามเนื้อ Hamstring ประกอบด้วย Semitendinosus, Semimembranosus และ Biceps Femoris จะทำงานมาก หลังจากนั้น เข้าสู่ช่วง Acceleration Phase ระยะแรกของ Swing Phase ที่อาศัยกล้ามเนื้อ Iliopsoas ที่ทำงานมาก จากนั้น Mid Swing และ Deceleration กล้ามเนื้อ Hamstring มากขึ้นจนครบวงจรการเดิน

หากมองลงไปถึงการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัดที่กลุ่มผู้วิจัยทำการศึกษากล้ามเนื้อ Biceps femoris มีการทำงานที่ร้อยละ 30 ถึง 90 ช่วงเข้าสู่ระยะ Swing Phase ในขณะที่กล้ามเนื้อ Semitendinosus มีการทำงานร้อยละ 20 ถึง 40 ช่วง Mid Stance ถึง Heel Off กล้ามเนื้อ Vastus Medialis ร้อยละ 80 ถึง 90 ช่วง Terminal Swing และช่วง Mis Stance ถึง Toes Off กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis จำทำงานร้อยละ 20 ถึง 60



รูปที่ 4.5 มุมงอข้อเข่า (ก) คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ Vastus Medialis (ข) Vastus Lateralis (ค) Biceps Femoris (ง) และ Semitendinosus (จ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับทำนายขนาดมุมมองข้อเข่าที่เหมาะสม

จากการสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับการทำนายขนาดมุมมองข้อเข่าที่เกิดขึ้นในระหว่างการเดินผลการทำนายโดยการเปรียบเทียบมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจำลองและจำนวนชั้นซ่อนต่าง ๆ เป็นดังนี้

4.3.1 การเปรียบเทียบมุมมองข้อเข่าจากแบบจำลองแต่ละประเภทเพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด

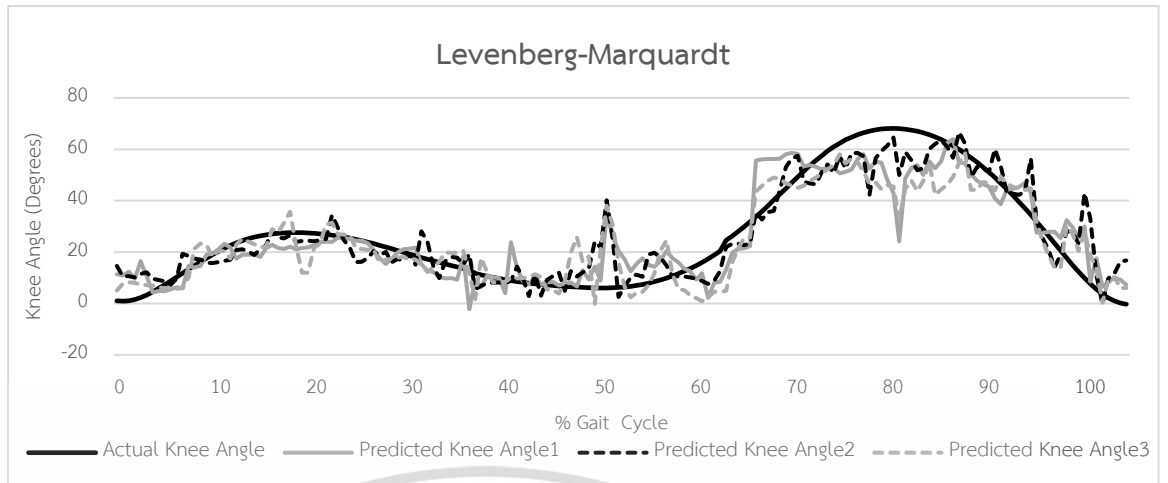
แบบจำลองที่ใช้ในการทดสอบคือ Levenberg-Marquardt, Bayesian Regularization และ Scaled Conjugate Gradient โดยกำหนดให้ค่าเริ่มต้นของชั้นเป็น 7 ชั้นและทำการสอนซ้ำ 3 ครั้ง เพื่อหาว่าประเภทต้นแบบทางคณิตศาสตร์ของโครงข่ายประสาทเทียมกระบวนการไหนเหมาะสมในการทดสอบการทำนายมุมมองข้อเข่า ซึ่งพบว่ามุมมองข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองอื่น ดังแสดงในตาราง 4.2 โดยสังเกตจากลักษณะกราฟของค่ามุมมองข้อเข่าจะเห็นได้ว่ามุมมองข้อเข่าแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ในทุกการทำซ้ำมีลักษณะใกล้เคียงค่ามุมมองข้อเข่าจริงมากที่สุด แสดงดังรูปที่

4.6

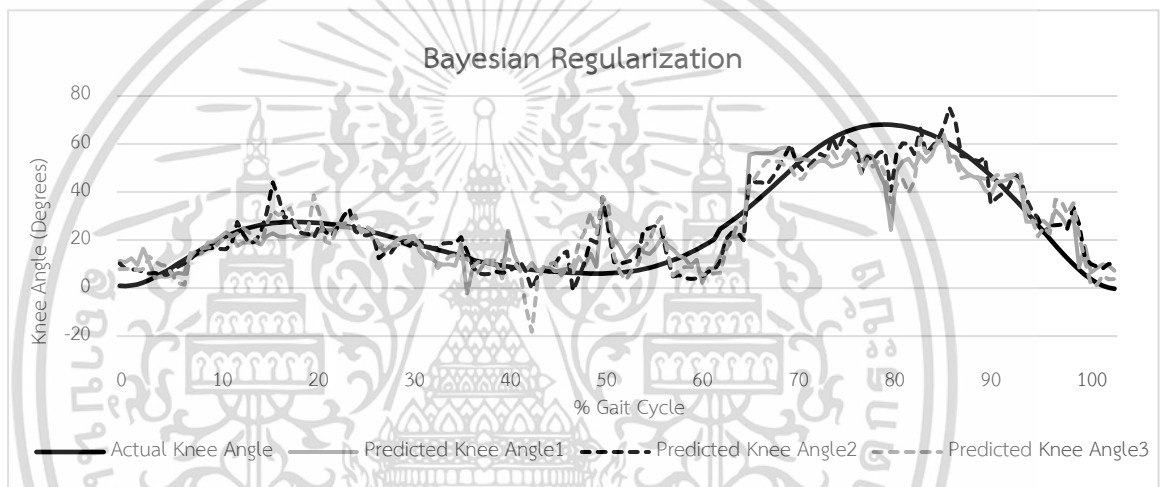
ตารางที่ 4.2 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองประเภทต่าง ๆ

แบบจำลอง	โครงสร้าง	ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE)			
		ครั้งที่1	ครั้งที่2	ครั้งที่3	เฉลี่ย
Levenberg-Marquardt	4-7-1	92.59709	90.69845	92.98041	92.092
Bayesian Regularization	4-7-1	99.85379	92.78541	95.87252	96.171
Scaled Conjugate Gradient	4-7-1	154.89976	179.77223	196.07869	176.917

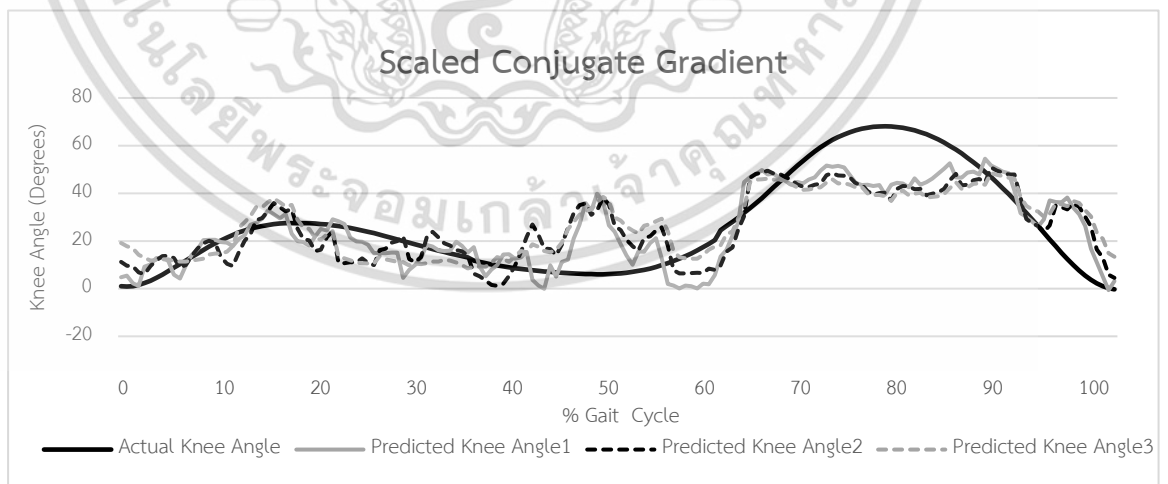
(ก)



(ข)



(ค)



รูปที่ 4.6 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจากแบบจำลอง คือ

Levenberg-Marquardt (ก) Bayesian Regularization (ข) และ

Scaled Conjugate Gradient (ค)

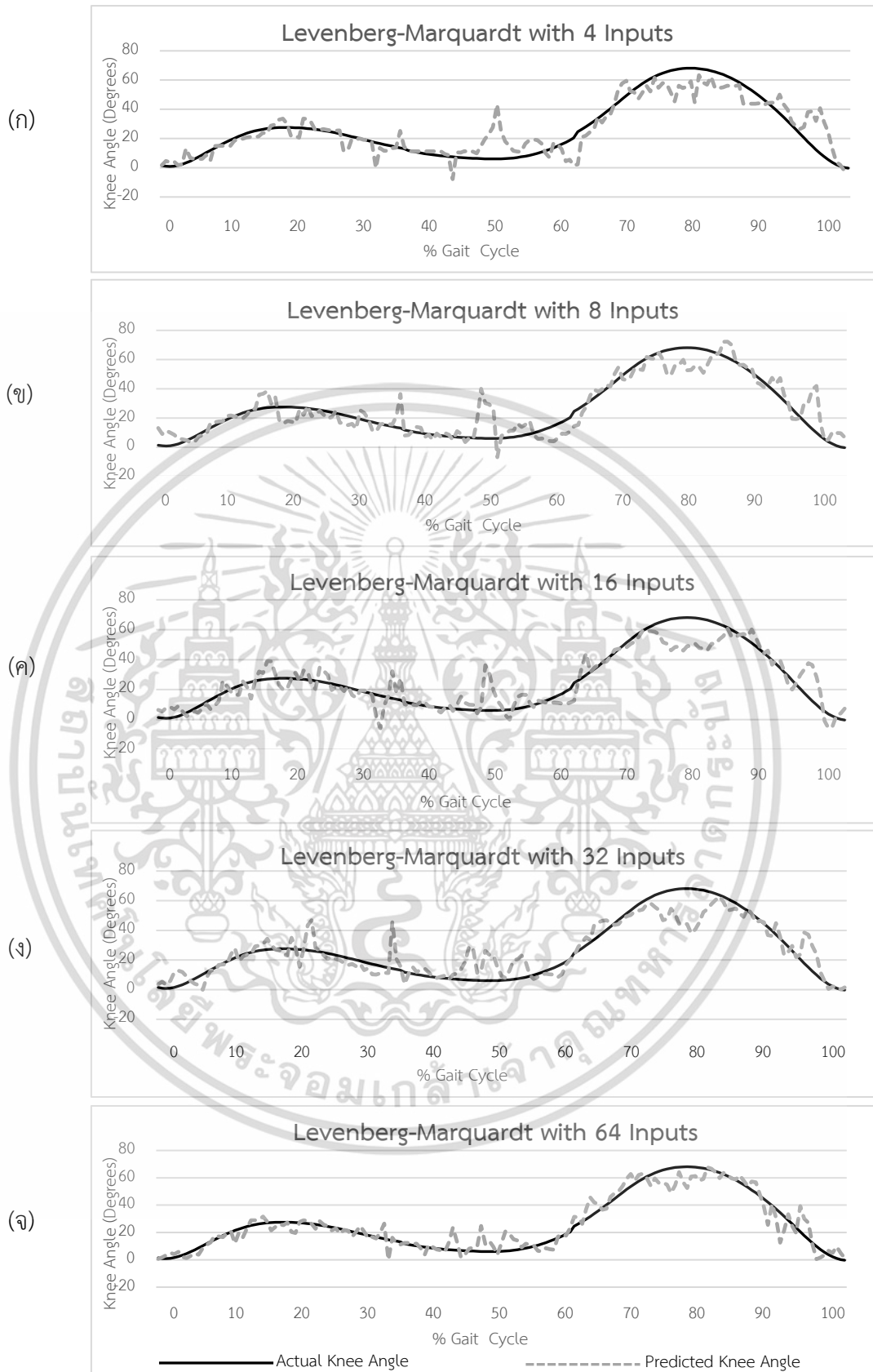
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การเปรียบเทียบมุมมองข้อเช่าจากแบบจำลองที่มีจำนวนตัวแปรอิสระต่าง ๆ เพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด

ข้อมูลที่ถูกจัดเก็บในรูปแบบอนุกรมเวลา (Time Series) เพื่อแก้ไขปัญหาของข้อมูลที่มีความแปรปรวนร่วมย้อนหลังไปในอดีต ของอนุกรมเวลา โดยกำหนดตัวแปรอิสระคือ 4, 8, 16, 32 และ 64 ตัว แล้วทำซ้ำ 3 ครั้ง การเพิ่มตัวแปรอิสระให้อยู่ในรูปของอนุกรมเวลาทำให้ข้อมูลที่ทำกรทดสอบมีมากขึ้น เนื่องจากการทดสอบแบบจำลองจะแบ่งค่าออกมาเป็น 3 ส่วน คือการสอน การตรวจสอบ และการทดสอบ ทำให้มีการสุ่มแบ่งข้อมูลจึงต้องใส่ตัวแปรอิสระในรูปแบบอนุกรมเวลาเพื่อเพิ่มมิติในการทดสอบ ยังมีข้อมูลมากเท่าไรค่าความคลาดเคลื่อนก็จะลดน้อยลงแต่ถ้าเพิ่มจำนวนตัวแปรอิสระไปถึงจุดหนึ่งผลของความคลาดเคลื่อนกำลังสองจะไม่ได้เปลี่ยนไปจากเดิม ทางผู้จัดทำปริญญาโทจึงเลือกทำการทดสอบโดยกำหนดตัวแปรอิสระตามที่กล่าวไปข้างต้น จากตารางที่ 4.3 พบว่าจำนวนตัวแปรอิสระ 64 ตัว มีค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด เมื่อเทียบกับจำนวนตัวแปรอิสระ 4, 8, 16, และ 32 ตัว โดยสังเกตได้จากลักษณะกราฟดังรูปที่ 4.7 จะเห็นว่าลักษณะกราฟของตัวแปรอิสระ 64 ตัวใกล้เคียงค่ามุมมองข้อเช่าจริงมากที่สุด

ตารางที่ 4.3 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองที่มีจำนวนตัวแปรอิสระต่าง ๆ

แบบจำลอง	โครงสร้าง	จำนวนตัวแปรอิสระ (ตัว)	ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE)
Levenberg-Marquardt	4-7-1	4	95.119
	8-7-1	8	81.028
	16-7-1	16	94.336
	32-7-1	32	84.912
	64-7-1	64	75.109



รูปที่ 4.7 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนตัวแปรอิสระ 4 ตัว (ก) 8 ตัว (ข) 16 ตัว (ค) 32 ตัว (ง) และ 64 ตัว (จ)

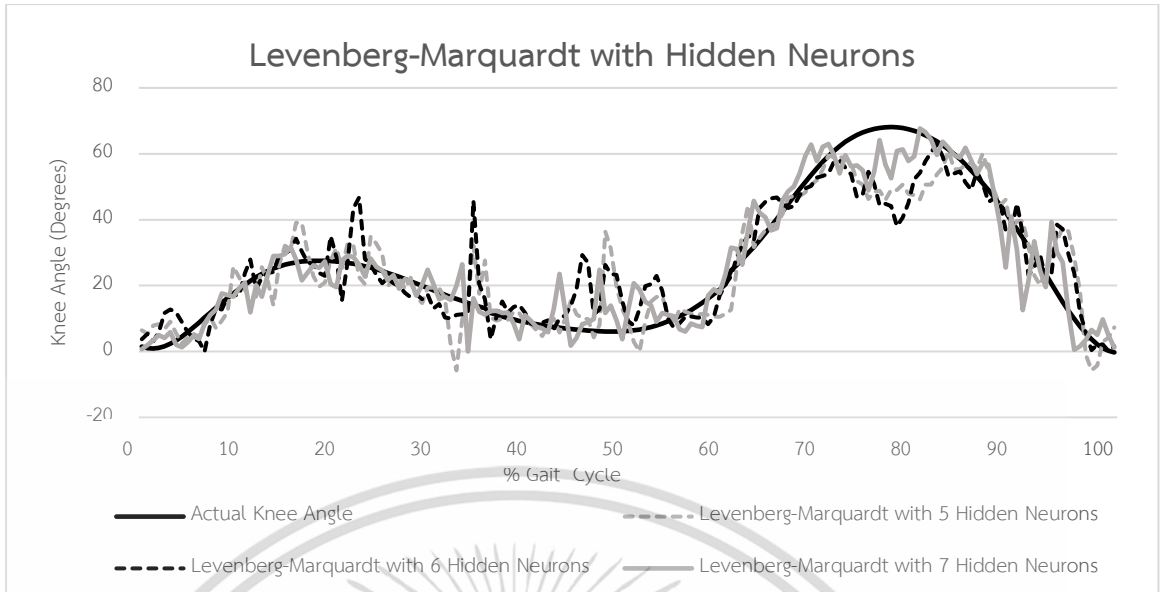
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 การเปรียบเทียบมุมมองข้อเข้าจากแบบจำลองที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ เพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด

จากผลการเปรียบเทียบประเภทของแบบจำลอง ได้แบบจำลองที่เหมาะสมที่สุดคือ Levenberg-Marquardt และจำนวนตัวแปรอิสระ 64 ตัว จากนั้นจึงได้เปรียบเทียบจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อนในแบบจำลองนี้ เนื่องจากว่าผู้จัดทำปริญญาโทได้ทำการทดลองด้วยจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อนจำนวน 2-10 ชั้น ทำซ้ำ 3 ครั้ง ตามตารางที่ 4.3 ซึ่งพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย ของแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน 7 ชั้นมีค่าน้อยสุดในแบบจำลองที่มีประสาทเทียมในชั้นซ่อนที่นำมาทดสอบ แสดงดังตารางที่ 4.4 โดยเลือกค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย ที่มีค่าน้อยที่สุดในสามลำดับมาวาดกราฟซึ่งสอดคล้องกับลักษณะกราฟมุมมองข้อเข้าจากแบบจำลองที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อนต่าง ๆ โดยสังเกตได้จากลักษณะกราฟดังรูปที่ 4.8 จะเห็นว่าประสาทเทียมในชั้นซ่อน 7 ชั้น มีลักษณะกราฟที่ใกล้เคียงค่ามุมมองข้อเข้าจริงมากที่สุด

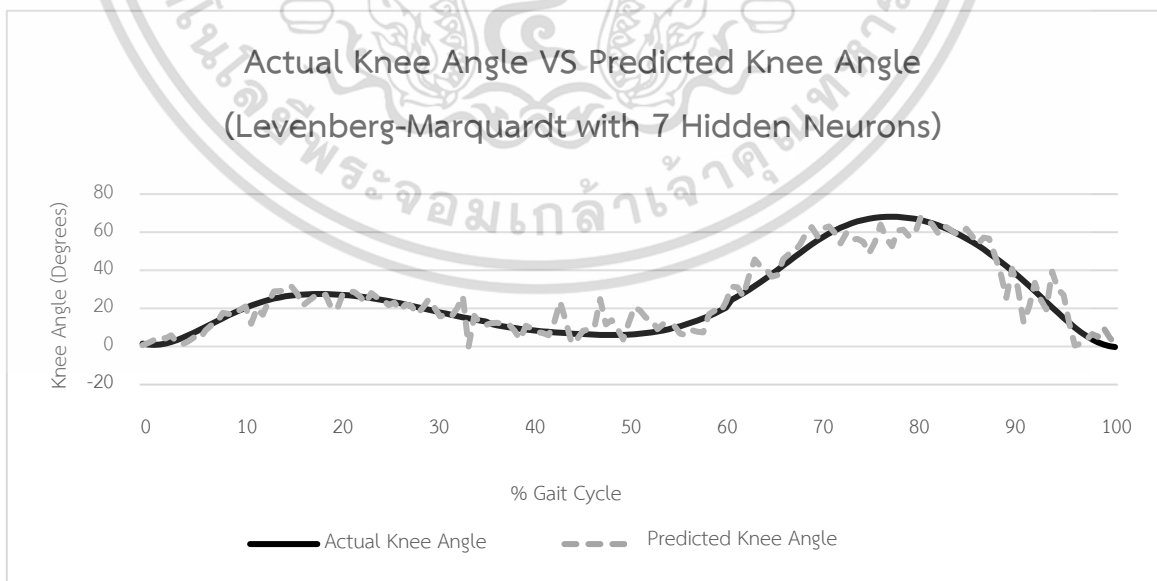
ตารางที่ 4.4 ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE) ในแบบจำลองที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ

แบบจำลอง	โครงสร้าง	จำนวนนิวรอนในชั้นซ่อน (Hidden Neurons)	ความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (MSE)
Levenberg-Marquardt	64-2-1	2	134.369
	64-3-1	3	112.602
	64-4-1	4	109.237
	64-5-1	5	79.091
	64-6-1	6	75.905
	64-7-1	7	64.372
	64-8-1	8	92.681
	64-9-1	9	94.277
	64-10-1	10	102.576



รูปที่ 4.8 ผลการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองข้อเข่าจริงกับมุมมองข้อเข่าจากแบบจำลอง Levenberg-Marquardt ที่มีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) ต่าง ๆ

จากผลการเปรียบเทียบ สามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองที่เหมาะสมคือ Levenberg-Marquardt กับตัวแปรอิสระทั้ง 64 ตัว (ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ 4 มัด ซึ่งเก็บข้อมูลย้อนหลัง 16 ค่า) และตัวแปรตาม 1 ตัว (ค่ามุมมองข้อเข่า) โดยมีจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน 7 ชั้น ซึ่งให้ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด โดยผลการเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมมองข้อเข่าจริงกับค่ามุมมองข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลองแสดงดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 การเปรียบเทียบระหว่างค่ามุมมองข้อเข่าจริงกับค่ามุมมองข้อเข่าที่ได้จากแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการวิเคราะห์หาแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมทำนายมุงงอเข้าที่ดีที่สุด โดยอาศัยโปรแกรม MATLAB ช่วยในการพยากรณ์ และวิเคราะห์ผลหาค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย ของโครงข่ายแต่ละแบบที่แตกต่างกัน พบว่า โครงสร้าง 4-7-1 ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง พบว่า แบบจำลอง Levenberg-Marquardt ให้ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยต่ำที่สุด อยู่ที่ 92.092 หลังจากนั้นใช้ฟังก์ชันความแปรปรวนร่วมแบบย้อนหลังในอดีตอนุกรมเวลา (Time Series) ที่อาศัยข้อมูลในอดีตที่ต่อเนื่องกันทางเวลามาพยากรณ์อนาคต พบว่า โครงสร้าง 64-7-1 ให้ความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (MSE) ลดลงอยู่ที่ 75.109 สุดท้ายใช้การเปรียบเทียบมุงงอเข้าจริงกับแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม Levenberg-Marquardt ทดสอบเปรียบเทียบความแตกต่างของจำนวนประสาทเทียมในชั้นซ่อน (Hidden Neurons) พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (MSE) ลดลงอยู่ที่ 64.372 ภายใต้โครงสร้าง 64-7-1 ผลการดำเนินงานในการออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ต่อยอดจากรุ่นที่ 1 โดยต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2 สรุปผลการพัฒนาของการดำเนินงาน ดังแสดงในตารางที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าโครงสร้างพยากรณ์มีตัวแปรอิสระในรูปแบบอนุกรมเวลามีจำนวนที่แตกต่างกันเนื่องจากจำนวนข้อมูลของต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 1 มีจำนวนข้อมูลมากกว่าต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2 จึงสามารถใช้ตัวแปรอิสระในรูปแบบอนุกรมเวลา 32 ตัวแปรและต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2 ใช้ 64 ตัวแปร ยังมีข้อมูลมากเท่าไรค่าความคลาดเคลื่อนก็จะลดน้อยลงจึงทำให้ตัวแปรอิสระในรูปแบบอนุกรมเวลามีจำนวนที่แตกต่างกัน

ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบการดำเนินงานต่อยอดต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) รุ่นที่ 2

ส่วนงาน		ต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 1	ต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2
โครงสร้างและระบบกลไก	ข้อเท้าและกลไก	ระบบไฟฟ้า	ระบบไฟฟ้าและระบบกล
	โครงสร้างภายนอก	ไม่มี	การพิมพ์สามมิติแบบหัวฉีด FDM
	มอเตอร์ขับ	มอเตอร์เชิงเส้น	มอเตอร์เกียร์ทด
	แหล่งจ่ายพลังงาน	เสียบปลั๊ก	ลิเธียมแบตเตอรี่
โมเดลส่วนการเรียนรู้	แบบจำลอง	Levenberg-Marquardt	Levenberg-Marquardt
	โครงสร้างการพยากรณ์	32-3-1	64-7-1

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้น โดยผู้วิจัยมีจุดมุ่งหมายการออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ต่อยอดจากรุ่นที่ 1 โดยต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2 อาศัยวิธีการขึ้นรูปต้นแบบอย่างรวดเร็วที่ใช้วัสดุเริ่มต้นเป็นของแข็ง (Solid-based rapid prototyping systems) ระบบการพิมพ์แบบหัวฉีด (Fused-deposition modeling; FDM) อีกทั้ง ผู้วิจัยได้ออกแบบกลไกการทำงานให้ใช้งานได้ทั้งในรูปแบบกลไกข้อเข่าที่มีระบบไฟฟ้าเข้ามาเกี่ยวข้อง (Active Knee Joint Mechanism) และกลไกที่เป็นระบบทางกลอย่างเดียว (Passive Knee Joint Mechanism) จึงสามารถจัดปัญหาความจุของแบตเตอรี่ที่มีระยะเวลาใช้งานจำกัด ต้นแบบขาเทียมรุ่นที่ 2 ยังคงใช้ระบบไมโครโพรเซสเซอร์สำหรับรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (EMG) จากกล้ามเนื้อขาท่อนบน 4 มัด ได้แก่ Biceps Femoris, Semitendinosus, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis ผู้วิจัยนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบเก่า นำมาใช้พยากรณ์รูปแบบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการสร้างโมเดลส่วนการเรียนรู้ (Machine Learning) เพื่อวิเคราะห์หาแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมพยากรณ์มุมงอเข้าของโครงข่ายแต่ละแบบที่ต่างกันไป พบว่าแบบจำลอง Levenberg-Marquard ภายใต้โครงสร้าง 64-7-1 อาศัยฟังก์ชันความแปรปรวนร่วมแบบย้อนหลังในอดีตอนุกรมเวลา (Time Series) เป็นแบบจำลองที่ดีที่สุดในการพยากรณ์ของการศึกษาในครั้งนี้

5.2 ข้อจำกัด

ในการจัดทำปฏิญานิพนธ์การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่นที่ 2 ยังไม่สามารถทำการประกอบขาเทียมแบบสมบูรณ์และทำการทดสอบได้ เนื่องจากยังไม่มีเครื่องพิมพ์โครงสร้าง 3 มิติ (3D printing) จากเส้นใยไนลอน-คาร์บอนไฟเบอร์ (Nylon-Carbon Fiber Filament) เพื่อติดตั้งเป็นระบบไมโครโพรเซสเซอร์ มอเตอร์ แหล่งจ่ายพลังงาน และอุปกรณ์ต่าง ๆ ตามที่ออกแบบไว้ในระยะแรก แต่ได้มีการทดสอบมอเตอร์ในเบื้องต้นแล้วว่ามีกำลังและความเร็วเพียงพอที่จะใช้งาน รวมถึงการคำนวณเบื้องต้นที่แสดงให้เห็นว่าโครงสร้างที่ออกแบบสามารถใช้งานได้ จากปัญหาการทำงานที่ล่าช้ากว่าแผนการดำเนินงาน รวมถึงการแพร่ระบาดของโรค COVID-19 อยู่ในภาวะแพร่ระบาดใหญ่ทั่วโลกตามประกาศขององค์การอนามัยโลก และมีผู้ติดเชื้อโรคดังกล่าวในอัตราที่สูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง ประกอบกับมีประกาศกรุงเทพมหานคร เรื่อง สั่งปิดสถานที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นการชั่วคราว ให้ปิดสถานศึกษาทุกระดับชั้น ทำให้ไม่สามารถทำจัดทำปริญญาบัตรฉบับนี้ออกมาได้สมบูรณ์ และจากการศึกษาการสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่มากเนื่องจากข้อมูลที่นำมาใช้มีจำนวนที่ค่อนข้างน้อยและในการพยากรณ์มองข้อเข้าต้องทดลองปรับแต่งค่าปัจจัยตามประสบการณ์ การลองผิดลองถูกหรือปรับแต่งตามข้อกำหนดที่ได้ระบุมาในโปรแกรม ซึ่งเป็นผลจากระยะเวลาในการศึกษาของมูลที่มีอยู่อย่างจำกัด จึงทำให้ความสามารถในการพยากรณ์ลดลงไปด้วย

5.3 ข้อเสนอแนะ

ในการเก็บข้อมูลรวมทั้งการทำงานของขาเทียมระบบไมโครโพรเซสเซอร์ จำเป็นต้องอาศัยวงจรไฟฟ้า แต่เดิมวงจรไฟฟ้าเดิมที่ขาดความเสถียรและได้รับสัญญาณรบกวนสูง ผู้วิจัยยังต้องการพัฒนางจรเพื่อให้สามารถทำงานได้เสถียร รวมทั้งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการนำข้อมูลมาพยากรณ์ อีกทั้งการเก็บข้อมูลนั้นใช้แผ่นอิเล็กทรอนิกส์แบบผิวสัมผัสมีระยะเวลาการใช้งานที่จำกัดและความแม่นยำที่ยังไม่สูงมาจากความซับซ้อนของตำแหน่งการวางแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ ทำการรับข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่มีส่วนสำคัญในการประมวลผลยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่ ส่งผลต่อความแม่นยำแบบจำลองที่ใช้สำหรับทำนายผลมองข้อเข้า จึงต้องมีการศึกษาให้มากขึ้น รวมทั้งแบบจำลองยังสามารถเพิ่มเติมความแม่นยำได้อีก โดยสาเหตุของความคลาดเคลื่อนสูงเพราะข้อจำกัดทางด้านเวลา ผู้วิจัยขอเสนอว่า ควรประยุกต์การพยากรณ์ด้วยโครงข่ายประสาทเทียมร่วมกับความรู้เฉพาะทาง ซึ่งจะทำให้ได้ผลการพยากรณ์ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นในอนาคต

5.4 งานวิจัยในอนาคต

ในอนาคตอยากทำปริญญาบัตรฉบับนี้ให้มีความสมบูรณ์ จำเป็นต้องอาศัยข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อของผู้จริงใช้ในส่วนของการเรียนรู้ในแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อให้สามารถทำนายลักษณะการเคลื่อนไหวได้อย่างแม่นยำมากขึ้น จึงจำเป็นต้องพัฒนาระบบไมโครโพรเซสเซอร์ ในการทำงานร่วมด้วย เพื่อสร้างความเสถียรในการรับ-ส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ อีกทั้ง ในการทดสอบชิ้นงานต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ในแง่การใช้งานของผู้พิการ เนื่องจากการดำเนินงานในการจัดทำปริญญาบัตรในรุ่นที่ 1 และ 2 ยังไม่มีการทดสอบการทำงานของต้นแบบขาเทียมกับผู้ใช้ จึงอยากมีการสานต่องานในอนาคต เพื่อให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์เดิมที่ต้องการพัฒนาต้นแบบขาเทียมประเภทเหนือขา ให้มีประสิทธิภาพดีเทียบเท่าขาเทียมประเภทเหนือขาที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ อย่างไรก็ตาม ในปริญญาบัตรฉบับนี้เป็นเพียงการศึกษาในขั้นเริ่มต้น โดยให้ความสำคัญของการเคลื่อนที่ของข้อเข้าในแนวแกนเดียวเท่านั้น อีกทั้งในปัจจุบันมีการศึกษารูปแบบของขาเทียมชนิดไบโอนิค ที่เป็นการเชื่อมเส้นประสาทเข้ากับอวัยวะเทียม ทำให้รูปแบบอวัยวะเทียมพัฒนาจนมีความสามารถเทียบเท่าหรือมากกว่าอวัยวะจริงของมนุษย์

ทีมผู้วิจัยจึงเห็นว่าเป็นความน่าสนใจที่จะศึกษาและพัฒนาผลงานต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และดัดแปลงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] กรมส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ “สิทธิ/สวัสดิการ/บริการ” [Online]. Available: [http:// dep.go.th/Content/View/1337/2](http://dep.go.th/Content/View/1337/2)
- [2] แผนวิจัยนวัตกรรมและเทคโนโลยีเพื่อพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ, “แนวโน้มสถานการณ์คนพิการ”, 2561
- [3] นมัสมน ตีรเลิศพานิช และ สุพัตรา โพธิ์มูล, “การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ”, 2561
- [4] สุรัชย์ ตาระกา, “คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Electromyography (EMG)”, PP. 11, 2559.
- [5] สมชาย รัตน์ทองคำ, “การตรวจประสาท - กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า,” 2537.
- [6] สมชาย รัตน์ทองคำ, คู่มือการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าความถี่ต่ำ: ปฏิบัติการและการประยุกต์ใช้ทาง คลินิก. ขอนแก่น, 2537.
- [7] รภัทร เอกนิธิเศรษฐ์, “ระบบกล้ามเนื้อ(Muscular System)” [Online]. Available: http://www.elfit.ssru.ac.th/rapat_ek/pluginfile.php/63/mod_page/content/89/เรื่อง-กล้ามเนื้อ
- [8] ดร.กภ.กัญเกียรติ ทุดปอ, "กายวิภาคศาสตร์ระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ(Anatomy of Musculoskeletal System)" [Online]. Available: [http://kpi.msu.ac.th /upload/ag_tor_ref_byval/ag_in_1.2.7_4810\).pdf](http://kpi.msu.ac.th /upload/ag_tor_ref_byval/ag_in_1.2.7_4810).pdf)
- [9] “Muscle of the Thigh.” [Online]. Available: <https://basicmedicalkey.com/gluteal-region-and-posterior-thigh/>.
- [10] World health organization. International Of classification Of functioning, disability And health: ICF; 2001.
- [11] สมพงษ์ เจริญบุญลย์วิวัฒน์, “ การออกแบบกลไกข้อสำหรับขาเทียม : ทำ แนวแรง และ โมเมนต์ที่ข้อเท้า ข้อเข่าและสะโพก ”, pp.16-18, 2009
- [12] นมัสมน ตีรเลิศพานิช และสุพัตรา โพธิ์มูล, “การออกแบบและพัฒนาต้นแบบขาเทียมควบคุมด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ : วงจรการเดิน”, pp.8-11, 2019
- [13] กรมส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ, “สถานการณ์คุณภาพชีวิตคนพิการของประเทศไทยประจำปี 2560”, 2561
- [14] Clinically Oriented Anatomy, “Stance and swing phases and muscle activity throughout the gait cycle ” [Online]. Available: <https://quizlet.com/233051747/w6d3h-1-2-gait-flash-cards/>

- [15] จิตาภา รัตน์โจน์พันธุ์ม, “ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)”, pp. 10 , 2555.
- [16] ทันพงษ์ ภูรักษ์, “ความรู้เกี่ยวกับไมโครคอนโทรลเลอร์เบื้องต้น” [Online]. Available: http://www.sbt.ac.th/new/sites/default/files/TNP_Unit_1.pdf
- [17] ไทยอีซี อี เล็ก, “บทความ Arduino คืออะไร” [Online]. Available: <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino- ch1.html>
- [18] Quoting US patent #4937722, High efficiency direct coupled switched mode power supply: The power supply can also include crowbar circuit protecting it against damage by clamping the output to ground if it exceeds a particular voltage. "Archived copy". Archived from the original on 2013-04-21. Retrieved 2008-05-08.
- [19] ANALOG IC TIPS, “the functional elements of the optical encoder” [Online]. Available:<https://www.analogictips.com/rotary-encoders-part-1-optical->
- [20] วัชรินทร์ สามิตรม, “ระบบการสอบเทียบโรตารีเอ็นโค้ดเดอร์”, PP. 18-19, 2555.
- [21] Jain,A.K.,Mao.J .and Mohiuddin,“Taxonomy of Neural Network Architectures”, 1996.
- [22] อัมภา สาระศิริ, “เทคนิคการเรียนรู้พื้นฐานโครงข่ายประสาทเทียม” [Online]. Available: <http://www.mut.ac.th/research-detail-92>
- [23] คงฤทธิ์ โกมาสถิต, “โครงข่ายประสาทเทียม”, pp.31-45, 2555.
- [24] สมาคมคนพิการทางการเคลื่อนไหวสากลฯ, “เทียมสำหรับคนพิการแบบปรับอัตราหมุนวงได้” [Online]. Available: <http://www.apdi2002.com/index.php>
- [25] Islamic University of Technology (IUT), “Design of a Cost effective EMG driven Bionic Leg” [Online]. Available: [researchgate.net/profile/Khondkar_Rabbani/publication/241157751_Design_of_a_costeffective_EMG_driven_bionic_leg](https://www.researchgate.net/profile/Khondkar_Rabbani/publication/241157751_Design_of_a_costeffective_EMG_driven_bionic_leg)
- [26] Graduate School of Vanderbilt University in partial fulfillment of the requirements for the degree of DOCTOR OF PHILOSOPHY, “A POWERED SELF-CONTAINED KNEE AND ANKLE PROSTHESIS FOR NEAR NORMAL GAIT IN TRANSFEMORAL AMPUTEES” pp3-5 .,2009
- [27] R. Borjian, M. B. Khamesee, and W. Melek, “Feasibility study on echo control of a prosthetic knee: sensors and wireless communication,” *Microsystem Technologies*, vol. 16, no. 1-2, pp. 257–265, 2010.
- [28] จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, “การออกแบบ และพัฒนาขบวนการผลิตชุดข้อเข่าเทียม และการทดสอบภาคสนาม ปีที่ 1 (โครงการต่อเนื่อง 2 ปี)” pp 6-9, 2015

- [29] DeLeva (1996). "The weight Of the human body limb segments as weight percentage Of the total body weight.", Journal Of Biomechanics
- [30] Tarasco, J.M. And M. ArmAnd (2001). "Issues And challenges facing rechargeable lithium batteries"
- [31] Pooja Bhatt And Alka Goe. (2017). "Carbon Fibers: Production, Properties And Potential Use."
- [32] Treatstock powers online manufacturing. "What is Resin Material."
- [33] VEXMA TECHNOLOGY PVT. LTD. (2016). "Carbon Fiber NYLON Material."
- [34] FILAMENTS.CA Canada's filament store. (2019). "Heavy Duty Carbon Fiber Nylon Filament."
- [35] Filament2print. "Nylon-Carbon Fiber Filament (CF15)". [Online]. Available: <https:// filament2print.com/gb/nylon-pa/797-nylon-carbon-fiber-cf15.html>
- [36] Instron. "ISO 527-3 การทดสอบแรงดึงของฟิล์มและแผ่นพลาสติก". [Online]. Available: <https://www.instron.co.th/th-th/testing-solutions/by-test-type/tension/iso-527-3>
- [37] Intertek. "Charpy Impact ISO 179". [Online]. Available: <https://www.intertek.com/polymers/testlopedia/charpy-impact-iso179/>
- [38] TN GROUP BRANCH OFFICE. "สูตรคำนวณ หาขนาดมู่เลย์และความยาวของสายพาน". [Online]. Available: http://www.tngroup.co.th/media/article_detail/264
- [39] STRUCT. "Rectangular Section - Torsional Loading More Cases" . [Online]. Available: http://structx.com/Stress_Strain_027.html.
- [40] Song Steel. "AISI 4340 Steel – JIS SNCM439 – DIN 1.6563" . [Online]. Available: <https://Steelpurchase.com/4340-sncm439-16563-Steel/>
- [41] ENGINEERING FORUMS. "shafting: comparison of torsional strength from tensile strength". [Online]. Available: <https://www.eng-tips.com/viewthread.cfm>
- [42] 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.
- [43] นางสาวนพรัตน์ วิทยาการโกวิท, "การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะตีลูกบอลในนักกีฬาออกก๊ีสนาม", 2558.
- [44] "Electrode location and placement" [Online]. Available: <http://www.dnbm.univr.it/documenti/OccorrenzaIn/matdid/matdid174356.pdf>

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



ภาคผนวก

คำสั่งสำหรับเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อสำหรับนำมาพัฒนาแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม

```
#defineoutputAA5
#defineoutputBA6
#defineoutputZA7
intcounter=0;
intaState;
intaLastState;
inttimer1_counter;
intin_z;
floatV0,V1,V2,V3;
voidsetup(){
//putyoursetupcodehere,torunonce:
//initializetimer1
noInterrupts();//disableallinterrupts
TCCR1A=0;
TCCR1B=0;
timer1_counter=64494;//preloadtimer65536-16MHz/256/60Hz
pinMode(outputA,INPUT);
pinMode(outputB,INPUT);
pinMode(outputZ,INPUT);
Serial.begin(115200);
//ReadstheinitialstateoftheoutputA
aLastState=digitalRead(outputA);
TCNT1=timer1_counter;//preloadtimer
TCCR1B|=(1<<CS12);//256prescaler(CS12=1)
TIMSK1|=(1<<TOIE1);//enabletimeroverflowinterrupt
interrupts();//enableallinterrupts
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และดัดแปลงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
ISR(TIMER1_OVF_vect)//interruptserviceroutine
{
intSensorValue1=analogRead(A1);
intSensorValue2=analogRead(A2);
intSensorValue3=analogRead(A3);
intSensorValue4=analogRead(A4);
TCNT1=timer1_counter;//preloadtimer
//digitalWrite(13,digitalRead(13)^1);
V0=,0.7*V0+,0.3*SensorValue1;
V1=,0.7*V1+,0.3*SensorValue2;
V2=,0.7*V2+,0.3*SensorValue3;
V3=,0.7*V3+,0.3*SensorValue4;
Serial.print(String(SensorValue1)+'\t'+String(SensorValue2)+'\t'+String(SensorValue3)+'\t
'+String(SensorValue4)+'\t'+String(counter*,0.072));
Serial.print("\t\t");
Serial.print(V0);
Serial.print("\t");
Serial.print(V1);
Serial.print("\t");
Serial.print(V2);
Serial.print("\t");
Serial.print(V3);
Serial.println("\t");
}
voidloop(){
//putyourmaincodehere,torunrepeatedly:
aState=digitalRead(outputA);//Readsthe"current"stateoftheoutputA
in_z=digitalRead(outputZ);
//IfthepreviousandthecurrentstateoftheoutputAaredifferent,thatmeansaPulsehasoccur
ed
if(aState!=aLastState){

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

90712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712,13.8644335685666,17.7176166262114,4.51037612026467,6.29703094990712];

x1_step1.ymin=-1;

//Layer1

b1= [2.0471271812728653,-1.9077955507044013,-0.10387105743172718,0.87539904287966119,0.070694905421740256,3.7898797053805802,1.477097989131336]

IW1_1=[-1.0188834409919796,-0.56908421671053133,-0.4547775823537355,0.1303326025118608,-0.42163430833663246,-0.14950846546820967,-0.16900154564932546,-0.10343842761885887,-0.29261496796134906,0.20736009951289544,0.04683260978531581,0.16365946956297225,0.20355007469558628,0.28285187556587099,0.28903541678855654,0.014706806130290025,-0.063592047691792719,0.3422815789288618,-0.19604722094224217,-0.052188260805537477,0.032029349043532343,-0.2197011094800117,-0.13221892978019015,0.19364162734713639,-0.16077651716709829,0.057313998635361282,0.19367109208779035,0.19667091319678842,-0.087466176906466381,-0.23855729039219603,-0.20006786909597293,0.3832403706927307,-0.39060618808898323,0.29092602285656416,-0.32651337258760388,-0.10971012850026313,-0.31739447461020315,0.24377156756409105,-0.13705418707827929,0.19005865639923206,0.14319728354725425,-0.20075699734972741,-0.22677276389090822,0.12436625684857966,0.012886072048684413,0.043752047206550272,0.22634815102301098,0.81546339407485702,0.11868015134876039,0.2271008239191688,0.22234938197086945,0.1961696322737026,-0.023209819361044395,-0.33341415127748653,-0.18852776897780346,0.39115844529618443,-0.0075870816711399655,0.0025675522681485249,0.22156213028348676,0.30828046547513982,-0.19117854210360716,0.20135267682448166,0.44358205869051415,0.87084390674601075,0.74682699514756667,0.1273646

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4120065633,-0.33615888284567486,-0.63384977012522825,
0.30563843800788326,-0.16587805142474923,0.042070394124473588,
0.0063799833179688384,0.62487691288224467,0.1322363276827753,
-0.12614122493876184,-0.20004109531198427,-0.012382355387622394,
0.0012721262942548151,0.10702796051483943,-0.2795305236724297
,0.38316262717328131,-0.070159966323719639,0.22545917673130453,
-0.43226639940966355,0.16369579168447712,0.13254027517085135,
0.18509715465834709,-0.22839679515084679,-0.1754287579291588,
-0.060813404302331724,0.015066450144213067,-0.28683096338539571,
-0.15688485988782247,0.29133135781291641,0.019218471192484678,
-0.59580141519547636,0.7741316773311232,0.037661748658262544,
0.41641694738208856,0.0036274368039312223,-0.26821920936832289,
-0.064651320152149749,-0.1106675681781136,-0.12207448601784426,
-0.17068512322301929,0.032694776297138267,-0.063424528238615357,
-0.021124463813477466,-0.14213538505410839,0.081567200730568543,
-0.12298153711375991,-0.33634723913790243,-0.04642198010437084,
0.38254513779897781,0.42305075906161538,-0.015606155393985044,
0.23486842448102654,0.56050625999787429,-0.16151262842237943,
-0.84514190698059388,0.20956535739752005,0.069415732106469438,
-0.31009718407679193,0.61802799870314573,0.26961733918460218,
0.59319195235450251-1.4254912320688025-1.7888359578986945,
-0.92330834091887481,0.365948389499696941.2118552157346552,
0.586008769144442,-0.20963309106252426,0.037941263346708477,
0.15268715196712279,-0.25758678152110237,-0.39778194162876829,
0.23685802867875078,0.23349882503658251,-0.036355234754363371,
-0.12373267208589835,-0.27693626693350215,0.19729852686080501,
0.37978323884310639,-0.37386758153017868,-0.23003923452014588,
0.29970181386742095,0.083472399441391718,-0.084230548305509939,
-0.11719083580571799,-0.1962532662942732,0.28358665567530805,
-0.032153145125049437,-0.10782126359098756,-0.077324977011710663,
-0.19508104681590566,0.039393818577197787,-0.042397743684142598,
0.080609747464233439,0.18402409029022188,-0.41938623734849217,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-0.35607131779569634,-0.12910200916776995,0.058120798732939009,
0.034561434591353711,-0.27381188860274808,0.26847088958416049,
0.26309090044235001,-0.32827169956053215,-0.32087757083133794,
-0.1340384253745511,0.26956337210680609,-0.19428342863431189,
0.32766445991960924,-0.29552833755435537,-0.058150799952749986,
-0.15760660793821538,0.23164022551567343, 0.067063621087484496,
0.33738718457552597,-0.15342577034988381,0.12616160307132837,
0.18228098884824456,-0.16860462799676149,-0.32228809034739392,
0.4194552990315335,0.018029712549357063,-0.28725526131923795,
-0.85219329808157085,-0.362496275306398661.0894659678544905,
0.26747180419550354,,0.14753675447849007,-0.59976371119857341,
0.05509956672735538,-0.11083357480199588,0.13141388385717021,
0.12010576732814221,-0.02090669533119998,0.36710625856972512,
-0.017353466269868022,0.12801057422683579,-0.13033378508114674,
0.29637052004201092,0.16187816491339005,-0.19962105953836504,
-0.32506728823593406,0.094215255979150883,-0.28476099546265671,
-0.18807871129293641,-0.23400138922514083,-0.13728437706998634,
0.278894487836639,-0.2141602826210991,-0.10634597521960526,
0.10291526154159852,0.10908303181391835,-0.084830712909393952,
0.088971189503632309,-0.32425590177809538,0.19450240725144241,
0.10956136388929158,-0.090392314454707579,-0.3653896633190305,
0.039302290596856825,-0.34460229494055578,0.068607014401144917,
-0.073468812666892536,0.20226832756546939,-0.10132400797989875,
-0.36380657140246037,-0.11427876823092745,-0.081473777614758769,
-0.21067802726819584,-0.014860709469494637,-0.31026547725440756,
-0.075479360339207699,0.017832754497705314,-0.011109250199597086,
0.1676621444364397,-0.051128222426719688,-0.2640138332759695,
0.039819300205440084,-0.092415579906068121,0.10620763164960757,
-0.24013562386709159,0.045951159138507176,0.2059942664135033,
0.25914703753224583,-0.3789831735564575,0.13753207525360822,
0.19739396021955874,-0.1240264149966613,-0.18399980566359475,
-0.38739602447969801,-0.31627245171397139,-0.6959732548322598,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-0.76518628428567381,-0.29407253333664307,0.35884983318410668,
-0.64470531152398747,-0.23262955835849428,-0.04085805782728353,
0.11874807770032909,-0.35177608899284907,0.21897083168997694,
-0.029441946596069319,0.62772574322062347,-0.240350776089296,
0.11174509203874196,-0.011042179388945679,-0.20245142779457267,
-0.6682562893011309,0.11080166844983028,0.28875369364970005,
0.43587658625014741,-0.37687865222116057,0.1286977227751013,
0.20264151595979332,-0.04682595213793251,-0.17293795362114189,
0.013288163680860793,0.27353611531981598,0.19385769078905854,
-0.61690337113686022,0.61173466132168197,0.22114516690741734,
-0.20266952057481125,-0.53243725024901689,-0.2419613676861937,
0.14646763205021157,0.53650413973037758,-0.38472214189766191,
-0.14021591784716317,0.36309177797398656,-0.046454728641489175,
-0.31249992494286322,-0.22788638292968361,0.041335752873252217,
-0.033753026082820659,-0.27663936110765441,0.52482385667165665,
0.40619390479378831,0.067850496069496877,-0.62239850005582786,
0.28640578638615566,0.17618830056277401,0.28509377484554088,
-0.31107468722230469,0.1142531241148876,0.48421881864127059,
-0.28254563167861679,-0.42274751366957686,0.069518562028720296,
0.098158719689200827,0.013959682930290439,-0.14754549216704702,
0.59539661657909959,0.41357801684226103,-0.30297022005404772,
-1.2491779789002655,0.21706470902803843,-0.06874580602039608,
0.72791747373685767,-0.29653410601758839,-0.050428669448111835,
-0.31826512556180042,0.19671113471247562,-0.035134078326115072
,0.1282004262344334,-0.0029942428634422728,0.27238158936915713,
0.10100358071660388,0.38913143269013584,-0.29373682077000751,
0.23769037053370043,-0.2027725556948308,0.077328853608820858,
-0.32356722866723403,0.0015016540684841054,-0.17925897545821312,
0.019102964868003967,0.29502342111247515,0.24125677056653061,
-0.066273299258433685,0.4372890016875382,0.20524443992445177,
0.01439120849019037,0.054317613456946683,-0.38654878280583327,
0.26319586394945882,0.57727386958342464,-0.17078068413406153,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0.10852755305989573,-0.0042223463155741884,0.10428812978103805,
0.022953382625172755,-0.04649182633675901,-0.14693258302834744,
0.04960710395364034,-0.19093495708269126,-0.13977817064017262,
-0.20361871588976402,0.19337098707535239,0.096186059558502776,
-0.14770819845671765,0.18925152887484586,0.6583455313406702,
-0.15683422401813552,-0.16134866161290931,-0.19989916776718789,
-0.10224370726861245,-0.040500766295293561,-0.10836797908276249,
0.20296381352119028,0.61568795795022413,0.030661951207328866,
-0.19102613997881701,0.042553092660916003,0.59057822343104871,
-0.33659722264034092,0.46643705566849664, 0.96545024312413831,
0.8665286736455977,,0.075502032682475254,0.15131129108169911,
-0.30927034014003174,0.15369496600640464,-0.13055923659807306,
0.015369708093358643,0.022854703542896187,0.11661979383501148,
-0.37470399682745348,-0.077956460997074317,0.12755226256064733,
0.31621416976993089,0.075981585152781,0.1416554403985095,
-0.045177067246511243,-0.23668827917355401,-0.072068117762279324,
0.13121099015244836,0.33101942549333857,0.25063500585530823,0.1905039
6742488207,-0.0095040672455512822,0.39497430229850244,
-0.10132631944624242,-0.091532714854051497,-0.20398346470545459
,0.082933589016316062,-0.30867523251384682,-0.043525769518799814,
-0.31980154419541429,0.11995993634339662,-0.2180873096546202,
-0.34222761000642765,-0.033895192927349702,-0.20116067451892145,
0.30069721345200406,-0.2356862579211875,-0.30196956333104863,
-0.057651121843942506,-0.01271728767703139,-0.0076558601848754314,
-0.091888737339446108,0.14246149727938642,-0.3316363009346337,
-0.035005576892727028,0.29187555187984138,0.47209204090179446,
0.14882204519655676,-0.036369109024312521,-0.14957743277875818,
0.25132468818734899,0.072882893343149804,0.0080214908155806473,
-0.060624114635355997,0.11095185947011549,-0.31474150892840003,
-0.40170221702579867,0.058263284180227019,0.21351526238967525
,0.23378337002857183,0.066798053275979805,0.40018361803098229,0.24111
714174150745,-0.02403972160279793];

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

//Layer2
b2= -0.41949655502433747;
LW2_1=[1.586218588096078-2.1757785601597468-2.0721921767022642,
      -0.28501512113766471.2368786352408845-2.7572223407198373,
      -0.40087655919750254];
//Output1
y1_step1.ymin=-1;
y1_step1.gain=,0.0290693952014946;
y1_step1.xoffset=-,0.563004;
//แบบจำลอง
//การจัดรูปแบบของInput
isCellX=iscell(X),
if~isCellX,X={X},end,
//ขนาดของตัวแปร
TS=size(X,2)//timesteps
if~isempty(X)
Q=size(X{1},2)//samples/series
else
Q=0,
end
//การจัดรูปแบบของOutput
Y=cell(1,TS),
//Timeloop
forts=1:TS
//Input1
Xp1=mapminmax_apply(X{1,ts},x1_step1),
//Layer1
a1=tansig_apply(repmat(b1,1,Q)+IW1_1*Xp1),
//Layer2
a2=repmat(b2,1,Q)+LW2_1*a1,

//Output1

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Y{1,ts}=mapminmax_reverse(a2,y1_step1),
end
//FinalDelayStates
Xf=cell(1,0),
Af=cell(2,0),
//การจัดรูปแบบของOutput
if~isCellX,Y=cell2mat(Y),end
end
//MODULEFUNCTIONS
//MapMinimumandMaximumInputProcessingFunction
functiony=mapminmax_apply(x,settings)
y=bsxfun(@minus,x,settings.xoffset),
y=bsxfun(@times,y,settings.gain),
y=bsxfun(@plus,y,settings.ymin),
end
//SigmoidSymmetricTransferFunction
functiona=tansig_apply(n,~)
a=2./(1+exp(-2*n))-1,
end
//MapMinimumandMaximumOutputReverse-ProcessingFunction
functionx=mapminmax_reverse(y,settings)
x=bsxfun(@minus,y,settings.ymin),
x=bsxfun(@rdivide,x,settings.gain),
x=bsxfun(@plus,x,settings.xoffset),
end

```