

เครื่องวิเคราะห์สมดุลของการลงน้ำหนัก  
BODY BALANCE ANALYSIS SYSTEM



ปฏิญานិพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# BODY BALANCE ANALYSIS SYSTEM



THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN CONTROL ENGINEERING  
SCHOOL OF ENGINEERING

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
**ACADEMIC YEAR 2020**

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.


## ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2563

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวิเคราะห์สมดุลของการลงน้ำหนัก  
BODY BALANCE ANALYSIS SYSTEM

ผู้จัดทำ นางสาวธณัชนันท์ มโนกุลจิต 60010378  
นางสาวมุกดา ลีเบา 60010833  
นางสาวรัศมี เพชรหงษ์ 60010868



  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# เครื่องวิเคราะห์สมดุลของการลงน้ำหนัก

โดย

นางสาวธณันนัท มโนกุลจิต 60010378

นางสาวมุกดา ลีเปาะ 60010833

นางสาวรัศมี เพชรหงษ์ 60010868

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ

ปีการศึกษา 2563

## บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและประดิษฐ์อุปกรณ์ที่ใช้เป็นเครื่องวิเคราะห์การลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้างเพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งป่วยเป็นอัมพฤกษ์และไม่สามารถลงน้ำหนักได้อย่างสมดุล การทำงานของเครื่องวิเคราะห์การลงน้ำหนักของฝ่าเท้านี้ จะใช้โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจเป็นเซ็นเซอร์ในการวัดแรงกดจากฝ่าเท้าทั้งสอง โดยติดตั้งเซ็นเซอร์ใต้พื้นกระดานแข็ง 4 มุม เพื่อนำสัญญาณแรงกดที่กระทำกับเซ็นเซอร์มาคำนวณหาจุดศูนย์กลางมวล โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล และส่งข้อมูลที่ได้มาแสดงเป็นลักษณะกราฟในโดเมนเวลา และโดเมนระยะทาง บนคอมพิวเตอร์ ซึ่งการแสดงผลในลักษณะกราฟนี้จะสามารถแยกแยะความสมดุลในการยืนได้อย่างง่าย จากผลการทำงานพบว่าเครื่องวิเคราะห์การลงน้ำหนักของฝ่าเท้า สามารถบอกได้ว่าแรงกดที่เกิดจากฝ่าเท้าทั้งสองข้างนั้นมีน้ำหนักแตกต่างกันอย่างไร ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อบอกความผิดปกติของการลงน้ำหนักเท้าของผู้ป่วยได้

**คำสำคัญ :** เครื่องวิเคราะห์การลงน้ำหนักเท้า ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง เซ็นเซอร์วัดแรงกด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# BODY BALANCE ANALYSIS SYSTEM

By

Miss Thanachnant Manokuljit 60010378

Miss Mukda Leeboa 60010833

Miss Ratsamee Pethong 60010868

Advisor

Asst.Prof.Dr. Pitcha Prasitmeeboon

Academic Year 2020

## ABSTRACT

The purpose of this thesis is to design and develop equipment to analyze foot pressure balance for stroke patients. Regarding the work process of this equipment, the strain gauge will be used as the sensor to measure the pressure of both feet and send the figures to the microcontroller to analyze through Arduino IDE. From the analysis found, the body balance analysis equipment was able to indicate the difference of pressure between both feet, which can imply the negative signs of patients.

**Keywords :** Feet-weighing Analysis Equipment, Stroke Patient, Pressure Sensor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีเพราะได้รับความกรุณาชี้แนะและความช่วยเหลืออย่างดี จากผศ.ดร.พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ ที่คอยให้คำแนะนำและคอยสนับสนุนในการทำงาน รวมทั้งคำเสนอแนะในการแก้ไขข้อบกพร่องตลอดระยะเวลาการทำวิจัยนี้ กลุ่มผู้ทำวิจัยขอกราบขอบพระคุณด้วยความเคารพอย่างสูงยิ่งไว้ ณ โอกาสนี้

ขอกราบขอบพระคุณ นายศุภวัฒน์ ชัยสวัสดิ์ พี่ที่ปรึกษาที่กรุณาเป็นผู้เชี่ยวชาญด้านการวัดผลและการตรวจสอบความเหมาะสมของเครื่องมือ รวมทั้งคอยให้คำแนะนำและวิธีการแก้ไขข้อบกพร่องในการทำวิจัยครั้งนี้

ขอขอบพระคุณหลักสูตรวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์และสถานที่ในการทำงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา ที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจจนงานวิจัยเล่มนี้สำเร็จได้ด้วยดี และขอบคุณเพื่อนประจำหลักสูตรวิชาวิศวกรรมระบบควบคุมทุกคน ที่คอยช่วยเหลือและให้กำลังใจซึ่งกันและกันตลอดการทำวิจัยครั้งนี้

และสุดท้ายนี้ หากมีสิ่งใดขาดตกบกพร่อง ผู้เขียนต้องขออภัยอย่างสูงมา ณ ที่นี้ และหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยเล่มนี้จะเป็นประโยชน์ไม่มากนักน้อยสำหรับผู้ศึกษาท่านอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยเครื่องวิเคราะห์การเดิน

คณะผู้จัดทำ

ธณัชนันท์ มโนกุลจิต

มุกดา สีเบา

รัศมี เพชรหงษ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and <sup>III</sup> cite the document when use.

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	IX
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์	1
1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์	1
1.3 ขอบเขตโครงการ	1
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.6 รายละเอียดของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke)	4
2.1.1 ชนิดโรคหลอดเลือดสมอง	4
2.1.2 อาการโรคหลอดเลือดสมอง	4
2.2 พฤติกรรมของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง	5
2.3 หลักเกณฑ์สำหรับการแยกจุดศูนย์ถ่วงของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง	5
2.4 การคำนวณหาจุดศูนย์ถ่วง (Center of gravity, CG)	5
2.5 วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to digital Converter, ADC)	7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่แบบลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6 วงจรบริดจ์แบบวิทส์โตน (Wheatstone bridge circuit)	7
2.6.1 วงจรบริดจ์สมดุล (Balance bridge circuit)	8
2.6.2 วงจรบริดจ์ไม่สมดุล (Unbalanced bridge circuit)	8
2.6.3 วงจรบริดจ์แบบครึ่งหนึ่ง (Half-bridge)	9
2.7 สเตรนเกจ (Strain Gauge) และโหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ (Strain Gauge Load cell)	9
2.8 การทำ calibration	10
2.9 เมทริกซ์เซ็นเซอร์ (Matrix sensor)	10
<b>บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน</b>	<b>12</b>
3.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน	12
3.2 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง	13
3.2.1 โมดูลเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกด (Strain gauge module)	13
3.2.2 โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ (Strain Gauge Load cell)	13
3.2.3 แผ่นรองน้ำหนัก	14
3.2.4 ฐานรอง Loadcell	14
3.3 ซอฟต์แวร์ที่เกี่ยวข้อง	15
3.3.1 PLX-DAQ Excel & Arduino	15
3.4 การออกแบบและการวางแผนการทำงาน	16
3.4.1 การออกแบบและการวางแผนทางด้านฮาร์ดแวร์	16
3.4.2 การออกแบบและการวางแผนทางด้านซอฟต์แวร์	16
3.5 วิธีการดำเนินงาน	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

3.5.1 การสอบเทียบเซ็นเซอร์ 18  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.5.2 การทดลองเหยียบแผ่นรองน้ำหนัก	18
<b>บทที่ 4 ผลการทดลอง</b>	<b>23</b>
4.1 ผลการทดลองการคาลิเบรทโพลดเซลล์แบบสเตรนเกจ	23
4.2 ผลการทดลองขณะที่ลงน้ำหนักของฝ่าเท้าในแบบต่างๆ	26
4.2.1 ผลการทดลองขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝ่าเท้า	27
4.2.2 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง	28
4.2.3 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา	29
4.2.4 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย	30
4.2.5 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง	31
4.2.6 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง	32
4.2.7 การลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน	33
<b>บทที่ 5 สรุปผลการดำเนินงานและข้อเสนอแนะ</b>	<b>34</b>
5.1 สรุปผลการดำเนินงาน	34
5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการดำเนินงาน	34
5.3 แนวทางการพัฒนา	34
<b>เอกสารอ้างอิง</b>	<b>35</b>
<b>ภาคผนวก</b>	<b>37</b>
ภาคผนวก ก สเตรนเกจโมดูล BF350	38
ภาคผนวก ข โปรแกรมควบคุมการทำงานและการแสดงผล	39
ภาคผนวก ค โครงสร้างพื้นสำหรับแผ่นไม้อาวที่ได้นำไปพัฒนาต่อ	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 ระบบจำลองตำแหน่งการลงน้ำหนักของวัตถุรูปร่างที่สมมาตร และตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของวัตถุรูปร่างที่ไม่สมมาตร	6
รูปที่ 2.2 ตำแหน่งการติดตั้งโหลดเซลล์ที่แผ่นรองน้ำหนัก	6
รูปที่ 2.3 วงจรบริดจ์แบบวิทสตัน	7
รูปที่ 2.4 วงจรบริดจ์ไม่สมดุลแบบครึ่งหนึ่ง	9
รูปที่ 2.5 เมทริกซ์เซ็นเซอร์	10
รูปที่ 2.6 ก. ขนาดแผ่น Velostat ข. ขนาดแผ่น Velostat ที่เปลี่ยนไป	11
รูปที่ 3.1 Strain gauge BF350-3AA โมดูลวัดแรงดึงเครียด	13
รูปที่ 3.2 Weight sensor load cell	13
รูปที่ 3.3 แผ่นรองน้ำหนัก	14
รูปที่ 3.4 ฐานวางโหลดเซลล์	14
รูปที่ 3.5 โหลดเซลล์ติดตั้งที่ฐานรองโหลดเซลล์	15
รูปที่ 3.6 PLX-DAQ	15
รูปที่ 3.7 การเชื่อมต่อพื้นวัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเข้ากับคอมพิวเตอร์	16
รูปที่ 3.8 แผนผังการออกแบบโปรแกรมเพื่อประมวลผลหาจุดศูนย์ถ่วง	17
รูปที่ 3.9 การสอบเทียบเซ็นเซอร์ด้วยน้ำหนัก 9 และ 18 กิโลกรัม	18
รูปที่ 3.10 การทดลองขณะที่ยังไม่ได้น้ำหนักของฝ่าเท้า	19
รูปที่ 3.11 การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง	19
รูปที่ 3.12 การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา	20
รูปที่ 3.13 การทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย	20
รูปที่ 3.14 การทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง	21
รูปที่ 3.15 การทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง	21
รูปที่ 3.16 การทดลองลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุใดเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.1 แสดงผลค่าน้ำหนักข้อมูลดิบ และค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ trendline	23
รูปที่ 4.2 แสดงผลค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ Zero กับเซ็นเซอร์ 4 ตัว	24
รูปที่ 4.3 แสดงผลค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ Span กับเซ็นเซอร์ 4 ตัว	25
รูปที่ 4.4 แผ่นรอน้ำหนักที่กำหนดทิศทาง	26
รูปที่ 4.5 การทดลองขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝ่าเท้า	27
รูปที่ 4.6 ผลการทดลองขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝ่าเท้า	27
รูปที่ 4.7 การทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง	28
รูปที่ 4.8 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง	28
รูปที่ 4.9 การทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา	29
รูปที่ 4.10 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา	29
รูปที่ 4.11 การทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย	30
รูปที่ 4.12 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย	30
รูปที่ 4.13 การทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง	31
รูปที่ 4.14 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง	31
รูปที่ 4.15 การทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง	32
รูปที่ 4.16 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง	32
รูปที่ 4.17 การลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน	33
รูปที่ 4.18 ผลการลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน	33
รูปที่ ก.1 คุณสมบัติทั่วไปของสเตรนเกจโมดูล BF350	38
รูปที่ ค.1 การทดลองขณะที่เดินเหยียบบนแผ่นไม้ขนาดยาว	48
รูปที่ ค.2 การวางตำแหน่งเซ็นเซอร์บนแผ่นไม้ขนาดยาว	49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# สารบัญตาราง

ตารางที่

หน้า

ตารางที่ 1 บันทึกค่า ADC ที่ค่าน้ำหนักต่างๆและคาลิเบรทเซ็นเซอร์ 4 ตัว

25



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and <sup>IX</sup> cite the document when use.

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์

การเดิน เป็นวิวัฒนาการที่เป็นไปตามธรรมชาติ เมื่อเวลาผ่านไปร่างกายเกิดการเสื่อมโทรม ทำให้มีความผิดปกติของการเดิน หรือในบางกรณีอาจมีสาเหตุมาจากโรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้คนไทยเสียชีวิตและพิการกันเป็นจำนวนมาก อาการเบื้องต้นที่พบเห็นของผู้ที่ป่วยเป็นโรคนี้ ได้แก่ แขนขาอ่อนแรงครึ่งซีก ไม่มีแรงเดิน ยกขาไม่ขึ้น กระดกเท้าไม่ได้ ซึ่งหนึ่งในแนวทางการทำกายภาพบำบัดวิธีหนึ่งคือการวัดสมดุลในการลงน้ำหนักของเท้า ทำให้นักกายภาพต้องการมีอุปกรณ์เพื่อมาวินิจฉัยได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำ เนื่องจากอุปกรณ์ที่นักกายภาพใช้อยู่ในปัจจุบันนั้นยังวินิจฉัยได้ไม่ดีเท่าที่ควร ใช้เวลานานและใช้ทรัพยากรแพทย์มากเกินไป ผู้จัดทำโครงการจึงได้มีส่วนร่วมในการช่วยเหลือโดยการพัฒนาอุปกรณ์ เพื่อให้แพทย์สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยได้อย่างรวดเร็ว และแม่นยำ

อย่างไรก็ตามหากผู้ป่วยได้รับการรักษาที่รวดเร็วและมีประสิทธิภาพ จากทีมแพทย์และบุคลากรที่เกี่ยวข้อง โอกาสการเกิดโรคต่าง ๆ จะลดลง และช่วยลดอัตราการเสียชีวิตและพิการได้

#### 1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

- เพื่อออกแบบและประดิษฐ์พื้นสำหรับเหยียบเป็นตัวต้นแบบที่ใช้ในการวัดค่าการลงน้ำหนักของเท้าแต่ละข้าง และสามารถนำตัวต้นแบบไปพัฒนาต่อได้
- คำนวณตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้า เพื่อนำไปแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟให้นักกายภาพวินิจฉัยได้ง่ายขึ้น

#### 1.3 ขอบเขตโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

- ศึกษาอาการของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- รวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูลโดยแสดงผลในรูปแบบของกราฟที่นักกายภาพสามารถเข้าใจได้ง่าย
- ประเมินผลการทำงานของพื้นที่วัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้า โดยสามารถระบุได้ถึงความแตกต่างระหว่างผู้ป่วยกับคนปกติ

#### 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

- ศึกษาค้นคว้าทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับโรคหลอดเลือดสมอง และหลักการ  
ทำงานของเซ็นเซอร์ที่จะนำมาใช้
- วางแผนการสร้างพื้นที่วัดสมดุของการลงน้ำหนักเท้า
- ทดสอบเซ็นเซอร์ที่จะนำมาใช้ในการรับน้ำหนัก
- สร้างพื้นที่วัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้าต้นแบบ
- ออกแบบสมการที่ใช้ในการคำนวณค่าที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ เพื่อระบุตำแหน่งการลงน้ำหนัก  
เท้า
- สรุปผลและจัดทำปริญญานิพนธ์

#### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- อุปกรณ์สามารถระบุสมดุของการลงน้ำหนักได้
- นักกายภาพทราบตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้าจากการแสดงผลอย่างง่ายในรูปแบบของกราฟ
- สามารถพัฒนาต่อยอดไปใช้ในทางการแพทย์ได้

#### 1.6 รายละเอียดของปริญญานิพนธ์

เนื้อหาที่จะกล่าวในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 5 บท และ 3 ภาคผนวก ซึ่งมี  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
รายละเอียดดังต่อไปนี้  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 1 บทนำ เป็นการกล่าวถึงที่มาของปริญญาานิพนธ์ วัตถุประสงค์ของการทำปริญญาานิพนธ์ ขอบเขตของโครงการงาน ขั้นตอนการดำเนินงาน ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและรายละเอียดของปริญญาานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎี หลักการ อุปกรณ์ และความรู้ที่เกี่ยวข้องในการออกแบบ เป็นการเพิ่มเติมความรู้ทฤษฎีและความเข้าใจในอุปกรณ์ต่างๆ ก่อนจะเริ่มทำโครงการงาน

บทที่ 3 ขั้นตอนการดำเนินงาน เป็นการอธิบายขั้นตอนการทำงานโดยละเอียดทั้งด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์

บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน เป็นการแสดงผลการทำงานของเซนเซอร์เพื่อแบ่งแยกการลงน้ำหนักเท้าแต่ละข้าง

บทที่ 5 ผลสรุปและข้อเสนอแนะ เป็นบทสรุปภาพรวมของชิ้นงานรวมถึงสิ่งที่จะพัฒนาต่อไปในอนาคต

ภาคผนวก ก สเตรนเกจโมดูลชนิดBF350

ภาคผนวก ข โปรแกรมควบคุมการทำงานและการแสดงผล

ภาคผนวก ค โครงสร้างพื้นสำหรับแผ่นไม้ยาวที่ได้นำไปพัฒนาต่อ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke)

โรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งก่อให้เกิดโรคอัมพฤกษ์ อัมพาต เกิดจากเลือดไม่ไปเลี้ยงสมอง ทำให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย สาเหตุที่เลือดไม่ไปเลี้ยงสมองอาจเกิดจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือดตัน หรือหลอดเลือดแตก[1]

#### 2.1.1 ชนิดโรคหลอดเลือดสมอง

สามารถแบ่งตามลักษณะของโรคหลอดเลือดสมองได้ดังนี้

- โรคหลอดเลือดสมองชนิดสมองขาดเลือด (Ischemic Stroke) เกิดจากหลอดเลือดเกิดการตีบหรืออุดตันทำให้ไม่สามารถนำเลือดไปเลี้ยงที่สมองได้
- โรคหลอดเลือดสมองชนิดเลือดออกในสมอง (Hemorrhagic Stroke) เกิดจากหลอดเลือดสมองฉีกขาด ทำให้ไม่สามารถนำเลือดไปเลี้ยงที่สมองได้

#### 2.1.2 อาการโรคหลอดเลือดสมอง

สามารถพบได้หลากหลายรูปแบบตามตำแหน่งของสมองที่ถูกทำลายหรือตามตำแหน่งที่ขาดเลือด มีอาการดังนี้

- อาการอ่อนแรง หรืออาการอัมพฤกษ์ที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย เช่นครึ่งซีกด้านซ้ายเป็นต้น
- อาการชา หรือสูญเสียความรู้สึกส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย
- มีปัญหาเกี่ยวกับการทรงตัว

อาการเหล่านี้ส่วนสามารถเกิดขึ้นแบบชั่วคราวและสามารถรักษาหายได้โดยการกายภาพบำบัด แต่จะไม่สามารถหายได้เองถ้าสมองเกิดการขาดเลือดแบบถาวรซึ่งต้องเข้ารับการรักษาต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2.2 พฤติกรรมของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

ในงานวิจัยนี้ คณะผู้จัดทำมีเป้าหมายที่จะจัดทำเครื่องมือสำหรับการฟื้นฟูบำบัดกลุ่มเป้าหมายที่ป่วยเป็น โรคอัมพฤกษ์ การสูญเสียการรับรู้สีของสมองในส่วนองขา ซึ่งปัญหาการควบคุมการทรงตัวในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะต้องอาศัยการทำงานร่วมกันในส่วนต่างๆถึงจะสามารถควบคุมการทรงตัวได้ หนึ่งในนั้นคือความสามารถของร่างกายในการควบคุมจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายให้อยู่ภายในฐานรองรับ ได้แก่ ขา และเท้า ผู้ป่วยจะมีปัญหาการควบคุมทรงตัวและมีการลงน้ำหนักที่ไม่สมมาตรกัน และมีการกระจายแรงจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายไม่ปกติเมื่อเทียบกับคนปกติ[2]

## 2.3 หลักเกณฑ์สำหรับการแยกจุดศูนย์ถ่วงของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

ในการวิจัยครั้งนี้จะจำแนกลักษณะการเดินของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเป็นแนวแกน  $x$  และ แนวแกน  $y$  ในแนวแกน  $x$  จะสังเกตความสมดุลระหว่างการลงน้ำหนักเท้าฝั่งซ้ายและเท้าฝั่งขวา ซึ่งจะใช้ time domain ในการจำแนก ส่วนแนวแกน  $y$  บางครั้งผู้ป่วยอาจจะสามารถลงน้ำหนักเท้าสองข้างได้สมดุล แต่ลักษณะการก้าวผิดปกติจึงต้องใช้ distance domain ในการจำแนก[3]

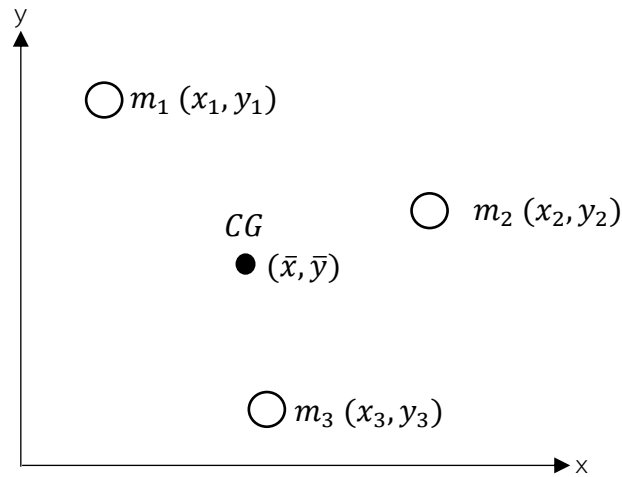
## 2.4 การคำนวณหาจุดศูนย์ถ่วง (Center of gravity, CG)

คือตำแหน่งศูนย์กลางที่น้ำหนักรวมของวัตถุในก้อนนั้นๆอยู่ สามารถอยู่ในหรือนอกวัตถุได้ โดยขึ้นอยู่กับทิศทางของน้ำหนักและขนาดของวัตถุ ซึ่งวิธีการหาจุดศูนย์ถ่วงขณะลงน้ำหนักบนระนาบของแผ่นไม้ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้มีวิธีการหาจุดศูนย์ถ่วงเดียวกันกับการหาจุดศูนย์ถ่วงของวัตถุรูปร่างที่ไม่สมมาตร[4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

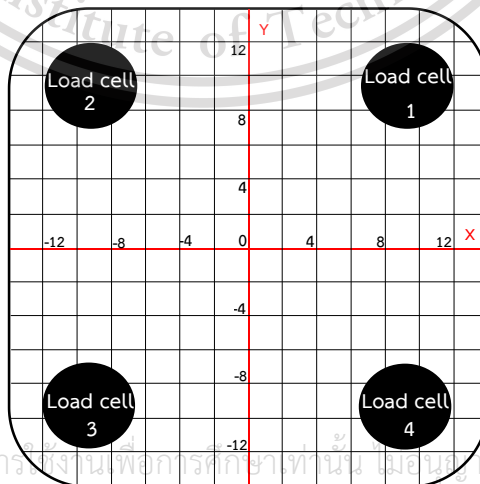


**รูปที่ 2.1** ระบบจำลองตำแหน่งการลงน้ำหนักของวัตถุรูปร่างที่สมมาตร และตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของวัตถุรูปร่างที่ไม่สมมาตร

จากรูปที่ 2.1 เป็นการจำลองตำแหน่งที่น้ำหนักลงบนพื้นระนาบอย่างไม่มีรูปแบบและไม่มีสมมาตร ซึ่งจะสามารถหาตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงได้จะต้องมีการระบุตำแหน่ง จากรูปกำหนดแกน  $x$  และ แกน  $y$  ในการระบุตำแหน่ง โดยการลงน้ำหนัก  $m_1, m_2$  และ  $m_3$  ที่  $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$  และ  $(x_3, y_3)$  ตามลำดับ สามารถหาจุดศูนย์ถ่วงได้ดังนี้กำหนด  $(\bar{x}, \bar{y})$  คือตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วง

หาจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน  $x$  
$$\bar{x} = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3}{m_1 + m_2 + m_3}, \quad \bar{x} = \frac{\sum_i m_i x_i}{\sum m_i} \quad (2.1)$$

หาจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน  $y$  
$$\bar{y} = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3}{m_1 + m_2 + m_3}, \quad \bar{y} = \frac{\sum_i m_i y_i}{\sum m_i} \quad (2.2)$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 2.2** ตำแหน่งการติดตั้งโหลดเซลล์ที่แผ่นรองน้ำหนัก

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากรูปที่ 2.2 เป็นตำแหน่งที่โพลเซลล์ 4 ตัวติดบนแผ่นรองน้ำหนักรูปสี่เหลี่ยม วิธีการหาจุดศูนย์กลางจะ เป็นวิธีเดียวกันกับการหาจุดศูนย์กลางของวัตถุที่มีรูปร่างไม่สมมาตรคือ เมื่อลองน้ำหนักรูปสี่เหลี่ยมที่แผ่นรอง น้ำหนักจะมีการถ่วงน้ำหนักตกลงที่โพลเซลล์ทั้ง 4 ตัว จากนั้นนำค่าน้ำหนักทั้งสี่ตัวมาหาจุดศูนย์กลาง ในแนวแกน x และแนวแกน y

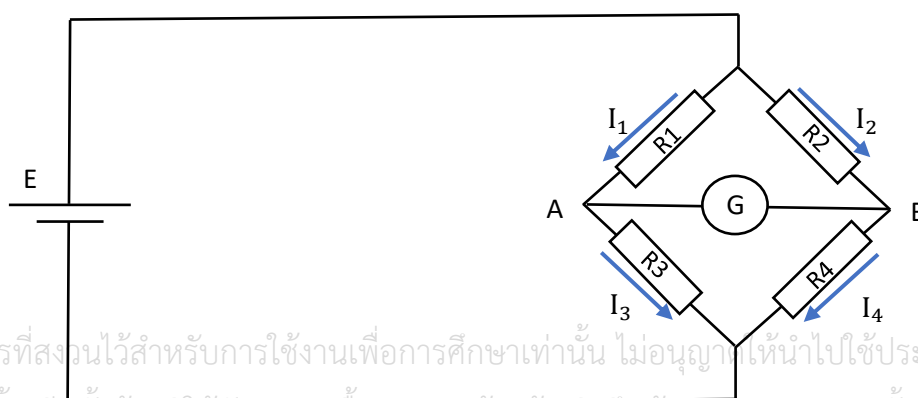
## 2.5 วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to digital Converter, ADC)

เป็นวงจรที่ใช้ในการรับค่าสัญญาณแอนะล็อกแล้วแปลงมาเป็นดิจิทัล โดยที่ค่าสัญญาณที่ ตรวจจับและรับเข้ามามีหลายประเภทได้แก่ อุณหภูมิ, ความดัน, แสง หรือแรงกด เป็นต้น ซึ่งวงจรนี้จะมี อยู่ใน ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) โดยที่ค่าความละเอียดในการแปลงเป็นดิจิทัลนั้น จะขึ้นอยู่กับข้อกำหนดค่าความละเอียด (Resolution) ของ Microcontroller เช่น Arduino Due มี ค่าความละเอียดอยู่ที่ 10 bits และ 12 bits ถ้าไม่มีการกำหนดค่าความละเอียด ค่าความละเอียดจะ อยู่ที่ 10 bits เสมอ (ที่ความละเอียด 10 bits จะมีระดับทั้งหมด  $2^{10} = 1024$ , ที่ความละเอียด 12 bits จะมีระดับทั้งหมด  $2^{12} = 4096$  ระดับ) โดยจะมีวิธีการคำนวณค่าระดับดังนี้

$$ADC = \frac{v_{in} \times 2^{bits}}{v_{ref}} \quad (2.3)$$

## 2.6 วงจรบริดจ์แบบวิทสโตน (Wheatstone bridge circuit)

เป็นวงจรที่มีค่าความต้านทานคงที่ต่ออนุกรมกัน 2 ตัว แล้วนำค่าความต้านทานที่อนุกรมกัน 2 ตัวมาขนานกัน[5]



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.3 วงจรบริดจ์แบบวิทสโตน

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากรูปที่ 2.3 จะมีกัลป์วานอมิเตอร์วัดค่ากระแสและความต่างศักย์ที่จุด AB วงจรบริดจ์แบบ วิทสโตนสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือวงจรบริดจ์สมดุล (Balance bridge circuit) และวงจรบริดจ์ไม่สมดุล (Unbalanced bridge circuit)

### 2.6.1 วงจรบริดจ์สมดุล (Balance bridge circuit)

วงจรบริดจ์สมดุล คือวงจรที่ต้านทานตัว  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  และ  $R_4$  จากรูปที่ 2.2 มีค่า  $\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_4}$  ทำให้ความต่างศักย์ที่จุด AB เป็นศูนย์และไม่มีกระแสไหลผ่านกัลป์วานอมิเตอร์

เพราะฉะนั้น 
$$V_{R3} = V_{R4} \quad (2.4)$$

$$I_3 R_3 = I_4 R_4 \quad (2.5)$$

และ 
$$V_{R1} = V_{R2} \quad (2.6)$$

$$I_1 R_1 = I_2 R_2 \quad (2.7)$$

เนื่องจากความต่างศักย์ที่จุด AB เป็นศูนย์และไม่มีกระแสไหลผ่านกัลป์วานอมิเตอร์ทำให้  $I_1 = I_2 = I_3 = I_4 = I$  นำสมการที่ (2.7) หารด้วยสมการที่ (2.5) แล้วนำค่า  $I$  แทนค่าลงใน  $I_1, I_2, I_3$  และ  $I_4$  จะได้ 
$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_4} \quad (2.8)$$

### 2.6.2 วงจรบริดจ์ไม่สมดุล (Unbalanced bridge circuit)

วงจรบริดจ์ไม่สมดุล คือวงจรที่ตัวต้านทานของ  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  และ  $R_4$  จากรูปที่ 2.2 มีค่า  $\frac{R_1}{R_3} \neq \frac{R_2}{R_4}$  ทำให้ความต่างศักย์ที่จุด AB ไม่เป็นศูนย์และมีกระแสไหลผ่านกัลป์วานอมิเตอร์

ดังนั้น 
$$V_{R1} \neq V_{R2} \quad (2.9)$$

$$V_{R3} \neq V_{R4} \quad (2.10)$$

และ 
$$V_{AB} \neq 0V \quad (2.11)$$

เพราะฉะนั้น 
$$\frac{R_1}{R_3} \neq \frac{R_2}{R_4} \quad (2.12)$$

เนื่องจากค่าความต่างศักย์ที่จุด AB ไม่เป็นศูนย์สามารถหาค่าความต่างศักย์ได้จาก

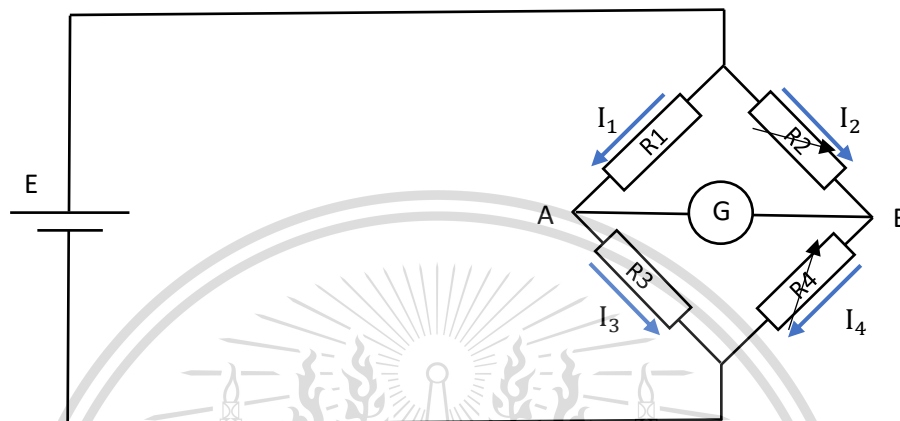
$$V_{AB} = \left( \frac{R_4}{R_4 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_1} \right) E \quad (2.13)$$

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.6.3 วงจรบริดจ์แบบครึ่งหนึ่ง (Half-bridge)

วงจรบริดจ์แบบครึ่งหนึ่งคือวงจรที่มีตัวต้านคงที่ 2 ตัว และตัวต้านทานปรับค่าได้ 2 ตัวซึ่งในการวิจัยครั้งนี้ต่อวงจรตามดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 วงจรบริดจ์ไม่สมดุลแบบครึ่งหนึ่ง

จากรูปที่ 2.4 เมื่อค่าความต้านทาน R2 และ R4 เปลี่ยนจะทำให้ค่าความต่างศักย์ที่จุด AB เปลี่ยน

### 2.7 สเตรนเกจ (Strain Gauge) และโหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ (Strain Gauge Load cell)

สเตรนเกจเป็นอุปกรณ์การวัดที่ตอบสนองต่อแรงเชิงกล ค่าที่วัดได้ของสเตรนเกจเป็นค่าทางไฟฟ้า ค่าส่วนใหญ่ที่ใช้วัดคือค่าความต้านทาน คุณสมบัติของอุปกรณ์ที่นำมาทำเป็นสเตรนเกจคือเป็นโลหะ มีความยืดหยุ่น ไม่แตกหักเมื่อมีแรงกดมากกระทำ ซึ่งค่าความต้านทานจะเปลี่ยนแปลงตามสมการดังนี้

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (2.14)$$

โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ เป็นโหลดเซลล์ที่มีสเตรนเกจติดอยู่ ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นโหลดเซลล์แบบกระดุมที่มีสเตรนเกจสองอัน เหมาะแก่การนำไปใช้งานประเภทชั่งน้ำหนัก และทดสอบแรงกด เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

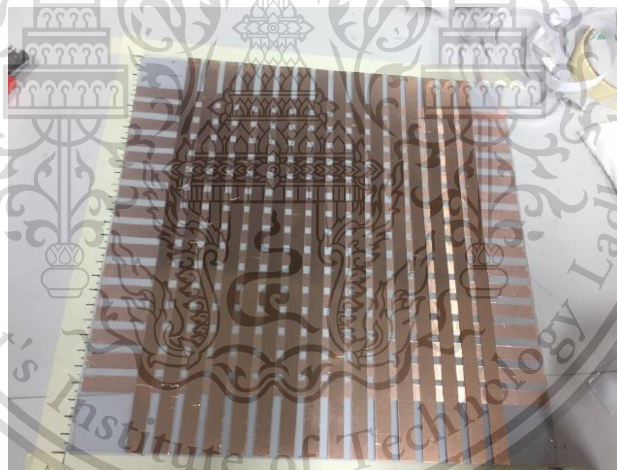
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2.8 การทำ calibration

เป็นการสอบเทียบน้ำหนักของอุปกรณ์การวัดกับน้ำหนักที่ทราบค่า เพราะโหลดเซลล์ที่ต่อกับสเตรนเกจโมดูลเมื่อออกแรงกดที่โหลดเซลล์ทั้งสี่ตัวจะพบว่าที่แรงกดเดียวกันค่าระดับ ADC หรือค่า  $V$  ที่ได้มีค่าไม่เท่ากัน และเมื่อทำการบันทึกค่าที่น้ำหนักต่างๆจะพบว่าโหลดเซลล์ที่น้ำหนักศูนย์และความชันของโหลดเซลล์แต่ละตัวมีค่าไม่เท่ากัน เพราะฉะนั้นจะต้องมีการทำ calibration เสมอก่อนนำค่าที่ได้จากโหลดเซลล์ไปใช้งานต่อ

## 2.9 เมทริกซ์เซ็นเซอร์ (Matrix sensor)

เป็นอุปกรณ์วัดแรงกดชนิดหนึ่งที่ทำมาจากแผ่นเทปทองแดง[7] โดยนำแผ่นเทปทองแดงติดแผ่นฟิล์มทั้งสองแผ่นตามรูปที่ 2.5 หลังจากนั้นนำแผ่นฟิล์มทั้งสองมาประกบกัน โดยมีแผ่น velostat มาชั้นกลางระหว่างแผ่นฟิล์ม



รูปที่ 2.5 เมทริกซ์เซ็นเซอร์

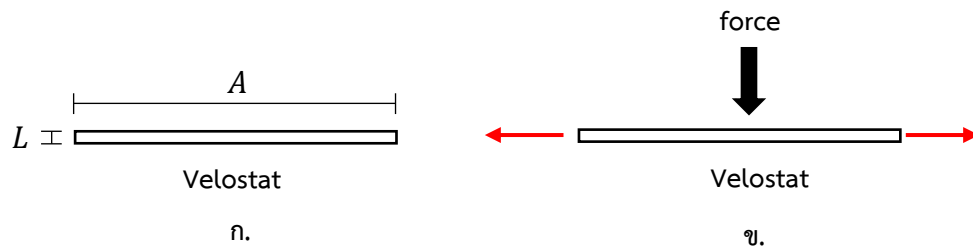
จากรูปที่ 2.5 มีเทปทองแดงทั้งหมด 16 แถว เมื่อนำมาวางตามรูปที่ 2.5 จะทำให้เกิดจุดทั้งหมด  $16 \times 16 = 256$  จุด

หลักการทำงานของ matrix sensor คือเมื่อจ่ายไฟให้กับแผ่นเทปทองแดงและออกแรงกดที่แผ่นเทปทองแดงตัดผ่าน ค่าความต้านทานของ Velostat ที่ตำแหน่งนั้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงตามความเค้นเชิงกล[9] ทำให้สามารถแยกน้ำหนักต่างๆที่กดลงบนเซนเซอร์นั้นได้ โดยค่าความต้านทานของแผ่น Velostat จะแปรผันตาม  $R = \rho \frac{L}{A}$  โดยที่  $L$  คือความหนาของแผ่น Velostat,  $A$  คือ

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

พื้นที่หน้าตัดหรือพื้นที่ของแผ่น Velostat ดังรูปที่ 2.6 เมื่อออกแรงกดที่แผ่น Velostat ค่า  $L$  และ  $A$  เกิดการเปลี่ยนแปลงทำให้ค่า  $R$  เปลี่ยนแปลงโดยที่เมื่อออกแรงกดค่า  $R$  จะมีค่าลดลง [8]



รูปที่ 2.6 ก. ขนาดแผ่น Velostat ข. ขนาดแผ่น Velostat ที่เปลี่ยนไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินงาน

#### 3.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน

หลังจากออกแบบและวางแผนการดำเนินงานเสร็จเรียบร้อยแล้วขั้นตอนต่อมาคือการสอบเทียบเซ็นเซอร์โดยน้ำหนักที่ใช้ในการสอบเทียบครั้งนี้มีอยู่สามค่า คือ 0 กิโลกรัม 9 กิโลกรัม และ 18 กิโลกรัม จากนั้นทำการเปรียบเทียบระหว่างค่าน้ำหนักในหน่วยกิโลกรัมกับค่าระดับของ ADC หลังจากนั้นทำการทดลองลงน้ำหนักของฝาเท้าในลักษณะที่แตกต่างกันดังนี้

- การทดลองที่ 1 ขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝาเท้า
- การทดลองที่ 2 ขณะลงน้ำหนักของฝาเท้าทั้งสองข้าง
- การทดลองที่ 3 ขณะลงน้ำหนักฝาเท้าข้างขวา
- การทดลองที่ 4 ขณะลงน้ำหนักฝาเท้าข้างซ้าย
- การทดลองที่ 5 ขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง
- การทดลองที่ 6 ขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง
- การทดลองที่ 7 ลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน

โดยที่ในแต่ละลักษณะของการทดลองลงน้ำหนักผลที่ได้จะถูกแสดงออกมาในรูปแบบของกราฟที่สามารถเข้าใจได้ง่าย ซึ่งเป็นกราฟเปรียบเทียบแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์ถ่วงกับเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

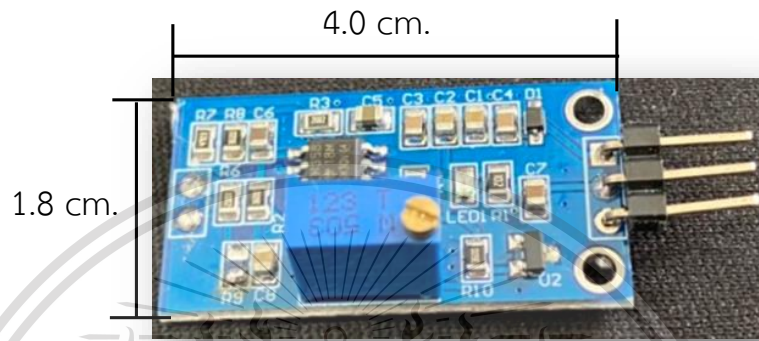
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 3.2 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง

### 3.2.1 โมดูลเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกด (Strain gauge module)

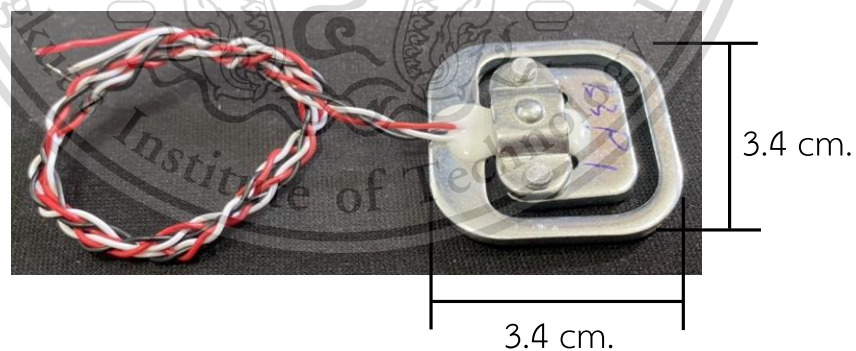
ทำหน้าที่รับค่าแรงกดจากโหลดเซลล์แบบเสตรนเกจ และจะส่งค่าที่อยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้าไปยังหน่วยประมวลผล



รูปที่ 3.1 Strain gauge BF350-3AA โมดูลวัดแรงดึงเครียด

### 3.2.2 โหลดเซลล์แบบเสตรนเกจ (Strain Gauge Load Cell)

ทำหน้าที่เป็นเซ็นเซอร์รับแรงกดแบบบิด (force, bending) ค่าสัญญาณที่อ่านได้คือค่าความต้านทานทางไฟฟ้า



รูปที่ 3.2 Weight sensor load cell

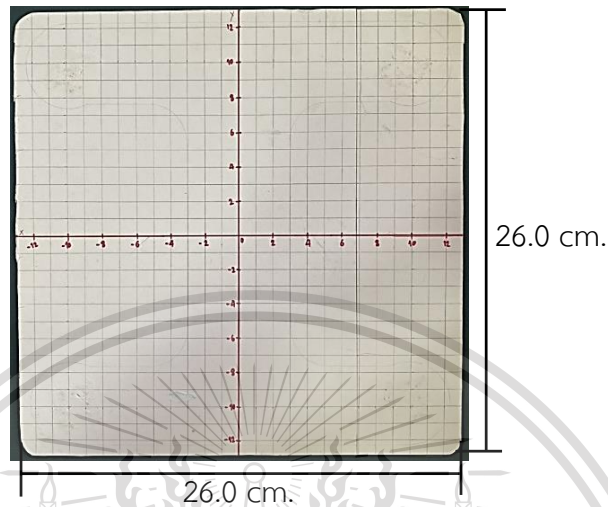
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 3.2.3 แผ่นรอน้ำหนัก

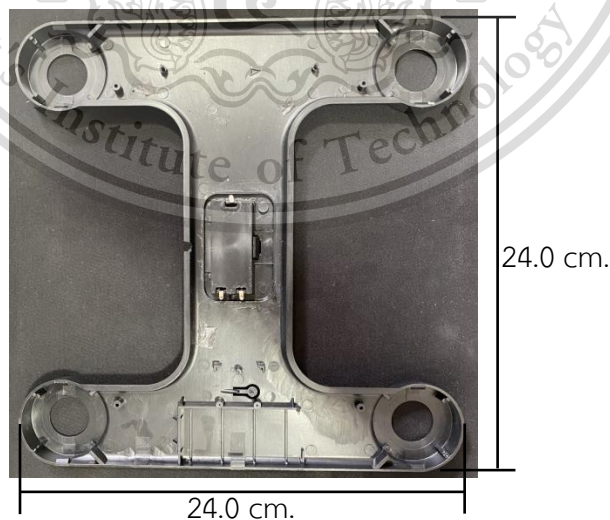
แผ่นรอน้ำหนัก คือแผ่นที่มีพื้นแข็งใช้เป็นฐานในการลงน้ำหนักโดยจะวางอยู่ด้านบนของเซ็นเซอร์เพื่อให้เซ็นเซอร์วัดค่าแรงที่มากกระทำได้



รูปที่ 3.3 แผ่นรอน้ำหนัก

### 3.2.4 ฐานรองโหลดเซลล์

ฐานรองทำหน้าที่เป็นส่วนของโครงสร้างในการติดตั้งเซ็นเซอร์ เพื่อให้โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมในการใช้งาน โดยที่โหลดเซลล์ถูกวางในแต่ละตำแหน่งดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ฐานวางโหลดเซลล์

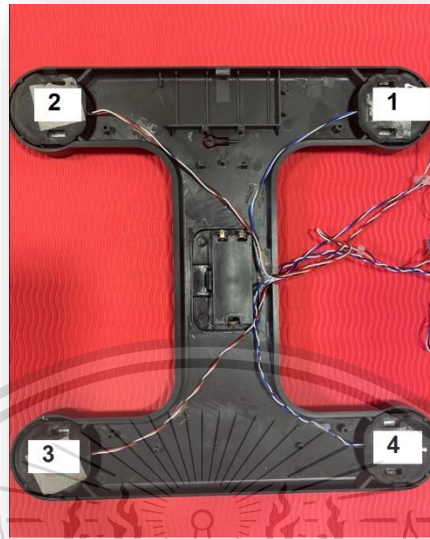
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ติด sensor 1, sensor 2, sensor 3 และ sensor 4 ที่ตำแหน่ง 1, 2, 3, 4 ตามลำดับดังรูป

ที่ 3.5



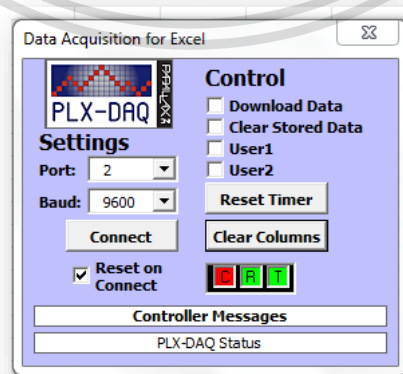
รูปที่ 3.5 โหลดเซลล์ติดตั้งที่ฐานรองโหลดเซลล์

### 3.3 ซอฟต์แวร์ที่เกี่ยวข้อง

#### 3.3.1 PLX-DAQ Excel & Arduino

เป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับส่งและบันทึกข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ไปยัง Microsoft

Excel



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.6 PLX-DAQ

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

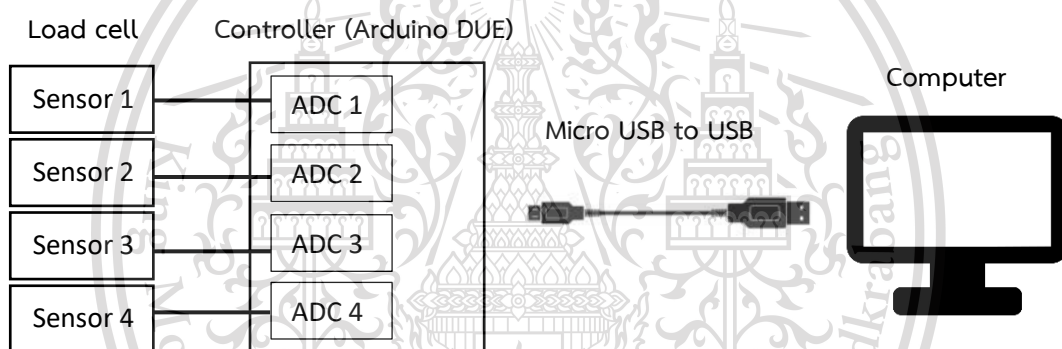
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 3.4 การออกแบบและการวางแผนการทำงาน

#### 3.4.1 การออกแบบและการวางแผนทางด้านฮาร์ดแวร์

ออกแบบพื้นวัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้าโดยใช้แผ่นรองน้ำหนักที่มีลักษณะแข็งและแบนราบ เพื่อให้เซ็นเซอร์ที่ถูกติดไว้ด้านล่างของแผ่นสามารถรับค่าแรงกดที่เกิดขึ้นได้โดยตรง และเพื่อให้เซ็นเซอร์อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมในการใช้งานอยู่ตลอดจึงต้องมีการนำเซ็นเซอร์ติดเข้ากับฐานรองโหลดเซลล์ เพราะมีฐานรองโหลดเซลล์มีโครงสร้างที่ทำให้เซ็นเซอร์เกิดการเคลื่อนที่ได้อย่างทำให้เวลาใช้งานหรือเคลื่อนย้ายอุปกรณ์สามารถทำได้ง่าย

การเชื่อมต่อพื้นวัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้ากับคอมพิวเตอร์สำหรับใช้ทดสอบ ออกแบบให้พื้นวัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้าประกอบด้วย Arduino Uno DUE และ Strain gauge module เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านสาย Micro USB to USB



รูปที่ 3.7 การเชื่อมต่อพื้นวัดตำแหน่งการลงน้ำหนักเท้ากับคอมพิวเตอร์

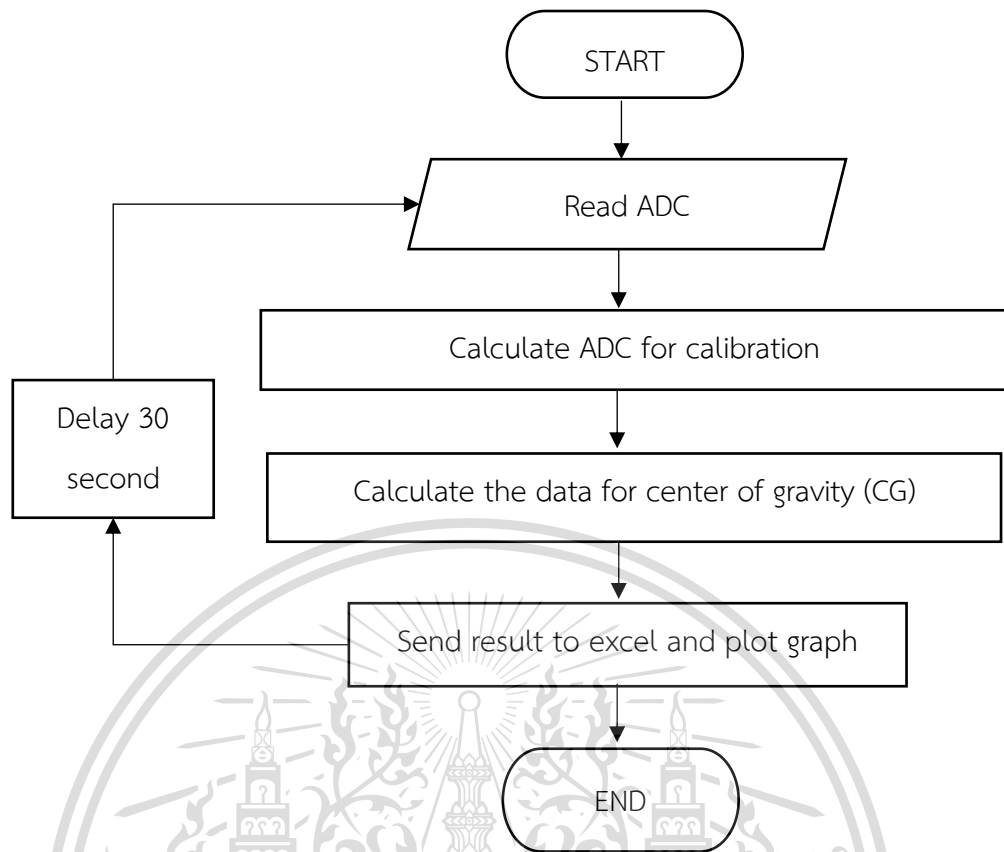
#### 3.4.2 การออกแบบและการวางแผนทางด้านซอฟต์แวร์

ติดตั้งโปรแกรมสำหรับการคำนวณเพื่อประมวลผลให้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ พร้อมทั้งระบุวิธีการแสดงผลโดยการนำค่าที่วัดได้จากเซ็นเซอร์มาประมวลผลและแสดงผลตามรูปแบบของกราฟที่สามารถเข้าใจได้ง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 3.8 แผนผังการออกแบบโปรแกรมเพื่อประมวลผลหาจุดศูนย์กลางถ่วง

หมายเหตุ x คือน้ำหนักที่ทราบค่า (กิโลกรัม)

y คือค่า ADC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

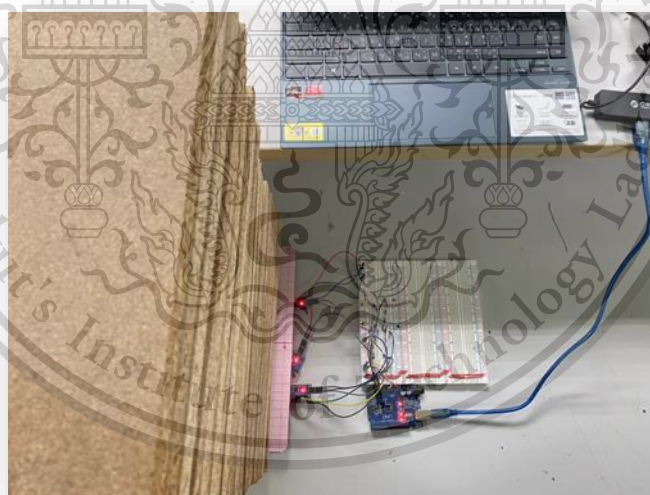
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 3.5 วิธีการดำเนินงาน

#### 3.5.1 การสอบเทียบเซ็นเซอร์

น้ำหนักที่ใช้ทดสอบคือน้ำหนักที่ 0 กิโลกรัม 9 กิโลกรัม และ 18 กิโลกรัม เมื่อทำการออกแรงที่เซ็นเซอร์พบว่าเซ็นเซอร์มีพฤติกรรมเป็นสมการเชิงเส้นคือ  $y = mx + c$  โดยที่  $y$  คือค่า ADC,  $x$  คือน้ำหนักที่ทราบค่า (กิโลกรัม),  $m$  คือความชัน และ  $c$  คือจุดตัดแกน  $y$  ในการทำ calibration ครั้งนี้จะทำสมการย้อนกลับของสมการเชิงเส้นในการทำ calibration คือ  $x = \frac{y-c}{m}$  โดยที่  $c$  คือการทำ zero เพื่อปรับกราฟให้จุดเริ่มต้นอยู่ที่จุดกำเนิด  $m$  คือการทำ span เพื่อปรับความชันของกราฟทั้ง 4 เซ็นเซอร์ให้มีความชันเท่ากัน สามารถแบ่งขั้นตอนได้ดังนี้

- บันทึกค่า ADC ที่น้ำหนัก 0 กิโลกรัม 9 กิโลกรัม และ 18 กิโลกรัม ทั้งหมด 10 ค่านำมาเฉลี่ยแล้วสร้าง trendline ของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว
- ปรับ offset ของเซ็นเซอร์ ทั้ง 4 ตัว
- ปรับ span ของเซ็นเซอร์ ทั้ง 4 ตัว



รูปที่ 3.9 การสอบเทียบเซ็นเซอร์ด้วยน้ำหนัก 9 และ 18 กิโลกรัม

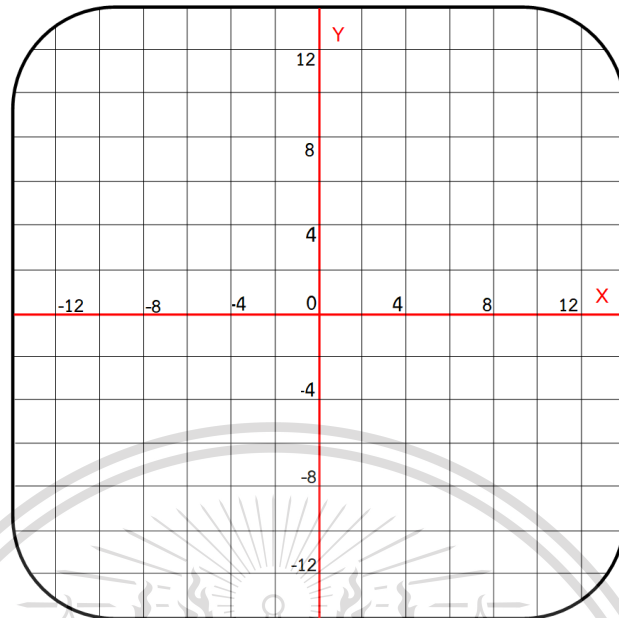
#### 3.5.2 การทดลองเทียบแผ่นรองน้ำหนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เป็นการทดลองเทียบแผ่นรองน้ำหนักในรูปแบบต่างๆเพื่อทดสอบว่าเซ็นเซอร์สามารถแยกการค้ำไม่ว่ากรณีใดตำแหน่ง CG ตามลักษณะการเทียบได้ดังนี้ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- การทดลองขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝ่าเท้า



รูปที่ 3.10 การทดลองขณะที่ยังไม่ได้ลงน้ำหนักของฝ่าเท้า

- การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง

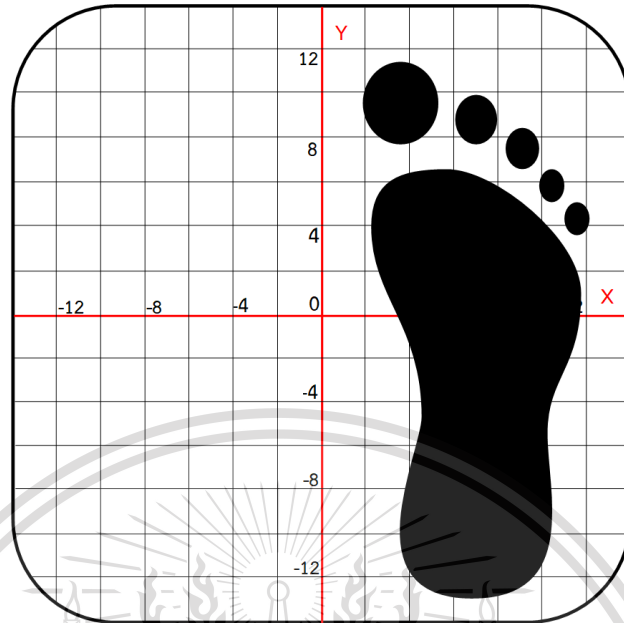


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 3.11 การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้างไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

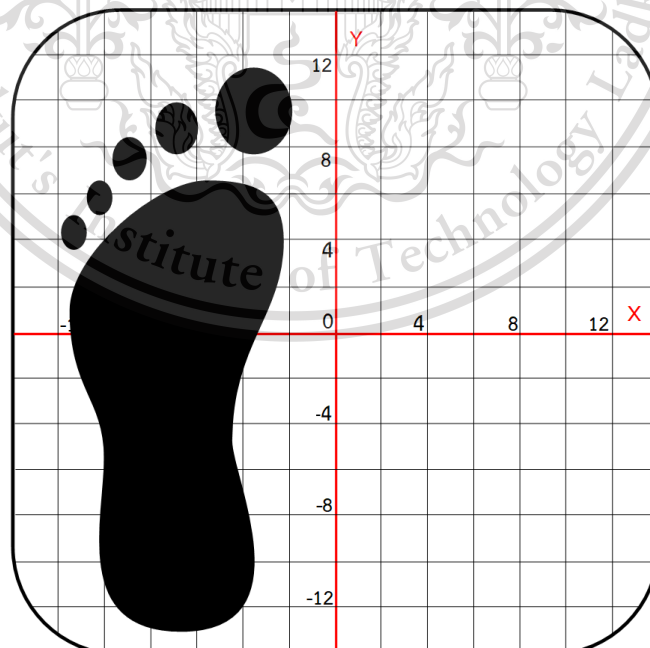
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา



รูปที่ 3.12 การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา

- การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย



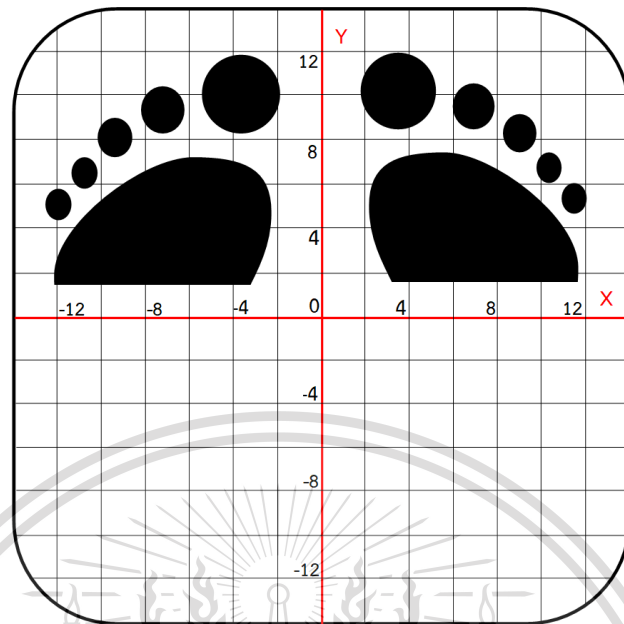
รูปที่ 3.13 การทดลองขณะที่ลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

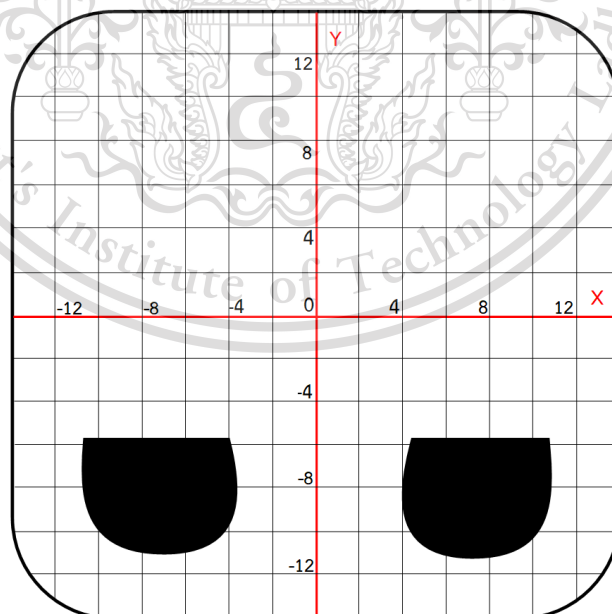
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- การทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 3.14 การทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง

- การทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง



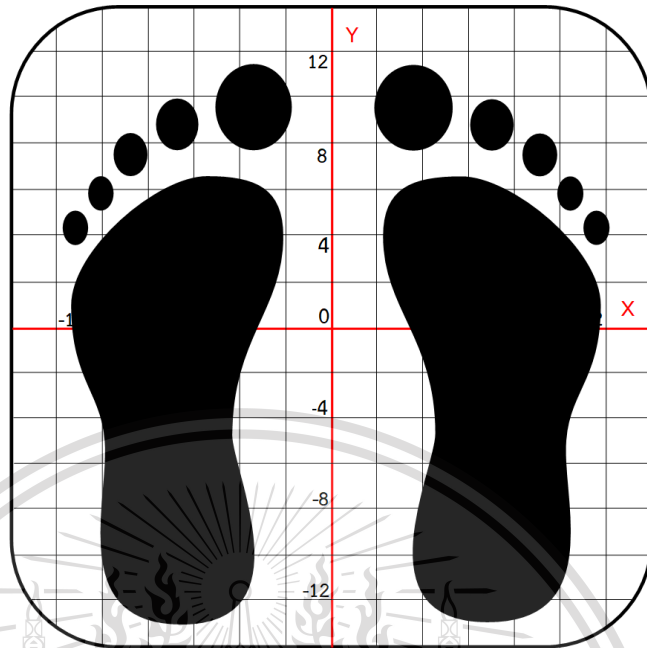
รูปที่ 3.15 การทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- การทดลองลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน



รูปที่ 3.16 การทดลองลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดลองการคาลิเบรทโพลด์เซลล์แบบสเตรนเกจ

เก็บค่า ADC ที่น้ำ 0 กิโลกรัม, 9 กิโลกรัมและ 18 กิโลกรัมทั้งหมด 10 ค่าของเซ็นเซอร์ทั้งสี่ ตัวพบว่า กราฟมีความสัมพันธ์ในสมการเส้นตรง แต่เนื่องจากเป็นข้อมูลดิบจึงต้องสร้าง trendline เพื่อนำไปคาลิเบรทเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว

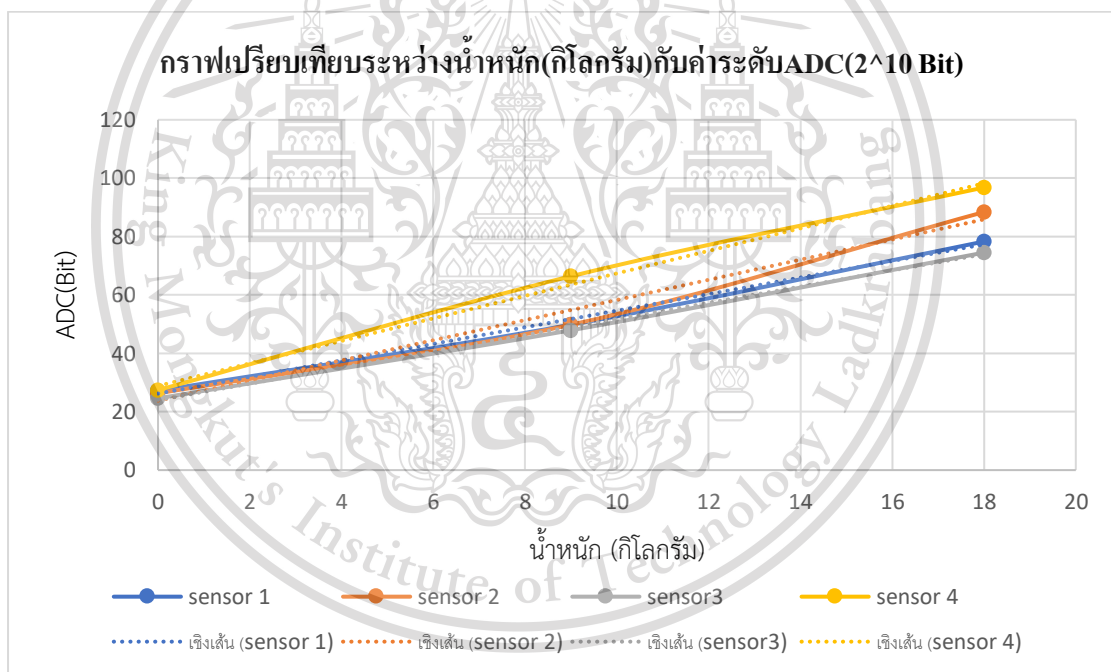
- หลังจากทำ trendline เซ็นเซอร์ 4 ตัวจะได้สมการใหม่ดังนี้

$$\text{Sensor1: } y = 2.8389x + 26.217$$

$$\text{Sensor2: } y = 3.45x + 23.783$$

$$\text{Sensor3: } y = 2.7722x + 24.05$$

$$\text{Sensor4: } y = 3.8556x + 28.833$$



รูปที่ 4.1 แสดงผลค่าน้ำหนักข้อมูลดิบ และค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ trendline

- หาค่า c โดยการรับค่าจากเซ็นเซอร์ ในขณะที่น้ำหนักเป็นศูนย์ โดยค่า c ของเซ็นเซอร์ ทั้ง 4 ตัว สามารถวัดได้เท่ากับ

$$\text{Sensor1: } c = 26.217$$

$$\text{Sensor2: } c = 23.783$$

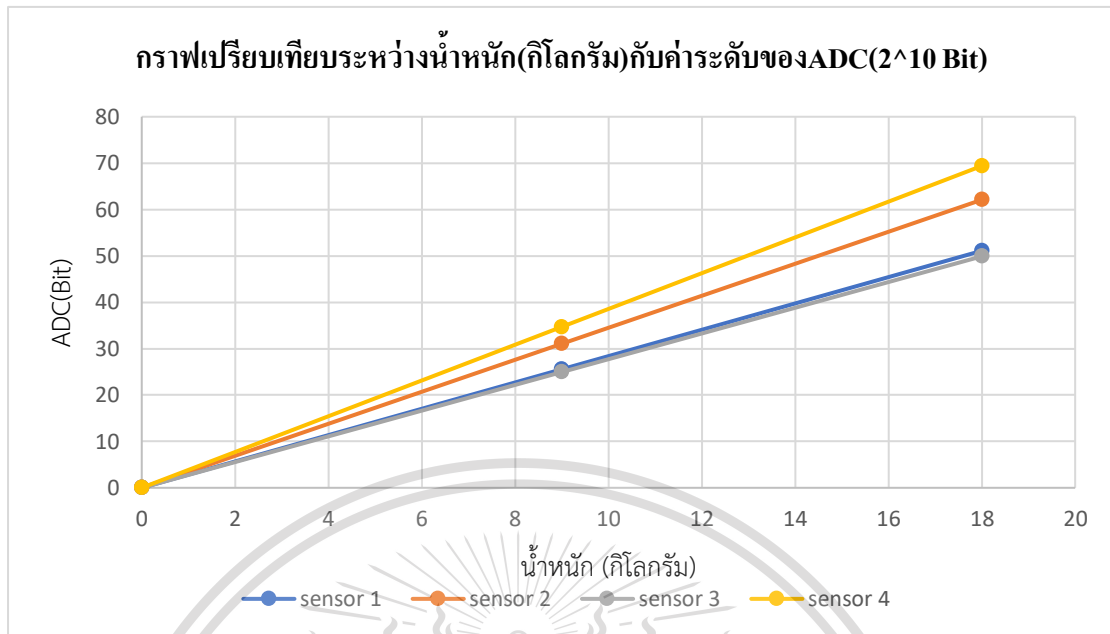
$$\text{Sensor3: } c = 24.05$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Sensor4: c = 28.833



รูปที่ 4.2 แสดงผลค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ Zero กับเซ็นเซอร์ 4 ตัว

- การหาค่าความชัน (m) หรือค่า span ของเซ็นเซอร์ ทั้ง 4 ตัว ซึ่งสามารถหาค่าได้ดังนี้

Sensor 1:  $m = 1.358132$

Sensor 2:  $m = 1.117565$

Sensor 3:  $m = 1.390809$

Sensor 4:  $m = 1$

- เมื่อคาลิเบรทเซ็นเซอร์เสร็จจะได้สมการสำหรับเซ็นเซอร์ 4 ตัวซึ่งจะแสดงค่าในสมการย้อนกลับดังนี้

Sensor 1:  $x = (y - 26.217)/1.358132$

Sensor 2:  $x = (y - 23.783)/1.117565$

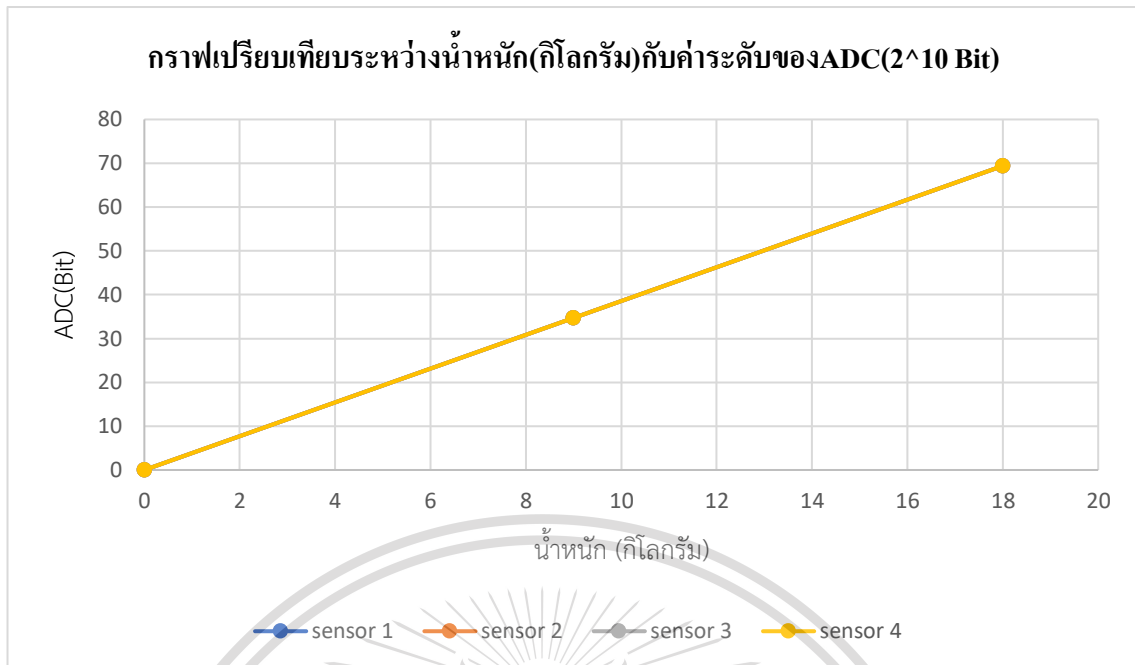
Sensor 3:  $x = (y - 24.05)/1.390809$

Sensor 4:  $x = (y - 28.833)/1$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 4.3 แสดงผลค่าน้ำหนักที่ผ่านการทำ Span กับเซ็นเซอร์ 4 ตัว

Calibration Strain Gauge Load cell									
ตัวที่	sensor 1 (upper right)		sensor 2 (upper left)		sensor 3 (lower left)		sensor 4 (lower right)		
	x	y	x	y	x	y	x	y	
	0	27.2	0	26.3	0	24.6	0	27.4	
	9	49.8	9	49.8	9	47.9	9	66.4	
	18	78.3	18	88.4	18	74.5	18	96.8	
ตัวที่	sensor 1 (upper right)		sensor 2 (upper left)		sensor 3 (lower left)		sensor 4 (lower right)		
Trendline	x	y	x	y	x	y	x	y	
	0	26.217	0	23.783	0	24.05	0	28.833	
	9	51.7671	9	54.833	9	48.9998	9	63.5334	
	18	77.3172	18	85.883	18	73.9496	18	98.2338	
Zero (c)		26.217		23.783		24.05		28.833	
	x	y	x	y	x	y	x	y	
	0	0	0	0	0	0	0	0	
	9	25.5501	9	31.05	9	24.9498	9	34.7004	
	18	51.1002	18	62.1	18	49.8996	18	69.4008	
Span (m)		1.358132		1.117565		1.390809		1	
	x	y	x	y	x	y	x	y	
	0	0	0	0	0	0	0	0	
	9	34.7004	9	34.7004	9	34.7004	9	34.7004	
	18	69.4008	18	69.4008	18	69.4008	18	69.4008	

ตารางที่ 1 บันทึกค่า ADC ที่ค่าน้ำหนักต่างๆและคาลิเบรทเซ็นเซอร์ 4 ตัว

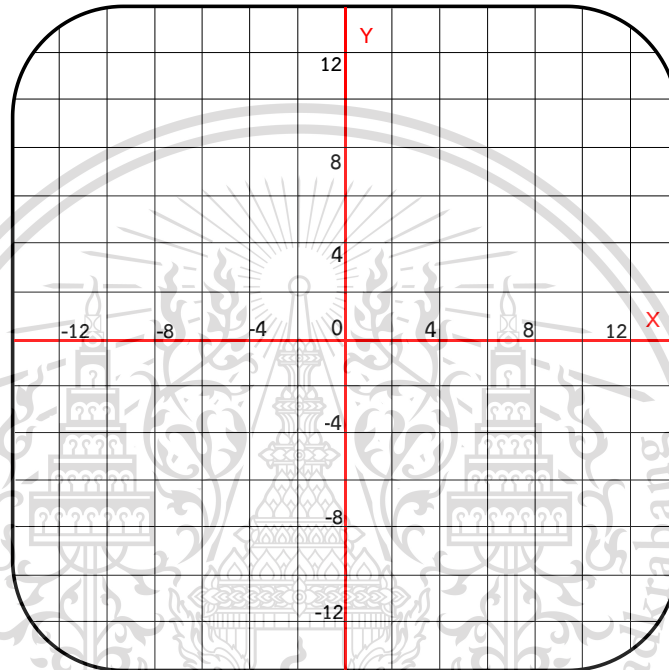
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 4.2 ผลการทดลองขณะที่ลงน้ำหนักของฝ่าเท้าในแบบต่างๆ

กำหนดให้แกน  $x$  คือการลงน้ำหนักฝ่าเท้าในทิศทางซ้ายขวา โดย  $+x$  คือ จุดศูนย์ถ่วงเอนเอียงไปทางด้านขวา แกน  $y$  คือการลงน้ำหนักฝ่าเท้าในทิศทางหน้าหลัง ซึ่ง  $+y$  หมายถึง จุดศูนย์ถ่วงเอนเอียงไปทางด้านหน้า โดยค่าที่ได้เป็นค่าที่ผ่านการแปลงเป็นเปอร์เซ็นต์บนแผ่นรองน้ำหนัก เนื่องจากการทดลองนี้ไม่สามารถดูลักษณะการก้าวเดินไปข้างหน้าได้ ผลการทดลองดังต่อไปนี้นี้จะแสดงผลเฉพาะค่าที่อิงตามเวลาเท่านั้น



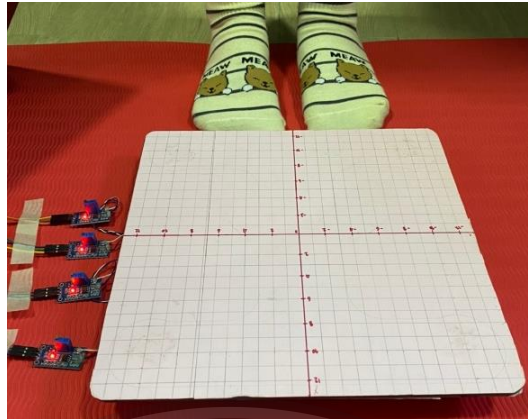
รูปที่ 4.4 แผ่นรองน้ำหนักที่กำหนดทิศทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

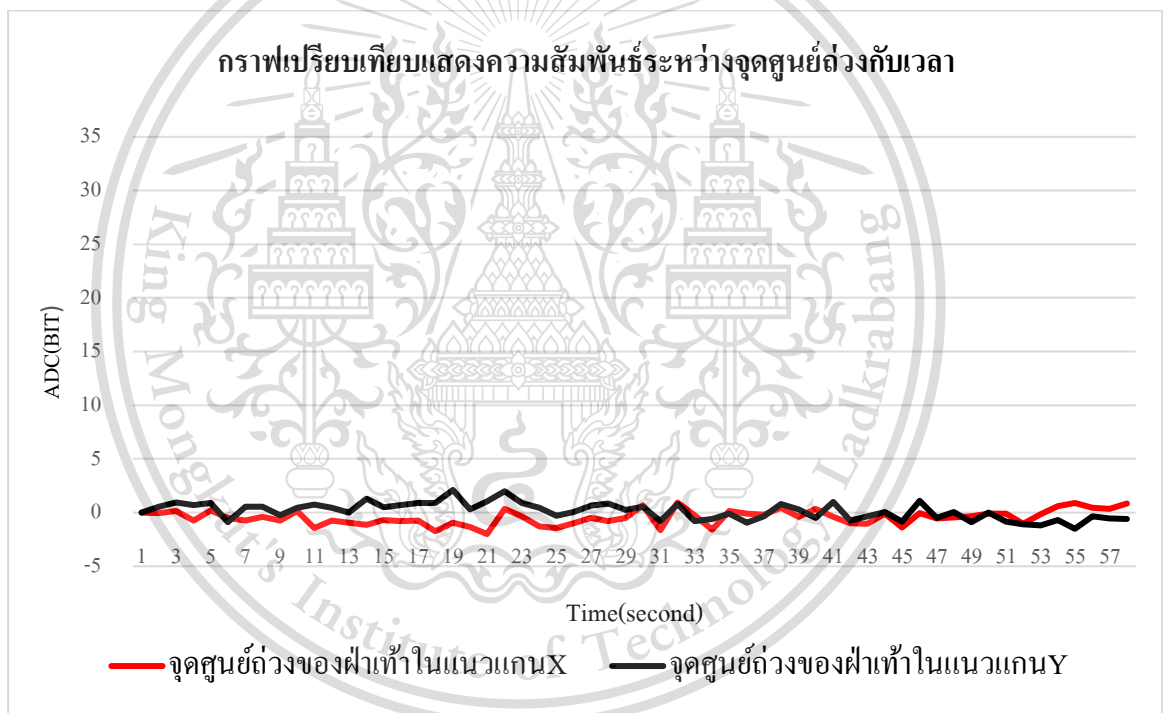
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.1 ผลการทดลองขณะที่ยังไม่ได้นำน้ำหนักของฝ่าเท้า



รูปที่ 4.5 การทดลองขณะที่ยังไม่ได้นำน้ำหนักของฝ่าเท้า



รูปที่ 4.6 ผลการทดลองขณะที่ยังไม่ได้นำน้ำหนักของฝ่าเท้า

เมื่อยังไม่ลงน้ำหนักที่แผ่นรองน้ำหนักจะพบว่าค่าเซ็นเซอร์เข้าใกล้ศูนย์ทั้งจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน x และจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน y ดังรูปที่ 3.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

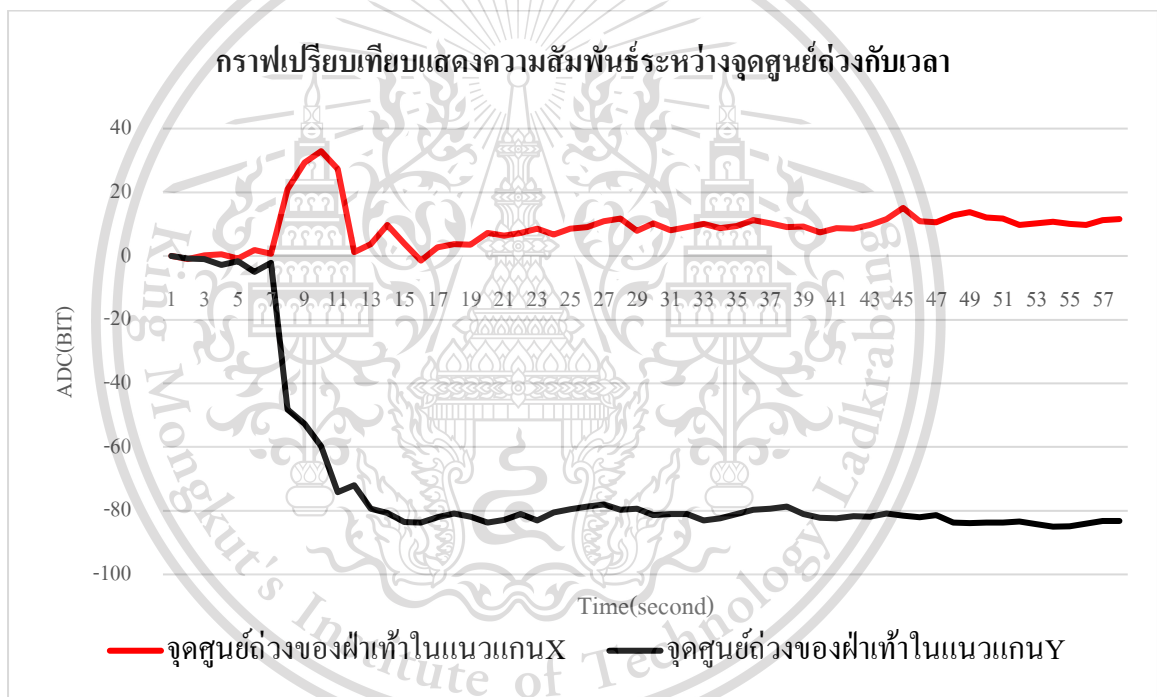
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.2 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.7 การทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.8 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้งสองข้าง

เมื่อลงน้ำหนักเท้าทั้ง 2 ข้างบนแผ่นรองน้ำหนักพบว่ากราฟที่ได้ดังรูปที่ 4.8 จุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน x จะเข้าใกล้ศูนย์เนื่องจากผู้ทำการทดลองมีลักษณะการลงน้ำหนักเท้าสองข้างขณะยืนได้สมดุล แต่จุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน y ตีลบเพราะการยืนปกติจะลงน้ำหนักไปที่ส้นเท้ามากกว่าปลายเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

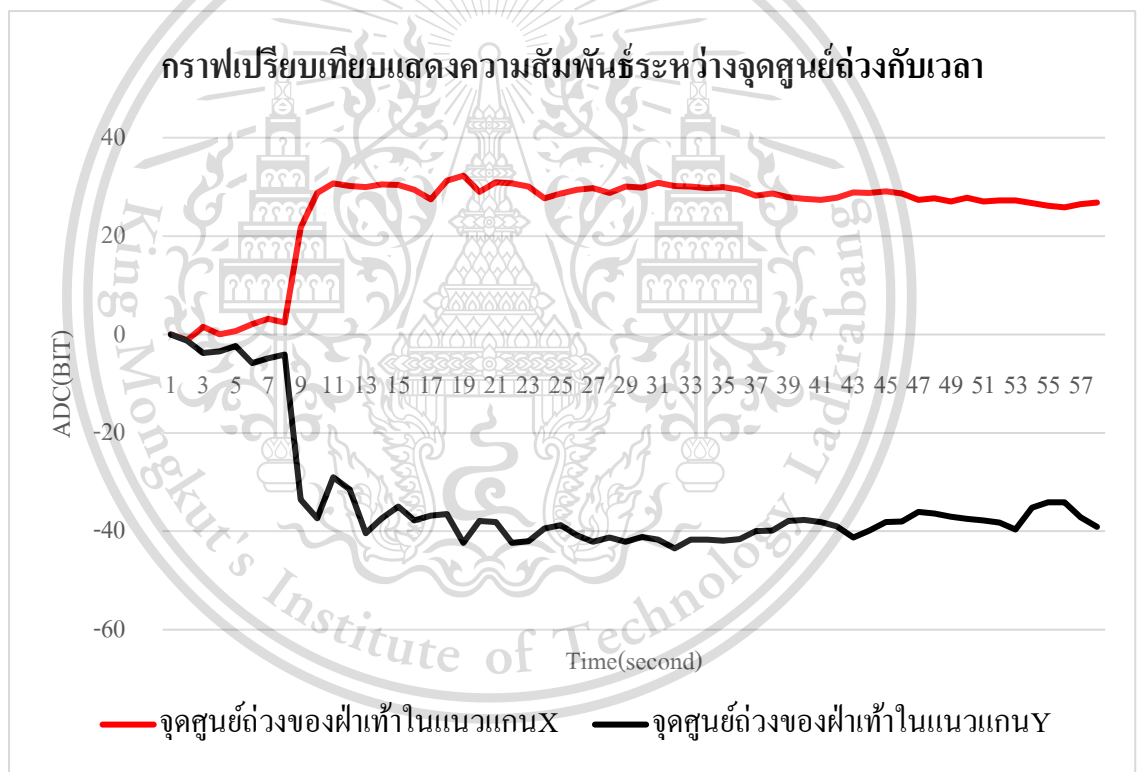
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.3 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา



รูปที่ 4.9 การทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา



รูปที่ 4.10 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างขวา

เมื่อลงน้ำหนักเท้าข้างขวาข้างเดียวจะพบว่ากราฟจากรูปที่ 4.10 จุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน x จะเป็นบวกซึ่งเป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ และถึงแม้จะลงน้ำหนักที่เท้าข้างขวาข้างเดียวจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน y สามารถแยกได้ว่าลงน้ำหนักที่สันเท้ามากกว่าปลายเท้าจึงทำให้จุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน y ติดลบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

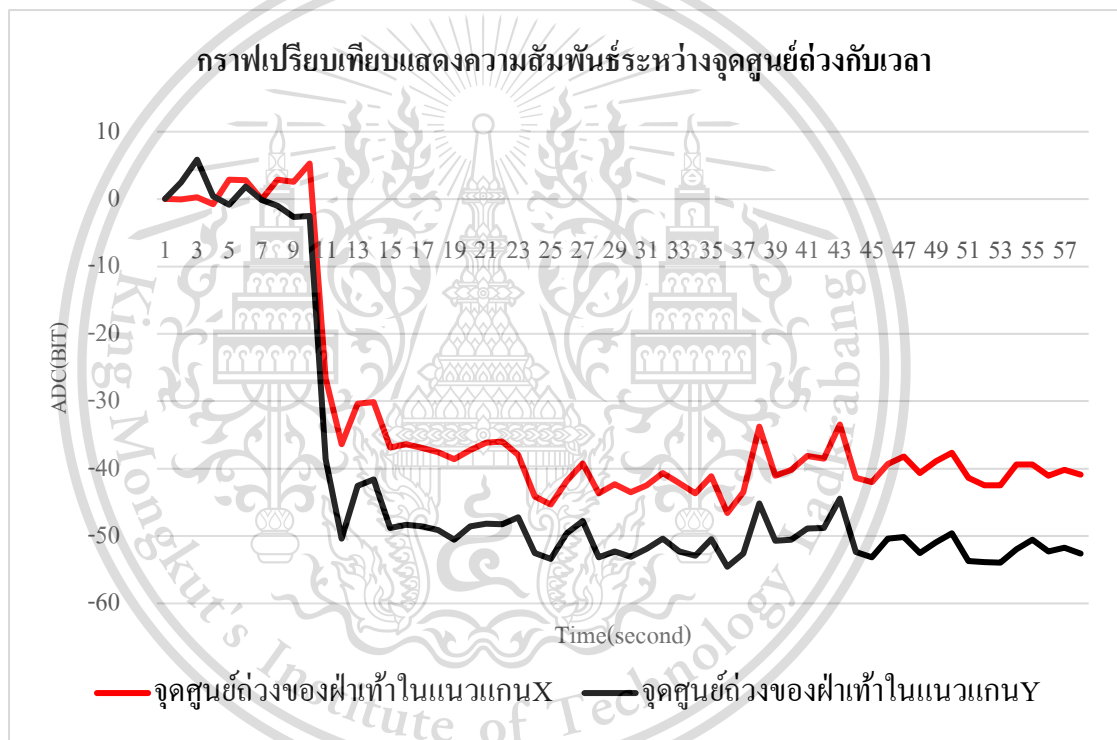
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.4 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย



รูปที่ 4.11 การทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย



รูปที่ 4.12 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักฝ่าเท้าข้างซ้าย

เมื่อลงน้ำหนักเท้าซ้ายที่แผ่นรองน้ำหนักพบว่า กราฟจากรูปที่ 4.12 จุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน x จะมีค่าติดลบ และจุดศูนย์ถ่วงในแนวแกน y ติดลบ เนื่องจากการลงน้ำหนักที่ส้นเท้ามีมากกว่าปลายเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

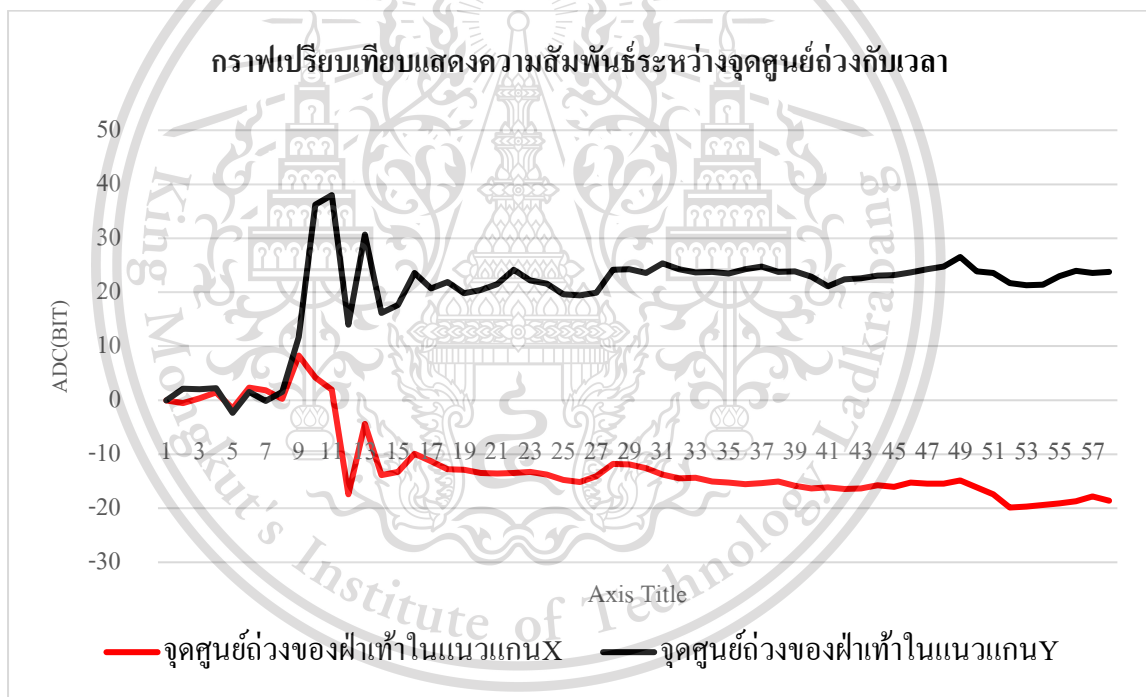
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.5 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.13 การทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.14 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของปลายเท้าทั้งสองข้าง

เมื่อลงน้ำหนักปลายเท้าสองข้างที่แผ่นรองน้ำหนัก พบว่ากราฟจากรูปที่ 4.14 จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน x มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ เพราะลงน้ำหนักเท้าสองข้างสมดุล จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน Y มีค่าเป็นบวกเพราะลงน้ำหนักที่ปลายเท้ามากกว่าส้นเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

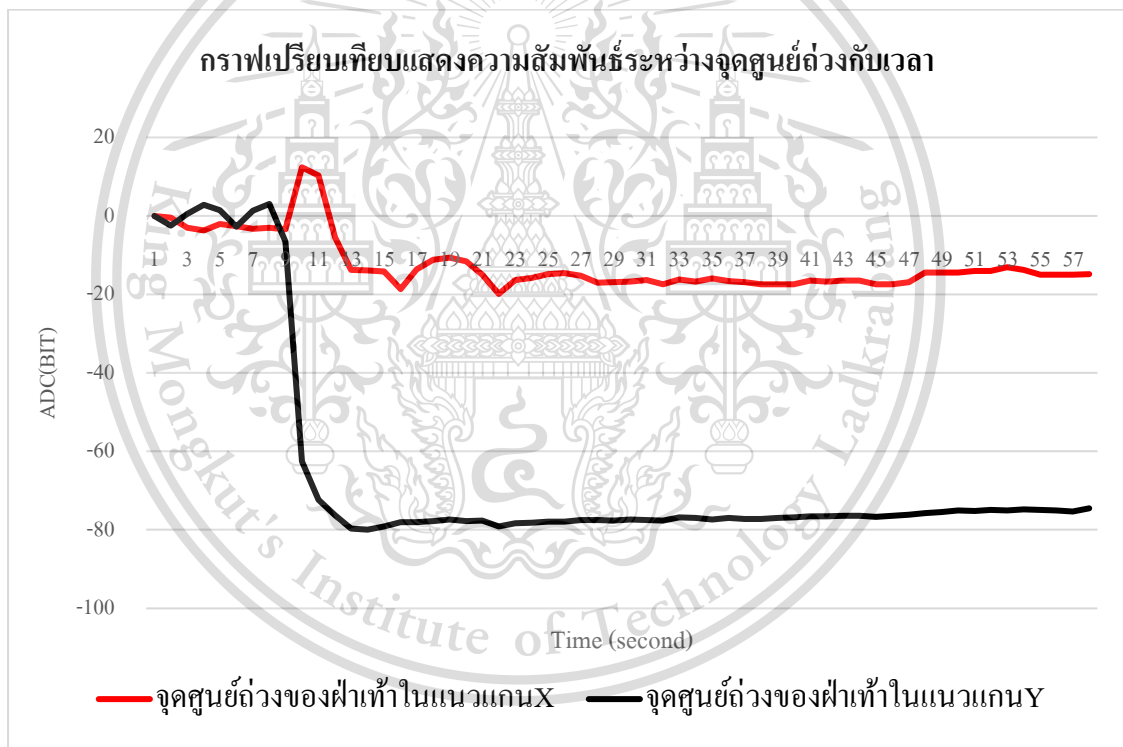
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.6 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.15 การทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.16 ผลการทดลองขณะลงน้ำหนักของส้นเท้าทั้งสองข้าง

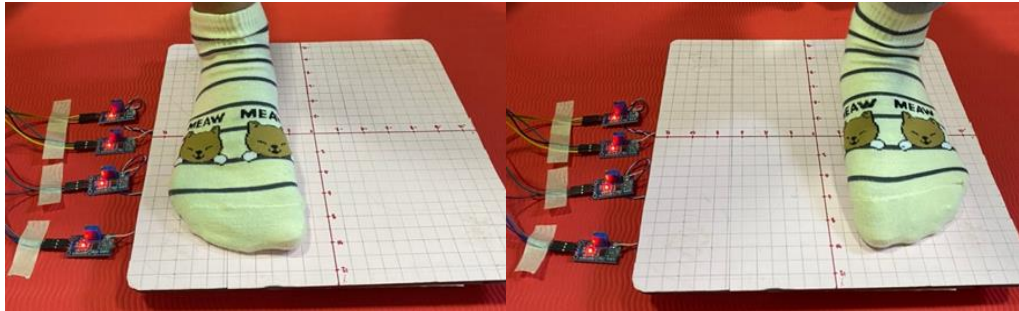
เมื่อลงน้ำหนักส้นเท้าสองข้างที่แผ่นรองน้ำหนักพบว่า กราฟจากรูปที่ 4.16 จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน x มีค่าเข้าใกล้ศูนย์เพราะลงน้ำหนักเท้าทั้งสองข้างอย่างสมดุล จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน y มีค่าติดลบเนื่องจากลงน้ำหนักที่ส้นเท้ามากกว่าปลายเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

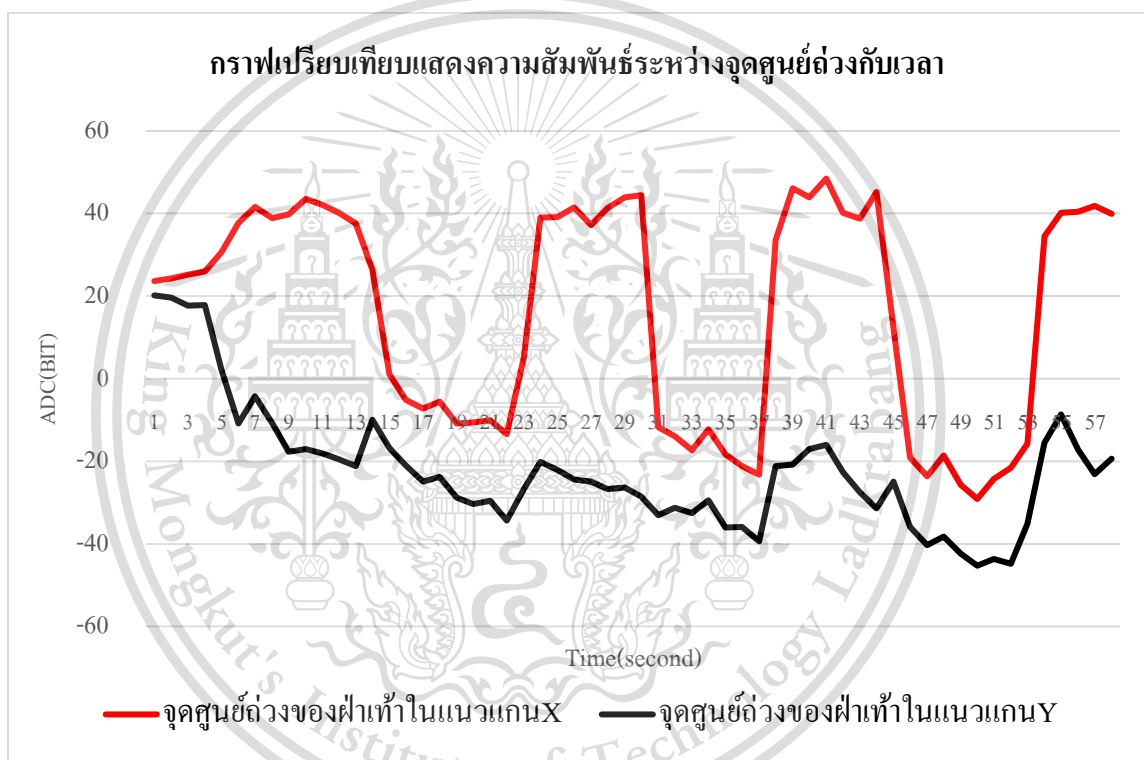
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

#### 4.2.7 การลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน



รูปที่ 4.17 การลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน



รูปที่ 4.18 ผลการลงน้ำหนักของเท้าซ้ายและเท้าขวาสลับกัน

เมื่อลงน้ำหนักเท้าซ้ายขวาสลับกันพบว่า กราฟจากรูปที่ 4.18 จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน x จะมีค่าเป็นลบบวกสลับกันตามเท้าที่ลงน้ำหนัก จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน y จะมีค่าเป็นลบบวกสลับตามลักษณะการลงน้ำหนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 5

# สรุปผลการดำเนินงานและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการดำเนินงาน

หลังจากการดำเนินงานตามขั้นตอนที่ได้กล่าวมานี้ สรุปผลได้ว่าหากอ้างอิงโดยใช้จุดศูนย์กลางถ่วงในแนวแกน x จากรูปที่ 4.6 รูปที่ 4.8 รูปที่ 4.10 และรูปที่ 4.12 จะเห็นได้ว่ารูปที่ 4.8 จุดศูนย์กลางถ่วงของแกน x มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ซึ่งเป็นลักษณะกราฟการลงน้ำหนักเท้าของผู้ปกติ แต่จากรูปที่ 4.10 และ 4.12 กราฟในแกน x มีการพุ่งขึ้นและลดลงซึ่งหมายถึงลักษณะของจุดศูนย์กลางถ่วงน้ำหนักเท้าที่เกิดจากการลงน้ำหนักเท้าเพียงข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้นซึ่งคล้ายกับการลงน้ำหนักเท้าของผู้ที่มีความผิดปกติด้านขา จากผลการทดลองนี้แสดงให้เห็นว่าเครื่องวิเคราะห์สมดุลของการลงน้ำหนักสามารถวิเคราะห์ลักษณะการลงน้ำหนักเท้าได้จริงและสามารถนำไปพัฒนาต่อเป็นแผ่นพื้นที่ใหญ่ขึ้นเพื่อใช้เป็นแผ่นพื้นสำหรับการเดินหรือแผ่นพื้นบนลู่วิ่งเพื่อวิเคราะห์และแยกแยะลักษณะการลงน้ำหนักเท้าของผู้ที่มีความปกติและผิดปกติด้านขาได้

### 5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการดำเนินงาน

5.2.1 เนื่องจากอุปกรณ์ Strain gauge BF350-3AA มีตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ไม่มีค่าไม่คงที่ส่งผลให้ขั้นตอนการสอบเทียบเซ็นเซอร์นั้นสามารถทำได้ยากและค่าที่ได้มีความคลาดเคลื่อนจากเดิม

5.2.2 แผ่นกระดานที่นำมาใช้จำเป็นต้องมีความแข็งที่สูงมาก เนื่องจากถ้าแผ่นกระดานมีการให้ตัว หรือแอ่นตัวจะทำให้เกิดเวกเตอร์ในทิศทางอื่นและแรงกดลงบนเซ็นเซอร์ไม่ตรงกับความเป็นจริง

### 5.3 แนวทางการพัฒนา

5.3.1 ในการใช้เทคนิคนี้จำเป็นต้องใช้แผ่นกระดานที่มีความแข็งสูงการเลือกใช้วัสดุ เช่น ไม้เนื้อแข็ง หรือคาร์บอนไฟเบอร์ จึงเป็นแนวทางที่ดี

5.3.2 จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าเทคนิคนี้สามารถแยกแยะการลงน้ำหนักเท้าเมื่อยืนอยู่กับที่ได้อย่างชัดเจน จึงสามารถนำไปพัฒนาต่อเป็นพื้นทางเดินขนาดใหญ่เพื่อใช้วิเคราะห์พฤติกรรมกรรมการเดินของผู้ป่วยได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## เอกสารอ้างอิง

- [1] แพทย์หญิงพรรณวลัย ผดุงวณิชช์กุล, “โรคหลอดเลือดสมอง (stroke),” 2018.
- [2] ภราดา สมิตามร, **ประสิทธิภาพของการฝึก Community Walking ต่อการเดินในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง** (ปริญญาโท สาขาประสาทวิทยาศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น)
- [3] S. N. M. Betschart., "Gait Analysis for Poststroke," *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, May 2013.
- [4] M. X. Z. W. T. a. J. Wang, "A Structure for Accurately Determining the Mass and," 2019.
- [5] D. M. Ștefănescu, "Strain gauges and Wheatstone bridges," 2011.
- [6] U. Nolten, "Strain gauge foil for the measurement of elastic deformations in orthopedic milling tools," *SENSORS, 2008 IEEE*, 2008.
- [7] A. Setiawan, "Low-Cost Pressure Sensor Matrix Using Velostat," 2018.
- [8] S. Salibindla, "Characterization of a new flexible pressure sensor for body sensor networks," in *2013 IEEE Eighth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, Melbourne, VIC, Australia, 2013.
- [9] I. Vehec, "Flexible Resistive Sensor Based on Velostat," in *2020 43rd International Spring Seminar on Electronics Technology (ISSE)*, Demanovska Valley, Slovakia, 2020.
- [10] Walt Kester, **ADC Architectures III** Retrieved May 5,2021, from

<https://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-022.pdf?doc=CNO310.pdf>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- [11] Siri Tessem, **Weight distribution in standing and sitting positions, and weight transfer during reaching tasks, in seated stroke subjects and healthy subjects** Retrieved May 4,2021, from

[https://www.researchgate.net/publication/6298785\\_Weight\\_distribution\\_in\\_standing\\_and\\_sitting\\_positions\\_and\\_weight\\_transfer\\_during\\_reaching\\_tasks\\_in\\_seated\\_stroke\\_subjects\\_and\\_healthy\\_subjects](https://www.researchgate.net/publication/6298785_Weight_distribution_in_standing_and_sitting_positions_and_weight_transfer_during_reaching_tasks_in_seated_stroke_subjects_and_healthy_subjects)

- [12] Somyos Pensrisirikul, **วงจรแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิตอลและวงจรแปลงดิจิตอลเป็นแอนะล็อก**, ค้นวันที่ 1 พฤษภาคม 2564

[http://pws.npru.ac.th/thawatchait/data/files/Chapter%207\\_ADC%20and%20DAC%20circuits%2001.pdf](http://pws.npru.ac.th/thawatchait/data/files/Chapter%207_ADC%20and%20DAC%20circuits%2001.pdf)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



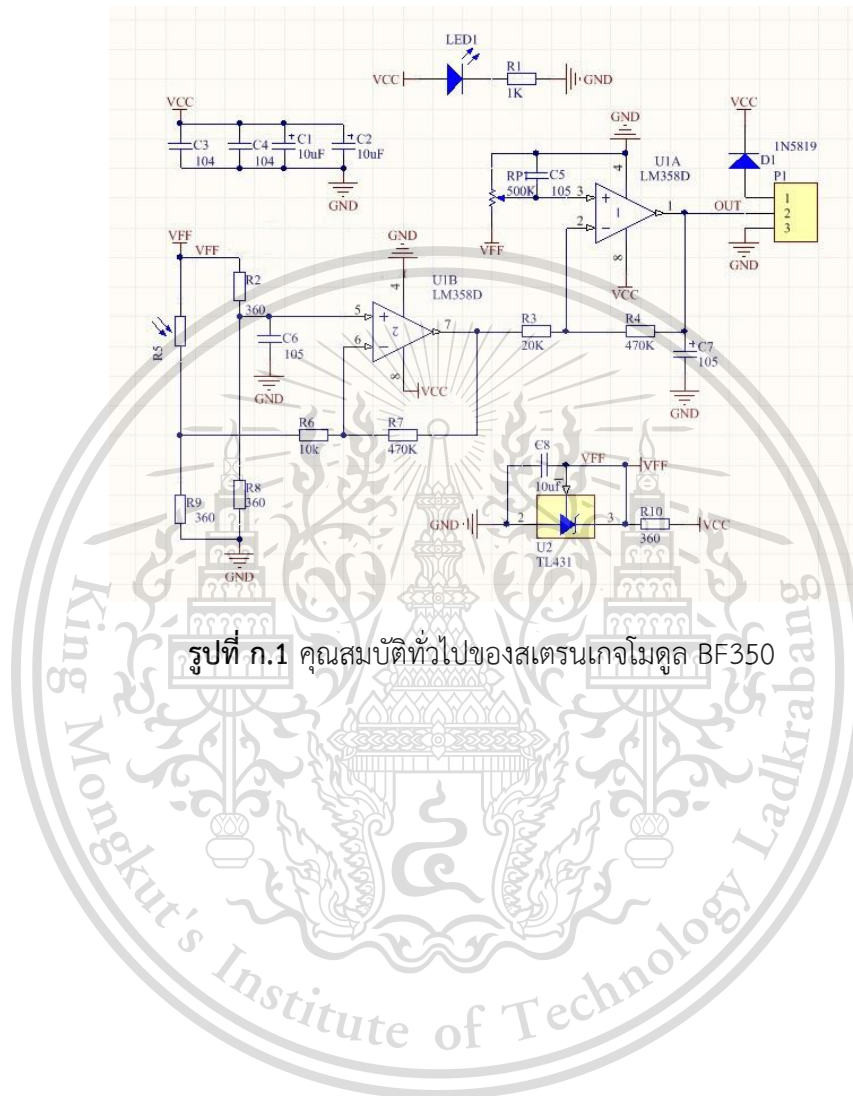
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## ภาคผนวก ก

## สเตรนเกจโมดูล BF350



รูปที่ ก.1 คุณสมบัติทั่วไปของสเตรนเกจโมดูล BF350

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## ภาคผนวก ข

## โปรแกรมควบคุมการทำงานและการแสดงผล

```

int s_1 =0, s_2 =0, s_3 =0, s_4 =0; // value of sensor each load cell

float w_1=0, w_2=0, w_3=0, w_4=0; // weight each load cell

float cg_all_x, cg_left_x, cg_right_x, cg_upper_x, cg_lower_x, cg_all_y,
cg_left_y, cg_right_y, cg_upper_y, cg_lower_y;

float dis_1_x = 10, dis_2_x = -10, dis_3_x = -10, dis_4_x = 10; //distance of
load cell x-axis

float dis_1_y = 10, dis_2_y = 10, dis_3_y = -10, dis_4_y = -10; //distance of
load cell y-axis

float percent_x[10], percent_y[10];

float val1 =0, val2 =0, val3 =0, val4 =0;

float val_x = 0, val_y = 0;

float avg_x = 0, avg_y = 0;

float total_x = 0, total_y = 0;

int numread = 10;

int index = 0;

int grid = 13;

int count = 0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

int time1 = 0;

int waiting_time = 500;

unsigned long t=0,t1=0;

int row=0;

float b1=26.217, b2=23.783, b3=24.05, b4=28.833; // calibrate y=mx+b

float m1=1.35813, m2=1.11757, m3=1.39081, m4=1; // calibrate

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(A0, INPUT);
  pinMode(A1, INPUT);
  pinMode(A2, INPUT);
  pinMode(A3, INPUT);
  Serial.println("CLEAR SHEET");
  Serial.println("LABEL,Time,x-axis,y-axis");
  delay(1000);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

void loop() {
  while(1){
    w_1 = 0;
    w_2 = 0;
    w_3 = 0;
    w_4 = 0;
    for(int i=0; i<10; i++){
      val1 = cal_w_1();
      val2 = cal_w_2();
      val3 = cal_w_3();
      val4 = cal_w_4();
      w_1 += val1;
      w_2 += val2;
      w_3 += val3;
      w_4 += val4;
    }
    w_1 = w_1/10;
    w_2 = w_2/10;
    w_3 = w_3/10;
    w_4 = w_4/10;
  }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```
cg_all_x = cfg_all_x(w_1, w_2, w_3, w_4);
```

```
cg_all_y = cfg_all_y(w_1, w_2, w_3, w_4);
```

```
//Calculate percent
```

```
val_x = percent(cg_all_x);
```

```
val_y = percent(cg_all_y);
```

```
if(index<numread){
```

```
    percent_x[index] = val_x;
```

```
    percent_y[index] = val_y;
```

```
    total_x += percent_x[index];
```

```
    total_y += percent_y[index];
```

```
    index++;
```

```
}
```

```
else{
```

```
    average_data();
```

```
    if(count<=0){
```

```
        get_offset();
```

```
        count++;
```

```
    }
```

```
    offset_average();
```

```
    if(millis() - t1 >= waiting_time){
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

t1 = millis();

Serial.print("DATA,TIME");

Serial.print(",");

Serial.print(avg_x);

Serial.print(",");

Serial.println(avg_y);

}

minus();

change_index();
}
savedata();
}
}

double cal_w_1(){
s_1 = analogRead(A0);

double x = (s_1 - b1)/m1;

return x;
}

double cal_w_2(){

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$\text{double } x = (s_2 - b2)/m2;$   
 This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

return x;

}

double cal_w_3(){

s_3 = analogRead(A2);

double x = (s_3 - b3)/m3;

return x;

}

double cal_w_4(){

s_4 = analogRead(A3);

double x = (s_4 - b4)/m4;

return x;

}

double cfg_all_x(double w_1, double w_2, double w_3, double w_4) {

double sum =

((w_1*dis_1_x)+(w_2*dis_2_x)+(w_3*dis_3_x)+(w_4*dis_4_x))/(w_1+w_2+w_3

+w_4);

return sum;

}

double cfg_all_y(double w_1, double w_2, double w_3, double w_4) {

double sum =

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

return sum;

}

double percent (double value) {

double result = value*100/grid;

return result;

}

```

```

double absolute(double x){

```

```

if(x<0)

```

```

x = 0-x;

```

```

return x;

```

```

}

```

```

void minus(){

```

```

total_x = total_x-percent_x[0];

```

```

total_y = total_y-percent_y[0];

```

```

}

```

```

void change_index(){

```

```

int i=0;

```

```

for(i=0; i<numread-1;i++){

```

```

    percent_x[i]=percent_x[i+1];

```

```

    percent_y[i]=percent_y[i+1];

```

```

}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์และบุคลากรที่การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

percent_x[i]=val_x;

percent_y[i]=val_y;

total_x+=percent_x[i];

total_y+=percent_y[i];

}

void average_data(){

    avg_x = total_x/numread;

    avg_y = total_y/numread;

}

void get_offset(){

    offset_x = avg_x;

    offset_y = avg_y;

}

void offset_average(){

    avg_x -= offset_x;

    avg_y -= offset_y;

}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```
void savedata(){  
  
    if(millis()-t >= 30000){  
  
        t=millis();  
  
        row++;  
  
        Serial.println("SAVEWORKBOOKAS,walking_NO" + String(1));  
  
    }  
  
}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## ภาคผนวก ค

## โครงสร้างพื้นสำหรับแผ่นไม้ยาวที่ได้นำไปพัฒนาต่อ

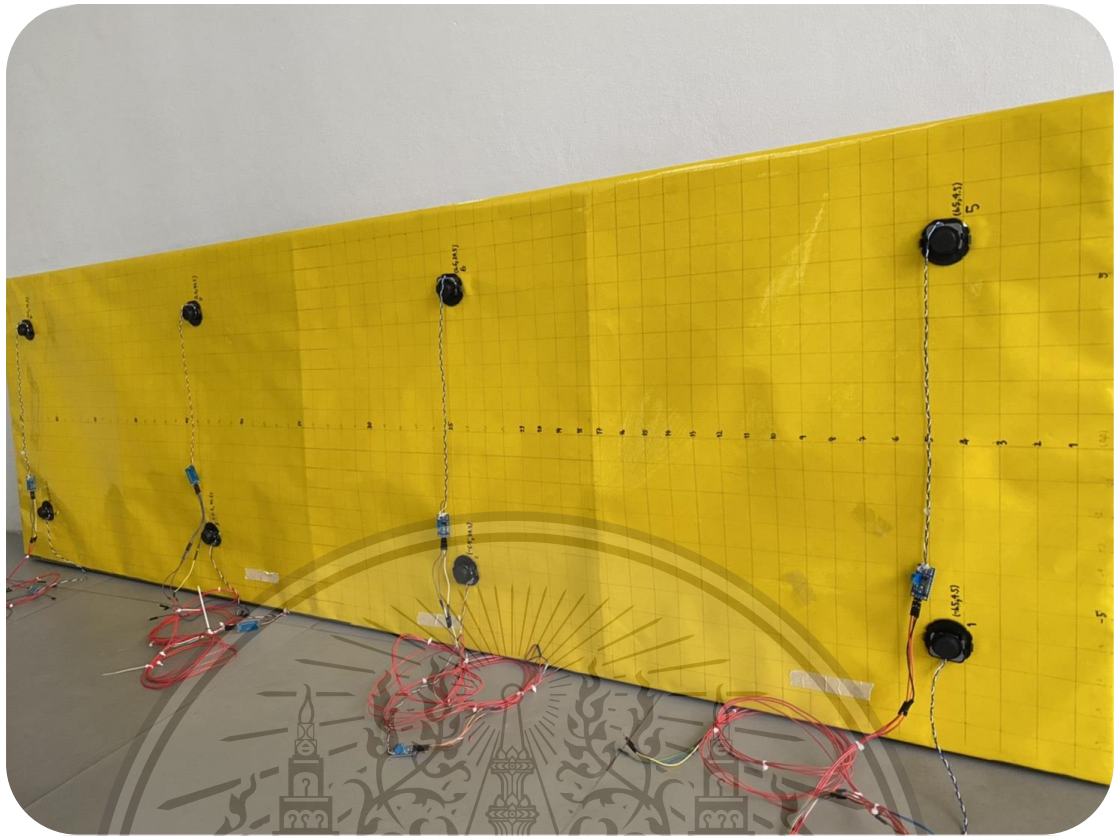


รูปที่ ค.1 การทดลองขณะที่เดินเหยียบบนแผ่นไม้ขนาดยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ ค.2 การวางตำแหน่งเซนเซอร์บนแผ่นไม้ขนาดยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.