



บอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต  
Embedded System Development Board for ECG Monitor via Internet

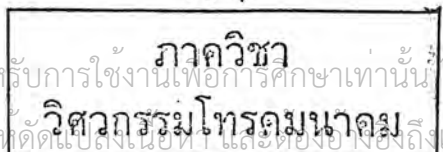


เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน..... 61880  
วัน,เดือน,ปี 24 ก.ค. 2549



ปริญญาบัตรนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2547

Handwritten signature



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปะสิ่งใดที่ติดแปะลงเหนือที่ และต้องขออนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต  
Embedded System Development Board for ECG Monitor via Internet



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2547

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโทปีการศึกษา 2547

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง บอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต  
Embedded System Development Board for ECG Monitor via Internet

ผู้จัดทำ

1. นายรัชชัย วณิชยสุวรรณ 45015054
2. นายวรวิทย์ หิตอักษร 45015071
3. นายวัฒน์ มงคลมาลี 45015072

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
( รศ.ดร. กอบชัย เดชหาญ )

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
( ผศ. นภัทร ศรีเยี่ยม )

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
( อ. ตรีวัฒน์ ชิวปรีชา )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต  
Embedded System Development Board for ECG Monitor via Internet

โดย นายรัชชัย วัฒนชัยสุวรรณ 45015054  
นายวรวิทย์ หิตอักษร 45015071  
นายวสันต์ มงคลมาลี 45015072

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร. กอบชัย เดชหาญ  
ผศ. นภัทร สระเอี่ยม  
อ. สรวัดน์ ชิวปรีชา

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันการติดต่อสื่อสารผ่านอินเทอร์เน็ตมีการใช้งานอย่างกว้างขวาง และในอนาคตการทำงานโดยการควบคุมหรือการส่งข้อมูลต่างๆ บนอินเทอร์เน็ตมีแนวโน้มที่จะสูงขึ้นเรื่อยๆ จึงได้จัดทำโครงการ บอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นปัจจัยที่สำคัญที่แพทย์ใช้ในกรณีวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย โดยในบางกรณีแพทย์และผู้ป่วยอยู่ห่างไกลกันทำให้เกิดความไม่สะดวกในการวินิจฉัย ดังนั้นโครงการนี้ จึงนำเสนอการออกแบบและสร้างบอร์ดพัฒนาระบบฝังตัวสำหรับให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำงานเสมือนเป็น Web Server ในตัวและติดต่อ ผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยรับส่งข้อมูลผ่านชุดโปรโตคอล TCP/IP ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากผู้ป่วยสามารถแสดงผล ผ่านโปรแกรม Web Brower ทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยอาการของผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกล ได้สะดวกและรวดเร็วขึ้น

Abstract

The communication via Internet is widely used for controlling and transmitting the data of the system. This project presents a development of embedded system on board for ECG monitoring via Internet. Every year, the number of peoples die according to the heart attack. It is obviously shown that the ECG waveform is quite important for the doctor of medicine to examine the patient. In particular, the patient stays far from the hospital, it is inconvenient for the doctor to examine. This project presents a design and implementation of embedded system on board for ECG monitoring via Internet system. The receiving and transmitting units are used as likely as web server to communicate via on Internet by using TCP/IP protocol the ECG waveforms are able to be displayed via Web Brower program and the doctor can examine the patient whom stays far from the hospital.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 แนวคิดและที่มาของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	1
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	
2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ	2
2.2 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ	4
2.3 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	7
2.5 อิเล็กโทรด	7
2.6 ความต้องการ โดยเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี	12
2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี	13
2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน	19
2.9 การสัด common mode และการรบกวนอย่างอื่น	19
บทที่ 3 ทฤษฎีเกี่ยวกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์	
3.1 ระบบเครือข่าย	21
3.2 รูปแบบระบบเครือข่าย TCP/IP	22
3.3 โพรโทคอล IP (Internet Protocol)	22
3.4 โพรโทคอล TCP (Transmission Control Protocol)	22
บทที่ 4 ทฤษฎีเกี่ยวกับ Rabbit Core RCM2200	
4.1 บทนำ	24
4.2 ลักษณะที่สำคัญและความสามารถของ Rabbit Core RCM2200	24
4.3 ส่วนประกอบอุปกรณ์และอุปกรณ์ย่อยของระบบ Rabbit Core RCM2200	25
4.4 การเชื่อมต่อ RCM2200	25
4.5 การสื่อสารแบบอนุกรม (Serial Communication)	25
4.6 โปรแกรม Dynamic C	26
บทที่ 5 การออกแบบวงจร	
5.1 การออกแบบ	27
5.2 การออกแบบวงจรและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	27
5.2.1 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)	27
5.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit)	29

5.2.3 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch filter)	30
5.2.4 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)	31
5.2.5 วงจรพัลส์ - วิตช์ มอดูเลเตอร์ (Pulse - Width Modulator)	31
5.2.6 วงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator)	33
5.2.7 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp Circuit)	33
5.2.8 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D Converter : ADC)	34
5.3 การออกแบบหน้า WEB	37
บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง	
6.1 ทดสอบการทำงานวงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)	38
6.2 ทดสอบการทำงานวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit)	41
6.3 ทดสอบการทำงานวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch filter)	43
6.4 ทดสอบการทำงานวงจรพัลส์ - วิตช์ มอดูเลเตอร์ (Pulse - Width Modulator)	45
6.5 ทดสอบการทำงานวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)	47
6.6 ทดสอบการทำงานวงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator)	48
6.7 ทดสอบการทำงานวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp Circuit)	50
6.8 ทดสอบการทำงานวงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D Converter :ADC)	52
บทที่ 7 สรุปผล	
บทสรุปและบทวิจารณ์	56
ปัญหาในการทดลอง	57
แนวทางในการดำเนินงาน	57
ภาคผนวก	
กิตติกรรมประกาศ	
เอกสารอ้างอิง	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.10	วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล	36
รูปที่ 5.11	หน้าที่เว็บที่เข้าต้องใส่ Password	37
รูปที่ 5.12	หน้าที่เว็บที่ใช้ในโรงงาน	37
รูปที่ 6.1	รูปวงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบคิพเฟอร์เรนเซียลโหมด	38
รูปที่ 6.2	รูปวงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	39
รูปที่ 6.3	กราฟแสดงการวัดค่าอัตราขยายโหมดความแตกต่าง	40
รูปที่ 6.4	กราฟแสดงการวัดค่าอัตราขยายโหมดคร่อม	40
รูปที่ 6.5	กราฟแสดงการวัดค่า CMRR	41
รูปที่ 6.6	รูปสัญญาณที่ทดสอบของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	41
รูปที่ 6.7	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	42
รูปที่ 6.8	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	42
รูปที่ 6.9	กราฟแสดงอัตราขยายของวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	44
รูปที่ 6.10	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	44
รูปที่ 6.11	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	45
รูปที่ 6.12	รูปสัญญาณที่ทดสอบวงจรพัลส์-วิตช์ มอดูเลเตอร์	45
รูปที่ 6.13	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	46
รูปที่ 6.14	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	46
รูปที่ 6.15	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	47
รูปที่ 6.16	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	47
รูปที่ 6.17	กราฟแสดงอัตราขยายของวงจรดีมอดูเลเตอร์	49
รูปที่ 6.18	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	50
รูปที่ 6.19	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	50
รูปที่ 6.20	รูปสัญญาณที่ทดสอบวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ	51
รูปที่ 6.21	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	51
รูปที่ 6.22	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	52
รูปที่ 6.23	การต่อวงจรทดสอบการทำงานวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล	52
รูปที่ 6.24	หน้าแรกของเว็บใส่ Password	53
รูปที่ 6.25	หน้าหลักของเว็บ	54
รูปที่ 6.26	สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมูเลเตอร์	54
รูปที่ 6.27	สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	55



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 6.1 ผลการทดลองวัดแรงดันเอาต์พุทของวงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์	39
ตารางที่ 6.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุทและอัตราขยาย (dB) ของวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ผ่านเฉพาะช่วง	43
ตารางที่ 6.3 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุทและอัตราขยายของวงจรคิมอคูเลเตอร์	48
ตารางที่ 6.4 ผลการทดลองวงจร ADC	53



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 แนวคิดและที่มาของโครงการ

ปัจจุบันไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) มีการพัฒนาไปมาก ทำให้มีความสามารถในด้านต่างๆเพิ่มมากขึ้น ซึ่งในงานอุตสาหกรรมไมโครคอนโทรลเลอร์ได้มีการถูกใช้ในระบบควบคุมอัตโนมัติและกึ่งอัตโนมัติ รวมไปถึงสิ่งอำนวยความสะดวกในชีวิตประจำวัน เนื่องจากคุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขนาดเล็ก ทำการออกแบบและแก้ไขได้ง่ายในระบบของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ได้นำมาใช้ในโครงการนี้คือ RCM2200 (Compact Rabbit Core with Ethernet) ได้มีการพัฒนาการรับส่งข้อมูลที่รวดเร็วผ่านโปรโตคอล TCP/IP จึงทำให้ RCM2200 มีความสามารถในการสื่อสารผ่านเน็ตเวิร์คได้ จึงเกิดแนวคิดในการที่จะนำเอาไมโครคอนโทรลเลอร์ RCM2200 ใช้ในการส่งข้อมูลผ่านทางเน็ตเวิร์ค และในที่นี้ได้นำเอา RCM2200 BOARD SERVER ในการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้า ECG ผ่านเครือข่ายดังรูป



รูปที่ 1.1 การเชื่อมต่อใช้งาน RCM2200 ในระบบ Network

#### 1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาและเรียนรู้การใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ RCM2200 ในการรับส่งข้อมูลทางเน็ตเวิร์ค และนำไปประยุกต์ใช้งาน โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ RCM2200 เป็นตัวกลางระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้อ่านข้อมูลกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

#### 1.3 ขอบเขตของโครงการ

เพื่อนำไมโครคอนโทรลเลอร์ RCM2200 เป็นตัวเชื่อมต่อและส่งข้อมูลระหว่าง เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้อ่านค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางเน็ตเวิร์ค โดยการรับการสั่งงานจากหน้าจอบเว็บเพจที่ออกแบบไว้

#### 1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบอินเทอร์เน็ต (Internet) ได้
- 2.ทำให้เกิดความสะดวกและรวดเร็วในการส่งข้อมูล
- 3.สามารถจะพัฒนาการรับส่งข้อมูลให้ดีขึ้นในอนาคต

## บทที่ 2

### ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

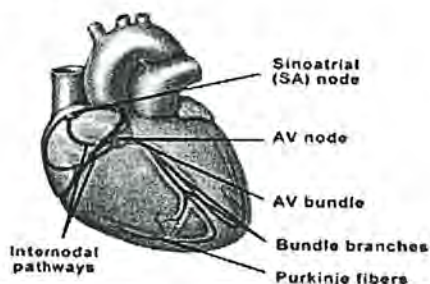
หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้น จะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) ที่ถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณไฟฟ้าจาก Sinoatrial Node การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้เกิดไปพร้อมกับแรงดันไฟฟ้า (Electric Potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย

#### 2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีแรงดันไฟฟ้าทำงาน
2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมดาของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)

3. มีระบบสื่อถ่าย (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกันถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อถ่ายเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.1 หรือ 2.2 ระบบสื่อถ่ายที่กล่าวนี้ ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดดำที่เรียกว่าเวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่า ซิโน-เอเทรียล โหนด (Sino-atrial Node: S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอเทรียโอเวนทริคูลาร์ โหนด (Atrioventricular Node: A-V Node) โดยที่เซลล์กลุ่มนี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อถ่ายสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวามาไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อถ่ายตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

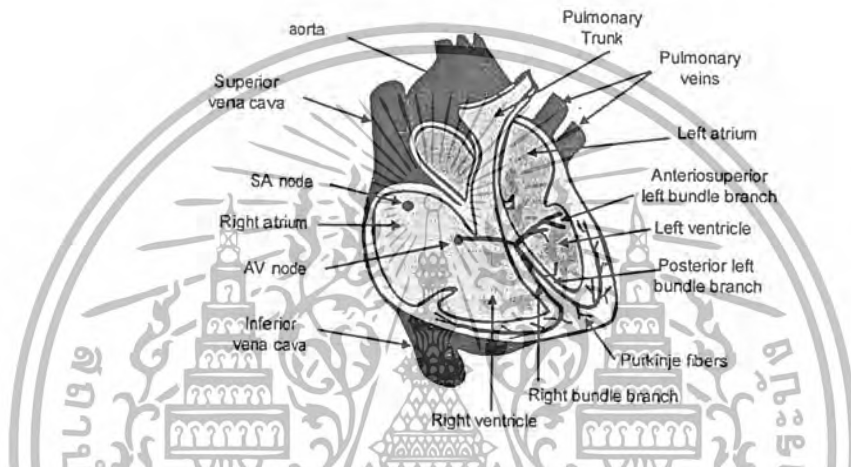


รูปที่ 2.1 แสดงระบบสื่อถ่ายให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการเชิงงานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น มิอนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะค่อนาน ในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarized) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarized) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติ จึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจ มีการสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงอยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

#### ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart)



รูปที่ 2.2 แสดงภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ

ในการทำงานเลือดดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านทางหลอดเลือดดำอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior vena cava) และซูพีเรียเวนาคาวา เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา (Right Atrium : RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาจะบีบตัวส่งเลือดให้ไหลลงสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle : RV) และถูกฉีดออกไปสู่ปอดเพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrial : LA) ทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารีเวน (Pulmonary Vein) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle : LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีดไปเลี้ยงร่างกายโดยผ่านทางเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta)

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุด และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting State) ของหัวใจ
2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลงในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrial) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

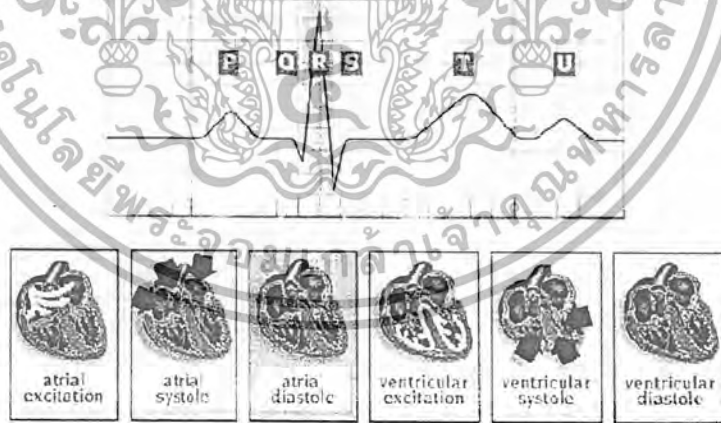
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่าง เพิ่มขึ้นจะทำให้วาล์วที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่างทั้งด้านขวา (Triaspid valve) และด้านซ้าย (Mitral valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (Pulmonary Artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันประมาณ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นเปิด-ปิดของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta Valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary Valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้น จนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่ เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่ จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องใจ (Chambers) ลิ้นเปิด-ปิดของหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็วและจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้เป็นช่วงของระยะพักของหัวใจดังที่กล่าวไว้ในข้อ 1 และครบวงจรการเต้นของหัวใจวงจรต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีก



รูปที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## 2.2 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แรงดันไฟฟ้างี้ดังกล่าวเรียกว่า แรงดันไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ถ้าแรงดันไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะมีการแตกตัวของอนุภาคและประจุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

ไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุเกิดขึ้นแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์ และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 20 มิลลิวินาที แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับ แรงดันไฟฟ้าขณะหยุดนิ่ง และเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อแรงดันไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุเซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่นของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่วส่วนบน ในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัวคลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างแรงดันไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้ โดยการใช้อิเล็กโทรดที่วางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่าอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (Electro Cardio Gram)

ในทำนองเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในห้องหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้งสองห้องจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวและการหดตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา ในทุกเซลล์ของหัวใจส่วนล่าง

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรง บริเวณแนวเชื่อมต่อของช่องทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างเรียกว่า โหนดเอวี (Atrio Ventricular Node) การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่างหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างจะทำให้ทั้ง 2 ส่วน ได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 วินาทีการนี้ทำให้หัวใจส่วนบนที่เวลานี้อัดเลือดให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตัวตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีหัวใจส่วนบนมีการบีบตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วเกินไป การไหลของเลือดจะลดลงเนื่องจากไม่มีเวลาพอที่จะใช้สูบเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือช่วงเวลาระหว่างการหด

กลับไปดูรูปที่ 2.3 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้เกิดการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อยๆเปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีแรงดันไฟฟ้าเท่ากับแรงดันไฟฟ้า ขณะหยุดนิ่งมีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้าด้วยจำนวนคงที่ เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุที่จุดโหนดเอวี สัญญาณการปลดปล่อยประจุจากเซลล์นำจะกระจายสู่เซลล์ต่างๆ ในหัวใจส่วนบนก่อน จากนั้นโหนดเอวีจะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจส่วนบนก่อนที่จะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าสู่หัวใจส่วนล่างอย่างรวดเร็วการกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างทั้งสองห้องจะเกิดขึ้นพร้อมกัน โดยเริ่มจากภายในสู่ผนังหัวใจภายนอก เซลล์ในหัวใจตอนบนจะมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 60-100 ครั้งต่อวินาที เซลล์ในโหนดเอวีซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างหัวใจส่วนบนกับหัวใจส่วนล่างมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 30 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะเวลาที่ทิ้งช่วงและการหดตัวของหัวใจส่วนล่างจากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัวเป็นลำดับ เป็นจังหวะเป็นเวลา สัญญาณจากโหนดเอสเอจะเข้ามาแล้ว ทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุและหดตามอัตราที่เป็นลักษณะเฉพาะตัว ดังนั้นโหนดเอวีจึงเป็นผู้นำในการทำงานของหัวใจ ถ้าโหนดเอวี ไม่ทำงานหรือสัญญาณที่ส่งมาถูกแนวโหนดเอวี ที่เป็นส่วนที่กักไว้ หัวใจส่วนล่างจะยังคงบีบรัดตัวได้อย่างมีประสิทธิภาพ เพราะเซลล์บางเซลล์ในหัวใจส่วนล่างสามารถที่จะปลดปล่อยประจุได้เองและทำตัวเป็นผู้นำในหัวใจส่วนล่าง อัตราการเต้นของหัวใจในลักษณะนี้จะช้า (ประมาณ 30 ครั้งต่อนาที) แต่จังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อความอยู่รอดเช่นนี้มักจะเพียงพอที่จะทำให้ชีวิตรอดได้

### 2.3 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติแสดงได้ดังรูปที่ 2.4 ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งมีการคลายตัวในแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดสัญญาณขึ้นเป็นจังหวะ โดยมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.4 แสดงผลอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่น คือ

1. ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการดีโพลาไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว
2. ช่วงคลื่น QRS เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการดีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องล่างด้านซ้ายและขวาซึ่งเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองข้างจะมีการบีบตัว โดยที่ขนาดของคลื่นสัญญาณ R สำหรับการทำงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์
3. ช่วงคลื่น T เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการรีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา

และเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ 1/3 ของขนาดของสัญญาณ R

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับขบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องบน อาจเกิดขึ้นในช่วงระหว่างที่หัวใจห้องล่างมีการบีบตัว แต่ค่าขนาดจะไม่ปรากฏเนื่องจากค่าของสัญญาณช่วงคลื่น QRS มีค่ามากกว่า

## 2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบ คือ

### 1. แบบไบโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะวางขั้วไฟฟ้า (Electrode) ระหว่างแขนและขา ซึ่งเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุดซึ่งมีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.5

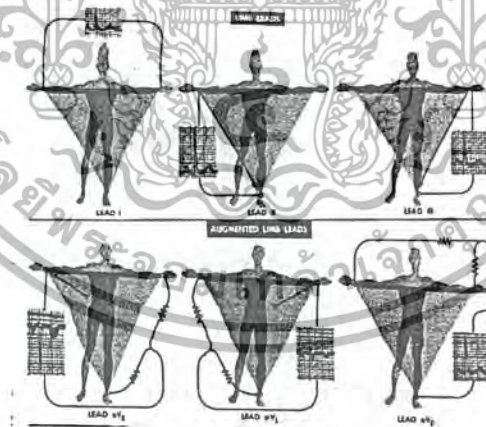
1.1 ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดแรงดันที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้แรงดันจากขาขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

1.2 ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดแรงดันที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้แรงดันจากขาขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

1.3 ลีด III (Lead III) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดแรงดันที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้แรงดันจากขาขวาและแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

### 2. แบบยูนิโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะสามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังรูปที่ 2.5 ที่ขั้วไฟฟ้าของแขน และขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็นจุดๆหนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก



รูปที่ 2.5 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 แบบ

## 2.5 อิเล็กโทรด

การจะวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คือ อิเล็กโทรด ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วยไอออน แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยน Ionic Current ให้เป็น Electric Current โคอะแกรมพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แสดงไว้ในรูปที่ 2.6 กระแสไฟฟ้าจะข้ามจาก

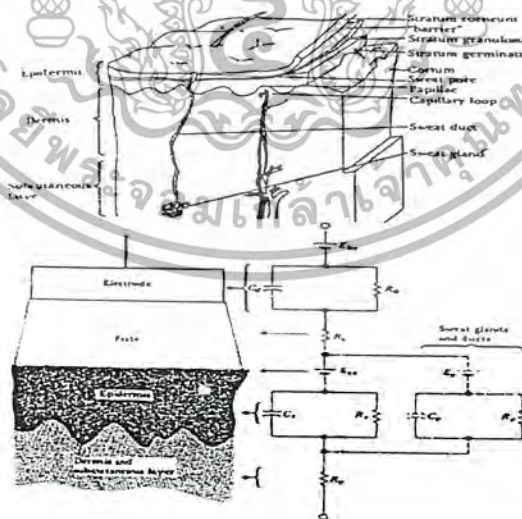
อิเล็กโทรดไปยังอิเล็กโทรไลต์ที่จะประกอบด้วยการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เข้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไอเล็กโตรด
2. แคโทดไอออนเคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าไอเล็กโตรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื่นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในไอเล็กโตรไลต์และไม่มีแคโทดไอออนและแอนไอออนในไอเล็กโตรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายถอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นไอเล็กโตรไลต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีแรงดันไฟฟ้าต่างไปเรียกว่า แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของไอเล็กโตรดได้ จึงต้องใช้ไอเล็กโตรดอีกอันในการเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้า

แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของไอเล็กโตรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหลแรงดันไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาไรเซชันของไอเล็กโตรด ความต่างแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า Overvoltage มีกลไกที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการ 3 ส่วนคือ

1. Ohmic Overvoltage เป็นผลเนื่องจากความต้านทานของไอเล็กโตรไลต์ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าผ่านไอเล็กโตรดทั้งสองอัน เมื่อความต้านทานของไอเล็กโตรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้าแรงดันไฟฟ้าที่เกินทางด้านโอห์ม (Ohm Overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้าตามกฎของโอห์ม
2. Concentration Overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในไอเล็กโตรไลต์
3. Activation Overvoltage เป็นผลของการถ่ายถอดประจุของปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจนไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้หมด



รูปที่ 2.6 แสดง โครงสร้างผิวหนังและวงจรสมมูลของผิวหนังที่ไอเล็กโตรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์

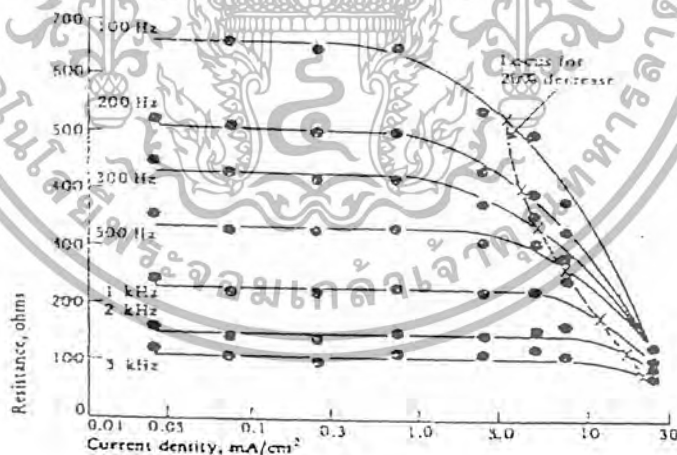
ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด

1. อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนเป็นคาปาซิเตอร์

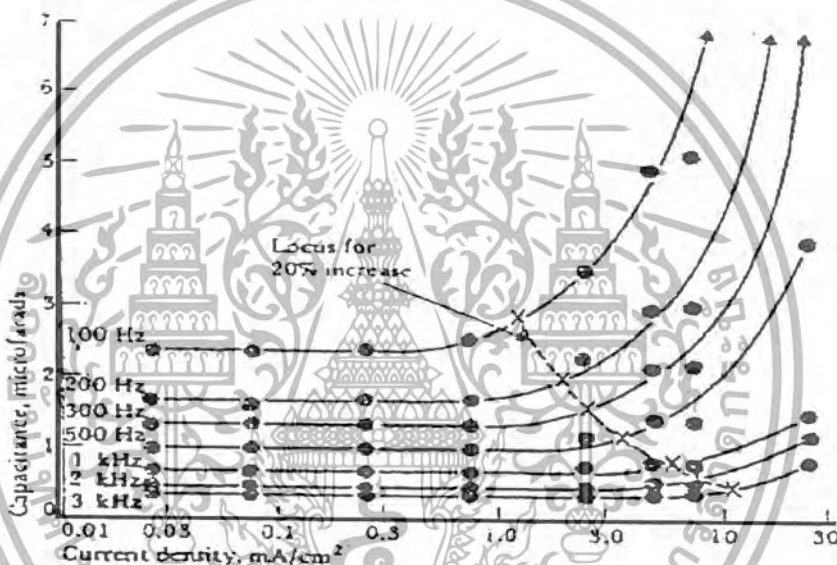
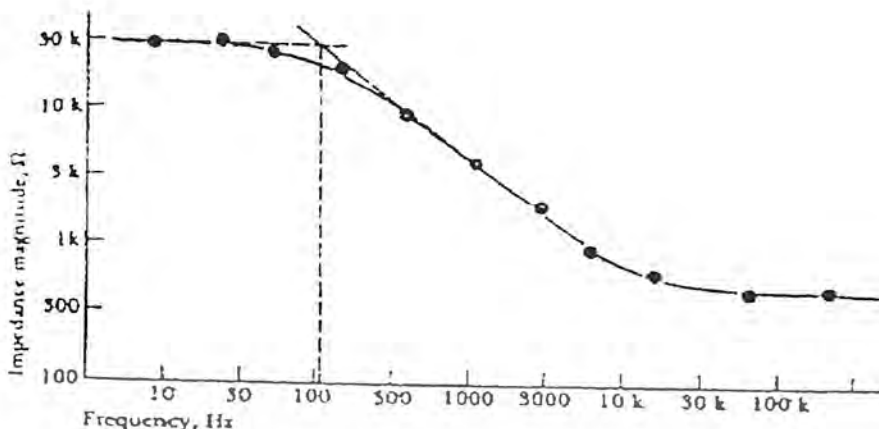
2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรีโดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

### 2.5.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด

เราจะพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัวคือความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมากคุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วยเพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วยเมื่อนำอิเล็กโทรดมาคิดที่ผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรด อิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคอลลอยด์ไฮดรอกไซด์ที่เจืออิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียมโพแทสเซียมและคอลลอยด์ไฮดรอกไซด์หลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อเหงื่อกับผิวหนังแต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรด ที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมๆ ไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง



รูปที่ 2.7 แสดงคุณสมบัติอิเล็กโทรดที่เป็นเหล็กไร้สนิมที่อิมพีแดนซ์ขึ้นกับค่าความถี่และความเข้มข้นของกระแสไฟฟ้า



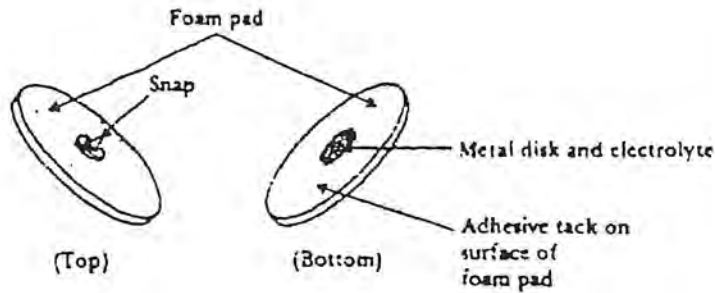
รูปที่ 2.8 ความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่

### 2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่ใช้กันน้อยในการรับแรงดันไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

รูปที่ 2.9 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นโลหะแบบต่างๆ เป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโพมและมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่แล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง อี.ซี.จี. ใช้ปิดผิวหนัง  
ติด แขน - ขา

#### 2.5.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัดแรงดันทางไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ติ จะต้องคำนึงถึง ข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้ คือ

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างก็ตาม เช่น วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ฉนวนหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกัน เพราะจะมีแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้ อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจุบันทำให้แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้
2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดแรงดันไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกันเนื่องจากครึ่งเซลล์แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแรงดันไฟฟ้า ดี ซี ที ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิฟายเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมิตัวของแอมพลิฟายเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดีซี และมีกำลังขยายสูง
3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่าย อย่างไรก็ตาม วัสดุเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มากแต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ
4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของอิเล็กโทรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพวก โพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนานๆ
5. การใช้แอมพลิฟายเออร์ที่มีอินพุทสูงๆ ทำให้การบันทึกไฟได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิฟายเออร์ที่ค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลงแล้วยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6 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 มม. และ 50 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่ความถี่ระหว่าง 0.05 - 100 เฮิร์ต

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

3. Input Impedance and current อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน ควรมีค่าน้อยกว่า 5 เมกะโอห์ม ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรจะทำการต่อลงดินให้หมด เครื่อง อี.ซี.จี. ไม่ควรให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย

4. Central Terminal วงจรซิสเตนซ์ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวในข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 2% เมื่อรวมกับความต้องการทางด้านอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่าซิสเตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกะโอห์ม

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

6. Frequency Response การตอบสนองของเครื่องอี.ซี.จี. ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 เฮิร์ต ควรเท่ากันจะดีไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB

7. Common Mode Rejection Ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อ เมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 มม./มม. โวลต์ และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 เฮิร์ต 120 โวลต์ พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิเตนซ์ 22 พิโคฟารัด ผลที่ได้นั้น ไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มมากกว่า 20 มม. ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้อยู่เมื่อต่อรีซิสเตนซ์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุท

8. Calibration เครื่อง อี.ซี.จี. ควรจะมีแรงดันไฟฟ้ามากกว่า 1.0 มม. โวลต์ สำหรับปรับเปรียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9. Chart Speed คือความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรเป็น 25 มม./วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วสูงกว่าด้วย คือความเร็ว 50 มม./วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2 %

10. Output เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์

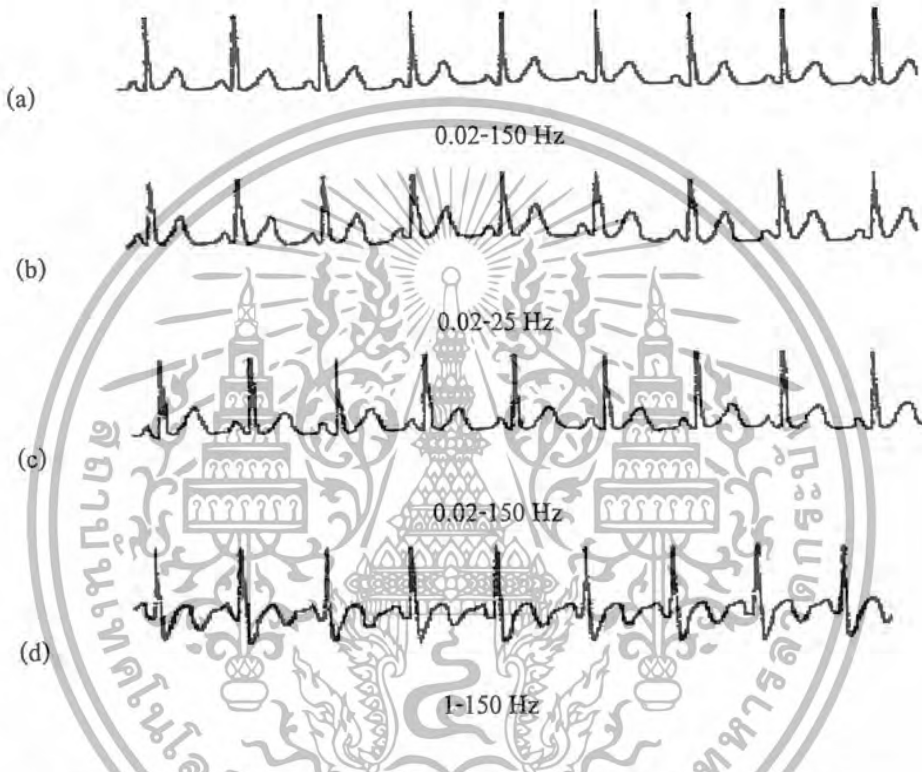
11. Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี.ซี.จี. สำหรับให้

ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี.

## 2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี.ซี.จี.

### 2.7.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง อี.ซี.จี. มีการตอบสนองความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไป คือ ไม่ได้มาตรฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่น อี.ซี.จี. ดังแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10a แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ปกติ จากเครื่องมือ ซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.05 -100 เฮิรท์

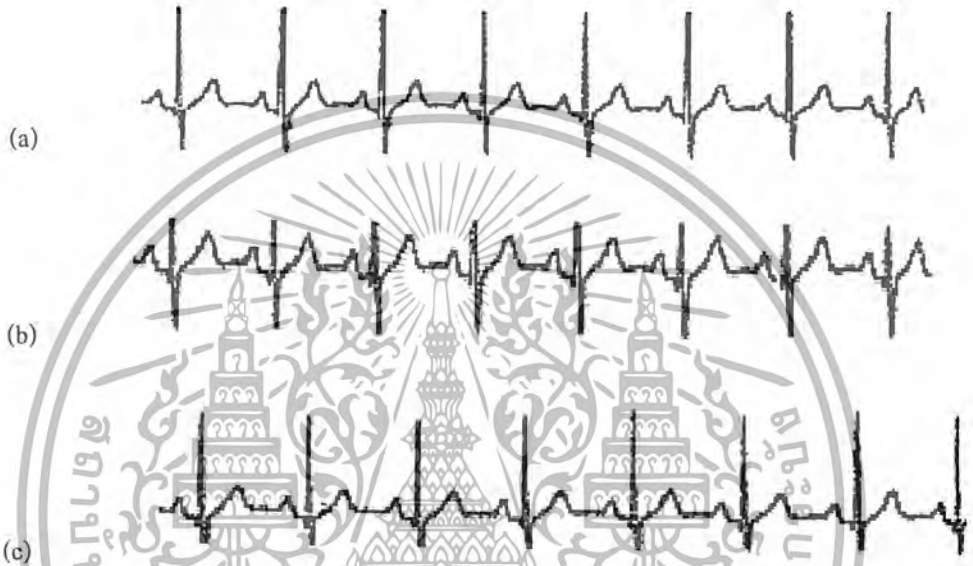
รูปที่ 2.10b แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ที่บันทึกได้ด้วยเครื่องมือที่มีการตอบสนองความถี่จาก 0.02 - 25 เฮิรท์ ความผิดปกตินี้ เรียกว่า High-Frequency Distortion รูปคลื่นแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อความผิดเพี้ยนเกิดขึ้นจะมีขนาดกลม และความสูงยังลดลงด้วย

รูปที่ 2.10c แสดงคลื่น อี.ซี.จี. จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องมือที่มีการตอบสนองความถี่ 1 - 150 เฮิรท์ สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่อง อี.ซี.จี. เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นซึ่งแต่เดิมมียอดเดียวจะกลายเป็น 2 ยอด ความผิดปกตินี้จะเรียกว่า Low-Frequency Distortion

รูปที่ 2.10 แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อี.ซี.จี. ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่

### 2.7.2 การอิมตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)

Offset Voltage ที่โอเล็คโทรหรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง อี.ซี.จี. อาจทำให้เกิดการอิมตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งทำให้รูปร่างของคลื่น อี.ซี.จี. เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 2.11a แสดงคลื่น อี.ซี.จี. ปกติ ส่วนรูปที่ 2.11b แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิมตัว ทำให้ยอดคลื่น อี.ซี.จี. ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินแรงดันไฟฟ้าที่อิมตัวได้



รูปที่ 2.11c แสดงการเปลี่ยนแปลงทำนองเดียวกัน เมื่อส่วนล่างของคลื่น อี.ซี.จี. ถูกตัดออกไป ทั้งนี้ เป็นผล จากการอิมตัวทางด้านลบของแอมพลิไฟเออร์ สังเกตว่าในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียกดี ยอดคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้จากภาพบันทึกหรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนี้จะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว

รูปที่ 2.11 แสดงความผิดพลาดของคลื่น อี.ซี.จี. ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์

### 2.7.3 วงจรสายดิน (Ground Loops)

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

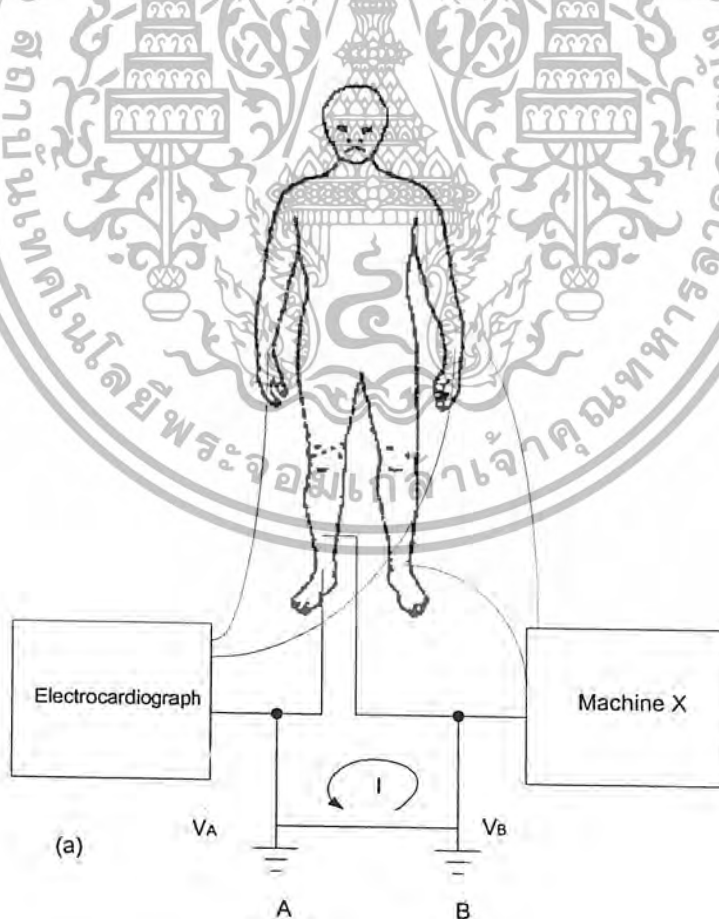
วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นในภาวะที่แสดงในรูปที่ 2.12a ในรูปตัวนี้ผู้ป่วยได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่อง อี.ซี.จี. และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่ออยู่กับตัวของผู้ป่วย เครื่อง อี.ซี.จี. ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่งนั้นก็ยังมีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็น สายดิน B ถ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น มิใช่เอกสารที่เผยแพร่โดยบริษัทเอกชน การค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายดิน B มีศักย์สูงกว่า สายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยัง ตัวเครื่องและ ผู้ป่วย และผ่านอิเล็กโทรดของเครื่อง อี.ซี.จี. ไปลงที่จุด A กระแสไฟฟ้างกล่าว นอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้วยังทำให้แรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าของสายดิน ซึ่งต่ออยู่กับตัวเครื่องตัวอย่าง แสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.12a ผู้ป่วยจะมีแรงดันไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และ สายดิน A จึงทำให้เกิด Common Mode Voltage บนเครื่อง อี.ซี.จี. ซึ่งจะทำให้ CMRR ต่ำ ดังนั้น จึงเป็นการเพิ่มปริมาณของ สัญญาณรบกวน

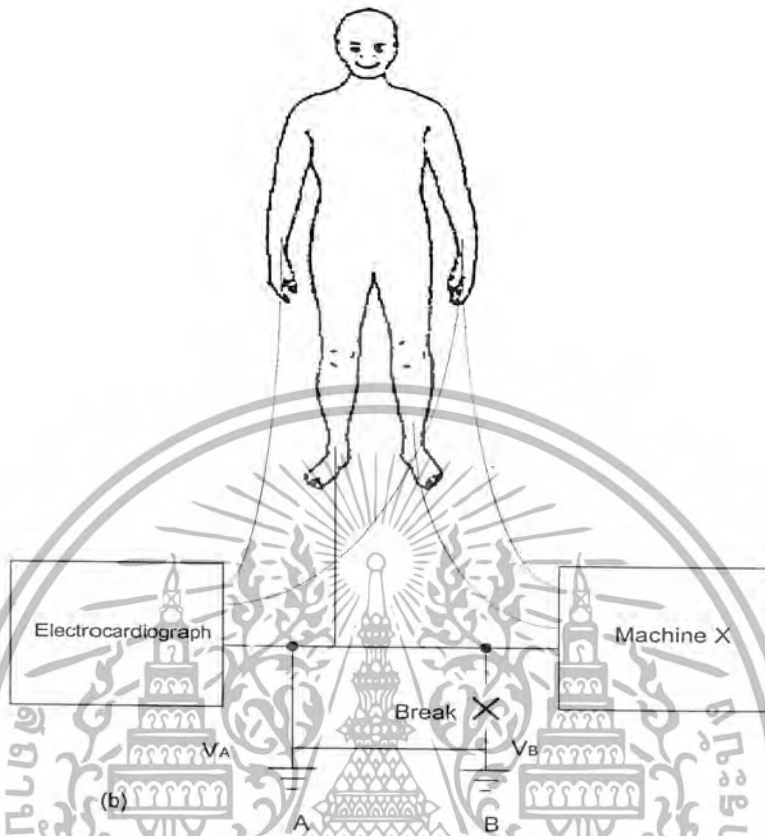
ทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 2.12a นั้นเรียกว่า Ground Loop ปกติการกระทำเช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

รูปที่ 2.12b เป็นภาวะที่ควรระวังจะทำให้เกิดขึ้นในรูปนี้เครื่องทั้งสองมีสายดินที่ต่อมายังจุด เดียวกันจึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้นแรงดันไฟฟ้าสายดินของเครื่อง อี.ซี.จี. และอีกเครื่องหนึ่งควรจะอยู่ใน ระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมีแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมสายดินอื่นจะทำให้เครื่องมีแรงดันไฟฟ้าสูง กว่าจุดสายดินถึง แม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจร สายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้งสองจะมีแรงดันไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่ มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ ตาม



รูปที่ 2.12a แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12b แสดงอันตรายที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด

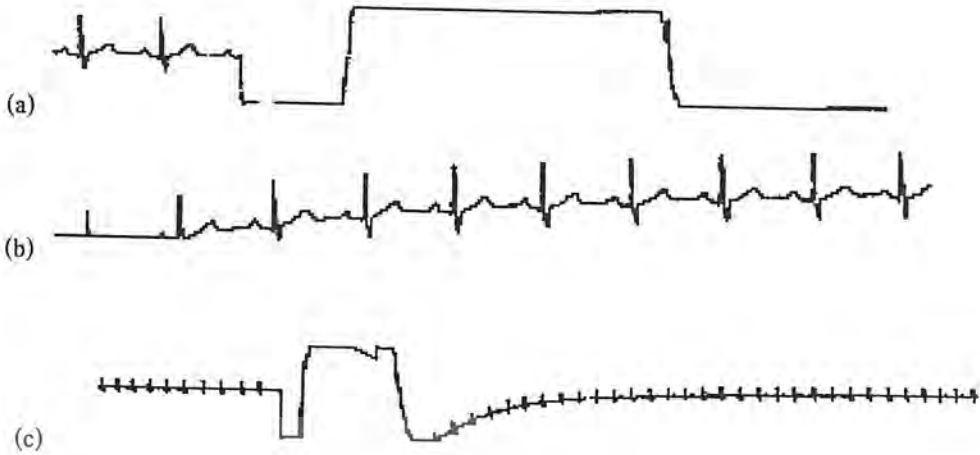
2.7.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire)

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี.ซี.จี. เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป แรงดันไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้มันก็มีการเคลื่อนไหวไปตามคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กโตรดสัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

2.7.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัด อี.ซี.จี. จะต้องทำการดีฟริลเรชัน ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นแรงดันไฟฟ้าสูง และกระแสน้ำวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดแรงดันไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี.ซี.จี. แรงดันไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงกว่าสัญญาณ อี.ซี.จี. มาก แรงดันไฟฟ้านี้ จะทำให้เข็มของเครื่อง อี.ซี.จี. เปลี่ยนระดับไปมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.13 ทั้งนี้เนื่องจากการอิมพัลส์ของ แอมพลิไฟเออร์ ในเครื่อง อี.ซี.จี. คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของ คาปาซิเตนซ์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อยๆลดกลับมาสู่พื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานาน ซึ่งต้องขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างของสิ่งรบกวนในท่านองเดียวกันนี้คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กโตรด ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้ามากกว่าแรงดันไฟฟ้าจากเครื่อง อี.ซี.จี.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นใบเซอร์โชนด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากแรงดันไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

a) การเปลี่ยนแปลงในระยะสั้น

b) กลับคืนสู่สภาพปกติ

c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังขยายของ first-order

Recover ของระบบ

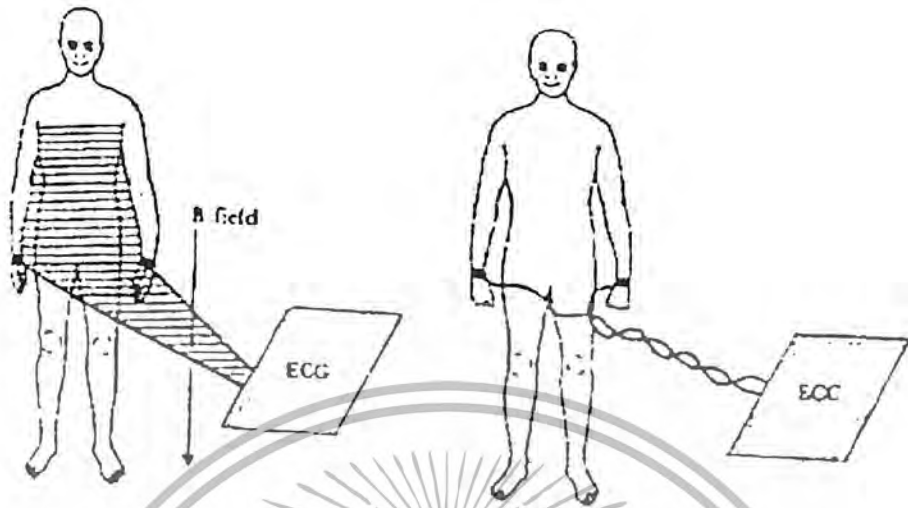
### 2.7.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ต้นตอสำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลังระบบไฟฟ้านั้นนอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง อี.ซี.จี. แล้วยังต้องจ่ายไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ภายในห้องเดียวกันอีกด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันอีกด้วย

สนามไฟฟ้าที่ควมระหว่างเครื่องจ่ายไฟกับเครื่อง อี.ซี.จี. หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลจากสนามไฟฟ้ารอบๆสายไฟหรือรอบๆเครื่องใช้ไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจเกิดขึ้นได้แม้แต่ยังไม่ได้ปล่อยพลังงานไฟฟ้าเข้าสู่เครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่อยูกับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือ การเหนี่ยวนำแม่เหล็กกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจะทำให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้ารอบสายตัวนำสนามแม่เหล็ก อาจเกิดจากทรานส์ฟอร์มเมอร์หรือบาลาสของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้นโดยเครื่อง อี.ซี.จี. สายต่อและตัวผู้ป่วย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.14 ศักย์จะเกิดไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้ แรงดันไฟฟ้านี้จะได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดียวที่เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดย

1. การลดสนามแม่เหล็กโดยการหุ้มกำบัง
2. การหลีกเลี่ยงสนามแม่เหล็กโดยการวางเครื่อง อี.ซี.จี. และสายต่อให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก
3. การลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดียว โดยการบิดสายต่อให้พันเป็นเกลียว



รูปที่ 2.14 การลดสัญญาณรบกวนโดยการพันสายเป็นเกลียว

### 2.7.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้หรือสถานีโทรทัศน์หรือสถานีเรดาห์เครื่อง อี.ซี.จี. สามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเรกตีไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้น โดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องโคอะเรอมีซ์มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องเอกซเรย์หรือสวิตซ์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ก็ยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้คลื่นน้อยลง โดยการต่อคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้ขนาดเท่ากับเครื่อง อี.ซี.จี. รีแอกแตนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมาก ที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี.ซี.จี. ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง อี.ซี.จี. ลดลง อย่างไรก็ตาม ความถี่ของคลื่นวิทยุนี้ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไปโดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมพลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอทางร่างกายเองการรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัวจะทำให้คลื่นไฟฟ้า อี เอ็ม จี และป้อน เข้าไปทำการรบกวนในเครื่องอี.ซี.จี. ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยก ซึ่งได้ออกแบบโดยทั่วไปนั้นจะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตราย ที่เกิดจากไฟฟ้าดูดที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วยกับตัวเครื่องและเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง ในบางกรณีจากคันต่ออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่อง อี.ซี.จี. อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีแรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก แรงดันไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง อี.ซี.จี. หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึก ดังรูปที่ 2.13

ตามอุดมคติแล้ว เครื่อง อี.ซี.จี. ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดีอาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมดวงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปสรรคจำกัดแรงดันไฟฟ้าสวางปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโทรดแต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอดสองอันให้กลับขั้วกันเมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 มิลลิโวลต์ ไดโอดตัวใดตัวหนึ่งจะทำงานจึงช่วยจำกัดแรงดันไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 มิลลิโวลต์ ได้ อย่างไรก็ตามการจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใด ที่ระดับ 700 มิลลิโวลต์ แต่จะค่อยๆเกิดขึ้นที่ระดับ 300 มิลลิโวลต์ ดังนั้น สัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

## 2.9 การลด Common Mode และการรบกวนอย่างอื่น

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

### 2.9.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้ สามารถเข้ามาได้ โดยการควบคุม การป้องกันและการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กเราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีหุ้มกำบัง (shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตยนั้น โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัดและต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับการตรวจ อี.ซี.จี. โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ เช่น มุ้งลวดในฝ้าผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวจะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่า โลหะที่ใช้มันจะเป็นชนิด high permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กและตัวนำไฟฟ้าที่ดีด้วยวิธีที่มีราคาถูกมากคือการลดพื้นที่ระหว่างคิฟเฟอร์เนเชียลอินพุตกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณคิฟเฟอร์เนเชียลและระหว่างอินพุตสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ Common Mode กระทำได้ง่าย โดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียวก็สามารถลดการรบกวนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.9.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)

วงจรสายดินทำให้เกิด Common Mode Voltage จากการไหลของกระแสไฟฟ้าของวงจรที่ไหลลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้จะต้อง ออกแบบระบบสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์ แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรมีรูปร่างคล้ายดาว ที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่างๆ



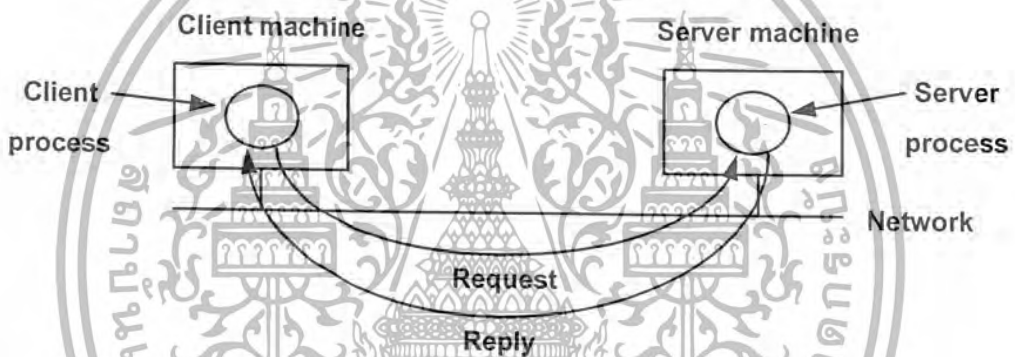
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

## ทฤษฎีเกี่ยวกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

### 3.1 ระบบเครือข่าย

ระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ (Computer Network) หมายความถึงเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งแต่สองเครื่องขึ้นไปที่เป็นอิสระต่อกัน นำมาเชื่อมต่อถึงกันได้โดยไม่คำนึงถึงระยะทางระหว่างเครื่องทั้งสอง หมายถึงการเชื่อมต่อถึงกันนั้นก็ไม่ได้จำกัดเอาไว้ว่าจะต้องใช้แบบใดขอเพียงให้แลกเปลี่ยนข่าวสารข้อมูลกันได้ ดังรูปที่ 3.1 เป็นระบบผู้ให้บริการและใช้บริการ การสื่อสารในระบบนี้ “ผู้ใช้บริการ” จะส่งความต้องการในลักษณะของ การร้องขอ (Request) ไปยัง “ผู้ให้บริการ” ซึ่งเมื่อผู้ให้บริการทำงานตามความต้องการนั้นๆ เสร็จแล้วจะส่งผลที่ได้กลับมายังผู้ใช้บริการ ในลักษณะของ การตอบสนอง (Reply) ตั้วส่วนของผู้ใช้บริการต่อผู้ใช้บริการนี้ขึ้นอยู่กับลักษณะของงานและประสิทธิภาพที่ต้องการเป็นหลัก



รูปที่ 3.1 ระบบผู้ให้บริการและผู้ใช้บริการ (Client/Server)

ระบบเครือข่ายที่ใช้อยู่ในปัจจุบันคือระบบอินเทอร์เน็ตที่มีต้นกำเนิดมาจากระบบเครือข่ายชื่อ ARPANET โดยใช้สายโทรศัพท์เป็นหลัก ต่อมาเมื่อระบบการสื่อสารแบบคลื่นวิทยุความถี่สูงและการสื่อสารดาวเทียมเริ่มเข้ามามีบทบาทและนำมาใช้ในระบบมากขึ้น ทำให้โปรโตคอลที่เคยใช้ได้ผลดีนั้นเกิดปัญหาไม่สามารถใช้งานได้อีกต่อไป โปรโตคอลรุ่นต่อมาจึงได้รับการออกแบบเพื่อนำมาใช้ทดแทนแบบเก่าโดยมีวัตถุประสงค์ในการเชื่อมการติดต่อระหว่างระบบที่มีความแตกต่างกันเป็นเรื่องหลัก ผลที่ได้รับคือโปรโตคอลที่เรียกว่าโปรโตคอลมาตรฐานแบบ TCP/IP ซึ่งได้รับการปรับปรุงจนนำมาใช้งานจริงได้ในปี ค.ศ. 1974 การปรับปรุงรุ่นต่อมา สำเร็จในปี ค.ศ. 1988

โปรโตคอลมาตรฐานแบบ TCP/IP ยังมีวัตถุประสงค์หลักอีกสองข้อสำคัญคือ ความสามารถในการแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นในระบบเครือข่าย เช่นในกรณีที่ผู้ส่งและผู้รับยังคงมีการติดต่อกันอยู่ แต่โหนดกลางที่ใช้เป็นผู้ช่วยรับ - ส่งข้อมูลเกิดความเสียหายใช้การไม่ได้หรือสายสื่อสารบางช่วงถูกตัดขาด โปรโตคอลนี้จะต้องสามารถจัดการหาทางเลือกอื่นเพื่อให้การสื่อสารดำเนินต่อไปได้โดยอัตโนมัติ ข้อที่สองคือจะต้องมีความอ่อนตัวต่อการสื่อสารข้อมูลได้หลายชนิดทั้งแบบที่ไม่มี ความเร่งด่วน และแบบที่ต้องการรับประกันความเร่งด่วนของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2 รูปแบบระบบเครือข่าย TCP/IP

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

### 3.3 โพรโตคอล IP (Internet Protocol)

IP เป็นโพรโตคอลที่ทำหน้าที่รับภาระในการนำข้อมูลไปส่งยังจุดหมายปลายทางไม่ว่าที่ใด ๆ ในอินเทอร์เน็ต โพรโตคอลต่างๆใน TCP/IP Suite ทั้ง TCP, UDP, ICMP ต่างก็อาศัยระบบนี้ทั้งสิ้น เนื่องจากตัวโพรโตคอล IP มีกลไกที่ค่อนข้างฉลาดในการหาเส้นทางขนส่งข้อมูล

### 3.4 โพรโตคอล TCP (Transmission Control Protocol)

TCP เป็นโพรโตคอลที่ใช้สื่อสารระหว่างโหนดที่มีความน่าเชื่อถือ จะเห็นได้ว่าโพรโตคอลในระดับ IP หรือแม้กระทั่ง UDP จะสนใจ ข้อมูลเพียงหนึ่งคาถา (Datagram) กลไกของโพรโตคอลจะมีหน้าที่ตรวจสอบความถูกต้องเพียงเฉพาะ Datagram นั้น ๆ เมื่อจะทำการส่ง Datagram ใหม่ก็จะถือว่าเป็นข้อมูลชุดใหม่ที่ไม่มีความสัมพันธ์ใดๆกับข้อมูล Datagram อื่น (การสื่อสารหนึ่งครั้งจึงใช้เพียงหนึ่ง Data gram) แต่สำหรับ TCP แล้วจะเห็นว่าข้อมูลนั้นเป็น Stream คือมีความสัมพันธ์ต่อเนื่องกัน มีกลไกในการตรวจสอบทั้งด้านส่งและด้านรับเพื่อให้แน่ใจว่าสามารถสื่อสารกันได้จริงจึงจะมีการส่งรับข้อมูลเกิดขึ้น ตลอดจนการยกเลิกการติดต่อก็มีกลไกสำหรับแจ้งให้อีกฝั่งทราบ ทำให้การสื่อสารด้วย TCP จึงเสมือนว่าทั้งสองฝ่ายคือฝ่ายรับและฝ่ายส่งได้ทำการต่อสายเน็ตเวิร์กถึงกัน (Connected) ตลอดเวลาที่มีการรับส่งข้อมูลจนกระทั่งการสื่อสารทั้งหมดเสร็จสิ้นจึงจะทำการยกเลิกการเชื่อมต่อนั้นเสีย

จุดเด่นประการสำคัญของ TCP ที่กล่าวถึงอยู่เสมอคือ ความมีเสถียรภาพและความถูกต้องของการสื่อสารซึ่งมีความเชื่อถือได้สูง คุณสมบัติที่ทำให้ TCP มีข้อดีดังกล่าวคือ

1. ข้อมูลที่จะส่งผ่าน TCP จะถูกนำมาแตกย่อยออกเป็น ส่วน ๆ ให้มีขนาดเหมาะสมสำหรับการส่งข้อมูล โดย TCP มีกลไกในการพิจารณาว่าขนาดเท่าใดจะทำให้การรับ - ส่งนั้นมีประสิทธิภาพและน่าเชื่อถือสูงสุด โดยข้อมูลแต่ละชุดที่แบ่งออกและทำการส่งโดย TCP แต่ละครั้งจะเรียกว่า TCP Segment

2. ในการส่งข้อมูลแต่ละครั้ง TCP จะมีการจับเวลาไว้เสมอ เพื่อรอการตอบรับจากผู้รับว่าได้รับข้อมูลถูกต้อง หากหมดเวลาแล้วไม่มีการตอบรับ TCP จะถือว่าข้อมูลไปไม่ถึงและทำการแก้ปัญหาที่เกิดขึ้น เช่น ยกเลิกการติดต่อ ส่งข้อมูลซ้ำ ทำให้ Application ทราบสถานะการส่งข้อมูลตลอดเวลา

3. TCP มี Checksum ซึ่งจะครอบคลุมทั้ง TCP Header และ TCP Data เพื่อเป็นการป้องกันและตรวจสอบว่าข้อมูลที่ส่งมานั้นถูกต้อง และไม่ได้ถูกแก้ไขระหว่างทาง หาก TCP ได้รับข้อมูลที่ทำการตรวจสอบกับ checksum แล้วปรากฏว่า มีความผิดพลาดเกิดขึ้น TCP จะทิ้งข้อมูลที่ได้รับและจะไม่ทำการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตอบรับข้อมูลนั้นกลับไปยังผู้ส่ง คือถือเสมือนว่าไม่ได้รับ ข้อมูลนั้น เพื่อให้ทางฝ่ายผู้ส่งทำการส่งใหม่ หรือหาข้อบกพร่องและพยายามแก้ไขตามแต่ Application ทางฝ่ายผู้ส่งเห็นสมควร

4. เนื่องจาก TCP อาศัย IP ในการส่งข้อมูล ซึ่ง IP เองอาจจะถูกแฟรกเมนต์ได้และทำให้ข้อมูลที่ถูกแฟรกเมนต์นั้นส่งถึงปลายทางในลำดับที่ไม่ถูกต้องได้หน้าที่ของ TCP เมื่อรับข้อมูลที่แฟรกเมนต์มานั้น จะต้องนำข้อมูลแต่ละส่วนมาประกอบรวมกันให้ถูกต้องสมบูรณ์ก่อนจะส่งไปยัง Application Layer ต่อไป

5. การส่ง - รับข้อมูลด้วย IP อาจจะมีกรณีที่ IP Datagram นั้นถูกส่งซ้ำขึ้นได้ TCP ที่รับข้อมูลซ้ำดังกล่าวจะต้องทราบว่า เป็น IP Datagram ที่ซ้ำและไม่นำข้อมูลไปใช้งาน

6. TCP มีกลไกควบคุมการไหลของข้อมูล (Flow Control) โดยการควบคุมนี้จะต้องอาศัยลำดับของการรับส่งที่ถูกต้อง และสัมพันธ์กันทั้ง 2 ฝ่าย ในขณะที่เดียวกันข้อมูลที่ส่งนั้นจะต้องอาศัย IP หลาย Datagram จึงจะได้รับข้อมูลครบทั้งหมด ดังนั้นในการรับข้อมูลทางฝ่ายรับจึงต้องเตรียมบัฟเฟอร์ไว้จำนวนหนึ่งเพื่อรองรับข้อมูลและรวบรวมข้อมูลทั้งหมดให้อยู่ใน บัฟเฟอร์ก่อนที่จะทำการจัดเรียงข้อมูล ตรวจสอบความถูกต้องแล้วจึงส่งต่อไปยัง Application ด้วยเหตุผลดังกล่าวจะเห็น ได้ว่าขนาดของข้อมูล มิได้ถูกจำกัดที่ขนาดของ Datagram ใดๆข้อมูลที่ส่งอาจจะมียุขขนาดใหญ่มากอยู่ในหลาย Datagram ก็เป็นไปได้ ดังนั้นเพื่อป้องกันการส่งข้อมูลขนาดใหญ่เร็วเกินไปจนทำให้ทางฝ่ายรับไม่มีหน่วยความจำเพียงพอที่จะเป็น บัฟเฟอร์ที่พักข้อมูล การส่งข้อมูลจึงถูกจำกัดโดยจะอนุญาตให้ทำการส่งข้อมูลได้ เท่าที่ฝ่ายรับมี บัฟเฟอร์เพียงพอเท่านั้น



## บทที่ 4

### ทฤษฎีเกี่ยวกับ Rabbit Core RCM2200

#### 4.1 บทนำ

ลักษณะโครงสร้างของ Rabbit Core RCM2200 เป็นชิ้นส่วนไมโครโปรเซสเซอร์ที่ถูกรออกแบบให้มีความสามารถที่หลากหลาย มี Port Ethernet สำหรับ Lan และ Internet ระบบวงจรที่ใช้ใน Rabbit Core RCM2200 ถูกรออกแบบให้ง่ายต่อการใช้งาน มีความเร็วในการทำงานอยู่ที่ 22.1 MHz หน่วยความจำที่ใช้เป็นแบบ Static Ram และ Flash Memory สัญญาณนาฬิกาที่ใช้งานในวงจรมี 2 แหล่ง (Oscillator และ Time - Keeping) ใช้แหล่งจ่ายไฟ +5V ในการทำงานของบอร์ดนอกจากนี้ยังสามารถติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก โดยผ่านทาง Port ที่จัดสรรไว้ผ่านคอนเน็คเตอร์ J4 กับ J5



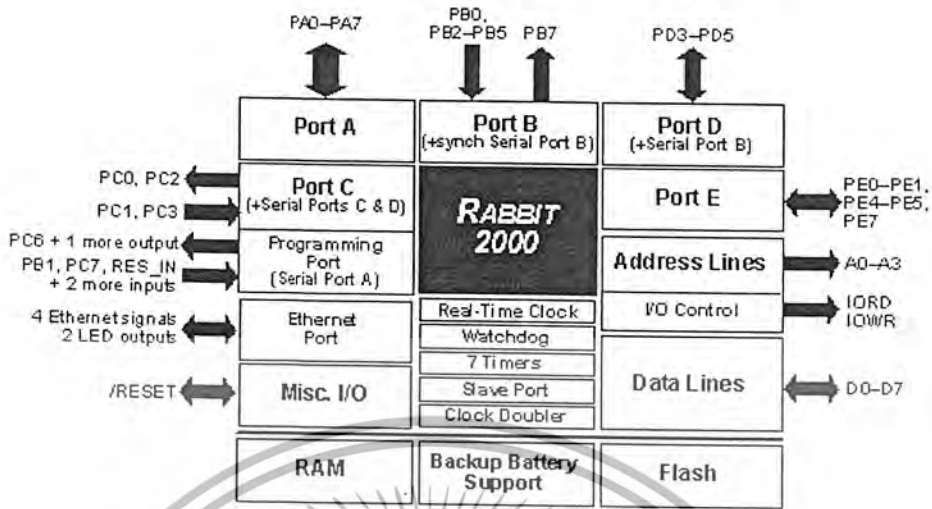
รูปที่ 4.1 บอร์ดวงจร Rabbit Core RCM2200

#### 4.2 ลักษณะที่สำคัญและความสามารถของ Rabbit Core RCM2200

- ขนาดเล็ก 1.60 " x 2.30 " x 0.86 " หรือ (41 mm x 58 mm x 22 mm)
- ไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2000 ใช้ความเร็วในการทำงานที่ 22.1 MHz
- มีขาที่เป็น Input / Output ทั้งหมด 26 ขา เป็นแบบ Parallel มีโหมดการทำงานหลากหลาย
- มี Data Bus 8 เส้น (D0-D7)
- มี Address Bus 4 เส้น (A0-A3)
- มี Flash Memory ขนาด 256 KBytes และ Static Ram ขนาด 128 KBytes
- มีสัญญาณนาฬิกาให้จังหวะการทำงาน
- ใช้หัวต่อสัญญาณแบบ RJ - 45 เป็น Ethernet Port
- Port Serial เป็นชนิด CMOS ซึ่งใช้อัตราบอर्डแบบ Asynchronous ได้ความถี่สูงสุดถึง 345,600 bps อัตราบอर्डที่ใช้แบบ Synchronous ได้ความถี่สูงสุดถึง 138,240 bps

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

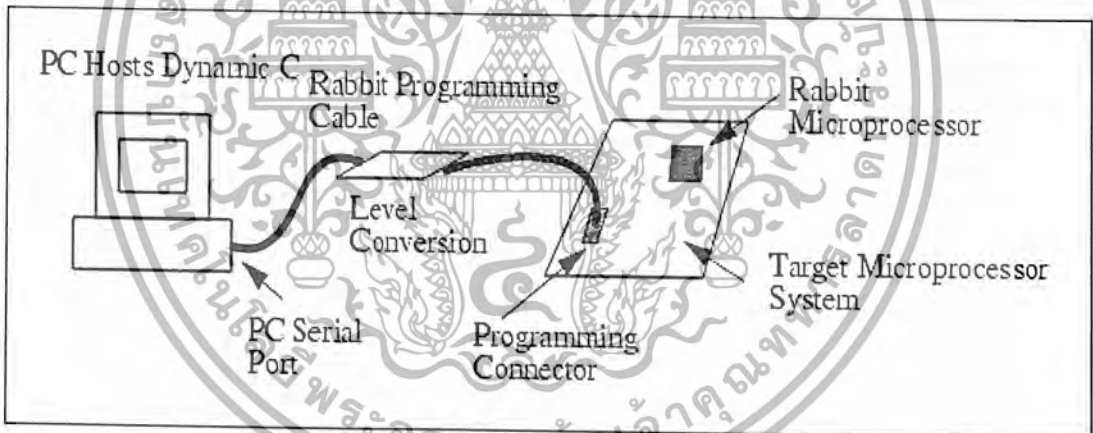
### 4.3 ส่วนประกอบอุปกรณ์และอุปกรณ์ย่อยของระบบ Rabbit Core RCM2200



Input / Output ของ Rabbit Core RCM2200

รูปที่ 4.2 อินพุตและเอาต์พุตของ Rabbit Core RCM2200

### 4.4 การเชื่อมต่อ RCM2200



รูปที่ 4.3 การเชื่อมต่อ Board RCM2200 กับ ระบบคอมพิวเตอร์

RCM2200 ออกแบบให้เชื่อมต่อกับ Motherboard เพื่อให้มีประสิทธิภาพในการทำงาน โดยมีจุดเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก คือ Headers 26 pin 2 Header ในบอร์ด RCM2200 จะประกอบไปด้วย 10Base-T Ethernet Port, 256 Kbytes Flash Memory และ 128 Kbytes Static RAM

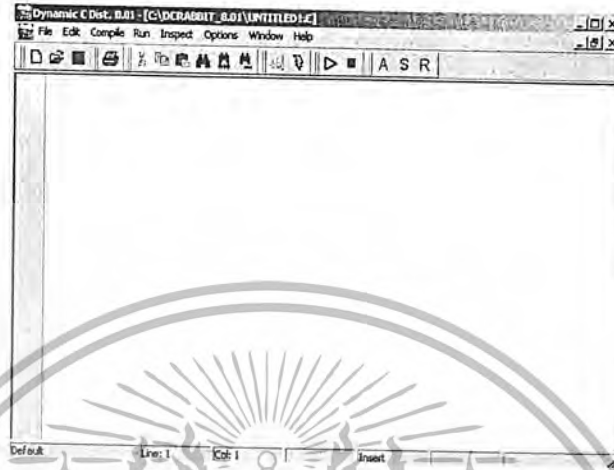
### 4.5 การสื่อสารแบบอนุกรม (Serial Communication)

ในบอร์ด Rabbit Core RCM2200 จะไม่มี RS - 232 หรือ RS - 485 ที่เป็นตัวรับและส่งโดยตรงบนบอร์ด อย่างไรก็ตาม RS - 232 หรือ RS - 485 ส่วนที่ใช้ติดต่อกับภายนอกจะนำมาต่อบนบอร์ด Rabbit Core RCM2200 เป็นต้นว่าบอร์ดที่มีชิพการรับส่ง ที่สนับสนุนมาตรฐานการรับส่ง RS - 232

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.6 โปรแกรม Dynamic C

Dynamic C คือระบบการพัฒนาของการเขียนซอฟต์แวร์ สร้างมาจากระบบคอมพิวเตอร์ของ IBM ซึ่งออกแบบให้เข้ากับคอมพิวเตอร์ทั่วไปให้ใช้งานได้



รูปที่ 4.4 โปรแกรม Dynamic C

โปรแกรม Dynamic C นั้นมีการใช้ในเครื่องขายตั้งแต่ปี 1989 ถูกออกแบบสำหรับการเขียนโปรแกรมที่ฝังระบบ และมีความสามารถตรวจสอบในตัวของมันเองอย่างรวดเร็ว สำหรับไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit 2000 ที่ใช้งานกันทั่วไป สามารถติดต่อกันโดย สายแพ 10 สาย ที่พอร์ต C โปรแกรมพื้นฐานของระบบ มีข้อมูลประมาณ 1,000 bytes ที่ใช้ในการจัดเตรียม Debugging และการติดต่อข้อมูลต่างๆ Dynamic C ต้องการไบออส (BIOS) เพื่อใช้ในการตรวจสอบโปรแกรมเพื่อที่จะใช้งานได้สะดวกถ้าผู้ใช้หยุดการ Run โปรแกรมและใช้โปรแกรมใหม่ BIOS ก็จะเริ่มการทำงานใหม่ตลอด Dynamic C ออกแบบให้เข้ากับภาษา Assembly หรือใช้ได้กับโปรแกรมภาษาซี การ Interrupt อาจเกิดขึ้นได้กับการเขียนในภาษา Dynamic C หรือภาษา Assembly ซึ่งซอฟต์แวร์ Dynamic C เป็นซอฟต์แวร์ที่มีประสิทธิภาพในการเขียน โปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานของไมโครโปรเซสเซอร์ Rabbit2000 โดยซอฟต์แวร์มีโครงสร้างการใช้งานคล้ายคลึงกับภาษา C ลักษณะของตัวซอฟต์แวร์โปรแกรม Dynamic C จะสนับสนุน TCP/IP โดยจะมี Libraries หลักที่สนับสนุนคือ DCRTCP.LIB ,DNS.LIB, IP.LIB, TCP.LIB, UDP.LIB, NET.LIB ส่วนในการติดต่อชั้นเครือข่ายของโปรโตคอล TCP/IP จะมี Libraries ARP.LIB กับ ICMP.LIB

ผู้ใช้โปรแกรม Dynamic C มีตัวเลือกในการที่จะพัฒนาซอฟต์แวร์ภาษาเขียน ใน flash memory ขนาด 256 KBytes หรือใน Static Ram ขนาด 128 KBytes ผลการทำงานในหน่วยความจำคือการบันทึกข้อมูลสามารถบันทึกได้ถึง 100,000 ครั้งของการเขียน

ข้อเสียของการใช้ Flash Memory เมื่อมีการดับกโปรแกรมเพื่อขัดจังหวะการทำงาน จะทำให้ Interrupt เกิดข้อผิดพลาด การทำงานของโปรแกรมก็จะหยุดตามไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การออกแบบวงจร

5.1 การออกแบบสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่คือ

1 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG:Electrocardiograph)

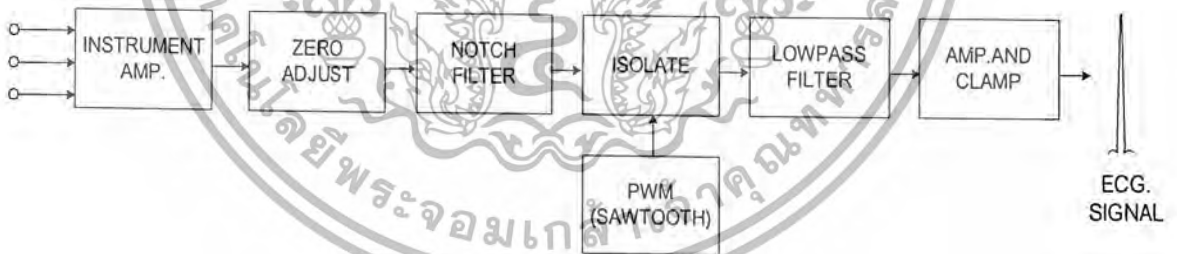
เครื่อง อี.ซี.จี. เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีขนาดสัญญาณน้อยมาก ซึ่งประมาณ 1 มิลลิโวลต์ (mV) โดยรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดที่ผิวหนัง ซึ่งจะต้องมีส่วนขยายสัญญาณ (Instrument Amp) และจะต้องมีการป้องกันแรงดันไฟฟ้าออฟเซตที่เป็นไฟฟ้ากระแสตรงมารบกวนอีกโดยใช้วงจรปรับศูนย์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

2. RABBIT

Rabbit 2000 นี้ได้พัฒนามาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ Z180 ซึ่ง Rabbit สามารถในการอินเตอร์เฟสเข้ากับเครือข่ายอินเตอร์เน็ตซึ่งการเขียนโปรแกรมเพื่อใช้งานบน Rabbit โดยใช้ไคนามิก C ในการเขียน

5.2 การออกแบบวงจรและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การออกแบบภาคขยายคลื่นหัวใจไฟฟ้าเราสามารถออกแบบเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังนี้



รูปที่ 5.1 บล็อกไดอะแกรมของภาคขยายคลื่นหัวใจ

จากบล็อกไดอะแกรมที่เห็น เรานำมาออกแบบโดยแยกแต่ละส่วนออกจากกันก่อนเพื่อง่ายต่อการออกแบบ หลังจากนั้นนำมาเชื่อมต่อกัน แล้วทำการปรับแต่งเพื่อให้คุณลักษณะที่ดีของสัญญาณ ตามที่เราต้องการ

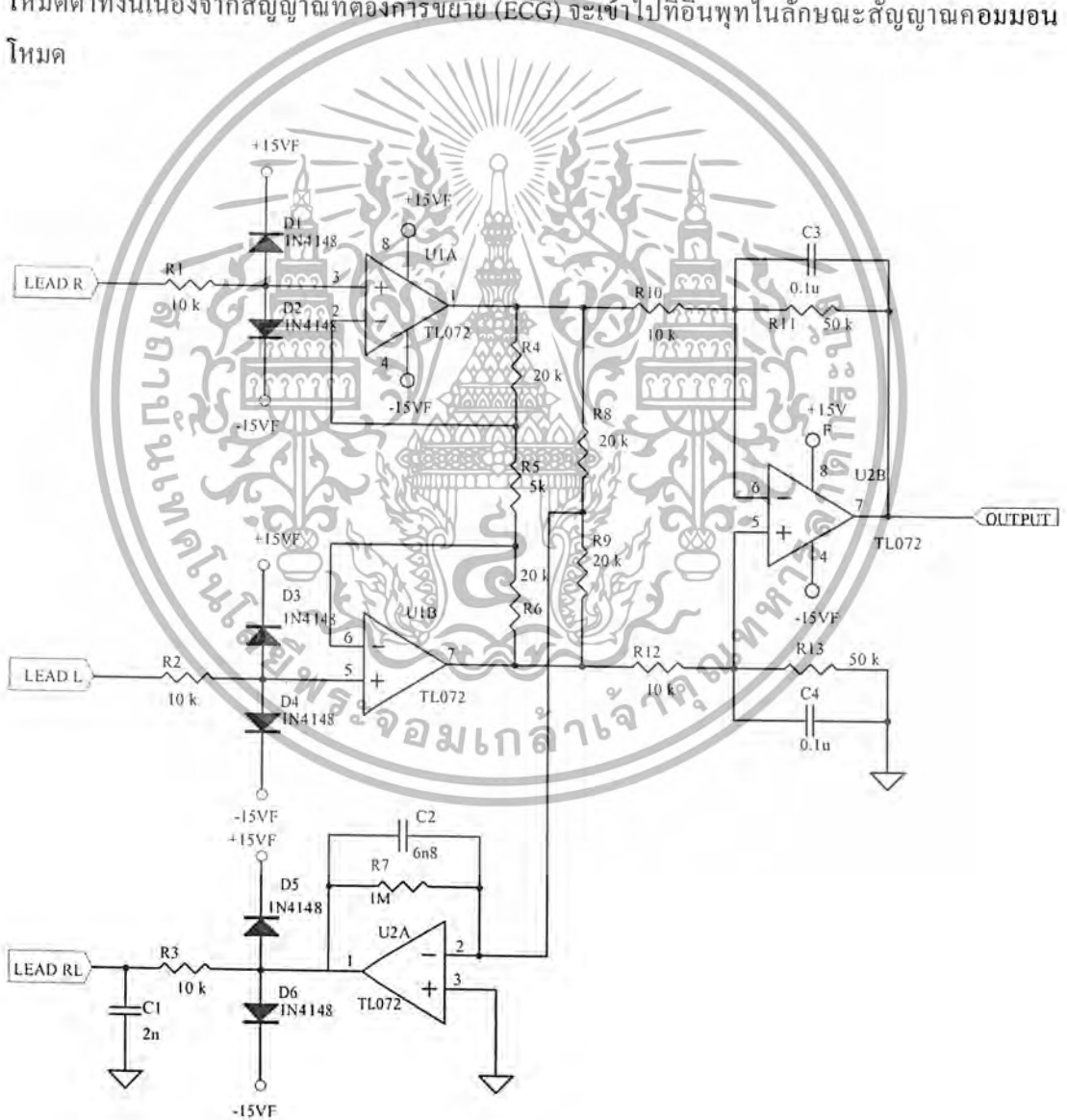
5.2.1 วงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)

วงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier) ดังแสดงในรูปที่ 5.2 เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ 50 Hz ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้ เมื่อผู้ใดเห็นหน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก. อินพุตที่มีแอมพลิจูดสูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสีของวงจรและการบันทึกสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสีของวงจรจะมีผลเสียต่อวงขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุตถ้าแรงดันไฟฟ้าออฟเซตที่มีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมิตต์มีแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต อยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวก หรือ ลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

ข. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือการมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย (ECG) จะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด



รูปที่ 5.2 วงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรรขยายในภาคแรกไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่า ถ้าหากเกิดมีแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทที่อินพุท ไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตามจะทำให้เกิดสัญญาณที่เอาต์พุทมีแรงดันลดยออกจากศูนย์กลาง ซึ่งถ้าหากมากจนใกล้เคียงกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟ จะทำให้เกิดการอิมิตัวของสัญญาณจนวงจรไม่สามารถทำงานได้

#### การคำนวณอัตราขยาย

จากวงจรในรูปที่ 5.2 ออปแอมป์ U1A และ U2B ทำหน้าที่เป็นวงจรรขยายบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier) ซึ่งจะมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก ซึ่งมีค่ามากกว่า  $10\text{ M}\Omega$  ทั้งนี้ เนื่องจากเลือกใช้ ออปแอมป์ ชนิด JFET

$$Av1 = 1 + \frac{2R4}{R5} = 1 + \frac{2(20k)}{5k} = 9 \text{ เท่า}$$

A3 เป็นวงจรรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า  $R11 = R13$  และ  $R10 = R12$  มีอัตราขยายแรงดันไฟฟ้าเท่ากับ

$$Av2 = R11/R12 \text{ หรือ } R13/R12 = 50k/10k = 5 \text{ เท่า}$$

- อัตราขยายแรงดันไฟฟ้าทั้งหมดของวงจรรขยายความแตกต่างเท่ากับ

$$Avt = Av1 * Av2 = 9 * 5 = 45 \text{ เท่า}$$

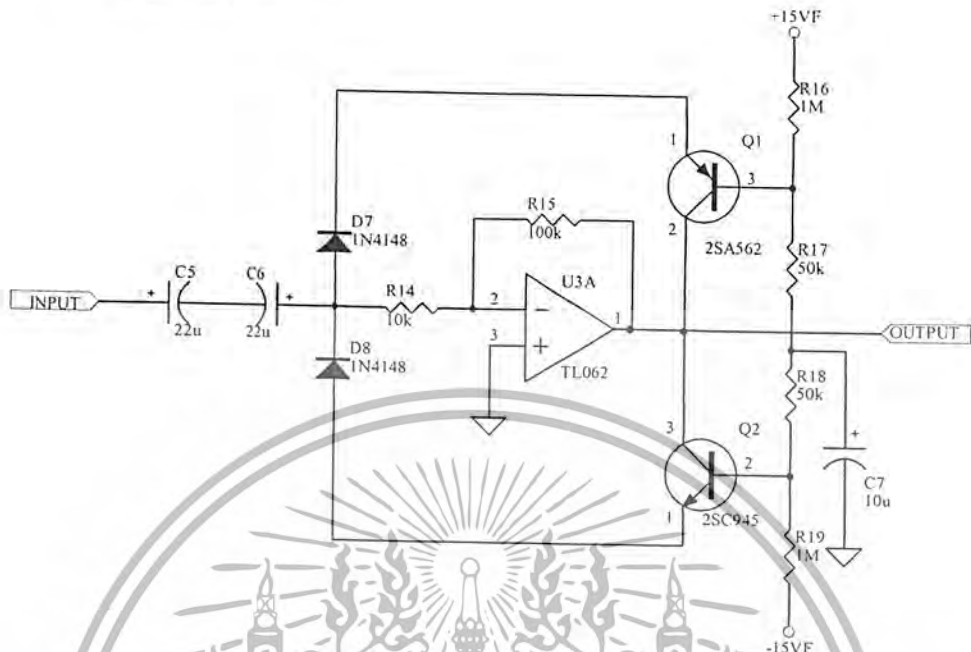
วงจรรขยายในภาคแรกๆไม่ควรมีอัตราขยายให้มากเกินไป เพราะว่าเกิดมีเอาต์พุทลอยขึ้นไปต่ำลงจากระดับศูนย์ ซึ่งบางครั้งอาจทำให้อิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้เคียงกับแรงดันแหล่งจ่ายไฟทำให้วงจรสามารถทำงานได้

#### 5.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit)

เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรรขยายความแตกต่าง มักจะมีแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ซึ่งแรงดันนี้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการให้สัญญาณผ่านตัวเก็บประจุ โดยการชดเชยกัน เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง  $0.5 - 200\text{ Hz}$  ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จึงต้องมีค่ามาก ทั้งนี้เพื่อให้สัญญาณในช่วงความถี่ต่ำผ่านไปได้และอีกปัญหาที่ตามมาคือการเกิดสัญญาณรบกวนที่อิล็คโทรด ถ้าหากว่าคนไข้ได้มีการขยับตัวจะทำให้ความต้านทานที่ผิวหนังของคนไข้เปลี่ยนแปลง จะเกิดเป็นแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทที่ทางออกของวงจรรขยายความแตกต่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลดยออกห่างจากระดับศูนย์และจะกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามากยังมีค่าความจุของตัวเก็บประจุมีค่ามากเพียงใด ก็จะทำให้เวลาในการกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามากขึ้น เป็นผลเนื่องมาจากกระบวนการชาร์จและดิสชาร์จของตัวเก็บประจุ

หลักการของวงจรปรับศูนย์คือจะช่วยลดค่าเวลาคงที่ (Time Constant) ให้เหลือน้อยมาก เมื่อเกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทขึ้น ถึงระดับที่กำหนดไว้ ในขณะที่ยังไม่เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซ็ทค่าเวลาคงที่ (Time Constant) จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ  $R14$  กับ  $C6$  และเมื่อมีไฟฟ้าออฟเซ็ทประมาณ  $+0.9\text{ V}$  หรือ  $-0.9\text{ V}$  (เท่ากับ แรงดันไฟฟ้าคร่อมไดโอดกับ  $V_{BE}$  ของทรานซิสเตอร์) โดยทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณ ซึ่งจะทำการค่าเวลาคงที่ (Time Constant) ลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ  $C6$  กับ

ค่าความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ ซึ่งมีค่าน้อย ส่วนออปแอมป์จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



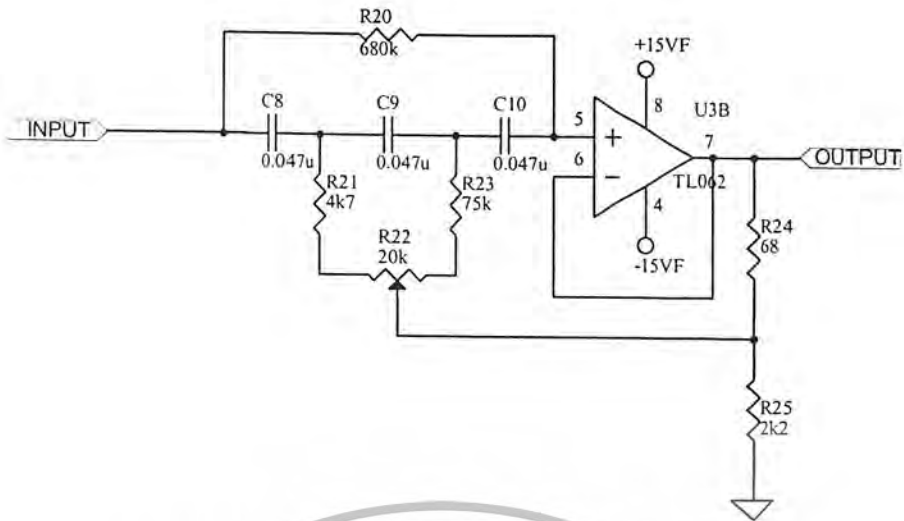
รูปที่ 5.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

จากวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto-Zero Circuit) จะมีอัตราขยายแรงดันไฟฟ้า ดังนี้  
 จากสมการ  $A = R15 / R14$  (เป็นวงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส Inverting Amplifier)  
 $= 1\text{M} / 10\text{k}$   
 $= 100$

ดังนั้น วงจรนี้จะมีอัตราขยายแบบกลับเฟส 100 เท่า

### 5.2.3 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)

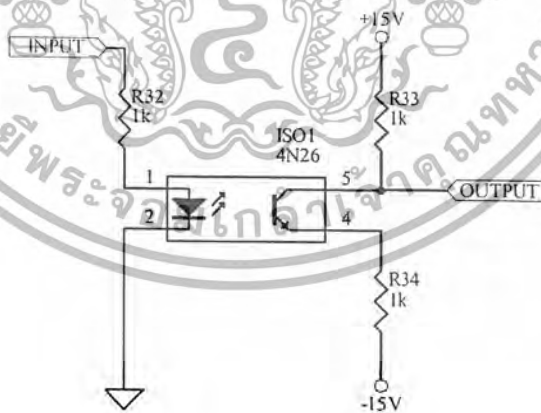
ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ถ้าเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมาสัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ก็สามารผ่านไปได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 200 Hz ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้อีกจะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 Hz ถูกกำจัดออกไปดังนั้น เราจึงต้องใช้วงจรความถี่ต่ำแบบ Notch filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz จะถูกกำจัดออกไป วงจรแสดงดังรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.4 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

5.2.4 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการให้ผ่านไปแล้วก็ผ่านมาที่วงจรส่งผ่านสัญญาณแสง เพื่อทำการแยกจุดคั่นระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ จากวงจรในรูปที่ 5.5 ความต้านทาน R33 และ R34 จะเป็นตัวป้องกันกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการเปลี่ยนตัวความต้านทาน R33 และ R34 จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าที่คอลเลกเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V



รูปที่ 5.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

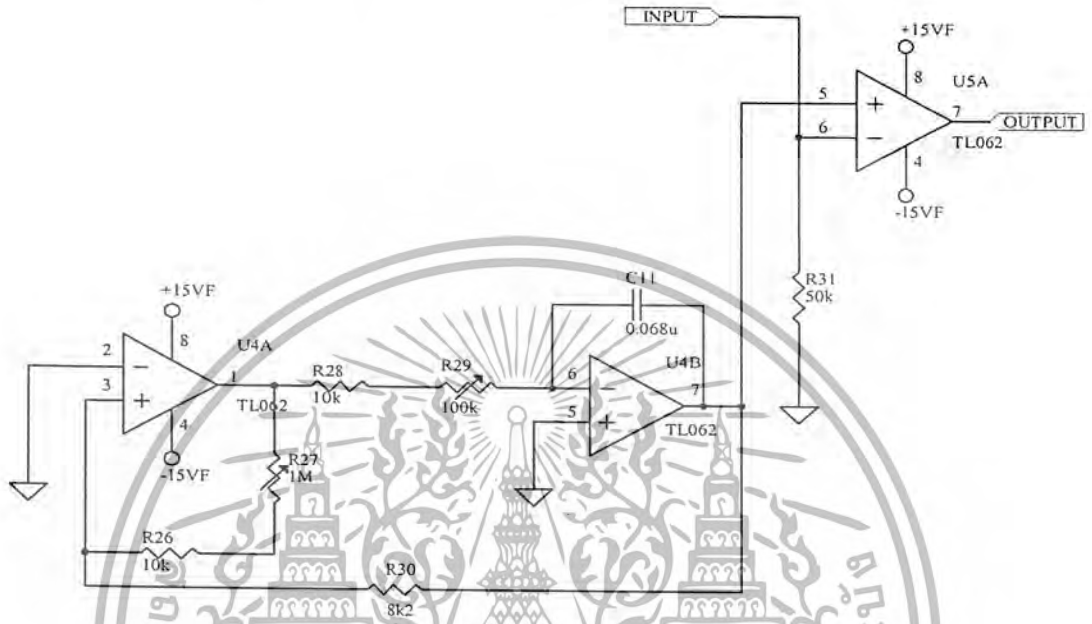
5.2.5 วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse - Width Modulator)

การไบอัสดังกล่าวเป็นการไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติ

แตกต่างกันไป เราจึงทำการปรับไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

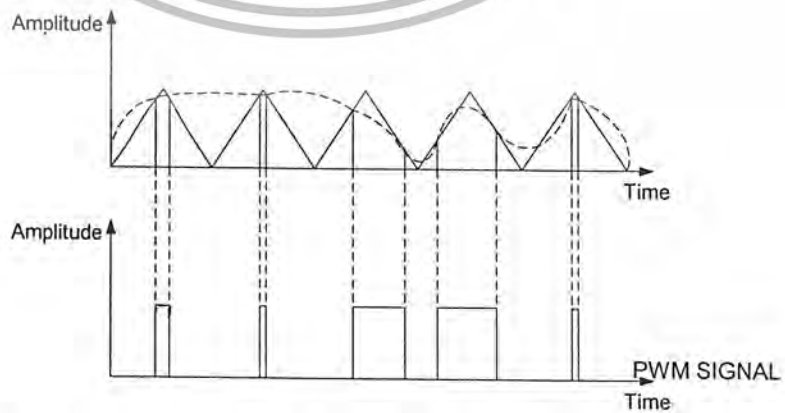
ก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงทำการปรับไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) และอาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไปด้วย

ดังนั้นเราจึงแก้ปัญหาดังกล่าว โดยการมอดดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจร พัลส์-วิดท์ มอดดูเลเตอร์ (Pulse – Width Modulator) ดังแสดงใน รูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 วงจรพัลส์-วิดท์ มอดดูเลเตอร์

จากรูปที่ 5.6 U4A และ U4B ทำหน้าที่สร้างสัญญาณสามเหลี่ยม (Triangle Signal) เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ (Reference Signal) เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส (Non-Inverting Input) ของ U5A ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator) โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรตรงความถี่แบบกันไม่ให้ ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงจะถูกนำเข้าไปที่ขาอินพุทกลับเฟส (Inverting Input) U5A สัญญาณที่ออกเอาท์พุทของ U5A จะมีลักษณะเป็นพัลส์ โดยที่ความกว้างของพัลส์ (Pulse Width) จะแปรเปลี่ยนตามสัญญาณที่ขาอินพุทที่เข้ามา ดังแสดงได้ดังรูปที่ 5.7

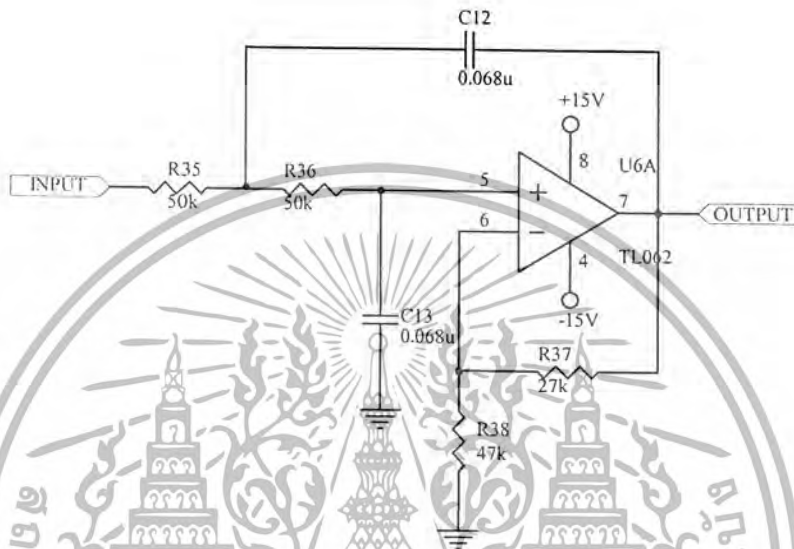


รูปที่ 5.7 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลส์โดยการมอดดูเลตแบบ PWM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5.2.6 วงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator)

หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแอสซิงโครนัสซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรดีมอดูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าวคือวงจรกรองความถี่ต่ำ ที่ยอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ ดังแสดงในรูปที่ 5.8

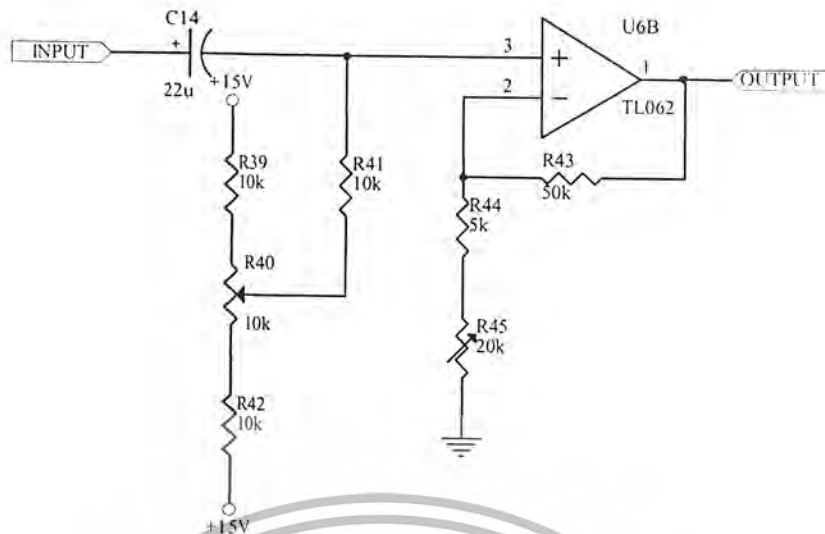


รูปที่ 5.8 วงจรดีมอดูเลเตอร์ที่กรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรในรูปที่ 5.8 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟ (Active Low Pass Filter) แบบ Sallen and key circuit ซึ่งมีค่าความถี่คัทออฟ (Cut off frequency or Passband Edge Frequency) หรือ  $\omega_p = 225\text{Hz}$

### 5.2.7 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp Circuit)

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดและระดับของแรงดันไฟฟ้าเหมาะสมกับวงจรในส่วนถัดไป โดยที่คุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณที่มีแถบความถี่ (Bandwidth) ประมาณ 0.5 ถึง 40 Hz สัญญาณเอาต์พุตมีแรงดันไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0 - 5 V สัญญาณอินพุตมีขนาดประมาณ 1 V จากยอดถึงยอด ( $V_{pp}$ ) รูปที่ 5.9 แสดงวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ ทำหน้าที่ยกระดับสัญญาณอินพุตที่มีแรงดันต่ำกว่าศูนย์ให้มีแรงดันมากกว่าศูนย์ เพื่อให้สัญญาณเหมาะสมที่จะป้อนให้แก่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล



รูปที่ 5.9 วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

### 5.2.8 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (AD Converter : ADC)

โดยทั่วไปแล้ว ADC จะแบ่งออกเป็นชนิดที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ และเป็นเลขฐานสอง ADC ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักจะใช้เป็นดิจิทัลโวลต์มิเตอร์และถูกใช้ใน digital panel meter และ DMM คอนเวอร์เตอร์ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุตตั้งแต่ 4 ถึง 16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็นอุปกรณ์อินพุทชนิดหนึ่งในระบบที่มี ไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม (microprocessor - based) เรียกว่า ADC แบบ  $\mu P$  - Type

ผลที่ได้จากการทำงานของ ADC เป็นตัวเลขฐานสอง เอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายชนิด สำหรับแบบที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลขในฐานสิบ (เช่น  $3\frac{1}{2}$  หรือ  $4\frac{1}{2}$ ) โดยทั่วไปแล้ว ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีจำนวนบิตเป็น 4,6,8,10,12,14 และ 16 บิต อาจมีการ error เกิดขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องจากการใช้ discrete binary step เพื่อแทนสัญญาณอนาล็อกที่มีความต่อเนื่องกันเรียกว่า quantizing error

ADC ขนาด 16 บิต มีความถูกต้องละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต เพราะว่ามันแบ่งอินพุทหรืออ้างอิงโวลต์เตจเป็น discrete step ที่เล็กๆ ตัวอย่างเช่น แต่ละ step ใน ADC แบบ 4 บิต จะต้องเป็น หนึ่งในสิบห้า ( $2^4 - 1 = 15$ ) ของอินพุทโวลต์เตจ ผลที่ออกมาคือ 6.7% ( $1/15 * 100 = 6.7$  เปอร์เซ็นต์)

อย่างไรก็ตามในกรณีของ ADC แบบ 8 บิต ควรจะมี discrete step เป็นจำนวน 255 ( $2^8 - 1 = 255$ ) ซึ่งจะเท่ากับ 0.39 เปอร์เซ็นต์ ( $1/255 = 100 = 0.39$  เปอร์เซ็นต์) ซึ่ง ADC แบบ 8 บิต มีความละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต

ผลจากการทำงานของ ADC อาจมีข้อผิดพลาดทางตัวเลขอันเนื่องมาจาก discrete step ที่เอาต์พุตของไอซี ซึ่ง ADC ทุกตัวมีความผิดพลาดอันนี้อยู่

นอกจากนี้ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน ADC อีกอย่างหนึ่งก็คือ analog component เช่นวงจรเปรียบเทียบและความผิดพลาดอื่นๆ อันเนื่องมาจากโครงข่ายวงจรของตัวต้านทาน ความละเอียดแม่นยำของ ADC เรียกว่า accuracy ของไอซี ADC

ถ้า accuracy ของไอซี ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่องว่างกว้างจาก  $\pm \frac{1}{2}$  LSB ถึง  $+ 2$  LSB ส่วน accuracy ของ ADC แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่องว่างกว้างตั้งแต่ 0.01 ถึง 0.05 เปอร์เซ็นต์

Conversion time เป็นรายละเอียดเฉพาะของ ADC อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ ADC ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาล็อกทางอินพุต ให้เป็นเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือเลขฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบมักอยู่ในช่วง 200 ถึง 400 ms ส่วน ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักมีค่า conversion time อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 100,000  $\mu$ s

ลักษณะเฉพาะอื่นๆ โดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ ADC คือ ค่าแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟมักมีค่าประมาณ +5 V อย่างไรก็ตาม ADC บางตัวก็ทำงานที่ค่าโวลเตจ +5 V ถึง +15 V

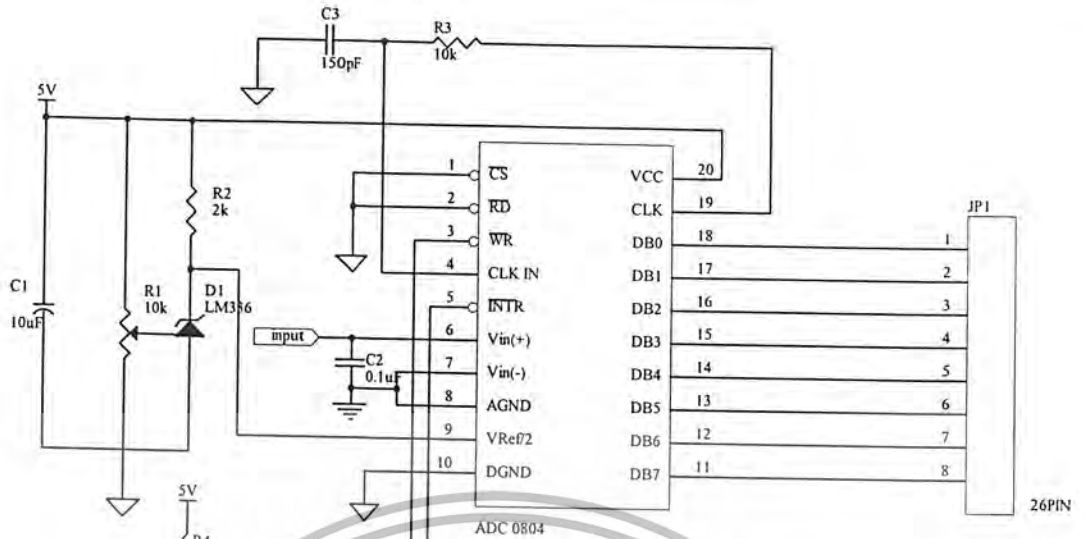
ระดับแรงดันทางเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS, หรือ tristate (สามสถานะ) ช่วงกว้างของอินพุต โวลเตจมักเป็น 5 V. ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ ADC มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15 ถึง 3000 mW

บางขาของไอซี ADC 0804 อาจเหมือนกับขาของไมโครโปรเซสเซอร์ที่เร็วใช้งานกันทั่วไปเช่น ADC 0804 ใช้ชื่อขา INTR, WR RD ซึ่งคล้ายกับขา INTR, WR และ RD ในไมโครโปรเซสเซอร์ 8085 ไอซี ADC 0804 สามารถเชื่อมต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์แบบ 8 บิต ที่นิยมใช้กันทั่วไปชนิดอื่นๆ ได้อีกด้วยเช่น 6800 และ 6502

ขา CS control input ใช้สำหรับปรับสัญญาณ (chip select) จากวงจรถอดรหัสค่าแอดเดรสในไมโครโปรเซสเซอร์

ADC 0804 เป็น successive - approximation ADC แบบ 8 บิต CMOS มีเอาต์พุตสามสถานะ (Three state output) ดังนั้นจึงสามารถที่จะเชื่อมต่อเข้าโดยตรงกับระบบ microprocessor - based system ทาง data bus ได้ (บัสข้อมูลในระบบไมโครโปรเซสเซอร์)

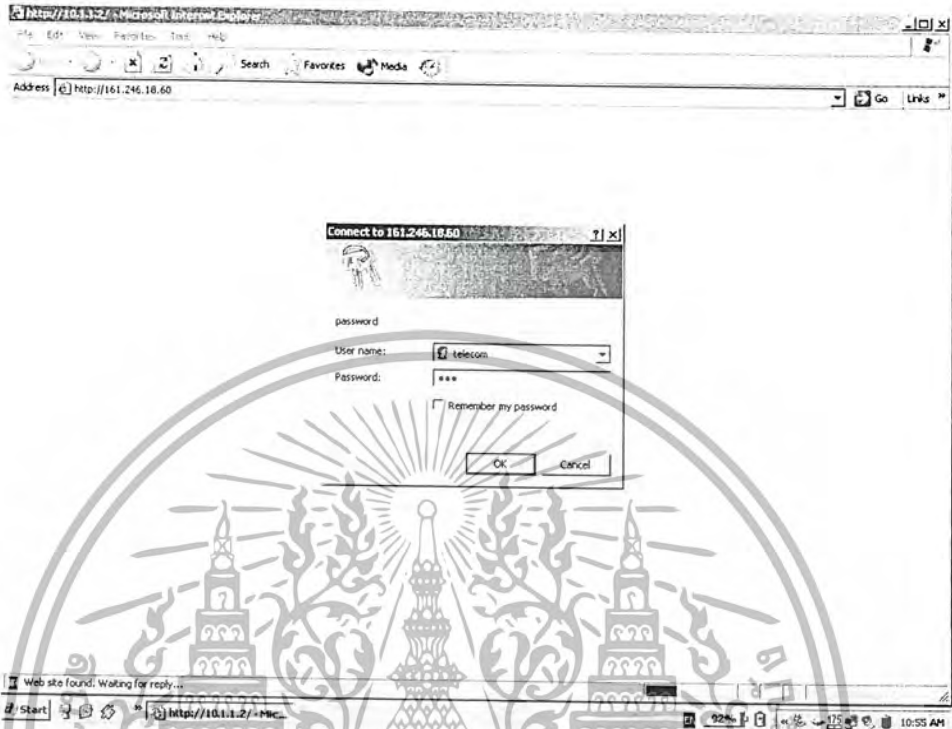
ADC 0804 มีเอาต์พุตเลขฐานสองและมี conversion time เพียง 100  $\mu$ s เท่านั้น อินพุตและเอาต์พุตของมันเข้ากันได้ทั้ง MOS และ TTL มีตัวกำเนิด clock รวมอยู่ในชิปสำเร็จรูปอยู่แล้ว โดยจะต้องต่ออุปกรณ์ภายนอก ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ) เพิ่มเติมเพื่อให้ทำงานได้ ไอซี ADC0804 ทำงานด้วยไฟฟ้ากระแสตรง 5 Vจากเพาเวอร์ซัพพลายและสามารถใส่แรงดันทางอินพุตได้ตั้งแต่ 0 ถึง 5V ไอซี ADC0804 converter สามารถนำมาทดสอบได้โดยใช้วงจรจากในรูปที่ 5.10



รูปที่ 5.10 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล  
หน้าที่ของวงจรคือสกัดความแตกต่างกันของแรงดันไฟฟ้า  $V_{in (+)}$  และ  $V_{in (-)}$   
เปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง เพื่อให้สัมพันธ์กับค่าตัวเลขฐานสอง

5.4 การออกแบบหน้า WEB และ โปรแกรม

5.3. หน้าแรกก่อนเข้าต้องใส่Password



รูปที่ 5.11 หน้าเว็บที่เข้าต้องใส่Password

5.3.2 หน้าเว็บที่ใช้ในโครงการนี้



รูปที่ 5.12 หน้าเว็บที่ใช้ในโครงการนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อยู่ภายใต้ลิขสิทธิ์หรือเงื่อนไขการดำเนินการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 6

### การทดลองและผลการทดลอง

ขั้นตอนการทดสอบวงจรในส่วนต่างๆ

#### 6.1 ทดสอบการทำงานวงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier)

การวัดค่าการตอบสนองความถี่ของวงจรอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ เป็นหัวใจหลักของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราต้องการวัด CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ของวงจร ซึ่ง CMRR นี้คือค่าอัตราส่วนของอัตราขยายแบบโหมดความแตกต่าง (Differential Mode) กับอัตราขยายแบบโหมดคร่อม (Common Mode) ซึ่งค่านี้ควรมีค่าสูงๆ เพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามา และขยายสัญญาณความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แรงขึ้น ซึ่งการวัดในโหมดความแตกต่าง ทำได้โดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์เวฟค่าแรงดันต่ำ ป้อนเข้าสู่อินพุท ส่วนอีกอินพุทหนึ่งก็ทำการต่อลงกราวด์ แล้วทำการเปลี่ยนค่าความถี่ ส่วนในแบบโหมดคร่อมก็ทำโดยการนำอินพุททั้งสองมาช้อตกัน แล้วก็ป้อนสัญญาณเหมือนกับโหมดความแตกต่าง แล้วนำมาคำนวณหาค่า CMRR ซึ่งสามารถหาได้จากสูตร

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

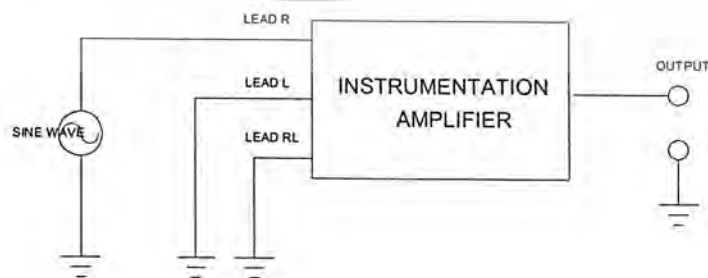
โดย

$A_{dm}$  คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

$A_{cm}$  คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

##### 6.1.1 การทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. ต่อวงจรตามรูปที่ 6.1
2. ป้อนสัญญาณคลื่นไซน์ (Sine Wave) ค่าแรงดันต่ำๆ ที่ความถี่ต่างๆ
3. วัดแรงดันเอาต์พุทของวงจรอินสตรูเมนแอมป์



รูปที่ 6.1 รูปวงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

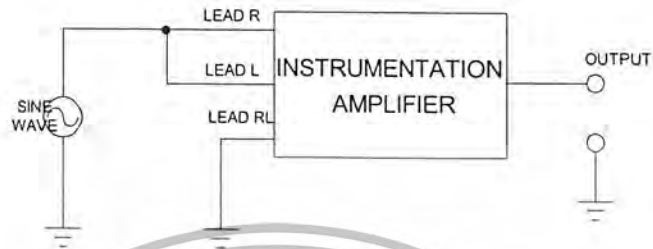
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 6.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

1. ต่อวงจรตามรูปที่ 6.2

2. ป้อนสัญญาณคลื่นไซน์ (Sine Wave) ค่าแรงดันต่างๆ ที่ความถี่ต่างๆ

3. วัดแรงดันเอาต์พุตของวงจรอินสตรูเมนแอมป์



รูปที่ 6.2 รูปวงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

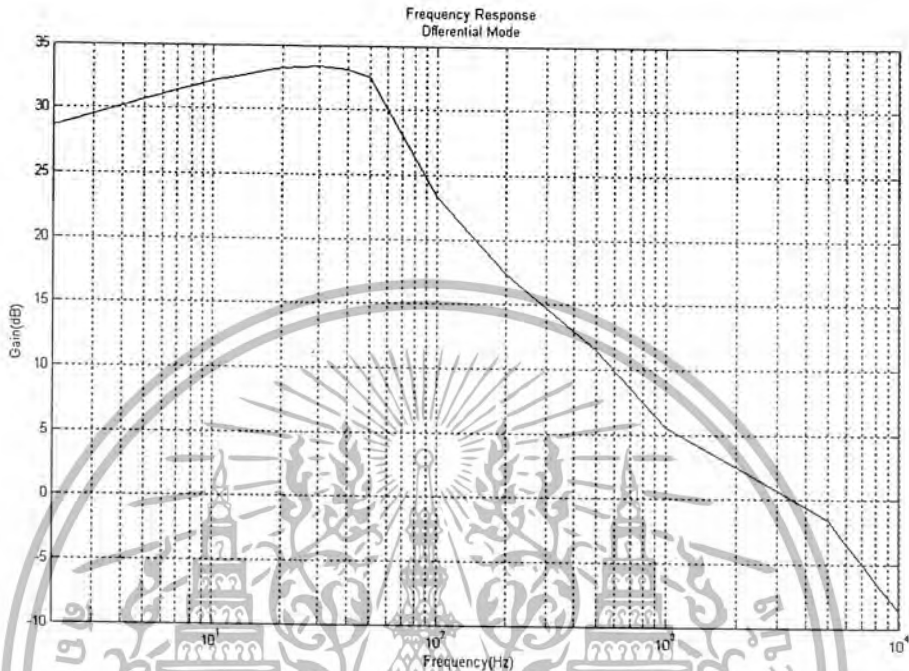
เมื่อ  $V_{in}$  = สัญญาณคลื่นไซน์ขนาด  $540 \text{ mV}_{PP}$

ความถี่ (Hz)	Differential Mode			Common Mode			CMRR	
	ขนาด ( $V_{PP}$ )	Gain	อัตรา ขยาย (dB)	ขนาด ( $mV_{PP}$ )	Gain	อัตรา ขยาย (dB)	ไม่มี หน่วย	dB
		อัตรา ขยาย			อัตรา ขยาย			
2	14.6	27.03	28.63	150	0.27	-11.12	97.33	39.76
5	18.4	34.07	30.65	111	0.21	-13.55	201.8	46.1
10	22.1	40.92	32.23	99.4	0.18	-14.7	222.33	46.90
20	24.6	45.55	33.17	31.7	0.058	-24.73	776.02	57.80
30	25.1	46.48	33.35	21.6	0.047	-26.55	1162.03	61.30
40	24.5	45.37	33.14	13	0.024	-32.37	1869.23	65.43
50	23.8	42.22	32.51	8	0.015	-36.47	2975	69.47
100	10.9	14.63	23.30	7.3	0.013	-37.38	1493.15	63.48
200	4.0	7.41	17.39	7	0.012	-38.41	571.43	55.14
500	2.03	3.75	11.50	6.6	0.012	-38.41	307.58	49.76
1000	1.02	1.88	5.52	6	0.011	-39.08	170	44.61
5000	0.45	0.83	-1.58	5	0.009	-40.66	90	39.08
10000	0.2	0.37	-8.62	5	0.009	-40.66	40	32.04

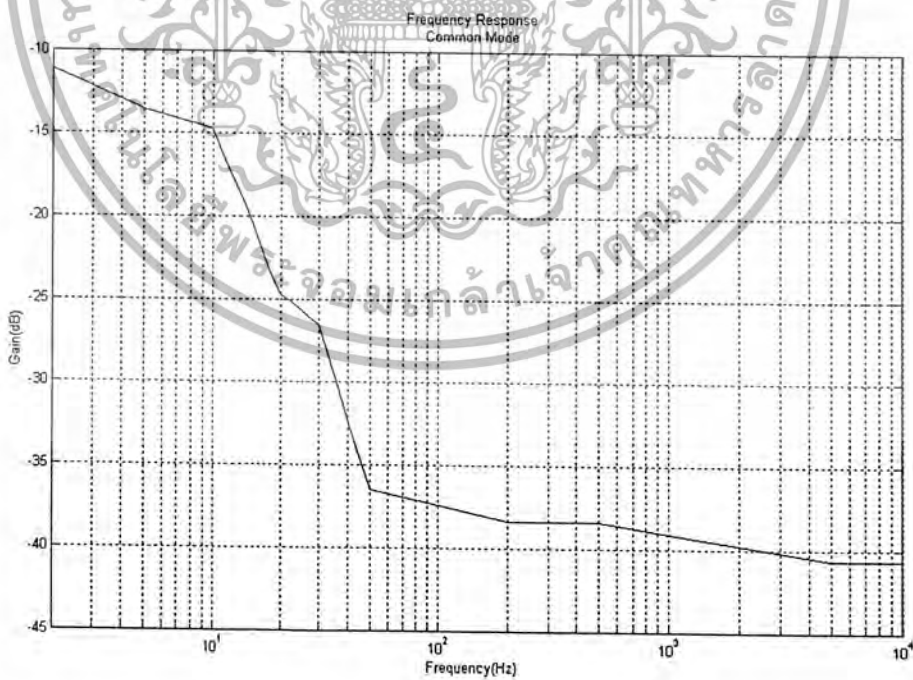
ตารางที่ 6.1 ผลการทดลองการวัดแรงดันทางเอาต์พุตของวงจรอินสตรูเมนแอมป์ไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 6.1 จะพบว่าค่า CMRR ที่ความถี่ต่ำมีค่า CMRR สูง ส่วนที่ความถี่สูงจะมีค่า CMRR ต่ำ ซึ่งเหมาะสำหรับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในโรงงานนี้

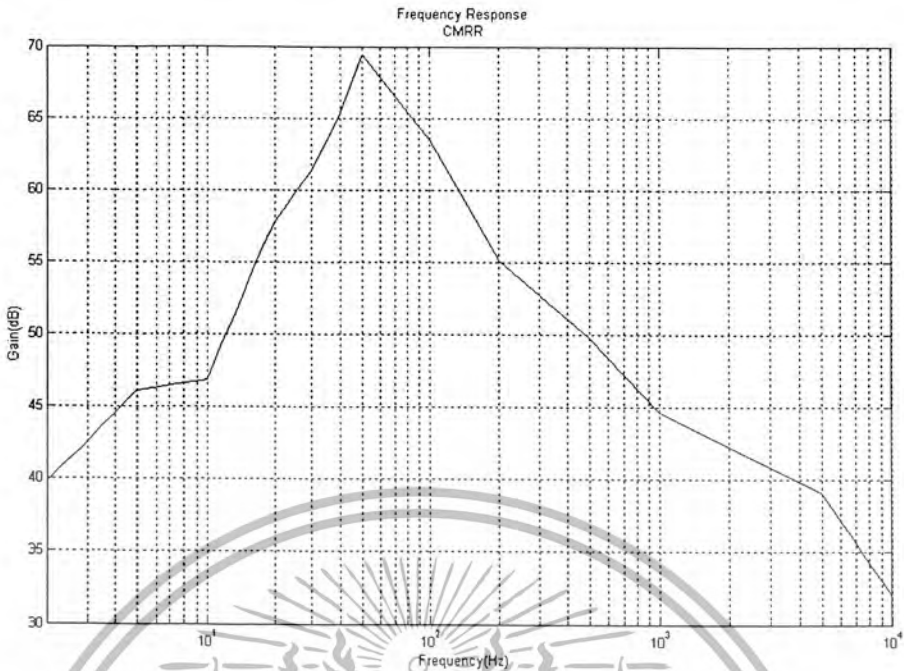


รูปที่ 6.3 กราฟแสดงการวัดค่าอัตราขยายโหมดความแตกต่าง



รูปที่ 6.4 กราฟแสดงการวัดค่าอัตราขยายโหมดร่วม

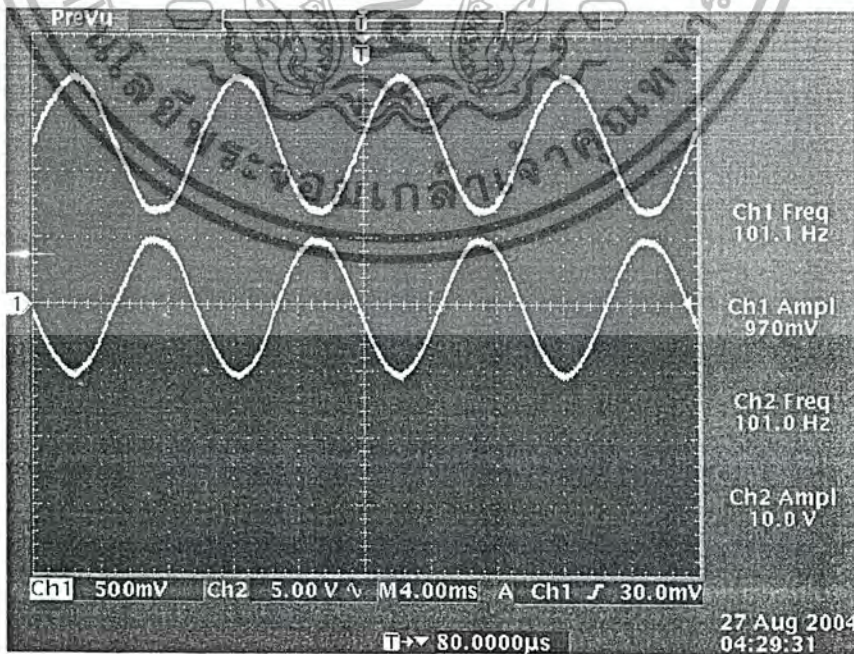
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.5 กราฟแสดงการวัดค่า CMRR

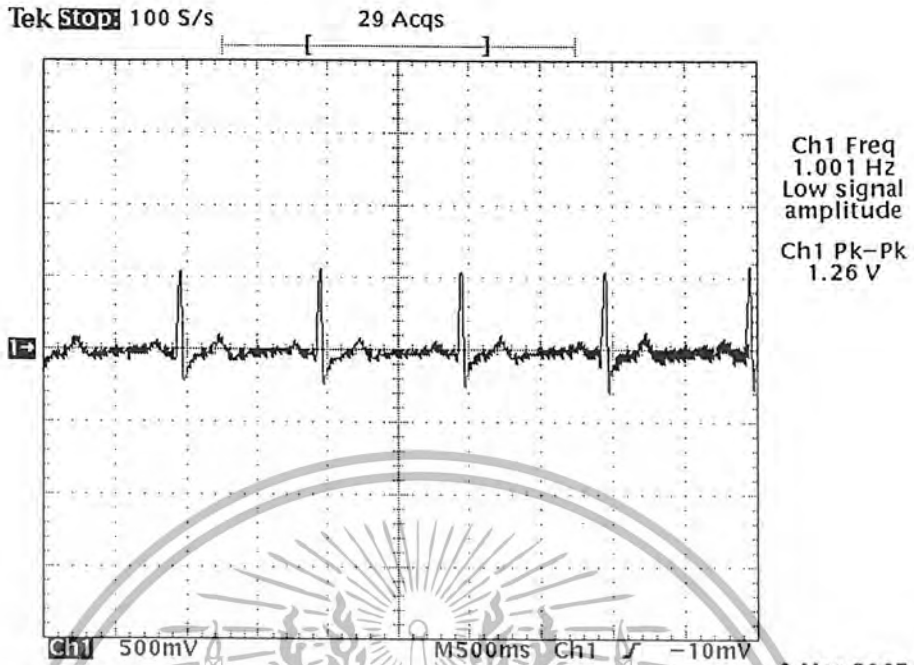
6.2 ทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto-Zero Circuit)

ทำการทดสอบโดยการนำสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 100 Hz ที่มีแรงดันไฟฟ้าออฟเซตปนอยู่ด้วยเข้าสู่วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ จะเห็นได้ว่ารูปสัญญาณเกิดการลอยตัวออกจากระดับแรงดันอ้างอิงไป แต่เมื่อวัดทางค่านเอาท์พุทปรากฏว่ารูปสัญญาณกลับมามีระดับแรงดันอ้างอิง



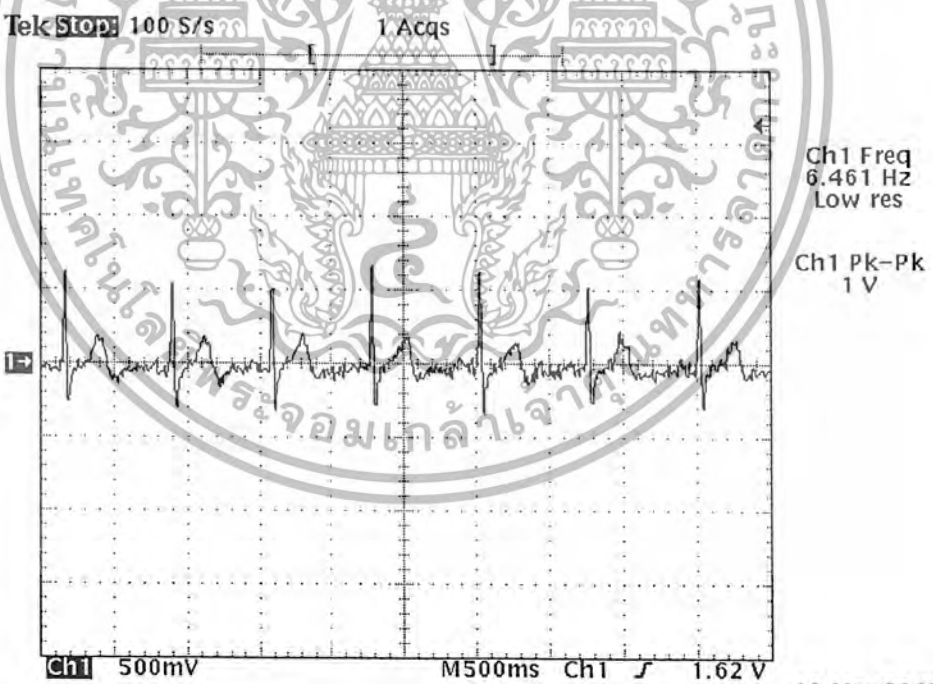
รูปที่ 6.6 รูปสัญญาณที่ทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



9 Mar 2005 21:59:39

รูปที่ 6.7 สัญญาณที่ได้โดยใช้อี.ซี.จี.จิมบูเลเตอร์



10 Mar 2005 00:39:28

รูปที่ 6.8 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 6.3 ทดสอบการทำงานวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)

ทดสอบโดยการหาผลตอบสนองทางความถี่ต่างๆ โดยมีความถี่ศูนย์กลางที่ 50 Hz ในการทดลองทำได้ โดยป้อนสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 1 V วัตต์ค่าแรงดันเอาต์พุตที่ได้ จากวงจรไปใส่ในตารางที่ 6.2 โดยเปลี่ยนความถี่ตามตารางที่ 6.2 ซึ่งนำผลที่ได้จากการทดลองจริงที่ได้ไปพล็อตกราฟ

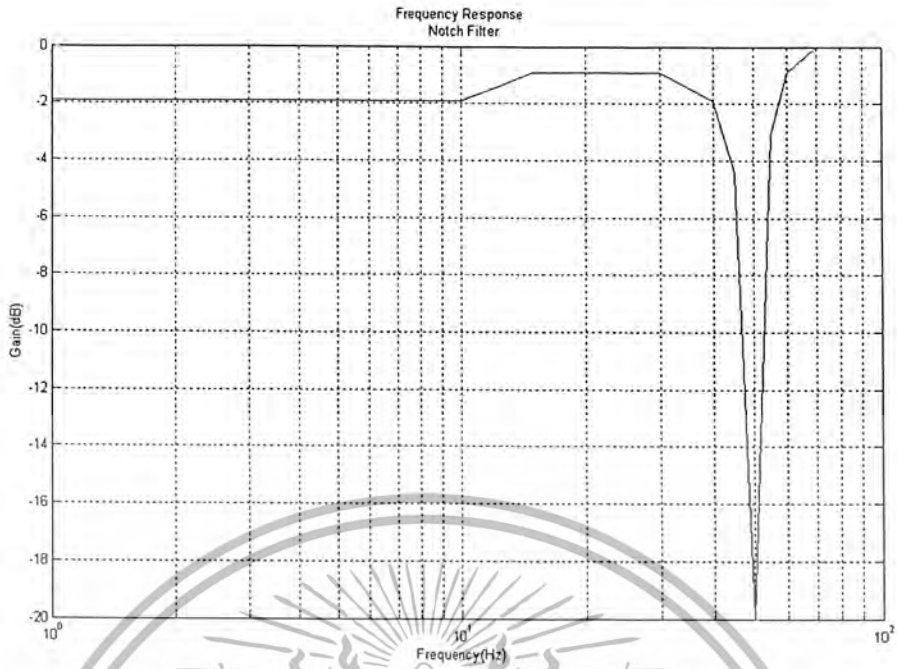
ความถี่ (Hz)	เอาต์พุต (mVp-p)	20 log Vo/Vin (dB)
1	800	-1.93
5	800	-1.93
10	800	-1.93
15	900	-0.92
20	900	-0.92
20	900	-0.92
30	900	-0.92
40	800	-1.93
45	600	-4.43
50	100	-20
55	700	-3.09
60	900	-0.92
70	1000	0
80	1000	0
90	1000	0
100	1000	0

ตารางที่ 6.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยาย (dB) ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

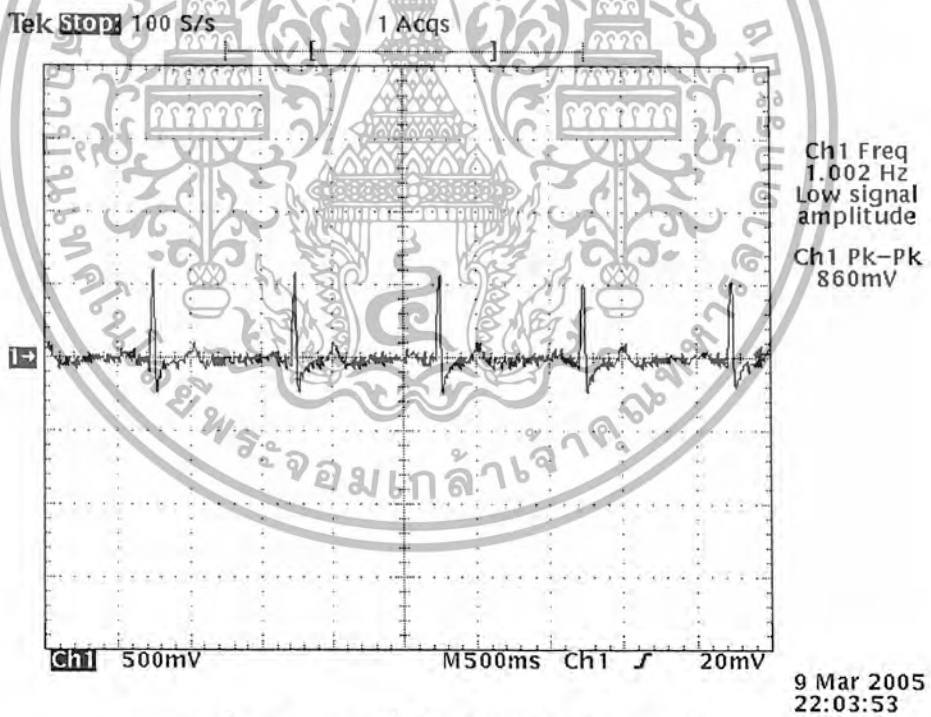
จากตารางที่ 6.2 ที่ความถี่ 50 Hz

$$\begin{aligned}
 \text{Loss (dB)} &= 20 \log \frac{V_{out}}{V_{in}} \\
 &= 20 \log \frac{100}{1000} \\
 &= -20 \text{ dB}
 \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

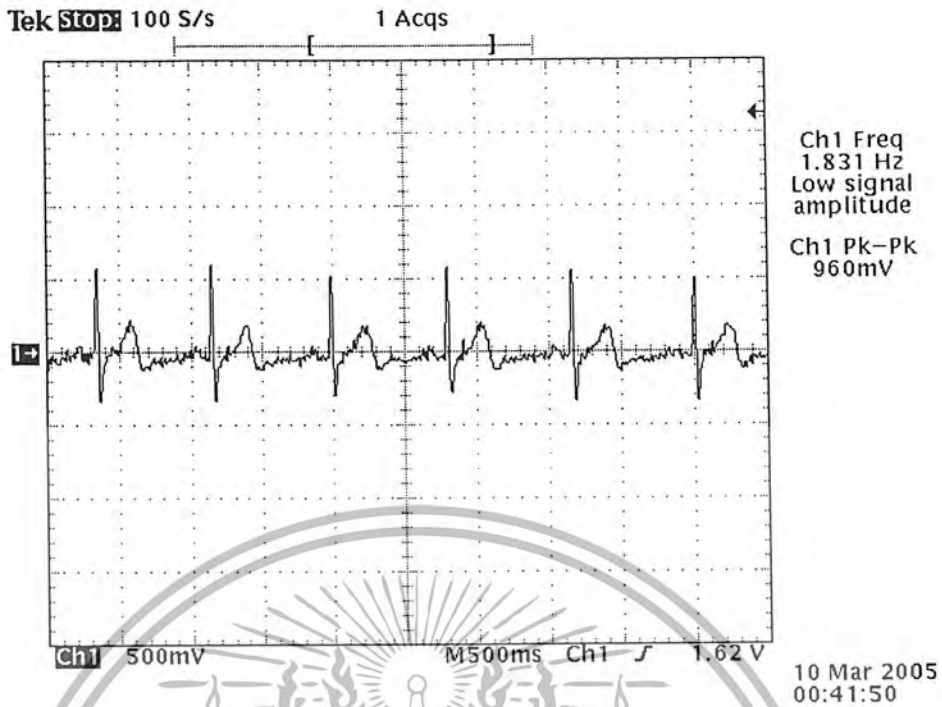


รูปที่ 6.9 กราฟแสดงอัตราขยายของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง



รูปที่ 6.10 สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี.ซิมูเลเตอร์

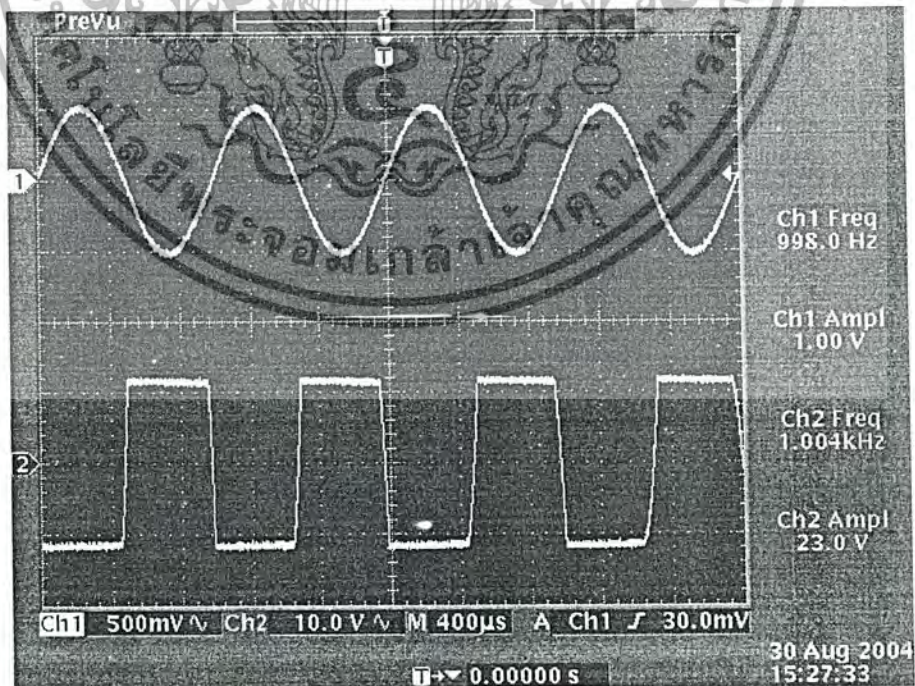
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.11 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

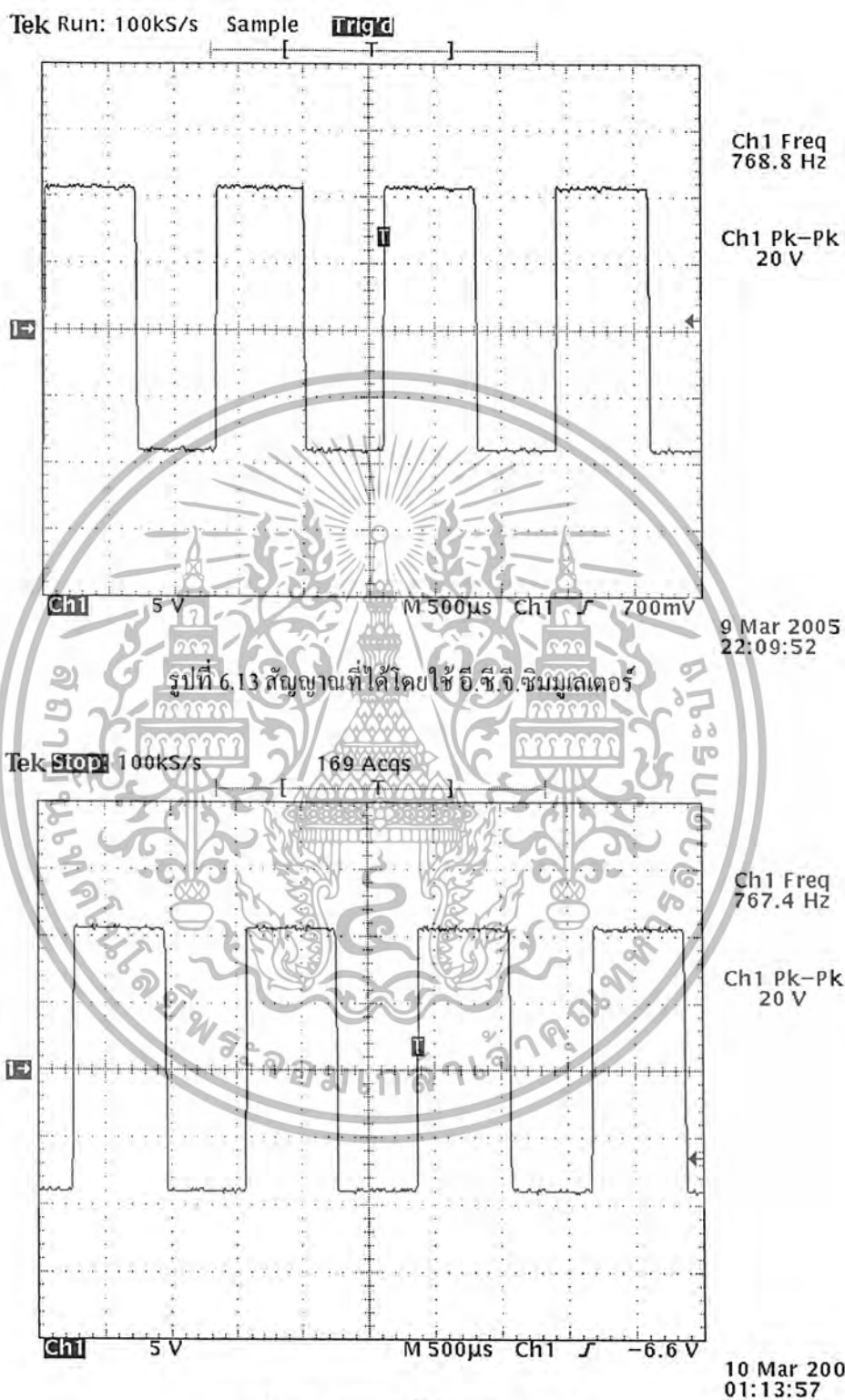
#### 6.4 ทดสอบการทำงานวงจรพัลส์ - วิตซ์ มอดูเลเตอร์ (Pulse-Width Modulator)

ในการทดสอบการทำงานของวงจรนี้ว่าผลที่ได้เป็นไปตามทฤษฎีหรือไม่ โดยป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ขนาด 1V ความถี่ 1000 Hz ปรากฏว่ารูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจรที่ได้ออกมาจะมีขนาดความกว้างเท่ากับสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์



รูปที่ 6.12 รูปสัญญาณที่ทดสอบวงจรพัลส์ - วิตซ์ มอดูเลเตอร์

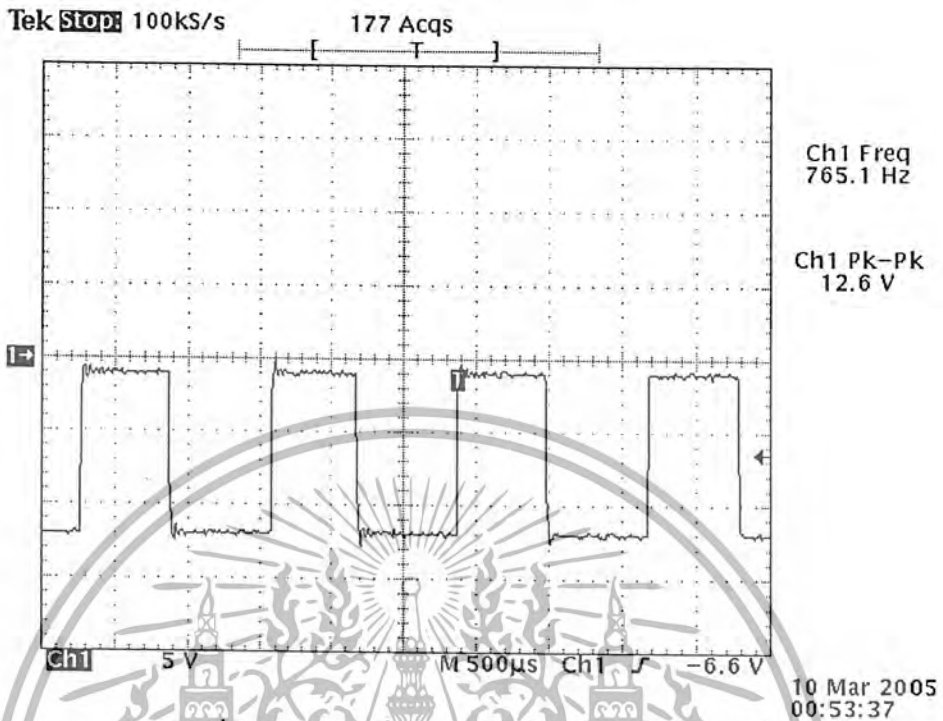
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



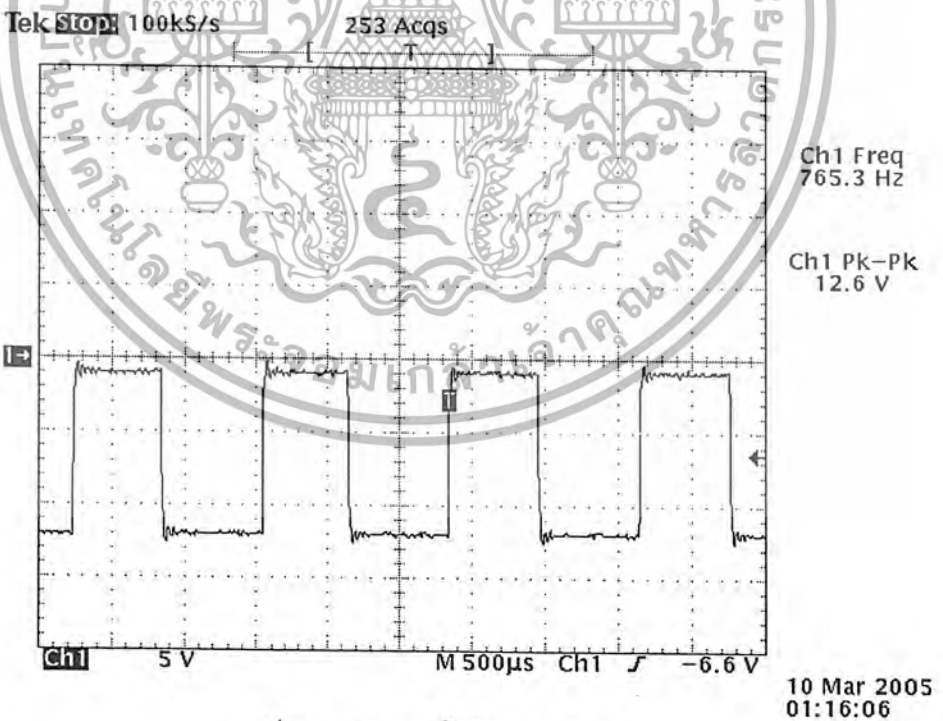
รูปที่ 6.14 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.5 ทดสอบการทำงานวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Isolator)



รูปที่ 6.15 สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี. ซิมมูลเตอ์



รูปที่ 6.16 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 6.6 ทดสอบการทำงานวงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator)

ทำการทดสอบโดยหาผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร ซึ่งวงจรที่เลือกใช้เป็นวงจรแบบ บัคเตอร์เวิร์ทอันดับสอง ตามทฤษฎีผลตอบสนองจะมีความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อดีเคดหรือ -12 เดซิเบลต่อออกเตท (dB/Octave) เนื่องจากว่าเลือกอุปกรณ์ (ตัวความต้านทานและตัวเก็บประจุ) ที่สามารถหาได้ง่าย ซึ่งความถี่คัทออฟที่ได้ตามการคำนวณเท่ากับ 220 Hz การทดลองวัดจริงทำโดยป้อนสัญญาณคลื่น ไซน์ขนาด 1V ความถี่เปลี่ยนแปลงตามตารางที่ 6.3 แล้ววัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่ได้นำมาใส่ในตารางที่ 6.3 นำค่ามาหาอัตราขยายแล้วพล็อตกราฟ

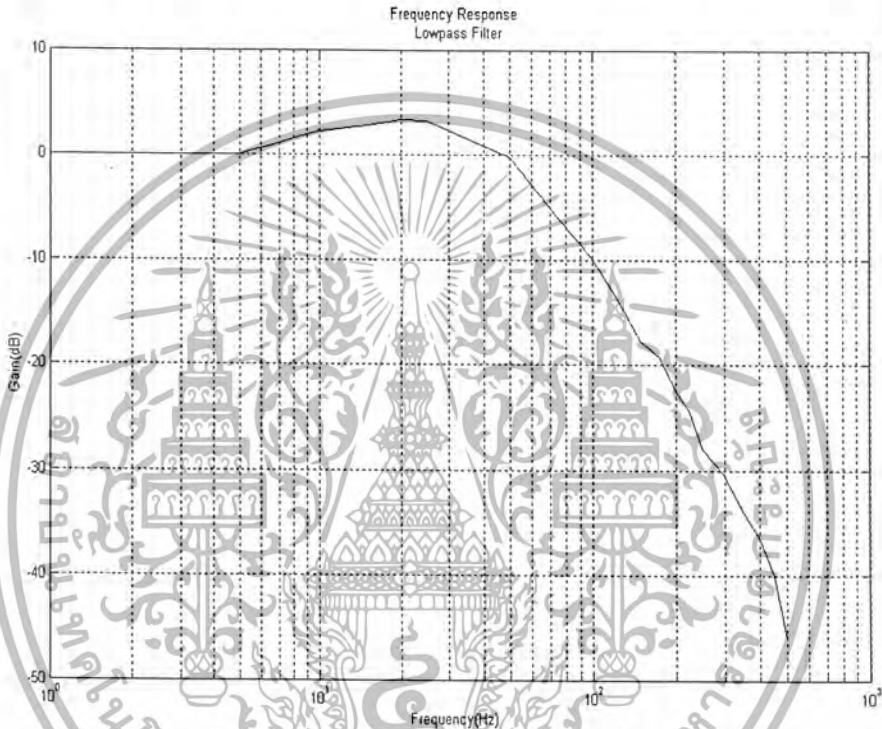
ความถี่ (Hz)	เอาต์พุต (mV <sub>p-p</sub> )	20 log Vo/Vin (dB)
1	1000	0
2	1000	0
5	1000	0
10	1300	2.27
15	1380	2.79
20	1480	3.40
25	1460	3.28
50	970	-0.26
75	500	-6.02
100	318	-9.95
125	200	-13.97
150	130	-17.72
175	109	-19.25
200	75	-22.49
225	60	-24.43
250	40	-27.95
300	30	-30.45
350	20	-33.97
400	15	-36.47
450	10	-40.0
500	5	-46.02

ตารางที่ 6.3 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายของวงจรดีมอดูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

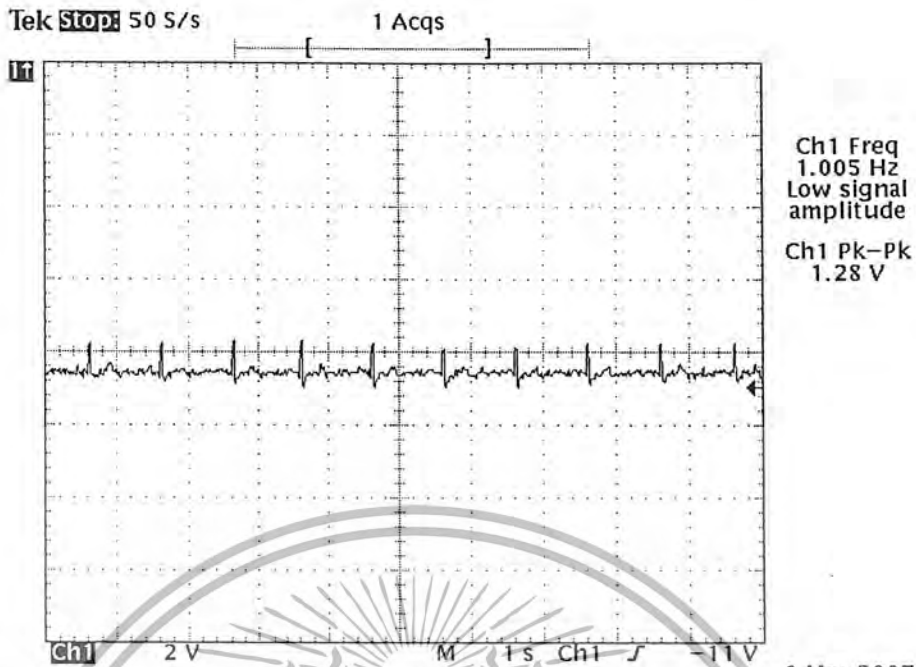
จากตารางที่ 6.3 ที่ความถี่ 225 Hz

$$\begin{aligned} \text{Loss (dB)} &= 20 \log \frac{V_{out}}{V_{in}} \\ &= 20 \log \frac{60}{1000} \\ &= -24.43 \text{ dB} \end{aligned}$$

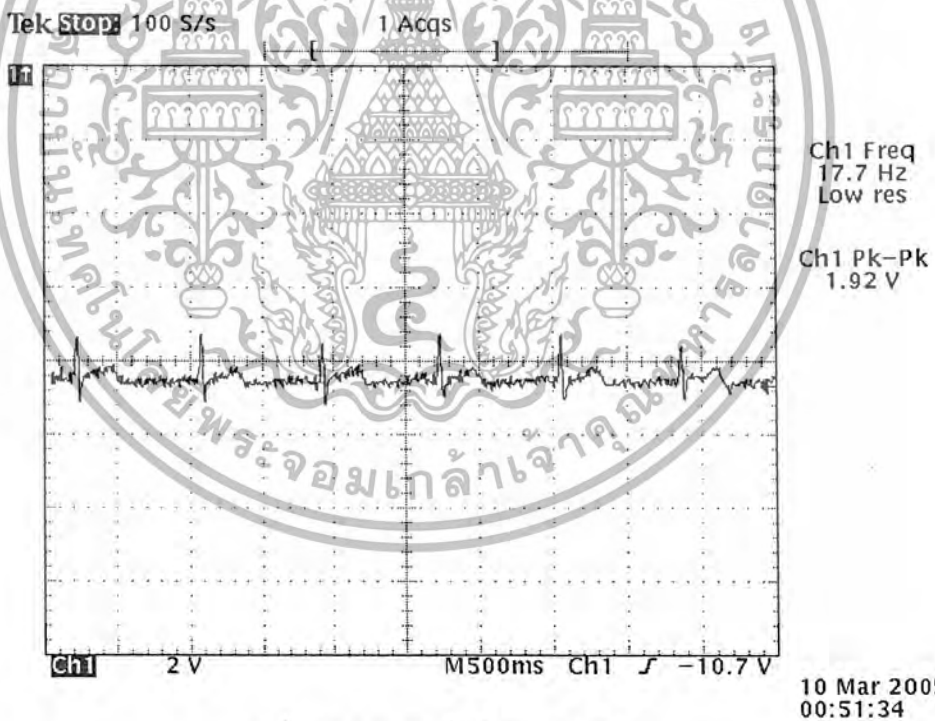


รูปที่ 6.17 กราฟแสดงอัตราย้ายของวงจรคัตตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.18 สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี.จิมมูเลเตอร์

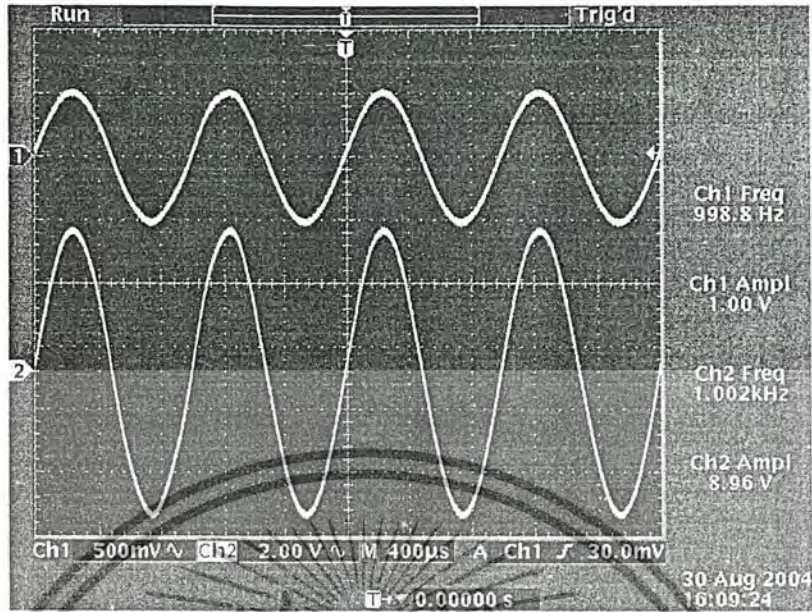


รูปที่ 6.19 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

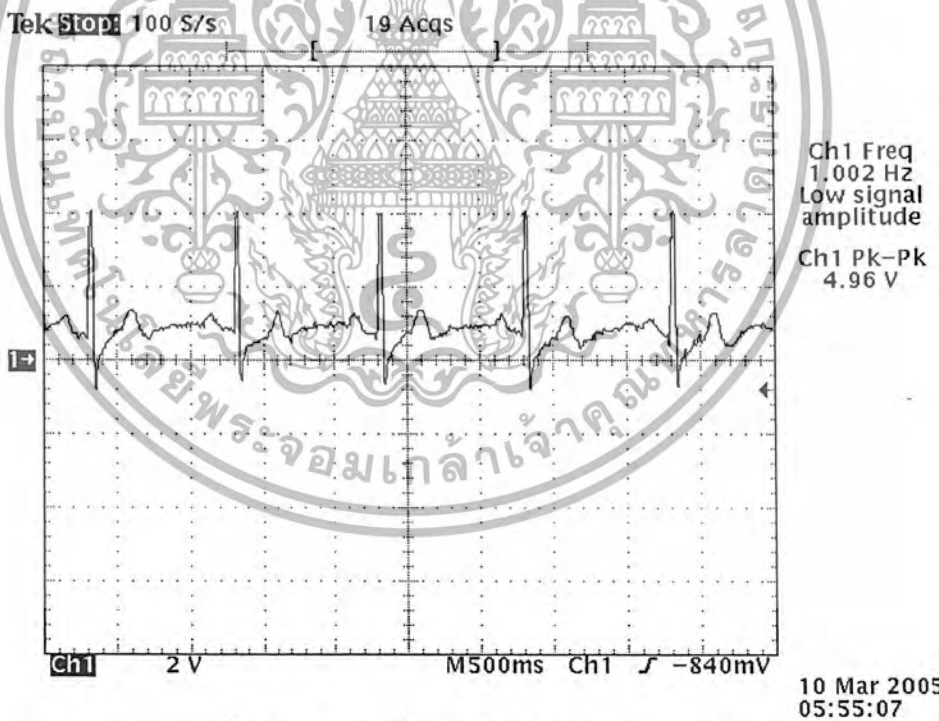
6.7 ทดสอบการทำงานวงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ (Amplifier and Clamp Circuit)

ทดสอบโดยการป้อนสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันขนาด 1 V ทางด้านอินพุต แล้วทำการปรับระดับสัญญาณและอัตราการขยายให้พอเหมาะไม่ให้เกิดความผิดเพี้ยนไปก็จะได้รูปสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันตามอัตราการขยายที่ต้องการ ดังแสดงได้ดังรูปที่ 6.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

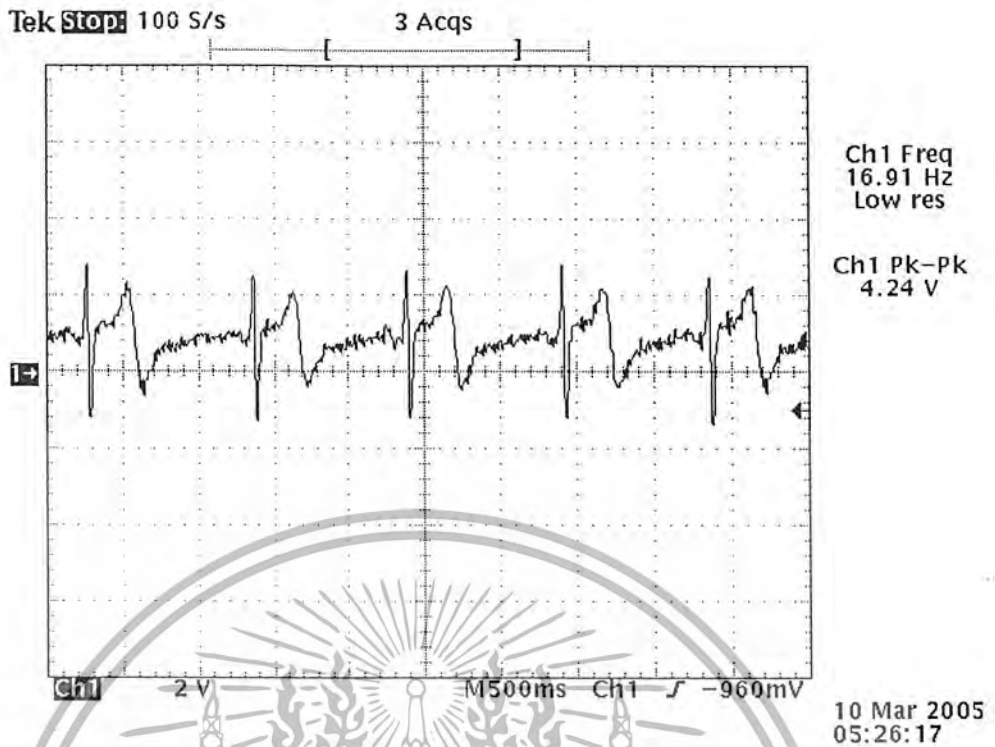


รูปที่ 6.20 รูปสัญญาณที่ทดสอบวงจรรขยายและปรับระดับสัญญาณ



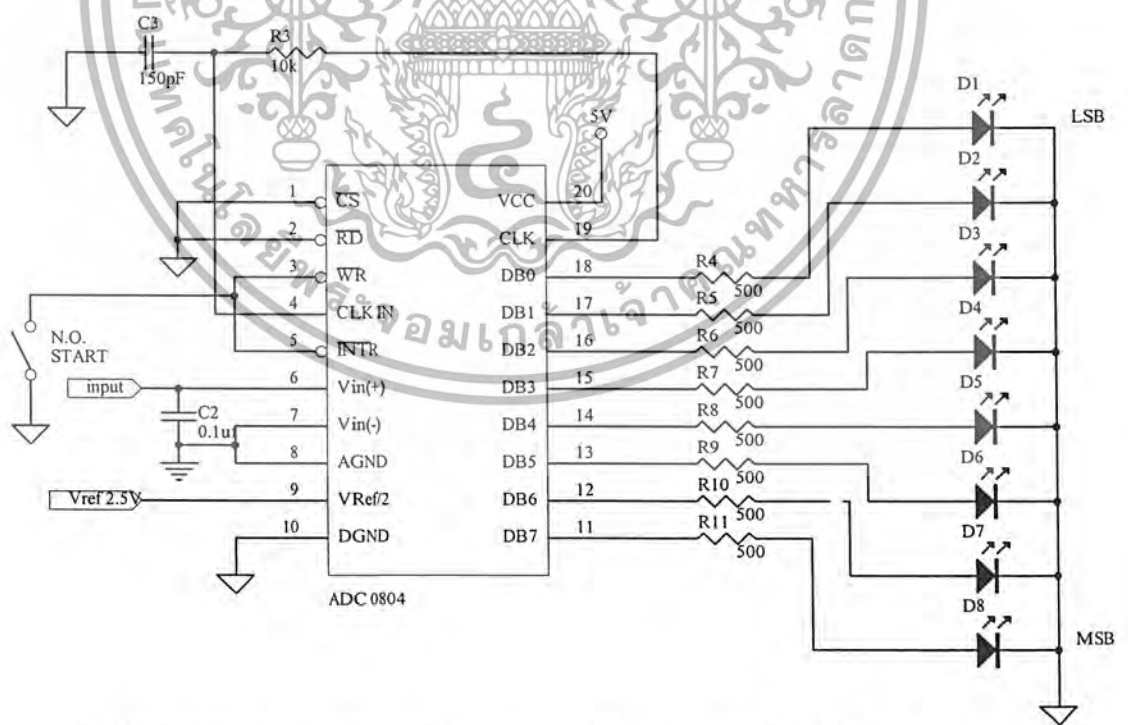
รูปที่ 6.21 สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี.จิมมูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.22 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

6.7 การทดสอบวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D Converter : ADC)



รูปที่ 6.23 การต่อวงจรทดสอบการทำงานวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงดันอนาล็อกอินพุท ( โวลต์ )	แรงดันดิจิทัล เอาต์พุทที่วัดได้ ( ฐาน สิบ )	แรงดันดิจิทัล เอาต์พุทที่คำนวณได้ ( ฐาน สิบ )	ค่าความผิดพลาด ( %error )
0	0	0	0
0.5	26	25	4
1	52.5	50	5
1.5	78	75	4
2	104	100	4
2.5	131	125	4.8
3	157	150	4.66
3.5	183	175	4.57
4	207	200	3.5
4.5	234	225	4
5	255	250	2

ตารางที่ 6.5 ผลการทดลองวงจร ADC

ขั้นตอนการเข้าสู่อินเทอร์เน็ต

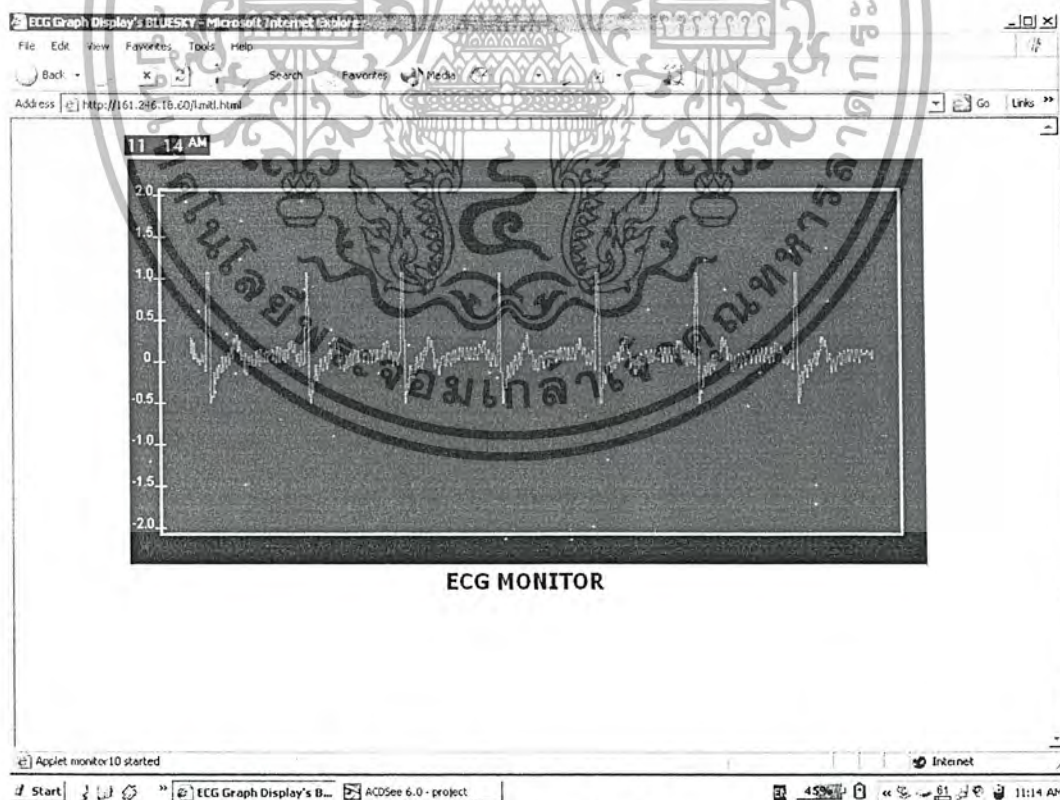


รูปที่ 6.24 หน้าแรกใส่ Password

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

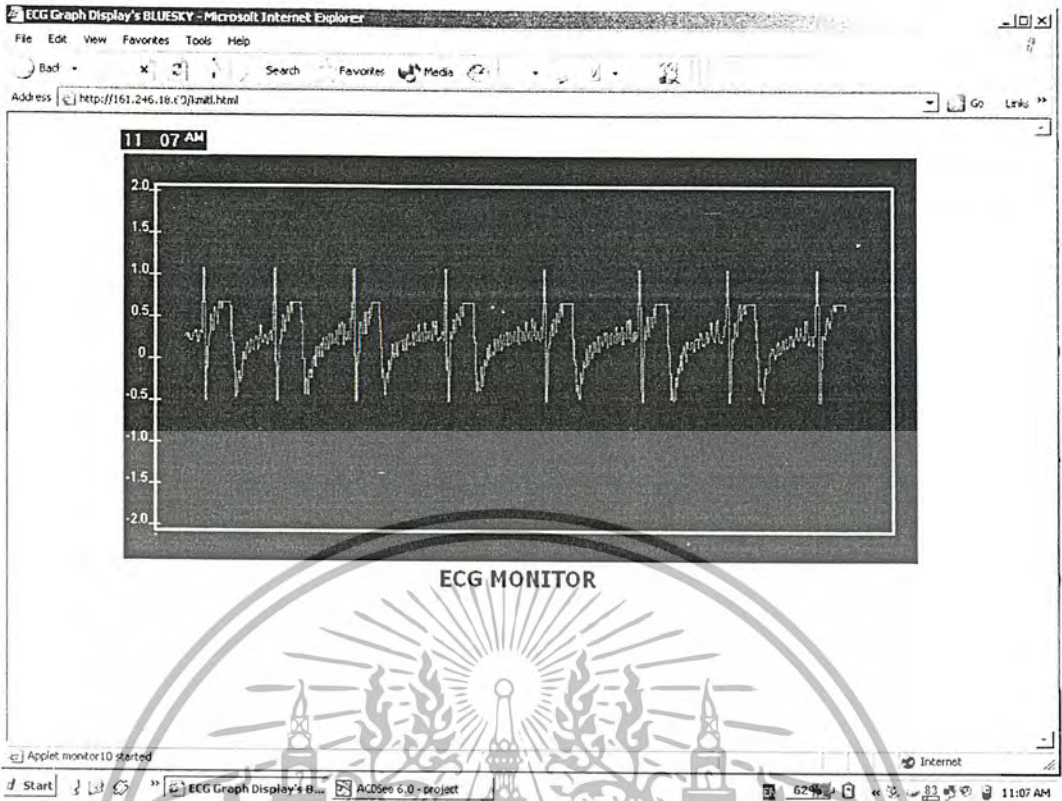


รูปที่ 6.25 หน้าหลักของเว็บ



รูปที่ 6.26 สัญญาณที่ได้โดยใช้ อี.ซี.จี.ซิมมูลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.27 สัญญาณที่ได้จากการวัดจริง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 7

### บทวิจารณ์และบทสรุป

การที่ได้ทำการทดลองวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถสรุปย่อๆ ออกได้เป็นวงจรส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

- วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิไฟเออร์ ได้เลือก ใช้ไอซีเบอร์ TL 072 ซึ่งเป็นออปแอมป์ที่มีสัญญาณรบกวนต่ำมาสร้างเป็นวงจรและหาค่า CMRR ซึ่งเป็นค่าที่แสดงถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนเข้ามาและขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ใหญ่ขึ้น เมื่อทดลองหาค่าได้ปรากฏว่าได้ค่า CMRR ที่สูงอยู่ในช่วงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
- วงจรปรับศูนย์กลาง โนมินัล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกนำมาขยายสัญญาณให้สูงขึ้นและลดระดับสัญญาณออฟเซทในกรณีที่คนไข้ขยับตัวขณะทำการวัดเมื่อทำการทดลองได้แล้ว และผลของลูกคลื่นสัญญาณที่สูงขึ้น
- วงจรกรองความถี่แบบกั้น ไม่ให้ควมถี่ผ่านเฉพาะช่วง ความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่รบกวนที่เกิดมาจากแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V จะต้องถูกกำจัด ไม่ให้เข้าไปรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งได้ทดลองแล้ว สัญญาณเอาท์พุทที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนที่น้อยลงกว่าเดิม
- วงจรพัลส์ – วิคท์ มอดูเลเตอร์ ได้นำสัญญาณคลื่นตามเหลี่ยมมามอดูเลตกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จุดประสงค์ในการมอดูเลตเพื่อให้การไบอัสของไดโอดในวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงเพื่อความสะดวกของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- วงจรส่งผ่านสัญญาณแสง การแยกกราวด์เป็นสิ่งที่สำคัญของเครื่องขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นความปลอดภัยของผู้ป่วย โดยจะแยกกราวด์ออกเป็นสองส่วนซึ่งส่วนหนึ่งจะใช้ในลำนำสัมผัสกับตัวของคนไข้ อีกส่วนหนึ่งเป็นกราวด์ของตัวเครื่อง
- วงจรดีมอดูเลเตอร์ จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาจากการมอดูเลตซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำ โดยจะใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแยกออกมา
- วงจรขยายและปรับระดับสัญญาณ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีการขยายสัญญาณให้สูงขึ้นเล็กน้อยตามต้องการ ได้และจะมีการปรับระดับสัญญาณตามต้องการเพื่อเป็นสัญญาณอินพุทเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล
- วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ทำการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลซึ่งเป็นเลขฐานสองจำนวน 8 บิต แล้วนำไปประมวลผลต่อในไมโครคอนโทรลเลอร์ RCM2200

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ปัญหาในการทดลอง

- ในการกำจัดความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่แรงดันไฟฟ้ากระแสสลับเข้ามารบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำได้ยากต้องใช้เวลาในการปรับแต่งมากและสัญญาณที่ได้ออกมา ก็ยังมีสัญญาณรบกวนออกมาบางส่วน
- ในการทดลองวัดจริงสัญญาณที่ได้ออกมา ยังไม่เป็นรูปสัญญาณตามที่ต้องการมากนัก
- ขาดทักษะและความชำนาญในเรื่องของการออกแบบและปฏิบัติงานรวมถึงความรู้ด้านอุปกรณ์การแพทย์ จึงทำให้เกิดความล่าช้าในการทำโครงการ

### แนวทางในการดำเนินงาน

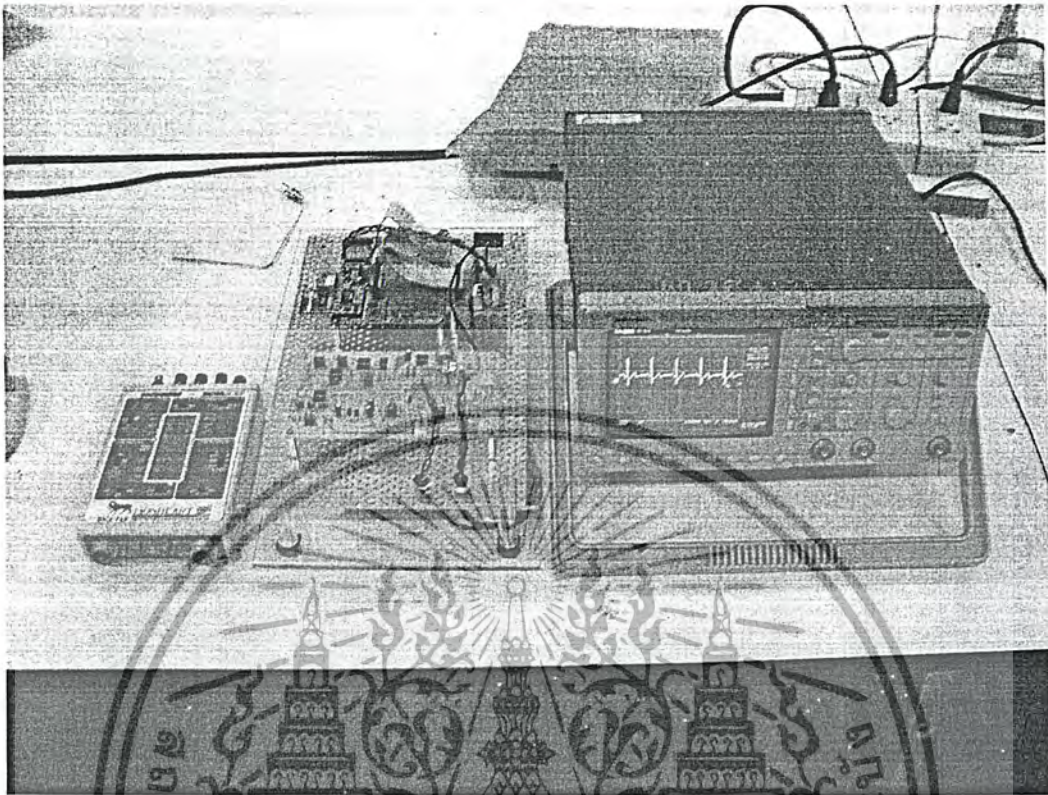
- ปรับปรุงส่วนวงจรอินสตรูเมนต์เช่นแอมพลิไฟเออร์ให้มีค่า CMRR ให้สูงขึ้นเพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการขจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามา
- กำจัดสัญญาณรบกวนให้น้อยลงกว่าเดิม
- ในวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลให้มีจำนวนการแปลงเลขฐานมากกว่า 8 บิต เพื่อให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความละเอียดขึ้น



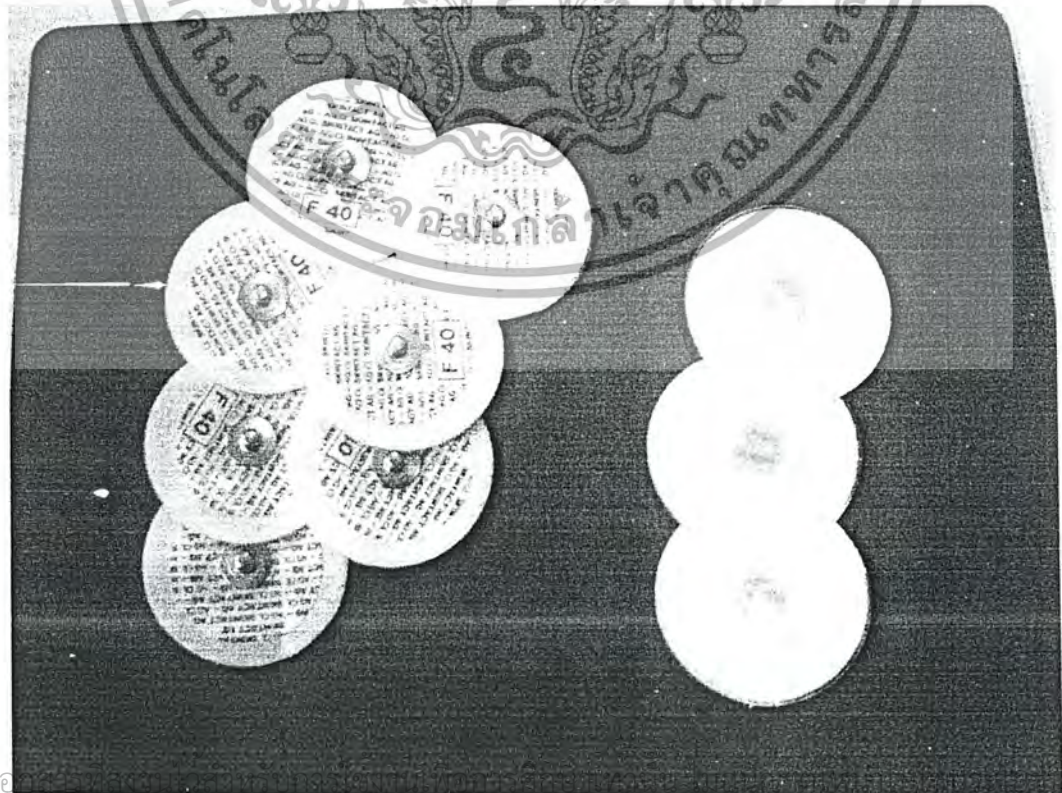


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการทดสอบ

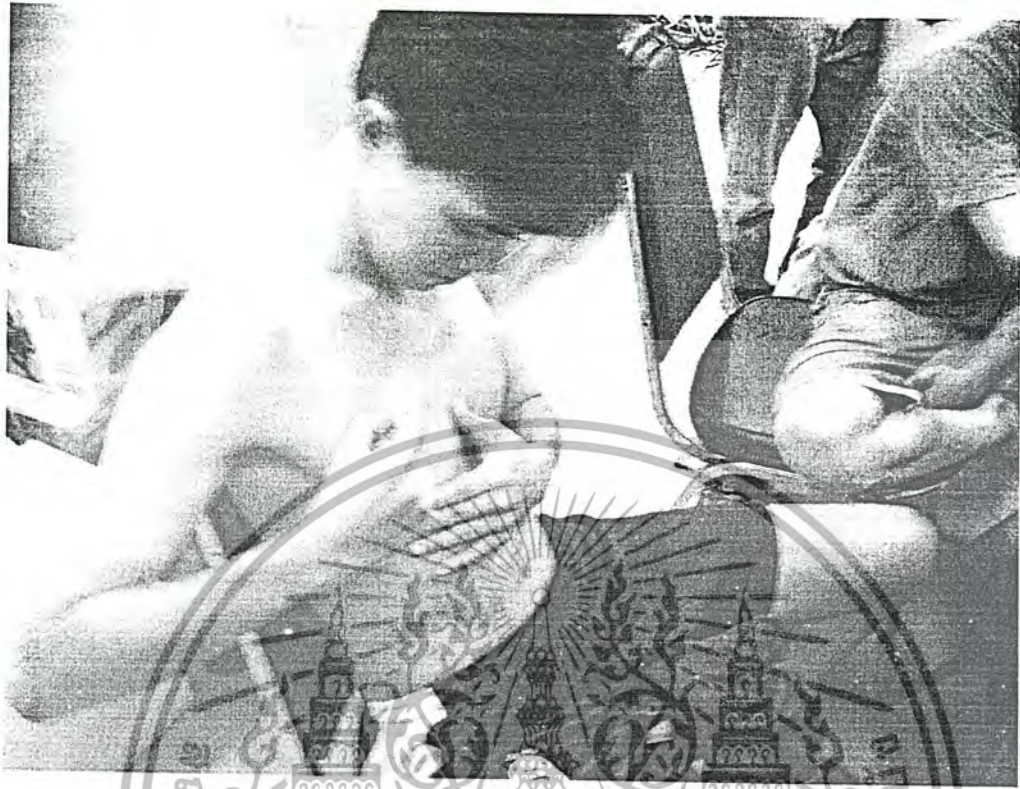


เอกสารนี้เป็นเอกสาร

ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

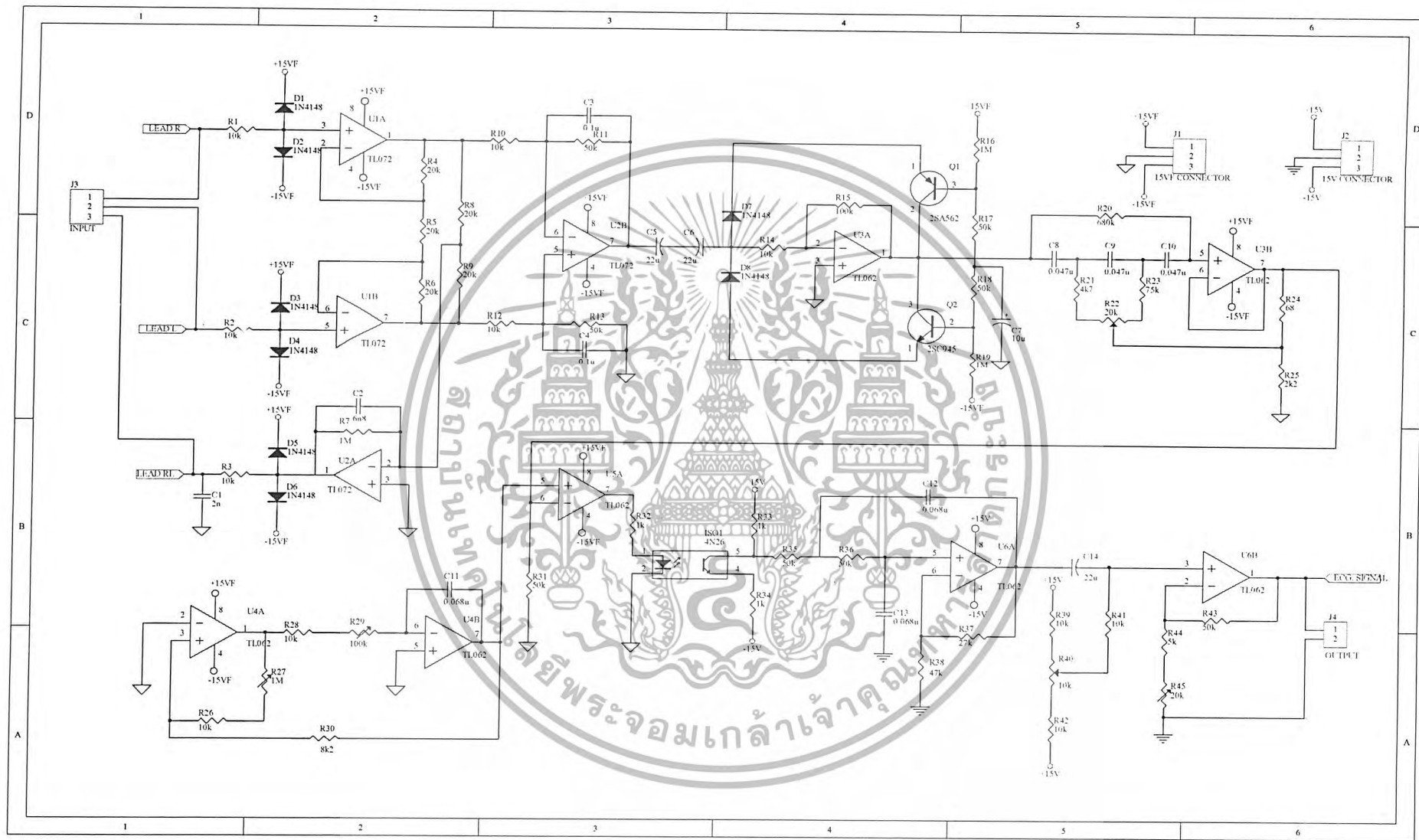
แสดงการติดอิเล็กโทรดที่ตัวผู้ป่วย



แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



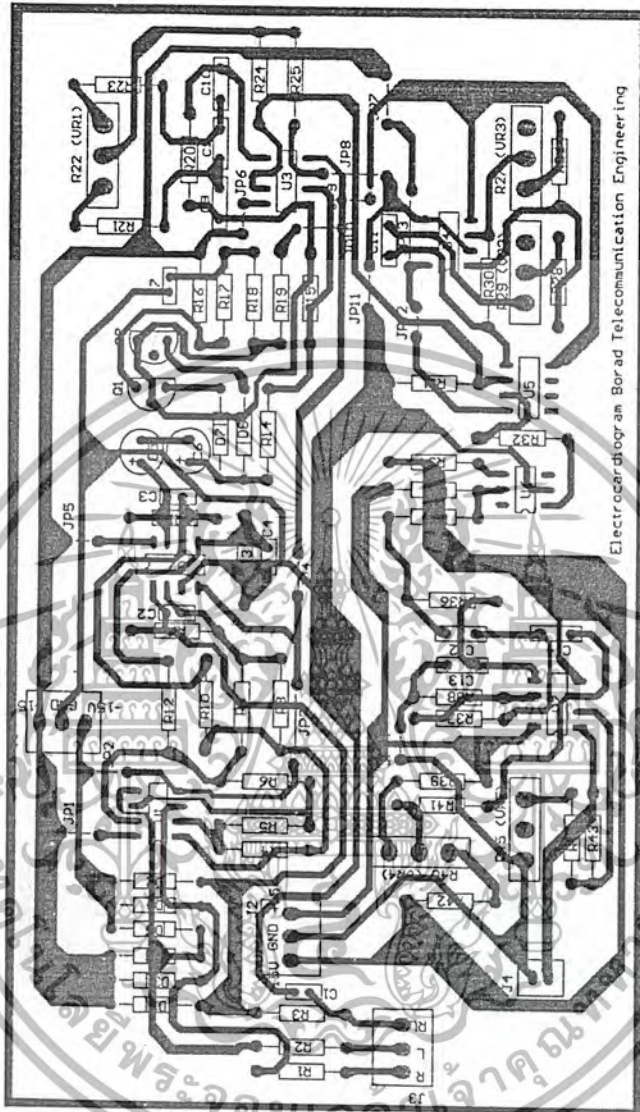
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุโลมให้เผยแพร่ภายนอกโดยไม่ขออนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปวงจรเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

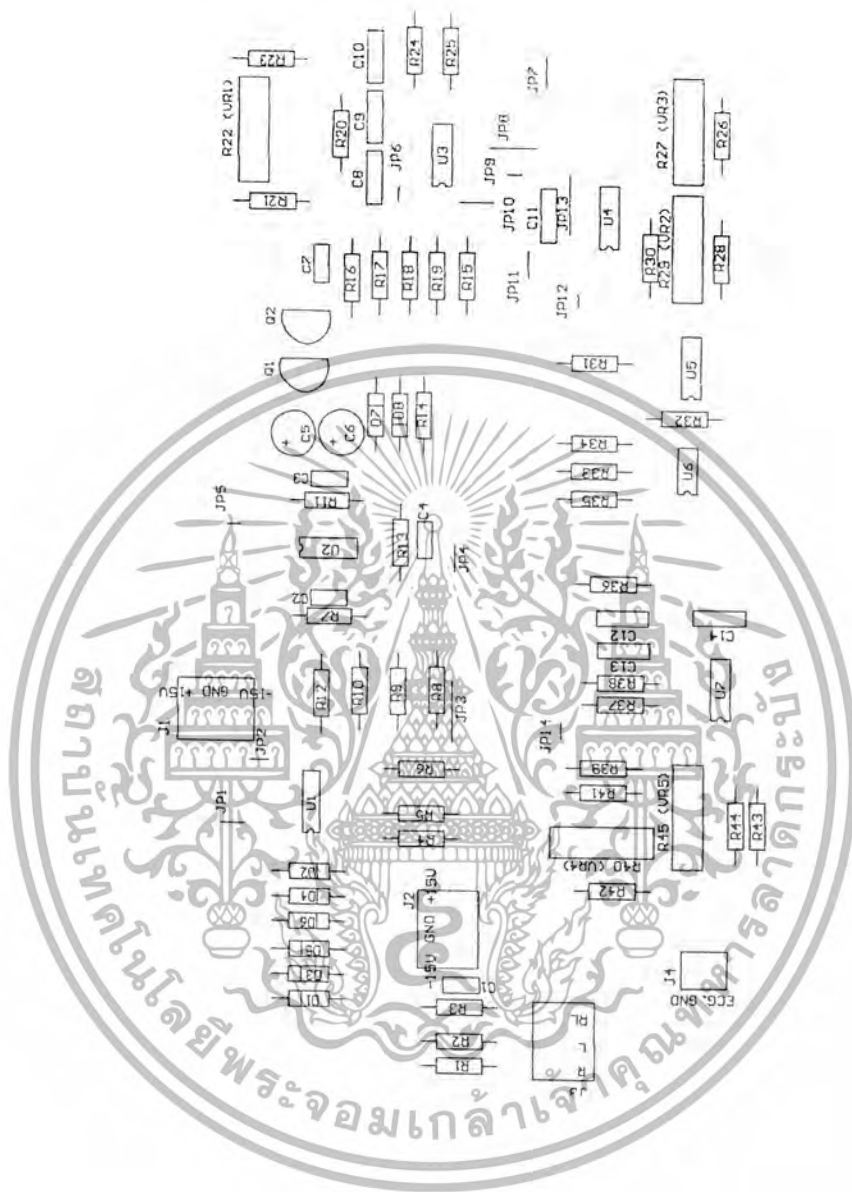


รูปวงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล



รูปลายวงจรเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปวงจรด้าน top overlay ของวงจรเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรม ส่วนไดนามิก (Dinamic C Program)

```
#define MY_IP_ADDRESS    "161.246.18.60"
#define MY_NETMASK      "255.255.255.0"
#define MY_GATEWAY      "161.246.18.1"

#define HTTP_MAXSERVERS 1
#define MAX_TCP_SOCKET_BUFFERS 1
#define REDIRECTHOST    MY_IP_ADDRESS
#define REDIRECTTO      "http://" REDIRECTHOST "/index.shtml"
#define use "dcrtcp.lib"
#define use "http.lib"
#define memmap xmem

#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/firstpag.html"        index_html
#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/monitor10.class"    monitor10_class
#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/logo.gif"          logo_gif
#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/sat.gif"            sat_gif
#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/ecga.jpeg"          ecga_jpeg
#define ximport "F:\29.1.48.2\biew/kmitl.html"         kmitl_html

const HttpType http_types[] =
{
  { ".html", "text/html", shtml_handler},
  { ".html", "text/html", NULL},
  { ".cgi",  "",          NULL},
  { ".gif",  "image/gif", NULL},
  { ".jpeg", "image/jpeg", NULL}
};

const HttpRealm administrator =
{
  "telecom", "ecg", "password"
};

int A;
int B;

const HttpSpec http_flashspec[] =
{
  { HTTPSPEC_FILE, "/", index_html, NULL, 0, NULL, &admin},
  { HTTPSPEC_FILE, "/index.html", index_html, NULL, 0, NULL, &admin},
  { HTTPSPEC_FILE, "/monitor10.class", monitor10_class, NULL, 0, NULL, NULL},
  { HTTPSPEC_FILE, "/sat.gif", sat_gif, NULL, 0, NULL, NULL},
  { HTTPSPEC_FILE, "/logo.gif", logo_gif, NULL, 0, NULL, NULL},
  { HTTPSPEC_FILE, "/ecga.jpeg", ecga_jpeg, NULL, 0, NULL, NULL},
  { HTTPSPEC_FILE, "/kmitl.html", kmitl_html, NULL, 0, NULL, NULL},

  { HTTPSPEC_VARIABLE, "A", 0, &A, INT8, "%d", NULL},
  { HTTPSPEC_VARIABLE, "B", 0, &B, INT8, "%d", NULL}
};
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

void UpdateADC();

main()
{
    A = 0;
    B = 0;
    sock_init();
    http_init();
    tcp_reserveport(80);

    WrtPortI (SPCR, &SPCRShadow, 0x80);

    while (1)
        {
            UpdateADC();

            http_handler();
        }

    // delay();
}

void UpdateADC()
{
    //delay();
    A = RdPortI(PADR);
    B = (A*3)/2;
    // delay();
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## โปรแกรมในส่วนจอภาพ (JAVA Applet Program)

```
import java.awt.*;
import java.applet.*;

public class kmit11 extends Applet implements Runnable
{
    int i = 0, x = 80, j;
    int y[] = new int[670];
    int y670;
    public void init()
    {
        y[0] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a0"));
        y[1] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a1"));
        y[2] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a2"));
        y[3] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a3"));
        y[4] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a4"));
        y[5] = 320-Integer.parseInt(getParameter("a5"));
        ...
        ...
        ...
        y[665] = 235-Integer.parseInt(getParameter("a665"));
        y[666] = 235-Integer.parseInt(getParameter("a666"));
        y[667] = 235-Integer.parseInt(getParameter("a667"));
        y[668] = 235-Integer.parseInt(getParameter("a668"));
        y[669] = 235-Integer.parseInt(getParameter("a669"));
        y670 = 235-Integer.parseInt(getParameter("a670"));

        setBackground(Color.black);
        new Thread(this).start();
    }

    public void update (Graphics g) {paint(g);}
    public void paint(Graphics g)
    {
        g.setColor(Color.yellow);
        g.drawLine(31, 30, 31, 360);
        g.drawLine(31, 30, 745, 30);
        g.drawLine(31, 360, 745, 360);
        g.drawLine(745, 30, 745, 360);

        g.setColor(Color.yellow);
        g.drawLine(30, 29, 30, 361);
        g.drawLine(30, 29, 746, 29);
        g.drawLine(30, 361, 746, 361);
        g.drawLine(746, 29, 746, 361);

        g.drawLine(25, 35, 35, 35);
        g.drawLine(25, 75, 35, 75);
        g.drawLine(25, 115, 35, 115);
        g.drawLine(25, 155, 35, 155);
        g.drawLine(25, 195, 35, 195);
        g.drawLine(25, 235, 35, 235);
        g.drawLine(25, 275, 35, 275);
        g.drawLine(25, 315, 35, 315);
        g.drawLine(25, 355, 35, 355);
    }
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

g.setColor(Color.white) ; g.drawString("2.0",8,35);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("1.5",8,75);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("1.0",8,115);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("0.5",8,155);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("0",15,195);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("-0.5",3,235);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("-1.0",3,275);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("-1.5",3,315);
g.setColor(Color.white) ; g.drawString("-2.0",3,355);

for(j = 0; j < 669; j++)
{

g.setColor(Color.black);
g.fillRect(x, 32, 8, 255);
g.setColor(Color.red);
g.drawLine(x, y[j], x++, y[j+1]);

try { Thread.sleep(15); }
catch (Exception e) { }
}

g.setColor(Color.black);
g.fillRect(x, 32, 8, 255);
g.setColor(Color.red);
g.drawLine(x, y670, x++, y[0]);
try { Thread.sleep(15); }
catch (Exception e) { }
x = 60;
}

public void run()
{
while ( i < 255 )
{
try{ Thread.sleep(15); }
catch (Exception e) { }
repaint();
}
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### โปรแกรมในส่วนเอชทีเอ็มแอล (HTML Program)

```
<html>
<head>
<title>ECG Graph Display's BLUESKY</title>
<style>
<!--
.styling{
background-color:black;
color:lime;
font: bold 16px MS Sans Serif;
padding: 3px;
}
-->
</style>
</head>
<meta http-equiv="Refresh" content="3">
<center>
<body onLoad=window.setTimeout("location.href='kmitl.html'",1000)>
<table width="600" >
<tr>
<td width="400">
<applet code= "monitor10.class" width = "770"height= "390" >
<param name=a0 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a1 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a2 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a3 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a4 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a5 value="<!--#echo var="B"-->">
...
...
...
<param name=a665 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a666 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a667 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a668 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a669 value="<!--#echo var="B"-->">
<param name=a670 value="<!--#echo var="B"-->">
</applet></td>
</tr>
<span id="digitalclock" class="styling"></span>
<script>
<!--
var alternate=0
var standardbrowser=!document.all&&!document.getElementById

if (standardbrowser)
document.write('<form name="tick"><input type="text" name="tock"
size="11"></form>')

function show(){
if (!standardbrowser)
var clockobj=document.getElementById?
document.getElementById("digitalclock"):document.all.digitalclock

```

```

var Digital=new Date()
var hours=Digital.getHours()
var minutes=Digital.getMinutes()
var dn="AM"

if (hours==12) dn="PM"
if (hours>12){
dn="PM"
hours=hours-12
}
if (hours==0) hours=12
if (hours.toString().length==1)
hours="0"+hours
if (minutes<=9)
minutes="0"+minutes

if (standardbrowser){
if (alternate==0)
document.tick.tock.value=hours+" : "+minutes+" "+dn
else
document.tick.tock.value=hours+" "+minutes+" "+dn
}
else{
if (alternate==0)
clockobj.innerHTML=hours+"<font
color='lime'>&nbsp;&nbsp;&nbsp;</font>"+minutes+" "+<sup style='font-
size:1px'>"+dn+"</sup>"
else
clockobj.innerHTML=hours+"<font
color='black'>&nbsp;&nbsp;&nbsp;</font>"+minutes+" "+<sup style='font-
size:1px'>"+dn+"</sup>"
}
alternate=(alternate==0)? 1 : 0
setTimeout("show()",1000)
}
window.onload=show
//-->
</script>
</table>
</body>
<font size=5><FONT COLOR=BLUE><B>ECG MONITOR</B></font></<BASEFONT>
</center>
</html>

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. กอบชัย เฉลยหาญ ผศ. นภัทร สระเอี่ยม อาจารย์ สรวัดน์ ชิวปรีชา ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ผศ.สุรพันธ์ ยี่มมัน ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง นายฉัตรชัย นันทภูมิदानนท์ ได้ให้คำปรึกษาตลอดมา โดยคำแนะนำต่าง ๆ ทำให้การดำเนินงานในโครงการในเรื่องต่าง ๆ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณ พ่อและแม่ที่ให้กำลังใจอบรมสั่งสอน และส่งเสริมให้ได้ศึกษาจนสำเร็จ การศึกษาจนถึงทุกวันนี้



คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] เกษม วัฒนชัย. "การแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความสำคัญทางคลินิก". สำนักพิมพ์พัฒนาศึกษา, 2532
- [2] นิรุช อำนวยศิลป์. "สร้างเว็บเพจอย่างไรขีดจำกัด CGI&Perl ". บริษัท ชัคเซส มีเดีย จำกัด, 2545
- [3] เรืองไกร รังสีพล. "เจาะระบบ TCP/IP". บริษัท โปรวิชั่น จำกัด, 2544
- [4] วรณิกา เนตรงาม. "คู่มือการเขียนโปรแกรมภาษา JAVA ฉบับผู้เริ่มต้น". บริษัท เอช เอ็น กรุ๊ป จำกัด, 2545
- [5] สลัญฑ์ สว่างวรรณและ สิวพงษ์ ตั้งสุจริต. "เครือข่ายคอมพิวเตอร์". บริษัท เพียร์สัน เอ็ดดูเคชั่น อิน โดไชน่า จำกัด, 2542.
- [6] อัจฉรา เดชฤทธิ์พิทักษ์. "การพยาบาลผู้ป่วยภาวะวิกฤติในระบบหัวใจและหลอดเลือด". บริษัท ลิฟวิงทรานส์มีเดีย จำกัด, 2540
- [7] Z-World. "Dynamic C [CD-ROM] ". Z-World, 1999
- [8] นายแพทย์ ชูศักดิ์ เวชแพทย. ภาควิชาดรีรัววิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล. "อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์" ชวนพิมพ์, 2526

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้