อุปกรณ์แขวนน้ำหนักผู้ป่วยอัมพาตในงานฟื้นฟู
THE DEVICE FOR PARALYZED PATIENTS WEIGHT

ประสิทธิ์ ลิ้มทวีโชค
PRASIT LIMTAWEECHONG
วัลย์ลิกา หน่อคำ
WANLIKA NOCOME
วิบูลย์ พลแก้ว
WIBOON PONKIEAW

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2555

อุปกรณ์แสดงน้ำหนักผู้ป่วยอัมพาตในการฝึกเดิน

THE DEVICE FOR PARALYZED PATIENTS WEIGHT

โดย

ประสิทธิ์ ลิ้มทวีโชค
วัลย์ลิกา หน่อคำ
วิบูลย์ พลแกล้ว

อาจารย์ที่ปรึกษา
ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2555

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2555

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง อุปกรณ์แสดงน้ำหนักผู้ป่วยอัมพาตในการฝึกเดิน

THE DEVICE FOR PARALYZED PATIENTS WEIGHT

ผู้จัดทำ	นาย ประสิทธิ์	ลิ้มทวีโชค	รหัสนักศึกษา 52010681
	นางสาว วัลย์ลิกา	หน่อคำ	รหัสนักศึกษา 52011102
	นาย วิบูลย์	พลแกล้ว	รหัสนักศึกษา 52011122

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

อาจารย์ที่ปรึกษา

หัวข้อปริญญานิพนธ์	อุปกรณ์แสดงน้ำหนักผู้ป่วยอัมพาตในการฝึกเดิน
นักศึกษา	นาย ประสิทธิ์ ลิ้มทวีโชค รหัสนักศึกษา 52010681
	นางสาว วัลย์ลิกา หน่อคำ รหัสนักศึกษา 52011102
	นาย วิบูลย์ พลแกล้ว รหัสนักศึกษา 52011122
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2555
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้จัดทำอุปกรณ์สำหรับผู้ป่วยหลังผ่าตัดกล้ามเนื้อตั้งแต่ช่วงสะโพกลงไป ซึ่งในปัจจุบันมีผู้ป่วยจำนวนมากเข้ารับการผ่าตัด หลังการผ่าตัดทางแพทย์และนักกายภาพจะทำการกายภาพบำบัดด้วยการฝึกเดิน โดยให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักที่เท้าเพียงเล็กน้อยเพื่อป้องกันการบาดเจ็บได้ โดยอุปกรณ์ชิ้นนี้จะสามารถเตือนผู้ป่วยเมื่อมีการวางน้ำหนักมากเกินไป

โดยอุปกรณ์ชิ้นนี้จะมีเซนเซอร์ติดอยู่ที่เท้าของผู้ป่วยเพื่อรับแรงกดจากตัวของผู้ป่วยซึ่งจะทำให้ค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์เปลี่ยน เมื่อรับแรงกดจากตัวผู้ป่วยเกินที่กำหนด อุปกรณ์จะมีการเตือนด้วยเสียง ในอุปกรณ์ชิ้นนี้ประกอบด้วยเซนเซอร์แบบฟอร์ซรีซิสทีฟ (Forceresietive) และมีการใช้โปรแกรมแมทแลป(MATLAB) ในการควบคุมการทำงานเพื่อเตือนให้ทราบ

Thesis Title	THE DEVICE FOR PARALYZED PATIENTS WEIGHT	
Student	Mr. PRASIT LIMTAWEECHOKE	Student ID 52010681
	Miss WANLIKA NOCOME	Student ID 52011102
	Mr. WIBOON PONKLAEW	Student ID 52011122
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Electronics Engineering	
Year	2012	
Thesis Advisor	Dr. SURADEJ TREETRILAKSANA	

ABSTRACT

This Thesis has been prepared device for patient after taking muscle under hip surgery. Currently, there are many patients were operated. After taking surgery, the doctors and the physicals will order the patients to take a walking therapy by using a little pressing force at feet to prevent the injuries. Our equipment will warn the user when they use too much force.

Our shoes have been installed sensors at patients' feet for getting the force in which will make the resistance of the sensors has been changed when overloaded. The equipment warns with the alarm sound and contains with force resistive sensors and applies the MATLAB to control the process.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์เรื่อง อุปกรณ์แสดงน้ำหนักผู้ป่วยอัมพาตในการฝึกเดินสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จากบุคคลหลายฝ่าย ที่ให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางทำให้สามารถดำเนินงานสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีคณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ที่คอยให้คำปรึกษา ชี้แนะแนวทาง ข้อคิดในการแก้ไขปัญหาต่างๆตลอดจนช่วยตรวจทานแก้ไขข้อบกพร่องปริญญานิพนธ์เล่มนี้ให้มีความสมบูรณ์ถูกต้องครบถ้วน นอกจากนี้คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิติพล ชิตสกุล อาจารย์ดวงพรอาจารย์สอนกายภาพบำบัดมหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ นักกายภาพบำบัดโรงพยาบาลสิรินธร ภาควิศวกรรมโยธา ที่ได้ให้คำแนะนำ คอยให้คำปรึกษาและอนุเคราะห์อำนวยความสะดวกสำหรับการจัดทำปริญญานิพนธ์เล่มนี้ อีกทั้งผู้ที่มีส่วนร่วมทุกท่านที่มิได้กล่าวนามไว้ ณ ที่นี้ด้วย

คุณค่าความรู้และเกียรติอันใดพึงประโยชน์จากปริญญานิพนธ์เล่มนี้คณะผู้จัดทำปริญญานิพนธ์ขอมอบเป็นเครื่องบูชาพระคุณบิดา มารดา บูรพาจารย์ สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังและผู้มีพระคุณทุกท่าน อันเป็นที่มาแห่งความสำเร็จของปริญญานิพนธ์เล่มนี้ ขอขอบพระคุณเป็นอย่างยิ่ง

ประสิทธิ์ ลิ้มทวีโชค
วัลย์ลิกา หน่อคำ
วิบูลย์ พลแกล้ว

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II
กิตติกรรมประกาศ III
สารบัญ IV
สารบัญตาราง VI
สารบัญรูป VII
บทที่ 1 บทนำ 1
1.1 แนวคิดและที่มาของปัญหา 1
1.2 จุดประสงค์ 2
1.3 ขอบเขตของโครงงาน 2
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ 3
1.5 อุปกรณ์ที่ต้องใช้ 3
1.6 ขั้นตอนการดำเนินงาน 4

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ 5
2.1 เซ็นเซอร์ (Sensor) 5
2.2 Fio Std Board 11
2.3 โปรแกรม MATLAB 12
2.4 ซิมมูลิ้ง (Simulink) 14
2.5 โรคอัมพาต 15
2.6 การกายภาพบำบัด 21

บทที่ 3 ขั้นตอนการทดลอง 23
3.1 การทดลองตอนที่ 1 Sensor 23
3.2 การทดลองตอนที่ 2 การใช้งานโปรแกรม Matlab & Simulink 24
3.3 ตอนที่ 3 การออกแบบวงจร Simulink 24
3.4 ตอนที่ 4 การทดสอบอุปกรณ์ 28
3.5 ตอนที่ 5 วิธีใช้เครื่องมือกายภาพ 28

บทที่ 4 ผลการทดลอง 31
4.1 ตอนที่ 1 คุณสมบัติของ Force Sensors ทั้ง 3 แบบ 31
4.2 ตอนที่ 2 การออกแบบโปรแกรม 39
4.3 การทดสอบก่อนไปโรงพยาบาล 41

บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง 45
5.1 สรุปผลการทดลอง 45
5.2 วิจารณ์การทดลอง 47

เอกสารอ้างอิง
ภาคผนวก ก
ภาคผนวก ข

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำดนินงาน 4

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าความต้านทานของ Sersor FlexiForce ชนิด 100 lb ในแต่ละแรงกด 31

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความต้านทานของ Sersor FlexiForce ชนิด 100 lb ในแต่ละแรงปล่อย 32

ตารางที่ 4.3 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบสี่เหลี่ยม ชนิด 10 kg ในแต่ละแรงกด 34

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบสี่เหลี่ยม ชนิด 10 kg ในแต่ละแรงปล่อย 35

ตารางที่ 4.5 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบหัวกลม ชนิด 10kg ในแต่ละแรงกด 36

ตารางที่ 4.6 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบหัวกลม ชนิด 10kg ในแต่ละแรงปล่อย 37

ตารางที่ 4.7 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 43 kg 41

ตารางที่ 4.8 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 61 kg 42

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 69 kg 42

ตารางที่ 4.10 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 54 kg 43

ตารางที่ 4.11 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 62 kg 43

ตารางที่ 4.12 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 53 kg 44

ตารางที่ 4.13 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 67 kg 44

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 โครงสร้างการทำงานของโครงงาน 2

รูปที่ 2.1 Force sensor 7

รูปที่ 2.2 โครงสร้าง Force sensitive Resistor (FSR) 7

รูปที่ 2.3 ค่าความต้านทานเทียบกับแรงที่กดบน FSR 8

รูปที่ 2.4 sensorวงกลม 0.5 นิ้ว 8

รูปที่ 2.5 sensor สี่เหลี่ยม 1.75x1.5 นิ้ว 9

รูปที่ 2.6 Flexiforce sensor 10

รูปที่ 2.7 แสดงหน้าตาของ Fio Board 11

รูปที่ 3.1 เครื่องมือวัดแรงกดโอริง (O-Rings) 23

รูปที่ 3.2 หน้าจอสำหรับการเขียน Simulink 24

รูปที่ 3.3 หน้าจอแสดง Library Block สำหรับนำมาสร้างวงจร 25

รูปที่ 3.4 แสดงการกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาต 28

รูปที่ 3.5 ตำแหน่งปุ่มกดในการตั้งค่าน้ำหนักและจอแสดงการตั้งค่า 29

รูปที่ 3.6 ตำแหน่งที่นำเซนเซอร์ไปติดที่เท้า 29

รูปที่ 3.7 แสดงภาพการยืนหลังจากติด sensors ที่เท้า 30

รูปที่ 3.8 จอแสดงผล 30

รูปที่ 4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าความต้านทาน Sensor Flxiforce ชนิด 100 lb ... 33

รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทาน Sensor แบบสี่เหลี่ยม 36

รูปที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทานSensor แบบหัวกลม 38

รูปที่ 4.4 แสดงโปรแกรม Simulink ที่ใช้ในอุปกรณ์.....39

รูปที่ 4.5 แสดงช่วงน้ำหนักที่ต้องการโดยเริ่มที่ 0 kg 39

รูปที่ 4.6 แสดงช่วงค่าน้ำหนักที่ต้องการโดยระดับสูงสุดคือ 40 kg.....40

รูปที่ 4.7 แสดงค่าของ Sensor ทั้งสามจุด.....40

รูปที่ 4.8 แสดงแสงจาก LED และลำโพง 41

รูปที่ 5.1 แสดงท่าการยืนที่ถูกต้อง 46

รูปที่ 5.2 แสดงท่าการเดิน.....46

บทที่ 1
บทนำ

1.1 แนวคิดและที่มาของปัญหา

ปัจจุบันเทคโนโลยีทางการแพทย์และด้านการกายภาพถูกพัฒนาเป็นอย่างมาก โดยส่วนมากแล้วผู้ป่วยที่มีอายุมากจะมีปัญหาเกี่ยวกับด้านการลงน้ำหนักทำให้ต้องเข้ารับการผ่าตัดอวัยวะที่ลงน้ำหนักค่อนข้างสูงซึ่งหลังการผ่าตัดต้องมีการกายภาพบำบัดเพื่อให้กล้ามเนื้อบริเวณนั้นกลับมาทำงานได้ตามปกติ แต่เทคโนโลยีที่เข้ามาช่วยเหลือผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดเสร็จแล้วยังไม่เพียงพอและยังไม่อาจตอบสนองต่อความต้องการได้ เช่น การกายภาพบำบัดด้วยวิธีการเดินลงน้ำหนักโดยการกดเท้าข้างที่ผ่าตัดลงพื้นให้มีน้ำหนักที่เหมาะสมซึ่งผู้ป่วยจะไม่สามารถรู้ได้ว่าแต่ละก้าวที่เดินนั้นมีน้ำหนักเหมาะสมหรือไม่ จากปัญหานี้ทำให้กลุ่มของข้าพเจ้ามีความคิดที่จะผลิตอุปกรณ์สำหรับผู้ป่วยกลุ่มนี้ เพื่อตอบสนองการเดินที่ปลอดภัยและสามารถเตือนได้เมื่อผู้ป่วยลงน้ำหนักที่เท้ามากเกินไป โดยอ้างอิงจากแพทย์และนักกายภาพบำบัด

ปริญญานิพนธ์นี้ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับซอฟต์แวร์(Software) ในการเขียนโปรแกรมที่ใช้ไมโครคอนโทลเลอร์ (Microcontroller) เป็นตัวควบคุมส่วนฮาร์ดแวร์ (Hardware) แล้วเชื่อมต่อกับ Computer เมื่อทำการเขียนโปรแกรมเสร็จ อัดโปรแกรมลงฟิโอ้บอร์ด (FiO board) ซึ่งโครงการนี้สามารถที่จะนำไปใช้งานเพื่อเตือนผู้ป่วยเมื่อมีการลงน้ำหนักเท้าเกินเกณฑ์ที่กำหนด โดยจะมีส่วนประกอบที่สำคัญคือ

1.เซนเซอร์ (Sensor)

คือตัวอุปกรณ์ตรวจรู้ตัวแรกในระบบการวัด ซึ่งใช้ตรวจจับหรือรับรู้การเปลี่ยนแปลงปริมาณทางกายภาพของตัวแปรต่างๆ เช่น ความร้อน แสง สี เสียง ระยะทาง การเคลื่อนที่ ความดัน การไหล เป็นต้น แล้วเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสัญญาณหรือข้อมูลที่สอดคล้องและเหมาะสมกับส่วนของการกำหนดเงื่อนไขทางสัญญาณ

2.ส่วนของวงจรควบคุม (Microcontroller)

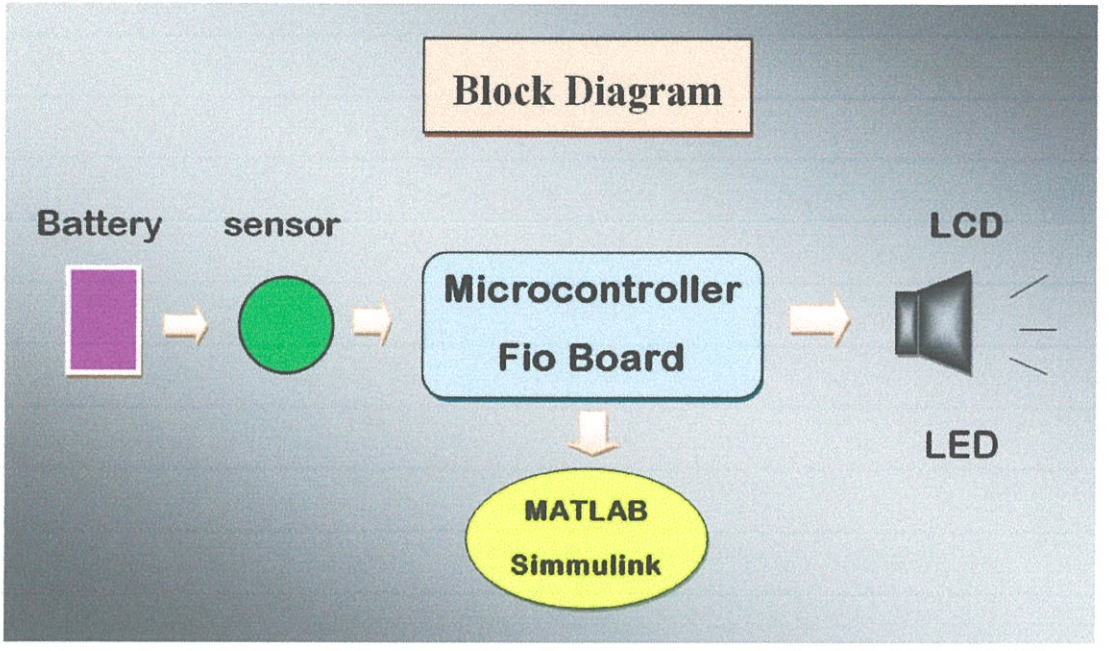
ซึ่งจะควบคุมการทางานด้วยMicrocontrollerซึ่งเป็นอุปกรณ์ประเภทสารกึ่งตัวนาที่รวบรวมฟังก์ชั่นการทางานต่างๆ ไว้ภายในตัวของมันเอง มีขนาดเล็ก และสามารถเขียนโปรแกรมควบคุมการทางานของอุปกรณ์ต่างๆ

3.ส่วนของการแสดงผล

การแสดงผล จะมีลักษณะการแสดงผลที่แตกต่างกันออกไปขึ้นอยู่กับความเหมาะสมและลักษณะการใช้งาน ซึ่งเราจะแสดงผลออกทางเสียงจอแอลซีดี (LCD) และหลอดไฟLED

4.แหล่งจ่ายไฟ (Supply)

เป็นตัวจ่ายไฟให้กับวงจร ซึ่งจะใช้แบตเตอรี่ในการจ่ายไฟ



รูปที่ 1.1 โครงสร้างการทำงานของโครงงาน

1.2 จุดประสงค์

1. เพื่อศึกษาคุณสมบัติของ Force sensors แต่ละแบบ
2. เพื่อเรียนรู้การนำไมโครคอนโทรลเลอร์ 32 บิต (FiO Board)
3. เพื่อศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วย MATLAB & Simulink
4. เพื่อศึกษาการกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาตอย่างถูกต้อง
5. เพื่อนำชิ้นงานไปใช้ได้จริงกับผู้ป่วย

1.3 ขอบเขตของโครงงาน

1. ทำการศึกษาและเก็บผลการทดสอบค่า Characteristic ของเซ็นเซอร์ประเภทรีซิสทีฟ โดยเซ็นเซอร์ที่เราเลือกใช้นั้นจะส่งผลต่อการกดน้ำหนักของผู้ป่วย ซึ่งเซ็นเซอร์ที่เลือกใช้นั้นมี 2 ประเภท
2. ทำการศึกษาการกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาตและจุดลงน้ำหนักที่เท้าจากนักกายภาพบำบัดโรงพยาบาลสิรินธร เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาสร้างเป็นอุปกรณ์สำหรับผู้ป่วยให้มีประสิทธิภาพสูงสุด
3. ออกแบบวงจรโดยใช้โปรแกรม MATLAB & SIMULINK ในการเขียนโครงสร้าง เพื่อนำมาสร้างเป็นอุปกรณ์สำหรับผู้ป่วย
4. นำอุปกรณ์ที่แล้วเสร็จมาทดสอบจริงกับผู้ป่วยอัมพาตที่โรงพยาบาลสิรินธร เพื่อเก็บข้อมูล

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับเซ็นเซอร์ประเภทรีซสทีฟมากขึ้น
2. มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับการกายพบำบัดผู้ป่วยอัมพาตและการจุดลงน้ำหนักที่เท้าของผู้ป่วย
3. มีความรู้ความสามารถในการออกแบบวงจรจากโปรแกรม MATLAB & SIMULINK และสามารถนำมาสร้างเป็นอุปกรณ์ได้จริง
4. สามารถนำอุปกรณ์ที่แล้วเสร็จมาเก็บค่าจากผู้ป่วยอัมพาตได้

1.5 อุปกรณ์ที่ต้องใช้

1.5.1 ฮาร์ดแวร์

- เครื่องคอมพิวเตอร์สาหรับออกแบบโปรแกรม	จำนวน	1 เครื่อง
- บอร์ด FIO RapidSTM32	จำนวน	1 เครื่อง
- เซ็นเซอร์ประเภทรีซิสทีฟ	จำนวน	3 ตัว
- หน้าจอแสดงผล LCD	จำนวน	1 เครื่อง
- ปุ่มกดสำหรับเพิ่มค่าน้ำหนัก	จำนวน	1 เครื่อง
- หลอดไฟ LED เพื่อทำการแสดงผลช่วงน้ำหนักที่กด ได้แก่	สีเขียว	2 ดวง
	สีเหลือง	2 ดวง
	สีแดง	1 ดวง
- ลำโพงบัซเซอร์สำหรับการเตือน	จำนวน	1 ตัว

1.5.2 ซอฟแวร์

- โปรแกรม MATLAB
- โปรแกรมเสริม SIMULINK

1.6 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ID	Task Name	2555							2556		
		มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ค.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
1	วางขอบเขตและจุดประสงค์	↔									
2	กระบวนการหาข้อมูล	←	—	—	→						
3	ศึกษาคุณสมบัติของเซ็นเซอร์	←	↔								
4	ศึกษาโปรแกรม Matlab & Simulink			←	—	→					
5	กระบวนการวัดผลคุณสมบัติเซ็นเซอร์		←	—	→						
6	นำเซ็นเซอร์มาตรวจสอบคุณสมบัติ			←	↔						
7	ทำการเปรียบเทียบคุณสมบัติของเซ็นเซอร์				↔						
8	กระบวนการออกแบบวงจร					←	—	—	→		
9	ทำการศึกษาการกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยอัมพาต					←	—	→			
10	ออกแบบวงจรสำหรับอุปกรณ์โดยโปรแกรม Matlab						←	—	—	→	
11	ออกแบบวงจรอินพุตสำหรับอุปกรณ์								↔	→	
12	กระบวนการทดสอบอุปกรณ์								←	→	
13	นำอุปกรณ์มาทดสอบกับอาสาสมัคร								←	→	
14	นำอุปกรณ์มาแก้ไขในส่วนที่ขัดข้อง								←	→	
15	เดินทางไปพบทีมงานผู้พัฒนาบอร์ดฟิโอ								←	→	
16	ทำการทดสอบอุปกรณ์กับผู้ป่วยอัมพาต								↔		
17	จัดทำเอกสาร Project 2								←	—	→

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการ

2.1 เซ็นเซอร์ (Sensor)

เซนเซอร์ (Sensor) คือตัวอุปกรณ์ตรวจรู้ตัวแรกในระบบการวัด ซึ่งใช้ตรวจจับหรือรับรู้การเปลี่ยนแปลงปริมาณทางกายภาพของตัวแปรต่างๆ เช่น ความร้อน แสง สี เสียง ระยะทาง การเคลื่อนที่ ความดัน การไหล เป็นต้น แล้วเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสัญญาณหรือข้อมูลที่สอดคล้องและเหมาะสมกับส่วนของการกำหนดเงื่อนไขทางสัญญาณ ถ้าเป็นการวัดแบบสัมผัสกับตัวแปรโดยตรงเรียกตัวตรวจรู้แบบปฐม (Primary sensors) หรือตัวตรวจรู้ชั้นต้น หากมีการตรวจรู้โดยผ่านส่วนอื่นก่อน เช่น สเตรนเกจตรวจรับแรงกดที่ต้องรับแรงถ่ายถอดจากแท่งโลหะที่รับแรงโดยตรงอีกทอด โดยใช้เตรนเกจแปะติดกับแท่งโลหะดังกล่าวเพื่อวัดแรงนั้น เราจะเรียกสเตรนเกจในกรณีนี้ว่าเป็น ตัวตรวจรู้ทุติยภูมิ(Secondary sensor) หรือตัวตรวจจับชั้นรองการตรวจรู้จะอาศัยผลการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ในตัวเซนเซอร์เองที่สามารถตรวจวัดได้ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นพารามิเตอร์ทางไฟฟ้า เช่น แรงดัน กระแส ความต้านทาน ความจุ และความเหนี่ยวนำ เป็นต้น เมื่อค่าตัวแปรเปลี่ยนแปลงแล้วพารามิเตอร์ดังกล่าวจะเปลี่ยนตาม ทำให้สามารถวัดและทราบค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าที่เปลี่ยนตามได้ ซึ่งเราอาจวัดได้โดยใช้มิเตอร์หรือวงจรบริดจ์ต่าง ๆ ซึ่งเป็นการวัดตัวแปรด้วยวิธีทางไฟฟ้าโดยเราจะทำการเทียบหรือปรับแต่งปริมาณทางไฟฟ้านี้แทนค่าตัวแปรที่ทำการวัดอีกที เราจึงอาจเรียกว่าเป็นการวัดโดยวิธีอ้อมได้ กระบวนการนี้เรียกว่าการตรวจจับ (Sensing)กรณีนี้คำว่าทรานสดิวเซอร์จะถูกเรียกว่า เซนเซอร์ จะเห็นว่าทรานสดิวเซอร์และเซนเซอร์แท้จริงคืออุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เดียวกันต่างตรงที่เราจะกล่าวถึงหลักการทำงานหรือกล่าวถึงลักษณะการใช้งาน

ปัจจุบันทรานสดิวเซอร์และเซนเซอร์เป็นคำกลางๆ ที่ใช้ร่วมกันโดยทรานสดิวเซอร์อาจจะรวมทั้งตัวเซนเซอร์และวงจรการปรับแต่งสัญญาณต่างๆ เข้าเป็นหน่วยเดียวกัน แล้วนำไปใช้ได้ทันที เช่น ทรานสดิวเซอร์ความดัน)Pressure Transducer) เมื่อมีความดันเข้ามาจะให้เอาต์พุตเป็นแรงดันไฟฟ้าหรือกระแสที่แปรเป็นสัดส่วนกับความดัน เป็นต้น

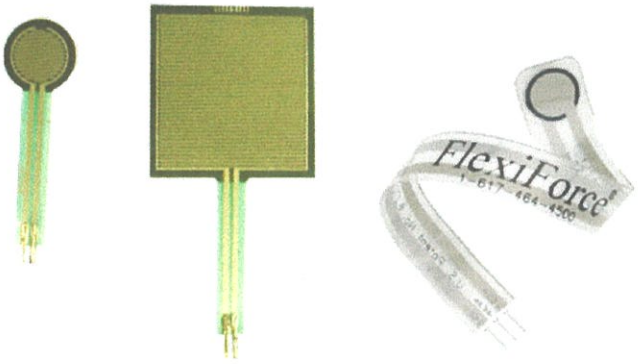
2.1.1 ชนิดของเซนเซอร์การแบ่งชนิดของทรานสดิวเซอร์

1. แบ่งตามความต้องการพลังงาน

- แบบแอคทีฟ (Active sensors) เป็นทรานสดิวเซอร์ที่สามารถปล่อยพลังงานเองได้ เช่น เทอร์โมคัปเปิ้ล เพียซโซ เซลล์แสงอาทิตย์ ออปโตไดโอด เป็นต้น อุปกรณ์เหล่านี้ไม่ต้องมีแหล่งจ่ายกำลังจากภายนอกให้ก็สามารถให้สัญญาณแรงดันหรือกระแสที่แปรตามตัวแปรได้เอง

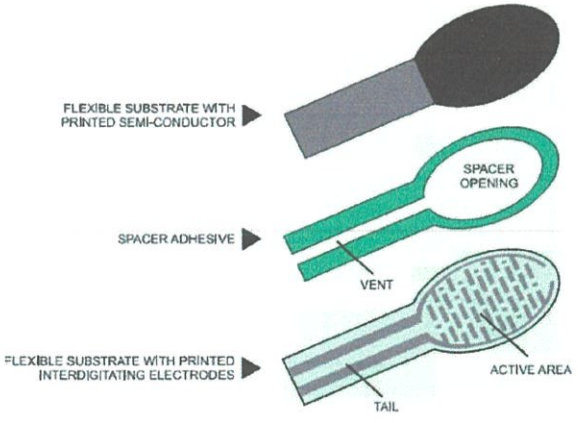
- แบบพาสซีฟ (Passive sensors) แบบนี้จะต้องใช้แหล่งจ่ายจากภายนอกจึงจะทำการตรวจรู้ได้ เช่น เซ็นเซอร์ที่ใช้หลักการเปลี่ยนค่าความต้านทาน ค่าความจุ ค่าความเหนี่ยวนำ ฯลฯ เป็นต้น

2. แบ่งตามลักษณะกลไกในการทำงาน
   - การเปลี่ยนแปลงค่าความจุ (Variable capacitance transducer)
   - การเปลี่ยนแปลงค่าความเหนี่ยวนำ)Variable inductance transducer)
   - การเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทาน (Variable resistance transducer)
3. แบ่งตามชนิดของการเปลี่ยนแปลงพลังงาน
   - เปลี่ยนพลังงานกลเป็นไฟฟ้า
   - เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล
   - เปลี่ยนพลังงานแสงเป็นพลังงานไฟฟ้า
   - เปลี่ยนพลังงานความร้อนเป็นพลังงานไฟฟ้า
4. แบ่งตามชนิดของสัญญาณที่ใช้
   - แบบอนาลอก ให้สัญญาณเป็นแบบต่อเนื่อง
   - แบบไบนารี ให้สัญญาณแบบเปิด-ปิด (ON-OFF)
   - ดิจิตอล ให้สัญญาณเป็นแบบดิจิตอล
5. แบ่งตามตำแหน่งที่ใช้ในระบบ
   - ทรานสดิวเซอร์ด้านเข้า (Input transducer) อยู่ทางด้านเข้าของระบบเครื่องมือเช่น ไมโครโฟน เป็นต้น
   - ทรานสดิวเซอร์ด้านออก (Output transducers) เช่น ลำโพงของระบบเครื่องขยายเสียง เป็นต้น
6. แบ่งตามข้อมูลหรือวัตถุประสงค์ในการวัด
   - ทรานสดิวเซอร์วัดการเคลื่อนที่ วัดอุณหภูมิ ความดัน อัตราการไหล ตำแหน่ง



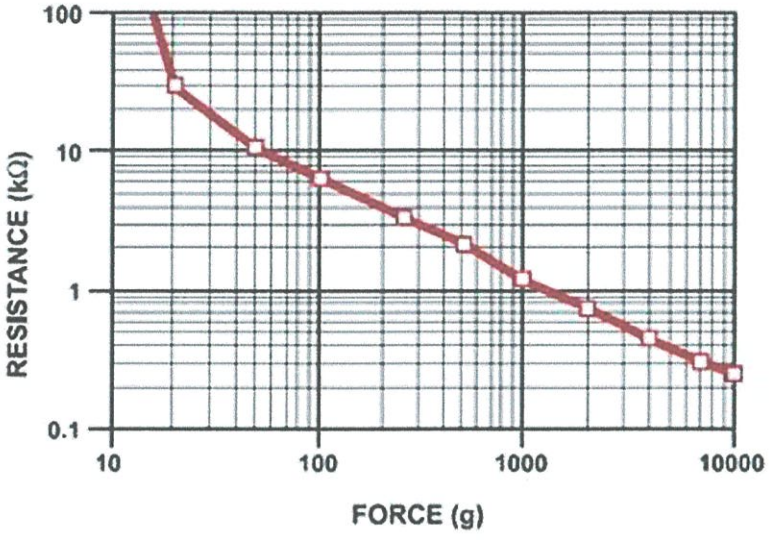
รูปที่ 2.1 Force sensor

สำหรับการใช้ Force sensor เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมการทรงตัว นั้นเป็นวิธีที่น่าสนใจวิธีหนึ่งโดย Force sensor ที่มีจำหน่ายในท้องตลาดแบ่งออกเป็น Flexiforce Pressure Sensor และ Force sensitive Resistor (FSR) ซึ่ง Flexiforce มีคุณสมบัติดีกว่าเล็กน้อยในแง่ Repeatability และ Response Time ที่มี ± 2.5% Repeatability error กับ 5 μsec Response Time แต่ในแง่ของขนาด sensor ที่มีขนาดยาวเกินไป คือ 197 mm ช่วงอุณหภูมิที่ต่ำกว่า รวมทั้งราคา FSR sensor เป็นตัวเลือกที่น่าสนใจกว่า FSR มีความยาวเพียง 54.1 mm ในขณะที่มี sensing area เท่ากันคือวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.7 mm



รูปที่ 2.2 โครงสร้าง Force sensitive Resistor (FSR)

การตอบสนองของ FSR sensor เทียบกับโหลดแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ Resistance และ Conductance ซึ่ง Conductance มีข้อได้เปรียบตรงที่มีความเป็น Linearity มากกว่า



รูปที่ 2.3 ค่าความต้านทานเทียบกับแรงที่กดบน FSR

Brake force ที่พบใน FSR sensor เท่ากับ 20 -100 g ซึ่งจะทำให้ไม่สามารถวัดแรงได้เมื่อพิจารณาหุ่นยนต์ Humanoid ที่มีความสูง 30 cm ขึ้นไปแล้ว ขนาดเท้าอย่างน้อยไม่มากกว่า 0.0032 ตารางเมตร ในกรณีที่หุ่นยนต์น้ำหนัก 2 Kg แล้วแรงกระจายเท่ากันบนเท้าจะได้ว่าจะมีแรงตกอยู่เท่ากับ 76.319 กรัม

การทดสอบ FSR sensor ครั้งแรกคือการทดสอบวัดความต้านทานไฟฟ้าเมื่อกดแรงบนพื้นที่รับสัญญาณ (sensing area) เพื่อทดสอบว่า sensor ดังกล่าวสามารถทำงานได้ ซึ่งเมื่อไม่มีแรงกดใดๆ ความต้านทานของ FSR sensor จะเท่ากับ infinity และเมื่อทดลองกดบน sensing area

รูปที่ 2.4 Sensorวงกลม 0.5 นิ้ว

รายละเอียด

นี่คือตัวต้านทานซึ่งมีความไวลักษณะเป็นวงกลมเส้นผ่าศูนย์กลางพื้นที่สัมผัสขนาด 0.5 นิ้ว ตัวเซ็นเซอร์นี้ค่าความต้านทานจะขึ้นอยู่ความแรงดันที่กระทำต่อพื้นที่สัมผัส เช่น ถ้าแรงกดมีค่ามากค่าความต้านจะน้อยลง เมื่อไม่มีแรงดันมากระทำกับตัวเซ็นเซอร์นี้ค่าความต้านทานจะมีค่ามากกว่า1 เมกะโอห์ม เซ็นเซอร์ความต้านทานนี้สามารถใช้ที่ใดก็ได้ในช่วงของ 100g - 10kg

ทางด้านล่างของเซ็นเซอร์ขนาด 0.1 นิ้ว ทำให้เชื่อมต่อกับบอร์ดได้ง่ายขึ้น อีกด้านหนึ่งมียางเพื่อมีการยึดติดกับตัวเซ็นที่ดีขึ้น เซ็นเซอร์เหล่านี้จะง่ายต่อการติดตั้งและมีความไวต่อความดัน แต่จะไม่แม่นยำ ดังนั้นในงานที่ไม่ละเอียดมากสามารถใช้เซ็นเซอร์นี้ได้แต่เซ็นเซอร์นี้ไม่เหมาะกับงานละเอียด

รายละเอียดความยาวโดยรวม :2.375 นิ้ว
:ความกว้าง0.75 นิ้ว
เส้นผ่าศูนย์กลางของตัวสัมผัส :0.5 นิ้ว

รูปที่ 2.5 Sensor สี่เหลี่ยม 1.75x1.5 นิ้ว

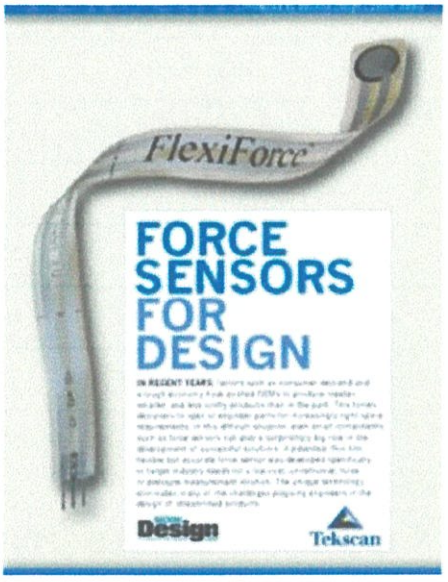
รายละเอียด

นี่คือตัวต้านทานซึ่งมีความไวลักษณะเป็นวงกลมเส้นผ่าศูนย์กลางพื้นที่สัมผัสขนาด 1.75x1.5 นิ้ว ตัวเซ็นเซอร์นี้ค่าความต้านทานจะขึ้นอยู่ความแรงดันที่กระทำต่อพื้นที่สัมผัส เช่น ถ้าแรงกดมีค่ามากค่าความต้านจะน้อยลง เมื่อไม่มีแรงดันมากระทำกับตัวเซ็นเซอร์นี้ค่าความต้านทานจะมีค่ามากกว่า 1 เมกะโอห์ม เซ็นเซอร์ความต้านทานนี้สามารถใช้ที่ใดก็ได้ในช่วงของ 100g - 10kg

ทางด้านล่างของเซ็นเซอร์ขนาด 0.1 นิ้ว ทำให้เชื่อมต่อกับบอร์ดได้ง่ายขึ้น อีกด้านหนึ่งมียางเพื่อมีการยึดติดกับตัวเซ็นที่ดีขึ้น

เซ็นเซอร์เหล่านี้จะง่ายต่อการติดตั้งและมีความไวต่อความดัน แต่จะไม่แม่นยำ ดังนั้นในงานที่ไม่ละเอียดมากสามารถใช้เซ็นเซอร์นี้ได้แต่คุณต้องไม่ใช้เกินตารางสี่เหลี่ยมที่รับค่า

รายละเอียดความยาวโดยรวม :3.75 นิ้ว
:ความกว้าง1.75 นิ้ว
เส้นผ่าศูนย์กลางของตัวสัมผัส :1.75x1.5 นิ้ว



รูปที่ 2.6 Flexiforce sensor

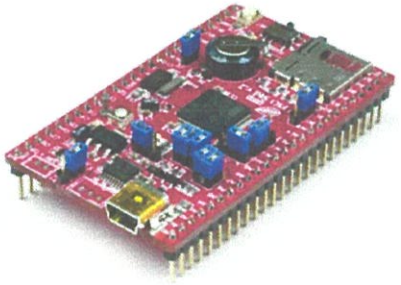
รายละเอียด

FlexiForce มีความบางมากและสามารถยืดหยุ่นได้ มาตรฐานของ force sensor A201 สร้างขึ้นจากสารตั้งต้นฟิล์ม (โพลีเอสเตอร์)2 ชั้น

การทำงานของเซ็นเซอร์

เซ็นเซอร์ FlexiForce ทำหน้าที่เป็นตัวต้านทานการตรวจวัดแรงในวงจรไฟฟ้า เมื่อforce sensor ไม่ถูกแรงดันกระทำ ค่าความต้านทานจะสูงมากแต่เมื่อมีแรงดันมากระทำค่าความต้านทานจะลดลง ซึ่งค่าความต้านทานสามารถอ่านได้จากมัลติมิเตอร์ที่ต่อจากขาทั้งสองของเซ็นเซอร์

2.2 Fio Std Board



รูปที่ 2.7 แสดงหน้าตาของ Fio Board

FiO Std Board เป็นชุดทดลองโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ STM32TM ARM 32-bits CortexTM M3 processors บอร์ด Fio Std นี้เป็นชุดทดลองที่สามารถทำงานร่วมกับ Matlab Simulink ได้FiO Std เป็นบอร์ดทดลองอิเล็กทรอนิคส์ และเป็นบอร์ดที่ถูกออกแบบมาเพื่อการเรียนการสอนของนักเรียนระดับมหาวิทยาลัย และมัธยม ในรายวิชาด้านวิศวกรรมหลายๆ ด้าน เช่น ระบบควบคุม, ระบบอัตโนมัติ, หุ่นยนต์, ประมวลผลสัญญาณ Digital(DSP) ฯลฯ จุดเด่นของ FiO Std Board คือการใช้งานที่ง่ายโดยเฉพาะด้านการเขียนโปรแกรม เนื่องจากเป็นการเขียนโปรแกรมแบบ Graphic Programming ผ่าน Simulink ซึ่งติดตั้งมาพร้อมกัน Matlab ซึ่งเป็น Module หนึ่งที่อยู่ในโปรแกรม Matlab ทำให้สามารถทำความเข้าใจการทำงานของโครงงานทั้งในส่วนการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ การติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ อัลกอริทึม การเขียนโปรแกรม และอื่นๆแต่ส่วนที่สำคัญที่สุดสำหรับบอร์ดนี้ถูกออกแบบมาอย่างเหมาะสมคือ การทำHardware In the Loop กล่าวคือ สามารถทดสอบอัลกอริทึมและโปรแกรมของตนได้ ผ่านโปรแกรม Simulink ซึ่งด้วยคุณสมบัตินี้ทำให้เกิดการประหยัด ลดความเสี่ยง สร้างโครงงานได้อย่างรวดเร็ว และทำความเข้าใจอัลกอริทึมได้พร้อมกันอย่างสมบูรณ์ ใช้เวลาเขียนโปรแกรมน้อย และยืดหยุ่นต่อการใช้งานสูง จึงนำมาซึ่งการสร้าง Library สำเร็จรูปที่ช่วยการทำงานจำนวนมาก เช่น Kaman Filter, PWD, PID ฯลฯ ซึ่งสามารถพัฒนาโครงงานที่มีประสิทธิภาพสูงโดยไม่ต้องเรียนรู้ใหม่ในทุกด้าน

2.2.1 คุณสมบัติหลักของบอร์ด FiO Std มีดังนี้

- Built-in RapidSTM32 Native-Support Bootloader.
- ARM 32-bits CortexTMM3 Processor (STM32F103RET6)
- ออสซิเลเตอร์ 2 ตัว
- แรงดันภายในบอร์ด 3.3V regulator upto 800 mA

- หน่วยความจำ 496Kbytes available flash memory
- คอมไพล์และดาวโหลดอัตโนมัติเมื่อใช้ Blockset
- หลอด LED 3 ตัว คือ สีแดง สีเหลือง สีเขียว
- 2 user logic (H/L)input jumpersMode selection
- ความต้านทานปรับค่าได้ 10K
- IC เทียบสัญญาณเวลามาตรฐาน (0.33F) capacitor as RTC backup battery
- ช่องใส่ MicroSD

2.2.2 จุดเด่นของ FiO Boards และ RapidSTM32 Blockset

- ง่าย (Graphical Programming)
- เร็ว(Rapid Prototyping, Simulation & Model-Based Design)
- ไม่แพง เริ่มต้นที่ 2,700 บาท
- ซอฟต์แวร์มาตรฐานอุตสาหกรรม (Matlab,Keil)
- ฮาร์ดแวร์มาตรฐานอุตสาหกรรม (ARM-Architecture Processor)

2.3 โปรแกรม MATLAB

MATLAB เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์สมรรถนะสูง เพื่อใช้ในการคำนวณทางเทคนิค MATLABได้รวมการคำนวณ การเขียนโปรแกรมและการแสดงผลรวมกันอยู่ในตัวโปรแกรมเดียวได้อย่างมีประสิทธิภาพ และอยู่ในลักษณะที่ง่ายต่อการใช้งาน นอกจากนี้ลักษณะของการเขียนสมการในโปรแกรมก็จะเหมือนการเขียนสมการคณิตศาสตร์ งานที่ทั่วไปที่ใช้ MATLAB เช่น การคำนวณทั่วไปการสร้างแบบจำลองและการทดสอบแบบจำลอง การวิเคราะห์ข้อมูล การแสดงผลในรูปกราฟโดยทั่วไปและกราฟทางด้านทางวิทยาศาสตร์และวิศวกรรม สามารถสร้างโปรแกรมในลักษณะที่ติดต่อกับผู้ใช้ทางกราฟฟิกส์ การทำงานของ MATLAB จะสามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง)Interactive)คือการเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้ MATLAB ประมวลผล หรือสามารถที่จะรวบรวมชุดคำสั่งเป็นโปรแกรมก็ได้ ข้อสำคัญอย่างหนึ่งของ MATLAB ก็คือข้อมูลทุกตัวจะถูกเก็บในลักษณะของ arrayคือในแต่ละตัวแปรจะได้รับการแบ่งเป็นส่วนย่อยเล็กๆขึ้น ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็น array ในMATLABไม่จำเป็นที่จะต้องจอง dimension เหมือนกับการเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำทั่วไป ซึ่งทำให้สามารถที่จะแก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ในลักษณะของ matrix และ vector ได้โดยง่าย

สำหรับในปัจจุบันนี้ MATLAB ได้ถูกเขียนขึ้นโดยใช้ภาษา C โดยบริษัท MathWorks ภายใต้โครงการ LAPACK และ ARPACK ถ้าหากเราจะเริ่มนับจากโปรแกรมที่ออกเผยแพร่เป็นครั้งแรกที่มีผู้ร่วมเขียนโปรแกรมไม่กี่คน จนกระทั่งทุกวันนี้มีทีมงานขนาดใหญ่ที่ทำงานในการพัฒนาโปรแกรมให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้น ซึ่งทำให้ทุกวันนี้ MATLAB เป็นโปรแกรมที่สุดยอดในการคำนวณที่คำนวณด้าน matrixสำหรับงานทางวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมโปรแกรมหนึ่ง

ถ้าหากจะสรุปโดยรวมแล้วความสามารถหลักของ MATLAB ที่ทำให้เป็นโปรแกรมที่เหมาะสมกับการทำงานทางด้านวิศวกรรมด้วยเหตุผลดังนี้

1. MATLAB เป็นโปรแกรมเพื่อการคำนวณและแสดงผลได้ทั้งตัวเลขและรูปภาพซึ่งมีประสิทธิภาพสูง โดยทางบริษัท Math Works ผู้ผลิตได้ให้นิยามว่าเป็น High-PerformanceNumeric Computation and Visualization Software
2. MATLAB จะควบคุมการทำงานด้วยชุดคำสั่งและยังสามารถรวบรวมชุดคำสั่งเป็นโปรแกรมได้อีกด้วย
3. MATLAB มี function ที่เหมาะสมกับงานทางวิศวกรรมพื้นฐานมากมาย นอกจากนั้นผู้ใช้ยังสามารถเขียน function ขึ้นมาใหม่โดยสามารถใช้ประโยชน์จาก function ที่มีอยู่แล้วเพื่อให้เหมาะสมกับงานของผู้ใช้แต่ละกลุ่ม
4. ลักษณะการเขียนโปรแกรมใน MATLAB จะใกล้เคียงการเขียนสมการทางคณิตศาสตร์ที่เราคุ้นเคยจึงง่ายกว่าการเขียนโปรแกรมโดยใช้ ภาษาชั้นสูงเช่น C, FORTRAN หรืออื่นๆ
5. MATLAB มีความสามารถในการเขียนกราฟและรูปภาพทั้ง 2 มิติและ 3 มิติได้อย่างมีประสิทธิภาพ
6. MATLAB สามารถทำ Dynamic Link กับโปรแกรมอื่นๆได้ไม่ว่าจะเป็น Word, Excel หรืออื่นๆที่ร่วมทำงานอยู่บน windows7. MATLAB มี toolbox หรือชุด function พิเศษสำหรับผู้ใช้ที่ต้องการใช้งานเฉพาะทางหรืองานด้านวิศวกรรมขั้นสูงอื่นๆ

2.3.1 ข้อดีของโปรแกรม MATLAB

1. มีฟังก์ชันคณิตศาสตร์ให้เลือกใช้ในการคำนวณมากมายตลอดจนเราสามารถสร้างฟังก์ชันขึ้นมาใช้งานได้เองในสาขาที่ต้องการ โดยฟังก์ชันที่สร้างขึ้น (M-File) จะมีนามสกุลเป็น .M
2. Algorithm พัฒนาได้ง่ายไม่ยุ่งยาก สามารถแก้ไขปัญหาทางด้วนคณิตศาสตร์ที่มีความซับซ้อนได้ง่าย และรวดเร็วกว่าโปรแกรมภาษาอื่นๆ เช่น C Fortran Basic เป็นต้น
3. มีโครงสร้างแบบจำลอง (Simulink) ซึ่งเป็น Package ที่เรานำไปสร้างบล็อกไดอะแกรมเพื่อใช้ทดสอบ และประเมินผลระบบ Dynamic ต่างๆ ก่อนนำไปใช้งานจริง
4. สามารถวิเคราะห์และตรวจสอบข้อมูลได้ง่ายและรวดเร็ว

5. นำไปใช้งานในทางด้วนกราฟิกได้เป็นอย่างดีทั้งในด้านการแสดงภาพตั้งแต่สองมิติที่เป็น rectangular polar stair bar รวมทั้งภาพสมมิติในรูปแบบพื้นผิว (surface) และระดับสูงต่ำ (contour) ตลอดจนสามารถนำภาพมาต่อกัน และเก็บไว้เพื่อที่จะสร้างเป็นภาพเคลื่อนไหวได้อีกด้วย
6. ประยุกต์ใช้ในการสร้างรูปแบบ Graphical User Interface ได้โดยการเลือกใช้ object และเมนูต่างๆ โดยโปรแกรม MATLAB จะมีเครื่องมือให้เลือกใช้ เช่น เมนู รายการ ปุ่มกด และ fields object ต่างๆ เพื่อให้ผู้ใช้สามารถเลือกนำไปใช้ในการทำงานปฏิสัมพันธ์กันระหว่างผู้ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ได้
7. ทำการประมวลผลร่วมกับโปรแกรมอื่นได้ เช่น Fortran, Borland C/C++, Microsoft Visual C++ และ Watcom C/C++ ด้วยการเขียนฟังก์ชันที่เป็น mex ไฟล์โดยโปรแกรม MATLABจะเรียกใช้รูทีนจากโปรแกรมภาษา C และ Fortran
8. โปรแกรม MATLAB เป็นระบบ interactive ซึ่งส่วนของข้อมูลพื้นฐานเป็นอาร์เรย์ที่ไม่ต้องการมิติ ทำให้โปรแกรม MATLAB สามารถทำการแก้ปัญหาทางเทคนิคต่างๆ ได้มาก ใช้เวลาในการประมวลผลน้อย และดีกว่าโปรแกรมภาษา C และ Fortran

2.3.2 ข้อเสียของ MATLAB

- เวลาในการ execute ช้ากว่าโปรแกรมภาษาอื่น ๆ
- แพงกว่าโปรแกรมภาษาอื่น ๆ

2.4 ซิมมูลิ้ง(Simulink)

โปรแกรม MATLAB มีเครื่องมือที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์และทดสอบระบบโดยการจำลองขึ้นมา ซึ่งก็คือ Simulink เป็นโปรแกรมที่ควบคู่กับ MATLAB ซึ่งเป็นระบบ Interactive สำหรับการจำลองและวิเคราะห์ระบบไดนามิกต่างๆ ที่เป็นระบบเชิงเส้น (Linear) ระบบไม่เชิงเส้น (Nonlinear) Simulink เป็นโปรแกรม Mouse-Driver ที่ให้คุณใช้ระบบโมเดลโดยการวาดบล็อกไดอะแกรมบนจอภาพด้วยการใช้เมาส์ ทำให้โปรแกรม MATLAB สามารถทำการจำลองระบบได้หลายรูปแบบเชิงเส้น (Linear) ไม่เชิงเส้น (Nonlinear) ต่อเนื่อง (Continuous-Times) เวลาไม่ต่อเนื่อง (Discrete-Time) และระบบหลายอัตรา (Multirate) ซึ่งแต่ละรูปแบบที่นำมาสร้างแบบจำลองในการวิเคราะห์นี้ผู้ใช้จะต้องมีความเข้าใจพื้นฐานการทำงานของบล็อกแต่ละบล็อกได้เป็นอย่างดี ตลอดจนเข้าใจระบบโดยรวมของงานที่จะกระทำ Blocksets เป็นสิ่งที่เพิ่มเติมใน Simulink โดยจะเป็นไลบรารีของบล็อกสำหรับการประยุกต์เฉพาะ เช่น การติดต่อสื่อสาร (Communications) การประมวลผลข้อมูล (Signal Processing) และระบบไฟฟ้า

กำลัง (Power Systems)Real-time Workshop เป็นโปรแกรมที่ให้คุณสร้าง C Code จากบล็อกไดอะแกรมของคุณและสามารถกระทำกับบล็อกไดอะแกรมได้หลากหลายด้วยระบบเวลาจริง (Real-Time Systems)โปรแกรม MATLAB มีอยู่หลายVersion ซึ่ง Version ดั้งเดิมของโปรแกรม MATLAB จะใช้งานบน DOS ที่มีการคำนวณไม่ยุ่งยากเหมาะสำหรับผู้เริ่มศึกษา คอมพิวเตอร์ที่ใช้ก็ไม่จำเป็นต้องมีพื้นที่หน่วยความจำมาก ใช้ได้กับ CPU ที่มีความเร็ว แต่มีข้อเสียคือฟังก์ชันที่นำมาใช้งานมีนี้อยู่ทำให้เขียนโปรแกรมที่มีความซับซ้อนได้ไม่ดีเท่าที่ควรเพราะมีประสิทธิภาพและความเร็วในการประมวลผลต่อมาเมื่อระบบเลือกใช้ได้มากมายจึงทำให้โปรแกรม MATLAB มีประสิทธิภาพและมีความสามารถในการประมวลผลที่เร็วขึ้น Version ใหม่ที่ได้ทำการปรับปรุงใหม่ให้ดีขึ้นนี้จะใช้งานบน Windows ทำให้ผู้ใช้มีความสะดวกในการใช้งานมากขึ้น ข้อดีของ version ใหม่นี้คือมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น การประมวลผลโปรแกรมที่ซับซ้อนมีความเร็วสูงขึ้นและมีฟังก์ชันต่างๆ ให้เลือกใช้ในการสาขาต่างๆ มากมาย แต่ก็ต้องใช้กับคอมพิวเตอร์ที่มีพื้นที่หน่วยความจำมาก CPU มีความเร็วสูง และต้องการ Co-Processor ในการช่วยคำนวณแต่เมื่อเปรียบเทียบกับผลดีที่ได้ก็ถือว่าคุ้ม

2.5 โรคอัมพาต

อัมพาต คือ ภาวะที่เกิดจากการที่เลือดไม่สามารถไปเลี้ยงสมอง ทำให้การทำงานของสมองหยุดชะงัก ถ้าสมองจะได้รับออกซิเจนและอาหาร ที่มีอยู่ในเลือดมาบำรุงเลี้ยง การทำงานของร่างกายก็จะเป็นปกติ หากมีเส้นเลือดบางส่วนที่ไปเลี้ยงสมองเกิดตีบลง อุดตัน เป็นโรคหรือบาดเจ็บ ผลที่ตามมาก็คืออาการอัมพาต แสดงอาการอ่อนแรงซีกใดซีกหนึ่งหรือทั้งสองซีกของร่างกาย อาจมีอาการร่วมกับตามองไม่เห็น หูไม่ได้ยินหรืออาจจะพูดไม่ได้ บ่อยครั้งที่การหมุนเวียนของเลือดชะงักไปเป็นเวลาสั้นๆ ฉะนั้นภายในเวลาไม่กี่ชั่วโมงหรือไม่กี่สัปดาห์ อาการก็จะทุเลาลงซึ่งมักเรียกว่า อัมพฤกษ์ แต่บางครั้งความเสียหายร้ายแรงกว่านั้นและผู้ป่วยต้องได้รับการรักษาบำบัดอย่างดี จึงจะกลับช่วยเหลือตนเองได้ใกล้เคียงเดิม

ผู้ป่วยอัมพาตส่วนใหญ่มักจะเป็นผู้สูงอายุ แต่อย่างไรก็ตามในผู้ป่วยที่อายุน้อย ก็เกิดอัมพาตได้เช่นเดียวกัน ถ้ามีปัจจัยเสี่ยงของโรคร่วมด้วย

2.5.1 สาเหตุสำคัญที่ก่อให้เกิดโรคอัมพาต คือ

1. **เกิดภาวะหลอดเลือดสมองตีบ** มักเกิดขึ้นเนื่องจากหลอดเลือดมีการแข็งตัว จึงมีผลให้เลือดไปยังสมองได้น้อยและมีการตันในหลอดเลือดนั่นเอง

2. **เกิดการอุดตันในหลอดเลือด** สาเหตุเพราะมีก้อนเลือดหลุดมาจากที่ต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น จากหัวใจแล้วมาอุดหลอดเลือดในสมอง จึงทำให้สมองขาดเลือด

3. เกิดหลอดเลือดในสมองบางเส้นแตก เกิดจากการที่หลอดเลือดในสมองแข็ง แล้วมีการแตกของหลอดเลือด

4. การอักเสบของหลอดเลือด เกิดจากภาวะที่มีการอักเสบในสมอง เช่น เยื่อหุ้มสมองอักเสบ วัณโรคของสมองและมีผลทำให้หลอดเลือดของสมองอักเสบตามมา ทำให้เลือดไปเลี้ยงสมองไม่พอ

5. อุบัติเหตุของสมอง ภาวะที่มีอุบัติเหตุต่อสมองหรือภยันตรายต่อสมองจะทำให้มีการฉีกขาดของหลอดเลือดและมีเลือดออกในสมองอาจจะกดหรือเบียด ทำให้เกิดอัมพาตขึ้นได้เช่นกัน

2.5.2 สาเหตุดังกล่าวข้างต้นยังมีปัจจัยเสี่ยงต่าง ๆ ที่สำคัญที่ทำให้ผู้ป่วยเป็นอัมพาต ได้แก่

1. โรคความดันโลหิตสูง ภาวะนี้เป็นสาเหตุใหญ่ที่ทำให้หลอดเลือดแข็งตัวและทำให้เกิดโรคอัมพาตได้มากทั้งชนิดหลอดเลือดแตกและหลอดเลือดตีบ ภาวะโรคความดันโลหิตสูงนี้จะทำให้ผู้ป่วยมีโอกาสเป็นอัมพาตมากกว่าคนปกติสูงถึง 3 – 17 เท่า แล้วแต่อายุความรุนแรงของความดันโลหิตสูง

2. **โรคเบาหวาน** ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานเป็นเวลานาน ๆ โดยมิได้นับการรักษาหรือควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ จะมีอัตราเสี่ยงในการเกิดอัมพาตชนิดหลอดเลือดตีบได้สูง เพราะโรคเบาหวานทำให้เกิดภาวะหลอดเลือดแข็งได้ง่าย โดยจะมีหลอดเลือดแข็งทั่วร่างกายและถ้าเป็นที่หลอดเลือดของสมองจะเกิดอัมพาตขึ้น อัตราเสี่ยงของผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานทำให้เกิดอัมพาตได้สูงกว่าผู้ป่วยปกติถึง 2 – 4 เท่า

3. **ภาวะที่มีไขมันสูงในหลอดเลือด** ทั้งชนิด cholesterol, triglyceride ซึ่งเป็นไขมันที่ไปเกาะผนังหลอดเลือดและจะทำให้ผนังหลอดเลือดแข็ง อันจะมีผลตามมาทำให้เกิดอัมพาตได้ง่าย

4. **การสูบบุหรี่** การสูบบุหรี่นั้นจะเป็นปัจจัยเสริมทำให้ผู้ป่วยเกิดอัมพาตได้ง่าย โดยผู้ที่สูบบุหรี่จัดจะมีโอกาสเป็นอัมพาตได้มากกว่าผู้ที่ไม่สูบบุหรี่ถึง 3 เท่า

2.5.3 ปัจจัยอื่นที่จะส่งเสริมให้เป็นอัมพาต ได้แก่

1. **Obesity หรือความอ้วน** โรคอ้วนเป็นปัจจัยที่ส่งเสริมให้เกิดโรคความดันโลหิตสูงและทำให้ผู้ป่วยมีไขมันในหลอดเลือดสูง อันจะมีโอกาสเกิดอัมพาตได้มากกว่าคนธรรมดา

2. **ภาวะเครียด** การที่ผู้ป่วยเครียดมากเกินไปจะยังผลให้เกิดความดันโลหิตสูงมากกว่าคนปกติและจะทำให้เกิดมีอัมพาตตามมาได้

3. **ภาวะขาดการออกกำลังกาย** การที่ไม่ออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอจะเป็นปัจจัยทำให้ผู้ป่วยอ้วนและเกิดภาวะเครียดซึ่งจะเป็นปัจจัยเสริมต่อการเกิดอัมพาต ยิ่งกว่านั้นยังพบว่าการออกกำลังกายของร่างกายอย่างสม่ำเสมออาจมีผลให้ลดระดับของไขมันที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย และเพิ่มไขมันที่มีประโยชน์ กล่าวคือทำให้ หลอดเลือดไม่แข็งตัวได้อีกด้วย

4. **อายุ** เมื่ออายุมากความเสื่อมต่าง ๆ ก็จะตามมา

2.5.4 การรักษาโรคอัมพาต

การรักษาอัมพาตนั้นวิธีการที่สำคัญ คือ ต้องรีบรักษาตั้งแต่ระยะแรกเพื่อให้เซลล์สมองถูกทำลายน้อยที่สุด มิฉะนั้นการฟื้นตัวจะกลับมาได้ยากก่อให้เกิดภาวะอัมพาตถาวรตลอดไปได้ ผู้ป่วยอัมพาตระยะแรกต้องอยู่ในความดูแลของแพทย์ ให้การรักษาโดยยา บางรายอาจจะจำเป็นต้องให้การรักษาโดยการผ่าตัดและให้ยาร่วมกัน การรักษาโดยวิธีอื่น ๆ หรือรักษาทางไสยศาสตร์ต่าง ๆ ไม่ก่อให้เกิดผลดีกับผู้ป่วยและมักจะเกิดผลร้ายตามมากล่าวคือ มีภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ และจะทำให้การฟื้นตัวไม่สามารถเป็นไปได้อีกด้วย ผู้ป่วยอัมพาตโดยทั่วไป ๆ จะมีอันตรายสูงในช่วงสัปดาห์แรก กล่าวคือผู้ป่วยถึงแก่กรรมมักจะเกิดในสัปดาห์แรก ภายหลังสัปดาห์แรกผู้ป่วยจะฟื้นตัวมาตามลำดับ แต่ต้องอาศัยการรักษาทางกายภาพบำบัดและต้องป้องกันมิให้เกิดโรคแทรกซ้อน เช่น ภาวะปอดอักเสบ ภาวะการติดเชื้อในระบบทางเดินหายใจ การติดเชื้อทางเดินปัสสาวะ ภาวะการติดเชื้อที่แผลนอนทับ เป็นต้น ส่วนการรักษาในระยะยาวจำเป็นที่จะต้องให้การรักษาเพื่อป้องกันมิให้เกิดการอัมพาตซ้ำ ร่วมกับการทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพการทำงานของแขนขาและร่างกายให้กลับมาสู่สภาพใกล้เคียงภาวะเดิมมากที่สุดเท่าที่จะทำได้

2.5.5 การฟื้นฟูสภาพ

การฟื้นฟูสภาพเป็นหัวใจหลักของโรคอัมพาต ซึ่งการฟื้นฟูจะทำให้เห็นความแตกต่างได้อย่างชัดเจนระหว่างผู้ป่วย คือ ผู้ป่วยสามารถที่จะเรียนรู้และยอมรับความพิการที่เกิดขึ้น สามารถปรับตนเองกับสถานการณ์ต่าง ๆ ได้ ส่วนผู้ป่วยที่ไม่ได้รับการฟื้นฟูสภาพจะก่อให้เกิดภาระอันหนักอึ้งแก่ตนเองและครอบครัว การฟื้นฟูสภาพอาจแยกได้เป็น

1. ระยะแรก หรือระยะเฉียบพลัน
2. ระยะผู้ป่วยสามารถออกแรงทำกายภาพบำบัดเอง
3. ระยะกลับมาอยู่ร่วมกับครอบครัวและสังคม

การดูแลผู้ป่วยอัมพาตในระยะยาวต้องการกำลังสำคัญ คือ ญาติ เพราะเป็นผู้ที่อยู่ใกล้ชิดมากที่สุดและความร่วมมือจากตัวผู้ป่วยเอง ดังนั้น ทั้งญาติหรือผู้ดูแลรวมถึงตัวผู้ป่วยควรจะทราบหลักการดูแลผู้ป่วยและการออกกำลังกายที่ถูกต้อง

โรคอัมพาตเป็นโรคร้ายอีกโรคหนึ่งที่ไม่ควรมองข้าม อัมพาตสามารถเกิดขึ้นได้กับทุกๆ คน การป่วยเป็นอัมพาตนั้นเริ่มขึ้นอย่างเฉียบพลัน อีกทั้งความเสียหายต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับร่างกายเกิดขึ้นในพริบตาเดียว แต่การฟื้นฟูคืนสู่สภาพปกติมักจะเป็นกระบวนการที่ยาวนานและน่าเบื่อ ผู้ป่วยที่โชคดีบาง

คนฟื้นจากอาการเหล่านี้ได้อย่างสมบูรณ์ในเวลาอันสั้น แต่บางคนก็จะมีความพิการบางอย่าง หรือหลายอย่างติดตัวตลอดไป

2.5.6 แขน

ในระยะแรกของการเป็นอัมพาต แขนมักจะเคลื่อนไหวไม่ได้ และการฟื้นสภาพก็มักจะช้าและเป็นไปอย่างจำกัด เพื่อป้องกันอาการต่างๆ ได้แก่ ไหล่ยืดแล้วเจ็บปวดมาก แขนงอยืดศอกไม่ได้ และมือที่กำไม่ยอมคลาย เราจะต้องจัดแขนข้างที่เป็นอัมพาตของผู้ป่วยให้อยู่ในท่าปกติอยู่ตลอดเวลา ไม่ว่าผู้ป่วยจะอยู่ในท่านั่งหรือนอนก็ตาม และจะต้องจับให้เคลื่อนไหวไปตามที่นักกายภาพบำบัดกำหนดให้ทำอย่างสม่ำเสมอวันละหลายๆ ครั้ง การจัดแขนไว้ในท่าที่ถูกต้องและการเคลื่อนไหวแขนเพื่อว่าเมื่อแขนเริ่มจะเคลื่อนไหวได้ตามเดิมจะได้อยู่ในสภาพที่ดีและใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ผู้ป่วยที่สามารถใช้แขนข้างที่เป็นอัมพาตได้บ้าง ไม่ว่าจะน้อยนิดเพียงไรควรจะพยายามใช้ให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้ และต้องฝึนความสะดวกที่จะพึ่งแขนข้างปกติ ผู้ดูแลคนป่วยจะต้องจัดท่าและออกกำลังกายแขนให้ในระยะแรก ต่อไปผู้ป่วยจะสามารถออกกำลังกายแขนได้ด้วยตัวเองโดยใช้แขนข้างที่ดีช่วย ตัวอย่างออกกำลังกายที่ง่ายที่สุดได้แก่ การประสานมือเข้าด้วยกัน เหยียดแขนทั้งสองออกไปตรงๆ ระดับไหล่แล้วยกขึ้นเหนือศีรษะโดยไม่งอข้อศอก ในระหว่างทำในกรณีทั่วไปถ้าแขนจะฟื้นคืนสภาพได้การฟื้นตัวจะเริ่มภายในสองเดือนนับจากวันที่เกิดการอุดตันหรือแตกของเส้นเลือด แต่อย่าสิ้นหวังถ้าผู้ป่วยไม่ได้แสดงอาการฟื้นตัวในระยะดังกล่าวเพราะไม่ได้หมายความว่าผู้ป่วยจะไม่มีการฟื้นคืนสภาพได้อีก การฟื้นตัวอาจเริ่มขึ้นหลังจากการอุดตันหรือการแตกของเส้นเลือดมานานกว่าหนึ่งปี แต่รายที่ฟื้นตัวข้ามีโอกาสน้อยที่จะฟื้นคืนสภาพเดิมได้เต็มที่จะพยายามใช้ให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้ และต้องฝึนความสะดวกที่จะพึ่งแขนข้างปกติ ผู้ดูแลคนป่วยจะต้องจัดท่าและออกกำลังกายแขนให้ในระยะแรก ต่อไปผู้ป่วยจะสามารถออกกำลังกายแขนได้ด้วยตัวเองโดยใช้แขนข้างที่ดีช่วย ตัวอย่างออกกำลังกายที่ง่ายที่สุดได้แก่ การประสานมือเข้าด้วยกัน เหยียดแขนทั้งสองออกไปตรงๆ ระดับไหล่แล้วยกขึ้นเหนือศีรษะโดยไม่งอข้อศอก ในระหว่างทำในกรณีทั่วไปถ้าแขนจะฟื้นคืนสภาพได้การฟื้นตัวจะเริ่มภายในสองเดือนนับจากวันที่เกิดการอุดตันหรือแตกของเส้นเลือด แต่อย่าสิ้นหวังถ้าผู้ป่วยไม่ได้แสดงอาการฟื้นตัวในระยะดังกล่าวเพราะไม่ได้หมายความว่าผู้ป่วยจะไม่มีการฟื้นคืนสภาพได้อีก การฟื้นตัวอาจเริ่มขึ้นหลังจากการอุดตันหรือการแตกของเส้นเลือดมานานกว่าหนึ่งปี แต่รายที่ฟื้นตัวข้ามีโอกาสน้อยที่จะฟื้นคืนสภาพเดิมได้เต็มที่

2.5.7 ขา

ขาที่เป็นอัมพาตมักจะฟื้นคืนสภาพได้เร็วกว่าและสมบูรณ์กว่าแขน หน้าที่ของขาที่สำคัญที่สุดสำหรับผู้ป่วยเป็นอัมพาต ได้แก่ ความสามารถที่จะลุกขึ้นจากเตียง ลุกขึ้นจากเก้าอี้ และเดิน ผู้ป่วยจะ

ได้รับการฝึกฝนในเรื่องเหล่านี้จากนักกายภาพบำบัดของทางโรงพยาบาลมาแล้วเป็นอย่างดี สำหรับที่บ้านผู้ดูแลควรจะให้กำลังใจอย่างสม่ำเสมอให้ผู้ป่วยออกกำลังขาและเพิ่มความสามารถที่จะทำได้ขึ้นไปเรื่อยๆ

2.5.8 ปัญหาการขับถ่าย

สมองส่วนที่ควบคุมการขับถ่ายอุจจาระในรอบวัน และการขับถ่ายปัสสาวะซึ่งบ่อยกว่าอาจเสื่อมไปในระยะแรกของการเป็นอัมพาต ซึ่งนับว่าเป็นความลำบากและความทุกข์อย่างยิ่งทั้งแก่ผู้ป่วยและผู้ดูแล แต่ส่วนมากการฟื้นคืนสภาพจะรวดเร็วและสมบูรณ์เหมือนเดิม อย่างไรก็ดีผู้ป่วยเป็นอัมพาตบางรายยังคงเป็นกังวลเกี่ยวกับการกลั้นปัสสาวะ เพราะผู้ป่วยต้องใช้เวลามากกว่าปกติในการไปถึงห้องน้ำและถอดเสื้อผ้าก่อนที่จะปัสสาวะ ผู้ป่วยชายมีความลำบากมากขึ้นมนการทรงตัวขณะที่ยืนปัสสาวะ แม้ว่ามนุษย์เราไม่สามารถจะกำหนดเวลาขับถ่ายได้ล่วงหน้า แต่ผู้ป่วยและผู้ดูแลบางคนพบว่า ถ้าพยายามถ่ายอุจจาระและปัสสาวะตามตารางเวลาที่กำหนดไว้ก็จะทำได้สำเร็จ ผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตมักจะจำกัดปริมาณของเหลวที่ดื่มและรับประทายด้วยความเชื่อที่ว่าจะได้ไม่ต้องเข้าห้องน้ำบ่อยๆ การดื่มของเหลวน้อยเกินไปจะทำให้ไม่สบาย การจำกัดปริมาณของเหลงไม่เพียงแต่จะไม่ดีต่อสุขภาพแล้วยังทำให้ปัสสาวะข้นกว่าปกติซึ่งจะทำให้รู้สึกอยากปัสสาวะบ่อยๆ ยิ่งไปกว่านั้นก็ลดปริมาณของเหลวจะทำให้อุจจาระแห้งและแข็งกว่าปกติซึ่งจะทำให้การขับถ่ายลำบาก ดังนั้นควรดื่มเหลวให้เพียงพอ และรับประทานอาหารที่มีเยื่อ (Fiber) และกาก (Bran) ตามธรรมชาติให้มากๆ

2.5.9 ความลำบากในการพูดและใช้ภาษา

ปัญหาทางกายภาพซึ่งผู้ป่วยอัมพาตเผชิญอยู่ก็เป็นเรื่องลำบากพออยู่แล้ว แต่ความลำบากในการพูดจาและใช้ภาษายังเพิ่มความทุกข์ระทมให้แก่ผู้ป่วยมากขึ้นไปอีก ผู้ป่วยโรคนี้แบ่งออกได้ 2 แบบคือ

1. กล้ามเนื้อเกี่ยวกับการพูดอ่อนแรงทำให้บางคนพูดไม่ชัดและออกเสียงเพี้ยนหรือพูดไม่ได้เลยแต่อ่านได้เขียนได้เข้าใจคำพูดอย่างสมบูรณ์ ภาวะนี้เรียกว่า dysarthria ซึ่งมักจะบำบัดได้ผล

2. เป็นการที่สมองส่วนที่ควบคุมกระบวนการใช้ภาษเสียไปมีผลทำให้ความสามารถในการพูด การเข้าใจคำพูด การอ่านและการเขียนสูญเสียไป อาการไร้ความสามารถนี้เรียกว่า “อภาษา” (dysphasia) ภาวะเช่นนี้เกิดขึ้นกับผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตซีกขวา แต่เกือบจะไม่พบเลยในผู้ที่เป็นอัมพาตซีกซ้าย บางรายที่เป็นไม่รุนแรงผู้ป่วยก็จะมีอาการเพียงนึกคำที่เคยรู้ดีไม่ออกเมื่อจะพูด กรณีที่เลวร้ายที่สุดคือพูดไม่ได้เลยหรือพูดได้เพียงคำหรือวลีเดียวซ้ำไปซ้ำมา บางทีก็มีคำสบถหยาบคายทั้งที่ผู้ป่วยไม่เคยมีนิสัยสบถมาก่อนเป็นอัมพาต เมื่อเป็นเช่นนี้ก็เป็นผลให้เกิดความเดือดร้อนแก่ผู้ป่วยและครอบครัว ส่วนบางรายอาจพูดได้แต่เป็นคำที่ไร้สาระและผู้ฟังไม่สามารถจะเข้าใจได้ว่าผู้ป่วยหมายความว่าอย่างไร การกลับมาพูดได้ในรายอภาษานั้นอาจจะเร็วและพูดได้เต็มที่ แต่ส่วนใหญ่จะฟื้นช้าและไม่ค่อยเต็มที่

2.5.10 การดูแลรักษาผู้ป่วยอัมพาต

การรักษาผู้ป่วยเป็นอัมพาตมีหลายวิธี แต่ส่วนประกอบสำคัญที่จะช่วยให้ประสบผล ได้แก่ ความเชื่อมั่นของผู้ป่วย ความเชี่ยวชาญของนักบำบัด ขณะที่เริ่มเป็นอัมพาตกล้าเนื้อหน้า ลำตัว แขนและขา ซีกซ้ายหรือซีกขวาจะอ่อนแรงและเหลวไป ส่วนใหญ่กำลังกล้ามเนื้อจะค่อยๆ คืนกลับมา เริ่มที่ขาแล้วก็มาที่แขน แต่ถ้าไม่จัดให้แขนขาอยู่ในท่าที่ถูกต้องและช่วยให้ขยับเขยื่อนบ่อยๆ กล้ามเนื้อก็อาจจะแข็งเกร็งไปได้ ในกรณีเช่นนี้ถึงแม้ว่ากำลังกล้ามเนื้อจะกลับคืนมาก็อาจจะใช้แขนขาไม่ได้ ดังนั้น จึงเป็นเรื่องสำคัญมากที่จะวางแขนขาให้อยู่ในท่าที่ถูกต้อง เพื่อว่าเมื่อแขนขาเริ่มจะเคลื่อนไหวได้ดีตามเดิมจะได้อยู่ในสภาพที่ดีและใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ จำหลักง่ายๆ ไว้ว่าจัดขาให้งอ จับแขนให้เหยียดตรง นอกจากนี้ยังจำเป็นที่จะต้องรักษาผู้ป่วยทั้งตัว คือ การรักษาผู้ป่วยทั้งตัวไม่ดูเฉพาะแขนหรือขาที่เป็นอัมพาตเท่านั้น ส่วนใหญ่จะใช้ไปกับการจัดร่างกายให้แขนหรือขาอยู่ในท่าที่ถูกต้องเมื่อนอนบนเตียงหรือนั่งเก้าอี้ ทุกครั้งที่เคลื่อนตัวผู้ป่วย ไม่ว่าจะพลิกตัวบนเตียงหรือยกตัวจากเตียงไปนั่งเก้าอี้ หรือเคลื่อนไหวท่าอื่นก็จะต้องทำเป็นแบบแผน ต้องจัดให้แขนขาอยู่ในท่าที่ถูกต้องเสมอ ส่วนการจะให้เดินนั้นต้องรอไปจนกว่าการทรงตัวของผู้ป่วยดีขึ้นแล้ว

2.5.11 อาการเตือนของโรคอัมพาต

โรคอัมพาตนั้นเป็นภาวะที่เกิดขึ้นอย่างรวดเร็วและยังผลให้เกิดความสูญเสียหน้าที่การทำงานของร่างกายอย่างรุนแรง อย่างไรก็ตามผู้ป่วยบางรายอาจจะมีอาการเตือนก่อนล่วงหน้า ซึ่งถ้าเผื่อเราทราบไว้ก็จะสามารถทำให้ผู้ป่วยมาหาแพทย์และได้รับการวินิจฉัยและบำบัดรักษาได้อย่างทันท่วงที ดังนั้นเราควรรู้จักอาการเตือนของโรคอัมพาต ซึ่งมีดังต่อไปนี้

1.อาการอ่อนแรง หรือไม่มีแรงครึ่งซีกหรืออาการชาของแขนหรือขา ซีกใดซีกหนึ่ง ของร่างกายเป็นครั้งคราว

2.ภาวะที่พูดลำบาก กระตุกกระตักหรือพูดไม่ชัด โดยอาการเป็นชั่วคราว หรืออาจจะนึกคำพูดไม่ได้เป็นครั้งคราว

3.ภาวะที่ตามืดหรือมองไม่เห็นไปชั่วครู่หรืออาจจะเห็นแสงที่ผิดปกติหรือเห็นภาพซ้อน

4.ภาวะที่มีอาการชาหรืออ่อนแรงของใบหน้าซีกใดซีกหนึ่ง

5.เกิดอาการปวดศีรษะอย่างรุนแรงชนิดที่ไม่เคยปวดมาก่อน

6.เกิดภาวะวิงเวียนบ้านหมุนหรือเป็นลม

7.กลืนอาหารสำลักบ่อย ๆ

2.6 การกายภาพบำบัด

กายภาพบำบัด เป็นวิชาชีพด้านสุขภาพ ทำงานร่วมกับบุคลากรด้านสุขภาพอื่นๆ เช่น แพทย์ ทันตแพทย์ เภสัชกร พยาบาล นักกิจกรรมบำบัด กายภาพบำบัด หมายความว่า การกระทำต่อมนุษย์เกี่ยวกับการตรวจประเมิน การวินิจฉัย และการบำบัดความบกพร่องของร่างกาย ซึ่งเกิดเนื่องจากภาวะของโรคหรือการเคลื่อนไหวที่ไม่ปกติ การส่งเสริมสุขภาพ การป้องกัน การแก้ไขและการฟื้นฟูความเสื่อมสภาพ ความพิการของร่างกายและจิตใจ ด้วยวิธีทางกายภาพบำบัด หรือการอุปกรณ์ เครื่องมือที่รัฐมนตรีประกาศเป็นเครื่องมือทางกายภาพบำบัด เป้าหมายของการบริการกายภาพบำบัดคือ ทำให้การทำให้ผู้รับบริการสามารถกลับไปดำเนินชีวิตตามปกติหรือใกล้เคียงปกติมากที่สุด ผู้รับบริการกายภาพบำบัดอาจถูกส่งมาปรึกษาจากแพทย์ทุกสาขา หรือมาปรึกษานักกายภาพบำบัดโดยตรง นอกจากนั้น นักกายภาพบำบัดยังเข้าไปในชุมชนหรือสถานที่ทำงานเพื่อให้บริการแก่ผู้รับบริการโดยตรงด้วย นักกายภาพบำบัด คือผู้ที่สำเร็จการศึกษาวิทยาศาสตร์บัณฑิตทางกายภาพบำบัด หลักสูตร ๔ ปี และได้รับการขึ้นทะเบียนการประกอบโรคศิลปะ สาขากายภาพบำบัด หลักสูตรการเรียนวิชาชีพกายภาพบำบัดจะเน้นการเรียนรู้การทำงานระบบร่างกายของมนุษย์ ทั้งในภาวะปกติ และผิดปกติ และวิธีแก้ไขและคงสภาพของภาวะร่างกาย

2.6.1 การรักษาทางกายภาพบำบัดในผู้ป่วย

1. รักษาด้วยความร้อน ความเย็น คลื่นไฟฟ้า คลื่นแสง และคลื่นแม่เหล็กชนิดต่างๆ โดยนักกายภาพบำบัดต้องทำการวิเคราะห์ว่า กรณีผู้ป่วยใดจะต้องการการรักษาประเภทใด มากน้อยหรือยาวนานเท่าใด

2. รักษาด้วยมือ โดยวิธีการนวด ดัด ดึง ด้วยเทคนิคเฉพาะซึ่งปรับตามส่วนของร่างกายที่รักษา สาเหตุของความผิดปกติ และอาการของผู้ป่วย

3. รักษาด้วยการบริหารร่างกาย โดยนักกายภาพบำบัดต้องทำการวิเคราะห์ว่าอาการที่ผู้ป่วยเป็นนั้น มีสาเหตุการความบกพร่องของกระดูก กล้ามเนื้อ หรือ ระบบประสาทส่วนใด และออกแบบท่า ความหนัก และความบ่อยของการบริหารกายให้เหมาะกับผู้ป่วยแต่ละคน

4. การแนะนำท่าทางที่เหมาะสม ในการทำงานและในชีวิตประจำวัน

5. เลือกชนิดและสอนการใช้เครื่องช่วย เช่น ไม้เท้า 3 ขา , walker เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหว และทำกิจวัตรประจำวันต่างๆได้ด้วยตนเอง

2.6.2 ภาวะที่สามารถรับการรักษาทางกายภาพบำบัด

1. โรคระบบกระดูกกล้ามเนื้อและข้อต่อ เช่น ผู้ป่วยกระดูกหัก ข้อต่อติด บาดเจ็บกล้ามเนื้อและเอ็นจากเล่นกีฬาหรือการใช้งานผิดท่า ท่าทางในการทำงานและชีวิตประจำวันที่ผิด ข้อเสื่อม โดยมักจะเป็นผู้ป่วยที่มาพบด้วยอาการปวด ชา อ่อนแรง หรือเคลื่อนไหวส่วนต่างๆไม่ได้ เหมือนปกติ

2. โรคระบบประสาท จากโรคหรืออุบัติเหตุของ สมอง ไขสันหลัง หรือเส้นประสาท ผู้ป่วยจะมาด้วยอาการ อัมพาตครึ่งซีก อัมพาตครึ่งท่อน กล้ามเนื้ออ่อนแรง ชา

3. โรคระบบหัวใจและระบบหายใจ ผู้ป่วยมีประสิทธิภาพการหายใจลดลง จากโรคหรือการผ่าตัดปอดหลอดลมหรือหัวใจ ฟื้นฟูสมรรถภาพในภาวะเส้นเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจตีบ

4. โรคทางเด็ก ผู้ป่วยเด็กที่มีความผิดปกติทางสมองและเด็กที่มีปัญหาของพัฒนาการ ซึ่งจะต้องการการกระตุ้นให้ร่างกายเคลื่อนไหวได้อย่างถูกต้อง

5. ผู้สูงอายุ ซึ่งมีความเสื่อมของระบบต่างๆของร่างกาย จึงต้องการวิธีการรักษาเฉพาะเพื่อชะลอความเสื่อม และคงสมรรถภาพกาย

6. หญิงมีครรภ์ และโรคทางสตรีอื่นๆ ตั้งแต่ในระยะตั้งครรภ์ ระหว่างคลอดและหลังคลอด ซึ่งร่างกายจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมาก จนอาจมีอาการของระบบกระดูกกล้ามเนื้อ การหายใจและอื่นๆได้

7. โรคอื่นๆ เช่น ผู้ป่วยที่ถูกไฟลวก ผู้ป่วยโรคเรื้อน ผู้ป่วยหลังผ่าตัดเต้านม ซึ่งจะมีปัญหาเฉพาะที่ต้องการวิธีการรักษาที่ต่างกันไป

บทที่ 3
ขั้นตอนการทดลอง

3.1 การทดลองตอนที่ 1 Sensor

<u>วิธีการทดลอง</u>

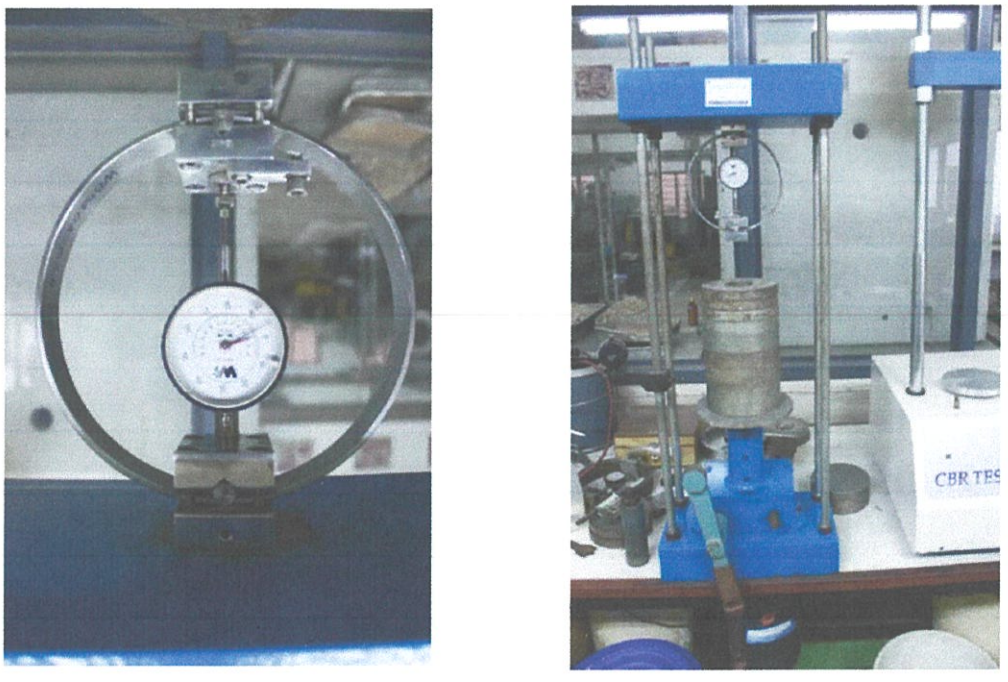
1.ทำการเลือก Sensor โดยการดูคุณสมบัติของ Sensor แต่ละตัวเพื่อให้ตรงกับความต้องการที่นำไปใช้

2.นำ Sensor ที่ได้ไปทำการ calibration

3.1.1 ทำการสอบเทียบ (Calibration)

1.ทำเอกสารติดต่อขอใช้เครื่องมือของภาคโยธา

2.การใช้เครื่องมือวัดแรงกดโอริง (O-Rings) ในการใช้เครื่องมือต้องมีการคำนวณหาจำนวนช่องเพื่อให้ได้แรงกดตามที่ต้องการ



รูปที่ 3.1 เครื่องมือวัดแรงกดโอริง (O-Rings)

ขั้นตอนการสอบเทียบ (Calibration)

1.นำ Sensor Flexiforce 100 lb มาวัดเพื่อหาค่า R ที่เปลี่ยนไปตามแรงกดที่เพิ่มขึ้นจาก 0 ถึงค่ามากสุดที่ Sensor จะรับแรงกดได้และทำการลดแรงกดจากค่ามากไปค่าน้อยวัดค่า Rที่ได้แล้วบันทึกผลการทดลอง

2.ทำการทดลองซ้ำ 2 รอบ แล้วเปลี่ยนตัวSensorเป็นหัวกลมเล็ก และสี่เหลี่ยมตามลำดับ

3.นำผลการทดลองที่ได้มาพล็อตกราฟระหว่างค่า R และค่าแรงกด

4.เปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้กับผลทางทฤษฎี

3.2 การทดลองตอนที่ 2 การใช้งานโปรแกรม Matlab & Simulink

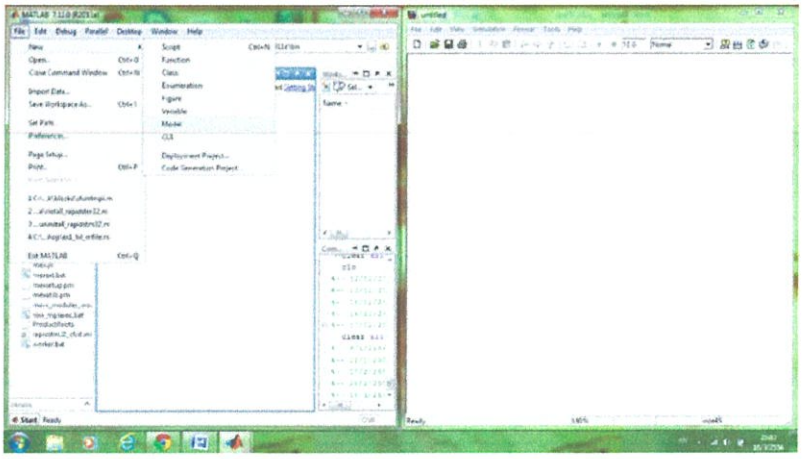
1.ติดตั้ง MATLAB & Simulink และ Keil

2.เลือกMicrocontrollers ชนิด Fioboard

3.เขียนโฟร์ชาร์ตการทำงานของโปรแกรม

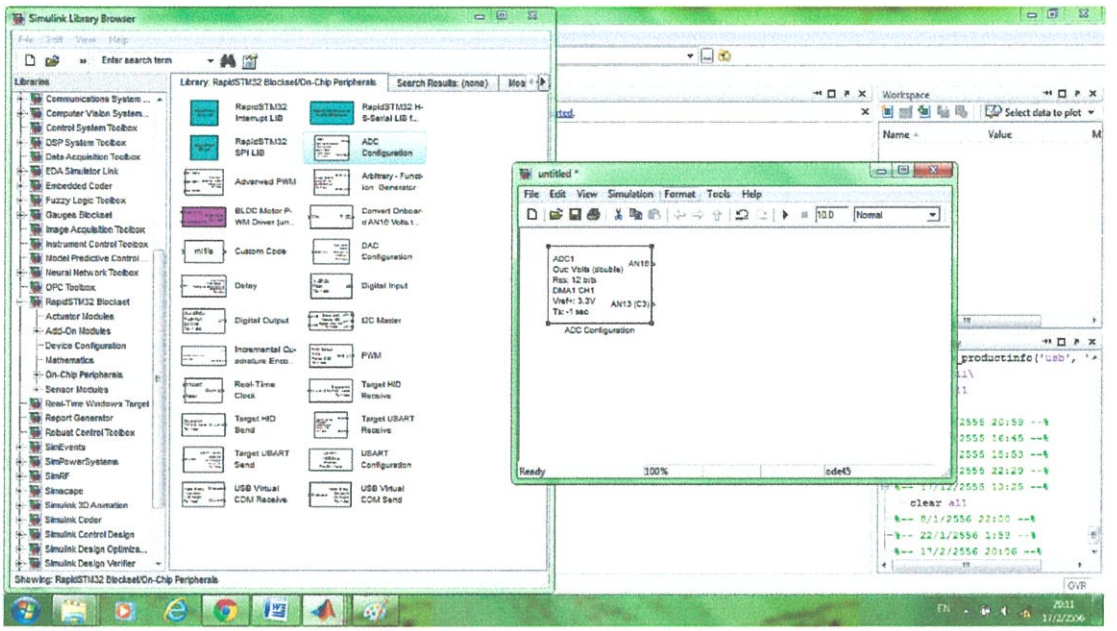
3.3 ตอนที่ 3 การออกแบบวงจร Simulink

1.เปิดโปรแกรม Matlab แถบเมนูเลือก File New แล้วModel เราจะได้หน้าจอสำหรับการเขียน Simulink ตามภาพ



รูปที่ 3.2 หน้าจอสำหรับการเขียน Simulink

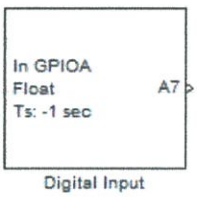
2. เลือก Library สำหรับการเลือก Block มาต่อเป็นวงจร ตามภาพ



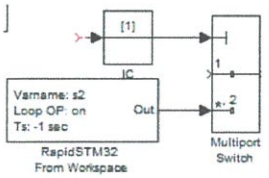
รูปที่ 3.3 หน้าจอแสดง Library Block สำหรับนำมาสร้างวงจร

3. Block ที่ผู้จัดทำนำมาใช้ประกอบเป็นวงจรได้แก่

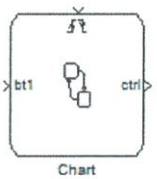
3.1 ส่วนอินพุต



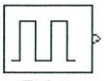
Digital input สัญญาณเข้าจากสวิตช์



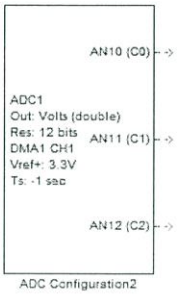
Block สำหรับชุดคำสั่งสวิตช์



Block สำหรับชุดคำสั่งการตั้งค่า



Block สำหรับสร้างสัญญาณ

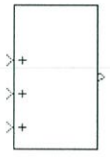


Block รับสัญญาณจากเซ็นเซอร์ เป็นสัญญาณ Signal

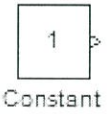
3.2 ส่วนประมวลผล

Block สำหรับการนำค่ามาคูณกัน

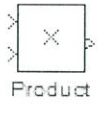
Block สำหรับเป็นตัวเปรียบเทียบค่า



Block สำหรับการนำค่ามาบวกกัน

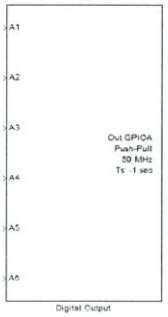


Block สำหรับค่าคงที่

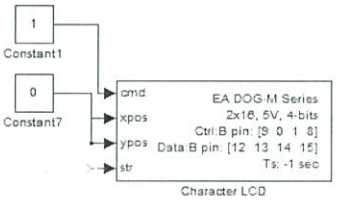


Block สำหรับนำค่ามาคูณเป็นเปอร์เซ็นต์

3.3 ส่วนเอาท์พุต



Block สำหรับการแสดงผลออกเป็น LED และลำโพง



Block สำหรับการแสดงผล output บนจอ LCD

3.4 ส่วนเชื่อมต่อคอม

Block สำหรับเชื่อมกับสาย USB

Block สำหรับเชื่อมต่อกับ Fio Board

3.4 ตอนที่ 4 การทดสอบอุปกรณ์

วิธีการทดลอง

1.ศึกษาการกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาต

2.ทำการทดสอบอุปกรณ์ก่อนไปโรงพยาบาล

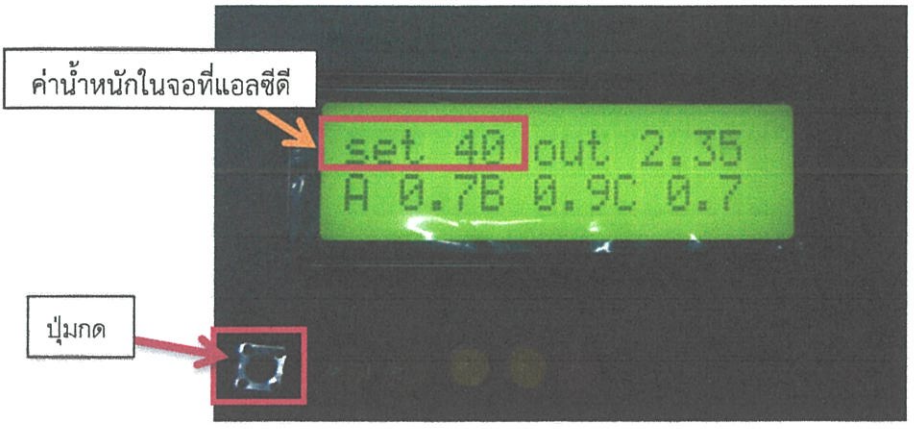
3.นำอุปกรณ์ที่เสร็จแล้วไปทดสอบที่โรงพยาบาลสิรินธรกับผู้ป่วยอัมพาต

4.ทำการทดสอบอุปกรณ์และบันทึกผล

รูปที่ 3.4 แสดงการกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาต

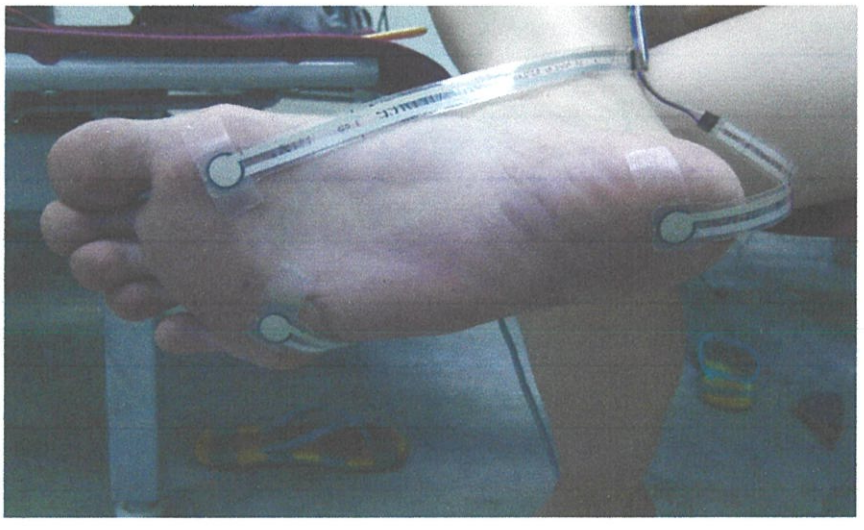
3.5 ตอนที่ 5 วิธีใช้เครื่องมือกายภาพ

1. ตั้งค่าที่กำหนดซึ่งเป็นน้ำหนักตามที่แพทย์กำหนดโดยกดปุ่มสีดำที่อยู่บนตัวเครื่องและดูค่าน้ำหนักในจอที่แอลซีดี ซึ่งมีตำแหน่งดังรูป

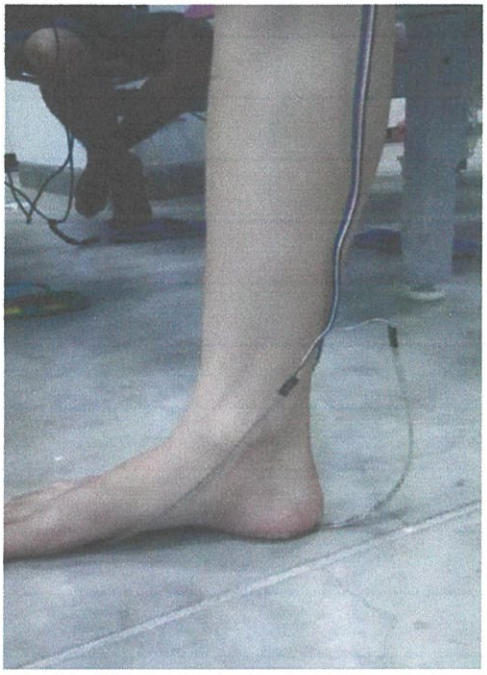


รูปที่ 3.5 ตำแหน่งปุ่มกดในการตั้งค่าน้ำหนักและจอแสดงการตั้งค่า

2. นำเซนเซอร์มาติดที่เท้าตามตำแหน่งในรูป

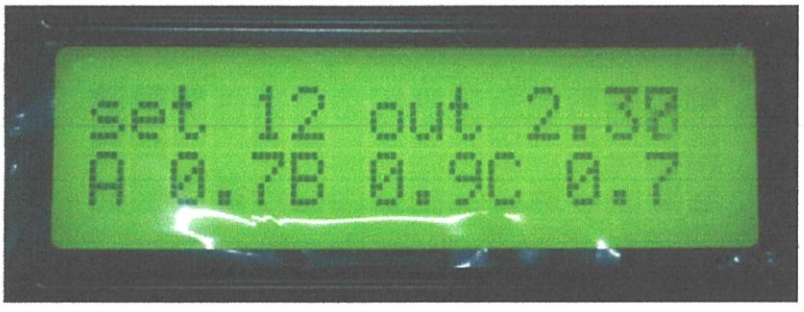


รูปที่ 3.6 ตำแหน่งที่นำเซนเซอร์ไปติดที่เท้า



รูปที่ 3.7 แสดงภาพการยืนหลังจากติด sensors ที่เท้า

3. ดูค่าที่แสดงผลน้ำหนักในแต่ละจุดของเท้าบนหน้าจอแสดงผลแอลซีดีและผลรวมของน้ำหนักเท้าทั้งหมด ตามรูป



รูปที่ 3.8 จอแสดงผล

บทที่ 4
ผลการทดลอง

4.1 ตอนที่ 1 คุณสมบัติของ Force Sensors ทั้ง 3 แบบ

4.1.1 Sensor ชนิด 100 lb ยาว 6 นิ้ว

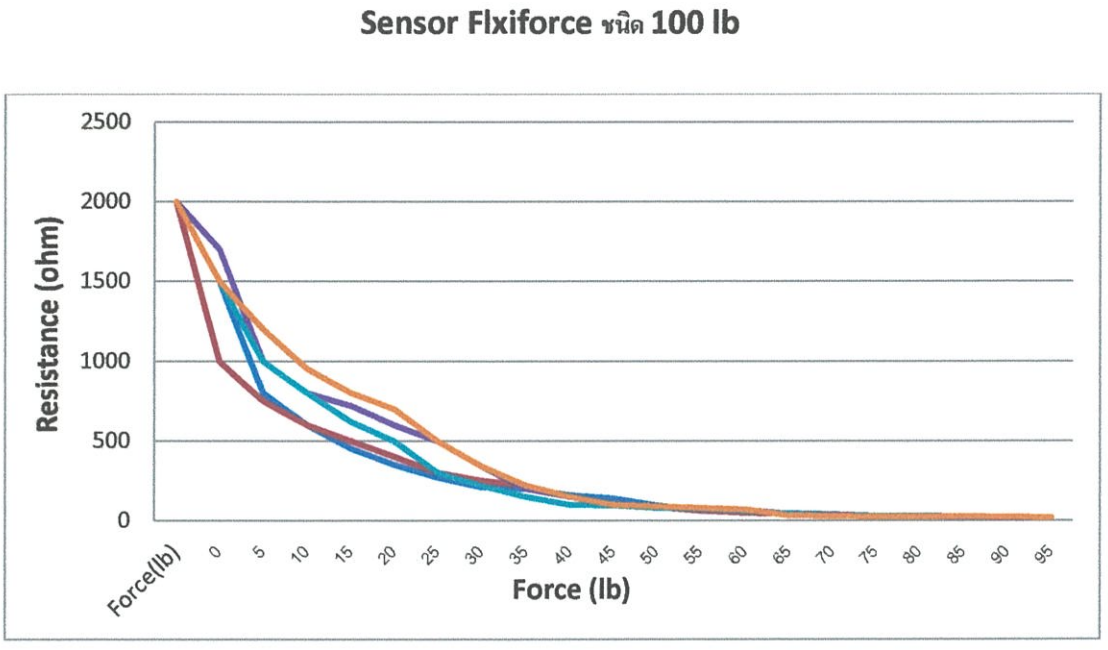
ตารางที่ 4.1 แสดงค่าความต้านทานของ Sersor FlexiForce ชนิด 100 lb ในแต่ละแรงกด

Force(kg)	Force(lb)	ค่าRครั้งที่1(K-Ohm)	ค่าRครั้งที่2(K-Ohm)	ค่าRครั้งที่3(K-Ohm)
0.00	0	2000.00	2000.00	2000.00
2.26	5	1500.00	1000.00	1000.00
4.53	10	800.00	750.00	900.00
6.80	15	600.00	600.00	700.00
9.07	20	450.00	500.00	500.00
11.34	25	350.00	400.00	450.00
13.60	30	270.00	300.00	300.00
15.87	35	210.00	250.00	270.00
18.10	40	200.00	220.00	225.00
20.40	45	160.00	150.00	170.00
22.67	50	140.00	100.00	110.00
24.94	55	95.00	85.00	80.00
27.21	60	65.00	62.50	65.00
29.40	65	52.50	50.00	50.00
31.75	70	45.00	42.00	42.00
34.00	75	38.00	34.00	35.00
36.28	80	31.00	30.00	30.00
38.55	85	28.00	27.00	28.00
40.82	90	24.00	24.00	23.00
43.09	95	22.00	22.00	23.00
45.35	100	19.00	21.00	20.00

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความต้านทานของ Sersor FlexiForce ชนิด 100 lb ในแต่ละแรงปล่อย

Force(kg)	Force(lb)	ค่าRครั้งที่1(K-Ohm)	ค่าRครั้งที่2(K-Ohm)	ค่าRครั้งที่3(K-Ohm)
45.35	100	19.50	20	20
43.09	95	21	22	22
40.82	90	23	25	24
38.55	85	24	27	26
36.28	80	26	28	27
34.00	75	30	30	29
31.75	70	42	42	34
29.40	65	67	60	68
27.21	60	70	78	80
24.94	55	85	80	90
22.67	50	100	95	100
20.40	45	150	100	150
18.10	40	200	150	220
15.87	35	340	220	340
13.60	30	500	300	500
11.34	25	600	500	700
9.07	20	720	620	800
6.80	15	800	800	950
4.53	10	1,000	1,000	1,200
2.26	5	1,700	1,500	1,500
0.00	0	2,000	2,000	2,000

เมื่อนำผลการทดลองจากตารางที่ 4.1 และ 4.2 มาพล็อตกราฟจะแสดงได้ดังรูป



รูปที่4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าความต้านทาน **Sensor Flxiforce ชนิด 100 lb**

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าความต้านทาน Sensor Flxiforce ชนิด 100 lb จะเห็นได้ว่าเมื่อมีแรงกระทำต่อ Sensor ผลที่ได้จะทำให้ค่าความต้านทานมีค่าลดลง จากกราฟนั้นสังเกตเห็นว่า ค่าRแรงกดครั้งที่ 1 – 3 ที่ได้นั้นมีค่าที่ใกล้เคียงกันมาก ส่วนค่า R แรงปล่อยครั้งที่1-3 ต่างกันเล็กน้อย เมื่อนำกราฟค่า R แรงกดกับกราฟค่า R แรงปล่อยมาเปรียบเทียบกัน ทางผู้จัดทำจะได้ค่า Historistic ที่แสดงให้เห็นถึงความต่างระหว่างค่า R แรงกดและค่า R แรงปล่อยซึ่งแสดงให้เห็นถึงความต่างค่อนข้างเล็กน้อย โดยค่าวามต่างนี้จะบอกถึงประสิทธิภาพของเซ้นเซอร์ แสดงให้เห็นว่า Sensor Flxiforce ชนิด 100 lb มีประสิทธิภาพดี

4.1.2 Sensor ชนิด 100 g – 10Kg ยาว 2 นิ้ว แบบสี่เหลี่ยม

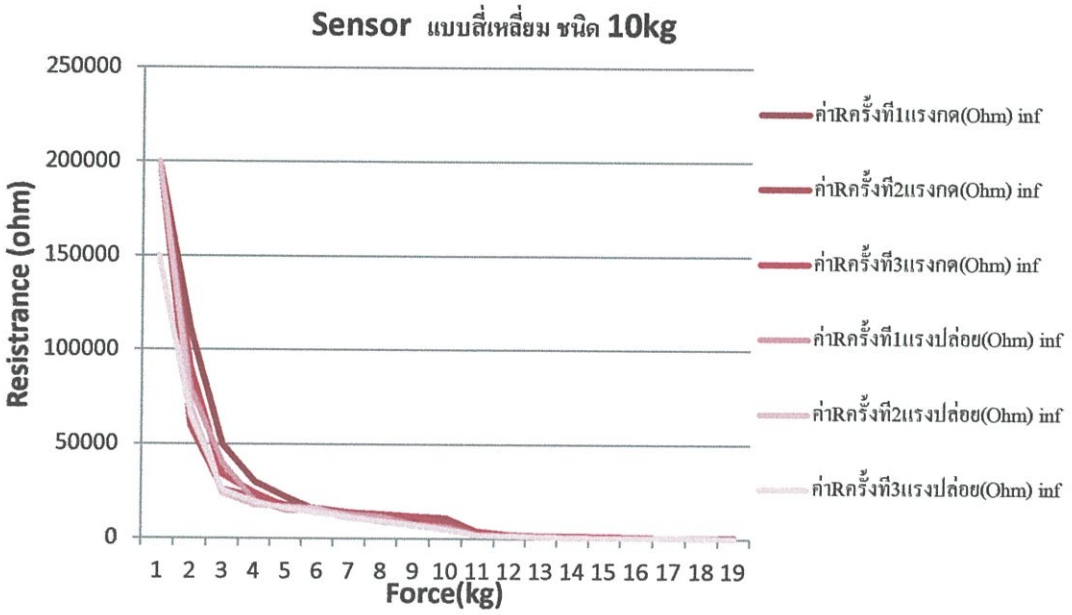
ตารางที่ 4.3 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบสี่เหลี่ยม ชนิด 10 kg ในแต่ละแรงกด

Force(kg)	ค่าRครั้งที่1(Ohm)	ค่าRครั้งที่2(Ohm)	ค่าRครั้งที่3(Ohm)
0.00	inf	inf	Inf
0.10	200000	200000	200000
0.20	110000	60000	90000
0.30	50000	26000	34000
0.40	30000	22000	24000
0.50	22000	18000	17000
0.60	15000	16000	14000
0.70	12000	14000	12500
0.80	12000	13000	12000
0.90	10000	12000	12000
1.00	8500	11000	8000
2.00	4000	3600	3800
3.00	2200	2100	2300
4.00	1700	1700	1750
5.00	1500	1300	1600
6.00	1200	1100	1300
7.00	1000	950	1100
8.00	800	750	850
9.00	700	650	700
10.00	650	550	600

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบสี่เหลี่ยม ชนิด 10 kg ในแต่ละแรงปล่อย

Force(kg)	ค่าRครั้งที่1(Ohm)	ค่าRครั้งที่2(Ohm)	ค่าRครั้งที่3(Ohm)
10.00	600	500	550
9.00	650	550	600
8.00	700	650	650
7.00	800	700	720
6.00	950	800	850
5.00	1100	900	1050
4.00	1400	1100	1350
3.00	1800	1500	1600
2.00	2300	2000	2400
1.00	6500	5000	5100
0.90	8000	7500	7000
0.80	12000	9000	9500
0.70	13000	12000	11000
0.60	15000	16000	14000
0.50	15000	17000	16000
0.40	20000	18000	19500
0.30	40000	24000	26000
0.20	80000	70000	65000
0.10	200000	200000	150000
0.00	inf	inf	Inf

เมื่อนำผลการทดลองจากตารางที่ 4.3 และ 4.4 มาพล็อตกราฟจะแสดงได้ดังรูป



รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทาน **Sensor แบบสี่เหลี่ยม 10kg**

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทาน Sensor แบบสี่เหลี่ยม 10kg กราฟนั้นสังเกตเห็นว่า ค่าRแรงกดครั้งที่ 1 – 3 ที่ได้นั้นมีค่าที่ใกล้เคียงกัน ส่วนค่า R แรงปล่อยครั้งที่1-3 นั้นก็เช่นเดียวแต่ถ้านำกราฟค่า R แรงกดกับกราฟค่า R แรงปล่อยมาเปรียบเทียบกัน ทางผู้จัดทำจะได้ค่า Historistic ที่แสดงให้เห็นถึงความต่างระหว่างค่า R แรงกดและค่า R แรงปล่อย ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความต่างที่น้อยมาก โดยค่าวามต่างนี้จะบอกถึงประสิทธิภาพของเซ็นเซอร์ แสดงว่า Sensor แบบสี่เหลี่ยม 10kg มีประสิทธิภาพดีเยี่ยม

4.1.3 Sensor ชนิด 100 g – 10Kg ยาว 2 นิ้ว แบบวงกลม

ตารางที่ 4.5 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบหัวกลม ชนิด 10kg ในแต่ละแรงกด

Force(kg)	ค่าRครั้งที่1(Ohm)	ค่าRครั้งที่2(Ohm)	ค่าRครั้งที่3(Ohm)
0.00	inf	inf	inf
0.10	10000	10100	9500
0.20	5000	4500	5000
0.30	4500	3600	4000
0.40	3800	3400	3400

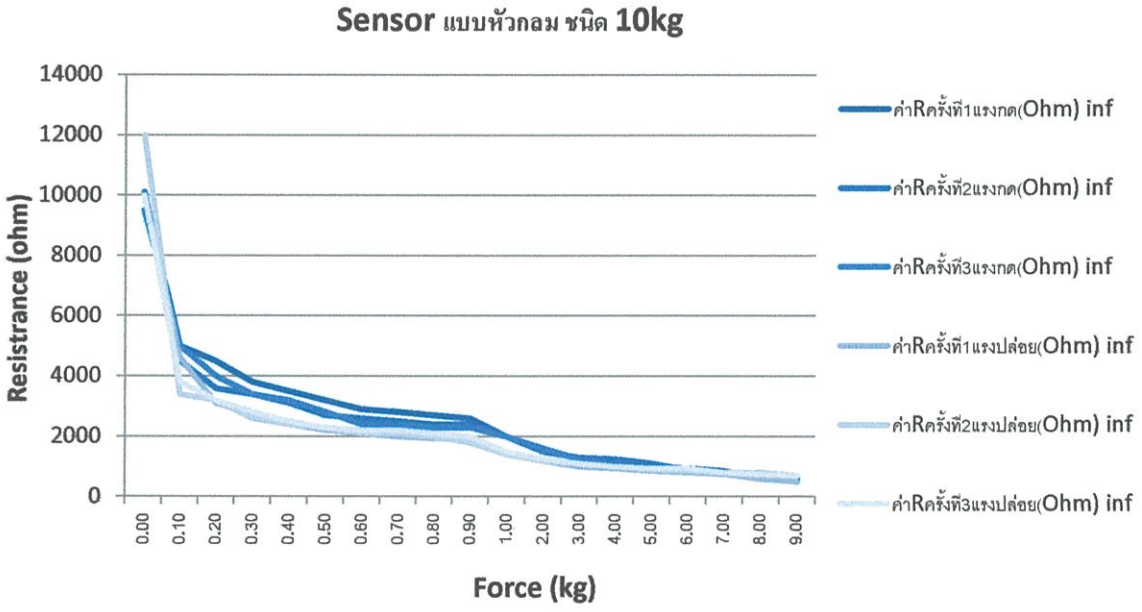
0.50	3500	3100	3200
0.60	3200	2700	2800
0.70	2900	2600	2400
0.80	2800	2500	2400
0.90	2700	2400	2300
1.00	2600	2400	2300
2.00	2000	2000	2000
3.00	1500	1500	1600
4.00	1300	1300	1250
5.00	1200	1250	1050
6.00	1000	1100	900
7.00	950	900	850
8.00	850	800	800
9.00	600	700	750
10.00	500	600	700

ตารางที่ 4.6 แสดงค่าความต้านทานของ Sensor แบบหัวกลม ขนิด 10kg ในแต่ละแรงปล่อย

Force(kg)	ค่าRครั้งที่1(Ohm)	ค่าRครั้งที่2(Ohm)	ค่าRครั้งที่3(Ohm)
10.00	500	700	700
9.00	600	800	750
8.00	750	800	800
7.00	800	850	950
6.00	850	900	950
5.00	950	1000	1000
4.00	1000	1100	1100
3.00	1200	1200	1250
2.00	1400	1400	1500
1.00	1900	1800	2000
0.90	1950	2000	2100
0.80	2000	2100	2200
0.70	2100	2100	2200
0.60	2200	2300	2300

0.50	2400	2400	2500
0.40	2750	2600	2800
0.30	3100	3200	3200
0.20	4600	3400	3800
0.10	10000	12000	10000
0.00	inf	inf	inf

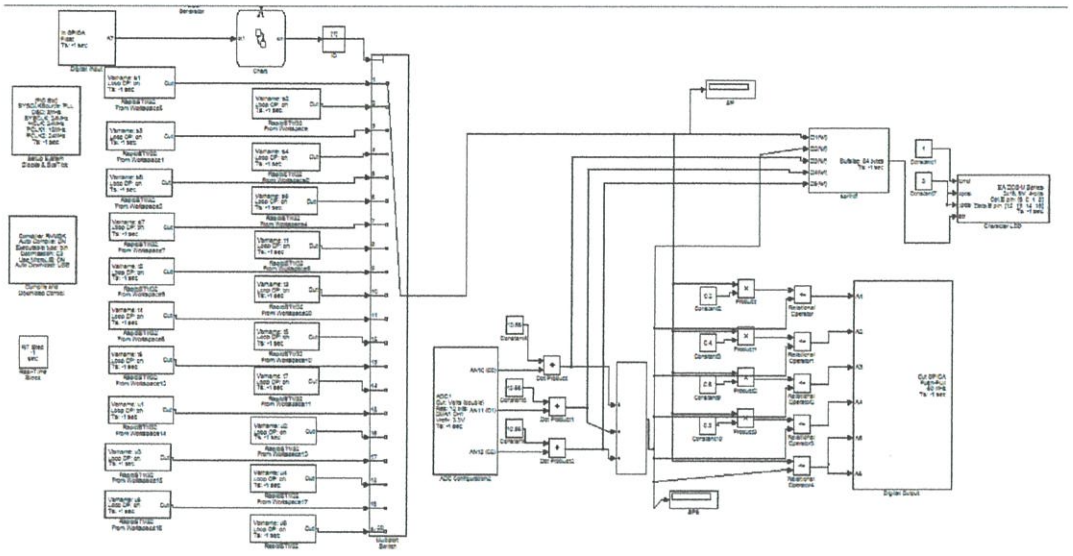
เมื่อนำผลการทดลองจากตารางที่ 4.5 และ 4.6 มาพล็อตกราฟจะแสดงได้ดังรูป



รูปที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทาน Sensor แบบหัวกลม ชนิด 10kg

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับค่าความต้านทาน Sensor แบบหัวกลม ชนิด 10kg กราฟนั้นสังเกตเห็นว่า ค่าRแรงกดครั้งที่ 1 – 3 ที่ได้นั้นมีค่าที่ใกล้เคียงกัน ส่วนค่า R แรงปล่อยครั้งที่1-3 นั้นก็เช่นเดียวแต่ถ้านำกราฟค่า R แรงกดกับกราฟค่า R แรงปล่อยมาเปรียบเทียบกัน ทางผู้จัดทำจะได้ค่า Historistic ที่แสดงให้เห็นถึงความต่างระหว่างค่า R แรงกดและค่า R แรงปล่อย ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความต่างที่น้อยมาก โดยค่าวามต่างนี้จะบอกถึงประสิทธิภาพของเซ็นเซอร์ แสดงว่า Sensor แบบหัวกลม 10kg มีประสิทธิภาพดีเยี่ยม

4.2 ตอนที่ 2 การออกแบบโปรแกรม

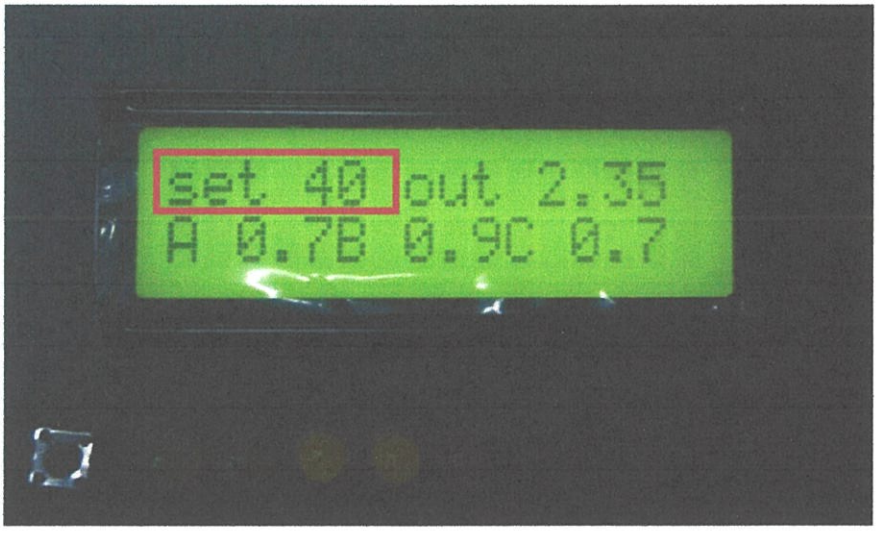


รูปที่ 4.4 แสดงโปรแกรม Simulink ที่ใช้ในอุปกรณ์

ผลที่ได้ของวงจรคือ

1. สามารถตั้งค่าเกณฑ์น้ำหนักที่ต้องการได้ในช่วง 0 – 40 kg ดังภาพ

รูปที่ 4.5 แสดงช่วงน้ำหนักที่ต้องการโดยเริ่มที่ 0 kg



รูปที่ 4.6 แสดงช่วงค่าน้ำหนักที่ต้องการโดยระดับสูงสุดคือ 40 kg

2. สามารถแสดงค่าน้ำหนักที่ผู้ป่วยออกแรงกดได้ถึง 3 จุดโดยแสดงออกหน้าจอ LCD ดังภาพ

รูปที่ 4.7 แสดงค่าของ Sensor ทั้งสามจุด

3. สามารถแสดงผลได้ 3 แบบ คือ

    3.1 แสดงค่าออกทางหน้าจอ LCD

    3.2 แสดงค่าผ่านผลอดไฟ LED ซึ่งหลอดไฟจะสว่างเมื่อน้ำหนักถึงเกณฑ์ที่กำหนดซึ่งจะไล่ระดับจากสีเขียว 2 ดวง สีเหลือง 2 ดวงและสีแดง 1 ดวง

3.3 แสดงสัญญาณเสียงผ่านลำโพง บัซเซอร์ เมื่อระดับน้ำหนักที่กดถึงระดับสูงสุดลำโพงจะส่งเสียงออกมา

รูปที่ 4.8 แสดงแสงจาก LED และลำโพง

4.3 การทดสอบก่อนไปโรงพยาบาล

4.3.1 ท่ายืน

ตารางที่ 4.7 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 43 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.8	1.0	0.55	2.35
2	0.7	1.2	0.55	2.45
3	0.6	1.7	0.6	2.9
4	0.6	0.8	0.5	1.9
5	0.62	0.5	0.5	1.62
6	1.1	0.8	0.5	2.4
7	0.6	1.1	0.4	2.1
8	0.6	2.1	0.4	3.1
9	0.6	0.9	0.4	1.9
10	0.6	1.0	0.4	2.0

ตารางที่ 4.8 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 61 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.7	1.3	1.6	3.6
2	0.7	1.2	1.4	3.3
3	0.6	1.2	1.3	3.1
4	0.6	1.3	1.3	3.2
5	0.6	1.2	1.2	3.0
6	0.6	1.2	1.1	2.9
7	0.6	1.0	1.0	2.6
8	0.6	1.4	0.9	2.9
9	0.6	1.0	0.9	2.5
10	0.6	1.0	0.8	2.4

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 69 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.6	0.8	0.7	2.1
2	0.6	0.9	0.8	2.3
3	0.7	0.8	0.7	2.2
4	0.6	0.8	0.7	2.1
5	0.6	0.8	0.7	2.1
6	0.6	0.9	0.6	2.1
7	0.7	1.1	0.6	2.4
8	0.6	1.5	0.6	2.7
9	0.6	0.8	0.6	2.0
10	0.6	0.8	0.6	2.0

ตารางที่ 4.10 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 54 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.8	1.1	1.2	3.1
2	0.7	1.0	1.2	2.9
3	0.7	1.6	1.0	3.3
4	0.7	1.5	0.8	3.0
5	0.7	1.0	0.8	2.5
6	0.8	1.0	0.8	2.6
7	0.7	2.2	0.8	3.7
8	0.7	0.9	0.6	2.2
9	0.7	1.5	0.7	2.9
10	0.7	0.9	0.6	2.2

ตารางที่ 4.11 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 62 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.5	1.1	0.7	2.3
2	0.5	1.1	0.8	2.4
3	0.6	1.0	0.7	2.3
4	0.5	1.0	0.7	2.2
5	0.6	1.2	0.6	2.4
6	0.5	1.7	0.7	2.9
7	0.5	1.2	0.7	2.4
8	0.5	1.1	0.7	2.3
9	0.5	0.9	2.0	3.4
10	0.5	0.9	1.1	2.5

ตารางที่ 4.12 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 53 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.7	0.8	0.7	2.2
2	0.5	1.1	0.7	2.3
3	0.6	0.9	0.8	2.3
4	0.5	0.9	0.7	2.1
5	0.6	1.0	0.7	2.3
6	0.5	0.9	0.8	2.2
7	0.9	0.8	0.7	2.4
8	0.5	1.1	0.7	2.3
9	0.5	1.4	0.8	2.7
10	0.5	1.0	0.7	2.3

ตารางที่ 4.13 แสดงผลการทดลองของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 67 kg

No.	Sensor A	Sensor B	Sensor C	ผลรวมน้ำหนัก(kg)
1	0.5	0.9	0.6	2.0
2	0.5	0.7	0.6	1.8
3	0.4	0.7	0.6	1.7
4	0.4	0.9	0.6	1.9
5	0.4	0.8	0.6	1.8
6	0.4	0.7	0.6	1.7
7	0.4	0.7	0.6	1.7
8	0.4	1.0	0.6	2.0
9	0.4	0.7	0.6	1.7
10	0.4	0.7	0.6	1.7

บทที่ 5

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

ตอนที่ 1 sensor

ผลจากกราฟแสดงให้เห็นค่า Characteristics ของ sensors ซึ่ง Sensor แต่ละตัวที่เราได้ทดลองมีความแตกต่างกันเช่น ขอบเขตการรับน้ำหนัก พื้นที่ผิวสัมผัส รวมถึงความไวต่อการรับค่า ซึ่ง sensors ที่ผู้จัดทำเลือกใช้คือ Flexiforce sensor โดย sensor ตัวนี้มีขอบเขตของการรับน้ำหนักที่มาก คือ 100 lb หรือประมาณ 44 kg ซึ่งมีความไวระดับหนึ่งแต่พื้นที่สัมผัสมีขนาดเล็ก

ตอนที่ 2 การออกแบบโปรแกรม

โปรแกรมที่ผู้จัดทำเลือกใช้ในการทำโครงงานนี้คือ MATLAB & Simulink ซึ่งการที่ผู้จัดทำเลือกโปรแกรมนี้เพราะทางผู้จัดทำได้ใช้ Fio broad มี CPU เป็น arm ซึ่งโปรแกรมนี้สามารถควบคุมการทำงานของ Inputซึ่งมีการรับค่าจากแรงกดบนจุดของฝ่าเท้า และแสดงผลทาง Output ได้ 3 แบบ คือ หลอดLED จอแสดงผลLCD และเสียงเตือน

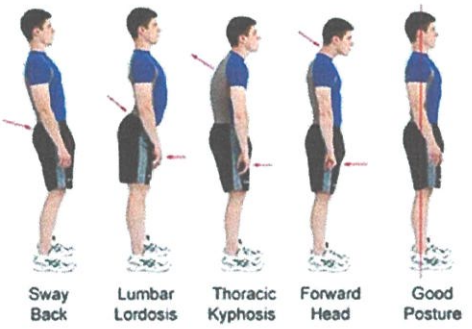
ตอนที่ 3 การแสดงผล

จะมีการแสดงผลทาง Output ได้ 3 แบบได้แก่ หลอดLED ซึ่ง หลอดLED จะมี 3 สีคือ เขียว 2 หลอด เหลือง 2 หลอด แดง 1 หลอด โดยสีเขียวจะมีไฟติดเมื่อมีแรงกดอยู่ในช่วง 2-4% สีเหลืองจะมีไฟติดเมื่อมีแรงกดอยู่ในช่วง 6-8% สีแดงจะมีไฟติดเมื่อมีแรงกดมากกว่า8% การแสดงเรื่องเสียง จะมีเสียงเตือนเมื่อมีแรงกดมากกว่า8% เช่นกัน ส่วนการแสดงผลทางจอLCD มีการแสดงค่าต่างๆคือ set แสดงช่วงน้ำหนักที่ต้องการของผู้ป่วย out แสดงค่าผลรวมของน้ำหนักทั้ง 3 จุดและA B C แสดงค่าแรงกดของSensorsแต่ละตัว

ตอนที่ 4 การทดสอบอุปกรณ์

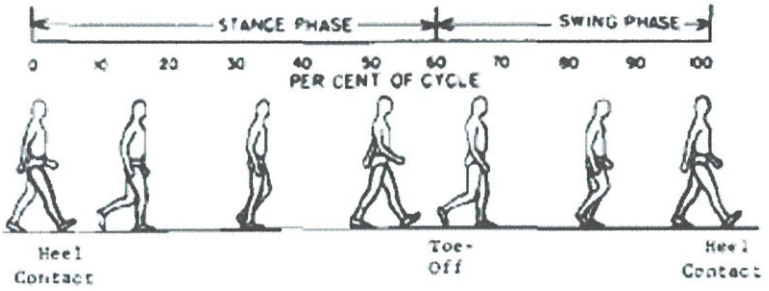
ในการทดสอบอุปกรณ์ก่อนไปโรงพยาบาล ผู้จัดทำได้แบ่งลักษณะการลงน้ำหนักเป็น 2 ประเภทคือ

1. ท่ายืน



รูปที่ 5.1 แสดงท่าการยืนที่ถูกต้อง

2. ท่าเดิน



รูปที่ 5.2 แสดงท่าการเดิน

ท่ายืนในที่นี้หมายถึงการยืนตัวตรงตามธรรมชาติโดยลงน้ำหนักเท่าๆกันทั้ง 2 เท้า จากการทดสอบอุปกรณ์พบว่าการกระจายแรงของเท้าส่งผลให้ sensor รับน้ำหนักได้ส่วนหนึ่งเท่านั้นเนื่องจากเท้ามีขนาดใหญ่กว่า sensors ทำให้การลงน้ำหนักแต่ละจุดเกิดการสูญเสียเป็นอย่างมาก ทำให้ค่าน้ำหนักที่ทดสอบไม่ใช่ค่าน้ำหนักจริงของผู้ทดสอบแต่เป็นค่าน้ำหนักเฉพาะจุดที่กดลงกับ sensors

ท่าเดินนั้นหมายถึงการเดินตามธรรมชาติ แบ่งได้เป็น 2 กรณีคือ การเดินแบบเปิดส้นกับการลงน้ำหนักด้วยส้นเท้า ในกรณีแรกจุดที่สัมผัสส่วนใหญ่คือ บริเวณจมูกเท้ากับโคนนิ้วก้อย จากผลทดสอบสังเกตได้ว่า การลงน้ำหนักที่บริเวณจมูกเท้าจะมากที่สุด บริเวณโคนนิ้วก้อยจะลดลงส่วนบริเวณส้นเท่านั้นค่าที่ได้จะเกือบเป็นศูนย์เนื่องจากมีแรงกระทำน้อยมาก ส่วนกรณีการลงน้ำหนักด้วยส้นเท้านั้น บริเวณส้นเท้าจะมีค่าการลงน้ำหนักที่สูงมาก ส่วนบริเวณจมูกเท้าและโคนนิ้วก้อยจะมีค่าเกือบเป็นศูนย์เพราะมีแรงกระทำที่ไม่สูงมาก

5.2 วิจารณ์การทดลอง

ตอนที่ 1 Sensors

จากผลการทดสอบอุปกรณ์ sensor ที่ใช้มีข้อผิดพลาดหลายประการเช่น มีพื้นที่ผิวสัมผัสที่น้อย ทำให้เกิดการสูญเสียของแรงที่มากระทำค่อนข้างมาก มีการใช้งานที่ต้องระมัดระวังเป็นอย่างมาก เนื่องจากอุปกรณ์เสียหายได้ง่ายและมีราคาแพง ส่วนsensors อีก2 แบบ มีขอบเขตการรับน้ำหนักที่น้อย แต่จากการทดสอบสามารถตอบสนองต่อแรงที่มากระทำได้ไวกว่า

ตอนที่ 2 โปรแกรม Simulink

ในส่วนของการเขียนโปรแกรมกลุ่มของข้าพเจ้าได้หาข้อมูลจากแหล่งต่างๆทำให้การดำเนินการเกิดความล้าช้าเป็นอย่างมาก ในส่วนของโปรแกรมมีข้อผิดพลาดหลายอย่าง เช่น

1.การทำงานของโปรแกรมเกิดข้อผิดพลาดจากการเข้าใจผิดของผู้จัดทำเช่น ตัวโปรแกรมไม่รองรับการทำงานของ Window 7 64 bit ได้ ซึ่งผู้จัดทำใช้เวลานานค่อนข้างนานในการหาข้อผิดพลาด

2.เมื่อเขียนโปรแกรมเสร็จเกิดปัญหาไม่สามารถนำมาใช้จริงได้ เนื่องจากความไม่เหมาะสมของอุปกรณ์กับการใช้งานเช่น โปรแกรมคีบอร์ด เนื่องจากตัวคีบอร์ดมีขนาดใหญ่จึงไม่เหมาะสมกับการพกพา โปรแกรมแสดงผลออกหน้าจอ มีปัญหาหลายอย่างได้แก่ การเว้นวรรคของโค้ดที่ใช้ ถ้าจัดตำแหน่งการวรรคผิด การแสดงค่าออกหน้าจอจะไม่เห็นค่า การจัดลำดับบล็อกโปรแกรมผิดจึงไม่สามารถอัพเดทลงบอร์ดได้ เป็นต้น

3.เมื่อทำการทดสอบโปรแกรมที่สร้างมาต้องแก้ไขหลายส่วนเช่น ไม่สามารถตอบโจทย์ของนักกายภาพได้ เกิดปัญหาจากวงจรไฟฟ้าทำให้ Sensors แสดงค่าที่ไม่ตรงตามความเป็นจริงและไม่นิ่งส่งผลให้การเก็บค่าค่อนข้างลำบาก เกิดการช็อตของอุปกรณ์ทำให้เกิดความเสียหายกับชิ้นงานในหลายจุดได้แก่ Fio broad หน้าจอ LCD เป็นต้น

ตอนที่ 3 การทดสอบและการเก็บค่า

1.ในส่วนของการเก็บค่า ผู้จัดทำเกิดความเข้าใจผิดว่า ค่าที่ออกมาต้องเป็นค่าน้ำหนักที่แท้จริงของผู้ทดสอบแต่ค่าที่ได้จากการทดลองเป็นค่าที่ sensor รับมาจากแต่ละจุดซึ่งเกิดการสูญเสียเป็นอย่างมากเนื่องจากตัว sensors มีพื้นที่ผิวสัมผัสที่เล็กและบริเวณฝ่าเท้าของคนจะมีความนิ่มและจุดที่สัมผัสต่างกันทำให้เกิดการสูญเสียจากสิ่งแวดล้อมเป็นอย่างมาก โดยกลุ่มของข้าพเจ้าได้จัดทำแผ่นอะคริลิคขนาดเท่าหัว sensor มาช่วย ส่งผลให้การลงน้ำหนักค่อนข้างยอมรับได้มากขึ้น

2.เกิดปัญหาจากจุดลงน้ำหนักที่เท้าแต่ละคนไม่ตรงกันทำให้ก่อนการทดสอบต้องหาจุดลงน้ำหนักของผู้เข้าทดสอบอุปกรณ์ทุกครั้ง

3.ในการเก็บค่าการกระจายแรงของน้ำหนักควรใช้ sensors ที่มีพื้นที่ผิวสัมผัสขนาดใหญ่และสามารถบอกถึงการลงน้ำหนักทั้งเท้าได้

เอกสารอ้างอิง

[1] http://www.aimagin.com/learnth/index.php

[2] http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors

[3] http://www.youtube.com/watch?v=df2G0FhUgqg&list=PL56889D634AA5774A &index=1&feature=plpp_video

[4] http://www.trossenrobotics.com/flexiforce-1lb-resistive-force-sensor-kit.aspx

[5] http://www.aimagin.com/learn/index.php/Getting_Ready

[6] https://www.facebook.com/fioboard?fref=ts

[7] http://www.thaimedmedia.com/media/pmr/walker.mp4

[8] ทีมงานสมาร์ทเอิร์นนิ่ง. (2551) "Altium Design6" ครั้งที่1 สำนักพิมพ์ วี.ซี.พี.ซัคเซสกรุ๊ปหจก.

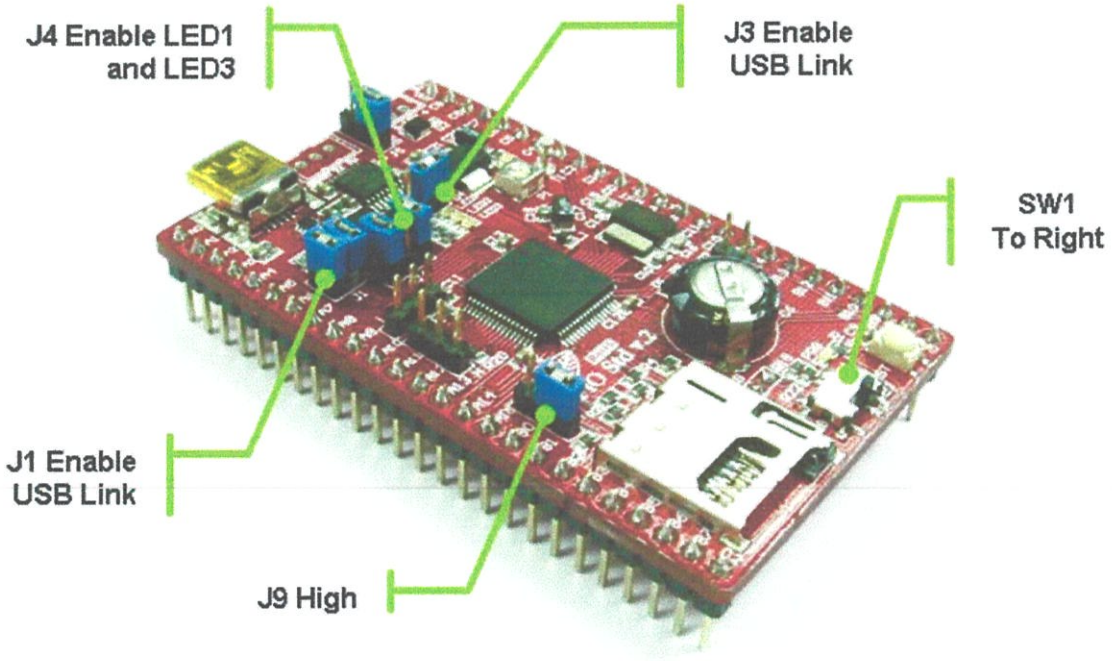
ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

วิธีการติดตั้งและการใช้งานบอร์ด FIO RapidSTM32

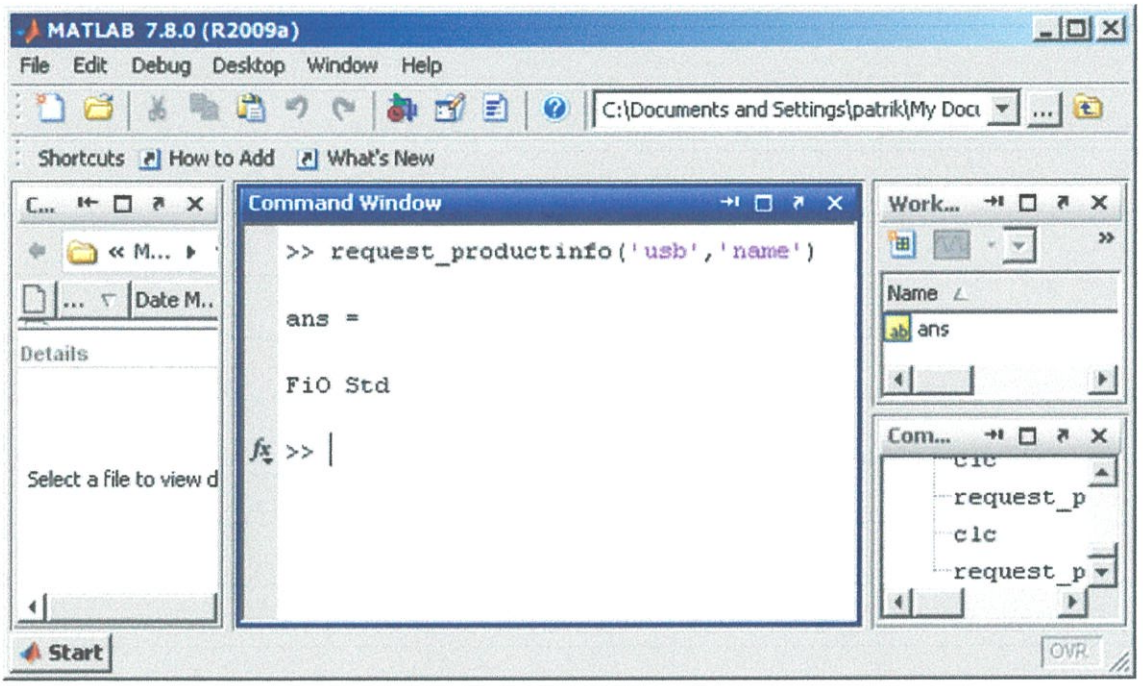
ขั้นตอนเตรียมการใช้งานบอร์ด FiO RapidSTM32

1. เตรียมคอมพิวเตอร์ PC หรือ Notebook ที่มีระบบปฏิบัติการ 32 bits หรือ 64 bits
2. ติดตั้งโปรแกรม Matlab Version2009a(7.8) 32 bits หรือเวอร์ชั่นที่ใหม่กว่าเท่านั้น เพื่อใช้งานกับ RapidSTM32
3. ติดตั้ง RapidSTM32 Blockset version 0..3.6.1 หรือเวอร์ชั่นที่ใหม่กว่า
4. ติดตั้งโปรแกรม RealView MDK for ARM Version 4.0 เพื่อให้คอมพวิเตอร์สื่อสารกับบอร์ด RapidSTm32
5. ติดตั้ง Microsoft .NET Framework 3.5
6. ทำการเชื่อมต่อบอร์ด RapidSTM32 ด้วยสาย USB โดยตั้งค่า Switch และ Jumper ตามรูปที่ ก.1



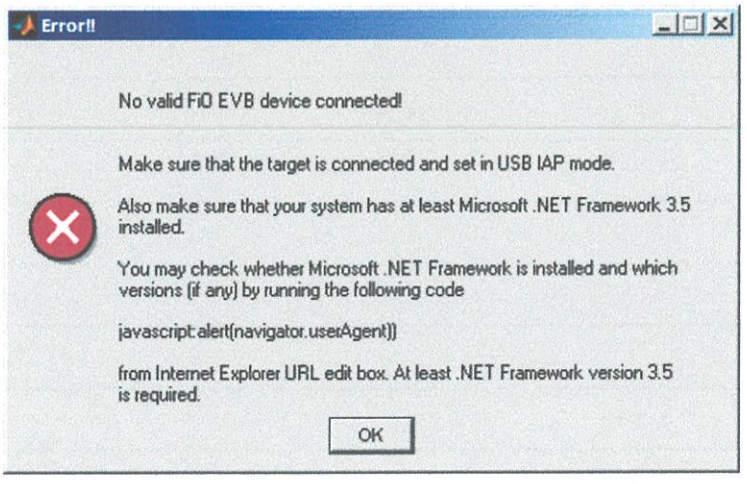
รูปที่ ก.1 การตั้งค่า Switch และ Jumper ของบอร์ด RapidSTM32

7. ทดสอบการเชื่อต่อบอร์ดโดยการใช้คำสั่งในโปรแกรม Matlab โดยการพิมพ์ request_productinfo('usb','name'); หากอยู่ในสถานการณ์เชื่อมต่อจะขึ้นสถานะ ดัง รูปที่ ก.2



รูปที่ ก.2 แสดงสถานการณ์เชื่อมต่อของคอมพิวเตอร์กับบอร์ด FiO RapidSTM32

หากไม่อยู่ในสถานการณ์เชื่อมต่อจะขึ้นข้อความ ดังรูป



รูปที่ ก.3 แสดงสถานะขาดการเชื่อมต่อของคอมพิวเตอร์กับบอร์ด FiO RapidSTM32

ขั้นตอนการใช้งานบอร์ด FiO RapidSTM32

1. หลังจากที่คอมพิวเตอร์เชื่อมต่อกับบอร์ด FiO RapidSTM32 แล้วให้เปิด Simulink จาก Matlab
2. สร้างโมเดลใหม่
3. กำหนดค่าของ Blockset ต่างๆ ดังนี้
   - 3.1 Setup System Clocks & Systick กำหนดค่าเป็น Defaults
   - 3.2 Compile and Download Control กำหนดค่าเป็น Defaults
   - 3.3 ADC Configuration กำหนดค่าเป็น Custom ให้กำหนด Channel Selection เป็น [13] หรือเป็นการป้อนสัญญาณทดสอบเข้าขา C3 และกำหนดค่า Sample Time เท่ากับ 0.05 sec
   - 3.4 DAC Configuration กำหนดค่าเป็น Defaults และเลือก Output Channel เป็น DAC1 หรือกำหนดให้สัญญาณออกที่ขา A4
   - 3.5 Discrete Transfer Function ให้นำเศษของสมการใส่ในช่อง Numerator และนำส่วนของสมการใส่ใน Denominator นอกนั้นกำหนดตาม Defaults
4. เซตค่าที่ Toolbar > Simulation > Configuration Parameters > Code Generator (Real-time Workshop) > เปลี่ยน System Target File เป็น rapidSTM32.tlc > กด OK
5. กด Update Diagram 2 ครั้ง เพื่อให้เวลา Sample Time ของทุก Blockset มีค่าเท่ากัน
6. กด Run Diagram แล้วดู Scope แต่ละจุดและบันทึกผลเพื่อเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จริง
7. กด Increment Build Diagram ลงบอร์ด FiO RapidSTM32 จากนั้นโปรแกรมจะทำการ Build ข้อมูลลงบอร์ด FiO RapidSTM32
8. สับสวิตช์ที่บอร์ด FiO RapidSTM32 ให้อยู่ในโหมด Stand Alone แล้วกด RESET เพื่อให้บอร์ดอยู่ในสถานะการใช้งานจริง
9. จับ Oscilloscope ที่ขา A4 แล้วบันทึกผลเปรียบเทียบกราฟที่ได้กับกราฟจาก Scope ใน Simulink

ภาคผนวก ข.

คู่มือบอร์ด FiO RapidSTM32