

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่าย  
ELECTROCARDIOGRAM MONITORING VIA INTERNET



ปริญญาานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2542

เลขที่.....  
เลขทะเบียน.....36930.....  
วัน, เดือน, ปี.....29 ส.ค. 2543.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของหอสมุดกลาง สำนักหอสมุดกลาง เพื่อใช้ในการเรียนการสอนและการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
โดยไม่ได้รับอนุญาต หากมีข้อสงสัยหรือต้องการให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ ปีการศึกษา 2542

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่าย

ELECTROCARDIOGRAM MONITORING VIA INTERNET

คณะผู้จัดทำ

1. นางสาวประภาภรณ์ จันทะสุวันนะ
2. นางสาวพจมาลย์ บุญมาก
3. นางสาวเพชรรัตน์ ล้อประเสริฐ



  
..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
(ผศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ELECTROCARDIOGRAM MONITORING VIA INTERNET

Miss Prapaporn Jantasuwanna

Miss Pochaman BoonMaak

Miss Petcharat Loprasert

Assistant Prof.Dr Surapan Airphaiboon

Advisor

## ABSTRACT

This thesis is design and implement for the electrocardiogram monitoring via internet . Described eletrocardiogram pass clamp and amplifier circuit that has high quality for decreasing noises, then this signal is converted to digital signal by 8 bit analog to digital converter controlled by microcontroller ,then data pass through computer by serial port and is processed for monitoring. Concurrently data can pass through internet system. This project can serve as guideline for further research and development for biomedical electronics instrumentation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่าย

นางสาวประภาภรณ์ จันทะสุวันนะ

นางสาวพจมาลย์ บุญมาก

นางสาวเพชรรัตน์ ล้อประเสริฐ

ผศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์ อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2542

### บทคัดย่อ

ในปฏิญานិพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่ายโดยให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายที่มีคุณสมบัติการลดสัญญาณรบกวนได้ดีและทำการแปลงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณดิจิทัลหัว 8 บิต โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการทำงานแล้วทำการส่งข้อมูลผ่านทางพอร์ทสื่อสารอนุกรมไปทำการแสดงภาพผ่านจอมอนิเตอร์ ในขณะที่เดียวกันก็สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่ายได้ โดยโครงงานดังกล่าวสามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ให้เหมาะสมต่อไป

## กิตติกรรมประกาศ

ในการสร้างวงจรรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายนี้เกิดขึ้นได้โดยทางคณะผู้จัดทำได้รับการอนุเคราะห์ช่วยเหลือสนับสนุนด้านข้อมูล คำปรึกษาในการดำเนินงาน จากท่านอาจารย์ที่ปรึกษาคือ ผศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์ และทางทั้งด้านเครื่องมือวัดอุปกรณ์ต่างๆจากอาจารย์ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์อีกหลายท่าน รวมทั้งยังได้รับการถ่ายทอดวิชาความรู้ที่ได้สะสมมาจากอาจารย์ทุกท่านที่เคยได้การสั่งสอนมา

นอกจากนี้ยังได้รับการช่วยเหลือด้านอื่นๆจากเพื่อนๆและน้องๆคณะวิศวกรรมศาสตร์ รวมไปถึงกำลังใจจากคุณพ่อและคุณแม่

ทางคณะผู้จัดทำโครงการจึงขอขอบพระคุณทุกท่านมา ณ โอกาสนี้ด้วย

ประภาภรณ์ จันทะสุวันนะ  
(นางสาวประภาภรณ์ จันทะสุวันนะ)

พจมาลย์ บุญมาก  
(นางสาวพจมาลย์ บุญมาก)

เพชรรัตน์ ล้อประเสริฐ  
(นางสาวเพชรรัตน์ ล้อประเสริฐ)  
คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีการทำงานของหัวใจ	2
2.1 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมในรอบการทำงานของหัวใจ	4
2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.4 คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรด	8
บทที่ 3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
3.1 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง	10
3.2 อิเล็กโทรด	10
3.3 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
3.3.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่	12
3.3.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ	13
3.3.3 กราวด์ลูป	14
3.3.4 การแทรกสอดจากสัญญาณทางไฟฟ้า	15
บทที่ 4 รายละเอียดของวงจรขยาย	17
4.1 โครงสร้างโดยรวมของขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	17
4.2 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	19
4.2.1 พื้นฐานวงจขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล	19
4.2.2 การพัฒนางจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปให้ดีขึ้น	20
4.2.3 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	20
4.3 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิฟายเออร์	21
4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	21
4.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	24
4.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน	24
4.5.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
4.6 วงจรรองความถี่แบบกันไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน	29
4.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	31
4.8 วงจรออฟโตไฮไลเตอร์	31
4.9 วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	31
4.10 อนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	31
4.11 MCS-51	32
4.12 แหล่งจ่ายแรงดันของวงจรทั้งหมด	32
บทที่ 5 รายละเอียดของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51	34
5.1 คุณสมบัติทั่วไป	34
5.2 โครงสร้างภายนอกของ MCS-51	34
5.3 โครงสร้างภายในของ MCS-51	37
5.4 การจัดการเกี่ยวกับสแต็ก	37
5.5 การอินเตอร์รัปต์	37
บทที่ 6 การติดต่อผ่านพอร์ทอนุกรม แสดงไฟลว์ชาร์ทการทำงาน	40
6.1 การติดต่อผ่านพอร์ทอนุกรม	40
6.2 การกำหนดบอดเรต	40
6.3 ไฟลว์ชาร์ทการทำงานของการส่งข้อมูลเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ ผ่านทางพอร์ทอนุกรม	41
บทที่ 7 การแสดงผลผ่านหน้าจคอมพิวเตอร์ แสดงไฟลว์ชาร์ทการทำงาน	42
7.1 ไฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาของ Visual Basic 6.0	42
7.1.1 ไฟลว์ชาร์ทของฝั่งไคลเอนต์	43
7.1.2 ไฟลว์ชาร์ทของฝั่งเซิร์ฟเวอร์	45
7.1.3 ไฟลว์ชาร์ทของการนำข้อมูลประมวลผล	47
7.2 ปุ่มการทำงานของโปรแกรมวิซวลเบสิก	48
บทที่ 8 การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรรขยาย สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	49
8.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเฟรชของวงจรรขยายอินสตรูเมนต์	49
8.1.1 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
8.1.2 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	49
8.2 การทดสอบการทำงานของวงจรถับสัญญาณอินพุต	53
8.3 การทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	53
8.4 การทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	54
8.5 การทดสอบการทำงานของวงจรถับแรงดันออฟเซต	60
8.6 การทดสอบการทำงานของวงจรมีป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกพุดิจิตอล คอนเวอร์เตอร์	60
8.7 การทดลองวัดคลื่นสัญญาณที่ผ่านอนาล็อกพุดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	60
8.8 การทดลองวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย	60
8.9 การต่อเชื่อมสัญญาณเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ทอนุกรม	66
8.10 การทดสอบการใช้งานจริงของโปรแกรมวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่าน ทางระบบเครือข่าย	67
บทที่ 9 สรุปและวิจารณ์โครงงาน	74
ภาคผนวก	
เอกสารอ้างอิง	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

		หน้า
รูปที่ 2.1	แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ	2
รูปที่ 2.2	แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
รูปที่ 2.3	แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
รูปที่ 2.4	การกระจายของศักดาไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กโทรดไดโพล	5
รูปที่ 2.5	องค์ประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
รูปที่ 2.6	แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็กโทรดในการวัดหัดเพิ่มเติมมาตรฐาน	8
รูปที่ 2.7	แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบิต	9
รูปที่ 2.8	แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ลิมบิต	9
รูปที่ 3.1	แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	10
รูปที่ 3.2	แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโทรด	11
รูปที่ 3.3	แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	13
รูปที่ 3.4	แสดงความถี่ที่สภาวะอิมพัลส์หรือคัทออฟ	14
รูปที่ 3.5	แสดงกราวด์ลูป	15
รูปที่ 3.6	แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า	16
รูปที่ 4.1	โครงสร้างส่วนประกอบต่างๆของวงจร ECG ผ่านระบบเครือข่าย	18
รูปที่ 4.2	วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน	19
รูปที่ 4.3	วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุทของอินสตรูเมนต์ชั๊นแอมป์	20
รูปที่ 4.4	Instrumentation Amplifier Circuit	22
รูปที่ 4.5	Inverting Amplifier and Auto Zeroes Circuit	23
รูปที่ 4.6	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 1	24
รูปที่ 4.7	กราฟแสดงการตอบสนองของความถี่ของรูปที่ 4.6	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

		หน้า
รูปที่ 4.8	รูปแสดงวงจร Two pole section	25
รูปที่ 4.9	แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 4	26
รูปที่ 4.10	รูปแสดงวงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4	26
รูปที่ 4.11	Butterworth Lowpass Filter 4 <sup>th</sup> order	28
รูปที่ 4.12	วงจรแอกทีฟแบนรีเจคทีลเตอร์	29
รูปที่ 4.13	Bandreject Filter and Offset Adjust Circuit	30
รูปที่ 4.14	Block diagram ของ Successive Approximation A/D Converter	32
รูปที่ 4.15	Opto Isolator and A/D Converter Circuit	33
รูปที่ 5.1	รูปแสดงการจัดตำแหน่งขาต่างๆในไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51	34
รูปที่ 5.2	แสดงโครงสร้างภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51	37
รูปที่ 5.3	หน้าที่การทำงานของแต่ละบิตในรีจิสเตอร์ IE (Interrupt enable)	39
รูปที่ 6.1	แสดงบิตต่างๆของรีจิสเตอร์ SCON	40
รูปที่ 8.1	แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	51
รูปที่ 8.2	แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทดลองวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	52
รูปที่ 8.3	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	56
รูปที่ 8.4	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของ วงจรลดทอนเฉพาะความถี่	57
รูปที่ 8.5	แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	58
รูปที่ 8.6	แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรลดทอนเฉพาะความถี่	59
รูปที่ 8.7	แสดงสัญญาณคลื่นหัวใจที่ได้จากการทดลองวงจรปรับแรงดันออฟเซต	61
รูปที่ 8.8	แสดงผลการทดลองของวงจรป้องกันของวงจรแปลงสัญญาณ อนาลอกเป็นดิจิตอล	62
รูปที่ 8.9	Test Circuit	63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 8.10	กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณอินพุทของวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลกับสัญญาณเอาต์พุทของวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก	64
รูปที่ 8.11	แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายคน	65
รูปที่ 8.12	วงจรแยกกราวด์ระหว่างระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับซิงค์เกิลบัสต์	66
รูปที่ 8.13	แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน	68
รูปที่ 8.14	แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน	68
รูปที่ 8.15	แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อกดปุ่มร้องขอข้อมูลและให้ป้อนชื่อคนไข้	69
รูปที่ 8.16	แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อกดปุ่มร้องขอข้อมูลและให้ป้อน IP Address ของคนไข้	69
รูปที่ 8.17	แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์หลังจากที่ถูกร้องขอข้อมูล	70
รูปที่ 8.18	แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อทำการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	71
รูปที่ 8.19	แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อทำการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	72
รูปที่ 8.20	แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อทำการปรับสเกลในแนวนอน	73

## สารบัญตาราง

	หน้า	
ตารางที่ 2.1	แสดงช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
ตารางที่ 4.1	ค่า Normalized ของ C ในการออกแบบวงจรบัตเตอร์เวิร์ทธีอันดับต่างๆ	27
ตารางที่ 5.1	แสดงหน้าที่พิเศษของแต่ละขาของพอร์ท P3	36
ตารางที่ 8.1	แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต และ อัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดของอินสตรูเมนต์ชันแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ	50
ตารางที่ 8.2	แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต และ อัตราขยายแบบคอมมอนโหมดของอินสตรูเมนต์ชันแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ	50
ตารางที่ 8.3	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	53
ตารางที่ 8.4	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	55

## บทที่ 1

### บทนำ

เนื่องจากสภาวะเศรษฐกิจที่ถดถอยทำให้ประชากรมีความเครียดในการทำงานสูงเป็นผลให้อัตราการตายด้วยโรคหัวใจเพิ่มขึ้นตามไปด้วยดังนั้นเครื่องมือทางการแพทย์เป็นสิ่งที่สำคัญมาก โดยเฉพาะเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในโครงการนี้จะพัฒนาระบบการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่ายเพื่อให้เราสามารถติดต่อกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางได้ในทุกมุมโลกซึ่งเหมาะกับในยุคโลกาภิวัตน์

โดยโครงการนี้จะพัฒนาการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบเครือข่ายภายใน ผ่านสายแลนดที่ต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์โดยตรง โดยให้สามารถส่งสัญญาณที่มีค่าใกล้เคียงสัญญาณจริงคือมีค่าน้อยที่สุด

#### วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. ศึกษาการออกแบบพัฒนาและสร้างวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ศึกษาการแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัลแล้วส่งผ่านพอร์ทัลสื่อสารทางอนุกรมไปยังคอมพิวเตอร์
3. ศึกษาโปรแกรมวิซวลเบสิก 0.6 (visual basic 0.6) เพื่อทำการรับค่าจากพอร์ทัลสื่อสารทางอนุกรมมาทำการวาดกราฟและแสดงภาพออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์
4. ศึกษาการส่งข้อมูลผ่านทางระบบเครือข่าย

#### ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เป็นการพัฒนาให้เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีประสิทธิภาพมากขึ้นและสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้จริง
2. พัฒนารูปแบบให้เหมาะสมกับการดำรงชีวิตในปัจจุบันโดยส่งสัญญาณผ่านทางระบบเครือข่ายเพื่อความเจริญของวงการแพทย์และวงการวิศวกรรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

### ทฤษฎีเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกายโดยที่การหดตัวหรือพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

#### 2.1 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การทำงานของหัวใจจะเกี่ยวเนื่องกับศักดาไฟฟ้า ซึ่งเราสามารถตรวจวัดได้โดยใช้ อิเล็กโทรคาดีโอแกรม อิเล็กโทรด (Electrocardiogram electodes) ติดบนร่างกาย ทางผ่านของศักดานี้จำเป็นต้องดูเทียบกับรูปโครงสร้างหัวใจในรูปที่ 2.2 จึงทำให้เข้าใจยิ่งขึ้น

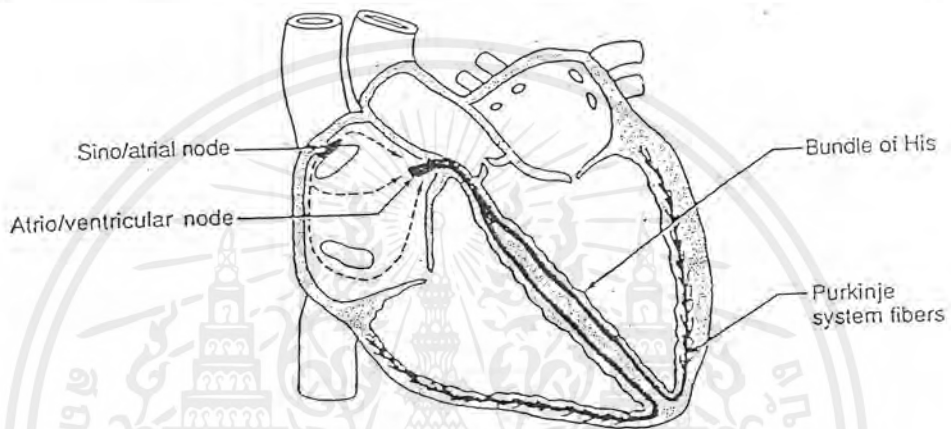
ต่อไปนี้เป็นขั้นตอนการเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ๖

2.1.1 การกระตุ้นจะเกิดจากจุด ขายนาวเทรียวโหนด หรือ เรียกย่อๆว่า เอลเอโหนด (sino/atrial node : S/A node)

กล้ามเนื้อหัวใจจะเป็นแบบที่มีลักษณะต่างจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนอื่นๆ มันจะเป็นทั้งกล้ามเนื้อและเหมือนกับกล้ามเนื้อลาย (skeletal muscle) กล้ามเนื้อลายเป็นส่วนที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีคุณสมบัติคล้ายกับเส้นประสาท คือมีความสามารถมีการกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เอสเอโนด เป็น  
 ขึ้นของเนื้อเยื่อหัวใจที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างแรงและเป็นเสมือนเพสเมคเกอร์  
 (pacemaker) คือ นำไปสู่การบีบตัวของหัวใจและศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้ก็จะเกิดจากการทำงาน  
 ของ เอสเอโนด



รูปที่ 2.2 แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

#### 2.1.2 การบีบตัวของหัวใจห้องบน

ดังที่ทราบมาแล้วว่ากล้ามเนื้อหัวใจสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เมื่อเอสเอโนดเกิดการดีโพลาไรซ์ (depolarize) คลื่นของการกระตุ้นก็จะกระจายไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน (atrial muscle) และมันก็จะบีบตัวส่งแรงของโรหิตไปยังหัวใจห้องล่าง เพื่อให้หัวใจห้องล่างมีโลหิตบรรจุอยู่เต็ม

#### 2.1.3 การกระตุ้นของ เอทรีโอเวนทริคูลาร์โนด หรือ เอวีโนด (Atrio/ventricular : AV node)

ณ บริเวณตอนใต้ของหัวใจห้องบนขวา (right atrium) จะเป็นส่วนของเนื้อเยื่อหัวใจอีกอันหนึ่งที่สามารถมีการเกิดการกระตุ้นได้อย่างสูง คือ เอวีโนด เมื่อคลื่นของการกระตุ้นห้องบนมาถึงที่จุด เอวีโนด มันก็จะถูกดีโพลาไรซ์ อีก และการดีโพลาไรซ์นี้จะแยกไปยังแขนงของโปรตีนชนิดหนึ่ง ที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮีส (bundle of his)

#### 2.1.4 การแพร่กระจายลงสู่ด้านล่างของ บันเดิลออฟฮีส

นั่นคือการไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบนไปสู่ห้องล่าง และจะผ่านการกระตุ้นลงไป เริ่มทางด้านล่างของหัวใจห้องล่าง การบีบตัวก็จะเริ่มจากส่วนล่างของหัวใจห้องล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.5 ระบบเพอร์กินไฟเบอร์ (Purkinje system fibers)

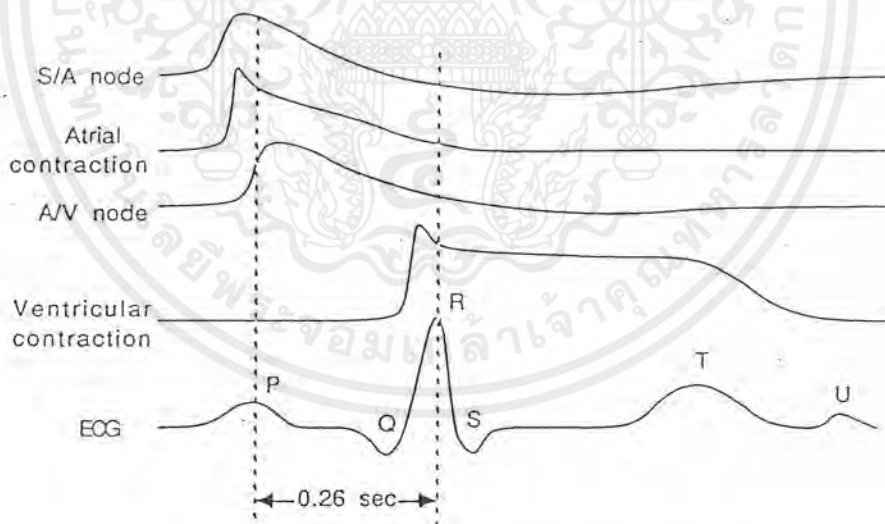
เป็นส่วนต่อเชื่อมระหว่างการกระจายลงมาทางด้านล่างของ บันเดิลออฟฟیبส์ และการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซึ่งใช้ระบบเพอร์กินไฟเบอร์

### 2.1.6 การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) หัวใจห้องล่างจะเป็นเครื่องสูบฉีดโลหิตในระบบหลอดเลือดหัวใจ ทำหน้าที่ส่งโลหิตไปยังปอด (จากหัวใจห้องล่างขวา) และส่งไปเลี้ยงอวัยวะของร่างกาย (จากหัวใจห้องล่างซ้าย) ดังนั้นไหลของหัวใจห้องล่างซ้ายจะมากกว่าห้องล่างขวา ผนังของหัวใจห้องล่างซ้ายก็จะมีขนาดใหญ่และแข็งแรงกว่าห้องล่างขวา

## 2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมในรอบการทำงานของหัวใจ

ศักดาไฟฟ้ารวมที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจนั้นสามารถวัดได้โดยใช้อิเล็กโทรดที่ติดบริเวณผิวหนังของร่างกายได้ทุกแห่ง รูปที่ 2.3 แสดงให้เห็นถึงไดอะแกรมของศักดาในแต่ละเฟสของการทำงานของหัวใจ กราฟเส้นล่างสุดจะเป็นผลของการวัดที่ผิวหนังโดยใช้อิเล็กโทรดซึ่งเป็นผลรวมของการทำงานทั้งหมดใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ

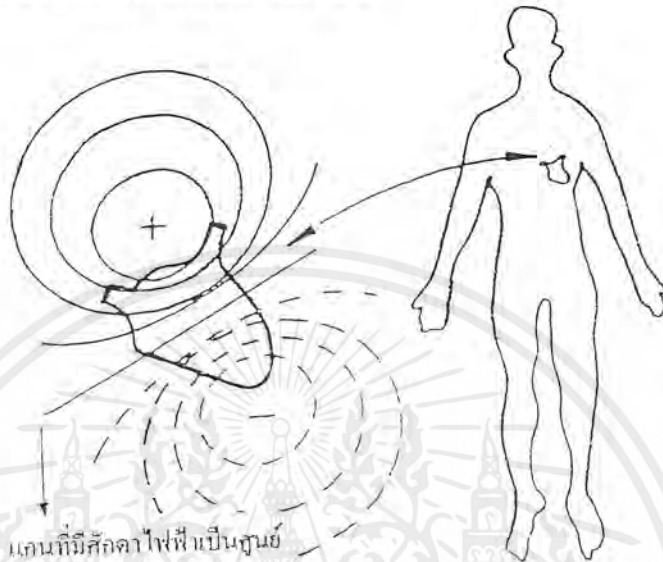


รูปที่ 2.3 แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## 2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อที่ผ่านมา การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วยซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกับการเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อ ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกายการไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่ทำงานเท่านั้น



รูปที่ 2.4 การกระจายของศักดาไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กโทรดไดโพล

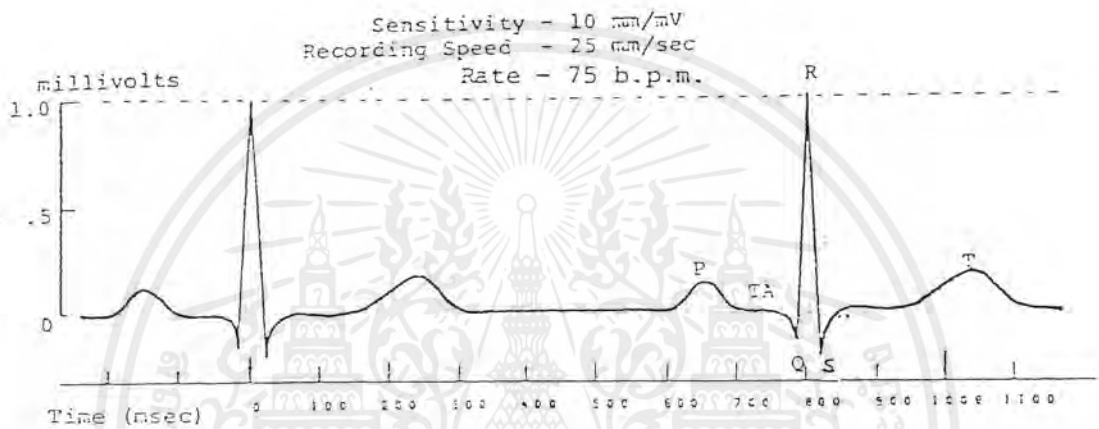
ดังนั้นเราอาจพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้าซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกายเสมือนเป็นอิเล็กตริกไดโพล (electric dipole) ดังแสดงในรูปที่ 2.3 และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใดๆที่อยู่บนผิวหนังร่างกายได้ ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) เรียกว่า อีซีจี (ECG) โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆจะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart axis) สัญญาณคลื่นหัวใจที่วัดได้จากคนปกติจะมีลักษณะดังรูปที่ 2.5 แต่ละช่วงสัญญาณ จะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P,Q,R,S,T,U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ ซึ่งแต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายต่อไปนี้

สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบนจะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที

สัญญาณ QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาที และสัญญาณ R จะมีขนาดใหญ่ที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่าง จึงมีความหมายมากกว่าส่วนอื่น

สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของขนาดสัญญาณ R

สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุการเกิดที่แน่นอน แต่สันนิษฐานน่าจะเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้าขณะอยู่อย่างช้าๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างหรือที่เรียกว่าศักดาไฟฟ้าตามหลัง (After potential)



รูปที่ 2.5 องค์ประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หมายเหตุ ช่วงเวลาของ PR วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวลาเริ่มของสัญญาณรวมQRS เวลาในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงถึงการส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆซึ่งเวลาแต่ละช่วงของสัญญาณสรุปไว้ในตารางที่ 2.1

ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ช่วงเวลาปกติ (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	-----

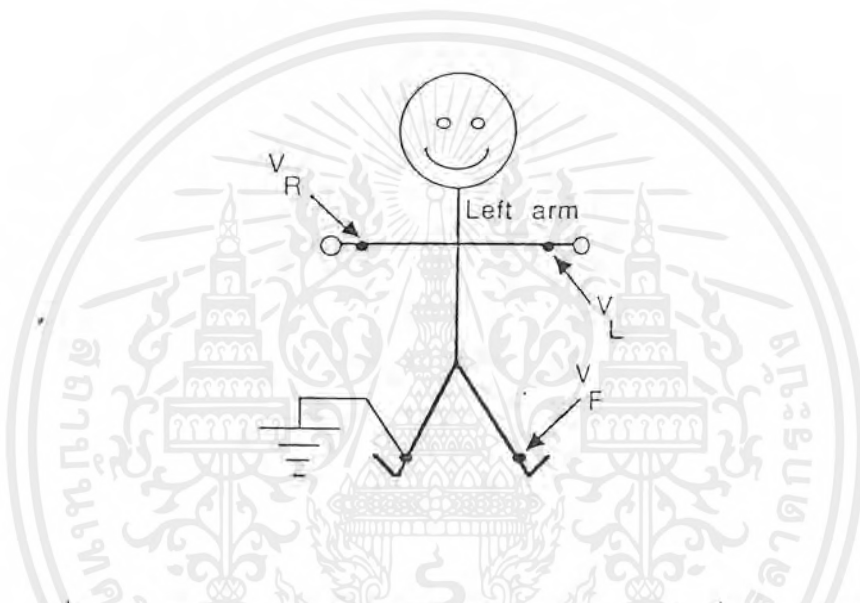
ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.4 คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดและการตรวจวัด

หลิ็ดเพิ่มเติมมาตรฐาน (standard limb leads)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีขนาดใหญ่เพียงพอที่จะสามารถวัด ณ จุดใดๆก็ได้บนร่างกายแบบมาตรฐานมาจากการวัด โดยการเปรียบเทียบหลายคน ตำแหน่งมาตรฐาน จะใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากบริเวณแขนและขาของผู้ป่วย โดยใช้อิเล็กโทรดแบบซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (silver-silver chloride) จำนวน 4 อันคือ ที่ข้อมือและข้อเท้า ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็กโทรดในการวัดแบบหลิ็ดเพิ่มเติมมาตรฐาน คำว่า "หลิ็ด (lead)" ในที่นี้ไม่ได้หมายถึงสายสัญญาณ แต่หมายถึงลักษณะการต่อสัญญาณ อินพุตซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะทางของเรื่องการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบ

### 2.5.1 แบบไบโพลาร์ลิบบีลีด (Bipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะวางขั้วไฟฟ้า (electrode) ระหว่างแขนและขา ซึ่งเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุด ซึ่งมีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ ดังรูปที่ 2.7

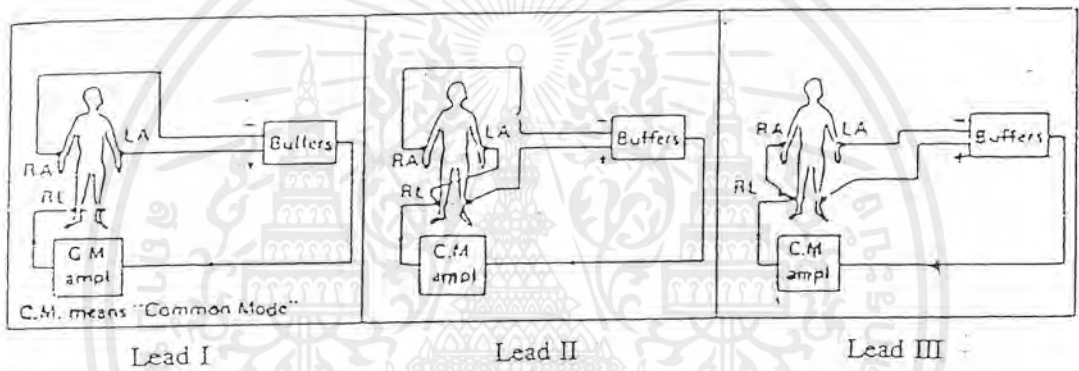
- ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดคักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้คักดาไฟฟ้าจากแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง
- ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดคักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้คักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

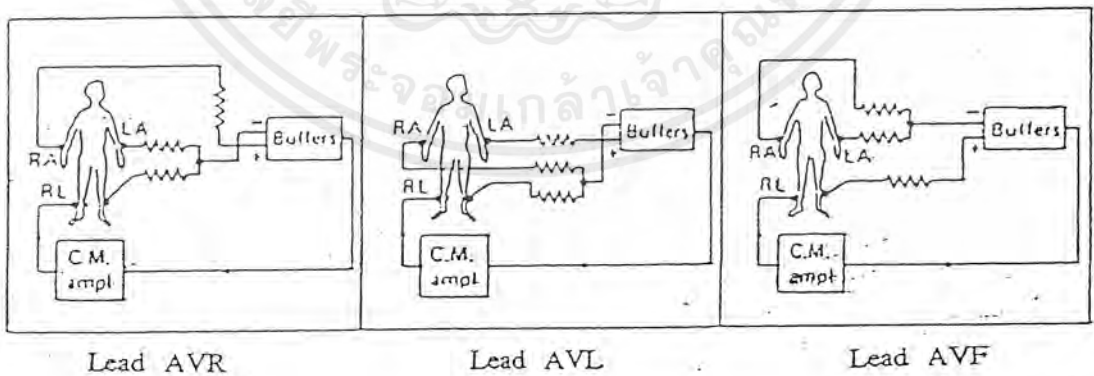
- ลีด III ( Lead III ) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดคักดาที่แขนซ้ายและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้คักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

2.5.2 แบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด ( Unipolar Limb Lead )

วิธีนี้สามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังในรูปที่ 2.8 ที่ขั้วไฟฟ้าของแขนและขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็นจุดๆหนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงคักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก



รูปที่ 2.7 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead )



รูปที่ 2.8 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead )

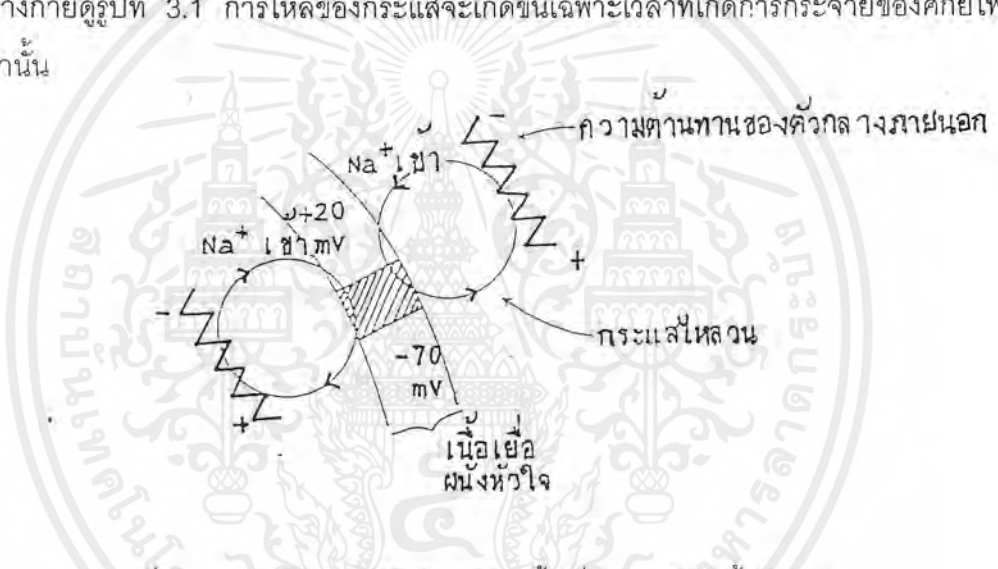
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

## การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและปัญหาที่เกิดขึ้น

### 3.1 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง

การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน (Action potentials) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ จะรวมกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกายดูรูปที่ 3.1 การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักย์ไฟฟ้าทำงานเท่านั้น



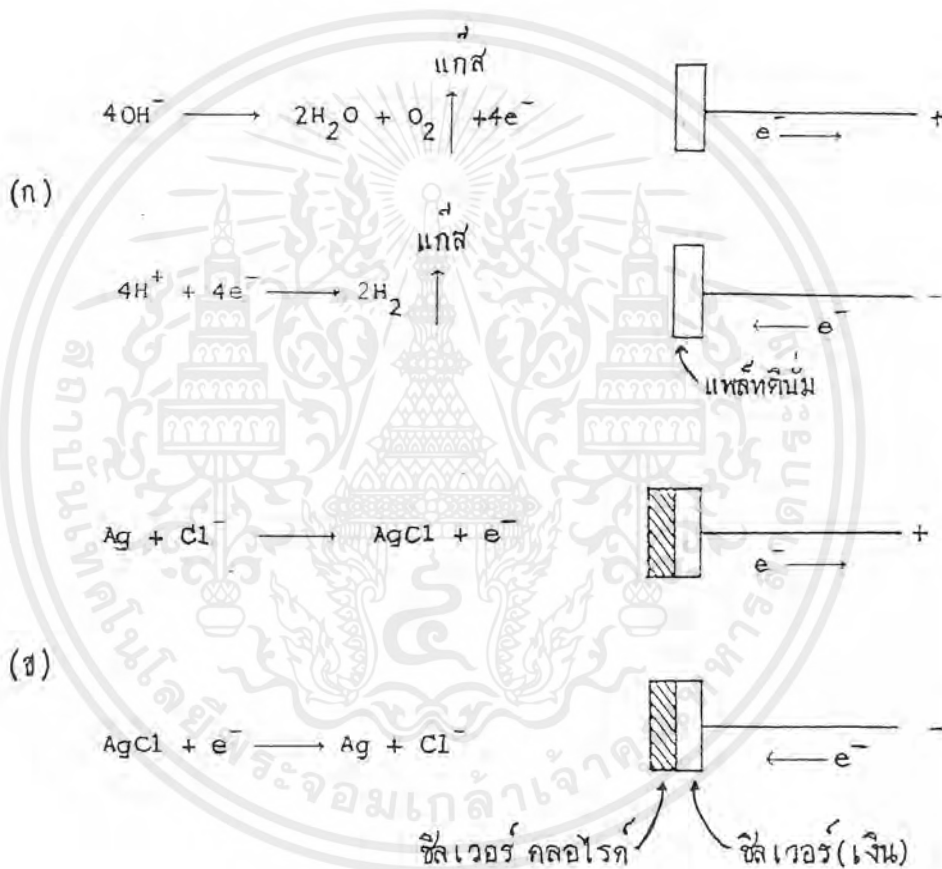
รูปที่ 3.1 แสดงศักย์ไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

ศักย์ไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจกระจายลงล่าง โซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงจูงใจเป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าจาก  $-70$  มิลลิโวลต์ ในขณะที่เล็ดอยู่เป็น  $+20$  มิลลิโวลต์การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านั้นรวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมและมีขั้วดังในรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักย์ไฟฟ้าทำงานเป็นบวกเมื่อเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

### 3.2 อิเล็กโทรด

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีโดยไม่เกิดสัญญาณรบกวนเนื่องมาจากความไม่เสถียรทางสัญญาณไฟฟ้า ก็โดยการใช้อิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (silver-silverchloride) ดังแสดง

ในรูป 3.2 อิเล็กโทรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่ายโดยการเคลือบซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็กโทรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ด้วยกระบวนการทางไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ได้รวดเร็ว ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็กโทรดในขณะที่ใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกด้านหนึ่งจะหนาขึ้นซึ่งจะไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้นและไม่มีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรด



รูปที่ 3.2 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหน้ากับอิเล็กโทรด

- (ก) อิเล็กโทรดทำด้วยแพลทินัม ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อยทำให้เกิดฟองแก๊สที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ
- (ข) อิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมีดังนั้นจึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้นความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำและไม่เกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 ปัญหาที่เกิดขึ้นที่ในการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

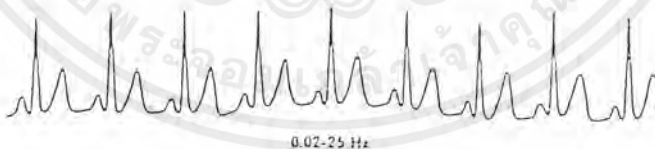
มีตัวแปรหลายอย่างที่จะต้องพิจารณาในการออกแบบและประยุกต์ใช้ในอิเล็กทรอนิกส์ไอแแกรม ดังจะกล่าวถึงตัวแปรที่สำคัญดังต่อไปนี้

#### 3.3.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่ (Frequency distortion)

อิเล็กทรอนิกส์ไอแแกรมจะไม่พบผลตอบสนองของความถี่ที่เป็นมาตรฐานแต่จะมีความเพี้ยนเนื่องจากความถี่นั้นจะเกิดขึ้นบ่อยใน EKG ดังแสดงในรูปที่ 3.3 ซึ่งแสดงลักษณะของความถี่ที่รบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

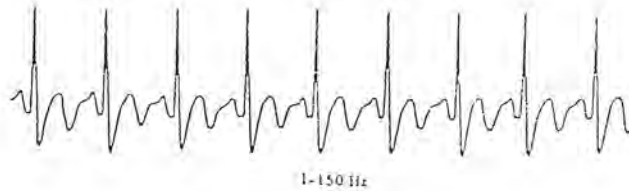


(ก) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติในช่วงความถี่ 0.02-150 Hz



(ข) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ 0.02-25 Hz ในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่สูง ทำให้องประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่สูงกว่า 25 Hz หายไปและมีการลดลงของแอมพลิจูดที่มุมของคลื่นQRS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ 1-150 Hz ในกรณีที่มีความถี่ที่ความถี่ต่ำ ทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่ต่ำกว่า 1 Hz หายไป

รูปที่ 3.3 แสดงผลของความถี่ที่ครอบคลุมคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

### 3.3.2 ความถี่ที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (Saturation or cutoff distortion)

ค่าออฟเซตโวลเตจหรือส่วนขยายที่ไม่เหมาะสมในอิเล็กทรอนิกส์กราฟจะทำให้เกิดความถี่ปรากฏในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 3.4 (ก) ซึ่งแสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ รูป (ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความถี่ที่สภาวะอิ่มตัวในกรณีการรวมค่าแอมพลิจูดของสัญญาณอินพุตและส่วนขยายที่อิ่มตัว (ด้านที่เป็นซีกบวก) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น QRS หรือพีค (Peak) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกตัดออกไปเพราะเอาต์พุตของส่วนขยายไม่สามารถเกินค่าโวลต์เตจอิ่มตัว รูป (ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความถี่ที่สภาวะอิ่มตัว (ในด้านที่เป็นซีกลบ) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น QRS พีคของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ถูกตัดออกไปดังรูปที่ 3.4

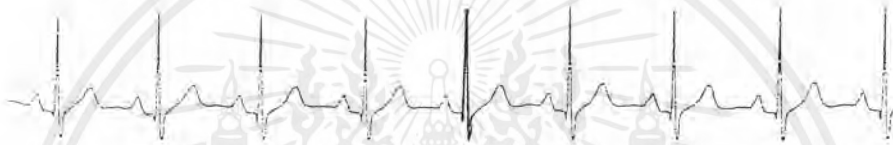


(ก) แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



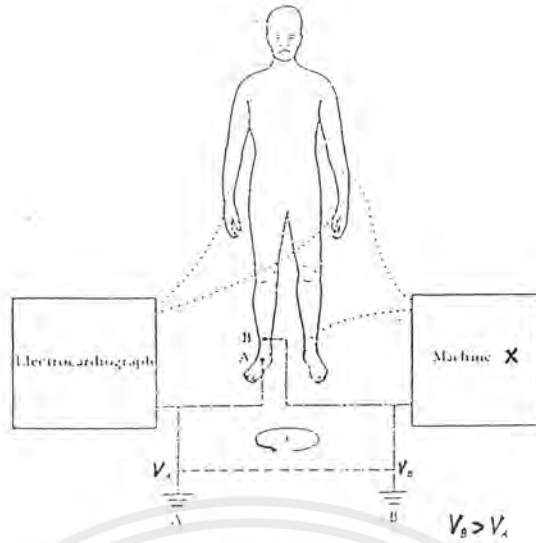
(ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิมมิตัวในซีกบวก



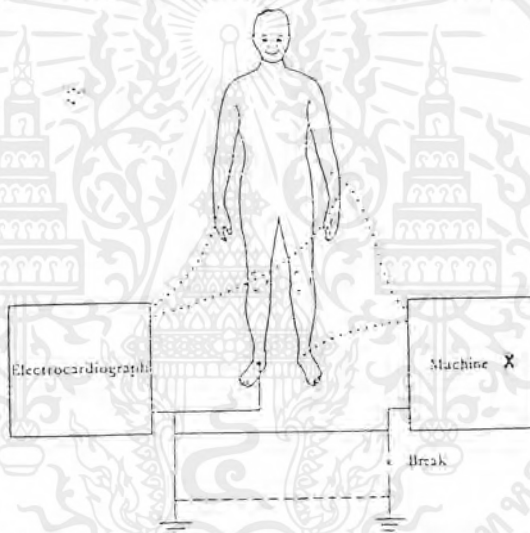
(ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิมมิตัวในซีกลบ  
รูปที่ 3.4 แสดงความเพี้ยนที่สภาวะอิมมิตัวหรือคัทออฟ

### 3.3.3 กราวด์ลูป (Ground loop)

กราวด์ลูปเกิดจากการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบสายวงจรไม่ดีทำให้ศักดาที่จุดกราวด์มีค่าศักดาไม่เท่ากัน ทำให้กระแสไหลจากกราวด์ของวงจรที่มีศักดาสูงกว่าไปยังกราวด์ของวงจรที่มีศักดาต่ำกว่าดังแสดงในรูปที่ 3.5 (ก) เป็นผลทำให้เกิดการรบกวนขึ้นภายในระบบซึ่งแก้ไขได้โดยการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบสายวงจรซึ่งให้กราวด์แต่ละวงจรไปรวมกันที่จุดๆเดียวกันกับกราวด์ของแหล่งจ่ายไฟดังรูปที่ 3.5 (ข) ทำให้ศักดาของกราวด์เท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้



(ก) แสดงตัวอย่างการรบกวนที่ก่ระหว่างเครื่องอิเล็กทรอนิกส์โทรคาดีโอกราฟกับเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์



(ข) แสดงตัวอย่างการแก้การเกิดรบกวนรบกวนของวงจรทั้งสอง

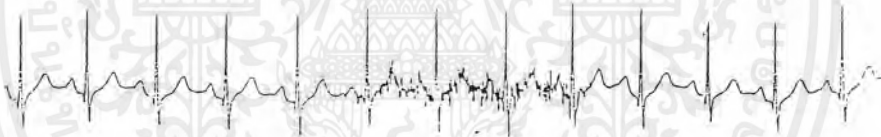
รูปที่ 3.5 แสดงการรบกวน

### 3.3.4 การแทรกสอดจากสัญญาณทางไฟฟ้า

สัญญาณทางไฟฟ้า 50 เฮิร์ต ที่มีอยู่ในร่างกายมนุษย์จะถูกขยายแบบคอมมอน โหมด (Common mode) ทำให้ได้สัญญาณดังรูปที่ 3.6 (ก) ซึ่งถ้าหากวงจรส่วนขยายความแตกต่างมีคอมมอนรีเจ็คชันเรโซ (Common-mode-rejection ratio : CMRR) ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนมีขนาดเล็กลงไปอีกก็สามารถทำได้โดยต่อสัญญาณคลื่นหัวใจผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ที่ 50 เฮิร์ตก็จะทำให้สัญญาณรบกวนน้อยลงไปดังรูป (ข)



(ก) แสดงสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า 50 เฮิร์ต ที่เกิดขึ้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ข) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ 50 เฮิร์ต

รูปที่ 3.6 แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

## รายละเอียดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณหัวใจ

## 4.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

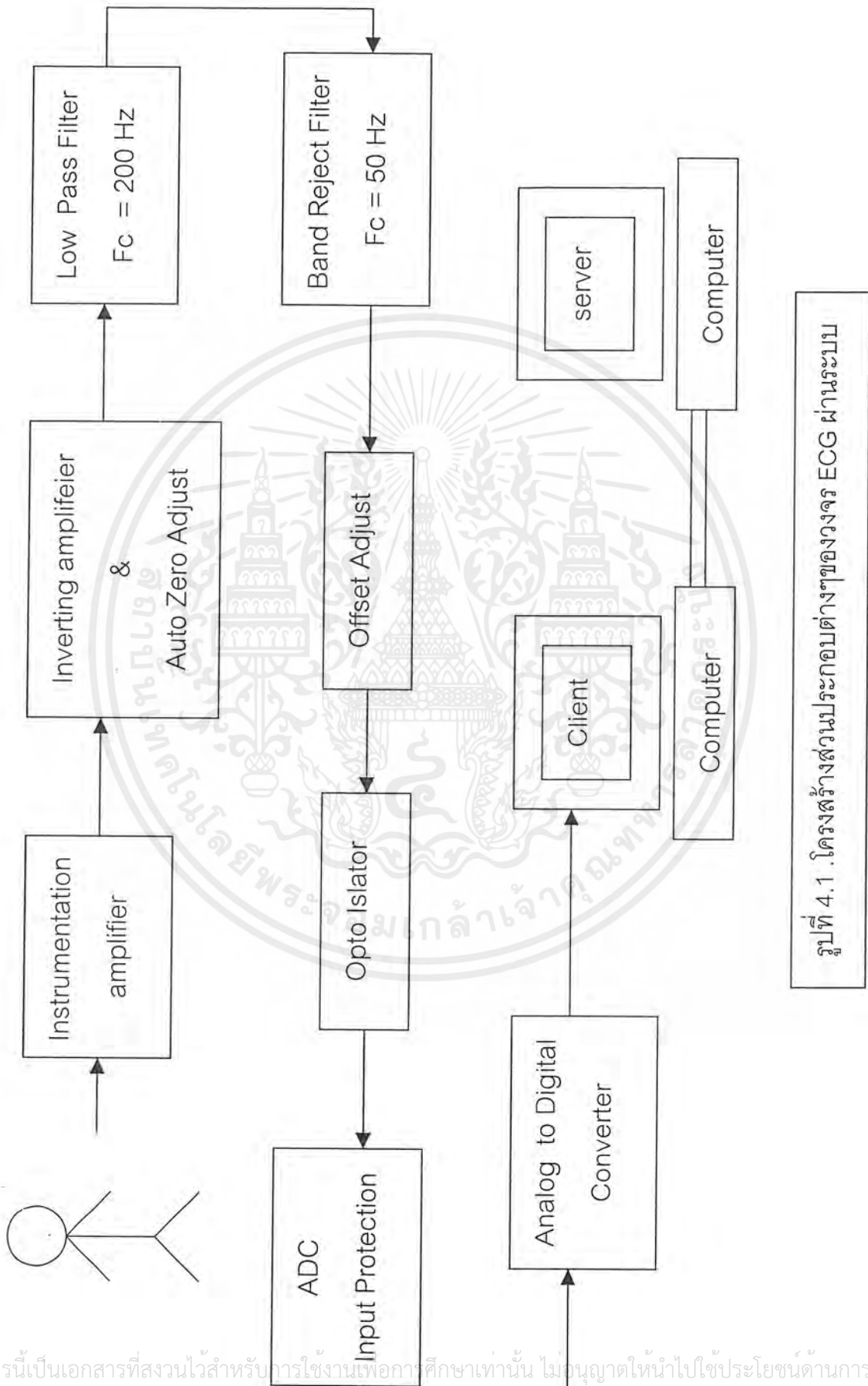
เป้าหมายของการออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโครงงานนี้ต้องการคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงผลออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์และสามารถติดต่อผ่านทางอินเทอร์เน็ตได้ โครงสร้างโดยรวมของวงจรมายกเป็นดังรูปที่ 4.1

จากรูปที่ 4.1 จะเห็นว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจะถูกขยายครั้งแรกโดยวงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrument Amplifier) และถูกขยายอีกครั้งหนึ่งโดยวงจรขยายอินเวอร์ตติ้ง (Inverting Amplifier) และผ่านไปยังวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto zero) ซึ่งเป็นวงจรที่ช่วยให้ ค่าเวลาคงที่ (time constant) ของ RC ลดลง ถ้าเกิดการกระตุกของคลื่นหัวใจ จากนั้นสัญญาณเอาท์พุทที่ได้ จะผ่านวงจรความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) มีจุดคัทออฟที่ 200 Hz เพื่อกรองสัญญาณความถี่สูงซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกไป หลังจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band-Reject filter) โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้าสู่อินสตรูเมนต์อีกครึ่งหนึ่ง ต่อจากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งซิกบวกลบจะถูกยกระดับแรงดันออฟเซต (Offset Voltage) ขึ้นโดยวงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust) เพื่อให้มีแรงดันที่เป็นบวกจากนั้นก็ทำการแยกกราวนระหว่าง ส่วนของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog to Digital Converter) ซึ่งจะติดต่อกับคอมพิวเตอร์และส่วนของส่วนขยายสัญญาณซึ่งจะติดต่อกับผู้ป่วยเพื่อป้องกันไฟรั่ว จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งเข้าสู่วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ เพื่อให้แน่ใจว่าไม่มีระดับแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นลบเข้าไปทำความเสียหายให้กับอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณอนาล็อกที่เป็นค่าบวกเท่านั้นแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิตส่งเข้าสู่พอร์ท 1 ของ 89C51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 ทำหน้าที่รับข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตแล้วทำการส่งออกแบบอนุกรม ข้อมูลดิจิตอลจะถูกแปลงระดับแรงดันให้เป็นมาตรฐานของ RS232C เข้าสู่พอร์ทอนุกรมของคอมพิวเตอร์

รายละเอียดของวงจรในแต่ละส่วนของรูปที่ 4.1 นั้น จะกล่าวโดยละเอียดดังในหัวข้อต่อไป

นี้



รูปที่ 4.1 .โครงสร้างส่วนประกอบต่างๆของวงจร ECG ผ่านระบบ

## 4.2 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier)

### 4.2.1 พื้นฐานวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (differential Amplifier)

พิจารณารูปที่ 4.2 ทำการหาแรงดันเอาต์พุตของวงจร( $V_o$ ) โดยใช้ทฤษฎีซูเปอร์โพสิชัน (Super Position) เมื่อแทน  $E_1$  ด้วยการลัดวงจรจะเป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ติ้ง (Inverting Amp) ซึ่งให้ค่าอัตราขยายเท่ากับ  $-m$  เท่าของแรงดัน  $E_2$  จะทำได้

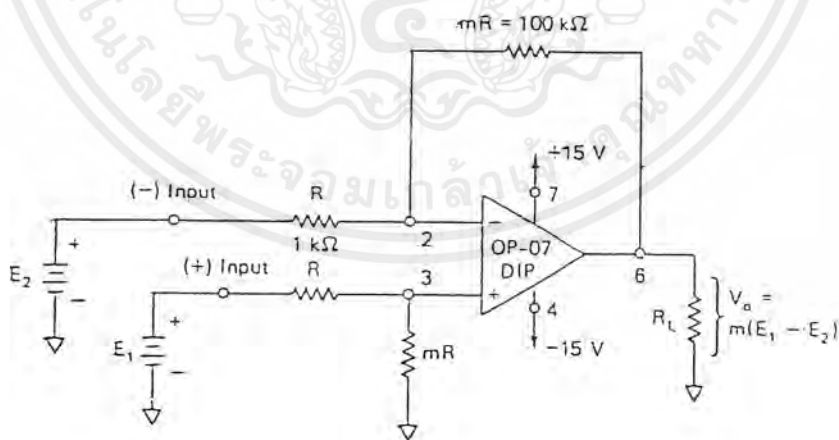
$$V_o = (-m)E_2 \quad \text{-----(4.1)}$$

และเมื่อแทน  $E_2$  ด้วยการลัดวงจรบ้าง จะทำให้แรงดัน  $E_1$  ถูกแบ่งโดย  $R$  และ  $mR$  จนเหลือเป็น  $E_1(m/(m+1))$  ที่ขาบวกของออฟแอมป์เมื่อวงจรเป็นวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ติ้ง (Non-Inverting Amplifier) เราจะได้อัตราขยายเท่ากับ  $(m+1)$  เท่าของแรงดันที่ขาบวกของ ออฟแอมป์จะทำได้

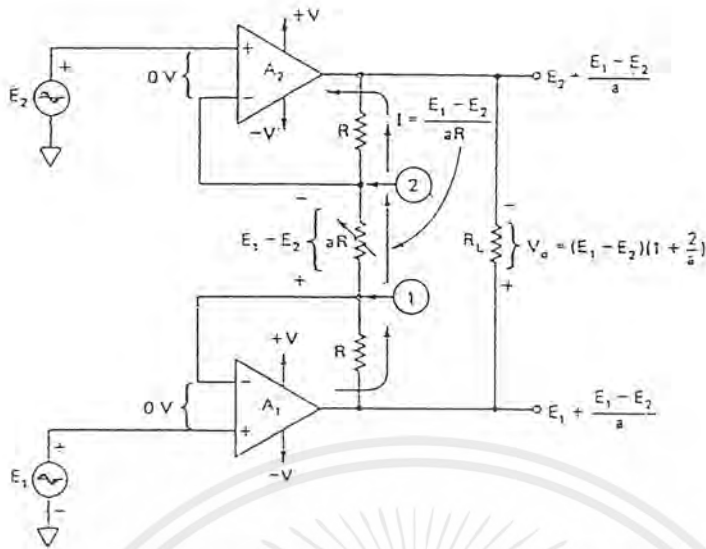
$$\begin{aligned} V_o &= E_1(m/(m+1))(m+1) \\ V_o &= mE_1 \end{aligned} \quad \text{-----(4.2)}$$

ดังนั้นแรงดันเอาต์พุตของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล ดังรูปที่ 4.2 คือผลรวมของ  $V_o$  จากสมการที่ 4.1 และ 4.2 ทำให้ได้

$$V_o = m(E_1 - E_2) \quad \text{-----(4.3)}$$



รูปที่ 4.2 วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน



รูปที่ 4.3 วงจรบัฟเฟอร์ทาง อินพุตของอินสตรูเมนเตชันแอมป์

#### 4.2.2 การพัฒนาวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปให้ดีขึ้น

ข้อเสียของวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปคือมีความต้านทานด้านอินพุตต่ำ ซึ่งแก้ไขได้โดยใส่บัฟเฟอร์เข้าไปทางด้านอินพุต โดยวงจรบัฟเฟอร์เป็นดังรูป 4.3 เนื่องจากแรงดันที่ขาบวกและขาลบของออปแอมป์มีค่าเท่ากันเสมอทำให้แรงดันที่จุด 1 และ 2 (เมื่อเทียบกราวด์) มีค่าเท่ากับ  $E_1$  และ  $E_2$  ตามลำดับ และทำให้แรงดันตกคร่อม  $aR$  มีค่าเท่ากับ  $E_1 - E_2$  ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่าน  $aR$  จึงมีค่าดังนี้

$$I = (E_1 - E_2) / aR \quad \text{-----(4.4)}$$

เมื่อ  $E_1$  มีค่ามากกว่า  $E_2$  ทิศทางการไหลกระแสจะเป็นดังรูปที่ 4.3 ดังนั้นแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานทั้ง 3 จะมีค่าเท่ากับ

$$V_o = (E_1 - E_2)(1 + 2/a) \quad \text{-----(4.5)}$$

#### 4.2.3 อินสตรูเมนเตชัน แอมพลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier)

พิจารณารูปที่ 4.4 ซึ่งเป็นวงขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลที่พัฒนาขึ้นมาแล้วเรียกว่า อินสตรูเมน แอมพลิฟายเออร์ โดย IC1 และ IC2 กับ  $R_3$ ,  $R_4$  และ  $R_5$  ถูกจัดเป็นวงจรบัฟเฟอร์ตามรูปที่ 4.3 โดยที่  $a = 1/20$  ดังนั้นในส่วนนี้ที่พิจารณาตามสมการที่ 4.5 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

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

IC3 กับ  $R_9, R_{10}, R_{11}$  และ  $R_{12}$  ถูกจัดเป็นวงขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล ตามรูปที่ 4.2 โดยที่  $m = 2$  ดังนั้นในส่วนนี้เมื่อพิจารณาตามสมการที่ 4.3 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

$$\text{Diff Amp Gain} = m$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น อินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์นี้มีอัตราขยายเท่ากับ  $2 \times 200 = 400$  เท่า

ส่วน C1 และ C2 ทำหน้าที่ในการลดอัตราขยายของวงจรสำหรับสัญญาณที่มีความถี่สูงเกินไป

R1,R2,Ze1,Ze2,Ze3 และ Ze4 ทำหน้าที่ป้องกันแรงดันอินพุทของออฟแอมป์มีค่าสูงเกินไปจนทำให้เกิดความเสียหายกับออฟแอมป์โดยเมื่อแรงดันที่อินพุทไดอินพุทหนึ่งมีค่าเกินแรงดันพังทลาย(Breakdown Voltage)ของซีเนอร์ไดโอดรวมกับแรงดันตกคร่อมซีเนอร์ไดโอดเมื่ออยู่ในสภาวะไบอัสตรงซึ่งมีค่าประมาณ 0.6 Volt นั่นคือเมื่อแรงดันอินพุทบวกหรือค่าลบมากกว่า  $2.7+0.6 = 3.3$  Volt จะทำให้แรงดันที่ขาอินพุทของออฟแอมป์มีค่าคงที่ประมาณ 3.3 Volt โดยที่ R1 และ R2 ทำหน้าที่จำกัดกระแสไม่ให้ไหลผ่านไดโอดมากเกินไป

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

#### 4.3 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิฟายเออร์ (Inverting amplifier)

เป็นวงจรขยายสัญญาณที่ต่อจากอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ จากรูปที่ 4.5 จะเห็นว่าวงจรมีอัตราขยาย ดังสมการ

$$\text{Inverting Amp gain} = -(1 + R1/R2)$$

#### 4.4 Auto Zero Adjust

พิจารณารูปที่ 4.5 วงจรนี้ทำหน้าที่ในการลดค่าเวลาคงที่ (RC time constant) ของตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิง (Coupling capacitor) สัญญาณจากอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์กับค่าความต้านทานทางอินพุทของวงจรอินเวอร์ตติ้งแอมป์ซึ่งโดยปกติแล้วถ้ามีความผิดปกติของสัญญาณอินพุทจนทำให้อินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์อิ่มตัว ตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิงจะถูกประจุและคายประจุออกมาซ้ำๆมากเนื่องจากค่าเวลาคงที่ของ RC มีค่ามากเป็นผลให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏนั้นเลื่อนขึ้นหรืออาจจะเลื่อนลงและใช้เวลานานมากกว่าจะกลับมาอยู่ในสภาวะปกติดังได้กล่าวแล้วในบทต้นๆ

วงจรปรับศูนย์ดังรูปที่ 4.6 จะทำการอ้างอิงสัญญาณที่จะเข้ามายังอินเวอร์ตติ้งแอมป์ให้ไม่เกินช่วงบวกลบ 1.2 V จะเห็นว่าถ้าสัญญาณที่เข้ามายังไม่เกินบวกลบ 1.2 V ทรานซิสเตอร์ (T1), ทรานซิสเตอร์(T2)ยังไม่ทำงาน แต่ถ้าสัญญาณซีกบวกเข้ามาเกิน 1.2 V สัญญาณนั้นจะถูกดึงผ่าน D1,T1 และทิ้งลงกราวด์โดยผ่าน C จนกว่าระดับสัญญาณจะถูกลดลงมาสู่ระดับปกติ ในทางกลับ

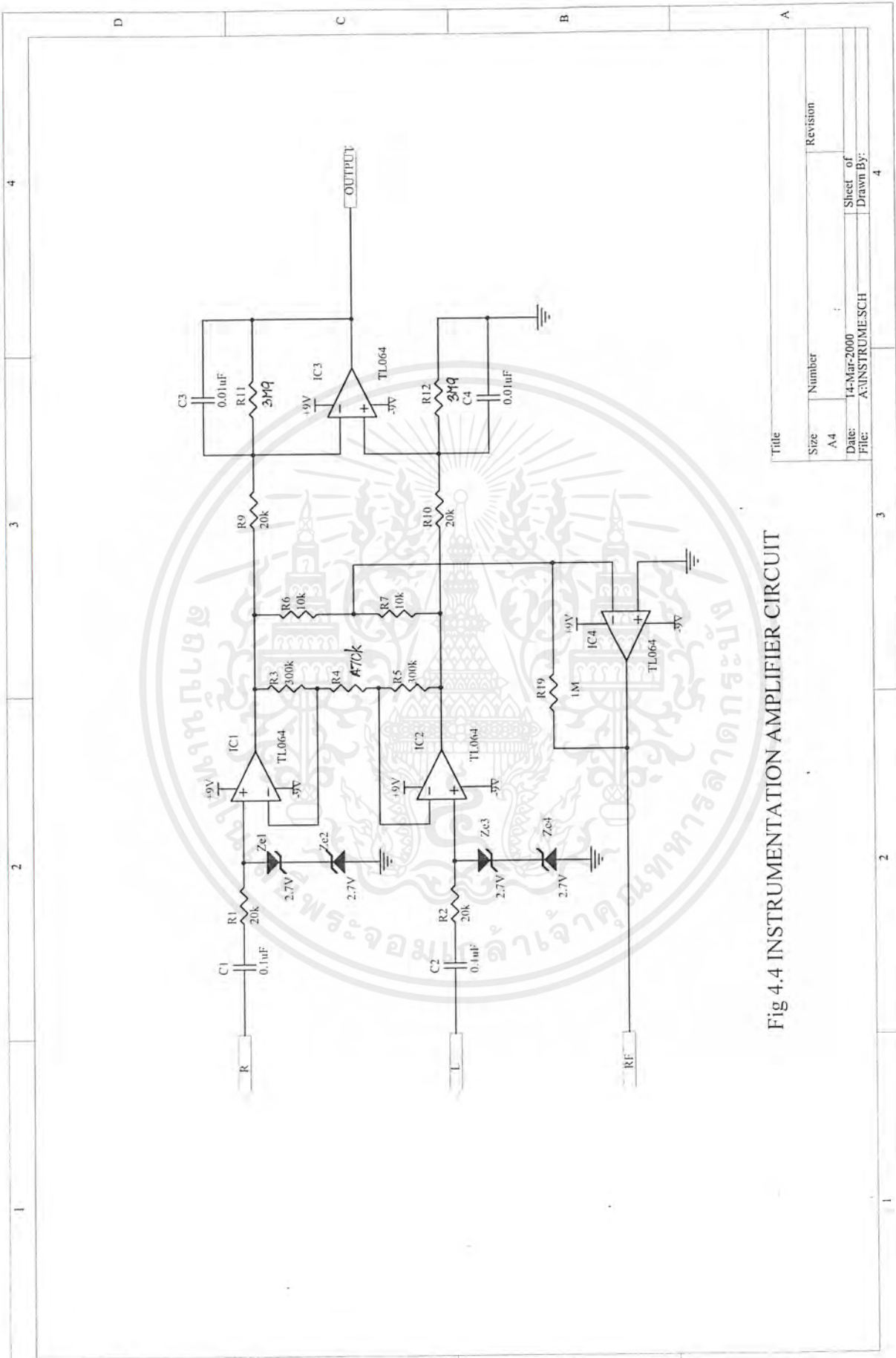


Fig 4.4 INSTRUMENTATION AMPLIFIER CIRCUIT

Title	Size	Number	Revision
	A4		
	Date:	14-Mar-2000	Sheet of
	File:	A:\INSTRUME.SCH	Drawn By:
			4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

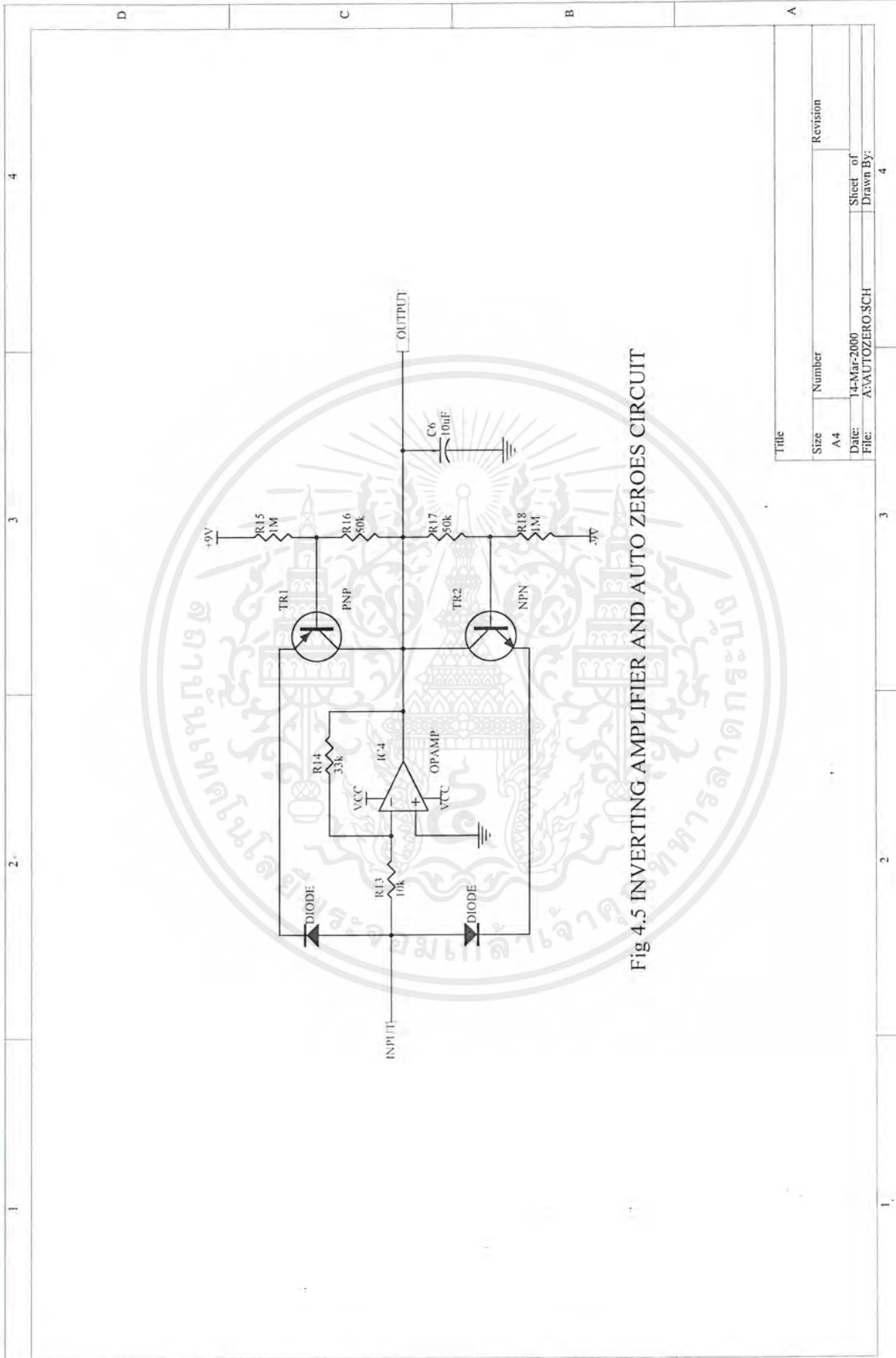


Fig 4.5 INVERTING AMPLIFIER AND AUTO ZEROES CIRCUIT

Title	
Size	Number
A4	
Date:	Revision
14-Mar-2000	
File:	Sheet of
A:AUTOZERO.SCH	Drawn By:
	4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กันถ้าสัญญาณในซีกลบถูกดึงลงไปเกิน  $-1.2\text{ v}$  ก็จะมีกระแสจากกราวน์มาทดแทน ทำให้ศักดา ณ จุดนั้นมีลบน้อยลงจนกลับมาสู่ภาวะปกติอย่างรวดเร็ว

#### 4.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณตั้งแต่  $0 - 190\text{ Hz}$  ดังนั้นจึงควรมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่สูงกว่าย่านความถี่นี้ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการทิ้งไป

##### 4.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน

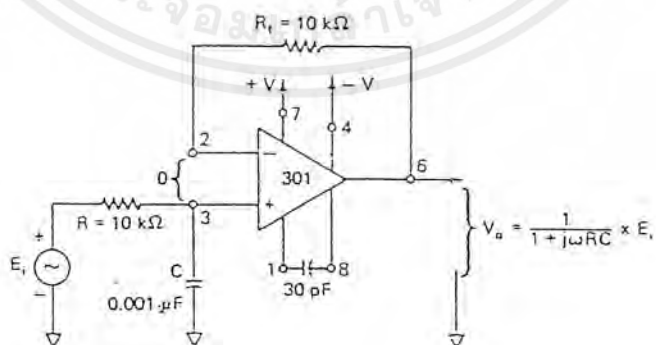
พิจารณารูปที่ 4.6 เป็นวงจรแบบแอกทีฟฟิวเตอร์อันดับที่ 1 ซึ่งประกอบด้วย R,C และ ออฟแอมป์ ซึ่งจากวงจรมีอัตราขยายเท่ากับหนึ่งเท่า โดยกำหนดให้  $R_f$  เท่ากับ R และ แรงดันออฟเซตมีค่าเป็น  $0\text{ V}$  ดังนั้นแรงดันที่ขา 2 เท่ากับแรงดันที่ขา 3 สำหรับแรงดันที่ขา 2 ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $V_o$  นั้นจะทำให้แรงดันคร่อม C ที่ต่อกับ  $E_i$  เราจะได้สมการเป็น

$$V_o = E_i(1/j\omega C)/(R+1/j\omega C) \quad \text{-----}(4.6)$$

นำสมการที่ 4.6 มาเขียนเป็นค่าอัตราขยายแบบปิดรูปได้คือ

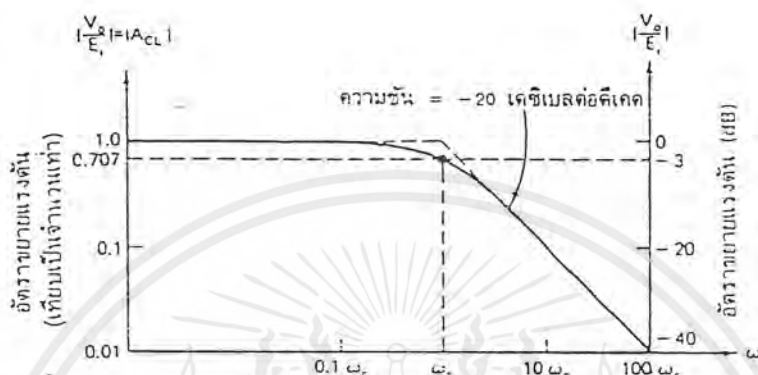
$$\begin{aligned} \text{Gain} &= V_o/E_i \\ &= 1/(1+j\omega RC) \end{aligned} \quad \text{-----}(4.7)$$

จะเห็นได้ว่าอัตราขยายเปลี่ยนแปลงตามความถี่ ถ้าพิจารณาที่ความถี่ต่ำ มีค่าเข้าใกล้ศูนย์นำไปแทนสมการที่ 4.7 จะทำให้ได้อัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า และที่ความถี่สูงมีค่าเข้าใกล้อนันต์จะได้อัตราขยายเท่ากับ 0 เท่า



รูปที่ 4.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

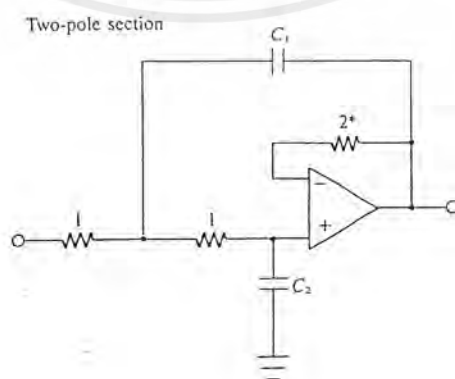


รูปที่ 4.7 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของรูปที่ 4.6

พิจารณารูปที่ 4.7 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ 4.6 ที่มีความชันเท่ากับ  $-20$  DB/decade ซึ่งจะเห็นว่าที่จุดคัทออฟนั้นอัตราขยายจะเท่ากับ  $-3$  DB หรือ  $0.707$  เท่า เมื่อพิจารณาจากสมการที่ 4.7 ที่จุดคัทออฟคือจุดที่มีค่าเท่ากับ  $1/RC$  นั่นเอง ดังนั้นในการออกแบบเมื่อกำหนดจุดคัทออฟว่ามี  $\omega$  เป็นเท่าไรแล้วก็สามารถเลือกค่า  $RC$  ที่เหมาะสมได้

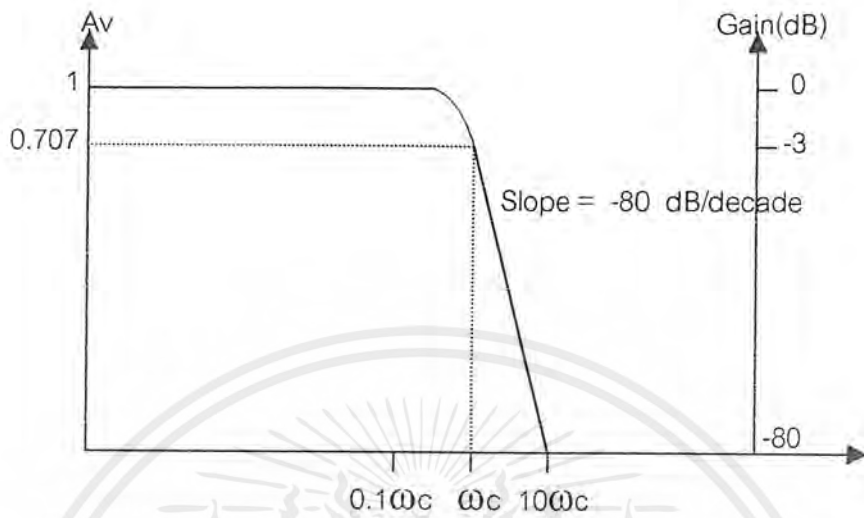
#### 4.5.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4

สำหรับวงจรกรองความถี่ต่ำในโครงงานนี้เราจะใช้วงจรกรองความถี่อันดับที่ 4 เพื่อควบคุมของสัญญาณโดยวงจรกรองความถี่อันดับ 4 ดังรูปที่ 4.8 โดยจะมีความชันถึง  $80$  db/decade ดังรูปที่ 4.9

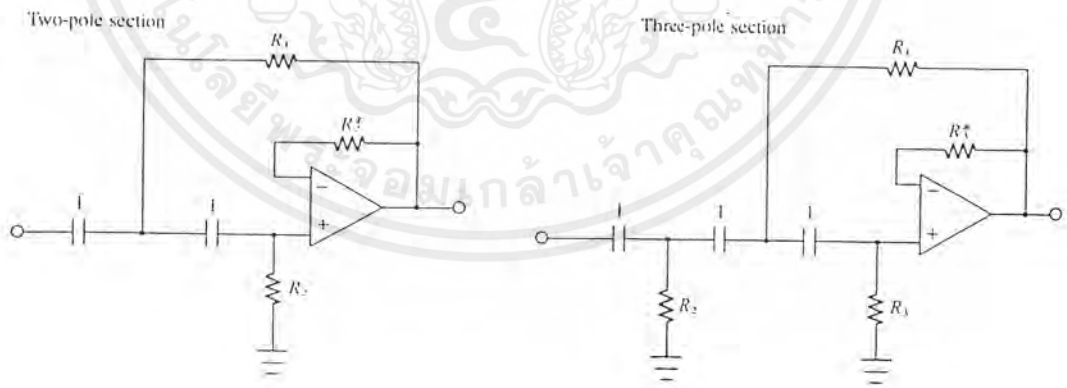


รูปที่ 4.8 แสดงรูปวงจร Two pole section

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 4  
 สำหรับการออกแบบเราจะใช้วงจรสองโพล (Two Pole Circuit) 2 วงจรมาทำการแคสเคด (casecade) กัน โดยที่วงจรสองโพลีมีรูปแบบดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงวงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ท อันดับที่ 4  
 (Butterworth Lowpass Filter 4<sup>th</sup> order)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับค่าที่ใช้ในการออกแบบจะมีค่านอมมิไลซ์ (normalize) ของค่าตัวเก็บประจุมาไว้ในตารางที่ 4.1 ส่วนค่าความต้านทานควรเลือกค่าที่เหมาะสม แต่ค่าของมันไม่มีผลต่อคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ (filter characteristic)

ตาราง 4.1 ค่า normalize ของ c ในการออกแบบวงจรบัตเตอร์เวิร์ทลำดับต่างๆ

Poles	C1	C2	C3
2	1.414	0.7071	
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082	0.9241	
	2.613	0.325	
5	1.753	1.354	0.4214
	3.235	0.3089	

การออกแบบวงจร Butterworth filter order 4<sup>th</sup>

เราจะใช้วงจร 2 Pole สองวงจรที่มีค่า normalize ไม่เหมือนกันสองวงจรมาทำการ cascade กัน ดังรูปที่ 4.10 นำค่า normalize จากตารางที่ 4.1 มาทำ frequency scaling เพื่อให้ได้ความถี่คัทออฟที่ 200 Hz

$$K_f = 2\pi \cdot f = 2\pi \cdot 200 = 1256.637$$

ใน section ที่ 1

$$C1 = 1.082/K_f = 1.082/1256.637 = 861.028 \text{ u}$$

$$C2 = 0.9241/K_f = 0.9241/1256.637 = 735.375 \text{ u}$$

ทำการ Impedance scaling โดยใน Section 1 เราต้องการให้ค่า  $C1 = 0.022 \text{ uF}$  เพื่อง่ายต่อการหาซื้อ เพราะฉะนั้นเราจะได้

$$K_r = C1/0.02\text{u} = 861.028\text{u}/0.02\text{u} = 39137.63636$$

$$C2 = 735.375\text{u}/39137.63636 = 0.01879 \text{ uF}$$

ใน section 2 ทำในทำนองเดียวกับ section 1 เพราะฉะนั้นจะได้

$$C1 = 2.613/K_f = 2079.36 \text{ u}$$

$$C2 = 0.3825/K_f = 304.3838 \text{ u}$$

ทำการ Impedance Scaling โดยที่เราต้องการได้ค่า  $C1 = 0.1\text{uF}$  เพราะฉะนั้นจะได้

$$K_r = C1/0.1\text{u} = 20794$$

$$C2 = 304.3838\text{u}/20794 = 0.0146 \text{ uF}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

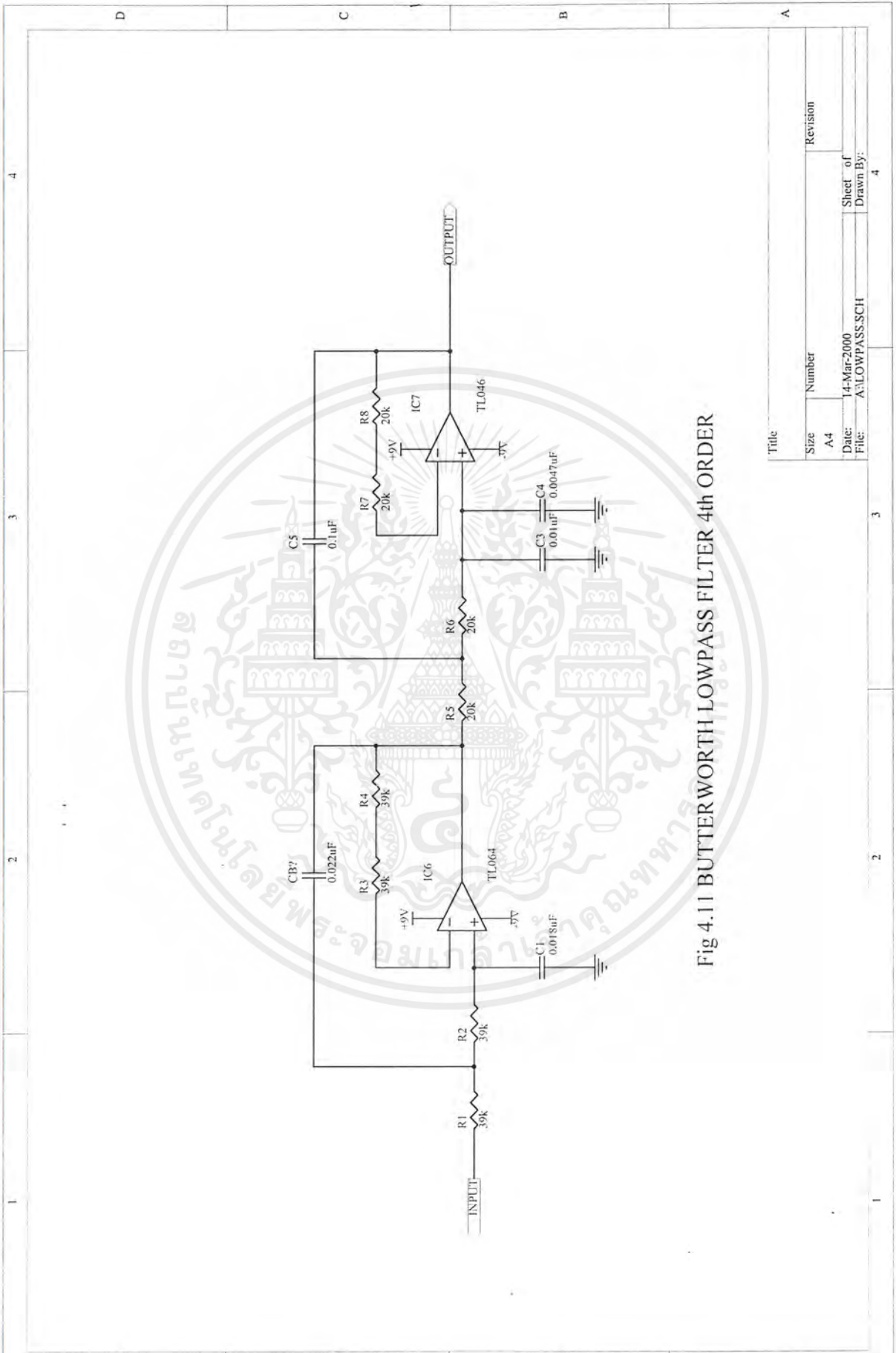


Fig 4.11 BUTTERWORTH LOWPASS FILTER 4th ORDER

Title	
Size	Number
A4	
Date:	Revision
14-Mar-2000	
File:	Sheet of
A:\LOWPASS.SCH	Drawn By:
	4

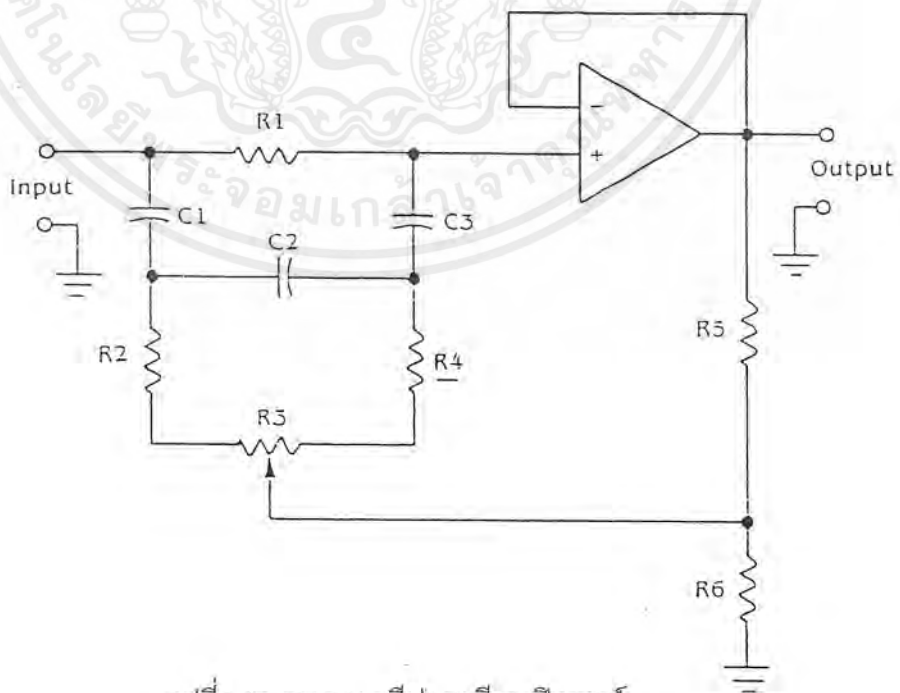
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.6 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน (Band Reject Filter)

ในร่างกายของพวกเราจะมีสัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิรท์ซึ่งคัปปลิงจากสายไฟร่างกาย โดยสัญญาณความถี่ 50 เฮิรท์นี้จะเข้าสู่วงจรรขยายเพื่อการใช้งานให้เป็นเครื่องมือวัดในแบบคอมมอน โหมด ซึ่งโดยทั่วไปวงจรรขยายเพื่อใช้เป็นเครื่องมือวัดจะมีค่าคอมมอนโหมดรีเจคชันเรโซ (Common Mode Rejection Ratio : CMRR) ที่สูงทำให้สัญญาณรบกวนที่ 50 เฮิรท์นี้ถูกลดทอนลงเป็นอย่างมากอยู่แล้ว แต่ถ้าหากต้องการลดทอนสัญญาณรบกวนนี้ให้ลดลงไปอีก ในกรณีที่สัญญาณรบกวนนี้มีขนาดใหญ่เกินกว่าที่วงจรรขยายเพื่อใช้เป็นเครื่องมือวัดจะลดทอนให้หมดไปได้สามารถทำได้โดยนำสัญญาณเอาท์พุทที่ได้ไปผ่านวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรท์ผ่านอีกครั้งหนึ่ง

##### 4.6.1 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band Reject Filter)

วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่เฉพาะช่วงผ่านใช้แบบที่สามารถออกแบบได้ง่าย คือความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับได้แบบแมนนวล(manual) โดยมีค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้เป็นตัวควบคุม ทำให้ปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้ในช่วงความถี่ที่ต้องการและเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจะทำให้แบนวิธด์เปลี่ยนแปลงแต่ค่า Q ยังคงเดิม ทำให้ง่ายต่อการออกแบบซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป วงจรกรองความถี่แบบนี้มักนิยมใช้กับความถี่ศูนย์กลางที่มีค่าความถี่ต่ำเพราะจะทำให้ค่า Q สูงและช่วงแบนวิธด์แคบกว่าวงจรในรูปแบบอื่น



รูปที่ 4.12 วงจรแอกทีฟแบนรีเจคฟิลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

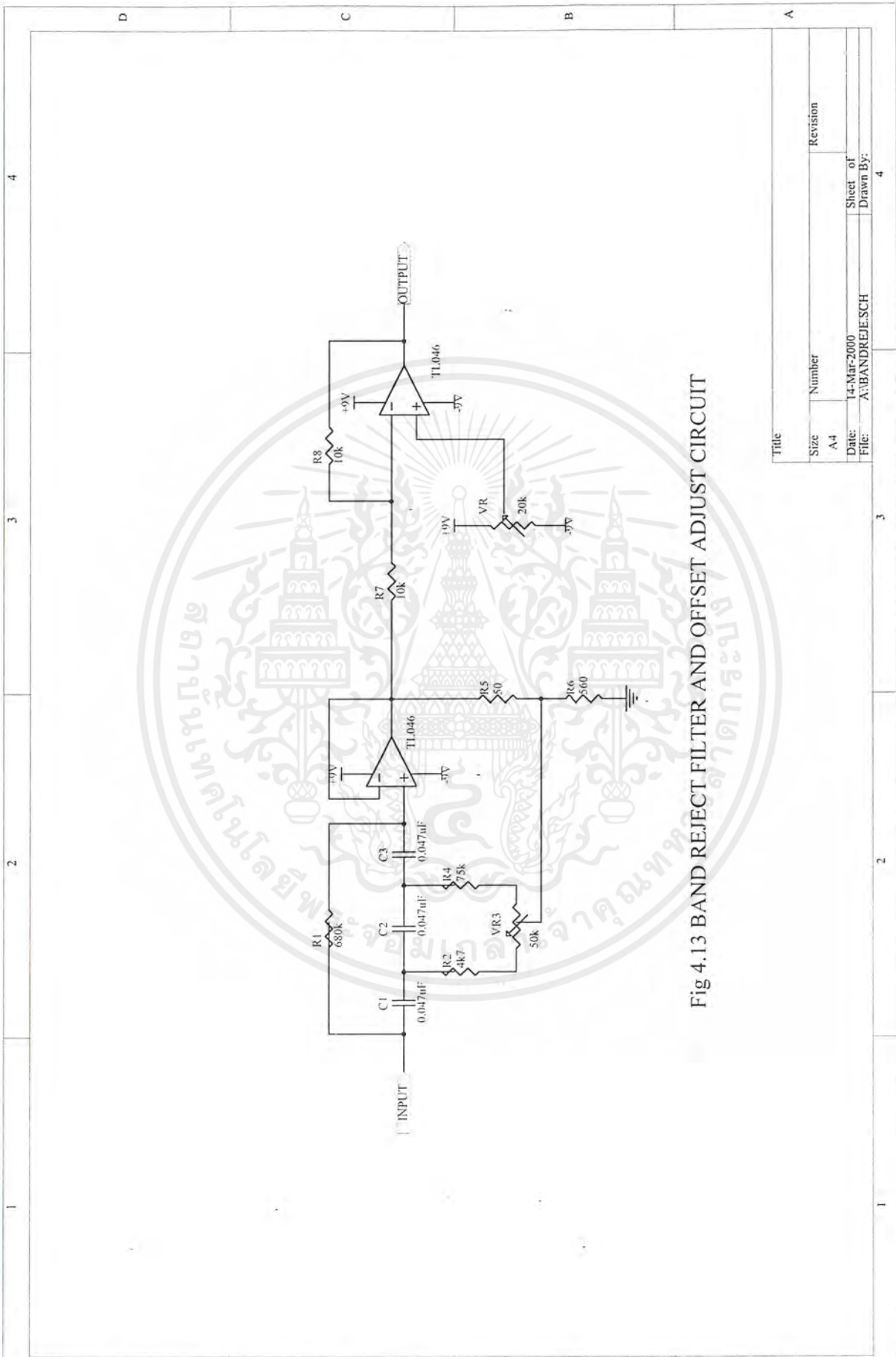


Fig 4.13 BAND REJECT FILTER AND OFFSET ADJUST CIRCUIT

Title		Revision	
Size	Number		
A4			
Date:	14-Mar-2000	Sheet of	4
File:	A:\BANDREJESCH	Drawn By:	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)

สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรรขยายอินสตรูเมนต์จะกลับเฟสจากรูปสัญญาณจริง ดังนั้นจึงออกแบบวงจรปรับแรงดันออฟเซตซึ่งเป็นวงจรรขยายแบบอินเวอร์ตติ้งแอมป์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ  $R_2/R_1$  เท่ากับ 1 เท่า เพื่อให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีเฟสถูกต้องตามเดิม ส่วน VR ที่ต่ออยู่กับขาบวกของออฟแอมป์ทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิงซึ่งมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุตเกิดค่าออฟเซตขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งค่าบวกและลบให้มีเฉพาะค่าบวกเท่านั้น

#### 4.8 ออฟโตไอโซเลเตอร์ (Opto Isolator)

เป็นวงจรที่ใช้แยกกราวด์ระหว่างผู้ป่วยและส่วนของคอมพิวเตอร์โดยใช้ตัวส่งสัญญาณอินฟราเรด (Infrarad) และรับด้วยโฟโตทรานซิสเตอร์ (Photo transistor) แล้วส่งข้อมูลไปยังอนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์

#### 4.9 วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (A/D Input Protection Circuit)

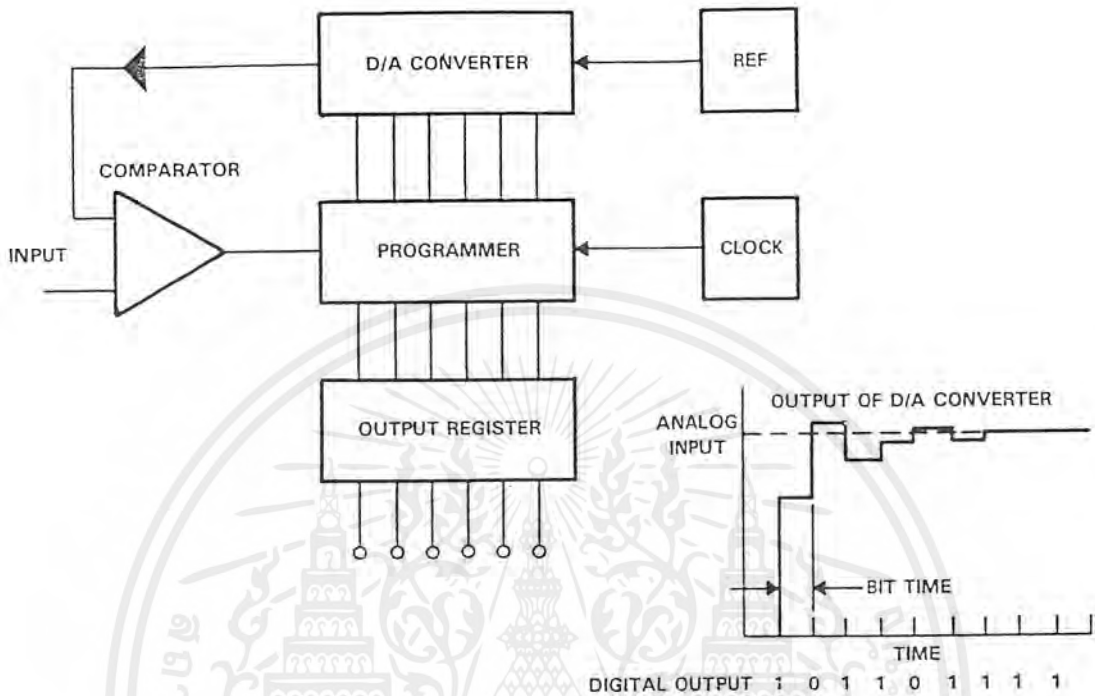
จากหัวข้อ 4.7 ถึงแม้ว่าจะมีการยกระดับแรงดันของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีช่วงแรงดันเป็นบวกแล้วก็ตามแต่ออฟแอมป์มีทั้งไฟบวกและลบซึ่งอาจทำให้เกิดเหตุการณ์ที่มีแรงดันเป็นลบได้ เพราะฉะนั้นเราจะทำการป้องกันไม่ให้อินพุตของอนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์เป็นลบ โดยที่ถ้าเราป้องกันอินพุตเป็นลบ เอาต์พุตที่ออกจากวงจรมีจะทำการล็อกให้เอาต์พุตเป็น 0 V

#### 4.10 อนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (A/D CONVERTER)

อนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์ ที่ใช้คือเบอร์ ADC0804 ซึ่งมีหลักการทำงานแบบ successive approximation ซึ่งมีหลักการทำงานดังนี้

จากบล็อกไดอะแกรม ขาอินพุตภายนอกข้างหนึ่งของคอมพาราเตอร์ (comparator) จะเป็นตัวรับสัญญาณอินพุตเข้ามา ส่วนขาอินพุตอีกข้าง จะรับแรงดันอ้างอิงจากดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ ซึ่งจะรับอินพุตที่มี MSB = 1 ส่วนบิตที่เหลือจะเป็น 0 หหมด เพื่อที่จะทำให้เกิดแรงดันครึ่งหนึ่งของค่า full scale comparator จะทำการเปรียบเทียบว่า มากกว่าหรือน้อยกว่าสัญญาณอินพุต ถ้าอินพุตมากกว่าดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ เอาต์พุตก็จะได้เป็น "1" แต่ถ้าน้อยกว่า เอาต์พุตก็จะเป็น "0" จากรูปที่ 4.15 อินพุตมากกว่าดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ เอาต์พุต ดังนั้น digital output code ตัวแรก (MSB) ก็จะเป็น "1" จากนั้น เอาต์พุตของดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ ก็จะเพิ่มขึ้นอีกครั้งหนึ่งของค่าเดิม ซึ่งมากกว่าสัญญาณอินพุตทำให้ digital output code ตัวที่ 2 เป็น "0" และจะเป็นเช่นนี้ไปจนได้ digital output code ครบ 8 บิต ซึ่งจะถูกลงไปที่ output register

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 บล็อกไดอะแกรมของ Successive - Approximation A/D Converter

#### 4.11 MCS-51

ในโครงงานนี้เราใช้เป็นซิงเกิลบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (Single Board Microcontroller) โดยมี CPU เป็น 80C32 ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวควบคุมการทำงานของอนาลอกทูติดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (A/D Converter) และ ดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ (D/A Converter) ซึ่งรายละเอียดของบอร์ดได้อธิบายไว้ในบทที่ 5

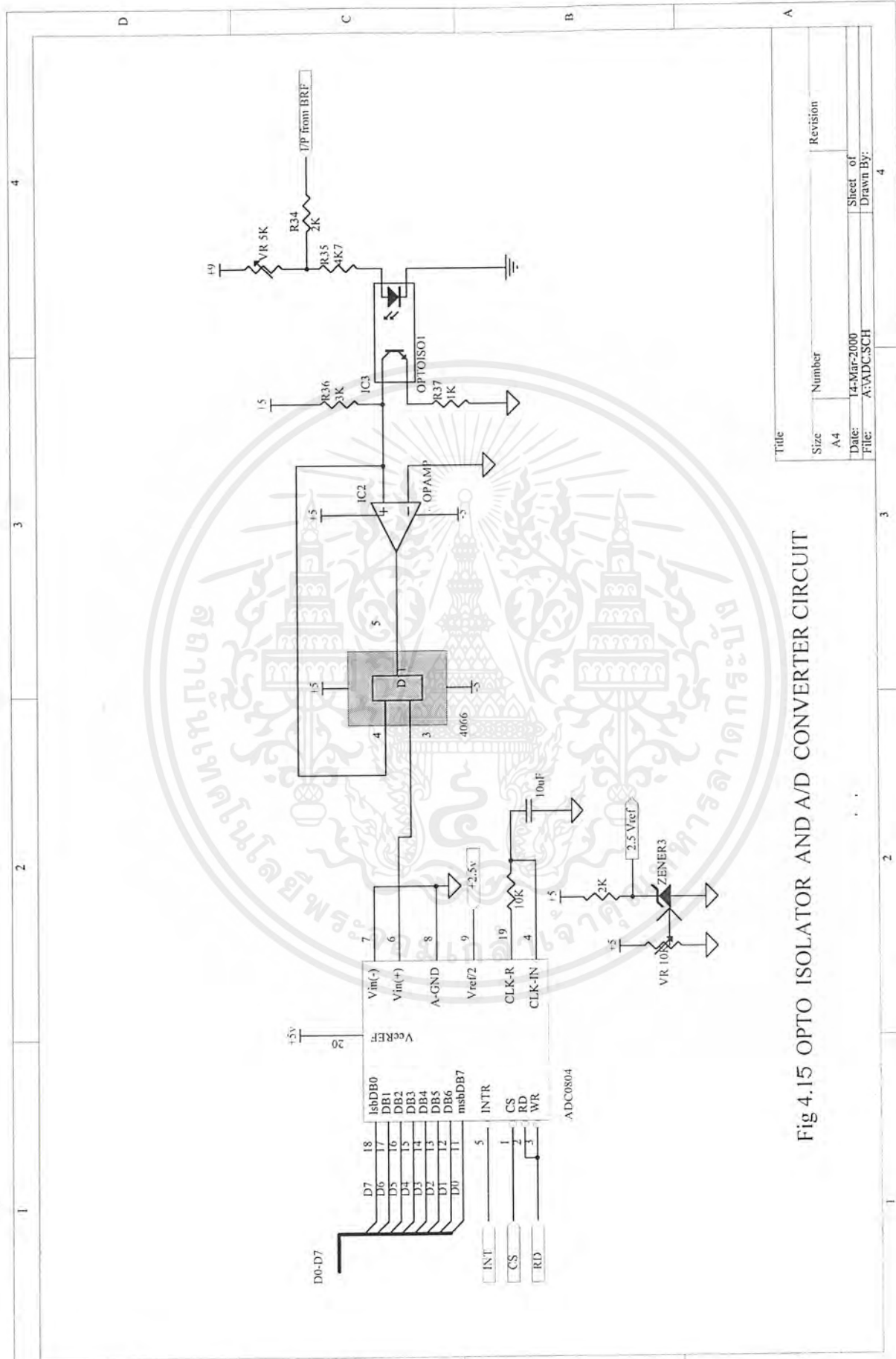
#### 4.12 แหล่งจ่ายแรงดันของวงจรทั้งหมด

วงจรของแหล่งจ่ายแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ

1. ส่วนที่ทำหน้าที่จ่ายไฟเลี้ยงให้กับส่วนของตัว Hardware ตั้งแต่ อินสตรูเมนต์เตชั่นแอมป์ ถึงวงจรปรับแรงดันออฟเซตใช้ไฟ บวก-ลบ 9 V
2. ส่วนที่ทำหน้าที่จ่ายไฟให้กับ วงจรออฟไดโอดไซเลเตอร์ ถึง อนาลอกทูติดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ โดย ใช้ไฟ บวก-ลบ 5 V

ในวงจรใช้เบตเตอรีเป็นแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงให้กับวงจรเพื่อลดสัญญาณรบกวน 50 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Title	Size	Number	Revision
	A4		
Date:	14-Mar-2000	Sheet of	4
File:	A:ADC.SCH	Drawn By:	

Fig.4.15 OPTO ISOLATOR AND A/D CONVERTER CIRCUIT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

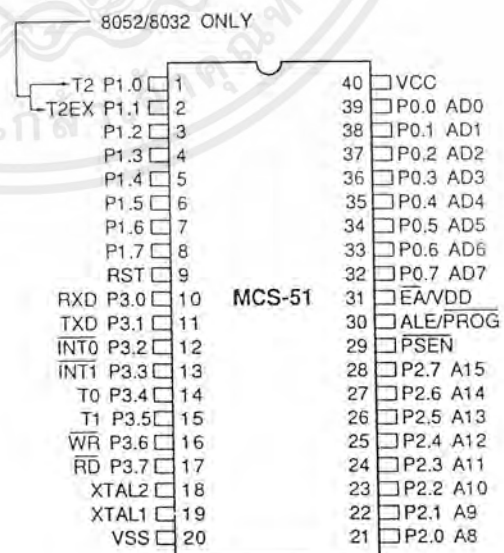
## รายละเอียดของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ mcs-51 (เบอร์ 8032)

## 5.1 คุณสมบัติทั่วไป

- เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 8 bit
- มีวงจร oscillator และ วงจรผลิตสัญญาณนาฬิกาภายในไอซี
- สามารถเชื่อมต่อหน่วยความจำข้อมูลภายนอกโดยอ้าง address ได้ถึง 64 k
- สามารถเชื่อมต่อหน่วยความจำโปรแกรมภายนอกโดยอ้าง address ได้ถึง 64 k
- มีหน่วยความจำข้อมูลภายในตัวขนาด 256 ไบต์
- หน่วยความจำข้อมูลภายในบางส่วนสามารถเข้าถึงข้อมูลระดับบิตได้ด้วย ทำให้การควบคุมหรือการตรวจสอบสถานะบิตทำได้ง่าย
- มีไทมเมอร์/เคาน์เตอร์ขนาด 16 บิต จำนวน 3 ตัว
- การ interrupt สามารถทำได้จาก 6 แหล่งและสามารถจัดระดับความสำคัญได้เป็น 2 ระดับ
- มี serial port ภายในตัวเอง ซึ่งทำงานแบบ full duplex
- คำสั่งโดยส่วนใหญ่ใช้เวลาการทำงานเพียง 1 usec เมื่อใช้ crystal ความถี่ 12 MHZ
- ต้องการแหล่งจ่ายไฟ 5 volt เพียงชุดเดียว

## 5.2 โครงสร้างภายนอกของ MCS-51



รูปที่ 5.1 แสดงการจัดตำแหน่งขาต่างๆในไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้าที่และการใช้งานของแต่ละขามีดังนี้

- ขา Vcc เป็นขาป้อนแรงดันไฟเลี้ยง +5 volt
- ขา Vss เป็นขา ground
- ขา port 0 มี 8 ขา ได้แก่ขา P0.0 – P0.7 เป็นขาอิน เอาแบบ 2 ทิศทางสำหรับใช้งานทั่วไป โดยถ้าใช้งานเป็นอินต้องทำการเขียนค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของ port เพื่อกำหนดให้ขา port เหล่านี้ อยู่ในสถานะปล่อยลอย ซึ่งสถานะนี้เองที่สามารถนำมาใช้เป็น port อิน impedance สูง นอกจากนี้แล้ว port นี้ยังถูกใช้งานในการกำหนดแอดไบต์ต่ำ (A0 – A7) ซึ่งจะใช้งานเป็นแบบ multiplex กับการรับส่งข้อมูลขนาด 8 bit (D0 – D7)
- ขา port 1 มี 8 ขา ได้แก่ขา P1.0 – P1.7 เป็นขาอิน เอาแบบ 2 ทิศทางสำหรับใช้งานทั่วไป โดยถ้าใช้งานเป็นอินต้องทำการเขียนค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของ port เพื่อกำหนดให้เป็น port อิน นอกจากนี้ ขา P1.0 และ P1.1 จะถูกนำมาใช้งานเป็นขา T2 และ T2EX ตามลำดับด้วย
- ขา port 2 มี 8 ขา ได้แก่ขา P2.0 – P2.7 เป็นขาอิน เอาแบบ 2 ทิศทางสำหรับใช้งานทั่วไป โดยถ้าใช้งานเป็นอินต้องทำการเขียนค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของ port เพื่อกำหนดให้เป็น port อิน นอกจากนี้ยังถูกใช้งานในการติดต่อกับหน่วยนอกในการกำหนดแอดไบต์ต่ำ (A8 – A15)
- ขา port 3 มี 8 ขา ได้แก่ขา P3.0 – P3.7 เป็นขาอิน เอาแบบ 2 ทิศทางสำหรับใช้งานทั่วไป โดยถ้าใช้งานเป็นอินต้องทำการเขียนค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของ port เพื่อกำหนดให้เป็น port อิน นอกจากนี้ยังถูกใช้งานในหน้าที่พิเศษต่างๆ ดังตารางที่ 5.1
- ขารีสต ( RST ) ใช้สำหรับรีเซ็ตการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยการรีเซ็ตต้องคงสถานะ 1 นานอย่างน้อยนอน 2 แมกซ์ไซเคิล ในขณะที่ออสซิลเลเตอร์ยังทำงานอยู่
- ขา ALE/PROG เป็นขาสัญญาณเพื่อทำหน้าที่ควบคุมการแลตช์ ( Latch ) ค่าตำแหน่งแอดเดรสไบต์ต่ำ ( Adress Latch Enable ) เมื่อต้องการติดต่อกับหน่วยความจำภายนอก นอกจากนี้ขา ALE ยังทำหน้าที่เป็น อินพุทนับพัลส์ในการโปรแกรม ( program pulse input ) ในส่วนของหน่วยความจำ EPROM สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 ที่มีหน่วยความจำโปรแกรมภายใน EPROM
- ขา PSEN ( Program Store Enable ) ทำหน้าที่เป็นสัญญาณลตรอบเพื่ออ่านคำสั่งจากหน่วยความจำโปรแกรมภายนอก เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลคำสั่งจากหน่วยความจำภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ จะส่งสัญญาณสไตรบจำนวน 2 ครั้งในแต่ละเมซินไซเคิล แต่ในขณะที่ติดต่อกับหน่วยความจำข้อมูลภายนอกจะไม่มีสัญญาณสไตรบแต่อย่างใด

- ขา EA/VPP ( External Access enable/VPP ) เป็นขาสำหรับการเลือกใช้หน่วยความจำโปรแกรมจากภายในหรือจากภายนอก โดยถ้ามีสถานะเป็น 0 จะหมายถึงให้ไมโครคอนโทรลเลอร์รับคำสั่งจากหน่วยความจำภายนอกที่ตำแหน่งแอดเดรส 0-0FFFFH อย่างไรก็ตามถ้าบิตป้องกัน (security bit ) ในหน่วยความจำ EPROM ถูกโปรแกรมไว้ ไมโครคอนโทรลเลอร์จะไม่รับคำสั่งจากหน่วยความจำภายนอกเลย นอกจากนี้ขานี้ยังทำหน้าที่รับแรงดันไฟฟ้าสำหรับการโปรแกรม ( Vpp ) ขนาด 21 โวลต์ เพื่อใช้ในระหว่างการโปรแกรม EPROM
- ขา XTAL1 และ XTAL2 เป็นขาอินพุตและเอาต์พุตของวงจรมอสเฟตควอดเรตอสซิลเลเตอร์แอมพลิไฟเออร์ ( inverting oscillator amplifier ) สำหรับใช้ต่อร่วมกับคริสตัลภายนอก

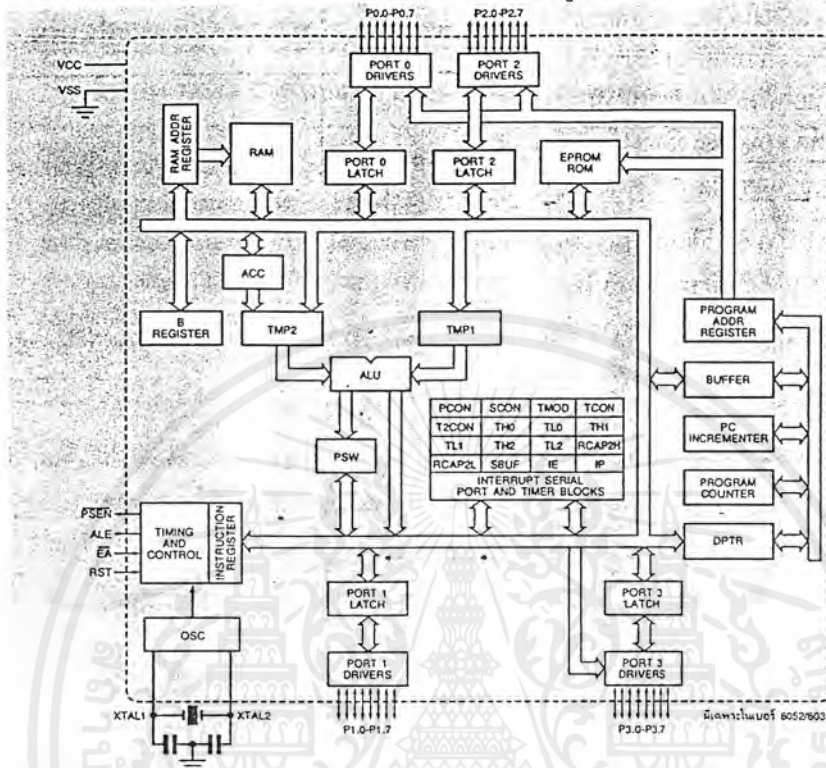
ตารางที่ 5.1 แสดงหน้าที่พิเศษของแต่ละขาของพอร์ท P3

ขาพอร์ท	หน้าที่พิเศษ
P3.0	RXD ( serial input port )
P3.1	TXD ( serial output port )
P3.2	INT0 ( external interrupt 0 )
P3.3	INT1 ( external interrupt 1 )
P3.4	T0 ( Timer 0 external input )
P3.5	T1 ( Timer 1 external input )
P3.6	WR ( external data memory write strobe)
P3.7	RD ( external data memory read strobe)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 โครงสร้างภายในของ MCS-51

โครงสร้างภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 แสดงดังในรูปที่ 5.2



รูปที่ 5.2 แสดงโครงสร้างภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

5.4 การจัดการเกี่ยวกับสแต็ก

สแต็กหรือหน่วยความจำสแต็กเป็นหน่วยความจำส่วนหนึ่งที่เตรียมไว้สำหรับใช้งานในการเก็บค่าตำแหน่งแอดเดรส เมื่อย้อนกลับจากโปรแกรมซับรูทีนหรืออิมเตอร์ซับรูทีน เพื่อให้ทำงานตามขั้นตอนของโปรแกรมหลักเดิมได้อย่างถูกต้อง

หน่วยความจำสแต็กมีรีจิสเตอร์ตัวหนึ่ง สำหรับชี้ตำแหน่งที่กำลังติดต่อกับสแต็กอยู่คือรีจิสเตอร์ SP (stack pointer) ซึ่งอยู่ในตำแหน่งของรีจิสเตอร์พิเศษ (SFR) ที่แอดเดรส 081horizontal รีจิสเตอร์ SP จะชี้อยู่ในตำแหน่งแอดเดรสของหน่วยความจำภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งทุกครั้งหลังจากที่รีเซตการทำงานมันจะมรค่า 70Hเสมอ ค่าแอดเดรสนี้จะถูกเพิ่มขึ้น 1 แอดเดรสทันทีโดยอัตโนมัติ โดยค่าแอดเดรสก่อนการกระโดดในไบต์แรกจะถูกเก็บไปยังแอดเดรสที่ SP ชี้อยู่ในขณะนั้น หลังจากนั้น SP จะเพิ่มค่าขึ้นอีก 1 และนำแอดเดรสอีกไบต์ที่เหลือไปเก็บไว้ในตำแหน่งที่ SP ชี้หลังจากเพิ่มค่าแล้ว

จากที่กล่าวมาแล้วว่าค่ารีจิสเตอร์ SP หลังจากทีรีเซตค่าจะมีค่าเป็น 07H เสมอ ดังนั้นข้อมูลไบต์แรกที่จะเกิดลงในสแต็กคือตำแหน่งแอดเดรส 08H ในหน่วยความจำแรมภายในและจะมีค่าเพิ่มขึ้นตามลำดับทีละหนึ่ง

### 5.5 การอินเตอร์รัปต์

การอินเตอร์รัปต์สามารถเกิดขึ้นได้จากการกระตุ้น 2 แบบคือ จากภายในระบบเองและจากภายนอกระบบ การอินเตอร์รัปต์จากภายนอกใช้ขาสัญญาณ INTO และ INT1 ขาที่ 12 และ 13 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งในการเขียนโปรแกรมจะต้องเซตบิต EA ในรีจิสเตอร์ IE เพื่อให้แต่ละอินเตอร์รัปต์ถูกเอนาเบิลหรือดิสเอนาเบิล โดยการเซต เคลียร์อีนาเบิลบิตของตัวเอง และเซตบิต EX0 เพื่อทำการอีนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากภายนอก โดยทีแต่ละบิตในรีจิสเตอร์ IE มีหน้าที่ดังแสดงในรูปที่ 5.3

(MSB)				(LSB)			
EA	X	ET2	ES	ET1	EX1	ET0	EX0
สัญลักษณ์	ตำแหน่ง	หน้าที่					
EA	IE.7	ทำการดิสเอนาเบิลทุกอินเตอร์รัปต์ ถ้า EA="0" จะไม่มีการตอบรับอินเตอร์รัปต์ใดๆทั้งหมด ถ้า EA="1" แต่ละอินเตอร์รัปต์จะถูกเอนาเบิลหรือดิสเอนาเบิลโดยการเซต หรือเคลียร์อีนาเบิลบิตของมัน					
	IE.6	สงวนไว้ไม่ใช้งาน					
ET2	IE.5	ทำการเอนาเบิลหรือดิสเอนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากการโอเวอร์โฟลว์ของไทม์เมอร์ 2 ถ้า ET2 = "0" อินเตอร์รัปต์จากไทม์เมอร์ 2 จะถูกดิสเอนาเบิล					
ES	IE.4	ทำการดิสเอนาเบิลหรืออีนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากพอร์ทอนุกรม ถ้า ES = "0" อินเตอร์รัปต์นี้จะถูกดิสเอนาเบิล					
ET1	IE.3	ทำการเอนาเบิลหรือดิสเอนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากการโอเวอร์โฟลว์ของไทม์เมอร์ 1 ถ้า ET1 = "0" อินเตอร์รัปต์จากไทม์เมอร์ 2 จะถูกดิสเอนาเบิล					
EX1	IE.2	ทำการดิสเอนาเบิลหรืออีนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากภายนอก 1 ถ้า EX1 = "0" อินเตอร์รัปต์นี้จะถูกดิสเอนาเบิล					

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ETO	IE.1	ทำการเอนาเบิลหรือดีสเอนเบิลอินเตอร์รัปต์จากการโอเวอร์โฟลว์ของ ไทม์เมอร์ 0 ถ้า ETO = "0" อินเตอร์รัปต์นี้จะถูกดีสเอนเบิล
EXO	IE.0	ทำการดีสเอนเบิลหรือเอนาเบิลอินเตอร์รัปต์จากภายนอก 0 ถ้า EXO ="0" อินเตอร์รัปต์นี้จะถูกดีสเอนเบิล

รูปที่ 5.3 หน้าที่การทำงานของแต่ละบิตในรีจิสเตอร์ IE ( interrupt enable )



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 6

### การติดต่อผ่านพอร์ทอนุกรม แสดงโพล์ชาร์ทการทำงาน

#### 6.1 การติดต่อผ่านพอร์ทอนุกรม(serial port interface)

โหมดการทำงานจะเป็นโหมดที่ทำการส่งและรับข้อมูลขนาด 8 บิต แบบอะซิงโครนัส (asynchronous) โดยมีบิตเริ่มต้น (start bit) และบิตสิ้นสุด (stop bit) มีขนาด 1 บิตและไม่มี การตรวจสอบพาริตีบิต (parity bit)

การติดต่อผ่านพอร์ทอนุกรมจะมีรีจิสเตอร์พิเศษ (SFR) ควบคุมการทำงาน คือ รีจิสเตอร์ SCON (Serial Control) ทำหน้าที่ควบคุมการติดต่อแบบอนุกรมและเป็นตัวกำหนดโหมดการทำงาน

SM0	SM1	SM2	REN	TB8	RB8	TI	RI
-----	-----	-----	-----	-----	-----	----	----

รูปที่ 6.1 แสดงบิตต่างๆของรีจิสเตอร์ SCON

โหมดการทำงานจะใช้โหมด 1 โดยให้บิต SM0=0, SM1=1

#### 6.2 การกำหนดบอดเรต (baud rate generator)

บอดเรตถูกกำหนดขึ้นจากพัลส์แสดงการทำโอเวอร์โพล์ที่ได้จากไทเมอร์ 1 (timer 1) ซึ่งจะถูกป้อนไปยังภาคควบคุมการส่งและรับข้อมูล และเพื่อให้ไทเมอร์สามารถกำเนิดโอเวอร์โพล์พัลส์ได้อย่างต่อเนื่องจึงใช้โหมด 2 คือทำงานแบบ 8 บิตโหลดค่าใหม่อัตโนมัติ (automatic reload)

##### 6.2.1 การคำนวณบอดเรต (baud rate)

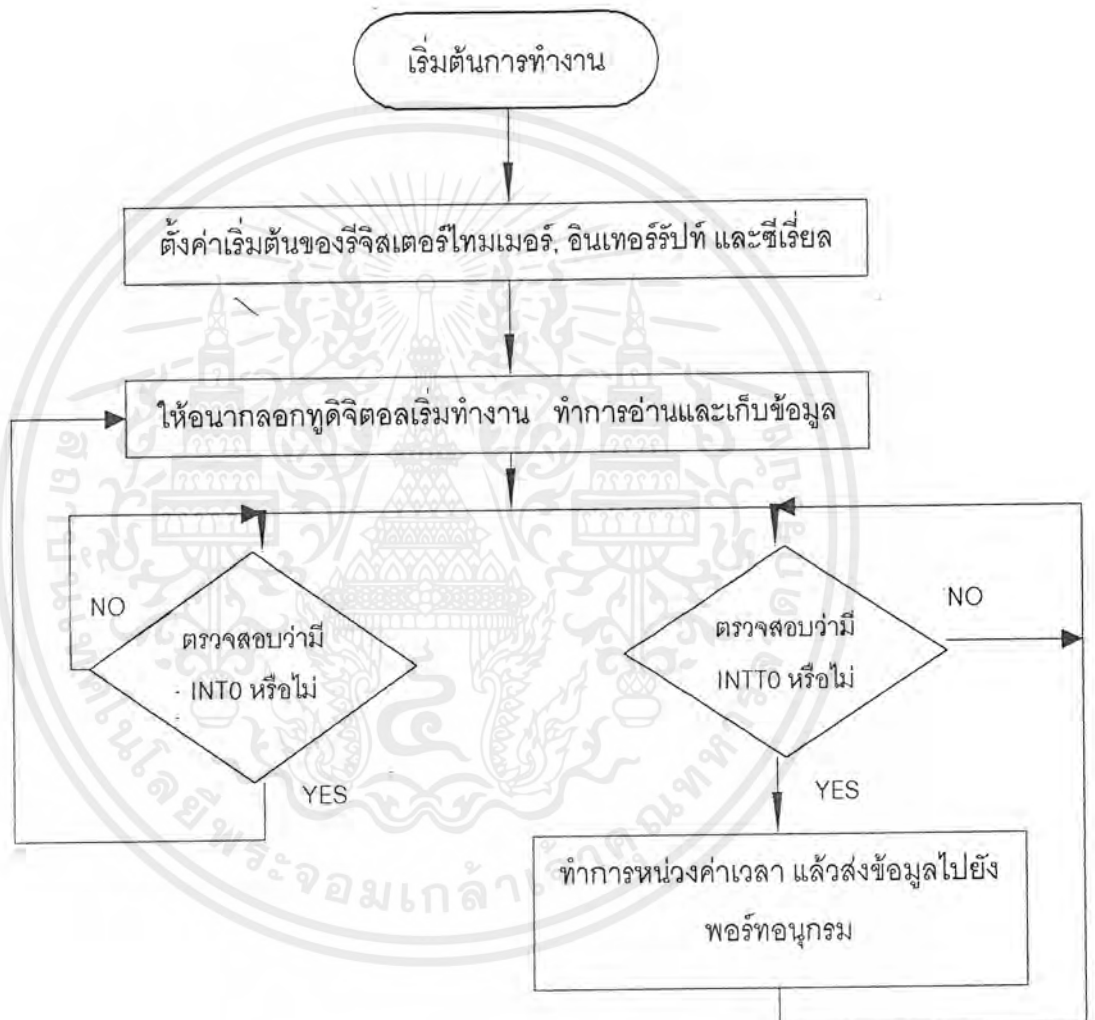
ใช้คริสตอลออสซิลเลเตอร์ความถี่ 12 เมกกะเฮิร์ต (MHz) จะได้ฐานเวลาภายใน (internal clock) เป็น 1 เมกกะเฮิร์ต กำหนดให้บิต SMOD=0

$$\text{อัตราบอดเรต} = \text{อัตราการโอเวอร์คิลล์ของไทเมอร์} / 32$$

กำหนดค่าใน TL1 และ TH1 เป็น 253 (256-3)

$$\begin{aligned} \text{จะได้} \quad \text{อัตราบอดเรต} &= (11.0592\text{M}/12)/(3*32) \\ &= 9600 \end{aligned}$$

### 6.3 โฟลว์ชาร์ทการทำงานของโปรแกรมการส่งข้อมูลเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 7

### การแสดงผลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์แสดงโพลีชาร์ตการทำงาน

เราใช้โปรแกรม วิชาลเบสิก(Visual Basic) ในการรับข้อมูลจากพอร์ตสื่อสารอนุกรม (Serial Port) และส่งข้อมูลออกทางแลน(Local Area Network:LAN) เนื่องจากเป็นภาษาที่เขียนและเข้าใจได้ง่ายเพราะเป็นแบบออบเจกโอเรียล(Object Orient) นอกจากนี้ยังมีแอ็กทีฟคอนโทรล (Active Control) ที่ใช้กับงานทางด้านนี้โดยเฉพาะได้แก่ MSCOMM ใช้ติดต่อกับพอร์ตสื่อสารอนุกรมของคอมพิวเตอร์เพื่อรับข้อมูลจากภายนอก WINSOCK ใช้ทำการเชื่อมต่อ รับ-ส่ง ข้อมูล ระหว่างคอมพิวเตอร์ที่มีการต่อเครือข่ายถึงกันโดยอาจจะอาศัยหลักการของ UPC หรือ TCP/IP ก็ได้แต่ในโครงการนี้จะใช้แบบ TCP/IP

#### 7.1 โพลีชาร์ตแสดงการทำงานของโปรแกรมภาษาของ Visual Basic6.0

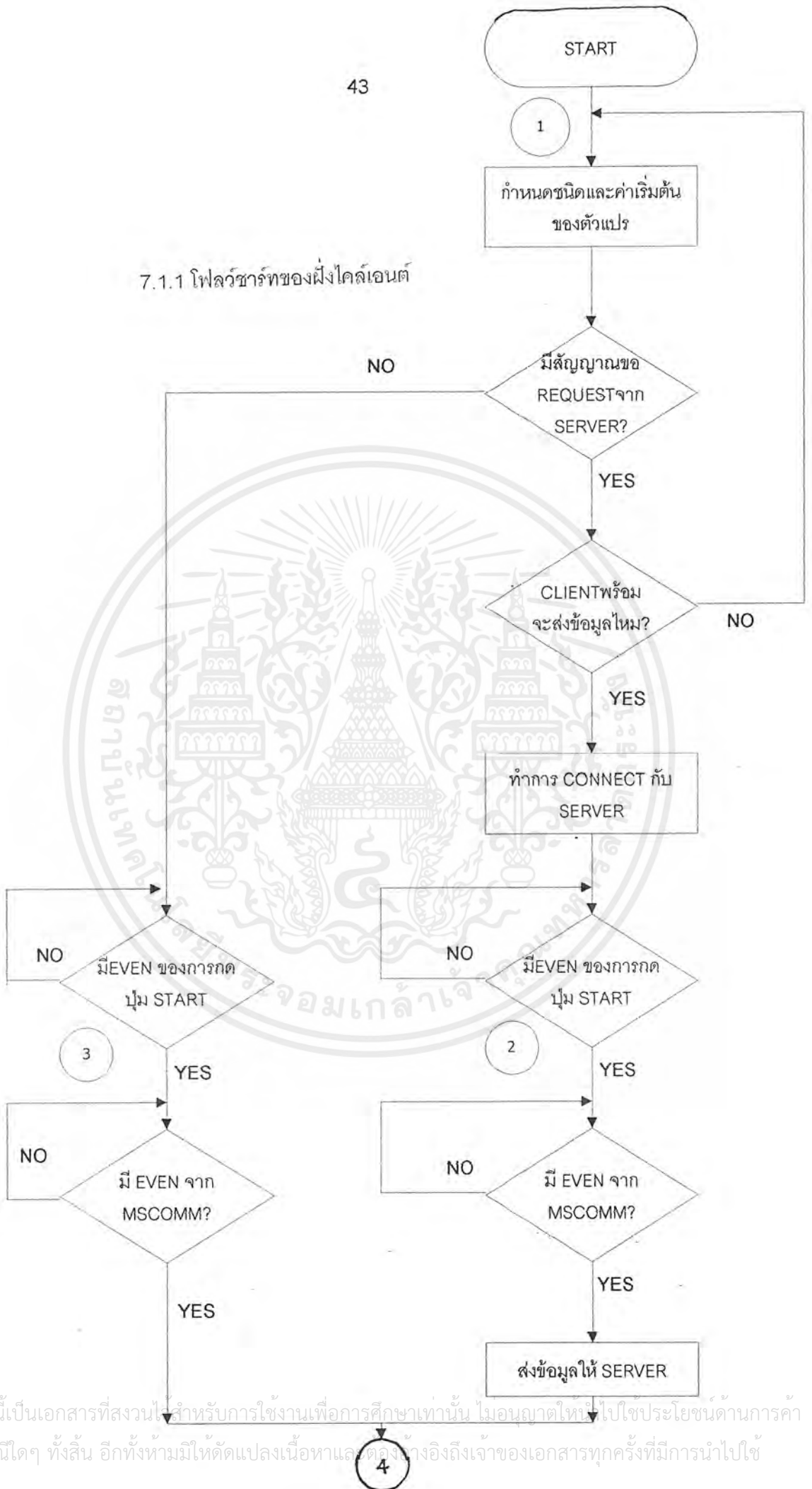
7.1.1 โพลีชาร์ตของฝั่งไคลเอนต์

7.1.2 โพลีชาร์ตของฝั่งเซิร์ฟเวอร์

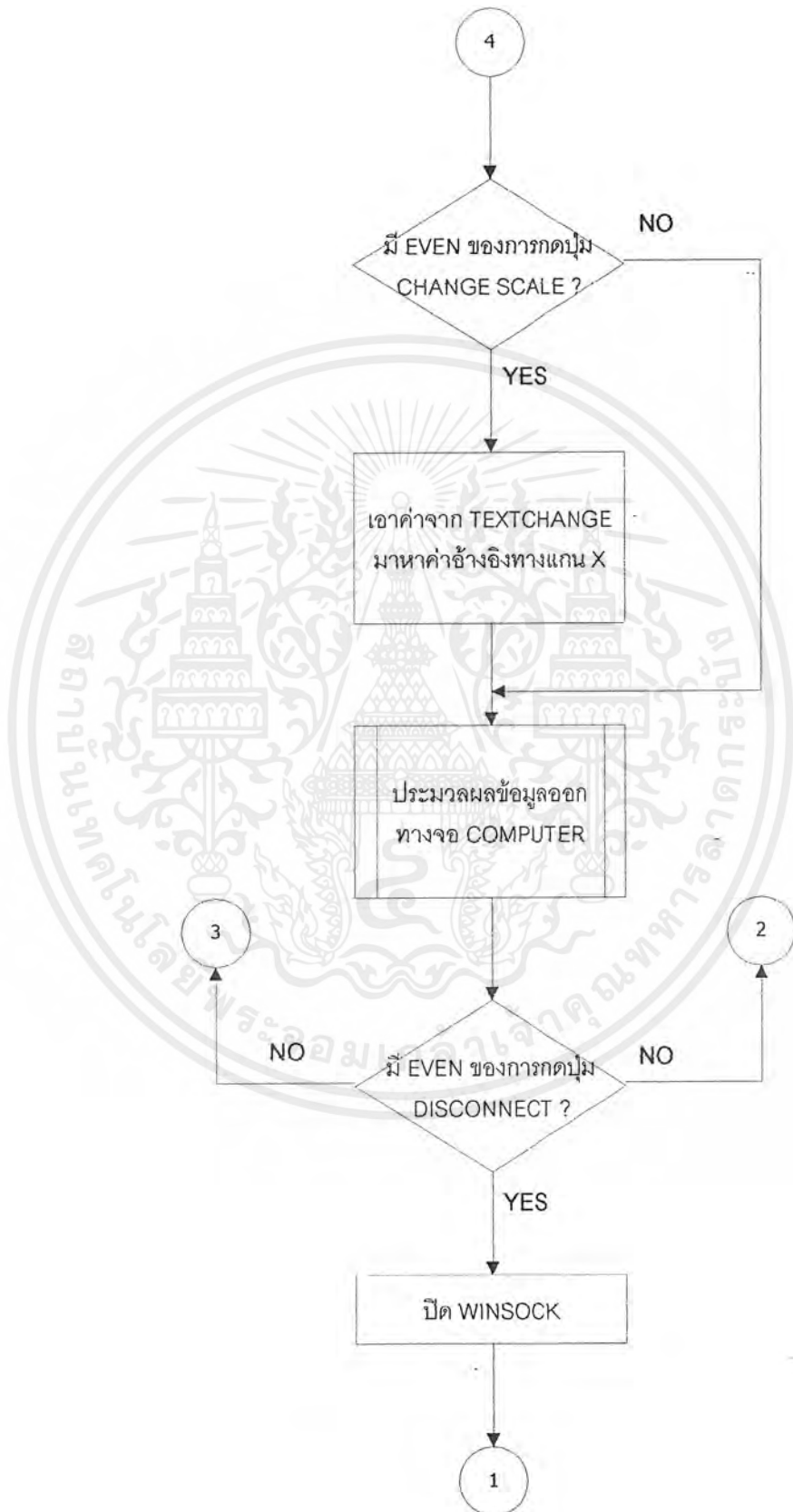
7.1.3 โพลีชาร์ตของการนำข้อมูลมาประมวลผล

เป็นดังนี้

7.1.1 โฟลว์ชาร์ทของฝั่งไคลเอนต์

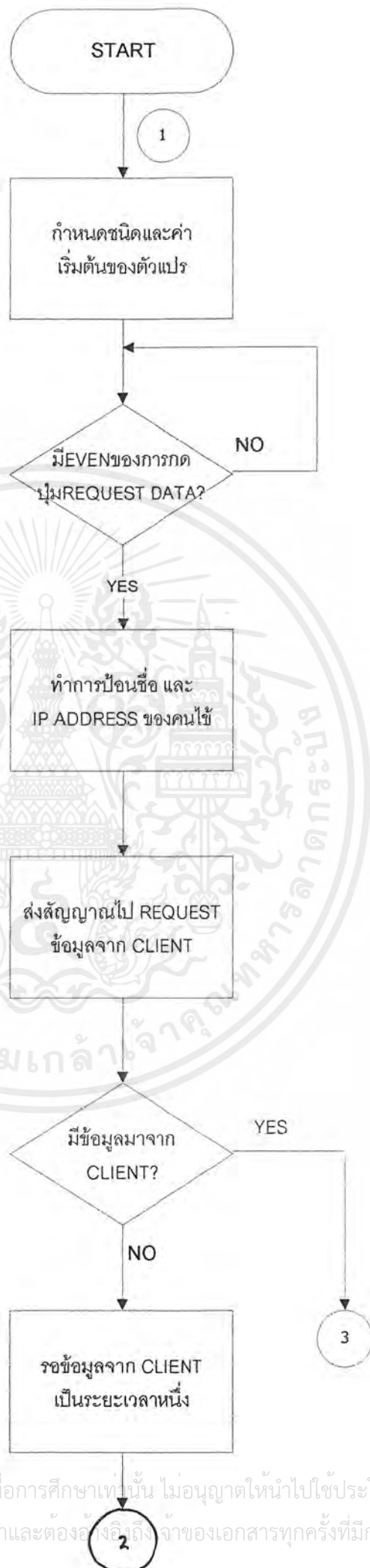


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและดัดแปลงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

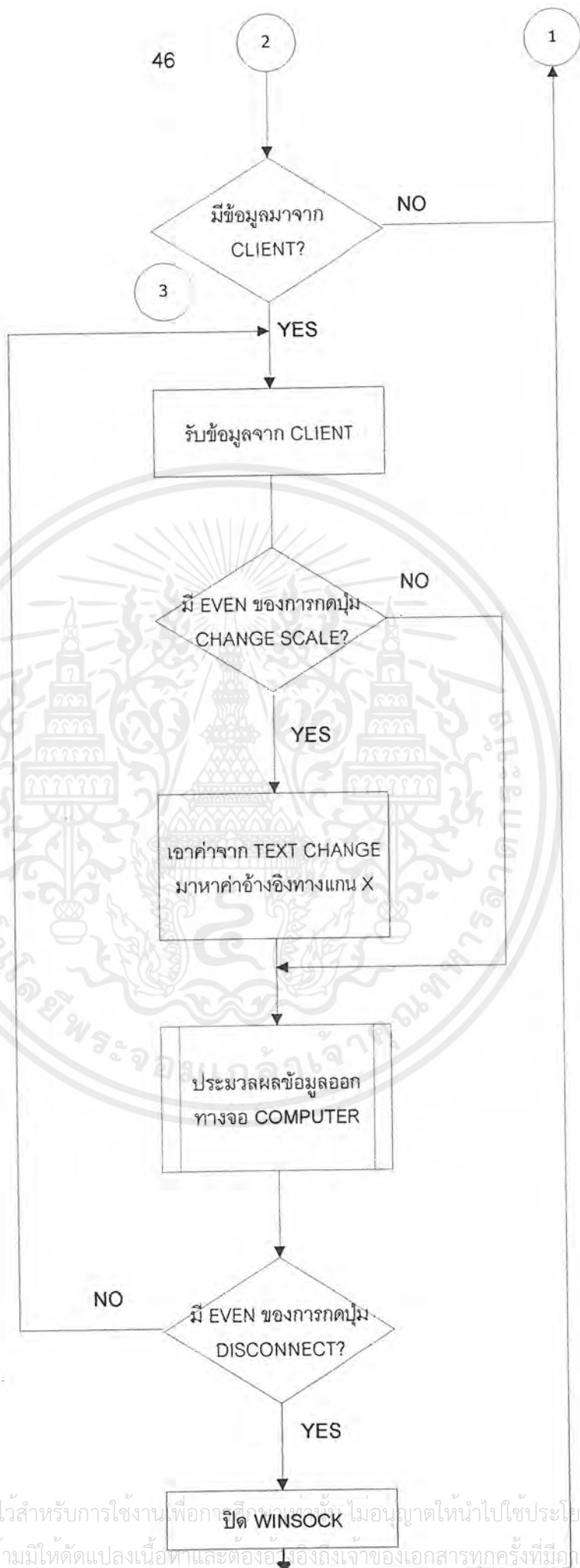


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

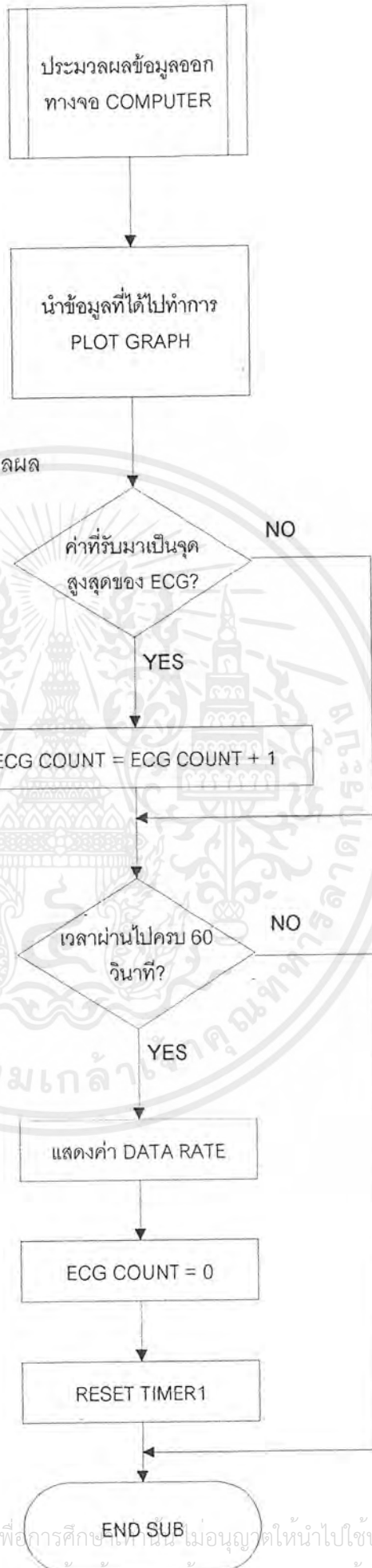
## 7.1.2 โฟลว์ชาร์ทของฝั่งเซิร์ฟเวอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



7.1.3 ไฟลอร์ชาร์ทของการนำข้อมูลมาประมวลผล

## 7.2 ปุ่มการทำงานของโปรแกรมวิชาพลเบซิก

### ปุ่มการทำงานที่ฝั่งเซิร์ฟเวอร์

- ปุ่ม Request Data ใช้ทำการร้องขอข้อมูลจากไคลเอนต์
- ปุ่ม Pause ใช้ในการหยุดกราฟไว้และเมื่อต้องการให้โปรแกรมทำงานต่อให้กดปุ่ม Pause อีกที
- ปุ่ม Disconnect ใช้ในการยกเลิกการติดต่อกับไคลเอนต์
- Xscale ใช้ในการเปลี่ยนสเกลในแกนนอน
- Color ใช้ในการเลือกพื้นสีของหน้าจอ
- Name ใช้แสดงชื่อคนไข้
- Heart Rate ใช้วัดอัตราการเต้นหัวใจ
- Status Bar ใช้แสดงสถานะการเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์ทั้งสอง,แสดง วัน เดือน ปี และ เวลา

### ปุ่มการทำงานที่ฝั่งไคลเอนต์

- ปุ่ม Start ใช้ในการเริ่มประมวลผลและส่งข้อมูลไปยัง เซิร์ฟเวอร์
- ปุ่ม Pause ใช้ในการหยุดกราฟไว้และเมื่อต้องการให้โปรแกรมทำงานต่อให้กดปุ่ม Pause อีกที
- ปุ่ม Disconnect ใช้ในการยกเลิกการติดต่อกับไคลเอนต์
- Xscale ใช้ในการเปลี่ยนสเกลในแกนนอน
- Color ใช้ในการเลือกพื้นสีของหน้าจอ
- Heart Rate ใช้วัดอัตราการเต้นหัวใจ
- Status Bar ใช้แสดงสถานะการเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์ทั้งสอง,แสดง วัน เดือน ปี และ เวลา

## บทที่ 8

### การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบ คุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

#### 8.1 ค่า คอสมอนโหมตรีเจคชันเรโซของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน

ค่าคอสมอนโหมตรีเจคชันเรโซ (Common mode Rejection Ratio) นี้เป็นค่าที่เชื่อกความสามารภในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่อินพุทของอินสตรูเมนเตชันแอมป์แบบคอมมอลโหมตรีว่ากระทำได้ดีเพียงใด โดยที่

$$\text{CMRR} = 10\log(\text{Ad}/\text{Ac}) \quad \text{-----}(8.1)$$

โดย Ad คือ อัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมตรี (Differential Mode Gain)

Ac คือ อัตราขยายแบบคอมมอลโหมตรี (Common Mode Gain)

##### 8.1.1 ขั้นตอนการทดลองหา อัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมตรี

1. นำขาอินพุทลบของในรูปที่ 4.4 ต่อดงกราวนซ์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 120 mVp-p ที่ความถี่ต่างๆดังตารางที่ 8.1 เข้าที่ขาอินพุทบวกของอินสตรูเมนเตชันแอมป์
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุทของอินสตรูเมนเตชันแอมป์แล้วบันทึกในตารางที่ 8.1 พร้อมทั้งคำนวณหาค่าอัตราขยายบันทึกลงตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 8.1 นำมาหาค่าอัตราเฉลี่ย

##### 8.1.2 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอลโหมตรี

1. นำขาอินพุทลบและอินพุทบวกของอินสตรูเมนเตชันแอมป์ในรูปที่ 4.4 ต่อกัน
2. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 0.4 Vp-p ที่ความถี่ต่างๆดังตารางที่ 8.2 เข้าที่ขาอินพุททั้งสองของอินสตรูเมนเตชันแอมป์
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุทของอินสตรูเมนเตชันแอมป์แล้วบันทึกในตารางที่ 8.2 พร้อมทั้งคำนวณหาค่าอัตราขยายบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 8.2 นำมาหาค่าอัตราเฉลี่ย

ตารางที่ 8.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต และ อัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด  
ของ อินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต(Vp-p)	อัตราขยาย(เท่า)
1	4.8	40
20	4.8	40
50	4.8	40
100	4.8	40
150	4.8	40
175	4.8	40
200	4.8	40
300	4.5	37.5
500	4.0	33.3
1000	3.0	25

จากตารางที่ 8.1 ค่าเฉลี่ยของ Differential Mode Gain( $A_d$ ) = 37.58 เท่า

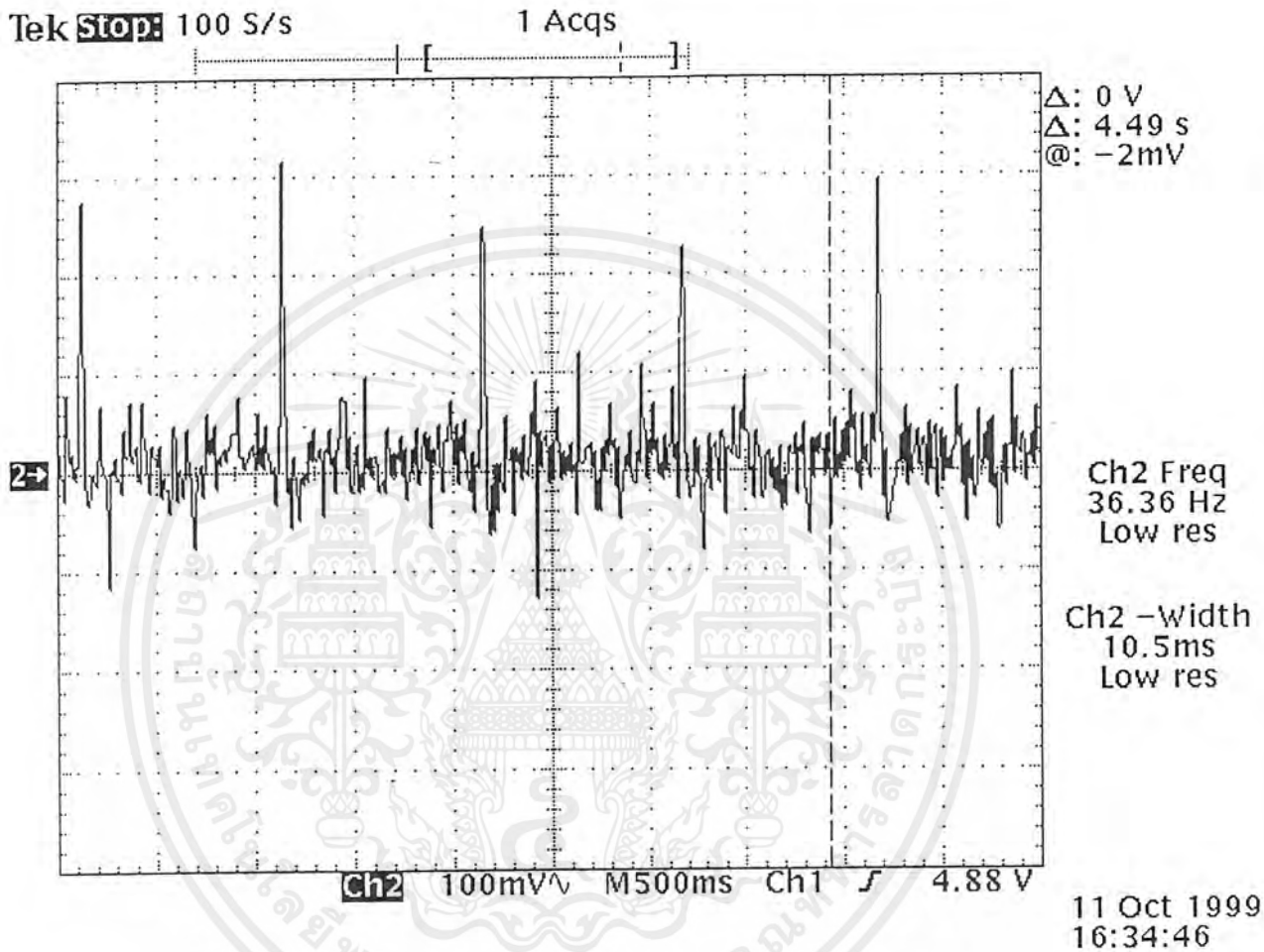
ตารางที่ 8.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุต และ อัตราขยายแบบคอมมอดโหมด  
ของอินพุตของอินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต(mVp-p)	อัตราขยาย(เท่า)
1	18.8	0.0047
20	18.8	0.0047
50	18.8	0.0047
100	18.8	0.0047
150	18.8	0.0047
175	18.8	0.0047
200	18.8	0.0047
300	18.8	0.0047
500	18.8	0.0047
1000	18.8	0.0047

จากตารางที่ 8.1 ค่าเฉลี่ยของ Common Mode Gain( $A_c$ ) = 0.0047

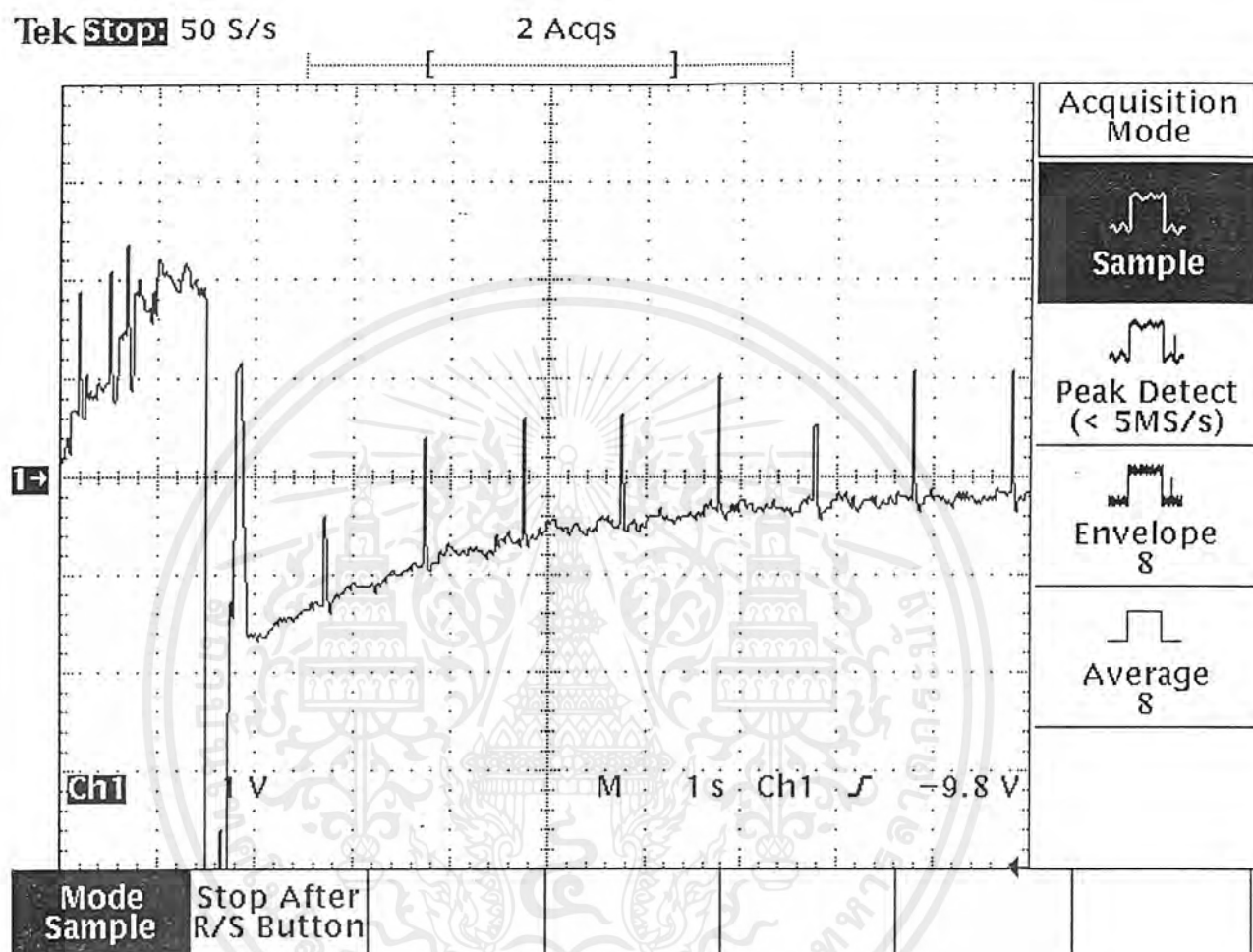
ดังนั้นค่า  $CMRR = 20\log(A_d/A_c) = 78.108 \text{ dB}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟลายเออร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.2 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทดลองวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 8.2 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero)

การทดลองทำได้โดยทำการตั้งสายอินพุทของอินพุทของอินสตรูเมนต์ที่ชั้นแอมป์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเพื่อให้อินพุทของอินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์อิ่มตัวชั่วขณะแล้วรีเซ็ตสายอินพุทเข้าดังเดิม สังเกตรูปคลื่นที่ได้บนจอออสซิลโคปซึ่งเป็นดังรูปที่ 8.2 จะเห็นว่าวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติสามารถทำให้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับสู่สภาวะปกติได้อย่างรวดเร็ว

## 8.3 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 4.10 นั้นเป็นแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4 ซึ่งตามทฤษฎีความชันเท่ากับ  $-160 \text{ dB/decade}$  และมีจุดคัทออฟที่  $200 \text{ Hz}$

### 8.3.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

1. ป้อนสัญญาณไซน์ ขนาด  $2 \text{ Vp-p}$  ที่อินพุทของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยใช้ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 8.3
2. วัดขนาดสัญญาณอินพุทที่ได้และคำนวณอัตราขยายบนที่กลางตารางที่ 8.3
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 8.3 ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นหัวใจแล้วทำการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุทเทียบกับจุดเอาต์พุทของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ตารางที่ 8.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุท (Vp-p)	อัตราขยาย
50	2.00	1.000
75	2.00	1.000
100	1.95	0.975
125	1.90	0.950
150	1.80	0.900
175	1.60	0.800
180	1.55	0.775
190	1.40	0.700

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

200	1.30	0.650
210	1.20	0.600
220	1.05	0.525
250	0.85	0.425
300	0.38	0.190
500	0.044	0.022

จากตารางที่ 8.3 frequency cutoff = 190 Hz

ที่ความถี่ 190Hz มี Loss = -3.1 dB

ที่ความถี่ 500Hz มี Loss = -23.1dB

ดังนั้นความชันของกราฟผลตอบสนองความถี่เท่ากับ 20dB/Octave

## 8.4 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรถักไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ

### ช่วง

วงจรถักไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงดังรูปที่ 4.12 มี  $f_r = 50$  Hz และออกแบบให้  $Q = 5$  ซึ่งจะทำการทดลองโดยมีรายละเอียดดังนี้

### 8.4.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรถักไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ

#### ช่วง

1. ป้อนสัญญาณขาเข้าขนาด  $2 V_{p-p}$  ที่อินพุตของวงจรถักไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ ช่วงโดยใช้ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 8.4
2. วัดขนาดสัญญาณอินพุตที่ได้และคำนวณอัตราขยายบันทึกลงตารางที่ 8.4
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 8.4 ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าจำลองป้อนให้กับวงจรถักไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ ช่วง

ตารางที่ 8.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรวจรกันไม่ให้ความถี่ผ่าน เฉพาะช่วง

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย
26.84	1.60	0.800
37.037	1.20	0.600
43.478	0.73	0.365
45.455	0.45	0.225
47.62	0.30	0.150
48.78	0.20	0.100
50.17	0.30	0.150
52	0.48	0.240
54	0.70	0.350
56	0.96	0.480
58	1.20	0.600
60	1.38	0.690
75	1.15	0.575
90	1.90	0.950
120	2.00	1.000

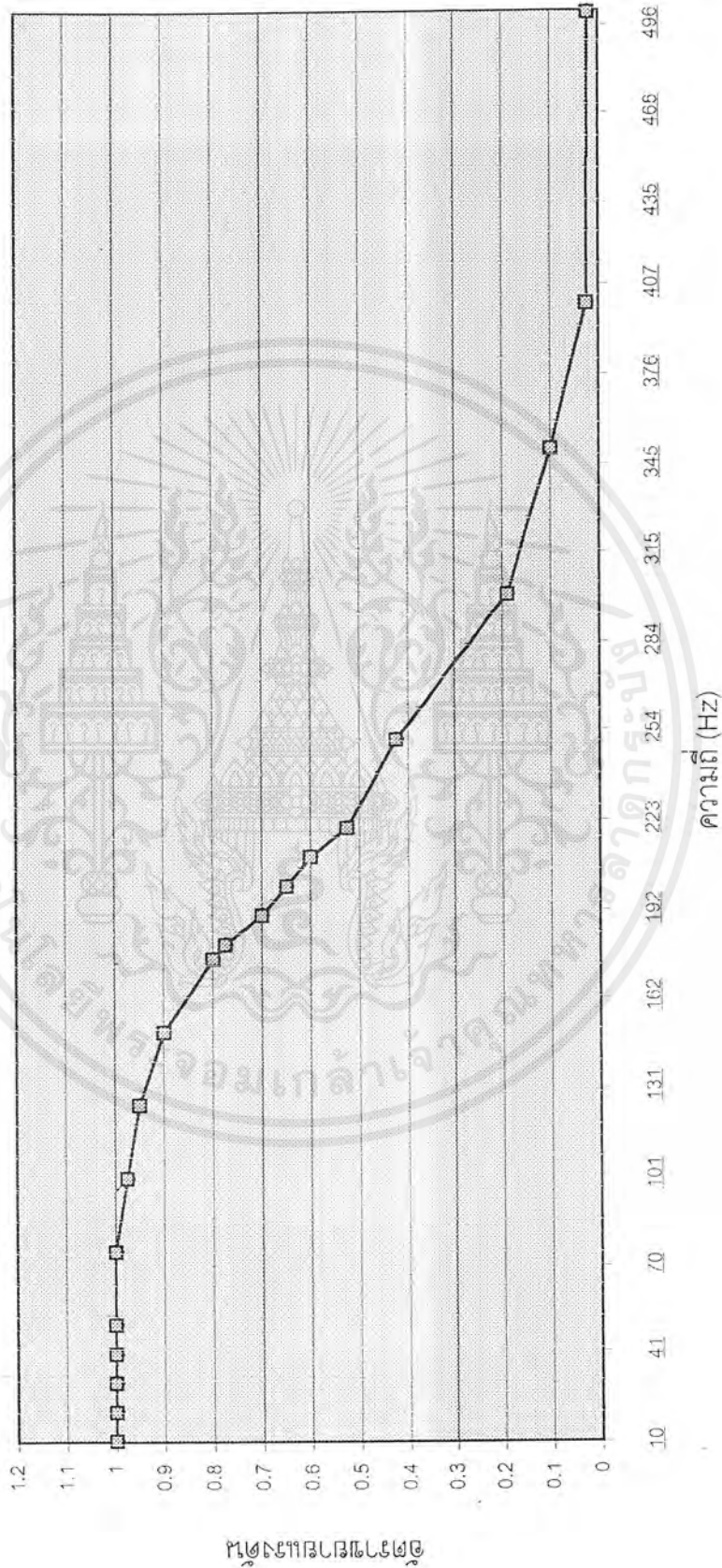
จากตารางที่ 8.4 ที่ความถี่ 50 Hz มี

$$Q = Fc/BW = 48.78/(56-41) = 3.252$$

$$\text{Loss ที่ } Fc = 20 \log 0.1 = -20 \text{ dB}$$

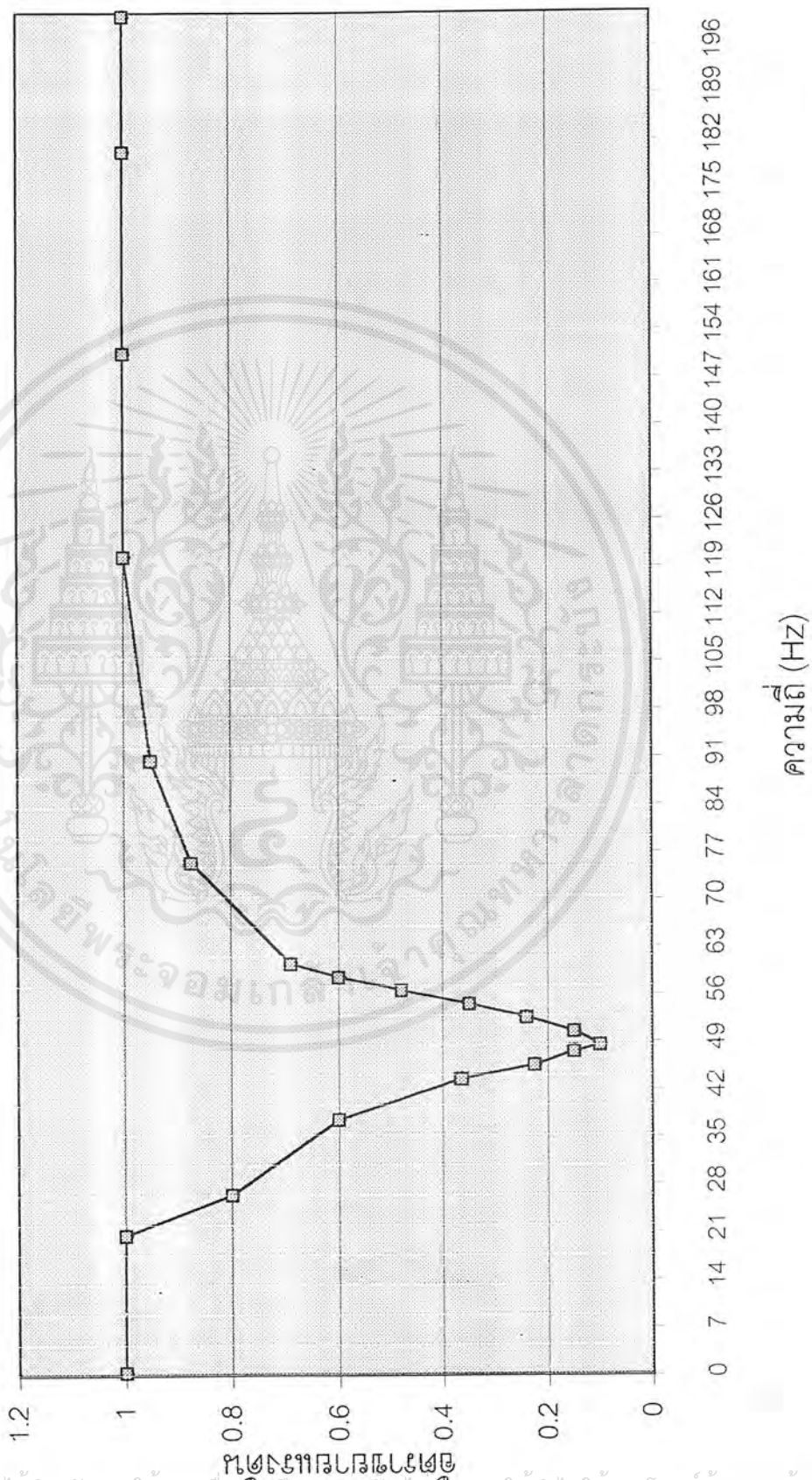
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 8.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของวงจรความถี่ต่ำผ่าน

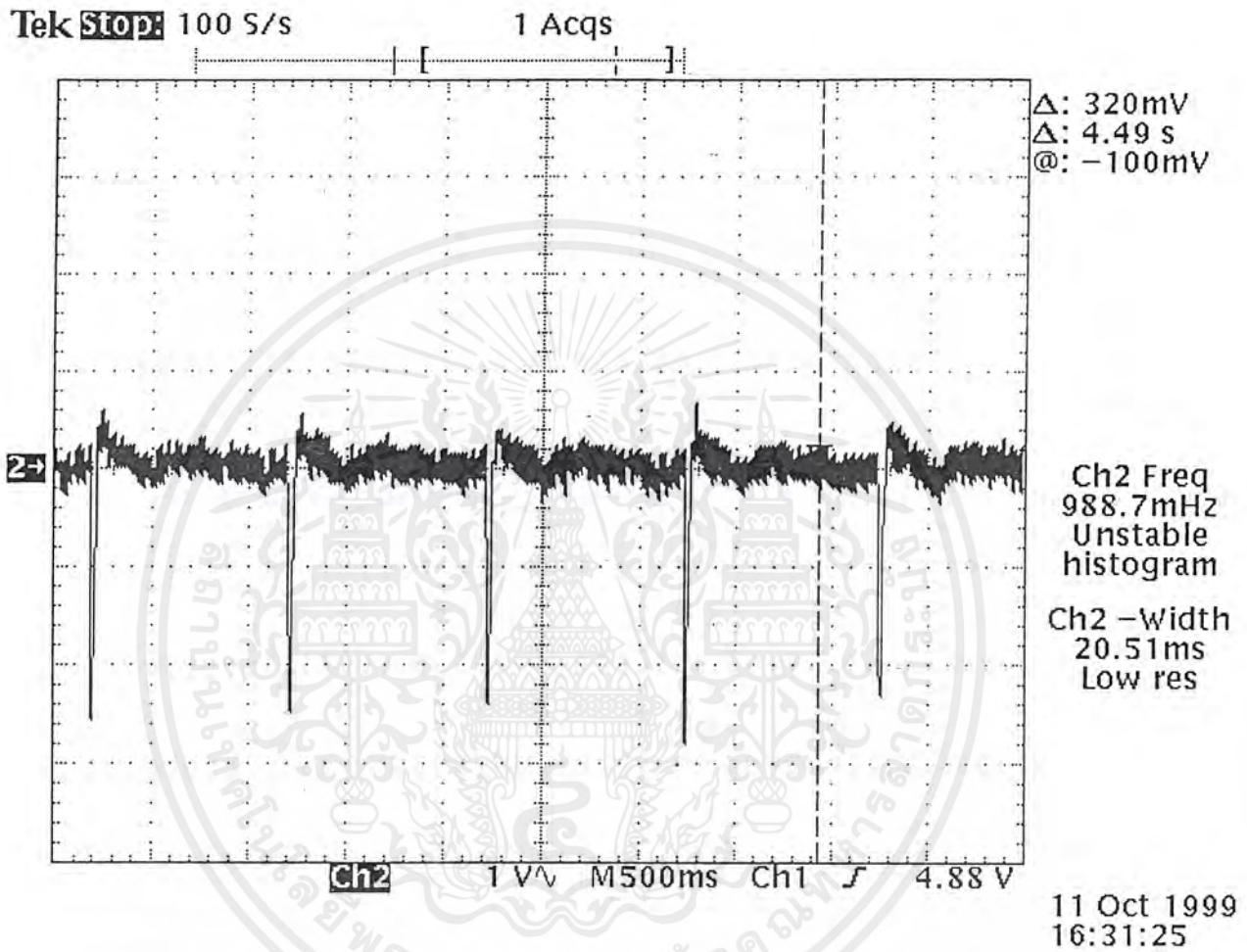


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 8.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของวงจรคัตทอนเฉพาะความถี่



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

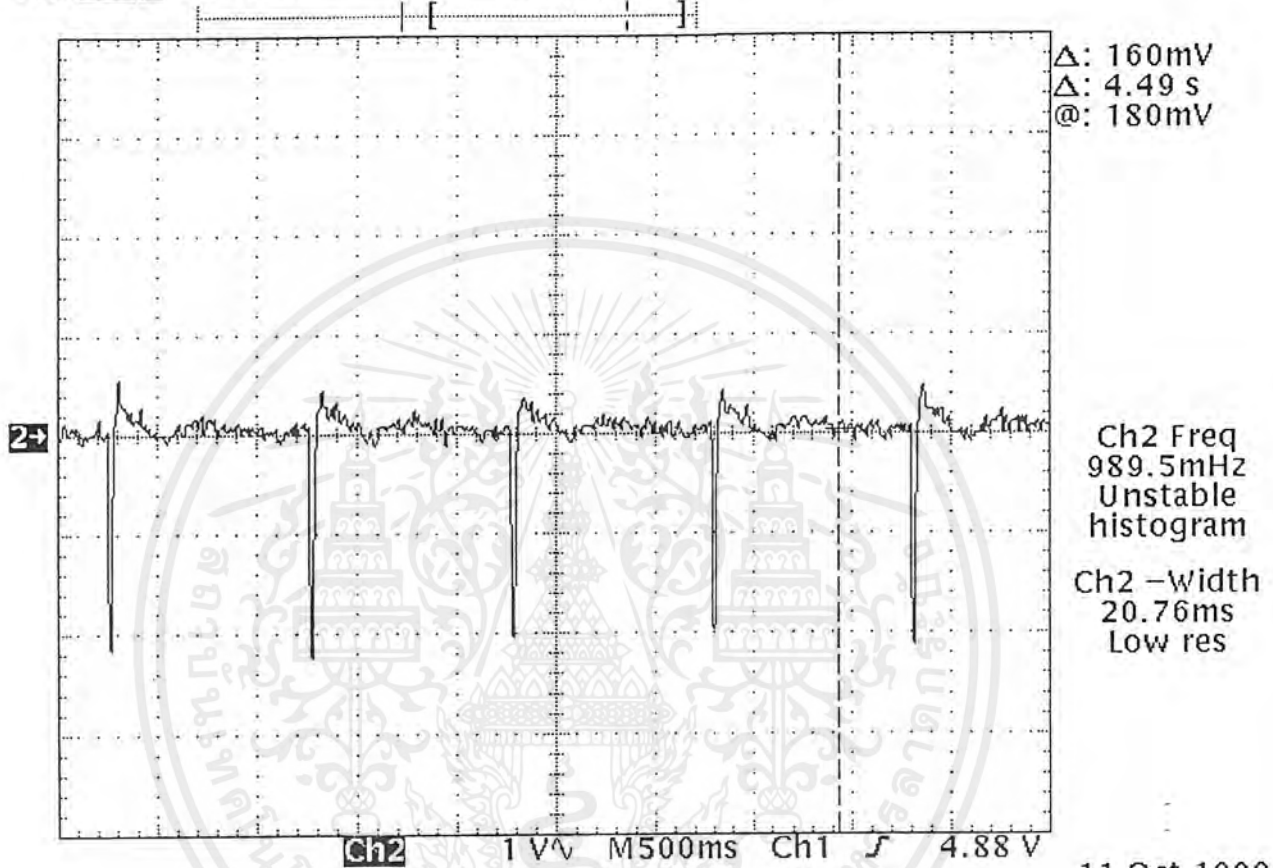


รูปที่ 8.5 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Tek **Stop:** 100 S/s

2 Acqs



รูปที่ 8.6 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรลดทอนเฉพาะความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 8.5 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

ทำการทดลองโดยใช้สัญญาณคลื่นหัวใจจำลองจากเครื่องกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง (ECG Signal Generator) ป้อนให้กับวงจรขยาย ต่อจากนั้นทำการปรับ VR เพื่อยกระดับสัญญาณขึ้นประมาณ 1 V แล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแรงดันออฟเซต จะได้สัญญาณดังรูปที่ 8.7

### 8.6 การทดสอบการทำงานของวงจรป้องกันทางอินพุตของอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (ADC Protection)

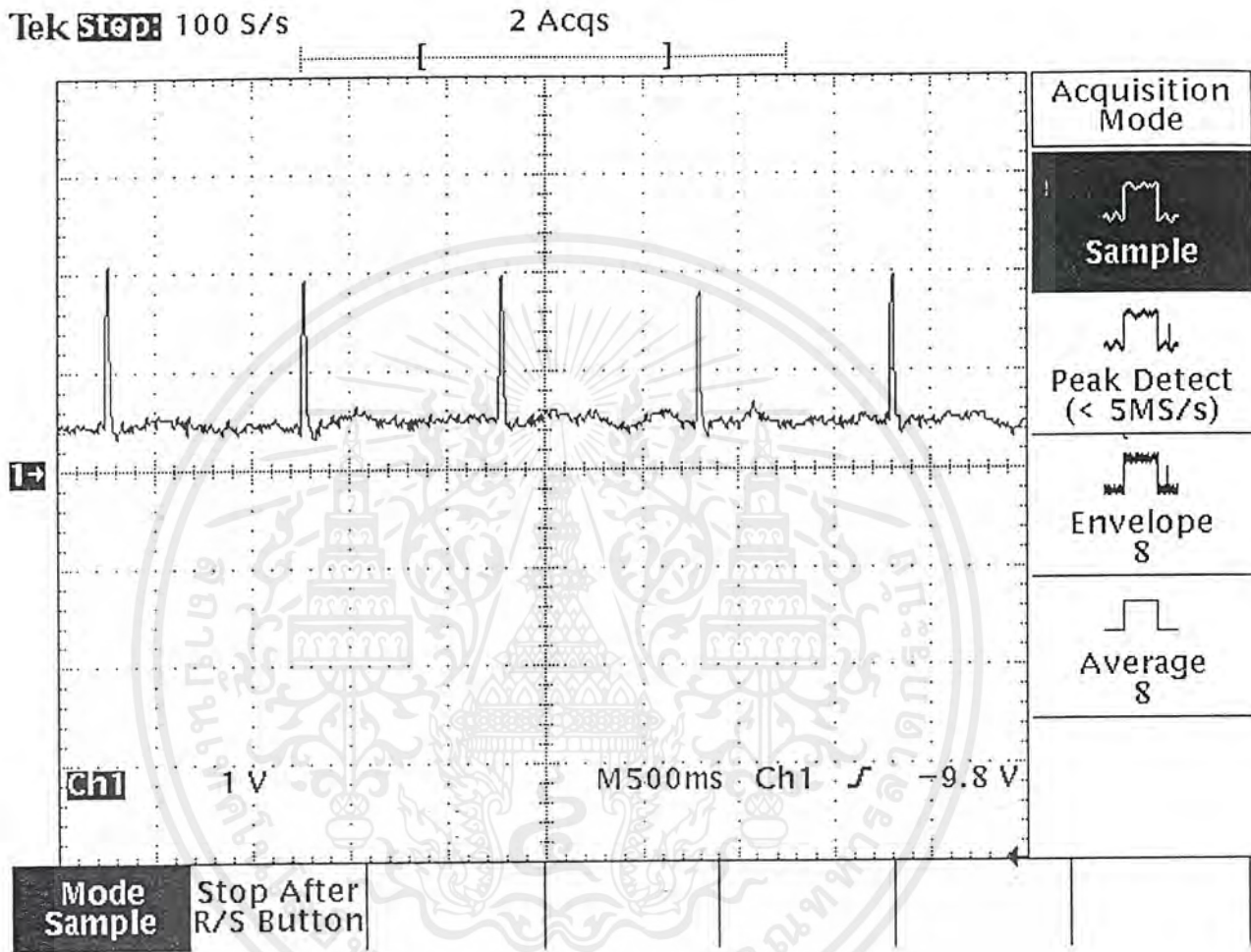
ทำการทดลองโดยป้อนระดับแรงดันคลื่นไซน์ 2 Vp-p เข้าที่อินพุตของวงจรแล้ววัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรว่ามีค่าเป็นลบหรือไม่ ซึ่งจะได้สัญญาณดังรูปที่ 8.8

### 8.7 การทดลองวัดคลื่นสัญญาณที่ผ่านอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์

การทดลองนี้เป็นการทดสอบว่าอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ทำการแปลงข้อมูลได้ถูกต้องหรือไม่ การทดลองทำได้โดยการต่อวงจรตามรูปที่ 8.9 แล้วนำข้อมูลดิจิตอลที่ได้จากอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์มาป้อนเป็นอินพุตให้วงจรทดสอบแปลงกลับเป็นสัญญาณอนาลอกโดยผ่านดิจิตอลทูอนาลอกคอนเวอร์เตอร์ ทำการวัดเอาต์พุตที่ได้เทียบกับสัญญาณอนาลอกก่อนการแปลง จะได้รูปสัญญาณดังรูปที่ 8.10

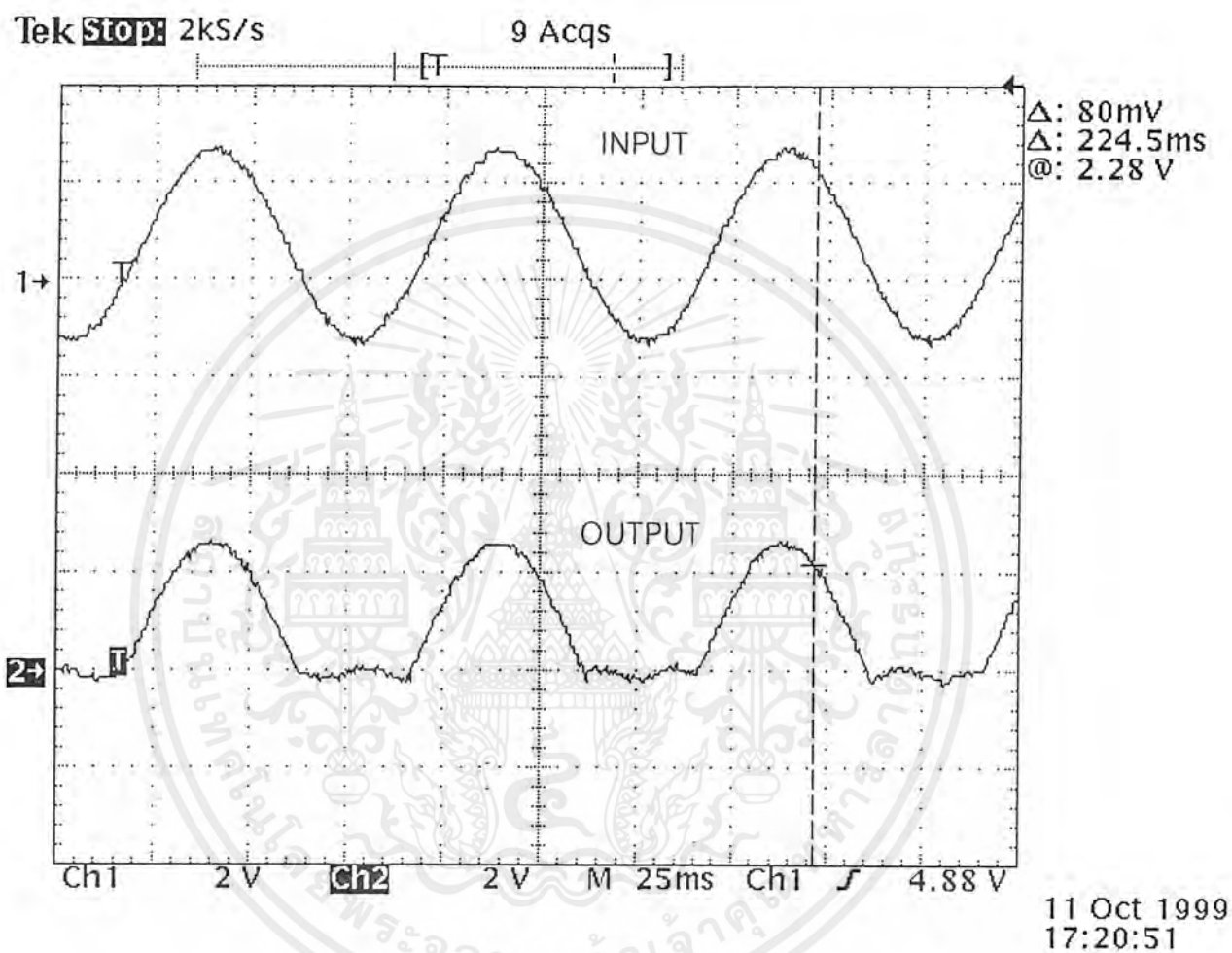
### 8.8 การทดลองวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย

รูปที่ 8.11 เป็นรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายคนจริงๆผ่านวงจรอินสตรูเมนต์ขึ้นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และวงจรกรองความถี่เฉพาะผ่าน



รูปที่ 8.7 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทดลองวงจรปรับแรงดันออฟเซต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.8 แสดงผลการทดลองวงจรป้องกันวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

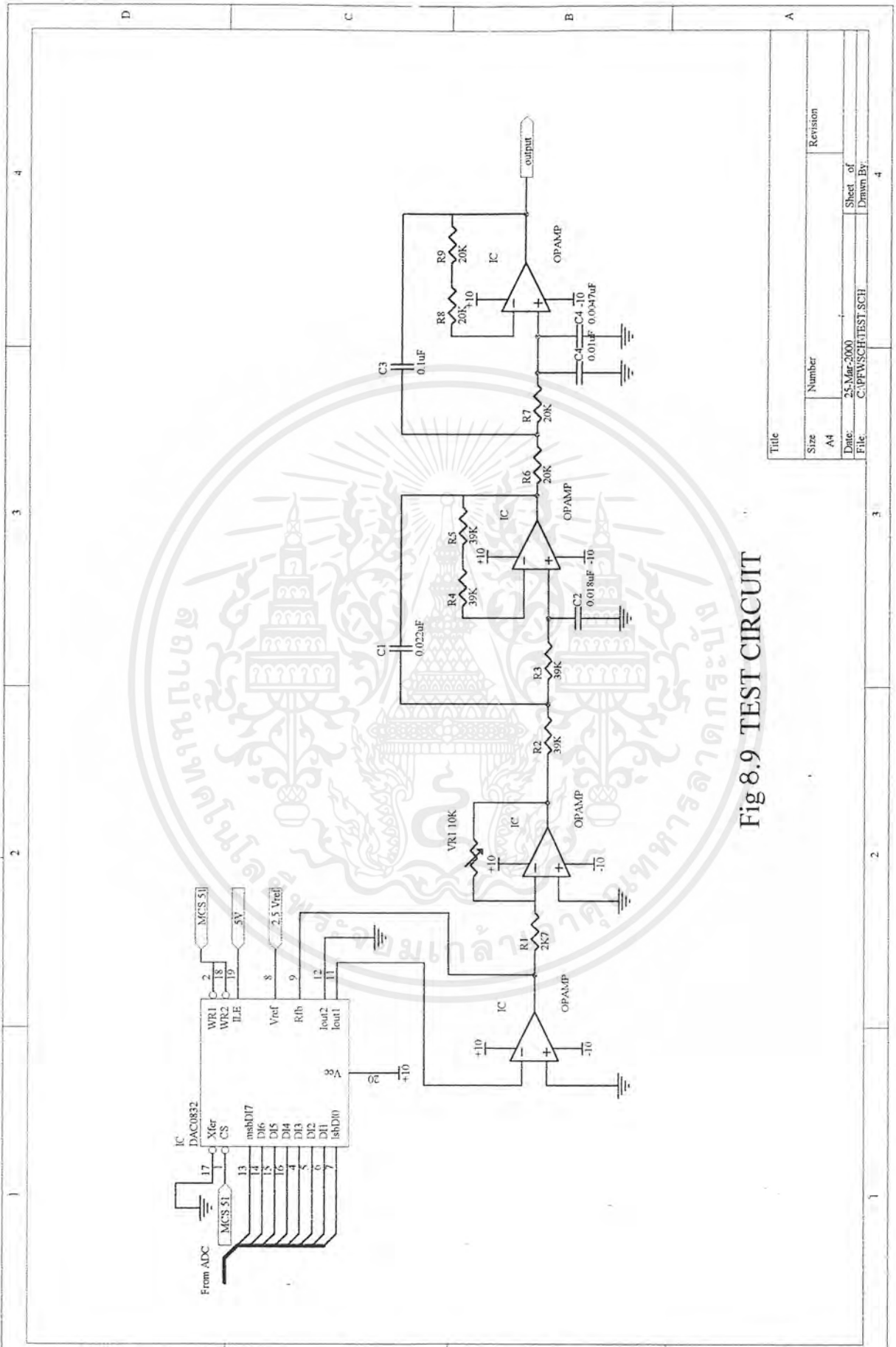
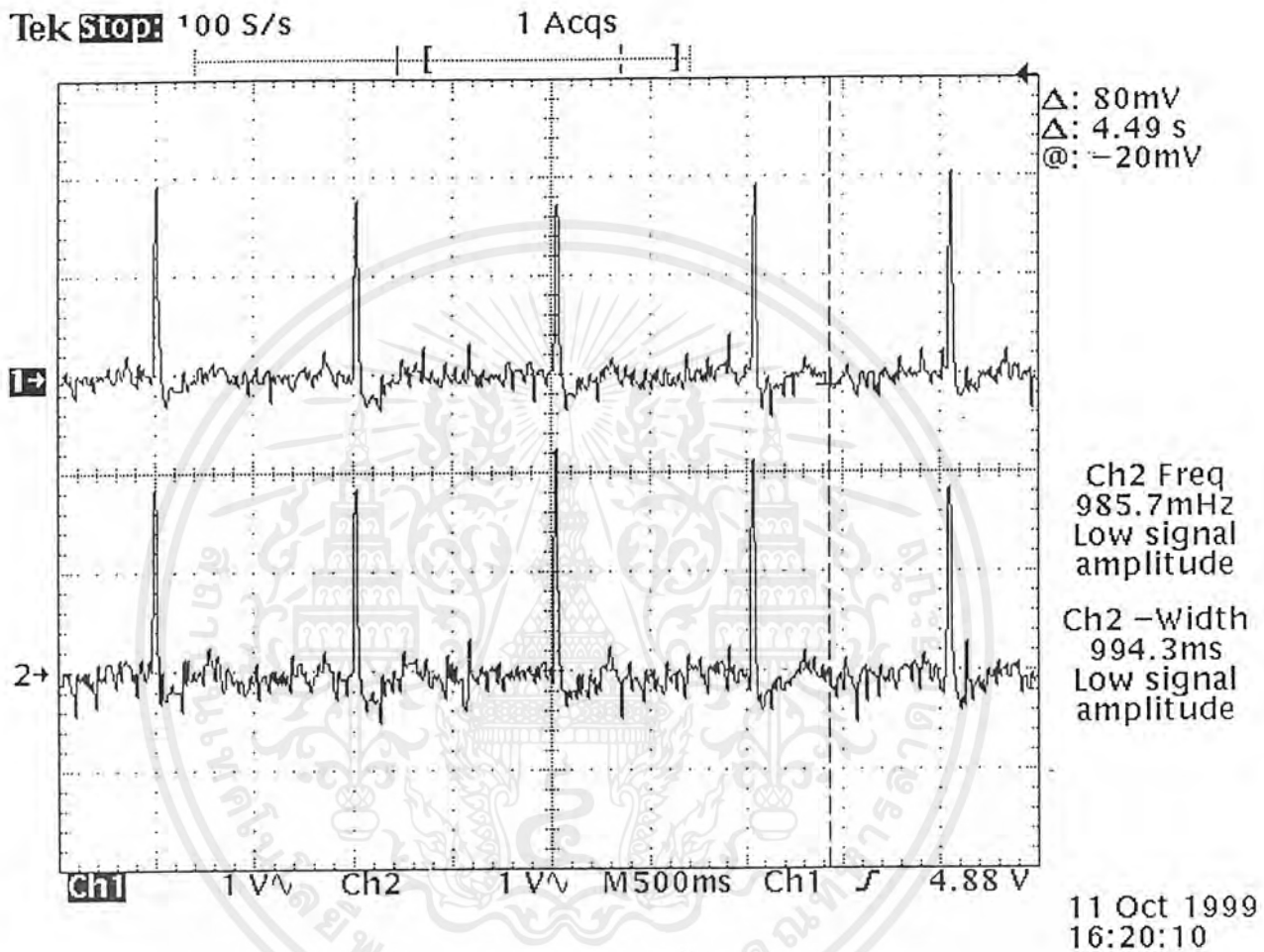


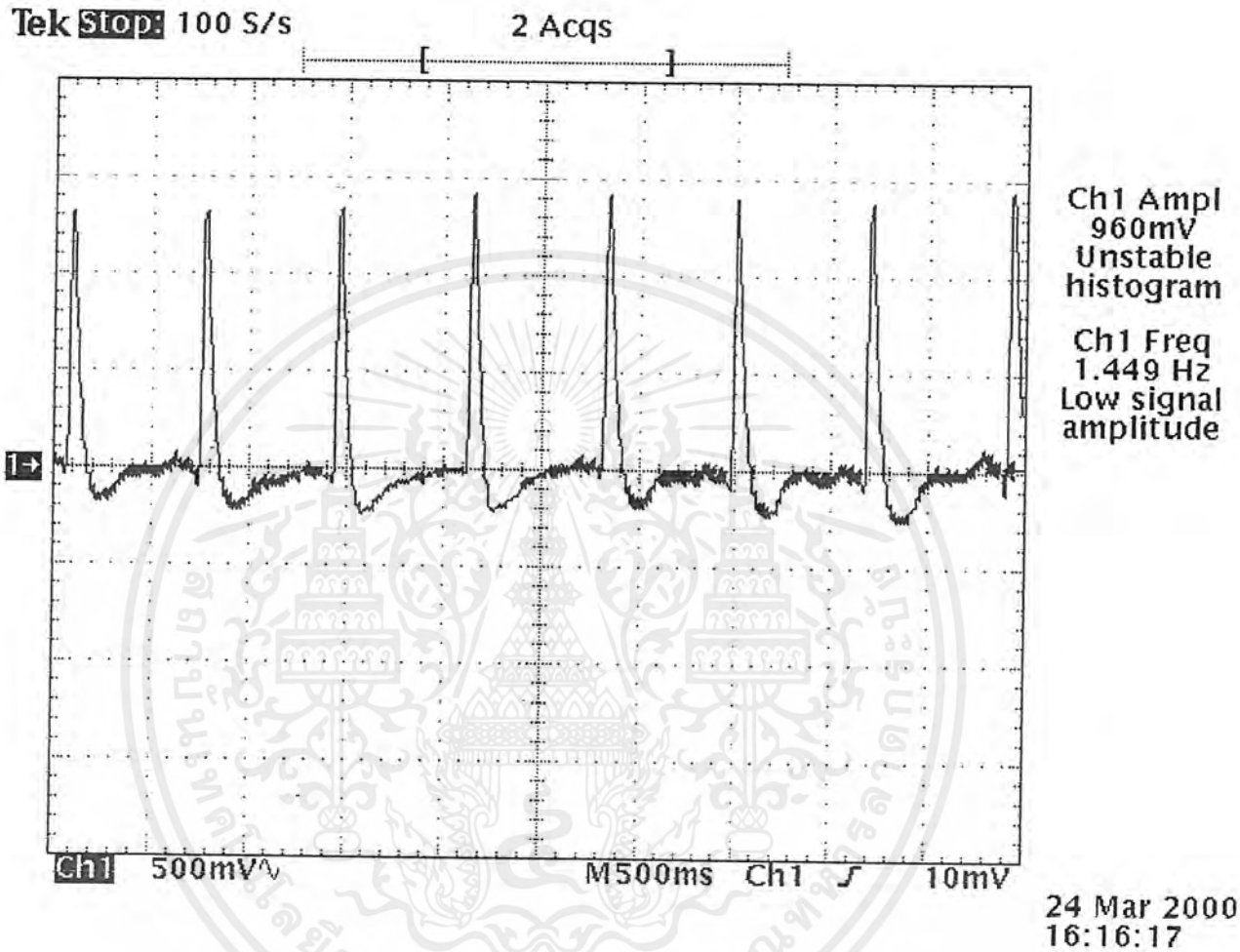
Fig 8.9 TEST CIRCUIT

Title	
Size	Number
A4	
Date:	Revision
25-Mar-2000	
File:	Sheet of
C:\PPW\SCH\TEST1.SCH	Drawn By:
	4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.10 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณอินพุทของวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล  
 กับสัญญาณเอาต์พุทของวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก

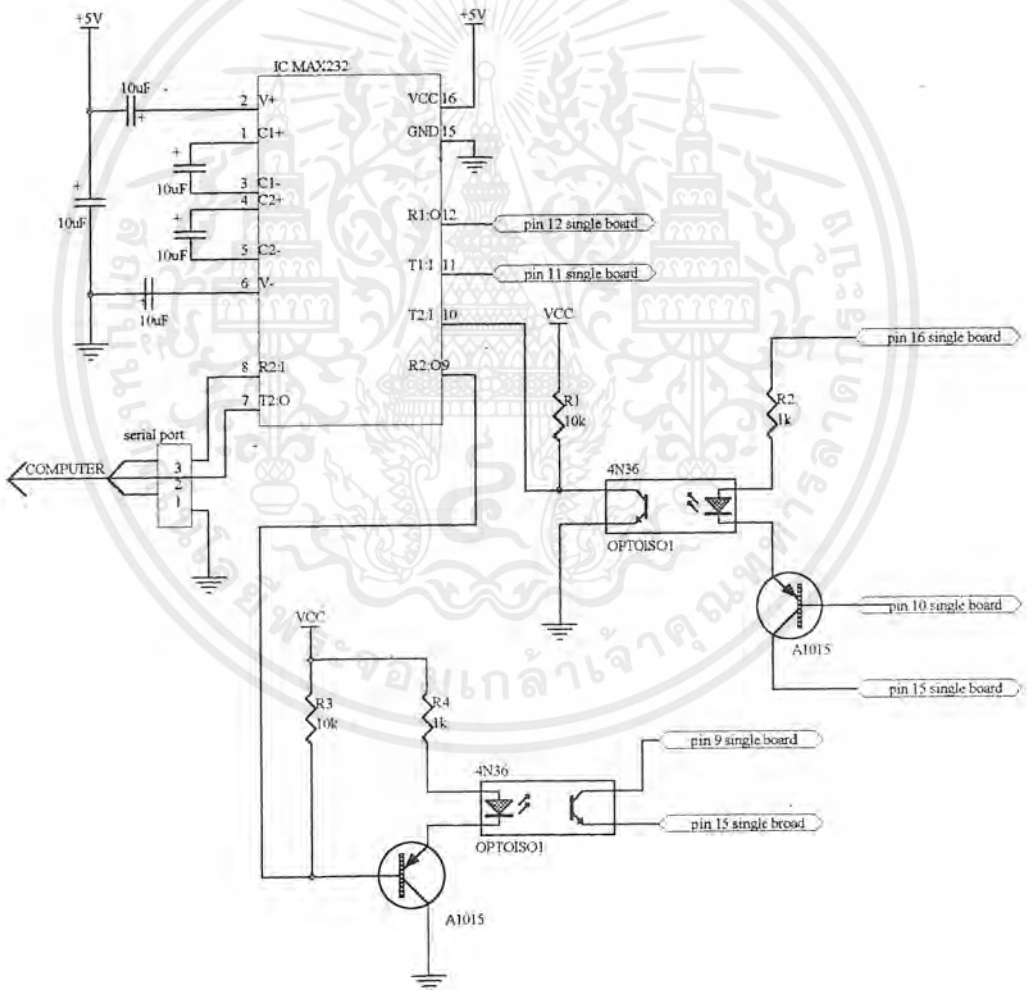


รูปที่ 8.11 แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 8.9 การต่อเชื่อมสัญญาณเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ตอนุกรม

ในโครงงานนี้ใช้ชิ่งเกิลบอร์ดควบคุมการทำงานของอนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์และเป็นตัวส่งผ่านข้อมูลจากอนาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์เข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์โดยส่งผ่านทางพอร์ตอนุกรม พบว่าเมื่อเริ่มการทำงานจะมีสัญญาณรบกวนความถี่สูงจากเครื่องคอมพิวเตอร์เข้ารบกวนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวงจร ทดสอบได้โดยการปลดพอร์ตอนุกรมที่ต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ออกสัญญาณรบกวนจะหายไป ซึ่งแก้ไขโดยการแยกกราวด์ระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับชิ่งเกิลบอร์ดที่จุดเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรมโดยใช้วงออปไอโซเลเตอร์ ดังรูปที่ 8.12

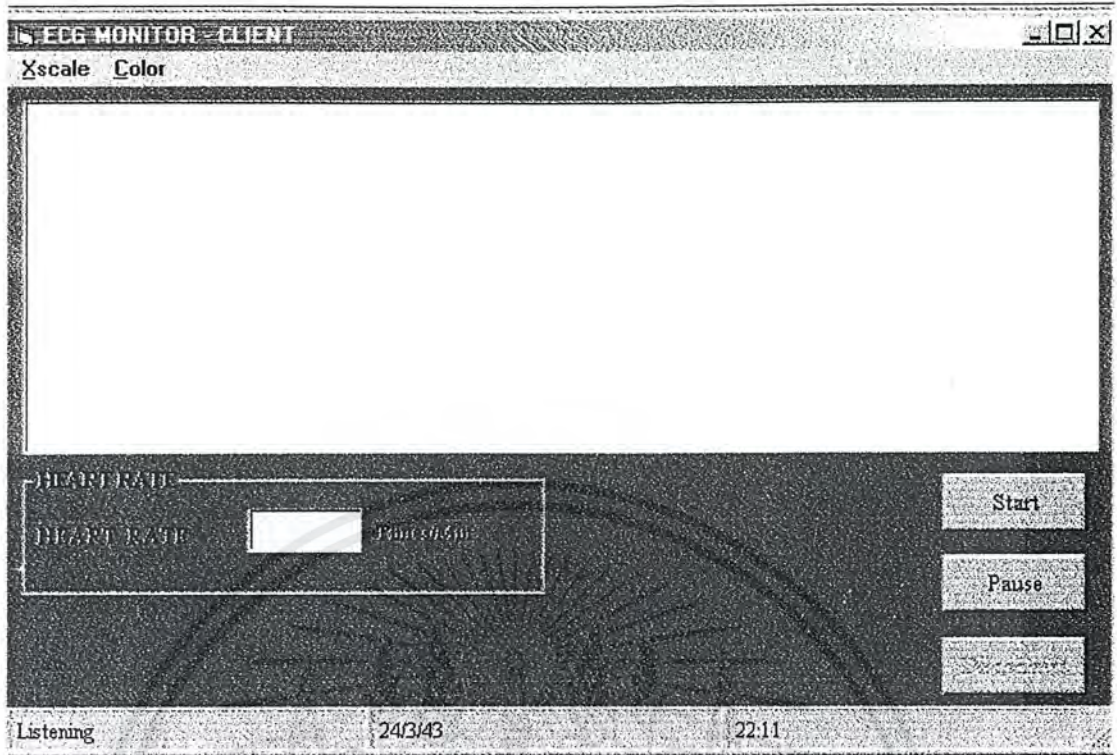


รูปที่ 8.12 วงจรแยกกราวด์ระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับชิ่งเกิลบอร์ด

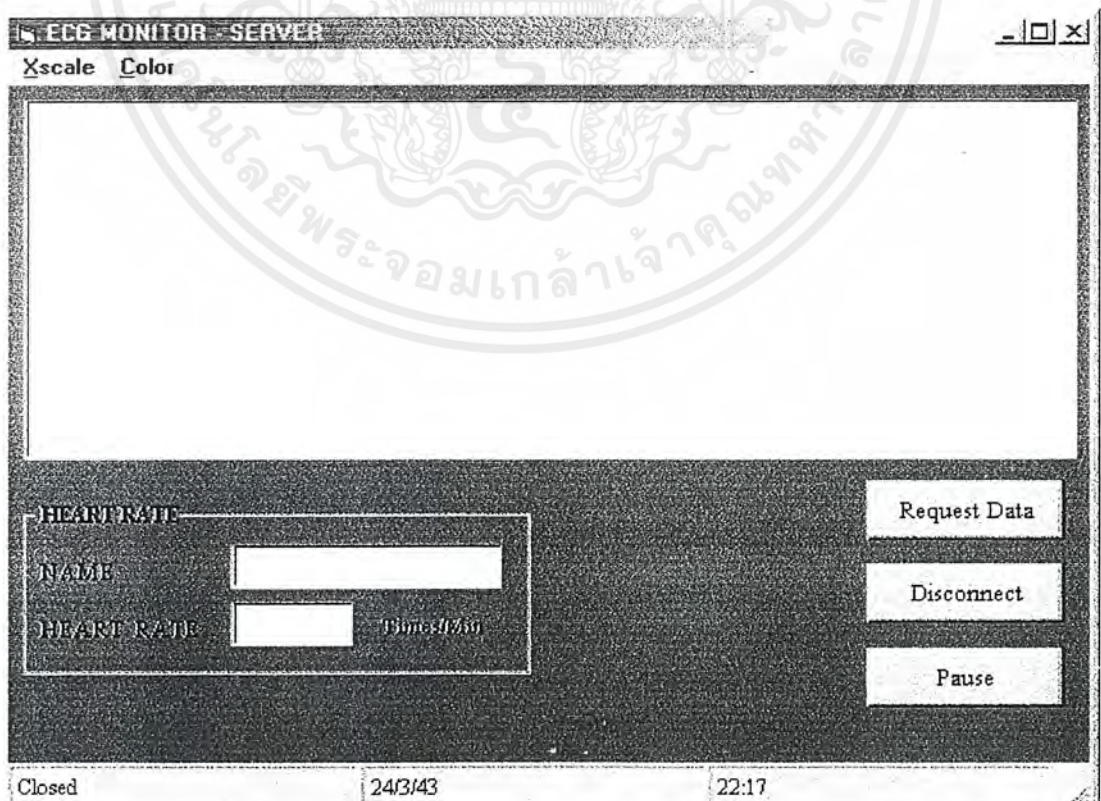
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 8.10 การทดสอบการใช้งานจริงของโปรแกรมวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่าย

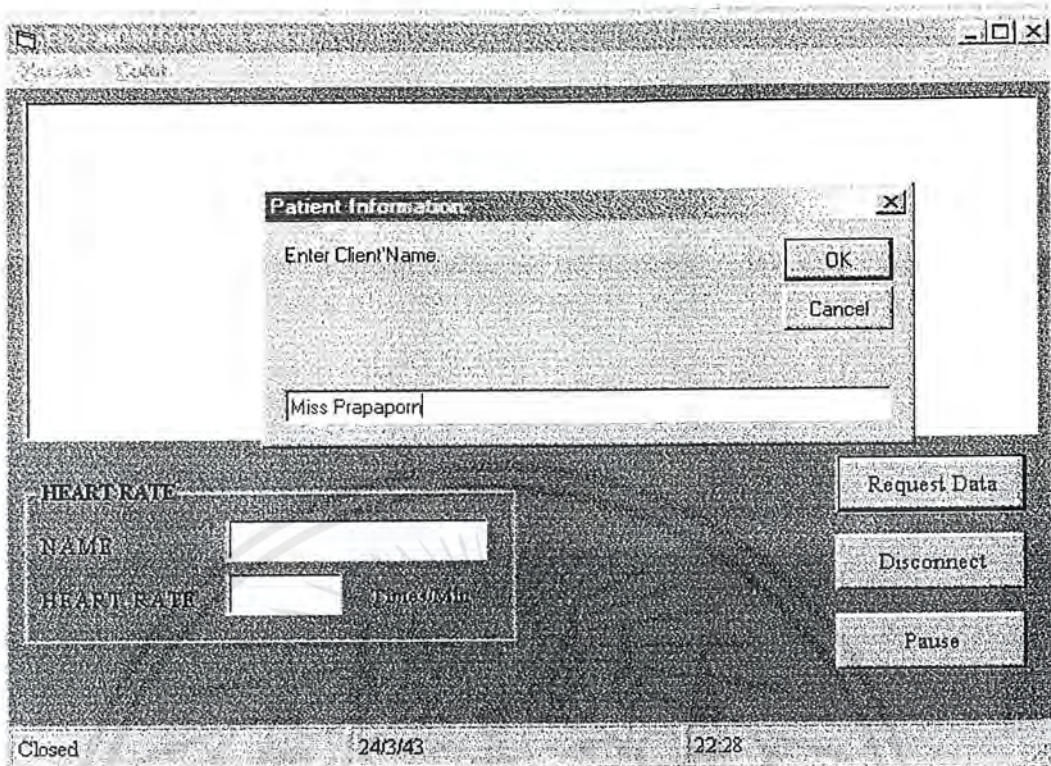
วิธีทดลอง ทำการเปิดโปรแกรมสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางฝั่งไคลเอนต์ (Client: คนไข้) และเซิร์ฟเวอร์ (Server: แพทย์) ดังรูปที่ 8.13 และ 8.14 ตามลำดับ เมื่อฝั่งเซิร์ฟเวอร์ทำการกดปุ่มร้องขอข้อมูล (request data) จะมีช่องให้แพทย์ป้อนชื่อคนไข้ และไอพีแอดเดรส (IP Address) ของเครื่องคนไข้ ดังรูปที่ 8.15 และ 8.16 ตามลำดับ หลังจากแพทย์ป้อนข้อมูลเรียบร้อยแล้วจะมีบลิคร้องขอการติดต่อจากแพทย์ไปขึ้นที่เครื่องคนไข้ ดังรูปที่ 8.17 ถ้าฝั่งไคลเอนต์พร้อมที่จะส่งข้อมูลจะกดปุ่มตกลง (OK) ทำการกดปุ่มเริ่มการทำงาน (Start) เพื่อเริ่มทำการส่งข้อมูล ซึ่งจะได้ผลการทดลองทางฝั่งไคลเอนต์และเซิร์ฟเวอร์ดังรูปที่ 8.18 และ 8.19 ตามลำดับ ในขณะที่โปรแกรมทำงานเราสามารถปรับแต่งแสงทังในแกนนอนและตั้งได้ ดังรูปที่ 8.20 เมื่อ ไคลอันท์หรือเซอฟเวอร์ต้องการเลิกการติดต่อก็ให้กดปุ่มยกเลิกการติดต่อ (Disconnect) โปรแกรมจะกลับไปสู่สภาพพร้อมรับข้อมูลต่อไป



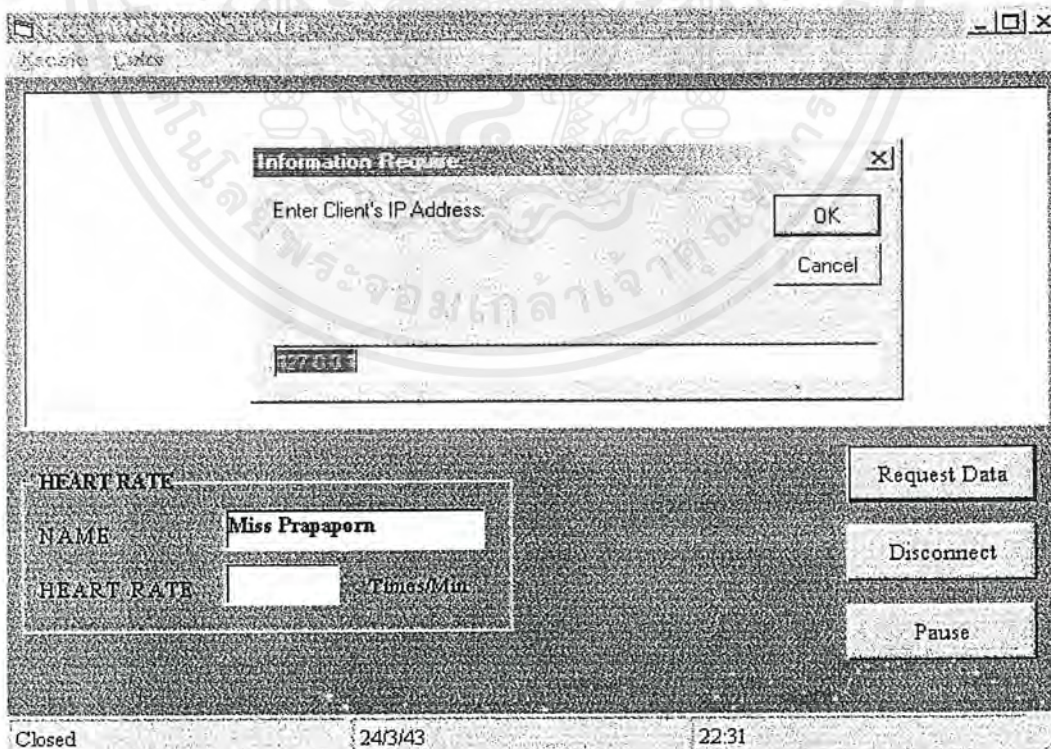
รูปที่ 8.13 แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น รูปที่ 8.14 แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน

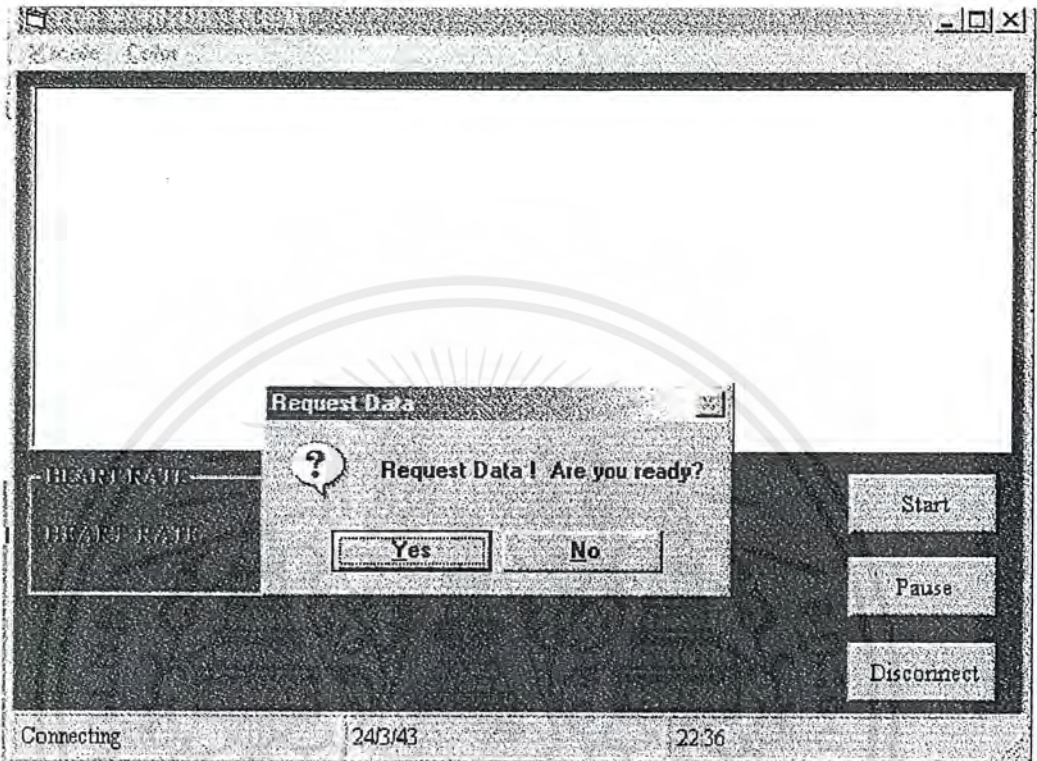


รูปที่ 8.15 แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อกดปุ่มร้องขอข้อมูลและให้ป้อนชื่อคนไข้



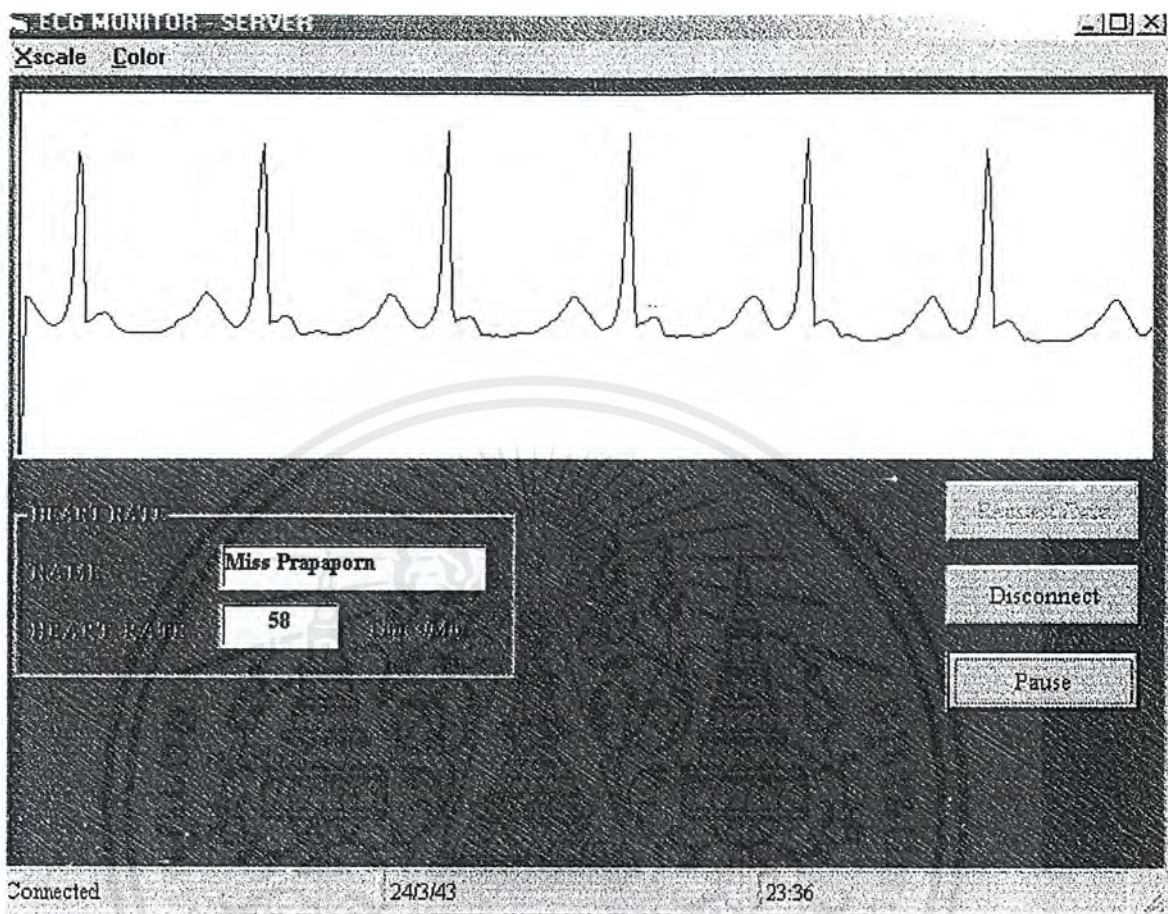
รูปที่ 8.16 แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อกดปุ่มร้องขอข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น และให้ป้อน IP ADDRESS ของคนไข้ ญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



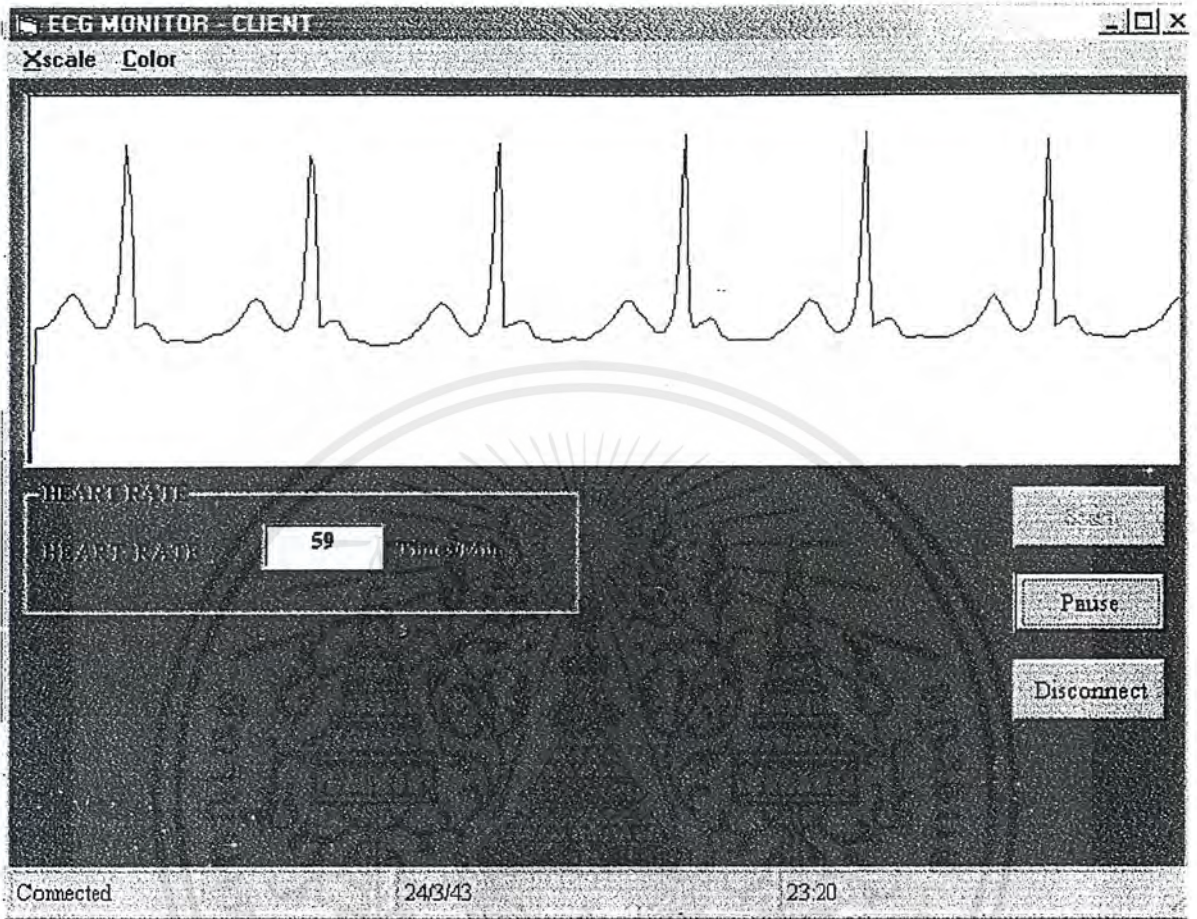
รูปที่ 8.17 แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์หลังจากที่ถูกร้องขอข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



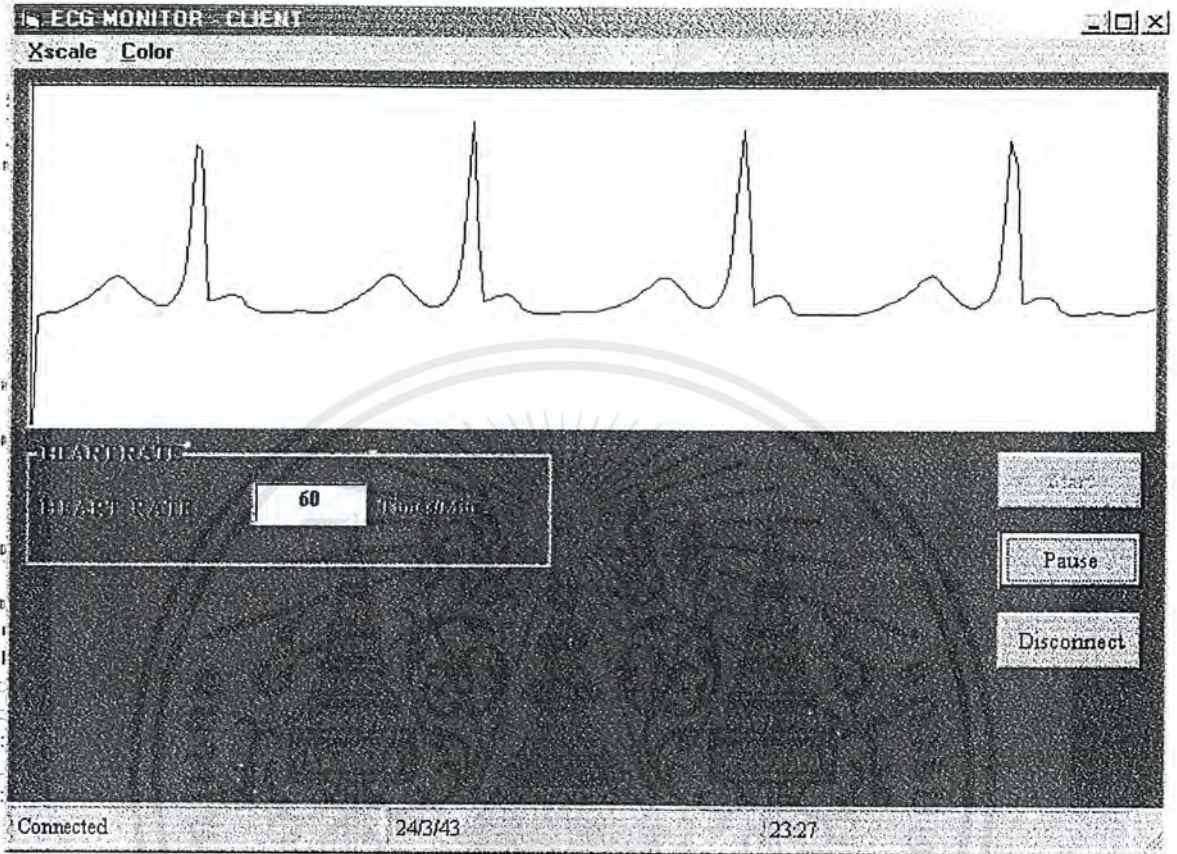
รูปที่ 8.18 แสดงหน้าจอทางฝั่งเซิร์ฟเวอร์เมื่อทำการแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.19 แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อทำการแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.20 แสดงหน้าจอทางฝั่งไคลเอนต์เมื่อทำการปรับสเกลในแนวนอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 9

### สรุปและวิจารณ์โครงงาน

โครงงานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางระบบเครือข่ายนี้เป็นโครงงาน 2 เทอมโดยเราจะแบ่งขอบเขตของโครงงานออกเป็น 2 ส่วนคือ

1. ส่วนของ Hardware ทั้งหมดและการใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Micro controller) ควบคุมการทำงานของ อนุาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์(Analog To Digital Converter) ในการสุ่มตัวอย่างสัญญาณ

2. ส่วนที่นำสัญญาณออกทางหน้าจอแสดงผล (Monitor) และส่งผ่านทางเครือข่าย

สำหรับส่วนแรกผลการทดลองที่ได้เป็นที่น่าพอใจในระดับหนึ่งแต่ยังมีสัญญาณรบกวนจากสัญญาณรบกวน 50 Hz อยู่เล็กน้อย จากผลการทดลองสัญญาณที่ผ่านจากอินสตรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์(Instrumentation Amplifier) นั้นมองแทบไม่ออกว่าเป็นสัญญาณคลื่นหัวใจเนื่องจากมีสัญญาณรบกวน ความถี่สูงและ สัญญาณรบกวน 50 Hz มารบกวน แต่เมื่อสัญญาณผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำอันดับ 4 ที่มีความถี่ผ่านในช่วง 1-190 Hz เพราะสัญญาณคลื่นหัวใจมีความถี่ในช่วงนี้และจากผลการทดลองที่ได้จะเห็นว่าเราสามารถกำจัดความถี่สูงได้เกือบหมด จะเห็นว่าสัญญาณเริ่มมองเห็นเป็นรูปร่างแต่ยังเห็นเป็นแถบซึ่งเป็นผลมาจากสัญญาณรบกวน 50 Hz ดังนั้นเมื่อผ่านวงจรลดทอนค่าความถี่เฉพาะช่วง( Notch Filter) ที่ 50 Hz จะเห็นว่าสัญญาณรบกวนลดลงมากแต่ยังไม่หมดเพราะเราไม่สามารถลดมันจนเป็น 0 ได้จากกราฟของวงจรลดทอนค่าความถี่เฉพาะช่วง จะได้ค่า  $Q = 3.18$  ซึ่งผิดไปจากที่เราคำนวณไว้มีผลมาจากค่าความผิดพลาดของ R และ C ที่ใช้ ไม่สามารถหาซื้อตามที่เราคำนวณได้ ในส่วนผลการทดลองของวงจรป้องกันทางอินพุทของอนุาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์(Analog To Digital Protection) จะเห็นว่าถ้ามีไฟลบบเข้ามาวงจรป้องกันทางอินพุทของอนุาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์จะให้เอาต์พุท ออกมาเป็น 0 V สำหรับการทดสอบการทำงานของวงจรอนุาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์ โดยผ่านวงจรดิจิตอลทูอนุาลอกคอนเวอร์เตอร์ (Digital To Analog Converter) จะเห็นว่าผลการทดลองที่ออกมาจากวงจรดิจิตอลทูอนุาลอกคอนเวอร์เตอร์ จะเหมือนกับสัญญาณที่เข้ามาทางอินพุทของวงจรอนุาลอกทูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์เกือบทุกประการ

จะเห็นว่าขอบเขตของโครงงานนี้เป็นไปตามเป้าหมายที่กำหนดไว้ในระดับหนึ่งสำหรับการพัฒนาให้ดีขึ้นโดยใช้ ออปแอมป์ ที่มีประสิทธิภาพมากกว่านี้ เพราะจากผลการทดลองของคอมมอนโอมอนนั้นถ้าเป็นออปแอมป์ในอุดมคติ(Ideal OpAmp) เอาต์พุทที่ได้ต้องมีค่าเป็น 0 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### การนำเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาทดลองกับร่างกายมนุษย์

จากการทดลองจะเห็นว่าสัญญาณที่วัดได้มีลักษณะแตกต่างไปจากสัญญาณที่ได้จากเครื่องสร้างสัญญาณคลื่นหัวใจ(ECG Simulator) เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนมาจากร่างกายคน และจุดสัมผัสระหว่างร่างกายคนกับขั้วอิเล็กโทรด

### การแสดงผลทางคอมพิวเตอร์และส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่าย

จากผลการทดลองจะเห็นว่าสัญญาณที่ปรากฏบนจอคอมพิวเตอร์มีลักษณะที่ใกล้เคียงกับที่วัดได้จากออสซิลโลสโคป(Oscilloscope) นอกจากนี้เรายังสามารถปรับสเกลทั้งแนวนอนและแนวตั้งเพื่อให้ได้รูปสัญญาณที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงที่สุด ทั้งยังวัดอัตราการเต้นของหัวใจ(Heart Rate) ได้อย่างถูกต้อง

สำหรับการส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายทางด้านผู้ป่วย(ฝั่ง Client) กราฟที่ได้ตรงกับสัญญาณจริงขณะนั้น(Real Time) แต่ทางด้านแพทย์(ฝั่ง Server) จะมีการล่าช้าของข้อมูลซึ่งเป็นผลมาจากความล่าช้าในการส่งข้อมูลและตัวโปรแกรมเอง แต่กราฟที่ได้มีลักษณะเหมือนฝั่งผู้ป่วยทุกประการ โดยที่ใช้อัตราการส่งข้อมูลต่ำซึ่งไม่ทำให้เกิดแทรฟฟิก(Traffic) ในระบบเครือข่าย

### ข้อเสนอแนะในการสร้าง,แก้ไข และ พัฒนาโครงการ

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กและถูกรบกวนได้ง่าย เราจึงต้องใช้สายชิลด์ในการนำสัญญาณเข้าสู่วงจรขยาย และควรใช้ออปแอมป์ที่เหมาะสมสำหรับการทำอินสตรูเมนต์เทชันแอมพลิไฟเออร์(Instrumentation Amplifier) เช่น OP-07, ออปได้อิโอสเลชัน(Opto Isolation) ที่ใช้แยกกราวนด์คอมพิวเตอร์กับกราวนด์วงจร นอกจากนี้เพื่อความปลอดภัยของคนไข้แล้วยังช่วยลดสัญญาณรบกวนความถี่สูงจากคอมพิวเตอร์

สำหรับส่วนที่ใช้เชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับวงจร (ส่วน Interface) คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์(Microcontroller) ควรที่จะตอบอร์ดเอง เพราะการใช้ บอร์ดสำเร็จ(Single Board) กับอีพีเอ็มเอมูเลเตอร์(EPROM Emulator) ไม่เหมาะกับการทำงานที่สัญญาณถูกรบกวนได้ง่ายเนื่องจากตัวบอร์ดจะสร้างสัญญาณรบกวนขึ้นมาทำให้สัญญาณที่ได้เกิดความผิดเพี้ยนและที่สำคัญยากต่อการแก้ไขเพราะเป็นบอร์ดสำเร็จรูป

แนวทางในการพัฒนาโครงการเราสามารถนำไปพัฒนาให้แพทย์เรียกตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนไข้ได้จากทุกที่ในโรงพยาบาลในเวลาเดียวกันและคนไข้สามารถส่งสัญญาณไปให้แพทย์ตรวจได้ในเวลาฉุกเฉิน และเรายังใช้หลักการในโครงการนี้พัฒนาส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางอินเทอร์เน็ตได้ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อวงการแพทย์มาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

1. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ "อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์", ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์  
ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณ  
ทหารลาดกระบัง
2. ไกรวุฒิ โรจน์ประเสริฐสุด "ไมโครโปรเซสเซอร์ 2 "บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด(มหาชน) หน้า  
23-26 , หน้า 74-76,2539
3. ฉันทวุฒิ พิษผล, พิชาติ สันติกุลานนท์ . "คู่มือเรียน Visual Basic 6.0 " , บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น  
จำกัด(มหาชน), 2542
4. "Internet Programming ด้วย Visual Basic 6.0 และ ASP", บริษัทดวงกมลสมัยจำกัด, 2542
5. COBIND DARYANANI,"PRINCIPLES OF ACTIVE NETWORK SYNTHESIS AND  
DESIGN",JOHN WILEY & SONS,495P , 1976
6. NATIONAL SEMICONDUCTOR.,LINEAR DATABOOK ,1973
7. Michael Halvorson ,"Step by Step Microsoft Visual Basic 6.0",



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 6.4 โปรแกรมแอสเซมบลี ของไมโครคอนโทรลเลอร์

โปรแกรมใช้ในการควบคุม อนุาลอกทุติยดิคตอลคอนเวอร์ ให้ทำการซุ่มข้อมูลสัญญาณที่ได้ และทำการ แปลงข้อมูลอนุาลอกที่ได้เป็นเป็นสัญญาณดิจิตอลแล้วส่งข้อมูลเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ ผ่านทางพอร์ทอนุกรม

```
*****;
;*Equate List Register CP                                     B: EQU 0F0H
U *;                                                         P0.0: EQU 080H
*****;                                                         P0.1: EQU 081H
P0: EQU 080H                                                 P0.2: EQU 082H
SP: EQU 081H                                                 P0.3: EQU 083H
DPL: EQU 082H                                                 P0.4: EQU 084H
DPH: EQU 083H                                                 P0.5: EQU 085H
PCON: EQU 087H                                               P0.6: EQU 086H
TCON: EQU 088H                                               P0.7: EQU 087H
TMOD: EQU 089H                                               IT0: EQU 088H
TLO: EQU 08AH                                                 IE0: EQU 089H
TL1: EQU 08BH                                                 IT1: EQU 08AH
TH0: EQU 08CH                                                 IE1: EQU 08BH
TH1: EQU 08DH                                                 TR0: EQU 08CH
P1: EQU 090H                                                  TF0: EQU 08DH
SCON: EQU 098H                                               TR1: EQU 08EH
SBUF: EQU 099H                                               TF1: EQU 08FH
P2: EQU 0A0H                                                  P1.0: EQU 090H
IE: EQU 0A8H                                                  P1.1: EQU 091H
P3: EQU 0B0H                                                  P1.2: EQU 092H
IP: EQU 0B8H                                                  P1.3: EQU 093H
T2CON: EQU 0C8H                                               P1.4: EQU 094H
RCAP2L: EQU 0CAH                                               P1.5: EQU 095H
RCAP2H: EQU 0CBH                                               P1.6: EQU 096H
TL2: EQU 0CCH                                                  P1.7: EQU 097H
TH2: EQU 0CDH                                                 RI: EQU 098H
PSW: EQU 0D0H                                                 TI: EQU 099H
ACC: EQU 0E0H                                                  RB8: EQU 09AH
```

TB8:	EQU	09BH	T2CP:	EQU	0C8H
REN:	EQU	09CH	T2C:	EQU	0C9H
SM2:	EQU	09DH	TR2:	EQU	0CAH
SM1:	EQU	09EH	EXEN2:	EQU	0CBH
SM0:	EQU	09FH	TLCK:	EQU	0CCH
P2.0:	EQU	0A0H	RCLK:	EQU	0CDH
P2.1:	EQU	0A1H	EXF2:	EQU	0CEH
P2.2:	EQU	0A2H	TF2:	EQU	0CFH
P2.3:	EQU	0A3H	P:	EQU	0D0H
P2.4:	EQU	0A4H	OV:	EQU	0D2H
P2.5:	EQU	0A5H	RS0:	EQU	0D3H
P2.6:	EQU	0A6H	RS1:	EQU	0D4H
P2.7:	EQU	0A7H	F0:	EQU	0D5H
EX0:	EQU	0A8H	AC:	EQU	0D6H
ET0:	EQU	0A9H	CY:	EQU	0D7H
EX1:	EQU	0AAH	ACC.0:	EQU	0E0H
ET1:	EQU	0ABH	ACC.1:	EQU	0E1H
ES:	EQU	0ACH	ACC.2:	EQU	0E2H
ET2:	EQU	0ADH	ACC.3:	EQU	0E3H
EA:	EQU	0AFH	ACC.4:	EQU	0E4H
P3.0:	EQU	0B0H	ACC.5:	EQU	0E5H
P3.1:	EQU	0B1H	ACC.6:	EQU	0E6H
P3.2:	EQU	0B2H	ACC.7:	EQU	0E7H
P3.3:	EQU	0B3H	B.0:	EQU	0F0H
P3.4:	EQU	0B4H	B.1:	EQU	0F1H
P3.5:	EQU	0B5H	B.2:	EQU	0F2H
P3.6:	EQU	0B6H	B.3:	EQU	0F3H
P3.7:	EQU	0B7H	B.4:	EQU	0F4H
PX0:	EQU	0B8H	B.5:	EQU	0F5H
PT0:	EQU	0B9H	B.6:	EQU	0F6H
PX1:	EQU	0BAH	B.7:	EQU	0F7H
PT1:	EQU	0BBH			
PS:	EQU	0BCH			
PT2:	EQU	0BDH			

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

;***** PROJ4-25.ASM *****;
;INPUT: A/D
;OUTPUT: serial port and D/A (continuously)
;USE: TIMER1(baud rate) , INTO(A/D)
;SIG: interrupt0 is asserted
;*****;
IC_ADC: EQU 0E000H
IC_DAC: EQU 0E020H
ORG 030H
SIG: DFS 1
CPU "8051.TBL"
HOF "INT8"
ORG 0000H
LJMP SERIAL
ORG 03H
LJMP INTO
ORG 0BH
LJMP INTT0
ORG 010H
SERIAL: MOV TH1,#0FDH
; baud rate 9600
MOV TL1,#0FDH
MOV TMOD,#22H
; both Timer Mode 2
CLR ET1
; Disable timer1 interrupt
CLR ES
; Disable serial interrupt
SETB TR1
; Set timer1 control
MOV SCON,#01010000B
; Serial mode 1
TIMER0: MOV TH0,#256-200
; every 217 us
MOV TL0,#256-200
SETB ET0
; Enable timer0 interrupt
INT_0: SETB EX0
SETB EA
SETB TR0
; start TIMER0
INITIAL: MOV SIG,#0
SJMP LOOP
LCALL STXT
DFB 0DH,0AH
DFB " PROJ4-25.ASM "
DFB 0DH,0AH
DFB " DIGITAL OUTPUT: ",0
LOOP: MOV DPTR,#IC_ADC
MOVX A,@DPTR
; RD=0 , WR=0 , CS=0 (A/D)
MOV R7,A
; Store data in R7
WAIT: MOV A,SIG
JZ WAIT
MOV SIG,#0
SJMP LOOP
;***** INT0 service routine *****;
INT0: MOV SIG,#1
RETI
;***** INTT0 service routine *****;
INTT0: MOV R2,#210
DLY1: MOV R3,#50
DLY2: DJNZ R3,$
DJNZ R2,DLY1
MOV A,R7
ACALL HEX2

```

```

                RETI                                RET
SEND:  PUSH IE                                STOP:  LCALL STXT
                CLR TI                                DFB  0DH,0AH
                MOV  SBUF,A                        DFB  " WOW!!!! "
                JNB  TI,$                          DFB  0DH,0AH,0
                CLR  TI                                NOP
                POP  IE                                END
                RET

```

```

;***** SEND 1 BYTE sub *****;

```

```

HEX2:  PUSH ACC
        SWAP A
        LCALL NIBBLE ; NIBBLE HIGH
        POP  ACC ; NIBBLE LOW
NIBBLE: ANL  A,#0FH
        ADD  A,#246
        JC  OVER2
        ADD  A,#58
        SJMP SEND
OVER2:  ADD  A,#65
        SJMP SEND

```

```

;***** SEND TEXT sub *****;

```

```

        POP  DPH
        POP  DPL
NEXT:   CLR  A
        MOVC A,@A+DPTR
        CJNE A,#00H,PRINT2
        SJMP RETURN
PRINT2: LCALL SEND
        INC  DPTR
        SJMP NEXT

```

```

RETURN: PUSH  DPL

```

```

        PUSH  DPH

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 7.2 โปรแกรมภาษา Visual Basic 6.0 ที่ใช้กับคอมพิวเตอร์

### 7.2.1 โปรแกรมทางฝั่งไคลเอนต์

Option Explicit  
Dim req As String  
Dim reqData As String  
Dim CName As String  
Dim restarted As Boolean  
Dim started As Boolean  
Dim gra(0) As String  
Dim Y(800) As Single  
Dim X(800) As Single  
Dim Xstep As Single  
Dim Ystep As Single  
Dim Xref As Single  
Dim Yref As Single  
Dim Xmax As Integer ' Number of point in X axis  
Dim Ytemp As Single  
Dim i As Integer  
Dim n As Integer  
Dim Data1(800) As Byte  
Dim SentData(800) As Byte  
Dim check As Integer  
Dim ecgcount As Integer  
Dim ref As Integer  
Dim UPCOUNT As Boolean  
Dim DOWNCOUNT As Boolean  
Dim timestartcount As Variant  
Dim currentTime As Variant  
Dim SUPER As String

```
Private Sub cmdpause_Click()
```

```
  If started = True Then
```

```
    started = False
```

```
  Else
```

```
    started = True
```

```
  End If
```

```
  restarted = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub cmdStart_Click()
```

```
  started = True
```

```
  timestartcount = Now
```

```
  MSComm1.PortOpen = True
```

```
  cmdStart.Enabled = False
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
```

```
  MSComm1.Settings = "9600,n,8,1"
```

```
  MSComm1.InputLen = 2
```

```
  MSComm1.CommPort = 2
```

```
  MSComm1.InputMode = comInputModeText
```

```
  MSComm1.NullDiscard = False
```

```
  MSComm1.InBufferCount = 0
```

```
  MSComm1.RThreshold = 2
```

```
    Xmax = 300          ' 800 Points
```

```
    Xref = 0
```

```
    Yref = Picture1.ScaleHeight
```

```
    Ystep = Picture1.ScaleHeight / 255
```

```
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
```

```
    For i = 0 To Xmax          ' Xmax = 800
```

```
      X(i) = i * Xstep
```

```
      SentData(i) = 0
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Next i
i = 0
cmdDiscon.Enabled = False
UPCOUNT = False
DOWNCOUNT = False
ref = 180
Wskrecreq.LocalPort = 1100
Wskrecreq.Listen
sbrClient.Panels(1).Text = "Listening"
frmServer.Show
End Sub

```

```

Private Sub Form_Resize()
Picture1.Width = Me.Width - 350
cmdStart.Left = Picture1.Width - cmdStart.Width
cmdpause.Left = Picture1.Width - cmdpause.Width
cmdDiscon.Left = Picture1.Width - cmdDiscon.Width
cmdStart.Top = Picture1.Height + 300
cmdpause.Top = cmdStart.Top + cmdStart.Height + 200
cmdDiscon.Top = cmdpause.Top + cmdpause.Height + 200
Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
For i = 0 To Xmax
X(i) = i * Xstep
Next i
i = 1
End Sub

```

```

Private Sub Plot()
Dim i As Integer
Picture1.Cls
For i = 1 To Xmax
Y(i) = SentData(i) * Ystep
Picture1.Line (Xref + X(i), Yref - Y(i))-(Xref + X(i - 1), Yref - Y(i - 1))

```

```
Next i
End Sub
```

```
Private Sub Shift()
    i = Xmax
    Do
        SentData(i) = SentData(i - 1)
        i = i - 1
    Loop While i >= 1
End Sub
```

```
Private Sub mnu200_Click()
    Xmax = 200
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu300_Click()
    Xmax = 300
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu50_Click()
    Xmax = 50
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    X(i) = i * Xstep
Next i
Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu500_Click()
    Xmax = 500
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu800_Click()
    Xmax = 800
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnuFrmBgColor_Click()
    Dialog1.Flags = cdICCRGBInit
    Dialog1.ShowColor
    frmClient.BackColor = Dialog1.Color
    fraRate.BackColor = Me.BackColor
    Label2.BackColor = Me.BackColor
    Label7.BackColor = Me.BackColor
End Sub
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Private Sub mnuPicBgColor_Click()
    Dialog1.Flags = cdICCRGBInit
    Dialog1.ShowColor
    Picture1.BackColor = Dialog1.Color
End Sub

```

```

Private Sub Timer1_Timer()
    currentTime = Now
    check = Second(Format((currentTime - timestartcount), "hh:mm:ss"))
    If check Mod 59 = 0 And check <> 0 Then
        If ecgcount Mod 2 = 0 Then
            ecgcount = ecgcount / 2 + 10
        Else
            ecgcount = (ecgcount - 1) / 2 + 10
        End If
        lblRate.Caption = Format(ecgcount)
        ecgcount = 0
        timestartcount = Now
    End If
    If check = 0 Then
        timestartcount = Now
    End If
End Sub

```

```

Sub Checked()
    If SentData(i) >= ref Then
        UPCOUNT = True
    Else
        DOWNCOUNT = True
    End If

```

```

If UPCOUNT And DOWNCOUNT = True Then

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
**ecgcount = ecgcount + 1**  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    UPCOUNT = False
    DOWNCOUNT = False
End If
End Sub

```

```

Private Sub MSComm1_OnComm()
If MSComm1.CommEvent = 2 And MSComm1.InBufferCount > 0 Then
    gra(0) = MSComm1.Input
    SUPER = "&H" + gra(0)
    SentData(i) = Val(SUPER)
    SentData(0) = Val(SUPER)
    If started = True Then
        If wskClient.State = sckConnected Then
            wskClient.SendData SentData(0)
        End If
        Call Checked
        Call Plot
        Call Shift
        Call Timer1_Timer
    End If
End If
End Sub

```

```

Private Sub cmdConnect_Click()
    wskClient.Connect "127.0.0.1", 1007
    sbrClient.Panels(1).Text = wskClient.State
    cmdDiscon.Enabled = True
End Sub

```

```

Private Sub CmdDiscon_Click()
Dim resp As Integer

```

```

    resp = MsgBox("Are you sure?", vbYesNo + vbQuestion, "Disconnect")

```

```

    If resp = vbYes Then

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

cmdDiscon.Enabled = False
MSComm1.PortOpen = False
Picture1.Cls
wskClient.Close
Wskrecreq.Close
cmdStart.Enabled = True
Call Form_Load
End If
End Sub
Private Sub wskClient_Close()
wskClient.Close
End Sub

Private Sub wskClient_Connect()
sbrClient.Panels(1).Text = "Connected"
End Sub

Private Sub wskClient_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
Dim strGet As String
wskClient.GetData strGet, vbString
If strGet = "END" Then
wskClient.Close
Wskrecreq.Listen
End If
End Sub

Private Sub Wskrecreq_Close()
Wskrecreq.Close
Wskrecreq.Close
End Sub

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Private Sub Wskrecreq_Connect()  
sbrClient.Panels(1).Text = "Connected"  
End Sub
```

```
Private Sub wskrecreq_ConnectionRequest(ByVal requestID As Long)  
Dim reqData As String  
If Wskrecreq.State <> sckClosed Then  
    Wskrecreq.Close  
End If  
Wskrecreq.Accept requestID  
wskClient.Connect "127.0.0.1", 1007  
sbrClient.Panels(1).Text = "Connecting"  
cmdDiscon.Enabled = True  
End Sub
```

```
Private Sub wskrecreq_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)  
Dim reqData As String  
Wskrecreq.GetData reqData, vbString  
If reqData = "request" Then  
    req = MsgBox("Request Data ! Are you ready?", vbYesNo + vbQuestion, "Request  
Data")  
    If req = vbNo Then  
        Call Reject  
    Else  
        Wskrecreq.Close  
    End If  
End If  
End Sub
```

```
Private Sub wskClient_Error(ByVal Number As Integer, Description As String, ByVal  
Scode As Long, ByVal Source As String, ByVal HelpFile As String, ByVal HelpContext  
As Long, CancelDisplay As Boolean)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
MsgBox Description, vbOKOnly + vbExclamation, "Error!"  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

End

End Sub

```
Private Sub wskrecreq_Error(ByVal Number As Integer, Description As String, ByVal  
Scode As Long, ByVal Source As String, ByVal HelpFile As String, ByVal HelpContext  
As Long, CancelDisplay As Boolean)
```

```
MsgBox Description, vbOKOnly + vbExclamation, "Error"
```

```
End Sub
```

## 7.2.2 โปรแกรมฝั่งเซิร์ฟเวอร์

```
Option Explicit
```

```
Dim restarted As Boolean
```

```
Dim started As Boolean
```

```
Dim JAR As String
```

```
Dim SrvName As String
```

```
Dim ClientIP As String
```

```
Dim Y(800) As Single
```

```
Dim X(800) As Single
```

```
Dim Xstep As Single
```

```
Dim Ystep As Single
```

```
Dim Xref As Single
```

```
Dim Yref As Single
```

```
Dim Xmax As Integer ' Number of point in X axis
```

```
Dim Ytemp As Single
```

```
Dim i As Integer
```

```
Dim n As Integer
```

```
Dim Data1(800) As Byte
```

```
Dim check As Integer
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Dim ecgcount As Integer
Dim ref As Integer
Dim UPCOUNT As Boolean
Dim DOWNCOUNT As Boolean
Dim timestartcount As Variant
Dim currentTime As Variant
```

```
Private Sub CmdDiscon_Click()
    Dim resp As Integer
    resp = MsgBox("Are you sure?", vbYesNo + vbQuestion, "Disconnect")
    If resp = vbYes Then
        If wskServer.State = sckConnected Then
            wskServer.SendData "END"
        End If
        Wsklisten.Close
        DoEvents
        Picture1.Cls
        Call Form_Load
        Exit Sub
    End If
End Sub
```

```
Private Sub cmdpause_Click()
    If started = True Then
        started = False
    Else
        started = True
    End If
    restarted = True
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    subj = 0
    cmdReq.Enabled = True
    Xmax = 300          ' 800 Points
    Xref = 0
    Yref = Picture1.ScaleHeight
    Ystep = Picture1.ScaleHeight / 255
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax      ' Xmax = 800
        X(i) = i * Xstep
        Data1(i) = 0
        Y(i) = Data1(i) * Ystep
    Next i
    i = 0
    UPCOUNT = False
    DOWNCOUNT = False
    ref = 8
    Wsklisten.Close
    wskServer.Close
    sbrServer.Panels(1).Text = "Closed"
End Sub

Private Sub Plot()
    Dim i As Integer
    Picture1.Cls
    For i = 1 To Xmax
        Y(i) = Data1(i) * Ystep
        Picture1.Line (Xref + X(i), Yref - Y(i))-(Xref + X(i - 1), Yref - Y(i - 1))
    Next i
End Sub

Private Sub Shift()
    i = Xmax

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 Do  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    Data1(i) = Data1(i - 1)
    i = i - 1
    Loop While i >= 1
End Sub

Private Sub mnu1000_Click()
    Xmax = 1000
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub

Private Sub mnu200_Click()
    Xmax = 200
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub

Private Sub mnu300_Click()
    Xmax = 300
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub

Private Sub mnu50_Click()
    Xmax = 50

```

```
Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
For i = 0 To Xmax
    X(i) = i * Xstep
Next i
Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu500_Click()
    Xmax = 500
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnu800_Click()
    Xmax = 800
    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax
    For i = 0 To Xmax
        X(i) = i * Xstep
    Next i
    Exit Sub
End Sub
```

```
Private Sub mnuFrmBgColor_Click()
    Dialog1.Flags = cdICCRGBInit
    Dialog1.ShowColor
    frmServer.BackColor = Dialog1.Color
    fraRate.BackColor = Me.BackColor
    Label2.BackColor = Me.BackColor
    Label7.BackColor = Me.BackColor
    Label1.BackColor = Me.BackColor
```

```
End Sub
```

```
Private Sub mnuPicBgColor_Click()
```

```
    Dialog1.Flags = cdICCRGBInit
```

```
    Dialog1.ShowColor
```

```
    Picture1.BackColor = Dialog1.Color
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Timer1_Timer()
```

```
    currentTime = Now
```

```
    check = Second(Format((currentTime - timestartcount), "hh:mm:ss"))
```

```
    If check Mod 59 = 0 And check <> 0 Then
```

```
        If ecgcount Mod 2 = 0 Then
```

```
            ecgcount = ecgcount / 2
```

```
        Else
```

```
            ecgcount = (ecgcount - 1) / 2
```

```
        End If
```

```
        ecgcount = 0
```

```
        timestartcount = Now
```

```
    End If
```

```
    If check = 0 Then
```

```
        timestartcount = Now
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

```
Sub Checked()
```

```
    If Data1(0) >= ref Then
```

```
        UPCOUNT = True
```

```
    Else
```

```
        DOWNCOUNT = True
```

```
    End If
```

```
    If UPCOUNT And DOWNCOUNT = True Then
```

```
        ecgcount = ecgcount + 1
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
UPCOUNT = False
DOWNCOUNT = False
End If
End Sub
```

```
Private Sub cmdReq_Click()
On Error Resume Next
lblName.Caption = InputBox("Enter Client'Name.", "Patient Information:")
ClientIP = InputBox("Enter Client's IP Address.", "Information Require:", "127.0.0.1")
frmClient.Show
Wsklisten.Connect ClientIP, 1100
wskServer.LocalPort = 1007
wskServer.Listen
sbrServer.Panels(1).Text = "Connecting"
cmdReq.Enabled = False
End Sub
```

```
Private Sub Timer2_Timer()
If cmdReq.Enabled = False Then
If wskServer.State <> sckConnected Then
jar = MsgBox("Client is not ready")
Timer2.Enabled = False
Call Form_Load
Exit Sub
End If
End If
End Sub
```

```
Private Sub Wsklisten_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
Dim strGetser As String
wskServer.GetData strGetser, vbString
```

```
If strGetser = "Notready" Then
```

```
Wsklisten.Close
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
End If
End Sub
```

```
Private Sub wsklisten_Error(ByVal Number As Integer, Description As String, ByVal
Scode As Long, ByVal Source As String, ByVal HelpFile As String, ByVal HelpContext
As Long, CancelDisplay As Boolean)
MsgBox Description, vbOKOnly + vbExclamation, "Error"
End Sub
```

```
Private Sub wsklisten_Close()
Wsklisten.Close
End Sub
```

```
Private Sub wsklisten_Connect()
Wsklisten.SendData "request"
End Sub
```

```
Private Sub wskServer_ConnectionRequest(ByVal requestID As Long)
If wskServer.State <> sckClosed Then
wskServer.Close
End If
wskServer.Accept requestID
timestartcount = Now
End Sub
```

```
Private Sub wskServer_DataArrival(ByVal bytesTotal As Long)
Dim RecvData As Byte
If wskServer.State = sckConnected Then
wskServer.GetData RecvData, vbByte
Data1(0) = RecvData
If started = True Then
```

```
sbrServer.Panels(1).Text = "Connected"
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
Call Checked  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        Call Plot
        Call Shift
        Call Timer1_Timer
    End If
End If
End Sub

```

```

Private Sub Form_Resize()

```

```

    Picture1.Width = Me.Width - 350

```

```

    cmdReq.Left = Picture1.Width - cmdReq.Width

```

```

    CmdDiscon.Left = Picture1.Width - CmdDiscon.Width

```

```

    cmdpause.Left = Picture1.Width - cmdpause.Width

```

```

    cmdReq.Top = Picture1.Height + 300

```

```

    CmdDiscon.Top = cmdReq.Top + cmdReq.Height + 200

```

```

    cmdpause.Top = CmdDiscon.Top + CmdDiscon.Height + 200

```

```

    Xstep = Picture1.ScaleWidth / Xmax

```

```

    For i = 0 To Xmax

```

```

        X(i) = i * Xstep

```

```

    Next i

```

```

    i = 1

```

```

End Sub

```

```

Private Sub wskServer_Error(ByVal Number As Integer, Description As String, ByVal
Score As Long, ByVal Source As String, ByVal HelpFile As String, ByVal HelpContext
As Long, CancelDisplay As Boolean)

```

```

    MsgBox Description, vbOKOnly + vbExclamation, "Error"

```

```

End Sub

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805 8-Bit $\mu$ 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<sup>®</sup> 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.

## Features

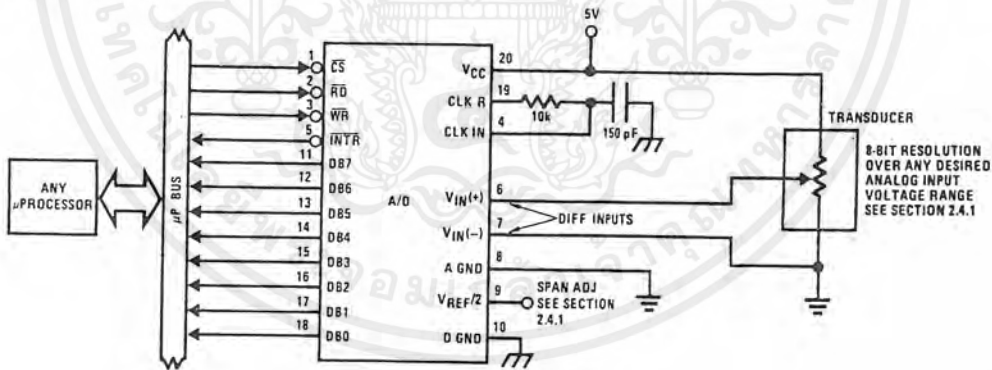
- Compatible with 8080  $\mu$ P derivatives—no interfacing logic needed - access time - 135 ns
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"

- 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

## Key Specifications

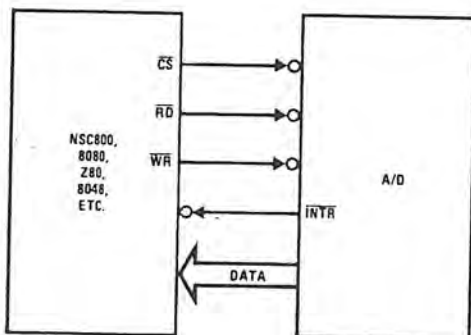
- Resolution 8 bits
- Total error  $\pm 1/4$  LSB,  $\pm 1/2$  LSB and  $\pm 1$  LSB
- Conversion time 100  $\mu$ s

## 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)	$V_{REF}/2 = \text{No Connection}$ (No Adjustments)
ADC0801	$\pm 1/4$ LSB		
ADC0802		$\pm 1/2$ LSB	
ADC0803	$\pm 1/2$ LSB		
ADC0804		$\pm 1$ LSB	
ADC0805			$\pm 1$ LSB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่รับประกันใดๆ ทั้งสิ้น ยี่สิบห้า ไม่มีเหตุเปลี่ยนแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 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
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°C to +150°C
Package Dissipation at $T_A = 25^\circ\text{C}$	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°C $\leq T_A \leq$ +125°C
ADC0801/02/03/04LCJ	-40°C $\leq T_A \leq$ +85°C
ADC0801/02/03/05LCN	-40°C $\leq T_A \leq$ +85°C
ADC0804LCN	0°C $\leq T_A \leq$ +70°C
ADC0802/03/04LCV	0°C $\leq T_A \leq$ +70°C
ADC0802/03/04LCWM	0°C $\leq T_A \leq$ +70°C
Range of $V_{CC}$	4.5 $V_{DC}$ to 6.3 $V_{DC}$

### Electrical Characteristics

The following specifications apply for  $V_{CC} = 5 V_{DC}$ ,  $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$  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)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{DC}$			$\pm 1/2$	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)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{DC}$			$\pm 1$	LSB
ADC0805: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2$ -No Connection			$\pm 1$	LSB
$V_{REF}/2$ Input Resistance (Pin 9)	ADC0801/02/03/05 ADC0804 (Note 9)	2.5 0.75	8.0 1.1		k $\Omega$ k $\Omega$
Analog Input Voltage Range	(Note 4) $V(+)$ or $V(-)$	Gnd-0.05		$V_{CC} + 0.05$	$V_{DC}$
DC Common-Mode Error	Over Analog Input Voltage Range		$\pm 1/16$	$\pm 1/8$	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_{CC} = 5 V_{DC} \pm 10\%$ 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  $V_{CC} = 5 V_{DC}$  and  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
$T_C$	Conversion Time	$f_{CLK} = 640$ kHz (Note 6)	103		114	$\mu\text{s}$
$T_C$	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	$\overline{INTR}$ tied to $\overline{WR}$ with $\overline{CS} = 0 V_{DC}$ , $f_{CLK} = 640$ kHz	8770		9708	conv/s
$t_{W(\overline{WR})L}$	Width of $\overline{WR}$ Input (Start Pulse Width)	$\overline{CS} = 0 V_{DC}$ (Note 7)	100			ns
$t_{ACC}$	Access Time (Delay from Falling Edge of $\overline{RD}$ to Output Data Valid)	$C_L = 100$ pF		135	200	ns
$t_{1H}, t_{0H}$	TRI-STATE Control (Delay from Rising Edge of $\overline{RD}$ to Hi-Z State)	$C_L = 10$ pF, $R_L = 10k$ (See TRI-STATE Test Circuits)		125	200	ns
$t_{WL}, t_{RL}$	Delay from Falling Edge of $\overline{WR}$ or $\overline{RD}$ to Reset of $\overline{INTR}$			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)	$V_{CC} = 5.25 V_{DC}$	2.0	15	$V_{DC}$
-------------	---	------------------------	-----	----	----------

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 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
<b>CONTROL INPUTS</b> [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	$\mu A_{DC}$
$I_{IN}(0)$	Logical "0" Input Current (All Inputs)	$V_{IN} = 0 V_{DC}$	-1	-0.005		$\mu A_{DC}$
<b>CLOCK IN AND CLOCK R</b>						
$V_{T+}$	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			$V_{DC}$
<b>DATA OUTPUTS AND INTR</b>						
$V_{OUT}(0)$	Logical "0" Output Voltage Data Outputs INTR Output	$I_{OUT} = 1.6 \text{ mA}, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$ $I_{OUT} = 1.0 \text{ mA}, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			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	$\mu A_{DC}$ $\mu A_{DC}$
$I_{SOURCE}$		$V_{OUT}$ Short to Gnd, $T_A = 25^\circ C$	4.5	6		$\text{mA}_{DC}$
$I_{SINK}$		$V_{OUT}$ Short to $V_{CC}$ , $T_A = 25^\circ C$	9.0	16		$\text{mA}_{DC}$
<b>POWER SUPPLY</b>						
$I_{CC}$	Supply Current (Includes Ladder Current)  ADC0801/02/03/04LCJ/05 ADC0804LCN/LCV/LCWM	$f_{CLK} = 640 \text{ kHz}$ , $V_{REF}/2 = NC$ , $T_A = 25^\circ C$ and $\overline{CS} = 5V$			1.1 1.9	1.8 2.5 $\text{mA}$ $\text{mA}$

**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 D 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  $f_{CLK} = 640 \text{ kHz}$ . 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  $\overline{CS}$  input is assumed to bracket the  $\overline{WR}$  strobe input and therefore timing is dependent on the  $\overline{WR}$  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  $\overline{WR}$  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.

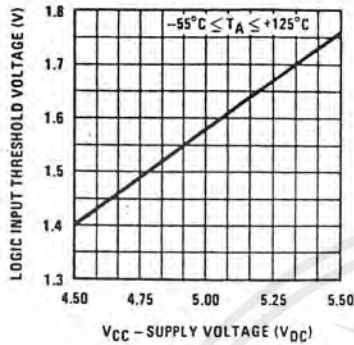
**Note 9:** The  $V_{REF}/2$  pin is the center point of a two-resistor divider connected from  $V_{CC}$  to ground. In all versions of the ADC0801, ADC0802, ADC0803, and ADC0805, and in the ADC0804LCJ, each resistor is typically 18 k $\Omega$ . In all versions of the ADC0804 except the ADC0804LCJ, each resistor is typically 2.2 k $\Omega$ .

**Note 10:** Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k $\Omega$  resistor.

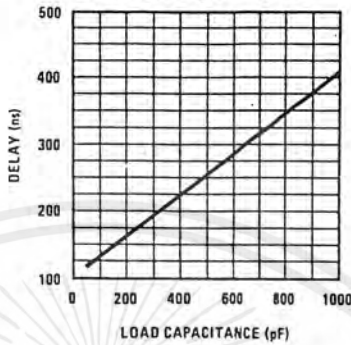
ไม่ว่ากรณีใดๆ พึงสันนิษฐานว่าไม่มีเหตุที่เปลี่ยนแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Typical Performance Characteristics

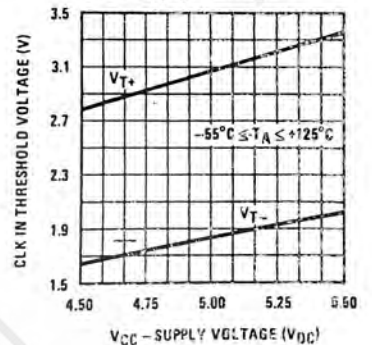
Logic Input Threshold Voltage vs. Supply Voltage



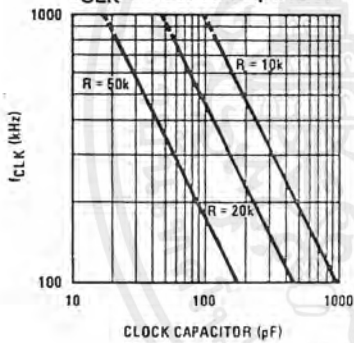
Delay From Falling Edge of RD to Output Data Valid vs. Load Capacitance



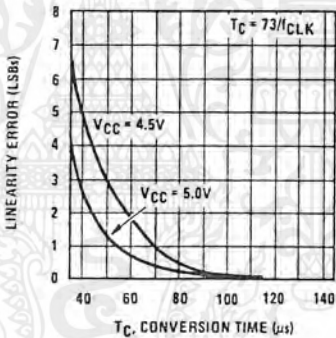
CLK IN Schmitt Trip Levels vs. Supply Voltage



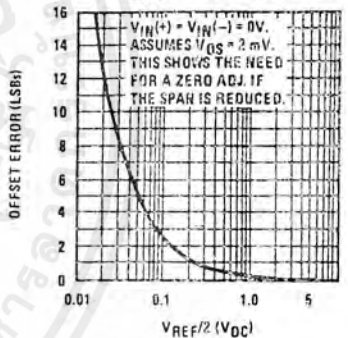
fCLK vs. Clock Capacitor



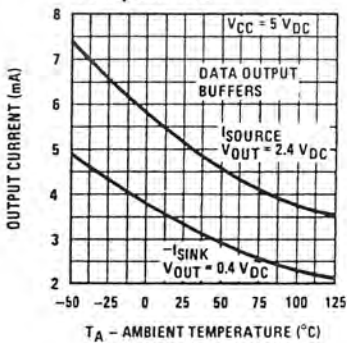
Full-Scale Error vs Conversion Time



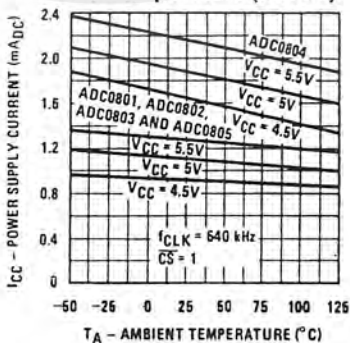
Effect of Unadjusted Offset Error vs. VREF/2 Voltage



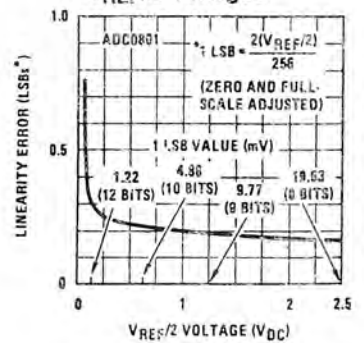
Output Current vs Temperature



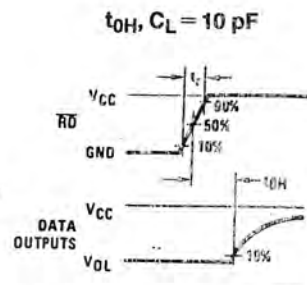
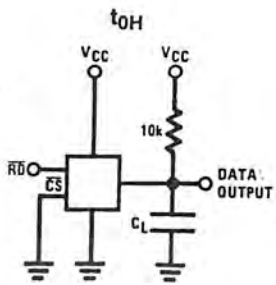
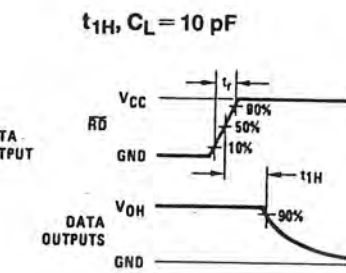
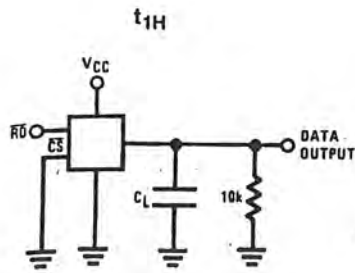
Power Supply Current vs Temperature (Note 9)



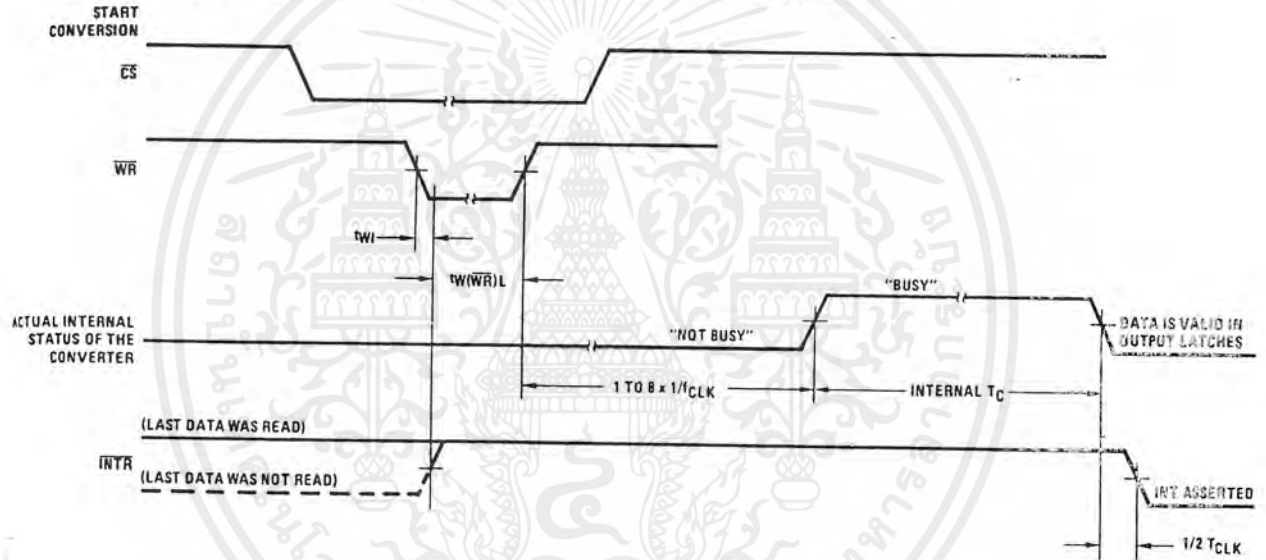
Linearity Error at Low VREF/2 Voltages



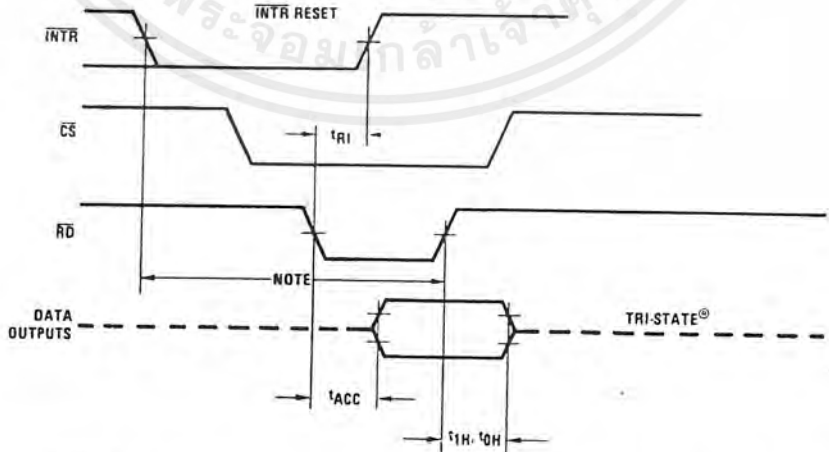
# TRI-STATE Test Circuits and Waveforms



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



### Output Enable and Reset $\overline{INTR}$



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

TL/H/5671-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Optoelectronic Devices

## In Brief . . .

Motorola's families of optoelectronic components encompass red and infrared GaAs emitters and silicon detectors that are well matched for a variety of applications.

### Optoisolators

Motorola's "Global" 6-Pin Dual In-line Package (DIP) devices use infrared emitting diodes that are optically coupled to a wide selection of output (Transistor, Darlington, Triac, and Schmitt trigger) silicon detectors. These devices are guaranteed to provide at least 7500 volts of isolation between the input and output and are 100% VISO tested. The entire line of Motorola 6-pin DIP packages are recognized by all major safety regulatory agencies including UL and VDE. This extensive line of regulatory approvals attest to their suitability for use under the most stringent conditions. Motorola also offers a line of SOIC-8 small outline, surface mount devices that are UL approved and ideally suited for high density applications.

### POWER OPTO™ Isolators

The MOC2A40 and MOC2A60 series are the first members of the POWER OPTO™ Isolator family from Motorola. The MOC2A40/60 are 2 Amp @ 40°C/400 or 600 Vac[pk]/Zero-Crossing/Optically Coupled Triacs. These isolated AC output devices are ruggedized to survive the harsh operating environments inherent in Industrial Controller applications. Additionally, their thermally optimized SIP package profile allows for high density stacking on 0.200" centers and can handle 2 Amps @ 40°C (Free-Air Rating) *without the need for heatsinks, thermal grease, etc.*

	Page
Optoisolators . . . . .	5.8-2
Safety Standard Approvals for 6-Pin Optoisolators . . . . .	5.8-2
Regulatory Approval Certification Index . . . . .	5.8-2
VDE Approved Optoisolators . . . . .	5.8-3
6-Pin Dual In-line Package . . . . .	5.8-6
Small Outline — Surface Mount . . . . .	5.8-9
POWER OPTO Isolators . . . . .	5.8-10

# Safety Regulatory Approvals for Motorola's "Global" Optoisolators

Motorola's entire line of 6-pin optoisolators are approved by all major safety regulatory agencies.

## Safety Standard Approvals for 6-Pin Optoisolators



Global Optoisolator™

MOCXXXX

SOCXXXX









4NXXXXXX

H1XXXXXX

MCXXXXXX

TIXXXXXX

CNXXXXXX

								
	VDE	UL	CSA	SETI	SEMKO	DEMKO	NEMKO	BABT
MOCXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
SOCXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
4NXXXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
H1XXXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
MCXXXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
TIXXXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•
CNXXXXXX	• (1)	•	•	•	•	•	•	•

\* = Approved

## Regulatory Approval Certification Index

Regulatory Agency	Certificate File Number
VDE(0883)	41853 (expired 12/31/91)
VDE(0884)(1)	62054 (replaces VDE0883)
UL (isolation)	E54915
UL (flammability)	E-8436
CSA	CA93952
FIMKO	41990
SEMKO	9313138
DEMKO	Approved per SEMKO
NEMKO	A99177
BABT	CR/0117
AUSTEL	03 887 0711

Note: Motorola's 8-pin surface mount optocouplers are approved by UL only and have a guaranteed isolation voltage of 3000 Vac(rms).

All Motorola 6-pin optocouplers are 100% tested for isolation voltage and are guaranteed to 7500 Vac(peak).

UL Flammability Rating = 94VO (File number E-8436) for all optocouplers.

1) VDE 0884 testing is an option; the suffix letter "V" must be added to the standard part number.

# VDE Approved Optoisolators

VDE has approved Motorola's entire portfolio of 6-pin DIP optoisolators against their new components standard VDE 0884 which replaces VDE 0883. The VDE 0884 components standard requires additional electrical testing to a stringent isolation partial discharge test.

The VDE 0883 specification expired 12/31/91. Motorola optoisolators can now be ordered to comply with the VDE 0884 specification.

VDE approval is based on mechanical and electrical performance of the Motorola package, shown in Figure 3. This 6-Pin DIP package incorporates specially developed materials and assembly processes optimizing thermal and moisture stability while maintaining the high level of LED life and isolation voltage. All Motorola 6-pin DIP optoisolators are made in this package, and have these approvals.

## VDE 0884 Component Standard (replaces VDE 0883)

Electrical ratings in this standard are:

Input-to-Output Voltage, 1 second

$V_{PR1} = 1.6 V_{IDRM}$ , Partial Discharge < 5 picocoulombs,

$V_{PR1} = 1280 V(pk)$

Maximum operating peak voltage,  $V_{IDRM} = 800 V(pk)$

Isolation resistance:  $V_{I-O} = 500 Vdc$ ,  $10^{11} \Omega$ ,  $T_A = 100^\circ C$ .

Note: The isolation partial discharge test  $V_{PR1}$ , is performed after the completion of the high voltage withstand (hipot) tests.

## VDE 0883 Component Standard (expired 12/31/91)

Electrical ratings in this standard were:

Isolation withstand voltages:

3750  $V_{RMS}$ , 1 min,  $T_A = 100^\circ C$

5300 Vdc, 1 min,  $T_A = 100^\circ C$

Isolation surge withstand voltage:

10 kV per IEC 65, 50 discharges

Isolation resistance:

$10^{11} \Omega$ , 500 Vdc,  $T_A = 100^\circ C$

NOTE: VDE 0884/8.87 testing is an option; the suffix letter "V" must be added to the standard part number. (See below.) Standard thru hole — MOC3063V

0.4" wide spaced leadform — MOC3063TV (to satisfy 8 mm spacing requirement)

Standard-profile surface mount — MOC3063SV

Tape and Reel for surface mount — MOC3063S/SR2V

Optoisolators, a block diagram of which is shown in Figure 1, are devices which contain at least one emitter, which is optically coupled to a photo-detector through some sort of an insulating medium. This arrangement permits the passage of information from one circuit, which contains the emitter, to the other circuit containing the detector.

Because this information is passed optically across an insulating gap, the transfer is one-way; that is, the detector cannot affect the input circuit. This is important because the emitter may be driven by a low voltage circuit utilizing an MPU or logic gates, while the output photo-detector may be part of a high voltage dc or even an ac load circuit. The optical isolation prevents interaction or even damage to the input circuit to be caused by the relatively hostile output circuit.

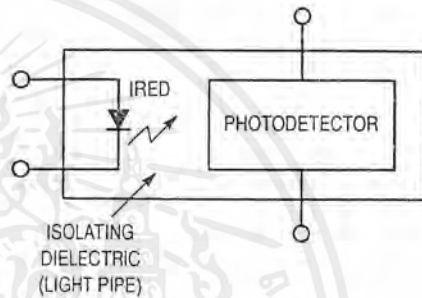


Figure 1. Block Diagram of Optoisolator

Various geometric designs have been used over the years for the internal light cavity between the emitter and detector. Motorola is the industry leader in isolation technology. All 6-pin optoisolators are guaranteed to meet or exceed 7500 Vac (pk) input-to-output isolation. See Figure 2.

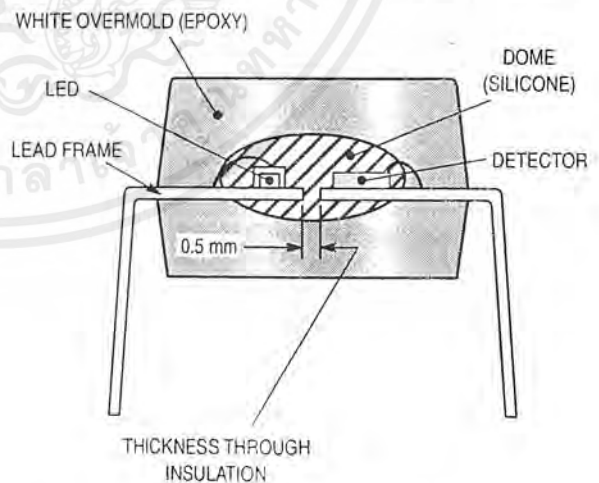
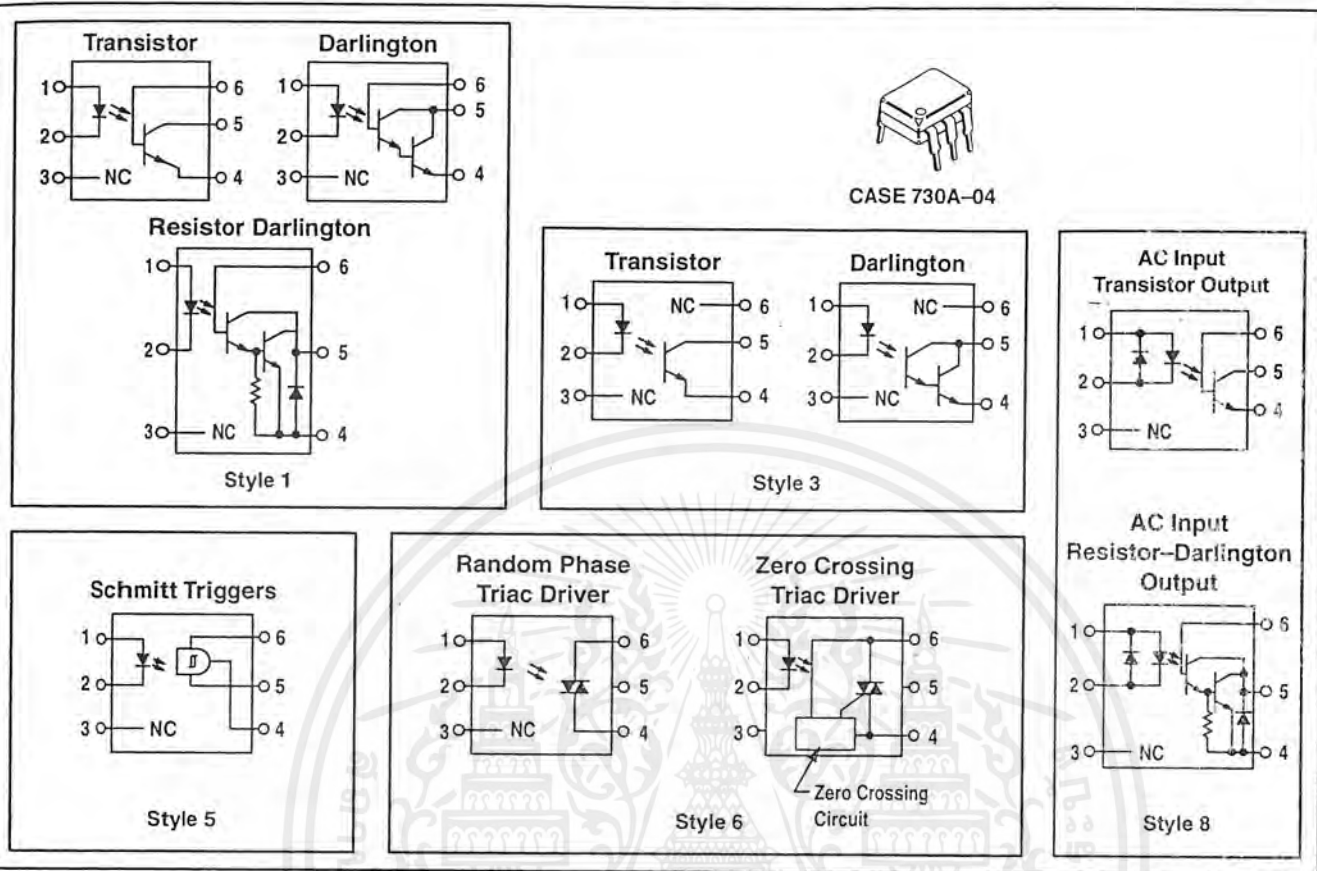


Figure 2. Geometric Design for Optoisolators

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ยกเว้นที่ห้ามให้ตบแต่งและต้องยื่นซองแดงเข้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรรมาใบใช้


# Optoisolators 6-Pin DIP Varieties and Lead Form Options




An optoisolator consists of a gallium arsenide infrared emitting diode, IRED, optically coupled to a monolithic silicon photodetector in a wide array of standard devices and encourages the use of special designs and selections for special applications. All Motorola optoisolators have  $V_{ISO}$  rating of 7500 Vac(pk), exceeding all other industry standard ratings.

Motorola offers global regulatory approvals, including UL, CSA, AUSTEL, NEMKO, BABT, SETI, SEMKO, and DEMKO. VDE(1) approved per standard 0884/8.87, with additional approvals to DIN IEC950 and IEC380/VDE 0806, IEC435/VDE 0805, IEC65/VDE 0860, VDE 110b, also covering all other standards with equal or less stringent requirements, including IEC204/VDE 0113, VDE 0160, VDE 0832, VDE 0833.


(1) VDE 0884/8.87 testing is an option; the suffix "V" must be added to the standard part number (see VDE Approved Optoisolators in Section 3).



CASE  
730A-04



S  
(S) CASE 730C-04  
Surface-mountable  
gull-wing option



T  
(T) CASE 730D-05  
Wide-spaced (0.400)  
lead form option

**Optoisolator Lead Form Options:**

Motorola's 6-pin, dual in-line optoisolators can be ordered in either a surface-mountable, gull-wing lead form or a wide-spaced 0.400" through-hole lead form, which is used to satisfy 8 mm PC board spacing requirements. **Please first consult factory regarding availability for your lead form option, prior to ordering!**

- Attach "S" to any Motorola 6-pin, dual in-line part number for surface-mountable, gull-wing lead form.
- Attach "T" to any Motorola 6-pin, dual in-line part number for wide-spaced 0.400" through-hole lead form.

**Tape and Reel Options:**

- Attach "SR2" suffix to any Motorola 6-pin, dual in-line part number for tape and reeled, surface-mountable, gull-wing lead form.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

# 6-Pin Dual In-Line Package



Table 1. Transistor Output

Pinout: 1-Anode, 2-Cathode, 3-N.C., 4-Emitter, 5-Collector, 6-Base (Style 1)

CASE 730A-04

Device	Current Transfer Ratio (CTR)		VCE	VCE(sat)			tr/ta or ton*/toff* Typ					V(BR)CEO	VF	
	% Min	@ IF mA		Volts Max	@ IF mA	IC mA	μs @ IC mA	VCC Volts	RL Ω	IF mA	Volts Max		@ IF mA	
TIL111	8	16	0.4	0.4	16	2	5/5	2	10	100		30	1.4	16
4N27	10	10	10	0.5	50	2	1.2/1.3	10	10	100		30	1.5	10
4N28	10	10	10	0.5	50	2	1.2/1.3	10	10	100		30	1.5	10
<b>4N38,A</b>	20	20	1	1	20	4	1.6/2.2	10	10	100		80	1.5	10
<b>4N25,A</b>	20	10	10	0.5	50	2	1.2/1.3	10	10	100		30	1.5	10
<b>4N26</b>	20	10	10	0.5	50	2	1.2/1.3	10	10	100		30	1.5	10
MCT2	20	10	10	0.4	16	2	1.2/1.3		5	2k	15	30	1.5	20
MCT2E	20	10	10	0.4	16	2	1.2/1.3	2	10	100		30	1.5	20
CNY17-1	40-80	10	5	0.4	10	2.5	1.6/2.3		5	75	10	70	1.65	60
MCT271	45-90	10	10	0.4	16	2	4.9*/4.5*	2	5	100		30	1.5	20
MOC8100	50	1	5	0.5	1	0.1	3.8/5.6	2	10	100		30	1.4	1
H11A1	50	10	10	0.4	10	0.5	1.2/1.3	2	10	100		30	1.5	10
H11A550	50	10	10	0.4	20	2	5*/5*	2	10	100		30	1.5	10
TIL117	50	10	10	0.4	10	0.5	5/5	2	10	100		30	1.4	16
TIL126	50	10	10	0.4	10	1	2/2	2	10	100		30	1.4	19
SL5501	45-250	10	0.4	0.4	20	2	20*/50*		5	1k	16	30	1.3	20
<b>CNY17-2</b>	63-125	10	5	0.4	10	2.5	1.6/2.3		5	75	10	70	1.65	60
MCT275	70-210	10	10	0.4	16	2	4.5*/3.5*	2	5	100		80	1.5	20
MCT272	75-150	10	10	0.4	16	2	6*/5.5*	2	5	100		30	1.5	20
<b>4N35</b>	100	10	10	0.3	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
4N36	100	10	10	0.3	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
4N37	100	10	10	0.3	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
<b>CNY17-3</b>	100-200	10	5	0.4	10	2.5	1.6/2.3		5	75	10	70	1.65	60
<b>H11AV1</b>	100-300	10	10	0.4	20	2	5*/4*	2	10	100		70	1.5	10
<b>H11AV2</b>	50	10	10	0.4	20	2	5*/4*	2	10	100		70	1.5	10
MCT273	125-250	10	10	0.4	16	2	7.6*/6.6*	2	5	100		30	1.5	20

Table 2. Transistor Output with No Base Connection

Pinout: 1-Anode, 2-Cathode, 3-N.C., 4-Emitter, 5-Collector, 6-Base (Style 3)

MOC8101	50-80	10	10	0.4	5	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
MOC8102	73-117	10	10	0.4	5	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
MOC8103	108-173	10	10	0.4	5	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
MOC8104	160-256	10	10	0.4	5	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
<b>MOC8105</b>	65-133	10	10	0.4	5	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
<b>MOC8111</b>	20	10	10	0.4	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
<b>MOC8112</b>	50	10	10	0.4	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10
MOC8113	100	10	10	0.4	10	0.5	3.2/4.7	2	10	100		30	1.5	10

Table 3. AC Input - Transistor Output

Pinout: 1-LED 1 Anode/LED 2 Cathode, 2-LED 1 Cathode/LED 2 Anode, 3-N.C., 4-Emitter, 5-Collector, 6-Base (Style 8)

Device	Current Transfer Ratio (CTR)		VCE	VCE(sat)			tr/ta or ton*/toff* Typ					V(BR)CEO	VF	
	% Min	@ IF mA		Volts Max	@ IF mA	IC mA	μs @ IC mA	VCC Volts	RL Ω	IF mA	Volts Max		@ IF mA	
<b>H11AA1</b>	20	±10	10	0.4	±10	0.5						30	1.5	±10
H11AA2	10	±10	10	0.4	±10	0.5						30	1.8	±10
H11AA3	50	±10	10	0.4	±10	0.5						30	1.5	±10
<b>H11AA4</b>	100	±10	10	0.4	±10	0.5						30	1.5	±10

Devices listed in bold, italic are Motorola preferred devices.