



การประเมินความสามารถของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับการรักษาภาระกรรมมุขย์และการพัฒนาขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

อัญชลิ ขาวนวล* และ นันทกฤษณ์ ยอดพิจิตร

ศูนย์นวัตกรรมสำหรับวิชาการและบริการปัจจัยมุขย์และการยศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าฯ ปทุมธานี

มนัสชนก จงประสิทธิ์พร

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

* ผู้อ้างอิง: อัญชลิ ขาวนวล โทรศัพท์ 08 8753 5175 อีเมล: uttapon.kn@gmail.com

DOI: 10.14416/j.kmutnb.2021.05.022

รับเมื่อ 25 พฤษภาคม 2563 แก้ไขเมื่อ 9 มิถุนายน 2563 ตอบรับเมื่อ 30 มิถุนายน 2563 เผยแพร่อนไลน์ 25 พฤษภาคม 2564

© 2021 King Mongkut's University of Technology North Bangkok. All Rights Reserved.

บทคัดย่อ

ระบบรักษาภาระกรรมมุขย์สำหรับขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์สามารถส่งเสริมให้ผู้สวมใส่เมื่อความสะดวกและการเคลื่อนไหวได้เป็นธรรมชาติตามกัยอิ่งขึ้น แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมที่ถูกพัฒนาในการศึกษาครั้งนี้ เพื่อจำแนก กิจกรรมการเคลื่อนไหวโดยใช้ข้อมูลเซนเซอร์แอคเซเลอโรมิเตอร์และใจโรสโคป ชุดข้อมูลการเดินที่มีการปิดเผยต่อสาธารณะ จากผู้ทดลอง 30 คน มีอายุอยู่ในช่วง 19 ถึง 48 ปี แต่ละคนดำเนิน 6 กิจกรรม ได้แก่ การเดินที่ความเร็วปกติ เดินขั้นบันได เดินลงบันได ท่านงปกติ ยืนตัวตรง และการนอน ข้อมูลชุดนี้ถูกนำมาใช้ฝึกอบรมและทดสอบแบบจำลองโครงข่าย ประสาทเทียม จำนวนเซลล์ประสาทในขั้นตอนถูกตั้งค่าโดยการเพิ่มทีละ 1 เซลล์ โดยเริ่มจากจำนวน 1 เซลล์ จนถึง 200 เซลล์ จนกว่าโครงข่ายให้ความถูกต้อง ความไว และความจำเพาะสูงที่สุด โครงข่ายแบบป้อนไปข้างหน้าและวิธีการเรียนรู้ แบบส่งค่าย้อนกลับถูกใช้ในการสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม ผลการทดลองพบว่า จำนวนเซลล์ประสาทที่ เหมาะสมในขั้นตอนเท่ากับ 73 เซลล์ แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมนี้สามารถนำไปใช้ในการพัฒนาขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

คำสำคัญ: โครงข่ายประสาทเทียม ระบบรักษาภาระกรรมมุขย์ ขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ เซนเซอร์แอคเซเลอโรมิเตอร์และใจโรสโคป



Evaluation of Artificial Neural Networks Structures for Human Activity Recognition and Development of a Computerized Prosthetic Leg

Uttapon Khawnuan* and Nantakrit Yodpijit

Center for Innovation in Human Factors Engineering and Ergonomics, Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Bangkok, Thailand

Manutchanok Jongprasithporn

Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

* Corresponding Author, Tel. 08 8753 5175, E-mail: uttapon.kn@gmail.com

DOI: 10.14416/j.kmutnb.2021.05.022

Received 25 May 2020; Revised 9 June 2020; Accepted 30 June 2020; Published online: 25 May 2021

© 2021 King Mongkut's University of Technology North Bangkok. All Rights Reserved.

Abstract

Human activity recognition system for computerized prosthetic leg can help the wearers to have a more comfortable and natural movement. In this study, an artificial neural network (ANN) model was constructed to classify movement activities based on accelerometer and gyroscope sensors. The publicly available walking dataset was collected from 30 subjects aged between 19–48 years. Each subject performed 6 activities (normal walking, upstairs walking, downstairs walking, sitting, standing and laying). This dataset was used for training and testing the ANN model. A number of neurons in the hidden layer were set by changing them from 1 to 200 with an interval of 1 until the network with most accuracy sensitivity and specificity was collected. The feedforward neural network (FFNN) trained using backpropagation (BP) was used to build the ANN model. The results showed that the optimal number of neurons in the hidden layer was 73. This ANN model can be applied in the development of computerized prosthetic leg.

Keywords: Artificial Neural Network, Human Activity Recognition System, Computerized Prosthetic Leg, Accelerometer and Gyroscope Sensors



1. บทนำ

ปัจจุบันประชากรจำนวน 40 ล้านคน ทั่วโลกต้อง ดำเนินชีวิตอยู่กับความพิการ แต่มีเพียงร้อยละ 5 ของผู้พิการ ทั้งหมดที่สามารถเข้าถึงอุปกรณ์ช่วยเหลือ [1] ในประเทศไทย มีรายงานสถิติที่แสดงให้เห็นว่ามีประชากรประมาณ 2 ล้านคน มีปัญหาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหว และเป็นผู้พิการที่ ถูกตัดร่างกายล่างประมาณ 50,000 คน [2] ปัจจุบันส่วนใหญ่ เทคโนโลยีข้าเทียมที่ทันสมัยมีราคาที่สูงมาก ทำให้ผู้พิการ ส่วนใหญ่ไม่สามารถเข้าถึงข้าเทียมที่ทันสมัย ผู้พิการที่ถูก ตัดขาบริเวณเหนือเข่าในประเทศไทยถูกจำกัดและได้ใช้แค่ ขาเทียมแบบดั้งเดิมที่มีต้นทุนต่ำ ต่อมานักพิการเหล่านี้ได้รับรู้ ถึงความสามารถของขาเทียมที่ทันสมัยที่สามารถส่งเสริม ความสะดวกและการเคลื่อนไหวได้เป็นธรรมชาติมากขึ้น ในขณะที่ทำกิจกรรมประจำวัน ซึ่งทำให้ผู้พิการที่ส่วนใหญ่ ขาเทียมนี้มีความสุขในการใช้ชีวิตประจำวันเพิ่มขึ้น [3] ซึ่ง ทำให้ผู้พิการสามารถดำเนินชีวิตด้วยความสามารถสูงสุด ในสังคม ต่อจากนี้ผู้พิการจะต้องไม่ถูกจำกัดโดยเทคโนโลยี ด้วยเหตุผลที่ว่าเทคโนโลยีเหล่านี้มีราคาสูง

หนึ่งในความท้าทายที่สำคัญในการพัฒนาข้าเทียมที่ ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์คือ ระบบที่ผู้สูงอายุสามารถ ควบคุมขาเทียม เรียกว่า ระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์ (Human Activity Recognition) ซึ่งระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์เป็น ความต้องการขั้นพื้นฐานสำหรับการควบคุมขาเทียม ที่ผ่านมา ได้มีงานวิจัยที่ได้พิสูจน์ให้เห็นถึงการใช้แอคเซเลอโรเมเตอร์ (Accelerometer) และเซนเซอร์ (Sensor) เพื่อร่วบรวมข้อมูล รู้ว่ากิจกรรมมนุษย์ [4] ได้มีงานวิจัยก่อนหน้านี้ได้มีการเปิดเผย ประโยชน์ในการใช้งานวิธีการของโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) สำหรับระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์ [5]–[7] ซึ่งให้ความแม่นยำสูงในการจำแนกกิจกรรม ปัจจุบันโครงข่ายประสาทเทียมนั้นยังมีปัญหาที่สำคัญคือ การออกแบบโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม ซึ่ง โครงสร้างมีผลเกี่ยวข้องโดยตรงกับอัตราความสำเร็จของ การจำแนกกิจกรรม ดังนั้นการออกแบบโครงสร้างของ โครงข่ายประสาทเทียมยังคงเป็นความท้าทายที่สำคัญ โดยโครงสร้างประกอบด้วย จำนวนของชั้นช่อง (Hidden

Layer) จำนวนของเซลล์ประสาท (Nodes/Neurons) พัฟ์ชั้น กระตุ้น และตัวแปรการเรียนรู้ (Learning Parameters) [8], [9]

จากปัญหาที่กล่าวมาข้างต้น งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสม สำหรับระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์โดยใช้ข้อมูลเซนเซอร์ แอคเซเลอโรเมเตอร์ และไโกร์สโคป (Gyroscope) สำหรับ การพัฒนาขาเทียมที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

2. วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการวิจัย

2.1 ระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์

ระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์เป็นความต้องการหรือ ข้อกำหนดขั้นพื้นฐานสำหรับการทำงาน และมีปฏิสัมพันธ์ ร่วมกันระหว่างมนุษย์และขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วย ระบบคอมพิวเตอร์ ถ้าขาเทียมเข้าใจและพยากรณ์กิจกรรม ที่ต้องการของมนุษย์ได้ ขาเทียมก็สามารถให้ความช่วยเหลือ และส่งเสริมการดำเนินกิจกรรมเหมือนลักษณะของ มนุษย์ได้ดียิ่งขึ้น ระบบบrü จำกัดกรรมมนุษย์จะสำเร็จได้โดย เปรียบเทียบสถานะกิจกรรมของขาเทียมกับผลกิจกรรม ที่ได้จากแบบจำลอง แบบจำลองดังกล่าวได้มี “การฝึกอบรม” ด้วยฐานข้อมูลที่เหมาะสม หลังจากนั้น แบบจำลองถูกนำมา ใช้สำหรับการรู้ว่ากิจกรรมมนุษย์แบบเวลาจริง เพื่อที่จะ ทำการฝึกและใช้งานแบบจำลองดังกล่าว ขั้นตอนแรกต้อง กำหนดข้อมูลป้อนเข้าที่เหมาะสม (Input) โดยเฉพาะการเลือก ชุดเซนเซอร์ที่เหมาะสม ความยาวเฟรมที่เหมาะสมสำหรับ ข้อมูลนั้น และชุดคุณสมบัติที่เหมาะสมที่จะสกัดจาก แต่ละหน้าต่างข้อมูล นอกจากนี้ เพื่อที่จะนำไปประยุกต์ใช้ แบบเวลาจริง การลดขนาดข้อมูลที่เหมาะสมเป็นสิ่งจำเป็น เมื่อเลือกข้อมูลป้อนเข้าที่เหมาะสมแล้ว แบบจำลองถูก สร้างขึ้นตามชุดข้อมูลการฝึกอบรม หลังจากแบบจำลองบrü จำกัดกรรมมนุษย์สร้างขึ้น เช่น การเดิน การยืน และการนั่ง เป็นต้น แบบจำลองนี้ถูกนำไปใช้ในขาเทียมแบบตามเวลาจริง เพื่อกำหนดกิจกรรมที่น่าจะเป็นมากที่สุดในช่วงเวลาที่ กำหนด เพื่อเพิ่มโอกาสในการกำหนดโดยกิจกรรมที่ถูกต้อง ในการใช้งาน



2.2 ข้อมูลตัวรับรู้

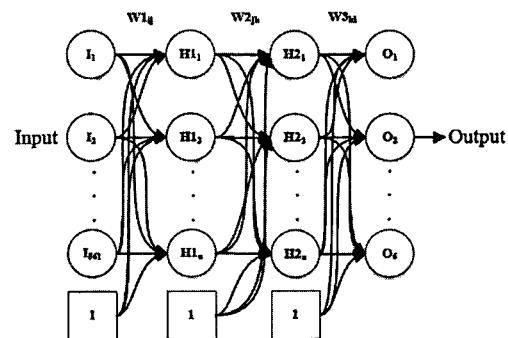
เพื่อรับความสามารถทางเทคนิคของโครงสร้าง โครงข่ายประสาทเทียม งานวิจัยนี้นำชุดข้อมูลทดลองการเดินที่เปิดเผยต่อสาธารณะมาดำเนินการทดลอง โดยข้อมูลชุดนี้ มีข้อมูลทดลองการเดินที่ได้ดำเนินกิจกรรม 6 กิจกรรม ซึ่งประกอบด้วย การเดินที่ความเร็วปกติ เดินขึ้นบันได เดินลงบันได ท่านั่งปกติ ยืนตัวตรง และการนอน [10] ข้อมูลชุดนี้ ได้รับจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 30 คน ข้อมูลที่ใช้สำหรับการฝึกอบรมมีจำนวน 7,352 เหตุการณ์ และข้อมูลที่ใช้สำหรับการทดสอบมีจำนวน 2,947 เหตุการณ์ แต่ละเหตุการณ์ มีคุณสมบัติ 561 คุณสมบัติ

2.3 การเลือกสถาปัตยกรรม

โครงข่ายประสาทเทียมจะต้องถูกกำหนดโดยจำนวนปัญหาที่ป้อนเข้า และจำนวนของเอ้าต์พุต (Output) ดังนั้น จำนวนเซลล์ประสาทในชั้นอินพุต (Input Layer) เท่ากับ จำนวนปัญหาที่ป้อนเข้า เช่นเดียวกับจำนวนเซลล์ประสาท ในชั้นาเอ้าต์พุต (Output Layer) เท่ากับจำนวนปัญหาของเอ้าต์พุต โครงข่ายประสาทเทียมโดยทั่วไปจะมี 2 หรือ 3 ชั้น [11]

2.4 สถาปัตยกรรมโครงข่ายประสาทเทียม

แบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอ การด้วยโครงข่ายประสาทเทียมแบบป้อนไปข้างหน้า (Feed-Forward Artificial Neural Networks) และวิธีการเรียนรู้แบบส่งค่าย้อนกลับ (Backpropagation Learning Method) แบบจำลองนี้ถูกใช้เพื่อรักษารูปแบบกิจกรรม และถูกออกแบบบนพื้นฐานสถาปัตยกรรมของเพอร์เซปตรอนหลายชั้น (Multi-layer Perceptron) [11] แบบจำลองนี้ประกอบด้วย ชั้นข้อมูลป้อนเข้า มีจำนวนเซลล์ประสาท 561 จำนวน ซึ่ง เท่ากับคุณสมบัติของข้อมูลเซนเซอร์ชั้นช่อนจำนวน 1 ชั้น และ ชั้นาเอ้าต์พุตจำนวน 1 ชั้น มีจำนวนเซลล์ประสาท 6 จำนวน เท่ากับจำนวนกิจกรรม จำนวนเซลล์ประสาทในชั้นช่อนถูก ตั้งค่าโดยการเพิ่มทีละ 1 เซลล์ โดยเริ่มจากจำนวน 1 เซลล์



รูปที่ 1 สถาปัตยกรรมโครงข่ายประสาทเทียม

จนถึง 200 เซลล์ จนกว่าโครงข่ายให้ความถูกต้อง ความไว และความจำเพาะสูงที่สุด และเลือกใช้ฟังก์กราร์ตัน LOGSIG เพราะให้ค่าความถูกต้อง ค่าความไว และ ค่าความจำเพาะสูง ซึ่งเป็นข้อกำหนดพื้นฐานของระบบบrü จำกิจกรรมมนุษย์ งานวิจัยนี้ใช้ข้อมูลเซนเซอร์แอคเซเลอโรมิเตอร์และใจโรสโคป ในวิธีการทดลองแบบลองผิดลองถูก (Trial and Error) เพื่อรับโครงสร้างที่เหมาะสมสำหรับระบบบrü จำกิจกรรมโดยรูปที่ 1 แสดงสถาปัตยกรรมโครงข่ายประสาทเทียม

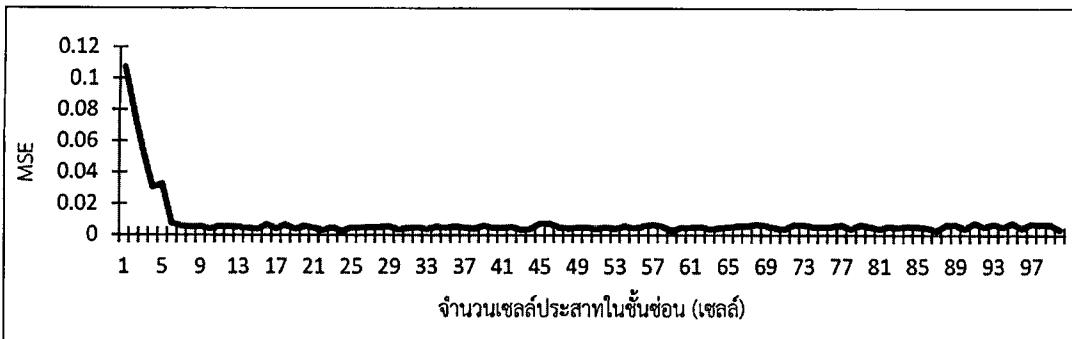
3. ผลการทดลอง

3.1 ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง

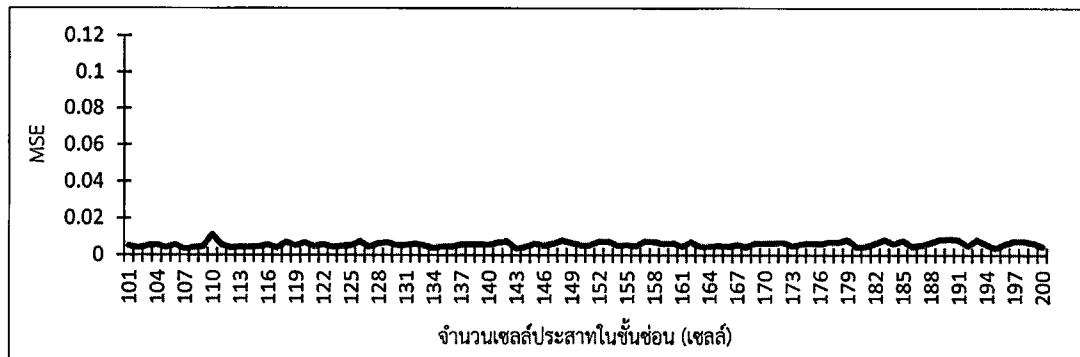
ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Mean Squared Error; MSE) ถูกนำมาใช้ในการคำนวณความถูกต้องของแบบจำลองและเปรียบเทียบระหว่างจำนวนเซลล์ประสาทในชั้นช่อนโดย MSE วัดค่าเฉลี่ยกำลังสองของความผิดพลาดระหว่างค่าจริง โดยค่า MSE คำนวณดังสมการที่ (1)

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (t_i - o_i)^2 \quad (1)$$

จำนวนเซลล์ประสาทในชั้นช่อนที่เหมาะสมสำหรับระบบบrü จำกิจกรรมมนุษย์ถูกกำหนดโดยค่า MSE ที่น้อยที่สุด พบว่า จำนวนเซลล์ประสาทในชั้นช่อน 24 ตัว มีค่า MSE น้อยที่สุด มีค่า MSE เท่ากับ 0.002671 รูปที่ 2 และ รูปที่ 3 แสดงค่า MSE ของจำนวนเซลล์ประสาทในชั้นช่อน



รูปที่ 2 ค่า MSE ของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (1 ถึง 100 เชลล์)



รูปที่ 3 ค่า MSE ของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (101 ถึง 200 เชลล์)

3.2 ค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่าความไว (Sensitivity)
ค่าความจำเพาะ (Specificity)

นอกจากค่า MSE แล้ว งานวิจัยนี้ได้วัดรายละเอียดโครงสร้างที่เหมาะสมโดยการคำนวณค่าความถูกต้อง คำนวณดังสมการที่ (3)

$$sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3)$$

และค่าความจำเพาะสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (4)

$$accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (2)$$

$$specificity = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4)$$

เมื่อ TP คือ จำนวนกิจกรรมที่แบบจำลองทำนายว่าจริงและกิจกรรมนั้นได้เกิดขึ้นจริง

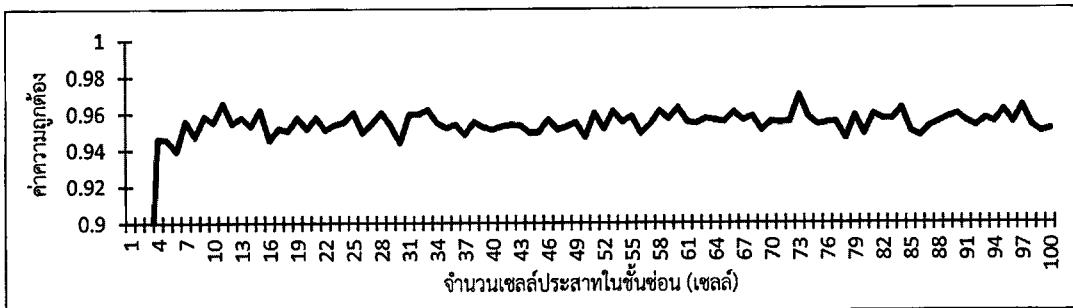
TN คือ จำนวนกิจกรรมที่แบบจำลองทำนายว่าไม่จริงและกิจกรรมนั้นไม่ได้เกิดขึ้นจริง

FP คือ จำนวนกิจกรรมที่แบบจำลองทำนายว่าจริงแต่กิจกรรมนั้นไม่ได้เกิดขึ้นจริง

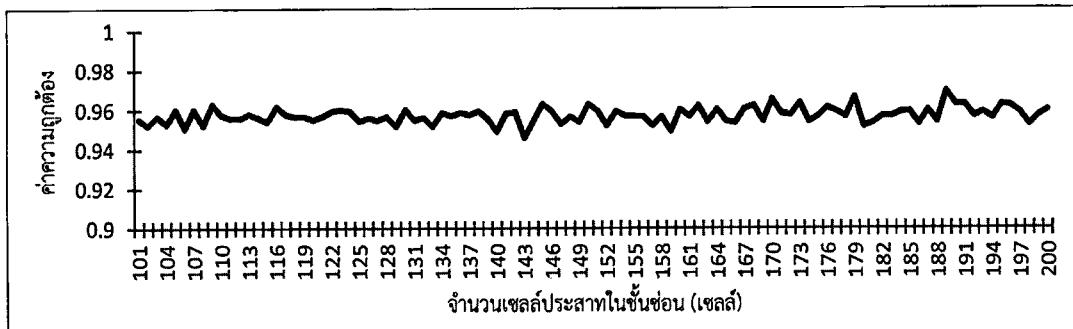
FN คือ จำนวนกิจกรรมที่แบบจำลองทำนายว่าไม่จริงแต่กิจกรรมนั้นได้เกิดขึ้นจริง

3.2.1 ค่าความถูกต้อง

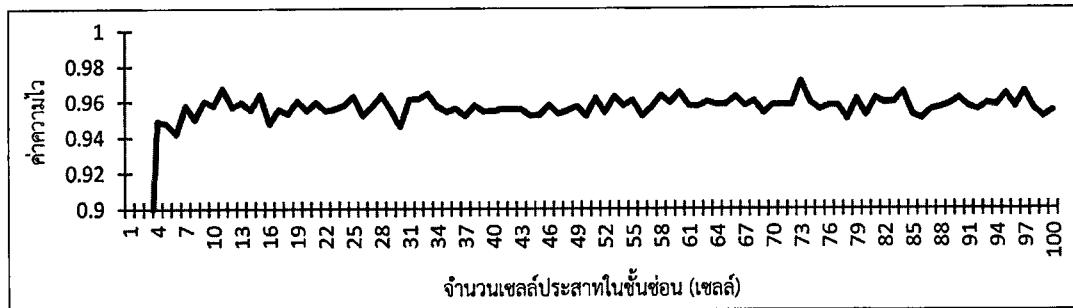
ค่าความถูกต้องของโครงข่ายประสาทเทียมถูกกำหนดโดยความสามารถที่รู้จำกิจกรรมได้อย่างถูกต้อง ค่าความถูกต้องคำนวณจากความสัมพันธ์ระหว่าง TP และ TN [12] ค่าความถูกต้องของจำนวนเชลล์ประสาทในโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแสดงดังรูปที่ 4 และ รูปที่ 5 ค่าความถูกต้องที่มากที่สุดเท่ากับ 0.9698 โดยมีจำนวนเชลล์ประสาท 73 จำนวน



รูปที่ 4 ค่าความถูกต้องของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (1 ถึง 100 ชุดตัวอย่าง)



รูปที่ 5 ค่าความถูกต้องของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (101 ถึง 200 ชุดตัวอย่าง)



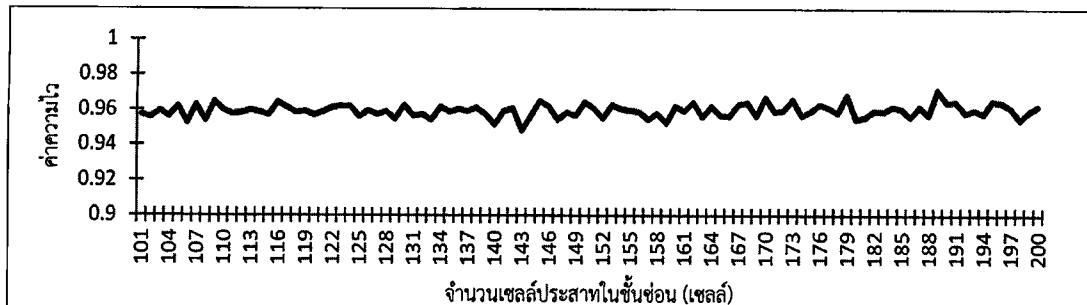
รูปที่ 6 ค่าความไวของโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (1 ถึง 100 ชุดตัวอย่าง)

3.2.2 ค่าความไว

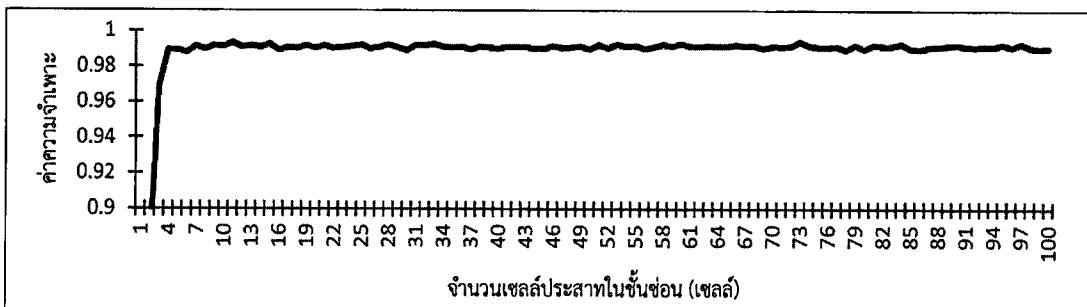
ค่าความไวของการทดสอบนี้กำหนดโดยความสามารถในการรู้จำกิจกรรม ถ้ากิจกรรมนั้นสามารถตรวจจับได้อย่างถูกต้องตามเงื่อนไข เช่น การเดิน [13], [14] โดยค่าความไวคำนวณโดยการพิจารณาอัตราส่วนของกิจกรรมที่ทดสอบว่าเป็น TP เช่น เหตุการณ์การเดิน ค่าความไวของจำนวนชุดตัวอย่างในโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแสดงตั้งแต่รูปที่ 6 และรูปที่ 7 ค่าความไวที่มากที่สุดเท่ากับ 0.9715 โดยมีจำนวนชุดตัวอย่าง 73 จำนวน

3.2.3 ค่าความจำเพาะ

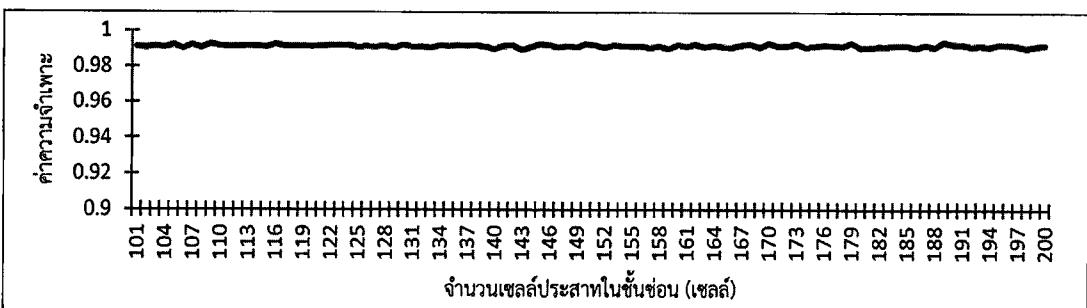
ค่าความจำเพาะของการทดลองนี้จะสามารถเห็นได้ในความสามารถรู้จำของกิจกรรมที่ตรวจพบอย่างถูกต้องโดยไม่ตรวจกิจกรรมที่กำหนด เช่น กิจกรรมที่ไม่ใช่การเดิน ค่าความจำเพาะคำนวณโดยการพิจารณาอัตราส่วนของกิจกรรมที่เป็น TN ในกิจกรรมอื่นๆ ที่ไม่ใช่กิจกรรมการเดิน ค่าความจำเพาะของจำนวนชุดตัวอย่างในโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแสดงตั้งแต่รูปที่ 8 และรูปที่ 9 ค่าความจำเพาะที่มากที่สุดเท่ากับ 0.994 โดยมีจำนวนชุดตัวอย่าง 73 จำนวน



รูปที่ 7 ค่าความไม่แน่นอนของโครงสร้างโครงข่ายประสานเทียม (101 ถึง 200 ชุด)



รูปที่ 8 ค่าความจำเพาะของโครงสร้างโครงข่ายประสานเทียม (1 ถึง 100 ชุด)



รูปที่ 9 ค่าความจำเพาะของโครงสร้างโครงข่ายประสานเทียม (101 ถึง 200 ชุด)

4 อภิปรายผลและสรุป

ประโยชน์ที่สำคัญของระบบบูรณาการกิจกรรมมนุษย์คือ เพื่อช่วยเหลือให้ผู้พิการที่ถูกตัดขาดจากสังคมได้เข้าสู่สังคม สามารถดำเนินกิจกรรมประจำวันได้ดียิ่งขึ้น ผ่านการใช้งาน เช่นเซอร์แอกเซเลอโรมิเตอร์และໄจโรสโคป ในช่วงหลายทศวรรษที่ผ่านมา เช่นเซอร์แอกเซเลอโรมิเตอร์และໄจโรสโคป ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการพัฒนาฯที่เป็นที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์และเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของกราฟิกกรรมประจำวัน

โครงข่ายประสานเทียมได้มีการถูกนำมาใช้ในระบบบูรณาการกิจกรรมมนุษย์ [5], [15]–[18] แต่ทว่าการกำหนดโครงสร้างของโครงข่ายประสานเทียมที่เหมาะสมยังคงเป็นปัญหาสำคัญเนื่องจากมีผลเกี่ยวกับโดยตรงกับค่าความถูกต้องในการจำแนกกิจกรรมประจำวัน

จากการทดลองหาเซลล์ประสานที่เหมาะสมโดยใช้เงื่อนไขในการทดลองเดียวกัน สำหรับเห็นค่า MSE สามารถตีความได้ว่า จำนวนเซลล์ประสาน 24 จำนวน จะทำงานได้ดีที่สุด อย่างไรก็ตาม ค่าความถูกต้อง ค่าความไว และค่า



ความจำเพาะของค่าเฉลี่ยจากกิจกรรมทั้งหมด แสดงให้เห็นว่า จำนวนเซลล์ประสาท 73 จำนวน สามารถทำงานได้ดีที่สุด เพื่อให้มีการจำแนกกิจกรรมที่ผิดพลาดน้อยที่สุด เนื่องจาก ผลการจำแนกที่ผิดพลาดอาจจะทำให้ผู้สวมใส่เกิดอันตรายได้ และจำนวนเซลล์ประสาทที่น้อยเกินไปไม่สามารถจำแนก กิจกรรมได้อย่างแม่นยำ สำหรับระบบรู้จำกิจกรรมมุ่งยี่ ที่ใช้ข้อมูลจากเซนเซอร์แอคเซเลอโรมิเตอร์และໄจโรสโคป ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบผลของการรู้จำกิจกรรมของ ชุดข้อมูลทดลองการเดิน กับงานวิจัยอื่นที่ได้ใช้โครงข่าย ประสาทแบบconvoluted neural networksที่มีการใช้ชุดข้อมูลทดสอบชุด เดียวกันที่ดูค่าความถูกต้องของค่าเฉลี่ยจากกิจกรรมทั้งหมด (Convolutional Neural Networks; CNN) [15]

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบค่าความถูกต้องของวิธีการอื่น

Method	Accuracy
CNN + Stat. features + data centering	0.9763
CNN + Stat. features	0.9606
CNN + Stat. features + data normalization	0.9548
CNN	0.9531
CNN + Data centering	0.9235
CNN + Data normalization	0.9077
FFNN (This paper)	0.9698

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการศึกษาโครงสร้างที่เหมาะสม ของโครงข่ายประสาทเทียมในการเปรียบเทียบ 1) MSE 2) ค่าความถูกต้อง 3) ค่าความไว และ 4) ค่าความจำเพาะ โครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียมโดยเพอร์เซปตอรอนหลายชั้น ถูกนำมาใช้สำหรับการทดลองฝึกอบรมและการทดสอบ บนชุดข้อมูลทดลองการเดิน ซึ่งจำนวนเซลล์ประสาทจะ ถูกทดสอบผ่านการทดลอง ซึ่งผลการทดลองของจำนวน เซลล์ประสาทจะถูกประเมินเพื่อหาโครงสร้างของโครงข่าย ประสาทเทียมที่เหมาะสม งานวิจัยนี้สามารถสรุปได้ว่า โครงสร้างที่เหมาะสมคือ ในขั้นป้อนเข้ามีจำนวนเซลล์ ประสาท 561 จำนวน ขั้นตอนมีจำนวนเซลล์ประสาท 73 จำนวน และขั้นตอนเอาร์พุตมีจำนวนเซลล์ประสาท 6 จำนวน

โดยใช้ฟังก์ชันกระตุ้น LOGSIG เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพสำหรับ ระบบรู้จำกิจกรรมมุ่งยี่ที่ใช้ข้อมูลจากเซนเซอร์แอคเซเลอ โรมิเตอร์และໄจโรสโคป ประสิทธิภาพของโครงสร้างนี้ คือ ให้ค่าความถูกต้อง ค่าความไว และค่าความจำเพาะของ ค่าเฉลี่ยจากกิจกรรมทั้งหมด ซึ่งเป็นข้อกำหนดพื้นฐานของ ระบบรู้จำกิจกรรมมุ่งยี่ เพื่อที่จะให้ผู้พิการเข้าถึงเทคโนโลยี อำนวยความสะดวกที่สามารถช่วยเหลือผู้พิการให้ดำเนินชีวิต และทำกิจวัตรประจำวันได้ดียิ่งขึ้น มีการคาดการณ์ว่าระบบ รู้จำกิจกรรมมุ่งยี่ยังคงเป็นหัวข้อการวิจัยสำหรับงานวิจัย ในอนาคตเพื่อเป็นประโยชน์ต่อผู้พิการที่ถูกตัดขาลง บริเวณหนีอเข่า ที่สำคัญผลการวิจัยจากการศึกษาครั้งนี้ จะถูกนำมาใช้สำหรับการพัฒนาระบบรู้จำกิจกรรมมุ่งยี่ที่มี กำไรใช้ข้อมูลจากเซนเซอร์แอคเซเลอโรมิเตอร์และໄจโรสโคป เป็นข้อมูลที่ป้อนเข้าสู่ระบบสำหรับการพัฒนาขาเทียมที่ ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

การศึกษาครั้งนี้มีข้อจำกัดหลักก็คือการใช้งานชุดข้อมูล ทดลองการเดิน และการเลือกจำนวนเซลล์ประสาทในชั้น ซ่อน ซึ่งค่อนข้างเป็นความท้าทายสำหรับการออกแบบ โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมให้เหมาะสม งานวิจัย ในอนาคตจะมุ่งเน้นไปที่การเก็บรวมรวมข้อมูลและการ วิเคราะห์การดำเนินกิจวัตรประจำวันของผู้พิการที่ถูกตัด ขาลงบริเวณหนีอเข่า และจะดำเนินการพัฒนาขาเทียมที่ ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนทางการเงินโดยสำนักงาน การวิจัยแห่งชาติ (วช.) ผู้เขียนขอขอบคุณบุคลากรของศูนย์ นวัตกรรมสำหรับวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าฯ ปทุมธานี สำหรับ การสนับสนุนทางการทดลอง และขอขอบคุณ Mr.Bengt Soderberg และ Dr.Teddy Fagerstrom ของสแกนдинาฟีนีวี ออร์โธปิดิกส์ แล็บบอราทอรี (Scandinavian Orthopaedic Laboratory; SOL) และองค์กรวิชาชีพกายอุปกรณ์สากล (International Society for Prosthetics and Orthotics;



ISPO) สำหรับคำแนะนำที่เป็นประโยชน์กับเทคโนโลยีทางด้านกายอุปกรณ์

เอกสารอ้างอิง

- [1] L. International. (2017, August). *Why Limbs.* [Online]. Available: <https://www.limbsinternational.org/why-limbs.html>
- [2] Department of Empowerment of Persons with Disabilities, "Situation Report on Persons with Disabilities in Thailand," Ministry of Social Development and Human Security, Bangkok, Thailand, 2017 (in Thai).
- [3] N. Yodpijitt, M. Jongprasithporn, U. Khawnuan, T. Sittiwatchai, J. Siriwatsopon, and G. Guerra. (2018, June). *Human-centered design of computerized prosthetic leg: A questionnaire survey for user needs assessment.* [Online]. Available: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-94947-5_98
- [4] E. Zheng, B. Chen, X. Wang, Y. Huang, and Q. Wang, "On the design of a wearable multi-sensor system for recognizing motion modes and sit-to-stand transition regular paper," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 11, no. 30, pp. 1–8, 2014.
- [5] Z. Yu and M. Lee, "Human motion based intent recognition using a deep dynamic neural model," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 71, pp. 134–149, 2015.
- [6] H. Huang, T. A. Kuiken, and R. D. Lipschutz, "A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, vol. 56, no. 1, pp. 65–73, 2009.
- [7] B. hen, E. Zheng, X. Fan, T. Liang, Q. Wang, K. Wei, and Long Wang, "Locomotion mode classification using a wearable capacitive sensing system," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 21, no. 5, pp. 744–755, 2013.
- [8] I. A. Basheer and M. Hajmeer, "Artificial neural networks: Fundamentals, computing, design, and application," *Journal of Microbiological Methods*, vol. 43, no. 1, pp. 3–31, 2000.
- [9] B.G.Zhang and M.Y.H.Eddy Patuwo, "Forecasting with artificial neural networks: The state of the art," *International Journal of Forecasting*, vol. 14, no. 1, pp. 35–62, 1998.
- [10] J. Reyes-Ortiz, D. Anguita, A. Ghio, L. Oneto, and X. Parra. (2019, April). *UCI machine learning repository: Human activity recognition using smartphones data set*, 2012. [Online]. Available: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/human+activity+recognition+using+smartphones>
- [11] K. L. Du and M. N. S. Swamy, *Neural Networks in a Softcomputing Framework*. Springer Science & Business Media, 2006.
- [12] A. Baratloo, M. Hosseini, A. Negida, G. El Ashal, and G. El Ashal, "Part 1: Simple definition and calculation of accuracy, sensitivity and specificity," *Archives of Academic Emergency Medicine (Emergency)*, vol. 3, no. 2, pp. 48–49, 2015.
- [13] H. Abdi, "Signal detection theory," in *Encyclopedia of Measurement and Statistics*, 3rd ed., Elsevier, 2007, pp. 313–324.
- [14] C. D. Wickens and J. G. Hollands, "Signal detection, information theory, and absolute judgment," in *Engineering Psychology and Human Performance*, Prentice Hall, 2000, pp. 17–28.
- [15] A. Ignatov, "Real-time human activity recognition from accelerometer data using



- convolutional neural networks,” *Applied Soft Computing Journal*, vol. 62, pp. 915–922, 2018.
- [16] U. Martinez-Hernandez and A. A. Dehghani-Sanij, “Adaptive bayesian inference system for recognition of walking activities and prediction of gait events using wearable sensors,” *Neural Networks*, vol. 102, pp. 107–119, 2018.
- [17] S. Au, M. Berniker, and H. Herr, “Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits,” *Neural Networks*, vol. 21, no. 4, pp. 654–666, 2008.
- [18] M. M. Hassan, M. Z. Uddin, A. Mohamed, and A. Almogren, “A robust human activity recognition system using smartphone sensors and deep learning,” *Future Generation Computer Systems*, vol. 81, pp. 307–313, 2018.