



(2)

วงจรรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

Computer Controlled ECG Amplifier



โดย

นายคุณากร

วิจิตรสมบัติ

นางสาวเวน

เลติ

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ. พิชัย

ภูติวิวนิขกร

วัน เดือน ปี..... 24 ค.ค. 2541

เลขทะเบียน..... 039168

เลขเรียกหนังสือ..... T 20406 ค 639/0

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษาที่ 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีนำไปใช้

039168

ปริญญานิพนธ์เรื่อง

วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

Computer Controlled ECG Amplifier

จัดทำโดย

นายคุณากร วิจิตรสมบัติ (37014039)

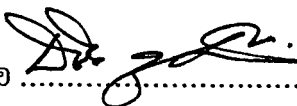
นางสาวเวิน เลติ (37014429)

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ. พิชัย กุศิริวานิชกร



ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ  อาจารย์ที่ปรึกษา
(พิชัย กุศิริวานิชกร)

วันที่ ๒๓ / ๗ / ๕๖

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการสร้างวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์นี้ทางผู้จัดทำได้รับความอนุเคราะห์ช่วยเหลือในด้านข้อมูล คำปรึกษาในการดำเนินงาน รวมทั้งอุปกรณ์ต่างๆจากท่านอาจารย์ที่ปรึกษาคือ ผศ. พิชัย คุศิริวานิชกร นอกจากนี้หากไม่ได้รับการถ่ายทอดวิชาความรู้ที่ได้สะสมมาจากอาจารย์ทุกท่านที่เคยสอนมาผู้จัดทำคงไม่สามารถสร้างโครงการนี้ขึ้นมาได้ ทางคณะผู้จัดทำจึงขอขอบพระคุณท่านเหล่านั้นไว้ ณ โอกาสนี้ด้วย

กนกพร วิจิตรสมบัติ
(นายคุณากร วิจิตรสมบัติ)
.....
(นางสาวเวิน เลติ)

ผู้จัดทำ

วงจรรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

นายคุณากร วิจิตรสมบัติ
นางสาววิน เลติ
ผศ. พิชัย คูศิริวานิชกร (อาจารย์ที่ปรึกษา)
ปีการศึกษา 2540

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงการออกแบบวงจรรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ทอนุกรม โดยสามารถควบคุมอัตราขยายของระบบและเลือกที่จะใช้หรือไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรท์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรท์ผ่านได้นอกจากนั้นยังใช้พอร์ทอนุกรมในการรับข้อมูลของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกแปลงเป็นข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตโดยอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์เพื่อส่งไปแสดงผลบนหน้าจอของคอมพิวเตอร์ สำหรับโปรแกรมควบคุมการทำงานของวงจรรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยคอมพิวเตอร์เขียนโดยใช้ภาษาวิชวลเบสิกสำหรับวินโดวส์ 95 สามารถควบคุมอัตราขยายของระบบได้ 64 ระดับตั้งแต่ 571 ถึง 4000 เท่าในสภาวะโหมดแมนนวล และในโหมดออโตเมติกคอมพิวเตอร์จะทำการปรับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยอัตโนมัติให้เหมาะสมกับหน้าจอคอมพิวเตอร์

III

Computer Controlled ECG Amplifier

Mr. Kunakorn Wichitsombat

Miss Wern Lethi

Mr. Pichai Koosirivanitkorn (Advisor)

Education Year 1997

Abstract

This report explains designing of Computer Controlled ECG Amplifier by serial port that can control system gain and decide to use or not use the 200 Hz low pass filter and 50 Hz band reject filter .Futher more,we use this serial port to recieve the ECG data (that converted by 8 bits analog to digital convertor) to display on computer monitor. About ECG Amplifier control program, we use Visual Basic for windows 95 to create it for control the system gain that has 64 levels from 571 to 4000 in manual mode . In automatic mode, the computer is able to automatic adjust system gain to display ECG on monitor.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
Abstract	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูปภาพ	IX
สารบัญตาราง	XIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 วัตถุประสงค์และแนวคิดโครงงาน	1
1.2 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน	1
บทที่ 2 กลืนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	2
2.1 โครงสร้างและหน้าที่หัวใจ	2
2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ	4
2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ	6
2.4 อิเล็กทรอนิกส์โอแกรม	8
2.5 การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้า	11
2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
บทที่ 3 การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและปัญหาที่เกิดขึ้น	14
3.1 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในผิวหนัง	14
3.2 อิเล็กทรอนิกส์	15
3.3 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
3.3.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่	16
3.3.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ	17
3.3.3 กราฟสัญญาณ	18
3.3.4 ความเพี้ยนที่เกิดจากสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นชั่วขณะ	19
3.3.5 การแทรกสอดทางสัญญาณไฟฟ้า	20

บทที่ 4 ไมโครคอนโทรลเลอร์ AT89C51

4.1 การกำหนดหน้าที่ขาสัญญาณของ AT89C51	21
4.2 โครงสร้างภายในของ AT89C51	23
4.3 โครงสร้างหน่วยความจำภายในของ AT89C51	23
4.4 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ	25
4.5 รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป	26
4.6 ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์	27
4.7 พอร์ตสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรม	27
4.8 วิธีการเข้าถึงข้อมูล	28
4.8.1 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยตรง	28
4.8.2 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อม	28
4.8.3 วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์ทั่วไป	29
4.8.4 วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์เฉพาะ	29
4.8.5 วิธีการเข้าถึงข้อมูลที่กำหนดเองโดยตรง	29
4.8.6 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยใช้ตัวชี้อ้างอิง	29

บทที่ 5 รายละเอียดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

5.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	31
5.2 อินสทรูเมนต์เซ็นเซอร์แอมพลิฟายเออร์	33
5.2.1 พื้นฐานของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	33
5.2.2 การพัฒนาวงจรดิฟเฟอเรนเชียลโดยทั่วไปให้ดีขึ้น	35
5.2.3 อินสทรูเมนต์เซ็นเซอร์	35
5.3 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	37
5.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	37
5.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	40
5.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน	40
5.5.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สอง	41
5.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	43
5.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	47
5.8 วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาล็อกทูลิจีตอลคอนเวอร์เตอร์	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารต้นฉบับที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.10 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51	48
5.11 ออปโตไอโซเลเตอร์และ ไอซี MAX232	48
5.12 แหล่งจ่ายไฟของวงจรทั้งหมด	48
บทที่ 6 โครงสร้างของข้อมูลที่สื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์	57
และโฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมรวมทั้งโปรแกรมที่ใช้งานจริง	
6.1 โครงสร้างของข้อมูลที่สื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์	57
6.1.1 โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์	57
6.1.2 โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์	57
6.2 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมและ โปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51	58
6.2.1 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51	58
6.2.2 โปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51	61
6.3 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมและ โปรแกรมภาษาวิซวลเบสิกที่ใช้กับคอมพิวเตอร์	62
6.3.1 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาวิซวลเบสิก	62
6.3.2 โปรแกรมภาษาวิซวลเบสิกที่ใช้กับคอมพิวเตอร์	68
บทที่ 7 การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	109
7.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเฟรชของอินสตรูเมนต์แชนแนล	109
7.1.1 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	109
7.1.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	110
7.1.3 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	110
7.1.4 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	111
7.2 ความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายของวงจรขยายแบบ โปรแกรมอัตราขยายได้	111
7.2.1 ขั้นตอนการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	112
7.2.2 ผลการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	112
7.3 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	113

7.4.1 ขั้นตอนการทดสอบหาผลการตอบสนองทางความถี่ ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	116
7.4.2 ผลการทดสอบผลการตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	116
7.5 การทดสอบผลการตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	121
7.5.1 ขั้นตอนการทดสอบผลการตอบสนองทางความถี่ ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	121
7.5.2 ผลการทดสอบผลการตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรอง ความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	121
7.6 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต	126
7.7 การทดสอบการทำงานของวงจรป้องกันทางอินพุตของ อนาล็อกพหุจิตตอลคอนเวอร์เตอร์	126
7.8 การทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจริง	126
7.9 การทดสอบการใช้งานจริงของ โปรแกรม ECG Display & Control Monitor	126
บทที่ 8 การใช้งานโปรแกรม ECG Display & Control Monitor	136
8.1 ปุ่ม Run / Stop ใช้ในการเริ่มต้นและสิ้นสุดการทำงาน	136
8.2 ปุ่ม Auto / Manual ใช้ในการเลือกรูปแบบการทำงาน	136
8.3 ปุ่ม Use / Not use ส่วน LPF	136
8.4 ปุ่ม Use/Not use ส่วนBRF	138
8.5 ปุ่ม Reset Direct Count	138
8.6 แถบเลื่อนในการปรับค่า Gain (Approximate Gain)	138
8.7 แถบเลื่อน Time / Monitor	138
8.8 แถบเลื่อน Low HR Alarm	139
8.9 แถบเลื่อน High HR Alarm	139
บทที่ 9 สรุปและวิจารณ์โครงงาน	140
9.1 สรุปผลการทำงานของอินสตรูเมนต์ชิ้นแอมป์	140
9.2 สรุปผลการทำงานของขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	140
9.3 สรุปผลการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	140
9.4 สรุปผลการทำงานของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	140
9.5 สรุปผลการทำงานของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน	141

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
9.6 สรุปผลโครงการงานวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจความคมด้วยคอมพิวเตอร์	141
ภาคผนวก	142
เอกสารอ้างอิง	148



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงห้องหัวใจทั้ง 4 ห้อง ลูกศรแสดงทิศการไหลของหัวใจ	3
รูปที่ 2.2 แสดงเส้นทางการไหลของเลือด และระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจ	3
รูปที่ 2.3 แสดงระบบนำเลือด การแลกเปลี่ยนอาหาร และของเสียระหว่าง เลือดกับเซลล์ในร่างกายซึ่งเกิดขึ้นที่ผนังเส้นเลือดฝอย	3
รูปที่ 2.4 แสดงการนำไฟฟ้าภายในหัวใจ	4
รูปที่ 2.5 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ	5
รูปที่ 2.6 แสดงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ เมื่อเกิดการปลดปล่อยประจุ	6
รูปที่ 2.7 แสดงผลจากการทำอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ คลื่น P เกิดจาก หัวใจส่วนบนตามด้วยคลื่น QRS ซึ่งเกิดจากหัวใจส่วนล่างและต่อด้วยคลื่น T	8
รูปที่ 2.8 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้า บนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กตริกไดโพล	9
รูปที่ 2.9 แสดงคลื่นไฟฟ้าของหัวใจคนปกติ	9
รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีตามาตรฐาน	11
รูปที่ 3.1 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	14
รูปที่ 3.2 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโตรด	15
รูปที่ 3.3 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (a) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ (b)แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่สูง (c)แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่ต่ำ	16
รูปที่ 3.4 แสดงความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (a)แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ (b) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกบวก (c) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกลบ	17

รูปที่ 3.5 (a) แสดงตัวอย่างการร้าวฉลุที่เกิดขึ้นระหว่างอิเล็กโตรคาดีโอกราฟกับเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์	18
รูปที่ 3.5 (b) แสดงตัวอย่างการแก้การเกิดร้าวฉลุของวงจรทั้งสอง	18
รูปที่ 3.6 แสดงความเพี้ยนที่เกิดจากสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดชั่วขณะ	19
รูปที่ 3.7 (a) แสดงสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า 50 เฮิร์ตที่เกิดขึ้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	20
รูปที่ 3.7(b) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน	20
รูปที่ 4.1 การกำหนดหน้าที่ของสัญญาณของ AT89C51	21
รูปที่ 4.2 โครงสร้างภายในของ AT89C51	24
รูปที่ 4.3 การจัดพื้นที่หน่วยความจำข้อมูลภายในของ AT89C51	25
รูปที่ 5.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	32
รูปที่ 5.2 วงจรคิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน	34
รูปที่ 5.3 วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุตของอินสตรูเมนต์แชนแนล	34
รูปที่ 5.4 อินสตรูเมนต์แชนแนล	36
รูปที่ 5.5 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	38
รูปที่ 5.6 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	39
รูปที่ 5.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่หนึ่ง	40
รูปที่ 5.8 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรรูปที่ 5.7	41
รูปที่ 5.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2	41
รูปที่ 5.10 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตผ่าน	42
รูปที่ 5.11 วงจรแอกทิฟแบนด์พาสฟิลเตอร์แบบบริดจ์คิฟเฟอเรนทิเอเตอร์	44
รูปที่ 5.12 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน	46
รูปที่ 5.13 วงจรปรับแรงดันคั่นออฟเซต	50
รูปที่ 5.14 วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	51
รูปที่ 5.15 วงจรอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	52
รูปที่ 5.16 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51	53
รูปที่ 5.17 ออปโตไอโซเลเตอร์และ MAX 232	54
รูปที่ 5.18 แหล่งจ่ายไฟสำหรับ MAX 232 และวงจรที่มีกราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอร์	55
รูปที่ 5.19 แหล่งจ่ายไฟสำหรับวงจรลอย	56

	หน้า
รูปที่ 6.1 โฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาแอสเซมบลี ที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51	59
รูปที่ 6.2 โฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษา Visual Basic 4.0	63
รูปที่ 7.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราขยายกับข้อมูลอินพุทของวงจรขยาย แบบโปรแกรมอัตราขยายได้	114
รูปที่ 7.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	115
รูปที่ 7.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่าน	118
รูปที่ 7.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	119
รูปที่ 7.5 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุทของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	120
รูปที่ 7.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราขยายกับความถี่แบบกันไม่ให้ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	123
รูปที่ 7.7 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุทของวงจรกรองความถี่แบบกัน ไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	124
รูปที่ 7.8 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุทของวงจรกรองความถี่แบบกัน ไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	125
รูปที่ 7.9 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซต	128
รูปที่ 7.10 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซต	129
รูปที่ 7.11 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุทของวงจรป้องกันทางอินพุทของ A/D Convertor ในกรณีที่มิสัญญาณระดับแรงดันต่ำกว่าศูนย์โวลต์เข้ามา	130
รูปที่ 7.12 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายมนุษย์	131
รูปที่ 7.13 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อเลือกใช้วงจรกรองความถี่ ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	132
รูปที่ 7.14 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อไม่ใช้วงจรกรองความถี่ ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านแต่ใช้วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	133
รูปที่ 7.15 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์ เมื่อใช้วงจรกรองความถี่ ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านแต่ไม่ใช้วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	134
รูปที่ 7.16 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์ เมื่อไม่ใช้วงจรกรองความถี่ ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน	135

รูปที่ 8.1 แสดงหน้าจอของ ECG Display & Control Monitor



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
ตารางที่ 4.1 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะของ AT89C51	26
ตารางที่ 7.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราการขยายแบบคิฟเฟอร์เนชันโหมด ของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แอนะล็อกที่ความถี่ต่างๆ	110
ตารางที่ 7.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราการขยายแบบคอมมอนโหมด ของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แอนะล็อกที่ความถี่ต่างๆ	111
ตารางที่ 7.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับค่าข้อมูลอินพุตของ วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	113
ตารางที่ 7.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรอง ความถี่ต่ำผ่าน	117
ตารางที่ 7.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ ของวงจรกรอง ความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	122

บทที่ 1

บทนำ

1.1 วัตถุประสงค์และแนวคิดของโครงการ

คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG) เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่อยู่ในรูปแบบของสัญญาณอนาล็อก (Analog) ดังนั้นก่อนที่จะทำการแสดงผล, ประมวลผลหรือวิเคราะห์สัญญาณด้วยคอมพิวเตอร์ (Computer) จะต้องทำการแปลงสัญญาณให้เป็นข้อมูลทางดิจิทัล (Digital Data) ก่อนด้วยอนาล็อกทูดิจิทัลคอนเวอร์เตอร์ (Analog to Digital Converter) หลังจากนั้นจึงใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51 ส่งข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์โดยผ่านพอร์ตอนุกรม (Serial Port) ของคอมพิวเตอร์ เพื่อให้คอมพิวเตอร์ทำการวาดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาบนหน้าจอ นอกจากนี้ยังสามารถที่จะควบคุมอัตราขยายของวงจรขยายรวมทั้งการเลือกใช้หรือไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านโดยให้ผู้ใช้งานปรับบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ตามความต้องการ จากนั้นคอมพิวเตอร์จะทำการส่งสัญญาณข้อมูลออกทางพอร์ตอนุกรมไปให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการปรับระบบของวงจรขยายให้เป็นไปตามต้องการ

1.2 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน

ภายในรายงานฉบับนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (Computer Control ECG Amp) และทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 2 กล่าวถึงโครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและปัญหาที่อาจเกิดขึ้นในการวัด

บทที่ 4 กล่าวถึงไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51

บทที่ 5 กล่าวถึงรายละเอียดและการทำงานของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 6 กล่าวถึงโครงสร้างของข้อมูลที่ติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์โฟลชาร์ตของโปรแกรมรวมทั้งโปรแกรมที่ใช้งานจริงของภาษาแอสเซมบลี (Assembly) และวิชวลเบสิก (Visual Basic)

บทที่ 7 กล่าวถึงการทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

บทที่ 8 อธิบายการใช้งานโปรแกรม ECG Display & Control Monitor

บทที่ 9 เป็นการสรุปและวิจารณ์โครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

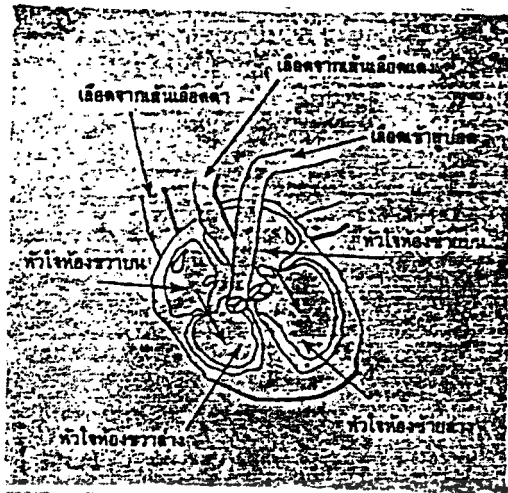
กลืนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

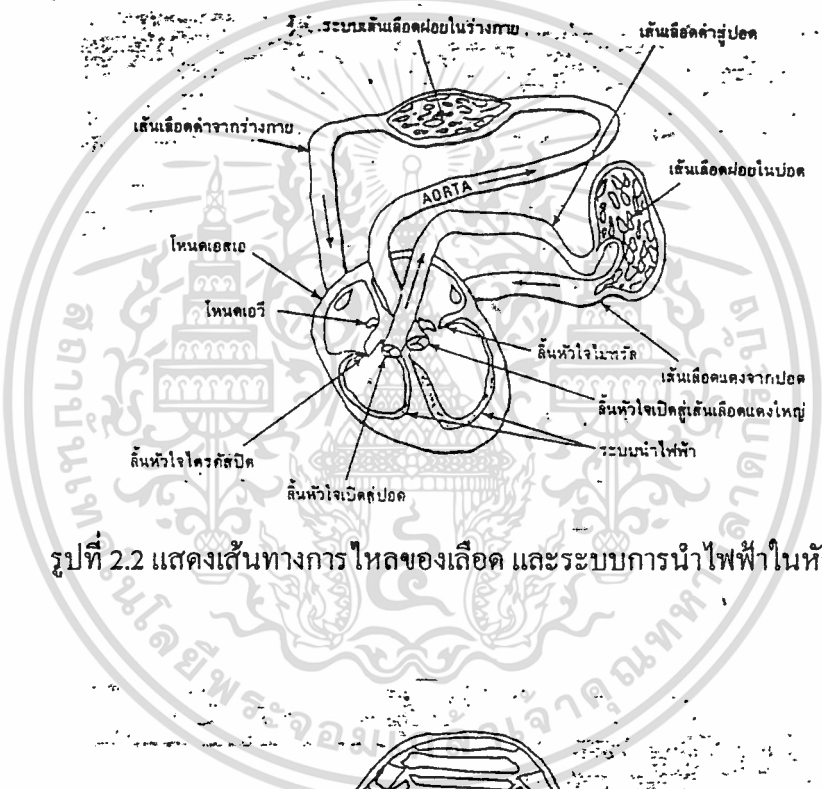
หัวใจเปรียบเสมือนเครื่องสูบที่ทำด้วยกล้ามเนื้อทำหน้าที่สูบฉีดเลือดส่งไปเลี้ยงร่างกาย ดังแสดงดังรูปที่ 2.1 หัวใจรับเลือดจากเส้นเลือดดำทั่วร่างกาย ในตอนแรกเลือดจะเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ซึ่งเป็นห้องแรกของหัวใจที่มีทั้งหมด 4 ห้อง เลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) ในรูปที่ 2.2 จะช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากเลือดออกจากหัวใจห้องล่างขวาจะเข้าสู่ปอด ปอดจะเพิ่มออกซิเจนในเลือดและจัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งเข้ามาสะสมขณะเลือดไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดจะถูกส่งต่อไปยังหัวใจซ้าย เลือดจากหัวใจห้องบนซ้ายจะผ่านลิ้นไมทรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยออกจากเส้นเลือดแดงที่มีขนาดใหญ่ที่สุดของร่างกายที่มีชื่อเรียกทางการแพทย์ว่า เอออร์ตา (Aorta Artery)

เส้นเลือดแดงใหญ่จะแตกแยกเป็นแขนงของเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลงแขนงของเส้นเลือดแดงเหล่านี้จะแตกย่อยต่อไปอีกเป็นเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลงเรื่อยๆ ในที่สุดจะเป็นเส้นเลือดฝอยเล็กๆ จำนวนมากมายเส้นเลือดฝอยเหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำเล็กๆ หลายเส้นจากเส้นเลือดดำเล็กๆ จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ขึ้นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่เหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ขึ้นแล้วส่งเลือดกลับไปยังหัวใจห้องบนขวา แสดงดังรูปที่ 2.3 การให้ออกซิเจนจะเกิดขึ้นที่ระดับเส้นเลือดฝอย

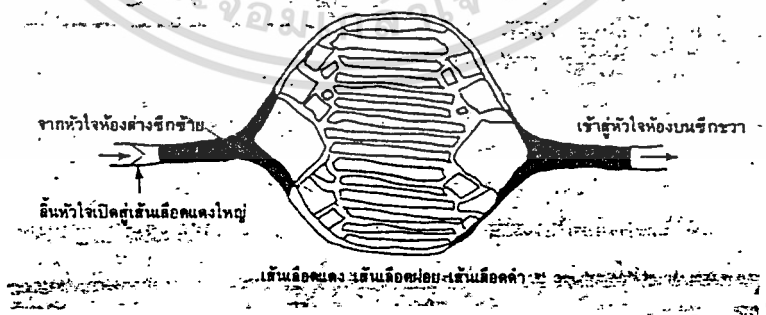
แม้ว่าหัวใจจะเต็มไปด้วยเลือดผนังที่เป็นหลอดเลือดกล้ามเนื้อที่หนาของหัวใจยังต้องรับออกซิเจนและสารอาหารผ่านระบบเส้นเลือดแดง เส้นเลือดแดงที่คือนำออกซิเจนและเลือดมากล้ามเนื้อหัวใจเรียกว่า เส้นเลือดแดงโคโรนารี (Coronary Arteries) เส้นเลือดแดงที่นำหลอดเลือดหัวใจเกิดอุดตันกล้ามเนื้อหัวใจที่ต้อง รับออกซิเจนและสารอาหารจากเส้นเลือดแดงนั้นจะตาย ดังนั้นการอุดตันของเส้นเลือดแดงที่นำหลอดเลือดหัวใจจะนำไปสู่การตายของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนั้นการตายของกล้ามเนื้อหัวใจในลักษณะนี้เรียกว่า ไมโอคาร์เดียล (Myocardial Infarction)



รูปที่ 2.1 แสดงห้องหัวใจทั้ง 4 ห้อง ลูกศรแสดงทิศการไหลของหัวใจ



รูปที่ 2.2 แสดงเส้นทางการไหลของเลือด และระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจ



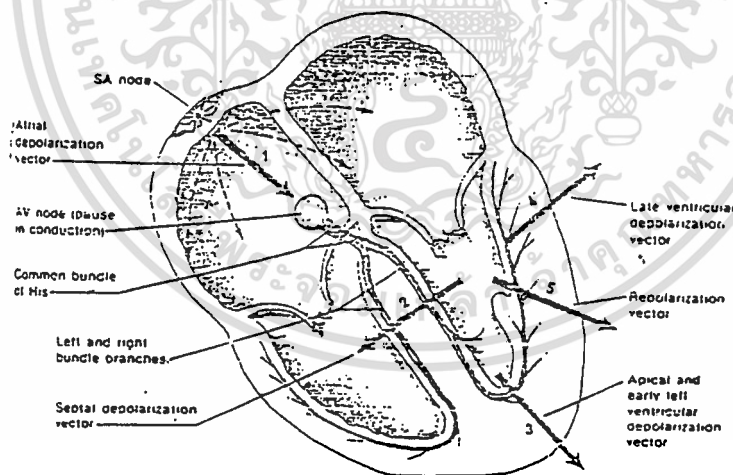
รูปที่ 2.3 แสดงระบบนำเลือด การแลกเปลี่ยนอาหาร และของเสียระหว่างเลือดกับ เซลล์ในร่างกายซึ่งเกิดขึ้นที่ผนังเส้นเลือดฝอย

หัวใจเป็นเครื่องสูบลมที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าทำให้เกิดชุดของเหตุการณ์ต่างๆ ขึ้นเหตุการณ์แรก หัวใจมีการพักระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและขวามีการหดตัว จากนั้นหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้องจึงมีการบีบตัว

ระหว่างการเต้นหัวใจจะพักให้เลือดจากร่างกายและปอดเข้าสู่หัวใจห้องบนของซีกขวาและซ้ายตามลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้นและหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เวลาให้เลือดไหล จากนั้นหัวใจส่วนล่างจะบีบตัวการหดตัวของหัวใจส่วนล่างจะเป็นการบังคับให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาและจากหัวใจห้องล่างขวาซีกซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกายตามลำดับ

2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจจะเป็นไปในลักษณะเดียวกับกล้ามเนื้ออื่นๆ กล่าวคือจะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมองแต่เป็นการกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดขึ้นภายในตัวหัวใจเอง โดยประกอบด้วยกลุ่มเซลล์กลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ที่ทำหน้าที่คล้ายเซลล์ประสาท โดยระบบการนำไฟฟ้าจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังรูปที่ 2.4

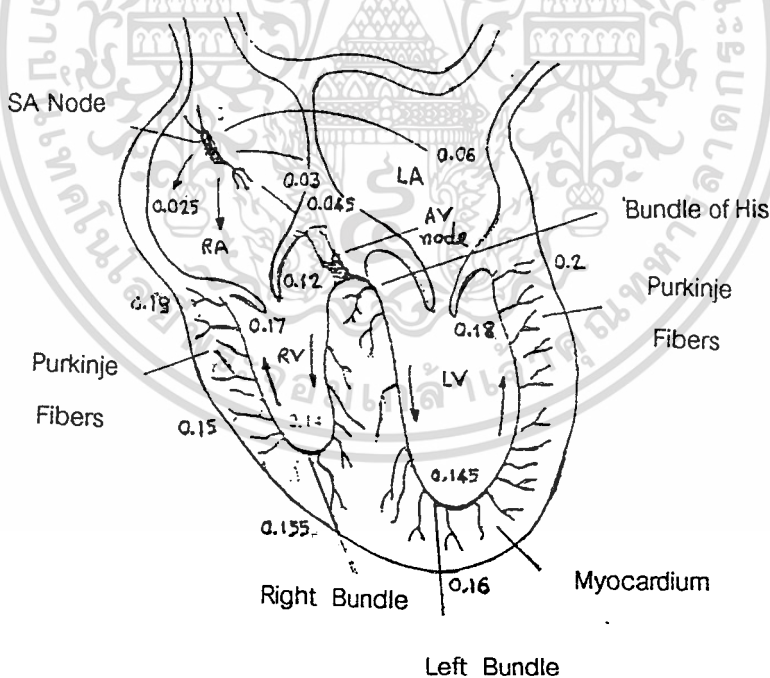


รูปที่ 2.4 แสดงการนำไฟฟ้าภายในหัวใจ

บริเวณผนังด้านในของหัวใจระหว่างหลอดเลือดใหญ่รูปพีเรียเวนาคาวาและอินฟีเรียเวนาคาวาจะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งเซลล์กลุ่มนี้เรียกว่า SA node (Sinoatrial Node) หรือ ไซนัส โหนด (Sinus Node)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือเพสเมกเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SA node สร้างขึ้นจะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยปกติแล้วจะพบว่า ค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ จะเท่ากับความเร็วพัลส์ที่ SA node ที่ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้ จะแผ่กระจายออกจาก SA node แล้วผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้าย และขวาไปสู่ AV node โดยที่ AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกันหัวใจทางด้านขวาระหว่างห้องหัวใจบนขวาและห้องหัวใจล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่างเส้นทางนำไฟฟ้า จาก SA node ไปสู่ AV node ดังรูป 2.4 ที่ AV node นี้ประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กันจาก AV node. จะมีการนำไฟฟ้าในการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจส่วนบันเดิ้ลออฟฮิส (Bundle of His) ซึ่งแยกออกเป็น 3 เส้นทางโดยจะเข้าไปสู่หัวใจห้องล่างซ้ายสองสาขาและห้องล่างขวาสองสาขา แต่ละสาขาจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของเพอร์คินเจไฟเบอร์ (Purkinje Fibers) รูป 2.5 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาใช้ในการส่งพัลส์ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่สำหรับคนปกติแล้วความเร็วของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node แต่สำหรับคนปกติแล้วความเร็วของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลัดขึ้นมาจะมีอัตราต่ำกว่าของ SA node



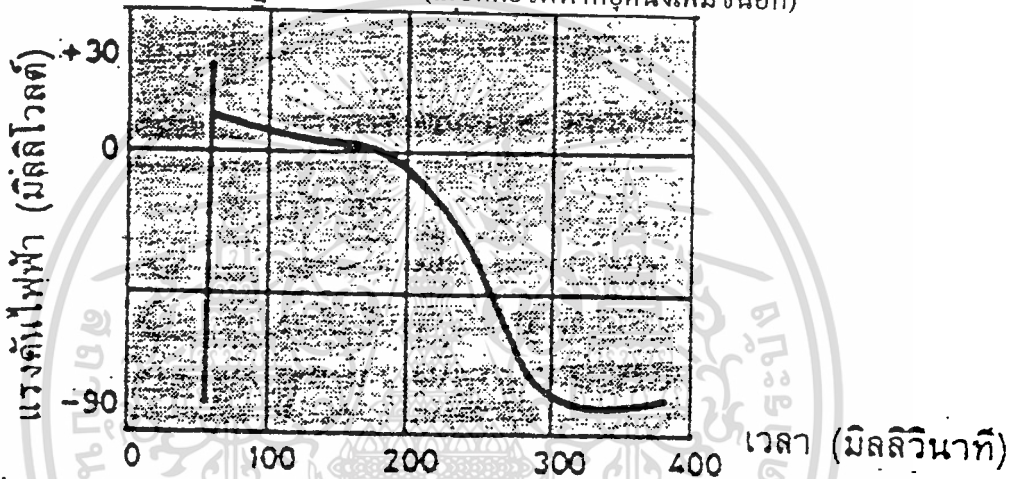
รูปที่ 2.5 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ

AV node จะถูกกระตุ้นด้วยพัลส์จาก SA node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความเร็วของ SA node แต่เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้น ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40 - 45 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แสดงตามรูปที่ 2.6 แรงดันไฟฟ้าดังกล่าวเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (resting potential) ถ้าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุเกิดขึ้นศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 20 มิลลิวินาที ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับ ศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่งและเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)



รูปที่ 2.6 แสดงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ เมื่อเกิดการปลดปล่อยประจุ ความต่างศักย์ไฟฟ้าจะเปลี่ยนมามีค่าเป็นบวกจากนั้นจึงตกลงไปเป็นศูนย์อยู่ประมาณ 200 มิลลิวินาทีแล้วจึงมีค่าเป็นลบ

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อมีเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุ เซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วย คลื่นของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจส่วนบน ในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้ประจุ หัวใจส่วนบนจะหดตัว คลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้ โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่าอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม

ในการทำงานเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในห้องหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้องจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุไฟฟ้าออกมา (และการหดตัว) ในทุกๆ เซลล์ของหัวใจส่วนล่าง

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรงบริเวณแนวเชื่อมต่อของทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างเรียกว่า โหนดเอวี (AV node หรือ Atrio Ventricular node) การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่าง หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างจะทำให้ทั้ง 2 ส่วนได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 วินาที การช้านี้ทำให้หัวใจส่วนบนมีเวลาฉีดเลือดให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตัวตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วเกินไป การไหลของเลือดจะลดลงเนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือช่วงเวลาระหว่างการหด

กลับ ไปดูรูปที่ 2.2 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้เกิดการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อยๆ เปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศักย์ไฟฟ้า ขณะหยุดนิ่ง มีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้า ด้วยจำนวนครั้งต่อนาทีที่คงที่ เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าได้รวดเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุที่จุด โหนดเอวี สัญญาณการปลดปล่อยประจุจากเซลล์นำจะกระจายสู่เซลล์ต่างๆ ในหัวใจส่วนบนก่อน จากนั้นโหนดเอวีจะนำสัญญาณไฟฟ้า ไปยังเส้นใยนำไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจส่วนล่างก่อนที่ จะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยนำไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าสู่หัวใจส่วนล่างอย่างรวดเร็วการกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้อง จะเกิดขึ้นพร้อมกันโดยเริ่มจากภายในออกสู่ผนังหัวใจภายนอก เซลล์ในหัวใจตอนบนมีแนวโน้มที่จะเกิดการปลดปล่อยประจุประมาณ 60 ถึง 100 ครั้งต่อวินาทีเซลล์ในแนวโหนดเอวีซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างหัวใจส่วนบนกับส่วนล่างมีแนวโน้มที่จะเกิดการปลดปล่อยประจุ 30 ครั้งต่อนาที

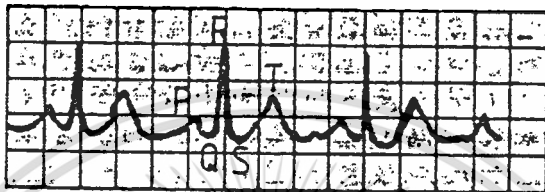
ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะเวลาที่ทั้งช่วงและการหดตัวของหัวใจส่วนล่างจากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัวเป็นลำดับ เป็นจังหวะ เป็นเวลา สัญญาณจากโหนดเอวีจะเข้ามาแล้วทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุและหดตามอัตราที่เป็นลักษณะเฉพาะตัว ดังนั้นโหนดเอวีจึงเป็นผู้นำในการทำงานของหัวใจ ถ้าโหนดเอวีไม่ทำงาน หรือสัญญาณที่ส่งมาถูกแนวโหนดเอวีที่เป็นโรคกักไว้ หัวใจส่วนล่างจะยังคงบีบรัดตัวได้อย่างมีประสิทธิภาพ เพราะว่าเซลล์บางเซลล์ในหัวใจส่วนล่างสามารถที่จะปลดปล่อยประจุได้เองและทำตัวเป็นผู้นำในหัวใจส่วนล่าง อัตราการเต้นของหัวใจในลักษณะนี้จะช้า (ประมาณ 30 ครั้งต่อนาที) แต่จังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อความอยู่รอดเช่นนี้มักจะเพียงพอที่จะทำให้ชีวิตอยู่รอดได้จนกว่าคนไข้จะได้รับการช่วยเหลือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG)

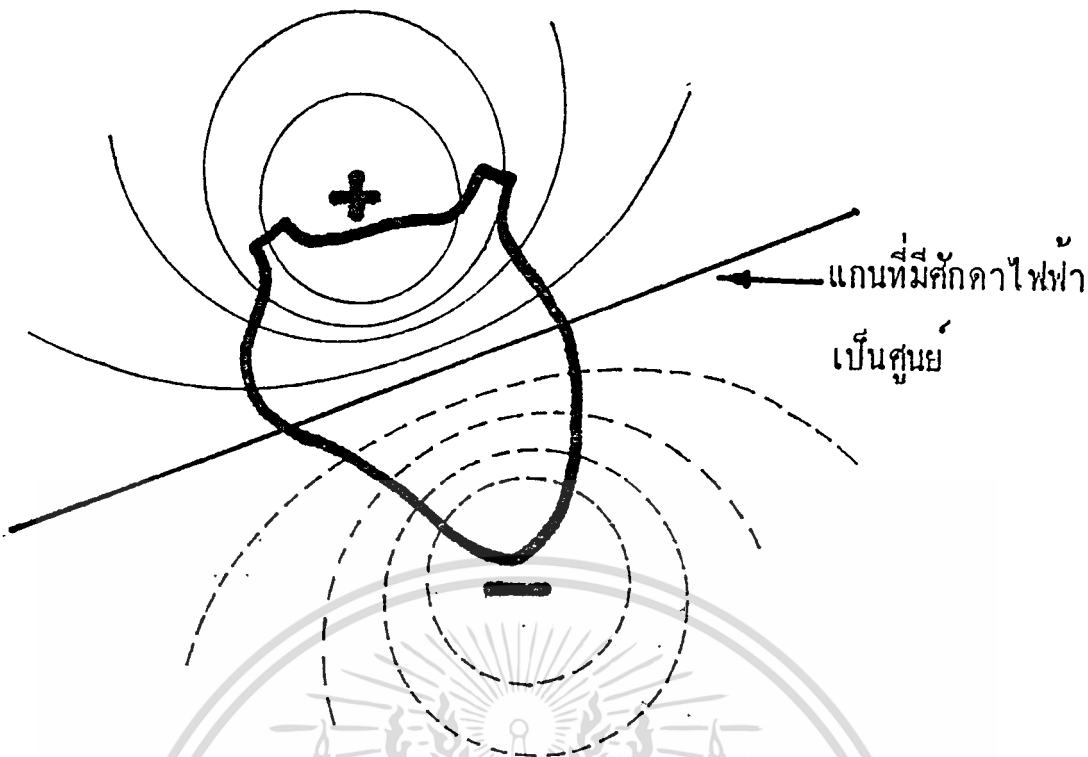
อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากการต่อขั้วไฟฟ้าเข้ากับบริเวณหน้าอก แขน ขา ดังรูปที่ 2.7 แสดงภาพอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมสัญญาณที่ได้มีแอมพลิจูดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงใช้ขยายสัญญาณแบบที่มีความถี่ต่ำในการขยาย กระดาษบันทึกข้อมูลเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 25 มิลลิโวลต์ต่อวินาที สัญญาณนี้จะแสดงบนจอออสซิลโลสโคปก็ได้



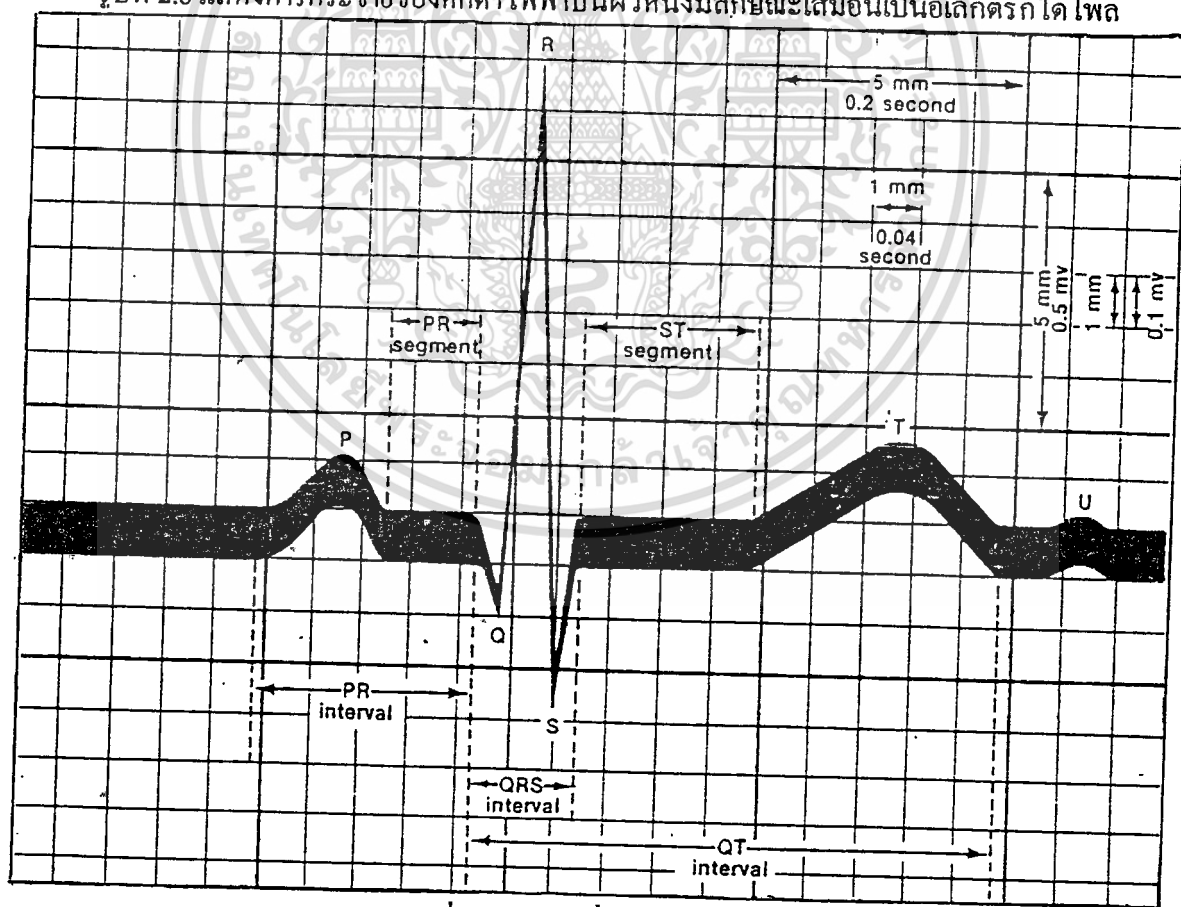
รูปที่ 2.7 แสดงผลจากการทำอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ คลื่น P เกิดจากหัวใจส่วนบนตามด้วยคลื่น QRS ซึ่งเกิดจากหัวใจส่วนล่างและต่อด้วยคลื่น T

ในรูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นวงจรการทำงานของหัวใจ คลื่น P เกิดจากการปลดปล่อยประจุของหัวใจส่วนบน คลื่น QRS เป็นผลจากการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่าง คลื่นที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจส่วนบนจะซ้อนอยู่ในคลื่น QRS

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วย ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกันการเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและบริเวณผิวหนังของร่างกายการไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่ทำงานเท่านั้น ดังนั้นเราอาจพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย เหมือนกับเป็นอิเล็กตริก ไดโพล (Electric dipole) ดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเหมือนเป็นอิเล็กทริกไดโพล



รูปที่ 2.9 แสดงคลื่นไฟฟ้าของหัวใจคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของหัวใจย่อมมีความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างบริเวณทั้งสอง คล้ายมีขั้วไฟฟ้าต่างกัน 2 ขั้วเกิดขึ้น ขนาดและทิศทางของแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วทั้งสองเปลี่ยนไปตามเวลาและจะเวียนมาเริ่มต้นในรูปตามเดิม โดย ECG แบ่งย่อยออกได้ 3 ส่วนคือ

1. P wave : สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีความเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที

2. QRS complex : สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีความเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาทีและสัญญาณ R จะมีขนาดสูงสุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้าทำการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้ายหรือที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงสุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก

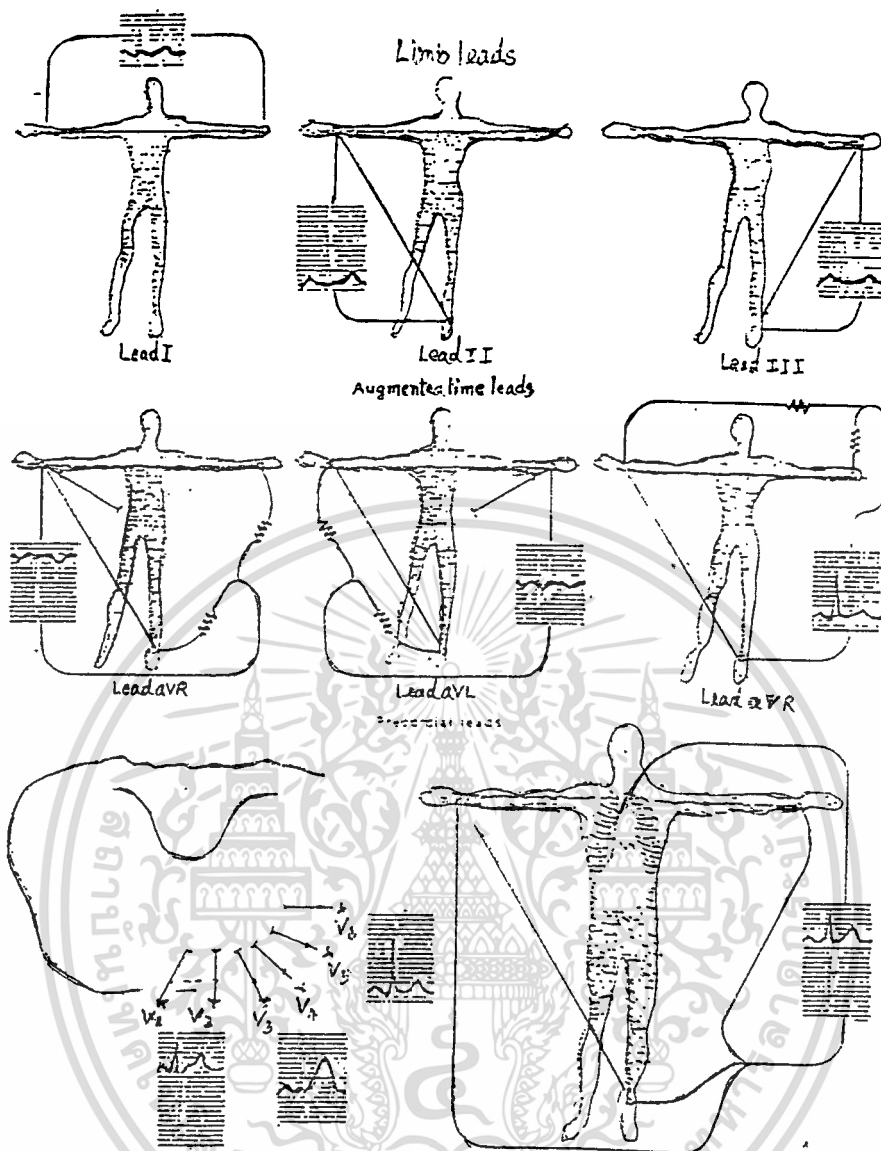
3. T wave : สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่างมีความเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาทีและมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ ของสัญญาณ R

ช่วงเวลาดังๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ช่วงเวลากปกติ (วินาที)	
	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
ช่วงเวลาของ PR*	0.18	0.12 - 0.20
ช่วงเวลาของ QR	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.40	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (คือ QT - QRS)	0.32	

ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงเวลาดังๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หมายเหตุ * ช่วงเวลาของ PR* วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวาเริ่มของสัญญาณรวม QRS

Electromechanical dissociation : สภาวะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจดูปกติ แต่ไม่มีการสูบฉีดเลือด



รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน

2.5 การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้า

อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมเป็นวิธีการแรกของการตรวจวัดสัญญาณทางไฟฟ้าจากคนไข้ที่เป็นโรคเนื้อเยื่อหัวใจตายเนื่องจากเส้นเลือดอุดตัน หรือโรคหัวใจอื่นๆ แต่อย่างไรก็ตามอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมก็ไม่ได้บอกอะไรทั้งหมด ในบางครั้งอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมที่เป็นปกติทั้งๆที่คนไข้กำลังมีปัญหาอย่างหนักการตรวจวัดการทำงานของหัวใจด้วยวิธีอื่นก็กระทำด้วย เครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มีบทบาทสำคัญมากในการตรวจวัดเหล่านี้ และจะได้นำมากล่าวถึงในตอนต่อไป

๒๕๖๕/๖๖

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อให้ได้ข้อมูลที่สำคัญเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจเพื่อช่วยในการนำบัตรรักษาคนไข้ การวัดค่าความดันเลือดในเส้นเลือดแดง ในเส้นเลือดดำใกล้หัวใจและในเส้นเลือดฝอยในปอด มักจะทำได้ยากลำบาก ทำให้ต้องมีความต้องการเครื่องมือวัดความดันที่สามารถเปลี่ยนค่าความดันที่วัดได้ให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้โดยการวางเครื่องมือนี้ในตำแหน่งเหล่านั้นหรือวางในตำแหน่งที่สนใจจะวัด อย่างไรก็ตามบ่อขี้ที่เดียวที่มีการใช้ท่อพลาสติกเล็กๆ บรรจุของเหลวให้ปลายข้างหนึ่งต่อกับเครื่องมือนี้ ปลายข้างที่เหลือเชื่อมเข้ากับบริเวณที่ต้องวัดท่อของเหลวนี้จะส่งผ่านความดันให้กับเครื่องมือ

การทำงานจริงๆของหัวใจสามารถพิจารณาได้จากการวัดการทำงานของหัวใจคือ เลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจซึ่งวัดในหน่วยลิตรต่อนาที

2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสถานะของหัวใจเป็นอย่างดี

การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสัญญาณเป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสถานะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีดมาตรฐานดังรูปที่ 2.10 หรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากภาระกิจประจำวันของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ ไม่ทันต่อการรักษาดูแลผู้ป่วย

ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยการแปลงไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปของข้อมูลดิจิทัล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูล ดิจิตอลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหาเพียงบางส่วนของวิธีการวิเคราะห์ในแบบเดิม เช่น กรณีไม่มีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญที่จะทำการวิเคราะห์ อีกทั้งวิธีนี้ยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว แม่นยำและถูกต้อง ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากร หรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่การวิเคราะห์ยังคงความเชื่อถือได้อยู่การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 แบบคือ

1. อัตราการเต้นของหัวใจ (Rate)
2. จังหวะการเต้นของหัวใจ (Rhythm)
3. แนวแกนของหัวใจ (Axis)
4. กล้ามเนื้อของหัวใจพองโต (Hypertrophy)
5. กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Infarction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 แบบนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ

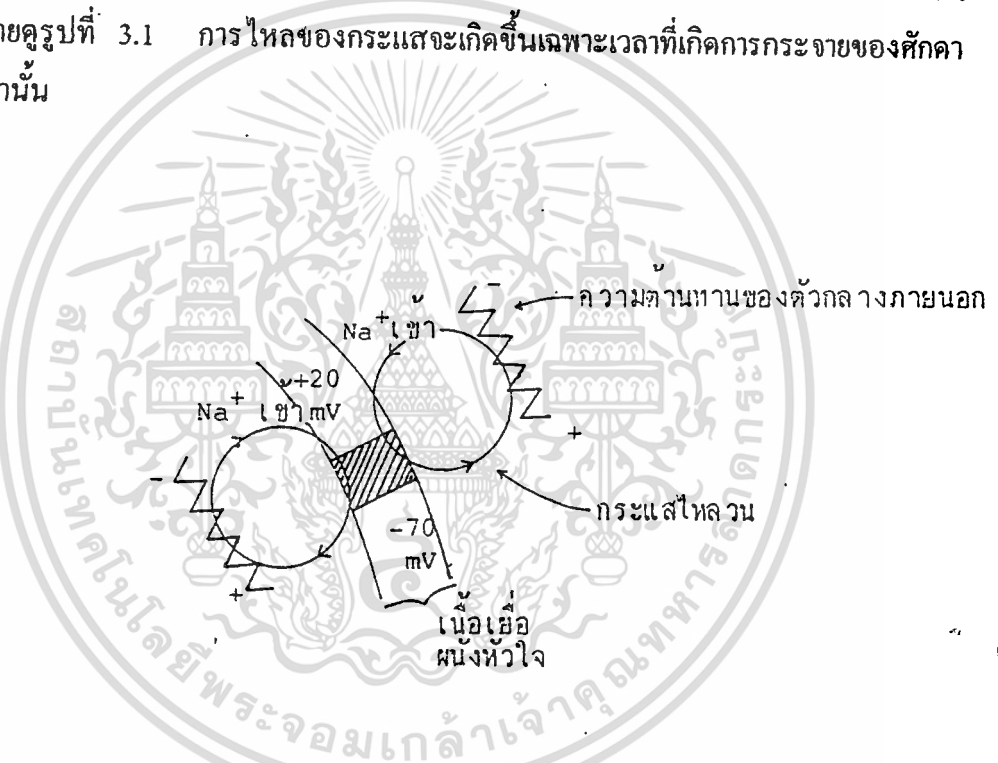


บทที่ 3

การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและปัญหาที่เกิดขึ้น

3.1 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง

การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action potentials) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ จะรวมกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณ ผิวหนังของร่างกายดูรูปที่ 3.1 การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น

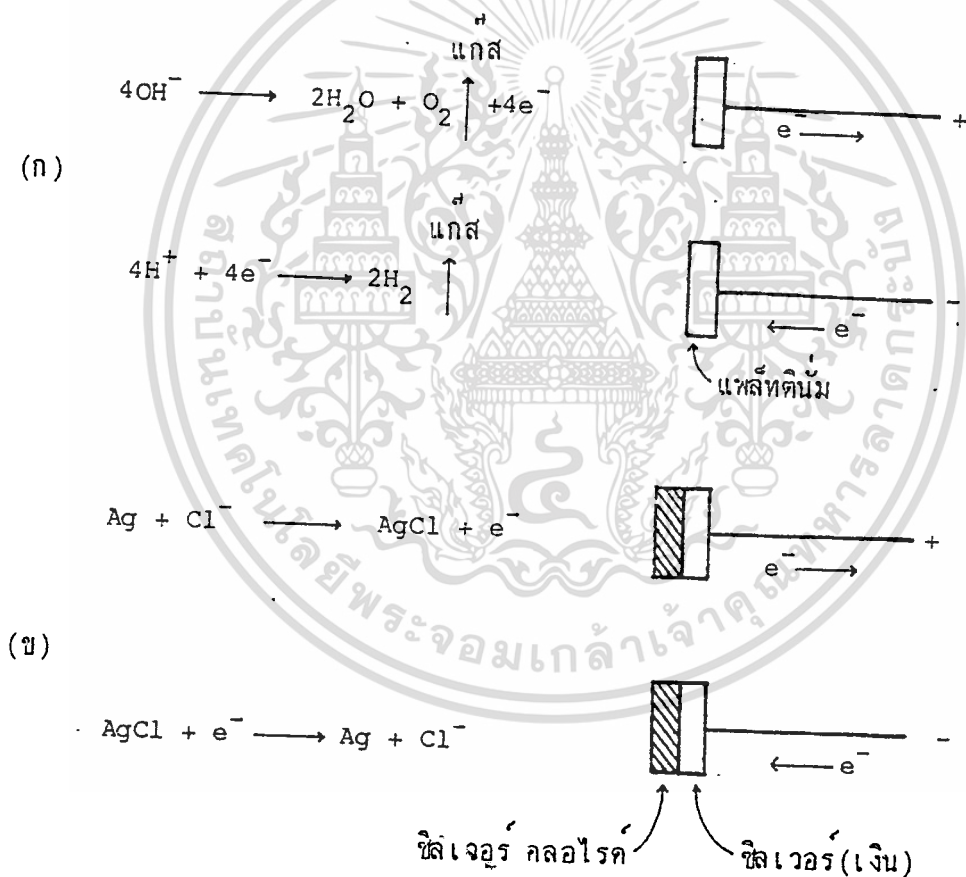


รูปที่ 3.1 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ กระจายลงล่างโซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงๆ เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 มิลลิโวลต์ ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น +20 มิลลิโวลต์ การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านั้น รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าซึ่งไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกร้อมและมีข้อดังแสดงในรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงานเป็นบวกเมื่อเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

3.2 อิเล็กโทรด

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีโดยไม่เกิดสัญญาณรบกวน เนื่องจากการไม่เสถียรทางไฟฟ้า ก็โดยการใช้อิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ (Silver-Silver chloride) ดังแสดงในรูปที่ 3.1 อิเล็กโทรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่าย โดยการเคลือบ ซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็กโทรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ ด้วยกระบวนการทางไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ได้อย่างรวดเร็วมาก ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็กโทรด ในขณะที่ใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกขั้วหนึ่งจะเคลือบหนาขึ้น ซึ่งจะไม่มีการฟองก๊าซเกิดขึ้นและไม่มีสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรด



รูปที่ 3.2 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหน้ากับอิเล็กโทรด

- (ก) อิเล็กโทรดทำด้วยแพลทินัม (Platinum) ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อย ทำให้เกิดฟองแก๊ส (o ที่ขั้วบวก และ H ที่ขั้วลบ) ที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ
- (ข) อิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมีดังนั้น จึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำและไม่เกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

มีตัวแปรหลายอย่างที่จะต้องพิจารณาในการออกแบบและประยุกต์ใช้ในอิเล็กทรอนิกส์โอ - แกรม ในรายงานฉบับนี้จะกล่าวถึงตัวแปรที่สำคัญที่มีผลต่อวงจร

3.3.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่ (Frequency distortion)

อิเล็กทรอนิกส์โอแกรมจะไม่พบผลตอบสนองของความถี่ที่เป็นมาตรฐานแต่จะมีความเพี้ยนเนื่องจากความถี่นี้จะเกิดขึ้นบ่อยใน ECG ดังแสดงในรูป 3.3 ซึ่งแสดงลักษณะของความถี่ที่รบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

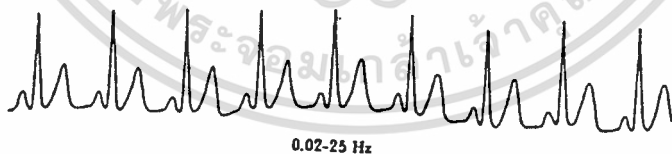
รูปที่ 3.3 (a) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติในช่วงความถี่ 0.02 - 150 Hz

รูปที่ 3.3 (b) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งบันทึกไว้ในช่วงความถี่ 0.02 - 25 Hz ในกรณีนี้ จะมีความเพี้ยนที่ความถี่สูง ทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่สูงกว่า 25 เฮิร์ตหายไปและมีการลดลงของแอมพลิจูดที่มุมของคลื่น QRS

รูปที่ 3.3 (c) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกไว้ในช่วงความถี่ 1 - 150 Hz ซึ่งในกรณีนี้ จะมีความเพี้ยนที่ความถี่ต่ำ ทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่ำกว่า 1 เฮิร์ตหายไป



(a) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ



(b) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่สูง



(c) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่ต่ำ

รูปที่ 3.3 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

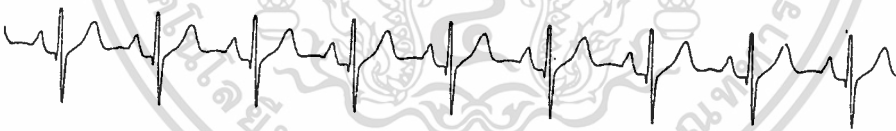
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (Saturation or cutoff distortion)

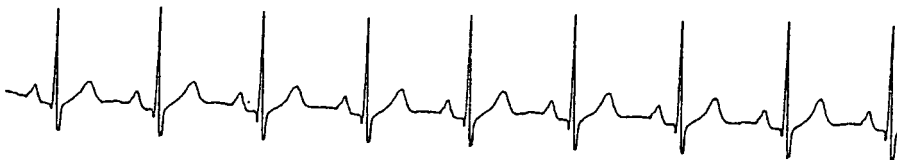
ค่าออฟเซตโวลเตจค่าสูงที่อิเล็กทรอนิกส์ หรือส่วนขยายที่ไม่เหมาะสมในอิเล็กทรอนิกส์กราฟ จะทำให้เกิดความเพี้ยนปรากฏในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 3.4 (a) ซึ่งแสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ รูปที่ 3.4 (b) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในกรณีนี้ การรวมค่าแอมพลิจูดของสัญญาณอินพุต และส่วนขยายที่อิ่มตัว (ในด้านที่เป็นซิกบวก) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น QRS หรือพีค (Peak) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกตัดออกไป เพราะเอาต์พุตของส่วนขยายไม่สามารถเกินค่าโวลต์เดทอิ่มตัว รูปที่ 3.4 (c) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟที่แรงดันค่าต่างๆ โดยเป็นส่วนขยายที่อิ่มตัว (ในด้านที่เป็นซิกลบ) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น หรือพีคของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกตัดออกไปดังรูป



(a) แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ



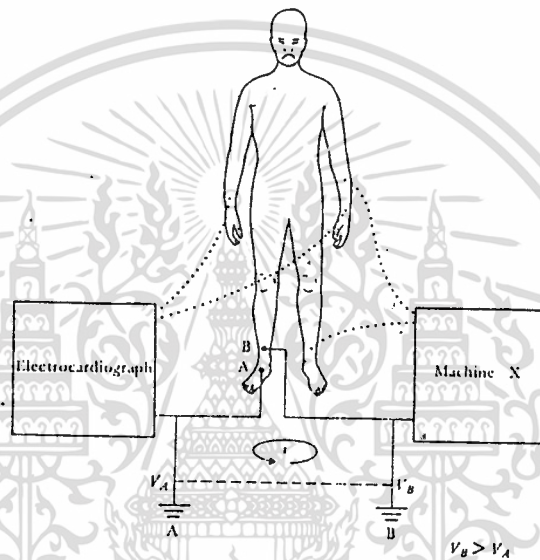
(b) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซิกบวก



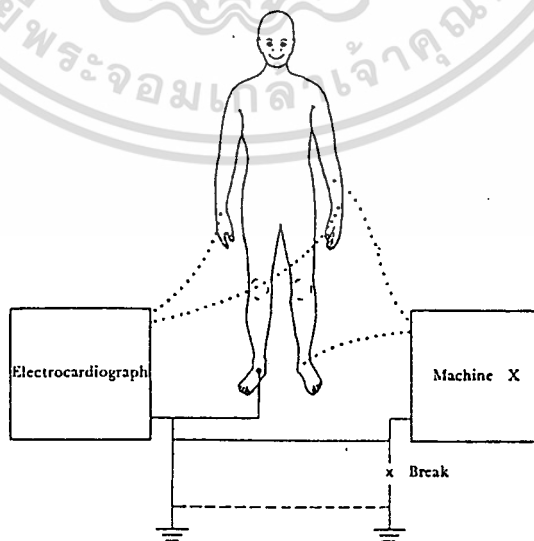
(c) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซิกลบ

3.3.3 กราวด์ลูป (Ground Loop)

กราวด์ลูปเกิดจากการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบลายวงจรไม่ดีทำให้ศักดาที่จุดกราวด์มีค่าศักดาไม่เท่ากัน ทำให้กระแสไหลจากกราวด์ของวงจรที่มีศักดาสูงกว่าไปยังกราวด์ของวงจรที่มีศักดาล่างกว่าดังแสดงในรูปที่ 3.5 (a) เป็นผลทำให้เกิดการรบกวนขึ้นภายในระบบซึ่งแก้ไขได้โดยการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบลายวงจรซึ่งให้กราวด์ของแต่ละวงจรไปรวมกันที่จุดๆเดียวกันกับกราวด์ของแหล่งจ่ายไฟ ดังรูปที่ 3.5 (b) ทำให้ศักดาของกราวด์เท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้



รูปที่ 3.5 (a) แสดงตัวอย่างกราวด์ลูปที่เกิดระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์



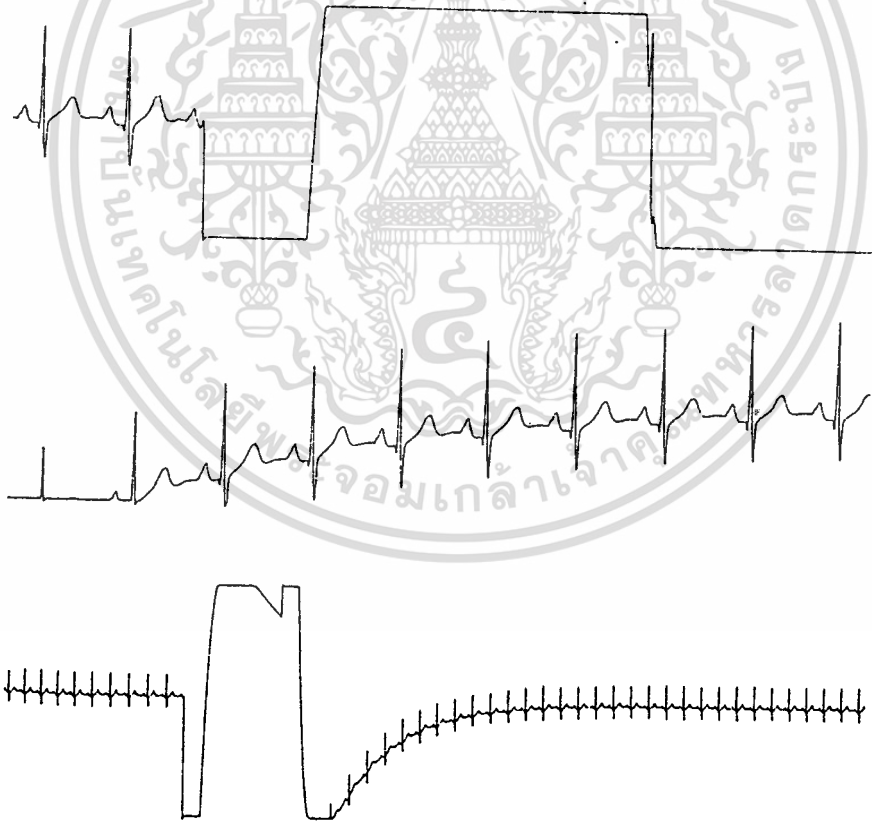
รูปที่ 3.5 (b) แสดงตัวอย่างการแก้การเกิดกราวด์ลูปของวงจรทั้งสอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณ์ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



3.3.4 ความเพี้ยนที่เกิดจากสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดชั่วขณะ (Artifact from Large electric transients)

เมื่ออินพุทของวงจรขยายความแตกต่างมีสัญญาณทางไฟฟ้าฉับพลัน (Electric transient) เช่นเมื่อคนไข้ถูกแพทย์ทำการช็อคด้วยเครื่องกระตุ้นหัวใจทำให้ของวงจรขยายความแตกต่างเกิดสถานะอิมพัลส์ขึ้นชั่วขณะหนึ่งซึ่งทำให้คาปาซิเตอร์คัปปลิง (Capacitor coupling) ที่มีค่ามาก (100 μF เพื่อให้สัญญาณความถี่ต่ำถูกคัปปลิงไปได้) ถูกประจุจนเต็ม และเนื่องจากค่าอินพุทอิมพัลส์ของวงจรภาคถัดไปมีค่าค่อนข้างสูง ดังนั้นค่า อาร์ซี ไทม์คอนสแตนท์ (RC Time Constant) ทำให้ตัวคาปาซิเตอร์คัปปลิงทำการคายประจุ (discharge) ประจุออกทำให้เสียเวลานานพอสมควรโดยคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีลักษณะดังรูป 3.6 อาจแก้ไขโดยการใช้วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติซึ่งทำหน้าที่ลดค่าอาร์ซี ไทม์คอนสแตนท์ ให้ลดน้อยลงซึ่งจะกล่าวถึงในบทต่อไป



รูปที่ 3.6 แสดงความเพี้ยนที่เกิดจากสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดชั่วขณะ

3.3.5 การแทรกสอดจากสัญญาณทางไฟฟ้า

สัญญาณทางไฟฟ้า 50 เฮิร์ต ที่มีอยู่ในร่างกายมนุษย์จะถูกขยายแบบ คอมมอนโหมด (Common mode) ทำให้ได้สัญญาณดังรูป 3.7 (a) ซึ่งถ้าหากวงจรส่วนขยายความแตกต่างมีค่าคอมมอนโหมดรีเจ็คชันเรซิโอ (Common-mode-rejection ratio : CMRR) ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนมีขนาดเล็ก แต่ถ้าหากต้องการกำจัดสัญญาณรบกวนนี้ให้เล็กลงไปอีก ก็สามารถทำได้ โดยนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนน้อยลงดังรูปที่ 3.7 (b)



รูปที่ 3.7 (a) แสดงสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า 50 เฮิร์ตที่เกิดขึ้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.7 (b) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ 50 เฮิร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

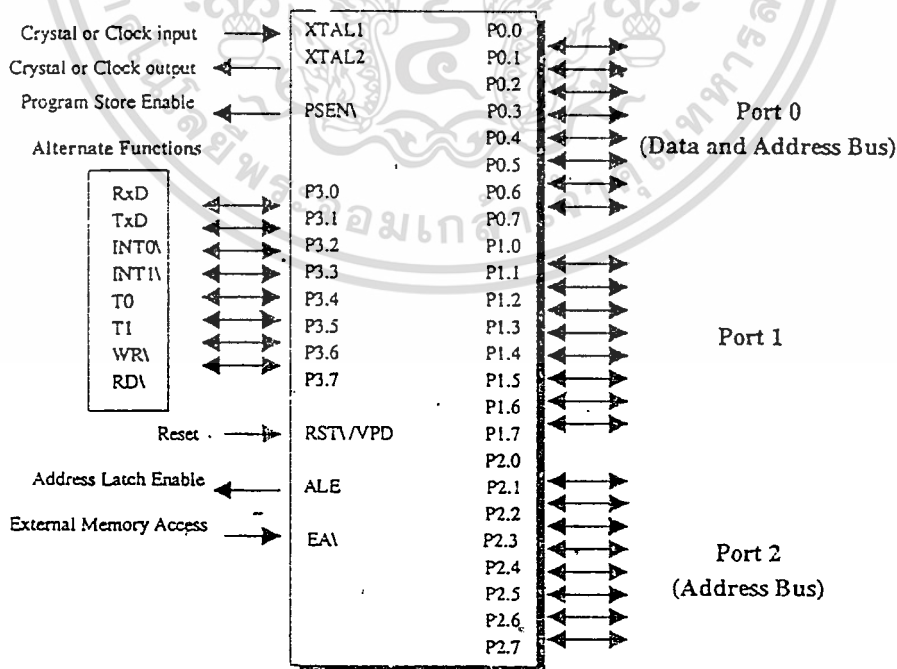
บทที่ 4

ไมโครคอนโทรลเลอร์ AT89C51

ในโครงงานนี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เนื่องจากมีพอร์ทอนุกรมในตัว อีกทั้งยังเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีความสามารถค่อนข้างสูง ส่วนเหตุผลที่เลือกชิปของบริษัท ATMEL เบอร์ AT89C51 เนื่องจากเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่หน่วยความจำแบบ Flash Programmable and Erasable Read Only Memory (PEROM) อยู่ภายในขนาด 4 Kbytes สามารถทำการเขียนและลบข้อมูลด้วยไฟฟ้าได้ประมาณ 1000 ครั้ง และข้อมูลที่เขียนลงไปสามารถอยู่ได้นานถึง 10 ปี ทำให้ประหยัดอุปกรณ์ที่จะต้องเพิ่มภายนอกอันจะทำให้การออกแบบลายวงจรนั้นกระทำได้ง่ายขึ้นด้วย นอกจากนี้การแก้ไขและพัฒนาโปรแกรมยังกระทำไ้รวดเร็วเนื่องจากการลบข้อมูลด้วยไฟฟ้านั้นเร็วกว่าการลบข้อมูลของหน่วยความจำภายนอกโดยทั่วไปที่ลบด้วยแสงอุลตราไวโอเลตมาก

4.1 การกำหนดหน้าที่ขาสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์ AT89C51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์รวมถึง AT89C51 ด้วยจะมีตำแหน่งขาพื้นฐานที่เหมือนกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 การกำหนดหน้าที่ขาสัญญาณของ AT89C51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโครงการนี้เท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้าที่การใช้งานแต่ละขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 มีดังนี้

- ขาพอร์ต 0 (ขา 32-39) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 0 ขนาด 8 บิต(P0.0-P0.7) แบบ Open Drain Bidirectional พอร์ตนี้สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะปล่อยลอย(มีสถานะ High Impedance) แต่ถ้าหากจะใช้เป็นพอร์ตเอาต์พุตจะต้องต่อ R - Pull Up ภายนอกเพิ่มเติมนอกจากใช้เป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตแล้ว พอร์ต 0 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกชิปด้วย โดยส่งค่าแอดเดรสไบต์ต่ำ(A0-A7) และมัลติเพล็กซ์กับการรับส่งข้อมูล(D0-D7) จากหน่วยความจำภายนอกในระหว่างการเขียนหรือการอ่านข้อมูล

- ขาพอร์ต 1 (ขา 1-8) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 1 (P1.0-P1.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุตหรือเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้มีสถานะ high impedance โดยมีวงจรพูลอัพภายใน

-ขาพอร์ต 2 (ขา 21-28) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 2 (P2.0-P2.7) ขนาด 8 บิต แบบ Open Drain Bidirectional พอร์ตนี้สามารถใช้เป็นอินพุตพอร์ตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะ High Impedance นอกจากนี้ยังใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปแล้ว พอร์ต 2 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกด้วย โดยใช้สำหรับส่งค่าแอดเดรสไบต์สูง(A8-A15) และมีวงจรพูลอัพภายใน

-ขาพอร์ต 3 (ขา 10-17) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 3 (P3.0-P3.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้มีสถานะ High Impedance โดยใช้วงจรพูลอัพภายใน นอกจากนี้ยังใช้งานในหน้าที่พิเศษต่างๆ อีกหลายอย่าง

-ขา RST (ขา 9) ใช้สำหรับการรีเซ็ตวงจรทุกอย่างภายในชิป เพื่อเริ่มต้นการทำงานใหม่ การรีเซ็ตใช้เมื่อเริ่มจ่ายพลังงานหรือเมื่อโปรแกรมเกิดการทำงานผิดพลาด เมื่อทำการรีเซ็ตขานี้ต้องมีสถานะเป็น 1 เป็นเวลาอย่างน้อย 2 แมกซีนไซเคิลระหว่างที่ออสซิลเลเตอร์ยังทำงานอยู่ โดยต้องต่อตัวต้านทานค่า 8.2 กิโลโห์มเพื่อทำหน้าที่พูลดาวน์ และเพื่อให้ตัวชิปรีเซ็ตเองเมื่อเริ่มจ่ายพลังงานให้ต่อตัวเก็บประจุขนาด 10 ไมโครฟารัดคร่อมระหว่างขา RST กับ V_{cc}

-ขา ALE/PROG (ขา 30) เป็นขาสำหรับใช้ส่งสัญญาณออกไปภายนอก เพื่อควบคุมการแลตช์ค่าแอดเดรสไบต์ต่ำ(Address Latch Enable) จากพอร์ต 0 ในระหว่างการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมหรือข้อมูลภายนอก ปกติเมื่อไม่มีการติดต่อหน่วยความจำภายนอกขานี้จะส่งสัญญาณพัลส์ออกมาด้วยความถี่ $1/8$ ของความถี่ออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ตลอดเวลา ดังนั้นเราสามารถใช้ความถี่ที่ได้จากขานี้ไปใช้งานอย่างอื่นได้ แต่ความถี่ที่ขานี้จะลดลงครึ่งหนึ่งในระหว่างติดต่อกับหน่วยความจำไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป นอกจากนี้ขา ALE ยังใช้สำหรับควบคุมการเขียนโปรแกรมลงไปใน EPROM สำหรับ MCS-51 เบอร์ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเป็น EPROM

-ขา PSEN (ขา 29) ใช้ส่งสัญญาณสตrobeเพื่ออ่านคำสั่งจากโปรแกรมที่เก็บไว้ในหน่วยความจำภายนอกชิป (Program Strobe Enable) เมื่อชิปทำงานด้วยโปรแกรมจากภายนอก ขานี้จะส่งสัญญาณสตrobeสองครั้งในแต่ละเมกซ์ซินไซเคิล แต่ในช่วงการเขียนหรืออ่านข้อมูลกับหน่วยความจำภายนอกหรือเมื่อใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปจะไม่มีสัญญาณออกมาจากขานี้

-ขา EA/V_{pp} (ขา 31) เป็นขาสำหรับใช้เลือกให้ MCS-51 ทำงานจากโปรแกรมที่อยู่ภายในหรือภายนอกชิป โดยหากขานี้มีสถานะเป็น 0 หมายถึงให้ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำที่เก็บหน่วยความจำภายนอก หากขานี้มีสถานะเป็น 1 หมายถึงบังคับให้ MCS-51 ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป และสำหรับ MCS-51 ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป สามารถเลือกให้ทำงานได้ทั้งจากโปรแกรมที่เก็บในหน่วยความจำภายในชิปหรือภายนอกชิปด้วยการต่อขา EA กับไฟเลี้ยงหรือกราวด์ตามลำดับ ส่วนใน MCS-51 ที่ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป ให้ต่อขานี้ลงกราวด์เสมอ

-ขา XTAL1 (ขา 19) ใช้ต่อคริสตัลภายนอก โดยเป็นอินพุตเข้าสู่วงจรรอสซซิลเลเตอร์

-ขา XTAL2 (ขา 18) ใช้ต่อคริสตัลภายนอก โดยเป็นเอาต์พุตออกจากวงจรรอสซซิลเลเตอร์

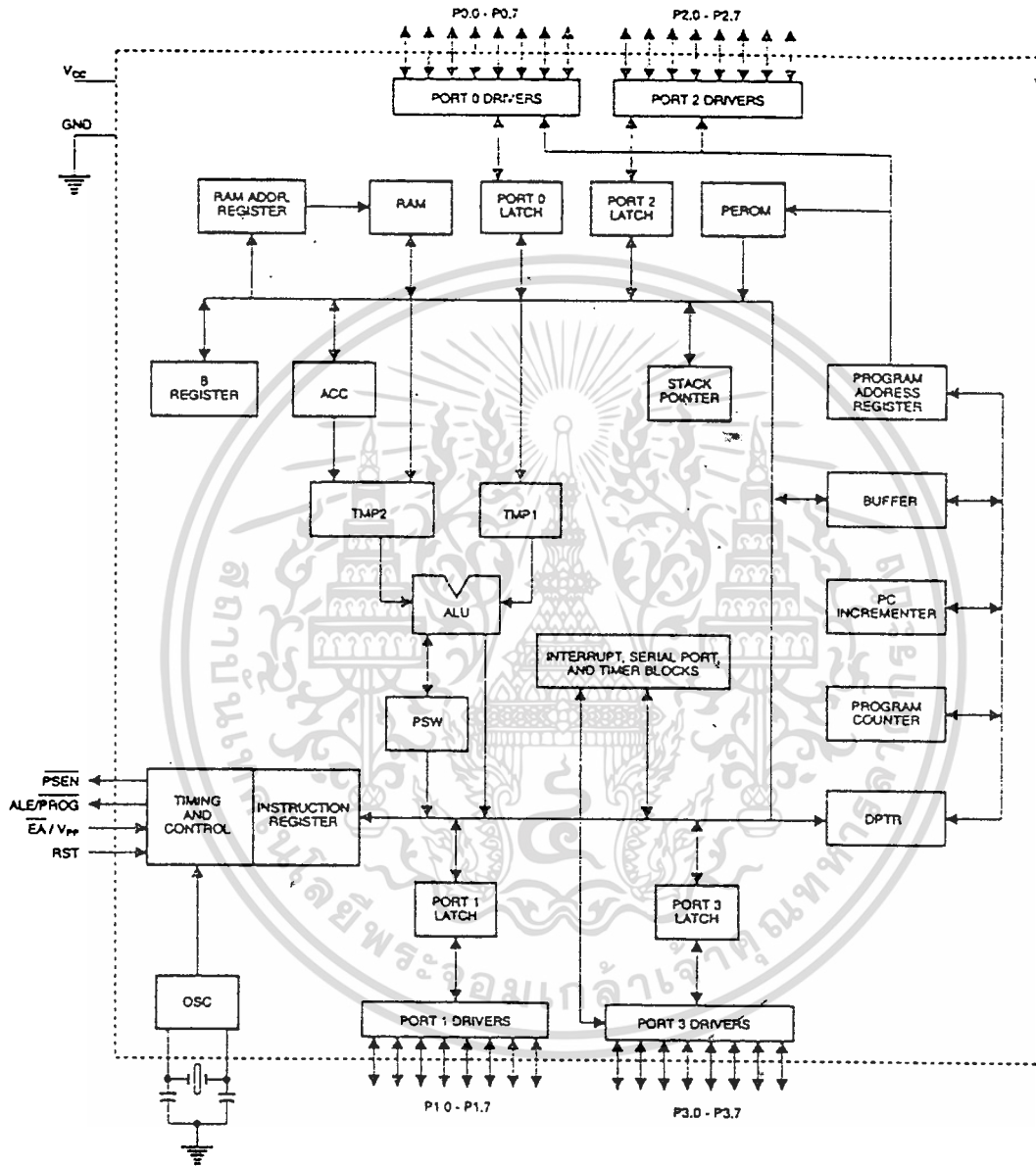
4.2 โครงสร้างภายในของ AT89C51

โครงสร้างภายในของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ AT89C51 มีดังแสดงในรูปที่ 4.2

4.3 โครงสร้างหน่วยความจำภายใน AT89C51

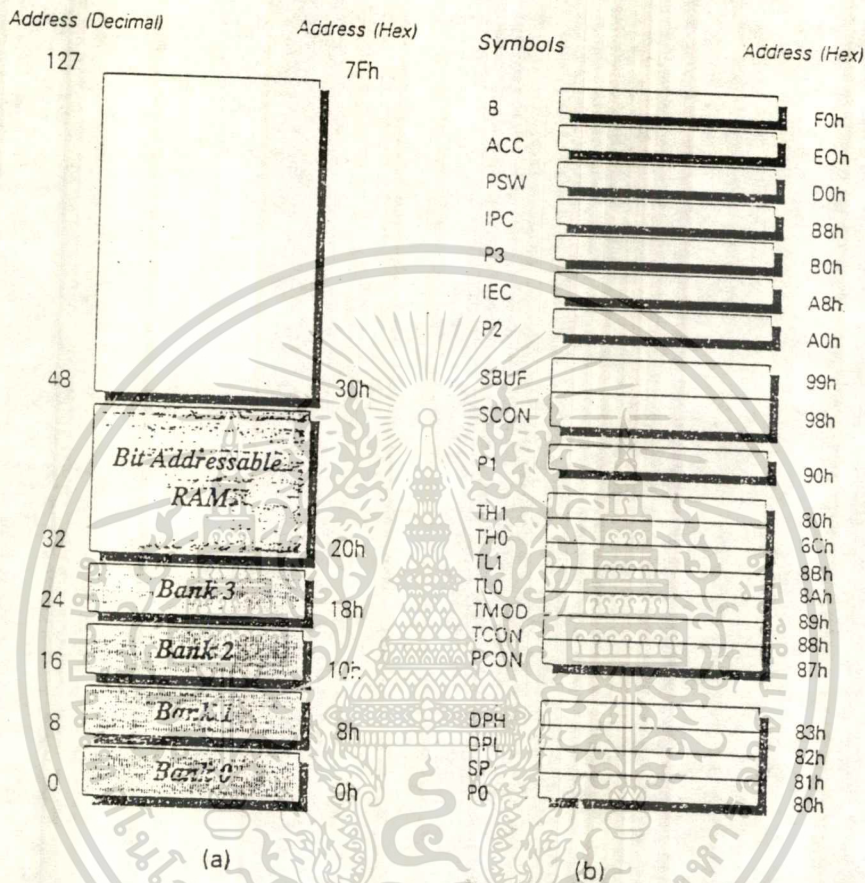
ไมโครคอนโทรลเลอร์ AT89C51 จะแบ่งหน่วยความจำออกเป็นสองส่วน คือ

1. หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรม (Program Memory) จะใช้เก็บโปรแกรมควบคุมการทำงานของชิป โดยที่หน่วยความจำส่วนนี้มีขนาด 4 กิโลไบต์
2. หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูล ซึ่งใช้สำหรับเก็บข้อมูลระหว่างการทำงาน โดยหน่วยความจำส่วนนี้มีขนาด 256 ไบต์ โดยมีการจัดพื้นที่หน่วยความจำส่วนนี้ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 4.2 โครงสร้างภายในของ AT89C51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 การจัดพื้นที่หน่วยความจำข้อมูลภายในของ AT89C51

4.4 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ

เนื่องจาก AT89C51 ถูกออกแบบไว้สำหรับใช้ควบคุมระบบโดยเฉพาะ จึงทำให้มีความสามารถเฉพาะตัวหลายอย่าง ซึ่งจำเป็นต้องอาศัยวงจรภายในชิปที่มีเพิ่มขึ้นจากไมโครโปรเซสเซอร์ทั่วไป การควบคุมการทำงานของวงจรภายในไมโครคอนโทรลเลอร์จะกระทำผ่านรีจิสเตอร์ที่ถูกกำหนดหน้าที่ไว้แล้ว ดังนั้นหากต้องการใช้ AT89C51 ให้มีประสิทธิภาพ จำเป็นต้องทราบหน้าที่การทำงานของรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะแต่ละตัวให้ละเอียด รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะทั้งหมดจะอยู่ในหน่วยความจำเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปบริเวณที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะดังได้กล่าวมาแล้ว รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะทั้งหมดใน AT89C51 มีดังแสดงในตารางที่ 4.1

ชื่อรีจิสเตอร์	ความกตความ	ความสามารถการเข้าถึงแบบบิต
ACC	Accumulator	ได้
B	B register	ได้
PSW	Program Status Word	ได้
SP	Stack Pointer	ได้
DPTR	Data pointer (DPH & DPL)	ได้
P0	Port 0	ได้
P1	Port 1	ได้
P2	Port 2	ได้
P3	Port 3	ได้
IP	Interrupt Priority	ได้
IE	Interrupt Enable	ได้
TMOD	Timer / counter mode	ไม่ได้
TCON	Timer / counter control	ได้
TH0	Timer / counter 0 (high)	ไม่ได้
TL0	Timer / counter 0 (low)	ไม่ได้
TH1	Timer / counter 1 (high)	ไม่ได้
TL1	Timer / counter 1 (low)	ไม่ได้
SCON	Serial control	ไม่ได้
SBUF	Serial data buffer	ไม่ได้
PCON	Power control	ไม่ได้

ตารางที่ 4.1 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ

4.5 รีจิสเตอร์สำหรับใช้งานทั่วไป

AT89C51 มีรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปที่ผู้เขียนโปรแกรมสามารถนำมาใช้งานได้คือ รีจิสเตอร์ A,B (อยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ แต่นับเป็นรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปเพราะไม่ถูกกำหนดหน้าที่ใช้งานโดยตรง) และรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ซึ่งอยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปบริเวณ 128 ไบต์แรก ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ใน AT89C51 มีอยู่ด้วยกันทั้งหมด 4 กลุ่ม แต่ละกลุ่มประกอบด้วย รีจิสเตอร์จำนวน 8 ตัว (R0-R7) ซึ่งมีชื่อเรียกเหมือนกัน ดังนั้นจำนวนรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ใน AT89C51 จึงมีทั้งหมด 32 ตัว ในการทำงานขณะใดๆ รีจิสเตอร์ทั้ง 4 กลุ่ม (R0-R7) จะถูกเลือกใช้เพียงกลุ่มเดียวเท่านั้น การเลือกใช้งานรีจิสเตอร์ R0-R7 กลุ่มใดกลุ่มหนึ่งใน 4 กลุ่มกระทำโดยการเซต หรือเคลียร์บิต RS0,RS1 ในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ PSW

4.6 ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์

AT89C51 มีรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะที่สามารถนับจำนวนสัญญาณนาฬิกาหรือเมกซ์ซินไซเกิลของวงจรออสซิลเลเตอร์ภายใน (ทำงานเป็นไทม์เมอร์) หรือนับจำนวนครั้งของการเปลี่ยนสถานะของสัญญาณภายนอก (นับจำนวนพัลส์ภายนอก) ที่ขา T0,T1 ของพอร์ต 3 (ทำงานเป็นเคาน์เตอร์) รีจิสเตอร์ที่ใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์มีขนาด 16 บิตจำนวน 2 ตัว คือ รีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 0 และ รีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 1 ตามลำดับ เมื่อต้องการใช้ไทม์เมอร์ 0 หรือไทม์เมอร์ 1 จะต้องโหลดค่าที่ต้องการนับไปไว้ใน รีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 0 หรือ 1 และเมื่อนับได้ครบจำนวนที่ตั้งไว้ จะมีสัญญาณอินเตอร์รัปต์เพื่อบอกให้ซีพียูทราบ

การควบคุมการทำงานของไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์ สามารถควบคุมได้จากวงจรภายนอก (ควบคุมด้วยสัญญาณที่ขา INT0,INT1) หรือควบคุมจากคำสั่งในโปรแกรม ดังนั้นรีจิสเตอร์ที่ใช้เป็นไทม์เมอร์ใน AT89C51 จะสามารถวัดช่วงห่างของเวลา วัดความกว้างของพัลส์ หรือนับจำนวนครั้งของเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นภายนอกที่เปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าแล้ว รวมทั้งใช้กำเนิดสัญญาณอินเตอร์รัปต์ที่มีคาบเวลาที่แน่นอนได้

4.7 พอร์ตสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรม

AT89C51 สามารถรับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้โดยไม่ต้องพึ่งอุปกรณ์ภายนอกอื่นๆ ในด้านอัตราเร็วของการรับส่งข้อมูลก็สามารถกำหนดค่าได้ตามความต้องการ โดยสามารถเลือกอัตราเร็วในการรับส่งข้อมูล (Baud rate) มาตรฐานได้ตั้งแต่ 110 , 1.2K , 2.4K , 4.8K , 9.6K , 19.2K , 375K ตามมาตรฐานของ UART นอกจากนี้ยังสามารถกำหนดการทำงานที่แตกต่างกันได้ถึง 4 รูปแบบ ตามความเหมาะสมในแต่ละงาน

4.8 วิธีการเข้าถึงข้อมูลของ AT89C51

คำสั่งที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของ AT89C51 มีสองประเภทคือ คำสั่งที่ต้องการข้อมูลมาดำเนินการเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ และคำสั่งที่ไม่ต้องการข้อมูลมาดำเนินการ คำสั่งที่ต้องการข้อมูลจะมีวิธีการเข้าถึงข้อมูลได้หลายวิธีดังนี้

- วิธีการเข้าถึงข้อมูล โดยตรง
- วิธีการเข้าถึงข้อมูล โดยทางอ้อม
- วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป
- วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์เฉพาะของตัวคำสั่ง
- วิธีการเข้าถึงข้อมูลที่กำหนดเอง โดยตรง
- วิธีการเข้าถึงข้อมูลที่มีตัวชี้อ้างอิง

คำสั่งแต่ละคำสั่งที่ต้องการข้อมูลหรือโอเปอเรนด์ (Operand) อาจจะมีวิธีการเข้าถึงข้อมูลในโอเปอเรนด์ได้วิธีเดียวหรือหลายวิธีขึ้นกับคำสั่งแต่ละคำสั่ง รายละเอียดของวิธีการเข้าถึงข้อมูลของโอเปอเรนด์แต่ละวิธีมีดังนี้

4.8.1 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยตรง (Direct Addressing)

เป็นวิธีการกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำโดยตรงในคำสั่ง บริเวณหน่วยความจำที่สามารถอ้างได้โดยวิธีนี้จะเป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปเฉพาะบริเวณ 128 ไบต์แรก และหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป รวมทั้งหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ

4.8.2 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อม (Indirect Addressing)

เป็นวิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อม โดยค่าตำแหน่งหน่วยความจำจะอยู่ในรีจิสเตอร์เฉพาะบางตัว นั่นคือวิธีนี้จะใช้ค่าในรีจิสเตอร์ เป็นตัวชี้ตำแหน่งหน่วยความจำ หน่วยความจำที่สามารถใช้วิธีการเข้าถึงแบบนี้ได้คือ หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่เก็บข้อมูลทั่วไปบริเวณ 128 ไบต์กลางและ 128 ไบต์บน รวมทั้งหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป รีจิสเตอร์ที่สามารถนำมาใช้เป็นตัวชี้ตำแหน่งของหน่วยความจำมีดังต่อไปนี้

- รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0,R1 ของแต่ละกลุ่ม
- รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ SP
- รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR

การใช้วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อมนี้ รีจิสเตอร์ที่เก็บค่าตำแหน่งหน่วยความจำจะต้องระบุเครื่องหมาย “@” ไว้ข้างหน้า เช่น

```
MOV A,@R0
```

```
MOVX @DPTR,A
```

4.8.3 วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป (Register Instruction)

งานในขณะนั้น โดยในข้อมูลที่ต้องการจะอยู่ในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ของแต่ละกลุ่ม รีจิสเตอร์ที่ถูกเลือกให้การทำงานจริงๆ ซีพียูจะตรวจสอบกลุ่มรีจิสเตอร์ที่ถูกเลือกใช้งานจากบิต RS0,RS1 ในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ PSW เอง

4.8.4 วิธีเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์เฉพาะของคำสั่ง (Register-Specific)

คำสั่งบางคำสั่งของ AT89C51 จะระบุไว้แล้วว่าต้องดำเนินการกับข้อมูลในรีจิสเตอร์ตัวใด เช่น ACCUMULATOR,DPTR,SP ดังนั้นในรหัสคำสั่ง (Opcode) ของคำสั่งประเภทนี้ AT89C51 จะรู้ได้เองว่าต้องประมวลผลกับรีจิสเตอร์ตัวใด ด้วยเหตุนี้คำสั่งในกลุ่มนี้จึงไม่ต้องบอกตำแหน่งของรีจิสเตอร์ที่ใช้งานเฉพาะคำสั่งนี้แต่อย่างใดเลย เช่น

```
MOV A,#data
```

```
MOV DPTR,#data
```

จากตัวอย่างนี้ เราไม่จำเป็นต้องระบุตำแหน่งของรีจิสเตอร์ A,DPTR ในรหัสคำสั่งของคำสั่งทั้งสองแต่อย่างใด เพราะ MCS-51 จะทราบเองว่าเป็นรีจิสเตอร์ทั้งสองจากรหัสของคำสั่ง

4.8.5 วิธีการเข้าถึงข้อมูลที่กำหนดเองโดยตรง (Immediate Constants)

เป็นการกำหนดค่าข้อมูลให้กับคำสั่งโดยตรง ข้อมูลที่นำมาประมวลผลในคำสั่งจะอยู่ตามหลังรหัสคำสั่ง ทั้งนี้จะต้องใช้เครื่องหมาย “ # “ ระบุหน้าข้อมูลที่ต้องการ เช่น

```
MOV A,#100
```

4.8.6 วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยใช้ตัวชี้อ้างอิง (Indexed Addressing)

ข้อมูลที่ใช้วิธีการอ้างอิงแบบนี้จะเป็นข้อมูลที่อยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บ โปรแกรมภายใน หรือภายนอกชิปเท่านั้น จุดประสงค์ของการอ้างข้อมูลแบบนี้ มีไว้เพื่อใช้ในการเปิดหาค่าข้อมูลที่เก็บไว้ในหน่วยความจำสำหรับเก็บ โปรแกรมซึ่งข้อมูลไม่สูญหายแม้ไม่มีพลังงาน ในการทำงาน of คำสั่งที่ใช้การอ้างวิธีนี้ จะใช้ค่าของรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR หรือ PC มารวมกับค่าในรีจิสเตอร์ A เพื่อชี้ไปยังตำแหน่งของหน่วยความจำสำหรับเก็บ โปรแกรมซึ่งเก็บข้อมูลไว้ ดังนั้นค่าในรีจิสเตอร์ใช้งาน ไม่ว่าจะเป็นบิตใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฉพาะ DPTR, PC จะต้องมีค่าเท่ากับตำแหน่งต้นของหน่วยความจำส่วนที่เก็บข้อมูลที่ต้องการ ส่วนค่าของรีจิสเตอร์ A จะเป็นตัวเลือกข้อมูลที่อยู่ในหน่วยความจำ เช่น

```
MOV A, @A+DPTR
```

```
MOV A, @A+PC
```

ความจริงการอ้างข้อมูลวิธีนี้ยังมีที่ใช้ในกลุ่มคำสั่งควบคุมลำดับการทำงานของโปรแกรมโดยการบังคับให้โปรแกรมกระโดดข้ามไปทำงานที่ตำแหน่งใดๆ ในหน่วยความจำซึ่งมีค่าตำแหน่งเท่ากับผลรวมของค่าในรีจิสเตอร์ใช้เฉพาะ DPTR กับรีจิสเตอร์ A ดังตัวอย่างต่อไปนี้

```
JMP @A+DPTR
```

หมายเหตุ เนื่องจาก AT89C51 ถูกสร้างขึ้นโดยมีโครงสร้างสถาปัตยกรรมภายในเหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์อื่นๆ ดังนั้นในบทนี้จึงกล่าวถึงรายละเอียดโดยคร่าวๆ เท่านั้น ถ้าหากต้องการทราบรายละเอียดมากกว่านี้สามารถค้นคว้าได้จากหนังสือเกี่ยวกับ MCS-51 โดยทั่วไปได้



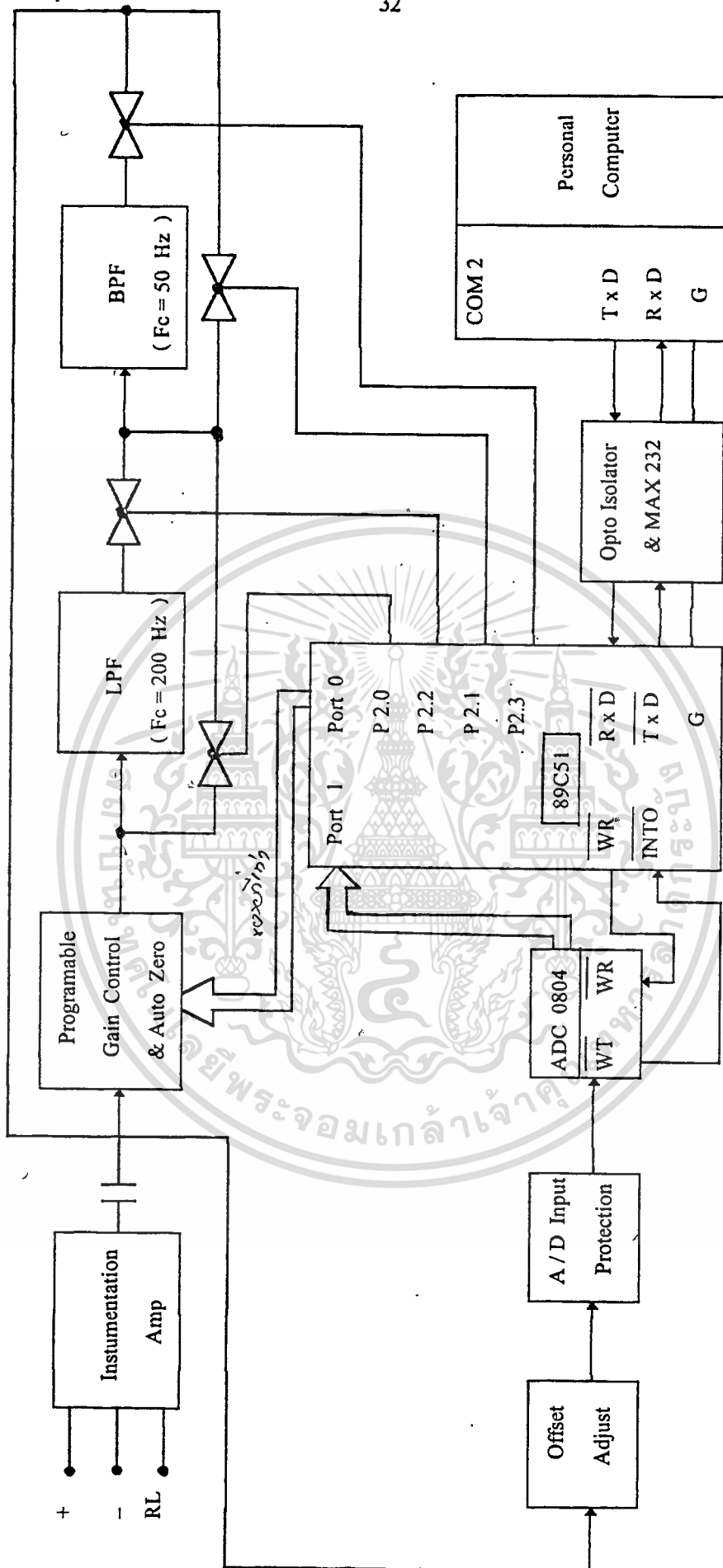
บทที่ 5

รายละเอียดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

5.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เป้าหมายของการออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโครงงานนี้ต้องการนำคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงผลออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์และใช้คอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานของวงจรขยายทั้งหมดไม่ว่าจะเป็นการควบคุมโดยอัตโนมัติ (Automatic Control) หรือควบคุมแบบแมนนวล (Manual Control) โดยสั่งการผ่านทางคอมพิวเตอร์ ดังนั้นที่ตัวเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีเพียงปุ่มเปิด-ปิดเครื่องเท่านั้นโดยที่โครงสร้างโดยรวมของวงจรภายในเป็นดังรูปที่ 5.1

จากรูปที่ 5.1 จะเห็นว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจะถูกขยายครั้งแรกโดยอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier) และถูกขยายอีกครั้งหนึ่งโดยวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (Programmable Controller) ซึ่งรับข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 6 บิตจากพอร์ท 0 ของ 89C51 จากนั้นสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) มีจุดคัทออฟที่ 200 เฮิรตซ์เพื่อกรองสัญญาณความถี่สูงซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกไป โดยสามารถเลือกที่จะไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำนี้ก็ได้ในกรณีที่ ไม่ต้องการให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดความเพี้ยนเนื่องจากผลตอบสนองเชิงเฟส (Phase Response) ที่ไม่เป็นเชิงเส้นของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน หลังจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band-reject Filter) โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ที่เข้าสู่อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์แบบคอมมอนโหมดลงอีกครั้งหนึ่ง โดยสามารถเลือกที่จะไม่ใช้วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านนี้ได้เช่นกันด้วยเหตุผลเดียวกับกรณีของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยใช้อนาล็อกสวิตช์ (Analog Switch) ทำหน้าที่บายพาส (Bypass) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจไป ซึ่งอนาล็อกสวิตช์นี้จะถูกควบคุมโดยพอร์ท 2.0, 2.1, 2.2 และ 2.3 ของ 89C51 อีกทีหนึ่งต่อจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งซิกบวกและซิกลบจะถูกยกกระด้นแรงดันออฟเซต (Offset Voltage) ขึ้นโดยวงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust) เพื่อให้มีแต่แรงดันที่เป็นบวกก่อนส่งเข้าสู่วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog to Digital Converter) เพื่อให้แน่ใจว่าจะไม่มีระดับแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นลบเข้าไปทำความเสียหายให้กับตัวอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณอนาล็อกที่เป็นค่าบวกเท่านั้นแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิตส่งเข้าสู่พอร์ท 1 ของ 89C51



รูปที่ 5.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจคอมพิวเตอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 ทำหน้าที่รับข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตแล้วทำการส่งออกแบบอนุกรมโดยผ่านออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto - isolator) เพื่อแยกกราวด์ (Ground) ของวงจรขยายออกจากกราวด์ของเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อป้องกันกระแสไฟฟ้ารั่วจากคอมพิวเตอร์ไหลสู่ร่างกาย

หลังจากข้อมูลแบบดิจิตอลผ่านออปโตไอโซเลเตอร์มาแล้วจะถูกแปลงระดับแรงดันให้เป็นมาตรฐานของ RS232C โดยไอซี MAX232 ก่อนเข้าสู่พอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ ในขณะที่เดียวกัน MAX232 ก็ทำหน้าที่แปลงข้อมูลที่เป็นคำสั่งควบคุมที่ส่งออกจากพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในมาตรฐานของ RS232C ให้เป็นระดับแรงดันในมาตรฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งข้อมูลไปควบคุมอัตราขยายของระบบให้เป็นไปตามต้องการ และเลือกที่จะใช้หรือไม่ใช้วงจรรองความถี่

รายละเอียดของวงจรในแต่ละส่วนของรูปที่ 5.1 นั้นจะได้กล่าวโดยละเอียดดังในหัวข้อต่อไป

5.2 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

5.2.1 พื้นฐานของวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Amplifier)

พิจารณารูปที่ 5.2 ทำการหาแรงดันเอาต์พุตของวงจร (V_o) โดยใช้ทฤษฎีซูเปอร์โพสิชัน (Super Position) เมื่อแทน E_1 ด้วยการลัดวงจรจะเป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตติ้ง (Inverting Amp.) ซึ่งให้ค่าอัตราขยายเท่ากับ $-m$ เท่าของแรงดัน E_2 จะทำให้ได้

$$V_o = (-m)E_2 \quad \text{----(5.1)}$$

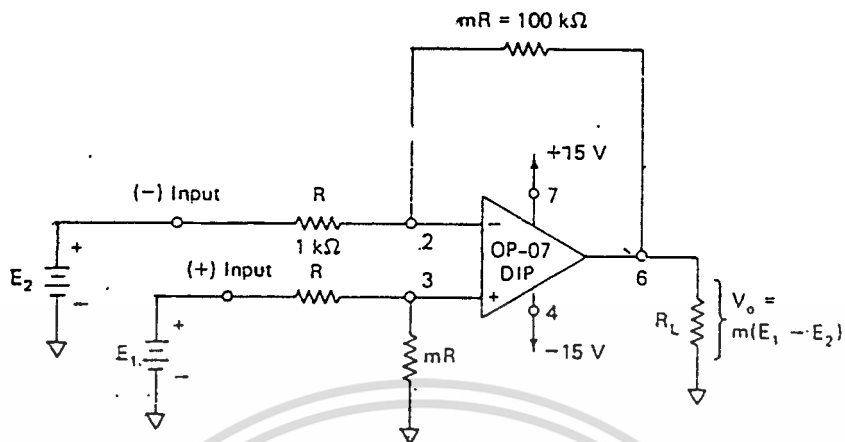
และเมื่อแทน E_2 ด้วยการลัดวงจรบ้าง จะทำให้แรงดัน E_1 ถูกแบ่งโดย R และ mR จนเหลือเพียง $E_1(m/(m+1))$ ที่ขาบวกของออปแอมป์ (Op-Amp) เมื่อมองวงจรเป็นวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ตติ้งแอมป์ (Noninverting Amp.) เราจะได้อัตราขยายเท่ากับ $(m+1)$ เท่าของแรงดันที่ขาบวกของออปแอมป์ จะทำให้ได้

$$V_o = E_1(m/(m+1))(m+1),$$

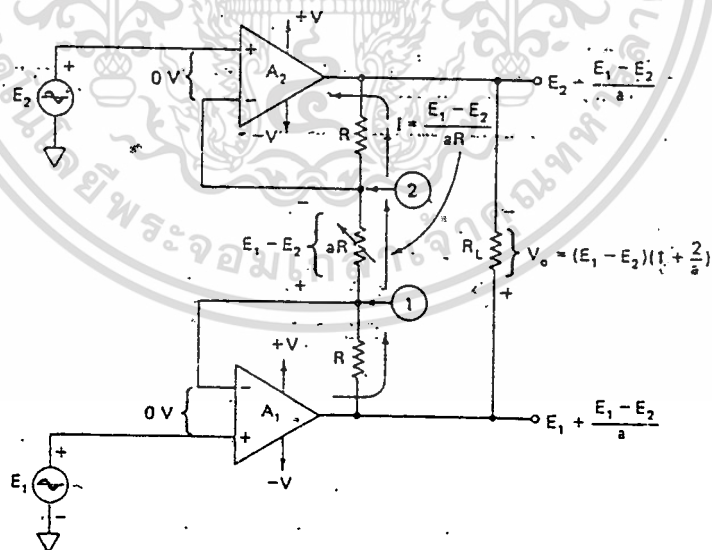
$$V_o = mE_1 \quad \text{----(5.2)}$$

ดังนั้นแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลดังรูปที่ 5.2 คือผลรวมของ V_o จากสมการที่ 5.1 และ 5.2 ทำให้ได้

$$V_o = m(E_1 - E_2) \quad \text{----(5.3)}$$



รูปที่ 5.2 วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน



รูปที่ 5.3 วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุตของอินสตรูเมนต์แอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 การพัฒนาวงจรคิฟเฟอเรนเชียลทั่วไปให้ดีขึ้น

ข้อเสียของวงจรคิฟเฟอเรนเชียลโดยทั่วไปคือมีความต้านทานทางด้านอินพุต (Input Impedant) ต่ำ ซึ่งแก้ไขได้โดยใส่บัฟเฟอร์ (Buffer) เพิ่มเข้าไปทางด้านอินพุต โดยวงจรบัฟเฟอร์เป็นดังรูป 5.3 เนื่องจากแรงดันที่ขาบวกและขาลบของออปแอมป์มีค่าเท่ากันเสมอทำให้แรงดันที่จุด 1 และ 2 (เมื่อเทียบกับกราวด์) มีค่าเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับ และทำให้แรงดันตกคร่อม aR มีค่าเท่ากับ $E_1 - E_2$ ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่าน aR จึงมีค่าดังนี้

$$I = (E_1 - E_2)/aR \quad \text{----(5.4)}$$

เมื่อ E_1 มีค่ามากกว่า E_2 ทิศทางการไหลของกระแสจะเป็นดังรูปที่ 5.3 ดังนั้นแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานทั้งสามจะมีค่าเท่ากับ

$$V_o = (E_1 - E_2)(1 + 2/a) \quad \text{----(5.5)}$$

5.2.3 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

พิจารณารูปที่ 5.4 ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบคิฟเฟอเรนเชียลที่พัฒนาขึ้นมาแล้วเรียกว่า อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ โดย IC1 และ IC2 กับ R_3, R_4 และ R_5 ถูกจัดเป็นวงจรบัฟเฟอร์ตามรูปที่ 5.3 โดยที่ $a = 2$ ดังนั้นในส่วนนี้เมื่อพิจารณาตามสมการที่ 5.5 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

$$\begin{aligned} \text{Buffer Gain} &= (1 + 2/a) \\ &= 2 \end{aligned}$$

IC3 กับ R_9, R_{10}, R_{11} และ R_{12} ถูกจัดเป็นวงจรขยายแบบคิฟเฟอเรนเชียลตามรูปที่ 5.2 โดยที่ $m = 5$ ดังนั้นในส่วนนี้เมื่อพิจารณาตามสมการที่ 5.3 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

$$\begin{aligned} \text{Diff Amp Gain} &= m \\ &= 5 \end{aligned}$$

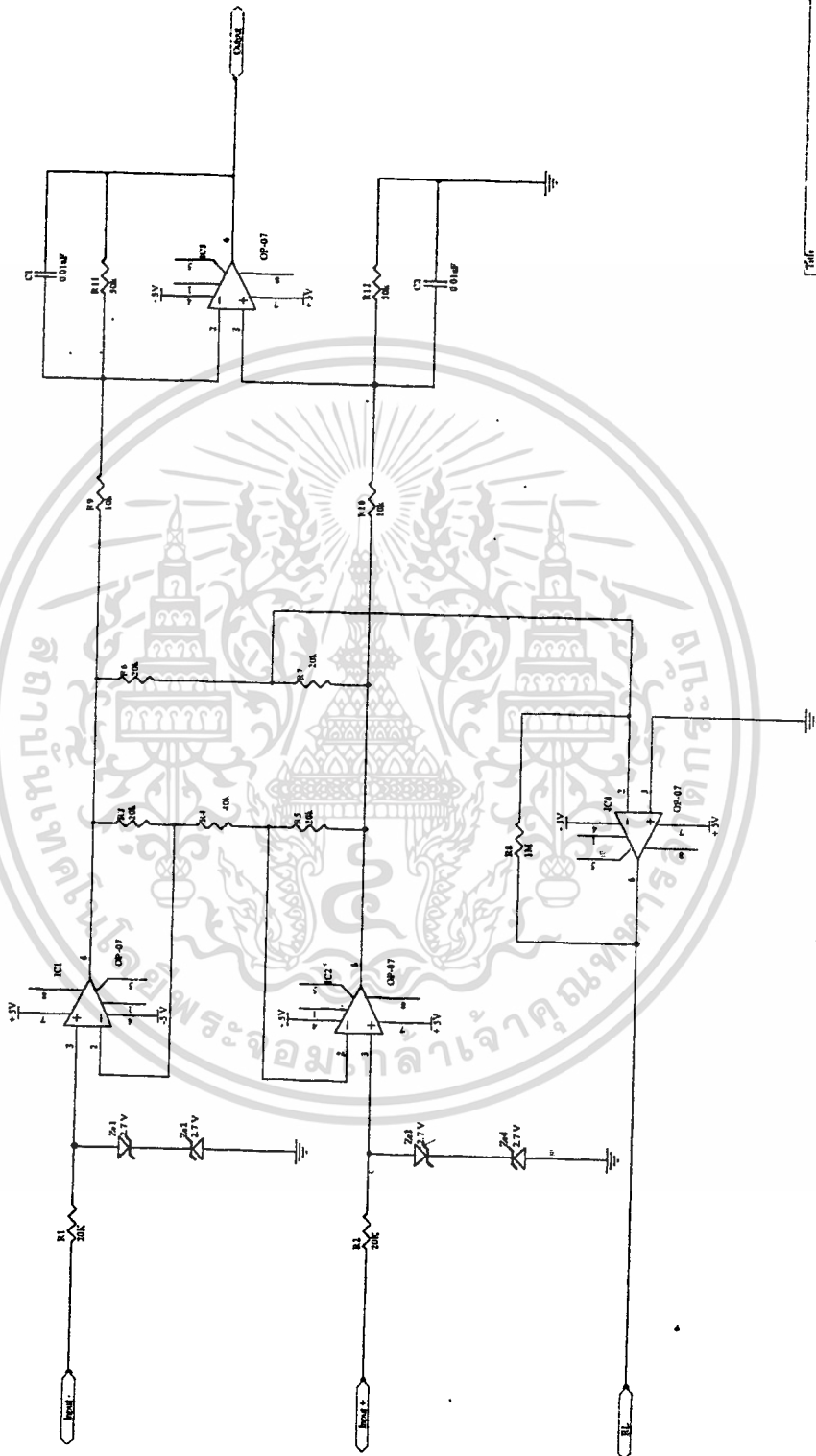
ดังนั้นอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์นี้มีอัตราขยายเท่ากับ $2 \times 5 = 10$ เท่า

ส่วน C_1 และ C_2 ทำหน้าที่ในการลดอัตราขยายของวงจรลงสำหรับสัญญาณที่มีความถี่สูงเกินไป

$R_1, R_2, Z_{e1}, Z_{e2}, Z_{e3}$ และ Z_{e4} ทำหน้าที่ป้องกันแรงดันอินพุตของออปแอมป์มีค่าสูงเกินไปจนทำให้เกิดความเสียหายกับออปแอมป์ โดยเมื่อแรงที่อินพุตใดอินพุตหนึ่งมีค่าเกินแรงดันพังทลาย (Breakdown Voltage) ของซีเนอร์ไดโอดรวมกับแรงดันตกคร่อมซีเนอร์ไดโอดเมื่ออยู่ในสภาวะไบอัสตรงซึ่งมีค่าประมาณ 0.6 โวลต์ นั่นคือเมื่อแรงดันอินพุตมีค่าบวกหรือลบมากกว่า $2.7 + 0.6 = 3.3$ โวลต์ จะทำให้แรงดันที่ขาอินพุตของออปแอมป์มีค่าคงที่ประมาณที่ 3.3 โวลต์ โดยที่ R_1 และ R_2 ทำหน้าที่จำกัดกระแสไม่ให้ไหลผ่านไดโอดมากเกินไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

INSTRUMENTATION AMPLIFIER



รูปที่ 5.4 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

IC4, R6, R7 และ R8 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (Negative Feedback) ที่เรียกว่า RL Driver เพื่อใช้แทนกราวด์ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด (Common Mode Potential) ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายกับกราวด์ลอยของวงจรลอย

5.3 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (Programmable Gain Control)

จากหัวข้อ 5.2 จะเห็นว่าอินสตรูเมนต์แชนแนลแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานนั้นมีอัตราขยายคงที่เท่ากับ 10 เท่า ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาขยายอีกครั้งหนึ่ง และวงจรขยายชุดที่ 2 นี้ควรจะปรับอัตราขยายได้ด้วยเพื่อให้สามารถปรับอัตราขยายของระบบให้เหมาะสมทำให้ได้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมามีขนาดตามต้องการ

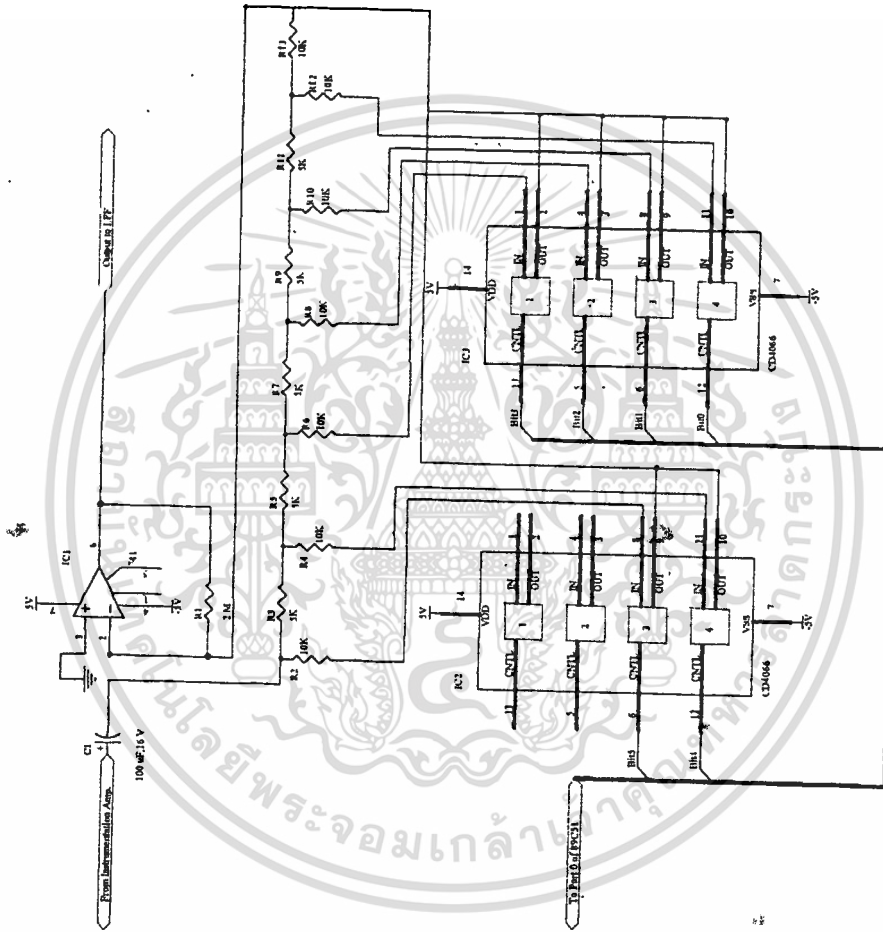
พิจารณารูปที่ 5.5 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตติ้งที่มีอัตราขยายเท่ากับ R_1 หาด้วยความต้านทาน $R-2R$ Ladder ซึ่งเปลี่ยนแปลงได้ 64 ค่าตามข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 6 บิตที่ได้รับจากพอร์ท 0 ของ 89C51 มายังอนาล็อกสวิตช์โดยเมื่อข้อมูลแบบดิจิตอลเป็น 0 ฐานสิบจะทำให้ $R-2R$ Ladder มีค่าความต้านทาน 35 กิโลโอห์ม ทำให้วงจรขยายนี้มีอัตราขยายต่ำสุดเท่ากับ 57.14 เท่า และเมื่อข้อมูลแบบดิจิตอลเป็น 63 ฐานสิบจะทำให้ $R-2R$ Ladder มีค่าความต้านทาน 5 กิโลโอห์ม ทำให้วงจรขยายนี้มีอัตราขยายสูงสุดเท่ากับ 400 เท่า ดังนั้นอัตราขยายรวมทั้งหมดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้จะมีค่าตั้งแต่ 571.4 เท่าจนถึง 4000 เท่า โดยเปลี่ยนแปลงอัตราขยายในช่วงนี้ได้ทั้งหมด 64 ระดับซึ่งมีรายละเอียดอยู่ในบทถัดไป

5.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Adjust)

พิจารณารูปที่ 5.6 ซึ่งทำหน้าที่ในการลดค่าอาร์ซีไทม์คอนสแตนต์ (RC time constant) ของตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิง (Coupling Capacitor) สัญญาณจากอินสตรูเมนต์แชนแนลกับค่าความต้านทานทางอินพุตของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (ซึ่งมีค่าค่อนข้างสูง) ซึ่งโดยปกติแล้วเมื่อมีความผิดปกติของสัญญาณอินพุตจนทำให้อินสตรูเมนต์แชนแนลป้อนตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิงจะถูกประจุและคายประจุออกมาซ้ำๆ เนื่องจากค่าอาร์ซีไทม์คอนสแตนต์มีค่ามากเป็นผลให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏนั้นเลื่อนขึ้นหรืออาจจะเลื่อนลงและใช้เวลานานมากกว่าจะกลับมาอยู่ในสภาวะปกติดังได้กล่าวไว้ในบทค้นๆ

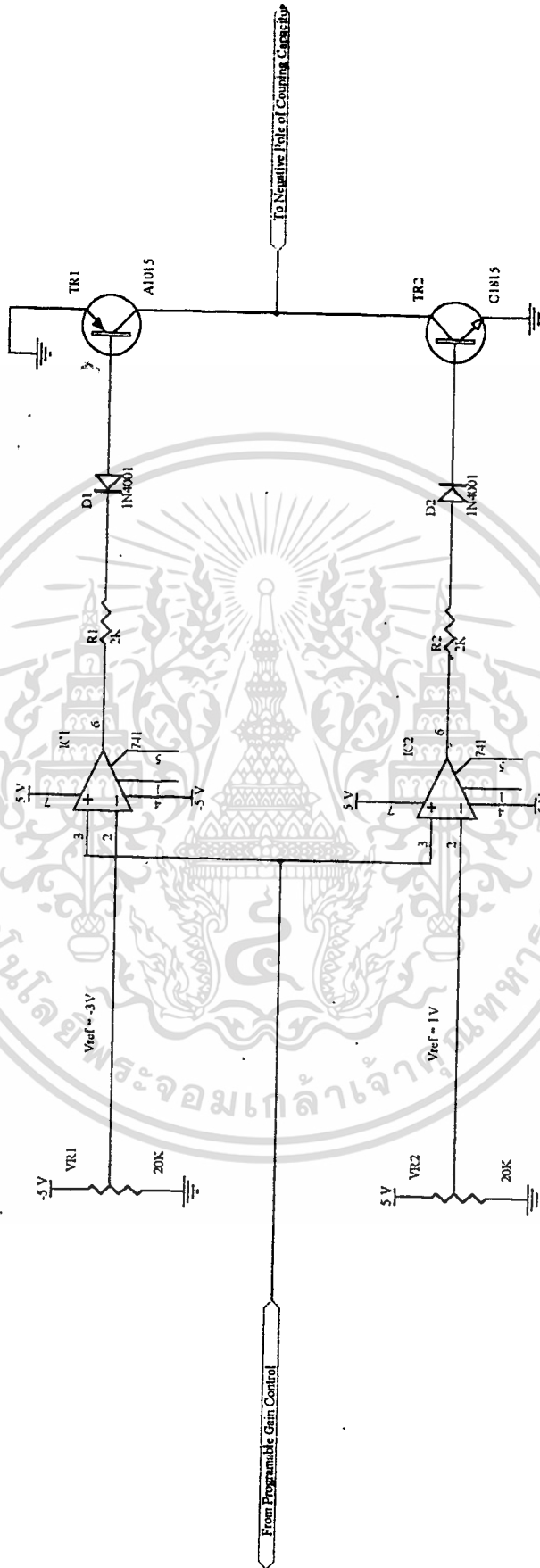
วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติดังรูปที่ 5.6 จะทำงานโดยนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกจากวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (สัญญาณนี้กลับเฟสกลับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จะปรากฏจริงๆ) มาเปรียบเทียบกับระดับแรงดันอ้างอิงที่ IC1 และ IC2 ซึ่งมีค่า -3 โวลต์และ 1 โวลต์ตามลำดับเพื่อให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ไม่กลับเฟสมีรูปคลื่นซิกเบลไม่เกิน -1 โวลต์และซิกเบลไม่เกิน 3 โวลต์ โดยที่ในสภาวะที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่กลับเฟสนี้มีขนาดไม่เกิน 1 โวลต์และไม่น้อยกว่า -3 โวลต์นี้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PROGRAMMABLE GAIN CONTROL



รูปที่ 5.5 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

AUTO ZERO ADJUST



Title

Size A4

Number

Revision

Date: 16-Oct-1998

File: CAPTAINCIRCUIT.DESIGN

Sheet of 4

Drawn By: 4

รูปที่ 5.6 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

ทรานซิสเตอร์ TR1 และ TR2 จะคัทออฟ(Cut off) แต่ถ้าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีการเลื่อนจนเกินระดับ 1 โวลต์ ทรานซิสเตอร์ TR2 จะทำงานหรือถ้ามีการเลื่อนจนต่ำกว่าระดับ -3 โวลต์ ทรานซิสเตอร์ TR1 จะทำงานทำให้ค่าอาร์ซีโคมคอนสแตนท์เหลือน้อยมากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจึงเลื่อนกลับมาสู่ระดับปกติอย่างรวดเร็ว

5.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 - 200 เฮิรตซ์ ดังนั้นจึงควรจะมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่ที่สูงกว่าย่านความถี่นี้ ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการทิ้งไป

5.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน

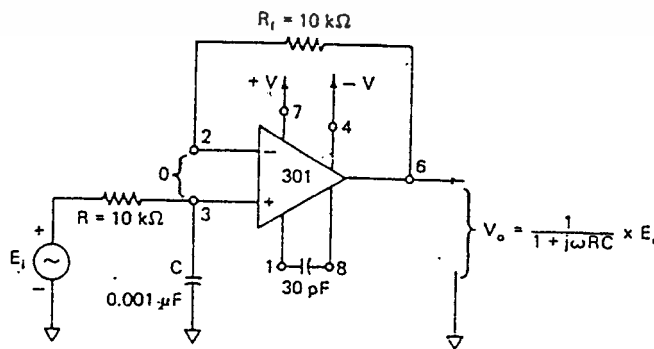
พิจารณารูปที่ 5.7 เป็นวงจรแบบแอกทิฟฟิลเตอร์อันดับที่หนึ่งประกอบด้วย R,C และ ออปแอมป์ ซึ่งจากวงจรมีอัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า โดยกำหนดให้ R_f เท่า R และแรงดันออฟเซต (Offset Voltage) มีค่าเป็น 0 โวลต์ ดังนั้นแรงที่ขา 2 เท่ากับแรงดันที่ขา 3 สำหรับแรงดันที่ขา 2 ซึ่งมีค่าเท่ากับ V_o นั้นจะทำให้แรงดันคร่อม C ที่ต่อกับ E_i เราจะได้สมการเป็น

$$V_o = E_i(1/j\omega C) / (R + 1/j\omega C) \quad \text{----(5.6)}$$

นำสมการที่ 5.6 มาเขียนเป็นค่าอัตราขยายแบบปิกดูปได้คือ

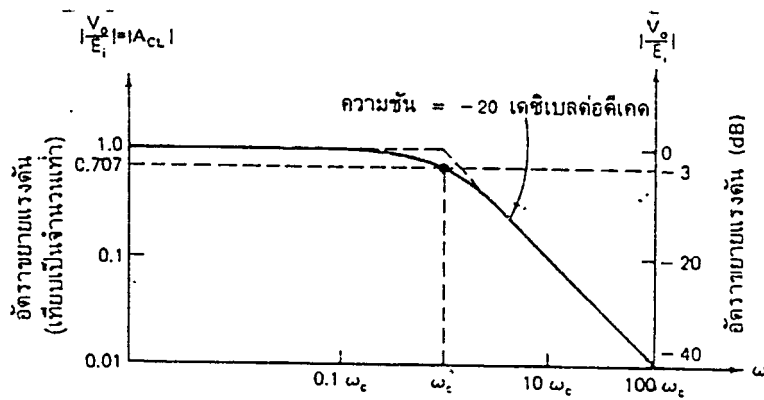
$$\begin{aligned} \text{GAIN} &= V_o / E_i \\ &= 1 / (1 + j\omega RC) \end{aligned} \quad \text{----(5.7)}$$

จะเห็นได้ว่าอัตราขยายเปลี่ยนแปลงตามความถี่ ถ้าพิจารณาที่ความถี่ต่ำ ω มีค่าเข้าใกล้ศูนย์นำไปแทนในสมการที่ 5.7 จะทำให้ได้อัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า และที่ความถี่สูง ω มีค่าเข้าใกล้อินฟินิตี้ (Infinity) จะได้อัตราขยายเท่ากับ 0 เท่า



รูปที่ 5.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่หนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

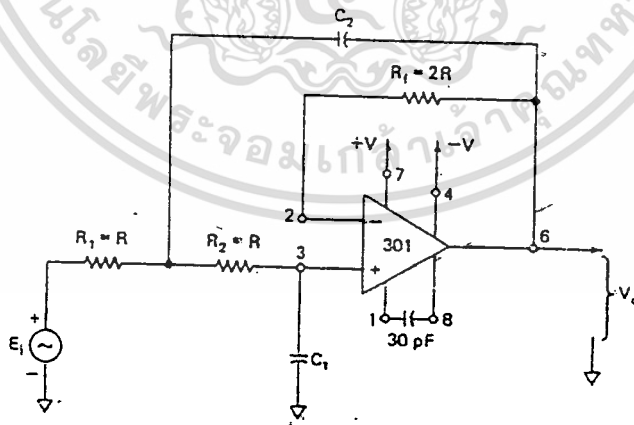


รูปที่ 5.8 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรรูปที่ 5.7

พิจารณารูปที่ 5.8 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรรูปที่ 5.7 ที่มีความชันเท่ากับ -20 เดซิเบลต่อดีเคดซึ่งจะเห็นว่าที่จุดคัทออฟนั้นอัตราขยายจะเท่ากับ -3 เดซิเบลหรือเท่ากับ 0.707 เท่า เมื่อพิจารณาจากสมการที่ 5.7 จะเห็นว่าที่จุดคัทออฟคือจุดที่ ω มีค่าเท่ากับ $1/RC$ นั่นเอง ดังนั้นในการออกแบบเมื่อกำหนดจุดคัทออฟว่ามี ω เป็นเท่าไรแล้วก็สามารถเลือกค่า R และ C ที่เหมาะสมได้

5.5.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สอง

ในรูปที่ 5.9 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สองที่ให้ค่าความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อดีเคด ออปแอมป์ที่ต่อในวงจรนี้มีค่าอัตราขยายเท่ากับ 1 สำหรับสัญญาณไฟตรง สำหรับ R_f ที่ต่อไว้เพื่อลดผลของออฟเซตของตัวออปแอมป์

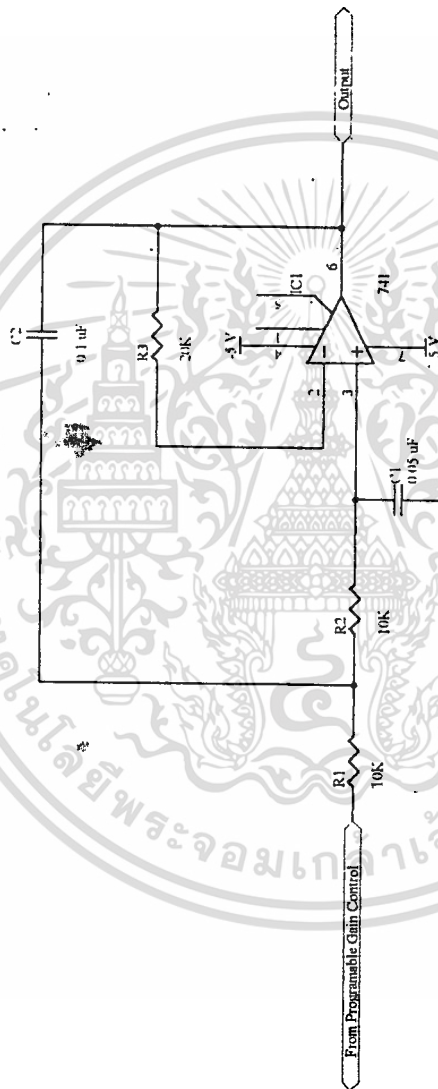


รูปที่ 5.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2

พิจารณาการทำงานของวงจรจะเห็นว่ามัลติพลีเมอร์เป็นวงจรตามแรงดันคือ แรงดันที่อินพุตขา 3 มีค่าเท่ากับแรงดันเอาต์พุต ดังนั้นแรงดันตกคร่อม C_1 มีค่าเท่ากับ V_o เพื่อให้ง่ายแก่การคำนวณ จึงกำหนดให้ $R_1 = R_2 = R$ ซึ่งสามารถออกแบบวงจรให้ได้จุดคัทออฟตามต้องการ ได้ดังนี้

เอ่อ... ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LOW PASS FILTER



Title	Size	Number	Revision
	A4		
Date:	11-Apr-2008	Sheet of	4
File:	AVPESCI	Page No.	

รูปที่ 5.10 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิรตซ์ผ่าน

1. กำหนดค่าความถี่คัทออฟที่ต้องการ
2. เลือกค่า $C1$ ที่จะใช้
3. เลือก $C2$ ให้มีค่าเท่ากับ $2C1$
4. คำนวณค่า R จากสมการ

$$R1 = 0.707 / \omega C1 \quad \text{---(5.8)}$$

5. เลือก Rf ให้มีค่าเท่ากับ $2R$

รูปที่ 5.10 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งานจริงโดยต้องเลือกค่า R และ C ที่มีขายจริงในท้องตลาดและต้องมีจุดคัทออฟใกล้เคียงกับ 200 เฮิร์ตด้วยจึงเลือกใช้ค่า $R1 = 10$ กิโลโอห์ม และ $C1 = 0.05$ ไมโครฟารัด ซึ่งจุดคัทออฟที่ได้คำนวณได้จากสมการที่ 5.8 ดังนี้

$$f = 0.707 / (2 \times 3.141 \times 10000 \times 0.00000005) \\ = 225 \text{ Hz}$$

จะเห็นว่าจุดคัทออฟเกิน 200 เฮิร์ต ไปเล็กน้อย แต่ยังคงนำมาใช้ในงานนี้ได้

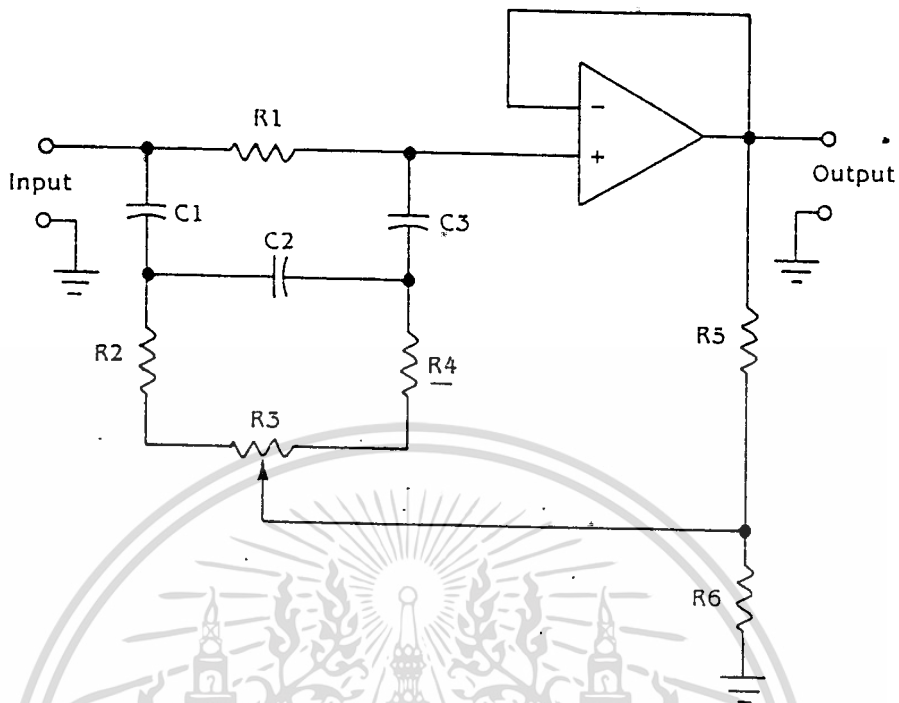
5.6 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band Reject Filter)

ในร่างกายของเรามีสัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิร์ตซึ่งคัทปลั๊กจากสายไฟฟ้าบ้านมายังร่างกาย โดยสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตนี้จะเข้าสู่วงจรขยายเพื่อการใช้เป็นเครื่องมือวัดในแบบคอมมอนโหมด ซึ่งโดยทั่วไปวงจรขยายเพื่อใช้เป็นตัววัดจะมีค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซ (Common Mode Rejection Ratio : CMRR) ที่สูงทำให้สัญญาณรบกวนที่ 50 เฮิร์ตนี้ถูกลดทอนลงเป็นอย่างมากอยู่แล้ว แต่ถ้าหากต้องการลดทอนสัญญาณรบกวนนี้ให้ลดลงไปอีกในกรณีที่สัญญาณรบกวนนี้มีขนาดใหญ่เกินกว่าที่วงจรขยายเพื่อใช้เป็นตัววัดจะลดทอนให้หมดไปได้สามารถทำได้โดยนำสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ไปผ่านวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่านอีกครั้งหนึ่ง

5.6.1 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band Reject Filter) แบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์ (The Bridge Differentiator)

วงจรกรองความถี่แบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์เป็นวงจรกรองความถี่ที่ง่ายต่อการออกแบบ กล่าวคือค่าความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับได้ในแบบแมนนวล(manual) โดยมีค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้เป็นตัวควบคุม ทำให้ปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้ในช่วงความถี่ที่ต้องการและเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจะทำให้แบนวิธเปลี่ยนแปลงแต่ค่า Q ยังคงเดิมทำให้ง่ายต่อการออกแบบซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป วงจรแบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์ผู้ออกแบบมักนิยมใช้กับค่าความถี่ศูนย์กลางที่มีค่าต่ำเพราะจะทำให้ได้ค่า Q สูงและช่วงแบนวิธแคบกว่าวงจรในรูปแบบอื่นๆ

~*~*~*~



รูปที่ 5.11 วงจรแอกทีฟแบนรีเจคทีลเตอร์แบบบริดจ์เฟอเรนทีเอเตอร์

ในโครงการนี้เลือกใช้วงจรดังรูปที่ 5.11 ซึ่งเราสามารถออกแบบวงจรวงจรได้ตามขั้นตอนดังต่อไปนี้
ความถี่ศูนย์กลาง(F_c)หาได้จาก

$$F_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{3R_a R_b}} \quad \text{.....(5.9)}$$

$$C_1 = C_2 = C_3 = C \quad \text{.....(5.10)}$$

$$R_1 = 6(R_2 + R_4 + R_3) \quad \text{.....(5.11)}$$

เมื่อ

$$R_a = R_2 + R_{3a} \quad \text{.....(5.12)}$$

$$R_b = R_4 + R_{3b} \quad \text{.....(5.13)}$$

โดยที่

$$R_3 = R_{3a} + R_{3b} \quad \text{.....(5.14)}$$

ต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิร์ต (Hz) จึงกำหนดช่วงการปรับค่าความถี่ศูนย์กลางอยู่ในช่วงประมาณ 45 เฮิร์ตถึง 95 เฮิร์ต ดังนั้นกำหนดให้ค่าความจุ (C) เท่ากับ 0.047 ไมโครฟารัดตลอด
กำหนดให้ค่าความต้านทาน R_2 เท่ากับ 4.7 กิโลโอห์ม และ R_4 เท่ากับ 75 กิโลโอห์มเนื่องจาก R_3 เป็นความต้านทานปรับค่าได้จึงให้ R_3 เท่ากับ 20 กิโลโอห์ม ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นจาก

$$R1 = 6(R2 + R4 + R3)$$

จะได้

$$R1 = 6(4700 + 75000 + 20000)$$

$$= 598200 \quad \Omega$$

และ

$$R5 = 68 \quad \Omega$$

$$R4 = 2200 \quad \Omega$$

ดังนั้นเมื่อแทนค่าลงในสมการจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางที่ตั้งไว้อยู่ในช่วงต่อไปนี้คือ

เมื่อปรับค่า R3 ไปซ้ายสุดจะได้ $R3a = 0$ โอห์ม และ $R3b = 20$ กิโลโอห์มซึ่งจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางสูงสุดดังนี้

คำนวณ Ra จากสมการ

$$Ra = R2 + R3a$$

$$Ra = 4700 + 0$$

$$= 4700 \quad \Omega$$

และ

$$Rb = R4 + R3b$$

$$= 75000 + 20000$$

$$= 95000 \quad \Omega$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางสูงสุดคือ

$$Fc = 1/2\pi\sqrt{3RaRb}$$

$$Fc = 1/2\pi\sqrt{0.000000047\sqrt{3*4700*95000}}$$

$$= 92.52 \quad \text{Hz}$$

เมื่อปรับค่า R3 ไปขวาสุดจะได้ $R3a = 20$ โอห์ม และ $R3b = 0$ กิโลโอห์มซึ่งจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางต่ำสุดดังนี้

คำนวณ Ra จากสมการ

$$Ra = R2 + R3a$$

$$Ra = 4700 + 20000$$

$$= 24700 \quad \Omega$$

และ

$$Rb = R4 + R3b$$

$$= 75000 + 0$$

$$= 75000 \quad \Omega$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางสูงสุดคือ

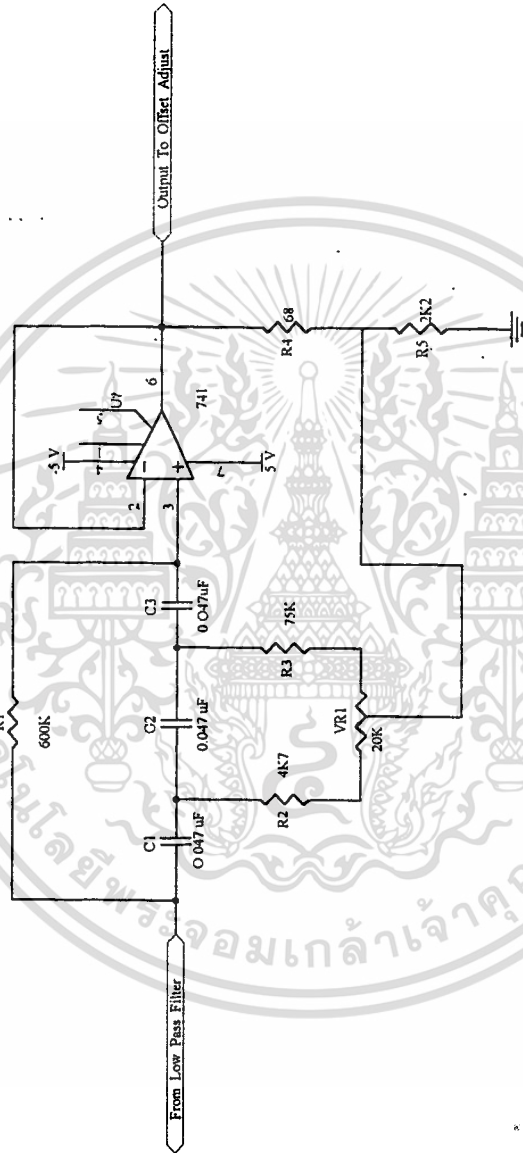
$$Fc = 1/2\pi\sqrt{3RaRb}$$

$$Fc = 1/2\pi\sqrt{0.000000047\sqrt{3*24700*75000}}$$

$$= 45.42 \quad \text{Hz}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BAND REJECT FILTER



NOTE Use VR1 To Adjust Center Frequency

Title		Size	Number	Revision
		A4		
Date:		10-Apr-2008		Sheet of
File:		AVR9F.SCH		Drawn By:
				4

รูปที่ 5.12 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน

จากที่ออกแบบข้างต้นกล่าวได้ว่าความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับได้ในช่วง 45.42 เฮิรท์ ถึง 92.52 เฮิรท์ ดังนั้นถ้าต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิรท์ก็ปรับค่าความต้านทานให้ได้ความถี่ศูนย์กลางที่ 50 เฮิรท์โดยที่ค่า Q คงที่ประมาณ 4.16 ซึ่งวงจรที่ออกแบบได้จะเป็นดังรูปที่ 5.12

5.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต(Offset Adjust)

ในหัวข้อที่ 5.3 ได้กล่าวแล้วว่ารูปสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้นั้นกลับเฟสจากรูปสัญญาณจริงอยู่ดังนั้นจึงออกแบบวงจรปรับแรงดันออฟเซตดังรูปที่ 5.13 ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตดิ้งแอมป์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ R_2 / R_1 เท่ากับ 1 เพื่อให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีเฟสถูกต้องดังเดิม ส่วน VR 1 ที่ต่ออยู่กับขาบวกของออฟแอมป์ ทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิง (V_{ref}) ซึ่งมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุต (V_o) เกิดค่าออฟเซตขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เดิมมีทั้งค่าลบและค่าบวกให้เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันที่เป็นบวกเท่านั้นดังสมการ

$$V_o = V_{ref}(1 + R_2/R_1) - V_{in}(R_2/R_1) \quad \text{----(5.15)}$$

ในการใช้งานจริงต้องการปรับแรงดันออฟเซตให้มีค่าประมาณ 1 โวลท์(เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติบิให้มีรูปคลื่นซิกกลบได้ไม่เกิน -1 โวลท์) สามารถที่จะคำนวณแรงดันอ้างอิงจากสมการ 5.15 โดยกำหนดให้ V_{in} เท่ากับ 0 โวลท์ V_o เท่ากับ 1 โวลท์ R_1 เท่ากับ R_2 เท่ากับ 10 กิโลโอห์ม ดังนั้นจะได้ V_{ref} เท่ากับ 0.5 โวลท์

5.8 วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (ADC Input - Protection Circuit)

จากหัวข้อ 5.7 ถึงแม้ว่าจะมีการยกระดับแรงดันของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีแต่ช่วงแรงดันที่เป็นบวกแล้วก็ตามแต่เนื่องจากไฟเลี้ยงออฟแอมป์มีทั้งค่าบวกและลบดังนั้นอาจเกิดเหตุการณ์ที่คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีแรงดันที่เป็นลบเกิดขึ้นซึ่งสร้างความเสียหายให้กับเอดิชิคอนเวอร์เตอร์ได้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีวงจรป้องกันทางอินพุตของเอดิชิดดังรูปที่ 5.14 ซึ่งทำงานโดยนำสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรปรับออฟเซตไปเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง 0 โวลท์ ที่ IC1 ซึ่งถ้าสัญญาณเอาต์พุตมีค่ามากกว่า 0 โวลท์จะทำให้อนาล็อกสวิตช์อยู่ในสถานะออน (On) ทำให้สัญญาณเอาต์พุตจากวงจรปรับออฟเซตผ่านไปสู่อเอดิชิคอนเวอร์เตอร์ได้ ถ้าสัญญาณเอาต์พุตมีค่าน้อยกว่า 0 โวลท์จะทำให้อนาล็อกสวิตช์อยู่ในสถานะออฟ (Off) ทำให้สัญญาณเอาต์พุตจากวงจรปรับออฟเซตผ่านไปสู่เอดิชิคอนเวอร์เตอร์ไม่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.9 อนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog To Digital Convertor)

รูปที่ 5.15 เป็นการต่อวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลโดยใช้ไอซีของบริษัท เนชันแนลเบอร์ ADC0804 ซึ่งเป็นเอดีซีขนาด 8 บิต โดยเมื่อมีสัญญาณ WR จาก 89C51 ส่งมา ADC0804 จะทำการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตและส่งสัญญาณ DNT ไปให้ 89C51 เพื่อให้ 89C51 ทำการอ่านข้อมูลขนาด 8 บิตนี้เข้าทางพอร์ต 1

5.10 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51

รูปที่ 5.15 เป็นการต่อวงจรของไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 โดยที่ขา RST ต่อ R- Pull down ขนาด 8.2 กิโลโอห์มและต่อ C ขนาด 10 ไมโครฟารัด ไปยังไฟเลี้ยงเพื่อให้ในสถานะแรกที่มีไฟเลี้ยงเข้ามา ขา RST มีสถานะเป็น 1 มากกว่า 2 แมกเซินไซเคิล ดังได้กล่าวในบทที่ 4 ส่วนเหตุผลที่เลือกคริสตอลขนาด 11.059 เมกะเฮิร์ท เพื่อให้สามารถกำหนดความเร็วในการรับส่งข้อมูลแบบอนุกรมให้มีค่าเท่ากับค่ามาตรฐานต่างๆของคอมพิวเตอร์ได้ นอกจากนั้นที่พอร์ต 0 ได้ต่อ R- Pull Up ขนาด 10 กิโลโอห์มเอาไว้เนื่องจากใช้พอร์ตนี (ซึ่งไม่มี R- Pull Up ภายใน) เป็นพอร์ตเอาต์พุต

5.11 ออปโตไอโซเลเตอร์และไอซี MAX232 (Opto Isolator & MAX232)

เนื่องจากระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากไมโครคอนโทรลเลอร์มีค่าเท่ากับ 5 และ 0 โวลต์ตามลำดับแต่ระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากพอร์ทอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในมาตรฐานของ RS232C มีค่าเท่ากับ -3 ถึง -15 และ +3 ถึง +15 โวลต์ตามลำดับ จึงจำเป็นต้องมีตัวแปลงระดับแรงดันที่แตกต่างกันนี้ให้สามารถติดต่อสื่อสารกันได้อย่างถูกต้องโดยเลือกใช้ไอซี MAX232 สำหรับหน้าที่นี้ นอกจากนั้นยังต้องมีออปโตไอโซเลเตอร์เพื่อแยกกราวด์ระหว่างคอมพิวเตอร์และวงจรลอยเพื่อไม่กระแสไฟฟ้าที่รั่วจากคอมพิวเตอร์ไหลเข้าสู่ร่างกาย โดยมีรายละเอียดของวงจรดังรูปที่ 5.17

5.12 แหล่งจ่ายไฟของวงจรทั้งหมด

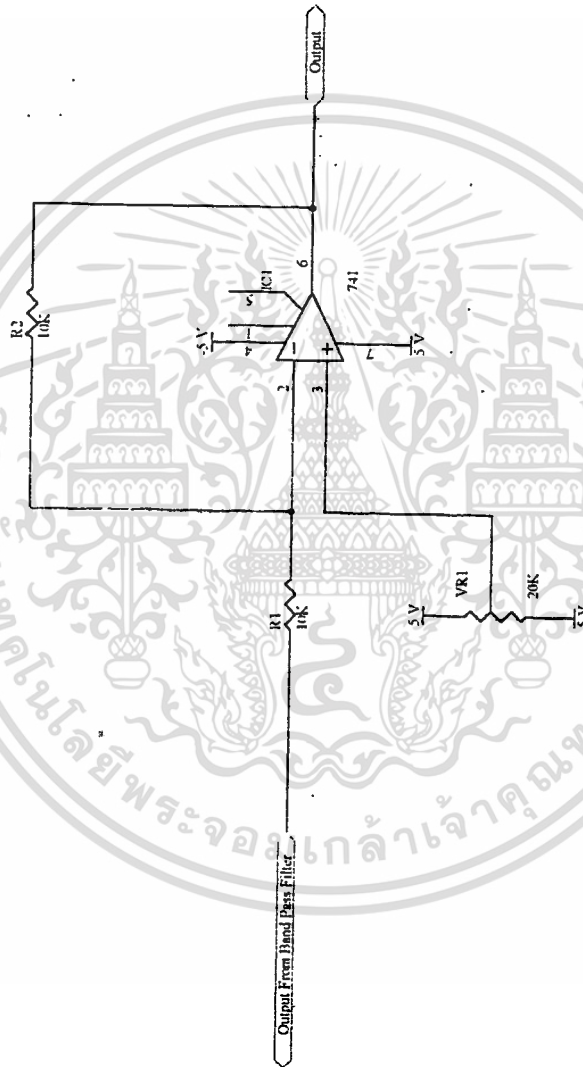
วงจรของแหล่งจ่ายไฟแบ่งออก 2 ส่วนดังนี้คือ

1. ส่วนที่ทำหน้าที่จ่ายไฟเลี้ยงให้กับ ไอซี MAX232 และวงจรในหัวข้อที่ 5.11 ในส่วนที่มีกราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอร์ซึ่งต้องการไฟเลี้ยงขนาด +5 โวลต์ เพียงอย่างเดียวจึงออกแบบแหล่งจ่ายไฟดังรูปที่ 5.18 นอกจากนั้นยังใช้เอาต์พุตจากบริดจ์เรกติไฟเลอร์ต่อไปยังวงจรขับหม้อแปลงความถี่สูงด้วย

2. ส่วนจ่ายไฟเลี้ยงวงจรลอจิกซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบย่อยๆ ตั้งแต่หัวข้อ 5.2 ถึง 5.10 ต้องใช้หม้อแปลงความถี่สูงเพื่อความปลอดภัยของผู้ถูกวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นจึงออกแบบแหล่งจ่ายไฟสำหรับส่วนนี้ให้มีขนาด +5 และ -5 โวลต์ ดังรูปที่ 5.19 ซึ่งใช้ออสซิลเลเตอร์แบบพุชพูล (Push-pull Oscillator) ขับหม้อแปลงความถี่สูงทางด้านปฐมภูมิด้วยคลื่นรูปสี่เหลี่ยมความถี่ประมาณ 50 กิโลเฮิรท์ เพื่อใช้เป็นไฟเลี้ยงออปแอมป์และ 89C51 ซึ่งต้องการไฟเลี้ยง 5 โวลต์ได้ด้วย



OFFSET ADJUST



Title

Size

Number

Revision

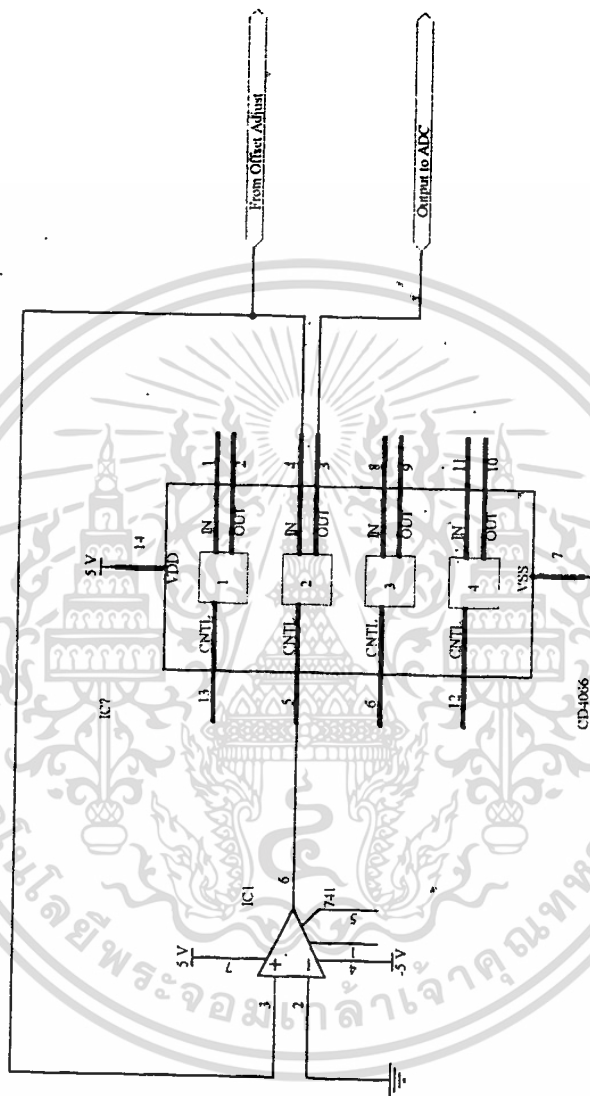
Date

16-Oct-1998

Sheet of

Down by

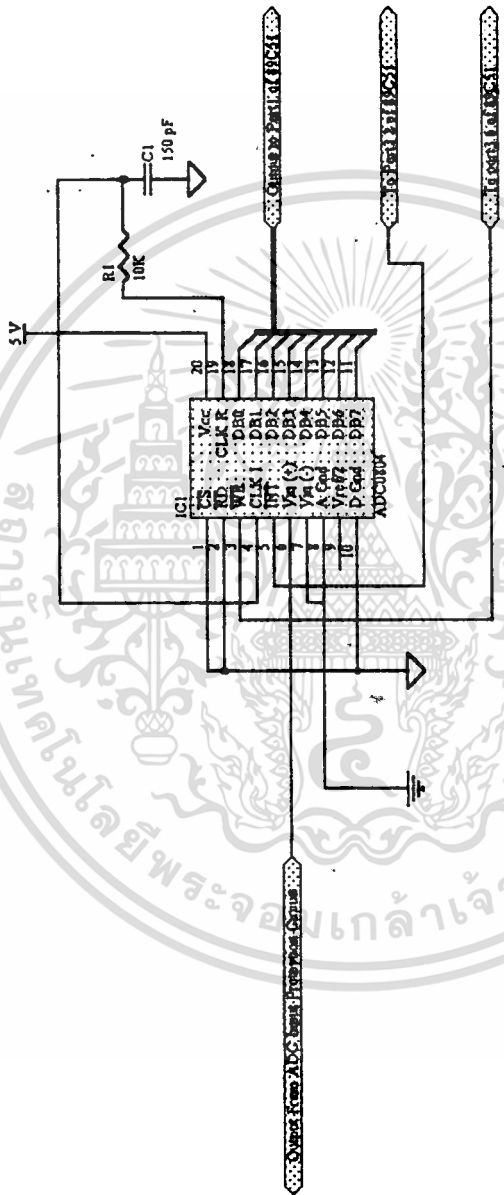
File CAPWST/OFFSET.SCH



Title		Size	Number	Revision
		A4		
Date:	16 Oct. 1998			
File:	C:\PWS\CHART\CHART000777.SAT			Sheet of

รูปที่ 5.14 วงจรป้องกันทางอินพุทของไมโครคอนโทรลเลอร์

ANALOG TO DIGITAL CONVERSION

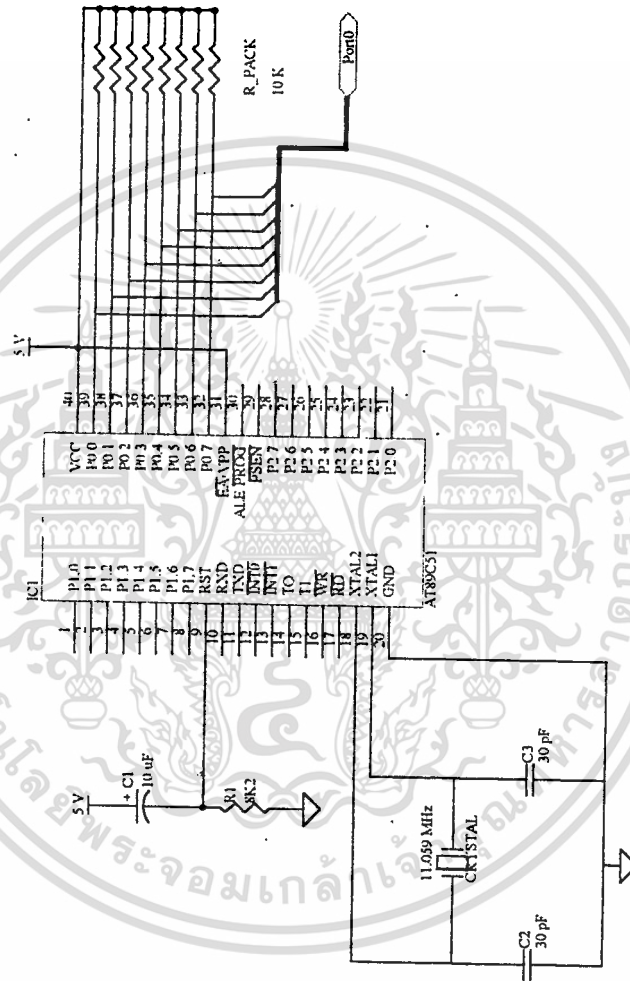


NOTE

- ⊥ Mean Analog Ground
- ▽ Mean Digital Ground

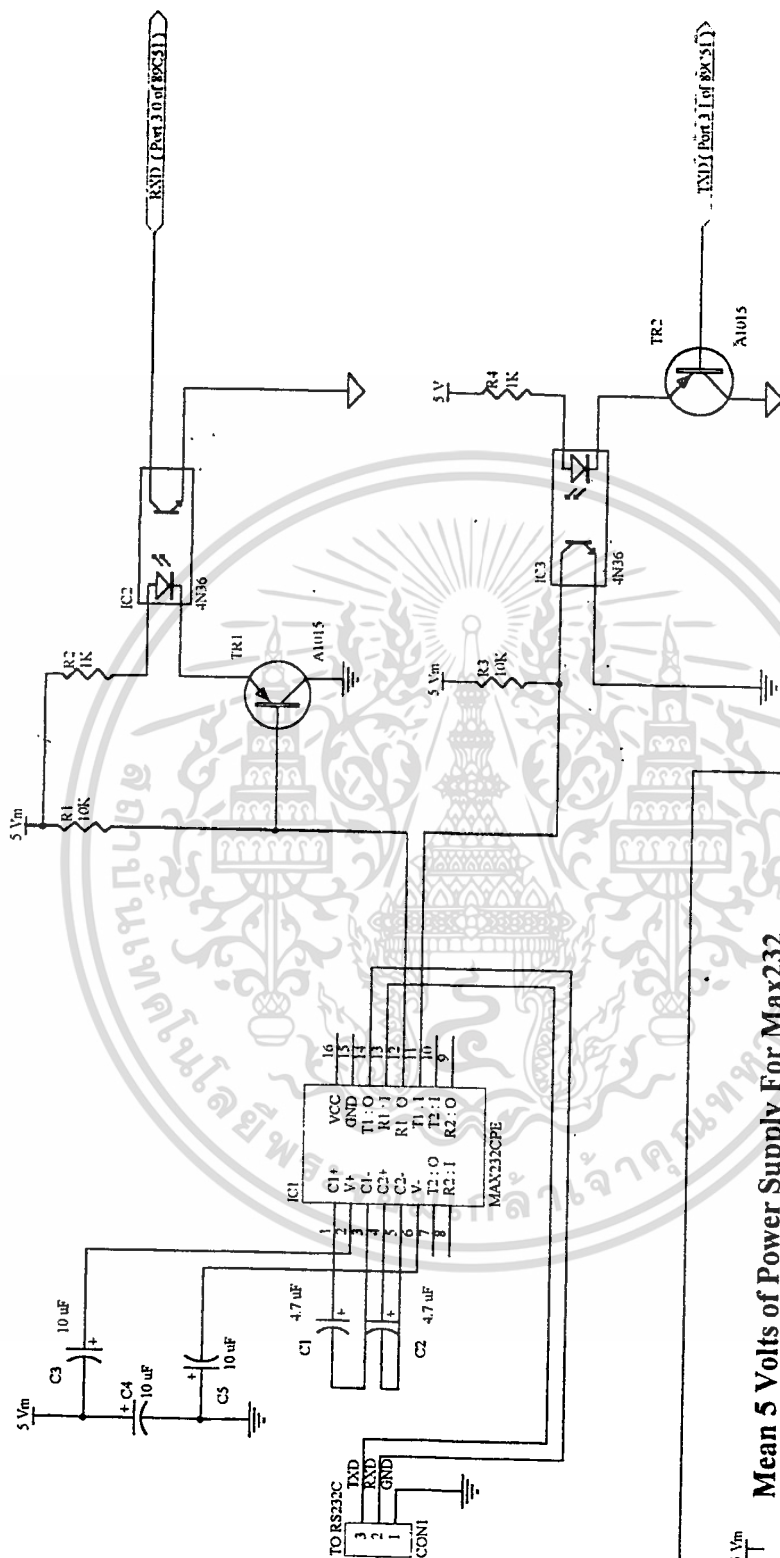
Title		Size	Number	Revision
		A4		
Date:	1 Oct 1997	Sheet of		
File:	AD0808 SCH	Drawn by		

รูปที่ 5.15 อนุกรมการแปลงอนาล็อกเป็นดิจิตอล



Title	Revision	
	Number	Size
	A4	
Date:	27 Oct 1997	Sheet of
File:	D:\CGPROJ\INTERCULTURE\15551	Drawn by

รูปที่ 5.16^๒ ไมโครคอมพิวเตอร์ 89C51



NOTE

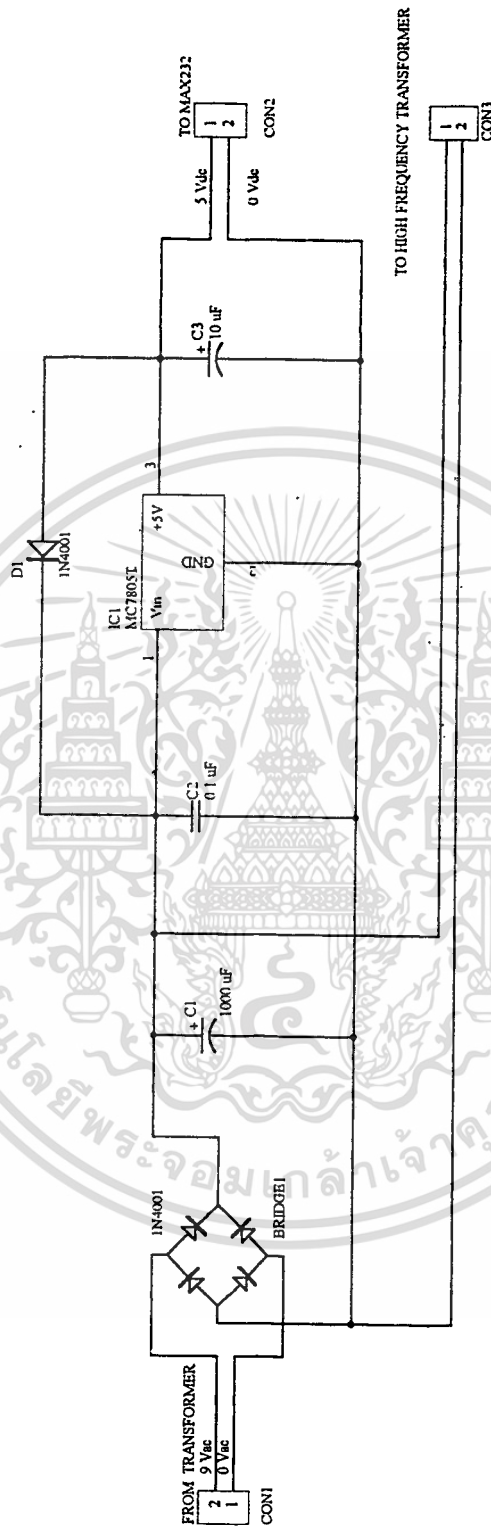
Mean 5 Volts of Power Supply For Max232

Mean 5 Volts of Power Supply For Floating Circuit

Mean Ground of Power Supply For Max232

Mean Ground of Power Supply For Floating Circuit

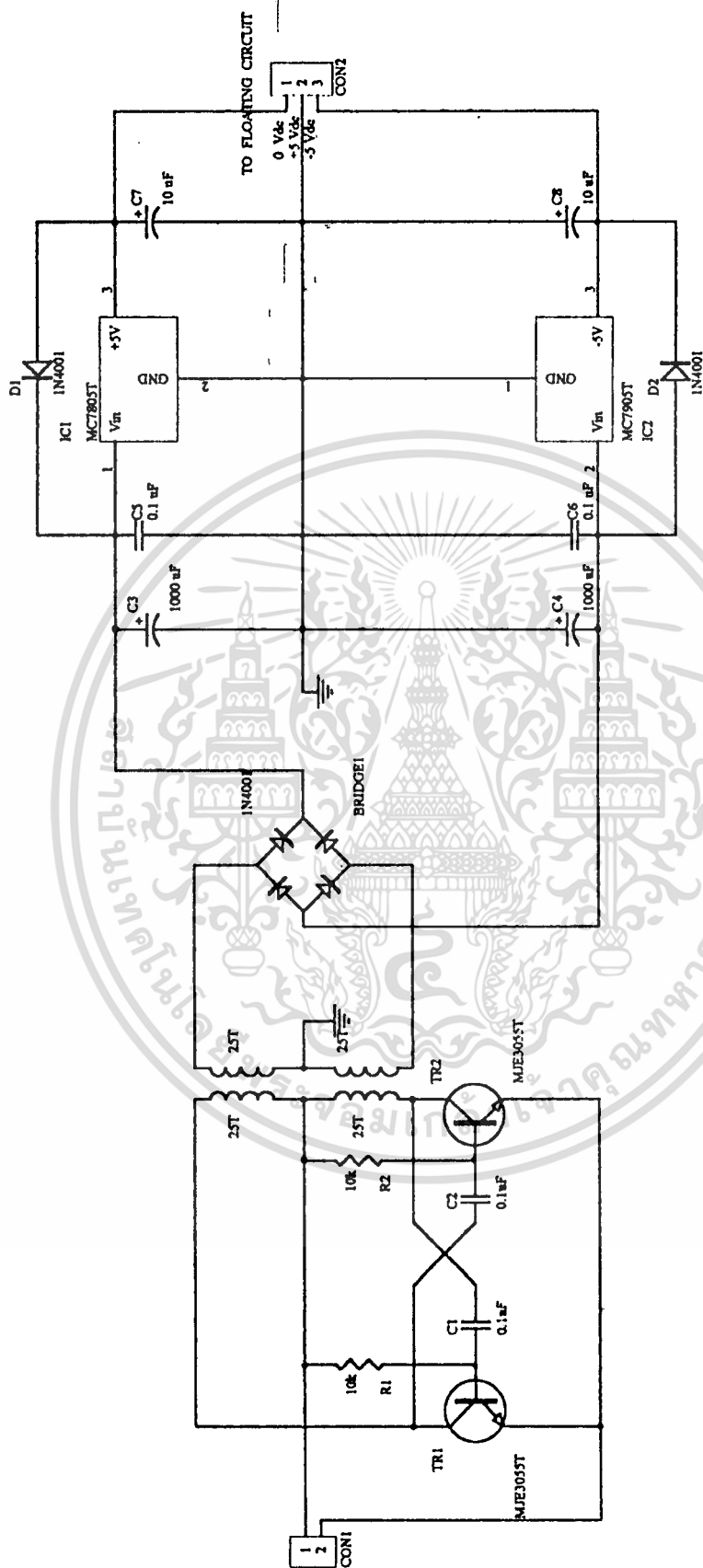
Title			
Size	Number	Revision	
A4			
Date:	27 Oct. 1997	Sheet of	
File	DA9 GPRD-147 RCUTN (AS 1347 SCH)	Drawn By	
		4	



Title			
Size	Number	Revision	
A4			
Date:	10-Apr-2008		Sheet of
File:	APPOWER2 SCH		Drawn By:

รูปที่ 5.18 แหล่งขายไฟฟ้าสำหรับ MAX232 และวงจรที่มีกราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอร์

POWER SUPPLY FOR FLOATING CIRCUIT



Title

Revision

Size Number

A4

 16-Mar-1998
 A:POWER1.SCH
 Sheet of
 Drawn By:

4

3

2

1

บทที่ 6

โครงสร้างของข้อมูลที่สื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์ กับไมโครคอนโทรลเลอร์และโฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรม รวมทั้งโปรแกรมที่ใช้งานจริง

6.1 โครงสร้างของข้อมูลที่สื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์

การติดต่อสื่อสารของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับคอมพิวเตอร์ เป็นการติดต่อทางพอร์ทอนุกรมแบบฟูลดูเพล็กซ์ (Full Duplex) โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 89C51 ซึ่งมีพอร์ทอนุกรมในตัวทำการส่งข้อมูลของ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แปลงเป็นข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 8 บิต ด้วยอัตราการส่งข้อมูล 400 ครั้งต่อวินาที ซึ่งข้อมูลที่ส่งออกทางพอร์ทอนุกรมจะกระทำในโหมด 1 โดยข้อมูลแต่ละชุดจะมีขนาด 10 บิต ประกอบด้วยสตาร์ทบิต(Start Bit) 1 บิต ข้อมูล 8 บิต และสตอปบิต(Stop Bit) 1 บิต ดังนั้นอัตราการส่งข้อมูลต่ำสุดคือ 4000 บิตต่อวินาที จึงทำการกำหนดความเร็วในการส่งข้อมูล ระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์เป็น 9600 บิตต่อวินาที ซึ่งเป็นหนึ่งในค่ามาตรฐานที่ไมโครคอนโทรลเลอร์และคอมพิวเตอร์สามารถกระทำได้

เนื่องจากการติดต่อแบบฟูลดูเพล็กซ์ ดังนั้นในขณะที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการส่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจไป ยังคอมพิวเตอร์ก็สามารถรับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ที่ส่งมาเพื่อกำหนดอัตราขยายของระบบและการเลือกให้หรือไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านได้ในเวลาเดียวกัน

สำหรับโครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์และจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์เป็นดังต่อไปนี้

6.1.1 โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์

ข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ประกอบด้วยอัตราขยายของระบบซึ่งมีขนาด 6 บิต และการเลือกให้หรือไม่ใช้ วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน ซึ่งมีการกำหนดโครงสร้างดังนี้

- บิตที่ 0-3 เป็นอัตรายายของระบบ
- บิตที่ 4 เป็นบิตที่บอกว่าข้อมูลตั้งแต่ บิตที่ 0-3 ซึ่งเป็นอัตรายายของระบบว่า

เป็น 4 บิตล่างหรือ 4 บิตบนโดย

“0” หมายถึง 4 บิตล่าง

“1” หมายถึง 4 บิตบน

- บิตที่ 5 กำหนดการใช้หรือไม่ใช้ วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านโดย

“0” หมายถึง ไม่ใช้

“1” หมายถึง ใช้

- บิตที่ 6 กำหนดการใช้หรือไม่ใช้ วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านโดย

“0” หมายถึง ไม่ใช้

“1” หมายถึง ใช้

- บิตที่ 7 เป็นบิตที่ไม่มีความสำคัญ (Don't Care Bit) โดยปกติจะกำหนดให้เป็น “1”

ดังนั้นการส่งข้อมูลอัตรายายของระบบจะต้องส่งด้วยข้อมูลตามโครงสร้างนี้ 2 ไบต์โดยแบ่งข้อมูลอัตรายายซึ่งมีขนาด 6 บิตออกเป็น 2 ชุด ชุดแรกเป็น 4 บิตล่างส่งไปกับข้อมูลไบต์ที่ 1 ชุดที่ 2 เป็นอีก 2 บิตบนส่งไปกับข้อมูลไบต์ที่ 2

6.1.2 โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์

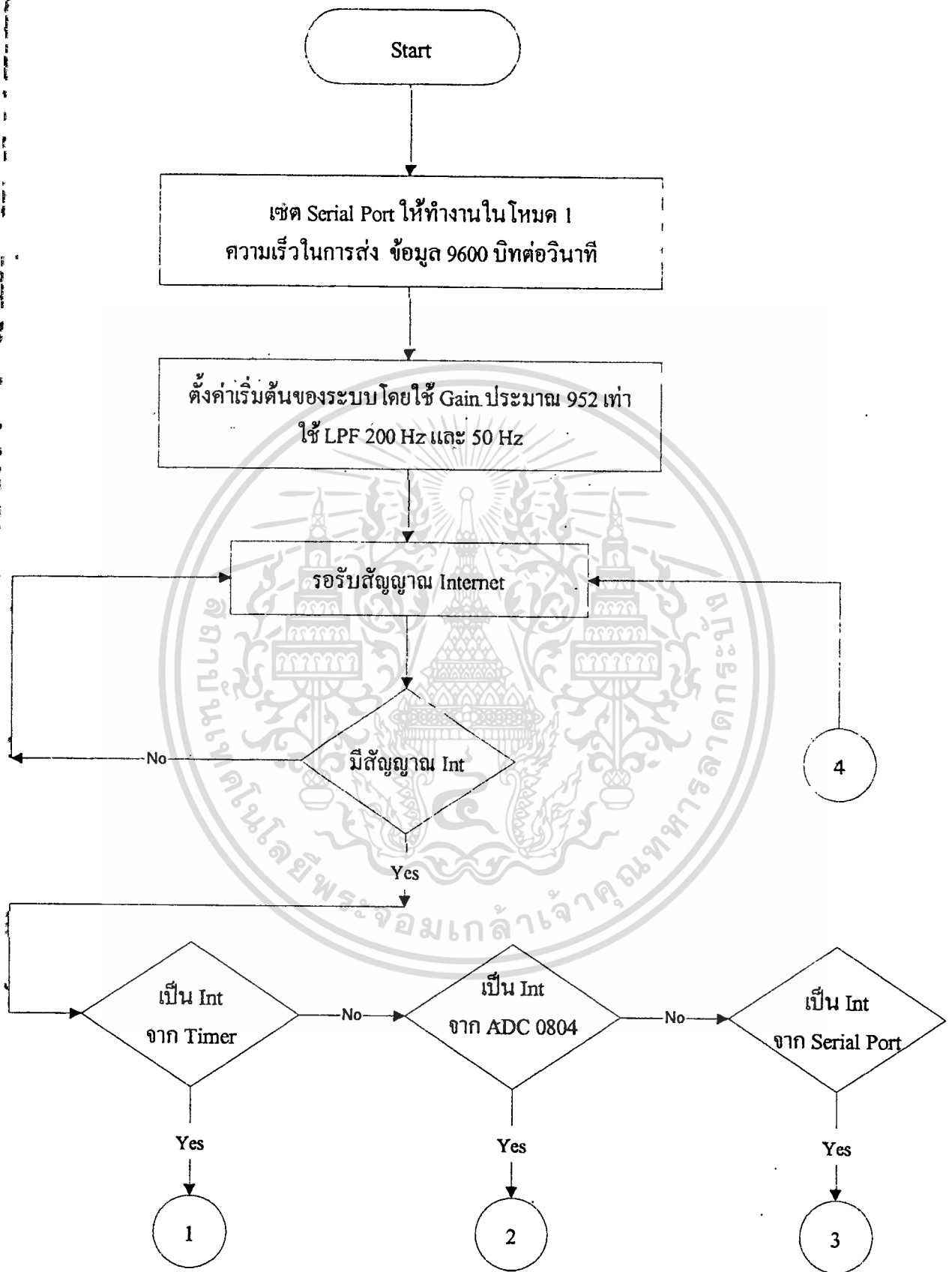
ข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์มีเพียงชนิดเดียวคือข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกแปลงเป็นข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตจึงไม่ต้องมีบิตที่กำหนดชนิดของข้อมูลแต่อย่างใด ดังนั้นข้อมูลตั้งแต่บิตที่ 0-7 ก็คือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

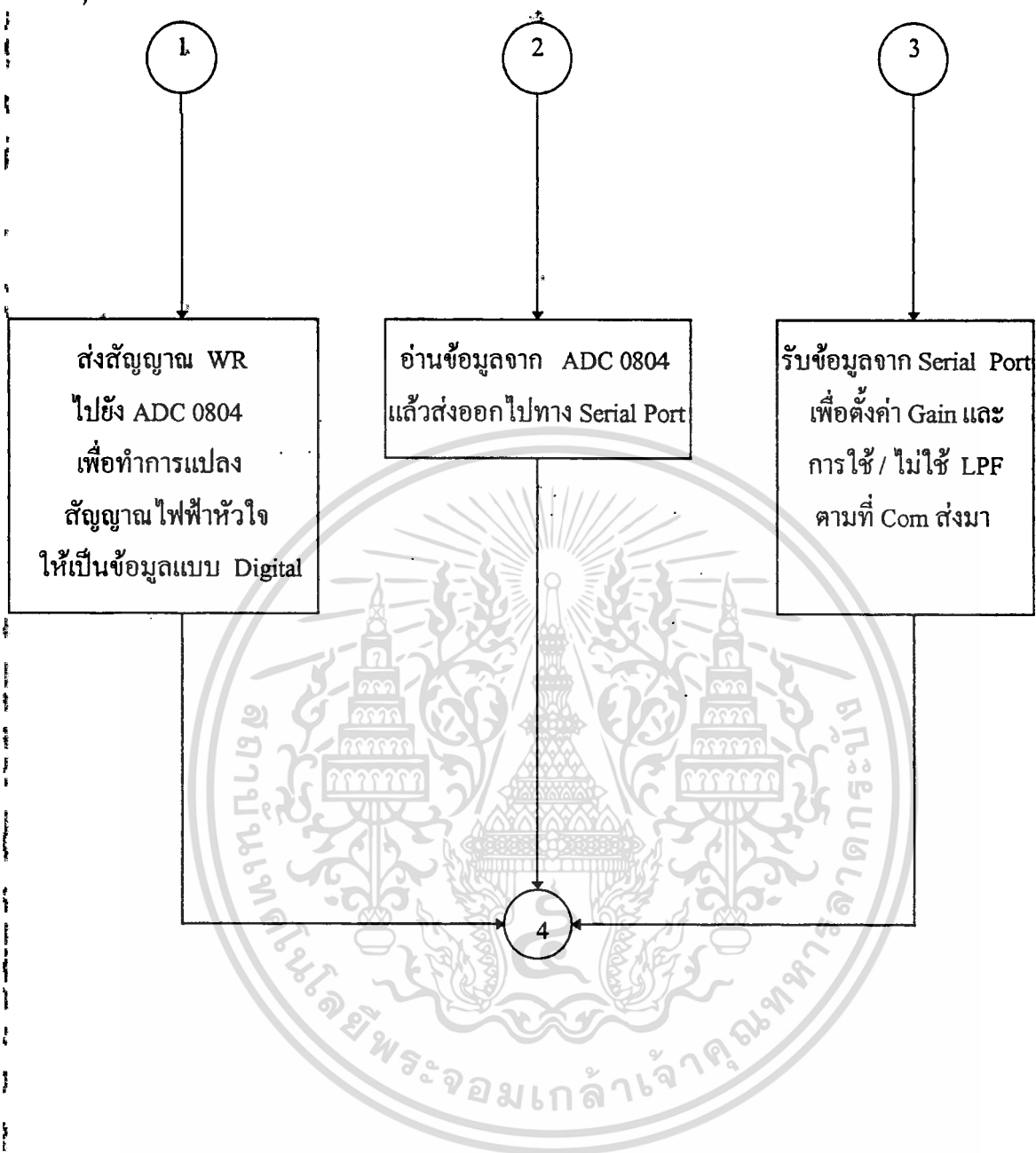
6.2 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมและโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับ

ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51

6.2.1 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51

โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51 เป็นดังรูปที่ 6.1





6.2.2 โปรแกรมภาษาแอสเซมบลีที่ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51

ORG 0000H

LJMP INITIAL

ORG 0003H

LJMP INT_INT0

ORG 000BH

LJMP INT_TIMER0

ORG 0023H

LJMP INT_SER

ORG 0100H

```
INITIAL:  MOV SCON,#50H      ;SET SERIAL PORT TO MODE 1
          MOV TMOD,#22H      ;SET TIMER 0 AND TIMER 1 TO MODE 2
          MOV TH0,#4FH
          MOV TH1,#0FDH      ;9600 BPS
          MOV IE,#93H        ;ENABLE INTERRUPT OF SERIAL PORT,TIMER0,INT0
          SETB IT0            ;SET FALLING EDGE TYPE FOR INT0
          SETB TR0            ;START TIMER0
          SETB TR1            ;START TIMER1
          CLR P3.6
          MOV R0,#00H
```

```
WORK:    MOV P0,#07H        ;SET INITIAL GAIN TO 1000
          MOV P2,#00001100B  ;USE LPF & BR
          SJMP $
```

```

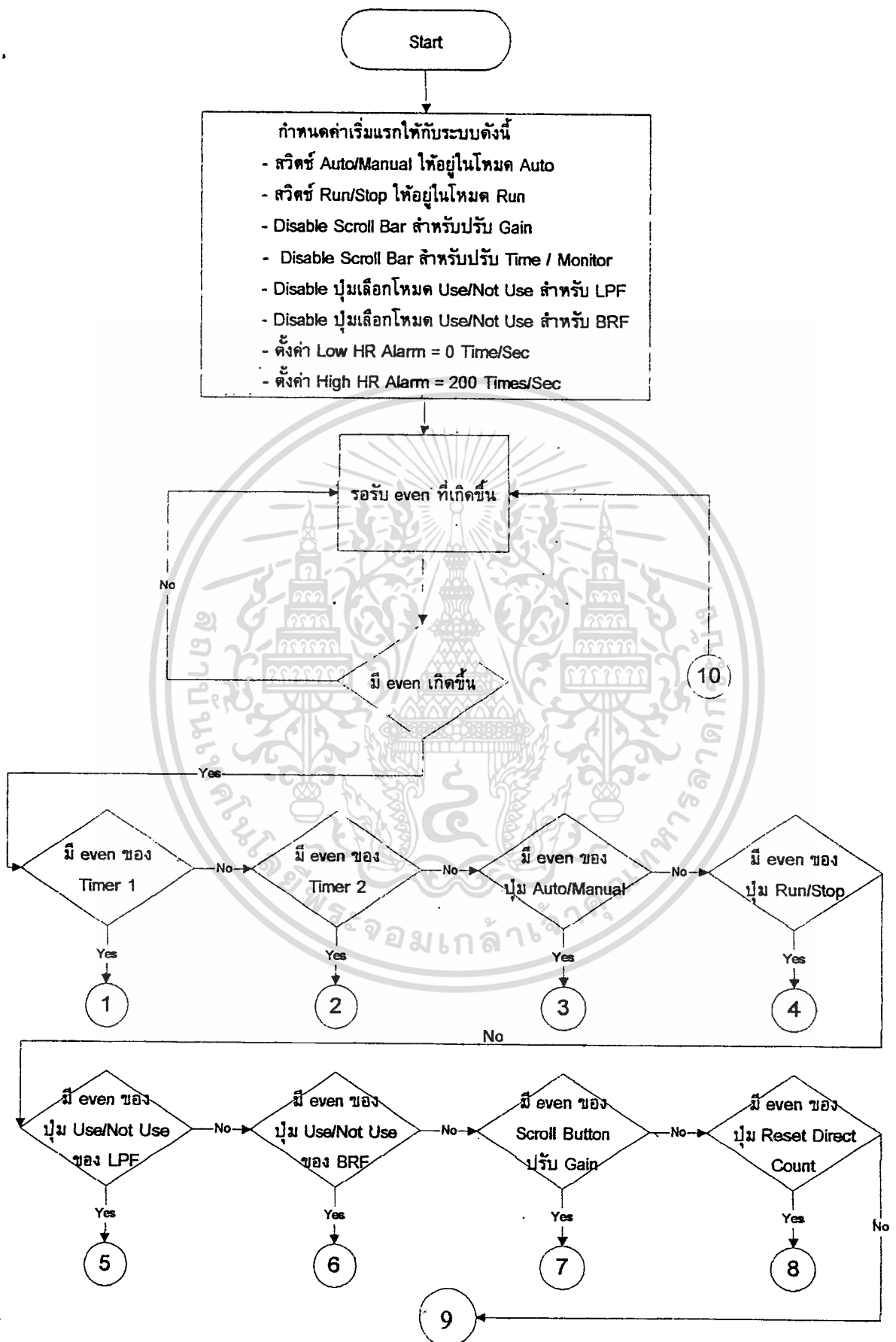
CHECK_BIT5: MOV A,R1
            ANL A,#00010000B
            CJNE A,#00000000B,KEEP_DATA_H
KEEP_DATA_L: MOV A,R1
            ANL A,#00001111B
            MOV R2,A
            SJMP END_SER
KEEP_DATA_H: MOV A,R1
            SWAP A
            ANL A,#11110000B
            ORL A,R2
            MOV P0,A
END_SER:    RETI
END

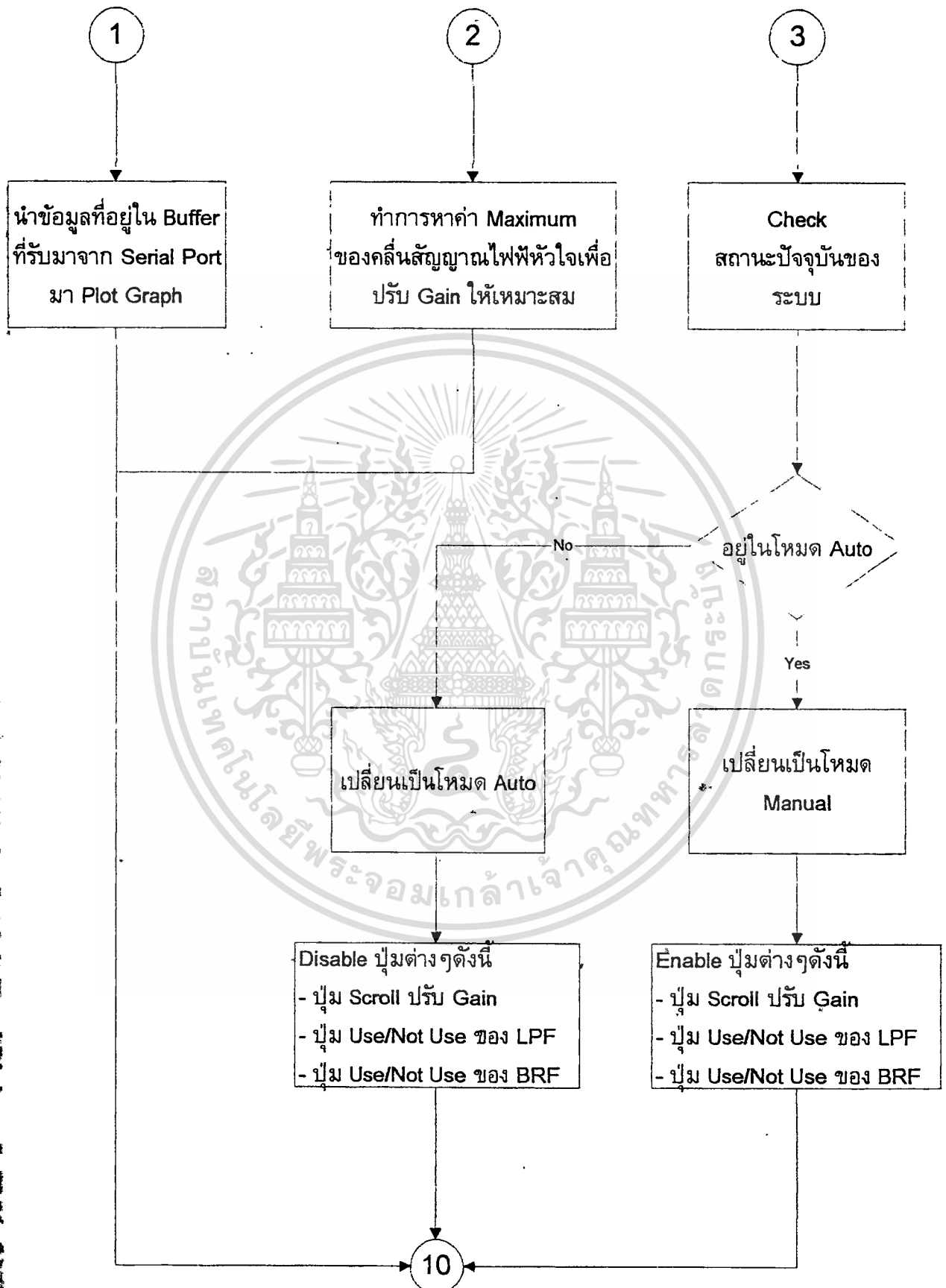
```

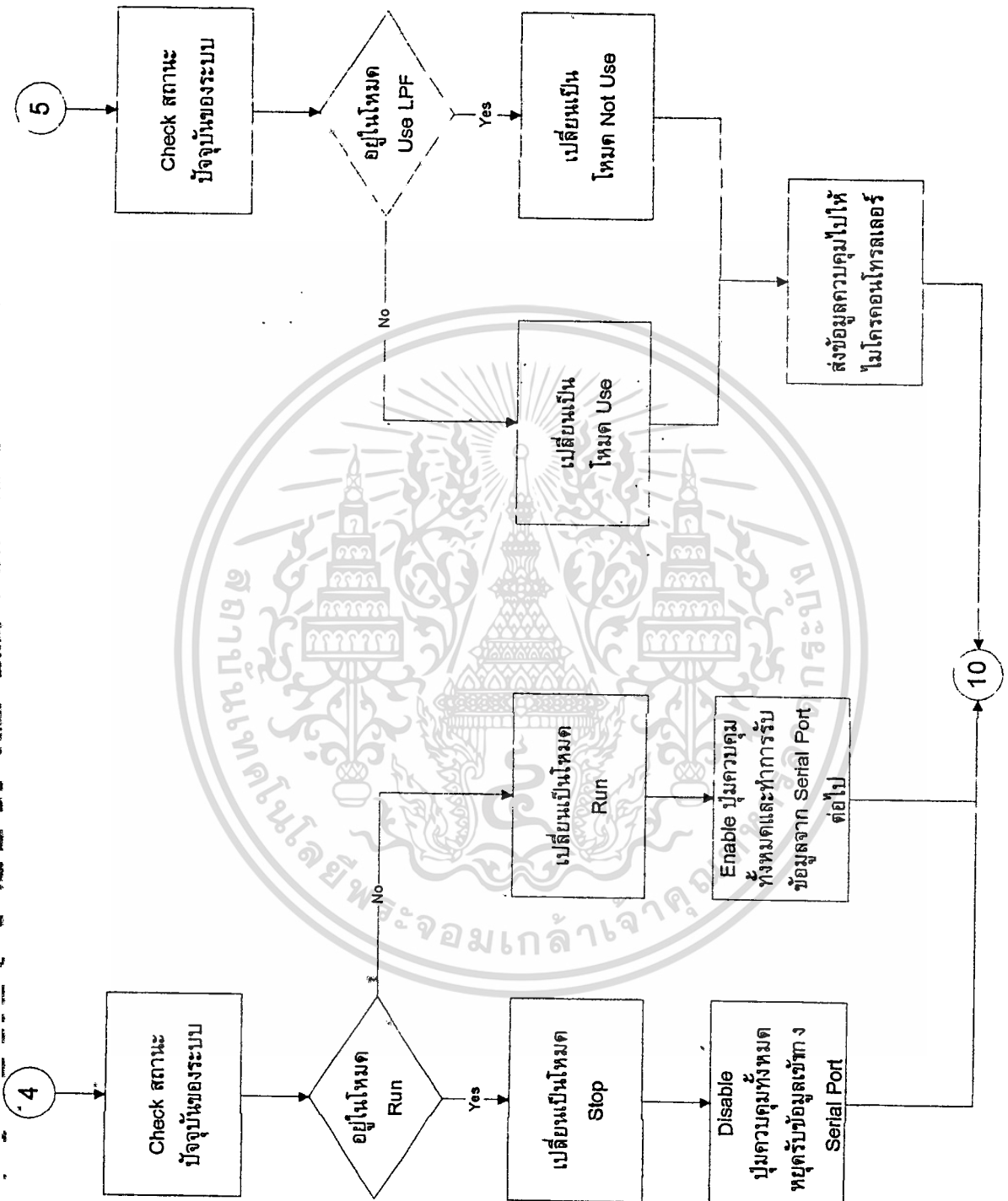
6.3 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมและโปรแกรมภาษา Visual Basic 4.0 ที่ใช้กับคอมพิวเตอร์

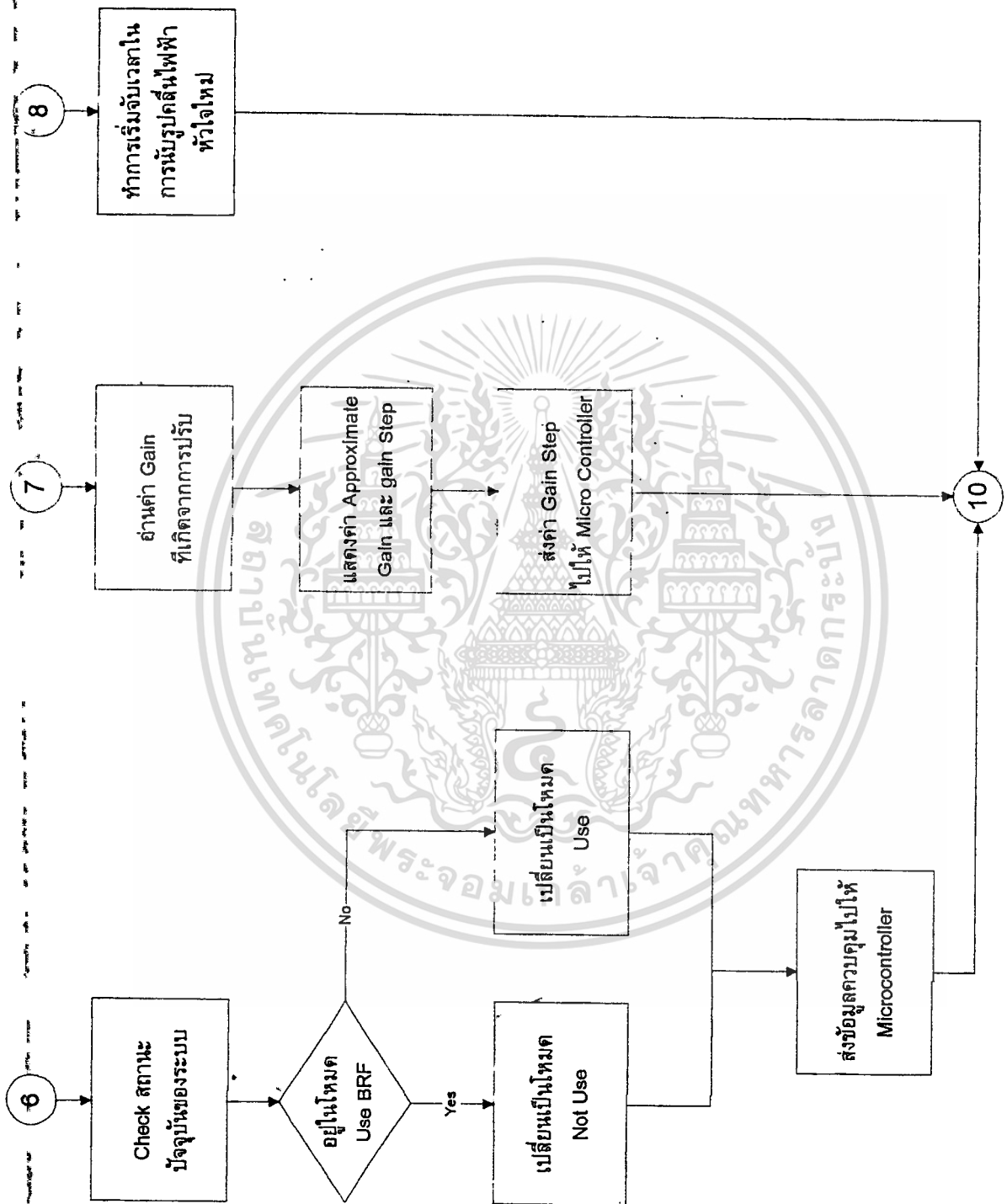
6.3.1 โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษา Visual Basic 4.0

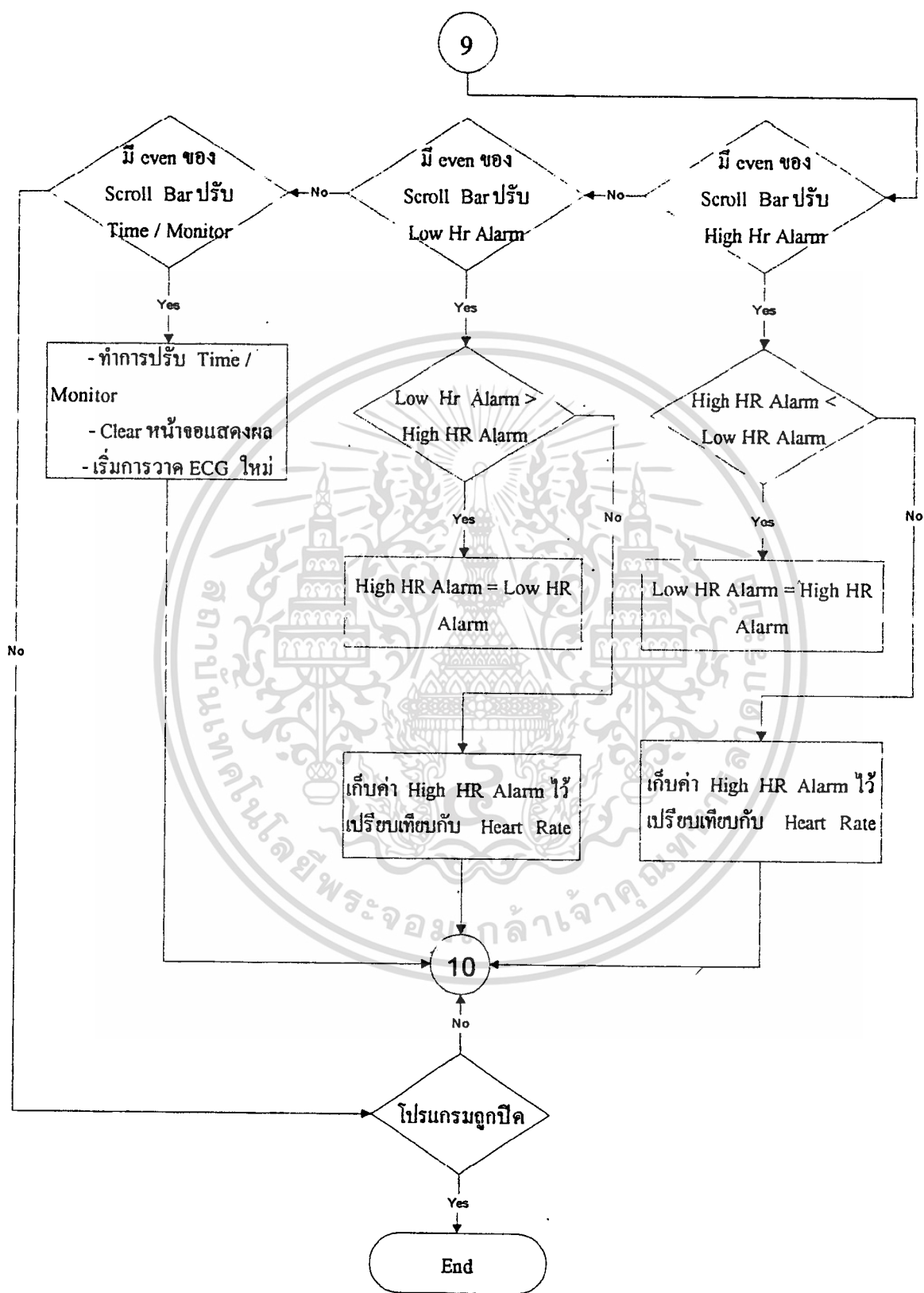
โฟลว์ชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษา Visual Basic 4.0 เป็นดังรูปที่ 6.2











6.3.2 โปรแกรมภาษา Visual Basic 4.0 ที่ใช้กับคอมพิวเตอร์

VERSION 4.00

Begin VB.Form ECGForm

AutoRedraw = -1 'True

BackColor = &H00C0C0C0&

Caption = "Electrocardiograph Display&Control Monitor Version1.0"

ClientHeight = 8595

ClientLeft = 555

ClientTop = 2490

ClientWidth = 8010

ForeColor = &H00000000&

Height = 9000

Left = 495

LinkTopic = "Form1"

ScaleHeight = 8595

ScaleWidth = 8010

Top = 2145

Width = 8130

WindowState = 2 'Maximized

Begin VB.HScrollBar ScrollHigh

Height = 375

LargeChange = 10

Left = 7440

Max = 200

TabIndex = 39

Top = 8040

Width = 1935

End

Begin VB.HScrollBar ScrollLow

Height = 375

LargeChange = 10

Left = 2760

Max = 200

TabIndex = 38

Top = 8040

Width = 1815

End

Begin VB.Timer Timer2

Interval = 2000

Left = 3480

Top = 0

End

Begin VB.CommandButton Reset

BackColor = &H00808080&

Caption = "Reset Direct Count "

Height = 375

Left = 9240

TabIndex = 34

Top = 7200

Width = 1935

End

Begin VB.Timer Timer1

Interval = 1

Left = 2760

Top = 0

End

Begin VB.CommandButton btnRunStop

Caption = "Run / Stop"

BeginProperty Font

name = "MS Sans Serif"

charset = 222

weight = 700

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

size          = 8.25
underline     = 0 'False
italic        = 0 'False
striketrough  = 0 'False

```

```
EndProperty
```

```

Height       = 375
Left         = 10320
TabIndex     = 20
Top          = 600
Width        = 1455

```

```
End
```

```
Begin VB.CommandButton btnAutoManual
```

```
Caption      = "Auto / Manual"
```

```
BeginProperty Font
```

```

name        = "MS Sans Serif"
charset     = 222
weight      = 700
size        = 8.25
underline   = 0 'False
italic      = 0 'False
striketrough = 0 'False

```

```
EndProperty
```

```

Height      = 375
Left        = 240
TabIndex    = 9
Top         = 600
Width       = 1455

```

```
End
```

```
Begin VB.HScrollBar ScrollGain
```

```
Height      = 375
```

```
LargeChange = 4
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Left = 4920
 Max = 63
 TabIndex = 8
 Top = 5400
 Width = 2655

End

Begin VB.CommandButton btnBRF

Caption = "Use / Not Use"
 Height = 375
 Left = 2640
 TabIndex = 3
 Top = 6480
 Width = 1215

End

Begin VB.CommandButton btnLPF

Caption = "Use / Not Use"
 Height = 375
 Left = 480
 TabIndex = 2
 Top = 6480
 Width = 1215

End

Begin VB.PictureBox Graph

AutoRedraw = -1 'True
 AutoSize = -1 'True
 BackColor = &H0080FFFF&
 ForeColor = &H00FF0000&
 Height = 3855
 Left = 240
 ScaleHeight = -255
 ScaleMode = 0 'User

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ScaleTop      = 255
ScaleWidth    = 2400
TabIndex     = 0
Top           = 600
Width        = 11535

```

```
Begin VB.HScrollBar ScrollTime
```

```

    Height      = 375
    Left        = 4680
    Max         = 6
    Min         = 1
    TabIndex    = 35
    Top         = 0
    Value       = 1
    Width       = 2295

```

```
End
```

```
Begin VB.Label lblMonitorTime
```

```

    Alignment   = 2 'Center
    BackColor   = &H0080FF80&
    BorderStyle = 1 'Fixed Single
    Caption     = "Label18"
    ForeColor   = &H000000FF&
    Height      = 375
    Left        = 6960
    TabIndex    = 37
    Top         = 0
    Width       = 2295

```

```
End
```

```
Begin VB.Label Label17
```

```

    Alignment   = 2 'Center
    BackColor   = &H0080FF80&

```

```
    BorderStyle = 1 'Fixed Single
```

เอกสารนี้สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Caption = "Time/Monitor Scroll >>>"

ForeColor = &H000000FF&

Height = 375

Left = 2280

TabIndex = 36

Top = 0

Width = 2415

End

End

Begin VB.Label lblHighHr

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H00000000&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = "Label22"

ForeColor = &H0000FF00&

Height = 375

Left = 9480

TabIndex = 43

Top = 8040

Width = 615

End

Begin VB.Label Label21

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H0080FF80&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = "<<< High HR Alarm"

ForeColor = &H000000FF&

Height = 375

Left = 10200

TabIndex = 42

Top = 8040

Width = 1575

End

Begin VB.Label lblLowHr

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H00000000&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = "Label21"

ForeColor = &H0000FF00&

Height = 375

Left = 2040

TabIndex = 41

Top = 8040

Width = 615

End

Begin VB.Label Label18

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H0080FF80&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = "Low HR Alarm >>>"

ForeColor = &H000000FF&

Height = 375

Left = 240

TabIndex = 40

Top = 8040

Width = 1695

End

Begin VB.Label Label20

Caption = "Max = 63"

Height = 255

Left = 6840

TabIndex = 33

Top = 7440

Width = 855

End

Begin VB.Label Label19

Caption = "Min = 0"

Height = 255

Left = 4920

TabIndex = 32

Top = 7440

Width = 615

End

Begin VB.Label lblCurrentStep

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H00000000&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

ForeColor = &H0000FF00&

Height = 375

Left = 5760

TabIndex = 31

Top = 7320

Width = 975

End

Begin VB.Label lblClock

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H00FFC0FF&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

ForeColor = &H00FF0000&

Height = 375

Left = 4800

TabIndex = 30

Top = 8040

Width = 2415

End

Begin VB.Label lblRunStop

Alignment = 2 'Center

BackColor = &H00000000&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

ForeColor = &H0000FF00&

Height = 375

Left = 10320

TabIndex = 29

Top = 120

Width = 1455

End

Begin MSCommLib.MSComm SerialPort

Left = 2040

Top = 0

_Version = 65536

_ExtentX = 847

_ExtentY = 847

_StockProps = 0

CDTimeout = 0

CommPort = 2

CTSTimeout = 0

DSRTIMEOUT = 0

DTREnable = -1 'True

Handshaking = 0

InBufferSize = 1024

InputLen = 0

Interval = 1000

NullDiscard = 0 'False

OutBufferSize = 512

```

ParityReplace = "?"
RThreshold    = 0
RTSEnable     = 0 'False
Settings      = "9600,n,8,1"
SThreshold    = 0

```

End

Begin VB.Label lblCurrentGain

```

Alignment      = 2 'Center
BackColor      = &H00000000&
BorderStyle    = 1 'Fixed Single
ForeColor      = &H0000FF00&
Height         = 375
Left           = 5760
TabIndex       = 28
Top            = 6240
Width          = 975

```

End

Begin VB.Label Label16

```

Caption        = "Approximate Gain : "
ForeColor      = &H000000FF&
Height         = 255
Left           = 5520
TabIndex       = 27
Top            = 5880
Width          = 1455

```

End

Begin VB.Label lblCountTime

```

Alignment      = 2 'Center
BackColor      = &H00000000&
BorderStyle    = 1 'Fixed Single
ForeColor      = &H0000FF00&

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Height = 375
 Left = 9840
 TabIndex = 26
 Top = 6720
 Width = 615

End

Begin VB.Label lblDirectCount

Alignment = 2 'Center
 BackColor = &H00000000&
 BorderStyle = 1 'Fixed Single
 Caption = "----"
 ForeColor = &H0000FF00&
 Height = 375
 Left = 9840
 TabIndex = 25
 Top = 6000
 Width = 615

End

Begin VB.Label lblRealTime

Alignment = 2 'Center
 BackColor = &H00000000&
 BorderStyle = 1 'Fixed Single
 Caption = "___"
 ForeColor = &H0000FF00&
 Height = 375
 Left = 9840
 TabIndex = 24
 Top = 5160
 Width = 615

End

Begin VB.Label lblAutoManual

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Alignment    = 2 'Center
BackColor    = &H00000000&
BorderStyle  = 1 'Fixed Single
ForeColor    = &H0000FF00&
Height       = 375
Left         = 240
TabIndex     = 23
Top          = 120
Width        = 1455

```

End

Begin VB.Label lblBRF

```

Alignment    = 2 'Center
BackColor    = &H00000000&
BorderStyle  = 1 'Fixed Single
ForeColor    = &H0000FF00&
Height       = 375
Left         = 2880
TabIndex     = 22
Top          = 5880
Width        = 735

```

End

Begin VB.Label lblLPF

```

Alignment    = 2 'Center
BackColor    = &H00000000&
BorderStyle  = 1 'Fixed Single
ForeColor    = &H0000FF00&
Height       = 375
Left         = 720
TabIndex     = 21
Top          = 5880
Width        = 735

```

End

Begin VB.Label Label15

Caption = "Sec"
 ForeColor = &H00FF0000&
 Height = 255
 Left = 11040
 TabIndex = 19
 Top = 6840
 Width = 375

End

Begin VB.Label Label14

Caption = "Direct Count Time :"
 ForeColor = &H00FF0000&
 Height = 255
 Left = 8400
 TabIndex = 18
 Top = 6840
 Width = 1455

End

Begin VB.Line Line17

BorderColor = &H00FF0000&
 X1 = 8280
 X2 = 11880
 Y1 = 5760
 Y2 = 5760

End

Begin VB.Line Line16

BorderColor = &H00FF0000&
 X1 = 10800
 X2 = 11880
 Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line15

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 8280

X2 = 9480

Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line14

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 8280

X2 = 11880

Y1 = 7800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Line Line13

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 11880

X2 = 11880

Y1 = 4800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Line Line12

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 8280

X2 = 8280

Y1 = 4800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Label Label13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Caption = "Times / Minute"
 ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 10680
 TabIndex = 17
 Top = 6120
 Width = 1215

End

Begin VB.Label Label12

Caption = "Times / Minute"
 ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 10680
 TabIndex = 16
 Top = 5280
 Width = 1215

End

Begin VB.Label Label11

Caption = "Real Time :"
 ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 8640
 TabIndex = 15
 Top = 5280
 Width = 855

End

Begin VB.Label Label10

Caption = "Last Direct Count :"
 ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 8400

```

TabIndex = 14
Top      = 6120
Width    = 1335

```

End

Begin VB.Label Label9

```

BackColor = &H00FFFF00&
BorderStyle = 1 'Fixed Single
Caption    = " Heart Rate"

```

BeginProperty Font

```

name      = "MS Sans Serif"
charset   = 222
weight    = 700
size      = 9.75
underline = 0 'False
italic    = 0 'False
striktthrough = 0 'False

```

EndProperty

```

ForeColor = &H000000FF&
Height    = 255
Left      = 9480
TabIndex  = 13
Top       = 4680
Width     = 1335

```

End

Begin VB.Line Line11

```

BorderColor = &H00FF0000&
X1          = 4560
X2          = 7920
Y1          = 7800
Y2          = 7800

```

End

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Begin VB.Line Line10

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 7080

X2 = 7920

Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line9

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 7920

X2 = 7920

Y1 = 4800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Line Line8

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 4560

X2 = 5520

Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line7

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 4560

X2 = 4560

Y1 = 4800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Label Label8

Caption = "Max = 4000"

Height = 255

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Left = 6840

TabIndex = 12

Top = 6360

Width = 855

End

Begin VB.Label Label7

Caption = "Min = 571"

Height = 255

Left = 4920

TabIndex = 11

Top = 6360

Width = 735

End

Begin VB.Label Label6

Caption = "Gain Step :"

ForeColor = &H000000FF&

Height = 255

Left = 5760

TabIndex = 10

Top = 6960

Width = 975

End

Begin VB.Label Label5

BackColor = &H00FFFF00&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = " Gain Control"

BeginProperty Font

name = "MS Sans Serif"

charset = 222

weight = 700

size = 9.75

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

underline = 0 'False

italic = 0 'False

striketthrough = 0 'False

EndProperty

ForeColor = &H000000FF&

Height = 255

Left = 5520

TabIndex = 7

Top = 4680

Width = 1575

End

Begin VB.Line Line6

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 2880

X2 = 4200

Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line5

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 120

X2 = 4200

Y1 = 7800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Line Line3

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 4200

X2 = 4200

Y1 = 4800

Y2 = 7800

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

End

Begin VB.Line Line4

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 120

X2 = 1440

Y1 = 4800

Y2 = 4800

End

Begin VB.Line Line2

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 120

X2 = 120

Y1 = 4800

Y2 = 7800

End

Begin VB.Line Line1

BorderColor = &H00FF0000&

X1 = 2160

X2 = 2160

Y1 = 4920

Y2 = 7800

End

Begin VB.Label Label4

BackColor = &H0080FF80&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = " Band Reject Filter"

ForeColor = &H000000FF&

Height = 255

Left = 2520

TabIndex = 6

Top = 5520

Width = 1455

End

Begin VB.Label Label3

BackColor = &H0080FF80&
 BorderStyle = 1 'Fixed Single
 Caption = " Low Pass Filter"
 ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 360
 TabIndex = 5
 Top = 5520
 Width = 1455

End

Begin VB.Label Label2

BackColor = &H00FFFF00&
 BorderStyle = 1 'Fixed Single
 Caption = " Filter Status"
 BeginProperty Font
 name = "MS Sans Serif"
 charset = 222
 weight = 700
 size = 9.75
 underline = 0 'False
 italic = 0 'False
 strikethrough = 0 'False

EndProperty

ForeColor = &H000000FF&
 Height = 255
 Left = 1440
 TabIndex = 4
 Top = 4680

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Width = 1455

End

Begin VB.Label Label1

BackColor = &H00FF80FF&

BorderStyle = 1 'Fixed Single

Caption = " ECG Monitor"

BeginProperty Font

name = "MS Sans Serif"

charset = 222

weight = 700

size = 12

underline = 0 'False

italic = 0 'False

striketrough = 0 'False

EndProperty

ForeColor = &H00FF0000&

Height = 375

Left = 4920

TabIndex = 1

Top = 240

Width = 2295

End

End

Attribute VB_Name = "ECGForm"

Attribute VB_Creatable = False

Attribute VB_Exposed = False

Dim Gain As Integer

Dim UpperHalfByte1 As Integer 'Variable that Keep Upper 4 bits Of Data Output Number1

Dim UpperHalfByte2 As Integer 'Variable that Keep Upper 4 bits Of Data Output Number2

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Dim SerialOut As Integer
Dim X(8000) As Integer
Dim Y(8000) As Integer
Dim MaxArrayX As Integer
Dim OldBufferCount As Integer
Dim NewBufferCount As Integer
Dim MinStartGr As Integer
Dim MaxYold As Integer
Dim MaxYnew As Integer
Dim RefY As Integer
Dim SampleCount As Integer
Dim SamplePeak As Integer
Dim EcgCount As Integer
Dim TimeCount As Integer
Dim TimeStartCount As Variant
Dim CurrentTime As Variant
Dim LastTime As Variant
Dim TrigPoint30 As Integer
Dim TrigPoint60 As Integer
Dim TrigPoint90 As Integer
Dim TrigPoint120 As Integer
Dim TrigPoint150 As Integer
Dim TrigPoint180 As Integer
Dim HeartRate As Integer
Dim Alarm As String

```

```
Private Sub CheckFilterStatus()
```

```
    If (IblLPF.Caption = "Not Use") And (IblBRF.Caption = "Not Use") Then
```

```
        UpperHalfByte1 = 128
```

```
        UpperHalfByte2 = 144
```

```
    ElseIf (IblLPF.Caption = "Not Use") And (IblBRF.Caption = "Use") Then
```

```
        UpperHalfByte1 = 192
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

UpperHalfByte2 = 208

ElseIf (lblLPF.Caption = "Use") And (lblBRF.Caption = "Not Use") Then
    UpperHalfByte1 = 160
    UpperHalfByte2 = 176
ElseIf (lblLPF.Caption = "Use") And (lblBRF.Caption = "Use") Then
    UpperHalfByte1 = 224
    UpperHalfByte2 = 240
End If
End Sub

Private Sub PlotGraph()
    Dim i As Integer
    Dim j As Integer
    Dim k As Integer
    Dim l As Integer
    Dim m As Integer
    Dim n As Integer
    Dim InputStr As String
    NewBufferCount = SerialPort.InBufferCount
    SampleCount = SampleCount + NewBufferCount
    MinStartGr = MaxArrayX - NewBufferCount - (MaxArrayX - MinStartGr)
    If MinStartGr <= 0 Then
        MinStartGr = 0
    End If
    For i = 0 To MaxArrayX
        X(i) = i
    Next i
    If MinStartGr > 0 Then
        For j = 0 To MinStartGr
            Y(j) = 0
        Next j
    End If

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

End If

If (OldBufferCount <= MaxArrayX) And (OldBufferCount > 0) And

((MaxArrayX - NewBufferCount - OldBufferCount) >= 0) Then

For j = (MaxArrayX - NewBufferCount - OldBufferCount) To (MaxArrayX - NewBufferCount)

Y(j) = Y(j + NewBufferCount)

Next j

End If

If ((MaxArrayX - NewBufferCount - OldBufferCount) < 0) Then

For j = 0 To (MaxArrayX - NewBufferCount)

Y(j) = Y(j + NewBufferCount)

Next j

End If

For j = (MaxArrayX - NewBufferCount + 1) To MaxArrayX

InputStr = SerialPort.Input

Y(j) = Asc(InputStr)

If Y(j) > MaxYnew Then

MaxYnew = Y(j)

End If

If (Y(j - 1) < RefY) And (Y(j) >= RefY) And ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) > 0) Then

EcgCount = EcgCount + 1

SamplePeak = SamplePeak + 1

If SamplePeak = 6 Then

If (((1 / ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) * 0.0025 / 6)) * 60) \ 1) > 0) And

((1 / ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) * 0.0025 / 6)) * 60) \ 1 <= 200) Then

lblRealTime.Caption = Str\$(((1 / ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) * 0.0025 / 6)) * 60) \ 1)

HeartRate = Str\$(((1 / ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) * 0.0025 / 6)) * 60) \ 1)

ElseIf (((1 / ((SampleCount - (MaxArrayX - j)) * 0.0025 / 6)) * 60) \ 1) <= 0 Then

lblRealTime.Caption = "---"

End If

If lblAutoManual = "Auto" Then

If (HeartRate > TrigPoint180) And (ScrollTime.Value < 1) Then

```

ScrollTime.Value = 1
ScrollTime.Enabled = False
lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2 Sec"
MaxArrayX = 800
MinStartGr = MaxArrayX
Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
TrigPoint180 = 170

ElseIf HeartRate <= TrigPoint180 Then
    TrigPoint180 = 190
End If

If (HeartRate > TrigPoint150) And (HeartRate <= TrigPoint180) And
    (ScrollTime.Value <> 2) Then
    ScrollTime.Value = 2
    ScrollTime.Enabled = False
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2.4 Sec"
    MaxArrayX = 960
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
ElseIf HeartRate > TrigPoint150 Then
    TrigPoint150 = 140
ElseIf HeartRate <= TrigPoint150 Then
    TrigPoint150 = 160
End If

If (HeartRate > TrigPoint120) And (HeartRate <= TrigPoint150) And
    (ScrollTime.Value <> 3) Then
    ScrollTime.Value = 3
    ScrollTime.Enabled = False
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 3 Sec"
    MaxArrayX = 1200
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

```

```
ElseIf HeartRate > TrigPoint120 Then
```

```
    TrigPoint120 = 110
```

```
ElseIf HeartRate <= TrigPoint120 Then
```

```
    TrigPoint120 = 130
```

```
End If
```

```
If (HeartRate > TrigPoint90) And (HeartRate <= TrigPoint120) And
```

```
    (ScrollTime.Value <> 4) Then
```

```
    ScrollTime.Value = 4
```

```
    ScrollTime.Enabled = False
```

```
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 4 Sec"
```

```
    MaxArrayX = 1600
```

```
    MinStartGr = MaxArrayX
```

```
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
```

```
ElseIf HeartRate > TrigPoint90 Then
```

```
    TrigPoint90 = 80
```

```
ElseIf HeartRate <= TrigPoint90 Then
```

```
    TrigPoint90 = 100
```

```
End If
```

```
If (HeartRate > TrigPoint60) And (HeartRate <= TrigPoint90) And
```

```
    (ScrollTime.Value <> 5) Then
```

```
    ScrollTime.Value = 5
```

```
    ScrollTime.Enabled = False
```

```
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 6 Sec"
```

```
    MaxArrayX = 2400
```

```
    MinStartGr = MaxArrayX
```

```
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
```

```
ElseIf HeartRate > TrigPoint60 Then
```

```
    TrigPoint60 = 50
```

```
ElseIf HeartRate <= TrigPoint60 Then
```

```
    TrigPoint60 = 70
```

```
End If
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

If (HeartRate > TrigPoint30) And (HeartRate <= TrigPoint60) And

(ScrollTime.Value < 6) Then

ScrollTime.Value = 6

ScrollTime.Enabled = False

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 12 Sec"

MaxArrayX = 4800

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

ElseIf HeartRate > TrigPoint30 Then

TrigPoint30 = 20

ElseIf HeartRate <= TrigPoint30 Then

TrigPoint30 = 40

End If

End If

SampleCount = 0

SamplePeak = 0

End If

End If

Next j

' Plot Graph

i = 0

j = 0

k = 1

l = 1

For m = 0 To (MaxArrayX - 1)

Graph.Line (X(i), Y(j))-(X(k), Y(l))

i = i + 1

j = j + 1

k = k + 1

l = l + 1

Next m

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

OldBufferCount = NewBufferCount + OldBufferCount
If OldBufferCount >= MaxArrayX Then
    OldBufferCount = MaxArrayX
End If
End Sub

```

```

Private Sub btnAutoManual_Click()

```

```

    If lblAutoManual.Caption = "Auto" Then

```

```

        lblAutoManual.Caption = "Manual"

```

```

        btnLPF.Enabled = True

```

```

        btnBRF.Enabled = True

```

```

        ScrollGain.Enabled = True

```

```

        ScrollTime.Enabled = True

```

```

    ElseIf lblAutoManual.Caption = "Manual" Then

```

```

        lblAutoManual.Caption = "Auto"

```

```

        btnLPF.Enabled = False

```

```

        btnBRF.Enabled = False

```

```

        ScrollGain.Enabled = False

```

```

        ScrollTime.Enabled = False

```

```

        lblLPF.Caption = "Use"

```

```

        lblBRF.Caption = "Use"

```

```

    If SerialPort.PortOpen = True Then

```

```

        ScrollGain.Value = 3

```

```

        ScrollGain.Enabled = False

```

```

        lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)

```

```

        lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)

```

```

        CheckFilterStatus

```

```

        Gain = ScrollGain.Value

```

```

        'Send Output Data Number1

```

```

        SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)

```

```

        SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

'Send Output Data Number2

SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)

SerialPort.Output = Chr\$(SerialOut)

End If

End If

End Sub

Private Sub btnBRF_Click()

If lblBRF.Caption = "Use" Then

lblBRF.Caption = "Not Use"

CheckFilterStatus

ElseIf lblBRF.Caption = "Not Use" Then

lblBRF.Caption = "Use"

CheckFilterStatus

End If

Gain = ScrollGain.Value

'Send Output Data Number1

SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)

SerialPort.Output = Chr\$(SerialOut)

'Send Output Data Number2

SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)

SerialPort.Output = Chr\$(SerialOut)

End Sub

Private Sub btnLPF_Click()

If lblLPF.Caption = "Use" Then

lblLPF.Caption = "Not Use"

CheckFilterStatus

ElseIf lblLPF.Caption = "Not Use" Then

lblLPF.Caption = "Use"

CheckFilterStatus

End If

Gain = ScrollGain.Value

'Send Output Data Number1

SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)

SerialPort.Output = Chr\$(SerialOut)

'Send Output Data Number2

SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)

SerialPort.Output = Chr\$(SerialOut)

End Sub

Private Sub btnRunStop_Click()

If lblRunStop = "Stop" Then

lblRunStop = "Run"

MinStartGr = MaxArrayX

OldBufferCount = 0

SampleCount = 0

EcgCount = 0

TimeCount = 0

TimeStartCount = Now

LastTime = Now

SerialPort.InputLen = 1

SerialPort.PortOpen = True

btnAutoManual.Enabled = True

Reset.Enabled = True

If lblAutoManual = "Manual" Then

btnBRF.Enabled = True

btnLPF.Enabled = True

ScrollGain.Enabled = True

End If

Timer1.Interval = 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Timer2.Interval = 2000
Elseif lblRunStop = "Run" Then
    lblRunStop = "Stop"
    SerialPort.PortOpen = False
    btnAutoManual.Enabled = False
    Rscst.Enabled = False
    btnBRF.Enabled = False
    btnLPF.Enabled = False
    ScrollGain.Enabled = False
    Timer1.Interval = 0
    Timer2.Interval = 0
End If
End Sub

```

```

Private Sub Form_Load()
    'Initial Set : Use Lpf&Brf, Set Gain Approximate 1000(Step 7 Of Range 0 To 63)
    SerialPort.InputLen = 1
    SerialPort.PortOpen = True
    SerialPort.Output = Chr$(231)
    SerialPort.Output = Chr$(240)
    lblLPF.Caption = "Use"
    lblBRF.Caption = "Use"
    lblAutoManual.Caption = "Auto"
    lblRunStop = "Run"
    ScrollGain.Value = 7
    lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
    lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
    btnLPF.Enabled = False
    btnBRF.Enabled = False
    ScrollGain.Enabled = False
    ScrollTime.Enabled = False

```

```

ScrollTime.Value = 5
lblMonitorTime = "Time/Monitor = 6 Sec"
MaxArrayX = 2400
MinStartGr = MaxArrayX
Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
OldBufferCount = 0
MaxYold = 200
MaxYnew = 200
RefY = (((MaxYold - 50) / 2) + 50) \ 1
SampleCount = 0
SamplePeak = 0
HeartRate = 0
EcgCount = 0
TimeCount = 0
TimeStartCount = Now
LastTime = Now
TrigPoint30 = 40
TrigPoint60 = 50
TrigPoint90 = 100
TrigPoint120 = 130
TrigPoint150 = 160
TrigPoint180 = 190
ScrollLow.Value = 0
lblLowHr = Str$(ScrollLow.Value)
ScrollHigh.Value = 200
lblHighHr = Str$(ScrollHigh.Value)
Alarm = "off"
End Sub

```

```
Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)
```

```
    If SerialPort.PortOpen = True Then
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
SerialPort.Output = Chr$(231)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(240)
```

```
SerialPort.PortOpen = False
```

```
ElseIf SerialPort.PortOpen = False Then
```

```
SerialPort.PortOpen = True
```

```
SerialPort.Output = Chr$(231)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(240)
```

```
SerialPort.PortOpen = False
```

```
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Reset_Click()
```

```
EcgCount = 0
```

```
TimeStartCount = Now
```

```
TimeCount = 0
```

```
End Sub
```

```
Private Sub ScrollGain_Change()
```

```
If SerialPort.PortOpen = True Then
```

```
lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
```

```
lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
```

```
CheckFilterStatus
```

```
Gain = ScrollGain.Value
```

```
'Send Output Data Number1
```

```
SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
'Send Output Data Number2
```

```
SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub ScrollGain_Scroll()
```

```
    If SerialPort.PortOpen = True Then
```

```
        lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
```

```
        lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
```

```
        CheckFilterStatus
```

```
        Gain = ScrollGain.Value
```

```
        'Send Output Data Number1
```

```
        SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)
```

```
        SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
        'Send Output Data Number2
```

```
        SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)
```

```
        SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub ScrollHigh_Change()
```

```
    lblHighHr = Str$(ScrollHigh.Value)
```

```
    If ScrollLow.Value > ScrollHigh.Value Then
```

```
        ScrollLow.Value = ScrollHigh.Value
```

```
        lblLowHr = Str$(ScrollLow.Value)
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub ScrollHigh_Scroll()
```

```
    lblHighHr = Str$(ScrollHigh.Value)
```

```
    If ScrollLow.Value > ScrollHigh.Value Then
```

```
        ScrollLow.Value = ScrollHigh.Value
```

```
        lblLowHr = Str$(ScrollLow.Value)
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Private Sub ScrollLow_Change()
    lblLowHr = Str$(ScrollLow.Value)
    If ScrollHigh.Value < ScrollLow.Value Then
        ScrollHigh.Value = ScrollLow.Value
        lblHighHr = Str$(ScrollHigh.Value)
    End If
End Sub

```

```

Private Sub ScrollLow_Scroll()
    lblLowHr = Str$(ScrollLow.Value)
    If ScrollHigh.Value < ScrollLow.Value Then
        ScrollHigh.Value = ScrollLow.Value
        lblHighHr = Str$(ScrollHigh.Value)
    End If
End Sub

```

```

Private Sub ScrollTime_Change()
    If ScrollTime.Value = 1 Then
        lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2 Sec"
        MaxArrayX = 800
        MinStartGr = MaxArrayX
        Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
    ElseIf ScrollTime.Value = 2 Then
        lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2.4 Sec"
        MaxArrayX = 960
        MinStartGr = MaxArrayX
        Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
    ElseIf ScrollTime.Value = 3 Then

```

```

        lblMonitorTime = "Time/Monitor = 3 Sec"

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสำนักงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MaxArrayX = 1200

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

ElseIf ScrollTime.Value = 4 Then

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 4 Sec"

MaxArrayX = 1600

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

ElseIf ScrollTime.Value = 5 Then

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 6 Sec"

MaxArrayX = 2400

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

ElseIf ScrollTime.Value = 6 Then

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 12 Sec"

MaxArrayX = 4800

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

End If

End Sub

Private Sub ScrollTime_Scroll()

If ScrollTime.Value = 1 Then

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2 Sec"

MaxArrayX = 800

MinStartGr = MaxArrayX

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX

ElseIf ScrollTime.Value = 2 Then

lblMonitorTime = "Time/Monitor = 2.4 Sec"

MaxArrayX = 960

MinStartGr = MaxArrayX

```

Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
ElseIf ScrollTime.Value = 3 Then
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 3 Sec"
    MaxArrayX = 1200
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
ElseIf ScrollTime.Value = 4 Then
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 4 Sec"
    MaxArrayX = 1600
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
ElseIf ScrollTime.Value = 5 Then
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 6 Sec"
    MaxArrayX = 2400
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
ElseIf ScrollTime.Value = 6 Then
    lblMonitorTime = "Time/Monitor = 12 Sec"
    MaxArrayX = 4800
    MinStartGr = MaxArrayX
    Graph.ScaleWidth = MaxArrayX
End If
End Sub

```

```
Private Sub Timer1_Timer()
```

```
    Graph.Cls
```

```
    PlotGraph
```

```
    CurrentTime = Now
```

```
    If Format((CurrentTime - LastTime), "hh:mm:ss") = "00:00:01" Then
```

```
        TimeCount = TimeCount + 1
```

```
        lblCountTime = Str$(TimeCount)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    LastTime = CurrentTime
End If

If Format((CurrentTime - TimeStartCount), "hh:mm:ss") = "00:01:00" Then
    lblDirectCount.Caption = Str$(EcgCount)
    EcgCount = 0
    TimeStartCount = Now
    TimeCount = 0
End If

lblClock.Caption = "Clock <> " + Format(CurrentTime, "hh:mm:ss")
If ((HeartRate >= 0) And (HeartRate < ScrollLow.Value)) Or ((HeartRate <= 200)
    And (HeartRate > ScrollHigh.Value)) Then
    Alarm = "on"
ElseIf (HeartRate >= ScrollLow.Value) And (HeartRate <= ScrollHigh.Value) Then
    Alarm = "off"
End If
If Alarm = "on" Then
    Beep
End If
End Sub

Private Sub Timer2_Timer()
    MaxYold = MaxYnew
    RefY = (((MaxYold - 50) / 2) + 50) \ 1
    MaxYnew = 0
    If (MaxYold <= 80) Then
        SampleCount = 0
        lblRealTime.Caption = "---"
        If lblAutoManual.Caption = "Auto" And (ScrollGain.Value >= 10) Then
            ScrollGain.Value = 3
            If SerialPort.PortOpen = True Then
                ScrollGain.Enabled = False

```

```
lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
```

```
lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
```

```
CheckFilterStatus
```

```
Gain = ScrollGain.Value
```

```
'Send Output Data Number1
```

```
SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
'Send Output Data Number2
```

```
SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
End If
```

```
End If
```

```
End If
```

```
If (lblAutoManual.Caption = "Auto") And (MaxYold < 195) And (ScrollGain.Value < 63) Then
```

```
ScrollGain.Value = ScrollGain.Value + 1
```

```
If SerialPort.PortOpen = True Then
```

```
ScrollGain.Enabled = False
```

```
lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
```

```
lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
```

```
CheckFilterStatus
```

```
Gain = ScrollGain.Value
```

```
'Send Output Data Number1
```

```
SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
'Send Output Data Number2
```

```
SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)
```

```
SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
```

```
End If
```

```
ElseIf (lblAutoManual.Caption = "Auto") And (MaxYold > 190) And (ScrollGain.Value > 0)
```

```
Then
```

```
ScrollGain.Value = ScrollGain.Value - 1
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

If SerialPort.PortOpen = True Then
    ScrollGain.Enabled = False
    lblCurrentGain.Caption = Str$(((ScrollGain.Value * ((4000 - 571) / 63)) + 571) \ 1)
    lblCurrentStep.Caption = Str$(ScrollGain.Value)
    CheckFilterStatus
    Gain = ScrollGain.Value
    'Send Output Data Number1
    SerialOut = UpperHalfByte1 + (Gain Mod 16)
    SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
    'Send Output Data Number2
    SerialOut = UpperHalfByte2 + (Gain \ 16)
    SerialPort.Output = Chr$(SerialOut)
End If

```



บทที่ 7

การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบ คุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติของวงจรแต่ละส่วนซึ่งประกอบอยู่ในวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรเหล่านั้น ดังรายละเอียดต่อไปนี้

7.1 ค่าคอมมอนโมดรีजेกชันเรโซของอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

ค่า คอมมอนโมดรีजेกชันเรโซนี้เป็นค่าที่ใช้บอกความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่อินพุตของอินสตรูเมนต์แอมป์แบบคอมมอนโมดว่ากระทำได้ดีเพียงใด โดยที่

$$CMRR = 10\log(A_d/A_c) \quad \text{---- (7.1)}$$

โดย A_d คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

$$\text{เมื่อ } A = V_o / V_{in} \quad \text{---- (7.2)}$$

โดย A คือ อัตราการขยาย

V_o คือ แรงดันเอาต์พุต

V_{in} คือ แรงดันอินพุต

ในการหาค่าคอมมอนโมดรีजेกชันเรโซนั้นจะต้องทำการหาอัตราขยายทั้งดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและคอมมอนโหมดดังมีรายละเอียดดังนี้

7.1.1 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตของอินสตรูเมนต์แอมป์ในรูปที่ 5.4 ต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นไซน์(Sine Wave) ขนาด 500 mVp-p ที่ความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 7.1 จากฟังก์ชันเจเนเรเตอร์เข้าที่ขาอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์แอมป์
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์แอมป์ แล้วบันทึกในตารางที่ 7.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแอมป์แต่ละความถี่ในตารางที่ 7.1 นำมาหาอัตราขยายเฉลี่ย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.1.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V _{p-p})	อัตราขยาย
1	4.52	9.04
20	4.56	9.12
40	4.56	9.12
60	4.56	9.12
80	4.56	9.12
100	4.52	9.04
120	4.52	9.04
140	4.60	9.20
160	4.60	9.20
180	4.60	9.20
200	4.60	9.20

ตารางที่ 7.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ที่ความถี่ค่าต่างๆ

จากตารางที่ 7.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด(A_d) = 9.13

7.1.3 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. นำขาอินพุตลบและอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ในรูปที่ 5.4 ต่อเข้าด้วยกัน
2. ป้อนคลื่นไซน์(Sine Wave) ขนาด 5 V_{p-p} ที่ความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 7.2 จากฟังก์ชันเจเนอเรเตอร์เข้าที่ขาอินพุตทั้งสองของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ แล้วบันทึกในตารางที่ 7.2 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 7.2 นำมาหาค่าอัตราขยายเฉลี่ย

7.1.4 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mV _{p-p})	อัตราขยาย
1	28.8	5.76×10^{-3}
20	28.6	5.72×10^{-3}
40	28.6	5.72×10^{-3}
60	28.8	5.76×10^{-3}
80	28.8	5.76×10^{-3}
100	28.0	5.6×10^{-3}
120	28.0	5.6×10^{-3}
140	28.6	5.72×10^{-3}
160	28.8	5.76×10^{-3}
180	28.8	5.76×10^{-3}
200	28.8	5.76×10^{-3}

ตารางที่ 7.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด
ของอินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์ที่ความถี่ค่าต่างๆ

จากตารางที่ 7.2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยของวงจรคอมมอน(A_c) = 5.72×10^{-3}

ดังนั้นสามารถหาค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซได้โดยใช้สมการ 7.1 จะได้

$$CMRR = 10\log(A_d/A_c) = 10\log(9.13/5.72 \times 10^{-3}) = 64.06 \text{ เดซิเบล}$$

7.2 ความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ตามรูปที่ 5.5 นั้นมีอัตราขยายเท่ากับ R 1 หาค่าความต้านทานของ R - 2R Ladder ซึ่งเปลี่ยนแปลงได้ 64 ค่า ตามข้อมูลดิจิทัล 6 บิตจากพอร์ท 0 ของ 89C51 ซึ่งการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายกระทำดังต่อไปนี้

7.2.1 ขั้นตอนการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราการขยายวงจขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด 20 มิลลิโวลต์ จากความถี่ 200 เฮิรตซ์จากฟังก์ชันเจเนอเรเตอร์ เข้าที่อินพุตของวงจขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้
2. ทำการป้อนข้อมูลแบบดิจิทัลขนาด 6 บิต โดยเริ่มตั้งแต่ค่า 0 ถึง 63 ฐานสิบแล้ววัดขนาดสัญญาณของเอาต์พุตที่ได้ บันทึกในตาราง 7.3
3. คำนวณค่าอัตราการขยายสำหรับแต่ละข้อมูลอินพุตบันทึกในตารางที่ 7.3 แล้วนำไปพล็อตกราฟโดยให้แกนตั้งเป็นอัตราขยายและแกนนอนเป็นค่าข้อมูลอินพุตแบบดิจิทัล

7.2.2 ผลการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราการขยายวงจขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้

ค่าข้อมูลอินพุต	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราการขยาย
0	1.147	57.35
1	1.264	63.22
2	1.383	69.15
3	1.484	74.20
4	1.686	84.28
5	1.786	89.31
6	1.888	94.40
7	1.983	99.17
8	2.325	116.25
9	2.428	121.39
10	2.531	126.56
11	2.624	131.22
12	2.731	136.53
13	2.835	141.77
14	2.927	146.35
15	3.043	152.17

ค่าข้อมูลอินพุท	แรงดันเอาต์พุท (Vp-p)	อัตราขยาย
45	6.620	331.02
46	6.711	335.55
47	6.787	339.37
48	6.865	343.24
49	6.955	347.73
50	7.020	350.98
51	7.080	354.02
52	7.179	358.93
53	7.257	362.85
54	7.324	366.22
55	7.400	370.03
56	7.480	373.96
57	7.547	377.33
58	7.622	381.12
59	7.694	384.69
60	7.751	387.55
61	7.827	391.36
62	7.913	395.66
63	7.980	398.98

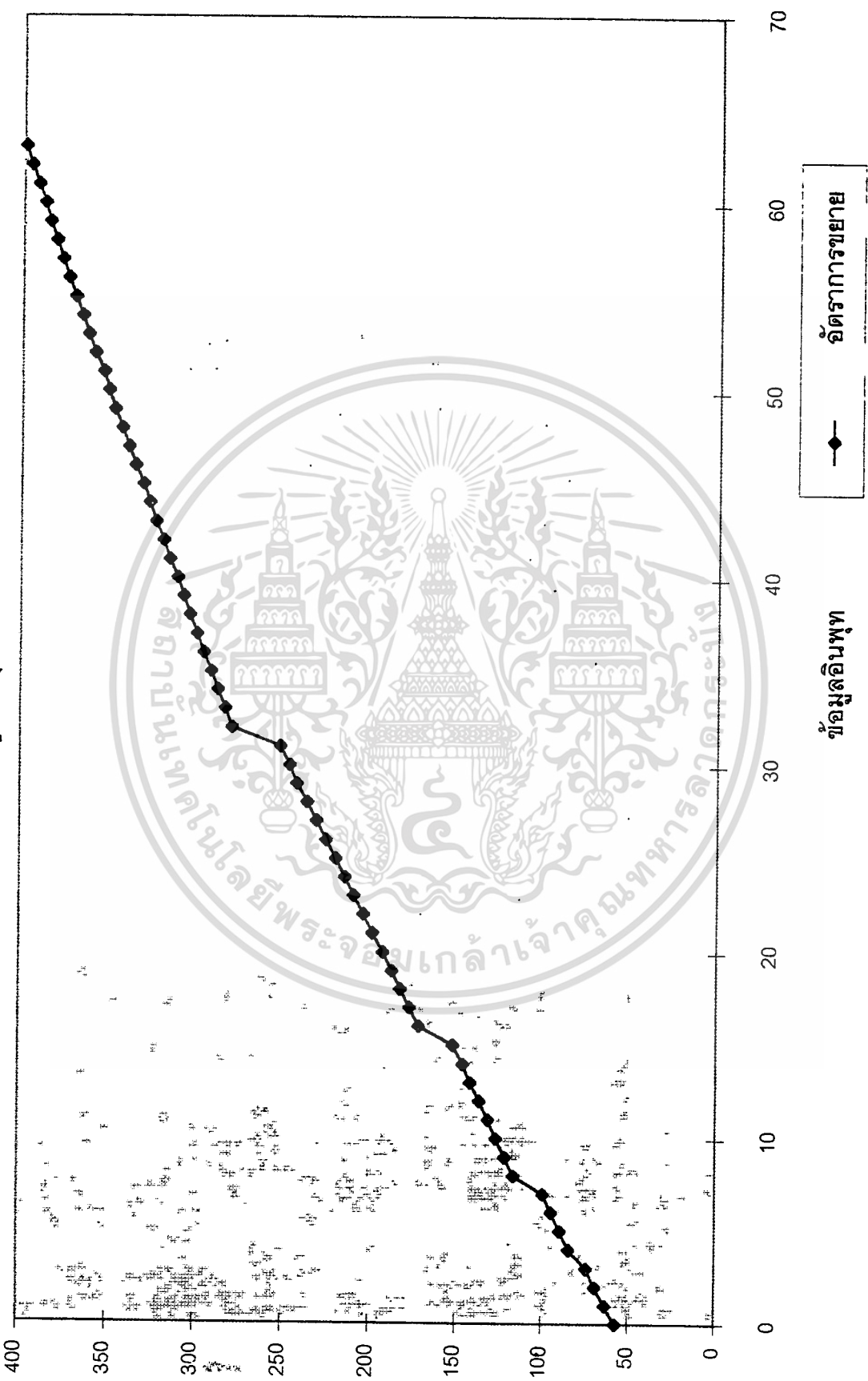
ตารางที่ 7.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับค่าข้อมูลอินพุทของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

7.3 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

การทดสอบกระทำโดยใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากอีซีจีซิกแนลเจนเนอเรเตอร์ (ECG Signal Generator) ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตราขยายคงที่ที่ 1000 เท่า แล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเอาต์พุทที่ได้จากวงจรปรับแรงดันออฟเซต จากนั้นทำการดึงสายอินพุทบวกของอินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์ออกจากอีซีจีซิกแนลเจนเนอเรเตอร์เพื่อให้

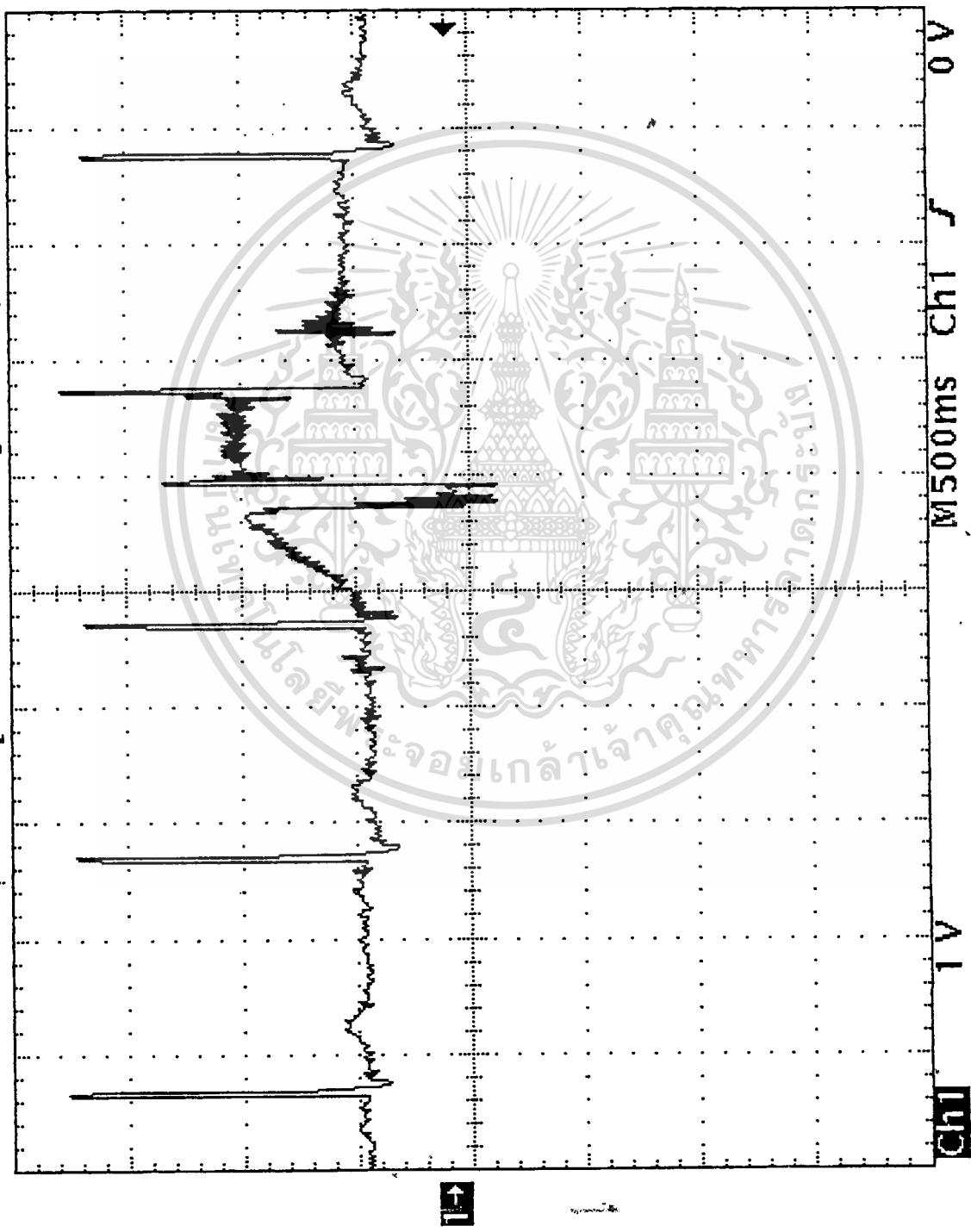
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 7.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราขยายกับข้อมูลอินพุทของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Tek stop 100 S/s 16 Acqs



Ch1 PK-PK
3.88 V

Ch1 Freq
986.3mHz
Low signal
amplitude

Ch1 Max
3.46 V

Ch1 Min
-420mV

รูปที่ 7.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทำงานของวงจรปรับอัตราในมัลติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อินสตรูเมนต์เช่นแอมป์เกิดสภาวะอิ่มตัวชั่วคราวแล้วรับต่อสายอินพุตเข้าดังเดิม ดังเกตุรูปคลื่นที่ได้บนออสซิลโลสโคปซึ่งเป็นดังรูปที่ 7.2 จะเห็นว่าวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติสามารถทำให้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับสู่สภาวะปกติได้อย่างรวดเร็ว

7.4 การทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 5.10 นั้นเป็นแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สองซึ่งตามทฤษฎีจะมีความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อดีเคด และเนื่องจากพยายามเลือกตัวความต้านทานและตัวเก็บประจุที่สามารถหาได้ง่ายทำให้ได้ความถี่คัทออฟตามที่คำนวณได้คือ 225 เฮิรท์ ในหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งานจริงโดยมีรายละเอียดดังนี้

7.4.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

1. ป้อนสัญญาณรูปซายน์ขนาด 5 Vp-p จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่อินพุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านโดยใช้ความถี่ต่างๆ ตามตารางที่ 7.4
2. วัดขนาดสัญญาณเอาต์พุตที่ได้และ คำนวณอัตราขยายบันทึกลงในตารางที่ 7.4
3. จากข้อมูลในตารางที่ 7.4 นำไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากออสซิซิเจนเนอเรเตอร์ ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตราขยายคงที่ที่ 1000 เท่าแล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุตเทียบกับจุดเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

7.4.2 ผลการทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต(Vp-p)	อัตราขยาย
25	4.96	0.992
50	4.84	0.968
75	4.80	0.96
100	4.68	0.936
125	4.48	0.896
150	4.12	0.824
175	3.76	0.752
200	3.50	0.70

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต(Vp-p)	อัตราขยาย
225	3.20	0.64
250	2.84	0.568
275	2.48	0.496
300	2.22	0.444
400	1.36	0.272
500	9.04	0.1808
600	660×10^{-3}	0.1320
700	500×10^{-3}	0.1000
800	380×10^{-3}	0.0760
900	300×10^{-3}	0.0600
1000	240×10^{-3}	0.0480
1200	182×10^{-3}	0.0364
1400	136×10^{-3}	0.0272
1600	104×10^{-3}	0.0208
1800	83×10^{-3}	0.0166
2000	72×10^{-3}	0.0144

ตารางที่ 7.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรความถี่ต่ำผ่าน

จากตารางที่ 7.4 จะได้ความถี่คัทออฟที่ 200 เฮิรท์ ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 3.5 โวลต์ ดังนั้นจะได้

$$\text{Loss (dB)} = 20\log(3.5/5) = -3.098 \text{ เดซิเบล}$$

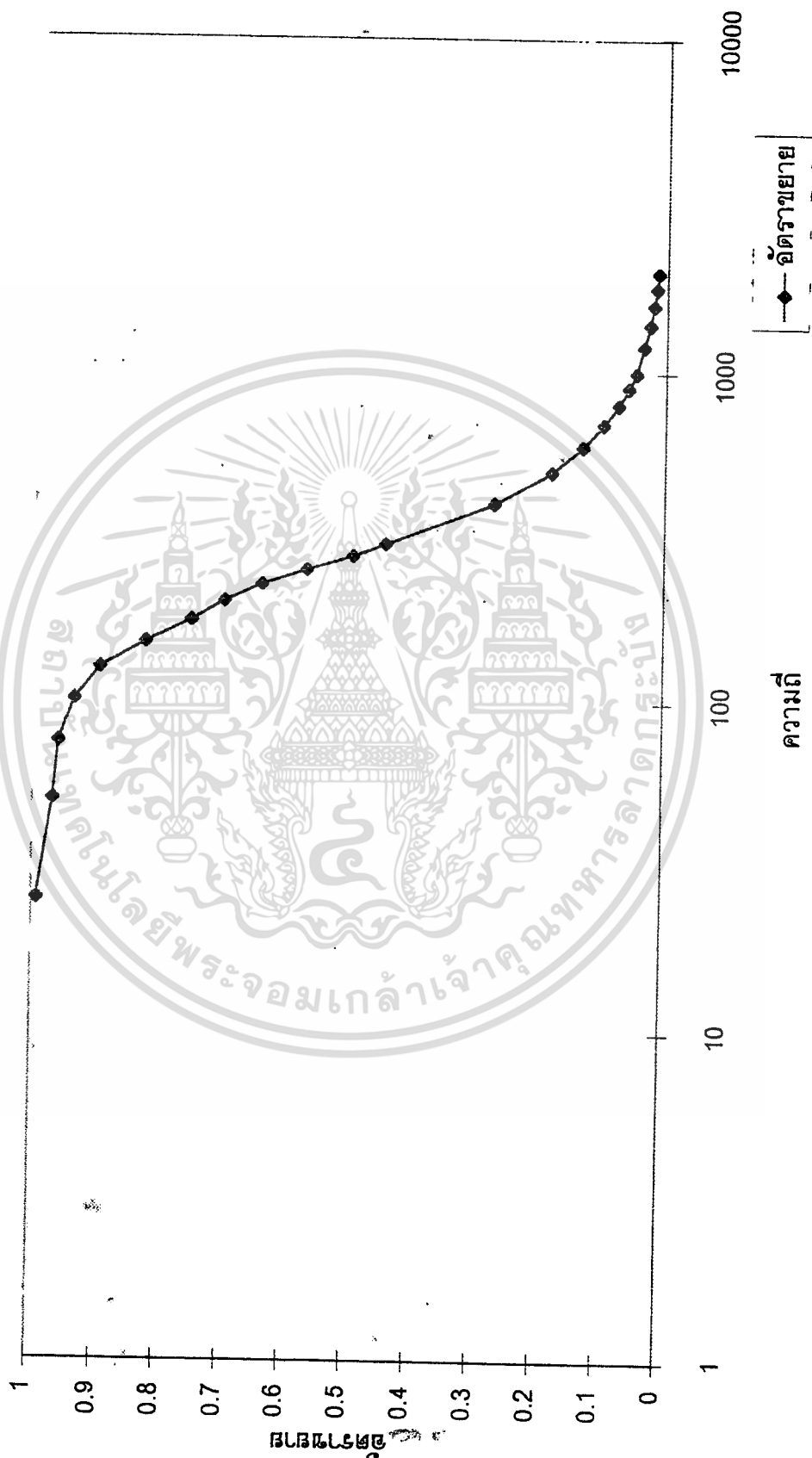
และที่ความถี่เท่ากับ 2000 เฮิรท์ ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 72 มิลลิโวลต์ จะได้

$$\text{Loss (dB)} = 20\log(72 \times 10^{-3}/5) = -36.83 \text{ เดซิเบล}$$

ดังนั้นจะได้ว่าความชันของกราฟผลตอบแทนของความถี่เท่ากับ - 33.32 dB / decade

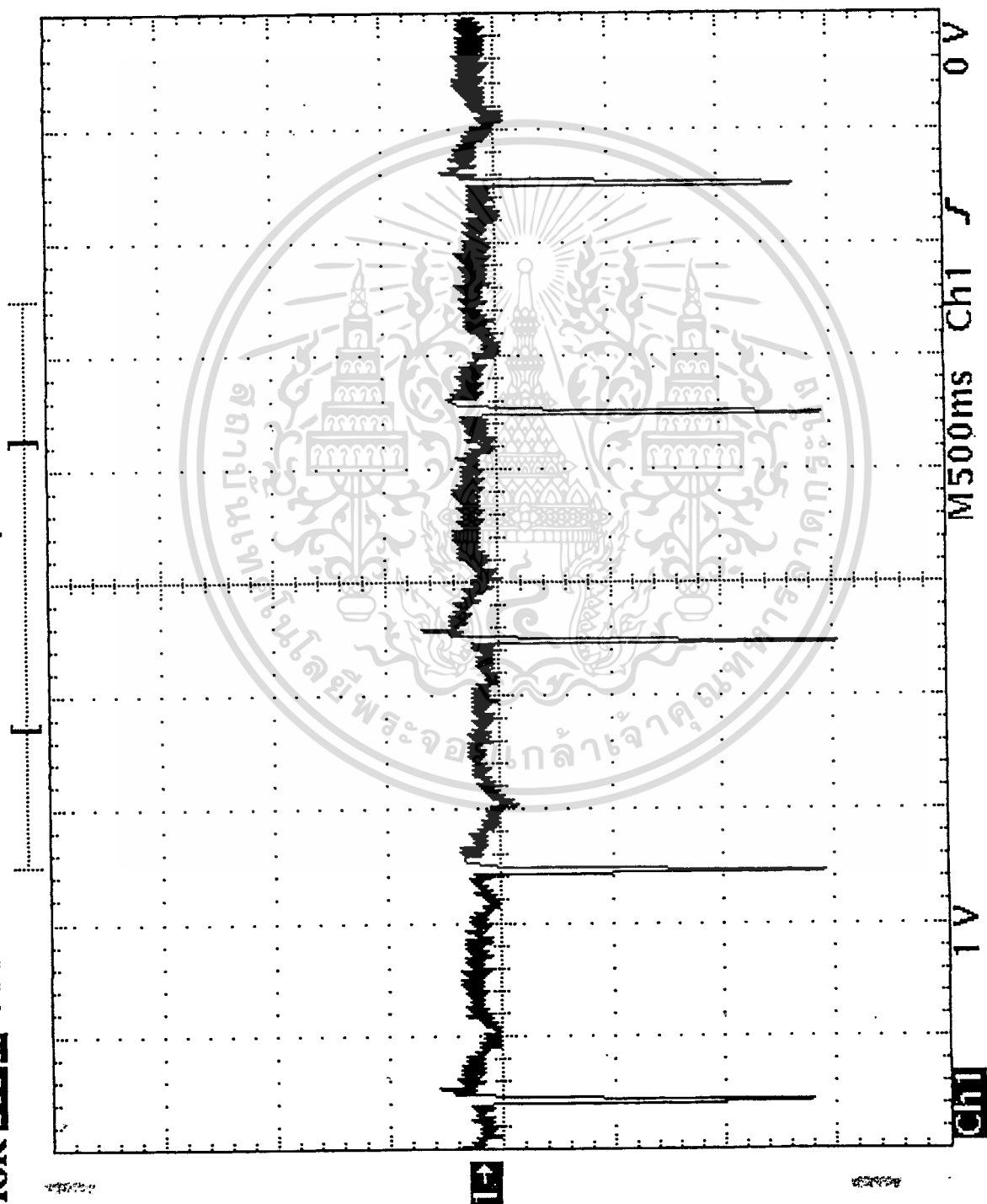
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 7.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรความถี่ต่ำกว่า 200 Hz ผ่าน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

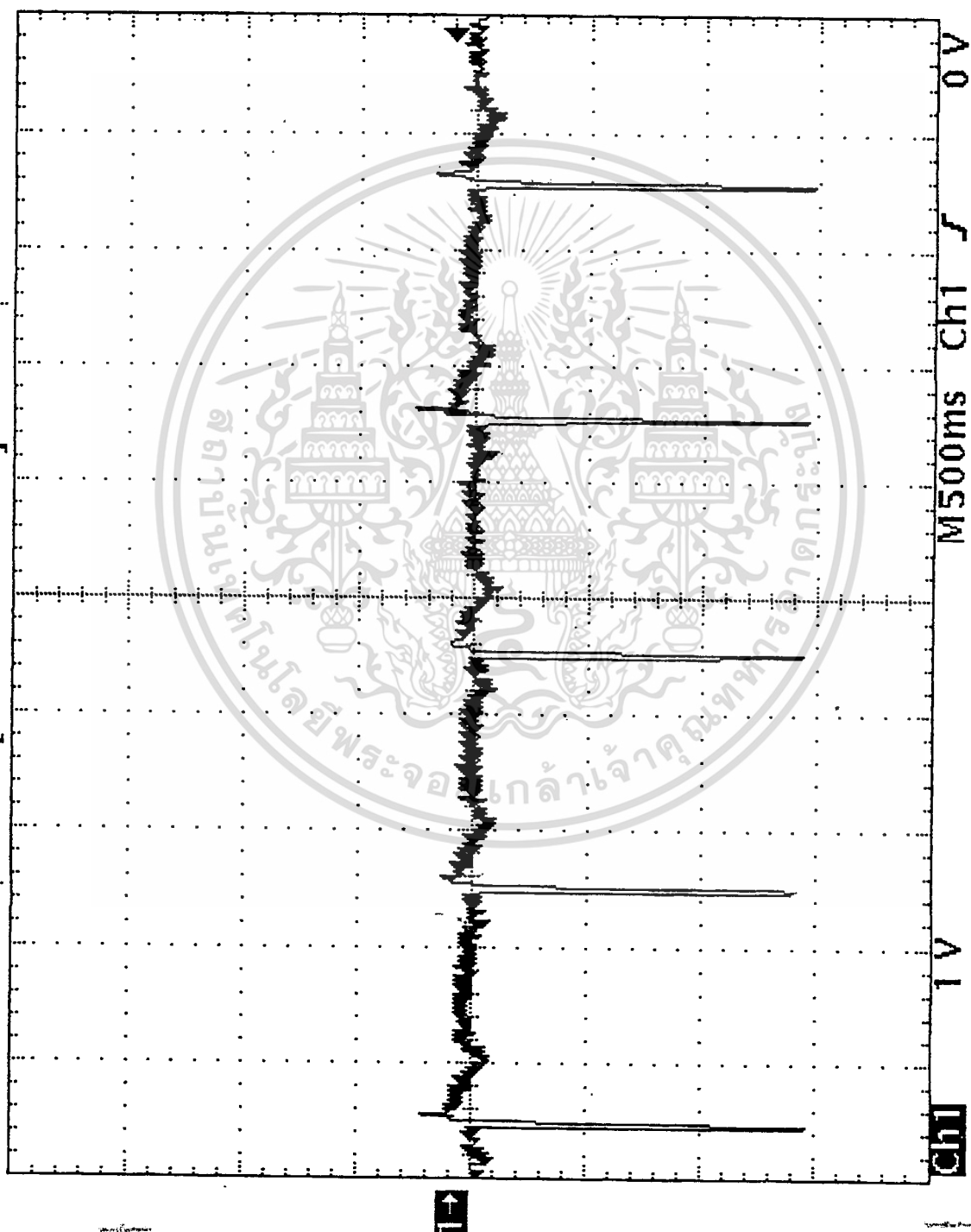
Tek stop 100 S/s 43 Acqs



รูปที่ 7.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Tek Stop 100 S/s 4 Acqs



รูปที่ 7.5 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาที่พหุของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.5 การทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงคั้งรูปที่ 5.12 มี $f_c = 50$ Hz และออกแบบให้มีค่า $Q = 5$ ในหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบผลตอบแทนความถี่โดยมีรายละเอียดดังนี้

7.5.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

1. ป้อนสัญญาณรูปซายน์ขนาด 5 Vp-p จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่อินพุตของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงโดยใช้ความถี่ต่างๆ ตามตารางที่ 7.5
2. วัดขนาดสัญญาณเอาต์พุตที่ได้และ คำนวณอัตราขยายบันทึกลงในตารางที่ 7.5
3. จากข้อมูลในตารางที่ 7.5 นำไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากออสซิลิซิกเนลเจนเนอเรเตอร์ ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตราขยายคงที่ที่ 1000 เท่าแล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุตเทียบกับจุดเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

7.5.2 ผลการทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mVp-p)	อัตราขยาย
10	5	1
20	4.72	0.944
30	4.56	0.912
40	3.92	0.784
41	3.73	0.745
42	3.55	0.700
43	3.35	0.663
44	3.17	0.635
45	2.92	0.584
46	2.44	0.488
47	2.00	0.400
48	1.42	0.284

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต(mVp-p)	อัตราขยาย
49	0.488	0.0976
50	0.280	0.056
51	1.2	0.24
52	1.92	0.384
53	2.60	0.52
54	3.08	0.616
55	3.52	0.704
56	3.84	0.762
57	4.00	0.825
58	4.36	0.865
59	4.59	0.914
60	4.68	0.936
70	4.84	0.968
80	4.96	0.984
90	4.92	0.984
100	4.92	0.984

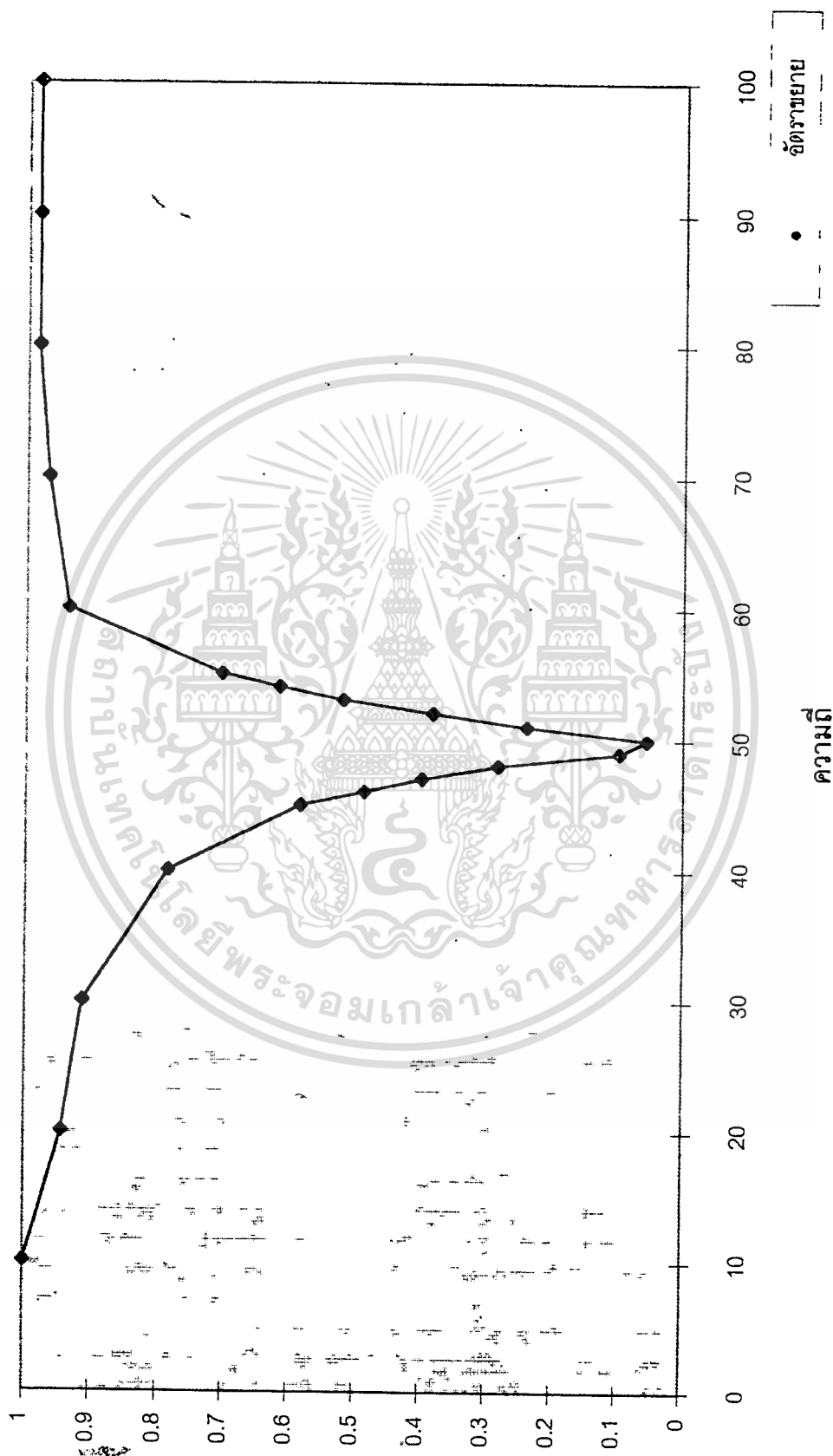
ตารางที่ 7.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ ของวงจรกรองความถี่แบบกัน
ไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง
จากตารางที่ 7.5 ที่ความถี่ 50 เฮิรท์จะมีค่า

$$\begin{aligned}
 Q &= F_c / BW \\
 &= 50 / (55 - 43) \\
 &= 4.16
 \end{aligned}$$

และ ที่ความถี่ 50 เฮิรท์ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 0.056
โวลต์ จะได้

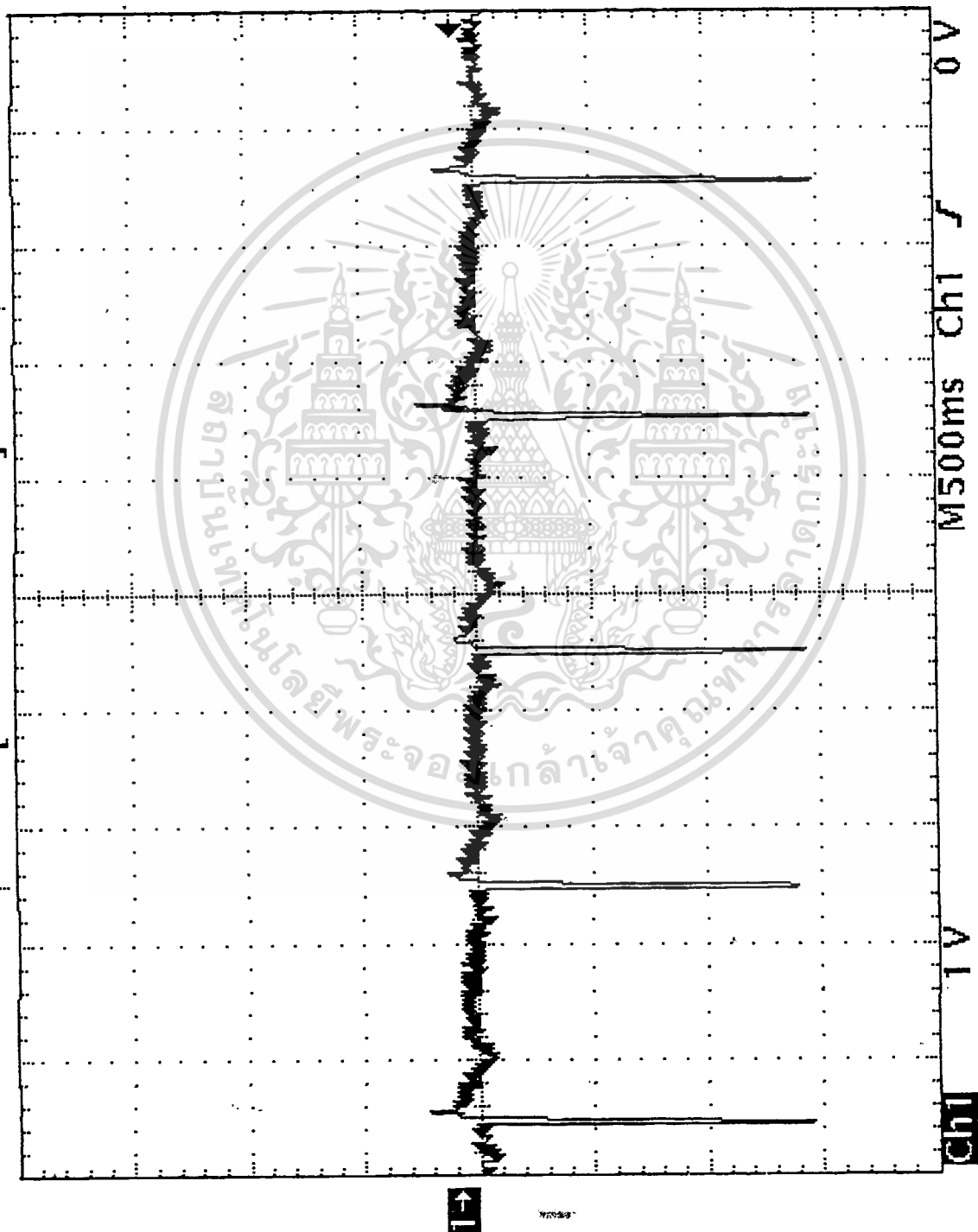
$$Loss (dB) = 20 \log (0.056) = -25.036 \text{ เดซิเบล}$$

รูปที่ 7.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 Hz ผ่าน



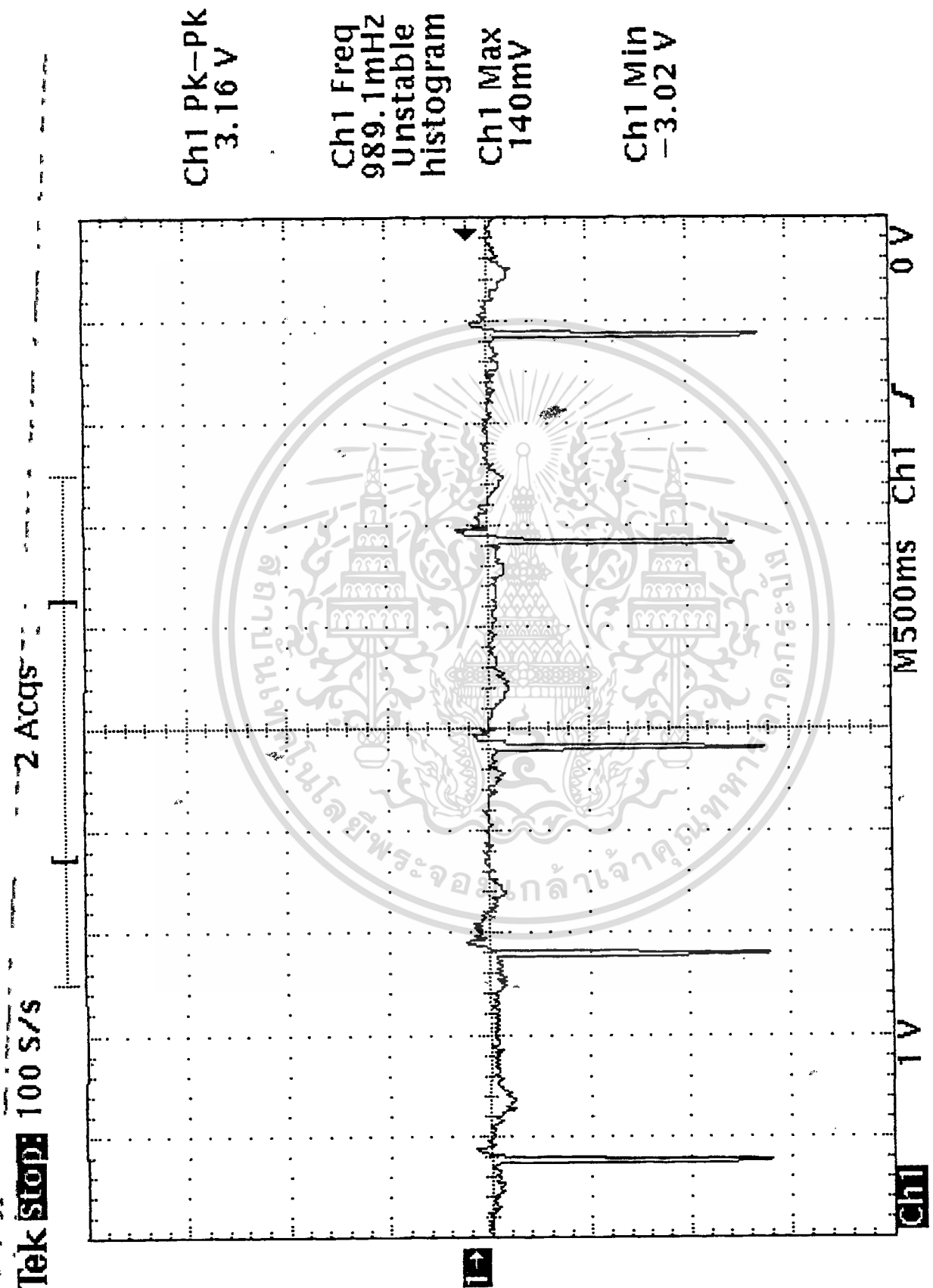
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Tek stop 100 S/s 4 Acqs



รูปที่ 7.7 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตของวงจรความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.8 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาทพุทของวงจรความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.6 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

วงจรปรับแรงดันออฟเซตในรูปที่ 5.13 ทำหน้าที่ในการกลับเฟสของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีลักษณะที่ถูกต้องพร้อมกับยกระดับสัญญาณขึ้นประมาณ 1 โวลต์ซึ่งการทดสอบการทำงานทำได้โดยใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจาก อีซีจีซิกเนลเจนเนอเรเตอร์ ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตราขยายคงที่ที่ 1000 เท่าแล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุตเทียบกับจุดเอาต์พุตของวงจรปรับแรงดันออฟเซต ซึ่งรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุตเป็นดังรูปที่ 7.9 ส่วนรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดเอาต์พุตเป็นดังรูปที่ 7.10

7.7 การทดสอบการทำงานของวงจรป้องกันทางอินพุตของอนาลอกพหุจิตติคอลคอนเวอร์เตอร์

วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาลอกพหุจิตติคอลคอนเวอร์เตอร์ดังรูปที่ 5.14 ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้มีสัญญาณที่มีแรงดันเป็นลบเข้าไปทำความเสียหายให้กับอนาลอกพหุจิตติคอลคอนเวอร์เตอร์เบอร์ ADC0804 ซึ่งรับแรงดันอินพุตได้แต่ที่เป็นค่าบวกเท่านั้น

การทดสอบการทำงานสามารถทำได้โดยป้อนระดับแรงดัน -5 โวลต์เข้าที่อินพุตของวงจรแล้ววัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรว่ามีค่าเป็นลบหรือไม่ ซึ่งสัญญาณเอาต์พุตที่ได้เป็นดังรูปที่ 7.11

7.8 การทดลองวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจริง

รูปที่ 7.12 เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายของมนุษย์จริงๆ โดยใช้อัตราขยายของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจประมาณ 1000 เท่า

7.9 การทดสอบการใช้งานจริงของโปรแกรม ECG Display & Control Monitor

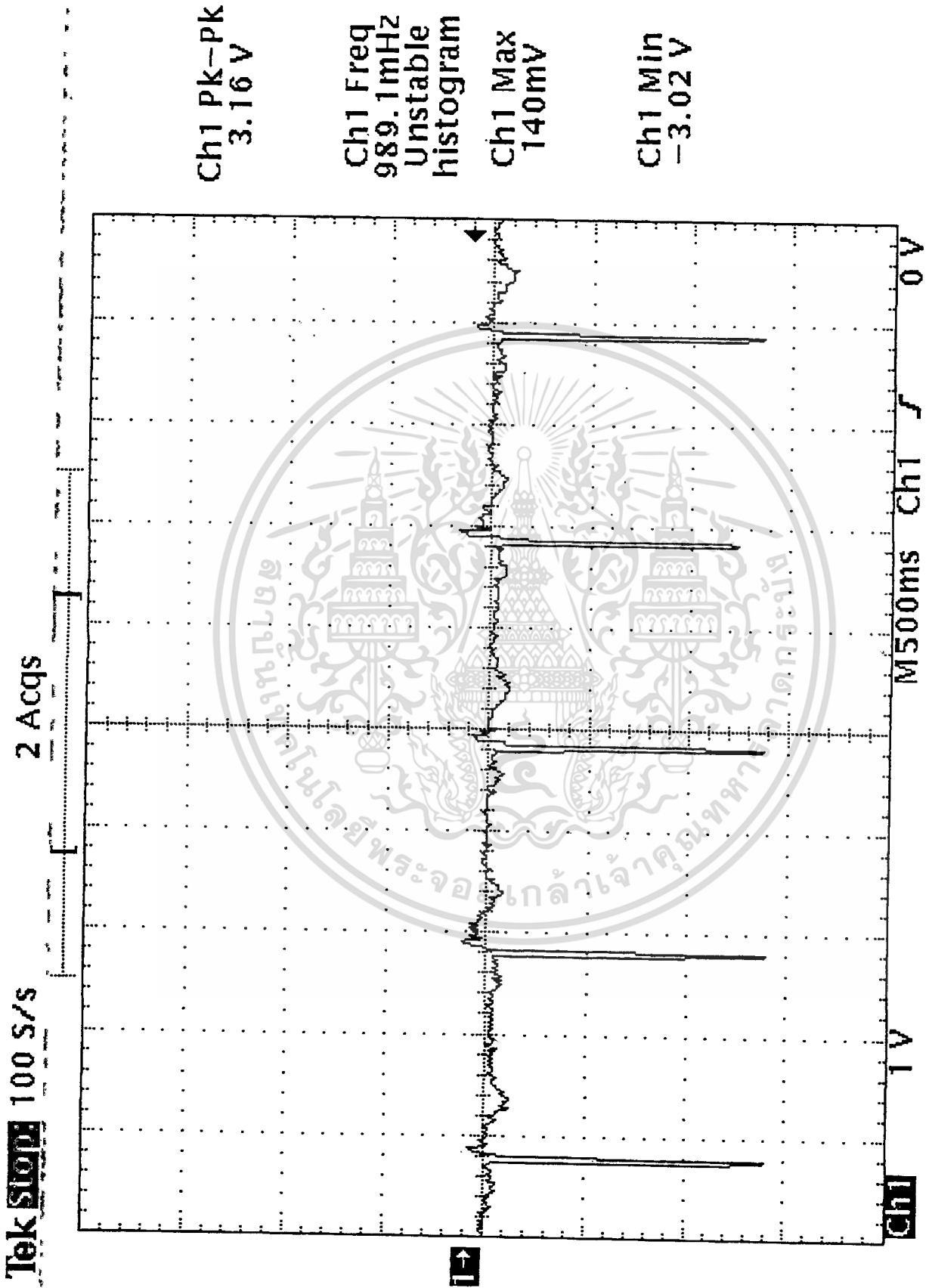
ทำการเปิดใช้งานโปรแกรม ECG Display & Control Monitor ที่เขียนด้วยภาษาวิซวลเบสิกสำหรับ Windows 95 และใช้อัตราขยายที่ระดับ 4 (ประมาณ 789 เท่า) ป้อนอินพุตเครื่อง ECG Signal Generator ยี่ห้อ Nihon Kohden แล้วกำหนดสถานะของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็น 4 รูปแบบดังนี้

1. เมื่อเลือกใช้งานวงจรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านสัญญาณเอาต์พุตที่ได้เป็นดังรูปที่ 7.13
2. เมื่อไม่ใช้งานวงจรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านแต่ใช้งานกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านสัญญาณเอาต์พุตที่ได้เป็นดังรูปที่ 7.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

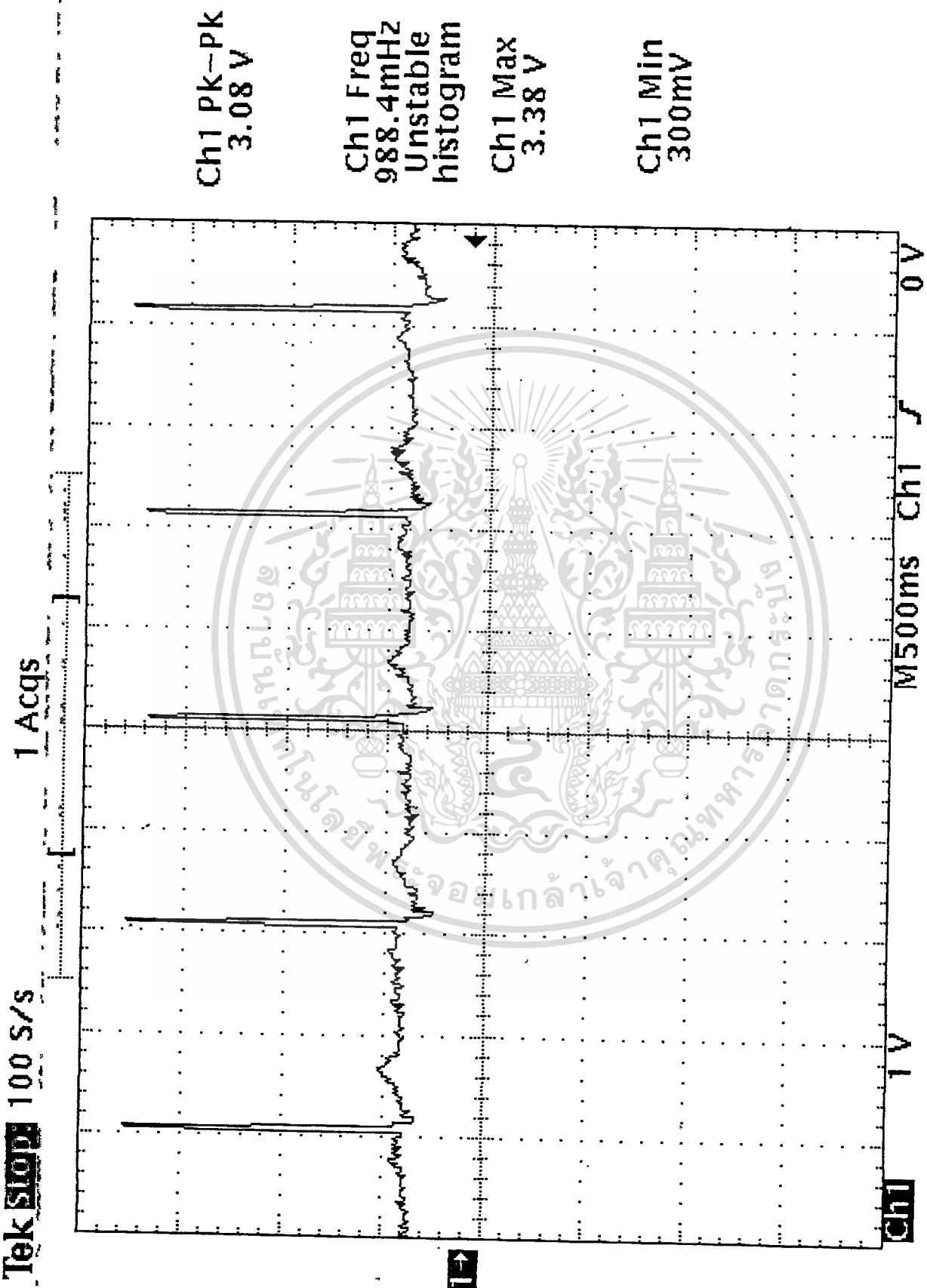
3. เมื่อใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรต์ผ่านแต่ไม่ใช้วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรต์ผ่าน สัญญาณเอชท์พุทที่ได้เป็นดังรูปที่ 7.15
4. เมื่อไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรต์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรต์ผ่าน สัญญาณเอชท์พุทที่ได้เป็น ดังรูปที่ 7.16





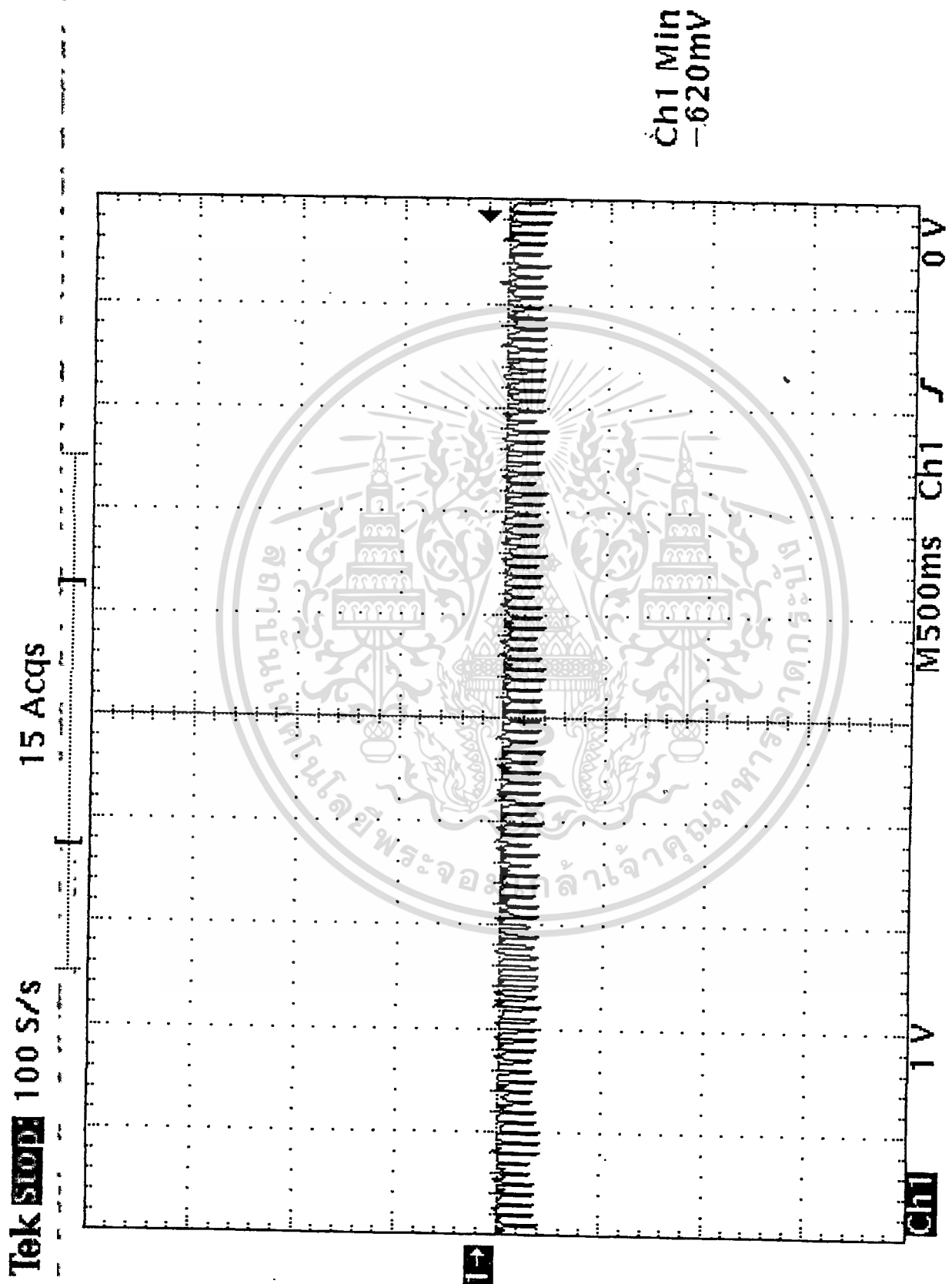
รูปที่ 7.9 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.10 สัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่เอาท์พุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

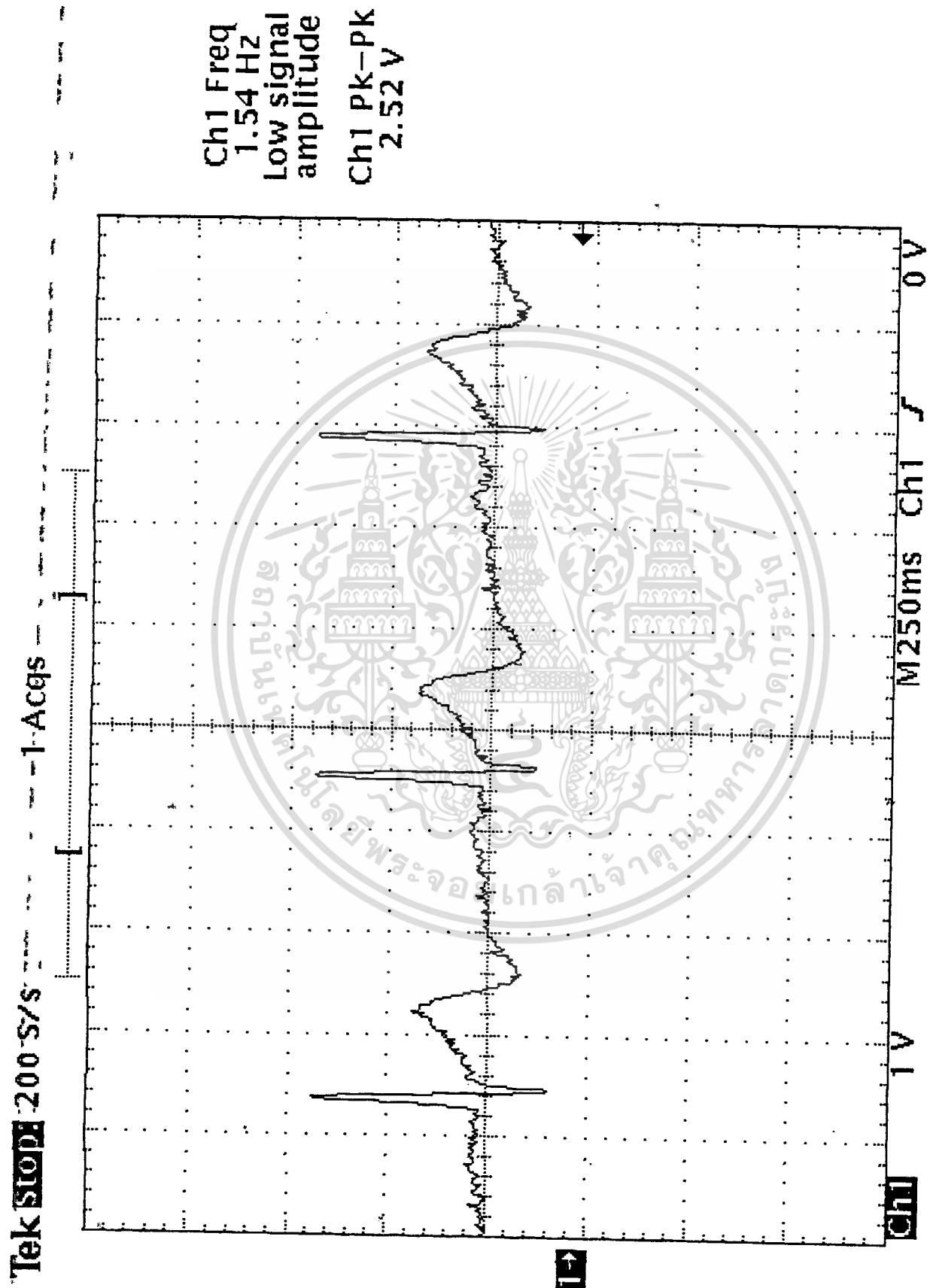
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.11 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุตของวงจรป้องกันทางอินพุตของ A/D Converter

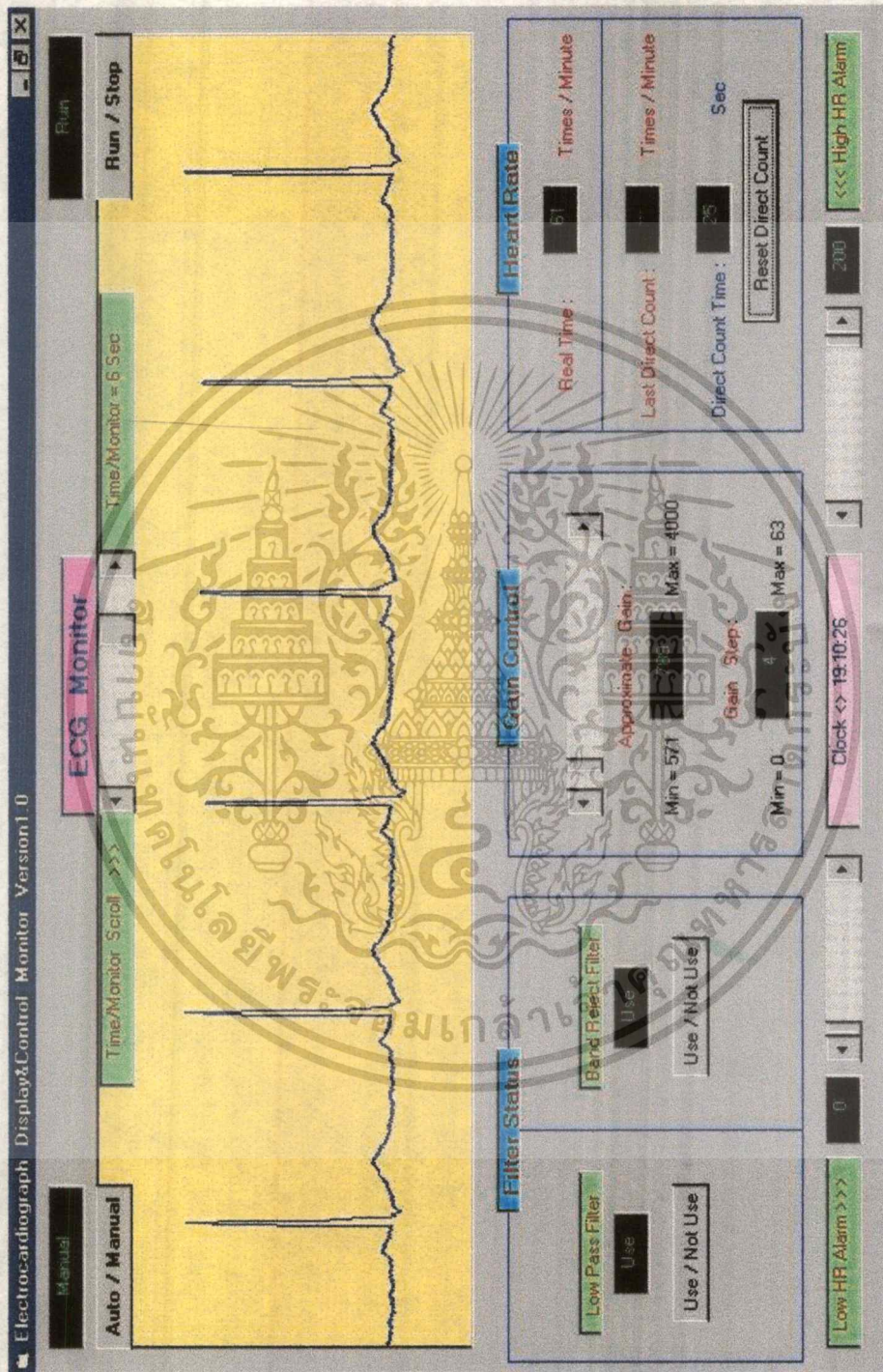
ในกรณีที่มีสัญญาณระดับต่ำกว่าศูนย์ไวทียเข้ามา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



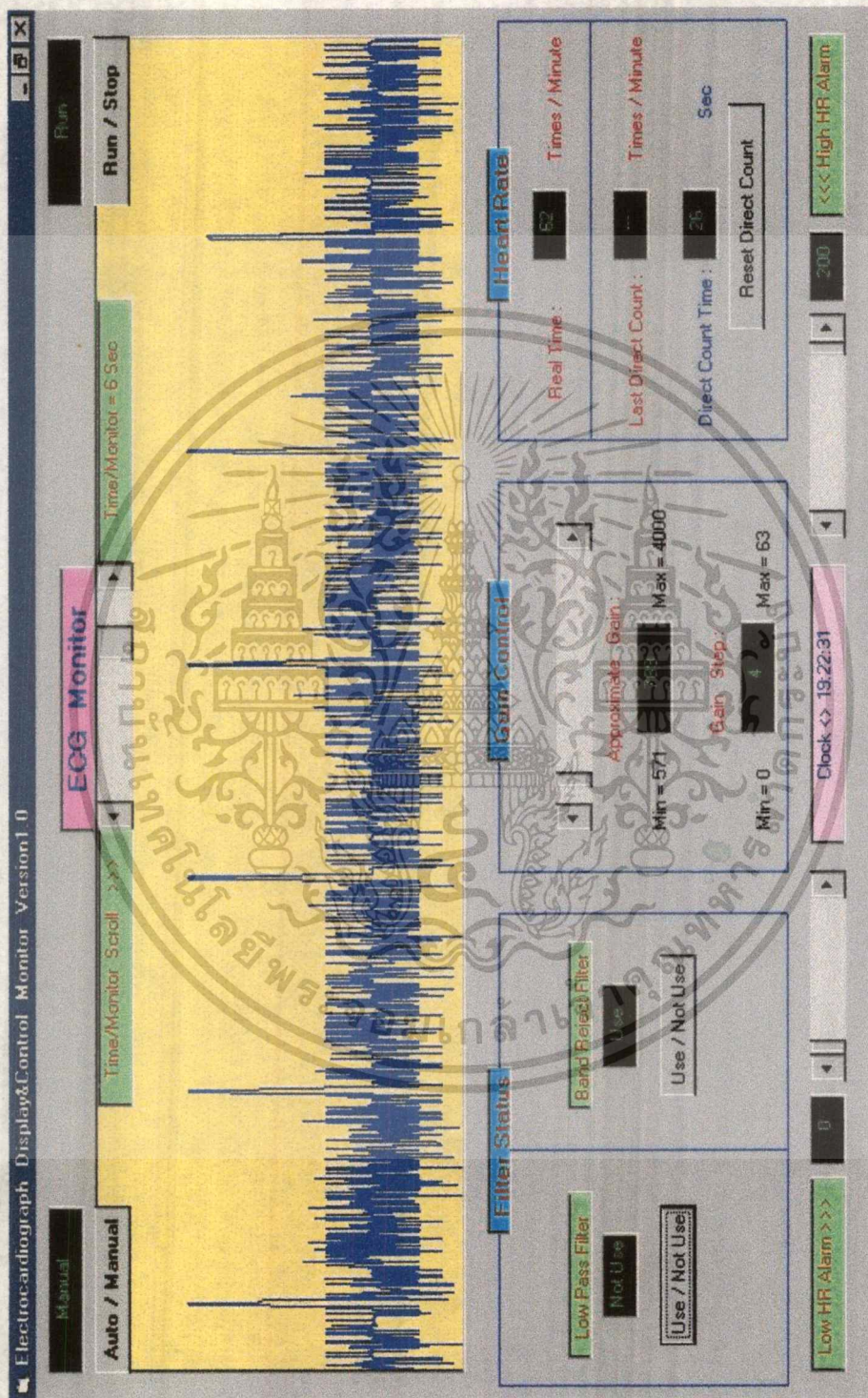
รูปที่ 7.12 สัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายมนุษย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

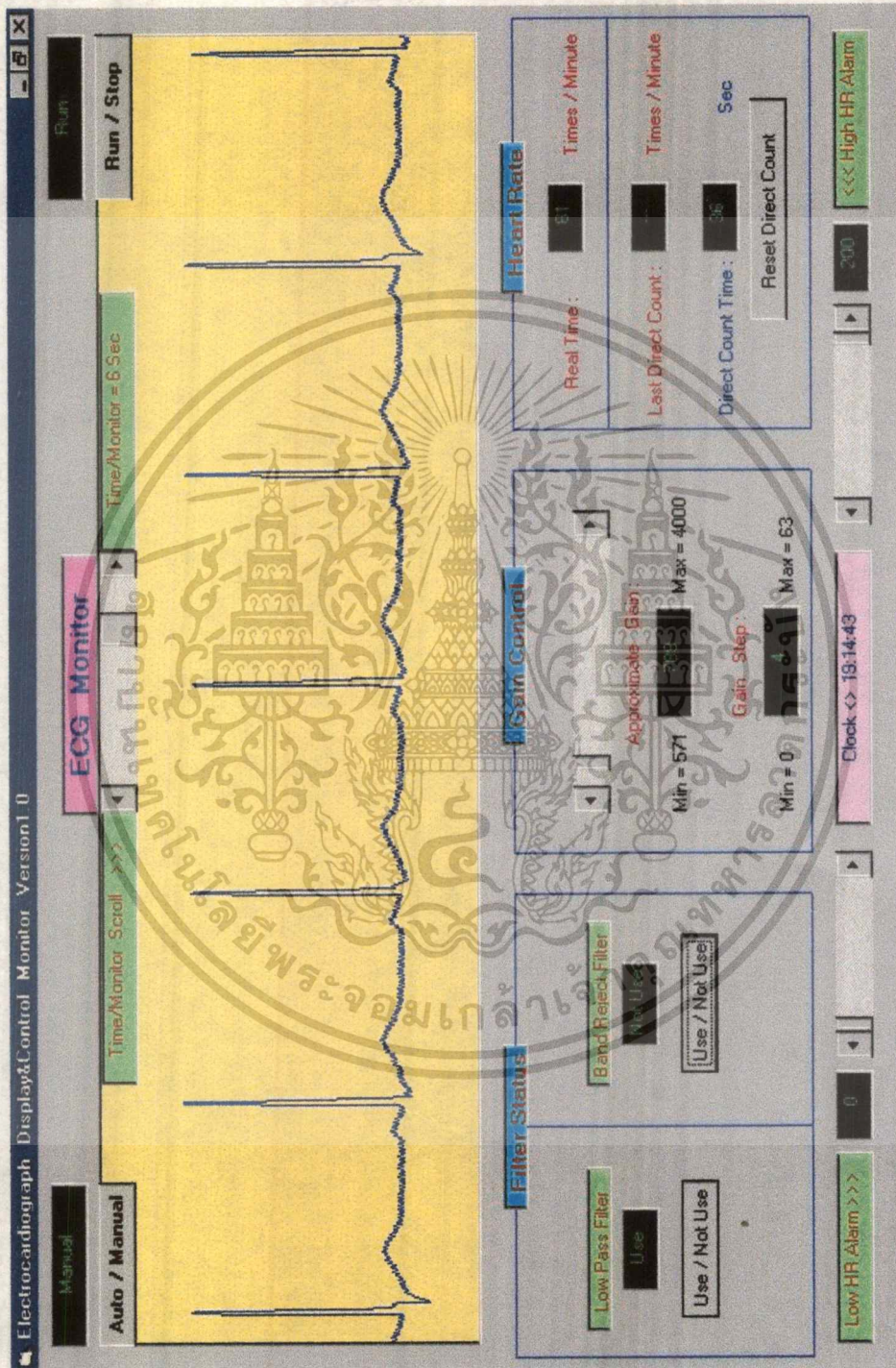


รูปที่ 7.13 สัญลักษณ์ไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อเลือกใช้งานการรอกความถี่

ต่ำกว่า 200 เซิร์ตผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เซิร์ตผ่าน

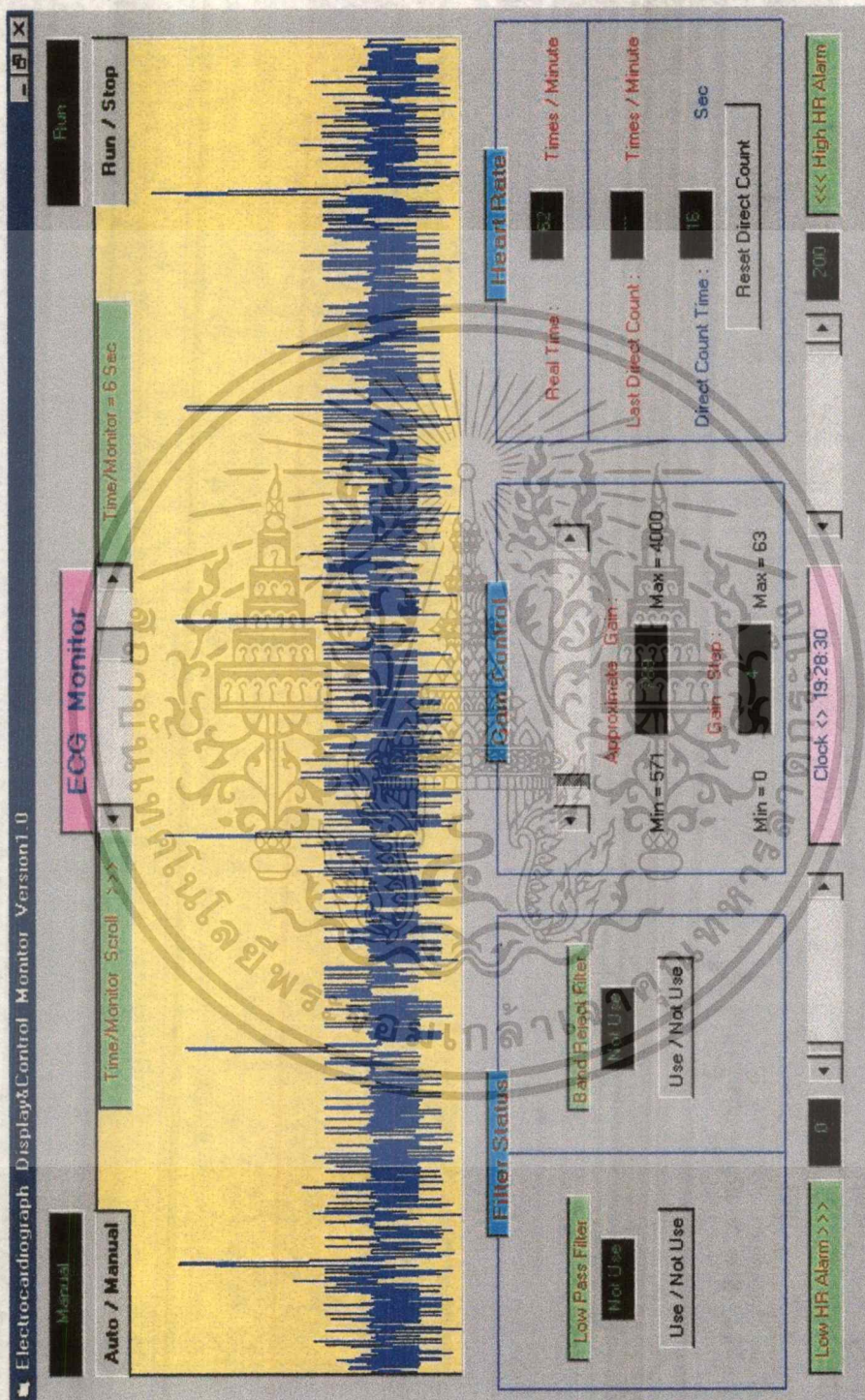


รูปที่ 7.14 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านแต่ใช้วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน



7.15 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อใช้วงจรกรองความถี่

ต่ำกว่า 200 เฮิรตซ์ผ่านแต่ไม่ใช้วงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน



รูปที่ 7.16 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เมื่อไม่ใช่วงจรกรองความถี่

ต่ำกว่า 200 เฮิร์ตซ์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ผ่าน

บทที่ 8

การใช้งานโปรแกรม ECG Display & Control Monitor

ในโครงงานเราใช้ภาษา Visual Basic 4.0 สร้างโปรแกรมในการควบคุมการทำงานของเครื่อง ECG Amplifier โดยกำหนดปุ่มและแถบเลื่อนต่างๆ เพื่อควบคุมการทำงาน ดังรูปที่ 8.1 ซึ่งมีปุ่มและแถบเลื่อนดังนี้คือ

8.1 ปุ่ม Run / Stop ใช้ในการเริ่มต้นและสิ้นสุดการทำงาน

เมื่อต้องการใช้งานเครื่อง ECG Amp ก็ทำการคลิกปุ่ม Run / Stop เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Run และเมื่อหยุดการทำงานหรือต้องการตรวจสอบรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในขณะนั้นก็ทำการคลิกปุ่ม Run / Stop เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Stop และถ้าต้องการใช้งานต่อไปก็คลิกปุ่ม Run / Stop เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Run อีกครั้งหนึ่ง

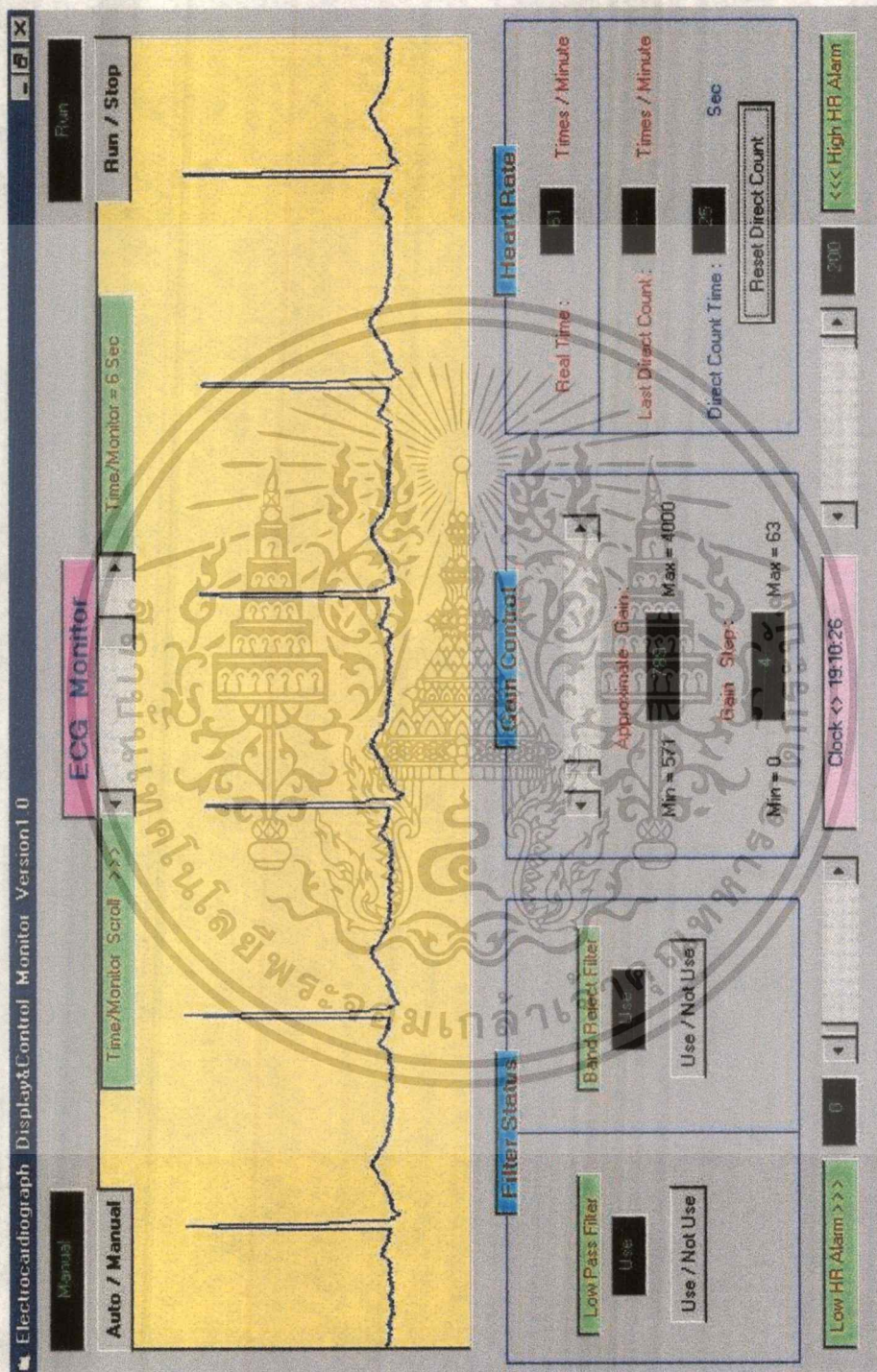
8.2 ปุ่ม Auto / Manual ใช้ในการเลือกรูปแบบการทำงาน

เมื่อคลิกปุ่ม Auto / Manual เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Auto แล้วคอมพิวเตอร์ก็จะทำการขยายขนาดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กหรือลดขนาดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดใหญ่ให้มีขนาดที่เหมาะสมกับหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยอัตโนมัติ รวมทั้งการปรับค่าเวลาต่อ 1 หน้าจอแสดงผล (Time / Monitor) ให้แสดงจำนวนรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้อย่างเหมาะสม และเมื่อคลิกปุ่ม Auto / Manual เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Manual จะสามารถทำการปรับ Use / Not use ของ LPF และ BRF , แถบเลื่อนปรับ Gain และแถบเลื่อน Time / Monitor ได้ตามต้องการ

8.3 ปุ่ม Use / Not use ส่วน LPF

หลังจากเลือกโหมดในการทำงานเป็นโหมด Manual แล้วก็สามารถเลือกการใช้หรือไม่ใช้ส่วนของ Low Pass Filter ถ้าสัญญาณรบกวนมีมากก็จะทำการคลิกปุ่ม Use / Not use เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Use ซึ่งเป็นการเลือกใช้ส่วนของ Low Pass Filter แต่ถ้าสัญญาณรบกวนมีน้อยก็จะทำการคลิกปุ่ม Use / Not use เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Not Use ซึ่งเป็นการไม่ใช้ส่วนของ Low Pass Filter (อาจเลือกใช้ หรือไม่ใช้ส่วน Low Pass Filter ร่วมกับส่วน Band Reject Filter ก็ได้)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.1 แสดงหน้าจอของ ECG Display & Control Monitor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8.4 ปุ่ม Use/Not use ส่วนBRF

หลังจากเลือกโหมดในการทำงานเป็นโหมด Manual แล้วก็สามารถเลือกการใช้หรือไม่ใช้ ส่วนของ Band Reject Filter ถ้าสัญญาณรบกวนมีมากก็จะทำการคลิกปุ่ม Use / Not use เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Use ซึ่งเป็นการเลือกใช้ส่วนของ Band Reject Filter แต่ถ้าสัญญาณรบกวนมีน้อยก็จะทำการคลิกปุ่ม Use / Not use เพื่อให้โปรแกรมอยู่ในโหมด Not Use ซึ่งเป็นการไม่ใช้ส่วน ของ Band Reject Filter (อาจเลือกใช้ หรือไม่ใช้ส่วน Band Reject Filter ร่วมกับส่วน Low Pass Filter ก็ได้)

8.5 ปุ่ม Reset Direct Count

เมื่อเกิดความผิดปกติของรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ซึ่งอาจเกิดจาก สายสัญญาณหลุดหรือสาเหตุใดๆก็ตาม การนับอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้วิธีนับลูกคลื่นโดยตรง จะเกิดความผิดพลาด ดังนั้นหากต้องการทราบอัตราการเต้นของหัวใจโดยวิธีนับโดยตรงที่ถูกต้อง หลังจากแก้ไขความผิดปกตินั้นแล้วสามารถกระทำได้โดยคลิกปุ่ม Reset Direct Count เพื่อเริ่มจับ เวลาจาก 0 ถึง 60 วินาทีใหม่

8.6 แถบเลื่อนในการปรับค่า Gain (Approximate Gain)

เมื่อโปรแกรมอยู่ในโหมด Manual จะสามารถทำการปรับขนาดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ให้มีขนาดตามที่ต้องการได้ โดยการเลื่อนแถบเลื่อนที่อยู่บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ซึ่งปรับอัตราขยายได้ 64 ระดับจาก 571 ถึง 4000 เท่า ได้ตามต้องการ

8.7 แถบเลื่อน Time / Monitor

เมื่อเลือกการทำงานในโหมด Manual สามารถทำการปรับเวลา ต่อ 1 หน้าจอแสดงผลซึ่ง สามารถปรับได้ 2 , 2.4 , 3 , 4 , 6 , 12 วินาที ตามต้องการ โดยการเลื่อนแถบเลื่อน Time / Monitor Scroll ที่อยู่บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ดังรูปที่ 8.1 และเมื่อเลือกการทำงานในโหมด Auto คอมพิวเตอร์ จะทำการปรับเวลาต่อ 1 หน้าจอได้อัตโนมัติโดยเพื่อให้มีจำนวนของรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เหมาะสมกับ 1 หน้าจอคอมพิวเตอร์

8.8 แถบเตือน Low HR Alarm

เมื่อต้องการตั้งให้คอมพิวเตอร์ร้องเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าต่ำกว่าที่ต้องการสามารถทำการตั้งการร้องเตือนได้โดยการเลื่อนแถบเตือน Low HR Alarm ที่อยู่บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ดังรูป 8.1 โดยตั้งค่า Low HR Alarm ได้ตั้งแต่ 0 ถึง 200 ครั้งต่อวินาที

8.9 แถบเตือน High HR Alarm

เมื่อต้องการตั้งให้คอมพิวเตอร์ร้องเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงกว่าที่ต้องการสามารถทำการตั้งการร้องเตือนได้โดยการเลื่อนแถบเตือน High HR Alarm ที่อยู่บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ดังรูป 8.1 โดยตั้งค่า High HR Alarm ได้ตั้งแต่ 0 ถึง 200 ครั้งต่อวินาที



บทที่ 9

สรุปและวิจารณ์โครงการ

9.1 สรุปผลการทำงานของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์

จากผลการทดลองเกี่ยวกับค่า CMRR ของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ในหัวข้อที่ 7.1 จะเห็นว่าอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ที่สร้างขึ้นมีค่า CMRR = 64.06 dB ซึ่งเป็นค่าที่ยังไม่สูงมากนัก ดังนั้นถ้ามีสัญญาณรบกวนแบบคอมมอนโหมดที่มีขนาดใหญ่มากอาจจะทำให้อินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ไม่สามารถลดทอนให้หมดไปได้ แต่เนื่องจากสัญญาณรบกวนแบบคอมมอนโหมดที่เข้าวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนใหญ่จะเป็นสัญญาณรบกวนที่คับปลิงจาก AC Line ตัวร่างกายของคนเราซึ่งความถี่ของสัญญาณรบกวนนี้ เท่ากับ 50 Hz ดังนั้นจึงสามารถเลือกใช่วงจรรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 Hz ผ่านที่มีอยู่ในวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นให้ทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ 50 Hz นี้ให้หมดไปได้

9.2 สรุปผลการทำงานของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

จากผลการทดลองในหัวข้อที่ 7.2 จะเห็นว่าของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ที่สร้างขึ้นนั้นมีอัตราขยายที่เกือบจะเป็นเชิงเส้น โดยจะมีอัตราขยายที่ค่อนข้างจะเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเฉพาะค่าของข้อมูลอินพุตแบบดิจิทัลที่มีค่าเท่ากับ 4, 8, 16 และ 32 เท่านั้น แต่ก็ไม่ใช่ปัญหาเกี่ยวกับการควบคุมอัตราขยายของวงจรในแบบอัตโนมัติมากนัก

9.3 สรุปผลการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

จากการทดลองที่ 7.3 ซึ่งได้ผลดังรูปที่ 7.2 จะเห็นว่าวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติสามารถปรับให้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เลื่อนระดับไปเนื่องจากความผิดปกติที่เกิดขึ้น ที่อินพุตของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ กลับมาสู่ระดับปกติได้อย่างรวดเร็วทันทีที่ทันได้ที่ความผิดปกตินั้นหายไปให้ผลเป็นที่น่าพอใจอย่างยิ่ง

9.4 สรุปผลการทำงานของวงจรกรองความถี่ต่ำ

วงจรรองความถี่ต่ำที่ได้ออกแบบดังในรูปที่ 5.10 นั้น ได้ออกแบบโดยเลือกใช้ค่า R และ C ที่หาง่ายและให้ความถี่คutoffตามที่คำนวณได้เกิน 200 Hz ไปเล็กน้อยคือ มีความถี่คutoff เท่ากับ 225 Hz แต่ผลการทดลองที่ได้จากหัวข้อ 7.4 นั้นจะเห็นว่าวงจรมีความถี่คutoff ที่ 200 Hz เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโครงการเท่านั้น ไม่สามารถนำออกเผยแพร่ได้
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พอดิซึ่งอาจเกิดจากเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของตัว R และ C แต่ก็ทำให้ได้ความถี่ที่ออฟเท่ากับ ความถี่สูงสุดขององค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจพอดิ

ส่วนความชันของกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรจากการทดลองนั้นมีค่า -33.32 เดซิเบลต่อดีเคตซึ่งน้อยกว่าในทฤษฎีที่จะต้องมีค่า -40 เดซิเบลต่อดีเคตสำหรับวงจรกรองความถี่ต่ำ ผ่านของบัตเตอร์เวิร์ธอันดับที่สอง แต่ก็ยังสามารถใช้งานได้โดยไม่มีปัญหาอะไร

9.5 สรุปผลการทำงานของวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน

จากการทดลองที่ 7.5 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่านที่ใช้ สามารถลดทอนสัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิร์ตได้ถึง -25.036 เดซิเบล และพิจารณาจากรูปที่ 7.7 ซึ่งเป็น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ยังมีสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตอยู่ เทียบกับรูปที่ 7.8 ซึ่งผ่านวงจรกรองความถี่ แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่านแล้ว จะเห็นว่าสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตถูกลดทอนหายไป ซึ่ง ให้ผลที่น่าพอใจ

9.6 สรุปผลโครงการงานของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

จากผลการทดลองทั้งหมดในบทที่ 7 จะเห็นได้ว่าวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโครง งานนี้มีคุณสมบัติอยู่ในระดับที่ดีพอสมควร อีกทั้งยังมีวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ถึง 64 ระดับ ทำให้มีความสามารถที่จะควบคุมให้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้ มีขนาดสัญญาณใกล้เคียง กับค่าที่จำกัดไว้โดยวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติได้ง่าย อันเป็นผลให้วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติสามารถตรวจ จับการเลื่อนของระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้และปรับให้กลับมายังระดับปกติได้อย่างรวดเร็ว

นอกจากนั้นโปรแกรม ECG Display & Control Monitor มีการแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และปุ่มควบคุมต่างๆ ถูกจัดวางอย่างเหมาะสมรวมอยู่บนหน้าจอเดียวกัน ทำให้ผู้ใช้สามารถทำความเข้าใจกับการใช้งานโปรแกรมได้โดยง่าย

จากโครงการงานของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์นี้ จะเห็นว่าการใช้ คอมพิวเตอร์ควบคุมวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาบนหน้าจอ นั้นทำให้ได้เครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีกราฟฟิคสวยงามน่าใช้ อีกทั้งยังง่ายต่อการปรับปรุง และพัฒนาส่วนของ User Interface เนื่องจากเป็นงานทางด้าน Software และปัจจุบันคอมพิวเตอร์ มีราคาถูกลงมากจึงมีความเป็นไปได้ที่จะนำวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์นี้ ไปใช้งานจริงตามโรงพยาบาลต่าง ๆ หรืออาจจะผลิตขายให้กับบุคคลทั่วไปที่มีคอมพิวเตอร์ใช้ และสนใจที่จะมีเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นของตัวเองในราคาที่ถูกลงเมื่อเทียบกับเครื่องวัดคลื่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากต่างประเทศที่ขายอยู่ตามท้องตลาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805 8-Bit μ P Compatible A/D Converters

General Description

The ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 and ADC0805 are CMOS 8-bit successive approximation A/D converters that use a differential potentiometric ladder—similar to the 256R products. These converters are designed to allow operation with the NSC800 and INS8080A derivative control bus with TRI-STATE® output latches directly driving the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed.

Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

- Differential analog voltage inputs
- Logic inputs and outputs meet both MOS and TTL voltage level specifications
- Works with 2.5V (LM336) voltage reference
- On-chip clock generator
- 0V to 5V analog input voltage range with single 5V supply
- No zero adjust required
- 0.3" standard width 20-pin DIP package
- 20-pin molded chip carrier or small outline package
- Operates ratiometrically or with 5 V_{DC}, 2.5 V_{DC}, or analog span adjusted voltage reference

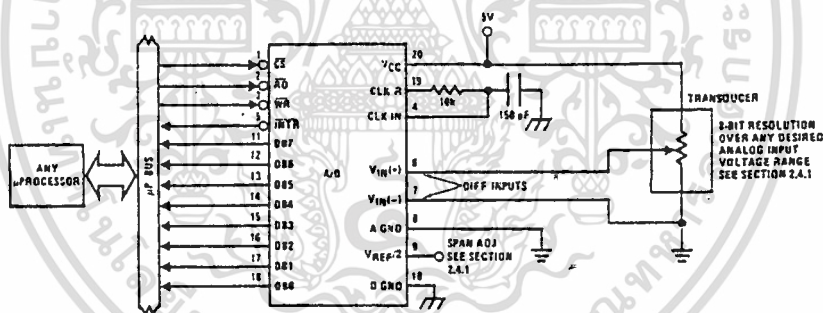
Features

- Compatible with 8080 μ P derivatives—no interfacing logic needed - access time - 135 ns
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"

Key Specifications

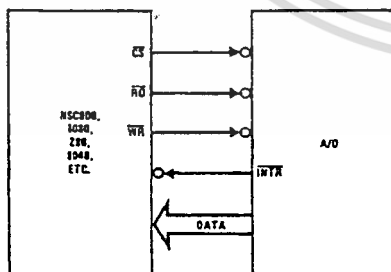
- Resolution 8 bits
- Total error $= \frac{1}{4}$ LSB, $\pm \frac{1}{2}$ LSB and ± 1 LSB
- Conversion time 100 μ s

Typical Applications



TL/H/5671-1

8080 Interface



TL/H/5671-31

Error Specification (Includes Full-Scale, Zero Error, and Non-Linearity)

Part Number	Full-Scale Adjusted	V _{REF} /2 = 2.500 V _{DC} (No Adjustments)	V _{REF} /2 = No Connection (No Adjustments)
ADC0801	$\pm \frac{1}{4}$ LSB		
ADC0802		$\pm \frac{1}{2}$ LSB	
ADC0803	$\pm \frac{1}{2}$ LSB		
ADC0804		± 1 LSB	
ADC0805			± 1 LSB

TRI-STATE® is a registered trademark of National Semiconductor Corp.
Z-80® is a registered trademark of Zilog Corp.

Absolute Maximum Ratings (Notes 1 & 2)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage (V_{CC}) (Note 3) 6.5V
Voltage

Logic Control Inputs $-0.3V$ to $+18V$
At Other Input and Outputs $-0.3V$ to $(V_{CC} + 0.3V)$

Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)

Dual-In-Line Package (plastic) 260°C

Dual-In-Line Package (ceramic) 300°C

Surface Mount Package

Vapor Phase (60 seconds) 215°C

Infrared (15 seconds) 220°C

Storage Temperature Range $-65^{\circ}C$ to $+150^{\circ}C$

Package Dissipation at $T_A = 25^{\circ}C$ 875 mW

ESD Susceptibility (Note 10) 800V

Operating Ratings (Notes 1 & 2)

Temperature Range $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$

ADC0801/02LJ, ADC0802LJ/883 $-55^{\circ}C \leq T_A \leq +125^{\circ}C$

ADC0801/02/03/04LCJ $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +85^{\circ}C$

ADC0801/02/03/05LCN $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +85^{\circ}C$

ADC0804LCN $0^{\circ}C \leq T_A \leq +70^{\circ}C$

ADC0802/03/04LCV $0^{\circ}C \leq T_A \leq +70^{\circ}C$

ADC0802/03/04LCWM $0^{\circ}C \leq T_A \leq +70^{\circ}C$

Range of V_{CC} 4.5 V_{CC} to 6.3 V_{CC}

Electrical Characteristics

The following specifications apply for $V_{CC} = 5 V_{CC}$, $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$ and $f_{CLK} = 640$ kHz unless otherwise specified.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
ADC0801: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/4$	LSB
ADC0802: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{CC}$			$\pm 1/2$	LSB
ADC0803: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/2$	LSB
ADC0804: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{CC}$			± 1	LSB
ADC0805: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2$ -No Connection			± 1	LSB
$V_{REF}/2$ Input Resistance (Pin 9)	ADC0801/02/03/05 ADC0804 (Note 9)	2.5 0.75	8.0 1.1		k Ω k Ω
Analog Input Voltage Range	(Note 4) $V(+)$ or $V(-)$	$GND - 0.05$		$V_{CC} - 0.05$	V_{CC}
DC Common-Mode Error	Over Analog Input Voltage Range		$\pm 1/16$	$\pm 1/8$	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_{CC} = 5 V_{CC} \pm 10\%$ Over Allowed $V_{IN}(+)$ and $V_{IN}(-)$ Voltage Range (Note 4)		$\pm 1/16$	$\pm 1/8$	LSB

AC Electrical Characteristics

The following specifications apply for $V_{CC} = 5 V_{CC}$ and $T_A = 25^{\circ}C$ unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
T_C	Conversion Time	$f_{CLK} = 640$ kHz (Note 6)	103		114	μs
T_C	Conversion Time	(Note 5, 6)	66		73	$1/f_{CLK}$
f_{CLK}	Clock Frequency Clock Duty Cycle	$V_{CC} = 5V$, (Note 5) (Note 5)	100 40	640	1460 60	kHz %
CR	Conversion Rate in Free-Running Mode	$INTR$ tied to WR with $CS = 0 V_{CC}$, $f_{CLK} = 640$ kHz	8770		9708	conv/s
t_{WRIL}	Width of WR Input (Start Pulse Width)	$CS = 0 V_{CC}$ (Note 7)	100			ns
t_{ACC}	Access Time (Delay from Falling Edge of RD to Output Data Valid)	$C_L = 100$ pF		135	200	ns
t_{IH} , t_{OH}	TRI-STATE Control (Delay from Rising Edge of RD to Hi-Z State)	$C_L = 10$ pF, $R_L = 10k$ (See TRI-STATE Test Circuits)		125	200	ns
t_{WL} , t_{RI}	Delay from Falling Edge of WR or RD to Reset of $INTR$			300	450	ns
C_{IN}	Input Capacitance of Logic Control Inputs			5	7.5	pF
C_{OUT}	TRI-STATE Output Capacitance (Data Buffers)			5	7.5	pF

CONTROL INPUTS (Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately)

$V_{IN}(1)$	Logical "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 5.25 V_{CC}$	2.0		15	V_{CC}
-------------	--	------------------------	-----	--	----	----------

AC Electrical Characteristics (Continued)

The following specifications apply for $V_{CC} = 5V_{DC}$ and $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$, unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
CONTROL INPUTS [Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately]						
$V_{IN(0)}$	Logical "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.8	V_{DC}
$I_{IN(1)}$	Logical "1" Input Current (All Inputs)	$V_{IN} = 5 V_{DC}$		0.005	1	μA_{DC}
$I_{IN(0)}$	Logical "0" Input Current (All Inputs)	$V_{IN} = 0 V_{DC}$	-1	-0.005		μA_{DC}
CLOCK IN AND CLOCK R						
V_{T+}	CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage		2.7	3.1	3.5	V_{DC}
V_{T-}	CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage		1.5	1.8	2.1	V_{DC}
V_H	CLK IN (Pin 4) Hysteresis ($V_{T+} - V_{T-}$)		0.6	1.3	2.0	V_{DC}
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" CLK R Output Voltage	$I_O = 360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4	V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" CLK R Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
DATA OUTPUTS AND INTR						
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage Data Outputs INTR Output	$I_{OUT} = 1.6 mA, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$ $I_{OUT} = 1.0 mA, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4 0.4	V_{DC} V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -360 \mu A, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -10 \mu A, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	4.5			V_{DC}
I_{OUT}	TRI-STATE Disabled Output Leakage (All Data Buffers)	$V_{OUT} = 0 V_{DC}$ $V_{OUT} = 5 V_{DC}$	-3		3	μA_{DC} μA_{DC}
I_{SOURCE}		V_{OUT} Short to Gnd, $T_A = 25^\circ C$	4.5	6		mA_{DC}
I_{SINK}		V_{OUT} Short to V_{CC} , $T_A = 25^\circ C$	9.0	16		mA_{DC}
POWER SUPPLY						
I_{CC}	Supply Current (Includes Ladder Current) ADC0801/02/03/04LCJ/05 ADC0804LCN/LCV/LCWM	$f_{CLK} = 640 kHz$, $V_{REF/2} = NC$, $T_A = 25^\circ C$ and $CS = 5V$		1.1 1.9	1.8 2.5	mA mA

Note 1: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.

Note 2: All voltages are measured with respect to Gnd, unless otherwise specified. The separate A Gnd point should always be wired to the 0 Gnd.

Note 3: A zener diode exists, internally, from V_{CC} to Gnd and has a typical breakdown voltage of $7 V_{DC}$.

Note 4: For $V_{IN(-)} \geq V_{IN(+)}$ the digital output code will be 0000 0000. Two on-chip diodes are tied to each analog input (see block diagram) which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the V_{CC} supply. Be careful, during testing at low V_{CC} levels (4.5V), as high level analog inputs (5V) can cause this input diode to conduct—especially at elevated temperatures, and cause errors for analog inputs near full-scale. The spec allows 50 mV forward bias of either diode. This means that as long as the analog V_{IN} does not exceed the supply voltage by more than 50 mV, the output code will be correct. To achieve an absolute 0 V_{DC} to 5 V_{DC} input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of $4.950 V_{DC}$ over temperature variations, initial tolerance and loading.

Note 5: Accuracy is guaranteed at $f_{CLK} = 640 kHz$. At higher clock frequencies accuracy can degrade. For lower clock frequencies, the duty cycle limits can be extended so long as the minimum clock high time interval or minimum clock low time interval is no less than 275 ns.

Note 6: With an asynchronous start pulse, up to 8 clock periods may be required before the internal clock phases are proper to start the conversion process. The start request is internally latched, see Figure 2 and section 2.0.

Note 7: The CS input is assumed to bracket the WR strobe input and therefore timing is dependent on the WR pulse width. An arbitrarily wide pulse width will hold the converter in a reset mode and the start of conversion is initiated by the low to high transition of the WR pulse (see timing diagrams).

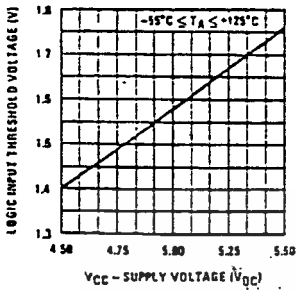
Note 8: None of these A/Ds requires a zero adjust (see section 2.5.1). To obtain zero code at other analog input voltages see section 2.5 and Figure 5.

Note 9: The $V_{REF/2}$ pin is the center point of a two-resistor divider connected from V_{CC} to ground. In all versions of the ADC0801, ADC0802, ADC0803, and ADC0805, and in the ADC0804LCJ, each resistor is typically 16 k Ω . In all versions of the ADC0804 except the ADC0804LCJ, each resistor is typically 2.2 k Ω .

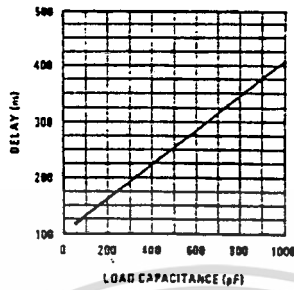
Note 10: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k Ω resistor.

Typical Performance Characteristics

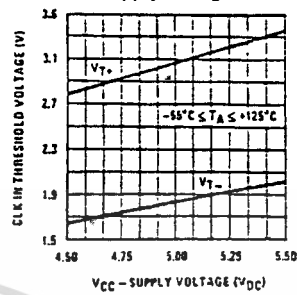
Logic Input Threshold Voltage vs. Supply Voltage



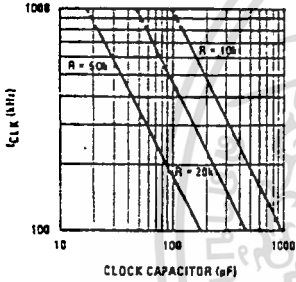
Delay From Falling Edge of RD to Output Data Valid vs. Load Capacitance



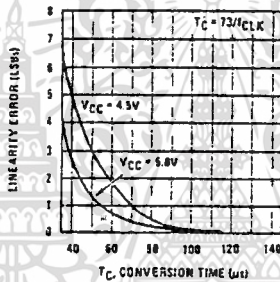
CLK IN Schmitt Trip Levels vs. Supply Voltage



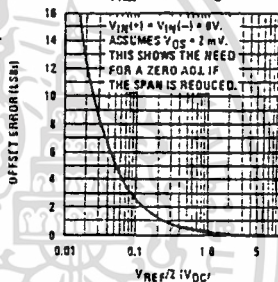
fCLK vs. Clock Capacitor



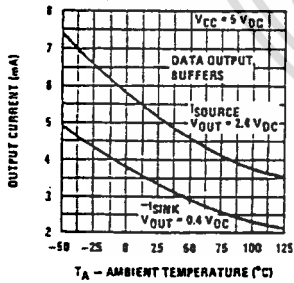
Full-Scale Error vs Conversion Time



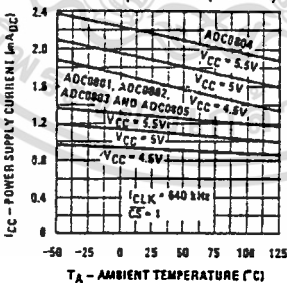
Effect of Unadjusted Offset Error vs. VREF/2 Voltage



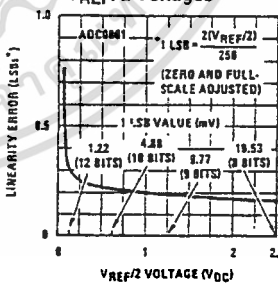
Output Current vs Temperature



Power Supply Current vs Temperature (Note 9)

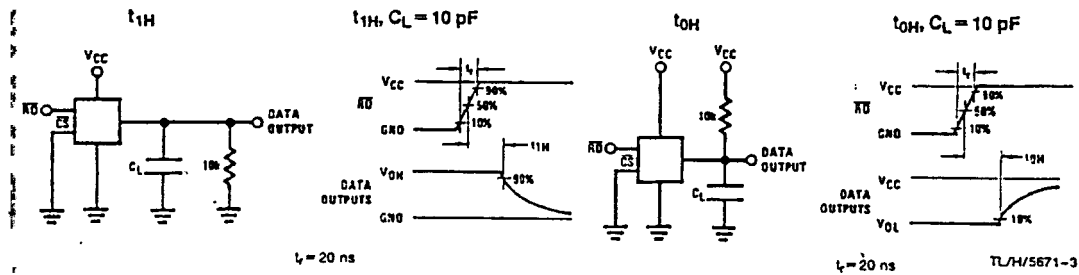


Linearity Error at Low VREF/2 Voltages

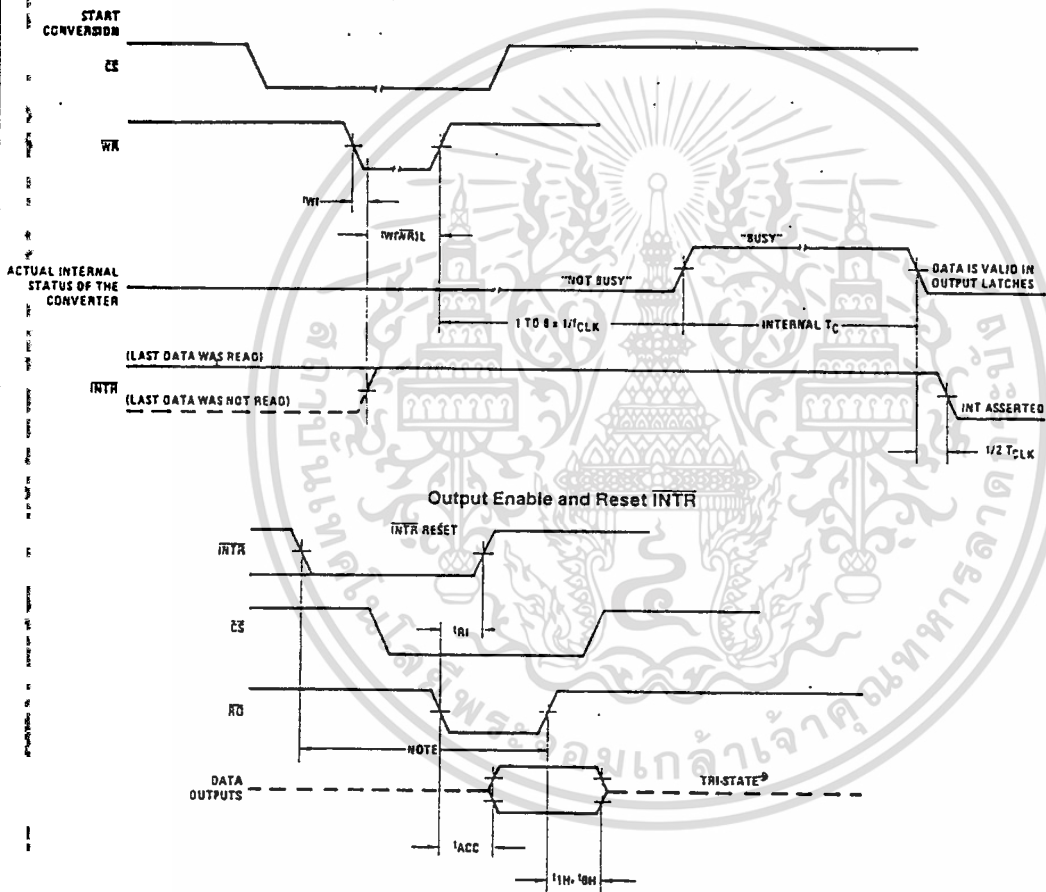


TL/H/5671-2

TRI-STATE Test Circuits and Waveforms



Timing Diagrams (All timing is measured from the 50% voltage points)



Note: Read strobe must occur 8 clock periods (8/ T_{CLK}) after assertion of interrupt to guarantee reset of INTR.

TL/H/5671-4

เอกสารอ้างอิง

1. วิโรจน์ อัครรังสี, ชัชวาลย์ เต็มฤทธิวงศ์, กรรฐิ ฐิไธถิต, “การใช้งานอปแอมป์และดิเเนียร์ ไอซี”, บริษัทซีเ็ดยูเคชั่น จำกัด(มหาชน) , 2536
2. โสภณ บุตรงาม, “วารสารเซมิคอนดัคเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ ฉบับที่ 107 เรื่อง อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์”, บริษัทซีเ็ดยูเคชั่น จำกัด(มหาชน) , 2534
3. John G. Webster, “ Medical Instrumentation Application and Design”, Houghton Mifflin Company

