

การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย

นายณัฐภัทชกฤษฎ์ ทิมาบุตร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2554
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

DEVELOPMENT OF A SIMPLE DEVICE FOR
PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT

Mr. Natapatchakrid Thimabut

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering
(Interdisciplinary Program)
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2011

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย
โดย	นายณัฐภัทชกฤษฎ์ ทิมาบุตร
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิง ศิริพร จันทน์ฉาย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง อารีย์รัตน์ สุพุทธิธาดา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยรับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศศิริวงค์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิง ศิริพร จันทน์ฉาย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง อารีย์รัตน์ สุพุทธิธาดา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วัชรพงษ์ ไชวิฑูรกิจ)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ดร.นิติพันธุ์ ศรีบุญเรืองฤทธิ์)

ณัฐภัทชกฤษณ์ ทิมบุตร : การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย. (DEVELOPMENT OF A SIMPLE DEVICE FOR PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ผศ.พญ. ศิริพร จันทรฉาย , อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ศ.พญ. อาริรัตน์ สุพทุทธิธาดา, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ผศ.ดร. อภรณ์ ธีรมงคลศรี, 130 หน้า.

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการศึกษาและพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานง่าย และมีราคาถูกลง โดยอุปกรณ์มีลักษณะเป็นเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าแบบแผ่นรองเท้า (In-shoe system) สำหรับวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ในส่วนของแผ่นรองเท้านั้นถูกออกแบบให้มีเซนเซอร์วัดแรงข้างละ 3 ตัว สำหรับวัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกสำคัญทั้งสามตามหลักชีวกลศาสตร์เท้าที่สามารถตรวจวัดหาแรงกดในฝ่าเท้าได้ง่าย ซึ่งได้แก่ ส้นเท้า (Heel) ปุ่มกระดูกนิ้วหัวแม่เท้า (1st MTH) และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า (5th MTH) ซึ่งเซนเซอร์ที่เลือกใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์นี้ เป็นเซนเซอร์ที่อาศัยหลักการของปรากฏการณ์เพียโซเรซิสทีฟ (Piezoresistive sensor) ที่สามารถวัดแรงที่มากกระทำให้อยู่ในรูปของการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานไฟฟ้าได้ โดยมีวงจรวัดแรงที่อยู่ภายในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเท้า สำหรับประมวลผลข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์ แล้วข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลเรียบร้อยแล้วซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก จะถูกส่งไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลที่กล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเท้า เพื่อความสะดวกในการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ สำหรับแสดงผลด้วยบลูทูธโมดูล การแสดงผลของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ใช้โปรแกรม LabView ในการพัฒนา โดยออกแบบให้สามารถแสดงผลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าทั้งในขณะยืนและเดินได้ในหน้าจอเดียวกัน การศึกษาครั้งนี้ได้ทำการทดสอบเก็บผลข้อมูลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่สำคัญทั้งสามของเท้าทั้งสองข้างที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน คือ เครื่อง F-scan ในอาสาสมัครปกติ 30 คน เมื่อนำค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดของแต่ละจุดที่วัดมาทำการทดสอบด้วย t-test for independent samples พบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมี วัดค่าได้แตกต่างจากเครื่องมืออ้างอิงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ จากการวิเคราะห์ Intra-class correlation พบว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความสอดคล้องในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าเทียบเคียงได้กับเครื่องมืออ้างอิง ซึ่งจากผลการทดสอบนี้สามารถยืนยันได้ว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าแบบ real-time ได้.

สาขาวิชา...วิศวกรรมชีวเวช.....	ลายมือชื่อนิสิต
ปีการศึกษา.....2554.....	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5187182421 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS : PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT / FORCE SENSOR / IN-SHOE SYSTEM / IMPORTANT ZONES OF FOOT

NATAPATCHAKRID THIMABUT : DEVELOPMENT OF A SIMPLE DEVICE FOR PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT. ADVISOR : ASST. PROF. SIRIPORN JANCHAI, M.D., CO-ADVISOR : PROF. AREERAT SUPUTTITADA, M.D., CO-ADVISOR : ASST. PROF. ARPORN TEERAMONGKONRASAMEE, Ph.D., 130 pp.

This study aims to develop a simple device for plantar pressure measurement, which is low cost and easy to use. The developed device is an insole system, which had been designed and developed to measure plantar pressure during dynamic movement in real-time. For each insole, three force sensors were placed on the locations of heel, the 1st and 5th MTH, which are the important zones of foot biomechanics. The force sensors used in our experiments were piezoresistive sensors. The control boxes at waist received the output from force sensors in each insole and then converted analog signals to digital data. The digital data were linked to a personal computer using wireless Bluetooth communication. A LabView program was also developed plot and analyze the gait data. Thirty subjects which were 10 men and 20 women, were measured twice by the developed device and the F-scan, which was a tool reference. The t-test for independent samples showed that the average of peak plantar pressure values from the developed device and F-scan which is the tool reference had significantly different ($\alpha = 0.05$). The intra-class correlations showed that the developed device had correlated to the tool reference. The plantar pressure measurement confirmed that the developed system is able to measure the static and dynamic plantar pressure in real-time.

Field of Study : Biomedical Engineering Student's Signature

Academic Year : 2011 Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

Co-advisor's Signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จากหลาย ๆ ท่าน ที่เมตตาและกรุณาให้การช่วยเหลือและสนับสนุนให้งานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จ

กราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิง ศิริพร จันทร์ฉาย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ ธีรมงคลรัศมี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่คอยให้ความช่วยเหลือในเรื่องต่าง ๆ ให้คำแนะนำในการทำวิจัย ช่วยตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ และติดตามการดำเนินงานวิจัยของข้าพเจ้า อย่างใกล้ชิดมาโดยตลอด

กราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รองศาสตราจารย์ ดร. วัชรพงษ์ ไชยฑูรกิจ และ ดร. นิตพันธ์ ศรีบุญเรืองฤทธิ์ ที่ได้สละเวลาอันมีค่าเข้ามาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

กราบขอบพระคุณ ห้องปฏิบัติการวิจัยไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการประดิษฐ์อุปกรณ์ และกราบขอบพระคุณ หน่วยงานอุปกรณ์ ฝ่ายเวชศาสตร์ฟื้นฟู และศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย์ด้านการเดินและการเคลื่อนไหว โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการจัดทำกายอุปกรณ์เสริมชนิดแผ่นรองเท้า ตีประกาศรับสมัครผู้เข้าร่วมวิจัย และจัดตั้งสถานที่ในการทดลองและเก็บผลทดสอบโครงการวิจัย

กราบขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และคณะวิศวกรรมชีวเวช ที่ให้ทุนและอุปกรณ์ต่างๆ ในการสนับสนุนโครงการวิจัย

กราบขอบพระคุณอาสาสมัครทุกท่านที่กรุณาสละเวลาเข้าร่วมโครงการวิจัยและให้ความร่วมมือเป็นอย่างดี

กราบขอบพระคุณ อาจารย์ ประเสริฐ ทิมาบุตร และอาจารย์ เกตนันท์ ทิมาบุตร บิดามารดาของข้าพเจ้าที่ให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้าน ทั้งยังคอยเป็นห่วงและให้กำลังใจบุตรเสมอมาและตลอดไป และขอขอบพระคุณ วชิรยงศ ทิมาบุตร ที่คอยเป็นกำลังใจ ให้ความช่วยเหลือ เป็นเพื่อนคู่คิด และคอยให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์มาโดยตลอด อีกทั้งขอขอบคุณพี่ ๆ และเพื่อน ๆ สหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชทุกท่าน ที่ให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือเป็นอย่างดีเสมอมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญรูป.....	ฏ
บทที่	
บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 กรอบความคิดของการวิจัย.....	5
1.5 ข้อตกลงเบื้องต้นของการวิจัย.....	6
1.6 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	7
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	9
1.8 วิธีดำเนินการวิจัย.....	9
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	11
2.1 แนวคิดและทฤษฎี.....	11
2.1.1 กายวิภาคศาสตร์ของเท้า (Foot anatomy).....	11
2.1.2 ชีวกลศาสตร์เท้า (Foot biomechanics).....	12
2.1.2.1 หน้าที่ของเท้า (Foot function).....	12
2.1.2.2 ส่วนโค้งเท้า (Arches of the foot).....	13
2.1.2.3 การทำงานของเท้าในขณะที่เดิน (Propulsive action of the foot)....	15

บทที่	หน้า
2.1.3 การแก้ไขความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าด้วยกายอุปกรณ์เสริม สำหรับเท้า.....	17
2.1.4 การตรวจประเมินแรงกดในฝ่าเท้า.....	19
2.1.4.1 การประเมินด้วยการติดสีของลิปสติก (Lipstick test).....	19
2.1.4.2 การประเมินด้วยการพิมพ์เท้า (Foot imprint).....	20
2.1.4.3 การประเมินด้วยเครื่องมือประสิทธิภาพสูง.....	21
2.1.5 เซนเซอร์วัดแรง.....	23
2.1.5.1 เปียโซเรซิสทีฟเซนเซอร์ (Piezoresistive sensor).....	24
2.2 เอกสารและปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	26
การพัฒนาอุปกรณ์.....	29
3.1 ขั้นตอนการพัฒนาอุปกรณ์.....	30
3.1.1 การพัฒนาแผ่นรองเท้า (Insole design).....	30
3.1.1.1 แผ่นรองเท้าส่วนหน้า.....	31
3.1.1.2 แผ่นรองเท้าส่วนกลาง.....	32
3.1.1.3 แผ่นรองเท้าส่วนหลัง.....	33
3.1.1.4 วัสดุบุทับแผ่นรองเท้า.....	34
3.2 การเลือกเซนเซอร์ในการวัดแรง.....	36
3.2.1 การทำงานของเซนเซอร์.....	38
3.2.2 การศึกษาการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของเซ็นเซอร์ตามเวลา.....	43
3.3 การเลือกขนาดการวัดแรงของเซ็นเซอร์.....	47
3.4 การพัฒนากล่องประมวลผล.....	49
3.4.1 การพัฒนากล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว (Left and right waist boxes).....	50
3.4.1.1 วงจรวัด (Measuring circuit).....	50
3.4.1.2 วงจรกรองผ่านต่ำ (Low-pass filter circuit).....	52
3.4.2 การพัฒนากล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว (Middle waist box).....	54

บทที่	หน้า
3.4.2.1 การพัฒนางานจรรยาไมโครคอนโทรลเลอร์.....	55
3.4.2.2 การพัฒนาการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ด้วยการสื่อสารแบบไร้สาย.....	60
3.5 การพัฒนาซอฟต์แวร์ส่วนแสดงผล.....	60
3.6 การเปรียบเทียบข้อมูลเซนเซอร์วัดแรงในการประมวลผล.....	67
3.7 การพัฒนาเข็มขัดสำหรับยึดกล่องประมวลผลทั้งสาม และการพัฒนาแถบผ้าสำหรับรัดสายไฟนำสัญญาณในการวัด.....	72
3.8 ศึกษาการทำงานของอุปกรณ์ในเบื้องต้น.....	74
วิธีดำเนินการวิจัย.....	76
4.1 รูปแบบการวิจัย.....	76
4.2 การพิจารณาขอผ่านจริยธรรมการวิจัย.....	76
4.3 ประชากรและกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการศึกษา.....	77
4.3.1 เกณฑ์ในการคัดเลือกอาสาสมัครเข้าในการศึกษา.....	77
4.3.2 เกณฑ์ในการคัดเลือกอาสาสมัครออกจากการศึกษา.....	77
4.4 การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	78
4.5 วิธีการเลือกกลุ่มตัวอย่าง.....	78
4.6 สถานที่ทำวิจัย.....	78
4.7 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	79
4.8 วิธีการทดสอบ.....	79
4.8.1 การเตรียมความพร้อมก่อนการทดสอบ.....	79
4.8.2 วิธีการทดสอบ.....	80
4.8.2.1 การเก็บผลข้อมูลในการยืน.....	82
4.8.2.2 การเก็บผลข้อมูลในการเดิน.....	82
4.9 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	83
4.9.1 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัยที่ได้จากการทดสอบในขณะยืน.....	83

บทที่	หน้า
4.9.2 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัยที่ได้จากการทดสอบในขณะเดิน.....	83
4.10 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	86
4.10.1 การวิเคราะห์โดยใช้สถิติเชิงบรรยาย.....	86
4.10.2 การวิเคราะห์โดยใช้สถิติเชิงอ้างอิง.....	86
4.11 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	87
4.11.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบเชิงสถิติบรรยาย.....	87
4.11.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบเชิงสถิติอ้างอิง.....	90
4.11.2.1 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล.....	90
4.11.2.2 ผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของคุณสมบัติในการ วัดแรงกดในฝ่าเท้าของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan.....	94
4.11.2.3 ผลการวิเคราะห์วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของแรง กดในฝ่าเท้าสูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตาราง เซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ จากอุปกรณ์ที่ พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน.....	97
4.11.2.4 ผลการวิเคราะห์หาความสอดคล้องของการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐาน.....	98
อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	102
5.1 อภิปรายผลการวิจัย.....	102
5.2 ข้อจำกัดของการวิจัย.....	103
5.3 สรุปผลการวิจัย.....	104
5.4 ข้อเสนอแนะ.....	106
รายการอ้างอิง.....	107
ภาคผนวก.....	109
ภาคผนวก ก เอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย.....	110
ภาคผนวก ข เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย.....	113

บทที่	หน้า
ภาคผนวก ค เอกสารลงนามยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย.....	121
ภาคผนวก ง Case record form.....	123
ภาคผนวก จ หลักฐานการนำเสนอผลงาน.....	125
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	130

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 คุณสมบัติทางกายภาพของเซ็นเซอร์วัดแรง.....	37
3.2 สมการความสัมพันธ์ในเชิงเส้นตรง และค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว.....	42
3.3 ค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซ็นเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (Average max peak sensor value / 1 cm ²) ของคนปกติ ที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม.....	47
3.4 Butterworth polynomials อันดับ 4.....	53
3.5 ค่าตัวต้านทานที่เหมาะสมของวงจรกรองผ่านต่ำที่ต้องใช้.....	53
3.6 การตั้งค่าพารามิเตอร์ (Parameter) ของการสื่อสารอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ กับคอมพิวเตอร์.....	56
3.7 รายละเอียดส่วนประกอบต่างๆ ของหน้าจอแสดงผล.....	62
3.8 รายละเอียดการตัดแยกส่วนข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งต่างๆ.....	63
3.9(ก) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่ง ปุ่มกระดูกต่างๆ ในร่องเท้าเบอร์ 36 – 37.....	70
3.9(ข) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่ง ปุ่มกระดูกต่างๆ ในร่องเท้าเบอร์ 38 – 39.....	70
3.9(ค) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่ง ปุ่มกระดูกต่างๆ ในร่องเท้าเบอร์ 40 – 41.....	71
3.9(ง) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่ง ปุ่มกระดูกต่างๆ ในร่องเท้าเบอร์ 42 – 43.....	71
4.1 สรุปข้อมูลพื้นฐานที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	88
4.2 ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัครที่เข้าร่วมวิจัย.....	88
4.3 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซ็นเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm ²) ที่เกิดขึ้นในขณะยืน ซึ่งวัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test	92

บทที่	หน้า
4.4 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งวัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test.....	93
4.5 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะยืน ซึ่งวัดได้จากเครื่อง F-scan ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test.....	93
4.6 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งวัดได้จากเครื่อง F-scan ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test.....	93
4.7 ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่วัดได้จาก อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan.....	95
4.8 ข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน โดยใช้ t-test for independent samples ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$	95
4.9 ข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดิน โดยใช้ t-test for independent samples ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$	96
4.10 ตารางเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน.....	97
4.11 ข้อมูลเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่มของผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$	99
4.12 ข้อมูลเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่มของผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดินที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$	99
4.13 การเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan.....	101

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1	กรอบความคิดของการวิจัย..... 5
1.2	ตำแหน่งปุ่มกระดูกที่สำคัญตามหลักชีวกลศาสตร์เท้าทั้ง 3 ตำแหน่ง ได้แก่ 1 st MTH, 5 th MTH และ Heel..... 6
1.3	การสื่อสารระหว่างกล่องประมวลผลกับคอมพิวเตอร์แสดงผล ด้วยการสื่อสารไร้สายผ่านบลูทูธโมดูล..... 7
1.4	การเดินใน 1 วงจรการเดิน..... 8
1.5	ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นพร้อมกัน (Double support)..... 8
2.1	กระดูกต่างๆ ตามหลักโครงสร้างกายวิภาคศาสตร์ของเท้ามนุษย์..... 11
2.2	ส่วนโค้งเท้าด้านใน (Medial longitudinal arch)..... 14
2.3	ส่วนโค้งเท้าด้านนอก (Lateral longitudinal arch)..... 14
2.4	ส่วนโค้งแนวขวาง (Transverse arch)..... 14
2.5	การกระจายน้ำหนักของร่างกายส่งผ่านไปทางเท้าส่วนหน้าและหลัง..... 15
2.6	การกระจายน้ำหนักของร่างกายภายในเท้าส่วนหน้า..... 16
2.7	การส่งผ่านแรงในเท้าขณะเดิน..... 16
2.8	กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า (Foot orthosis หรือ Insole)..... 17
2.9	การการระบุตำแหน่งที่ต้องการลดแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ (Relieve pressure zone) ลงบนกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า (Foot orthosis) ด้วยการติดสีของลิปสติก (Lipstick test)..... 20
2.10	วิธีการทดสอบหาความผิดปกติของการลงน้ำหนักในฝ่าเท้าด้วยวิธีการพิมพ์เท้า (Foot imprint)..... 21
2.11	การวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วย Force plate ของเครื่อง RS scan..... 22
2.12	การวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยเครื่อง F-scan..... 22
2.13	แผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดแรงของเครื่อง F-scan..... 23

รูปที่	หน้า
2.14 ค่าความต้านทานของวัสดุที่มีรูปร่างสม่ำเสมอ เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อถูกแรงภายนอกมากกระทำ.....	24
3.1 อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย.....	29
3.2 แผนผังการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น.....	30
3.3 แผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรง (Measuring insole).....	31
3.4 แผ่นรองเท้าส่วนหน้า.....	32
3.5 แผ่นรองเท้าส่วนกลาง.....	33
3.6 แผ่นรองเท้าส่วนหลัง.....	34
3.7(ก) วัสดุชุบที่แป้นรองเท้า.....	35
3.7(ข) การกระจายแรงตรงมุมของรอยตัด.....	35
3.8 เซ็นเซอร์วัดแรง (Flexiforce A201 Standard Force Sensor).....	36
3.9 อุปกรณ์ในการเปรียบเทียบการทำงานของเซ็นเซอร์วัดแรง.....	38
3.10(ก) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 1 – 4.....	39
3.10(ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 5 – 8.....	39
3.10(ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 9 – 12.....	40
3.10(ง) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 13 – 16.....	40
3.10(จ) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 17 – 20.....	41
3.10(ฉ) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซ็นเซอร์วัดแรงตัวที่ 21 – 24.....	41
3.11(ก) กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 1 – 4.....	44
3.11(ข) กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 5 – 8.....	44
3.11(ค) กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 9 – 12.....	45
3.11(ง) กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 13 – 16.....	45

รูปที่	หน้า
3.11(จ)กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 17 – 20.....	46
3.11(ข)กราฟแสดงการ Drift ของเซ็นเซอร์ ตัวที่ 21 – 24.....	46
3.12 กล้องประมวลผลทั้งสาม ของ อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย	49
3.13 แผนภาพส่วนประกอบภายในกล้องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว.....	50
3.14 วงจรวัดที่อยู่ภายในกล้องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว.....	51
3.15 วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 4 ตามรูปแบบของ Sallen and Key.....	52
3.16 กราฟความสัมพันธ์ของอัตราขยายกับความถี่ของสัญญาณที่ได้จากวงจรกรอง ผ่านต่ำ.....	53
3.17 แรงดันขาออกในเชิงเวลา ก่อนและหลังผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ โดยเส้นล่างแสดง สัญญาณขาเข้า และเส้นบนแสดงสัญญาณขาออกหลังผ่านวงจรกรอง	54
3.18 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธโมดูลที่ใช้ในการพัฒนากล้องตรงตำแหน่ง กึ่งกลางเอว.....	55
3.19 โฟล์ดซาร์ตการทำงานของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์.....	59
3.20 หน้าจอแสดงผลของการวัดแรงกดในฝ่าเท้า.....	61
3.21 รูปตัวอย่างของกราฟแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่วัดได้ตามเวลา.....	65
3.22 โฟล์ดซาร์ตการทำงานของโปรแกรมแสดงผล.....	66
3.23 ลักษณะของเข็มขัดสำหรับยึดกล้องที่เอวทั้งสามของอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้า อย่างง่าย.....	72
3.24 แถบผ้ารัดสายไฟตรงต้นขา (Thigh bands) และน่อง (Calf band).....	73
3.25 แนวฝีเย็บ (Sewing line) ของสายรัด.....	74
3.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างมวลที่วัดได้กับเวลา.....	74
4.1 ตัวอย่างของภาพรายงานผลการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากเครื่อง F-scan.....	81
4.2 แผนผังรายละเอียดของขั้นตอนการทดสอบ.....	84
4.3 ตัวอย่างการคัดเลือกข้อมูลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าซ้ายที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืน ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น.....	85
4.4 ตัวอย่างการคัดเลือกข้อมูลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าซ้ายที่เกิดขึ้นในขณะที่เดิน ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น.....	85

รูปที่	หน้า
4.5 ตัวอย่างกราฟฮิสโตแกรมที่แสดงการแจกแจงความถี่ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดุกนิ้วก้อยเท้าขวาในขณะยืน ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น.....	91
4.6 ตัวอย่างกราฟฮิสโตแกรมที่แสดงการแจกแจงความถี่ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดุกนิ้วก้อยเท้าขวาในขณะยืน ที่วัดได้จากเครื่อง F-scan.....	91

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เท้าเป็นโครงสร้างสำคัญที่สามารถพบได้ในสัตว์ที่มีกระดูกสันหลัง ซึ่งจะอยู่ส่วนปลายสุดของระยางค์ทำหน้าที่ในการรับน้ำหนักตัว และช่วยในการเคลื่อนที่[1] เท้าของมนุษย์ประกอบด้วยกระดูก 28 ชิ้น (รวม Sesamoid bones) 33 ข้อ และกล้ามเนื้ออีกกว่าร้อยมัด นอกจากนี้ยังมีเส้นเอ็นต่างๆ อีกมากมาย [2] เท้าจึงมีโครงสร้างซับซ้อนและมีความสำคัญไม่แพ้อวัยวะส่วนอื่นๆ ของร่างกาย

ปัญหาเท้ามีได้หลายลักษณะ เช่น มีอาการปวดเนื่องจากพยาธิสภาพต่างๆ หรือเท้าผิดรูปเนื่องจากความผิดปกติของโครงสร้างเท้า ซึ่งส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตทำให้ประสิทธิภาพในการทำงานต่างๆ ในชีวิตประจำวันลดลง ปัญหาของเท้าอย่างหนึ่งที่พบมากในปัจจุบัน คือ ความผิดปกติของการกระจายแรงกดในฝ่าเท้า โดยผู้ป่วยมักมาพบแพทย์ด้วยอาการปวดฝ่าเท้า หรือการมีหนังด้านแข็งที่เท้า เป็นต้น ซึ่งสาเหตุของอาการเหล่านี้อาจเกิดจาก ความผิดปกติของโครงสร้างเท้าแต่กำเนิด การเกิดความผิดปกติของโครงสร้างเท้าจากโรคบางอย่าง ความเสื่อมของร่างกายตามธรรมชาติ อุบัติเหตุ และการใช้รองเท้าที่ไม่เหมาะสม เป็นต้น ซึ่งความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้านี้หากปล่อยไว้นานไม่รีบรักษา จะทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อเท้าโดยเฉพาะตรงบริเวณปุ่มกระดูกต่างๆ ซึ่งมักทำให้เกิดแผลได้ง่าย โดยเฉพาะในผู้ป่วยเท้าเบาหวานที่มีอาการปลายประสาทเสื่อมหากเกิดแผลที่เท้าจะเกิดการติดเชื้อได้ง่าย และอาจเป็นสาเหตุของการถูกตัดขาได้ในที่สุด ดังนั้นในการรักษาจึงต้องมีการปรับการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติให้ลดลง โดยในการรักษาทางคลินิกปัจจุบัน นิยมใช้กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า (Foot orthosis หรือ Insole)[3] ซึ่งเป็นแผ่นรองเท้าแบบพิเศษที่ถูกสร้างขึ้นให้มีความเหมาะสมกับรูปเท้าของผู้สวมใส่ ตามลักษณะทางกายวิภาคของบุคคลนั้นๆ เพื่อให้เกิดความสะดวกในการยืนและเดิน นอกจากนี้ยังช่วยในการจัดแนวของโครงสร้างเท้าใหม่เพื่อแก้ไขและป้องกันการผิดรูปของเท้า อีกประการหนึ่งที่สำคัญคือ กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นต่ำมีความนุ่ม และยืดหยุ่นสูงสามารถช่วยกระจายแรงที่เกิดขึ้นในฝ่าเท้าได้ ทำให้สามารถแก้ไขความผิดปกติของการลงน้ำหนัก

ในฝ่าเท้าและป้องกันอันตรายที่อาจเกิดแก่เท้าได้ในคราวเดียวกัน นอกจากการใช้กาย
อุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าในการแก้ไขความผิดปกติของเท้าแล้ว ยังมีการใช้รองเท้าที่เหมาะสมกับ
ลักษณะเฉพาะของเท้าแต่ละคน (Custom made shoes) เพื่อลดความผิดปกติของเท้า ที่สำคัญมี
การให้ความรู้แก่ผู้ป่วยตลอดจนการเฝ้าระวัง และดูแลปัญหาเบื้องต้นของเท้าอย่างถูกต้องร่วมใน
การรักษาด้วย

การประเมินความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าสามารถทำได้ โดยการทดสอบด้วย
การติดสีของลิปสติก (Lipstick test) ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายที่สุดและราคาถูกที่สุด เพราะอาศัยการ
พิจารณาความเข้มของการติดสีของลิปสติกเพื่อระบุจุดที่มีแรงกดผิดปกติในฝ่าเท้า ซึ่งจุดนั้นจะมีสี
ติดอยู่เข้มกว่าปกติ แต่วิธีการนี้มีข้อเสีย คือ ไม่สามารถบอกปริมาณของแรงกดได้และยังไม่สะดวก
สร้างความเปราะเบื่อนให้แก่ผู้ถูกทดสอบ

การทดสอบที่สามารถทำได้อีกวิธีหนึ่ง คือ การพิมพ์เท้า (Foot imprint) เป็นการวัด
แรงกดในฝ่าเท้าโดยอาศัยหลักการสร้างภาพพิมพ์ ซึ่งบริเวณที่มีแรงกดในฝ่าเท้าผิดปกติจะมีความ
เข้มของสีหมึกติดอยู่มากกว่าบริเวณอื่น วิธีการนี้มีข้อเสีย คือ บอกได้เฉพาะจุดที่มีการลงน้ำหนัก
ผิดปกติ แต่ไม่สามารถบอกปริมาณเป็นตัวเลขที่แน่นอนของแรงที่ผิดปกติได้เช่นเดียวกับการ
ทดสอบด้วยการติดสีของลิปสติก

ปัจจุบันจึงมีการใช้เครื่องมือตรวจวัดการกระจายแรงกดในฝ่าเท้า ที่มีประสิทธิภาพ
มากขึ้น สามารถตรวจวัดการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าได้ละเอียดครอบคลุมทุกพื้นที่ของฝ่าเท้า
นอกจากนี้เครื่องมือประสิทธิภาพสูงยังสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ (Motion
analysis) ลักษณะท่าทางในการเดิน (Gait posture) ตลอดจนแรงกระทำต่างๆ ที่เกิดขึ้นต่อเท้า
ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก ได้อีกด้วย เครื่องมือตรวจวัดการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่มี
ประสิทธิภาพสูงนี้ สามารถจำแนกได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้น
ในเท้าเปล่าในขณะที่ยืนและเดิน หรือเครื่องประเภท Force plate หรือ Walking plate ส่วนอีก
ประเภทหนึ่งคือ เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้าที่ใส่เข้าไปในรองเท้า สำหรับ
วิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในขณะที่สวมรองเท้าอยู่ หรือเครื่องประเภท In-shoe system ซึ่งเครื่องมือ
ประเภทหลังนี้มีประโยชน์อย่างมากในการแก้ไขความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้า เพราะส่วนใหญ่
แล้วทุกคนจะสวมรองเท้าในการทำกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวัน นอกจากนี้ยังสามารถใช้ในการ

ประเมินการรักษาความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าด้วยอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า ว่าได้ผลมากน้อยเพียงใด รวมถึงช่วยในการระบุดจุดที่มีแรงกดที่มากผิดปกติ ช่วยให้การออกแบบกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าที่ใช้ในการรักษาสะอวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตามเครื่องมือทั้งสองนี้ยังนิยมใช้เฉพาะในการวิจัย เพราะมีข้อจำกัดในเรื่องของการใช้ เนื่องจากเป็นเครื่องมือขนาดใหญ่ ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการควบคุมและดูแลเครื่องมือ ที่สำคัญมีราคาสูงจึงไม่เหมาะที่จะใช้ในการรักษาพยาบาลทั่วไป

งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์มุ่งเน้นพัฒนาอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายและมีราคาถูก สำหรับใช้ในการประเมินหาความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้า เพื่อการวินิจฉัยและการรักษาความผิดปกติของเท้า

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

วัตถุประสงค์หลัก: เพื่อพัฒนาอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย และมีราคาถูก

วัตถุประสงค์รอง: เพื่อเทียบผลสอดคล้องระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้ามาตรฐานที่ใช้กันทั่วโลก คือ เครื่อง F-scan

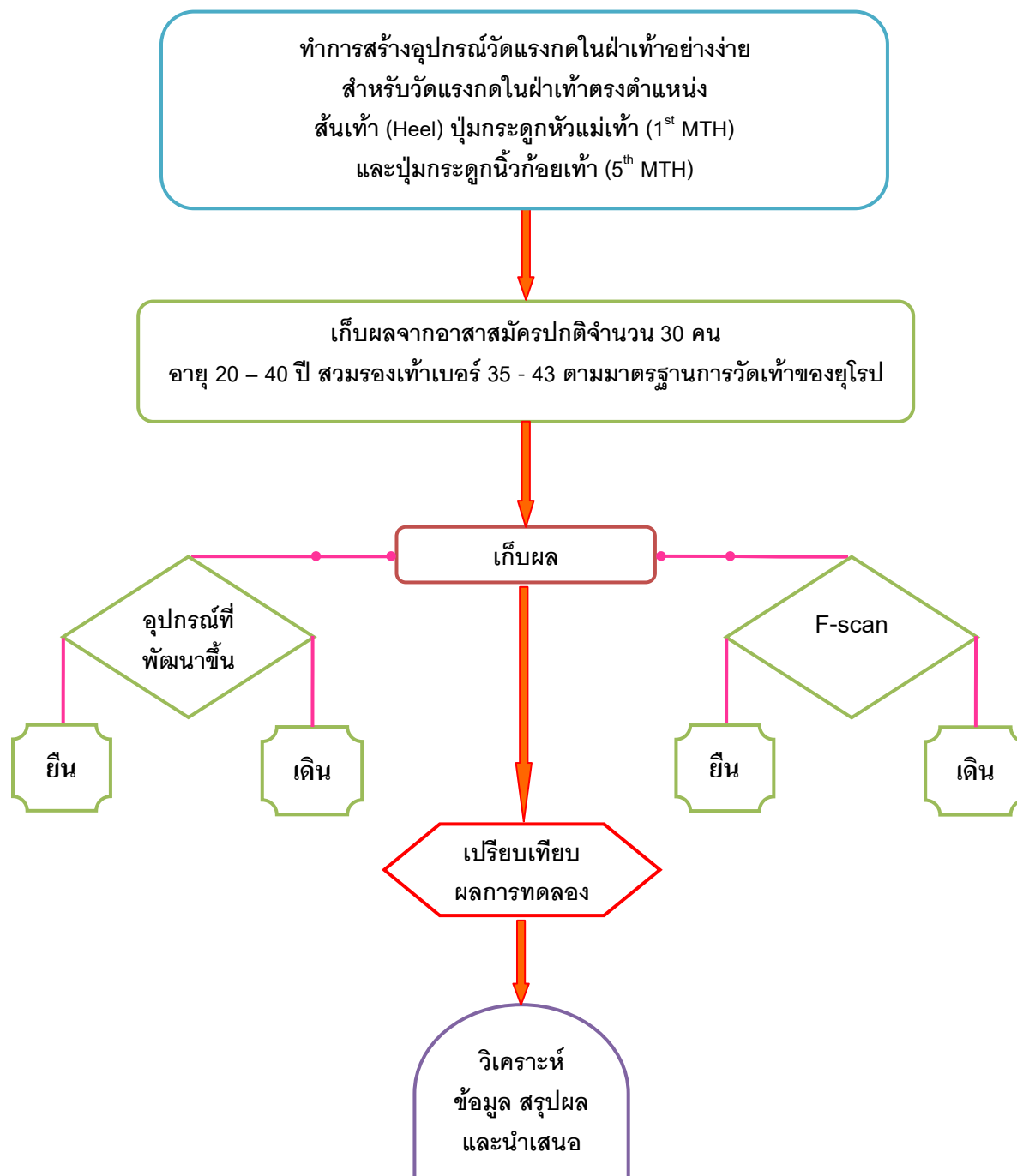
1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ทำการประดิษฐ์และพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย ที่มีลักษณะเป็นแผ่นรองเท้าซึ่งมีเซนเซอร์วัดแรงติดตั้งในตำแหน่งที่สำคัญตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ซึ่งได้แก่ ส้นเท้า ฝ่าเท้า นิ้วหัวแม่เท้า และนิ้วก้อยเท้า ในส่วนของวงจรวัดและวงจรกรองผ่านต่ำ จะถูกบรรจุอยู่ในกล่องที่ตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว ส่วนวงจรมicroคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล และโมดูลสื่อสารแบบไร้สายจะถูกบรรจุไว้ในกล่องที่ตำแหน่งกึ่งกลางเอว ส่วนการส่งข้อมูลไปแสดงผลบนคอมพิวเตอร์จะทำการสื่อสารแบบไร้สาย

และอุปกรณ์ทั้งหมดนี้ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ 9 โวลต์ จึงมีความปลอดภัยในการใช้ในมนุษย์ และทำการพัฒนาโปรแกรมในส่วนแสดงผลบนคอมพิวเตอร์

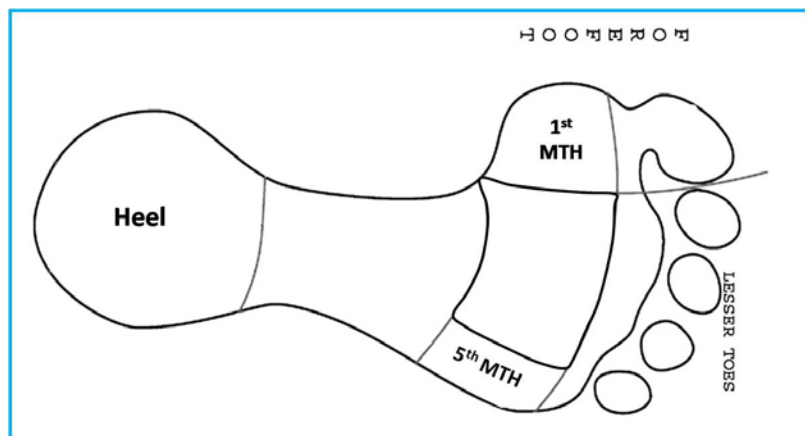
2. ศึกษาผลของการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืนและเดินของอาสาสมัครปกติจำนวน 30 คน โดยทำการศึกษาเทียบผลสอดคล้องของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่พัฒนาขึ้น กับผลของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้า หรือเครื่อง F-scan ที่ใช้อยู่ในศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย์ด้านการเดินและการเคลื่อนไหว โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยในการเก็บผลข้อมูลจะทำการทดสอบแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืนเป็นเวลา 30 วินาที และในการทดสอบเดินจะกำหนดให้อาสาสมัครเดินเป็นระยะทาง 5 เมตร ในการทดสอบจะทำการเก็บผล 3 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่วัดได้ จากนั้นนำข้อมูลมาทำการศึกษาความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดที่วัดได้จากอุปกรณ์ทั้งสองว่าแตกต่างกันหรือไม่ รวมทั้งการหาสหสัมพันธ์ภายในกลุ่ม (Intra-class correlation coefficients : ICCs) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นในการใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ว่ามีคุณสมบัติในวัดแรงกดในฝ่าเท้าเป็นไปในทางเดียวกันกับอุปกรณ์อ้างอิงมาตรฐานหรือไม่

1.4 กรอบความคิดของการวิจัย



รูปที่ 1.1 กรอบความคิดของการวิจัย

1.5 ข้อตกลงเบื้องต้นของการวิจัย



รูปที่ 1.2 ตำแหน่งปุ่มกระดูกที่สำคัญตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ทั้ง 3 ตำแหน่ง ได้แก่ 1st MTH, 5th MTH และ Heel[4]

ในส่วนของการเก็บผลข้อมูล จะทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นภายในรองเท้า ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่สำคัญตามหลักชีวกลศาสตร์เท้าทั้ง 3 ตำแหน่ง ดังแสดงในรูปที่ 1.2 คือ ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า (1st Metatarsal head : 1st MTH) ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า (5th Metatarsal head : 5th MTH) และปุ่มกระดูกสันเท้า (Heel) ที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืนและเดิน

อาสาสมัครทั้งหมดถูกกำหนดให้ใช้รองเท้าแบบเดียวกันตลอดการทดลอง จากนั้น จะทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่พัฒนาขึ้น และวัดด้วย เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้า ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ใช้เครื่อง F-scan ที่ใช้อยู่ในศูนย์ ความเป็นเลิศทางการแพทย์ด้านการเดินและการเคลื่อนไหว โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาด ไทย ในขณะนี้เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบข้อมูล

ก่อนทำการวัดอาสาสมัครจะถูกฝึกการใช้อุปกรณ์ก่อน เพื่อให้เกิดความคุ้นเคยในการใช้อุปกรณ์ ทำให้สามารถยืนหรือเดินได้ใกล้เคียงปกติตามธรรมชาติ และลักษณะนิสัยในการ เคลื่อนที่ของแต่ละคน เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากที่สุด

ในส่วนของการเดินอาสาสมัครจะถูกกำหนดให้เดินบนพื้นราบในระยะทาง 5 เมตร ซึ่งเป็นวิธีที่การสื่อสารไร้สายระยะสั้นตามมาตรฐานบลูทูธ สามารถรับส่งข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 1.3 โดยกำหนดให้สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดตรงตำแหน่งส้นเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ได้ทั้งในขณะที่ยืนและเดิน



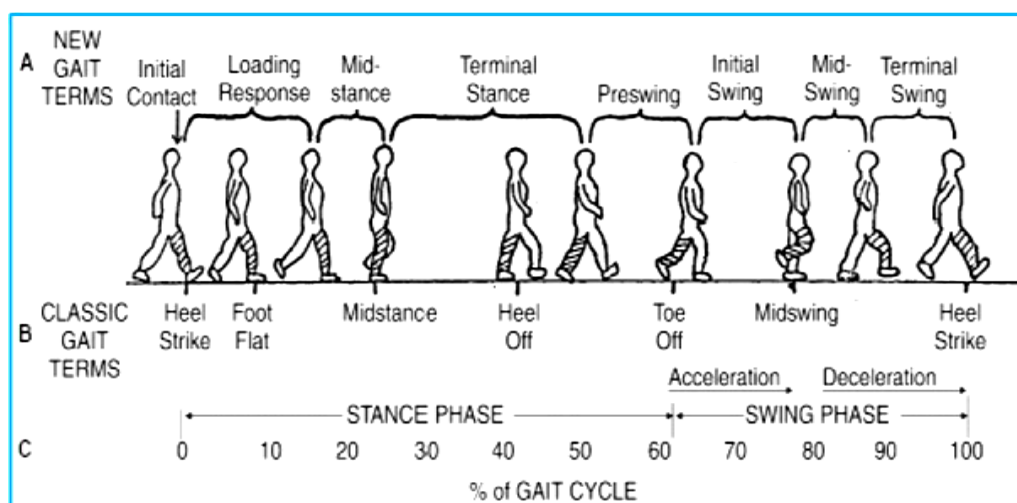
รูปที่ 1.3 การสื่อสารระหว่างกล่องประมวลผลกับคอมพิวเตอร์แสดงผล ด้วยการสื่อสารไร้สายผ่านบลูทูธโมดูล

1.6 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

“Gait cycle”[5] หมายถึงวงจรในการเดิน ประกอบไปด้วย 2 ช่วง คือ ช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) และช่วงที่เท้าลอยขึ้นจากพื้น (Swing phase)

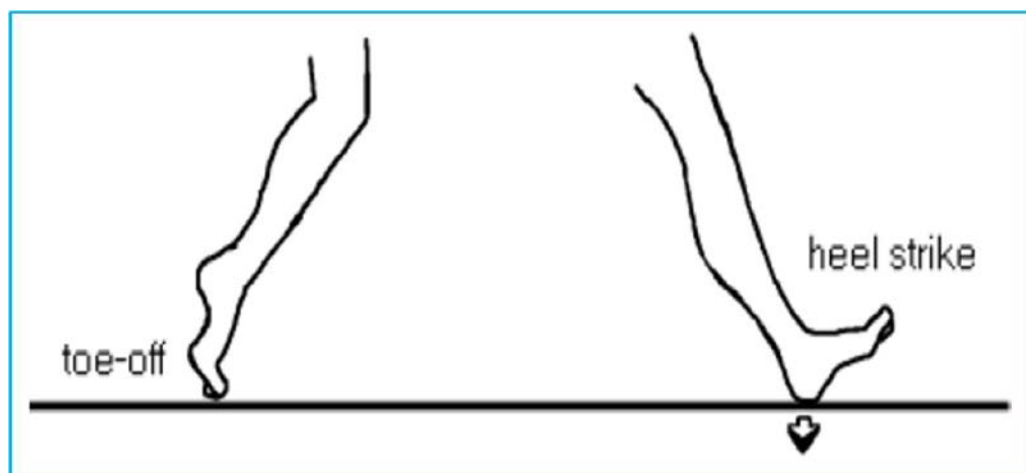
ช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) ประกอบด้วย ช่วงที่ส้นเท้าแตะพื้น (Heel strike : HS) ช่วงที่ฝ่าเท้าวางบนพื้น (Foot flat : FF) ช่วงที่ทิ้งน้ำหนักตัวลงไปบนเท้า (Mid stance : MS) ช่วงที่ส้นเท้ายกเหนือพื้น (Heel off : HO) และช่วงที่นิ้วเท้ายกจากพื้น (Toe off : TO)

ช่วงที่เท้าลอยขึ้นจากพื้น (Swing phase) ประกอบด้วย ช่วงที่เท้าลอยพ้นพื้น (Acceleration) ช่วงที่เท้าลอยเหนือพื้นสูงสุด (Mid swing) และช่วงที่เท้าเตรียมจะวางลงพื้น (Deceleration) แสดงดังรูปที่ 1.4



รูปที่ 1.4 การเดินใน 1 วงจรการเดิน[5]

“ Double support”[5] หมายถึงช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นในเวลาเดียวกัน โดยที่เท้าข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง Push-off และ Toe-off ส่วนเท้าอีกข้างอยู่ในระหว่าง Heel strike และ Foot flat ซึ่งจะพบช่วง Double support นี้ เฉพาะในการเดินเท่านั้น แสดงดังรูปที่ 1.5



รูปที่ 1.5 ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นพร้อมกัน[5]

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่มีประสิทธิภาพและราคา ถูก เพราะใช้เซนเซอร์ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าแค่ด้านละ 3 จุด และมีการส่งข้อมูลไปประมวลผล ยังคอมพิวเตอร์ด้วยการสื่อสารแบบไร้สาย จึงใช้งานง่ายและสะดวกในการใช้อุปกรณ์ในการวัด แรง ที่เกิดขึ้นทั้งในขณะยืนและเดิน

2. ได้ข้อมูลในการศึกษาแรงกดในฝ่าเท้า ณ ตำแหน่งปุ่มกระดูกทั้งสามที่เกิดขึ้น ในขณะยืนและเดินที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ของอาสาสมัครปกติ 30 คน

1.8 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาค้นคว้าความรู้เรื่องกายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของเท้า รวมทั้งการศึกษาวรรณกรรมที่มีความเกี่ยวข้องกับกรวัดแรงกดในฝ่าเท้า
2. ศึกษาและออกแบบอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้า โดยมีขั้นตอน ดังนี้
 - 2.1 ศึกษาการทำงานของเซนเซอร์วัดแรง และเลือกเซนเซอร์ที่เหมาะสมกับ การวัดแรงกดในฝ่าเท้า
 - 2.2 ออกแบบและประดิษฐ์วงจรวัดที่ใช้เซนเซอร์วัดแรง
 - 2.3 ออกแบบและประดิษฐ์วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อใช้ในการแปลง สัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล และเชื่อมต่อกับโมดูลสื่อสารไร้สาย
 - 2.4 พัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ในส่วนแสดงผล

3. ศึกษาค้นคว้าและหาแนวทางในการปรับเทียบอุปกรณ์ (Calibration) ยืนยันเสนอขออนุมัติการทำกรวิจัยในคน จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคนคณะแพทย-ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
4. ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย โดยการเก็บข้อมูลในอาสาสมัครปกติ 30 คน แล้วพิจารณาผลของการทดลองว่ามีความสอดคล้องกับเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้า ที่ใส่เข้าไปในรองเท้า (F-scan) ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงหรือไม่
5. รวบรวมข้อมูล ทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางสถิติ และสรุปผล

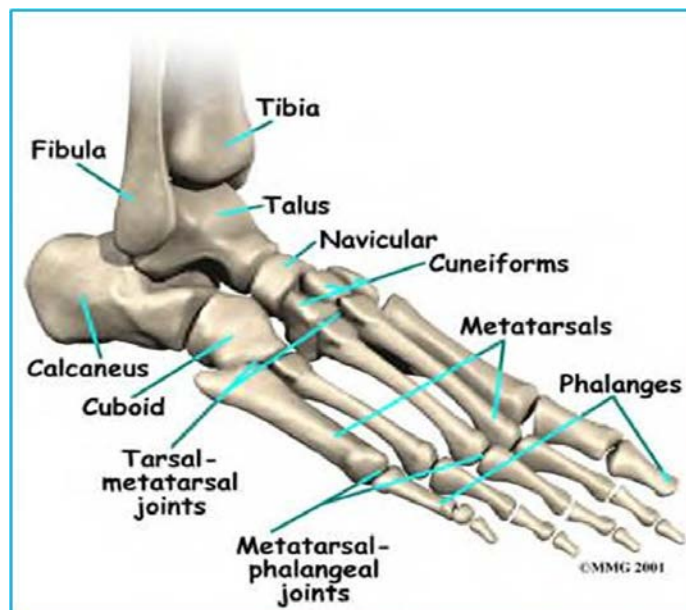
บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 แนวคิดและทฤษฎี

2.1.1 กายวิภาคศาสตร์ของเท้า (Foot anatomy)[6]

โครงสร้างกายวิภาคศาสตร์ของเท้ามนุษย์ ประกอบด้วยกระดูก 26 ชิ้นในบางตำราอาจรวมกระดูก Sesamoid bones ที่อยู่ด้านล่างของ 1st metatarsal head (1st MTH) อีก 2 ชิ้น จึงรวมเป็น 28 ชิ้น มีข้อต่อระหว่างชิ้นกระดูก 33 ข้อ มีกล้ามเนื้อน้อยกว่าร้อยมัดและเส้นเอ็นต่างๆ อีกมากมายดังแสดงในรูปที่ 2.1 นอกจากนี้ยังมีเส้นประสาทและหลอดเลือดจำนวนมากที่คอยเลี้ยงกล้ามเนื้อ ดังนั้นเท้าจึงมีโครงสร้างสลับซับซ้อนเป็นอย่างยิ่ง เมื่อเกิดอันตรายจึงส่งผลกระทบต่อข้อเท้า ข้อเข่า ข้อสะโพก ทำให้เกิดความผิดปกติตามไปด้วย



รูปที่ 2.1 กระดูกต่างๆ ตามหลักโครงสร้างกายวิภาคศาสตร์ของเท้ามนุษย์[7]

เท้าสามารถแบ่งได้เป็น 3 ส่วน คือ

1. เท้าส่วนหน้า (Forefoot) ประกอบด้วยกระดูก metatarsals และ phalanges
2. เท้าส่วนกลาง (Midfoot) ประกอบด้วยกระดูก navicular, cuboid และ Cuneiforms
3. เท้าส่วนหลัง (Hindfoot) ประกอบด้วยกระดูก talus และ calcaneus

กระดูกเหล่านี้มีส่วนที่เป็นปุ่มกระดูก (Bony prominences) ที่สามารถทำให้เกิดแผลกดทับ (Pressure sore) ได้ เมื่อมีการลงน้ำหนักหรือกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติเป็นเวลานานๆ และเมื่อเกิดความผิดปกติที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของเท้าที่ทิ้งไว้นานโดยไม่ได้รับการแก้ไข หรือรักษาอย่างผิดวิธี ก็จะส่งผลให้เท้าส่วนอื่นๆ ผิดปกติตามไปด้วย จากนั้นความผิดปกติที่เท้าก็จะส่งผลต่อกระดูกข้อเท้า ปัญหาในข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพกต่อไป

2.1.2 ชีวกลศาสตร์ของเท้า (Foot biomechanics)[8]

เนื่องจากเท้าเป็นอวัยวะปลายสุดของร่างกายที่มีหน้าที่รับน้ำหนักตัว และช่วยในการเคลื่อนที่ ในการพิจารณาการทำงานของเท้าจึงต้องอาศัยความรู้ทางชีวกลศาสตร์ในการศึกษาการกระจายแรงกดในฝ่าเท้า ซึ่งสามารถอธิบายได้ ดังนี้

2.1.2.1 หน้าที่ของเท้า (Foot function) [8]

1. รองรับน้ำหนักของร่างกาย
2. เป็นส่วนที่ช่วยส่งลำตัวให้เคลื่อนไปข้างหน้าในขณะที่เดินหรือวิ่ง

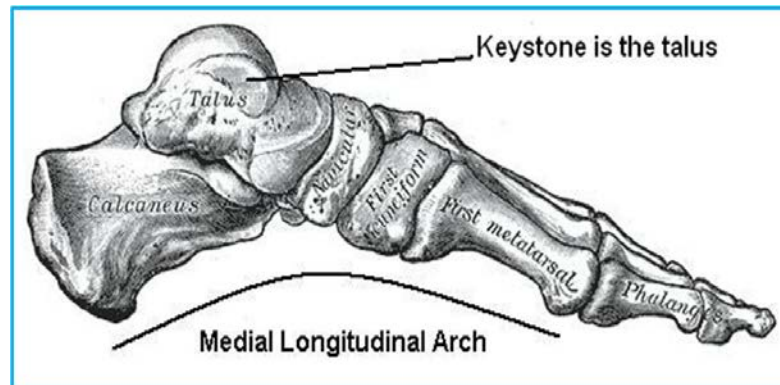
ซึ่งหน้าที่ดังกล่าวนี้ หากเท้ามีลักษณะเป็นกระดูกท่อนเดียวจะทำงานได้ไม่ดีเท่ากับเท้าที่มีส่วนโค้งและยืดหยุ่น เปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ ส่วนโค้งของเท้าจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานโดย

1. ช่วยผ่อนแรงกระแทก (Shock absorption) เช่น ในการวิ่ง หรือ กระโดด
2. ปรับตัวให้เข้ากับสภาพพื้นผิวที่ยื่นหรือเดิน โดยเฉพาะพื้นผิวที่ลาดเอียง หรือ ขรุขระ ทำให้จุดสัมผัสของฝ่าเท้ากับพื้นเป็นไปอย่างสม่ำเสมอ น้ำหนักที่ส่งผ่านลงมากจะกระจายได้ทั่วฝ่าเท้า และฝ่าเท้าเกาะพื้นได้มั่นคงขึ้น
3. อาศัยความยืดหยุ่นช่วยผลักส่งตัวไปข้างหน้า

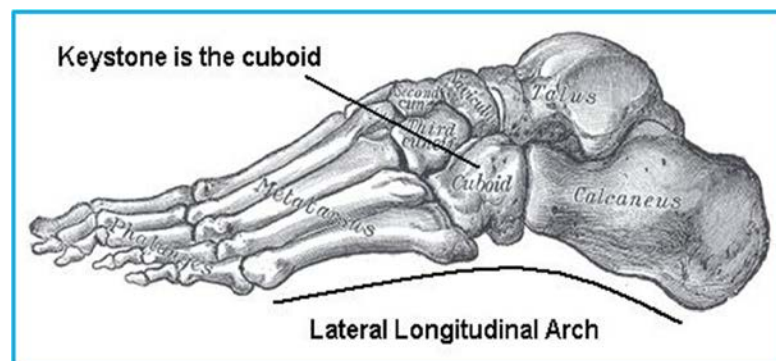
2.1.2.2 ส่วนโค้งของเท้า (Arches of the foot) [8]

ส่วนโค้งของเท้า เป็นโครงสร้างสำคัญในการช่วยกระจายแรงจากน้ำหนักตัวเพื่อให้เกิดความสมดุลด้วยการกระจายแรงผ่านเท้าส่วนหน้าและส่วนหลัง โครงสร้างนี้เริ่มมีมาตั้งแต่เกิด แต่ในเด็กเล็กๆ จะค่อนข้างต่ำและมีไขมันในฝ่าเท้ามากทำให้ดูเท้าแบน เมื่อเติบโตขึ้น ส่วนโค้งของเท้าจะสูงขึ้นและเห็นได้ชัดขึ้น ในคนปกติจะมี 3 arches คือ

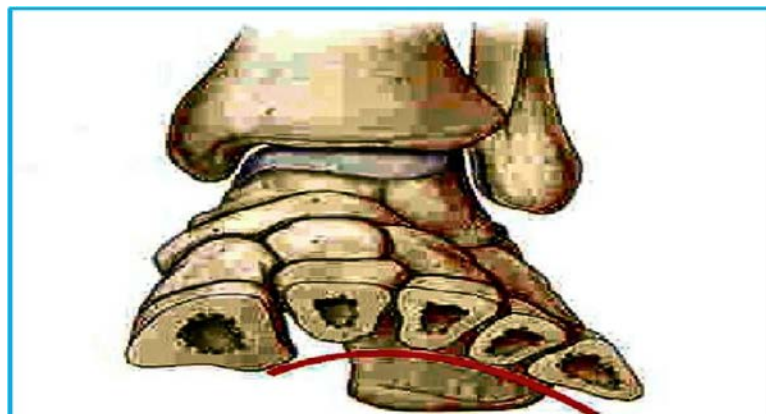
1. ส่วนโค้งเท้าด้านใน (Medial longitudinal arch) โครงสร้างประกอบด้วยกระดูก calcaneus, talus, navicular, cuneiforms และ 1st - 3rd metatarsals ดังแสดงในรูปที่ 2.2
2. ส่วนโค้งเท้าด้านนอก (Lateral longitudinal arch) โครงสร้างประกอบด้วยกระดูก calcaneus, cuboid, 4th - 5th metatarsals ดังแสดงในรูปที่ 2.3
3. ส่วนโค้งเท้าแนวขวาง (Transverse arch) โครงสร้างประกอบด้วยกระดูก cuboid, cuneiforms และ 1st - 5th metatarsals ดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.2 ส่วนโค้งเท้าด้านใน (Medial longitudinal arch)[9]



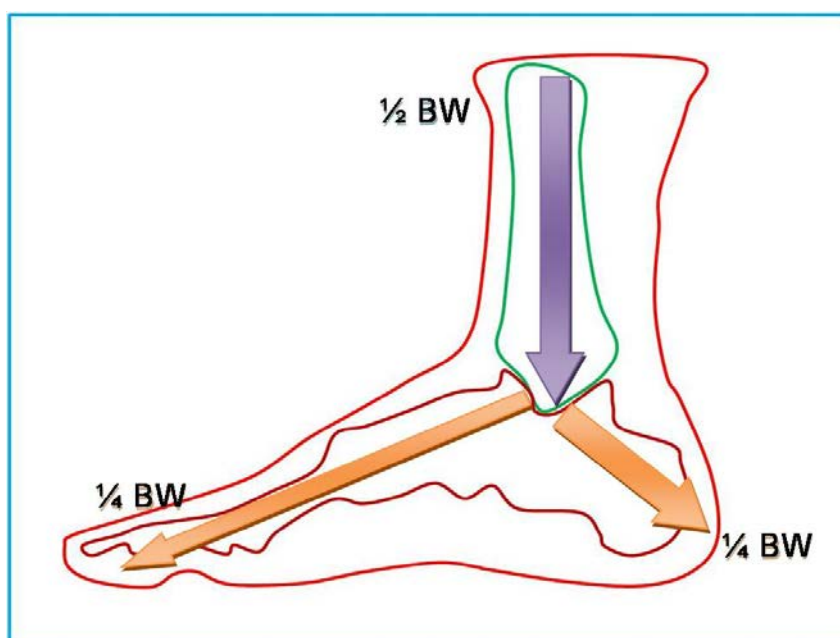
รูปที่ 2.3 ส่วนโค้งเท้าด้านนอก (Lateral longitudinal arch)[9]



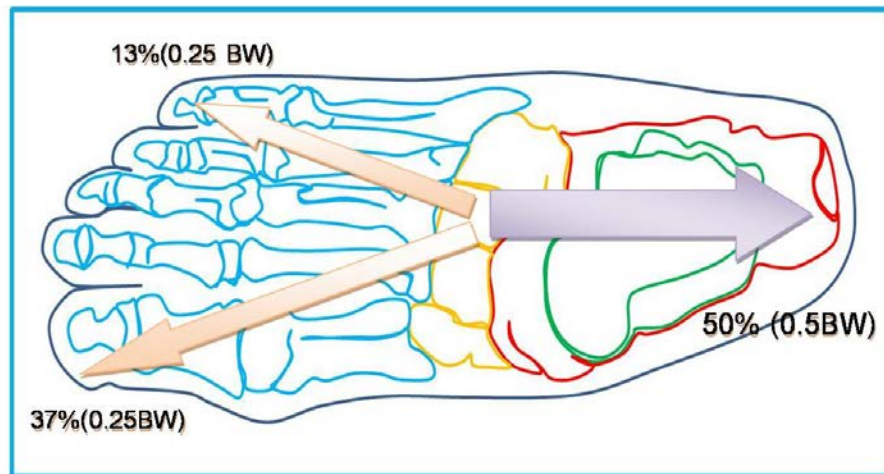
รูปที่ 2.4 ส่วนโค้งเท้าแนวขวาง (Transverse arch)[10]

2.1.2.3 การทำงานของเท้าในขณะที่เดิน (Propulsive action of the foot)

ในท่ายืน (Standing immobile) น้ำหนักของร่างกาย (Body weight : BW) ที่ผ่านลงมาที่เท้าแต่ละข้างจะตกลงที่ส่วนสันเท้าประมาณครึ่งหนึ่ง อีกครึ่งหนึ่งตกลงที่ metatarsal heads โดยแบ่งเป็น 6 ส่วน สองส่วนลงที่ 1st metatarsal head และอีก 4 ส่วน แบ่งลง metatarsal head ที่เหลือเท่าๆ กัน หรืออธิบายได้อีกอย่างหนึ่งคือ น้ำหนักของร่างกายจะส่งผ่านไปทางเท้าส่วนหลังและหน้า ประมาณอย่างละ 50 % โดยน้ำหนักตัวห้าสิบเปอร์เซ็นต์ของเท้าส่วนหน้านั้นจะแยกส่งไปทาง นิ้วหัวแม่เท้า 37 % และ นิ้วก้อยเท้า 13% ดังแสดงในรูปที่ 2.5 และ 2.6

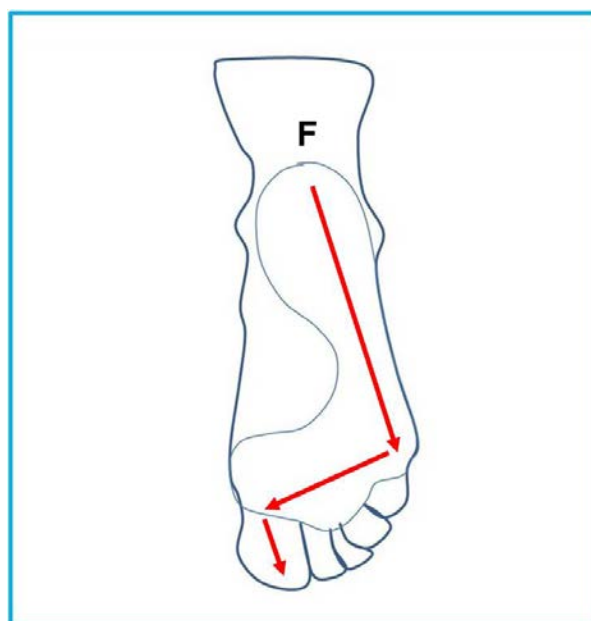


รูปที่ 2.5 การกระจายน้ำหนักของร่างกายส่งผ่านไปทางเท้าส่วนหน้าและหลัง



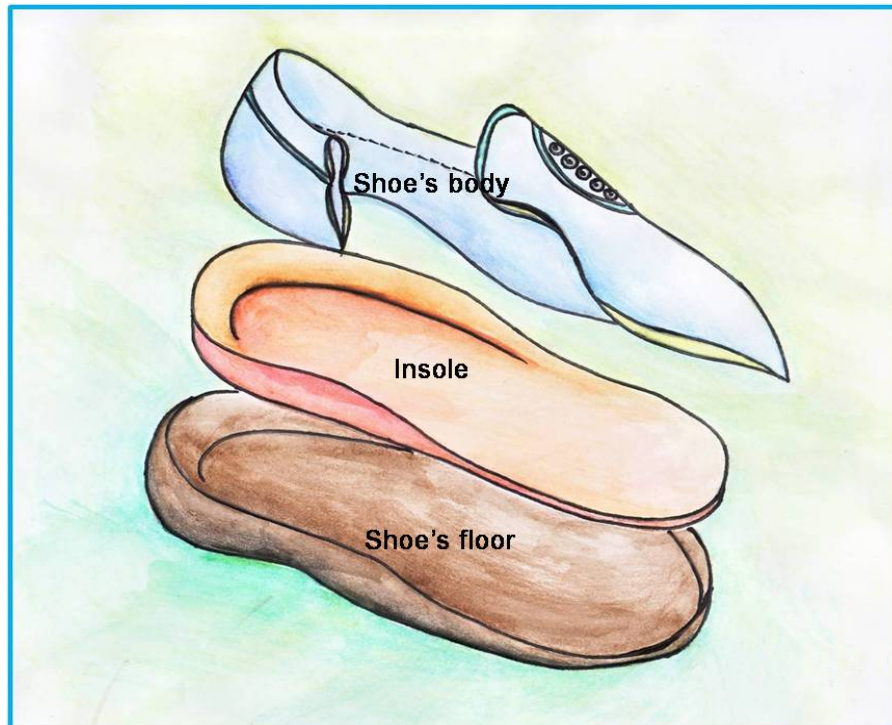
รูปที่ 2.6 การกระจายน้ำหนักของร่างกายภายในเท้าส่วนหน้า

ในการเดินน้ำหนักของลำตัวจะถูกส่งไปข้างหน้า โดยเท้าข้างที่ยืนพื้นจะอยู่ทางด้านหลัง ช่วงที่จะถีบเท้าพ้นพื้น (Push off) จะเกิดแรงส่งซึ่งเกิดจากการผลักดันของนิ้วเท้าทำให้สามารถวัดแรงกดที่ metatarsal head กระทำต่อพื้นได้ชัดเจน แนวการส่งถ่ายแรงในการเดินจะส่งผ่านไปทางด้าน lateral longitudinal arch แล้ววกกลับมาทางด้าน 1st metatarsal ดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 การส่งผ่านแรงในเท้าขณะเดิน

2.1.3 การแก้ไขความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าด้วยกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า



รูปที่ 2.8 กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า (Foot orthosis หรือ Insole)

การกระจายแรงในฝ่าเท้าที่มากผิดปกติทำให้เกิดแผลที่เท้าได้ โดยเฉพาะตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ เนื่องจากเมื่อประเมินแรงกระทำต่อเท้าต้องพิจารณาถึงปฏิกิริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อเท้าที่มีต่อแรงกดในฝ่าเท้า (Plantar pressure) นั้นๆ และระยะเวลาที่เนื้อเยื่อได้รับอันตรายด้วยแรง กดในฝ่าเท้าคำนวณได้จากแรง (Force : F) หารด้วยพื้นที่ ดังสมการ 2.1

$$\text{Plantar pressure} = \frac{\text{Force}}{\text{Area}} \quad (2.1)$$

ซึ่งเกิดได้จากทั้งแรงในแนวตั้ง (Stress) ซึ่งเป็นแรงกระทำในแนวตั้งฉากกับระนาบ หรือ แรงในแนวราบ (Shear) ซึ่งเป็นแรงเฉือน หรือเป็นแรงที่กระทำในแนวขนานกับระนาบ ดังนั้นเมื่อมีแรง

กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกซึ่งมีพื้นที่น้อย และมีลักษณะเป็นแฉ่งยื่นออกมา จึงเกิดแรงกดทับกระทำต่อเนื้อเยื่อทำตรงบริเวณนั้นมาก เมื่อมีการกดทับเป็นเวลานานๆ จึงทำให้เท้าเป็นแผล โดยเฉพาะในผู้ป่วยเบาหวานมักพบแผลที่เท้าได้บ่อย เนื่องจากปัญหาของโรคปลายประสาทเสื่อม (Peripheral neuropathy) ซึ่งเป็นสาเหตุหลักของการเกิดแผลที่เท้า[11] โดยสามารถจำแนกปัญหาจากปลายประสาทเสื่อมได้ 3 กลุ่ม คือ

1. กลุ่มอาการเส้นประสาทรับความรู้สึกเสื่อม (Sensory neuropathy) จะทำให้เกิดอาการชาไร้ความรู้สึก ทำให้ไม่สามารถรับรู้ถึงอันตรายที่เกิดต่อเท้าได้ อาทิ อันตรายจากความร้อน ของมีคม ตลอดจนแรงบีบ หรือแรงกดทับต่างๆ จนทำให้เกิดการขาดเลือดของเนื้อเยื่อที่ได้รับอันตราย จนกลายเป็นแผลได้ในที่สุด
2. กลุ่มอาการเส้นประสาทสั่งการเสื่อม (Motor neuropathy) มักทำให้เกิดการรับน้ำหนักที่มากผิดปกติ (High foot pressure) ในบางจุดจนเกิดแผล เนื่องจากกล้ามเนื้อในเท้าอ่อนแรงฝ่อลีบ และเสียสมดุล จึงทำให้เท้าผิดรูป ส่งผลให้จุดรับน้ำหนักของเท้าเปลี่ยนไป
3. กลุ่มอาการเส้นประสาทอัตโนมัติเสื่อม (Autonomic neuropathy) ซึ่งผู้มีอาการนี้มักมีภาวะผิดปกติ โดยผิวหนังจะแห้งแตกเป็นร่องเกิดแผลได้ง่าย เนื่องจากการผลิตเหงื่อน้อย จึงทำให้ความชุ่มชื้นของผิวหนังลดลง นอกจากนี้ยังทำให้เกิด Arteriovenous shunt มีผลทำให้เลือดไปเลี้ยงกระดูกและผิวหนังผิดปกติ ส่งผลให้แผลหายช้าอีกด้วย

อีกปัญหาหนึ่งที่สำคัญ คือ โรคหลอดเลือดส่วนปลายเสื่อม (Peripheral vascular disease) ซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิดแผลเรื้อรัง เนื่องจากเป็นตัวทำให้ขาดเลือดไหลเวียนทำให้อาหารและยาเข้าไปไม่ถึงเซลล์และเนื้อเยื่อของแผลที่ต้องการฟื้นฟูจึงทำให้แผลหายช้าและติดเชื้อง่าย นอกจากนี้แล้วความผิดปกติของโครงสร้างเท้าก็มีผลทำให้เกิด การกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ เช่น เท้าแบน มักพบแผลตรงปุ่มกระดูก Navicular เนื่องจากส่วนโค้งของเท้าด้านในทรุดตัวลง ทำให้เกิดแรงกดทับตรงตำแหน่งนี้มากผิดปกติ เป็นต้น

กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า จึงมีบทบาทสำคัญในการลดแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ เนื่องจากกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้ามีการขึ้นรูปที่เหมาะสมกับลักษณะโครงสร้างเท้าของ

แต่ละบุคคล จึงสามารถรองรับส่วนโค้งต่างๆ ของเท้าได้เป็นอย่างดี ซึ่งเป็นการเพิ่มพื้นที่ในการรับแรงได้มากขึ้นทำให้แรงกดทับที่ผิดปกติลดลง ขณะเดียวกันกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้ายังช่วยในการจัดหรือแก้ไขโครงสร้างเท้าที่ผิดปกติ ที่เป็นแบบยังไม่เกิดการติดยึดของข้อต่างๆ (Flexible structure) ให้กลับคืนสู่รูป หรือ ตำแหน่งที่ปกติได้ ช่วยให้แรงกดทับตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ลดลง นอกจากนี้วัสดุที่ใช้ทำกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้ายังมีความอ่อนนุ่ม ยืดหยุ่นได้ดี ส่งผลให้เกิดการกระจายแรงในฝ่าเท้าได้ดีขึ้น ซึ่งเป็นการช่วยลดความเสี่ยงในการเกิดแผลที่เท้าได้อีกทางหนึ่ง

2.1.4 การตรวจประเมินแรงกดในฝ่าเท้า

2.1.4.1 การประเมินด้วยการติดสีของลิปสติก (Lipstick test)

การประเมินด้วยการติดสีของลิปสติก เป็นการนำลิปสติกซึ่งเป็นเครื่องสำอางมาใช้ในการตรวจหาจุดที่มีการลงน้ำหนักที่ผิดปกติของสิ่งที่ต้องการตรวจสอบ โดยอาศัยการพิจารณาความเข้มของการติดสีของลิปสติก ดังแสดงในรูปที่ 2.9 เพื่อระบุจุดที่มีแรงกดที่มากผิดปกติในฝ่าเท้าซึ่งจุดนั้นจะมีสีติดอยู่เข้มกว่าปกติ ยกตัวอย่างเช่น ต้องการทดสอบว่าจุดที่ช่วยในการลดแรงกดทับบนแผ่นกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า ว่าสามารถลดแรงกดทับได้จริงหรือไม่ สามารถทำได้โดยนำลิปสติกสีเข้มมาทาไว้ที่เท้า ณ ตำแหน่งที่สงสัยว่าจะมีการลงน้ำหนักผิดปกติ จากนั้นให้ผู้ทดสอบยืนลงน้ำหนักบนกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า ที่ต้องการตรวจสอบเมื่อยกเท้าออกแล้วก็จะทำการพิจารณาความเข้มของสีที่ติดอยู่บนกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า นั้น ถ้ามีความเข้มของคราบสีจากลิปสติกติดอยู่มาก แสดงว่าตำแหน่งนั้นยังไม่สามารถลดแรงกดทับได้เต็มที่ควร

โดยทั่วไปตำแหน่งปุ่มกระดูกมักถูกสงสัยเป็นอันดับแรกว่าจะมีการลงน้ำหนักที่ผิดปกติ เนื่องจากปุ่มกระดูกต่างๆ สามารถทำให้เกิดแผลจากการกดทับที่เท้าได้ เมื่อมีการลงน้ำหนักหรือมีแรงกดที่ผิดปกติเป็นเวลานานๆ การประเมินด้วยการติดสีของลิปสติกจึงนิยมใช้ในการตรวจสอบการลดแรงกดตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ



รูปที่ 2.9 การระบุตำแหน่งที่ต้องการลดแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ (Relieve pressure zone) ลงบนกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าด้วยการติดสีของลิปสติค

2.1.4.2 การประเมินด้วยการพิมพ์เท้า (Foot imprint)

การประเมินด้วยการพิมพ์เท้า ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เป็นการวัดแรงกดในฝ่าเท้า โดยอาศัยหลักการของการสร้างภาพพิมพ์ ด้วยการใช้แผ่นยางนุ่มหนืดที่มีความยืดหยุ่นสูงวางประกบด้านที่มีหมึกติดอยู่ลงบนกระดาษ จากนั้นวางเท้าประทับรอยลงไปก็จะได้ภาพพิมพ์เท้าปรากฏอยู่บนกระดาษ ซึ่งบริเวณที่มีแรงกดในฝ่าเท้าผิดปกติจะมีความเข้มของสีหมึกติดอยู่มากกว่าบริเวณอื่น



รูปที่ 2.10 วิธีการทดสอบหาความผิดปกติของการลงน้ำหนักในฝ่าเท้า
ด้วยวิธีการพิมพ์เท้า

2.1.4.3 การประเมินด้วยเครื่องมือประสิทธิภาพสูง

ปัจจุบันการตรวจสอบแรงกดในฝ่าเท้า มีการพัฒนาใช้เครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสูงซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่ เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยแผ่นวัดแรงสำหรับเดิน เช่น เครื่อง RS scan ดังแสดงในรูปที่ 2.11 และเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้าที่ใส่เข้าไปในรองเท้าในขณะวัด เช่น เครื่อง F-scan ดังแสดงในรูปที่ 2.12 เครื่องมือประสิทธิภาพสูงนี้สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ทั้งในขณะยืนและเดิน นอกจากนี้ยังสามารถตรวจวัดการกระจายแรง การลงน้ำหนัก และความผิดปกติของแรงกดในแต่ละจุดของฝ่าเท้าได้ทั่วทั้งเท้าอีกด้วย เครื่องมือทั้งสองประเภทนี้ จะมีเซนเซอร์สำหรับวัดแรงกดที่สามารถตรวจวัดแรงกดได้ทั่วทั้งฝ่าเท้าแล้วเครื่องก็จะประมวลผลแสดงค่าเป็นตัวเลข กราฟข้อมูล และภาพ พร้อมทั้งวิเคราะห์ขนาดของแรงที่กระทำในแต่ละจุดที่ลงน้ำหนัก เครื่องมือทั้งสองนี้สามารถตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ทั้งในขณะยืน (Static) และเดิน (Dynamic) โดยเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยแผ่นวัดแรงสำหรับเดินจะใช้แผ่นวัดแรงกด (Force plate) ซึ่งเป็นแผ่นยางรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาดใหญ่ ที่มีความยืดหยุ่น

สูง มีเซนเซอร์ฝังอยู่ภายในน้บร้อยๆ ตัว สำหรับให้ผู้ถูกทดสอบขึ้นไปยืนหรือเดินเพื่อวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในเท้าเปล่าในขณะที่ยืนหรือเดิน



รูปที่ 2.11 การวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วย Force plate ของเครื่อง RS scan



รูปที่ 2.12 การวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยเครื่อง F-scan

อีกประเภทหนึ่ง คือ การวัดแรงกดในฝ่าเท้า โดยใช้แผ่นรองเท้าขนาดบางและมีความยืดหยุ่นสูง ภายในแผ่นรองเท้าจะมีเซนเซอร์จำนวนมากสำหรับวัดแรงกดซึ่งจะเหมือนกันกับแผ่นวัดแรงที่ใช้ในแบบแรก แต่แผ่นรองเท้าจะพิเศษกว่าตรงที่สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าในขณะที่สวมรองเท้าได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดแรงของเครื่อง F-scan

นอกจากนี้เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยแผ่นวัดแรงสำหรับเดิน ยังมีความพิเศษกว่าเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้า คือ สามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์และท่วงท่าในการเดินได้ด้วย ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการวิเคราะห์ความผิดปกติของเท้า ที่ส่งผลต่อการเดินและข้อต่อต่างๆ ของขา ตลอดจนการทรงตัวและการถ่ายเทน้ำหนัก แต่อย่างไรก็ตามเครื่องมือประสิทธิภาพสูงนี้ก็มีข้อจำกัดในการใช้ในเรื่องขนาดของเครื่องมือ ซึ่งมีขนาดใหญ่ เคลื่อนย้ายลำบากและยังจำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการควบคุมอุปกรณ์เท่านั้น จึงนิยมใช้เฉพาะในงานวิจัย

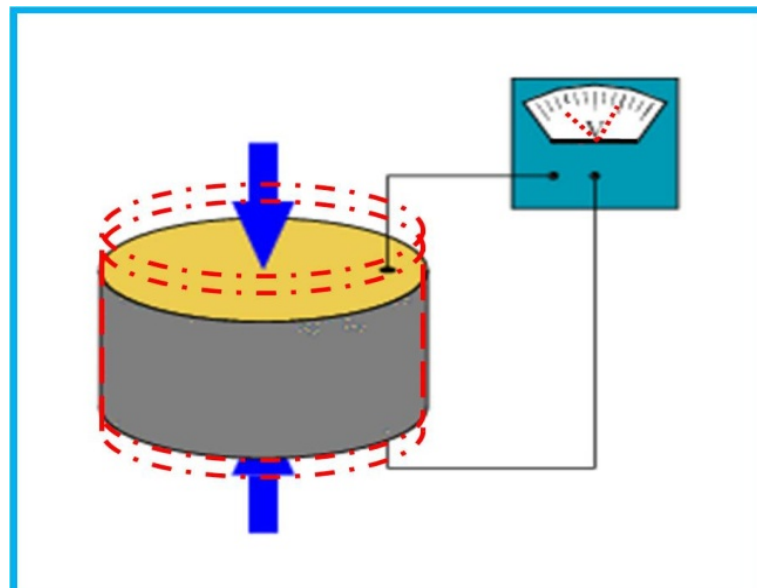
2.1.5 เซนเซอร์วัดแรง (Force sensor) [12,13,14]

เซนเซอร์ (Sensor) คือ อุปกรณ์ที่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณทางกายภาพที่สนใจ เช่น แรง ความดัน อุณหภูมิ ฯลฯ ตลอดจนสิ่งที่เป็นปรากฏการณ์ทางธรรมชาติ

ต่างๆ ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าได้ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ คือ เซนเซอร์ เป็นอุปกรณ์ทางกายภาพที่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงทางธรรมชาติที่เกิดขึ้น แล้วให้สัญญาณขาออกในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้า

2.1.5.1 เปียรีโซรีซิสทีฟเซนเซอร์ (Piezoresistive sensor)

เปียรีโซรีซิสทีฟเซนเซอร์ เป็นเซนเซอร์ที่สร้างขึ้นจากหลักการเปลี่ยนแปลงแรงกลต่างๆ เช่น แรงดัน ความเร่ง การสั่น แรงเครียด หรือแรงกระทำอื่นๆ ที่ทำให้เกิดพลังงานกลต่างๆ ให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของเซนเซอร์ โดยอาศัยปรากฏการณ์เปียรีโซรีซิสทีฟ (Piezoresistive effect) ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่อธิบายถึง การเปลี่ยนความต้านทานจำเพาะ (ρ) ของวัสดุอันเนื่องมาจากการให้แรงกระทำเข้าไป และปรากฏการณ์นี้จะเกิดขึ้นในวัสดุที่มีสภาพเป็นตัวนำไฟฟ้าที่มีคุณสมบัติในการตอบสนองต่อปริมาณทางกายภาพ ตัวนำไฟฟ้าสามารถพบได้ทั้งในธรรมชาติและจากการสังเคราะห์ของมนุษย์ เช่น ผลึกของแกดเลียมฟอสเฟต (Gallium phosphate's Crystal) ควอตซ์ (Quartz) ทัวร์มาลีน (Tourmaline) เซรามิก (Ceramic) และโพลิเมอร์ (Polymer) เป็นต้น



รูปที่ 2.14 ค่าความต้านทานของวัสดุที่มีรูปร่างสม่ำเสมอเกิดการเปลี่ยนแปลง เมื่อถูกแรงภายนอกมากระทำ[15]

ปรากฏการณ์เพียโรไซริสทีฟ (Piezoresistive effect) เกิดขึ้นเมื่อค่าความต้านทานของวัสดุที่มีรูปร่างสม่ำเสมอเกิดการเปลี่ยนแปลง เมื่อถูกแรงภายนอกมากกระทำ ดังแสดงในรูปที่ 2.14 โดยค่าความต้านทานของวัสดุที่มีรูปร่างสม่ำเสมอ สามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.2

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.2)$$

เมื่อ ρ คือ ความต้านทานจำเพาะของวัสดุที่นำมาใช้ทำตัวต้านทาน[13]

L คือ ความยาวของตัวต้านทาน[13]

A คือ พื้นที่หน้าตัดของตัวต้านทาน[13]

และการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ ดังสมการที่ 2.3

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (2.3)$$

เมื่อ dR คือ ค่าความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

$d\rho$ คือ ค่าความต้านทานจำเพาะของวัสดุที่นำมาใช้ทำตัวต้านทาน ที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

dL คือ ค่าความยาวของตัวต้านทานที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

dA คือ ค่าของพื้นที่หน้าตัดของตัวต้านทานที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

เมื่อตัวต้านทานอยู่ภายใต้แรงกระทำจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างและการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจำเพาะซึ่งการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจำเพาะจากแรงภายนอกที่มากกระทำ สามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.4

$$\rho = \rho_0 (1 + \pi\sigma) \quad (2.4)$$

เมื่อ ρ_0 คือ ค่าความต้านทานจำเพาะ เมื่อไม่มีแรงมากกระทำ

π คือ สัมประสิทธิ์เพียโรไซริสทีฟ

σ คือ ความเค้นที่เกิดจากแรงภายนอก

จากสมการที่ 2.4 จะพบว่า การเปลี่ยนแปลงของความเค้นที่เกิดจากแรงภายนอก และสัมประสิทธิ์เปียร์โซอิเล็กทริก มีผลโดยตรงต่อการเปลี่ยนแปลงของความต้านทานจำเพาะ ด้วยเหตุนี้จึงมีการนำหลักการของการเกิดปรากฏการณ์เปียร์โซอิเล็กทริก มาใช้สร้างเซนเซอร์สำหรับวัดแรง และวัดความดัน ตามที่เห็นกันอยู่ทั่วไป

2.2 เอกสารและปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ในอดีตที่ผ่านมาการศึกษาแรงกดในฝ่าเท้าส่วนใหญ่ จะมุ่งเน้นศึกษาหาสาเหตุของความผิดปกติของเท้าที่เกิดจากแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ จึงมีการศึกษาการกระจายแรงในเท้าตามหลักชีวกลศาสตร์ของเท้า เพื่อใช้เป็นองค์ความรู้สำหรับประกอบการวินิจฉัยความผิดปกติที่เกิดในเท้า ดังจะเห็นได้จากการศึกษาต่อไปนี้

Chi-Yuang Yu และ Hsin-Hung Tu[16] ทำการศึกษาเพื่อสร้างฐานข้อมูล และการประเมินค่าของแรงกดในฝ่าเท้าของคนปกติ ด้วยการรวบรวมข้อมูลจากการทำการสแกนเท้าแบบสามมิติ จากกลุ่มคนปกติ 135 คน พบว่า ในการเดินจะเกิดแรงกระทำขึ้นตามแนวสันเท้าด้านนอกไล่เรื่อยไปตามแนวขอบเท้าด้านนอก แล้ววกกลับเข้าสู่เท้าด้านในตามแนวปุ่มกระดูกเท้าทั้งห้า จากนั้นการส่งถ่ายแรงจะไปสิ้นสุดที่นิ้วหัวแม่เท้า

Todd C. Pataky และ คณะ[17] ทำการศึกษาการระบุตำแหน่ง และกำหนดขอบเขตของจุดที่มีแนวโน้มในการเกิดแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดด้วยเครื่อง Pedobarographic analyses ซึ่งมีลักษณะเป็นแผ่นวัดแรงที่ใช้ในการระบุตำแหน่งที่มีแรงกดในฝ่าเท้ามากกว่าบริเวณอื่นๆ และแสดงแนวการกระจายแรงจากศูนย์กลางจุดกำเนิดของแรงที่เกิดตรงบริเวณนั้นๆ ที่เกิดในขณะยืนและเดิน โดยจะแสดงผลเป็นภาพกราฟฟิกรูปเท้าที่มีการให้สีในบริเวณต่างๆ แตกต่างกันตามระดับปริมาณของแรงกด ซึ่งการศึกษานี้ทำให้ทราบว่า แรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งสันเท้าจะมีศูนย์กลางของการกระจายแรงค่อนข้างไปทางขอบเท้าด้านนอก บริเวณเท้าส่วนกลางจะพบแรงกระทำที่ขอบเท้าด้านนอกสูงกว่าขอบเท้าด้านใน เนื่องจากเท้าด้านในสูงกว่าส่วนโค้งเท้าด้านนอก

ในเวลาต่อมาปัญหาความผิดปกติของเท้าเริ่มได้รับความสนใจมากขึ้นโดยเฉพาะในผู้ป่วยเบาหวานที่พบปัญหาความผิดปกติของเท้าได้บ่อย และเป็นหนึ่งในสาเหตุสำคัญที่ทำให้ถูกตัดขา บริษัทเอกชนจึงเริ่มเข้ามามีบทบาทในการสนับสนุนงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับแรงที่เกิดในเท้า จึงมีการมุ่งเน้นในการพัฒนาเครื่องมือเพื่อใช้ในการวัดแรงที่เกิดขึ้นนั้น เมื่อได้เครื่องมือแล้วก็จะถูกพัฒนาเพื่อการค้าต่อไป ดังตัวอย่างงานวิจัยของ Alfonso Martinez-Nova และคณะ[18] นอกจากนี้จะทำการทำการศึกษาค่าความเชื่อมั่นและความสามารถในการวัดซ้ำของเครื่อง Biofoot in-shoe system ในการประเมินค่าปกติของแรงกดในฝ่าเท้าของคนปกติแล้ว ยังมีการศึกษาในส่วนของ การพัฒนาเครื่องมือ โดยใช้ระบบการสื่อสารแบบไร้สายมาช่วยในการส่งข้อมูลแทนการใช้สายเคเบิล เพื่อให้เกิดความสะดวกแก่ผู้ถูกทดสอบในขณะที่เดิน ทำให้สามารถเดินได้เป็นธรรมชาติมากขึ้นโดยไม่มีสายไฟ หรือสายเคเบิลมาเป็นอุปสรรคในการเดิน นอกจากนี้ยังมีการพัฒนารูปแบบของแผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดให้มีลักษณะบางลงและยืดหยุ่นได้ดี โดยทำจากโพลีเอไมด์ที่มีความหนาเพียง 0.75 มิลลิเมตรเท่านั้น

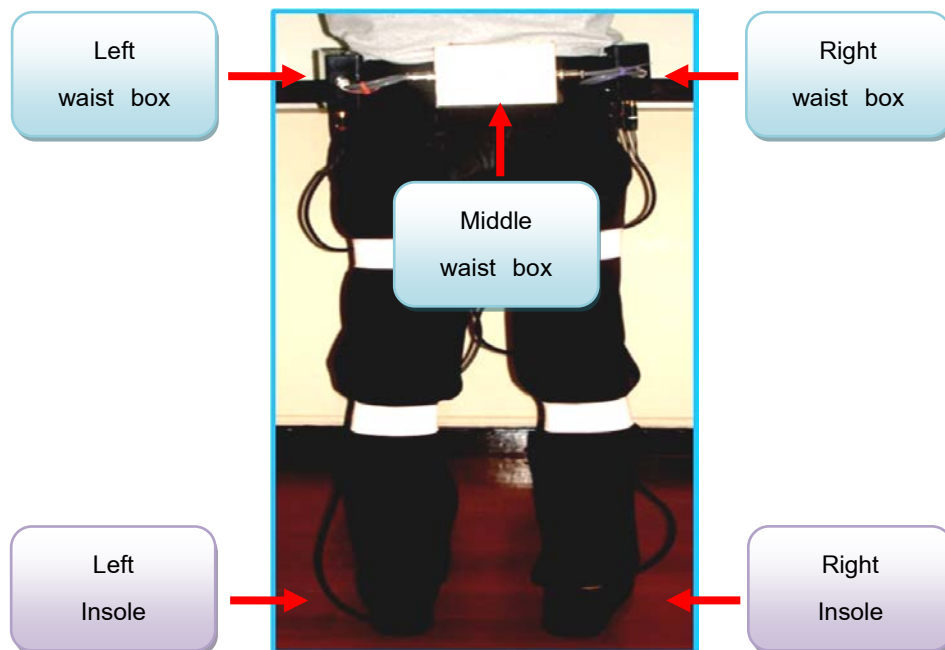
A.J. Nevill M. G. Pepper และ M. Whiting[19] ทำการพัฒนาแบบของแผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าในทางคลินิก ด้วยการใส่เซ็นเซอร์ชนิดที่มีความแม่นยำและเที่ยงตรงในการวัดสูงมาเป็นส่วนสำคัญในการวัดแรงที่เกิดขึ้น โดยค่าแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์ชนิดที่ทำงานที่เป็นเซนเซอร์จะเปลี่ยนแปลงไป เมื่อมีแรงจากภายนอกมากระทำ และใช้สายเคเบิลชนิดแกนร่วมที่มีปลอกที่เป็นฉนวนหุ้มรอบ เพื่อลดสัญญาณรบกวนชนิดความถี่ต่ำที่มีผลในการวัด ทำให้ได้ข้อมูลแรงกดในฝ่าเท้าถูกต้องมากขึ้น และจากการศึกษาสิ่งประดิษฐ์ที่จดสิทธิบัตรแล้วของสหรัฐอเมริกา พบว่า Flexible tactile sensor for measuring foot pressure distributions and for gaskets ซึ่งเป็นสิ่งประดิษฐ์ลำดับที่ 5,033,291 สิ่งประดิษฐ์นี้ คือ แผ่นรองเท้าที่มีประสิทธิภาพสูง สำหรับใช้ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ทั้งขณะยืนและเดิน มีลักษณะเป็นแผ่นรองเท้าสำเร็จรูปที่สามารถตัดแต่งให้มีขนาดเหมาะสมกับขนาดเท้าของผู้ใช้ได้ ภายในฝั่งเซนเซอร์นั้นร้อยตัวแล้วถูกขึ้นรูปเป็นแผ่นรองเท้าด้วยวิธีลามิเนต จึงทำให้มีลักษณะแบนบางสามารถสวมใส่ในรองเท้าได้ง่ายและสะดวกในการวัด ที่สำคัญแผ่นรองเท้านี้แผ่นเดียวสามารถวัดได้ทั้งเท้าซ้ายและขวาเพียงแค่วัดแผ่นรองเท้ากลับด้านในการวัดเท่านั้น

จากการศึกษาวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องนี้ทำให้ทราบว่า ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ตำแหน่งที่สามารถพบได้ง่ายและชัดเจนที่สุด คือ สันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ด้านการพัฒนาอุปกรณ์จะมีการพัฒนาในส่วนของ แผ่นรองเท้าที่มีเซนเซอร์วัดแรงอยู่ เพื่อให้สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ถูกต้องมากที่สุด ด้านระบบการวัดต้องคำนึงถึงการป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีผลต่อการวัด และการส่งข้อมูลควรใช้การสื่อสารแบบไร้สายเพื่อความสะดวกในการเดิน

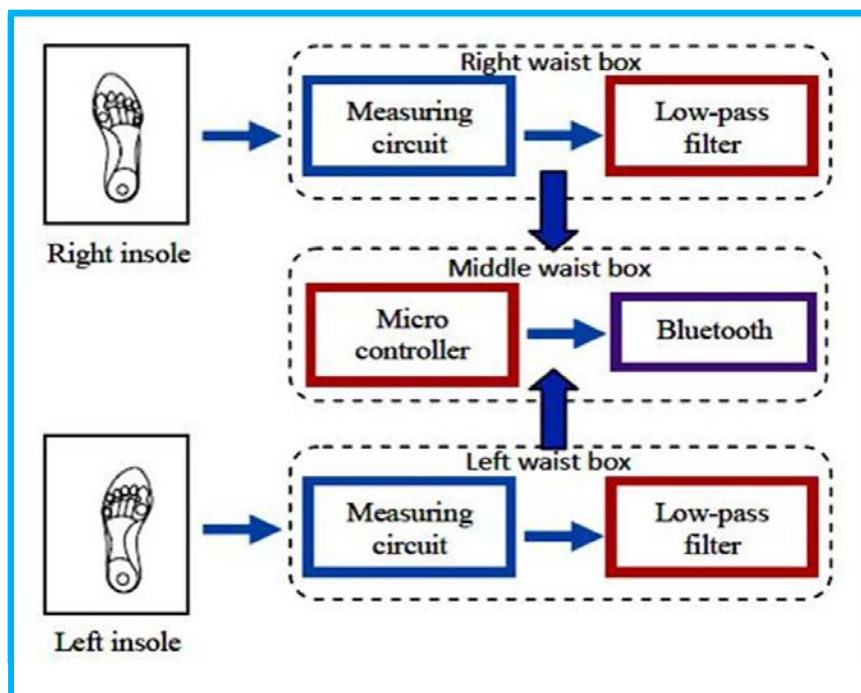
บทที่ 3

การพัฒนาอุปกรณ์

การศึกษานี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย ที่มีราคาถูกลงและสะดวกในการใช้งาน อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเป็นเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าแบบแผ่นรองเท้า (In-shoe system) สำหรับวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืนและเดิน ดังจะเห็นได้ในรูปที่ 3.1 ในส่วนของแผ่นรองเท้านั้นถูกออกแบบให้มีเซ็นเซอร์วัดแรง (Force sensor) ข้างละ 3 ตัว ซึ่งติดตั้งไว้สำหรับวัดแรงที่เกิดขึ้น ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกสำคัญทั้งสามตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ซึ่งได้แก่ ส้นเท้า (Heel) ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า (1st Metatarsal head : 1st MTH) ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า (5th Metatarsal head : 5th MTH) โดยมีวงจรวัดแรงที่อยู่ภายในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว (Left and right waist boxes) ช่วยประมวลผลข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ แล้วข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลเรียบร้อยแล้วซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก จะถูกส่งไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลที่กล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว (Middle waist box) แล้วจึงใช้บลูทูธโมดูล (Bluetooth module) ในการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์สำหรับแสดงผลผ่านการสื่อสารไร้สาย และสามารถแสดงแผนผังการทำงานของระบบอุปกรณ์ได้ ดังในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย



รูปที่ 3.2 แผนผังการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

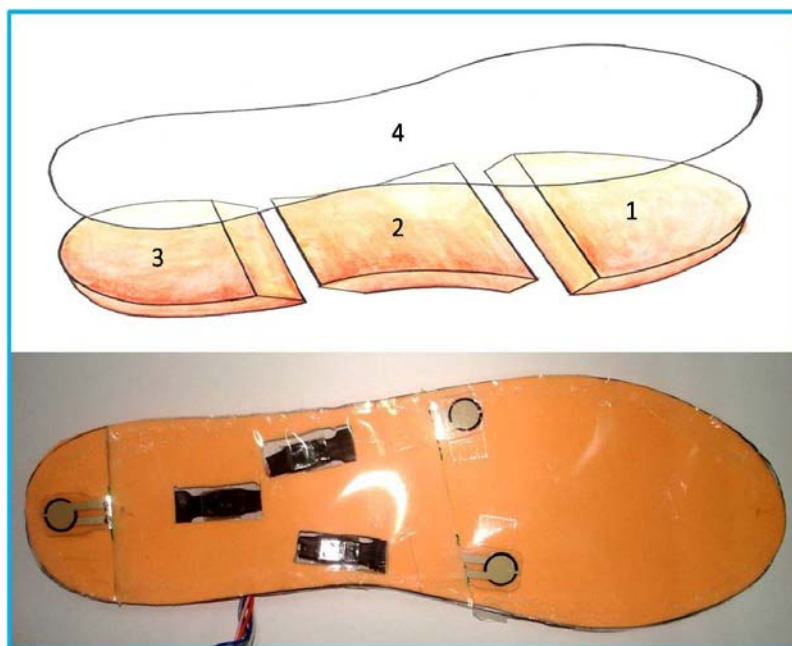
3.1 ขั้นตอนการพัฒนาอุปกรณ์

อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยส่วนสำคัญดังนี้ คือ แผ่นรองเท้า (Insole) กล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว (Left and right waist boxes) กล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว (Middle waist box) และคอมพิวเตอร์สำหรับแสดงผล (Display computer) ซึ่งมีรายละเอียดในการพัฒนาแต่ละส่วน ดังนี้

3.1.1 การพัฒนาแผ่นรองเท้า (Insole design)

แผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรงกดในฝ่าเท้า (Measuring insole) ดังแสดงในรูปที่ 3.3 สร้างจากแผ่นโพลีเอทิลีนโฟม (Polyethylene foam) หนา 3 มิลลิเมตร ตัดให้มีขนาดพอดีกับรองเท้าที่ใช้ในการเก็บข้อมูลในการวัด และถูกออกแบบให้มีส่วนประกอบ 3 ส่วนมาต่อกัน ซึ่งได้แก่ แผ่นรองเท้าส่วนหน้า แผ่นรองเท้าส่วนกลาง และแผ่นรองเท้าส่วนหลัง โดยบริเวณรอยต่อระหว่าง

ส่วนประกอบแต่ละส่วน จะเว้นช่องไว้สำหรับให้เซนเซอร์ลอดผ่านได้ เพื่อความสะดวกในการติดตั้ง เซนเซอร์สำหรับวัดแรงตรงตำแหน่งต่างๆ ที่ต้องการวัด ซึ่งได้แก่ ส้นเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และ ปุ่มกระดูกนิ้วเท้า ดังนั้นแผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรงจึงประกอบไปด้วยส่วนประกอบที่สำคัญ 4 ส่วน คือ แผ่นรองเท้าส่วนหน้า (หมายเลข 1) แผ่นรองเท้าส่วนกลาง (หมายเลข 2) แผ่นรองเท้าส่วนหลัง (หมายเลข 3) และวัสดุบุพื้นแผ่นรองเท้า (หมายเลข 4) ดังแสดงในรูปที่ 3.3

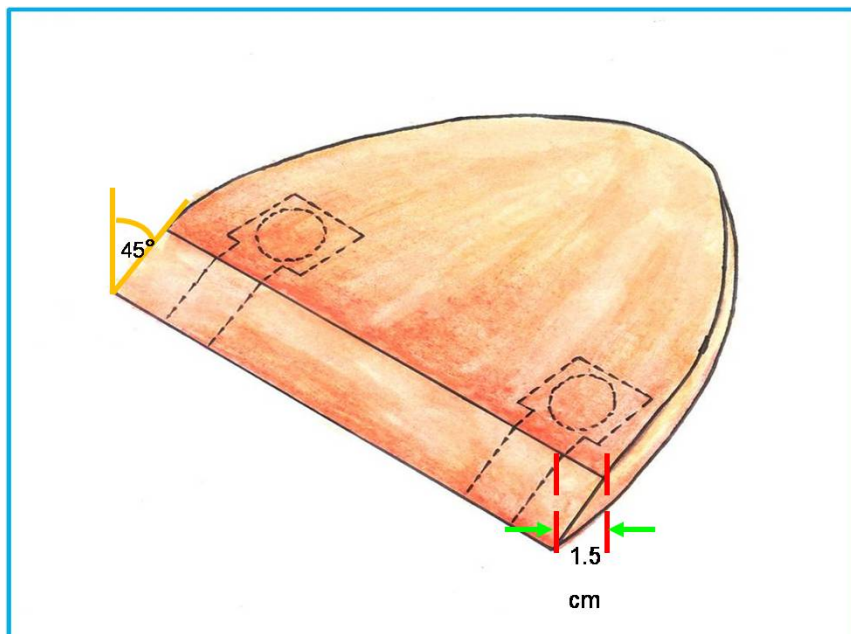


รูปที่ 3.3 แผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรง (Measuring insole)

3.1.1.1 แผ่นรองเท้าส่วนหน้า

แผ่นรองเท้าส่วนหน้าทำหน้าที่ในการรองรับพื้นที่เท้าส่วนหน้า (Fore foot) ทั้งหมด และเป็นส่วนสำหรับการติดตั้งเซนเซอร์สำหรับวัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และ ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ดังนั้นตรงบริเวณหน้าตัดของรอยต่อแผ่นรองเท้าส่วนหน้า ที่จะใช้ในการเชื่อมต่อกับแผ่นรองเท้าส่วนกลาง จึงถูกออกแบบให้มีลักษณะลาดเอียงทำมุม 45 องศา กับแนวตั้งฉากของหน้าตัด และมีความกว้าง 1.5 เซนติเมตร เพื่อเพิ่มพื้นที่ในการเชื่อมต่อระหว่างส่วนประกอบของแผ่นรองเท้าให้มากขึ้น และทำให้เกิดความแข็งแรงในการเชื่อม ต่อมากขึ้นด้วย

พร้อมช่วยให้เซนเซอร์วัดแรง ที่ลอดผ่านรอยต่อระหว่างส่วนประกอบของแผ่นรองเท้าขึ้นมา นั้น ไม่ให้เกิดการหักพับได้อีกทางหนึ่งด้วย ที่สำคัญแนวของรอยต่อยังถูกออกแบบให้อยู่หลัง แนวปุ่ม กระดูกหัวแม่เท้าและปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ทำให้ส่วนหัวของเซนเซอร์ที่ใช้สำหรับวัดแรง ถูกติดตั้งให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการวัดได้พอดี ดังแสดงในรูปที่ 3.4

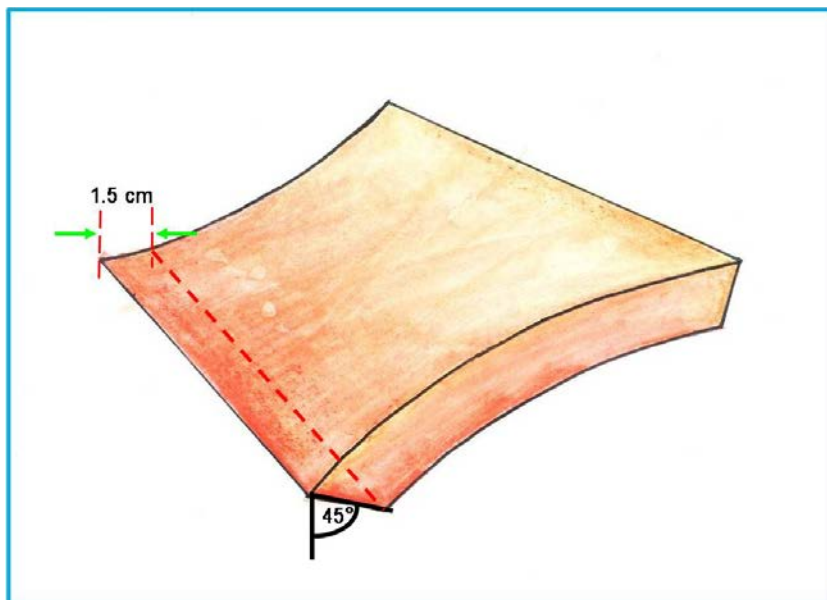


รูปที่ 3.4 แผ่นรองเท้าส่วนหน้า

3.1.1.2 แผ่นรองเท้าส่วนกลาง

แผ่นรองเท้าส่วนกลางถูกออกแบบให้รองรับพื้นที่ของเท้าส่วนกลาง (Midfoot) ทั้งหมด รวมเป็นพื้นที่สำหรับวางแนวสายไฟและคอนเน็คเตอร์ ที่ใช้เชื่อมต่อกับเซนเซอร์วัดแรง เหตุผลที่ออกแบบเช่นนี้เนื่องจากเท้าส่วนกลางนี้ เป็นส่วนที่มีโค้งเท้าด้านใน และโค้งเท้าด้านนอก (Medial and lateral longitudinal arches) อยู่ ดังนั้นจึงมีการสัมผัสกันระหว่างผิวเท้ากับแผ่นรองเท้าน้อยกว่าบริเวณเท้าส่วนอื่นๆ ซึ่งช่วยลดการเกิดความรู้สึกบวมจากสายไฟ และคอนเน็คเตอร์ในขณะที่ใช้อุปกรณ์ได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้หน้าตัดของรอยต่อยังถูกออกแบบให้มีหน้าตัดกว้าง 1.5 เซนติเมตร และลาดเอียงทำมุม 45 องศา กับแนวตั้งฉากของหน้าตัด แต่การลาดเอียงของรอยต่อแผ่นรองเท้าส่วนกลางนี้ จะอยู่ตรงกับจุดที่จะนำไปประกบกับแนวลาดเอียงของ

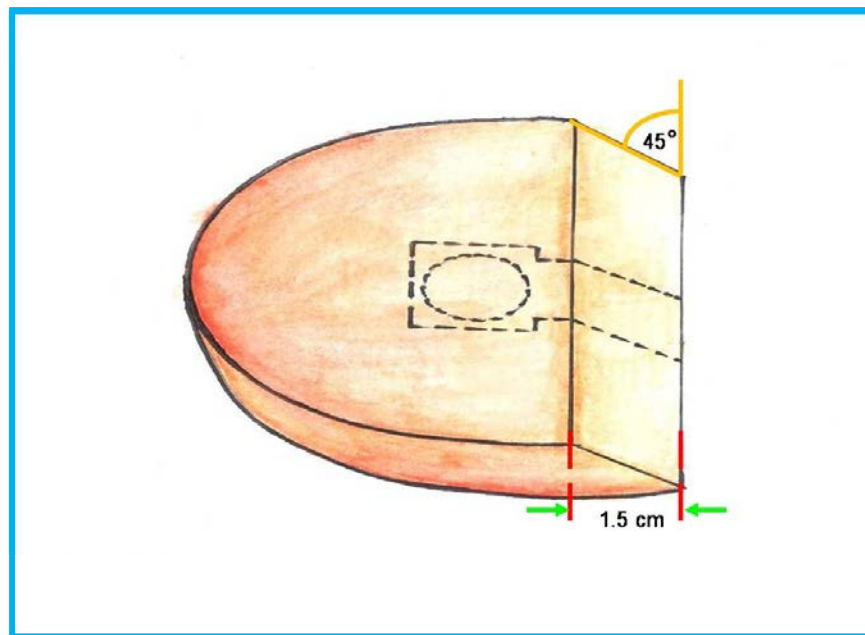
แผ่นรองเท้าส่วนหน้าและหลัง เพื่อให้รอยต่อของแผ่นรองเท้าส่วนกลางทั้ง 2 ด้านนี้ สามารถเชื่อมต่อกับแผ่นรองเท้าส่วนหน้าและหลังได้อย่างพอดีนั่นเอง ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แผ่นรองเท้าส่วนกลาง

3.1.1.3 แผ่นรองเท้าส่วนหลัง

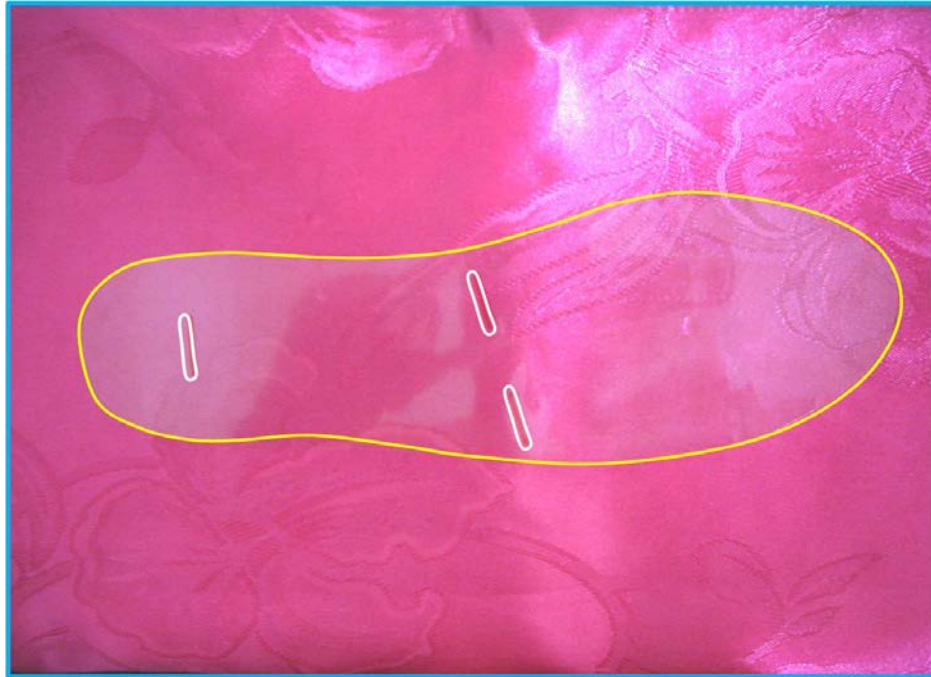
แผ่นรองเท้าส่วนหลัง เป็นพื้นที่สำหรับติดตั้งเซนเซอร์วัดแรงตรงตำแหน่งส้นเท้า และรองรับพื้นที่เท้าส่วนหลังทั้งหมด (Heel) ดังนั้นแนวหน้าตัดของรอยต่อแผ่นรองเท้าส่วนหลัง จึงอยู่หลังแนวปุ่มกระดูกสันเท้า (Calcaneal tuberosity) ส่วนลักษณะหน้าตัดของแผ่นรองเท้าส่วนหลังก็ถูกออกแบบให้มีความกว้างและความลาดเอียง เหมือนกับรอยต่อของของแผ่นรองเท้าส่วนอื่นๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.6



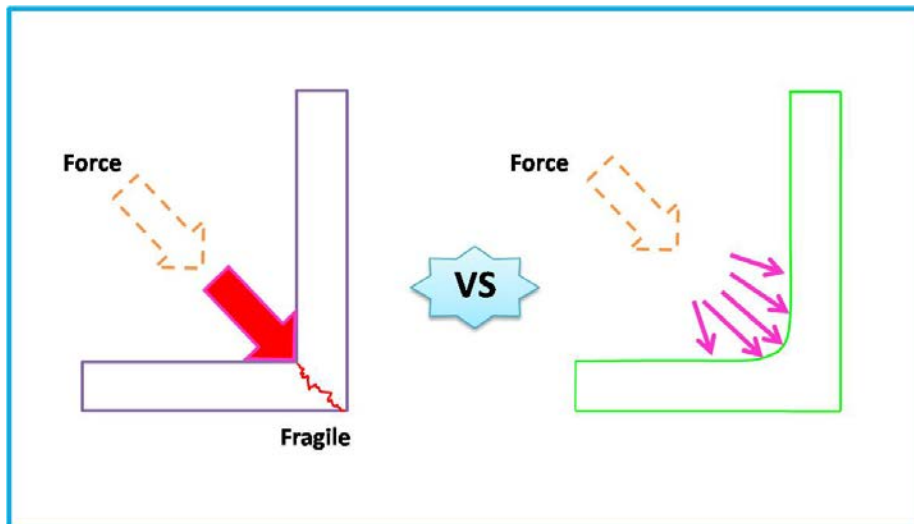
รูปที่ 3.6 แผ่นรองเท้าส่วนหลัง

3.1.1.4 วัสดุบุทับแผ่นรองเท้า

วัสดุบุทับแผ่นรองเท้า มีความสำคัญในการช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับแผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรง เพื่อป้องกันการฉีกขาดของรอยต่อระหว่างส่วนประกอบต่างๆ เนื่องจากในการเดินแผ่นรองเท้าจะเกิดการโค้งงอไปตามลักษณะการก้าวเดินของเท้า จึงอาจทำให้เกิดการฉีกขาดตรงบริเวณรอยต่อได้ และที่สำคัญยังช่วยป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากสายไฟหรือคอนเนคเตอร์ได้ นอกจากนี้ยังช่วยให้เกิดความสะดวกในการทำความสะดวก และป้องกันการแพร่กระจายเชื้อโรคระหว่างผู้ใช้ได้อีกด้วย วัสดุที่เลือกใช้ในการบุทับแผ่นรองเท้า คือ แผ่นฟิล์มของพีวีซี หนา 0.025 มิลลิเมตร ซึ่งมีทั้งความบางและความทนทานเหมาะในการบุทับแผ่นรองเท้า ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ต้องการวัดแรง จะถูกตัดให้มีความยาว 1.5 เซนติเมตร เพื่อให้ส่วนหัวของเซนเซอร์สามารถลอดผ่านขึ้นมาได้สะดวก และตรงจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดตรงขอบรอยตัดของแผ่นวัสดุบุทับจะถูกออกแบบให้มีความโค้ง เพื่อลดแรงกระทำที่จะเกิดตรงมุมของรอยตัด ซึ่งเป็นสาเหตุของการฉีกขาดของรอยตัดให้ยาวมากขึ้นตามหลักการกระจายแรง [20] ดังแสดงในรูปที่ 3.7(ก) และ 3.7(ข)

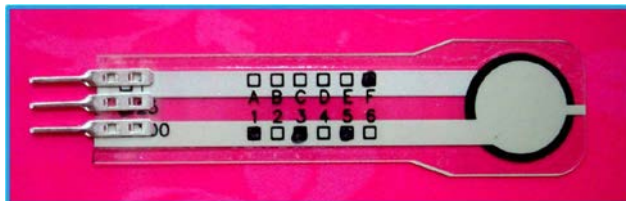


รูปที่ 3.7 (ก) วัสดุชุบพื้นรองเท้า



รูปที่ 3.7 (ข) การกระจายแรงตรงมุมของรอยตัด

3.2 การเลือกเซนเซอร์ในการวัดแรง



รูปที่ 3.8 เซนเซอร์วัดแรง (Flexiforce A201 Standard Force Sensor)

เซนเซอร์วัดแรง ที่เลือกใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายนี้ เป็นเซนเซอร์ที่อาศัยหลักการของปรากฏการณ์เพียโซรีซิสทีฟ ที่สามารถเปลี่ยนแรงที่มากระทำให้อยู่ในรูปของการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานไฟฟ้าได้ เซนเซอร์วัดแรงที่เลือกใช้ คือ Flexiforce A201 Standard Force Sensor จากบริษัท Tekscan ดังแสดงในรูปที่ 3.8 มีลักษณะเป็นแผ่นแบนบาง มีโครงสร้าง 5 ชั้น โดยสองชั้นนอกสุดเป็นฟิล์มของโพลีเอสเตอร์ สองชั้นถัดเข้ามาเป็นฟิล์มของโลหะเงินซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้า และชั้นในสุดเป็นหมึกที่มีความไวในการตอบสนองต่อแรงภายนอกที่มากระทำ (Pressure sensitive ink) และโครงสร้างทั้ง 5 ชั้น ถูกผนึกรวมเข้าด้วยกันด้วยวิธีลามิเนต จึงทำให้เซนเซอร์วัดแรงนี้มีลักษณะแบนบางมีความยืดหยุ่นสูง มีความหนาเพียง 0.208 มิลลิเมตร และมีพื้นที่ในการรับแรง 0.95 ตารางเซนติเมตร ด้วยเหตุนี้จึงทำให้เซนเซอร์สามารถโค้งงอได้ง่าย สะดวกในการประยุกต์ใช้ นอกจากนี้ยังมีค่าของการรับแรงสูงสุดให้เลือกใช้ได้หลายขนาดตามความเหมาะสมที่ต้องการใช้ในการวัดแรง ดังนั้นเซนเซอร์ Flexiforce A201 Standard Force Sensor จึงมีความเหมาะสมที่จะใช้ในการพัฒนาแผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรง เพราะสะดวกต่อการออกแบบในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ได้ตามที่ต้องการ ส่วนคุณสมบัติอื่นๆ ของเซนเซอร์สามารถแสดงได้ ดังในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทางกายภาพของเซนเซอร์วัดแรง

คุณสมบัติทางกายภาพ (Physical properties)	
ความหนา (Thickness)	0.21 มิลลิเมตร
ความยาว (Length)	5.10 เซนติเมตร
ความกว้าง (Width)	1.40 เซนติเมตร
พื้นที่รับแรง (Sensing area)	0.95 ตารางเซนติเมตร (≈ 1.00 ซม. ²)
ตัวเชื่อมต่อ (Connector)	3-pin Male square pin (center pin is inactive)
ความไม่เป็นเชิงเส้น (Linearity error)	$< \pm 3.0\%$
สภาวะทำซ้ำได้ (Repeatability)	$< \pm 2.5\%$ of full scale
Hysteresis (ค่าความแตกต่างในการตอบสนองของเซนเซอร์ ขณะที่มีหรือไม่มีภาระมากกระทำ ณ แรงกระทำ เดียวกัน)	$< \pm 4.5\%$ of full scale
Drift (การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะอย่างช้าๆ ของระบบ หรือวัสดุ)	น้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ของลอการิทึมในเชิงเวลา
ระยะเวลาในการตอบสนอง (Response Time)	น้อยกว่า 5 ไมโครวินาที
ขนาดในการวัดแรง (Standard force range)	0 – 110.00 นิวตัน
ความไวในการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงของ อุณหภูมิ	0.2 เปอร์เซ็นต์ต่อ 1 องศาฟาเรนไฮต์

3.2.1 การทำงานของเซนเซอร์

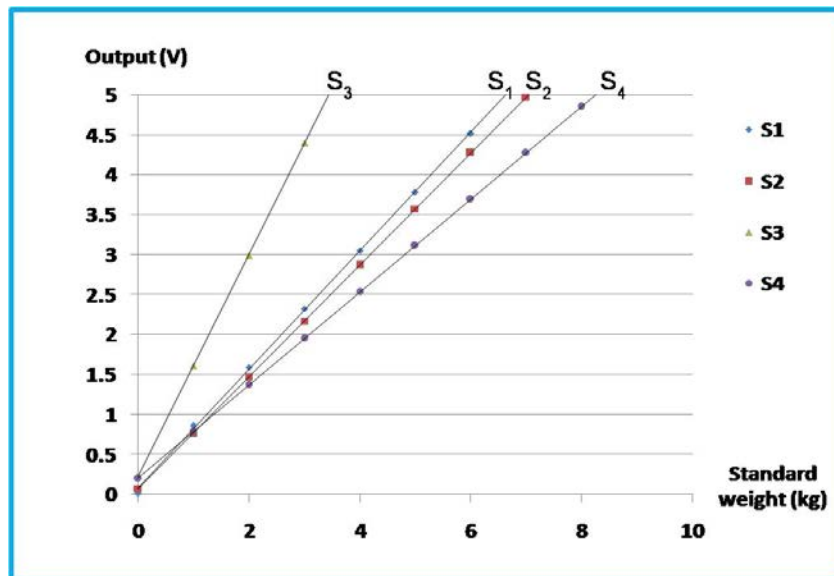
ในเบื้องต้นของวิทยานิพนธ์ ได้ทำการศึกษาการทำงานของเซนเซอร์วัดแรง Flexiforce นี้ เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักมาตรฐานที่ต้องการวัดกับค่าที่อ่านได้จากเซนเซอร์ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์จำนวน 24 ตัว โดยทำการวัดแรงดันขาออกที่ได้จากวงจรวัด (โดยจะกล่าวรายละเอียดของวงจรวัดในหัวข้อถัดไป) ซึ่งมีค่าตัวต้านทานอ้างอิง ($R_{reference}$) 5 กิโลโห์ม และมีอัตราขยายสัญญาณ (Gain) 4 เท่า

การทดสอบนี้เริ่มจากการชั่งน้ำหนักมาตรฐาน ครั้งละ 1 กิโลกรัม ไปเรื่อยๆ จนถึง 10 กิโลกรัม ลงบนพื้นที่รับแรงของเซนเซอร์ โดยเซนเซอร์ทั้งหมดจะถูกยึดไว้ด้วยอุปกรณ์ยึดเซนเซอร์ ซึ่งมีลักษณะเป็นฐานรับน้ำหนัก ดังแสดงในรูปที่ 3.9 แล้วอ่านค่าของแรงดันขาออกที่ได้ด้วยโวลต์มิเตอร์

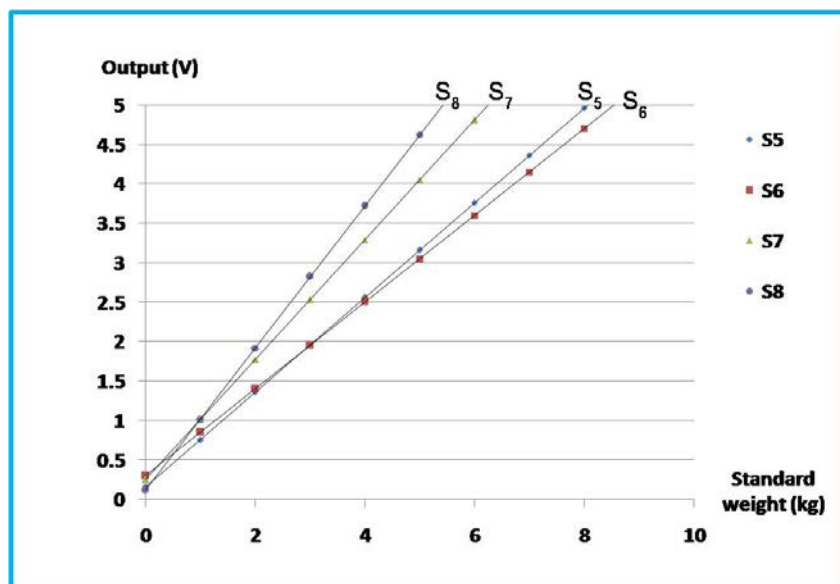


รูปที่ 3.9 อุปกรณ์ในการปรับเทียบการทำงานของเซนเซอร์วัดแรง

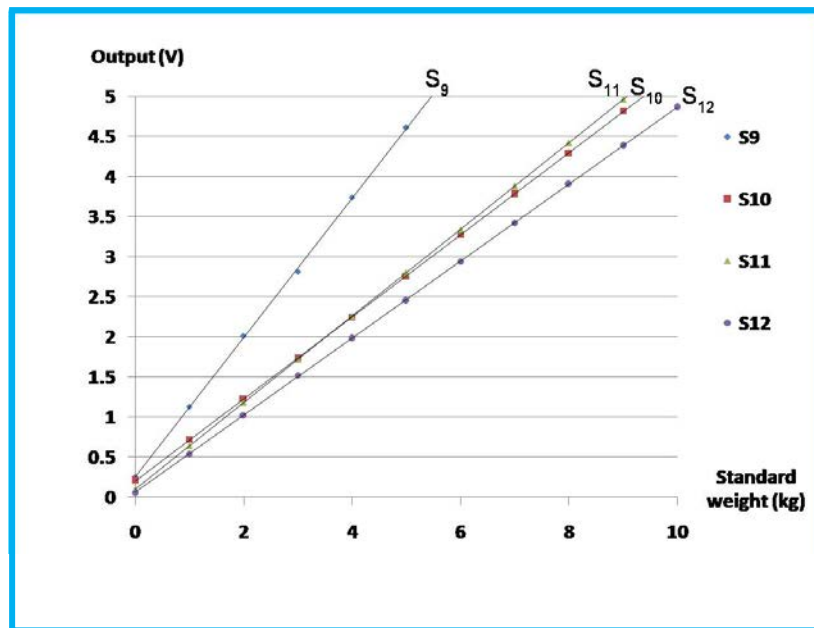
จากการทดลองสามารถแสดง กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3.10(ก) – 3.10(ข) และสามารถตารางสมการความสัมพันธ์ในเชิงเส้นตรง และค่าสัมประสิทธิ์ในการตัดสินใจของเซนเซอร์แต่ละตัวได้ ในตารางที่ 3.2



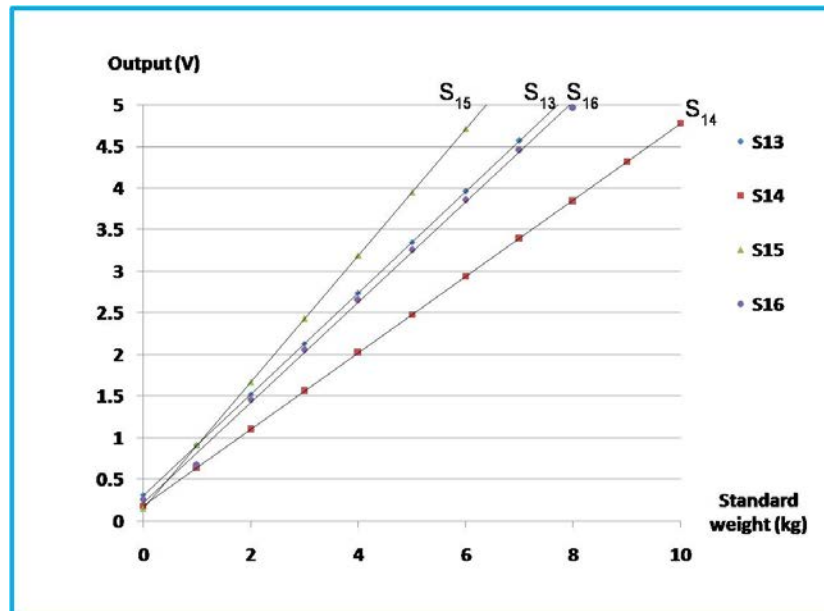
รูปที่ 3.10 (ก) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 1 – 4



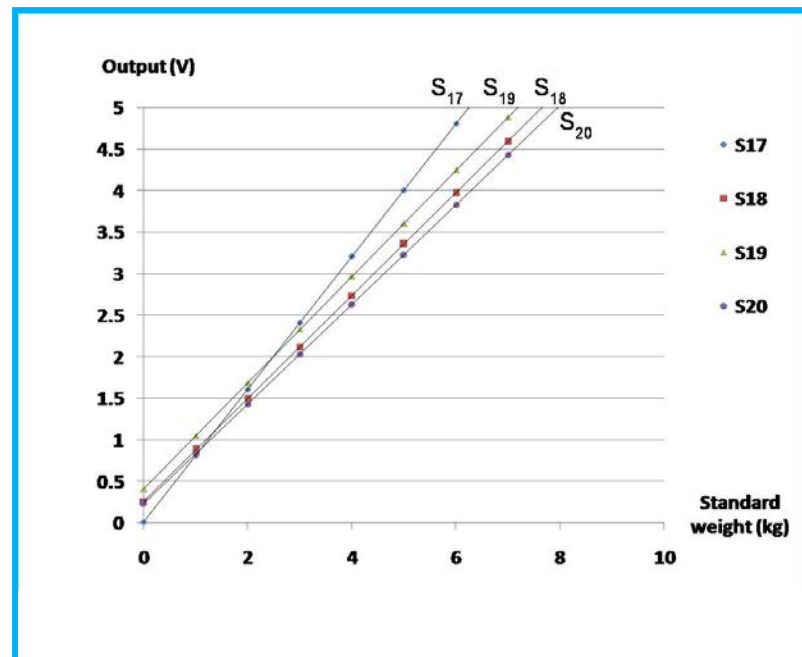
รูปที่ 3.10 (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 5 – 8



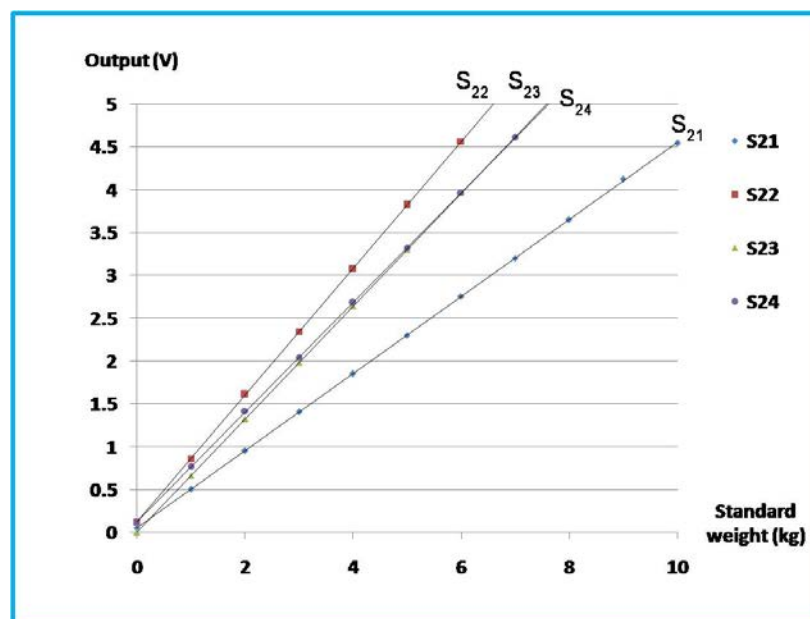
รูปที่ 3.10 (ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 9 – 12



รูปที่ 3.10 (ง) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 13 – 16



รูปที่ 3.10 (จ) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 17 – 20



รูปที่ 3.10 (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับการอ่านค่าในการวัดของเซนเซอร์วัดแรง ตัวที่ 21 – 24

ตารางที่ 3.2 สมการความสัมพันธ์เชิงเส้นตรง และค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ
ของเซนเซอร์วัดแรงแต่ละตัว

เซนเซอร์	สมการ	สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2)
S ₁	$y = 0.73x + 0.13$	0.99
S ₂	$y = 0.70x + 0.07$	0.99
S ₃	$y = 1.38x + 0.23$	0.99
S ₄	$y = 0.58x + 0.21$	0.99
S ₅	$y = 0.60x + 0.16$	0.99
S ₆	$y = 0.55x + 0.30$	0.99
S ₇	$y = 0.76x + 0.25$	0.99
S ₈	$y = 0.90x + 0.12$	0.99
S ₉	$y = 0.87x + 0.26$	0.99
S ₁₀	$y = 0.51x + 0.21$	0.99
S ₁₁	$y = 0.54x + 0.10$	0.99
S ₁₂	$y = 0.48x + 0.06$	0.99
S ₁₃	$y = 0.61x + 0.30$	0.99
S ₁₄	$y = 0.46x + 0.18$	0.99
S ₁₅	$y = 0.76x + 0.15$	0.99
S ₁₆	$y = 0.60x + 0.26$	0.99
S ₁₇	$y = 0.80x + 0.01$	0.99
S ₁₈	$y = 0.62x + 0.26$	0.97
S ₁₉	$y = 0.64x + 0.41$	0.97
S ₂₀	$y = 0.60x + 0.23$	0.98
S ₂₁	$y = 0.45x + 0.05$	0.99
S ₂₂	$y = 0.74x + 0.12$	0.99
S ₂₃	$y = 0.66x + 0.00$	0.99
S ₂₄	$y = 0.64x + 0.12$	0.99

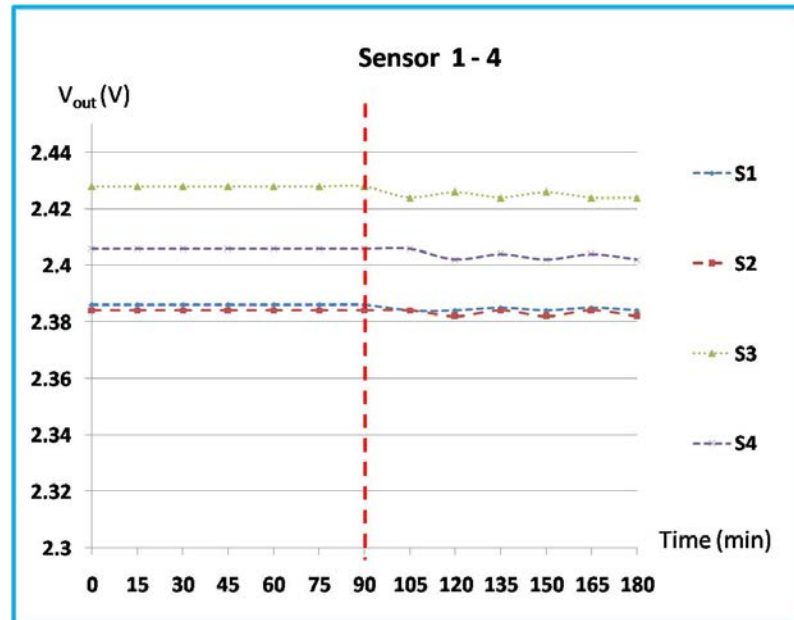
จากการศึกษานี้พบว่า ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่วัดได้ (y) กับน้ำหนัก (x) ที่เปลี่ยนแปลงไปมีความสัมพันธ์กันในเชิงเส้นตรง เมื่อพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ดังแสดงในตารางที่ 3.2 พบว่า น้ำหนักและแรงดันมีความสัมพันธ์ในทางเดียวกัน กล่าวคือ เมื่อน้ำหนักเพิ่มแรงดันก็จะเพิ่มตามไปด้วย แต่ถ้าน้ำหนักลดแรงดันก็จะลดลงด้วยเช่นกัน ดังนั้นผลลัพท์นี้จึงมีความเหมาะสมที่จะใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ เพราะง่ายต่อการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของ การเปลี่ยนแปลงระหว่างแรงที่วัดได้กับน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไป เนื่องจากมีความสัมพันธ์กันในเชิงเส้นตรง แต่อย่างไรก็ตามเซนเซอร์วัดแรงที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ยังมีปัญหาในเรื่องประสิทธิภาพในการทำงานที่แตกต่างกัน โดยสังเกตได้จากค่าความชันสมการของเซนเซอร์แต่ละตัวมีค่าแตกต่างกัน และนอกจากนี้เซนเซอร์ที่ใช้อย่างมีปัญหา การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะอย่างช้าๆ ตามเวลา ของระบบหรือวัสดุ (Drift) ในที่นี้ คือ การเปลี่ยนแปลงระบบของเซนเซอร์ เนื่องจากการวัดค่าในช่วงเวลาที่แตกต่างกันได้ค่าแรงดัน ขาออกลดลง ดังนั้นจึงต้องอาศัยการปรับเทียบทุกครั้งก่อนการใช้งาน

3.2.2 การศึกษาการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของเซนเซอร์ตามเวลา

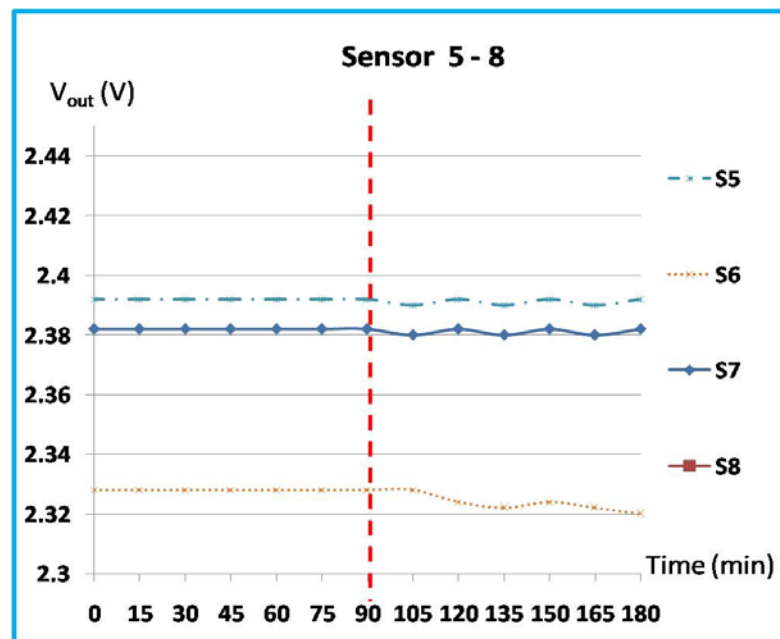
เนื่องจากเซนเซอร์มีปัญหา ในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะอย่างช้าๆ ตามเวลา (Drift) ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงทำการทดสอบการ Drift ของเซนเซอร์ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ โดยทำการพิจารณาแรงดันขาออกของเซนเซอร์เทียบกับเวลา เมื่อชั่งน้ำหนักมาตรฐานขนาด 3 กิโลกรัม ลงบนเซนเซอร์แต่ละตัว หลังจากนั้นวัดค่าแรงดันขาออกของเซนเซอร์ทุกๆ 30 นาที เป็นเวลาต่อเนื่อง 3 ชั่วโมง ซึ่งจากการทดลองพบว่าค่าแรงดันขาออกของเซนเซอร์เริ่มเปลี่ยนแปลงไม่คงที่หลังจากเวลาผ่านไป 90 นาที ดังแสดงในรูปที่ 3.11(ก) – 3.11(ง) นั้นแสดงว่าในการใช้งานเซนเซอร์ต้องทำการปรับเทียบทุกๆ 90 นาที

เนื่องจากเซนเซอร์ที่เลือกใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์สามารถวัดแรงได้สูงสุด 1.10 กิโลกรัม ดังนั้นเพื่อให้เกิดความรวดเร็วในการปรับเทียบเซนเซอร์จึงใช้การชั่งน้ำหนักมาตรฐาน ครั้งละ 3 กิโลกรัม ไปเรื่อยๆ จนถึง 9 กิโลกรัม ลงบนพื้นที่รับแรงของเซนเซอร์ โดยเซนเซอร์ทั้งหมดจะถูกยึดไว้ด้วยอุปกรณ์ยึดเซนเซอร์ ซึ่งมีลักษณะเป็นฐานรับน้ำหนัก ดังที่แสดงแล้วในรูปที่ 3.9 แล้วอ่านค่าของแรงดันขาออกที่ได้ด้วยโวลต์มิเตอร์ จากนั้นนำค่าที่ได้จากเซนเซอร์แต่ละตัวมาแทนค่า

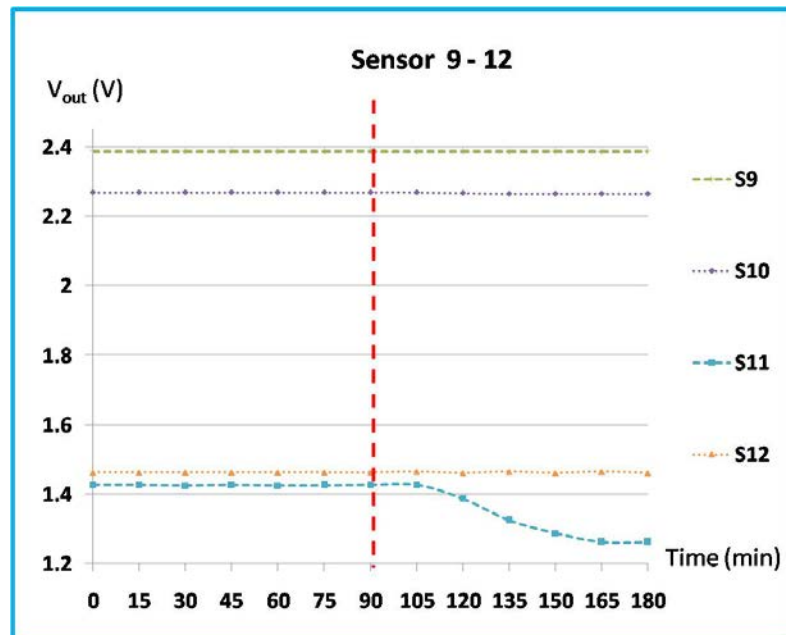
ลงในสมการเชิงเส้นของแต่ละเซนเซอร์เพื่อตรวจสอบว่า เซนเซอร์ยังมีการทำงานอยู่ในสมการเชิงเส้นเดิมหรือไม่ เพื่อช่วยในการพิจารณาว่าเซนเซอร์ยังทำงานตามปกติ



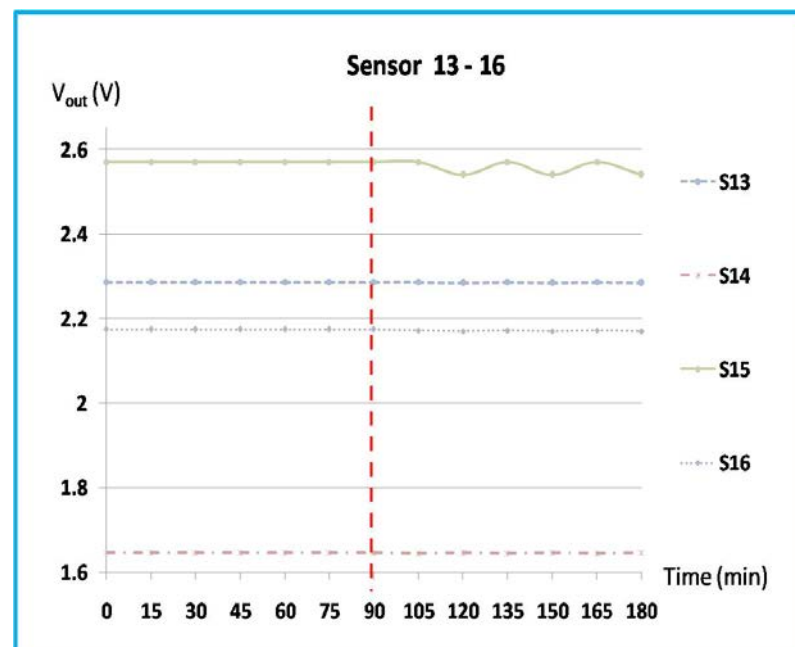
รูปที่ 3.11 (ก) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 1 – 4



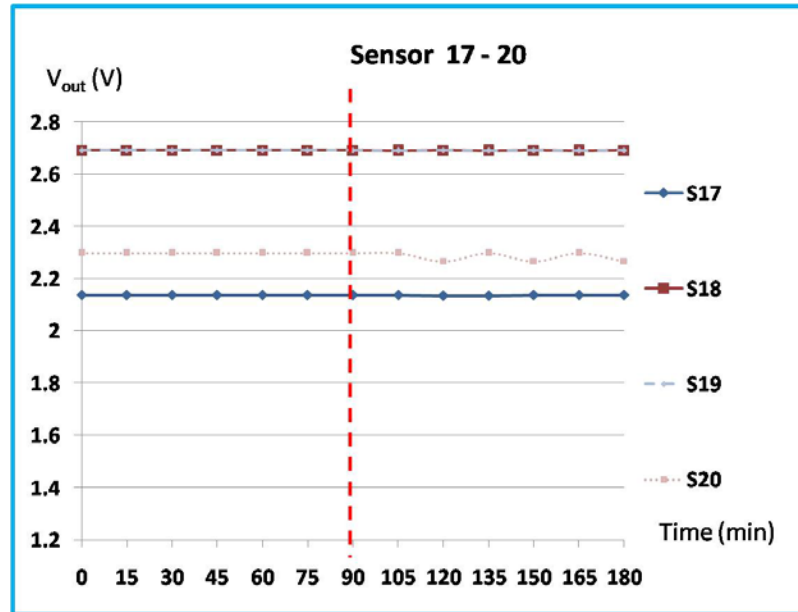
รูปที่ 3.11 (ข) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 5 – 8



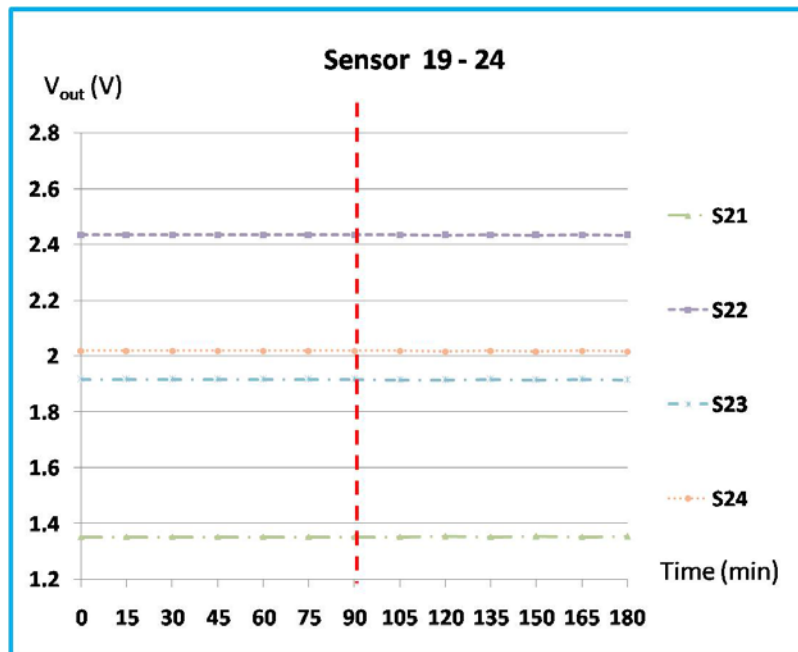
รูปที่ 3.11 (ค) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 9 – 12



รูปที่ 3.11 (ง) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 13 – 16



รูปที่ 3.11 (จ) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 17 – 20



รูปที่ 3.11 (ข) กราฟแสดงการ Drift ของเซนเซอร์ ตัวที่ 20 – 24

3.3 การเลือกขนาดการวัดแรงของเซนเซอร์

เบื้องต้นวิทยานิพนธ์นี้ได้ทำการศึกษา ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร หรือ ค่า Average max peak sensor value / 1 cm² โดยทำการวัดการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าของอาสาสมัครคนปกติ จำนวน 10 คน ซึ่งมีอายุอยู่ในช่วง 20 – 30 ปี (mean = 25.9, SD = 2.6) มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม (mean = 59.9, SD = 15.1) และสวมรองเท้าเบอร์ 35 – 46 (mean = 39.8, SD = 6.1) ตามมาตรฐานของยุโรป เนื่องจากข้อมูลของแรงที่กระทำต่อเซนเซอร์ในขณะยืนสามารถพิจารณาได้ตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ดังนั้นในการศึกษานี้จึงสนใจแรงที่เกิดตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในขณะเดิน

การทดสอบนี้จะทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ที่เกิดขึ้นภายในรองเท้าในขณะเดิน ด้วยเครื่อง F-scan ซึ่งเป็นเครื่องมือที่จะใช้ในการเทียบเคียงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น โดยกำหนดให้อาสาสมัครเดินบนพื้นราบเป็นระยะทาง 5 เมตร และใช้รองเท้าแบบเดียวกันกับที่จะใช้ในการเก็บผลจริงหลังจากที่พัฒนาอุปกรณ์เรียบร้อยแล้ว จากนั้นจะทำการทดสอบเก็บผล 3 ครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ของคนปกติที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม ซึ่งสามารถแสดงผลการทดสอบได้ดังในตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 ค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดในขณะเดิน ที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (Average max peak sensor value / 1 cm²) ของคนปกติที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม

น้ำหนัก (กิโลกรัม)	Average max peak sensor value / 1 cm ² (N/cm ²)					
	1 st MTH		5 th MTH		Heel	
	Mean Force	SD	Mean Force	SD	Mean Force	SD
45	3.5	0.8	1.3	0.2	7.4	0.2
48	6.9	0.6	2.4	0.4	8.6	0.8

ตารางที่ 3.3 (ต่อ) ค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดในขณะเดินที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (Average max peak sensor value / 1 cm²) ของคนปกติ ที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม

น้ำหนัก (กิโลกรัม)	Average max peak sensor value / 1 cm ² (N/cm ²)					
	1 st MTH		5 th MTH		Heel	
	Mean Force	SD	Mean Force	SD	Mean Force	SD
48	2.6	0.2	1.7	1.5	9.5	0.8
52	3.0	0.8	3.9	0.1	8.6	0.8
55	3.5	0.8	3.5	0.8	9.6	0.8
56	4.3	0.8	1.7	1.5	10.4	0.1
56	3.9	1.3	3.0	0.8	11.3	0.8
70	4.3	0.8	3.9	0.1	10.4	0.1
76	4.8	0.8	0.9	1.5	9.5	0.8
92.5	4.3	0.8	2.2	1.9	9.1	1.3
พิสัยของแรงกระทำสูงสุด	2.2 – 7.5		0.9 – 4.0		7.4 – 11.3	

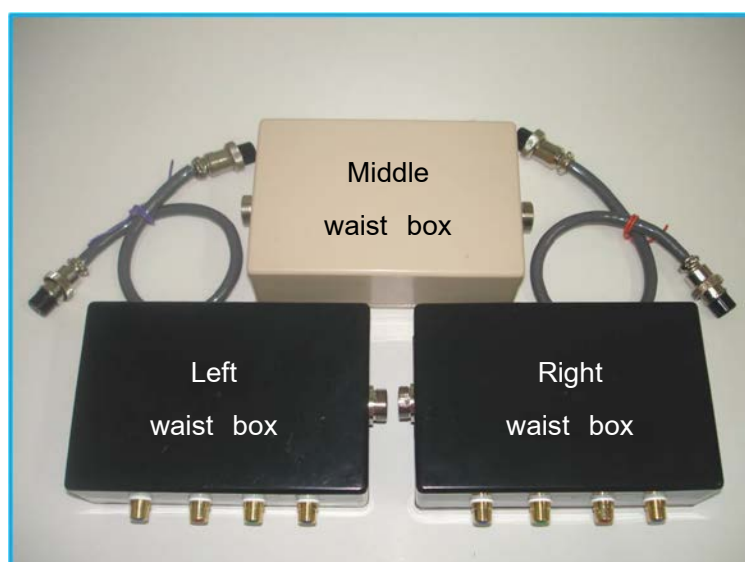
จากการศึกษานี้ทำให้สามารถสรุปข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ของคนปกติที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45.0 - 92.5 กิโลกรัม ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกหัวแม่เท้ามีพิสัยของค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตรอยู่ในช่วง 2.2 – 7.5 N/cm² ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าอยู่ในช่วง 0.9 – 4.0 N/cm² และสันเท้าอยู่ในช่วง 7.4 – 11.3 N/cm²

จากคุณสมบัติทางกายภาพของเซนเซอร์ Flexiforce ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์มีพื้นที่ในการรับแรง 0.95 ตารางเซนติเมตร หรืออาจประมาณเทียบได้กับ 1 ตารางเซนติเมตร ซึ่งสามารถใช้ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร

ข้างต้น มาช่วยในการวิเคราะห์เลือกขนาดของเซนเซอร์ที่มีความครอบคลุมการวัดแรงที่เกิดขึ้น บริเวณที่ต้องการวัด ดังนั้นจึงเลือกใช้เซนเซอร์สำหรับวัดแรงขนาด 0 – 110 นิวตัน ในการพัฒนา อุปกรณ์

3.4 การพัฒนากล่องประมวลผล

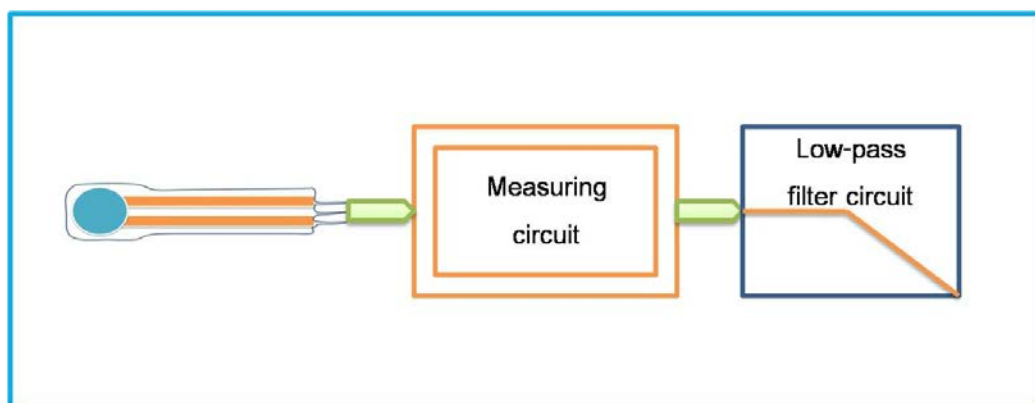
อุปกรณ์วัดแรงกดยในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่พัฒนาขึ้นนี้ ได้ออกแบบให้กล่องประมวลผลข้อมูลทั้งหมดติดไว้ที่เอวเพื่อความสะดวกในการยืนหรือเดิน ซึ่งกล่องประมวลผลทั้ง 3 ได้แก่ กล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว และกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว ดังแสดงในรูปที่ 3.12 โดยกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอวจะมีวงจรวัดแรง (Measuring circuit) และวงจรกรองผ่านต่ำ (Low-pass filter circuit) สำหรับลดสัญญาณรบกวน เพื่อให้สามารถอ่านค่าของข้อมูลที่วัดได้ ชัดเจนมากขึ้น ส่วนกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอวมีวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ สำหรับแปลงสัญญาณข้อมูลที่วัดได้ซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก ให้เป็นสัญญาณดิจิทัลนอกจากนี้ยังมีบลูทูธ โมดูล (Bluetooth module) เพื่อใช้ในการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ด้วยวิธีการสื่อสารแบบไร้สาย (Wireless communication) ซึ่งรายละเอียดของกล่องประมวลผลแต่ละส่วน ดังนี้



รูปที่ 3.12 กล่องประมวลผลทั้งสาม ของอุปกรณ์วัดแรงกดยในฝ่าเท้าอย่างง่าย

3.4.1 การพัฒนากล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว (Left and right waist boxes)

กล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว เป็นกล่องทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า มีขนาดกว้าง 9.0 เซนติเมตร ยาว 13.5 เซนติเมตร และหนา 4.5 เซนติเมตร ภายในประกอบด้วย วงจรวัดแรงและ วงจรกรองผ่านต่ำ ซึ่งสามารถแสดงแผนผังของวงจรภายในได้ตามรูปที่ 3.13 โดยวงจรวัดแรงมีหน้าที่ในการแปลงค่าความต้านทานของเซนเซอร์ ที่เกิดการเปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากแรงที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ทำการวัด ให้ออกมาในรูปแบบของสัญญาณแรงดันไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณขาออกที่ได้จะถูกส่งเข้าสู่วงจรกรองผ่านต่ำเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน

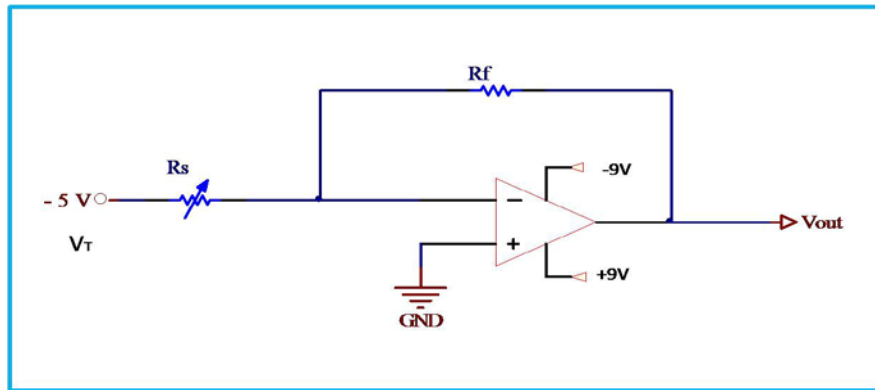


รูปที่ 3.13 แผนภาพส่วนประกอบภายในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอว

3.4.1.1 วงจรวัด (Measuring circuit)

การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายนี้ ใช้วงจรขยายแบบกลับเฟส ทำหน้าที่แปลงค่าความต้านทานของเซนเซอร์ที่เปลี่ยนแปลงเนื่องจากการวัด ให้อยู่ในรูปของสัญญาณขาออกของแรงดันไฟฟ้า ภายในวงจรกำหนดให้เซนเซอร์วัดแรง (R_s) ซึ่งเป็นตัวต้านทานที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานเมื่อมีแรงมากระทำ โดยขาข้างหนึ่งของเซนเซอร์ต่ออยู่ระหว่างขากลับเฟส (Inverting input) ของออปแอมป์ กับแหล่งแรงดันไฟตรงคงที่ -5 โวลต์ ส่วนขาไม่กลับเฟส (Non-inverting input) ของออปแอมป์ต่อลงกราวด์ และมีตัวต้านทานซึ่งทำหน้าที่ในการกำหนดความไวของการวัด (R_f) เพื่อให้ได้ค่าของแรงดันไฟฟ้าขาออกตรงตามที่ต้องการ โดยตัวต้านทานนี้จะต่อคร่อมระหว่างขากลับเฟสกับขาออกของออปแอมป์ ซึ่งสามารถแสดงวงจรวัดดัง

รูปที่ 3.14 และแสดงสมการความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าขาออกจากวงจรได้ ดังในสมการที่ 3.1 ตามลำดับ



รูปที่ 3.14 วงจรวัดที่อยู่ภายในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว

$$V_{out} = -V_T \left(\frac{R_f}{R_s} \right) \quad (3.1)$$

เมื่อ V_{out} คือ แรงดันไฟฟ้าขาออกที่ได้จากวงจรวัด

V_T คือ แรงดันไฟตรงคงที่ในที่นี้ใช้ค่า -5 โวลต์

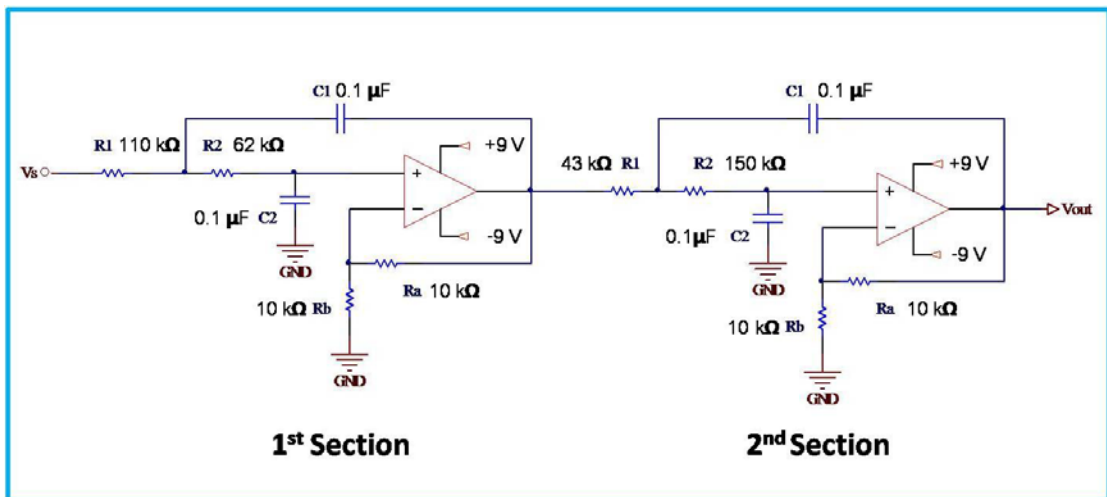
R_f คือ ตัวต้านทานซึ่งทำหน้าที่ในการกำหนดความไวของวงจรวัด

R_s คือ เซนเซอร์วัดแรง ซึ่งเป็นตัวต้านทานที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานเมื่อ

มีแรงมากกระทำ

3.4.1.2 วงจรกรองผ่านต่ำ (Low-pass filter circuit)

จากการศึกษาการทำงานของวงจรวัดพบว่าสัญญาณขาออกที่ได้ มีสัญญาณรบกวนแทรกสอดอยู่ ทำให้การวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้ไม่ชัดเจนซึ่งสาเหตุของการเกิดสัญญาณรบกวนในระบบการวัดนี้ยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ดังนั้นจึงใช้วงจรกรองผ่านต่ำอันดับสี่ของ Butterworth ในการลดสัญญาณรบกวนในช่วงความถี่สูงออกไป ซึ่งวงจรกรองผ่านต่ำที่ใช้ถูกออกแบบตามวงจรกรองผ่านต่ำของ Sallen and Key[21] ดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 4 ตามรูปแบบของ Sallen and Key[21]

โดยแบบวงจรกรองผ่านต่ำที่ใช้ประกอบด้วยวงจรกรองสัญญาณผ่านต่ำอันดับ 2 จำนวน 2 วงจรต่อกัน วงจรกรองที่ออกแบบนี้กำหนดค่าความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) ไว้ที่ 20 เฮิร์ตซ์ มีอัตราขยายของแต่ละวงจรเท่ากับ 2 เท่า และเลือกใช้ตัวเก็บประจุ (C_1, C_2) กับค่าตัวต้านทาน (R_a, R_b) ของส่วนขยาย เท่ากับ 0.1 ไมโครฟารัด และ 10 กิโลโห์ม ตามลำดับ ดังนั้นจึงสามารถคำนวณหาค่าของตัวต้านทาน R_1 และ R_2 ที่ใช้ได้จากการพิจารณาหา ค่าตัวต้านทานที่เหมาะสมตามความสัมพันธ์ของ Butterworth polynomials อันดับ 4 ที่แสดงอยู่ในตารางที่ 3.4 และค่า R_1, R_2 ที่คำนวณได้ แสดงอยู่ในตารางที่ 3.5 และสามารถแสดงกราฟความสัมพันธ์ของอัตราขยายกับความถี่ของสัญญาณที่ได้จากวงจรกรองผ่านต่ำได้ความถี่คัทออฟที่ 19.38 เฮิร์ตซ์ ดังรูปที่ 3.16 ซึ่งสามารถแสดงตัวอย่างของผลจากการลดสัญญาณที่ได้เมื่อพิจารณาจากกรณีที่แรงดันอ้างอิงเป็นแรงดันไฟตรง กับแรงดันขาออกในเชิงเวลาหลังจากวงจร

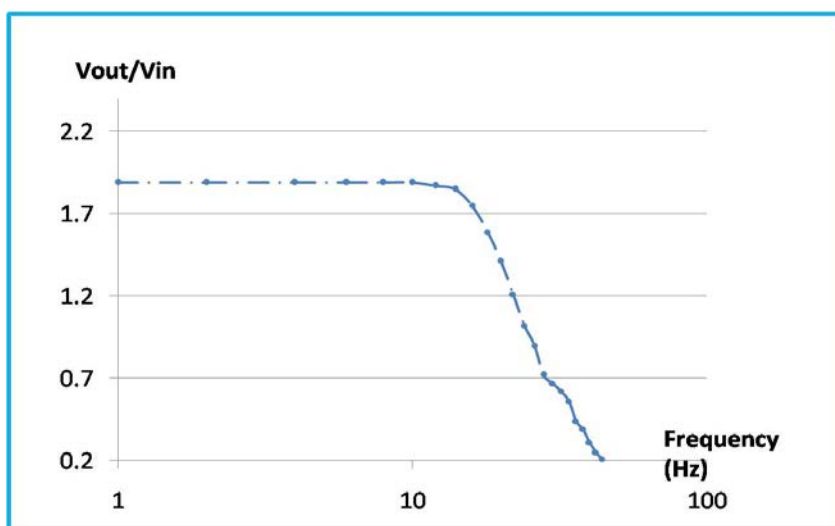
กรองผ่านต่ำได้ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าวงจรถอดผ่านต่ำจึงสามารถลดสัญญาณรบกวนรอบวงนได้ตามที่ ออกแบบไว้ ดังแสดงในรูปที่ 3.17

ตารางที่ 3.4 Butterworth polynomials อันดับ 4

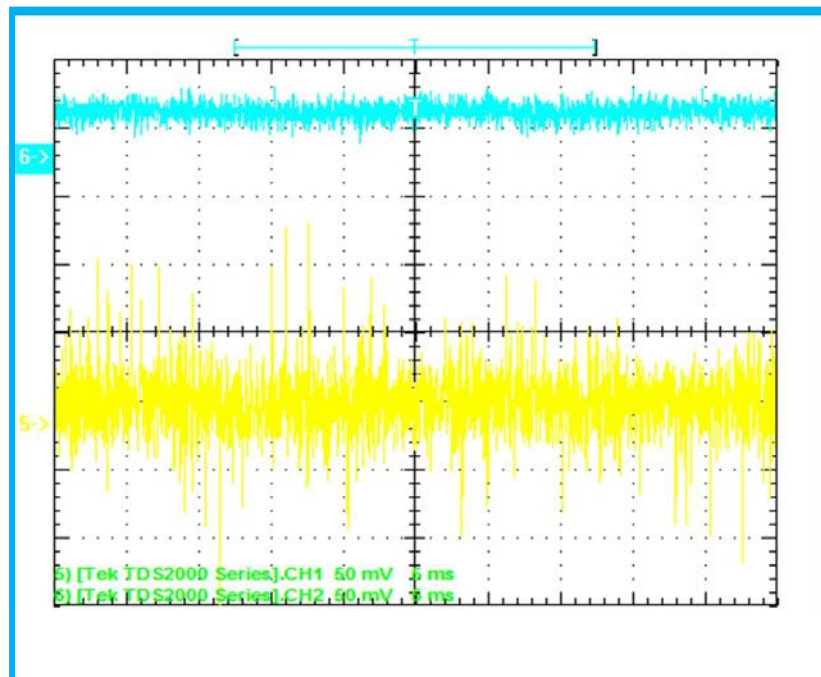
Order	Quadratic forms
4	$(S^2 + 0.764s + 1)(S^2 + 1.847s + 1)$

ตารางที่ 3.5 ค่าตัวต้านทานที่เหมาะสมของวงจรถอดผ่านต่ำที่ต้องใช้

ค่าตัวต้านทานที่ เหมาะสม	วงจรถอดผ่านต่ำ อันดับ 2 วงจรแรก	วงจรถอดผ่านต่ำ อันดับ 2 วงจรที่สอง
$R_1(k\Omega)$	110	43
$R_2(k\Omega)$	62	150



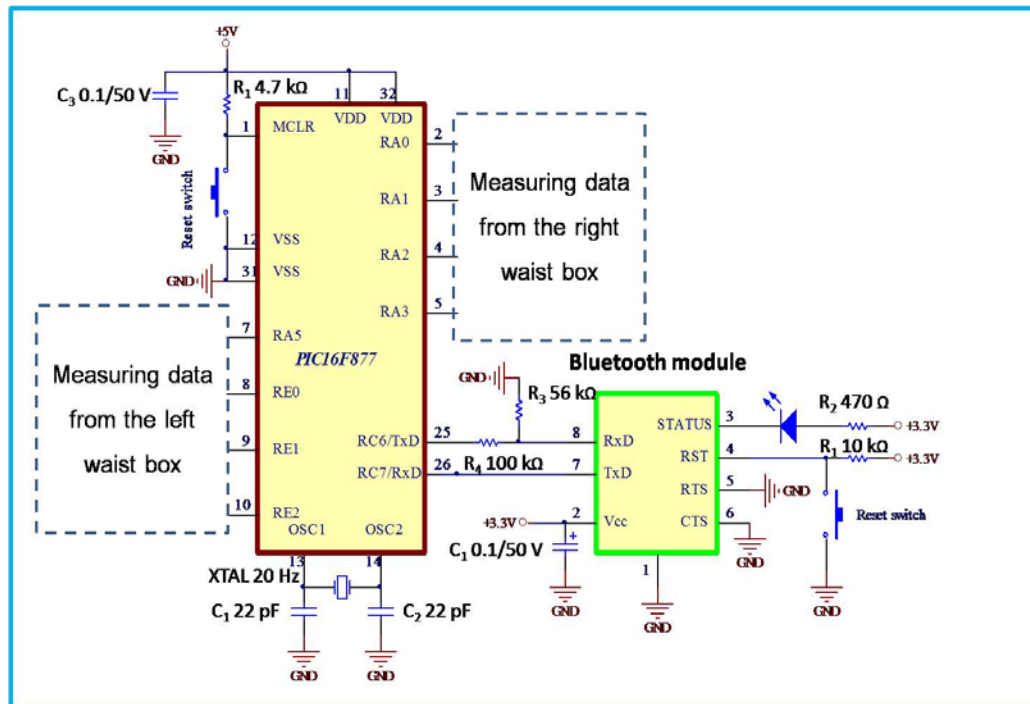
รูปที่ 3.16 กราฟความสัมพันธ์ของอัตราขยายกับความถี่
ของสัญญาณที่ได้จากวงจรถอดผ่านต่ำ



รูปที่ 3.17 แรงดันขาออกในเชิงเวลา ก่อนและหลังผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ โดยเส้นล่างแสดงสัญญาณขาเข้า และเส้นบนแสดงสัญญาณขาออกหลังผ่านวงจรกรอง

3.4.2 การพัฒนากล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว (Middle waist box)

กล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว เป็นกล่องทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้ามีขนาดกว้าง 9 เซนติเมตร ยาว 13.5 เซนติเมตร และหนา 4.5 เซนติเมตร ภายในประกอบด้วยวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ และบลูทูธโมดูล โดยวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำหน้าที่รับสัญญาณแอนะล็อกจากวงจรวัดแรงที่อยู่ในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายและขวาของเอวเข้ามา เพื่อทำการแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์โดยผ่านบลูทูธโมดูล ซึ่งรูปแบบของวงจรมีรายละเอียดดังในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธโมดูล
ที่ใช้ในการพัฒนากล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว

3.4.2.1 การพัฒนาวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์

วงจรมิโครคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณขาออกของข้อมูลที่ได้จากกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว ซึ่งอยู่ในรูปของสัญญาณแอนะล็อก ให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล เพื่อเตรียมความพร้อมสำหรับส่งข้อมูลผลการวัดแรงในฝ่าเท้าที่ได้ผ่านบลูทูธโมดูลไปประมวลผลยังคอมพิวเตอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ในครั้งนี้ คือ PIC16F877 ซึ่งมีโมดูลในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) ซึ่งในการพัฒนาอุปกรณ์นี้ ได้กำหนดให้ไมโครคอนโทรลเลอร์มีการตั้งค่าพารามิเตอร์ (Parameter) ของการสื่อสารอนุกรมกับคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 การตั้งค่าพารามิเตอร์ (Parameter) ของการสื่อสารอนุกรม
ของไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์

ลำดับที่	การตั้งค่าพารามิเตอร์	ค่าที่กำหนด
1	ความละเอียดของโมดูล ADC ในการแปลงสัญญาณ (Data bit)	10 บิต (bit)
2	แรงดันอ้างอิงบวกของไฟเลี้ยง (V_{ref+})	+5 โวลต์
3	แรงดันอ้างอิงลบของไฟเลี้ยง (V_{ref-})	ต่อลงกราวด์
4	Baud rate	57600 bps
5	Sampling rate	50 เฮิร์ตซ์ (Hz)
6	Parity	None
7	Stop bit	1
8	ขาพอร์ต ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ	<ul style="list-style-type: none"> • RA0 – RA3 ; รับข้อมูลจากกล่องตรงตำแหน่งด้านขวาของเอว (Right waist box) • RA5, RE0 – RE2 ; รับข้อมูลจากกล่องตรงตำแหน่งด้านซ้ายของเอว (Left waist box)

การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ จะวนรับสัญญาณจากวงจรวัดทั้ง 8 ช่องสัญญาณ โดยแบ่งเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าขาออกจากวงจรวัดของกล่องตรงตำแหน่งด้านซ้ายขวาของเอว ด้านละ 4 ช่องสัญญาณ ซึ่งได้แก่ ช่องสัญญาณข้อมูลจากการวัดแรงตรงตำแหน่งสันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า และจากวงจรวัดสำรองสำหรับวัดข้อมูลเพิ่มเติม ในกรณีที่ต้องการวัดข้อมูลการกระจายแรงบริเวณสันเท้าด้านในและด้านนอก หลังจากนั้นข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก จะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยวงจรมิโครคอนโทรลเลอร์ที่อยู่ภายในกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว แล้วข้อมูลทั้งหมดจะถูกรวมเป็นข้อมูล 1 ชุด สำหรับส่งไปประมวลผลต่อไป ซึ่งข้อมูล 1 ชุดนี้ประกอบไปด้วยข้อมูลที่เป็น

ข้อมูลตัวอักษร (Character) จำนวน 42 ตัวอักษร โดยสามารถแยกข้อมูลเพื่อให้เกิดความถูกต้องในการประมวลผลได้ดังนี้

```
“\nA□□□□B□□□□C□□□□D□□□□  
E□□□□F□□□□G□□□□H□□□□”
```

- | | |
|----------|--|
| เมื่อ \r | แทน การรีเทิร์นในการอ่านชุดข้อมูล |
| \n | แทน การขึ้นบรรทัดใหม่ |
| A□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ตรงตำแหน่งสันเท้าขวา ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ A บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 1 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| B□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าขวา ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ B บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 2 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| C□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกหัวนิ้วหัวแม่เท้าขวา ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ B บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 3 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| D□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์สำรอง สำหรับใช้วัดข้อมูลเพิ่มเติมด้านขวา ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ D เป็นบอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 4 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| E□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ตรงตำแหน่งสันเท้าซ้าย ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ E บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 5 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| F□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าซ้าย ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ E บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 6 ของชุดข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ |
| G□□□□ | แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์ตรงตำแหน่ง ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้าซ้าย |

ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ G บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 7 ของชุด
ข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์

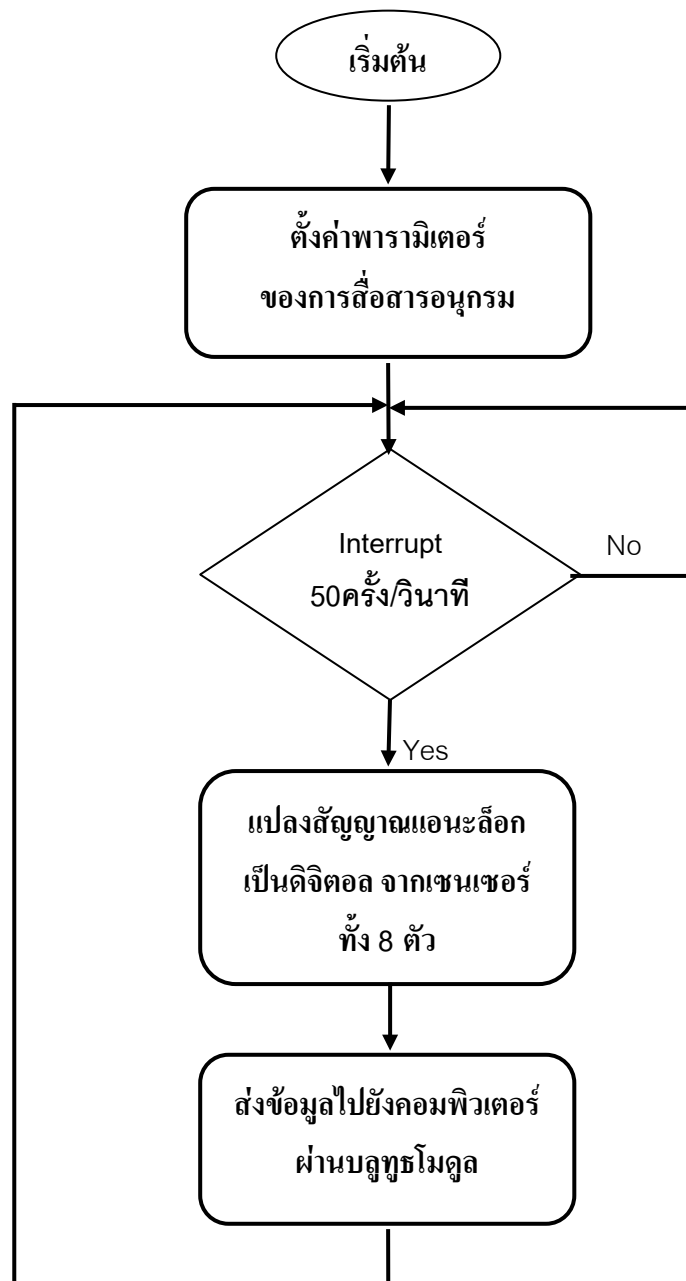
H□□□□ แทน ข้อมูลการวัดที่ได้จากเซนเซอร์สำรอง สำหรับใช้วัดข้อมูลเพิ่มเติมด้านซ้าย
ขนาด 4 ตัวอักษร และสัญลักษณ์ H บอกว่าเป็นข้อมูล ลำดับที่ 8 ของชุด
ข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์

จากรูปแบบข้อมูลข้างต้นสามารถคำนวณขนาดของข้อมูล เมื่อรวมกับบิตเริ่มต้น
(Start bit) และบิตหยุด (Stop bit) จำนวนอย่างละ 1 บิต ได้เป็นขนาดของข้อมูล 1 ชุด เท่ากับ
 $42 \times (10 + 2) = 504$ บิต และสามารถคำนวณหาอัตราเร็วของการส่งข้อมูล 1 ชุด จาก
ไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์ได้จากสมการที่ 3.2

$$\text{อัตราเร็วในการส่งข้อมูล} = \frac{\text{Baud rate}}{\text{Data size}} \quad (3.2)$$

เมื่อแทนค่า Baud rate ด้วย 57600 บิต/วินาที และแทนค่าขนาดของข้อมูล
(Data size) ด้วย 504 บิต จะได้อัตราเร็วในการส่งข้อมูลในชุด เท่ากับ 114 ชุด/วินาที ซึ่งในที่นี้ได้
กำหนดให้อัตราการสุ่มข้อมูล เท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์ ดังนั้นค่า Baud rate เท่ากับ 57600 บิต/วินาที จึง
มีค่าเพียงพอกับอัตราสุ่มข้อมูล โพลีชาร์ตของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์แสดงในรูปแบบที่

3.20



รูปที่ 3.19 โฟลว์ชาร์ตการทำงานของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์

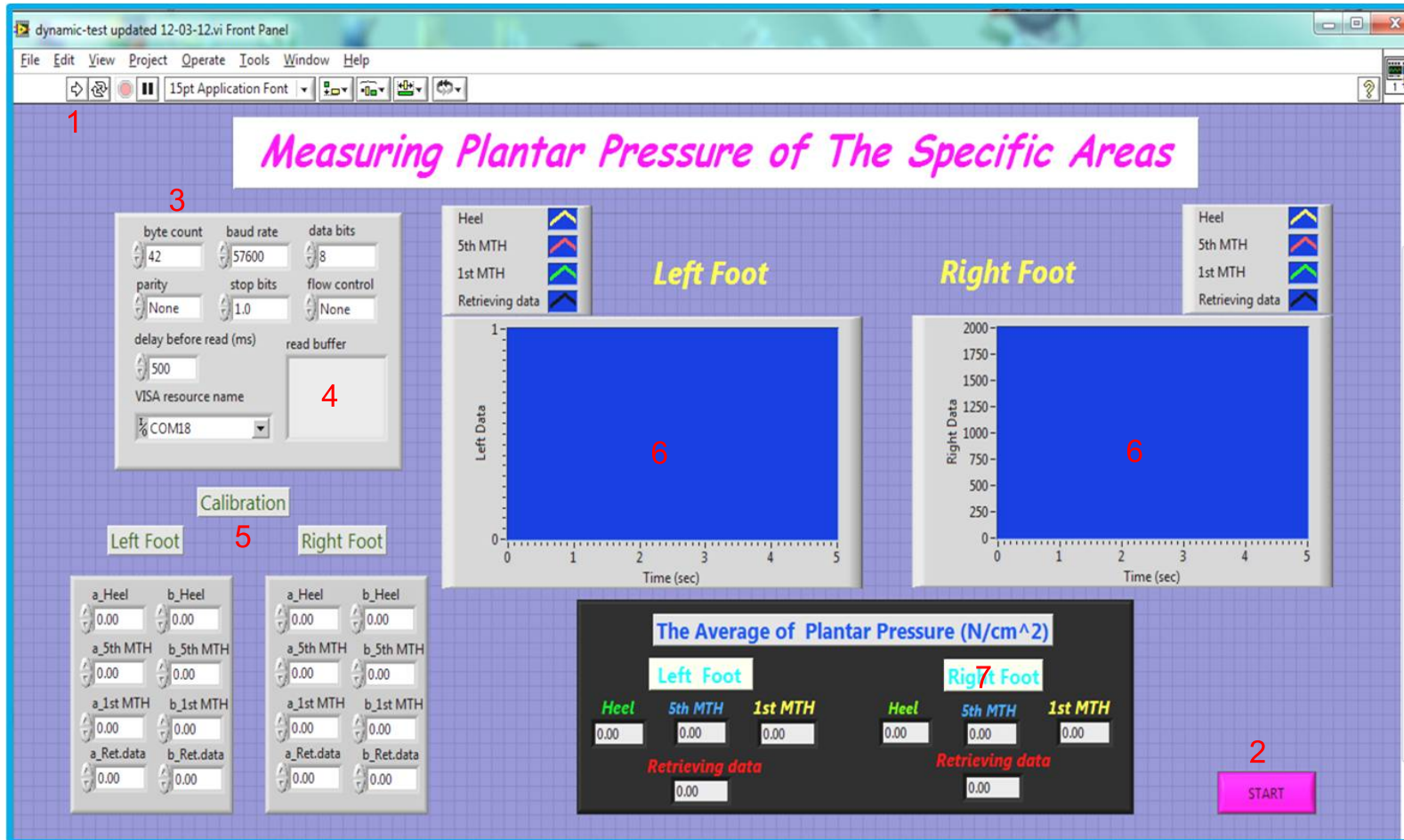
3.4.2.2 การพัฒนาการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ด้วยการสื่อสารแบบไร้สาย

อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายนี้ ถูกออกแบบให้มีการส่งข้อมูลที่ได้จากการวัดไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลผ่านการสื่อสารแบบไร้สาย เพื่อความสะดวกในการใช้ อุปกรณ์ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าขณะยืนและเดิน ทำให้ผู้ใช้มีอิสระในการเคลื่อนที่ส่งผลให้เดินได้ ใกล้เคียงธรรมชาติทำให้ได้ข้อมูลในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด

ในการพัฒนาอุปกรณ์นี้ จึงเลือกใช้วิธีการส่งข้อมูลเชื่อมต่อไปยังคอมพิวเตอร์ผ่าน บลูทูธโมดูล โดยบลูทูธโมดูลที่ใช้ คือ ESD-02 ซึ่งเป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สาย ที่มีขนาดเล็กมีเสาอากาศในตัว และสะดวกในการใช้เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ในด้านการสื่อสารไร้สายระยะไกลตามมาตรฐานบลูทูธ สามารถรับส่งข้อมูลได้ภายในรัศมี 30 เมตร และในการสื่อสารระยะสั้นสามารถรับส่งข้อมูลได้ภายในรัศมี 5 เมตร[22] โดยโมดูล ESD-02 ถูกตั้งค่าให้ทำงานอยู่ในโหมด 3 ซึ่งมีความสามารถในการค้นหาและเชื่อมต่อกับบลูทูธตัวอื่นๆ ส่วนวงจรสำหรับเชื่อมต่อกับวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.19 ตามที่ได้เสนอผ่านมาแล้ว

3.5 การพัฒนาซอฟต์แวร์ส่วนแสดงผล

การแสดงผลของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ใช้โปรแกรม LabView ในการพัฒนา โดยออกแบบให้สามารถแสดงผลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าทั้งในขณะยืนและเดินได้ในโปรแกรมเดียวกัน ซึ่งลักษณะและรายละเอียดของส่วนประกอบต่างๆ ของหน้าจอแสดงผลสามารถแสดงได้ ดังในรูปที่ 3.21 และสามารถแสดงรายละเอียดของส่วนประกอบต่างๆ ได้ ดังในตารางที่ 3.7



รูปที่ 3.20 หน้าจอแสดงผลของการวัดแรงกดในฝ่าเท้า

ตารางที่ 3.7 รายละเอียดส่วนประกอบต่างๆ ของหน้าจอแสดงผล

ส่วนที่	รูปสัญลักษณ์	รายละเอียด
1	Run	ส่วนสำหรับออกคำสั่งให้ระบบพร้อมใช้งาน
2	Start/Stop button	ส่วนสำหรับออกคำสั่งให้โปรแกรมแสดงผลเริ่มทำงาน และหยุดทำงาน
3	Parameter setting	ส่วนสำหรับตั้งค่าพารามิเตอร์ในการสื่อสารอนุกรมระหว่าง ไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์ ต้องมีการตั้งค่าให้สอดคล้องกับการตั้งค่าไมโครคอนโทรลเลอร์
4	Serial port setting	ส่วนสำหรับการตั้งค่า Serial port ที่เชื่อมต่ออนุกรมกันระหว่าง บลูทูธโมดูล และคอมพิวเตอร์ ต้องมีการตั้งค่าให้สอดคล้องกับการตั้งค่าไมโครคอนโทรลเลอร์
5	Calibration setting	ส่วนสำหรับการตั้งค่าในการปรับเทียบข้อมูล ที่ได้จากเซนเซอร์แต่ละตัว
6	Information graphs	ส่วนสำหรับแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่ได้จากการวัดในรูปความสัมพันธ์ของข้อมูลที่ได้กับเวลา
7	Measuring data	ส่วนสำหรับแสดงผลของ ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ต้องการวัด ซึ่งเป็นข้อมูลที่ได้รับการปรับเทียบแล้ว และแสดงค่าที่วัดได้ในหน่วย N/cm^2

การทำงานของโปรแกรมเริ่มจากการกดปุ่มคำสั่งให้ระบบพร้อมใช้งาน (Run button) จากนั้นทำการตั้งค่า Serial port ของคอมพิวเตอร์ให้อนุกรมกับการเชื่อมต่อของบลูทูธโมดูลเพื่อเชื่อมต่อการรับส่งข้อมูล และกรอกข้อมูลค่าความชันจากสมการเชิงเส้น (a) และค่าคงที่ (b) ของเซนเซอร์แต่ละตัวที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งต่างๆ เพื่อใช้ในการปรับเทียบข้อมูล ให้ได้ตัวเลขค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้ต่อพื้นที่รับแรงของเซนเซอร์ซึ่งประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร จากนั้นเมื่อกดปุ่มคำสั่งเริ่มการทำงาน (Start button) โปรแกรมก็จะเริ่มวนรับสัญญาณข้อมูลดิจิทัลที่ส่งมาจากกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเวย โดยโปรแกรมจะวนรับข้อมูลครั้งละ 1 ชุดข้อมูลจนครบ 30 วินาที หรือจนกว่าจะกดปุ่มคำสั่งให้หยุดการทำงาน (Stop button) หากต้องการ

ดำเนินกระบวนการประมวลผลข้อมูลใหม่ก็สามารถดปุมเริ่มคำสั่งการทำงานใหม่อีกครั้ง เพื่อเป็นการกำหนดให้ไมโครคอนโทรลเลอร์เริ่มอ่านค่าข้อมูลที่วัดได้ตั้งแต่ต้นใหม่ และทำให้การเรียงลำดับรูปแบบของชุดข้อมูลถูกต้องตามรูปแบบที่กำหนด

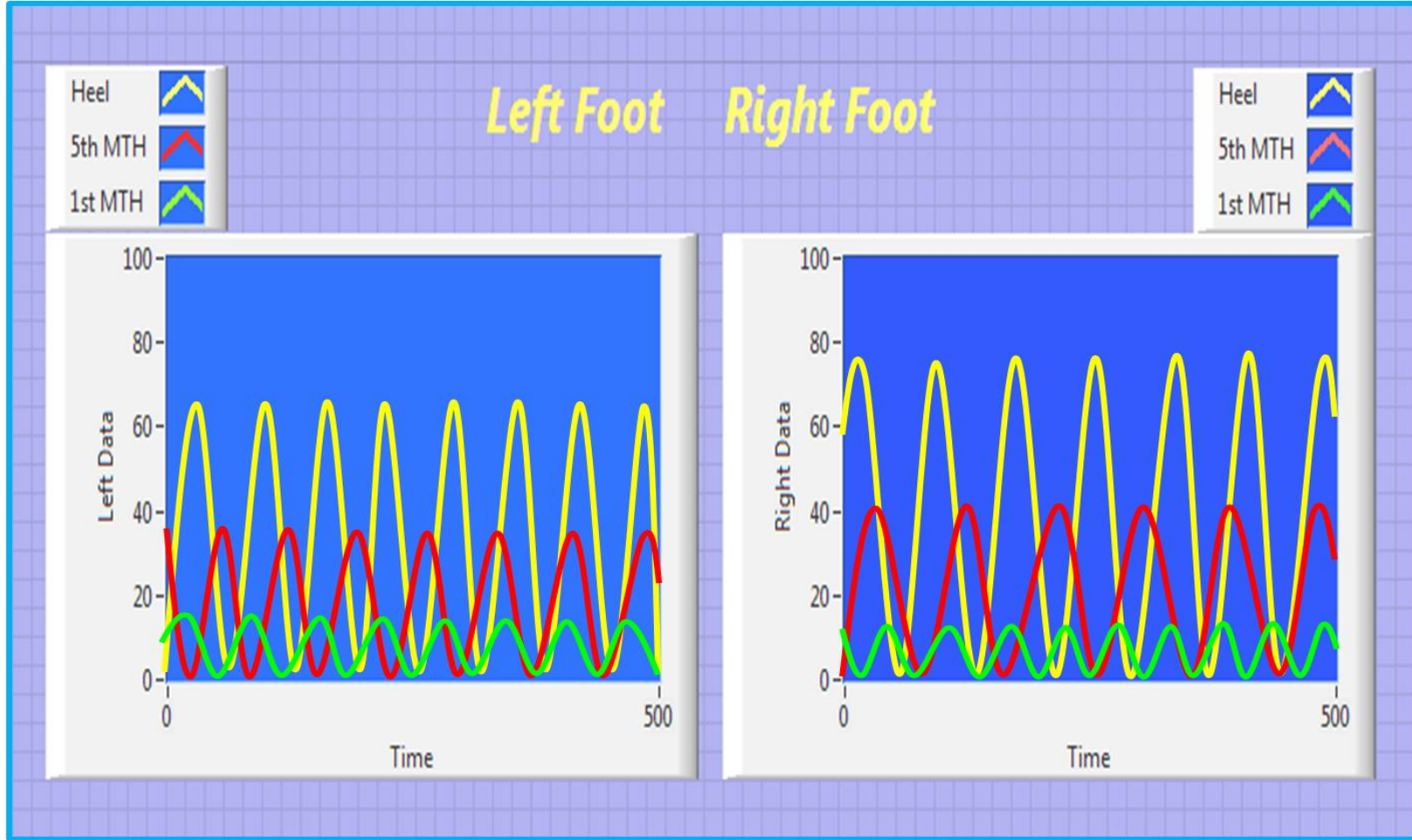
เมื่อรับข้อมูลเข้ามาเรียบร้อยแล้ว โปรแกรมก็จะทำการตัดข้อมูลออกเป็นส่วนๆ (Data partition) จำนวนทั้งหมด 8 ส่วน ต่อ 1 ชุดข้อมูล เพื่อตัดแยกข้อมูลของผลการวัดที่จากเซนเซอร์แต่ละตัวออกมา ซึ่งสามารถแสดงการตัดแยกส่วนของข้อมูลได้ ดังแสดงในตารางที่ 3.8

ตารางที่ 3.8 รายละเอียดการตัดแยกส่วนข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์ที่ใช้วัดตรงตำแหน่งต่างๆ

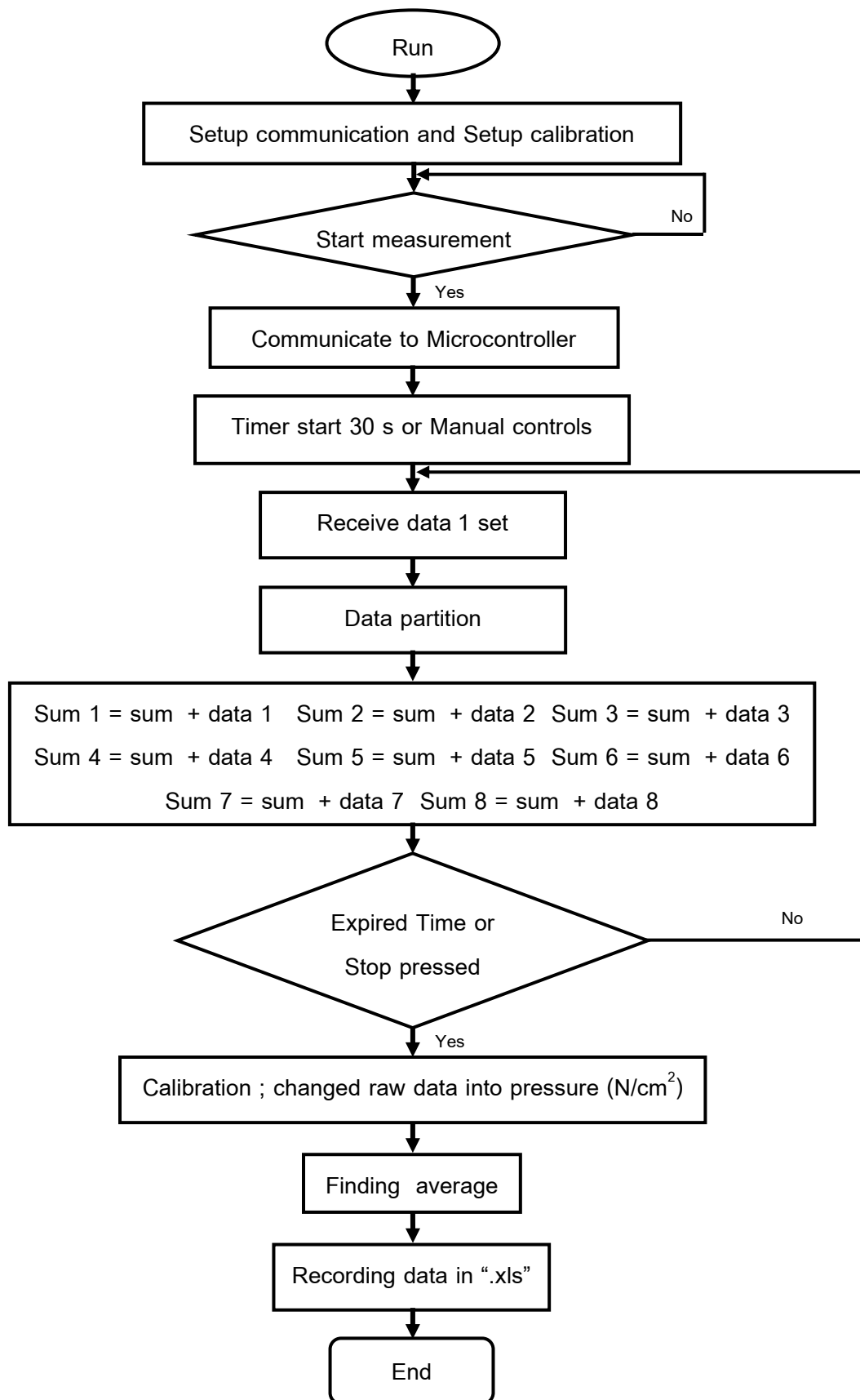
ตำแหน่งที่ติดตั้งเซนเซอร์	ข้อมูลจากเท้าขวา	ข้อมูลจากเท้าซ้าย
สั้นเท้า	A□□□□	E□□□□
ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า	B□□□□	F□□□□
ปุ่มกระดูกนิ้วหัวแม่เท้า	C□□□□	G□□□□
จุดที่ต้องการวัดเพิ่มเติม	D□□□□	H□□□□

ข้อมูลทั้งหมดจะถูกแยกออกไปเป็นข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์แต่ละตัว เพื่อเก็บรวบรวมไว้สำหรับการหาค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งต่างๆ ที่เกิดขึ้นในเวลา 30 วินาที สำหรับการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน ส่วนการเก็บผลในขณะเดินจะใช้การควบคุมการบันทึกข้อมูลด้วยตัวของผู้ใช้เอง เนื่องจากตามปกติแล้วแต่ละคนจะมีอัตราเร็วในการเดินแตกต่างกัน ดังนั้นในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดินอาสาสมัครแต่ละคนจึงใช้เวลาในการบันทึกผลแตกต่างกัน หลังจากนั้นข้อมูลทั้งหมดจะได้รับการปรับเทียบพร้อมทั้งคำนวณหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลให้อยู่ในรูปของแรงกระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่วัดได้ต่อพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) และแสดงข้อมูลเพิ่มเติมในรูปของกราฟแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของ

ข้อมูลที่วัดได้ตามเวลา ดังแสดงในรูปที่ 3.21 ซึ่งเป็นตัวอย่างของกราฟแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่วัดได้ตามเวลา ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปั๊มกระตุกที่ทำการวัดของเท้าทั้งสองข้างในขณะเดิน โดยเส้นกราฟแสดงผลข้อมูลการวัดที่ได้จากตำแหน่งปั๊มกระตุกทั้งสามจะถูกกำหนดให้มีสีแตกต่างกันในการแสดงผลเพื่อความสะดวกในการพิจารณาข้อมูล กราฟข้อมูลจะแสดงการเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการลงน้ำหนักตรงปั๊มกระตุกกราฟจะค่อยๆ สูงขึ้นจนถึงจุดที่มีการลงน้ำหนักสูงสุดจากนั้นก็ค่อยๆ ลดลง หลังจากการลงน้ำหนักตรงตำแหน่งปั๊มกระตุกที่ทำการวัดลดลงจากนั้นโปรแกรมก็จะทำการจัดเก็บข้อมูลทั้งหมดที่ผ่านการปรับเทียบเรียบร้อยแล้ว ให้อยู่ในรูปแบบของไฟล์ที่มีนามสกุล “.xls” ซึ่งสามารถแสดงผลด้วยโปรแกรม Microsoft Excel ได้ และสามารถแสดงไฟล์เวิร์กชีตของระบบการทำงานของโปรแกรมได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.21 ตัวอย่างของกราฟแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่ได้ตามเวลา



รูปที่ 3.22 ไฟล์ชาร์ตการทำงานของโปรแกรมแสดงผล

3.6 การเปรียบเทียบข้อมูลเซนเซอร์วัดแรงในการประมวลผล

เนื่องจากข้อมูลที่ส่งมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นยังเป็นข้อมูลดิบอยู่ จำเป็นต้องทำการปรับเทียบข้อมูลที่ได้ ให้อยู่ในรูปของแรง (Force : N) ที่กระทำต่อพื้นที่รับแรงของเซนเซอร์ ซึ่งมีพื้นที่ประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร จากการศึกษาการทำงานของเซนเซอร์ในเบื้องต้นตามที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อ “การทำงานของเซนเซอร์วัดแรง” ประสิทธิภาพการทำงานของเซนเซอร์มีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติตามเวลา ดังนั้นก่อนการใช้งานเซนเซอร์ทุกครั้งจึงมีการปรับเทียบ การทำงานของตัวเซนเซอร์ ในการปรับเทียบจะใช้มวลมาตรฐานเริ่มต้นที่หนัก 3 กิโลกรัม และเพิ่มขึ้นอีกครั้งละ 3 กิโลกรัม จนถึงน้ำหนัก 9 กิโลกรัม โดยเซนเซอร์ที่ต้องการปรับเทียบจะถูกยึดไว้ด้วยอุปกรณ์ยึดเซนเซอร์ ซึ่งมีลักษณะเป็นฐานรับน้ำหนัก ดังที่แสดงแล้วในรูปที่ 3.9 แล้วอ่านค่าของแรงดันขาออกที่ได้ด้วยโวลต์มิเตอร์ จากนั้นนำค่าที่ได้จากเซนเซอร์แต่ละตัวมาแทนค่าลงในสมการเชิงเส้นของเซนเซอร์แต่ละตัวที่ได้หาไว้แล้ว เพื่อตรวจสอบการทำงานของเซนเซอร์ว่ายังอยู่ในลักษณะของสมการเชิงเส้นเดิม และจากการทำงานของเซนเซอร์ที่มีความสัมพันธ์ของแรงดันขาออกกับน้ำหนักในรูปของสมการเชิงเส้นนี้เอง จึงสามารถพิจารณาหาค่าของแรงที่วัดได้ตรงตำแหน่งปุ่มกดต่างๆ จากสมการเชิงเส้นของเซนเซอร์แต่ละตัว ดังแสดงในสมการที่ 3.3

$$Y_{value} = aX_{มวล} + b \quad (3.3)$$

เมื่อ $X_{มวล}$ แทน มวลของแรง ที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกดที่ทำกรวัด

Y_{value} แทน ข้อมูลดิจิทัล (Value) ที่อ่านได้จากกระบวนการวัด ซึ่งแสดงอยู่ในรูปของตัวเลขฐานสิบ

a แทน ความชันของสมการเชิงเส้น ของเซนเซอร์แต่ละตัว

b แทน ค่าคงที่ในสมการเชิงเส้น ของเซนเซอร์แต่ละตัว

แต่เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นอยู่ในรูปของข้อมูลดิจิทัล ซึ่งเป็นตัวเลขฐานสอง ประกอบกับข้อมูลดั้งเดิมที่ได้จากวงจรวัดอยู่ในรูปค่าแรงดันไฟฟ้าของเซนเซอร์ที่เปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากแรงที่มากกระทำ ดังนั้นจึงต้องทำการหาค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้ (V_{in}) ตามสมการที่ 3.4

$$V_{in} = \frac{V_{ref}}{1023} * Y_{value} \quad (3.4)$$

เมื่อ V_{in} คือ ค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้จากเซนเซอร์

V_{ref} คือ ค่าแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงที่จ่ายให้กับวงจรวัด ซึ่งมีค่าเท่ากับ 5V

1023 คือ ค่าสูงสุดของตัวเลขฐานสองที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถส่งถ่ายข้อมูลได้

หลังจากพิจารณาสมการที่ 3.3 จะพบว่าสามารถคำนวณหาค่ามวลของแรงที่กระทำตรงตำแหน่งที่วัดได้ ($X_{มวล}$) จากการแทนค่าในสมการที่ 3.4

$$X_{มวล} = ((\frac{V_{ref}}{1023} * Y_{value}) - b) / a \quad (3.5)$$

เนื่องจากข้อมูลที่ต้องการ คือ ค่าแรงกดต่อพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ซึ่งมีความสัมพันธ์กับมวลของแรงที่วัดได้ ดังแสดงในสมการที่ 3.6

$$P = \frac{F}{A} = \frac{m * g}{A} \quad (3.6)$$

เมื่อ P แทน แรงกดที่วัดได้ต่อพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ตรงตำแหน่งปุ่มกระตุ้นที่ทำการวัด

F แทน แรงที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ทำการวัด

A แทน พื้นที่รับแรงของเซนเซอร์ ซึ่งเท่ากับ 0.95 หรือ ≈ 1.00 ตารางเซนติเมตร

m แทน มวลของแรงที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ทำการวัด

g แทน ค่าคงที่ของแรงโน้มถ่วงมาตรฐานเฉลี่ย (Standard average of the gravity) ซึ่งเท่ากับ 9.81 เมตร/วินาที²

ดังนั้นเมื่อนำสมการที่ 3.6 มาพิจารณาจึงสามารถพิจารณาหาค่าของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้ จากสมการที่ 3.7

$$P = \frac{\left(\frac{V_{ref}}{1023} \times Y_{value}\right) - b}{a} * \frac{9.81}{0.95} \quad (3.7)$$

โดยค่าความชัน (a) และค่าที่ (b) ของสมการเชิงเส้นของเซนเซอร์แต่ละตัว สามารถพิมพ์กรอกข้อมูลเดิมเข้าไปในการคำนวณของโปรแกรมได้ ตรงส่วนการกรอกข้อมูลสำหรับประมวลผลบนหน้าจอ ด้วยข้อมูลในตารางที่ 3.9(ก) – 3.9(ง) ซึ่งค่าในตารางเหล่านี้ต้องทำการปรับเทียบใหม่ทุกครั้ง ดังนั้นค่าที่แสดงเป็นตัวอย่างเป็นนี้ จึงเป็นค่าที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

ตารางที่ 3.9 (ก) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซนเซอร์
ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในรองเท้าเบอร์ 36 – 37

Shoe size : 36 - 37				
Area	Left foot		Right foot	
	a	b	a	b
Heel	0.73	0.13	0.58	0.21
5 th MTH	0.70	0.07	0.60	0.16
1 st MTH	1.38	0.23	0.55	0.30

ตารางที่ 3.9 (ข) ค่าความชัน (a) และค่าคงที่ (b) ของเซนเซอร์
ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในรองเท้าเบอร์ 38 – 39

Shoe size : 38 - 39				
Area	Left foot		Right foot	
	a	b	a	b
Heel	0.76	0.25	0.51	0.21
5 th MTH	0.90	0.12	0.54	0.10
1 st MTH	0.87	0.26	0.48	0.06

ตารางที่ 3.9 (ค) ค่าความชื้น (a) และค่าคงที่ (b) ของเซนเซอร์
ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในรองเท้าเบอร์ 40 – 41

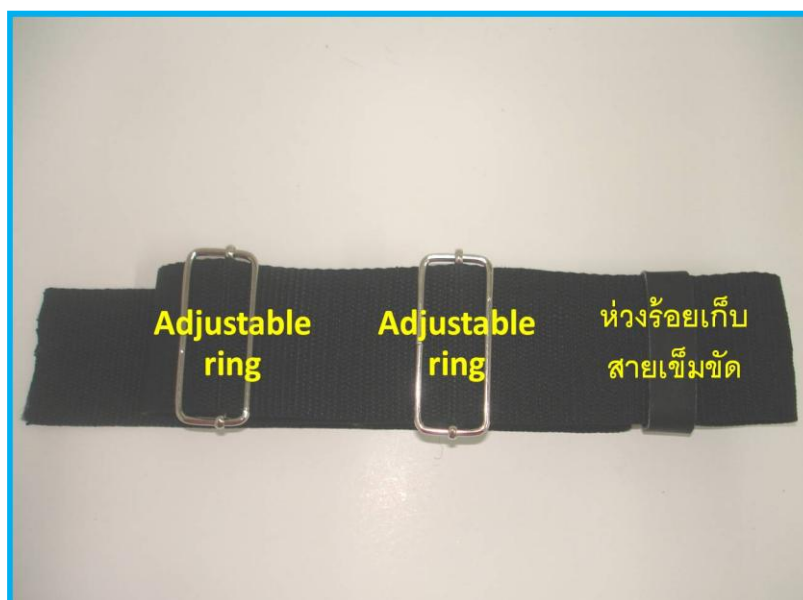
Shoe size : 40 - 41				
Area	Left foot		Right foot	
	a	b	a	b
Heel	0.61	0.30	0.60	0.26
5 th MTH	0.46	0.18	0.80	0.01
1 st MTH	0.76	0.15	0.62	0.26

ตารางที่ 3.9 (ง) ค่าความชื้น (a) และค่าคงที่ (b) ของเซนเซอร์
ที่ใช้วัดแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในรองเท้าเบอร์ 42 – 43

Shoe size : 40 - 41				
Area	Left foot		Right foot	
	a	b	a	b
Heel	0.64	0.41	0.74	0.12
5 th MTH	0.60	0.23	0.66	0.00
1 st MTH	0.45	0.05	0.64	0.12

3.7 การพัฒนาเข็มขัดสำหรับยึดกล่องประมวลผลทั้งสาม และการพัฒนาแถบผ้าสำหรับรัดสายไฟนำสัญญาณในการวัด

เข็มขัดสำหรับยึดกล่องประมวลผลที่เอวทั้งสาม ถูกออกแบบให้ตัวเข็มขัดเป็นแถบผ้าที่ทำจากวัสดุที่มีความเหนียวแน่นทนทาน มีความยาว 90 เซนติเมตร ส่วนหัวของเข็มขัดใช้ Adjustable ring ดังแสดงในรูปที่ 3.23 เพื่อให้สามารถปรับขนาดความสั้นยาวของสายเข็มขัดให้เหมาะสมกับขนาดรอบเอวของผู้ใช้ได้



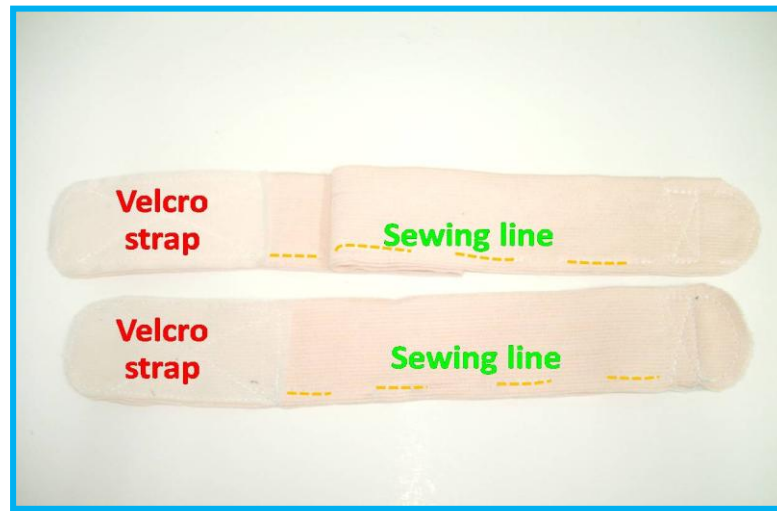
รูปที่ 3.23 ลักษณะของเข็มขัดสำหรับยึดกล่องที่เอวทั้งสามของอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย

ส่วนแถบผ้ารัดสายนำสัญญาณในการวัดที่เชื่อมต่อระหว่าง เซนเซอร์ที่ติดตั้งอยู่ในแผ่นรองเท้า กับวงจรวัดที่อยู่ในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอวทำจากแถบผ้ายืด (Elastic bandage) ที่สามารถยึดสายไฟให้กระชับพอดีกับขาของผู้ใช้อุปกรณ์ โดยไม่ก่อให้เกิดปัญหาเรื่องการกดทับ หรือบีบรัดเส้นเลือดและเส้นประสาทที่ขา เพราะแถบผ้ายืดที่นำมาทำสายรัดนี้คือ แถบผ้ายืดที่ใช้ทั่วไปในทางการแพทย์ ซึ่งสายรัดที่ประดิษฐ์ขึ้นนี้มี 2 แบบ คือ สายรัดบริเวณต้นขา (Thigh bands) มีขนาดกว้าง 5 เซนติเมตร ยาว 50 เซนติเมตร และสายรัดบริเวณน่อง (Calf bands) มีขนาดกว้าง 5 เซนติเมตร ยาว 35 เซนติเมตร และใช้ Velcro strap ในการติดแถบผ้าเข้า

ด้วยกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.24 โดยในขั้นตอนการประดิษฐ์ต้องระมัดระวังเป็นพิเศษในเรื่องของการจัดวางแนวเส้นใยของผ้าเย็บ ต้องกำหนดให้แนวของเส้นใยยืดขยายออกในทางยาวเท่านั้น และในขั้นตอนการเย็บเก็บชายผ้าเย็บที่พับทบซ้อนกัน ต้องเว้นระยะห่างระหว่างแนวของส่วนที่เย็บกับไม่เย็บออกเป็นช่วงๆ เพื่อให้สายรัดที่ประดิษฐ์ขึ้นนี้สามารถยืดขยายตามแนวยาวได้อย่างเต็มที่ ซึ่งสามารถแสดงแนวฝีเย็บ (Sewing line) ดังแสดงในรูปที่ 3.25 สายรัดทั้งสองแบบนี้มีประโยชน์ในการป้องกันการแกว่งของสายไฟนำสัญญาณในขณะที่ทำการวัด ซึ่งจะส่งผลต่อการสร้างสัญญาณรบกวนในระบบการวัดให้มากขึ้น ทำให้การอ่านค่าของข้อมูลที่วัดได้ไม่ชัดเจน และป้องกันการเกาะกะของสายไฟ ที่อาจทำให้เกิดอุบัติเหตุและสร้างความรบกวนให้แก่ผู้ใช้งานได้อีกด้วย



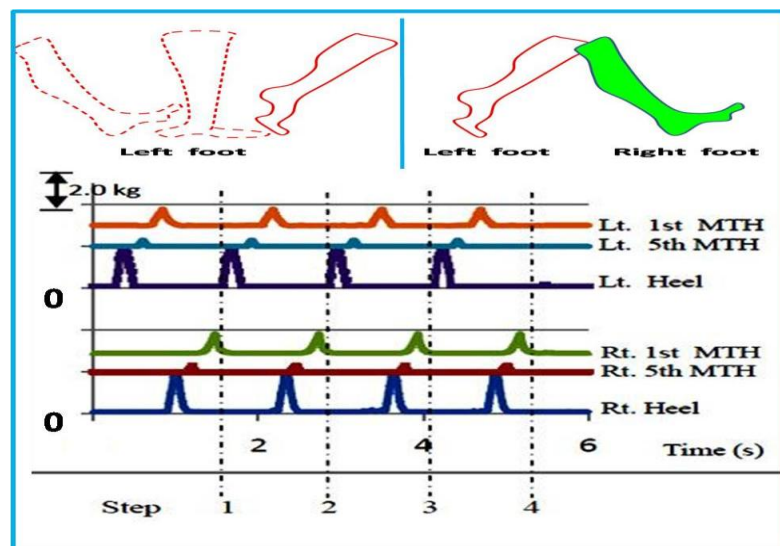
รูปที่ 3.24 แถบผ้ารัดสายไฟตรงต้นขา (Thigh bands) และน่อง (Calf band)



รูปที่ 3.25 แนวฝีเย็บ (Sewing line) ของสายรัด

3.8 ศึกษาการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นในเบื้องต้น

ในเบื้องต้นของวิทยานิพนธ์นี้ ได้นำอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมาทดลองใช้งานวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดิน โดยทำการทดลองเก็บผลจากอาสาสมัครจำนวน 1 คน ที่ถูกกำหนดให้เดินในระยะทาง 5 เมตร



รูปที่ 3.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างมวลที่วัดได้กับเวลา

จากกราฟแสดงผลการทดลองในรูปของ ความสัมพันธ์ของข้อมูลระหว่างมวลที่วัดได้ (กิโลกรัม) กับเวลา (วินาที) ที่มีการเลื่อนตำแหน่งกราฟของข้อมูลขึ้นไปตามแนวแกนตั้งเพื่อความสะดวกในการพิจารณาข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 3.26 เมื่อพิจารณาข้อมูลจะพบว่าในจำนวนการเดิน 4 ก้าวนั้น จะพบแรงกระทำสูงสุดตรงตำแหน่งสั้นเท้า รองลงมา คือ ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และมีแรงกระทำน้อยที่สุดตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าทั้งสองข้าง ซึ่งข้อมูลที่ได้นี้มีความสัมพันธ์กับการกระจายแรงตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ที่สามารถตรวจวัดการกระจายแรงตรงสั้นเท้าได้มากที่สุดและตรงตำแหน่งนิ้วก้อยเท้าได้น้อยที่สุด เมื่อพิจารณาความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นในเท้าแต่ละข้าง จะพบการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลตำแหน่งสั้นเท้าก่อน เพราะมีการลงน้ำหนักที่สั้นเท้าก่อนในการเดิน จากนั้นก็จะพบกราฟตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าเปลี่ยนแปลงเป็นลำดับถัดมา และพบการเปลี่ยนแปลงของกราฟข้อมูลตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกหัวแม่เท้าเป็นลำดับสุดท้ายเพราะเป็นจุดที่มีการลงน้ำหนักก่อนที่จะยกเท้าขึ้น และเมื่อพิจารณาข้อมูลที่ได้จากเท้าทั้งสองข้างพร้อมๆ กัน จะพบว่าเมื่อเท้าข้างหนึ่งสิ้นสุดการเปลี่ยนแปลงของแรงตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วหัวแม่เท้าแล้ว ก็จะเริ่มพบการเปลี่ยนแปลงของกราฟข้อมูลตรงตำแหน่งสั้นเท้าของเท้าอีกข้างต่อเนื่องกันไป ซึ่งสัมพันธ์กับลักษณะการเดินของมนุษย์

จากผลการศึกษาเบื้องต้นนี้ สามารถแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมี ประสิทธิภาพในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ เพราะสามารถตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในฝ่าเท้าได้ถูกต้องตามหลักชีวกลศาสตร์เท้าและสอดคล้องกับการเดินของมนุษย์

บทที่ 4

วิธีดำเนินการวิจัย

4.1 รูปแบบการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงประติมากรรมและพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย เพื่อศึกษาแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกสำคัญตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ซึ่งเป็นตำแหน่งที่สามารถตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ง่ายที่สุด อันได้แก่ สันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ที่เกิดขึ้นภายในรองเท้าขณะยืนและเดินในอาสาสมัครปกติจำนวน 30 คน โดยทำการตรวจประเมินด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานที่ใช้สำหรับอ้างอิง เพื่อใช้สำหรับเทียบเคียงประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

4.2 การพิจารณาขอผ่านจริยธรรม

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งการพิจารณานี้เป็นไปตามปฏิญญาเฮลซิงกิ (Declaration of Helsinki) โดยก่อนเข้าร่วมโครงการวิจัย ผู้เข้าร่วมจะได้รับทราบข้อมูลต่างๆ ดังนี้

1. วัตถุประสงค์ของการศึกษา
2. รายละเอียดต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับกรวิจัย
3. ประโยชน์ที่ผู้เข้าร่วมจะได้รับจากการวิจัย
4. มาตรการการรักษาความปลอดภัยในการวิจัย
5. ผู้เข้าร่วมมีสิทธิในการถอนตัวออกจากกรวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามต้องการ

โดยผู้เข้าร่วมกรวิจัยในครั้งนี้ จะเป็นผู้เซ็นยินยอมเข้าร่วมโครงการด้วยตนเอง ไม่มีการบังคับแต่อย่างใด และสามารถถอนตัวออกจากกรวิจัยได้ทุกเมื่อ

4.3 ประชากรและกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการศึกษา

ประชากร คือ ประชาชนที่มีอายุ 20 – 40 ปี

กลุ่มตัวอย่าง คือ อาสาสมัครปกติที่ไม่มีปัญหาสุขภาพเท้า มีอายุอยู่ระหว่าง 20 – 40 ปี
จำนวน 30 คน

4.3.1 เกณฑ์ในการคัดเลือกอาสาสมัครเข้าในการศึกษา

1. มีอายุอยู่ระหว่าง 20 – 40 ปี
2. เป็นผู้ที่ไม่มี ความผิดปกติที่เท้า
3. ไม่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวและการทรงตัว
4. สวมรองเท้าอยู่ในช่วงเบอร์ 35 - 43 ตามมาตรฐานการวัดเท้าของยุโรป (European shoe size chart)

4.3.2 เกณฑ์ในการคัดเลือกอาสาสมัครออกจากการศึกษา

1. เป็นผู้ที่ไม่ยินยอมเข้าร่วมในการศึกษา
2. เป็นผู้ที่มีความผิดปกติ หรือเป็นโรคที่มีผลต่อการเดิน
3. เป็นผู้ที่มีโรคประจำตัวที่อาจได้รับ หรือส่งผลกระทบต่อจากการเข้าร่วมวิจัย

4.4 การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยนำร่อง (Pilot study) จึงกำหนดกลุ่มประชากรในการศึกษา
จำนวนทั้งสิ้น 30 คน

4.5 วิธีการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ทำการเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเฉพาะเจาะจง โดยเลือกเฉพาะผู้ที่ไม่มีปัญหา
สุขภาพเท้าจากอาสาสมัครที่เข้าร่วมโครงการ

4.6 สถานที่ทำวิจัย

- ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมชีวเวช โครงการพัฒนาหลักสูตรวิศวกรรมชีวเวชคณะ
วิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- ห้องปฏิบัติการวิจัยไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- หน่วยงานอุปกรณ์ ฝ่ายเวชศาสตร์ฟื้นฟู โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
- ศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย์ด้านการเดินและการเคลื่อนไหว โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
สภากาชาดไทย

4.7 การเก็บรวบรวมข้อมูล

การศึกษานี้จะทำการเก็บรวบรวมข้อมูลส่วนบุคคลซึ่งได้แก่ ประวัติการตรวจร่างกายและข้อมูลการเคลื่อนไหว โดยให้อาสาสมัครกรอกแบบสอบถามก่อนเริ่มทำการเก็บข้อมูล ซึ่งตัวแปรที่ต้องการศึกษา คือ ค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่ง ส้นเท้า ปุ่มกระดูกนิ้วหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ของเท้าทั้งสองข้างที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและจากเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

4.8 วิธีการทดสอบ

การศึกษานี้มีจุดประสงค์เพื่อ เทียบผลสอดคล้องระหว่างความสามารถในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น กับเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้ามาตรฐานที่ใช้กันทั่วโลก คือ เครื่อง F-scan ดังนั้นในการศึกษาจึงต้องมีการเตรียมความพร้อมก่อนการทดสอบ และในการเก็บผลยังมีการแบ่งเป็นการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและจากเครื่อง F-scan ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดได้ดังนี้

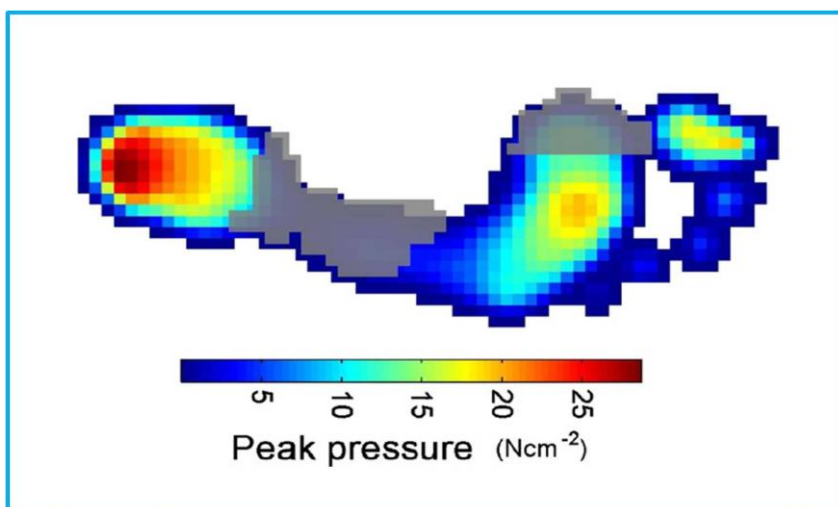
4.8.1 การเตรียมความพร้อมก่อนการทดสอบ

1. ทำการยื่นขออนุมัติการทำวิจัยในคน จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
2. เมื่อได้รับการอนุมัติการทำวิจัยในคนแล้ว ก็จะทำกรติดประกาศรับอาสาสมัครเข้าร่วมโครงการวิจัย
3. ทำการคัดกรองผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยตามเกณฑ์ที่กำหนด

4. เมื่อได้อาสาสมัครเข้าร่วมโครงการวิจัยเรียบร้อยแล้ว ก็จะทำการแจ้งรายละเอียดของโครงการวิจัยตลอดจนลำดับขั้นตอนในการวิจัย และตอบข้อซักถามของอาสาสมัครจนกระจ่าง จากนั้นให้อาสาสมัครลงนามยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยพร้อมทั้งกรอกแบบสอบถาม
5. ทำการฝึกซ้อมการใช้อุปกรณ์ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ซึ่งได้แก่ อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น และเครื่อง F-scan ให้แก่อาสาสมัคร เพื่อให้อาสาสมัครเกิดความคุ้นเคยในการใช้อุปกรณ์ ก่อนทำการทดสอบเก็บผลจริง ซึ่งจะเป็นผลดีในการช่วยลดความประหม่า และลดความรู้สึกถูกรบกวนจากการมีอุปกรณ์เพิ่มเข้ามาในการเดิน ช่วยให้อาสาสมัครสามารถเดินใกล้เคียงกับลักษณะการเดินตามปกติของแต่ละบุคคล ทำให้ได้ผลการวัดใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด
6. สิ่งตอบแทนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย คือ การตรวจประเมินสุขภาพเท้าและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการแก้ไขความผิดปกติของเท้า ตลอดจนการให้ความรู้ในการดูแลรักษาเท้า เป็นต้น

4.8.2 วิธีการทดสอบ

การทดสอบนี้จะทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งสันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าของเท้าทั้งสองข้าง ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและจากเครื่อง F-scan โดยในการทดสอบจะเริ่มเก็บผล ด้วยเครื่อง F-scan ก่อนเป็นอันดับแรก เพื่อประโยชน์ในการพิจารณาหาตำแหน่งที่มีการกระทำของแรงมากที่สุดของปุ่มกระดูกต่างๆ ได้ง่ายขึ้น เนื่องจากเครื่อง F-scan สามารถแสดงผลการกระจายแรงกดในฝ่าเท้า เป็นรูปภาพฟีกที่มีการแสดงแถบสีบอกระดับที่ที่ได้รับแรงมากหรือน้อย ดังแสดงในรูปที่ 4.1 โดยตำแหน่งที่ได้รับแรงกระทำสูงสุด จะถูกนำไปพิจารณาหาตำแหน่งในการติดตั้งเซนเซอร์ลงในแผ่นรองเท้าวัดแรง ของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ทำให้เกิดความสะดวกและรวดเร็วในการเก็บผลข้อมูล



รูปที่ 4.1 ตัวอย่างของภาพรายงานผลการกระจายแรงกดในฝ่าเท้า ที่วัดได้จากเครื่อง F-scan (Resolution = 350 pixels/cm²)[23]

จากนั้นก็จะทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น โดยก่อนการใช้งานทุกครั้งต้องทำการปรับเทียบเซนเซอร์ก่อนเสมอ เนื่องจากเซนเซอร์มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา ด้วยการนำเซนเซอร์มาชั่งด้วยมวลมาตรฐานครั้งละ 3 กิโลกรัม ไปเรื่อยๆ จนครบ 9 กิโลกรัม แล้วนำผลการวัดน้ำหนักมาตรฐานที่ได้มาพิจารณาว่า ความสัมพันธ์ของข้อมูลที่ได้กับมวลที่วัดยังอยู่ในรูปสมการเชิงเส้นเดิมหรือไม่ ด้วยการนำสมการเชิงเส้นที่ได้มาเปรียบเทียบกับสมการเชิงเส้นเดิมของเซนเซอร์แต่ละตัว ตามที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 ในหัวข้อ “การศึกษาการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของเซนเซอร์”

การเก็บผลด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเริ่มจาก การติดเซนเซอร์ลงบนแผ่นรองเท้าวัดแรงให้ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกที่ต้องการวัด โดยกำหนดให้พื้นที่รับแรงของเซนเซอร์อยู่ตรงจุดที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด และเนื่องจากโครงสร้างเท้ามีลักษณะไม่ตายตัว ดังนั้นตำแหน่งของเซนเซอร์ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดินจึงแตกต่างกัน โดยในการเก็บผลของแรงที่เกิดขึ้นในขณะเดินจะมีการเลื่อนตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์เล็กน้อย เพื่อปรับหาจุดที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุดของปุ่มกระดูกในขณะเดิน ด้วยการพิจารณาจากกราฟแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ว่าจุดใดที่มีการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลมากที่สุด ก็กำหนดให้เป็นตำแหน่งของการติดตั้งเซนเซอร์สำหรับการวัดแรงที่เกิดขึ้นในขณะเดิน และในการศึกษานี้จะกำหนดให้อาสาสมัครสวมรองเท้าแบบเดียวกันตลอดการทดสอบ เก็บผลข้อมูล

4.8.2.1 การเก็บผลข้อมูลในการยืน

กำหนดให้อาสาสมัคร ยืนตัวตรง มองตรงไปข้างหน้า และยื่นแขนขาให้เสมอช่วงไหล่ เพื่อให้เกิดความสมดุลในการถ่ายน้ำหนักตัวไปที่เท้าทั้งสองข้าง ผู้เข้ารับการทดสอบจะได้รับการประเมินแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan โดยกำหนดระยะเวลาในการเก็บข้อมูลเป็นเวลา 30 วินาที แต่ในการทดสอบจะตั้งเวลาในการเก็บผลไว้ 1 นาที เพื่อให้ได้ข้อมูลมากพอสำหรับการพิจารณาเลือกช่วงของข้อมูลที่มีความสม่ำเสมอใกล้เคียงกันมากที่สุดเป็นเวลา 30 วินาที สำหรับการวิเคราะห์ผล จากนั้นทำการเก็บผล 3 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลสำหรับเตรียมไว้ใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป ในส่วนของขั้นตอนการทดสอบนั้น ได้มีการออกคำสั่งให้อาสาสมัครยืนหยุดนิ่งอยู่กับที่ก่อนเป็นอันดับแรก โดยยังไม่ทำการบันทึกผลในทันที จากนั้นเมื่อสังเกตเห็นแล้วว่าอาสาสมัครเริ่มมีผ่อนคลายจากอาการเกร็งและประหม่าแล้วจึงจะเริ่มทำการบันทึกผล

4.8.2.2 การเก็บผลข้อมูลในการเดิน

กำหนดให้เดินเป็นระยะทางยาว 5 เมตร และใช้การควบคุมการออกคำสั่งการทำงานของเครื่องมือเอง เนื่องจากอัตราเร็วในการเดินของแต่ละคนแตกต่างกันจึงใช้เวลาเดินในระยะทาง 5 เมตร แตกต่างกันไปด้วย ผู้เข้ารับการทดสอบจะได้รับการประเมินแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่เกิดขึ้นด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan โดยทำการเก็บผล 3 ครั้ง เพื่อใช้ในการหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลสำหรับวิเคราะห์ผล ในการพิจารณาข้อมูลจะทำการตัดก้าวแรกและก้าวสุดท้ายออก เพราะเป็นการเดินที่ถูกกำหนดด้วยคำสั่งจากสมองจึงไม่เป็นไปตามธรรมชาติการเดินของแต่ละบุคคล ซึ่งสามารถแสดงแผนผังรายละเอียดของขั้นตอนการทดสอบได้ในรูปที่ 4.2

4.9 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

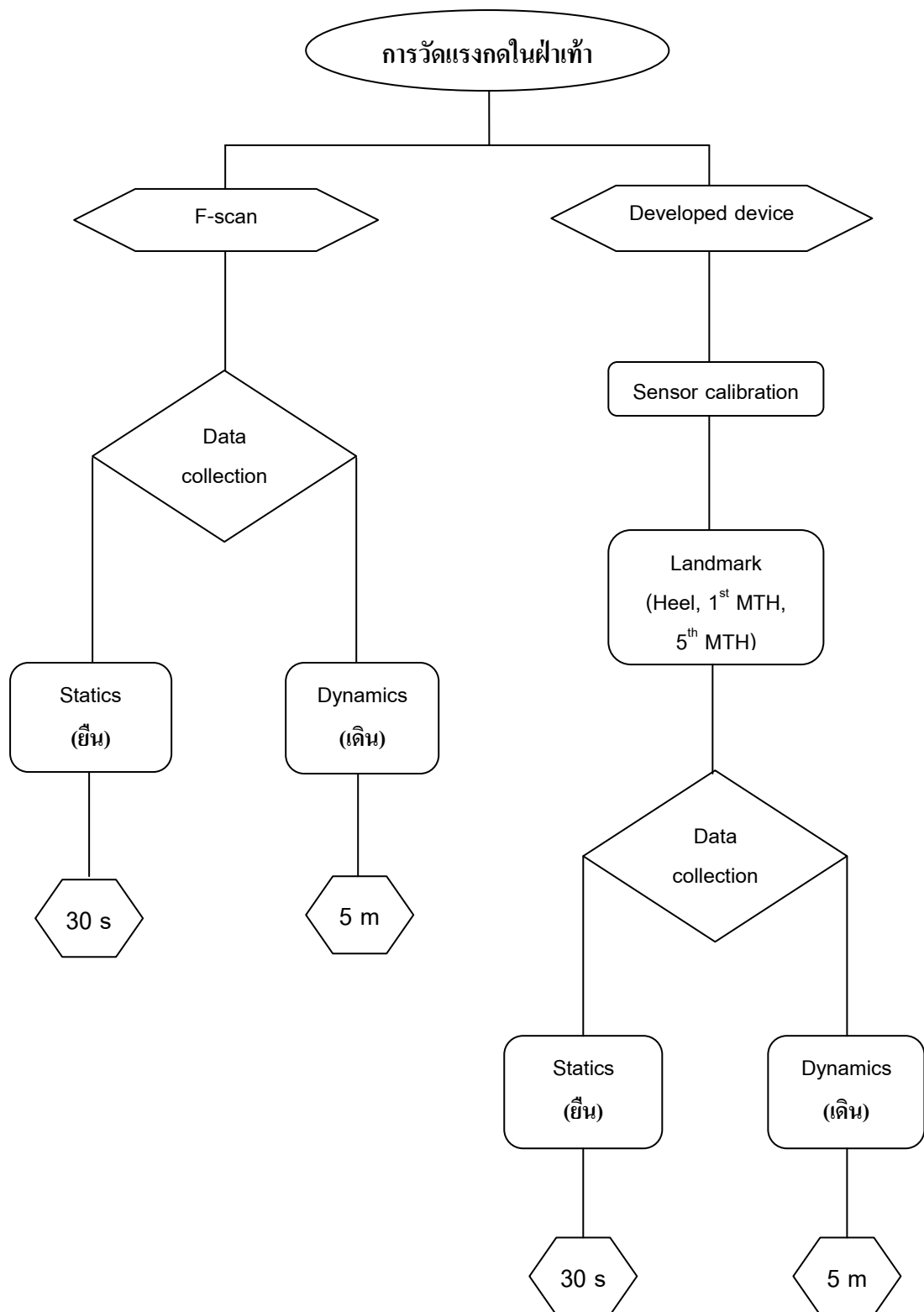
ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาแบ่งออกเป็น ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัคร ซึ่งได้แก่ อายุ เพศ น้ำหนัก ขนาดรองเท้าที่สวม และค่าดัชนีมวลกาย และข้อมูลที่ใช้ในการวัดเก็บข้อมูล ซึ่งเป็น ข้อมูลแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากเครื่อง F-scan และอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ตรงตำแหน่งสันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืนและเดินของเท้าทั้งสองข้าง ซึ่ง ข้อมูลที่ใช้ คือ ค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2)

4.9.1 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัยที่ได้จากการทดสอบในขณะที่ยืน

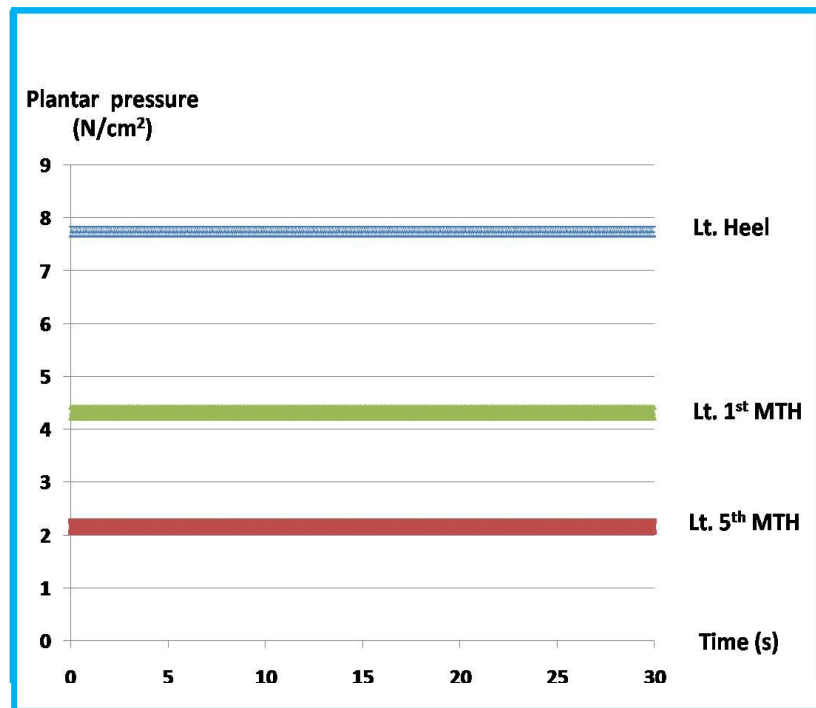
เครื่อง F-scan จะแสดงตัวเลขค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่ต้องการในเวลา 30 วินาที ออกมาให้โดยอัตโนมัติ ส่วนอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นต้องนำข้อมูลมาทำการพล็อตกราฟก่อน เพื่อใช้ในการเลือก ข้อมูลที่มีความสม่ำเสมอใกล้เคียงกันมากที่สุดเป็นเวลา 30 วินาที ดังแสดงในรูปที่ 4.3

4.9.2 ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัยที่ได้จากการทดสอบในขณะที่เดิน

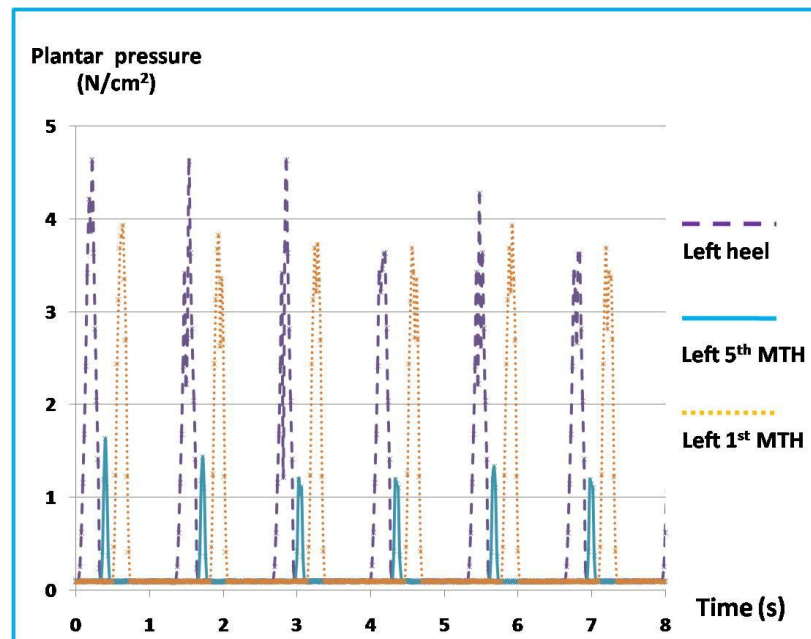
เครื่อง F-scan จะแสดงตัวเลขค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่ต้องการในระยะทาง 5 เมตร ออกมาให้โดยอัตโนมัติ โดยต้องมีการกำหนดให้โปรแกรมประมวลผลของเครื่อง F-scan เลือกเฉพาะ ค่าสูงสุดของยอดกราฟมาหาค่าเฉลี่ย และในการบันทึกข้อมูลต้องเริ่มทำการบันทึกตั้งแต่อ้าวที่สองเป็นต้นไปจนถึงก้าวสุดท้ายก่อนที่จะมีการกลับตัว ซึ่งสามารถแสดงตัวอย่างของข้อมูลที่ได้จากเครื่อง F-scan ส่วนอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นต้องนำข้อมูลมาทำการพล็อตกราฟก่อน เพื่อใช้ในการเลือกข้อมูล ที่มีการเปลี่ยนแปลงของกราฟแสดงผลสอดคล้องกับการถ่ายเทแรงตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า จากนั้นทำการตัดข้อมูลก้าวแรกและก้าวสุดท้ายทิ้งไป แล้วนำค่าสูงสุดของแต่ละยอดกราฟมาหาค่าเฉลี่ย ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.2 แผนผังรายละเอียดของขั้นตอนการทดสอบ



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างการคัดเลือกข้อมูลการวัดแรงแรงกดในฝ่าเท้าซ้ายที่เกิดขึ้นในขณะยืน
ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 4.4 ตัวอย่างการคัดเลือกข้อมูลการวัดแรงแรงกดในฝ่าเท้าซ้ายที่เกิดขึ้นในขณะเดิน
ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

4.10 การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิเคราะห์ข้อมูลในการศึกษาวิจัยนี้ จะแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ ซึ่งได้แก่ การวิเคราะห์ข้อมูลพื้นฐานโดยใช้สถิติเชิงบรรยาย (Descriptive statistics) และการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการทดลองโดยใช้สถิติเชิงอ้างอิง (Inferential statistics)

4.10.1 การวิเคราะห์โดยใช้สถิติเชิงบรรยาย

ในการศึกษาวิจัยนี้ใช้สถิติเชิงบรรยายในการวิเคราะห์ข้อมูลพื้นฐาน ซึ่งได้แก่ อายุ น้ำหนัก ดัชนีมวลกาย และขนาดรองเท้า โดยนำเสนอรายละเอียดของข้อมูลในรูปแบบ ค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean \pm SD) และค่าต่ำสุด – สูงสุด (Min – Max)

4.10.2 การวิเคราะห์โดยใช้สถิติเชิงอ้างอิง

1. วิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลว่าเป็นแบบปกติหรือไม่ โดยใช้การพิจารณากราฟฮิสโตแกรมควบคู่กับการตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูลต่อเนืองด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test
2. วิเคราะห์เปรียบเทียบคุณสมบัติในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐานว่ามีความแตกต่างกันหรือไม่ โดยใช้การวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ย 2 ค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่เป็นอิสระกัน (t-test for independent samples)
3. วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่งสันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า ของเท้าทั้งสองข้างที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน เพื่อพิจารณาว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความสามารถในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าแตกต่างจากเครื่องมืออ้างอิงอยู่เท่าใด

4. วิเคราะห์หาความสอดคล้องของการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐานว่ามีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันหรือไม่ โดยใช้การวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์ของสหสัมพันธ์ภายในกลุ่ม (Intra-class correlation coefficients : ICCs) ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐาน
5. การศึกษาวิจัยนี้จะทำการทดสอบสมมติฐานที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%
6. การวิเคราะห์ผลในการศึกษาจะใช้โปรแกรม SPSS Version 17 ลิขสิทธิ์ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เป็นเครื่องมือในการคำนวณข้อมูลทางสถิติ

4.11 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

ในการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้รับความร่วมมือจากอาสาสมัครจำนวน 112 คน แต่มีผู้ไม่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกเข้าร่วมการวิจัยจำนวน 82 คน เนื่องจากเป็นผู้ที่มีอุ้งเท้าสูงจำนวน 26 คน และอุ้งเท้าแบน 56 คน ดังนั้นจึงเหลือผู้เข้าร่วมการวิจัยเพียง 30 คน

4.11.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

อาสาสมัครที่เข้าร่วมการศึกษานี้ประกอบไปด้วย อาสาสมัครชายจำนวน 10 คน และอาสาสมัครหญิงจำนวน 20 คน มีอายุอยู่ในช่วง 22 – 32 (25.87 ± 2.60) ปี มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 42 – 76 (55.87 ± 11.73) กิโลกรัม มีดัชนีมวลกาย (BMI) อยู่ในช่วง 17.63 – 27.75 (20.28 ± 2.17) และสวมรองเท้าในช่วงเบอร์ 35 – 43 (38.77 ± 2.39) ตามมาตรฐานการวัดเท้าของยุโรป ข้อมูลพื้นฐานมีรายละเอียดดังที่แสดงในตารางที่ 4.1 และ 4.2

ตารางที่ 4.1 สรุปข้อมูลพื้นฐานที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

ข้อมูลพื้นฐาน	การนำเสนอข้อมูล
จำนวนอาสาสมัคร (คน)	30
ชาย	10
หญิง	20
อายุ (ปี) ค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด - สูงสุด	25.87 ± 2.60 22 - 32
น้ำหนัก (กก.) ค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด - สูงสุด	55.87 ± 11.73 42 - 76
ดัชนีมวลกาย (BMI) ค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด - สูงสุด	20.28 ± 2.17 17.63 - 27.75
ขนาดรองเท้า (เบอร์) ค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด - สูงสุด	38.77 ± 2.39 35 - 43

ตารางที่ 4.2 ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัครที่เข้าร่วมวิจัย

อาสาสมัคร	อายุ (ปี)	เพศ	น้ำหนัก (กก.)	ขนาดรองเท้า	ดัชนีมวลกาย
1	22	หญิง	42	36	17.71
2	32	ชาย	72	42	21.04
3	23	ชาย	56	39	19.84
4	22	ชาย	56	42	18.93
5	24	หญิง	70	43	21.13

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัครที่เข้าร่วมวิจัย

อาสาสมัคร	อายุ (ปี)	เพศ	น้ำหนัก (กก.)	ขนาดรองเท้า	ดัชนีมวลกาย
6	25	หญิง	48	38	19.72
7	28	หญิง	45	37	20.54
8	28	หญิง	55	35	20.44
9	28	ชาย	52	39	18.42
10	26	หญิง	48	37	18.75
11	32	ชาย	96	43	27.75
12	24	หญิง	52	38	23.74
13	23	หญิง	54	38	19.13
14	23	ชาย	62	42	21.97
15	24	ชาย	70	43	22.09
16	29	ชาย	76	42	21.73
17	25	หญิง	47	38	19.31
18	27	หญิง	45	36	17.15
19	28	หญิง	55	36	20.20
20	27	หญิง	52	39	20.83
21	27	หญิง	48	37	19.72
22	26	ชาย	67	41	23.74
23	25	หญิง	48	39	19.72
24	24	หญิง	48	38	18.29
25	23	ชาย	54	39	17.63
26	24	หญิง	45	37	18.97
27	26	หญิง	55	36	19.96
28	28	หญิง	62	38	21.97
29	27	หญิง	48	37	19.72
30	26	หญิง	48	38	18.29

ตารางที่ 4.2(ต่อ) ข้อมูลพื้นฐานของอาสาสมัครที่เข้าร่วมวิจัย

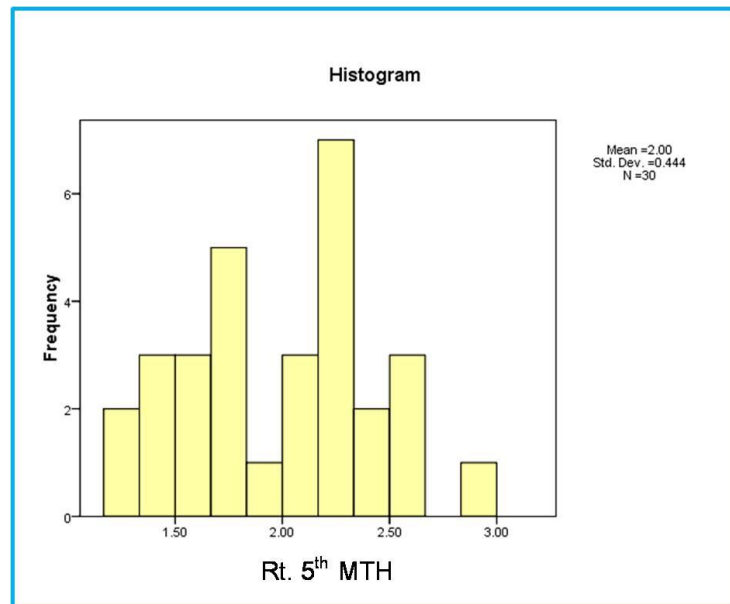
อาสาสมัคร	อายุ (ปี)	เพศ	น้ำหนัก (กก.)	ขนาดรองเท้า	ดัชนีมวลกาย
Mean	25.87	-	55.87	38.77	20.28
SD	2.60	-	11.73	2.39	2.17
Min	22	-	42	35	17.63
Max	32	-	76	43	27.75

4.11.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบเชิงสถิติอ้างอิง

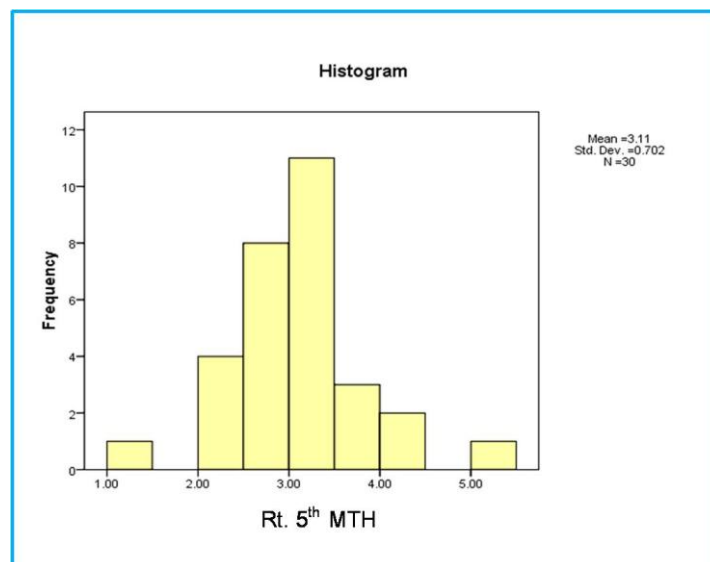
จากการศึกษาค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ของเท้าทั้งสองข้างในขณะยืนและเดินที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและจากเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน จากนั้นเมื่อนำข้อมูลการทดสอบที่ได้ทั้งหมดมาทำการวิเคราะห์ทางสถิติแล้วสามารถสรุปผลได้ ดังนี้

4.11.2.1 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล

จากการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลโดยใช้การพิจารณากราฟฮิสโตแกรม ดังแสดงในรูปที่ 4.5 และ 4.6 ควบคู่กับการตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูลต่อเนื่องด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test ซึ่งสามารถแสดงผลการทดสอบการแจกแจงของข้อมูล ค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ของเท้าทั้งสองข้างในขณะยืนและเดินที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและจากเครื่อง F-scan ดังแสดงในตารางที่ 4.3 – 4.6 พบว่า ข้อมูลที่ใช้ศึกษานี้มีการแจกแจงข้อมูลแบบปกติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$



รูปที่ 4.5 ตัวอย่างกราฟฮิสโตแกรมที่แสดงการแจกแจงความถี่ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำ สูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูก นิ้วก้อยเท้าขวาในขณะยืน ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 4.6 ตัวอย่างกราฟฮิสโตแกรมที่แสดงการแจกแจงความถี่ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำ สูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูก นิ้วก้อยเท้าขวาในขณะยืน ที่วัดได้จากเครื่อง F-scan

ตารางที่ 4.3 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรง ที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะยืน ซึ่งวัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test

Side of foot	Mask	Statistic value	p - value	Normal distribution*
Right foot	Heel	0.941	0.098	Yes
	5 th MTH	0.954	0.210	Yes
	1 st MTH	0.814	0.117	Yes
Left foot	Heel	0.961	0.329	Yes
	5 th MTH	0.963	0.365	Yes
	1 st MTH	0.875	0.136	Yes

* ทดสอบที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

ตารางที่ 4.4 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรง ที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งวัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test

Side of foot	Mask	Statistic value	p - value	Normal distribution*
Right foot	Heel	0.958	0.281	Yes
	5 th MTH	0.959	0.278	Yes
	1 st MTH	0.917	0.079	Yes
Left foot	Heel	0.966	0.439	Yes
	5 th MTH	0.930	0.076	Yes
	1 st MTH	0.951	0.174	Yes

* ทดสอบที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

ตารางที่ 4.5 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรง ที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1
 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะยืน ซึ่งวัดได้จากเครื่อง F-scan
 ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test

Side of foot	Mask	Statistic value	p - value	Normal distribution*
Right foot	Heel	0.978	0.763	Yes
	5 th MTH	0.957	0.260	Yes
	1 st MTH	0.839	0.127	Yes
Left foot	Heel	0.934	0.063	Yes
	5 th MTH	0.950	0.169	Yes
	1 st MTH	0.871	0.178	Yes

* ทดสอบที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

ตารางที่ 4.6 ผลการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรง ที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1
 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งวัดได้จากเครื่อง F-scan
 ด้วยวิธีของ Shapiro-Wilk test

Side of foot	Mask	Statistic value	p - value	Normal distribution*
Right foot	Heel	0.878	0.085	Yes
	5 th MTH	0.946	0.135	Yes
	1 st MTH	0.927	0.082	Yes
Left foot	Heel	0.907	0.076	Yes
	5 th MTH	0.905	0.075	Yes
	1 st MTH	0.927	0.062	Yes

* ทดสอบที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

4.11.2.2 ผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของคุณสมบัติในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan

จากการศึกษาการแจกแจงของข้อมูลข้างต้นพบว่า มีการแจกแจงแบบปกติจึงใช้การทดสอบสมมติฐานที่ใช้พารามิเตอร์ (Parametric Tests) ซึ่งสถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์เปรียบเทียบคุณสมบัติในการวัดแรงกดในฝ่าเท้า ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นว่ามีประสิทธิภาพใกล้เคียงหรือแตกต่างจากเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐานหรือไม่ นั่นคือ วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ย 2 ค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่เป็นอิสระกัน (t-test for independent samples) ถึงแม้ว่าในการศึกษานี้จะทำการศึกษาในกลุ่มตัวอย่างที่มีขนาดใหญ่ ($n \geq 30$) ซึ่งควรใช้การวิเคราะห์การแจกแจงแบบซี (z-test) และโดยปกติแล้ว t-test จะใช้เมื่อกลุ่มตัวอย่างมีขนาดเล็ก ($n_1 < 30, n_2 < 30$) แต่ในทางปฏิบัติ t-test ใช้กับกลุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ได้ ขอเพียงแต่ให้ประชากรของกลุ่มตัวอย่างที่สุ่มมา มีการแจกแจงแบบปกติ [24] ประกอบกับการศึกษานี้ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร (σ_1^2, σ_2^2) จึงต้องประมาณค่าด้วยค่าความแปรปรวนของกลุ่มตัวอย่าง (s_1^2, s_2^2) ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกใช้การวิเคราะห์การแจกแจงแบบที่แทนการแจกแจงแบบซี เพื่อให้การวิเคราะห์ผลทางสถิติแบบที่ใช้พารามิเตอร์มีความน่าเชื่อถือมากที่สุด

จากการศึกษาค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ในขณะยืนและเดิน จากนั้นเมื่อนำข้อมูลผลการทดสอบที่ได้ทั้งหมดมาทำการวิเคราะห์หาความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ย 2 ค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่เป็นอิสระจากกัน (t-test for independent samples) พบว่าค่าของแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดินที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น มีความแตกต่างกับค่าของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากเครื่อง F-scan อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ ซึ่งสามารถกล่าวได้อีกนัยหนึ่งก็คือ อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่พัฒนาขึ้นมีคุณสมบัติในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าแตกต่างกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยค่าเฉลี่ยของแต่ละอุปกรณ์สามารถแสดงผลได้ในตารางที่ 4.7 และผลการวิเคราะห์ด้วย t-test for independent samples สามารถแสดงได้ในตารางที่ 4.8 และ 4.9

ตารางที่ 4.7 ข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan

ตำแหน่ง	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น (N/CM ²)				เครื่อง F-SCAN (N/CM ²)			
	MEAN ± SD				MEAN ± SD			
	ขวา		ซ้าย		ขวา		ซ้าย	
	ยืน	เดิน	ยืน	เดิน	ยืน	เดิน	ยืน	เดิน
ส้นเท้า (Heel)	6.94 ± 0.83	6.45 ± 0.69	6.61 ± 0.82	6.15 ± 0.67	10.63 ± 1.35	9.24 ± 1.34	9.96 ± 1.19	8.77 ± 1.40
ปุ่มกระดูกนิ้วก้อย เท้า (5 th MTH)	1.99 ± 0.44	1.60 ± 0.41	1.76 ± 0.46	1.38 ± 0.39	3.11 ± 0.70	2.58 ± 0.72	2.91 ± 0.74	2.14 ± 0.71
ปุ่มกระดูกหัวแม่ เท้า (1 st MTH)	3.51 ± 0.93	2.67 ± 0.52	3.22 ± 0.82	2.52 ± 0.47	4.75 ± 1.01	3.86 ± 0.83	4.40 ± 0.90	3.70 ± 0.75

ตารางที่ 4.8 ข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน โดยใช้ t-test for independent samples ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

Mask	Statistic value	p - value	Different assumed (p < 0.05)
Right heel	-12.726	2.71×10^{-17}	Yes
Left heel	-12.671	1.19×10^{-18}	Yes
Right 5 th MTH	-7.351	3.76×10^{-10}	Yes

ตารางที่ 4.8 (ต่อ) ข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน โดยใช้ t-test for independent samples ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

Mask	Statistic value	p - value	Different assumed (p < 0.05)
Left 5 th MTH	-7.250	0.56×10^{-19}	Yes
Right 1 st MTH	-4.921	5.46×10^{-6}	Yes
Left 1 st MTH	-5.322	0.87×10^{-6}	Yes

ตารางที่ 4.9 ข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดิน โดยใช้ t-test for independent samples ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

Mask	Statistic value	p - value	Different assumed (p < 0.05)
Right heel	-10.114	2.82×10^{-13}	Yes
Left heel	-9.225	0.66×10^{-11}	Yes
Right 5 th MTH	-6.512	2.48×10^{-8}	Yes
Left 5 th MTH	-5.184	2.46×10^{-6}	Yes
Right 1 st MTH	-6.663	0.54×10^{-8}	Yes
Left 1 st MTH	-7.297	1.17×10^{-9}	Yes

4.11.2.3 ผลการวิเคราะห์วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่าง ค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้า สูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่งปุ่ม กระดูกต่างๆ จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

จากการวิเคราะห์เปรียบเทียบค่าแรงกดในฝ่าเท้า ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น กับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐานข้างต้น ทำให้ ทราบว่าอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่พัฒนาขึ้นวัดค่าแรงกดในฝ่าเท้าได้แตกต่างกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน จากนั้นเมื่อทำการวิเคราะห์ความแตกต่าง (Difference) ระหว่างค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำสูงสุดต่อเซนเซอร์ 1 ตัวในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร (N/cm^2) ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่ม กระดูกต่างๆ ในขณะที่ยืนและเดิน จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ทำให้ทราบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น วัดแรงกดในฝ่าเท้าได้ค่าน้อย กว่าเครื่องอ้างอิงมาตรฐานประมาณ 32.71 % ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะที่ยืน และในขณะที่เดินอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้น้อยกว่าเครื่องอ้างอิงประมาณ 32.72 % โดยมีรายละเอียดการวิเคราะห์ ดังแสดงในตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 ตารางเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

Mask	Developed device		F-scan		% of the Difference	
	Right	Left	Right	Left	Right	Left
Statics (ยืน)						
Heel	6.94	6.61	10.63	9.96	34.71	33.63
5 th MTH	2.00	1.76	3.11	2.91	35.69	39.51
1 st MTH	3.52	3.22	4.75	4.40	25.89	26.81
Total average of % of the difference	32.71 %					
Dynamics (เดิน)						
Heel	6.45	6.15	9.24	8.77	30.19	29.87
5 th MTH	1.60	1.38	2.58	2.14	37.98	35.51
1 st MTH	2.67	2.52	3.86	3.70	30.83	31.89
Total average of % of the difference	32.72 %					

4.11.2.4 ผลการวิเคราะห์หาความสอดคล้องของการวัดแรงกดในฝ่าเท้าระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐาน

ในการศึกษาวิจัยนี้ได้ทำการวิเคราะห์หาความสอดคล้องของการวัดแรงกดในฝ่าเท้าระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐานว่า มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันหรือไม่ โดยใช้การวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่ม (Intra-class correlation coefficients : ICCs) ของข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดที่กระทำต่อเซนเซอร์ 1 ตัว ในพื้นที่ 1 ตารางเซนติเมตร ที่วัดได้ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกต่างๆ จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมืออ้างอิงมาตรฐาน ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่มนี้เป็นค่าที่ใช้บอกความสอดคล้องกันของตัวอย่างภายในกลุ่มหรือในระดับชั้นเดียวกัน สามารถใช้ประเมินความสอดคล้องของเครื่องมือ 2 อย่าง ว่ามีแนวโน้มของความน่าเชื่อถือในการวัดไปในทิศทางเดียวกันหรือไม่ โดยมีหลักในการพิจารณา[25] คือ ค่า ICC ตั้งแต่ 0 – 1 ถ้าค่า ICC เข้าใกล้ 1 จะบ่งชี้ว่าเครื่องมือทั้งสองมีความสอดคล้องกันมาก และเกณฑ์ที่ใช้ประกอบการพิจารณา คือ

- ถ้าค่า ICC อยู่ในช่วง $ICC < 0.4$ จะถือว่าข้อมูลมีความสัมพันธ์กันน้อย หรือไม่มี ความสัมพันธ์กัน
- ถ้าค่า ICC อยู่ในช่วง $0.4 \leq ICC \leq 0.7$ จะถือว่าข้อมูลมีแนวโน้มของความสัมพันธ์อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้
- ถ้าค่า ICC อยู่ในช่วง $0.7 \leq ICC \leq 1.0$ จะถือว่าข้อมูลมีแนวโน้มของความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงแต่หากค่าที่ได้มากกว่า 0.75 ก็ถือว่ามีความแม่นยำสูง

และสามารถแสดงรายละเอียดของผลการวิเคราะห์ข้อมูลได้ในตารางที่ 4.11 และ 4.12

ตารางที่ 4.11 ข้อมูลเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่มของผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

Right Foot				Left Foot		
Parameter	ICC	95% Confidence Interval		ICC	95% Confidence Interval	
		Lower bound	Upper bound		Lower bound	Upper bound
		Heel	0.641		0.370	0.811
5 th MTH	0.466	0.133	0.705	0.502	0.179	0.727
1 st MTH	0.721	0.491	0.857	0.545	0.235	0.754

ตารางที่ 4.12 ข้อมูลเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่มของผลการทดสอบที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$

Right Foot				Left Foot		
Parameter	ICC	95% Confidence Interval		ICC	95% Confidence Interval	
		Lower bound	Upper bound		Lower bound	Upper bound
		Heel	0.884		0.771	0.943
5 th MTH	0.799	0.620	0.899	0.796	0.614	0.897
1 st MTH	0.878	0.760	0.940	0.711	0.476	0.851

จากการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในพบว่า ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนนั้น อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีค่า ICC อยู่ในช่วง 0.466 – 0.727 ซึ่งถือว่าข้อมูลมีแนวโน้มของความสัมพันธ์อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และเมื่อพิจารณาการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะเดินพบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีค่า ICC อยู่ในช่วง 0.711 – 0.878 ซึ่งถือว่าข้อมูลมีแนวโน้มของความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูง ดังนั้นอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีคุณสมบัติในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าในขณะยืนและเดินสอดคล้องกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

เมื่อเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan ที่ต้องสั่งซื้อมาจากต่างประเทศแล้ว พบว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีราคาถูกกว่า เครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ซึ่งสามารถแสดงข้อมูลได้ในตารางที่ 4.13 เมื่อพิจารณาจากการวิเคราะห์ผลทางสถิติด้วย t-test for independent samples และจากการพิจารณาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยข้อมูลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่ได้จากการวัดด้วยอุปกรณ์ทั้งสองพบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นวัดค่าแรงกดในฝ่าเท้าได้น้อยกว่าเครื่องอ้างอิงมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และจากการวิเคราะห์ผลทางสถิติด้วยการหาค่าสหสัมพันธ์ภายใน เพื่อพิจารณาแนวโน้มของความเชื่อมั่นของความสอดคล้องในการใช้งานพบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีแนวโน้มของความเชื่อมั่นในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าสอดคล้องเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับเครื่อง F-scan ที่ใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ ดังนั้นหากต้องการข้อมูลแรงกดในฝ่าเท้าเบื้องต้นเพื่อใช้ประกอบการรักษาทางคลินิก อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถใช้แทนเครื่อง F-scan ได้ เช่น การใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นช่วยในการตรวจสอบแผ่นรองเท้า ที่ใช้ในการลดแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติว่าสามารถช่วยได้จริงหรือไม่ และช่วยลดแรงลงไปได้มากน้อยเพียงใด เป็นต้น อย่างไรก็ตามอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ยังต้องการการปรับปรุงประสิทธิภาพในการวัดให้มีความละเอียดถูกต้องมากขึ้นเพื่อให้ได้ผลการวัดที่ใกล้เคียงกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยการใช้เซนเซอร์ที่มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น สามารถวัดแรงได้ถูกต้องมากขึ้นไม่มีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติตามเวลา และการทำให้แผ่นรองเท้าวัดแรงบางลงไม่มีผลต่อการกระจายแรงที่ทำให้วัดแรงได้น้อยลงไปอีกอย่างที่เป็นอยู่ และที่สำคัญต้องมีการพัฒนาการปรับเทียบเซนเซอร์ให้ดีขึ้น เพื่อให้เกิดความสะดวกรวดเร็วในการใช้งาน

ตารางที่ 4.13 การเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง F-scan

เกณฑ์ที่ใช้เปรียบเทียบ	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น	เครื่อง F-scan
ราคาเครื่อง (บาท)	≈ 5,000	≈ 600,000
ราคา Insole พร้อมเซนเซอร์ (บาท/คู่)	≈ 6,000 (6 x 1000)	≈ 8,000 (2 x 4000)
การปรับเทียบเซนเซอร์	ปรับด้วยมือ	อัตโนมัติ
ความสะดวกในการใช้งาน	สะดวกเพราะเป็นแบบ portable และใช้ Wireless	ติดตั้งอยู่กับที่เพราะใช้สาย เชื่อมต่อ
การใช้งาน	ใช้งานง่าย	ต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ

บทที่ 5

อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 อภิปรายผลการวิจัย

การศึกษาในครั้งนี้ จะทำการทดสอบเก็บผลแรงกดในฝ่าเท้าจากอาสาสมัครปกติ จำนวน 30 คน ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกทั้งสามที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ด้วยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นและเครื่อง F-scan ซึ่งใช้เป็นเครื่องอ้างอิงมาตรฐานในการวัด เมื่อนำข้อมูลผลการทดสอบมาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางสถิติแบบใช้พารามิเตอร์ ด้วยการทดสอบ t-test for independent samples พบว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความแตกต่างกับเครื่องอ้างอิงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และทำการวิเคราะห์ประสิทธิภาพของอุปกรณ์ด้วยความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่วัดได้ตรงตำแหน่งกระดูกต่างๆ จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐานพบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้น้อยกว่าเครื่องอ้างอิงมาตรฐานประมาณ 32.71 % ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืน และประมาณ 32.72 % สำหรับการวัดแรงกดในฝ่าเท้าในขณะเดิน เมื่อวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายใน (Intra-class Correlation Coefficients) ของข้อมูลที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น และจากเครื่อง F-scan แล้วนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกัน พบว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความ สอดคล้องของแนวโน้มในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าเป็นไปในทิศทางเดียวกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยการวัดแรงกดในฝ่าเท้าในขณะเดิน จะมีความสอดคล้องมากกว่าในขณะยืนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ ในส่วนของการวัดผลตรงปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า จะพบการเปลี่ยนแปลงของกราฟสัญญาณการวัดที่มาจากจุดนี้น้อยกว่าจุดอื่นๆ เนื่องจากตามหลักชีวกลศาสตร์เท้าแล้ว การกระจายแรงในฝ่าเท้าตรงจุดนี้จะมีปริมาณน้อยกว่าจุดอื่นๆ ประกอบกับแผ่นรองเท้าที่ใช้วัดแรงนั้นทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นต่ำ ทำให้แรงที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าลดน้อยลงไปอีก จึงทำให้การเปลี่ยนแปลงของกราฟสัญญาณการวัดที่มาจากจุดนี้เพียงเล็กน้อย

ถึงแม้ว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ จะมีความสอดคล้องในการวัดแรงกดในฝ่าเท้ากับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน ใช้งานสะดวก และมีราคาถูก แต่ก็มีจุดด้อยในการเสียเวลาปรับเทียบเซนเซอร์ทุกๆ 90 นาที และเสียเวลาในการติดตั้งเซนเซอร์ ในการวัด ให้ตรงกับตำแหน่งที่มีแรงกระทำสูงสุดของปุ่มกระดูกต่างๆ โดยเฉพาะในการเดินที่ต้องมีการปรับหาตำแหน่งการติดตั้ง

เซนเซอร์ใหม่ทุกครั้ง เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากที่สุด นอกจากนี้ยังมีปัญหาสัญญาณรบกวนที่ยังมีอยู่ โดยเฉพาะจากการแกว่งของสายไฟนำสัญญาณที่เชื่อมต่อระหว่างเซนเซอร์ในแผ่นรองเท้ากับวงจรวัด ดังนั้นจึงต้องใช้เทปกาวยช่วยในการยึดสายไฟให้ติดกับขาของออสซิลโลสโคปเพื่อลดการแกว่งของสายไฟอันเป็นสาเหตุของการเกิดสัญญาณรบกวน

5.2 ข้อจำกัดของการวิจัย

ในการศึกษาวิจัยนี้ พบข้อจำกัดในการวิจัยที่เป็นอุปสรรคในการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย ดังนี้

1. จำนวนอาสาสมัครที่ผ่านเกณฑ์คัดเลือกเข้าในการศึกษามีไม่เพียงพอ เนื่องจากส่วนใหญ่มักมีปัญหาฝ่าเท้าแบนหรือปัญหาเท้าอื่นๆ
2. การเดินไม่เป็นไปตามนิสัยปกติในการเคลื่อนที่ของอาสาสมัคร เนื่องจากความประหม่าและความไม่คุ้นเคยที่มีการใช้อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าในการเดิน
3. ในส่วนของการรายงานผลการวัดจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น จะได้ค่าของแรงกดในฝ่าเท้าลดลงประมาณ 30% ของแรงที่เกิดขึ้นจริง สาเหตุเนื่องมาจากแผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดแรงสร้างจากโพลีเอทิลีนโฟม ซึ่งเป็นวัสดุที่มีความหนาแน่นต่ำซึ่งมีคุณสมบัติในการช่วยกระจายแรง จึงทำให้แรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้มีค่าลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับปริมาณของแรงกดในฝ่าเท้าที่วัดได้บนพื้นปกติ
4. การพบความเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย ตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า โดยเฉพาะในกรณีที่วัดอาสาสมัครที่มีน้ำหนักน้อย เนื่องจากแรงที่กระทำตรงตำแหน่งนี้มีปริมาณน้อยกว่าแรงที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกเท้าอื่นๆ ที่ต้องการวัด ประกอบกับแผ่นรองเท้าที่ใช้ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้า สร้างจากวัสดุที่มีความหนาแน่นต่ำซึ่งมีคุณสมบัติในการกระจายแรง จึงทำให้สังเกตเห็นความเปลี่ยนแปลงของแรงที่กระทำตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้าได้น้อย

5.3 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้ทำการศึกษาและพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย ซึ่งมีลักษณะเป็นเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าแบบแผ่นรองเท้า สำหรับวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในขณะยืนและเดิน ในส่วนของแผ่นรองเท้านั้นถูกออกแบบให้มีเซนเซอร์วัดแรงข้างละ 3 ตัว ซึ่งติดตั้งไว้สำหรับวัดแรง ที่เกิดขึ้นตรงตำแหน่งปุ่มกระดูกสำคัญทั้งสามตามหลักชีวกลศาสตร์เท้า ที่สามารถตรวจวัดหาแรงกดในฝ่าเท้าได้ง่าย ซึ่งได้แก่ สันเท้า ปุ่มกระดูกนิ้วหัวแม่เท้า ปุ่มกระดูกนิ้วก้อยเท้า โดยมีวงจรวัดแรงที่อยู่ภายในกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว ช่วยประมวลผลข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์ แล้วข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลเรียบร้อยแล้วซึ่งเป็นสัญญาณแอนาล็อก จะถูกส่งไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอล ที่กล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว ใช้โมดูลสื่อสารไร้สายตามมาตรฐานบลูทูธเพื่อส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นไปยังคอมพิวเตอร์แสดงผล เพื่อความสะดวกในการใช้งาน และไม่เป็นอุปสรรคระหว่างการยืนและเดิน

แผ่นรองเท้าสำหรับวัดวัดแรงกดในฝ่าเท้า สร้างจากแผ่นโพลีเอทิลีนโฟม หนา 3 มิลลิเมตร มีขนาดพอดีกับรองเท้าที่ใช้ในการเก็บข้อมูลในการวัด และถูกออกแบบให้มีส่วนประกอบ 3 ส่วนมาต่อกัน ซึ่งได้แก่ แผ่นรองเท้าส่วนหน้า แผ่นรองเท้าส่วนกลาง และแผ่นรองเท้าส่วนหลัง โดยบริเวณรอยต่อระหว่างส่วนประกอบแต่ละส่วน จะเว้นช่องไว้สำหรับให้เซนเซอร์ลอดผ่านได้ เพื่อความสะดวกในการติดตั้งเซนเซอร์สำหรับวัดแรงตรงตำแหน่งต่างๆ ที่ต้องการวัด ซึ่งได้แก่ สันเท้า ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า และปุ่มกระดูกนิ้วเท้า

เซนเซอร์วัดแรง ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายนี้ เป็นเซนเซอร์ที่อาศัยหลักการของปรากฏการณ์เพียโซรีซิสทีฟที่สามารถวัดแรงที่มากกระทำ ให้อยู่ในรูปของการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานไฟฟ้าได้ เซนเซอร์วัดแรงที่เลือกใช้ คือ Flexiforce A201 Standard Force Sensor มีลักษณะเป็นแผ่นแบนบาง มีความหนาเพียง 0.208 มิลลิเมตร และมีพื้นที่ในการรับแรง 0.95 ตารางเซนติเมตร ด้วยเหตุนี้จึงทำให้เซนเซอร์สามารถโค้งงอได้ง่าย สะดวกในการประยุกต์ใช้ นอกจากนี้ยังมีค่าของการรับแรงสูงสุดให้เลือกใช้ได้หลายขนาดตามความเหมาะสมที่ต้องการใช้ในการวัดแรง จึงมีความเหมาะสมในการใช้สร้างแผ่นรองเท้าสำหรับวัดแรง

กล่องสำหรับประมวลผล ของอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายนี้ ถูกออกแบบให้กล่องประมวลผลข้อมูลทั้งหมดติดตั้งไว้ที่เอวเพื่อความสะดวกในการยืนหรือเดิน ซึ่งกล่องประมวลผลทั้ง 3 ได้แก่ กล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว และกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว โดยกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว จะมีวงจรวัดแรง และวงจรรองผ่านตัวสำหรับลดสัญญาณรบกวน เพื่อให้สามารถอ่านค่าของข้อมูลที่วัดได้ชัดเจนมากขึ้น ส่วนกล่องตรงตำแหน่งกึ่งกลางเอว มีวงจรมอเตอร์คอนโทรลเลอร์ สำหรับแปลงสัญญาณข้อมูลที่วัดได้ซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล นอกจากนี้ยังมีบลูทูธโมดูลเพื่อใช้ในการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ ด้วยวิธีการสื่อสารแบบไร้สาย เพื่อความสะดวกในการยืนหรือเดินของผู้ใช้ ส่งผลให้ได้ข้อมูลการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าตามความเป็นจริง

การแสดงผลของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ใช้โปรแกรม LabView ในการพัฒนา โดยออกแบบให้สามารถแสดงผลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าทั้งในขณะที่ยืนและเดิน ได้ในหน้าจอเดียวกัน การรายงานผลจะแสดงในรูปของกราฟที่บอกถึงความสัมพันธ์ของข้อมูลที่วัดได้กับเวลา และแสดงข้อมูลในรูปของค่าตัวเลขเฉลี่ยของแรงกดในฝ่าเท้าสูงสุดตรงตำแหน่งที่วัด

จากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติพบว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความสอดคล้องกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ สามารถนำไปใช้เป็นเครื่องมือในการช่วยประเมินและแก้ไขปัญหาการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าที่ผิดปกติ โดยใช้ในการประเมินการกระจายแรงในเบื้องต้น และประเมินผลการรักษาความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าด้วยกายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า ว่าสามารถลดแรงกดในฝ่าเท้าก่อนและหลังการรักษาได้หรือไม่มากนักเพียงใด และในอนาคตยังสามารถทำการพัฒนาอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ให้มีประสิทธิภาพที่ดียิ่งขึ้นได้อีก โดยการใช้เซนเซอร์ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นไม่มีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติตามเวลา รวมทั้งการใช้เซนเซอร์ที่มากขึ้นสามารถติดตั้งได้ครอบคลุมพื้นที่ที่ต้องการศึกษาเพื่อให้ได้ผลการวัดที่ละเอียดมากขึ้น และแก้ปัญหาด้านการปรับเทียบเซนเซอร์ให้มีความสะดวกมากขึ้นหรือเป็นแบบอัตโนมัติ เพื่อความรวดเร็วในการใช้งานก็จะทำให้ได้อุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าที่มีประสิทธิภาพสูง ใช้งานง่าย มีราคาถูกลง เพื่อลดการนำเข้าเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่มีราคาแพงจากต่างประเทศ และเป็นประโยชน์ต่อทางการแพทย์ในอนาคต

5.4 ข้อเสนอแนะ

1. ทำการปรับปรุงให้อุปกรณ์กินไฟน้อยลง ด้วยการใช้ ไอซีและอุปกรณ์ที่กินไฟน้อย เป็นต้น เพื่อเพิ่มระยะเวลาการใช้งานให้นานขึ้น
2. ทำการปรับปรุงกล่องประมวลผลให้เล็กลง หรือรวมไว้เหลือเพียงกล่องเดียว เนื่องจากกล่องตรงตำแหน่งซ้ายขวาของเอว (Left and right waist boxes) มีขนาดใหญ่เกินไปไป สร้างความรำคาญให้กับผู้ใช้ในขณะที่กำลังแกว่งแขนในตอนเดิน
3. ปรับแผ่นรองเท้าวัดแรงให้บางลง เพื่อให้ได้ข้อมูลการวัดแรงกดในฝ่าเท้าที่ถูกต้องมากขึ้น
4. เปลี่ยนเซนเซอร์วัดแรงใหม่ที่มีคุณสมบัติและประสิทธิภาพในการใช้งานที่ดีขึ้น ไม่มีปัญหาด้านการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติตามเวลา เพื่อลดการเสียเวลาในการปรับเทียบ
5. พัฒนาอุปกรณ์ให้สามารถวัดแรงกดในฝ่าเท้าได้หลายจุดมากขึ้น เพื่อเพิ่มประโยชน์ในการใช้งานที่มากขึ้น

รายการอ้างอิง


- [1] Snell RS. Clinical Anatomy for Medical Students. 7th Edition. Philadelphia : Lippincott William and Wilkins, 2006.
- [2] Basmajian J.V. Grant's Method of Anatomy. 10th Edition. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 1980.
- [3] Moss SE, and Kline B. The prevalence and incidence of lower extremity amputation in a diabetic population. Arch Fam Med. 152(3) (Mar, 1992) : 610 – 616.
- [4] Alfonso Martinez-Nova, and et al. Biofoot In-shoe system : Normal values and assessment of the reliability and repeatability. The Foot. 17(April, 2007) : 192.
- [5] Chris Kirtley. Clinical gait analysis : Theory and Practice. 1st edition. Churchill Livingstone : Elsevier, 2006.
- [6] John Charles Boileau (Grant), Anne M.R. Agur, and Arthur F. Dalley. Grant's atlas of anatomy. 12th edition. USA: Wolters Kluwer and Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [7] Foot anatomy. Available from : <http://www.eorthopod.com/content/foot-anatomy-jpg.html> [2012, May 8]
- [8] P. Ronconi., and S. Ronconi. The Foot Biomechanics, Pathomechanics, and Kinetics. 3rd edition. USA : Wolters Kluwer and Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [9] Arches of foot. Available from : <http://podiatryboards.web.officelive.com/footarches.com/footarches.aspx> [2012, May 8]
- [10] Transverse arch. Available from : <http://faculty.ksu.edu.sa/71257/Pictures%20Library/Forms/AllItems.adp>. [2012, May 8]
- [11] Moss SE, and Kline B. The prevalence and incidence of lower extremity amputation in a diabetic population. Arch Fam Med. 152(3) (Mar, 1992) : 610 – 616.
- [12] Amico AD, and Natale CD. A contribution on some basic definitions of sensors

- properties. IEEE Sensors Journal. 3(2001) : 183-190.
- [13] Figliola RS, and Beasley DE. Theory and Design for Mechanical Measurements. 4th Edition. Canada : John Wiley & Sons, 2006.
- [14] เซ็นเซอร์เพียโซในทางการแพทย์. Biomed-Engineering. แหล่งที่มา : <http://www.biomed.in.th/strain-gauge-piezoelectric-accelerometer-in-medical-engineering>[2012, May 8]
- [15] เพียโซอิเล็กทริกเปลี่ยนแรงกดเป็นพลังงานไฟฟ้า. แหล่งที่มา : <http://www.biomed.in.th/strain-gauge-piezoelectric-accelerometer-in-medical-engineering> [2012, May 8]
- [16] Chi-Yuang Yu., Hsin-Hung Tu., Foot surface area database and estimation formula., Applied Ergonomics. 40.(2009) : 767 – 774.
- [17] Todd C. Pataky, and et al. Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. Journal of Biomechanics. 41.(2008) : 2772-2775.
- [18] Alfonso Martinez-Nova, and et al. Biofoot In-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. The Foot. 17(April, 2007) : 190-196.
- [19] A.J. Nevill M. G. Pepper., and M. Whiting. In-shoe foot pressure measurement system utilizing piezoelectric film transducers. Medical and Biological Engineering and Computing. (January, 1995) : 76 – 81.
- [20] Mario Salvadori. Why Building Stand Up. New York : WW Norton, 1980.
- [21] James Karki. Analysis of the Sallen-Key Architecture. Texas Instruments Incorporated. (July, 2002) : 1 – 13.
- [22] ESD datasheet. Available from : http://www.sena.com/download/datasheet/manual_promi_esd-v2.0.0.pdf [2012, May 8]
- [23] Foot scan. Available from : http://en.wikipedia.org/wiki/File:Example_foot_pressure.png[2012, May 8]
- [24] ชูศรี วงศ์รัตนะ. การทดสอบเกี่ยวกับค่าเฉลี่ยและสัดส่วน. เทคนิคการใช้สถิติเพื่อการวิจัย. พิมพ์ครั้งที่ 10. กรุงเทพมหานคร : ไทเนรมิตกิจ อินเทอร์เน็ต โปรดักส์, 2550 : 156.
- [25] David C. Howell. Statistical Methods in Psychology. 7th Edition. Belmont : Wadsworth Cengage Learning, 2010.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

เอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย</p>
--	---

การวิจัยเรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย (Development of a simple device for plantar pressure measurement)

วันที่ให้คำยินยอม วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้า นาย/นาง/นางสาว.....

ที่อยู่..... ได้อ่าน

รายละเอียดจากเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วม โครงการวิจัยวิจัยที่แนบมาฉบับวันที่..... และ

ข้าพเจ้ายินยอมเข้าร่วม โครงการวิจัย โดยสมัครใจ

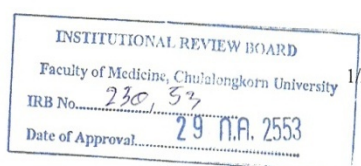
ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมใน โครงการวิจัยที่ข้าพเจ้าได้ลงนาม และ วันที่ พร้อมด้วยเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วม โครงการวิจัย ทั้งนี้ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอมให้ทำการวิจัยนี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย ระยะเวลาของการทำวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัย และแนวทางการรักษาโดยวิธีอื่นอย่างละเอียด ข้าพเจ้ามีเวลาและโอกาสเพียงพอในการซักถามข้อสงสัยจนมีความเข้าใจอย่างดีแล้ว โดยผู้วิจัยได้ตอบคำถามต่าง ๆ ด้วยความเต็มใจ ไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ารับทราบจากผู้วิจัยว่าหากเกิดอันตรายใด ๆ จากการวิจัยดังกล่าว ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการรักษาพยาบาลโดยไม่เสียค่าใช้จ่าย


ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกเข้าร่วมใน โครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้งเหตุผล และการบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้ จะไม่มีผลต่อการรักษาโรคหรือสิทธิอื่น ๆ ที่ข้าพเจ้าจะพึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยได้เฉพาะเมื่อได้รับการยินยอมจากข้าพเจ้าเท่านั้น บุคคลอื่นในนามของบริษัทผู้สนับสนุนการวิจัย คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยาอาจได้รับอนุญาตให้เข้ามาตรวจและประมวลผลข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัย ทั้งนี้จะต้องกระทำไปเพื่อวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลเท่านั้น โดยการตกลงที่จะเข้าร่วมการศึกษานี้ข้าพเจ้าได้ให้คำยินยอมที่จะให้มีการตรวจสอบข้อมูลประวัติทางการแพทย์ของผู้เข้าร่วมวิจัยได้

ผู้วิจัยรับรองว่าจะไม่มีการเก็บข้อมูลใด ๆ ของผู้เข้าร่วมวิจัย เพิ่มเติม หลังจากที่ข้าพเจ้าขอขอยกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยและต้องการให้ทำลายเอกสารและ/หรือ ตัวอย่างที่ใช้ตรวจสอบทั้งหมดที่สามารถสืบค้นถึงตัวข้าพเจ้าได้



Version 1.1 Dated 20 July 2010

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัย</p>
--	---

ข้าพเจ้าเข้าใจว่า ข้าพเจ้ามีสิทธิ์ที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าและสามารถยกเลิกการให้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยรับทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัยรวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ของข้าพเจ้าที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ จะผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในแบบบันทึกและในคอมพิวเตอร์ การตรวจสอบการวิเคราะห์ และการรายงานข้อมูลเพื่อวัตถุประสงค์ทางวิชาการ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทางการแพทย์ในอนาคตเท่านั้น

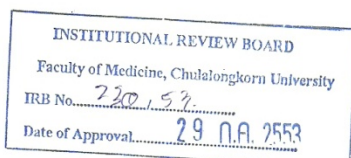
ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นและมีความเข้าใจดีทุกประการแล้ว ยินดีเข้าร่วมในการวิจัยด้วยความเต็มใจ จึงได้ลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมนี้

.....ลงนามผู้ให้ความยินยอม
(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการไม่พึงประสงค์หรือความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ให้ผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยตามนามข้างต้น ได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย
(.....) ชื่อผู้ทำวิจัย ตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....

.....ลงนามพยาน
(.....) ชื่อพยาน ตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....




2/2

Version 1.1 Dated 20 July 2010

ภาคผนวก ข

เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

ชื่อโครงการวิจัย การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย (Development of a simple device for plantar pressure measurement)

ผู้ทำวิจัย

ชื่อ นายณัฐภัทกฤษณ์ ทิมามบุตร
ที่อยู่ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เบอร์โทรศัพท์ 087-9022655, (02) 328-1801
(ที่ทำงานและมือถือ)

ผู้วิจัยร่วม ศศ.พญ.ศิริพร จันทร์ฉาย ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ศ.พญ.อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ศศ.ดร.อาภรณ์ ชีรมงคลศรี ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เรียน ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่าน

ท่านได้รับเชิญให้เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้เนื่องจากท่านเป็นบุคคลปกติที่ไม่มีความผิดปกติของเท้า ก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการศึกษาวิจัยดังกล่าว ขอให้ท่านอ่านเอกสารฉบับนี้อย่างถี่ถ้วน เพื่อให้ท่านได้ทราบถึงเหตุผลและรายละเอียดของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ เพิ่มเติม กรุณาซักถามจากทีมงานของแพทย์ผู้ทำวิจัย หรือแพทย์ผู้ร่วมทำวิจัยซึ่งจะเป็นผู้สามารถตอบคำถามและให้ความกระจ่างแก่ท่านได้


ท่านสามารถขอคำแนะนำในการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จากครอบครัว เพื่อน หรือแพทย์ประจำตัวของท่านได้ ท่านมีเวลาเพียงพอมในการตัดสินใจโดยอิสระ ถ้าท่านตัดสินใจแล้วว่า จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ขอให้ท่านลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมของโครงการวิจัยนี้

Version 2.0 Dated 1 August 2011

1/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	๑๓๐, 5๗
Date of Approval	18 ส.ค. 2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

เหตุผลความเป็นมา

เท้า เป็น โครงสร้างสำคัญที่สามารถพบได้ในสัตว์ที่มีกระดูกสันหลัง ซึ่งจะอยู่ส่วนปลายสุดของขาทำหน้าที่ในการรับน้ำหนักตัว และช่วยในการเคลื่อนที่^[1] เท้าของมนุษย์ประกอบด้วยกระดูก 28 ชิ้น (รวมกระดูกรูปเมล็ดงาที่เกิดขึ้นในเส้นเอ็น (Sesamoid bones) 33 ข้อ และกล้ามเนื้ออีกกว่าร้อยมัด นอกจากนี้ยังมีเส้นเอ็นต่างๆ อีกมากมาย^[2] เท้าจึงมีโครงสร้างซับซ้อนและมีความสำคัญไม่แพ้วัยวะส่วนอื่นๆ ของร่างกาย

ปัญหาเท้าที่พบบ่อยในปัจจุบันมีหลายลักษณะขึ้นอยู่กับสาเหตุของการเกิดพยาธิสภาพ อาทิ การปวดส้นเท้า (Heel pain) พังผืดเท้าอักเสบ (Plantar fasciitis) อันเนื่องมาจากการใช้รองเท้าที่ไม่เหมาะสม หรือการมีน้ำหนักตัวที่มากเกินไป หรืออาจเกิดจากความผิดปกติของโครงสร้างเท้า เช่น เท้าปุก (Equinovarus) หรือเท้าแบน (Pes planus) หรือเกิดจากความผิดปกติของโครงสร้างเท้าเนื่องจากโรค เช่น การผิดรูปของโครงสร้างเท้าเนื่องจากปลายประสาทเสื่อมในผู้ป่วยเบาหวาน เป็นต้น ปัญหาเหล่านี้ล้วนนำไปสู่ความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้า (Foot pressure abnormality)^[3] ซึ่งความผิดปกตินี้เป็นหนึ่งในสาเหตุหลักในการเกิดแผลที่ฝ่าเท้า โดยเฉพาะในผู้ป่วยเบาหวานหากมีความผิดปกติในการกระจายแรงกดในฝ่าเท้าจะนำไปสู่การเกิดแผลเรื้อรังและอาจติดเชื้อรุนแรงนำไปสู่การถูกตัดขาจากเบาหวานได้ในที่สุด

การแก้ปัญหาความผิดปกติของเท้าในทางคลินิกปัจจุบัน นิยมใช้กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้า (Foot orthosis/Insole) ซึ่งเป็นแผ่นรองเท้าแบบพิเศษที่ถูกสร้างขึ้นให้มีความเหมาะสมกับรูปเท้าของผู้สวมใส่ตามลักษณะทางกายวิภาคของบุคคลนั้นๆ เพื่อให้เกิดความสะดวกสบายในการยืนและเดิน นอกจากนั้นยังช่วยในการจัดแนว (Alignment) ของโครงสร้างเท้าใหม่เพื่อแก้ไขและป้องกันการผิดรูปของเท้า อีกประการหนึ่งที่สำคัญ คือ กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นต่ำมีความนุ่มและยืดหยุ่นสูง สามารถช่วยกระจายแรงที่เกิดขึ้นในฝ่าเท้าได้ ทำให้สามารถแก้ไขความผิดปกติของการลงน้ำหนักในฝ่าเท้าและป้องกันอันตรายที่อาจเกิดแก่เท้าได้ในคราวเดียวกัน นอกจากการใช้กายอุปกรณ์เสริมสำหรับเท้าในการแก้ไขความผิดปกติของเท้าแล้ว ยังมี การใช้รองเท้าที่เหมาะสมกับลักษณะเฉพาะของเท้าแต่ละคน (Custom made shoes) เพื่อลดความผิดปกติของเท้า ที่สำคัญมีการให้ความรู้แก่ผู้ป่วย ตลอดจนการเฝ้าระวังและดูแลปัญหาเบื้องต้นของเท้าอย่างถูกต้องร่วมในการรักษาด้วย


การประเมินความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าสามารถทำได้โดย การใช้การทดสอบด้วยการติดสีของลิปสติก (Lipstick test) ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายที่สุดและราคาถูกที่สุด เพราะอาศัยการพิจารณาความเข้มของการติดสีของลิปสติกเพื่อระบุจุดที่มีแรงกดผิดปกติในฝ่าเท้าซึ่งจุดนั้นจะมีสีติดอยู่เข้มกว่าปกติ แต่วิธีการนี้มีข้อเสีย คือ ไม่

Version 2.0 Dated 1 August 2011

2/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	230, 53
Date of Approval	18 ส.ค. 2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

สามารถบอกปริมาณของแรงกดได้และยังไม่สะดวกสร้างความประเอื้อนให้แก่ผู้ทดสอบ การทดสอบที่สามารถทำได้อีกวิธีหนึ่ง คือ การพิมพ์เท้า (Foot imprint) เป็นการวัดแรงกดในฝ่าเท้าโดยอาศัยหลักการสร้างภาพพิมพ์ ซึ่งบริเวณที่มีแรงกดในฝ่าเท้าคิดปกคิจะมีความเข้มของสีหมึกติดอยู่มากกว่าบริเวณอื่น วิธีกรนี้มีข้อเสีย คือ บอกได้เฉพาะจุดที่มีแรงกดน้ำหนักคิดปกคิ แต่ไม่สามารถบอกปริมาณเป็นตัวเลขที่แน่นอนของแรงที่คิดปกคิได้เช่นเดียวกับการทดสอบด้วยการติดสีของลิปสติก ดังนั้นในปัจจุบันจึงมีการพัฒนาเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสูงเพื่อช่วยวัดหาปริมาณแรงกดในฝ่าเท้าซึ่งสามารถบอกรายละเอียดได้ทุกจุดหรือทุกพื้นที่ของฝ่าเท้าที่ต้องการทราบปริมาณของแรงกดได้ เครื่องมือเหล่านี้ ได้แก่ เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้าที่ใส่เข้าไปในรองเท้าเวลาวัด เช่น เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าชนิด แผ่นรองเท้า (F-scan) ที่ใช้อยู่ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ในขณะนี้ และประเภทวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยแผ่นวัดแรงสำหรับเดิน (Walking plate) เช่น เครื่องวิเคราะห์การเดินและการเคลื่อนไหว (RS scan) ที่ใช้อยู่ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ที่สามารถวิเคราะห์แรงกดในฝ่าเท้าที่เกิดขึ้นในเท้าเปล่าในขณะที่ยืนหรือเดินได้ พร้อมทั้งสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ในเรื่องการเคลื่อนที่ (Motion analysis) ท่วงท่าในการเดิน (Gait posture) ตลอดจนแรงกระทำต่างๆ ที่เกิดขึ้นต่อเท้าได้ด้วย อย่างไรก็ตามเครื่องมือทั้งสองนี้ก็มีข้อจำกัดในการใช้ เนื่องจากเป็นเครื่องมือขนาดใหญ่นิยมใช้ในการวิจัย ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการควบคุมและดูแลเครื่อง ที่สำคัญมีราคาสูงซึ่งเป็นการเพิ่มภาระค่าใช้จ่ายแก่ผู้ป่วยตลอดจนงบประมาณในการรักษาพยาบาล เครื่องมือทั้งสองนี้จึงยังไม่เป็นที่แพร่หลายในประเทศที่มีรายได้ต่ำ

งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์มุ่งเน้นพัฒนาเครื่องมือสำหรับตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายและมีราคาถูก สำหรับใช้ในการประเมินหาความผิดปกติของแรงกดในฝ่าเท้าสำหรับใช้ในทางคลินิก เพื่อประโยชน์สูงสุดในการรักษาความผิดปกติที่เกิดในเท้า

วัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์หลัก: เพื่อพัฒนาอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายและมีราคาถูก

วัตถุประสงค์รอง: เพื่อเทียบผลสอดคล้องกับเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าประเภทแผ่นรองเท้าที่ใส่เข้าไปในรองเท้า ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ใช้เครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าชนิดแผ่นรองเท้า (F-scan)

วิธีการที่เกี่ยวข้องกับการวิจัย


หลังจากท่านให้ความยินยอมที่จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ผู้วิจัยจะขอ ประเมินลักษณะเท้า

Version 2.0 Dated 1 August 2011

3/7



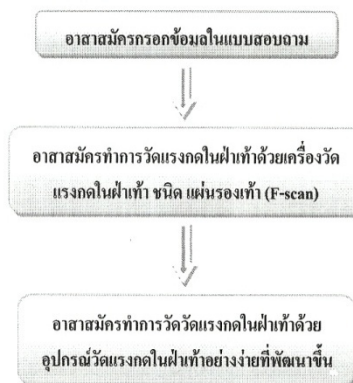
INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	290.52
Date of Approval	18 ส.ค. 2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

เพื่อคัดกรองว่าท่านมีคุณสมบัติที่เหมาะสมที่จะเข้าร่วมในการวิจัย ซึ่งมีคุณสมบัติดังนี้ เป็น บุคคลปกติที่ไม่มีปัญหาสุขภาพเท้า ไม่มีปัญหาการเคลื่อนไหวและการทรงตัว มีอายุอยู่ในช่วง 18 – 55 ปี มีขนาดของเท้าอยู่ในช่วงที่กำหนด คือ หญิง มีขนาดเท้าหรือสวกรองเท้าอยู่ในช่วงเบอร์ $5\frac{1}{2}$ – 8 (ตามมาตรฐานการวัดขนาดเท้าของสหรัฐอเมริกา) และชายมีขนาดเท้าหรือสวกรองเท้าอยู่ในช่วงเบอร์ $6\frac{1}{2}$ – $9\frac{1}{2}$ (ตามมาตรฐานการวัดขนาดเท้าของสหรัฐอเมริกา)

หากท่านมีคุณสมบัติตามเกณฑ์ที่กำหนด ท่านจะได้รับเชิญให้มาพบ ผู้ทำวิจัยตามวันเวลาที่ผู้ทำวิจัยนัดหมาย และอยู่ในการวิจัยไม่เกิน 10 นาทีเพื่อประเมินสุขภาพเท้าว่าเท้าไม่มีความผิดปกติ และตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้าด้วยเครื่องวัดแรงกดในฝ่าเท้าชนิดแผ่นรองเท้า (F-scan) ที่ใส่เข้าไปในรองเท้าขณะวัด โดยตลอดระยะเวลาที่ท่านอยู่ในโครงการวิจัยจะใช้เวลาไม่เกิน 10 นาที และมาพบผู้วิจัยหรือผู้ทำวิจัยทั้งสิ้นเพียง 1 ครั้ง

ขั้นตอนและรายละเอียดที่อาสาสมัครต้องทำ




* ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครแต่ละคนไม่เกินคนละ 10 นาที

Version 2.0 Dated 1 August 2011

4/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	๒๓๐ ๕๓
Date of Approval	18 สิงหาคม 2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

ความรับผิดชอบของอาสาสมัครผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

เพื่อให้งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จ ผู้ทำวิจัยใคร่ขอความความร่วมมือจากท่าน โดยจะขอให้ท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัยอย่างเคร่งครัด รวมทั้งแจ้งอาการผิดปกติต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับท่านระหว่างที่ท่านเข้าร่วมในโครงการวิจัยให้ผู้ทำวิจัยได้รับทราบ

ความเสี่ยงที่อาจได้รับ

ระหว่างการเก็บข้อมูลผู้วิจัยจะอยู่กับท่านตลอดเวลา เพื่อคอยระมัดระวังป้องกันอันตรายหรืออุบัติเหตุที่อาจเกิดขึ้นกับท่านได้ ท่านจึงแทบไม่มีความเสี่ยงเพิ่มขึ้นจากการร่วมโครงการแต่อย่างใด ที่สำคัญอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าเป็นอุปกรณ์ที่ใช้สัมผัสแค่ผิวเท้าภายนอกเท่านั้นในขณะที่ทำการวัดแรงกดในฝ่าเท้า จึงไม่มีการฝังอุปกรณ์ใดๆ เข้าสู่ร่างกายของอาสาสมัคร และอุปกรณ์ที่ใช้วัดแรงกดในฝ่าเท้ามีความปลอดภัยเพราะใช้แบตเตอรี่ที่มีกำลังต่ำ ทั้งบรรจุภัณฑ์เป็นฉนวนไฟฟ้า จึงไม่มีปัญหากระแสไฟฟ้ารั่วที่เป็นอันตรายต่อผู้ใช้

ประโยชน์ที่อาจได้รับ

1. ได้อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่ายที่มีประสิทธิภาพและราคาถูก เพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือและอุปกรณ์เพื่อการทรงตัวที่มีราคาแพงจากต่างประเทศ
2. ได้ข้อมูลในการศึกษาการลงน้ำหนัก-การกระจายแรงในฝ่าเท้าของอาสาสมัครปกติ 30 คน
3. เป็นข้อมูลในการพัฒนางานวิจัยในอนาคต

ข้อปฏิบัติของท่านขณะที่ร่วมในโครงการวิจัย

ขอให้ท่านปฏิบัติดังนี้

- ขอให้ท่านให้ข้อมูลทางการแพทย์ของท่านทั้งในอดีต และปัจจุบัน แก่ผู้ทำวิจัยด้วยความสัตย์จริง
- ขอให้ท่านแจ้งให้ผู้ทำวิจัยทราบความคิดปกติที่เกิดขึ้นระหว่างที่ท่านร่วมในโครงการวิจัย

อันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัยและความรับผิดชอบของผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย


หากพบอันตรายที่เกิดขึ้นจากการวิจัย ท่านจะได้รับการรักษาที่เหมาะสมทันที หากพิสูจน์ได้ว่าท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของทีมผู้ทำวิจัยแล้ว ผู้ทำวิจัย /ผู้สนับสนุนการวิจัยยินดีจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลของท่าน และการลงนามในเอกสารให้ความยินยอม ไม่ได้หมายความว่าท่านได้สละสิทธิ์ทางกฎหมายตามปกติที่ท่านพึงมี

Version 2.0 Dated 1 August 2011

5/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	230.53
Date of Approval.....	1.8.2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

ในกรณีที่ท่านได้รับอันตรายใด ๆ หรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย ท่านสามารถติดต่อกับผู้ทำวิจัยหลัก คือ นายณัฐภัทชกฤษฎ์ ทิมาบุตร ได้ที่หมายเลขโทรศัพท์ 087-9022655 และแพทย์ผู้ร่วมวิจัย คือ ศพ.พญ. ศิริพร จันทร์ฉาย ได้ที่หมายเลขโทรศัพท์ 081-9271437 และ ศ.พญ. อารีรัตน์ สุพุทธธิตา ได้ที่หมายเลขโทรศัพท์ 081-4888549 ได้ตลอด 24 ชั่วโมง

ค่าใช้จ่ายของท่านในการเข้าร่วมการวิจัย

ท่านจะได้รับ การตรวจวัดแรงกดในฝ่าเท้า โดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใด ๆ ทั้งสิ้น

ค่าตอบแทนสำหรับผู้เข้าร่วมวิจัย (ถ้ามี)

ท่านจะไม่ได้รับค่าตอบแทนในการเข้าร่วมการวิจัยแต่ท่านจะได้รับการตรวจประเมินสุขภาพเท้า และเอกสารการให้ความรู้ในการดูแลรักษาเท้า

การเข้าร่วมและการสิ้นสุดการเข้าร่วมโครงการวิจัย

การเข้าร่วมในโครงการวิจัยครั้งนี้เป็นไปโดยความสมัครใจ หากท่านไม่สมัครใจจะเข้าร่วมการศึกษาแล้ว ท่านสามารถถอนตัวได้ตลอดเวลา การขอลงตัวออกจากโครงการวิจัยจะไม่มีผลต่อการดูแลรักษาโรคของท่านแต่อย่างใด

ผู้ทำวิจัยอาจถอนท่านออกจากการเข้าร่วมการวิจัย เพื่อเหตุผลด้านความปลอดภัยของท่าน หรือเมื่อผู้สนับสนุนการวิจัยยุติการดำเนินงานวิจัย หรือ ในกรณีดังต่อไปนี้

- ท่านไม่ปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้วิจัย
- พบว่าท่านมีปัญหาด้านการเดินและการทรงตัวในภายหลัง

การปกป้องรักษาข้อมูลความลับของอาสาสมัคร

ข้อมูลที่ท่านนำไปสู่การเปิดเผยตัวท่าน จะได้รับการปกปิดและจะไม่เปิดเผยแก่สาธารณชน ในกรณีที่ผลการวิจัยได้รับการตีพิมพ์ ชื่อและที่อยู่ของท่านจะต้องได้รับการปกปิดอยู่เสมอ โดยจะใช้เฉพาะรหัสประจำโครงการวิจัยของท่าน


จากการลงนามยินยอมของท่านผู้ทำวิจัย และผู้สนับสนุนการวิจัยสามารถเข้าไปตรวจสอบบันทึกข้อมูลทางการแพทย์ของท่านได้แม้จะสิ้นสุดโครงการวิจัยแล้วก็ตาม หากท่านต้องการยกเลิกการให้สิทธิ์ดังกล่าว ท่าน

Version 2.0 Dated 1 August 2011

6/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	290 / 53
Date of Approval	18 ส.ค. 2554

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย (Information sheet for research participant)</p>
--	---

สามารถแจ้ง หรือเขียนบันทึกขอยกเลิกการให้คำยินยอม โดยส่งไป ที่ นายณัฐกิตติคุณภูมิ มาบุตร ภาควิชา
วิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพญาไท แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน
กรุงเทพฯ 10330

จากการลงนามยินยอมของท่านผู้วิจัยสามารถบอกระยะเอียดของท่านที่เกี่ยวข้องกับการเข้าร่วม
โครงการวิจัยนี้ให้แก่แพทย์ผู้รักษาท่านได้

สิทธิของผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

ในฐานะที่ท่านเป็นผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะมีสิทธิ์ดังต่อไปนี้

1. ท่านจะได้รับทราบถึงลักษณะและวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้
2. ท่านจะได้รับการอธิบายเกี่ยวกับระเบียบวิธีการของการวิจัยทางการแพทย์ รวมทั้งอุปกรณ์ที่ใช้ในการ
วิจัยครั้งนี้
3. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงความเสี่ยงและความไม่สบายที่จะได้รับจากการวิจัย
4. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงประโยชน์ที่ท่านอาจจะได้รับจากการวิจัย
5. ท่านจะมีโอกาสได้ซักถามเกี่ยวกับงานวิจัยหรือขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับงานวิ
6. ท่านจะได้รับทราบว่าการยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถขอถอนตัวจากโครงการเมื่อไร
ก็ได้ โดยผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยสามารถขอถอนตัวจากโครงการ โดยไม่ได้รับผลกระทบใด ๆ ทั้งสิ้น
7. ท่านจะได้รับสำเนาเอกสาร ใบยินยอมที่มีทั้งลายเซ็นและวันที่
8. ท่านมีสิทธิ์ในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยหรือไม่ก็ได้ โดยปราศจากการใช้สิทธิพลบั้งคับ
ข่มขู่ หรือการหลอกลวง

หากท่านไม่ได้รับการชดเชยอันควรต่อการบาดเจ็บหรือเจ็บป่วยที่เกิดขึ้น โดยตรงจากการวิจัย หรือท่าน
ไม่ได้รับการปฏิบัติตามที่ปรากฏในเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในการวิจัย ท่านสามารถร้องเรียนได้
ที่ คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตึกอำนวยการ 3
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทร 0-2256-4455 ต่อ 14, 15 ในเวลา
ราชการ

ขอขอบคุณในการร่วมมือของท่านมา ณ ที่นี้

Version 2.0 Dated 1 August 2011


7/7



INSTITUTIONAL REVIEW BOARD	
Faculty of Medicine, Chulalongkorn University	
IRB No.	230, 53
Date of Approval	18 ส.ค. 2554

ภาคผนวก ค

เอกสารลงนามยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

 <p>คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย</p>	<p>เอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัย</p>
--	---

ข้าพเจ้าเข้าใจว่า ข้าพเจ้ามีสิทธิ์ที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าและสามารถยกเลิกการให้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยรับทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัยรวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ของข้าพเจ้าที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ จะผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในแบบบันทึกและในคอมพิวเตอร์ การตรวจสอบการวิเคราะห์ และการรายงานข้อมูลเพื่อวัตถุประสงค์ทางวิชาการ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทางการแพทย์ในอนาคตเท่านั้น

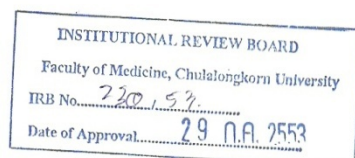
ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นและมีความเข้าใจดีทุกประการแล้ว ยินดีเข้าร่วมในการวิจัยด้วยความเต็มใจ จึงได้ลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมนี้

.....ลงนามผู้ให้ความยินยอม
(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการไม่พึงประสงค์หรือความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ให้ผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยคานนามข้างต้นได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย
(.....) ชื่อผู้ทำวิจัย ตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....

.....ลงนามพยาน
(.....) ชื่อพยาน ตัวบรรจง
วันที่เดือน..... พ.ศ.....



2/2

Version 1.1 Dated 20 July 2010

ภาคผนวก ง

Case record form

โครงการวิจัยสิ่งประดิษฐ์ : การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย (Development of a simple device for plantar pressure measurement)

Case Record Form

โครงการวิจัยสิ่งประดิษฐ์ : การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงกดในฝ่าเท้าอย่างง่าย
(Development of a simple device for plantar pressure measurement)

ลำดับที่ผู้เข้าร่วมวิจัย วันที่ / /

สถานที่ทำการเก็บข้อมูล

ข้อมูลส่วนบุคคล

เพศ ชาย หญิง อายุ ปี

น้ำหนัก กิโลกรัม ส่วนสูง เซนติเมตร

ข้อมูลการวินิจฉัยโรค

1. มีสุขภาพแข็งแรง ไม่มีโรคประจำตัว ใช่ ไม่ใช่
2. ไม่มีโรคหรือความผิดปกติที่เท้า ใช่ ไม่ใช่
3. มีความรู้สึกและการรับรู้สัมผัสที่เท้าเป็นปกติ ใช่ ไม่ใช่
4. ใช้รองเท้าเบอร์.....(โปรดระบุ)
5. ไม่มีประวัติการช้ำหรือความผิดปกติในการเดินหรือการทรงตัว ใช่ ไม่ใช่

แบบบันทึกผลการทดลอง

หัวข้อ	ส้นเท้า (Heel)		ปุ่มกระดูกหัวแม่เท้า (1 st MTH)	
	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น (กิโลกรัม)	F-scan (กิโลกรัม)	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น (กิโลกรัม)	F-scan (กิโลกรัม)
ยืน				
เดิน				

ภาคผนวก จ

หลักฐานการนำเสนอผลงาน



The Development of a Simple Device for Plantar Pressure Measurement

Thimabut N.¹, Teeramongkonrasamee A., Ph.D.², Janchai S., M.D.³, Suputtitada A., M.D.⁴

¹Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, E-mail: plutboyes@rahoo.com ²Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, E-mail: tarporom@chula.ac.th
³Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, E-mail: jjj09@yahoo.com ⁴Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, E-mail: sarsarat1@yahoo.com
 Chulalongkorn University, Phayathai Road, Bangkok 10330, Thailand

Objective

This study aims to develop a simple device for plantar pressure measurement, which is low cost and easy to use.

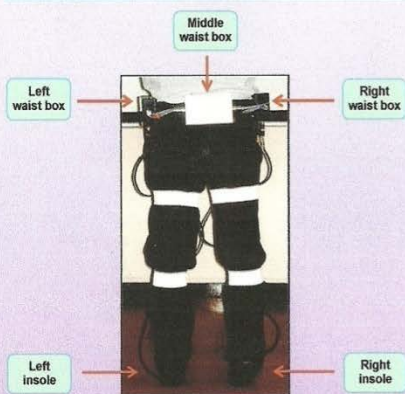


Fig. 1 A simple device for plantar pressure measurement

Design and Method

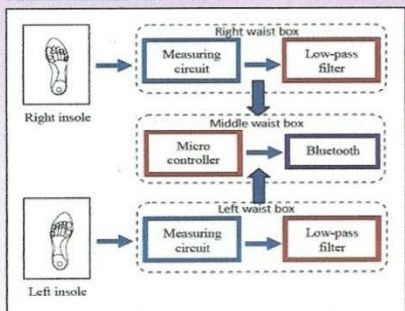


Fig. 2 Diagram of the developed system

The developed device is an insole system, which had been designed and developed to measure plantar pressure during dynamic movement in real-time. For each insole, three force sensors were placed on the locations of heel, the 1st and 5th MTH, which are the important zones of foot biomechanics.



Fig. 3 Photograph of an insole and the locations of force sensors



Fig. 4 Flexforce A201 standard force and load sensor

The force sensors used in our experiments were thin film type piezoresistors. The control boxes at waist received the output from force sensors in each insole and then converted analog signals to digital data. The digital data were linked to a personal computer using wireless Bluetooth communication. A Labview program was also developed plot and analyze the gait data.

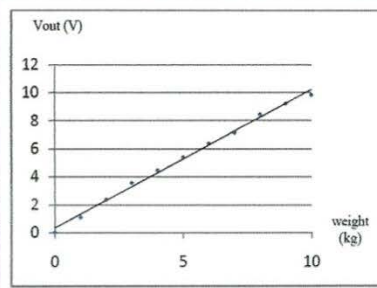


Fig. 5 The relationship between the voltage output changing and weight value changing of flexforce sensor

Results

The results of the initial tests showed that the dynamic plantar pressure graphs started changing from heel which was the first part to contact floor, and ended changing with the 1st MTH which was the last part to contact floor before push off. The plantar pressure at the 5th MTH was quite difficult to observe because this area normally receives load smaller than other areas.

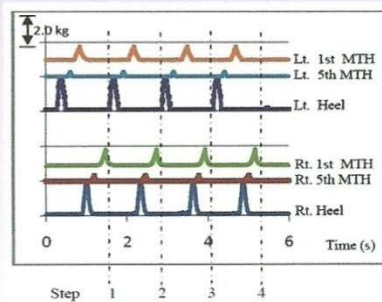


Fig. 6 The relationship between Force and time

Conclusions

Based on the initial study, the results had confirmed that the developed system is able to measure the dynamic plantar pressure in real-time.

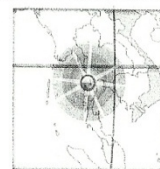




**FINAL PROGRAM
AND ABSTRACT BOOK**

**THE EIGHTH ASIAN CONGRESS FOR
MICROCIRCULATION**

Bangkok, Thailand October 26-28, 2011
Please visit our website : www.acm2011.com





PB-8 PREPARATION OF CHITOSAN FOR LEPTOSPIROSIS VACCINE

R. Kerdkaw¹, T. Palaga², K. Patarakul³

¹Medical Microbiology, Interdisciplinary Program, Graduate School, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok, Thailand 10330

²Department of Microbiology, Faculty of Science, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok, Thailand 10330

³Department of Microbiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Pathumwan, Bangkok, Thailand 10330

Objective: To develop DNA vaccine for leptospirosis using chitosan and to test its physical properties.

Design and method: *LipL32* encoding the major outer membrane protein that is conserved in pathogenic *Leptospira* was used as a vaccine candidate in our study. The genomic DNA of *L. interrogans* serovar Pomona was prepared by phenol chloroform method. The PCR product of 819 base pairs of *lipL32* was amplified and was cloned into pVITRO plasmid at *BspEI* and *BsiWI* restriction sites. After transformation into *E. coli* strain DH5, the *lipL32* sequence inserted in the plasmid was determined. The transfection efficiency of pVITRO-*lipL32* into human embryonic kidney cell-line 293T (HEK293T) cells was evaluated by Western blot analysis. The chitosan was then used to encapsulate pVITRO-*lipL32* in vitro. The copolymer was complexed with plasmid DNA in various copolymer/DNA (N/P) charge ratios, and the complexes were then characterized. The formation of pVITRO-*lipL32* and chitosan complex was confirmed by electrophoresis on a 1% agarose gel. The influence of chitosan/pVITRO-*lipL32* on the cell viability of murine macrophages (Raw 264.7) was investigated by 3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide (MTT) assay.

Results and conclusion: Chitosan showed good DNA binding ability. Chitosan and pVITRO-*lipL32* (N/P) complex was able to enhance transfection efficiency. The complex demonstrated to

be low cytotoxic to Raw 264.7 macrophage cell line in comparison with untransfected control.

Keywords: *Leptospira*, Leptospirosis, *LipL32*, Vaccine, Chitosan

PB-9 DEVELOPMENT OF A SIMPLE DEVICE FOR PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT

N. Thimabut¹, A. Teeramongkonrasamee², S. Janchai³, A. Suputtitada⁴

¹Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand, E-mail: phutoeyes@yahoo.com

²Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand, E-mail: tarporn@chula.ac.th

³Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand, E-mail: jju09@yahoo.com

⁴Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand, E-mail: sareerat1@yahoo.com

Objective: To develop a simple device for plantar pressure measurement, which is low cost and easy to use.

Design and Method: An insole system had been designed and developed to measure plantar pressure during dynamic movement in real-time. For each insole, three force sensors st th were placed on the locations of heel, the 1 and 5 metatarsal head, which are the important zones of foot biomechanics. The force sensors used in our experiments were thin film type piezoresistors. The control boxes at waist received the output from force sensors in each insole and then converted analog signals to digital data. The digital data were linked to wirelessly a personal computer using wireless Bluetooth communication. A Labview program was also developed plot and analyze the gait data.

Results: The result of the initial tests showed that the dynamic plantar pressure graphs started changing from heel which was the first part to contact floor, and ended changing with the 1st MTH which



was the last part to contact floor before push off. The plantar pressure at the 5th MTH was quite difficult to observe because this area normally receives load smaller than other areas.

Conclusions: Based on the initial study, the results had confirmed that the developed system is able to measure the dynamic plantar pressure in real-time.

PB-10 DEVELOPMENT OF VIBRATIONAL FOOT ORTHOSES BY APPLYING ELECTRICAL NOISE-BASED TECHNIQUE WITH A STOCHASTIC RESONANCE

APPLICATION

W. Thimabut¹, A. Suputtitada², W. Khovidhungij³, B. Supmonchai⁴

¹Biomedical Engineering, Graduate School, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand. E-mail: usjuzx@yahoo.com

²Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand. E-mail: sareerat1@yahoo.com

³Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand. E-mail: watchara@chula.ac.th

⁴Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand. E-mail: boonchuay.s@chula.ac.th

Objective: Our study aims to develop a low cost device for applying stochastic resonance in the form of a vibrating shoe insert. Afterwards we will use this device in our further study to justify the effect of this bespoke device for stimulation of tactile sensation in diabetic peripheral neuropathic patients.

Design and Method: We generated electrical noise with stochastic resonance applications in the form of pseudo-random noise and low frequency shift registers by using a microcontroller circuit, and selected a rotary motor for actuators. For the shoe insert design, we used extra materials to form foot orthoses for diabetic foot. In addition, this custom-made foot orthoses with stochastic resonance applications will be used in our

further study to investigate the effect of using vibrating insoles to enhance vibratory and tactile perception in diabetic patients with mild to moderate peripheral neuropathy.

Results: The device can generate low frequency (100 Hz) in a pattern of pseudo-random noise that will be applied with actuators which perform vibrations in the foot orthoses.

Conclusion: We successfully developed a low cost device for applying stochastic resonance in the form of a vibrating shoe insert. Moreover, we hope that the findings of our further study will have implications for rehabilitation medicine, for alternative treatment of diabetic foot, and for biomedical engineering.

PB-11 BIOMECHANIC OF HYBRID INTERNAL FIXATION SYSTEM

P. Prateptongkum, P. Itiravivong, P. Tangpornprasert, C. Virulsi

¹Department of Orthopaedic, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University.

Nowadays, Bone fracture is treated by plate fixation system either locking compression plate or conventional plate screw (DCP, LC-DCP). However, these methods are still limited success in aspect of recovery time. Therefore, we strived to develop and modify the novel hybrid internal fixation system. **Objective:** To measure biomechanic properties of hybrid internal fixation system compare with locking compression plate.

Design: Experimental study for designing and test static loading model and fatigue loading model. **Patients:** Study from adult femur bone of cadaver donor age 30-50 yrs. **Methods:** Study hybrid internal fixation system and locking compression plate in 3 pairs adult femur bone of cadaver donor and test the static loading model and fatigue loading model to

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายณัฐภัทชกฤษฎ์ ทิมาบุตร เกิดเมื่อวันที่ 23 เมษายน พุทธศักราช 2527 ภูมิลำเนา จังหวัดอุบลราชธานี สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี (เกียรตินิยม) ในปีพุทธศักราช 2550 จาก คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล สาขาวิชา กายอุปกรณ์ (Rehabilitation Medicine: Prosthetics & Orthotics) มหาวิทยาลัยมหิดล และในปีพุทธศักราช 2551 ได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (Biomedical Engineering: Rehabilitation Engineering) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย