

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพกพาโดยใช้แผ่นความจำแบบแฟลช



นายสุรเดช เลิศศิริมงคลสุข

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า


คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2545

ISBN 974-17-1827-6

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

PORTABLE EMG DATA ACQUISITION SYSTEM USING FLASH MEMORY CARD



Mr. Suradech Lertsirimongkolsuk

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2002

ISBN 974-17-1827-6

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพกพาที่ใช้แผ่นความจำแบบแฟลช
โดย	นายสุรเดช เลิศศิริมงคลสุข
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.สมศักดิ์ ปัญญาแก้ว)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ กฤษดา วิศวธีรานนท์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... กรรมการ  
(ศาสตราจารย์ ดร.กิตติ อินทรานนท์)

..... กรรมการ  
(อาจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี)

สุรเดช เลิศศิริมงคลสุข : ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพกพาโดยใช้แผ่นความจำแบบแฟลช. (PORTABLE EMG DATA ACQUISITION SYSTEM USING FLASH MEMORY CARD) อ. ที่ปรึกษา : รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์, 54 หน้า. ISBN 974-17-1827-6.

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ การออกแบบและประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อโดยใช้แผ่นความจำแบบแฟลช ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนฮาร์ดแวร์ และส่วนซอฟต์แวร์ ในส่วนฮาร์ดแวร์ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ ส่วนวงจรวัด ส่วนควบคุม และส่วนเก็บข้อมูล ส่วนวงจรวัดมีทั้งหมด 8 ช่อง แต่ละช่องประกอบด้วย วงจรขยายผลต่าง วงจรกรองผ่านสูง วงจรกรองผ่านต่ำ และวงจรขยายกลับเฟส วงจรวัดทั้งหมดทำเป็นแบบ Surface Mount เพื่อลดขนาดของระบบ วงจรวัดออกแบบให้วัดสัญญาณในช่วงความถี่ 5-1000 Hz และมีอัตราขยายรวม 1280 เท่า ส่วนควบคุมใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 เป็นตัวควบคุมระบบ ทำหน้าที่สุ่มเก็บสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอัตราสุ่ม 2 kHz และบันทึกข้อมูลที่ได้อลงในแผ่นความจำแบบแฟลช ซึ่งใช้เป็นส่วนเก็บข้อมูล ข้อมูลที่เก็บในแผ่นความจำแบบแฟลชสามารถโอนย้ายไปยังคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้โดยง่าย นอกจากนั้นระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อใช้แบตเตอรี่ลิเธียมไอออนขนาด 3.6 V เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับระบบ ในส่วนซอฟต์แวร์ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ ส่วนเก็บข้อมูล ส่วนจัดการข้อมูล และส่วนแสดงการวิเคราะห์ผล ส่วนเก็บข้อมูลเขียนด้วยภาษาแอสเซมบลีของ PIC16F877 ทำหน้าที่สุ่มเก็บข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อจากช่องที่ 1 ไปจนถึงช่องที่ 8 ต่อเนื่องกันไป ด้วยอัตราสุ่มช่องละ 2 kHz ส่วนจัดการข้อมูลเขียนด้วยภาษา C เพื่อใช้ในการแยกข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณ และแปลงค่าจากเลขฐานสอง เป็นค่าแรงดันที่วัดได้จริง ส่วนแสดงการวิเคราะห์ผลทำหน้าที่ในการแสดงผลในรูปแบบกราฟสัญญาณทั้งทางเวลาและทางความถี่ ในส่วนนี้พัฒนาขึ้นโดยการใช้โปรแกรม MATLAB จากการทดสอบระบบพบว่าระบบวัดไม่มีการรบกวนกันระหว่างช่องสัญญาณ และบันทึกข้อมูลได้นาน 34 นาที เมื่อใช้แผ่นความจำแบบแฟลชขนาด 32 MB ซึ่งเพียงพอในการนำไปวิเคราะห์ทางด้านกายศาสตร์ และจากการทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ตำแหน่งไบเซ็ป พบว่าสเปกตรัมกำลังของสัญญาณกล้ามเนื้อมีค่ามากขึ้นเมื่อมีการเกร็งของกล้ามเนื้อ และความถี่ของสัญญาณกล้ามเนื้อที่พบอยู่ในช่วง 5-200 Hz

ภาควิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....

ลายมือชื่อนิสิต.....

สาขาวิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

ปีการศึกษา.....2545

# # 4370587021 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORD: EMG / DATA ACQUISITION / PORTABLE / SMARTMEDIA

SURADECH LERTSIRIMONGKOLSUK : PORTABLE EMG DATA ACQUISITION SYSTEM USING FLASH MEMORY CARD. THESIS ADVISOR : ASSOCIATE PROF. MANA SRIYUDTHSAK, Dr. Eng., 54 pp. ISBN 974-17-1827-6.

The objectives of the present study are to design and implement a portable electromyogram (EMG) data acquisition system using flash memory. The system consists of 2 main parts; hardware and software. The hardware consists of 3 parts; measuring circuit, controller and data storage. The measuring circuit has 8 channel instrumentation amplifiers and band pass filters. Surface mounted technology is applied to reduce the size of the system. It is designed to detect the signals in the frequency range of 5-1000 Hz. The total gain of the system is 1280. PIC16F877 is used as a controller. The EMG is measured with a sampling rate of 2 kHz for each channel. The EMG data is then recorded into flash memory. The data could download easily to personal computer. 3.6 V mobile phone battery is used as a power source. The software consists of 3 parts; data sampling, data processing and display. The data sampling part is written using PIC16F877 assembly. It samples EMG continuing from channel 1-8 with the sampling rate of 2 kHz. The processing data part is written using C language. It is used to separate data into 8 channels and convert values from binary to decimal. The display part could display signals both in time domain and frequency domain. It is written using MATLAB. It was found that the cross-talk between each A/D channel could not be observed. The system could measure and record EMG data for 34 minutes when using 32MB memory. This is enough for applying to the ergonomic analysis. The system is applied to measure EMG signal at the biceps. It was found that the power spectrum of the EMG increased when there was contraction of the muscle. The frequency band of the EMG in the range of 5-200 Hz was observed.

Department...Electrical Engineering...

Student's signature.....

Field of study...Electrical Engineering...

Advisor's signature.....

Academic year .....2002

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ สำหรับความช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน รวมทั้งคำปรึกษาแนะนำที่มีประโยชน์ตลอดระยะเวลาการทำวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบคุณ อาจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรีศรี สำหรับความช่วยเหลือและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ในการทำวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ซึ่งได้แก่ รศ.กฤษดา วิศวธีรานนท์ ศ.ดร.กิตติ อินทรานนท์ รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ และดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรีศรี ที่กรุณาสละเวลาอันมีค่าในการเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และให้คำแนะนำที่มีค่ายิ่ง

ขอขอบคุณ คุณพัฒนา พันธุ์วงศ์ สำหรับความช่วยเหลือในการทำกล่องใส่ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

ขอขอบคุณ คณาจารย์ นิสิต และบุคลากรของห้องปฏิบัติการวิจัยไบโออิเล็กทรอนิกส์ ทุกท่านที่ช่วยสนับสนุน และให้ความช่วยเหลือเป็นอย่างดี

สุดท้าย ข้าพเจ้าขอขอบคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และญาติพี่น้องทุกคนของข้าพเจ้าที่ช่วยเหลือและคอยสนับสนุนทั้งร่างกาย แรงใจ และทุนทรัพย์ในการศึกษาและทำวิจัยครั้งนี้

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เกิดขึ้นได้จากความช่วยเหลือและสนับสนุนจากบุคคลต่าง ๆ ดังที่ได้กล่าวมาข้างต้น อย่างไรก็ตาม หากมีบุคคลอื่นที่ข้าพเจ้าไม่ได้กล่าวไว้ ณ ที่นี้ ข้าพเจ้าต้องขออภัยและขอขอบคุณไว้ ณ โอกาสนี้ด้วย

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญ

บทที่	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง .....	ฌ
สารบัญภาพ .....	ญ

บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน.....	2
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ .....	2
2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน.....	3
2.1 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ .....	3
2.2 สัญญาณกล้ามเนื้อ .....	4
2.3 องค์ประกอบที่สำคัญของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	6
2.3.1 ส่วนฮาร์ดแวร์.....	6
2.3.2 ส่วนซอฟต์แวร์.....	9
3 ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ : ส่วนฮาร์ดแวร์.....	10
3.1 วงจรวัด .....	11
3.1.1 วงจรขยายแบบผลต่าง .....	12
3.1.2 วงจรกรองผ่านสูง.....	13
3.1.3 วงจรกรองผ่านต่ำ .....	15
3.1.4 วงจรขยายกลับเฟส.....	17
3.2 อิเล็กโทรด .....	18
3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	19

บทที่	หน้า
3.4 แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) .....	21
4 ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อ : ส่วนซอฟต์แวร์ .....	30
4.1 ส่วนเก็บข้อมูล .....	30
4.2 ส่วนจัดการข้อมูล .....	35
4.3 ส่วนแสดงการวิเคราะห์ผล.....	38
5 ผลการทดสอบระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อ .....	39
5.1 การทดสอบกับสัญญาณมาตรฐาน .....	39
5.1.1 การทดสอบการรบกวนระหว่างช่องสัญญาณ (Crosstalk) .....	39
5.1.2 การทดสอบแบนด์วิดท์ (Bandwidth) ของระบบ.....	43
5.2 การทดสอบวัดสัญญาณกล้ำมเนื้อจริงจากคนปกติ.....	46
6 สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	50
6.1 สรุปผล.....	50
6.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	51
รายการอ้างอิง.....	52
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ .....	54



## สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	10
ตารางที่ 3.2 กำหนดพอร์ตที่ใช้งานและจำนวนพอร์ตในระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	19
ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 .....	20
ตารางที่ 3.4 ชื่อและหน้าที่แต่ละขาของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) .....	22
ตารางที่ 3.5 ค่าแรงดันและค่ากระแสที่ใช้งานกับแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia).....	23
ตารางที่ 3.6 การระบุตำแหน่งหน่วยความจำ (SmartMedia) ขนาด 32 MB .....	25
ตารางที่ 3.7 ลอจิกของขาต่างๆ ในแต่ละโหมดการทำงาน .....	25
ตารางที่ 3.8 ค่าที่ใช้ในโหมดคำสั่งต่างๆ.....	26
ตารางที่ 3.9 สถานะขา I/O ต่างๆซึ่งใช้ตรวจสอบการอ่าน เขียน หรือลบข้อมูล.....	28
ตารางที่ 4.1 ตัวอย่างข้อมูลที่ผ่านการแปลงโดยภาษา C จากไฟล์ Emg.bin เป็นไฟล์ Emg1.txt	35



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญภาพ

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 2.1 ศักย์ไฟฟ้าไวนงาน .....	4
รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ .....	5
รูปที่ 2.3 วงจรสมมูลย์ของอิเล็กทรอนิกส์ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย .....	7
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมรวมของระบบวัด .....	10
รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมของวงจรวัด .....	11
รูปที่ 3.3 แบตเตอรี่โทรศัพท์มือถือไฟตรง 3.6 V ที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานในระบบวัด .....	12
รูปที่ 3.4 วงจรแหล่งจ่ายพลังงานในระบบวัด .....	12
รูปที่ 3.5 วงจรขยายแบบผลต่าง .....	12
รูปที่ 3.6 วงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 .....	13
รูปที่ 3.7 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 .....	15
รูปที่ 3.8 วงจรกรองผ่านต่ำบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 .....	15
รูปที่ 3.9 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 .....	17
รูปที่ 3.10 วงจรขยายกลับเฟส .....	17
รูปที่ 3.11 วงจรวัดที่ประดิษฐ์เป็นแบบ Surface Mount .....	18
รูปที่ 3.12 ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ประดิษฐ์ขึ้น .....	18
รูปที่ 3.13 อิเล็กทรอนิกส์แบบผิวสัมผัสที่ใช้ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	19
รูปที่ 3.14 การต่อใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ในระบบวัด .....	21
รูปที่ 3.15 โครงสร้างภายนอกแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB .....	22
รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรมแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB .....	24
รูปที่ 3.17 โครงสร้างหน่วยความจำแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB .....	24
รูปที่ 3.18 แผนภาพเวลาในโหมดคำสั่ง .....	25
รูปที่ 3.19 แผนภาพเวลาในโหมดระบุที่อยู่ .....	25
รูปที่ 3.20 แผนภาพเวลาในโหมดเขียนข้อมูล .....	26
รูปที่ 3.21 แผนภาพเวลาในโหมดอ่านข้อมูล .....	26
รูปที่ 3.22 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูล 1 หน้า .....	26
รูปที่ 3.23 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูลไม่ครบ 1 หน้า .....	26
รูปที่ 3.24 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูล 16 ไบต์ .....	27
รูปที่ 3.25 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูลหลายหน้า .....	27

## สารบัญภาพ (ต่อ)

ฎ

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 3.26 แผนภาพเวลาการเขียนข้อมูล 1 หน้า .....	27
รูปที่ 3.27 แผนภาพเวลาการลบข้อมูล 1 บล็อก .....	27
รูปที่ 3.28 แผนภาพเวลาการอ่านค่า ID .....	27
รูปที่ 3.29 แผนภาพเวลาการอ่านค่าสถานะ .....	27
รูปที่ 3.30 แผนภาพแสดงขั้นตอนการลบข้อมูลทั้งบล็อก .....	28
รูปที่ 3.31 แผนภาพแสดงขั้นตอนการอ่านข้อมูล .....	29
รูปที่ 3.32 แผนภาพแสดงขั้นตอนการเขียนข้อมูล .....	29
รูปที่ 4.1 State diagram ของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	31
รูปที่ 4.2 โฟลว์ชาร์ตการเก็บข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	34
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างข้อมูลที่เก็บในไฟล์ Emg.bin .....	35
รูปที่ 4.4 โฟลว์ชาร์ตการจัดการข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	37
รูปที่ 4.5 โฟลว์ชาร์ตการแสดงผลข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	38
รูปที่ 5.1 วงจรแบ่งแรงดันที่ใช้ทดสอบระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ .....	39
รูปที่ 5.2 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 1 .....	40
รูปที่ 5.3 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 2 .....	40
รูปที่ 5.4 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 3 .....	40
รูปที่ 5.5 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 4 .....	41
รูปที่ 5.6 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 5 .....	41
รูปที่ 5.7 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 6 .....	41
รูปที่ 5.8 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 7 .....	42
รูปที่ 5.9 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 8 .....	42
รูปที่ 5.10 เปรียบเทียบขนาดสัญญาณแต่ละช่องที่วัดได้จริงกับค่าที่ได้จากการคำนวณ .....	42
รูปที่ 5.11 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 1 Hz .....	43
รูปที่ 5.12 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 3 Hz .....	43
รูปที่ 5.13 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 10 Hz .....	44

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 5.14 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 30 Hz.....	44
รูปที่ 5.15 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 100 Hz.....	44
รูปที่ 5.16 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 300 Hz.....	45
รูปที่ 5.17 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 1 kHz.....	45
รูปที่ 5.18 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 2 kHz.....	45
รูปที่ 5.19 ผลตอบทางความถี่ของวงจรวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	46
รูปที่ 5.20 สัญญาณกล้ามเนื้อสภาพปกติที่แสดงในเชิงเวลา.....	47
รูปที่ 5.21 สัญญาณกล้ามเนื้อขณะเกร็งแขนที่แสดงในเชิงเวลา.....	47
รูปที่ 5.22 สัญญาณกล้ามเนื้อสภาพปกติที่แสดงในเชิงความถี่.....	48
รูปที่ 5.23 สัญญาณกล้ามเนื้อขณะเกร็งแขนที่แสดงในเชิงความถี่.....	48
รูปที่ 5.24 การทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจริงจากคนปกติที่ตำแหน่งไบเซ็ป (Biceps).....	49

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการตรวจวัดความล้าของกล้ามเนื้อ [1] การตรวจโรคต่างๆที่เกิดกับกล้ามเนื้อ เช่น ปวดหลัง [2] ปวดแขน ปวดขา การตรวจโรคที่เกิดจากการบาดเจ็บของไขสันหลัง อาการกระตุกของกล้ามเนื้อ [3] การฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วย การควบคุมแขนเทียมสำหรับคนพิการ [4] รวมถึงการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ [5] ส่วนใหญ่ทำโดยการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ (Electromyogram : EMG) ซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้าชนิดหนึ่ง แล้วนำสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้ไปวิเคราะห์ผลต่อไป

ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจำเป็นต้องมีเครื่องมือที่ใช้ในการวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ใช้ในโรงพยาบาล แม้จะมีความถูกต้อง ทำงานได้หลายหน้าที่ แต่ก็มีข้อเสียคือไม่สามารถนำไปใช้วัดกับผู้ป่วยหรือผู้ที่ถูกวัดในสภาพแวดล้อมปกติทั่วไปได้ เนื่องจากเครื่องวัดมีขนาดใหญ่ หนัก และมีราคาแพง เป็นผลให้ผู้ป่วยหรือผู้ที่ถูกวัดเกิดความเครียด ส่งผลให้การวัดเกิดความผิดพลาดได้ [6] จึงได้มีการประดิษฐ์เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพกพาขึ้น อย่างไรก็ตามเครื่องเหล่านี้บางเครื่องสามารถวัดได้เพียง 1 หรือ 2 ช่องสัญญาณ [3] บางเครื่องสามารถวัดได้เพียงในช่วงเวลาสั้นๆไม่กี่วินาที [7] หรือต้องมีการใช้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลในการบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ [8] เครื่องมือเหล่านี้จึงมีข้อจำกัดและไม่เหมาะกับการนำไปใช้งานจริง

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงจะทำการศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อให้มีขนาดเล็ก สามารถพกพาได้ สามารถวัดสัญญาณได้หลายช่องสัญญาณ โดยสามารถวัดได้ถึง 8 ช่องสัญญาณ วัดได้ต่อเนื่องเป็นเวลานาน โดยไม่ต้องใช้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลช่วยบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ แต่ใช้แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) เป็นที่บันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อแทน ซึ่งจะทำให้สามารถวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ป่วยหรือผู้ที่ต้องการวัดได้หลายตำแหน่งพร้อมๆกัน อันจะทำให้การวิเคราะห์ผลมีความถูกต้องมากขึ้น อีกทั้งยังสามารถทำการวัดที่สภาพแวดล้อมทั่วไปได้โดยไม่ต้องใช้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล และสามารถโอนย้ายข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้โดยง่าย นอกจากนี้ยังสามารถดัดแปลงเพื่อไปใช้วัดและบันทึกสัญญาณร่างกายในส่วนอื่นๆได้

## 1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

1. ศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพกพาได้
2. ทดสอบระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ประดิษฐ์ขึ้น

## 1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่มีคุณสมบัติดังนี้
  - สามารถวัดได้ 8 ช่องสัญญาณพร้อมกัน
  - บันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อโดยใช้แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)
  - บันทึกสัญญาณต่อเนื่องไม่ต่ำกว่า 30 นาที
  - ข้อมูลที่บันทึกสามารถโอนย้ายไปยังคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้โดยง่าย
2. เขียนโปรแกรมควบคุมการบันทึกข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ จัดการข้อมูล และแสดงผลข้อมูล
3. ทดลองวัดและบันทึกข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ

## 1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

1. ศึกษาลักษณะสมบัติของสัญญาณกล้ามเนื้อ
2. ศึกษาวิธีการเขียนโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีของไมโครคอนโทรลเลอร์
3. ศึกษาวิธีการเขียนและอ่านของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)
4. เขียนโปรแกรมบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)
5. ศึกษาและเขียนโปรแกรมภาษา C เพื่อใช้จัดการข้อมูลที่บันทึกในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)
6. ศึกษาและเขียน M-file บน MATLAB เพื่อใช้แสดงผลข้อมูล
7. ประดิษฐ์วงจรวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ
8. ทดลองวัดและบันทึกข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ

## 1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ

1. สามารถนำสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้ไปช่วยในการวินิจฉัยโรคได้ เช่น อาการปวดหลัง อาการกระตุกของกล้ามเนื้อ เป็นต้น
2. เป็นการพัฒนาระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ ซึ่งจะนำไปสู่การลดการนำเข้าอุปกรณ์ทางการแพทย์จากต่างประเทศ

## บทที่ 2

### หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน

ในการออกแบบและประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ จำเป็นที่จะต้องเข้าใจถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับสัญญาณกล้ามเนื้อ เริ่มตั้งแต่การเกิดสัญญาณไฟฟ้าของเซลล์ การทำงานของกล้ามเนื้อ การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงลักษณะสมบัติทางไฟฟ้าของสัญญาณกล้ามเนื้อ และสิ่งสำคัญที่จะต้องมีการวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

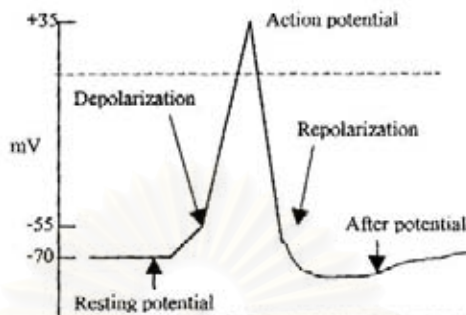
#### 2.1 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ [9]

สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเกิดจากปฏิกิริยาทางเคมีของแต่ละเซลล์โดยมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.1 สัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะถูกส่งไปตามเซลล์ประสาท (Neuron) ในสภาวะที่สมดุลจะมีการแพร่ (Diffusion) และการปั๊มของไอออนชนิดต่างๆ เช่น โปแตสเซียม โซเดียม และอื่นๆ ระหว่างภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ อันเนื่องมาจากความแตกต่างของความเข้มข้นของไอออนทั้งหลายระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ และการทำงานของกลุ่มของโปรตีนที่เรียกว่าไอออนปั๊ม (Ion Pump) ที่จุดสมดุลนี้จะเกิดความต่างศักย์ตกคร่อมผนังเซลล์ราว  $-80$  mV เมื่อเปรียบเทียบกับนอกเซลล์ ในสภาพเช่นนี้เราเรียกว่าการเกิดโพลาไรซ์ (Polarization) ขึ้นที่เซลล์ และเรียกศักย์ไฟฟ้าที่จุดสมดุลนี้ว่า ศักย์ไฟฟ้าสงบ (Resting Potential) ค่าของศักย์ไฟฟ้านี้จะขึ้นกับชนิดของเซลล์ และขึ้นกับความเข้มข้นของไอออนต่างๆภายในและภายนอกเซลล์

เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจากภายนอกไม่ว่าจะเป็นการกระตุ้นเชิงกล หรือการกระตุ้นด้วยสารทางชีวเคมี ผนังเซลล์จะมีการเปลี่ยนสภาพไปชั่วคราว ซึ่งทำให้เกิดการแพร่ของโซเดียมไอออนที่มีอยู่มากทางภายนอกเซลล์ แพร่เข้าไปในเซลล์อย่างรวดเร็ว โดยจะมีปริมาณของโปแตสเซียมไอออนไหลแพร่ออกมาเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ด้วยเหตุนี้เอง จึงทำให้ภายในเซลล์มีประจุบวกมากขึ้น และมีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ศักย์ไฟฟ้านี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) และเรียกสภาวะการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าเช่นนี้ว่า เซลล์ถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarized) หรือเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ขึ้น ศักย์ไฟฟ้าไวงานนี้จะมีค่าราว  $+30$  mV เมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์

เมื่อเวลาผ่านไปการแพร่ของโซเดียมไอออน และไอออนชนิดอื่นจะเข้าสู่ที่จุดสมดุลใหม่ หลังจากนั้นผนังเซลล์จะค่อย ๆ กลับคืนสู่สภาวะเดิมในตอนแรก โดยจะมีการปั๊มโซเดียมไอออนออกไปโดยไอออนปั๊ม ลักษณะของการเปลี่ยนสภาวะที่มีศักย์ไฟฟ้าไวงานเพื่อกลับไปอยู่ในสภาวะเริ่มแรกนี้เรียกว่า รีโพลาไรเซชัน (Repolarization)

ขนาดของศักย์ไฟฟ้าไวงานที่เกิดขึ้นจะแตกต่างกันไปตามชนิดของแต่ละเซลล์ และการกระตุ้นจะต้องมีความแรงเกินจุดจำกัดอันหนึ่งที่เรียกว่า จุดเริ่มเปลี่ยน (Thershold)



รูปที่ 2.1 ศักย์ไฟฟ้าไวงาน

## 2.2 สัญญาณกล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อเป็นเซลล์ที่ถูกพัฒนาเพื่อทำหน้าที่เด่นด้านการเคลื่อนที่ โดยมีการหดตัวและคลายตัว เพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายและอวัยวะต่างๆ กล้ามเนื้อแบ่งตามการควบคุมการทำงานได้ 2 ชนิด [10] คือ

1. กล้ามเนื้อทำงานได้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยสมองส่วนสั่งการ (Motor Area) ส่งคำสั่งลงมาควบคุม ส่วนมากเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อลาย ตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อตำแหน่งไบเซ็ป (Biceps) ที่ต้นแขน เป็นต้น
2. กล้ามเนื้อทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) ซึ่งไม่สามารถควบคุมได้ ได้แก่การทำงานของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งควบคุมการทำงานโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) การทำงานของกล้ามเนื้อลายบางครั้งก็อยู่นอกอำนาจจิตใจ เช่น การตอบสนองแบบรีเฟล็กซ์ (Reflex)

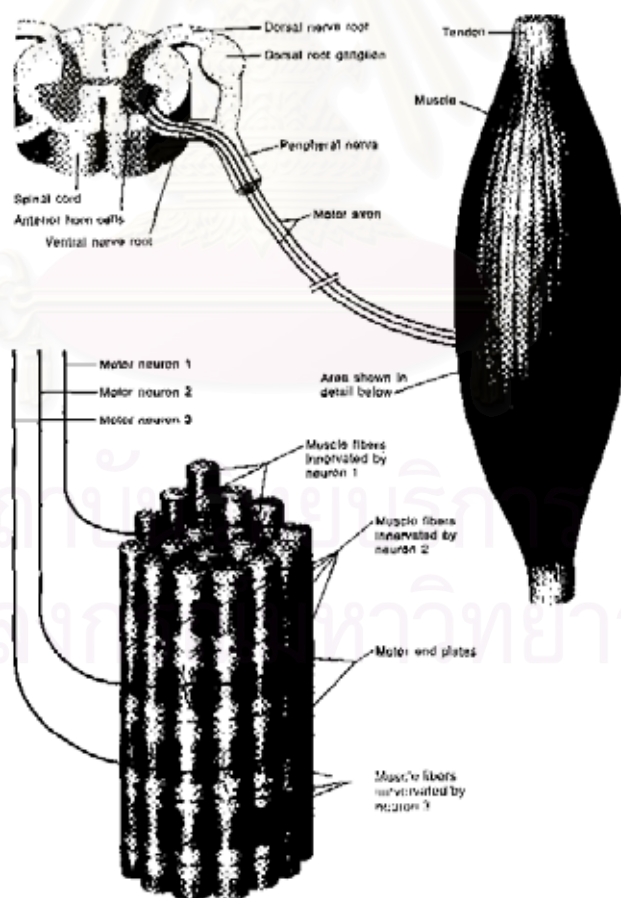
เส้นประสาทของกล้ามเนื้อที่ส่งสัญญาณมาควบคุมกล้ามเนื้อจัดอยู่ในระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System) ซึ่งประกอบด้วยสมอง ไขสันหลัง (Spinal Cord) และเส้นใยประสาทรอบนอก (Peripheral Nerves Fiber) โดยจะทำหน้าที่ส่งประสาทความรู้สึก (Sensory Information) ไปยังสมอง หรือ ไขสันหลัง และเส้นใยประสาทที่ส่งข้อมูลจากสมอง หรือไขสันหลังไปยังกล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อมัดหนึ่งประกอบด้วยมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit) จำนวนมากโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต จะประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fibers) และประสาทสั่งการ (Motor Nueron) [11]



ดังรูปที่ 2.2 เส้นประสาทสั่งการแต่ละเส้นจะต่ออยู่กับเส้นใยกล้ามเนื้อคนละชุดที่ทำงานอิสระต่อกัน และจะทำงานพร้อมกันเมื่อต้องการการหดตัวของกล้ามเนื้อสูง ในกล้ามเนื้อมัดหนึ่งๆ จะมีจำนวนประสาทสั่งการมากน้อยขึ้นอยู่กับชนิดหรือประเภทการใช้งานของกล้ามเนื้อนั้นๆ

เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) จากประสาทสั่งการ เส้นใยกล้ามเนื้อจะเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarized) การดีโพลาไรซ์นี้จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อและจะเคลื่อนที่ผ่านไปตลอดเส้นใยกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้สามารถตรวจจับได้โดยใช้อิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัส หรือโดยใช้อิเล็กโทรดแบบเข็มสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อ สัญญาณที่วัดได้จากเส้นใยกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber Action Potential) ผลรวมของศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อจากเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งหมดในหนึ่งมอเตอร์ยูนิต เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit Action Potential : MUAP) และผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต เรียกว่า สัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG)



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ

โดยทั่วไปขนาดของสัญญาณกล้ามเนื้อจะมีขนาดต่ำประมาณ  $50 \mu\text{V} - 5 \text{ mV}$  โดยมีความถี่อยู่ในช่วง 5-1000 Hz [12]

### 2.3 องค์ประกอบที่สำคัญของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ใช้โดยทั่วไปควรมีคุณสมบัติดังนี้

1. ระบบวัดต้องมีราคาไม่สูงเกินไป ซึ่งจะทำให้โรงพยาบาล ผู้ปฏิบัติงานด้านการยศาสตร์ ภายภาพบำบัด รวมถึงผู้ป่วยสามารถที่จะซื้อไปใช้งานได้
2. ระบบวัดควรใช้งานง่าย เช่น ลดจำนวนปุ่มกดใช้งานให้น้อยที่สุด
3. ระบบวัดจะต้องสามารถตรวจจับสัญญาณขนาดเล็กที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อได้
4. ระบบวัดสามารถใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งพลังงานเพื่อความสะดวกในการใช้งาน
5. ระบบวัดควรจะมีกินกำลังน้อย เพื่อให้สามารถใช้งานจากแบตเตอรี่ได้เป็นเวลานาน
6. ระบบวัดควรวัดได้มากกว่า 1 ช่องสัญญาณ เพื่อที่จะสามารถวัดกล้ามเนื้อหลายๆจุดได้ในเวลาเดียวกัน
7. ระบบวัดจะต้องตอบสนองได้ดีกับสัญญาณกล้ามเนื้อ และสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนจากส่วนอื่นๆของร่างกาย เช่น สัญญาณคลื่นหัวใจ

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ใช้งานในปัจจุบันประกอบด้วยส่วนสำคัญ 2 ส่วน คือ ส่วนฮาร์ดแวร์ และส่วนซอฟต์แวร์

#### 2.3.1 ส่วนฮาร์ดแวร์

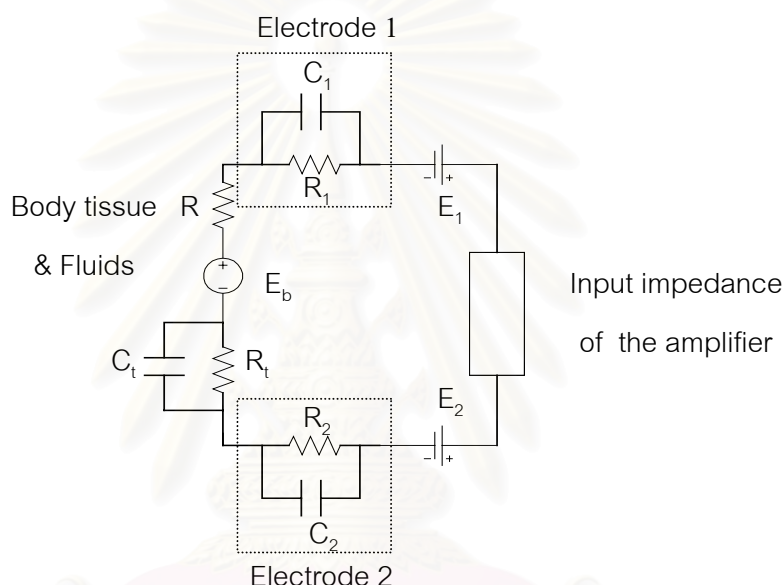
ประกอบด้วย อิเล็กทรอนิกส์ วงจรวัด A/D ไมโครคอนโทรลเลอร์ และหน่วยความจำสำหรับบันทึกข้อมูล

##### 1. อิเล็กทรอนิกส์ [9,13]

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายสามารถทำได้โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้จะเป็นอิเล็กทรอนิกส์แบบผิวสัมผัส คือใช้ติดกับผิวหนังของกล้ามเนื้อส่วนที่ต้องการจะวัด สัญญาณที่วัดได้จึงเป็นสัญญาณของกลุ่มของเซลล์กล้ามเนื้อบริเวณที่สัมผัสกับอิเล็กทรอนิกส์ หรือกล่าวคือเป็นผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าในบริเวณนั้น โดยการประมาณว่าให้ผิวหนังทำหน้าที่เป็นไดโอดแฟรอมกันระหว่างสารละลาย 2 อันที่มีความเข้มข้นของไอออนที่ต่างกัน ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าเป็นไปตามสมการของ Nernst ดังนั้นวงจรสมมูลที่จะแทนระบบดังกล่าวก็คือมีแหล่งกำเนิดแรงดันต่อ

อนุกรมกับตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ต่อขนานกันอยู่ ตัวเก็บประจุจะแทนประจุที่เกิดขึ้นที่รอยต่อ ขณะที่ตัวต้านทานแสดงการแพร่ซึมของอิออนข้ามรอยต่อ

รูปที่ 2.3 แสดงวงจรสมมูลย์ของอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย จากรูปจะเห็นว่าแรงดันที่เราวัดได้แบ่งเป็น 2 ส่วนใหญ่ ๆ ด้วยกัน หนึ่งคือ ศักย์ไฟฟ้าสัมผัส (contact potential) ซึ่งก็คือ  $E_1$  และ  $E_2$  กับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายที่เราสนใจ ( $E_b$ ) ซึ่งถ้าเกิดศักย์ไฟฟ้าสัมผัสมากเกินไปก็จะทำให้ไปบดบังสัญญาณที่เราสนใจ ทำให้ผลการวัดไม่ดี ศักย์ไฟฟ้าสัมผัสนี้ขึ้นกับ ชนิดของผิวหนัง การเตรียมผิวหนัง และชนิดอิเล็กโทรไลต์



รูปที่ 2.3 วงจรสมมูลย์ของอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย

สายสัญญาณที่ใช้ติดกับอิเล็กโทรดควรเป็นสายชิลด์เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟสลับ 50 HZ ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมีผลต่อแบนด์วิดท์และขนาดของสัญญาณกล้ามเนื้อ ระยะห่างน้อยจะทำให้แบนด์วิดท์เลื่อนไปที่ความถี่สูงแต่ขนาดสัญญาณจะมีขนาดเล็กลง ดังนั้นระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังควรจะมีระยะห่างคงที่ โดยอาจแนะนำอิเล็กโทรดติดลงบนแผ่นฐานเดียวกัน ขนาดของอิเล็กโทรดก็มีผลต่อการวัด โดยอิเล็กโทรดที่มีขนาดใหญ่จะวัดขนาดสัญญาณได้ใหญ่ขึ้นและลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากผิวหนัง แต่อิเล็กโทรดที่มีขนาดใหญ่ก็ทำให้ไม่สะดวกในการวัดเช่นกัน ดังนั้นจึงควรเลือกอิเล็กโทรดที่สามารถวัดสัญญาณได้ดี ลดสัญญาณรบกวน และมีขนาดไม่ใหญ่เกินไป

## 2. วงจรวัด

วงจรวัดจำเป็นที่จะต้องขยายสัญญาณขนาดเล็กที่วัดได้จากกล้ามเนื้อ แต่สัญญาณที่วัดได้มักจะมีสัญญาณรบกวนปนเข้ามาด้วย เช่น สัญญาณไฟสลับ 50 HZ ดังนั้นเพื่อต้องการให้วงจรวัดสามารถขยายสัญญาณและสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้พร้อมๆกัน ระบบวัดจึงนิยมเลือกใช้วงจรขยายแบบผลต่าง (Instrumentation Amplifiers) ซึ่งวงจขยายแบบผลต่างนี้จะนำสัญญาณที่วัดได้จากอิเล็กโทรดมาลบกันก่อนแล้วจึงขยายสัญญาณ ดังนั้นสัญญาณที่เกิดจากภายนอกที่มีขนาดเท่ากันเช่น สัญญาณไฟสลับ 50 Hz จะถูกกำจัดออกไป จะเหลือเฉพาะสัญญาณที่ขนาดต่างกันซึ่งเกิดจากสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้จากอิเล็กโทรดโดยตรงนั่นเอง วงจรขยายแบบผลต่างที่ดีจึงควรขยายสัญญาณที่มีขนาดต่างกันและกำจัดสัญญาณที่มีขนาดเท่ากันได้เป็นอย่างดี โดยจะวัดผลเป็นค่า Common Mode Rejection Ratio (CMRR) วงจรขยายผลต่างที่ดีจึงควรมีค่า CMRR สูง

วงจขยายแบบผลต่างยังมีคุณสมบัติเด่นอีกข้อหนึ่งคือ มีความต้านทานขาเข้าสูงมาก ซึ่งจะช่วยลดผลการโหลดของสัญญาณเข้า (Loading Effect) ได้ เนื่องจากในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อสัญญาณที่วัดจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังจะมีความต้านทานสูง ถ้าวงจรวัดมีความต้านทานขาเข้าไม่สูงมากจะทำให้เกิดผลของ (Loading Effect) ขึ้นได้ ดังนั้นระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อจึงนิยมใช้วงจขยายแบบผลต่างเป็นวงจรวัด โดยอาจจะมีการเพิ่มวงจรรองเพื่อตัดสัญญาณรบกวนอย่างอื่นออกด้วย

## 3. ตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิตอล (A/D)

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อจำเป็นจะต้องแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอลเพื่อบันทึกลงในหน่วยความจำ ดังนั้นระบบวัดจึงจำเป็นต้องมีตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิตอล (A/D)

A/D มีอยู่ด้วยกันหลายชนิด เช่น successive approximation, dual slope integrating, flash, sigma-delta ในระบบวัดการเลือก A/D จะไม่คำนึงถึงชนิดของ A/D มากนักแต่จะคำนึงถึงความละเอียดในการวัดเป็นสำคัญ ซึ่งโดยทั่วไประบบวัดจะเลือกใช้ A/D ที่มีขนาดตั้งแต่ 8 บิตขึ้นไป และเลือก A/D ที่กินกำลังน้อยๆ

## 4. ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นหัวใจหลักของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ ทำหน้าที่ควบคุมระบบวัด บันทึกข้อมูล ติดต่อกับผู้ใช้ ในระบบวัดทั่วไปจะเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่

ไม่ต้องทำงานที่ความเร็วสูงมากนัก ราคาไม่แพงเกินไป กินกำลังน้อย มีพอร์ตใช้งานเพียงพอ อาจจะมี A/D และไทเมอร์ในตัวซึ่งทำให้สะดวกในการใช้งานมากขึ้น บางระบบวัดอาจจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เป็นแบบ DSP (Digital Signal Processor) เพื่อเพิ่มความสะดวกในการจัดการข้อมูล

## 5. หน่วยความจำสำหรับบันทึกข้อมูล

หน่วยความจำที่ใช้ในระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อส่วนใหญ่จะใช้หน่วยความจำแบบที่ข้อมูลไม่สูญหายแม้ไม่มีไฟเลี้ยงก็ตาม เช่น แผ่นฟลอปปีดิสก์ ฮาร์ดดิสก์ แต่ในปัจจุบันระบบวัดนิยมมาใช้หน่วยความจำแบบแฟลช (Flash Memory) มากขึ้น เนื่องจากมีขนาดเล็กและขนาดหน่วยความจำมากขึ้นกว่าอดีตมาก ข้อสำคัญอีกประการหนึ่งคือ หน่วยความจำในระบบวัดควรที่จะสามารถโอนย้ายไปยังคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้โดยง่าย

### 2.3.2 ส่วนซอฟต์แวร์

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อทั่วไปจะมีซอฟต์แวร์อยู่ 2 ส่วน คือส่วนที่เขียนใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อ ซึ่งจะเขียนเป็นภาษาแอสเซมบลี กับส่วนที่เขียนบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (PC) เพื่อใช้จัดเก็บข้อมูล เช่น รายละเอียดของผู้ป่วย (ชื่อ ที่อยู่ อายุ) และส่วนที่ใช้ประมวลผลข้อมูล เช่น การแสดงกราฟสัญญาณกล้ำมเนื้อ การคำนวณทางสถิติ เป็นต้น

### บทที่ 3

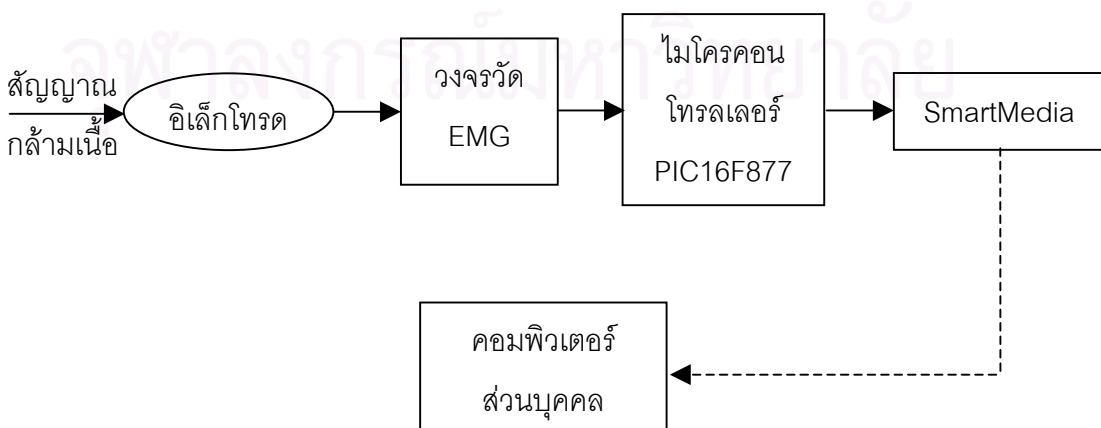
#### ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ : ส่วนฮาร์ดแวร์

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่พัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้แบ่งเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์ และส่วนที่เป็นซอฟต์แวร์ โดยในบทนี้จะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์เท่านั้น ส่วนที่เป็นซอฟต์แวร์จะกล่าวถึงในบทที่ 4 ต่อไป และได้กำหนดรายละเอียดของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อในวิทยานิพนธ์นี้ไว้ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

จำนวนช่องสัญญาณ	8
A/D	ไม่น้อยกว่า 8 บิต
อัตราการสุ่ม	2 kHz
เวลาสูงสุดในการเก็บข้อมูล	ไม่ต่ำกว่า 30 นาที
ชนิดและขนาดหน่วยความจำ	SmartMedia 32 MB
คอนโทรลเลอร์	PIC16F877
แบตเตอรี่	Ni-Mh 700 mAh 3.6 V

ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ออกแบบแสดงได้ดังไดอะแกรมในรูปที่ 3.1 กล่าวคือ สัญญาณกล้ามเนื้อจะถูกวัดผ่านอิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัสและวงจรวัด ภายใต้การควบคุมของไมโครคอนโทรลเลอร์ ข้อมูลที่เก็บได้จะถูกบันทึกลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ซึ่งสามารถนำไปวิเคราะห์และแสดงผลได้โดยคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล

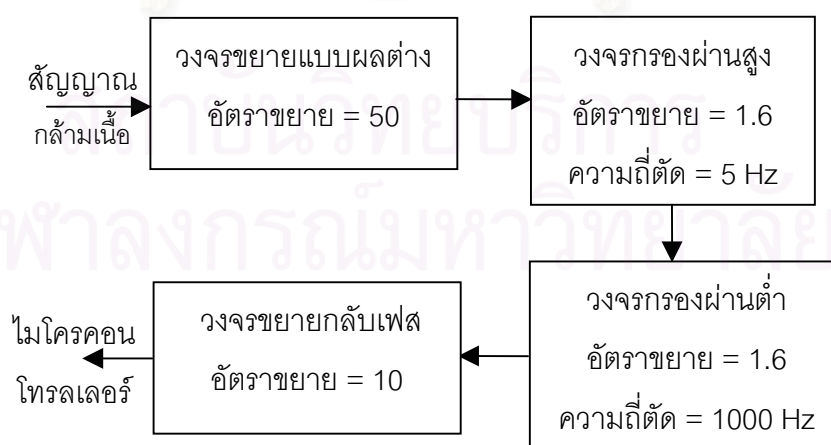


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมรวมของระบบวัด

### 3.1 วงจรวัด

จากที่ได้กล่าวแล้วว่าขนาดของสัญญาณกล้ามเนื้อจะมีขนาดต่ำประมาณ  $50 \mu\text{V} - 5 \text{ mV}$  โดยมีความถี่อยู่ในช่วง  $5-1000 \text{ Hz}$  ดังนั้นในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจึงจำเป็นต้องออกแบบแบบวงจรขยายสัญญาณให้มีอัตราขยายสูงพอที่จะนำไปใช้งานได้ นอกจากนี้จำเป็นต้องออกแบบวงจรกรองเพื่อตัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่ำกว่า  $5 \text{ Hz}$  และสูงกว่า  $1000 \text{ Hz}$  ออกไป [14] ดังนั้นสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดมาจากอิเล็กโทรดจะนำมาผ่านวงจรขยายแบบผลต่างซึ่งมีอัตราขยาย  $50$  เท่า ผ่านวงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ  $2$  มีความถี่ตัดเท่ากับ  $5 \text{ Hz}$  และมีอัตราขยายเท่ากับ  $1.6$  เท่า ผ่านวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ  $2$  มีความถี่ตัดเท่ากับ  $1000 \text{ Hz}$  มีอัตราขยายเท่ากับ  $1.6$  เท่า และท้ายสุดผ่านวงจรขยายกลับเฟส ซึ่งมีอัตราขยาย  $10$  เท่า ซึ่งจะได้อัตราขยายรวม  $50 \times 1.6 \times 1.6 \times 10 = 1280$  เท่า ดังบล็อกไดอะแกรมวงจรวัดในรูปที่ 3.2

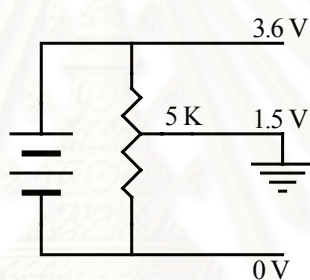
เนื่องจากระบบวัดได้ออกแบบมาให้ใช้กับแบตเตอรี่โทรศัพท์มือถือไฟตรง  $3.6 \text{ V}$  ดังรูปที่ 3.3 ดังนั้นจึงออกแบบระบบจ่ายพลังงานของระบบวัดให้มีเฉพาะไฟบวกเพียงอย่างเดียว โดยยกกราวด์ไปอยู่ที่  $1.5 \text{ V}$  ดังรูปที่ 3.4 แล้วเลือกใช้ออปแอมป์เบอร์ LM324 ซึ่งสามารถใช้เฉพาะไฟเลี้ยงบวกอย่างเดียวได้ โดยจ่ายแรงดัน  $3.6 \text{ V}$  เข้าที่ขาไฟเลี้ยงบวก จ่ายแรงดัน  $0 \text{ V}$  เข้าที่ขาไฟเลี้ยงลบ และจ่ายแรงดัน  $1.5 \text{ V}$  เข้าที่ขากาวด์ ซึ่งจะทำให้สัญญาณที่ผ่านจากวงจรวัดอยู่ในช่วงที่สามารถป้อนเข้า A/D ของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยตรง โดยไม่ต้องมีวงจรเพื่อปรับระดับสัญญาณอีก ทำให้วงจรวัดมีขนาดเล็ก



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมของวงจรวัด

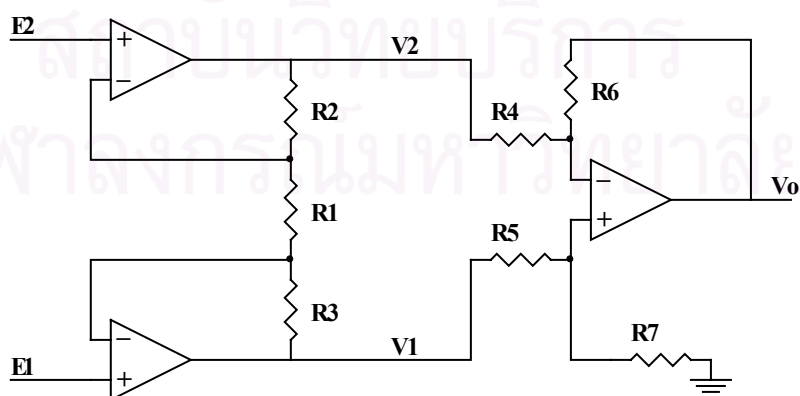


รูปที่ 3.3 แบตเตอรี่โทรศัพท์มือถือไฟตรง 3.6 V ที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานในระบบวัด



รูปที่ 3.4 วงจรแหล่งจ่ายพลังงานในระบบวัด

### 3.1.1 วงจรขยายแบบผลต่าง



รูปที่ 3.5 วงจรขยายแบบผลต่าง



ในรูปที่ 3.5 แสดงวงจรขยายแบบผลต่างที่นิยมใช้กันทั่วไปในระบบวัด และเป็นที่ยอมรับใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพ เนื่องจากมี CMRR (Common mode rejection ratio) สูง จากวงจรในรูปที่ 3.5 กำหนดให้  $R_2 = R_3$ ,

$$V_2 - V_1 = (E_2 - E_1)(1 + 2R_2/R_1) \quad (3.1)$$

โดยใช้วิธี Superposition จะได้  $V_o$  ดังนี้

$$V_o = -R_6/R_4 * V_2 + R_7/(R_5 + R_7) * (R_6 + R_4)/R_4 * V_1 \quad (3.2)$$

ในการออกแบบจะเลือกให้  $R_6/R_4 = R_7/R_5$  ดังนั้นจากสมการ (3.2) จะลดเหลือเป็น

$$V_o = R_6/R_4 * (V_1 - V_2) \quad (3.3)$$

ดังนั้นอัตราขยายของวงจรภาคขยายผลต่างคำนวณได้จากสมการ (3.1), (3.3)

$$\text{Gain} = R_6/R_4 * (1 + 2R_2/R_1) \quad (3.4)$$

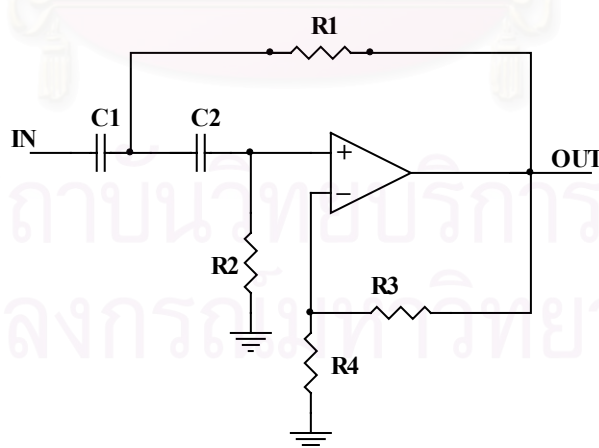
ข้อดีของวงจรมีค่าคือให้อิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง และอัตราขยายผลต่างสูง ส่วนคุณภาพทางด้าน CMRR ขึ้นกับคุณภาพของออปแอมป์ 2 ตัวแรก และความถูกต้องของตัวต้านทานซึ่งในงานวิจัยนี้เลือกออปแอมป์เบอร์ LM324

ในวงจรที่ได้ออกแบบไว้มีค่าความต้านทานดังต่อไปนี้

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega, R_2 = R_3 = 2 \text{ k}\Omega, R_4 = R_5 = 1 \text{ k}\Omega, R_6 = R_7 = 10 \text{ k}\Omega$$

จากค่าความต้านทานที่กำหนดไว้จะทำให้วงจรขยายผลต่างมีอัตราขยายเท่ากับ 50 เท่า

### 3.1.2 วงจรกรองผ่านสูง



รูปที่ 3.6 วงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2

ออกแบบวงจรเป็นแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 ซึ่งอัตราขยายจะมีค่าคงที่ในช่วงความถี่สูงที่มากกว่าความถี่ตัดออก โดยออกแบบให้มีความถี่ตัดออกที่ 5 Hz ซึ่งอัตราขยายมีนิพจน์ดังนี้ [15]

$$A_v(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + 1.414\omega_0s + \omega_0^2} \quad (3.5)$$

โดยที่  $\omega_0 = 2\pi f_0$ ,  $f_0$  คือความถี่ตัดออก

จากวงจรเราสามารถคำนวณได้ว่าอัตราขยายของวงจรกรองในรูปที่ 3.6 มีค่าเท่ากับ

$$A_v(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + \left[ \frac{1}{R_2C_1} + \frac{1}{R_2C_2} + \frac{1-K}{R_1C_1} \right]s + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.6)$$

เมื่อเลือกให้  $C_1 = C_2$  และ  $R_1 = R_2$  จะได้ว่า

$$A_v(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + \left[ \frac{3-K}{R_1C_1} \right]s + \frac{1}{R_1^2C_1^2}} \quad (3.7)$$

เมื่อเทียบสมการที่ (3.5) และ (3.7) จะได้

$$\text{ความถี่ตัดออก } \omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{R_1C_1} \quad (3.8)$$

$$\text{และ } 3-K = 1.414 \quad (3.9)$$

แต่เนื่องจาก  $K = 1 + \frac{R_3}{R_4}$  ดังนั้น

$$\frac{R_3}{R_4} = 2 - 1.414 = 0.586 \quad (3.10)$$

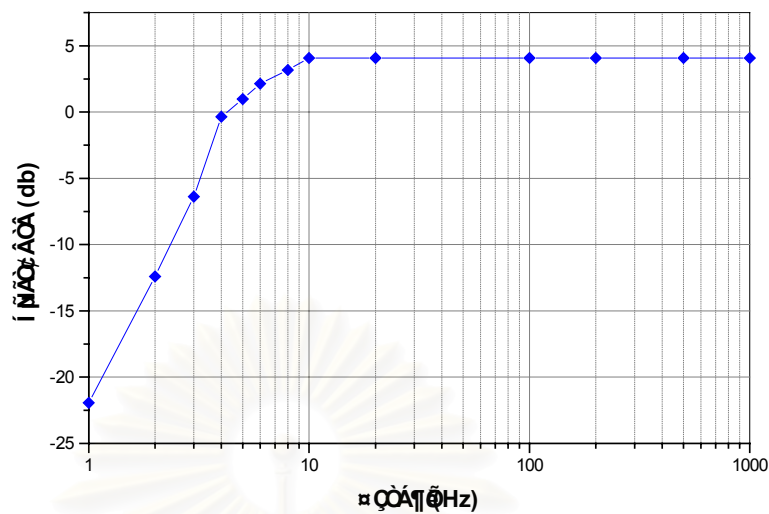
ในวงจรเลือก  $f_0 = 5$  Hz, และเลือก  $C_1 = 470$  nF จากสมการ (3.8) จะได้

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \times 5 \times 470 \times 10^{-9}} = 67.73 \text{ k}\Omega$$

เลือก  $R_3 = 2 \text{ k}\Omega$  จากสมการ (3.10) จะได้  $R_4 = 2/0.586 = 3.41 \text{ k}\Omega$

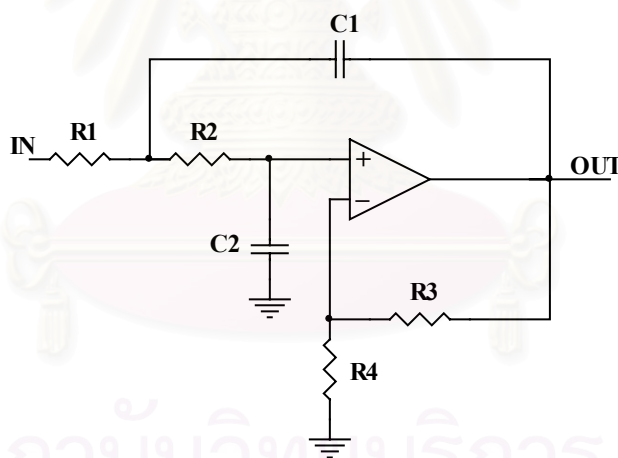
เลือก R ที่ใกล้เคียงและมีใช้งานได้จริงคือ  $R_1 = 66.5 \text{ k}\Omega$ ,  $R_4 = 3.3 \text{ k}\Omega$

เมื่อทำการคำนวณกลับพบว่า ได้ค่าความถี่ตัดออกเป็น 5.09 Hz ซึ่งเป็นค่าที่ใกล้เคียงกับค่าที่ออกแบบไว้มาก และเมื่อทำการทดสอบวงจรกรองผ่านสูงที่ออกแบบไว้ได้ผลดังรูปที่ 3.7 ซึ่งได้ค่าความถี่ตัดออกอยู่ที่ 5.08 Hz



รูปที่ 3.7 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2

### 3.1.3 วงจรกรองผ่านต่ำ



รูปที่ 3.8 วงจรกรองผ่านต่ำบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2

ออกแบบวงจรเป็นแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2 ซึ่งอัตราขยายจะมีค่าคงที่ในช่วงความถี่ต่ำที่น้อยกว่าความถี่ตัดออก โดยออกแบบให้มีความถี่ตัดออกที่ 1000 Hz ซึ่งอัตราขยายมีนิพจน์ดังนี้ [15]

$$A_v(s) = \frac{K\omega_0^2}{s^2 + 1.414\omega_0s + \omega_0^2} \quad (3.11)$$

โดยที่  $\omega_0 = 2\pi f_0$ ,  $f_0$  คือความถี่ตัดออก

จากวงจรเราสามารถคำนวณได้ว่าอัตราขยายของวงจรรองในรูปที่ 3.8 มีค่าเท่ากับ

$$A_v(s) = \frac{K\omega_0^2}{s^2 + \left[ \frac{1}{R_1C_1} + \frac{1}{R_2C_1} + \frac{1-K}{R_2C_2} \right] s + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.12)$$

เมื่อเลือกให้  $C_1 = C_2$  และ  $R_1 = R_2$  จะได้ว่า

$$A_v(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + \left[ \frac{3-K}{R_1C_1} \right] s + \frac{1}{R_1^2C_1^2}} \quad (3.13)$$

เมื่อเทียบสมการที่ (3.11) และ (3.13) จะได้

$$\text{ความถี่ตัดออก } \omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{R_1C_1} \quad (3.14)$$

$$\text{และ} \quad 3-K = 1.414 \quad (3.15)$$

แต่เนื่องจาก  $K=1+\frac{R_3}{R_4}$  ดังนั้น

$$\frac{R_3}{R_4} = 2-1.414 = 0.586 \quad (3.16)$$

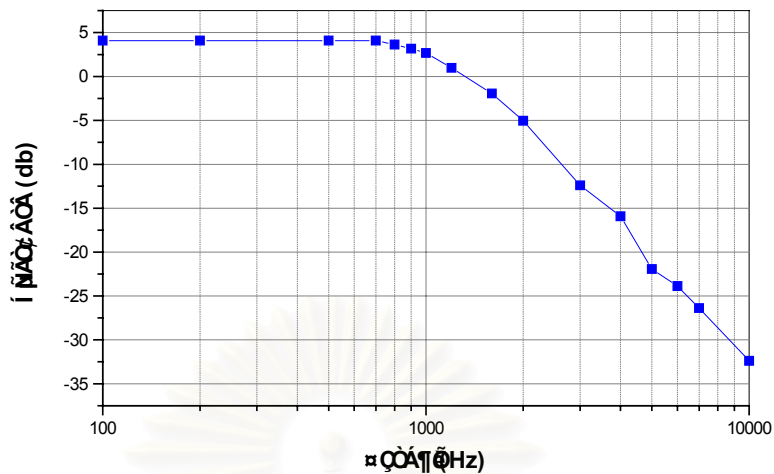
ในวงจรเลือก  $f_0 = 1000$  Hz, และเลือก  $C_1 = 47$  nF จากสมการ (3.14) จะได้

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \times 1000 \times 47 \times 10^{-9}} = 3.39 \text{ k}\Omega$$

เลือก  $R_3 = 2 \text{ k}\Omega$  จากสมการ (3.16) จะได้  $R_4 = 2/0.586 = 3.41 \text{ k}\Omega$

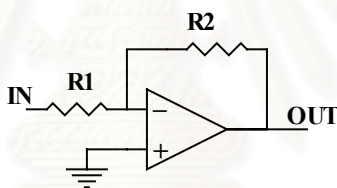
เลือก R ที่ใกล้เคียงและมีใช้งานได้จริงคือ  $R_1 = 3.3 \text{ k}\Omega$ ,  $R_4 = 3.3 \text{ k}\Omega$

เมื่อทำการคำนวณกลับพบว่า ได้ค่าความถี่ตัดออกเป็น 1026.14 Hz ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้ และเมื่อทำการทดสอบวงจรรองผ่านสูงที่ออกแบบไว้ได้ผลดังรูปที่ 3.9 ซึ่งได้ค่าความถี่ตัดออกอยู่ที่ 1190 Hz



รูปที่ 3.9 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2

### 3.1.4 วงจรขยายกลับเฟส



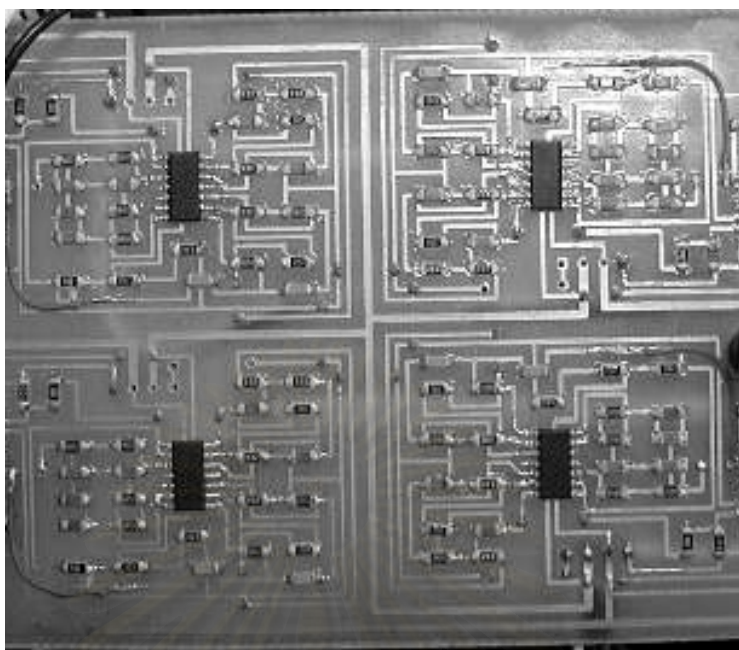
รูปที่ 3.10 วงจรขยายกลับเฟส

เพื่อให้สัญญาณมีขนาดใหญ่พอที่จะนำไปใช้งานได้ จึงใช้วงจรขยายกลับเฟสขยายสัญญาณอีกครั้ง โดยมีอัตราขยาย 10 เท่า ซึ่งอัตราขยายมีนิพจน์ดังนี้

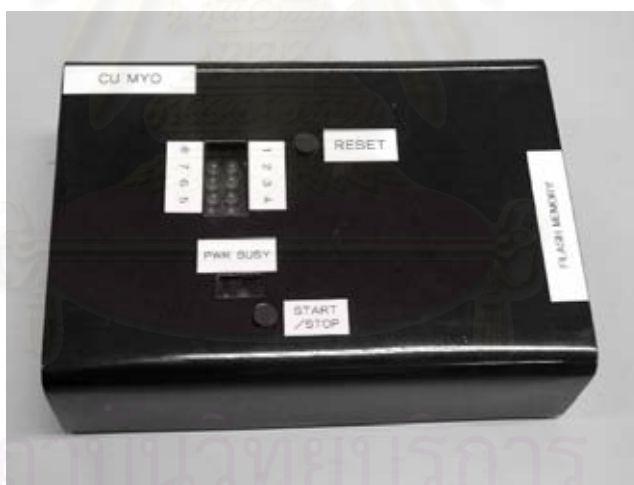
$$\text{Gain} = -\frac{R_2}{R_1} \tag{3.17}$$

ต้องการอัตราขยาย 10 เท่า โดยเลือก  $R_1 = 1 \text{ k}\Omega$  และ  $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$

ในการออกแบบระบบวัดสัญญาณกล้ำมเนื้อนี้ซึ่งต้องการทั้งหมด 8 ชุด เพื่อต้องการให้ระบบวัดมีขนาดเล็ก ดังนั้นจึงใช้ ออปแอมป์ ตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุ เป็นแบบ surface mount ทั้งหมดดังแสดงในรูปที่ 3.11 และรูปที่ 3.12 แสดงระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อที่ประดิษฐ์ขึ้น



รูปที่ 3.11 วงจรวัดที่ประดิษฐ์เป็นแบบ Surface Mount



รูปที่ 3.12 ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ประดิษฐ์ขึ้น

### 3.2 อิเล็กโทรด

ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้อิเล็กโทรดชนิด Ag-AgCl ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัสที่ไม่ทำให้เกิดความเป็นพิษ หรือระคายเคืองต่อผิวหนัง อีกทั้งเป็นอิเล็กโทรดมาตรฐานทั่วไปในการวัด และเหมาะในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 3.13 ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจะติดอิเล็กโทรด 3 แผ่น โดย 2 แผ่นจะติดบริเวณที่ต้องการวัด อีก 1 แผ่น จะติดที่ข้อมือแทนกราวด์ และก่อนที่จะติดจะใช้เจลช่วยลดความต้านทานระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดเพื่อให้ผลการวัดดีขึ้น



รูปที่ 3.13 อิเล็กทรอนิกส์แบบผิวสัมผัสที่ใช้ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

### 3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ [16]

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นส่วนสำคัญของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ โดยทำหน้าที่สัมผัสกับสัญญาณกล้ามเนื้อ แปลงสัญญาณกล้ามเนื้อเป็นสัญญาณดิจิทัล และเก็บสัญญาณดิจิทัลลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ในการสัมผัสกับสัญญาณกล้ามเนื้อ นั้นจะทำให้ความถี่ประมาณ 2 kHz ซึ่งไม่ใช่ความเร็วในการสัมผัสที่สูงมากนัก การคำนวณและการวิเคราะห์ผลนั้นจะทำบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ดังนั้นจึงไม่ต้องการไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำงานที่ความเร็วสูงมากนัก แต่เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถทำงานโดยลำพังได้ มีพอร์ตเพียงพอต่อการใช้งาน ไม่ต้องต่ออุปกรณ์ภายนอกเพิ่ม เพื่อให้ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็ก และราคาไม่สูงเกินไป โดยระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อนี้ออกแบบให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้จะต้องมีพอร์ตสำหรับใช้งานดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 กำหนดพอร์ตที่ใช้งานและจำนวนพอร์ตในระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

พอร์ตที่ใช้งาน	จำนวน
รับสัญญาณเข้า	8
รับส่งข้อมูลกับแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)	8
ควบคุมการเขียนและอ่านกับแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)	6
เป็นสวิตช์เริ่มวัดและหยุดวัด	1
แสดงการทำงานโดยใช้ LED	1
รวม	24

ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 เป็นตัวควบคุมการทำงานของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อเพราะไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 มีคุณสมบัติดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877

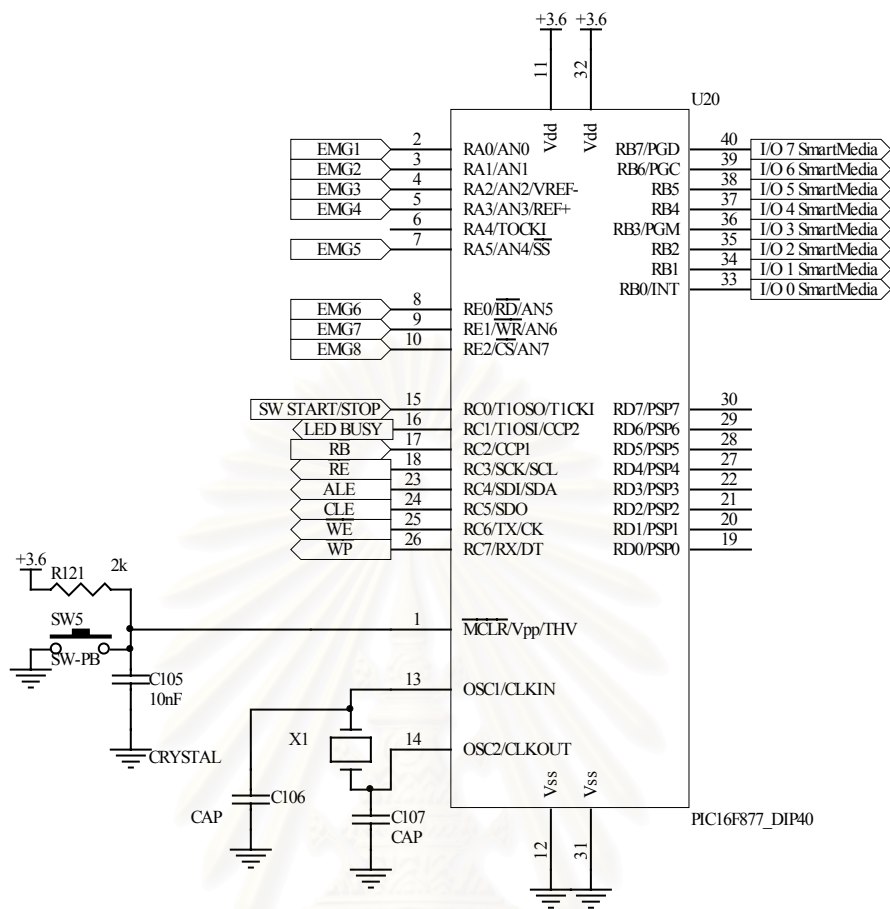
ความถี่สัญญาณนาฬิกา (Clock)	20 MHz
หน่วยความจำโปรแกรม (Program Memory) แบบแฟลช	8Kx14 Words
หน่วยความจำข้อมูล (RAM)	368x8 ไบต์
หน่วยความจำข้อมูล (EEPROM)	256x8 ไบต์
I/O พอร์ต	33 พอร์ต
A/D ขนาด 10 บิต	8 ช่อง
อินเตอร์รัปต์ (Interrupts)	14 แบบ
ไทมเมอร์ (Timers)	3 ตัว

ซึ่งมีคุณสมบัติตรงตามระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ได้ออกแบบไว้ โดยการต่อใช้งานแสดงไว้ในรูปที่ 3.14

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ 8 จุด ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จากแต่ละจุดจะถูกส่งผ่านเข้ามาที่แต่ละช่องของแอนะล็อกอินพุต ซึ่งมีวงจร A/D ขนาด 10 บิต เปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยโปรแกรมให้มีอัตราสุ่มแต่ละช่อง ช่องละ 2 kHz รวม 8 ช่อง โดยจะเก็บข้อมูลสัญญาณที่แปลงเป็นดิจิทัลแล้วลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) เพื่อไปใช้ในการวิเคราะห์และแสดงผลต่อไป

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย





รูปที่ 3.14 การต่อใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ในระบบวัด

### 3.4 แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) [17]

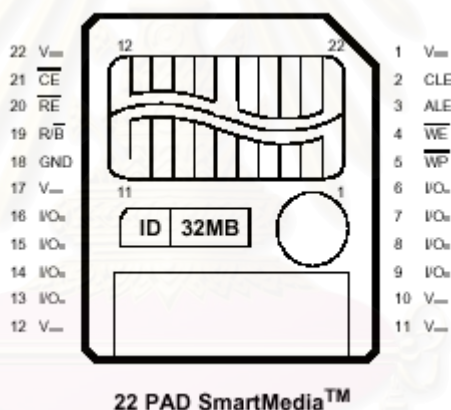
หากต้องการวัดสัญญาณกล้ำมเนื้อ 8 ช่อง และเก็บข้อมูลด้วยอัตราสุ่ม 2 kHz เป็นเวลา 30 นาที ต้องใช้หน่วยความจำคำนวณได้ดังนี้

$$\text{ขนาดหน่วยความจำ} = 8 \text{ (ช่องสัญญาณ)} \times 2000 \text{ (ตัวอย่าง/วินาที)} \times 30 \text{ (นาที)} \times 60 \text{ (วินาที)} \times 1 \text{ (ไบต์/ตัวอย่าง)} \approx 27 \text{ MB}$$

จึงจำเป็นที่จะต้องหาหน่วยความจำสำหรับบันทึกข้อมูลที่มีขนาดความจุมากไม่ต่ำกว่า 27 MB ที่มีขนาดเล็ก ในปัจจุบันหน่วยความจำที่ใช้งานอยู่ด้วยกันหลายชนิดเช่น Compact Flash, Memory Stick, Multimedia Card, Secure Digital SmartMedia เมื่อพิจารณาคุณสมบัติต่างๆ แล้วพบว่าแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) สามารถใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกไว้ได้ เป็นหน่วยความจำที่ใช้กันโดยทั่วไป มีขนาดเล็ก และราคาไม่แพงเกินไป ดังนั้นในวิทยา

นิพจน์นี้จึงใช้แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB เป็นหน่วยความจำสำหรับบันทึกข้อมูล

แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) เป็นหน่วยความจำอย่างหนึ่งซึ่งใช้เป็นที่บันทึกข้อมูลให้กับกล้องดิจิทัลที่ใช้งานอยู่ในปัจจุบัน ดังนั้นข้อมูลที่ถูกบันทึกจะยังคงอยู่แม้จะไม่มีไฟเลี้ยงก็ตาม เช่นเดียวกันระบบวัดนี้จะทำการเก็บสัญญาณกล้ำมเนื้อที่แปลงเป็นดิจิทัลแล้วบันทึกลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) จนได้สัญญาณข้อมูลครบตามที่ต้องการแล้ว ข้อมูลที่บันทึกไว้สามารถจะส่งผ่านไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ได้โดยใช้เครื่องอ่านแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป รูปที่ 3.15 แสดงโครงสร้างภายนอกแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32MB โดยชื่อและหน้าที่แต่ละขาของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) แสดงไว้ดังตารางที่ 3.4 และตารางที่ 3.5 แสดงค่าแรงดันและค่ากระแสที่ใช้งานกับแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)



รูปที่ 3.15 โครงสร้างภายนอกแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32MB

ตารางที่ 3.4 ชื่อและหน้าที่แต่ละขาของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)

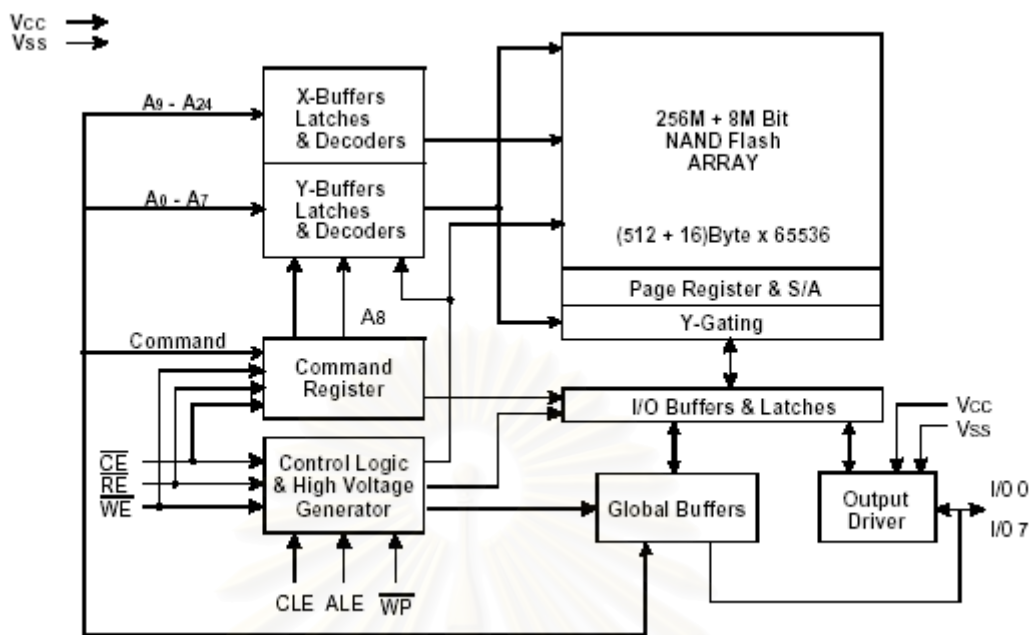
Pin Name	Pin Function
I/O0 - I/O7	Data Input/Outputs
CLE	Command Latch Enable
ALE	Address Latch Enable
$\overline{\text{CE}}$	Chip Enable
$\overline{\text{RE}}$	Read Enable
$\overline{\text{WE}}$	Write Enable
$\overline{\text{WP}}$	Write Protect
GND	Ground
R/ $\overline{\text{B}}$	Ready/Busy output
Vcc	Power
Vss	Ground
N.C	No Connection

คุณสมบัติโดยรวมของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)

- ใช้ แหล่งจ่ายแรงดัน 2.7 V-3.6 V
- ขนาดหน่วยความจำ (32M+1M) x 8 bit
- โปรแกรมเป็นหน้า (512+16) ไบต์
- ลบเป็นบล็อก (16K+512) ไบต์
- ใช้เวลา 10  $\mu$ s ในการอ่าน 528 ไบต์
- เวลาโปรแกรม 200  $\mu$ s
- เวลาลบทั้งบล็อก 2 ms
- Command/Address/Data ใช้การ multiplex I/O port
- สามารถทำการ โปรแกรม/ลบ ได้ 100,000 ครั้ง
- ข้อมูลคงอยู่ได้นาน 10 ปี
- มี 22 ขา ไม่ขึ้นกับขนาดหน่วยความจำ

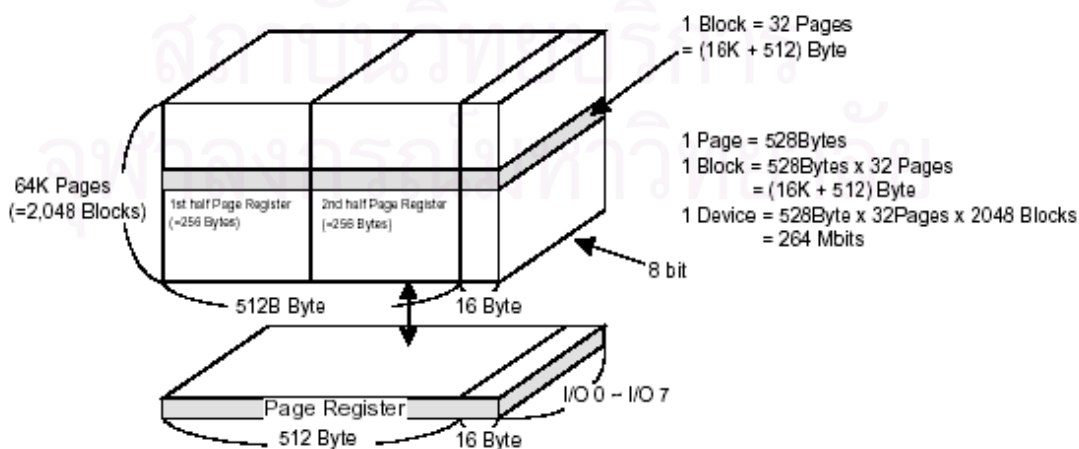
ตารางที่ 3.5 ค่าแรงดันและค่ากระแสที่ใช้งานกับแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)

Parameter	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Supply Voltage	Vcc	2.7	3.3	3.6	V
Supply Voltage	Vss	0	0	0	V
Input High Voltage, All Input	VIH	2	-	Vcc+0.3	V
Input Low Voltage, All Input	VIL	-0.3	-	0.8	V
Output High Voltage Level	VOH	2.4	-	-	V
Output Low Voltage Level	VOL	-	-	0.4	V
Sequential Read	Icc1	-	10	20	mA
Program	Icc2	-	10	20	mA
Erase	Icc3	-	10	20	mA



รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรมแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB

รูปที่ 3.16 แสดงบล็อกไดอะแกรมแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB ในส่วนที่เป็นหน่วยความจำจะแบ่งหน่วยความจำเป็นหน้า โดยที่ 1 หน้ามีขนาด (512+16) ไบต์ 512 ไบต์เป็นส่วนที่ใช้เก็บข้อมูล ส่วนที่เป็น 16 ไบต์เป็นส่วน Redundant Area ซึ่งใช้เก็บ Block Address Field, ECC, และอื่นๆ หน่วยความจำ 32 หน้า มีขนาดเท่ากับ 1 บล็อก ดังนั้น 1 บล็อก จึงมีขนาด (16K+512)ไบต์ แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32 MB จึงมีขนาดหน่วยความจำ = (512+16)ไบต์ X 32 หน้า X 2048 บล็อก ดังแสดงในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 โครงสร้างหน่วยความจำแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ขนาด 32MB

หน่วยความจำเมื่อมีขนาดใหญ่มากเท่าไร ก็จำเป็นต้องใช้ขา I/O มากขึ้นตามหน่วยความจำที่ใหญ่ขึ้นแต่แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ยังคงใช้ขา I/O เพียง 8 ขา ในการระบุตำแหน่งหน่วยความจำโดยแบ่งการระบุตำแหน่งหน่วยความจำออกเป็น 3 ช่วง ช่วงแรกเป็นการระบุ Column Address ช่วงที่ 2 และ 3 ระบุ Row Address ดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 การระบุตำแหน่งหน่วยความจำ (SmartMedia) ขนาด 32 MB

	I/O 0	I/O 1	I/O 2	I/O 3	I/O 4	I/O 5	I/O 6	I/O 7	
1st Cycle	A <sub>0</sub>	A <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	A <sub>3</sub>	A <sub>4</sub>	A <sub>5</sub>	A <sub>6</sub>	A <sub>7</sub>	Column Address
2nd Cycle	A <sub>9</sub>	A <sub>10</sub>	A <sub>11</sub>	A <sub>12</sub>	A <sub>13</sub>	A <sub>14</sub>	A <sub>15</sub>	A <sub>16</sub>	Row Address (Page Address)
3rd Cycle	A <sub>17</sub>	A <sub>18</sub>	A <sub>19</sub>	A <sub>20</sub>	A <sub>21</sub>	A <sub>22</sub>	A <sub>23</sub>	A <sub>24</sub>	

NOTE : Column Address : Starting Address of the Register.  
 00h Command(Read) : Defines the starting address of the 1st half of the register.  
 01h Command(Read) : Defines the starting address of the 2nd half of the register.  
 \* As is set to "Low" or "High" by the 00h or 01h Command.

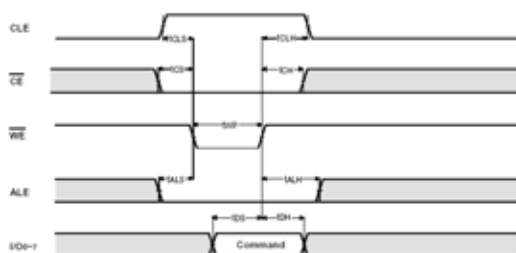
ในการใช้งานแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) จะมีอยู่ 6 โหมดการทำงานด้วยกัน ซึ่งแสดงไว้ดังตารางที่ 3.7 และแผนภาพเวลาในโหมดต่างๆ แสดงไว้ดังรูปที่ 3.18 –3.21

ตารางที่ 3.7 ลอจิกของขาต่างๆ ในแต่ละโหมดการทำงาน

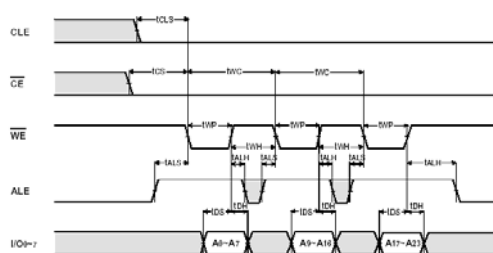
Mode	CLE	ALE	-CE	-WE	-RE	-WP
Command Input	H	L	L		H	*
Address Input	L	H	L		H	*
Data Input (Note)	L	L	L		H	*
Data Output (Note)	L	L	L	H		*
During Program/Erase (During Busy State) (Note)	*	*	*	*	*	H
Write Protect (Note)	*	*	*	*	*	L

H: V<sub>HH</sub> L: V<sub>LL</sub> \*: V<sub>HH</sub> or V<sub>LL</sub>

\* Command Latch Cycle

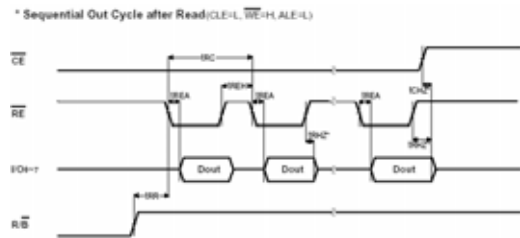
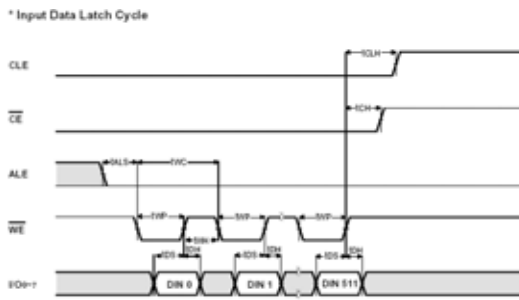


\* Address Latch Cycle



รูปที่ 3.18 แผนภาพเวลาในโหมดคำสั่ง

รูปที่ 3.19 แผนภาพเวลาในโหมดระบุที่อยู่



รูปที่ 3.20 แผนภาพเวลาในโหมดเขียนข้อมูล

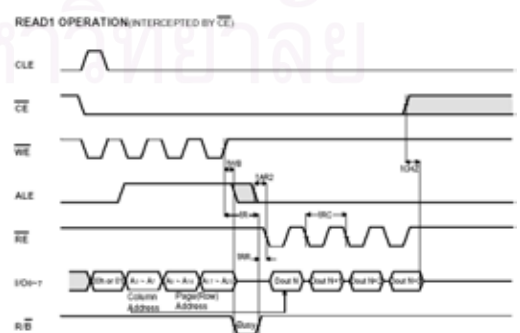
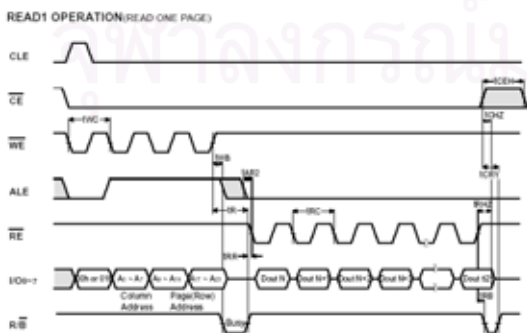
รูปที่ 3.21 แผนภาพเวลาในโหมดอ่านข้อมูล

ในโหมดคำสั่งยังแบ่งได้เป็น 7 คำสั่ง โดยมีค่าเฉพาะในแต่ละคำสั่ง บางคำสั่งอาจต้องใช้ 2 รอบในการส่งคำสั่งเพื่อเป็นการยืนยัน ค่าที่ใช้ในแต่ละคำสั่งแสดงไว้ดังตารางที่ 3.8 และแผนภาพเวลาในแต่ละคำสั่งแสดงดังรูปที่ 3.22-3.29

ตารางที่ 3.8 ค่าที่ใช้ในโหมดคำสั่งต่างๆ

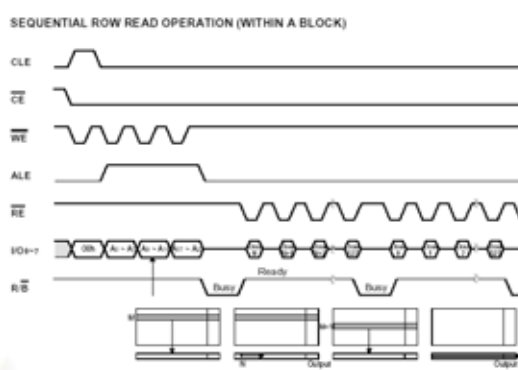
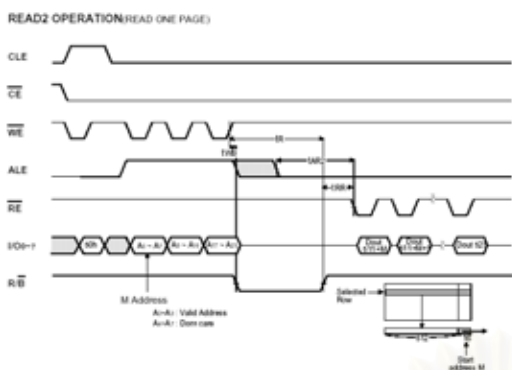
Function	1st. Cycle	2nd. Cycle	Acceptable Command during Busy
Read 1	00h/01h <sup>(1)</sup>	-	
Read 2	50h	-	
Read ID	90h	-	
Reset	FFh	-	0
Page Program	80h	10h	
Block Erase	60h	D0h	
Read Status	70h	-	0

**NOTE :** 1. The 00h command defines starting address of the 1st half of registers.  
 The 01h command defines starting address of the 2nd half of registers.  
 After data access on the 2nd half of register by the 01h command, the status pointer is automatically moved to the 1st half register(00h) on the next cycle.



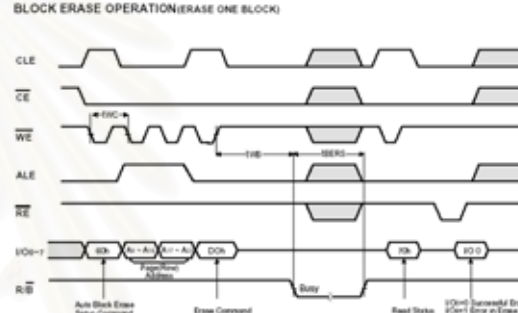
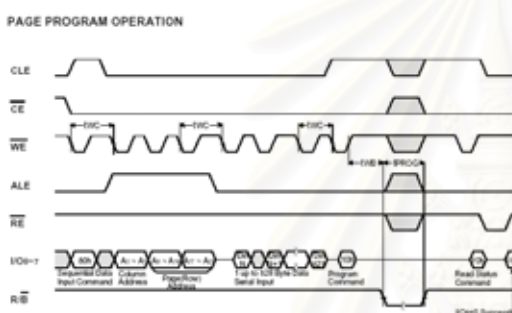
รูปที่ 3.22 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูล 1 หน้า

รูปที่ 3.23 แผนภาพเวลาอ่านข้อมูลไม่ครบ 1 หน้า



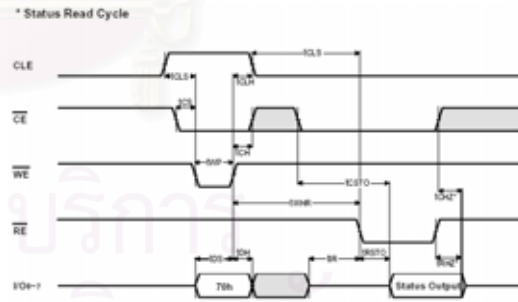
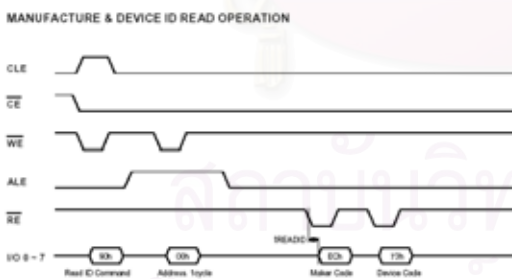
รูปที่ 3.24 แผนภาพเวลาการอ่านข้อมูล 16 ไบต์

รูปที่ 3.25 แผนภาพเวลาอ่านข้อมูลหลายหน้า



รูปที่ 3.26 แผนภาพเวลาการเขียนข้อมูล 1 หน้า

รูปที่ 3.27 แผนภาพเวลาการลบข้อมูล 1 บล็อก



รูปที่ 3.28 แผนภาพเวลาการอ่านค่า ID

รูปที่ 3.29 แผนภาพเวลาการอ่านค่าสถานะ

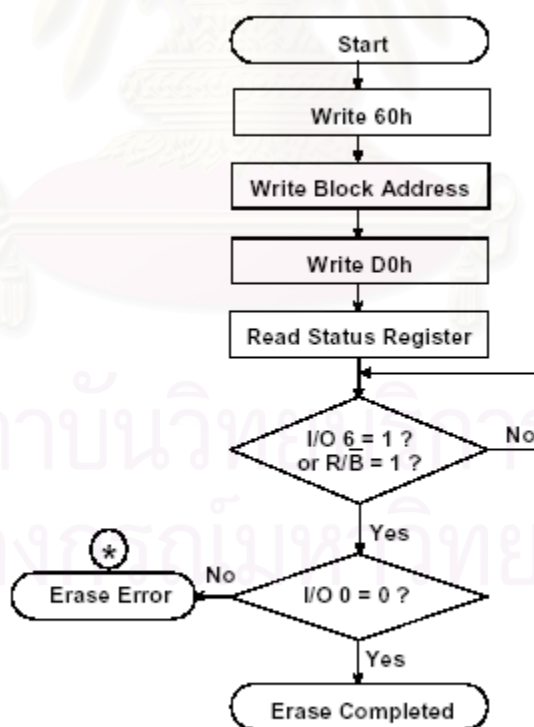
ในการเขียน หรือ ลบ จำเป็นต้องมีการตรวจสอบว่าการเขียนหรือลบนั้นเกิดความผิดพลาดหรือไม่ อีกทั้งต้องตรวจสอบว่าขณะนั้นการอ่าน เขียน หรือ ลบ ได้ทำเสร็จสมบูรณ์หรือยัง โดยวิธีในการตรวจสอบทำได้โดยใช้คำสั่งอ่านสถานะแล้วตรวจสอบค่า I/O ต่างๆ โดยแต่ละขา แสดงสถานะที่ต่างกัน ดังแสดงไว้ในตารางที่ 3.9

ตารางที่ 3.9 สถานะขา I/O ต่างๆที่ใช้ตรวจสอบการอ่าน เขียน หรือลบข้อมูล

I/O #	Status	Definition	
I/O 0	Program / Erase	"0" : Successful Program / Erase	
		"1" : Error in Program / Erase	
I/O 1	Reserved for Future Use	"0"	
I/O 2		"0"	
I/O 3		"0"	
I/O 4		"0"	
I/O 5		"0"	
I/O 6	Device Operation	"0" : Busy	"1" : Ready
I/O 7	Write Protect	"0" : Protected	"1" : Not Protected

จากแผนภาพเวลาสามารถแสดงเป็นขั้นตอนการลบข้อมูล การอ่านข้อมูลและการเขียนข้อมูลได้ดังรูปที่ 3.30 – 3.32 ตามลำดับ

#### Erase Flow Chart

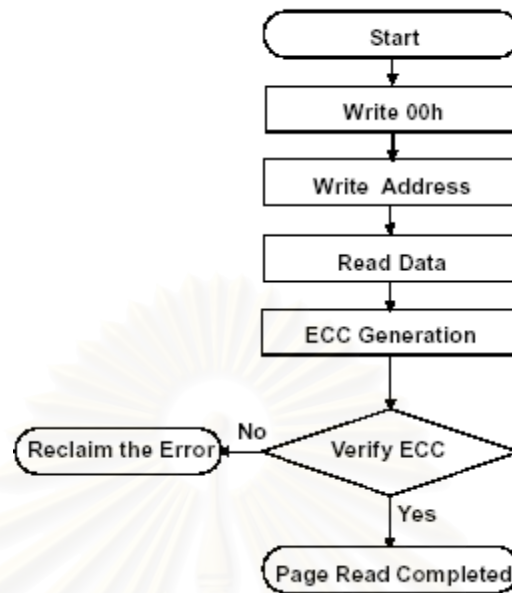


\* : If erase operation results in an error, map out the failing block and replace it with another block.

รูปที่ 3.30 แผนภาพแสดงขั้นตอนการลบข้อมูลทั้งบล็อก

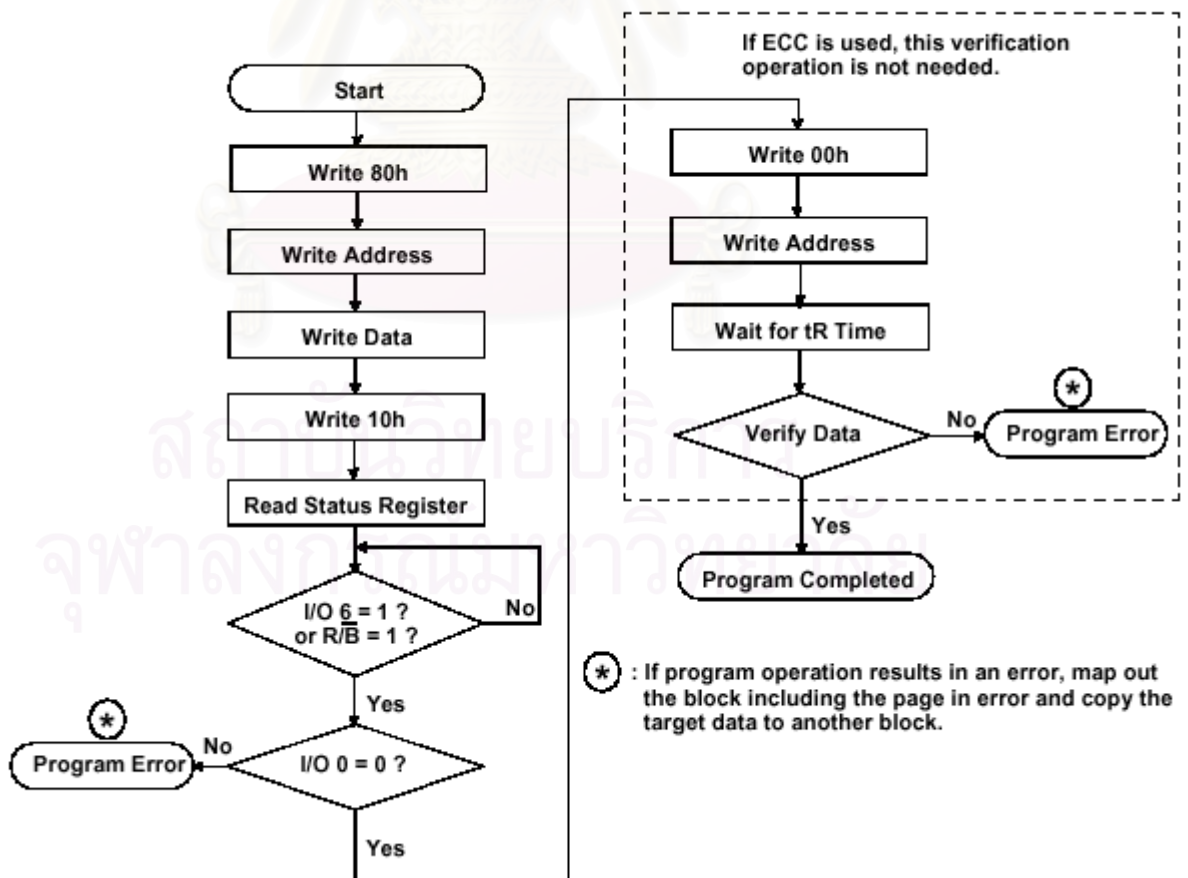


**Read Flow Chart**



รูปที่ 3.31 แผนภาพแสดงขั้นตอนการอ่านข้อมูล

**Program Flow Chart**



รูปที่ 3.32 แผนภาพแสดงขั้นตอนการเขียนข้อมูล

## บทที่ 4

### ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ : ส่วนซอฟต์แวร์

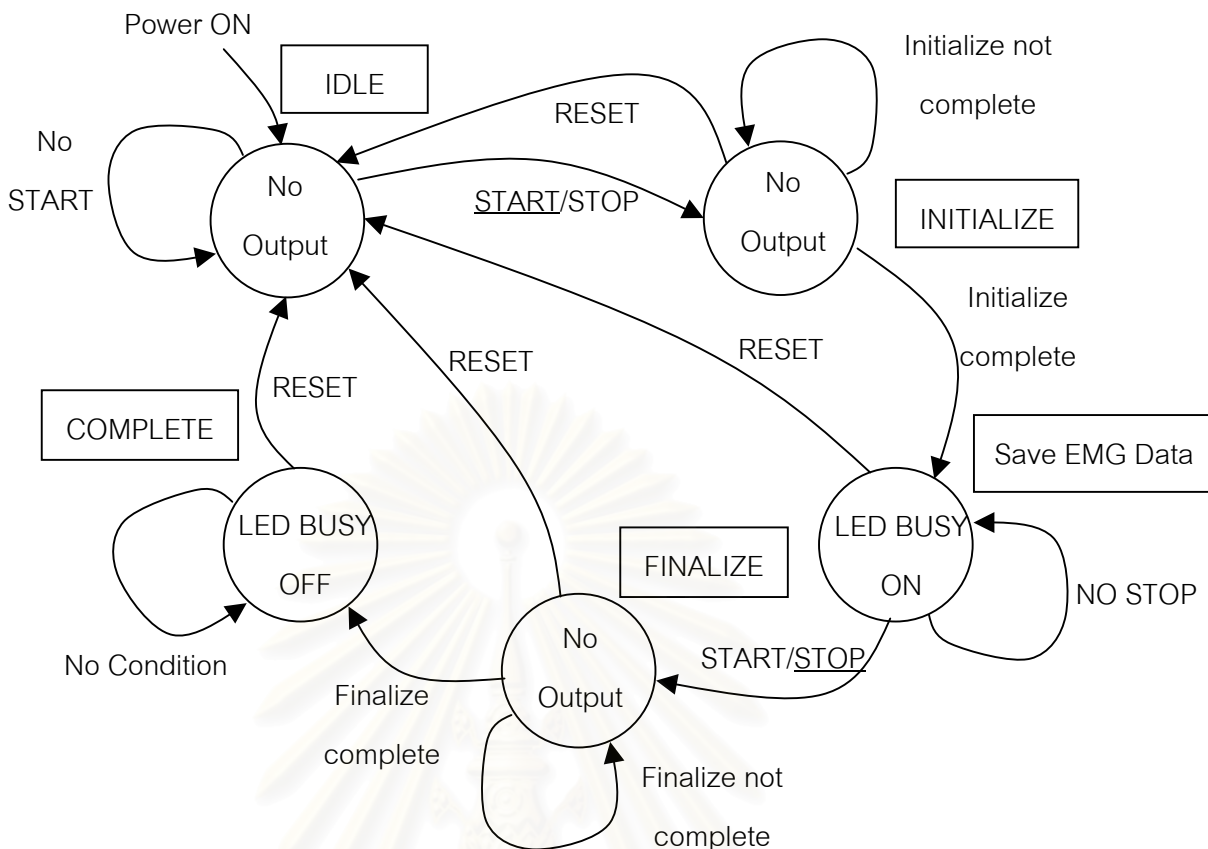
ส่วนของซอฟต์แวร์หรือโปรแกรมที่ใช้ในระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อสามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลัก คือ

1. ส่วนเก็บข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อ
2. ส่วนจัดการข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อ
3. ส่วนแสดงการวิเคราะห์ผลโดยพล็อตกราฟทั้งทางเวลาและทางความถี่

#### 4.1 ส่วนเก็บข้อมูล

ในการเก็บข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อนั้นได้ทำการพัฒนาโปรแกรมเพื่อการนี้ขึ้นโดยเขียนด้วยภาษาแอสเซมบลีของ PIC16F877 ส่วนนี้ทำหน้าที่สุ่มเก็บข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อจากช่องที่ 1 ไปจนถึงช่องที่ 8 ต่อเนื่องกันไป ด้วยอัตราสุ่มช่องละ 2 KHZ ข้อมูลที่สุ่มเก็บได้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยใช้ A/D ขนาด 10 บิต ที่มีอยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์ อย่างไรก็ตาม เนื่องจากจะมีความผิดพลาดที่บิดสุดท้ายอยู่ตามปกติและไม่มีความจำเป็นที่จะต้องการความละเอียดในการวัดที่สูงมากนัก อีกทั้งเพื่อความสะดวกในการเก็บข้อมูลจึงจะใช้เพียง 8 บิต บนเท่านั้นในการเก็บข้อมูล และเมื่อคำนวณความละเอียดในการเก็บข้อมูลเมื่อใช้ 8 บิต มีค่าเท่ากับ  $3.6/(255 \times 1280) = 11 \mu V$  แต่สัญญาณกล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็กสุดมีขนาด  $50 \mu V$  ดังนั้นจึงเก็บข้อมูลเพียง 8 บิต แล้วส่งข้อมูลที่ได้ออกไปในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) โดยข้อมูลที่บันทึกจะอยู่ในชื่อไฟล์ Emg.bin เมื่อได้ข้อมูลครบตามที่ต้องการแล้วก็สามารถนำข้อมูลที่ได้นั้นส่งไปให้เครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ผ่านทางตัวอ่านแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia)

จาก State Diagram ในรูปที่ 4.1 เมื่อเริ่มเปิดสวิทซ์ทำงาน ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อจะรอการทำงาน เพื่อให้ผู้ใช้ได้ตรวจสอบสัญญาณก่อนที่จะเริ่มบันทึกว่าเป็นสัญญาณกล้ามเนื้อจริง เมื่อกดปุ่ม START/STOP ระบบจะทำการ Initialize จนเสร็จการ Initialize ไฟแสดงสถานะการทำงานจะสว่างขึ้นเป็นการแสดงว่าระบบจะเริ่มทำการบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ ระบบจะบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อต่อเนื่องไปตลอดจนกว่าจะมีการกดปุ่ม START/STOP อีกครั้งหรือบันทึกข้อมูลจนหน่วยความจำเต็ม ระบบจะทำการ Finalize จนเสร็จการ Finalize ไฟแสดงสถานะการทำงานจะดับลงเป็นการแสดงว่าระบบได้ทำการบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อเสร็จสิ้นแล้ว



รูปที่ 4.1 State diagram ของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

การออกแบบซอฟต์แวร์จะใช้ Program Development Language (PDL) level 1 กับ level 2

Program Development Language ( PDL )

\*\*\*\*\*

PDL\_LEVEL\_1

\*\*\*\*\*

Module : Portable EMG Data Acquisition System Using Flash Memory Card

Initialize

Measure and Save data

Finalize

Display

End Portable EMG Data Acquisition System Using Flash Memory Card

\*\*\*\*\*

PDL\_LEVEL\_2

\*\*\*\*\*

Module : Portable EMG Data Acquisition System Using Flash Memory Card

Initialize

Save working registers

Initialize any variables, stack

Initialize A / D

Initialize Timer

Format SmartMedia

Measure and Save data

IF Press START/STOP

THEN Format SmartMedia and Timer start

ELSE NO operation

Wait :

Wait for Interrupt every 500  $\mu$ s

Interrupt :

Start A/D Conversion from channel 1 to channel 8 continuous

Write 8 bytes data in SmartMedia

IF Write 256 bytes

THEN IF Write 512 bytes

THEN Generate ECC code, Write close page and Open

a new page. IF Write 32 pages

THEN Generate block address field

and Open new block

ELSE Goto Wait

ELSE Generate ECC code then Goto Wait

ELSE Goto Wait

Finalize

IF Press START/STOP

THEN Write PBR,FAT,Root Directory

ELSE Goto Wait

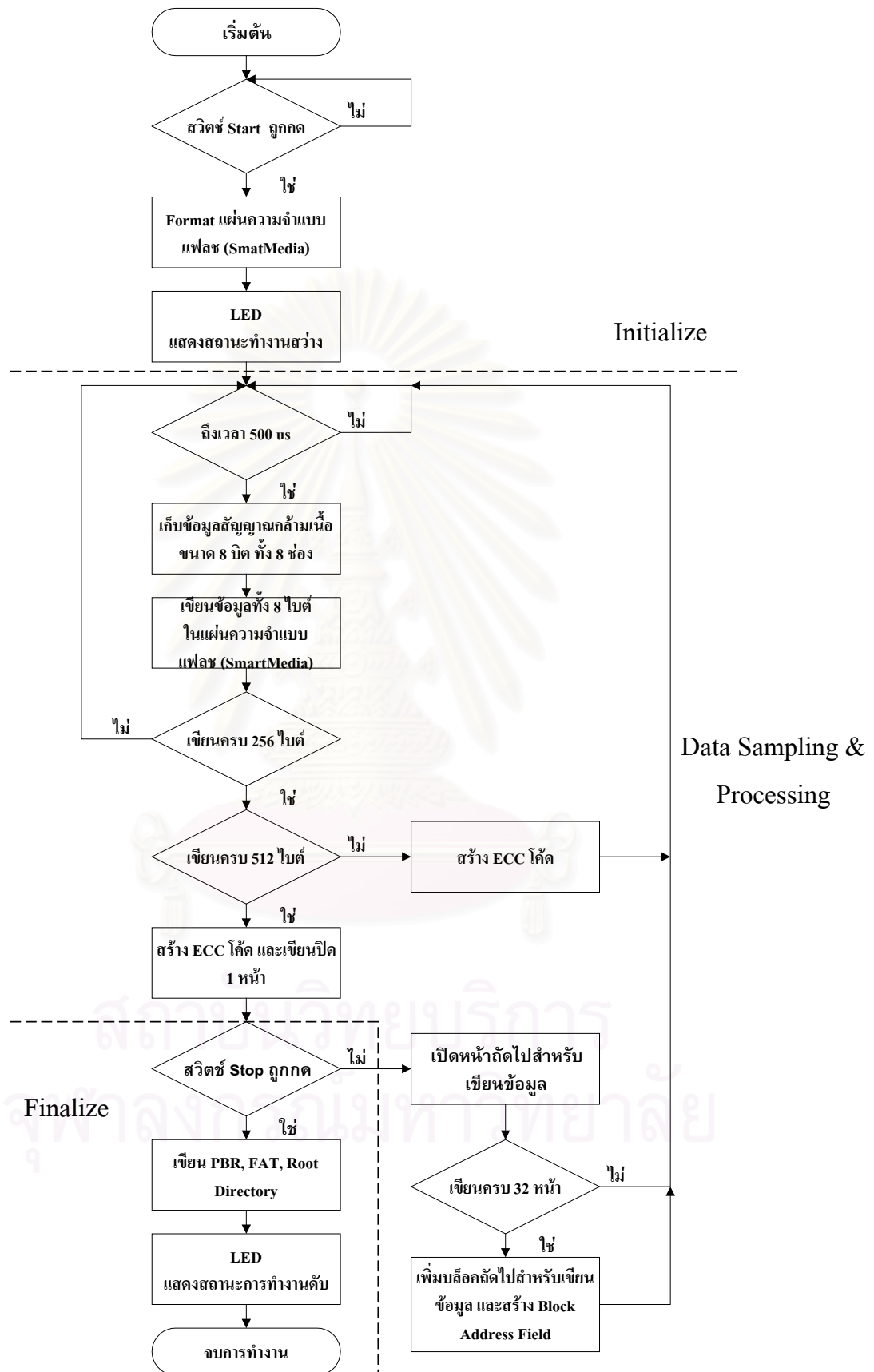
Display LED BUSY

LED ON measure and save data not complete

LED OFF measure and save data complete

End Portable EMG Data Acquisition System Using Flash Memory Card

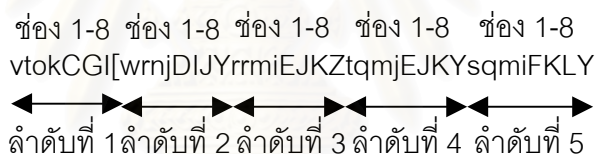
รูปที่ 4.2 แสดงโฟลว์ชาร์ตของการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในการเก็บข้อมูล เริ่มจากเมื่อสวิทช์ Start ถูกกด แผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) จะถูกลบข้อมูลทั้งหมด (Format) และไฟ LED แสดงสถานะการทำงาน (สีเขียว) จะสว่าง แสดงให้รู้ว่าพร้อมเริ่มต้นเก็บสัญญาณกล้ามเนื้อ โปรแกรมถูกออกแบบให้มีอัตราสุ่มช่องละ 2 kHz ดังนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะจับเวลาทุก 500  $\mu$ s โดยใช้ไทเมอร์ภายในไมโครไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวจับเวลา แล้วเก็บข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อที่ถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยใช้ A/D ขนาด 10 บิต ที่มีอยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์ แต่จะใช้เพียง 8 บิตบนเท่านั้นในการเก็บข้อมูล โดยจะเก็บข้อมูลจากช่องที่ 1 ถึง 8 ตามลำดับ หลังจากนั้นจะเขียนข้อมูลทั้ง 8 ไบต์ ลงในแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) แล้วตรวจสอบดูว่าเขียนข้อมูลครบ 256 ไบต์ หรือไม่ ถ้ายังเขียนไม่ครบ 256 ไบต์ ก็จะรอจนครบรอบการวัดสัญญาณทั้ง 8 ช่อง แล้วจึงเริ่มเก็บข้อมูลชุดต่อไปใหม่ แต่ถ้าเขียนครบ 256 ไบต์แล้วก็จะสร้าง ECC (Error Correction Code) เพื่อใช้ตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล จากนั้นจะตรวจสอบดูว่าเขียนข้อมูลครบ 512 ไบต์ หรือไม่ ถ้ายังเขียนไม่ครบ 512 ไบต์ ก็จะรอจนครบรอบการวัดสัญญาณทั้ง 8 ช่อง แล้วจึงเริ่มเก็บข้อมูลชุดต่อไปใหม่ แต่ถ้าเขียนครบ 512 ไบต์แล้วก็จะสร้าง ECC (Error Correction Code) อีกครั้งและเขียนปิด 1 หน้า หลังจากนั้นจะตรวจสอบสวิทช์ Stop ถูกกด หรือไม่ ถ้ายังไม่ถูกกดก็จะเปิดหน้าถัดไปของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) ไว้สำหรับเขียนข้อมูลต่อไป และตรวจสอบว่าเขียนข้อมูลครบ 32 หน้า (1 บล็อก) หรือไม่ถ้ายังเขียนไม่ครบ 32 หน้า ก็จะรอจนครบรอบการวัดสัญญาณทั้ง 8 ช่อง แล้วจึงเริ่มเก็บข้อมูลชุดต่อไปใหม่ แต่ถ้าเขียนครบ 32 หน้าแล้วก็จะเพิ่มบล็อกถัดไปสำหรับเขียนข้อมูลและสร้าง Block Address Field เพื่อใช้บอกตำแหน่งข้อมูลของบล็อกนั้นแล้วรอจนครบรอบการวัดสัญญาณทั้ง 8 ช่อง แล้วจึงเริ่มเก็บข้อมูลชุดต่อไปใหม่ แต่ถ้าสวิทช์ Stop ถูกกดก็จะเขียน Partition Boot Record (PBR), File Allocation Table (FAT), Root Directories เป็นการบอกชื่อไฟล์ ขนาดไฟล์ และตำแหน่งไฟล์ จากนั้น LED แสดงสถานะการทำงานจะดับ เป็นการแสดงว่าการเก็บข้อมูลได้เสร็จสิ้นแล้ว



รูปที่ 4.2 ไฟล์วงจรการเก็บข้อมูลสัญญาณกลับมาเหนือ

## 4.2 ส่วนจัดการข้อมูล

ข้อมูลที่ได้จากไฟล์ Emg.bin นั้นเป็นข้อมูลที่รวมสัญญาณจากช่องที่ 1 ถึงช่องที่ 8 ไว้ด้วยกัน เนื่องจากในการเก็บข้อมูลของแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) เป็นการเก็บข้อมูลที่ละหน้า (Page) จึงไม่สามารถแยกเก็บสัญญาณของแต่ละช่องออกจากกันได้ ข้อมูลที่เก็บก็ยังคงเป็นค่าฐานสองอยู่ และจะมีขนาดใหญ่เมื่อเก็บข้อมูลเป็นเวลานาน ดังรูปที่ 4.3 ที่แสดงตัวอย่างข้อมูลที่เก็บอยู่ในรูปแบบของไฟล์ชนิด .bin ดังนั้นจึงต้องมีโปรแกรมส่วนที่ 2 ที่เขียนด้วยภาษา C เพื่อใช้ในการแยกข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณ และแปลงค่าจากเลขฐานสอง เป็นค่าแรงดันที่วัดได้จริง ในกรณีที่มีการเก็บข้อมูลเกิน 30 วินาที จะทำการแยกเก็บเป็นไฟล์ย่อยๆ ไฟล์ละ 30 วินาที (8 (ช่องสัญญาณ)  $\times$  2000 (ตัวอย่างวินาที)  $\times$  30(วินาที)  $\times$  1(ไบต์/ตัวอย่าง) = 480,000 ไบต์) โดยจะตั้งชื่อตามที่กำหนดไว้และจะใส่เลขที่ไฟล์ตามหลังชื่อที่ตั้ง เช่น Emg1.txt, Emg2.txt, Emg3.txt, ... เพื่อให้คอมพิวเตอร์นำไปใช้ในการวิเคราะห์ผลหรือแสดงผลต่อไป ดังตารางที่ 4.1 แสดงตัวอย่างข้อมูลที่เก็บอยู่ในรูปแบบของไฟล์ชนิด .txt



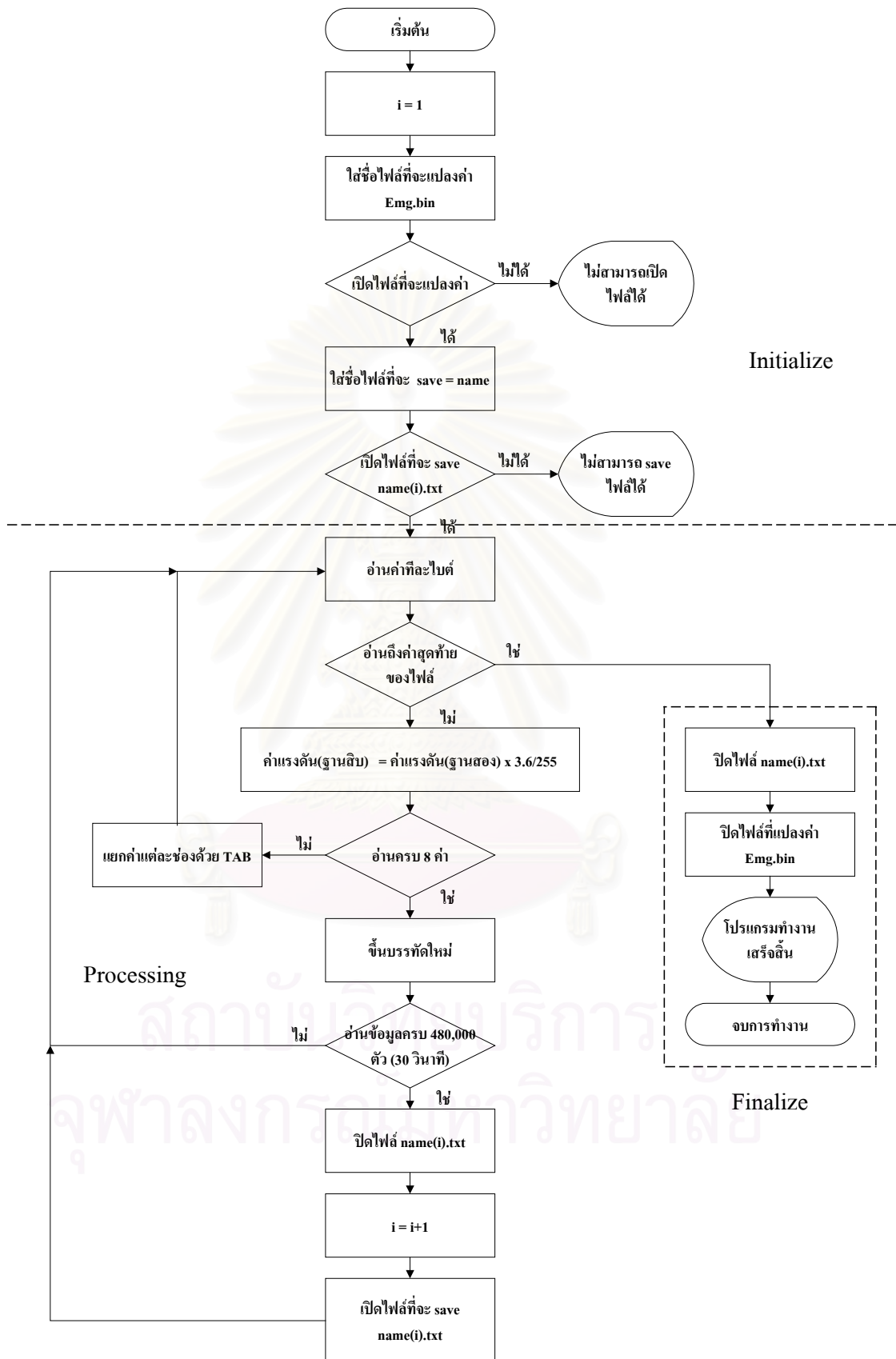
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างข้อมูลที่เก็บในไฟล์ Emg.bin

ตารางที่ 4.1 ตัวอย่างข้อมูลที่ผ่านการแปลงโดยภาษา C จากไฟล์ Emg.bin เป็นไฟล์ Emg1.txt

ข้อมูล ลำดับที่	ข้อมูล							
	ช่อง 1	ช่อง 2	ช่อง 3	ช่อง 4	ช่อง 5	ช่อง 6	ช่อง 7	ช่อง 8
1	1.666	1.638	1.567	1.511	0.946	1.002	1.031	1.285
2	1.680	1.609	1.553	1.496	0.960	1.031	1.045	1.256
3	1.609	1.609	1.539	1.482	0.974	1.045	1.059	1.271
4	1.638	1.595	1.539	1.496	0.974	1.045	1.059	1.256
5	1.624	1.595	1.539	1.482	0.988	1.059	1.073	1.256

รูปที่ 4.4 แสดงไฟล์ชาร์ตโปรแกรมการจัดการข้อมูลสัญญาณกล้ำมเนื้อ เริ่มจากโปรแกรมจะรับชื่อไฟล์ที่จะจัดการเข้ามา (จะใช้ชื่อ Emg.bin เป็น default) แล้วทำการเปิดไฟล์นั้น ถ้าเปิดไฟล์นั้นไม่ได้ก็จะแสดงข้อความไม่สามารถเปิดไฟล์ได้ เมื่อเปิดไฟล์นั้นแล้วจะรอให้ใส่ชื่อไฟล์ที่จะบันทึก แล้วทำการเปิดไฟล์ที่จะบันทึกนั้น ถ้าเปิดไฟล์นั้นไม่ได้ก็จะแสดงข้อความไม่สามารถบันทึกไฟล์ได้ ถ้าสามารถเปิดไฟล์ที่จะจัดการและเปิดไฟล์ที่จะบันทึกได้แล้วก็จะเริ่มการจัดการข้อมูล โดยจะอ่านค่าจากไฟล์ที่จะจัดการเข้ามาทีละไบต์แล้วแปลงค่าจากเลขฐานสองเป็นค่าแรงดันที่วัดได้จริง แรงดันที่แปลงแต่ละช่องสัญญาณจะถูกแยกด้วยแท็บ และจะขึ้นบรรทัดใหม่เมื่อแปลงครบ 8 ช่อง ดังแสดงตามตารางที่ 4.1 และตรวจสอบดูว่าอ่านข้อมูลครบ 480,000 ไบต์ (30 วินาที) หรือไม่ ถ้ายังอ่านไม่ครบก็จะอ่านข้อมูลใหม่เข้ามาทำการแปลงค่าอีก แต่ถ้าอ่านครบ 480,000 ไบต์ (30 วินาที) ก็จะปิดไฟล์ที่บันทึกนั้น แล้วเปิดไฟล์ที่จะบันทึกใหม่ โดยจะมีชื่อไฟล์เหมือนชื่อที่ใส่ตอนแรกแต่จะมีลำดับที่ตามหลังไฟล์ด้วย แล้วเริ่มอ่านค่าเข้ามาใหม่ และจะคอยตรวจสอบว่าอ่านถึงค่าสุดท้ายของไฟล์หรือไม่ ถ้ายังอ่านไม่ถึงค่าสุดท้ายของไฟล์ก็จะทำตามขั้นตอนดังกล่าวข้างต้นต่อไปเรื่อยๆ แต่ถ้าอ่านจนถึงค่าสุดท้ายของไฟล์แล้ว ก็จะปิดไฟล์ที่จะบันทึกและไฟล์ที่จะจัดการ แล้วแสดงข้อความว่าโปรแกรมได้ทำงานเสร็จสิ้นแล้ว



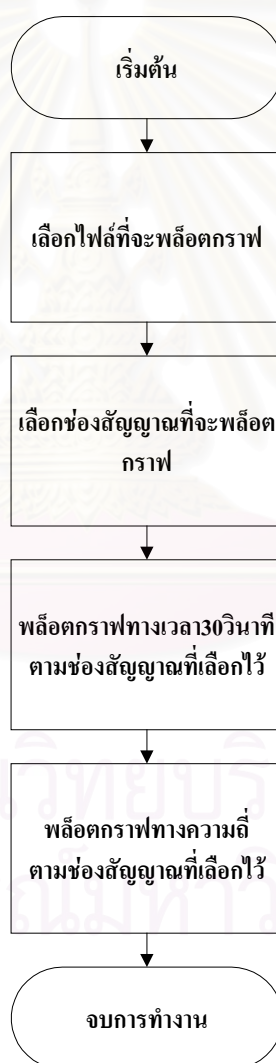


รูปที่ 4.4 ไฟล์ชาร์ตการจัดการข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ

#### 4.3 ส่วนแสดงการวิเคราะห์ผล

ส่วนนี้เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการแสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณที่เก็บได้โดยจะทำการแสดงผลในรูปแบบกราฟสัญญาณได้ทั้งทางเวลาและทางความถี่ ในส่วนนี้พัฒนาขึ้นโดยการใช้โปรแกรม MATLAB แล้วเก็บข้อมูลอยู่ในรูปของ m-file

รูปที่ 4.5 แสดงโฟลว์ชาร์ตโปรแกรมการแสดงผลข้อมูลสัญญาณกล้ำมเนื้อ เริ่มจากโปรแกรมจะรับชื่อไฟล์และช่องสัญญาณที่จะให้แสดงผลเข้ามา จากนั้นโปรแกรมจะพล็อตกราฟทางเวลา 30 วินาที และพล็อตกราฟทางความถี่ ตามช่องสัญญาณที่เลือกไว้



รูปที่ 4.5 โฟลว์ชาร์ตการแสดงผลข้อมูลสัญญาณกล้ำมเนื้อ

## บทที่ 5

### ผลการทดสอบระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบลักษณะสมบัติของระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่ประดิษฐ์ขึ้น โดยจะแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วน คือ

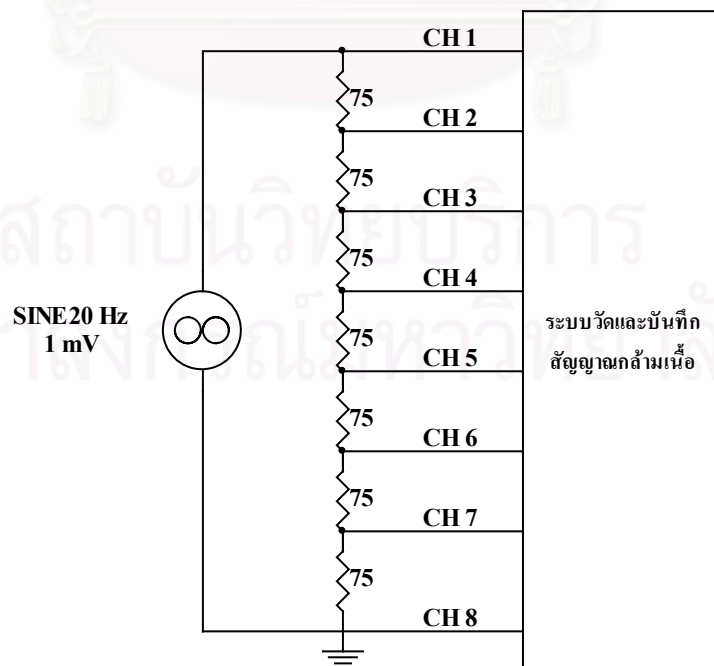
1. ทดสอบกับสัญญาณมาตรฐานเพื่อวัดลักษณะสมบัติและสมรรถนะของระบบ
2. ทดสอบกับสัญญาณกล้ามเนื้อจริงจากคนปกติ

#### 5.1 การทดสอบกับสัญญาณมาตรฐาน

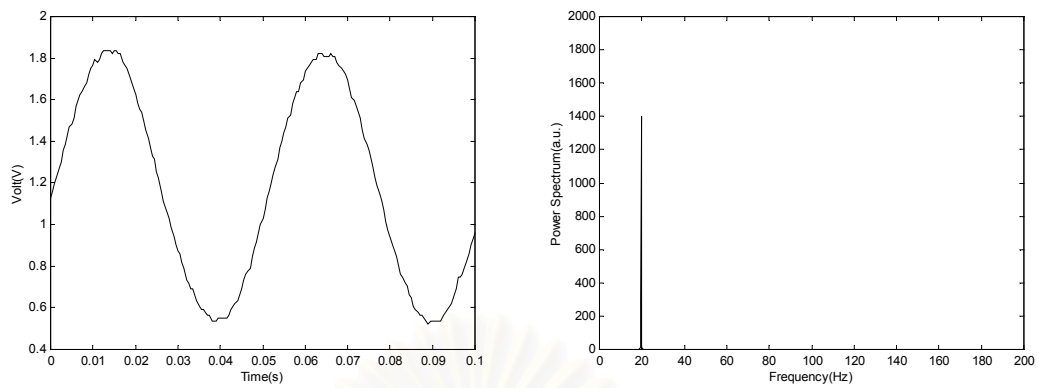
ในส่วนนี้จะแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วน คือ

##### 5.1.1 การทดสอบการรบกวนระหว่างช่องสัญญาณ (Crosstalk)

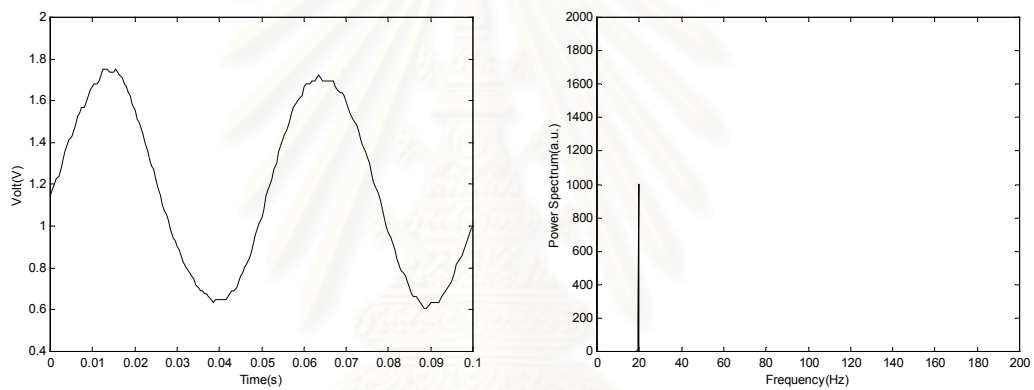
ในส่วนนี้เป็นการทดสอบว่าระบบวัดสามารถวัดได้ทั้ง 8 ช่องพร้อมกันโดยไม่เกิดปัญหาโดยใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 20 Hz ขนาด 1 mV ผ่านตัวต้านทาน 75 โอห์ม 7 ตัว เพื่อแบ่งแรงดันแล้วต่อเข้ากับวงจรวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ โดยอัตราขยายสัญญาณของระบบเป็น 1280 เท่า และระบบวัดไบแอสไฟตรงที่แรงดัน 1.2 V ดังรูปที่ 5.1 ได้ผลการทดสอบดังรูปที่ 5.2-5.9 โดยรูปด้านซ้ายแสดงผลในเชิงเวลา และรูปด้านขวาแสดงผลในเชิงความถี่



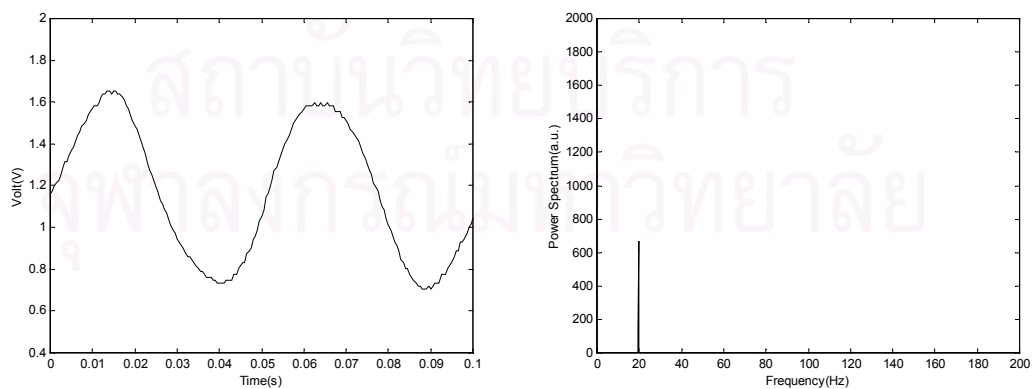
รูปที่ 5.1 วงจรแบ่งแรงดันที่ใช้ทดสอบระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ



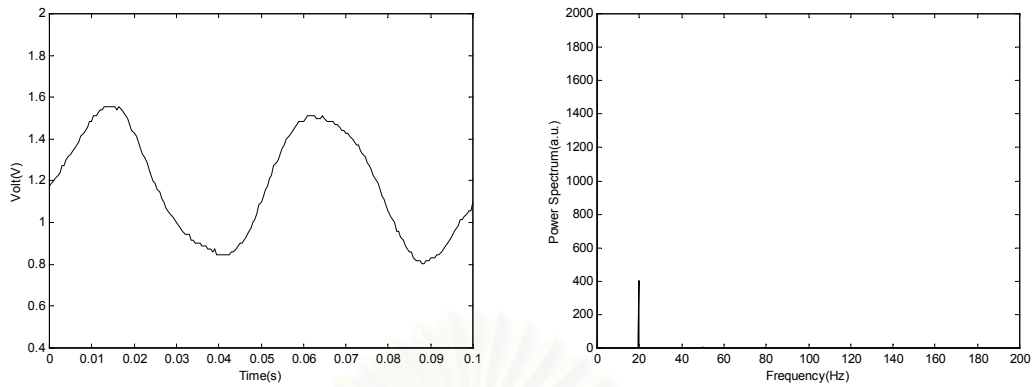
รูปที่ 5.2 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 1



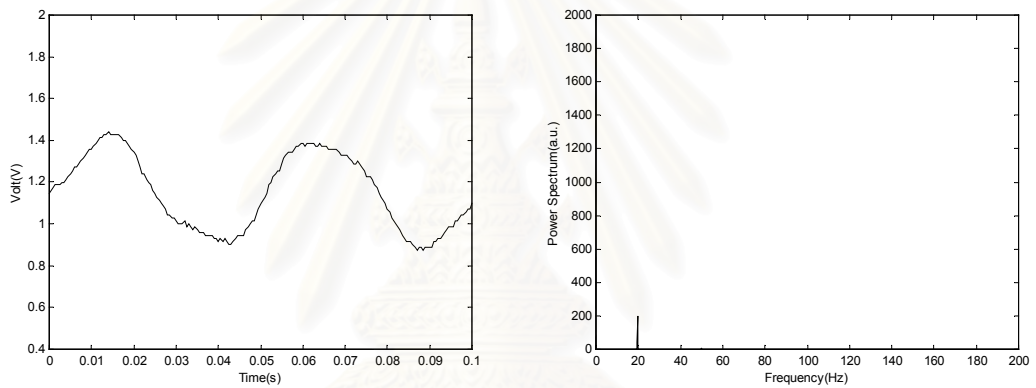
รูปที่ 5.3 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 2



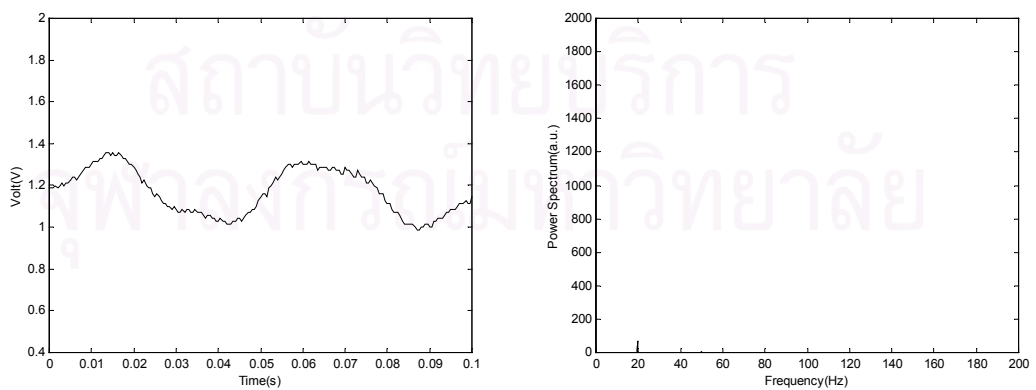
รูปที่ 5.4 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 3



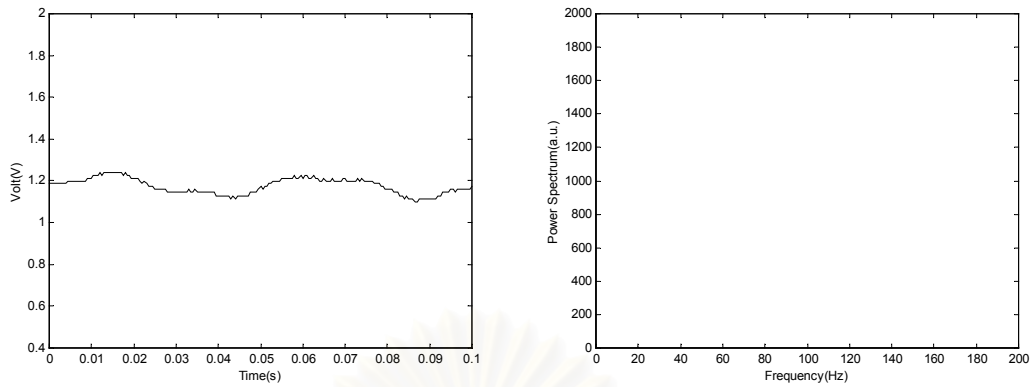
รูปที่ 5.5 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 4



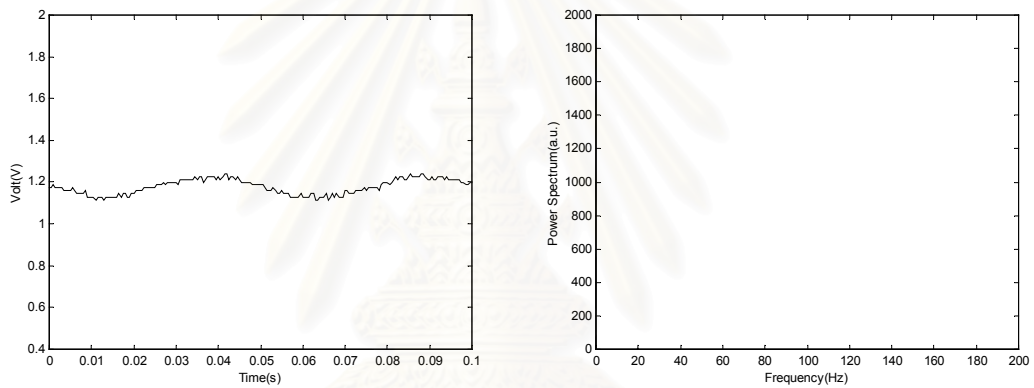
รูปที่ 5.6 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 5



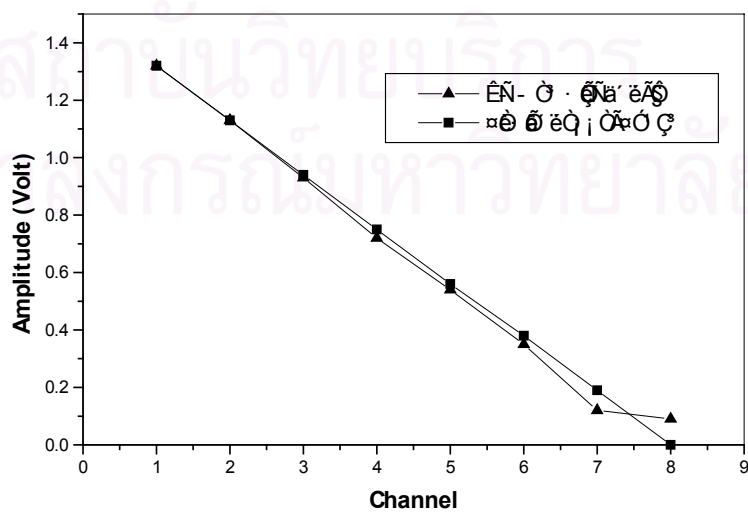
รูปที่ 5.7 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 6



รูปที่ 5.8 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 7



รูปที่ 5.9 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) ของช่องที่ 8

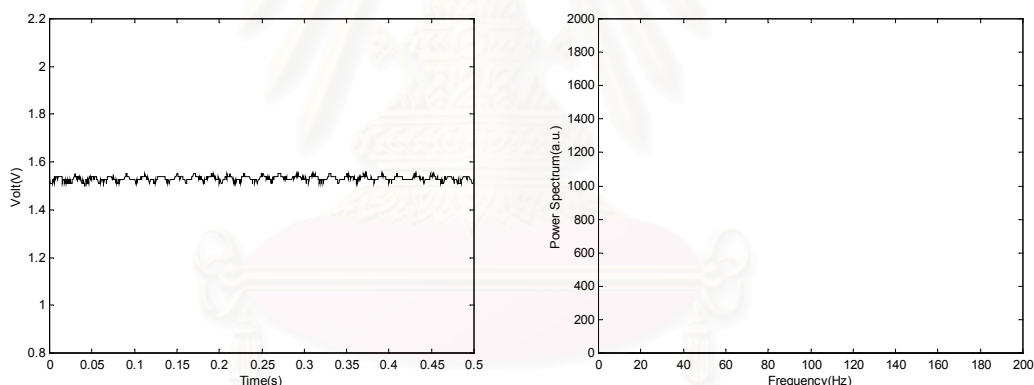


รูปที่ 5.10 เปรียบเทียบขนาดสัญญาณแต่ละช่องที่วัดได้จริงกับค่าที่ได้จากการคำนวณ

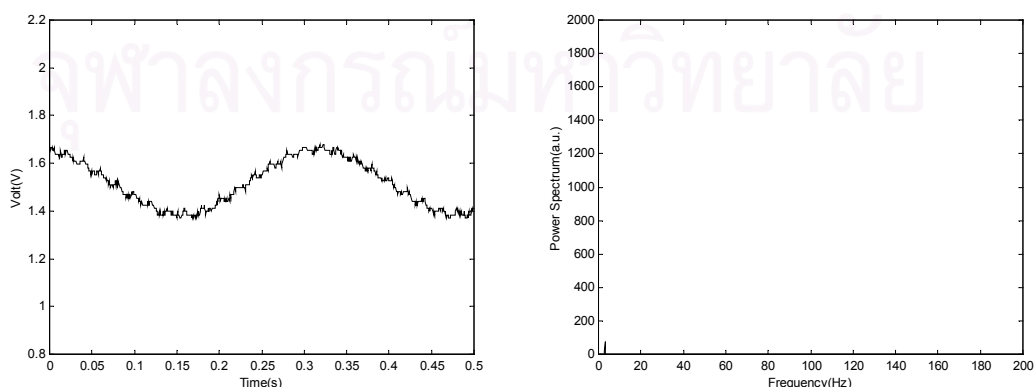
จากผลการทดสอบพบว่าสัญญาณที่ได้จากช่องที่ 1 จะมีขนาดใหญ่ที่สุด และสัญญาณจะมีขนาดเล็กลงตามลำดับ ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎีอันเนื่องมาจากวงจรแบ่งแรงดัน ดังรูปที่ 5.10 แสดงการเปรียบเทียบขนาดสัญญาณแต่ละช่องที่วัดได้จริงกับค่าที่ได้จากการคำนวณ ส่วนในทางความถี่พบว่าสเปกตรัมจะอยู่ที่ความถี่ 20 Hz ทั้ง 8 ช่องและขนาดสเปกตรัมกำลังช่องที่ 1 จะมีค่ามากที่สุด และจะมีค่าน้อยลงตามลำดับเช่นกัน ซึ่งเป็นผลมาจากวงจรแบ่งแรงดันนั่นเอง ดังนั้นระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อจึงสามารถวัดพร้อมกันได้ทั้ง 8 ช่อง โดยไม่เกิดปัญหาใดๆ

### 5.1.2 การทดสอบแบนด์วิดท์ (Bandwidth) ของระบบ

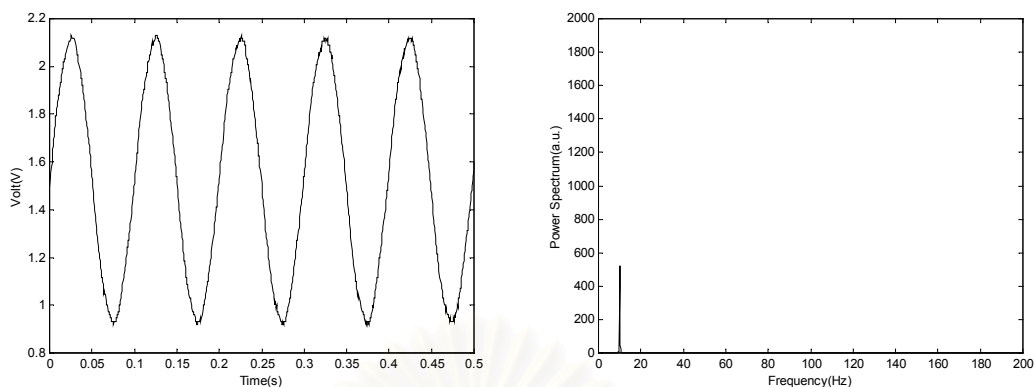
ในส่วนนี้จะทำการทดสอบระบบว่าสามารถใช้วัดและบันทึกสัญญาณได้ในช่วงความถี่เท่าไร โดยใช้สัญญาณไซน์ ขนาดคงที่ แต่เปลี่ยนค่าความถี่ โดยใช้ค่าความถี่ที่ทดสอบดังนี้คือ 1 Hz , 3 Hz, 10 Hz, 30 Hz, 100 Hz, 300 Hz, 1 kHz, 2 kHz ตามลำดับ และระบบวัดไบแอสไฟตรงที่แรงดัน 1.5 V ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 5.11 – 5.18 โดยรูปด้านซ้ายแสดงผลในเชิงเวลา และรูปด้านขวาแสดงผลในเชิงความถี่



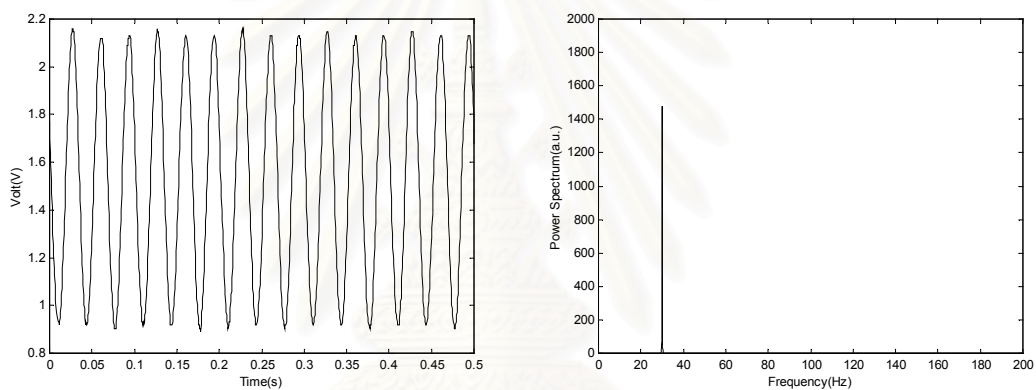
รูปที่ 5.11 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 1 Hz



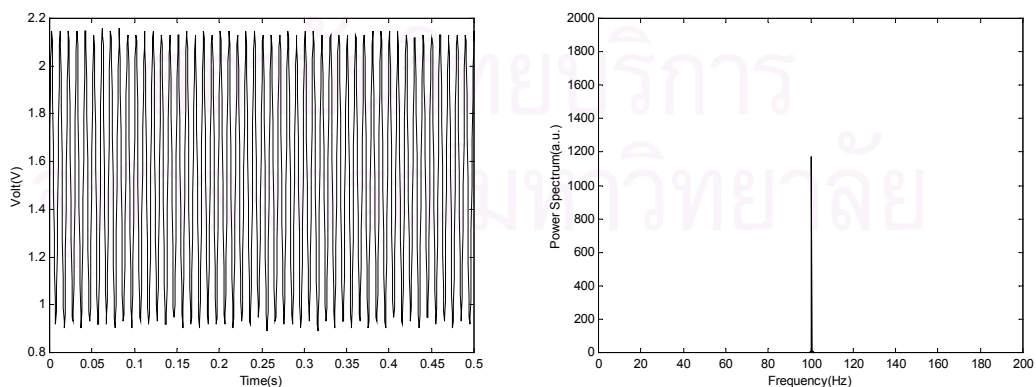
รูปที่ 5.12 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 3 Hz



รูปที่ 5.13 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 10 Hz

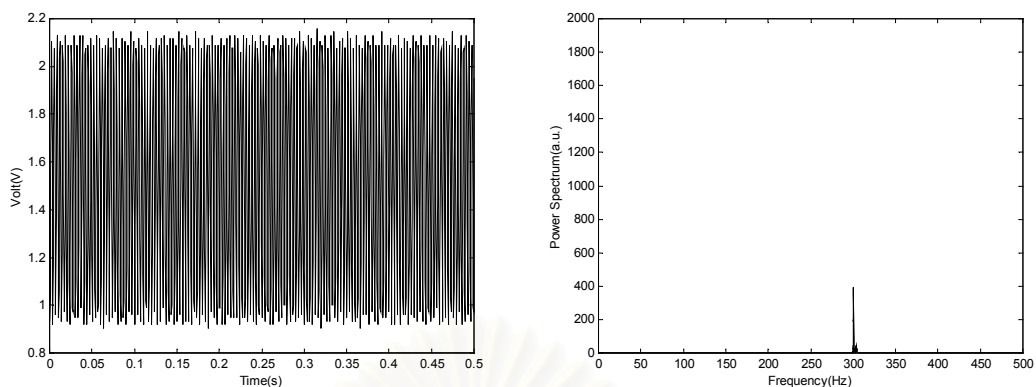


รูปที่ 5.14 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 30 Hz

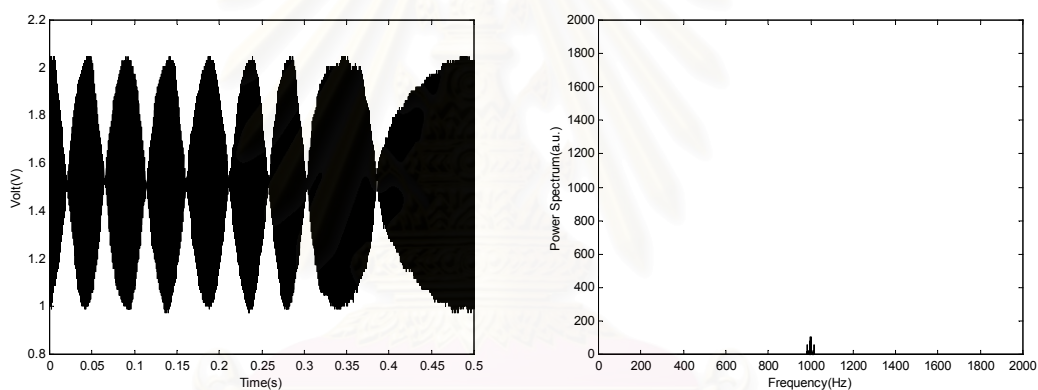


รูปที่ 5.15 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 100 Hz

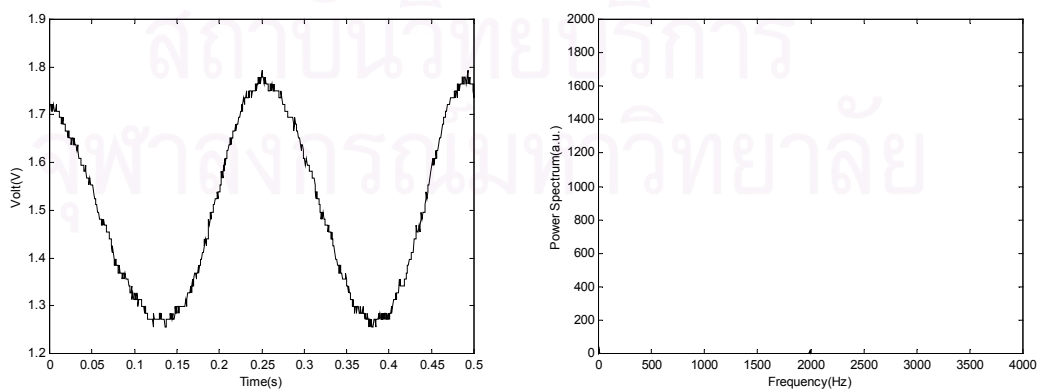




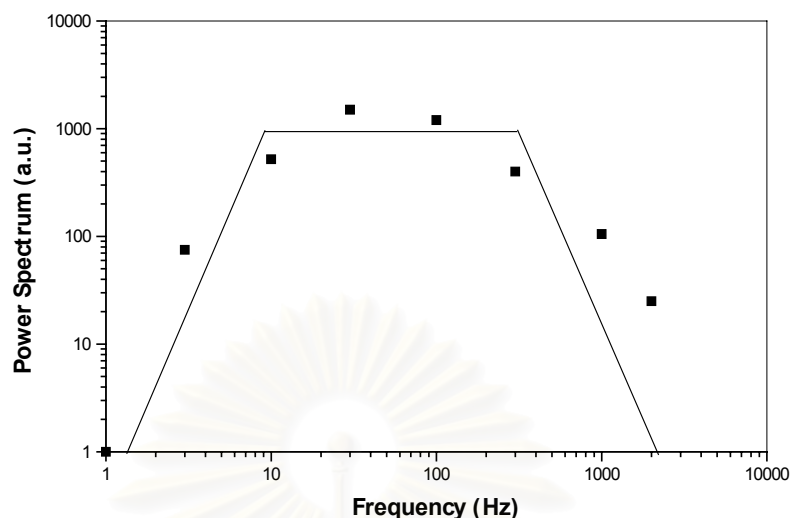
รูปที่ 5.16 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 300 Hz



รูปที่ 5.17 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 1 kHz



รูปที่ 5.18 สัญญาณที่ได้จากการทดสอบ (ซ้าย) และสเปกตรัมกำลัง (ขวา) เมื่อใส่สัญญาณไซน์ ความถี่ 2 kHz

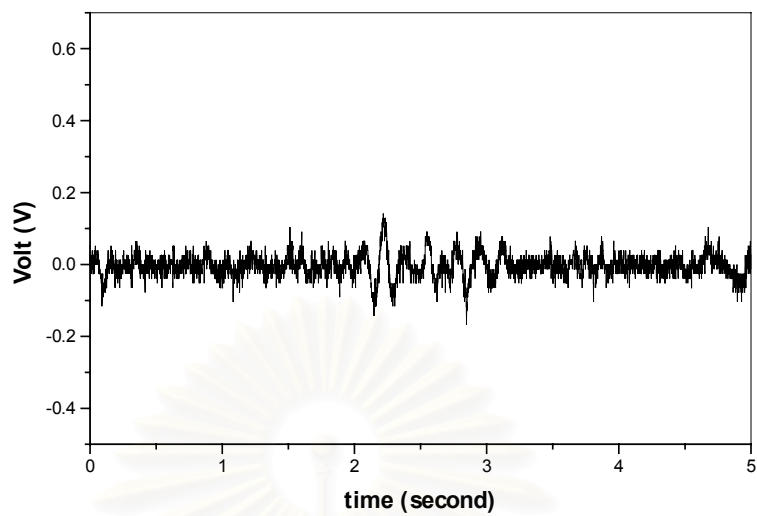


รูปที่ 5.19 ผลตอบทางความถี่ของวงจรวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

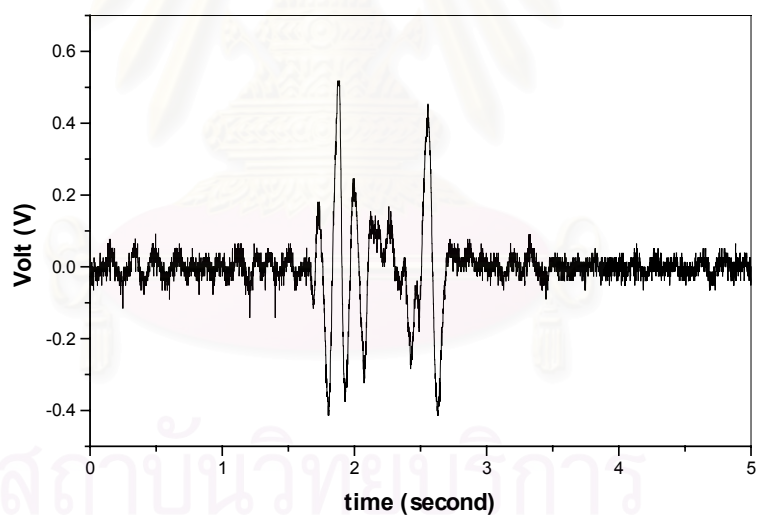
จากผลการทดสอบพบว่าเมื่อใส่สัญญาณที่ความถี่ต่ำ 1 Hz และ 3 Hz สัญญาณที่ได้จะมีขนาดเล็กและขนาดสเปกตรัมกำลังก็มีค่าน้อย เนื่องจากวงจรวัดได้ออกแบบให้ตัดความถี่ที่ต่ำกว่า 5 Hz ออกไป แต่เมื่อใส่สัญญาณที่ความถี่ 10 Hz, 30 Hz, 100 Hz และ 300 Hz สัญญาณที่ได้จะมีขนาดใหญ่ และขนาดสเปกตรัมกำลังจะมีค่ามากตรงตามตำแหน่งความถี่ของสัญญาณนั้นๆ เนื่องจากวงจรวัดได้ออกแบบให้ความถี่ในช่วง 5 Hz – 1 kHz ผ่านไปได้ แต่เมื่อใส่สัญญาณที่ความถี่ 1 kHz และ 2 kHz สัญญาณที่ได้จะมีลักษณะผิดเพี้ยนไป เนื่องจากวงจรวัดได้ออกแบบให้ตัดความถี่ที่สูงกว่า 1 kHz ออกไป อีกทั้งในการวัดใช้อัตราสุ่ม 2 kHz แต่สัญญาณที่วัดมีความถี่ 1 kHz และ 2 kHz อัตราสุ่มจึงมีค่ามากกว่าความถี่สัญญาณเพียง 1-2 เท่า ซึ่งไม่เพียงพอในการเก็บข้อมูล จึงทำให้สัญญาณที่ได้มีลักษณะผิดเพี้ยนไป จากรูปที่ 5.19 แสดงผลตอบทางความถี่ของวงจรวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อซึ่งแสดงให้เห็นว่าสามารถวัดสัญญาณได้ในช่วงความถี่ 5-300 Hz แต่โดยทั่วไปจากการทดลองพบว่าสัญญาณกล้ามเนื้อมีความถี่อยู่ในช่วง 5-200 Hz ดังนั้นระบบวัดนี้จึงสามารถนำไปใช้วัดสัญญาณกล้ามเนื้อได้

## 5.2 การทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจริงจากคนปกติ

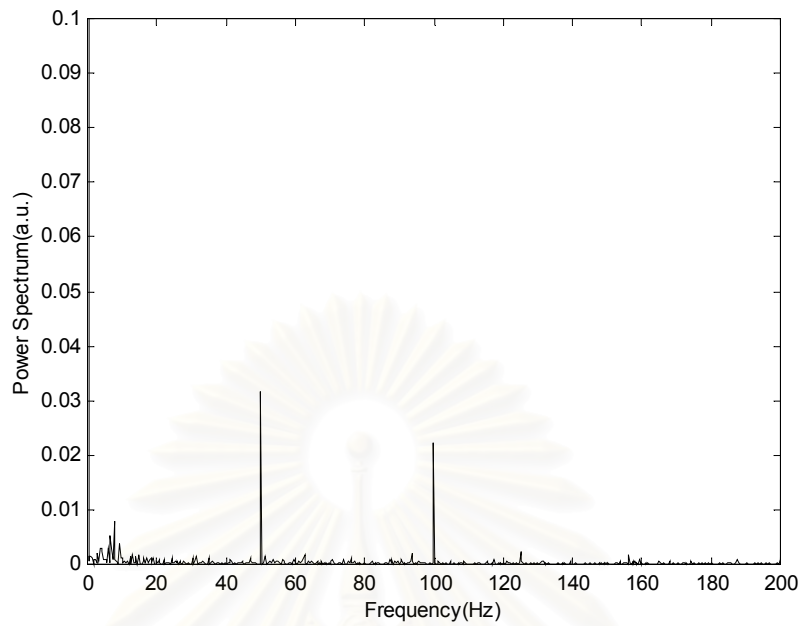
ได้ทำการทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจริงจากคนปกติที่ตำแหน่งไบเซ็ป (Biceps) ดังรูปที่ 5.24 โดยทำการวัดในสภาพปกติกับสภาพเกร็งแขน ได้ผลดังรูปที่ 5.20 และ 5.21 ตามลำดับ และเมื่อทำการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform :FFT) เพื่อแสดงผลในเชิงความถี่ จะได้ผลดังรูปที่ 5.22 และ 5.23 ตามลำดับ



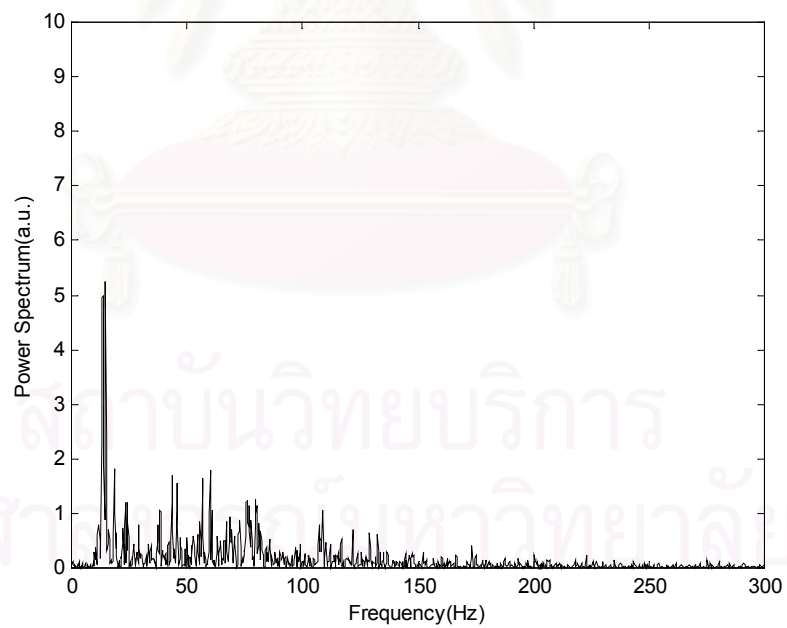
รูปที่ 5.20 สัญญาณกล่อมเนื้อสภาพปกติที่แสดงในเชิงเวลา



รูปที่ 5.21 สัญญาณกล่อมเนื้อขณะเกร็งแขนที่แสดงในเชิงเวลา



รูปที่ 5.22 สัญญาณกล่อมเนื้อสภาพปกติที่แสดงในเชิงความถี่



รูปที่ 5.23 สัญญาณกล่อมเนื้อขณะเกร็งแขนที่แสดงในเชิงความถี่



รูปที่ 5.24 การทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจริงจากคนปกติที่ตำแหน่งไบเซ็ป (Biceps)

จากรูปที่ 5.22 จะเห็นว่า สเปกตรัมของสัญญาณกล้ามเนื้อในสภาพปกตินั้นจะมีขนาดกำลังไม่สูง และมีสเปกตรัมของความถี่ที่กระจาย ในขณะที่สเปกตรัมของสัญญาณกล้ามเนื้อขณะเกร็งแขนนั้น (รูปที่ 5.23) จะมีขนาดกำลังที่สูงกว่าและปรากฏสเปกตรัมของความถี่ที่ชัดเจนขึ้นในช่วง 5-200 Hz

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 6

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 6.1 สรุปผล

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อโดยใช้แผ่นความจำแบบแฟลช ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนฮาร์ดแวร์ และส่วนซอฟต์แวร์

ในส่วนฮาร์ดแวร์ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ ส่วนวงจรวัด ส่วนควบคุม และส่วนเก็บข้อมูล ส่วนวงจรวัดมีทั้งหมด 8 ช่อง แต่ละช่องประกอบด้วย วงจรขยายผลต่าง วงจรกรองผ่านสูง วงจรกรองผ่านต่ำ และวงจรรายกลับเฟส วงจรวัดทั้งหมดทำเป็นแบบ Surface Mount เพื่อลดขนาดของระบบ วงจรวัดออกแบบให้วัดสัญญาณในช่วงความถี่ 5-1000 Hz และมีอัตราขยายรวม 1280 เท่า ส่วนควบคุมใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 เป็นตัวควบคุมระบบ ทำหน้าที่สุ่มเก็บสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอัตราสุ่ม 2 kHz และบันทึกข้อมูลที่ไดลงในแผ่นความจำแบบแฟลช ซึ่งใช้เป็นส่วนเก็บข้อมูล ข้อมูลที่เก็บในแผ่นความจำแบบแฟลชสามารถโอนย้ายไปยังคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้โดยง่าย นอกจากนี้ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อใช้แบตเตอรี่โทรศัพท์มือถือขนาด 3.6 V เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับระบบ

ในส่วนซอฟต์แวร์ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ ส่วนเก็บข้อมูล ส่วนจัดการข้อมูล และส่วนแสดงการวิเคราะห์ผล ส่วนเก็บข้อมูลเขียนด้วยภาษาแอสเซมบลีของ PIC16F877 ทำหน้าที่สุ่มเก็บข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อจากช่องที่ 1 ไปจนถึงช่องที่ 8 ต่อเนื่องกันไป ด้วยอัตราสุ่มช่องละ 2 kHz ส่วนจัดการข้อมูลเขียนด้วยภาษา C เพื่อใช้ในการแยกข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณ และแปลงค่าจากเลขฐานสอง เป็นค่าแรงดันที่วัดได้จริง ส่วนแสดงการวิเคราะห์ผลทำหน้าที่ในการแสดงผลในรูปแบบกราฟสัญญาณได้ทั้งทางเวลาและทางความถี่ ในส่วนนี้พัฒนาขึ้นโดยการใช้โปรแกรม MATLAB

จากการทดสอบระบบพบว่าระบบวัดไม่มีการรบกวนกันระหว่างช่องสัญญาณ และบันทึกข้อมูลได้นาน 34 นาที เมื่อใช้แผ่นความจำแบบแฟลชขนาด 32 MB ซึ่งเพียงพอในการนำไปวิเคราะห์ทางด้านกายศาสตร์ และจากการทดสอบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ตำแหน่งไบเซ็ป พบว่าสเปกตรัมกำลังของสัญญาณกล้ามเนื้อมีค่ามากขึ้นเมื่อมีการเกร็งของกล้ามเนื้อ และความถี่ของสัญญาณกล้ามเนื้อที่พบอยู่ในช่วง 5-200 Hz

## 6.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. อัตราขยายของวงจรวัดถูกกำหนดให้คงที่เนื่องจากวงจรวัดทั้งหมดถูกทำเป็นแบบ Surface Mount ทำให้สัญญาณที่มีขนาดใหญ่อิมิตัวได้ จึงควรทำให้วงจรวัดสามารถปรับอัตราขยายได้ เพื่อป้องกันการอิมิตัวของสัญญาณ
2. อัตราการสุ่มข้อมูลถูกกำหนดให้มีค่าคงที่ที่ 2 KHz ซึ่งควรทำให้สามารถเลือกอัตราการสุ่มข้อมูลได้เพื่อนำไปประยุกต์ใช้วัดสัญญาณอื่นได้ เช่น สัญญาณคลื่นหัวใจ
3. ในการวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อจะเก็บข้อมูลเพียงไฟล์เดียว จึงไม่สามารถวัดเก็บหลายๆไฟล์พร้อมกันได้ ต้องทำการโอนย้ายข้อมูลทุกครั้งก่อนเริ่มทำการวัดในครั้งต่อไป จึงควรเขียนโปรแกรมในส่วนแอสเซมบลีของ PIC16F877 เพิ่มให้สามารถเก็บข้อมูลหลายๆไฟล์พร้อมกันได้
4. ในการโอนย้ายข้อมูลต้องใช้เครื่องอ่านแผ่นความจำแบบแฟลช (SmartMedia) จึงควรทำให้ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้อนี้สามารถทำการโอนย้ายข้อมูลได้ด้วย โดยอาจจะใช้การส่งผ่านข้อมูลแบบอนุกรม
5. ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ำมเนื้ออาจเพิ่มส่วนติดต่อกับผู้ใช้งาน โดยใช้จอ LCD เพื่อช่วยในการแสดงผลและติดต่อกับผู้ใช้งานให้สามารถใช้งานได้สะดวกขึ้น

## รายการอ้างอิง

1. Hisao Oka. Estimation of Muscle Fatigue by Using EMG and Muscle Stiffness. 18<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biology Society (1996) : 1449-1550.
2. S.H. Roy, D. Casavant, M. Emley, L.D. Gilmore, C.J. De Luca. EMG Spectral Analysis of Muscle Fatigue Associated With Chronic Lower Back Pain. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10<sup>th</sup> Annual International Conference (1988) : 1732-1733.
3. Dejan Tepavac, James R. Swenson, Jerome Stenehjem, Ivan Sarjanovic, and Dejan Popovic. Microcomputer-Based Portable Long-Term Spasticity Recording System. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 39, No. 4 (April 1992) : 426-431.
4. Parimal Patel, Sam Allen, and Gorge Rapach. Microcontroller Based Prosthetic Device Using Myoelectric Signal. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10<sup>th</sup> Annual International Conference (1988) : 1427-1428.
5. Masaki Yoshida and Kenzo Akazawa. Monitoring of Muscle Power During Walking. Proceedings-19<sup>th</sup> International Conference-IEEE/EMBS Oct.30-Nov2 (1997) : 1899-1901.
6. Chih-Lung Lin, Han-Chang Wu, Kuang-Ching Wang, Shuenn-Tsong Young, Maw-Huei Lee, and Te-Son Kou. The Design of A DSP Based Portable Physiological Signal Monitor. Proceedings-19<sup>th</sup> International Conference-IEEE/EMBS Oct.30-Nov2 (1997) : 1161-1162.
7. Joel Myklebust, Thomas Prieto. A Microcontroller Based Portable EMG Monitor with Data Storage on Memory-Card., IEEE-EMBC and CMBEC (1992) : 2440-2441.
8. A.Pigot, M.C. Chambrin, P. Menager, J. Mangalaboyi, C. Chopin. A Complete Device for the Evaluation of the Respiratory Function, Including Work of Breathing and Diaphragmatic EMG Activity, During Mechanical Ventilation. IEEE-EMBC and CMBEC (1995) : 1633-1634.
9. มานะ ศรียุทธศักดิ์. เอกสารประกอบการเรียนการสอนวิชา อิเล็กทรอนิกส์ชีวแพทย์. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. (อัดสำเนา)



10. ชาติรี สุดทองว. เอกสารประกอบการเรียนการสอนวิชา สรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
11. Cameron, J.R. and Skofronick, J.G. Medical Physics. Wiley, 1978.
12. ชูศักดิ์ เวชแพทย์. อิเล็กทรอนิกส์โอกราฟีย์. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, 2519.
13. Bronzino, J. D. The biomedical engineering handbook. CRC Press, 1995.
14. กัมพล วิเชียรโหด. การแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อการควบคุมรถเข็น. วิทยานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
15. โคทม อารียา. วงจรอิเล็กทรอนิกส์. เล่ม 2 : วงจรเชิงเส้น, ซีเอ็ดยูเคชั่น, (ม.ป.ป.).
16. Microchip Technology. PIC16F877 28/40-pin 8-bit CMOS FLASH Microcontrollers. 1998.
17. Samsung Electronics. 32M x 8 bit SmartMedia Card. 2000.



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายสุรเดช เลิศศิริมงคลสุข เกิดเมื่อวันที่ 23 สิงหาคม พ.ศ. 2521 ที่จังหวัด กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะ วิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2542 และเข้าศึกษาต่อในระดับ ปริญญาโท ภาควิชาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะ วิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปีการศึกษา 2543



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย