



รายงานการวิจัย

การรู้จำท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ
Daily Living Activity Recognition for the Elderly

ปฏิมากร จันทรพริ้ม
ธีรพงษ์ นิมเพชร
ชัชช สัตยารักษ์

คณะวิศวกรรมศาสตร์


มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

งบประมาณรายได้ ประจำปี พ.ศ. 2559

คำนำ

รายงานการวิจัยเรื่องการทำทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุได้รับการสนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัยจากงบประมาณรายได้ ประจำปี พ.ศ. 2559 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย เป็นรายงานโครงการวิจัยใหม่ที่สอดคล้องกับยุทธศาสตร์การพัฒนาคณะผู้สังคมแห่งการเรียนรู้ตลอดชีวิตอย่างยั่งยืน และการสร้างศักยภาพและความสามารถเพื่อการพัฒนาทางสังคม มีเป้าประสงค์การวิจัยเพื่อเสริมองค์ความรู้ให้เป็นพื้นฐานเพื่อความมั่นคงของประเทศโดยการสร้างความเข้มแข็งของสังคม การพัฒนาและยกระดับคุณภาพชีวิตและความผาสุกของประชาชน เนื้อหาภายในประกอบด้วยรายละเอียดส่วนหลักของโครงการ ทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้อง วิธีดำเนินงาน ผลการทดลอง สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ คณะผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่ารายงานการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์กับคณะวิศวกรรมศาสตร์ และสามารถใช้เป็นแนวทางสำหรับงานวิจัยทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ต่อไป



ปฎิมากร จันท์พริ้ม
ธีรพงษ์ นิมเพชร
ชลัช ลัตยารักษ์

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ศึกษาการรู้จำท่าทางกิจกรรมตามปกติโดยใช้คุณลักษณะเด่นที่ได้จากเซนเซอร์ความเร่งเป็นอินพุตให้โครงข่ายประสาทเทียมตัดลินการรู้จำโดยใช้เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนจำนวน 2 ชุดติดที่ลำตัวและต้นขาของผู้ทดสอบ ใช้คุณลักษณะเด่นที่ได้จากเซนเซอร์ทั้งสองตำแหน่งสำหรับจำแนกหรือรู้จำท่าทางจำนวน 10 ค่า ได้แก่ แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนแต่ละตำแหน่งรวม 6 ค่า และค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพท์ของแต่ละตำแหน่งอีก 4 ค่า ทดลองรู้จำท่าทางจำนวน 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของ นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบ โดยมี 2 การทดลอง คือ การทดลองที่ 1 ศึกษาคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการรู้จำ และการทดลองที่ 2 ศึกษาการตัดลินใจรู้จำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมสำหรับบุคคลในช่วงวัยที่แตกต่างกัน การทดลองที่ 1 ใช้ผู้ทดสอบแสดงท่าทางทั้ง 6 ท่าทางจำนวน 1 คน โดยให้ทำซ้ำท่าละ 4 ครั้ง ผลการทดลองพบว่า 1) แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัวหรือสำหรับต้นขาเพียงอย่างเดียวไม่สามารถใช้เป็นคุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางทั้ง 6 ท่าได้ 2) แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัวและต้นขาสามารถจำแนกทุกท่าทางได้ยกเว้นท่าก้มเก็บของและเดินทางราบ 3) ใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าร่วมกันสามารถจำแนกหรือรู้จำท่าทางได้ทั้งหมด ในการทดลองที่ 2 ทดลองกับผู้ทดสอบแบ่งตามกลุ่มอายุ 3 ช่วง คือ วัยรุ่น วัยกลางคน และผู้สูงอายุ รวมทั้งหมด 6 คน ให้ผู้ทดสอบแสดงท่าทางทั้ง 6 ท่าทางโดยให้ทำซ้ำท่าละ 4 ครั้ง ใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าร่วมกันเป็นอินพุตให้โครงข่ายประสาทเทียมช่วยในการตัดลินใจรู้จำท่าทาง ผลการทดลองหลังจากทำ 2-fold cross validation ข้อมูลสำหรับฝึกฝนและทดสอบแล้ว พบว่า คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าสามารถรู้จำท่าทางของผู้ทดสอบได้หลากหลายวัยและไม่ขึ้นกับผู้ทดสอบ โดยให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการรู้จำหรือจำแนกท่าทางเท่ากับ 90.28

คำสำคัญ: รู้จำ, จำแนก, กิจกรรมตามปกติ

Abstract

This research studies on Activity of Daily Living (ADL) Recognition using features based on acceleration and an Artificial Neural Network (ANN). Two sets of a tri-axial accelerometer were mounted on a trunk and a thigh of a subject. Ten acceleration features from both positions were six increasing/decreasing trends of accelerations of each axis/position and four minimum/maximum resultant accelerations at each position. Subjects performed six scenarios of ADL, including bend down, lie-sit, sit-lie, sit-stand, stand-sit, and walking. Two experiments were investigated. First: a study on features for ADL recognition. Second: a study on ADL recognition using ANN on subjects' variety age. For first experiment, a subject performed six scenarios and each scenario was repeated four times. The results showed that 1) increasing/decreasing trends of accelerations of each axis at trunk or thigh only could not use to be features for ADL classification. 2) increasing/decreasing trends of accelerations of each axis at trunk and thigh were features for all scenarios excepting bend down and walking. 3) All scenarios could be classified by using all of ten features. For second experiment, all scenarios were performed by six subjects, including teenager, middle-aged person, and the elderly. Each scenario was repeated four times. All of ten features were inputs for ADL recognition using ANN. For 2-fold cross validation, the result showed that those ten acceleration features could be used to classify/recognition ADL and offered the Activity of Daily Living percentage recognition to 90.28.

Keywords: Recognition, Classification, Activity of Daily Living

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัยจากงบประมาณรายได้ ประจำปี พ.ศ. 2559 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย ขอขอบคุณสามีและครอบครัวที่สนับสนุนและให้กำลังใจอย่างดีเยี่ยม ขอขอบคุณอาสาสมัครที่ให้ความร่วมมือในการบันทึกสัญญาณ ขอขอบคุณเพื่อนคณาจารย์และเจ้าหน้าที่ทั้งในสาขาวิศวกรรมไฟฟ้าและคณะวิศวกรรมศาสตร์ที่สนับสนุนและอำนวยความสะดวกในเรื่องต่างๆ จนทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ปฎิมากร จันทร์พริ้ม
ธีรพงษ์ นิมเพชร
ชัช ชัตยารักษ์



สารบัญ

เรื่อง	หน้า
คำนำ	ก
บทคัดย่อ	ข
Abstract	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	จ
สารบัญรูปภาพ	ช
สารบัญตาราง	ซ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขต	2
1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 กรอบแนวความคิด	3
2.2 ทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	3
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	6
3.1 การบันทึกสัญญาณความเร่ง	6
3.1.1 การบันทึกสัญญาณของเซนเซอร์แบบไร้สาย	6
3.1.2 การบันทึกสัญญาณของเซนเซอร์แบบมีสาย	7
3.2 คุณลักษณะเด่น	8
3.3 โครงข่ายประสาทเทียม	9
3.4 ประสิทธิภาพการรู้จำ	9
3.5 วิธีการทดลอง	10
3.5.1 การทดลองที่ 1	10
3.5.2 การทดลองที่ 2	10

สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
บทที่ 4 ผลการทดลอง	12
4.1 สัญญาณความเร่งที่ถูกบันทึก	12
4.1.1 สัญญาณความเร่งที่บันทึกได้จากกรณีบันทึกแบบไร้สาย	12
4.1.2 สัญญาณความเร่งที่บันทึกได้จากกรณีบันทึกแบบมีสาย	13
4.2 ผลการทดลองที่ 1	14
4.3 ผลการทดลองที่ 2	17
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	20
5.1 สรุปผลการทดลองที่ 1	20
5.2 สรุปผลการทดลองที่ 2	20
5.3 ข้อเสนอแนะ	21
บรรณานุกรม	22
ภาคผนวก บทความที่ตีพิมพ์	24
การประชุมวิชาการงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 8 (ECTI-CARD 2016)	
การประชุมวิชาการงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017)	

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
3.1	แผนภาพของระบบที่บ้านที่กสัญญาณแบบไร้สาย	6
3.2	แผนภาพของระบบที่บ้านที่กสัญญาณแบบมีสาย	7
3.3	โครงสร้างของ Multilayer Feedforward Network	9
3.4	ตัวอย่างท่าทางกิจกรรมตามปกติ	10
3.5	ตัวอย่างท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ	11
4.1	สัญญาณความถี่ที่ถูกบันทึกแบบไร้สายและ error	12
4.2	สัญญาณความถี่ 3 แคนที่ตำแหน่งลำตัวและต้นขาสำหรับท่าก้มเก็บของ	13
4.3	แสดงสัญญาณความถี่ลัพท์จากทั้ง 3 แคน ของท่าก้มเก็บของ	14
4.4	ค่าคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าของแต่ละท่าทาง	16
4.5	ตัวอย่างสัญญาณความถี่ 3 แคนของแต่ละท่าทางที่ตำแหน่งลำตัวและต้นขา	17
4.6	ตัวอย่างสัญญาณความถี่ลัพท์ที่สอดคล้องกับรูปที่ 4.5 ที่ตำแหน่ง ลำตัวและต้นขา	18

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลฝึกฝน และ ข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลทดสอบ	19
2	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลฝึกฝน และ ข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลทดสอบ	19



บทที่ 1

บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่จะได้รับ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

ตัวเลขจากการคาดประมาณประชากรของสำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ ได้ประมาณการแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงประชากรผู้สูงอายุว่า ในปี 2566 ประชากรผู้สูงอายุในประเทศไทยจะมีจำนวนเพิ่มขึ้นเป็น 14.1 ล้านคน คิดเป็นร้อยละ 21 ของประชากรทั้งหมด และในปี 2576 ประเทศไทยจะมีประชากรผู้สูงอายุมากถึง 18.7 ล้านคน หรือคิดเป็นร้อยละ 29 ของประชากรทั้งหมด เท่ากับว่าประเทศไทยจะกลายเป็น "สังคมสูงวัยอย่างสมบูรณ์" [1]

การประเมินการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายที่เกิดขึ้นจากกิจกรรมตามปกติในชีวิตประจำวันเป็นสิ่งจำเป็นอย่างหนึ่งสำหรับผู้สูงอายุ ความถี่ของกิจกรรมแต่ละอย่างที่เกิดขึ้นเป็นปัจจัยหนึ่งที่สามารถแสดงสภาวะสุขภาพของผู้สูงอายุได้ อีกทั้งประวัติกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุยังเป็นข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยโรค การให้คำแนะนำ และการวางแผนทางการรักษาของแพทย์ได้ ข้อมูลเหล่านี้มีประโยชน์อย่างชัดเจนสำหรับผู้สูงอายุที่ได้รับการผ่าตัด กล่าวคือ การเพิ่มขึ้นของกิจกรรมของผู้สูงอายุหลังการผ่าตัดสามารถชี้วัดการฟื้นฟูหลังการผ่าตัดได้

ผู้สูงอายุส่วนใหญ่ในปัจจุบันมีแนวโน้มที่จะมีช่วงเวลาที่อยู่เพียงลำพังมากขึ้น อาจเนื่องมาจากผู้ดูแลมีความจำเป็นต้องออกไปทำงานนอกบ้าน หรือความต้องการความเป็นส่วนตัวของผู้สูงอายุเอง ดังนั้นระบบรู้จำหรือตรวจจับท่าทางเพื่อเฝ้าดูกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุจึงเป็นสิ่งจำเป็นมากที่จะช่วยเฝ้าดูกิจกรรมตามปกติและช่วยลดภาระการเฝ้าสังเกตของผู้ดูแลได้

โครงการวิจัยนี้จึงทำการศึกษาการรู้จำหรือตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ โดยการเขียนโปรแกรมหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณที่ถูกส่งมาจากอุปกรณ์เซนเซอร์ที่ถูกติดตามร่างกายของผู้สูงอายุคุณลักษณะเด่นที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลกับโปรแกรมการรู้จำเพื่อหาคุณลักษณะเด่นที่เหมาะสมสำหรับการรู้จำต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อให้ได้อัลกอริทึมและอุปกรณ์เซนเซอร์สำหรับรู้จำหรือตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ
2. เพื่อปรับปรุงคุณภาพของการดูแลผู้สูงอายุ และช่วยลดภาระการเฝ้าสังเกตของผู้ดูแล
3. เพื่อช่วยยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้สูงอายุ เนื่องจากมีระบบที่สามารถรู้จำกิจกรรมตามปกติเพื่อเป็นประวัติสำหรับการวางแผนทางดูแลรักษาสุขภาพของผู้สูงอายุได้

1.3 ขอบเขต

1. ได้อุปกรณ์เซนเซอร์สำหรับส่งสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล
2. ได้อัลกอริทึมสำหรับรู้จำหรือตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุที่ประมวลผลบนคอมพิวเตอร์
3. ผู้สูงอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป ทั้งเพศชายและหญิง เพศละอย่างน้อย 2 คน
4. ท่าทางกิจกรรมตามปกติในชีวิตประจำวันที่เกิดจากการเปลี่ยนท่ายืน นั่ง นอน เดิน ก้ม และเอียง

1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ

1. เพื่อให้ได้อัลกอริทึมและอุปกรณ์เซนเซอร์สำหรับรู้จำหรือตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ
2. เพื่อปรับปรุงคุณภาพของการดูแลผู้สูงอายุ และช่วยลดภาระการเฝ้าสังเกตของผู้ดูแล
3. เพื่อช่วยยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้สูงอายุ เนื่องจากมีระบบที่สามารถรู้จำกิจกรรมตามปกติเพื่อเป็นประวัติสำหรับการวางแผนทางดูแลรักษาสุขภาพของผู้สูงอายุได้
4. ได้รับการตีพิมพ์ผลงานในการประชุมวิชาการงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 8 (ECTI-CARD 2016) [10]
5. ได้รับการตีพิมพ์ผลงานในการประชุมวิชาการงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017) [11]

บทที่ 2

ทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทนี้จะกล่าวถึงกรอบแนวความคิดของการทำวิจัย จากนั้นจะกล่าวถึงทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องเพื่อให้เห็นที่มาและความสำคัญของการทำวิจัยการรู้จำท่าทางกิจกรรมตามปกติ

2.1 กรอบแนวความคิด

กรอบแนวความคิดของโครงการวิจัยเกิดจากการสังเกตเห็นว่า การเคลื่อนไหวร่างกายของผู้สูงอายุในการทำกิจกรรมต่างๆ ให้คุณลักษณะของความเร่งและความโน้มเอียงเฉพาะสำหรับกิจกรรมนั้นๆ และมีความแตกต่างจากคุณลักษณะดังกล่าวที่ได้จากคนหนุ่ม-สาว ขณะที่การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับการรู้จำท่าทางที่ผ่านมามีส่วนใหญ่มุ่งศึกษาเพียงระบุว่ามีการเปลี่ยนแปลงของร่างกายแต่ไม่ได้ระบุว่าทำอะไร [2] หรือศึกษาเพียงท่าเดินเพียงอย่างเดียว [3, 4] และบางงานวิจัยก็ทดสอบเฉพาะการเคลื่อนไหวของคนหนุ่ม-สาว [2, 3, 4, 5] การรู้จำที่สามารถระบุได้ว่าเป็นท่าทางอะไรจะให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์และชัดเจนมากกว่าระบุเพียงมีการเคลื่อนไหว อีกทั้งการเคลื่อนไหวของคนหนุ่ม-สาวก็ให้คุณลักษณะเฉพาะแตกต่างจากการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุ สมมติฐานเบื้องต้นจึงกล่าวว่า “การเคลื่อนไหวร่างกายของผู้สูงอายุในการทำกิจกรรมต่างๆ ให้คุณลักษณะของความเร่งและความโน้มเอียงเฉพาะสำหรับกิจกรรมนั้นๆ และมีความแตกต่างจากคุณลักษณะดังกล่าวที่ได้จากคนหนุ่ม-สาว” จึงได้ทำการศึกษาและวิเคราะห์ท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ โดยจะทำการศึกษาคคุณลักษณะเด่น (feature) ที่เหมาะสมสำหรับการรู้จำต่อไป

2.2 ทฤษฎีและการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยเกี่ยวกับการรู้จำหรือตรวจจับท่าทางเมื่อเร็วๆ นี้ ตั้งแต่ปี 2010 เป็นต้นมาพบว่า มีการศึกษาวิจัยทั้งวิธีการประมวลผลภาพ และการประมวลผลสัญญาณจากเซนเซอร์ที่ติดตามตำแหน่งต่างๆ บนร่างกาย วิธีการประมวลผลภาพมีข้อดี คือ ผู้ที่ถูกตรวจจับไม่ต้องติดเซนเซอร์ไว้ตามร่างกาย ทำให้สามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ตามปกติเหมือนเดิมทุกอย่าง อย่างไรก็ตามวิธีการประมวลผลภาพก็ยังมีข้อจำกัดอีกหลายอย่างที่ไม่ดีประสิทธิภาพในการ

ตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติได้ เช่น การให้มุมมองของภาพที่จำกัดอยู่ในบริเวณใดบริเวณหนึ่ง ซึ่งหากผู้ทดสอบไม่ได้อยู่ในตำแหน่งที่กล้องจับภาพได้ ก็จะไม่สามารถตรวจจับท่าทางได้ ปัญหาสถานที่ติดตั้งกล้อง ซึ่งในบางสถานที่ไม่มีตำแหน่งติดตั้งที่จะทำให้ได้ภาพที่เหมาะสมสำหรับการประมวลผล หรือบางสถานที่อาจรบกวนความเป็นส่วนตัวของผู้ทดสอบได้ เช่น ห้องนอน หรือ ห้องน้ำ นอกจากนี้ยังพบว่างานวิจัยที่ผ่านมาที่เกี่ยวกับการประมวลผลภาพที่ได้ผล [6] จะเป็นการวิจัยภายใต้สิ่งแวดล้อมที่ถูกรับควบคุมไว้ เช่น แสง ภาพของสถานที่ เป็นต้น หากนำวิธีการนี้ไปใช้กับสิ่งแวดล้อมที่ไม่ได้ถูกรับควบคุมเหมือนในงานวิจัยก็อาจทำให้ไม่สามารถตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติได้ หรือมีประสิทธิภาพการตรวจจับลดลง ปัญหาที่เกิดขึ้นกับวิธีการประมวลผลด้วยภาพเหล่านี้ สามารถแก้ไขได้ด้วยวิธีการประมวลผลสัญญาณจากเซนเซอร์ที่ติดตั้งตามตำแหน่งต่างๆ บนร่างกาย ถึงแม้ว่าวิธีนี้จะต้องมีการติดตั้งเซนเซอร์ไว้ตามตำแหน่งต่างๆ บนร่างกาย ซึ่งทำให้เป็นอุปสรรคในการดำเนินชีวิตประจำวันของผู้ทดสอบ แต่ก็มีความพยายามศึกษาหาตำแหน่งที่ติดตั้งแล้วทำให้เกิดปัญหาน้อยที่สุด โดยพยายามให้สามารถติดตั้งได้ในตำแหน่งเดียวกันกับอุปกรณ์บางอย่างที่ผู้ทดสอบจำเป็นต้องสวมใส่อยู่แล้ว เช่น แว่นตา เครื่องช่วยฟัง นาฬิกา หรือ เข็มขัด เป็นต้น แต่ทั้งนี้ที่ตำแหน่งเหล่านั้นจะต้องสะท้อนให้เห็นสัญญาณจากเซนเซอร์ที่ทำให้สามารถตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติได้ด้วย

งานวิจัยเกี่ยวกับการรู้จำ การจำแนกหรือตรวจจับท่าทางโดยใช้เซนเซอร์ พบว่า Jantaraprim[8] ได้ศึกษาการตรวจจับท่าทางโดยใช้ Discrete Wavelet Transform ร่วมกับ Autoregressive Model อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ศึกษาเพียงการจำแนกท่าทางออกจากท่าทางกิจกรรมตามปกติ แต่ไม่ได้ตรวจจับว่าแต่ละกิจกรรมตามปกติเป็นท่าอะไร Atallah[5] ศึกษาตำแหน่งติดตั้งเซนเซอร์เพื่อตรวจจับท่าทาง โดยศึกษาความเร่งที่ตำแหน่ง ออก แขน ข้อมือ เอว เข่า ข้อเท้า และหู กับกลุ่มผู้ทดสอบที่แสดงท่าทางกิจกรรมตามปกติที่ระดับความเร็วช้า ปานกลาง และเร็ว โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของเซนเซอร์ที่เหมาะสมกับกลุ่มผู้ทดสอบ อย่างไรก็ตาม ด้วยคุณลักษณะเด่นที่เสนอจำเป็นต้องใช้เซนเซอร์ติดหลายตำแหน่ง ซึ่งเป็นอุปสรรคต่อผู้ใช้งานที่ไม่ชอบติดเซนเซอร์จำนวนมากตามร่างกาย Chih-Yen Chiang [9] ศึกษาการระบุปริมาณการออกกำลังกายที่หนักเพื่อเฝ้าระวังความกระปรี้กระเปร่าของร่างกายผู้สูงอายุ งานวิจัยนี้ศึกษาเพียงท่าทางออกกำลังกายที่ประกอบการบินและนั่งเท่านั้น Kurita[3] ศึกษาวิธีการตรวจจับกิจกรรมบนพื้นฐานเทคนิค Electrostatic Induction ต่อมาเขา [4] ได้ศึกษาวิธีการประเมินกิจกรรมของร่างกายโดยใช้เซนเซอร์ไร้สายแบบพกพา งานวิจัยเหล่านี้ [3],[4] ศึกษาเพียงท่าเดินเท่านั้น

งานวิจัยนี้จึงศึกษาคุณลักษณะเด่นสำหรับการจำแนกท่าทางทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทาง โดยพิจารณาค่าความเร่งที่ได้จากเซนเซอร์ความเร่งที่ติดไว้บนร่างกายที่แต่ละตำแหน่ง ว่าสอดคล้องกับแต่ละท่าทางอย่างไร แล้วนำไปหาคุณลักษณะเด่นแทนแต่ละท่าทางเพื่อใช้ จำแนกหรือรู้จำแต่ละท่าทางต่อไป



บทที่ 3

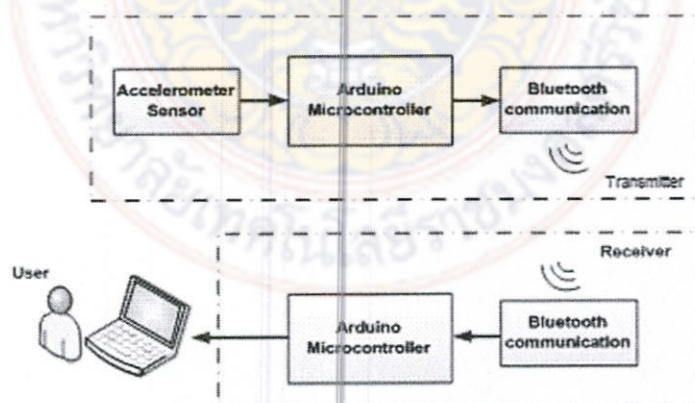
วิธีการดำเนินงาน

บทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินงานเริ่มตั้งแต่การบันทึกสัญญาณความเร่งทั้งแบบไร้สายและแบบมีสาย คุณลักษณะเด่นของสัญญาณความเร่งสำหรับใช้จำแนกท่าทาง วิธีการตัดสินใจจำโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม และการคิดคำนวณประสิทธิภาพการจำ จากนั้นจะกล่าวถึงวิธีการทดลองซึ่งแบ่งการศึกษาออกเป็น 2 การทดลอง คือ การทดลองที่ 1 เป็นการศึกษาคุณลักษณะเด่นสำหรับการจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติ และการทดลองที่ 2 นำคุณลักษณะเด่นที่เหมาะสมจากการทดลองที่ 1 มาศึกษาการตัดสินใจจำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมและทดลองกับบุคคลในช่วงวัยที่แตกต่างกัน

3.1 การบันทึกสัญญาณความเร่ง

3.1.1 การบันทึกสัญญาณของเซนเซอร์แบบไร้สาย

การบันทึกสัญญาณแบบไร้สายจะมีองค์ประกอบของการทำงานอยู่เป็นสองส่วนหลักๆ ได้แก่ ส่วนภาคส่งข้อมูล และ ส่วนภาครับข้อมูลแสดงดังรูปที่ 3.1 สามารถอธิบายในแต่ละภาคส่วนได้ดังต่อไปนี้



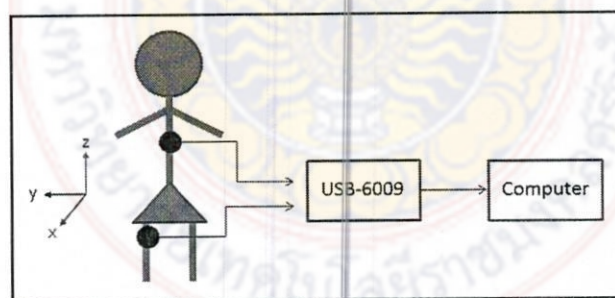
รูปที่ 3.1 แผนภาพของระบบที่บันทึกสัญญาณแบบไร้สาย

ส่วนภาคส่งข้อมูล (Transmitter) จะประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งที่ทำงานตามการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง จะให้เอาต์พุตออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าแบบอนาล็อกจำนวน 3 ช่องสัญญาณคือ X Axis, Y Axis, Z Axis, สัญญาณดังกล่าวจะส่งต่อไปยังตัวประมวลผลขนาด 8 บิต เพื่ออ่านค่าและแปลงค่าสัญญาณให้เป็นข้อมูลแบบดิจิทัล จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งต่อผ่านช่องทางสื่อสารแบบ Bluetooth ไปยังภาครับ

ส่วนภาครับข้อมูล (Receiver) จะประกอบด้วยช่องทางรับสัญญาณแบบไร้สายที่ถูกตั้งค่าให้รับข้อมูลจากภาครับเพียงช่องทางเดียว ข้อมูลที่ได้จะส่งต่อไปยังตัวประมวลผลที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ ผู้ใช้งานจะเขียนโปรแกรมอ่านค่าจากคอมพิวเตอร์โดยอาศัยตัวประมวลผลเป็นตัวกลางในการนำพาข้อมูลเข้ามา ข้อมูลที่รับเข้ามาได้จะนำแสดงผลเป็นกราฟผ่านจอแสดงผลและถูกประมวลผลในขั้นตอนอื่นๆต่อไป

3.1.2 การบันทึกสัญญาณของเซนเซอร์แบบมีสาย

การบันทึกสัญญาณของเซนเซอร์แบบมีสายจะใช้เซนเซอร์ความเร่ง ADXL321 2 ตัวตั้งฉากกัน 2 ชุด ชุดที่ 1 ติดที่ลำตัว (ระหว่างอกกับเอว) ชุดที่ 2 ติดที่ต้นขา แรงดันเอาต์พุตที่ได้จากเซนเซอร์ จะผ่านการ์ด A/D ของ NI USB-6009 เพื่อแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล แล้วประมวลผลต่อบนเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังแสดงแผนภาพของระบบในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แผนภาพของระบบที่บันทึกสัญญาณแบบมีสาย

สัญญาณแรงดันที่ได้จะถูกสุ่มด้วย sampling frequency ที่ 1 kHz แล้วผ่าน 2nd order Butterworth low pass filter ที่ cut off frequency เท่ากับ 20 Hz สัญญาณแรงดันเอาต์พุตจาก

แต่ละแกนของเซนเซอร์ จะถูก calibrate แล้วนำไปหาความเร่งลัพธ์จากทั้งสามแกน ตามสมการที่ 1

$$A = \sqrt{(a_x)^2 + (a_y)^2 + (a_z)^2} \quad (1)$$

เมื่อ A คือ ค่าความเร่งลัพธ์ของทั้งสามแกน (g) $a_x, a_y,$ และ a_z คือ ค่าความเร่งในแนวแกน x, y และ z (g) ตามลำดับ

สัญญาณของเซนเซอร์ที่ได้จากการบันทึกแบบมีสายเป็นสัญญาณที่ถูกนำไปใช้วิเคราะห์และทำการทดลองต่อไปเนื่องจากเป็นสัญญาณที่ให้เสถียรภาพที่ดีและมีความน่าเชื่อถือ

3.2 คุณลักษณะเด่น

คุณลักษณะเด่นที่ใช้จำแนกสัญญาณแต่ละท่าทางมี 10 คุณลักษณะ (val1 – val10) กล่าวคือ คุณลักษณะเด่นที่ val1 – val6 คำนวณจากค่าความแตกต่างของความเร่งเมื่อเริ่มต้นและสิ้นสุดของแกน y, x, และ z ทั้งที่ตำแหน่งลำตัวและต้นขา ตามเงื่อนไขต่อไปนี้กำหนดให้

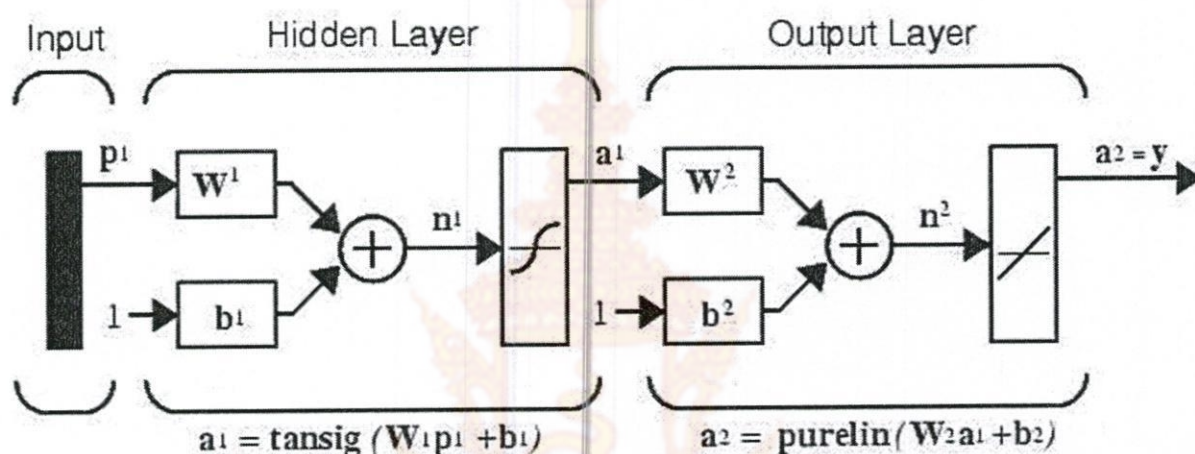
A_{end}	ค่าความเร่งที่ตำแหน่งสิ้นสุดสำหรับแต่ละแกน แต่ละตำแหน่ง
A_{str}	ค่าความเร่งที่ตำแหน่งเริ่มต้นสำหรับแต่ละแกน แต่ละตำแหน่ง
ถ้า $A_{end} - A_{str} > 0.5$ แล้วให้	$val = 1$ แทนแนวโน้มความเร่งสูงขึ้นเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น
ถ้า $A_{str} - A_{end} > 0.5$ แล้วให้	$val = -1$ แทนแนวโน้มความเร่งลดลงเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น
มิฉะนั้น ให้	$val = 0$ แทนแนวโน้มความเร่งคงที่เมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น

กำหนดให้ c แทนตำแหน่งลำตัว, t แทนตำแหน่งต้นขา และ val_axe_position แทนคุณลักษณะแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนแต่ละตำแหน่ง จะได้ val1 – val6 เป็น val_y_c, val_x_c, val_z_c, val_y_t, val_x_t และ val_z_t แทนคุณลักษณะแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแกน y ที่ลำตัว, ของแกน x ที่ลำตัว, ของแกน z ที่ลำตัว, ของแกน y ที่ต้นขา, ของแกน x ที่ต้นขา และของแกน z ที่ต้นขา ตามลำดับ

คุณลักษณะเด่นที่ 7 – 10 (val7 – val10) เกี่ยวข้องกับค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่แต่ละตำแหน่ง โดยที่ val7 – val10 เป็น $\max(A_c), \min(A_c), \max(A_t)$ และ $\min(A_t)$ แทนค่าสูงสุดของความเร่งลัพธ์ที่ลำตัว ค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ลำตัว ค่าสูงสุดของความเร่งลัพธ์ที่ต้นขา และค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ต้นขา ตามลำดับ

3.3 โครงข่ายประสาทเทียม (ANNs)

โครงข่ายประสาทเทียม (ANN) ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นชนิด Backpropagation ที่มีโครงสร้างเป็นแบบ Multilayer Feedforward Network จำนวน 1 ชั้นซ่อน มีจำนวนอินพุตเท่ากับ 10 อินพุต โครงสร้างของโครงข่ายเป็น 10-5-1 (input-hidden layer-output layer) และมีทรานเฟอร์ฟังก์ชันเป็น tansig/purelin



รูปที่ 3.3 โครงสร้างของ Multilayer Feedforward Network

3.4 ประสิทธิภาพการรู้จำ

ประสิทธิภาพการรู้จำหาได้จากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการรู้จำ (Percent Recognition: PR) ตามสมการที่ 2

$$PR = \frac{TR}{TR + FR} * 100 \quad (2)$$

เมื่อ

PR (Percent Recognition)

คือ เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการรู้จำ

TR (True Recognition)

คือ จำนวนการรู้จำที่ถูกต้อง

FR (False Recognition)

คือ จำนวนการรู้จำที่ไม่ถูกต้อง

3.5 วิธีการทดลอง

3.5.1 การทดลองที่ 1 ศึกษาคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการรู้จำ

การศึกษาเบื้องต้นนี้ได้ทำการทดลองกับอาสาสมัครเพศชาย 1 คน โดยให้ทำการเปลี่ยนท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของ (BD: Bend down) แล้วกลับมายืนท่าเดิม นอน-นั่ง (LS: Lie-Sit) นั่ง-นอน (SL: Sit-lie) นั่ง-ยืน (ST: Sit-stand) ยืน-นั่ง (TS: Stand-sit) และเดินทางราบ (WA: Walking) เป็นระยะทาง 2 เมตร ดังตัวอย่างการแสดงบางท่าทางในรูปที่ 3.4 ทั้งนี้จะให้ทำซ้ำท่าทางละ 4 ครั้ง ทำให้ได้ข้อมูลของกิจกรรมตามปกติทั้งหมด 24 ข้อมูล



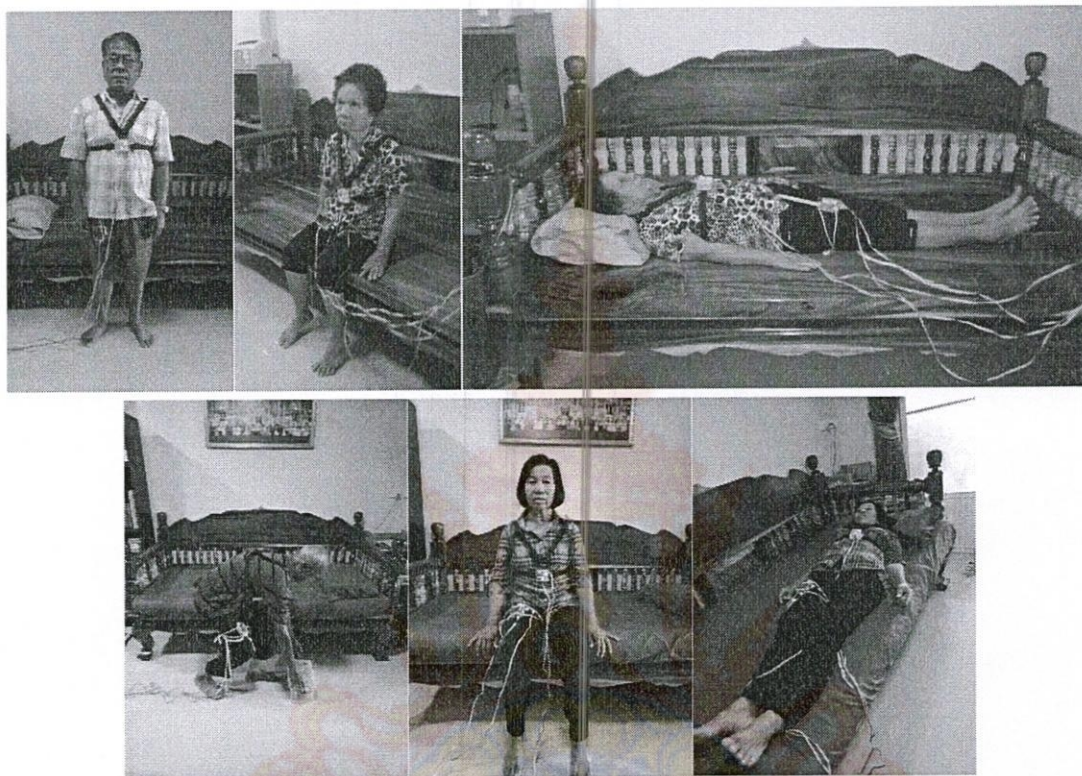
รูปที่ 3.4 ตัวอย่างท่าทางกิจกรรมตามปกติ

3.5.2 การทดลองที่ 2 ศึกษาการตัดสินใจรู้จำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาท

เทียม

การทดลองที่ 2 จะนำคุณลักษณะเด่นที่เหมาะสมจากการทดลองที่ 1 มาศึกษาการตัดสินใจรู้จำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมและทดลองกับบุคคลในช่วงวัยที่แตกต่างกัน โดยทำการศึกษากับผู้ทดสอบจำนวน 6 คน 3 ช่วงอายุ ได้แก่ ช่วงวัยรุ่น 2 คน วัยกลางคน 2 คน และผู้สูงอายุ 2 คน ในการทดลองจะให้ผู้ทดสอบทั้งหมดเปลี่ยนท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบเป็นระยะทาง 2 เมตร ทั้งนี้จะให้ทำซ้ำท่าทางละ 4 ครั้ง ทำให้ได้ข้อมูลของกิจกรรมตามปกติทั้งหมด 144 ข้อมูล (6 คน x 6 ท่า x 4 ครั้ง) จากนั้นแบ่งข้อมูลทั้งหมดออกเป็น 2 ชุดเท่าๆ กันโดยให้สัญญาณท่าทางครั้งที่ 1-2 จากผู้ทดสอบแต่ละคนเป็นข้อมูลชุดที่ 1 และสัญญาณท่าทางครั้งที่ 3-4 จากผู้ทดสอบแต่ละคนเป็นข้อมูลชุดที่ 2 ทำให้ได้ข้อมูลแต่ละชุด

สำหรับฝึกฝนและทดสอบกับโครงข่ายประสาทเทียมชุดละ 72 ข้อมูล เปรี่ขึ้นถึงความถูกต้องของการรู้จำท่าทางคิดจากค่าเฉลี่ย 3 ครั้ง และทำ 2-fold cross validation โดยสลับชุดของข้อมูลฝึกฝนและทดสอบ รูปที่ 3.5 แสดงตัวอย่างบางท่าทางกิจกรรมตามปกติในผู้สูงอายุ



รูปที่ 3.5 ตัวอย่างท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ

บทที่ 4

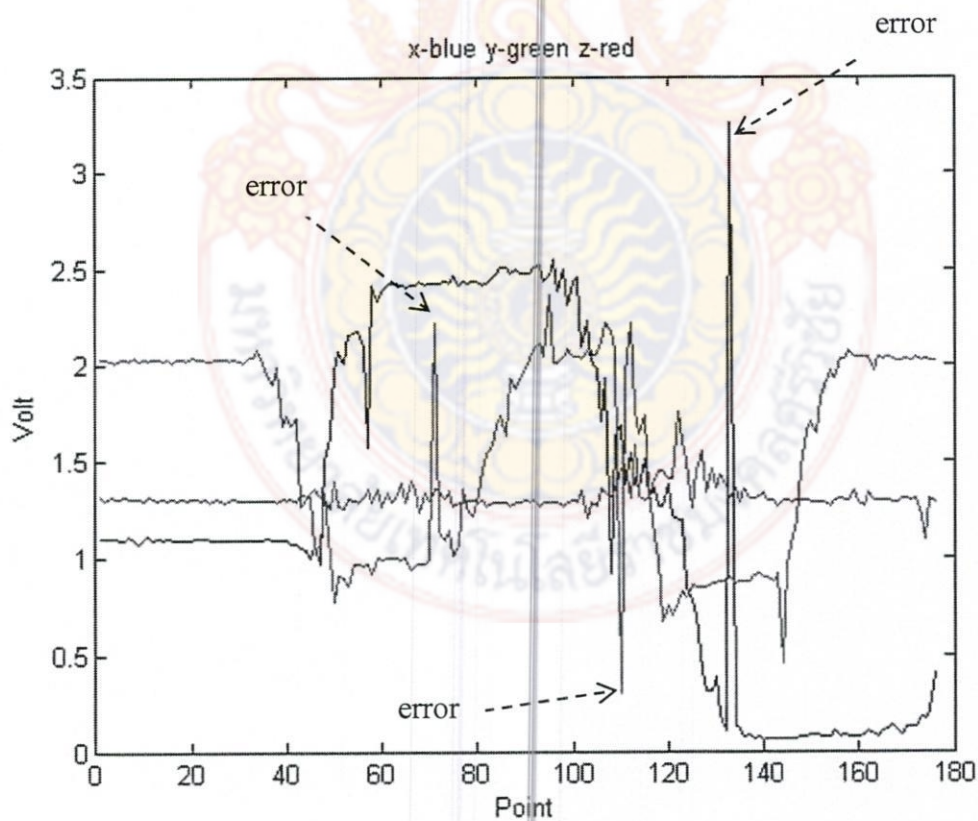
ผลการทดลอง

บทนี้จะแสดงผลการทดลองโดยเริ่มจากลักษณะของสัญญาณความแรงที่ถูกบันทึกทั้งแบบไร้สายและแบบมีสาย จากนั้นจะแสดงผลการทดลองศึกษาคุณลักษณะเด่นสำหรับการจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติของการทดลองที่ 1 และผลการทดลองศึกษาการตัดสินใจจำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมสำหรับบุคคลในช่วงวัยที่แตกต่างกันของการทดลองที่ 2

4.1 สัญญาณความแรงที่ถูกบันทึก

4.1.1 สัญญาณความแรงที่บันทึกได้จากกรณีบันทึกแบบไร้สาย

สัญญาณความแรง 3 แขนที่ถูกบันทึกแบบไร้สายแสดงในรูปที่ 4.1

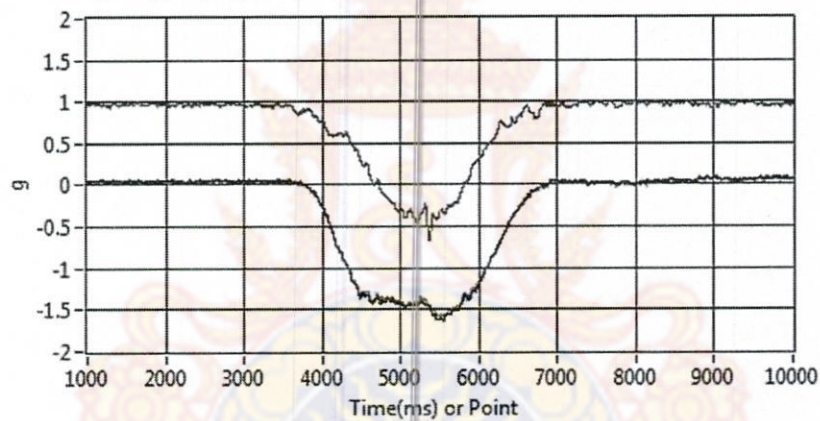


รูปที่ 4.1 สัญญาณความแรงที่ถูกบันทึกแบบไร้สายและ error

รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณความเร่ง 3 แกนที่อยู่ในหน่วยของระดับแรงดัน (0-3.3 Volt) จากรูปจะพบว่าบางช่วงของสัญญาณที่บันทึกได้แบบไร้สายไม่มีความต่อเนื่องโดยมีค่าโดดที่แตกต่างจากที่ควรจะเป็นมาก ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากความผิดพลาดระหว่างรับส่งสัญญาณ ซึ่งข้อผิดพลาดนี้อาจส่งผลให้เกิดความผิดพลาดต่อค่าคุณลักษณะเด่นที่ได้ต่อไป งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้สัญญาณความเร่งที่ได้จากการบันทึกค่าในกรณีที่มีสายเพื่อให้ได้สัญญาณที่น่าเชื่อถือสำหรับหาค่าคุณลักษณะเด่นสำหรับรู้จำท่าทางต่อไป

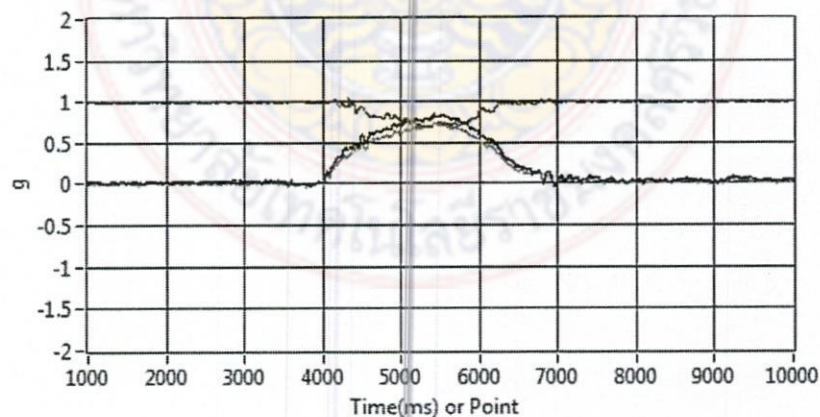
4.1.2 สัญญาณความเร่งที่บันทึกได้จากการณิบันทึกแบบมีสาย

C Sensor ==> Y (Black) , X (Red) , Z (Blue)



a) ลำตัว

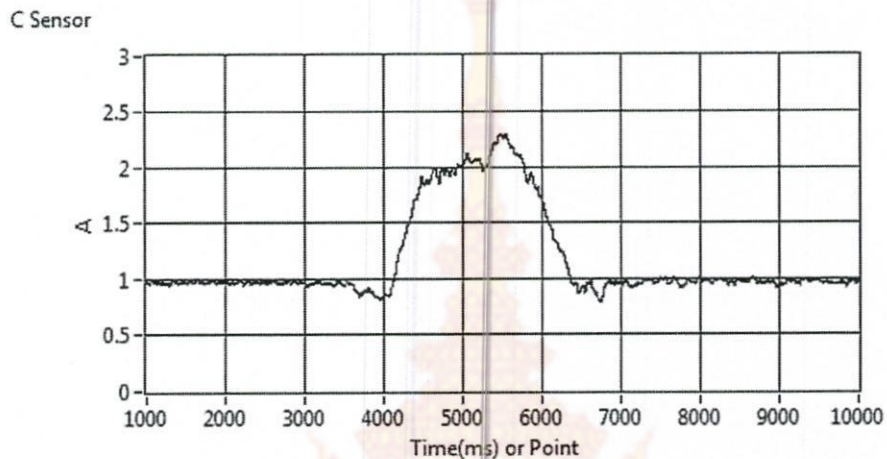
T Sensor ==> Y (Black) , X (Red), Z (Blue)



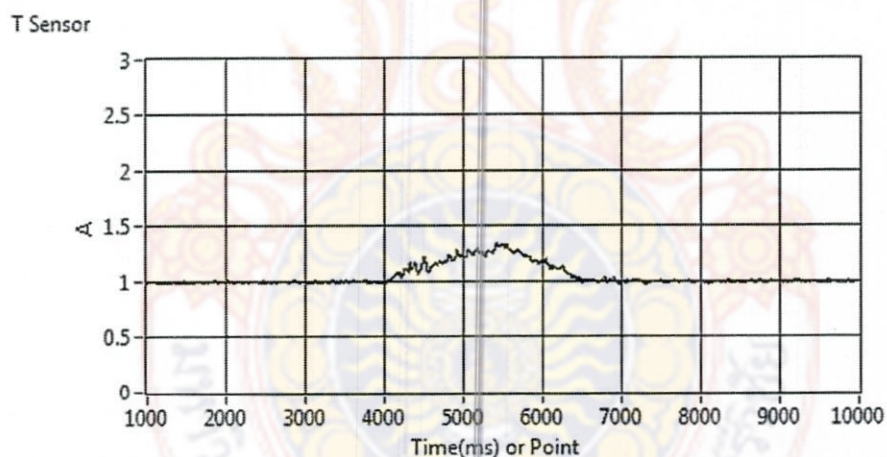
b) ต้นขา

รูปที่ 4.2 สัญญาณความเร่ง 3 แกนที่ตำแหน่งลำตัว (a) และต้นขา (b) สำหรับท่ากำเก็บของ

รูปที่ 4.2 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนที่ตำแหน่งลำตัว (a) และต้นขา (b) สำหรับท่าก้มเก็บของ โดยเริ่มจากยืน ก้มเก็บของ แล้วกลับมายืนท่าเดิม สัญญาณความเร่งในแกน x, y และ z แสดงด้วยสีแดง ดำ และน้ำเงิน ตามลำดับ รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณความเร่งลัพธ์จากทั้ง 3 แกน ของท่าก้มเก็บของที่สอดคล้องกันกับรูปที่ 4.2



a) ลำตัว



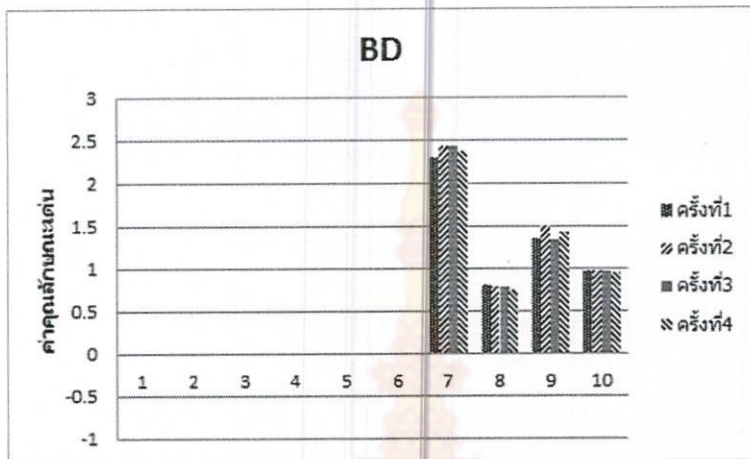
b) ต้นขา

รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณความเร่งลัพธ์จากทั้ง 3 แกน ของท่าก้มเก็บของ

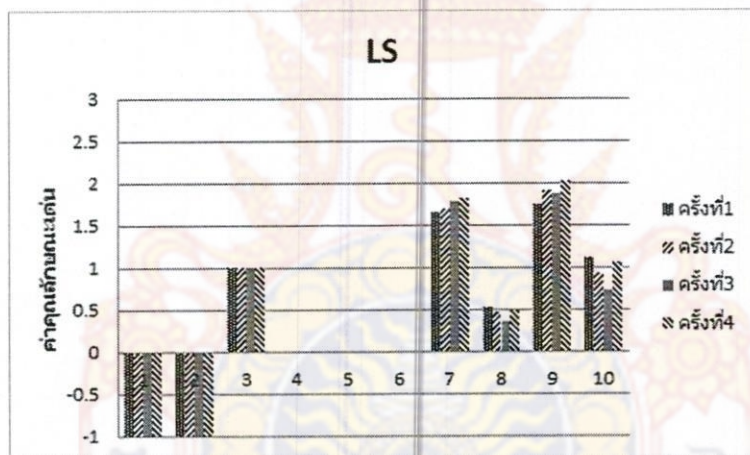
4.2 ผลการทดลองที่ 1 ศึกษาคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการรู้จำ

กราฟแท่งแสดงค่าคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าของแต่ละท่าทางทั้ง 4 ครั้ง แสดงในรูปที่ 4.4 เมื่อกำหนดให้ BD แทนท่าก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม LS แทนท่านอน-นั่ง SL แทนท่านั่ง-นอน ST แทนท่านั่ง-ยืน TS แทนท่ายืน-นั่ง และ WA แทนท่าเดินทางราบเป็นระยะทาง

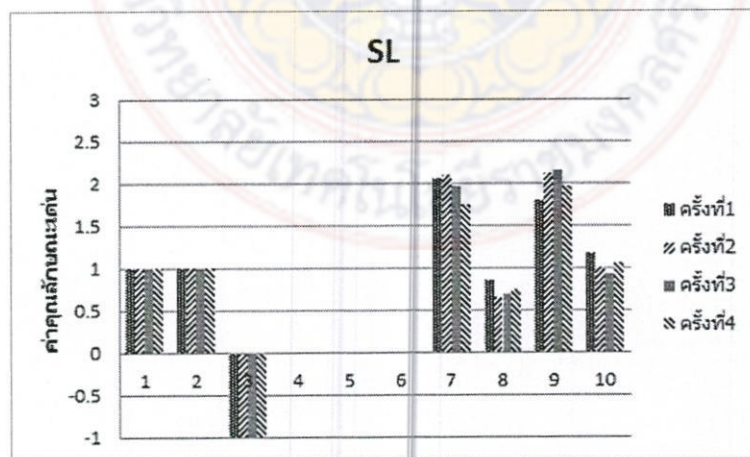
2 เมตร ค่า 1 – 10 ในแกนนอน แทน val1 – val10 ตามลำดับ ส่วนลักษณะของกราฟ ■ แทนครั้งที่ 1 ▨ แทนครั้งที่ 2 ■ แทนครั้งที่ 3 และ ▩ แทนครั้งที่ 4



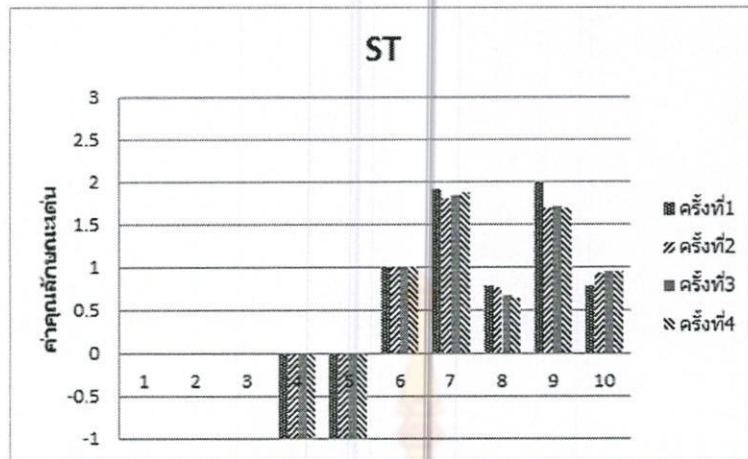
a) ก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม



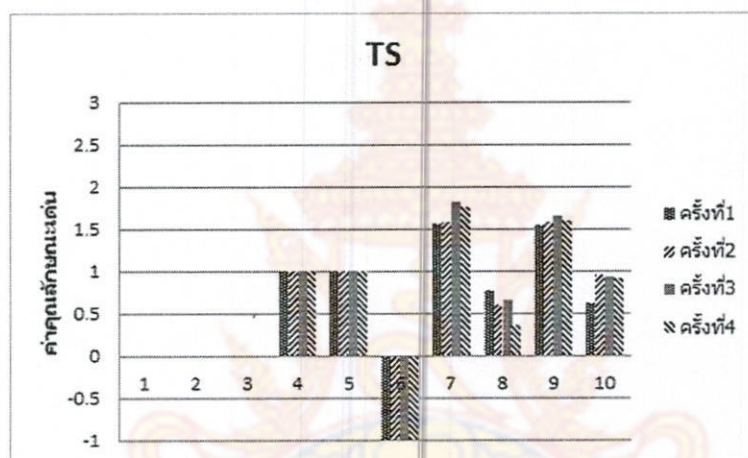
b) นอน-นั่ง



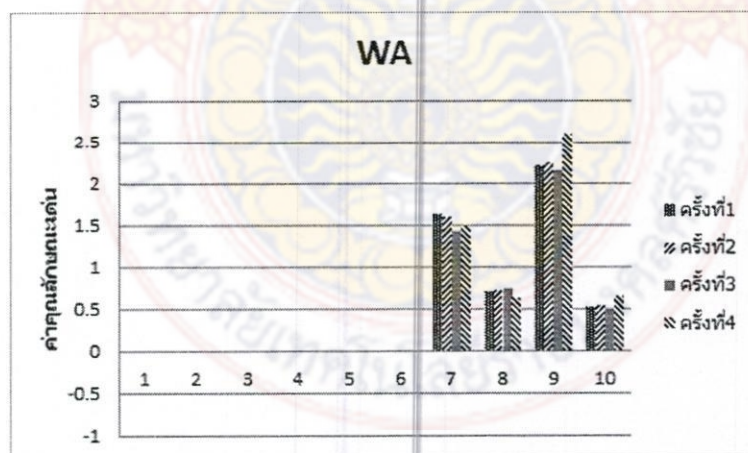
c) นั่ง-นอน



d) นิ่ง-ยืง



e) ยืง-นิ่ง



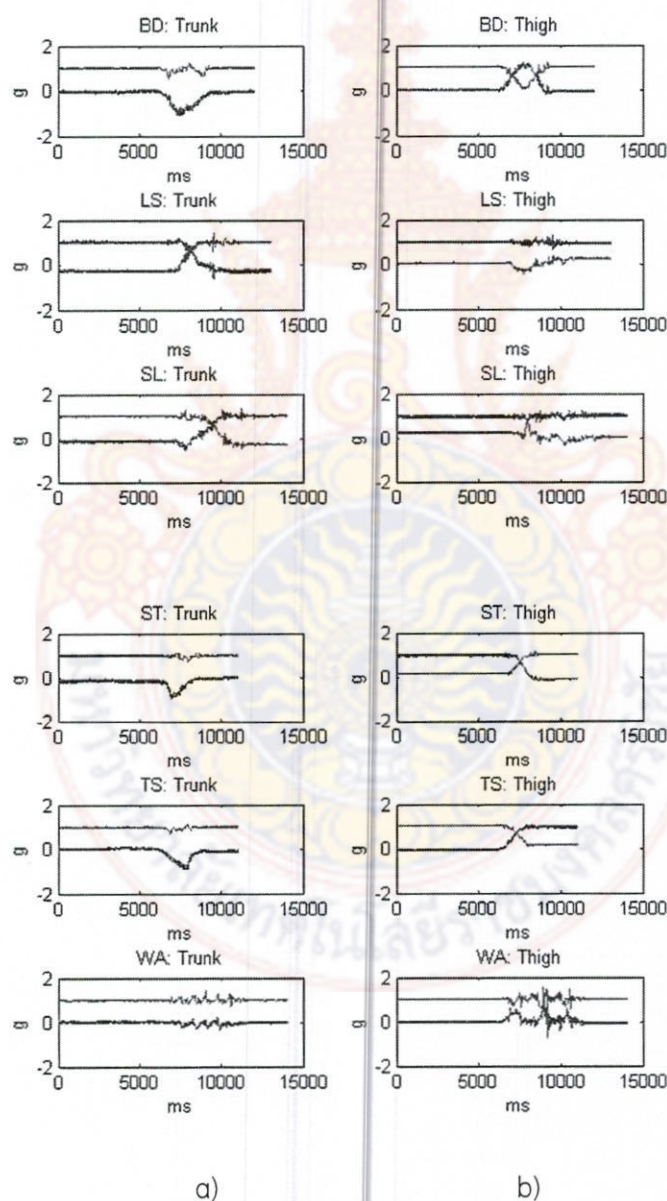
f) เดินทางราบ

รูปที่ 4.4 ค่าคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าของแต่ละท่าทาง

4.3 ผลการทดลองที่ 2 ศึกษาการตัดสินใจจำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

เทียบ

กำหนดให้สัญญาณความเร่งในแกน x, y และ z แสดงด้วยสี น้ำเงิน เขียว และแดง ตามลำดับ BD แทนท่าก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม LS แทนท่านอน-นั่ง SL แทนท่านั่ง-นอน ST แทนท่านั่ง-ยืน TS แทนท่ายืน-นั่ง และ WA แทนท่าเดินทางราบเป็นระยะทาง 2 เมตร รูปที่ 4.5 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนของแต่ละท่าทางที่ตำแหน่งลำตัว: Trunk (a) และต้นขา: Thigh (b) ส่วนรูปที่ 4.6 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่งลัพธ์ที่สอดคล้องกับรูปที่ 4.5 ที่ตำแหน่งลำตัว: Trunk (a) และต้นขา: Thigh (b)



รูปที่ 4.5 ตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนของแต่ละท่าทางที่ตำแหน่ง a) ลำตัว b) ต้นขา

validation ของแต่ละครั้งแสดงดังตารางที่ 1 และ 2 และได้ค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทำ 2-fold cross validation มีค่าเท่ากับ 90.28 เปอร์เซนต์

ตารางที่ 1 เปอร์เซนต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลฝึกฝน และข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลทดสอบ

ครั้งที่	เปอร์เซนต์ความถูกต้อง
1	84.72
2	83.33
3	94.44
เฉลี่ย	87.50

ตารางที่ 2 เปอร์เซนต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลฝึกฝน และข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลทดสอบ

ครั้งที่	เปอร์เซนต์ความถูกต้อง
1	87.50
2	97.22
3	94.44
เฉลี่ย	93.06

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

บทนี้จะกล่าวถึงสรุปผลการทดลองทั้ง 2 การทดลอง และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลองที่ 1 ศึกษาคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการรู้จำ

คุณลักษณะเด่นสำหรับแต่ละท่าทางที่ได้จากการทดลองทั้ง 4 ครั้งมีค่าเท่ากับหรือใกล้เคียงกันทุกครั้ง แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัว (val1 – 3) หรือสำหรับต้นขา (val4 – 6) เพียงอย่างเดียว ไม่สามารถใช้เป็นคุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางทั้ง 6 ท่าได้ เนื่องจากไม่สามารถให้กราฟที่แตกต่างกันได้ทั้งหมด แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัวและต้นขา (val1 – 6) ให้กราฟแตกต่างกันอย่างสิ้นเชิงสำหรับทุกท่าทางยกเว้นท่า BD กับ WA ดังนั้นสามารถใช้เป็นคุณลักษณะเด่นที่จำแนกทุกท่าทางยกเว้นท่า BD กับ WA อย่างไรก็ตาม ท่า BD กับ WA สามารถแยกออกจากกันได้ด้วย val7 – 10 ซึ่งเป็นค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่แต่ละตำแหน่ง เมื่อใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่ารวมกัน (val1 – 10) จะให้กราฟที่มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนในทุกท่าทาง บ่งบอกว่าสามารถใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่ารวมกันเพื่อจำแนกหรือรู้จำได้ทั้ง 6 ท่าทาง

5.2 สรุปผลการทดลองที่ 2 ศึกษาการตัดสินใจรู้จำท่าทางโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

คุณลักษณะเด่นจากสัญญาณความเร่ง 10 ค่าที่ใช้ร่วมกันแล้วสามารถรู้จำหรือจำแนกท่าทางก้มแล้วกลับมายืนท่าเดิม นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบได้ ได้แก่ แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแกน y ที่ลำตัว, ของแกน x ที่ลำตัว, ของแกน z ที่ลำตัว, ของแกน y ที่ต้นขา, ของแกน x ที่ต้นขา และของแกน z ที่ต้นขา ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ลำตัว ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ต้นขาโดยสามารถรู้จำท่าทางของผู้ทดสอบได้หลากหลายวัยและไม่ขึ้นกับผู้ทดสอบ ทั้งนี้เมื่อใช้โครงข่าย

ประสาทเทียมชนิด Backpropagation จำนวน 1 ชั้นซ่อน และมีจำนวนโหนดในชั้นซ่อนเท่ากับ 5 โหนดตัดสินใจการรู้จำพบว่าสามารถให้ผลการรู้จำหลังจากการทำ 2-fold cross validation แล้วเท่ากับ 90.28 เปอร์เซ็นต์

5.3 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ให้ผลการทดลองที่ดีสำหรับสัญญาณที่ถูกบันทึกแบบมีสาย แต่สายที่ยาวยังคงเป็นอุปสรรคสำหรับการใช้งานจริง จึงควรออกแบบระบบให้สะดวกต่อการใช้งานจริงแต่ยังคงความน่าเชื่อถือของสัญญาณไว้สำหรับวิเคราะห์หาคุณลักษณะเด่นและได้ประสิทธิภาพการรู้จำที่ดีต่อไปได้



บรรณานุกรม

1. ยุทธศาสตร์การวิจัยรายประเด็นด้านผู้สูงอายุและสังคมสูงอายุ (พ.ศ. 2556-2559)
2. Chun-Chieh Hsiao, Yi-Jing Sung, Seng-Yong Lau, Chia-Hui Chen, Fei-Hsiu Hsiao, Hao-Hua Chu, Polly Huang, "Towards long-term mobility tracking in NTU hospital's elder care center," IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), pp. 649 – 654, 2011.
3. Kurita K., "Novel measurement method for physical activity based on electrostatic induction technique," International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), pp. 29 – 34, 2011.
4. Kurita K., "Physical activity estimation method by using wireless portable sensor," Sensors, pp. 1 – 4, 2012.
5. Atallah L., Lo B., King R., Guang-Zhong Y., "Sensor Placement for Activity Detection Using Wearable Accelerometers," International Conference on Body Sensor Networks (BSN), pp. 24 – 29, 2010.
6. Carlos Fernando Crispim-Junior, Vasanth Bathrinarayanan, Baptiste Fosty, Alexandra Konig, Rim Romdhane, Monique Thonnat, Francois Bremond, "Evaluation of a monitoring system for event recognition of older people," 10th IEEE International Conference on Advanced Video and Signal Based Surveillance (AVSS), pp. 165 – 170, 2013.
7. Ataya A., Jallon P., "Amelioration of physical activity estimation from accelerometer sensors using prior knowledge," Proceedings of the 20th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), pp. 954 – 958, 2012.
8. Jantaraprim, P., Phukpattaranont, P., Limsakul, C., Wongkittisuksa, B, "ผลการศึกษาเบื้องต้นของการตรวจจับการล้มโดยใช้ Discrete Wavelet Transform ร่วมกับ Autoregressive Model", in NECTEC Technical Journal. 9(21), 2009, pp. 239 – 247.
9. Chih-Yen Chiang, Yu-Chieh Lee, Chia-Juei Hsieh, Hsu S.J., Chia-Tai Chan, "Quantification of Home Rehabilitation Exercise for the Elder's Physical Fitness

- Monitoring,” 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), pp. 1 – 4, 2011.
10. Jantaraprim, P., Chimphet, T., Sattayarak, C., and Phukpattaranont, P. 2016. Features for Activity of Daily Living Classification. 8th ECTI-CARD 2016, Huahin, Thailand, July. 27-29, 2016, pp. 41-44.
 11. Jantaraprim, P., Chimphet, T., Sattayarak, C., and Phukpattaranont, P. 2017. Activity of Daily Living Classification using Artificial Neural Networks. 9th ECTI-CARD 2017, Chiang Khan, Thailand, July. 25-28, 2017, pp. xx-xx.



ภาคผนวก บทความที่ตีพิมพ์





ECTI



การประชุมวิชาการ งานวิจัย และพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 8
ECTI CARD 2016

การประชุมวิชาการและเทคโนโลยีอย่างชาญฉลาด เพื่อตอบสนองภาคอุตสาหกรรมสมัยใหม่อย่างยั่งยืน

วันที่ 27-29 กรกฎาคม พ.ศ.2559

ณ โรงแรมหัวหินแกรนด์ โฮเทล แอนด์ รีสอร์ท

อำเภอหัวหิน จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

จัดโดย

สมาคมวิชาการไฟฟ้า อิเล็กทรอนิกส์ คอมพิวเตอร์ โทรคมนาคมและสารสนเทศ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร
สถาบันมาตรฐานวิทยาแห่งชาติ

รายนามผู้ทรงคุณวุฒิพิจารณาบทความ

Dr.Weerawat	Khawsuk	Chulachomkiao Royal Military Academy
Dr.Uthane	Supatti	Kasetsart University Si Racha Campus
Assoc.Prof.Ekachai	Phaisangittisagul	Kasetsart University
Dr.Parichat	Sermwuthisarn	Kasetsart University
Assoc.Prof.Anan	Phonphoem	Kasetsart University
Dr.Winai	Jaikla	King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Assoc.Prof.Dr.Naruemon	Wattanapongsakorn	King Mongkut's University of Technology Thonburi
Assist.Prof.Dr.Gridaphat	Siharee	King Mongkut's University of Technology Thonburi
Dr.Roongrojana	Songprakorp	King Mongkut's University of Technology Thonburi
Assoc.Prof.Gridaphat	Sriharee	King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Assoc.Prof.Titipong	Lertwiriyaprapa	King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Dr.Luepol	Pipanmaekaporn	King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Dr.Tanapat	AnusasAmornkul	King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Dr.Vitawat	Sittakul	King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Dr.Chatchai	Khunboa	Kon Kean University
Dr.Nararat	Ruangchaijatupon	Kon Kean University
Dr.Bancha	Luadang	National Electronics and Computer Technology Center
Dr.Chalernpol	Charnsripinyo	National Electronics and Computer Technology Center
Dr.Chaiwat	Jassadajin	National Institute of Metrology Thailand
Dr.Chatchaval	Kurupakorn	National Institute of Metrology Thailand
Dr.Sarinya	Pasakawee	National Institute of Metrology Thailand
Dr.Piyaphat	Phoonthong	National Institute of Metrology Thailand
Dr.Thayathip	Thongtan	National Institute of Metrology Thailand
Mrs.Natenapit	Khumthukthit	National Institute of Metrology Thailand
Mr.Thepbodin	BarirakArawin	National Institute of Metrology Thailand
Assoc.Prof.Seumsak	Douangsyla	National University of Laos
Assoc.Prof.Sinchai	Kamolphiwong	Prince of Songkhla University

รายนามผู้ทรงคุณวุฒิพิจารณาบทความ

Assist.Prof.Nikom	Suvonvorn	Prince of Songkhla University
Assist.Prof.sakuna	Charoenpanyasak	Prince of Songkhla University
Dr.Nopporn	Patcharaprakiti	Rajamangala University of Technology Lanna Chiang Rai
Dr.Suwan	Janin	Rajamangala University of Technology Lanna Lampang
Dr.Jukkrit	Kluabwang	Rajamangala University of Technology Lanna Tak
Asst.Prof.DrSubongkoj	Topaiboul	Rajamangala University of Technology Lanna, Chiang Mai
Assist.Prof.Teerayoot	Boonnak	Rajamangala University of Technology Lanna, Chiang Mai
Dr.Pollakrit	ToonKum	Rajamangala University of Technology Lanna, Chiang Mai
Mr.Phichit	Thananchai	Rajamangala University of Technology Lanna, Chiang Mai
Assist.Prof.Dr.Nattapong	Phanthuna	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Dr.Pasist	Suwanapingkarl	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Mr.Korn	Poungnak	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Mr.Arnon	Singhasathein	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Mr.Thanakit	Wattakeekamthorn	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Ms.Anchalee	Manosuab	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Ms.Manthana	Tiawongsuwan	Rajamangala University of Technology Phra Nakhon
Assist.Prof.Chaiwat	Sakul	Rajamangala University of Technology Srivijaya
Assist.Prof.Pituk	Bunnoon	Rajamangala University of Technology Srivijaya
yutthana	Kanthaphayao	Rajamangala University of Technology Suvarnabhumi
Sirichai	Dangeam	Rajamangala University of Technology Thanyaburi
Assist.Prof.Nathabhat	Phankong	Rajamangala University of Technology Thanyaburi
Assist.Prof.Boonyang	Plangklang	Rajamangala University of Technology Thanyaburi
Assist.Prof.Dr.DuangArthit	Srimoon	Rangsit University
Dr.Sopon	Phumeechanya	Silpakorn University
Asst.Prof.DrSommart	Khamkleang	Songkhla Rajabhat University
Assoc.Prof.Suranan	Noimanee	Srinakharinwirot University
Dr.Kampol	Woradit	Srinakharinwirot University

รายนามผู้ทรงคุณวุฒิพิจารณาบทความ

Assoc.Prof.Suranan	Noimanee	Srinakharinwirot University
Assoc.Prof.Dr.Peerapong	Uthansakul	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Dr.Rangsan	Tongta	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Dr.Monthippa	Uthansakul	Suranaree University of Technology
Assoc.Prof.Dr.Chanchai	Thongsopa	Suranaree University of Technology
Dr.Paramate	Horkaew	Suranaree University of Technology
Assoc.Prof.Dr.Rangsan	Wongsan	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Dr.Kongpol	Areerak	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Dr.Kongpan	Areerak	Suranaree University of Technology
Dr.Jitimon	Angskun	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Dr.Pomsiri	Jongkol	Suranaree University of Technology
Dr.Sudarat	Khwanon	Suranaree University of Technology
Assist.Prof.Chawasak	Rakpenthai	University of Phayao
Dr.Thunyawat	Limpiti	Walailak University
Dr.Ajalawit	Chantaveerod	Walailak University
Dr.Jirarat	Sithiworachart	Walailak University
Dr.Jidtima	Sunkhamani	Walailak University



กำหนดการประชุมวิชาการงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ ๘ หรือ ECTI-CARD 2016
"การประยุกต์ใช้เทคโนโลยีอย่างชาญฉลาดเพื่อตอบสนองภาคอุตสาหกรรมสมัยใหม่อย่างยั่งยืน"

วันที่ 27 กรกฎาคม พ.ศ. 2559

ลงทะเบียนร่วมงาน ECTI-CARD 2016					
8:00-8:45 น.	ลงทะเบียน	หัวข้อสัมมนา	หัวข้อสัมมนา	ชื่อผู้บรรยาย	หน่วยงาน
8:45-10:15	Session1	หัวข้อสัมมนา	หัวข้อสัมมนา	ชื่อผู้บรรยาย	หน่วยงาน
		Medical Application	Programming & Robot	Wireless Network	Antenna Tech#1
		ID 1029 1051 1106 1196 1207	ID 1031 1125 1144 1154 1182	ID 1044 1086 1116 1167 1193	ID 1158 1165 1192 1213 1214
		ศ.ดร.ประมุข อุณหเดชาภะ	ศ.ดร.วิเชษฐ ทิพย์ประเสริฐ	ศ.ดร.ชัยวัฒน์ สาทุก	ดร.กนกวรรณ นนทพจน์
		(RMUTSB)	(RMUTL เชียงราย)	(RMUTSV)	(มจร.)
		ดร.ชัยวัฒน์ อุณหเดชาภะ	อาจารย์ชัชติดา อุดมรักษาตฤก	ดร.ศรีญา ปะทะวี	ดร.รัชชวาท คุรุภากรณ์
10.15-10.30 น.			พักรับประทานอาหารว่าง		
10:30-12:00 น.	ลงทะเบียน	หัวข้อสัมมนา	หัวข้อสัมมนา	ชื่อผู้บรรยาย	หน่วยงาน
10:30-12:00 น.	Session2	หัวข้อสัมมนา <td>หัวข้อสัมมนา <td>ชื่อผู้บรรยาย <td>หน่วยงาน</td> </td></td>	หัวข้อสัมมนา <td>ชื่อผู้บรรยาย <td>หน่วยงาน</td> </td>	ชื่อผู้บรรยาย <td>หน่วยงาน</td>	หน่วยงาน
		Sensor Technology	Animation & Robot	DSP & Application	Antenna Tech#2
		ID 1066 1156 1177 1184 1185 1191	ID 1046 1083 1084 1085 1089 1208	ID 1057 1064 1076 1180 1199	ID 1020 1021 1075 1077 1092 1170
		อาจารย์ธัญญา อุษา โยธา	อาจารย์ชัชดากร อุดมรักษาตฤก	ดร.สุรเชษฐ เดชพงษ์	รศ.ดร.กฤษณ์ชนม์ ภูมิภักดีพิชญ์
		(RMUTL)	(RMUTSV)	(RMUTP)	(RMUTT)
		อาจารย์สุรสิทธิ์ ประกอบกิจ	อาจารย์ชัชติดา อุดมรักษาตฤก	ดร.ศรีญา ปะทะวี	ดร.รัชชวาท คุรุภากรณ์
พักรับประทานอาหารกลางวัน					

วันพุธที่ 27 กรกฎาคม พ.ศ.2559		SESSION 2
<h2>Sensor Technology</h2> <p>ห้อง บอลรูม1 ชั้น 2</p> <p>ประธาน : อาจารย์สัญญา อุทโยธา</p>		
10:30 - 12:00 น.		
ID	เรื่อง / ผู้แต่ง	หน้า
1066	ระบบควบคุมฟังก์ชัน Pitch Bend และ Vibrato ด้วยเซ็นเซอร์สัมผัสสำหรับเครื่องดนตรีคีย์บอร์ดชนิดลิ้มเปียโน นันทพงศ์ วัฒนศิริ, นพสิทธิ์ อริยพลิชย์, สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์, กสิน วิเชียรชม	21
1156	ระบบตรวจสอบจำนวนสินค้าในเครื่องจำหน่ายสินค้าชนิดกระป๋องแบบอัตโนมัติผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต ธนาวุฒิ ธนพาณิชย์ , วรวุฒิ ทาคามา, เสกสรรค์ วินยางค์กุล , อธิคม ศิริ, กมล บุญล้อม	25
1177	การรู้จำพยัญชนะไทยสำหรับการติดต่อกับผู้ใช้ด้วยปากกาเสมือนโดยการประมวลผลภาพดิจิทัล จิราภา ทิพรณ์, รัฐภูมิ วรานุศาสตร์, สุรเดช จิตประไพกุลศาล, พนมขวัญ ริยะมงคล	29
1184	การหาช่วงการทำงานที่เหมาะสมของแมกนีโตสตรีกที่ฟิทรานสติวเซอร์สำหรับการลดคราบตะกรันในเครื่องแลกเปลี่ยนความร้อน ณัฐกร พุกสีแสง, วรวุฒิ บุญเป็ง, ศุภวัฒน์ ครประดิษฐ์, ดร. ธนเสฏฐ์ ทศศิกรพัฒน์, รศ.ดร. ชาญชัย ทองโสภณ	33
1185	พัฒนาอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการทางสายตาโดยเทคนิคการตรวจจับความถี่จากแสงอินฟราเรดด้วยกล้องคิเนค สัญญา อุทโยธา, พิชิต ทนันทชัย, จักริ ตั้งตัว, ธีระยุทธ กุสม, ศิริพร จันทะวงศ์	37
1191	คุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติ ปฏิมากร จันทร์พร้อม, ธีรพงษ์ ฉิมเพชร, ชลัช สัตยารักษ์, พรชัย พลฤกษ์ภัทรานันต์	41
พักรับประทานอาหารกลางวัน 12:00 – 13:00 น.		

คุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติ Features for Activity of Daily Living Classification

ปฏิมากร จันทร์พริ้ม¹ ธีรพงษ์ ฉิมเพชร¹ ชลัช สัตยารักษ์¹ และ พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์²
¹สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย
เลขที่ 1 ถ.ราชดำเนินนอก ต.บ่อหยง อ.เมือง จ.สงขลา 90000 E-mail: patimakorn.j@hyac.in.th
²สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นการศึกษาเบื้องต้นเกี่ยวกับคุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติโดยใช้เซนเซอร์ความเร่ง ADXL321 ที่ประยุกต์ให้เป็น 3 แกนจำนวน 2 ชุดติดที่ลำตัวและต้นขาของผู้ทดสอบ ให้ผู้ทดสอบแสดงท่าทางจำนวน 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของ นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบ โดยให้ทำซ้ำท่าละ 4 ครั้ง ทำการศึกษาคุณลักษณะเด่นจากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตำแหน่งจำนวน 10 ค่า ได้แก่ แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนแต่ละตำแหน่งรวม 6 ค่า และค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่แต่ละตำแหน่งอีก 4 ค่า ผลการทดสอบ พบว่า ใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าร่วมกันจะสามารถจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติทั้ง 6 ท่าทางได้ทั้งหมด

คำสำคัญ: คุณลักษณะเด่น, การจำแนก, การรู้จำ, กิจกรรมตามปกติ

Abstract

This article describes a preliminary study of features for Activity of Daily Living (ADL) classification. Two sets of ADXL 321, applied to a tri-axial accelerometer, were mounted on the trunk and thigh of a subject. The subject performed 6 scenarios of ADL, including bend down, lie-sit, sit-lie, sit-stand, stand-sit, and walking. Each scenario was repeated 4 times. Ten acceleration features from 2 positions were experimented. Results showed that there were 6 increasing/decreasing trends of resultant accelerations of each axis/position. Moreover, 4 minimum/maximum resultant accelerations at each position are observed. All scenarios of ADL could be classified by using all 10 features together.

Keywords: feature, classification, recognition, Activity of Daily Living

1. บทนำ

การประเมินการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายที่เกิดขึ้นจากกิจกรรมตามปกติในชีวิตประจำวันเป็นสิ่งจำเป็นอย่างหนึ่งสำหรับบุคคลที่ต้องการประเมินกิจกรรมที่ทำในแต่ละวัน ความถี่ของกิจกรรมแต่ละอย่างที่เกิดขึ้นเป็นปัจจัยหนึ่งที่สามารถแสดงสภาวะสุขภาพได้ อีกทั้งประวัติกิจกรรมตามปกติยังเป็นข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยโรค การให้คำแนะนำ และการวางแผนทางการรักษาของแพทย์ได้ ข้อมูลเหล่านี้มีประโยชน์อย่างชัดเจนสำหรับผู้ที่จะได้รับการผ่าตัด กล่าวคือ การเพิ่มขึ้นของกิจกรรมหลังการผ่าตัดสามารถชี้วัดการฟื้นฟูหลังการผ่าตัดได้

งานวิจัยเกี่ยวกับการรู้จำ การจำแนกหรือตรวจจับท่าทางโดยใช้เซนเซอร์ พบว่า Jantaraprim[1] ได้ศึกษาการตรวจจับท่าล้มโดยใช้ Discrete Wavelet Transform ร่วมกับ Autoregressive Model อย่างไรก็ดีตามงานวิจัยนี้ศึกษาเพียงการจำแนกท่าล้มออกจากท่าทางกิจกรรมตามปกติ แต่ไม่ได้ตรวจจับว่าแต่ละกิจกรรมตามปกติเป็นท่าอะไร Atallah[2] ศึกษาตำแหน่งติดตั้งเซนเซอร์เพื่อตรวจจับท่าทาง โดยศึกษาความเร่งที่ตำแหน่ง ออก แขน ข้อมือ เอว เข่า ข้อเท้า และหู กับกลุ่มผู้ทดสอบที่แสดงท่าทางกิจกรรมตามปกติที่ระดับความเร็วช้า ปานกลาง และเร็ว โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของเซนเซอร์ที่เหมาะสมกับกลุ่มผู้ทดสอบ อย่างไรก็ตาม ด้วยคุณลักษณะเด่นที่เสนอจำเป็นต้องใช้เซนเซอร์ติดหลายตำแหน่ง ซึ่งเป็นอุปสรรคต่อผู้ใช้งานที่ไม่ชอบติดเซนเซอร์จำนวนมากตามร่างกาย Chib-Yen Chiang [3] ศึกษาการระบุปริมาณการออกกำลังกายที่บ้านเพื่อเฝ้าระวังความกระปรี้กระเปร่าของร่างกายผู้สูงอายุ งานวิจัยนี้ศึกษาเพียงท่าทางออกกำลังกายที่ประกอบกันและนั่งเท่านั้น Kurita[4] ศึกษาวิธีการตรวจจับกิจกรรมบนพื้นฐานเทคนิค Electrostatic Induction ต่อมาเขา [5] ได้ศึกษาวิธีการประเมินกิจกรรมของร่างกาย โดยใช้เซนเซอร์ไร้สายแบบพกพา งานวิจัยเหล่านี้ [4],[5] ศึกษาเพียงท่าเดินเท่านั้น

บทความวิจัย

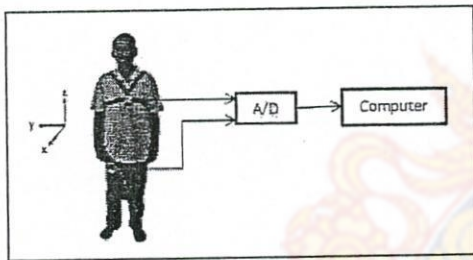
การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 8

8th ECTI-CARD 2016, Hua Hin, Thailand

บทความนี้จึงศึกษาคุณลักษณะเด่นสำหรับการจำแนกท่าทางทางกิจกรรมตามปกติโดยใช้เซนเซอร์ความเร่งติดไว้บนร่างกาย 2 ตำแหน่ง คือ บริเวณลำตัว (ระหว่างอกกับเอว) และต้นขา เพื่อพิจารณาว่าค่าความเร่งของแต่ละตำแหน่งว่าสอดคล้องกับแต่ละท่าทางอย่างไร เพื่อให้สามารถจำแนกแต่ละกิจกรรมได้

2. อุปกรณ์และวิธีการ

รูปที่ 1 แสดงแผนภาพของระบบตรวจจับท่าทางกิจกรรมตามปกติ ประกอบด้วยเซนเซอร์ความเร่ง ADXL321 2 ตัวตั้งฉากกัน 2 ชุด ชุดที่ 1 ติดที่ลำตัว (ระหว่างอกกับเอว) ชุดที่ 2 ติดที่ต้นขา แรงดันเอาต์พุตที่ได้จากเซนเซอร์ จะผ่านการ์ด A/D ของ NI USB-6009 เพื่อแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นดิจิตอล แล้วประมวลผลต่อบนเครื่องคอมพิวเตอร์ สัญญาณแรงดันที่ได้จะถูกสุ่มด้วย sampling frequency ที่ 1 kHz แล้วผ่าน 2nd order Butterworth low pass filter ที่ cut off frequency เท่ากับ 20 Hz สัญญาณแรงดันเอาต์พุตจากแต่ละแกนของเซนเซอร์ จะถูก calibrate แล้วนำไปหาความเร่งลัพธ์จากทั้งสามแกน ตามสมการที่ 1



รูปที่ 1 แผนภาพของระบบ

$$A = \sqrt{(a_x)^2 + (a_y)^2 + (a_z)^2} \tag{1}$$

เมื่อ A คือ ค่าความเร่งลัพธ์ของทั้งสามแกน (g) $a_x, a_y,$ และ a_z คือ ค่าความเร่งในแนวแกน x, y และ z (g) ตามลำดับ

คุณลักษณะเด่นที่ใช้จำแนกสัญญาณแต่ละท่าทางมี 10 คุณลักษณะ (val1 – val10) คุณลักษณะเด่นที่ val1 – val6 คำนวณจากค่าความแตกต่างของความเร่งเมื่อเริ่มต้นและสิ้นสุดของแกน $y, x,$ และ z ที่ตำแหน่งลำตัวและต้นขา ตามเงื่อนไขต่อไปนี้

กำหนดให้

A_{end} ค่าความเร่งที่ตำแหน่งสิ้นสุด
 A_{str} ค่าความเร่งที่ตำแหน่งเริ่มต้น

สำหรับแต่ละแกน แต่ละตำแหน่ง

ถ้า $A_{end} - A_{str} > 0.5$ แล้ว ให้ $val = 1$

แทนแนวโน้มความเร่งสูงขึ้นเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น

ถ้า $A_{str} - A_{end} > 0.5$ แล้ว ให้ $val = -1$

แทนแนวโน้มความเร่งลดลงเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น

มิฉะนั้น ให้ $val = 0$

แทนความเร่งคงที่เมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้น

กำหนดให้ c แทนตำแหน่งลำตัว, t แทนตำแหน่งต้นขา และ $val_axe_position$ แทนคุณลักษณะแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนแต่ละตำแหน่ง จะได้คุณลักษณะเด่นที่ 1 - 6 เป็น $val_y_c, val_x_c, val_z_c, val_y_t, val_x_t$ และ val_z_t แทนคุณลักษณะแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแกน y ที่ลำตัว, แกน x ที่ลำตัว, แกน z ที่ลำตัว, แกน y ที่ต้นขา, แกน x ที่ต้นขา และแกน z ที่ต้นขา ตามลำดับ ส่วนคุณลักษณะเด่นที่ 7 - 10 เกี่ยวข้องกับค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่แต่ละตำแหน่ง โดยที่ $val7 - val10$ เป็น $max(A_c), min(A_c), max(A_t)$ และ $min(A_t)$ แทนค่าสูงสุดของความเร่งลัพธ์ที่ลำตัว ค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ลำตัว ค่าสูงสุดของความเร่งลัพธ์ที่ต้นขา และค่าต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่ต้นขา ตามลำดับ

3. การทดลอง

การศึกษาเบื้องต้นนี้ได้ทำการทดลองกับอาสาสมัครเพศชาย 1 คน โดยให้ทำการเปลี่ยนท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของ (BD: Bend down) แล้วกลับมายืนท่าเดิม นอน-นั่ง (LS: Lie-Sit) นั่ง-นอน (SL: Sit-lie) นั่ง-ยืน (ST: Sit-stand) ยืน-นั่ง (TS: Stand-sit) และเดินทางราบ (WA: Walking) เป็นระยะทาง 2 เมตร ดังตัวอย่างการแสดงบางท่าทางในรูปที่ 2 ทั้งนี้จะให้ทำซ้ำท่าทางละ 4 ครั้ง ทำให้ได้ข้อมูลของกิจกรรมตามปกติทั้งหมด 24 ข้อมูล



รูปที่ 2 ตัวอย่างท่าทางกิจกรรมตามปกติ





4. ผลการทดลอง

รูปที่ 3 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนที่ตำแหน่งลำตัว (a) และต้นขา (b) สำหรับท่าก้มเก็บของ โดยเริ่มจากยืน ก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม สัญญาณความเร่งในแกน x, y และ z แสดงด้วยสีแดง ดำ และน้ำเงิน ตามลำดับ รูปที่ 4 แสดงสัญญาณความเร่งลัพธ์จากทั้ง 3 แกน ของท่าก้มเก็บของที่สอดคล้องกันกับรูปที่ 3 กราฟแท่งแสดงค่าคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าของแต่ละท่าทางทั้ง 4 ครั้ง แสดงในรูปที่ 5 เมื่อ

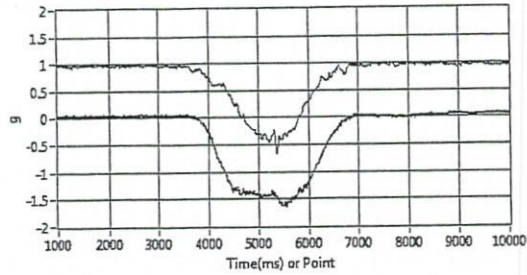
บทความวิจัย

การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 8

8th ECTI-CARD 2016, Hua Hin, Thailand

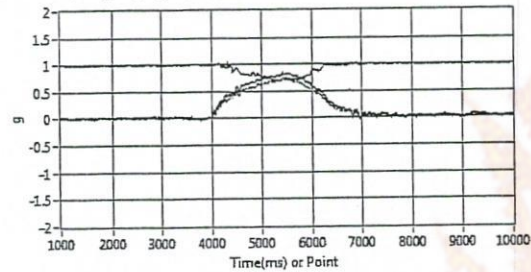
1 – 10 ในแกนนอน แทน val1 – val10 ตามลำดับ  แทนครั้งที่ 1  แทนครั้งที่ 2  แทนครั้งที่ 3 และ  แทนครั้งที่ 4

C Sensor ==> Y (Black) , X (Red) , Z (Blue)



a) ลำตัว

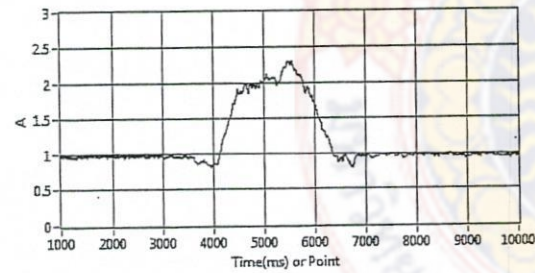
T Sensor ==> Y (Black) , X (Red) , Z (Blue)



b) ต้นขา

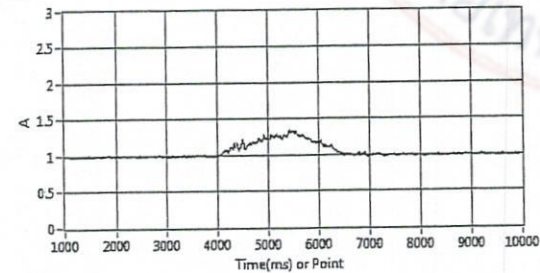
รูปที่ 3 สัญลักษณ์ความเร่ง 3 แกน

C Sensor



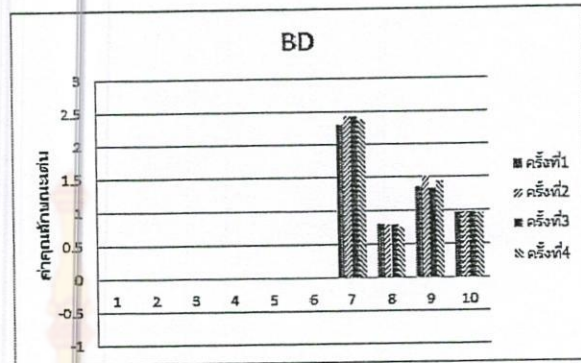
a) ลำตัว

T Sensor

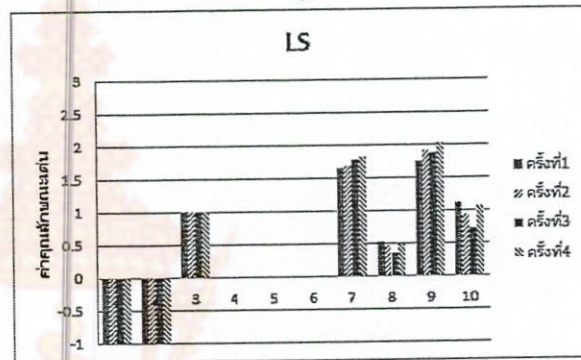


b) ต้นขา

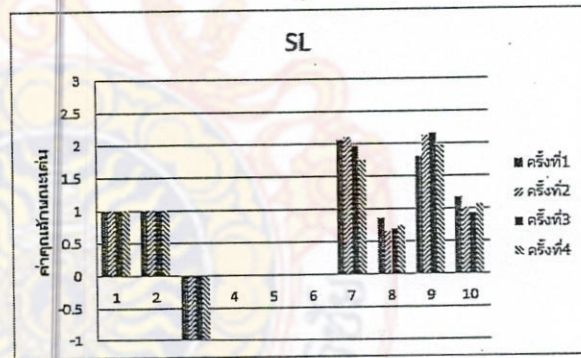
รูปที่ 4 สัญลักษณ์ความเร่ง 3 แกน



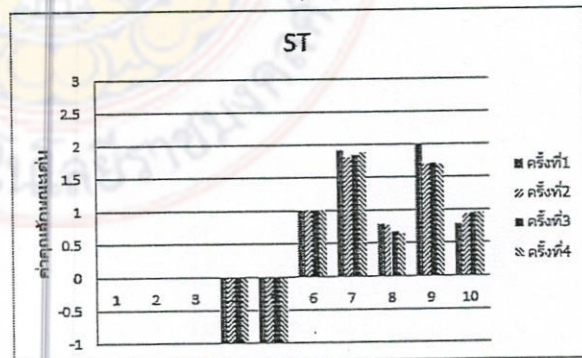
a)



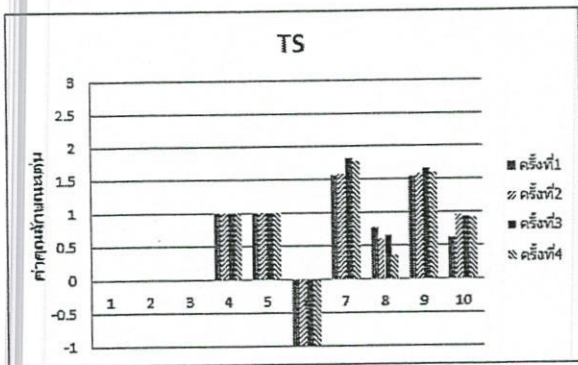
b)



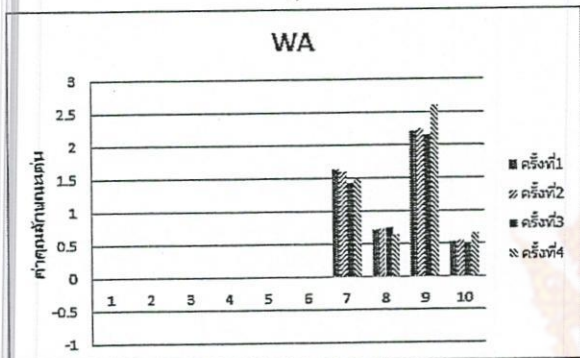
c)



d)



e)



f)

รูปที่ 5 ค่าคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าของแต่ละท่าทาง

- | | |
|--------------------|--------------------|
| a) ก้มเก็บของ (BD) | b) นอน-นั่ง (LS) |
| c) นั่ง-นอน (SL) | d) นั่ง-ยืน (ST) |
| e) ยืน-นั่ง (TS) | f) เดินทางราบ (WA) |

5. วิเคราะห์และสรุปผล

จากรูปที่ 5 จะสังเกตเห็นว่าคุณลักษณะเด่นสำหรับแต่ละท่าทางที่ได้จากการทดลองทั้ง 4 ครั้งมีค่าเท่ากับหรือใกล้เคียงกันทุกครั้ง แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัว (val1 - 3) หรือสำหรับคันทา (val4 - 6) เพียงอย่างเดียวไม่สามารถใช้เป็นคุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางทั้ง 6 ท่าได้ เนื่องจากไม่สามารถให้กราฟที่แตกต่างกันได้ทั้งหมด แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนสำหรับลำตัวและคันทา (val1 - 6) ให้กราฟที่แตกต่างกันอย่างสิ้นเชิงสำหรับทุกท่าทางยกเว้นท่า BD กับ WA ดังนั้นสามารถใช้เป็นคุณลักษณะเด่นที่จำแนกทุกท่าทาง ยกเว้นท่า BD กับ WA อย่างไรก็ตาม ท่า BD กับ WA สามารถแยกออกจากกันได้ด้วย val7-10 ซึ่งเป็นค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพท์ที่แต่ละตำแหน่ง เมื่อใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าร่วมกัน (val1 - 10) จะให้กราฟที่มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนในทุกท่าทาง บ่งบอกว่าสามารถใช้คุณลักษณะเด่นทั้ง 10 ค่าร่วมกันเพื่อจำแนกหรือรู้จำได้ทั้ง 6 ท่าทาง อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้ยังคงเป็นการศึกษาเบื้องต้น ควรเพิ่มจำนวนผู้

ทดสอบให้มากขึ้น หลากหลายเพศ และหลากหลายอายุเพื่อยืนยันผลการทดลอง และคุณลักษณะเด่นที่เหมาะสมสำหรับผู้ทดสอบทุกเพศและวัย

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัยที่สนับสนุนงานวิจัยการรู้จำท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ และศูนย์วิจัยเฉพาะทางวิศวกรรมฟื้นฟู (NECTEC-PSU center of excellence for rehabilitation engineering) ที่สนับสนุนอุปกรณ์การทดลองสำหรับการศึกษาเบื้องต้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] Jantaraprim, P., Phukpattaranont, P., Limsakul, C., Wongkittisuksa, B, "ผลการศึกษาเบื้องต้นของการตรวจจับการล้มโดยใช้ Discrete Wavelet Transform ร่วมกับ Autoregressive Model", in NECTEC Technical Journal. 9(21), 2009, pp. 239 - 247.
- [2] Atallah L., Lo B., King R., and Guang-Zhong Y., "Sensor Placement for Activity Detection Using Wearable Accelerometers," International Conference on Body Sensor Networks (BSN), pp. 24-29, 2010.
- [3] Chih-Yen Chiang, Yu-Chieh Lee, Chia-Juei Hsieh, and Chia-Tai Chan, "Quantification of Home Rehabilitation Exercise for the Elder's Physical Fitness Monitoring," 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, (iCBBE), pp. 1-4, 2011.
- [4] Kurita K., "Novel measurement method for physical activity based on electrostatic induction technique," International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), pp. 29 - 34, 2011.
- [5] Kurita, K., "Physical activity estimation method by using wireless portable sensor," IEEE Sensors, pp. 1 - 4, 2012.



ECTI-CARD 2017

การประชุมวิชาการใช้เทคโนโลยีเพื่อตอบสนองท้องถิ่นและภาคอุตสาหกรรม

25 - 28 กรกฎาคม 2560

ณ โรงแรม เชียงคาน ริเวอร์ เม้าท์เทน จ.เลย

Call for Papers

งานประชุมวิชาการ ECTI-CARD 2017 ครั้งที่ 9 "การประชุมวิชาการใช้เทคโนโลยีเพื่อตอบสนองท้องถิ่นและภาคอุตสาหกรรม" จัดโดย คณะเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏอุดรธานี มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร มหาวิทยาลัยราชภัฏเลย สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ การทางพิเศษแห่งประเทศไทย และสมาคมวิชาการไฟฟ้า อิเล็กทรอนิกส์ โทรคมนาคมและสารสนเทศประเทศไทย จัดขึ้นระหว่างวันที่ 25-28 กรกฎาคม พ.ศ.2560 ณ อำเภอเชียงคาน จังหวัดเลย มีจุดมุ่งหมายหลักของการจัดงานเพื่อรวบรวมผลงานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ งานนวัตกรรม และสิ่งประดิษฐ์รวมถึงเปิดโอกาสให้นักวิจัย ผู้พัฒนาและผู้ใช้งานหรือหน่วยงานต่างๆ ได้มีโอกาสแลกเปลี่ยนเรียนรู้ทางวิชาการร่วมกันและสามารถนำผลงานที่ตีพิมพ์ไปพัฒนาต่อยอดในระดับท้องถิ่นและสากลหรือพัฒนาสู่ผลิตภัณฑ์เชิงพาณิชย์ได้ ซึ่งบทความที่ส่งมานั้นจะได้รับการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิจากคุณภาพและความสมบูรณ์ของงานบทความที่ได้รับการคัดเลือกและได้นำเสนอในที่ประชุม ECTI-CARD 2017 จะถูกตีพิมพ์ใน ECTI-CARD Proceedings ซึ่งสามารถสืบค้นได้ที่ฐานข้อมูลของสมาคม ECTI และวารสารที่ได้รับการคัดเลือกจะถูกตีพิมพ์ลงในวารสารของ ม.ราชภัฏสกลนคร (TCI กลุ่ม 1).

หัวข้อบทความที่เกี่ยวข้อง

- กลุ่มที่ 1 : การเกษตรอัจฉริยะ อุตสาหกรรมเกษตร
- กลุ่มที่ 2 : เทคโนโลยีชีวภาพ การแพทย์ วิทยาศาสตร์กายภาพ วิทยาศาสตร์การกีฬา
- กลุ่มที่ 3 : การประหยัดพลังงาน การจัดการพลังงานบ้านอัตโนมัติ
- กลุ่มที่ 4 : การเรียนการสอนทางไกล การศึกษาขั้นพื้นฐาน คอมพิวเตอร์แอนิเมชัน
- กลุ่มที่ 5 : การกู้ภัย ระบบเตือนภัย และพยากรณ์
- กลุ่มที่ 6 : การสื่อสาร การสนับสนุนผู้ใช้ที่บ้าน เครือข่ายสังคม เครือข่ายไร้สาย
- กลุ่มที่ 7 : การขนส่ง การควบคุมจราจร การจัดการอุตสาหกรรม
- กลุ่มที่ 8 : ธุรกิจการธนาคาร การท่องเที่ยว และการโรงแรม
- กลุ่มที่ 9 : ระบบความปลอดภัย การควบคุมการเข้าถึงการยืนยันตัวตน ระบบตรวจจับ
- กลุ่มที่ 10 : มาตรฐาน การวัดและควบคุม
- กลุ่มที่ 11 : วิศวกรรมและเทคโนโลยีอุตสาหกรรม
- กลุ่มที่ 12: STEM เทคโนโลยีการศึกษา
- กลุ่มที่ 13 : หัวข้ออื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง

การส่งบทความแบ่งเป็น 2 รูปแบบ ดังนี้

1. รูปแบบบทความวิจัย เป็นบทความเต็มรูปแบบภาษาไทยหรือภาษาอังกฤษไม่เกิน 2 หรือ 4 หน้ากระดาษ A4 ในรูปแบบมาตรฐาน 2 คอลัมน์ของ IEEE โดยต้องกล่าวถึงที่มาและผลที่ได้รับ รายละเอียดและ/หรือการนำไปใช้งาน ซึ่งเกี่ยวข้องกับหัวข้อใดหัวข้อหนึ่งหรือมากกว่า จากกลุ่มต่างๆ ที่ได้กำหนดไว้
2. รูปแบบสิ่งประดิษฐ์และนวัตกรรมเป็นบทความเต็มรูปแบบภาษาไทยหรือภาษาอังกฤษไม่เกิน 2 หน้ากระดาษ A4 ในรูปแบบมาตรฐาน 2 คอลัมน์ของ IEEE โดยผู้เขียนบทความอาจนำผลงานหรือสิ่งประดิษฐ์มาจัดแสดงในงานประชุมได้

กำหนดการสำคัญ

วันสุดท้ายของการส่งบทความฉบับสมบูรณ์

วันพุธที่ 23 กรกฎาคม 2560

วันที่ 31 มีนาคม 2560

ประกาศผลการพิจารณาบทความ

วันที่ 11 พฤษภาคม 2560

ส่งบทความต้นฉบับเพื่อตีพิมพ์และลงทะเบียน

วันที่ 1 มิถุนายน 2560

วันจัดประชุมวิชาการ ECTI-CARD 2017

วันที่ 25 - 28 กรกฎาคม 2560

<http://www.ecti-card.org/card-2017>

ร่วมจัดประชุมโดย



ecti2017@gmail.com

โทรศัพท์ 089-458-0103

081-262-8338

รหัสไปรษณีย์ 087-988-2503

คณะเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏอุดรธานี

คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏเลย

การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017)

วันที่ 22 มิถุนายน 2560

เรื่อง แจ้งผลการพิจารณาบทความงานประชุม ECTI-CARD 2017

เรียน ดร.ปฏิมากร จันทร์พริ้ม, คุณธีรพงษ์ อิมเพชร, คุณชัชชัย สัตยารักษ์ และ รศ.ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์

ตามที่ท่านได้ส่งบทความ เพื่อเข้าร่วมงานประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017) ระหว่างวันที่ 25 – 28 กรกฎาคม 2560 ณ โรงแรมเชียงใหม่ ริเวอร์ เมทเทิน อำเภอเชียงคาน จังหวัดเลย ในหัวข้อเรื่อง

“ การจำแนกกิจกรรมตามปกติโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ”

ในการนี้ คณะกรรมการพิจารณาบทความ ของงานประชุมวิชาการ งานวิจัย และพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017) มีความยินดีที่จะเรียนให้ท่านทราบว่า บทความเรื่องดังกล่าว “ ผ่านการพิจารณา ” โดยผู้ทรงคุณวุฒิให้นำเสนอแบบปากเปล่า (Oral Presentation) ในการประชุมทางวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9 (ECTI-CARD 2017) แล้ว

จึงเรียนมาเพื่อทราบ

ลงชื่อ



(รองศาสตราจารย์ ดร.อนันต์ ผลเพิ่ม)

Technical Program Chair

การจำแนกกิจกรรมตามปกติโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

Activity of Daily Living Classification using Artificial Neural Networks

ปฏิมากร จันทร์พริ้ม¹ ธีรพงษ์ ฉิมเพชร¹ ชลัช สัตยารักษ์¹ และ พรชัย พุกฤษัถรานนท์²

¹สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

เลขที่ 1 ถ.ราชดำเนินนอก ต.บ่อหย่าง อ.เมือง จ.สงขลา 90000 E-mail: patimakorn.j@hyac.in.th

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

บทคัดย่อ

บทความนี้ศึกษาการจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติโดยใช้คุณลักษณะเด่นที่ได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนจำนวน 2 ชุดติดที่ลำตัวและต้นขาของผู้ทดสอบ ได้แก่ แนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนแต่ละตำแหน่งรวม 6 ค่า และค่าสูงสุดหรือต่ำสุดของความเร่งลัพธ์ที่แต่ละตำแหน่งอีก 4 ค่า ทำการทดลองกับผู้ทดสอบแบ่งตามกลุ่มอายุ 3 ช่วง คือ วัยรุ่น วัยกลางคน และผู้สูงอายุ รวมทั้งหมด 6 คน ให้ผู้ทดสอบแสดงท่าทาง 6 ท่าทางโดยให้ทำซ้ำท่าละ 4 ครั้ง จากนั้นใช้โครงข่ายประสาทเทียมช่วยในการตัดสินใจจำท่าทางผลการทดสอบหลังจากทำ 2-fold cross validation ข้อมูลสำหรับฝึกฝนและทดสอบแล้ว พบว่า สามารถจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติได้โดยให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการรู้จำหรือจำแนกท่าทางเท่ากับ 90.28

คำสำคัญ: การจำแนก, กิจกรรมตามปกติ, โครงข่ายประสาทเทียม

Abstract

This article describes a study of Activity of Daily Living classification. Its features were evaluated from accelerations of two sets of a tri-axial accelerometer mounted on a subject's trunk and a thigh. Those features included six increasing/decreasing trends of resultant accelerations of each axis/position, and four minimum/maximum resultant accelerations at each position. In the experiment, there were six subjects, including teenager, middle-aged person, and elderly. The subjects performed six scenarios of Activity of Daily Living. Each scenario was repeated 4 times. An Artificial Neural Network was used for classification. For 2-fold cross validation, the result showed that the Activity of Daily Living percentage recognition/classification was 90.28.

Keywords: classification, Activity of Daily Living, Neural Networks

1. บทนำ

ปัจจุบันมีนวัตกรรมใหม่ๆ ของสายรัดข้อมือสำหรับคนรักสุขภาพที่เฝ้าดูพฤติกรรมการเดินทาง พฤติกรรมการนอน และอัตราการเต้นของหัวใจ[1][2] ข้อมูลนี้บ่งบอกว่าคนเราหันมาให้ความสำคัญกับการดูแลสุขภาพมากขึ้น โดยมุ่งเน้นให้ความสำคัญกับปริมาณการเดินทางและนอนในแต่ละวัน อย่างไรก็ตามหากสามารถบอกพฤติกรรมที่ละเอียดได้มากกว่านี้ก็จะยิ่งได้รับข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีประโยชน์ในการบ่งบอกสภาวะของสุขภาพ ช่วยในการวางแผนดูแลสุขภาพให้มีประสิทธิภาพได้ดียิ่งขึ้น ข้อมูลเหล่านี้มีประโยชน์อย่างชัดเจนสำหรับผู้ที่เกี่ยวข้องกับการผ่าตัด กล่าวคือ การเพิ่มขึ้นของกิจกรรมหลังการผ่าตัดสามารถชี้วัดการฟื้นฟูหลังการผ่าตัดได้ การศึกษาเกี่ยวกับการรู้จำ การจำแนกหรือตรวจจับท่าทางจึงมีประโยชน์และมีความจำเป็นสำหรับนวัตกรรมใหม่ที่ใช้เฝ้าดูพฤติกรรมต่อไปได้ งานวิจัยที่ใช้เซนเซอร์ตรวจจับท่าทางเร็วๆ นี้ ได้แก่ Jantaraprim[3] ศึกษาเบื้องต้นเกี่ยวกับคุณลักษณะเด่นสำหรับจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทางและพบว่าคุณลักษณะเด่นที่เสนอสามารถใช้จำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติได้ อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ใช้ผู้ทดสอบเพียง 1 คน Chih-Yen Chiang [4] ศึกษาท่าทางออกกำลังกายเพื่อระบุปริมาณการออกกำลังกายพื้นฐานของผู้สูงอายุ แต่ทำการศึกษาเพียงท่าออกกำลังกายประกอบกรอขึ้นและนั่งเท่านั้น ส่วน Kurita ศึกษาวิธีการตรวจจับกิจกรรมบนพื้นฐานเทคนิค Electrostatic Induction [5] และศึกษาวิธีการประเมินกิจกรรมของร่างกายโดยใช้เซนเซอร์ไร้สายแบบพกพา[6] แต่เขาได้ศึกษาเฉพาะท่าเดินเท่านั้น งานวิจัยนี้ทำการศึกษาต่อเนื่องมาจากงานวิจัยของ Jantaraprim [3] โดยทำการศึกษาการรู้จำหรือจำแนกท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทางและใช้คุณลักษณะเด่นสำหรับการจำแนกท่าทางเดียวกันแต่เพิ่มจำนวนตัวอย่างผู้ทดสอบแบ่งตามกลุ่มอายุ 3 ช่วง คือ วัยรุ่น วัยกลางคน และผู้สูงอายุ อีกทั้งยังใช้โครงข่ายประสาทเทียมช่วยในการตัดสินใจจำท่าทางด้วย

2. หลักการ

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9

9th ECTI-CARD 2017, Chiang Khan Thailand

2.1 คุณลักษณะเด่น

งานวิจัยนี้ใช้คุณลักษณะเด่นในการจำแนกท่าทางเดียวกันกับงานวิจัยที่เสนอไปก่อนหน้านี้ [3] 10 ค่า ได้แก่ ค่าที่ 1-6 คือ val_y_c, val_x_c, val_z_c, val_y_t, val_x_t และ val_z_t แทนคุณลักษณะแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแกน y ที่ลำตัว, ของแกน x ที่ลำตัว, ของแกน z ที่ลำตัว, ของแกน y ที่ต้นขา, ของแกน x ที่ต้นขา และของแกน z ที่ต้นขา ตามลำดับ ทั้งนี้คำนวณหาค่าแนวโน้มการเพิ่ม/ลดความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแต่ละแกนจาก

$$A_{end} - A_{str} > 0.5 \longrightarrow val = 1 \quad \text{แนวโน้มเพิ่ม}$$

$$A_{str} - A_{end} > 0.5 \longrightarrow val = -1 \quad \text{แนวโน้มลด}$$

$$\text{otherwise} \longrightarrow val = 0 \quad \text{แนวโน้มคงที่}$$

เมื่อ

A_{end} คือ ค่าความเร่งที่ตำแหน่งสิ้นสุด

A_{str} คือ ค่าความเร่งที่ตำแหน่งเริ่มต้น

ค่าที่ 7 - 10 คือ max(A_c), min(A_c), max(A_t) และ min(A_t) แทนค่าสูงสุดของความเร่งลัพท์ที่ลำตัว ค่าต่ำสุดของความเร่งลัพท์ที่ลำตัว ค่าสูงสุดของความเร่งลัพท์ที่ต้นขา และค่าต่ำสุดของความเร่งลัพท์ที่ต้นขาตามลำดับ โดยความเร่งลัพท์ได้จากสมการที่ 1

$$A = \sqrt{(a_x)^2 + (a_y)^2 + (a_z)^2} \quad (1)$$

เมื่อ A คือ ค่าความเร่งลัพท์ของทั้งสามแกน (g) ส่วน a_x, a_y และ a_z คือ ค่าความเร่งในแนวแกน x, y และ z (g) ตามลำดับ

2.2 โครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียม (ANN) ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นชนิด Backpropagation ที่มีโครงข่ายเป็นแบบ Multilayer Feedforward Network จำนวน 1 ชั้นซ่อน มีจำนวนอินพุตเท่ากับ 10 อินพุต โครงข่ายของโครงข่ายเป็น 10-5-1 (input-hidden layer-output layer) และมีทรานเฟอร์ฟังก์ชันเป็น tansig/purelin

2.3 เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการรู้จำ

เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการรู้จำท่าทางคำนวณตามสมการที่ 2

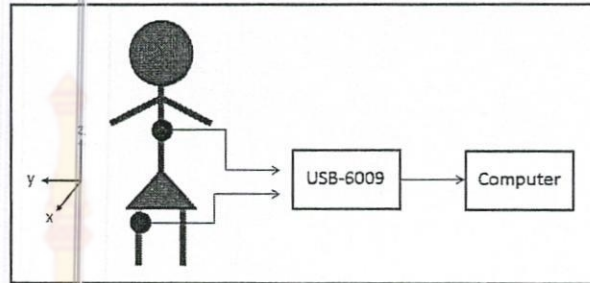
$$PR = \frac{TR}{TR + FR} * 100 \quad (2)$$

เมื่อ PR คือ ความถูกต้องของการรู้จำท่าทาง

TR คือ จำนวนการรู้จำที่ถูกต้อง และ

FR คือ จำนวนการรู้จำที่ไม่ถูกต้อง

3. อุปกรณ์และวิธีการทดลอง



รูปที่ 1 แผนภาพของระบบ

อุปกรณ์สำหรับการทดลองเป็นอุปกรณ์ชุดเดียวกันกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ [3] ประกอบด้วยเซนเซอร์ความเร่ง ADXL321 2 ตัว ตั้งฉากกัน 2 ชุด ชุดที่ 1 ติดที่ลำตัว (ระหว่างอกกับเอว) ชุดที่ 2 ติดที่ต้นขา การ์ด A/D ของ NI USB-6009 แล้วประมวลผลต่อบนเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังแสดงแผนภาพของระบบในรูปที่ 1 สัญญาณแรงดันที่ได้จะถูกสุ่มด้วย sampling frequency ที่ 1 kHz แล้วผ่าน 2nd order Butterworth low pass filter ที่ cut off frequency 20 Hz จากนั้นสัญญาณจะถูก calibrate แล้วนำไปหาความเร่งลัพท์จากทั้งสามแกนตามสมการที่ 1 และคุณลักษณะเด่นอื่นๆ ต่อไป

ทำการศึกษากับผู้ทดสอบจำนวน 6 คน 3 ช่วงอายุ ได้แก่ ช่วงวัยรุ่น 2 คน วัยกลางคน 2 คน และผู้สูงอายุ 2 คน ในการทดลองจะให้ผู้ทดสอบทั้งหมดเปลี่ยนท่าทางกิจกรรมตามปกติ 6 ท่าทาง ได้แก่ ก้มเก็บของแล้วกลับมาขึ้นท่าเดิม นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบเป็น ระยะทาง 2 เมตร ดังตัวอย่างการแสดงบางท่าทางในรูปที่ 2 ทั้งนี้จะให้ทำซ้ำท่าทางละ 4 ครั้ง ทำให้ได้ข้อมูลของกิจกรรมตามปกติทั้งหมด 144 ข้อมูล (6 คน x 6 ท่า x 4 ครั้ง) จากนั้นแบ่งข้อมูลทั้งหมดออกเป็น 2 ชุดเท่าๆ กัน โดยให้สัญญาณท่าทางครั้งที่ 1-2 จากผู้ทดสอบแต่ละคนเป็นข้อมูลชุดที่ 1 และสัญญาณท่าทางครั้งที่ 3-4 จากผู้ทดสอบแต่ละคนเป็นข้อมูลชุดที่ 2 ทำให้ได้ข้อมูลแต่ละชุดสำหรับฝึกฝนและทดสอบกับโครงข่ายประสาทเทียมชุดละ 72 ข้อมูล เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการรู้จำท่าทางคิดจากค่าเฉลี่ย 3 ครั้ง และทำ 2-fold cross validation โดยสลับชุดของข้อมูลฝึกฝนและทดสอบ

บทความวิจัย

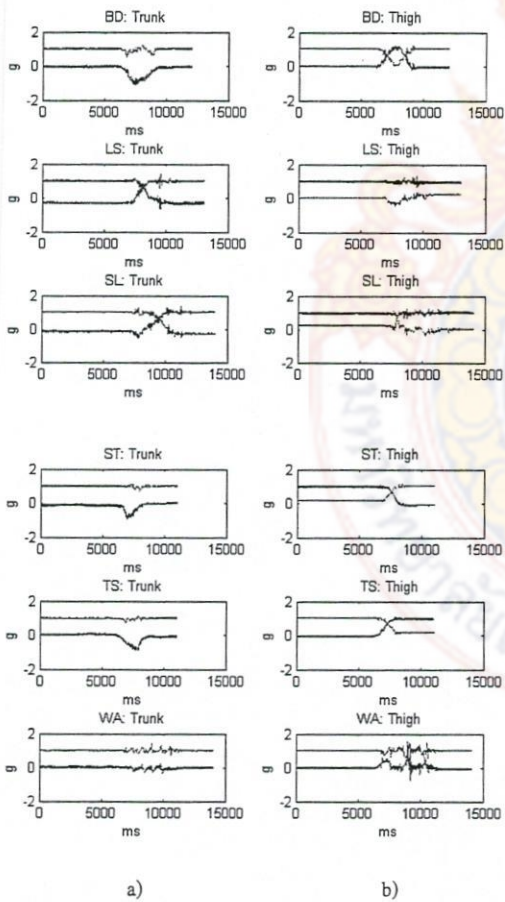
การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9
9th ECTI-CARD 2017, Chiang Khan Thailand



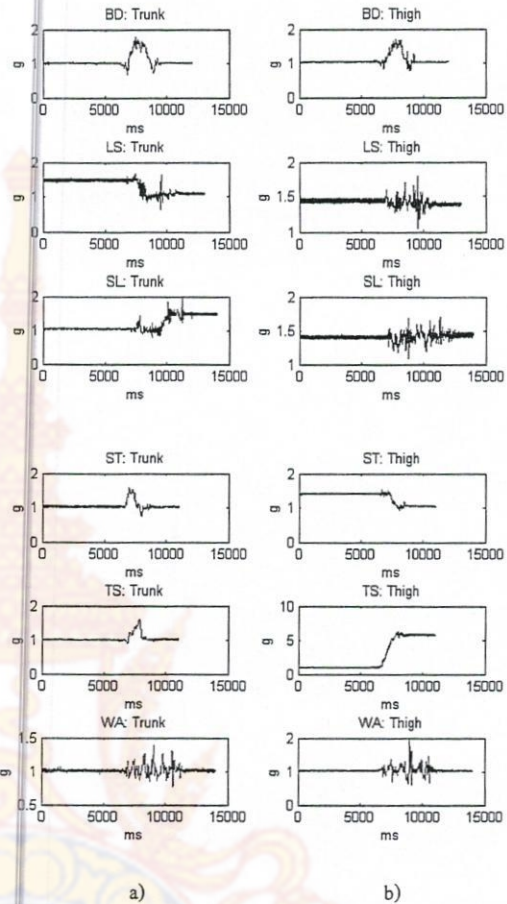
รูปที่ 2 ตัวอย่างบางท่าทางกิจกรรมตามปกติ

4. ผลการทดลอง

กำหนดให้สัญญาณความเร่งในแกน x, y และ z แสดงด้วยสีน้ำเงิน เขียว และแดงตามลำดับ BD แทนท่าก้มเก็บของแล้วกลับมายืนท่าเดิม LS แทนทำนอน-นั่ง SL แทนทำนั่ง-นอน ST แทนทำนั่ง-ขึ้น TS แทนทำขึ้น-นั่ง และ WA แทนทำเดินทางราบเป็นระยะทาง 2 เมตร รูปที่ 3 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนของท่าทาง BD LS SL ST TS และ WA ที่ตำแหน่งลำตัว(a) และต้นขา(b) รูปที่ 4 แสดงตัวอย่างสัญญาณความเร่งลิฟท์ที่สอดคล้องกับรูปที่ 3 ที่ตำแหน่งลำตัว(a) และต้นขา(b)



รูปที่ 3 ตัวอย่างสัญญาณความเร่ง 3 แกนของท่าทาง BD LS SL ST TS และ WA ที่ตำแหน่ง a) ลำตัว b) ต้นขา



รูปที่ 4 ตัวอย่างสัญญาณความเร่งลิฟท์ที่สอดคล้องกับรูปที่ 3 ที่ตำแหน่ง a) ลำตัว b) ต้นขา

ตารางที่ 1 เปรอ์เซ็นต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลฝึกฝน และข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลทดสอบ

ครั้งที่	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง
1	84.72
2	83.33
3	94.44
เฉลี่ย	87.50

ตารางที่ 2 เปรอ์เซ็นต์ความถูกต้องเมื่อให้ข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลฝึกฝน และข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลทดสอบ

ครั้งที่	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง
1	87.50
2	97.22
3	94.44
เฉลี่ย	93.06

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 9

9th ECTI-CARD 2017, Chiang Khan Thailand

สัญญาณความเร่ง 3 แกนของทั้งที่ตำแหน่งลำตัวและต้นขา ประกอบกันจากแต่ละท่าทางแสดงให้เห็นแนวโน้มของความแตกต่างกัน ของทุกท่าทาง ผลการทดสอบการรู้จำท่าทางด้วยคุณลักษณะเด่นทั้ง 10 คำกับโครงข่ายประสาทเทียมชนิด Backpropagation จำนวน 1 ชั้นซ่อน และมีจำนวนโหนดในชั้นซ่อนเท่ากับ 5 โหนดพบว่า ให้เปอร์เซ็นต์ความ ถูกต้องของการรู้จำท่าทางดังแสดงในตารางที่ 1 และ 2 ดังนั้นค่าเฉลี่ยที่ ได้จากการทำ 2-fold cross validation จึงมีค่าเท่ากับ 90.28 เปอร์เซ็นต์ เมื่อ เปรียบเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้า[3] ซึ่งใช้ผู้ทดสอบเพียง 1 คนและ ไม่ได้ใช้โครงข่ายประสาทเทียมตัดสินการรู้จำพบว่า เมื่อใช้ผู้ทดสอบ จำนวนมากขึ้นและหลากหลายวัยจะให้ผลการรู้จำท่าทางต่ำกว่ากรณีใช้ผู้ ทดสอบเพียงคนเดียว อย่างไรก็ตามคุณลักษณะเด่นดังกล่าวยังคงสามารถ ใช้รู้จำท่าทาง ได้โดยให้ความถูกต้องของการรู้จำท่าทางมากกว่า 90 เปอร์เซ็นต์

5. สรุป

คุณลักษณะเด่นจากสัญญาณความเร่ง 10 คำที่ใช้ร่วมกันแล้ว สามารถรู้จำหรือจำแนกท่าทางก้มแล้วกลับมายืนท่าเดิม นอน-นั่ง นั่ง-นอน นั่ง-ยืน ยืน-นั่ง และเดินทางราบได้ ได้แก่ แนวโน้มการเพิ่ม/ลด ความเร่งเมื่อเทียบกับค่าเริ่มต้นของแกน y ที่ลำตัว, ของแกน x ที่ลำตัว, ของแกน z ที่ลำตัว, ของแกน y ที่ต้นขา, ของแกน x ที่ต้นขา และของแกน z ที่ต้นขา ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของความเร่งสิทธิ์ที่ลำตัว ค่าสูงสุดและค่า ต่ำสุดของความเร่งสิทธิ์ที่ต้นขาโดยสามารถรู้จำท่าทางของผู้ทดสอบได้ หลากหลายวัยและไม่ขึ้นกับผู้ทดสอบ ทั้งนี้เมื่อใช้โครงข่ายประสาทเทียม ชนิด Backpropagation จำนวน 1 ชั้นซ่อน และมีจำนวนโหนดในชั้นซ่อน เท่ากับ 5 โหนดตัดสินการรู้จำพบว่าสามารถให้ผลการรู้จำหลังจากการทำ 2-fold cross validation แล้วเท่ากับ 90.28 เปอร์เซ็นต์

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัยที่สนับสนุนงานวิจัยการรู้จำท่าทางกิจกรรมตามปกติของผู้สูงอายุ และศูนย์วิจัยเฉพาะทางวิศวกรรมฟื้นฟู (NECTEC-PSU center of excellence for rehabilitation engineering) ที่สนับสนุนอุปกรณ์การ ทดลองสำหรับการศึกษาเบื้องต้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] FITBIT [ออนไลน์]. สืบค้นจาก <https://www.fitbit.com>
- [2] MiBand [ออนไลน์]. สืบค้นจาก <http://www.mi.com>
- [3] P. Jantaraprim, T. Chimphe, C. Sattayarak, and P. Phukpattaranont, "Features for Activity of Daily Living

Classification," 8th ECTI-CARD 2016, Hua Hin, Thailand, pp. 41-44, July 27-29, 2016.

- [4] C. Chiang, Y. Lee, C. Hsieh, and C. Chan, "Quantification of Home Rehabilitation Exercise for the Elder's Physical Fitness Monitoring," 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, (iCBBE), pp. 1 - 4, 2011.
- [5] K. Kurita, "Novel measurement method for physical activity based on electrostatic induction technique," International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), pp. 29 - 34, 2011.
- [6] K. Kurita, "Physical activity estimation method by using wireless portable sensor," IEEE Sensors, pp. 1 - 4, 2012.