สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

ELECTROCARDIOGRAPH VIA NETWORK SYSTEM

T042274

โดย

นาย วสุ โกยศิริพงศ์

นาย สาริษฐ์ ก้อนแก้ว

นาย สินชัย ขันติธรรมากร

เลขหมู่ 2543
เลขทะเบียน 42274
วัน, เดือน, ปี 6 พ.ค. 2545

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

ELECTROCARDIOGRAPH VIA NETWORK SYSTEM

โดย

นาย วสุ	โกยศิริพงศ์	รหัสประจำตัว 40010704
นาย สาริษฐ์	ก้อนแก้ว	รหัสประจำตัว 40010843
นาย สินชัย	ขันติธรรมากร	รหัสประจำตัว 40010848

อาจารย์ที่ปรึกษา

อ. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

ปริญญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษาที่ 2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษาที่ 2543

ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

ผู้จัดทำ

1. นาย วสุ โกยศิริพงศ์ 40010704
2. นาย สาริษฐ์ ก้อนแก้ว 40010843
3. นาย สินชัย ขันติธรรมากร 40010848

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์ สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

นายวสุ โกยศิริพงศ์
นายสาริษฐ์ ก้อนแก้ว
นายสินชัย ขันติธรรมากร
อ.สุรเดช ศรีไตรลักษณะ(อาจารย์ที่ปรึกษา)
ปีการศึกษา 2543

บทคัดย่อ

โครงงานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์นี้ เป็นการสร้างเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยเราสามารถแบ่งได้เป็นสองส่วนคือ ส่วนของตัวเครื่องวัด(ซึ่งรวมส่วนการอินเตอร์เฟสกับเครื่องคอมพิวเตอร์เอาไว้ด้วย) และส่วนของโปรแกรมในเครื่องคอมพิวเตอร์ ในส่วนแรกเราสร้างเครื่องขยายสัญญาณอีซีจีโดยทำการลดสัญญาณรบกวนด้วย และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการติดต่อกับเครื่องคอมฯ ซึ่งจะทำการเปลี่ยนลีดการวัดเมื่อได้รับสัญญาณเปลี่ยนลีดจากเครื่องคอมฯ และในส่วนต่อไป เป็นการเขียนโปรแกรมโดยใช้เดลไฟ 5 โปรแกรมของเราสามารถแบ่งได้เป็นสองด้าน คือทางด้านตัวส่งและตัวรับ ตัวส่งจะรับสัญญาณอีซีจีจากส่วนที่แล้ว และส่งไปยังเครื่องตัวรับ ทั้งสองส่วนสามารถเก็บค่าในไฟล์และอ่านค่าจากไฟล์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTROCARDIOGRAPH VIA NETWORK SYSTEM

Wasu Koysiripong

Sarit Konkaew

Sinchai Kantithammakorn

Suradej Tretriluksana Advisor

Educational Year 2000

Abstract

In this project, "Electrocardiograph via Network System", we built an Electrocardiograph that can be divided in two parts, i.e. Electrocardiogram measuring part (combined with the interface part) and Computer Software. In the first part, we built the ECG amplifier that reduced noises and used a microcontroller to interface with a PC. When the first part receive the lead changing signal from the PC, it will change the lead by its switches. In the latter part, we programed with Delphi 5. Our program can be divided into two categories, the server and the client. The server will receive the ECG wave from the previous part and send them to the client. Both can store and read data.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์

ELECTROCARDIOGRAPH VIA NETWORK SYSTEM

นาย วสุ โกยศิริพงศ์ รหัสประจำตัว 40010704

นาย สาริษฐ์ ก้อนแก้ว รหัสประจำตัว 40010843

นาย สินชัย ขันติธรรมากร รหัสประจำตัว 40010848

โครงงานได้รับการตรวจสอบแล้ว พร้อมที่จะทำการสอบได้

ลงชื่อ.....(อาจารย์ที่ปรึกษา)

(อาจารย์ สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

วันที่...../...../.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อ

ABSTRACT

สารบัญ

สารบัญรูป

สารบัญตาราง

บทที่ 1 บทนำ 1

บทที่ 2 ทฤษฎี

2.1 ระบบประสาทและเซลล์ประสาท 2

2.2 โครงสร้างหัวใจ 2

2.3 ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3

2.4 อีเล็คโตรด 6

2.4.1 อีเล็คโตรดที่ปาลาไรซ์และอีเล็คโตรดที่ไม่ปาลาไรซ์ 7

2.4.2 คุณสมบัติของอีเล็คโตรด 8

2.4.3 อีเล็คโตรดแบบแผ่นทำด้วยโลหะ 9

2.4.4 ข้อแนะนำในการใช้อีเล็คโตรดในทางปฏิบัติ 9

2.5 ความต้องการเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี 10

2.6 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและการใช้เครื่อง อี ซี จี 11

2.6.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่ 11

2.6.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน
(saturation or cutoff distortion) 12

2.6.3 วงจรสายดิน (Ground loops) 13

2.6.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wires) 15

2.6.5 สิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น 16

2.6.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า 17

2.6.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น 18

2.7 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน 19

2.8 การลด Common-mode และการรบกวนอย่างอื่น 20

2.8.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก 20

2.8.2 การกำจัดวงจรสายดิน 20

2.8.3 ระบบที่ป้อนศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา 20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9 ลักษณะรูปคลื่นที่เป็นผลมาจากทิศการไหลของกระแส 21
2.10 รูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 26
2.11 ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นดิจิตอล 29
2.11.1ทฤษฎีการสุ่มตัวอย่าง 29
2.11.2 วิธีการแปลงสัญญาณ 30
2.12 MCS-51 37
2.12.1 คุณสมบัติของ MCS-51 37
2.12.2 โครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 39
2.12.3 ตำแหน่งขาของ MCS-51 40
2.13 โปรแกรมเดลไฟในคอมพิวเตอร์ 43
2.13.1 ความหมายของเดลไฟ 43
2.13.2 คอมโพเนนต์ที่ใช้ในโครงงานนี้ 43

บทที่ 3 การออกแบบวงจร 45
3.1 โครงสร้างวงจร 45
3.2 วงจรอินสตรูเมนเตชั่น แอมพลิฟายเออร์ 45
3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit) 47
3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) 48
3.5 วงจรแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง(Band Reject Filiter) 52
3.6 วงจรขยายแบบกลับเฟส 53
3.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต(DC Offset Adjust Circuit) 54
3.8 วงจรแปลงสัญญาณแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอล 55
3.9 วงจรแปลงข้อมูลแบบขนานเป็นข้อมูลแบบอนุกรม 56
3.10 วงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ 56
3.11 การโปรแกรมภาษาแอสเซมบลี 57
3.12 วิธีการใช้โปรแกรมการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 63

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 69
4.1การวัดค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโชของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์69
4.1.1 การทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด 69
4.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด 69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การทดลองของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ(Auto Zero) 70
4.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 71
4.4 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง 72
4.5 การทดลองการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซท 75
4.6 การทดลองแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล 75
4.7 การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง 76
4.8 การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง 78
4.9 การทดลองวัดข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม 79
4.10 การทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์ 79
4.11 การทดลองส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบแลน 86
4.12 การทดลองบันทึกรูปสัญญาณลงไฟล์ 87

บทที่ 5 บทสรุป 89
5.1 ปัญหาที่พบในการทำงาน 89
5.2 ผลที่ได้รับจากโครงงาน 89
5.3 แนวทางในการปรับปรุงและพัฒนา 90

บรรณานุกรม
กิตติกรรมประกาศ
ภาคผนวก ก. โปรแกรมภาษาแอสเซมบลี
ภาคผนวก ข. โปรแกรมภาษาเคลไฟ
ภาคผนวก ค. ลายปรินซ์วงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

บทที่ 2

รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบหัวใจ 3
รูปที่ 2.2 แสดงการไหลของกระแสภายในหัวใจ 4
รูปที่ 2.3 แสดงทิศของกระแสไฟฟ้าภายในหัวใจ 4
รูปที่ 2.4 สัญญาณที่ได้จากจุดต่างๆ และสัญญาณ อีซีจี 5
รูปที่ 2.5 แสดงเวลาที่ใช้ในการเดินทางของกระแสไฟฟ้าภายในหัวใจ 5
รูปที่ 2.6 แสดงโครงสร้างผิวหนังและวงจรสมมูลของผิวหนังที่ติดอิเล็คโตรด 7
รูปที่ 2.7 แสดงคุณสมบัติของอิเล็คโตรดที่เป็นเหล็กไร้สนิม 8
รูปที่ 2.8 ความต้านทานที่เปลี่ยนตามความถี่ 9
รูปที่ 2.9 อิเล็คโตรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม 9
รูปที่ 2.10 แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อีซีจี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่ 12
รูปที่ 2.11 แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อีซีจี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมปลิฟาย 13
รูปที่ 2.12 แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน 15
รูปที่ 2.13 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น 16
รูปที่ 2.14 การลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วิธีพันสายเป็นเกลียว 18
รูปที่ 2.15 แสดงการต่อแบบ standard limb lead 26
รูปที่ 2.16 แสดงการเพิ่มตัวต้านทานเพื่อลดสัญญาณรบกวน 26
รูปที่ 2.17 แสดงการต่อแบบ unipolar 26
รูปที่ 2.18 รูปสัญญาณที่ได้จากจุดต่างๆ ของการต่อแบบ unipolar 27
รูปที่ 2.19 ภาพแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ 27
รูปที่ 2.20 แสดงเวกเตอร์ของการวัดใน lead ต่างๆ 28
รูปที่ 2.21 แสดงช่วงของศักดาไฟฟ้ากับความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าในร่างกาย 28
รูปที่ 2.22 ความละเอียดของ ADC 29
รูปที่ 2.23 การสุ่มหลายๆ ช่วงจะมีลักษณะใกล้เคียงกับสัญญาณเดิม 30
รูปที่ 2.24 แสดงวิธีพื้นฐานของ ADC 31
รูปที่ 2.25 แสดงทรานสเฟอร์ฟังก์ชั่นของคอมพาราเตอร์ 31
รูปที่ 2.26 บล็อกไดอะแกรมและไทม์มิ่งไดอะแกรมของ Counter Type ADC 32
รูปที่ 2.27 วงจร Ramp Voltage Generator 34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.28 บล็อกไดอะแกรมของ Dual Slope ADC 35
รูปที่ 2.29 รูปบล็อกไดอะแกรมของ Successive Approximation ADC 36
รูปที่ 2.30 แฟรชคอนเวอร์เตอร์ 36
รูปที่ 2.31 แสดงตำแหน่งขาของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS 51 40

บทที่ 3

รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของวงจรทั้งหมด 45
รูปที่ 3.2 วงจรขยายอินสตรูเมนท์เตชั่นแอมปลิฟายเออร์ 46
รูปที่ 3.3 แสดงพารามิเตอร์ในวงจรขยายอินสตรูเมนท์เตชั่นแอมปลิฟายเออร์ 47
รูปที่ 3.5 วงจรปรับศูนย์เมื่อศักดาไฟฟ้าออฟเซตเข้ามา 48
รูปที่ 3.6 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 48
รูปที่ 3.7 เปรียบผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรอง ลำดับต่างๆกัน 49
รูปที่ 3.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิทธ์ลำดับ4 49
รูปที่ 3.9 กราฟแสดงการหาค่า K 50
รูปที่ 3.10 กราฟแสดงการหาค่า R 51
รูปที่ 3.11 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้ในโครงงาน 52
รูปที่ 3.12 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง 52
รูปที่ 3.13 วงจรจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง 52
รูปที่ 3.14 วงจรจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วงที่ใช้ในโครงงาน 53
รูปที่ 3.15 วงจรขยายแบบกลับเฟส 53
รูปที่ 3.16 วงจรปรับแรงดันออฟเซต 54
รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรมของ Successive Approximation ADC 55
รูปที่ 3.17 วงจรทั้งหมดของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 58
รูปที่ 3.18 วงจรแปลงข้อมูลแบบขนานเป็นแบบอนุกรม 59
รูปที่ 3.19 วงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ 60
รูปที่ 3.20 ผังการทำงานของโปรแกรมหลัก 61
รูปที่ 3.21 ผังการทำงานของโปรแกรมอินเทอร์รัพ 62
รูปที่ 3.22 หน้าแรกของโปรแกรม 63
รูปที่ 3.23 หน้าจอของโปรแกรมฝั่งเซร์ฟเวอร์ 63
รูปที่ 3.24 เมนู เปิดจากไฟล์ 64
รูปที่ 3.25 แสดงการรับค่าจากเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 65
รูปที่ 3.26 หน้าจอของโปรแกรมฝั่งไคล์เอนท์ 66

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

รูปที่ 4.1 วงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด 69
รูปที่ 4.2 วงจรที่ใช้ทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด 70
รูปที่ 4.3 รูปสัญญาณเอาท์พุทเมื่อป้อนอินพุตมีออฟเซตลบ 70
รูปที่ 4.4 รูปสัญญาณเอาท์พุทเมื่อป้อนอินพุตมีออฟเซตลบ 70
รูปที่ 4.5 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 74
รูปที่ 4.6 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง 74
รูปที่ 4.7 รูปสัญญาณอีซีจีหลังจากปรับแรงดันออฟเซตแล้ว 75
รูปที่ 4.8 วงจรทดลองแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล 75
รูปที่ 4.9 รูปสัญญาณเอาท์พุตของ DAC 76
รูปที่ 4.10 รูปสัญญาณเอาท์พุตของอินสตรูเมนแอมป์ 76
รูปที่ 4.11 รูปสัญญาณเอาท์พุตของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ 76
รูปที่ 4.12 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 77
รูปที่ 4.13 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุตของวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านเฉพาะช่วง77
รูปที่ 4.14 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุตของวงจรปรับแรงดันออฟเซต 77
รูปที่ 4.15 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจร DAC 78
รูปที่ 4.16 รูปสัญญาณหัวใจที่ออกจากเอาท์พุทของวงจร DAC 78
รูปที่ 4.17 รูปสัญญาณ Lead I แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 80
รูปที่ 4.18 รูปสัญญาณ Lead II แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 80
รูปที่ 4.19 รูปสัญญาณ Lead III แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 81
รูปที่ 4.20 รูปสัญญาณ Lead AVL แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 81
รูปที่ 4.21 รูปสัญญาณ Lead AVR แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 82
รูปที่ 4.22 รูปสัญญาณ Lead AVF แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 82
รูปที่ 4.23 รูปสัญญาณ Lead V1 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 83
รูปที่ 4.24 รูปสัญญาณ Lead V2 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 83
รูปที่ 4.25 รูปสัญญาณ Lead V3 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 84
รูปที่ 4.26 รูปสัญญาณ Lead V4 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 84
รูปที่ 4.27 รูปสัญญาณ Lead V5 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 85
รูปที่ 4.28 รูปสัญญาณ Lead V6 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ 85
รูปที่ 4.29 รูปสัญญาณเปรียบเทียบเมื่อผ่านระบบแลน 86
รูปที่ 4.30 รูปสัญญาณเปรียบเทียบเมื่ออ่านจากไฟล์ 87
รูปที่ 4.31 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 88

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

บทที่ 3

ตารางที่ 3.1 การเลือกอินพุทของวงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ 56

บทที่ 4

ตารางที่ 4.1 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 71

ตารางที่ 4.2 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง 72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

ในอดีตเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะเป็นเครื่องมือที่แพทย์จะต้องเดินมาวัดที่ห้องผู้ป่วย และบันทึกผลลงบนม้วนกระดาษซึ่งเป็นการยุ่งยากถ้าแพทย์อยู่ในที่ไกลๆ และการเก็บผลเป็นกระดาษยังทำให้โอกาสที่ข้อมูลจะเสียหายมีเพิ่มมากขึ้นอีกด้วย

ดังนั้นในปัจจุบันนี้ซึ่งเป็นยุคของข้อมูลข่าวสาร ได้มีการคิดค้นและพัฒนาเทคโนโลยีสารสนเทศขึ้นอย่างมากมาย ทางผู้จัดทำจึงคิดที่จะนำเทคโนโลยีนี้มาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ โดยการส่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากผู้ป่วยในห้องผู้ป่วย เข้าคอมพิวเตอร์แล้วส่งผ่านข้อมูลไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ในห้องพักของแพทย์ ซึ่งจะทำให้แพทย์สามารถมองเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้โดยที่ไม่ต้องเดินไปตรวจที่ห้องผู้ป่วย ซึ่งจะอำนวยความสะดวกแก่แพทย์ในการดูแลผู้ป่วยเป็นอย่างมาก อีกทั้งการที่สามารถเก็บค่าลงในไฟล์และอ่านค่าจากไฟล์คอมพิวเตอร์ได้ยังเป็นการช่วยลดปริมาณการใช้กระดาษในการทำงานและเป็นการเก็บรักษาข้อมูลที่ดีอีกด้วย

โครงงานชิ้นนี้ มีลักษณะการทำงานโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ตัวส่งซึ่งเป็นเครื่องที่ต่อกับตัวเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นตัวหลักซึ่งสามารถเลือกเปลี่ยนลีดในการวัดได้จากเครื่องนี้ และเครื่องนี้ยังทำหน้าที่เป็นตัวส่งข้อมูลไปยังเครื่องตัวรับอีกด้วย โดยจะคอยการติดต่อจากเครื่องตัวรับ ผู้ที่อยู่ฝั่งเครื่องตัวรับสามารถเลือกที่จะรับข้อมูลจากเครื่องตัวส่งเครื่องใดก็ได้ ซึ่งเครื่องตัวส่งก็คือกับเครื่องที่อยู่ที่ห้องผู้ป่วย เราอาจจะให้พยาบาลเป็นผู้ควบคุมตัวเครื่องส่ง และรับคำสั่งจากแพทย์ที่อยู่ในห้องให้เปลี่ยนลีดตามที่ต้องการ และแพทย์ก็สามารถรับข้อมูลได้จากตัวเครื่องรับซึ่งอยู่ในห้องพักแพทย์ โดยที่แพทย์จะสามารถเลือกรับข้อมูลจากห้องใดก็ได้ที่อยู่ในระบบแลนเดียวกัน

สำหรับรายละเอียดในรายงานชิ้นนี้ จะมีทั้งทฤษฎีการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยสังเขป, วงจรที่ใช้, การอธิบายโปรแกรมที่เขียน, ผลการทดลอง และสรุป ซึ่งทำให้ผู้อ่านสามารถนำไปศึกษาและประยุกต์ใช้ได้อย่างสะดวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่2
ทฤษฎี

การเคลื่อนไหวและการทำงานของอวัยวะต่างๆของมนุษย์นั้น จะทำงานได้เมื่อรับคำสั่งจากระบบประสาททั้งที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจหรือนอกเหนืออำนาจจิตใจ หรือที่เราเรียกกันว่ากระแสประสาท นั้นคือไฟฟ้าในร่างกาย ซึ่งมีทั้งส่งจากสมองมาควบคุมอวัยวะต่างๆและเกิดจากการทำงานของอวัยวะเองด้วย เช่นแรงดึงของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ร่างกายยังมีการควบคุมด้วยวิธีอื่นๆ ทางเคมี (Electrochemical)

2.1 ระบบประสาทและเซลล์ประสาท

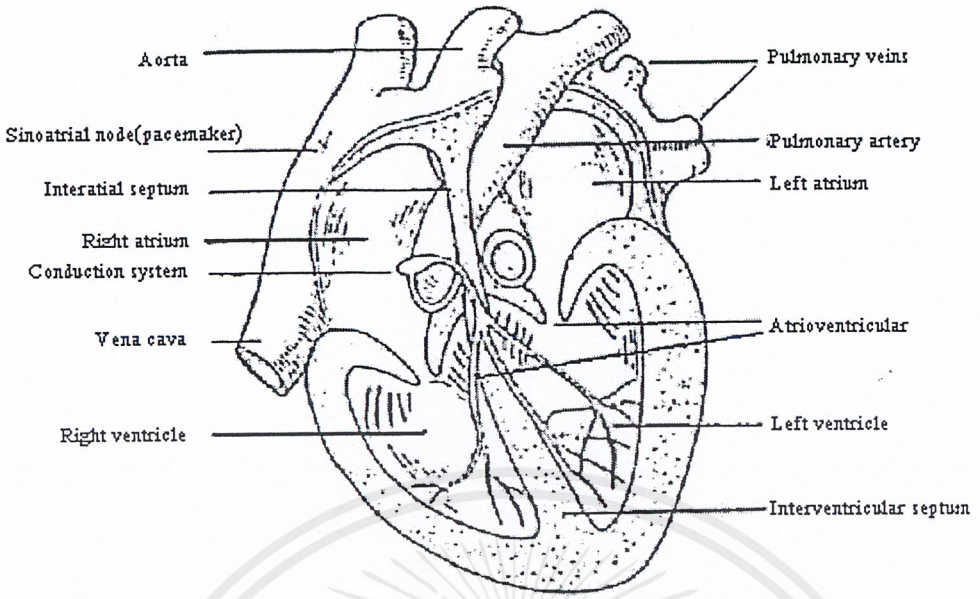
ระบบประสาทจะประกอบด้วย ระบบประสาทส่วนกลางและระบบประสาทส่วนรอบนอก ระบบประสาทส่วนกลางจะประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง สมองมีส่วนประกอบสำคัญคือ สมองส่วนหน้า (Cerebrum) สมองส่วนหลัง (Cerebellum) และก้านสมอง (Brain Stem) ไขสันหลังจะเป็นทางผ่านของกระแสประสาทไปยังอวัยวะต่างๆ ระบบประสาทรอบนอกจะประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ต่อจากสมองและไขสันหลังซึ่งจะประกอบด้วยเส้นใยประสาท 2 ส่วน คือใยประสาทรับคำสั่ง จะนำคำสั่งจากกล้ามเนื้อและอวัยวะรับความรู้สึกไปยังสมอง และใยประสาทนำคำสั่ง จะนำคำสั่งจากระบบประสาทส่วนกลางไปยังอวัยวะต่างๆ นอกจากนี้ยังมีเส้นประสาทซิมปาเธติค (Sympathetic nerve)และเส้นประสาทพาราซิมปาเธติค (Parasympathetic nerve) ที่จะนำกระแสจากต่อมและระบบที่อยู่นอกเหนืออำนาจจิตใจ เช่น ทางเดินอาหาร การเต้นของหัวใจ

เส้นประสาท (Nerve) เซลล์ประสาทในร่างกายของเรามีประมาณ 10,000 ล้านเซลล์ ถึง 100,000 ล้านเซลล์ซึ่งส่วนใหญ่จะอยู่ในสมอง เซลล์ประสาทจะประกอบด้วย ตัวเซลล์ (Cell body) ใยประสาทที่แตกแขนงออกไปเรียก(Dendrite)และใยประสาทที่ยื่นยาวจากตัวเซลล์เรียก(Axon) ใยประสาทบางประเภทมีไขมันเป็นเยื่อหุ้มเรียก เยื่อหุ้มไมอีลิน Myelin sheath) ในการส่งคำสั่ง เซลล์ที่มีเยื่อหุ้มจะเร็วถึง 150 เมตร/วินาที แต่เซลล์ที่ไม่มีเยื่อหุ้มจะเร็วเพียง 1 เมตร/วินาทีเท่านั้น

2.2 โครงสร้างของหัวใจ(Anatomy of the heart)

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย เพื่อนำ ออกซิเจนไปให้เซลล์ และรับคาร์บอนไดออกไซกับของเสียกลับมา โดยปกติหัวใจจะสูบฉีดเลือด 5.5 ลิตร/นาที แต่ในขณะที่ออกกำลังกายจะสูบฉีดได้ถึง 35 ลิตร/นาที จะเห็นว่าหัวใจต้องมีแรงดันศักคาสูงมากเพื่อสูบฉีดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจ

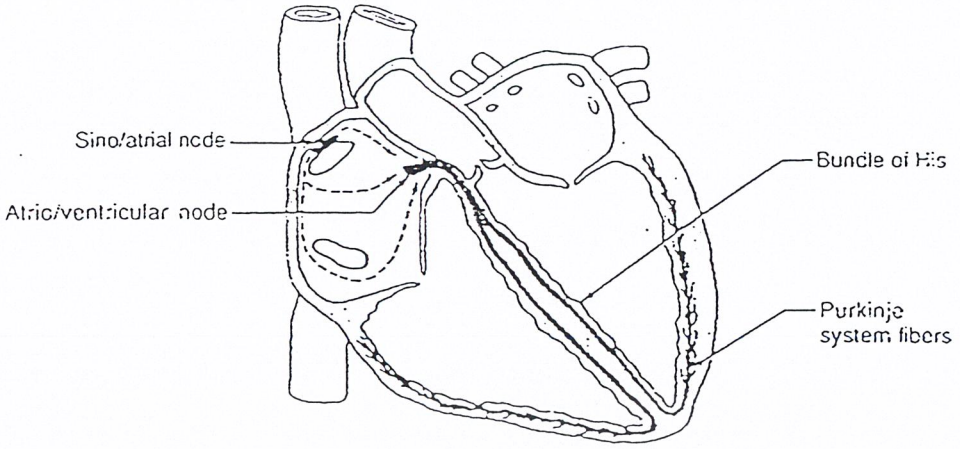
หัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้องทำงานเหมือนเป็นลูกสูบ 2 อัน ที่วางขนานกัน ประกอบด้วย ห้องขวาบน (Right atrium) หัวใจห้องขวาล่าง (Right ventricle) ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด ทางซ้ายมี หัวใจห้องซ้ายบน (Left atrium) หัวใจห้องซ้ายล่าง (Left ventricle) สูบฉีดเลือดที่ฟอกแล้วจากปอดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย

การสูบฉีดโลหิตจะมีอยู่ 2 เฟส คือ Diastole และ Systole Diastole จะเป็นช่วงการเกร็งตัวของหัวใจและมีโลหิตอยู่เต็มหัวใจ Systole จะเป็นช่วงที่หัวใจทำงานบีบเลือดออกไป

2.3 ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1) การกระตุ้นจะเกิดจากจุด Sino/atrial node (S/A node)
กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนทำให้เคลื่อนไหว ซึ่งมีคุณสมบัติคล้ายเส้นประสาท มีความสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ S/N node เป็นชิ้นของกล้ามเนื้อหัวใจที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างรุนแรงและเป็นเสมือน Pacemaker ของหัวใจ ศักไฟฟ้าที่เกิดขึ้นและนำไปสู่การบีบตัวของหัวใจคือ การเกิดการทำงานของ S/N node
2) การบีบตัวของหัวใจห้องบน
เมื่อ S/N node เกิดการ Depolarize คลื่นของการกระตุ้นจะกระจายไปหัวใจห้องบน และมันจะบีบส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 แสดงการไหลของกระแสภายในหัวใจ

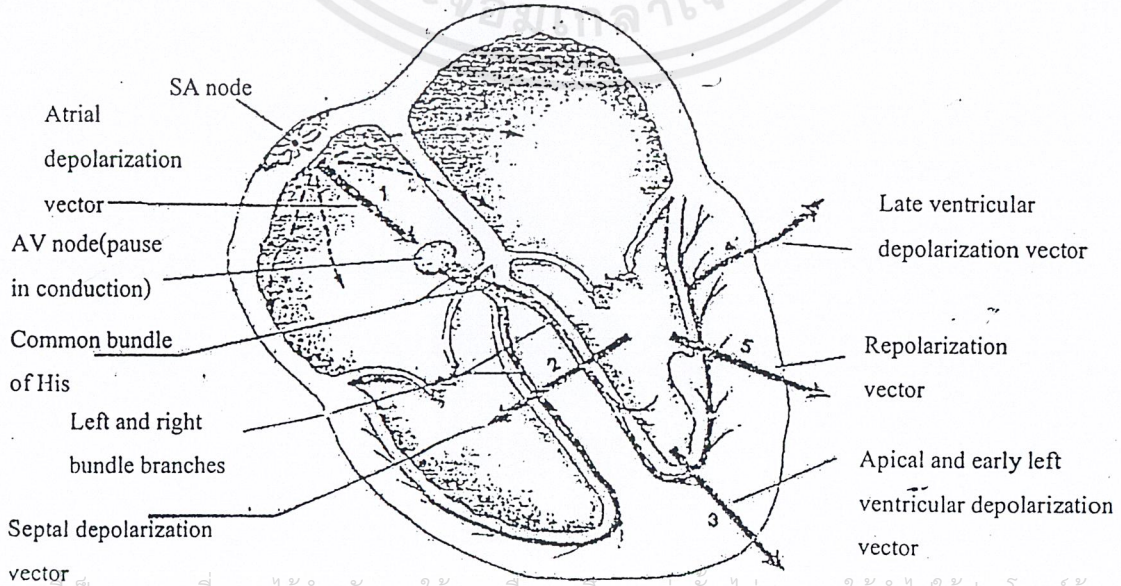
3) การกระตุ้นของ Atrio/ventricular node (A/V node)
ได้หัวใจห้องขวาบนจะมีอีกส่วนที่เกิดการกระตุ้นได้สูงคือ A/V node เมื่อถึงจุดนี้มันจะถูก Depolarize และจะแยกไปยังแขนงของมัดโปรตีนที่เรียกว่า Bundle of His

4) การแพร่กระจายสู่ด้านล่างของ Bundle of His
นั่นคือการไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบนไปหัวใจห้องล่าง และการบีบตัวจะเริ่มจากด้านล่างของหัวใจห้องล่าง

5) Purkinje systerm fibers
เป็นส่วนเชื่อมของการแพร่กระจายสู่ด้านล่างของ Bundle of His กับการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

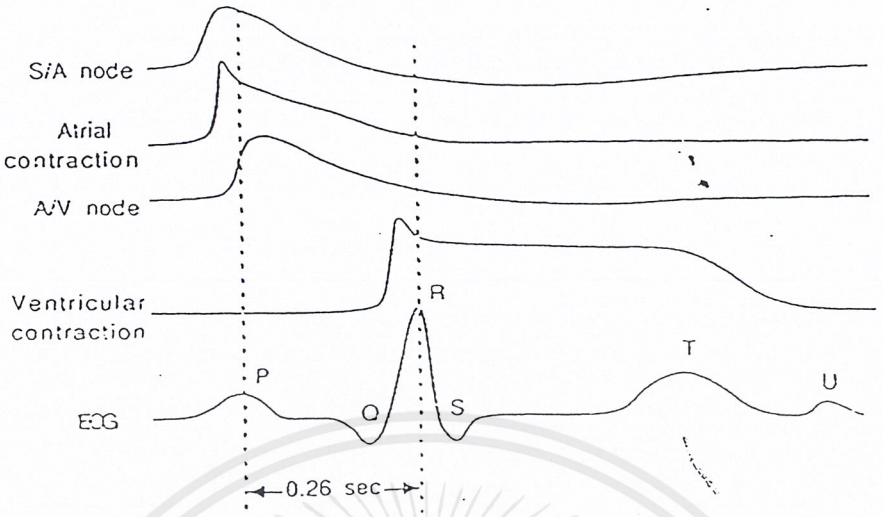
6) การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง
เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ โดยจะเป็นการสูบฉีดโลหิตไปยังปอดและส่วนต่างๆของร่างกาย จะเห็นว่าหัวใจทางซ้ายจะรับภาระมากกว่าจึงมีผนังที่หนากว่าทางขวา

มีศักดาไฟฟ้าใน 1 รอบการทำงานดังรูปที่ 2.3

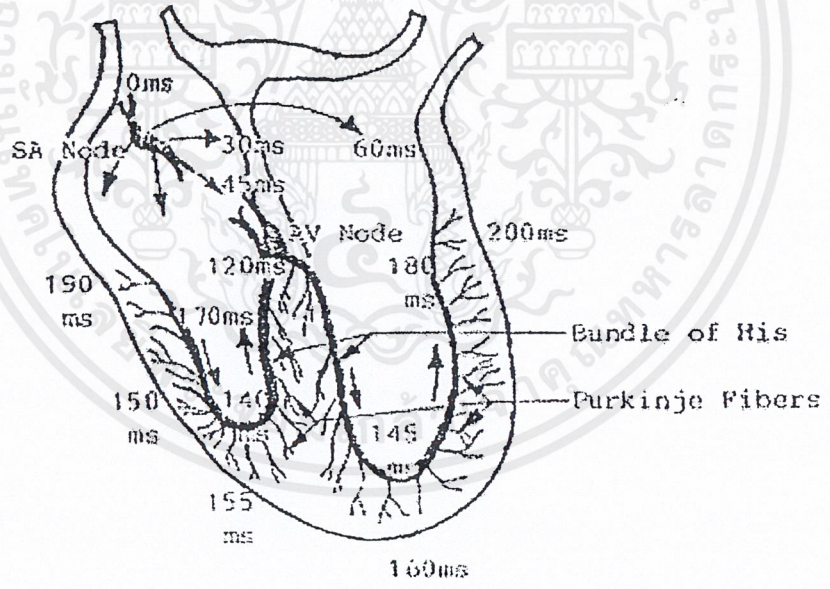


รูปที่ 2.3 แสดงทิศของกระแสไฟฟ้าภายในหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 สัญญาณที่ได้จากจุดต่างๆและสัญญาณ ECG



รูปที่ 2.5 แสดงเวลาที่ใช้ในการเดินทางของกระแสไฟฟ้าภายในหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 อีเล็คโตรด

การจะวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อมนั้นก็คือ อีเล็คโตรด ซึ่งจะทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วย ไอออน แต่ในเครื่องวัดจะนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้น อีเล็คโตรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยน ionic current ให้เป็น electronic current

ไดอะแกรมของพื้นหน้าระหว่างอีเล็กโตรดและอีเล็กโตรลัยท์ แสดงไว้ในรูป กระแสไฟฟ้าจะข้ามจากอีเล็กโตรดไปยัง อีเล็กโตรลัยท์ จะประกอบด้วย

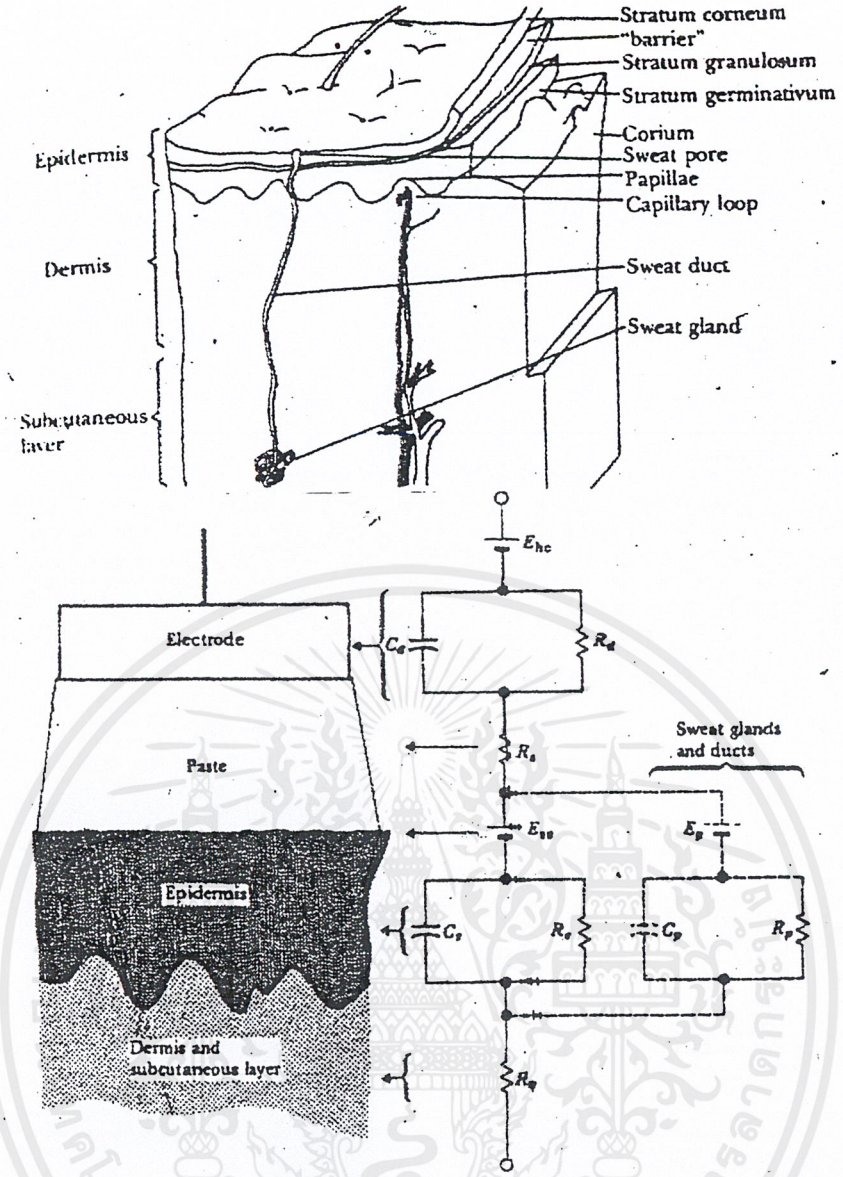
1. อิเล็คตรอนที่เคลื่อนไปในทางทิศตรงข้ามกับกระแสอิเล็คโตรด
2. แคทไอออนเคลื่อนไปในทางทิศเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนไปในทางทิศตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าในอิเล็คโทรลัยท์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็คตรอนอิสระในอิเล็คโทรลัยท์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนอิสระในอิเล็คโตรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อเป็นการถ่ายทอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็คโทรลัยท์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างไปเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์(Half-cell potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็คโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็คโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็คโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหล ถ้ามีกระแสไหลศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะต้องเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาไรเซชันของอิเล็คโทรด ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเทียบกับสภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า overvoltage มีกลไกที่เกี่ยวข้องกับปรากฏการณ์นี้ 3 ส่วน คือ

1. Ohmic overvoltage เป็นผลมาจากความต้านทานของอิเล็คโทรลัยท์เมื่อกระแสไฟฟ้าผ่านอิเล็คโทรดทั้งสองอัน เมื่อความต้านทานระหว่างอิเล็คโทรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้าที่เกินทางด้านโอห์ม (Ohmic overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้า ตามกฎของโอห์ม
2. Concentration overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในอิเล็คโทรลัยท์
3. Activation overvoltage เป็นผลมาจากการถ่ายทอดประจุของปฏิกริยาการเติมและการลดออกซิเจน ไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้ทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงโครงสร้างผิวหนังและวงจรสมมูลของผิวหนังที่ติดอีเล็คโตรด

2.4.1 อิเล็คโตรดที่ปาลาไรซ์และอิเล็คโตรดที่ไม่ปาลาไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็คโทรดได้เป็น 2 ชนิด

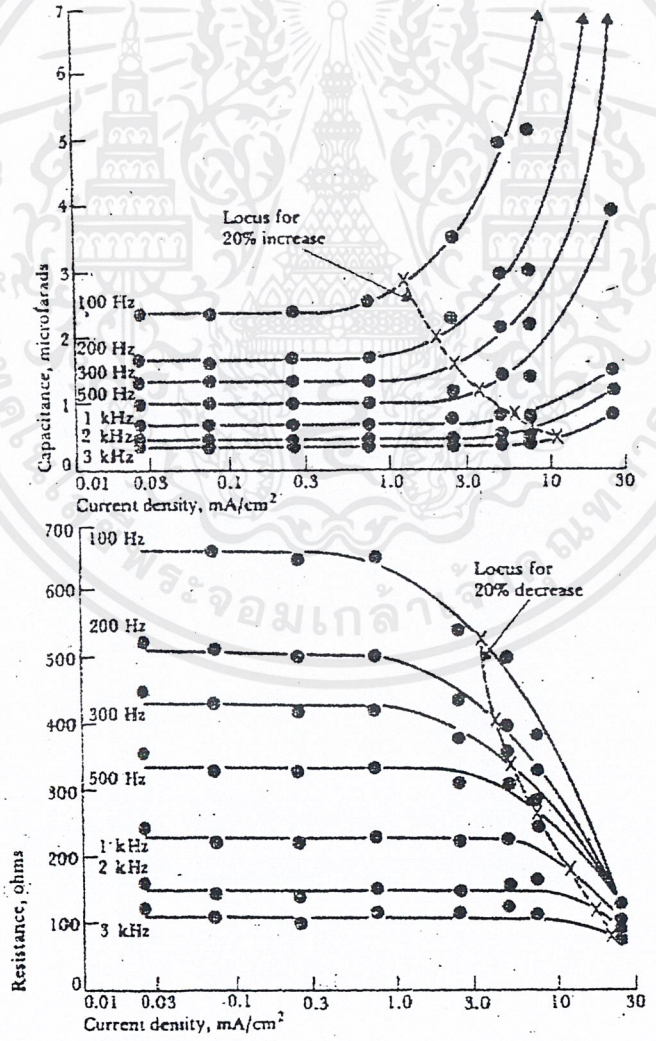
1. อิเล็คโทรดที่ปาลาไรซ์ได้ อิเล็คโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีประจุข้ามพื้นหน้าของอิเล็คโทรดและอิเล็คโทรลัยท์จะทำงานเสมือนว่าเป็นคาปาซิเตอร์
2. อิเล็คโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่ทำให้เกิด overvoltage

แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็คโทรดที่ปาลาไรซ์ได้หรืออิเล็คโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

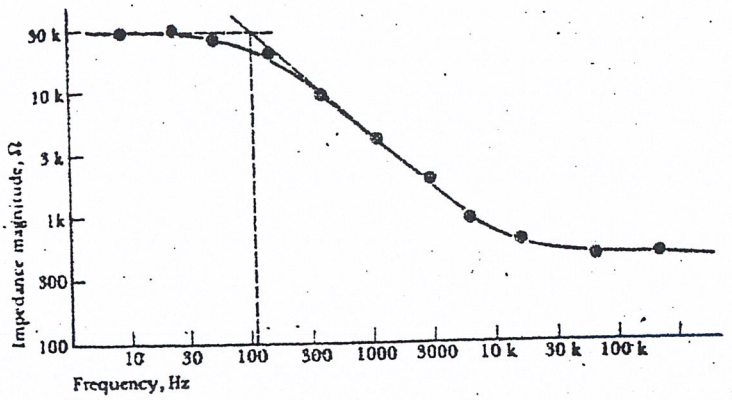
2.4.2 **คุณสมบัติของอิเล็คโทรด**

เราพบว่าคุณสมบัติของกระแสและแรงดันของอิเล็คโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็คโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะคือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านลงไปในอิเล็คโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะแตกต่างไปจากเดิม และคุณสมบัติของอิเล็คโทรดยังขึ้นอยู่กับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นรูปซายน์ก็ยังต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็คโทรดเหมือนมีตัวต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ เมื่อนำอิเล็คโทรดมาติดผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็คโทรด, อิเล็คโทรลัยท์ และผิวหนังด้วย เราจะใช้ครีมอิเล็คโทรลัยท์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะติดอิเล็คโทรด เป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด galvanic skin reflex(GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ ซึ่งจะมี โซเดียม โปแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลั่งออกมาจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่างรูของท่อต่อมเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็คโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาธรรมดา ที่ไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง



รูปที่ 2.7 แสดงคุณสมบัติของอิเล็คโตรดที่เป็นเหล็กไร้สนิมซึ่งอิมพีแดนซ์ขึ้นกับค่าความเก็บประจุและความเข้มของกระแสไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

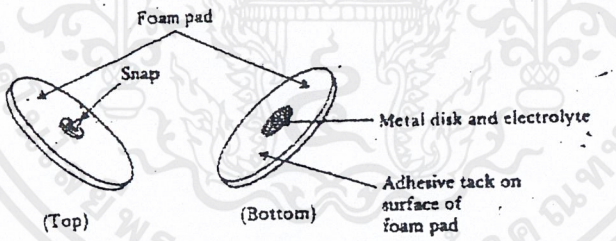


รูปที่ 2.8 ความต้านทานที่เปลี่ยนตามความถี่

2.4.3 อิเล็คโตรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็คโตรดที่ใช้บ่อยในการรับศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยาคืออิเล็คโตรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะโดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็คโตรลัยท์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

รูปที่ 2.9 แสดงอิเล็คโทรดแผ่นโลหะแบบต่างๆ เป็นอิเล็คโทรดที่ใช้ได้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็คโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติคที่ทำเป็นโฟมและมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้อิเล็คโทรดนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็คโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่ทิ้งไปแล้วกดอิเล็คโทรดลงบนผิวหนังทันที



รูปที่ 2.9 อิเล็คโตรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง อี ซี จี ใช้ปิดผิวหนังติดแขน-ขา

2.4.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็คโตรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็คโตรดโลหะสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ดี จะต้องนึกถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการดังต่อไปนี้คือ

1.ในการสร้างอิเล็คโตรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างที่สามเช่นวัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ฉนวนหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็คโตรลัยท์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาใช้ให้สัมผัสกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพราะจะมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนั้นเมื่อสัมผัสกับอิเล็คโตรลัยท์ก็จะทำให้มีปฏิกริยาทางเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็คโตรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจัยนี้ทำให้ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็คโตรดได้

2.เมื่อใช้อิเล็คโตรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าร่างกาย ควรใช้อิเล็คโตรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นศักย์ไฟฟ้า ดี ซี ที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมปลิไฟเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิ่มตัวของแอมปลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมปลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดี ซี และมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็คโตรดที่ใช้ติดบนผิวหนังมักจะหลุดได้ง่าย อย่างไรก็ดี ปัญหานี้จะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็คโตรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็คโตรดควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ก็ต้องแข็งแรง จุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็คโตรดมักหลุดได้ง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็คโตรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูงมาก ฉนวนของอิเล็คโตรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้เมื่อใช้ไปนานๆ

5. การใช้แอมปลิไฟเออร์ที่มีอินพุทสูงมากๆ ทำให้การบันทึกไฟฟ้าได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมปลิไฟเออร์มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความสูงลดลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.5 ความต้องการเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี

คณะกรรมการของการตรวจ อี ซี จี ของสมาคมโรคหัวใจแห่งสหรัฐอเมริกาได้ให้ข้อเสนะแนะสำหรับเครื่อง อี ซี จี มาตรฐานที่ใช้เขียนโดยตรงลงบนกระดาษ Pipberger ค.ศ.1975 ข้อเสนอแนะดังกล่าวมีดังต่อไปนี้

1.Linearity and distortion ความแม่นยำและความผิดเพี้ยนเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี ซี จี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05 – 100 เฮิทซ์

2.Input Range เครื่อง อี ซี จี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้างคือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mv.

3.Input Impedance and current อินพุทอิมพีแดนซ์ระหว่างอีเล็คโตรดกับพื้นดิน ควรจะมีค่าน้อยกว่า 5 เมกกะโอห์ม ในระหว่างการวัดนั้นอีเล็คโตรดทุกอันควรจะต่อลงดินหมด เครื่อง อี ซี จี ไม่ควรจะให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 1.0 ไมโครแอมแปร์ไหลผ่านผู้ป่วย (ปัจจุบันนี้กระแสรั่วไหลที่ไม่มากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ นั้นเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.Central Terminal วงจรรีซิสแตนซ์ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวไว้ในข้อที่ 1 อีกมากกว่า 2% เมื่อร่วมกับความต้องการในทางอินพุทอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสแตนซ์ที่น้อยที่สุดควรจะมีค่า 3.3 เมกะโอห์ม

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

6.Frequency Response การตอบสนองของเครื่อง อี ซี จี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 จนถึง 25 เฮิทซ์ ควรจะเท่ากันดี และไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz. แล้ว การตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์ไม่ควรจะลดลงมากกว่า 3 dB.

7.Common-mode-rejection ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทซ์ที่ใช้เลือกสายต่อ(Lead Selector Switch) เมื่อปรับตั้งกำลังขยายของเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 มม./มิลลิโวลท์ และต่อสายอีเล็คโตรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 เฮิทซ์ 120 โวลต์ พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้นซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอีเล็คโตรดทั้งหมด จะนำไปต่อเป็นอนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF. ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มบันทึกมากกว่า 20 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้จะยังคงได้อยู่ทึ้งเมื่อต่อรีซิสแตนซ์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุทด้วย

8.Calibration เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามาตรฐานขนาด 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับปรับเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9.Chart Speed ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรจะเป็น 25 มม./วินาที จอกจากนั้นควรมีความเร็วที่สูงกว่าด้วยคือความเร็ว 50 มม./วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%

10.Output เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรจะมีค่า 1 โวลต์

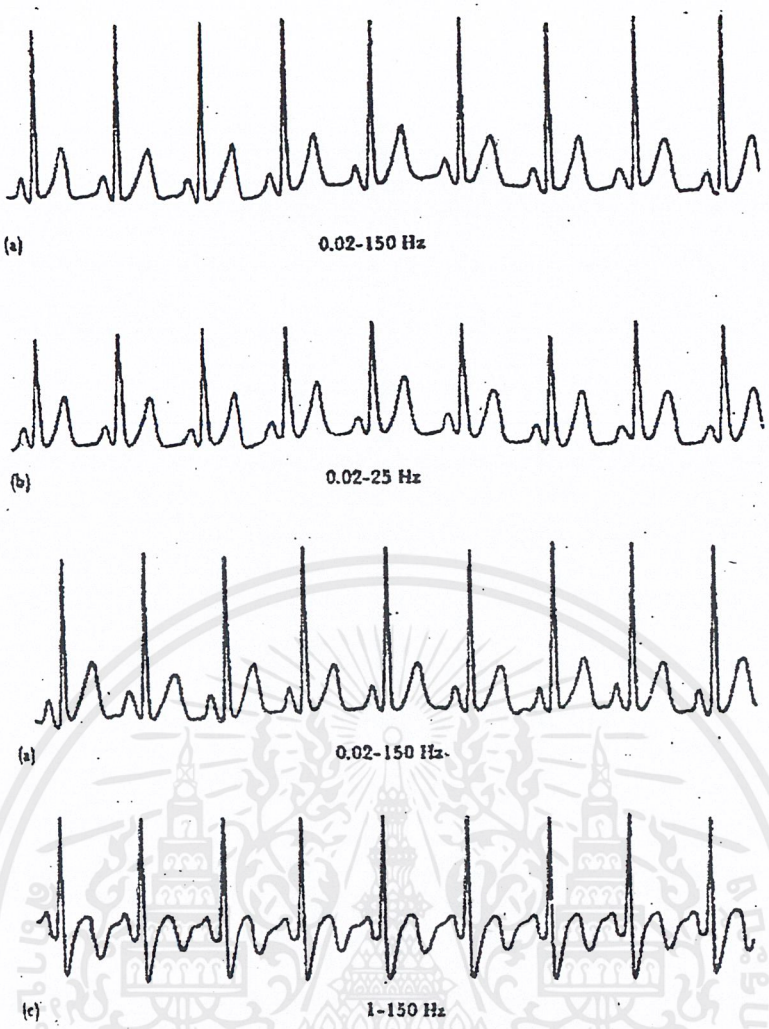
11.Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรจะมีไว้ในเครื่อง อี ซี จี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี

2.6 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี

2.6.1.ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง อี ซี จี มีการตอบสนองต่อความถี่เปลี่ยนแปลงไปคือไม่ได้มาตรฐานดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่น อี ซี จี ดังแสดงให้เห็นได้ในรูปที่2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

รูปที่ 2.10a แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติที่ได้จากเครื่องซึ่งมีการตอบสนองต่อความถี่กว้างกว่า 0.05-100 Hz.

รูปที่ 2.10b แสดงคลื่น อี ซี จี ที่ได้บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองต่อความถี่จาก 0.02-25 Hz. ความผิดปกตินี้เรียกว่า high-frequency distortion รูปคลื่นซึ่งแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อมีความผิดเพี้ยนไปจะมีลักษณะกลมและความสูงยังลดลงด้วย

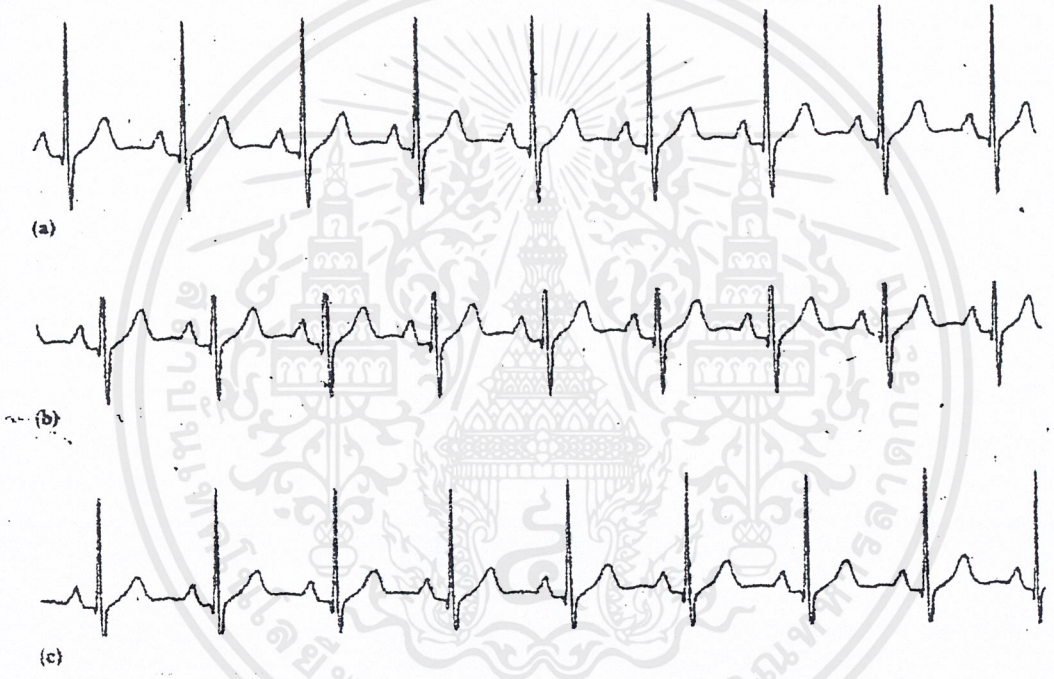
รูปที่ 2.10c แสดงคลื่น อี ซี จี จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองต่อความถี่ 1-150 Hz. สังเกตว่ามีความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานของคลื่น อี ซี จี เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นซึ่งแต่เดิมมียอดเดียว(monophasic) จะกลายเป็นคลื่น อี ซี จี ที่มี 2 ยอด (biphasic) ความผิดปกติเช่นนี้จะเรียกว่าเป็น low-frequency distortion

2.6.2. การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน(Saturation or Cutoff Distortion)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Offset Voltage ที่อิเล็คโตรดหรือการปรับแอมปลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งจะทำให้รูปร่างของคลื่น อี ซี จี เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 2.11a แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติ ส่วนรูปที่ 2.11b แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ยอดของคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมปลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินศักย์ไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้

รูปที่ 2.11c แสดงการเปลี่ยนแปลงในทำนองเดียวกัน เมื่อส่วนล่างของคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป ทั้งนี้เป็นผลจากการอิ่มตัวทางด้านลบ (negative saturation) ของแอมปลิไหเออร์ สังกตว่าในกรณีนี้เส้นพื้นฐานจะเรียบดี ยอดของคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้ในภาพบันทึก หรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูตัด ถ้าเป็นเช่นนี้จะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว



รูปที่ 2.11แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมปลิฟาย

2.6.3 วงจรสายดิน(Ground Loops)

ผู้ป่วยที่กำลังถูกบันทึก อี ซี จี เช่นในการมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจเป็นต้น ย่อมต้องได้รับการต่อกับอุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วย อุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตัวเอง อาจจะ โดยอาศัยร่วมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อ โดยผ่านสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้น ได้ในกาวะเช่นที่แสดงในรูปที่ 1.3a ในรูปนี้ตัวผู้ป่วยได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือเครื่อง อี ซี จี และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่อกับตัวผู้ป่วย เครื่อง อี ซี จี ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่งนั้นก็มีสายดิน โดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊อยู่ในที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็นสายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านเครื่องไปยังตัวผู้ป่วยและผ่านอีเล็คโตรดของ

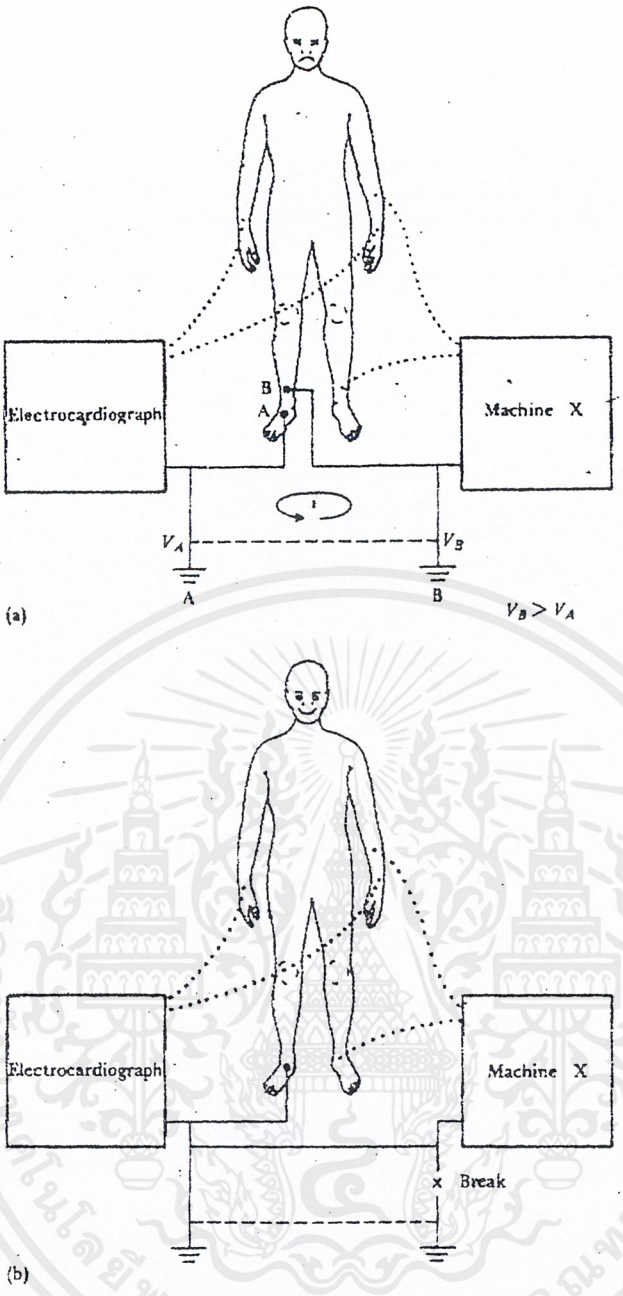
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่อง อี ซี จี ไปลงดินที่จุด A กระแสไฟฟ้าดังกล่าวนอกจาจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้ว ยังทำให้ศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าระดับของสายดิน (ในกรณีนี้คือสายดิน A) ซึ่งต่อกับเครื่องอยู่ ตัวอย่างที่แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.12a นี้ ผู้ป่วยจะมีศักย์ไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิด common-mode voltages บนเครื่อง อี ซี จี ซึ่งจะทำให้ CMRR ต่ำ ดังนั้นจึงเป็นการเพิ่มปริมาณสัญญาณรบกวน

ทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้ง 2 ดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 2.12a นั้นเรียกว่า ground loop ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

รูปที่ 2.12b เป็นภาวะที่ควรจะกระทำให้เกิดขึ้น ในรูปนี้เครื่องทั้ง 2 มีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกัน จึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้น ศักย์ไฟฟ้าสายดินของเครื่อง อี ซี จี และอีกเครื่องหนึ่งควรจะอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมีศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมสายดิน อันจะทำให้เครื่องมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลในวงจรสายดินผ่านตัวผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้ง 2 จะมีศักย์ไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านสายดินที่ต่อกับผู้ป่วยได้ ถึงแม้ว่าผู้ป่วยนั้นจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องอื่นก็ตาม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน

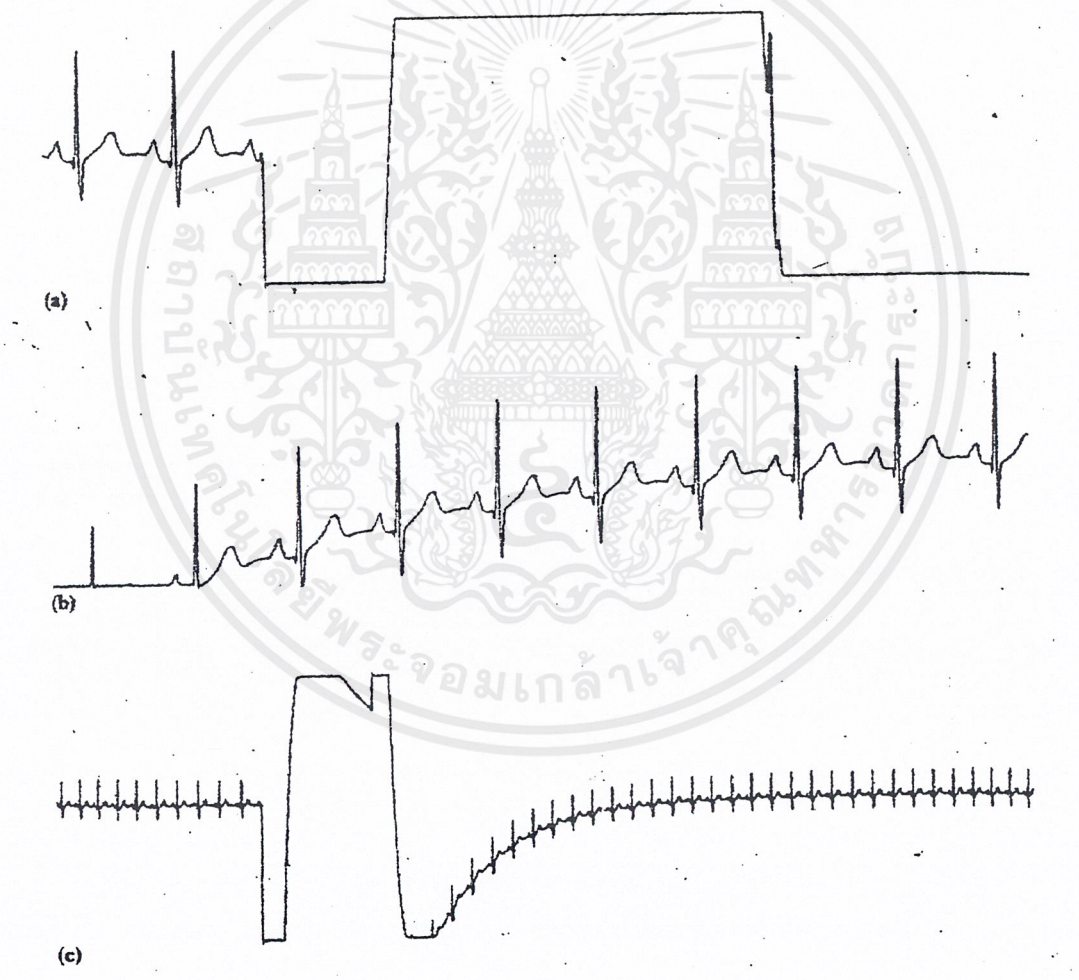
2.6.4 . สายต่อที่ขาด (Open Lead Wires)

มีบ่อยครั้งที่สายต่อของอีเล็คโตรดของเครื่อง อี ซี จี เส้นหนึ่งเส้นใดขาดไป ศักย์ไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลให้ปากกาที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวได้ตามจังหวะคลื่นความถี่ของคลื่นนไฟฟ้าที่เหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนั้นอาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ได้ขาด แต่เนื่องจากอีเล็คโตรดสัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.5 สิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะขณะที่กำลังตรวจวัด อี ซี จี อาจจะต้องการทำดีฟิบริลเลชัน ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นไฟฟ้าที่มีศักย์ไฟฟ้าสูงและกระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดมีศักย์ไฟฟ้าแรงสูงตกคร่อมอีเล็คโตรดของเครื่อง อี ซี จี ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงมากกว่าสัญญาณ อี ซี จี มาก ศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง อี ซี จี เปลี่ยนระดับไปอย่างมาก ดังแสดงในรูปที่ 1.4 ทั้งนี้เนื่องจากมีการอิ่มตัวของแอมปลิไฟเออร์ในเครื่อง อี ซี จี คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิแตนซ์ที่อยู่ในแอมปลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อยๆ ลดลงกลับมาสู่เส้นพื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานานซึ่งย่อมขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมปลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างหนึ่งของสิ่งรบกวนในทำนองดียวกันนี้คือการเคลื่อนไหวของอีเล็คโตรด ซึ่งทำให้มีความเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากสัญญาณ อี ซี จี



รูปที่ 2.13 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น a) การเปลี่ยนแปลงในระยะต้น b) กลับคืนสู่สภาพปกติ c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกันแต่ลดกำลังขยายเพื่อแสดง first-order recovery ของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

2.6.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ต้นตอที่สำคัญของการรบกวนเมื่อทำหารบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี ซี จี คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านี้นอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง อี ซี จี แล้วยังต้องจ่ายให้เครื่องใช้ไฟฟ้าต่างๆ ที่อยู่ในห้องเดียวกันด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันได้

สนามไฟฟ้าที่ควบระหว่างสายไฟจ่ายกำลังกับเครื่อง อี ซี จี และ/หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลมาจากสนามไฟฟ้าที่อยู่รอบๆ สายไฟหรือรอบๆ เครื่องไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจจะเกิดขึ้นได้แม้แต่ไม่ได้ปล่อยไฟฟ้าให้เข้าไปในเครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า

กระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิแตนซ์ C_3 ที่ควบระหว่างสายไฟกับเครื่อง อี ซี จี และไม่ทำให้เกิดการรบกวน C_1 เป็นคาปาซิแตนซ์ระหว่างสายไฟที่จ่ายพลังงานกับสายของอิเล็คโตรดสายหนึ่งสายใด กระแสไฟฟ้า i_{d1} ไม่สามารถไหลเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี ได้เพราะมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูง แต่จะไหลผ่านรีซิสแตนซ์ของผิวหนังกับอีเล็คโตรด Z_1 และ Z_p เพื่อลงดิน ในทำนองเดียวกัน i_{d2} จะไหลผ่าน Z_2 และ Z_G เพื่อลงดิน อิมพีแดนซ์ของร่างกายซึ่งมีค่าประมาณ 500 โอห์มนั้นสามารถตัดทิ้งไปได้เมื่อเปรียบเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์อื่นๆ ที่แสดงไว้ ศักย์ไฟฟ้าที่ได้ขยายแล้วจะปรากฏระหว่างอินพุทของ A และ B ดังสมการ $v_A - v_B = i_{d1}Z_1 - i_{d2}Z_2$

ถ้าสายไฟ 2 เส้นวางอยู่ใกล้กัน โดยที่ i_{d1} เท่ากับ i_{d2} แล้วจะได้ค่าดังสมการ การ $v_A - v_B = i_{d1}(Z_1 - Z_2)$ ค่าที่ได้เมื่อใช้สายยาว 9 เมตรนั้น จะได้ $I_d = 6$ nA อิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอีเล็คโตรดอาจแตกต่างกันได้มากถึง 20 กิโลโอห์ม ดังนั้นจะได้ค่าดังสมการ การ $v_A - v_B$ = (6 nA)(20k) =120uV.

ค่าดังกล่าวทำให้เกิดการรบกวนได้มากพอสมควร สามารถทำให้ลดลงได้โดยการหุ้มกำบังสายอีเล็คโตรดพร้อมกับต่อลงดินด้วย ซึ่งการกระทำเช่นนี้ได้ทำไว้แล้วในเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยเป็นส่วนมาก การลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอีเล็คโตรดก็สามารถช่วยได้

กระแสไฟฟ้าสามารถไหลจากสายไฟเข้าไปในร่างกายได้ กระแส i_{db} จะไหลผ่านอิมพีแดนซ์ของสายดิน Z_G เพื่อลงดิน ศักย์ไฟฟ้าที่ตกคร่อมจะทำให้เกิด common mode voltage V_{cm} ทั่วร่างกายดังสมการ $V_{cm} = i_{db}Z_G$ เมื่อได้แทนค่าแล้ว จะได้ค่าดังในสมการ v_{cm} = 10mV.

ในสภาวะแวดล้อมที่มีกระแสไฟฟ้าน้อย ซึ่ง i_{db} มากกว่า 1 uA , v_{cm} สามารถมีค่ามากกว่า 50 mV. ถ้าแอมปลิไฟเออร์สามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์ จะไม่เกิดปัญหาแต่อย่างใดเพราะว่าดิฟเฟอเรนเชียลแอมปลิไฟเออร์สามารถกำจัด common-mode voltages อย่างไรก็ดี แอมปลิไฟเออร์ที่แท้จริงนั้นจะต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์ที่มีค่า Z_{in} ดังนั้น V_{cm} จะมีค่าลดลงเนื่องจากถูกจำกัดโดยอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอีเล็คโตรดและ Z_{in} ดังแสดงในสมการ $v_A - v_B = v_{cm}[Z_{in}/(Z_{in}+Z_1) - Z_{in}/(Z_{in}+Z_2)]$

แต่เนื่องจากว่า Z_1 และ Z_2 มีค่าน้อยกว่า Z_{in} มากจะได้ค่าดังสมการ $v_A - v_B = v_{CM}[(Z_2 - Z_1)/Z_{in}]$

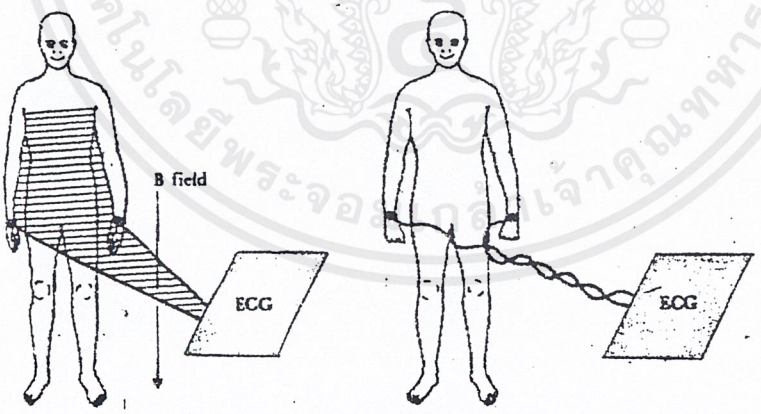
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
42274

เมื่อได้แทนค่าต่างๆ ลงในสมการ จะได้ v_A-v_B=40uV. ผลเช่นนี้จะสังเกตเห็นได้ในการตรวจวัด อี ซี จี และจะเห็นได้ชัดเจนมากเมื่อทำการตรวจวัด อี อี จี สามารถทำให้ลดน้อยลงได้ด้วยการลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอีเล็คโตรด และเพิ่มอินพุทอิมพีแดนซ์ของแอมปลิไฟเออร์

ดังนั้นเราจะเห็นได้ว่าความแตกต่างระหว่างอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอีเล็คโตรดมีความสำคัญที่จะต้องพิจารณาในการออกแบบแอมปลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา มักจะมี common-mode voltage เกิดขึ้นเสมอ ดังนี้นความไม่สมดุลย์ของอินพุทและ Z_m เป็นปัจจัยที่สำคัญในการตรวจหา CMRR โดยไม่คำนึงถึงว่าดิฟเฟอเรนเชียลแอมปลิไฟเออร์จะมีคุณสมบัติที่ดีเพียงใดก็ตาม

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก กระแสไฟฟ้าในสายไฟจะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กรอบๆ สายไฟนั้น สนามแม่เหล็กอาจเกิดได้จากทรานสฟอเมอร์และบาลาสของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้นโดยเครื่อง อี ซี จี , สายต่อและตัวผู้ป่วย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.14 จะเกิดศักย์ไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้ศักย์ไฟฟ้านี้จะได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดียวที่ได้เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดย

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



รูปที่ 2.14 การลดสัญญาณรบกวนโดยวิธีพันสายเป็นเกลียว

2.6.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิยุที่อยู่ใกล้,สถานีโทรทัศน์หรือสถานีเรดาห์ เครื่อง อี ซี จี สามารถรับคลื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเรดติไฟร์โดยตัวเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจถูกเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นหน้าตัดระหว่างอิเล็คโตรดกับอิเล็คโตรลัยท์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้โดยเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องไดอะเธอร์มีย์มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องเอ็กซเรย์หรือสวิทซ์และรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ในโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ก็สามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลงได้โดยการต่อคาปาซิเตอรขนาดเล็กให้ขนานกับแอมปลิไฟเออร์ของเครื่อง อี ซี จี รีแอคแตนซ์ของคาปาซิเตอร์นี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี ซี จี ได้ ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง อี ซี จี ลดลง อย่างไรก็ดีที่ความถี่ของคลื่นวิทยุนั้น ค่าของรีแอคแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไป โดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมปลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอเกิดขึ้นในร่างกายเอง การรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็คโตรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัว จะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้า อี เอ็ม จี และป้อนเข้าไปทำการรบกวนในเครื่อง อี ซี จี ได้

2.7 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน(Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยกซึ่งได้ออกแบบไว้โดยทั่วๆ ไปนั้น จะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายของไฟฟ้าดูดที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วย,เครื่อง อี ซี จี และเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง ในบางกรณีไฟฟ้าจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยไปเข้าเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เครื่อง อี ซี จี ได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่นเครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับเครื่องตัดจี้ขาดหรือหลุดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบกับสายดินนั้นสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็คทรอนิคส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึกได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.13

ตามอุดมคติแล้วเครื่อง อี ซี จี ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดี อาจไม่มีระบบป้องกัน หรือไม่สามารถป้องกันได้หมด วงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปกรณ์ที่ใช้จำกัดศักย์ไฟฟ้า 2 ปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็คโตรดแต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอด 2 อันให้กลับขั้วกัน ดังนั้นเมื่อมีศักย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 600 มิลลิโวลต์ ไดโอดตัวหนึ่งตัวใดจะทำงาน จึงช่วยจำกัดศักย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 600 มิลลิโวลต์ได้ อย่างไรก็ดีการจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีที่ระดับ 600 มิลลิโวลต์ แต่จะค่อยๆ เกิดขึ้นที่ระดับประมาณ 300 มิลลิโวลต์ ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 การลด Common-mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า common-mode voltages สามารถทำให้เกิดการรบกวนในแอมปลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่าจะมีแอมปลิไฟเออร์ที่มี high common-mode rejection ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก common-mode voltages ได้ แต่วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหาคือ การกำจัดต้นตอของศักย์ไฟฟ้ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้ จะได้กล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่นๆ พร้อมทั้งการค้นหาเพื่อที่จะทำให้ลดน้อยลง

2.8.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้สามารถเข้ามาได้โดยการควบคุมคาปาซิแตนซ์และการเหนี่ยวนำทางแมเหล็ก เราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ได้โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีการหุ้มกำบัง (shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตย์ นั้นกระทำได้โดยยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัด แล้วต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับตรวจ อี ซี จี โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ เช่น มุ้งลวดในฝาผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวนี้จะ ไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่าโลหะที่ใช้นั้นจะเป็นชนิดที่มี high permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กที่ดีและนำไฟฟ้าที่ดีด้วย วิธีที่มีราคาถูกกว่ามากคือการลดพื้นที่ระหว่างดิฟเฟอเรนเชียลอินพุทกับแอมปลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียล และระหว่างอินพุทกับสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ common-mode กระทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียว ก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

2.8.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of ground loops)

วงจรสายดินสามารถทำให้เกิด common-mode voltages จากการไหลของกระแสไฟฟ้าในวงจรที่ลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้ จะต้องออกแบบวงจรสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรจะมีรูปร่างคล้ายคาวที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และมีรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่างๆ

2.8.3 ระบบที่ป้อนศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา(Driven-right-leg system)

ในระบบของเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยนั้น ตัวผู้ป่วยไม่ได้ถูกต่อลงดินเลย แต่อิเล็คโตรดที่ต่อกับขาข้างขวานั้นจะถูกต่ออยู่กับเอาท์พุทของออปแอมป์อีกชุด จะมีรีซิสเตอร์ซึ่งทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ R_a ทำหน้าที่รับ common-mode voltages จากร่างกาย ทำให้กลับหัวและมีอัตราขยายมากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับโดยผ่านทางรีซิสเตอร์ R_o ไปยังขาข้างขวา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ common-mode voltages ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลอยู่ในร่างกายจะไม่ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาท์พุทที่เป็นออปแอมป์ จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

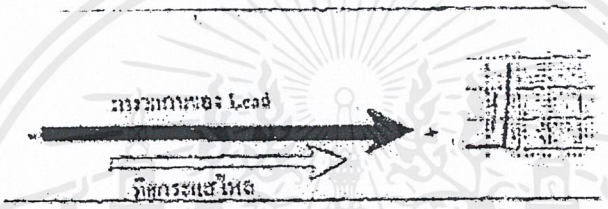
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรนี้มีประโยชน์ในด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงเกิดขึ้นระหว่างผู้ป่วยและสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออปแอมป์ชุดที่เสริมเข้ามานี้ทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่าของ R_o ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

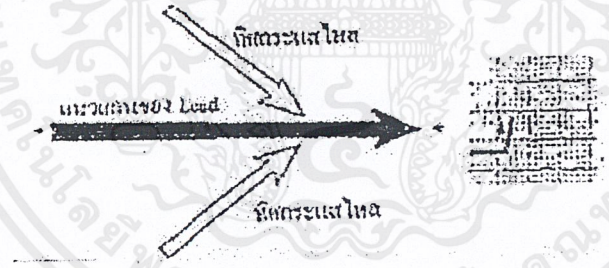
2.9 ลักษณะรูปคลื่นที่เป็นผลมาจากทิศการไหลของกระแส

แสดงให้เห็นการเบี่ยงเบนที่ปรากฏบนเครื่องบันทึกหรือจอภาพของเครื่องวัดซึ่งเกิดจากการไหลของกระแสบริเวณผิวหนัง ในทิศทางที่ทำมุมต่างๆกับแนวของLead

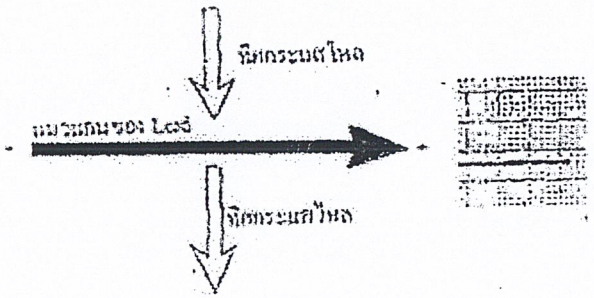
ถ้ากระแสไหลในทิศทางเดียวกับแกนของ Lead เข็มจะเบนขึ้นบนมาก



ถ้ากระแสไหลทำมุมกับแกนของ Lead เข็มจะเบนขึ้นบนน้อยกว่า ขนาดของความสูงจะแปรกับมุมที่กระแสไหลทำกับแนวแกนของ Lead

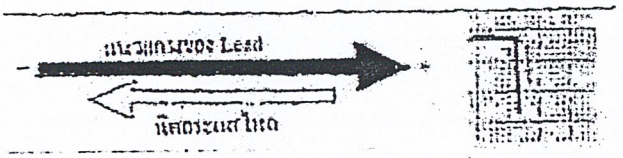


ถ้ากระแสไหลในทิศตั้งฉากกับแนวแกนของ Lead จะไม่มีการเบนของเข็มขึ้นทั้งขึ้นบนหรือลงล่าง

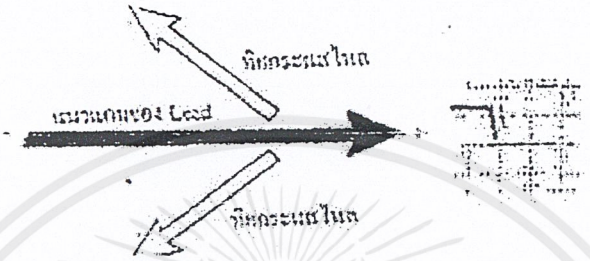


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้ากระแสไหลในทิศทางตรงข้ามกับแนวแกนของ Lead เข็มจะเบนลงล่างมาก

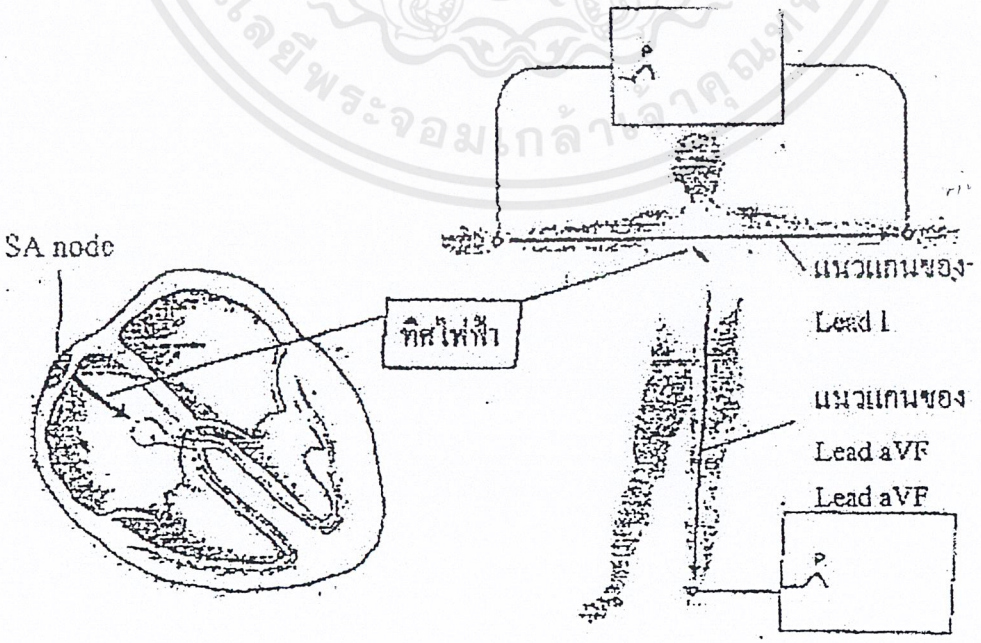


ถ้ากระแสไหลในทิศทำมุมและพุ่งออกจากแนวแกนของ Lead เข็มจะเบนลงล่างน้อยกว่า ขนาดของการเบนขึ้นกับมุมของกระแสที่ทำกับแนวแกนของ Lead



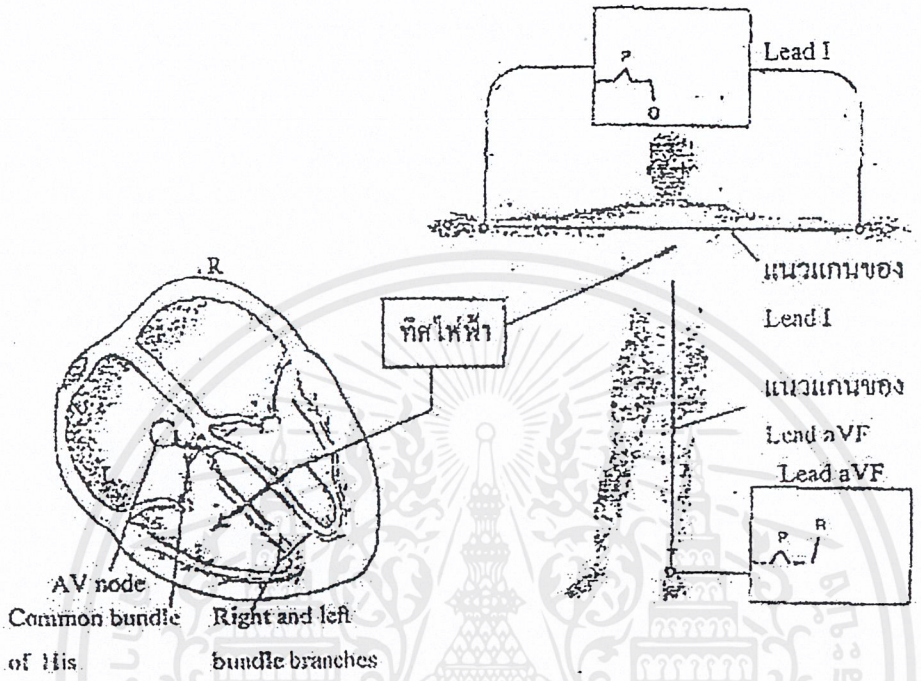
ถ้าไม่มีกระแสไหล จะไม่มีการเบนของเข็ม

ก.อิมพัลส์กำเนิดที่ SA node และคลื่นของดีโพลาไรเซชั่น กระจายไปทั่วหัวใจห้องบนเป็นผลให้ทิศไฟฟ้าชี้ลงล่างเยื้องไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกECGเบี่ยงเบนขึ้นบน ทั้งใน Lead และ aVF ได้เป็นคลื่นP



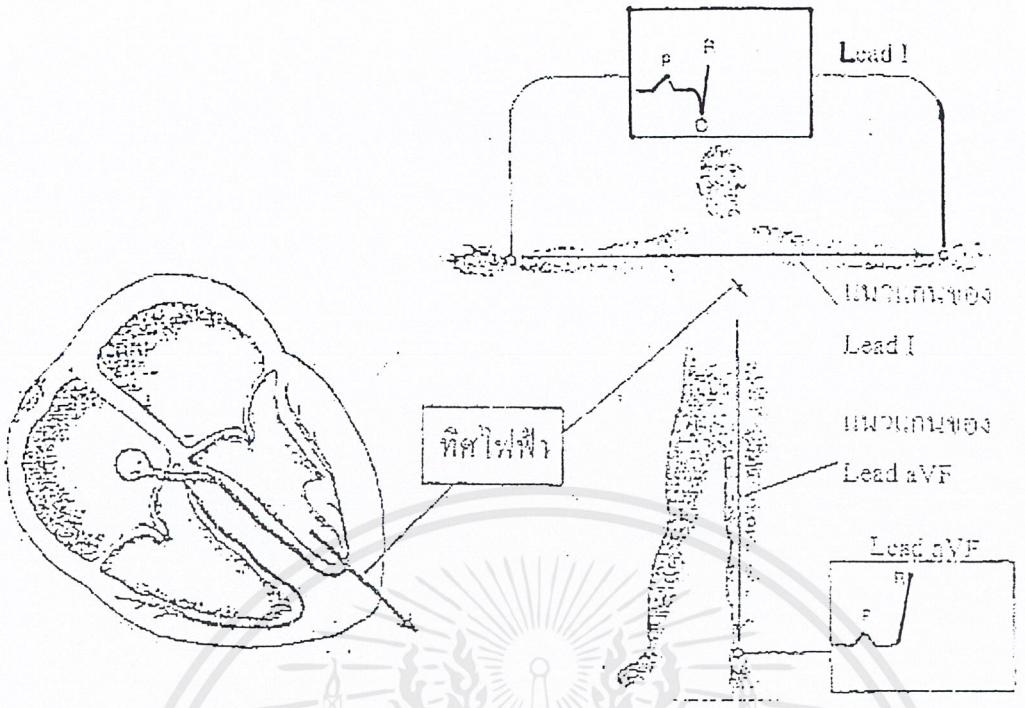
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข.หลังจากถูกหน่วงเวลาที่ AV node ชั่วขณะ อิมพัลส์จะเดินทางไปตาม common bundle of His และ bundle branches ทั้งซ้ายและขวา แล้วจึงเข้าสู่ผนังร่วมของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้เกิดดีโพลาไรเซชั่น ซึ่งมีทิศไฟฟ้าไปทางซ้ายเยื้องลงล่าง ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนลงล่างเล็กน้อยใน Lead I ได้คลื่น Q และเบนขึ้นบนเล็กน้อยใน Lead aVF ได้คลื่น R

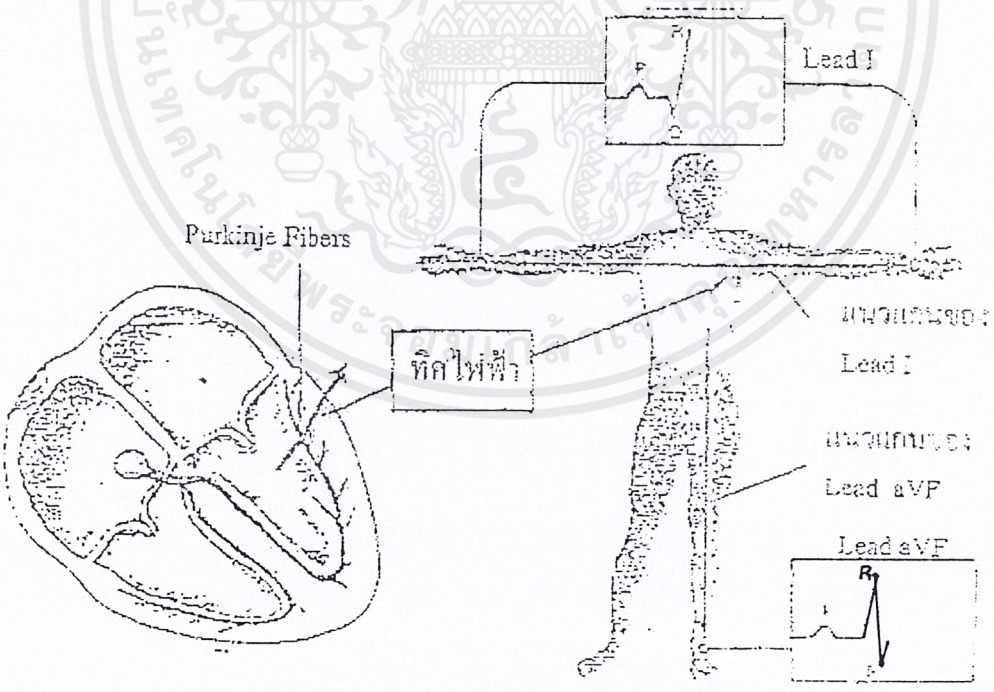


ค.อิมพัลส์เดินทางต่อไปตามระบบสื่อนำทำให้เกิดดีโพลาไรเซชั่น ที่ตอนปลายของกล้ามเนื้อหัวใจห้องห้องล่าง มีทิศไฟฟ้าชี้ลงล่างเยื้องไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนขึ้นบนมากใน Lead I ได้เป็นคลื่น R และใน Lead aVF ได้เป็นคลื่น R อีกส่วนหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

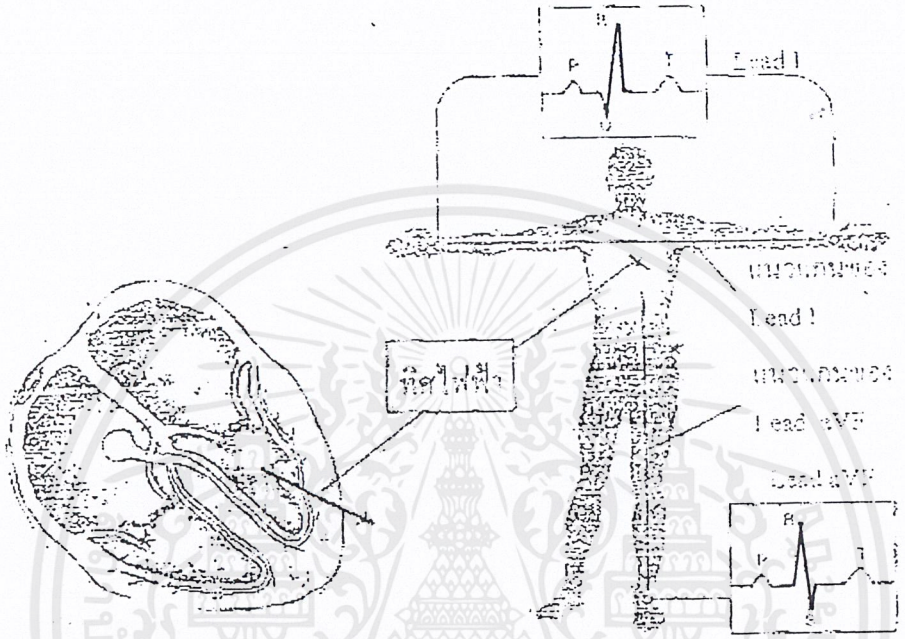


ง.เมื่อดีโพลาไรเซชั่นเกิดต่อไปจนทั่วห้องล่าง ทิศไฟฟ้าจะกวาดไปจนถึงส่วนบนของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย จึงได้คลื่น R ต่อไปอีกใน Lead I และใน Lead aVF เบี่ยงเบนลงล่างได้คลื่น S



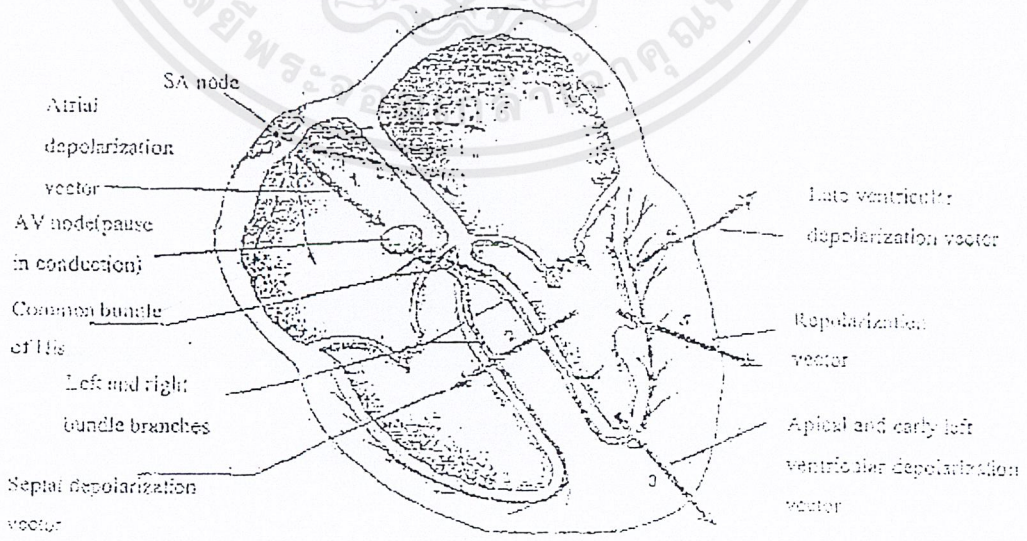
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จ. เมื่อหัวใจเกิดดีโพลาไรเซชั่นแล้วจะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นชั่วขณะหนึ่งในช่วงเวลา ST แล้วรีโพลาไรเซชั่นก็เริ่มเกิดขึ้นจากผนังด้านในสู่ผนังด้านนอกของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้เกิดไฟฟ้า มีทิศลงล่างเยื้องไปทางด้านซ้าย เป็นเหตุให้เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนขึ้นบนทั้งใน Lead I และ aVF ได้คลื่น T ต่อมาจะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ได้เป็นเส้นตรงในการบันทึกคลื่น จนกว่าจะเกิดอิมพัลส์ที่ SA node



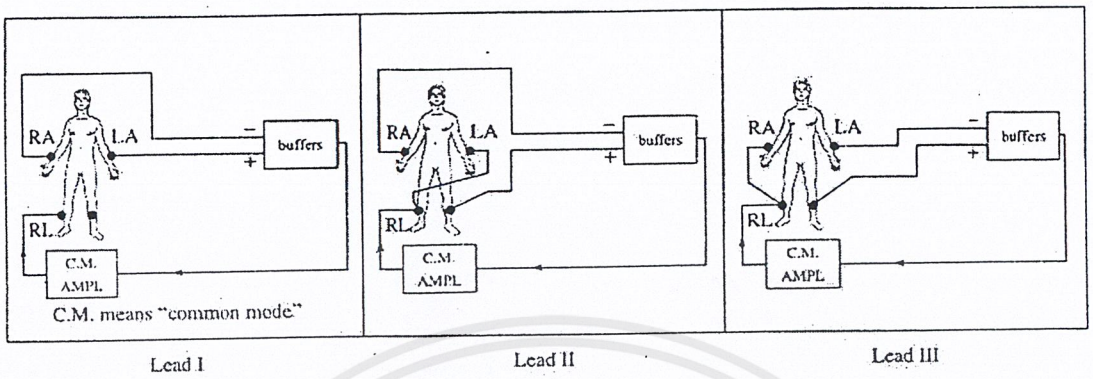
อีกครั้ง

ฉ.การกระทำทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทั้งหมด

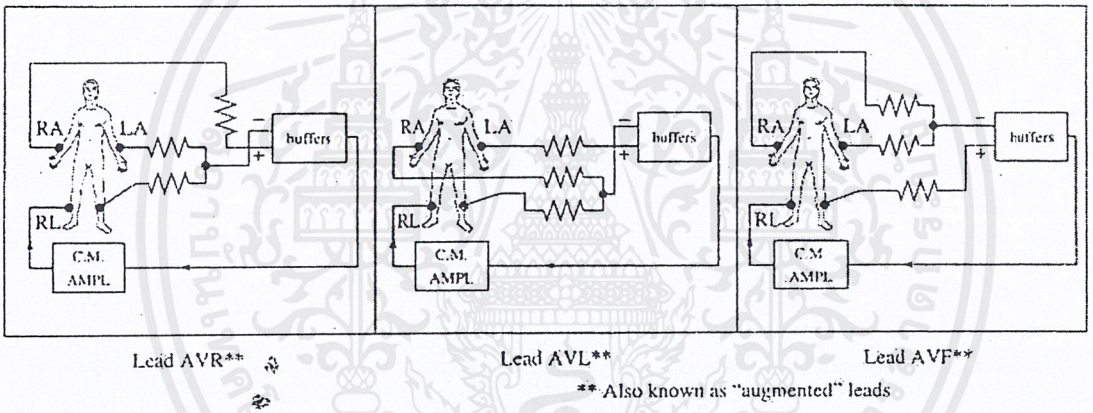


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

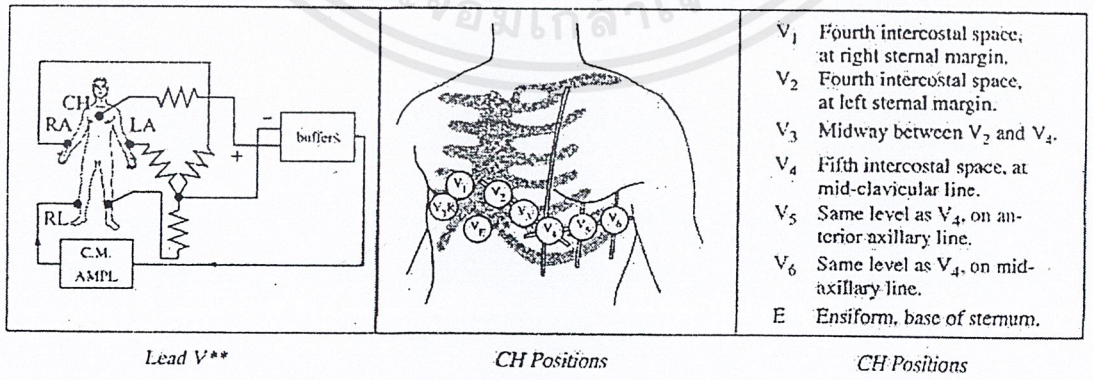
2.10 รูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.15 แสดงการต่อแบบ standard limb lead

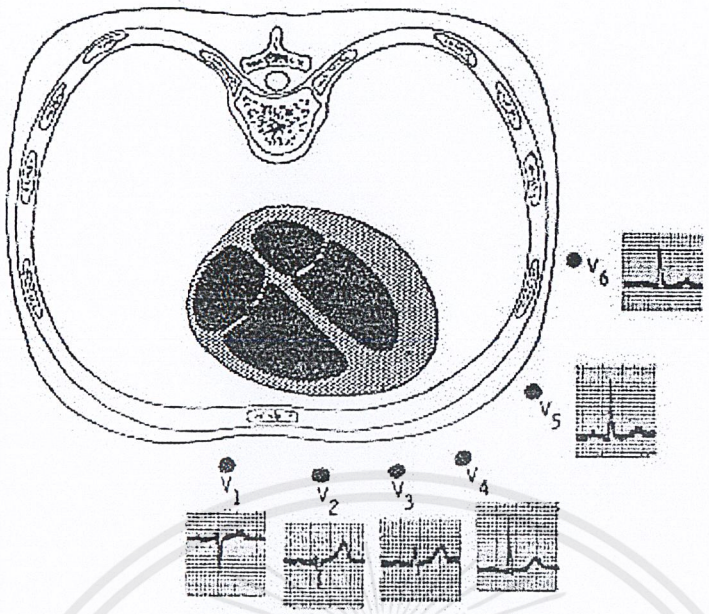


รูปที่ 2.16 แสดงการเพิ่มตัวต้านทานเพื่อลดสัญญาณรบกวนในการต่อแบบ standard limb lead

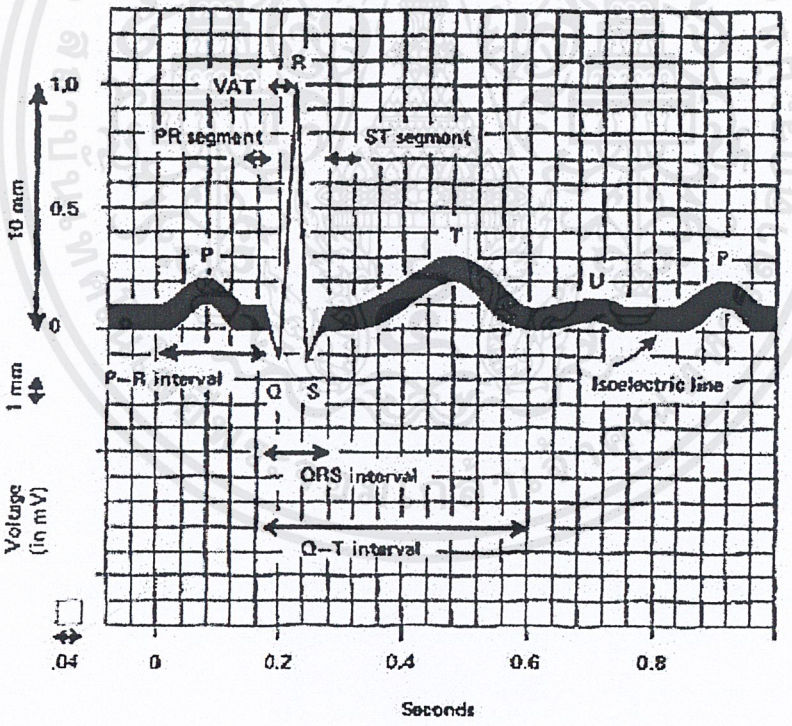


รูปที่ 2.17 แสดงการต่อแบบ unipolar

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

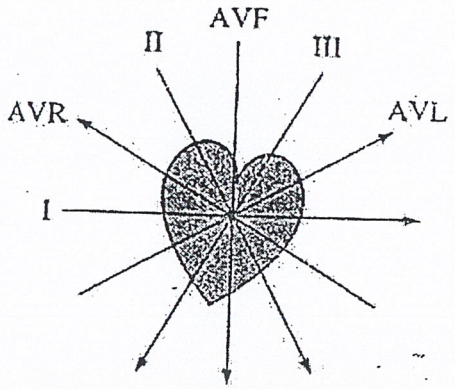


รูปที่ 2.18 รูปสัญญาณที่ได้จากจุดต่างๆ ของการต่อแบบ unipolar

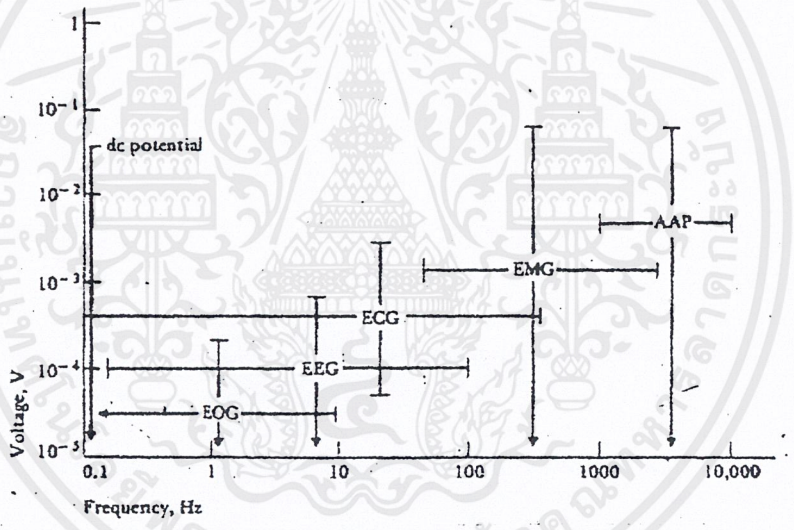


รูปที่ 2.19 ภาพแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 แสดงเวคเตอร์ของการวัดใน lead ต่างๆ



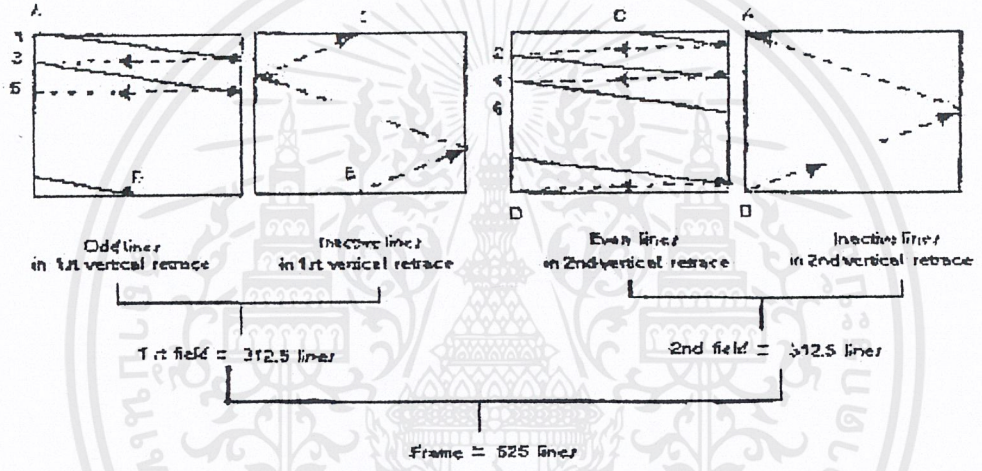
รูป 2.21 แสดงช่วงของศักดาไฟฟ้ากับความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าในร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นดิจิตอล หรือ A/D (Analog to Digital converter)

A/D Converter หรือ ADC ใช้สำหรับการแปลงสัญญาณอินพุท ที่เป็นอนาลอกให้เป็นจำนวนจำกัดของดิจิตอลบิท ผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของเวิร์ด (Word) ทางดิจิตอลซึ่งจะกลายเป็นรหัสเลขฐานสองที่แทนระดับ แต่ละระดับของสัญญาณอนาลอก ในขณะที่ ADC กำลังแปลงสัญญาณอยู่

ความละเอียดของ ADC จะคล้ายกับความละเอียดของ DAC อย่างมาก กล่าวคือ จำนวนบิททางเอาท์พุทมีหลายๆบิท ความละเอียดของ ADC ตัวนั้นก็จะมีมากขึ้น เช่น ADC ขนาด 12 บิท ก็จะมีความละเอียดเท่ากับ 12 เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ความละเอียดของ ADC จะแปรผันตรงกับจำนวนบิท ทางเอาท์พุท

ค่าเวลาการแปรผัน (Conversion time) เป็นเกณฑ์ที่สำคัญอีกตัวหนึ่งของ ADC ตามที่ได้เห็นมาว่า การแปลงสัญญาณอนาลอกให้กลายเป็นสัญญาณดิจิตอลไม่ได้เกิดขึ้นโดยทันทีทันใด แต่ต้องมีการผ่านกระบวนการต่างๆด้วย เหตุที่ผลลัพธ์ต้องการเวลาค่าเวลาขณะหนึ่งที่จะทำการสุ่ม (Sample) สัญญาณอินพุท และให้สัญญาณดิจิตอลที่เป็นรหัสไบนารีออกมาที่เอาท์พุท ดังนั้น ค่าเวลาการแปลงผัน คือ ช่วงเวลาที่ต้องการกระทำกระบวนการให้เสร็จสิ้น ซึ่งจะมีค่าอยู่ในช่วงประมาณ ไมโครเซคคั่น สำหรับ DAC ความเร็วสูง และเป็น มิลลิเซคคั่น สำหรับ DAC แบบธรรมดา เนื่องจากการเปลี่ยน ADC นั้น จะต้องการขบวนการซิงโครไนส์ที่แน่นอนและแม่นยำ แหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาจึงต้องมีไว้ในวงจร

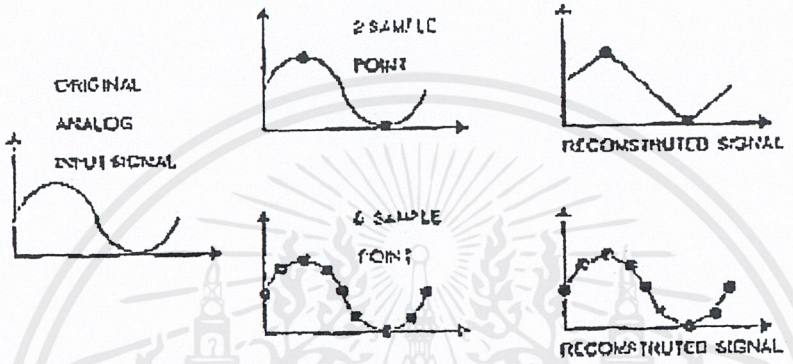
2.11.1 ทฤษฎีการสุ่มตัวอย่าง (Sampling Theory)

เนื่องจาก ADC ต้องการค่าเวลาขณะหนึ่งที่ใช้ในกระบวนการแปลงสัญญาณอนาลอกไปเป็นสัญญาณดิจิตอล ช่วงเวลาช่วงหนึ่งจะใช้สำหรับการสุ่มตัวอย่าง (Sampling) ของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เช่น ADC สามารถเปลี่ยนสัญญาณเสร็จสมบูรณ์ได้ภายใน 1 มิลลิเซคคั่น ดังนั้น มันจึงสามารถเปลี่ยนสัญญาณได้ 1000 ครั้งใน 1 วินาที อัตราการเปลี่ยนสัญญาณสูงสุดมีค่าเท่ากับส่วนกลับของค่าเวลาการเปลี่ยน

ตัวคอนเวอร์เตอร์จะสุ่มตัวอย่างของสัญญาณด้วยอัตราต่ำสุดเป็น 2 เท่า ของความถี่สูงสุดของสัญญาณอินพุทที่เข้ามา อัตราการสุ่มนี้เรียกว่า Nyquist rate พิจารณาสัญญาณอนาลอก ที่เป็นคลื่นสัญญาณรูปซายน์ 10 เฮิรตซ์ จ่ายให้กับตัว ADC ตามรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 การสุ่มหลายๆช่วงจะมีลักษณะที่ใกล้เคียงกับสัญญาณเดิม

อัตราต่ำสุดของการสุ่มตัวอย่างเป็น 20 เฮิรตซ์ ซึ่งจะให้ข้อมูลดิจิตอลขนาด 2 บิท ออกมาในแต่ละไซเกิล เมื่อข้อมูลดิจิตอลถูกนำมาสร้างเป็นสัญญาณอนาลอกขึ้นมาใหม่ โดย DAC สัญญาณอนาลอกตัวใหม่มีลักษณะคล้ายคลึงกับสัญญาณเดิม ถ้าความถี่ 10 เฮิรตซ์ เป็นความถี่สูงสุดที่เข้ามายังตัว ADC ค่าเวลาที่ใช้ในการเปลี่ยนสัญญาณสูงสุดเป็น 1/20 เฮิรตซ์ หรือ 50 มิลลิเซคคั่น เป็นต้น

การที่เราจะปรับปรุงประสิทธิภาพของ ADC ในแง่ความเหมือนจริงของสัญญาณการแปลงให้อยู่ในดิจิตอล เราจะต้องเพิ่มอัตราการสุ่มขึ้นในขณะที่คาบเวลาเท่าเดิม อัตราการสุ่ม 8 จุดต่อไซเกิล ต้องการอัตราการสุ่มของส่วนประกอบความถี่สูงสุดอินพุท 8 ครั้ง เช่น สัญญารความถี่อินพุท 10 เฮิรตซ์ จะต้องสุ่มตัวอย่างที่ 80 เฮิรตซ์ ดังนั้นตัวคอนเวอร์เตอร์ควรจะมีค่าเวลาการเปลี่ยนแปลงเป็น 1/80 เฮิรตซ์ หรือ 12.5 มิลลิเซคคั่น ถ้าตัว ADC ไม่สามารถสุ่มตัวอย่างได้เร็วพอต่อสัญญาณอินพุทที่เปลี่ยนแปลงไป ข้อมูลที่บรรจุในสัญญาณอนาลอกทางอินพุทจะสูญหายไป

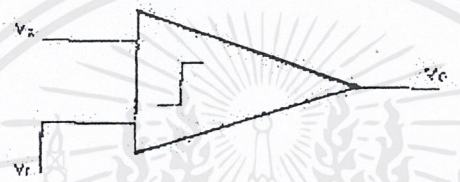
ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ทางอินพุท ค่าเวลาในการเปลี่ยนสัญญาณและอัตราการสุ่มเป็นพารามิเตอร์ของ ADC ที่สำคัญตัวหนึ่งวิธีการหลายๆวิธีได้ถูกพัฒนาในช่วงหลายปีที่ผ่านมา เพื่อที่จะทำการแปลงสัญญาณอนาลอกให้อยู่ในรูปของสัญญาณดิจิตอล วิธีที่ยังใช้จนถึงปัจจุบัน มีอยู่ด้วยกัน 6 วิธีคือ

2.11.2 วิธีแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

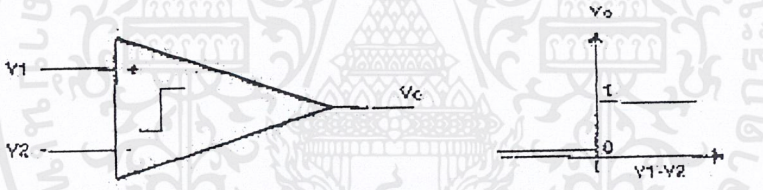
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.2.1 Basic conversion method

วิธีการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลแบบง่ายๆ แสดงดังรูปที่ 2.24 แรงดันอินพุทที่ไม่ทราบค่า V_x จะต่อเข้ากับขาอินพุทขาหนึ่งของอนาลอกคอมพาราเตอร์ และแรงดันอ้างอิงที่ขนาดแปรตามเวลา VR ต่อเข้ากับขาอินพุทอีกขาหนึ่งของคอมพาราเตอร์ ลักษณะของทรานเฟอร์ฟังก์ชั่นของคอมพาราเตอร์แสดงในรูปที่ 2.24 ถ้าแรงดันอินพุท V1 มากกว่าอินพุท V2 แล้วแรงดันเอาท์พุทจะเป็นลอจิก 1 ถ้าอินพุท V1 น้อยกว่า V2 แล้วเอาท์พุทจะเป็นศูนย์ วิธีในการแปลงข้อมูลคือแรงดันอ้างอิงจะถูกแปรค่าจนกระทั่งรู้ค่าแรงดันอินพุท ที่ผิดพลาดไม่เกิน Quantization error ของคอนเวอร์ทเตอร์ ในแนวความคิดแล้วตรรกะของ ADC คือพยายามเลือกกลุ่มของสัมประสิทธ์ไบนารี a_i เพื่อให้ผลต่างระหว่างแรงดันอินพุท V_x และค่าที่ Quantize ได้ครั้งสุดท้ายน้อยกว่า 0.5 LSB



รูปที่ 2.24 แสดงวิธีการพื้นฐานของ ADC

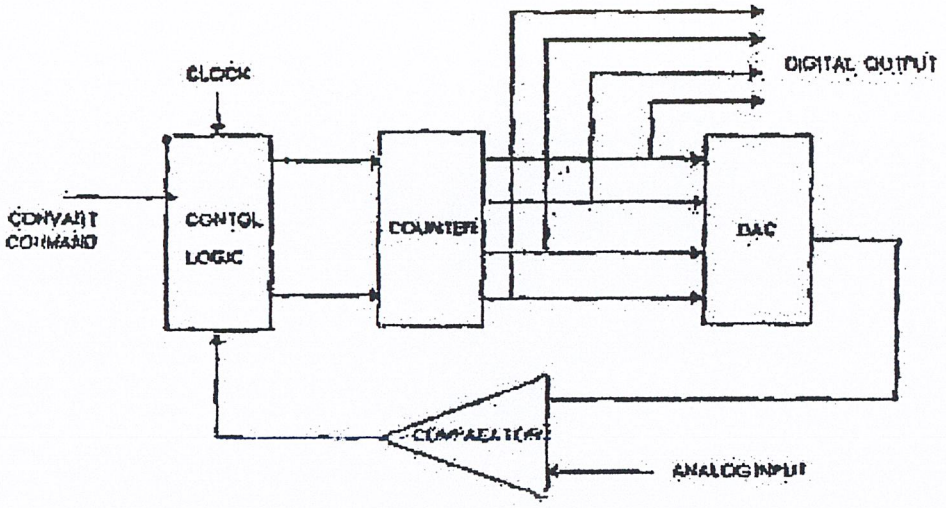


รูปที่ 2.25 แสดงทรานสเฟอร์ฟังก์ชั่นของคอมพาราเตอร์

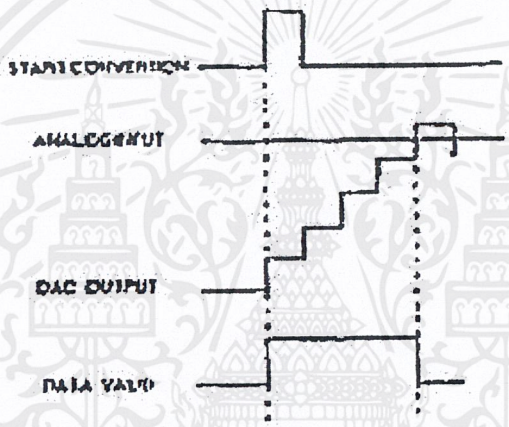
2.11.2.2 Counter Type ADC

การจัดวงจร ADC ลักษณะนี้ เป็นแบบที่ง่ายที่สุดหลักการทำงานของวงจรคือ การเปรียบเทียบขนาดของแรงดันที่เอาท์พุทของ DAC กับสัญญาณอนาลอกที่ไม่ทราบค่า V_{in} การทำงานจะเริ่มโดยสัญญาณ start conversion ลอจิกคอนโทรลจะรีเซตเคาท์เตอร์ให้เป็นศูนย์ แล้วเริ่มนับขึ้นจาก ศูนย์ เอาท์พุทของเคาท์เตอร์ (Counter) จะป้อนให้ DAC เพื่อแปลงเป็นสัญญาณอนาลอกลักษณะเป็นขั้นบันได นำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณอนาลอกอินพุท ที่คอมพาราเตอร์ โดยเคาท์เตอร์จะยังนับจนกระทั่งเอาท์พุทเท่ากับ สัญญาณอนาลอกอินพุท หรือต่างกันไม่เกิน 1 LSB แล้วคอมพาราเตอร์จะเปลี่ยนสถานะไปหยุดการนับของเคาท์เตอร์และ แลทช์ค่าจากเคาท์เตอร์เพื่อรอการประมวลต่อไป และรอสัญญาณเริ่มต้นใหม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



บล็อกไดอะแกรมของ Counter Type ADC



Timing Diagram ของ Counter Type ADC

รูปที่ 2.26 บล็อกไดอะแกรม และไทม์มิ่งไดอะแกรม ของ Counter Type ADC

วงจรนี้มีข้อเสียคือ ทำงานได้ช้าเพราะการ Conversion แต่ละครั้งเคาท์เตอร์จะต้องถูกรีเซต และเริ่มนับจากศูนย์ทุกครั้ง ดังนั้น ในการ Conversion เป็นดิจิตอล n บิท จะใช้จำนวนนาฬิกา (clock) ถึง 2^n เพื่อเปลี่ยนให้ได้ค่าสูงสุดเต็มสเกล ส่วนข้อดีคือ สร้างง่าย รวดเร็ว ราคาถูกแต่ความแม่นยำขึ้นอยู่กับ DAC ที่ใช้

2.11.2.3 Tracking ADC

Tracking ADC จะปรับปรุงวงจรจากแบบ Counter Type ทางด้านความเร็ว โดยใช้เคาท์เตอร์แบบนับขึ้นลงได้ไม่จำเป็นต้องเริ่มนับจากศูนย์ทุกครั้ง แต่จะเริ่มนับจากค่าที่ได้แลตช์ไว้จากการเปลี่ยนสัญญาณครั้งหลังสุด ดังนั้น ส่วนควบคุมทางลอจิกจึงซับซ้อนมากกว่า โดยการทำงานจะเป็นดังนี้ เอาท์พุทจาก DAC จะถูกเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุท หาก V_{in} มากกว่า ลักษณะลอจิกของคอมพาราเตอร์ จะควบคุมให้เคาท์เตอร์นับขึ้น แต่ถ้า V_{in} น้อยกว่าเคาท์เตอร์จะนับลงจนกว่าค่าหลังสุดของเคาท์เตอร์จะต่างจากสัญญาณอนาลอกอินพุทไม่เกิน 1 LSB และค่าของเคาท์เตอร์จะถูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แลตช์ไว้จากนั้นเคาท์เตอร์จะทำงานแบบติดตาม (Track) สัญญาณอินพุทจนได้ค่าเท่ากันอีกก็จะแลตช์ค่าใหม่ไว้

จากลักษณะการทำงานดังกล่าว V_{in} จะต้องไม่เปลี่ยนแปลงเร็วกว่าการทำงานของเคาท์เตอร์ มิฉะนั้นค่าเอาท์พุทที่ได้จะไม่สอดคล้องกับสัญญาณอินพุท ตัวอย่างในกรณีนี้คือ สัญญาณรูปซายน์ ซึ่งเปลี่ยนแปลงขนาดได้มากที่สุดเท่ากับค่าเต็มสเกล อัตราการเปลี่ยนแปลงจะเท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลงของเอาท์พุทของเคาท์เตอร์ คือ 1 LSB/clock period ดังนั้น ถ้าต้องการให้ ADC ตามอินพุทได้จะต้องให้ f_0 น้อยกว่า 1/2n เท่าของ f_0

2.11.2.4 Integrating ADC

หัวใจสำคัญของวงจร ADC ชนิดนี้คือ Integrator เทคนิคของการ ADC แบบ Integration คือจะใช้สัญญา ramp ต่อเนื่องแทนสัญญาณขั้นบันไดจาก DAC ซึ่งแบ่งตามลักษณะการทำงานได้สองแบบ คือ Single Slope Converter และ Dual Slope Converter

- Single Slope Converter

สัญญาณอนาลอกแบบ ramp จะใช้เป็นแรงดันอ้างอิงที่เพิ่มขึ้นอย่างคงที่จากค่าต่ำกว่าศูนย์เล็กน้อยจนถึงค่าที่สูงกว่าค่าเต็มสเกลเล็กน้อย ซึ่งเวลาที่จะใช้จากการสแกนของสัญญาณ ramp จากศูนย์ถึงค่าค่าแรงดันอินพุทจะเป็นสัดส่วนกับแรงดันอินพุท

การ Conversion จะเริ่มด้วยสัญญาณ Start Conversion ทำการรีเซตไบนารีเคาท์เตอร์และเริ่มสร้างสัญญาณ ramp จากแรงดันที่ต่ำกว่าศูนย์โวลท์ เมื่อสัญญาณ ramp ผ่านศูนย์โวลท์ เอาท์พุทจากคอมพาราเตอร์ 2 จะอยู่ในสถานะสูง (high) และเปิดเกทปล่อยพัลส์เข้าสู่เคาท์เตอร์ เคาน์เตอร์จะเริ่มนับจนกระทั่งสัญญา ramp มีขนาดเท่าแรงดันอนาลอกอินพุท Vin ในเวลานี้เอาท์พุทจากาคอมพาราเตอร์ 1 จะ high และปิดเกทไม่ให้ clock เข้าสู่เคาน์เตอร์ จำนวนพัลส์จากเคาน์เตอร์จะเป็นสัดส่วนแรงดันกับอินพุท เนื่องจาก VR=KT โดยที่ R เป็นสโลปของ ramp (ซึ่งคงที่) ในหน่วยโวลท์/วินาที และ T เป็นจำนวนในการเคาน์เตอร์หารด้วย f_0 ซึ่งเป็นความถี่สัญญาณ clock ถ้าเลือกให้สโลปของ ramp เป็น $V_{FSR}f_o/2n$ จำนวนที่เคาน์เตอร์นับได้จะเท่ากับอัตราส่วนทางไบนารี หรือ Vin เวลามากที่สุด

เมื่อ $V_{in} = V_{FSR}$ คือ $T_{MAX} = 2n/f_o$ และเช่นเดียวกับใน ADC แบบเคาน์เตอร์ ramp ค่าของรหัสเอาท์พุทสุดท้าย จะต่างจากค่าของ V_{in} ไม่เกิน 0.5 LSB ในรูปที่ 2.27 สดงวงจรกำเนิดของแรงดัน ramp อย่างง่าย โดยการต่อแรงดันอ้างอิงกับอินติเกรเตอร์ เมื่อสวิทซ์เปิด C จะทำการประจุและเพิ่มขนาดแรงดันเอาท์พุท ข้อเสียอีกประการหนึ่ง คือหากใช้งานไปนานๆ การเปลี่ยนแปลงค่า RC ตามอุณหภูมิจะทำให้สโลปคลาดเคลื่อนด้วยเหตุนี้ ADC ชนิดนี้จึงไม่เป็นที่นิยมใช้ในปัจจุบัน

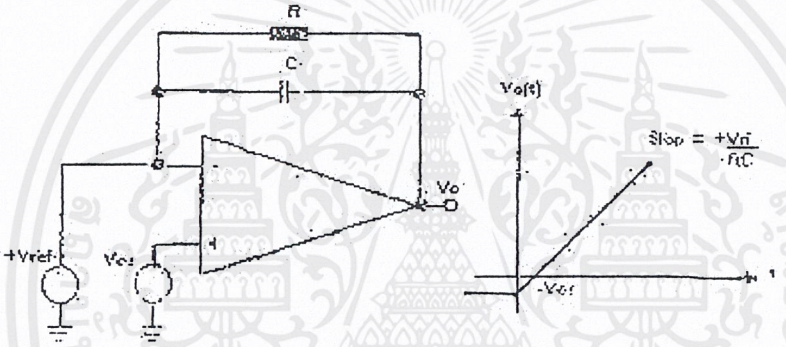
- Dual Slope Converter

ADC แบบ Dual Slope ได้รับการพัฒนาขึ้นมาเพื่อแก้ไขจุดบกพร่องของ single slope ADC การจัดวงจรแสดงในรูปที่ 2.27 ในแต่ละวัฏจักรของการทำงานของวงจร จะมีสองช่วงคือ T_1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

, T_2 ในเวลา T_1 จะเป็นช่วงที่ได้รับการออกแบบให้มีค่าแน่นอนคงที่ในช่วงเวลานี้ สัญญาณอินพุทจะต่อเข้ากับอินทิเกรเตอร์ ผ่านสวิทซ์ S ซึ่งทำให้เอาท์พุทที่ถูกอินทิเกรท V_{int} เป็นสัญญาณ ramp ที่ขนาดเพิ่มขึ้นทางบวกและสโลปขึ้นกับขนาดของ Vin จนกระทั่ง V_{int} ถึงค่าๆ หนึ่งเมื่อสิ้นสุด T_1 ในช่วงเวลา T_2 อินพุทจะถูกตัดออกจากอินทิเกรเตอร์และต่อกับแรงดันอ้างอิง ซึ่งมีค่าลบเข้ากับอินพุทของอินทิเกรเตอร์ โดยการควบคุมทางลอจิก ในลักษณะเช่นนี้จะทำให้ V_{int} ลดลงด้วยสโลปคงที่จากการคายประจุผ่านลง $-V_{ref}$ เมื่อเริ่มต้นเวลา T_2 เคาน์เตอร์จะรีเซ็ทและเริ่มนับ จนเมื่อ V_{int} มีค่าลดถึงศูนย์ คอมพาราเตอร์จะเปลี่ยนสถานะไปบอกส่วนควบคุมลอจิกให้หยุดนับ และเอาท์พุทของเคาน์เตอร์จะถูกแปลงเป็นรหัสดิจิตอล ความสัมพันธ์ระหว่างช่วงเวลากับแรงดันอินพุทจะเป็นไปตามสมการ

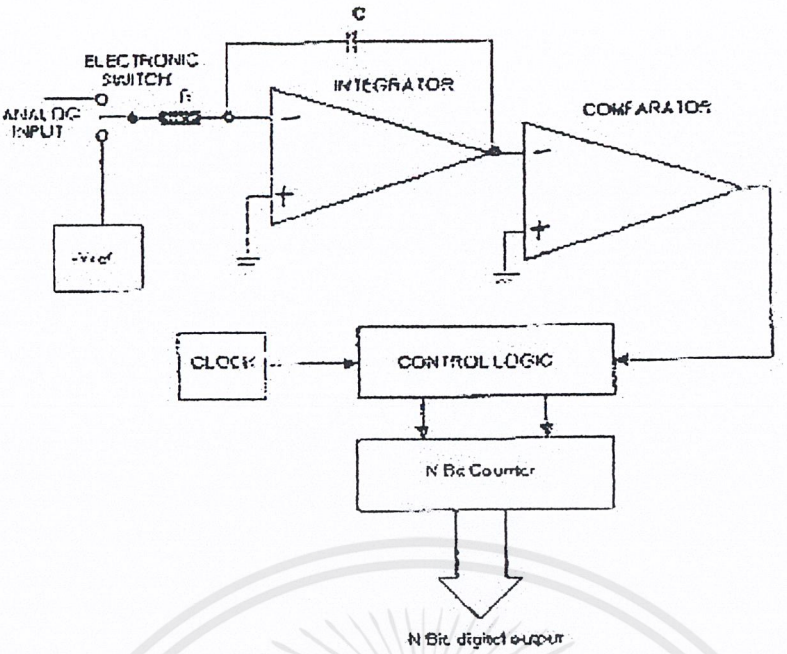
$$T_2 = T_1 V_{in} / V_{ref}$$



รูปที่ 2.27 วงจร Ramp voltage generator อย่างง่ายและลักษณะของเอาท์พุท

ดังนั้น รหัสดิจิตอลที่แสดงค่า T_2 จะแสดงค่าอัตราส่วนของแรงดันอินพุทต่อแรงดันอ้างอินด้วยคุณลักษณะสำคัญของ dual slope มีหลายประการคือ ประการแรกความแม่นยำของมันไม่ขึ้นอยู่กับเสถียรภาพของสัญญาณ clock และตัวเก็บประจุ แต่จะขึ้นอยู่กับค่าความเที่ยงตรงของแรงดันอ้างอิง และความเป็นเชิงเส้นของอินทิเกรเตอร์ ประการที่สอง การจำกัดสัญญาณรบกวนด้วยตนเองของวงจรสามารถทำได้ ถ้าเซ็ทให้ T_1 มีขนาดเท่ากับคาบเวลาของสัญญาณรบกวน เช่น ในการจำกัดสัญญาณ 50 เฮิร์ท T_1 จะให้มีค่า 20 ms ส่วนข้อเสียที่สำคัญของ ADC นี้คือ ความเร็วในการ conversion ค่อนข้างต่ำจึงมักนิยมใช้กับเครื่องมือวัดที่ไม่ต้องการความเร็ว เช่น ดิจิตอลมิเตอร์ เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.28 บล็อคไดอะแกรมของ Dual Slope ADC

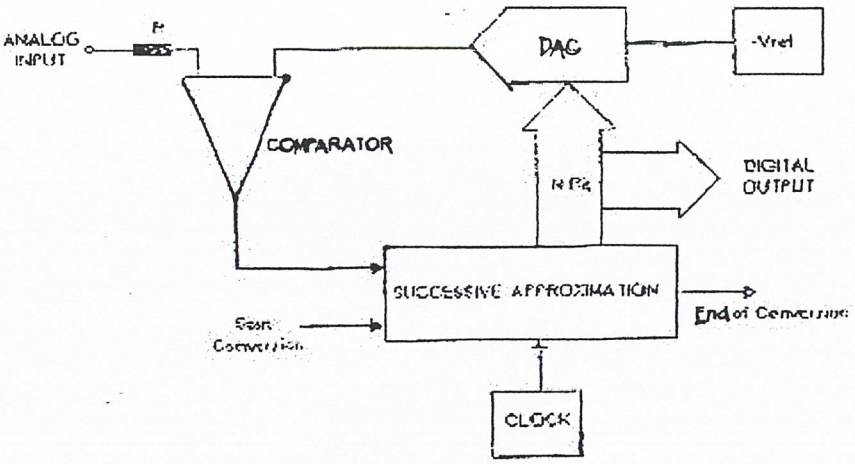
2.11.2.5 Successive Approximation ADC

วงจร ADC ชนิดนี้ได้รับความนิยมในงานประยุกต์ที่ต้องการความเร็วปานกลางและค่อนข้างสูง การจัดวงจรจะคล้ายกันแบบเคาน์เตอร์ ที่ทำงานในลักษณะการป้อนกลับ ซึ่งบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ แสดงฟังก์ชั่นต่างๆ ใน ADC ชนิดนี้ คอมพาราเตอร์จะคอยเปรียบเทียบเอาท์พุทจาก DAC กับอนาลอกอินพุท Vin เอาท์พุทจะไปควบคุม Successive Approximation Resistor (SAR) ซึ่งเป็นไอซี. MSI (Medium Scale Integrated circuit) ที่ได้รับการออกแบบเป็นพิเศษเพื่อทำหน้าที่นี้โดยเฉพาะ

การทำงานของ ADC แบบนี้เปรียบเทียบได้กับการใช้งานของตาชั่งสองแขน เมื่อวัตถุที่ต้องการทราบน้ำหนักเสมือนเป็นอินพุทของ ADC และเอาท์พุทที่เป็นดิจิตอลบิท เสมือนเป็นตุ้มน้ำหนักมาตรฐานที่จะวางบนจานอีกข้างหนึ่ง เมื่อตาชั่งยังไม่สมดุลย์ จะต้องมีการปรับตุ้มน้ำหนักมาตรฐานจนกว่าจะเกิดสมดุล ในรูปที่ 2.29 คอมพาราเตอร์จะเป็นตัวตรวจสอบการสมดุลย์ดังกล่าว และ SAR จะทำหน้าที่ปรับแต่งดิจิตอลบิท (ตุ้มน้ำหนักมาตรฐาน)

มีข้อจำกัดประการหนึ่งสำหรับการ conversion คือสัญญาณอนาลอกอินพุท จะต้องคงที่ในช่วงเวลาที่ทำการเปลี่ยนแปลงสัญญาณได้ไม่เกิน LSB ในช่วงสุดท้ายของการเปลี่ยนสัญญาณดิจิตอลเอาท์พุทมาขนานกันทุกบิท แต่บางแบบจะให้เอาท์พุทออกมาในลักษณะอนุกรม วงจร ADC แบบนี้สามารถทำงานได้สองโหมด คือ โหมดที่ทำงานโดยอิสระ (free run) และโหมดที่รอคำสั่ง start conversion จากภายนอก เวลาที่ใช้ในการเปลี่ยนสัญญาณใช้ (n+1) ลูกของ plus clock โดย clock ลูกแรกจะใช้ในการรีเซ็ทรีจิสเตอร์ภายใน สุดท้ายคุณภาพของระบบจะขึ้นอยู่กับคุณภาพของ ADC ในระบบเป็นอย่างยิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

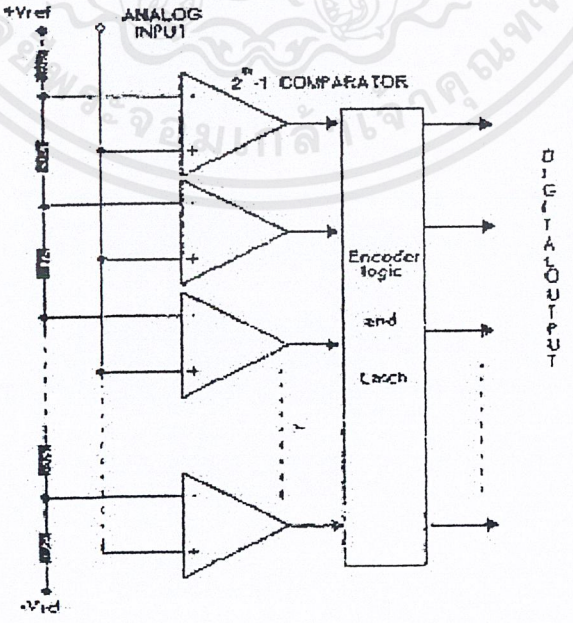


รูปที่ 2.29 บล็อกไดอะแกรมของ Successive Approximation ADC

2.11.2.6 แฟรช ADC (Flash A/D)

แฟรชคอนเวอร์เตอร์เป็น ADC ที่เร็วที่สุดในบรรดา ADC ที่ใช้เทคนิคแบบอื่นๆ ลักษณะของวงจรแฟรชคอนเวอร์เตอร์จะใช้ชุดของตัวเปรียบเทียบ (comparator) ที่ต่อขนานกัน เพื่อจะทำการแปลงสัญญาณอนาลอกทางอินพุทให้เป็นรหัสทางดิจิตอล ดังนั้น แฟรชคอนเวอร์เตอร์ จึงเป็นคอนเวอร์เตอร์แบบขนาน

พิจารณาในรูปที่ 2.30 ตัวต้านทานที่ต่ออนุกรมกันจะอยู่ในรูปที่ 2.30 วงจรแบ่งแรงดันที่ตกคร่อมตัวเปรียบเทียบแต่ละตัว แรงดันอินพุทสูงสุดจะขึ้นอยู่กับค่าของ Vcc สัญญาณเอาท์พุทจากตัวเปรียบเทียบแต่ละตัว จะเป็น 1 หรือ 0 ซึ่งเป็นระดับสัญญาณลอจิกของวงจรดิจิตอล เมื่อไม่มีแรงดันอินพุทเข้า เอาท์พุทของตัวเปรียบเทียบแต่ละตัว จะมีลอจิก 0 ต่อมาแรงดันอินพุทเพิ่มขึ้น เอาท์พุทาของตัวเปรียบเทียบแต่ละตัวจะมีลอจิก 1 ไล่ตามลำดับขึ้นไป เมื่อแรงดันอินพุทมีมากกว่าแรงดันอ้างอิงแต่ละค่าที่ถูกเซ็ทโดยวงจรแบ่งแรงดัน เน็คเวอร์คของดิจิตอลเกทถูกใช้ในการเรียงลำดับของสัญญาณจากตัวเปรียบเทียบให้อยู่ในรูปรหัสของเลขฐานสองซึ่งเป็นการสร้างรหัสที่เอาท์พุทของคอนเวอร์เตอร์



รูปที่ 2.30 แฟรชคอนเวอร์เตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตัวอย่างในรูปที่ 2.30 เป็น ADC ขนาด 2 บิท ซึ่งไม่สามารถนำไปใช้งานจริงๆ ได้ เนื่องจากความละเอียดต่ำเกินไป จะพบว่าวงจรจะใช้วงจรเปรียบเทียบ 2-1 ตัว เป็นการแสดงถึงความละเอียดของคอนเวอร์เตอร์ จากตัวอย่างของคอนเวอร์เตอร์ขนาด 2 บิท ต้องการตัวเปรียบเทียบ $2^2-1 = 3$ ตัว ตัวเปรียบเทียบคอนเวอร์เตอร์ขนาด 4 บิท ตัวเปรียบเทียบ $2^4 -1 = 15$ ตัว และคอนเวอร์เตอร์ขนาด 8 บิท ต้องการตัวเปรียบเทียบถึง $2^8 -1 = 255$ ตัว จะเห็นได้ว่าคอนเวอร์เตอร์ยิ่งมากขึ้นเท่าไร ตัวเปรียบเทียบก็ต้องมากขึ้นทวีคูณ จะทำให้เกิดความยุ่งยากซับซ้อน ในการสร้างวงจรแฟรชคอนเวอร์เตอร์ขึ้นมาใช้ ซึ่งเป็นข้อเสียของ ADC ชนิดนี้ และข้อเสียอีกประการคือ เมื่อใช้ตัวเปรียบเทียบมากขึ้น วงจรก็จะมีขนาดใหญ่เกินกว่าจะนำไปใช้งานจริงได้ แต่วงจรแฟรชคอนเวอร์เตอร์มีข้อดีด้านความเร็ว เพราะสัญญาณอนาลอกจากอินพุทจะเข้ามาที่ตัวเปรียบเทียบพร้อมๆ กัน ในช่วงเวลาการเปลี่ยนนั้นมีค่าเท่ากัน จึงใช้เวลาน้อย

2.12 MCS-51

2.12.1 คุณสมบัติของ MCS-51

คุณสมบัติที่สำคัญๆของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีดังนี้

- ต้องการแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์ เพียงชุดเดียว
- มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมควบคุมการทำงานอยู่ภายในชิปจำนวน 4 กิโลไบต์ (เบอร์ 8031,8032 ไม่มีหน่วยความจำในส่วนนี้ ส่วนเบอร์ 8052 มีหน่วยความจำในส่วนนี้ ส่วนเบอร์ 8052 มีหน่วยความจำส่วนนี้ 8 กิโลไบต์ และสำหรับเบอร์ 83C51FB จะมีหน่วยความจำส่วนนี้รวมทั้งสิ้น 16 กิโลไบต์)
- มีหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไป (RAM) อยู่ภายในชิปจำนวน 128 ไบต์ (ใน 8031,8051) หรือ 256 ไบต์(ในเบอร์ 8032,8052)
- สามารถใช้หน่วยความจำสำหรับโปรแกรมและข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิปได้อย่างละ 64 กิโลไบต์ แยกจากกัน
- คำสั่งส่วนใหญ่ใช้เวลาทำงานเพียง 1 ไมโครวินาที เมื่อใช้คริสตอลความถี่ 12 เมกะเฮิรตซ์
- มีพอร์ตที่สามารถรับหรือส่งข้อมูลได้ทั้ง 2 ทิศทาง จำนวน 4 พอร์ตๆละ 8 บิต หรือ สามารถใช้งานเป็นพอร์ตขนาด 1 บิตใช้งานรวมทั้งสิ้น 32 พอร์ต
- รับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้ในตัว โดยสามารถกำหนดอัตราเร็วในการรับและส่งข้อมูล (Baud rate) ได้ตั้งแต่ 300 ถึง 375 กิโลบิตต่อวินาที
- จัดลำดับความสำคัญของสัญญาณอินเตอร์รัปต์ได้ 2 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้งานเป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์เพื่อนับจำนวนสัญญาณนาฬิกาภายในชิป หรือนับการเปลี่ยนสถานะของสัญญาณภายนอกขนาด 16 บิต จำนวน 2 ตัว เพื่อใช้สำหรับนับจำนวนพัลส์ วัดความกว้างของพัลส์หรือใช้วัดช่วงเวลา (ในเบอร์ 8052 จะมี 3 ตัว)
- หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในบางส่วนสามารถเข้าถึงข้อได้ทั้งระดับไบท์และระดับบิต เพื่อให้การออกแบบโปรแกรมและการควบคุมระบบทำได้ง่ายขึ้น
- มีคำสั่งคูณและหารเลขขนาด 8 บิตในตัวเอง
- สามารถประมวลผลแบบบูลีนเพื่อใช้ในงานควบคุมโดยเฉพาะ
- ใช้โปรแกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-48 (Upwardly compatible) ได้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ที่จัดว่าเป็นเบอร์พื้นฐานในตระกูลนี้คือ เบอร์ 8051,8751 และ 8031 ซึ่งมีจำนวนขาภายนอก 40 ขาเท่ากัน ใช้เวลาและสัญญาณในการปฏิบัติคำสั่งแต่ละคำสั่งเท่ากัน (มีไทม์มิ่งไดอะแกรมเหมือนกัน) ใช้แรงดันไฟฟ้าเท่ากัน สิ่งที่แตกต่างกันระหว่างเบอร์ทั้งสามคือ ขนาดของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป (on chip program memory) ซึ่งมีไว้เพื่อตอบสนองความต้องการที่ไม่เหมือนกัน ดังจะกล่าวต่อไปนี้

- เบอร์ 8751 มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเป็น EPROM (Ereasable Programble Read Only Memory) ขนาด 4 กิโลไบต์ ทำให้สามารถใช้รังสีอัลตราไวโอเลตในการลบโปรแกรมเก่าที่มีอยู่ และบรรจุโปรแกรมใหม่ลงไปได้ทันที ทั้งนี้เพื่อความสะดวกในการแก้ไขหรือปรับปรุงโปรแกรม ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8751 มีไว้ใช้ในงานที่เป็นการพัฒนาเบื้องต้น (Prototypeing) ซึ่งจำเป็นต้องทดสอบโปรแกรมเพื่อหาข้อผิดพลาด (Bugs) และแก้ไขให้เรียบร้อยก่อนทำการผลิตจริง การแก้ไขโดยการใช้รังสีอัลตราไวโอเลตและการบรรจุโปรแกรมที่แก้ไขใหม่สามารถทำได้ในจำนวนครั้งที่จำกัด ทั้งนี้เพราะหน่วยความจำที่เป็น EPROM เมื่อใช้ไปนานๆ จะเกิดการเสื่อมสภาพทำให้ไม่สามารถบรรจุโปรแกรมเข้าไปได้
- เบอร์ 8051 หลังจากการทดสอบโปรแกรมจนไม่พบข้อผิดพลาดแล้ว จะเป็นช่วงของการผลิตจริง ซึ่งต้องพิจารณาถึงต้นทุนเป็นอันดับแรก ในการผลิตจริงจะใช้ไมโครคอนทรอลเลอร์เบอร์ 8051 ซึ่งมีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในเป็น ROM (Read Only Memory) ขนาด 4 กิโลไบต์แทน เพราะราคาต่ำกว่ามาก แต่มีข้อจำกัดตรงที่ไม่สามารถแก้ไขโปรแกรมที่ได้บรรจุไปแล้วไม่ว่าจะด้วยวิธีใดก็ตาม
- เบอร์ 8031 เบอร์นี้ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมในชิป แต่สามารถใช้หน่วยความจำเพื่อเก็บโปรแกรมที่อยู่ภายนอกได้มากถึง 64 กิโลไบต์ ซึ่งอาจใช้เป็น ROM , PROM, EPROM ตามความต้องการของผู้ผลิต เบอร์ 8031 นี้มีไว้ใช้ในกรณีที่โปรแกรมมีขนาดเล็กกว่า 4 กิโลไบต์ หรือ มากกว่า 4 กิโลไบต์มาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(เบอร์ 8751 และ 8051 จะใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำภายนอกได้เองเมื่อโปรแกรมมีความยาวเกิน 4 กิโลไบต์ หรืออาจบังคับให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้งสองเบอร์ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำภายนอกเพียงอย่างเดียวด้วยการต่อขา 31 (EA) ลงกราวด์ ทำให้มีคุณสมบัติเหมือนเบอร์ 8031 ที่ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป)

2.12.2 โครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดคร่าวๆของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 โดยมีจุดประสงค์เพื่อให้ผู้อ่านทำความเข้าใจและมองเห็นภาพกว้างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีสมาชิกในตระกูลหลายเบอร์ด้วยกัน แต่ละเบอร์จะมีคุณสมบัติพิเศษบางอย่างแตกต่างกัน เช่น มีหน่วยความจำภายในสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายในชิปเพิ่มขึ้น มีวงจรเปลี่ยนค่าสัญญาณอานาลอกเป็นดิจิตอลในตัว สามารถรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ได้หลายชนิด ทำกระบวนการ DMA (Direct Memory Access) ได้ในตัว มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์เพิ่มขึ้น คุณสมบัติพิเศษที่แตกต่างกันของไมโครคอนโทรลเลอร์แต่ละเบอร์ในตระกูลนี้

ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ที่นับได้ว่าเป็นเบอร์พื้นฐานสำหรับตระกูล MCS-51 นี้ได้แก่ เบอร์ 8051,8031,8751 โดยเบอร์ 8051 จัดเป็นสมาชิกตัวแรกในตระกูล ซึ่งมีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเป็น ROM ขนาด 4 กิโลไบต์ และหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายใน MCS-51 (RAM) เองจำนวน 128 ไบต์ มีพอร์ตขนาด 8 บิต 4 พอร์ต มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์ขนาด 16 บิตรวม 2 ตัว รับสัญญาณอินเตอร์รัปต์จากภายนอกได้ 2 ชนิด สามารถรับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมผ่านทางพอร์ตสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรม มีวงจรออสซิลเลเตอร์เพื่อสร้างสัญญาณนาฬิกาควบคุมการทำงานในตัวเอง ส่วนเบอร์ 8751 จะมีคุณสมบัติเหมือนเบอร์8051 ทุกอย่าง ต่างกันเพียงชนิดของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเบอร์ 8751 จะเป็น EPROM แทนที่จะเป็น ROM ส่วนเบอร์ 8031 จะเหมือนกับเบอร์ 8051 ต่างกันเพียงในเบอร์ 8031 ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเท่านั้น

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์ใช้แรงดันไฟเพียง 5 โวลต์ในการทำงานส่วนกระแสไฟฟ้าที่ใช้จะแตกต่างกันไปตามชนิดของเทคโนโลยีที่ใช้ในการผลิต เบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้ที่มีตัวอักษร C อยู่ตรงกลางเบอร์ เช่น 80C31, 80C51 จะเป็นเบอร์ของชิปที่ผลิตโดยอาศัยเทคโนโลยี CHMOS ซึ่งใช้พลังงานในการทำงานน้อยกว่าและสามารถควบคุมการใช้พลังงานของตัวชิปได้จากโปรแกรมเพื่อการประหยัดพลังงานในระบบ

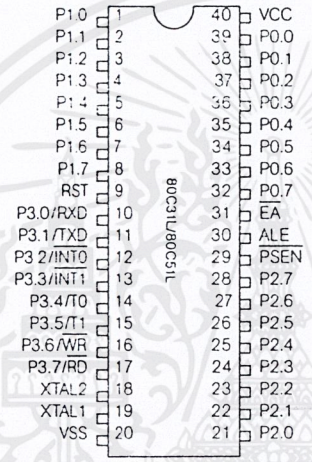
MCS-51 เป็นตระกูลของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ถูกพัฒนาขึ้นมาจากตระกูล MCS-48 ดังนั้นจึงมีความสามารถเหนือกว่าหลายอย่าง ซึ่งจะเปรียบเทียบให้เห็นถึงข้อดีของ MCS-51 เมื่อเทียบกับ MCS-48 ให้เห็นเป็นบางช่วง เช่นความเร็วในการประมวลผลของ MCS-51สามารถใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ได้ถึง 12 เมกะเฮิรตซ์ หรือสำหรับบางเบอร์ในตระกูลสามารถใช้ได้ถึง 16 เมกะเฮิรตซ์ ทำให้ช่วงเวลาในการทำงานแต่ละคำสั่งน้อยมาก เมื่อใช้ความถี่ 12 เมกะเฮิรตซ์ คำสั่งที่ใช้เวลาน้อยที่สุดจะใช้เวลาเพียง 1 ไมโครวินาที ส่วนคำสั่งที่ใช้เวลามากที่สุดจะใช้เวลาเพียง 4 ไมโครวินาทีเท่านั้น

2.12.3 ตำแหน่งขาของ MCS-51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์จะมีตำแหน่งขาพื้นฐานที่เหมือนกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.31



รูปที่ 2.31 แสดงตำแหน่งขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ 8051

หน้าที่การใช้งานแต่ละขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 มีดังนี้

- ขา Vss (ขา 20) สำหรับต่อลงกราวด์
- ขา Vcc (ขา 40) สำหรับต่อแหล่งจ่ายแรงดันกระแสตรงขนาด 5 โวลต์
- ขาพอร์ต 0 (ขา 32-39) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 0 ขนาด 8 บิต (P0.0-P0.7) แบบ Open drain bidirectional พอร์ตนี้สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะปล่อยลอย (มีสถานะ High impedance) นอกจากใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตแล้ว พอร์ต 0 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกชิปด้วย โดยส่งค่าแอดเดรสไบต์ต่ำ (A0-A7) และมัลติเพลกซ์กับการรับส่งข้อมูล (D0-D7) จากหน่วยความจำภายนอกในระหว่างการเขียนหรือการอ่านข้อมูลโดยมีวงจรพูลอัพภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ขาพอร์ต 1 (ขา 1-8) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 1 (P1.0-P1.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุต หรือเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปก็ได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้สถานะ High impedance โดยมีวงจรพูลอัพภายใน

ขา P1.0,P1.1 ในเบอร์ 8052 จะใช้งานในหน้าที่อย่างอื่นนอกเหนือจากใช้เป็นอินพุต เอาต์พุตพอร์ตทั่วไปด้วย รายละเอียดจะกล่าวต่อไปภายหลัง

- ขาพอร์ต 2 (ขา 21-28) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 2 (P2.0-P2.7) ขนาด 8 บิต แบบ OPEN DRAIN BIDURECTIONAL พอร์ตนี้สามารถใช้เป็นอินพุตพอร์ตทั่วไปได้ โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะ high impedance นอกจากนี้จะใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปแล้วพอร์ต 2 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกด้วย โดยใช้สำหรับส่งค่าแอดเดรสไบต์สูง (A8-A15) และมีวงจรพูลอัพภายใน
- ขา พอร์ต 3 (ขา 10-17) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 3 (P3.0-P3.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุตพอร์ตทั่วไปได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้สถานะ high impedance โดยใช้วงจรพูลอัพภายใน นอกจากนี้ยังใช้งานในหน้าที่พิเศษต่างๆอีกหลายอย่างดังนี้

ขา P3.0 ใช้รับข้อมูลจากภายนอกแบบอนุกรม

ขา P3.1 ใช้ส่งข้อมูลออกไปภายนอกแบบอนุกรม

ขา P3.2 ใช้เป็นอินพุตเพื่อรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ชนิดที่ 0

ขา P3.3 ใช้เป็นอินพุตเพื่อรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ชนิดที่ 1

ขา P3.4 สัญญาณอินพุตให้เคาน์เตอร์ของไทม์เมอร์ 0

ขา P3.5 สัญญาณอินพุตให้เคาน์เตอร์ของไทม์เมอร์ 1

ขา P3.6 ใช้เป็นสัญญาณควบคุมการเขียนข้อมูลไปยังหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายนอกชิป

ขา P3.7 ใช้เป็นสัญญาณควบคุมการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายนอกชิป

การใช้งานพอร์ต 3 ในหน้าที่พิเศษดังกล่าวนี้จะต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตที่ต้องการใช้ก่อนทุกครั้ง

- ขา RST (ขา 9) ใช้สำหรับการรีเซตวงจรทุกอย่างภายในชิป เพื่อเริ่มต้นการทำงานใหม่การรีเซตใช้เมื่อเริ่มจ่ายพลังงานหรือเมื่อโปรแกรมเกิดทำงานผิดพลาด เมื่อต้องการรีเซตชิป MCS-51 ขานี้ต้องมีสถานะ 1 เป็นเวลาอย่างน้อย 2 แมชชีนไซเกิลระหว่างที่ออสซิลเลเตอร์ยังทำงานอยู่ โดยต้องต่อตัวต้านทานค่า 8.2 กิโลโอห์ม เพื่อทำหน้าที่พูลดาวน์ (รักษาค่าแรงดันไฟฟ้าให้มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สถานะเป็นกราวด์) และเพื่อให้ตัวชิปรีเซตเองเมื่อเริ่มจ่ายพลังงานให้ต่อตัวเก็บประจุขนาด 10 ไมโครฟารัด คร่อมระหว่างขา RST กับ Vcc

- ขา ALE/PROG (ขา 30) เป็นขาสำหรับใช้ส่งสัญญาณออกไปภายนอกเพื่อควบคุมการแลตช์ค่าแอดเดรสไบต์ต่ำ (address latch enable) จากพอร์ต 0 ในระหว่างการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมหรือข้อมูลภายนอก ปกติเมื่อไม่มีการติดต่อหน่วยความจำภายนอกขานี้จะส่งสัญญาณพัลส์ออกมาด้วยความถี่ 1/8 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ตลอดเวลา ดังนั้นเราสามารถใช้ความถี่ที่ได้จากขานี้ไปใช้งานอย่างอื่นได้ แต่ความถี่ที่ขานี้จะลดลงครึ่งหนึ่งในระหว่างติดต่อกับหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป นอกจากนี้ขา ALE ยังใช้สำหรับควบคุมการเขียนโปรแกรมลงไปใน EPROM สำหรับ MCS-51 เบอร์ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเป็น EPROM
- ขา PSEN (ขา 29) ใช้ส่งสัญญาณสโตรบเพื่ออ่านคำสั่งจากโปรแกรมที่เก็บไว้ภายในหน่วยความจำภายนอกชิป (program strobe enable) เมื่อชิปทำงานด้วยโปรแกรมจากภายนอกขานี้จะส่งสัญญาณสโตรปสองครั้งในแต่ละแมชชีนไซเกิล แต่ในช่วงการเขียนหรืออ่านข้อมูลกับหน่วยความจำภายนอกหรือเมื่อใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปจะไม่มีสัญญาณออกมาจากขานี้
- ขา EA/Vpp (ขา 31) เป็นขาสำหรับใช้เลือกให้ MCS-51 ทำงานจากโปรแกรมที่อยู่ภายในหรือภายนอกชิป โดยหากขานี้มีสถานะเป็น 0 หมายถึงให้ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำที่เก็บโปรแกรมภายนอก หากขานี้มีสถานะเป็น 1 หมายถึงบังคับให้ MCS-51 ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป และสำหรับ MCS-51 ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป สามารถเลือกให้ทำงานได้ทั้งจากโปรแกรมที่เก็บในหน่วยความจำภายในชิปหรือจากโปรแกรมที่เก็บไว้ในหน่วยความจำภายนอกชิปด้วยการต่อขา EA กับไฟเลี้ยงหรือกราวด์ตามลำดับ ส่วนใน MCS-51 ที่ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป ให้ต่อขานี้ลงกราวด์เสมอ
- ขา XTAL 1 (ขา 19) ใช้ต่อคริสตอลภายนอก โดยเป็นอินพุตเข้าสู่วงจรออสซิลเลเตอร์
- ขา XTAL 2 (ขา 18) ใช้ต่อคริสตอลภายนอก โดยเป็นเอาต์พุตออกจากวงจรออสซิลเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.13 โปรแกรมเดลไฟในคอมพิวเตอร์

2.13.1 ความหมายของเดลไฟ(Delphi)

เดลไฟ(Delphi) เป็นเครื่องมือสำหรับสร้างแอพพลิเคชันสำหรับรันบนวินโดว์ 95/98/2000 ที่ผลิตโดยบริษัทอินไพรส์ (ชื่อเดิมคือ บอร์แลนด์) ซึ่งเป็นบริษัทที่แวดวงของนักพัฒนาแอพพลิเคชันรู้จัก และยอมรับในตัวผลิตภัณฑ์เป็นอย่างดี

เดลไฟนั้นเป็นเครื่องมือพัฒนาแอพพลิเคชันแบบเวอร์ช่วลโปรแกรมมิ่ง (เหมือนกับ เวอร์ช่วลเบสิค, เวอร์ช่วลซี ++ หรือ เพาเวอร์บิวเดอร์ ฯลฯ) ซึ่งทำให้เราเห็นผลลัพธ์ของการทำงานไปพร้อมๆ กันกับการลงมือสร้างแอพพลิเคชัน

จุดเด่นที่สำคัญมากของความเป็นเวอร์ช่วลโปรแกรมมิ่งคือ ช่วยลดเวลาของการสร้างแอพพลิเคชัน นั่นเพราะแทนที่เราจะไปทุ่มเวลาไปปรับแต่งส่วนติดต่อผู้ใช้ หรืองานที่ไม่จำเป็น หรืองานซ้ำๆ ซากๆ เราก็มอบภาระเหล่านี้ให้เดลไฟเสีย ทำให้เราสามารถมุ่งเข้าไปแก้ปัญหาที่เป็นหัวใจของการทำงานของแอพพลิเคชันได้ดีกว่าที่เราจะต้องมาเขียนเองทั้งหมด

2.13.2 คอมโพเนนต์ที่ใช้ในโครงงานนี้

คอมโพเนนต์คือ ส่วนประกอบของโปรแกรมแอพพลิเคชัน ซึ่งเป็นโปรแกรมย่อยที่ถูกเขียนไว้เสร็จสรรพอยู่แล้วรอเรานำมาใช้ ถ้าเราเปรียบแอพพลิเคชันเป็นรถยนต์ คอมโพเนนต์ก็สามารถเปรียบได้กับอะไหล่รถยนต์ สำหรับคอมโพเนนต์ที่ใช้ในโครงงานนี้ได้แก่

-ฟอร์ม(Form) เป็นคอมโพเนนต์หลัก ทำหน้าที่บรรจุคอมโพเนนต์ต่างๆ ไว้ภายใน มีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยม มีข้อความอยู่ด้านบน

-ปุ่ม(Button) เป็นคอมโพเนนต์ที่มีการนำมาใช้งานกันมากที่สุด ทำหน้าที่รับคำสั่งจากผู้ใช้งานในลักษณะการคลิกที่ปุ่มนั้น หรือกดเอนเทอร์(Enter) เมื่อโฟกัสอยู่ที่ปุ่มนั้น

-อีดิต(Edit) ทำหน้าที่รับข้อความจากผู้ใช้งานที่ป้อนเข้ามา นอกจากนี้ยังสามารถแสดงข้อความได้อีกด้วย

-ป้ายข้อความ(Label) ทำหน้าที่แสดงข้อความตามที่เราต้องการ ซึ่งข้อความดังกล่าวมักจะเป็นข้อความที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงแล้ว หรือไม่มีการรับค่าจากผู้ใช้งาน

-พาเนล(Panel) เป็นคอมโพเนนต์ที่มีคุณสมบัติสามารถบรรจุเอาคอมโพเนนต์อื่นๆ เข้าไปได้ แต่จะให้รูปร่างหน้าตาที่สวยงามไปอีกแบบ

-เมนูหลัก(Main Menu) การเก็บคำสั่งในรูปของเมนูหลักทำให้เราสามารถประหยัดเนื้อที่ได้ดีและทำให้โปรแกรมประยุกต์ของเราสวยงามยิ่งขึ้น

-แถบแสดงสถานะ(Status Bar) สำหรับในโครงงานนี้เรานำมาใช้แสดงสถานะการติดต่อผ่านแลน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-คอมพอร์ทไดร์ฟเวอร์(ComportDrv32) เป็นคอมโพเนนต์ที่ใช้ในการติดต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับพอร์ทอาร์เอส 232 ซึ่งจะทำการตรวจสอบข้อมูลอินพุทโดยวิธีอินเทอร์รัพต์

-พอร์ทอนุกรมวิน32มาตรฐาน(Win32 Standard Serial Port) เป็นคอมโพเนนต์อีกตัวที่ใช้ในการติดต่อพอร์ทอนุกรม สำหรับในโครงงานนี้เรานำมาใช้ส่งเอาท์พุทไปยังเครื่อง ECG เนื่องจากพบปัญหาในการส่งด้วยคอมพอร์ทไดร์ฟเวอร์

-กลุ่มเรดิโอ(Radio Group Box) สำหรับในโครงงานนี้เรานำกลุ่มเรดิโอมาใช้ในการเปลี่ยนลีด เพราะปุ่มชนิดนี้มีคุณสมบัติ เลือกตัวหนึ่งแล้วตัวอื่นจะไม่ถูกเลือกโดยอัตโนมัติ

-ซ๊อคเก็ตเซอร์ฟเวอร์(Server Socket) เป็นคอมโพเนนต์ที่ใช้รับ-ส่งข้อมูลเมื่อเครื่องของเราทำหน้าที่เป็นเซอร์ฟเวอร์

-ซ๊อคเก็ตไคล์เอนต์(Client Socket) เป็นคอมโพเนนต์ที่ใช้รับ-ส่งข้อมูลเมื่อเครื่องของเราทำหน้าที่เป็นไคล์เอนต์

-รูปภาพ(Image) สำหรับในโครงงานนี้เราได้นำรูปวิวทิวทัศน์มาตกแต่งให้โปรแกรมสวยงามยิ่งขึ้น

-ไดอะลอกเปิดไฟล์(Open Dialog) ใช้ในการเปิดไฟล์

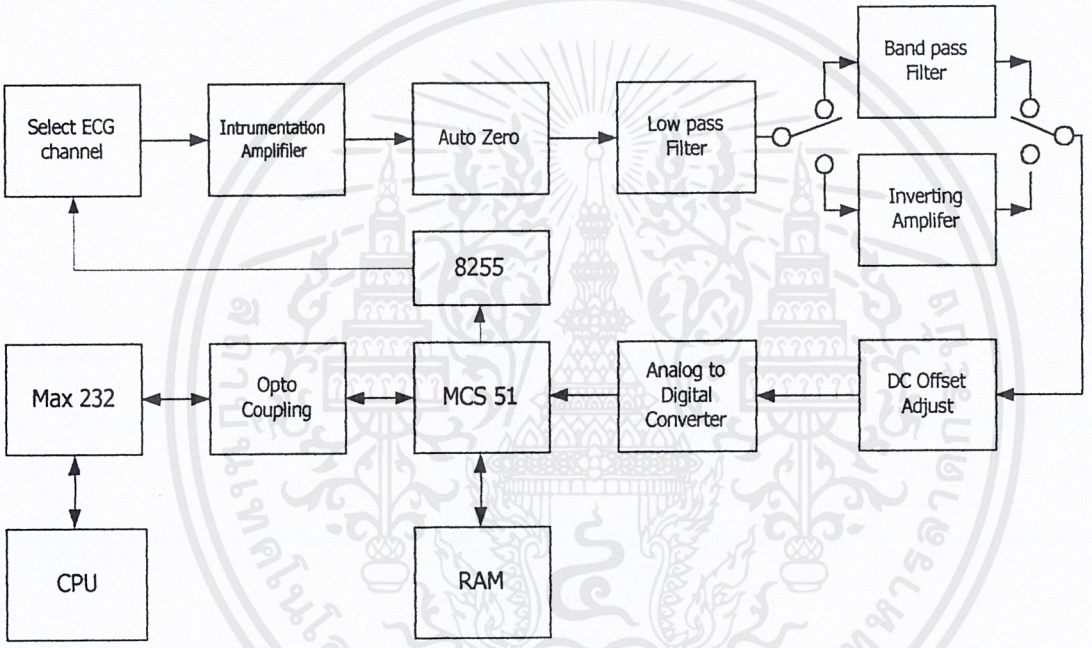
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การออกแบบวงจร

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของวงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ รวมไปถึงส่วนแปลงข้อมูลเป็นดิจิตอล ซึ่งเป็นส่วนที่จะต่อเข้าคอมพิวเตอร์ต่อไป

3.1 โครงสร้างวงจร

วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งจำแนกแต่ละส่วนตามหน้าที่การทำงานดังนี้

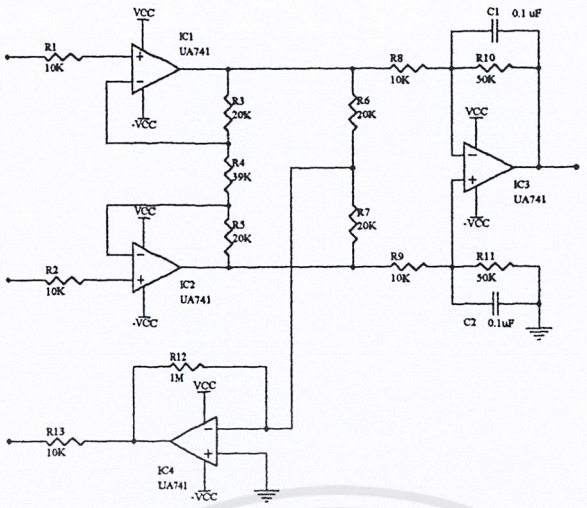


รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของวงจรทั้งหมด

3.2 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์แสดงได้ดังในรูปที่ 3.2 เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 มิลลิโวลท์ โดยการรับสัญญาณจากอิเลคโตรดที่ติดบนผิวหนัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในวงจร

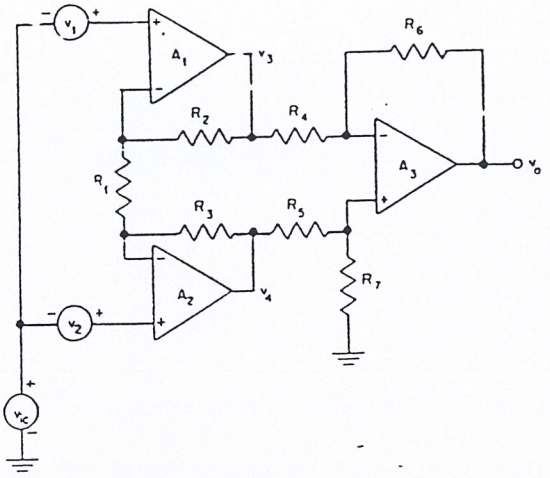
ซึ่งมีค่าความต้านทานสูงและมีสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน กระแสสลับความถี่ 50 เฮิรตซ์ ปะปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

ก. อินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับค่าความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียสมดุลย์ของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียสมดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Commom mode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต (offset voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอ๊าท์พุท ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัวมีศักดาไฟฟ้าเอ๊าท์พุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้าด้านใดด้านหนึ่งทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

ข. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมดสูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมดต่ำ ซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB. สำหรับวงจรขยาย EKG

สำหรับออปแอมป์ตัวล่างของวงจร 3.2 เรียกว่า Right Leg Driver ใช้แทนกราวด์ที่ต่อกับตัวคนไข้ ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายของคนไข้กับกราวด์ของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงพารามิเตอร์ในวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

จากวงจรในรูป 3.3 มีเงื่อนไขว่า $R_2 = R_3$ และ $R_6/R_4 = R_7/R_5$ โดย A_1 และ A_2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier) ซึ่งมีอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลเป็น

$$A_{d1} = 1+2R_2/R_1 \qquad (3.1)$$

และส่วน A_3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง มีอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลเป็น

$$A_{d2} = R_6/R_4 \qquad (3.2)$$

ดังนั้นอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลของวงจรเป็น

$$A_d = A_{d1}\, A_{d2} = (1+2R_2/R_1)(\, R_6/R_4) \qquad (3.3)$$

จากรูปที่ 3.2

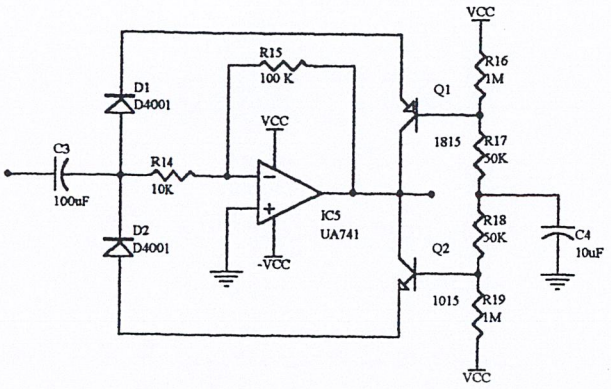
A_d ประมาณ 10 v/v

ส่วนอัตราขยายคอมมอนโหมดตามอุดมคติเป็นศูนย์

3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ(Autozero Circuit)

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างมักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตถูกขยายมาด้วย เป็นไฟกระแสตรงซึ่งสามารถกำจัดได้โดยผ่านตัวเก็บประจุ แต่ปัญหาที่ตามมาก็คือ เมื่อเกิดสัญญาณออฟเซตจริงๆ อาจจะเกิดจากการที่คนไข้ขยับตัว คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์และเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่า Time Constant ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามากดังนั้นสัญญาณที่ได้จะลอยห่างจากจุดศูนย์และเข้าสู่จุดศูนย์ช้ามากดังรูปที่ 3.4 เมื่อมีสัญญาณไฟฟ้าออฟเซต 1.2 หรือ –1.2 โวลท์ (เท่าศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D_1 และ D_2 กับขาอิมิเตอร์เบสของทรานซิสเตอร์ Q_1 หรือ Q_2) ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ทำให้ค่าเวลาคงที่มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ C_1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย

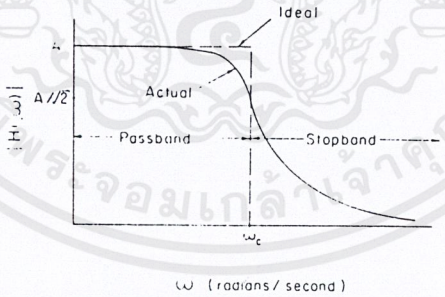
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์ทำหน้าที่ลดค่าเวลาคงที่ เมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตเข้ามา

3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0.5-300 เฮิร์ทซ์ ดังนั้น สัญญาณที่มีความถี่สูงกว่านี้ จึงเป็นสัญญาณรบกวน เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีคุณสมบัติผ่านสัญญาณที่มีความถี่ต่ำและลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูง โดยมีการตอบสนองความถี่ดังรูปที่ 3.5



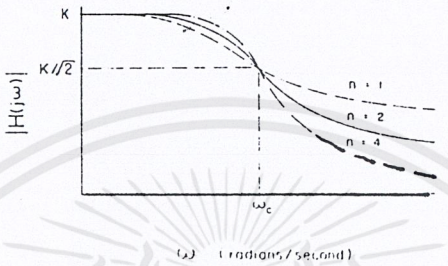
รูปที่ 3.5 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

สำหรับในโครงงานนี้ เราเลือกใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิทธ์ลำดับ 4 (4th Order Butterworth Low Pass Filter) โดยมีเหตุผลดังนี้

- เนื่องจากวงจรกรองความถี่แบบแพสซีฟจะต้องมีการใช้ตัวเหนี่ยวนำซึ่งจะทำให้วงจรเทอะทะเราจึงเลือกใช้แบบแอคทีฟ

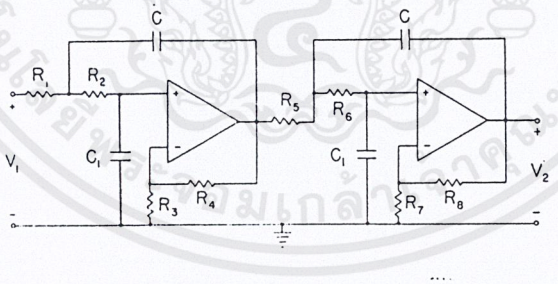
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟที่นิยมใช้กันมี 2 แบบคือแบบบัตเตอร์เวิทธ์และเชฟบีเชฟแต่แบบเชฟบีเชฟมีการผิดเพี้ยนของสัญญาณ(ripple) ที่ช่วงความถี่ใช้งาน (passband) มากเราจึงเลือกใช้แบบบัตเตอร์เวิทธ์
- ลำดับ(order) ของวงจรขยายมีผลต่อการลดทอนสัญญาณที่ช่วงความถี่ที่กำจัด (stopband) โดยวงจรกรองลำดับสูงจะลดทอนได้ดีกว่าดังแสดงในรูปที่ 3.6 เราจึงเลือกใช้ลำดับ 4



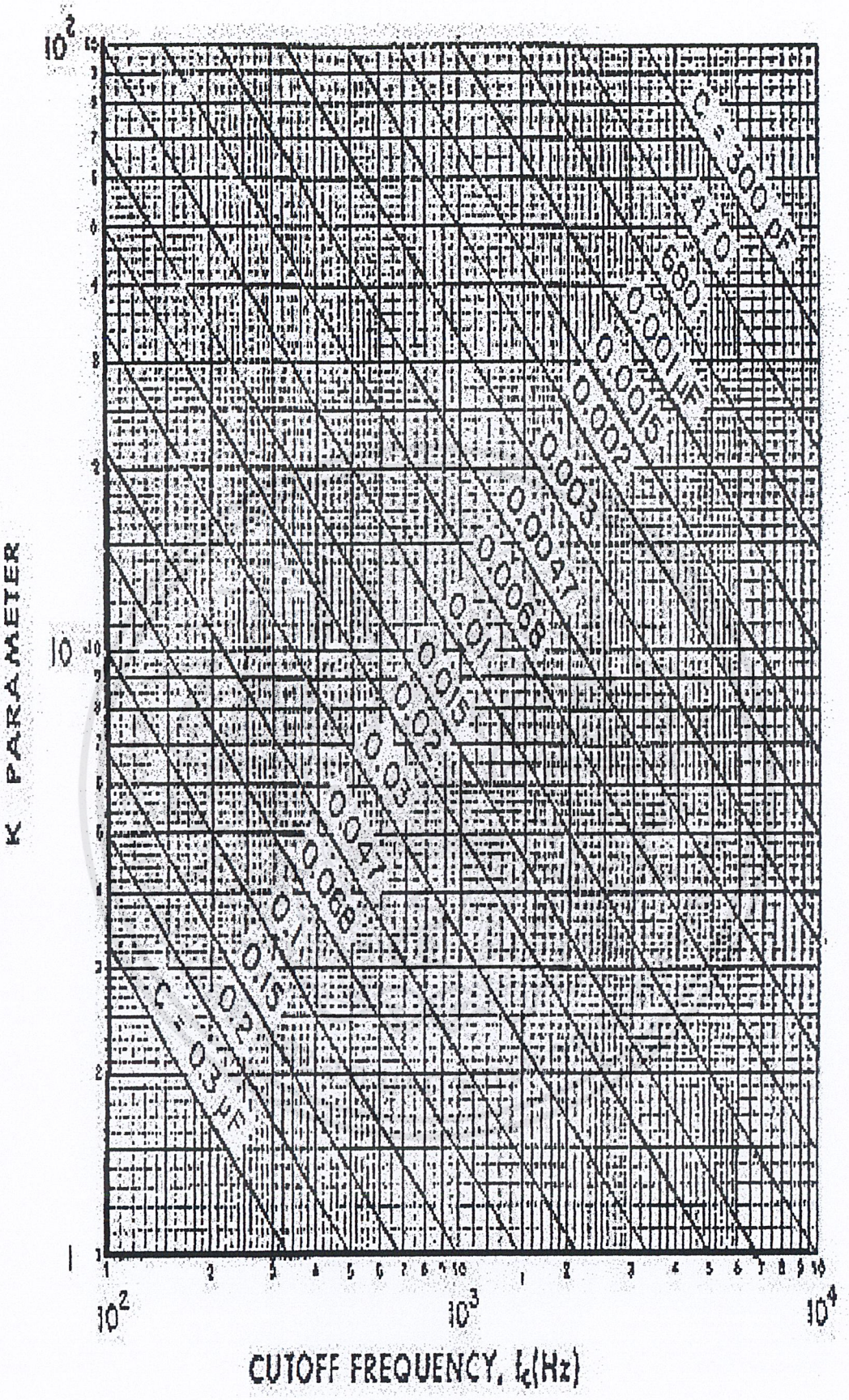
รูปที่ 3.6 เปรียบผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองลำดับต่างๆกัน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิทธ์ลำดับ 4 แสดงดังรูปที่ 3.7 สำหรับการคำนวณค่าพารามิเตอร์ในวงจร เราใช้กราฟรูปที่ 3.8 และ 3.9



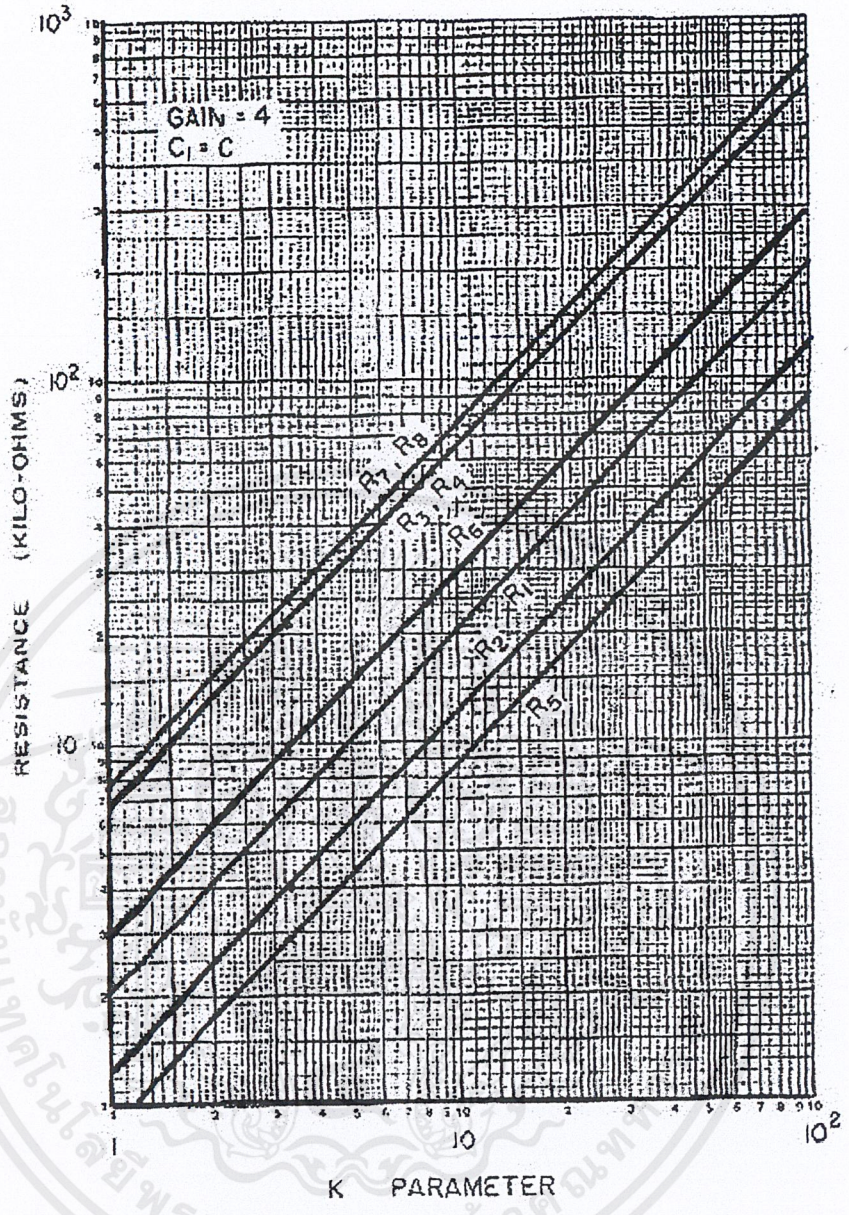
รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิทธ์ลำดับ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 กราฟแสดงการหาค่า K

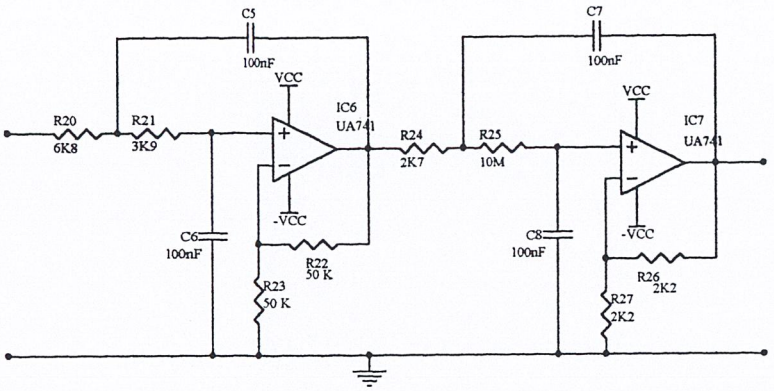
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.๙ กราฟแสดงการหาค่า R โดยเลือกอัตราการขยายเป็น 4 และให้ C_1=C

สำหรับในวงจรของเรากำหนดความถี่คัทออฟเป็น 300 เฮิร์ทซ์ เลือกใช้ C=0.1 uF จากรูปที่ 3.๘ ได้ค่า K=3.3 เมื่อดูจากรูปที่ ๙ จากได้ค่า R_1=6k5 , R_2=4k , R_3=R_4=2k2 , R_5=2k8 , R_6=9k8 , R_7=R_8=2k5 ในวงจรจริงเราใช้ค่าที่ใกล้เคียง ซึ่งจะได้วงจรดังในรูปที่ 3.11

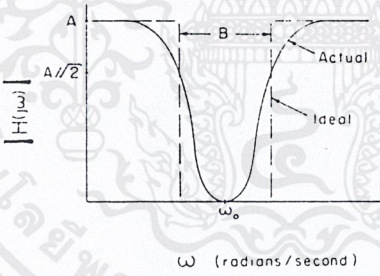
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้ในโครงงาน

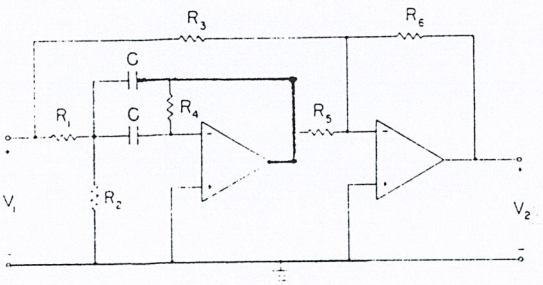
3.5 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง(Band Reject Filter)

ปกติวงจรขยายความแตกต่างจะถูกออกแบบให้กำจัดสัญญาณรบกวนอยู่แล้ว ในทางอุดมคติ สัญญาณรบกวนจะถูกกำจัดหมด แต่ในทางปฏิบัติจริง อาจจะเกิดความไม่สมดุลย์ของวงจร ทำให้สัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ทซ์ผ่านมาได้ เราจึงต้องมีวงจรกรองความถี่ค่านี้ทิ้ง ซึ่งผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบนี้แสดงดังในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.12 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง

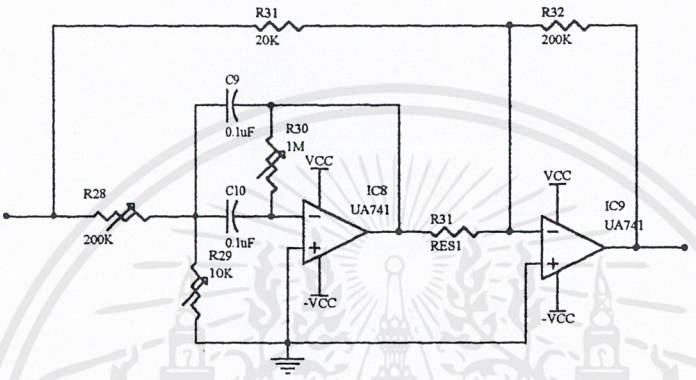
รูปวงจรของวงจรนี้แสดงดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 รูปวงจรของวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดย R ที่เกี่ยวข้องกับค่าความถี่กลางคือ R_1,R_2 และ R_4 ส่วน R ที่เกี่ยวข้องกับค่าความกว้างของช่วงกำจัดความถี่(Bandwidth) คือ R_4 ดังนั้นเราจึงใช้ R ทั้งสามตัวนี้เป็น R ปรับค่าได้ (เนื่องจากเราต้องการให้ความถี่กลางเป็น 50 Hz.พอดีและมีค่า BW ต่ำเท่าที่จะทำได้เพื่อป้องกันการผิดพลาดของรูปคลื่นสัญญาณ เราจึงต้องทำแบบนี้) ส่วน R_3 , R_5 และ R_6 เป็น 20k,40k และ 200k คงที่ตามลำดับจึงได้วงจรดังรูปที่ 3.13

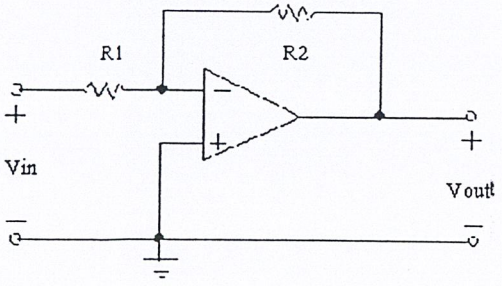


รูปที่ 3.13 รูปวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วงที่ใช้จริงในโครงงาน

3.6 วงจรขยายแบบกลับเฟส

สำหรับโครงงานของเรานี้ เราจะติดสวิทซ์เลือกว่าจะใช้หรือไม่ใช้ BRF กรองสัญญาณเนื่องจากสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ทซ์ไม่ได้เกิดขึ้นตลอดเวลา แต่เนื่องจาก BRF มีค่าอัตราการขยายเป็น 10 และกลับเฟสสัญญาณ ดังนั้นถ้าเราเลือกไม่ให้ผ่าน BRF เราต้องป้อนสัญญาณผ่านวงจรขยายแบบกลับเฟสที่มีค่าอัตราการขยายเป็น 10 ด้วย โดยวงจรขยายแบบกลับเฟส แสดงดังรูปที่ 3.14

รูปที่ 3.14 วงจรขยายแบบกลับเฟส

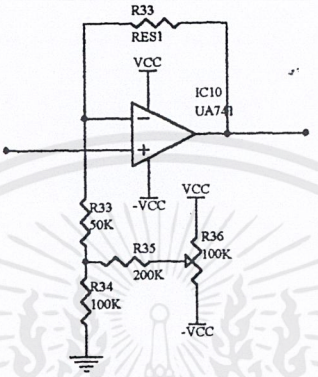


โดยอัตราการขยายของวงจรเท่ากับ R_2/R_1 เราจึงเลือกใช้ค่า R_2 = 10k และ R_1 = 1k

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต(DC Offset Adjust Circuit)

เป็นวงจรที่สร้างขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เดิมนั้นมีทั้งค่าลบและค่าบวกให้เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันที่เป็นบวกเท่านั้น เพื่อผ่าน ADC ต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต

หลักการทำงานของวงจร คือเมื่อมีสัญญาณอินพุทที่เป็นลักษณะสัญญาณไฟตรงที่ถูกขี่ด้วยสัญญาณไฟสลับ ในแรงดันไฟตรงจะเข้าสู่อินพุทลบของออปแอมป์ R_5 เป็นตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อปรับเลือกค่าแรงดัน V_x ซึ่งมีช่วงปรับแรงดัน V_x ได้ตั้งแต่ 0-10 โวลท์ ค่า V_x จะเป็นตัวปรับเปลี่ยนให้ได้ค่าแรงดัน V_a ต่างๆให้ได้ตามสมการที่ 3.4

ที่ขาอินพุทลบของออปแอมป์

$$(V_{out}-V_{in})/100k = (V_{in}-V_a)/50k \quad (3.4)$$

$$(V_{in}-V_a)/50k = V_a/100k + (V_a-V_x)/200k \quad (3.5)$$

ดังนั้นเราสามารถปรับ R_5 ให้มีแรงดันออฟเซ็ตให้ $V_{out}=0$

สำหรับอัตราขยายในวงจรขยายประมาณ 2 โดยดูจากสมการ

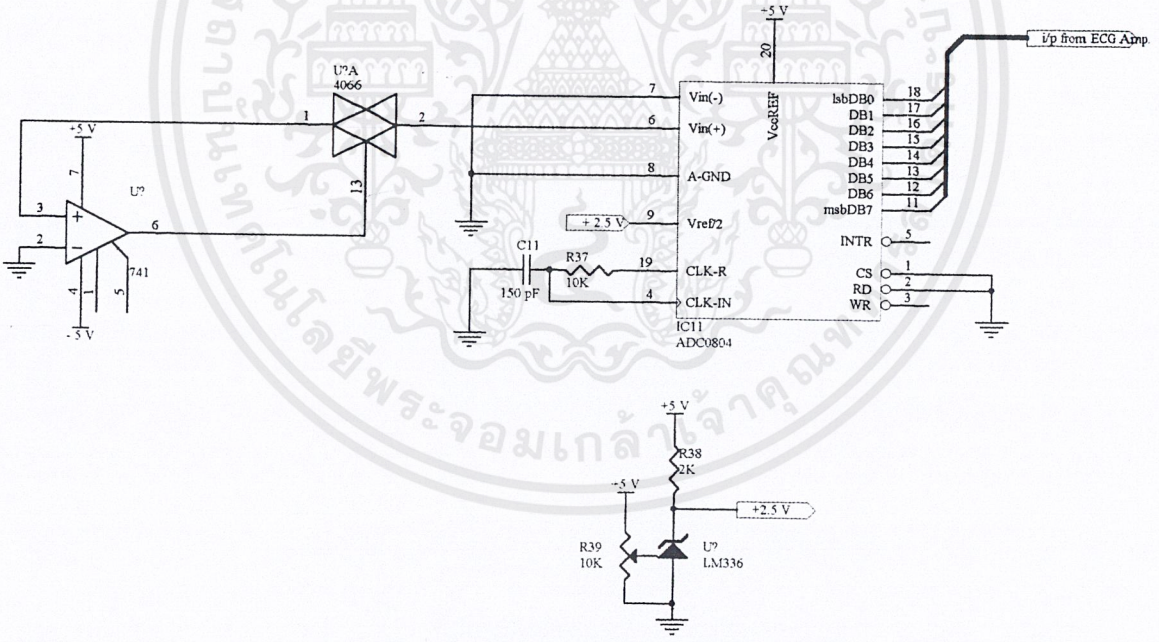
$$V_{out}/V_{in} = R_1/\{R_2+R_3R_4/(R_3+R_4)\}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.8 วงจรแปลงสัญญาณแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอล

ในวงจรเราใช้ไอซีอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ เบอร์ ADC0804 ซึ่งมีหลักการทำงานแบบsuccessive approximation ซึ่งมีหลักการทำงานดังนี้

จากบล็อกไดอะแกรม ขาอินพุทภายนอกด้านหนึ่งของคอมพาราเตอร์จะเป็นตัวรับสัญญาณอินพุทเข้ามา ส่วนขาอินพุทอีกข้าง จะรับแรงดันอ้างอิงจากดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ ซึ่งจะรัยอินพุทที่มี MSB =1 ส่วนบิทที่เหลือจะเป็น 0 หมด เพื่อที่จะทำให้เกิดแรงดันครึ่งหนึ่งของค่า full scale comparator จะทำการเปรียบเทียบว่า มากกว่าหรือน้อยกว่าสัญญาณอินพุท ถ้าอินพุทมากกว่าดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ เอาท์พุทก็จะเป็น 1 แต่ถ้าน้อยกว่าเอาท์พุทก็จะเป็น 0 จากรูป 3.16 อินพุทมากกว่าดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์เอาท์พุท ดังนั้น digital output code ตัวแรก (MSB) ก็จะเป็น 1 จากนั้น เอาท์พุทของดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ ก็จะเพิ่มขึ้นอีกครึ่งหนึ่งของค่าเดิม ซึ่งจะมากกว่าสัญญาณอินพุททำให้ digital output code ตัวที่ 2 เป็น 0 และจะเป็นเช่นนี้ไปจนได้ digital output code ครบ 8 บิต ก็จะถูกส่งไปที่ output register



รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรมของ Successive – Approximation A/D Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.9 วงจรแปลงข้อมูลแบบขนานเป็นข้อมูลแบบอนุกรม

ในโครงงานนี้ใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8951 เป็นตัวอ่านค่าที่ได้จาก ADC0804 ด้วยอัตราการสุ่ม 500 Hz มาเก็บไว้ที่หน่วยความจำข้อมูล(เบอร์ 6264 ขนาด 8k ไบท์)ก่อน เพื่อให้ได้ข้อมูลครบถ้วน แล้วจึงทำการแปลงเป็นข้อมูลแบบอนุกรม เพื่อส่งข้อมูลเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ตอนุกรม โดยมีไอซี MAX 232 เป็นตัวปรับแรงดันจากระดับ TTL เป็นมาตราฐาน RS-232

นอกจากนี้ ยังมีการแยกกราวด์ ด้วยวงจรออปโต้ไอโซเลเตอร์ เพื่อป้องกันผู้ป่วยไม่ให้เกี่ยวข้องกับแรงดันไฟฟ้าที่ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ ในการต่อหน่วยความจำข้อมูลภายนอก จำเป็นต้องใช้ พอร์ต 0 และพอร์ต 2 เป็นบัสข้อมูลและแอดเดรสบัส ซึ่งจะต้องต่อไอซีแลตช์ เบอร์ 74LS373 นอกจากนี้ยังใช้ไอซี 8255 เพื่อเป็นการขยายพอร์ต เพื่อใช้เลือกอินพุทเข้าวงจรขยาย รูปวงจรทั้งหมดแสดงในรูปที่ 3.18

3.10 วงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ

วงจรนี้แสดงในรูป 3.19 ทำหน้าที่เลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ วงจรจะประกอบด้วย Analog Switch MC14066B และ Analog Multiplexers MC14051B ทำหน้าที่เลือกสัญญาณจาก Input จำนวน 10 สัญญาณ ให้เป็น Out put จำนวน 3 สัญญาณ ตาม 12 รูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และเลือกความต้านทานให้เหมาะสมกับรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในแต่ละรูปแบบตามตาราง 3.1

	+	-	GND
Lead I	LA	RA	LL
Lead II	LL	RA	LA
Lead III	LL	LA	RA
Lead AVR	RA	LA+LL	RL
Lead AVL	LA	LL+RA	RL
Lead AVF	LL	RA+LA	RL
Lead V1	V1	RA+LA+LL	RL
Lead V2	V2	RA+LA+LL	RL
Lead V3	V3	RA+LA+LL	RL
Lead V4	V4	RA+LA+LL	RL
Lead V5	V5	RA+LA+LL	RL
Lead V6	V6	RA+LA+LL	RL

ตาราง 3.1 การเลือก อินพุท ของวงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับวงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบนี้ จะใช้ เอาท์พุท ของ MCS 51 มาควบคุม แต่สำหรับวงจรนี้ port output ของ MCS 51 ต้องใช้ติดต่อกับ RAM ด้วยจึงเหลือไม่พอ เราจึงใช้ port A และ port B ของ 8255 มาควบคุม Analog Switch ทั้งหมด โดย Address ของ8255 เป็นดังนี้

00h คือ ตำแหน่งของ port A

01h คือ ตำแหน่งของ port B

02h คือ ตำแหน่งของ port C

03h คือ ตำแหน่งของ port ควบคุม

3.11 การโปรแกรมภาษาแอสเซมบลี

ส่วนโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับวงจร แสดงอยู่ในภาคผนวก ซึ่งมีโฟล์วชาร์ทดังรูปที่ 3.20 และ 3.21 ซึ่งแยกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย ส่วนโปรแกรมหลัก และส่วนโปรแกรมอินเทอร์รัพ

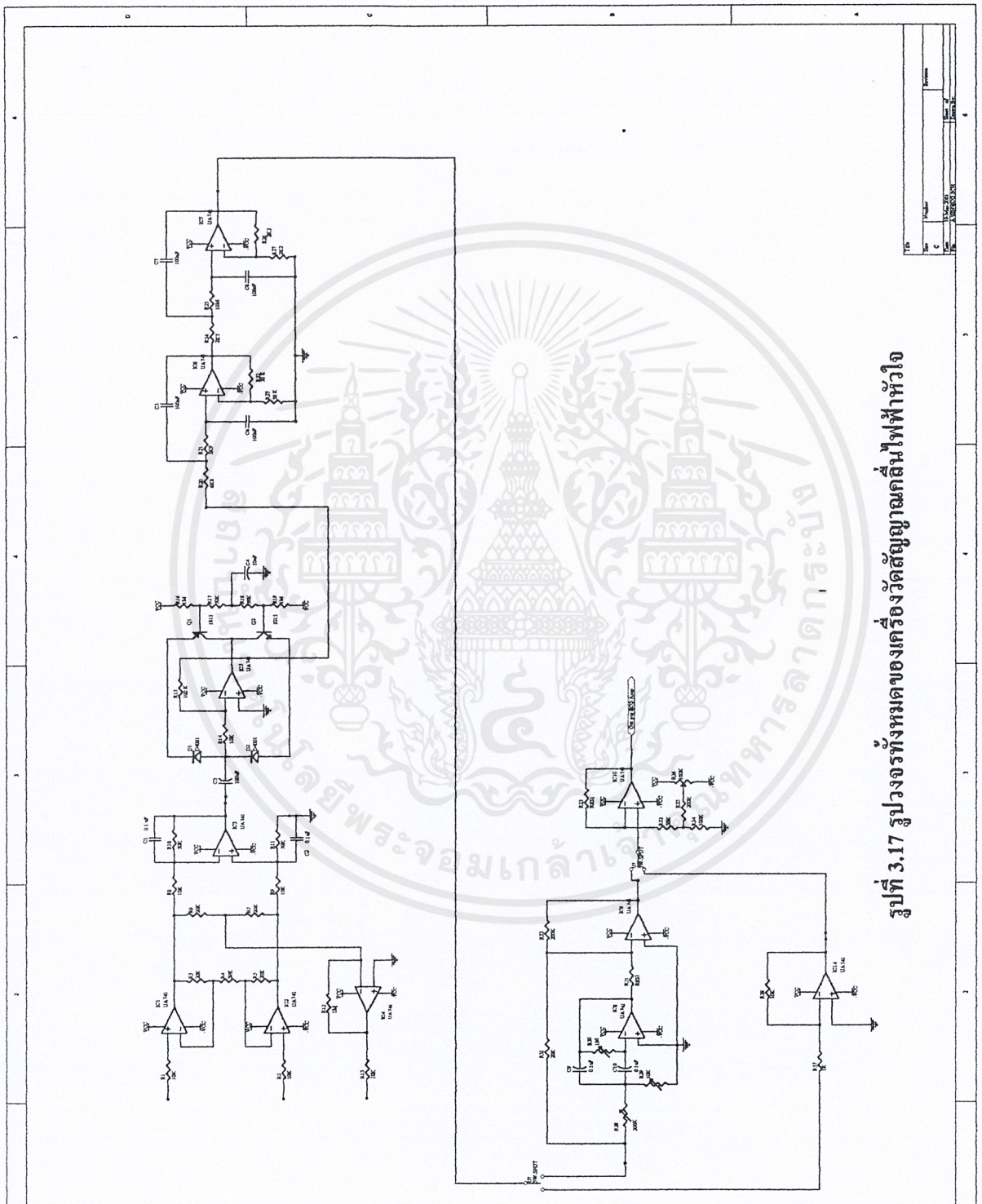
โดยส่วนโปรแกรมหลักจะทำหน้าที่กำหนดค่าเริ่มต้น โดย กำหนดคอนโทรลเวิร์ดให้กับไอซี 8255 เป็นพอร์ตเอาท์พุททั้งหมด ,โหมดการทำงานของพอร์ตอนุกรมเป็นโหมด 1 โดยมีขนาดของข้อมูล 10 บิต ,ใช้อัตราบอดเท่ากับ 9600 bps และควบคุมการอินเทอร์รัพให้มีการยอมรับสัญญาณอินเทอร์รัพจากพอร์ตอนุกรมและไทม์เมอร์1 หลังจากนั้นโปรแกรมจะรอรับข้อมูลที่ส่งมาทางพอร์ตอนุกรมจากคอมพิวเตอร์ ซึ่งข้อมูลที่ถูกส่งมานี้จะเป็นข้อมูลที่ใช้สำหรับการเลือกลีดที่จะทำการวัด

ส่วนโปรแกรมอินเทอร์รัพ จะรับค่าที่ถูกส่งมาจากคอมพิวเตอร์ และนำค่านั้นมาเปรียบเทียบว่าต้องการเลือกลีดใด การเข้าลูปของลีดนั้น เพื่อกำหนดสัญญาณไปที่วงจรเลือกอินพุทให้ตรงตามลีดที่ต้องการวัด จากนั้นก็จะส่งสัญญาณแซมปลิ้งความถี่ 500 เฮิร์ต ไปที่อนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ และอ่านค่านั้นมาเก็บไว้ที่หน่วยความจำข้อมูล เป็นจำนวน 1 กิโลไบต์ เพื่อนำไปแสดงผลภายหลัง

เมื่อเก็บข้อมูลครบแล้ว ก็จะแปลงรูปแบบข้อมูลให้เป็นแบบอนุกรมและส่งไปให้คอมพิวเตอร์รับเพื่อนำไปวาดรูปสัญญาณบนจอมอนิเตอร์ หลังจากส่งข้อมูลหมดแล้วก็จะกลับไปโปรแกรมหลัก เพื่อรอรับการเลือกลีดต่อไป

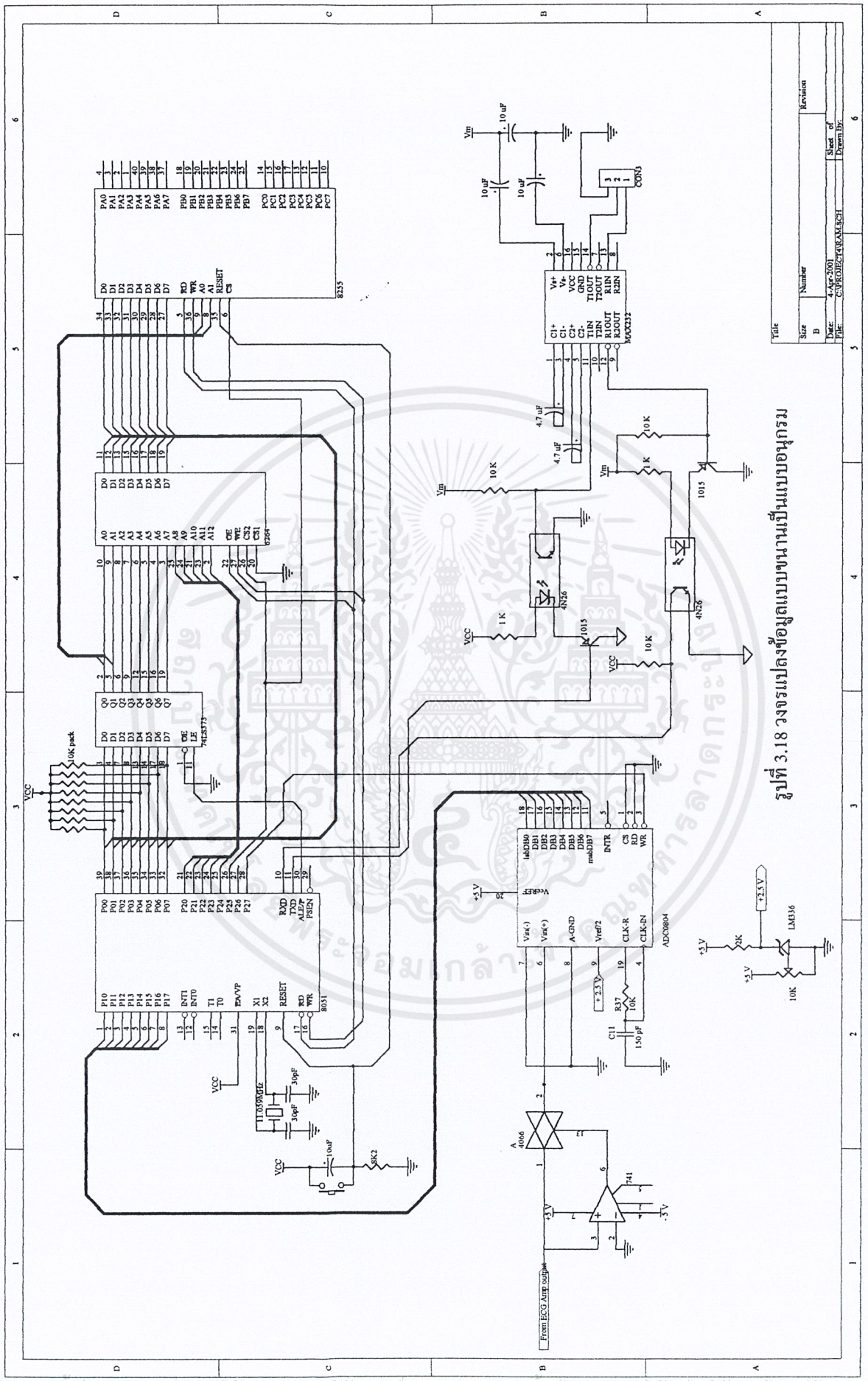
หากมีการเลือกลีดเข้ามาใหม่ในขณะที่โปรแกรมอยู่ในช่วงอินเทอร์รัพ โปรแกรมจะไม่ยอมรับข้อมูลเหล่านั้น เนื่องจากไม่มีการรีเซท บิตRI ก่อนที่จะออกจากลูปอินเทอร์รัพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



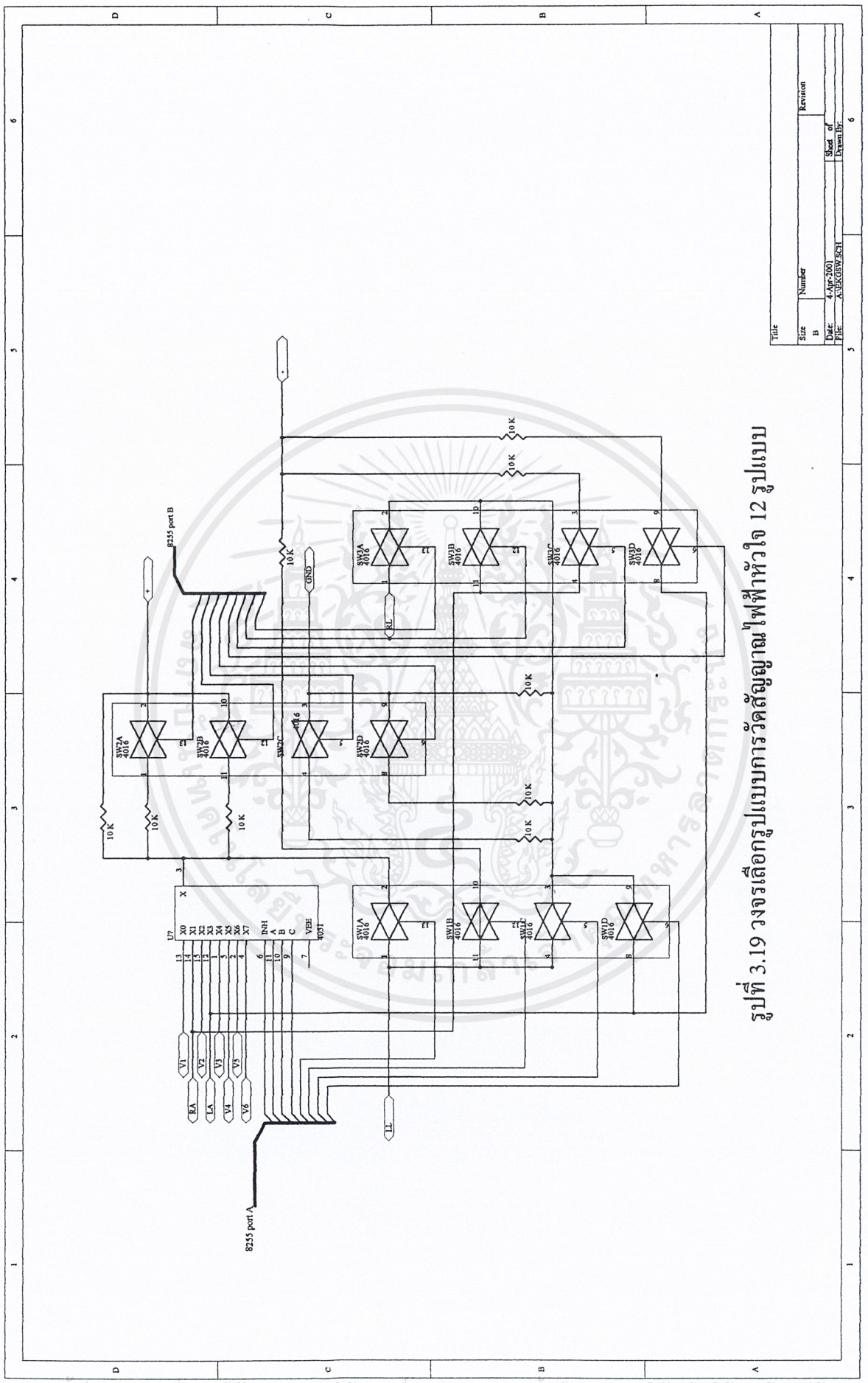
รูปที่ 3.17 รูปวงจรทั้งหมดของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



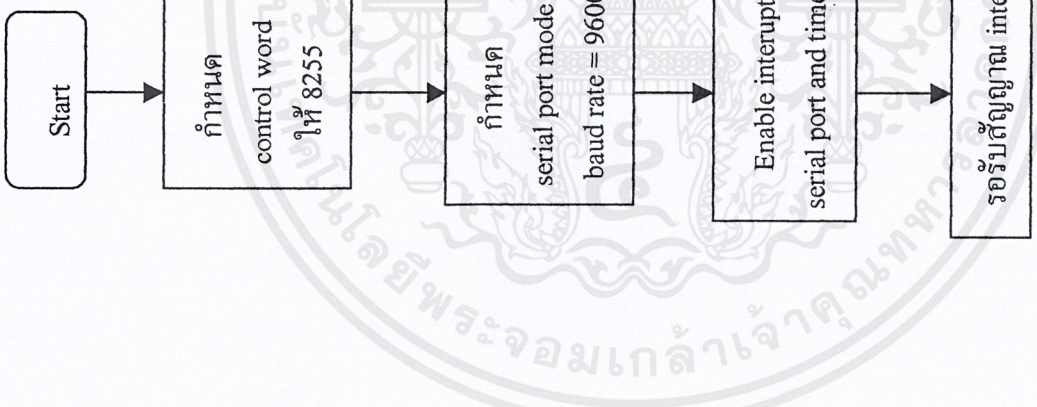
รูปที่ 3.18 วงจรแปลงข้อมูลแบบขนานเป็นแบบอนุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



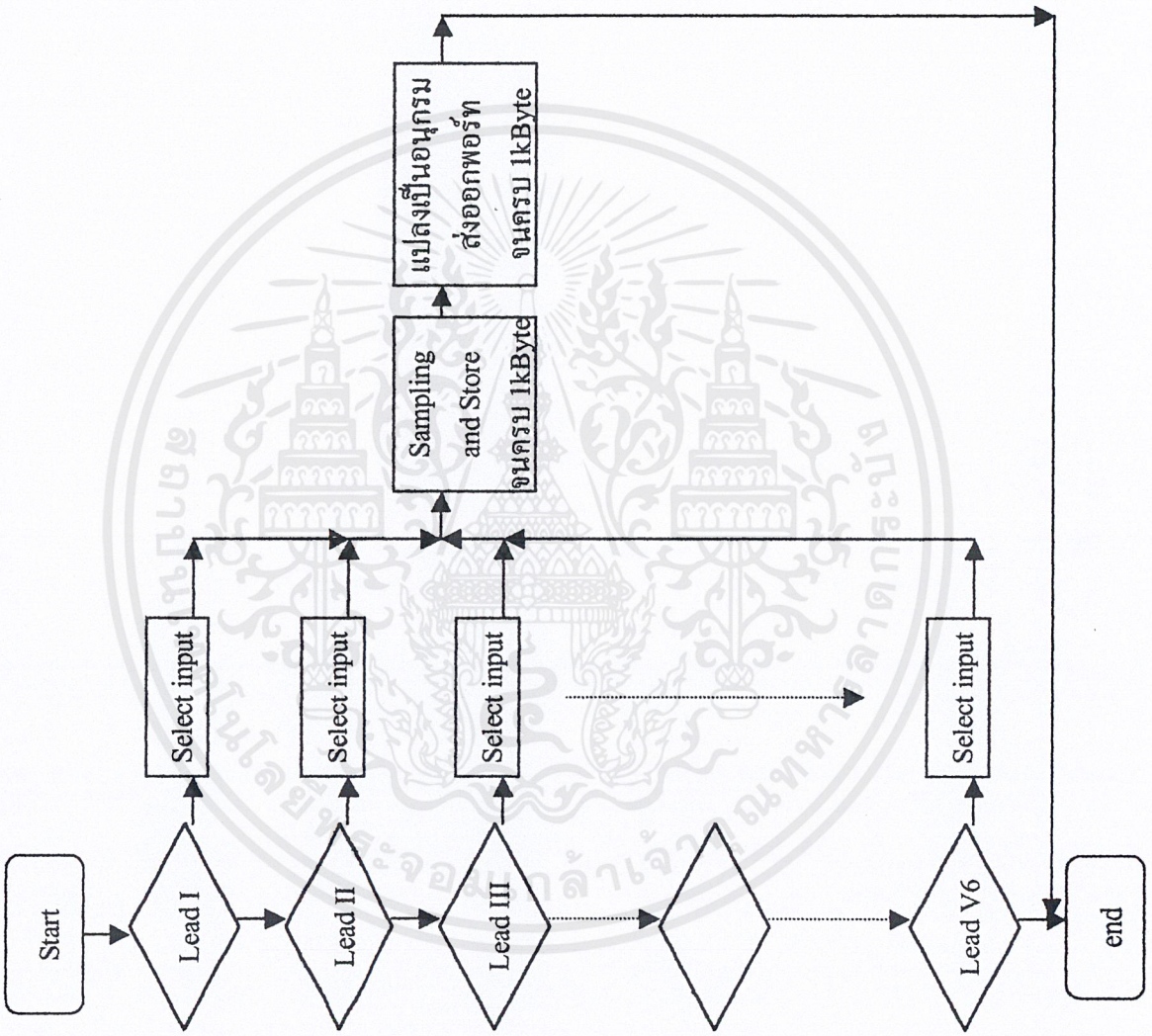
รูปที่ 3.19 วงจรเลือกรูปแบบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12 รูปแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 ผังการทำงานของโปรแกรมหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

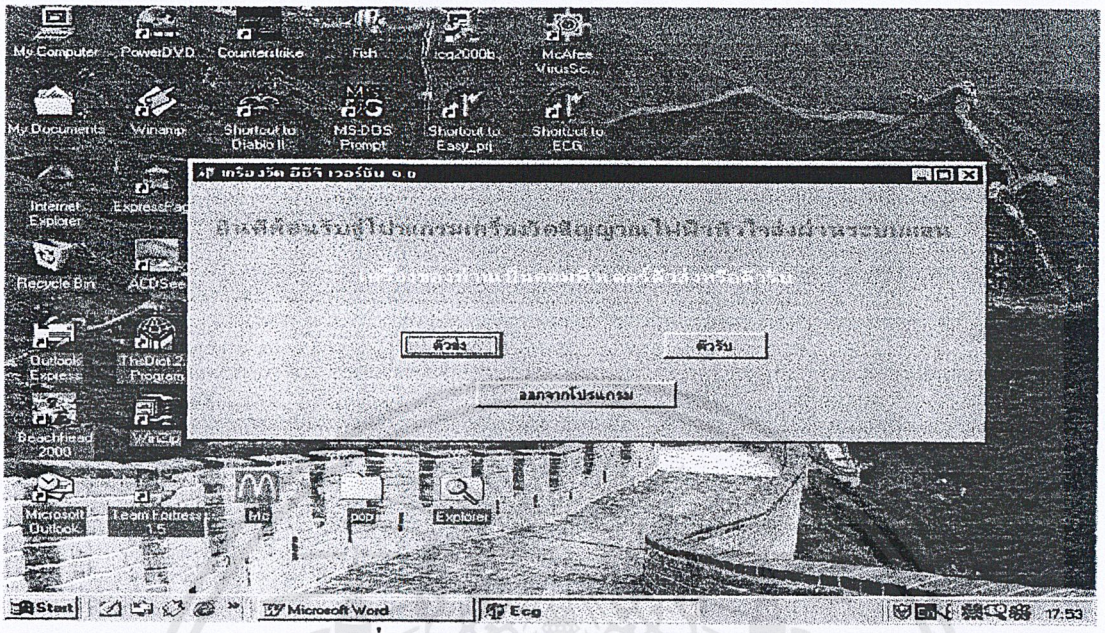


รูปที่ 3.21 ผังการทำงานของโปรแกรมอินเทอร์รัพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.12 วิธีการใช้โปรแกรมวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

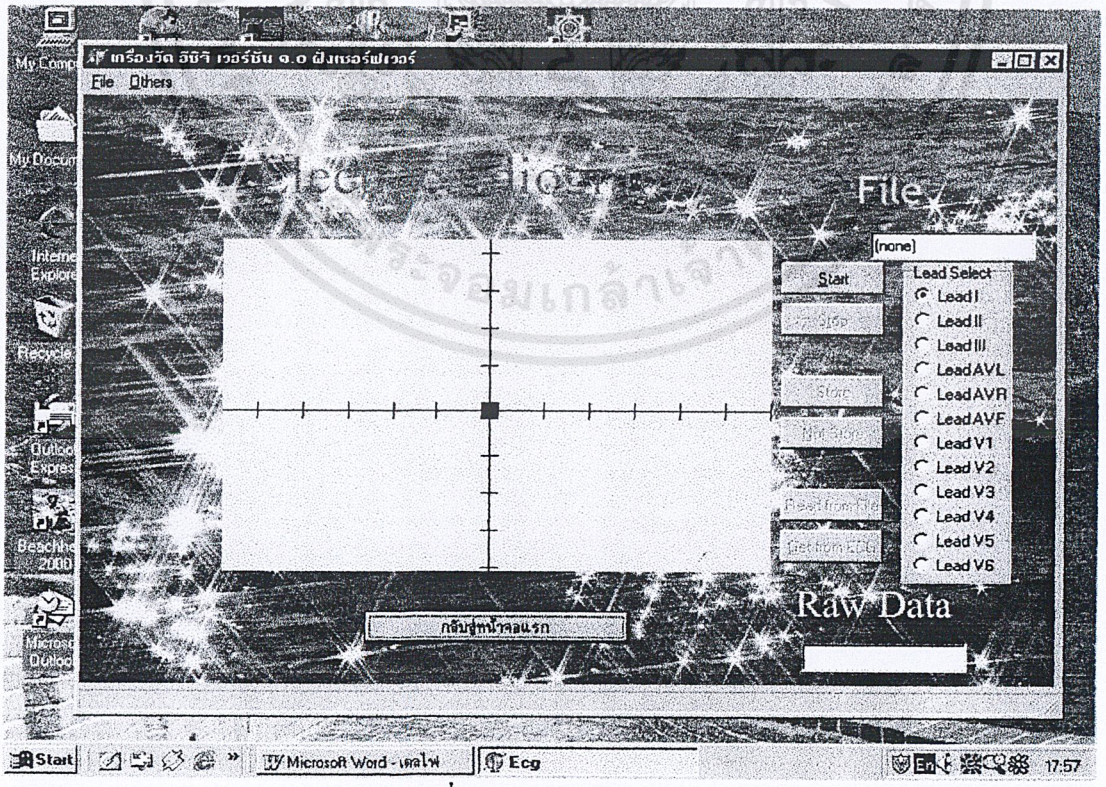
3.12.1 หน้าแรก เมื่อเริ่มเปิดโปรแกรม จะปรากฏหน้าแรกดังนี้



รูปที่ 3.22 หน้าแรกของโปรแกรม

สำหรับโปรแกรมนี้เป็นโปรแกรมที่เขียนไว้สำหรับใช้ได้ทั้งฝั่งตัวส่งและตัวรับ ซึ่งเราสามารถเลือกได้

3.12.2 ตัวส่งเมื่อเลือกฝั่งตัวส่งจะปรากฏหน้าตัวส่งดังนี้



รูปที่ 3.23 หน้าตัวส่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฟังก์ชั่นการทำงานทางด้านตัวส่งมีดังนี้

3.12.2.1 การติดต่อกับเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เมื่อกดปุ่ม Start โปรแกรมจะรับอินพุทจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและทำการพล็อตกราฟโดยข้อมูลดิบจะแสดงในช่อง Raw Dataและจะหยุดรับเมื่อกดปุ่ม Stop

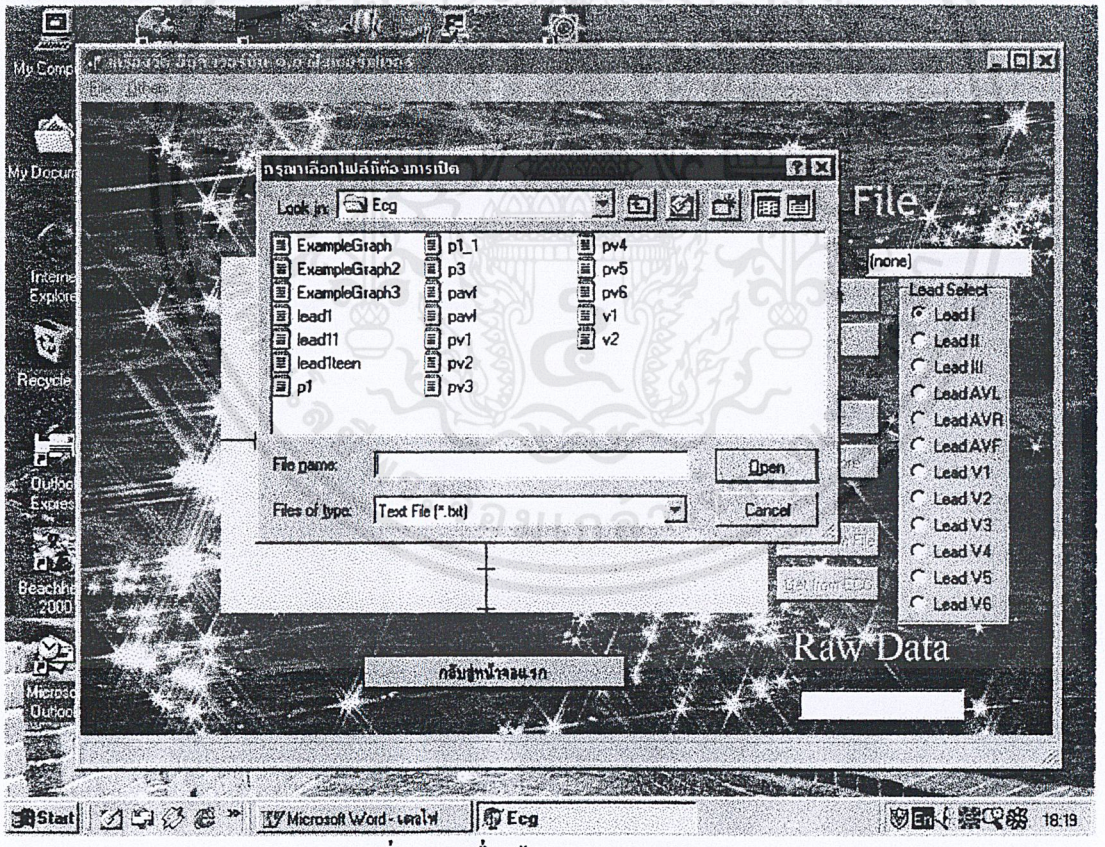
เราสามารถเปลี่ยนลีดการวัดได้โดยคลิกเลือกลีดที่กลุ่มเรดิโอ Lead Select

เราสามารถส่งข้อมูลไปยังเครื่องรับได้ ดูที่หัวข้อ 3.12.2.3

เราสามารถเก็บค่าที่วัดได้โดยการกดปุ่ม Store ซึ่งจะเก็บลงไฟล์ที่เราเลือก สำหรับเรื่องไฟล์ดูที่หัวข้อ 3.12.2.2

3.12.2.2 การติดต่อกับไฟล์ โปรแกรมนี้สามารถบันทึกค่าที่วัดได้ลงไฟล์ได้ และยังสามารถอ่านค่าจากไฟล์ได้อีกด้วย

เริ่มต้นเราต้องทำการเปิดไฟล์ก่อน โดยการคลิกที่เมนู File>Open แล้วไฟล์ที่มีอยู่จะปรากฏให้เลือกดังรูป



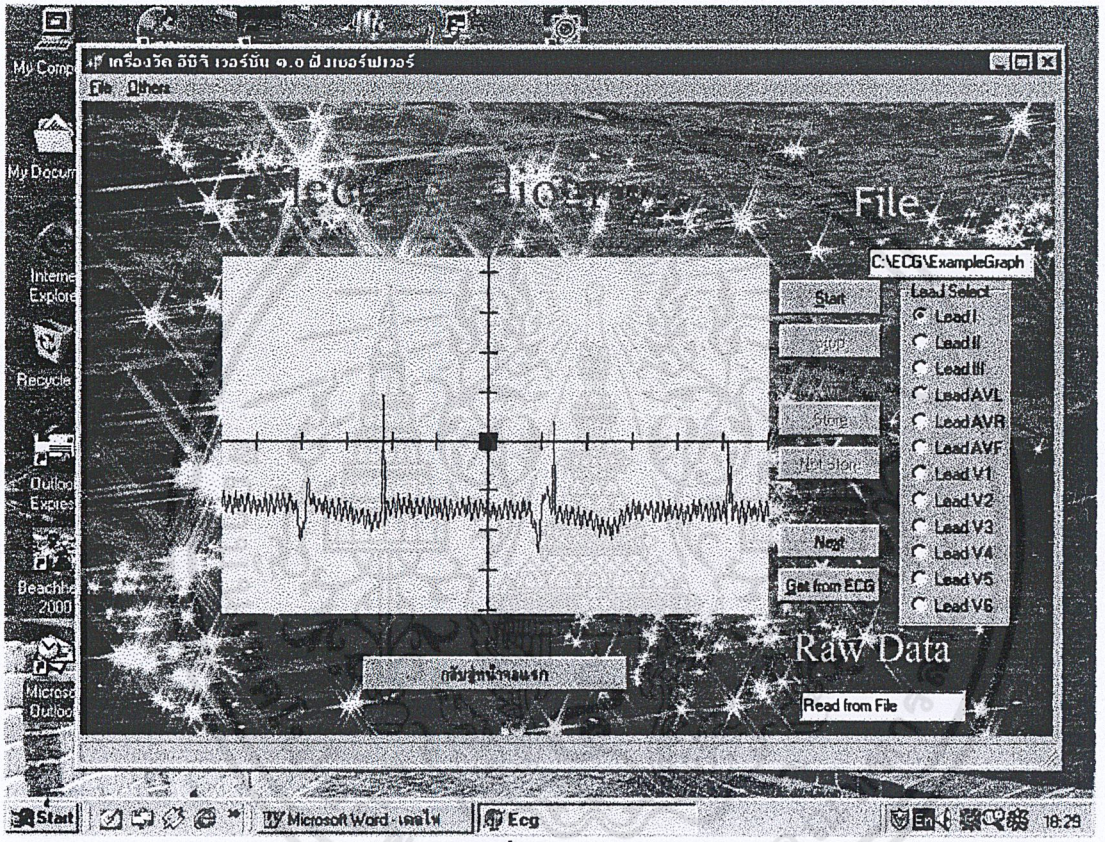
รูปที่ 3.24 เมื่อเลือกเมนู File>Open

เราสามารถเลือกเปิดไฟล์ที่มีอยู่แล้วหรือเปิดไฟล์ใหม่ก็ได้โดยการพิมพ์ชื่อไฟล์ใหม่ลงไปแล้วกดปุ่ม Open ชื่อไฟล์ที่เปิดอยู่จะแสดงในช่อง File

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการบันทึกค่าลงไฟล์จะทำได้ก็ต่อเมื่อเรากำลังอ่านค่าจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอยู่ โดยการกดปุ่ม Store และจะหยุดบันทึกเมื่อเรากดปุ่ม Not Store

สำหรับการอ่านค่าจากไฟล์จะทำได้ก็ต่อเมื่อเราหยุดอ่านค่าจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและหยุดบันทึกค่าแล้ว โดยการการกดปุ่ม Read from File เมื่อกดแล้ว โปรแกรมจะพล็อตกราฟหน้าแรกถ้ายังมีหน้าต่อไปอีก ปุ่ม Read from File จะเปลี่ยนเป็นปุ่ม Next เมื่อกดกราฟจะเปลี่ยนเป็นหน้าต่อไป ดังรูป



รูปที่ 3.25 ระหว่างอ่านค่า

ในระหว่างนี้ถ้าเรากดปุ่ม Get from ECG แล้ว โปรแกรมจะหยุดอ่านค่าจากไฟล์ เมื่อถึงหน้าสุดท้าย ปุ่ม Next จะเปลี่ยนกลับเป็น Read from File แต่จะไม่สามารถกดได้ ต้องเลือกปุ่ม Get from ECG ก่อน

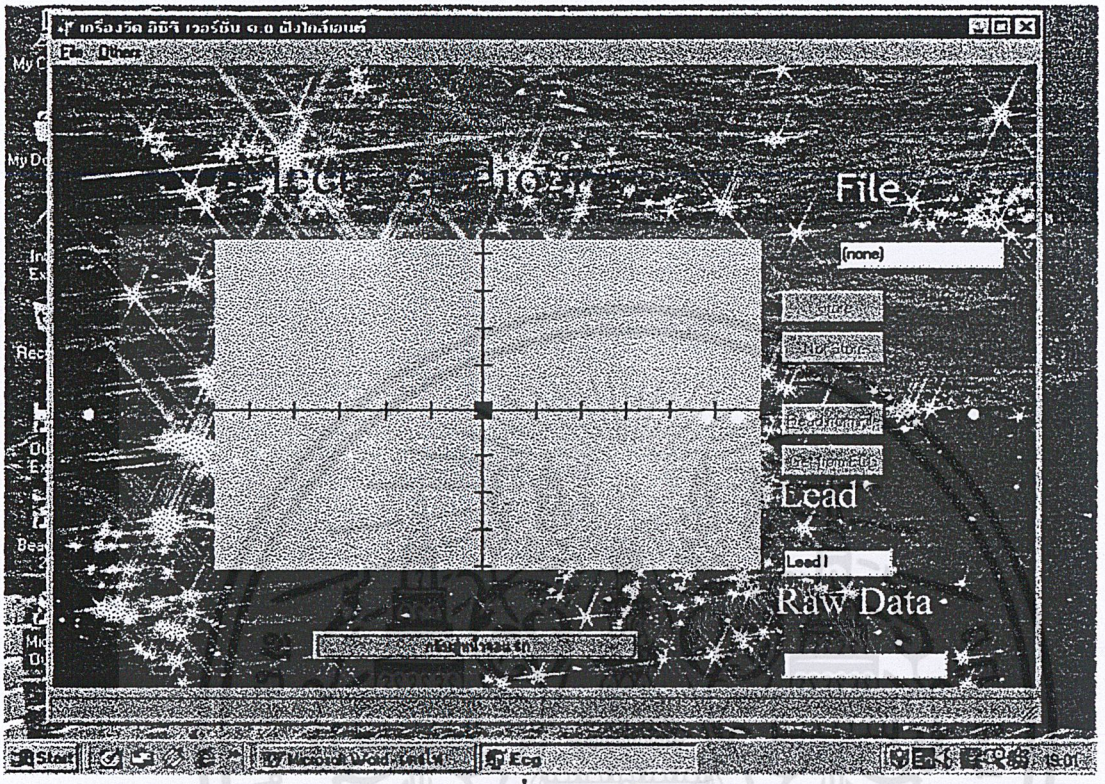
3.12.2.3 การติดต่อกับเครื่องรับ

เราสามารถส่งข้อมูลไปยังตัวรับได้ แต่ต้องเป็นขณะที่รับข้อมูลจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเท่านั้น โดยการเลือกเมนู Others>Listen ให้มีเครื่องหมายถูกหน้าเมนูแล้วแถบสถานะจะเป็น Listening... หมายความว่ารอการติดต่ออยู่ เมื่อทางด้านตัวรับขอติดต่อมา แถบแสดงสถานะ จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนเป็น Connected to {ชื่อตัวรับ} หมายถึง ติดต่อแล้ว ข้อมูลจะถูกส่งไปยังเครื่องรับโดยอัตโนมัติ แต่ถ้ามีความผิดพลาด แถบแสดงสถานะจะเป็น Error Connecting to {ชื่อตัวรับ}

3.12.3.ตัวรับ จากหน้าแรกถ้าเลือกตัวรับ จะปรากฏหน้าตัวรับดังนี้



รูปที่ 3.26 หน้าตัวรับ

ฟังก์ชั่นการทำงานทางด้านตัวรับมีดังนี้

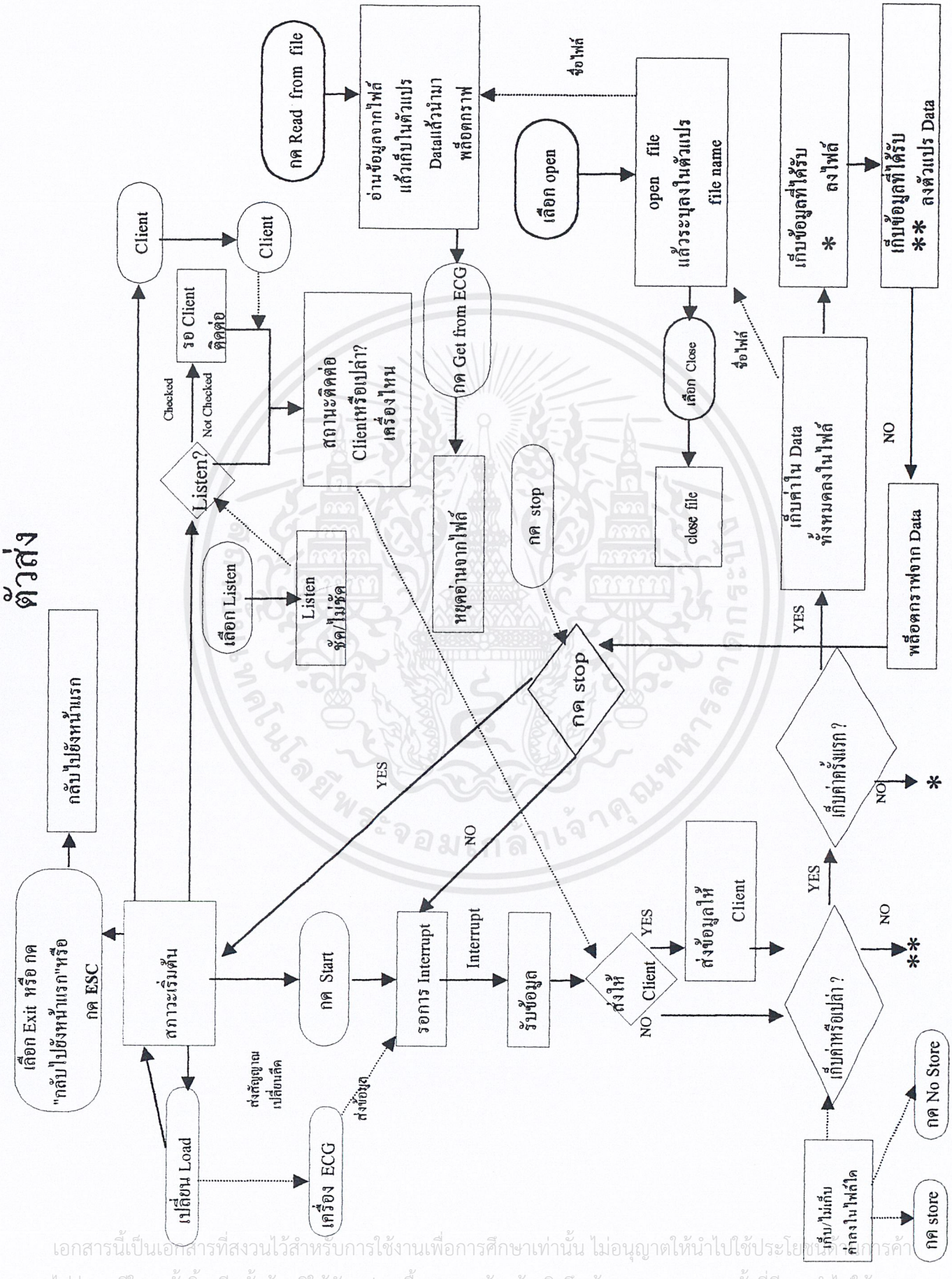
3.12.3.1 การติดต่อกับตัวส่ง เลือกเมนู Others>Connect ให้มีเครื่องหมายถูกหน้าเมนูตัวรับจะติดต่อกับตัวส่งและแสดงสถานะบนแถบแสดงสถานะ โดยจะรับข้อมูลจากตัวส่งมาแสดงโดยอัตโนมัติและแสดงลีดที่วัดในช่อง Lead

3.12.3.2 การติดต่อกับไฟล์ เช่นเดียวกันกับตัวส่ง

3.13 อธิบายการทำงานของโปรแกรม

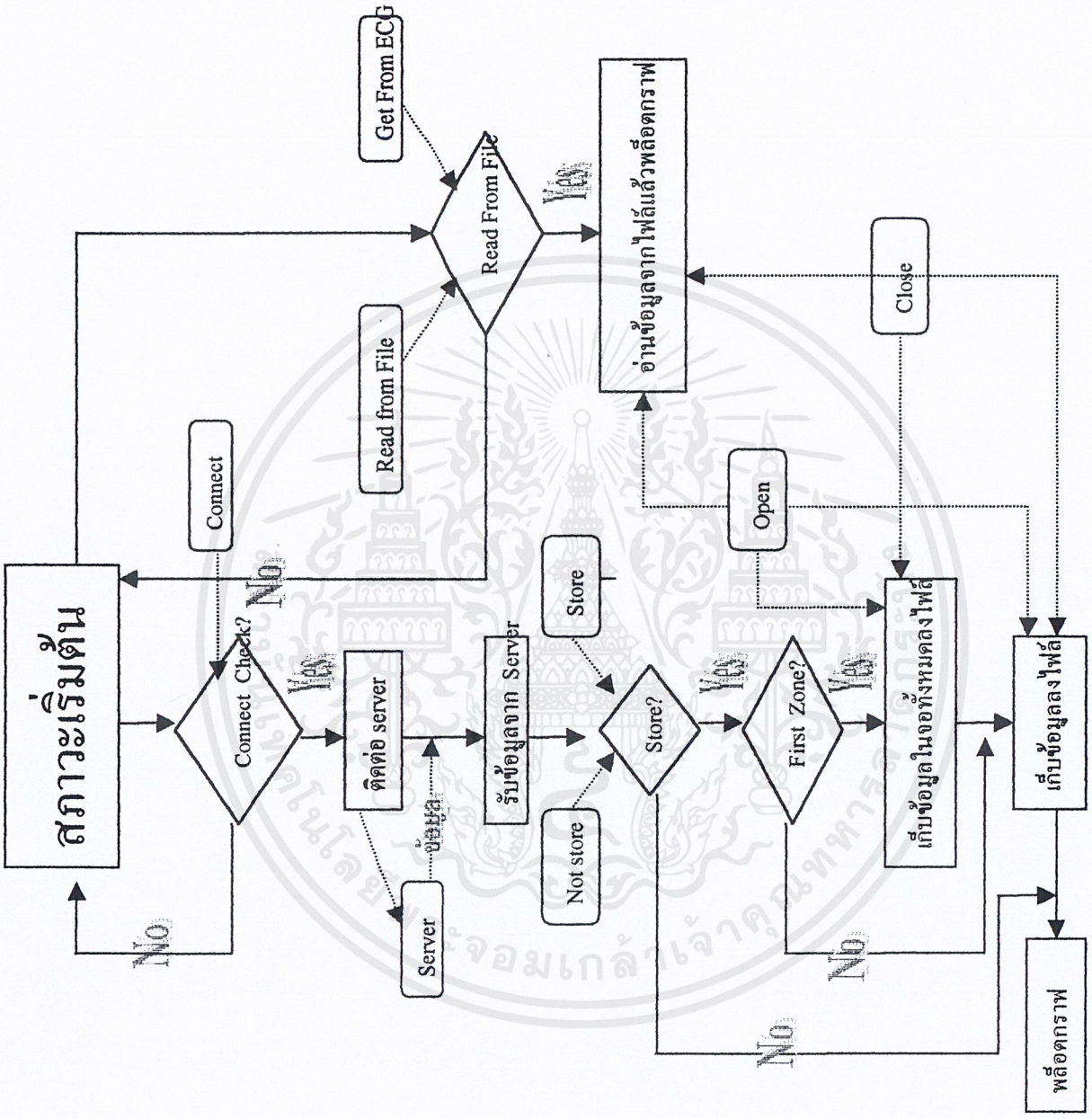
3.13.1. โฟล์วชาร์ท(Flow Chart)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่าง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบ
คุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทดลองของเครื่องวัดสัญญาณหัวใจสามารถแบ่งเป็นการทดลองย่อยๆได้ 7 ส่วน คือ

4.1 การวัดค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโชของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟลายเออร์

ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช (Common Mode Rejection Ratio) เป็นค่าที่ใช้บอกความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่อินพุทของอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟลายเออร์แบบคอมมอนโหมด โดยที่

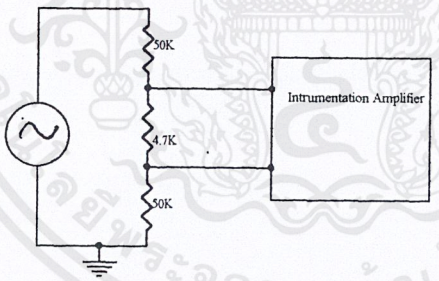
$$CMRR = 20\log(Ad/Ac) \qquad (4.1)$$

โดย Ad คือ อัตราขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

Ac คือ อัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

4.1.1 การทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

1. ต่อวงจรดังรูปที่ 4.1
2. ป้อนคลื่นซายน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ ขนาด 10 Vpp ที่ความถี่ 10,50,100 Hz
3. วัดแรงดันเอาท์พุทของอินสตรูเมนเตชั่นแอมป์



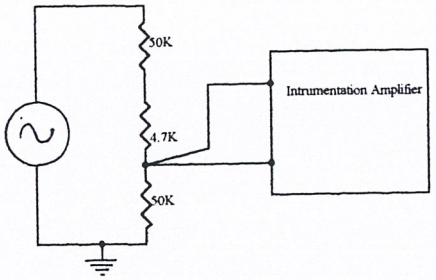
รูปที่ 4.1 รูปวงจรที่ใช้หาอัตราขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

แรงดันเอาท์พุทที่ได้มีขนาด 4.4 V , 2.4 V , 1.4 V ที่ความถี่ 10 , 50 , 100 Hz ตามลำดับ

4.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. ต่อวงจรดังรูปที่ 4.2
4. ป้อนคลื่นไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ ขนาด 10 Vpp ที่ความถี่ 10,50,100 Hz
2. วัดแรงดันเอาท์พุทของอินสตรูเมนเตชั่นแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 วงจรที่ใช้ทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

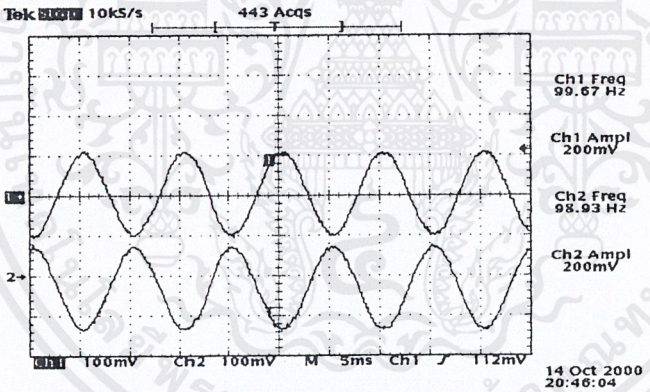
แรงดันเอาท์พุทที่ได้มีขนาด 3 mV , 2 mV , 1 mV ที่ความถี่ 10 , 50 , 100 Hz ตามลำดับ

เพราะฉะนั้นจะได้ค่า CMRR เท่ากับ 63.327 , 61.584 , 62.923 dB ตามลำดับ

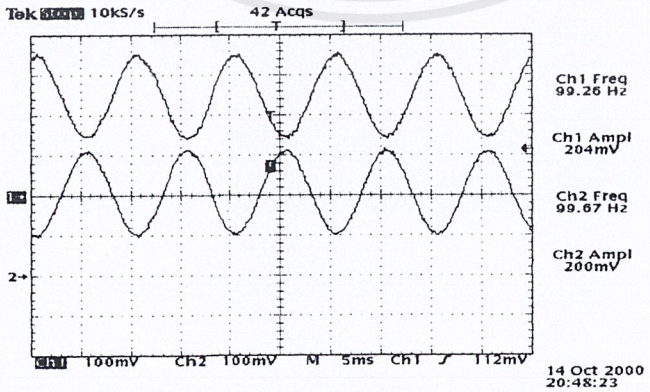
CMRR เฉลี่ยเท่ากับ 62.611 dB

4.2 การทดลองของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero)

การทดลองสามารถทำได้โดยใส่อินพุทขนาด 1 V ที่มีออฟเซท สังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เอาท์พุท จะเห็นว่าเมื่อปรับออฟเซท จะได้เอาท์พุทที่ไม่มีไฟตรง ดังรูปที่ 4.3 และ 4.4 โดยสัญญาณที่ 1 แสดงสัญญาณเอาท์พุทของวงจร และสัญญาณที่ 2 แสดงสัญญาณอินพุทของวงจร



รูปที่ 4.3 รูปสัญญาณเอาท์พุทเมื่อป้อนอินพุทมีออฟเซทลบ



รูปที่ 4.4 รูปสัญญาณเอาท์พุทเมื่อป้อนอินพุทมีออฟเซทบวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

1. ป้อนสัญญาณซายน์ ขนาด 1 Vpp ที่อินพุทของวงจร โดยเปลี่ยนความถี่ต่างๆตาม ตารางที่ 4.1
2. วัดขนาดแรงดันเอาท์พุทและคำนวณอัตราขยาย บันทึกลงตารางที่ 4.1
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 4.1 ไปพล็อตกราฟการตอบสนองความถี่ ดังรูป 4.5

ตารางที่ 4.1 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาท์พุท(V)	อัตราขยาย (dB)
50	4.08	12.2132
80	4.08	12.2132
100	4.12	12.29794
110	4.08	12.2132
120	4.12	12.29794
150	4.16	12.38187
180	4.24	12.54732
200	4.28	12.62888
210	4.28	12.62888
220	4.28	12.62888
250	3.96	11.9539
280	3.28	10.31748
300	2.76	8.818182
310	2.48	7.889034
320	2.24	7.00496
350	1.68	4.506186
380	1.24	1.868434
400	1.08	0.668475
500	0.5	-6.0206
800	0.18	-14.8945
1000	0.16	-15.9176
2000	0.16	-15.9176
3000	0.16	-15.9176

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากข้อมูลที่บันทึกได้ จะได้ความถี่คัทออฟของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ที่ 285 Hz

4.4 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง

1. ป้อนสัญญาณซายน์ ขนาด 600 mVpp ที่อินพุทของวงจร โดยเปลี่ยนความถี่ต่างๆตาม ตารางที่ 4.2
2. วัดขนาดแรงดันเอาท์พุทและคำนวณอัตราขยาย บันทึกลงตารางที่ 4.2
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 4.1 ไปพล็อตกราฟการตอบสนองความถี่ ดังรูป 4.6

ตารางที่ 4.2 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาท์พุท(V)	อัตราขยาย (dB)
20	5.98	19.971
25	5.95	19.92731
30	5.9	19.85402
35	5.8	19.70553
40	5.55	19.32283
41	5.45	19.16491
42	5.35	19.00405
43	5.2	18.75704
44	4.45	17.40418
45	4.7	17.87893
46	4.2	16.90196
47	3.45	15.19336
48	2.45	12.2203
49	1.25	6.375175
49.5	0.6	0
50	0.52	-1.24296
50.5	1.25	6.375175
51	1.9	10.01205
52	2.95	13.83342
53	3.7	15.80101
54	4.2	16.90196
55	4.65	17.78603

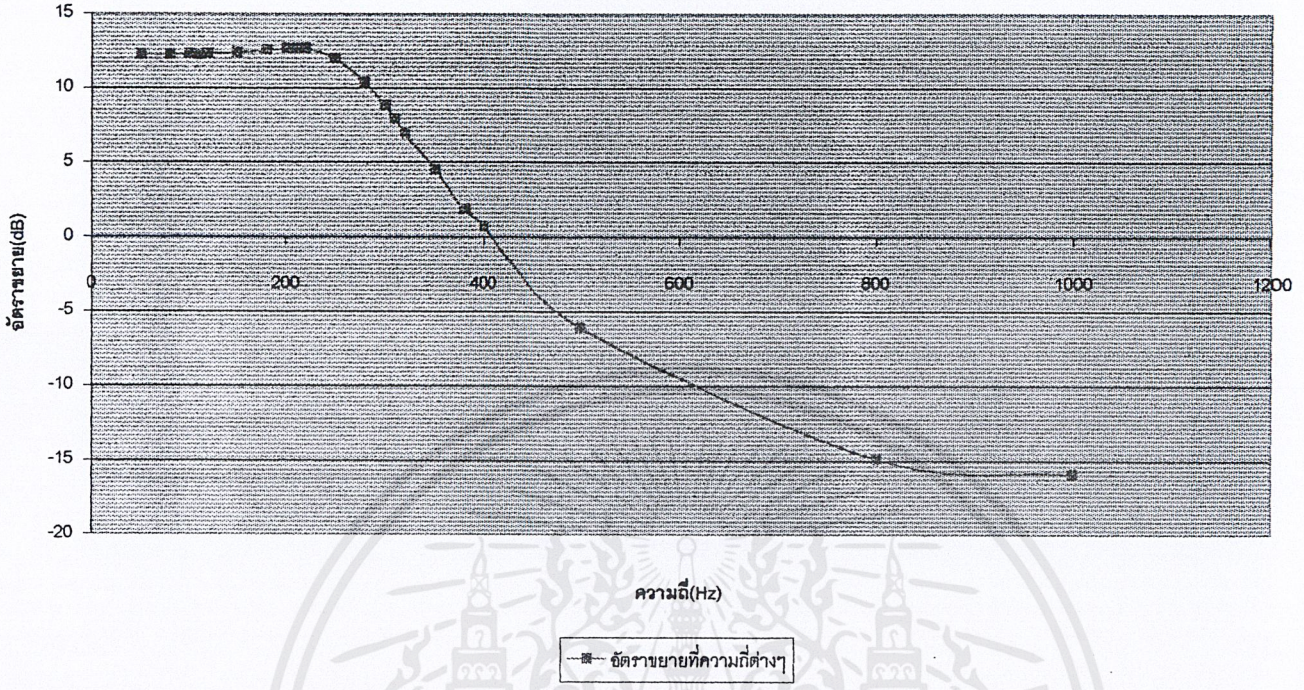
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

56	4.9	18.2409
57	5.2	18.75704
58	5.3	18.92249
59	5.4	19.08485
60	5.5	19.24423
65	5.8	19.70553
70	5.9	19.85402
75	6	20
100	6	20
150	6	20
200	6	20

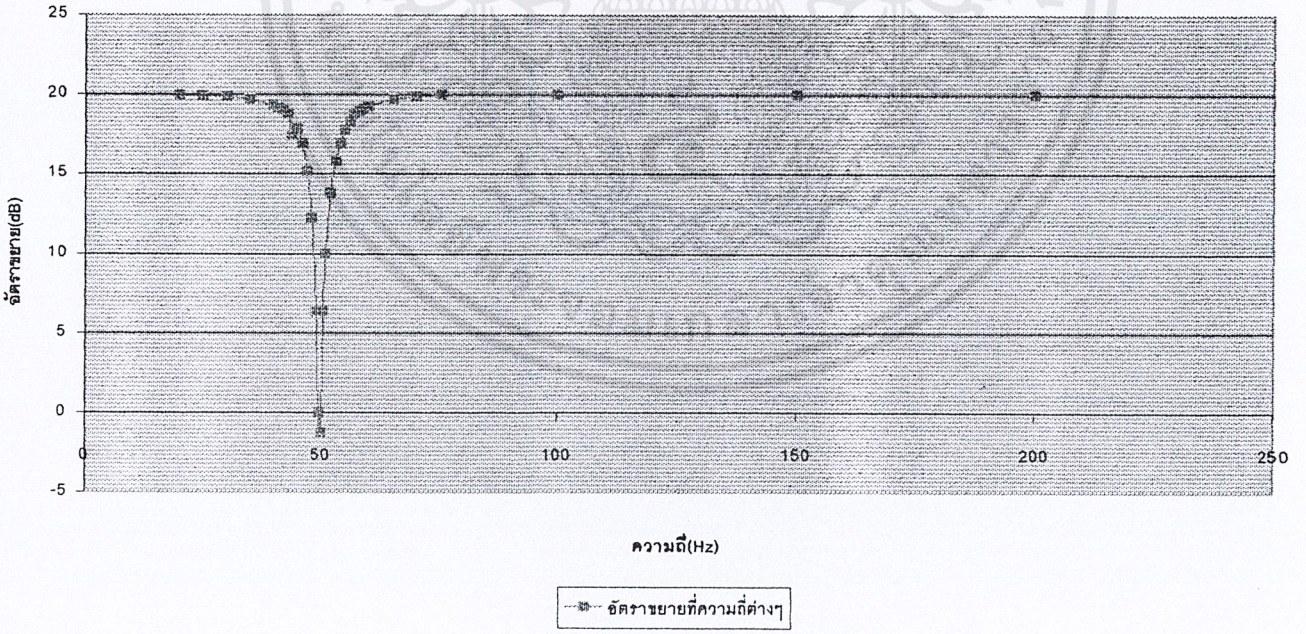
จากข้อมูลที่ได้ จะได้ แบนวิดธ์ 8 Hz และมี center frequency เท่ากับ 49.66 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.5 การตอบสนองความถี่ของวงกรกรองความถี่ผ่าน



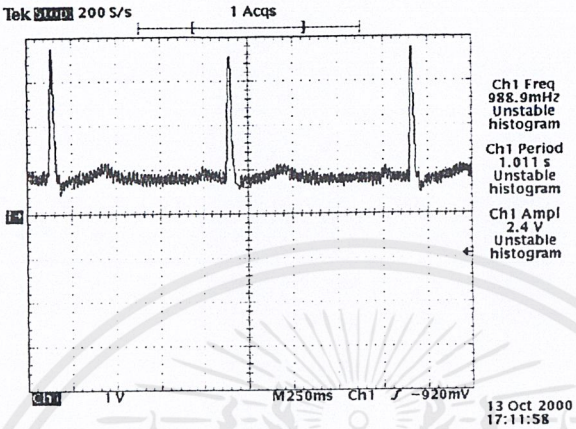
รูปที่ 4.6 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซท

ทำการทดลองโดยใช้สัญญาณคลื่นหัวใจจำลองจากเครื่องกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง (ECG Signal Generator) ป้อนให้กับวงจรขยาย จากนั้นปรับค่าความต้านทานปรับค่าได้เพื่อยกระดับสัญญาณให้สูงขึ้น บันทึกรูปสัญญาณได้ดังรูปที่ 4.7

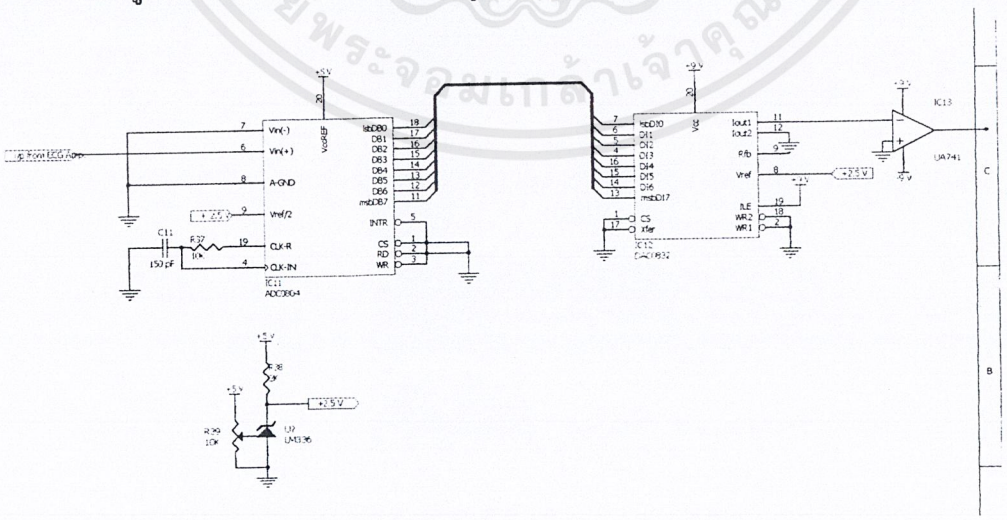


รูปที่ 4.7 รูปสัญญาณECG หลังจากปรับแรงดันออฟเซทแล้ว

4.6 การทดลองแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล

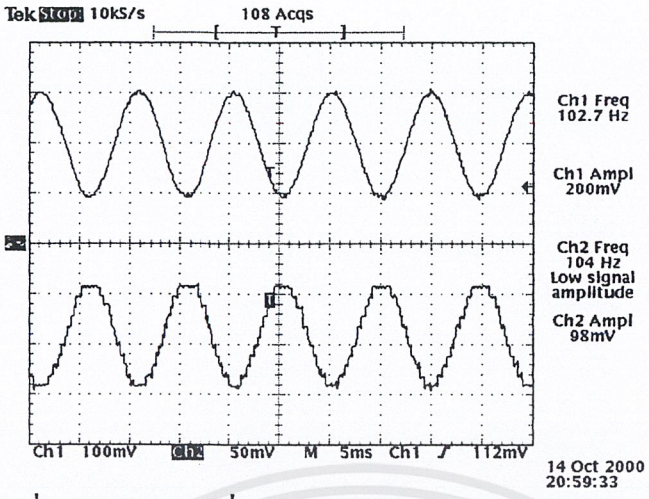
ทำได้โดยแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิท โดยใช้ไอซี ADC0804 และแปลงกลับให้เป็นสัญญาณอนาลอกเพื่อแสดงผลด้วยไอซี DAC0832

ต่อวงจรดังรูปที่ 4.8 ป้อนสัญญาณรูปซายน์ขนาด 200 mVpp ความถี่ 100 Hz ให้ที่อินพุทของไอซีอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ บันทึกรูปสัญญาณอนาลอกเอาท์พุทที่วัดได้ ดังรูป 4.9



รูปที่ 4.8 รูปวงจรทดลองแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

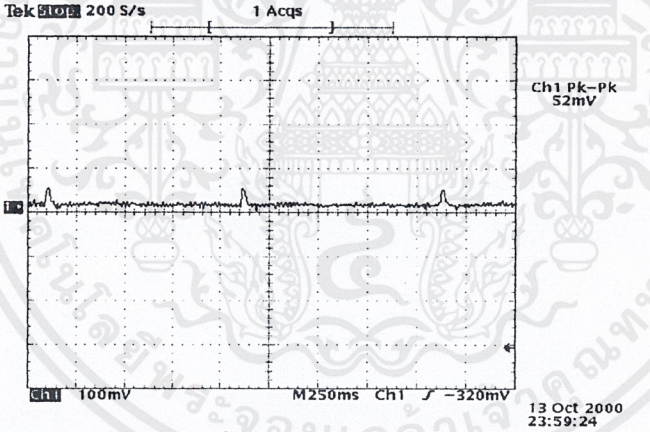
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



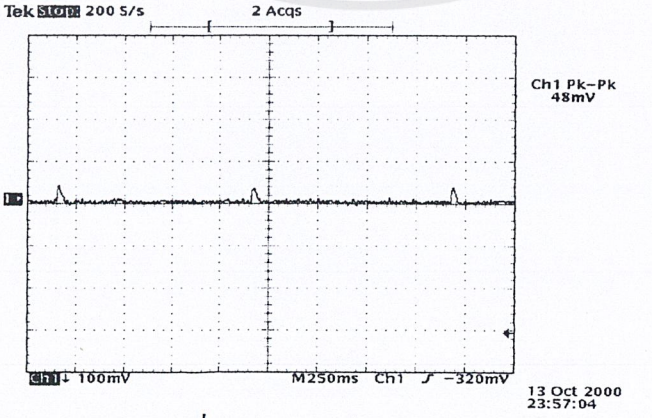
รูปที่ 4.9 รูปสัญญาณที่เอาท์พุทของดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์

4.7 การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง

ป้อนอินพุทด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง ทดลองวัดเอาท์พุทที่จุดต่างๆของวงจร ซึ่งได้ผลตามรูปที่ 4.10 ถึง 4.15

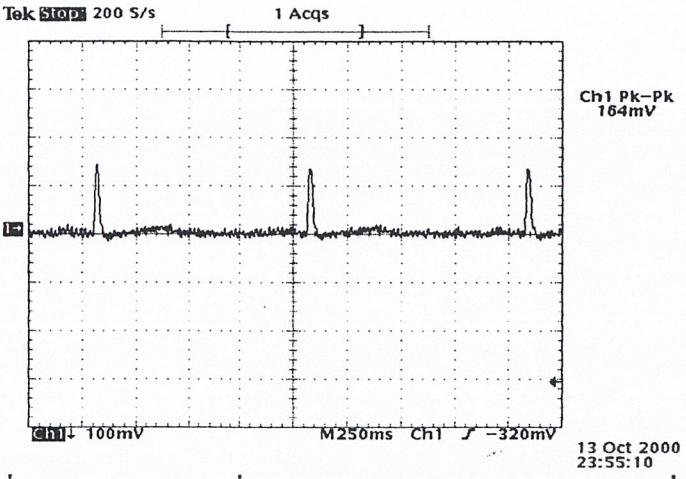


รูปที่ 4.10 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของอินสตรูเมนต์แอมป์

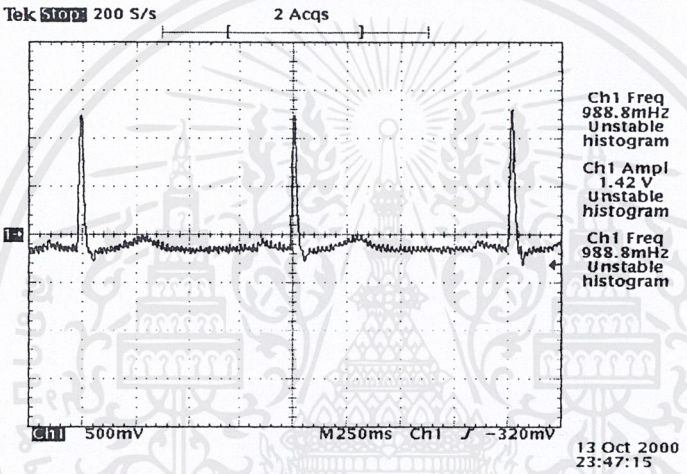


รูปที่ 4.11 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

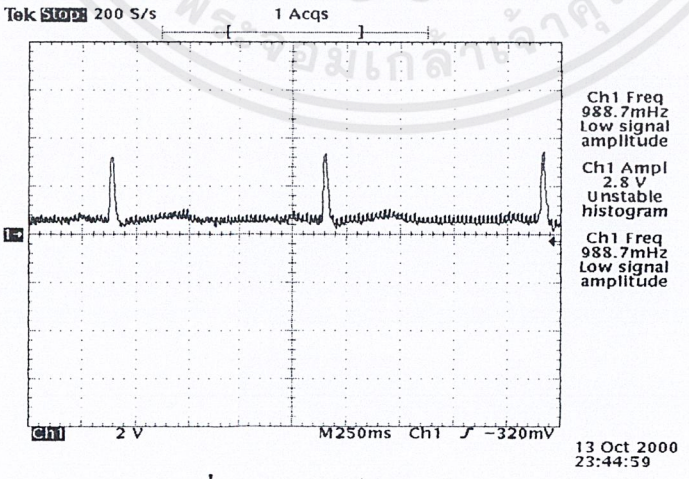
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรกรองความถี่ต่ำ

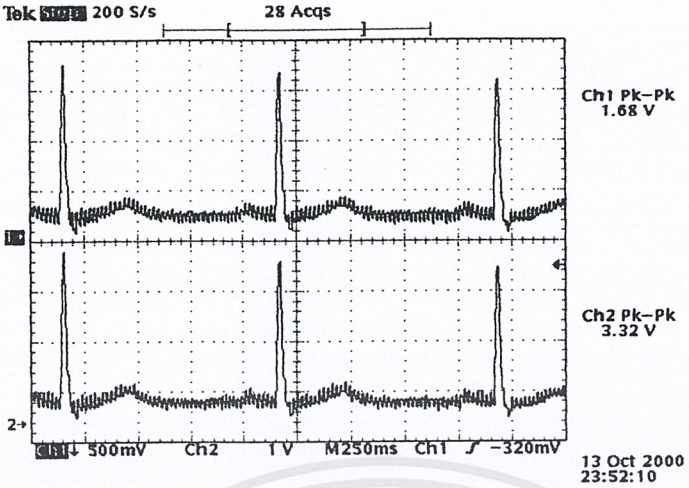


รูปที่ 4.13 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านเฉพาะช่วง



รูปที่ 4.14 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซท

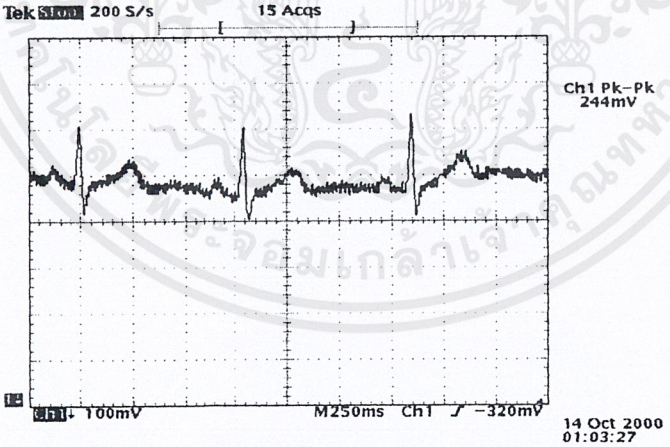
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์(ch1) เทียบกับอินพุทของวงจรอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (ch2)

4.8 การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง

ป้อนอินพุทโดยจับที่อิเลกโทรด โดยขาอินพุทลบจับที่หน้าอกขวา ขาอินพุทบวกจับที่หน้าอกซ้าย ขาการ์ดแอมป์จับที่ซี่โครงซี่สุดท้ายด้านซ้าย เพื่อวัด Lead 1 ทดลองวัดสัญญาณเอาท์พุท ซึ่งได้รูปสัญญาณดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 รูปสัญญาณที่ออกจากเอาท์พุทของวงจรดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9 การทดลองรับส่งข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม

ทดลองโดยส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์โดยกดคีย์บอร์ดส่งอักขระที่กดนั้น ให้ไมโครคอนโทรลเลอร์รับและส่งกลับมายังคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลว่าได้ข้อมูลตัวเดียวกันหรือไม่ ใช้วงจรดังรูปที่ 3.18ร่วมกับโปรแกรมแอสเซมบลีดังต่อไปนี้

```
            ORG  0000H
            MOV  SCON,#51H
            MOV  PCON,#00H
            MOV  TMOD,#20H
            MOV  TH1,#0FDH
            CLR RI
            SETB TR1
TEST_1:     JNB RI,TEST_1
            MOV R1,SBUF
            CLR RI
            MOV SBUF,R1
TEST_2:     JNB TI,TEST_2
            CLR TI
            JMP  test_1
            END
```

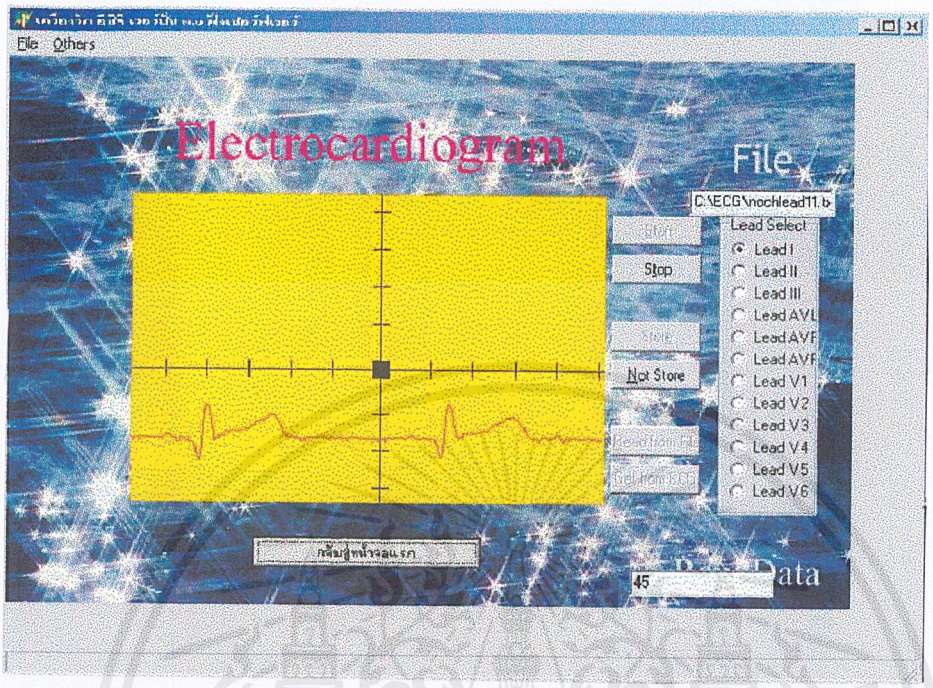
ส่วนโปรแกรมด้านคอมพิวเตอร์ใช้โปรแกรมตัวอย่างที่มาจากเดลไฟ ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นทั้งตัวส่งและตัวรับ ทดลองโดยตั้งค่าพอร์ตและอัตราบอดให้ตรงกัน แล้วเชื่อมต่อพอร์ต ทดลองกดคีย์บอร์ด ดูผลว่ามีอักขระนั้นตอบกลับมาบนจอหรือไม่

จากการทดลองพบว่าคีย์ที่กดไปขึ้นบนจอถูกต้องทั้งหมด

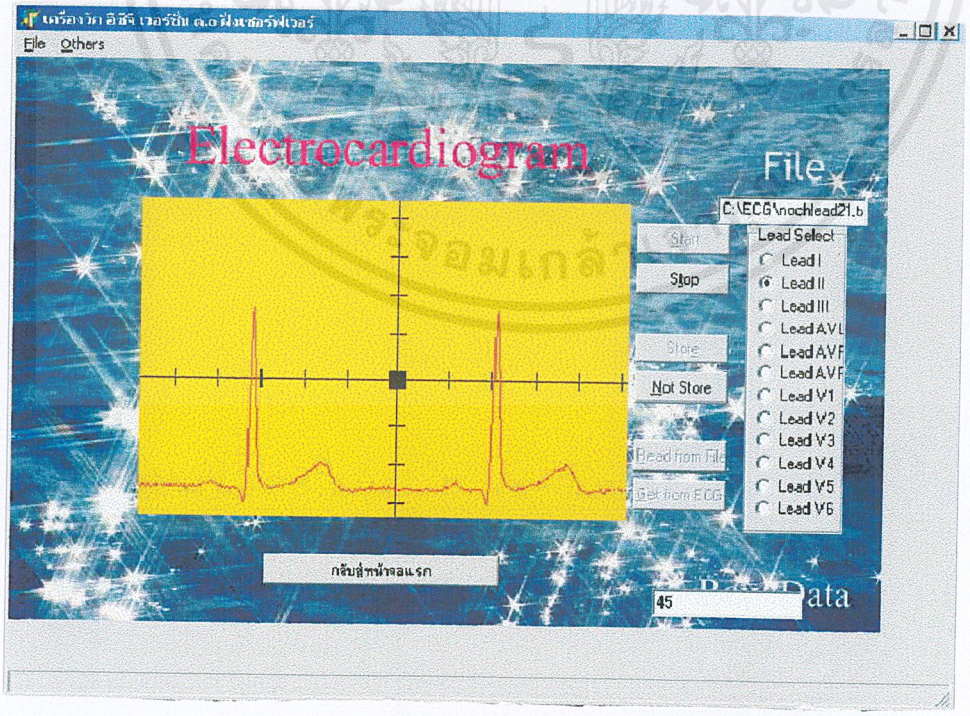
4.10 การทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์

ติดอิเล็กโทรดตามจุดที่จะวัด เปิดเครื่องวัด รันโปรแกรมฝั่งแสดงผล ได้รูปสัญญาณในแต่ละลีดดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

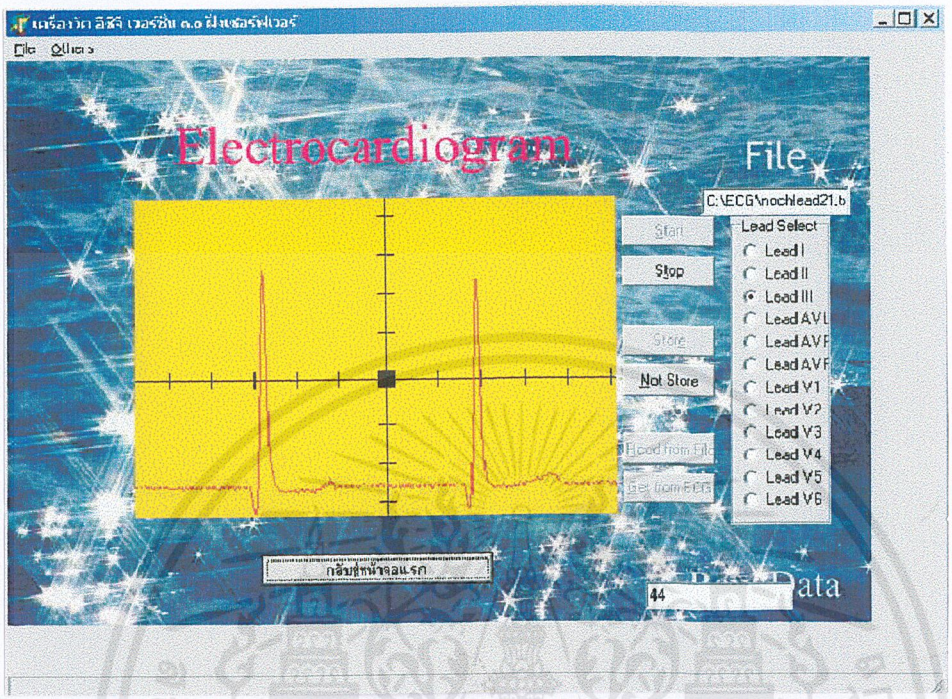


รูปที่ 4.17 รูปสัญญาณ Lead I แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

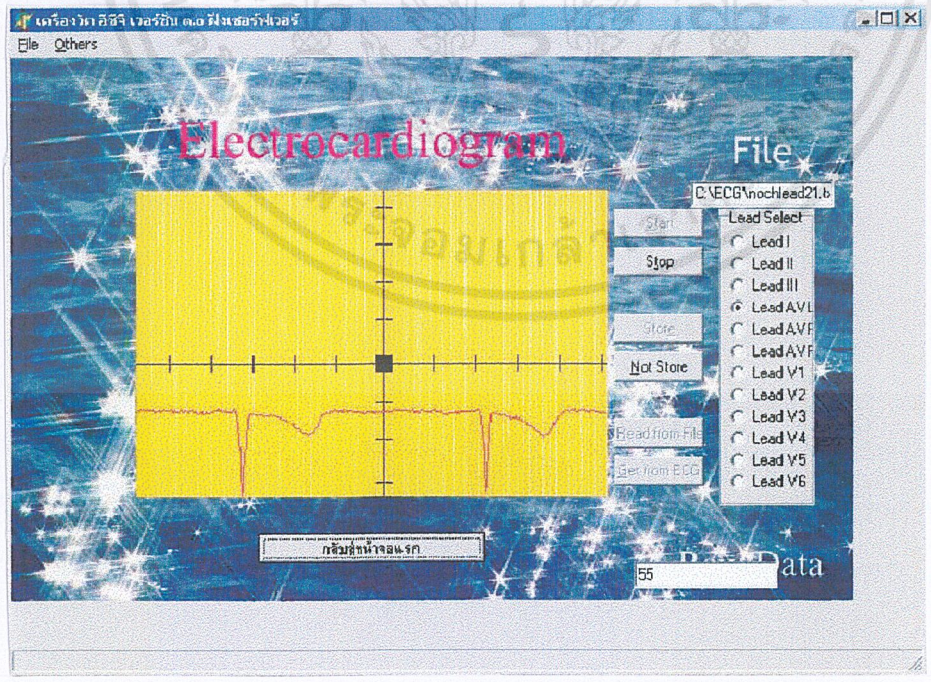


รูปที่ 4.18 รูปสัญญาณ Lead II แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

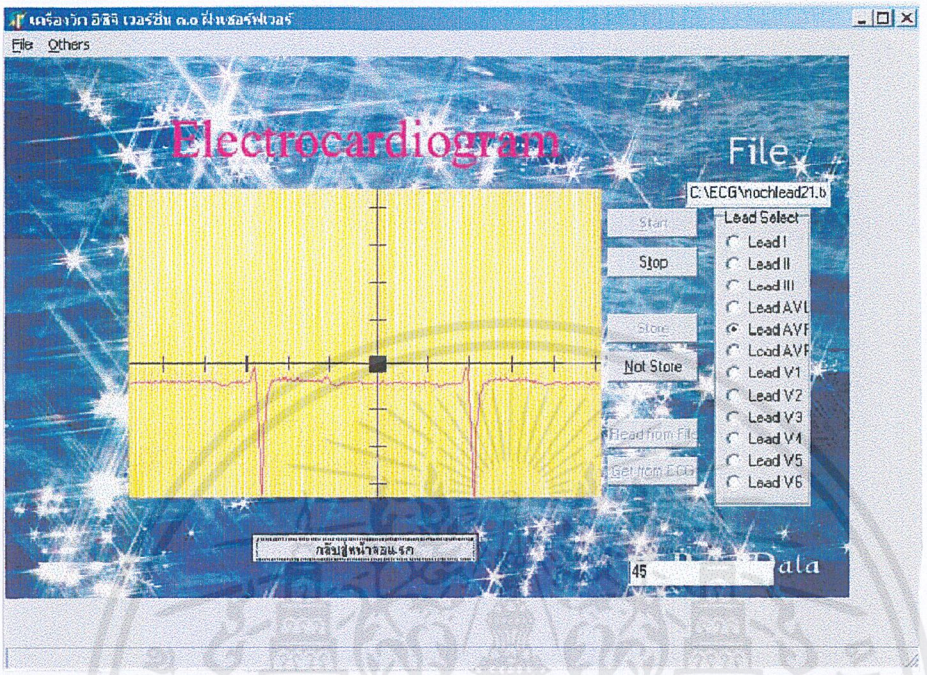


รูปที่ 4.19 รูปสัญญาณ Lead III แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

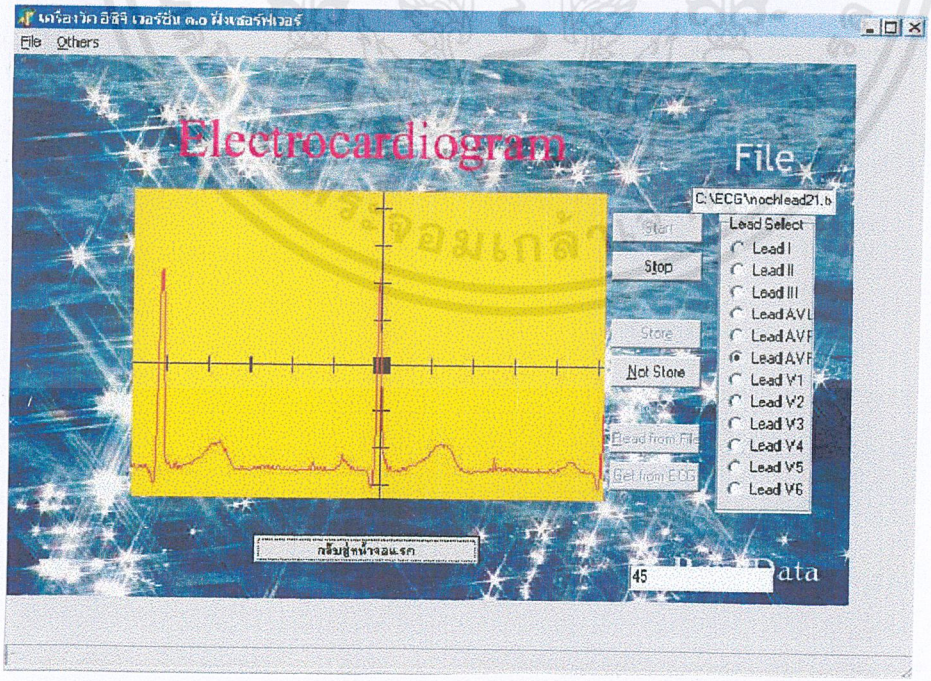


รูปที่ 4.20 รูปสัญญาณ Lead AVL แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

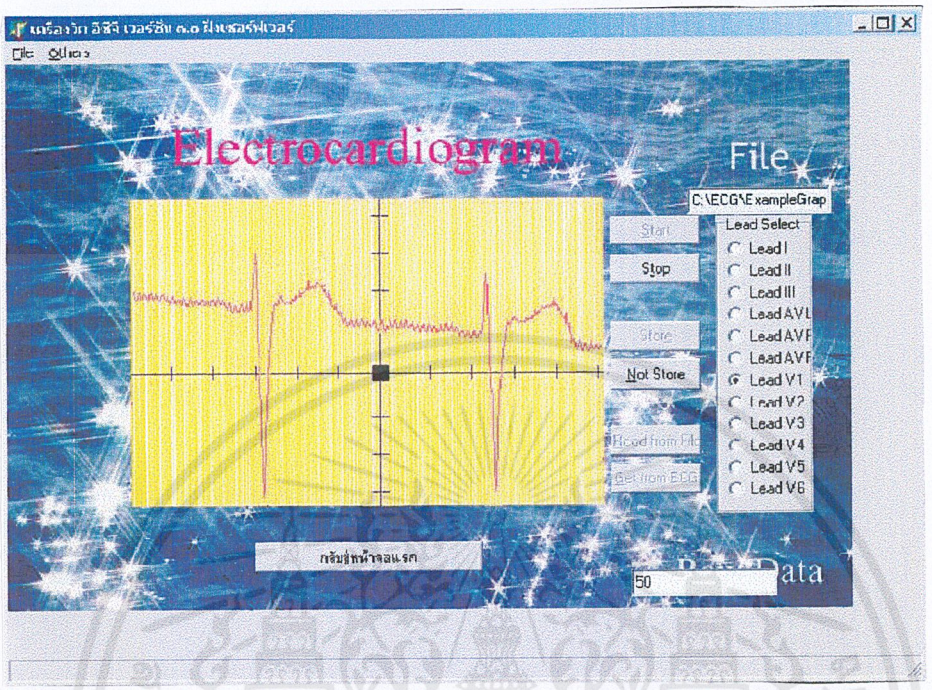


รูปที่ 4.21 รูปสัญญาณ Lead AVR แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

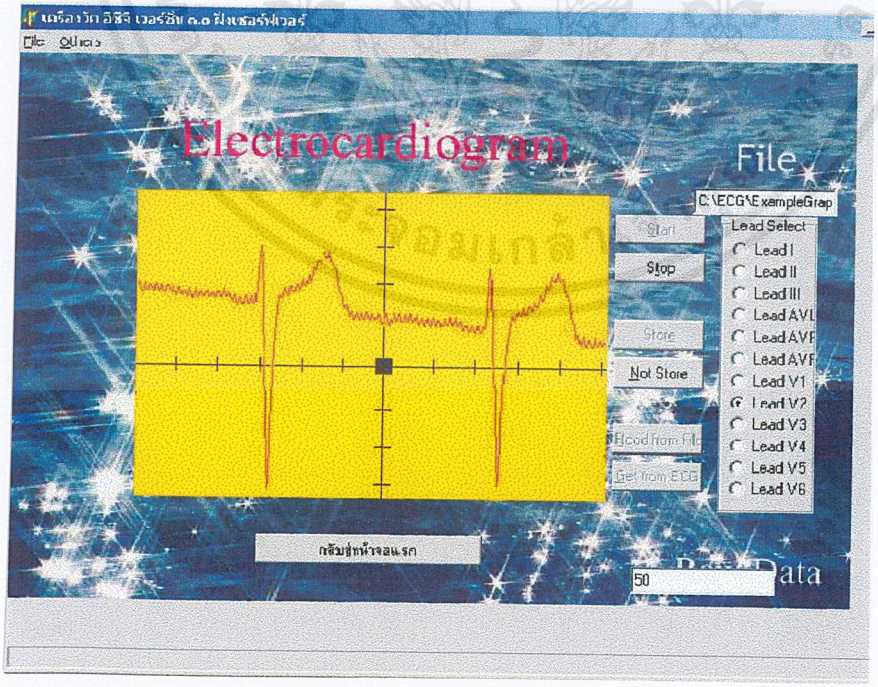


รูปที่ 4.22 รูปสัญญาณ Lead AVF แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

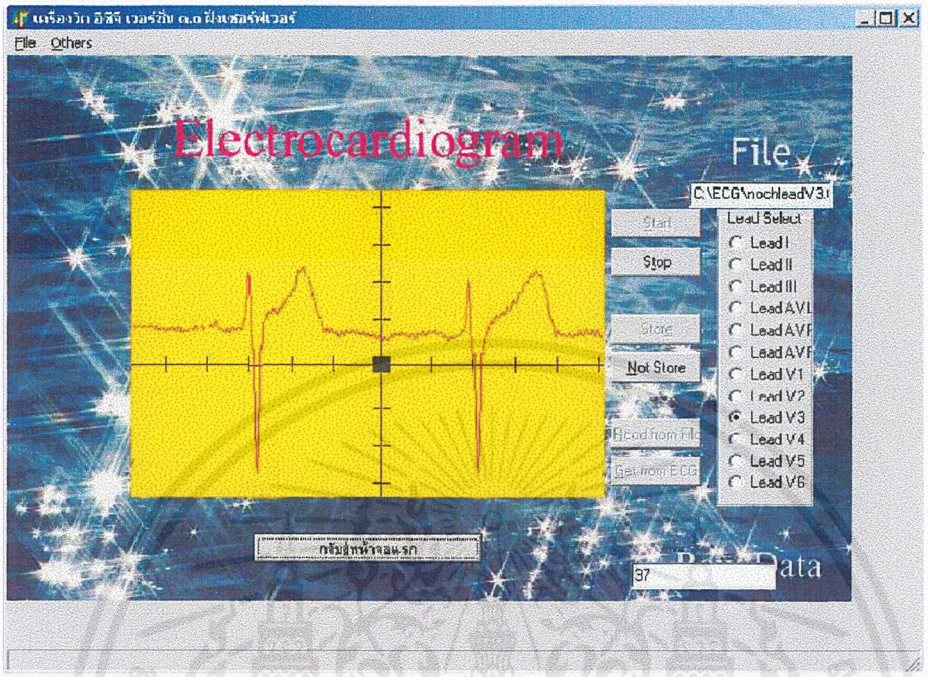


รูปที่ 4.23 รูปสัญญาณ Lead V1 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

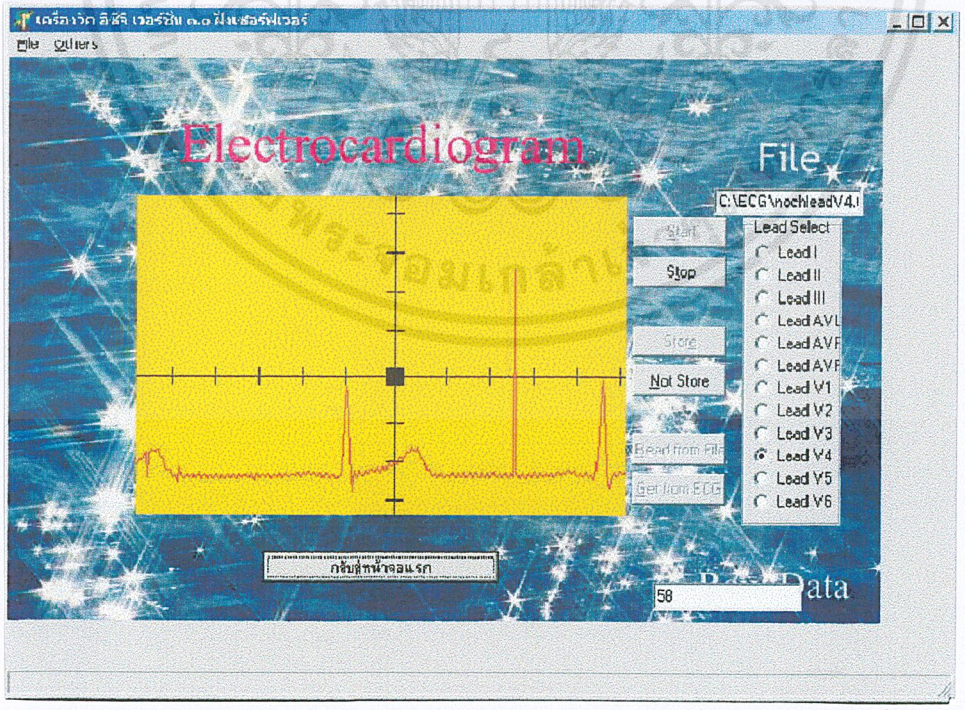


รูปที่ 4.24 รูปสัญญาณ Lead V2 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

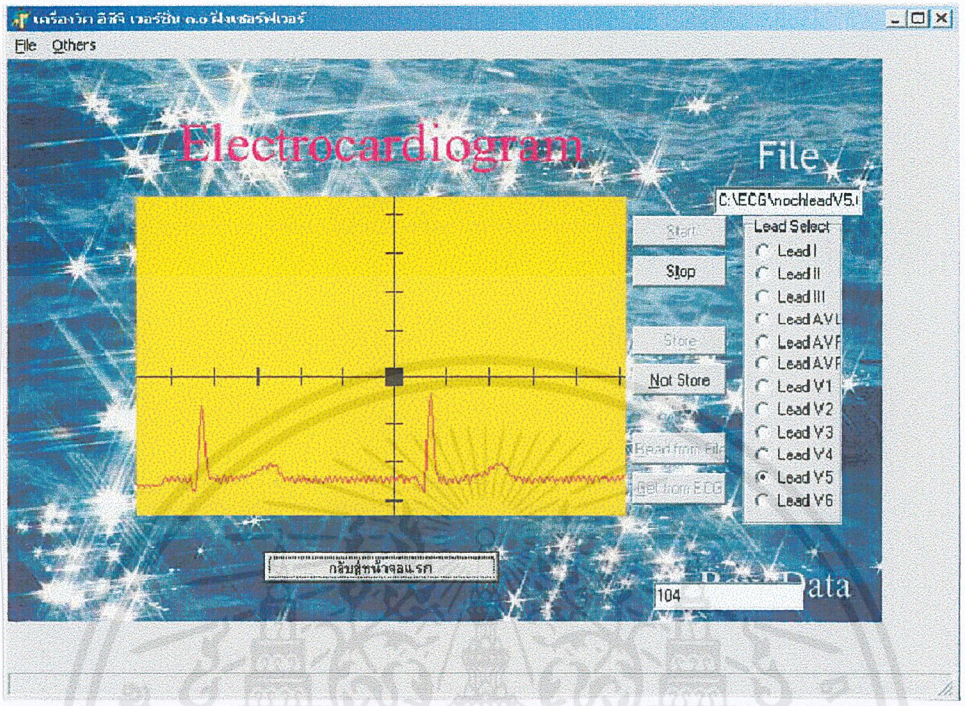


รูปที่ 4.25 รูปสัญญาณ Lead V3 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

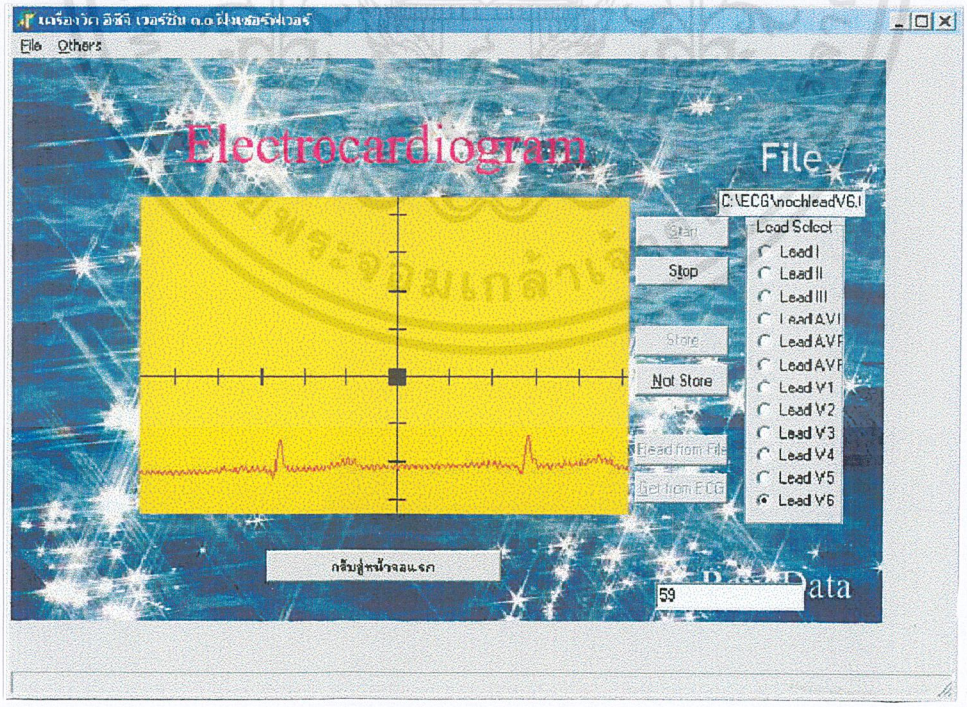


รูปที่ 4.26 รูปสัญญาณ Lead V4 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

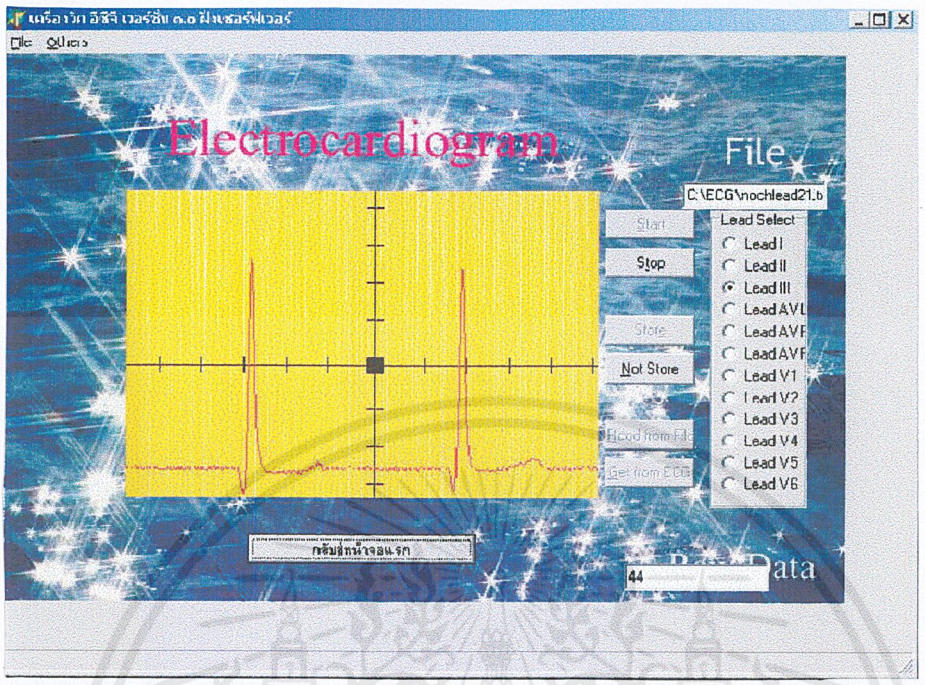


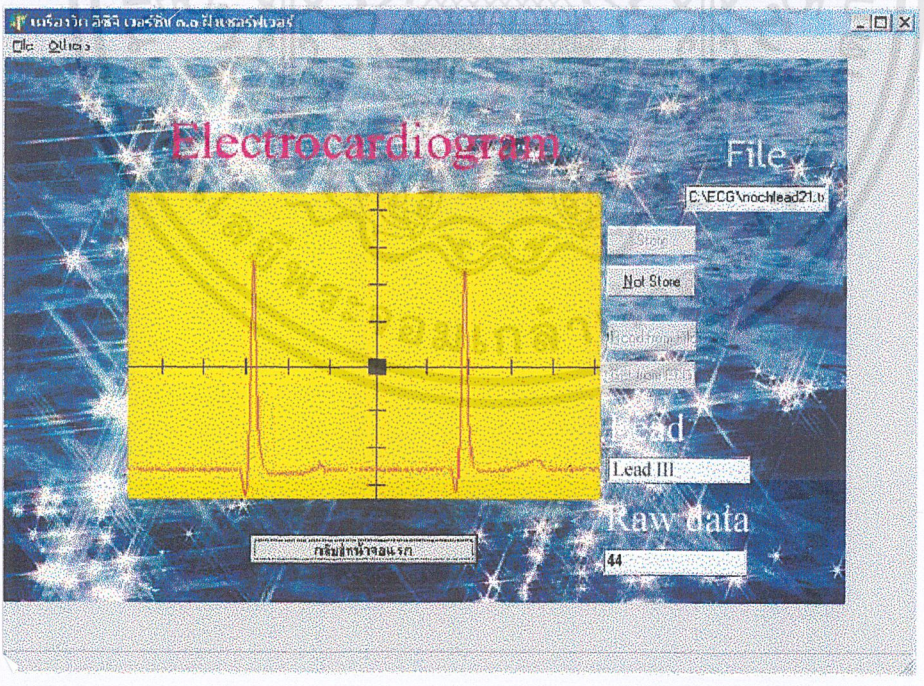
รูปที่ 4.27 รูปสัญญาณ Lead V5 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์



รูปที่ 4.28 รูปสัญญาณ Lead V6 แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

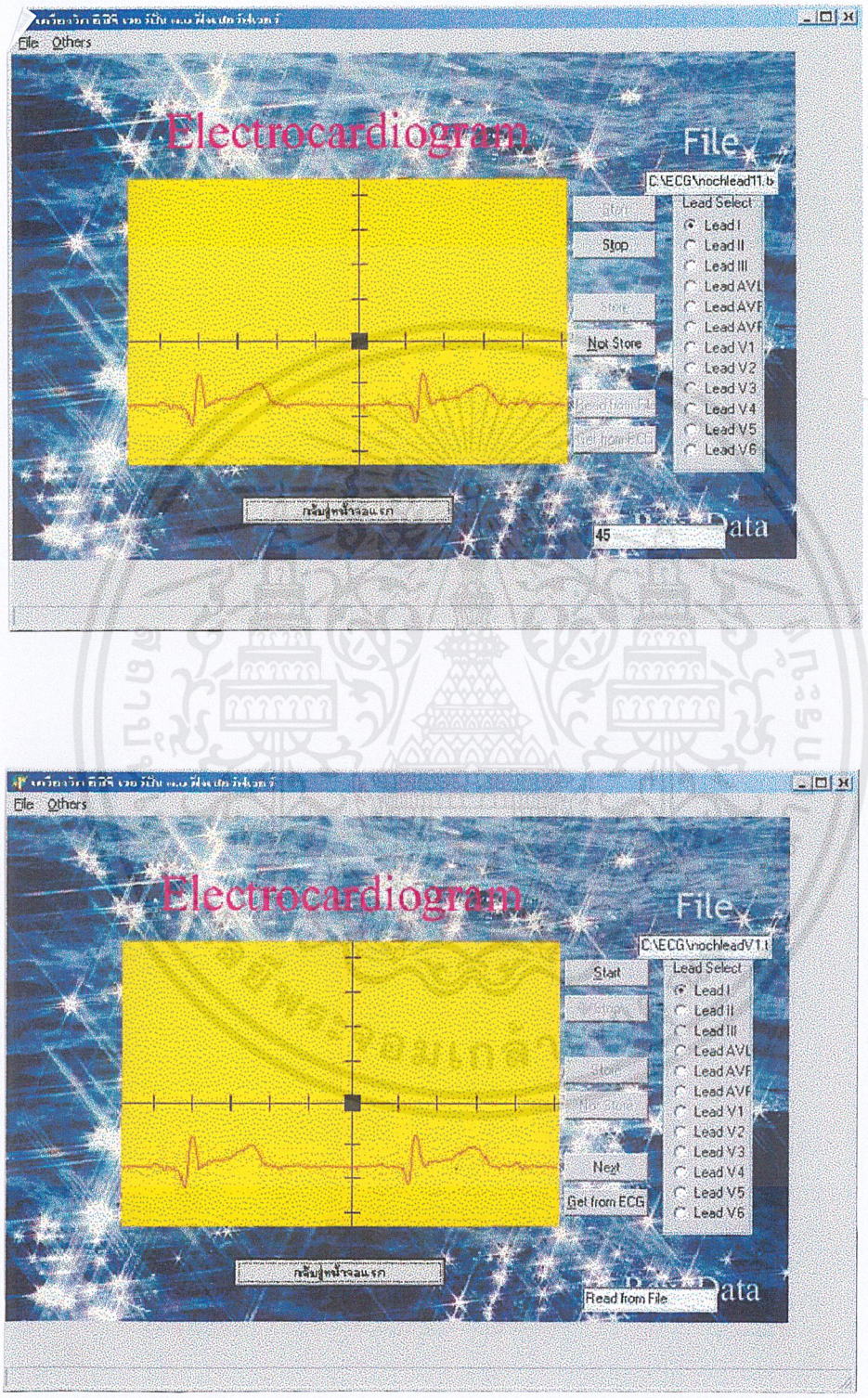
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





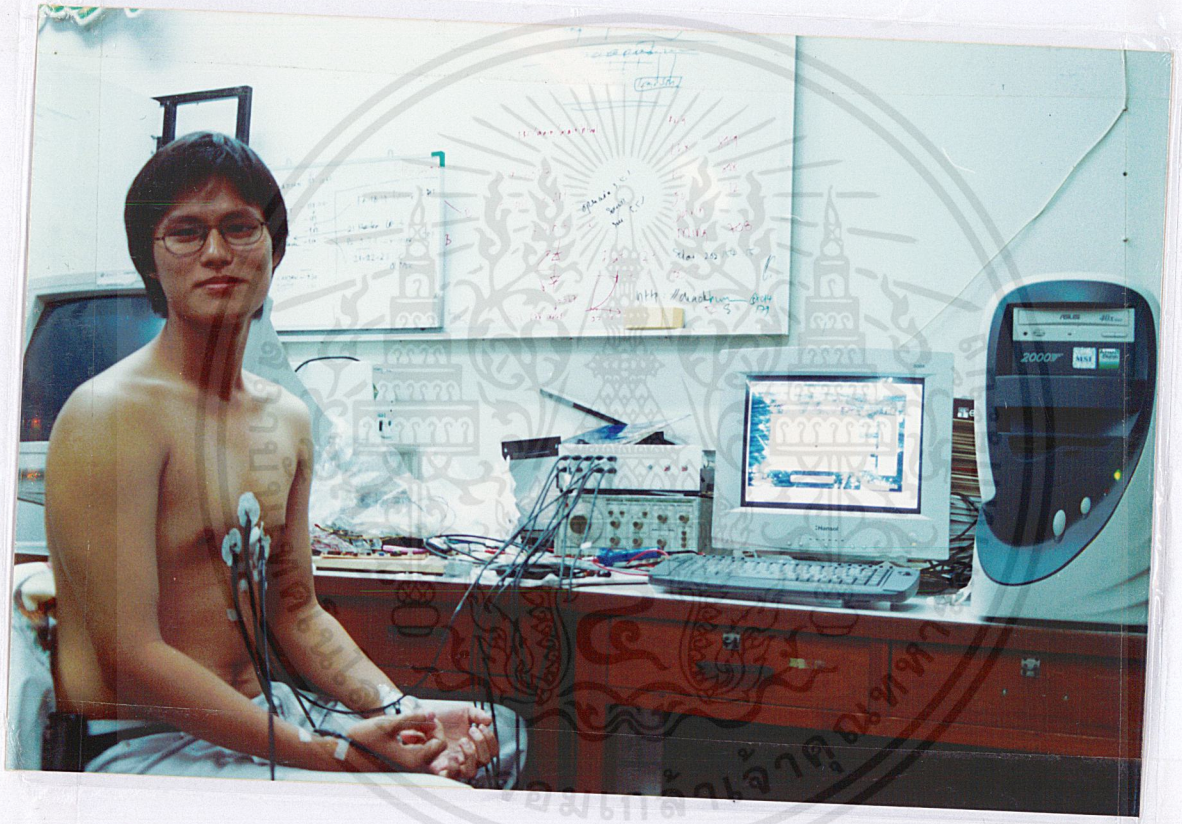
รูปที่ 4.29 รูปสัญญาณเปรียบเทียบเมื่อผ่านระบบแลน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.30 รูปสัญญาณเปรียบเทียบเมื่ออ่านจากไฟล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.31 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
บทสรุป

โครงงานการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้านี้นับว่าประสบความสำเร็จดีทีเดียว สามารถบรรลุผลสำเร็จดังที่วางไว้แต่แรกแม้ว่าขณะที่ทำจะมีปัญหาซึ่งก็นับได้ว่าไม่น้อยทีเดียวแต่คณะผู้จัดทำก็สามารถแก้ไขได้ทุกครั้ง นอกจากนี้โครงงานนี้ยังมีหลายส่วนที่ทางผู้จัดทำเล็งเห็นช่องทางที่จะสามารถปรับปรุงและพัฒนาต่อไปได้ ถ้ามีผู้สนใจจะนำไปสานต่อ

5.1 ปัญหาที่พบในการทำงาน

ปัญหาหลักๆ ที่ทางคณะผู้จัดทำพบ คือ

5.1.1 การออกแบบ เนื่องจากการขาดประสบการณ์ในการออกแบบวงจรประเภทนี้ จึงเสียเวลาในการออกแบบมาก อีกทั้งยังออกแบบผิดทำให้ต้องแก้ไขวงจรบ่อยครั้ง

5.1.2 ความผิดเพี้ยนของสัญญาณ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณที่มีความละเอียดสูง การที่วงจรผิดพลาดเพียงเล็กน้อย หรือการติดอิเล็คโทรดผิดพลาด ก็ทำให้รูปคลื่นสัญญาณที่ได้มาผิดเพี้ยนไปได้มาก ต้องประสบความยุ่งยากในการแก้ไขอย่างมาก

5.1.3 สัญญาณรบกวน ซึ่งได้มาจากหลายสาเหตุมาก อาทิ จากสายส่ง จากตัวผู้ถูกวัด จากอิเล็คโทรด จากออสซิลโลสโคปที่ทำการวัดหรือแม้กระทั่งจากตัววงจรเอง เป็นต้น

5.1.4 ความเร็วในการรับส่งสัญญาณ มีปัญหาเรื่องนี้มาก ได่แก่ การที่ไม่สามารถส่งข้อมูลเป็นแบบเรียลไทม์ได้เพราะเครื่องคอมพิวเตอร์รับได้ไม่ทันทำให้ต้องเก็บข้อมูลในแรมก่อนและการที่อินพุท/เอาท์พุทพอร์ท 8255 รับคำสั่งจากคอมพิวเตอร์ไม่ทันทำให้ต้องเพิ่มดีเลย์ไทม์

5.1.5 การเขียนโปรแกรมเดลไฟ เนื่องจากโปรแกรมภาษาเดลไฟเป็นโปรแกรมที่มีรายละเอียดเยอะมาก ทำให้ผู้เขียนซึ่งไม่ได้มีความชำนาญมากเป็นพิเศษ ประสบปัญหาอยู่เหมือนกัน มีอยู่บ่อยครั้งที่โปรแกรมเกิดความผิดพลาดอย่างหาสาเหตุมิได้ ซึ่งเป็นการบั่นทอนสุขภาพจิตของผู้เขียนเป็นอย่างมาก

5.1.6 เครื่องมือไม่พร้อม เนื่องจากห้องที่ผู้จัดทำสังกัดเป็นห้องที่ไม่มีอุปกรณ์ที่จะทำส่วนฮาร์ดแวร์ ทำให้ผู้จัดทำต้องร่อนเร่พเนจรตามห้องต่างๆ ซึ่งเป็นการไม่สะดวกและสร้างความรำคาญให้แก่ผู้อื่นอย่างช่วยไม่ได้

5.1.7 อื่นๆ เช่น ของหาย สายไฟขาดใน จุดบัดกรีหลุด เครื่องคอมฯติดไวรัส บ่อยครั้งที่หาสาเหตุไม่ได้แต่หายไปเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่ถึงจะมีปัญหารุมเร้ามากเพียงใดก็ตามแต่ ทางคณะผู้จัดทำก็ยังผลักดันให้โครงงานชิ้นนี้ประสบความสำเร็จเป็นรูปเป็นร่างได้อย่างสมบูรณ์แบบ จึงนับว่าเป็นความภาคภูมิใจของคณะผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่ง

5.2 ผลที่ได้รับจากโครงงาน

โครงงานนี้นับว่าประสบความสำเร็จอย่างสูง ความเป็นจริงแล้วครั้งแรกผู้จัดทำคิดไม่ถึงด้วยซ้ำว่าจะทำโครงงานได้ประสบความสำเร็จขนาดนี้ ซึ่งทำให้ทางคณะผู้จัดทำรู้สึกมีความมั่นใจเพิ่มขึ้นอย่างมากในการที่จะออกไปผจญโลกกว้างต่อไป การทำโครงงานครั้งนี้ ทางคณะผู้จัดทำคิดว่าได้ประโยชน์ตรงที่ได้ฝึกการทำงาน ทำให้ผู้จัดทำได้รับประสบการณ์ในการทำงานเป็นกลุ่มซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อผู้จัดทำต่อไปในอนาคต ซึ่งสิ่งที่ได้รับจากประสบการณ์ในการทำงานนี้สามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ ความชำนาญในงานที่ทำ(Technical Skill) และความชำชองในการบริหารงาน(Management Skill)

ความชำนาญในงานที่ทำ หมายถึง ความเชี่ยวชาญที่จะเกิดเนื่องจากทำงานนั้นๆ บ่อยๆ ซึ่งได้แก่ การกัดปรินท์ การต่อวงจร หรือ การเขียนโปรแกรม เป็นต้น ซึ่งผู้จัดทำอาจจะได้นำมาใช้อีกในภายภาคหน้า

ความชำชองในการบริหารงาน หมายถึง การรู้จักปรับตัวในการทำงานกับผู้อื่น การรู้จักวางแผนการทำงาน รวมทั้งวิธีการแก้ปัญหา เป็นต้น ซึ่งจะมีประโยชน์มากโดยเฉพาะเวลาที่เราเป็นหัวหน้างานในอนาคต

อีกสิ่งหนึ่งที่ผู้จัดทำได้รับจากการทำงานชิ้นนี้คือ การได้สร้างสรรผลงานซึ่งจะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่ได้ศึกษาและสานต่อต่อไปในอนาคต

5.3 แนวทางในการปรับปรุงและพัฒนา

โครงงานการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่งผ่านระบบแลนนี้ มีแนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาได้อีกมาก ยกตัวอย่างเช่น การทำให้เครื่องตัวรับและตัวส่งสามารถส่งข้อความคุยกันได้ การใช้พอร์ทขนานแทนอนุกรมซึ่งจะทำให้สามารถส่งข้อมูลแบบเรียลไทม์ได้ การระบุลีดลงในข้อมูลที่เก็บ การปรับปรุงโปรแกรมให้มีส่วนวิธีใช้ที่เข้าใจง่าย และการปรับปรุงเครื่องวัดให้มีความน่าเชื่อถือ(reliability)มากขึ้น เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โปรเจ็คนี้ใช้เวลาในการศึกษาหาข้อมูลรวบรวมข้อมูลและเก็บรายละเอียดต่าง ๆ อีกใช้เวลาประมาณหนึ่งปี ซึ่งแต่ละขั้นตอนของการทำงานได้พบอุปสรรคต่างๆมากมาย แต่ก็สำเร็จลุล่วงไปได้ดี ทั้งนี้เพราะอาจารย์ที่ปรึกษาคอยให้ความรู้และคำแนะนำต่าง ๆ ซึ่งมีประโยชน์อย่างมาก และผู้จัดทำหวังว่าความรู้และประสบการณ์ต่างๆที่ได้จากการทำงานครั้งนี้คงจะมีประโยชน์อย่างมากในการทำงานครั้งต่อๆไป

ผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ท่านอื่น ๆ และเพื่อน ๆ น้องๆทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือต่อผู้จัดทำเป็นอย่างดี ตลอดจนบิดามารดาและญาติพี่น้องที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุนผู้จัดทำมาโดยตลอดจนงานนี้บรรลุผลประสงค์ที่ได้ตั้งไว้

ทั้งนี้ทางผู้จัดทำได้ขอขอบคุณผู้ร่วมงาน และบุคคลอื่น ๆ ที่มิได้กล่าวในที่นี้ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งทำให้ผู้จัดทำสามารถทำงานได้อย่างที่ตั้งใจไว้

(.....)
นาย สาริษฐ์ ก้อนแก้ว

(.....)
นาย สินชัย ขันติธรรมากร

(.....)
นาย วสุ โกยศิริพงศ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. สุเจตน์ จันทรังษ์,"ไมโครคอนโทรลเลอร์ชิพเดี่ยว 8051",วิทยาลัยมหานคร,2535
2. วัฒนา โพธิ์เจริญ , " การออกแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบศูนย์รวม" , ปริญญานิพนธ์สำหรับคณะวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาอิเล็คทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2541
3. Albert Paul Malvino,Ph.D.,E.E..,"Electronics Principles", McGRAW-HILL,1012 p,1999
4. Lislie Cromwell,"Biomedical Instrumentation and Measurement',1980

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก
โปรแกรมภาษาแอสเซมบลี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
;**********************complete all lead   lead2 is decrement
        ORG 0000H
        ljmp start

        org 0023h
        ljmp int_ser

        org 0040h
 start: lcall delay

        mov dptr,#0003h
        mov a,#80h
        movx @dptr,a

        lcall delay

        MOV TMOD,#020H
        MOV TH1,#0FDH
        MOV TL1,#0FDH
        mov scon,#50h

        MOV IE,#10011000B

        SETB TR1
        setb ren

        CLR TI
        clr ri

        CLR A

        mov a,#0aah
        mov p0,a


        sjmp $

;************************************************************


int_ser:jnb ri,int_ser
        mov a,sbuf


        mov p0,a
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
lead1:  cjne a,#00h,lead2
        mov dptr,#0000h
        mov a,#00001100b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#00010010b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3


        lcall store

        lcall send



        ljmp done

;*************************************************************
lead2:  cjne a,#01h,lead3
        mov dptr,#0000h
        mov a,#00000001b
        movx @dptr,a

        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#00011100b
        movx @dptr,a

        lcall delay

        lcall delay3

; dec:
;       mov dptr,#2000h
;       mov a,#0ffh
;       mov r1,#00h
;
; dec1:
;
;       mov r0,#00h
; dec2:
;       movx @dptr,a
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
;       inc dptr
;       dec a
;
       ;acall delay1        sampling rate
;
;       INC R0
;       cjne r0,#256,dec2
;
;       INC R1
;       cjne r1,#4,dec1

       lcall store

       lcall send

       ljmp done

;*****************************************************************

lead3:  cjne a,#02h,lead4
       mov dptr,#0000h
       mov a,#00000001b
       movx @dptr,a
       lcall delay

       mov dptr,#0001h
       mov a,#01101000b
       movx @dptr,a
       lcall delay

       lcall delay3

       lcall store

       lcall send



       ljmp done


;*************************************************

lead4:  cjne a,#03h,lead5
       mov dptr,#0000h
       mov a,#11001000b
       movx @dptr,a
       lcall delay
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov dptr,#0001h
        mov a,#11000001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;*****************************************************************
lead5:  cjne a,#04h,lead6
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11001100b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#10010001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;*****************************************************************
lead6:  cjne a,#05h,lead7
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11000001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov a,#11011000b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;************************************************

lead7:  cjne a,#06h,lead8
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11110000b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#11010001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done


;*********************************************

lead8:  cjne a,#07h,lead9
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11110100b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov a,#11010001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done


;*******************************************************

lead9:  cjne a,#08h,lead10
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11110010b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#11010001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;*******************************************************

lead10:  cjne a,#09h,lead11
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11110110b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#11010001b
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;*****************************************************

lead11:  cjne a,#0ah,lead12
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11111110b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#11010001b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done


;*****************************************************8

lead12:  cjne a,#0bh,done
        mov dptr,#0000h
        mov a,#11111010b
        movx @dptr,a
        lcall delay

        mov dptr,#0001h
        mov a,#11010001b
        movx @dptr,a
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
finaldl


        lcall delay

        lcall delay3

        lcall store

        lcall send


        ljmp done

;*************************************************************

done:

        clr ri

        reti

;*************************************************************
 store:
        mov dptr,#2000h

        mov r1,#00h

str1:

        mov r0,#00h
 str2:
        setb p2.7
        clr p2.7
        setb p2.7


        mov a,p1



        movx @dptr,a
        inc dptr

        acall delay1            ; sampling rate

        INC R0
        cjne r0,#256,str2
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        INC R1
        cjne r1,#4,str1


        ret

;*****************************************************************

 send:
        mov dptr,#2000h

        mov r1,#00h
 send1:
        mov r0,#00h
 send2:
        movx a,@dptr

        MOV SBUF,A
        JNB TI,$
        clr ti
        inc dptr

        lcall delAY2

        INC R0
        cjne r0,#256,send2

        INC R1
        cjne r1,#4,send1

        ret

;*****************************************************************8


 delay:  PUSH 00H        ;8255 delay
        PUSH 01H

        mov r0,#00h
d:      mov r1,#00h
        djnz r1,$
        djnz r0,d

        POP 01H
        POP 00H

        ret

delay1: PUSH 00H        ;sampling rate
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        PUSH 01H

        mov r0,#4
d1:     mov r1,#00h
        djnz r1,$
        djnz r0,d1

        POP 01H
        POP 00H

        ret

delay2: PUSH 00H        ;rs-232 delay
        PUSH 01H

        mov r0,#150
d2:     mov r1,#00h
        djnz r1,$
        djnz r0,d2

        POP 01H
        POP 00H

        ret

delay3: push 00h            ;wait for auto zero work properly
        push 01h            ;around 1second
        push 02h


        mov r2,#25
d3_1:   mov r0,#00h
d3:     mov r1,#00h
        djnz r1,$
        djnz r0,d3
        djnz r2,d3_1

        pop 02h
        pop 01h
        pop 00h

        ret

        end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข
โปรแกรมภาษาเดลไฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซอร์สโค้ด(Source Code) โปรแกรมนี้มีอยู่ 4 ฟอร์ม สำหรับซอร์สโค้ดของโปรแกรมมีดังนี้

ส่วนหน้าแรก

```
unit Intro;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
  StdCtrls;

type
  TfrmIntro = class(TForm)
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    btnServer: TButton;
    btnClient: TButton;
    btnQuit: TButton;
    procedure btnServerClick(Sender: TObject);
    procedure btnClientClick(Sender: TObject);
    procedure btnQuitClick(Sender: TObject);
  private
    { Private declarations }
  public
    { Public declarations }
  end;

var
  frmIntro: TfrmIntro;

implementation
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
uses ServerMode,ClientMode;
```
→ส่วนนี้ต้องประกาศฟอร์มอื่นๆที่เรียกใช้ด้วย คือฟอร์มตัวส่งและรับ

```
{$R *.DFM}

procedure TfrmIntro.btnServerClick(Sender: TObject);
begin
frmServer.Show;
frmIntro.Hide;
end;

procedure TfrmIntro.btnClientClick(Sender: TObject);
begin
frmClient.Show;
frmIntro.Hide;
end;

procedure TfrmIntro.btnQuitClick(Sender: TObject);
begin
frmIntro.Close;
end;

end.
```

ส่วนตัวส่ง

```
unit ServerMode;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
  StdCtrls, Menus, ScktComp, ExtCtrls, ComCtrls, Display, Wsc, ComDrv32,
  jpeg;
```
→ส่วนนี้ต้องเพิ่ม Display,Wsc และ ComDrv32 เอง เพราะเป็นคอมโพเนนต์ที่ปกติไม่มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใช้

```
type
  TfrmServer = class(TForm)
    btnQuit: TButton;
    Panel1: TPanel;
    Image: TImage;
    ServerSocket: TServerSocket;
    ServerMenu: TMainMenu;
    mnuFlie: TMenuItem;
    smnOpen: TMenuItem;
    smnClose: TMenuItem;
    N1: TMenuItem;
    smnExit: TMenuItem;
    mnuOthers: TMenuItem;
    mnuListen: TMenuItem;
    smnAbout: TMenuItem;
    btnStart: TButton;
    btnStop: TButton;
    btnRead: TButton;
    StatusBar: TStatusBar;
    btnStore: TButton;
    btnIgnore: TButton;
    btnGet: TButton;
    rdgLead: TRadioGroup;
    ECG: TCommPortDriver;
    edtData: TEdit;
    OpenDialog: TOpenDialog;
    edtFileName: TEdit;
    Image1: TImage;
    btnNext: TButton;
    procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
    procedure btnQuitClick(Sender: TObject);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
procedure mnuListenClick(Sender: TObject);
procedure smnExitClick(Sender: TObject);
procedure smnAboutClick(Sender: TObject);
procedure btnStorageKeyDown(Sender: TObject; var Key: Word;
  Shift: TShiftState);
procedure btnStorageKeyUp(Sender: TObject; var Key: Word;
  Shift: TShiftState);
procedure btnStartClick(Sender: TObject);
procedure btnStopClick(Sender: TObject);
procedure btnStoreClick(Sender: TObject);
procedure btnIgnoreClick(Sender: TObject);
procedure btnReadClick(Sender: TObject);
procedure btnGetClick(Sender: TObject);
procedure rdgLeadClick(Sender: TObject);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure ECGReceiveData(Sender: TObject; DataPtr: Pointer;
  DataSize: Integer);
procedure smnOpenClick(Sender: TObject);
procedure smnCloseClick(Sender: TObject);
procedure ServerSocketAccept(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
procedure ServerSocketClientDisconnect(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
procedure btnNextClick(Sender: TObject);

private
  { Private declarations }
  Port : Integer;                    →ที่ประกาศในส่วนนี้ใช้กับคอมโพเนนต์ WSC32
  Baud : Integer;
  Parity : Integer;
  DataBits : Integer;
  StopBits : Integer;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
 public
   { Public declarations }
 end;

var
 frmServer: TfrmServer; accept,Allow,FileClose: boolean; Data: Array[0..410] of integer;
 FileName: string; StoreTimes:integer; Storage: File of Char;
```

→ accept ใช้เช็คดูว่าได้รับการติดต่อกับตัวรับแล้วหรือยัง, Allow ใช้เพื่อเช็คว่าจะรับข้อมูลที่ส่งมาหรือเปล่า, FileClose ใช้เช็คว่าได้ปิดไฟล์แล้วหรือยัง Data ใช้เป็นบัฟเฟอร์เก็บข้อมูลที่จะนำมาแสดง, FileName ใช้เก็บชื่อไฟล์ ,StoreTimes ใช้เช็คว่าให้เก็บค่าหรือเปล่าและเก็บค่าเป็นครั้งแรกที่เปิดไฟล์หรือเปล่า ,และ Storage เป็นตัวแปรไฟล์ที่ใช้แทนไฟล์ที่เรียก

```
implementation

uses Intro,About;

{$R *.DFM}

procedure TfrmServer.FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
begin
frmIntro.Show;
end;

procedure TfrmServer.btnQuitClick(Sender: TObject);
begin
frmServer.Close;
end;

procedure TfrmServer.mnuListenClick(Sender: TObject);
begin
mnuListen.Checked:=not mnuListen.Checked;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
if mnuListen.Checked then
  begin
  StatusBar.SimpleText:='Listening...';          →ถ้าเมนู Listen ถูกเช็คให้ซอคเก็ตเซอร์ฟเวอร์
  ServerSocket.Active:=true;                      ทำงานซึ่งจะรอการติดต่อจากไคลเอนต์
  end
else StatusBar.SimpleText:='';

end;

procedure TfrmServer.smnExitClick(Sender: TObject);
begin
frmServer.Close;
end;

procedure TfrmServer.smnAboutClick(Sender: TObject);
begin
frmAbout.Show;
end;

procedure TfrmServer.btnStorageKeyDown(Sender: TObject; var Key: Word;
  Shift: TShiftState);
begin
Showmessage('key down');
end;

procedure TfrmServer.btnStorageKeyUp(Sender: TObject; var Key: Word;
  Shift: TShiftState);
begin
Showmessage('key up');
end;

procedure TfrmServer.btnStartClick(Sender: TObject);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
begin
btnRead.Enabled:=false;
btnStop.Enabled:=True;
btnStart.Enabled:=False;          →เมื่อกด Start โปรแกรม จะทำการติดต่อกับเครื่อง ECG
ECG.Connect;
if not ECG.Connected then showmessage('Connection Error');
end;

procedure TfrmServer.btnStopClick(Sender: TObject);
begin
btnRead.Enabled:=true;
btnStop.Enabled:=False;
btnStart.Enabled:=True;
ECG.Disconnect;                   →เมื่อกด Stop โปรแกรมจะตัดการติดต่อกับเครื่อง ECG
end;

procedure TfrmServer.btnStoreClick(Sender: TObject);
begin
btnRead.Enabled:=false;
btnStore.Enabled:=False;
btnIgnore.Enabled:=True;
StoreTimes:=1;                    →เมื่อกด Store โปรแกรมจะทำการเปิดไฟล์ ที่เซ็ตค่า
AssignFile(Storage,FileName);          StoreTimes เป็น 1 หมายถึงเพิ่งเก็บค่าเป็นครั้งแรก
FileClose:=false;
if FileExists(FileName) then Reset(Storage) else Rewrite(Storage);
end;

procedure TfrmServer.btnIgnoreClick(Sender: TObject);
begin
btnRead.Enabled:=true;
btnStore.Enabled:=True;
btnIgnore.Enabled:=False;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
StoreTimes:=0;
if not FileClose then
 begin
 CloseFile(Storage);
 FileClose:=true;
 end;
end;

procedure TfrmServer.btnReadClick(Sender: TObject);
begin
edtData.Text:='Read from File';
if btnIgnore.Enabled then btnIgnore.Click;
btnStore.Enabled:=False;
btnRead.Enabled:=False;
btnRead.Hide;
btnGet.Enabled:=True;
AssignFile(Storage,FileName);
FileClose:=False;
if not FileExists(FileName) then
 begin
 ShowMessage('Your File does not exist.');
 CloseFile(Storage);
 FileClose:=true;
 end
else
 begin
 Reset(Storage);
 btnNext.Click;
 end;
end;

procedure TfrmServer.btnGetClick(Sender: TObject);
```

→ถ้ากดปุ่ม Not Store แล้วโปรแกรมจะปิดไฟล์ ส่วนที่เซ็ต StoreTimes เป็น 0 หมายความว่า ไม่ต้องเก็บค่าลงไฟล์

→เมื่อกด Read from File แล้ว โปรแกรมจะเปิดไฟล์ และกดปุ่ม Next โดยอัตโนมัติ ซึ่งเป็นส่วนแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
begin
btnStore.Enabled:=true;
btnRead.Enabled:=True;
btnRead.Visible:=true;
btnGet.Enabled:=False;
if not FileClose then                    →เมื่อกด Get from ECG แล้ว โปรแกรมจะปิดไฟล์
 begin
 CloseFile(Storage);
 FileClose:=true;
 end;
btnNext.Enabled:=False;
btnNext.Hide;
end;

procedure TfrmServer.rdgLeadClick(Sender: TObject);
var c:char;Code:integer;LeadIdentify:string;
begin
btnStop.Click;
if rdgLead.ItemIndex <> -1 then          →เมื่อเลือกลีดแล้ว โปรแกรมจะส่งข้อมูลไปยัง
                                          เครื่อง ECG และตัวรับ ให้รู้ว่าเปลี่ยนลีดเป็น
begin                                     ลีดใด(ถ้าติดต่อกันอยู่)
 c:=chr(rdgLead.ItemIndex);
 (* initialize WSC *)
 Code := SioReset(Port,2048,512);
 if Code < 0 then Showmessage('Cannot Connect');
 (* update menu settings *)
 SioBaud(Port,Baud);
 SioParms(Port, Parity, StopBits, DataBits);
 SioDTR(Port,'S');
 SioRTS(Port,'S');
 SioPutc(Port,c);
 SioDone(Port);
 if accept then
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
begin
    Case rdgLead.ItemIndex of
    0 : LeadIdentify:='Lead I';
    1 : LeadIdentify:='Lead II';
    2 : LeadIdentify:='Lead III';
    3 : LeadIdentify:='AVL';
    4 : LeadIdentify:='AVR';
    5 : LeadIdentify:='AVF';
    6 : LeadIdentify:='V1';
    7 : LeadIdentify:='V2';
    8 : LeadIdentify:='V3';
    9 : LeadIdentify:='V4';
    10 : LeadIdentify:='V5';
    11 : LeadIdentify:='V6';
    end;
    ServerSocket.Socket.Connections[0].SendText('ChangeLead');
    ServerSocket.Socket.Connections[0].SendText(LeadIdentify);
 end;
end
else btnStart.Click;
end;

procedure TfrmServer.FormCreate(Sender: TObject);
begin
btnNext.Hide;
btnRead.Enabled:=False;
btnStore.Enabled:=False;          →ตั้งค่าเริ่มต้นต่างๆ
StoreTimes:=0;
FileName:='(none)';
FileClose:=true;
allow:=true;
accept:=false;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Image.Canvas.Pen.Color := RGB(255,0,0);
Image.Canvas.MoveTo(0,255);
{initialize SioPort}
 Port := COM2;
 Baud := Baud9600;
 Parity := NoParity;
 DataBits := WordLength8;
 StopBits := OneStopBit;
end;

procedure TfrmServer.ECGReceiveData(Sender: TObject; DataPtr: Pointer;
 DataSize: Integer);
var p:^char;c,b:char;X,i:integer;
begin
 p:=DataPtr;                    →เมื่อมีข้อมูลส่งมาจาก ECG ให้แสดงค่าและพล็อตกราฟ
if Allow then                        อาจจะมีการเก็บข้อมูลลงไฟล์และส่งไปยังตัวรับด้วย
 begin
 c:=p^;
 Allow:=false;
 for i:=1 to 410 do
  begin
  Data[i-1]:=Data[i];
  b:=Chr(Data[i-1]);
  if StoreTimes=1 then Write(Storage,b);
  end;
 Data[410]:=ord(c);
 if StoreTimes>0 then
  begin
  Write(Storage,c);
  StoreTimes:=2;
  end;
 image.Picture.LoadFromFile('c:\ECG\scale.bmp');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  Image.Canvas.Pen.Color := RGB(255,0,0);
  image.Canvas.MoveTo(0,305-Data[0]);
  for X:=1 to 410 do Image.Canvas.LineTo(X,305-Data[X]);
  edtData.Text:=IntToStr(ord(c));
  if accept then ServerSocket.Socket.Connections[0].SendText(c);
  end
else Allow:=true;
end;

procedure TfrmServer.smnOpenClick(Sender: TObject);
begin
if OpenDialog.Execute then
begin
StoreTimes:=0;                          →เรียกไดอะลอกเปิดไฟล์ขึ้นมาและเก็บชื่อไฟล์
FileName:=OpenDialog.FileName;
btnStore.Enabled:=true;
btnRead.Enabled:=true;
end;
edtFileName.Text:=FileName;
end;

procedure TfrmServer.smnCloseClick(Sender: TObject);
begin
FileName:='(none)';                     →ปิดไฟล์
btnIgnore.Click;
btnGet.Click;
btnStore.Enabled:=False;
btnRead.Enabled:=False;
StoreTimes:=0;
edtFileName.Text:=FileName;
end;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
procedure TfrmServer.ServerSocketAccept(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
begin
Accept:=true;
StatusBar.SimpleText:='Connected to'+ Socket.RemoteAddress;
end;

procedure TfrmServer.ServerSocketClientDisconnect(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
begin
StatusBar.SimpleText:='Listening';
end;

procedure TfrmServer.btnNextClick(Sender: TObject);
var i,j,X:integer; c:char;
begin
 btnNext.Enabled:=false;
 j:=FilePos(Storage);
 while ((FilePos(Storage) < (j+410)) and (not Eof(Storage))) do
 begin
   Read(Storage,c);
   for i:=1 to 410 do Data[i-1]:=Data[i];
   Data[410]:=ord(c);
 end;
 if Eof(Storage) then
 begin
   btnNext.Enabled:=false;
   btnNext.Hide;
   if not FileClose then
     begin
     CloseFile(Storage);
     FileClose:=true;
```

→เมื่อกดปุ่ม Next โปรแกรมจะทำการแสดงค่าหน้าถัดไป พอจบแล้วจะปิดไฟล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    end;
   btnRead.Visible:=true;
  end else
  begin
   image.Picture.LoadFromFile('c:\ECG\scale.bmp');
   Image.Canvas.Pen.Color := RGB(0,0,255);
   image.Canvas.MoveTo(0,305-Data[0]);
   for X:=1 to 410 do Image.Canvas.LineTo(X,305-Data[X]);
   btnNext.Enabled:=true;
   btnNext.Visible:=true;
  end;
end;

end.
```

ส่วนตัวรับ

```
unit ClientMode;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
  StdCtrls, Menus, ExtCtrls, ScktComp, jpeg, ComCtrls;

type
  TfrmClient = class(TForm)
    btnQuit: TButton;
    Panel1: TPanel;
    Image: TImage;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
ClientMenu: TMainMenu;
mnuFile: TMenuItem;
smnOpen: TMenuItem;
Close1: TMenuItem;
N1: TMenuItem;
smnExit: TMenuItem;
Others1: TMenuItem;
smnHost: TMenuItem;
ClientSocket: TClientSocket;
smnConnect: TMenuItem;
N2: TMenuItem;
smnAbout: TMenuItem;
OpenDialog: TOpenDialog;
btnStore: TButton;
btnIgnore: TButton;
btnRead: TButton;
btnGet: TButton;
edtFileName: TEdit;
StatusBar: TStatusBar;
edtData: TEdit;
edtLead: TEdit;
Image1: TImage;
btnNext: TButton;
procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
procedure btnQuitClick(Sender: TObject);
procedure smnHostClick(Sender: TObject);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure smnConnectClick(Sender: TObject);
procedure smnAboutClick(Sender: TObject);
procedure smnExitClick(Sender: TObject);
procedure smnOpenClick(Sender: TObject);
procedure Close1Click(Sender: TObject);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
procedure ClientSocketError(Sender: TObject; Socket: TCustomWinSocket;
 ErrorEvent: TErrorEvent; var ErrorCode: Integer);
procedure btnStoreClick(Sender: TObject);
procedure btnIgnoreClick(Sender: TObject);
procedure btnReadClick(Sender: TObject);
procedure btnGetClick(Sender: TObject);
procedure ClientSocketConnect(Sender: TObject;
 Socket: TCustomWinSocket);
procedure ClientSocketRead(Sender: TObject; Socket: TCustomWinSocket);
procedure btnNextClick(Sender: TObject);

private
 { Private declarations }
public
 { Public declarations }
end;

var
 StoreTimes:integer; Storage: File of Char;
 frmClient: TfrmClient;Lead,hst,FileName:string;ChangeLead,FileClose:boolean;
 Data:Array[0..410] of integer;
```

→Lead เก็บชื่อลีดที่วัด, hst เก็บชื่อเซอร์ฟเวอร์ที่จะติดต่อ,และ ChangeLead เช็คว่าเปลี่ยนลีดหรือเปล่า

```
implementation

uses Intro, About;

{$R *.DFM}

procedure TfrmClient.FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
begin
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
frmIntro.Show;
end;

procedure TfrmClient.btnQuitClick(Sender: TObject);
begin
frmClient.Close;
end;

procedure TfrmClient.smnHostClick(Sender: TObject);
begin
hst:=InputBox('Host','Please Enter the Host name you want to connect','Canary');
```

→เมื่อเลือกเมนู Others>Host โปรแกรมจะถามชื่อตัวส่งโดยมีชื่อเริ่มต้นเป็น Canary

```
end;

procedure TfrmClient.FormCreate(Sender: TObject);
begin
btnNext.Hide;
StoreTimes:=0;
FileName:='(none)';
Image.Canvas.Pen.Color := RGB(255,0,0);
Image.Canvas.MoveTo(0,255);
ChangeLead:=false;
Lead:='First';
hst:='Canary';
btnRead.Enabled:=False;
btnStore.Enabled:=False;
FileName:='(none)';
end;

procedure TfrmClient.smnConnectClick(Sender: TObject);
begin
smnConnect.Checked:=not smnConnect.Checked;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
if smnConnect.Checked then
begin                          →เมื่อมีเครื่องหมายถูกหน้าเมนู Others>Connect ให้
btnRead.Enabled:=false;        ติดต่อเครื่องตัวส่ง และให้ซอกเก็ตไคล์เอนต์เริ่ม
StatusBar.SimpleText:='Connecting';  ทำงาน
if ClientSocket.Active then ClientSocket.Active := False;
ClientSocket.Host:=hst;
ClientSocket.Active:=True;
end
else
begin
btnRead.Enabled:=true;
ClientSocket.Active:=False;
StatusBar.SimpleText:='Disconnected';
end;
end;
procedure TfrmClient.smnAboutClick(Sender: TObject);
begin
frmAbout.Show;
end;

procedure TfrmClient.smnExitClick(Sender: TObject);
begin
frmClient.Close;
end;

procedure TfrmClient.smnOpenClick(Sender: TObject);
begin
 if OpenDialog.Execute then
 begin
   StoreTimes:=0;
   FileName:=OpenDialog.FileName;
   btnStore.Enabled:=true;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  if smnConnect.Checked then btnRead.Enabled:=false
  else btnRead.Enabled:=true;
 end;
 edtFileName.Text:=FileName;
end;

procedure TfrmClient.Close1Click(Sender: TObject);
begin
FileName:='(none)';
btnGet.Click;
btnIgnore.Click;
btnStore.Enabled:=False;
btnRead.Enabled:=False;
StoreTimes:=0;
edtFileName.Text:=FileName;
end;

procedure TfrmClient.ClientSocketError(Sender: TObject;
 Socket: TCustomWinSocket; ErrorEvent: TErrorEvent;
 var ErrorCode: Integer);
begin
 StatusBar.SimpleText:='Error connecting to : ' + hst;
 ErrorCode:=0;
end;

procedure TfrmClient.btnStoreClick(Sender: TObject);
begin
btnStore.Enabled:=False;
btnIgnore.Enabled:=True;
btnRead.Enabled:=false;
btnGet.Enabled:=false;
StoreTimes:=1;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
AssignFile(Storage,FileName);
FileClose:=False;
if FileExists(FileName) then Reset(Storage) else Rewrite(Storage);
end;

procedure TfrmClient.btnIgnoreClick(Sender: TObject);
begin
btnStore.Enabled:=True;
btnIgnore.Enabled:=False;
btnRead.Enabled:=True;
btnGet.Enabled:=False;
StoreTimes:=0;
if not FileClose then
 begin
 CloseFile(Storage);
 FileClose:=true;
 end;
end;

procedure TfrmClient.btnReadClick(Sender: TObject);
begin
smnConnect.Checked:=False;
edtLead.Text:='';
edtData.Text:='Read from File';
if btnIgnore.Enabled then btnIgnore.Click;
ClientSocket.Active:=false;
btnStore.Enabled:=False;
btnRead.Enabled:=False;
btnRead.Hide;
btnGet.Enabled:=True;
AssignFile(Storage,FileName);
FileClose:=False;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
if not FileExists(FileName) then
  begin
  ShowMessage('Your File does not exist.');
  CloseFile(Storage);
  end
else
  begin
  Reset(Storage);
  btnNext.Click;
  end;
end;

procedure TfrmClient.btnGetClick(Sender: TObject);
begin
btnStore.Enabled:=true;
btnRead.Enabled:=True;
btnRead.Visible:=true;
btnGet.Enabled:=False;
ClientSocket.Active:=true;
if not FileClose then
  begin
  CloseFile(Storage);
  FileClose:=true;
  end;
btnNext.Enabled:=False;
btnNext.Hide;
end;

procedure TfrmClient.ClientSocketConnect(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
begin
StatusBar.SimpleText:='Connected to'+Socket.RemoteHost;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
end;

procedure TfrmClient.ClientSocketRead(Sender: TObject;
  Socket: TCustomWinSocket);
var DataReceive:string;c:char;i,n,x:integer;
begin
  DataReceive:=Socket.ReceiveText;
  //edtData.Text:=DataReceive;
  if ChangeLead then
    begin
    Lead:=DataReceive;          →รับค่าจากตัวส่งมาแสดงและเก็บค่าลงไฟล์ถ้าเลือก
    edtLead.Text:=Lead;
    ChangeLead:=false;
    end
  else if DataReceive='ChangeLead' then ChangeLead:=true
  else {Plot Graph}
  begin
    for n:=1 to length(DataReceive) do
    begin
      c:=DataReceive[n];
      for i:=1 to 410 do Data[i-1]:=Data[i];
      Data[410]:=ord(c);
      image.Picture.LoadFromFile('c:\ECG\scale.bmp');
      Image.Canvas.Pen.Color := RGB(255,0,0);
      image.Canvas.MoveTo(0,305-Data[0]);
      for X:=1 to 410 do Image.Canvas.LineTo(X,305-Data[X]);
      edtData.Text:=IntToStr(ord(c));
    end;
  end;
end;
procedure TfrmClient.btnNextClick(Sender: TObject);
var i,j,X:integer; c:char;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
begin
 btnNext.Enabled:=false;
 j:=FilePos(Storage);
 while ((FilePos(Storage) < (j+410)) and (not Eof(Storage))) do
 begin
  Read(Storage,c);
  for i:=1 to 410 do Data[i-1]:=Data[i];
  Data[410]:=ord(c);
 end;
 if Eof(Storage) then
 begin
  btnNext.Enabled:=false;
  btnNext.Hide;
  if not FileClose then
   begin
   CloseFile(Storage);
   FileClose:=true;
   end;
  btnRead.Visible:=true;
 end else
 begin
  image.Picture.LoadFromFile('c:\ECG\scale.bmp');
  Image.Canvas.Pen.Color := RGB(0,0,255);
  image.Canvas.MoveTo(0,305-Data[0]);
  for X:=1 to 410 do Image.Canvas.LineTo(X,305-Data[X]);
  btnNext.Enabled:=true;
  btnNext.Visible:=true;
 end;
end;


end.
```

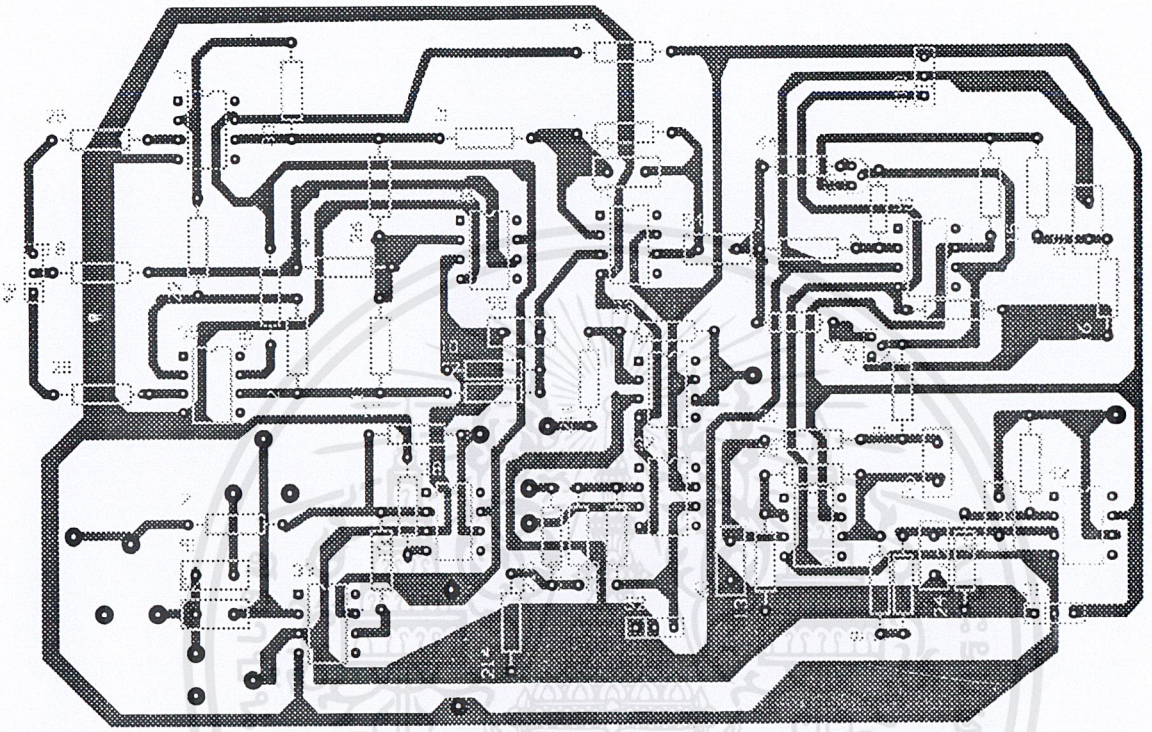
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนคณะผู้จัดทำ ส่วนนี้แค่นำป้ายข้อความมาแสดงอย่างเดียว จึงไม่จำเป็นต้องนำ ซอร์สโค้ดมาแสดงให้ดู

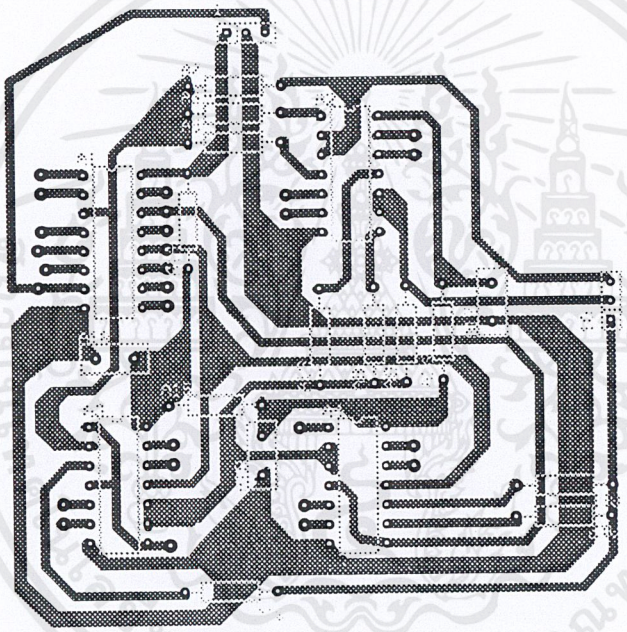
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค
ลายปรินซ์วงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้