

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น

ELECTROCARDIOGRAPH VIA LOCAL AREA NETWORK



โดย

นายภมรรัตน์

ปิยะวานิชย์สกุล

นายภาคร

จันทพิมล

นายภูริชญ์

นาคคนอง

เลขหมู่.....

เลขทะเบียน **62689**

วัน,เดือน,ปี **2 1 ส.ค. 2549**

b.....
i.....

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2548

ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาต (ลงชื่อ) *[Signature]* ผู้ตรวจ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารนี้เสมอ (ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว)

(ลงชื่อ) *[Signature]* ผู้ตรวจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น
ELECTROCARDIOGRAPH VIA LOCAL AREA NETWORK



โดย
นายภมรรัตน์ ปิยะวาณิชย์สกุล 45010570
นายภาดร จันทพิมล 45010584
นายภูริชญ์ นาคคนอง 45010596

อาจารย์ที่ปรึกษา
ผศ. เกียรติกร วงศ์โรจนภรณ์
รศ.ดร. สุวิพล ลิทธิชีวกาศ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2548

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น

Electrocardiograph Via Local Area Network

ผู้จัดทำ

1. นายภมรรัตน์ ปิยะวานิชย์สกุล 45010570
2. นายภาตกร จันทพิมล 45010584
3. นายภูริชฌ์ นาคคณอง 45010596

.....
(ผศ. เกรียงไกร วงศ์โรจนภรณ์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

.....
(รศ.ดร. สุวิมล สิทธิชีวภาค)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น
ELECTROCARDIOGRAPH VIA LOCAL AREA NETWORK

โดย นายภมรรัตน์ ปิยะวานิชย์สกุล 45010570

นายภาคร จันทพิมล 45010584

นายภูริชญ์ นาคคนอง 45010596

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ. เกรียงไกร วงศ์โรจนภรณ์
รศ.ดร. สุวิพล สิทธีชีวะภาค

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น (Local Area Network : LAN) ซึ่งเป็นการสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph : ECG) โดยเราสามารถแบ่งได้ 2 ส่วน คือ ส่วนของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนที่เชื่อมต่อกับระบบเครือข่าย โดยการใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ ในการติดต่อกับคอมพิวเตอร์ภายในเครือข่าย รวมทั้งมีการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ด้วย

Abstract

This project invents an electrocardiograph (ECG) whose data could be transferred to be displayed on a desired computer screen through Local Area Network (LAN).

The work is divided into three parts. The first part is electrocardiogram measuring part, the second is the network interface part using Rabbit Microprocessor 2002 and the third part is the computer displaying part.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผศ. เกรียงไกร วงศ์โรจนภรณ์ และ รศ.ดร. สุวิพล สิริชีวะภาค ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้ให้คำปรึกษาตลอดมา

ขอขอบพระคุณ พ่อกับแม่ที่ให้การอบรมสั่งสอนและเป็นแรงบันดาลใจให้มีความพยายาม อดทน กับปัญหาต่างๆ รวมทั้งพี่ๆ เพื่อนๆ และน้องๆ ทุกคนที่เกี่ยวข้อง และให้กำลังใจตลอดมา

นายภมรรัตน์ ปิยะวานิชย์สกุล

นายภาคร จันทพิมล

นายภูริชฌ์ นาคคนอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 แนวคิดและที่มาของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	1
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน	1
บทที่ 2 ทฤษฎีการทำงานของหัวใจและทฤษฎีของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
2.1 การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generator)	3
2.2 การทำงานของหัวใจ	4
2.3 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ	4
2.3.1 คุณสมบัติของหัวใจ	4
2.3.2 การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ	6
2.4 วงจรกำเนิดสัญญาณรูปคลื่นหัวใจ (Generation of the ECG Waveform)	7
2.5 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
2.6 อิเล็กโทรด	11
2.6.1 อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์	12
2.6.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด	12
2.6.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ	13
2.6.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ	13
2.7 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่อง อี.ซี.จี.	14
2.8 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี.ซี.จี.	15
2.8.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่	15
2.8.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)	16
2.8.3 วงจรสายดิน(Ground Loops)	16
2.8.4 สายต่อที่ขาด(Open Lead Wire)	18
2.8.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากสวิตช์แรงสูงระยะสั้น	18
2.8.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า	19
2.8.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นๆ	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)	20
2.10 การลด Common Mode และการรบกวนอย่างอื่น	20
2.10.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก	21
2.10.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)	21
บทที่ 3 ทฤษฎีเกี่ยวกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์	
3.1 ระบบเครือข่าย	22
3.2 รูปแบบระบบเครือข่าย TCP/IP	23
3.2.1 การแบ่งชั้นของ TCP/IP	23
3.2.2 โครงสร้างของโปรโตคอล TCP/IP	23
3.2.3 การ Encapsulation	25
3.2.4 IP : Internet Protocol	25
3.2.5 IP Addressing	26
3.2.6 IP Header	27
3.2.7 IP Routing	27
3.3 UDP : User Datagram Protocol	29
3.3.1 UDP Header	29
3.3.2 UDP Checksum	30
บทที่ 4 ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200	
4.1 บทนำ	32
4.2 คุณสมบัติพื้นฐานของ Rabbit 2200	32
บทที่ 5 การสร้างและการออกแบบ	
5.1 การออกแบบ	35
5.2 การออกแบบวงจรและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	36
5.2.1 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)	36
5.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero)	37
5.2.3 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)	39
5.2.4 วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse Width Modulator)	39
5.2.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)	41
5.2.6 วงจรอินทิเกรเตอร์ (integrator circuit)	41
5.2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.8 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp)	42
5.2.9 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D Converter : ADC)	43
5.3 การออกแบบการทดลองในส่วนของโปรแกรม	45

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง

6.1 การทดลองวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)	48
6.2 การทดลองวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto-Zero)	49
6.3 การทดลองวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)	51
6.4 การทดลองวงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse-Width Modulator)	53
6.5 การทดลองวงจรส่งผ่านด้วยแสง (Opto Isolator)	55
6.6 การทดลองวงจรอินทิเกรเตอร์ (Integrator)	56
6.7 การทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)	57
6.8 การทดลองวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp)	59
6.9 การทดลองใช้งานอุปกรณ์แบบบิทเบื้องต้น และหมายเลข Ethernet Address ของอุปกรณ์	61
6.10 การทดลองรับข้อมูลจาก Parallel Port A และทำการส่งข้อมูลด้วยโปรโตคอล UDP	63
6.11 การทดลองใช้งานโปรแกรมที่ใช้ในการพล็อตกราฟ ECG	65
6.12 การทดลองการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในการพล็อตกราฟ ECG	70

บทที่ 7 บทวิจารณ์และบทสรุป

วิจารณ์และบทสรุป	73
------------------	----

ภาคผนวก

กิตติกรรมประกาศ

หนังสืออ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ	4
รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	5
รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนต่างๆ ของหัวใจ	6
รูปที่ 2.4 แสดงผลอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ	8
รูปที่ 2.5 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ	9
รูปที่ 2.6 ลักษณะการวัดสัญญาณหัวใจด้วยมาตรฐาน 12 leads	10
รูปที่ 2.7 ความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่	12
รูปที่ 2.8 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์(ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง อี.ซี.จี. ใช้ปิดผิวหนังติดแขน-ขา	13
รูปที่ 2.9 แสดงความผิดปกติของคลื่น อี.ซี.จี.	15
รูปที่ 2.10 แสดงความผิดปกติของคลื่น อี.ซี.จี. ซึ่งมีผลจากการผิดปกติที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์	16
รูปที่ 2.11(a) แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน	17
รูปที่ 2.11(b) แสดงอันตรายที่เกิดจากการรอยต่อที่ขาด	17
รูปที่ 2.12 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากแรงดันไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น	18
รูปที่ 2.13 การลดสัญญาณรบกวนโดยการพันสายเป็นเกลียว	19
รูปที่ 3.1 ระบบผู้ให้บริการและผู้ให้บริการ	22
รูปที่ 3.2 การแบ่งชั้นของ TCP/IP	23
รูปที่ 3.3 แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างโปรโตคอลต่างๆใน TCP/IP	24
รูปที่ 3.4 ขั้นตอนการ encapsulation เมื่อข้อมูลถูกส่งผ่าน โปรโตคอลต่างๆ	25
รูปที่ 3.5 การกำหนด IP Address ในคลาสต่างๆ	26
รูปที่ 3.6 IP Header	27
รูปที่ 3.7 เน็ตเวิร์คตัวอย่าง	28
รูปที่ 3.8 UDP Header	29
รูปที่ 3.9 Pseudo Header	30
รูปที่ 4.1 บอร์ดวงจร Rabbit Core RCM 2200	32
รูปที่ 4.2 บล็อกไดอะแกรมของไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200	33
รูปที่ 4.3 อินพุตและเอาต์พุตของ Rabbit Core RCM 2200	34
รูปที่ 4.4 การต่อขาอินพุตและเอาต์พุตของ RCM 2200	34
รูปที่ 5.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น	35
รูปที่ 5.2 บล็อกไดอะแกรมของการออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น	36
รูปที่ 5.3 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	38
รูปที่ 5.5 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	39
รูปที่ 5.6 วงจรพัลส์-วิตช์ มอดูเลเตอร์	40
รูปที่ 5.7 แสดงการเปลี่ยนความกว้างของพัลส์โดยการมอดูเลตแบบ PWM	40
รูปที่ 5.8 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง	41
รูปที่ 5.9 วงจรอินทิเกรเตอร์	41
รูปที่ 5.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	42
รูปที่ 5.11 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	43
รูปที่ 5.12 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล	45
รูปที่ 5.13 โฟลวชาร์ตของโปรแกรม Dynamic C ที่ใช้ในการส่งข้อมูลไปสู่ระบบเครือข่ายท้องถิ่น	46
รูปที่ 5.14 เครื่องวัดสัญญาณหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น	47
รูปที่ 6.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	48
รูปที่ 6.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ โดยการวัดจากร่างกายคน	49
รูปที่ 6.3 ทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 100 Hz	49
รูปที่ 6.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	50
รูปที่ 6.5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยการวัดจากร่างกายคน	50
รูปที่ 6.6 กราฟแรงดันเอาต์พุต ของวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	52
รูปที่ 6.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่าน วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	52
รูปที่ 6.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง โดยการวัดจากร่างกายคน	53
รูปที่ 6.9 สัญญาณที่ทดสอบการทำงานของวงจรพัลส์-วิตช์ มอดูเลเตอร์	53
รูปที่ 6.10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรพัลส์-วิตช์ มอดูเลเตอร์ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	54
รูปที่ 6.11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรพัลส์-วิตช์ มอดูเลเตอร์โดยการวัดจากร่างกายคน	54
รูปที่ 6.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่าน วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	55
รูปที่ 6.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง โดยการวัดจากร่างกายคน	55
รูปที่ 6.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	56
รูปที่ 6.15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์ โดยการวัดจากร่างกายคน	56
รูปที่ 6.16 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	58
รูปที่ 6.18 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านโดยการ วิตจากร่างกายคน	59
รูปที่ 6.19 สัญญาณที่ทดสอบวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ	59
รูปที่ 6.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ	60
รูปที่ 6.21 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ โดยการ วิตจากร่างกายคน	60
รูปที่ 6.22 แสดงการต่อแรมบิทโมดูลเข้ากับโปรโตไทป์บอร์ด	61
รูปที่ 6.23 แสดงการต่อสายโปรแกรมเข้ากับตัวอุปกรณ์เพื่อเตรียมการลงโปรแกรม	61
รูปที่ 6.24 แสดงถึงความพร้อมในการติดต่อแรมบิทโมดูลกับคอนโทรลเลอร์	62
รูปที่ 6.25 แสดงการคอมไพล์ไฟล์ที่ใช้ในการโปรแกรม	62
รูปที่ 6.26 แสดง ICMP Reply จากอุปกรณ์แรมบิท	63
รูปที่ 6.27 แสดงผลการรับข้อมูลเมื่อข้อมูลมีค่าเป็น 1 ทั้ง 8 บิต	63
รูปที่ 6.28 แสดงผลการรับข้อมูลเมื่อข้อมูลมีค่าเป็น 0 ทั้ง 8 บิต	64
รูปที่ 6.29 แสดงผลเมื่อการส่ง UDP packet ล้มเหลว	64
รูปที่ 6.30 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อเปิดโปรแกรมใช้งาน	65
รูปที่ 6.31 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการป้อนรายชื่อผู้ใช้งาน	66
รูปที่ 6.32 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการป้อนรายชื่อผู้ที่ต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	67
รูปที่ 6.33 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการเลือกผู้ที่ต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	68
รูปที่ 6.34 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมใน Tab ที่ใช้ในการแสดงผลกราฟ	69
รูปที่ 6.35 แสดงผลการเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลที่ส่งมาจากอุปกรณ์แรมบิทกับข้อมูลที่รับได้	70
รูปที่ 6.36 แสดงผลการพล็อตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้สัญญาณจากเครื่องซิมมูลเตชันสัญญาณหัวใจ	71
รูปที่ 6.37 แสดงผลการพล็อตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้สัญญาณที่ได้จากการ วิตจากร่างกายคน	72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1 แสดงช่วงของ IP Address ในแต่ละคลาส	27
ตารางที่ 3.2 แสดงช่วงของ UDP Header	30
ตารางที่ 6.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	51
ตารางที่ 6.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	57



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 แนวคิดและที่มาของโครงการ

เครื่องตรวจวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจหรือชื่อทางสากลเรียกว่า อิเล็กโทรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph : ECG) เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีความสำคัญมากใช้ในการวินิจฉัยอาการสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับหัวใจ ประกอบกับความก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้เครื่องตรวจวัดนี้มีความสามารถและประสิทธิภาพสูงมาก แต่ทั้งนี้ขนาดของอุปกรณ์ก็มีขนาดใหญ่ตามความสามารถ ราคาค่อนข้างแพง และมีขีดจำกัดในการใช้ค่อนข้างสูง จึงไม่สะดวกในการที่จะซื้อไว้เป็นของส่วนตัว ด้วยเหตุนี้ในโครงการนี้จึงจัดทำขึ้นเพื่อสร้างเครื่องตรวจวัดนี้ขึ้นมาด้วยราคาที่ถูกลง และมีขนาดเล็กลง และสามารถใช้งานอย่างง่ายได้ทุกๆไป

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 เพื่อศึกษาการทำงานและสร้างเครื่องมือวัดทางการแพทย์
- 1.2.2 ศึกษาการทำงานและลักษณะทั่วไปของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.3 ศึกษาและออกแบบวงจรขยายสัญญาณและวงจรจัดสัญญาณรบกวน เพื่อให้มีความสามารถในการขยายสัญญาณและป้องกันสัญญาณรบกวนอย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุดเท่าที่สามารถทำได้
- 1.2.4 ศึกษาและเรียนรู้การใช้งานไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200 ในการรับส่งข้อมูลทางเน็ตเวิร์คและนำไปประยุกต์ใช้งาน โดยใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200 เป็นตัวกลางระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้อ่านข้อมูลกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.5 แสดงผลที่ได้จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกทางจอคอมพิวเตอร์

1.3 ขอบเขตของโครงการ

- 1.3.1 สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และลดสัญญาณที่เข้ามารบกวนได้
- 1.3.2 สามารถเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200 เป็นตัวเชื่อมต่อและส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้อ่านค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางเน็ตเวิร์คได้

1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

- 1.4.1 ส่วนของวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 - ศึกษาหลักการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 - ศึกษาทฤษฎีของวงจรที่ใช้ในโครงการ
 - ต่อยังวงจรและทำการทดลองผลเพื่อแก้ไขปัญหา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ศึกษาการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์เพื่อส่งสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์

1.4.2 ส่วนของวงจรอินเตอร์เฟส

- ศึกษาและออกแบบการรับข้อมูลในคอมพิวเตอร์
- ออกแบบวงจรอินเตอร์เฟสเพื่อทำการรับข้อมูลจากวงจรตรวจวัด

1.4.3 ส่วนการแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- เขียนโปรแกรมเพื่อให้อินเตอร์เฟสรับข้อมูลจากวงจรตรวจวัดและมาจัดเรียงข้อมูลโดยใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200

- เขียนโปรแกรมเพื่อนำข้อมูลที่จัดเรียงได้จาก ไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200 มาประมวลผลและแสดงออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

1.4.4 ส่วนระบบฐานข้อมูลและการติดต่อระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์

- ศึกษา Program Compiler ที่จะนำมาใช้ในการพัฒนาระบบฐานข้อมูล และการติดต่อกันระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านระบบเครือข่าย

- ศึกษาระบบฐานข้อมูล เพื่อใช้ในการออกแบบฐานข้อมูลที่ใช้ในการเก็บข้อมูลคลื่นหัวใจของผู้ป่วย

- ศึกษาการเขียนโปรแกรมผ่านระบบเครือข่าย

- ทำการสร้างระบบที่สนับสนุนการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีการทำงานของหัวใจและทฤษฎีของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generator)

ระบบการทำงานต่างๆของมนุษย์นั้นเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทโดยส่งไปตามเส้นประสาทต่างๆ และไปสู่เซลล์กล้ามเนื้อเหล่านั้น ภายในเซลล์ร่างกายประกอบด้วย Na^+ , K^+ และ Cl^- ความเข้มข้นของไอออนภายในเซลล์จะแตกต่างกับความเข้มข้นภายนอกเซลล์ โดยทฤษฎีของไฮออนิกกล่าวว่า “ ภายใต้สภาวะที่เหมาะสมจะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างบริเวณสองบริเวณที่มีความเข้มข้นไม่เท่ากัน” โดยที่ผนังเซลล์เมมเบรนจะมีคุณสมบัติที่ยอมให้อิออนบางตัวผ่านได้เท่านั้น ในขณะที่บางตัวผ่านไม่ได้เรียกคุณสมบัตินี้ว่า “Semipermeable membrane” โดยปกติ K^+ และ Cl^- ผ่านผนังเซลล์ได้แต่ Na^+ ผ่านไม่ได้

กระแสไอออนิกซึ่งเกิดจากการเคลื่อนที่ของประจุผ่าน Semipermeable membrane ขึ้นกับค่า permeability ของเนื้อเยื่อและกราเดียนท์ เมื่อความเข้มข้นของไอออนบริเวณด้านใดด้านหนึ่งของผนังเซลล์มีมากกว่าอีกด้านหนึ่ง ก็จะมีการแพร่ของไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากไปยังด้านที่มีความเข้มข้นน้อยจึงทำให้เกิดความไม่สมดุลย์ของประจุไฟฟ้า เป็นผลเกิดสนามไฟฟ้าด้านการแพร่ของไอออน ทำให้การแพร่ลดลงจนเกิดสมดุลย์

จากการทดลองของการแพทย์พบว่าความเข้มข้นของ K^+ ภายในเซลล์มีค่ามากกว่า 30 เท่าของความเข้มข้น K^+ ภายนอกและความเข้มข้นของ Na^+ ภายนอกมีค่ามากกว่าประมาณ 10 เท่าของความเข้มข้นภายในเซลล์ จากการแพร่ของ K^+ ทำให้เกิดการสูญเสียประจุไฟฟ้าบวกขึ้นภายในเซลล์ เป็นผลทำให้ภายในเซลล์มีศักดาไฟฟ้าลบ เมื่อเทียบกับภายนอกในสภาวะสมดุลย์ ความต่างศักย์ภายในกับภายนอกเซลล์ -50mV ถึง -100mV ค่านี้เรียกว่า Rest potential เซลล์ที่อยู่ในสภาวะนี้เรียกว่า Polarized

ในสภาวะ Polarized สามารถถูกกระตุ้นได้หลายประเภท เช่น ความร้อน, แสง, ความชื้น, อุณหภูมิ และอื่นๆ ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่า Threshold Value คือค่าแรงดันน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงภายในเซลล์ จะเกิดการที่ K^+ เข้าไปภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ความต่างศักย์ของภายในและภายนอกเซลล์เพิ่มขึ้นจนถึงค่าหนึ่งเรียกว่า Action Potential มีค่าประมาณ $+20\text{mV}$ และจะกลับคืนสู่สภาวะปกติจนกว่าจะได้รับการกระตุ้นใหม่

ขณะที่เกิด Action Potential เซลล์จะอยู่ในสภาพ Depolarized หลังจากทีเซลล์กลับคืนสู่สภาวะเดิมคือ ยอมให้ K^+ ผ่านผนังเซลล์ไปได้ ส่วน Na^+ จะเกิดกระบวนการ Sodium Pump นำออกจากเซลล์อย่างช้าๆ กระบวนการนี้จะใช้พลังงานจากการสลายภายในเซลล์ เรียกกระบวนการนี้ว่า Repolarization Action Potential ของเซลล์ที่ถูกกระตุ้นทำให้เกิด Potential Gradient เป็นผลให้เกิดกระแสไหลไปกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ลักษณะเป็นการนำไฟฟ้าของ Action Potential ถ้ามีการนำไฟฟ้าที่เซลล์ประสาท Action Potential ของระบบประสาทก็คือคำสั่งของระบบประสาทที่มีต่อเซลล์กล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นจากภายนอกไปยังระบบประสาท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 การทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) ซึ่งในการหดตัวและพองตัวดังกล่าวไปแล้วนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (Electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังรูปที่

2.1



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

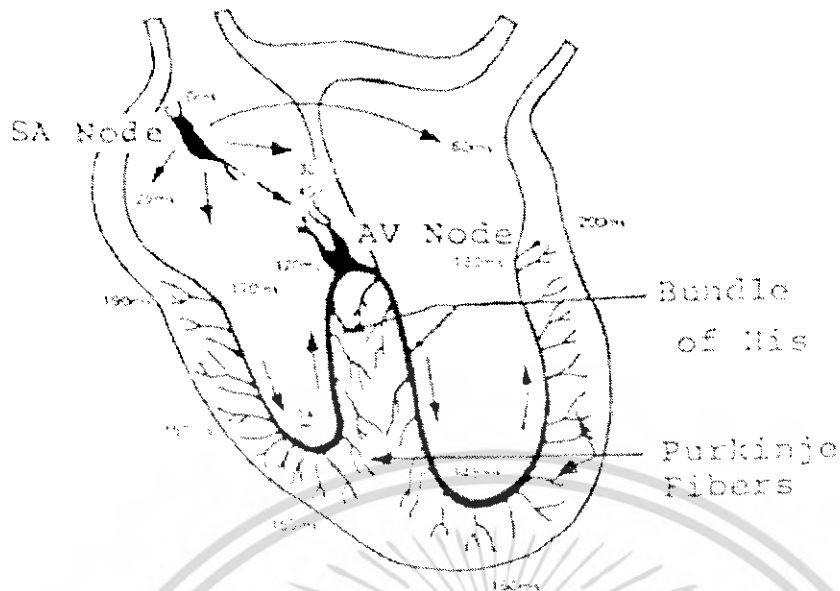
2.3 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

2.3.1 คุณสมบัติของหัวใจ ซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

- กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action Potential)

- การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle)

มีระบบสื่อนำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจเพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เองแต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อนำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาทดังแสดงในรูปที่ 2.2

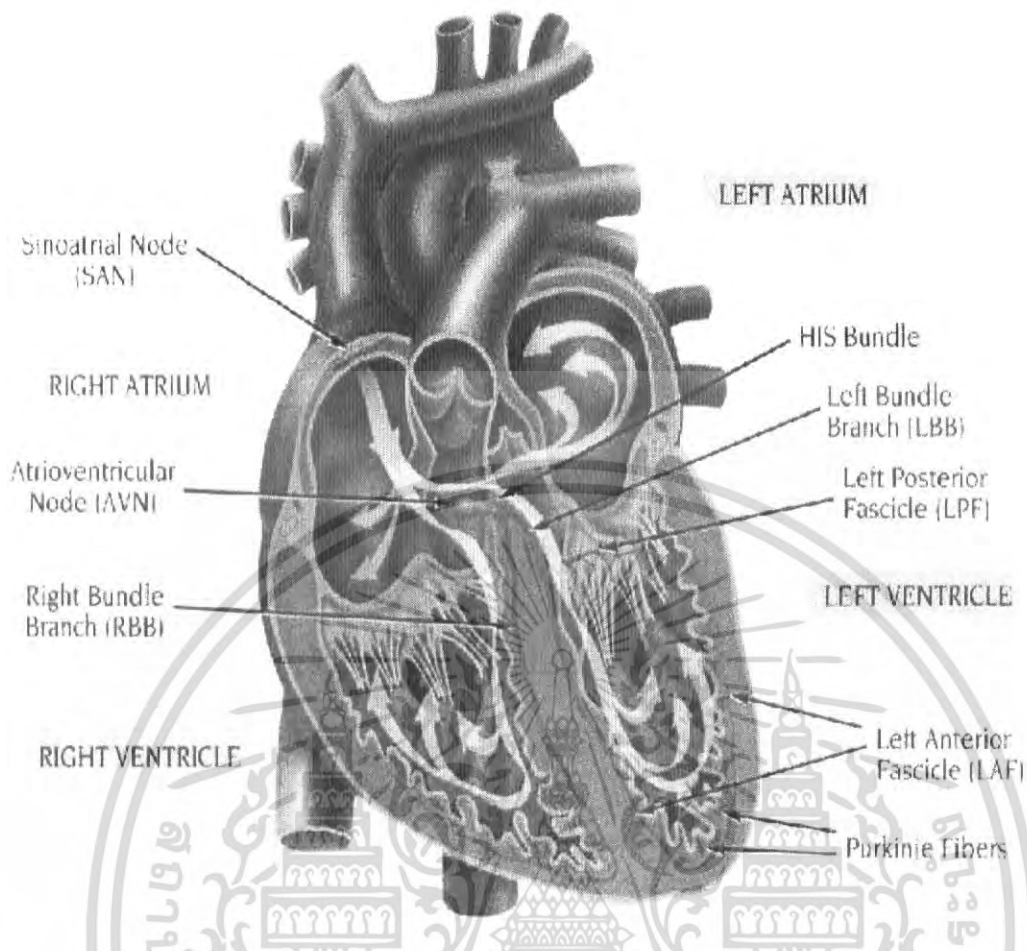


รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

ระบบสื่อนำดังกล่าวนี้ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปิเรียร์เวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่าไซโน-เอเทรียล โหนด (Sino-Atrial Node : SA node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอเทรียโอเวนตริคูลาร์ โหนด (Atrioventricular Node: AV node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวามาไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

- กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะคือ นาน ในระยะบีบตัว กล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น และรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติจึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่าระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงต้องอยู่ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนต่างๆ ของหัวใจ

2.3.2 การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ

หัวใจมีหน้าที่ในการสูบฉีดโลหิต ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายภายในหัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้อง โดยแบ่งเป็น 2 ซีกด้านซ้ายและด้านขวามีผนังกันระหว่างกันเรียกว่า Septum ในแต่ละด้านจะมี valve กันระหว่างด้านบนกับด้านล่าง

สองห้องบนเรียกว่า receiving chamber or atrium

สองห้องล่างเรียกว่า pumping chamber or ventricle

ซึ่งในหนึ่งรอบจะมีการทำงานดังนี้

1. หัวใจห้องบนขวา Right atrium นำโลหิตดำจากเส้นโลหิตดำใหญ่ 2 เส้นคือ Superior venacava(เส้นบน), Inferior venacava(เส้นล่าง) เข้ามาสู่หัวใจ แล้วให้โลหิตไหลผ่านตรงสู่หัวใจห้องล่างขวา Right ventricle โดยมีลิ้นหัวใจ Tricuspid value
2. หัวใจห้องล่างขวาจะทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตดำ เพื่อนำไปฟอกที่ปอดโดยผ่านเส้นโลหิตดำใหญ่ pulmonary artery

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. โลหิตที่ได้ฟอกแล้วจะไหลจากปอดและไหลกลับเข้ามาที่หัวใจห้องบนซ้าย Left atrium ทางหลอดเลือดแดงบน Polmonary Veinus แล้วไหลลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย Left ventricle โดยผ่านเส้นหัวใจ Mitral valve
4. จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะเป็นตัวที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยผ่านทางหลอดเลือดแดงใหญ่ Aorta ตามปกติหัวใจจะทำงานประมาณ 1-1.3 Hz หรือประมาณ 60-80 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวาพร้อมกัน

2.4 วงจรกำเนิดสัญญาณรูปคลื่นหัวใจ (Generation of the ECG Waveform)

หัวใจจะถูกกระตุ้นโดย Action Potential แต่การกระตุ้นไม่ได้มาจากระบบส่วนกลางหรือสมอง แต่เป็นการกระตุ้นโดยตัวเอง โดยมีเซลล์กลุ่มหนึ่งผลิต Electric Pulse ออกมากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ และหัวใจมีระบบนำไฟฟ้า Conduction system ทำหน้าที่คล้ายเส้นประสาท โดยจะนำ Electric Pulse ไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

การเกิด Depolarization และ Repolarization ทำให้มีแรงเคลื่อนไฟฟ้าเกิดขึ้น สามารถวัดได้ที่ผิวร่างกาย แรงเคลื่อนไฟฟ้านี้เรียกว่า Electrodiagram หรือ อี.ซี.จี.

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจาก Polarization ที่ SA Node ทำให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว รูปคลื่นตอนนี้เรียกว่า P wave จากนั้นเกิด Repolarization ตามมาทันที ทำให้เกิดรูปคลื่น TA ในทางปฏิบัติมักจะไม่ได้อ่านคลื่นนี้ ในขณะที่แรงกระตุ้นส่งจาก SA Node ไป AV Node ต้องใช้เวลาระยะหนึ่งคือประมาณ 120-220 ms และเมื่อส่งแรงกระตุ้นถึง AV Node ทำให้เกิด Depolarization ที่ Node นี้และส่งผ่านมัดกล้ามเนื้อ HIS Bundle ไปยังกล้ามเนื้อ Myocardium เกิด Depolarization ที่ Ventricle ได้คลื่น QRS ต่อจากนั้นเกิด Repolarization ได้คลื่น T

แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T, U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจแต่ละช่วงสัญญาณจะมีความหมายต่างๆ ดังนี้

- สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบนจะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms
- สัญญาณ Q R S เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms และ

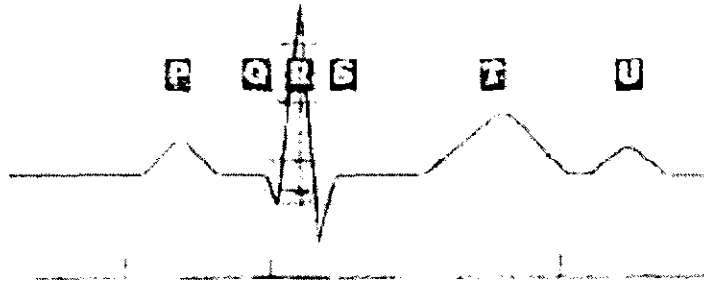
สัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผนังหัวใจห้องล่างจึงมีความหนามากกว่าส่วนอื่นๆ การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงสุดที่เกิดจากผลรวมของศักดาไฟฟ้า Action Potential ของเซลล์เป็นจำนวนมากนั่นเอง

- สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R

- สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุของการเกิดที่แน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างช้าๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างหรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง After Potential

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงผลอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ

2.5 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

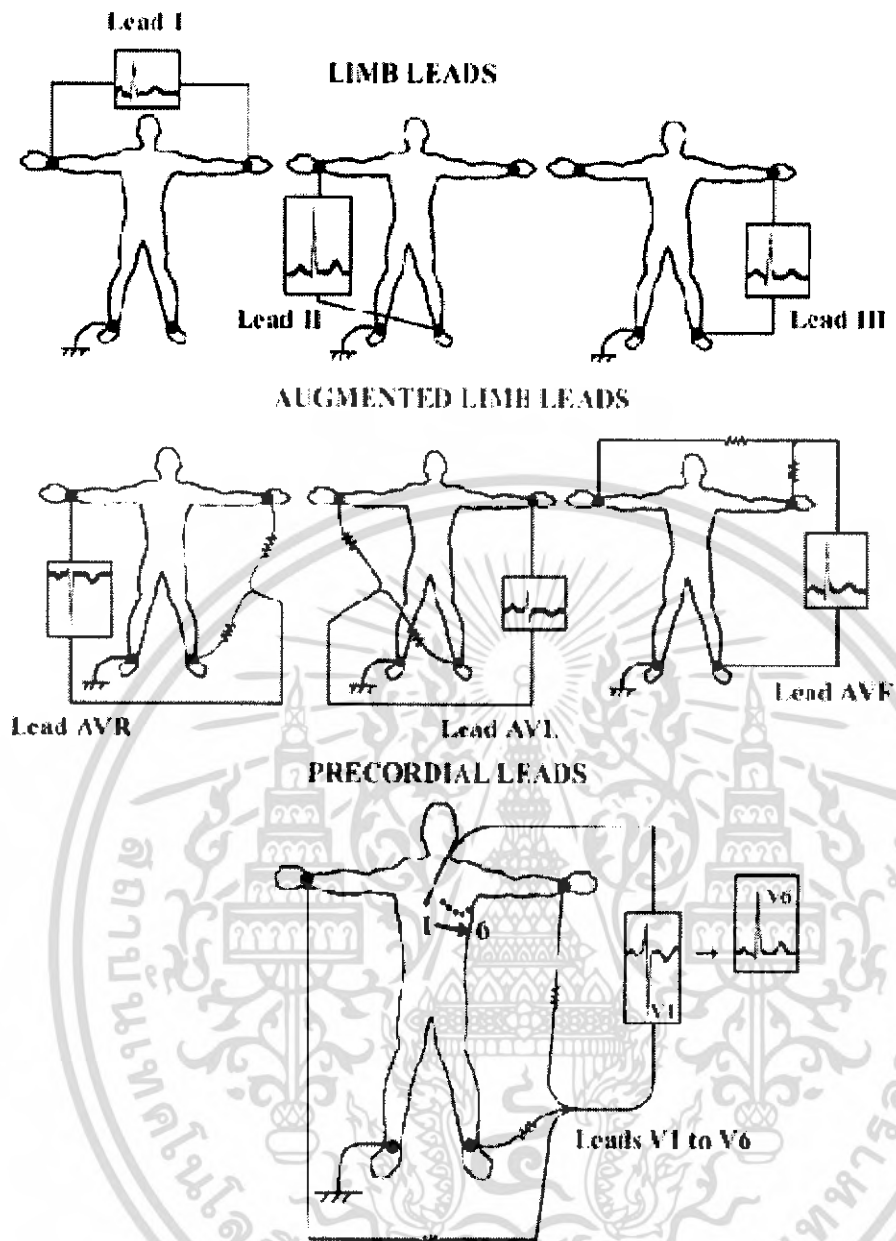
มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีหลายแบบ แบ่งเป็นหลักใหญ่เป็น Standard Leads มี 12 Lead ด้วยกันคือ

1. Bipolar Limb Leads (I, II, III) ซึ่งเป็น basic limb leads
2. Unipolar Limb Leads (AVR, AVL, AVF)
3. Unipolar Chest Leads (V1-V6)

ในการบันทึก อี.ซี.จี. ด้วย Basic limb leads นั้น Einthoven ได้ตั้งสมมติฐานว่า ในขณะหนึ่งขณะใดในรอบการทำงานของหัวใจนั้น Frontal Plane ที่แสดงถึง Electrical Axis ของหัวใจเป็น Two Dimensional Vector คลื่น อี.ซี.จี. ที่บันทึกได้จาก Basic limb leads อันหนึ่งอันใดนั้น เป็นองค์ประกอบส่วนหนึ่งที่เปลี่ยนได้ตามเวลาของเวกเตอร์

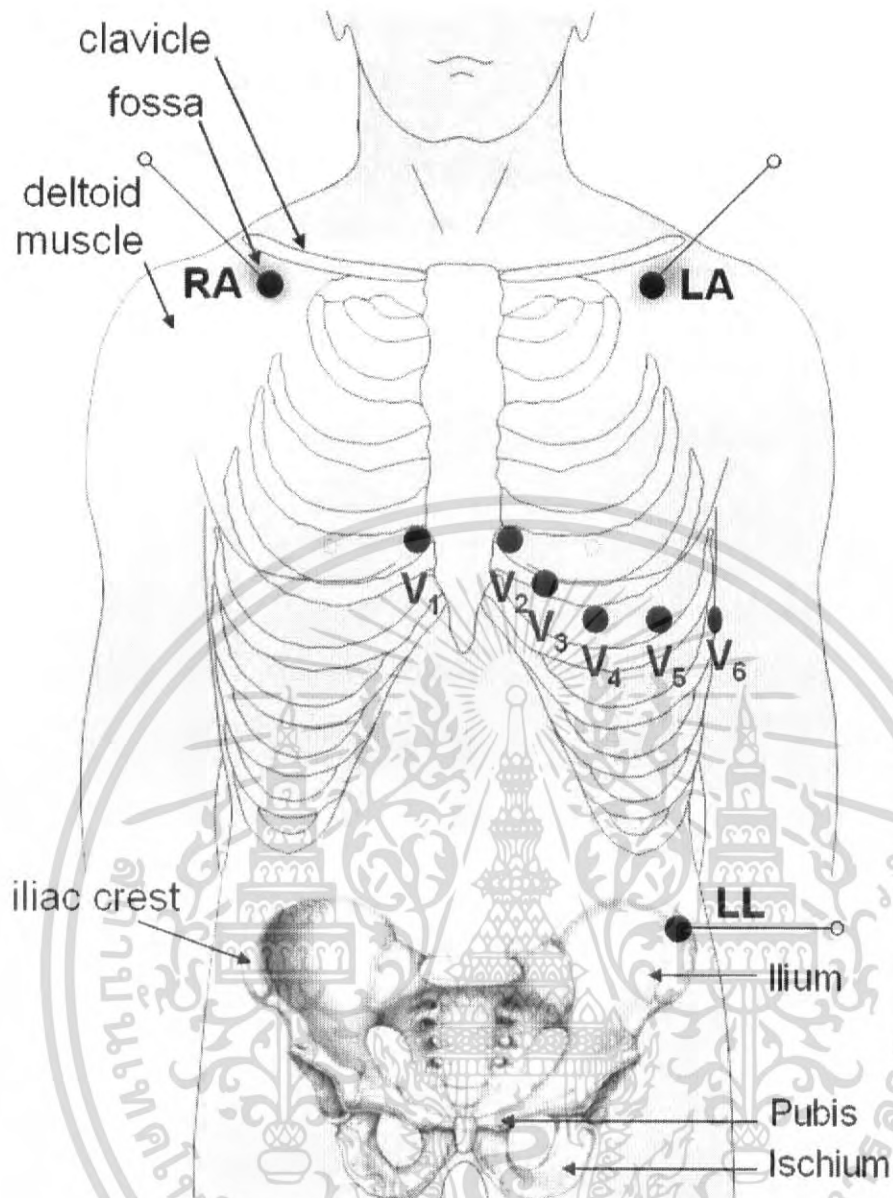
Einthoven เชื่อว่าหัวใจ (ซึ่งเป็นต้นตอของเวกเตอร์) อยู่ใกล้ศูนย์กลางของสามเหลี่ยมด้านเท่า โดยมีจุดอยู่ที่ไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และต้นขา สามเหลี่ยมนี้เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโซเฟน ไอโซเฟนแสดงถึงศักย์ไฟฟ้าของคลื่น อี.ซี.จี. ที่วัดได้จากสามเหลี่ยมต่อสายหนึ่งสายใดมีค่าเท่ากับผลบวกทางพีชคณิตของอีก 2 leads หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่าผลบวกของเวกเตอร์ของเส้น 3 เส้นเป็น 0 ในบรรดา Limb leads ทั้งสาม การต่อแบบ III เป็นผลบวกของการต่อสายแบบที่ I และ II Basic limb leads ซึ่งเป็นการต่อสองขั้ว ส่วน Unipolar leads นั้น ต้องใช้สายต่อจาก Limb lead ทั้งสามมารวมกัน โดยผ่านความต้านทาน 6 กิโลโห์ม ซึ่งเรียกว่า Central Terminal ก่อน เมื่อทำเป็น Electrode อ้างอิง Electrode อ้างอิงนี้ใช้สำหรับทั้ง Unipolar limb leads และ Unipolar chest leads

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ลักษณะการวัดสัญญาณหัวใจด้วยมาตรฐาน 12 leads

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 อิเล็กโทรด

การจะวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อมนั้นก็คืออิเล็กโทรดที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วยไอออน แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยน Ionic Current ให้เป็น Electric Current การที่กระแสไฟฟ้าจะข้ามจากอิเล็กโทรดไปยังอิเล็กโทรไลต์ได้นั้นจะประกอบด้วย

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
2. แคทไอออนเคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลต์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายถอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีแรงดันไฟฟ้าต่างไปเรียกว่าแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half - Cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้า

แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหลแรงดันไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจากโพลาไรเซชันของอิเล็กโทรดความต่างแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า Overvoltage มีกลไกที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการ 3 ส่วน คือ

1. Ohmic Overvoltage เป็นผลเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโทรไลต์ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดทั้งสองอัน เมื่อความต้านทานของอิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้าแรงดันไฟฟ้าที่เกินทางต้านโอห์ม (Ohm Overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้าตามกฎของโอห์ม
2. Concentration Overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในอิเล็กโทรไลต์
3. Activation Overvoltage เป็นผลของการถ่ายถอดประจุของปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจนไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้หมด

2.6.1 อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์

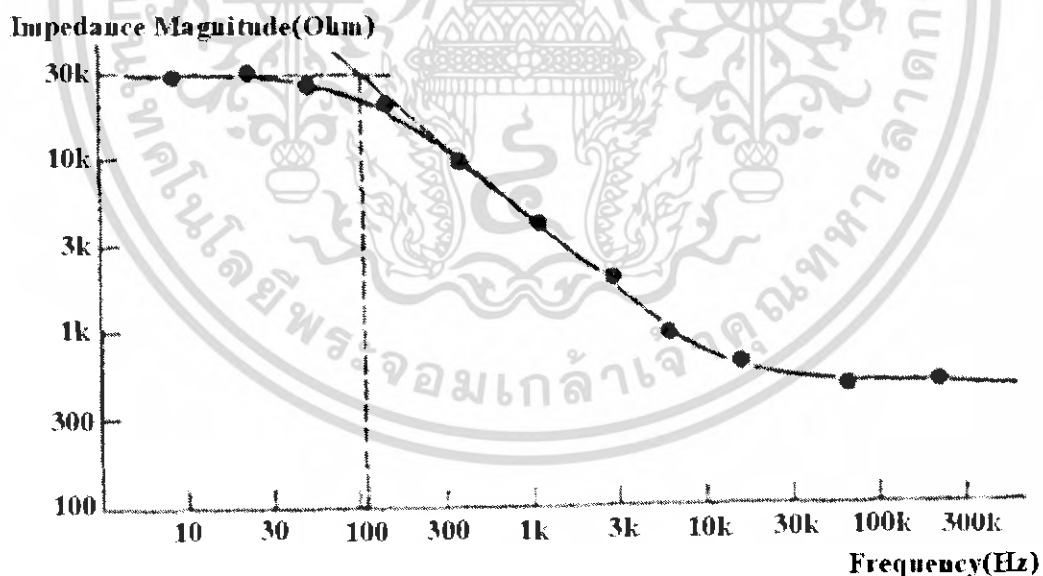
ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด

1. อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนเป็นคาปาซิเตอร์

2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรีโดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

2.6.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด

เราจะพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัวคือความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วยเพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วยเมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดที่ผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรด อิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียม โพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถนำไปใช้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมค่าที่ไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง



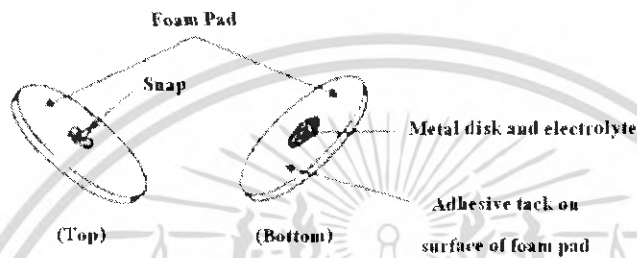
รูปที่ 2.7 ความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่ใช้กันน้อยในการรับแรงดันไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้กริมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

จากรูปที่ 2.8 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นโลหะ ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟมและมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่แล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที



รูปที่ 2.8 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม(ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง อี.ซี.จี. ใช้ปิดผิวหนังติดแขน-ขา

2.6.4 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัดแรงดันทางไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ดี จะต้องคำนึงถึง ข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้ คือ

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ชนิดนวมไว้ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกันเพราะจะมีแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจัยนี้ทำให้แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้

2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดแรงดันไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกันเนื่องจากครึ่งเซลล์แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแรงดันไฟฟ้าดีซี ที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิฟายเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมตัวของแอมพลิฟายเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดีซี และมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่าย ง่ายใดก็ดี ปัญหาเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มากแต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มืออยู่เรื่อยๆ จะถ่วงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของอิเล็กโทรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนานๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. การใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุตสูงๆ ทำให้การบันทึกไฟล์ได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์ที่มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลงแล้วยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.7 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่อง อี.ซี.จี.

คณะกรรมการการตรวจ อี.ซี.จี. ของสมาคมโรคหัวใจแห่ง U.S.A. ได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่อง อี.ซี.จี. มาตรฐานที่ใช้เขียนโดยตรงบนกระดาษ Pipberger ก.ศ. 1975 ข้อเสนอแนะดังกล่าวมีดังต่อไปนี้

1. Linearity and Distortion ความแม่นยำและความผิดเพี้ยนเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี.ซี.จี. การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 ม.ม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05-100 เฮิรท์

2. Input Range เครื่อง อี.ซี.จี. ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 มิลลิโวลต์

3. Input Impedance and Current อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน ควรมีค่าน้อยกว่า 5 เมกกะโอห์ม ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรจะทำกรต่อลงดินให้หมด เครื่อง อี.ซี.จี. ไม่ควรให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย

4. Central Terminal วงจรซิสแตนท์ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวในข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 2% เมื่อรวมกับความต้องการทางด้านอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่าซิสแตนท์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกกะโอห์ม

5. Gain เครื่อง อี.ซี.จี. ควรปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5, 10 และ 20 ม.ม./ม.ม. โวลต์

6. Frequency Response การตอบสนองของเครื่อง อี.ซี.จี. ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 เฮิรท์ ควรเท่ากันจะดีไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 ม.ม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 เฮิรท์ แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB

7. Common Mode Rejection Ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อ เมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 ม.ม./ม.ม. โวลต์ และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 เฮิรท์ 120 โวลต์ พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 พิโคฟารัด ผลที่ได้นั้น ไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มมากกว่า 20 ม.ม. ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้อยู่เมื่อต่อซิสแตนท์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุต

8. Calibration เครื่อง อี.ซี.จี. ควรจะมีแรงดันไฟฟ้ามากกว่า 1 ม.ม. โวลต์ สำหรับปรับเปรียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9. Chart Speed คือความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรเป็น 25 ม.ม./วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วสูงกว่าด้วยคือความเร็ว 50 ม.ม./วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%

10. Output เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

11. Even Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี.ซี.จี. สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี.

2.8 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี.ซี.จี.

2.8.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง อี.ซี.จี. มีการตอบสนองความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไป คือ ไม่ได้มาตรฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่น อี.ซี.จี. ดังแสดงในรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9(a) แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ปกติจากเครื่องมือ ซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.02-150 เฮิรต์

รูปที่ 2.9(b) แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ที่บันทึกได้ด้วยเครื่องมือที่มีการตอบสนองความถี่จาก 0.02-25 เฮิรต์ ความผิดปกตินี้เรียกว่า High-Frequency Distortion รูปคลื่นแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อความผิดเพี้ยนเกิดขึ้นจะมีขนาดกลม และความสูงยังลดลงด้วย

รูปที่ 2.9(c) แสดงคลื่น อี.ซี.จี. จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องมือที่มีการตอบสนองความถี่ 1-15 เฮิรต์ สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่อง อี.ซี.จี. เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นซึ่งแต่เดิมมียอดเดี่ยวจะกลายเป็น 2 ยอด ความผิดปกตินี้จะเรียกว่า Low-Frequency Distortion

รูปที่ 2.9(d) แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อี.ซี.จี. ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่

2.8.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)

Offset Voltage ที่อิเล็กทรอนิกส์หรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง อี.ซี.จี. อาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งทำให้รูปร่างของคลื่น อี.ซี.จี. เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 2.10(a) แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ปกติ ส่วนรูปที่ 2.10(b) แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ยอดคลื่น อี.ซี.จี. ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินแรงดันไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้ และรูปที่ 2.10(c) แสดงการเปลี่ยนแปลงทำนองเดียวกัน เมื่อส่วนล่างของคลื่น อี.ซี.จี. ถูกตัดออกไป ทั้งนี้เป็นผลจากการอิ่มตัวทางด้านลบของแอมพลิไฟเออร์ สังเกตว่าในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียกยอดคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้จากภาพบันทึกหรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนั้นจะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว



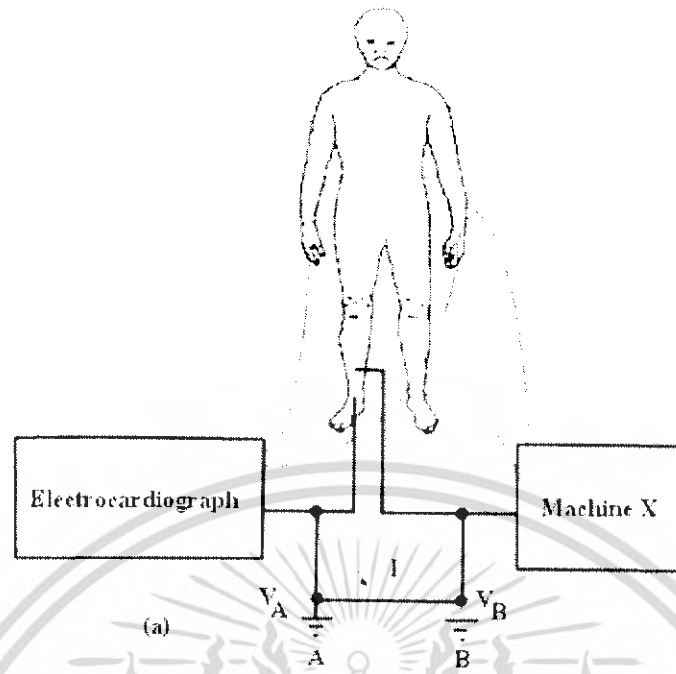
รูปที่ 2.10 แสดงความผิดพลาดของคลื่น อี.ซี.จี. ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์

2.8.3 วงจรสายดิน(Ground Loops)

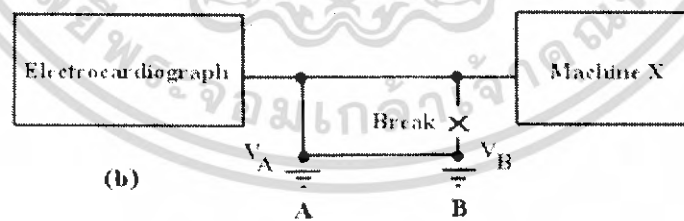
ผู้ป่วยที่กำลังถูกบันทึก อี.ซี.จี. เช่นในมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจ เป็นต้น ย่อมได้รับการต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วยอุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะโดยอาศัยร่วมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านไปกับสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นในภาวะที่แสดงในรูปที่ 2.11(a) ในรูปตัวนี้มีผู้ป่วยได้ต่อกับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่อง อี.ซี.จี. และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่อกับตัวของผู้ป่วย เครื่อง อี.ซี.จี. ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องหนึ่งนั้นก็ยังมีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็น สายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์สูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยังตัวเครื่อง ผู้ป่วยและผ่านอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี.ซี.จี. ไปลงที่จุด A กระแสไฟฟ้าดังกล่าว นอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้วยังทำให้แรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าของสายดินซึ่งต่อกับตัวเครื่อง ดังตัวอย่างแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11(a) แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน



รูปที่ 2.11(b) แสดงอันตรายที่เกิดจากการรอยต่อที่ขาด

รูปที่ 2.11(a) ผู้ป่วยจะมีแรงดันไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิด Common Mode Voltage บนเครื่อง อี.ซี.จี. ซึ่งจะทำให้ CMRR ต่ำ ดังนั้น จึงเป็นการเพิ่มปริมาณของสัญญาณรบกวนทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 2.11(a) นั้นเรียกว่า Ground Loop ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ **62689** และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

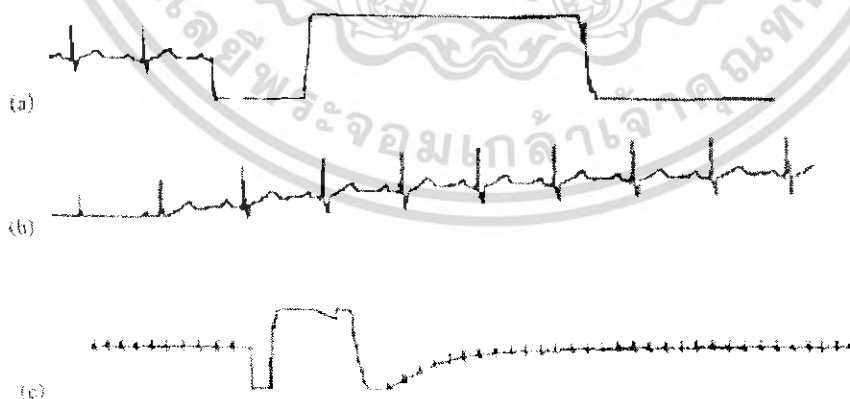
รูปที่ 2.11(b) เป็นภาวะที่ควรระวังจะทำให้เกิดขึ้นในรูปนี้เครื่องทั้งสองมีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกันจึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้นแรงดันไฟฟ้าสายดินของเครื่อง อี.ซี.จี. และอีกเครื่องหนึ่งควรอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมีแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมสายดินอันจะทำให้เครื่องมีแรงดันไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้งสองจะมีแรงดันไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ตาม

2.8.4 สายต่อที่ขาด(Open Lead Wire)

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี.ซี.จี. เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป แรงดันไฟฟ้าที่สูงสามารถเห็นขบวนการในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวไปตามคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์สัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

2.8.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัด อี.ซี.จี. จะต้องทำการ Defibrillation ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นแรงดันไฟฟ้าสูง กระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดแรงดันไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี.ซี.จี. แรงดันไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงกว่าสัญญาณ อี.ซี.จี. มาก แรงดันไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง อี.ซี.จี. เปลี่ยนระดับไปมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.12 ทั้งนี้เนื่องจากการอ้อมตัวของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่อง อี.ซี.จี. คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิเตอร์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อยๆลดกลับมาสู่พื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานาน ซึ่งต้องขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างของสิ่งรบกวนในทำนองเดียวกันนี้คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้ามากกว่าแรงดันไฟฟ้าจากเครื่อง อี.ซี.จี.



รูปที่ 2.12 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากแรงดันไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

a) การเปลี่ยนแปลงในระยะสั้น

b) กลับคืนสู่สภาพปกติ

c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังขยายของ First-order recover ของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

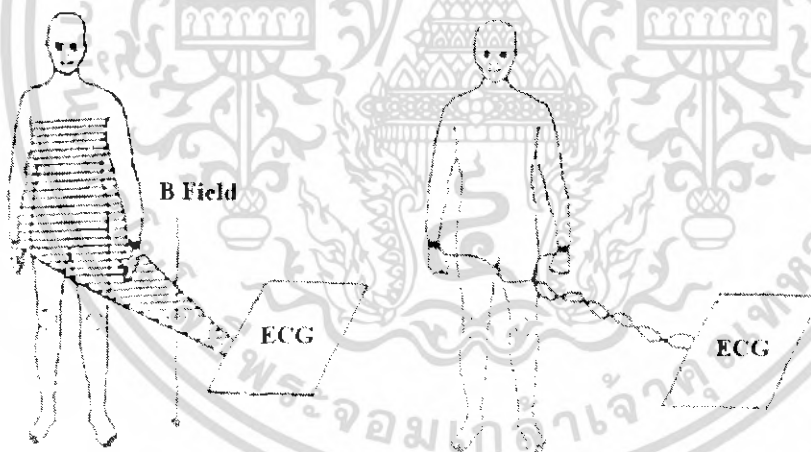
2.8.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ต้นตอสำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านั้นนอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง อี.ซี.จี. แล้วยังต้องจ่ายไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ภายในห้องเดียวกันอีกด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันอีกด้วย

สนามไฟฟ้าที่ควบคุมระหว่างเครื่องจ่ายไฟกับเครื่อง อี.ซี.จี. หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลจากสนามไฟฟ้ารอบๆสายไฟหรือรอบๆเครื่องใช้ไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจเกิดขึ้นได้แม้แต่ยังไม่ได้ปล่อยพลังงานไฟฟ้าเข้าสู่เครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือ การเหนี่ยวนำแม่เหล็ก กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจะทำให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้ารอบสายตัวนำสนามแม่เหล็ก อาจเกิดจากขดลวดของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้นโดยเครื่อง อี.ซี.จี. สายคอและตัวผู้ป่วย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.13 ศักย์จะเกิดไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้แรงดันไฟฟ้านี้จะได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดียวที่เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดย

1. การลดสนามแม่เหล็กโดยการหุ้มกำบัง
2. การหลีกเลี่ยงสนามแม่เหล็ก โดยการวางเครื่อง อี.ซี.จี. และสายคอให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก
3. การลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดียว โดยการบิดสายคอให้พันเป็นเกลียว



รูปที่ 2.13 การลดสัญญาณรบกวนโดยการพันสายเป็นเกลียว

2.8.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้ สถานีโทรทัศน์ สถานีเรดาห์ เครื่อง อี.ซี.จี. สามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเรคคิไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้ โดยพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์สายคอและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นโดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่อง Diathermy มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องอิเล็กทรอนิกส์หรือสวิทช์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ ก็ยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลง โดยการต่อคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้ขนาดเท่ากับเครื่อง อี.ซี.จี. รีแอกแตนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี.ซี.จี. ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี.ซี.จี. ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง อี.ซี.จี. ลดลง อย่างไรก็ตามความถี่ของคลื่นวิทยุนี้ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลี้ดวลงจรไปโดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมพลิไฟเออร์

นอกจากนี้ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอทางร่างกายเอง การรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัวจะทำให้คลื่นไฟฟ้าเข้าไปทำการรบกวนในเครื่อง อี.ซี.จี. ได้

2.9 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยก ซึ่งได้ออกแบบโดยทั่วไปนั้นจะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายที่เกิดจากไฟฟ้าลัดที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วยกับตัวเครื่องและเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง ในบางกรณีจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่อง อี.ซี.จี. อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีแรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก แรงดันไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง อี.ซี.จี. หรือเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนี้ยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึก

ตามอุดมคติแล้ว เครื่อง อี.ซี.จี. ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดีอาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมดวงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปกรณ์จำกัดแรงดันไฟฟ้าสองปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโทรดแต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอดสองอันให้กลับขั้วกันเมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 มิลลิโวลต์ ไดโอดตัวใดตัวหนึ่งจะทำงานจึงช่วยจำกัดแรงดันไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 มิลลิโวลต์ได้ อย่างไรก็ตาม การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใดที่ระดับ 700 มิลลิโวลต์ แต่จะค่อยๆเกิดขึ้นที่ระดับ 300 มิลลิโวลต์ ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

2.10 การลด Common Mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า Common Mode Voltage สามารถทำให้เกิดการรบกวนในแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่า แอมพลิไฟเออร์ที่มี High Common Mode Rejection Ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก Common Mode Voltage ได้ วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา คือ การ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำจัดต้นตอของแรงดันไฟฟ้ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะกล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่นๆพร้อมทั้งการค้นหาที่จะทำให้ลดน้อยลง

2.10.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้ สามารถเข้ามาได้ โดยการควบคุม คาปาซิแตนซ์และการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กเราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีหุ้มกำบัง (Shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตยนั้น โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัดและต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับการตรวจ อี.ซี.จี.

การหุ้มกำบังดังกล่าวจะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่า โลหะที่ใช้จะเป็นชนิด High Permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กและตัวนำไฟฟ้าที่ดีด้วยวิธีที่มีราคาถูกมากคือการลดพื้นที่ระหว่างดิฟเฟอเรนเชียลอินพุทกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลและระหว่างอินพุทสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ Common Mode กระทำได้ง่าย โดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียวก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

2.10.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)

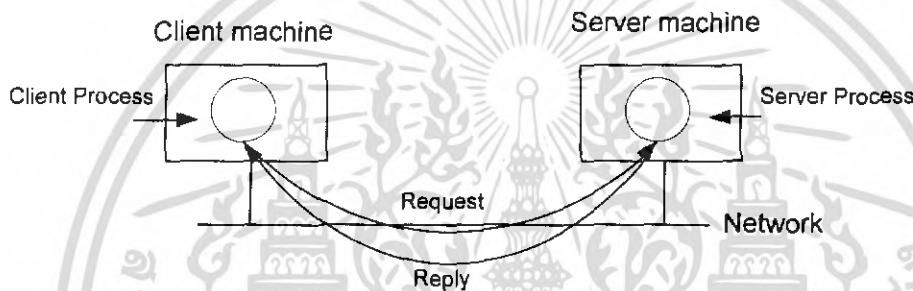
วงจรสายดินทำให้เกิด Common Mode Voltage จากการไหลของกระแสไฟฟ้าของวงจรที่ไหลลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้จะต้องออกแบบระบบสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรมีรูปร่างคล้ายดาว ที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่างๆ

บทที่ 3

ทฤษฎีเกี่ยวกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

3.1 ระบบเครือข่าย

ระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ (Computer Network) หมายความว่าเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งแต่สองเครื่องขึ้นไปที่เป็นอิสระต่อกัน นำมาเชื่อมต่อถึงกันได้ โดยไม่คำนึงถึงระยะทางระหว่างเครื่องทั้งสอง หมายถึงการเชื่อมต่อถึงกันนั้นก็ได้จำกัดเอาไว้ว่าจะต้องใช้แบบใดขอเพียงให้แลกเปลี่ยนข่าวสารข้อมูลกันได้ ดังรูปที่ 3.1 เป็นระบบผู้ให้บริการและผู้รับบริการ การสื่อสารในระบบนี้ “ผู้รับบริการ” จะส่งความต้องการในลักษณะของ การร้องขอ(Request) ไปยัง “ผู้ให้บริการ” ซึ่งผู้ให้บริการทำงานตามความต้องการนั้นๆเสร็จแล้วจะส่งผลที่ได้กลับมายังผู้รับบริการในลักษณะของการตอบสนอง(Reply) ส่วนของผู้ให้บริการและผู้รับบริการนี้ขึ้นอยู่กับลักษณะของงานและประสิทธิภาพที่ต้องการเป็นหลัก



รูปที่ 3.1 ระบบผู้ให้บริการและผู้รับบริการ

ระบบเครือข่ายที่ใช้อยู่ในปัจจุบันคือระบบอินเทอร์เน็ตที่มีต้นกำเนิดมาจากระบบเครือข่ายชื่อ ARPANET โดยใช้สายโทรศัพท์เป็นหลัก ต่อมาเมื่อระบบการสื่อสารแบบคลื่นวิทยุความถี่สูงและการสื่อสารดาวเทียมเริ่มเข้ามามีบทบาทและนำมาใช้ในระบบมากขึ้น ทำให้โปรโตคอลที่เคยใช้ได้ผลดีนั้นเกิดปัญหาไม่สามารถใช้งานได้ต่อไป โปรโตคอลรุ่นต่อมาจึงได้รับการออกแบบเพื่อนำมาใช้ทดแทนแบบเก่า โดยมีวัตถุประสงค์ในการเชื่อมการติดต่อระหว่างระบบที่มีความแตกต่างกันเป็นเรื่องหลัก ผลที่ได้รับคือโปรโตคอลที่เรียกว่า โปรโตคอลมาตรฐานแบบ TCP/IP ซึ่งได้รับการปรับปรุงจนนำมาใช้งานจริงได้ในปี ค.ศ. 1974 การปรับปรุงรุ่นต่อมา สำเร็จในปี ค.ศ. 1988

โปรโตคอลมาตรฐานแบบ TCP/IP ยังมีวัตถุประสงค์หลักอีกสองข้อสำคัญคือ ความสามารถในการแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นในระบบเครือข่าย เช่นในกรณีที่ผู้ส่งและผู้รับยังคงมีการติดต่อกันอยู่ แต่โหนดกลางที่ใช้เป็นผู้ช่วยรับ-ส่งข้อมูลเกิดการเสียหายใช้การไม่ได้หรือสายสื่อสารบางช่วงถูกตัดขาด โปรโตคอลนี้จะต้องสามารถจัดการหาทางเลือกอื่นเพื่อทำให้การสื่อสารดำเนินต่อไปได้โดยอัตโนมัติ ข้อที่สองคือจะต้องมีความอ่อนตัวต่อการสื่อสารข้อมูลได้หลายชนิดทั้งแบบที่ไม่มีความเร่งด่วนและแบบที่ต้องการรับประกันความเร่งด่วนของข้อมูล

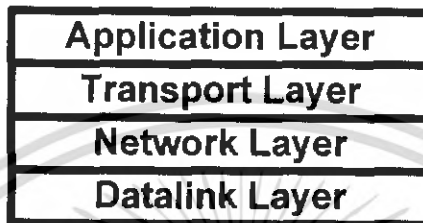
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 รูปแบบระบบเครือข่าย TCP/IP

TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) เป็นชุดของโปรโตคอลที่ใช้ในการสื่อสารผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ได้รับการพัฒนามาตั้งแต่ปี 1960 ซึ่งถูกใช้เป็นครั้งแรกในเครือข่าย ARPANET ซึ่งต่อมาได้ขยายการเชื่อมต่อไปทั่วโลกเป็นเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ทำให้ TCP/IP เป็นที่ยอมรับอย่างกว้างขวางจนถึงปัจจุบัน

3.2.1 การแบ่งชั้นของ TCP/IP

TCP/IP แบ่งออกเป็น 4 เลเยอร์ ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การแบ่งชั้นของ TCP/IP

ในแต่ละเลเยอร์จะมีหน้าที่ดังนี้

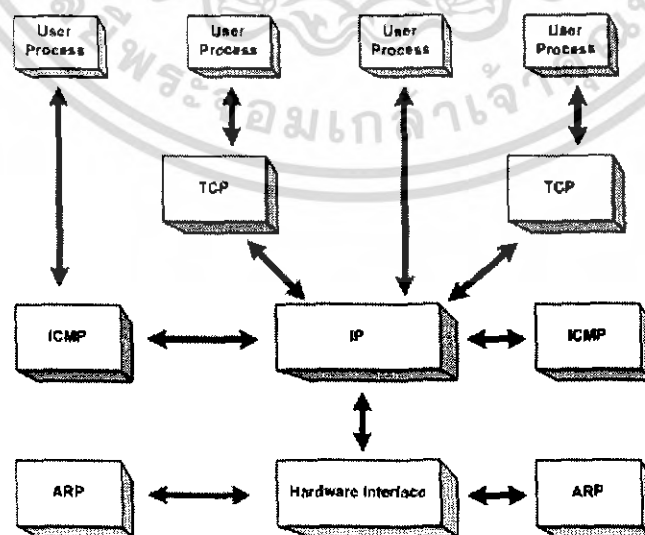
1. Datalink Layer - เลเยอร์นี้มีหน้าที่ควบคุมการรับส่งข้อมูลในระดับฮาร์ดแวร์ของเครือข่าย รับผิดชอบการรับส่งข้อมูลในระดับกายภาพ จนถึง การแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นข้อมูลทางคอมพิวเตอร์
2. Network Layer - ทำหน้าที่รับข้อมูลจากชั้น Transport Layer และค้นหาและเลือกเส้นทางระหว่างผู้รับและผู้ส่งที่เทียบได้กับ Network Layer ของ OSI Model โปรโตคอลในเลเยอร์นี้ได้แก่ IP, ICMP, IGMP
3. Transport Layer - รับผิดชอบการรับส่งข้อมูลระหว่างปลายด้านส่งและด้านรับข้อมูล และส่งข้อมูลขึ้นไปให้ Application Layer นำไปใช้งานต่อเทียบได้กับ Session Layer และ Transport Layer ของ OSI Model
4. Application Layer - เป็นเลเยอร์ที่แอปพลิเคชันเรียกโปรโตคอลระดับต่างๆลงไป เพื่อให้บริการต่างๆ เช่น FTP, SMTP, Telnet, HTTP, POP

3.2.2 โครงสร้างของโปรโตคอล TCP/IP

เนื่องจาก TCP/IP เป็นชุดของโปรโตคอลประกอบด้วยโปรโตคอลหลายตัวทำงานร่วมกันในเลเยอร์ต่างๆ และมีหน้าที่แตกต่างกันออกไป ได้แก่

- TCP : (Transmission Control Protocol) - อยู่ใน Transport Layer ทำหน้าที่จัดการและควบคุมการรับส่งข้อมูลและมีกลไกควบคุมการรับส่งข้อมูลให้มีความถูกต้อง(reliable) และมีการสื่อสารอย่างเป็นกระบวนการ (connection-orient)

- UDP : (User Datagram Protocol) - อยู่ใน Transport Layer ทำหน้าที่จัดการและควบคุมการรับส่งข้อมูล แต่ไม่มีกลไกความคุมการรับ-ส่งข้อมูลให้มีเสถียรภาพและเชื่อถือได้ (unreliable, connectionless) โดยปล่อยให้ทำหน้าที่ของแอปพลิเคชันเลขอร์ แต่ UDP มีข้อได้เปรียบในการส่งข้อมูลได้ทั้งแบบ unicast, multicast และ broadcast อีกทั้งยังทำการติดต่อสื่อสารได้เร็วกว่า TCP เนื่องจาก TCP ต้องเสีย overhead ให้กับขั้นตอนการสื่อสารที่ทำให้ TCP มีความน่าเชื่อถือในการรับส่งข้อมูลนั่นเอง
- IP : (Internet Protocol) - อยู่ใน Internetwork Layer เป็นโปรโตคอลหลักในการสื่อสารข้อมูล มีหน้าที่ค้นหาเส้นทางระหว่างผู้รับและผู้ส่ง โดยใช้ IP Address ซึ่งมีลักษณะเป็นเลขสี่ชุด แต่ละชุดมีค่าตั้งแต่ 0-255 เช่น 172.17.3.12 ในการอ้างอิงโฮสต์ต่างๆ และกลไกการ Route เพื่อส่งต่อข้อมูลไปจนถึงจุดหมายปลายทาง
- ICMP : (Internet Control Message Protocol) - อยู่ใน Internet work Layer มีหน้าที่ส่งข่าวสารและแจ้งข้อผิดพลาดให้แก่ IP
- IGMP : (Internet Group Management Protocol) อยู่ใน Network Layer ทำหน้าที่ในการส่ง UDP คาด้านแกรมไปยัง กลุ่มของโฮสต์ หรือ โฮสต์หลายๆตัวพร้อมกัน
- ARP : (Address Resolution Protocol) - อยู่ใน Datalink Layer ทำหน้าที่เปลี่ยนระหว่าง IP แอดเดรส ให้เป็นแอดเดรสของ Network Interface เรียกว่า MAC Address ในการติดต่อระหว่างกัน MAC Address คือหมายเลขประจำของ Hardware Interface ซึ่งในโลกนี้จะไม่มี MAC Address ที่ซ้ำกันมีลักษณะเป็นเลขฐาน 16 ยาว 6 ไบต์ เช่น 23:43:45:AF:3D:78 โดย 3 ไบต์แรกจะเป็นรหัสของผู้ผลิตและ 3 ไบต์หลังจะเป็นรหัสของผลิตภัณฑ์
- RARP : (Reverse ARP) - อยู่ในลิงก์เลเยอร์เช่นกัน แต่ทำหน้าที่กลับกันกับ ARP คือเปลี่ยนระหว่างแอดเดรสของ Network Interface ให้ เป็นแอดเดรสที่ใช้โดย IP Address

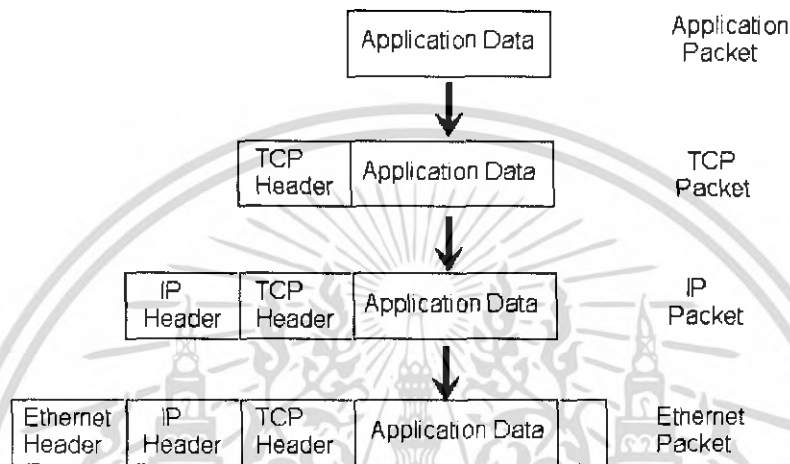


รูปที่ 3.3 แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างโปรโตคอลต่างๆใน TCP/IP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ญาติเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3 การ Encapsulation

เวลาส่งข้อมูล เมื่อข้อมูลถูกส่งผ่านในแต่ละเลเยอร์ แต่ละเลเยอร์จะทำการประกอบข้อมูลที่ด้รับมา กับส่วนควบคุมซึ่งอยู่ส่วนหัวของข้อมูลเรียกว่า Header ภายใน Header จะบรรจุข้อมูลที่สำคัญของโปรโตคอลที่ทำการ Encapsulate เมื่อผู้รับได้รับข้อมูลก็จะเกิดกระบวนการทำงานย้อนกลับคือโปรโตคอลเดียวกัน ทางฝั่งผู้รับก็จะได้รับข้อมูลส่วนที่เป็น Header ก่อนและนำไปประมวลและทราบว่าข้อมูลที่ตามมามีลักษณะอย่างไร ซึ่งกระบวนการย้อนกลับนี้เรียกว่า Demultiplexing



รูปที่ 3.4 ขั้นตอนการ encapsulation เมื่อข้อมูลถูกส่งผ่าน โปรโตคอลต่างๆ

ข้อมูลที่ผ่านการ Encapsulate ในแต่ละระดับมีชื่อเรียกแตกต่างกัน โดยข้อมูลที่มาจก User หรือก็คือข้อมูลที่ User เป็นผู้ป้อนให้กับ Application เรียกว่า User Data เมื่อ Application ด้รับข้อมูลจาก User ก็จะนำมาประกอบกับส่วนหัวของ Application เรียกว่า Application Data และส่งต่อไปยังโปรโตคอล TCP เมื่อโปรโตคอล TCP ด้รับ Application Data ก็จะนำมาพร้อมกับ Header ของ โปรโตคอล TCP เรียกว่า TCP Segment และส่งต่อไปยังโปรโตคอล IP เมื่อโปรโตคอล IP ด้รับ TCP Segment ก็จะนำมาพร้อมกับ Header ของ โปรโตคอล IP เรียกว่า IP Datagram และส่งต่อไปยังเลเยอร์ Datalink Layer ในระดับ Datalink จะนำ IP Datagram มาเพิ่มส่วน Error Correction และ Flag เรียกว่า Ethernet Frame ก่อนจะแปลงข้อมูลเป็นสัญญาณไฟฟ้า ส่งผ่านสายสัญญาณที่เชื่อมโยงอยู่ต่อไป

3.2.4 IP : Internet Protocol

IP เป็นโปรโตคอลที่ทำหน้าที่รับภาระในการนำข้อมูลไปส่งยังผู้รับ ที่เชื่อมต่ออยู่ในระบบ Network ซึ่งทั้งสองฝั่งอาจอยู่คนละเน็ตเวิร์กกันก็ได้ โปรโตคอลอื่นๆ ในระดับ Network Layer ขึ้นไปทั้ง TCP, UDP, ICMP ต่างก็ต้องอาศัยโปรโตคอล IP ในการรับส่งข้อมูลทั้งสิ้น

โปรโตคอล IP มีความสามารถในการค้นหาเส้นทางจากผู้รับไปยังผู้ส่ง มีกลไกที่ชาญฉลาดในการค้นหาเส้นทาง สามารถค้นหาเส้นทางได้ไปถึงผู้รับได้เอง หากมีเส้นทางที่สามารถไปได้ แต่ไม่ได้ติดต่อระหว่างผู้รับกับผู้ส่งโดยตรง และไม่มีการยืนยันว่า ข้อมูลถึงผู้รับจริงหรือไม่ ทั้งนี้อาจเกิดจากหลายสาเหตุ เช่น ที่อยู่ของผู้รับไม่มีการเชื่อมต่ออยู่ในระบบ Internet กล่าวได้ว่า โปรโตคอล IP มีหน้าที่ในการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค้นหาเส้นทางเท่านั้น ไม่มีการยืนยันผลสำเร็จในการส่งข้อมูล หากเกิดข้อผิดพลาดในการส่งข้อมูล แม้ว่าจะมีการส่ง ICMP Message กลับมารายงานข้อผิดพลาด แต่ก็รับประกันไม่ได้ยู่ดีว่า ICMP Message จะกลับมาถึงเรียบร้อยหรือไม่ ด้วยเหตุนี้ จึงถือว่า IP เป็นโปรโตคอลที่ไม่มีความน่าเชื่อถือ (reliable)

3.2.5 IP Addressing

ทุกอินเทอร์เน็ตเฟซที่ต่ออยู่บนอินเทอร์เน็ตจะต้องมีหมายเลขประจำตัวเพื่อใช้ในการสื่อสารข้อมูล เรียกว่า Internet Address หรือเรียกย่อๆว่า IP Address โดยค่า IP Address นี้จะเป็นหมายเลขจำนวน 32 บิต แต่แทนที่จะกำหนดให้เลขทั้ง 32 บิตนั้นถูกนับต่อเนื่องกันไป ก็จะใช้วิธีการแบ่งหมายเลขดังกล่าว ออกเป็นกลุ่มของเลขขนาด 8 บิตจำนวน 4 ชุด และคั่นแต่ละชุดด้วยจุด เช่น 172.17.3.12

นอกจากนี้ใน IP Address นั้นยังถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นแอดเดรสของเน็ตเวิร์ค (Network ID) และส่วนที่เป็นแอดเดรสของโฮสต์ (Host ID) ซึ่งข้อมูลในส่วนนี้จะถูกใช้สำหรับ ค้นหาเส้นทางของ IP ในการที่จะขนส่งข้อมูลจากต้นทางให้ถึงปลายทางอย่างถูกต้อง เพื่อเป็นการกำหนดขนาดของเน็ตเวิร์ค สำหรับ IP Address ต่างๆดังนั้นจึงมีการจัด IP Address ในแต่ละช่วงออกเป็นคลาส (class) ต่างๆกันจาก A ถึง E เพื่อจะได้ทำการจัดสรร IP Address ได้อย่างเหมาะสมกับขนาดของเน็ตเวิร์ค

Class A	0	Network (7 bits)	Local Address (24 bits)
Class B	10	Network (14 bits)	Local Address (16 bits)
Class C	110	Network (21 bits)	Local Address (8 bits)
Class D	1110	Multicast Address (28 bits)	

รูปที่ 3.5 การกำหนด IP Address ในคลาสต่างๆ

จากข้อกำหนดในการแบ่งคลาสของ IP Address หากลองนำบิตที่อยู่ในคอนต้นของ IP Address ในแต่ละคลาสมาแปลงเป็น IP Address ในเลขฐานสิบ จะเห็นว่าแต่ละคลาสครอบคลุม IP Address ช่วงต่างๆ ดังตารางที่ 3.1

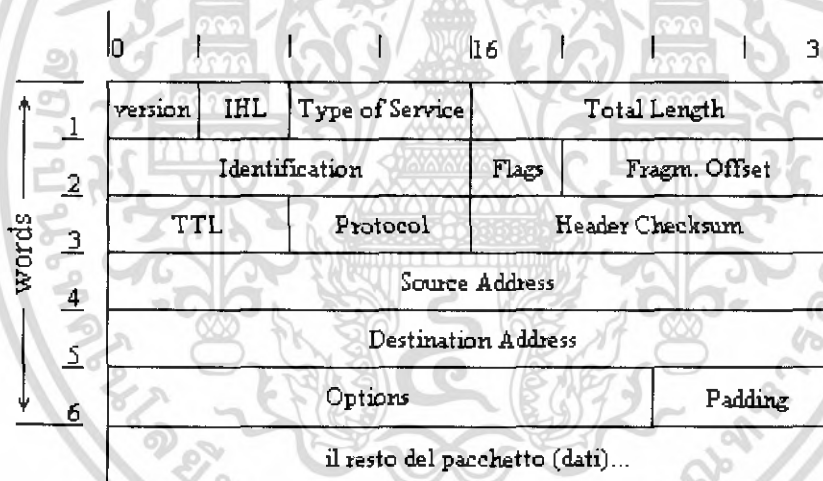
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Class	IP Range
A	0.0.0.0 - 127.255.255.255
B	128.0.0.0 - 191.255.255.255
C	192.0.0.0 - 223.255.255.255
D	224.0.0.0 - 239.255.255.255
E	240.0.0.0 - 255.255.255.255

ตารางที่ 3.1 แสดงช่วงของ IP Address ในแต่ละคลาส

3.2.6 IP Header

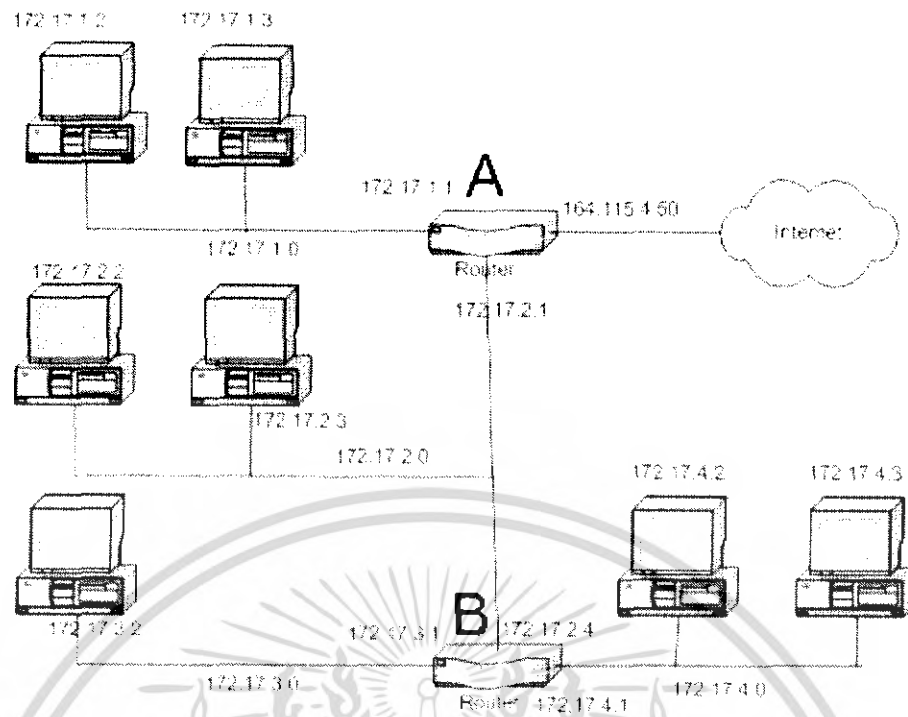
เมื่อข้อมูลถูกส่งลงมาจากชั้น Transport Layer ต่ชั้น Network Layer กระบวนการ Encapsulate ของ IP Protocol จะทำการหารเพิ่มส่วน Header ลงไป Header ของ IP datagram มีขนาด 20-32 ไบต์ มีส่วนประกอบต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 IP Header

3.2.7 IP Routing

IP Routing เป็นกระบวนการค้นหาเส้นทางในการส่งผ่านข้อมูลจากต้นทางไปยังปลายทาง โดยผ่านการส่งต่อข้อมูลไปจนกว่าจะถึงปลายทาง ซึ่งนับเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้ IP เป็น โปรโตคอลที่สามารถส่งข้อมูลจากโฮสต์หนึ่งไปอีกโฮสต์หนึ่งได้แม้ว่าจะอยู่ไกล



รูปที่ 3.7 เน็ตเวิร์คตัวอย่าง

Host โฮสต์เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ให้กำเนิดข้อมูลในกรณีเป็นผู้ส่ง หรือทำหน้าที่รับข้อมูลไปใช้งานในกรณีเป็นผู้รับ การสื่อสาร ข้อมูลใดๆ จะต้องเป็นการสื่อสารจากโฮสต์ไปยังโฮสต์เสมอ สำหรับ IP Packet แล้วข้อมูลในเฮดเดอร์ที่ปรากฏอยู่ในฟิลด์ Source Address และ Destination Address ซึ่งเรียกว่า IP Address จะเป็นหมายเลขระบุตำแหน่งของโฮสต์ต้นทางและโฮสต์ปลายทางเท่านั้น

Network เน็ตเวิร์คเป็นเครือข่ายที่มีการเชื่อมต่อกันของโฮสต์ 2 ตัวขึ้นไป โฮสต์แต่ละตัวในเน็ตเวิร์คเดียวกันสามารถเชื่อมต่อถึงกันได้โดยตรง

Router เราเตอร์ทำหน้าที่ในการ ส่งผ่านข้อมูลจากเน็ตเวิร์คหนึ่งไปยังอีกเน็ตเวิร์คหนึ่ง ตำแหน่งของเราเตอร์จะอยู่ในจุดที่เชื่อมต่อระหว่างสองเน็ตเวิร์คเข้าด้วยกัน ด้วยข้อกำหนดของ IP ข้อมูลจะส่งไปถึงกันโดยตรงข้ามเน็ตเวิร์คไม่ได้ จะต้องอาศัยเราเตอร์เป็นผู้ทำหน้าที่ส่งผ่านข้อมูลไปให้ ในเราเตอร์จะมี Routing Table สำหรับเก็บข้อมูล เพื่อใช้ในการพิจารณาเลือกเส้นทางในการส่งค่าโปรแกรม ซึ่งจะอธิบายกลไกการทำงานในหัวข้อถัดไป

การ Routing จะเป็นไปตามขั้นตอนดังนี้

1. ถ้าโฮสต์ต้นทางและปลายทางต่อเชื่อมร่วมอยู่ในเน็ตเวิร์คเดียวกัน มีการเชื่อมต่อถึงกันโดยตรง เช่น อีเธอร์เน็ตหรือโทเค็นริง ดังแสดงในภาพที่ 3.7 เป็นการติดต่อระหว่าง 172.17.2.2 และ 172.17.2.3 (เครื่องสีแดง) IP ค่าโปรแกรมก็จะถูกส่งไปยังโฮสต์ปลายทางโดยตรง

2. หากโฮสต์ต้นทางและปลายทางไม่ได้อยู่ในเน็ตเวิร์คเดียวกัน IP ค่าโปรแกรมจะถูกส่งไปยังดีฟอลต์เราเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เมื่อเราเตอร์ได้รับ IP คาด้าแกรมจากข้อ 2 แล้วตรวจสอบดู หากพบว่าโฮสต์ปลายทางต่อร่วมอยู่บนเน็ตเวิร์คเดียวกันกับเราเตอร์ ให้ทำการส่งคาด้าแกรมไปที่โฮสต์นั้น เช่น หาก 172.17.3.2 ต้องการส่งคาด้าแกรมไปยัง 172.17.4.2 (เครื่องสีเหลือง) จะต้องส่งคาด้าแกรมไปที่ Router B โดยที่ Router B จะส่งคาด้าแกรมต่อไปยังโฮสต์ปลายทาง

4. หากไม่ได้ต่อร่วมกันก็ส่งคาด้าแกรมไปที่เราเตอร์ตัวต่อไป โดย Router จะเป็นผู้เลือกเส้นทางซึ่งมีอยู่ 2 กรณีคือ

- ถ้ามีข้อมูลของโฮสต์ปลายทางอยู่ใน Routing Table เราเตอร์จะส่งคาด้าแกรมไปยังเราเตอร์ตัวที่ระบุไว้ใน Routing Table

- ถ้าไม่มีข้อมูลของโฮสต์ปลายทางอยู่ใน Routing Table Router จะส่งคาด้าแกรมไปยัง default router และกลับไปขึ้นตอนในข้อ 3 ใหม่ จนกว่า IP คาด้าแกรมจะเดินทางถึงปลายทางหรือหมดเวลาในการส่ง (TTL = 0)

สมมติว่าเครื่อง 172.17.1.3 ต้องการติดต่อกับ 172.17.4.3 จะต้องส่ง IP datagram ไปยัง Router A หาก Router A มีข้อมูลเกี่ยวกับ 172.17.4.3 อยู่ ก็จะรู้ว่าต้องส่งคาด้าแกรมไปยัง Router B คือ 172.17.2.4 และ Router B ก็จะส่ง IP datagram ไปยังโฮสต์ปลายทางได้สำเร็จ

3.3 UDP : User Datagram Protocol

UDP เป็นโปรโตคอลที่ถูกออกแบบมาให้ทำหน้าที่รับส่งข้อมูลโดยมีขั้นตอนการทำงานไม่ซับซ้อนและทำงานได้รวดเร็ว แต่มีจุดด้อยคือ ไม่มีความน่าเชื่อถือ (unreliable) และเป็นการสื่อสารแบบไม่ต่อเนื่อง (connectionless) โปรโตคอล UDP ทำงานในชั้น Transport Layer ซึ่งจะต้องพึ่งพาโปรโตคอล IP ในการรับส่งข้อมูล

3.3.1 UDP Header

16-bit Source port	16-bit Destination port
Length	Checksum
Data	

รูปที่ 3.8 UDP Header

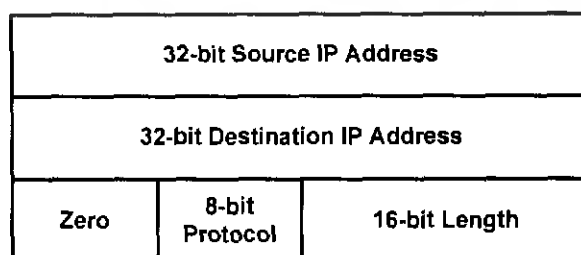
ตำแหน่งบิต	ชื่อ	อธิบาย
บิต 0-15	Source port number	หมายเลขพอร์ตต้นทางที่ส่ง ดาต้าแกรมนี้ มีความยาว 16 บิต
บิต 16-31	Destination port number	หมายเลขพอร์ตปลายทางที่จะ เป็นผู้รับดาต้าแกรม มีความยาว 16 บิตเช่นกัน
บิต 32-47	UDP length	ความยาวของดาต้าแกรม ทั้ง ส่วน Header และ Data นั้น หมายความว่า ค่าที่น้อยที่สุดใน ฟิลด์นี้คือ 8 ซึ่งเป็นขนาดของ Header
บิต 48-63	Checksum	เป็นตัวตรวจสอบความถูกต้อง ของ UDP datagram และจะนำ ข้อมูลบางส่วนใน IP Header มาคำนวณด้วย

ตารางที่ 3.2 แสดงช่วงของ UDP Header

3.3.2 UDP Checksum

Checksum เป็น เลข 16 บิตถูกคำนวณด้วยวิธี 1's complement โดยนำ Pseudo Header และข้อมูลทั้งหมดใน UDP Datagram มาคำนวณ

Pseudo Header เป็นข้อมูลที่อยู่ในส่วนของ IP Header ประกอบด้วยฟิลด์ Source address, Destination Address, zero, Protocol, UDP Length ดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 Pseudo Header

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หากค่า checksum ที่คำนวณออกมาเป็น 0 ค่า checksum จะถูกเซตเป็น 1 ทั้งหมดแทน (มีค่าเท่ากันในระบบ 1's complement) ทั้งนี้เพราะในบางแอปพลิเคชันที่ไม่ต้องการตรวจสอบค่า checksum ในระดับ UDP จะเซตค่านี้เป็น 0 (disable checksum)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200

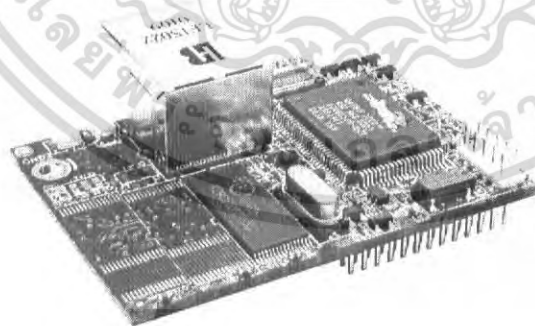
4.1 บทนำ

ไมโครโปรเซสเซอร์ตระกูล Rabbit (ตัวที่ใช้คือ RCM2200) มีความสามารถมากโดยมีความแตกต่างจากไมโครโปรเซสเซอร์ตัวอื่น คือมีความเร็วประมวลผลและมีความสามารถในการติดต่อกับระบบเครือข่าย อีกทั้งยังมีพอร์ตอินพุตและเอาต์พุตมากมาย รายละเอียดต่างๆจะอธิบายดังนี้

4.2 คุณลักษณะพื้นฐานของ Rabbit 2200

RCM 2200 เป็นโมดูลซึ่งใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200 และมีความสามารถดังนี้

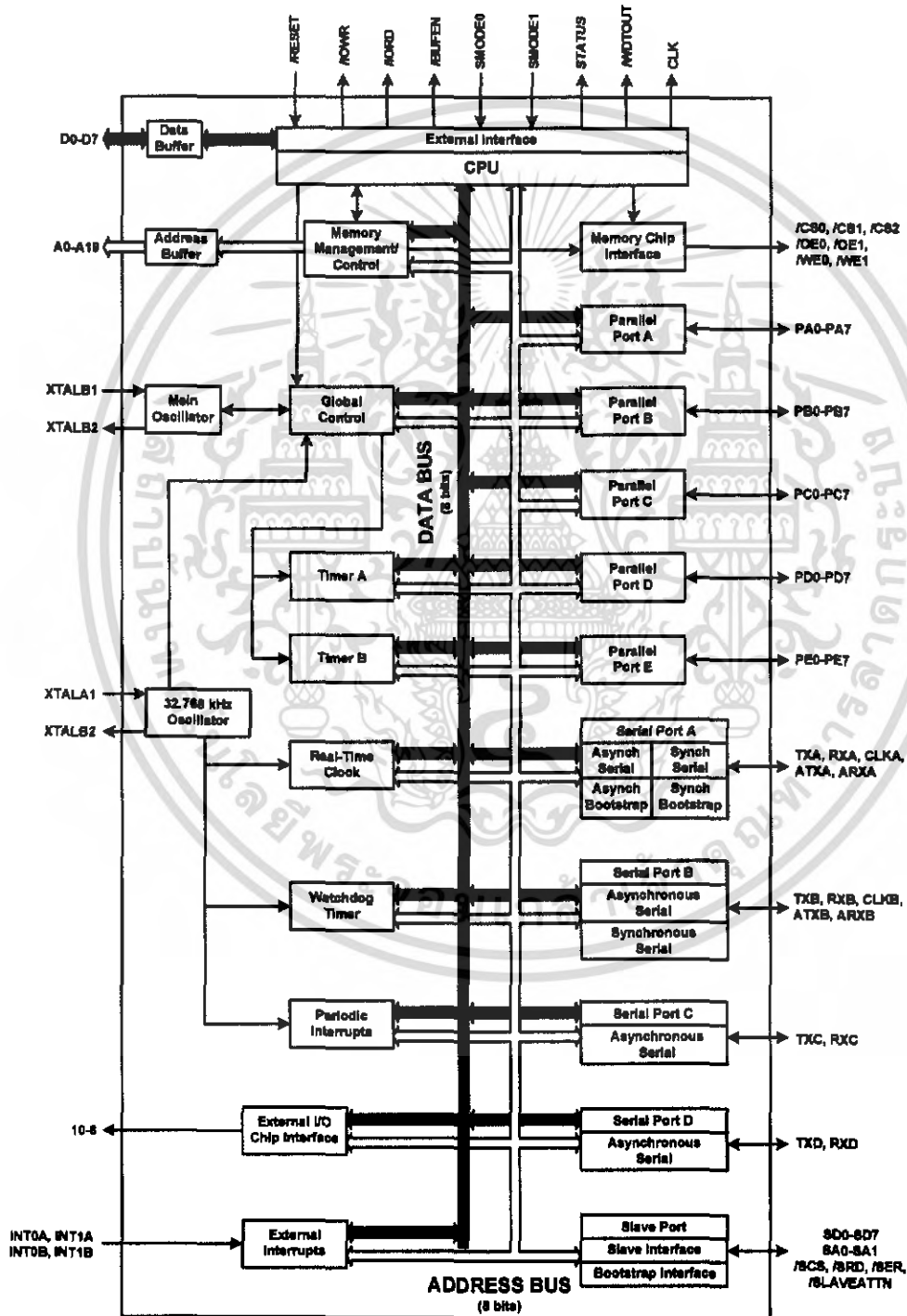
- มีขนาดเล็ก 41 mm × 58 mm × 22 mm
- ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200 ใช้ความเร็วในการทำงานที่ 29.5 MHz
- หน่วยประมวลผลกลางขนาด Rabbit 8 bit processors
- หน่วยความจำโปรแกรมภายในขนาด Flash memory 256 KB
- หน่วยความจำแบบ Static RAM (SRAM) ภายในจำนวน 128 KB
- มี Digital I/O port
- มี Timer/RTC
- มี Parallel I/O
- มี Slave port
- มี Serial port
- มี 10 Base-T Ethernet port 1 port



รูปที่ 4.1 บอร์ดวงจร Rabbit Core RCM 2200

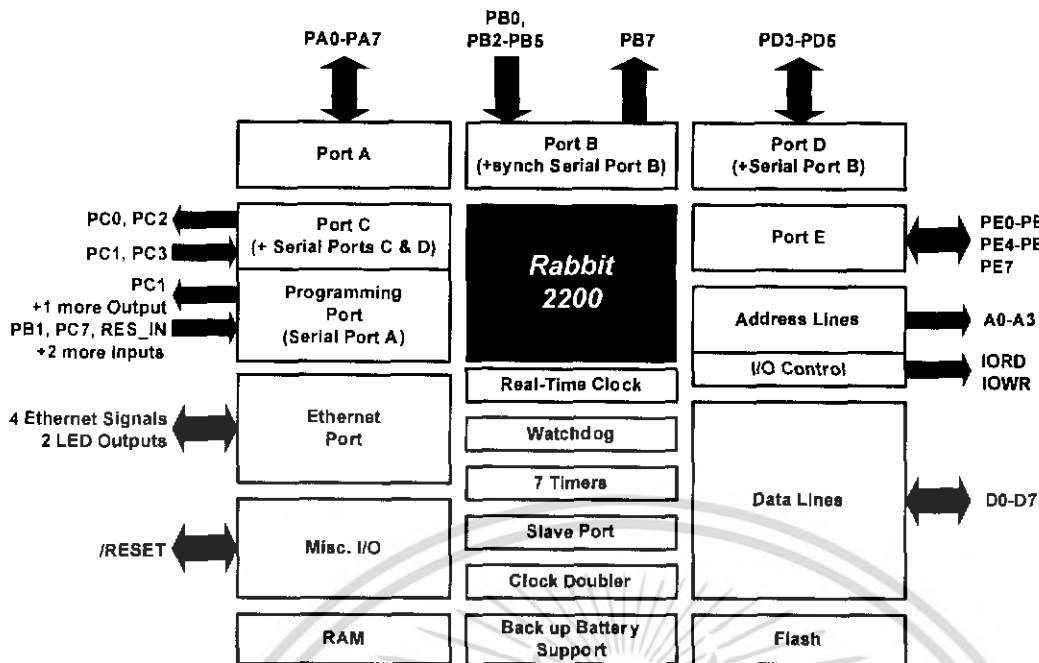
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Rabbit 2200 จัดเป็นไมโครโปรเซสเซอร์ที่มีความกะทัดรัดและมีกำลังความสามารถมาก อีกทั้งยังมีส่วนประกอบที่จำเป็น เช่น มี 40 I/O, 4 CMOS-Compatible Serial Ports, มี Timer 8-bit 5 ตัว และ Timer 10-bit 1 ตัว กับชุด Registers 2 ชุด, และ A Fast Number-Crunching Clock ส่วน Flash และ SRAM จะอยู่บนบอร์ด โดยตัวอุปกรณ์ Controller ได้เลือกใช้ RCM 2200 จะประกอบด้วย Standard 10-pin Programming port ซึ่งจำเป็นสำหรับ Circuit Emulators โดยเราสามารถที่จะทำการ Download และ Debug Software ได้โดยใช้ Dynamic C ซึ่งเป็น การศึกษารูปแบบการทำงานที่เราไม่คุ้นเคยมากนัก ต้องเริ่มต้นในการศึกษาพื้นฐานของภาษาชนิดนี้ใหม่



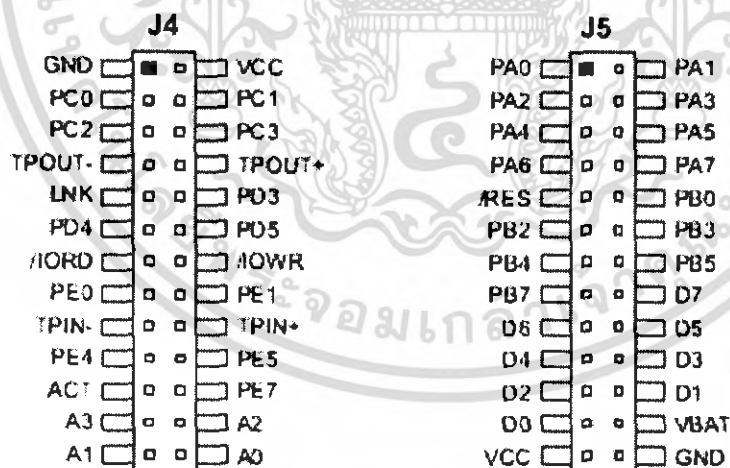
รูปที่ 4.2 บล็อกไดอะแกรมของ ไมโครโปรเซสเซอร์ RCM 2200

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 อินพุตและเอาต์พุตของ Rabbit Core RCM 2200

RCM 2200 มีพอร์ตขนานสำหรับใช้งานทั้งหมด 26 พอร์ตโดยเป็นพอร์ตที่แบ่งการทำงานเป็น 5 กลุ่มๆ ละ 8 บิต โดยจะอยู่ในหัวเชื่อมต่อของจัมเปอร์ 4 และ จัมเปอร์ 5 โดยพอร์ตอินพุตและพอร์ตเอาต์พุตแบบสองทิศทางจะอยู่ที่ตำแหน่งที่ PA0-PA7, PD3-PD5, PE0-PE1, PE4, PE5, และ PE7.



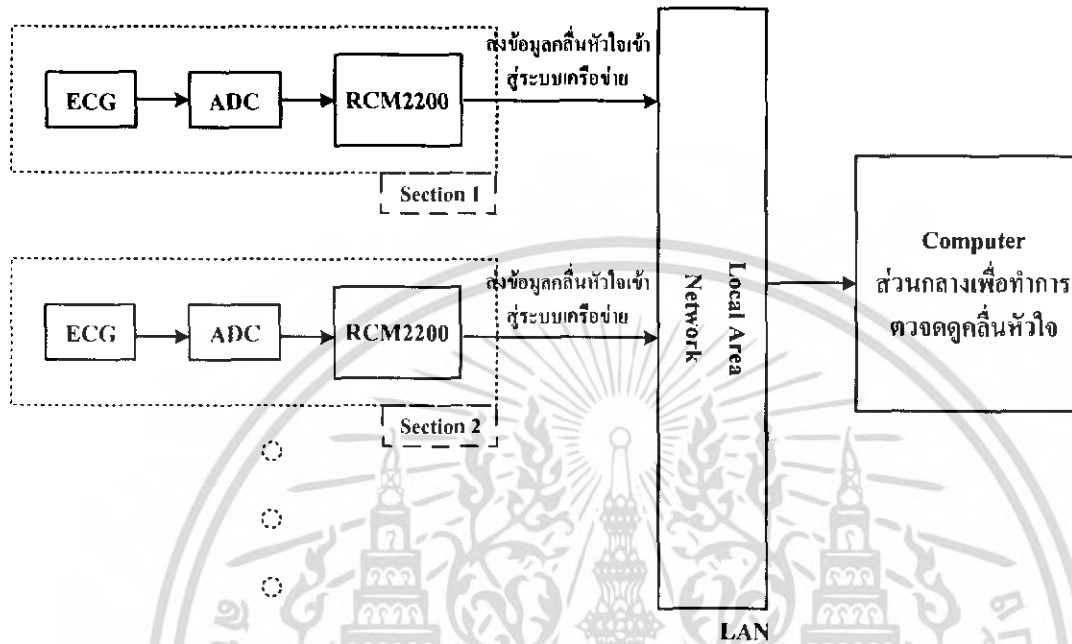
รูปที่ 4.4 การต่อขาอินพุตและเอาต์พุตของ RCM 2200

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การสร้างและการออกแบบ

5.1 การออกแบบ



รูปที่ 5.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น

การออกแบบสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

5.1.1 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG : Electrocardiograph)

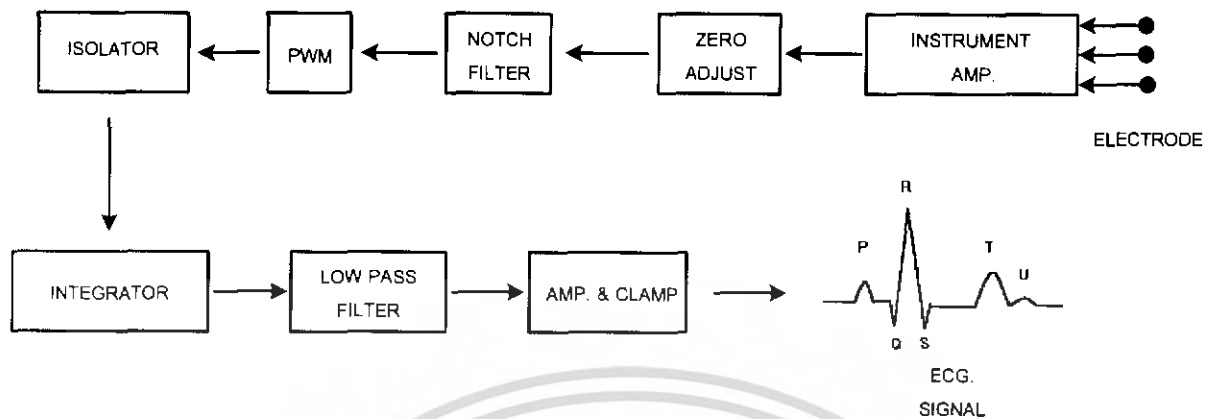
เครื่อง อี.ซี.จี. เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีขนาดสัญญาณน้อยมาก ซึ่งประมาณ 1 มิลลิโวลต์ (mV) โดยรับสัญญาณ โดยรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดที่ผิวหนังซึ่งจะต้องมีส่วนขยายสัญญาณ (Instrument Amp) และจะต้องมีการป้องกันแรงดันไฟฟ้าออฟเซตที่เป็นไฟฟ้ากระแสตรงมารบกวนอีกโดยใช้วงจรปรับศูนย์ (Auto Zero Circuit) และยังมีส่วนที่เราต้องการกำจัดออกไปคือสัญญาณความถี่ 50 Hz ซึ่งต้องกำจัดออกไปโดยใช้วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter) ซึ่งจะยอมให้ความถี่สูงกว่าและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้

5.1.2 Rabbit

Rabbit 2200 นี้ได้พัฒนามาจากไมโครโปรเซสเซอร์ Z180 ซึ่ง Rabbit สามารถอินเตอร์เฟสเข้ากับเครือข่ายอินเตอร์เน็ตซึ่งการเขียนโปรแกรมเพื่อใช้งานบน Rabbit โดยใช้ไดนามิก C ในการเขียน

5.2 การออกแบบวงจรและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การออกแบบภาคขยายคลื่นหัวใจไฟฟ้าเราสามารถออกแบบเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังนี้



รูปที่ 5.2 บล็อกไดอะแกรมของการออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น

จากบล็อกไดอะแกรมที่เห็น เรานำมาออกแบบโดยแยกแต่ละส่วนออกจากกันก่อนเพื่อง่ายต่อการออกแบบ หลังจากนั้นนำมาเชื่อมต่อกัน แล้วทำการปรับแต่งเพื่อให้คุณลักษณะที่ดีของสัญญาณ ตามที่เราต้องการ

5.2.1 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier) ดังแสดงในรูปที่ 5.3 เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ 50 Hz ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

ก. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียมวลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียมวลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงขยายคือสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูกรับขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุตถ้าแรงดันไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมตัวมีแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต อยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านหนึ่ง (บวก หรือ ลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

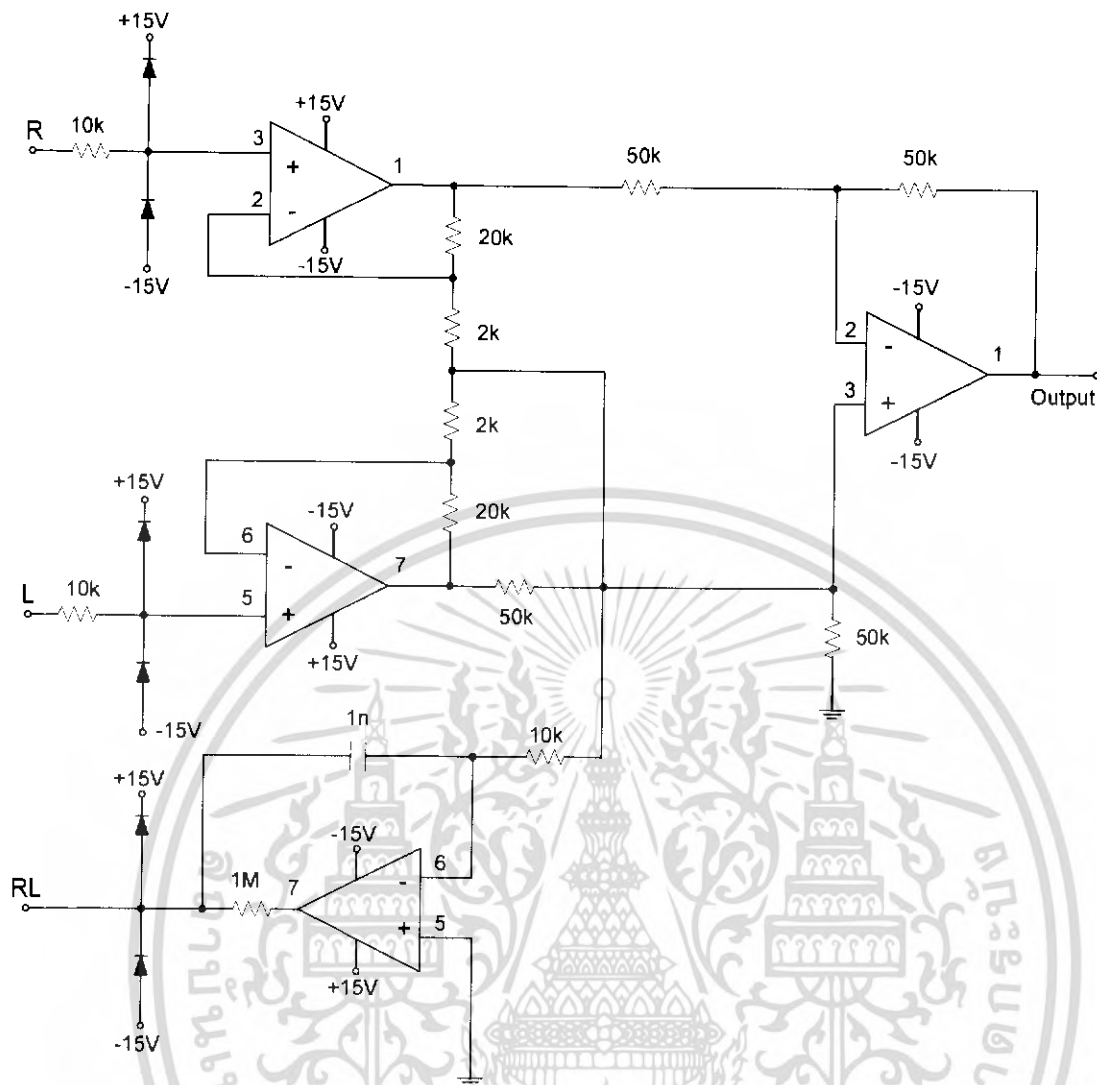
ข. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือการมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right)$$

A_{dm} คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_{cm} คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.3 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์

วงจรขยายในภาคแรกไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่า ถ้าหากเกิดมีแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทที่อินพุท ไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตามจะทำให้เกิดสัญญาณที่เอาท์พุทมีแรงดันลอยออกจากศูนย์มาก ซึ่งถ้าหากมากจนใกล้เคียงกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้า จะทำให้เกิดการอิ่มตัวของสัญญาณจนวงจรไม่สามารถทำงานได้

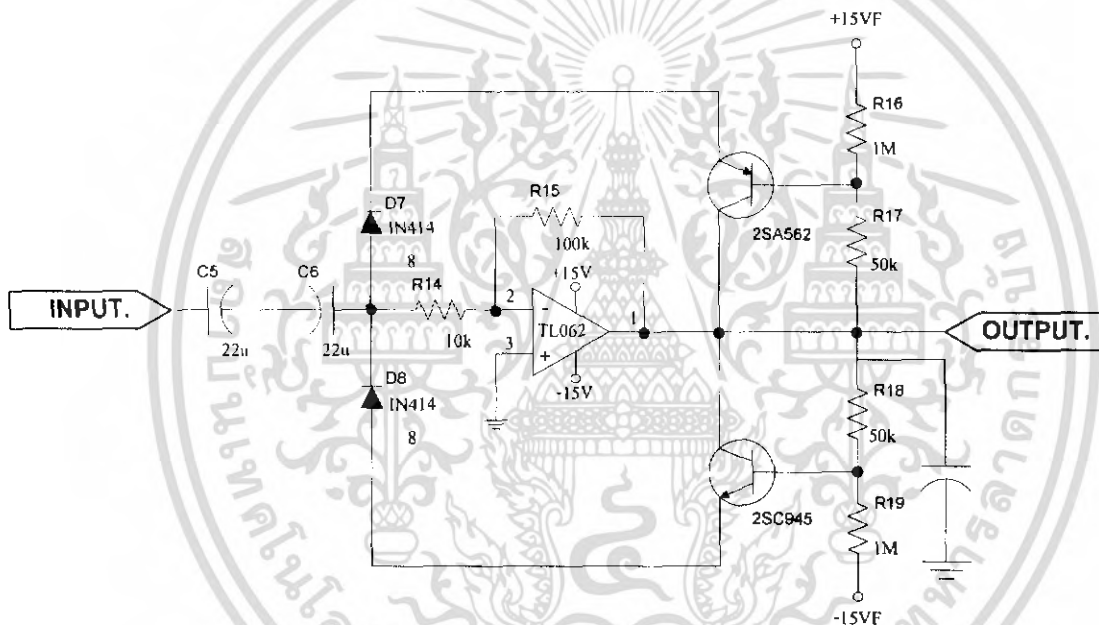
จากวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier) จะมีอัตราขยายแรงดันไฟฟ้ามีค่าประมาณ 10 เท่า

5.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero)

เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ซึ่งแรงดันนี้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการให้สัญญาณผ่านตัวเก็บประจุ โดยการต่ออนุกรมกัน เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5-200 Hz ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จึงต้องมีค่ามาก ทั้งนี้เพื่อให้สัญญาณในช่วงความถี่ต่ำผ่านไป เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้และอีกปัญหาที่ตามมาคือการเกิดสัญญาณรบกวนที่อิเล็กทรอนิกส์ ถ้าหากว่าคนไข้ได้มีการขยับตัวจะทำให้ความต้านทานที่ผิวหนังของคนไข้เปลี่ยนแปลง จะเกิดเป็นแรงดันไฟฟ้าออฟเซตที่ทางออกของวงจรขยาย ความแตกต่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์และจะกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามากขึ้น เป็นผลเนื่องมาจากกระบวนการชาร์จและดิสชาร์จของตัวเก็บประจุ

หลักการของวงจรปรับศูนย์คือจะช่วยลดค่าเวลาคงที่ (Time Constant) ให้เหลือน้อยมากเมื่อเกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซตขึ้นถึงระดับแรงดันที่กำหนดไว้ ในขณะที่ยังไม่เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซตค่าเวลาคงที่ (Time Constant) จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ R14 กับ C6 และเมื่อมีไฟฟ้าออฟเซตประมาณ +0.9V หรือ -0.9V (เท่ากับแรงดันไฟฟ้ากร่อมโคโอดกับ V_{BE} ของทรานซิสเตอร์) โดยทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณ ซึ่งจะทำให้ค่าเวลาคงที่ (Time Constant) ลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ C6 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ ซึ่งมีค่าน้อย ส่วนออปแอมป์จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



รูปที่ 5.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

จากวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit) จะมีอัตราขยายแรงดันไฟฟ้าดังนี้

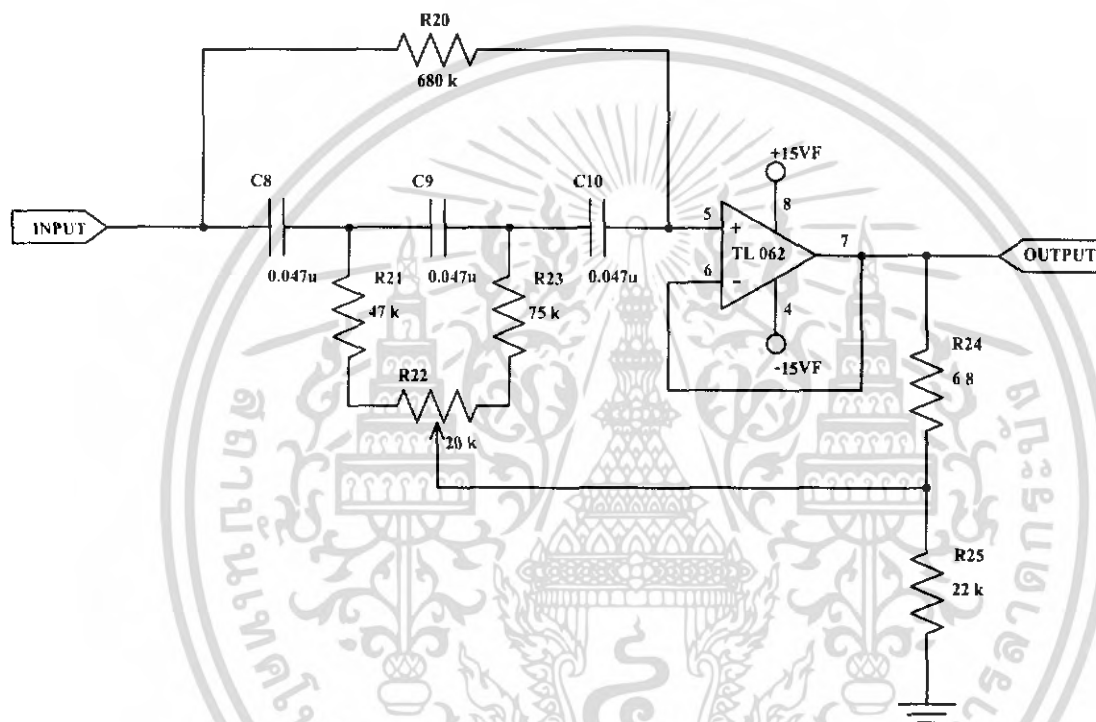
$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } A &= R15/R14 \text{ (เป็นวงจรขยายแรงดันกลับเฟส Inverting Amplifier)} \\ &= 100\text{k}/10\text{k} \\ &= 10 \end{aligned}$$

ดังนั้น วงจรนี้จะมีอัตราขยายแบบกลับเฟส 10 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.3 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความถี่ต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ถ้านึกถึงความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมาสัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ก็สามารถผ่านไปได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5-200 Hz ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 Hz ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรความถี่ต่ำแบบ Notch Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz จะถูกกำจัดออกไป วงจรแสดงดังรูปที่ 5.5

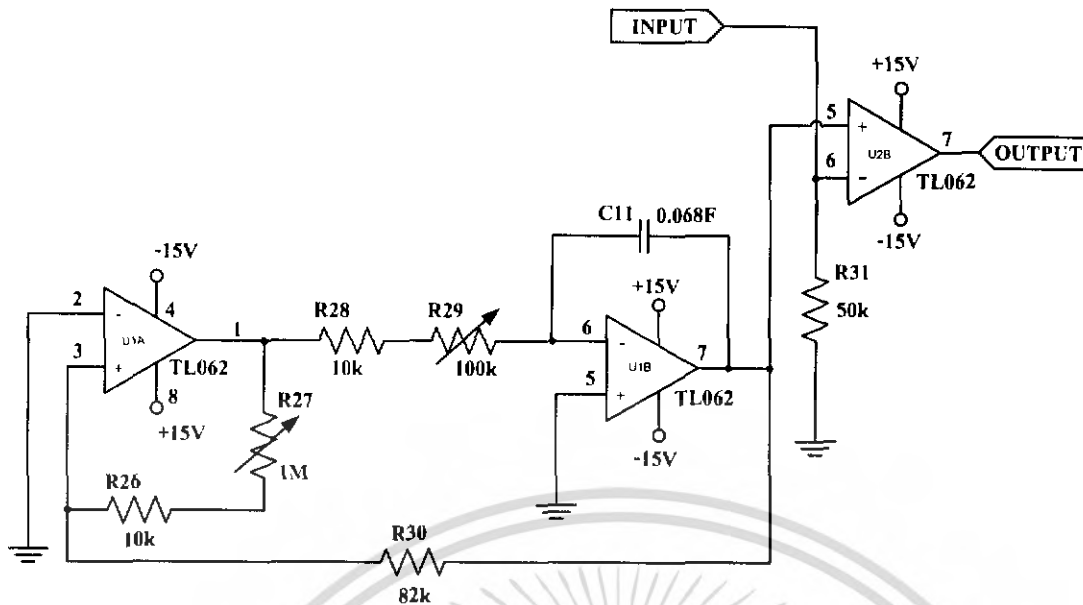


รูปที่ 5.5 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

5.2.4 วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse Width Modulator)

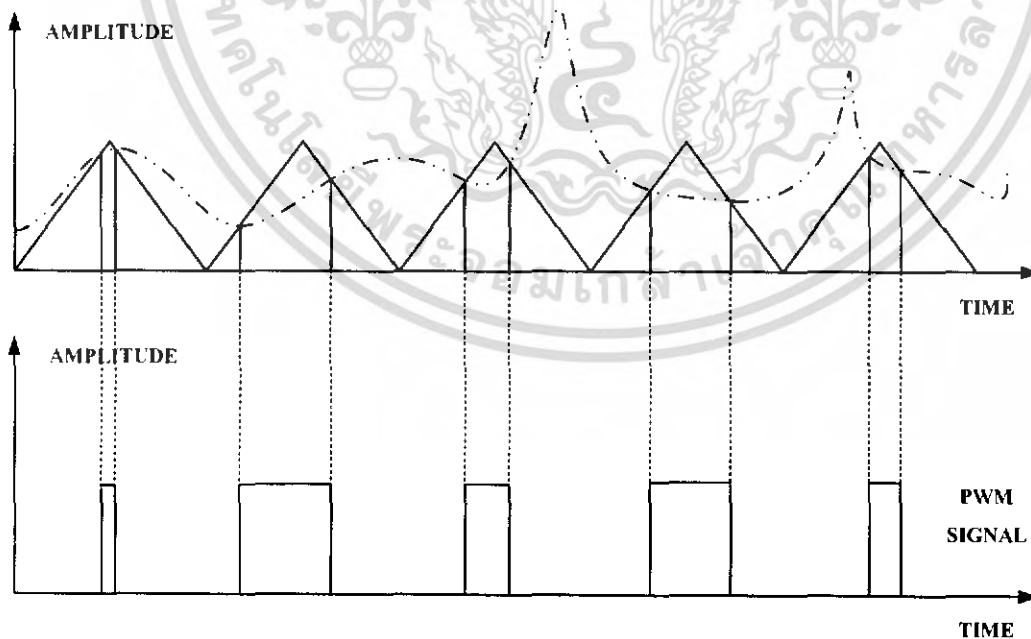
การไบอัสดังกล่าวเป็นการ ไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงทำการ ไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงทำการ ไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) และอาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์วงจรต่อไปด้วย

ดังนั้นเราจึงแก้ปัญหาดังกล่าวโดยการ มอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse Width Modulator) ดังแสดงในรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 วงจรพัลส์-วีกต์ มอดูเลเตอร์

จากรูปที่ 5.6 U1A และ U1B ทำหน้าที่สัญญาณสามเหลี่ยม (triangle signal) เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ (Reference Signal) เข้าที่ขาอินพุตไม่กลับเฟส (Non-Inverting Input) ของ U2B ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator) โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรกรองสัญญาณความถี่แบบกันไม่ให้ ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงจะถูกนำเข้าไปที่ขาอินพุตกลับเฟส (Inverting Input) U2B สัญญาณที่ออกเอาต์พุตของ U2B จะมีลักษณะเป็นพัลส์ โดยที่ความกว้างของพัลส์ (Pulse Width) จะแปรเปลี่ยนตามสัญญาณที่ขาอินพุตเข้ามา ดังแสดงในรูปที่ 5.7

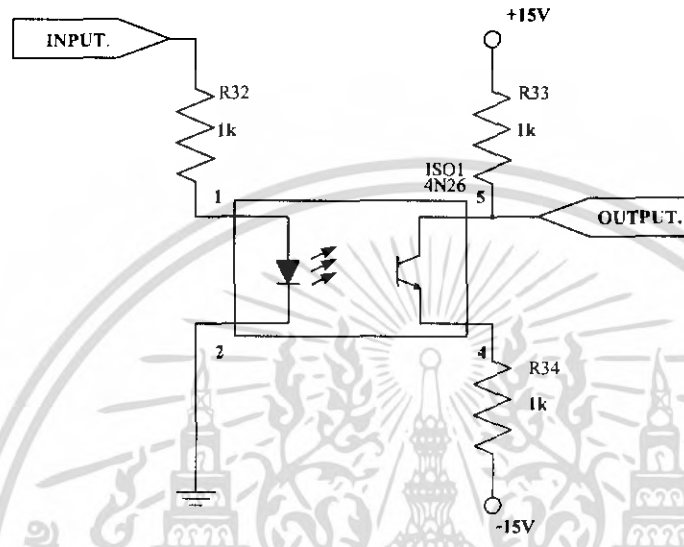


รูปที่ 5.7 แสดงการเปลี่ยนความกว้างของพัลส์โดยการมอดูเลตแบบ PWM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

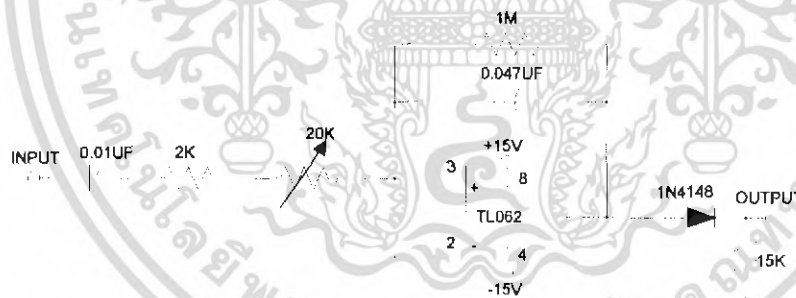
5.2.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)

วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสงจะทำการแยกจุดดินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนใช้ได้ จากวงจรในรูปที่ 5.8 ความต้านทาน R33 และ R34 จะเป็นตัวป้องกันกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการเปลี่ยนตัวความต้านทาน R33 และ R34 จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าที่คอลเลกเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ



รูปที่ 5.8 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

5.2.6 วงจรอินทิเกรเตอร์ (integrator)



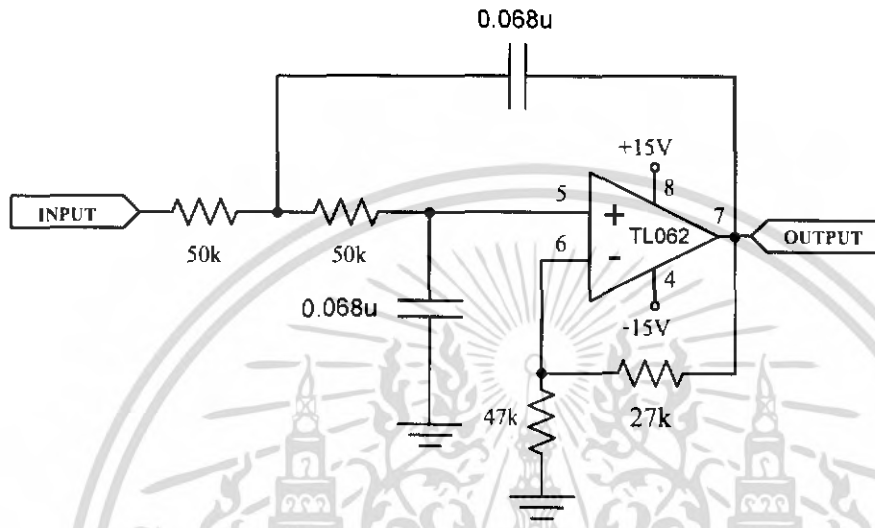
รูปที่ 5.9 วงจรอินทิเกรเตอร์

จากรูปที่ 5.9 เป็นวงจรอินทิเกรเตอร์ซึ่งแรงดันเอาต์พุตจะเป็นฟังก์ชันอินทิเกรตของแรงดันอินพุต เราได้ใช้วงจรอินทิเกรตในการคิมอดูเลตสัญญาณสี่เหลี่ยมที่ผ่านจากการมอดูเลตโดยวงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ให้กลายเป็นสัญญาณข้อมูลสามเหลี่ยม

5.2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรตีมอดูเลเตอร์

เนื่องจากหัวใจมีความถี่ต่ำประมาณ 0.5-200 Hz ดังนั้นจึงต้องใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านทำหน้าที่ในการกรองความถี่ของหัวใจ และเป็นการกำจัดสัญญาณที่มีความถี่สูงออกไปเพื่อป้องกันการรบกวน

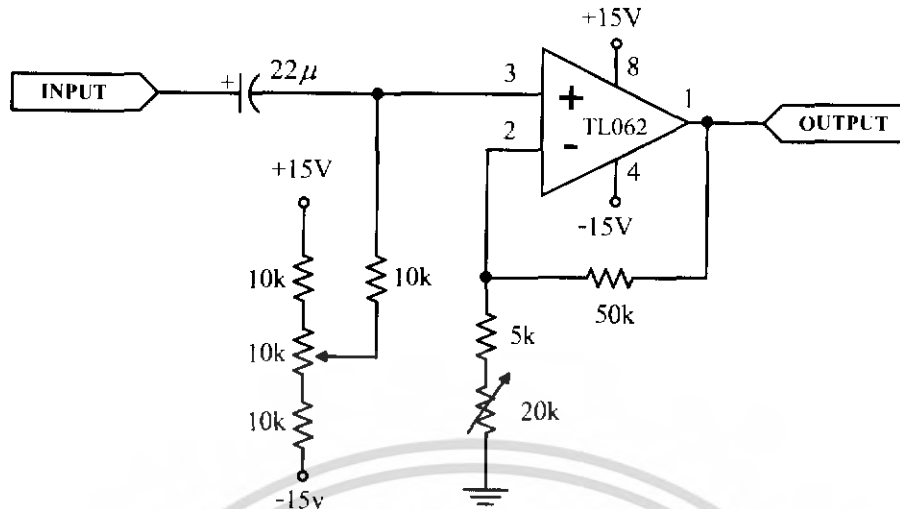


รูปที่ 5.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรในรูปที่ 5.10 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟ (Active Low Pass Filter) แบบ Sallen and Key Circuit ซึ่งมีความถี่คัทออฟ (Cut off Frequency or Passband Edge Frequency) หรือ $\omega_p = 225 \text{ Hz}$

5.2.8 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp)

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดและระดับแรงดันไฟฟ้าเหมาะสมกับวงจรในส่วนถัดไป โดยที่คุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณที่มีแถบความถี่ (Bandwidth) ประมาณ 0.5-40 Hz สัญญาณเอท์พหุที่มีแรงดันไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0-5 V สัญญาณอินพุทที่มีขนาดประมาณ 1 V จากยอดถึงยอด (Vpp) รูปที่ 5.11 แสดงวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณทำหน้าที่ยกระดับสัญญาณอินพุทที่มีแรงดันต่ำกว่า 0 ให้มีแรงดันมากกว่า 0 เพื่อให้สัญญาณเหมาะสมที่จะป้อนให้แก่วงจรแปลงสัญญาณ Analog เป็น Digital



รูปที่ 5.11 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

5.2.9 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (A/D Converter : ADC)

โดยทั่วไปแล้ว ADC ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบมักจะใช้เป็นดิจิทัลโวลต์มิเตอร์และถูกใช้ใน Digital Panel Meter และ DMM คอนเวอร์เตอร์ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุตตั้งแต่ 4-16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็นอุปกรณ์อินพุตชนิดหนึ่งในระบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม (Microprocessor – Based) เรียกว่า ADC แบบ μP – Type

ผลที่ได้จากการทำงานของ ADC เป็นตัวเลขฐานสองเอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายชนิดสำหรับที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลขฐานสิบ (เช่น $3\frac{1}{2}$ หรือ $4\frac{1}{2}$) โดยทั่วไปแล้ว ADC เป็นตัวเลขฐานสองจะมีจำนวนเป็น 4,6,8,10,12,14 และ 16 บิต อาจมีอาการ Error เกิดขึ้นบ้างเล็กน้อยเนื่องจากการใช้ Discrete Binary Step เพื่อแทนสัญญาณอนาล็อกที่มีความต่อเนื่องกัน เรียกว่า Quantizing Error

ADC ขนาด 16 บิต มีความถูกต้องละเอียดแม่นยำ มากกว่าแบบ 4 บิต เพราะว่ามันแบ่งอินพุตหรืออ้างอิงโวลต์เตจเป็น Discrete Step ที่เล็ก ๆ ตัวอย่าง เช่น แต่ละ Step ใน ADC แบบ 4 บิต จะต้องเป็น 1 ใน $15 (2^4 - 1 = 15)$ ของอินพุตโวลต์เตจ ผลที่ออกมาคือ $6.7\% (\frac{1}{15} \times 100)$

อย่างไรก็ตามในกรณีของ ADC แบบ 8 บิตควรจะมี Step เป็นจำนวน 255 ซึ่งจะเท่ากับ $0.39\% (\frac{1}{255} \times 100 = 0.39\%)$ ซึ่ง ADC แบบ 8 บิต มีความละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต

ผลจากการทำงานของ ADC อาจมีข้อผิดพลาดทางตัวเลขอันเนื่องมาจาก Discrete Step ของไอซี ซึ่ง ADC ทุกตัวมีความผิดพลาดอันนี้อยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน ADC อีกอย่างหนึ่งก็คือ Analog Component เช่นวงจรเปรียบเทียบและความผิดพลาดอื่น ๆ อันเนื่องมาจากโครงข่ายวงจรของตัวต้านทาน ความละเอียดแม่นยำของ ADC เรียกว่า accuracy ของ IC ADC

ค่า Accuracy ของ IC ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่องว่างกว้าง $\pm \frac{1}{2}$ LSB ถึง ± 2 LSB ส่วน accuracy ของ ADC แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่องว่างตั้งแต่ 0.01 ถึง 0.05 เปอร์เซ็นต์

Conversion Time เป็นรายละเอียดเฉพาะของ ADC อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ ADC ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาล็อกทางอินพุต ให้เป็นเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือเลขฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบมักอยู่ในช่วง 200-400 ms ส่วน ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักมีค่า Conversion Time อยู่ระหว่าง 0.05-100000 μ s

ลักษณะเฉพาะอื่น ๆ โดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ ADC คือแรงดันจากแหล่งจ่าย มักมีค่าประมาณ +5 V อย่างไรก็ตาม ADC บางตัวก็ทำงานมีค่าโวลต์เดจ +5 V ถึง +15 V

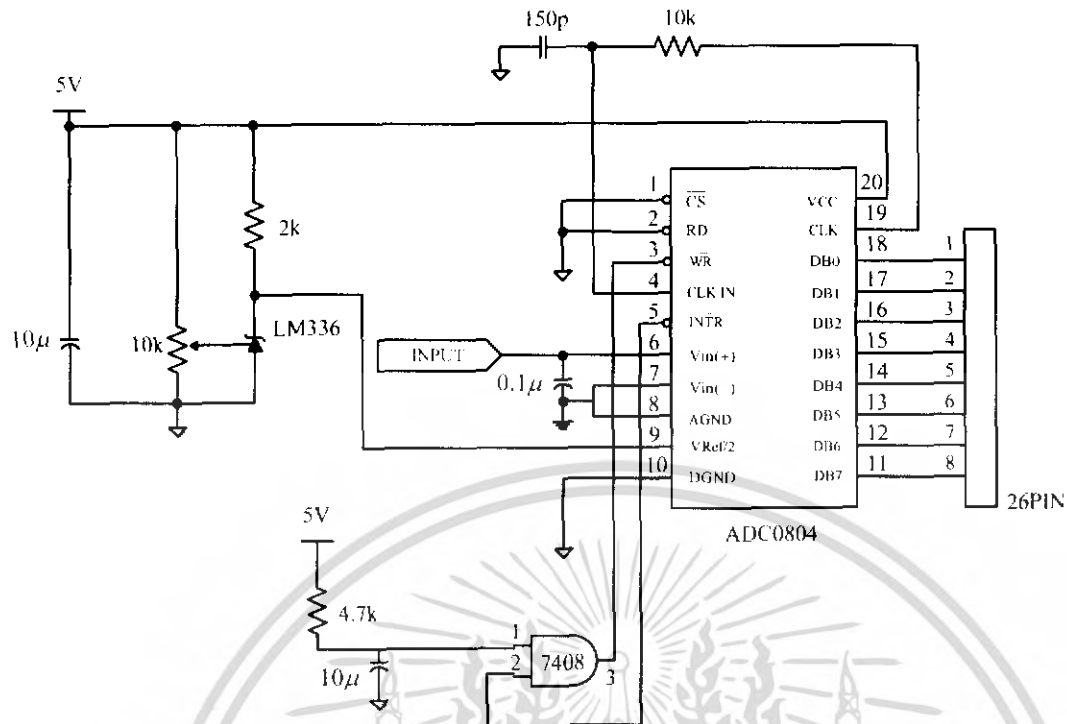
ระดับแรงดันของทางเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS หรือ Tristate (3 สถานะ) ช่วงกว้างของอินพุตโวลต์เดจมักเป็น 5 V ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ ADC มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15 - 3000 mW

บางขาของไอซี ADC 0804 อาจเหมือนกับขาของไมโครโปรเซสเซอร์ที่เราใช้งานกันทั่วไป เช่น ADC 0804 ใช้ชื่อว่า INTR, WR, RD ซึ่งคล้ายกับขา INTR, WR, RD ในไมโครโปรเซสเซอร์ 8085 ไอซี ADC 0804 สามารถเชื่อมต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์ 8 บิต ที่นิยมใช้กันทั่วไปชนิดอื่นๆ ได้อีกด้วย เช่น 6800 และ 6502

ขา CS Control Input ใช้สำหรับปรับสัญญาณ (Chip Select) จากวงจรถอดรหัสค่าแอดเดรสในไมโครโปรเซสเซอร์

ADC 0804 เป็น Successive - Approximation ADC แบบ 8 บิต CMOS ที่เอาต์พุต 3 สถานะ (Three State Output) ดังนั้นจึงสามารถที่จะเชื่อมต่อเข้าโดยตรงกับระบบ Microprocessor - Based System ทางดาต้าบัสได้ (บัสข้อมูลในระบบไมโครโปรเซสเซอร์)

ADC 0804 มีเอาต์พุตเลขฐานสองและมี Conversion Time เพียง 100 μ s เท่านั้น อินพุตและเอาต์พุตของมันเข้ากันได้ทั้ง MOS และ TTL มีตัวกำเนิด clock รวมอยู่ในชิปสำเร็จรูปอยู่แล้ว โดยจะต้องต่ออุปกรณ์ภายนอกตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ เพิ่มเติมเพื่อให้ทำงานได้ ไอซี ADC 0804 ทำงานด้วยไฟฟ้ากระแสตรง 5 V จากพาวเวอร์ซัพพลายและสามารถใส่แรงดันทางอินพุตได้ตั้งแต่ 0 - 5 V ไอซี ADC 0804 Converter สามารถนำมาทดสอบได้โดยใช้วงจรจากในรูปที่ 5.12



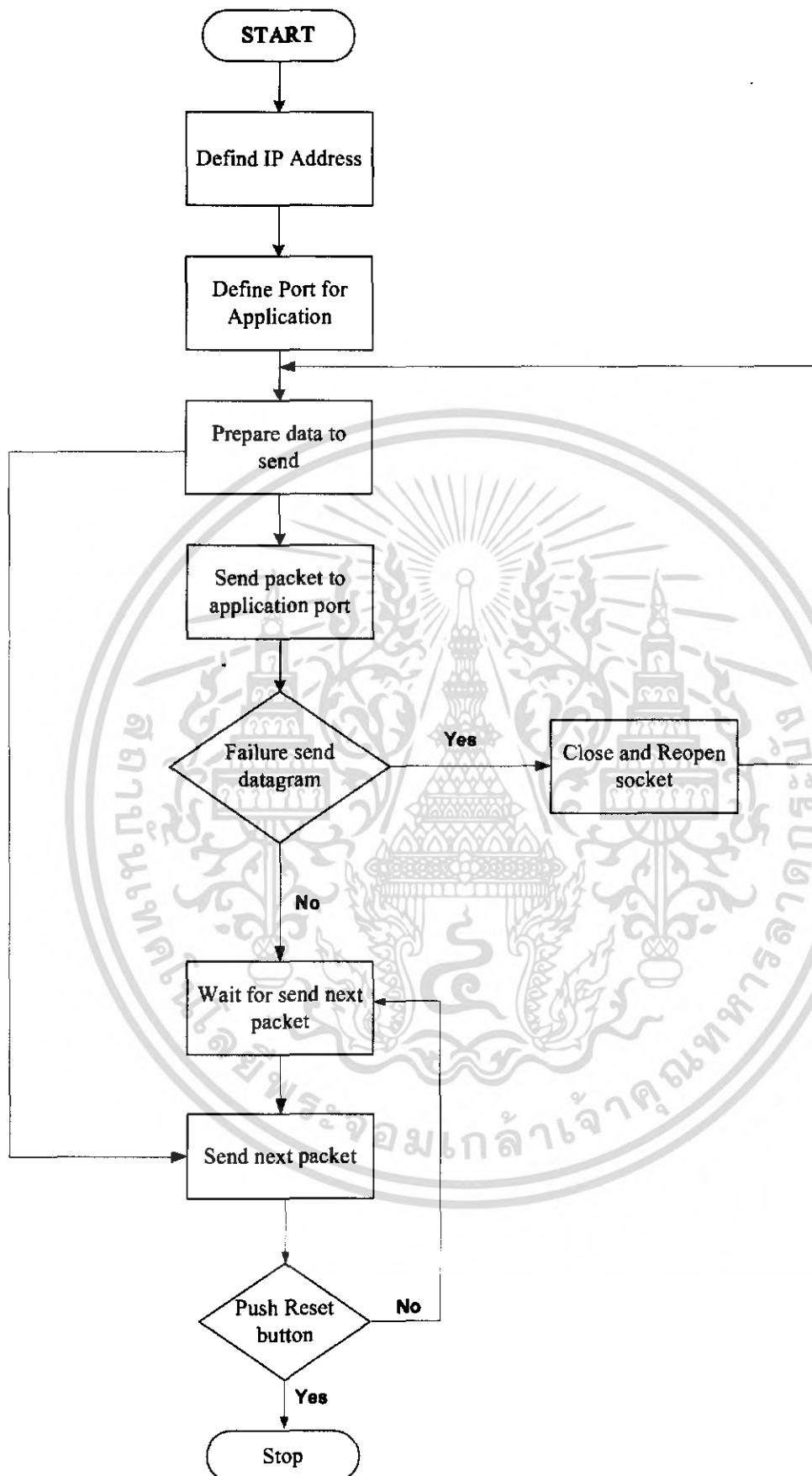
รูปที่ 5.12 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล

หน้าที่ของวงจรคือใส่รหัสความต่างของแรงดันไฟฟ้า $V_{in}(+)$ และ $V_{in}(-)$ เปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง เพื่อให้สัมพันธ์กับค่าเลขฐานสอง

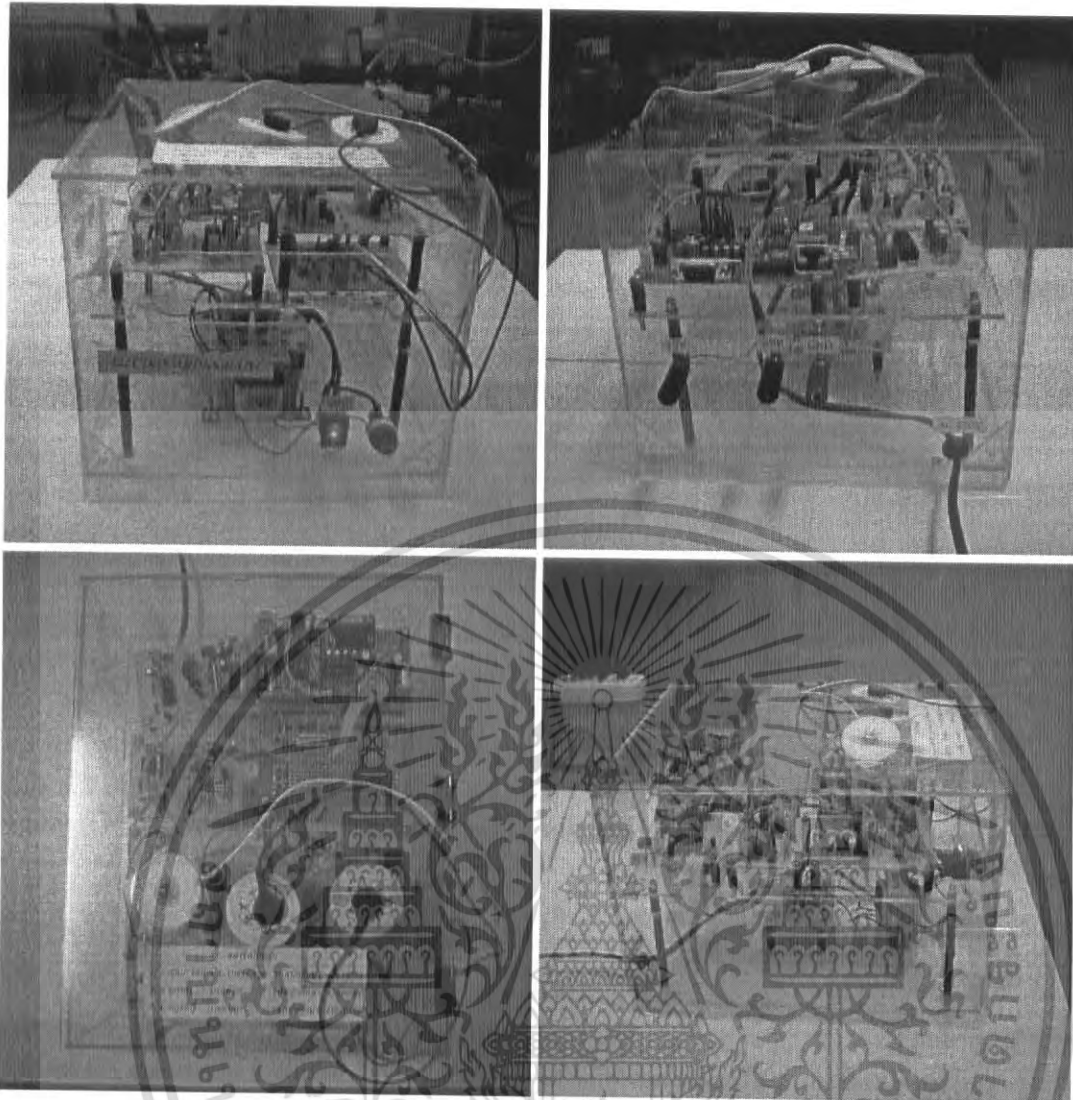
5.3 การออกแบบการทดลองในส่วนของ โปรแกรม

- 5.3.1 โปรแกรมที่ใช้ในการส่ง Packet ไปในระบบเครือข่าย ออกแบบโดยใช้โปรแกรม Dynamic C เนื่องจากใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200
- 5.3.2 ส่วนกราฟแสดงผลสัญญาณหัวใจออกแบบโดยใช้โปรแกรมภาษา Java

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.13 โฟลวชาร์ตของโปรแกรม Dynamic C ที่ใช้ในการส่งข้อมูลไปสู่ระบบเครือข่ายท้องถิ่น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 เครื่องวัดสัญญาณหัวใจผ่านระบบเครือข่ายท้องถิ่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

6.1 การทดลองวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์(Instrument Amplifier)

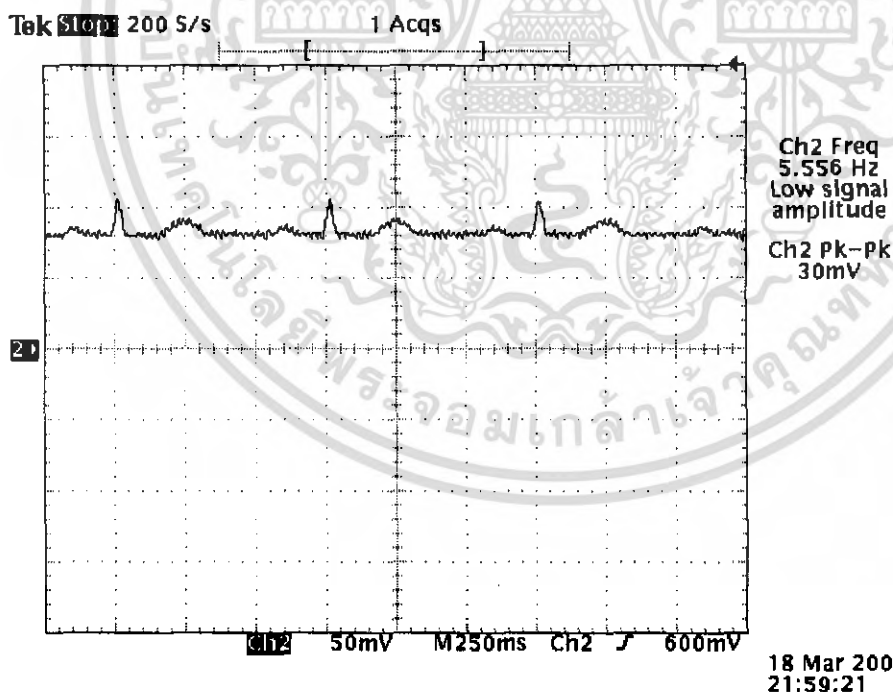
การวัดค่าการตอบสนองความถี่ของวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ เป็นหัวใจหลักของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราต้องการวัด CMRR(Common Mode Rejection Ratio) ของวงจร ซึ่ง CMRR นี้คือค่าอัตราส่วนของอัตราขยายแบบโหมคความแตกต่าง(Differential Mode) กับอัตราขยายแบบโหมคร่วม(Common Mode) ซึ่งค่านี้ควรมีค่าสูงๆ เพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามา และขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แรงขึ้น ซึ่งการวัดในโหมคความแตกต่าง ทำได้โดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์แอมพลิจูดต่ำ ป้อนเข้าสู่อินพุท ส่วนอีกอินพุทหนึ่งก็ทำการต่อลงกราวด์ แล้วทำการเปลี่ยนค่าความถี่ ส่วนในโหมคร่วมก็ทำโดยการนำอินพุททั้งสองมาช้อตกัน แล้วก็ป้อนสัญญาณเหมือนกับโหมคความแตกต่าง แล้วนำมาคำนวณหาค่า CMRR ซึ่งสามารถหาได้จากสูตร

$$CMRR = 20 \log \frac{A_{dm}}{A_{cm}}$$

โดย

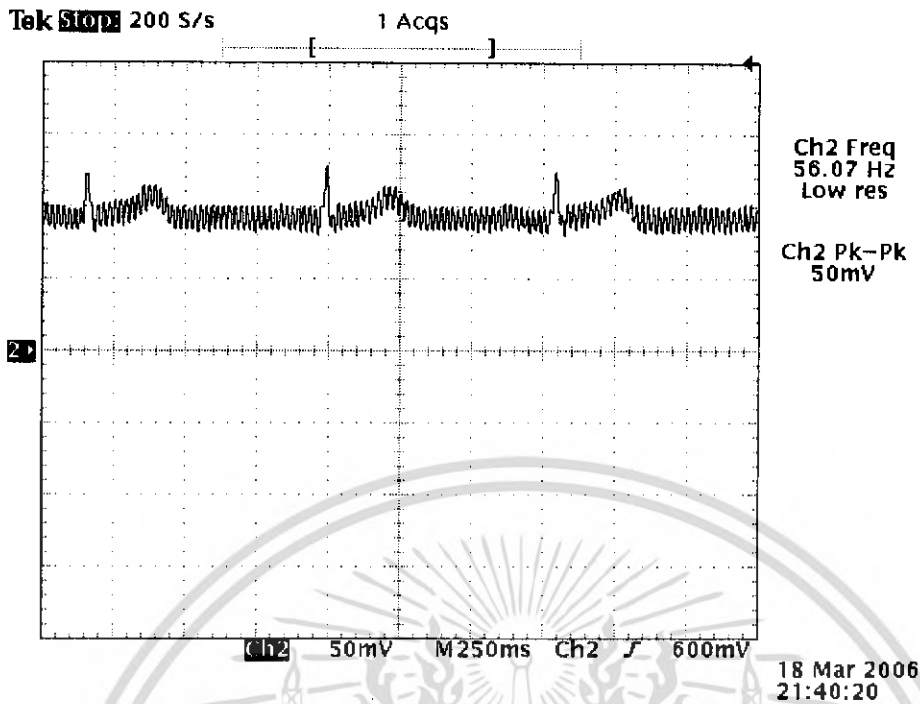
A_{dm} คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมค

A_{cm} คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมค



รูปที่ 6.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ

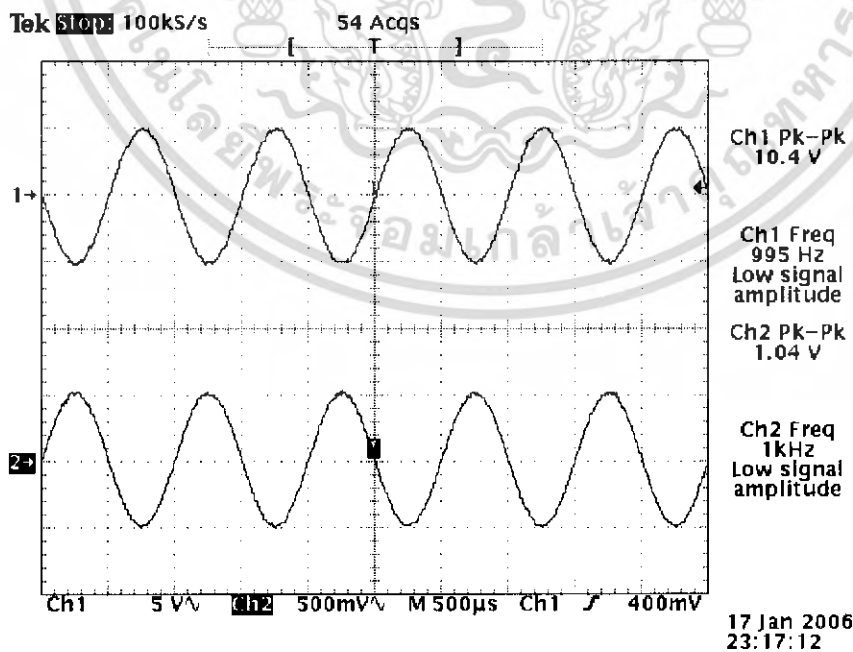
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์โดยการวัดจากร่างกายคน

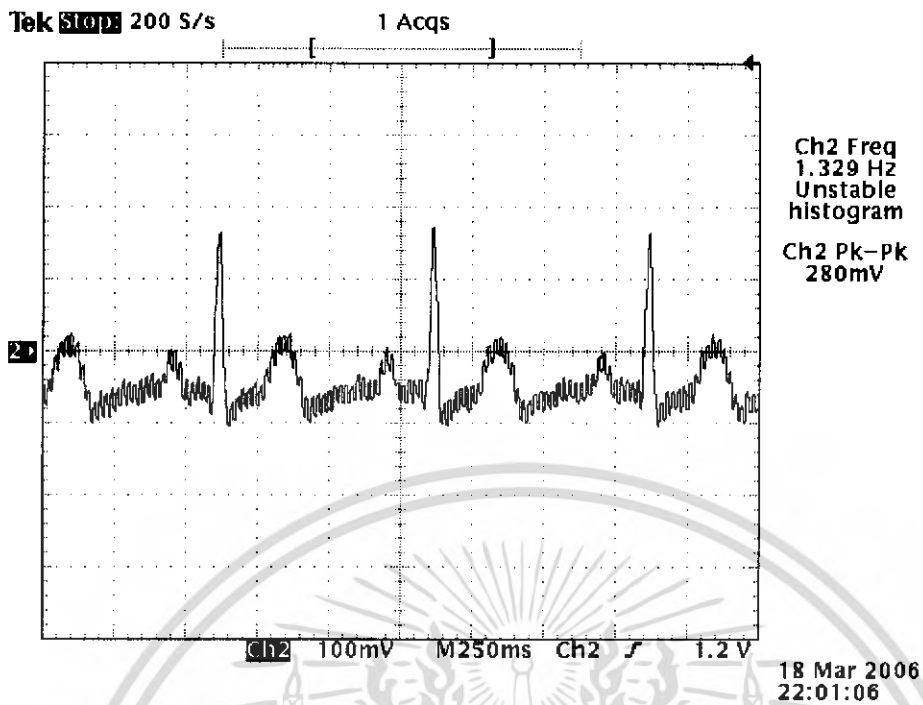
6.2 การทดลองวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ(Auto-Zero)

ทำการทดสอบโดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 100 Hz ที่มีแรงดันไฟฟ้าออฟเซตป้อนอยู่ด้วยเข้าสู่วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ จะเห็นได้ว่ารูปสัญญาณเกิดการลอยตัวออกจากระดับแรงดันอ้างอิงไป แต่เมื่อวัดทางด้านเอาต์พุตปรากฏว่ารูปสัญญาณกลับมาอยู่ระดับแรงดันอ้างอิง

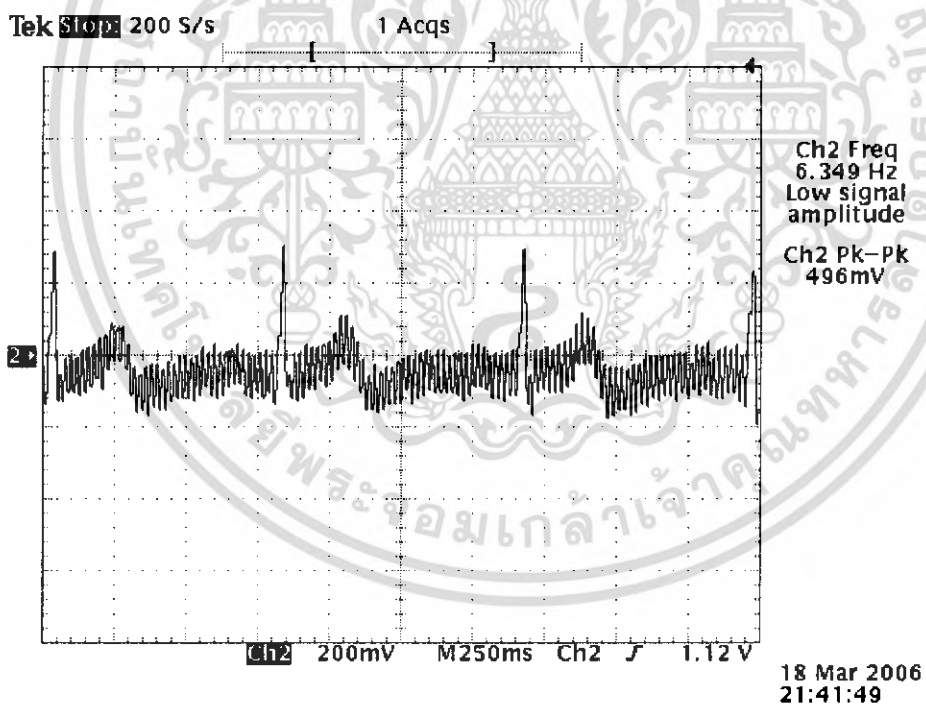


รูปที่ 6.3 ทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 100 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ



รูปที่ 6.5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติโดยการวัดจากร่างกายคน

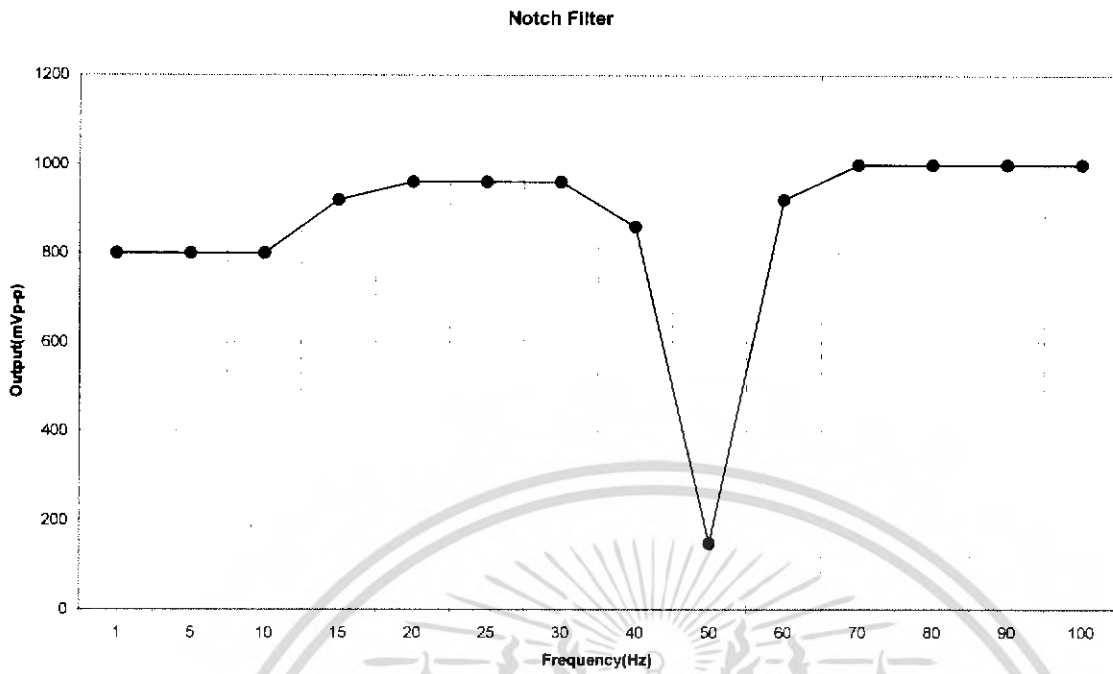
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.3 การทดลองวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)

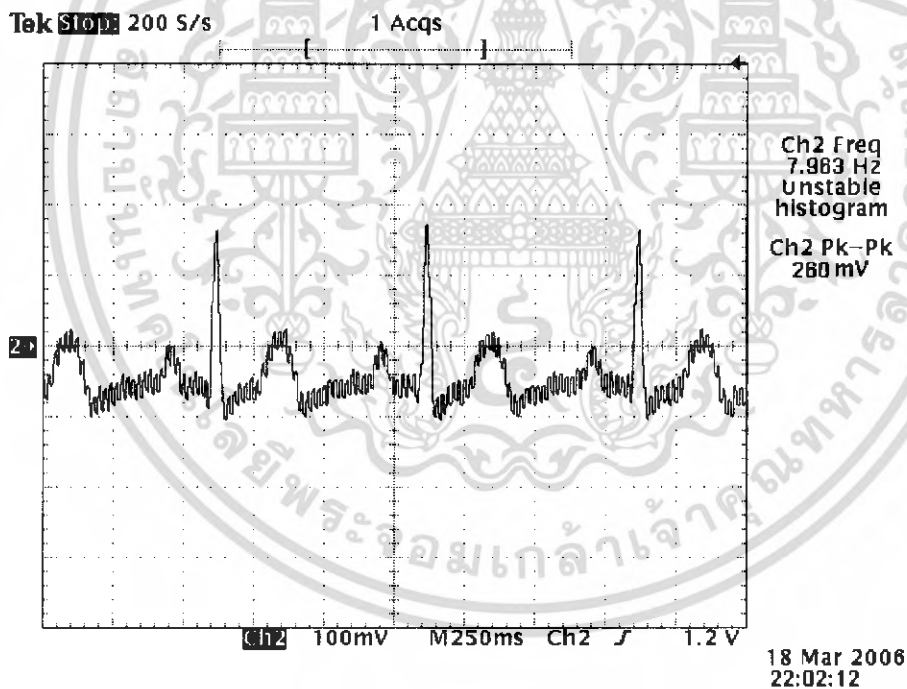
ทดสอบโดยการหาผลตอบสนองทางความถี่ต่างๆ โดยมีความถี่ศูนย์กลางที่ 50 Hz ในการทดลองทำได้โดยป้อนสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1V วัตต์ค่าแรงดันเอาต์พุตที่ได้จากวงจรไปใส่ในตารางที่ 6.1 โดยเปลี่ยนความถี่ตามตารางที่ 6.1

ความถี่(Hz)	เอาต์พุต(mVp-p)
1	800
5	800
10	800
15	920
20	960
25	960
30	960
40	860
50	148
60	920
70	1000
80	1000
90	1000
100	1000

ตารางที่ 6.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

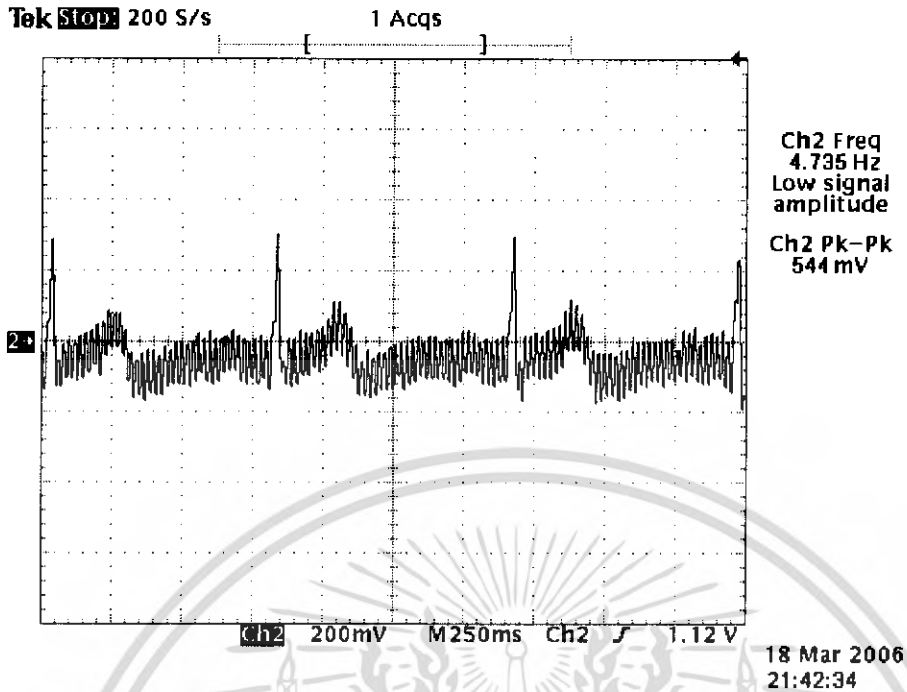


รูปที่ 6.6 กราฟแรงดันเอาต์พุต ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง



รูปที่ 6.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงโดยใช้
เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ

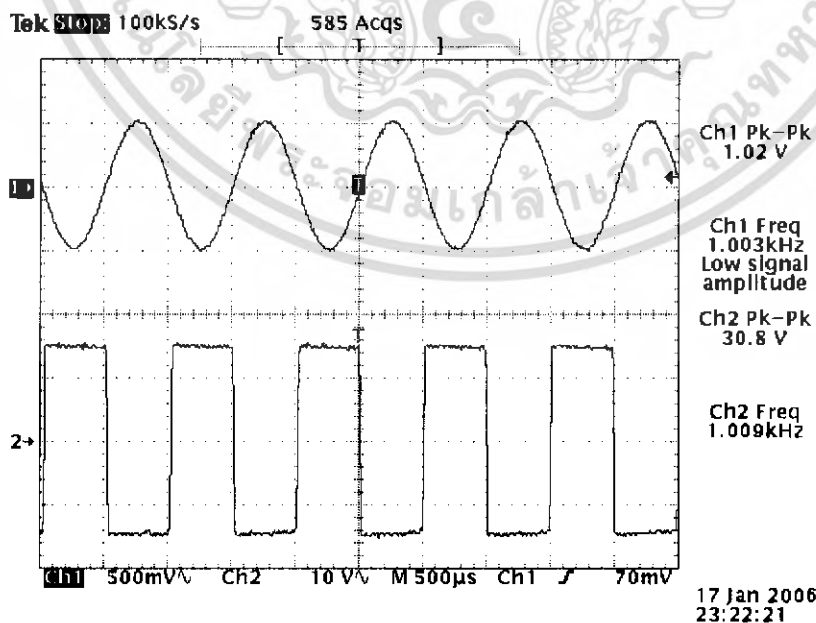
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงโดยการวัดจากร่างกายคน

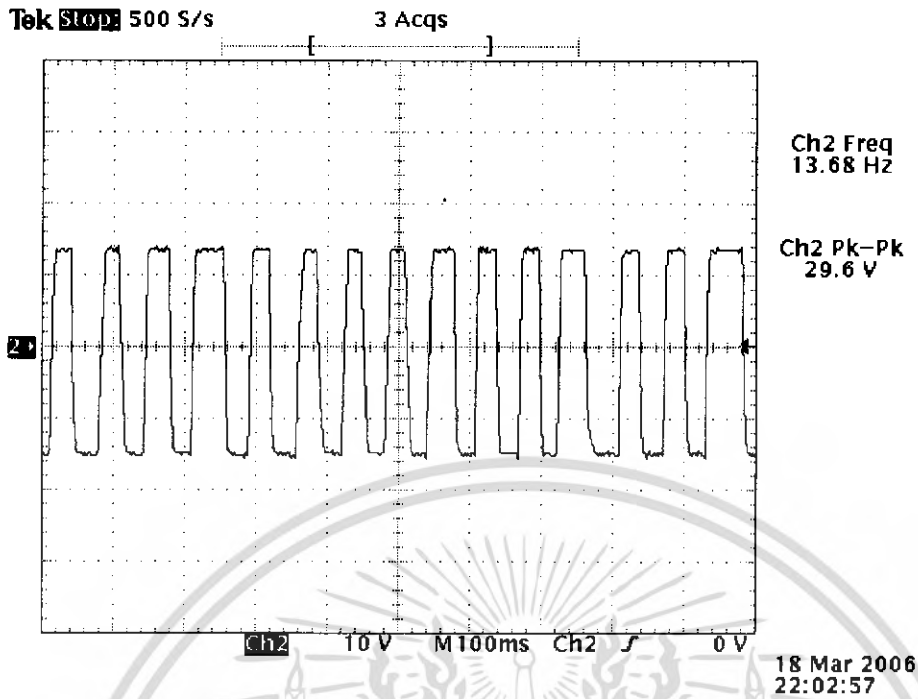
6.4 การทดลองวงจรพัลส์-วิคท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse-Width Modulator)

ในการทดสอบการทำงานของวงจรนี้ว่าผลที่ได้เป็นไปตามทฤษฎีหรือไม่ โดยป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 1 kHz ปรากฏว่ารูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจรที่ได้ออกมาจะมีขนาดความกว้างเท่ากับสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์

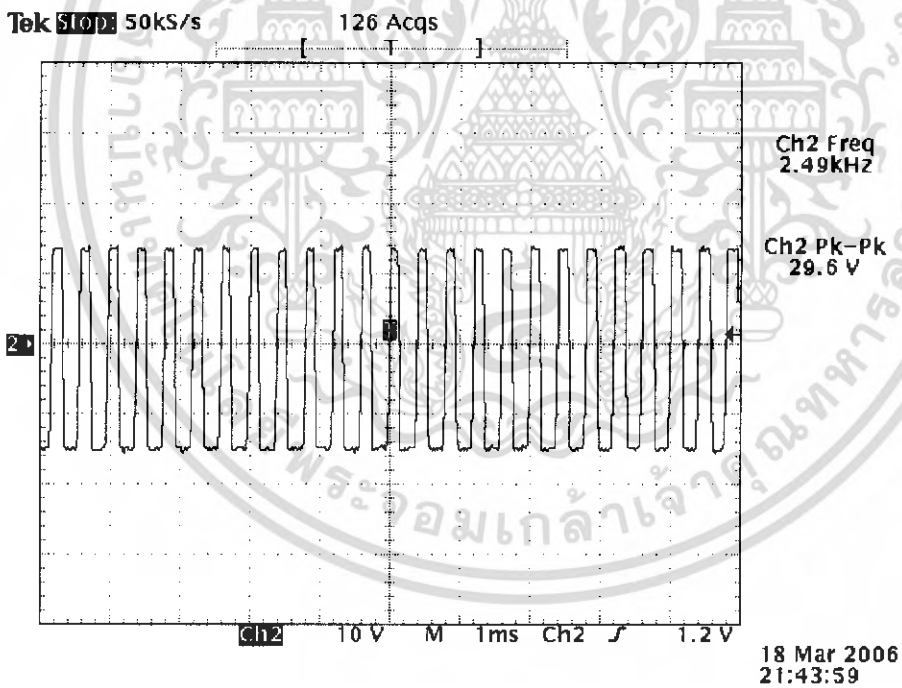


รูปที่ 6.9 สัญญาณที่ทดสอบการทำงานของวงจรพัลส์-วิคท์ มอดูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



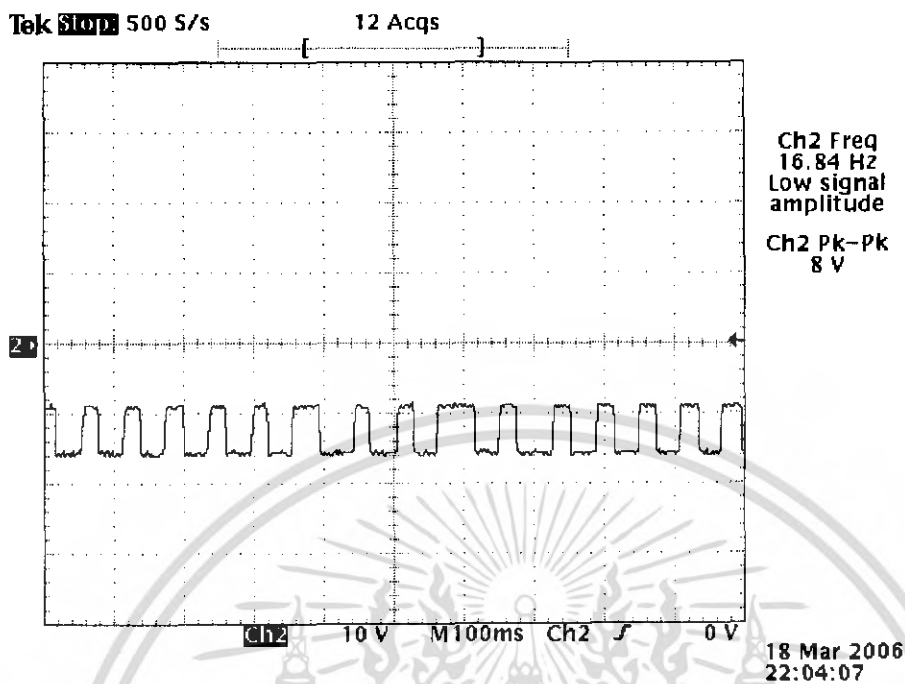
รูปที่ 6.10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ



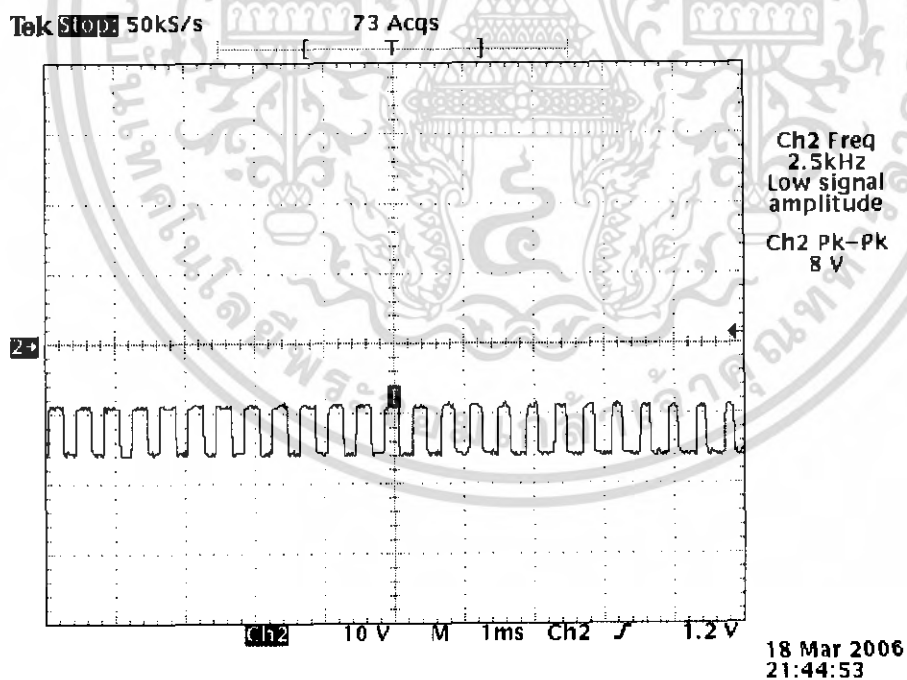
รูปที่ 6.11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์โดยการวัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.5 การทดลองวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)



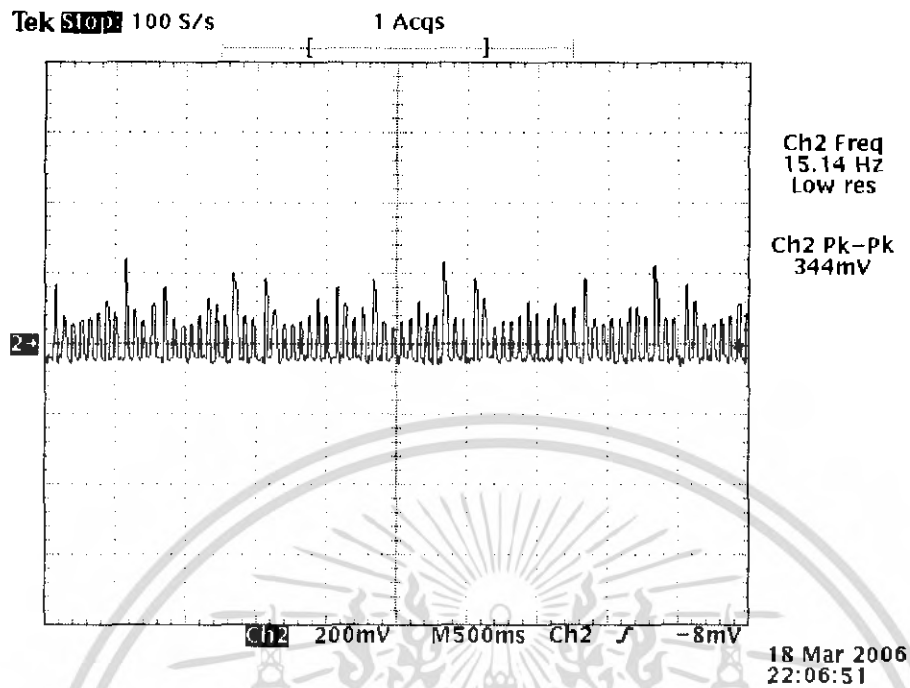
รูปที่ 6.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ



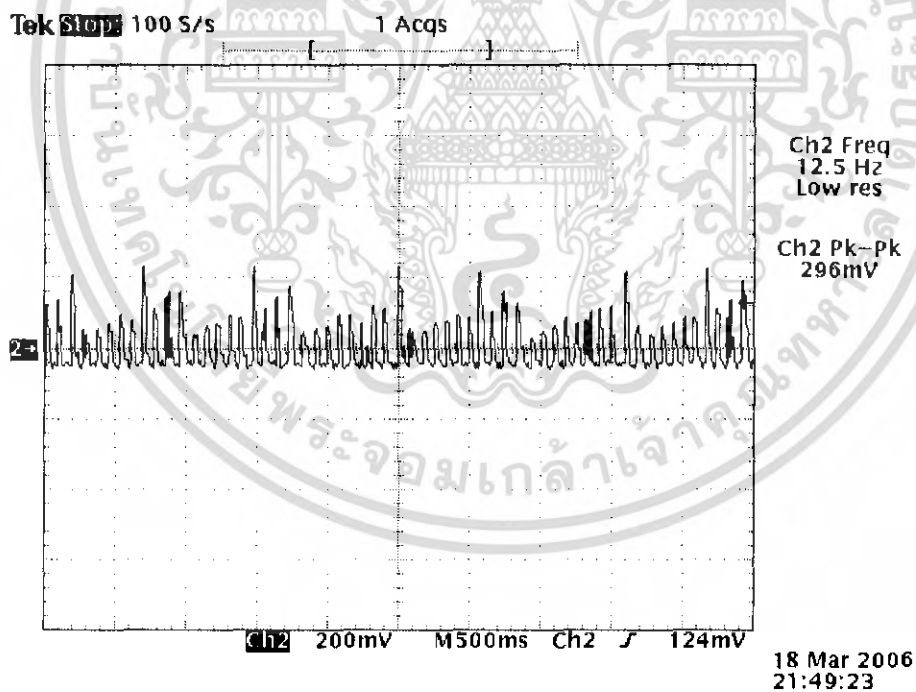
รูปที่ 6.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง โดยการวัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.6 ทดสอบการทำงานวงจรอินทิเกรเตอร์ (Integrator)



รูปที่ 6.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ



รูปที่ 6.15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์โดยการวัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.7 การทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

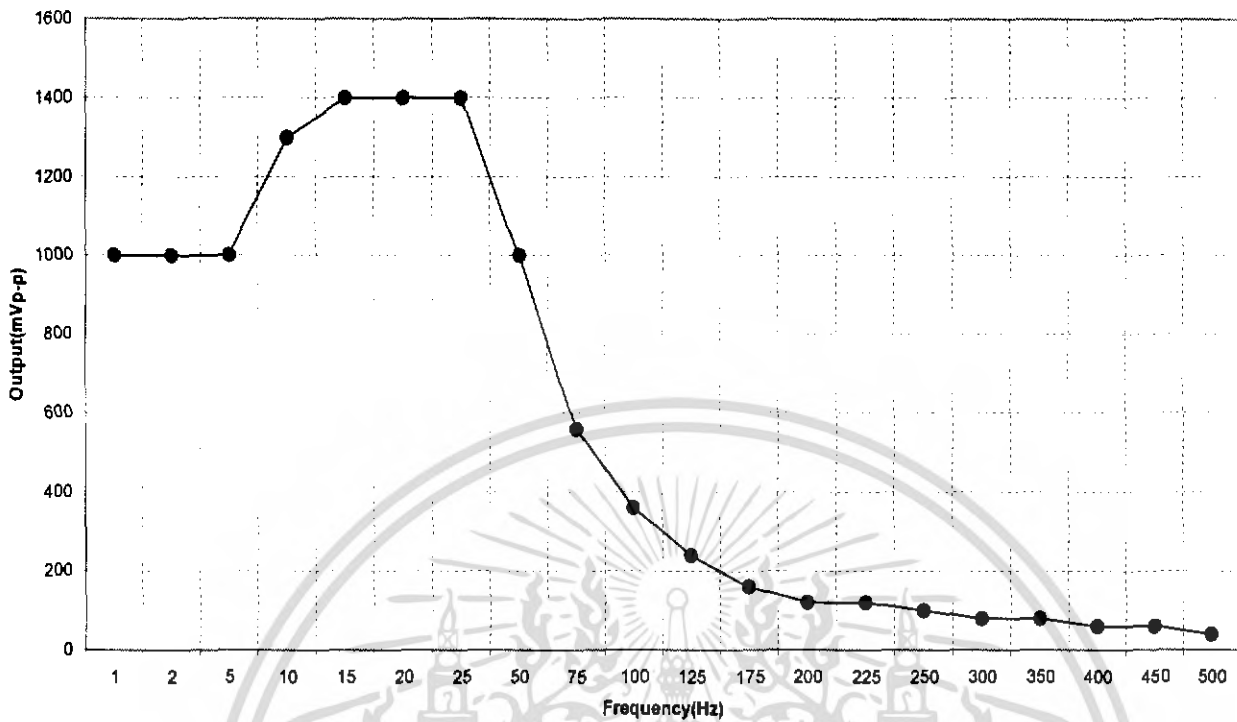
ทำการทดลองโดยหาผลคอบสนองทางความถี่ของวงจร ซึ่งวงจรที่เลือกใช้เป็นวงจรแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับสอง ตามทฤษฎีผลคอบสนองจะมีความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อดีเคดหรือ -12 เดซิเบลต่อออกเตท(dB/Octave) คลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่เปลี่ยนตามตารางที่ 6.2 แล้ววัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่ได้ นำมาใส่ในตารางที่ 6.2 ได้ดังนี้

ความถี่(Hz)	เอาต์พุต(mVp-p)
1	1000
2	1000
5	1000
10	1300
15	1400
20	1400
25	1400
50	1000
75	560
100	360
125	240
175	160
200	120
225	120
250	100
300	80
350	80
400	60
450	60
500	40

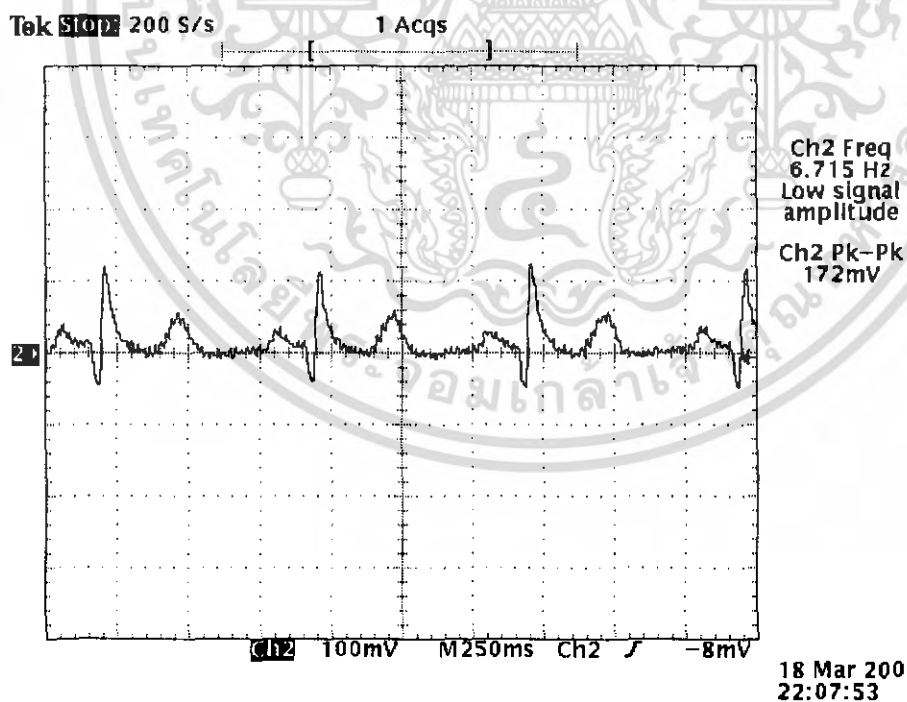
ตารางที่ 6.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Low Pass Filter

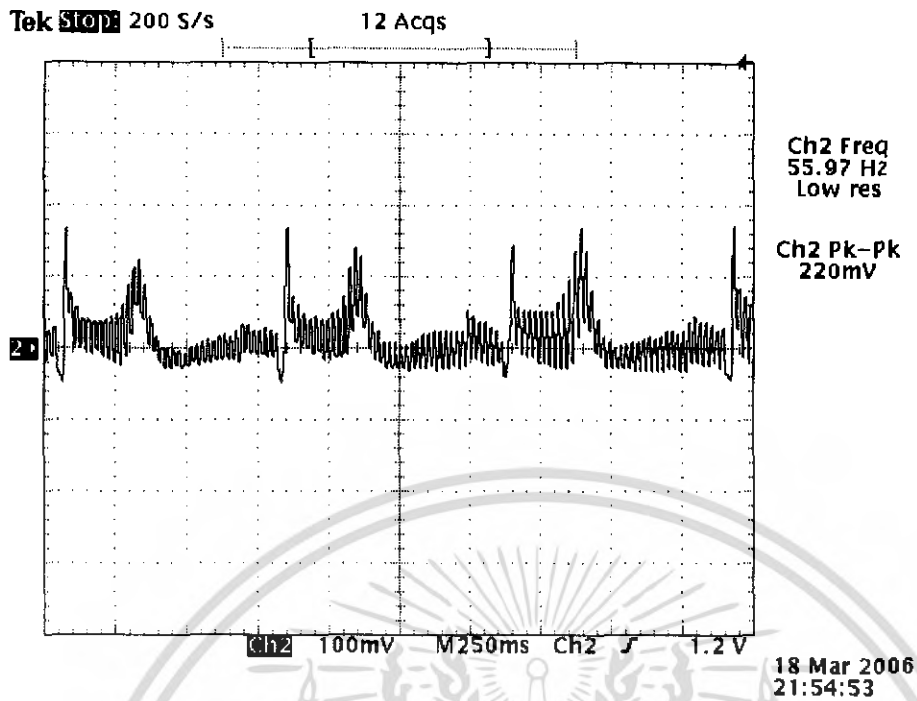


รูปที่ 6.16 กราฟความถี่สัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 6.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ

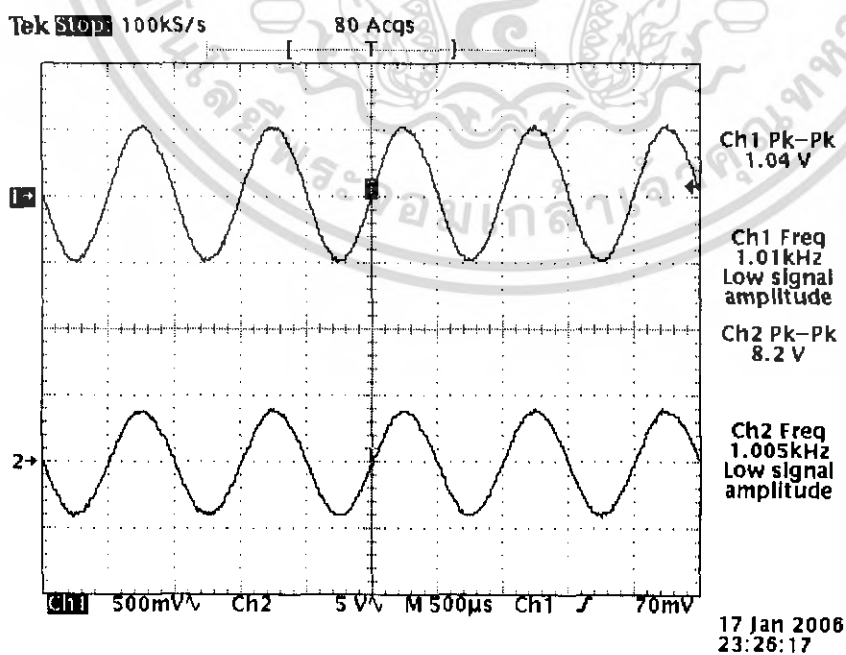
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.18 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านโดยการวัดจากร่างกายคน

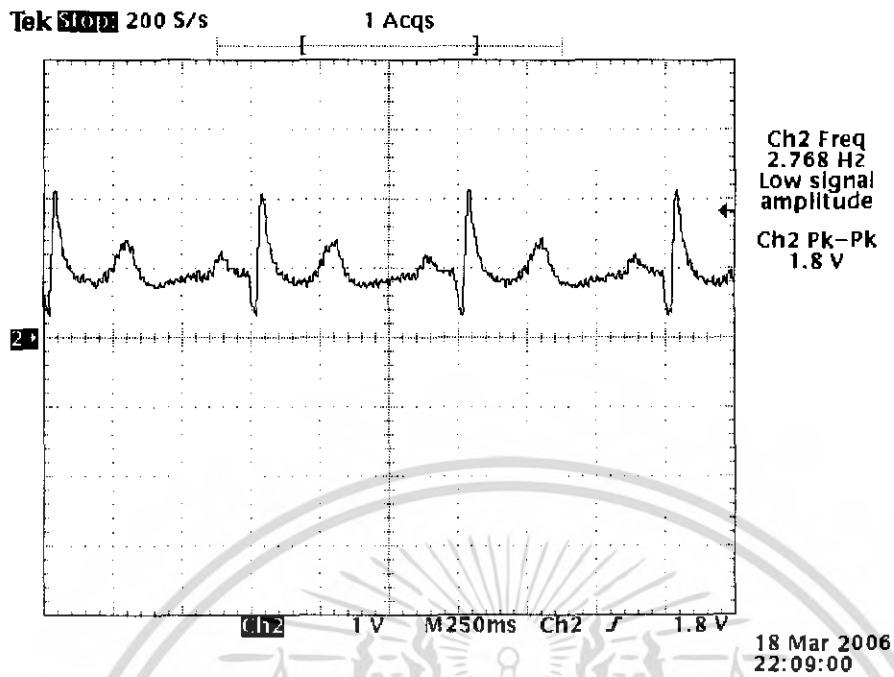
6.8 ทดสอบการทำงานวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp)

ทดสอบได้โดยการป้อนสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันขนาด 1V ทางด้านอินพุต แล้วทำการปรับระดับสัญญาณและอัตราขยายให้พอเหมาะไม่ให้มีความผิดเพี้ยนไปก็จะได้รูปสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันตามอัตราขยายที่ต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 6.19

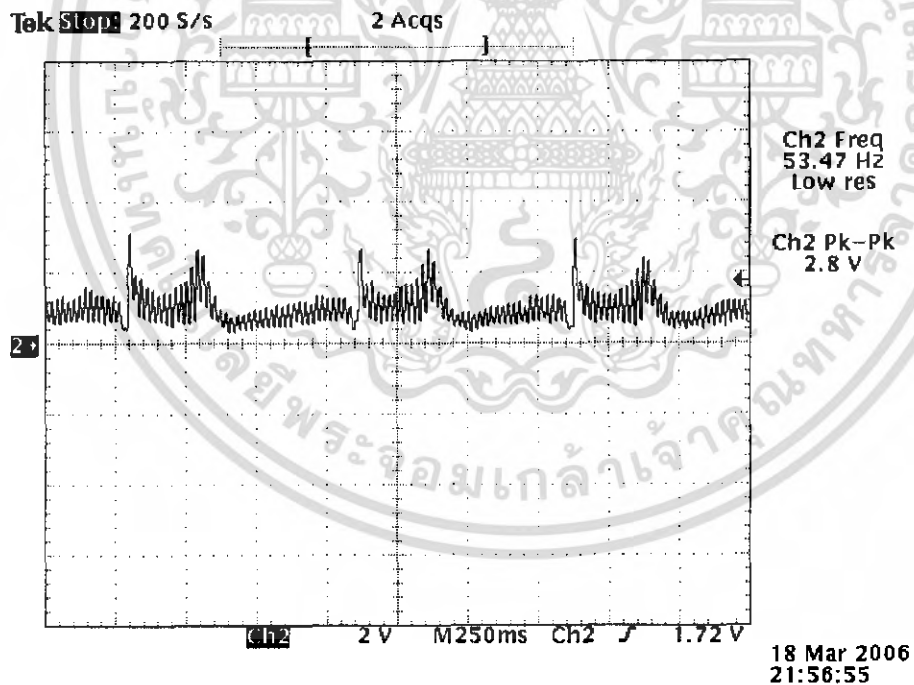


รูปที่ 6.19 สัญญาณที่ทดสอบวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ สงวนลิขสิทธิ์ การใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ โดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณหัวใจ

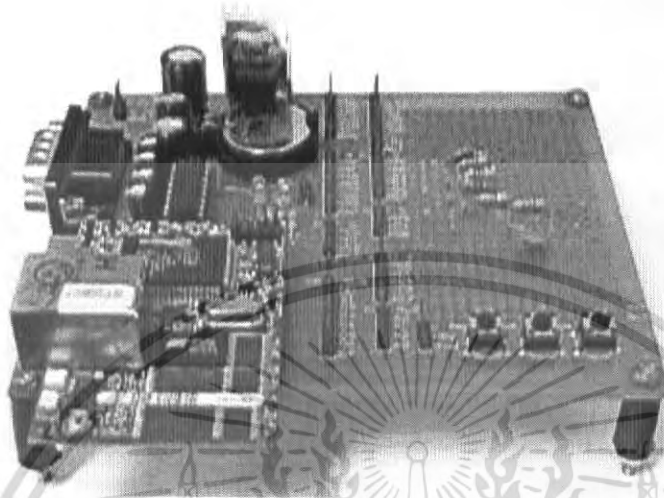


รูปที่ 6.21 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณโดยการวัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

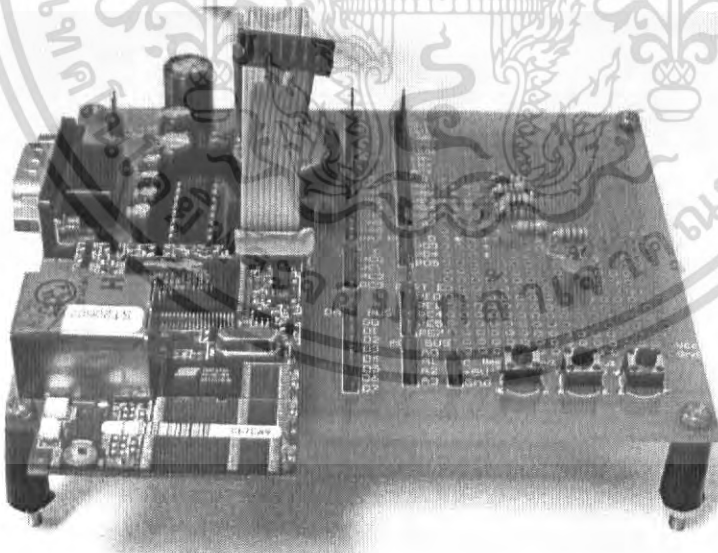
6.9 การทดลองใช้งานอุปกรณ์เรบิทเบื้องต้นและหมายเลข Ethernet Address ของอุปกรณ์

1. นำอุปกรณ์เรบิทโมดูล (RCM 2200) มาต่อเข้ากับ โปรโตไทป์บอร์ด (Prototype Board) ดังรูปที่ 6.22



รูปที่ 6.22 แสดงการต่อเรบิทโมดูลเข้ากับ โปรโตไทป์บอร์ด

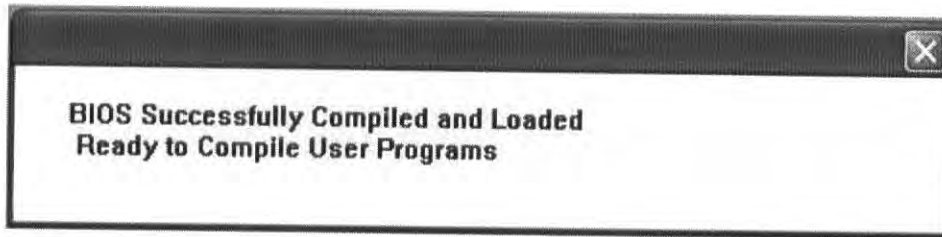
2. นำปลายสายแฟลชโปรแกรม (Flash program) คำนั 10 pin ต่อเข้ากับอุปกรณ์เรบิทแล้วนำด้านที่เป็น DB-9 ต่อเข้ากับพอร์ตซีเรียลที่คอมพิวเตอร์ดังรูปที่ 6.23



รูปที่ 6.23 แสดงการต่อสายโปรแกรมเข้ากับตัวอุปกรณ์เพื่อเตรียมการลงโปรแกรม

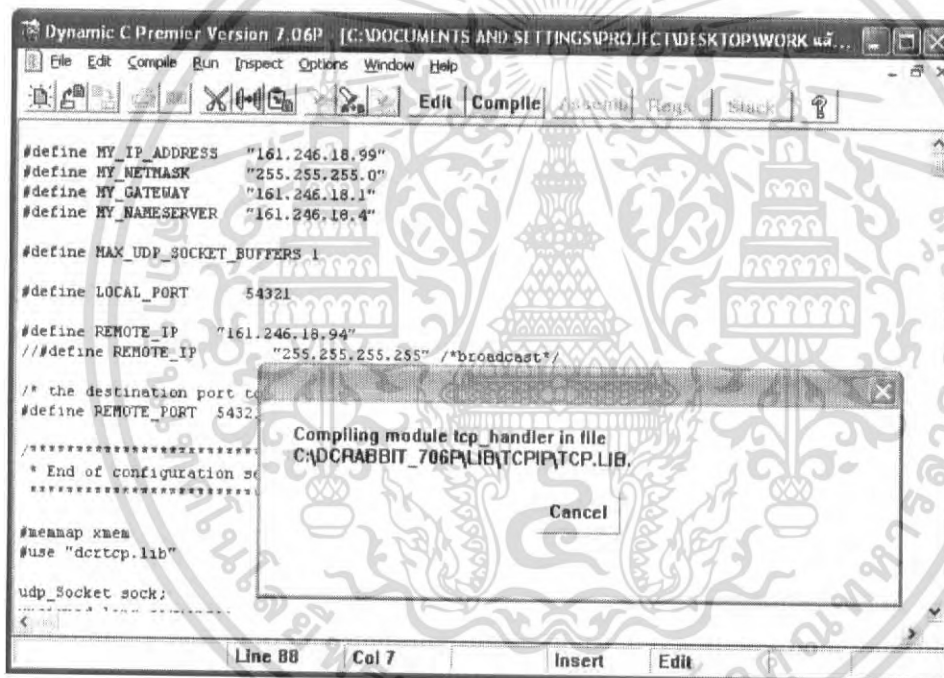
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ทำการเปิดโปรแกรมไดนามิกซี (Dynamic C7.06 P) ถ้าอุปกรณ์เรบิทโมดูลทำงานได้ถูกต้องจะแสดงผลการตรวจพบเรบิทไมโครโปรเซสเซอร์ดังรูปที่ 6.24



รูปที่ 6.24 แสดงถึงความพร้อมในการติดต่อเรบิทโมดูลกับคอมพิวเตอร์

4. ทำการเปิดไฟล์คำสั่งที่เขียนไว้สำหรับเรบิทโมดูลแล้วสั่งคอมไพล์ดังรูปที่ 6.25



รูปที่ 6.25 แสดงการคอมไพล์ไฟล์ที่ใช้ในการโปรแกรม

5. ทดสอบการติดต่อผ่านทางพอร์ตที่เทอร์เน็ตของอุปกรณ์เรบิทและคอมพิวเตอร์โดยใช้คำสั่ง ping IP Address ของเรบิทที่คอมมานด์พร้อมพีชของคอมพิวเตอร์จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 6.26 ซึ่งแสดงถึงสถานการณ์เชื่อมต่อของอุปกรณ์เรบิทกับคอมพิวเตอร์นั้นสามารถเชื่อมต่อกันได้ทางพอร์ตที่เทอร์เน็ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

Stdio
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 255/255/255/255/255/255/255/255/255/EOS
Send UDP Packet SEQ = 0/0/0/0/0/0/0/0/0/EOS
Send UDP Packet SEQ = 0/0/0/0/0/0/0/0/0/EOS
Send UDP Packet SEQ = 0/0/0/0/0/0/0/0/0/EOS

```

รูปที่ 6.28 แสดงผลการรับข้อมูลเมื่อข้อมูลมีค่าเป็น 0 ทั้ง 8 บิต

```

Stdio
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS
Error sending datagram! Closing and reopening socket...
Send UDP Packet SEQ = -5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/-5/EOS

```

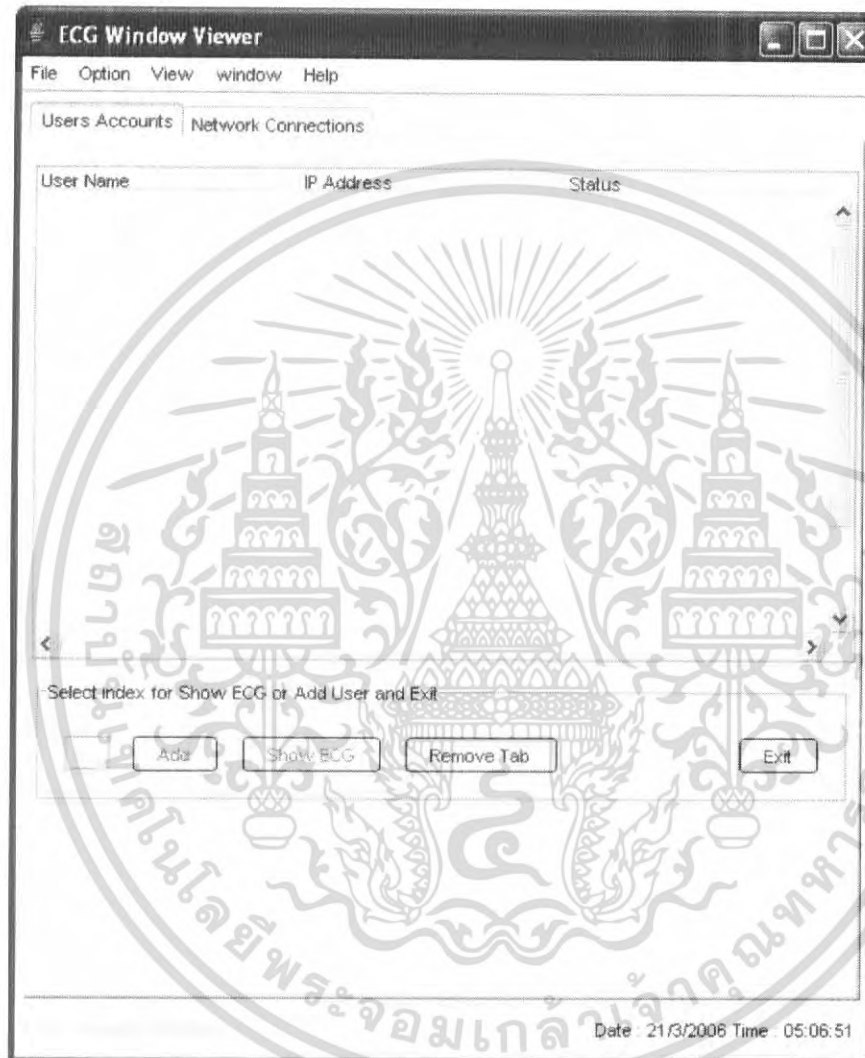
รูปที่ 6.29 แสดงผลเมื่อการส่ง UDP packet ล้มเหลว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.11 การทดลองใช้งาน โปรแกรมที่ใช้ในการพล็อตกราฟ ECG

ในส่วนนี้จะทำการทดลองใช้งาน โปรแกรมที่จะใช้ในการรับข้อมูลจากอุปกรณ์แบบบิทเข้ามา และทำการพล็อตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยจะเป็นขั้นตอนในการใช้งาน โปรแกรม โปรแกรมที่ใช้เขียนขึ้นด้วยภาษา Java มีส่วนประกอบและวิธีการใช้งานดังนี้

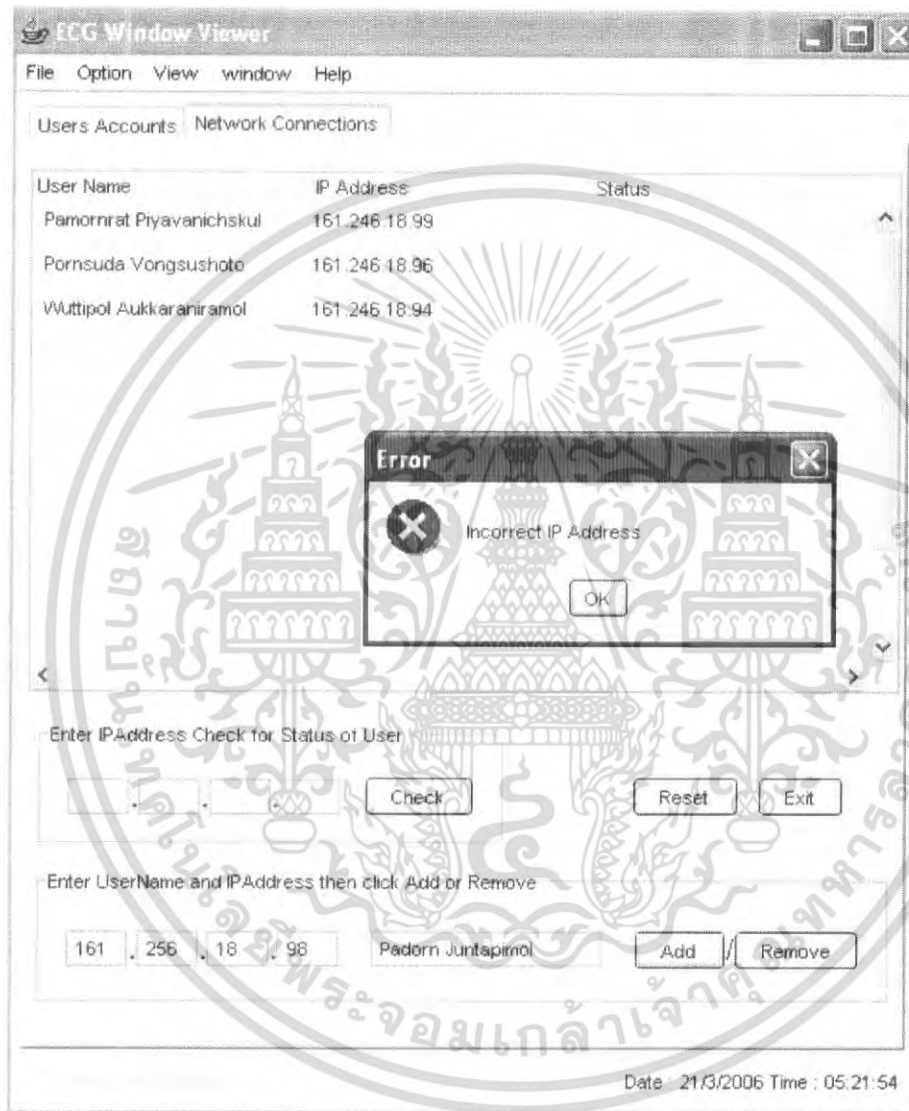
1. รูปร่างหน้าตาของโปรแกรมเมื่อเปิดโปรแกรมขึ้นมาใช้งาน



รูปที่ 6.30 แสดงหน้าต่างของ โปรแกรมเมื่อเปิดโปรแกรมใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

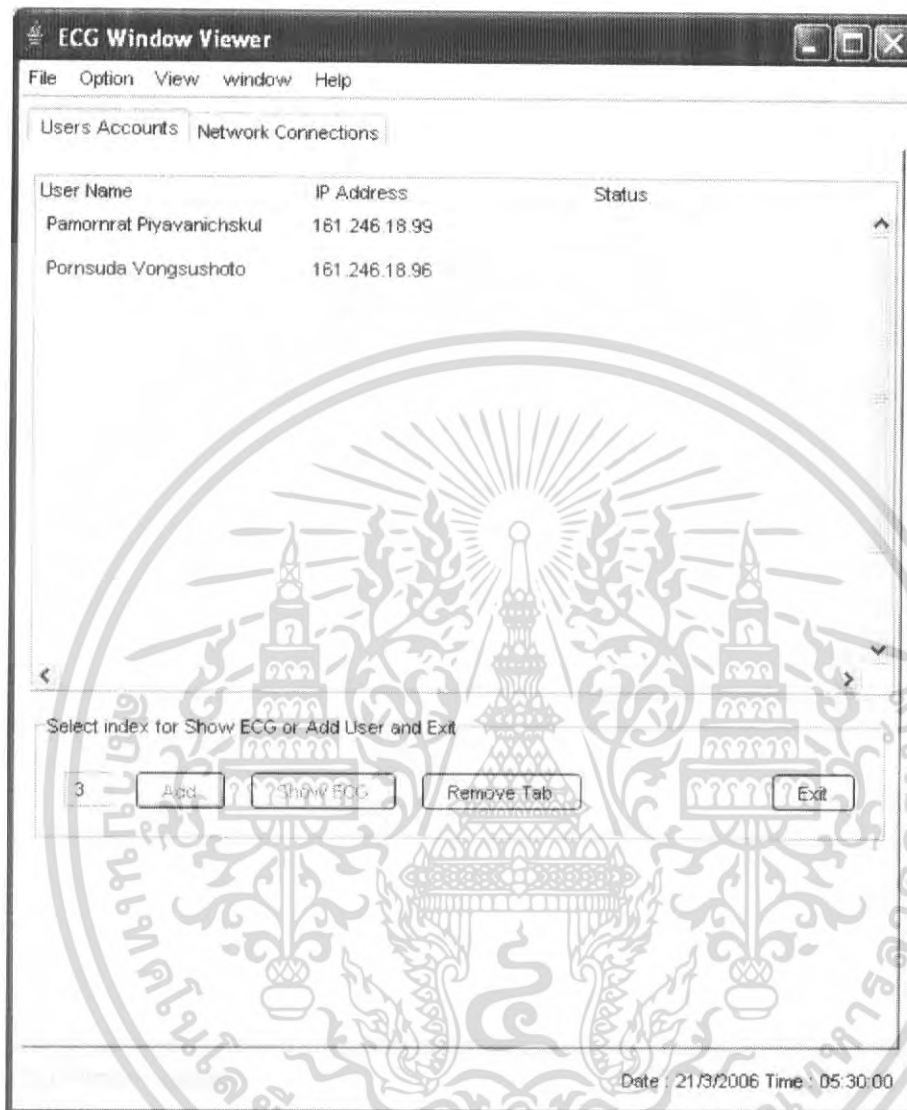
2. ทำการกำหนดค่า IP Address และตั้งชื่อผู้ใช้งานที่ต้องการให้อยู่ในฐานข้อมูล จากนั้นกดปุ่ม Add ชื่อของผู้ใช้งานรวมทั้งหมายเลข IP Address จะถูกเก็บอยู่ในตารางด้านบน โดยในช่องสำหรับป้อน IP Address หากป้อนหมายเลข IP Address ที่ไม่ใช่รูปแบบของ IP Address โปรแกรมจะแจ้ง Error และให้มีการตรวจสอบการป้อนใหม่ และหากต้องการลบรายชื่อของผู้ใช้งานคนไหนให้ทำการป้อนชื่อแล้วกดปุ่ม Remove



รูปที่ 6.31 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการป้อนรายชื่อผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

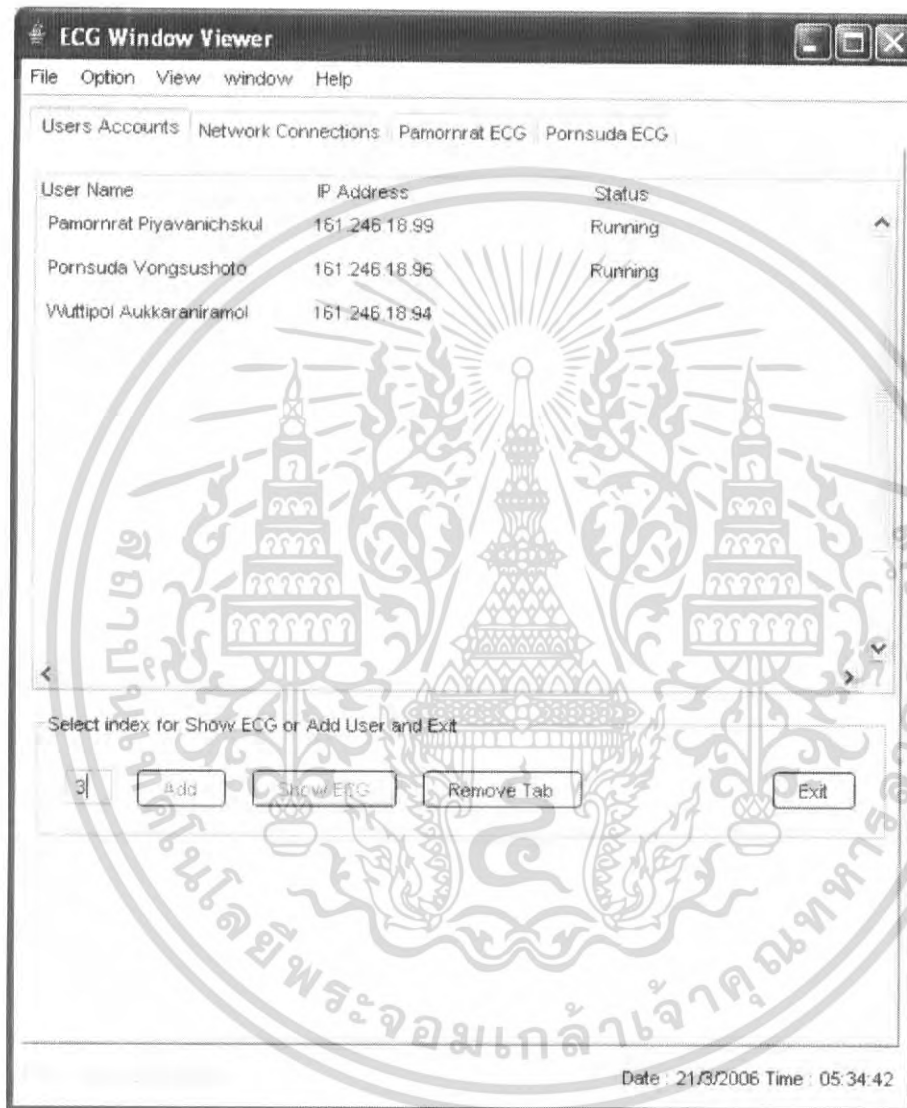
3. กำหนดรายชื่อของผู้ที่ต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเลือกรายชื่อผู้ที่ต้องการจาก index ใน Network Connections Tab จากนั้นกดปุ่ม Add รายชื่อของผู้ที่ต้องการจะปรากฏอยู่ในตารางนี้



รูปที่ 6.32 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการป้อนรายชื่อผู้ที่ต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

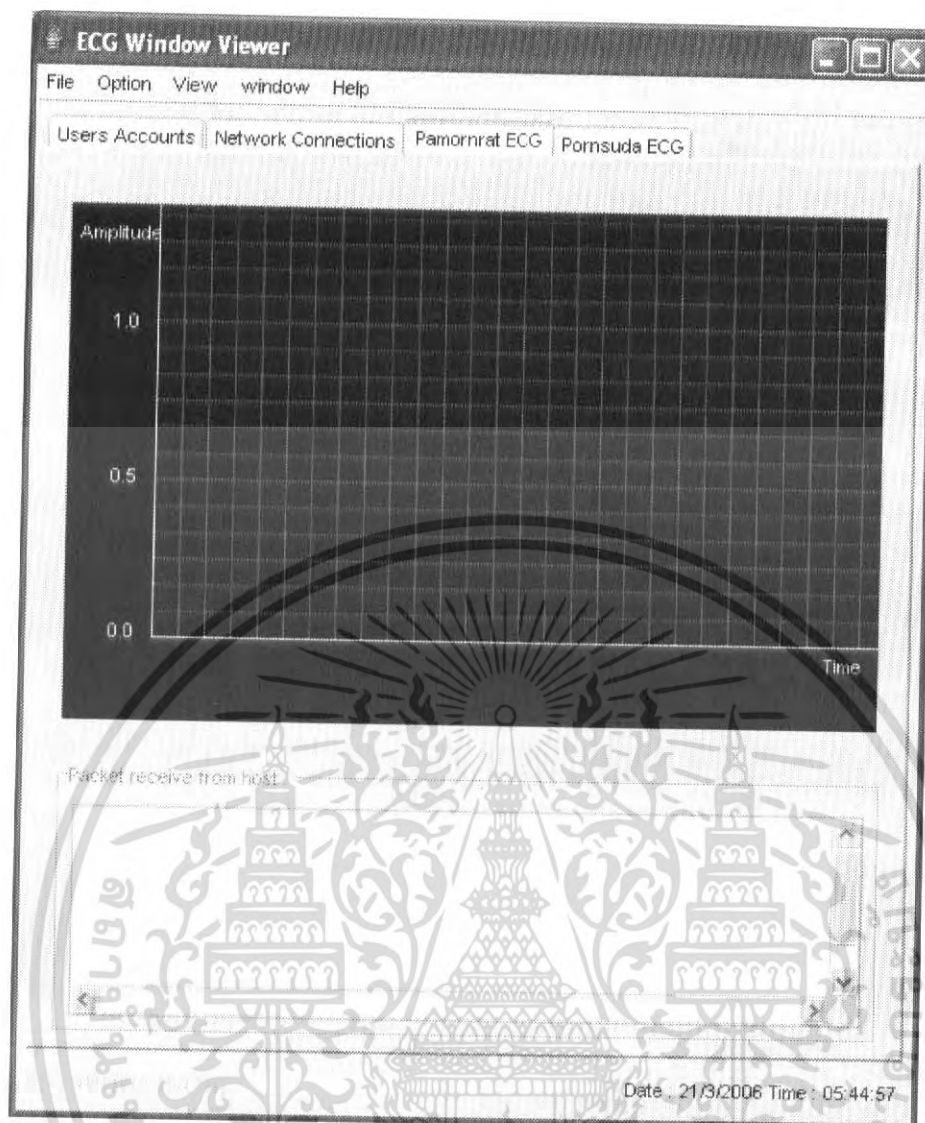
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. หากต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ใช้งานคนใดให้ทำการป้อน index ของผู้ใช้งานจาดตารางด้านบนแล้วกดปุ่ม Show ECG โปรแกรมจะสร้าง Tab ใหม่ที่มี Title ของ Tab เป็นรายชื่อของผู้ใช้งาน และบอกสถานะของผู้ใช้งานเป็น Running พร้อมทั้งจะทำการพล็อตกราฟ โดยโปรแกรมจะสามารถสร้าง Tab ได้สูงสุดจำนวน 5 Tab นอกจากนี้หากต้องการเลิกดูกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจของใครให้เลือก index แล้วกดปุ่ม Remove Tab



รูปที่ 6.33 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมเมื่อมีการเลือกผู้ที่ต้องการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

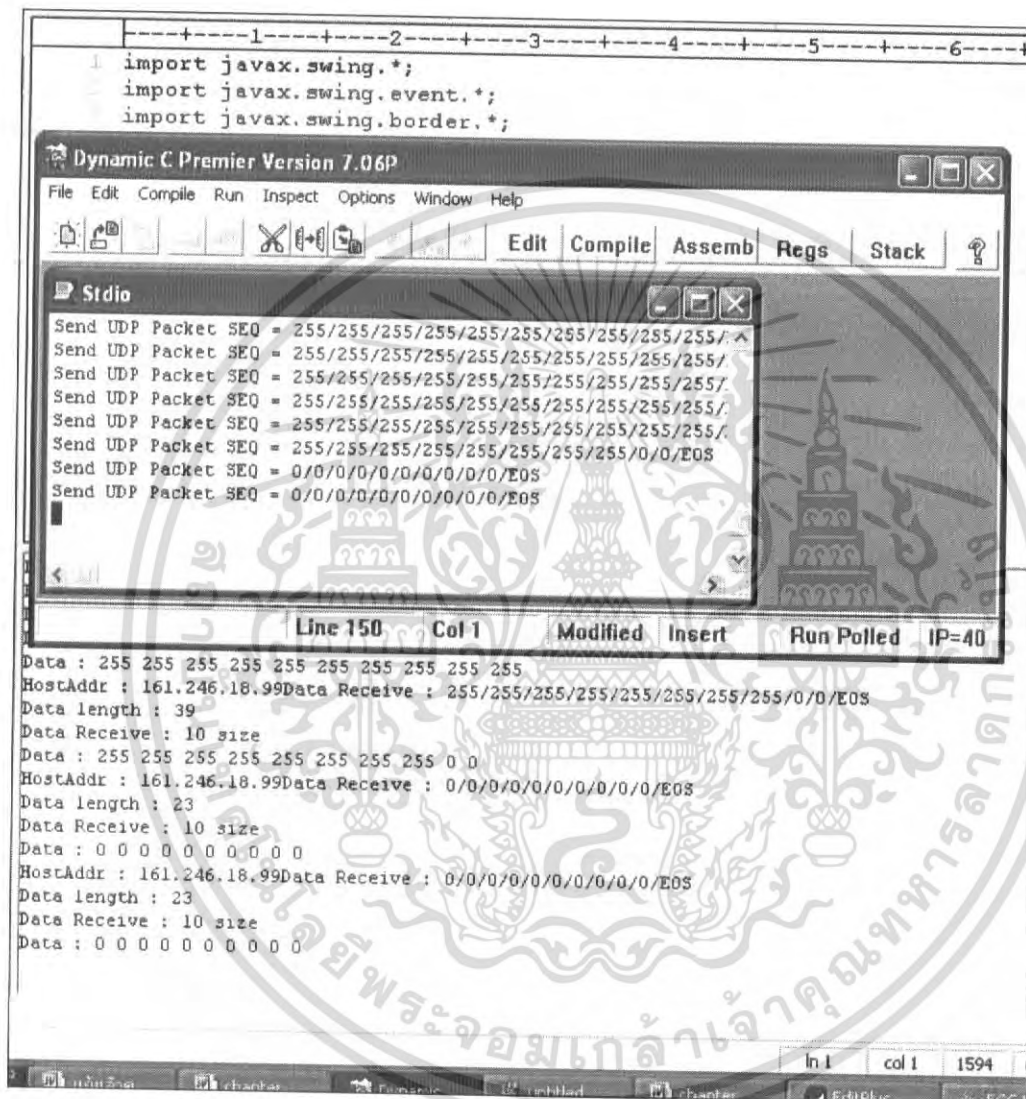


รูปที่ 6.34 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมใน Tab ที่ใช้ในการแสดงผลกราฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.12 การทดลองการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในการพล็อตกราฟ ECG

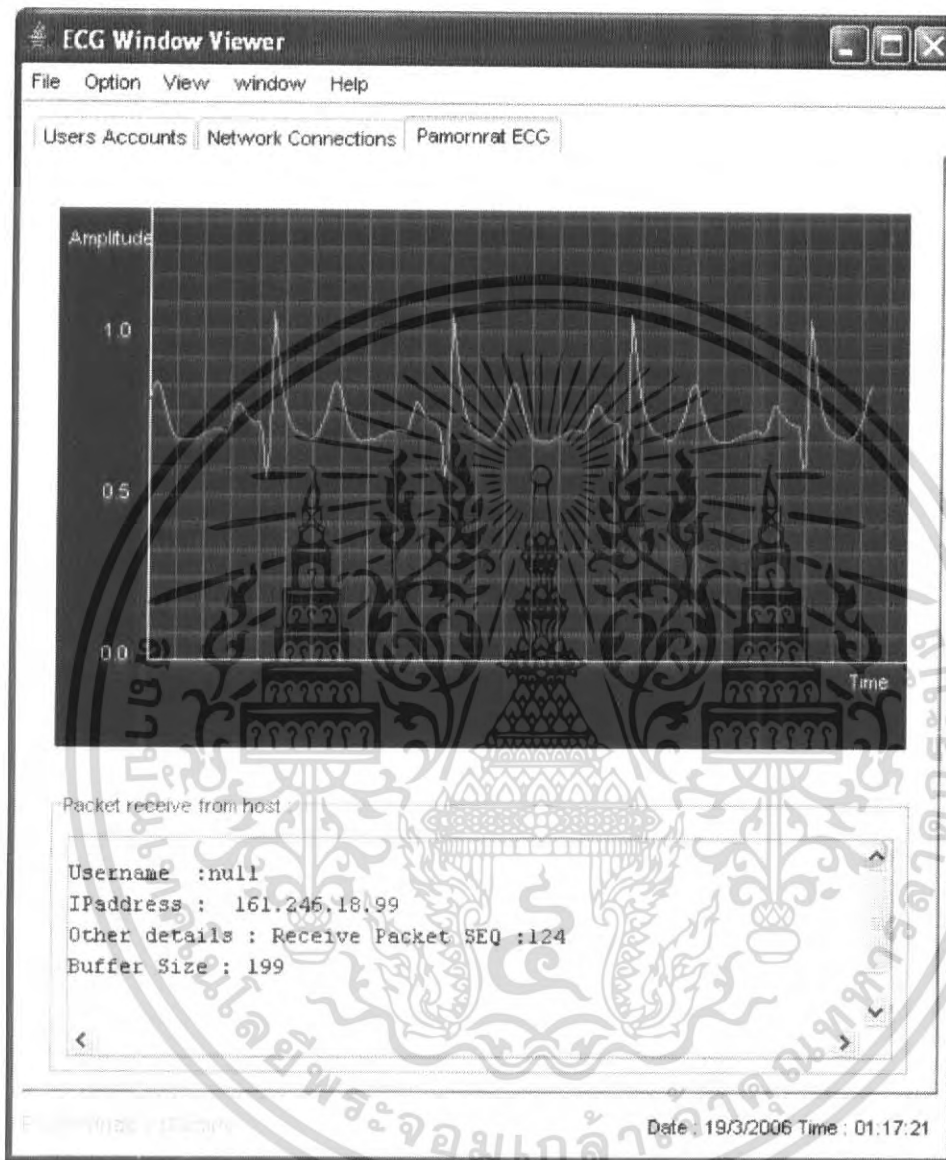
1. การทดลองรับข้อมูลที่ส่งมาจากอุปกรณ์เรบิทโดยโปรแกรมจะแสดงข้อมูลที่รับได้และหมายเลข IP Address ของเครื่องต้นทาง ออกทางหน้าจอแสดงผลเพื่อแสดงว่าสามารถรับข้อมูลจากอุปกรณ์เรบิทได้จริง โดยการแสดงผลจะเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลที่ส่งมากับข้อมูลที่รับได้ผ่านทางโปรแกรม EditPlus



รูปที่ 6.35 แสดงผลเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลที่ส่งมาจากอุปกรณ์เรบิทกับข้อมูลที่รับได้

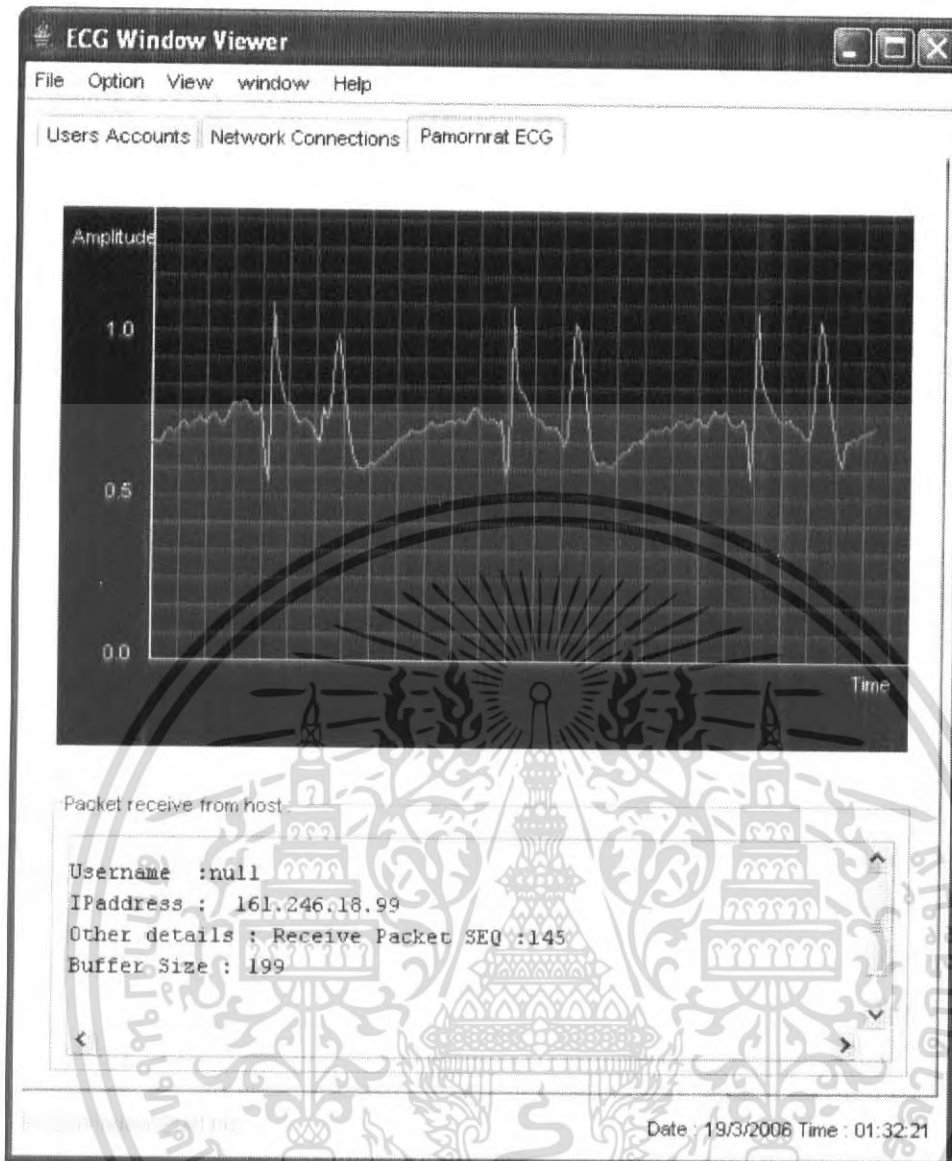
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การทดลองนำข้อมูลที่รับจากระบบิทมาทำการพล็อตกราฟ โดยข้อมูลที่รับเข้ามาจะมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 255 จะถูกนำมาพล็อตโดยใช้พิกัด coordinate (x,y) โดยแกน X เป็นแกนของเวลา และแกน Y คือแกนของแอมพลิจูด



รูปที่ 6.36 แสดงผลการพล็อตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้สัญญาณจากเครื่องซิมมูเลตสัญญาณหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.37 แสดงผลการพล็อตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้สัญญาณที่ได้จากการวัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

บทวิจารณ์และบทสรุป

สัญญาณหัวใจจะผ่านวงจรต่างๆซึ่งสรุปได้ดังนี้

1. วงจรอินสตรูเมนต์เคชั่นแอมพลิไฟเออร์ ได้เลือกใช้อิซิปเบอร์ TL 072 ซึ่งเป็นออปแอมป์ที่มีสัญญาณรบกวนต่ำมาสร้างเป็นวงจรและหาค่า CMRR ซึ่งเป็นค่าที่แสดงถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนเข้ามาและขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ใหญ่ขึ้น เมื่อทดลองหาค่าได้ปรากฏว่าได้ค่า CMRR ที่สูงอยู่ในช่วงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2. วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกนำมาขยายสัญญาณให้สูงขึ้นและลดระดับสัญญาณออฟเซตในกรณีทีคนไข้ขยับตัวขณะทำการวัดเมื่อทำการทดลองได้แล้วและผลของลูกคลื่นสัญญาณที่สูงขึ้น

3. วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง ความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่รบกวนที่เกิดมาจากแรงดันไฟกระแสสลับ 220V จะต้องถูกกำจัดไม่ให้เข้าไปรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งได้ทดลองแล้ว สัญญาณเอาท์พุทที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนที่น้อยลงกว่าเดิม

4. วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ ได้นำสัญญาณคลื่นสามเหลี่ยมมามอดูเลตกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จุดประสงค์ในการมอดูเลตเพื่อให้การไบอัสของไดโอดในวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงเพื่อความถูกต้องของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5. วงจรส่งผ่านสัญญาณแสง การแยกกราวด์เป็นสิ่งที่สำคัญของเครื่องขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นการปลอดภัยของผู้ป่วยโดยจะแยกกราวด์ออกเป็นสองส่วน ซึ่งส่วนหนึ่งจะใช้ในส่วนสัมผัสกับตัวของคนไข้ อีกส่วนหนึ่งเป็นกราวด์ของตัวเครื่อง

6. วงจรอินทิเกรเตอร์ จะทำการคิมมอดูเลตสัญญาณหัวใจเพื่อให้ได้รูปสัญญาณเคม

7. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน เนื่องจากหัวใจเป็นสัญญาณความถี่ต่ำ ดังนั้นจึงต้องกรองความถี่สูงที่ไม่ต้องการทิ้งไป

8. วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีการขยายสัญญาณให้สูงมากน้อยตามต้องการได้และจะมีการปรับระดับสัญญาณตามต้องการเพื่อเป็นสัญญาณอินพุทเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

9. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ทำการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลซึ่งเป็นเลขฐานสองจำนวน 8 บิต แล้วนำไปประมวลผลต่อในไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200

สำหรับในส่วนของการส่งข้อมูลจะใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2200 โดยส่งเป็น Packet เข้าไปในเครือข่ายโดยใช้โปรโตคอล UDP และใช้โปรแกรมภาษาไดนามิค C เขียนให้ข้อมูลรับที่เป็นแบบขนานจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งผ่านไปยังระบบเครือข่ายท้องถิ่น

ส่วนของการแสดงผลนั้น ได้ทำการเขียนโปรแกรมจาวาเพื่อรับค่าในระบบเครือข่ายท้องถิ่นและแสดงผลออกมาในรูปของกราฟตามที่ได้รับมาจากการวัดจริงจากอิเล็กโทรด ซึ่งกราฟที่ได้นี้จะเรียกว่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

“คลื่นไฟฟ้าหัวใจ” อย่างไรก็ตามในส่วนนี้ยังมีปัญหาของการกำหนดค่าดีเลย์ ซึ่งหากกำหนดให้มีค่ามากเกินไปอาจทำให้กราฟของสัญญาณที่ติดกันจนแยกไม่ออก ดังนั้นจึงควรกำหนดค่าดีเลย์ให้มีความเหมาะสม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. เกษม วัฒนชัย . “การแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความสำคัญทางคลินิก” สำนักพิมพ์พัฒนาศึกษา, 2532
2. เรืองไกร รังสีพล, “เจาะระบบ TCP/IP” บริษัท โปรวิชั่น จำกัด, 2544
3. นายแพทย์ ชูศักดิ์ เวชแพศย์ ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล. “อิเล็กทรอนิกส์การแพทย์” ชวนพิมพ์, 2526
4. รศ. สมยศ จุณณะปิยะ, “การประยุกต์ใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51” คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2541



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรมไดนามิกซีที่ใช้ในการส่งข้อมูล

```
#define MY_IP_ADDRESS    "161.246.18.99"
#define MY_NETMASK      "255.255.255.0"
#define MY_GATEWAY      "161.246.18.1"
#define MY_NAMESERVER   "161.246.18.4"

#define MAX_UDP_SOCKET_BUFFERS 1

#define LOCAL_PORT      54321

#define REMOTE_IP       "161.246.18.94"
//#define REMOTE_IP      "255.255.255.255" /*broadcast*/

/* the destination port to send to */
#define REMOTE_PORT     54321

/*****
 * End of configuration section *
*****/

#include <sys/types.h>
#include <sys/socket.h>
#include <netinet/in.h>
#include <arpa/inet.h>
#include <unistd.h>
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <sys/mman.h>
#include <fcntl.h>
#include <sys/time.h>
#include <sys/stat.h>
#include <sys/ioctl.h>
#include <sys/uio.h>
#include <sys/types.h>
#include <sys/socket.h>
#include <netinet/in.h>
#include <arpa/inet.h>
#include <unistd.h>
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <sys/mman.h>
#include <fcntl.h>
#include <sys/time.h>
#include <sys/stat.h>
#include <sys/ioctl.h>
#include <sys/uio.h>

#define LOCAL_PORT      54321
#define REMOTE_IP       "161.246.18.94"
#define REMOTE_PORT     54321

udp_Socket sock;
unsigned long sequence;
unsigned long reLevel , plotLevel;
int length , retval;
char buf[128];
char tempBUFF[4];

int UpdateADC()
{
    #GLOBAL_INIT
    {
        sequence = 0;
    }

    /* fill the packet with sampling data (plotLevel) */

    sequence = RdPortI(PADR);
    reLevel = (sequence * 0.6);
    plotLevel = 250 - reLevel;
    sprintf(buf, "%ld", plotLevel); // format string to Buffer
    strcat (buf, "/");
    return 1;
}

int fillPACKET()
{
    sequence = RdPortI(PADR);
    reLevel = (sequence * 0.6);
    plotLevel = 250 - reLevel;
    sprintf(tempBUFF, "%ld" , plotLevel);
    strcat (buf, tempBUFF);
    strcat (buf, "/");
    return 1;
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

    {
        printf("Error sending datagram! Closing and
reopening socket...\n");
        sock_close(&sock);
        if(!udp_open(&sock, LOCAL_PORT,
resolve(REMOTE_IP), REMOTE_PORT, NULL))
        {
            printf("udp_open failed!\n");
            exit(0);
        }
    }
}
}
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้