



การพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง
Development of Running Pattern Analysis Mobile Application

ศยมน พุทรมงคล
Sayamon Buddhamongkol

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Engineering in Computer Engineering
Prince of Songkla University

2560

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

ผู้เขียน นางสาว ศยมน พุทธิมงคล

สาขาวิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณรัช สันติอมรทัต)

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุกญา เจริญปัญญาศักดิ์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วนิดา แก่นอากาศ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณรัช สันติอมรทัต)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม
คอมพิวเตอร์

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ดำรงศักดิ์ ฟ้ารุ่งแสง)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มี
ส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณรัช สันติอมรทัต)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นางสาวศยมมณ พุทธิมงคล)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นางสาวศยมน พุทธิมงคล)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง
ผู้เขียน	นางสาวศยมน พุทธิมงคล
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
ปีการศึกษา	2560

บทคัดย่อ

การวิ่งเป็นการออกกำลังกายที่สะดวกและได้รับความนิยมเป็นอย่างมากแต่ก็มีโอกาสที่จะได้รับบาดเจ็บเนื่องจากเคลื่อนไหวไม่เหมาะสม การออกกำลังกายที่มากเกินไปเกินความพอดีหรือไม่ใส่ใจต่อการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นในขณะที่ออกกำลังกาย งานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอระบบติดตามพฤติกรรมการวิ่งเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการวิเคราะห์การวิ่งที่ไม่ถูกสุขลักษณะ โดยงานวิจัยนี้แบ่งการทำงานเป็น 2 ส่วนหลัก ประกอบด้วย การติดตามพฤติกรรมการวิ่งและการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน ใช้เซนเซอร์ความเร่งที่อยู่ภายในสมาร์ทโฟนเป็นอุปกรณ์ตรวจจับ ประมวลผลจำแนกท่าทางโดยใช้ทฤษฎีผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Signal Vector Magnitude) ข้อมูลจะถูกจัดเก็บในสมาร์ทโฟนทั้งหมด สรุปผลการทดสอบของระบบพบว่า การติดตามพฤติกรรมท่าทางการวิ่งมีความแม่นยำเท่ากับ 100 เปอร์เซ็นต์ และการตรวจจับการหยุดวิ่งกะทันหันมีความแม่นยำเท่ากับ 92 เปอร์เซ็นต์

คำสำคัญ : เซนเซอร์ความเร่ง, ผลลัพธ์ของเวกเตอร์, ตรวจจับท่าทางการวิ่ง

Thesis Title Development of Running Pattern Analysis Mobile Application
Author Ms. Sayamon Buddhamongkol
Major Program Computer Engineering
Academic Year 2017

ABSTRACT

Running is popular sport and convenient for everybody. Human running behavior can risk of injury caused by abnormal running gesture, excessive exercise or do not care running injury. This thesis proposed to running pattern monitoring for abnormal running analysis and reduce risk of running injury. The system divided into two part. There are running gestures monitoring and running stop suddenly. The design use accelerometer in smartphone for running pattern detection and running gestures recognition use Signal Vector Magnitude (SVM) algorithm. The data collected into log file in smartphone. The accuracy of running gestures about 100 percentages and the accuracy of running stop suddenly about 92 percentages.

KEYWORDS: Accelerometer, stop sudden, running gestures monitoring

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วรรณรัช สันติอมรทัต อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำแนะนำ แนวทางต่างๆและช่วยตีกรอบความคิดในการแก้ปัญหางานในการทำวิทยานิพนธ์ รวมถึงการให้กำลังใจในการทำงานจนสำเร็จลุล่วงสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุกัญญา เจริญปัญญาศักดิ์ที่สละเวลาเป็นประธานกรรมการสอบปกป้องวิทยานิพนธ์ รวมถึงแนะนำแนวทางการทำวิทยานิพนธ์และการตรวจสอบแก้ไขวิทยานิพนธ์จนสำเร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.วนิดา แก่นอากาศที่สละเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รวมถึงแนะนำแนวทางการทำวิทยานิพนธ์และการตรวจสอบแก้ไขวิทยานิพนธ์จนสำเร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ที่ให้การสนับสนุนทุนบัณฑิตวิทยาลัยในการศึกษาและทำวิจัย รวมถึงทุนสนับสนุนงานวิจัยที่ใช้ในการจัดหาอุปกรณ์ทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์ บุคลากร นักศึกษาบัณฑิตศึกษา ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่าน ที่ให้คำชี้แนะด้านต่างๆและให้กำลังใจเป็นอย่างดีเสมอมา

และท้ายสุดขอขอบพระคุณทุกคนในครอบครัวพุททมงคลและพินแฉ่มที่เป็นกำลังสำคัญในทุกด้าน คอยเป็นกำลังใจให้ฝ่าฟันอุปสรรคทุกอย่างจนข้าพเจ้าสำเร็จการศึกษา

นางสาวศยมน พุททมงคล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	(5)
ABSTRACT.....	(6)
กิตติกรรมประกาศ.....	(7)
สารบัญ	(8)
รายการตาราง.....	(10)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 ตรวจสอบเอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
1.3 วัตถุประสงค์.....	14
1.4 ขอบเขต	14
1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน	14
1.6 โครงสร้างของรายงานวิทยานิพนธ์.....	15
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	16
2.1 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของการวิ่ง	16
2.2 อาการบาดเจ็บจากการวิ่ง	20
2.3 การใช้งานสมาร์ทโฟน	23
2.4 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์.....	24
2.5 เซนเซอร์ความเร่ง.....	26
2.6 กระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์.....	28
บทที่ 3 การออกแบบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง	31
3.1 การออกแบบส่วนของการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง.....	31
3.2 ตำแหน่งของเซนเซอร์ความเร่งที่ใช้ในการตรวจจับท่าทางการวิ่ง	37
3.3 การออกแบบส่วนแสดงผลบนสมาร์ทโฟน.....	38
3.4 การออกแบบส่วนจัดเก็บข้อมูลพฤติกรรมการวิ่งลงในหน่วยความจำของสมาร์ทโฟน.....	43
บทที่ 4 การทดสอบและวิเคราะห์ประสิทธิภาพ	45
4.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบระบบ	45
4.2 รูปแบบในการทดสอบระบบ	46

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	67
5.1 สรุปผลงานวิจัย	67
5.2 ข้อจำกัดของงานวิจัย.....	68
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	68
บรรณานุกรม	69
ภาคผนวก	72
ภาคผนวก ก การใช้งานแอปพลิเคชันตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง SensorACC	73
ภาคผนวก ข ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์	80
ประวัติผู้เขียน	88

รายการตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1-1 ค่าผลลัพธ์ของเวคเตอร์ในช่วงก่อนการล้มและมีการล้มเกิดขึ้นในตำแหน่งต่างๆ.....	9
ตารางที่ 4-1 สรุปความสัมพันธ์กันระหว่างค่าความเร่งและทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง	49
ตารางที่ 4-2 สรุปช่วงของความเร่งของท่าทางที่เกิดขึ้นในขณะวิ่ง.....	64
ตารางที่ 4-3 สรุปความถูกต้องและเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการทดสอบบนรูปแบบต่างๆ.....	66
ตารางที่ 4-4 สรุปเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งกรณีหยุดวิ่งของผู้ชายและผู้หญิงทั้งหมด (True Classification Rate; TCR)	66

รายการภาพประกอบ

	หน้า
ภาพประกอบ 1-1 ตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนบริเวณเอวเพื่อใช้ตรวจจับท่าทางของมนุษย์	4
ภาพประกอบ 1-2 ค่าความเร่งที่ผ่านการคำนวณค่ากลางของแกน x และ y	5
ภาพประกอบ 2-1 วงจรการวิ่ง (Running gesture cycle)	16
ภาพประกอบ 2-2 โครงสร้างภายในของเท้า	17
ภาพประกอบ 2-3 การเปรียบเทียบท่าทางการเคลื่อนไหวระหว่างวงจรการวิ่งและวงจรการเดิน	18
ภาพประกอบ 2-4 รูปแบบของการก้าวเท้า.....	19
ภาพประกอบ 2-5 สถาปัตยกรรมของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	24
ภาพประกอบ 2-6 การหาค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 แกน	28
ภาพประกอบ 2-7 ทิศทางและค่าแกนต่างๆของเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน	30
ภาพประกอบ 3-1 ทิศทางของความเร่งแบบปกติ.....	31
ภาพประกอบ 3-2 ทิศทางของความเร่งเมื่อหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน.....	32
ภาพประกอบ 3-3 การวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง	34
ภาพประกอบ 4-1 หน้าหลักของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง	47
ภาพประกอบ 4-2 ข้อมูลการวิ่ง	48
ภาพประกอบ 4-3 ทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง.....	49
ภาพประกอบ 4-4 กราฟวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง.....	52
ภาพประกอบ 4-5 การทดสอบการวิ่งกรณีมีแรงมากมากระทำต่อร่างกาย.....	54
ภาพประกอบ 4-6 ผลลัพธ์ของการทดสอบกรณีหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน	56

บทที่ 1

บทนำ

บทนี้เป็นการอธิบายภาพรวมของระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งเพื่อติดตามพฤติกรรมการวิ่งโดยการวิเคราะห์จากอัตราความเร่งที่ตรวจจับด้วยเซนเซอร์ที่อยู่ภายในอุปกรณ์สื่อสารอัจฉริยะ (Smart Phone) โดยการอธิบายแนวคิดในการทำวิจัย นำเสนอการแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับการหยุดวิ่งกะทันหัน อธิบายขั้นตอนการออกแบบระบบพอสั่งเขปและนำเสนอตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการวิเคราะห์และออกแบบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การออกกำลังกายเป็นกิจกรรมที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบันด้วยแนวคิดสุขภาพดีได้โดยไม่ต้องพึ่งยารักษาโรค คนในสมัยนี้จึงใช้เวลาว่างในการออกกำลังกายเพิ่มขึ้น ในความหลากหลายของประเภทกีฬาในโลก ตัวอย่างเช่นกีฬาในร่ม เช่น บาสเกตบอล ฟุตบอล เทเบิลเทนนิส เป็นต้น ส่วนกรณีของกีฬากลางแจ้งอย่างเช่น กรีฑา ฟุตบอล เปตองและเทนนิส เป็นต้น จากกีฬาประเภทต่างๆเมื่อทำการวิเคราะห์พฤติกรรมจะพบท่าทางการวิ่งเป็นท่าพื้นฐานเสมอ ซึ่งการวิ่งเป็นการออกกำลังกายประเภทหนึ่งที่ได้รับนิยมนานทั่วโลก เนื่องจากเป็นกีฬาที่สามารถออกกำลังกายได้โดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์เสริมนอกจากนั้นสามารถทำได้ทุกเพศทุกวัย จากความนิยมนี้ทำให้การวิ่งถูกระบุให้เป็นกีฬาที่ใช้ในการแข่งขัน เช่น เอเชียนเกมส์ ซีเกมส์และพาราลิมปิกเกมส์ เป็นต้น แม้ว่าการวิ่งเป็นการออกกำลังกายที่ดีต่อสุขภาพ แต่สามารถพบความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บได้เหมือนกีฬาทุกประเภท ตัวอย่างเช่นสถิติของสมาคมกีฬาเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย [1] ได้เก็บสถิติในปีพุทธศักราช 2534 ในหัวข้อการบาดเจ็บและความเจ็บป่วยของคณະนักกีฬาและเจ้าหน้าที่ชุดเอเชียนเกมส์ ครั้งที่ 11 พบว่ากรีฑาเป็นกีฬาที่พบการบาดเจ็บมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 18.3 ของกีฬาทั้งหมด การบาดเจ็บของนักกรีฑาที่เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาแห่งชาติครั้งที่ 39 [2] ได้วิจัยและสรุปตำแหน่งที่ได้รับบาดเจ็บจากการวิ่งซึ่งพบบริเวณหัวเข่าคิดเป็นร้อยละ 46.1 ข้อเท้าคิดเป็นร้อยละ 36.3 โดยอาการบาดเจ็บที่พบมากที่สุดคือตะคริว ข้อเท้าแพลง กล้ามเนื้อระบม การบาดเจ็บของนักกรีฑาทีมชาติช่วงการเก็บตัวฝึกซ้อม รุ่งทิวา [3] ได้ทำวิจัยพบการบาดเจ็บของนักวิ่งบริเวณหลังและขา โดยการบาดเจ็บพบมากบริเวณกล้ามเนื้อและเอ็นยึดกระดูกจากสาเหตุการใช้งานร่างกายเกินสมรรถภาพ จากข้อมูลการบาดเจ็บของนักกรีฑาที่กล่าวข้างต้นสรุปได้ว่าแม้แต่นักกรีฑาที่ได้รับการควบคุมและฝึกซ้อมเป็นอย่างดีก็ยังมีโอกาสเสี่ยงต่อการบาดเจ็บจากการวิ่งได้

กีฬาหลายประเภทมีการนำทักษะการวิ่งเข้ามาเกี่ยวข้อง โดยเฉพาะกีฬาที่เกิดการปะทะกัน เช่น บาสเก็ตบอลและฟุตบอล นักกีฬามีความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากการหยุดวิ่งกะทันหันสูง ตัวอย่างเช่นการศึกษากลกระทบและอาการบาดเจ็บที่เกิดจากการเล่นบาสเก็ตบอล J.C. Hughston [4] พบการบาดเจ็บของเส้นเอ็นบริเวณหัวเข่าและข้อเท้าฉีกขาดจากสาเหตุที่นักกีฬาหยุดวิ่งกะทันหันและเปลี่ยนทิศทางบ่อย การวิ่งเพื่อสุขภาพก็มีความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากการหยุดกะทันหันได้เช่นกัน S.J. Anderson [5] พบโอกาสเสี่ยงที่เอ็นร้อยหวายอักเสบในช่วงของจังหวะการเขย่งเท้า (Toe-off phase) ก่อนเข้าสู่ช่วงการลอยตัว (Float phase) และการหยุดวิ่งหรือเปลี่ยนทิศทางกะทันหัน โรคที่พบมากที่สุดในการวิ่ง ได้แก่ โรคข้อเข่าอักเสบ โรคกล้ามเนื้อต้นขาฉีกขาด โรคปวดหลังบริเวณบั้นเอว และการบาดเจ็บบริเวณกลางหลังช่วงกระเบนเหน็บ เป็นต้น จากสาเหตุการบาดเจ็บจากการเล่นกีฬาทั่วไป นายแพทย์ชูศักดิ์ [6] สามารถแบ่งประเภทการบาดเจ็บได้เป็น 2 ประเภทประกอบด้วย การบาดเจ็บที่ทันใดหลังจากมีแรงจำนวนมากกระทำ (Acute injury) เช่น การหยุดกะทันหัน มีการปะทะขณะเล่นกีฬาและการบาดเจ็บที่เกิดจากแรงไม่มากกระทำต่อร่างกายซ้ำกัน (Repetitive/overuse injury) นายแพทย์ธีรวัฒน์ [7] พบการบาดเจ็บจากการวิ่ง เช่น กระดูกหัก เส้นเอ็นขาด ข้อเคลือบ เป็นต้น ซึ่งการศึกษาสาเหตุและประเภทของการบาดเจ็บจากการเล่นกีฬาสามารถใช้วิเคราะห์และออกแบบระบบตรวจจับพฤติกรรมวิ่งเพื่อลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บจากการวิ่งที่ไม่ถูกสุขลักษณะได้ (Injury prevention system for runner) เพื่อความสะดวกของผู้ใช้ ผู้วิจัยจึงได้มีแนวคิดที่จะพัฒนาเครื่องมือที่ใช้สำหรับตรวจจับพฤติกรรมวิ่ง โดยใช้อุปกรณ์ที่ทุกคนมีติดตัวพกพาอยู่เป็นประจำอย่างสมาร์ตโฟน เข้ามาช่วยในการออกแบบและพัฒนาระบบ

การออกแบบระบบในงานวิจัยนี้แบ่งเป็น 2 ส่วนประกอบด้วย การติดตามพฤติกรรมวิ่ง (Running pattern monitoring) และการตรวจจับพฤติกรรมวิ่งกรณีหยุดกะทันหัน (Stop suddenly detection) งานวิจัยนี้ใช้ค่าความเร่งจากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) ในสมาร์ตโฟนผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Signal Vector Magnitude) เพื่อนำไปเก็บสถิติในรูปแบบข้อความ (Text file) เพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยเชิงการแพทย์ การประมวลผลของระบบและการเก็บข้อมูลการวิ่งเชิงสถิติจะทำบนสมาร์ตโฟนเพื่อติดตามและวิเคราะห์พฤติกรรมวิ่งให้เหมาะสมต่อสมรรถภาพร่างกายของผู้ใช้งานช่วยให้ผู้วิ่งสามารถออกกำลังกายได้นานขึ้นโดยที่ร่างกายไม่รับภาระหนักเกินไปหรือเกิดความเสี่ยงที่จะเกิดโรคจากการวิ่งที่เกิดจากการบาดเจ็บบ่อยครั้งในตำแหน่งเดิมของร่างกายได้

1.2 ตรวจสอบเอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในส่วนนี้อธิบายการศึกษาของงานวิจัยและข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับการเคลื่อนไหว กระบวนการทำงานและการตัดสินใจต่อข้อมูล (Algorithm) ช่วยในการออกแบบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง ดังนี้

1.2.1 ตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนที่ใช้เซนเซอร์ความเร่งตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์

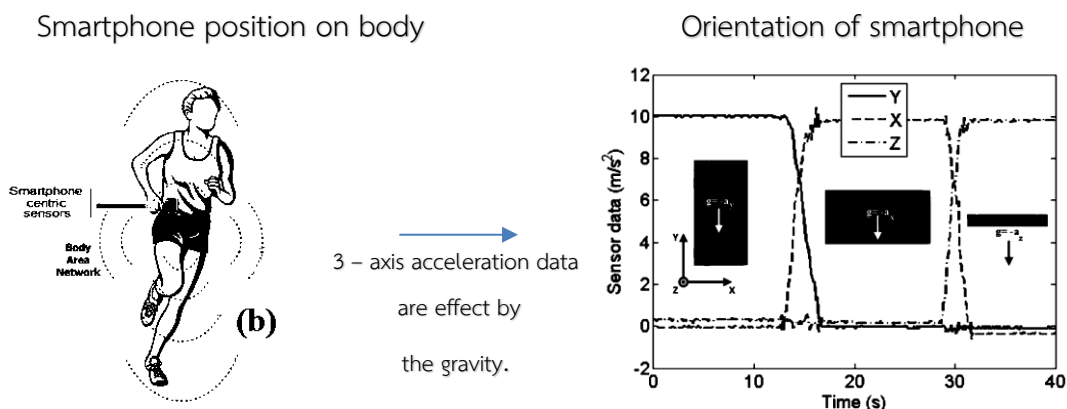
Wang Ye [8] ได้ทำงานวิจัยเกี่ยวกับการพัฒนาแอปพลิเคชันตรวจจับการล้มของผู้สูงอายุแบ่งการทำงานของระบบเป็น 3 ส่วนประกอบด้วย การตรวจตราด้วยวิดีโอ (Video surveillance) การตรวจจับแรงสั่นสะเทือนต่อพื้นผิวโลก (Audio vibration base) และการระบุตัวตนโดยใช้เซนเซอร์ความเร่ง (Identification sensor) การทำงานทั้งหมดประมวลผลบนสมาร์ตโฟน ส่วนการตรวจจับการเคลื่อนไหวในระบบนี้ใช้เซนเซอร์ความเร่ง MMA 7260 QT ในการคำนวณค่ามุมเพื่อใช้พิจารณาพฤติกรรมล้มของผู้สูงอายุ ขั้นตอนการทำงานของระบบนี้คือรับข้อมูลจากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) แล้วทำการกรองสัญญาณความถี่ด้วยตัวกรองมัธยฐาน (Median filter) นำข้อมูลที่ผ่านการกรองมาทำชุดต้นแบบ (Model) เพื่อหาช่วงการล้ม ในงานวิจัยนี้ได้ใช้อัลกอริทึม Signal Magnitude Vector (SMV) มาใช้ในการตรวจสอบพฤติกรรมการล้ม โดยนำค่า SMV เปรียบเทียบกับค่าคงที่ (Threshold value) ที่ระบบกำหนดคือ 0.831 ตรวจจับทุก 10 วินาทีที่มีการทดสอบชุดข้อมูลทั้งหมด 240 ชุดและนำค่า SMV มาหาค่ามุมในแกน pitch row และ yaw เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงท่าทางขณะเคลื่อนไหวและหาค่า Signal Magnitude Area (SMA) ในการหาคาบระยะพักและระยะที่ระบบทำงานด้วย

งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบ 3 รูปแบบคือการใช้วิดีโอ การใช้แรงสั่นของพื้นโลก และการใช้เซนเซอร์ที่ติดตั้งบนร่างกาย พบว่าวิธีใช้เซนเซอร์ติดตั้งบนร่างกายและอ่านค่าเป็นวิธีที่ได้ผลดีที่สุด แต่มีข้อเสียคือถ้านำมาใช้กับกรณีผู้สูงอายุจะไม่ค่อยสะดวกในการติดตั้งอุปกรณ์และมักจะลืมใส่อุปกรณ์เองบ่อยครั้ง

Reza Samiei-Zonouz [9] ได้วิจัยเกี่ยวกับการจำแนกท่าทางและกิจกรรมในชีวิตประจำวันของมนุษย์ด้วยระบบรู้จำ (Machine learning) โดยใช้ค่าความเร่งจากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนในสมาร์ตโฟนที่ติดตั้งบริเวณเอวของผู้ทดสอบ คุณสมบัติของเซนเซอร์ความเร่ง BM 150 มีค่าความคลาดเคลื่อนเปรียบเทียบกับแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravity) ± 8 g มีค่าความละเอียดของคลื่นความถี่ (Sampling rate) 25 ถึง 100 Hz ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้มีค่าใกล้เคียงกับค่าแรงโน้มถ่วงของโลกคือ 9.8 m/s^2 ในงานวิจัยนี้แบ่งการทดสอบเป็น 2 ส่วนได้แก่ การตรวจจับท่าทางการเคลื่อนไหว (Posture) และกิจกรรมที่เกิดขึ้น (Activity) โดยชุดข้อมูลที่ใช้ประกอบด้วยส่วนของการตรวจจับท่าทาง ได้แก่ ทำนั่ง (Sitting) ทำยืน (Standing) และทำนอน (Sleeping) ส่วนของการตรวจจับกิจกรรม ได้แก่ ทำเดิน (Walking) ทำวิ่งเพื่อสุขภาพ (Jogging) ทำวิ่ง (Running) และทำล้ม (Falling)

ขั้นตอนการทำงานของระบบนี้คือกำหนดค่าตั้งต้นที่ได้จากชุดข้อมูลนำมาเรียนรู้ด้วยระบบรู้จำเพื่อหาความแม่นยำและช่วงความเร็วของท่าทาง การทดสอบใช้ชุดข้อมูล 200 ชุดที่เลือกจากส่วนของกิจกรรมและท่าทาง สกัดคุณลักษณะและนำข้อมูลที่ได้มาหาค่ากลาง การคำนวณหาค่าพลังงานที่ใช้จะคำนวณจากผลรวมของความยาวของชุดข้อมูล การหาลักษณะบ่งชี้ระดับเหตุการณ์สุ่ม (Entropy matrix) คำนวณจากการนำอัลกอริทึม Fast Furrier Transform กับค่า Magnitude DC ส่วนนี้ใช้ดูความแตกต่างของสัญญาณกรณีที่มีการใช้พลังงานที่เท่ากันในช่วงที่มีกิจกรรมแตกต่างกัน การคำนวณค่าสหสัมพันธ์ (Signal correlation) ใช้วัดค่าความเข้มของสัญญาณและทิศทางของค่าที่อยู่ใกล้กันระหว่าง 2 สัญญาณ ในงานวิจัยนี้ได้นำค่าที่ได้จากการคำนวณข้างต้นใช้เป็นข้อมูลเพื่อทดสอบการจำแนกท่าทางและกิจกรรม โดยใช้อัลกอริทึมเบย์ (Bayed) ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (SVM) โครงข่ายประสาทเทียม (KNN) และการเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ (Decision tree) การเรียนรู้ทั้งหมดจำลองใน Weka machine learning algorithm toolkit

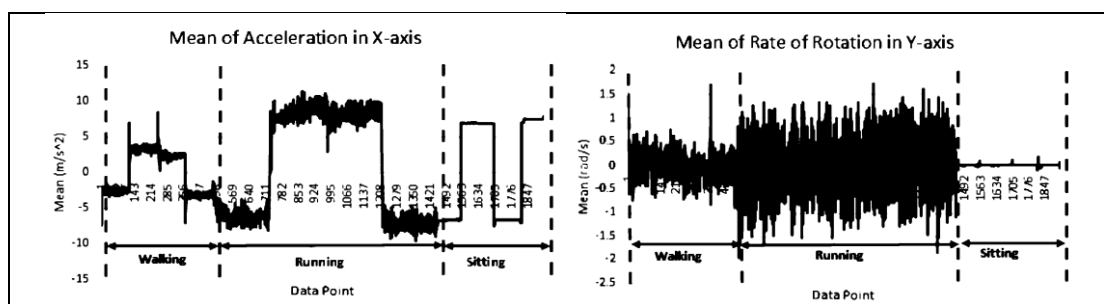
งานวิจัยนี้ทำให้ทราบว่าอัลกอริทึมหลากหลายในการวิเคราะห์ท่าทางการวิ่ง ซึ่ง SVM ให้ผลลัพธ์ในการแบ่งแยกท่าทางที่ 90.53 เปอร์เซ็นต์และการแบ่งแยกกิจกรรมที่ 98.5 เปอร์เซ็นต์ตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนในงานวิจัยนี้สอดคล้องกับตำแหน่งที่จะใช้ในงานวิจัยคือตำแหน่งเอวและการเลือกใช้ผลลัพธ์ของเวกเตอร์ทำให้สามารถติดตั้งสมาร์ตโฟนได้หลากหลายทิศทาง โดยไม่ส่งผลกระทบต่อระบบ



ภาพประกอบ 1-1 ตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนบริเวณเอวเพื่อใช้ตรวจจับท่าทางของมนุษย์ [9]

Xizhe Yin [10] ได้นำเสนอการตรวจจับท่าทางของมนุษย์ ได้แก่ ท่าเดิน ท่าวิ่ง และท่านั่ง โดยใช้การเรียนรู้จำ (Machine learning) ประกอบด้วยอัลกอริทึมเบย์ (Bayed) ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (SVM) โครงข่ายประสาทเทียม (KNN) และการเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ (Decision tree) ในงานวิจัยนี้ใช้ค่าที่ได้จากเซนเซอร์ในสมาร์ตโฟน ได้แก่ เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (Accelerometer) เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนที่ไม่คิดค่าแรงโน้มถ่วงของโลก (Linear

accelerometer) และเซนเซอร์มุม (Gyroscope) โดยค่ามหาจาก Motion data collection การทำงานของระบบนี้ใช้ช่วงคลื่นสัญญาณคาบสั้น (Short period signal) มาใช้ในการวิเคราะห์ผลและคำนวณค่าสูงสุด ค่าต่ำสุด ค่ากลางและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ส่วนช่วงคลื่นสัญญาณสัญญาณคาบยาว (Long period signal) จำใช้ในการวิเคราะห์ระบบประจำ สมาร์ทโฟนจะติดตั้งไว้ในกระเป๋ากางเกงแล้วให้ผู้ทดสอบทำกิจกรรมต่างๆโดยไม่คำนึงทิศทางในการติดตั้งสมาร์ทโฟน การทดสอบของงานวิจัยนี้แบ่งชุดข้อมูลเป็น 2 ชุดคือ 12 ชุดและ 20 ชุดทำการเปรียบเทียบความยากง่ายในการจำแนกท่าทางกับชุดข้อมูล การใช้ชุดข้อมูล 20 ชุดต้องใช้วิธีการหลากหลายในการสกัดค่าของเซนเซอร์ทั้งหมดผลลัพธ์ที่ได้ระหว่างอัลกอริทึม Decision tree และ Bayed เหมือนกันแต่ไม่เหมาะกับการนำมาหาค่าทิศทาง (Orientation) แต่เหมาะสำหรับคำนวณกลุ่มคลื่นสัญญาณคาบสั้น ส่วนการใช้ข้อมูล 12 ชุดจะใช้การระบุกิจกรรมที่ทำโดยทำการเก็บข้อมูลทุก 1 วินาที ผลลัพธ์ที่ได้อัลกอริทึม Decision tree ดีที่สุดที่สามารถประมวลได้บนสมาร์ทโฟน



ภาพประกอบ 1-2 ค่าความเร่งที่ผ่านการคำนวณค่ากลางของแกน x และ y [10]

งานวิจัยนี้มีการนำเสนอระบบประจำที่มีความหลากหลายในการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวของมนุษย์ โดยนำเสนอการคำนวณค่าต่างๆ ที่นิยมนำมาใช้ประกอบกับการตรวจจับท่าทาง เช่น ค่าสูงสุด, ค่าต่ำสุด, ค่ากลางและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน แต่การจะได้มาซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะถูกแบ่งด้วยคาบของสัญญาณที่คำนวณได้ ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณแตกต่างกันอย่างชัดเจนดังภาพประกอบ 1-2 ความเร่งกรณีท่าวิ่งจะสูงกว่าท่าเดิน แต่ในแกน y พบการซ้อนทับกันของข้อมูลจึงไม่เหมาะในการจำแนกท่าทางหากนำมาใช้เพียงแกนเดียวและบางอัลกอริทึมไม่เหมาะสมกับการนำมาใช้ในสมาร์ทโฟน ในงานวิจัยนี้ได้ใช้อัลกอริทึม SVM ในการตรวจจับท่าทาง ผลลัพธ์ที่ได้พิจารณากรณีใช้ 12 ชุดข้อมูลตรวจจับพฤติกรรม 5 ท่าทาง SVM ให้ค่าความถูกต้องสูงสุดคือ 98.7 เปอร์เซ็นต์

Clairton A Siebra [11] นำเสนอการใช้อัลกอริทึมโครงข่ายประสาทเทียม (Neuron network) ตรวจจับท่าทาง 6 ท่าประกอบด้วย ท่าวิ่ง (Running) ท่าเดิน (Walking) ท่าล้ม (Laying) ท่ายืนหลังจากล้ม (Stand up from lay) ท่านั่งลง (Sitting down) และท่ายืนขึ้น (Standing up) โดยใช้ค่าความเร่งที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนบนสมาร์ทโฟนมาวิเคราะห์

และเปรียบเทียบกับรูปแบบการเคลื่อนไหวของมนุษย์ ผลลัพธ์ที่ได้มีความแม่นยำ 91 เปอร์เซ็นต์ เซนเซอร์ความเร่ง SMB 380 เป็นเซนเซอร์ที่อยู่ในสมาร์ตโฟนซัมซุงมีค่า G-force อยู่ภายใน โดยคุณสมบัติของ G-force คือคิดค่าความเร่งที่อ่านได้รวมกับค่าแรงโน้มถ่วงของโลกและสามารถระบุทิศทางของการเคลื่อนที่ได้ การนำข้อมูลที่ได้มาสกัดให้ตรงกับแต่ละเงื่อนไขจำเป็นต้องพิจารณาคุณลักษณะและลักษณะพิเศษของสัญญาณที่อ่านค่าได้ ตัวอย่างของคุณลักษณะที่ใช้เป็นข้อมูลขาเข้า ได้แก่ ค่าสูงสุดของกราฟ พื้นที่ของคลื่นทั้งหมด ระยะห่างระหว่างค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของสัญญาณที่อ่านได้ โดยข้อมูลทั้งหมดถูกแบ่งออกเป็น 9 ข้อมูลย่อยประกอบด้วย ตัวแปรที่ใช้แทนท่าทาง (Postural parameter) หรือ ค่าชดเชยที่ได้จากค่าเฉลี่ยของแต่ละเส้นโค้ง (Mdx, Mdy, Mdz), ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเส้นโค้ง (sdx, sdy, sdz) ค่าที่ผ่านกระบวนการ Fast Fourier Transform (fx, fy, fz) ที่จะส่งคลื่นระดับสูงของความโค้งของคลื่นแต่ละแกน หลังจากนั้นข้อมูล 9 ข้อมูลจะถูกสกัดเหลือ 6 ข้อมูลขาออก โดยข้อมูลนี้แทนประเภทของท่าทางที่ระบบตรวจจับได้ 6 ท่า รูปแบบของการสกัดข้อมูลใช้วิธีคล้ายกับ Exclusive OR (XOR) ของตรรกะทางคณิตศาสตร์

งานวิจัยนี้นำเสนอการตรวจจับพฤติกรรมเคลื่อนไหว 6 ท่าทางโดยใช้เซนเซอร์ความเร่งบนสมาร์ตโฟนที่ติดตั้งบริเวณเอว มีค่าความถูกต้อง 70 เปอร์เซ็นต์เกิดความผิดพลาดกรณีผู้ทดสอบสูงอายุทำให้ได้ท่าทางที่ไม่ชัดเจน ประเด็นหลักที่งานวิจัยนี้นำเสนออีกประเด็นหนึ่งคือพลังงานที่สูญเสียไประหว่างอุปกรณ์ต่อกับสมาร์ตโฟนเปรียบเทียบกับการใช้เซนเซอร์ภายในสมาร์ตโฟน พบว่าจะมีการสูญเสียพลังงานมากในช่วงของการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์หลักและอุปกรณ์ตัวลูกและพบปัญหาของข้อมูลที่รับมาไม่สามารถใช้งานได้เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนจำนวนมากจำเป็นต้องมีกระบวนการกรองสัญญาณ ผู้วิจัยพิจารณาจากปัญหาในงานวิจัยนี้การตรวจจับท่าทางด้วยเซนเซอร์ความเร่งบนสมาร์ตโฟนจึงเป็นตัวเลือกที่เหมาะสมต่องานวิจัย

Cuong Pham [12] ได้พัฒนาระบบที่มีชื่อว่า MobileRAR เป็นระบบตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์ โดยการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการเคลื่อนไหวในแต่ละกิจกรรมประกอบด้วย ท่าวิ่ง (Running) ท่าเดิน (Walking) ท่านั่ง (Sitting) ท่ายืน (Standing) ท่ากระโดด (Jumping) ท่าเตะ (Kicking) ท่าขึ้นบันได (Going up stair) ท่าลงบันได (Going down stair) ท่าล้ม (Laying) และไม่ระบุท่าทาง (Unknown) โดยใช้เซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ตโฟน Samsung galaxy note 2 ตรวจจับท่าทางของผู้ทดสอบ 17 คนและให้ติดตั้งสมาร์ตโฟนในกระเป๋ากางเกง ข้อมูลขาออกที่ได้ไม่ต้องมีการกรองสัญญาณ มีการเก็บข้อมูล (Sampling) ทุกๆ 100 เฟรม การทดสอบในแต่ละกิจกรรมใช้เวลา 2 ถึง 5 นาที เมื่อการเก็บข้อมูลในแต่ละท่าทางเสร็จสิ้นจะนำข้อมูลที่ได้ผ่านกระบวนการวัดประสิทธิภาพของโมเดล (10-fold cross validation) เพื่อให้ได้ข้อมูลขาออกเพียงค่าเดียวเป็นวิธีการลดทอนข้อมูลที่เปรียบเทียบข้อมูลชนิดเดียวกัน กระบวนการนี้เป็นการฝึกฝน (Training) และการทดสอบ (Testing) ข้อมูลระหว่างข้อมูลแต่ละจุดที่เหมือนกันและนำผลลัพธ์ที่ได้มาวิเคราะห์ด้วย

อัลกอริทึมแบบจำลองมาร์คอฟ (Hidden Markov Model) และ การเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ (Decision tree) ซึ่งแบบจำลองมาร์คอฟมีค่าความถูกต้อง 93.33 เปอร์เซ็นต์ ทำที่สามารถตรวจจับได้ดีที่สุดคือ ทำยีนและทำที่ตรวจจับท่าทางที่มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องต่ำคือแบบไม่กำหนดท่าทาง

งานวิจัยนี้นำเสนอการใช้งานสมาร์ตโฟนตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์ โดยติดตั้งสมาร์ตโฟนบริเวณกระเป๋ากางเกงที่จุดใกล้เคียงกับช่วงเอว ผลการทดสอบสามารถตรวจจับท่าทางได้หลากหลายจำเป็นตำแหน่งที่เหมาะสมในการนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัย แม้ว่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องรวมคือ 70 เปอร์เซ็นต์ แต่การตรวจจับท่าทางวิ่งของระบบนี้มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 90 เปอร์เซ็นต์ ถือว่ามีความแม่นยำสูง

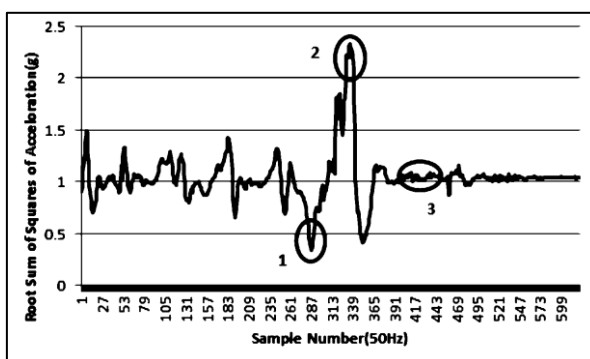
Yujia Ge [13] นำเสนอการใช้งานเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ตโฟนตรวจจับพฤติกรรมการหกล้มของมนุษย์ โดยใช้สมการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Support Vector Machine) ดังสมการ 1.1

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \quad (1.1)$$

โดยที่

A	หมายถึง	ผลลัพธ์ของเวกเตอร์ความเร่ง มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)
A_x, A_y, A_z	หมายถึง	ความเร่งจากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

โดยปกติค่าความเร่งที่ได้หลังจากผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ ในช่วงที่ไม่มีมีการเคลื่อนไหว ค่า A มีค่าเท่ากับ 1 g ดังภาพประกอบ 1-3



ภาพประกอบ 1-3 กราฟพฤติกรรมการล้มโดยใช้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ [13]

การตรวจจับพฤติกรรมใช้ค่าความเร่งที่ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์มาวิเคราะห์ท่าทางการล้มสามารถแบ่งได้เป็น 3 ขั้นตอน ดังนี้

1. ก่อนล้ม (Free fall) เป็นจังหวะแรกที่เกิดขึ้นก่อนระบบตรวจจับการล้มได้ ดังภาพประกอบ 1-3 หัวข้อที่ 1 การทดลองของผู้วิจัยจะทำการทดสอบการล้มหลายครั้งเพื่อให้ได้ค่าคงที่ค่าหนึ่งที่จะนำมาใช้สรุปการตรวจจับขั้นตอนก่อนล้มและกำหนดค่าคงที่ในการตัดสินใจกรณีก่อนล้มแทนด้วยตัวแปร $T_{Freefall}$

$$\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} < T_{freefall} \quad (1.2)$$

จากสมการ 1.2 ในช่วงก่อนการล้มค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะลดลงอย่างรวดเร็วมีค่าน้อยกว่าค่า $T_{Freefall}$

2. ล้ม (Impact shock) ในขั้นตอนนี้จะเกิดต่อจากขั้นตอนที่ 1 เป็นช่วงที่ล้มกระแทกพื้นอย่างกระทันหัน ดังภาพประกอบ 1-3 หัวข้อที่ 2 จากกราฟจะเห็นว่าค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะสูงขึ้นอย่างผิดปกติและมีทิศทางตรงข้ามกับขั้นตอนที่ 1 การทดลองของผู้วิจัยทำวิธีการเดียวกับข้อที่ 1 และวิเคราะห์เพื่อหาค่าคงที่ในการตัดสินใจกรณีล้มแทนด้วยตัวแปร T_{shock}

$$\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} > T_{shock} \quad (1.3)$$

จากสมการ 1.3 ในช่วงการล้มค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วมีค่ามากกว่าค่า T_{shock} ซึ่งระยะเวลาที่เกิดขึ้นระหว่างขั้นตอนที่ 1 และ 2 จะอยู่ในช่วง 0.4 ถึง 0.8 วินาที

3. หลังการล้ม (After falling) ในช่วงนี้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์มีค่าเข้าใกล้ 1 g หมายถึงผู้ทดสอบล้มและไม่สามารถลุกขึ้นหรือช่วยเหลือตัวเองได้ ระบบจะมีการแจ้งเตือนเกิดขึ้น

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนหลายตำแหน่งเพื่อดูลักษณะกราฟความเร่งที่ตรวจจับในกรณีล้ม ประกอบด้วยตำแหน่งกระเป๋าเสื้อ, เข็มกลัดเนคไท, ถือนินมือ, หัวเข็มขัดและกระเป๋ากางเกง

สรุปผลการทดสอบได้ว่าทุกตำแหน่งที่ทดสอบการติดตั้งสมาร์ตโฟนสามารถตรวจจับพฤติกรรมการล้มได้ ตำแหน่งที่ให้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ชัดเจนที่สุดคือบริเวณเอว ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้องอื่นที่เลือกติดตั้งตำแหน่งเอวในการทดสอบระบบสามารถอธิบายผลการทดสอบของตำแหน่งติดตั้งต่างๆ ในช่วงก่อนล้มและการล้ม ดังตารางที่ 1-1

ตารางที่ 1-1 ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในช่วงก่อนการล้มและมีการล้มเกิดขึ้นในตำแหน่งต่างๆ

Position	On a belt	In pants pocket	In shirt pocket	On neck clip	In the hand
T_freefall	0.52 g	0.42 g	0.63 g	0.48 g	0.53 g
T_shock	2.02 g	2.43 g	2.48 g	3.10 g	2.82 g
T_duration	800 ms				

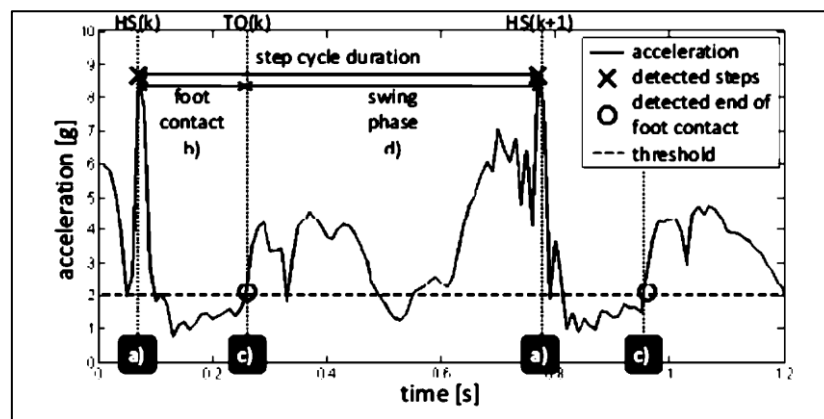
งานวิจัยนี้ให้แนวคิดของการนำสมาร์ตโฟนมาประยุกต์ใช้งานในการตรวจจับการหยุดกระทันหันได้ เนื่องจากลักษณะการล้มเปรียบเทียบกับ การหยุดกระทันหันมีความคล้ายคลึงกันต่างกันในส่วนของค่าตั้งต้นหรือค่าที่วัดได้ก่อนการล้ม ในกรณีการตรวจจับการหยุดกระทันหันจะไม่คิดค่าตั้งต้น กระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์เป็นวิธีการคำนวณค่าความเร่งรวมโดยไม่คำนึงถึงทิศทางของผู้ทดสอบ แต่พิจารณาทิศทางและขนาดของความเร่งเท่านั้น ในกรณีการหยุดกระทันหันพิจารณาค่าความเร่งที่มีค่าสูงมากกว่าความเร่งปกติและมีทิศทางตรงข้ามกับทิศทางเดิมและตำแหน่งที่เหมาะสมต่อการประยุกต์ใช้ในงานวิจัยคือตำแหน่งเอว

1.2.2 ตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์สำเร็จรูปที่ใช้เซนเซอร์ความเร่งตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์

นอกจากการใช้งานเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ตโฟนแล้ว ปัจจุบันมีการผลิตอุปกรณ์เสริมที่ใช้ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์อย่างหลากหลาย ภายในอุปกรณ์อาจจะประกอบไปด้วยเซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวหลายชนิด เช่น เซนเซอร์ความเร่ง เซนเซอร์มุม เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็ก เซนเซอร์เข็มทิศ เป็นต้น โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกอุปกรณ์สำเร็จรูปตามรูปแบบของงานที่ใช้ ในส่วนนี้แสดงตัวอย่างของการนำอุปกรณ์สำเร็จรูปตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์ดังนี้

Edgar Charry [14] นำเสนอการใช้งานอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ชื่อ ViPerForm เป็นอุปกรณ์สำเร็จรูปผลิตโดยบริษัท Dorsavi ที่เน้นพัฒนาอุปกรณ์ทางด้านกีฬา ภายในอุปกรณ์ประกอบด้วยเซนเซอร์ความเร่ง เซนเซอร์มุมและเซนเซอร์สนามแม่เหล็ก ในงานวิจัยนี้ใช้ ViPerForm ในการทดสอบหาค่าแรงที่กระทำต่อร่างกายในห้องปฏิบัติการและสนใจเฉพาะการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง ค่าที่ใช้ในการทดสอบได้แก่ ค่าความสมดุล ค่าจุดศูนย์กลางของแรงกดทับและค่าทางกายวิภาค ส่วนของการจำแนกท่าทางที่เกิดขึ้นขณะวิ่งใช้ค่าความเร่งเป็นตัวแปรในการจำแนกท่าทางประกอบด้วย ท่าเดิน ท่าวิ่งเพื่อสุขภาพและท่าวิ่งเร็วได้

Christina Strohrmann [15] นำเสนอการใช้งานอุปกรณ์ ETH on body sensor (ETHOS) ผลิตโดยบริษัท ETH Zurich สำหรับติดตามพฤติกรรมก้าวของผู้ทดสอบ ในงานวิจัยนี้ใช้ ETHOS จำนวน 12 ชุดติดตั้งบนร่างกายบริเวณข้อต่อที่ใช้ในการเคลื่อนไหว โดยเก็บข้อมูลระยะทางที่วิ่งและความเร็วในการวิ่ง 1 สัปดาห์ลงในหน่วยความจำภายนอก (SD Card) ซึ่งการติดตั้งเซ็นเซอร์หลายตัวทำให้แบ่งแยกท่าทางหลากหลายขึ้น ตัวอย่างเช่น ติดตั้งเซ็นเซอร์ที่ตำแหน่งขาจะสามารถระบุการก้าวขาในแต่ละครั้งของการวิ่งได้ ติดตั้งเซ็นเซอร์ที่ตำแหน่งเอวสามารถระบุความเร็วในการวิ่งได้ เป็นต้น การใช้ค่าความเร่งมาวิเคราะห์พฤติกรรมก้าวสามารถนำมาคำนวณเพื่อหาเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการก้าวในแต่ละก้าวโดยใช้ค่าความเร่งที่อ่านจากเซ็นเซอร์บริเวณเท้า ดังภาพประกอบ 1-4



ภาพประกอบ 1-4 ค่าความเร่งจากเซ็นเซอร์ความเร่งที่ติดตั้งบริเวณเท้าของวงจรการวิ่ง [15]

จากภาพประกอบ 1-4 สามารถแทนค่าตัวแปรต่างๆในสมการคำนวณหาค่าความถูกต้องของก้าวการวิ่ง ดังนี้

$$NFC(k) = \frac{TO(k) - HS(k)}{HS(k+1) - HS(k)} * 100\% \quad (1.4)$$

โดยที่

NFC	หมายถึง	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของก้าวการวิ่ง (Normalize Foot Cycle)
TO	หมายถึง	ความเร่งในตำแหน่งปลายเท้าสัมผัสพื้น (Toe-off)
HS	หมายถึง	ความเร่งในตำแหน่งส้นเท้าสัมผัสพื้น (Heel strike)
k	หมายถึง	ครั้งที่มีส่วนของเท้าสัมผัสพื้น

เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการก้าวแต่ละก้าวใช้สำหรับติดตามพฤติกรรมการวิ่งใน 1 รอบ ดังภาพประกอบ 1-4 โดยนำมาเปรียบเทียบกับวงจรกิจกรรมมาตรฐานและสามารถวิเคราะห์ท่าทางการวิ่งประกอบด้วย ระยะทางในแต่ละก้าว ความเร็วในการสลับขา วิเคราะห์ท่าที่เท้าสัมผัสพื้นเต็มฝ่าเท้าได้ การศึกษาในส่วนนี้ช่วยในการวิเคราะห์ท่าทางการวิ่งให้มีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้น

งานวิจัยนี้กล่าวถึงการใช้งานอุปกรณ์สำเร็จรูป ViPerForm และ ETHOS ที่มีเซนเซอร์ความเร่งรองรับการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งของมนุษย์ โดยค่าของเซนเซอร์ต่างๆสามารถนำไปประกอบการวิเคราะห์ตำแหน่งในการติดตั้งบนร่างกาย จำนวนของเซนเซอร์ที่ใช้ให้เหมาะสมกับการตรวจจับท่าทางการวิ่งและการเก็บข้อมูลที่จำเป็นในงานวิจัยได้

Jia-Shing Sheu [16] นำเสนอการประยุกต์เซนเซอร์ความเร่งในการทำเซนเซอร์นับก้าว (Pedometer) เพื่อใช้ตรวจจับพฤติกรรมการเดินและการวิ่งของมนุษย์ การทำงานของระบบนี้ใช้เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนเบอร์ MMA8452Q ส่งข้อมูลความเร่งไปประมวลผลในไมโครคอนโทรเลอร์ 8 บิตเบอร์ MPC 82G516 เพื่อแปลงความเร่งเป็นข้อมูลนับก้าวของการเคลื่อนที่ ในงานวิจัยนี้สนใจการกรองสัญญาณเป็นหลักกล่าวคือเมื่อผู้ทดสอบเคลื่อนไหวและระบบอ่านค่าความเร่งจากเซนเซอร์ความเร่งมายังระบบพบว่าสัญญาณรบกวนจากภายนอกจำนวนมากทำให้การจำแนกท่าทางไม่แม่นยำ ผู้วิจัยได้นำเสนอวิธีการกรองสัญญาณรบกวน 5 รูปแบบกระบวนการที่เหมาะสมที่สุดคือ Five point weight ที่มีการนำค่าความเร่งทั้ง 3 แกนมาหาค่าเฉลี่ยรวมกับค่าความเร่งเฉลี่ยที่อยู่ในแกนที่ใกล้เคียงกันในกรณีการวิ่งและ Henning recursive ที่นำค่าความเร่งก่อนหน้ามาคำนวณเพื่อหาความเร่งที่ชัดเจนที่สุดในกรณีการเดิน ส่วนการจำแนกท่าทางระหว่างการวิ่งและการเดินจะใช้ค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) ในช่วง 0.2 ถึง 0.54 g และระยะห่างของข้อมูลคือ 0.02 g ท่าทางในการทดสอบประกอบด้วย ท่าเดิน ท่าวิ่งและท่าเดินสลับท่าวิ่ง โดยวัดจำนวนก้าวที่เคลื่อนไหวจำนวน 100 ก้าวติดตั้งอุปกรณ์หลายตำแหน่ง เช่น บริเวณเอว กระเป๋ากางเกงและกระเป๋าสะพาย ซึ่งตำแหน่งที่สามารถตรวจจับท่าทางการวิ่งที่ดีที่สุดคือบริเวณเอว มีค่าความถูกต้อง 96 เปอร์เซ็นต์ของการตรวจจับท่าทางทั้งหมด

งานวิจัยนี้พบว่าการใช้อุปกรณ์ต่อภายนอกในการตรวจจับท่าทางของมนุษย์จะต้องคำนึงถึงกระบวนการกรองสัญญาณเพื่อให้สัญญาณออกมีความแม่นยำมากที่สุด จากกรณีของงานวิจัยนี้สัญญาณความเร่งที่ส่งมาจากอุปกรณ์จะมีสัญญาณรบกวนภายนอกในช่วงการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์ไปยังคอมพิวเตอร์ทำให้การแสดงผลเกิดความคาดเคลื่อนจึงไม่เหมาะสมกับงานวิจัยที่ต้องการความแม่นยำสูง

Ling Li [17] นำเสนอการตรวจจับพฤติกรรมการเดินทางของผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางด้านสมองโดยใช้เซนเซอร์ความเร่งเบอร์ ADXL330 ที่อยู่ภายในอุปกรณ์สำเร็จรูปชื่อ e-AR ซึ่งเป็นอุปกรณ์ขนาดเล็กมีน้ำหนักเบาสามารถติดตั้งบริเวณหูได้ การศึกษาพฤติกรรมการเดินทางจะอ้างอิงตามรูปแบบท่าทางในวิทยาศาสตร์การกีฬา โดยการวิเคราะห์ข้อมูลการเดินทางจะพิจารณาช่วงที่เท้าไม่สัมผัสพื้น 40 เปอร์เซ็นต์และช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น 60 เปอร์เซ็นต์ข้อมูลนี้จะนำไปวิเคราะห์ความเร็วในการเดินและความยาวของก้าวการเดินทางด้วยวิธีการ Empirical Mode Decomposition (EMD) คือการหาค่าเฉลี่ยจากค่าความเร่งปัจจุบันและค่าความเร่งก่อนหน้าแล้วนำค่าเฉลี่ยที่ได้ลบกับค่าความเร่งจริงที่อ่านค่าได้จากอุปกรณ์ e-AR ผลลัพธ์ในการตรวจจับพฤติกรรมการเดินทางมีค่าความถูกต้อง 96.72 เปอร์เซ็นต์

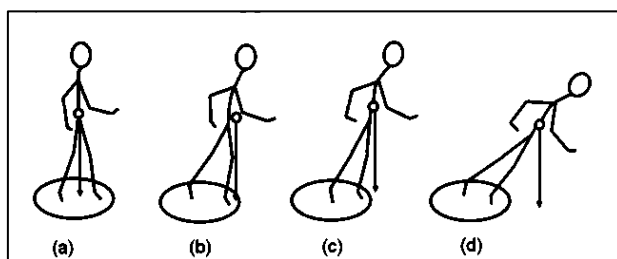
งานวิจัยนี้แนะนำเสนอกระบวนการกรองสัญญาณ EMD ที่คิดค่าเฉลี่ยจากเซนเซอร์ความเร่งเพียงแกนเดียว ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งกรณีหยุดกระทันหันได้และเป็นวิธีการที่ง่ายเพราะคิดค่าความเร่งในแกน z หรือแกนในทิศทางไปข้างหน้าหรือถอยหลังเพียงแกนเดียว แต่มีข้อเสียคือต้องติดตั้งอุปกรณ์ที่ตำแหน่งและทิศทางเดิมเท่านั้น

Zongjian He [18] นำเสนอการใช้งานเซนเซอร์ความเร่ง 2 แกน (x, y) ที่ติดตั้งภายในอุปกรณ์ ZigBee และส่งข้อมูลความเร่งที่อ่านได้มาประมวลผลในสมาร์ตโฟน ตำแหน่งที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยตำแหน่งสี่ระยะ แขน 2 ตำแหน่งและกลางหลัง 2 ตำแหน่งและเก็บข้อมูลทั้งหมดบนระบบสังคมเครือข่าย Twister ในงานวิจัยนี้จะตรวจจับพฤติกรรมของมนุษย์ ได้แก่ ท่าเดิน ท่าวิ่งและท่ายืน โดยนำค่าความเร่งที่อ่านค่าจากอุปกรณ์ ZigBee เปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าจำนวน 5 ตำแหน่งยกเว้นในกรณีการวิ่งจะพิจารณาเฉพาะค่าความเร่งบริเวณกลางหลัง หากคิดค่าความเร่งบริเวณแขนจะเกิดสัญญาณอิสระจากการแกว่งแขนทำให้ระบบไม่สามารถตรวจจับท่าทางการวิ่งได้และอาจเกิดความผิดพลาดของข้อมูล การกำหนดค่าคงที่ในการตัดสินใจจะใช้ช่วงของความเร่งในการพิจารณากำหนดให้ค่า 1950 ถึง 2000 เป็นช่วงการยืน, ค่า 1900 ถึง 2200 เป็นช่วงการเดินและค่า 1600 ถึง 3000 เป็นช่วงการวิ่ง ซึ่งค่าความถูกต้องที่ได้จากการตรวจจับท่าทางทั้งหมดมากกว่า 90 เปอร์เซ็นต์และท่าที่ระบบสามารถตรวจจับได้ดีที่สุดคือท่าเดิน

งานวิจัยนี้แนะนำเสนอรูปแบบการสื่อสารข้อมูลด้วย ZigBee ในการตรวจจับท่าทางของมนุษย์โดยการเปรียบเทียบค่าคงที่ในการตัดสินใจที่เป็นวิธีการที่ไม่ซับซ้อน โดยงานวิจัยนี้ระบุตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์ไว้ 5 ตำแหน่ง ผลลัพธ์ตำแหน่งกลางหลังให้ค่าความถูกต้องสูงที่สุดคือ 100 เปอร์เซ็นต์ในท่าการเดินและ 80 เปอร์เซ็นต์ในท่าการวิ่ง สรุปว่าการพิจารณาท่าแห่งติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวควรเป็นตำแหน่งที่มีจุดแกว่งตัวน้อยที่สุดคือช่วงลำตัวเพื่อให้ได้ค่าความเร่งที่แม่นยำสูง

Wentao Liu [19] ได้ศึกษาการตรวจจับท่าทางในชีวิตประจำวันของมนุษย์ ได้แก่ ท่าเดิน ท่าวิ่ง ท่านั่ง ท่าสควอต, ขึ้นบันไดและลงบันได โดยเน้นการตรวจจับท่าล้ม ในงานวิจัยนี้ใช้

อุปกรณ์ MSP430F149 ที่มีเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนเบอร์ ADXL345 ติดตั้งภายในอุปกรณ์ โดยการทดสอบจะติดตั้งอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเอวแล้วทำการเก็บค่าความเร่งจากอุปกรณ์มาผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Signal Vector Magnitude) จากนั้นนำค่าผลลัพธ์มาเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจโดยใช้โปรแกรม LifeMOD วิเคราะห์ท่าทางการล้มและวิเคราะห์จุดบ่งชี้ (Factor) 2 ตำแหน่ง ดังภาพประกอบ 1-5 คือค่าความเร่งของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของร่างกายที่เป็นจุดศูนย์ถ่วงที่เหมาะสมที่สุดในการวัดค่าและค่าของพื้นที่ผิวสนับสนุน (Support surface) เป็นพื้นที่ที่กำหนดไว้ หากระบบตรวจจับได้ว่าผู้ทดสอบอยู่นอกบริเวณพื้นที่สนับสนุนหมายความว่ามีความโน้มเอียงว่าจะเกิดการล้ม



ภาพประกอบ 1-5 จุดบ่งชี้ของการล้ม [19]

จากภาพประกอบ 1-5 พฤติกรรมการล้มแบ่งเป็น 4 ช่วงประกอบด้วยช่วงทำยื่นค่าของแรงมีค่าเท่ากับค่าแรงโน้มถ่วงของโลก ช่วงสภาพไร้น้ำหนักเป็นช่วงที่ร่างกายเริ่มสูญเสียการทรงตัว โดยแรงที่กระทำต่อพื้นน้อยกว่าแรงที่กระทำต่อร่างกาย ช่วงใกล้ล้มเป็นช่วงที่มีแรงปะทะสูงสุด ร่างกายกำลังกระทบพื้นแรงของพื้นผิวสนับสนุนลดลงและช่วงล้มค่าความเร่งมีค่าเท่ากับค่าแรงโน้มถ่วงของโลกอีกครั้ง การทดสอบจะใช้ข้อมูลจากการทดสอบการล้มจริงแบ่งเป็น 4 ส่วนประกอบด้วย การเปรียบเทียบค่าความเร่งว่ามีค่ามากกว่าค่าที่กำหนดให้ระบบ โดยมีค่าเท่ากับ 1 หรือเท่ากับค่าแรงโน้มถ่วงโลกจากการทดสอบค่าสัญญาณที่อ่านได้อยู่ในช่วง 0.95 ถึง 0.98 ประมาณค่าเท่ากับ 1 การวิเคราะห์จากเวลาที่ใช้ ในงานวิจัยกำหนดค่าในการตัดสินใจคือ 0.35 วินาทีเป็นค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทดสอบ ผลการทดสอบการล้มเวลาที่อ่านได้อยู่ในช่วง 0.45 ถึง 0.85 วินาทีและทดสอบทำอื่นเวลาที่อ่านได้ที่ค่าไม่เกิน 0.3 วินาที การวิเคราะห์ความเร็วเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจจับพฤติกรรมการล้ม แต่กรณีการกระโดดค่าแรงที่อ่านได้มีค่าใกล้เคียงกับการล้มและการวิเคราะห์ทิศทางเป็นการพิจารณาลักษณะของมุมล้มที่เริ่มจาก 0 องศาคือการยื่นปกติเมื่อเกิดการล้มมุมจะเปลี่ยนเป็น 90 องศา

งานวิจัยนี้ให้แนวคิดการวิเคราะห์การตรวจจับพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของมนุษย์ โดยการใช้ค่าคงที่ในการตัดสินใจเปรียบเทียบกับค่าความเร่งที่ระบบอ่านค่าได้ ซึ่งรายละเอียดจะนำเสนอ

1.3 วัตถุประสงค์

1. นำเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) มาประยุกต์ใช้ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์
2. นำเสนอแนวความคิดการประยุกต์ใช้งานระบบฝังตัว (Embedded system) ในสมาร์ทโฟนกับการตรวจจับพฤติกรรมก้าวร้าวของมนุษย์
3. นำเสนอการตรวจจับพฤติกรรมก้าวร้าวเพื่อวิเคราะห์ด้านสุขภาพด้วยสมาร์ทโฟนแอนดรอยด์ได้

1.4 ขอบเขต

1. ออกแบบและพัฒนาระบบตรวจจับการก้าวร้าวของมนุษย์
2. สามารถตรวจจับท่าทาง การหยุดเดิน(Standing) การเดิน(Walking) การวิ่งเพื่อสุขภาพ(Jogging) การวิ่งด้วยความเร่ง(Running) การหยุดวิ่งกะทันหัน(Stop suddenly)
3. ใช้เซนเซอร์ความเร่ง (Accelerometer) ในสมาร์ทโฟน สำหรับตรวจจับท่าทางการวิ่ง
4. ใช้เซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ทโฟนที่มีค่าแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravity) $\pm 4g$ ประมวลผลบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
5. ระบบจะเก็บข้อมูลการวิ่งทั้งหมดในรูปแบบ Log file

1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

1. ศึกษาพฤติกรรมวงจรการวิ่ง
2. ศึกษาการใช้งานเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ทโฟน
3. ศึกษาการประยุกต์และออกแบบระบบบนสมาร์ทโฟน
4. สร้างงานที่ได้มาจากการศึกษาภาคทฤษฎี
5. วิเคราะห์ระบบประกอบด้วยส่วนของการวิเคราะห์พฤติกรรมก้าวร้าวและการเชื่อมต่อกับสมาร์ทโฟน
6. ออกแบบและพัฒนาระบบ
7. ทดสอบระบบ โดยพิจารณา
 - ข้อมูลจากเซนเซอร์ความเร่ง
 - ข้อมูลที่ผ่านการจำแนกท่าทาง
8. สร้างผลที่ได้จากการทดสอบระบบ
9. วิเคราะห์ผลการทดสอบและจัดทำวิทยานิพนธ์

1.6 โครงสร้างของรายงานวิทยานิพนธ์

ในบทที่ 2 จะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย บทที่ 3 จะนำเสนอขั้นตอนและการออกแบบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง บทที่ 4 จะแสดงผลการทดสอบและวิเคราะห์ผลที่ได้จากการทดสอบและในบทสุดท้ายจะสรุปผลที่ได้จากงานวิจัยและข้อเสนอแนะของงานวิจัยนี้

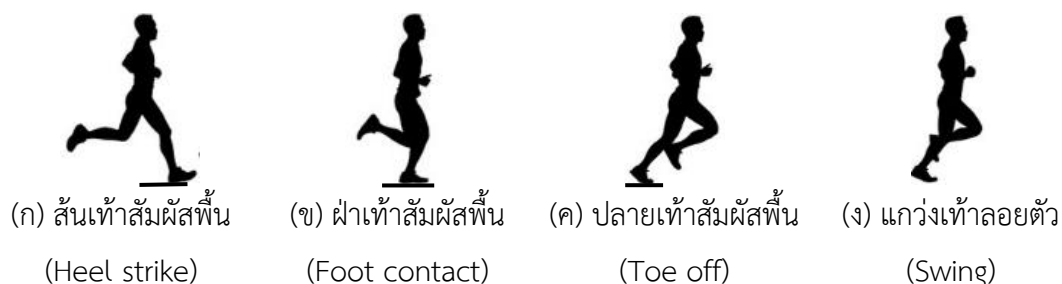
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

สำหรับบทนี้เป็นการอธิบายการศึกษาทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยใน ส่วนภาพรวมของระบบตรวจจับท่าทางการวิ่ง โดยใช้เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนในสมาร์ตโฟนวัดค่า ความเร่งขณะวิ่งรวมถึงการนำค่าความเร่งมาผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์อธิบายได้ ดังนี้

2.1 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของการวิ่ง

การศึกษาโครงสร้างทางกายภาพของพฤติกรรมการวิ่งกล่าวถึงลักษณะวงจรการวิ่ง ของมนุษย์ (Running gesture cycle) เพื่อใช้วิเคราะห์ท่าทางการวิ่งและปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ จากวิ่ง



ภาพประกอบ 2-1 วงจรการวิ่ง (Running gesture cycle)

วงจรการวิ่งหมายถึงท่าทางการวิ่งที่เกิดขึ้นใน 1 รอบประกอบด้วยท่าส้นเท้าสัมผัสพื้น (Heel strike) ท่าฝ่าเท้าสัมผัสพื้น (Foot contact) ท่าปลายเท้าสัมผัสพื้น (Toe-off) และท่า แกว่งเท้าลอยตัว (Swing) ซึ่งแตกต่างกันในส่วนองตำแหน่งเท้าที่ใช้สัมผัสพื้น ดังภาพประกอบ 2-1

- ท่าส้นเท้าสัมผัสพื้น หมายถึง การวางส้นเท้าสัมผัสพื้นและปลายเท้าหงายขึ้น
- ท่าฝ่าเท้าสัมผัสพื้น หมายถึง การวางบริเวณของฝ่าเท้าทั้งหมดสัมผัสพื้น ซึ่งเป็น ท่าที่เกิดแรงกระทำต่อฝ่าเท้ามากที่สุด
- ท่าปลายเท้าสัมผัสพื้น หมายถึง ลักษณะที่ปลายเท้าสัมผัสพื้น บริเวณส้นเท้ายก ตัวเพื่อดันตัวผู้วิ่งไปข้างหน้า

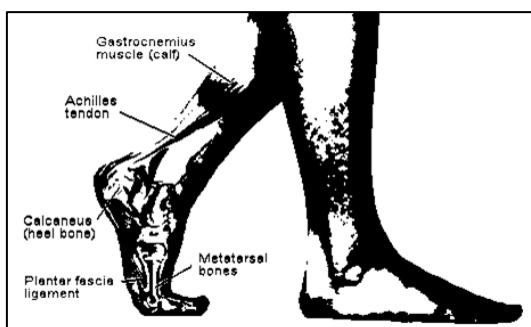
- ท่าแกว่งเท้าลอยตัว หมายถึง ท่าที่เกิดขึ้นระหว่างท่าส้นเท้าสัมผัสพื้นกับท่าปลายเท้าสัมผัสพื้น ซึ่งเป็นท่าที่เกิดแรงกระทำต่อฝ่าเท้าน้อยมากหรือไม่เกิดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้า เนื่องจากเท้าไม่สัมผัสพื้น

จากท่าทางดังกล่าวแสดงความสัมพันธ์ระหว่างท่าทางการวิ่งและช่วงของการวิ่ง โดยพิจารณาจากการสัมผัสของเท้ากับพื้นผิวโลก ดังนี้

- ช่วงการยืน (Stance phase) หมายถึงท่าทางการวิ่งที่เท้าสัมผัสพื้น ดังภาพประกอบ 2-1(ก)-(ค) บริเวณที่เท้าสัมผัสพื้น ได้แก่ ส้นเท้า ฝ่าเท้า และปลายเท้าที่เกิดแรงปฏิกิริยาระหว่างเท้ากับพื้นผิวโลก (Ground Reaction Force)
- ช่วงแกว่งขา (Swing phase) หมายถึงท่าทางการวิ่งที่เท้าไม่สัมผัสพื้น ดังภาพประกอบ 2-1(ง) ในช่วงนี้ร่างกายอยู่ในสภาวะลอยตัวเท้าทั้ง 2 ข้างไม่สัมผัสพื้น ซึ่งเป็นช่วงที่ไม่มีแรงปฏิกิริยาระหว่างเท้ากับพื้นผิวโลก

การศึกษาช่วงของการวิ่งสามารถนำไปประกอบการวิเคราะห์หาค่าแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าเพื่อติดตามดูพฤติกรรมการวิ่งจากการวัดค่าแรงที่กระทำต่อเท้า โดยช่วงของการวิ่งที่ใช้ในงานวิจัยคือช่วงการยืนที่เท้าสัมผัสกับพื้นผิวโลกสามารถเกิดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าได้ เมื่อเท้าสัมผัสพื้นด้วยแรงกระทำหนึ่งส่งผลต่ออวัยวะภายในร่างกายที่ต้องรับภาระในการทรงตัว ได้แก่บริเวณเท้า เข่าและสะโพกสามารถอธิบายพฤติกรรมของอวัยวะที่เกิดขึ้นในช่วงการยืน ดังนี้

ท่าส้นเท้าสัมผัสพื้นกล้ามเนื้อ เส้นเอ็นและกระดูกส่วนข้อต่อของเท้าต้องรับแรงกดทับจากเท้าสัมผัสพื้นส่งผลต่อกระดูกข้อต่อบริเวณเท้า ได้แก่ Subtalar joint และ Multiplanar joint ทั้งสองส่วนนี้รับภาระในช่วงที่เท้าที่บิดออก (Pronation) ทำงานร่วมกับเอ็นฝ่าเท้า (Plantar fascia) ที่จะยืดออกเพื่อให้เท้าสัมผัสพื้นได้มากขึ้น หากเกิดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าจำนวนมากส่งผลให้เอ็นฝ่าเท้าเกิดการดึงเสียงต่อภาวะเอ็นฝ่าเท้าฉีกขาดได้



ภาพประกอบ 2-2 โครงสร้างภายในของเท้า [20]

เมื่อเกิดแรงกระทำบริเวณหลังเท้า (Dorsiflexion) ส่วนของข้อต่อบริเวณตาตุ่ม (Talocrual ankle) จะรับภาระในการทรงตัวเพิ่มขึ้นเกิดการงอเข้าของข้อต่อเพื่อกระจายแรงที่กระทำต่อเท้าในช่วงสั้นเท้าสัมผัสพื้น ส่วนของกล้ามเนื้อด้านหน้าปลายขา (Rectus femoris) และกล้ามเนื้อด้านหลังปลายขา (Gastrocnemius) จะส่งแรงกระทำไปยังอวัยวะใกล้เคียงคือจากข้อเท้าไปยังหัวเข่าแล้วส่งต่อไปที่สะโพกเพื่อลดภาวะการบาดเจ็บจากการเคลื่อนที่ผิดจังหวะหรือหยุดกระทันหันได้ โดยอาศัยการกระจายแรงไปยังอวัยวะต่างๆที่เชื่อมโยงกัน ดังภาพประกอบ 2-2 หากพิจารณาจากข้อมูลดังกล่าวสรุปว่าการหยุดวิ่งกระทันหันจะส่งผลต่ออวัยวะที่เชื่อมโยงกัน ได้แก่ เท้า หัวเข่าและสะโพกได้

Walking cycle	
Stance phase 50%	Swing phase 50%

Running cycle			
Stance phase 35%	Early float 15%	Swing phase 35%	End float 15%

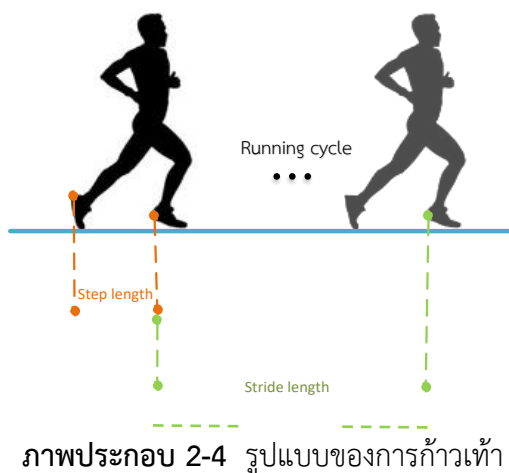
ภาพประกอบ 2-3 การเปรียบเทียบท่าทางการเคลื่อนไหวระหว่างวงจรการวิ่งและวงจรการเดิน

นอกจากการศึกษาท่าทางการวิ่งและผลกระทบต่ออวัยวะภายในร่างกายกรณีหยุดวิ่งกระทันหันแล้ว การวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งเป็นอีกส่วนหนึ่งที่ผู้วิจัยศึกษา โดยพฤติกรรมการวิ่งประกอบด้วยท่าการหยุดนิ่ง (Stance/stop phase) การเดิน (Walking) และการวิ่ง (Running) ในหัวข้อนี้เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างวงจรการเดินและวงจรการวิ่ง เพื่อใช้ประกอบการวิเคราะห์พฤติกรรมเสี่ยงต่อการบาดเจ็บขณะวิ่ง ดังภาพประกอบ 2-3

- การวิ่งและการเดินมีช่วงของท่าทางที่คล้ายคลึงกัน แต่การวิ่งมีความแตกต่างระหว่างช่วงท่ายืนและท่าแกว่งขาคือมีท่าลอยตัว (Float phase) ที่เท้าสัมผัสพื้นน้อยมากหรือไม่มีการสัมผัสพื้นเกิดขึ้น
- ค่าความเร็วและความเร่งไม่ส่งผลต่อรูปแบบของการวิ่งกล่าวคือท่าทางการวิ่งขาข้างหนึ่งจะสัมผัสพื้นหรือไม่มีขาข้างใดสัมผัสพื้นตลอดช่วงการวิ่งต่างจากท่าทางการเดินที่ขาทั้งสองข้างสัมผัสพื้นหรือขาข้างหนึ่งสัมผัสพื้นตลอดช่วงการเดิน แต่ท่าทางการเดินใช้มุมของขาที่มากกว่าท่าทางการวิ่ง

- วงจรการเดินช่วงทำย่นเป็นช่วงที่พบมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 60 ของท่าเดินทั้งหมดและช่วงท่าแกว่งขาเกิดขึ้นคิดเป็นร้อยละ 40 ของท่าเดินทั้งหมดต่างจากวงจรการวิ่งที่ช่วงของทำย่นที่น้อยกว่า
- วงจรการเดินพบช่วงทำย่นมากกว่าร้อยละ 50 ในแต่ละรอบการเดิน ส่วนช่วงท่าแกว่งขาเป็นระยะพักของวงจรต่างจากวงจรการวิ่งที่เกิดช่วงทำย่นน้อยกว่าร้อยละ 50 ในแต่ละรอบการวิ่งและเกิดช่วงการแกว่งขามากกว่าร้อยละ 50 โดยในบางช่วงมีการซ้อนทับกันระหว่างท่าแกว่งเท้าลอยตัว (Swing) กับช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นน้อยมากคือช่วงที่เกิดท่าลอยตัวขึ้น (Float phase) พบได้ในกรณีการเพิ่มความเร็วของการวิ่งมากขึ้นส่งผลให้ช่วงทำย่นลดลง

การศึกษาความแตกต่างของพฤติกรรมที่เกิดขึ้นระหว่างช่วงการเดินและช่วงการวิ่ง ผู้วิจัยได้ศึกษารูปแบบการก้าวเท้าของวงจรการวิ่งเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์ท่าทางการวิ่ง ดังภาพประกอบ 2-4



ภาพประกอบ 2-4 รูปแบบของการก้าวเท้า

รูปแบบของการก้าวเท้ามีผลต่อการเคลื่อนที่ของผู้วิ่งส่งผลต่อความเร็วและแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อร่างกายในขณะวิ่ง ดังภาพประกอบ 2-4 ประกอบด้วย

- Step length หมายถึง การวัดระยะทางจากส้นเท้าหนึ่งไปยังส้นเท้าอีกข้างหนึ่ง
- Stride length หมายถึง การวัดระยะทางจากส้นเท้าในข้างเดียวกัน วัดค่าเมื่อวิ่งครบ 1 รอบวงจรการวิ่ง ซึ่งระยะทางของ Stride length จะมีค่าเป็น 2 เท่าของระยะทาง Step length
- Cadence หมายถึง จังหวะก้าวหรือจำนวนครั้งที่เปลี่ยนท่าทางการวิ่ง

การศึกษาในส่วนนี้สามารถนำไปวิเคราะห์จังหวะการวิ่ง ความเร็วในการวิ่งและค่าแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อฝ่าเท้าได้ ตัวอย่างเช่น การพิจารณาดูระยะของฐานเท้าที่อ่านค่าจาก Step length หากพบว่าระยะที่ระบบวัดได้มีค่าน้อยกว่าระยะของเท้าที่วัดในการวิ่งปกติ มีค่าประมาณระยะห่างของหัวไหล่ผู้วิ่งส่งผลให้ผู้วิ่งเกิดการลงน้ำหนักในจุดเดียวมากเพิ่มความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากกรณีมีแรงจำนวนมากกระทำต่อเท้าได้

ข้อมูลของกายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของการวิ่งทำให้ผู้วิจัยทราบความแตกต่างของวงจรกิจกรรมและวงจรกิจกรรมรวมถึงผลกระทบที่มีผลต่ออวัยวะที่เชื่อมโยงกันหากวิ่งไม่ถูกสุขลักษณะ โดยการเคลื่อนไหวจะใช้ร่างกายส่วนล่าง (Lower extreme) ได้แก่ส่วนเท้า หัวเข่า สะโพก กระดูกเชิงกรานเป็นหลัก หากผู้วิ่งขาดความระมัดระวังในการวิ่งจะส่งผลต่อร่างกายในส่วนต่างๆเกิดความเสียหายต่อการบาดเจ็บและพัฒนาเป็นโรคที่เกี่ยวกับการวิ่งได้

2.2 อาการบาดเจ็บจากการวิ่ง

การบาดเจ็บจากเล่นกีฬาเกิดขึ้นได้กับกีฬาทุกประเภทแม้ว่าจะชำนาญในกีฬานั้น สาเหตุเกิดจากเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิดและการเพิกเฉยต่ออาการบาดเจ็บเพียงเล็กน้อยของผู้เล่นกีฬาส่งผลให้อาการบาดเจ็บพัฒนากลายเป็นโรคทางกีฬาได้ การศึกษาและทำความเข้าใจในส่วนนี้สามารถนำไปวิเคราะห์การทำงานของระบบตรวจจับพฤติกรรมกรรมการวิ่งเพื่อลดความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บโดยการบาดเจ็บและโรคจากวิ่งแบ่งเป็น 2 กรณีหลัก [6] ดังนี้

2.2.1 การบาดเจ็บเนื่องจากมีแรงมากกระทำจำนวนมาก (Acute injury)

การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดขึ้นทันทีหลังจากมีแรงจำนวนมากกระทำต่อร่างกายพบได้จากการหยุดกระทันหัน (Stop suddenly) การเปลี่ยนทิศทางแบบฉับพลัน (Change direction immediately) และเกิดจากแรงปะทะในขณะที่เล่นกีฬา (Force reaction from sport) กรณีของการวิ่งพบในผู้วิ่งที่ใช้ความเร่งสูงและหยุดกระทันหันทำให้ผู้วิ่งแสดงอาการบาดเจ็บทันทีทันใด เช่น กระตุกหัก ข้อเคลื่อนและเกิดการฟกช้ำ เป็นต้น โดยการบาดเจ็บของนักวิ่งที่เกิดจากสาเหตุการหยุดวิ่งกระทันหันประกอบด้วย

2.2.1.1 การบาดเจ็บบริเวณกล้ามเนื้อ (Muscle injury)

(1) กล้ามเนื้อฉีก (Muscle strain) เป็นอาการที่พบมากที่สุดในการวิ่ง เกิดจากการใช้กล้ามเนื้อเกินสมรรถภาพของร่างกาย บริเวณที่พบการบาดเจ็บ ได้แก่ กล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) ต้นขาด้านหลัง (Hamstring) และกล้ามเนื้อน่อง (Gastrocnemius) กรณีการวิ่งพบในท่าทางของผู้วิ่งที่แอ่นเข้าไปด้านหลังขณะเท้าสัมผัสพื้นทำให้กล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังถูกยืดออกอย่างรุนแรงจนเกิดการฉีกขาดขึ้นและพบในกรณีที่ผู้วิ่งขาดการอบอุ่นร่างกายก่อนวิ่งทำให้กล้ามเนื้อถูกใช้

งานอย่างหนักในสภาพไม่พร้อมใช้งาน กล้ามเนื้อทั้ง 3 ส่วนเกิดการหดเกร็งอย่างรวดเร็วทำให้กล้ามเนื้อส่วนที่อ่อนแอถูกกล้ามเนื้อส่วนที่แข็งแรงดึงจนฉีกขาด

(2) กล้ามเนื้อฟกช้ำ (Muscle contusion) เป็นอาการที่พบในกรณีเกิดแรงปะทะหรือหยุดวิ่งกระทันหันเนื่องจากกล้ามเนื้อถูกกระทบโดยตรง กล้ามเนื้อเกิดการฉีกขาดและมีเลือดออกภายใต้ผิวหนังได้ง่ายกว่าปกติ การบาดเจ็บประเภทนี้พบบริเวณพังผืดแบ่งได้เป็น 2 กรณีย่อยคือแบบพังผืดฉีกขาด (Intermuscular hematoma) และแบบพังผืดไม่ฉีกขาด (Intramuscular hematoma) โดยทั้ง 2 กรณีจะมีอาการบวมเมื่อกดบริเวณฟกช้ำรวมถึงอาการเจ็บปวดทำให้เคลื่อนไหวร่างกายลำบาก ระยะเวลาในการฟื้นตัวกรณีพังผืดไม่ฉีกขาดจะใช้เวลามากกว่ากรณีพังผืดฉีกขาดที่พบอาการบวมเพียงเล็กน้อย

(3) กล้ามเนื้อระบม (Muscle soreness after training) เกิดการบาดเจ็บเนื่องจากกล้ามเนื้อไม่ได้รับการฝึกฝนมาก่อนหรือไม่ได้วิ่งเป็นเวลานานแล้วกลับมาวิ่งแบบหักโหม อาการบาดเจ็บพบได้หลังจากการวิ่ง เนื่องจากกล้ามเนื้อเกิดการหดเกร็งและเลือดไปเลี้ยงกล้ามเนื้อไม่เพียงพอ

(4) ตะคริว (Muscle cramp) เป็นอาการที่พบเนื่องจากการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อแบบเฉียบพลัน พบการบาดเจ็บบริเวณกล้ามเนื้อต้นขาและกล้ามเนื้อน่องในระหว่างการวิ่ง

2.2.1.2 การบาดเจ็บบริเวณข้อเท้า (Ankle injury)

ข้อเท้าพลิก (Ankle sprain) เป็นอาการที่พบบ่อยที่สุดในการวิ่ง พบได้ตั้งแต่อาการที่ไม่หนักมากจนถึงการบาดเจ็บที่ผู้วิ่งไม่สามารถลงน้ำหนักตัวได้ เกิดจากการบิดงอของข้อเท้า เนื่องจากการเปลี่ยนทิศทางหรือหยุดวิ่งกระทันหัน บริเวณที่พบการบาดเจ็บคือบริเวณเส้นเอ็นข้อเท้าและกล้ามเนื้อบริเวณรอบข้อเท้า หากมีการฝืนวิ่งต่อไปจะเพิ่มโอกาสเสี่ยงที่จะบาดเจ็บซ้ำได้ง่าย

2.2.1.3 การบาดเจ็บบริเวณหัวเข่า (Knee injury)

การบาดเจ็บประเภทนี้พบได้บ่อยในการวิ่ง อาการที่พบคือมีเลือดออกภายในหัวเข่าจากการบาดเจ็บบริเวณเส้นเอ็นแกนเข่าไขว้หน้าขาด กระดูกอ่อนบริเวณผิวข้อได้รับบาดเจ็บ หมอนรองเข่าบริเวณด้านนอกฉีกขาด เส้นเอ็นด้านในฉีกขาดและกระดูกสะบ้าหลุด จากสภาวะที่เกิดขึ้นสามารถอธิบายการบาดเจ็บได้ ดังนี้

(1) การบาดเจ็บของเส้นเอ็นแกนเข่าไขว้ด้านหน้า (Anterior cruciate ligament injury) เกิดจากผู้วิ่งมีการบิดหรือหมุนตัว (Twisting injury) และเปลี่ยนทิศทางอย่างกระทันหันขณะวิ่ง เส้นเอ็นแกนเข่าไขว้ทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนที่ของหน้าแข้งทางด้านหน้าและประคองข้อเข่าที่ต้องรับแรงจำนวนมากเมื่อผู้วิ่งเคลื่อนไหว หากเกิดการบาดเจ็บกรณีนี้ผู้วิ่งจะไม่สามารถเคลื่อนที่หรือฝืนวิ่งต่อไปได้

(2) การบาดเจ็บบริเวณเอ็นไขว้ด้านหลัง (Posterior cruciate ligament injury) เกิดจากเข่าที่งออยู่ได้รับแรงกระแทกและเกิดการบิดงอของเข่า การงอเข่าประมาณ 90 องศา เมื่อได้รับแรงกระแทกทางด้านหน้าของหน้าแข้งส่งผลให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนที่ไปข้างหลัง เส้นเอ็นแกนไขว้หลังจะช่วยยึดเข่าเพื่อสร้างความมั่นคงในขณะที่เคลื่อนไหว โดยยึดกระดูกหน้าแข้งไม่ให้เคลื่อนที่ไปด้านหลัง ซึ่งการบาดเจ็บกรณีนี้พบได้บ่อยในกีฬาที่มีแรงปะทะ

2.2.2 การบาดเจ็บเนื่องจากมีแรงไม่มากมากระทำซ้ำกัน (Overuse injury)

การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดจากแรงกระทำที่ไม่มากพอจะทำให้ร่างกายบาดเจ็บทันที แต่สามารถพัฒนาเป็นโรคเรื้อรังได้ง่าย เนื่องจากผู้วิ่งฝึกเฉยต่ออาการบาดเจ็บเพียงเล็กน้อยและฝืนทำกิจกรรมต่อไปจนร่างกายไม่สามารถซ่อมแซมในส่วนที่บาดเจ็บได้ทัน การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดจากปัจจัย 2 ส่วนคือความรุนแรงของแรงที่มากระทำต่อร่างกายและความถี่ที่ร่างกายได้รับบาดเจ็บ พบได้บ่อยในผู้วิ่งที่เริ่มหัดวิ่งหรือผู้วิ่งที่หักโหมมากเกินไป โดยการบาดเจ็บของนักวิ่งที่เกิดจากแรงไม่มากมากระทำต่อร่างกายซ้ำกันประกอบด้วย

2.2.2.1 การบาดเจ็บบริเวณกระดูก (Bone injury)

(1) กระดูกหักจากสาเหตุการล้า (Stress fracture) การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดจากแรงที่มากระทำต่อกระดูกซ้ำๆกันที่ไม่มีความรุนแรงมากพอที่จะทำให้หักทันที ส่วนใหญ่จะพบได้ในนักกรีฑาประเภทวิ่งมาราธอน บริเวณที่พบการบาดเจ็บบ่อยคือ กระดูกหน้าแข้ง กระดูกเท้า มักจะปวดขึ้นเมื่อมีการโหมฝึกซ้อมอย่างหนัก

(2) การบาดเจ็บเนื่องจากเกิดแรงดึงซ้ำๆกันบริเวณสะบ้า (Osgood Schlatter's disease) การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดจากบริเวณเส้นเอ็นสะบ้าที่ถูกแรงดึงของกล้ามเนื้อต้นขาทำให้เกิดการอักเสบเพราะมีเลือดมาเลี้ยงบริเวณสะบ้ามากเกินไปในขณะที่เกิดการบาดเจ็บซ้ำๆกัน พบได้บ่อยในกรณีเข่าถูกใช้งานอย่างหนักในระหว่างการเล่นกีฬา

2.2.2.2 การบาดเจ็บบริเวณเส้นเอ็น (Ligament injury)

การบาดเจ็บประเภทนี้สามารถเกิดขึ้นได้ง่ายเมื่อมีการเคลื่อนไหวเส้นเอ็นถือว่าเป็นอวัยวะส่วนหนึ่งที่คอยช่วยยึดกระดูกแต่ละส่วนเข้าไว้ด้วยกัน การเคลื่อนไหวที่ผิดจังหวะหรือมีความรุนแรงย่อมส่งผลให้เส้นเอ็นถูกยึดและหดตัวอย่างรวดเร็วทำให้เสี่ยงที่จะบาดเจ็บได้ง่าย การบาดเจ็บบริเวณเส้นเอ็นที่พบได้บ่อย ได้แก่

(1) Jumper knee การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดจากการบาดเจ็บซ้ำๆกันบริเวณสะบ้าและจุดเกาะเส้นเอ็นบริเวณกระดูกสะบ้าส่วนล่าง เนื่องจากการเสียดของเส้นเอ็นบริเวณสะบ้าหรือกระดูกสะบ้าส่วนล่าง สาเหตุเกิดจากกีฬาที่มีการกระโดด

(2) Runner knee การบาดเจ็บประเภทนี้พบบ่อยในนักวิ่งมาราธอน เนื่องจากการวิ่งขึ้นลงในที่ลาดชันทำให้เกิดการเสียดสีกันบริเวณเนื้อหุ้มเข่าด้านนอก (Iliotibial band) และปุ่ม lateral epicondyle ของกระดูกต้นแขน ซึ่งเกิดการบิดตัวของเข่าเข้าด้านในขณะวิ่ง การลดการบาดเจ็บประเภทนี้ให้หลีกเลี่ยงการวิ่งขึ้นเนินและให้ระยะก้าววิ่งสั้นอย่าวิ่งเร็วจนเกินไป

การวิ่งในลักษณะต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการวิ่งเพื่อการออกกำลังกาย การวิ่งเพื่อการกีฬา หรือการแข่งขัน รวมถึงกีฬาที่มีท่าทางการวิ่งเข้ามาเกี่ยวข้อง เช่น ฟุตบอล บาสเกตบอล เป็นต้น ย่อมมีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิดมีโอกาสที่การบาดเจ็บพัฒนากลายเป็นโรคได้ หากผู้วิ่งใส่ใจและทำความเข้าใจต่อการบาดเจ็บรวมถึงเฝ้าระวังการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้น ย่อมจะลดความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บหรือโรคที่เกี่ยวข้องกับการวิ่งได้ ความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บของอวัยวะภายในร่างกายที่เกี่ยวข้องกับโรคของการวิ่งประกอบด้วย กระดูกเชิงกราน สะโพก หัวเข่าและเท้า ซึ่งบริเวณของอวัยวะที่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บมากที่สุดคือ เท้า รองลงมาคือหัวเข่า สรุปว่าอวัยวะในส่วนล่างต้องรับภาระมากเมื่อมีการวิ่งหรือเคลื่อนไหว หากเพิ่มความเร็วในการวิ่งและแรงปะทะต่อร่างกายส่งผลให้ร่างกายหยุดกะทันหัน เป็นการเพิ่มความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวได้

2.3 การใช้งานสมาร์ตโฟน

สมาร์ตโฟนเป็นมือถือประเภทหนึ่งที่มีคุณสมบัติที่เหนือกว่ามือถือธรรมดาที่ใช้งานได้เพียงการโทรศัพท์เท่านั้น เพราะภายในสมาร์ตโฟนถูกบรรจุไปด้วยเซนเซอร์ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวจำนวนมาก เช่น เซนเซอร์ความเร่ง เซนเซอร์มุม เซนเซอร์วัดค่าสนามแม่เหล็ก เซนเซอร์เข็มทิศ เป็นต้น เพื่อตอบโต้ภัยการนำสมาร์ตโฟนไปใช้ในกิจกรรมต่างๆ เพิ่มความสะดวกสบายในชีวิตประจำวันของมนุษย์ นอกจากนี้ยังมีเซนเซอร์ที่เกี่ยวข้องกับการวัดในเชิงสุขภาพ เช่น เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ เซนเซอร์นับก้าว ซึ่งทั้งสองประเภทนี้ถูกนำมาใช้เพื่อวัดการออกกำลังกายหรือการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน นอกจากนี้สมาร์ตโฟนยังสามารถแสดงผลทั้งภาพและเสียงได้ พร้อมทั้งสามารถเก็บข้อมูลได้จำนวนมากเพราะใช้งานได้ทั้งหน่วยความจำภายในและหน่วยความจำภายนอกอย่าง SD Card ที่สามารถเพิ่มหน่วยความจำได้ตามที่ต้องการหรือหากหน่วยความจำที่มีอยู่ไม่เพียงพอสามารถเชื่อมต่อกับหน่วยความจำบนระบบ Cloud ได้ นอกจากนี้ภายในสมาร์ตโฟนยังรองรับการรับส่งข้อมูลหลากหลายรูปแบบและยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานกับอุปกรณ์ต่อพ่วงได้ เช่น การรับส่งข้อมูลโดยใช้บลูทูธหรือบลูทูธพลังงานต่ำ Wi-Fi NFC เป็นต้น ซึ่งสามารถนำไปใช้พัฒนากับอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับ Microcontroller เพื่อพัฒนาระบบฝังตัว (Embedded system) หรืออาจจะนำไปใช้กับเทคโนโลยี Internet of Thing (IoT) ที่นำไปควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ เป็นต้น

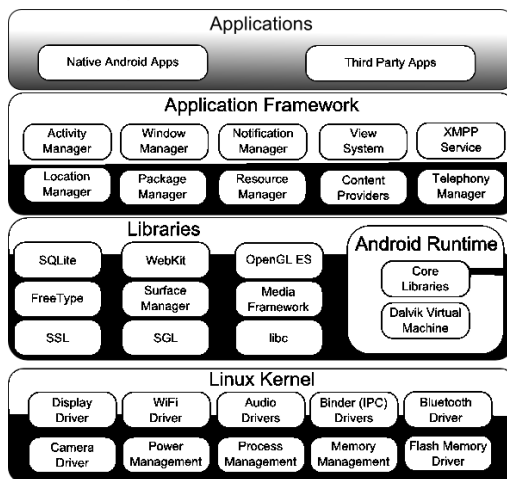
จากการศึกษาหัวข้อนี้ทำให้ทราบถึงคุณสมบัติของสมาร์ตโฟนที่จะนำมาใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชันที่ใช้ในการตรวจจับท่าทางการวิ่ง โดยสมาร์ตโฟนตอบโจทยการนำมาใช้ในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง เนื่องจากมีเซนเซอร์ความเร่งที่ใช้หาค่า Magnitude หรือขนาดของเวกเตอร์ในช่วงการวิ่ง นอกจากนี้ผู้วิ่งส่วนใหญ่นิยมติดตั้งสมาร์ตโฟนบนร่างกายในขณะวิ่งเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลการวิ่ง ฟังเพลง เป็นต้น การเลือกใช้สมาร์ตโฟนจึงเหมาะสมมากกว่าการเลือกใช้อุปกรณ์ต่อพ่วงที่จะทำให้ผู้วิ่งเกิดความไม่สะดวกสบายในขณะวิ่งและมีความแม่นยำในการอ่านค่าจากเซนเซอร์สูงเพราะไม่ได้เชื่อมต่อหรือส่งข้อมูลภายนอกสมาร์ตโฟน

2.4 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

การพัฒนาของระบบปฏิบัติการบนสมาร์ตโฟนในปัจจุบันมีอยู่อย่างต่อเนื่อง ซึ่งระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ถือเป็นระบบปฏิบัติการหนึ่งที่ได้รับคามนิยมอย่างมากเนื่องจากเป็นระบบ Open source ที่ผู้พัฒนาสามารถนำไปใช้ได้โดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายและมีการเปิด Android SDK (Software developer tool) ให้ใช้งานด้วย การพัฒนาจะใช้ภาษา Java เนื่องจากระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ใช้ Linux kernel เป็นพื้นฐานและปัจจุบันถูกพัฒนาโดยบริษัท Google

ประวัติของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เป็นระบบที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้งานเป็นเซิร์ฟเวอร์แต่ภายหลังถูกพัฒนาให้เป็นระบบปฏิบัติการบนอุปกรณ์พกพา จนต่อมาบริษัท Google ได้ก่อตั้งสมาคมชื่อ Open Handset Alliance ขึ้นมาเพื่อเป็นหน่วยงานกลางในการกำหนดมาตรฐานกลาง โดยเน้นไปที่กลุ่มโรงงาน บริษัทพัฒนาโปรแกรมรวมถึงผู้ผลิตอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการสื่อสาร เพื่อให้ดำเนินงานไปในทิศทางเดียวกัน รุ่นของระบบปฏิบัติการถูกพัฒนาขึ้นเรื่อยๆ โดยเปลี่ยนแปลงตามสภาพการใช้งานและเทคโนโลยีในปัจจุบันอย่างสม่ำเสมอ

โครงสร้างของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android architecture)



ภาพประกอบ 2-5 สถาปัตยกรรมของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ [21]

โครงสร้างการทำงานในระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ดังภาพประกอบ 2-5 ซึ่งจะมีเพียงส่วนชั้น Application เท่านั้นที่ผู้ใช้งานสามารถเข้าถึงได้ผ่านทางหน้าจอสมาร์ตโฟน โดยรายละเอียดการทำงานของแต่ละชั้นเป็นดังนี้

- ชั้น Application เป็นส่วนของหน้าต่างแอปพลิเคชันที่แสดงอยู่บนสมาร์ตโฟน เพื่อให้ผู้ใช้เรียกใช้งานได้ โดยส่วนใหญ่จะเป็นแอปที่ถูกติดตั้งมากับสมาร์ตโฟน เช่น หน้าหลัก (Home) ชื่อผู้ติดต่อ (Contact) โทรออก-รับสาย (Phone) และ การเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ต (Browser) เป็นต้น

- ชั้น Application framework เป็นส่วนที่ให้ผู้พัฒนาใช้พัฒนาโปรแกรมได้สะดวกมากขึ้น โดยไม่ต้องเข้าใช้ชั้นตอนภายในที่อยู่ในชั้นอื่นๆ เพียงแต่ต้องเรียกใช้งานให้ถูกต้อง จากภาพประกอบ 2-5 ในส่วนของ Application framework จะถูกแบ่งออกเป็นการทำงานย่อย 10 การทำงานได้แก่ Activity manager จะเป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่ใช้ในการจัดการการทำงานของการทำงานแอปพลิเคชัน Window manager เป็นส่วนที่ใช้ควบคุมหน้าจอการแสดงผลให้เหมาะสมกับการใช้งาน Notification Manager เป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่จะถูกเรียกใช้เมื่อต้องการแสดงสถานะการทำงานให้แก่ผู้ใช้งานผ่านทางหน้าจอ View system เป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่เกี่ยวกับการจัดการในส่วนของการเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้งาน (User Interface) จัดการโครงสร้างต่างๆภายในหน้าจอแสดงผลเพื่อให้ผู้ใช้สะดวกในการเข้าถึงข้อมูล Location manager เป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่เรียกใช้งานเซนเซอร์ที่เกี่ยวข้องกับทางภูมิศาสตร์และการระบุตำแหน่ง Packet manager เป็นชุดคำสั่งที่ใช้สำหรับการรับส่งข้อมูลในการทำ database หรือเซิร์ฟเวอร์ Resource manager เป็นชุดคำสั่งที่ใช้ในการเข้าถึงข้อมูลที่เป็นข้อความและรูปภาพ Content provider เป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่ใช้ในการเข้าถึงข้อมูลของโปรแกรมอื่นๆ และยังจัดการการเข้าถึงข้อมูลให้กับโปรแกรมอื่นที่เรียกใช้งานด้วย Telephony manager เป็นกลุ่มชุดคำสั่งที่ใช้ควบคุมและจัดการการเข้าถึงข้อมูลผู้ติดต่อ (Contact manager)

- ชั้น Libraries เป็นชั้นที่ใช้ในการควบคุมงานทางด้านกราฟฟิกที่ใช้ภาษา C หรือ C++ ในการพัฒนา โดยแต่ละชุดคำสั่งจะแบ่งไปตามลักษณะของการใช้งาน เช่น SQLite ใช้ในการจัดการระบบฐานข้อมูล WebKit ใช้ในการสร้างหรือแก้ไขข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการเข้าถึงเว็บไซต์ Open GL ES และ SGL ใช้ในการจัดการปรับภาพสองมิติและสามมิติ Surface manager ใช้ในการจัดการส่วนการแสดงผลทางหน้าจอสัมผัส Media framework ใช้จัดการส่วนการแสดงผลของภาพและเสียง เป็นต้น

- ชั้น Android runtime เป็นส่วนที่คอยแปลงโค้ดจากภาษาระดับสูงเป็นภาษาเครื่อง ซึ่งปัจจุบันมี 2 ประเภทคือแบบ Dalvik Virtual Machine ที่เป็น runtime ที่ใช้ในมือถือรุ่นเก่าและ ART ที่ถูกนำมาใช้ในมือถือแอนดรอยด์ตั้งแต่เวอร์ชัน 4.4 ขึ้นไป ซึ่งแบบ Dalvik ถูกออกแบบมาให้ใช้งานแบบ Just In Time หรือ JIT ที่จะแปลงโค้ดเท่าที่ใช้และทำทุกครั้งที่มีการรันตัว

โปรแกรมที่ต้องการขึ้นมา ทำให้ใช้แบตเตอรี่สูง กินเวลานานแต่ใช้ทรัพยากรน้อยกว่า ART ซึ่งจะรันเพียงครั้งเดียวในช่วงการติดตั้งโปรแกรมทำให้กินระยะเวลาในการแปลงโค้ดมากกว่าและใช้ทรัพยากรมากกว่าแต่ข้อดีคือทำให้การเรียกใช้งานโปรแกรมไม่สะดุดการทำงานของมือถือรวดเร็วขึ้น ไฟล์ที่แปลงแล้วจะนามสกุล .DEX (DaviK executable)

- ชั้น Linux kernel เป็นส่วนที่สำคัญที่สุดในการบริหารจัดการระบบปฏิบัติการ ทั้งส่วนของหน้าจอ การเข้าถึงการเชื่อมต่อข้อมูลในรูปแบบต่างๆ การจัดการเรื่องของการบริหารใช้งานหน่วยความจำ เป็นต้น

จากการศึกษาหัวข้อนี้ทำให้ทราบถึงการเรียกใช้สถาปัตยกรรมของแอนดรอยด์ โดยส่วนหลักที่เรียกใช้งานคือในส่วนของการออกแบบหน้าต่างที่ให้ผู้ใช้งานเข้าถึงได้และในส่วนของการเรียกใช้เซนเซอร์ความเร่ง โดยใช้ชุดคำสั่งของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ รวมถึงการศึกษาการใช้งานในส่วนของพื้นที่จัดเก็บข้อมูลเพื่อทำการเขียน Log file การศึกษาระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์จะทำความเข้าใจกับการศึกษาและใช้งานโปรแกรม Android studio

2.5 เซนเซอร์ความเร่ง

เซนเซอร์ในปัจจุบันที่ใช้ในการตรวจจับพฤติกรรมการเคลื่อนไหวมีอยู่หลายชนิดที่นิยมใช้งานคือเซนเซอร์ความเร่งที่สามารถตรวจจับการเคลื่อนที่หรือแรงสั่นสะเทือนในขณะที่มีการเคลื่อนที่ของวัตถุได้มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง เซนเซอร์ความเร่งจะมีอยู่ในสมาร์ตโฟนแทบทุกรุ่นเพื่อใช้ในการตรวจจับการเอียงของสมาร์ตโฟน โดยใช้ในการควบคุมทิศทางของโปรแกรมภายในสมาร์ตโฟนที่มีการเรียกใช้งาน

การประยุกต์ใช้งานเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ตโฟนนั้นมีหลายรูปแบบเช่น นำมาใช้ในการตรวจจับการหมุนว่าสมาร์ตโฟนเอียงอยู่ในทิศทางใด โดยใช้กฎการเคลื่อนที่ของนิวตัน ดังสมการ 2.1

$$F = ma \quad (2.1)$$

โดยที่

m หมายถึง	มวลของวัตถุ มีหน่วยเป็นกิโลกรัม (Kg)
a หมายถึง	ค่าความเร่งของวัตถุ มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

ในกรณีอ่านค่าความเร่งจริงของสมาร์ตโฟนเป็นค่าความเร่งที่คำนวณร่วมกับค่าแรงโน้มถ่วงของโลก หากต้องการใช้ค่าความเร่งของสมาร์ตโฟนจริงต้องนำค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงของโลกออกจากค่าความเร่งที่วัดค่าได้จะได้ ดังสมการ 2.2

$$A_t = -g - A_m \quad (2.2)$$

โดยที่

A_t	หมายถึง	ความเร่งที่ไม่คิดค่าแรงโน้มถ่วงของโลก มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)
g	หมายถึง	ค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงโลก มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2) มีค่า $9.8 m/s^2$
A_m	หมายถึง	ค่าความเร่งของสมาร์ตโฟนที่มีค่าแรงโน้มถ่วงของโลก มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

ถ้าสมาร์ตโฟนไม่มีการเคลื่อนที่ค่าความเร่งที่อ่านได้มีค่า $9.8 m/s^2$ ซึ่งเป็นค่าความเร่งของทิศทางในแกนตั้ง ในงานวิจัยนี้ใช้ค่าความเร่งของเซนเซอร์ 3 แกน (x, y, z) ที่วัดได้มาคำนวณเพื่อหาพฤติกรรมการวิ่งโดยใช้การหาค่าขนาดของความเร่งหรือการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Signal Vector Magnitude)

$$a_{\text{Magnitude}} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (2.3)$$

โดยที่

$a_{\text{Magnitude}}$	หมายถึง	ผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 แกน มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)
a_x, a_y, a_z	หมายถึง	ค่าความเร่งที่วัดได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

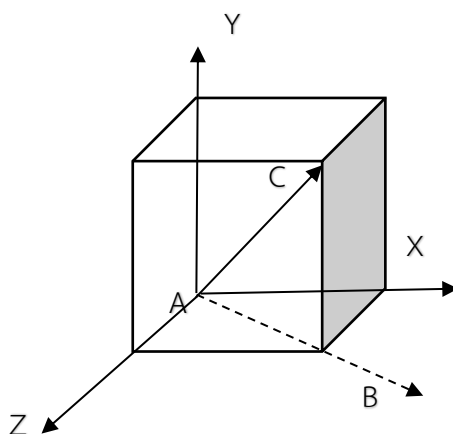
หากสมาร์ตโฟนมีการเคลื่อนที่แบบอิสระ (Freefall) ค่าขนาดความเร่งที่อ่านได้จากการคำนวณด้วยสมการ 2.3 จะมีค่าเป็น $0 m/s^2$

หลักการทำงานของเซนเซอร์ความแรงคล้ายการยืดหรือหดตัวของสปริง โดยมีลูกเหล็กน้ำหนักเป็นตัวที่ใช้ในการดึงหรือดันสปริงให้เกิดค่าความแรงขึ้น ในสมาร์ตโฟนเซนเซอร์ความแรงจะอยู่ในรูปแบบของชิพ MEMs ที่จะถูกติดตั้งไว้ภายในบอร์ดของสมาร์ตโฟนแต่ละเครื่อง โดยทิศทางการติดตั้งเซนเซอร์จะอยู่ในทิศทางเดียวกันคือให้แกน y มีทิศทางพุ่งไปด้านบน แกน x มีทิศทางในแนวระนาบและแกน z มีทิศทางพุ่งออกมาจากสมาร์ตโฟน ซึ่งทิศทางของเซนเซอร์ในสมาร์ตโฟนจะมีทิศทางที่ต่างจากทิศทางของแรงโน้มถ่วงโลกคือ แกน y จะมีทิศทางพุ่งจากทิศใต้ไปยังทิศเหนือ แกน x จะมีทิศทางพุ่งจากทิศตะวันออกไปยังทิศตะวันตกและแกน z จะมีทิศทางพุ่งออกจากผิวโลก

จากการศึกษาคุณสมบัติของเซนเซอร์ความแรง 3 แกน (x, y, z) ทำให้ทราบถึงวิธีการติดตั้งสมาร์ตโฟนรวมถึงการเรียกใช้งานและเมื่อได้ข้อมูลความแรงจะต้องใช้สมการใดในการหาค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์เพื่อนำมาใช้ในส่วนการตรวจจับท่าทางการวิ่ง ในงานวิจัยพิจารณาค่าของเซนเซอร์ความแรงในแนวระนาบกรณีหยุดวิ่งกระทันหันและใช้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์กรณีคำนวณหาแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้า

2.6 กระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์

อัลกอริทึม Signal Vector Magnitude (SVM) เป็นวิธีการหาค่าขนาดของเวกเตอร์ลัพธ์ (ผลรวมของเวกเตอร์หน่วย) ในงานวิจัยจะใช้การคำนวณค่าที่อ่านได้จากแกนของเซนเซอร์ความแรง 3 แกน โดยกระบวนการของสมการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์กรณีใช้ค่าความแรง 3 ค่าสามารถอธิบาย ดังภาพประกอบ 2-6



ภาพประกอบ 2-6 การหาค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 แกน

การคำนวณหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 มิติหมายถึงการนำค่าที่อ่านได้จากการคำนวณหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 มิติที่มีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 ค่ามาใช้คำนวณหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3

แกน ดังภาพประกอบ 2-6 แต่ละแกนแทนค่าของเซนเซอร์ความเร่งที่อ้างอิงแกนด้วยค่า X, Y และ Z ที่มีเวกเตอร์หน่วยสำหรับระบุทิศทางของเวกเตอร์ในแต่ละแกน อธิบายการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 แกน ดังนี้

- หาค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 มิติ อ้างอิงภาพประกอบ 2-6 ในแกนสี่เหลี่ยม แกนที่ใช้คำนวณประกอบด้วย แกน \overline{ZA} และแกน \overline{AX} โดยใช้สมการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 มิติ โดยใช้สมการ 2.4

$$AB = \sqrt{ZA^2 + AX^2} \quad (2.4)$$

- นำค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 มิติที่คำนวณครั้งแรกคือ \overline{AB} มาคำนวณกับแกน \overline{YA} อ้างอิงภาพประกอบ 2.6 ในแกนสี่เหลี่ยมเพื่อหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 2 มิติ โดยใช้สมการ 2.5

$$AC = \sqrt{AB^2 + YA^2} \quad (2.5)$$

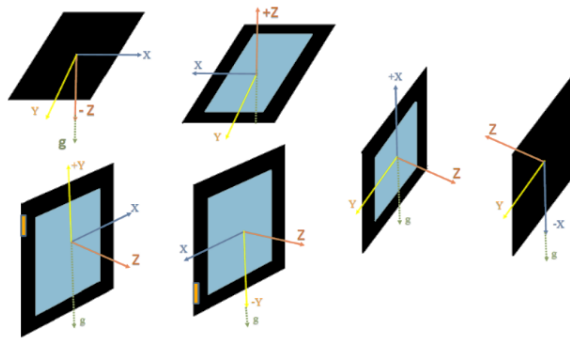
ผลลัพธ์จากการคำนวณเวกเตอร์ผลลัพธ์ 2 มิติจำนวน 2 ครั้งจะได้ค่าของผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 มิติ ในการนำสมการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 มิติมาใช้ในการงานวิจัยจะแทนค่าแกนด้วยค่าความเร่งของเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) โดยใช้สมการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์

$$AC = \sqrt{XA^2 + YA^2 + ZA^2} \quad (2.6)$$

โดยที่

AC	หมายถึง	ผลลัพธ์ของเวกเตอร์ 3 แกน
XA, YA, ZA	หมายถึง	ค่าความเร่งของเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน

การศึกษาอัลกอริทึม SVM เป็นการอธิบายวิธีการนำข้อมูลของเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนมาหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ เพื่อนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) ในกรณีหยุดวิ่งกระทันหัน (Stop immediately) และใช้คำนวณแรงที่กระทำต่อเท้า (Ground Reaction Force) ข้อดีของการใช้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในงานวิจัยคือไม่ต้องคำนึงถึงทิศทางการติดตั้งสมาร์ตโฟน โดยทิศทางของสมาร์ตโฟนที่ติดตั้งบนร่างกายผู้วิ่ง ดังภาพประกอบที่ 2-7 เมื่อวัดค่าความเร่งแล้วนำมาคำนวณหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ค่าที่ได้ไม่ว่าติดตั้งสมาร์ตโฟนทิศทางใดมีค่าเท่ากันเสมอ



ภาพประกอบ 2-7 ทิศทางและค่าแกนต่างๆของเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน

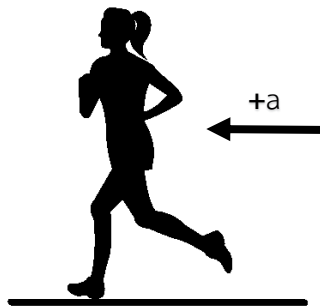
บทที่ 3

การออกแบบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

บทที่ 3 อธิบายการวิเคราะห์และออกแบบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งเพื่อติดตามการออกกำลังกายของผู้วิ่งให้มีการวิ่งที่ถูกสุขลักษณะ โดยใช้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่ได้จากการคำนวณความเร่งขณะวิ่งมาเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าทางและติดตามสถิติการวิ่งจากกราฟเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากการวิ่งได้ ขั้นตอนการออกแบบสามารถแบ่งได้เป็น 3 หัวข้อหลัก ดังนี้

3.1 การออกแบบส่วนของการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

ในส่วนนี้กล่าวถึงการออกแบบระบบเพื่อตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งในกรณีเกิดการหยุดกะทันหัน ซึ่งเป็นสาเหตุการบาดเจ็บบริเวณเอ็นร้อยหวาย กระดูกอ่อนและเอ็นของกระดูกสะบ้า เนื่องจากมีแรงจำนวนมากมากระทำต่อร่างกาย (Acute injury) การบาดเจ็บประเภทนี้เกิดขึ้นทันทีทันใด ซึ่งการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งและการออกแบบระบบในแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้



ภาพประกอบ 3-1 ทิศทางของความเร่งแบบปกติ

ในพฤติกรรมการวิ่งแบบปกติผู้วิ่งจะเคลื่อนที่ในทิศทางตรงไปด้านหน้า จากภาพประกอบ 3-1 เมื่อผู้วิ่งเคลื่อนที่จะเกิดค่าของความเร่งไปในทิศทางเดียวกับการเคลื่อนที่ ดังนั้นการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับค่าความเร่งจะมีค่าเป็นบวกเสมอสามารถใช้เซ็นเซอร์ความเร่ง (Accelerometer 3-axis) อ่านค่าความเร่งได้ 3 แกนประกอบด้วยค่าแกน (x, y, z) ที่ผ่านกระบวนการหาเวกเตอร์ลัพธ์แล้ว (Signal Vector Magnitude)

โดยค่าของผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะเพิ่มขึ้นหรือลดลงขึ้นอยู่กับพฤติกรรมเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง หากผู้วิ่งมีการเคลื่อนที่อย่างรวดเร็ว ค่าความเร่งที่อ่านค่าได้จะมีค่าเพิ่มขึ้นเช่นกัน

ตัวอย่างเช่นผลเปรียบเทียบค่าความเร่งขณะเดินจะมีค่าน้อยกว่าค่าความเร่งขณะวิ่ง คำนวณจากสูตรการเคลื่อนที่แนวตรงคือ

$$s = u + \frac{1}{2}at^2 \quad (3.1)$$

โดยที่

s	หมายถึง	ระยะทางการเคลื่อนที่ มีหน่วยเป็นเมตร (m)
u	หมายถึง	ความเร็วตั้งต้น มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที (m/s)
a	หมายถึง	ความเร่งหรืออัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็ว มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s ²)
t	หมายถึง	เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ มีหน่วยเป็นวินาที (s)

เมื่อกำหนดให้ค่าความเร็วตั้งต้นและระยะทางที่ใช้มีค่าเท่ากันทั้งพฤติกรรมการวิ่งและการเดิน แต่ในพฤติกรรมการวิ่งจะใช้เวลาที่สั้นกว่าการเดินทางที่เท่ากัน ดังนั้นจากการคำนวณในสมการที่ 3.1 ผลที่ได้คือค่าความเร่งของการวิ่งจึงมีค่ามากกว่าการเดินทาง จากจุดนี้ผู้วิจัยสามารถนำช่วงของค่าความเร่งที่เกิดขึ้นมาใช้ในการหาค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) ของแต่ละพฤติกรรมได้



ภาพประกอบ 3-2 ทิศทางของความเร่งเมื่อหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน

ในช่วงระยะเวลาหนึ่งเมื่อผู้วิ่งมีค่าความเร่งเกิดขึ้นหรือหมายถึงมีอัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็วในหน่วยเวลาแล้วหลังจากนั้นเกิดการหยุดกะทันหัน ค่าความเร่งที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่งจะมีค่าติดลบ จากภาพประกอบ 3-2 จากกฎการเคลื่อนที่ข้อที่ 2 ของนิวตันที่ได้มี

การกล่าวว่า “ความเร่งของอนุภาคเป็นปริมาณโดยตรงกับแรงลัพธ์ที่กระทำต่ออนุภาค โดยมีทิศทางเดียวกันและเป็นปริมาณกับมวลของอนุภาค” ได้มีการนิยามความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเร่งและความเร็ว ดังนี้

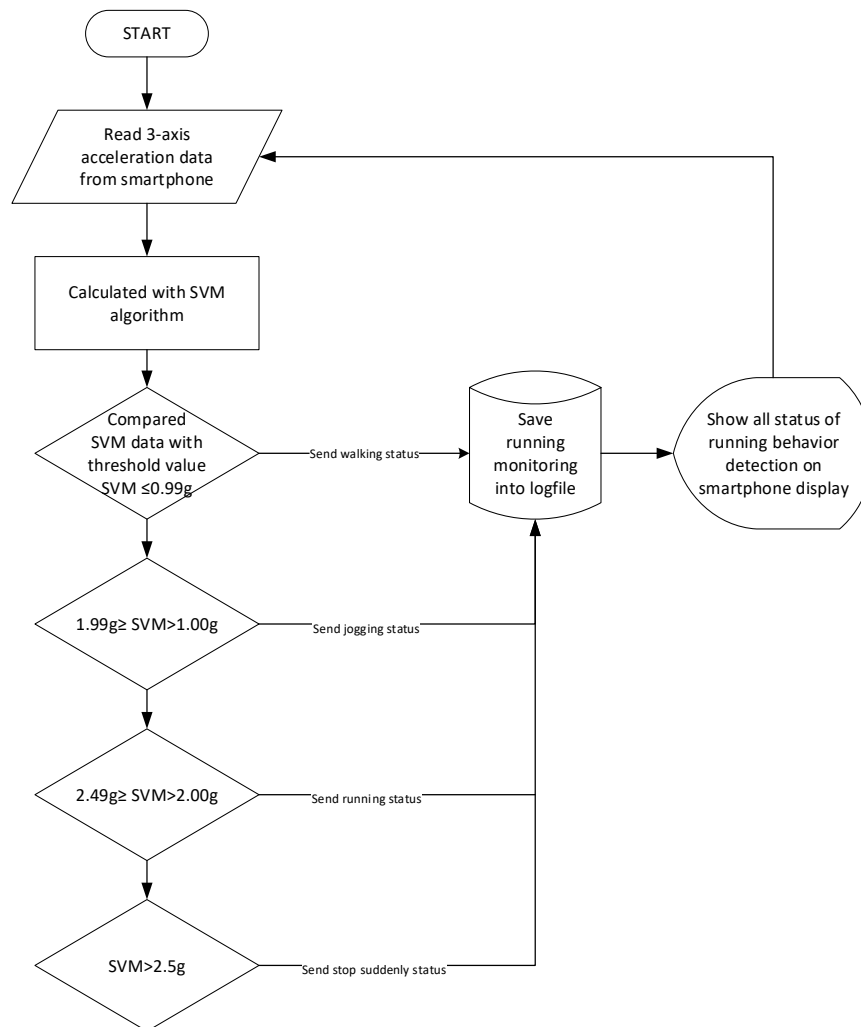
$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (3.2)$$

$$a = \frac{v-u}{t_2-t_1} \quad (3.3)$$

โดยที่

a	หมายถึง	ค่าความเร่งหรือความเร็วที่เปลี่ยนไปในหน่วยเวลา มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)
u	หมายถึง	ค่าความเร็ว ณ เวลาเริ่มต้น มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที (m/s)
v	หมายถึง	ค่าความเร็ว ณ เวลาสิ้นสุด มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที (m/s)
Δt	หมายถึง	ช่วงเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วตั้งแต่เวลาเริ่มต้นถึงเวลาสุดท้าย มีหน่วยเป็นวินาที (s)

จากสมการที่ 3.2 และสมการที่ 3.3 ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาหนึ่ง โดยความสัมพันธ์ในสมการทำให้ทราบว่าค่าความเร่งและค่าความเร็วจะมีการเปลี่ยนแปลงที่สอดคล้องกันเสมอ หากผู้วิ่งติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งที่มีเซนเซอร์ความเร่งไว้จะสามารถนำค่าความเร่งมาวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งได้ ตัวอย่างเช่น เมื่อวิ่งด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้นหมายถึงผู้วิ่งมีการเพิ่มค่าความเร่งในการวิ่ง ระบบจะอ่านค่าความเร่งที่เพิ่มมากขึ้น เมื่อผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่คงที่ในช่วงเวลาหนึ่งค่าความเร่งเฉลี่ยที่อ่านค่าได้จะมีค่าเท่ากับค่าความเร่งที่คงที่เสมอและหากระบบตรวจจับได้ว่าการลดความเร็วลงหรือหมายถึงค่าความเร่งที่อ่านค่าได้ในปัจจุบันมีค่าน้อยกว่าค่าความเร็วก่อนหน้า ระบบจะอ่านค่าความเร่งที่มีค่าเป็นลบหมายถึงผู้วิ่งมีการลดความเร็วในการวิ่งลงเพื่อพร้อมที่จะหยุดวิ่ง ซึ่งกรณีนี้เป็นการหยุดที่ไม่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บจากการวิ่ง



ภาพประกอบ 3-3 การวิเคราะห์พฤติกรรมกรวิ่ง

จากภาพประกอบ 3-3 อธิบายการทำงานของระบบตรวจจับพฤติกรรมกรวิ่งและการตรวจจับเมื่อเกิดเหตุการณ์ที่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บจากการวิ่งดังนี้

(1) เมื่อผู้ทดสอบทำการวิ่ง ระบบการตรวจจับพฤติกรรมกรวิ่งจะเริ่มอ่านค่าจากเซนเซอร์ความเร่งจากสมาร์ทโฟน โดยใช้เซนเซอร์ความเร่งหมายเลข K6DS3TR ผลิตโดยบริษัท STMicroelectronics ภายในชิพประกอบด้วยเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนและเซนเซอร์มุม 3 แกนรองรับการวัดค่าความเร่ง $\pm 4 \text{ g}$ ซึ่งเป็นค่าความเร่งที่เหมาะสมสำหรับพัฒนาระบบในงานวิจัยมีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

(2) ค่าความเร่งที่อ่านได้เป็นข้อมูลดิบ (Raw data) จะถูกนำไปผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (SVM) เพื่อนำไปเปรียบเทียบกับค่าคงที่ที่ได้กำหนดไว้ให้กับระบบ ซึ่งการเลือกใช้วิธีการเปรียบเทียบโดยใช้ค่า SVM จะช่วยในการแก้ไขปัญหาตำแหน่งการติดตั้งของสมาร์ท

โฟนเพราะตำแหน่งของเซนเซอร์หากมีการเคลื่อนที่หรือไม่ได้ติดตั้งตามตำแหน่งและองศาเดิมอาจทำให้ข้อมูลที่อ่านได้เกิดความคลาดเคลื่อนสูง โดยสมการหาผลลัพท์ของเวกเตอร์คือ

$$a_{SVM} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (3.4)$$

โดยที่

a_{SVM}	หมายถึง	ค่าความเร่งที่ผ่านกระบวนการหาผลลัพท์ของเวกเตอร์
x	หมายถึง	ค่าความเร่งที่อ่านค่าได้เมื่อมีการเคลื่อนที่ไปทางซ้ายหรือขวา
y	หมายถึง	ค่าความเร่งที่อ่านค่าได้เมื่อมีการเคลื่อนที่ไปด้านบนหรือด้านล่าง
z	หมายถึง	ค่าความเร่งที่อ่านค่าได้เมื่อมีการเคลื่อนที่ไปในทิศทางข้างหน้าหรือข้างหลัง

(3) นำค่า SVM มาแปลงเป็นความเร่งที่ไม่คิดค่าแรงโน้มถ่วงของโลก เนื่องจาก

- เมื่ออ่านค่าความเร่ง 3 แกน (x, y, z) พบว่าค่าที่มากที่สุดคือค่าความเร่งในแกนแนวตั้ง แม้ว่าผู้ทดสอบไม่ได้หยุดวิ่งกะทันหันหันค่า SVM มีโอกาสสูงมากกว่าค่าการตัดสินใจทำให้เกิดความผิดพลาดในการตรวจจับการหยุดวิ่ง กรณีที่เกิดความผิดพลาดพบในผู้ทดสอบที่ลงเท้าสัมผัสพื้นด้วยแรงจำนวนมากหรือผู้ทดสอบมีน้ำหนักตัวมากค่า SVM จะมีค่ามากกว่า 2.5 g

- จากทฤษฎีการเคลื่อนที่ข้อที่ 3 ของนิวตันที่ว่า “วัตถุใดๆถูกกระทำโดยโลก วัตถุนั้นก็กระทำโลกด้วยแรงที่มีขนาดเท่ากันด้วย” ซึ่งค่า g ของแรงโน้มถ่วงโลกมีค่าเท่ากับ 9.8 m/s^2 ผู้วิจัยจึงได้นำค่านี้มาลบกับค่า SVM เพื่อลดแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำต่อผู้วิ่ง โดยไม่ส่งผลกระทบต่อ การส่งข้อมูลความเร่งในสมาร์ทโฟนจึงได้สมการ

$$a_g = \frac{(a_{SVM} - 9.8)}{9.8} \quad (3.5)$$

โดยที่

a_g	หมายถึง	ความเร่งที่ไม่คิดค่าแรงโน้มถ่วงของโลก มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)
a_{SVM}	หมายถึง	ผลลัพธ์ของเวกเตอร์ มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2)

(4) ค่า SVM จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) ซึ่งเป็นค่าที่ได้มาจากค่าเฉลี่ยของการทดสอบการวิ่งกรณีต่างๆของกลุ่มผู้ทดสอบชายหญิงจำนวน 10 คนทดสอบการวิ่งคนละ 10 ครั้ง โดยการพิจารณาจะถูกแบ่งออกเป็น 5 กรณีคือ

- กรณีค่า SVM มีค่าอยู่ในช่วง 0 g ถึง 0.10 g หมายถึง ระบบตรวจจับพฤติกรรมของท่าทางการยืนได้ โดยค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในกรณีนี้จะมีค่าความเร่งเข้าใกล้ศูนย์

- กรณีค่า SVM มีค่าอยู่ในช่วง 0.11 g ถึง 0.99 g หมายถึง ระบบตรวจจับพฤติกรรม การเดินได้ กรณีนี้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะเปลี่ยนแปลงจากท่าทางการยืนไม่มาก เนื่องจากเป็นพฤติกรรมที่ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งต่ำ

- กรณีค่า SVM มีค่าอยู่ในช่วง 1.00 g ถึง 1.99 g หมายถึง ระบบตรวจจับพฤติกรรม การวิ่งเพื่อสุขภาพได้ ช่วงของความเร่งนี้เป็นช่วงที่เหมาะสมสำหรับการวิ่งที่ถูกสุขลักษณะ

- กรณีค่า SVM มีค่าอยู่ในช่วง 2.00 g ถึง 2.49 g หมายถึง ระบบตรวจจับพฤติกรรม การวิ่งที่มีความเร่งสูงได้ ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในช่วงนี้เป็นช่วงที่มีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากการวิ่งได้หากผู้วิ่งไม่ระมัดระวัง ตัวอย่างเช่น ผู้วิ่งเปลี่ยนทิศทางอย่างเฉียบพลันหรือมีการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน เป็นต้น

- กรณีค่า SVM มีค่ามากกว่า 2.5 g หมายถึง ระบบตรวจพบพฤติกรรมที่มีความเสี่ยงสูงจะบาดเจ็บจากการวิ่งจากการหยุดกะทันหัน

ในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งทุกกรณีระบบจะนับจำนวนที่ตรวจจับพฤติกรรมต่างๆได้และแจ้งแก่ผู้ทดสอบบนหน้าจอสมาร์ทโฟนเพื่อให้ผู้ทดสอบได้ดูภาพรวมและความถี่ที่มีความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากการวิ่งได้

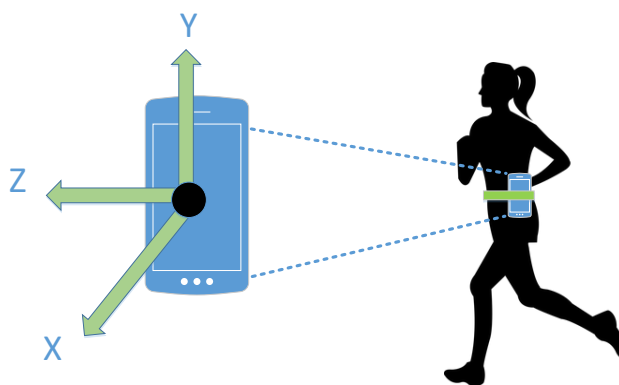
(5) ระบบทำการจัดเก็บค่า SVM และค่าที่อ่านได้จากอุปกรณ์ทั้งหมดลงในหน่วยความจำภายในของสมาร์ทโฟน

การออกแบบระบบในส่วนนี้จะช่วยให้ผู้วิ่งสามารถวิ่งได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น เพราะการวิ่งถือได้ว่าเป็นการออกกำลังกายและเป็นกีฬาที่มีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บได้ง่าย เนื่องจากการเคลื่อนที่ที่ผิดจังหวะหรือจากแรงกระทำมากที่มากกระทำต่อร่างกาย โดยเฉพาะร่างกาย

ส่วนล่างที่ใช้ในการเคลื่อนที่ (Lower extreme) จัดเป็นส่วนสำคัญที่ต้องคอยพยุงร่างกายเมื่อเกิดกรณีที่ไม่คาดคิด การเฝ้าระวังพฤติกรรมต่างๆที่เกิดขึ้นขณะวิ่งโดยเฉพาะการบาดเจ็บที่เกิดจากแรงมากขึ้นจะช่วยให้ผู้วิ่งระมัดระวังการวิ่งมากยิ่งขึ้นและลดภาวะการบาดเจ็บจนเป็นสาเหตุให้เกิดการบาดเจ็บแบบเรื้อรังจากสาเหตุการไม่ใส่ใจอาการบาดเจ็บจากการวิ่งด้วย

3.2 ตำแหน่งของเซนเซอร์ความเร่งที่ใช้ในการตรวจจับท่าทางการวิ่ง

เซนเซอร์ความเร่ง (Accelerometer) 3 แกนถูกนำมาใช้สำหรับตรวจจับการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง เนื่องจากคุณสมบัติของเซนเซอร์ความเร่งที่สามารถตรวจจับค่าความเร่งเมื่อวัตถุมีการเคลื่อนที่ในทิศทางต่างๆและการอ่านค่าที่สามารถบอกถึงทิศทางของการเคลื่อนที่ของผู้วิ่งได้ เช่น เมื่อค่าความเร่งที่ได้มีค่าเป็นบวก หมายถึงผู้วิ่งมีการวิ่งในทิศทางไปข้างหน้าและจะอ่านค่าเป็นค่าลบในกรณีที่ผู้วิ่งเกิดการวิ่งในทิศทางตรงข้ามกับทางเดิม เป็นต้น ในการติดตั้งสมาร์ตโฟนบนร่างกายในที่นี้เลือกใช้บริเวณสะโพกสำหรับอ่านค่าความเร่งจากเซนเซอร์ที่อยู่ในสมาร์ตโฟน เนื่องจากบริเวณนี้เป็นตำแหน่งกึ่งกลางของร่างกายที่เมื่อทำการเก็บค่าการวิ่งแล้วได้ค่าที่แม่นยำมากที่สุดและเป็นตำแหน่งที่เมื่อติดตั้งสมาร์ตโฟนจะไม่ทำให้ผู้วิ่งเกิดความไม่สะดวกในการวิ่ง โดยรูปแบบการติดตั้งจะใช้สมาร์ตโฟนติดตั้งบริเวณส่วนหน้าของสะโพกในการเก็บข้อมูลส่วนของการทดสอบหรือติดตั้งที่ตำแหน่งหรือทิศทางใดๆบนสะโพก เพราะในการวิจัยนี้ได้สังเกตเห็นถึงปัญหาเกี่ยวกับทิศทางในการติดตั้งอุปกรณ์จึงเลือกใช้สมการหาเวกเตอร์ลัพธ์หรือ SVM มาช่วยในการแก้ไขปัญหานี้ ทำให้ผู้ใช้งานสามารถติดตั้งสมาร์ตโฟนในทิศทางใดก็ได้ ค่าที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่งจะประกอบไปด้วยกัน 3 ค่า คือ ค่าที่อ่านได้จากการเคลื่อนที่ในทิศทางซ้ายหรือขวากำหนดให้เป็นค่าจากแกน x ค่าที่อ่านได้จากการเคลื่อนที่ในทิศทางบนหรือล่างกำหนดให้เป็นค่าจากแกน y และค่าที่อ่านได้จากการเคลื่อนที่ซึ่งเป็นค่าที่อยู่ระหว่างค่าแกน x และแกน y มีทิศทางตั้งฉากกับทั้งสองแกนกำหนดให้เป็นค่าจากแกน z ซึ่งค่าความเร่งที่อ่านได้จะถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อใช้ในการตรวจสอบพฤติกรรมวิ่งทั้งในส่วนของการตรวจจับการบาดเจ็บเนื่องจากการหยุดกะทันหันและการตรวจจับพฤติกรรมวิ่งด้านสุขภาพ



ภาพประกอบ 3-4 ตำแหน่งติดตั้งสมาร์ตโฟนเพื่อตรวจจับการวิ่ง

จากภาพประกอบ 3-4 แสดงตำแหน่งการติดตั้งสมาร์ตโฟนขณะวิ่ง โดยผู้วิ่งจะทำการติดตั้งสมาร์ตโฟนบริเวณสะโพก เช่นเซอร์ความเร็ว 3 แกนในสมาร์ตโฟนจะทำการอ่านค่าความเร็วในแกน x y และ z เข้ามาเก็บไว้ในหน่วยความจำของอุปกรณ์และทำการคำนวณค่าต่างๆที่ใช้ในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งหลังจากนั้นจะส่งค่าที่ผ่านการประมวลผลแสดงบนหน้าจอสมาร์ตโฟนแก่ผู้ใช้งาน

3.3 การออกแบบส่วนแสดงผลบนสมาร์ตโฟน

การออกแบบส่วนแสดงผลเพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถที่จะดูพฤติกรรมการวิ่งของตนเองได้ โดยการอ่านค่าที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมการวิ่งจะถูกออกแบบไว้เป็น 3 ส่วน ได้แก่ ส่วนของหน้าจอหลักที่แสดงการวิ่งในช่วงเวลานั้น ส่วนของกราฟที่แสดงรูปแบบการเคลื่อนไหวและส่วนของการอ่านค่าในรูปแบบของไฟล์ข้อความ ซึ่งในแต่ละส่วนมีความสำคัญ ดังนี้

3.3.1 การอ่านค่าพฤติกรรมการวิ่ง

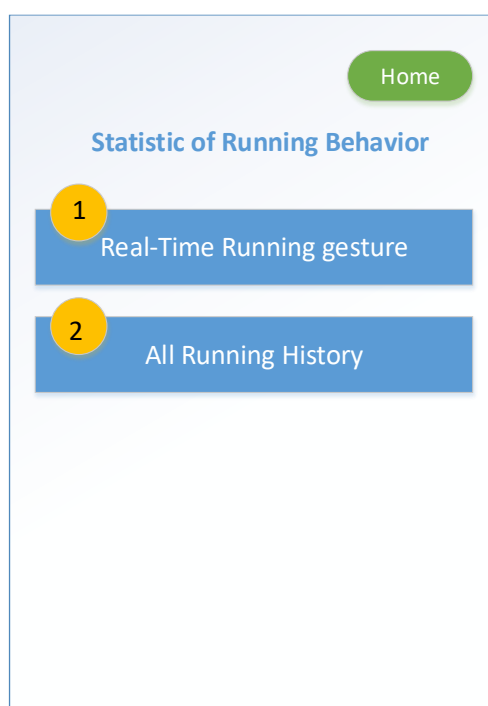
ในส่วนนี้เป็นการอธิบายการออกแบบการแสดงผลของหน้าจอหลักแบ่งเป็น 3 ส่วนประกอบด้วยส่วนของการวิเคราะห์พฤติกรรมที่เกิดขึ้นขณะวิ่ง ส่วนของเมนูการใช้งานโปรแกรมและส่วนของการแสดงค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่ระบบตรวจจับได้ ในแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้

ภาพประกอบ 3-5 หน้าจอหลักของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

การทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งจากภาพประกอบ 3-5 อธิบายตามลำดับคือส่วนที่ 1 เป็นส่วนการแสดงผลการจำแนกพฤติกรรมการวิ่ง โดยจะแสดงจำนวนครั้งที่ระบบสามารถตรวจจับท่าทางที่เกิดขึ้นขณะวิ่งได้ ซึ่งประกอบด้วยท่าทางการยืน การเดิน การวิ่งเพื่อสุขภาพ การวิ่งด้วยความเร็วสูงและการหยุดกะทันหัน โดยใช้ค่าคงที่ในการตัดสินใจที่ได้จากการทดสอบเป็นตัวแบ่งแยกพฤติกรรมที่เกิดขึ้น ค่าคงที่ในการตัดสินใจของการวิ่งจะอยู่ในช่วง 0 g ถึง 2.5g และมีค่าไม่เกิน 3.5g สำหรับผู้วิ่งทุกประเภท ซึ่งค่าที่เหมาะสมสำหรับการวิ่งเพื่อสุขภาพจะอยู่ในช่วง 1g ถึง 1.99 และไม่ควรมากเกิน 2.49 g การเฝ้าติดตามพฤติกรรมการวิ่งยังสามารถอ่านค่าจากกราฟได้ ส่วนที่ 2 เป็นส่วนที่ผู้ใช้งานสามารถเลือกอ่านค่าสถิติการวิ่งจากกราฟ โดยเลือกปุ่ม Show running graph เพื่อดูพฤติกรรมการวิ่งจากกราฟเส้นที่จะแสดงพฤติกรรมการวิ่งเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าทางทำให้ผู้ใช้งานเข้าใจเกี่ยวกับพฤติกรรมการวิ่งได้ง่ายขึ้น อธิบายเพิ่มเติมในหัวข้อ 3.3.2 การอ่านค่าพฤติกรรมการวิ่งจากกราฟเส้นและส่วนที่ 3 เป็นส่วนของการแสดงค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์แบบเรียลไทม์ขณะวิ่งเป็นค่าความเร่ง 3 แกน (x, y, z) ที่อ่านค่าได้จากเซนเซอร์ความเร่งบนสมาร์ตโฟน

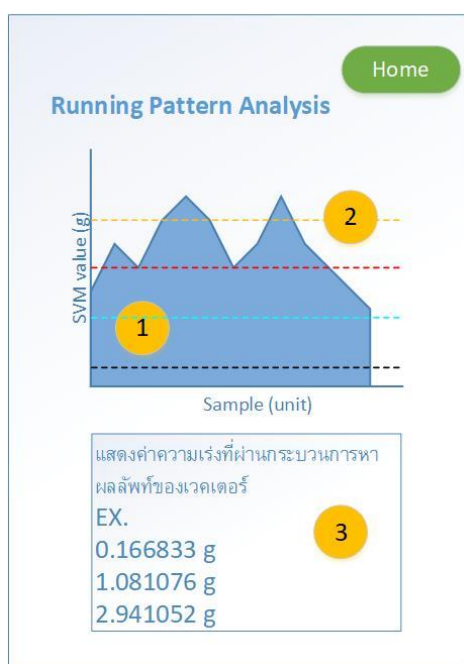
3.3.2 การอ่านค่าพฤติกรรมการวิ่งจากกราฟเส้น

การออกแบบส่วนแสดงผลเพื่อติดตามพฤติกรรมการวิ่งแบบภาพรวมทั้งหมด ซึ่งต่างจากรูปแบบในหัวข้อแรกคือสามารถดูผลย้อนหลังหรือเลือกช่วงเวลาที่ทำกรวิ่งได้ในรูปแบบของกราฟ ดังภาพประกอบ 3-6



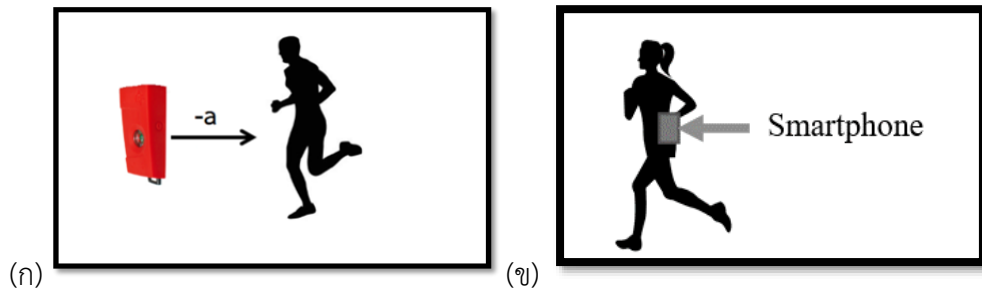
ภาพประกอบ 3-6 หน้าจอภาพรวมของผลการวิ่ง

จากภาพประกอบ 3-6 แสดงภาพรวมที่ได้จากการเก็บผลการวิ่งในแต่ละครั้ง การเข้าถึงหน้าต่างนี้ผู้ใช้งานสามารถเลือกอ่านค่าได้ โดยหมายเลข 1 ออกแบบให้เป็นปุ่มที่ใช้เรียกดูข้อมูลการวิ่งปัจจุบัน โดยจะทำการเรียกข้อมูลจาก Log file ในสมาร์ทโฟนขึ้นมาแสดงเฉพาะที่เป็นข้อมูลการวิ่งล่าสุดเท่านั้น การออกแบบลักษณะนี้ช่วยให้ผู้ใช้งานง่ายต่อการดูประวัติการวิ่งในทันที โดยไม่ต้องทำการค้นหาเพิ่มเติม ส่วนในหมายเลข 2 จะเป็นปุ่มที่ใช้เรียกดูประวัติการวิ่งทั้งหมด ในส่วนนี้ออกแบบมาเพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถดูพฤติกรรมการวิ่งตั้งแต่เริ่มบันทึกผลครั้งแรกจนถึงปัจจุบันได้



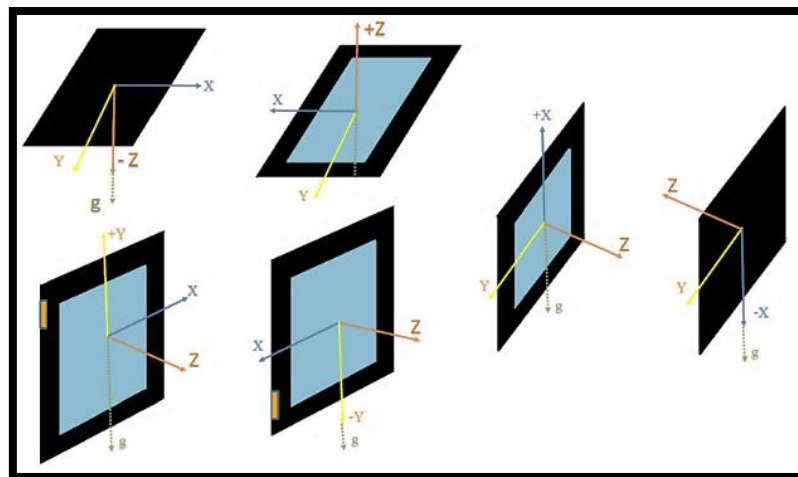
ภาพประกอบ 3-7 หน้าจอแสดงกราฟ SVM ในเวลาปัจจุบัน

จากภาพประกอบ 3-7 อธิบายกราฟความเร่งของการวิ่งในเวลาปัจจุบัน โดยแสดงผลแบ่งออกเป็น 3 ส่วนคือ หมายเลข 1 จะเป็นการแสดงกราฟภาพรวมของพฤติกรรมการวิ่งล่าสุด โดยกำหนดให้แกนในแนวนอนเป็นเวลาที่เราตรวจสอบการวิ่งได้มีหน่วยเป็นวินาทีและแกนในแนวตั้งเป็นค่าที่มาจากค่าคำนวณ ค่าที่แสดงเป็นค่าของเวกเตอร์ลัพธ์จะหมายถึงความเร่งที่คำนวณด้วย SVM ค่าที่ได้จะมีหน่วยเป็น g ซึ่งหมายถึงหน่วยของแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravity) หมายเลข 2 หมายถึงเส้นที่ใช้แทนค่าคงที่ในการตัดสินใจในแต่ละช่วงของพฤติกรรมการวิ่ง โดยอธิบายรายละเอียดการหาค่าทดสอบในบทที่ 4 หมายเลข 3 หมายถึงค่าความเร่งที่ผ่านอัลกอริทึม Signal Vector Magnitude : SVM ที่ใช้หาเวกเตอร์ลัพธ์จากสมการ $a_{SVM} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ ค่าที่นำมาใช้ในการคำนวณได้มาจากการอ่านค่าจากเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ทโฟน



ภาพประกอบ 3-8 ความแตกต่างของการเลือกใช้วิธีการในการทดสอบการติดตั้งอุปกรณ์

ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบการทดสอบส่วนนี้เป็นส่วนแรกเพื่อให้ได้ค่าของการตรวจจับการวิ่งที่แม่นยำมากที่สุด จากภาพประกอบ 3-8 นี้จะสังเกตเห็นว่า เมื่อติดตั้งสมาร์ทโฟนดังภาพประกอบ 3-8(ก) แกน Z ที่อ่านค่าบวกจะมีทิศทางไปข้างหน้าของผู้ใช้ แต่ปัญหาที่พบคือเมื่อผู้ใช้งานทำการเปลี่ยนตำแหน่งหรือองศาของสมาร์ทโฟนไปจากตำแหน่งเดิม ค่าที่ได้มีความเกิดการคลาดเคลื่อนสูง โดยอธิบายรายละเอียดในบทที่ 4 หัวข้อการทดสอบการติดตั้งอุปกรณ์ จึงไม่เหมาะสมจะมาใช้ในงานวิจัย ส่วน 3-8(ข) แสดงการติดตั้งสมาร์ทโฟนในรูปแบบต่างกัน 7 ทิศทางตามภาพประกอบ 3-9 และใช้อัลกอริทึม SVM ค่าที่อ่านได้ที่ความแม่นยำสูงและทิศทางการติดตั้งอุปกรณ์ไม่ส่งผลต่อค่าที่อ่านได้ ผู้วิจัยจึงเลือกใช้วิธีการอ่านค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์มาใช้ในการแสดงผลในกราฟ SVM



ภาพประกอบ 3-9 ทิศทางติดตั้งสมาร์ทโฟนกรณีใช้การคำนวณด้วย SVM

การอ่านค่าของกราฟสามารถนำไปใช้ในการวิเคราะห์ท่าทางที่เกิดขึ้นในขณะที่วิ่งได้ เพราะในการวิ่ง 1 รอบอาจจะประกอบไปด้วยท่าเดิน ท่าวิ่งด้วยความเร็วปกติ ท่าวิ่งด้วยความเร่ง ท่าหยุดกะทันหัน และการหยุดวิ่งได้ ซึ่งหากผู้ใช้งานสังเกตพฤติกรรมจากกราฟเหล่านี้ได้จะเป็นประโยชน์ในการปรับเปลี่ยนท่าทางการวิ่งและลดความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากการวิ่งได้มากขึ้น



ภาพประกอบ 3-10 หน้าจอแสดงการค้นหาประวัติการวิ่ง

ผู้ใช้งานสามารถทำการบันทึกผลพฤติกรรมการวิ่งและสามารถนำมาวิเคราะห์ย้อนหลังเพื่อพัฒนาการวิ่งให้ถูกสุขลักษณะหรือตรวจสอบหาความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ในส่วนนี้ถูกออกแบบมาเพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถเลือกประวัติการวิ่งย้อนหลังได้จากช่วงเวลาที่ทำกรวิ่งได้ จากหมายเลข 1 ผู้ใช้งานสามารถระบุช่วงเวลาที่ต้องการให้แสดงค่าพฤติกรรมกรวิ่งได้ โดยดูจากเวลา (Timestamp) จากหมายเลข 3 ที่ระบุไว้ท้ายชื่อไฟล์ โดยชื่อไฟล์จากรูปหมายเลข 2 จะสร้างขึ้นในชื่อเดียวกันแต่จะมีการเพิ่มตัวเลขกำกับเพื่อให้ง่ายต่อการค้นหาโดยผู้ใช้ไม่ต้องเสียเวลาในการสร้างไฟล์

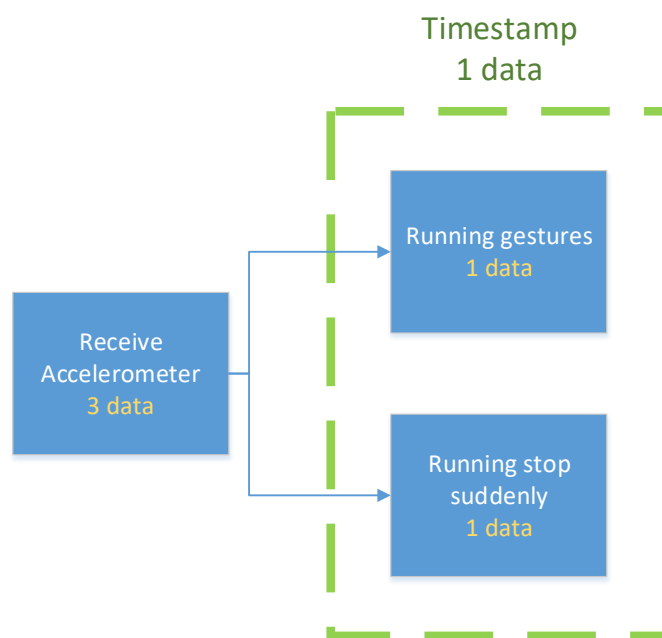
การเลือกไฟล์ที่ต้องการให้แสดงทั้งหมดข้อมูลที่แสดงจะออกแบบมาให้ต่างจากการแสดงกราฟข้อมูลการวิ่งในปัจจุบันเพียงเล็กน้อยคือตัดการแสดงผลข้อมูลในส่วนของตัวเลข เพราะจากการสอบถามกลุ่มผู้ใช้งานพบว่าในส่วนนี้ไม่มีความจำเป็นหรือโดยปกติผู้ใช้งานเพียงแต่ต้องการดูข้อมูลพฤติกรรมกรวิ่งในรูปแบบกราฟคร่าวๆเท่านั้น ตามภาพประกอบ 3-10 แต่หากต้องการข้อมูล

ที่เป็นตัวเลขหรือข้อมูลในเชิงลึกเพื่อนำไปช่วยประกอบการวิเคราะห์ทางการแพทย์สามารถใช้ไฟล์ที่ถูกจัดเก็บในรูปแบบของ Text file ในสมาร์ทโฟนได้

3.4 การออกแบบส่วนจัดเก็บข้อมูลพฤติกรรมการวิ่งลงในหน่วยความจำของสมาร์ทโฟน

การออกแบบในส่วนนี้เป็นส่วนที่สำคัญอีกส่วนหนึ่งที่ถูกเรียกใช้งานอย่างสม่ำเสมอไม่ว่าจะเป็นการเรียกใช้ข้อมูลเพื่อนำมาคำนวณหาค่าต่างๆ หรือจำเป็นต้องเก็บข้อมูลอะไรบางอย่างเพื่อให้เหมาะสมกับระบบหรือควรจะใช้รูปแบบใดในการจัดเก็บสามารถอธิบายได้ดังนี้

3.4.1 การวิเคราะห์ข้อมูลที่ต้องจัดเก็บ



ภาพประกอบ 3-11 การคำนวณหาข้อมูลที่จัดเก็บใน Log file

จากภาพประกอบ 3-11 จะพบว่าการจัดเก็บข้อมูลเริ่มตั้งแต่การตรวจจับพฤติกรรม การวิ่ง โดยข้อมูลในส่วนแรกที่ได้รับมาคือค่าที่ได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนที่ประกอบไปด้วยค่า x , y และ z เมื่อทำการจัดเก็บข้อมูลแรกแล้วระบบจะมีการเรียกใช้ข้อมูลใน 2 ส่วนหลักคือในส่วนของการจำแนกท่าทางขณะวิ่งและการตรวจจับการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน ซึ่งใน 2 ส่วนนี้จะทำงานไปพร้อมๆกันในระยะเวลาเดียวกันทำให้ต้องมีการเก็บข้อมูลในส่วนช่วงเวลาด้วย ดังนั้นข้อมูลที่ต้องเก็บใน Log file จึงมีทั้งหมด 5 ค่า

3.4.2 รูปแบบการจัดเก็บ

การพัฒนาระบบในส่วนของการจัดเก็บนี้ เนื่องจากข้อมูลส่วนใหญ่สามารถเก็บได้ในหน่วยความจำของสมาร์ทโฟนและระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์มีส่วนรองรับให้เรียกใช้งานหรือสร้างไฟล์ที่จะจัดเก็บข้อมูลต่างๆได้ง่าย โดยอ้างอิงตำแหน่งที่การจัดเก็บข้อมูลไปยังหน่วยความจำภายในเพื่อลดความเสี่ยงที่ข้อมูลจะสูญหายในกรณีหน่วยความจำภายนอกได้รับความเสียหายและการเลือกใช้หน่วยความจำภายในช่วยให้การเรียกใช้ข้อมูลทำได้รวดเร็ว การจัดเก็บในรูปแบบ text file ใช้พื้นที่การจัดเก็บที่น้อยจึงไม่ต้องกังวลว่าหน่วยความจำจะไม่เพียงพอต่อการใช้งาน ภาพประกอบ 3-12 แสดงให้เห็นการสร้างไฟล์ภายในหน่วยความจำภายในสมาร์ทโฟน



ภาพประกอบ 3-12 การเก็บข้อมูลการวิ่งในรูปแบบ Text file

บทที่ 4

การทดสอบและวิเคราะห์ประสิทธิภาพ

บทนี้เป็นการอธิบายการทดสอบระบบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งโดยใช้สมาร์ตโฟนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์จำลองเหตุการณ์ที่จะเกิดขึ้นในขณะวิ่ง ซึ่งงานวิจัยนี้จะกำหนดการทดสอบการวิ่งในหลากหลายกรณีและเพิ่มความหลากหลายของกลุ่มผู้ทดสอบเพื่อดูผลลัพธ์และประเมินประสิทธิภาพของการทำงานของระบบแสดงในบทนี้

4.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบระบบ

4.1.1 เครื่องมือทางด้านฮาร์ดแวร์

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้สมาร์ตโฟนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ในการวัดค่าความเร่งขณะวิ่งเพื่อนำไปวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง เหตุผลในการเลือกใช้สมาร์ตโฟนเพราะเป็นเครื่องมือที่คนทั่วไปใช้ในชีวิตประจำวันและผู้วิ่งส่วนใหญ่นิยมใช้ในการประกอบการออกกำลังกาย เช่น ใช้ฟังเพลง เก็บข้อมูลด้านสุขภาพและใช้วิเคราะห์ข้อมูลการวิ่งในแต่ละครั้ง เป็นต้น สมาร์ตโฟนที่ใช้ในงานวิจัย มีคุณสมบัติดังนี้

(1) สมาร์ตโฟน Samsung Galaxy Note 5

คุณสมบัติทั่วไป

- ประมวลผลการทำงานด้วยระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ เวอร์ชัน 5.1 (Lollipop)
- หน่วยประมวลผล Octa-core (Quad 2.1 GHz Cortex-A57และ Quad 1.5 GHz Cortex-A53)
- หน่วยความจำภายในตัวเครื่อง 32 GB
- หน่วยความจำแบบชั่วคราว (RAM) 4 GB
- มีเซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจจับการเคลื่อนไหว (K6DS3TR) คือเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (Accelerometer), เซนเซอร์มุม 3 แกน (Gyro)

การเลือกใช้สมาร์ตโฟนรุ่นนี้เนื่องจากในงานวิจัยจะใช้เซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งประกอบด้วยท่าทางหยุดนิ่ง การเดิน การวิ่งเพื่อสุขภาพ การวิ่งด้วยค่าความเร่งสูงและการตรวจจับการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน โดยนำค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก (g : Gravity) มาผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์แล้วนำมาเปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) ของแต่ละท่าทางขณะวิ่ง ซึ่งค่าคงที่ในการตัดสินใจเป็นค่าเฉลี่ยที่ได้มาจากการทดสอบท่าทางต่างๆกับกลุ่มอาสาสมัครมีค่าสูงสุดอยู่ที่ 2.5 g ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้สมาร์ต

โฟน Samsung Galaxy Note 5 ที่มีเซนเซอร์ความเร่งรองรับกับการทำงานของระบบคือมีค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลกเท่ากับ ± 4 g

(2) เซนเซอร์เบอร์ K6DS3TR ผลิตโดยบริษัท STMicroelectronic มีคุณสมบัติ ดังนี้

- เซนเซอร์ตรวจจับความเคลื่อนไหว 6 แกน ประกอบด้วยเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน และเซนเซอร์มุม 3 แกน

- รองรับการวัดค่าความเร่งในช่วง (Range) ± 2 , ± 4 , ± 8 , ± 16 g และรองรับการวัดค่ามุมในช่วง (Range) ± 125 , ± 245 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 dps

- ใช้พลังงาน 0.25 mA

- การรับส่งข้อมูลผ่าน I²C

4.1.2 เครื่องมือทางด้านซอฟต์แวร์ใช้ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ เวอร์ชัน 4.0 ขึ้นไป ที่ปรับปรุงการเข้าถึงของผู้ใช้งาน (User Interface) ให้สะดวกมากขึ้น รองรับการทำงานกับการรับส่งข้อมูลแบบพลังงานต่ำ

4.2 รูปแบบในการทดสอบระบบ

ในงานวิจัยนี้คำนึงถึงเหตุการณ์และพฤติกรรมต่างๆที่สามารถเกิดขึ้นได้ในขณะวิ่ง เช่น การยืน (Standing) การเดิน (Walking) การวิ่งเพื่อสุขภาพ (Jogging) การวิ่งเร็ว (Running) และการหยุดกระทันหัน (Stop suddenly) การออกแบบการทดสอบจึงคำนึงถึงความหลากหลายของพฤติกรรมดังกล่าว โดยไม่คำนึงถึงกลุ่มผู้ใช้งาน เนื่องจากส่วนของการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งด้วยค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์มีการลดค่าแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำต่อผู้วิ่งหรือนำค่าความเร่งในแกนตั้ง ออกทำให้ค่าความเร่งที่เกิดจากน้ำหนักตัวของบุคคลไม่ส่งผลต่อการตรวจจับกรณีหยุดวิ่งอย่างกระทันหัน ดังนั้นค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) จึงสามารถใช้ได้กับผู้วิ่งทุกประเภท โดยอ้างอิงการวิเคราะห์จากบทที่ 3 หัวข้อ 3.1 การออกแบบส่วนของการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งในงานวิจัยนี้ประกอบไปด้วย

4.2.1 การออกแบบสถานการณ์จำลองและทดสอบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง

การทดสอบนี้ออกแบบมาเพื่อทดสอบประสิทธิภาพและความยืดหยุ่นของระบบวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งในสถานการณ์ที่หลากหลาย โดยแบ่งการทดสอบพฤติกรรมการวิ่งเป็น 3 กรณี ซึ่งทุกกรณีผู้ทดสอบจะต้องเปลี่ยนท่าทางตามที่กำหนดไว้ โดยจะทำการเปลี่ยนท่าทางทุกๆ 5 นาทีหรือเมื่อได้รับสัญญาณให้เปลี่ยนท่าทางจากผู้วิจัย กรณีที่ใช้ทดสอบมีหัวข้อดังนี้

- กรณีทดสอบการเดิน-วิ่ง-เดิน
- กรณีทดสอบการเดิน-วิ่งด้วยความเร่งสูง-หยุดวิ่งอย่างกะทันหัน
- กรณีทดสอบการเดิน-วิ่งเพื่อสุขภาพ-หยุดวิ่งอย่างกะทันหัน

การทดสอบทุกกรณีในหัวข้อนี้มีจุดมุ่งหมายคือเพื่อทดสอบการจำแนกพฤติกรรมที่แตกต่างกันในการวิ่งของแต่ละบุคคลเพื่อพิจารณาว่าระบบสามารถเก็บข้อมูลและแจ้งเตือนแก่ผู้ทดสอบได้ครบหรือไม่ โดยผลลัพธ์ที่อ่านค่าได้ทั้งหมดจะถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อหาปัจจัยที่จะทำให้ระบบมีความผิดพลาดแล้วนำข้อผิดพลาดไปทำการปรับปรุงแก้ไขต่อไป

4.2.2 การทดสอบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งในสถานการณ์จริง

ในส่วนนี้เป็นการนำโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งมาทดสอบในสถานการณ์จริง โดยอาสาสมัครจะใช้โปรแกรมที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นติดตั้งบนสมาร์ตโฟนแอนดรอยด์และนำไปทดสอบวิ่ง โดยการวิ่งใช้รูปแบบอิสระคือไม่มีการกำหนดท่าทางหรือพฤติกรรม ระยะทาง เวลาที่ใช้ของผู้วิ่ง หลังจากนั้นผู้วิจัยจะเก็บผลการทดสอบของอาสาสมัครเพื่อนำไปวิเคราะห์ความสมบูรณ์ของโปรแกรมว่าสามารถตรวจจับพฤติกรรมต่างๆที่เกิดขึ้นขณะวิ่งได้ถูกต้องหรือไม่

4.3 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งบนสมาร์ตโฟน

ในส่วนนี้เป็นการทดสอบการทำงานของระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งบนสมาร์ตโฟนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยทำการติดตั้งสมาร์ตโฟนที่มีแอปพลิเคชันตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งชื่อ SensorACC नामสกุลไฟล์ .apk และอุปกรณ์นี้จะต้องมีเซนเซอร์ความเร่ง $\pm 4\text{ g}$ ขึ้นไปติดตั้งภายในอุปกรณ์ด้วยเพื่อป้องกันการอ่านค่าที่คลาดเคลื่อนในกรณีตรวจจับการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน ซึ่งในงานวิจัยนี้จะติดตั้งสมาร์ตโฟนที่บริเวณสะโพกของผู้ทดสอบเพราะเป็นตำแหน่งศูนย์กลางของร่างกายที่ให้ค่าความเร่งที่แม่นยำที่สุดและเป็นตำแหน่งที่สะดวกเมื่อผู้วิ่งทดสอบตามภาพประกอบ 4-1

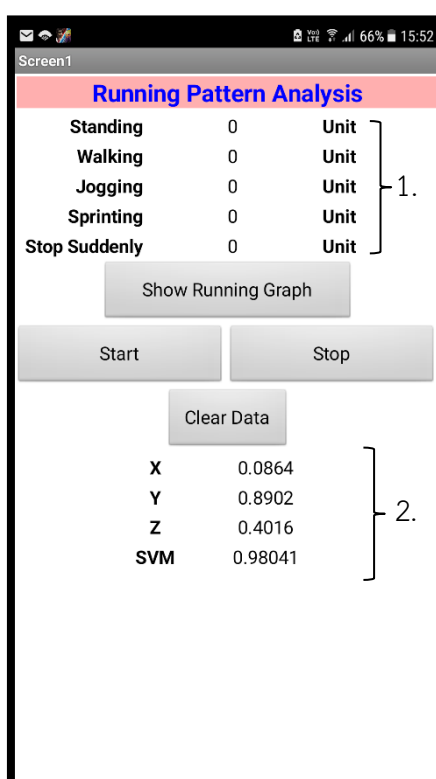


ภาพประกอบ 4-1 หน้าหลักของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

การออกแบบหน้าต่างหลักบนสมาร์ทโฟนแอนดรอยด์อ้างอิงจากหัวข้อ 3.4 การออกแบบส่วนของแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนโดยใช้เซนเซอร์ความเร่งตรวจจับท่าทางของมนุษย์ ในบทที่ 3 อธิบายการได้ดังนี้

4.3.1 การอ่านค่าพฤติกรรมการวิ่ง

การใช้งานในส่วนนี้เป็นการทดสอบระบบเมื่อผู้ทดสอบทำการวิ่ง 1 รอบ โดยไม่มีการกำหนดลักษณะหรือพฤติกรรมในการวิ่ง ระบบจะแสดงข้อมูลการวิ่ง ณ เวลาปัจจุบันแก่ผู้ทดสอบบนหน้าจอของสมาร์ทโฟนดังนี้



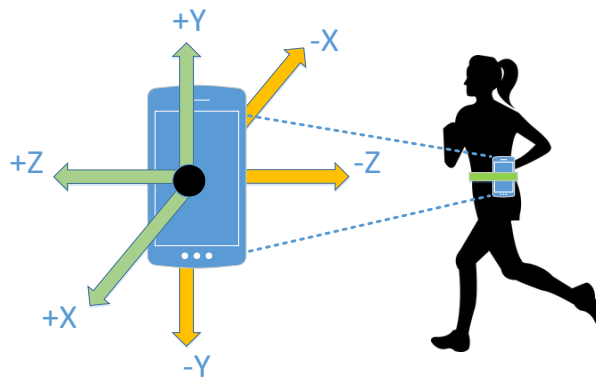
ภาพประกอบ 4-2 ข้อมูลการวิ่ง

ในส่วนนี้เป็นการอธิบายการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง จากภาพประกอบ 4-2 หมายเลข 1 แสดงผลการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง ระบบจะตรวจจับค่าความเร่งขณะวิ่งและนำค่าความเร่งที่ได้ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์เปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจตามเงื่อนไขของแต่ละพฤติกรรม ส่วนหมายเลข 2 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าความเร่งที่อ่านค่าได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) ในสมาร์ทโฟน หากสมาร์ทโฟนมีการเปลี่ยนแปลงทิศทางค่าความเร่งที่อ่านได้จะเปลี่ยนแปลงในทิศทางเดียวกัน โดยค่าที่มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดขณะวิ่งคือค่าแกน z และค่าแกน y การอ่านค่าความเร่งเพื่อดูทิศทางเคลื่อนที่ของผู้วิ่งจะดูจากสัญลักษณ์

ทางคณิตศาสตร์คือถ้าค่าความเร่งที่อ่านได้มีค่าเป็นบวก (+) หมายถึงการที่อุปกรณ์เคลื่อนที่ไปในทิศทางตรงไปข้างหน้าและถ้าค่าความเร่งที่อ่านได้มีค่าเป็นลบ (-) หมายถึงการที่อุปกรณ์เคลื่อนที่ไปในทิศทางตรงกันข้ามกับทิศทางเดิม

ผลการทดสอบ

ผลการทดสอบการอ่านค่าความเร่งจากการวิ่งโดยใช้รูปแบบการวิ่งที่หลากหลายสามารถแบ่งได้เป็น 6 กรณีเพื่อพิจารณาความสัมพันธ์ของค่าความเร่งในแต่ละแกน (x, y, z) กับทิศทางเคลื่อนที่ของผู้วิ่งตามภาพประกอบ 4-3 อธิบายได้ดังนี้



ภาพประกอบ 4-3 ทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง

การทดสอบการอ่านค่าความเร่งจากการวิ่งสามารถสรุปความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเร่งที่อ่านได้ในแต่ละแกนกับทิศทางเคลื่อนที่ของผู้วิ่งตามตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-1 สรุปความสัมพันธ์กันระหว่างค่าความเร่งและทิศทางเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง

รูปแบบการติดตั้งสมาร์ทโฟน	ทิศทางเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง	ลักษณะการเปลี่ยนแปลงค่าความเร่งของอุปกรณ์		
		แกน x	แกน y	แกน z
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าในเส้นทางตรงบนพื้นเรียบ	ไม่เปลี่ยนแปลง	เปลี่ยนแปลง	เปลี่ยนแปลง (ทิศทางเดียวกับผู้วิ่ง)
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าในเส้นทางตรงบนถนนขรุขระ	เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย	เปลี่ยนแปลง	เปลี่ยนแปลง (ทิศทางเดียวกับผู้วิ่ง)

ตารางที่ 4-1 สรุปความสัมพันธ์กันระหว่างค่าความเร่งและทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง (ต่อ)

รูปแบบการติดตั้งสมาร์ทโฟน	ทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่ง	ลักษณะการเปลี่ยนแปลงค่าความเร่งของอุปกรณ์		
		แกน x	แกน y	แกน z
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและมีการเปลี่ยนทิศทาง	มีค่าเพิ่มสูงขึ้น	เปลี่ยนแปลง	มีค่าเพิ่มสูงขึ้น
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและชลอความเร็วลงจนหยุดวิ่ง	เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย	มีค่าลดลง	มีค่าลดลง
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน	ไม่เปลี่ยนแปลง	มีค่าลดลง	มีค่าเพิ่มสูงขึ้น (ทิศทางตรงข้ามกับผู้วิ่ง)
	ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่เพิ่มขึ้น	ไม่เปลี่ยนแปลง	มีค่าเพิ่มสูงขึ้น	เปลี่ยนแปลง

จากตารางที่ 4-1 อธิบายความสัมพันธ์ของความเร่งที่เป็นข้อมูลดิบ (Raw data) ในแต่ละแกน (x, y, z) จากสมาร์ทโฟนกับทิศทางการเคลื่อนที่ของผู้วิ่งเพื่อนำไปวิเคราะห์พฤติกรรมที่เกิดขึ้นขณะวิ่งได้ดังนี้

(1) กรณีผู้วิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าในเส้นทางตรงบนพื้นเรียบ

การทดสอบกำหนดให้ผู้วิ่งวิ่งเป็นเส้นทางตรงระยะ 10 เมตร บังคับทิศทางการวิ่งไม่ให้เบนออกจากเส้นตรง ผลลัพธ์ได้คือค่าความเร่งในแกน z หรือแกนที่มีทิศทางเดียวกับผู้วิ่งมีค่าสอดคล้องกับท่าทางการวิ่ง เมื่อผู้วิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าค่าความเร่งแกน z มีค่าเพิ่มสูงขึ้นและมีค่าลดลงเล็กน้อยเมื่อผู้วิ่งอยู่ในช่วงการลอยตัว (Float phase) ขณะที่เท้าสัมผัสพื้นค่าความเร่งในแกน y หรือแกนแนวตั้งจะลดลงและเพิ่มขึ้นเมื่อผู้วิ่งอยู่ในช่วงการลอยตัวตามทิศทางเดียวกับผู้วิ่ง ส่วนค่าแกน x มีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยหรือไม่เปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับกริ่งที่เบนออกจากเส้นตรงที่กำหนดไว้

(2) ผู้วิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าในเส้นทางตรงบนถนนขรุขระ

ใช้การทดสอบเหมือนข้อ 1 แต่เปลี่ยนเป็นพื้นถนนขรุขระ ผลลัพธ์ที่ได้คล้ายคลึงกันกับการทดสอบข้อที่ 1 แต่ผู้วิ่งบังคับทิศทางให้เป็นเส้นตรงได้ยาก ทำให้ค่าความเร่งในแกน x ไม่นิ่งคือเปลี่ยนแปลงตามทิศทางการเบนออกจากเส้นตรงที่กำหนดไว้หมายถึงมีค่าความเร่งเพิ่มขึ้นหากผู้วิ่งเบนออกทางซ้ายและค่าความเร่งลดลงเมื่อผู้วิ่งเบนออกทางขวาจากจุดที่กำหนดไว้

(3) กรณีผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่เพิ่มขึ้น

เมื่อผู้วิ่งทำการวิ่งด้วยความเร่งค่าหนึ่งแล้วเพิ่มความเร่งขึ้นหรือเพิ่มระยะในการวิ่ง กำหนดให้ผู้วิ่งวิ่งด้วยเส้นทางตรงระยะ 10 เมตร ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าความเร่งในแกน z สูงขึ้น โดยค่าความเร่งที่เปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับระยะการก้าวเท้า (Step length) และจังหวะในการก้าว (Cadence) ตัวอย่างเช่นผู้วิ่งมีระยะก้าวเท้ามากและซอยเท้าบ่อยหรือมีจังหวะในการก้าวถี่มากความเร่งในแกน z จะเพิ่มขึ้น ค่าความเร่งในแกน y มีค่ามากกว่าการวิ่งด้วยความเร่งปกติเพราะเมื่อผู้วิ่งเพิ่มความเร่งส่งผลให้ลงน้ำหนักที่เท้ามากขึ้น เพิ่มการลอยตัวเพื่อให้วิ่งได้ระยะทางเพิ่มขึ้น กรณีนี้ผู้วิ่งมีความเสี่ยงจะบาดเจ็บจากแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้า

(4) กรณีผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและมีการเปลี่ยนทิศทาง

การทดสอบกำหนดให้ผู้วิ่งวิ่งเป็นเส้นทางตรงและเปลี่ยนทิศทางขวาหรือซ้ายแบบเฉียบพลัน ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าความเร่งทั้ง 3 แกนมีการเปลี่ยนแปลง โดยค่าความเร่งที่เพิ่มสูงกว่าปกติจะเป็นค่าความเร่งในแกน x และ z คือเมื่อผู้วิ่งถึงจุดเปลี่ยนทิศทางจะไม่มีการชะลอความเร็ว การเปลี่ยนทิศทางทำให้ค่าแกน x เปลี่ยนตามทิศทางของผู้วิ่งจะเพิ่มขึ้นเมื่อเลี้ยวไปทางซ้ายและลดลงเมื่อเลี้ยวไปทางขวา ส่วนค่าความเร่งแกน z จะมีค่าที่ผิดปกติเกิดขึ้นคือเมื่อมีการเปลี่ยนทิศทางค่าความเร่งที่อ่านได้จะมีทิศตรงข้ามกับค่าความเร่งเดิมหลังจากนั้นจะมีค่าสูงมากแล้วจึงลดลงเมื่อผู้วิ่งอยู่ในทิศทางวิ่งปกติ กรณีนี้ผู้วิ่งมีความเสี่ยงจะบาดเจ็บเช่นเดียวกับการหยุดวิ่งกระทันหัน

(5) ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและลดความเร็วลงจนหยุดวิ่ง

ใช้การทดสอบเหมือนข้อ 1 แต่เพิ่มการลดความเร็วลงจนอยู่ในสภาวะหยุดวิ่ง (Stance phase) ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าความเร่งทั้ง 3 แกนจะลดลงอย่างต่อเนื่องจนความเร่งมีค่าเข้าใกล้ 0 เมตรต่อวินาที ยกเว้นค่าแกน y ที่อ่านค่าได้ 9.8 เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง การหยุดวิ่งประเภทนี้ถือว่าเป็นการหยุดแบบปลอดภัย

(6) ผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งและหยุดวิ่งอย่างกระทันหัน

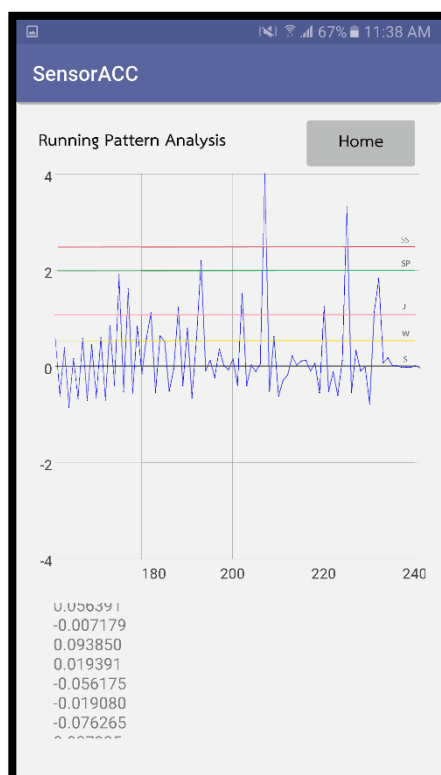
ผลการทดสอบคล้ายกับการทดสอบกรณีเปลี่ยนทิศทาง เมื่อผู้วิ่งวิ่งด้วยความเร่งที่สูงมากแล้วหยุดกระทันหัน ค่าความเร่งแกน z หรือแกนในทิศทางไปข้างหน้าหรือถอยหลังจะเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วคือค่าความเร่งจะเพิ่มขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับทิศทางเดิมก่อนที่จะลดความเร็วลงเพื่อเข้าสู่ความเร็วปกติ กรณีการวิ่งแบบหยุดกระทันหัน ผู้วิ่งจะมีแรงกระชากเพื่อให้

ร่างกายไม่เสียสมดุล ซึ่งร่างกายต้องรับภาระหนักมีความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บบริเวณเส้นเอ็น กล้ามเนื้อ และกระดูกข้อต่อได้

จากผลสรุปที่ได้ในตารางที่ 4-1 ทำให้ผู้วิจัยทราบถึงลักษณะที่แตกต่างกันที่จะเกิดขึ้นในขณะวิ่ง การทดสอบการวิ่งเพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าความเร่งและดูทิศทางในการเคลื่อนที่ของผู้วิ่งในแต่ละกรณีมีอาสาสมัครผู้ทดสอบชายและหญิงจำนวน 4 คน โดยการทดสอบแต่ละกลุ่มจะใช้วิธีการกำหนดพฤติกรรมกรวิ่งให้แก่ผู้ทดสอบ เมื่อผู้ทดสอบทำการเปลี่ยนแปลงท่าทางผู้วิจัยจะทำการบันทึกเวลาแล้วนำเวลาที่ระบุไว้ไปเปรียบเทียบกับเวลาที่ระบบบันทึกผลในสมาร์ตโฟน ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ในส่วนนี้ระบบสามารถแบ่งแยกพฤติกรรมกรวิ่งและบันทึกความเร่งที่เกิดขึ้นในขณะวิ่งได้ทั้งหมด

4.3.2 การแสดงผลพฤติกรรมกรวิ่งด้วยกราฟเส้น

การใช้งานในส่วนนี้เป็นการทดสอบว่าระบบสามารถอ่านค่าความเร่งที่บันทึกได้จากการวิ่งใน 1 รอบในรูปแบบของกราฟได้ จุดมุ่งหมายในการทดสอบคือทดสอบการวิ่งในสภาวะการวิ่งปกติและการวิ่งที่มีการหยุดวิ่งอย่างกะทันหันเพื่อดูการแสดงผลของกราฟว่าสามารถแสดงการวิเคราะห์พฤติกรรมกรวิ่งในรูปแบบต่างๆได้อย่างถูกต้อง



ภาพประกอบ 4-4 กราฟวิเคราะห์พฤติกรรมกรวิ่ง

จากภาพประกอบ 4-4 แสดงผลตัวอย่างการจำแนกท่าทางด้วยโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งโดยใช้เส้นตรงหลากสีเป็นตัวแสดงการจำแนกท่าทางต่างๆ โดยเส้นตรงแต่ละสีจะแทนที่ค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าทางที่สามารถเกิดขึ้นได้ในขณะวิ่งประกอบด้วย เส้นสีน้ำเงิน หมายถึงค่าคงที่ในการตัดสินใจของท่าทางการยืน เส้นสีเหลืองหมายถึงค่าคงที่ในการตัดสินใจของท่าทางการเดิน เส้นสีชมพูหมายถึงค่าคงที่ในการตัดสินใจของท่าทางการวิ่งเพื่อสุขภาพ เส้นสีเขียว หมายถึงค่าคงที่ในการตัดสินใจของท่าทางการวิ่งด้วยความเร่งสูงและเส้นสีแดงหมายถึงค่าคงที่ในการตัดสินใจที่มีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บจากการหยุดวิ่งอย่างกะทันหันและการเปลี่ยนแปลงทิศทาง การวิ่งอย่างทันทีทันใด

การทดสอบในส่วนนี้จะใช้ค่าที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกนในขณะที่ผู้ทดสอบเคลื่อนที่ ค่าความเร่งที่อ่านได้มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2) หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ผ่านกระบวนการหาเวกเตอร์ลัพธ์ ดังนั้นค่าที่แสดงบนกราฟจึงมีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2) ดังแสดงในภาพประกอบ 4-4 กำหนดให้ค่าในแกนแนวตั้งคือค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ และค่าในแกนแนวนอนเป็นเวลาของผู้วิ่งเคลื่อนที่มีหน่วยเป็นวินาที (s)

ผลการทดสอบ

การทดสอบในส่วนนี้จะใช้ผู้ทดสอบเพศชาย 1 คนทดสอบวิ่งจำนวน 10 ครั้งเพื่อตรวจสอบความผิดพลาดที่อาจจะเกิดขึ้นในการประมวลผลบนสมาร์ตโฟน ดังตัวอย่างกราฟที่อ่านค่าได้ตามภาพประกอบ 4-4 โดยผู้ใช้งานสามารถเรียกดูผลการวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งปัจจุบันหรือผลย้อนหลังผ่านทางแอปพลิเคชันได้ การทดสอบการวิ่งนี้ได้มีการกำหนดให้ผู้ทดสอบทำการวิ่งด้วยความเร่งและหยุดกะทันหันผลลัพธ์ที่ได้คือมีกราฟ 2 ค่าที่สูงเกินกว่าเส้นประที่ระบบได้กำหนดไว้สรุปว่าการแสดงกราฟในส่วนนี้สามารถแสดงพฤติกรรมการวิ่งของผู้ทดสอบได้อย่างถูกต้อง

สรุปผลการทดสอบ

จากการทดสอบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งโดยใช้สมาร์ตโฟนแอนดรอยด์ทั้ง 2 หัวข้อได้แก่การอ่านค่าพฤติกรรมการวิ่งและการแสดงผลในรูปแบบกราฟเส้นบนสมาร์ตโฟน ผลการทดสอบที่ได้คือระบบทำงานได้อย่างแม่นยำและสามารถนำไปใช้ในการทดสอบการตรวจจับการวิ่งเพื่อลดความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บได้ในหลากหลายสถานการณ์ ซึ่งผู้ใช้งานไม่จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ติดตั้งเพิ่มเติมบนร่างกายหรือทำการเรียนรู้เทคโนโลยีใหม่ทำให้ง่ายต่อการใช้งาน

4.4 ผลที่ได้จากการทดสอบการวิ่งในกรณีต่างๆ

ในส่วนนี้กล่าวถึงการออกแบบการทดสอบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งในลักษณะที่แตกต่างกัน โดยอ้างอิงการออกแบบจากหัวข้อที่ 4.2 รูปแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ ซึ่งเป็นรูปแบบที่ครอบคลุมเหตุการณ์ที่พบได้บ่อยในการวิ่งและจะเน้นการทดสอบในส่วนของการตรวจจับการวิ่งกรณีการหยุดกระทันหันที่เป็นหัวข้อหลักของงานวิจัยนี้ โดยในแต่ละกรณีสามารถอธิบายได้ดังนี้

4.4.1 กรณีศึกษา: การทดสอบกรณีมีแรงมากมากระทำต่อร่างกายหรือการทดสอบการหยุดกระทันหัน

จุดประสงค์ในการทดสอบ

ระบบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งสามารถตรวจจับการวิ่งกรณีหยุดกระทันหันและแจ้งเตือนจำนวนการตรวจจับการหยุดกระทันหันบนสมาร์ตโฟนได้

กลุ่มผู้ทดสอบ

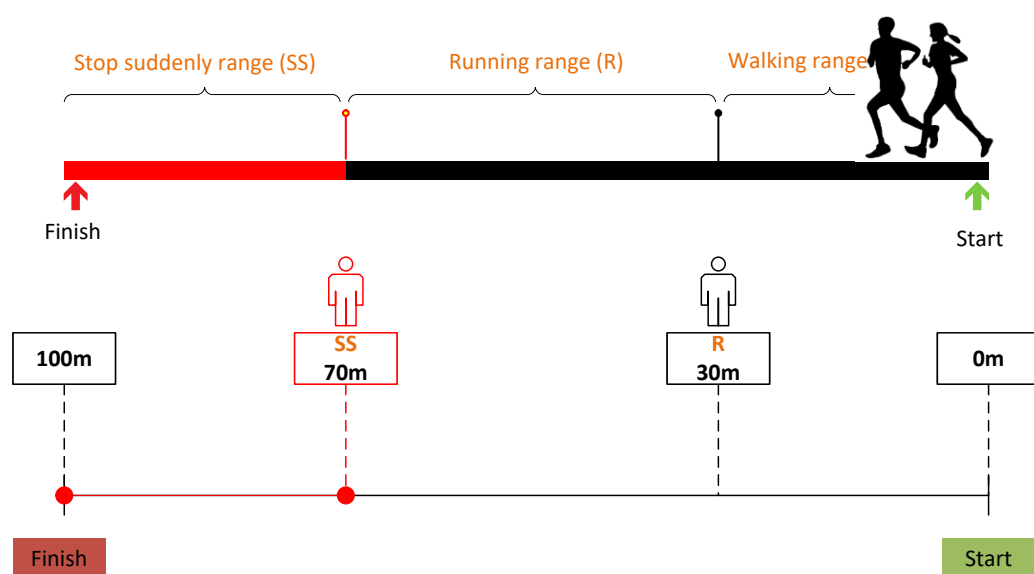
นักวิ่งเพศชาย 5 คนและนักวิ่งเพศหญิง 5 คน ทำการทดสอบการวิ่งคนละ 10 ครั้ง

การทดสอบประสิทธิภาพ

ทดสอบบนพื้นราบระยะทางรวม 100 เมตร

ท่าทางที่ใช้ในการทดสอบ

ท่าทางการเดิน (Walking) ท่าวิ่งด้วยความเร่ง (Running) และท่าหยุดวิ่งกระทันหัน (Stop suddenly)



ภาพประกอบ 4-5 การทดสอบการวิ่งกรณีมีแรงมากมากระทำต่อร่างกาย

กรณีศึกษาจะเป็นการทดสอบเพื่อดูความแม่นยำของระบบการตรวจจับการวิ่งกรณีระบบตรวจพบการวิ่งที่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ซึ่งในที่นี้สนใจการหยุดวิ่งอย่างกะทันหันจากกรณีที่ไม่คาดคิด โดยมีการจำลองระบบการทดสอบการวิ่งอธิบายได้ตามภาพประกอบ 4-5 ดังนี้

วิธีการทดสอบ

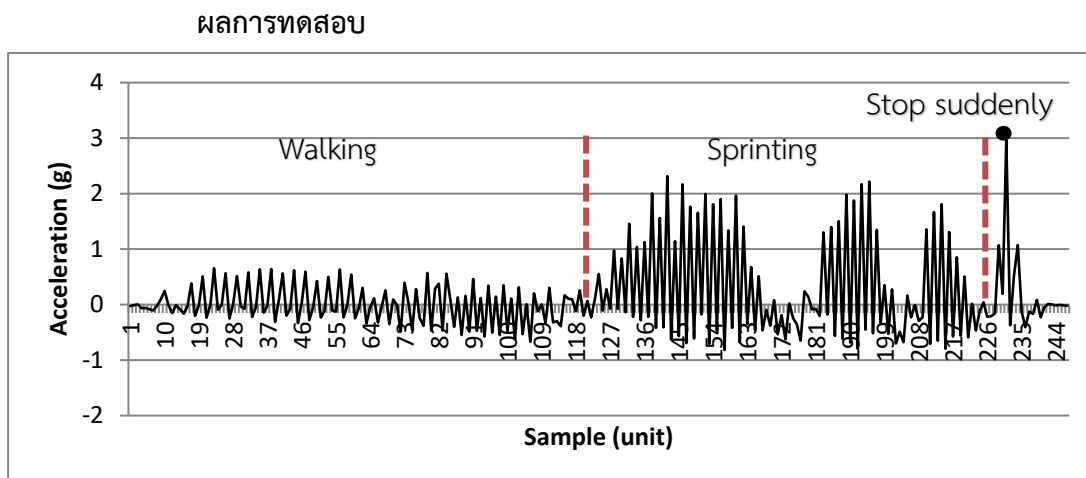
(1) ผู้วิจัยกำหนดจุดการเปลี่ยนแปลงท่าทางการวิ่ง ในกรณีนี้จะมีจุดที่ผู้ทดสอบจะต้องเปลี่ยนท่าทางการวิ่งจำนวน 2 ครั้ง โดยท่าการวิ่งที่ต้องทดสอบในกรณีนี้คือท่าเดิน ท่าวิ่งด้วยความเร่งและท่าหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน

(2) จุดที่ต้องมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางคือจุด R หมายถึงจุดที่มีการเปลี่ยนท่าทางจากท่าการเดินเป็นท่าการวิ่ง โดยเป็นจุดตั้งต้นที่ผู้วิ่งจะมีการเพิ่มความเร่งในการวิ่งขึ้นและจะเพิ่มความเร่งอย่างสม่ำเสมอจนถึงจุด SS จึงสามารถเปลี่ยนท่าทางการวิ่งได้ ส่วนจุด SS หมายถึงจุดเริ่มต้นที่ผู้ทดสอบจะต้องหยุดวิ่งอย่างกะทันหันเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของค่าความเร่งที่เปลี่ยนไปได้

(3) การทดสอบในแต่ละจุด ผู้ทดสอบสามารถเปลี่ยนแปลงท่าทางการวิ่งขณะใดก็ได้แต่ต้องเปลี่ยนท่าทางให้อยู่ในช่วงการทดสอบท่าทางนั้น จากภาพประกอบ 4-5 อธิบายช่วงของการวิ่งดังนี้

- ช่วงเริ่มต้น (Start) จะอยู่ในระยะ 0-30 เมตรจากจุดเริ่มต้น ในช่วงนี้เป็นการจำลองการเดิน
- ช่วงการเพิ่มความเร่ง (Increase acceleration range) จะอยู่ในระยะ 30-70 เมตรจากจุดเริ่มต้น ในช่วงนี้จะเป็นการจำลองการวิ่งแบบปกติที่ผู้วิ่งจะมีการเพิ่มความเร่งในขณะที่วิ่ง
- ช่วงการตรวจจับการหยุดกะทันหัน (Stop suddenly range) จะอยู่ในระยะ 70-100 เมตรจากจุดเริ่มต้น ในช่วงนี้เมื่อผู้ทดสอบเห็นจุดที่จะต้องหยุดกะทันหันจะต้องเตรียมตัวหยุดกะทันหัน 1 ครั้ง โดยไม่มีการชะลอความเร่ง

(4) ผู้วิจัยเก็บผลลัพธ์ที่ระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งได้มาวิเคราะห์และหาค่าความถูกต้อง โดยค่าที่จะนำมาประเมินผลประกอบไปด้วย ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (SVM) จำนวนครั้งที่ระบบแสดงการตรวจจับการหยุดกะทันหัน จำนวนครั้งที่ผู้ทดสอบรู้สึกถึงแรงสั่นสะเทือนของสมาร์ตโฟนและกราฟแสดงผลการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง



ภาพประกอบ 4-6 ผลลัพธ์ของการทดสอบกรณีหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน

ผลการทดสอบพฤติกรรมการวิ่งที่ประกอบไปด้วยการเดิน การวิ่งและการหยุดกะทันหันแสดงในภาพประกอบ 4-6 พบว่าลักษณะของกราฟที่เกิดขึ้น เมื่ออยู่ในช่วงของการเดินค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้จะมีค่าไม่เกิน 1 g ค่าส่วนใหญ่จะมีค่าประมาณ 0.5 g เมื่อเปลี่ยนท่าทางจากการเดินเป็นการวิ่งและเพิ่มความเร่งในการวิ่งอย่างสม่ำเสมอ ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้จะมีค่ามากกว่าค่าที่อ่านได้ในท่าทางการเดินแต่มีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ไม่เกิน 2.5 g ซึ่งจากการทดสอบทั้งชายและหญิงค่าที่อ่านได้มีความใกล้เคียงกันและเมื่อผู้ทดสอบเปลี่ยนท่าทางจากการวิ่งเป็นการหยุดกะทันหันค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้มีค่ามากกว่า 2.5 g เสมอแสดงให้เห็นว่าระบบสามารถตรวจจับพฤติกรรมการหยุดกะทันหันได้

ปัญหาที่พบ

จากการทดสอบการวิ่งแล้วมีเหตุการณ์หยุดวิ่งอย่างกะทันหันพบว่ากรณีผู้ทดสอบเป็นผู้หญิงจะเกิดความผิดพลาดขึ้น เนื่องจากผู้ทดสอบผู้หญิงจะวิ่งในช่วงของการเปลี่ยนท่าทางจากการวิ่งเป็นการหยุดกะทันหันมากทำให้ค่าความเร่งที่อ่านได้ไม่ใช่กรณีหยุดกะทันหันแต่คาดเคลื่อนกลายเป็นกรณีหยุดอย่างระมัดระวัง

สรุปผลการทดสอบ

การทดสอบระบบตรวจจับการวิ่งกรณีหยุดวิ่งอย่างกะทันหันทำให้ผู้วิจัยทราบว่าค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่ระบบอ่านค่าได้มีความสอดคล้องกับค่าที่ได้จากการคำนวณคือมีค่าเท่ากับ 2.5 g ซึ่งเมื่อนำค่านี้มาใช้ในการตัดสินใจ (Threshold value) พบว่าจำนวนครั้งที่ผู้ทดสอบทดลองหยุดกะทันหันตรงกับจำนวนครั้งที่ผู้วิจัยกำหนดไว้

4.4.2 กรณีศึกษา: การทดสอบโปรแกรมการวิเคราะห์พฤติกรรมการเดิน-การวิ่ง-การเดิน

การทดสอบในส่วนนี้ออกแบบการทดสอบโดยพิจารณาจากพฤติกรรมที่เกิดขึ้นในขณะวิ่ง ซึ่งการวิ่งในแต่ละครั้งอาจจะมีท่าทางหรือพฤติกรรมนอกเหนือจากการวิ่งเข้ามาเกี่ยวข้อง เช่น ท่าทางการเดิน การวิ่งช้า การวิ่งด้วยความเร่งสูงและการหยุดวิ่ง การศึกษาและทดสอบในส่วนนี้จะทำให้ทราบประสิทธิภาพของระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งว่าสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานกับสถานการณ์การวิ่งจริงได้

จุดประสงค์ในการทดสอบ

ระบบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งสามารถนำตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งและนำค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่งมาจำแนกท่าทางพฤติกรรมที่เกิดขึ้นในการทดสอบวิ่ง 1 รอบได้

กลุ่มผู้ทดสอบ

นักวิ่งเพศชาย 5 คนและนักวิ่งเพศหญิง 5 คน ทำการทดสอบการวิ่งคนละ 10 ครั้ง

การทดสอบประสิทธิภาพ

ทดสอบบนพื้นระนาบระยะทางรวม 100 เมตร

ท่าทางที่ใช้ในการทดสอบ

ท่าเดิน (Walking) ท่าวิ่ง (Jogging and running)

วิธีการทดสอบ

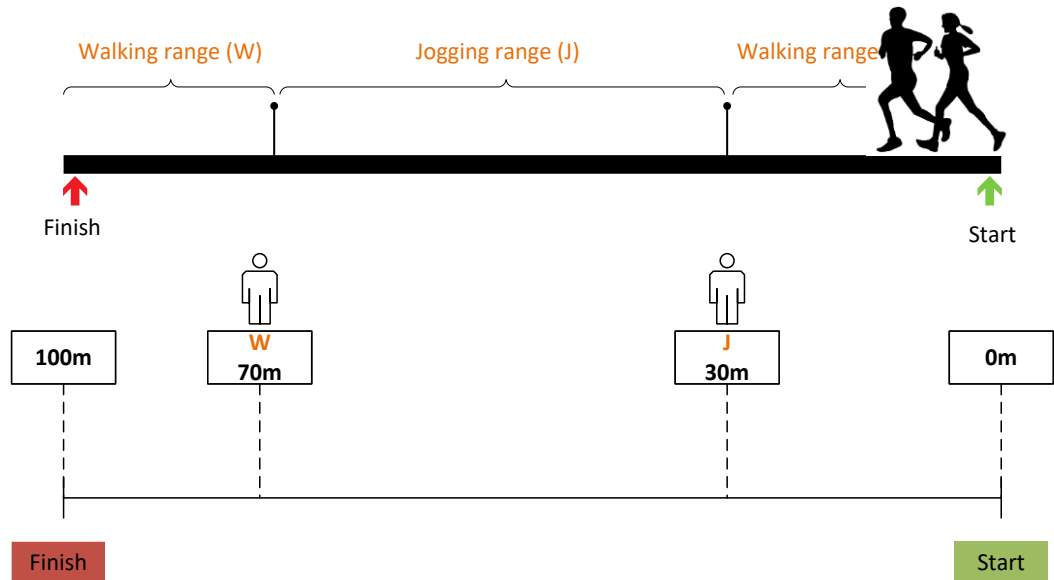
(1) ใช้รูปแบบการทดลองและเก็บผลการทดสอบเช่นเดียวกับการทดสอบในหัวข้อ 4.4.1 โดยการออกแบบการทดสอบตามภาพประกอบ 4-7

(2) จุดที่ต้องมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางกรณีทดสอบท่าเดิน-วิ่ง-เดินคือจุด W,J หมายถึงจุดที่มีการเปลี่ยนแปลงท่าทางระหว่างท่าเดินกับท่าวิ่งด้วยความเร็วปกติ ส่วนกรณีทดสอบท่าหยุดแบบปลอดภัยคือจุด SC หมายถึงจุดเริ่มต้นของช่วงที่ผู้ทดสอบสามารถลดความเร็วลงจนร่างกายอยู่ในสภาวะหยุดนิ่ง (Stance state)

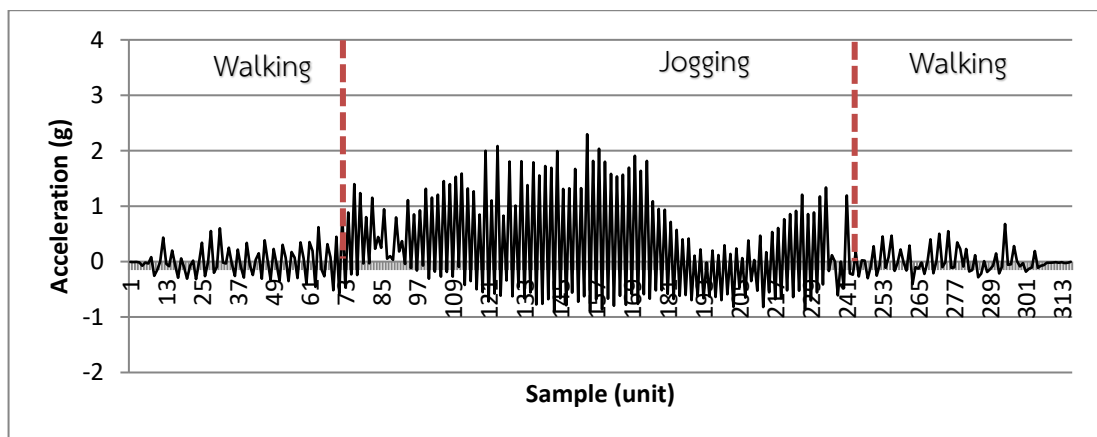
(3) การเปลี่ยนแปลงท่าทางในแต่ละจุดจะขึ้นอยู่กับกรณีศึกษา โดยระยะทางของจุดที่ต้องมีการจดบันทึกค่า (Check point) หรือจุดที่ผู้ทดสอบต้องเปลี่ยนแปลงท่าทางมีระยะที่เท่ากันคือช่วง 30 เมตรและ 70 เมตร

(4) ผู้วิจัยเก็บผลลัพธ์ที่ระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งได้มาวิเคราะห์และหาค่าความถูกต้อง โดยค่าที่จะนำมาประเมินผลประกอบไปด้วย ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (SVM) จำนวนครั้งที่ระบบแสดงการตรวจจับการหยุดกระทันหันและกราฟแสดงผลการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง

ผลการทดสอบ



ภาพประกอบ 4-7 การทดสอบการวิ่งกรณีเดิน-วิ่ง-เดิน



ภาพประกอบ 4-8 ผลลัพธ์ของการทดสอบค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์กรณีท่าทางเดิน-วิ่ง-เดิน

ผลการทดสอบพฤติกรรมกริ่งที่ประกอบไปด้วยท่าทางการเดินและการวิ่งแสดงในภาพประกอบ 4-8 พบว่าลักษณะของกราฟที่เกิดขึ้นจะมีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่มีค่าไม่เกิน 2.5 g เนื่องจากการเดินและการวิ่งเพื่อสุขภาพเป็นการวิ่งแบบปลอดภัยไม่เสี่ยงต่อการบาดเจ็บเพราะเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่น้อยหากเกิดเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิด ผู้ทดสอบสามารถจะชะลอความเร่งลงได้อย่างเป็นระดับ ซึ่งการที่ผู้ทดสอบวิ่งด้วยความเร่งน้อยหรือวิ่งช้าๆ ระบบจะไม่มีอาการแจ้งเตือนแม้ว่าจะมีการสลับการเดินกับการวิ่งเพราะในกรณีนี้ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่ระบบอ่านค่าได้มีค่าไม่มาก

พอที่จะทำให้ผู้ทดสอบได้รับความบาดเจ็บคือมีค่าน้อยกว่าค่าคงที่ในการตัดสินใจ ($SVM < 2.5g$) ส่วนการวิเคราะห์พฤติกรรมขณะวิ่งที่ระบบตรวจจับได้แบ่งเป็น 3 ช่วงคือกราฟในช่วง 0-0.10 g หมายถึงระบบตรวจจับพฤติกรรมการยืน ช่วงกราฟ 0.11-0.99 g หมายถึงช่วงของท่าทางการเดิน ช่วงกราฟ 1-1.99 g หมายถึงช่วงการวิ่งเพื่อสุขภาพและช่วงกราฟ 2-2.49 g หมายถึงช่วงการวิ่งด้วยความเร่ง

สรุปผลการทดสอบ

การออกแบบการทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง กรณีตรวจจับพฤติกรรมการเดินและการวิ่งสามารถตรวจจับได้อย่างแม่นยำ โดยผู้วิ่งสามารถดูพฤติกรรมการวิ่งของตนเองได้ผ่านทางแอปพลิเคชัน ซึ่งการเฝ้าติดตามความเปลี่ยนแปลงของพฤติกรรมการวิ่งจะช่วยให้ผู้ใช้งานสามารถออกแบบการวิ่งที่เหมาะสมกับตนเองได้

4.4.3 กรณีศึกษา: การทดสอบโปรแกรมการวิเคราะห์พฤติกรรมการเดิน-การวิ่ง-การหยุดแบบปลอดภัย

จุดประสงค์ในการทดสอบ

ระบบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งสามารถนำตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งและนำค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่งมาจำแนกท่าทางพฤติกรรมที่เกิดขึ้นในการทดสอบวิ่ง 1 รอบได้

กลุ่มผู้ทดสอบ

นักวิ่งเพศชาย 5 คนและนักวิ่งเพศหญิง 5 คน ทำการทดสอบการวิ่งคนละ 10 ครั้ง

การทดสอบประสิทธิภาพ

ทดสอบบนพื้นราบระยะทางรวม 100 เมตร

ท่าทางที่ใช้ในการทดสอบ

ท่าเดิน (Walking) ท่าวิ่งเพื่อสุขภาพ (Jogging) และหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน (Stop suddenly)

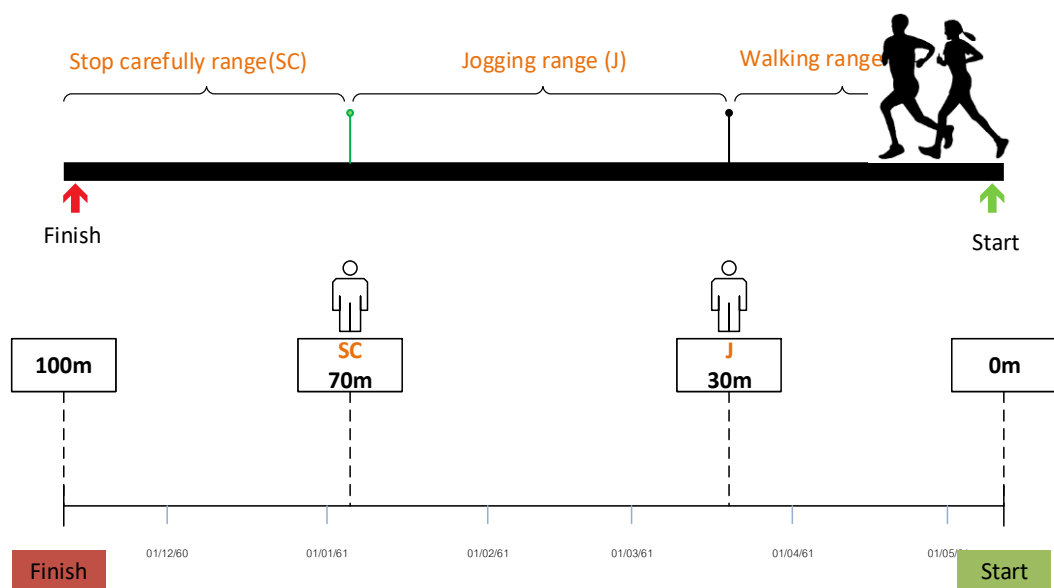
วิธีการทดสอบ

(1) ใช้รูปแบบการทดลองและเก็บผลการทดสอบเช่นเดียวกับการทดสอบในหัวข้อ 4.4.1 โดยการออกแบบการทดสอบตามภาพประกอบ 4-7 และภาพประกอบ 4-9

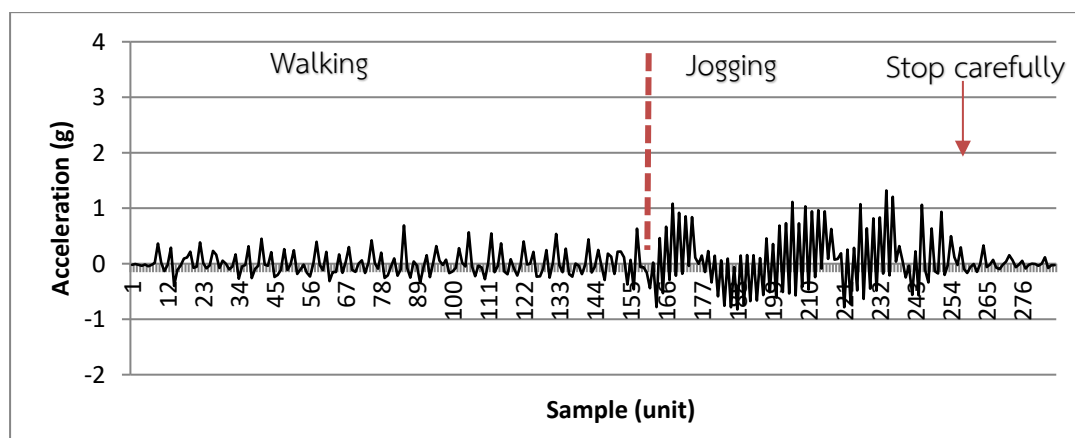
(2) จุดที่ต้องมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางกรณีทดสอบท่าเดิน-วิ่ง-เดินคือจุด W,J หมายถึงจุดที่มีการเปลี่ยนแปลงท่าทางระหว่างท่าเดินกับท่าวิ่งด้วยความเร็วปกติ ส่วนกรณีทดสอบท่าหยุดแบบปลอดภัยคือจุด SC หมายถึงจุดเริ่มต้นของช่วงที่ผู้ทดสอบสามารถลดความเร็วลงจนร่างกายอยู่ในสภาวะหยุดนิ่ง (Stance state)

(3) การเปลี่ยนแปลงท่าทางในแต่ละจุดจะขึ้นอยู่กับกรณีการศึกษา โดยระยะทางของจุดที่ต้องมีการจดบันทึกค่า (Check point) หรือจุดที่ผู้ทดสอบต้องเปลี่ยนแปลงท่าทางมีระยะที่เท่ากันคือช่วง 30 เมตรและ 70 เมตร

(4) ผู้วิจัยเก็บผลลัพธ์ที่ระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งได้มาวิเคราะห์และหาค่าความถูกต้อง โดยค่าที่จะนำมาประเมินผลประกอบไปด้วย ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (SVM) จำนวนครั้งที่ระบบแสดงการตรวจจับการหยุดกระทันหันและกราฟแสดงผลการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง



ภาพประกอบ 4-9 การทดสอบการวิ่งกรณีเดิน-วิ่ง-หยุดอย่างปลอดภัย



ภาพประกอบ 4-10 ผลลัพธ์ของการทดสอบค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์กรณีท่าทางเดิน-วิ่ง-หยุดวิ่งแบบปลอดภัย

ผลการทดสอบพฤติกรรมการวิ่งที่ประกอบไปด้วยท่าทางการวิ่งและการหยุด กระทั่งเห็นแสดงในภาพประกอบ 4-10 พบว่าลักษณะของกราฟที่เกิดขึ้นจะมีความแตกต่างจากการวิ่ง ด้วยความเร่งมากๆแล้วหยุดกระทั่งเห็น กรณีที่ผู้ทดสอบวิ่งช้าแล้วหยุดค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้จากค่าความเร่งของท่าทางการเดินและท่าทางการวิ่งเพื่อสุขภาพมีความใกล้เคียงกันมีค่าไม่เกิน 1.5 g ซึ่งเป็นช่วงของความเร่งที่ไม่ก่อให้เกิดการบาดเจ็บจากการหยุดวิ่งได้

สรุปผลการทดสอบ

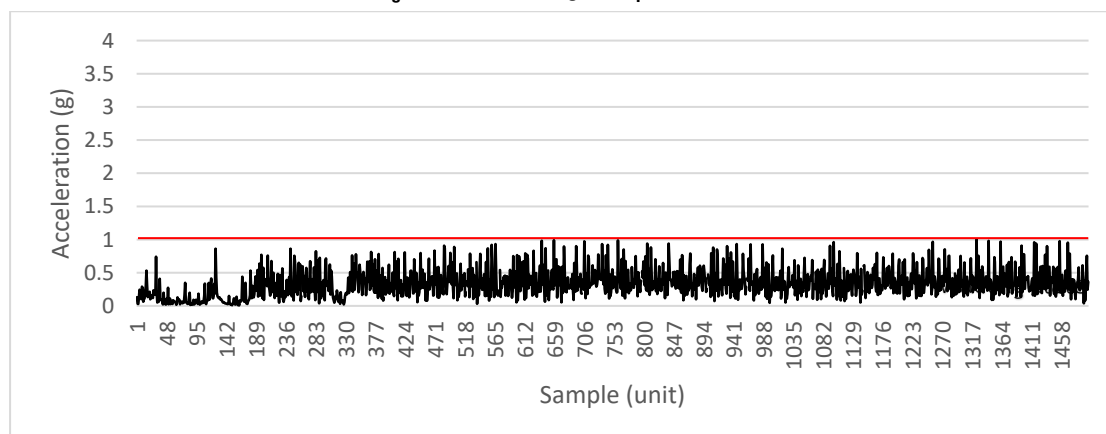
การทดสอบกรณีอื่นๆนอกเหนือจากกรณีหยุดวิ่งอย่างกระทั่งเห็น ซึ่งเป็นหัวข้อหลักของงานวิจัยนี้ทำให้ผู้วิจัยทราบพฤติกรรมที่แตกต่างกันออกไปในขณะวิ่ง จากผลการทดสอบทั้งหมด ทำให้ตระหนักได้ถึงการระมัดระวังในท่าทางการวิ่งมากขึ้นเมื่อผู้วิ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่มากย่อมส่งผลให้เกิดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้ามากขึ้นร่างกายต้องรับแรงที่เกิดขึ้นตลอดเวลาส่งผลให้เมื่อเกิดการหยุดอย่างกระทั่งเห็นด้วยสาเหตุหรือเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิดค่าแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าอาจจะมีค่ามากขึ้นเท่าตัวเกิดความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บขึ้น การระมัดระวังความเร่งที่เกิดจากท่าทางการวิ่งและควบคุมให้เหมาะสมกับสภาพร่างกายของแต่ละบุคคลจะส่งผลให้ผู้วิ่งมีความปลอดภัยมากขึ้น

4.4.4 การนำโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งทดสอบการวิ่งแบบอิสระ

ส่วนนี้เป็นผลการทดสอบการวิ่งหลังจากทดสอบกรณีศึกษาในรูปแบบต่างๆ โดยให้ผู้ใช้งานติดตั้งโปรแกรมทดสอบบนสมาร์ตโฟนและนำไปใช้ในการออกกำลังกาย หลังจากเก็บข้อมูลเสร็จสิ้น ผู้ใช้งานจะนำผลที่ได้มาประเมินผลความถูกต้องควบคู่กับการสอบถามพฤติกรรมการวิ่งจากผู้วิจัยเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ความแม่นยำของโปรแกรม ดังนี้

ตัวอย่างผลการทดสอบ

1. การทดสอบการเดิน โดยผู้ทดสอบเพศหญิงอายุ 25 ปี



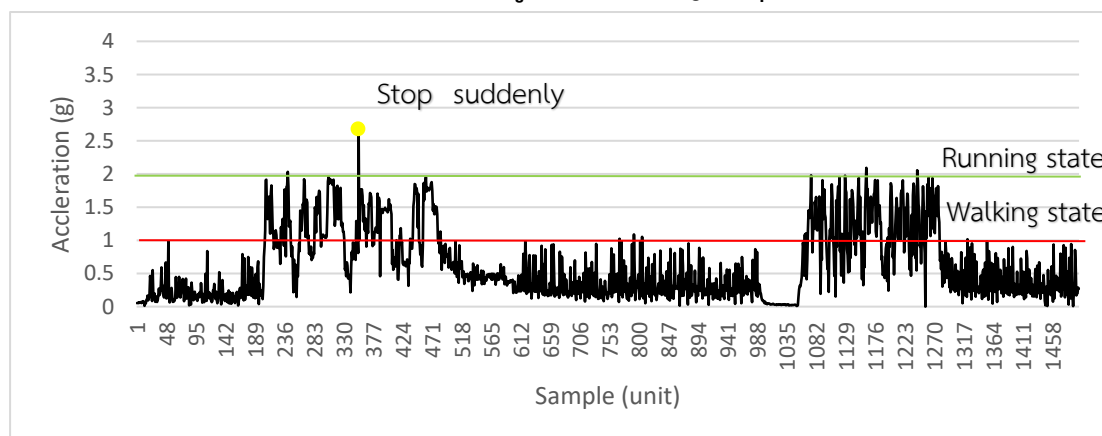
ภาพประกอบ 4-11 ผลลัพธ์ของการทดสอบการเดินแบบอิสระ

ผลการทดสอบ

การทดสอบนี้ให้ผู้ทดสอบเพศหญิงใช้โปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งที่ติดตั้งบนสมาร์ทโฟนแอนดรอยด์ รุ่น Huawei Mate 9 ออกกำลังกายแบบอิสระ โดยผู้ทดสอบเลือกการเดิน ออกกำลังกายรอบอ่างเก็บน้ำของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์มีระยะทางประมาณ 1.5 กิโลเมตร จากภาพประกอบ 4-11 อธิบายได้ดังนี้

เมื่อออกกำลังกายด้วยการเดินเป็นระยะทาง 1.5 กิโลเมตร โดยไม่หยุดพัก กราฟค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้ทั้งหมดคือ 2710 ค่า แต่ในตัวอย่างตัดค่าความเร่งแสดง 1500 ค่า เพื่อความสะดวกในการเปรียบเทียบค่าความเร่งกับผู้ทดสอบคนอื่น ระยะเวลาที่ใช้ออกกำลังกายประมาณ 8 นาที ซึ่งสามารถดูรายละเอียดได้จากไฟล์ข้อความการวิ่ง นามสกุล .txt ในหน่วยความจำภายในของสมาร์ทโฟน ค่าความเร่งที่แสดงบนกราฟมีค่าไม่เกิน 1 g หรือหมายถึงผู้ทดสอบออกกำลังกายด้วยการเดิน

2. การทดสอบการเดินและการวิ่ง โดยผู้ทดสอบเพศหญิงอายุ 32 ปี



ภาพประกอบ 4-12 ผลลัพธ์การทดสอบเดินและวิ่งแบบอิสระ

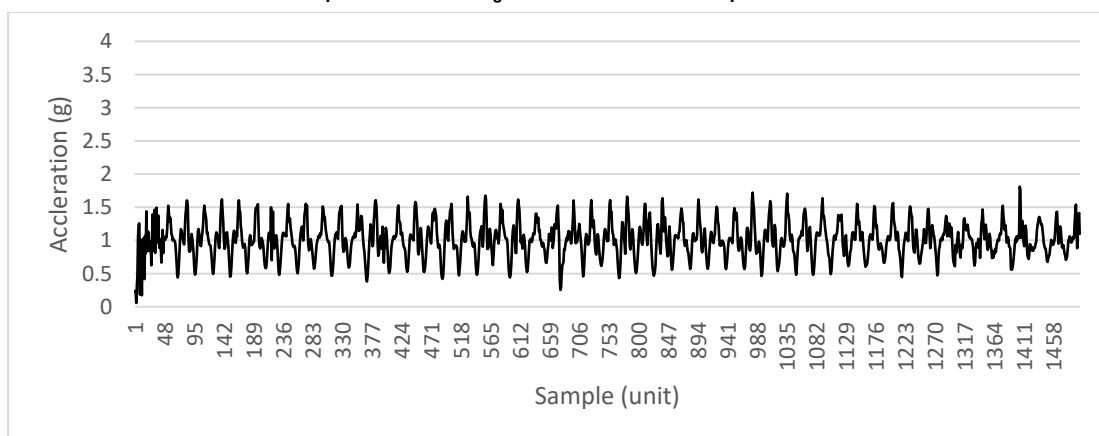
ผลการทดสอบ

การทดสอบนี้ใช้ผู้ทดสอบเพศหญิงทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งที่ติดตั้งบนสมาร์ทโฟนแอนดรอยด์ รุ่น Samsung Galaxy Note 5 ออกกำลังกายแบบอิสระทำการทดสอบเดินสลับวิ่งออกกำลังกายบริเวณรอบอ่างเก็บน้ำของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์มีระยะทางประมาณ 1.5 กิโลเมตร จากภาพประกอบ 4-12 อธิบายได้ดังนี้

เมื่อออกกำลังกายด้วยการเดินเป็นระยะทาง 1.5 กิโลเมตร โดยไม่หยุดพัก กราฟค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้ทั้งหมดคือ 1930 ค่า แต่ในตัวอย่างตัดค่าความเร่งแสดง 1500 ค่า เพื่อความสะดวกในการเปรียบเทียบค่าความเร่งกับผู้ทดสอบคนอื่น ผลลัพธ์ที่ได้ดังภาพประกอบ 4-12

ระบบวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งสามารถจำแนกช่วงของพฤติกรรมที่เกิดขึ้นขณะวิ่งได้เป็น 4 ช่วง ประกอบด้วยค่าของผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในตำแหน่งเริ่มต้นวิ่งและช่วงความเร่งที่ 988 ถึง 1037 ที่มีค่าไม่เกิน 0.1 g หมายถึงผู้ทดสอบอยู่ในสถานะเริ่มวิ่งหรือมีการหยุดยืน ค่าความเร่งที่อ่านได้ถ้าอยู่ในช่วง 0.11 g ถึง 0.99 g หมายถึงสถานะการยืน ในการทดสอบนี้อ่านค่าได้ 1263 ค่า ค่าความเร่งที่อ่านได้ถ้าอยู่ในช่วง 1.0 g ถึง 1.99 g หมายถึงสถานะวิ่งเพื่อสุขภาพ ในการทดสอบนี้อ่านค่าได้ 256 ค่า ค่าความเร่งหากอ่านค่าได้อยู่ในช่วง 2.0 g ถึง 2.49 g หมายถึงการวิ่งที่ใช้ความเร่งสูง จากการสอบถามผู้ทดสอบพบว่ามีการเพิ่มความเร่งหลายช่วงเพื่อวิ่งแข่งอ่านค่าความเร่งได้ 43 ครั้ง ซึ่งเป็นปริมาณที่ไม่มากแต่ก็ถือว่าเป็นช่วงที่ควรเฝ้าระวัง หากมีการหยุดวิ่งอย่างกะทันหันในช่วงนี้มีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากการวิ่งได้และค่าความเร่งที่มากกว่าหรือเท่ากับ 2.5 g พบ 1 ครั้งจากเหตุการณ์หยุดกะทันหันเนื่องจากมีผู้วิ่งอื่นกีดขวางทางอยู่

3. การทดสอบวิ่งเพื่อสุขภาพ โดยใช้ผู้ทดสอบเพศชายอายุ 32 ปี



ภาพประกอบ 4-13 ผลลัพธ์การทดสอบวิ่งเพื่อสุขภาพ

ผลการทดสอบ

การทดสอบนี้ใช้ผู้ทดสอบเพศชายที่เป็นนักกีฬาวิ่งมาราธอนทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งที่ติดตั้งบนสมาร์ตโฟนแอนดรอยด์ รุ่น Samsung Galaxy Note 5 ออกกำลังกายแบบอิสระทำการทดสอบวิ่งออกกำลังกายบริเวณรอบสนามมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย วิทยาเขตตรังมีระยะทางประมาณ 1 กิโลเมตร จากภาพประกอบ 4-13 อธิบายได้ดังนี้

เมื่อออกกำลังกายด้วยการวิ่งเพื่อสุขภาพเป็นระยะทาง 1 กิโลเมตร โดยไม่หยุดพัก กราฟค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้ทั้งหมดคือ 3502 ค่า แต่ในตัวอย่างตัดค่าความเร่งแสดง 1500 ค่าเพื่อความสะดวกในการเปรียบเทียบค่าความเร่งกับผู้ทดสอบคนอื่น จากกราฟจะเห็นว่าค่าความเร่งที่อ่านได้ชัดเจนกว่าผู้วิ่งมือสมัครเล่น เนื่องจากนักกีฬาวิ่งส่วนใหญ่จะถูกฝึกฝนการก้าวขณะ

วิ่งให้มีระยะห่างของเท้าที่สม่ำเสมอและสามารถควบคุมความเร่งของตนเองได้ จำนวนของค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความเร่งขณะวิ่งและจำนวนการชอยเท้าของผู้ทดสอบ หากเปรียบเทียบกราฟในภาพประกอบ 4-11 กับ ภาพประกอบ 4-13 พบว่าระยะทางที่ใช้ค่อนข้างใกล้เคียงกัน แต่จำนวนค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่ระบบอ่านได้ไม่ใกล้เคียงกัน ในการทดสอบนี้ผู้ทดสอบใช้การวิ่งเพื่อสุขภาพที่มีค่าในช่วง 1.00 g ถึง 1.99 g จากผลลัพธ์ที่ได้ถือว่าโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งมีความแม่นยำในการจำแนกท่าทางขณะวิ่งได้

สรุปผลการทดสอบของระบบ

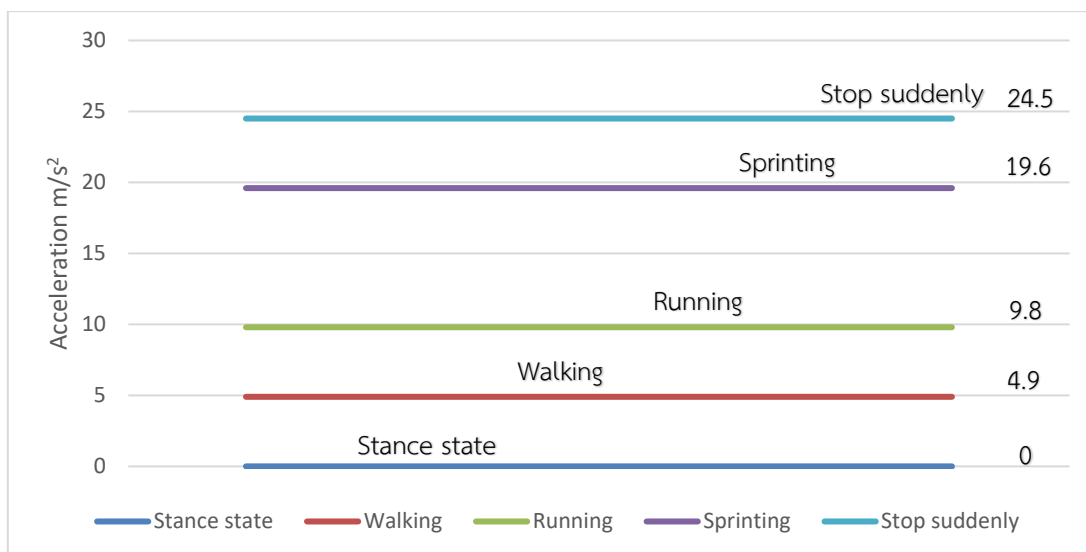
จากการทดสอบระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งสามารถสรุปผลที่วิเคราะห์ได้จาก การทดสอบในรูปแบบต่างๆดังนี้

ในการวิ่งแต่ละรอบหรือแต่ละบุคคลจะมีท่าทางที่เกิดขึ้นในขณะวิ่งแตกต่างกันเสมอ ซึ่งท่าทางที่สามารถเกิดขึ้นได้ในการวิ่ง 1 รอบประกอบไปด้วย ท่าเริ่มต้นหรือทำยืน (Stance state) ท่าเดิน (Walking) ท่าวิ่งด้วยความเร่งปกติที่จะพบได้ในการวิ่งเพื่อสุขภาพ (Running/jogging) ท่า การวิ่งด้วยความเร่งสูง (Sprinting) และท่าหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน (Stop suddenly) จากการทดสอบ ระบบสามารถสรุปช่วงของความเร่งในการจำแนกแต่ละท่าทางได้ดังนี้

ตารางที่ 4-2 สรุปช่วงของความเร่งของท่าทางที่เกิดขึ้นในขณะวิ่ง

Case study of running gesture	Threshold value detect from SVM (g)
Walking	0.5
Jogging	1
Running	2
Stop suddenly	More than 2.5

จากตารางที่ 4.2 แสดงค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านได้จากการทดสอบระบบ ตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง ซึ่งในแต่ละท่าทางจะมีช่วงของค่าความเร่งที่แตกต่างกัน หากผู้ทดสอบทำการเคลื่อนที่ด้วยความเร่งที่เพิ่มขึ้นค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน จะเพิ่มขึ้นตามลำดับ ซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์ท่าทางได้คือท่าทางการเดินจะมีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในช่วง -0.5g ถึง 0.5g ท่าวิ่งมีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในช่วง -1g ถึง 1g ท่าวิ่งด้วยความเร่งสูงจะมีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ในช่วง -0.8g ถึง 2g และท่าการหยุดกะทันหันจะมีค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์สูงกว่า 2.5g หากพิจารณาช่วงของความเร่งหรืออัตราเร็วที่เกิดขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมในขณะวิ่งสามารถอธิบายได้ตามภาพประกอบ 4-14



ภาพประกอบ 4-14 อัตราเร็วของพฤติกรรมการบิน

จากภาพประกอบ 4-14 แสดงอัตราเร็วที่เกิดขึ้นของแต่ละท่าทางในการวิ่ง โดยที่ท่ายืนจะมีความเร็วเท่ากับ 0 m/s^2 ท่าเดินจะมีความเร็วอยู่ในช่วง 0 ถึง 4.9 m/s^2 ท่าวิ่งจะมีความเร็วอยู่ในช่วง 4.9 ถึง 9.8 m/s^2 ท่าวิ่งด้วยความเร็วสูงจะมีความเร็วอยู่ในช่วง 9.8 ถึง 19.6 m/s^2 และท่าหยุดวิ่งอย่างกะทันหันจะมีความเร็วมากกว่า 24.5 m/s^2 ซึ่งจากค่าที่ระบบอ่านได้จะเห็นได้ว่าค่าอัตราเร็วและความเร่งที่เกิดขึ้นกรณีการหยุดกะทันหันจะมีค่าที่สูงมาก หากผู้ทดสอบต้องการวิ่งและหยุดแบบปลอดภัยควรจะใช้ความเร่งที่ไม่เกิน 24.5 m/s^2 หรือหยุดวิ่งให้อัตราเร็วอยู่ในช่วง 19.6 ถึง 24.5 m/s^2

จากการทดสอบพฤติกรรมการบินทั้งหมดสรุปได้ตามตารางที่ 4-3 ซึ่งผลการทดสอบและจำแนกท่าทางของระบบจะพิจารณาจากรูปแบบของกราฟเส้นที่อ่านค่าได้จากค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ ผลลัพธ์ที่ได้ระบบสามารถจำแนกท่าทางที่เกิดขึ้นขณะวิ่งที่ประกอบไปด้วยท่ายืน ท่าเดิน และท่าวิ่งมีค่าความถูกต้อง 100 เปอร์เซ็นต์ ส่วนท่าทางการตรวจจับการหยุดกะทันหันมีค่าความถูกต้อง 92 เปอร์เซ็นต์ เนื่องจากการทดสอบที่ได้ค่าคาดเคลื่อนกรณีทดสอบกับนักวิ่งเพศหญิงที่ทดสอบในหัวข้อ 4.4.1

ตารางที่ 4-3 สรุปความถูกต้องและเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการทดสอบบนรูปแบบต่างๆ

Case study of running gesture	Threshold value (g)	Gesture detection testing (unit)	Correct detection testing (unit)	Accuracy of gesture detection (%)
Stance state	0	25	25	100
Stop suddenly	2.5	100	92	92
Walking	0.5	264	264	100
Running	1	248	248	100
Sprinting	2	222	222	100

ตารางที่ 4-4 สรุปเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งกรณีหยุดวิ่งของผู้ชายและผู้หญิงทั้งหมด (True Classification Rate; TCR)

Case study	Gender					
	Male			Female		
	Number of testing	Number of correct	TCR (%)	Number of testing	Number of correct	TCR (%)
Stop running in normal condition	50	50	100	50	49	98
Stop suddenly running condition	50	47	94	50	45	90
Average TCR (%)			97			94

จากตารางที่ 4-4 เป็นสรุปผลการทดสอบการหยุดใน 2 รูปแบบคือหยุดวิ่งแบบปลอดภัยหมายถึงผู้ทดสอบจะลดความเร็วลงก่อนจะหยุดนิ่งและหยุดวิ่งแบบกระทันหันหมายถึงผู้ทดสอบหยุดด้วยเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิด โดยมีค่าความเร่งตั้งต้นก่อนเปลี่ยนเป็นสถานะหยุดวิ่งมีค่าสูงมาก ในที่นี้ผู้วิจัยสามารถสรุปค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้คือกรณีหยุดวิ่งแบบปลอดภัยเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องทั้งหมดเท่ากับ 97 เปอร์เซ็นต์และกรณีหยุดกระทันหันเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องทั้งหมดเท่ากับ 94 เปอร์เซ็นต์

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาและวิจัยงานที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งกรณีหยุดวิ่งอย่างกระทันหัน ดังรายละเอียดในบทที่ 2 ถึงบทที่ 4 สามารถสรุปผล อภิปรายข้อจำกัดของงานวิจัย และข้อเสนอแนะที่ได้จากวิทยานิพนธ์

5.1 สรุปผลงานวิจัย

งานวิทยานิพนธ์นี้นำเสนอระบบวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งและตรวจจับพฤติกรรมเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากสาเหตุการหยุดวิ่งกระทันหัน โดยนำเสนอวิธีการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์ (Signal Vector Magnitude) เปรียบเทียบค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) และเก็บสถิติการวิ่งเพื่อหาแนวโน้มของความเสียงที่จะบาดเจ็บเพื่อให้ผู้วิ่งสามารถวิ่งได้ถูกสุขลักษณะ ในงานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์ความเร่ง 3 แกนที่มีค่าแรงโน้มถ่วงรองรับ $\pm 4\text{ g}$ ในสมาร์ตโฟนเป็นอุปกรณ์ทดสอบการวิ่ง ผลการทดสอบพบว่า

(1) การใช้งานโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งสามารถจำแนกพฤติกรรมที่เกิดขึ้นขณะวิ่งได้อย่างถูกต้อง โดยใช้ช่วงของความเร่งที่ได้จากการเก็บผลทดสอบและหาค่าเฉลี่ยจากแต่ละท่าทาง ได้แก่ ช่วงของการยืนคือ 0.0–0.1 g ช่วงของการเดิน 0.11–0.99 g ช่วงของการวิ่งเพื่อสุขภาพคือ 1.00–1.99 g ช่วงของการวิ่งที่ใช้ความเร่งสูงคือ 2.00–2.49 g และช่วงของการวิ่งกรณีหยุดวิ่งกระทันหันสามารถตรวจจับได้ถูกต้อง โดยค่าคงที่ในการตัดสินใจมีค่าเท่ากับ 2.5 g คำนวนจากค่าเฉลี่ยในการทดสอบหยุดวิ่งกระทันหันของผู้ทดสอบ เก็บตัวอย่างการทดสอบแต่ละท่าทางจำนวน 100 ครั้ง

(2) การติดตามดูแนวโน้มจากการวัดค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ด้วยข้อมูลสถิติการวิ่งสามารถเก็บผลและแสดงผลในรูปแบบตัวเลขการแสดงกราฟข้อมูลการวิ่งทำงานอย่างถูกต้อง

(3) การเก็บข้อมูลพฤติกรรมการวิ่งในหน่วยความจำหลักของสมาร์ตโฟนถูกเก็บในรูปแบบ Text file สามารถจัดเก็บข้อมูลได้ถูกต้อง โดยข้อมูลนี้เป็นข้อมูลสถิติในการวิ่งเพื่อนำมาวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งย้อนหลังและประกอบการวินิจฉัยผลทางการแพทย์เพื่อดูแลด้านสุขภาพของผู้วิ่งให้เหมาะสม

สรุปผลงานวิจัยของโปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่งสามารถลดความเสี่ยงที่ผู้วิ่งจะบาดเจ็บจากการวิ่งได้ โดยการติดตามและเฝ้าระวังพฤติกรรมการวิ่งจากสาเหตุการหยุดวิ่ง กระทั่งหันด้วยการแจ้งเตือนในขณะวิ่งและการเก็บผลสถิติที่ผู้วิ่งสามารถนำผลมาวิเคราะห์พฤติกรรม การวิ่งย้อนหลังได้ ระบบนี้ใช้สมาร์ทโฟนแอนดรอยด์ที่มีเซนเซอร์ความเร่งภายในติดตั้งบริเวณสะโพก ของผู้วิ่งทำให้ผู้วิ่งไม่ต้องติดตั้งอุปกรณ์เสริมหรือเรียนรู้เทคโนโลยีใหม่ก็สามารถใช้งานได้

5.2 ข้อจำกัดของงานวิจัย

การศึกษาและพัฒนาระบบนี้มีข้อจำกัดในส่วนของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบคือ สมาร์ทโฟนที่ใช้จะต้องรองรับค่าแรงโน้มถ่วงของโลก ± 4 g ไป เนื่องจากการตรวจจับพฤติกรรม การวิ่งกรณีการหยุดวิ่งอย่างกระแทก ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์ที่อ่านค่าได้จะมีค่าสูงกว่า 2.5 g เสมอ หากเลือกใช้สมาร์ทโฟนที่มีค่าแรงโน้มถ่วงของโลกต่ำกว่า 2.5 g ระบบส่วนนี้จะทำงานผิดพลาดได้

5.3 ข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอรูปแบบการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งโดยใช้ค่าผลลัพธ์ของ เวกเตอร์ออกแบบระบบตรวจจับพฤติกรรมเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บจากสาเหตุการหยุด กระทั่งหัน และการติดตามพฤติกรรมการวิ่งจากการวัดความเร่งแล้วนำไปเปรียบเทียบกับช่วงของค่าคงที่ในการ ตัดสินใจของแต่ละท่าทางให้ผลลัพธ์แม่นยำสามารถใช้งานได้จริง สำหรับผู้สนใจนำวิทยานิพนธ์มา ศึกษาต่อสามารถปรับปรุงประเด็นต่างๆดังนี้

(1) พัฒนาระบบให้สามารถใช้งานบนสมาร์ทโฟนในระบบปฏิบัติการที่หลากหลาย มากขึ้นโดยสามารถพัฒนาในรูปแบบของเว็บแอปพลิเคชัน เพื่อการการทำงานที่รองรับสมาร์ทโฟนทุก ประเภท

(2) ออกแบบและพัฒนาระบบโดยเพิ่มตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์ เพื่อให้ระบบสามารถ ตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งละเอียดขึ้น เช่น ติดตั้งอุปกรณ์บริเวณข้อเท้าเพื่อดูลักษณะการก้าวขาใน วงจรการวิ่ง เป็นต้น

(3) พัฒนาระบบให้มีความหลากหลายในการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง โดยเพิ่ม ชนิดของเซนเซอร์ในการวัด ตัวอย่างเช่น นำเซนเซอร์แรงกดทับติดตั้งบริเวณฝ่าเท้าเพื่อดูลักษณะการ ลงเท้าว่าใช้แรงในตำแหน่งใดเหมาะสมกับประเภทของการวิ่งหรือไม่ ใช้เซนเซอร์มุมวัดมุมของขา เข่า และข้อเท้าเพื่อดูมุมในการเคลื่อนที่และเพิ่มประสิทธิภาพในการวิ่ง เป็นต้น

บรรณานุกรม

- [1] จตุรพร ณ นคร, “Sport Science วิทยาศาสตร์การกีฬา,” สมาคมกีฬาเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย, 2534. [Online]. Available: http://web2.sat.or.th/sat/index.php?option=com_researchs&Itemid=115&viewid=154. [Accessed: 16-Nov-2017].
- [2] สายใจ เพ็งที, “การบาดเจ็บของนักกรีฑาที่เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาแห่งชาติ ครั้งที่ 39,” มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ, 2554.
- [3] รุ่งทิวา วัจนละฐิติ, “การศึกษาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดและงอเข้าแบบไอโซเนติก, การบาดเจ็บและผลการรักษาทางกายภาพบำบัดในนักกรีฑาทีมชาติ,” มหาวิทยาลัยมหิดล, 2539. [Online]. Available: http://web2.sat.or.th/sat/index.php?option=com_researchs&Itemid=115&viewid=64. [Accessed: 16-Nov-2017].
- [4] J. C. Hughston and G. C. Terry, “dies in Columbus, GA Finger Injuries in Basketball Players Basketball and the Foot and Ankle Sudden Death in Athletes,” *Hughst. Heal. Aler*, vol. 16, no. 4, 2004.
- [5] S. J. Anderson, “Sports injuries.,” *Curr. Probl. Pediatr. Adolesc. Health Care*, vol. 35, no. 4, pp. 110–64, Apr. 2005.
- [6] นายแพทย์ชูศักดิ์ กิจคุณาเสถียร, “เอกสารประกอบการสอนเรื่องการบาดเจ็บจากการเล่นกีฬา.” pp. 1–25, 2553.
- [7] ศาสตราจารย์ นายแพทย์ธีรวัฒน์ กุลทนันทน์, “การบาดเจ็บจากการวิ่ง,” 2552. [Online]. Available: <https://www.bloggang.com/viewblog.php?id=cmu2807&date=04-02-2009&group=6&gblog=22>. [Accessed: 16-Nov-2017].
- [8] Wang Ye and Bai Xiang-yu, “Research of fall detection and alarm applications for the elderly,” in *Proceedings 2013 International Conference on Mechatronic Sciences, Electric Engineering and Computer (MEC)*, 2013, pp. 615–619.
- [9] R. Samiei-Zonouz, H. Memarzadeh-Tehran, and R. Rahmani, “Smartphone-centric human posture monitoring system,” in *2014 IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference - (IHTC)*, 2014, pp. 1–4.
- [10] X. Yin, W. Shen, J. Samarabandu, and X. Wang, “Human activity detection based on multiple smart phone sensors and machine learning algorithms,” in *2015 IEEE 19th International Conference on Computer Supported Cooperative Work in Design (CSCWD)*, 2015, pp. 582–587.

- [11] C. A. Siebra, B. A. Sa, T. B. Gouveia, F. Q. B. Silva, and A. L. M. Santos, “A neural network based application for remote monitoring of human behaviour,” in *International Conference on Computer Vision and Image Analysis Applications*, 2015, pp. 1–6.
- [12] C. Pham, “MobiRAR: Real-Time Human Activity Recognition Using Mobile Devices,” in *2015 Seventh International Conference on Knowledge and Systems Engineering (KSE)*, 2015, pp. 144–149.
- [13] Y. Ge and B. Xu, “Detecting Falls Using Accelerometers by Adaptive Thresholds in Mobile Devices.”
- [14] E. Charry, Wenzheng Hu, M. Umer, A. Ronchi, and S. Taylor, “Study on estimation of peak Ground Reaction Forces using tibial accelerations in running,” in *2013 IEEE Eighth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, 2013, pp. 288–293.
- [15] C. Strohrmann, H. Harms, and G. Troster, “What Do Sensors Know about Your Running Performance?,” in *2011 15th Annual International Symposium on Wearable Computers*, 2011, pp. 101–104.
- [16] J. S. Sheu, G. S. Huang, W. C. Jheng, and C. H. Hsiao, “Design and Implementation of a Three-Dimensional Pedometer Accumulating Walking or Jogging Motions,” in *2014 International Symposium on Computer, Consumer and Control*, 2014, pp. 828–831.
- [17] L. Li, L. Atallah, B. Lo, and G.-Z. Yang, “Feature extraction from ear-worn sensor data for gait analysis,” in *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*, 2014, pp. 560–563.
- [18] Z. He and X. Bai, “A wearable wireless body area network for human activity recognition,” in *2014 Sixth International Conference on Ubiquitous and Future Networks (ICUFN)*, 2014, pp. 115–119.
- [19] W. Liu, Y. Luo, J. Yan, C. Tao, and L. Ma, “Falling monitoring system based on multi axial accelerometer,” in *Proceeding of the 11th World Congress on Intelligent Control and Automation*, 2014, pp. 7–12.
- [20] Anne, “Self Kindness: Footstep discoveries.” 2013. [Online]. Available: <http://self-kindness.blogspot.com/2013/03/footstep-discoveries.html>.

[Accessed: 16-Nov-2017].

- [21] “An Overview of the Kindle Fire Android Architecture - Techotopia,” 2016. [Online]. Available: http://www.techotopia.com/index.php/An_Overview_of_the_Kindle_Fire_Android_Architecture. [Accessed: 16-Nov-2017].

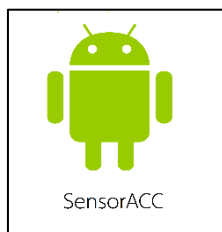
ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

การใช้งานแอปพลิเคชันตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง SensorACC

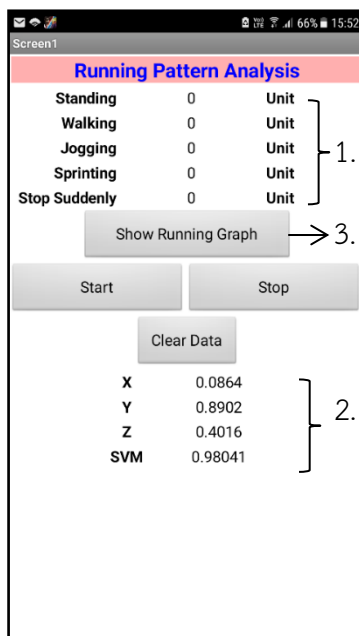
คู่มือการใช้โปรแกรมวิเคราะห์พฤติกรรมการวิ่ง

ระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งพัฒนาขึ้นเพื่อใช้เฝ้าระวังพฤติกรรมการวิ่งที่มีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บบริเวณเอ็นร้อยหวาย กระดูกอ่อนและกระดูกสะบ้าบริเวณเข่าจากสาเหตุการหยุดวิ่งกะทันหันและติดตามพฤติกรรมการวิ่งโดยช่วงของค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าทางที่เกิดขึ้นขณะวิ่ง อธิบายได้ดังนี้



ภาพประกอบ ก-1 ไอคอนระบบตรวจจับการวิ่งบนสมาร์ทโฟนแอนดรอยด์

เมื่อผู้ใช้งานเริ่มใช้แอปพลิเคชันตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งให้ทำการเลือกไอคอนของระบบชื่อ SensorACC มีนามสกุล .apk เป็นนามสกุลที่รองรับการทำงานเฉพาะระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เท่านั้น ดังภาพประกอบ ก-1 จากนั้นระบบจะแสดงหน้าจอหลัก สถานะเริ่มต้นของระบบคือ Stop หมายถึงระบบยังไม่เริ่มเก็บข้อมูลการวิ่งเป็นการแจ้งสถานะว่าระบบพร้อมใช้งาน เมื่อผู้ใช้งานเลือกปุ่มเริ่มบันทึก สถานะของระบบจะเปลี่ยนเป็น Record หมายถึงทำการบันทึกผลค่าความเร่งที่อ่านได้จากเซนเซอร์ความเร่งในสมาร์ทโฟนและค่าอื่นๆที่ผ่านการคำนวณ เช่น ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์, ข้อมูลดิบของความเร่งและเวลาขณะวิ่ง หากผู้ใช้งานต้องการจบการทำงานของระบบให้เลือกปุ่มหยุดบันทึก สถานะของระบบจะเปลี่ยนเป็น Stop อีกครั้ง ระบบตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งแบ่งการทำงานเป็น 3 ส่วน ดังนี้



ภาพประกอบ ก-2 หน้าหลักของระบบตรวจจับพฤติกรรมมารวิ่ง

ส่วนของหน้าหลักระบบตรวจจับพฤติกรรมมารวิ่งประกอบด้วยหมายเลข 1 การแสดงผลพฤติกรรมมารวิ่งแสดงค่าความเร่งที่ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์สามารถนำไปวิเคราะห์พฤติกรรมขณะวิ่งแสดงผลการวิเคราะห์พฤติกรรมมารวิ่ง ระบบจะตรวจจับค่าความเร่งขณะวิ่งและนำค่าความเร่งที่ได้ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์เปรียบเทียบกับค่าคงที่ในการตัดสินใจตามเงื่อนไขของแต่ละพฤติกรรม ส่วนหมายเลข 2 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าความเร่งที่อ่านค่าได้จากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x, y, z) ในสมาร์ทโฟนและแจ้งเตือนจำนวนครั้งที่ระบบตรวจจับการวิ่งที่ไม่ถูกสุขลักษณะในแต่ละรอบของการวิ่งและหมายเลข 3 การเข้าถึงกราฟพฤติกรรมมารวิ่งเป็นส่วนที่ผู้ใช้งานสามารถเรียกดูสถิติการวิ่งได้ โดยแต่ละส่วนอธิบายได้ดังนี้

1. การแสดงผลการวิเคราะห์พฤติกรรมมารวิ่ง

ในส่วนนี้ระบบจะทำการวิเคราะห์พฤติกรรมต่างๆที่เกิดขึ้นขณะวิ่ง 1 รอบ ประกอบด้วย ท่าทางการหยุดยืน การเดิน การวิ่งเพื่อสุขภาพและการหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน โดยใช้การเปรียบเทียบค่าคงที่ในการตัดสินใจของแต่ละท่าทาง ดังนี้

ตารางที่ 1 ค่าคงที่ในการตัดสินใจของพฤติกรรมการวิ่ง

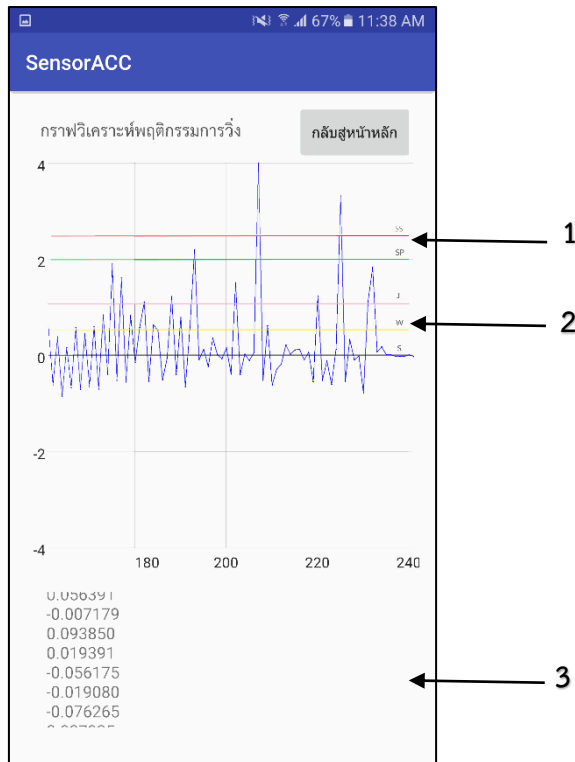
พฤติกรรมการวิ่ง	ค่าคงที่ในการตัดสินใจ (g)
การยืน	0
การเดิน	0.5
การวิ่งเพื่อสุขภาพ	1
การวิ่งด้วยความเร่ง	2
การหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน	มากกว่า 2.5

เมื่อผู้วิ่งเริ่มวิ่งระบบจะทำการเก็บค่าความเร่งจากเซนเซอร์ความเร่ง 3 แกน (x,y,z) โดยใช้สมาร์ทโฟนที่มีค่าแรงโน้มถ่วงของโลก (gravity) มากกว่า ± 4 g เพื่อให้รองรับกับการทำงานในส่วนการจำแนกท่าทางกรณีหยุดวิ่งอย่างกะทันหัน ระบบจะทำการนับจำนวนของค่าความเร่งที่อ่านได้ในแต่ละท่าทางแสดงผลเป็นตัวเลขบนหน้าจอสมาร์ทโฟน ดังภาพประกอบ ก-2 จากภาพจะเป็นค่าเริ่มต้นของโปรแกรม เมื่อผู้วิ่งเคลื่อนที่จำนวนของการตรวจจับความเร่งจะเพิ่มขึ้นตามท่าทางที่ระบบตรวจจับได้และค่าทั้งหมดจะถูกจัดเก็บในหน่วยความจำภายในของสมาร์ทโฟนเพื่อเก็บเป็นสถิติการวิ่ง

2. การแสดงผลลัพธ์ของเวกเตอร์ขณะวิ่ง

ในส่วนนี้แสดงค่าความเร่งที่อ่านได้ขณะวิ่งของเซนเซอร์ 3 แกนและค่าความเร่งที่ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวกเตอร์แล้วเพื่อดูการทำงานของโปรแกรมตรวจจับพฤติกรรมการวิ่ง

3. กราฟเส้นแสดงผลพัธของการวิ่ง

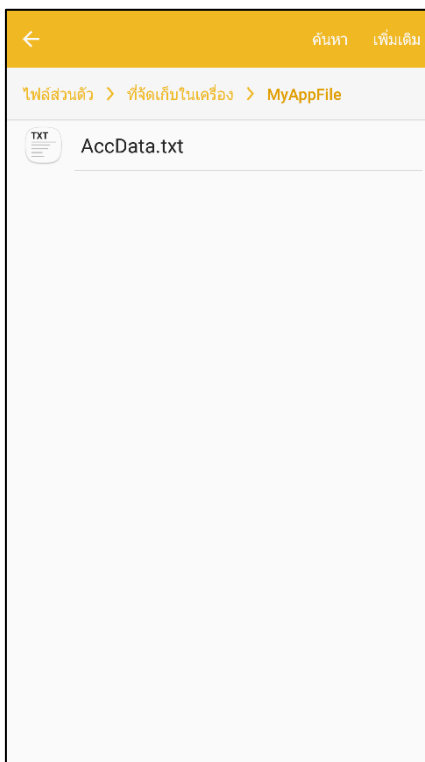


ภาพประกอบ ก-3 กราฟผลลัพธ์ของเวคเตอร์กรณีหยุดวิ่งกะทันหัน

เมื่อผู้ใช้งานบันทึกผลการวิ่งเสร็จสิ้นสามารถเลือกปุ่มข้อมูล Running เพื่อดูกราฟการวิ่งโดยภาพรวม ดังภาพประกอบ ก-3 ที่ประกอบด้วยหมายเลข 1 เส้นแทนขอบเขตของค่าคงที่ในการตัดสินใจ (Threshold value) โดยระบบกำหนดค่าไว้ที่ 2.5 g จากภาพประกอบพบว่าจะมีข้อมูล 2 ค่าที่สูงกว่าค่าคงที่ในการตัดสินใจหมายถึงระบบสามารถตรวจจับการหยุดวิ่งกะทันหันได้ 2 ครั้ง หมายเลข 2 เส้นกราฟความเร่ง 3 แกน (x, y, z) ที่ผ่านกระบวนการหาผลลัพธ์ของเวคเตอร์จะแสดงค่าความเร่งที่เกิดขึ้นใน 1 รอบการวิ่งและหมายเลข 3 แสดงค่าผลลัพธ์ของเวคเตอร์ในรูปแบบตัวเลขตามเวลาจริง เมื่อผู้ใช้งานต้องการกลับไปบันทึกค่าใหม่สามารถเลือกปุ่มกลับสู่หน้าหลักเพื่อเริ่มใช้งานแอปพลิเคชันอีกครั้ง

3. การเก็บข้อมูลสถิติการวิ่งในรูปแบบ Log file

จากหัวข้อที่ 1 และ 2 แสดงผลการตรวจจับพฤติกรรมการวิ่งที่สามารถติดตามผลได้ตามเวลาจริงเท่านั้น ผู้ใช้งานสามารถดูสถิติย้อนหลังได้จากการเรียกใช้งาน Log file ดังนี้



ภาพประกอบ ก-4 การเข้าถึงข้อมูลการวิ่งใน Log file

โดยทั่วไปการเข้าถึงไฟล์เอกสารในสมาร์ตโฟนแอนดรอยด์ทำได้ดังนี้

- เข้าไปที่เมนูการจัดการข้อมูล (File explorer) ในหน้าจอเมนูรวมของสมาร์ตโฟน
- เลือกโฟลเดอร์ไฟล์ส่วนตัวและเลือกส่วนการจัดเก็บข้อมูลภายในเครื่อง
- ข้อมูลการวิ่งทั้งหมดถูกจัดเก็บในโฟลเดอร์ MyAppFile และไฟล์ข้อความที่เก็บ

ข้อมูลการวิ่งมีชื่อว่า AccData.txt ดังภาพประกอบ ก-4

-0.084530	0.435720	0.852263	-0.039090	470.846069	11:36:52.741
-0.082331	0.428025	0.898070	-0.001745	489.144989	11:36:52.916
-0.077445	0.425704	0.893306	-0.007419	486.364655	11:36:53.096
-0.039089	0.428147	0.883167	-0.017746	481.304230	11:36:53.276
-0.034203	0.423016	0.879869	-0.023126	478.668152	11:36:53.456
-0.036157	0.430590	0.879747	-0.019862	480.267395	11:36:53.638
-0.064863	0.402128	0.878525	-0.031640	474.496460	11:36:53.821
-0.003054	0.475909	1.003610	0.110735	544.260071	11:36:54.007
-0.380874	0.514020	0.488124	-0.195297	394.304382	11:36:54.180
-0.735728	0.376354	0.510967	-0.028390	476.088776	11:36:54.362
-0.668056	0.473466	0.600505	0.015418	497.549592	11:36:54.538
-0.702258	0.585480	0.670621	0.133881	555.601624	11:36:54.719
-0.772496	0.326271	-0.554697	0.005432	492.661530	11:36:54.898
-1.125519	0.005741	-0.399807	0.194434	585.272522	11:36:55.072
-0.989318	0.176633	-0.003176	0.004968	492.434204	11:36:55.253
-0.996403	0.118366	-0.025896	0.003743	491.834198	11:36:55.432
-0.943999	0.200331	0.052037	-0.033576	473.547791	11:36:55.612
-0.921523	0.070605	-0.607468	0.105987	541.933655	11:36:55.792
-0.990662	0.310635	-0.195079	0.056391	517.631409	11:36:55.972
-0.715207	0.179486	-0.629333	-0.007179	486.482239	11:36:56.153
-0.626523	0.498385	-0.745379	0.093850	535.986633	11:36:56.333
-0.457097	0.678683	-0.607956	0.019391	499.501801	11:36:56.513
-0.626768	0.677461	-0.197522	-0.056175	462.474487	11:36:56.692
-0.691387	0.693952	0.051182	-0.019080	480.650940	11:36:56.872
-0.676362	0.559461	-0.287793	-0.076265	452.630371	11:36:57.053
-0.734507	0.637517	-0.264584	0.007935	493.888184	11:36:57.233
-0.732919	0.563370	-0.122275	-0.067526	456.912170	11:36:57.413
-1.016627	0.471267	0.221553	0.124479	550.994751	11:36:57.592
-0.757716	0.149271	-0.467724	-0.097126	442.408264	11:36:57.772
-0.808654	0.251025	-0.529045	-0.001590	489.221100	11:36:57.953
-0.925677	0.160998	-0.684424	0.162426	569.588584	11:36:58.133
-0.818915	0.214990	-0.517807	-0.007545	486.302704	11:36:58.313
-0.412267	0.200942	-0.590366	-0.252421	366.313538	11:36:58.493
-0.896971	0.407625	-0.825755	0.285530	629.909485	11:36:58.672
-0.190803	0.159043	-1.004099	0.034367	506.839844	11:36:58.853
-0.688089	0.945710	-0.575866	0.303507	638.718628	11:36:59.033
-0.688455	0.275700	-0.774329	0.072178	525.367249	11:36:59.213
-0.769687	0.292801	0.012948	-0.176399	403.564362	11:36:59.393
-0.644078	0.174801	-0.248460	-0.102918	439.570099	11:36:59.573
-0.934349	0.316377	-0.109571	-0.007479	486.338043	11:36:59.752
-1.231304	0.105540	0.144141	0.244196	609.656067	11:36:59.932
-1.087530	0.205095	0.191658	0.123173	550.354736	11:37:00.112
-1.359565	-0.027118	-0.643991	0.504618	737.262939	11:37:00.293
-1.038180	-0.164052	-0.416187	0.130682	554.033936	11:37:00.473
-0.953527	-0.023331	-0.548101	0.100079	539.038696	11:37:00.653
-0.985532	-0.012215	-0.560561	0.133865	555.593933	11:37:00.833
-0.900269	-0.037990	-0.427414	-0.302699	488.677551	11:37:01.013
-0.860569	0.009161	-0.896681	0.244303	609.708435	11:37:01.193
-1.093637	0.129360	-0.394310	0.169725	573.165344	11:37:01.373
-0.987364	0.053137	-0.340197	0.045679	512.382751	11:37:01.553
-1.089728	0.131070	-0.186772	0.113360	545.546509	11:37:01.733
-0.999457	0.136689	-0.027484	0.009135	494.476227	11:37:01.913
-0.734629	0.179199	-0.244917	-0.205156	389.473358	11:37:02.093
-1.040501	0.086851	-0.298664	0.085995	532.137512	11:37:02.273
-1.009596	0.097112	-0.089005	0.018232	498.933838	11:37:02.453
-0.930441	-0.077812	0.106395	-0.060269	460.468201	11:37:02.633
-1.008374	-0.005741	0.087950	0.012219	495.987213	11:37:02.813
-1.026453	0.025041	0.005908	0.026771	503.117554	11:37:02.993
-0.971728	-0.041043	0.077201	-0.024346	478.070343	11:37:03.173
-1.004954	-0.054480	0.068161	0.008735	494.280182	11:37:03.353
-1.046608	-0.049350	0.031027	0.048230	513.632812	11:37:03.533
-1.008496	-0.136689	0.206683	0.038493	508.861366	11:37:03.713
-0.268981	-0.012948	0.227693	-0.647349	172.799110	
-0.681370	-1.339287	-0.496797	0.582644	775.495660	
-2.517698	-1.421496	-1.375322	2.201713	1568.8394	
-0.858248	-0.090271	-0.298664	-0.086797	447.4692	
-1.081422	-0.307704	0.097723	0.128585	553.006714	
-0.700548	-0.198987	-0.248582	-0.230483	377.0634	
-1.345761	0.057168	-0.207538	0.362870	667.806091	
-0.236000	0.398097	-0.905766	0.017147	498.402161	
-0.929585	-0.056679	-0.073536	-0.065789	457.7631	
-1.061877	-0.395654	0.233313	0.156962	566.911194	
-0.380507	-0.405548	0.255422	-0.388039	299.806065	
-2.482885	-0.233435	-0.324927	1.514913	1232.3073	
0.409580	0.011238	-0.439018	-0.399485	294.252594	
-0.963666	-0.219265	0.274600	0.025736	502.610779	
-0.744279	0.256033	-0.424360	-0.105804	438.15585	
-1.024132	0.212913	-0.131070	0.054209	516.562622	
-3.996607	-0.772741	-2.970032	4.038956	2469.0886	
-0.068528	-0.367315	0.310758	-0.514010	238.13511	
-1.192703	-0.085507	1.080078	0.611342	789.557373	

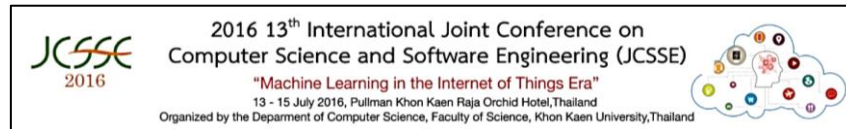
(ข)

(ก)

ภาพประกอบ ก-5 ข้อมูลการวิ่งแบบไฟล์ข้อความ ก. แสดงสถิติข้อมูลการวิ่งใน 1 รอบ ข. แสดงผลการวิ่งกรณีหยุดกะทันหัน

จากภาพประกอบ ก-5(ก) แสดงการจัดเก็บข้อมูลการวิ่งประกอบด้วย ค่าความเร่ง 3 แกน (x, y, z), ค่าผลลัพธ์ของเวกเตอร์, ค่าแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าและค่าของเวลาตามจริง ในกรณีของการตรวจจับการหยุดวิ่งกะทันหัน ดังภาพประกอบ ก-5(ข) เส้นสีฟ้าเป็นค่าความเร่งที่ระบบตรวจจับการหยุดวิ่งกะทันหันได้ ซึ่งค่าที่อ่านได้มีค่ามากกว่าค่าคงที่ในการตัดสินใจคือ 2.5 g

ภาคผนวก ข
ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์



2016 13th International Joint Conference on Computer Science and Software
Engineering (JCSSE)
13 -15 July 2016, Pullman Khon Kaen Raja Orchid Hotel, Thailand

2016 13th International Joint Conference on
Computer Science and Software Engineering (JCSSE)

"Machine Learning In the Internet of Things Era"



Organized by

**Department of Computer Science,
Faculty of Science,
Khon Kaen University,
Khon Kaen, Thailand**

July 13 - 15, 2016

@Pullman Khon Kaen Raja Orchid Hotel, Khon Kaen, Thailand



Technical Co-Sponsor

The Development of Reducing Risk System for Running Injury

Sayamon Buddhamongkol

Department of computer engineering,
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University,
Hadyai Sonkhla 90112 Thailand
5610120035@psu.ac.th

Wannarat Suntiamomtuol

Department of computer engineering,
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University,
Hadyai Sonkhla 90112 Thailand
wannarat@coe.psu.ac.th

Abstract—This paper describes the detection and monitoring human running for alert and reduces a risk of injuries. The design divided into two part. There are comprised of the detection of stop suddenly running and the monitoring ground force reaction (GFR) of human running behavior for analysis running gesture in medical. Design and development using the accelerometer based on a smartphone. The recognition using the Support Vector Magnitude (SVM) algorithm for detected stop suddenly running and the third of Newton's laws for calculated GFR. The system alert using the vibrator of smartphone and collected into a log file for monitoring human posture. The experimental results using true classification rate for analyzing the performance of SVM acceleration and represented the corrected of human running stop suddenly. For male runner accuracy about 97 percentage and female runner accuracy about 94 percentage.

Index Terms—Accelerometer, stop sudden, human monitoring

I. INTRODUCTION

Running is a very popular exercise for health conscious but many people cause risk of injury from abnormal kinetic activity such as stop suddenly, sudden change of direction and serious impact on the foot.

In this paper describes detected human running when to stop suddenly for the reducing risk of injury from the abnormal running phase. The system collected human running behavior data for analysis running gesture in medical using by three axis accelerometer via SVM algorithm. After that compared with a threshold value for decision alert abnormal running. For monitoring ground force reaction (GFR), we derived from human weight calculate with the SVM acceleration for storage forces acting on the body. Related work shown in section 2, Hardware system specification shown in section 3, Experimental Methodology shown in section 4, Experimental Result shown in section 5 and Conclusion shown in section 6

II. RELATED WORK

In this section, we shown the previous study about the caused of running injury and related concepts that we applied in the system design

Glenn C. Terry [1] study the effect and injury caused by playing basketball that has acute force strike foot when a sudden change of direction. He found the injury in knee ligament and Achilles tendon tear. *Steven J. Anderson* [2] study running factors that cause inflammation of the Achilles tendon. It is interval tiptoe before floating in the sprint and rushing to stop or change direction immediately. Therefore, we study to detect injuries of running for notification and collected data risk of running injuries. *Wang Ye* [3] was discussed detection of falling elderly with SVM (Support vector Magnitude) using data from accelerometer and gyroscope sensor. *Resa. S Zonouz* [4] was discussed detection human monitoring with SVM and mount Smartphone device on the waist that is the best position for detected human behavior. *Xizhe Yin* [5] was discussed detection human activity using a sensor of Smartphone. It can recognize three posture include walking, running and sitting. He uses SVM experiment with J48 and Naive Bayes MLP. The result SVM is the best for human activities monitoring. *Clairton A Siebra* [6] was discussed detection human monitoring using accelerometer sensor in a smartphone for classification of stand-up, sitting, lying and walking gesture. The smartphone is mounted on the waist and use Neural Network for human classification. *Cuong Pham* [7] was discussed human recognition with the real-time mobile phone using an accelerometer that used Hidden Markov algorithm and mounts device at pocket. *Tujia Ge* [8] was discussed falling detection using the accelerometer in the smartphone for classifies postures into three phase include free fall, impact shock and after falling. From this idea, we can apply my research about running stop immediacy and analyze the variety of equipment positions installation.

III. HARDWARE SYSTEM SPECIFICATION

In this research, we use a smartphone for developing human running monitoring system by Samsung galaxy note 5 which has ten sensors build-in. In a case study, Accelerometer that is important sensor use for measure acceleration of human running. The device used ST Microelectronic K6DS3TR which has 3 axis accelerometer with default gravity $\pm 4g$ range.

The default of gravity value (g) in smartphone that used to monitoring in stop suddenly system. If we used $\pm 2g$, It can't detected running stop immediately gesture. Because the maximum gravity value of accelerometer in smartphone is

lower than the threshold data. The default value, we must used more than $\pm 4g$

IV. EXPERIMENTAL METHODOLOGY

A. The principle of system

Cause of running injuries divided in two part that is comprised of acute injury and overuse/repetition injury. In this research, Data measurement using by 3-axis accelerometer from the smartphone into SVM algorithm for running classification. After that, SVM data is contained in the log file for storage running history of medical analysis. This system can alert runner when running has the risk of injury and disease from running.

B. Running Diseases

For the human running, the risk of injury from many causes which is divided into two topics. The first, acute injury [9] is injuries cause by the large force acting around the runner legs that can disease include muscle strain area at quadriceps and gastrocnemius, muscle contusion, muscle soreness after training, muscle cramp at ankle sprain, knee injury and anterior cruciate ligament injury. The second, Overuse injury [10] is injuries cause by the force acting around the runner's legs repeatedly that can disease include Osgood Schlatter's disease, runner knee and stress fracture. For this reason, if the runner has some device for monitoring and alert then we can reduce the risk of running disease.

C. Installation position of smartphone

In this paper, we use SVM algorithm for calculating total vector acceleration. Because when runners are running. They wanted to ease for mount running detection device on the body. The SVM algorithm makes it easy for mount the device on any direction. In figure 1 shows the direction of smartphone mount on a human body.

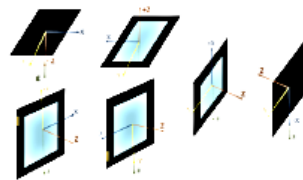


Figure 1. Direction of smartphone mounts on human body.

The literature review found that the most people use the mobile application during the running exercise. The runner use smartphone for listening music, record running gesture for analyses running behavior and healthcare. The smartphone is mounted around the waist on the body because it is the most comfortable position for human movement such as in literature review [11] show a position of the smartphone when the human using a device that is the most popular to mount

around the waist area. In my research, we mount the device on the waist like in figure 2. In addition to convenience for installation. The gravity affects body makes rarely to detect running less error.

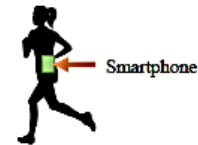


Figure 2. Position of smartphone mounts on waist.

D. System Architecture

In this topic, we discuss system overall of human running monitoring. It comprises of the detected stop sudden when the system detects stop sudden at threshold more than 2.5g and the human running GFR monitoring. The overall algorithm design is shown in figure 3.

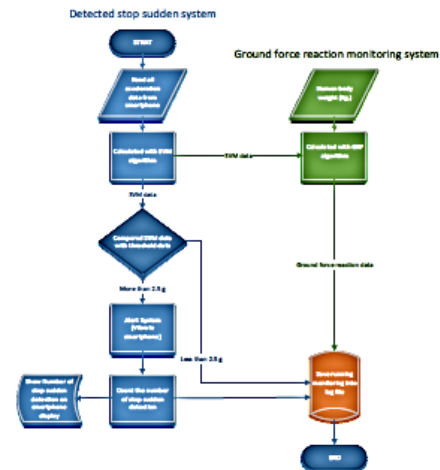


Figure 3 System architecture processing.

E. Stop sudden system

The detection of stop suddenly calculates using the acceleration from 3 axis accelerometer data of smartphone sensor for calculating SVM acceleration.

SVM represent Support Vector Magnitude method that used to determine the size of all acceleration vector output (Sum of vector unit). In my research will be used for calculated vector size that read from 3-axis acceleration sensor in smartphone.

The equation of SVM defined as

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

Where a_{SVM} represent the SVM acceleration a_x represent acceleration on x-axis a_y represent acceleration on y-axis and a_z represent acceleration on z-axis

The a_{SVM} that is the acceleration of human body with the gravity acceleration. In a case of study, we would like to monitoring only acceleration of human body and using unit into accelerometer data. Therefore, from a_{SVM} we cut-off the universal gravitational constant (g) that is 9.8 m/s^2 and convert data unit divided by 9.8.

The equation of acceleration data defined as

$$a_g = \frac{(a_{SVM} - 9.8)}{9.8} \quad (2)$$

Where a_g represent the acceleration a_{SVM} represent the SVM acceleration.

From the acceleration data (a_g), we compare with a threshold value of running dataset. If the a_g data is more than the maximum threshold value that means runner is stopped immediately. The system will be alert to the runner and keep all data in storage of smartphone.

F. GFR monitoring system

GFR represent Ground Force Reaction algorithm that used to estimate reaction force from human body contact with earth surface. GFR value calculated from human weight and acceleration data. If human has overweight, The ground force will increase the risk of injury.

The data of running behavior, we get acceleration data from accelerometer sensor of the smartphone. The data can analyze human gesture for science medical that show ground force reaction data of runner.



Figure 4. Force reaction to human body

From the third of newton's laws, that is action equal reaction. In figure 4, when the runners start to run. The force of human body attacked with ground equal the reaction force from the earth act on the human body. Then, we calculate the vector sum of the forces on the human body is equal to the mass of human body multiplied by acceleration vector of the human body.

The equation of ground force reaction defined as

$$F_{GFR} = ma_{SVM} \quad (3)$$

Where F_{GFR} represent the ground force reaction m represent the mass of the human body and a_{SVM} represent the SVM acceleration.

From equation 3 that is ground force reaction of human body, we use for calculated the gravitational acceleration has the effect with the human body. Then, we must be calculated all of the acceleration that acts on the human body. In addition, the ground force reaction varies by the weight of human body. The runners who have overweight are the risk of injury than someone who has normal weight.

V. EXPERIMENTAL RESULTS

In experimental research, the results of the system comprise of 3 parts. There are detected running gesture with SVM acceleration, a ground force reaction of human legs and the calculation error. In the case study, the SVM acceleration and storage forces reaction acting on the legs by the man weight was 75 Kg.

A. Detecting running behavior with SVM acceleration

The result of the system, researcher separates the movement of human behavior into 4 types. It's comprised of walking, jogging, sprinting and sudden stop. From the results, Threshold value is calculated from average of experiment stop immediately running gesture be found at 2.5g that is meaning value of stop suddenly detection. The system detected stop suddenly compares SVM data with threshold value. If SVM data is equal or more than 2.5g then the smartphone system will be alert and count up number of stop suddenly into log file. When SVM data is less than 2.5g. The system keep running gesture data into log file for calculated ground force reaction. Experiment data from volunteer 10 person is comprised of 5 male have weight range 70 to 90 kilogram and 5 female have weight 50 to 65 kilogram that testing 50 sample for each case study. The results of detected running behavior shown in figure 5-7.

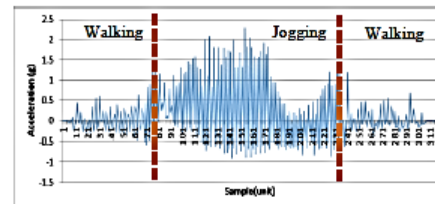


Figure 5. Walking to jogging and walking

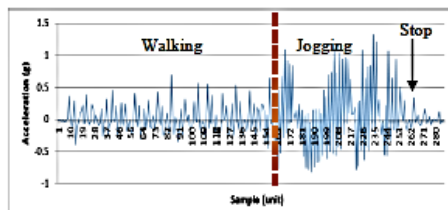


Figure 6. Walking to jogging and stop carefully

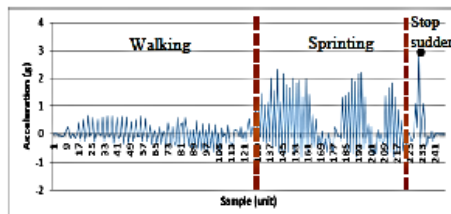


Figure 7 Walking to sprinting and stop sudden

The result of human running separates in 3 part. The first from figure 5 shown normal running in walking to jogging and walking case. The second from figure 6 shown normal running in walking to jogging to stop carefully case. We use the threshold values 2.5g for detected stop sudden. The system not an alert event in the first and the second situation because the acceleration is not enough up to 2.5g. The last part of figure 7 shown abnormal running in walking to sprinting and stop sudden. The acceleration range of running injury with a vibrator of the smartphone in this situation.

TABLE I THE RESULTS OF RUNNING GESTURE DETECTION

Case study of running gesture	Max of Speed rate (m/s ²)	Gesture detection testing (ms)	Current detection testing (ms)	Accuracy of gesture detection (%)	Detect stop suddenly (ms)	Threshold range detection from SVM(g)
Stance State	0	25	25	100	0	0
Stop suddenly	24.5 to 29.4	100	92	92	92	More than 2.5
Walking	4.9	264	264	100	0	-0.5 to 0.5
Jogging	9.8	248	248	100	1	-1 to 1
Sprinting	19.6	222	222	100	92	-0.8 to 2

In table I present about the experiment result of running behavior. The first describe each case study of running gesture. It is comprised of stance state, stop suddenly, walking, jogging and sprinting. The classification of each gesture use threshold rang for compare all gesture monitoring. For example, the system reads SVM data from calculate 3-axis accelerometer is 3g that is compared with threshold range detection. The system is shown alert stop suddenly for runner. Max of speed rate refer to Maximum value detection with 3-axis accelerometer in smartphone. In column 5 present about

accuracy of detect running behavior and show percentage of corrected detection for each gesture and the last column present about the range of data detection when detected stop suddenly. The system result can be detected stop immediate more frequently in sprinting gesture.

B. Ground force reaction monitoring

In the results the runner was a man weight 75 Kg and the result of data collection ground force reaction shown in figure 8.

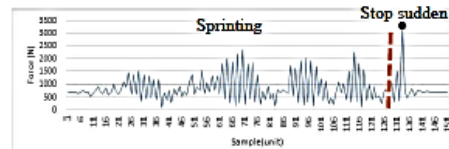


Figure 8 The result of ground force reaction to Human body

In figure 8 shown the results of ground force reaction. This situation is shown sprint posture and stop sudden. The system can detect sudden stop. From this event, if you run with high acceleration value affect increase force value refer to the equation (3) calculate ground force reaction.

C. The experimental human running result error

The performance of SVM acceleration [10] that discussed in the previous section, we calculate from the confusion matrix. The true classification rate is computed using the ratio of correct divided by the total number of samples. The false classification rate is compute using the ratio of mistaken divided by the total number of other samples.

TABLE II PARAMETERS OF SVM ACCELERATION CLASSIFICATION

	Activities Motion	
	Target Motion	Other Motion
Target Motion	True Positive (TP)	False Positive (FP)
Other Motion	True Negative (TN)	False Negative (FN)

The equation of True classification defined as

$$\text{True Classification Rate (TCR)} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4)$$

The equation of false classification defined as

$$\text{False Classification Rate (FCR)} = \frac{FN}{FN + TN} \quad (5)$$

Where True Classification Rate represent the correct of target motion and False Classification Rate represent the incorrect of target motion or detect other motion.

The experimental result error with human running. Each male and female runners of 50 samples for each case study are separate in 2 parts. Stop running in normal condition and stop

suddenly running. We use True Classification Rate for testing system performance. The results that shown in table III.

TABLE III. RESULT OF ERROR ACCELERATION RANG OF RUNNING GESTURE IN VARIOUS CONDITION

Case study	Gender					
	Male			Female		
	Number of testing	Number of correct	TCR (%)	Number of testing	Number of correct	TCR (%)
Stop running in normal condition	50	50	100%	50	49	98%
Stop suddenly running	50	47	94%	50	45	90%
Average TCR (%)			97%			94%

From table III present about detect stop running with various condition consist of normal running and stop suddenly running that use analyzes the risk of injury from abnormal running movement. If the system detects stop condition accurate that can alert vibrate show on a smartphone. In experimental result can detect stop event of running condition has average TCR correct 97 percent of stop normal running and 94 percent of TCR stop sudden running. The cause of error stop detection, it occurs tester has a lot of weight on the heels because testing running overload and repeats hurt on feet.

VI. CONCLUSION

In this paper, we discuss the system use for detected human running stop suddenly and monitoring ground force reaction based on the smartphone. The accelerometer uses for detected acceleration of human posture. The SVM algorithm and the third of newton's law use for recognize and calculated force reaction. The system can alert the stop sudden using vibrator of the smartphone. The advantages of this system are design base on the smartphone that is very popular devices for the human use during running exercise. The limitation of the system, accelerometer that builds in smartphone must be use default acceleration of accelerometer more than $\pm 4g$ because the alert of stop sudden equal 2.5g.

ACKNOWLEDGMENT

The research supported by wireless sensor network center Department of computer engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

REFERENCES

- [1] Glenn C. Terry, "Knee injury in basketball", *APEC*, 2004.
- [2] Steven J. Anderson, "Sport injury", *Elsevier*, 2015.
- [3] Wang Ye, "Research of Fall Detection and Alarm Applications for the Elderly," *IEEE International Conference on Mechatronic Sciences, Electric Engineering and Computer*, 2013.
- [4] Reza Samiei-Zonouz, "Smartphone-Centric Human posture Monitoring System," *IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference*, 2014.
- [5] Xizhe Yin, "Human Activity Detection Based on Multiple Smart Phone Sensors and Machine Learning Algorithms," *IEEE 19th International Conference on Computer Supported Cooperative Work in Design*, 2015.
- [6] Clauriton A Siebra, "A Neural Network Based Application for Remote Monitoring of Human Behaviour," *IEEE*, 2015.
- [7] Cuong Pham, "MobiRAR: Real-Time Human Activity Recognition Using Mobile Devices," *IEEE Seventh International Conference on Knowledge and Systems Engineering*, 2015.
- [8] Yujia Ge, "Detecting Falls Using Accelerometers by Adaptive Thresholds in Mobile Devices," *Journal of computer*, vol.9, no.7, pp.1553-1559, 2014.
- [9] K. Chusak, "Handouts about injuries from playing sports, (http://med.mahidol.ac.th/ortho/sites/default/files/public/file/sport_injury.pdf)."
- [10] K. Terawat, "Running Injury, (<http://www.bloggang.com/viewblog.php?id=cma2807&date=04-022009&group=6&gblog=22.3>)."
- [11] Yishuang Geng, "Enlighten Wearable Physiological Monitoring Systems: On-Body RF Characteristics Based Human Motion Classification Using a Support Vector Machine," *IEEE TRANSACTIONS ON MOBILE COMPUTING*, vol. 15, no.3, pp.656-671, 2016.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวศยมน พุทธมงคล		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5610120035		
วุฒิการศึกษา	วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมคอมพิวเตอร์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2560

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการการศึกษา)

ทุนบัณฑิตวิทยาลัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ประจำปีการศึกษา 2556

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

S. Buddhamongkol and W. Suntiamorntut, "The Development of Reducing Risk System for Running Injury," *In Proceedings of 13th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE)*, Khon Kaen, Thailand, 13 -15 July 2016,