

เทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนิ่งบนแผ่นรับแรง

HUMAN IDENTIFICATION TECHNIQUE BASED ON STANDING STILL BEHAVIOR ON
FORCE PLATES



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2561

KMITL-2018-EN-M-010-147

เทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนิ่งบนแผ่นรับแรง

HUMAN IDENTIFICATION TECHNIQUE BASED ON STANDING STILL BEHAVIOR ON
FORCE PLATES



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
พ.ศ.2561

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกหรือเผยแพร่ข้อมูลข้างต้นถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
KMITL-2018-EN-M-010-147

HUMAN IDENTIFICATION TECHNIQUE BASED ON STANDING STILL BEHAVIOR ON
FORCE PLATES



PATTRAPORN SIRISILPA

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN TELECOMMUNICATIONS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
2018
KMITL-2018-EN-M-010-147
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

COPYRIGHT 2018

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนั่งบนแผ่นรับแรง
นักศึกษา	นางสาวภัทราพร ศิริศิลป์
รหัสประจำตัว	60601133
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมโทรคมนาคม
พ.ศ.	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอเทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนั่งบนแผ่นรับแรง โดยการแกว่งไปมาของร่างกายที่เกิดขึ้นระหว่างยืนนั่งในท่าทางที่เปิดตาเกิดจากการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกด โดยคาดคะเนการแกว่งไปมาของร่างกายเหมือนการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวาซึ่งแต่ละบุคคลจะมีลักษณะที่เป็นเอกลักษณ์เฉพาะตัว หลักการแปลงฟูเรียร์ถูกนำมาใช้เป็นเครื่องมือในกระบวนการดึงลักษณะเด่นของแต่ละบุคคล ขั้นตอนสุดท้ายจะใช้โครงข่ายประสาทเทียมมาเป็นเทคนิคในการเรียนรู้และตัดสินใจเพื่อจำแนกบุคคล ขั้นตอนการประมวลผลทั้งหมดจะถูกประมวลผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ MATLAB ผลที่ได้จากวิธีการที่เสนอนี้แสดงให้เห็นว่าพฤติกรรมการยืนนั่งในสภาพเปิดตาสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับการจำแนกตัวบุคคลได้ ความถูกต้องเฉลี่ยของระบบการจำแนกตัวบุคคลมีค่าเท่ากับ 74.16 เปอร์เซ็นต์ อย่างไรก็ตามจำเป็นต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมและปรับปรุงหลักการที่เสนอเพื่อให้ประสิทธิภาพของระบบการจำแนกบุคคลที่มีความถูกต้องแม่นยำยิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Human Identification Technique Based on Standing Still Behavior on Force Plates
Student	Ms. Pattaporn Sirisilpa
Student ID.	60601133
Degree	Master of Engineering
Program	Telecommunications Engineering
Year	2018
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Pramote Wardkein

ABSTRACT

This thesis proposes a human identification technique based on standing still behavior on force plates. Since the body sway that occurs during a quiet stand with open eye condition is caused by the movement of the center of mass and the center of pressure, the transfer of weight on the left and right feet of each person has a unique characteristic. This characteristic is then applied to identify individuals. Fourier transform is used as a tool in the process of extracting individual characteristics. The last step, to identify individuals, artificial neural network technique is used for learning and making decisions. The processing results are obtained by MATLAB program. The average accuracy of the identification system was 74.16 percent. However, the further study and improvement of the proposed principle is needed to acquire better identification accuracy.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า รวมถึง รศ.ดร.จิรสุดา โกษียาภรณ์ ที่ให้คำปรึกษา คำแนะนำในด้านการเขียน และการใช้ภาษาอังกฤษที่เหมาะสมเพื่อจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ตลอดจนอาจารย์หลายๆ ท่านในภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้แก่ข้าพเจ้า ข้าพเจ้าขอแสดงความขอบคุณ นายศักรินทร์ สินไชย ที่ให้ความช่วยเหลือทุกครั้งในช่วงที่ข้าพเจ้าประสบปัญหา รวมไปถึงขอขอบคุณเพื่อนทุกคน โดยเฉพาะนางสาวมัญชุพร จงแจ่มใส นางสาวเปรี๊ยะ วงษ์เสรี นางสาวพรรณนิภา จินะแก้ว เพื่อนที่ร่วมทุกข์ร่วมสุข ผู้ที่ทำให้สิ่งที่จากการเรียนเป็นมากกว่าความรู้ ผู้ที่คอยช่วยเหลือในด้านต่างๆ ทั้งเรื่องงาน และด้านความบันเทิง ขอขอบคุณจากใจ

ข้าพเจ้าขอขอบคุณนางสาวนางสาววิศรา ศิริศิลป์ ผู้ซึ่งเป็นพี่สาวของข้าพเจ้าที่คอยให้คำปรึกษา คอยเป็นกำลังใจในยามที่ข้าพเจ้าท้อแท้ ซึ่งมีส่วนสนับสนุนในการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงขอแสดงความขอบคุณมา ณ ที่นี้

สำหรับคุณงามความดี ความสำเร็จของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ผู้ที่สนับสนุนทั้งด้านกำลังใจ และกำลังทรัพย์ ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่าน ที่ได้ให้ความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ภัทรพร ศิริศิลป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	V
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 กล่าวนำ.....	5
2.2 ไบโอมेटริก.....	5
2.2.1 ความหมายของไบโอมेटริก.....	5
2.2.2 ประเภทของไบโอมेटริก.....	5
2.2.3 รูปแบบการใช้งานไบโอมेटริก.....	6
2.3 สมดุลของการทรงตัว.....	6
2.3.1 องค์ประกอบสมดุลของการทรงตัว.....	6
2.3.2 อวัยวะที่ควบคุมการทรงตัว.....	8
2.4 วงจรขยายสัญญาณ.....	9
2.4.1 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน.....	9
2.4.2 ออปแอมป์ AD620.....	10
2.5 โพลตเซลล์เซนเซอร์.....	12
2.5.1 หลักการทำงานของโพลตเซลล์.....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีข้อสงวนลิขสิทธิ์ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
2.5.2 โครงสร้างของสเตรนเกจ.....	13
2.5.3 โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ.....	14
2.6 การแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	14
2.7 โครงข่ายประสาทเทียม.....	16
2.7.1 การจำลองเซลล์ประสาท.....	16
2.7.2 องค์ประกอบของโครงข่ายประสาทเทียม.....	16
2.7.3 โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า.....	18
2.7.4 การส่งค่าย้อนกลับของการเรียนรู้.....	19
2.7.5 การเรียนรู้สำหรับโครงข่ายประสาทเทียม.....	21
2.8 การวัดประสิทธิภาพของระบบ.....	22
บทที่ 3 การจำแนกบุคคลโดยพฤติกรรมระหว่างยืนสงบนิ่ง.....	24
3.1 กล่าวนำ.....	24
3.2 การออกแบบระบบการจัดเก็บสัญญาณ.....	25
3.2.1 แผ่นรับแรง.....	25
3.2.2 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์.....	26
3.2.3 การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล.....	28
3.3 กระบวนการปรับปรุงสัญญาณ.....	28
3.3.1 การกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรง.....	28
3.3.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	29
3.3.3 การปรับเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นน้ำหนัก.....	30
3.4 กระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ.....	31
3.5 ระบบจำแนกบุคคล.....	32
3.5.1 การจัดหมวดหมู่คนโดยอาศัยการแบ่งน้ำหนัก.....	32
3.5.2 โครงข่ายประสาทเทียม.....	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า	
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	35
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น สิ่งนี้ห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้	
4.1 กล่าวนำ.....	35

สารบัญ

	หน้า
4.2 ผลการออกแบบอุปกรณ์รับแรง.....	34
4.3 ผลการทดลองวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ชั้น.....	37
4.4 ผลกระบวนการปรับปรุงสัญญาณ.....	39
4.4.1 ผลการกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรง.....	39
4.4.2 ผลวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	41
4.4.3 ผลการปรับเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นน้ำหนัก.....	42
4.5 ผลกระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ.....	45
4.6 ผลของการทดลองโครงข่ายประสาทเทียม.....	46
4.6.1 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียม.....	46
4.6.2 ผลการทดสอบโครงข่ายประสาทเทียม.....	49
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	52
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	52
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	52
เอกสารอ้างอิง.....	53
ภาคผนวก.....	55
ประวัติผู้เขียน.....	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ประเภทของระบบไบโอเมตริก.....	6
2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราขยายกับค่าตัวต้านทานภายนอก.....	12
2.3 ชนิดของฟังก์ชันถ่ายโอน.....	17
4.1 ค่าอัตราขยายของออปแอมป์.....	38
4.2 ผลค่าเฉลี่ยน้ำหนักและค่าความแปรปรวนของทุกบุคคล.....	45
4.3 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมของบุคคลที่ 1 โดยใช้สัญญาณจากแผ่นรับ แรงข้างขวา.....	47
4.4 ค่าความผิดพลาดกำลังสองสำหรับการเรียนรู้ของทุกบุคคล.....	49
4.5 ผลการเลือกกลุ่มโดยน้ำหนัก.....	50
4.6 ผลการจำแนกบุคคล.....	50
4.7 ผลเปรียบเทียบค่า Accuracy กับงานวิจัยอื่น.....	51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายเพศหญิงและชาย.....	7
2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์ถ่วงกับฐานที่รองรับ.....	8
2.3 หูชั้นใน.....	9
2.4 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น.....	10
2.5 วงจรของ AD620.....	11
2.6 อุปกรณ์ออปแอมป์ AD620.....	11
2.7 วงจรความต้านทานเปลี่ยนค่าตามแรงกดและแรงดึงในตัวโหลดเซลล์.....	13
2.8 การทำงานของโหลดเซลล์.....	13
2.9 โครงสร้างของสเตรนเกจ.....	14
2.10 โหลดเซลล์ Pancake.....	14
2.11 โครงสร้างเซลล์ประสาทมนุษย์.....	16
2.12 โครงสร้างเซลล์ประสาทเทียม.....	18
2.13 โครงสร้างเบื้องต้นของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า.....	18
2.14 โครงสร้างการส่งค่าย้อนกลับ.....	19
2.15 ขั้นตอนส่งค่าผิดพลาดย้อนกลับ.....	20
2.16 การเรียนรู้แบบมีการสอน.....	22
2.17 การเลือกคุณสมบัติแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม.....	22
3.1 บล็อกไดอะแกรมระบบที่นำเสนอ.....	24
3.2 ตำแหน่งต่างๆ ของเซนเซอร์รับแรง.....	25
3.3 รายละเอียดของอุปกรณ์เซนเซอร์โหลดเซลล์.....	25
3.4 ตำแหน่งเซนเซอร์โหลดเซลล์ด้านขวาและซ้าย.....	26
3.5 ขนาดของอุปกรณ์รับแรง และพิกัดของเซนเซอร์โหลดเซลล์.....	26
3.6 วงจรขยายสัญญาณจากเซนเซอร์โหลดเซลล์ 1 ตัว.....	27
3.7 ลายวงจรขยายของเซนเซอร์โหลดเซลล์ทั้ง 8 ตัว.....	28
3.8 การเชื่อมต่ออุปกรณ์.....	28
3.9 ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	29
3.10 ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	30
3.11 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักและค่าสัญญาณทางไฟฟ้า.....	30

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
3.12 กราฟฮิสโทแกรมของค่าน้ำหนักทุกคน.....	32
3.13 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้.....	33
3.14 แผนผังขั้นตอนการจำแนกบุคคล.....	34
4.1 บล็อกไดอะแกรมส่วนประกอบของระบบจำแนกบุคคล.....	35
4.2 อุปกรณ์รับแรง.....	36
4.3 รูปแบบการเก็บผล.....	36
4.4 วงจรขยายที่ออกแบบ.....	37
4.5 ตำแหน่งการป้อนสัญญาณอินพุตและวัดสัญญาณเอาต์พุต.....	37
4.6 ผลของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันของสัญญาณคลื่นรูปไซน์.....	38
4.7 สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากผ่านวงจรขยาย สัญญาณของบุคคลที่ 1.....	39
4.8 สเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจาก ผ่านวงจรขยายสัญญาณของบุคคลที่ 1.....	39
4.9 สัญญาณที่ได้ของบุคคลที่ 1 หลังกำจัดกระแสไฟตรง.....	40
4.10 สเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจาก กำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงของบุคคลที่ 1.....	40
4.11 สัญญาณทางไฟฟ้าของบุคคลที่ 1 หลังทำการผ่านวงจรความถี่ต่ำผ่าน.....	41
4.12 สเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากบุคคลที่ 1 หลังผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	41
4.13 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 1 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	42
4.14 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 2 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	42
4.15 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 3 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	42
4.16 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 4 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	43
4.17 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 5 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	43
4.18 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 6 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	43
4.19 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 7 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	44
4.20 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 8 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	44
4.21 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 9 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	44
4.22 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 10 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง.....	45

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
4.23 ขนาดสัมประสิทธิ์ในโดเมนความถี่ของสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาของบุคคลที่ 2.....	46
4.24 ขนาดสัมประสิทธิ์ในโดเมนความถี่ของสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านซ้ายของบุคคลที่ 2.....	46



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการยืนยันตัวตนบุคคลเป็นสิ่งที่สำคัญและถูกนำมาใช้อย่างมากในระบบรักษาความปลอดภัย ตัวอย่างเช่น การตรวจสอบบุคคลก่อนเข้าออกสถานที่ต่างๆ ซึ่งเทคโนโลยีการจำแนกบุคคลด้วยระบบไบโอเมตริกเป็นที่นิยมมากขึ้นเนื่องจากมีความปลอดภัยสูงกว่าวิธีการแบบเก่า ยกตัวอย่างเช่น การใช้บัตรหรือ พาสเวิร์ด เพราะยากต่อการปลอมแปลง และไม่สามารถสูญหายไปได้ ซึ่งไบโอเมตริก คือ วิธีการนำข้อมูลทางชีวภาพ มาใช้ในการแยกแยะความแตกต่างของแต่ละบุคคล โดยระบบไบโอเมตริก แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ ลักษณะทางกายภาพ เช่น ลายนิ้วมือ ลักษณะใบหน้า ลักษณะใบหู สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ลักษณะทางพฤติกรรม เช่น เสียง การเซ็นชื่อ การเดิน รวมถึงการวิ่งและการยืนจัดว่าเป็นลักษณะทางพฤติกรรมรูปแบบหนึ่งซึ่งมีแนวโน้มที่จะเป็นลักษณะเด่นของแต่ละบุคคล จากการศึกษา ยังไม่พบว่ามีการใช้พฤติกรรมการยืนนิ่งมาใช้ในการระบุตัวบุคคล จะมีก็เพียงศึกษาเพื่อหาอิทธิพลระหว่างพฤติกรรมการยืน และวิเคราะห์ถึงสมรรถนะต่างๆ ของกล้ามเนื้อเท่านั้น วิทยานิพนธ์นี้ได้ศึกษาพฤติกรรมการยืนนิ่งของมนุษย์เพื่อนำมาใช้ในการระบุตัวบุคคล โดยใช้หลักการการแปลงฟูเรียร์เป็นเครื่องมือในการดึงลักษณะเด่นที่มีอยู่ในสัญญาณ มีการจำลองการทำงานของระบบการจำแนกบุคคลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อที่จะนำเสนอเทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนิ่งบนแผ่นรับแรง โดยทำการสร้างแผ่นรับแรงจากหลักการของโพลดเซลล์เซนเซอร์ที่มีคุณสมบัติในการเปลี่ยนแรงหรือน้ำหนักที่มากระทำต่อโพลดเซลล์ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นใช้หลักการแปลงฟูเรียร์สำหรับกระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณที่ได้จากพฤติกรรมการยืนนิ่งของแต่ละบุคคลออกมา จากนั้นนำลักษณะเด่นของสัญญาณที่ได้เข้าสู่วิธีเรียนรู้และตัดสินใจ โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเป็นกลไกวิเคราะห์และจำแนกบุคคล

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

ภายใต้สมมุติฐานของการศึกษาคือการยืนทรงตัวในแต่ละบุคคลมีระบบกล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน แต่ทุกคนจะมีพฤติกรรมการยืนที่เป็นเอกลักษณ์เฉพาะตัว เมื่อมองว่าในระหว่างพฤติกรรมการยืนของแต่ละบุคคลนั้นจะมีการแกว่งไปมา ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกด เรา

ได้คาดคะเนว่าการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกดเปรียบเสมือนการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวา โดยการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าทั้งสองนี้ส่งผลให้เราได้ข้อมูลที่เปลี่ยนไปของน้ำหนักเท้าแต่ละข้าง ดังนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้อันไปวิเคราะห์เพื่อหาลักษณะเด่น และใช้สำหรับเทคนิคจำแนกบุคคล นอกจากจะสามารถจำแนกบุคคลจากข้อมูลพฤติกรรมการยืนนิ่งได้แล้ว ยังเป็นที่น่าสนใจสำหรับนำไปศึกษาเพื่อพัฒนาและประยุกต์ใช้กับงานในด้านอื่น ยกตัวอย่างเช่น ในทางการแพทย์ คือระบุว่าบุคคลนั้นเป็นโรคที่แสดงอาการสั้นระหว่างยืนนิ่งหรือไม่

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

จากการสืบค้นพบว่ามีหลายบทความที่ศึกษาเกี่ยวกับลักษณะท่าทางการยืนโดยใช้การวัดการแกว่งของร่างกาย เมื่อปี 1998 David A. Winter และคณะ [1] พบว่าภายใต้สมมุติฐานการแกว่งของร่างกายที่เกิดขึ้นนั้นคือจุดศูนย์กลางมวล (COM) ซึ่งการแกว่งของร่างกายเป็นระบบกลศาสตร์และจะถูกประเมินจากจุดศูนย์กลางของแรงกด (COP) ที่วัดมาจากแผ่นรับแรง พวกเขาศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์กลางกับจุดศูนย์กลางแรงกด ในบทความนี้นำเสนอโครงสร้างสำหรับการควบคุมท่าทางการยืนซึ่งร่างกายจะมีพฤติกรรมเหมือนกับลูกตุ้มผกผัน การทำงานของกล้ามเนื้อจะทำให้หน้าที่ยืดสปริง และเมื่อจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกดมีการเคลื่อนที่ ทำให้ลูกตุ้มผกผันแกว่งและเกิดการสั้น บทความของ J.J. Collins และ C.J. De Luca ในปี 1993 [2] ศึกษาการควบคุมรูปเปิดและรูปปิดของท่าทาง โดยการวิเคราะห์แบบสุ่มของจุดศูนย์กลางแรงกดทั้งแบบมิติเดียวและแบบสองมิติ ผลการศึกษาได้ว่าแต่ละบุคคลจะมีลักษณะการสุมของจุดศูนย์กลางแรงกดที่หลากหลายแต่จะมีรูปแบบเฉพาะตัวที่สอดคล้องกัน ในอีกกรณีหนึ่งในปีเดียวกันนั้น Richard Fitzpatrick และ D. I. McCloskey [3] ศึกษาตัวกระตุ้นการรับรู้การเคลื่อนไหว การทรงตัว การมองเห็น สำหรับการรับรู้ความสัมพันธ์ของมนุษย์ ได้ข้อสรุปว่าการควบคุมสมดุลและท่าทางการยืนจะเกี่ยวข้องกับระบบการรับรู้ทั้งสามระบบ สำหรับบทความของ Navrag B. Singh และคณะ [4] ปี 2011 ศึกษาสเปกตรัมการแกว่งไปมาของท่าทางระหว่างยืนสงบนิ่งโดยวิเคราะห์อิทธิพลของอายุ การมองเห็น และการรับรู้ความรู้สึกทางกาย ได้ข้อสรุปว่าปัจจัยภายนอกคือ การมองเห็นผลต่อความถูกต้องของผลตอบสนองสำหรับควบคุมการแกว่งไปมาในทิศทางหน้าหลัง และการรับรู้ความรู้สึกทางกายมีผลโดยตรงกับผลตอบสนองการแกว่งไปมาในทิศทางซ้ายขวา ส่วนปัจจัยภายในคือ อายุและเพศส่งผลกระทบต่อหลักโดยการแกว่งไปมาในทิศทางซ้ายขวาจะมีค่ามากกว่าการแกว่งไปมาในทิศทางหน้าหลัง เพื่อสนับสนุนข้อสรุปที่ว่าเพศเป็นปัจจัยภายในที่ส่งต่อการแกว่งไปมาระหว่างยืนในบทความของ Matheson และคณะ [5] ปี 1999 พบว่าประสิทธิภาพการแกว่งไปมาในเพศชายมีมากกว่าเพศหญิงสำหรับเงื่อนไขจำกัดการมองเห็นและการทรงตัว เมื่อไม่นานมานี้ในปี 2017 นักวิจัยชาวฝรั่งเศส Alexandre Costea และ Robin N. Salesse และคณะ [6] ศึกษาการยืนหรือแกว่งตามจังหวะโดยได้ยืนจังหวะที่ไม่ต่อเนื่อง และสนับสนุนเสถียรภาพในการรักษาท่าทาง ทำการประเมินว่าร่างกายจะ

แกว่งไปมาตามเครื่องให้จังหวะที่มีความถี่แตกต่างกัน ผลที่ได้ขนาดการแกว่งไปมามีแนวโน้มที่มากเมื่อเครื่องให้จังหวะมีความถี่ 0.25 เฮิรตซ์ จากบทความนี้แสดงให้เห็นว่ามนุษย์ในท่าทางที่ยืนสองขาสามารถปรับการแกว่งไปมาตามการได้ยินของเสียงภายนอกอย่างอัตโนมัติซึ่งอาจนำไปใช้ประโยชน์เพื่อการเรียนรู้และฟื้นฟูสมรรถภาพ

สำหรับการสืบค้นบทความอื่นๆ ที่นำลักษณะทางพฤติกรรมเป็นตัวจำแนกตัวบุคคล พบว่าในปี 2011 [7] ศึกษาและวิเคราะห์การเดินของมนุษย์เพื่อใช้ในการจำแนกบุคคล ซึ่งใช้กล้อง 2 ตัวตรวจจับการเดินในสถานที่ที่เป็นห้องฉากเขียว และอาสาสมัครจำเป็นต้องใส่เสื้อสีดำติดกับฉากเพื่อนำรูปที่ได้ไปหาลักษณะเด่นและทำการจำแนกโดยใช้เทคนิค K-NN บทความนี้แสดงค่าความถูกต้องระบบเท่ากับ 84% นอกจากนี้ลักษณะการเดินของมนุษย์ถูกนำมาใช้ในการระบุตัวตนในบทความ [8] โดยมีกล้องจับเฟรมภาพการเดินทั้งหมด 11 ตัว และใช้เทคนิคการรู้จำของภาพแบบ Fuzzy Local Binary Pattern ผลที่ได้พบว่าระบบมีความถูกต้องในการระบุตัวตน 74.8% ในปี 2014 [9] ศึกษาการยืนยันบุคคลจากลายเซ็นซึ่งถือว่าเป็นข้อมูลทางชีวภาพที่เป็นลักษณะทางพฤติกรรม โดยใช้กล้องเว็บแคมจับภาพแบบออนไลน์และมีการนำภาพไปประมวลผลแบบออฟไลน์ ซึ่งความถูกต้องที่ได้มีค่าเท่ากับ 76.92% เมื่อไม่นานมานี้ [10] ได้ศึกษาการระบุตัวตนโดยใช้อุปกรณ์เพียโซอิเล็กทริกวัดสัญญาณกล้ามเนื้อรอบดวงตาที่ได้จะพฤติกรรมการกระพริบตา การแปลงฟูเรียร์ถูกนำมาเป็นเทคนิคที่ใช้ดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ ระบบให้ผลมีค่าความถูกต้องเฉลี่ย 58.47%

1.5 ขอบเขตของการศึกษา

1. สร้างแผ่นรับแรงสำหรับเท้าซ้ายและขวา โดยติดตั้งโหลดเซลล์เซนเซอร์ไว้ข้างละ 4 จุด ซึ่งแผ่นรับแรงแต่ละข้างสามารถรับน้ำหนักได้ 200 กิโลกรัม
2. สร้างวงจรมหาสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์เดชั่น โดยมีอัตราขยาย 100 เท่า
3. ใช้หลักการการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่องเป็นเครื่องมือในการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ
4. วิธีการเรียนรู้และตัดสินใจโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม 3 ชั้น ด้วยการเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับ
5. ใช้น้ำหนักเป็นตัวจำแนกหมวดหมู่คนเพื่อเลือกใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยแบ่งหมวดหมู่คนเป็น 3 กลุ่ม คือบุคคลที่มีน้ำหนักน้อยกว่าเท่ากับ 60 กิโลกรัม บุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 60 กิโลกรัม แต่ไม่เกิน 90 กิโลกรัม และบุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 90 กิโลกรัม
6. อาสาสมัครเป็นวัยรุ่นหนุ่มสาว 10 คน อายุเฉลี่ย 22 ปี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

1. ศึกษาความเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ สมมุติฐาน ทฤษฎีที่ใช้ และขอบเขตของการศึกษา
2. ศึกษาทฤษฎีพื้นฐานระบบไบโอเมตริกซ์ บทความที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมการยืนยัน และทฤษฎีโครงข่ายประสาทเทียม
3. สร้างอุปกรณ์รับแรงและเก็บสัญญาณที่ได้ระหว่างยืนยันเพื่อสร้างฐานข้อมูลที่ใช้ในงานวิจัย
4. วิเคราะห์ค่าขนาดสัมประสิทธิ์ในเชิงความถี่โดยใช้วิธีแปลงฟูเรียร์เพื่อนำมาใช้เป็นลักษณะเด่นในกระบวนการเรียนรู้และตัดสินใจ
5. นำข้อมูลลักษณะเด่นที่ได้มาใช้ในระบบ จากนั้นทำการสอนและทดสอบข้อมูล
6. เก็บผลการทดลองเพื่อคำนวณค่าประสิทธิภาพของระบบ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องในการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ซึ่งประกอบไปด้วยหัวข้อเทคโนโลยีไบโอเมตริกซ์ สมดุลของการทรงตัว หลักการของวงจรรขยายสัญญาณ อุปกรณ์ไหลตเซลล์ เซนเซอร์ การแปลงอนุกรมฟูเรียร์ ทฤษฎีโครงข่ายประสาทเทียม การวัดและการประเมินประสิทธิภาพของระบบ

2.2 ไบโอเมตริก

ระบบรักษาความปลอดภัยที่ง่ายที่สุดที่รู้จักกันดีคือการล็อคสิ่งที่มีค่าต่างๆ ด้วยกุญแจ ผู้ใช้ต้องทำหน้าทีในการเก็บรักษาลูกกุญแจ หรืออาจจะใช้การล็อคแบบที่ต้องอาศัยรหัสผ่านเป็นตัวเลขหรือตัวอักษร แต่ถ้าผู้ใช้สามารถใช้อวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายแทนลูกกุญแจหรือรหัสผ่านได้ ทำให้สามารถกำจัดปัญหาการหลงลืมหรือถูกขโมย ลูกกุญแจ และรหัสผ่าน แนวความคิดนี้นำไปสู่หลักการไบโอเมตริก

2.2.1 ความหมายของไบโอเมตริก

คำว่าไบโอเมตริก (Biometric) ประกอบขึ้นจากคำว่า ไบโอ (Bio) ซึ่งหมายถึงสิ่งมีชีวิต และคำว่า เมตริก (metric) ซึ่งหมายถึงคุณลักษณะที่สามารถถูกวัดค่า หรือประเมินจำนวนได้ เมื่อนำความหมายของทั้ง 2 คำมารวมกัน ไบโอเมตริกจึงหมายถึงเทคโนโลยีในการใช้คุณลักษณะหรือพฤติกรรมบางอย่างในสิ่งมีชีวิต ซึ่งเป็นคุณลักษณะที่เป็นเอกลักษณ์ และสามารถเทียบวัดหรือนับจำนวนได้มาผนวกเข้ากับหลักการทางสถิติ เพื่อการจำแนก หรือจดจำแต่ละบุคคล

การทำงานของระบบไบโอเมตริกจะอยู่บนพื้นฐานเดียวกับการทำงานของสมอง ที่สามารถจะจำแนกความแตกต่างของแต่ละบุคคลออกจากกันนั้นคือจุดเด่นของเทคโนโลยีไบโอเมตริก เพราะด้วยวิธีการดังกล่าวช่วยให้การระบุตัวบุคคลสามารถทำได้อย่างแม่นยำ โดยไม่จำเป็นต้องใช้รหัสผ่าน สมาร์ทการ์ด บัตรแถบแม่เหล็ก หรือว่าลูกกุญแจ เหมือนอย่างวิธีการแบบเดิมที่เคยเป็นมา

2.2.2 ประเภทของไบโอเมตริก

ระบบไบโอเมตริกถูกแบ่งตามลักษณะเฉพาะที่ใช้ในปัจจุบันได้ออกเป็น 2 ประเภท คือ คุณลักษณะทางพฤติกรรม และคุณลักษณะทางกายภาพ โดยแต่ละประเภทสามารถจำแนกออกมาได้แสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ประเภทของระบบไบโอเมตริก

คุณลักษณะทางกายภาพ	คุณลักษณะทางพฤติกรรม
ลายนิ้วมือ	เสียงพูด
ใบหน้า	ลายมือเขียน
ม่านตา	การเดิน
จอตา	
รูปทรงฝ่ามือ	

2.2.3 รูปแบบการใช้งานไบโอเมตริก

รูปแบบของการใช้งานระบบไบโอเมตริกมีอยู่ 2 ลักษณะดังต่อไปนี้

2.2.3.1 การระบุตัวผู้ใช้งาน (Identification)

การนำตัวอย่างไปเปรียบเทียบกับข้อมูลที่รวบรวมไว้ ในการระบุตัวผู้ใช้งานต้องส่งข้อมูลทางไบโอเมตริกของตนเอง เช่น จากการวางนิ้วมือลงยังเครื่องอ่านลายนิ้วมือ การถ่ายภาพใบหน้า ให้กับระบบเป็นอันดับแรก หลังจากนั้นระบบจะทำการจับคู่ข้อมูลที่รับมากับข้อมูลทั้งหมดในฐานข้อมูล เพื่อระบุว่าผู้ที่ส่งข้อมูลมาเป็นใคร กระบวนการนี้ค่อนข้างใช้เวลานานเพราะระบบต้องมีการเปรียบเทียบข้อมูลเป็นจำนวนมาก

2.2.3.2 การตรวจพิสูจน์ตัวผู้ใช้งาน (Verification)

ระบบจะตรวจสอบตัวอย่างกับข้อมูลที่ได้ถูกเก็บไว้ก่อนหน้านี้ว่าตรงกันหรือไม่ ผู้ใช้จะต้องป้อนรหัสประจำตัวหรือ PIN (Personal Identification Number) ที่ระบุถึงตัวผู้ใช้งานเองก่อน เพื่อระบุข้อมูลทางไบโอเมตริกที่มีในฐานข้อมูล แล้วจึงส่งข้อมูลไบโอเมตริกของตนเองให้กับระบบ จากนั้นระบบจึงทำการตรวจสอบว่าข้อมูลที่ได้รับมานั้นตรงกับข้อมูลที่ถูกบันทึกไว้ก่อนหน้านี้หรือไม่ กระบวนการที่ใช้โดยทั่วไปจะใช้เวลาไม่นาน เพราะข้อมูลที่ต้องเปรียบเทียบไม่มากเหมือนกรณีการระบุผู้ใช้งาน

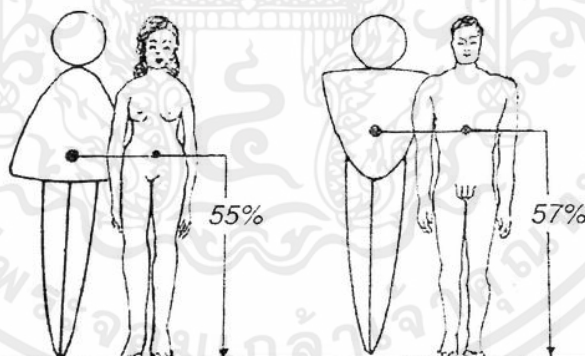
2.3 สมดุลของการทรงตัว

การทรงตัว (Balance) หมายถึง ความสามารถในการควบคุมร่างกายให้อยู่ในแนวตั้งตรง และการทำให้จุดศูนย์กลางของร่างกายอยู่ภายในฐานรองรับ หลักการสำคัญของสมดุลในการทรงตัวของร่างกายเป็นสิ่งจำเป็นต่อการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน การทรงตัวต้องอาศัยการประสานงานระหว่างสมอง ระบบหูชั้นใน การมองเห็น และการรับรู้ของข้อต่อและกล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ขอสงวนสิทธิ์ในเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.1 จุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย (Center of Gravity)

เป็นจุดที่น้ำหนักของร่างกายสมดุลในทุกทิศทาง หรือเป็นจุดที่ผลรวมของแรงบิด (Torques) ของส่วนต่างๆ ของร่างกายมีค่าเท่ากับศูนย์ มนุษย์ในท่ายืนตรงจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายจะอยู่ที่กระดูกสันหลังส่วนก้นกบอันที่ 2 และระหว่างการเดินจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายจะเคลื่อนไหวขึ้นบน-ลงล่าง-ซ้ายและขวาไม่เกิน 1 นิ้วจากจุดปกติ ผู้ชายจุดศูนย์ถ่วงจะอยู่ที่ความสูง 57 % ของความสูงของร่างกายวัดจากพื้นขึ้นมา สำหรับผู้หญิงตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงจะต่ำกว่าผู้ชาย เนื่องจากสะโพกของผู้หญิงมีขนาดใหญ่กว่าผู้ชาย ซึ่งจุดศูนย์ถ่วงจะอยู่ที่ความสูง 55 % ของความสูงร่างกายวัดจากพื้นขึ้นมา [11] ตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายถูกแสดงดังรูปที่ 2.1 ถ้ายกแขนขึ้นหรือเทินสิ่งของไว้บนศีรษะ ระดับจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายจะเปลี่ยนตำแหน่งไป แต่ถ้าลดระดับจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายให้ต่ำลง ด้วยการย่อเข่า นั่งราบกับพื้น คุกเข่า ช่วยให้ความมั่นคงของการทรงตัวดีขึ้น ดังนั้นจุดศูนย์ถ่วงยิ่งสูงสมดุลของการทรงตัวจะมีน้อยลงถ้าจุดศูนย์ถ่วงต่ำสมดุลของการทรงตัวจะมีมากขึ้น ซึ่งในทางฟิสิกส์ คำว่า “จุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย” และ “จุดศูนย์กลางของมวล” นั้นมีความหมายแตกต่างกัน สำหรับจุดศูนย์กลางของมวล (Center of Mass : COM) คือ จุดที่เสมือนเป็นที่รวมของมวลทั้งก้อน ในแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์จะมีน้ำหนักที่แตกต่างกันออกไป เช่น ขาแต่ละข้างของผู้ชายนั้นจะมีน้ำหนักเฉลี่ยอยู่ที่ 14% ของน้ำหนักตัวทั้งหมด และร่างกายส่วนบนมีน้ำหนักเฉลี่ยอยู่ที่ 30% ของน้ำหนักตัวทั้งหมด [12] จากการคำนวณในแต่ละสัดส่วนออกมาทำให้สามารถหาจุดศูนย์กลางมวลรวมของร่างกายได้ แต่โดยทั่วไปจุดศูนย์กลางของมวลและ จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายสามารถอนุโลมใช้แทนกันได้



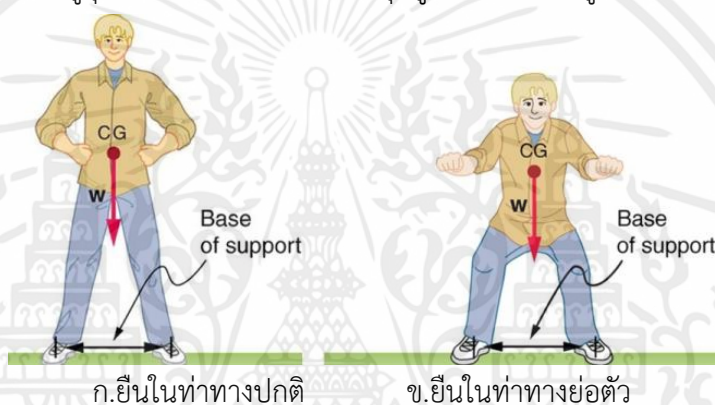
รูปที่ 2.1 ตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายเพศหญิงและชาย [11]

2.3.1.2 ขนาดของฐานที่รองรับ (Base of support)

ถ้าขนาดของพื้นที่ฐานรองรับร่างกายมีมาก สมดุลของการทรงตัวจะมีมากขึ้น ถ้าฐานที่รองรับมีขนาดเล็กลง สมดุลของการทรงตัวก็ลดน้อยลง เพื่อเพิ่มสมดุลของร่างกายขณะยืนนิ่ง จะต้องยืนในท่าทางที่ฝ่าเท้าแยกห่างออกจากกันเป็นการเพิ่มพื้นที่ฐานรองรับ แต่ถ้ายืนแยกฝ่าเท้าห่างมากเกินไป โดยฝ่าเท้าทั้งสองแยกห่างกันมากกว่าช่วงของสะโพกจะส่งผลให้เกิดการเสียสมดุลของการทรงตัว

2.3.1.3 ความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์กลางถ่วงกับฐานที่รองรับ

สำหรับร่างกายหรือวัตถุจะมีคุณภาพของการทรงตัวก็ต่อเมื่อปลายส่วนล่างของจุดศูนย์กลางถ่วงตกอยู่บนฐานที่รองรับ ยิ่งถ้าปลายล่างของจุดศูนย์กลางถ่วงตกอยู่ใกล้ศูนย์กลางของฐานมากเท่าใดจะทำให้ความมั่นคงของการทรงตัวมีมากขึ้นซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์กลางถ่วงกับฐานที่รองรับแสดงดังรูปที่ 2.2 [13] จะเห็นได้ว่ารูป ก ยืนในท่าทางปกติ ส่วนรูป ข ยืนในท่าทางย่อตัวทำให้จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายตกอยู่ใกล้ศูนย์กลางของฐานมากเกิดสมดุลการทรงตัวที่มากตามไปด้วย ในกรณีที่ปลายล่างของจุดศูนย์กลางถ่วงตกอยู่นอกฐานที่รองรับ ร่างกายหรือวัตถุนั้นจะเสียการทรงตัว เช่นในท่าทางยืนเมื่อมีการเสียสมดุลไปทางด้านหน้า ร่างกายจะปรับตัวเพื่อไม่ให้เสียการทรงตัวทันที โดยการเอียงตัวไปทางด้านตรงข้ามเพื่อดึงจุดศูนย์กลางถ่วงให้ย้ายกลับมาสู่จุดเดิม ทำให้ปลายล่างของจุดศูนย์กลางถ่วงตกใกล้ศูนย์กลางของฐาน



รูปที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์กลางถ่วงกับฐานที่รองรับ [13]

2.3.1.4 การมองเห็นและสภาพจิตใจ (Vision and mental state)

การมองเห็นสิ่งต่าง ๆ แล้วเกิดความกลัวหรือเกิดความไม่มั่นใจ ย่อมมีผลต่อการทรงตัว การแก้ไขทำได้โดยการมองจุดที่คงที่หรือวัตถุที่อยู่นิ่ง ๆ ที่อยู่ข้างหน้าในระดับสายตาจะช่วยให้ความมั่นคงของการทรงตัวดีขึ้น

2.3.1.5 องค์ประกอบทางสรีรวิทยา (Physiological components)

นอกจากสายตาและสภาพจิตใจแล้วยังมีอวัยวะในร่างกายซึ่งทำหน้าที่ควบคุมเกี่ยวกับการทรงตัว ได้แก่ อวัยวะของหูส่วนใน ถ้าอวัยวะส่วนนี้มีความบกพร่องหรือพิการ ย่อมทำให้การทรงตัวเสียไป

2.3.2 อวัยวะที่ควบคุมการทรงตัว

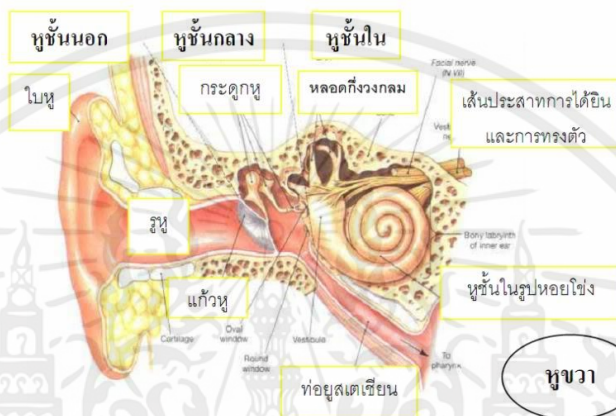
โดยทั่วไปการทรงตัวต้องประกอบด้วยหูชั้นใน ตา และระบบประสาทหากเสียความรับรู้สองระบบ จะทำให้การทรงตัวเสียไป อวัยวะที่ควบคุมการทรงตัวประกอบไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ - หูชั้นใน โดยมีท่อสามท่อเรียก semicircular canal วางในแนวสามระดับมีหน้าที่รับความไม่ว่ากรณีเคลื่อนไหว เช่นการหมุน การเคลื่อนไปข้างหน้าและถอยหลัง การเคลื่อนไปทางข้าง และการเคลื่อนไหว

ชั้นลง หูชั้นในแสดงดังรูปที่ 2.3

- ตา ทำหน้าที่รับภาพและรับรู้การเคลื่อนไหวของสิ่งแวดล้อม
- เส้นประสาทที่ผิวหนัง ทำหน้าที่รับความรู้สึกว่าส่วนใดของร่างกายสัมผัสพื้น
- กล้ามเนื้อและข้อ ทำหน้าที่ระบุว่าจะย้ายส่วนใดเคลื่อนไหว
- ระบบประสาทส่วนกลางและไขสันหลัง ทำหน้าที่รับความรู้สึกเข้าสู่ประสาทเพื่อนำไป

ประมวลผล



รูปที่ 2.3 หูชั้นใน [14]

สำหรับการศึกษาการควบคุมการทรงตัวทำยืนตัวแปรสำคัญที่ทำการวัดหาค่านั้นคือจุดศูนย์กลางแรงดัน (Center of Pressure ; COP) เพราะเป็นค่าตัวแปรที่สามารถวัดและคำนวณได้จากแผ่นรับแรงโดยตรง ซึ่งค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน คือตำแหน่งที่เป็นศูนย์รวมแรงที่เท้าทั้งสองออกแรงกระทำกับพื้นเป็นแนวแรงแกนตั้ง สมมติว่าคนมีน้ำหนัก 100 กิโลกรัมยืนอยู่บนพื้นตามปกติ ให้การยืนลงน้ำหนักเท่าๆกันทั้งสองเท้า นั้นหมายความว่าน้ำหนักที่ลงของเท้าแต่ละข้างจะมีค่าเท่ากับ 50 กิโลกรัม จุดศูนย์กลางแรงดันจะอยู่กึ่งกลางระหว่างทั้งสองข้างและตรงกับจุดศูนย์กลางมวลพอดี แต่ศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงดันจะอยู่ตรงกันเฉพาะในสภาวะหยุดนิ่งเท่านั้น

2.4 วงจรขยายสัญญาณ

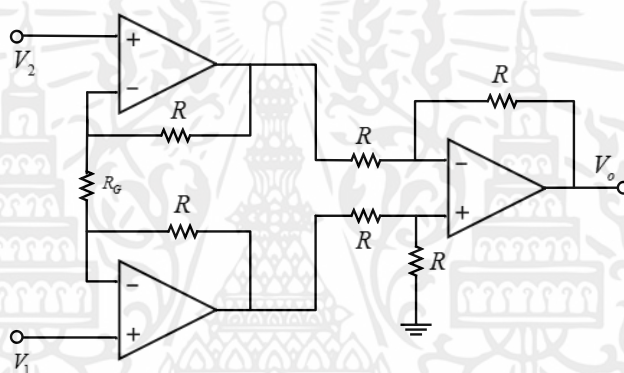
ในหัวข้อนี้จะทำการอธิบายวงขยายสัญญาณแบบวงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น และรายละเอียดของอุปกรณ์ออปแอมป์ที่นำมาประยุกต์ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

2.4.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation Amplifier)

จากวงจรออปแอมป์พื้นฐานได้นำมาสู่วงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation Amplifier) หรือวงจรขยายในเครื่องมือวัด วงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็นเป็นวงจรขยายที่ได้รับความนิยมใช้อย่างแพร่หลายในระบบการวัดและระบบควบคุม เพราะสามารถปรับอัตราขยายได้ ทั้งนี้เนื่องจากการวัด

ระบบหนึ่งอาจมีการเชื่อมต่อเพื่อรับสัญญาณจากตัวตรวจจับสัญญาณที่ต่างชนิดกัน ซึ่งสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับสัญญาณหลายประเภทส่วนมากจะมีช่วงของระดับสัญญาณที่แตกต่างกันไป ดังนั้นการปรับอัตราขยายได้ จะทำให้ทุก ๆ ช่องสัญญาณถูกปรับให้สัญญาณเอาต์พุตมีระดับแรงดันที่เท่ากันทำให้สะดวกในการนำไปเชื่อมต่อกับวงจรอื่นๆ

วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว อัตราขยายขึ้นอยู่กับตัวต้านทานภายนอก (External Resistor) ที่มาต่อ สามารถนำวงจรนี้ไปใช้วัดสัญญาณความแตกต่างและกำจัดสัญญาณรบกวนแบบคอมมอนโหมด เช่น การตรวจสัญญาณระยะไกล (Remote Sensing) ที่มีค่าไม่คงที่ ซึ่งจะแปรเปลี่ยนระดับสัญญาณตลอดเวลา อินพุตของวงจรจะประกอบด้วยวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส 2 ตัว (Non-Inverting Amplifier) ส่วนออปแอมป์ตัวที่ 3 จะเป็นวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier) ที่มีอัตราขยายเท่ากับหนึ่งวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้นแสดงดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น

ความต้านทาน R_G จะเป็นตัวกำหนดค่าอัตราขยาย สมการที่ใช้คำนวณคือ

$$\frac{V_o}{V_1 - V_2} = 1 + \frac{2R}{R_G} \quad (2.1)$$

จะได้ค่าแรงดันเอาต์พุตดังสมการ

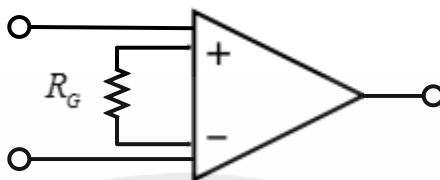
$$V_o = \left[1 + \frac{2R}{R_G} \right] (V_1 - V_2) = A_v (V_1 - V_2) \quad (2.2)$$

โดยที่ A_v คือกำลังขยายของวงจร

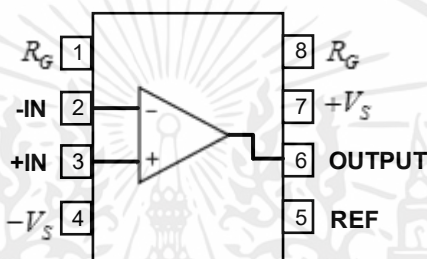
2.4.2 ออปแอมป์ AD620

AD620 เป็นอุปกรณ์ราคาประหยัด ที่มีความแม่นยำสูง และค่าอัตราขยายสามารถกำหนดได้ตั้งแต่ 1-10,000 เท่า ซึ่งจะถูกปรับเปลี่ยนได้ด้วยการต่อตัวต้านทานภายนอกเพียงตัวเดียว วงจรของ AD620

แสดงดังรูปที่ 2.5 และ AD620 เป็นออปแอมป์ลักษณะ 8 ขาแบบ SOIC และ DIP โดยให้กระแสไฟสูงสุดที่ 1.3 มิลลิแอมป์เท่านั้น ทำให้เหมาะสำหรับใช้งานกับแบตเตอรี่แบบพกพา โดยอุปกรณ์ออปแอมป์ AD620 แสดงดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.5 วงจรของ AD620



รูปที่ 2.6 อุปกรณ์ออปแอมป์ AD620

นอกจากนั้นออปแอมป์ AD620 เป็นอุปกรณ์ให้แรงดันไฟฟ้าออฟเซตต่ำโดยมีค่าสูงสุดที่ 50 ไมโครโวลต์ และค่า offset drift มีค่า 0.6 ไมโครโวลต์ / องศาเซลเซียส ซึ่งเหมาะสมอย่างยิ่งสำหรับการใช้งานในระบบการเก็บข้อมูลที่ต้องการความแม่นยำเช่นเครื่องชั่งน้ำหนักและตัวแปลงสัญญาณ ยิ่งไปกว่านั้นคุณสมบัติของออปแอมป์ AD620 คือมีสัญญาณรบกวนต่ำ กระแสอินพุตต่ำและกำลังไฟต่ำ ทำให้เหมาะกับการใช้งานด้านการแพทย์เช่นเครื่องวัดความดันโลหิต เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ สำหรับอัตราขยายของ ออปแอมป์ AD620 สามารถคำนวณได้ดังสมการต่อไปนี้

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (2.3)$$

โดยที่ G คืออัตราขยายและ R_G คือค่าตัวต้านทานภายนอก ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราขยายกับค่าตัวต้านทานภายนอกที่ใช้แสดงดังตารางที่ 2.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราขยายกับค่าตัวต้านทานภายนอก

ค่าตัวต้านทานภายนอก (โอห์ม)	ค่าอัตราขยาย
49.9 k	1.990
12.4 k	4.984
5.49 k	9.998
2.61 k	19.93
1.00 k	50.40
499	100.0
249	199.4
100	495.0
49.9	991.0

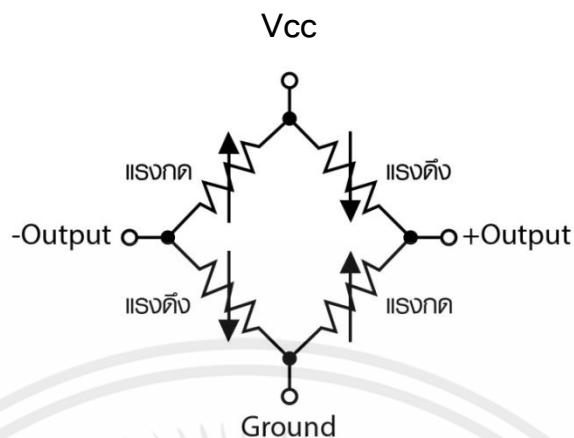
2.5 โหลดเซลล์เซนเซอร์

โหลดเซลล์ คืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้แปลงค่าของแรงไปเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (transducer) การแปลงค่านี้จะเกิดขึ้นสองขั้นตอนนั่นคือ การแปลงค่าทางกลศาสตร์ แรงจะถูกตรวจจับได้จากการเปลี่ยนรูปร่างของสเตรนเกจ และสเตรนเกจแปลงค่าการเปลี่ยนรูปร่าง (ความเครียด) นี้ไปเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โหลดเซลล์ส่วนใหญ่จะประกอบไปด้วยสเตรนเกจสี่ตัวซึ่งจัดเรียงวงจรในรูปแบบของวงจรวิทส์-โตนบริดจ์ แต่โหลดเซลล์ที่ประกอบด้วยสเตรนเกจเพียงหนึ่งหรือสองตัวก็มีใช้เช่นกัน สัญญาณทางไฟที่จ่ายออกไปนี้โดยทั่วไปจะมีขนาดเพียงไม่กี่มิลลิโวลต์และต้องการการขยายสัญญาณด้วยการใช้อุปกรณ์ขยายสัญญาณก่อนที่จะถูกนำไปใช้งานได้

2.5.1 หลักการทำงานของโหลดเซลล์

ในวิทยานิพนธ์จะอธิบายเฉพาะโหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ (Strain Gauge Load cell) โดยหลักการของโหลดเซลล์ประเภทนี้คือเมื่อมีน้ำหนักมากระทำ ความเครียด (Strain) จะเปลี่ยนเป็นความต้านทานทางไฟฟ้าในสัดส่วนโดยตรงกับแรงที่มากระทำ ส่วนใหญ่จะใช้เกจวัดความเครียด 4 ตัว วงจรความต้านทานเปลี่ยนค่าตามแรงกดและแรงดึงในตัวโหลดเซลล์ วงจรความต้านทานเปลี่ยนค่าตามแรงกดและแรงดึงในตัวโหลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 วงจรความต้านทานเปลี่ยนค่าตามแรงกดและแรงดึงในตัวโหลดเซลล์ [15]

การวัดสัญญาณโดยเกจตัวต้านทานทั้ง 4 ตัวจะเชื่อมต่อเข้าด้วยกันเพื่อใช้แปลงแรงที่กระทำกับตัวของมันไม่ว่าจะเป็นแรงกด หรือแรงดึง จากนั้นจึงส่งสัญญาณออกมาเป็นแรงดันไฟฟ้า โดยที่แรงดันไฟฟ้าจะมีหน่วยเป็น mV/V หมายความว่า ถ้าจ่าย แรงดัน 10 V ให้กับโหลดเซลล์ที่มีสเปก 2 mV/V ที่ Full load สมมติว่าถ้าน้ำหนัก Full Load เป็น 100 กิโลกรัม ดังนั้นเมื่อมีแรงกระทำต่อโหลดเซลล์ที่น้ำหนัก 100 กิโลกรัม สัญญาณที่จะได้มีค่าเท่ากับ 20 mV การทำงานของโหลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 2.8 โดยเมื่อออกแรงดึงหรือกดลงบนโหลดเซลล์เซนเซอร์แล้ววัดค่า จะได้สัญญาณทางไฟฟ้าออกมา

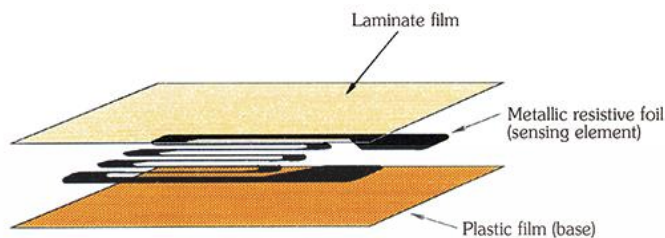


รูปที่ 2.8 การทำงานของโหลดเซลล์ [15]

2.5.2 โครงสร้างของสเตรนเกจ

สเตรนเกจเป็นเซนเซอร์ที่ตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงความเครียดในเนื้อวัสดุซึ่งเป็นผลมาจากแรงภายนอกที่มากระทำด้วยการให้กำเนิดสัญญาณทางไฟฟ้า นอกจากการวัดความเครียดแล้วสเตรนเกจยังถูกใช้เป็นเซนเซอร์สำหรับอุปกรณ์ตรวจวัดที่ใช้สำหรับวัดแรง ความดัน ความเร่ง ระยะการกระจัด สเตรนเกจมีอยู่หลายประเภทแต่แบบที่ใช้งานอย่างแพร่หลายมีโครงสร้างเป็นแถบของขดลวดตัวต้านทานทางไฟฟ้าที่ทำจากโลหะแผ่นบาง (มีความหนาประมาณ 3 ถึง 6 ไมโครเมตร) ซึ่งยึดติดอยู่บนฐานที่เป็น

แผ่นฟิล์มพลาสติก (มีความหนาประมาณ 15 ถึง 16 ไมโครเมตร) แล้วถูกเคลือบด้วยแผ่นฟิล์มบางๆ ด้านบน โครงสร้างของสเตรนเกจแสดงดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 โครงสร้างของสเตรนเกจ [16]

2.5.3 โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ

โหลดเซลล์มีหลากหลายประเภท ซึ่งแต่ละประเภทมีการออกแบบสำหรับการใช้งานที่แตกต่างกันไป ดังนั้นการเลือกประเภทของโหลดเซลล์จึงมีความสำคัญ หากเลือกใช้งานผิดประเภท อาจจะทำให้ทำงานและอุปกรณ์โหลดเซลล์เสียหายได้ ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจประเภท แพนเค้ก โหลดเซลล์ (pancake load cell)

แพนเค้กโหลดเซลล์ เป็นโหลดเซลล์ที่มีรูปร่างคล้ายขนมแพนเค้ก สามารถใช้ได้ทั้งแรงกดและแรงดึง มีค่าความแม่นยำสูง ค่า Linearity และ Hysteresis ในระดับ 0.05% เนื่องจากมีจำนวนสเตรนเกจมากกว่าโหลดเซลล์ชนิดอื่น นิยมใช้สำหรับงานเครื่องทดสอบแรงกดหรือแรงดึง อุปกรณ์แพนเค้กโหลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 โหลดเซลล์ Pancake [15]

2.6 การแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง

การวิเคราะห์สัญญาณโดยทั่วไปสามารถทำได้ในทั้ง 2 โดเมน ได้แก่โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ สำหรับในโดเมนเวลาเราจะทราบขนาดที่เปลี่ยนแปลงไป แต่ถ้าต้องการทราบองค์ประกอบย่อยที่สำคัญของสัญญาณทั้งเฟส และขนาด ในโดเมนความถี่ การแปลงฟูเรียร์เป็นวิธีที่นำมาใช้เพื่อการวิเคราะห์สัญญาณ ดังกล่าว สำหรับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ค่าสัญญาณในทั้งสองโดเมนจำเป็นต้องเป็นค่าดิจิทัล ไม่ว่าจะเป็นการแปลงสัญญาณต่อเนื่องเป็นค่าดิจิทัลหรือไม่ก็ตาม ในกรณีนี้เราจึงนำ การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier transform

DFT) มาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ สามารถหาค่าสัมประสิทธิ์ของฟูเรียร์ได้จากสมการที่ 2.4

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nm/N} \quad (2.4)$$

$x(n)$ คือสัญญาณในโดเมนเวลาที่มีความยาว N และ $X(m)$ คือค่าสัมประสิทธิ์ฟูเรียร์ในโดเมนความถี่ นั่นคือเป็นการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่องของ $x(n)$ เมื่อ n, m คือตัวชี้ลำดับของสัญญาณในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ตามลำดับ ซึ่ง $n, m = 0, 1, 2, \dots, N-1$

จะเห็นว่าค่าของการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่องหนึ่งจุดคือ $X(m)$ นั้นได้จากการบวกกันของผลคูณของ $x(n)$ กับเลขเชิงซ้อน $e^{-j2\pi nm/N}$ เมื่อเขียนสมการที่ 2.4 ใหม่โดยแทน $e^{-j2\pi nm/N}$ แทนด้วย $\cos 2\pi nm / N - j \sin 2\pi nm / N$ ตามสมการของออยเลอร์คือ $e^{j\theta} = \cos \theta + j \sin \theta$ จะได้

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)[\cos(2\pi nm / N) - j \sin(2\pi nm / N)] \quad (2.5)$$

สมการนี้มีความซับซ้อนกว่าสมการที่ 2.4 ในรูปแบบเอ็กโปเนนเชียล (exponential form) แต่รูปแบบนี้ทำความเข้าใจได้ง่าย โดยพิจารณาว่า $\cos(2\pi nm / N) - j \sin(2\pi nm / N)$ คือค่าของสัญญาณความถี่ f_m ที่จุด n และ j คือค่าใช้เพื่อการเปรียบเทียบเฟสของสัญญาณ ค่าของการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่องหนึ่งจุดนั้นได้มาจากการผลบวกของการคูณแบบจุดต่อจุด (dot product) ระหว่างสัญญาณความถี่ f_m กับสัญญาณ $x(n)$ ซึ่งขั้นตอนนี้เป็น การหาความสัมพันธ์ (correlation) ระหว่างสัญญาณ ผลที่ได้สามารถทราบองค์ประกอบสัญญาณที่ความถี่ f_m ของสัญญาณ $x(n)$ ซึ่งเรียกความถี่ f_m ว่าความถี่วิเคราะห์ (analysis frequency) โดย $X(m)$ เป็นตัวบอกว่าองค์ประกอบสัญญาณที่ความถี่ f_m ของสัญญาณ $x(n)$ มีขนาดแปรตาม $X_{mag}(m) = |X(m)|$ และมีเฟสเท่ากับ $X_\phi = \arg X(m)$ สามารถเขียนให้อยู่ในพิกัดเชิงขั้วได้ดังสมการ

$$X(m) = |X(m)|e^{-j\theta(m)} = \text{Re}(X(m)) + j\text{Im}(X(m)) \quad (2.6)$$

คำนวณค่าขนาดและเฟสตามสมการที่ 2.7 และสมการที่ 2.8

$$X_{mag}(m) = \sqrt{\text{Re}^2(X(m)) + \text{Im}^2(X(m))} \quad (2.7)$$

$$X_\phi(m) = \arctan(\text{Im}(X(m)) / \text{Re}(X(m))) \quad (2.8)$$

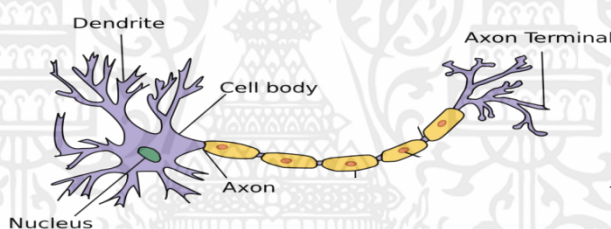
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการคำนวณกำลังของสัญญาณที่ความถี่ f_m หรือสเปกตรัมกำลัง (power spectrum) สามารถทำได้ดังสมการ

$$X_{PS}(m) = X_{mag}^2 = |X(m)|^2 \quad (2.9)$$

2.7.1 การจำลองเซลล์ประสาท

แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาข่ายงานไฟฟ้าชีวภาพ (bioelectric network) ในสมอง ซึ่งประกอบด้วยเซลล์ประสาทหรือนิวรอน (neurons) และจุดประสานประสาท (synapses) แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยส่วนปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่าเดนไดรต์ (Dendrite) ซึ่งเป็นอินพุตและส่วนปลายในการส่งกระแสประสาทเรียกว่าแอกซอน (Axon) ซึ่งเป็นเหมือนเอาต์พุตของเซลล์ประสาท เซลล์ประสาทเหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ประสาทด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์เข้าสู่นิวเคลียสซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์ประสาทอื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์ประสาทอื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอนของมัน โครงสร้างเซลล์ประสาทแสดงดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 โครงสร้างเซลล์ประสาทมนุษย์ [17]

2.7.2 องค์ประกอบของโครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียมถูกแสดงดังรูปที่ 2.12 ซึ่งประกอบด้วย 5 องค์ประกอบ ดังนี้

1. ข้อมูลอินพุต (Input)

เป็นข้อมูลที่เป็นตัวเลข หรือข้อมูลเชิงคุณภาพซึ่งต้องแปลงให้อยู่ในรูปเชิงปริมาณที่

โครงข่ายประสาทเทียมยอมรับได้

2. ข้อมูลเอาต์พุต (Output)

เป็นผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจริงจากกระบวนการเรียนรู้โครงข่ายประสาทเทียม

3. ค่าน้ำหนัก (Weight) และค่าไบแอส (Bias)

เป็นส่วนประกอบที่สำคัญของระบบโครงข่ายประสาทเทียม เนื่องจากเป็นค่าที่ใช้หา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลอินพุต หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าเป็นค่าที่ได้จากการเรียนรู้ของโครงข่าย ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากนำไปใช้

ประสาทเทียม ทำให้สามารถเชื่อมโยงไปหาข้อสรุปได้ ค่านี้จะถูกเก็บเป็นทักษะเพื่อใช้ในการจดจำข้อมูลอื่น ๆ ที่อยู่ในรูปแบบเดียวกัน

4. ฟังก์ชันการรวม (Summation Function)

ทำหน้าที่ในการรวมค่าน้ำหนักที่ได้จากโครงข่ายในชั้นอินพุต ผลความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลป้อนเข้าสามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.10

$$S = \left(\sum_{i=1}^n p_i w_i \right) + b \quad (2.10)$$

เมื่อ p_i คือข้อมูลที่ป้อนเข้า w_i คือค่าน้ำหนัก b คือค่าไบแอส และ n คือจำนวนข้อมูลที่ถูกป้อน

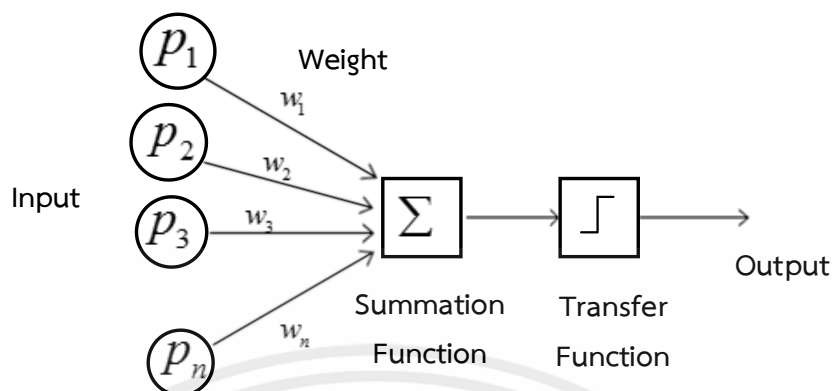
5. ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function)

สามารถเรียกอีกอย่างว่า ฟังก์ชันกระตุ้น (Activation function) ทำหน้าที่ในการรวมค่าเชิงตัวเลขจากเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียม แล้วทำการตัดสินใจว่า จะส่งสัญญาณเอาต์พุตออกไปในรูปแบบใด ชนิดของฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 ชนิดของฟังก์ชันถ่ายโอน

ฟังก์ชันถ่ายโอน	รูปแบบ	สมการฟังก์ชันถ่ายโอน	ขอบเขต $a(n)$
Linear Transfer Function		$a(n) = n$	$[-\infty, \infty]$
Log-Sigmoid Transfer Function		$a(n) = \frac{1}{1 + e^{-n}}$	$[0, 1]$
Tan-Sigmoid Transfer Function		$a(n) = \frac{1 - e^{-n}}{1 + e^{-n}}$	$[-1, 1]$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

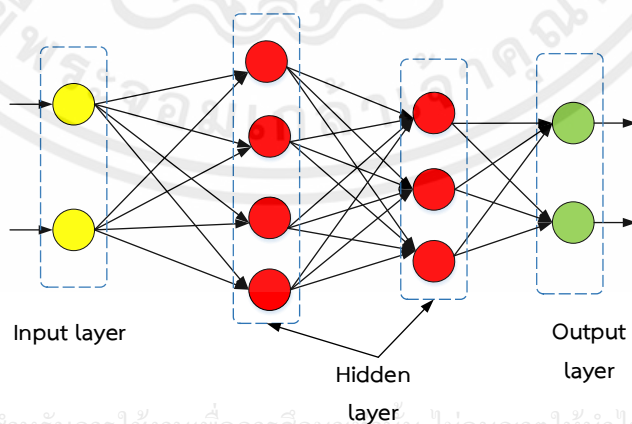


รูปที่ 2.12 โครงสร้างเซลล์ประสาทเทียม

2.7.3 โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า

การจัดประเภทโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียมตามทิศทางการเคลื่อนที่ของสัญญาณแบ่งได้ 2 ชนิด คือโครงข่ายแบบไปข้างหน้า (Feed-forward Network) และโครงข่ายแบบส่งค่ากลับ (Recurrent Network) ซึ่งในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะกล่าวถึงโครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้าที่มีการส่งค่าย้อนกลับ (Feed-forward back propagation Network)

โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้าจะประกอบด้วยชั้นอินพุต (Input layer) ชั้นซ่อน (Hidden layer) ซึ่งในโครงข่ายอาจจะมีจำนวนชั้นซ่อนมากกว่า 1 ชั้นก็ได้ เรียกว่า Multi-layer Feed-forward Network และชั้นสุดท้ายคือชั้นเอาต์พุต (Output layer) โดยในแต่ละชั้นจะประกอบด้วยโหนด (Node) ทำหน้าที่ประมวลผลและเชื่อมต่อผลลัพธ์ไปยังชั้นถัดไป การเชื่อมต่อของแต่ละชั้นจะเป็นแบบถึงกันหมด จึงทำให้สัญญาณข้อมูลเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวคือเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ซึ่งจำนวนชั้นซ่อนและโหนดในแต่ละชั้นซ่อนจะขึ้นอยู่กับความซับซ้อนของข้อมูล โครงสร้างเบื้องต้นของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้าแสดงดังรูปที่ 2.13

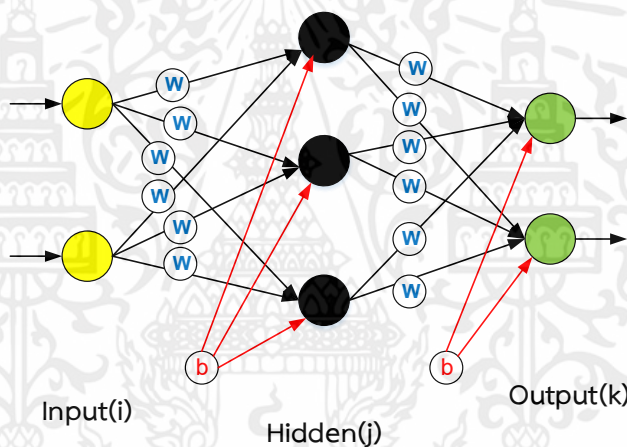


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีก

2.7.4 การส่งค่าย้อนกลับของการเรียนรู้

การส่งค่าย้อนกลับของการเรียนรู้ (Back propagation Algorithm) เป็นวิธีปรับค่าน้ำหนักที่ง่ายที่สุดของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า ทำหน้าที่ปรับค่าน้ำหนักของเส้นเชื่อมต่อระหว่างโหนดให้มีความเหมาะสม โดยการปรับค่านี้อาจขึ้นอยู่กับค่าความผิดพลาดของเอาต์พุตที่คำนวณได้กับค่าเป้าหมายที่ต้องการ ซึ่งกระบวนการปรับค่าจะทำซ้ำวนไปจนกว่าจะป้อนข้อมูลที่ต้องการฝึกสอนครบทุกตัวหรือทำการสอนข้อมูลเดิมหลาย ๆ ครั้งเพื่อให้เกิดการเรียนรู้ที่มีความแม่นยำ

ขั้นตอนการทำงานของ การส่งค่าย้อนกลับเริ่มจากการสุ่มค่าน้ำหนักให้กับแต่ละโหนดในชั้นอินพุตและสุ่มค่าไบแอส หรือกำหนดขึ้นเอง โดยส่วนใหญ่จะกำหนดค่าไบแอสให้มีค่าเท่ากับ 1 ทั้งค่าน้ำหนักและค่าไบแอสสามารถเปลี่ยนแปลงได้หลังจากการคำนวณหรือเรียนรู้แล้ว โครงสร้างการส่งค่าย้อนกลับของการเรียนรู้แสดงดังรูปที่ 2.14 ซึ่งจะแสดงค่าน้ำหนักและค่าไบแอส โดยให้ i เป็นชั้นอินพุต j เป็นชั้นซ่อน และ k เป็นชั้นเอาต์พุต



รูปที่ 2.14 โครงสร้างการส่งค่าย้อนกลับ

ต่อมา นำข้อมูลอินพุตเข้าสู่ชั้นอินพุต และคำนวณค่าอินพุตและค่าเอาต์พุตในแต่ละชั้น สำหรับชั้นอินพุต ค่าอินพุตและค่าเอาต์พุตมีค่าดังนี้

$$Output_i = Input_i \quad (2.11)$$

สำหรับชั้นซ่อนจะได้ค่าอินพุตและค่าเอาต์พุตแสดงดังสมการที่ 2.12 และสมการที่ 2.13 โดยที่ w_{ij} เป็นค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตและชั้นซ่อน b_j เป็นค่าไบแอสในชั้นซ่อน และมีฟังก์ชันถ่ายโอนแบบ Log-sigmoid

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

$$Input_j = \sum_i (w_{ij} \times Output_i) + b_j \quad (2.12)$$

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

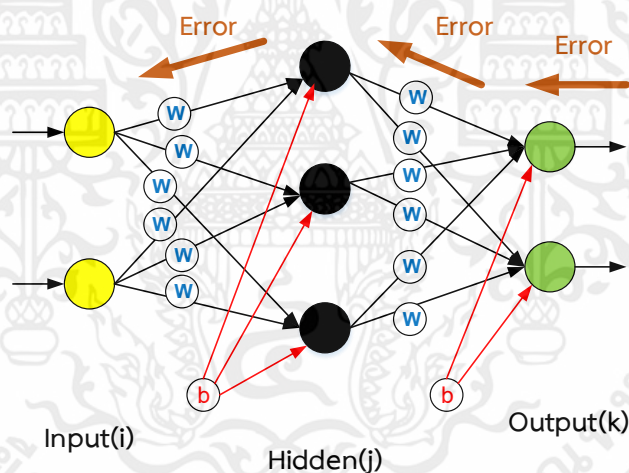
$$Output_j = \frac{1}{1 + e^{-Input_j}} \quad (2.13)$$

และในชั้นเอาต์พุต ค่าอินพุตและค่าเอาต์พุตที่ได้แสดงดังสมการที่ 2.14 และสมการที่ 2.15 โดยที่ w_{jk} เป็นค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนและชั้นเอาต์พุต b_k เป็นค่าไบแอสในชั้นซ่อน และมีฟังก์ชันถ่ายโอนแบบ Log-sigmoid

$$Input_k = \sum_j (w_{jk} \times Output_j) + b_k \quad (2.14)$$

$$Output_k = \frac{1}{1 + e^{-Input_k}} \quad (2.15)$$

จากนั้นคำนวณค่าผิดพลาดในแต่ละชั้น โดยคำนวณที่ชั้นเอาต์พุตเป็นอันดับแรก แล้วจึงคำนวณที่ชั้นซ่อน ซึ่งค่าผิดพลาดสามารถคำนวณได้จากการเปรียบเทียบค่าเอาต์พุตที่คำนวณได้กับค่าเป้าหมาย (target value) ขั้นตอนส่งค่าผิดพลาดย้อนกลับแสดงรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ขั้นตอนส่งค่าผิดพลาดย้อนกลับ

ค่าผิดพลาดในชั้นเอาต์พุตจะได้

$$Error_k = Output_k (1 - Output_k) (Target - Output_k) \quad (2.16)$$

สำหรับค่าผิดพลาดในชั้นซ่อนจะได้

$$Error_j = Output_j (1 - Output_j) (Error_k) (w_{jk}) \quad (2.17)$$

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนสุดท้ายทำการปรับค่าน้ำหนักและค่าไบแอสใหม่จากค่าผิดพลาดที่คำนวณได้ กำหนดให้ α เป็นค่าอัตราเร็วในการเรียนรู้ ค่าน้ำหนักใหม่ระหว่างชั้นอินพุตและชั้นซ่อนคือ

$$w_{ij}(new) = w_{ij}(old) + \alpha (Error_j)(Output_j) \quad (2.18)$$

และค่าน้ำหนักใหม่ระหว่างชั้นซ่อนและชั้นเอาต์พุตคือ

$$w_{ij}(new) = w_{ij}(old) + \alpha (Error_j)(Output_j) \quad (2.19)$$

สำหรับค่าไบแอสใหม่ของชั้นซ่อนและชั้นเอาต์พุตแสดงดังสมการที่ 2.20 และสมการที่ 2.21

$$b_j(new) = b_j(old) + \alpha (Error_j) \quad (2.20)$$

$$b_k(new) = b_k(old) + \alpha (Error_k) \quad (2.21)$$

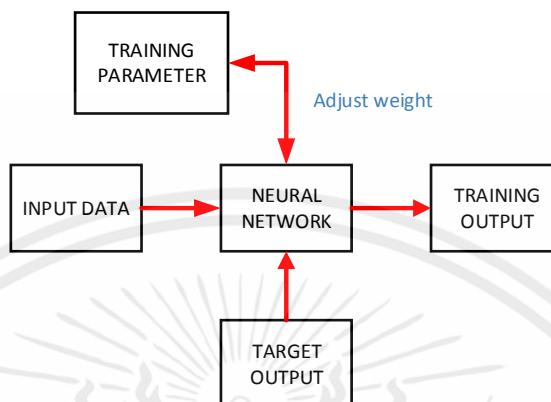
เทคนิคที่ใช้ปรับค่าน้ำหนักและค่าไบแอสให้มีความเหมาะสมกับโครงข่ายมีได้หลายวิธี วิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ วิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्ट (Levenberg-Marquardt Algorithm) เพราะเป็นวิธีที่มีความรวดเร็วที่สุดในการปรับค่า วิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्टถูกมองได้ว่าเป็นวิธีที่ผสมผสานหลักการของเกาส์-นิวตัน (Gauss-Newton Algorithm) และวิธีเคลื่อนที่ลงตามความชัน (gradient descent method) เข้าด้วยกัน โดยเมื่อผลลัพธ์ที่ได้มีค่าแตกต่างจากผลลัพธ์ที่ถูกต้องค่อนข้างมาก วิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्टจะทำหน้าที่เสมือนวิธีเคลื่อนที่ลงตามความชัน โดยจะทำการลู่ออกค่าที่ต้องการเสมอ และเมื่อผลลัพธ์ที่ได้มีค่าใกล้เคียงกับผลลัพธ์ที่ถูกต้องวิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्टจะทำหน้าที่กลายเป็นวิธีเกาส์-นิวตัน วิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्टเป็นเทคนิคซึ่งมีการวนซ้ำ ที่กำหนดค่าต่ำสุดฟังก์ชันหลายตัวแปร จะแสดงเป็นผลรวมของกำลังสองของฟังก์ชันไม่เป็นเชิงเส้น วิธีนี้จึงกลายเป็นเทคนิคมาตรฐานสำหรับแก้ไขปัญหาการไม่เป็นเชิงเส้นของค่ากำลังสองที่น้อยที่สุด วิธีเลเวนเบิร์ก-มาร์ควอर्टจะทำงานได้ดีในทางปฏิบัติ และได้รับการยอมรับว่าเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดสำหรับการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียมขนาดกลาง

2.7.5 การเรียนรู้สำหรับโครงข่ายประสาทเทียม

การเรียนรู้สำหรับโครงข่ายประสาทเทียมสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทได้แก่ การเรียนรู้แบบมีการสอน (Supervised Learning) และ การเรียนรู้แบบไม่มีการสอน (Unsupervised Learning) ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้เลือกใช้วิธีการเรียนรู้แบบมีการสอน

การเรียนรู้แบบมีการสอนเป็นการเรียนรู้แบบที่มีการตรวจคำตอบเพื่อให้โครงข่ายประสาทเทียมปรับชุดข้อมูลที่ใช้สอนวงจรโครงข่าย และจะมีคำตอบไว้คอยตรวจสอบว่าโครงข่ายประสาทเทียมให้คำตอบที่

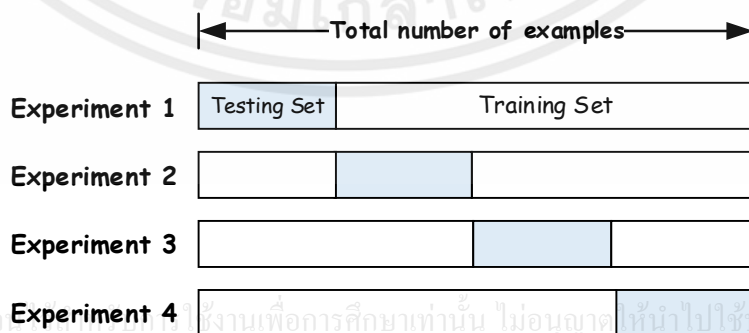
ถูกหรือไม่ ถ้าตอบไม่ถูกวงจรโครงข่ายจะมีการปรับตัวเองเพื่อให้ได้คำตอบที่ดีขึ้น (เปรียบเทียบกับคน เหมือนกับการสอนนักเรียนโดยมีครูผู้สอนคอยแนะนำ) โครงสร้างของการเรียนรู้แบบมีการสอนแสดงดัง รูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 การเรียนรู้แบบมีการสอน

2.8 การวัดประสิทธิภาพของระบบ

ในการวัดประสิทธิภาพของระบบ จะต้องทำการเลือกข้อมูลชุดสอน (Training) และข้อมูลชุดทดสอบ (testing) วิทยานิพนธ์เล่มนี้มีการเลือกสุ่มแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม (K-fold Cross Validation) เป็นวิธีเลือกสุ่มซึ่งแบ่งข้อมูลออกเป็น K ชุดเท่ากัน ในการทดลองครั้งแรกชุดข้อมูลที่ 1 เป็นข้อมูลชุดทดสอบและข้อมูลชุดที่เหลือเป็นข้อมูลชุดสอน ในการทดลองครั้งที่สองข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลชุดทดสอบและข้อมูลชุดที่เหลือเป็นข้อมูลชุดสอน ทำจนกระทั่งข้อมูลทุกชุดได้ถูกนำมาเป็นข้อมูลชุดทดสอบซึ่งมีการทดลองทั้งหมด K ครั้ง รูปแบบการเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม แสดงดังรูปที่ 2.17 ข้อดีของการเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่มคือข้อมูลทุกชุดถูกนำมาเป็นข้อมูลชุดสอน และข้อมูลชุดทดสอบ แต่ข้อเสียคือใช้เวลานานในการทดลองเนื่องจากต้องทดลองข้อมูลทั้งหมด K ครั้ง ซึ่งนิยมกำหนดให้ค่า K มีค่าเท่ากับ 10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในการเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำไปเผยแพร่หรือใช้เพื่อวัตถุประสงค์อื่นใดที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.17 การเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม

การประเมินประสิทธิภาพของระบบจำเป็นต้องใช้ค่าวัดทางสถิติแสดงผล ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้คำนวณค่าความถูกต้อง (Accuracy) ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยที่บ่งบอกถึงประสิทธิภาพรวมในการตัดสินใจของทั้งระบบว่าสามารถตัดสินใจออกมาได้อย่างถูกต้องกี่เปอร์เซ็นต์

$$Accuracy(\%) = \left(\frac{\text{number of correct test}}{\text{number of total test}} \right) \times 100 \quad (2.22)$$



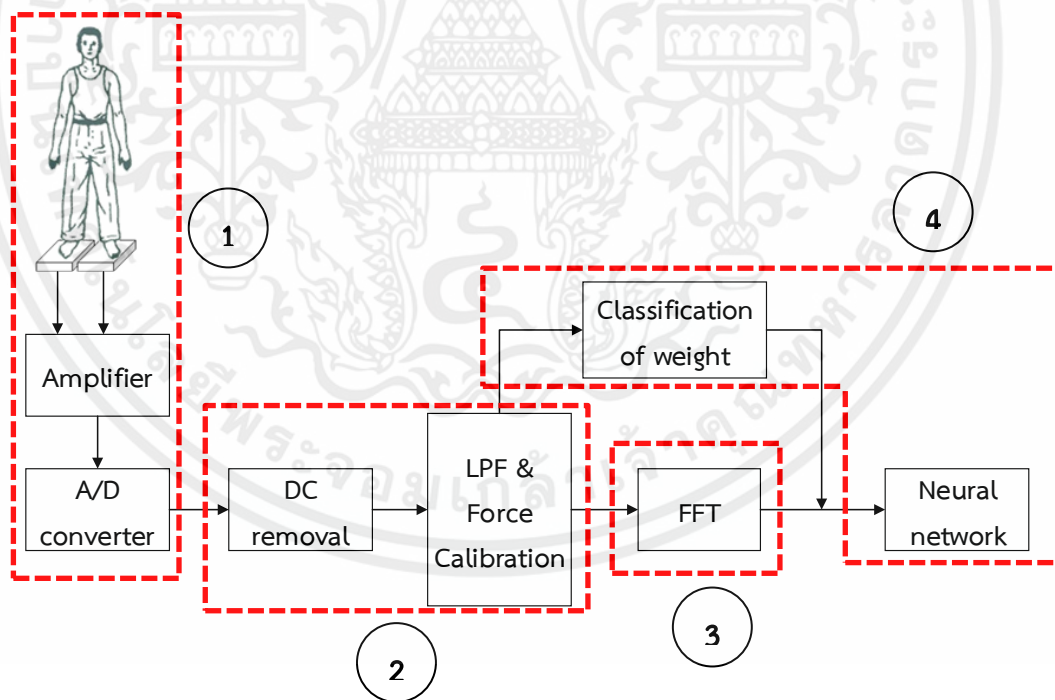
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การจำแนกบุคคลโดยพฤติกรรมระหว่างยืนนิ่ง

3.1 กล่าวนำ

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำลักษณะเฉพาะทางพฤติกรรมระหว่างยืนนิ่งมาใช้ในการจำแนกตัวบุคคล โดยเสนอแนวคิดที่ว่าแต่ละบุคคลจะมีพฤติกรรมการยืนที่เป็นเอกลักษณ์เฉพาะตัว เมื่อมองว่าในระหว่างพฤติกรรมการยืนของแต่ละบุคคลนั้นจะมีการแกว่งไปมา ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวล และจุดศูนย์กลางแรงกด เราได้คาดคะเนว่าการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกด เปรียบเสมือนการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวา โดยการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าทั้งสองนี้ส่งผลให้เรา ได้ข้อมูลที่เปลี่ยนไปของน้ำหนักเท้าแต่ละข้าง ดังนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้อิงวิเคราะห์เพื่อหาลักษณะเด่น และใช้สำหรับเทคนิคจำแนกบุคคล หลักการของระบบที่นำเสนอแสดงได้ด้วยบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.1 ซึ่ง จะประกอบได้ด้วย 4 ส่วนได้แก่ 1. การออกแบบระบบการจับเก็บสัญญาณ 2. กระบวนการปรับปรุงสัญญาณ 3. กระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ และ 4. ระบบจำแนกบุคคล



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมระบบที่นำเสนอ

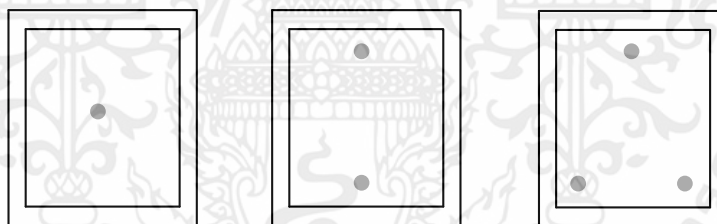
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การออกแบบระบบการจัดเก็บสัญญาณ

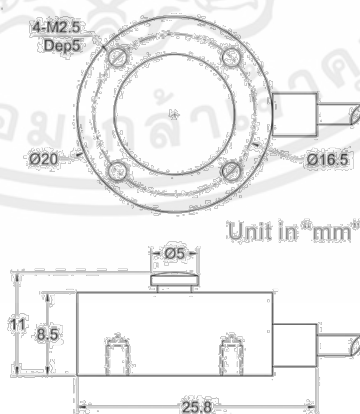
ส่วนแรกของระบบจำแนกบุคคลคือการออกแบบระบบจัดเก็บสัญญาณเพื่อนำสัญญาณที่ได้ไปส่งยังส่วนประมวลผล การออกแบบระบบจัดเก็บสัญญาณจะประกอบด้วย การออกแบบแผ่นรับแรง การออกแบบวงจรขยาย และการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

3.2.1 แผ่นรับแรง (Force plate)

ในการออกแบบอุปกรณ์ซึ่งใช้สำหรับจัดเก็บสัญญาณขั้นแรกออกแบบแผ่นรับแรง 2 แผ่นเพื่อรองรับน้ำหนักเท้าซ้ายและเท้าขวา ด้านบนเซนเซอร์รับแรงมีแผ่นอะคริลิกใสที่มีขนาดกว้าง 22.5 เซนติเมตร ยาว 27.5 เซนติเมตร และมีความหนา 1 เซนติเมตรทำหน้าที่เป็นตัวถ่ายเทน้ำหนักจากฝ่าเท้าสู่เซนเซอร์รับแรง หากติดเซนเซอร์รับแรงข้างละ 1-3 จุด แสดงดังรูปที่ 3.2 ในระหว่างที่ยืนจะเกิดการโยกไปมาของแผ่นอะคริลิกใส และมีโอกาสทำให้คนยืนได้รับอันตราย ดังนั้นจึงติดเซนเซอร์รับแรงไว้ข้างละ 4 จุด ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ทำให้มีสมดุลของอุปกรณ์และฝ่าเท้าโดยไม่เกิดการโยกไปมาระหว่างยืนสงบนิ่ง ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้ใช้เซนเซอร์โหลดเซลล์ (load cell sensor) ซึ่งเป็นเซนเซอร์ที่เปลี่ยนแรงหรือน้ำหนักที่กระทำต่อโหลดเซลล์ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โหลดเซลล์ประเภทแพนเค้ก (pancake) ถูกนำมาใช้ เพราะเป็นโหลดเซลล์ที่เหมาะสมสำหรับการชั่งน้ำหนัก โดยเซนเซอร์โหลดเซลล์แต่ละตัวสามารถรองรับได้ 500 นิวตัน รายละเอียดของอุปกรณ์เซนเซอร์โหลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 3.3



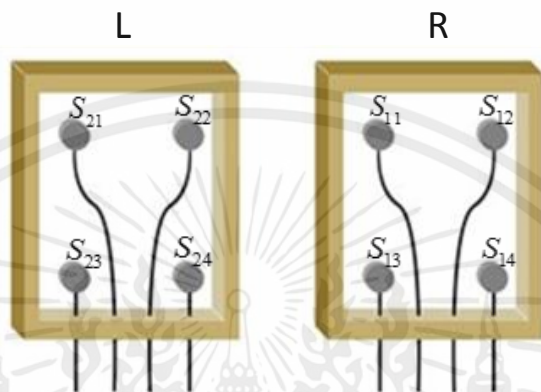
รูปที่ 3.2 ตำแหน่งต่างๆ ของเซนเซอร์รับแรง



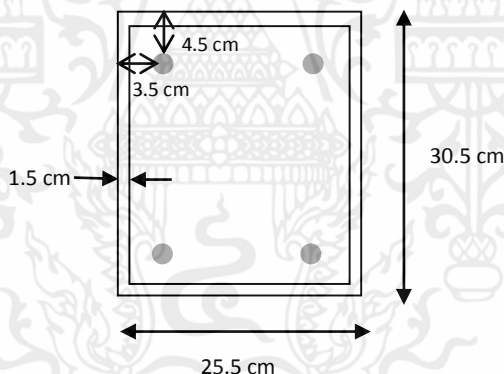
รูปที่ 3.3 รายละเอียดของอุปกรณ์เซนเซอร์โหลดเซลล์ [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำการกำหนดจุดแต่ละจุดของเซนเซอร์โพลดเซลล์ นั้นคือ $S_{11}, S_{12}, S_{13}, S_{14}$ ให้เป็นตำแหน่งที่อยู่บนแผ่นรับแรงข้างขวา และ $S_{21}, S_{22}, S_{23}, S_{24}$ ให้เป็นตำแหน่งที่อยู่บนแผ่นรับแรงข้างซ้ายตามลำดับ ตำแหน่งเซนเซอร์โพลดเซลล์ด้านขวาและซ้ายแสดงดังรูปที่ 3.4 ส่วนขนาดของอุปกรณ์รับแรง และพิกัดของเซนเซอร์โพลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.4 ตำแหน่งเซนเซอร์โพลดเซลล์ด้านซ้ายและขวา



รูปที่ 3.5 ขนาดของอุปกรณ์รับแรง และพิกัดของเซนเซอร์โพลดเซลล์

3.2.2 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Amplifier)

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์โพลดเซลล์เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่มีขนาดเล็กอยู่ระหว่าง 0-20 มิลลิโวลต์ ซึ่งยากต่อการนำไปประมวลผล ดังนั้นจึงนำสัญญาณนี้ไปผ่านวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสโดยใช้ ไอซีเบอร์ AD620 ซึ่งเป็นวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน อัตราขยายสามารถคำนวณจากสมการต่อไปนี้

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

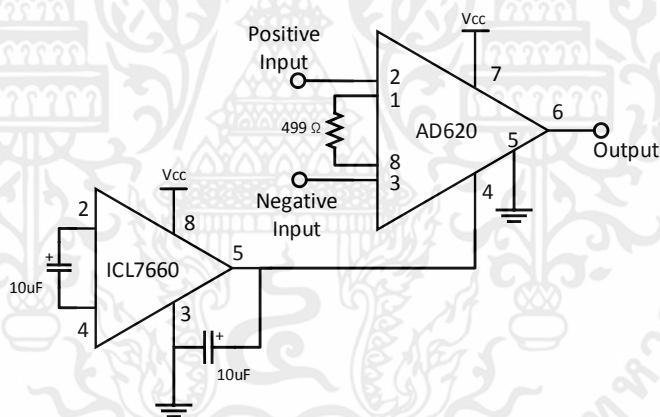
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G-1} \quad (3.2)$$

เมื่อ R_G คือตัวต้านทานภายนอกที่ต่อเพื่อกำหนดอัตราขยาย โดยวิทยานิพนธ์เล่มนี้กำหนดอัตราขยายมีค่า 100 เท่า มีผลทำให้สัญญาณที่ป้อนเข้าขานาล็อกของอุปกรณ์แอนะล็อกอยู่ในช่วง 0-2 โวลต์ ซึ่งเพียงพอต่อการนำสัญญาณไปประมวลผล ทำให้ตัวต้านทานภายนอกที่ต้องใช้มีค่าเท่ากับ $R_G = 499$ โอห์ม แสดงดังสมการที่ 3.3

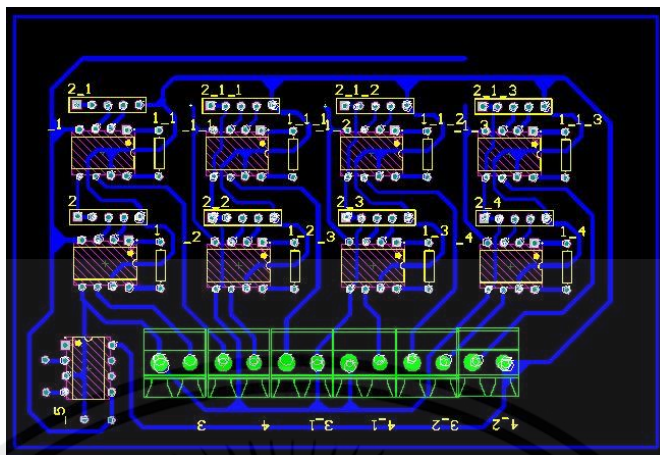
$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{100-1} = 499\Omega \quad (3.3)$$

สำหรับไอซี AD620 เป็นไอซีที่ต้องป้อนไฟลบ ดังนั้นจึงมีการใช้ไอซี ICL7660 ทำหน้าที่แปลงไฟบวกให้เป็นไฟลบ วงจรที่ใช้ขยายสัญญาณจากเซนเซอร์โพลเซลล์ 1 ตัวแสดงดังรูปที่ 3.6 ซึ่งอินพุตบวกและอินพุตลบคือสัญญาณบวกและลบที่ได้จากเซนเซอร์โพลเซลล์ ลายวงจรขยายของเซนเซอร์โพลเซลล์ทั้ง 8 ตัวแสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.6 วงจรขยายสัญญาณจากเซนเซอร์โพลเซลล์ 1 ตัว

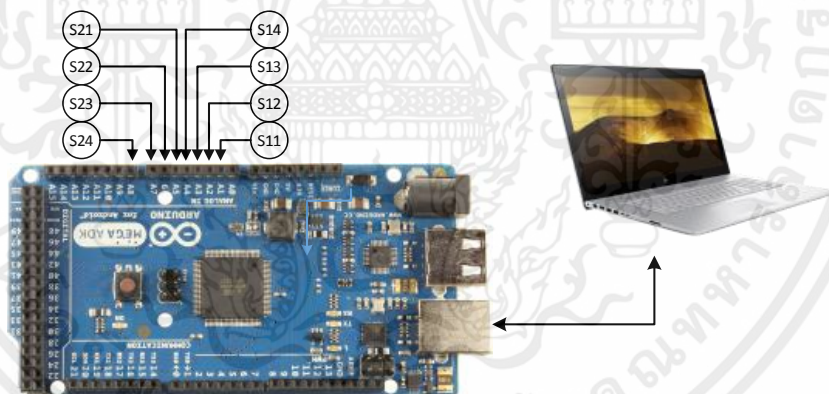
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 ลายวงจรขยายของเซนเซอร์โพลดเซลล์ทั้ง 8 ตัว

3.2.3 การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (A/D converter)

โดยสัญญาณแอนะล็อกที่ผ่านวงจรขยาย (รวมทั้งหมด 8 สัญญาณ) จะถูกป้อนเข้าสู่อุปกรณ์อาร์ดูโน (arduino) ที่ขา A1 ถึง A8 เพื่อแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล สัญญาณที่แปลงแล้วจะถูกส่งไปยังส่วนประมวลผลผ่านทางยูเอสบี ซีเรียล พอร์ต (USB serial port) และใช้โปรแกรม MATLAB ในการประมวลผล การเชื่อมต่ออุปกรณ์ถูกแสดงดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 การเชื่อมต่ออุปกรณ์

3.3 กระบวนการปรับปรุงสัญญาณ

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากขั้นตอนการเก็บสัญญาณมีส่วนของสัญญาณรบกวน เพื่อให้ระบบมีประสิทธิภาพมากขึ้นจึงมีกระบวนการปรับปรุงสัญญาณซึ่งประกอบด้วย การกำจัดสัญญาณไฟตรง วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และการปรับเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นน้ำหนักร

3.3.1 การกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรง (DC removal)

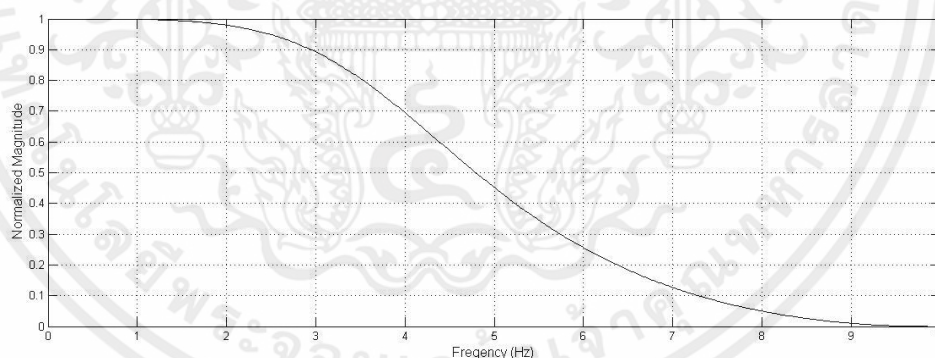
สัญญาณที่ได้จากขั้นตอนการเก็บสัญญาณมีการยกระดับขึ้น เพราะมีกระแสไฟตรงที่ได้จากการกด

แรงหรือน้ำหนักลงบนโพลตเซลล์ เราต้องการพิจารณาเฉพาะสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไปที่เกิดจากการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวา จึงต้องกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงทิ้ง วิธีที่ใช้ในการกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงคือนำสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากแผ่นรับแรงมาลบกับค่าเฉลี่ยของแต่ละสัญญาณทางไฟฟ้านั้น ทำให้สุดท้ายได้สัญญาณที่มีการลดระดับลงมา

3.3.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter)

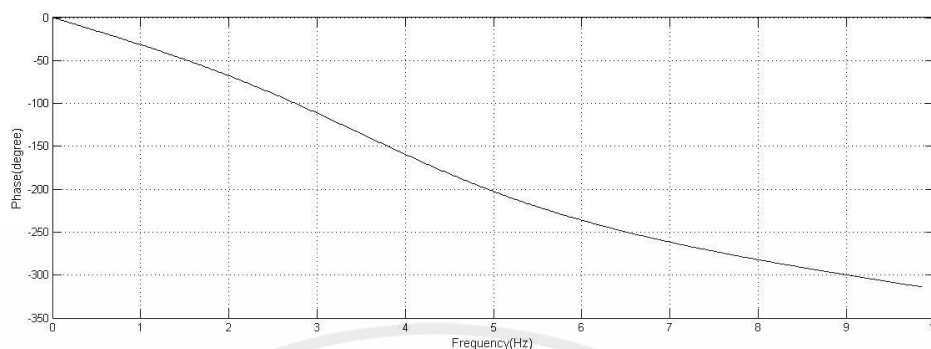
จากการค้นคว้าบทความ [1] ได้รายงานว่า การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงดันระหว่างยืนสงบนิ่งมีค่าเฉลี่ยความถี่ในการแกว่งประมาณ 0.8 เฮิร์ตซ์ ในการเก็บสัญญาณที่ได้ระหว่างพฤติกรรมยืนสงบนิ่งของแต่ละบุคคลพบว่า มีสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่เกิดจากภายนอก เพื่อทำการกำจัดสัญญาณดังกล่าว จึงกำหนดวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านให้มีความถี่ตัดผ่าน 2 เฮิร์ตซ์ โดยวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่เลือกใช้คือวงจรบัตเตอร์เวิร์ธอันดับสอง (Second - Order Low - Pass Butterworth Filter) ซึ่งเป็นวงจรกรองความถี่ที่มีคุณลักษณะเฉพาะใกล้เคียงกับวงจรกรองความถี่ต่ำทางอุดมคติโดยยอมให้ช่วงความถี่ที่ผ่านมีค่าขนาดเท่าเทียมกับย่านที่ยอมให้ผ่าน ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ (Magnitude response) มีค่าดังสมการที่ 3.4 และถูกแสดงดังรูปที่ 3.9 ส่วนผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ (Phase response) ถูกแสดงดังรูปที่ 3.10

$$|H(j\omega)| = \frac{K}{\sqrt{1+(\omega/4\pi)^4}} \quad \text{เมื่อ } K \text{ เป็นค่ากำลังขยาย} \quad (3.4)$$



รูปที่ 3.9 ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

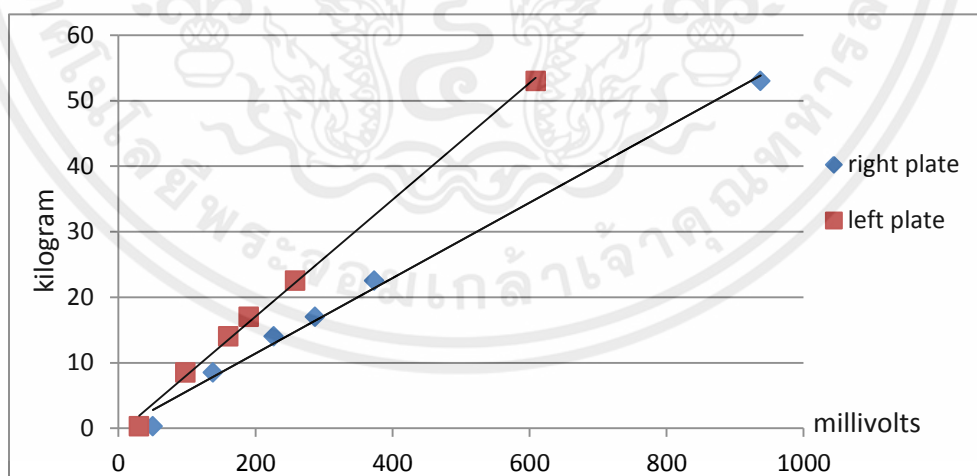
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน

3.3.3 การเปรียบเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นน้ำหนัก (Force calibration)

วิธีที่ใช้ในการเปรียบเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าให้เป็นน้ำหนักทำได้โดยชั่งวัตถุมวลคงที่บนแผ่นรับแรงเป็นจำนวน 6 ค่า คือ 0.3 กิโลกรัม 8.5 กิโลกรัม 14 กิโลกรัม 17 กิโลกรัม 22.5 กิโลกรัม และ 53 กิโลกรัม ซึ่งเป็นค่าน้ำหนักที่ได้มาจากการชั่งวัตถุนั้นลงบนตาชั่งอีกเครื่อง เพื่อใช้ในการตรวจสอบค่าน้ำหนัก และเมื่อชั่งวัตถุมวลคงที่บนแผ่นรับแรงจะได้สัญญาณทางไฟฟ้าออกมา ทำให้ทราบความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณทางไฟฟ้าและน้ำหนักของวัตถุจริงเป็นสมการเชิงเส้น กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักและค่าสัญญาณทางไฟฟ้าถูกแสดงดังรูปที่ 3.11 สำหรับสมการความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักและค่าสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากแผ่นรับแรงข้างซ้ายและขวาถูกแสดงดังสมการที่ 3.5 และสมการที่ 3.7 ตามลำดับ



รูปที่ 3.11 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักและค่าสัญญาณทางไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$W_l = (88.1 \times 10^{-3}) V_l - 0.74 \quad (3.5)$$

$$W_r = (57.5 \times 10^{-3}) V_r - 0.06 \quad (3.6)$$

โดยที่ V_r, V_l ค่าสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวา และซ้ายในหน่วย มิลลิโวลต์ตามลำดับ

W_r, W_l น้ำหนักของวัตถุเมื่อชั่งบนแผ่นรับแรงด้านขวา และซ้ายในหน่วยกิโลกรัม ตามลำดับ

จากกราฟและสมการความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักและค่าสัญญาณทางไฟฟ้าจะเห็นได้สมการที่ 3.6 มีความชันที่น้อยเมื่อเทียบกับสมการที่ 3.5 เกิดจากโพลดเซลล์เซนเซอร์ตัวนี้บนแผ่นรับแรงข้างขวาเมื่อมีแรงหรือน้ำหนักที่มากกระทำ จะให้ค่าสัญญาณไฟฟ้าออกมีค่ามากกว่าคุณสมบัติที่กำหนดตามข้อมูล [18] จึงทำให้สมการที่ใช้ปรับเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าให้เป็นน้ำหนักเป็นค่าที่ไม่เท่ากันสำหรับแผ่นรับแรงข้างขวาและข้างซ้าย สมการผลรวมของน้ำหนักทั้งหมดแสดงตามสมการที่ 3.7

$$S = W_l + W_r \quad (3.7)$$

เมื่อ S คือค่าน้ำหนักรวมที่วัดได้จากแผ่นรับแรงทั้งซ้ายและขวา

3.4 กระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ

ในการนำสัญญาณที่ได้ระหว่างยี่นึ่งซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะทางพฤติกรรมของแต่ละบุคคลมาวิเคราะห์ จำเป็นที่จะต้องทำการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณออกมาก่อน เพื่อให้ได้องค์ประกอบที่สำคัญ โดยในวิทยานิพนธ์นี้นำเสนอวิธีแปลงฟูเรียร์สำหรับกระบวนการดึงลักษณะเด่น

โดยปกติการประมวลผลของสัญญาณจะทำได้ใน 2 โดเมน นั่นคือโดเมนของเวลา และโดเมนของความถี่ สำหรับการประมวลผลในโดเมนเวลาทำให้เราสามารถทราบรูปร่างสัญญาณ และขนาดที่เปลี่ยนไปตามเวลา แต่เราจะไม่ทราบองค์ประกอบย่อยของสัญญาณ โดยวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่องเพื่อให้สัญญาณอยู่ในโดเมนความถี่โดยใช้คำสั่ง `fft()` ให้มีอัตราสุ่มเท่ากับ 10 เฮิร์ตซ์ ในโปรแกรม MATLAB และเพื่อทำให้ทราบว่าองค์ประกอบไหนเป็นส่วนสำคัญของสัญญาณ องค์ประกอบไหนเป็นส่วนของสัญญาณรบกวนสามารถกำจัดทิ้งได้คำสั่ง `abs()` ถูกใช้ในการหาค่าขนาดสัมประสิทธิ์ฟูเรียร์ของสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรง จากนั้นจึงดึงลักษณะสำคัญของสัญญาณไปวิเคราะห์

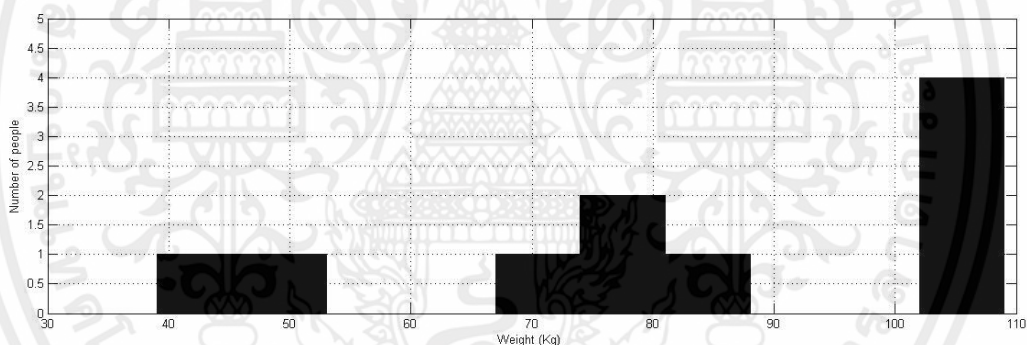
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 ระบบจำแนกบุคคล

ส่วนสุดท้ายของระบบจำแนกบุคคลคือการนำสัญญาณที่ผ่านการปรับปรุง และถูกดึงลักษณะเด่นออกมา เข้าสู่กระบวนการเรียนรู้และตัดสินใจอันประกอบไปด้วยการจัดหมวดหมู่บุคคลโดยอาศัยการแบ่งน้ำหนัก และโครงข่ายประสาทเทียม

3.5.1 การจัดหมวดหมู่บุคคลโดยอาศัยการแบ่งน้ำหนัก (Classification of weight)

เพื่อเพิ่มความแม่นยำของระบบจำแนกบุคคล จึงได้ทำการแบ่งหมวดหมู่บุคคลโดยอาศัยน้ำหนัก ซึ่งกลุ่มตัวอย่างทุกคนจะถูกบันทึกค่าน้ำหนักไว้ในฐานข้อมูลใช้สำหรับการระบุตัวตน และเพื่อให้ง่ายในการวิเคราะห์ข้อมูลค่าน้ำหนัก เราได้ทำการพลอตฮิสโทแกรมของค่าน้ำหนักทุกบุคคลแสดงดังรูปที่ 3.12 พบว่าค่าน้ำหนักจะกระจายเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มแรกคือกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักน้อยกว่า 60 กิโลกรัม มีจำนวน 2 คน กลุ่มที่สองคือกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 60 กิโลกรัมแต่ไม่เกิน 90 กิโลกรัม มีจำนวน 4 คน และกลุ่มที่สามคือกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 90 กิโลกรัม มีจำนวน 4 คน จึงหลักเกณฑ์ดังกล่าวมาเป็นเกณฑ์ของการแบ่งหมวดหมู่บุคคล



รูปที่ 3.12 กราฟฮิสโทแกรมของค่าน้ำหนักทุกบุคคล

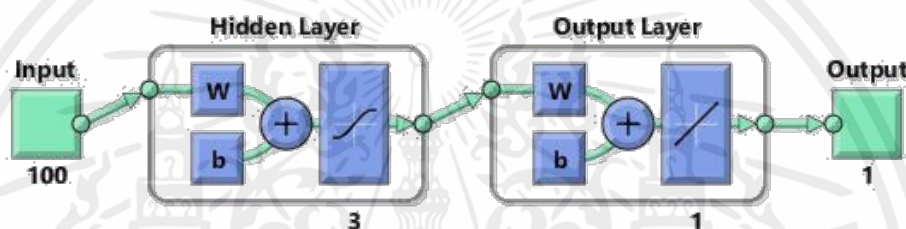
3.5.2 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural network)

สำหรับวิทยานิพนธ์เล่มนี้ นำวิธีเรียนรู้และตัดสินใจโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมมาเป็นกลไกวิเคราะห์และจำแนกข้อมูลบุคคล กลุ่มข้อมูลที่น่าไปผ่านโครงข่ายประสาทเทียมนั้นแบ่งออกเป็นสองกลุ่มคือกลุ่มบุคคลที่ต้องการ และกลุ่มบุคคลที่ไม่ต้องการ (บุคคลอื่น) กลุ่มบุคคลที่ต้องการถูกแบ่งเป็นโครงข่ายประสาทเทียม 3 โครงข่ายได้แก่ โครงข่ายประสาทเทียมแรกเป็นกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักน้อยกว่าหรือเท่ากับ 60 กิโลกรัม โครงข่ายประสาทเทียมที่สองเป็นกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 60 กิโลกรัมแต่ไม่เกิน 90 กิโลกรัม และโครงข่ายประสาทเทียมที่สามเป็นกลุ่มบุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่า 90 กิโลกรัม

โครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้เป็นแบบเพอร์เซพตรอนหลายชั้น (Multi-layer Perceptron neural network) ซึ่งเป็นกระบวนการเรียนรู้แบบมีผู้สอน และมีการส่งค่าย้อนกลับสำหรับ

การเรียนรู้ (Feed-forward Network with Back propagation Algorithm)

ระบบโครงข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วย อินพุตซึ่งเป็นจำนวนข้อมูลที่ป้อนให้กับโครงข่าย ในที่นี้คือจำนวนขนาดสัมประสิทธิ์ฟูเรียร์ของสัญญาณ ซึ่งการทดลองเลือกใช้ค่าขนาดสัมประสิทธิ์ฟูเรียร์จำนวน 100 ค่า ส่วนถัดมาเป็นชั้นซ่อน โดยชั้นซ่อนนี้ประกอบไปด้วย 3 นิวรอน สำหรับฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer function) หรือฟังก์ชันกระตุ้น (Activation function) ที่ใช้เป็นแบบ Log-Sigmoid เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนที่ไม่เป็นเชิงเส้นจะจำกัดช่วงข้อมูลเอาต์พุตเมื่อมีข้อมูลอินพุตที่ไม่จำกัด และสุดท้ายชั้นเอาต์พุต กำหนดให้มี 1 นิวรอนใช้ฟังก์ชันถ่ายโอนแบบเชิงเส้น ในการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม กำหนดค่าเป้าหมายให้มีค่า 1 เมื่อเป็นข้อมูลของบุคคลที่ต้องการ และให้ค่าเป้าหมายมีค่า 0 เมื่อเป็นบุคคลที่ไม่ต้องการ โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้แสดงดังรูปที่ 3.13



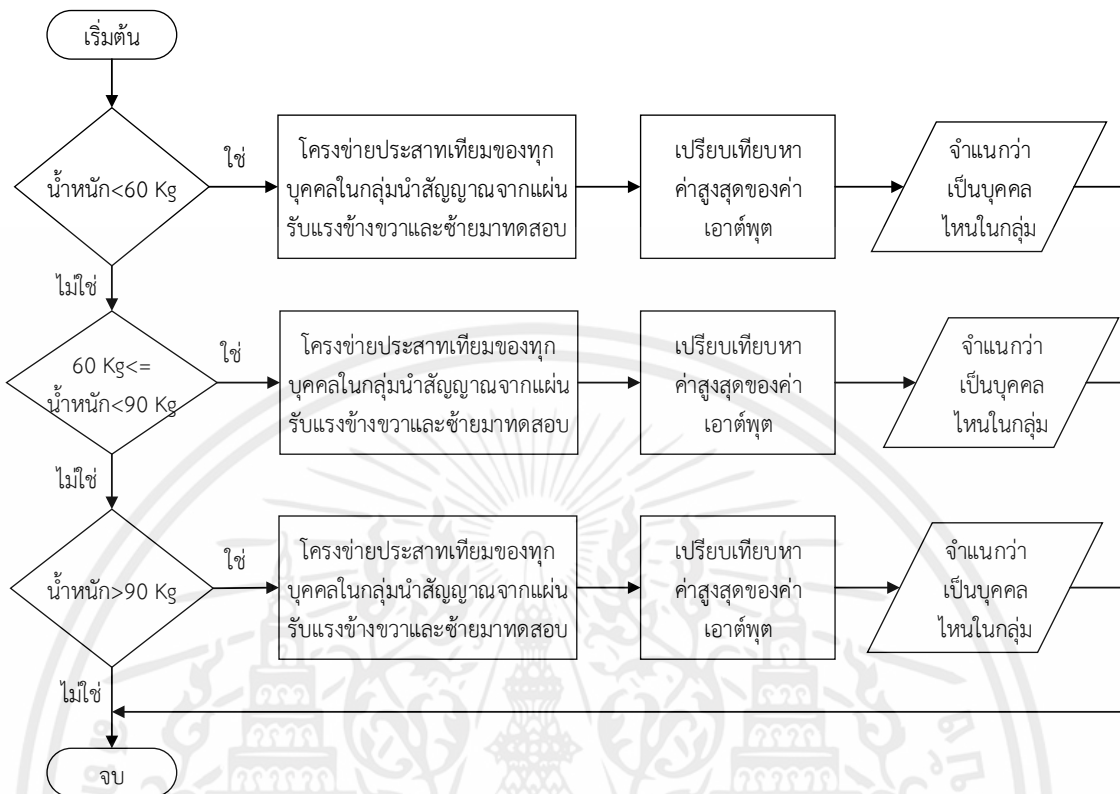
รูปที่ 3.13 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้

ในการเรียนรู้แต่ละบุคคลจะมีชุดโครงข่ายประสาทเทียมคนละ 2 ชุด ชุดแรกคือโครงข่ายประสาทเทียมที่นำสัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างขวา มาเรียนรู้ และชุดที่สองคือโครงข่ายประสาทเทียมที่นำสัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างซ้าย มาทำการเรียนรู้ เวลาในการเรียนรู้ของแต่ละบุคคลอยู่ที่ 0-5 วินาที การจำแนกบุคคลและตัดสินใจว่าเป็นบุคคลที่ต้องการหรือไม่ จะมีเงื่อนไขอยู่ 2 ข้อได้แก่

1. ค่าน้ำหนักของบุคคลที่ต้องการสามารถเลือกกลุ่มได้ถูกต้อง
2. โครงข่ายประสาทเทียมนำสัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างขวาและข้างซ้ายเข้าโครงข่ายประสาทเทียมของทุกบุคคลที่อยู่ในกลุ่มเดียวกัน และจึงเปรียบเทียบค่าเอาต์พุตทั้งหมด ค่าเอาต์พุตที่ให้ค่าสูงที่สุดจะถูกระบุว่าเป็นบุคคลนั้น

เมื่อเงื่อนไขที่ 1 และ 2 ตรวจสอบได้ถูกต้องจะทำการตัดสินใจว่าเป็นบุคคลที่ต้องการ สำหรับแผนผังขั้นตอนการจำแนกบุคคลแสดงดังรูปที่ 3.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 แผนผังขั้นตอนการจำแนกบุคคล

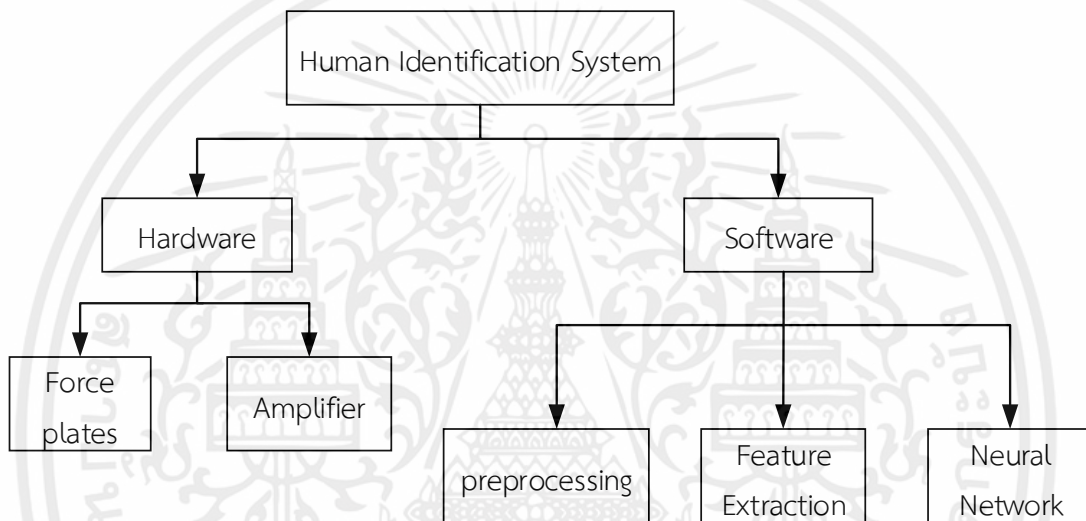
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 กล่าวนำ

จากหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในบทที่ 2 และการออกแบบเทคนิคจำแนกบุคคลในบทที่ 3 สามารถแสดงผลการทดลองได้ในบทที่ 4 โดยผลการทดลองออกเป็น 2 ส่วนหลักแสดงดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมส่วนประกอบของระบบจำแนกบุคคล

ส่วนแรกคือส่วนของฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบไปด้วยอุปกรณ์แผ่นรับแรง (Force plate) ที่ออกแบบเพื่อวัดสัญญาณที่ได้จากพฤติกรรมการยืนของแต่ละบุคคล และผลของวงจรถ่ายสัญญาณ (Amplifier) ส่วนที่สองคือส่วนของซอฟต์แวร์จะประกอบไปด้วยผลของกระบวนการปรับปรุงสัญญาณ (Preprocessing) ผลของกระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ (Feature Extraction) และโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

4.2 ผลการออกแบบอุปกรณ์รับแรง

จากการออกแบบแผ่นรับแรงในบทที่ 3 ซึ่งมีเซนเซอร์โพลิตเซลล์ติดอยู่บนแผ่นรับแรงข้างละ 4 จุด ด้านบนเซนเซอร์มีแผ่นอะคริลิกใสวางทับ อุปกรณ์รับแรงแสดงดังรูปที่ 4.2 และรูปแบบการเก็บผลสัญญาณแสดงดังรูปที่ 4.3 สำหรับการเก็บสัญญาณจะทำการเก็บสัญญาณของอาสาสมัครทั้งหมด 10 คน ซึ่งแต่ละคนจะถูกเก็บผล 40 ครั้ง เป็นเวลาครั้งละ 60 วินาทีโดยมีอัตราสุ่ม 10 เฮิร์ตซ์ และเก็บสัญญาณในเวลาที่แตกต่างกัน

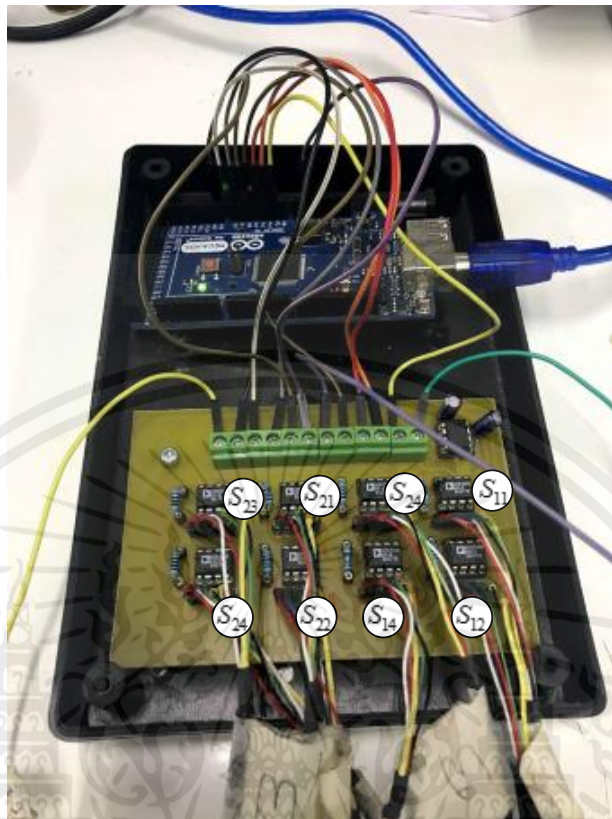


รูปที่ 4.2 อุปกรณ์รับแรง



รูปที่ 4.3 รูปแบบการเก็บผล

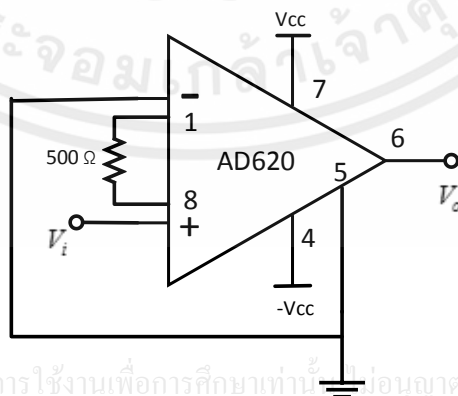
หลังจากได้รับสัญญาณจากเซนเซอร์โพลดเซลล์แล้ว พบว่าสัญญาณมีขนาดเล็กจึงนำไปผ่าน วงจรขยายสัญญาณ ซึ่งวงจรขยายที่ออกแบบจะถูกติดตั้งอยู่ในกล่อง พร้อมทั้งอุปกรณ์อาร์ดูโนเพื่อนำ สัญญาณไปประมวลผลในขั้นตอนต่อไป วงจรขยายที่ออกแบบแสดงดังรูปที่ 4.4 จากรูปจะเห็นว่า $S_{11}, S_{12}, S_{13}, S_{14}, S_{21}, S_{22}, S_{23}, S_{24}$ คือสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์ตามตำแหน่งต่างๆ ที่ได้กำหนดไว้ก่อนหน้านี้นั้นในบทที่ 3 จากนั้นจึงนำสัญญาณทั้ง 8 สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายไปเข้าที่พอร์ตแอนะล็อก(A1-A8) ของอุปกรณ์อาร์ดูโนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



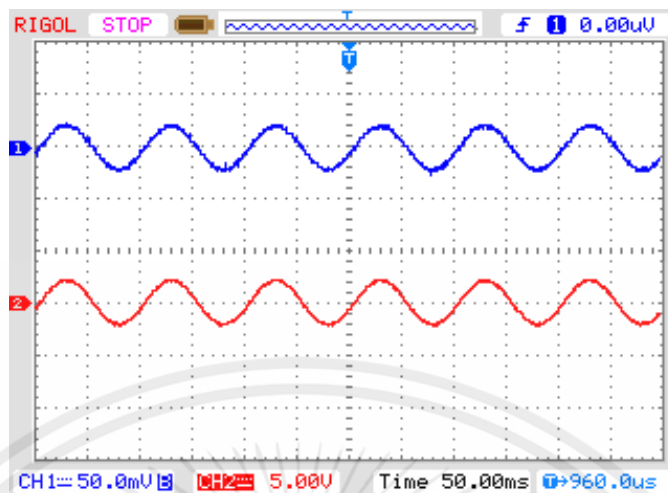
รูปที่ 4.4 วงจรขยายที่ออกแบบ

4.3 ผลการทดลองวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน

เพื่อความง่ายต่อการพิจารณาผลของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันนี้ ทำการสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่มีขนาด 50 mV_{pp} และมีความถี่ 10 เฮิรตซ์ โดยการป้อนสัญญาณเข้าสู่ขาอินพุตของวงจร และวัดสัญญาณเอาต์พุตแสดงดังรูปที่ 4.5 สัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่วัดได้ก่อนและหลังทำการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันแสดงดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.5 ตำแหน่งการป้อนสัญญาณอินพุตและวัดสัญญาณเอาต์พุต



รูปที่ 4.6 ผลของวงจรถยายแบบอินสตรูเมนเตชั่นของสัญญาณคลื่นรูปไซน์

จากรูปที่ 4.6 จะเห็นได้ว่า Ch.1 คือสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่เป็นสัญญาณอินพุตมีขนาด 50 mV_{pp} ส่วน Ch.2 คือสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่เป็นสัญญาณเอาต์พุตมีขนาด 4.94 V_{pp} เมื่อคำนวณหาค่าอัตราขยายสามารถทำได้ดังสมการที่ 4.1

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} \quad (4.1)$$

$$A_v = \frac{4.94\text{ V}}{50\text{ mV}} = 98.9 \quad (4.2)$$

ค่าอัตราขยายที่คำนวณได้นั้นมีค่าใกล้เคียงกับค่าอัตราขยายที่ได้ออกแบบไว้ซึ่งค่าอัตราขยายของออปแอมป์ทั้ง 8 ตัวแสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าอัตราขยายของออปแอมป์

อุปกรณ์ ออปแอมป์	ตัวที่ 1	ตัวที่ 2	ตัวที่ 3	ตัวที่ 4	ตัวที่ 5	ตัวที่ 6	ตัวที่ 7	ตัวที่ 8
อัตราขยาย	97.4	96.2	95	97	95.6	95.6	98.9	94.7

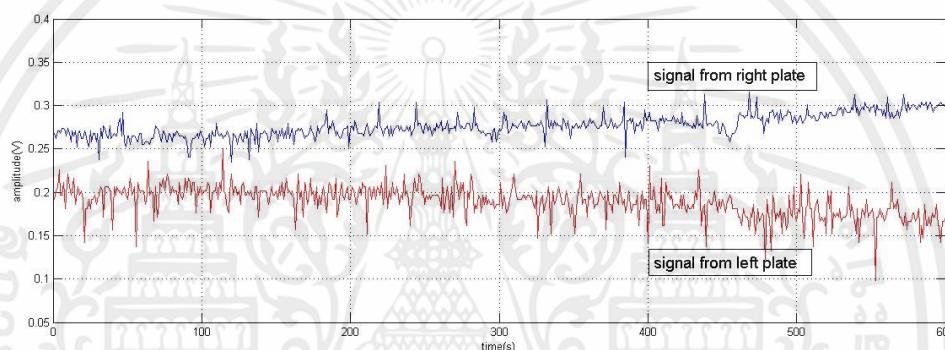
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ผลระบวนการปรับปรุงสัญญาณ

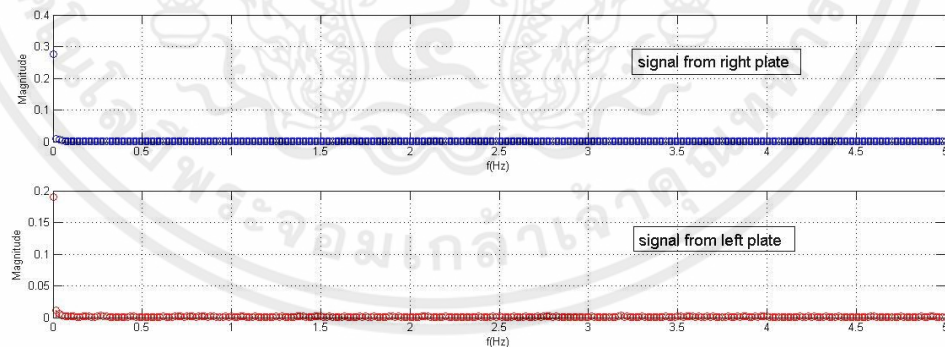
เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากขั้นตอนการเก็บสัญญาณ สัญญาณที่ได้มีส่วนของสัญญาณรบกวน เพื่อให้ระบบมีประสิทธิภาพมากขึ้นจึงมีกระบวนการปรับปรุงสัญญาณ

4.4.1 ผลการกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรง

สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากผ่านวงจรขยายสัญญาณของบุคคลที่ 1 ถูกแสดงดังรูปที่ 4.7 พบว่าสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวามีค่ามากกว่าสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านซ้าย จากนั้นทำการพลอตสเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากผ่านวงจรขยายสัญญาณของบุคคลที่ 1 เพื่อวิเคราะห์สัญญาณในเชิงความถี่แสดงดังรูปที่ 4.8



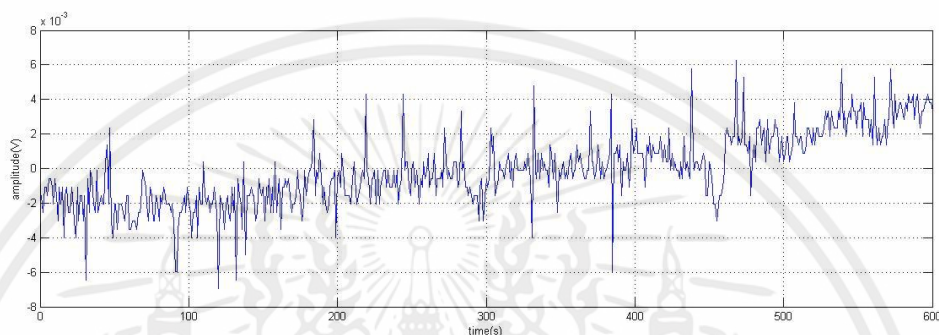
รูปที่ 4.7 สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากผ่านวงจรขยายสัญญาณของบุคคลที่ 1



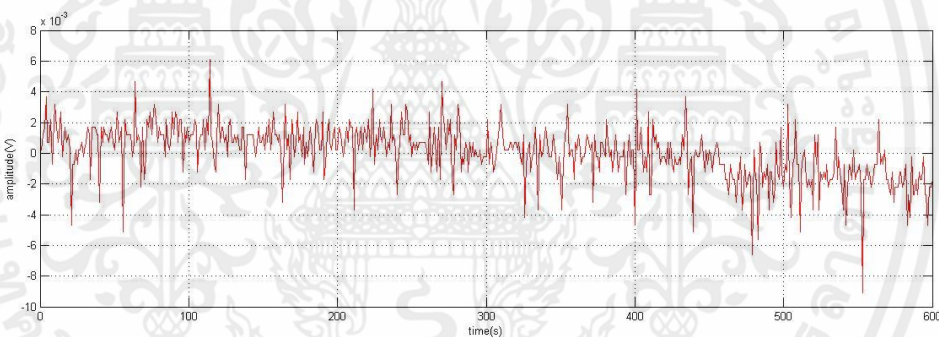
รูปที่ 4.8 สเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากผ่านวงจรขยายสัญญาณของบุคคลที่ 1

เอกสารนี้จากรูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวา และด้านซ้ายมีการยกระดับขึ้นเนื่องจากมีกระแสไฟฟ้ากระแสไฟตรงจากน้ำหนักที่มากกระทำกับแผ่นรับแรง และจากรูปที่ 4.8 ขนาดของสเปกตรัมสูงสุดที่ 0 เฮิรตซ์

(กระแสไฟตรง) เพื่อพิจารณาสัญญาณที่เปลี่ยนไปจากการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าขวาและซ้าย ดังนั้น อันดับแรกจึงทำการกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงทิ้ง รูปที่ 4.9 แสดงสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและด้านซ้ายของบุคคลที่ 1 หลังกำจัดกระแสไฟตรงเรียบร้อยแล้ว และสเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงของบุคคลที่ 1 ถูกแสดงดังรูปที่ 4.10 พบว่าที่ความถี่สูงสัญญาณที่ได้มีขนาดสเปกตรัมน้อยมากจนถูกมองว่าเป็นส่วนของสัญญาณรบกวน จึงนำสัญญาณนี้ไปผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในขั้นตอนต่อไป

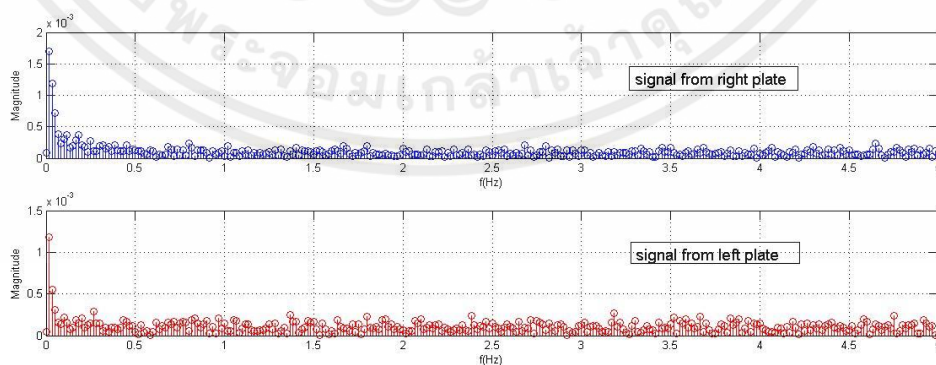


ก. สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวา



ข. สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านซ้าย

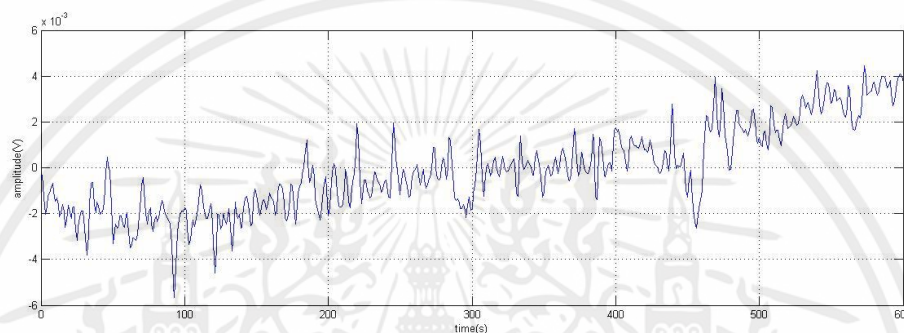
รูปที่ 4.9 สัญญาณที่ได้ของบุคคลที่ 1 หลังกำจัดกระแสไฟตรง



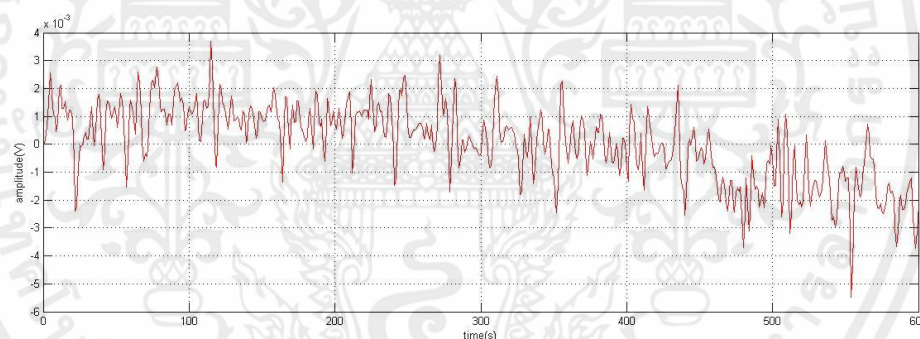
รูปที่ 4.10 สเปกตรัมของสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและซ้ายหลังจากกำจัดสัญญาณกระแสไฟตรงของบุคคลที่ 1

4.4.2 ผลวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน

จากวงจรรองความถี่ต่ำผ่านที่ออกแบบนั้นกำหนดให้มีความถี่ตัดผ่าน 2 เฮิรตซ์ เพื่อกำจัดสัญญาณที่ความถี่สูงจึงนำสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากพฤติกรรมการยิ้นของแต่ละบุคคลมาผ่านวงจรรนี้ ผลของสัญญาณที่ได้ของบุคคลที่ 1 แสดงดังรูปที่ 4.11 ซึ่งแสดงสัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาและด้านซ้ายหลังทำการผ่านวงจรรความถี่ต่ำผ่านเรียบร้อยแล้ว โดยรูปที่ 4.12 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากบุคคลที่ 1 หลังผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน จะเห็นได้ว่าขนาดของสเปกตรัมของความถี่สูง (ตั้งแต่ 2 เฮิรตซ์) ถูกกำจัดทิ้ง

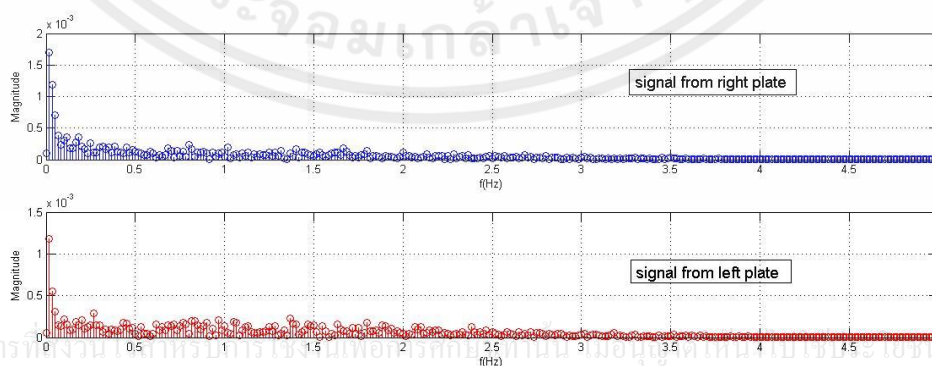


ก. สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวา



ข. สัญญาณทางไฟฟ้ารวมที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านซ้าย

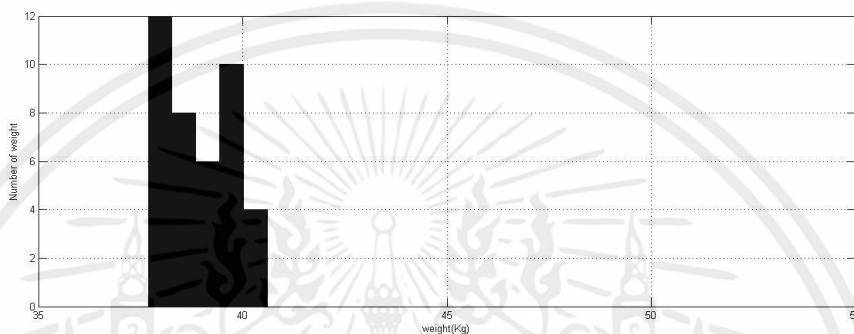
รูปที่ 4.11 สัญญาณทางไฟฟ้าของบุคคลที่ 1 หลังทำการผ่านวงจรรความถี่ต่ำผ่าน



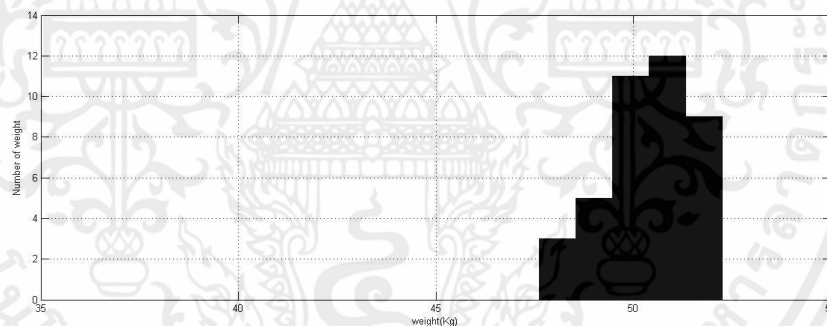
รูปที่ 4.12 สเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากบุคคลที่ 1 หลังผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน

4.4.3 ผลการเปรียบเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นน้ำหนัก

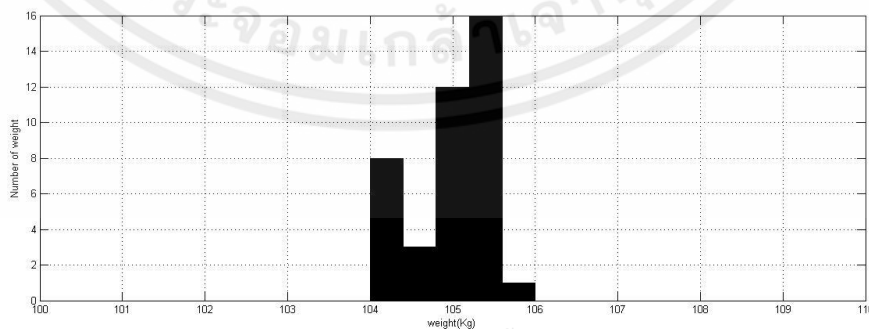
สำหรับการเปรียบเทียบสัญญาณทางไฟฟ้าให้เป็นค่าน้ำหนักซึ่งได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ 3.7 จะได้ค่าน้ำหนักของแต่ละบุคคล เมื่อพลอตฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของทุกบุคคลจากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้งแสดงดังรูปที่ 4.13-4.22 ซึ่งจะทำให้เห็นการกระจายน้ำหนักของแต่ละบุคคล โดยตารางที่ 4.3 ผลค่าเฉลี่ยน้ำหนักและค่าความแปรปรวนของทุกบุคคล เนื่องจากระหว่างที่ยื่นส่งบึงอาจมีการสั่นเกิดขึ้นค่าน้ำหนักที่แสดงจึงเป็นค่าน้ำหนักเฉลี่ยจากการเก็บ 60 วินาที



รูปที่ 4.13 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 1 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

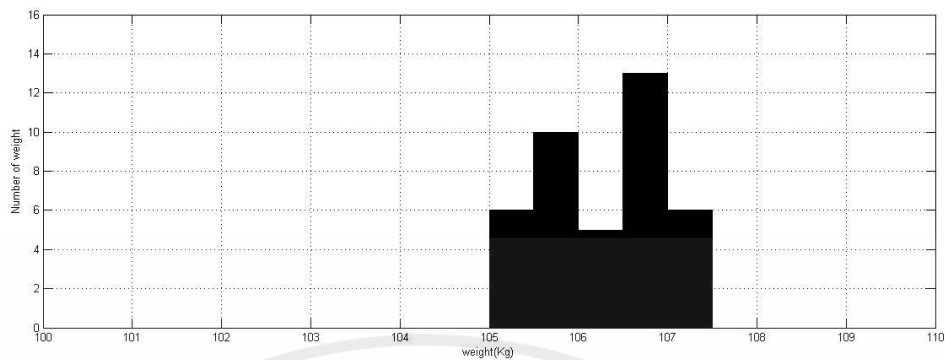


รูปที่ 4.14 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 2 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

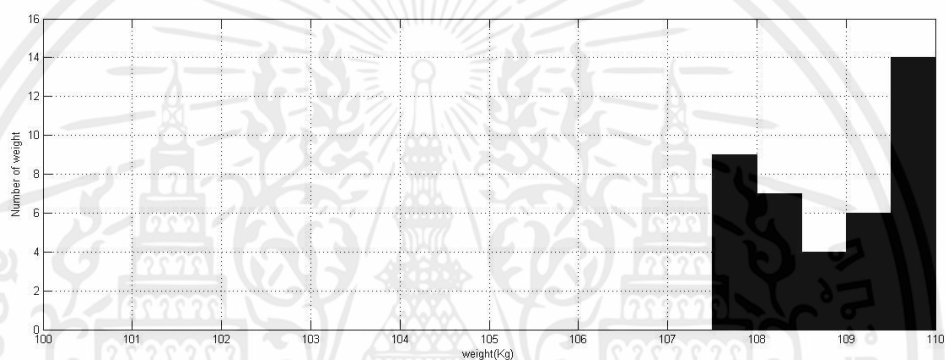


รูปที่ 4.15 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 3 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

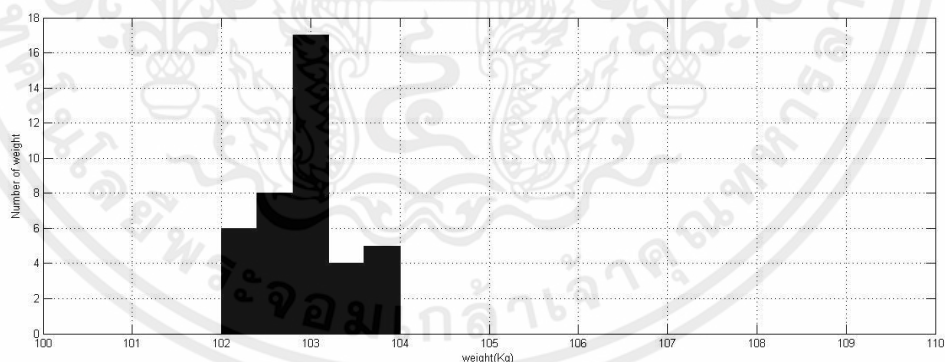
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม



รูปที่ 4.16 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 4 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

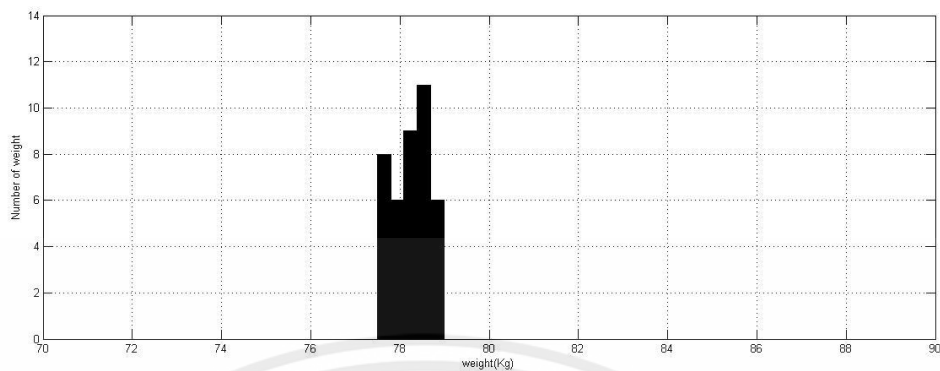


รูปที่ 4.17 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 5 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

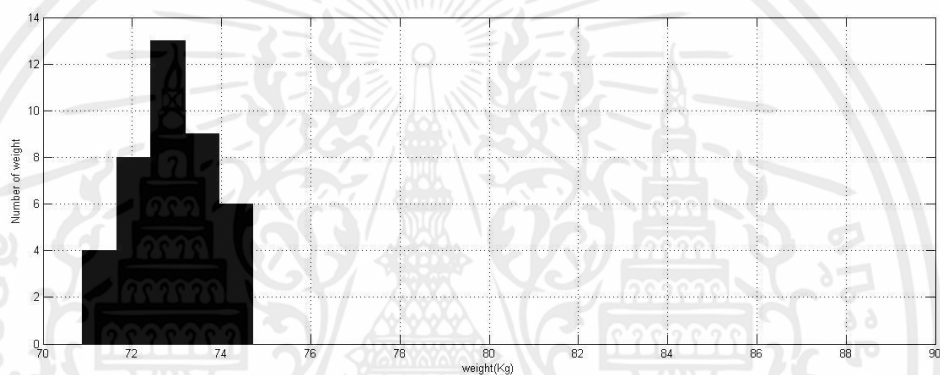


รูปที่ 4.18 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 6 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

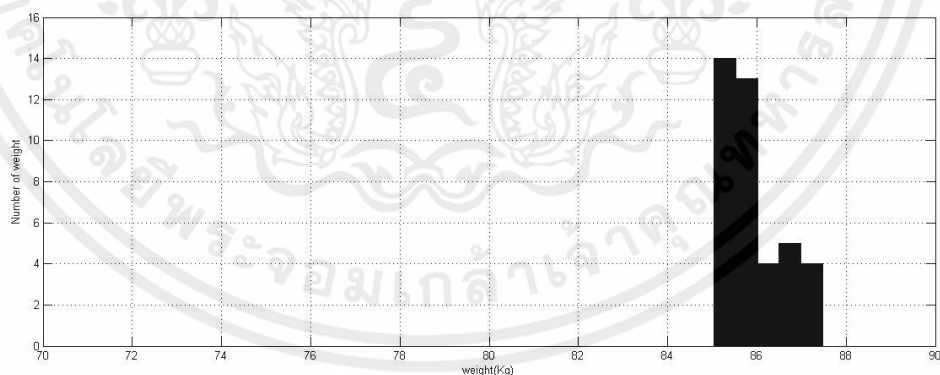
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.19 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 7 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

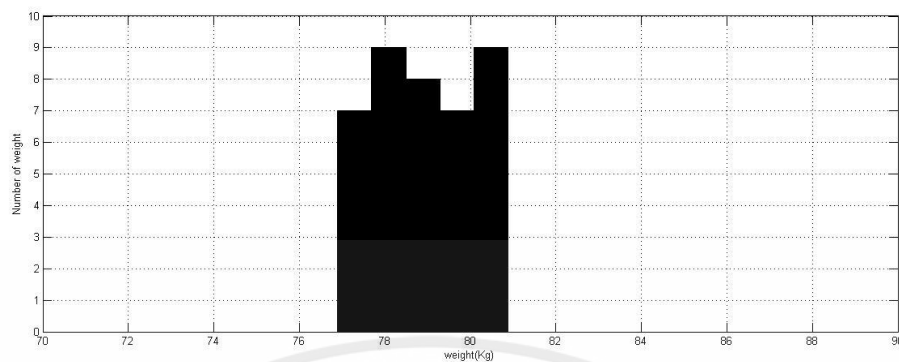


รูปที่ 4.20 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 8 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง



รูปที่ 4.21 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 9 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 กราฟฮิสโทแกรมค่าน้ำหนักของบุคคลที่ 10 จากการเก็บสัญญาณจำนวน 40 ครั้ง

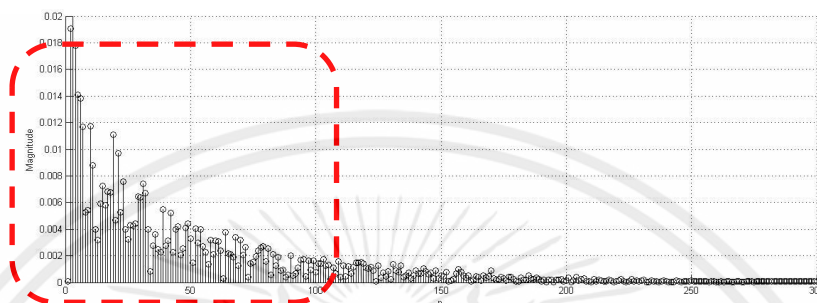
ตารางที่ 4.2 ผลค่าเฉลี่ยน้ำหนักและค่าความแปรปรวนของทุกบุคคล

บุคคลที่	ค่าน้ำหนักอ้างอิง (Kg)	ค่าเฉลี่ยน้ำหนัก (Kg)	ค่าความแปรปรวน
1	38.5	38.96	0.62
2	49	50.38	1.24
3	103.8	104.96	0.28
4	105.6	106.37	0.49
5	109	108.97	0.71
6	103.2	102.91	0.24
7	78.5	78.25	0.15
8	74	72.87	0.81
9	85.3	85.91	0.46
10	78.5	78.90	1.34

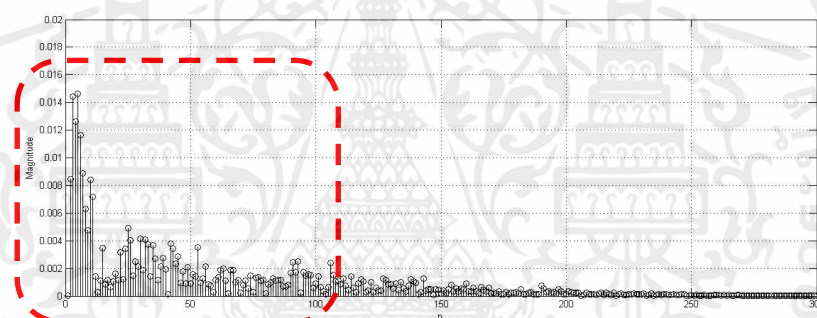
จากตารางที่ 4.3 พบว่าบุคคลที่ 10 มีค่าความแปรปรวนมากที่สุด แสดงว่ามีการกระจายตัวของค่าน้ำหนักมาก ซึ่งเมื่อซิงแต่ละครั้งจะได้ค่าน้ำหนักที่แตกต่างกัน และบุคคลที่ 7 มีค่าความแปรปรวนน้อยที่สุด แสดงว่ามีการกระจายตัวของค่าน้ำหนักน้อย ซึ่งเมื่อซิงแต่ละครั้งจะได้ค่าน้ำหนักที่ใกล้เคียงกัน

4.5 ผลกระบวนการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ

ในส่วนของการดึงลักษณะเด่นของสัญญาณที่ได้จากพฤติกรรมการยื่นสงบนิ่งในแต่ละบุคคลนั้น ใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่องเพื่อวิเคราะห์สัญญาณในเชิงความถี่ ผลการแปลงฟูเรียร์สัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงข้างขวาและซ้ายของบุคคลที่ 1 แสดงดังรูปที่ 4.23 และ 4.24 ตามลำดับ



รูปที่ 4.23 ขนาดสัมประสิทธิ์ในโดเมนความถี่ของสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านขวาของบุคคลที่ 1



รูปที่ 4.24 ขนาดสัมประสิทธิ์ในโดเมนความถี่ของสัญญาณที่ได้จากแผ่นรับแรงด้านซ้ายของบุคคลที่ 1

เพื่อหาส่วนสำคัญของสัญญาณจึงทำการคำนวณกำลังสเปกตรัมของสัญญาณทั้งหมด พบว่าส่วนที่มีนัยสำคัญของสัญญาณคือส่วนของขนาดสัมประสิทธิ์จำนวน 100 ค่าแรก เนื่องจากกำลังสเปกตรัมของขนาดสัมประสิทธิ์ 100 ค่าแรก มีค่ามากกว่า 90 เปอร์เซ็นต์ของกำลังสเปกตรัมของสัญญาณทั้งหมด ดังนั้นจึงเลือกใช้ขนาดสัมประสิทธิ์เฉพาะ 100 ค่าแรกนี้เป็นคุณลักษณะเด่นของสัญญาณสำหรับการจำแนกข้อมูลในขั้นตอนต่อไป

4.6 ผลโครงข่ายประสาทเทียม

สำหรับหัวข้อผลโครงข่ายประสาทเทียมแบ่งออกเป็น 2 ส่วนได้แก่ ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียม และผลการทดสอบโครงข่ายประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.1 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียม

จากการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมซึ่งกำหนดให้มีโหนดอินพุต 100 โหนด ชั้นซ่อนมี 3 โหนด ที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็นแบบ Log sigmoid ส่วนชั้นเอาต์พุตมีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็นแบบเชิงเส้น ตารางที่ 4.3 แสดงผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมของบุคคลที่ 1 โดยใช้สัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างขวา ซึ่งแสดงค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน, ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นอินพุต, ค่าไบแอสชั้นซ่อน และค่าไบแอสชั้นเอาต์พุต

ตารางที่ 4.3 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมของบุคคลที่ 1 โดยใช้สัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างขวา

		ค่าที่ได้
ค่าน้ำหนัก ระหว่างชั้น อินพุตกับชั้น ซ่อน [3x100]	แถวที่	0.0159 0.0069 -0.1131 -0.0630 -0.2783 0.1431 0.4306 0.1650
		0.2455 -0.1992 0.1994 0.1900 -0.1980 0.1620 -0.1093 -0.2507
		-0.0943 0.2315 -0.2142 -0.3682 -0.1433 0.0292 0.4856 0.2988
		0.1524 0.1579 0.0942 0.1078 -0.1645 -0.0901 0.0453 0.1476
		0.1516 0.0350 0.0404 -0.3694 0.0679 0.1390 -0.0481 -0.1999
		-0.0165 0.1887 0.0395 -0.0666 -0.0820 -0.0469 0.2116 0.0901
		0.3111 0.1480 -0.0255 0.2761 -0.1211 -0.3711 0.1585 0.1087
		0.0221 -0.2584 -0.1196 -0.4772 -0.0801 0.0177 0.0642 0.2195
		-0.2090 -0.1400 0.1733 0.1736 -0.1561 0.1043 0.1225 0.0520
		-0.0027 0.2000 -0.0935 0.0246 -0.2365 -0.0132 0.3226 -0.0173
		-0.0908 -0.0761 -0.2068 -0.1148 0.0351 -0.3065 0.2486 0.1623
		-0.0492 -0.3197 -0.4300 0.1162 -0.1654 -0.3497 0.1372 0.0331
		-0.1327 -0.0316 -0.4867 0.1155

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมของบุคคลที่ 1 โดยใช้สัญญาณจากแผ่นรับแรงข้าง
ขวา

		ค่าที่ได้
ค่าน้ำหนัก ระหว่างชั้น อินพุตกับชั้น ซ่อน [3x100]	แถวที่ 2	1.3502 0.8281 1.4206 -0.4831 0.3100 -0.2021 0.0649 -0.0201
		-0.2784 -0.2428 -0.2671 0.4246 -0.4173 0.8549 0.1544 0.5894
		0.4549 -0.2664 0.5053 0.6084 0.9280 0.6128 0.6921 -0.2914
		0.0036 -0.1543 0.0674 -0.2756 -0.3429 -0.0699 -0.0453 -0.0129
		-0.3228 0.4339 0.1647 0.2109 0.6264 0.0902 0.1706 -0.8690
		0.2384 0.2198 -0.0781 -0.3937 0.4645 -0.0001 0.1551 -0.0063
		-0.2149 1.1038 -0.1127 -0.5445 0.2346 0.0629 0.7676 0.6350
		0.5413 -0.2650 1.1435 -0.6633 1.1406 0.1487 0.1572 -0.1958
		-1.0429 -0.6553 0.3526 -0.4767 0.2108 0.7855 1.0786 -0.0040
		0.2996 0.1399 -0.4519 -0.1362 -0.3586 -1.0610 -0.2403 -0.8500
		-0.3820 -1.2124 0.5487 0.2262 -0.2627 0.1504 0.8652 0.3362
		-0.4628 -0.7371 -1.0204 0.4748 -0.0384 0.6778 -0.2620 -0.5491
		-0.2634 -0.2845 -1.0052 -0.3291
		ค่าน้ำหนัก ระหว่างชั้น อินพุตกับชั้น ซ่อน [3x100]
-0.0541 -0.2102 0.3990 0.3274 -0.0419 0.2676 0.3230 -0.1282		
0.2415 0.0517 0.3478 0.5096 0.7845 0.4929 0.2179 -0.1400		
0.2506 -0.1577 0.1899 -0.1599 -0.3817 -0.1628 -0.2492 0.0946		
-0.4515 0.1981 -0.3256 -0.0378 0.6219 -0.1093 0.4229 -0.5132		
0.2795 0.1063 0.1292 -0.7147 0.1872 -0.0544 0.0303 -0.2307		
0.0726 1.3001 -0.4419 -0.7641 -0.1301 -0.0041 0.6723 0.1765		
0.3222 -0.2467 0.8216 -0.5316 0.4485 0.1420 -0.2082 -0.4237		
-0.5078 0.0024 0.2561 -0.5978 -0.0783 0.6118 0.5110 -0.1147		
0.4455 -0.1781 0.0819 -0.1284 -0.1859 -0.4153 -0.0363 -0.5994		
-0.1897 -0.8607 0.4707 0.2091 0.0235 0.3442 0.1452 -0.0572		
-0.5202 -0.4496 -0.6169 0.1047 0.2432 0.5636 -0.0915 -0.1279		
-0.6273 -0.0803 -0.6397 -0.0146		

ตารางที่ 4.3 ผลการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมของบุคคลที่ 1 โดยใช้สัญญาณจากแผ่นรับแรงข้างขวา

	ค่าที่ได้
ค่าน้ำหนักระหว่างชั้น ซ่อนกับชั้นอินพุต	-0.2315 -0.0064 -1.0126
ค่าไบแอสชั้นซ่อน	1.6120 0.7849 -0.2938
ค่าไบแอสชั้นเอาต์พุต	0.2360

สำหรับค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Mean Square Error) ของการเรียนรู้ของทุกบุคคลถูกแสดงดังตารางที่ 4.4 ซึ่งค่าความผิดพลาดกำลังสองยังมีค่าน้อยแสดงว่าค่าเอาต์พุตมีค่าเข้าใกล้ค่าเป้าหมายที่กำหนดไว้

ตารางที่ 4.4 ค่าความผิดพลาดกำลังสองสำหรับการเรียนรู้ของทุกบุคคล

บุคคลที่	กลุ่ม ที่	จำนวนข้อมูล ที่เรียนรู้	Mean Square Error (MSE)	
			Neural network with left plate signal	Neural network with right signal plate
1	1	40	2.97×10^{-7}	2.53×10^{-7}
2	1	40	2.29×10^{-9}	4.64×10^{-19}
3	3	80	8.43×10^{-3}	1.49×10^{-3}
4	3	80	6.6×10^{-3}	1.79×10^{-3}
5	3	80	4.02×10^{-20}	3.44×10^{-3}
6	3	80	7.62×10^{-4}	4.4×10^{-3}
7	2	80	7.2×10^{-3}	9.7×10^{-3}
8	2	80	6.8×10^{-15}	5.1×10^{-2}
9	2	80	8.3×10^{-3}	7.1×10^{-2}
10	2	80	4.8×10^{-2}	5.3×10^{-7}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.2 ผลการทดสอบโครงข่ายประสาทเทียม

เมื่อทดสอบเงื่อนไขข้อที่ 1 ของเทคนิคจำแนกบุคคล คือการที่น้ำหนักของบุคคลที่ต้องการสามารถเลือกกลุ่มได้อย่างถูกต้อง จะได้ผลการเลือกกลุ่มโดยน้ำหนักแสดงดังตารางที่ 4.5 ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าค่าน้ำหนักของทุกบุคคลสามารถเลือกกลุ่มได้อย่างถูกต้อง

ตารางที่ 4.5 ผลการเลือกกลุ่มโดยน้ำหนัก

กลุ่มที่	จำนวนข้อมูลที่ทดสอบ	Accuracy (%)
1	80	100
2	160	100
3	160	100

สำหรับวิธีการทดสอบประสิทธิภาพการจำแนกบุคคลแบบ 2-fold cross validation โดยแบ่งข้อมูลของสัญญาณออกเป็น 2 ส่วน ในแต่ละส่วนมีจำนวนสัญญาณที่เท่ากันคือ 20 ชุด สัญญาณส่วนแรกจะเป็นข้อมูลสำหรับการเรียนรู้ และสัญญาณส่วนที่สองเป็นข้อมูลสำหรับใช้ทดสอบในการทดลองครั้งแรก ส่วนครั้งที่สองจะนำข้อมูลชุดที่ 2 เป็นชุดข้อมูลสำหรับการเรียนรู้ และนำข้อมูลส่วนแรกมาเป็นข้อมูลสำหรับทดสอบ ในกลุ่มที่ 1 สัญญาณบุคคลที่ไม่ต้องการที่นำมาเรียนรู้มาจาก 1 คนที่เหลือในกลุ่มมีจำนวนสัญญาณ 20 ชุด ส่วนกลุ่มที่ 2 และ 3 สัญญาณบุคคลที่ไม่ต้องการที่นำมาเรียนรู้มาจาก 3 บุคคลที่เหลือที่อยู่ในกลุ่มเดียวกันจำนวนสัญญาณบุคคลละ 20 ชุด ผลการจำแนกบุคคลทั้งสามกลุ่มแสดงดังตารางที่ 4.6 ซึ่งแสดงค่า Accuracy ของแต่ละกลุ่ม และค่า Accuracy รวมของระบบ

ตารางที่ 4.6 ผลการจำแนกบุคคล

กลุ่มที่	จำนวนข้อมูลที่ทดสอบ	Accuracy (%)
1	80	80
2	160	68.75
3	160	73.75
รวม	400	74.16

จากตารางที่ 4.4 จะเห็นได้ว่ากลุ่มที่ 1 มีค่า Accuracy ของการจำแนกบุคคลมากที่สุดเท่ากับ 80% รองลงมาเป็นกลุ่มที่ 3 ที่มีค่า Accuracy ของการจำแนกบุคคลเท่ากับ 73.75% และกลุ่มที่ 2 มีค่า Accuracy ของการจำแนกบุคคลน้อยที่สุดเท่ากับ 68.75% เมื่อคำนวณค่า Accuracy รวมทั้งระบบจะมี

ค่าเท่ากับ 74.16% เพื่อวิเคราะห์ค่า Accuracy นี้จึงนำมาเปรียบเทียบกับเทคนิคอื่น ๆ ที่ใช้ลักษณะทางพฤติกรรมเป็นตัวจำแนกตัวบุคคล ผลการเปรียบเทียบแสดงดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 ผลเปรียบเทียบค่า Accuracy กับงานวิจัยอื่น

ลำดับ	ผู้เขียน	จำนวนข้อมูล	ลักษณะพฤติกรรมที่ใช้	Accuracy
1	Jang-Hee Yoo และ Mark S.N. [7]	700	การเดิน	84%
2	Amer G.B. และ El-Sayed M.E. [8]	13,640	การเดิน	74.8%
3	Radhika K.S. และ Gopika S. [9]	55	ลายเซ็น	76.92%
4	Isaraporn P. [10]	350	กระพริบตา	58.47%
5	งานที่นำเสนอ	400	การยืน	74.16%

จากตารางที่ 4.5 พบว่าบทความ [7] และ [8] ได้นำลักษณะการเดินของแต่ละบุคคลมาเป็นลักษณะทางพฤติกรรมเพื่อจำแนกบุคคลโดยใช้กล้องจับเฟรมภาพการเดิน แต่ใช้วิธีดึงลักษณะเด่นและหลักการจำแนกที่แตกต่างกัน สำหรับบทความ [7] ได้ค่า Accuracy เท่ากับ 84% และบทความ [8] ได้ค่า Accuracy เท่ากับ 74.8% ส่วนบทความ [9] ตรวจสอบยืนยันตัวบุคคลจากลายเซ็นให้ผล Accuracy มีค่า 76.92% และสุดท้ายบทความ [10] ระบุตัวบุคคลโดยใช้สัญญาณกล้ามเนื้อรอบดวงตาจากการกระพริบตาได้ค่า Accuracy เท่ากับ 58.47% เมื่อเปรียบเทียบค่า Accuracy งานที่นำเสนอมีค่าน้อยกว่าบทความ [7] [8] และ [9] แต่มีค่า Accuracy มากกว่าบทความ [10] เมื่อพิจารณาค่าอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์สำหรับเก็บสัญญาณพบว่างานที่นำเสนอใช้ต้นทุนที่น้อยกว่าเมื่อเทียบกับบทความ [8] ที่ใช้กล้องจำนวน 11 ตัว และขั้นตอนการเก็บสัญญาณของงานที่นำเสนอคือการยืนนิ่งบนแผ่นรับแรงซึ่งมีความยุ่งยากน้อยกว่าเมื่อเทียบกับบทความ [7] ใช้กล้อง 2 ตัวเก็บภาพการเดินในห้องฉากเขียวเท่านั้นโดยให้อาสาสมัครใส่เสื้อสีที่ตัดกับฉาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสนอเทคนิคการจำแนกตัวบุคคลโดยอาศัยพฤติกรรมการยืนนั่งบนแผ่นรับแรง โดยมีแนวคิดที่ว่า การยืนทรงตัวคนในแต่ละบุคคลมีระบบกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันอาจจะมีความเป็นไปได้เมื่อยืนสงบนิ่งจะมีการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกดที่เป็นเอกลักษณ์ของบุคคล วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้คาดคะเนว่าการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลและจุดศูนย์กลางแรงกดต้นเสมือนการถ่ายเทน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวา จึงนำรูปแบบสัญญาณดังกล่าวนี้มาทำการจำแนกตัวบุคคล

การทดลองอาสาสมัครจำนวน 10 คนจะยืนนิ่งในท่าเปิดตาเป็นเวลา 60 วินาที ทำการเก็บผลสัญญาณคนละ 40 ครั้ง สำหรับเซนเซอร์โพลดเซลล์ถูกใช้เพื่อเปลี่ยนแรงหรือน้ำหนักที่มากระทำกับเซนเซอร์ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นนำสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากแผ่นรับแรงมาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อกำจัดสัญญาณความถี่สูงซึ่งเป็นสัญญาณรบกวน การแปลงฟูเรียร์ถูกนำมาใช้ในการดึงลักษณะเด่นของแต่ละบุคคล และขั้นตอนสุดท้ายวิธีเรียนรู้และตัดสินใจโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมมาเป็นกลไกวิเคราะห์และระบุข้อมูลบุคคล เพื่อให้ระบบมีประสิทธิภาพมากขึ้นเราใช้น้ำหนักเป็นตัวจำแนกหมวดหมู่คนเพื่อเลือกใช้โครงข่ายประสาทเทียมระบุตัวบุคคล ซึ่งเป็นการลดเวลาในการประมวลผล

เมื่อทำการทดสอบการจำแนกบุคคลทั้ง 10 บุคคล และทดสอบประสิทธิภาพของการจำแนกบุคคลโดยวิธี 2-fold cross-validation พบว่าการเลือกกลุ่มโดยค่าน้ำหนักมีความถูกต้อง 100 เปอร์เซ็นต์ และผลการจำแนกบุคคลกลุ่มที่ 1 มีค่าความถูกต้องมากที่สุด 80 เปอร์เซ็นต์ และผลการจำแนกบุคคลกลุ่มที่ 2 มีค่าความถูกต้องน้อยที่สุด 68.75 เปอร์เซ็นต์ เมื่อคำนวณค่าความถูกต้องของเทคนิคจำแนกบุคคลที่นำเสนอมีค่าความถูกต้องโดยเฉลี่ยเท่ากับ 74.16 เปอร์เซ็นต์

5.2 ข้อเสนอแนะ

เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพที่ดีขึ้นในการพัฒนาเทคนิคจำแนกบุคคลโดยพฤติกรรมการยืนนั่งบนแผ่นรับแรง โดยอาจทำการปรับปรุงแผ่นรับแรงให้มีคุณภาพตรงตามมาตรฐานของการชั่งมากขึ้น หรือนำวิธีดึงลักษณะเด่นแบบอื่นมาใช้ร่วมกับวิธีการแปลงฟูเรียร์เช่น วิธีการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระ และเพิ่มจำนวนสัญญาณให้มากขึ้นในกระบวนการเรียนรู้เพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพของโครงข่ายประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K.: “Stiffness control of balance in quiet standing” Jour. of Neurophysiology, vol.80, pp.1211-1221, 1998.
- [2] Collins J.J., Deluca C.J.: “Open-loop and closed-loop control of posture: a random walk of centre-of-pressure trajectories” Experimental Brain Research, pp.308–318, 1993.
- [3] Fitzpatrick R., McCloskey D.I.: “Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans”, Jour. of Physiology, pp.173–186, 1993.
- [4] Navrag B.S., William R.T., Michael L.M., Maury A.N.: “The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs” Jour. of Electromyography and Kinesiology, vol.22, pp.131–136, 2012.
- [5] Matheson AJ, Darlington CL, Smith PF.: “Further evidence for age-related deficits in human postural function” Jour. of Vestibular Research , vol.9, no.4, pp.261–264, 1999.
- [6] Alexandre C., Robin N.S., Mathieu G., Ludovic M., Benoît G.B.: “Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability” Jour. Gait & Posture, vol.59, pp.28–34, 2018.
- [7] Alexandre C., Robin N.S., Mathieu G., Ludovic M., Benoît G.B.: “Automated Markerless Analysis of Human Gait Motion for Recognition and Classification” Jour. ETRI, vol.33, pp.259–266, 2011.
- [8] Amer G.B., El-Sayed M.E.: “Gait-based Recognition for Human Identification using Fuzzy Local Binary Patterns” the 8th International Conference on Agents and Artificial Intelligence (ICAART 2016), vol. 2, pp.314-321, 2016.
- [9] Radhikaa K.S., Gopika Sb.: “Online and Offline Signature Verification: A Combined Approach” International Conference on Information and Communication Technologies (ICICT), pp.1593-1600, 2014.
- [10] Isaraporn P., Pakorn S., Sukkharak S., Paramote W.: “An Eye-Muscle Feature Extracting for Human Identification” ISMAC, pp.133-136, 2016.

- [11] “Ground Reaction Forces, Center of Pressure & Center of Mass” 17 ธันวาคม 2017 [online] <http://www.pronicep.com/article/18/>.
- [12] พลศึกษาชั้นมัธยมศึกษาปีที่ ๔-๖ กลุ่มสาระการเรียนรู้สุขศึกษาและพลศึกษา สถาบันพัฒนาคุณภาพวิชาการ (พว.), สำนักพิมพ์ บริษัทพัฒนาคุณภาพวิชาการ (พว.) จำกัด ผู้เรียบเรียง อาจารย์สุณัฐธา สงวนพงศ์.
- [13] statics and torque , OpenStax2016, 3 กุมภาพันธ์ 2016 [free download online] <https://legacy.cnx.org/content/col11967/1.1>.
- [14] “คั่นหู”อาการธรรมดา...ที่ไม่ธรรมดา 4 เมษายน 2013 [online] Available: <http://saisampan.net/index.php?topic=59722.0>.
- [15] ประเภทและหลักการทำงานของโหลดเซลล์, Factomarket Industrial Product Marketplace 8 มกราคม 2016 [online] <https://mall.factomart.com/load-cell-design-not-only-from-strain-gauge/>.
- [16] สเตรนเกจ คืออะไร, บริษัท เคียวว่า เติ้นเกียว (ไทยแลนด์) จำกัด 2 มิถุนายน 2018 [online] http://www.kyowa-ei.co.th/tha/technical/strain_gages/strain_gage.html.
- [17] ระบบประสาท 26 มกราคม 2016 [online] <http://www.krusarawut.net/wp/?p=11172>
- [18] “Button load cell miniature load cell sensor” Forsentek Co., Limited 16 พฤษภาคม 2017 [online] <http://www.forsensor.com/sale-8832751-button-load-cell-miniature-load-cell-sensor.html>.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K.: “Stiffness control of balance in quiet standing” Jour. of Neurophysiology, vol.80, pp.1211-1221, 1998.
- [2] Collins J.J., Deluca C.J.: “Open-loop and closed-loop control of posture: a random walk of centre-of-pressure trajectories” Experimental Brain Research, pp.308–318, 1993.
- [3] Fitzpatrick R., McCloskey D.I.: “Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans”, Jour. of Physiology, pp.173–186, 1993.
- [4] Navrag B.S., William R.T., Michael L.M., Maury A.N.: “The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs” Jour. of Electromyography and Kinesiology, vol.22, pp.131–136, 2012.
- [5] Matheson AJ, Darlington CL, Smith PF.: “Further evidence for age-related deficits in human postural function” Jour. of Vestibular Research , vol.9, no.4, pp.261–264, 1999.
- [6] Alexandre C., Robin N.S., Mathieu G., Ludovic M., Benoît G.B.: “Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability” Jour. Gait & Posture, vol.59, pp.28–34, 2018.
- [7] Alexandre C., Robin N.S., Mathieu G., Ludovic M., Benoît G.B.: “Automated Markerless Analysis of Human Gait Motion for Recognition and Classification” Jour. ETRI, vol.33, pp.259–266, 2011.
- [8] Amer G.B., El-Sayed M.E.: “Gait-based Recognition for Human Identification using Fuzzy Local Binary Patterns” the 8th International Conference on Agents and Artificial Intelligence (ICAART 2016), vol. 2, pp.314-321, 2016.
- [9] Radhikaa K.S., Gopika Sb.: “Online and Offline Signature Verification: A Combined Approach” International Conference on Information and Communication Technologies (ICICT), pp.1593-1600, 2014.
- [10] Isaraporn P., Pakorn S., Sukkharak S., Paramote W.: “An Eye-Muscle Feature Extracting for Human Identification” ISMAC, pp.133-136, 2016.

- [11] “Ground Reaction Forces, Center of Pressure & Center of Mass” 17 ธันวาคม 2017 [online] <http://www.pronicep.com/article/18/>.
- [12] พลศึกษาชั้นมัธยมศึกษาปีที่ ๔-๖ กลุ่มสาระการเรียนรู้สุขศึกษาและพลศึกษา สถาบันพัฒนาคุณภาพวิชาการ (พว.), สำนักพิมพ์ บริษัทพัฒนาคุณภาพวิชาการ (พว.) จำกัด ผู้เรียบเรียง อาจารย์สุณัฐธา สงวนพงศ์.
- [13] statics and torque , OpenStax2016, 3 กุมภาพันธ์ 2016 [free download online] <https://legacy.cnx.org/content/col11967/1.1>.
- [14] “คั่นหู”อาการธรรมดา...ที่ไม่ธรรมดา 4 เมษายน 2013 [online] Available: <http://saisampan.net/index.php?topic=59722.0>.
- [15] ประเภทและหลักการทำงานของโหลดเซลล์, Factomarket Industrial Product Marketplace 8 มกราคม 2016 [online] <https://mall.factomart.com/load-cell-design-not-only-from-strain-gauge/>.
- [16] สเตรนเกจ คืออะไร, บริษัท เคียวว่า เด็นเกียว (ไทยแลนด์) จำกัด 2 มิถุนายน 2018 [online] http://www.kyowa-ei.co.th/tha/technical/strain_gages/strain_gage.html.
- [17] ระบบประสาท 26 มกราคม 2016 [online] <http://www.krusarawut.net/wp/?p=11172>
- [18] “Button load cell miniature load cell sensor” Forsentek Co., Limited 16 พฤษภาคม 2017 [online] <http://www.forsensor.com/sale-8832751-button-load-cell-miniature-load-cell-sensor.html>.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดนำสัญญาณเข้าสู่โปรแกรม MATLAB

```

delete(instrfind({'Port'},{'COM3'}));
a=arduino('COM3')
k=0;
tic
while(toc<60)
    k=k+1;
    w_1 = a.analogRead(1); %Data from the arduino
    w_2 = a.analogRead(2);
    w_3 = a.analogRead(3);
    w_4 = a.analogRead(4);
    w_5 = a.analogRead(5);
    w_6 = a.analogRead(6);
    w_7 = a.analogRead(7);
    w_8 = a.analogRead(8);
    w1(k)=w_1/204;
    w2(k)=(w_2/204)-0.0034;
    w3(k)=(w_3/204)-0.0147;
    w4(k)=w_4/204;
    w5(k)=(w_5/204)-0.0096;
    w6(k)=w_6/204;
    w7(k)=w_7/204;
    w8(k)=w_8/204;
    wr(k)=w1(k)+w2(k)+w3(k)+w4(k);
    wl(k)=w5(k)+w6(k)+w7(k)+w8(k);
    toc;
    ar=(wr*0.0115)/0.0186;
    al=wl;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

e_lc=wl
e_lc=e_lc-(sum(e_lc)/length(e_lc))
e_rc=wr
e_rc=e_rc-(sum(e_rc)/length(e_rc))

string1 = sprintf('%0f', toc);
set(handles.text3, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w1(k)));
set(handles.w1, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w2(k)));
set(handles.w2, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w3(k)));
set(handles.w3, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w4(k)));
set(handles.w4, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w5(k)));
set(handles.w6, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w6(k)));
set(handles.w7, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(w7(k)));
set(handles.w8, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0000f', abs(w8(k)));
set(handles.w9, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(wr(k)));
set(handles.w5, 'String', string1);
string1 = sprintf('%0f', abs(wl(k)));
set(handles.w10, 'String', string1);
% set(plotGraph1,'XData',CoPx,'YData',CoPy);
pause(0.0001);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 end
 ไม่ว่าจะผิดใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

assignin('base','wr',wr)
assignin('base','w1',w1)
assignin('base','w2',w2)
assignin('base','w3',w3)
assignin('base','w4',w4)
assignin('base','wl',wl)
assignin('base','w5',w5)
assignin('base','w6',w6)
assignin('base','w7',w7)
assignin('base','w8',w8)
assignin('base','ar',ar)
assignin('base','al',al)
assignin('base','s',s)

```

โค้ดกรองความถี่ต่ำผ่าน

```

fs = 10; % Sampling frequency
% T = 1/Fs; % Sampling period

load('wc_ploy1')
lp_cutoff = 2
[bl,cl] = butter(2, lp_cutoff/(fs/2),'low');
% w_r=(wr/10);
% w_l=(wl/10);
pre1 = filter(bl,cl,e_rc );
pre2 = filter(bl,cl,e_lc );

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดแปลงฟูเรียร์

```
load('lpc_ploy')
fs = 10;          % Sampling frequency
L=600;          % L=length(pre1);
Y1 = fft(pre1,L);
Y2 = fft(pre2,L);
```

```
Pe1 = abs(Y1/L);
P1 = Pe1(1:L/2+1);
P1(2:end-1)=2*P1(2:end-1)
Pe2 = abs(Y2/L);
P2 = Pe2(1:L/2+1);
P2(2:end-1)=2*P2(2:end-1)
```

การทดสอบโครงข่ายประสาท

```
load('fftc_prang')
if m<60

load('net_ep1p')
y1=(net1(P1(1:100)))
load('net_epp1')
y2=(net1(P1(1:100)))
load('net_fp1p')
y3=(net1(P2(1:100)))
load('net_fpp1')
y4=(net1(P2(1:100)))
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 if(y1>y2 && y1>y3 && y1>y4) % && y1>y6 && y1>y5
 ไม่ว่าจะพิมพ์ใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
message1 = sprintf('prang');
msgbox(message1);
```

```
else if(y2>y1 && y2>y3 && y2>y4) % && y2>y5 && y2>y6
    message2 = sprintf('paint');
    msgbox(message2);
```

```
else if(y3>y2 && y3>y1 && y3>y4) % &&y3>y5 && y3>y6
    message3 = sprintf('prang');
    msgbox(message3);
else
    message4 = sprintf('paint');
    msgbox(message6);
end
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Proceedings of

**2018 3rd International Conference on
Computer and Communication Systems**

ICCCS 2018

April 27-30, 2018

Nagoya, Japan



ISBN: 978-1-5386-6349-3

IEEE Catalog Number: CFP18D48-USB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในเชิงธุรกิจเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้เผยแพร่ลงบนสื่อออนไลน์หรือช่องทางอื่นๆของ IEEE ทุกรายการทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Human Identification Technique Based Behavioural Standing Still on Force Plates

Patraporn Sirisilpa, Sakkarin Sinchai, Paramote Wardkein and Wipa Sangpisit

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

e-mail: pattra33@hotmail.com, sakkarin_sinchai@yahoo.com, pramote@telecom.kmitl.ac.th, wipa@telecom.kmitl.ac.th

Abstract—This article proposes the human identification technique based behavioural standing still on force plates. Since the body sway that occurs during a quiet stand is caused by the movement of the center of mass and the center of pressure, thus the transfer of weight on the left and right feet of each person has a unique characteristic. This characteristic is then applied to identify individuals. In addition, the signals obtained from eyes open and eyes close condition are studied. The processing results are obtained by MATLAB program. The results of the proposed method show that the behavioural standing still signal in eyes open condition can be applied for human identification. However, the further study and improvement of the proposed principle is needed to acquire better in false rate of identification.

Keywords—component; force plate; load cell sensor; body sway; Neural network

I. INTRODUCTION

Currently, human identification is very important and is widely used in security systems. Biometric identification technology is increasingly popular because it is more secure than traditional methods, such as using RFID card or password. It is difficult to counterfeit and cannot be lost. Biometric fashion is biological information used to distinguish individual can be divided into two types that is physical characteristics such as fingerprints, facial characteristics, characteristic ears, ECG signal. Another one is behavioural characteristics such as voice, signature, and gait. Similarly, running and standing can also be considered as behavioural characteristic pattern which are likely to be the dominant feature of the individuals. In this paper, behaviour of humans in quiet standing will be chosen to be the feature for human identification purpose.

From literature review, it is found that most studies of upright posture use a measure of "body sway" to characterize the performance under the assumption that the measure of body sway is the centre of mass. Body sway is a kinematic system and estimated from the centre of pressure (COP) measured from the force plate. In 1998 Winter, David A. et al. [1] studied the relationship between the centre of mass and the centre of pressure. This article presents a relatively simple control scheme for standing posture control which the body behaves like an inverted pendulum. The articles of J.J. Collins and C.J. De Luca in 1993 [2] studied open-loop and closed-loop control of posture by a random-walk analysis of the centre of pressure trajectories in both one dimensional and two dimensional. The results show that

individuals are randomized to a variety of the centre of pressure but there is a consistent pattern. In 1993 Richard Fitzpatrick and D. I. McCloskey [3] studied proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. The conclusions of this study is that control of balance and posture is related to three systems of perception.

Later, in 2011, Navrag B. Singh et al. [4] studied the spectral content of postural sway during quiet stance by considering influences of age, vision and somatosensory inputs. They concluded that the external factors were vision inputs that affect the accuracy of the responses for the body sway control in the anterior/posterior direction where somatosensory inputs directly affect to the body sway control in the medial/ lateral direction. The internal factors were age and gender that main effects of age and gender were larger for sway in the medial/ lateral direction compared to the anterior/posterior direction. In 1999, Matheson et al. [5] found that the performance of body sway the males are larger than females for conditions limit vision and posture.

Recently in 2017, French researchers Alexandre Costea and Robin N. Salesse et al. [6] studied standing or swaying to the beat when hearing discrete auditory rhythms and promote postural coordination stability. The proposed technique estimates that the body will sway by different auditory metronome frequencies. The result tended to be more effective when the metronome frequency (0.25 Hz) was close to the dominant sway frequency. This article demonstrates that human beings in two-legged stance can automatically adjust the sway according to external auditory, which may be useful for learning and rehabilitation.

Based on the study, quiet standing behaviour is only applied to analyse the disease of balance, which will indicate the performance of the muscular system but it has not yet found to be applied for human identification. In this article, the idea that standing posture of a person which has different muscular systems is considered. In stand still condition, there is a movement of the centre of mass and the centre of pressure that is unique to each individual. The pattern of signal according to behaviour standing still of each person is thus employed to identify individuals. The detail of the proposed method is discussed in section II. The classification results using neural network is shown in section III. Finally, the section IV is conclusion of this paper.

II. PRINCIPLES

The proposed system is shown in Fig. 1 and the principles are discussed as following.

A. Force plates

Two force plates are used for measuring weight of left and right foot. Each plate size is $22.5 \times 27.5 \text{ cm}^2$. The force sensors are set up four points on each side to obtain the force due to the weight of the foot. The designed force plates attached with sensors are depicted in Fig. 2. The load cell sensor, which is a sensor that change the force or weight act to the load cell into electrical signal, is employed. In addition, pancake load cell is chosen because it is suitable for weighing purpose. Since the signal from the load cell is small electrical signal, therefore, the amplifier using op amp AD620 whose gain is 100 is needed.

B. Analog to Digital Converter

For A/D, the analog signals obtained from the amplifier (total in 8 signals) are fed into Arduino to be converted into digital signal. The converted signals are then sent to be processed by using MATLAB in the computer.

C. LPF & Force calibration

The obtained signal is first noise filtering by low pass filter and then performing force calibration. The force calibration is used to calibrate the electrical signal to weight value. The mathematic equation for calibration for the signals from the right and the left plates are given in (1) and (2), respectively. It is noted that the parameters in these equations are obtained by linear regression of the data, where data is from weighing various weights of fixed mass objects which are 2.9 kg, 8.5 kg, 9.3 kg, 16.7 kg, 17.7 kg and 26.1 kg

$$w_r = (0.016 \times v_r) + 1.6 \quad (1)$$

$$w_l = (0.046 \times v_l) + 0.6 \quad (2)$$

Where v_r, v_l are the total voltage signal from the right and left plates respectively

w_r, w_l are the total weight of the right and left foot in kilograms respectively

D. Categorized group by weight

The weight value obtained from the force calibration will be used to pre-classify the input in one of two groups. The first group is for weight less than or equal to 50 kg and the second group is for weight greater than 50 kg. This process is to decrease the identification processing time.

E. Fast Fourier Transform

Fourier Transform is employed to transform the signal in time domain into frequency domain. The Fourier coefficients can be used as features of the signal. The discussion of Fourier transform is given as follows.

Let $x(n)$ be the signal in time domain, and $x(k)$ be the Fourier coefficients in frequency domain where the relationship is defined as

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (3)$$

for N is length of signal and k is frequency index of signal in frequency domain which is defined to be $0 \leq k \leq N-1$

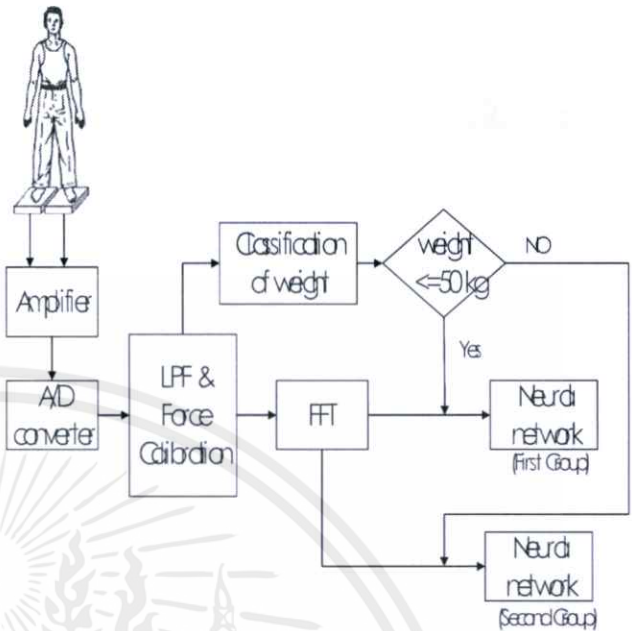


Figure 1. Block diagram of the proposed principle.

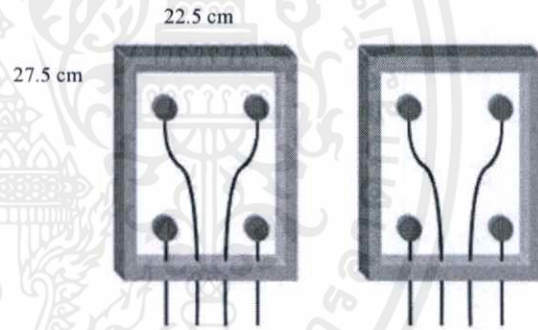


Figure 2. Size of the force plates and position of the sensors.

The signal which represents the balance of the individual body obtained from the force plates is converted by fast Fourier transform (FFT) algorithm in MATLAB. The significant features from the derived FFT coefficients are then used for learning and identifying by neural network.

F. Neural network

Neural network is chosen to be a system for training and individual identifying processes. In training process, there are two groups of neural network: one group is for subjects with weight less than or equal to 50kg, the other is for subjects with weight greater than 50kg. In this paper, the neural network used to identify each person is a multi-layer perceptron neural network as shown in Fig. 3 [7]. The correlation between the output and the input of each class is shown in (4), (5) and (6) respectively

$$a_1 = f_1(W_1 p + b_1) \quad (4)$$

$$a_2 = f_2(W_2 a_1 + b_2) \quad (5)$$

$$a_3 = f_3(W_3 a_2 + b_3) \quad (6)$$

- Where p : Input Vector
 W_1, W_2, W_3 : Weight Matrix of layer 1, 2, 3, respectively,
 b_1, b_2, b_3 : Bias Vector of layer 1, 2, 3, respectively,
 f_1, f_2, f_3 : Transfer function of layer 1, 2, 3, respectively,
 a_1, a_2, a_3 : Output Vector of layer 1, 2, 3, respectively,
 s_1, s_2, s_3 : Neuron of layer 1, 2, 3, respectively,

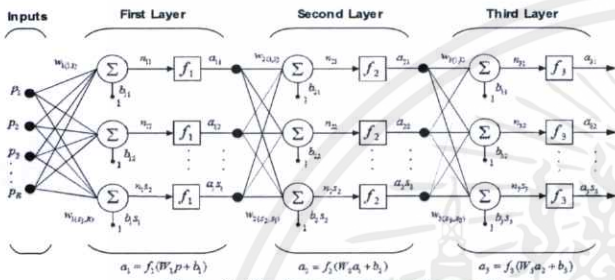
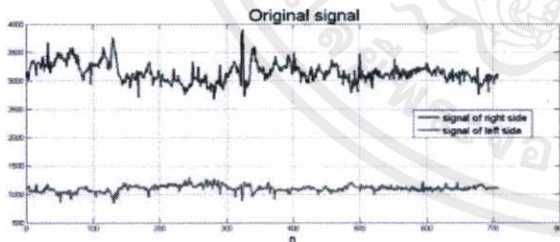


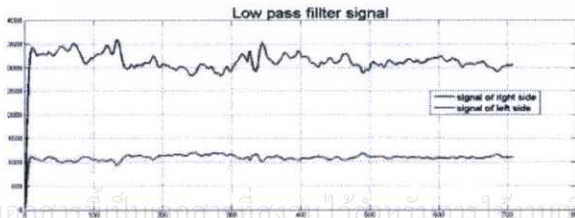
Figure 3. The three-layer neural network.

III. SIMULATION RESULTS

Firstly, the signals obtained from the right and left plates are shown in Fig. 4 where the upper trace and lower trace represent the signals obtained from the right and left plates, respectively. In addition, to filter high noise frequencies, the signals are low pass filtering as seen in Fig. 4(a) before filtering and Fig. 4(b) after filtering. From the obtained signals of right and left plates, it is seen that the signal of the left plate is much lower than that of the right plate. The problem is that sensitivity of each load cell is not identical. After randomly installed, it may cause the overall sensitivity on the left plate less than the right plate. Hence, only the signals from the right plate will be chosen to process.



(a) Before low pass filtering



(b) After low pass filtering

Figure 4. Signals from right (upper trace) and left (lower trace) plates before and after low pass filtering.

In addition, in this study, the behavioural standing still signals in eyes open and eyes close condition are observed. With eyes close condition, a person loses one perception sensor that may effect on the behavioural standing still signals. Since there are 4 signals obtained from each plate, these signals will be summed to be one signal. Fig. 5 shows 5 of summed signals of the right plate obtained from measuring the person X with eyes open condition 5 times. Similarly, Fig. 6 illustrates 5 of summed signals of the right plate obtained from measuring the person X with eyes close condition 5 times. It is seen that the signals obtained from eyes open condition are more consistency than those of eyes close condition. Eyes close causes imperfect perception for human, it results in inconsistency in the obtained signals. Hence, only the signals from the right plate and in normal (eyes open) condition are used in the identification procedure.

Later, features extraction of the interested signal is obtained by using FFT. Example plot of the magnitude of the FFT coefficients is shown in Fig. 7. From the derived FFT coefficients, only first 100 significant coefficients are employed in training and identifying by neural network. The result of identification of the person X is shown in Table I.

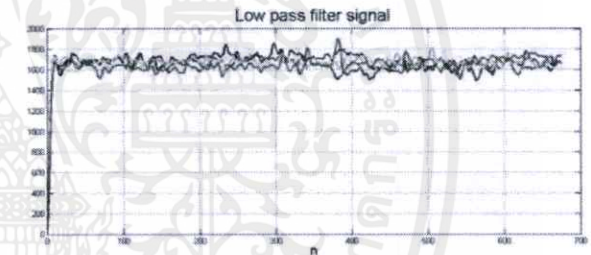


Figure 5. 5 summed signals obtained from the right plate of 5 times measuring the person X with eyes open condition.

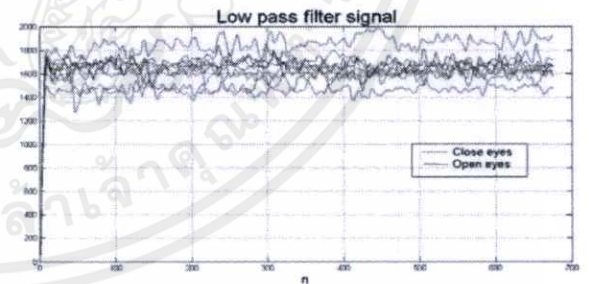


Figure 6. 5 summed signals obtained from the right plate of 5 times measuring the person X with eyes close condition.

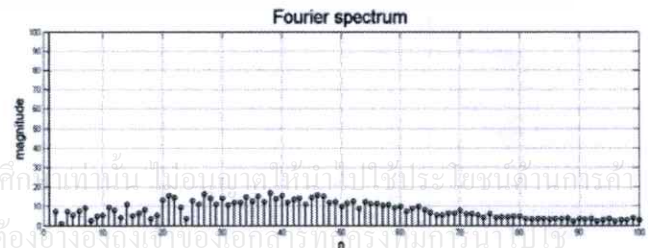


Figure 7. The FFT coefficients.

The obtained result shows that the false rate of identification of the person X using the signals in eyes open condition is 20% and using eyes close condition is 40%. Although the false rate in eyes open condition is less than eyes close condition but it is fairly high and the proposed identification system should be improved.

TABLE I. RESULTS OF HUMAN IDENTIFICATION BY NEURAL NETWORK

	Case of classes	Identified Result		
		Owner	Stranger	FR%
Training				
Owner	5	5	0	0
Stranger	25	0	25	0
Total	30	5	25	0
Test				
Owner	5	4	1	20
Owner (closed eyes)	5	3	2	40
Stranger	25	2	23	8
Total	35	9	26	14.28

IV. CONCLUSION

In this paper, the signals of a body sway during standing still posture in eyes open and eyes close condition are studied for human identification purpose. The electrical signals from the force plates are collected and feature extractions by fast Fourier transform. Then, the method of learning and identifying by neural network is used. In the study, it is found that load cell sensitivity has effect on the obtained

signal. Right and left plates should be rebuilt and assure that all employed load cells have comparative sensitivity. In addition, eyes close make a person lose body balance resulting in inconsistency of the obtained signals. The high value of false rate of the proposed principle suggests that the proposed technique should be improved such as using other techniques in feature extraction, collected more training data for improving neural network performance.

REFERENCES

- [1] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K.: "Stiffness control of balance in quiet standing" *Jour. of Neurophysiology*, vol.80, pp.1211-1221, 1998
- [2] Collins J.J., Deluca C.J.: "Open-loop and closed-loop control of posture: a random walk of centre-of-pressure trajectories" *Experimental Brain Research*, pp.308-318, 1993
- [3] Fitzpatrick R., McCloskey D.L.: "Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans", *Jour. of Physiology*, pp.173-186, 1993
- [4] Navrag B.S., William R.T., Michael L.M., Maury A.N.: "The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs" *Jour. of Electromyography and Kinesiology*, vol.22, pp.131-136, 2012
- [5] Matheson AJ, Darlington CL, Smith PF.: "Further evidence for age-related deficits in human postural function" *Jour. of Vestibular Research*, vol.9, no.4, pp.261-264, 1999
- [6] Alexandre C., Robin N.S., Mathieu G., Ludovic M., Benoît G.B.: "Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability" , *Jour. Gait & Posture*, vol.59, pp.28-34, 2018
- [7] Martin T.H., Howard B.D, Mark H.B., Orlando D.J.: "*Neural Network Design*", PWS Publishing Company, Boston, pp. 46, 1996

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวภัทราพร ศิริศิลป์
วัน เดือน ปีเกิด	2 พฤศจิกายน 2537
ที่อยู่	3/3 หมู่ที่ 3 ตำบลธนู อำเภออุทัย จังหวัดพระนครศรีอยุธยา 13210
ประวัติการศึกษา	2559 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม (เกียรตินิยมอันดับ2) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1.) ระบบโทรคมนาคม 2.) การออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้