



ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียม

นายวิษณุรักษ์ ดาวลอย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ

สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี


ปีการศึกษา 2557

ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในป่าเขาเทียม


นายวิษณุรักษ์ ดาวลอย ค.อ.บ. (วิศวกรรมเครื่องกล)

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2557

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


..... ประธานกรรมการวิทยานิพนธ์
(ดร.อาภทพิทย์ ชีรวงศ์กิจ)


..... กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ดร.ปราการเกียรติ ยังกง)


..... กรรมการ
(ผศ.ดร.ณัฐพงษ์ พันธุ์)

นาย เอกชัย เป็งวัง
..... กรรมการ
(ดร.เอกชัย เป็งวัง)

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเท้าเทียม
หน่วยกิต	12
ผู้เขียน	นายวิษณุรักษ์ ดาวลอย
อาจารย์ที่ปรึกษา	ดร.ปราการเกียรติ ยังกง
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
คณะ	สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม
ปีการศึกษา	2557

บทคัดย่อ

ระบบการวิเคราะห์แรงกด และแรงเฉือนถูกสร้างขึ้นเนื่องจากปัญหาการเจ็บปวดในเท้าเทียม ซึ่งเมื่อผู้พิการสวมใส่ขาเทียมเกิดอาการเจ็บปวด และอาการเจ็บปวดเหล่านี้ ไม่มีเครื่องมือใดสามารถวิเคราะห์ว่าเกิดขึ้นจากแรงกด แรงเฉือน หรือ ระบบประสาทที่ผิดปกติจากการตัดขา ซึ่งปัจจุบันการวิเคราะห์ความเจ็บปวดอาศัยการสังเกตและการวิเคราะห์เบื้องต้นจากนักกายอุปกรณ์ สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ได้ร่วมมือกับศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติเพื่อสร้างระบบวิเคราะห์แรงกด และแรงเฉือนต้นแบบ ประกอบด้วยสามส่วนหลักคือ เซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน กล้องเก็บข้อมูลแบบพกพาและโปรแกรมแสดงผล โดยเซ็นเซอร์ที่ออกแบบนั้นใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกดแบบ Force Sensing Resistors (FSR) และ Strain Gauge มาใช้ร่วมกันเพื่อวัดแรงเฉือน โดยมีวัสดุประเภท Polydimethylsiloxane (PDMS) เป็นตัวกลางสร้างผิวสัมผัสกับตอขาของผู้พิการ โดยตัวเซ็นเซอร์จะถูกนำไปติดตั้งในจุดที่สนใจประกอบด้วย จุดที่สามารถมีแรงกด และจุดที่ไม่สามารถมีแรงกด และแรงเฉือนในเท้าเทียม และนำ IMU มาติดตั้งบริเวณข้อเท้าของผู้พิการเพื่อ แสดงเฟสการเดิน จากการทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น สามารถแรงวัดกด และแรงเฉือนได้ และมีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงสัญญาณทางไฟฟ้า (R-Squared) มีค่าเท่ากับคือ 0.99 เมื่อนำระบบไปใช้จริงกับผู้พิการ โปรแกรมสามารถแสดงค่าแรงกด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นจริงในเท้าเทียมประกอบเฟสการเดินของผู้พิการได้อย่างมีประสิทธิภาพ ระบบสามารถแสดงผลให้นักกายอุปกรณ์ และผู้พิการเห็นผ่านโปรแกรมที่สร้างขึ้น เพื่อที่นำแรงกด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นไปใช้ในการแก้ไขเท้าเทียมต่อไป

คำสำคัญ: เซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน/แรงกดและแรงเฉือนในเท้าเทียม/ระบบวัดแรงกดและแรงเฉือนในเท้าเทียม

Thesis Title	Analysis System of Pressure and Shear for Residual Limb Socket
Thesis Credits	12
Author	Visanurak Dowloy
Thesis Advisor	Dr. Prakarnkiat Youngkong
Program	Master of Engeneering
Field of Study	Robotics and Automation
Faculty	Institute of Field Robotics
Academic Year	2014

Abstract

The analysis system of pressure and shear for the residual limb socket was created for amputees to detect their pain. This incident occurs quite often when they put on their prostheses. Currently, they have no cost effective tools to analyze the pain, caused by the pressure, shear or nervous system disorders after the leg was cut. In fact, only preliminary analysis could be observed by skillful prosthetists. Institute of Field Robotics (FIBO), in collaboration with Sirindhorn National Medical Rehabilitation Center (SNMRC) are, therefore, developing the analysis system of pressure and shear for prosthetic socket, which consists of 3 major components. Sensors are created by applying Force Sensing Resistors (FSR), Strain Gauge and Polydimethylsiloxane (PDMS). PDMS is used as a contact surface to human skin, so the shear force could be directly measured by monitoring the change of the resistance of the strain gauge inside the sensor. Accelerometer and gyroscope are attached on the socket to determine phases of gait cycle. Component a data logger is designed for recording data from each and every sensor. The last one is the program show the data to the displays real-time data. From the experiment for pressure and shear force, we found that the signal of this sensors had R-Squared value of 0.99. When we implemented the system to disable people showed graphs of pressure and shear force inside the socket during stance phase of gait cycle. Residual limb socket then can be improved for using these data from our system better performance.

KEYWORDS: Analysis System Prosthetic Socket/Pressure and Shear Sensors/Prosthetic Socket

กิตติกรรมประกาศ

การทำวิจัยครั้งนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาของ ดร.ปราการเกียรติ ยังกง อาจารย์ที่ปรึกษาการวิจัยนี้ ที่ได้สละเวลาอันมีค่าแก่ผู้ศึกษาในการให้แนวความคิด คำปรึกษา ข้อชี้แนะ และความสนับสนุน ทั้งในด้านความรู้ ด้านวิชาการแนวความคิดและกระบวนการทำงานต่างๆ ของการวิจัยอันเป็นประโยชน์ต่อการศึกษายิ่งยิ่ง ขอขอบพระคุณ คุณวัชชัย จันทร์สะอาด และเจ้าหน้าที่ศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติและผู้พิการ ที่ได้เสียสละเวลาในการทดสอบและเก็บข้อมูลการประเมินระบบ ที่ได้สละเวลาแนะนำ สนับสนุนทางด้านวิชาการด้านกายอุปกรณ์ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณาจารย์ประจำสถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนามที่ช่วยให้คำแนะนำ และความช่วยเหลือต่างๆ และขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ให้ความกรุณาเป็นผู้เชี่ยวชาญในการให้คำปรึกษา และข้อคิดเห็นต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ และได้กรุณาให้คำแนะนำตรวจแก้ไขข้อบกพร่องเพื่อปรับปรุงให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ อีกทั้งขอขอบคุณเพื่อนนักศึกษาสถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม ท้ายสุดนี้ผู้ศึกษาขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ผู้ซึ่งเป็นกำลังใจและสนับสนุนผู้ศึกษามาโดยตลอดและผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้ให้การสนับสนุนและคอยช่วยเหลือในด้านต่างๆจนการศึกษานี้สำเร็จได้ด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ง
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ	ฉ
รายการตาราง	ฅ
รายการรูปประกอบ	ญ
รายการสัญลักษณ์	ฐ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญของวิทยานิพนธ์	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	2
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย	2
1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย	2
1.6 ระยะเวลาทำการวิจัย และแผนการดำเนินงานตลอดโครงการวิจัย	3
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทฤษฎี	4
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับวงจรการเดิน (Gait Cycle)	4
2.2 กายวิภาคเบื้องต้น	7
2.3 แรงกดในเท้าขาเทียม	8
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	9
บทที่ 3 การออกแบบระบบและการทำงาน	16
3.1 ภาพรวมของระบบ	16
3.2 การออกแบบเซ็นเซอร์	17
3.3 การออกแบบกล่องบันทึกข้อมูลแบบพกพา	18
3.4 การออกแบบโปรแกรม	22

	หน้า
บทที่ 4 การทดลอง	26
4.1 การทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น	26
4.2 การนำเซ็นเซอร์แรงกดไปใช้กับผู้พิการ	29
4.3 การนำเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนไปใช้กับผู้พิการ	33
บทที่ 5 การวิเคราะห์ข้อมูล	36
5.1 การทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น	36
5.2 การนำเซ็นเซอร์แรงกดไปใช้กับผู้พิการ	36
5.3 การนำเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนไปใช้กับผู้พิการ	37
บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	38
6.1 สรุปผลการทดลอง	38
6.2 อภิปรายผล	38
6.3 ข้อเสนอแนะ	39
เอกสารอ้างอิง	40
ภาคผนวก	42
ก. ผลการทดสอบที่เกิดขึ้น โดยละเอียดในงานวิจัย	43
ข. การใช้งานอุปกรณ์	47
ประวัติผู้วิจัย	48

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
1.1 การดำเนินการวิจัย ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียม	3
2.1 เฟอร์เซ็นต์แต่ละช่วงของการเดิน	5
2.2 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ที่ใช้กับระบบ Rincoe Socket และ Tekscan F-Socket ที่ได้จากการทดลองของ Polliack และคณะ	13
2.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ที่ใช้กับระบบ Novel Pliance ที่ได้จากการทดลองของ Polliack และคณะ	13
4.1 จุดที่สามารถรับแรงได้และไม่สามารถรับแรงได้ในเบ้าขาเทียม	29
4.2 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้พิการ 1	31
4.3 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้พิการ 2	32
ก.1 ค่าเซ็นเซอร์ 1 จากการทดสอบการกด	43
ก.2 ค่าเซ็นเซอร์ 2 จากการทดสอบการกด	43
ก.3 ค่าเซ็นเซอร์ 3 จากการทดสอบการกด	44
ก.4 ค่าทดสอบแรงเฉือนเซ็นเซอร์	44
ก.5 ค่าการคำนวณค่าเซ็นเซอร์ โดยการลดทอนอัตราส่วนเฉลี่ยของแรง	45

รายการรูปประกอบ

รูป	หน้า
1.1 อาการบาดเจ็บของผู้พิการ	1
2.1 Cycle Divisions	4
2.2 ช่วงของการเดิน	5
2.3 Step และ Stride ของการเดิน	6
2.4 ช่วงการเดิน Stance Phase	6
2.5 ช่วงการเดิน Swing Phase	7
2.6 กระดูกของขาที่สำคัญ	8
2.7 บริเวณที่สามารถมีแรงกดเกิดขึ้นได้ในเท้าเทียม	9
2.8 บริเวณที่ไม่สามารถมีแรงกดเกิดขึ้นได้ในเท้าเทียม	9
2.9 ลักษณะและขนาดของเซ็นเซอร์วัดแรงของ Tekscan F-Socket Pressure Measurement System	10
2.10 (a) การวางเซ็นเซอร์ในเท้าเทียม (b) การใช้งานเซ็นเซอร์กับผู้พิการ	10
2.11 หน้าต่างแสดงผลการวัดแรงของ Tekscan โดยจะมีภาพวิดีโอของการเดินประกอบ	11
2.12 ลักษณะและขนาดของเซ็นเซอร์วัดแรงของ Novel Pliance 16P System	11
2.13 (a) การวางเซ็นเซอร์ในเท้าเทียม (b) การใช้งานเซ็นเซอร์กับผู้พิการ	12
2.14 การวางเซ็นเซอร์ของ Rincoe Socket ในเท้าเทียม	13
2.15 รูป 3 มิติของเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน	14
2.16 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของ PDMS Pillars	14
2.17 ตำแหน่งของ Electrode , Capacitances และ ทิศทางของแรงที่กระทำ	15
2.18 PDMS Pillars เมื่อทำการเปลี่ยนแปลงแรงเฉือน ระหว่าง PDMS Pillars และ ฐาน	16
2.19 The calculated lateral displacement	16
3.1 ภาพรวมของระบบ	17
3.2 เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น	18
3.3 อุปกรณ์ที่ใช้สร้างเซ็นเซอร์	18
3.4 วงจรอ่านค่า Force Sensor	18

รายการรูปประกอบ(ต่อ)

รูป	หน้า
3.5 วงจรอ่านค่า Strain Gauge	19
3.6 วงจร Quarter-bridge Strain Gauge Circuit	20
3.7 Arduino Mega 2560	21
3.8 PCB ที่สร้างขึ้น	22
3.9 หน้าแสดงผลแบบ Real Time	22
3.10 หน้าจอแสดงภาพรวมของระบบ	23
3.11 หน้าจอแสดงแรงกดที่เกิดขึ้น	23
3.12 หน้าจอแสดงแรงกดโดยมีสื่อความหมายที่เกิดขึ้น	24
3.13 หน้าจอแสดงเฟสการเดิน	24
3.14 โปรแกรมช่วยวิเคราะห์แรง	25
3.15 หน้าจอรวมของระบบที่เกิดขึ้น	25
3.16 หน้าจอเปรียบเทียบแรงกับเฟสการเดิน	25
4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบแรงกด	26
4.2 รูปการทดสอบการกดเซ็นเซอร์	26
4.3 กราฟแสดงแรงดึงของเซ็นเซอร์ 3 ตัวที่สร้างขึ้น	27
4.4 การทดสอบแรงเฉือนของเซ็นเซอร์	28
4.5 กราฟแสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของแรงเฉือนที่เกิดขึ้น	28
4.6 กราฟแสดงเซ็นเซอร์ที่สร้างกับการคำนวณ	29
4.7 (a) รูปตำแหน่งที่ติดเซ็นเซอร์ (b) แนวแกนที่วิเคราะห์ในการติดตั้ง IMU	30
4.8 อุปกรณ์ที่สำคัญในระบบ (a) เซ็นเซอร์วัดแรงกด (b) Data Logger (c) IMU ที่วัดเฟสการเดิน	30
4.9 การทดสอบติดตั้งระบบ	30
4.10 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่างเวลา (วินาที) และแรงประกอบเฟสการเดินของผู้พิการ 1	31
4.11 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่างเวลา (วินาที) และแรงประกอบเฟสการเดินของผู้พิการ 2	33

รายการรูปประกอบ(ต่อ)

รูป	หน้า
4.12 การทดสอบเส้นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนใช้กับผู้พิการ	34
4.13 (a) รูปการติดเส้นเซอร์ในเบ้าขาเทียม (b) หน้าจอโปรแกรมแสดงผลเส้นเซอร์	34
4.14 กราฟแสดงการเปรียบเทียบแรงกดและแรงเฉือนประกอบเฟสการเดิน โดยใช้เส้นเซอร์ 1	34
4.15 การตรวจดูเมื่อติดตั้งเส้นเซอร์เมื่อผู้พิการยืนนิ่ง	35
4.16 กราฟแสดงการเปรียบเทียบแรงกดและแรงเฉือนประกอบเฟสการเดิน โดยใช้เส้นเซอร์ 2	35
5.1 ตำแหน่งที่ติดเส้นเซอร์	36

รายการสัญลักษณ์

R_S	=	Sensor Resistance
R_F	=	Referent Resistance
V_{sensor}	=	Voltage Sensor
V_{out}	=	Voltage Output
R_G	=	Gauge Resistance
G	=	Gauge Amplifier
E_v	=	Exciting Voltage
Δe	=	Voltage Output (Variation)
ε	=	Strain Measured
K	=	Strain Gauge Factor
τ	=	Shear Force
E	=	Young's Modulus

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความสำคัญของวิทยานิพนธ์

จากสถิติของสำนักงานสถิติแห่งชาติ ขณะนี้ประเทศไทยมีผู้พิการขาขาดประมาณ 20,000 คน และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ส่วนใหญ่เกิดจากอุบัติเหตุทั้งการจราจรและการเกษตร และในปัจจุบันได้มีมูลนิธิและหน่วยงานต่างๆ ได้เข้ามาช่วยเหลือผู้พิการ โดยได้มีการผลิตขาเทียมให้แก่ผู้พิการ

โดยทางศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ ได้เปิดโอกาสให้ผู้พิการขาขาดได้มาขอรับขาเทียม ทางศูนย์ฯ จะทำการตรวจวัดและสร้างขาเทียมสัปดาห์ละหนึ่งวัน ขาเทียมแต่ละขาจะต้องใช้เวลาในการสร้าง 4 ถึง 5 วัน ในการจัดสร้างขาเทียมนั้น จะต้องใช้นักกายอุปกรณ์ที่มีความเชี่ยวชาญในการสร้างและปรับแต่ง เมื่อผู้พิการรับขาเทียมเมื่อสวมใส่ในบางครั้งเกิดอาการเจ็บปวดขึ้นในเบ้าขาเทียม การเจ็บปวดดังกล่าวไม่สามารถหาสาเหตุที่แน่ชัดได้ดังรูปที่ 1.1 การเจ็บปวดจะวิเคราะห์จากการสังเกตของนักกายอุปกรณ์ หรือ สังเกตบริเวณที่เกิดสีผิปกติบนผิวหนัง และยังไม่มียุอุปกรณ์ใดที่สามารถบอกได้ว่าการเจ็บปวดที่เกิดขึ้นเกิดจากการกดทับ แรงเสียดบนผิวหนัง หรือความผิดปกติของระบบประสาท ทั้งนี้เมื่อผู้พิการเกิดการเจ็บปวดก็จะทำการแก้ไขขาเทียมโดยอาจจะนำมาแก้ไขที่ศูนย์ฯ โดยการแก้แต่ละครั้งจะทำการสร้างใหม่จนกว่าจะได้ขาเทียมที่เหมาะสม ซึ่งอาจต้องทำหลายครั้งจนกว่าจะได้



รูปที่ 1.1 อาการบาดเจ็บของผู้พิการ

ในบางกรณีผู้พิการมีความเข้าใจผิดแก้ไขโดยตนเองเช่นการขูด การเผาไฟ หรือตัดแต่งเบ้าขาเทียม โดยตนเอง เมื่อแก้ไขด้วยตนเองไม่ได้ผลก็จะกลับเข้ามาศูนย์ฯ ให้ทางศูนย์ฯ แก้ไขหรือ

สร้างขาเทียมใหม่ ดังนั้นการแก้ไขแต่ละครั้งจะต้องเสียเวลา และแทรกคิวผู้ที่ต้องการขาเทียม สิ้นเปลืองงบประมาณ เพราะในการสร้างนั้นจะมีต้นทุนในการสร้าง 30,000 บาท ตลอดจนระหว่าง ผู้พิการรอหรือเกิดความเจ็บปวดในเบ้าขาเทียมนั้น ทำให้ผู้พิการไม่ได้รับความสะดวกในการใช้ชีวิต หรือผู้พิการบางท่านต้องเดินทางมารับการสร้างขาเทียมใหม่ต้องเสียเวลาในการประกอบอาชีพของตนเองอีกด้วย

ผู้วิจัย ตระหนักและเล็งเห็นความสำคัญของปัญหานี้ จึงได้ร่วมมือกับหน่วยงาน ประกอบด้วย ศูนย์ สิรินครเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ และสถาบันวิทยากรหุ่นยนต์ภาคสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรีดำเนินการศึกษา ค้นคว้าและพัฒนาระบบวัดแรงกด และแรงเฉือนในเบ้าขาเทียม เพื่อให้แพทย์ และนักกายอุปกรณ์นำไปใช้ในการตรวจ วิเคราะห์และวินิจฉัย ความเจ็บปวดในเบ้าขาเทียมได้ต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

1.2.1 ออกแบบและพัฒนา ระบบเซ็นเซอร์ วัดแรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียม

1.2.2 ออกแบบและพัฒนา โปรแกรม วิเคราะห์ และแสดงผล แรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียม

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1.3.1 ระบบวัดแรงกดและแรงเฉือน โดยออกแบบและติดตั้งเซ็นเซอร์ ในเบ้าขาเทียม พร้อมทั้ง ออกแบบชุด Data Logger ในการเก็บข้อมูล

1.3.2 โปรแกรมแสดงผล แรงกด และแรงเฉือนประกอบเฟสการเดิน ในรูปแบบกราฟ และใช้สี ประกอบรูปภาพเพื่อแสดงปริมาณแรงที่เกิดขึ้น บนหน้าจอกอมพิวเตอร์

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

1.4.1 เซ็นเซอร์เพื่อวัดแรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียมได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.4.2 สามารถบอกแรงกด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นประกอบเฟสของการเดินในเบ้าขาเทียมได้

1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาอุปกรณ์การเก็บข้อมูล (Data Logger) ซึ่งจะต้องสามารถเก็บข้อมูลของผู้ป่วยได้ใน เวลานาน และง่ายต่อการพกพา

1.5.2 ศึกษาเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงกด และแรงเฉือนโดยเฉพาะ เซ็นเซอร์วัดแรงกด เซ็นเซอร์วัดแรงเฉือน และเซ็นเซอร์แบ่งเฟสการเดิน รวมถึงการติดตั้งให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและเหมาะสมต่อการวิจัยให้มากที่สุด

1.5.3 ออกแบบอุปกรณ์การเก็บข้อมูล และรูปแบบการจัดวาง เซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงเฉือน ให้สะดวกและง่ายต่อการติดตั้งกับผู้พิการ

1.5.4 จัดซื้ออุปกรณ์การเก็บข้อมูล (Data Logger) และเซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงเฉือน และสร้างเพื่อทำการเก็บข้อมูลจาก ศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ

1.5.5 นำอุปกรณ์การเก็บข้อมูล (Data Logger) ไปใช้กับผู้พิการ เพื่อเก็บข้อมูล และ นำไปปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพ

1.5.6 ออกแบบและโปรแกรม Graphic User Interface (GUI) ให้เหมาะสมกับการใช้งานของแพทย์ และ นักกายอุปกรณ์

1.5.7 นำอุปกรณ์การเก็บข้อมูล (Data Logger) และ โปรแกรม Graphic User Interface (GUI) ทดลองและปรับปรุงให้เหมาะสม โดยตัวอย่างที่ศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ

1.5.8 เมื่อทำการปรับปรุงแล้ว ทำการไปเก็บผลการทดลองจริง

1.5.9 ทำการสรุปผลการทดลอง และนำเสนอผลงานสู่ภายนอก

1.6 ระยะเวลาทำการวิจัย และแผนการดำเนินงานตลอดโครงการวิจัย

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี

ระยะเวลาเริ่มต้นโครงการวิจัย 1 มกราคม พ.ศ. 2557

ระยะเวลาสิ้นสุดโครงการวิจัย 31 ธันวาคม พ.ศ. 2557

ตารางที่ 1.1 การดำเนินการวิจัย ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเท้าขาเทียม

กิจกรรม	เดือน											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1. ศึกษาข้อมูล ที่เกี่ยวข้องกับการวิจัย	■											
2. ออกแบบอุปกรณ์การเก็บข้อมูลและรูปแบบการจัดวาง เซ็นเซอร์ที่ใช้วัดแรงกดและ แรงเฉือน		■	■	■	■							
3. ออกแบบและ โปรแกรม Graphic User Interface (GUI)			■	■	■	■	■					
4. นำไปเก็บผลกับกลุ่มตัวอย่าง			■	■	■	■	■	■	■	■		
5. ทำการสรุปผลการทดลอง และ นำเสนอผลงานสู่ภายนอก								■	■	■	■	■

บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทฤษฎี

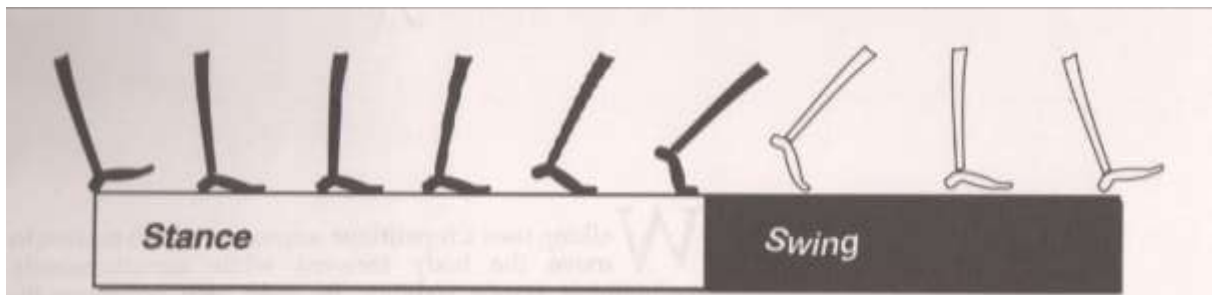
เนื้อหาบทที่แล้วได้กล่าวถึงความสำคัญ ขอบเขต และประโยชน์ของงานวิจัย สำหรับในบทนี้ประกอบด้วย ทฤษฎีที่ใช้ในงานวิจัย และส่วนการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเบ้าขาเทียมเพื่อนำข้อมูลทั้งหมดมาเป็นแนวทางในการปฏิบัติงานต่อไป

ทฤษฎี

ทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในงานวิจัยชิ้นนี้มีรายละเอียดเกี่ยวข้องกับทฤษฎีวงจรถ่ายการเดิน และงานวิจัยที่มีเนื้อหาเกี่ยวกับการวัดแรงในเบ้าขาเทียม

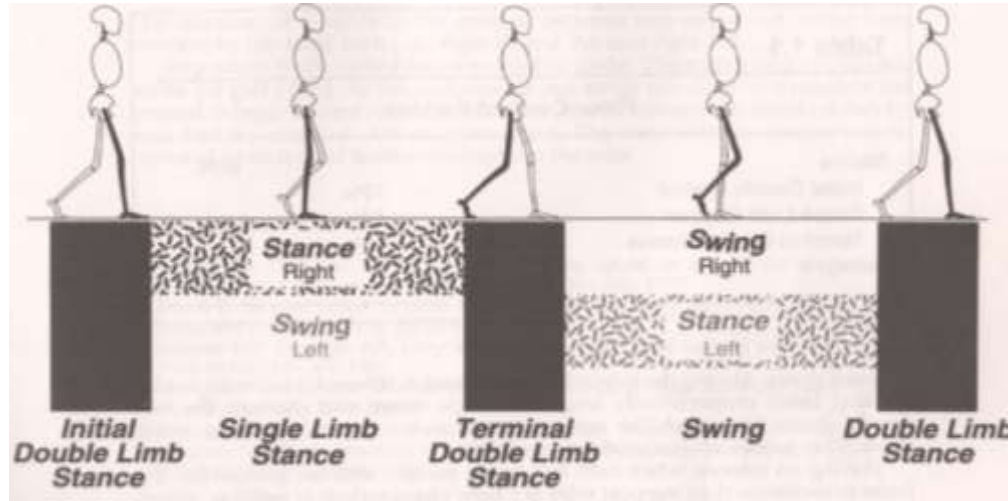
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับวงจรถ่ายการเดิน (Gait cycle)

การเดินคือ การเคลื่อนที่เพื่อให้จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายเคลื่อนที่ไปข้างหน้า โดยการก้าวขาทีละขา สลับกันอย่างเป็นจังหวะ ลักษณะการเดินเป็นการก้าวอย่าง การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า Gait cycle ซึ่งครอบคลุมระยะต่าง ๆ ที่แบ่งได้ตามรายละเอียดต่อไปนี้



รูปที่ 2.1 Cycle Divisions [1]

2.1.1 Cycle Divisions ในวงจรถ่ายการเดินดังรูปที่ 2.1 จะถูกแบ่งเป็นสองคาบคือ Stance และ Swing โดย Stance นั้นเป็นช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น และ Swing เป็นช่วงที่เท้าเริ่มไม่สัมผัสพื้น

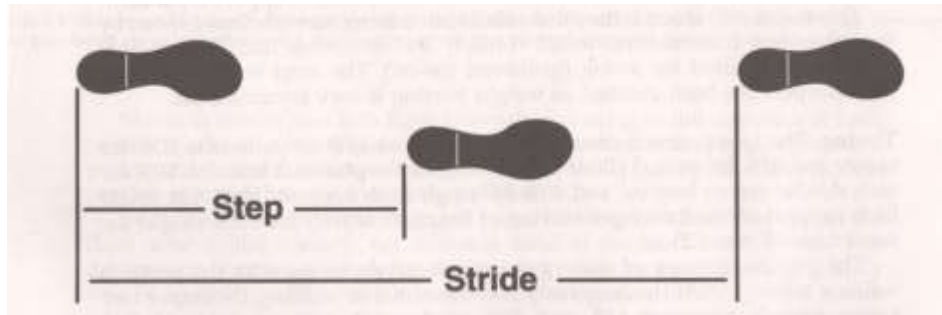


รูปที่ 2.2 ช่วงของการเดิน [1]

ช่วง Stance นั้นสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงย่อยโดยช่วงเริ่มต้นและช่วงสิ้นสุดจะพิจารณาเมื่อช่วงเท่านั้นสัมผัสพื้นดังรูปที่ 2.2 โดยช่วงแรกนั้น Initial Double Limb Stance เป็นช่วงเริ่มของวงจรการเดิน (Gait Cycle) เป็นช่วงที่เท้าทั้งสองสัมผัสพื้นซึ่งเป็นช่วงเริ่มต้นของการเดิน โดยน้ำหนักตัวจะถูกถ่ายโอน อีกเท่านั้นเริ่มทำการ Swing จะทำให้ช่วง Single Limb Support เริ่มต้นขึ้นซึ่งน้ำหนักส่วนใหญ่ของร่างกายก็จะลงมาสู่ขาที่ไม่ได้ทำการ Swing จนขาที่ทำการ Swing เริ่มสัมผัสพื้นขาอีกข้างก็จะทำการจะเป็นช่วง Terminal Double Limb Stance ยังคงเป็นช่วงที่ขาทั้งสองยังคงรองรับน้ำหนักทั้งสองข้างอยู่ และเมื่อยกขา Swing ขาอีกข้างก็จะอยู่ในช่วง Single Limb Support จะทำการวนรอบจนเป็นวงจรการเดิน (Gait Cycle) ซึ่งเราสามารถแบ่งเป็นช่วงเวลาของการเดินได้เป็นดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 เปอร์เซนต์แต่ละช่วงของการเดิน [1]

Floor Contact Periods		
Stance		60 %
Initial Double Stance	10 %	
Single Limb Support	40 %	
Terminal Double Stance	10 %	
Swing		40 %



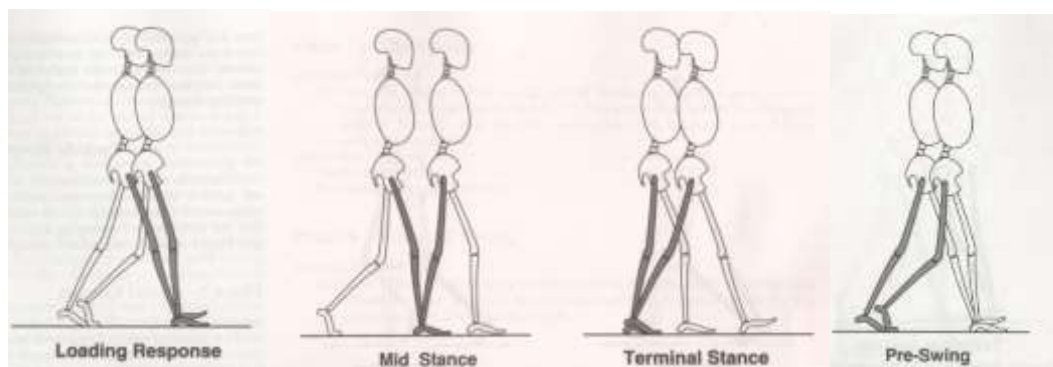
รูปที่ 2.3 Step และ Stride ของการเดิน [1]

ในช่วงของการเดินนั้น เมื่อช่วงเราก้าวขาและขานั้นสัมผัสพื้นช่วงความยาวนี้จะเรียกว่า Step และเมื่อยกอีกขาหนึ่งก้าวต่อไป จากความยาวของขาเดียวกันเคลื่อนที่เรียกว่า Stride ดังรูปที่ 2.3

2.1.2 เฟสของการเดินเราสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ช่วงคือ

2.1.2.1 Stance Phase คือ ระยะที่ขาข้างที่สนใจยังคงมีบางส่วนของเท้าสัมผัสอยู่บนพื้นดังรูปที่ 2.4 ประกอบด้วย

2.1.2.1.1 Loading Response คือ ช่วงระหว่างจังหวะที่ส้นเท้าของข้างที่สนใจสัมผัสพื้นจนถึง จังหวะที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นเต็มพื้นที่

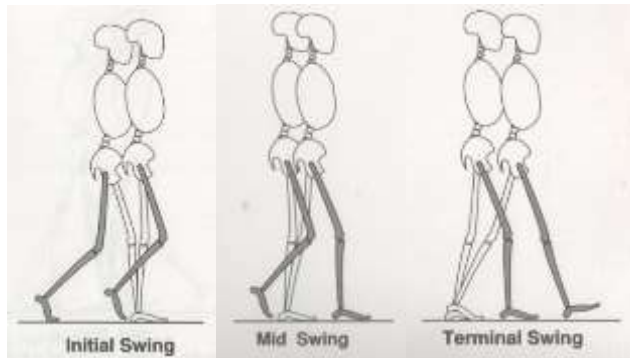


รูปที่ 2.4 ช่วงการเดิน Stance Phase [1]

2.1.2.1.2 Mid-Stance คือ ช่วงที่น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างที่สัมผัสพื้น

2.1.2.1.3 Terminal Stance คือ ช่วงระหว่างจังหวะที่ส้นเท้าข้างที่สนใจเริ่มยกขึ้นจากพื้นจนถึงจังหวะที่ส้นเท้าของอีกข้างเริ่มสัมผัสกับพื้น

2.1.2.1.4 Pre-Swing คือ ช่วงระหว่างจังหวะที่ส้นเท้าของอีกข้างเริ่มสัมผัสกับพื้นจนถึงจังหวะนิ้วเท้าของด้านที่สนใจยกจากพื้น (Toe Off) ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ช่วงการเดิน Swing Phase [1]

2.1.2.2 Swing Phase คือ ระยะที่ขาข้างที่สนใจยกลอยขึ้นจากพื้น ดังรูปที่ 2.5 ประกอบด้วย

2.1.2.2.1 Initial Swing คือ ช่วงระหว่างจังหวะที่นิ้วเท้าของด้านที่สนใจเริ่มยกจากพื้นจนถึงจังหวะที่เท้าข้างนี้ยกลอยสูงสุด

2.1.2.2.2 Mid Swing คือ ช่วงระหว่างจังหวะที่เท้าของด้านที่สนใจยกลอยสูงสุดจนถึงจังหวะที่ส้นเท้าของข้างนี้เริ่มสัมผัสพื้น

2.1.2.2.3 Terminal Swing เป็นระยะสุดท้ายของ Swing Phase คือเท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจน เกือบถึงพื้น แล้วก็เข้าสู่ระยะของ Stance Phase ใหม่

2.2 กายวิภาคเบื้องต้น

ในขาของมนุษย์นั้นประกอบด้วยกระดูกที่สำคัญ 4 ชิ้น ดังรูปที่ 2.6 ได้แก่

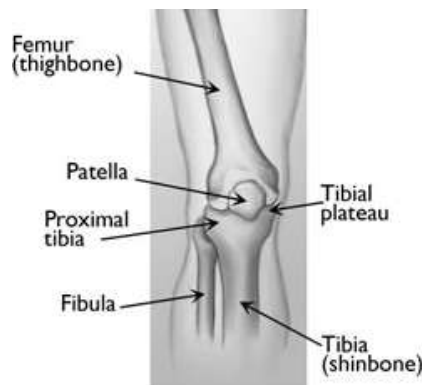
2.2.1 กระดูกต้นขา (Femur) เป็นกระดูกยาวที่อยู่ภายในต้นขา (Thigh) ในมนุษย์ถือว่าเป็นกระดูกที่ยาวที่สุด มีปริมาตรมากที่สุด และแข็งแรงที่สุด ความยาวของกระดูกต้นขาโดยเฉลี่ยของมนุษย์ประมาณ 48 เซนติเมตร และเส้นรอบวงโดยเฉลี่ย 2.34 ซม. และสามารถรับน้ำหนักได้ถึง 30 เท่าในผู้ใหญ่ กระดูกนี้รับเข้ากับส่วนของสะโพก ที่เบ้าหัวกระดูกต้นขา (Acetabulum) และส่วนของเข่า

2.2.2 กระดูกสะบ้า หรือ สะบ้าหัวเข่า (Patella or Kneecap) เป็นกระดูกหนารูปสามเหลี่ยม ซึ่งเกิดเป็นข้อต่อกับกระดูกต้นขาและอยู่คลุมและปกป้องทางด้านหน้าของข้อเข่า กระดูกสะบ้า นับเป็นกระดูกในเอ็นกล้ามเนื้อ (Sesamoid Bone) ที่ใหญ่ที่สุดในร่างกายมนุษย์ หน้าทีหลักของกระดูกสะบ้า คือเมื่อเกิด

การเหยียดข้อเข่า (Knee Extension) กระดูกสะบ้าจะเพิ่มกำลังรัดของคานซึ่งเอ็นกล้ามเนื้อสามารถออกแรงบนกระดูกต้นขาโดยการเพิ่มมุมที่แรงของเอ็นกระทำ

2.2.3 กระดูกแข้ง หรือ กระดูกทibia เป็นหนึ่งในสองกระดูกของขาที่อ่อนล่างใต้เข่า มีขนาดใหญ่กว่ากระดูกน่อง ในมนุษย์ กระดูกแข้งจะพบอยู่ด้านใกล้กลางและด้านหน้ามากกว่ากระดูกน่อง (Fibula) เป็นกระดูกที่ใหญ่ที่สุดเป็นอันดับสองในร่างกายมนุษย์รองจากกระดูกต้นขา (Femur) กระดูกแข้งเกิดข้อต่อด้านบนกับกระดูกต้นขาและกระดูกสะบ้า (Patella) ด้านข้างกับกระดูกน่อง และด้านล่างกับกระดูกทาลัส (Talus)

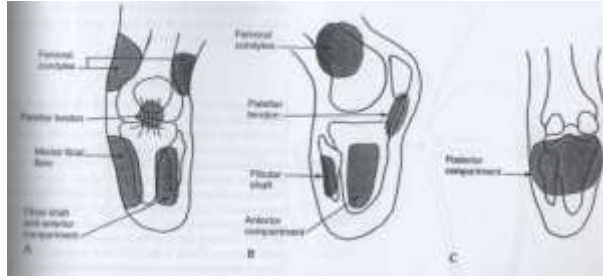
2.2.4 กระดูกน่อง หรือ กระดูกฟิบูลา เป็นกระดูกที่อยู่ด้านข้างของกระดูกแข้ง (Tibia) ซึ่งกระดูกสองชิ้นนี้มีข้อต่อกันทางด้านบนและด้านล่าง วางตัวอยู่ด้านหลังของหัวกระดูกแข้งใต้ต่อระดับข้อเข่า และไม่ได้เป็นกระดูกองค์ประกอบของข้อเข่า ส่วนปลายของกระดูกนี้เอียงขึ้นไปทางด้านหน้าเล็กน้อย ปลายล่างของกระดูกนี้ยื่นลงต่ำกว่าปลายกระดูกแข้ง สร้างเป็นส่วนด้านข้างของข้อเท้า



รูปที่ 2.6 กระดูกของขาที่สำคัญ [2]

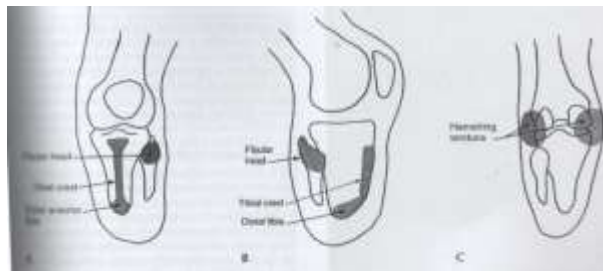
2.3 แรงกดในเข่าเทียม

แรงกดที่เกิดขึ้นในเข่าเทียม จากในการออกแบบเข่าเทียมนั้นได้มีเทคนิคในการออกแบบที่มีข้อแบบ เข่ารองรับเอ็นสะบ้า The patellar tendon-bearing (PTB) ซึ่งจะมีบริเวณที่รับน้ำหนักที่เกิดขึ้นในเข่าเทียมจำนวน 6 จุดดังรูปที่ 2.7 ได้แก่ 1. บริเวณซึ่งขนานกับเอ็นข้อเข่า Tendon (The patellar tendon) 2. กล้ามเนื้อน่องช่วงหลัง (The posterior popliteal tissues) 3. บริเวณขนานกับกระดูก Tibia (Along the medial tibial shaft) 4. บริเวณกล้ามเนื้อด้านหน้าขา (Soft tissue of the neighboring anterior compartment) 5. ด้านหน้าใต้เข่าบริเวณกระดูก Tibial (At the medial tibial (metaphyseal) flare) 6. บริเวณด้านบนรอยต่อกระดูก Femoral (Around the medial and lateral femoral condyles)



รูปที่ 2.7 บริเวณที่สามารถมีแรงกดเกิดขึ้นได้ในเข่าเทียม [1]

ในการพัฒนาขาเทียมพบว่ายังมีบริเวณที่สำคัญซึ่งไม่สามารถให้มีแรงกดเกิดขึ้นได้ดังรูปที่ 2.8 แต่ในบริเวณนั้นยังมีแรงกระทำเกิดขึ้น ซึ่งทำให้เกิดอันตรายต่อผิวหนังของผู้พิการอาจทำให้เกิดแผล หรืออาการเจ็บป่วยซึ่งบริเวณที่สำคัญมีดังนี้คือ 1. บริเวณหัวกระดูก Fibular และ ประสาทส่วนขา Peroneal nerve 2. บริเวณส่วนปลายต่อขา The anterior distal tibia(the cut end of the bone) 3. เอ็นร้อยหวายของกระดูก Tendons (The hamstring tendons) 4. ปลายกระดูก Tibial (The tibial crest) 5. หัวกระดูก Tibial (The anterior tibial tubercle) 6. ส่วนปลายของกระดูก Fibula (The distal fibula) 7. บริเวณกระดูกสะบ้า (The patella) และ 8. ตุ่มหัวกระดูก Adductor (The adductor tubercle)



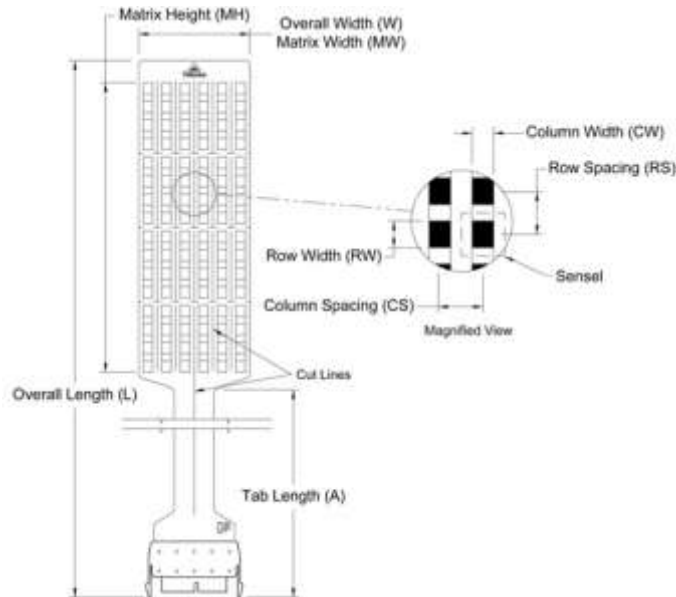
รูปที่ 2.8 บริเวณที่ไม่สามารถมีแรงกดเกิดขึ้นได้ในเข่าเทียม [1]

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.4.1 Tekscan F-Socket Pressure Measurement System

Tecscan F-Socket Pressure Measurement System เป็นระบบวัดแรงที่มีจำหน่าย โดยในปัจจุบันจะเป็นรุ่น 9811 ซึ่งส่วนที่เป็นเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงนั้นผลิตจากวัสดุ Mylar ที่มีคุณสมบัติความต้านทานจะแปรผกผันกับแรงที่กด เซ็นเซอร์นี้มีความหนา 0.28 มม. [3,4] และจะประกอบไปด้วยเซ็นเซอร์ย่อยๆ ทั้งหมด 96 ชิ้น ดังรูปที่ 2.9 โดยจะมีการจัดเรียงเซ็นเซอร์โดยจะเรียงเป็น 16 แถวในแนวนอนและ 6 คอลัมน์ในแนวตั้ง พื้นที่ทั้งหมดจะมีขนาดเท่ากับ 155 ตารางเซนติเมตร ความโดดเด่นของระบบนี้ก็คือ เซ็นเซอร์มีความบาง มีความยืดหยุ่นในการใช้งานดังรูปที่ 2.10 มี Sensitivity ที่ยอมรับได้ มีความละเอียดและการตอบสนองด้านความถี่ที่ดี ดังรูปที่ 2.11 ระบบแสดง [4] แต่ระบบนี้ก็มีข้อเสียอยู่

เหมือนกันซึ่งจะเกิดกับเซ็นเซอร์แบบนี้เป็นปกติอยู่แล้วนั่นก็คือ การมี Hysteresis, Signal Drift, Temperature Sensitivity และผลจาก Shear Coupling ที่ไม่รู้ค่า [3,4]

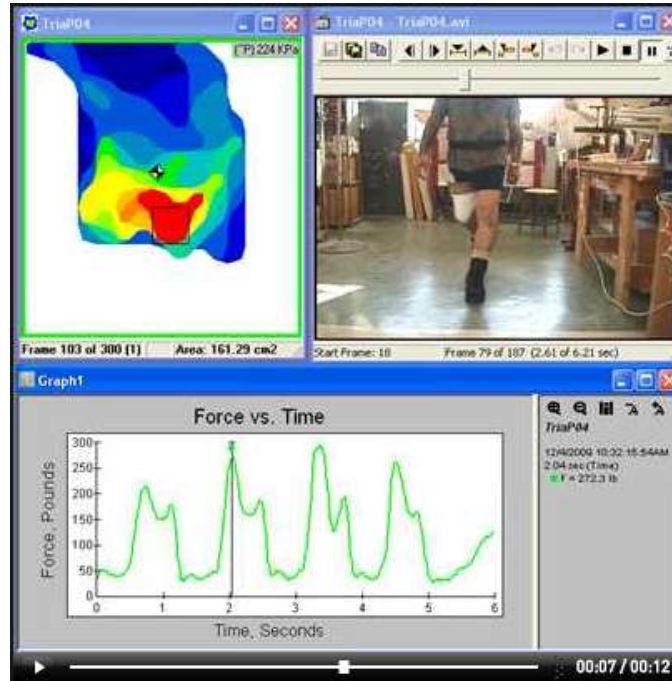


Model	General Dimensions			Sensing Region Dimensions							Summary		
	Overall Length L	Overall Width W	Tab Length A	Matrix Width MW	Matrix Height MH	Columns CW	CS	Qty.	Rows RW	RS	Qty.	Total No. of Sensels	Sensel Spatial Resolution
US 9811E	(in) 14.48	(in) 3.00	(in) 5.61	(in) 3.00	(in) 8.00	(in) 0.250	(in) 0.5	6	(in) 0.310	(in) 0.500	16	96	(sensel per sq-in) 4.0
Metric 9811E	(mm) 367.8	(mm) 76.2	(mm) 142.5	(mm) 76.2	(mm) 203.2	(mm) 6.4	(mm) 12.7	6	(mm) 7.9	(mm) 12.7	16	96	(sensel per sq-cm) 0.6

รูปที่ 2.9 ลักษณะและขนาดของเซ็นเซอร์วัดแรงของ Tekscan F-Socket Pressure Measurement System [5]



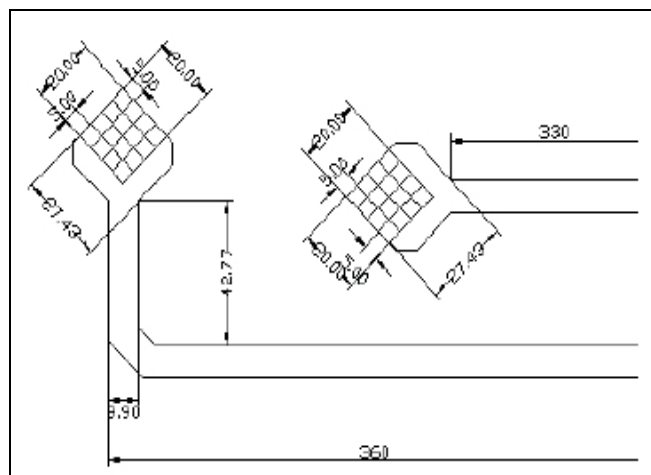
รูปที่ 2.10 (a) การวางเซ็นเซอร์ในเท้าของขาเทียม (b) การใช้งานเซ็นเซอร์กับผู้พิการ [5]



รูปที่ 2.11 หน้าต่างแสดงผลการวัดแรงของ Tekscan โดยจะมีภาพวิดีโอของการเดินประกอบด้วย [5]

2.4.2 Novel Pliance 16P System

Novel Pliance 16P System จะใช้เซ็นเซอร์ที่มีคุณสมบัติความจุของประจุจะแปรผกผันกับแรงที่กดมีการวางตำแหน่งแบบ 4x4 Matrix ดังรูปที่ 2.12 และมีความหนา 1 มม. ระบบนี้สามารถใช้เซ็นเซอร์ได้สูงสุด 16 ชั้น ส่วนข้อดีและข้อด้อยของระบบนี้จะเหมือนกับ Tekscan F-Socket Pressure Measurement System แต่ระบบนี้มีความแม่นยำในการวัดมากกว่าซึ่งมีการติดตั้งเซ็นเซอร์ในเท้าข้างรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.12 ลักษณะและขนาดของเซ็นเซอร์วัดแรงของ Novel Pliance 16P System [6]



(a)

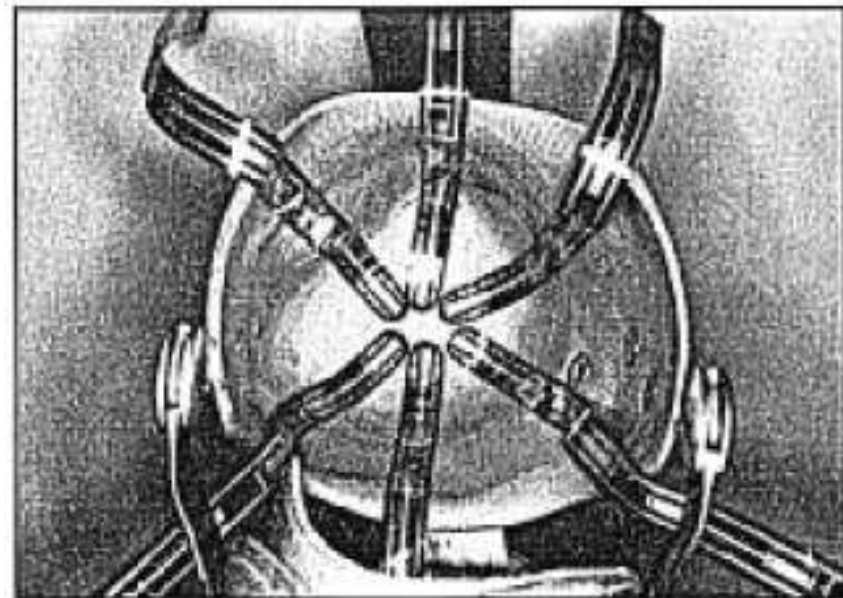


(b)

รูปที่ 2.13 (a) การวางเซ็นเซอร์ในเบ้าของขาเทียม (b) แสดงการใช้งานเซ็นเซอร์กับผู้พิการ [6]

2.4.3 Rincoe Socket Fitting System

Rincoe Socket Fitting System จะใช้เซ็นเซอร์ที่ประกอบอยู่กับแผ่น Polyvinylidene fluoride และมีความหนา 0.36 มม. ทั้งระบบจะประกอบเซ็นเซอร์ย่อยๆทั้งหมด 60 ชิ้นและแบ่งเป็น 6 แถบดังรูปที่ 2.9 ซึ่งแต่ละแถวยาว 54.9 ซม. ขนาดของพื้นที่เซ็นเซอร์ย่อยจะเท่ากับ 0.45 ตารางเซนติเมตร ระยะห่างระหว่างเซ็นเซอร์แต่ละชิ้นเท่ากับ 2.3 ซม. ดังรูปที่ 2.14 ส่วนข้อดีและข้อด้อยของระบบนี้ก็จะเหมือนกับ Tekscan F-Socket Pressure Measurement System และ Novel Pliance 16P System แต่ที่ต่างจากสองระบบข้างต้นคือมีความผิดพลาดในการวัดค่อนข้างสูงดังตารางที่ 2.2 และตารางที่ 2.3



รูปที่ 2.14 การวางเซ็นเซอร์ของ Rincoe Socket ในเบ้าของขาเทียม [7]

ตารางที่ 2.2 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ที่ใช้กับระบบ Rincoe Socket และ Tekscan F-Socket ที่ได้จากการทดลองของ Polliack และคณะ [3]

	Rincoe		F-Socket	
	Flat	Mould	Flat	Mould
Accuracy	24.7±19.02% (n=360)	32.9±31.2% (n=200)	8.49±7.21% (n=384)	11.2±9.58% (n=200)
Hysteresis error	15.1±7.98% (n=90)	23.1±15.1% (n=10)	41.88±14.9% (n=48)	24.0±19.2% (n=40)
Drift error	7.43±7.16% (n=72)	11.3±6.07% (n=32)	11.9±6.05% (n=96)	33.2±26.5% (n=32)

ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ที่ใช้กับระบบ Novel Pliance ที่ได้จากการทดลองของ Polliack และ คณะ [8]

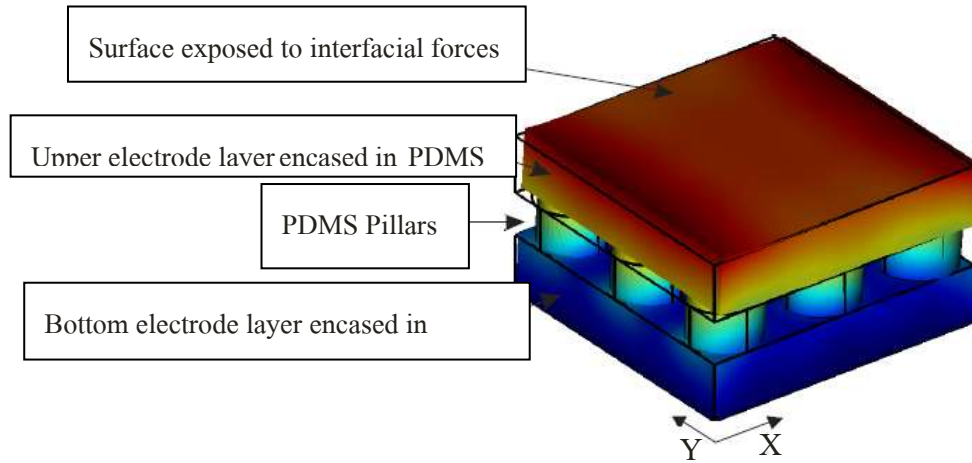
Measure	Flat	Mould
Accuracy	2.42±3.20(n=300)	9.96±9.1(n=560)
Hysteresis	12.93±4.63(n=19)	12.95±8.26(n=80)
Drift	4.40±3.46(n=60)	6.20±7.12(n=80)

ซึ่งจากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าระบบ Rincoe Socket จะมีความผิดพลาดในการวัดค่อนข้างสูง ซึ่งสูงถึงสามเท่าของระบบอื่น ส่วนเรื่อง Hysteresis Error และ Drift Error ระบบ Novel Pliance จะมีค่าน้อยที่สุด

2.4.4 Shear Sensor for Lower Limb Prosthetic Applications [8]

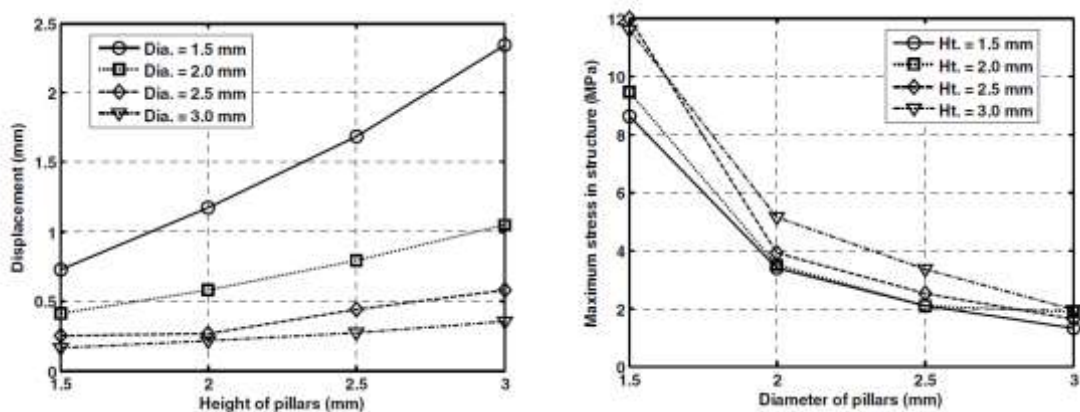
Shear Sensor for Lower Limb Prosthetic Applications ทำการศึกษาโดย Kishore Sundara-Rajan และ คณะ โดยทำการสร้างและศึกษาเซ็นเซอร์ที่สามารถวัดแรงกดและแรงเฉือน ที่เกิดขึ้นกับผิวหนังในเท้า ขาเทียม โดยใช้ Electrodes เป็นส่วนประกอบสำคัญในการสร้างเซ็นเซอร์ โดยทำการประกอบอยู่ใน ชั้นของ Polydimethylsiloxane (PDMS) โดยการเชื่อมต่อในลักษณะอะเรย์ 3×3 ดังรูปที่ 2.15 โดยส่วนล่างของเซ็นเซอร์นั้นจะเป็นวัสดุแข็ง ส่วนด้านบนพื้นผิวบน เป็นส่วนที่รับแรง Interfacial Forces

เมื่อเกิดแรงเฉือนขึ้นบริเวณด้านบนของผิวเซ็นเซอร์ แห่ง Polydimethylsiloxane (PDMS) ก็จะเกิดการบิดตัวก็จะสามารถวัดแรงที่เกิดขึ้นกับวัดผลกระทบของ Capacitances 8 จุด ได้



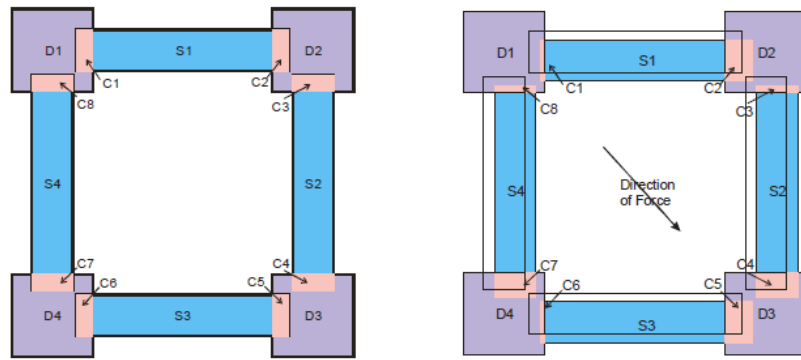
รูปที่ 2.15 รูป 3 มิติของเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน [9]

ซึ่งขนาดฐานของ PDMS มีความหนา 2 mm และมิติของฐานขนาด 2 cm×2 cm ทำการ Finite Element Model (FEM) จำนวน 2994 nodes โดยมี Minimum mesh quality คือ 0.1682 ซึ่งได้ค่า Young’s Modulus เป็น 868 kPa, Poisson Ratio of 0.48, และ Density เป็น 965 g/m³ ซึ่งภายใน Lateral Force มีแรงกด 88 N (แรงเฉือน 220 kPa) โดยการทดลองการกด จะได้การเปลี่ยนแปลงของ PDMS Pillars แปรผันดังรูปที่ 2.16



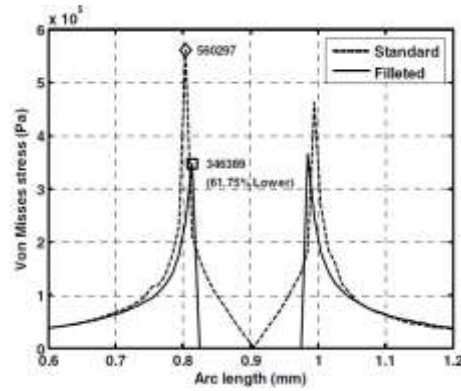
รูปที่ 2.16 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของ PDMS Pillars [9]

ซึ่งในการออกแบบทางไฟฟ้า โดยใช้ เซ็นเซอร์ Electrode ติดตั้งที่ตำแหน่ง D1, D2, D3 และ D4 และ ชั้นของ PDMS อยู่ที่ S1, S2, S3 และ S4 ทำการวัดผลกระทบของ Capacitances 8 จุด ดังรูปที่ 2.17



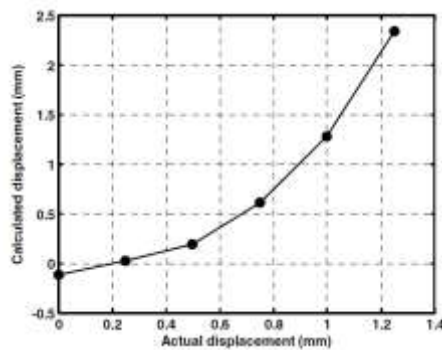
รูปที่ 2.17 ตำแหน่งของ Electrode, Capacitances และ ทิศทางของแรงที่กระทำ [9]

เมื่อทำการวิเคราะห์ผลของ Capacitances ทั้ง 8 ตัวที่เกิดการ Overlap จะได้ผลดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.18 แสดง PDMS Pillars เมื่อทำการเปลี่ยนแปลงแรงเฉือน ระหว่าง PDMS Pillars และ ฐาน [9]

ซึ่งจากการทดลองโดยดูจากการเปลี่ยนแปลงของ Cypress Semiconductor CY8C 21434 และ สัญญาณทางไฟฟ้าจึงสรุปได้ดังรูปที่ 2.20



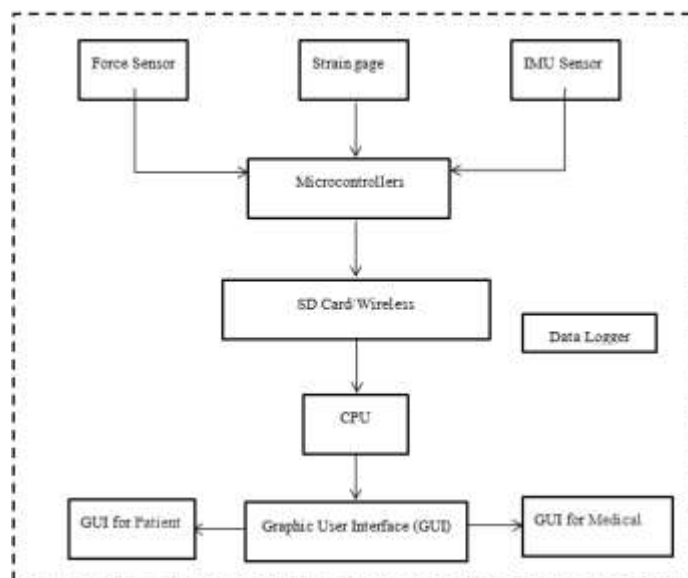
รูปที่ 2.19 The calculated lateral displacement [9]

บทที่ 3 การออกแบบระบบและการทำงาน

3.1 ภาพรวมของระบบ

ระบบวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนในเท้าเทียม นั้นประกอบด้วย สามส่วนคือ เซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน กล้องเก็บข้อมูลแบบพกพา และ โปรแกรมแสดงผลดังรูปที่ 3.1

เซ็นเซอร์วัดแรงกดแบบ Force Sensing Resistors (FSR) และ Strain Gauge มาใช้เพื่อวัดแรงเฉือน โดยมี Polydimethylsiloxane (PDMS) ถูกใช้เป็นตัวกลางสร้างผิวสัมผัสกับตอขาของผู้พิการ ตัวเซ็นเซอร์จะถูกนำไปติดตั้งในจุดที่สนใจประกอบด้วย 4 จุดที่สามารถมีแรงกดและ 5 จุด ที่ไม่สามารถมีแรงกดและแรงเฉือนในเท้าเทียม และนำ IMU มาติดตั้งบริเวณข้อเท้าของผู้พิการเพื่อ แสดงเฟสการเดิน ในกล้องเก็บข้อมูลแบบพกพาสร้างขึ้นเพื่ออ่านค่าเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน และ IMU เพื่อจัดเก็บข้อมูลแรงกดและแรงเฉือน ที่เกิดขึ้นภายในเท้าเทียมและค่าความเร่งเชิงมุมความเร็วเชิงมุมในขณะที่เดินของผู้พิการ โดยอุปกรณ์ดังกล่าวจึงได้รับการออกแบบให้ ผู้พิการสามารถพกพาไปใช้ในภาคสนามได้ด้วยการประยุกต์ใช้ Arduino Mega 2560 เป็นอุปกรณ์อ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้า A2D 10 bit (0-1023) เมื่อเสร็จสิ้นการอ่านค่าแรงกดแรงเฉือน ค่าความเร่งเชิงมุม และความเร็วเชิงมุมของข้อมูลที่วัดได้จะถูกส่งมายังคอมพิวเตอร์ปลายทางหรือเก็บบันทึกลงบน SD Card ผ่านการสื่อสารไร้สายและมีสาย ตามลำดับ โดยข้อมูลดังกล่าวจะถูกนำมาจัดแสดง วิเคราะห์และ/หรือสังเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 3.1 ภาพรวมระบบ

เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น ได้ออกแบบเซ็นเซอร์โดยใช้ แบบ Force Sensing Resistors (FSR) ขนาดแรง 25 lb. และ ขนาดวัดแรง 100 lb. เพื่อใช้ในการวัดแรงกดที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมเนื่องจากในเบ้าขาเทียมนั้นจะมีจุดที่รองรับน้ำหนักและจุดที่ไม่สามารถให้มีแรงมากกระทำได้ ซึ่งใช้ร่วมกับ Strain Gauge วัดแรงเฉือนประกอบกับ Polydimethylsiloxane (PDMS) ที่ใช้เป็นตัวกลางสร้างผิวสัมผัสกับตอขาของผู้พิการ ใช้ Strain Gauge วัดระยะยืดของ PDMS และนำมาวิเคราะห์แรงเกิดขึ้นที่ขนานกับหน้าผิวสัมผัสเซ็นเซอร์ซึ่งจะทำให้ Strain Gauge ยืดออกทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า

3.2 การออกแบบเซ็นเซอร์

เซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนดังรูปที่ 3.2 ได้รับการออกแบบให้มีชิ้นส่วนหลัก 3 ประการ คือ เซ็นเซอร์วัดแรงกดแบบ FSR, Strain Gauge และ PDMS Tissue Tape ถูกนำมาใช้เชื่อมต่อระหว่าง FSR กับ Strain Gauge เพื่อป้องกันการลดยตัวของเซ็นเซอร์ทั้งสองเมื่อ PDMS ยังไม่แข็งตัว PDMS ที่ใช้ในการสร้างเซ็นเซอร์ใช้อัตราส่วนผสมระหว่างตัวทำแข็งและซิลิโคนอยู่ที่ 1:10 โดยมีอุปกรณ์ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.2 เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น

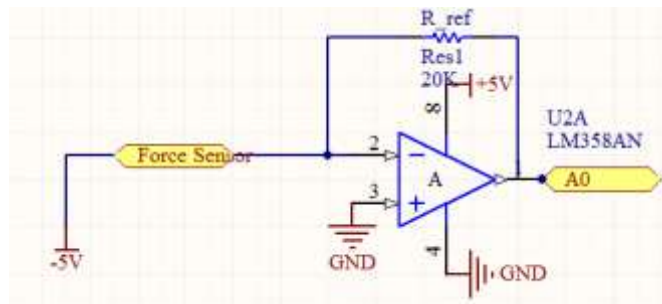


รูปที่ 3.3 อุปกรณ์ที่ใช้สร้างเซ็นเซอร์

3.3 การออกแบบกล่องบันทึกข้อมูลแบบพกพา

ระบบจัดเก็บข้อมูลหรือ Data Logger ถูกนำมาใช้ประกอบกับเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือน เพื่อจัดเก็บข้อมูลแรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นภายในเบ้าขาเทียมใน โดยมี IMU เป็นอุปกรณ์อ่านค่าความเร่งเชิงมุมและความเร็วเชิงมุมของข้อเท้าผู้พิการในขณะที่เดินเพื่อทำการแบ่งเฟสการเดิน ระบบดังกล่าวจึงได้รับการออกแบบให้ ผู้พิการสามารถพกพาไปใช้ในภาคสนามได้ด้วยการประยุกต์ใช้ Arduino Mega 2560 เป็นอุปกรณ์อ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้า A2D 10 bit (0-1023) สำหรับการทดสอบ ภายหลังจากเสร็จสิ้นการอ่านค่าแรงกดและแรงเฉือน ข้อมูลที่วัดได้จะถูกส่งมายังคอมพิวเตอร์ปลายทางหรือเก็บบันทึกลงบน SD Card ผ่านการสื่อสารไร้สายและมีสาย ตามลำดับ โดยข้อมูลดังกล่าวจะถูกนำมาจัดแสดง วิเคราะห์และ/หรือสังเคราะห์ต่อไป

การอ่านข้อมูลของ Force Sensor ได้ใช้วงจรเปรียบเทียบสัญญาณดังรูป และนำสัญญาณทางไฟฟ้าไปทดสอบหาค่าแรงกดที่เกิดขึ้นจริงของเซ็นเซอร์ดังรูปที่ 3.4



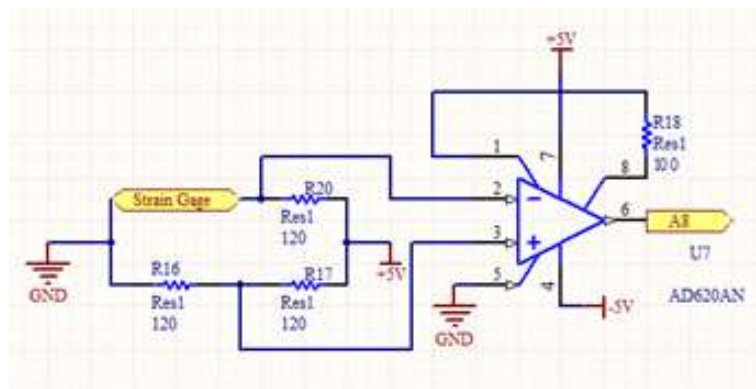
รูปที่ 3.4 วงจรอ่านค่า Force Sensor

โดยค่าสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นสามารถหาได้จากสมการที่ 3.1

$$R_S = -V_{sensor} \left(\frac{R_F}{V_{out}} \right) \tag{3.1}$$

- R_S : Sensor Resistance
- R_F : Referent Resistance
- V_{sensor} : Voltage Sensor
- V_{out} : Voltage Output

ในการสร้างนั้นสามารถหาค่าความต้านทานของ FSR (R_S) โดยได้ใช้สัญญาณไฟเข้าเซ็นเซอร์แรงกด (V_{sensor}) -5 โวลต์ ค่าความต้านทานเปรียบเทียบ (R_F) ขนาด 20 K แรงเฉือนที่วัดได้จาก Strain Gauge รุ่น YFLA- 10 ที่มีค่า Gauge Length อยู่ที่ 10 มิลลิเมตร มีค่า Gauge Factor อยู่ที่ 2.10 เป็นเซ็นเซอร์ที่ตรวจวัดความเปลี่ยนแปลงของระยะทางในแนวระนาบของ PDMS สัมผัสอยู่กับตอขาของผู้พิการมีขนาดการเปลี่ยนแปลงที่น้อยมากระดับมิลลิโวลต์ (mV) จากค่าเต็ม 5 โวลต์ AD620 เป็นไอซีขยายสัญญาณทางไฟฟ้า (Instrumentation Amplifier) ดังรูปที่ 3.5 จึงถูกนำมาใช้ในวงจรขยายสัญญาณให้ค่าการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวเพิ่มเติม 500 เท่า โดยมีการต่อวงจรในลักษณะ Quarter-bridge Strain Gauge Circuit ดังแสดงดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.5 วงจรอ่านค่า Strain Gauge

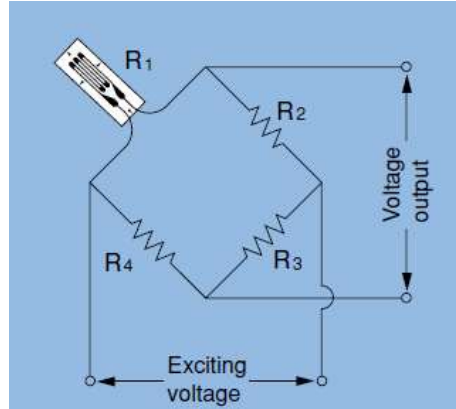
ซึ่งค่าการขยายสัญญาณทางไฟฟ้า (Gauge Amplifier) สามารถหาได้โดยสมการที่ 3.2

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \tag{3.2}$$

R_G : Gauge Resistance

G : Gauge Amplifier

โดยค่าแรงดันทางไฟฟ้าที่อ่านได้นั้น สามารถนำมาคำนวณหาค่าสัญญาณทางไฟฟ้าได้โดย



รูปที่ 3.6 วงจร Quarter-bridge Strain Gauge Circuit

$$e = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{G(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} E_v \quad 3.3$$

- e : Voltage Output
 E_v : Exciting Voltage
 R_1 : Gauge Resistance
 $R_2 \sim R_4$: Fixed Resistance

ซึ่ง $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ โดยค่าสัญญาณทางไฟฟ้าสามารถคำนวณหาระยะยืดของ Strain Gauge ซึ่งทำให้ค่า R_1 เปลี่ยนแปลงไป ซึ่งทำให้ค่าของ e เปลี่ยนแปลงไปทำให้เกิดความสัมพันธ์กับระยะยืดของ Strain Gauge ได้จากสมการที่ 3.4

$$\Delta e = \frac{E_v K \epsilon}{G4} \quad 3.4$$

- Δe : Voltage Output (Variation)
 ϵ : Strain Measured
 K : Strain Gauge Factor

โดยระยะยืดของ Strain Gauge ที่วัดได้นั้นสามารถคำนวณหาแรงเฉือนของ PDMS มีค่า Young's Modulus อยู่ที่ 360-870 KPa ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 3.5

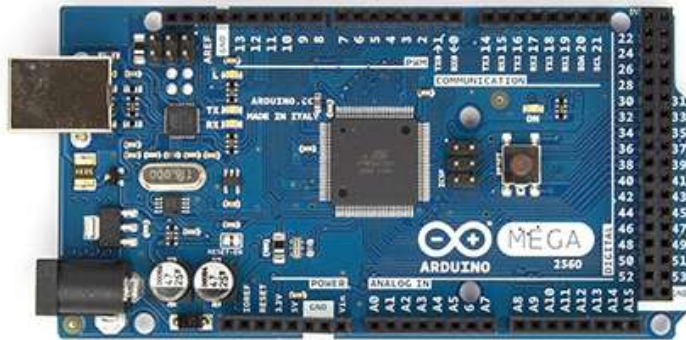
$$\tau = \varepsilon E$$

3.5

τ : Shear Force

E : Young's Modulus

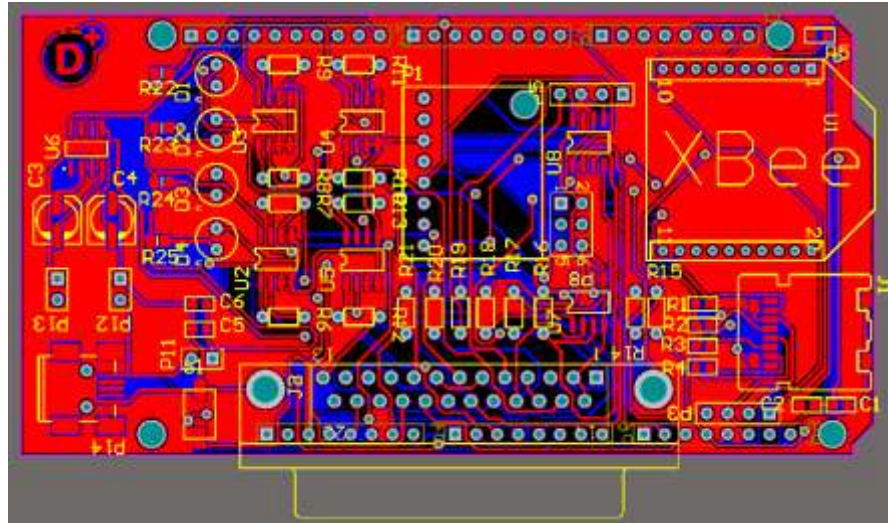
โดยการออกแบบ PCB ได้ออกแผ่นวงจรในลักษณะ Shield for Arduino ซึ่งได้ใช้สำหรับแผ่นวงจรสำเร็จรูป Arduino Mega 2560 R3 ดังรูป 3.7 ซึ่งไอซีประมวลผล ATmega2560 มีความเร็วสัญญาณนาฬิกา 16 MHz ทำงาน ณ แรงดัน 5 โวลต์ โดยสามารถอ่านค่า Analog ได้ 16 ช่องสัญญาณ มีช่องทางการสื่อสารแบบ Serial ได้ 3 ช่อง ซึ่งเหมาะสมกับการใช้งาน Bluetooth ในการทดลองในครั้งนี้



รูป 3.7 Arduino Mega 2560

โดยการออกแบบระบบ จ่ายไฟ จาก Power Bank ขนาด 1300 mAhr ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำเร็จรูปโดยทำการนำระบบไฟมาเชื่อมต่อกับวงจร โดยการออกแบบโดยใช้โปรแกรม Altium Designer เป็นโปรแกรมหลักในการออกแบบดังรูปที่ 3.8 ในการออกแบบใช้ไอซีรูปแบบ Surface Mount โดยมีวงจรหลักดังนี้

- วงจรอ่านค่า Force Sensor ซึ่งเป็นวงจร Inverting Amplifier
- วงจรอ่านค่า Strain Gauge ประกอบด้วยวงจร Quarter-bridge Strain Gauge Circuit ซึ่งถูกขยายด้วย Instrumentation Amplifier ด้วย AD620 ชิพขยายสัญญาณทางไฟฟ้า
- ไอซีแปลงไฟจากแรงดัน +5 โวลต์ เป็น -5 โวลต์ ด้วย ICL7660s
- มีการเชื่อมต่อ SD Card, Bluetooth และ IMU



รูปที่ 3.8 PCB ที่สร้างขึ้น

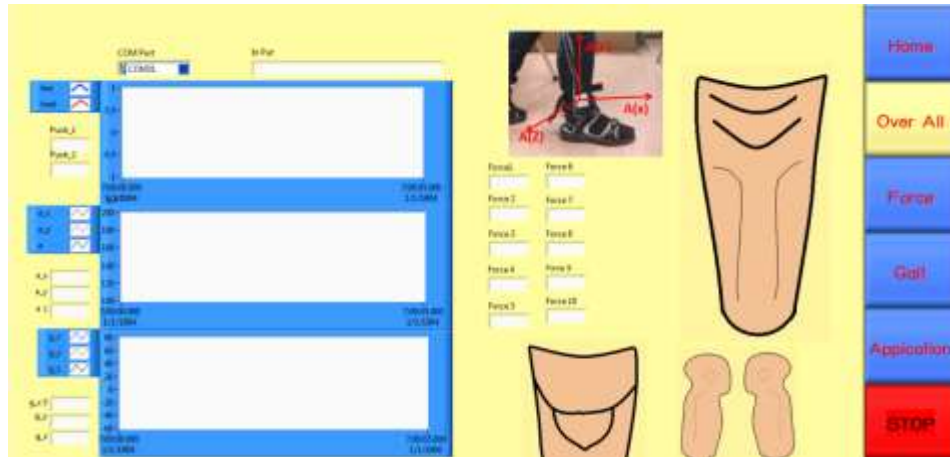
3.4 การออกแบบโปรแกรม

โปรแกรมแสดงผล แรงกดและแรงเฉือนดังรูปที่ 3.9 ในหน้าจอเทียม เมื่อได้ข้อมูลจาก SD Card จะทำการแยกข้อมูลจากเซ็นเซอร์ ต่างๆ ตามคาบของเวลา นำมาแสดงผลแบบกราฟ และ แบบสี โดยตัวรูปแบบโปรแกรมได้ออกแบบ 2 ลักษณะคือ โปรแกรมแสดงผลแบบ Real Time และ โปรแกรมแสดงค่าเพื่อวิเคราะห์ผล โปรแกรมแบบ Real Time ได้ออกแบบให้แสดงค่าพารามิเตอร์ที่เก็บเข้ามาแสดงผลได้ทันที ซึ่งมีรูปแบบดังภาพ



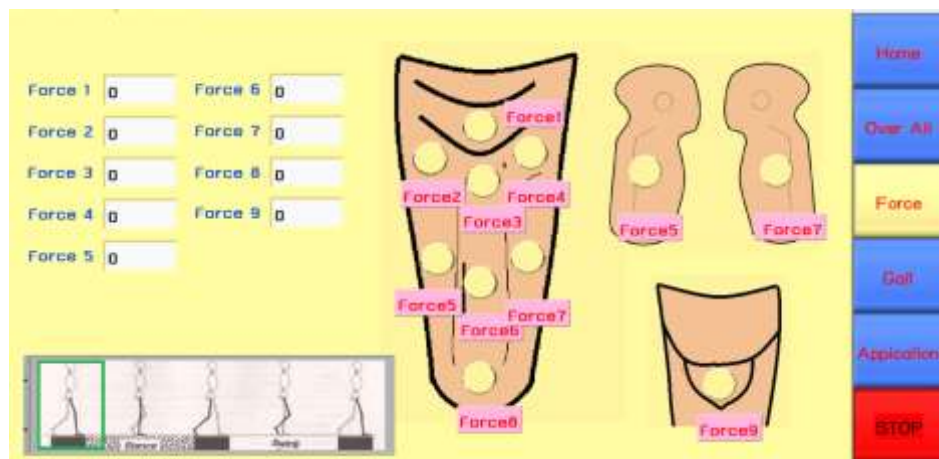
รูปที่ 3.9 หน้าแสดงผลแบบ Real Time

โดยโปรแกรมที่พัฒนานั้นได้มีฟังก์ชันที่แสดงระบบทั้งหมด (Over All) ดังรูปที่ 3.10 หน้าจอที่แสดงแรงกด (Force) และ หน้าจอ แสดงเฟสการเดิน (Gait) และทั้งนี้ยังมีการสร้างหน้าจอ Application สร้างขึ้นเพื่อรองรับการพัฒนาในอนาคต



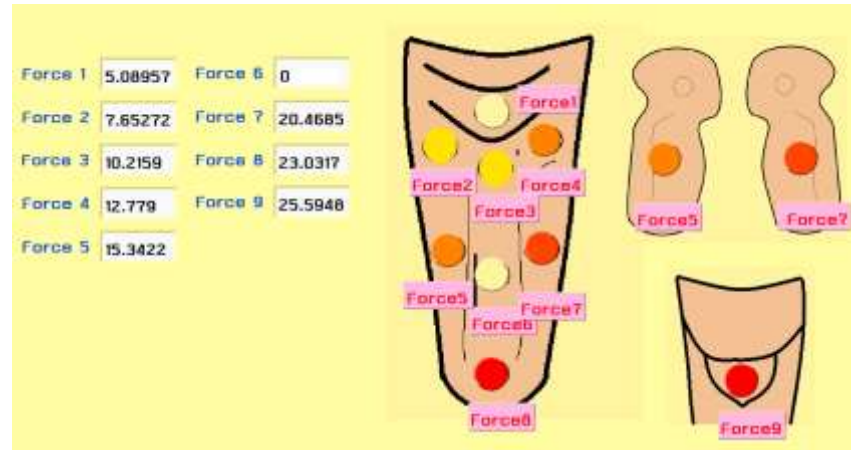
รูปที่ 3.10 หน้าจอแสดงภาพรวมของระบบ

หน้าจอภาพรวมระบบนั้นได้แสดงข้อมูลระบบทั้งหมดที่เกิดขึ้นของผู้พิการ โดยได้แสดงค่า แรงที่เกิดขึ้นในเท้าเทียม และค่า IMU เพื่อแสดงเฟสการเดิน เพื่อให้ร่างกายอุปกรณ์สามารถวิเคราะห์เฟสการเดินว่ามีความผิดปกติได้

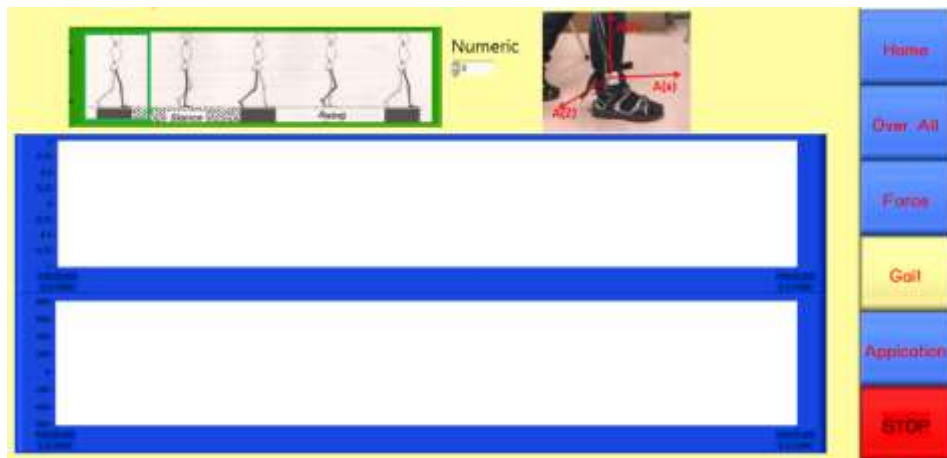


รูปที่ 3.11 หน้าจอแสดงแรงกดที่เกิดขึ้น

หน้าจอแสดงแรงดังรูปที่ 3.11 นั้นจะแสดงแรงที่เกิดขึ้นในเท้าเทียมของผู้พิการ โดยแสดงค่าที่เกิดขึ้น และแสดงสีที่เกิดขึ้นสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นกับแรง โดยทำการแบ่งระดับสี โดยแบ่งระดับสีเป็น 5 ระดับเพื่อให้ผู้พิการได้เห็นแรงที่เกิดขึ้นในเท้าเทียมโดยใช้สีเป็นตัวสื่อความหมายดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 หน้าจอแสดงแรงกด โดยมีสีสื่อความหมายที่เกิดขึ้น

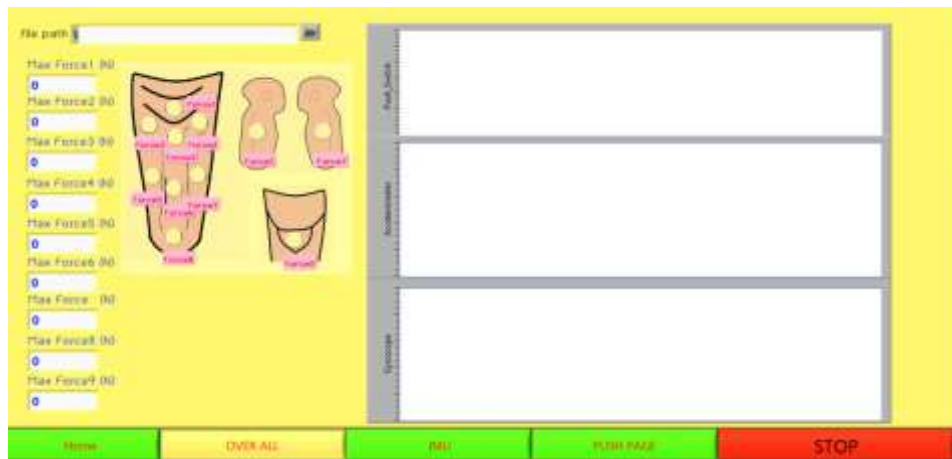


รูปที่ 3.13 หน้าจอแสดงเฟสการเดิน

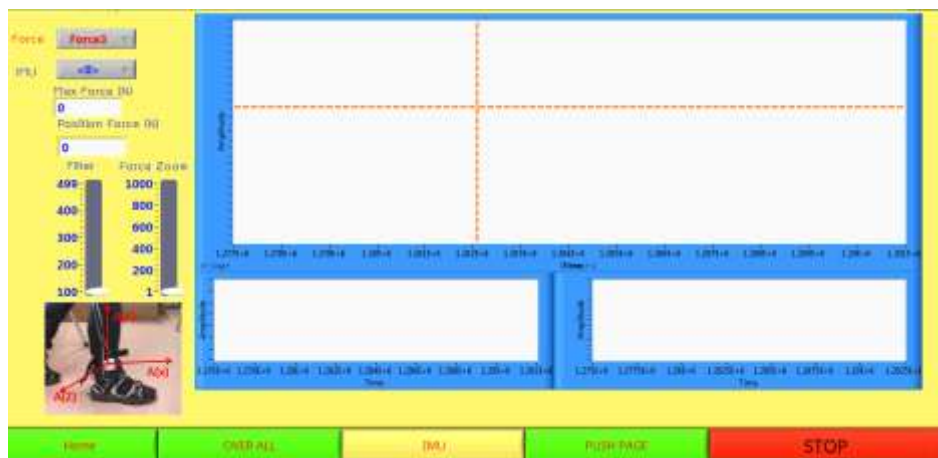
โปรแกรมแสดงข้อมูลเพื่อการวิเคราะห์แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้น โดยนำข้อมูลที่บันทึกจากการให้ผู้พิการนั้นเดินทดสอบ เพื่อนำแรงกด และแรงเฉือน ประกอบเฟสการเดินของผู้พิการมาวิเคราะห์ภายหลังดังรูปที่ 3.13 โดยนักกายอุปกรณ์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ โดยใช้โปรแกรมสำหรับการวิเคราะห์ดังรูปที่ 3.14 โดยสามารถนำค่าแรงที่เกิดขึ้นมาแสดงผลดังรูปที่ 3.15 และนำค่าแรงที่เกิดขึ้นมาเปรียบเทียบกับเฟสการเดินของผู้พิการดังรูป 3.16



รูปที่ 3.14 โปรแกรมช่วยวิเคราะห์แรง



รูปที่ 3.15 หน้าจอรวมของระบบที่เกิดขึ้น

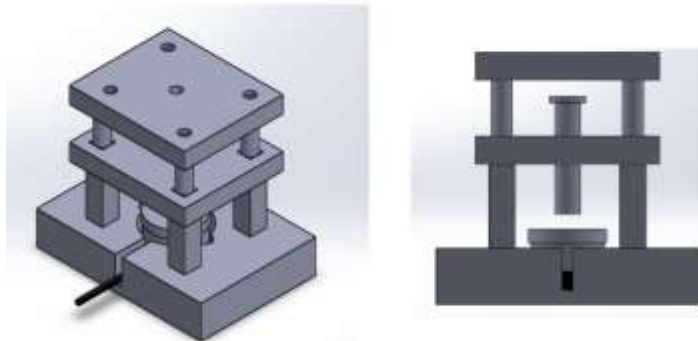


รูปที่ 3.16 หน้าจอเปรียบเทียบแรงกับเฟสการเดิน

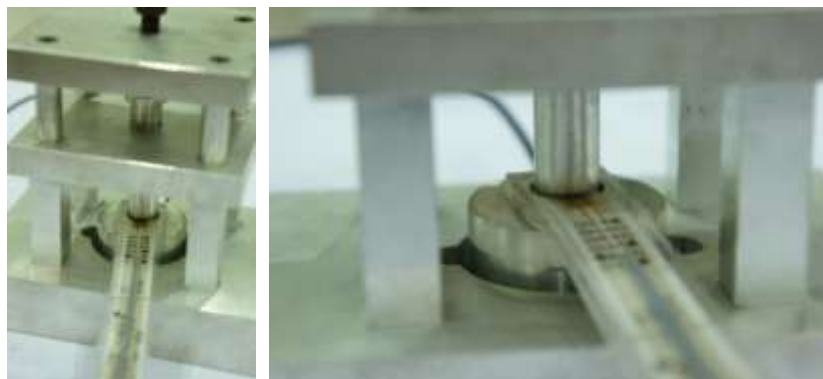
บทที่ 4 การทดลอง

4.1 การทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น

ผู้วิจัยได้ออกแบบอุปกรณ์ช่วยทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนวัสดุเป็นอะลูมิเนียม เป็นตัวกดหน้าเซ็นเซอร์เพื่อวัดค่า A2D 10 bit ของแรงกดบนเซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้น โดยมี Load Cell เป็นเซ็นเซอร์ที่ทราบค่า เป็นตัวอ่านค่าแรงกระทำที่เกิดขึ้นบนหน้าพื้นผิวเซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้น เมื่อมีการกดบนเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น ในการออกแบบเบื้องต้นได้ใช้โปรแกรม Solid Work 2012 ในการออกแบบดังรูป 4.1

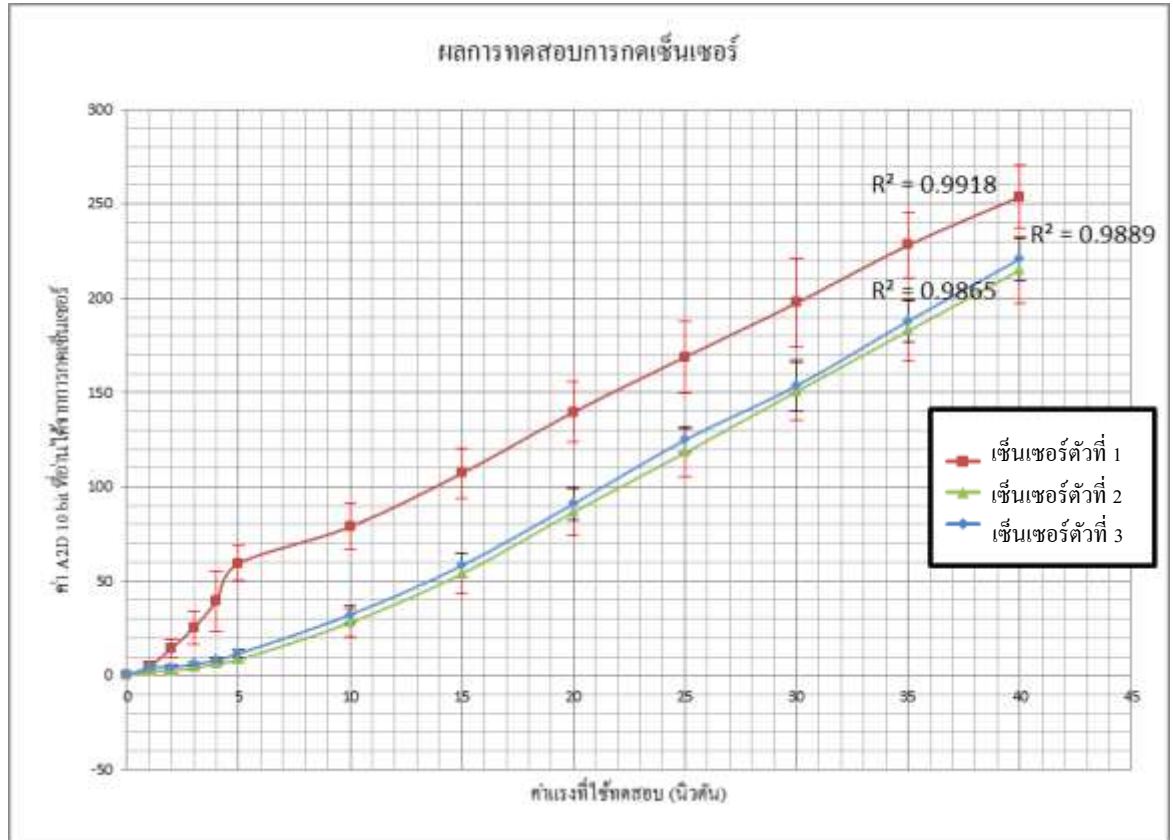


รูปที่ 4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบแรงกด



รูปที่ 4.2 การทดสอบกดเซ็นเซอร์

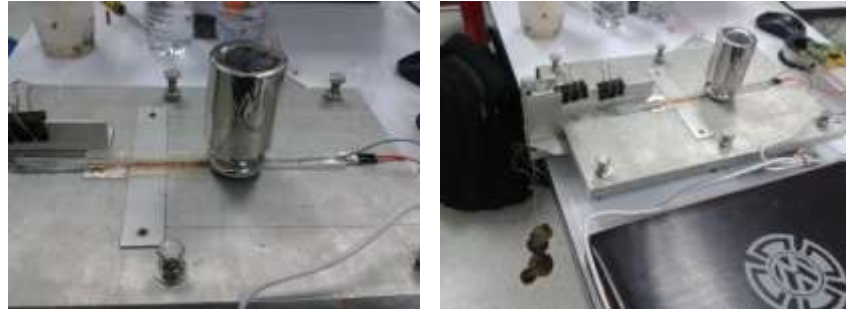
การทดสอบ โดยการกดเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นจำนวน 10 ครั้งต่อ 1 แรงดังรูปที่ 4.2 ทำการทดสอบเซ็นเซอร์ 3 ชั้นที่สร้างขึ้นผลที่ได้ ซึ่งพบว่าค่าแรงที่เกิดขึ้นเป็นดังกราฟแสดงผล



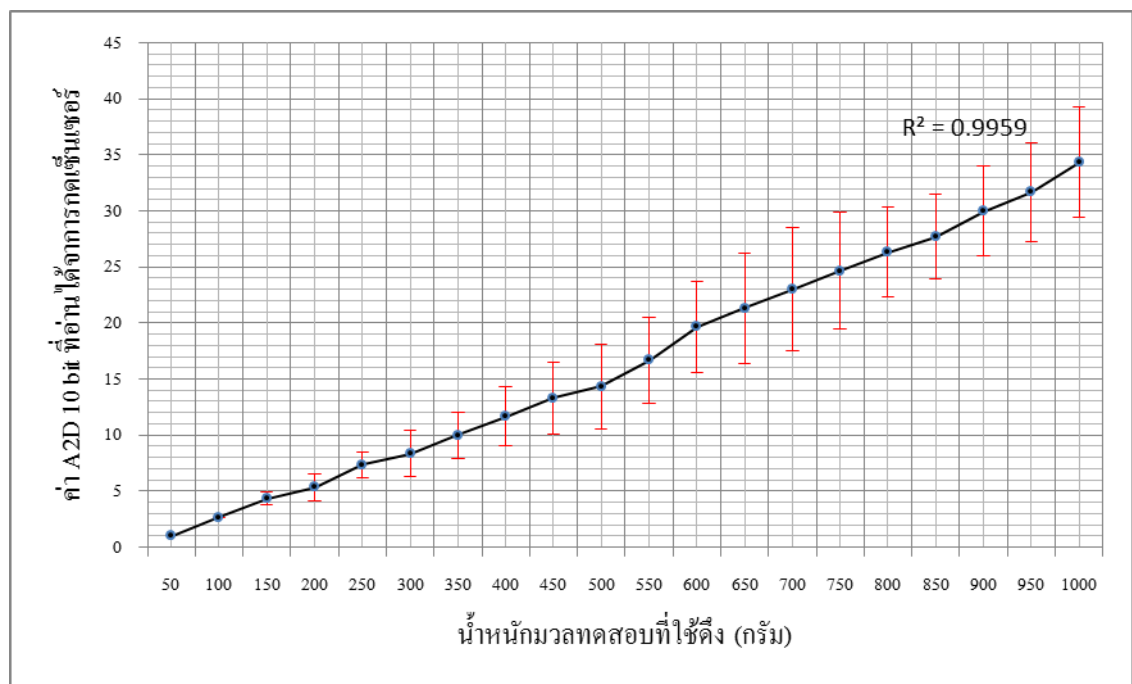
รูปที่ 4.3 กราฟแสดงแรงดึงของเส้นเซอร์ 3 ตัว ที่สร้างขึ้น

จากการทดลองกราฟของแรงกดโดยนำค่าจากตาราง ก.1 ตาราง ก.2 และ ตาราง ก.3 นำมาเปรียบเทียบพบว่ามีการกระจายตัวของแรงกดไปในทิศทางเดียวกัน และมีแนวโน้มใกล้เคียงกันดังรูปที่ 4.3 ซึ่งในตัวเส้นเซอร์ตัวที่ 2 และ 3 ในตัวเส้นเซอร์ตัวที่ 1 นั้นถึงมีค่าไม่ใกล้เคียงแต่มีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงเส้นเซอร์ในลักษณะเดียวกัน โดยเป็นลักษณะเส้นตรงเมื่อแรงกดมีขนาดมากกว่า 5 นิวตัน พบว่าค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) ซึ่งมีค่าเท่ากันคือ 0.99

การทดสอบแรงเหนือนได้ทดสอบโดยการนำแรงขนาด 1 kg กดลงบนพื้นที่ผิวสัมผัสเส้นเซอร์ และนำมวลขนาด 50 กรัม จนถึง 1,000 กรัม จำนวน 10 ครั้ง ดังรูปที่ 4.4 ต่อหนึ่งน้ำหนัก และหาค่าเฉลี่ยแต่ละเส้นเซอร์ เพื่อให้เกิดแรงเหนือนบนหน้าผิวสัมผัส โดยใช้ตัวดึงผิวสัมผัสเป็น PDMS

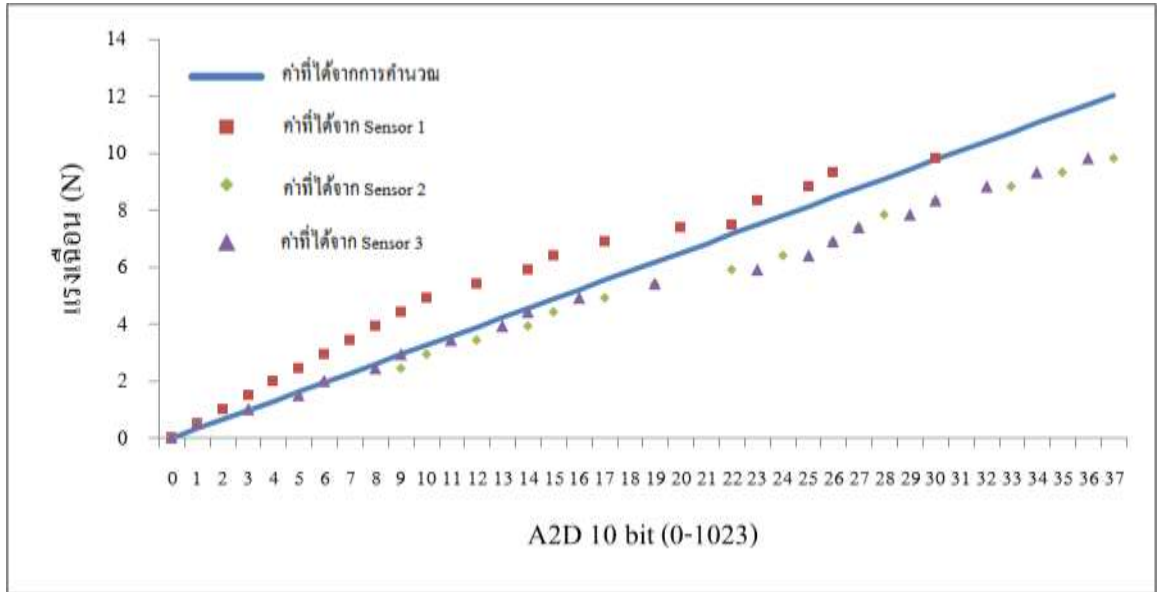


รูปที่ 4.4 การทดสอบแรงเหวี่ยงของเซ็นเซอร์



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของแรงเหวี่ยงที่เกิดขึ้น

การทดสอบแรงเหวี่ยงเมื่อนำข้อมูลจากตารางที่ ก.4 นำมาเขียนเป็นกราฟดังรูปที่ 4.5 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน นั้นพบว่า การเปลี่ยนแปลงค่า A2D 10 bit ของเซ็นเซอร์มีลักษณะแนวโน้มเป็นเส้นตรง พบว่าค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) มีค่าเท่ากับคือ 0.99 เมื่อเปรียบเทียบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นกับค่าที่คำนวณขึ้น โดยการคำนวณได้ใช้ค่าคุณสมบัติของ PDMS Young's Modulus เป็น 868 kPa [7] โดยจากการทดสอบ เปรียบเทียบค่าที่คำนวณจาก Strain Gauge โดยการลดทอนอัตราส่วนเฉลี่ยของแรงลง 9.925 เท่า จากการคำนวณแรงจริงที่เกิดขึ้นกับ Strain Gauge นำมาเปรียบเทียบกับค่า A2D 10 bit ที่วัดได้ เปรียบจากการคำนวณ



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงเซ็นเซอร์ที่สร้างกับการคำนวณ

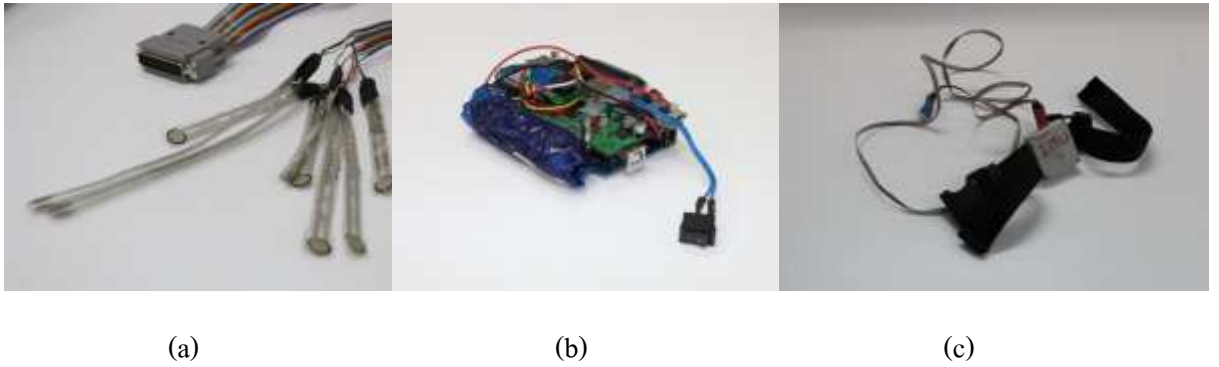
จากคำนวณ โดยได้ค่าดังตารางที่ ก.5 และการทดสอบระหว่างเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นดังรูปที่ 4.6 นั้นมีลักษณะแนวโน้มตามที่คำนวณซึ่งยังคงเกาะกลุ่มตามที่คำนวณไว้

4.2 การนำเซ็นเซอร์แรงกดไปใช้กับผู้พิการ

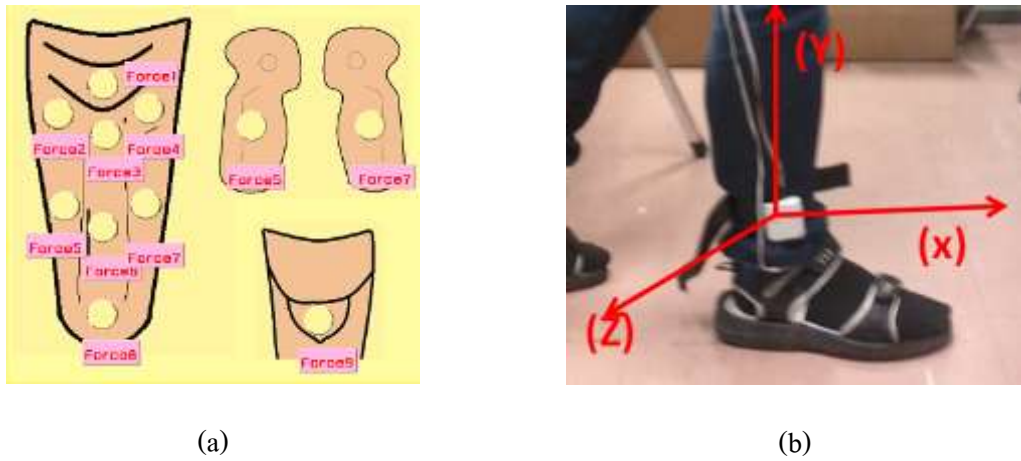
การนำเซ็นเซอร์แรงกดไปใช้กับผู้พิการในการทดสอบนั้นจะติดตั้งเซ็นเซอร์กับผู้พิการจำนวน 8 ตัว และติด IMU ดังรูปที่ 4.7 บริเวณข้อเท้าผู้พิการดังรูปที่ 4.8 ซึ่งทำการทดสอบดังรูปที่ 4.9 โดยให้ผู้พิการเดินทดสอบ จำนวน 5 ครั้ง โดยติด IMU บริเวณข้อเท้าผู้พิการ โดยจุดที่ติดตั้งนั้นเป็นบริเวณที่สามารถรับแรง และบริเวณที่ไม่สามารถรับแรงได้ดังตาราง

ตารางที่ 4.1 จุดที่สามารถรับแรงได้และไม่สามารถรับแรงได้ในเท้าเทียม [1]

บริเวณที่สามารถรับแรงได้		บริเวณที่ไม่สามารถรับแรงได้	
Force 1	The patellar tendon	Force 2	The hamstring tendons
Force 5	Along the medial tibial shaft	Force 3	the anterior distal tibia
Force 7	Along the medial tibial shaft	Force 4	The hamstring tendons
Force 9	The posterior popliteal tissues	Force 6	The tibial crest
		Force 8	The cut end of the bone



รูปที่ 4.7 อุปกรณ์ที่สำคัญในระบบ (a) เซ็นเซอร์วัดแรงกด (b) Data Logger (c) IMU ที่วัดเฟสการเดิน



รูปที่ 4.8 (a) รูปตำแหน่งที่ติดเซ็นเซอร์ (b) แนวแกนที่วิเคราะห์ในการติดตั้ง IMU

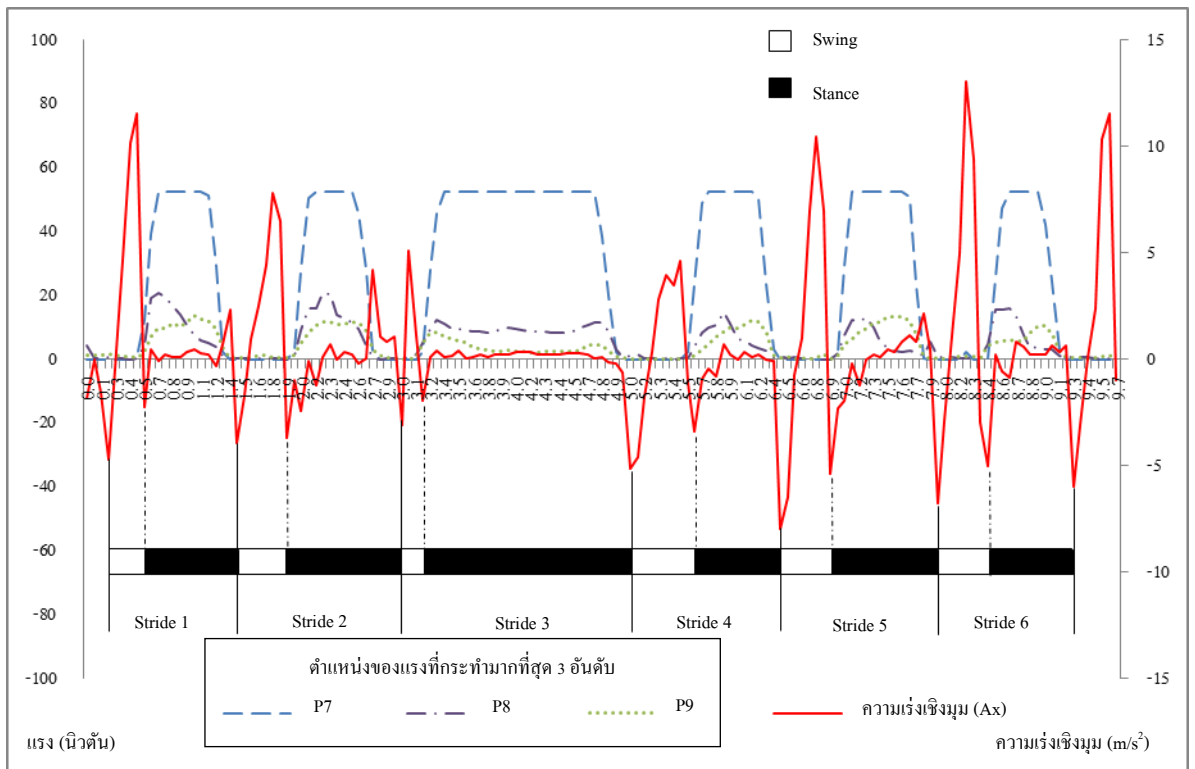


รูปที่ 4.9 การทดสอบติดตั้งระบบ

การทดสอบนั้น ค่าแรงที่เกิดขึ้นเมื่อผู้พิการ โดยทำการทดสอบเบื้องต้นจำนวน 2 ท่านซึ่งพบว่าจากตารางที่ 4.2 และ 4.3 ค่าแรงที่เกิดขึ้นมีความเฉพาะตัวของผู้พิการที่ทดสอบทั้งสองคน

ตารางที่ 4.2 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้พิการ 1

time	Max Force (N)								
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
1	12.88	2.01	1.04	3.3	4.32	-	48.4	19.63	12.38
2	13.34	2.12	1.19	2.68	3.45	-	52.44	14.93	13.34
3	9.29	2.48	1.86	5.81	4.22	-	52.41	14.57	9.21
4	10.16	2.58	1.76	2.68	4.22	-	52.41	13.75	12.16
5	11.75	2.73	1.75	2.07	4.17	-	52.41	12.72	11.75
\bar{x}	11.45	2.38	1.52	3.31	4.08	-	51.61	15.12	11.77
SD	1.58	0.31	0.38	1.46	0.35	-	1.80	2.66	1.54



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่างเวลา (วินาที) และแรงประกอบเฟสการเดินของผู้พิการ 1

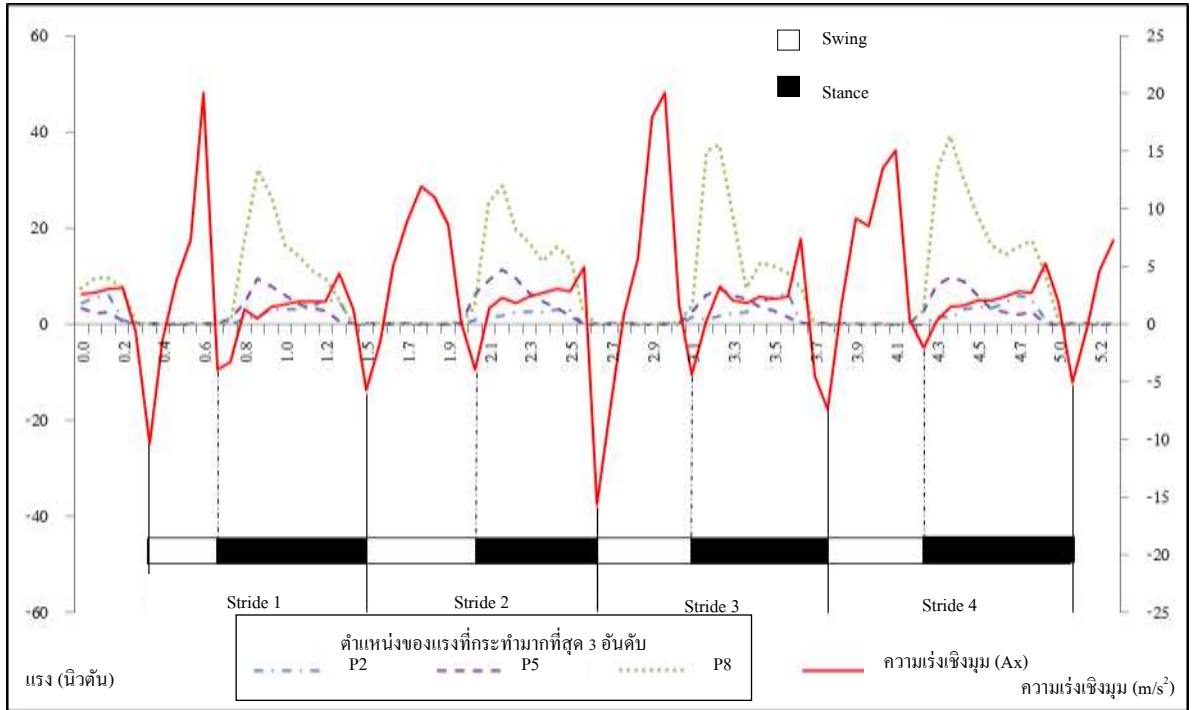
จากรูปที่ 4.10 นั้น ได้นำค่าแรงกดที่เกิดขึ้นมากที่สุดจำนวน 3 แรง จากตารางที่ 4.2 นำมาเขียนเป็นกราฟเปรียบเทียบกับเฟสการเดิน ในตารางดังกล่าวจุดที่ 6 ที่ไม่มีค่านั้น เนื่องจากจุดที่ 6 เป็นจุดที่นักกายอุปกรณ์ได้ออกแบบขึ้นไม่ให้ได้รับแรงกดและการสัมผัส จึงเป็นจุดที่ผู้วิจัยได้เลือกเป็นจุดที่ใช้ใน

การทดลองเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น เพื่อทำการหาแรงกดและแรงเฉือนว่ามีแรงเกิดขึ้นหรือไม่ในจุดดังกล่าว

ในกราฟได้แสดงแรงที่จุด 7 ซึ่งกราฟได้ถูกตัดบริเวณขอบกราฟเนื่องจากแรงกดของเซ็นเซอร์ที่ได้รับนั้น มากกว่าแรงที่เซ็นเซอร์สามารถวัดได้ ซึ่งแรงกดที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมของผู้พิการเกิดขึ้นมากที่สุด ณ จุดที่ 7 คือ Along the medial tibial shaft คือด้านข้างของตอขาที่มีแรงเกิดขึ้นปริมาณมากที่สุด 51.61 นิวตัน เป็นค่ามากที่สุดของเซ็นเซอร์ที่สามารถวัดได้ จึงอาจจะมีปริมาณที่มากกว่าเกิดขึ้น แรงที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นในช่วง Stance เป็นช่วงที่เป็นการลงน้ำหนักตัวลงบนตอขาของผู้ป่วย ในการออกแบบเบ้าขาที่ดีควรมีการกระจายน้ำหนักของตอขาผู้พิการไม่ควรมีแรงกดที่ใดออกมาเพียงแรงใดแรงหนึ่งเท่านั้น นักกายอุปกรณ์จะนำกราฟที่แสดงแรงกดที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมนี้นำไปปรับปรุงแก้ไขเบ้าขาเทียมที่สร้างขึ้นให้มีการกระจายแรงให้สม่ำเสมอทั้งตอขาของผู้พิการ

ตารางที่ 4.3 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้พิการ 2

time	Max Force (N)								
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
1	0.68	5.76	2.01	0	13.8	-	3.09	51.23	0.68
2	0.99	6.58	0.27	0	11.4	-	2.17	39.18	1
3	0.68	6.17	0.37	0	14.32	-	1.81	45.33	0.68
4	0.58	5.14	0.42	0	12.16	-	1.45	43.64	0.58
5	1.4	7.65	0.16	0	11.96	-	1.35	39.72	1.4
\bar{x}	0.87	6.26	0.65	0	12.73	-	1.98	43.82	0.87
SD	0.34	0.94	0.77	0	1.26	-	0.70	4.89	0.34



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่างเวลา (วินาที) และแรงประกอบเฟสการเดินของผู้พิการ 2

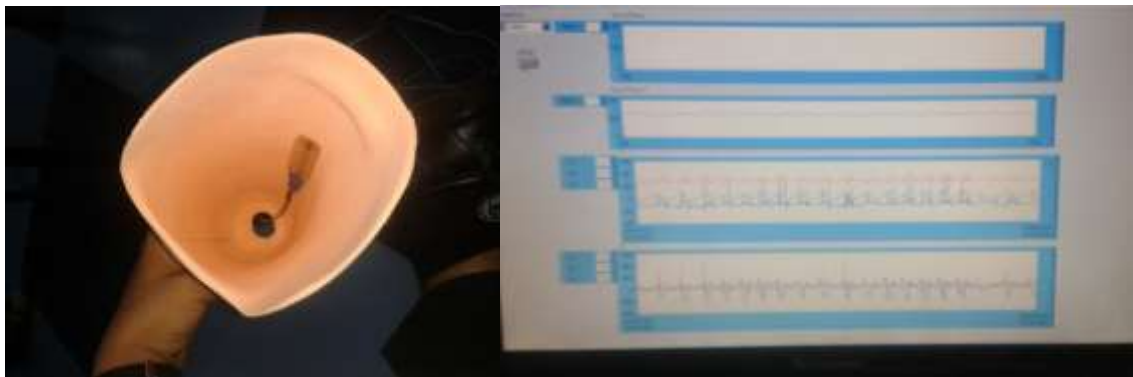
จากรูปที่ 4.11 นั้นได้นำค่าแรงกดที่เกิดขึ้นมากที่สุดจำนวน 3 แรง จากตารางที่ 4.3 นำมาข้อมูลมาเขียนกราฟเปรียบเทียบกับเฟสการเดิน พบว่าแรงกดที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมของผู้พิการจะเกิดขึ้นมากที่สุดในจุดที่ 8 คือ The cut end of the bone คือส่วนปลายของขาที่ตัดมีแรงเกิดขึ้นปริมาณมากที่สุด 51.61 นิวตัน แรงที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นในช่วง Stance ซึ่งเป็นช่วงที่เป็นการลงน้ำหนักตัวลงบนตอขาของผู้พิการ

4.3 การนำเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนไปใช้กับผู้พิการ

ในการทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นดังรูปที่ 4.12 เซ็นเซอร์นำไปติดบริเวณ Force 6 (The tibial crest) ดังรูปที่ 4.13 เป็นบริเวณที่ไม่สามารถเกิดการสัมผัสได้ โดยเซ็นเซอร์จะวัดค่าแรงของตอขาของผู้พิการ มีเกิดการสัมผัสกับเบ้าขาเทียมหรือไม่ โดยใช้เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นทดสอบจำนวนสองตัวเพื่อดูค่าการเปลี่ยนแปลงว่ามีลักษณะอย่างไร ประกอบเฟสการเดิน นักกายอุปกรณ์จะนำค่าที่เกิดขึ้นไปปรับปรุงเบ้าขาเทียมต่อไป



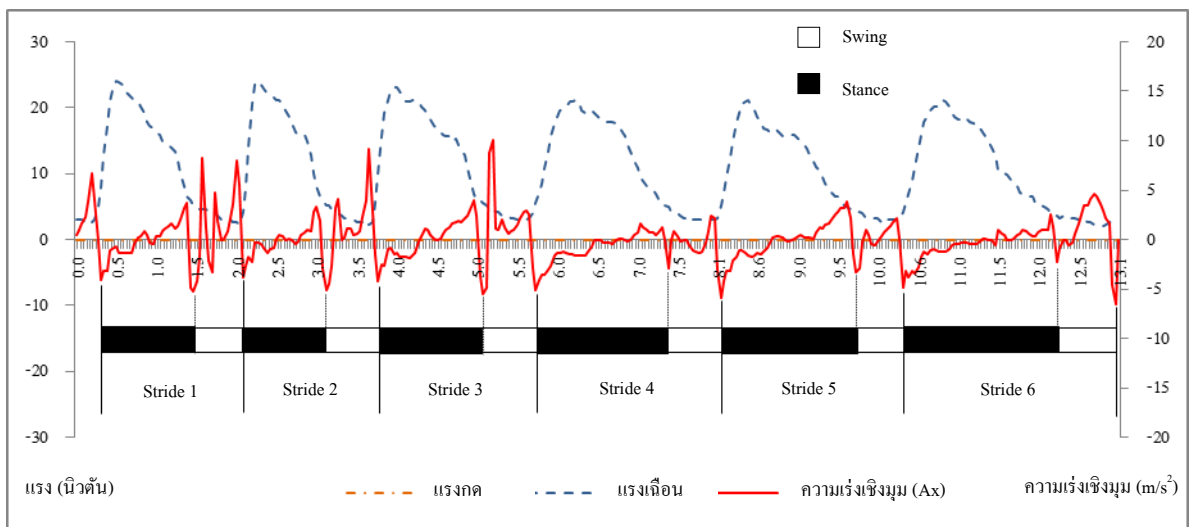
รูปที่ 4.12 การทดสอบเซ็นเซอร์วัดแรงกด และแรงเฉือนใช้กับผู้พิการ



(a)

(b)

รูปที่ 4.13 (a) รูปการติดตั้งเซ็นเซอร์ในเบ้าขาเทียม (b) หน้าจอโปรแกรมแสดงผลเซ็นเซอร์

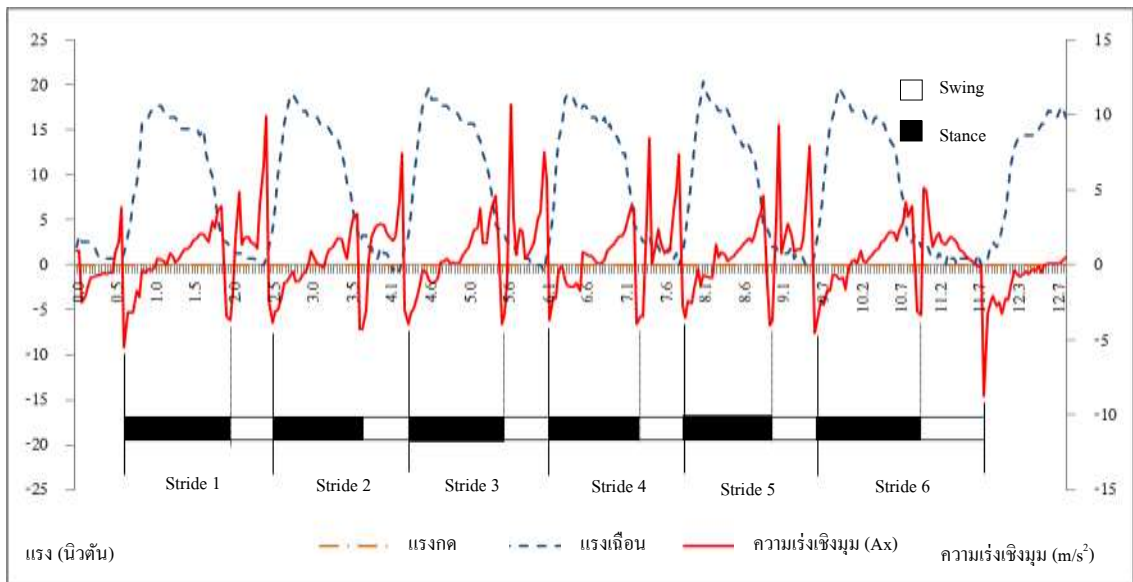


รูปที่ 4.14 กราฟแสดงการเปรียบเทียบแรงกดและแรงเฉือนประกอบเฟสการเดิน โดยใช้เซ็นเซอร์ 1

โดยการทดสอบเซ็นเซอร์ที่ 1 พบว่าค่า A2D เกิดขึ้นอยู่ที่ 311 (A2D 10 bit) และมากที่สุด 386 (A2D 10 bit) ซึ่งพบว่ามีค่าการเปลี่ยนแปลง 75 (A2D 10 bit) ซึ่งสามารถคำนวณแรงเฉือนที่เกิดขึ้นสูงสุดอยู่ที่ 24.43 นิวตัน ซึ่งจากการทดสอบโปรแกรมได้แสดงกราฟให้เห็น เมื่อผู้พิการยืนนิ่งไม่มีการเปลี่ยนแปลงของค่า A2D ของเซ็นเซอร์ดังรูปที่ 4.15 แต่เมื่อผู้พิการเดินการสัมผัสในจุดที่ 6 นั้นยังคงมีอยู่เกิดขึ้นในช่วง Stance ของเฟสการเดิน ในการออกแบบที่ดีในจุดที่ 6 ไม่ควรมีแรงกดและแรงเฉือนเกิดขึ้นดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.15 การตรวจดูเมื่อติดตั้งเซ็นเซอร์เมื่อผู้พิการยืนนิ่ง



รูปที่ 4.16 กราฟแสดงการเปรียบเทียบแรงกดและแรงเฉือนประกอบเฟสการเดิน โดยใช้เซ็นเซอร์ 2

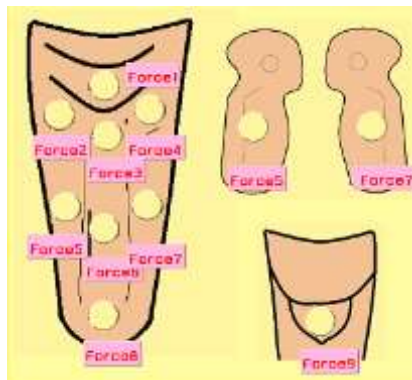
โดยการทดสอบเซ็นเซอร์ที่ 2 พบว่าค่า A2D 10 bit เกิดขึ้นอยู่ที่ 297 และมากที่สุด 360 ซึ่งพบว่ามีค่าการเปลี่ยนแปลง 63 หน่วยซึ่งสามารถคำนวณแรงเฉือนที่เกิดขึ้นสูงสุดอยู่ที่ 20.51 นิวตัน

บทที่ 5 การวิเคราะห์ข้อมูล

5.1 การทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น

การทดสอบพบว่าเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นสามารถวัดแรงกด และแรงเฉือนได้ การทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างโดยการกด เมื่อเพิ่มแรงกดเพิ่มขึ้นครั้งละ 5 นิวตัน เซ็นเซอร์ การเปลี่ยนแปลงสัญญาณทางไฟฟ้าของเซ็นเซอร์มีค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) ซึ่งมีค่าเท่ากับคือ 0.99 และการทดสอบการวัดแรงเฉือน ทดสอบโดยการนำแรงขนาด 1 kg กดบนลงพื้นที่ผิวสัมผัสเซ็นเซอร์ และนำมวลขนาด 50 กรัมจนถึง 1,000 กรัม จำนวน 10 ครั้ง ลักษณะแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงสัญญาณทางไฟฟ้าของเซ็นเซอร์ มีค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) มีค่าเท่ากับคือ 0.99

5.2 การนำเซ็นเซอร์แรงกดไปใช้กับผู้พิการ



รูปที่ 5.1 ตำแหน่งที่ติดเซ็นเซอร์

จากตารางที่ 4.2 ตารางแสดงแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้พิการ 1 นั้นแรงที่เกิดขึ้นดังรูปที่ 5.1 มากที่สุดคือบริเวณจุดที่ 7 จุดที่ 8 จุดที่ 1 และจุดที่ 9 แสดงให้เห็นว่าเท้าเทียมที่สร้างขึ้น มีลักษณะรับแรงทางด้านซ้ายคือบริเวณจุดที่ 7 ซึ่งในการสร้างต้องมีการปรับปรุงเนื่องจากมีการกระจายน้ำหนักไม่เท่ากันของทั้งสองฝั่ง ต้องมีการปรับแก้เท้าเทียม ให้มีการกระจายน้ำหนักไปยัง จุดที่ 9 ให้มากขึ้นและ ให้จุดที่ 8 ไม่มีแรงมากกระทำในบริเวณดังกล่าว ในส่วนของกราฟนั้นพบว่า แรงที่เกิดจากการกดลงบนจุดที่ 7 ในเท้าเทียม ในช่วงกระแทกสั้นเท้า จนถึงช่วงยกสั้นเท้าออกจากพื้นซึ่งอยู่ในช่วง Stance Phase ซึ่งแรงที่เกิดขึ้นมีมากกว่าช่วงเซ็นเซอร์วัดได้ แรงที่เกิดขึ้นในจุดที่ 8 และ จุดที่ 9 จะเกิดขึ้นเมื่อในช่วงที่เท้าอยู่กับที่ (Loading Response) จุดที่ 8 ได้ออกแบบให้มีการสัมผัสเล็กน้อยกับปลายเท้าเพื่อเป็นการกระตุ้นการไหลเวียนโลหิตของผู้พิการแต่ไม่ควรมีมากเกินไป

จากรูปที่ 4.10 และตารางที่ 4.2 ยังมีจุดอื่นที่ไม่สามารถรับแรงได้แต่เกิดแรงเล็กน้อยผู้ฝึกการ ไม่รู้สึกเจ็บเนื่องจากได้ใส่ขาเทียมเป็นเวลามากจากการสังเกตต่อนั้น พบว่ามีสีแสดงถึงการเสียดสีและมีรอยดำ ซึ่งในสมัยก่อนนั้นไม่มีเครื่องมือตรวจวัดจึงทำให้ผู้ฝึกการนั้นเกิดการปรับตัวสามารถทนกับปัญหาดังกล่าวได้

จากตารางที่ 4.3 ตารางแสดงแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้ฝึกการ 2 ดังรูป 5.1 บริเวณจุดที่ 8 มากที่สุด จุดที่ 5 และที่ 2 มีปริมาณของแรงกดมากตามลำดับ ซึ่งเท้าขาที่สร้างขึ้น นั้นพบว่าการรับน้ำหนักของเข่าเอนไปทางด้านซ้ายและเอนไปด้านหน้า จะต้องมีการปรับเท้าขาเทียมให้มีการกระจายในจุดอื่นอย่างเหมาะสม จากรูปที่ 4.11 แสดงเฟสการเดินนั้น พบว่าแรงเกิดขึ้นสูงสุดเป็นจังหวะ Stance Phase ในช่วงที่ ผู้ฝึกการเท้าเริ่มอยู่กับที่ (Loading Response) ในเท้าอาจหลวมหรือออกแบบมาผิดพลาดจึงทำให้จุดที่ 8 เกิดแรงมากเกินไปหรือในส่วนปลายของเท้าขาเทียมมีการรัดช่วงปลายจึงทำให้แรงในส่วนอื่นๆ เช่น จุดด้านหลัง หรือด้านข้างไม่มีการกระจายตัวของรับแรงที่เหมาะสม

5.3 การนำเซ็นเซอร์วัดแรงกดและแรงเฉือนไปใช้กับผู้ฝึกการ

จากการนำเซ็นเซอร์วัดแรงกด และแรงเฉือนไปใช้กับผู้ฝึกการ เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นสามารถวัดว่าการเกิดการสัมผัสระหว่างตอขาเทียมกับเท้าขาเทียมในบริเวณจุดที่ 6 ในเวลาที่สัมผัสเกิดในช่วงที่ผู้ฝึกการเดินทำให้เกิดการเคลื่อนที่ในเท้าขาเทียมขึ้น ในการออกแบบเท้าขาเทียมที่ดีในจุดนี้ไม่ควรมีการสัมผัสเกิดขึ้น กราฟที่แสดงจึงไม่สมควรให้มีแรงเฉือนเกิดขึ้นบนเซ็นเซอร์

บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการทดลอง

ในการทดสอบเซ็นเซอร์ทั้งสามตัวที่สร้างขึ้นโดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกดแบบ Force Sensing Resistors (FSR) และ Strain Gauge มี Polydimethylsiloxane (PDMS) เป็นวัสดุตัวกลางในการวัดแรงกด แรงเฉือน บริเวณหน้าสัมผัสเซ็นเซอร์ เมื่อนำมาทดสอบการกดโดยใช้เครื่องทดสอบที่ออกแบบ และสร้างขึ้นโดยเพิ่มแรงกดขึ้นทีละ 50 กรัม จำนวน 10 ครั้ง เมื่ออ่านค่า A2D 10 bit จากกล่องเก็บข้อมูลแบบพกพา ได้นำข้อมูลที่อ่านได้ นำมาแสดงกราฟดังรูปที่ 4.3 พบว่ามีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงค่าสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นเส้นตรง และค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) ทั้ง 3 ตัว มีค่าเท่ากันคือ 0.99 และในการทดสอบแรงเฉือนของเซ็นเซอร์ โดยใช้มวลน้ำหนักขนาด 1 กิโลกรัมกดบนผิวหน้าสัมผัสเซ็นเซอร์ และใช้มวลดึงโดยเพิ่มมวลครั้งละ 50 กรัม ทำการทดสอบวนรอบ 10 ครั้งในแต่ละเซ็นเซอร์ โดยใช้กล่องเก็บข้อมูลที่ออกแบบและสร้างขึ้นอ่านค่า A2D 10 bit ข้อมูลที่อ่านได้มาแสดงกราฟดังรูปที่ 4.5 พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงเป็นเส้นตรง และมีค่าการกระจายตัวเชิงเส้น (R-Squared) คือ 0.99 มีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยอยู่ที่ 3.26 ต่อ A2D 10 bit ต่อแรงเฉือนที่เปลี่ยนแปลง 1 นิวตัน

จากการทดสอบเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นนั้น สามารถสรุปได้ว่าเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นสามารถอ่านค่าแรงกดและแรงเฉือนบริเวณหน้าสัมผัสเซ็นเซอร์ โดยผ่านกล่องเก็บข้อมูลแบบพกพาที่ออกแบบและสร้างขึ้นได้

เมื่อนำระบบไปใช้กับผู้พิการ โดยมีเซ็นเซอร์วัดแรงกด และเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น โดยทำการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงกดจำนวน 8 ตัวลงบนตอขาของผู้พิการ ใช้กล่องบันทึกข้อมูลอ่านค่า และส่งข้อมูลแรงกดที่อ่านได้ สามารถแสดงผลผ่านโปรแกรมที่สร้างขึ้นแสดงแรงที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมประกอบเฟสการเดินของผู้พิการ และเมื่อนำเซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้นไปวัดแรงกดและแรงเฉือนไปติดตั้งกับเบ้าขาเทียมเพื่อวัดแรงกดและแรงเฉือนในจุดที่ 6 ดังรูปที่ 4.13 กล่องเก็บข้อมูลสามารถส่งข้อมูลและแสดงผลผ่านโปรแกรมที่สร้างขึ้น โดยข้อมูลทั้งหมดจะถูกใช้โดยนักกายอุปกรณ์เพื่อนำค่าเซ็นเซอร์แต่ละจุดที่เกิดขึ้นนี้มาวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเบ้าขาเทียมให้เหมาะสมแก่ผู้พิการแต่ละคนต่อไป

6.2 การอภิปรายผล

การนำระบบไปใช้นั้น โปรแกรมสามารถแสดงผลของแรงที่เกิดขึ้นได้จริง เบ้าขาเทียมที่ดีนั้น การกระจายตัวของแรงกดต้องมีการกระจายตัวในระดับที่สม่ำเสมอ ไม่ควรมีแรงใดแรงหนึ่งมีค่ามากเพียงค่าเดียว การติดตั้งเซ็นเซอร์ของระบบยังคงต้องอาศัยนักกายอุปกรณ์ในการติดตั้งเซ็นเซอร์ และการวิเคราะห์ผลของเซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมซึ่งจะทำให้ระบบมีประสิทธิภาพดีที่สุด ค่าของ

เซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะแตกต่างกันแต่ละบุคคลซึ่งในการทดลองจะทำการติดตั้งเซ็นเซอร์กับผู้พิการในจุดเดียวกัน ซึ่งค่าของแรงกด และแรงเฉือนที่แสดงผ่าน โปรแกรมจะนำมาถูกนำมาใช้ในการแก้ไขเบ้าขาเทียมแต่ละคนต่อไป

6.3 ข้อเสนอแนะ

- 1.) ข้อเสนอแนะในการนำผลการวิจัยไปใช้ นั้นเป็นระบบที่แสดงแรงที่เกิดขึ้นในเบ้าขาเทียมพร้อมประกอบเฟสการเดินของผู้พิการซึ่งสามารถนำข้อมูลนี้ไปปรับปรุงเบ้าขาเทียมที่สร้างขึ้นได้
- 2.) ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป ในการวิเคราะห์นี้ผู้ทดลองเป็นผู้ที่ใช้ขาเทียมมานานจึงทำให้สามารถทนต่อการเจ็บ เดิมไม่มีการตรวจวัดการสร้างเบ้าขาเทียม จึงควรรีบบทกับผู้ใช้ขาเทียมรายใหม่

เอกสารอ้างอิง

1. Jacquelin Perry, M.D., 1989, “**Gait Analysis Normal and Pathological Function**”, 2nd ed., SLACK Incorporated, 6900 Grove Road, Thorofare, NJ 08086-9447.
2. Orthopaedic Trauma Association , 2013 , **American Academy of Orthopaedic** [online], Available: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00393>. [26 January 2015].
3. Polliack, A.A., Sieh, R.C., Craig, D.D., Landsberger, S, McNeil, D.R. and Ayyappa, E., 2000, “Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit”, **Prosthet Orthotics International**, Apr 2000, 24(1), pp. 63–73.
4. Polliack, A.A., Landsberger, S., McNeil , D.R., Sieh, R.C., Craig, D.D. and Ayyappa, E., 1999, “Socket measurement systems perform under pressure”, **Biomechanics** , June 1999, pp. 71–80.
5. Corporation, Tekscan, 2010, **F-Socket System in-socket analysis** [online], Available: <http://www.tekscan.com/medical/system-fsocket.html>. [15 September 2010].
6. Corporation, Novel, 2010, **Pliance-RLS prosthesis system** [online], Available: http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/rls_eng.pdf. [15 September 2010].
7. Shem, K.L., Breahey, J.W. and Werner, P.C., 1998, “Pressures at the residual limb-socket interface transtibial amputeeswith thigh lacer-side”, **Joints. Journal of Prosthet Orthotics**, 1998, 10 , pp. 51–55.
8. Polliack, A. A. and Craig, D. D., 2002, “Laboratory and clinical tests of a prototype pressure sensor for clinical assessment of prosthetic socket fit”, **Prosthetics and Orthotics International**, 26 (1), April 2002, pp. 23-34.

9. Sundara-Rajan, K., Rowe, G.I., Simon, A.J. and Klute, G.K., 2009, "Shear Sensor for Lower Limb Prosthetic Applications." **Biomedical Science & Engineering Conference**, 18-19 March 2009, BSEC 2009. First Annual ORNL, pp. 1 – 4, (doi 10.1109/BSEC.2009.5090469).

ภาคผนวก ก

ก. ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นโดยละเอียดในงานวิจัย

ค่าเซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้นจากการทดสอบการกดด้วยเครื่องทดสอบการกด โดยใช้ Arduino ในการอ่านโดยผ่านวงจร Inverting Amplifier ซึ่งเป็นค่าที่ไม่ได้ผ่านการคำนวณดังตารางที่ ก.1 ตารางที่ ก.2 และตารางที่ ก.3

ตารางที่ ก.1 ค่าเซ็นเซอร์ 1 จากการทดสอบการกด

แรงกด (N)	ค่า A2D ที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ (ครั้งที่อ่านเซ็นเซอร์)										ค่าเฉลี่ย	SD	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	3	5	2	5	6	3	5	3	3	12	4.7	2.87	
2	16	17	20	23	19	13	12	9	7	9	14.5	5.34	
3	18	60	47	42	15	29	23	13	10	12	26.9	17.22	
4	36	73	72	50	25	32	25	15	14	16	35.8	22.22	
5	25	78	69	67	45	63	63	17	20	26	47.3	23.37	
10	62	103	100	93	60	80	85	57	35	49	72.4	23.06	
15	94	137	111	120	103	120	111	75	67	83	102.1	22.15	
20	121	167	169	58	140	145	139	100	96	117	125.2	34.25	
25	151	215	183	193	157	185	165	135	131	132	164.7	28.70	
30	167	250	227	226	187	210	194	165	161	157	194.4	32.63	
35	200	280	233	262	226	293	221	190	185	211	230.1	37.25	
40	245	230	278	297	249	240	245	222	216	236	245.8	24.73	

ตารางที่ ก.2 ค่าเซ็นเซอร์ 2 จากการทดสอบการกด

แรงกด (N)	ค่า A2D ที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ (ครั้งที่อ่านเซ็นเซอร์)										ค่าเฉลี่ย	SD	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	5	2	2	1	2	1	1	5	2	1	2.2	1.55	
2	5	2	2	1	3	2	1	5	2	2	2.5	1.43	
3	6	4	3	3	5	4	3	6	3	3	4	1.25	
4	6	5	5	7	9	7	7	6	5	5	6.2	1.32	
5	8	7	7	8	10	10	10	8	8	8	8.4	1.17	
10	32	10	31	32	34	34	32	26	30	20	28.1	7.64	
15	50	32	63	57	67	63	60	54	47	46	53.9	10.48	
20	94	63	90	92	100	94	96	90	78	70	86.7	12.18	
25	119	103	123	129	130	134	129	107	107	100	118.1	12.73	
30	164	171	154	152	154	157	163	136	430	125	180.6	88.66	

35	194	203	190	186	189	185	177	187	172	144	182.7	16.03
40	227	232	226	209	216	223	227	216	201	172	214.9	17.78

ตารางที่ ก.3 ค่าเซ็นเซอร์ 3 จากการทดสอบการกด

แรงกด (N)	ค่า A2D ที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ (ครั้งที่อ่านเซ็นเซอร์)										\bar{x}	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	7	4	4	3	4	3	3	7	4	3	4.2	1.55
2	7	4	4	3	5	4	3	7	4	4	4.5	1.43
3	8	6	5	5	7	6	5	8	5	5	6	1.25
4	8	7	7	9	11	9	9	8	7	7	8.2	1.32
5	10	9	9	10	12	12	12	14	14	14	11.6	2.01
10	34	21	33	34	36	36	34	31	32	32	32.3	4.30
15	52	49	65	59	69	65	62	56	53	53	58.3	6.72
20	96	88	92	94	102	96	98	92	80	72	91	8.96
25	123	117	122	128	134	136	131	119	119	120	124.9	6.84
30	166	173	156	154	156	159	165	138	132	137	153.6	13.69
35	196	205	192	188	195	187	188	189	174	165	187.9	11.28
40	230	234	228	222	218	225	229	218	203	201	220.8	11.16

ค่าเซ็นเซอร์ที่เกิดขึ้นจากการทดสอบแรงเฉือนด้วยเครื่องทดสอบแรงเฉือน โดยใช้ Arduino ในการอ่าน โดยผ่านวงจร Quarter-bridge Strain Gauge Circuit ซึ่งเป็นค่าที่ไม่ได้ผ่านการคำนวณดังตารางที่ ก.4

ตารางที่ ก.4 ตารางทดสอบแรงเฉือนเซ็นเซอร์

mass (กรัม)	ค่า A2D ที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์			\bar{x}	SD
	S 1	S 2	S 3		
50	20	20	20	20	0
100	40	60	60	53.33	11.54
150	60	100	100	86.67	23.09
200	80	120	120	106.67	23.09
250	100	180	160	146.67	41.63
300	120	200	180	166.67	41.63
350	140	240	220	200	52.92
400	160	280	260	233.33	64.29
450	180	320	300	266.67	75.72
500	200	340	320	286.67	75.72
550	240	380	380	333.33	80.83
600	280	440	460	393.33	98.66
650	300	480	500	426.67	110.15

700	340	520	520	460	103.92
750	400	540	540	493.33	80.83
mass (กรัม)	ค่า A2D ที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์			\bar{x}	SD
	S 1	S 2	S 3		
800	440	560	580	526.66	75.72
850	460	600	600	553.33	80.83
900	500	660	640	600	87.18
950	520	700	680	633.33	98.66
1000	600	740	720	686.67	75.72

ค่าการคำนวณโดยใช้ค่าคุณสมบัติของ PDMS Young's Modulus เป็น 868 kPa [7] ลดทอนอัตราส่วนเฉื่อยของแรงลง 9.925 เท่า แสดงผลเป็นค่า A2D 10 ที่ควรเกิดขึ้นดังตารางที่ ก.5

ตารางที่ ก.5 ตารางการคำนวณค่าเซ็นเซอร์ โดยการลดทอนอัตราส่วนเฉื่อยของแรง

A2D 10bit (0-1024)	Voltage output (variation) Δe (mV)	Strain (ϵ)	Shear Force (T) (N)
0	0	0	0
1	9.775E-06	3.72E-06	3.232323
2	1.955E-05	7.45E-06	6.464646
3	2.933E-05	1.12E-05	9.69697
4	3.91E-05	1.49E-05	12.92929
5	4.888E-05	1.86E-05	16.16162
6	5.865E-05	2.23E-05	19.39394
7	6.843E-05	2.61E-05	22.62626
8	7.82E-05	2.98E-05	25.85859
9	8.798E-05	3.35E-05	29.09091
10	9.775E-05	3.72E-05	32.32323
11	0.0001075	4.1E-05	35.55556
12	0.0001173	4.47E-05	38.78788
13	0.0001271	4.84E-05	42.0202
14	0.0001369	5.21E-05	45.25253
15	0.0001466	5.59E-05	48.48485

16	0.0001564	5.96E-05	51.71717
A2D 10bit (0-1024)	Voltage output (variation) Δe (mV)	Strain (ϵ)	Shear Force (τ) (N)
17	0.0001662	6.33E-05	54.94949
18	0.000176	6.7E-05	58.18182
19	0.0001857	7.08E-05	61.41414
20	0.0001955	7.45E-05	64.64646
21	0.0002053	7.82E-05	67.87879
22	0.0002151	8.19E-05	71.11111
23	0.0002248	8.56E-05	74.34343
24	0.0002346	8.94E-05	77.57576
25	0.0002444	9.31E-05	80.80808
26	0.0002542	9.68E-05	84.0404
27	0.0002639	0.000101	87.27273
28	0.0002737	0.000104	90.50505
29	0.0002835	0.000108	93.73737
30	0.0002933	0.000112	96.9697
31	0.000303	0.000115	100.202
32	0.0003128	0.000119	103.4343
33	0.0003226	0.000123	106.6667
34	0.0003324	0.000127	109.899
35	0.0003421	0.00013	113.1313
36	0.0003519	0.000134	116.3636
37	0.0003617	0.000138	119.596

ข. การใช้งานอุปกรณ์

ระบบวัดแรงกดและแรงเฉือนในเท้าขาเทียมนั้นประกอบด้วยอุปกรณ์หลักดังนี้

1. Force Sensor จำนวน 8 ตัว ใช้สำหรับการวัดแรงกดที่เกิดขึ้นในตอขาผู้ป่วยสามารถทำการติดบริเวณจุดที่ 1 ถึงจุด ที่ 9 ยกเว้นจุดที่ดังรูปที่ 4.8 หรือสามารถนำไปติดตั้งในจุดอื่นๆที่สนใจแรงกดเพียงอย่างเดียว โดยทำความเข้าใจจุดที่ติดตั้งด้วยแอลกอฮอล์ และติดลงบริเวณที่ต้องการโดยใช้เทปติดบาดแผลของผู้ป่วย
2. เซ็นเซอร์ที่สร้างขึ้น สามารถใช้วัดแรงเฉือนซึ่งในงานวิจัยนี้จะถูกนำมาติดตั้งในจุดที่ 6 ของรูปที่ 4.8 โดยใช้เทปกาวสองหน้าติดในเท้าขาเทียมเพื่อใช้ในการการสัมผัสตอขาเทียม
3. IMU ติดตั้งบริเวณข้อเท้าของขาเทียมในลักษณะขนาดกระดูก Tibia
4. การใช้งานกล่องเก็บข้อมูลนั้นจะถูกส่งข้อมูลผ่าน Bluetooth โดยโปรแกรมจะสามารถทำงานได้ ต้องเลือก COM (Comport) ให้ตรงกับอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อ
5. การบันทึกข้อมูล ชื่อข้อมูลต้องบันทึกเป็นภาษาอังกฤษ เมื่อนำมาเปิดด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ผลจะสามารถแสดงผลได้

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ – สกุล	นายวิษณุรักษ์ คาวลอย
วัน เดือน ปีเกิด	25 พฤษภาคม 2531
ประวัติการศึกษา	
ระดับมัธยมศึกษา	โรงเรียนวัดราชาธิวาส พ.ศ. 2549
ระดับปริญญาตรี	ครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ. 2554
ระดับปริญญาโท	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ. 2557
ประวัติการทำงาน	เจ้าหน้าที่วิจัยปฏิบัติการ สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร(2556)
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์	วิษณุรักษ์ คาวลอย, ปราการเกียรติ ยังกง และ ธวัชชัย จันทร์สอาด, 2558, “เซนเซอร์วัดแรงกดและแรง เฉือนในเบ้าขาเทียม”, การประชุมวิชาการและเสนอ ผลงานวิจัยและสร้างสรรค์ระดับชาติและนานาชาติ “ศิลปากรวิจัยและสร้างสรรค์ ครั้งที่ 8: บูรณาการ ศาสตร์และศิลป์”, 12-13 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2558, มหาวิทยาลัยศิลปากร วิทยาเขตพระราชวังสนาม จันทร์ นครปฐม