

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

WIRELESS ELECTROCRADIOGRAPH (ECG)



โดย
นางสาวนลิน โษทัศน์
นายบัญชา สุตธนาพันธ์

๒๗.
๒๖๘๔๑
๒๕๕๐

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 82471
วัน,เดือน,ปี..... 11 ก.ค. 2551

**ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาอิเล็กทรอนิกส์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2550**

๗๑๔๖๓๑๖
b.....
1.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีนาเบเซ

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย
WIRELESS ELECTROCRADIOGRAPH (ECG)

โดย

นางสาวนลิน โยทกัน รหัส 47010370

นายบัญชา สุครณาพันธ์ รหัส 47010404

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูริย์

ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2550

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ ปีการศึกษา 2550

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย(Wireless Electrocardiograph: ECG)

ผู้จัดทำ 1. นางสาวนลิน โยทตัน

2. นายบัญชา สุคนาพันธ์

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

นางสาวนลิน โยทคัน รหัส 47010370

นาย บัญชา สุครณาพันธ์ รหัส 47010404

รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์ อาจารย์ที่ปรึกษา

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2550

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการศึกษาการสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณหัวใจ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณหัวใจที่มีขนาดเล็กและมีความถี่ต่ำ ให้มีขนาดที่เหมาะสม และทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อใช้เป็นส่วนประมวลผล โดยส่งทางพอร์ตอนุกรมให้กับคอมพิวเตอร์ โดยผ่านระบบไร้สายแบบบลูทูธ เพื่อแสดงผลสัญญาณหัวใจบนจอมอนิเตอร์

Wireless Electrocardiograph (ECG)

Miss.Nalin Sothasan ID. 47010370

Mr. Bancha Sudthanaphun ID. 47010404

Assist.Prof. Surapan Airphaiboon (Advisor)

2nd Semester Education Year 2007

Abstract

This project studies construction of an ECG monitor containing ECG amplifier circuit use for amplify ECG, which has small amplitude and low frequency to a suitable level of amplitude for conversion from analog signal to digital signal. The digital signal their sent to serial port computer, which has a functional display ECG signal on monitor by Bluetooth.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการฉบับนี้สามารถลุล่วงไปได้ด้วยดี เพราะได้รับความช่วยเหลือจากหลายบุคคล โดยเฉพาะอย่างยิ่ง รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์ ที่คอยให้คำปรึกษาและคำแนะนำในเรื่องต่างๆ อีกทั้งพี่ปริญญาโท ที่คอยช่วยให้คำปรึกษา รวมถึงนายธนรัตน์ เคชพละและเพื่อนๆ ทุกคนที่คอยให้ยืมอุปกรณ์ต่างๆ ในการปฏิบัติงานมาโดยตลอด

จึงขอขอบคุณมา ณ ที่นี้

ผู้จัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
2.1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด	2
2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)	2
2.1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	6
2.2 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.3 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)	8
2.4 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า	9
2.4.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า	9
2.4.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า	12
บทที่ 3 ลักษณะพื้นฐานและวงจรพื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	13
3.1 ระบบของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph: ECG)	13
3.1.1 ภาควัดรับ (Detector)	13
3.1.2 ภาควิขยาย (Amplifier)	13
3.1.3 ภาควัดแสดงผล (Output Display Device)	13
3.2 สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการตรวจวัดสัญญาณ	13
3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณ	14
3.1.1 ช่วงการทำงาน (Range)	14
3.1.2 ความไว (Sensitivity)	14
3.1.3 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)	15
3.1.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)	15
3.1.5 ความแม่นยำ (Accuracy)	15
3.1.6 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)	15
3.1.7 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)	15
3.1.8 ความแม่นยำ (Accuracy)	16

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.1.9 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)	16
3.1.10 ความเสถียร (Stability)	16
3.1.11 การแยกออก (Isolation)	16
3.1.12 ความง่าย (Simplicity)	16
3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)	16
3.4.1 อัตราการขยายสัญญาณสูง	16
3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูงๆ	17
3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ	19
3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม	20
บทที่ 4 การออกแบบและการสร้างเครื่องแสดงคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ	21
4.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	21
4.2 การออกแบบและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	21
4.2.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Instrument Amplifier)	21
4.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto zero circuit)	24
4.2.3 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter)	25
4.2.4 วงจรยกระดับแรงดัน DC Level shift	28
4.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล (Processing Unit)	28
4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล (ADC)	28
4.3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PSoC Microcontroller)	31
4.3.3 ESD200 โมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ	35
บทที่ 5 การทดลอง และผลการทดลอง	39
5.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	39
5.2 การทดสอบวงจรภาคประมวลผล	46
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง	51
ภาคผนวก	53
กิตติกรรมประกาศ	73
หนังสืออ้างอิง	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทรอนิกส์โคโพล	2
รูปที่ 2.2 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก SA Node ไปยังส่วน ต่างๆของหัวใจ(เมื่อ SA Node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าเริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)	3
รูปที่ 2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I	5
รูปที่ 2.4 ศักดาไฟฟ้าที่ทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	6
รูปที่ 2.5 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำ การทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กทรอนิกส์โคโรดได้	11
รูปที่ 3.1 จุดต่อของสัญญาณเข้า (input) และสัญญาณออก (output) ของวงจรมายผลต่าง (Differential Amplifier)	18
รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์	21
รูปที่ 4.2 บล็อกไดอะแกรมของภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	22
รูปที่ 4.3 วงจรขยายความแตกต่าง	23
รูปที่ 4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	24
รูปที่ 4.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กทรอนิกส์โคโรดถูกรบกวน	25
รูปที่ 4.6 วงจรกรองความถี่ต่ำ Low Pass Notch Filter	26
รูปที่ 4.7 วงจรยกระดับแรงดัน	28
รูปที่ 4.8 การทดสอบ ไอซี ADC 0804	30
รูปที่ 4.9 การใช้งาน PSoC Microcontroller	34
รูปที่ 4.10 รูปตัวอย่างของ ESD02	36
รูปที่ 4.11 การจัดขาสัญญาณของ โมดูล ESD02	36
รูปที่ 4.12 รูปตัวอย่างของ ZX-BT232	37
รูปที่ 4.13 วงจรของ ZX-BT232	37
รูปที่ 4.14 รูปตัวอย่างของ ADX-ESD02	38
รูปที่ 4.15 วงจรของ ESD02	38

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter)	39
รูปที่ 5.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจร	41
รูปที่ 5.3 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยใช้ อิซีจี ซิมมูลเตเตอร์	41
รูปที่ 5.4 การป้อนสัญญาณแบบ Difference Mode	42
รูปที่ 5.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายเฉลี่ยกับความถี่ของวงจร ECG Amplifier	44
รูปที่ 5.6 การป้อนสัญญาณอินพุทแบบ Common Mode	44
รูปที่ 5.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า CMRR กับความถี่	45
รูปที่ 5.8 วงจรที่ใช้ในการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล	46
รูปที่ 5.9 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุทด้วยสัญญาณรูปไซน์ 5 Hz	48
รูปที่ 5.10 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุทด้วยเครื่อง อิซีจี ซิมมูลเตเตอร์	48
รูปที่ 5.11 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทดสอบเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์	49
รูปที่ 5.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอคอมพิวเตอร์	49
รูปที่ 5.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลทางออสซิลโลสโคป	50
รูปที่ 5.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์	50
รูปวงจรเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจภาคขยาย	55
รูปวงจรเครื่องแสดงผลคลื่นหัวใจภาคประมวลผล	56

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 4.1 รายละเอียดขาสัญญาณของ โมดูล ESD02	36
ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter)	40
ตารางที่ 5.2 ผลการวัดการตอบสนองทางความถี่	43
ตารางที่ 5.3 ผลการทดลองหาค่า CMRR	45
ตารางที่ 5.4 ผลการทดลองการแปลงค่าจากอนาลอกเป็นดิจิตอล	47
ตารางที่ 5.5 แสดงผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก	41



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในปัจจุบันนี้อัตราการเสียชีวิตของมนุษย์มีปริมาณลดลงอย่างมากเมื่อเทียบกับในอดีตที่ผ่านมา เนื่องด้วยการพัฒนาการทางการแพทย์ที่เจริญก้าวหน้าขึ้น โดยการนำเอาเทคโนโลยีใหม่ๆ เข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาล แต่เนื่องจากอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ส่วนใหญ่จะนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทำให้อุปกรณ์และเครื่องมือเหล่านี้มีราคาแพง ดังนั้นคนไทยจึงพยายามที่จะประดิษฐ์และคิดค้นเครื่องมือทางการแพทย์ขึ้นเอง เพื่อให้ราคาถูกแต่ยังมีประสิทธิภาพเท่าเทียมกับที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ

เนื่องด้วยในประเทศไทยมีผู้ป่วยโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก จึงสังเกตเห็นว่าเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อแพทย์ในการวินิจฉัยอาการของโรค ซึ่งถือว่ามีประโยชน์ต่อวงการแพทย์อย่างมาก ดังนั้นทางคณะผู้จัดทำจึงสังเกตเห็นในความสำคัญนี้จึงคิดประดิษฐ์เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลทางคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางบลูทูธซึ่งเป็นเทคโนโลยีที่ได้รับความนิยมในปัจจุบัน

วัตถุประสงค์

1. ศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะแสดงผลทางคอมพิวเตอร์
2. ออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกทางคอมพิวเตอร์
3. เป็นการส่งเสริมและพัฒนาความก้าวหน้าของอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ให้เจริญก้าวหน้า

ขอบเขตโครงการ

ในปีการศึกษานี้ได้ออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบไปด้วยส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ส่วนของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ และส่วนของวงจรกรองความถี่ 50 Hz ไม่ให้ผ่านโดยจะถูกกำจัดออกจากวงจรเพื่อป้องกันสัญญาณรบกวน หลักการนั้นสัญญาณที่ได้จะถูกแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล เพื่อทำการเชื่อมต่อผ่านระบบไร้สายบลูทูธด้วยโมดูล ESD02 ที่มีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลพีซีซีคอนความถี่การส่งข้อมูลแล้วแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ออกทางจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

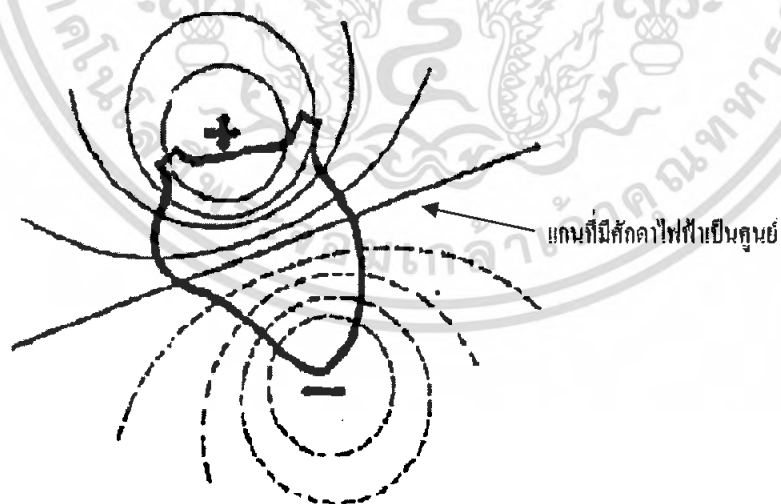
ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้เป็นการศึกษาความเป็นมาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นหัวใจ โดยส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึงการทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ตลอดจนแนวทางในการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด

2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

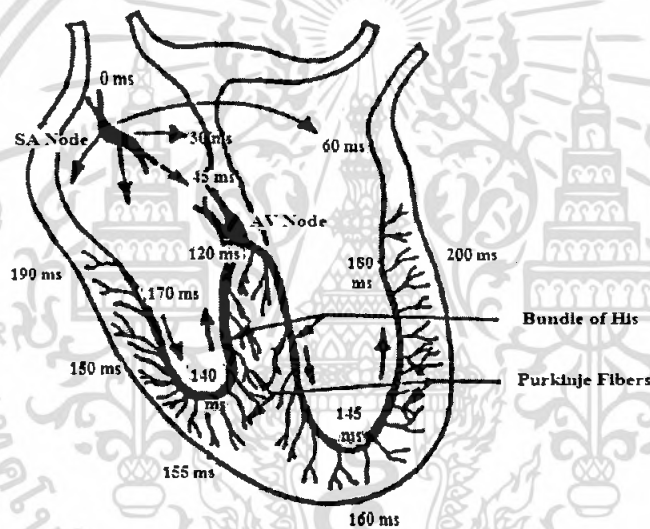
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำคือร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนังมีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาค่าแห่งที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับทิศทางของการเคลื่อนไฟฟ้าหัวใจ เพื่อให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าไปที่อิเล็กโทรดของเครื่องมอนิเตอร์ได้ดังนี้ ถ้าวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดแบบไบโพลาร์ (Bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวกและขั้วลบถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรด จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนขึ้น แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งออกจากขั้วบวกแล้วพุ่งเข้าสู่ขั้วลบ จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนลงล่างถ้าทิศทางของการกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางทำมุมกับแนวของอิเล็กโทรด ทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าเบี่ยงเบนน้อยลง และถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังทำมุมฉากกับแนวอิเล็กโทรดจะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีค่าเบี่ยงเบนปรากฏ



รูปที่ 2.2 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก SA Node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ (เมื่อ SA Node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าเริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

พิจารณาการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจาก SA node (Sino-atrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจบนขวา SA node นี้เป็นเสมือนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในวงจรอิเล็กทรอนิกส์คือ จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาอย่างต่อเนื่องสำหรับผู้ใหญ่ในขณะที่พักผ่อนจะให้อัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจาก SA node จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามสิ่งเร้าภายนอก เช่น ถ้ามีอาการตกใจ SA node ก็จะทำให้อัตราของคลื่นไฟฟ้าเพิ่มขึ้น เป็นต้น คลื่นไฟฟ้าที่เกิดจาก SA node นี้จะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจจากส่วนบนไปส่วนล่าง เมื่อคลื่นไฟฟ้ากระจายออกรอบๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนก็จะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจส่วนบนและคลื่นไฟฟ้าจะส่งมาที่ AV node (Atrioventricular node) แล้วส่งผ่านไปตาม Bundle of His Purkinje Fibers และเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง VA node เรียกว่า Atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.12 - 0.22 วินาที

เมื่อ SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บางกว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อยกว่าจึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชันของมันปรากฏเพียงเล็กน้อย ทิศทางการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเฉียงไปทางซ้าย โดยปกติจะมีทิศทางเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดทั้ง Lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดที่ได้รับจะมีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อย ซึ่งได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น P (P wave)

ต่อมาเมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชันมาถึง AV node จะมีการหน่วงเวลาระหว่างช่วงเวลานี้ ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนคลื่นผ่าน AV node ช้ามาก และจากนั้นจะเข้าสู่ระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง (Ventricular conduction system) ได้แก่ Common bundle of His และ Bundles branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ Common bundle of His มีขนาดเล็กจึงไม่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าได้

เมื่อคลื่นไฟฟ้าของดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อที่เป็นผนังร่วมของหัวใจห้องซ้ายและขวาซึ่งอยู่ภายในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามีทิศทางจากซ้ายไปขวาและมีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับดีโพลาไรเซชันที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอก จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนังปรากฏว่าที่ Lead I คลื่นไฟฟ้ามีการเบี่ยงเบนลงล่างเล็กน้อยได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น Q (Q Wave) ส่วนที่ Lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นเล็กน้อย

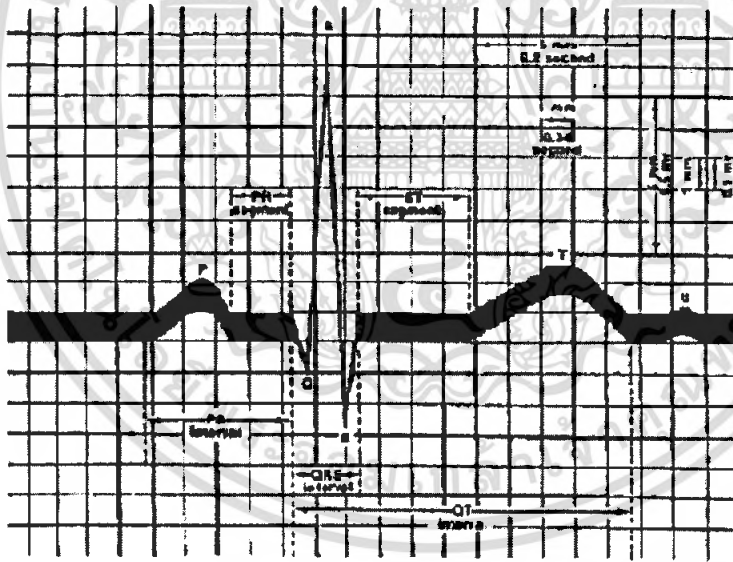
จากนั้นดีโพลาไรเซชันจะกระจายไปตามระบบสื่อนำของหัวใจและในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวาโดยทั่วไปดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้นผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างเฉียงไปทางซ้ายและเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้มีมวลมากทำให้ได้รับคลื่นไฟฟ้าเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากทั้งใน Lead I และ Lead aVF ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น R (R Wave)

ดีโพลาไรเซชันยังคงผ่านไปในส่วนที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างบริเวณสุดท้ายที่มีปฏิกิริยาก็คือตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้ายหรือบริเวณที่โลหิตไหลจากหัวใจห้องล่างขวา ในช่วงเวลานี้การกระจายทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้า ดังนั้นที่ Lead aVF คลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเบี่ยงเบนลงล่างได้รูปคลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า คลื่น S (S wave)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดรีโพลาริเซชันไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมากจนกระทั่งเกิดรีโพลาริเซชัน (Repolarization) ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST จึงมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาและกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนจึงมีอิทธิพลต่อทิศทางไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาริเซชัน ในหัวใจปกติจึงมีทิศทางไปทางซ้ายเฉียงลงล่างในทิศทางเดียวกับมวลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาริเซชันของหัวใจห้องล่างทำให้ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น T (T Wave)

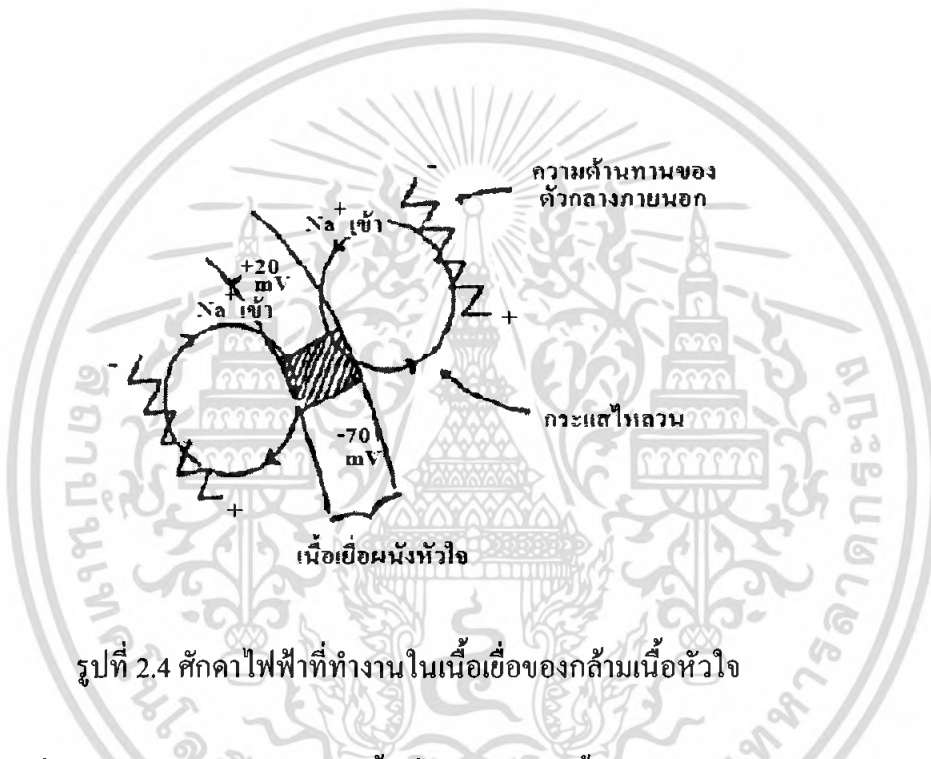
สรุปได้ว่าเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยติดอิเล็กโทรดที่แขนขวา แขนซ้ายและเท้าตาม Lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.3 แต่ละส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษรและจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่างๆของหัวใจใน 1 รอบการทำงาน เช่น คลื่น P เกิดการดีโพลาริเซชันของหัวใจห้องบนห้องบนบีบตัว โดยทั่วไปในคนที่หัวใจปกติความสูงของคลื่น R จะมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ความสูงของคลื่น T ประมาณ 1 ใน 3 ของความสูงของคลื่น R



รูปที่ 2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I

2.1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action potential) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่ทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS หรือ ในระหว่างที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T



รูปที่ 2.4 ศักดาไฟฟ้าที่ทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

จากรูปที่ 2.4 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจกระจายลงล่าง โซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงจูงใจเป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 มิลลิโวลต์ ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 มิลลิโวลต์ การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านั้นรวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอกทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกร่วมและมีขั้วคงรูปบริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงาน จะเป็นบวกเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย เราวัดความต้านทานต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนังทำการขยายศักดาแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่างๆ บนร่างกายจะมีผลทำให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดเปลี่ยนแปลงหรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้เหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับผู้ใดเห็นว่าเป็นประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกาย ด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น พารามิเตอร์ของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการความ ผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับ หัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษ กราฟ ซึ่งมีแกนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) และแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็น มิลลิโวลต์) แล้วอาศัยความชำนาญของแพทย์ในการแปลผลออกมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสันนิษฐาน เป็นต้น แล้ว ทำการสรุปผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น คาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการ วิเคราะห์ทั้ง 12 ลีด มาตรฐานหรือเพียงลีดหนึ่งขึ้นกับความสามารถและความชำนาญของ ผู้เชี่ยวชาญ ข้อจำกัดของวิธีแบบนี้ คือ เนื่องด้วยภารกิจประจำวันของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้ การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบัน ด้วยความก้าวหน้าของ เทคโนโลยีทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคนได้ โดย การแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปข้อมูลดิจิทัลแล้วส่งผลไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรม ที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงาน ผลให้ทราบ ซึ่งช่วยแก้ปัญหาบางส่วนของวิธีการวิเคราะห์แบบเดิมได้ เช่น ในกรณีที่แพทย์หรือ ผู้เชี่ยวชาญมีภารกิจไม่สามารถทำการวิเคราะห์ผลได้ ทั้งวิธียังให้ผลที่รวดเร็ว ถูกต้องและแม่นยำ ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของ บุคลากรหรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่ผลการวิเคราะห์ยังคงความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจยังสามารถพิจารณาได้ 5 หัวข้อคือ

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

การวิเคราะห์ทั้ง 5 หัวข้อนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจโดยสามารถ สังเกตได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละหัวข้อจะมีวิธีการสังเกตที่แตกต่างกันไปซึ่งสามารถศึกษา

วิธีการต่างๆนี้จากเอกสารอ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)

จังหวะการเต้น(Rhythm) เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึงความสามารถใสหารทำงานของหัวใจสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงถึงความผิดปกติของหัวใจ โดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จังหวะการเต้นของไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอนตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจ เพราะว่าทุกๆ ส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างปกติ แต่เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ก็จะทำให้จังหวะการเต้นผิดปกติไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นมีศัพท์ทางการแพทย์เรียกว่า Arrhythmia หมายถึงความผิดปกติของจังหวะ (Abnormal rhythm)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจจะแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็วขึ้น ดังต่อไปนี้

1. Varying Rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณ คือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ความผิดปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดา

2. Extra Beats and Skips เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ซึ่ง Extra Beats หมายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วน Skips หมายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะสามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปอีกลูกหนึ่ง (Pause)

3. Rapid Rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุมาจากมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจจะผิดปกติหรือไม่นั้นขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งมีลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณ เนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว

4. Heart Block เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งมีพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณ คือ SA node, AV node และ Bundle Branch

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้งานกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณาคือ อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่จะต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้ และสิ่งที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจก็จะอาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ ดังนั้นจึงต้องศึกษาถึงอันตรายที่มีต่อผู้ป่วยและวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว

2.4.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

อาการช็อกที่จะเกิดกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้นจะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อก (Macroshock) เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าร่างกายผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่งคือ ไมโครช็อก (Microshock) เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนังจึงทำให้ทางเดินกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ

กระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดมาโครช็อกมีค่ามากกว่ากระแสที่ทำให้เกิดไมโครช็อกหลายเท่า ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อก โดยผู้ทำการทดลองถืออิเล็กโทรดสองอันโดยถือมือละอันแล้วปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่างๆกัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าเกิดอาการต่างๆ ของผู้ทดลองที่ค่าของกระแสที่ระดับนี้เรียกว่า Perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชายประมาณ 50% ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1 มิลลิแอมป์ ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนแปลงไปจะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 เฮิร์ตซ์

เมื่อเพิ่มกระแสให้มากกว่าระดับที่เริ่มรู้สึกจนถึงค่าประมาณ 10-20 มิลลิแอมป์ จะเริ่มรู้สึกชาที่มือหรือร่างกายและกล้ามเนื้อที่มีมือจะมีอาการเกร็งตลอดเวลาจนทำให้บางคนไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้ กราฟรูปที่ 2.5 เป็นผลจากการทดลองกับผู้ใหญ่ชายได้เป็นค่ากระแสที่ความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ ซึ่ง 50% ของผู้ทดลองไม่สามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้สังเกตว่าต้องใช้กระแสมากขึ้น ถ้าลดความถี่ให้ต่ำลงหรือเพิ่มความถี่ให้สูงขึ้น

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 มิลลิแอมป์ ผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกปวดและบางคนถึงกับหมดสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด Ventricular Fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 มิลลิแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นเวลา 0.03 วินาที กับการใช้กระแส 100 มิลลิแอมป์ เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด Fibrillation

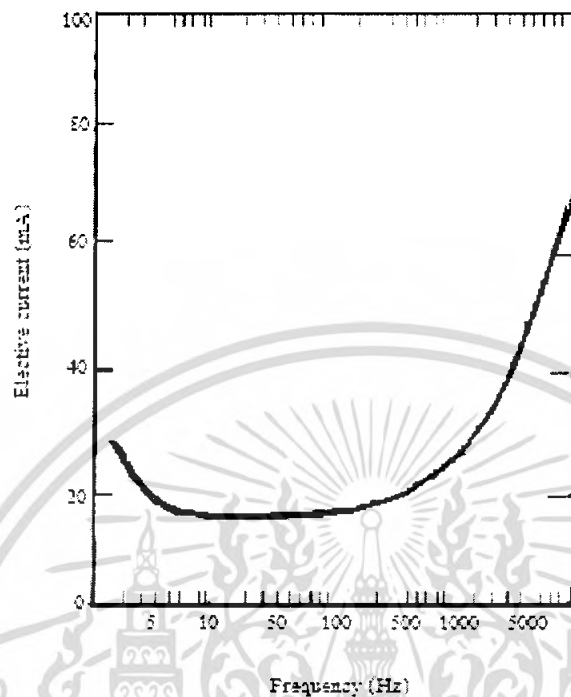
ข้อมูลจากการทดลองจากสัตว์หลายๆ ชนิด สามารถนำมาประเมินในค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์ได้

สำหรับความถี่ 60 เฮิรตซ์ ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์มีค่าประมาณ $116/\sqrt{t}$ มิลลิแอมป์ เมื่อ t คือ ช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นเวลาวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสนาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 มิลลิแอมป์ ถ้าปล่อยนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ปลอดภัยคือ 58 มิลลิแอมป์

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 A หรือมากกว่านี้จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการคล้ายกับการเกร็งที่มีมือจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอิเล็คโตรดได้ ถ้าเพิ่มกระแสขึ้นไปเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราวและผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิเล็คโตรดต่อผิวหนังและการสัมผัสกับอิเล็คโตรด

ในกรณีของไมโครช็อก กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทางสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง จะเห็นว่า Ventricular Fibrillation สามารถเกิดจากไมโครช็อกได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อกมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง 17 ไมโครแอมป์ เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด Ventricular Fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่าค่ากระแสที่ทำให้เกิด Ventricular Fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงมีค่าประมาณ 30 ไมโครแอมป์

จากการทดลองเหล่านี้ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 60 เฮิรตซ์ แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกับแหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 50 เฮิรตซ์ ดังในกราฟรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำการทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้

ไมโครชิพก็มีโอกาสเกิดขึ้นได้มากเนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆ มีหลายคนที่จะเป็นต้องใช้อะลูดสวน (Cathode) เข้าไปตามเส้นโลหิตเพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือเพื่อฉีดสารสีในการฉายรังสี หรือเพื่อใช้วันแรงดันโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องมือควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pace maker) โดยใช้อะลูดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว อะลูดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยให้ความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครชิพ

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชำรุด หรือสายไฟที่ฉนวนชำรุด หรือขั้วต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย แต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจจะเกิดในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกเฉลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงออกมาจากผนังห้องหรือล้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือหรือเตียงแล้วพาดไปตามพื้น มีหลายครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟฟ้า 2 เส้นและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (Ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟฟ้าเส้นใดเส้นหนึ่งขาดเครื่องมือก็จะไม่ทำงาน และถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจรจะทำให้ฟิวส์ขาดทั้งสองกรณีสังเกตได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องมือก็ยังทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ภายในร่างกาย

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจจะเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาลไม่มีสายดินและเมื่อเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออก หรือมีฉะนั้นก็ใช้วิธีแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอและเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็ต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่างๆ เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องมือทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่ออยู่กับอิเล็กทรอนิกส์ภายในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่งไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

2.4.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตามอันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทางแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้ ร่างกายของคนเรามีความรู้สึกต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 50 เฮิร์ตซ์ และเนื่องจากที่ความถี่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ค่า $X_c = \infty$ ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่วอันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (stray capacitance) อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่งโดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงาน โดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 50 เฮิร์ตซ์ มากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด Ventricular Fibrillation น้อยมาก การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจทำได้โดยการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (Rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษจึงไม่เหมาะที่จะใช้แบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 50 เฮิร์ตซ์ มากๆ ให้อยู่ในช่วงที่มีความไวของหัวใจต่อการเกิด Ventricular Fibrillation น้อยมากแล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออกที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผลจะถูกส่งผ่านทางแสงเพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีส่วนใดสัมผัสกับระบบแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ลักษณะพื้นฐานและวงจรพื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 ระบบของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph : ECG)

โดยทั่วไปเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องมีส่วนประกอบหลักดังนี้

3.1.1 ภาคตรวจรับ (Detector)

ภาคนี้จะทำหน้าที่ตรวจเลือกและเก็บสัญญาณจากร่างกายเพื่อนำไปบันทึก ถ้าสัญญาณหรือสิ่งที่ต้องการจะตรวจเก็บเป็นพลังงานไฟฟ้าอยู่แล้ว เช่น จากหัวใจ, สมอ, กล้ามเนื้อและประสาท ภาคตรวจรับจะทำการเลือกและเก็บสัญญาณเข้าไปได้โดยตรง

3.1.2 ภาคขยาย (Amplifier)

ภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและตัดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีค่ามากขึ้น และเนื่องจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพียง 1-2 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงต้องทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ตรวจจับได้มีค่าสูงขึ้น เพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจให้เห็นได้อย่างชัดเจนในส่วนของภาคแสดงผล

3.1.3 ภาคแสดงผล (Output Display Device)

เมื่อสิ่งที่จะตรวจวัด ได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดมากพอตามความต้องการแล้วจะถูกป้อนเข้ามายังภาคสุดท้ายเพื่อการแสดง หรือการบันทึก เช่น บันทึกโดยการเขียนลงบนกระดาษ แสดงทางจอภาพออสซิลโลสโคป หรือแสดงผลทางจอภาพคอมพิวเตอร์ เป็นต้น

3.2 สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการตรวจวัดสัญญาณ

เนื่องจากการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากร่างกาย มักจะเกิดปัญหาขึ้น ดังนั้นในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนจึงมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงและนำมาพิจารณาด้วยหลายประการดังต่อไปนี้

1. ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย โดยค่าที่เปลี่ยนแปลงได้มักเป็นการเปลี่ยนแปลงที่เป็นไปตามเวลา และเมื่อเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการบันทึกแต่ละคนแล้วยังเปลี่ยนแปลงได้มากขึ้นไปอีก ฉะนั้นจะต้องใช้วิธีการทางสถิติเพื่อช่วยตัดปัญหาต่างๆ ออกไป

2. การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่างๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่างๆ มีวงจรป้อนกลับมาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่อการทำงานของอวัยวะอื่นๆ ด้วย เมื่อมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนเว็บไซต์ใดๆ ไม่ว่ากรณใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกระตุ้นส่วนหนึ่งส่วนใดในระบบหนึ่งจะมีผลต่อการทำงานของระบบนั้นทุกส่วน การแปรผลจากการบันทึกต้องทำด้วยความระมัดระวัง

3. สิ่งที่ไม่ต้องการในทางชีววิทยาและในทางการแพทย์ ซึ่งใช้คำว่า “อาร์ติแฟกต์ (Artifact)” เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริง เช่น ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกายแต่กับมีคลื่นไฟฟ้าสลับเข้ามารบกวนในภาพบันทึก เป็นต้น ปัญหาสำคัญอีกอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการบันทึกจากสิ่งมีชีวิตคือการเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไป เพราะอิเล็กโทรดที่ใช้หลายอย่างมีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้แยกไม่ได้จากสัญญาณที่ต้องการจริง ดังนั้นจะต้องคำนึงถึงความผิดพลาดข้อนี้ไว้ด้วย

4. ในด้านความปลอดภัยในการตรวจสัญญาณจากผู้ป่วยจำเป็นต้องอาศัยจากตัวผู้ป่วยไปยังเครื่องมือ โดยวิธีการเช่นนี้อาจมีโอกาสที่จะเกิดอันตรายจากการที่ไฟฟ้าของเครื่องมือรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้ ฉะนั้นจะต้องระมัดระวังอันตรายงนี้อยู่เสมอ

3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณ

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับคนนั้นจึงต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่จะต้องพิจารณาถึงหลายอย่าง ดังนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้จึงน่าจะพิจารณาถึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

3.3.1 ช่วงการทำงาน (Range)

เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือ ตั้งแต่น้อยที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่า สัญญาณน้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วรายงานผลได้ชัดเจน คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญเพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งมีชีวิตโดยทั่วไปนั้นมีการเปลี่ยนแปลงได้มาก คือมีช่วงกว้าง ดังนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

3.3.2 ความไว (Sensitivity)

ความไวของเครื่องมือนี้หมายความว่า เครื่องมือนั้นๆ สามารถรายงานความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ปัจจุบันนี้มีข้อแตกต่างจากคุณสมบัติข้อแรก คือ ความไวนั้นไม่เกี่ยวกับช่วงการทำงานทั้งหมดของเครื่องมือ แต่จะเกี่ยวข้องกับกำลังขยายของเครื่องมือซึ่งเมื่อสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยก็สามารถจะรายงานผลได้ อย่างไรก็ดี ถ้าเครื่องมือมีความไวมากเกินไปก็กลับเป็นข้อเสีย คือ ความเป็นเชิงเส้น (Linearity) จะน้อยลง และไม่ค่อยมีเสถียรภาพ (Stability) ดังนั้นเครื่องมือแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่พอเหมาะ (Optimal sensitivity) เท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

เมื่อสัญญาณที่ส่งออกจากเครื่องมือผันแปร โดยตรงกับสัญญาณที่ป้อนเข้าไปในเครื่องมือ เรียกว่า เครื่องมือนั้นมีความเที่ยงตรงดี เป็นระบบเส้นตรง แต่เครื่องมือบางชนิดอาจต้องการความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเส้นตรงก็ได้

3.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)

การตอบสนองต่อความถี่เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่างๆ ของการวัด เครื่องมือที่ดีควรมีความไวเพียงพอต่อความถี่ทุกช่วง จึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงหรือผิดเพี้ยนไป

3.3.5 ความแม่นยำ (Accuracy)

ความแม่นยำทราบได้โดยการวัดความผิดพลาด ซึ่งความผิดพลาดนั้นอาจมีสาเหตุหลายประการด้วยกัน ตัวอย่างเช่น

- ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องอิเล็กทรอนิกส์เอง
- ความผิดพลาดที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของเครื่องมือวัด
- คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงจากสภาพแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ เป็นต้น
- ความผิดพลาดในด้านการอ่านผล

3.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)

สิ่งรบกวน (Noise) ในทางอิเล็กทรอนิกส์นั้นเป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณที่ต้องการวัดมีค่าน้อยจะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ต้องการให้อัตราส่วนนี้มีค่าพื้นฐาน (baseline) หรือสัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้น สิ่งรบกวนนั้นนอกจากจะเกิดจากกระแสไฟฟ้าสลับ จากสายไฟซึ่งมีอยู่มากมายแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตและแม่เหล็กไฟฟ้าด้วย ซึ่งสิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า “Interference noise”

3.3.7 ความเสถียร (Stability)

ความเสถียรของเครื่องมือขึ้นกับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี กล่าวคือ เป็นความสามารถของเครื่องมือที่จะรักษาสมรรถภาพการทำงานให้คงที่แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณเข้าเปลี่ยนแปลงไป ส่วนความเสถียรของเส้นพื้นฐาน (Baseline stability) นั้นเป็นการรักษาเส้นพื้นฐานให้คงที่ไม่ให้แกว่ง (drift) กล่าวคือ ไม่ให้มีการแกว่งขึ้นหรือลง

3.3.8 การแยกออก (Isolation)

การแยกเช่นนี้เป็นการป้องกันไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกันโดยตรงระหว่างตัวผู้ป่วยและเครื่องมือ ซึ่งจะเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้าและเพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนของเครื่องมือต่างๆ ในการตรวจวัดและบันทึก ด้วยเทคนิคการแยกออกนี้โดยมากจะอาศัยการเหนี่ยวนำ (Induction) หรือการส่งคลื่นวิทยุ (radio transmission)

3.3.9 ความง่าย (Simplicity)

ระบบการทำงานต่างๆ ในเครื่องมือควรมีความง่าย คือ ไม่สลับซับซ้อนเพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือการขัดข้อง โดยเฉพาะเครื่องมือหลายอย่างเกี่ยวข้องโดยตรงกับชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องมือที่ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่ต้องการอย่างมาก

3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)

วงจรรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยามีหลักการเช่นเดียวกับวงจรรขยายที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำ ลักษณะของวงจรรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ คือ

1. มีอัตราขยายสัญญาณสูงที่ทุกๆ ความถี่ (High gain)
2. มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง (High common mode rejection ratio)
3. ค่าความต้านทานขาเข้าของวงจรต้องมีค่าสูงเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเล็กโทรด และค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต้องมีค่าต่ำ (High input impedance and low input capacitance)
4. มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป (Proper frequency response)

อย่างไรก็ดีต้องระลึกอยู่เสมอว่าคุณสมบัติเหล่านี้มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกันอย่างใกล้ชิด ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดของคุณสมบัติแต่ละข้อดังต่อไปนี้

3.4.1 อัตราขยายสัญญาณสูง

วงจรรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการกำลังขยายสูง เพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อยอย่างมากมายก็มีค่าเพียงหน่วยมิลลิโวลต์เท่านั้น และเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมาก ซึ่งหมายความว่าสัญญาณอาจจะมีค่าน้อยหรือค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนแปลงไปได้ในช่วงๆ หนึ่งด้วย ดังนั้นวงจรที่นำมาใช้ในการขยายสัญญาณจึงต้องมีลักษณะสำคัญ คือ มีกำลังขยายสูงๆ ในทุก ๆ ช่วงความถี่ แต่อย่างไรก็ดีวงจรรขยายที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมจะขยายสิ่งรบกวนเข้าไปด้วยดังนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของวงจรรขยายไม่เอื้ออำนวยเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้เข้าไปใช้ประโยชน์ตามการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดีเท่าที่ควร ซึ่งปัญหานี้แก้ไขได้โดยใช้วงจรขยายที่เรียกว่า วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูงๆ

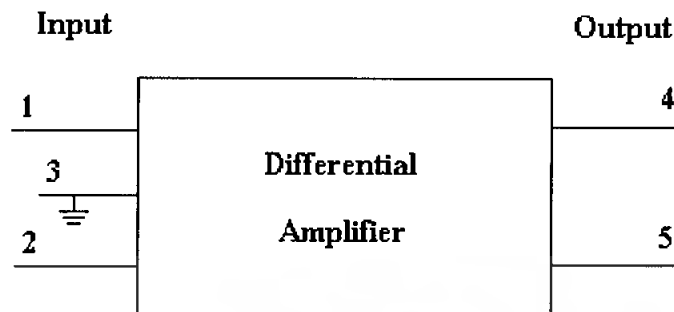
ความสามารถของวงจรขยายนอกจากในด้านการขยายสัญญาณแล้วยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า “Common Mode Rejection Ratio (CMRR)” ซึ่งคุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของวงจรขยายผลต่างดังนั้นจึงขออธิบายพื้นฐานของวงจรขยายผลต่างดังต่อไปนี้

วงจรขยายผลต่างเป็นวงจรขยายที่ใช้การทำงานของหลอดอิเล็กทรอนิกส์หรือทรานซิสเตอร์เป็นคู่ๆกัน แทนที่จะใช้เรียงเป็นแนวเดียวอย่างเช่นที่พบในวงจรขยายธรรมดา ลักษณะที่สำคัญในการทำงานของวงจรขยายผลต่าง คือ การไม่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งความสูงและเวลา) ที่ทางนำเข้า (input terminal) แต่จะขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้าไปยังทางนำเข้าทั้งสองของวงจรขยาย เท่านั้น

ขณะที่ทำการวัดศักย์ไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ อิเล็กโตรดอาจรับกระแสไฟสลับจากแหล่งจ่ายไฟ, ระบบสายดินไม่ดี หรืออาจมีสาเหตุอื่นๆ ซึ่งถ้านำสัญญาณขณะนี้เข้าไปขยายในวงจรขยายแบบธรรมดา (Single-ended Amplifier) กระแสไฟสลับที่เป็นสาเหตุของการรบกวนจะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดด้วย และถ้าหากสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้วก็จะยิ่งทำให้การแยกสัญญาณที่ต้องการออกทำได้ยากมากขึ้น ดังนั้นเพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัดจะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (Shielding system) หรือใช้วงจรขยายผลต่างในการขยายภาคต้นๆ (first stage) หรือในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

วงจรขยายผลต่าง ทำหน้าที่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เกิดขึ้นในขณะใด ๆ ตรงจุดที่นำสัญญาณป้อนเข้า ดังรูปที่ 3.1 จะตรงกับทางนำเข้า 1 และ 2

ถ้าหากนำสัญญาณที่มีความสูงและเฟสเหมือนกัน ป้อนเข้าไปยังขั้ว 1 และ 2 ในขณะหนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายออกทางช่องทางของสัญญาณส่งออก (Output) ที่ 4 และ 5 เลข ซึ่งโดยวิธีนี้อาจทำให้เห็นประโยชน์ของวงจรขยายผลต่างได้ชัดเจนมากขึ้น นั่นคือสัญญาณที่มีลักษณะเป็นสัญญาณที่มีเฟสตรงกัน (inphase signal) ที่เกิดในสายไฟฟ้ากระแสสลับ หรือเกิดจากแหล่งอื่นนอกบริเวณของ อิเล็กโตรด (electrode field) จะถูกตัดออก คือไม่รับเข้าไปขยายในวงจรซึ่งสามารถที่จะไม่รับสัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปขยายนี้ เรียกว่า Common Mode Rejection ซึ่งมีค่าขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณที่ป้อนเข้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 3.1 จุดต่อของสัญญาณเข้า (input) และสัญญาณออก (output) ของวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

Common Mode Rejection Ratio (CMRR) เป็นอัตราส่วนระหว่างกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันเข้าทางเข้าทั้งสองของวงจรขยายต่อกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกันให้กับวงจร ตัวอย่างเช่น เมื่อป้อนสัญญาณเหมือนกันขนาด 1 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองแล้ว ได้สัญญาณส่งออก 0.01 โวลต์ แต่เมื่อป้อนสัญญาณที่มีความแตกต่างกับ 0.001 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองจะได้สัญญาณส่งออก 1 โวลต์

เพราะฉะนั้นจะได้ค่า $CMRR = (1/0.001)/(0.01) = 100,000$

สิ่งสำคัญที่ต้องระวังคือ ในกรณีที่อิเล็กโตรดมีความต้านทานสูงมาก จะทำให้ค่าของ CMRR ในขณะที่มีอิเล็กโตรดต่อกับวงจรขยายมีอัตราขยายมีอัตราส่วนลดลงจากค่า CMRR ของวงจรขยายในขณะที่ไม่มีอิเล็กโตรดต่อกับวงจรขยาย เนื่องจากเหตุผลคือ ตัวอิเล็กโตรดเองและความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งศักย์ไฟฟ้า (voltage divider) และเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโตรดจะทำให้มีค่าเท่ากันได้ ศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าจึงแตกต่างกัน เป็นผลให้ CMRR มีค่าลดลง

ถ้าความต้านทานของอิเล็กโตรดมีค่าน้อย เมื่อเปรียบเทียบกับความต้านทานของวงจรขยาย จะได้ค่า CMRR ก่อนข้างสูงซึ่งเทียบได้กับการใช้อิเล็กโตรดชนิดที่ปิดที่ผิวหนังหรืออิเล็กโตรดขั้วเดียว แต่ถ้าความต้านทานของอิเล็กโตรดไม่เท่ากันหรือ ถ้าวงจรขยายมีค่าความต้านทานขาเข้าต่ำ และอิเล็กโตรดความต้านทานสูง ก็จะทำให้ค่า CMRR ลดลง และนอกจากนั้นค่า CMRR ยังลดลงเมื่อความถี่ของสัญญาณลดลงด้วย

3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ

ก. ความต้านทานขาเข้า (Input Impedance)

ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยาย หมายถึง อัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อกระแสไฟฟ้าที่วงจรสามารถรับได้ โดยทั่วไปวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาต้องการความต้านทานขาเข้าสูง เพราะในการตรวจวัดสัญญาณจากที่เล็กๆ จะต้องใช้อิเล็กโตรดที่มีขนาดเล็ก ซึ่งจะมีความต้านทานมาก หรือแม้แต่ในกรณีที่ใช้อิเล็กโตรดสำหรับปิดผิวหนังก็ตาม ความต้านทานของบริเวณที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโตรดกับผิวหนังก็ยังคงมากอยู่ ดังนั้นเมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพจะต้องใช้วงจรขยายที่มีความต้านทานขาเข้าสูง เพื่อที่จะให้แน่ใจว่ากระแสซึ่งมีเพียงเล็กน้อยนั้นถูกนำเข้าไปขยายในวงจรขยายได้ และ มีการเสียไปที่อิเล็กโตรดเพียงเล็กน้อยถ้าความต้านทานขาเข้าต่ำกว่าค่าความต้านทานของอิเล็กโตรดจะทำให้ศักย์ไฟฟ้าเสียไปที่อิเล็กโตรดมาก และเหลือศักย์ไฟฟ้าเพียงเล็กน้อยสำหรับป้อนเข้าสู่วงจรขยาย ซึ่งในภาวะเช่นนี้จะทำให้รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเล็กโตรดจึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างผิดเพี้ยนไป นอกจากนั้นความต้านทานที่มีค่ามากยังมีส่วนช่วยเพิ่มค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรอีกด้วย

ข. คาปาซิแตนซ์ขาเข้า (Input Capacitance)

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (stray capacitance) และที่อยู่ในสายไฟฟ้าที่ค่อแบบขนานกับความต้านทานขาเข้า มีชื่อเรียกว่า คาปาซิแตนซ์ขาเข้า ส่วนคาปาซิแตนซ์ของสายไฟที่ต่อภายนอกเครื่อง (cable capacitance) นั้นเกิดขึ้นเนื่องจากสายของอิเล็กโตรดที่ต่อลงดิน

โดยทั่วไปแล้ววงจรทุกอย่างจะมีคาปาซิเตอร์แฝงอยู่บ้างไม่มากก็น้อย เนื่องมาจากการจัดวางส่วนประกอบต่างๆ ทางอิเล็กทรอนิกส์และการเดินสายไฟ คาปาซิแตนซ์ซึ่งกระจัดกระจายอยู่ที่ส่วนขาเข้าของวงจรขยายและคาปาซิเตอร์ของอิเล็กโตรดและสายต่อจะมีส่วนทำให้สัญญาณที่ได้มีค่าลดลงและมีรูปร่างผิดไป เนื่องจากคาปาซิแตนซ์ของสายอิเล็กโตรดนี้จะเสริมค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรขยายทำให้คาปาซิแตนซ์รวมมีค่าสูงขึ้นอีก ซึ่งผลของคาปาซิแตนซ์ขาเข้านั้นจะทำให้สัญญาณที่ความถี่สูงมีค่าลดลง ตัวอย่างเช่น ถ้าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรขยายมีค่าเท่ากับ 500 พิโคฟารัด ดังนั้นจะมีความต้านทานของคาปาซิแตนซ์ที่ความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ ประมาณ 300,000 โอห์ม ($x=1/[2(3.14)fC]$) และ ถ้าค่าความต้านทานของอิเล็กโตรด มีค่าประมาณ 300,000 โอห์ม ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าที่ช่วงความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ จะลดลงไปเกือบ 50 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปอีกศักย์ไฟฟ้าก็จะยิ่งลดลงอีก ดังนั้นจะต้องพยายามทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ จึงจะมีผลตอบสนองของสัญญาณต่อความถี่ดี นั่นคือ ที่ความถี่ใดๆก็ตามวงจรก็ยังสามารถเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นคาปาซิเตอร์ที่มีค่าสูงนั้นจะทำให้ค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนลดลงในช่วงความถี่สูง ๆ อีกด้วย

การแก้ไขสิ่งรบกวนโดยใช้การหุ้มกำบังสายอิเล็กทรอนิกส์ โทรศ จะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟสลับได้ แต่ในขณะเดียวกันจะทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรขยายมีค่าเพิ่มมากขึ้น ส่วนสายอิเล็กทรอนิกส์ที่ไม่ได้หุ้มกำบัง มีข้อเสียตรงที่มีโอกาสรับศักย์ไฟฟ้าที่เข้ามารบกวนได้มากแต่มีค่าคาปาซิแตนซ์ต่ำ โดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิเล็กทรอนิกส์ที่สั้น ๆ วิธีการลดค่าของคาปาซิแตนซ์อาจทำได้โดยการใช้อุปกรณ์ชิลด์ (Driven shield) คือ ใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดิน แต่นำไปต่อที่จุดๆ หนึ่ง ในระบบของวงจรขยาย ดังนั้นสายที่หุ้มอยู่ข้างนอกและสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าเท่ากัน จึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟและสายหุ้ม โดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิแตนซ์มีน้อยและทำให้การตอบสนองสัญญาณที่ความถี่สูง ๆ ดีขึ้น

ข้อที่ไม่ต้องการในวงจรขยายอีกประการหนึ่ง คือ สัญญาณรบกวนจากวงจรขยาย ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเองทางส่งออกของวงจรวางขยายนั้น โดยเกิดจากอุปกรณ์ต่างๆ ในวงจรวางขยายเอง ดังนั้นการเลือกหลอดอิเล็กทรอนิกส์ ทรานซิสเตอร์ และรีซิสเตอร์ รวมทั้งการออกแบบวงจรที่ดีจะช่วยลดปัญหาในเรื่องนี้ได้

3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม

การตอบสนองต่อความถี่ของวงจรวางขยายอาจหมายถึงความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้ โดยที่ศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการเปลี่ยนแปลง

โดยทั่วไปความถี่ของสัญญาณต่างๆ ที่ใช้ในทางการแพทย์จะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำๆ อย่างมากที่สุดก็มีค่าเป็นจำนวนพันเฮิรตซ์ส่วนในช่วงความถี่ต่ำอาจมีค่าลดลงจนถึงระดับกระแสไฟตรง ซึ่งจะมีความแตกต่างจากระบบวงจรวางขยายที่ใช้ในด้านอื่นๆ เช่น ในทางโทรคมนาคม วงจรวางขยายที่ใช้เป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงที่มีความถี่สูงมาก

วงจรวางขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้เฉพาะงานอย่างใดอย่างหนึ่งนั้นยังจะต้องมีวงจรที่เรียกว่า วงจรกรองสัญญาณผ่านเฉพาะความถี่ (band pass filter) เพื่อช่วยกำจัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการ ซึ่งหมายถึง ความถี่ที่สูงไปหรือต่ำไปจากความถี่ที่ต้องการวัด และยังคงให้สัญญาณในช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไปได้ดี คือ มีทั้งวงจรกรองผ่านความถี่สูง (high pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่ต่ำออกไป ดังนั้นวงจรวางขยายจะทำการขยายสัญญาณในช่วงแคบอันเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของการทำงาน เนื่องจากจะทำให้สัญญาณรบกวนของระบบวงจรวางขยายลดลงไปได้มากและนอกจากนั้นการรบกวนจากคลื่นที่มีความถี่สูง เช่น คลื่นวิทยุก็จะถูกตัดออกไปด้วย

จากวงจรในรูปที่ 4.3 U1 และ U2 เป็นวงจรขยายบัพเฟออร์ ซึ่งจะมีอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก ประมาณ 60 เมกะ โอห์ม อัตราการขยายศักดาไฟฟ้า (Voltage gain) ของวงจรบัพเฟออร์

$$A_{v_1} = 1 + \frac{2R_2}{R_1} \quad \dots (4.1)$$

$$= 1 + \frac{2(20k)}{39k} = 2.02 \text{ เท่า}$$

U3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า $R_6 = R_7$ และ $R_8 = R_9$ มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

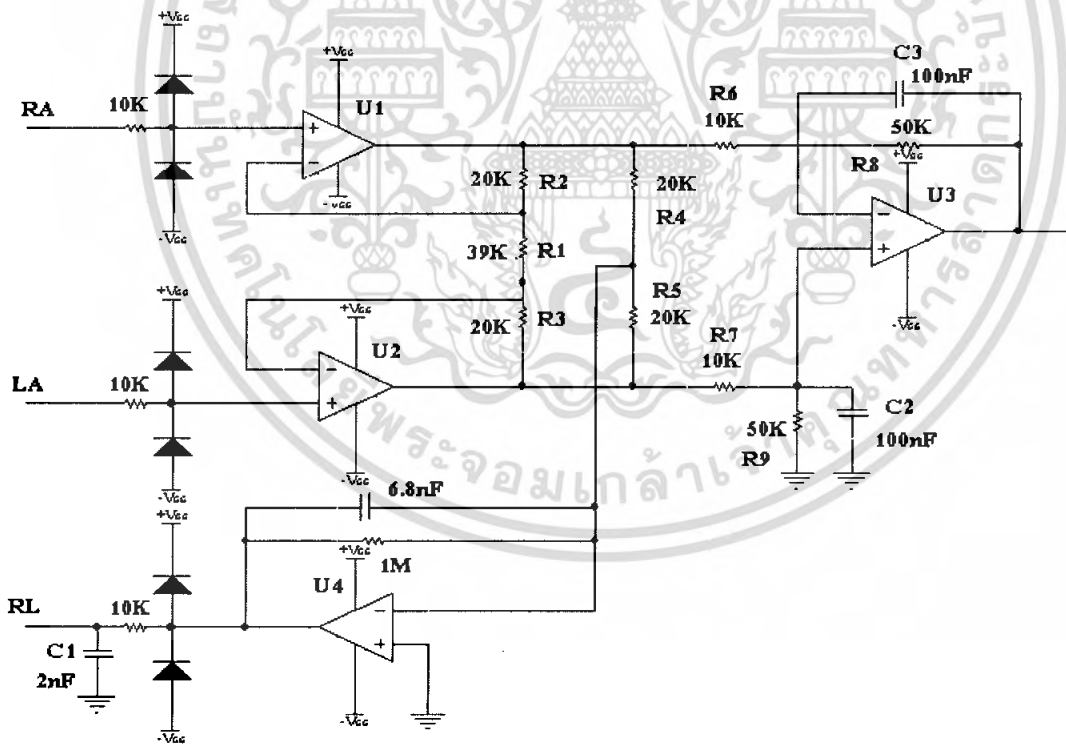
$$A_{v_2} = R_8/R_6 \text{ หรือ } R_9/R_7 \quad \dots (4.2)$$

$$= 50k / 10k = 5 \text{ เท่า}$$

จะได้อัตราขยายศักดาไฟฟ้าทั้งหมดของวงจรขยายความแตกต่างเท่ากับ

$$A_{v_T} = A_{v_1} * A_{v_2} \quad \dots (4.3)$$

$$= 2.02 * 5 = 10.1 \text{ เท่า}$$

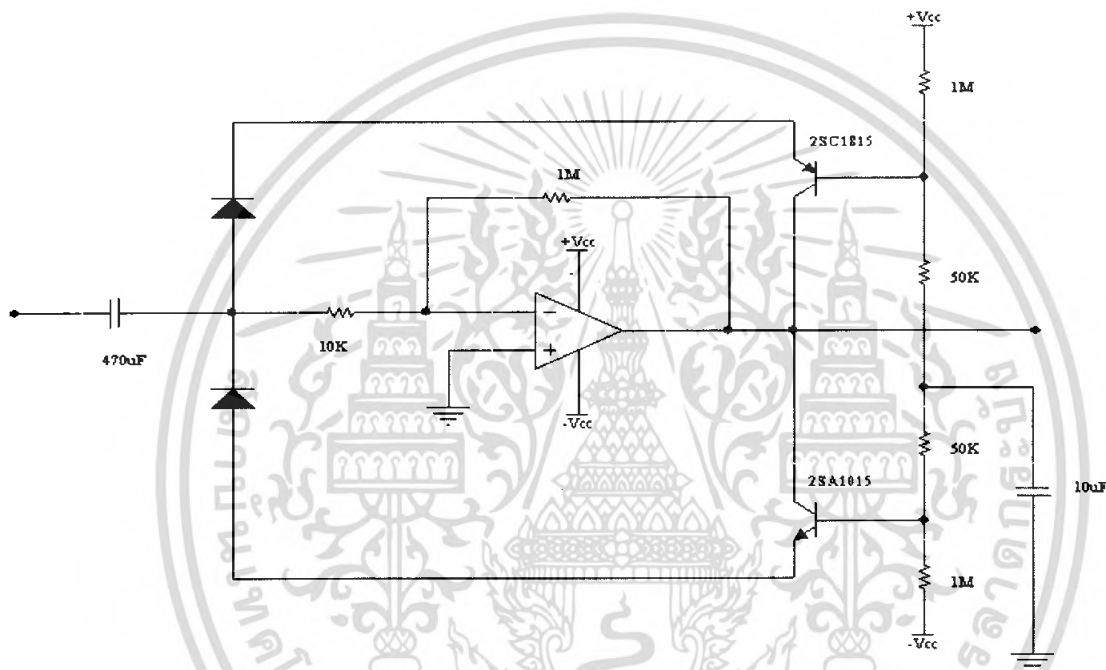


รูปที่ 4.3 วงจรขยายความแตกต่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรขยายในภาคแรกๆ ไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะถ้าเกิดมีเอาต์พุตลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์ ซึ่งบางครั้งอาจทำให้อิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้กับศักดาแหล่งจ่ายไฟทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

4.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto zero circuit)



รูปที่ 4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05-200 เฮิร์ตซ์ ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ แต่เกิดปัญหาขึ้นคือ ถ้ามีการรบกวนที่อิเล็ค โตรด เข้า เมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ค่าความต้านทานรอยสัมผัสของอิเล็ค โตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงและวงจรเสียบสมดุล เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาต์พุทของวงจรขยายความแตกต่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้ามาสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรเกิดไปมีค่ามากดังรูป 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือ จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูป 3.4 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทค่าคาบเวลาคงที่จะเท่ากับผลคูณของ C1 กับ R2 และเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ประมาณ 1.2 โวลต์ หรือ -1.2 โวลต์ (เท่ากับศักดาไฟฟ้าคกร่อมไดโอด D1 หรือ D2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2) ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เปลี่ยนทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่าคาบเวลาคงที่มีค่าลดลงเหลือเท่ากับผลคูณ ของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อยมาก ส่วน U6 เป็นวงจรขยายกลับเฟส (Inverting Amplifier) มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_v = \frac{1M}{10K} = 100 \text{ เท่า}$$



รูปที่ 4. 5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออเล็ก โตรคดูกรบกวาน

4.2.3 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ก็เกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ก็สามารถผ่านไปได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5-200 เฮิร์ตซ์ ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรความถี่ต่ำผ่านแบบ Low Pass Notch Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่สูงและต่ำกว่า 50 เฮิรตซ์ ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ จะถูกกำจัดออกไป
วงจรแสดงดังรูป 4.6

พิจารณาจากรูป 4.6 เป็นวงจรที่ง่ายต่อการออกแบบ คือสามารถปรับความถี่กลางโดยมี
ความต้านทานแบบปรับค่าได้ทำให้สามารถปรับช่วงแบนวิธแต่ค่า Q ไม่เปลี่ยนแปลง ในการหา
ความถี่ศูนย์กลาง (F_c) ได้จากสมการ

$$F_c = 1/2 \pi c \sqrt{3RaRb} \quad \dots (4.4)$$

$$C1 = C2 = C3 = C \quad \dots (4.5)$$

$$R1 = 6(R2+R3+R4) \quad \dots (4.6)$$

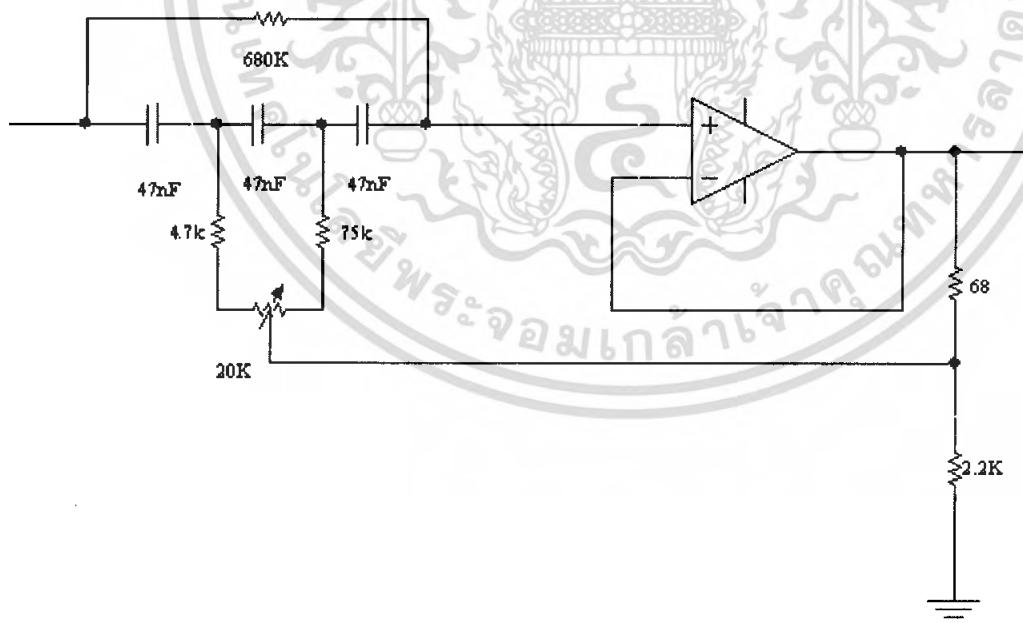
เมื่อ

$$Ra = R2 + R3a$$

$$Rb = R4 + R3b$$

โดยที่

$$R3 = R3a + R3b$$



รูปที่ 4.6 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในที่นี้ต้องการความถี่ศูนย์กลางเท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์และจะกำหนด $C = 0.047$ ไมโครฟารัด
 $R_2 = 4.7$ กิโลโอห์ม $R_4 = 75$ กิโลโอห์ม และความต้านทานปรับค่าได้ $R_3 = 20$ กิโลโอห์ม ดังนั้น

$$R_1 = 6(R_2 + R_3 + R_4)$$

$$R_1 = 6(4700 + 20000 + 75000) \\ = 598200 \text{ โอห์ม}$$

$$R_5 = 68 \text{ โอห์ม}$$

$$R_6 = 2200 \text{ โอห์ม}$$

เมื่อแทนค่าลงสมการจะได้ความถี่ศูนย์กลางอยู่ในช่วงดังนี้ คือ ปรับ $R_{3a} = 0$ โอห์ม
 $R_{3b} = 20$ กิโลโอห์ม
 จะได้

$$R_a = 4700 + 0$$

$$= 4700 \text{ โอห์ม}$$

$$R_b = 75000 + 20000$$

$$= 95000 \text{ โอห์ม}$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางคือ

$$F_c = \frac{1}{2} \pi c \sqrt{3R_a R_b}$$

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

$$= 92.52 \text{ เฮิร์ตซ์}$$

ปรับ $R_{3a} = 20$ กิโลโอห์ม $R_{3b} = 0$ โอห์ม

จะได้

$$R_a = 4700 + 20000$$

$$= 24700 \text{ โอห์ม}$$

$$R_b = 75000 + 0$$

$$= 75000 \text{ โอห์ม}$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลาง คือ

$$F_c = \frac{1}{2} \pi c \sqrt{3R_a R_b}$$

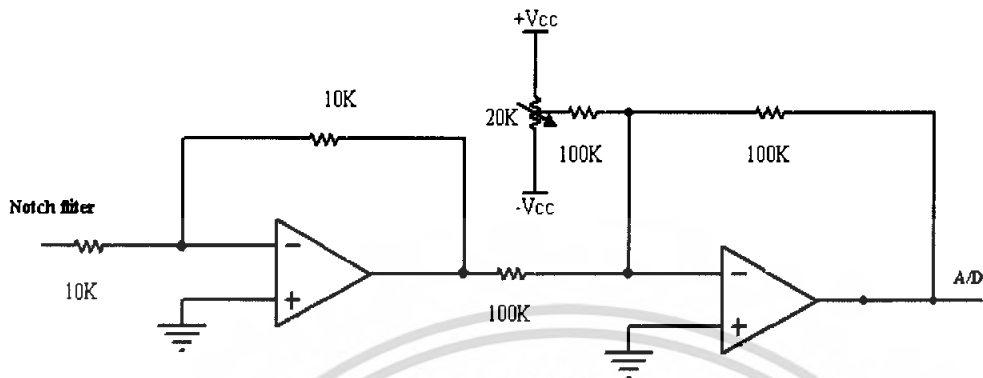
$$= \frac{1}{2} \pi 0.000000047 \sqrt{3 * 24700 * 75000}$$

$$= 45.42 \text{ เฮิร์ตซ์}$$

จากการออกแบบข้างต้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางในช่วง 45.42 เฮิร์ตซ์ ถึง 92.52 เฮิร์ตซ์
 ดังนั้นถ้า ต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิร์ตซ์ จึงปรับ $R_{3a} = 20$ กิโลโอห์มโดยที่ค่า Q คงที่
 ประมาณ 4.16 ซึ่งวงจรที่ออกแบบเป็นดังรูปที่ 4.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4 วงจรยกระดับแรงดัน DC Level shift



รูปที่ 4.7 วงจรยกระดับแรงดัน

หลังจากได้สัญญาณหัวใจที่สมบูรณ์แล้วจำเป็นที่จะต้องผ่านวงจรยกระดับแรงดันให้มีค่าที่มากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรเปลี่ยนจากสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิทัลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ กล่าวคือ ไม่สูญเสียบิตในการกำหนดเครื่องหมาย

4.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล (Processing Unit)

หัวใจของโครงการชิ้นนี้ก็คือภาคประมวลผลซึ่งใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PSoc โดยในเบื้องต้นก่อนที่จะออกแบบเราต้องรู้ถึงการเชื่อมต่อเบื้องต้นของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PSoc ซึ่งในที่นี้ใช้งานร่วมกับวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล

4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล (ADC)

โดยทั่วไปแล้ว A/D converter จะถูกแบ่งเป็นชนิดที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ และเป็นเลขฐานสอง converter ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักจะใช้เป็นดิจิทัลโวลต์มิเตอร์และถูกใช้ใน digital panel meter และ DMM คอนเวอร์เตอร์ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุตตั้งแต่ 4 ถึง 16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็นอุปกรณ์อินพุตชนิดหนึ่ง ในระบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม (microprocessor-based) เรียกว่า A/D converter แบบ μ P-Type

ผลที่ได้จากการทำงานของ A/D converter เป็นตัวเลขฐานสอง เอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายบิต สำหรับแบบที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลข
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับโครงการเพื่อการวิจัยเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่เอกสารนี้
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในฐานสิบ (เช่น $3\frac{1}{2}$ หรือ $4\frac{1}{2}$) โดยทั่วไปแล้ว A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีจำนวนบิตเป็น 4, 6, 8, 10, 12, 14 และ 16 บิต อาจมีการ error เกิดขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องจากการใช้ discrete binary step เพื่อแทนสัญญาณอนาลอกที่มีความต่อเนื่องกันเรียกว่า quantizing error

A/D converter ขนาด 16 บิต มีความถูกต้องละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต เพราะว่ามันแบ่งอินพุตหรืออ้างอิงโวลต์เตจเป็น discrete step ที่เล็กกว่า ตัวอย่างเช่น แต่ละ step ใน A/D converter แบบ 4 บิต จะต้องเป็น หนึ่งในสิบห้า ($2^4 - 1 = 15$) ของอินพุตโวลต์เตจ ผลที่ออกมาคือ 6.7% ($1/15 * 100 = 6.7$ เปอร์เซ็นต์)

อย่างไรก็ตามในกรณีของ A/D converter แบบ 8 บิต ควรจะมี discreted step เป็นจำนวน 255 ($2^8 - 1 = 255$) ซึ่งจะเท่ากับ 0.39 เปอร์เซ็นต์ ($1/255 * 100 = 0.39$ เปอร์เซ็นต์) ซึ่ง A/D converter แบบ 8 บิต มีความละเอียดแม่นยำกว่าชนิด 4 บิต

ผลจากการทำงานของ A/D converter อาจมีข้อผิดพลาดทางตัวเลขอันเนื่องมาจาก discrete step ที่เอาต์พุตของไอซี ซึ่ง A/D converter ทุกตัวมีความผิดพลาดอันนี้อยู่

นอกจากนี้ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน A/D converter อีกอย่างหนึ่งก็คือ analog component เช่นวงจรเปรียบเทียบและความผิดพลาดอื่นๆ อันเนื่องมาจากโครงข่ายวงจรของตัวต้านทาน ความละเอียดแม่นยำของ A/D converter เรียกว่า accuracy ของไอซี A/D converter

ค่า Accuracy ของไอซี A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่วงกว้างจาก $\pm \frac{1}{2}$ LSB ถึง $+ 2$ LSB ส่วน accuracy ของ A/D converter แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่วงกว้างตั้งแต่ 0.01 ถึง 0.05 เปอร์เซ็นต์

Conversion time เป็นรายละเอียดเฉพาะของ A/D converter อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ A/D converter ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาลอกทางอินพุต ให้เป็นข้อมูลเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือเลขฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักอยู่ในช่วง 200 ถึง 400 ms ส่วน A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักมีค่า conversion time อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 100,000 ไมโครวินาที

ลักษณะเฉพาะอื่นๆ โดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ A/D converter คือค่าแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟมักมีค่าประมาณ +5 โวลต์ อย่างไรก็ตาม A/D converter บางตัวก็ทำงานที่ค่าโวลต์เตจ +5 โวลต์ ถึง +15 โวลต์

ระดับแรงดันทางเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS หรือ tristate (สามสถานะ) ช่วงกว้างของอินพุตโวลต์เตจมักเป็น 5 Volt ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ A/D converter มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15 ถึง 3000 มิลลิวัตต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A/D converter เบอร์ ADC 0804 ถูกออกแบบมาให้สามารถเชื่อมต่อเข้าโดยตรงได้กับไมโครโปรเซสเซอร์หลายๆ เบอร์ เช่น Z80, 8085, 8080

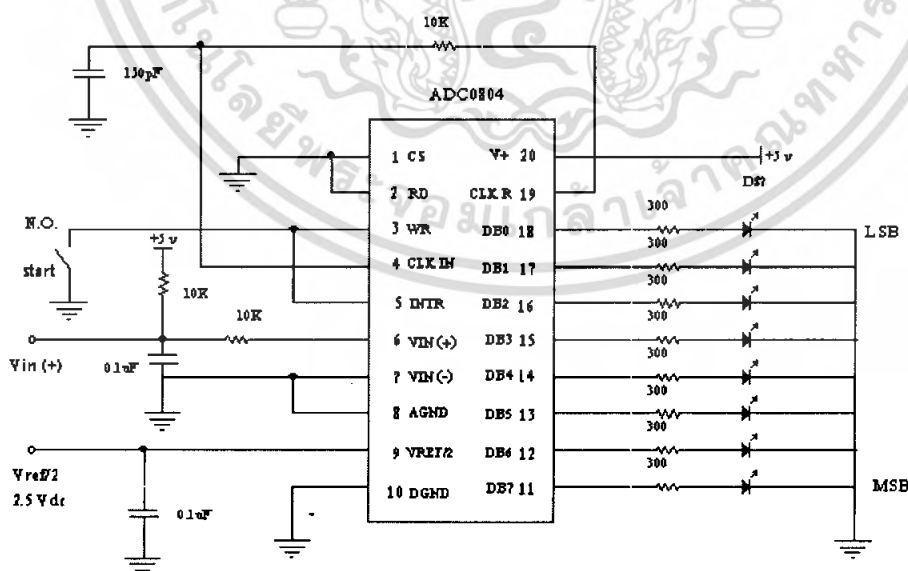
บางขาของไอซี ADC 0804 อาจเหมือนกับขาของไมโครโปรเซสเซอร์ที่เราใช้งานกันทั่วไป เช่น ADC 0804 ใช้ชื่อขา INTR WR และ RD ซึ่งคล้ายกับขา INTR, WR และ RD ในไมโครโปรเซสเซอร์ 8085 ไอซี ADC 0804 สามารถเชื่อมต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์แบบ 8 บิตที่นิยมใช้กันทั่วไปชนิดอื่นๆ ได้อีกด้วยเช่น 6800 และ 6502

ขา CS control input ใช้สำหรับรับสัญญาณ (chip select) จากวงจรถอดรหัสค่าแอดเดรสในไอโครโปรเซสเซอร์

ADC 0804 เป็น successive- approximation A/D converter แบบ 8 บิต CMOS มีเอาต์พุตสามสถานะ (Three state output) ดังนั้นจึงสามารถที่จะเชื่อมต่อเข้าโดยตรงกับระบบ microprocessor – base system ทาง data bus ได้ (บัสข้อมูลในระบบไมโครโปรเซสเซอร์)

ADC 0804 มีเอาต์พุตเลขฐานสองและมี conversion time เพียง 10 ไมโครวินาที เท่านั้น อินพุตและเอาต์พุตของมันเข้ากันได้ทั้ง MOS และ TTL มีตัวกำเนิด clock รวมอยู่ในชิปสำเร็จรูปอยู่แล้วโดยจะต้องต่ออุปกรณ์ภายนอก (ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ) เพิ่มเติมเพื่อให้ทำงานได้

ไอซี ADC 0804 ทำงานด้วยไฟ DC 5 V จากเพาเวอร์ซัพพลายและสามารถใส่รหัสความต่างศักย์อนาล็อกทางอินพุตได้ตั้งแต่ 0 ถึง 5 โวลต์ ไอซี ADC 0804 converter สามารถนำมาทดสอบโดยใช้วงจรในรูป 4.8 ได้



รูปที่ 4.8 การทดสอบไอซี ADC 0804

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้าที่ของวงจรคือใส่รหัสความแตกต่างกันของศักดาไฟฟ้าระหว่าง Vin (+) และ Vin (-) เปรียบเทียบกับระดับแรงดันอ้างอิง (ใช้ 5.12 โวลต์ในตัวอย่างนี้) เพื่อให้สัมพันธ์กับค่าตัวเลขฐานสอง

ตัวอย่างเช่น ADC 0804 เป็นแบบ 8 บิต 0.39 เเปอร์เซ็นต์ หมายความว่าในแต่ละ 0.02 โวลต์ ($5.12 \times 0.39 / 100 = 0.02$ โวลต์) ที่เพิ่มในศักย์ไฟฟ้าที่ analog input ตัวเลขฐานสองจะนับเพิ่มขึ้น 1 สวิตช์เริ่มต้น (Start) ในรูป 4.7 ถูก close เป็นครั้งแรกและถูก open เพื่อเริ่มต้น free running ของ A/D converter ที่เรียกเป็นการ free run ก็เนื่องมาจากมันจะเปลี่ยนสัญญาณ analog input เป็นเอาต์พุตแบบ digital อย่างต่อเนื่อง สวิตช์ start ควรถูกปล่อยให้ open เพื่อให้ A/D converter จะมีการทำงาน

4.3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PSoC Microcontroller)

PSoC Microcontroller เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการประมวลผลข้อมูลแบบ 8 บิต เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ 8 บิต ทั่วไป แต่คุณสมบัติเด่นที่แตกต่างไปจากไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆก็คือ PSoC MCU จะรวมเอาการออกแบบทั้งทางด้าน ดิจิตอล และ อนาลอก มาไว้ด้วยกันทำให้การออกแบบที่ต้องมีการยุ่งเกี่ยวกับระหว่าง อุปกรณ์ทางดิจิตอล และ อนาลอก สามารถทำได้โดยง่าย และสะดวกสบายยิ่งขึ้น อีกทั้งยังทำให้ขนาดของกาออกแบบ เล็กลงอีกด้วย โดยเฉพาะวงจรทางด้านอนาลอก ซึ่งมักจะมียุทธศาสตร์ที่ยาวใหญ่ อีกทั้งการทำงานของ PSoC ยังมีความคล่องตัวสูงทั้งเรื่องของแหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาที่หลากหลาย นอกจากนี้ยังมี ฟังก์ชัน In-System Serial Programming (ISSP) ที่สามารถทำการโปรแกรมซอร์สโค้ดที่ได้ ออกแบบลงไปหน่วยความจำโปรแกรม (Flash Memory) ภายในตัวชิปได้ ซึ่งจะช่วยให้การพัฒนาโปรแกรมให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์มีความสะดวกสบายยิ่งขึ้น

จุดเด่นของ PSoC MCU เมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

-User Modules : สามารถเลือกใช้ทรัพยากรของระบบได้ตามต้องการทั้ง อนาลอก และ ดิจิตอล จะไม่ถูกจำกัดด้วยโครงสร้างฮาร์ดแวร์เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

-API (Application Programming Interface) : สนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมด้วยฟังก์ชัน API ช่วยให้ผู้พัฒนาโปรแกรมสามารถเขียนออกแบบโปรแกรมได้โดยง่าย

-ISRs (Interrupt Service Routines) สนับสนุน และ รองรับการทำงานแบบอินเตอร์รัพท์

-Interconnect device interface : สามารถทำการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ ได้อย่างอิสระ ไม่ถูกกำหนดตายตัวตามฮาร์ดแวร์ เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC จะสนับสนุนระบบการทำงานทั้งด้าน ดิจิตอล และ อนาลอก โดยในระบบของดิจิตอล (Digital System) และ อนาลอก (Analog System) จะถูกออกแบบเป็น บล็อกโมดูล ซึ่งจะเรียกว่า บล็อกดิจิตอล (Digital Blocks) และ บล็อกอนาลอก (Analog Blocks) โดยบล็อกเหล่านี้จะรองรับการนำเอาโมดูลต่างๆ มาใช้งาน เปรียบเสมือนกับเป็นพื้นที่ว่างๆ สำหรับต่อจิ๊กซอ โดยชิ้นส่วนของ จิ๊กซอก็คือ โมดูลต่างๆ เช่น ADC , DAC , I2C , PWM , UART และ SPI เป็นต้น โดยผู้ใช้งาน จะเป็นผู้กำหนดเองว่าจะนำเอาโมดูลใดมาใช้งานบ้าง นอกจากนี้ผู้ใช้งานยังสามารถกำหนดการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ (Programmable Interconnect) ภายในได้เองอีกด้วย เสมือนกับว่าผู้ใช้งานสามารถทำการออกแบบเองได้ตั้งแต่ ฮาร์ดแวร์ ไปจนถึง ซอฟต์แวร์ ซึ่งถือได้ว่าเป็น ความสามารถหนึ่งที่เหนือกว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆที่ทรัพยากรทุกอย่างถูกกำหนดไว้ตายตัว ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้

ในการพัฒนาโปรแกรม ภายโปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบพัฒนาการทำงานของ PSoC MCU ปัจจุบันจะมีอยู่ 2 ภาษาด้วยกัน คือ ภาษาแอสเซมบลี และ ภาษาซี และเนื่องจากการพัฒนาโปรแกรมของ PSoC MCU ส่วนใหญ่จะทำการเรียกใช้งานฟังก์ชัน API และกำหนดคุณสมบัติต่างๆ เช่น ความถี่สัญญาณนาฬิกา , Sleep , Watchdog , Supply Voltage และอื่นๆ ยังทำได้จากหน้าต่าง Device Editor ของซอฟต์แวร์ PSoC Designer ทำให้เราไม่จำเป็นต้องทราบรายละเอียดของรีจิสเตอร์ต่างๆ มากนัก โดยสามารถสรุปขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมให้กับ PSoC MCU คร่าวๆได้ตามลำดับขั้นตอนต่อไปนี้

1. สร้างโปรเจ็ค
2. กำหนดคุณสมบัติการทำงานของ PSoC MCU
3. เลือกอุปกรณ์โมดูล
4. วางอุปกรณ์โมดูลลงใน Digital Block หรือ Analog Block
5. กำหนดค่า User Module Parameter และ Port I/O ต่างๆ
6. เชื่อมต่อสัญญาณ Interconnect
7. เขียนโปรแกรม (ภาษาซี หรือ แอสเซมบลี)
8. คอมไพล์ และ Build โปรเจ็ค
9. โปรแกรม Hex File ให้กับ PsoC MCU

คุณสมบัติของPSoC MCU ตระกูล CY8C27443

- สถาปัตยกรรมแบบ Harvard Architecture Processor

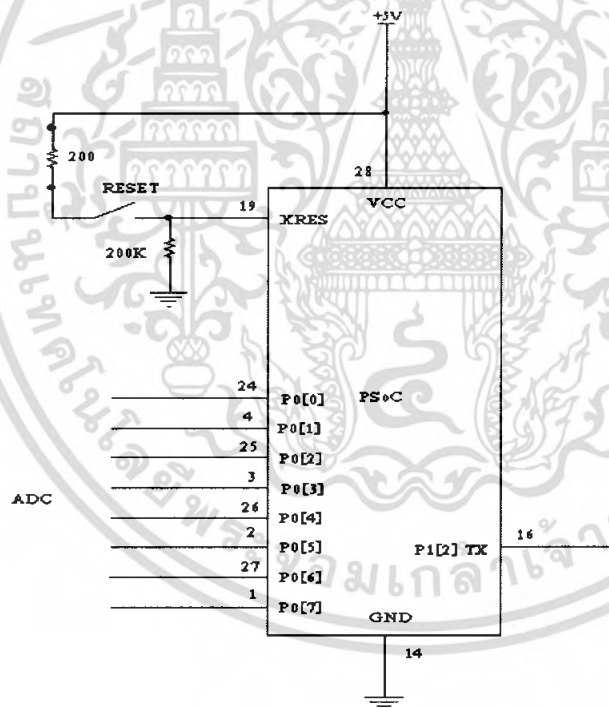
- ความเร็วของ M8C Processor สูงสุด 24 MHz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 8x8 Multiply, 32-Bit Accumulate
- Low Power at High Speed
- ทำงานในช่วงแรงดัน 3.0 ถึง 5.25 V
- สามารถทำงานที่แรงดันต่ำสุดที่ 1.0 V โดยใช้วงจร Switch Mode Pump (SMP) ภายในชิพ
- 12 Analog PSoC Blocks รองรับการใช้งานทางด้านอนาล็อก เช่น
 - ADCs ความละเอียดสูงสุดถึง 14 บิต
 - DACs ความละเอียดสูงสุดถึง 9 บิต
 - วงจรเกณฑ์การขยาย (Programmable Gain Amplifiers)
 - วงจรฟิลเตอร์ และ วงจรคอมพาราเตอร์ (Programmable Filters and Comparators)
- 8 Digital PSoC Blocks รองรับการใช้งานทางดิจิทัล
 - Timers , Counters และ PWMs ขนาด 8 ถึง 32 บิต
 - CRC และ PRS โมดูล
 - UARTs และ Full-Duplex สูงสุด 2 ช่อง
 - SPI โมดูลเป็นได้ทั้งแบบ Master และ Slave
 - ดิจิตอลบล็อกต่างๆ สามารถเชื่อมต่อไปยังขาสัญญาณ GPIO ได้ทุกขาสัญญาณ
- สามารถกำหนดขนาดความถี่ของสัญญาณนาฬิกาภายในได้หลายระดับ
- สัญญาณนาฬิกาภายในขนาด 24/48 MHz ค่าความคลาดเคลื่อน +/- 2.5%
- สามารถเลือกแหล่งกำเนิดสัญญาณ 24/48 MHz จากออสซิลเลเตอร์ 32kHz ภายในหรือ ภายนอกได้
- สามารถรับสัญญาณออสซิลเลเตอร์จากภายนอกได้สูงสุด 24MHz
- มีแหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาภายในให้กับ Watchdog และ Sleep
- หน่วยความจำโปรแกรมแบบ Flash ขนาด 16 K Byte สามารถ Erase/Write ได้ถึง 50,000 ครั้ง
- หน่วยความจำข้อมูล SRAM ขนาด 256 Byte
- ฟังก์ชันการโปรแกรมภายใน ISSP (In-System Serial Programming)
- สามารถเปลี่ยนแปลงข้อมูล Flash Memory เฉพาะบางส่วนได้
- สามารถตั้งค่าระบบป้องกันข้อมูลได้ (Flash Security)
- หน่วยความจำ EEPROM (ใช้จาก Flash Memory)
- ขาสัญญาณ GPIO จำนวน 24 ขาสัญญาณ
- สามารถกำหนดคุณสมบัติของขาสัญญาณต่างๆได้ (GPIO Pin Configurations)
- GPIO สามารถจ่ายกระแสสูงสุดได้ถึง 25mA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สามารถกำหนด Drive Mode ของสัญญาณ GPIO ได้ เช่น Pull up, Pull down, High Z, Strong, Open Drain
- ขาสัญญาณอินพุตอนาล็อกสูงสุด 12 ขาสัญญาณ
- ขาสัญญาณอนาล็อกเอาพุตสูงสุด 4 ขาสัญญาณจ่ายกระแสได้ถึง 40mA
- สามารถกำหนดการอินเตอร์รัพท์ได้ทุกขาสัญญาณของ GPIO
- I2C โหมด Slave, Master และ Multi-Master ความเร็วสูงสุด 400 kHz
- สามารถตั้งค่าระดับการตรวจจับแรงดันต่ำได้
- Integrated Supervisory Circuit
- On-Chip Precision Voltage Reference



รูปที่ 4.9 การใช้งาน PSoC Microcontroller

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 ESD200 โมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ

ESD200 เป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ ซึ่งเหมาะกับการนำไปประยุกต์ใช้ในงานระบบสมองกลฝังตัวทั่วไป โดยลักษณะสัญญาณข้อมูลที่ใช้ในการสื่อสารจะเป็นไปตามมาตรฐานRS-232

คุณสมบัติ

- คลาสพลังงาน Class 2
- กำลังส่ง 2.5 มิลลิวัตต์ (4dBm)
- ระยะทำการสูงสุด 30 เมตร
- สายอากาศติดตั้งภายในตัวโมดูล (antenna on the board)
- ขาต่อใช้งานมีระยะห่าง 100 มิลหรือ 2.54 มิลลิเมตร
- ไฟเลี้ยง +3.3 โวลต์ กระแสไฟฟ้า 48 มิลลิแอมป์
- สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบ UART
- ใช้โปรไฟล์พอร์ตอนุกรม (Serial Port profile) และแบบเข้าถึงทั่วไป (General Access

Profile)

- โปรโตคอลในการติดต่อเป็น RFCOMM, L2CAP, SDP
- ผ่านการรับรองมาตรฐาน FCC, CE: 2005/12/15~12/25
- จำนวนช่องที่สามารถใช้งานพร้อมกันสูงสุด 79 ช่อง
- นำมาสร้างระบบเครือข่ายไร้สายได้ เนื่องจากกำหนดรหัสต่างกันได้
- กำหนดพารามิเตอร์และรหัสประจำตัวได้ โดยใช้ซอฟต์แวร์ PromiWIN
- เพื่อความสะดวกในการนำไปใช้งานได้จัดเตรียมแผงวงจรสำหรับใช้งานร่วมกัน 2 ได้

บอร์ดคือ

1. ZX-BT232 ใช้สำหรับเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ตอนุกรมเพื่อทำงานร่วมกับโปรแกรม PromiWIN ในการตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ซึ่งโปรแกรม PromiWIN คือโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ใช้สำหรับเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับโมดูล ESD02 เพื่อกำหนดคุณสมบัติการทำงานของโมดูล ESD02 ซึ่งมีคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์โฮสต์

2. ADX-ESD02 เป็นแผงวงจรเชื่อมต่อโมดูล ESD02 ขนาดเล็ก เพื่อนำไปใช้งานร่วมกับแผงวงจรทดลองหรือแผงวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการจัดสัญญาณผ่านคอนเนกเตอร์ PCB 3 ขา ตามมาตรฐานของ INEX ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถติดต่อกับโมดูลบลูทูธได้ง่าย

และสะดวกขึ้น

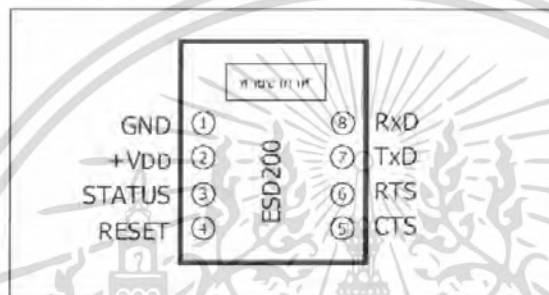
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การจัดหาสัญญาณของโมดูล ESD02

แสดงดังในรูปที่ 1 ส่วนรายละเอียดของการทำงานในแต่ละขาแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 4.10 รูปตัวอย่างของ ESD02



รูปที่ 4.11 การจัดหาสัญญาณของ โมดูล ESD02

ตารางที่ 4.1 รายละเอียดขาสัญญาณของ โมดูล ESD02

ขาที่	ชื่อขา	ทิศทาง	รายละเอียด
1	GND	อินพุท	กราวด์
2	+V _{DD}	อินพุท	ไฟเลี้ยง +3.3 โวลต์
3	STATUS	เอาต์พุท	แสดงสถานะ ทำงานด้วยลอจิก "0"
4	RESET	อินพุท	รับสัญญาณรีเซ็ต ทำงานด้วยลอจิก "0"
5	CTS	อินพุท	Clear To Send : รับสัญญาณพร้อมรับข้อมูลจากอุปกรณ์ที่ติดต่อด้วย
6	RTS	เอาต์พุท	Ready To Send: ส่งสัญญาณพร้อมส่งข้อมูล ไปยังอุปกรณ์ที่ติดต่อด้วย
7	TxD	เอาต์พุท	ขาส่งข้อมูลอนุกรม
8	RxD	อินพุท	ขารับข้อมูลอนุกรม

คุณสมบัติของ ZX-BT232

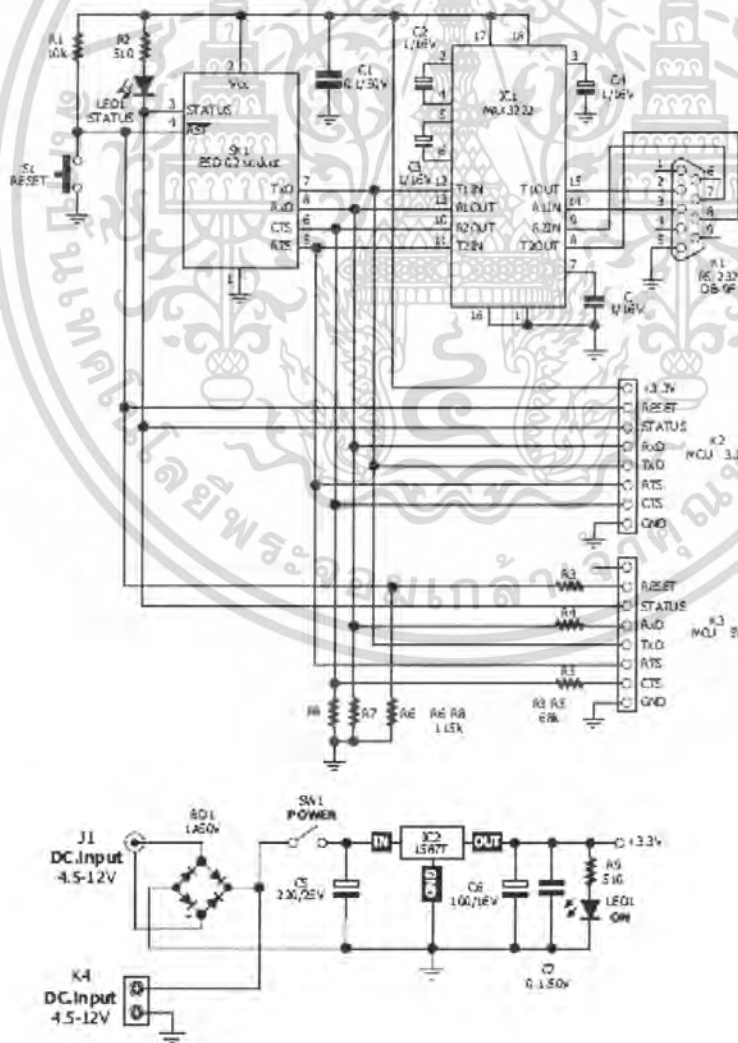
- มีคอนเน็คเตอร์สำหรับติดตั้ง โมดูล ESD02
- มี LED สีน้ำเงินแสดงสถานะการทำงาน และสวิตช์ RESET
- เชื่อมต่อคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ตอนุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ไฟเลี้ยง 4.5 ถึง 9 โวลต์ กระแสไฟฟ้า 100 มิลลิแอมป์ มีวงจรควบคุมไฟเลี้ยงคงที่ที่ +3.3 โวลต์ สำหรับโมดูล ESD02
- มีจุดต่อสัญญาณสำหรับเชื่อมต่ออุปกรณ์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์ภายนอก ทั้งแบบ 5 โวลต์ และ 3.3 โวลต์



รูปที่ 4.12 รูปตัวอย่างของ ZX-BT232



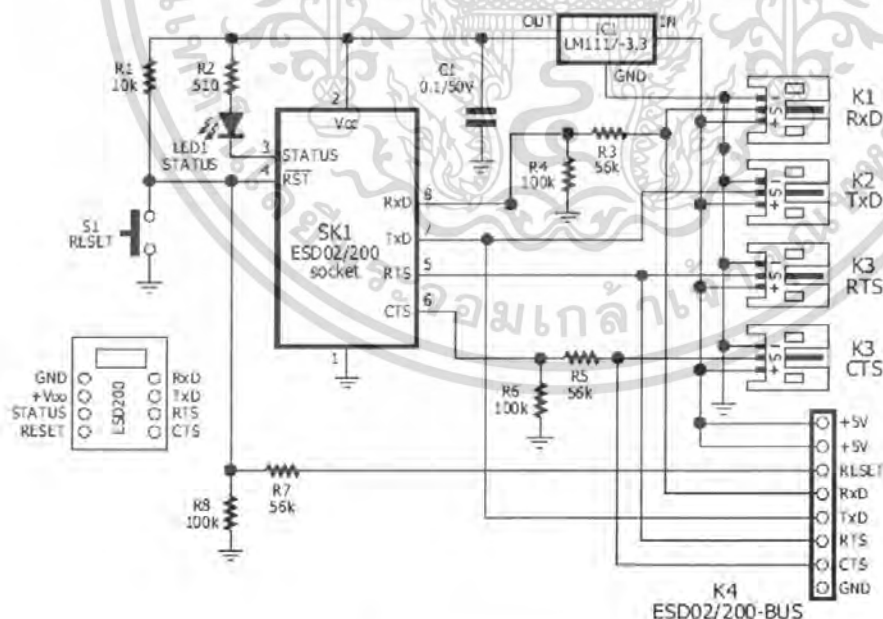
รูปที่ 4.13 วงจรของ ZX-BT232

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเชิงในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติของ ESD02

- มีคอนเน็คเตอร์สำหรับติดตั้งโมดูล ESD02
- มี LED แสดงสถานะการทำงาน และสวิตช์ RESET
- เชื่อมต่ออุปกรณ์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์ภายนอกด้วยสายสัญญาณ 4 เส้นคือ Tx, Rx, RTS และ CTS โดยใช้คอนเน็คเตอร์ PCB 3 ขา
- ไฟเลี้ยง +5 โวลต์ มีวงจรควบคุมแรงดันไฟเลี้ยงคงที่ที่ +3.3 โวลต์ สำหรับโมดูล ESD02
- ขนาดเล็ก สามารถนำไปติดตั้งบนหุ่นยนต์หรือโครงงานได้สะดวก

รูปที่ 4.14 รูปตัวอย่างของ ADX-ESD02



รูปที่ 4.15 วงจรของ ESD02

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลอง และผลการทดลอง

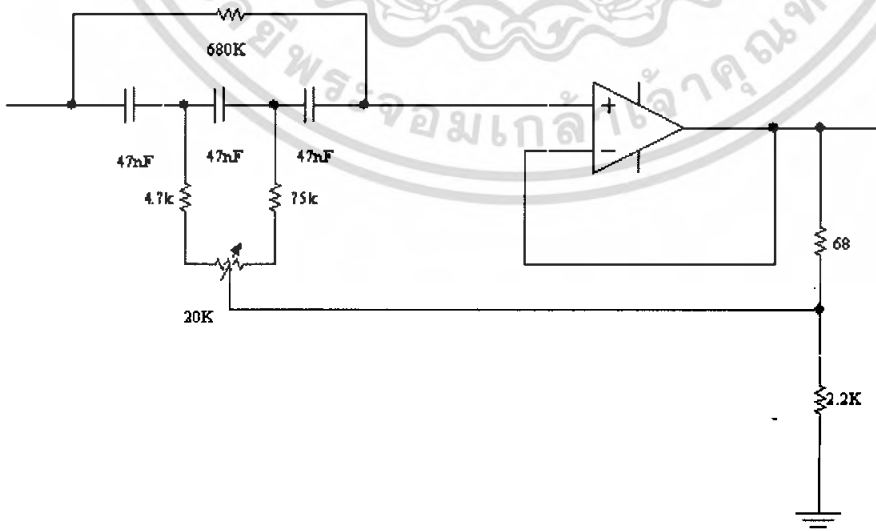
5.1 การทดสอบวงจรมายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับการทดลอง ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ เรียกว่า คลื่น ECG ซึ่งปกติแล้วคลื่น ECG เป็นคลื่นที่มีขนาดเล็กมาก ประมาณ 1 มิลลิโวลต์ จะมีความถี่ของสัญญาณ อยู่ในช่วง 0 - 200 เฮิรตซ์ แต่ ในการทำงาน จะมีสัญญาณรบกวน มีความถี่ 50 เฮิรตซ์ ดังนั้น ในการทดลอง จึงทดลองเฉพาะความถี่ที่อยู่ในช่วงทำงานของคลื่น ECG นี้ และ เครื่องขยายคลื่น ECG ที่ได้ออกแบบมา ก็ต้องสามารถตอบสนองความถี่ได้ในช่วงนี้ ถ้าหากมีความถี่สูงกว่านี้ ก็จะถือว่าสัญญาณที่ความถี่นั้นๆเป็นสัญญาณรบกวน และจะถูกลดทอนสัญญาณออกไป ดังนั้นในการทดลองจึงต้องวัดคุณสมบัติที่มีความจำเป็นในการทำงานของเครื่องขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนี้

1. Bandwidth เป็นผลการตอบสนองทางความถี่ ซึ่งช่วง Bandwidth จะอยู่ในช่วง -3 เดซิเบล ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้

2. CMRR (Common Mode Rejection Ratio) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของวงจรมายซึ่งสามารถวัดได้จาก การป้อนสัญญาณแบบ Difference และ Common แล้วจึงนำผลการทดลองที่วัดได้ไปหาค่า CMRR โดยวงจรมายที่ดี จะมีค่า CMRR สูง นั้นหมายความว่า สามารถขจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการได้ดี

การทดลองที่ 1 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)



รูปที่ 5.1 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

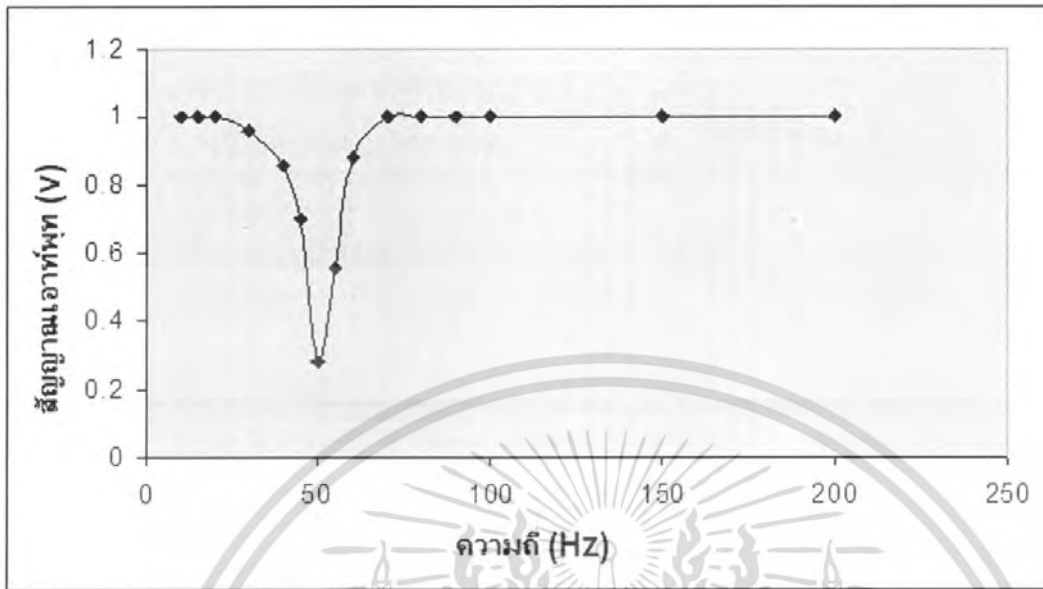
1. ป้อนสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ ขนาด 1 V_{p-p} รูปคลื่นไซน์ป้อนความถี่ดังตารางที่ 5.1 บันทึกค่าแรงดันเอาต์พุต

2. คำนวณหาอัตราขยายแรงดัน

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองวงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

ความถี่ (เฮิรตซ์)	V_{out} (โวลต์)
10	1.00
15	1.00
20	1.00
30	0.96
40	0.86
45	0.72
50	0.28
55	0.56
60	0.88
70	1.00
80	1.00
90	1.00
100	1.00
150	1.00
200	1.00

เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5.1 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับขนาดของสัญญาณเอาต์พุตของวงจรได้ดังรูปที่ 5.2



รูปที่ 5.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับขนาดของสัญญาณเอาต์พุตของวงจร

การทดลองที่ 2 วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง อีซีจี ซิมูเลเตอร์



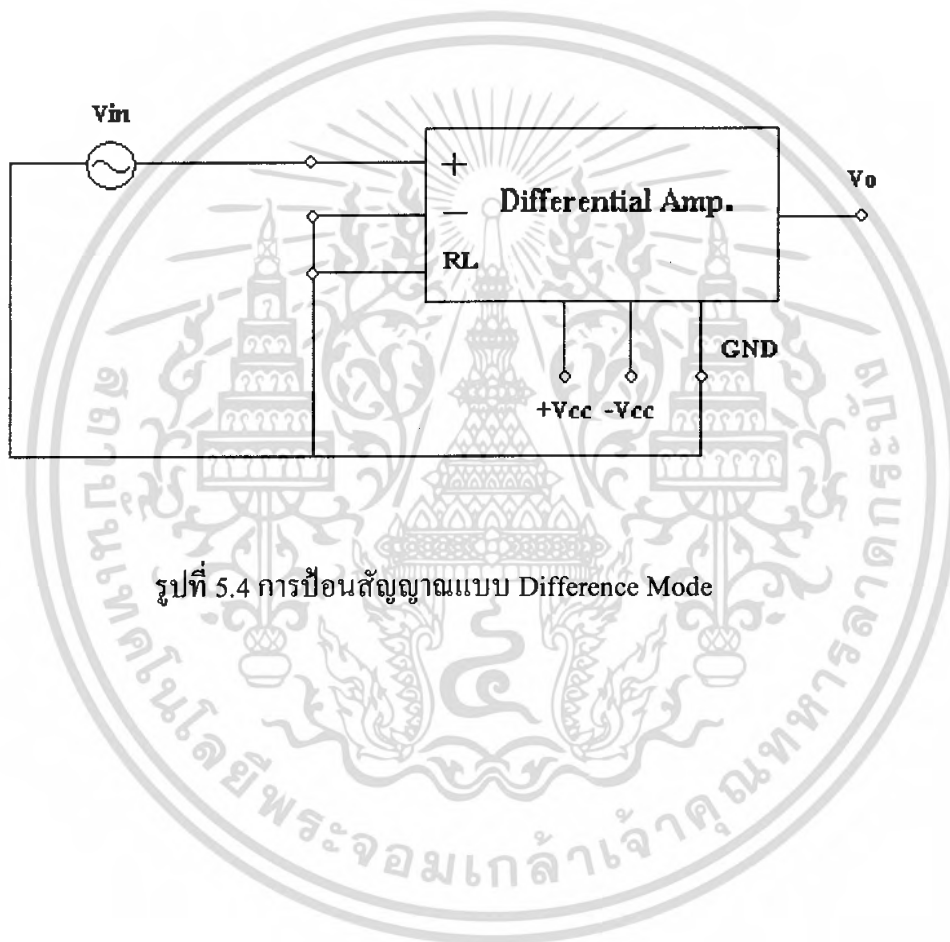
รูปที่ 5.3 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยใช้ อีซีจี ซิมูเลเตอร์

Vertical Scale : 1.00V Horizontal Scale : 250.0ms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลองที่ 3 การหาค่าการตอบสนองทางความถี่

1. ต่อดวงจรมีรูปที่ 5.4 ป้อนสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ ขนาด 4 มิลลิโวลต์ รูปคลื่นไซน์ป้อนความถี่ดัง ตารางที่ 5.2 บันทึกค่าแรงดันเอาต์พุต
2. คำนวณหาอัตราขยายแรงดัน อัตราขยายในหน่วย เดซิเบล
3. วาดกราฟอัตราขยาย และ อัตราขยาย เดซิเบล



รูปที่ 5.4 การป้อนสัญญาณแบบ Difference Mode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ผลการวัดการตอบสนองทางความถี่

ความถี่ (เฮิรตซ์)	V _{out} (โวลต์)	อัตราขยายแรงดัน (เท่า)	อัตราขยายแรงดัน (เดซิเบล)
10	5.76	1440	63.16
15	5.12	1280	62.14
20	4.56	1140	61.14
30	3.60	900	59.08
40	2.80	700	56.90
45	2.72	680	56.65
50	2.60	650	56.26
55	2.46	615	55.78
60	2.32	580	55.27
70	2.16	540	54.64
80	2.08	520	54.32
90	1.76	440	52.87
100	1.68	420	52.46
110	1.60	400	52.04
120	1.36	340	50.63
130	1.28	320	50.10
140	1.12	280	48.94
150	1.12	280	48.94
160	1.12	280	48.94
170	1.04	260	48.30
180	0.96	240	47.60
190	0.88	220	46.85
200	0.88	220	46.85

ให้อัตราขยายแรงดัน = A

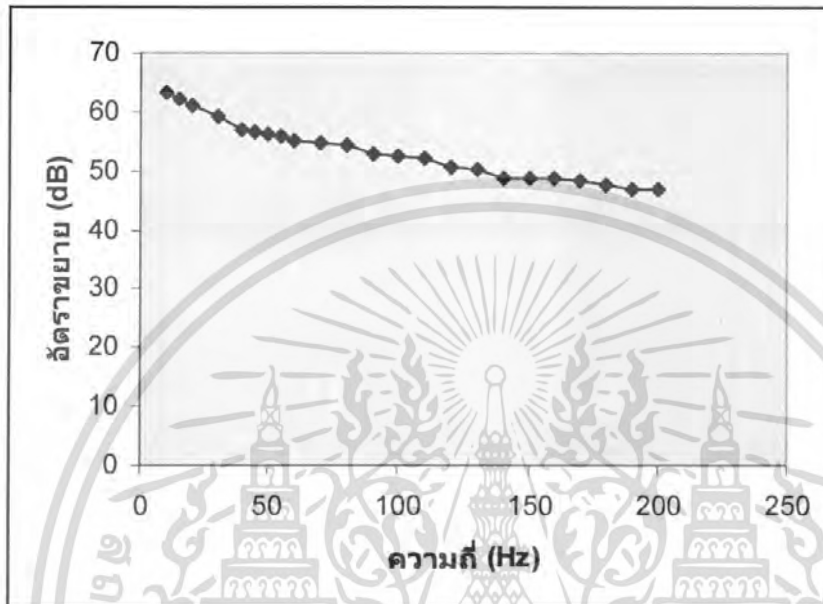
$$\text{จากสมการ } A = V_{out}/V_{in} \quad \dots (5.1)$$

ให้อัตราขยายแรงดันdB = A_{dB}

$$\text{จากสมการ } A_{dB} = 20\log A \quad \dots (5.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

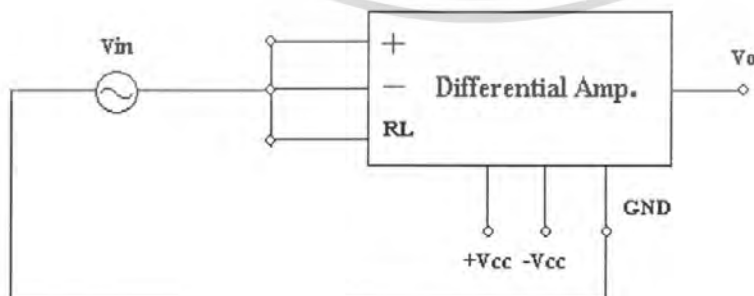
เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5. 2 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับอัตราขยายของวงจร ECG Amplifier จะได้ดังรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายของวงจร ECG Amplifier

การทดลองที่ 4 การหาค่า CMRR (Common Mode Reject Ratio)

31. ป้อนสัญญาณแบบ Common Mode ดังรูป 5.3 โดยป้อนคลื่น Sine ความถี่ ต่างๆตาม ตารางที่ 5.2 ขนาด 10 มิลลิโวลต์ วัดค่าสัญญาณเอาต์พุต บันทึกผล แล้วคำนวณค่า CMRR



รูปที่ 5.6 การป้อนสัญญาณอินพุตแบบ Common Mode

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 ผลการทดลองหาค่า CMRR

ความถี่ (Hz)	Vout (Volt)	CMRR	CMRR (dB)
10	0.044	327.27	50.29
20	0.044	259.1	48.26
30	0.048	187.5	45.46
40	0.048	145.83	43.28
50	0.048	135.42	42.63
60	0.048	120.8	41.64
70	0.048	112.5	41.02
80	0.052	100	40
90	0.052	84.6	38.54
100	0.052	80.76	38.14
200	0.060	36.67	31.28

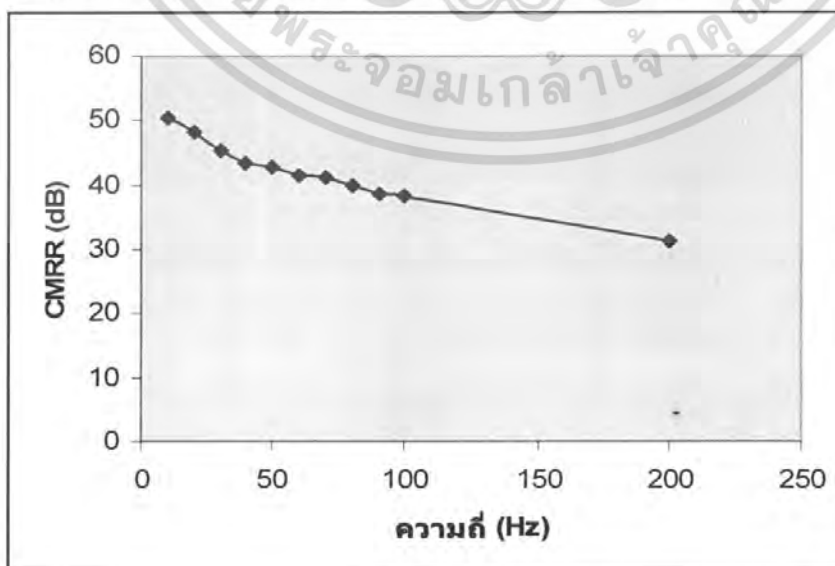
$$CMRR = A_d / A_c \quad \dots (5.3)$$

A_d = อัตราขยายแรงดันของ Difference Mode

A_c = อัตราขยายแรงดันของ Common Mode

$$CMRR (dB) = 20 \log (CMRR) \quad \dots (5.4)$$

เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5.3 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับค่า CMRR จะได้ดังรูปที่ 5.7



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

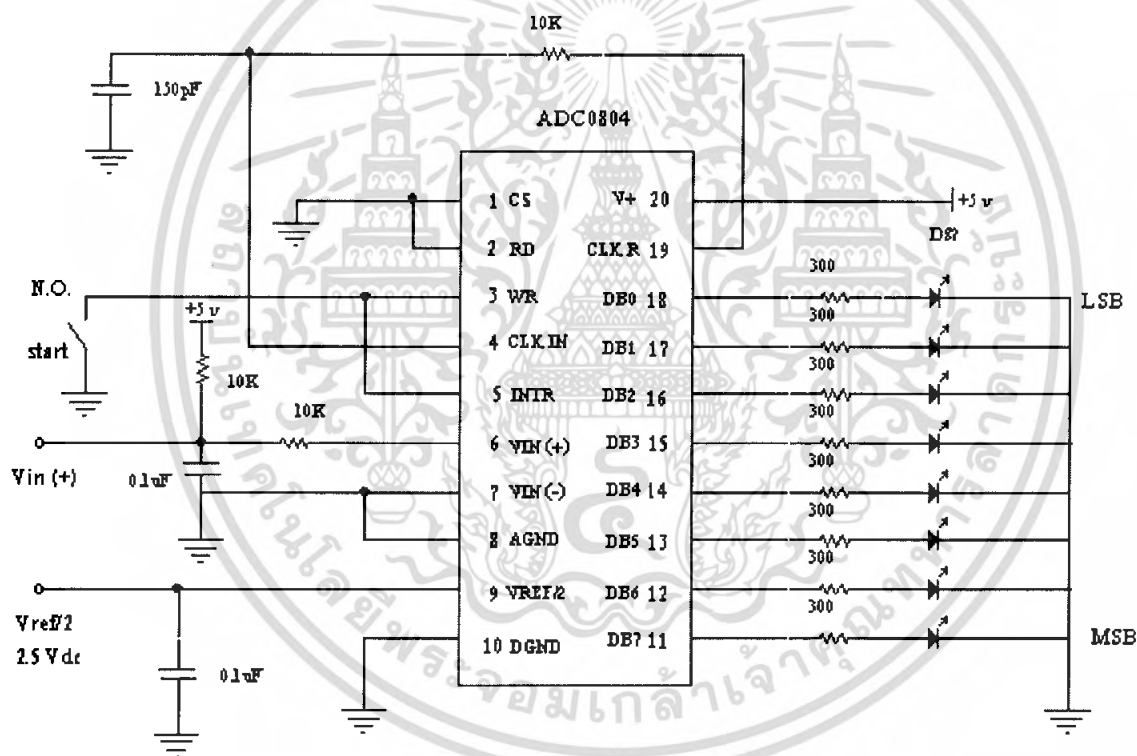
5.2 การทดสอบวงจรภาคประมวลผล

การทดลองที่ 5 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล

5.1 จ่ายสัญญาณ ไฟ DC ให้กับวงจร ที่ค่า ต่างๆดังตาราง 5.4

5.2 บันทึกค่าดิจิทัลที่ได้แล้วเปลี่ยนเป็นฐานสิบ แล้วเปรียบเทียบค่าที่คำนวณได้จาก

$$V_{out} \text{ ที่วัดได้} = \frac{\text{ค่าดิจิทัลฐานสิบ}}{2^8 - 1} \times V_{supply} \quad \dots (5.5)$$



รูปที่ 5.8 วงจรที่ใช้ในการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

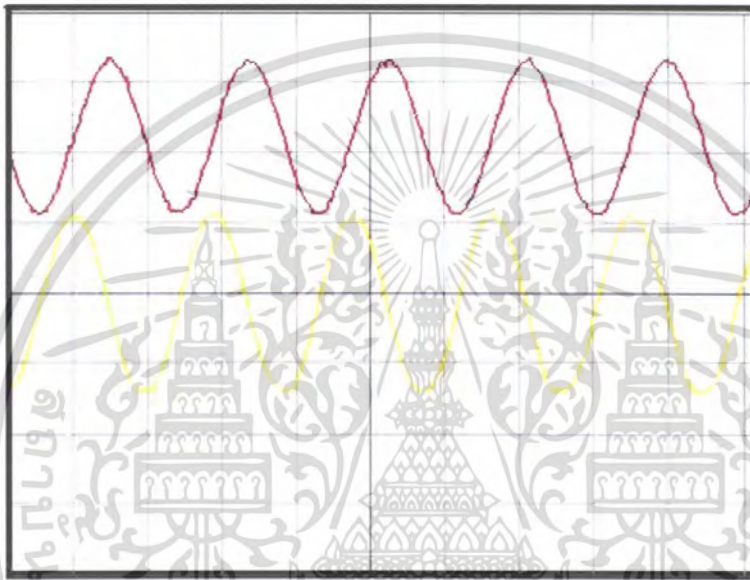
ตารางที่ 5.4 ผลการทดลองการแปลงค่าจากอนาลอกเป็นดิจิทัล

Vin (โวลต์)	ค่าดิจิทัลที่วัดได้ (ฐานสอง)	ค่าดิจิทัลที่วัดได้ (ฐานสิบ)	Vout ที่วัดได้ (โวลต์)	ค่าความผิดพลาด (% Error)
0.2	0000 1010	10	0.19	5.0
0.4	0001 0100	20	0.39	2.5
0.6	0001 1110	30	0.58	3.3
0.8	0010 1001	41	0.80	0
1.0	0011 0011	51	1.0	0
1.2	0011 1101	61	1.19	0.8
1.4	0100 0111	71	1.39	0.7
1.6	0101 0011	83	1.63	1.8
1.8	0101 1111	95	1.86	3.3
2.0	0110 0110	102	2.00	0
2.2	0111 0000	112	2.19	0.5
2.4	0111 1010	122	2.39	0.4
2.6	1000 0101	133	2.61	0.4
2.8	1000 1111	143	2.80	0
3.0	1001 1001	153	3.00	0
3.2	1010 0111	167	3.27	2.1
3.4	1010 1110	174	3.41	0.3
3.6	1011 1000	184	3.61	0.3
3.8	1100 0010	194	3.80	0
4.0	1100 1101	205	4.01	0.3
4.2	1101 0111	215	4.22	0.5
4.4	1110 0001	225	4.41	0.2
4.6	1110 1111	239	4.69	1.9
4.8	1111 0110	246	4.82	0.4
5.0	1111 1111	255	5.00	0

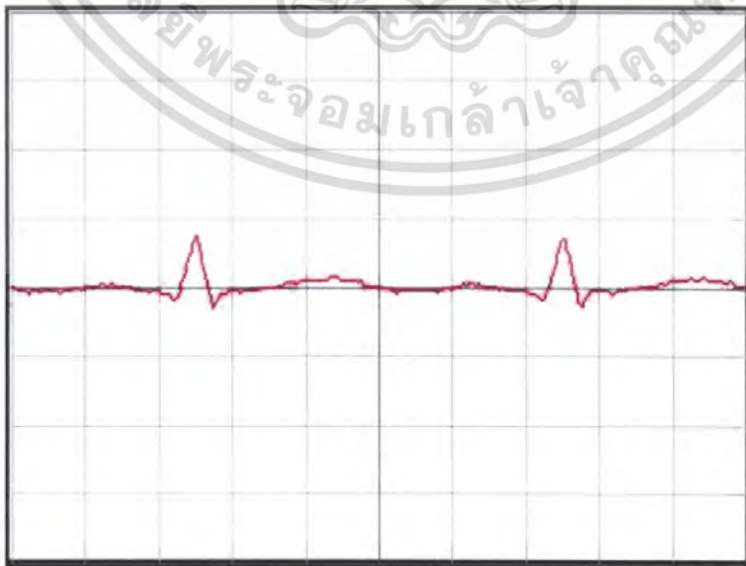
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลองที่ 6 ทดสอบการทำงานของภาคประมวลผล

ต่อวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลแล้วทำการแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาลอกเข้าด้วยกัน โดยป้อนสัญญาณอินพุตเป็นคลื่นไซน์ 5 Hz และใช้เครื่อง อีซีจี ชิมมูเลเตอร์ จะได้รูปสัญญาณดังนี้



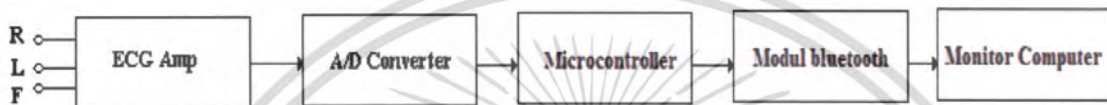
รูปที่ 5.9 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุตด้วยสัญญาณรูปไซน์ 5 Hz



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.10 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุตด้วยเครื่อง อีซีจี ชิมมูเลเตอร์
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงบนจอคอมพิวเตอร์ผ่านระบบไร้สายบลูทูธ

ป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องอีซีจี ซิมมูลเลเตอร์ เข้าเครื่องอีซีจีแบบไร้สายที่ประกอบไปด้วยภาคขยายสัญญาณและภาคประมวลผลโดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการติดต่อระหว่างภาคประมวลผลกับโมดูลไร้สายบลูทูธ และมีโมดูล ESD02 เป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ โดยแสดงบนจอของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคอมพิวเตอร์



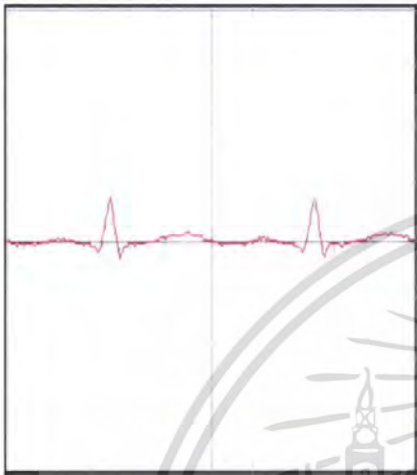
รูปที่ 5.11 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทดสอบเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์



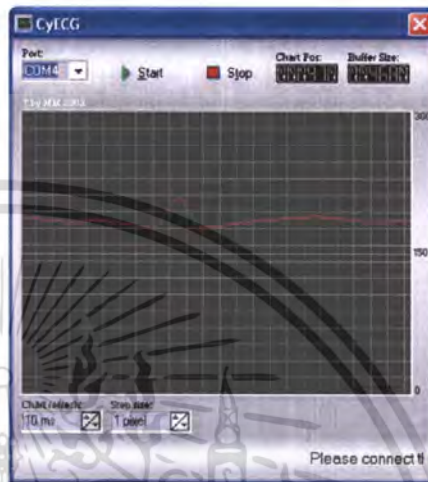
รูปที่ 5.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น เมื่อผู้ยืมได้เห็นว่าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการแสดงผลทั้ง 2 แบบ



รูปที่ 5.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลทางออสซิลโลสโคป



รูปที่ 5.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

การเปรียบเทียบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 แบบเราจะพบว่าในรูปที่ 5.13 เป็นรูปสัญญาณที่วัดด้วยออสซิลโลสโคปโดยที่ยังไม่ได้ผ่านระบบไร้สายบลูทูธนั้นมีความสมบูรณ์ของรูปคลื่นสัญญาณมากกว่ารูปที่ 5.14 ซึ่งเป็นรูปสัญญาณที่แสดงผลทางคอมพิวเตอร์โดยผ่านระบบไร้สายแบบบลูทูธเนื่องจากโปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลนั้นมีความสมบูรณ์ไม่เพียงต่อสัญญาณคลื่นหัวใจทำให้ของคลื่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีคาบของสัญญาณมากกว่า

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเทอมนี้ประกอบด้วยภาคส่วนขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำหน้าที่ในการขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดไม่กี่มิลลิโวลต์และภาคประมวลผลที่ประกอบด้วยวงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิทัลและวงจรแปลงดิจิทัลเป็นอนาลอก โดยวงจรแปลงดิจิทัลเป็นอนาลอกจะเป็นการทดสอบว่าวงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิทัลนั้นถูกต้องเพียงใด

ส่วนของภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทำการทดสอบส่วนของวงจรกรองถี่ต่ำและวัดค่า CMRR โดยในการทดลองได้ใช้เครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ เป็นเครื่องกำเนิดสัญญาณหัวใจ

จากการทดสอบวงจรกรองความถี่ต่ำโดยวัดขนาดแรงดันเอาต์พุตเมื่อที่ความถี่ต่างๆกัน จะพบว่าเมื่อเราป้อนอินพุตที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ขนาดแรงดันจะมีค่าต่ำที่สุดคือ 0.28 โวลต์และมีอัตราขยายแรงดัน 0.28 เท่า ซึ่งแสดงให้เห็นว่าวงจรกรองความถี่ต่ำแบบ notch filter นั้นสามารถกรองสัญญาณได้เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่เกิดจากไฟบ้านที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ โดยจากการทดลองที่ได้สามารถนำมาพล็อตกราฟได้ดังรูปที่ 5.2

ในรูปที่ 5.3 นั้นเป็นการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบไว้โดยได้ใช้เครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ เป็นเครื่องกำเนิดสัญญาณหัวใจ ซึ่งเห็นพบว่าสามารถขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กได้

ในการทดลองวัดค่า CMRR สามารถหาได้จากอัตราขยายแรงดันของ Difference Mode และอัตราขยายแรงดันของ Common Mode ซึ่งจากการทดลองเมื่อป้อนแรงดันอินพุตด้วยเครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ ที่ความถี่ต่างๆ จะได้อัตราขยายแรงดันของ Difference Mode ที่มีค่าสูงกว่าอัตราขยายแรงดันของ Common Mode อยู่มาก ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่ต้องการได้จากวงจรขยายความแตกต่างเพื่อจะที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ ค่า CMRR จะมีค่ามากที่สุดที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ และจะลดลงมากเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น

ส่วนของภาคประมวลผลที่ใช้วงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิทัลเพื่อเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นอนาลอกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (0, 1) โดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตด้วยแรงดันไฟตรงที่ขนาดต่างๆ แล้วทำการแปลงสัญญาณดิจิทัลที่ได้จากเลขฐานสองเป็นฐานสิบซึ่งจะได้ค่าดิจิทัลที่วัดได้ดังตารางที่ 5.4 เพื่อส่งเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่ติดต่อกับโมดูล ESD02 ซึ่งเป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไร้สายบลูทูธ จากการทดลองแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาลอกจะพบว่าสัญญาณถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำวงจรในส่วนของภาคขยายและภาคประมวลผลต่อกันแล้วทำการส่งสัญญาณข้อมูลที่
เกิดจากเครื่องอีซีจี ซิมมูลเลเตอร์ด้วย โมดูลบลูทูธเพื่อแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะได้รูป
สัญญาณดังรูปที่ 5.9 ที่มีความถูกต้องของสัญญาณ

ซึ่งจากการทดลองทั้งหมดจะพบว่าวงจรที่ออกแบบไว้นั้นมีคุณสมบัติการทำงานของเครื่อง
แสดงคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำมาใช้งานจริงได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. เกษม วัฒนชัย นพ. ,“ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ”, สำนักพิมพ์พัฒนาศึกษา, กรุงเทพมหานคร , 2532
2. ชีรวัฒน์ ประกอบผล, “ดิจิทัลอิเล็กทรอนิกส์”, ศูนย์หนังสือจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพมหานคร, 2540
3. Herru E.Thomas, “Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement, Prentice - Hall, 1974
4. <http://www.inex.co.th/application/applicationboard.html>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

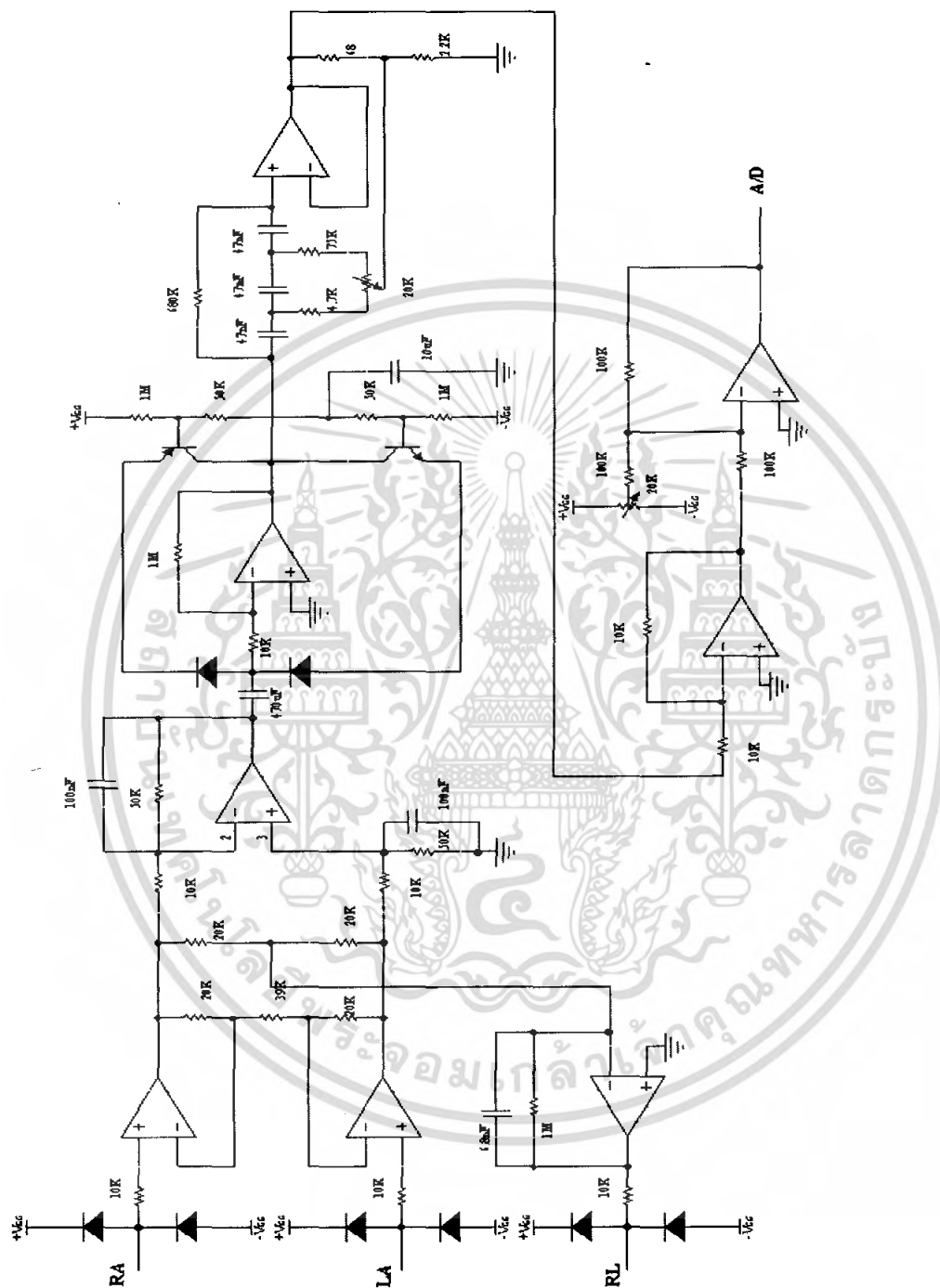
ซอร์สโค้ดของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PSoC Microcontroller)

```
//-----
// C main line
//-----

#include <m8c.h> // part specific constants and macros
#include "PSoCAPI.h" // PSoC API definitions for all User Modules
char TxBuffer;
char bytea;

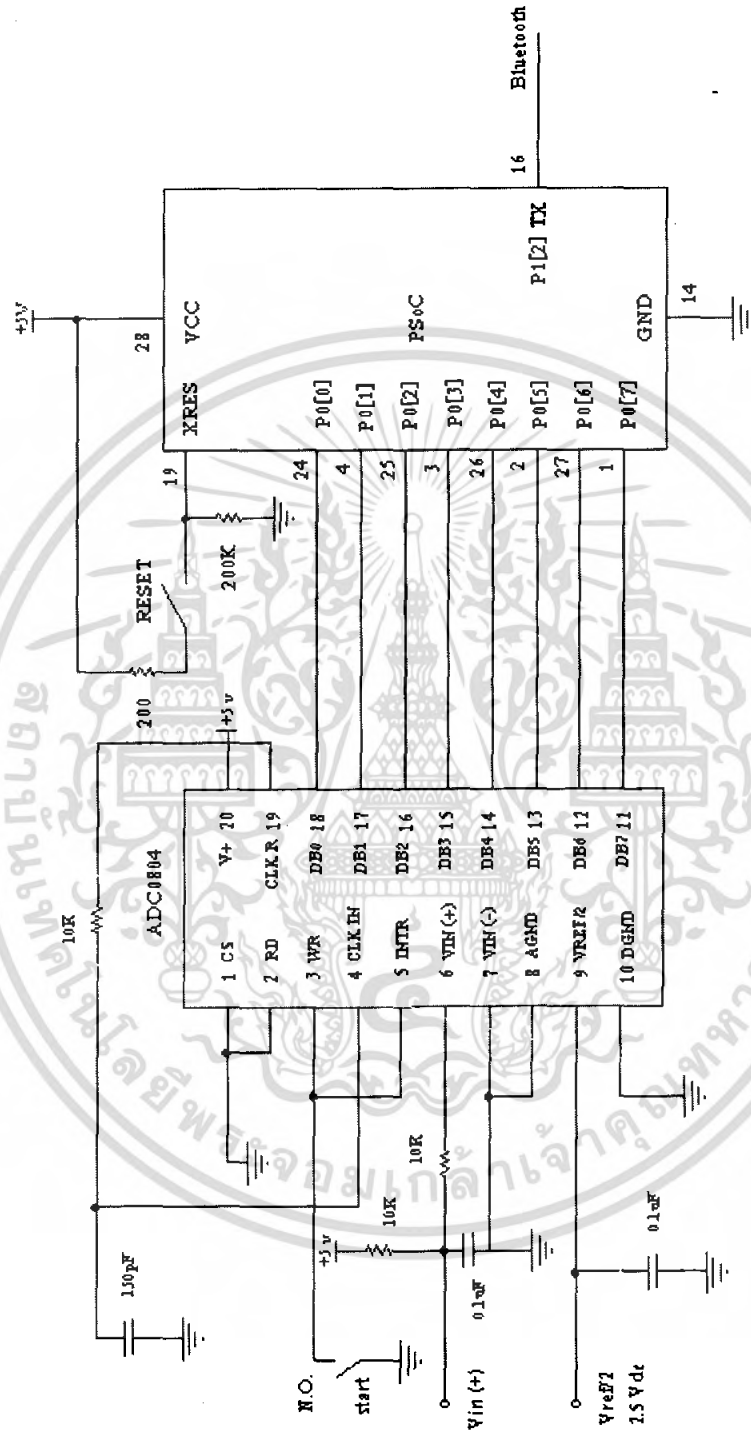
void main()
{
    TX8_1_Start(TX8_PARITY_NONE);
    while(1) {
        while (PRT2DR==0x00)
        {
            bytea=PRT0DR;
            TX8_1_PutChar(bytea);
            while(!(TX8_1_bReadTxStatus()&TX8_TX_COMPLETE));
        }
    }
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปวงจรเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจกชขยบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



วงจรเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจภาคประมวลผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TOSHIBA Transistor Silicon PNP Epitaxial Type (PCT process)

2SA1015

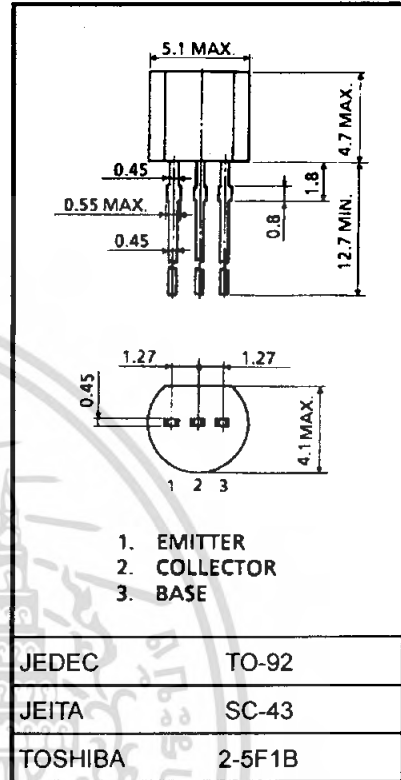
Audio Frequency General Purpose Amplifier Applications
 Driver Stage Amplifier Applications

Unit: mm

- High voltage and high current: $V_{CEO} = -50\text{ V (min)}$,
 $I_C = -150\text{ mA (max)}$
- Excellent h_{FE} linearity: $h_{FE} (2) = 80\text{ (typ.)}$ at $V_{CE} = -6\text{ V}$, $I_C = -150\text{ mA}$
 $: h_{FE} (I_C = -0.1\text{ mA})/h_{FE} (I_C = -2\text{ mA}) = 0.95\text{ (typ.)}$
- Low noise: $NF = 1\text{ dB (typ.)}$ ($f = 1\text{ kHz}$)
- Complementary to 2SC1815.

Maximum Ratings ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Characteristics	Symbol	Rating	Unit
Collector-base voltage	V_{CBO}	-50	V
Collector-emitter voltage	V_{CEO}	-50	V
Emitter-base voltage	V_{EBO}	-5	V
Collector current	I_C	-150	mA
Base current	I_B	-50	mA
Collector power dissipation	P_C	400	mW
Junction temperature	T_j	125	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range	T_{stg}	-55~125	$^\circ\text{C}$



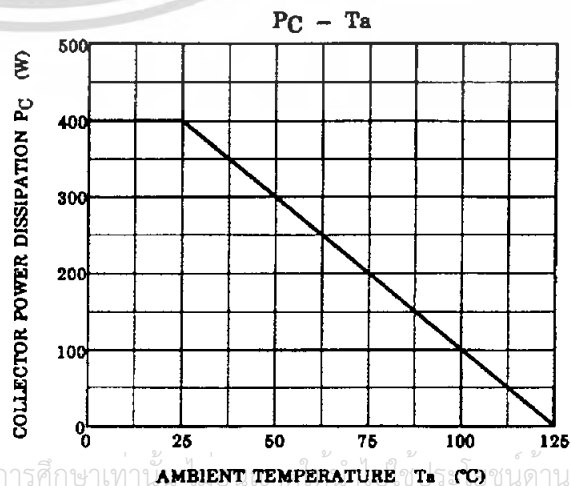
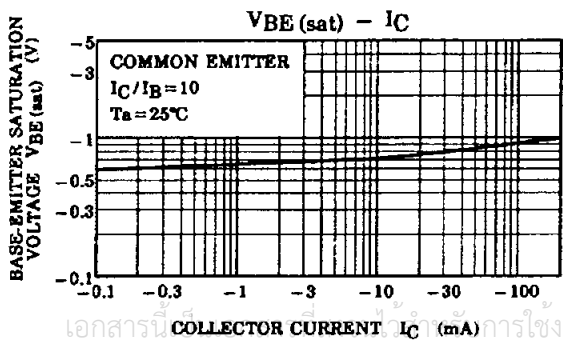
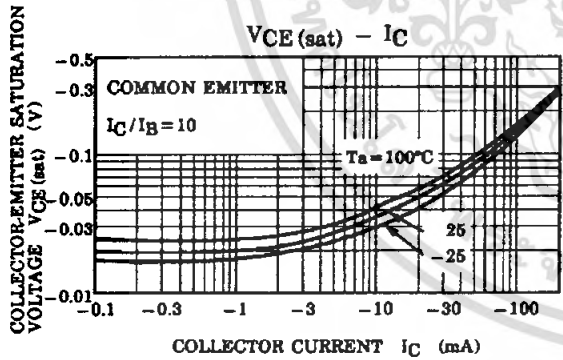
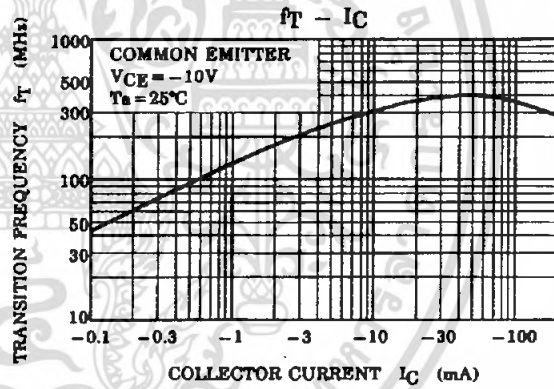
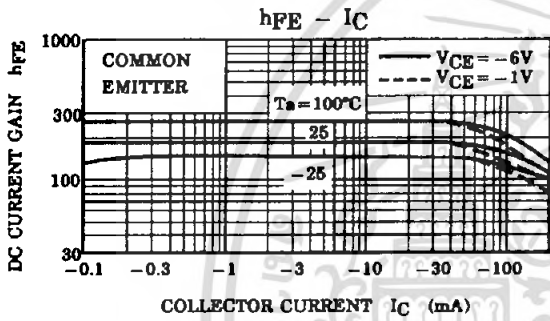
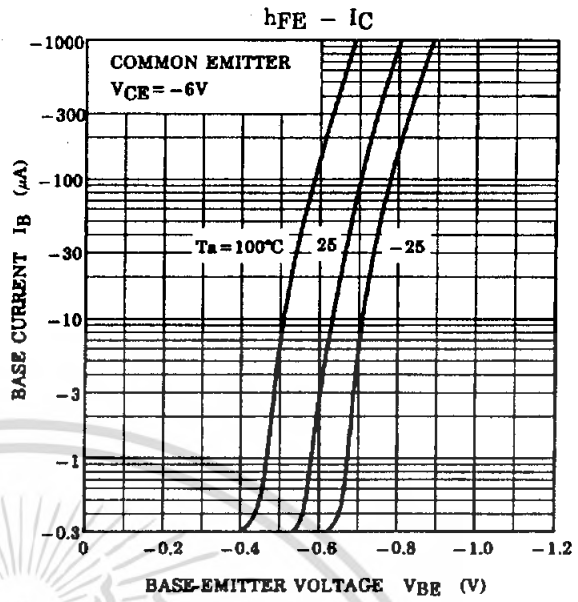
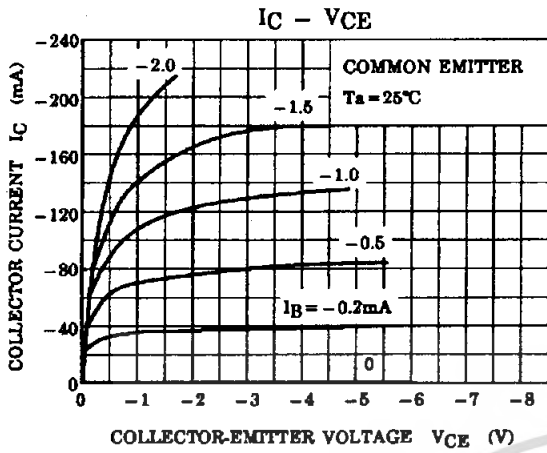
Weight: 0.21 g (typ.)

Electrical Characteristics ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Characteristics	Symbol	Test Condition	Min	Typ.	Max	Unit
Collector cut-off current	I_{CBO}	$V_{CB} = -50\text{ V}$, $I_E = 0$	—	—	-0.1	μA
Emitter cut-off current	I_{EBO}	$V_{EB} = -5\text{ V}$, $I_C = 0$	—	—	-0.1	μA
DC current gain	$h_{FE} (1)$ (Note)	$V_{CE} = -6\text{ V}$, $I_C = -2\text{ mA}$	70	—	400	
	$h_{FE} (2)$	$V_{CE} = -6\text{ V}$, $I_C = -150\text{ mA}$	25	80	—	
Collector-emitter saturation voltage	$V_{CE} (sat)$	$I_C = -100\text{ mA}$, $I_B = -10\text{ mA}$	—	-0.1	-0.3	V
Base-emitter saturation voltage	$V_{BE} (sat)$	$I_C = -100\text{ mA}$, $I_B = -10\text{ mA}$	—	—	-1.1	V
Transition frequency	f_T	$V_{CE} = -10\text{ V}$, $I_C = -1\text{ mA}$	80	—	—	MHz
Collector output capacitance	C_{ob}	$V_{CB} = -10\text{ V}$, $I_E = 0$, $f = 1\text{ MHz}$	—	4	7	pF
Base intrinsic resistance	$r_{bb'}$	$V_{CE} = -10\text{ V}$, $I_E = 1\text{ mA}$, $f = 30\text{ MHz}$	—	30	—	Ω
Noise figure	NF	$V_{CE} = -6\text{ V}$, $I_C = -0.1\text{ mA}$, $R_G = 10\text{ k}\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$	—	1.0	10	dB

Note: $h_{FE} (1)$ classification O: 70~140, Y: 120~240, GR: 200~400

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ใดๆอย่างใด ทั้งสิ้น ลึกทั้งห้ามิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างถึงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้เพื่อการพาณิชย์โดยไม่ได้รับอนุญาตจากบริษัท

2SC1518

Silicon NPN epitaxial planer type

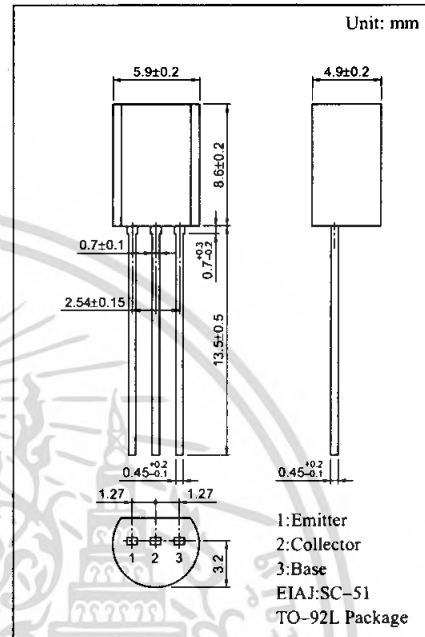
For high-frequency bias oscillation of tape recorders
For DC-DC converter

Features

- Low collector to emitter saturation voltage $V_{CE(sat)}$.
- Satisfactory operation performances and high efficiency with a low-voltage power supply.

Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)

Parameter	Symbol	Ratings	Unit
Collector to base voltage	V_{CBO}	25	V
Collector to emitter voltage	V_{CEO}	20	V
Emitter to base voltage	V_{EBO}	5	V
Peak collector current	I_{CP}	1.5	A
Collector current	I_C	1	A
Collector power dissipation	P_C	1	W
Junction temperature	T_j	150	°C
Storage temperature	T_{stg}	-55 ~ +150	°C



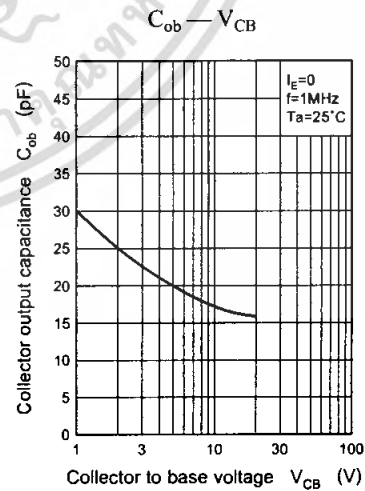
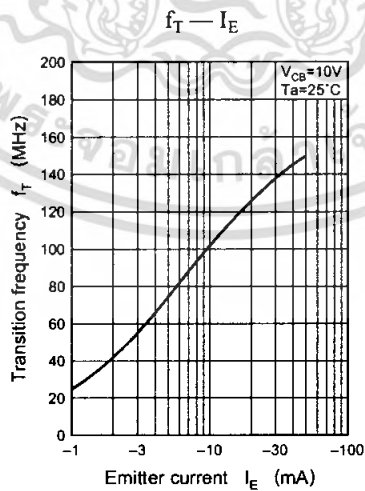
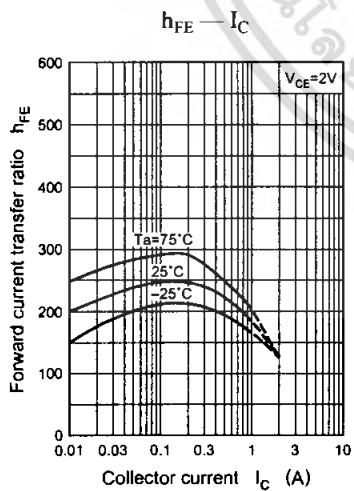
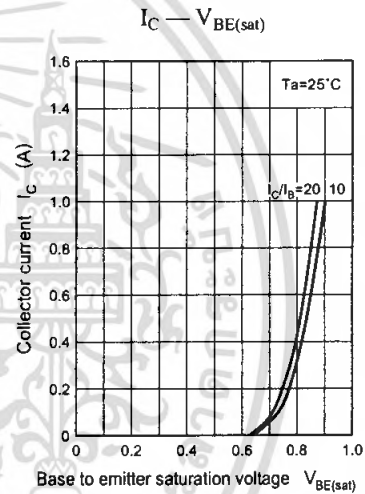
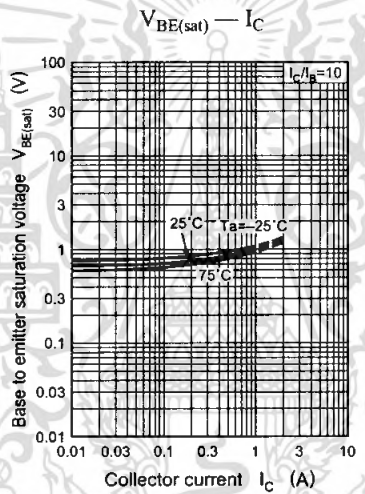
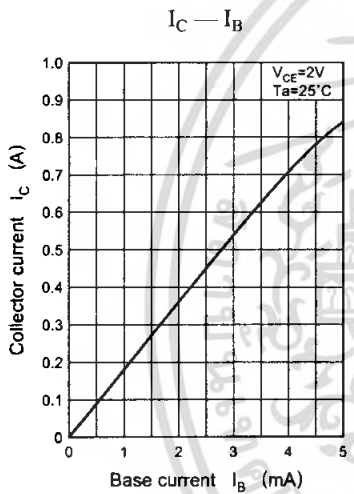
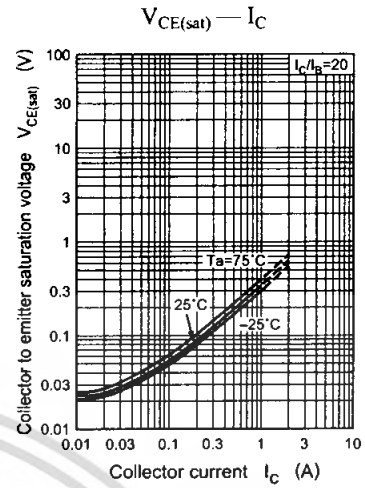
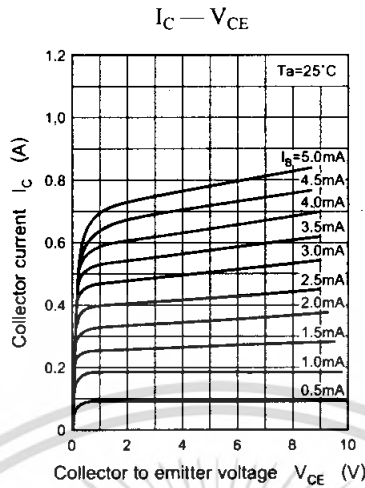
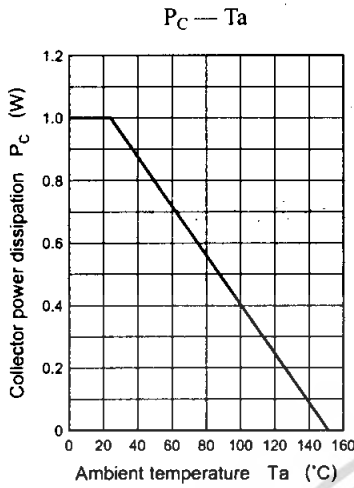
Electrical Characteristics (Ta=25°C)

Parameter	Symbol	Conditions	min	typ	max	Unit
Collector cutoff current	I_{CBO}	$V_{CB} = 25V, I_E = 0$			100	nA
	I_{CEO}	$V_{CE} = 20V, I_B = 0$			1	μA
Collector to base voltage	V_{CBO}	$I_C = 10\mu A, I_E = 0$	25			V
Collector to emitter voltage	V_{CEO}	$I_C = 1mA, I_B = 0$	20			V
Emitter to base voltage	V_{EBO}	$I_E = 10\mu A, I_C = 0$	5			V
Forward current transfer ratio	h_{FE1}^{*1}	$V_{CE} = 2V, I_C = 500mA^{*2}$	90		330	
	h_{FE2}	$V_{CE} = 2V, I_C = 1A^{*2}$	50	100		
Base to emitter saturation voltage	$V_{BE(sat)}$	$I_C = 500mA, I_B = 50mA^{*2}$			1.2	V
Collector to emitter saturation voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C = 1A, I_B = 50mA^{*2}$			0.5	V
Transition frequency	f_T	$V_{CB} = 10V, I_E = -50mA, f = 200MHz$		150		MHz
Collector output capacitance	C_{ob}	$V_{CB} = 10V, I_E = 0, f = 1MHz$		12	20	pF

*2 Pulse measurement

*1 h_{FE1} Rank classification

Rank	Q	R	S
h_{FE1}	90 ~ 155	130 ~ 220	185 ~ 330



ADC0802, ADC0803 ADC0804

8-Bit, Microprocessor-
Compatible, A/D Converters

August 1997

Features

- 80C48 and 80C80/85 Bus Compatible - No Interfacing Logic Required
- Conversion Time < 100 μ s
- Easy Interface to Most Microprocessors
- Will Operate in a "Stand Alone" Mode
- Differential Analog Voltage Inputs
- Works with Bandgap Voltage References
- TTL Compatible Inputs and Outputs
- On-Chip Clock Generator
- 0V to 5V Analog Voltage Input Range (Single + 5V Supply)
- No Zero-Adjust Required

Description

The ADC0802 family are CMOS 8-Bit, successive-approximation A/D converters which use a modified potentiometric ladder and are designed to operate with the 8080A control bus via three-state outputs. These converters appear to the processor as memory locations or I/O ports, and hence no interfacing logic is required.

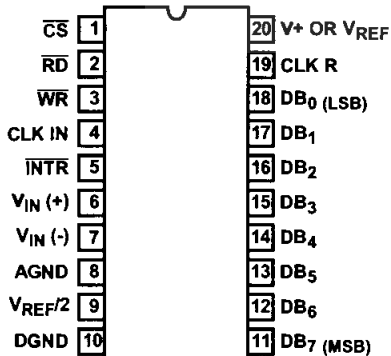
The differential analog voltage input has good common-mode-rejection and permits offsetting the analog zero-input-voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

Ordering Information

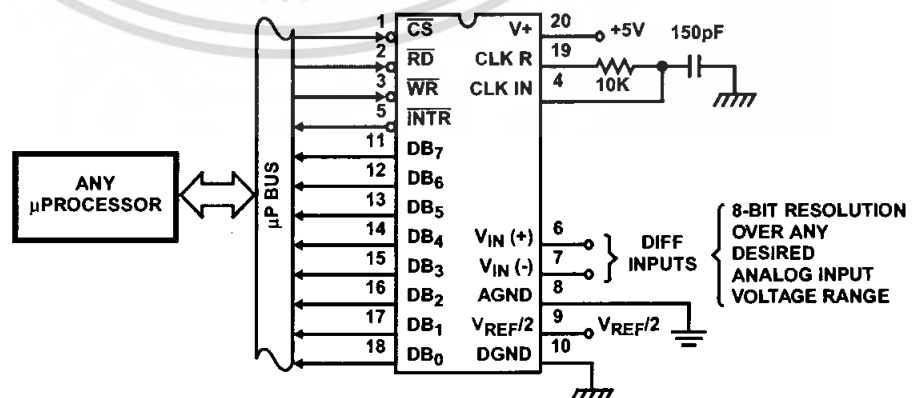
PART NUMBER	ERROR	EXTERNAL CONDITIONS	TEMP. RANGE (°C)	PACKAGE	PKG. NO
ADC0802LCN	$\pm 1/2$ LSB	$V_{REF}/2 = 2.500V_{DC}$ (No Adjustments)	0 to 70	20 Ld PDIP	E20.3
ADC0802LCD	$\pm 3/4$ LSB		-40 to 85	20 Ld Cerdip	F20.3
ADC0802LD	± 1 LSB		-55 to 125	20 Ld Cerdip	F20.3
ADC0803LCN	$\pm 1/2$ LSB	$V_{REF}/2$ Adjusted for Correct Full Scale Reading	0 to 70	20 Ld PDIP	E20.3
ADC0803LCD	$\pm 3/4$ LSB		-40 to 85	20 Ld Cerdip	F20.3
ADC0803LCWM	± 1 LSB		-40 to 85	20 Ld SOIC	M20.3
ADC0803LD	± 1 LSB		-55 to 125	20 Ld Cerdip	F20.3
ADC0804LCN	± 1 LSB	$V_{REF}/2 = 2.500V_{DC}$ (No Adjustments)	0 to 70	20 Ld PDIP	E20.3
ADC0804LCD	± 1 LSB		-40 to 85	20 Ld Cerdip	F20.3
ADC0804LCWM	± 1 LSB		-40 to 85	20 Ld SOIC	M20.3

Pinout

ADC0802, ADC0803, ADC0804
(PDIP, Cerdip)
TOP VIEW

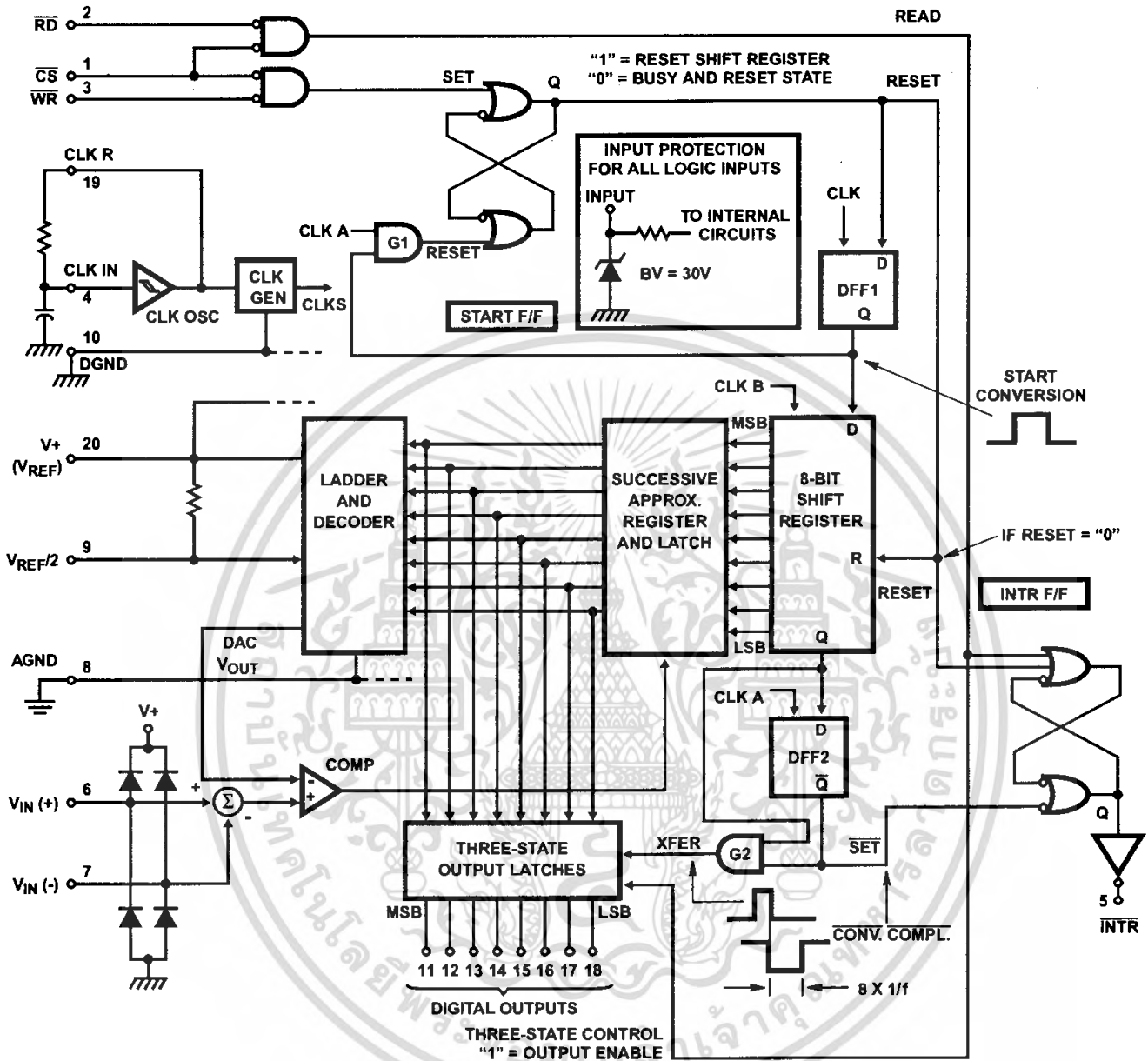


Typical Application Schematic



ADC0802, ADC0803, ADC0804

Functional Diagram



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0802, ADC0803, ADC0804

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage 6.5V
 Voltage at Any Input -0.3V to (V⁺ + 0.3V)

Operating Conditions

Temperature Range
 ADC0802/03LD -55°C to 125°C
 ADC0802/03/04LCD -40°C to 85°C
 ADC0802/03/04LCN 0°C to 70°C
 ADC0803/04LCWM -40°C to 85°C

Thermal Information

Thermal Resistance (Typical, Note 1)	θ_{JA} (°C/W)	θ_{JC} (°C/W)
PDIP Package	125	N/A
CERDIP Package	80	20
SOIC Package	120	N/A

Maximum Junction Temperature
 Hermetic Package 175°C
 Plastic Package 150°C
 Maximum Storage Temperature Range -65°C to 150°C
 Maximum Lead Temperature (Soldering, 10s) 300°C
 (SOIC - Lead Tips Only)

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

- θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

Electrical Specifications (Notes 1, 7)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, T _A = 25°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±1/2	LSB
ADC0803	V _{REF/2} Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±1/2	LSB
ADC0804	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF/2} Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	-	kΩ
Analog Input Voltage Range	(Note 2)	GND-0.05	-	(V ⁺) + 0.05	V
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range	-	±1/16	±1/8	LSB
Power Supply Sensitivity	V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range	-	±1/16	±1/8	LSB
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, 0°C to 70°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±1/2	LSB
ADC0803	V _{REF/2} Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±1/2	LSB
ADC0804	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF/2} Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	-	kΩ
Analog Input Voltage Range	(Note 2)	GND-0.05	-	(V ⁺) + 0.05	V
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range	-	±1/8	±1/4	LSB
Power Supply Sensitivity	V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range	-	±1/16	±1/8	LSB
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, -25°C to 85°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±3/4	LSB
ADC0803	V _{REF/2} Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±3/4	LSB
ADC0804	V _{REF/2} = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF/2} Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	-	kΩ
Analog Input Voltage Range	(Note 2)	GND-0.05	-	(V ⁺) + 0.05	V
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range	-	±1/8	±1/4	LSB
Power Supply Sensitivity	V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range	-	±1/16	±1/8	LSB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั้น ไม่นับค่าให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0802, ADC0803, ADC0804

Electrical Specifications (Notes 1, 7) (Continued)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
CONVERTER SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, -55°C to 125°C and $f_{\text{CLK}} = 640\text{kHz}$, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	$V_{\text{REF}}/2 = 2.500V$	-	-	± 1	LSB
ADC0803	$V_{\text{REF}}/2$ Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	± 1	LSB
$V_{\text{REF}}/2$ Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	-	k Ω
Analog Input Voltage Range	(Note 2)	GND-0.05	-	$(V_+) + 0.05$	V
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range	-	$\pm 1/8$	$\pm 1/4$	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_+ = 5V \pm 10\%$ Over Allowed Input Voltage Range	-	$\pm 1/8$	$\pm 1/4$	LSB
AC TIMING SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, and $T_A = 25^\circ\text{C}$, Unless Otherwise Specified					
Clock Frequency, f_{CLK}	$V_+ = 6V$ (Note 3)	100	640	1280	kHz
	$V_+ = 5V$	100	640	800	kHz
Clock Periods per Conversion (Note 4), t_{CONV}		62	-	73	Clocks/Conv
Conversion Rate In Free-Running Mode, CR	$\overline{\text{INTR}}$ tied to $\overline{\text{WR}}$ with $\overline{\text{CS}} = 0V$, $f_{\text{CLK}} = 640\text{kHz}$	-	-	8888	Conv/s
Width of $\overline{\text{WR}}$ Input (Start Pulse Width), $t_{\text{W(WR)}}$	$\overline{\text{CS}} = 0V$ (Note 5)	100	-	-	ns
Access Time (Delay from Falling Edge of $\overline{\text{RD}}$ to Output Data Valid), t_{ACC}	$C_L = 100\text{pF}$ (Use Bus Driver IC for Larger C_L)	-	135	200	ns
Three-State Control (Delay from Rising Edge of $\overline{\text{RD}}$ to HI-Z State), t_{H} , t_{OH}	$C_L = 10\text{pF}$, $R_L = 10K$ (See Three-State Test Circuits)	-	125	250	ns
Delay from Falling Edge of $\overline{\text{WR}}$ to Reset of $\overline{\text{INTR}}$, t_{WI} , t_{RI}		-	300	450	ns
Input Capacitance of Logic Control Inputs, C_{IN}		-	5	-	pF
Three-State Output Capacitance (Data Buffers), C_{OUT}		-	5	-	pF
DC DIGITAL LEVELS AND DC SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, and T_{MIN} to T_{MAX} , Unless Otherwise Specified					
CONTROL INPUTS (Note 6)					
Logic "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN), V_{INH}	$V_+ = 5.25V$	2.0	-	V_+	V
Logic "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN), V_{INL}	$V_+ = 4.75V$	-	-	0.8	V
CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage, $V_{\text{+CLK}}$		2.7	3.1	3.5	V
CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage, $V_{\text{-CLK}}$		1.5	1.8	2.1	V
CLK IN (Pin 4) Hysteresis, V_{H}		0.6	1.3	2.0	V
Logic "1" Input Current (All Inputs), I_{INH}	$V_{\text{IN}} = 5V$	-	0.005	1	μA
Logic "0" Input Current (All Inputs), I_{INLO}	$V_{\text{IN}} = 0V$	-1	-0.005	-	μA
Supply Current (Includes Ladder Current), I_+	$f_{\text{CLK}} = 640\text{kHz}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ and $\overline{\text{CS}} = \text{HI}$	-	1.3	2.5	mA
DATA OUTPUTS AND $\overline{\text{INTR}}$					
Logic "0" Output Voltage, V_{OL}	$I_{\text{O}} = 1.6\text{mA}$, $V_+ = 4.75V$	-	-	0.4	V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Curves

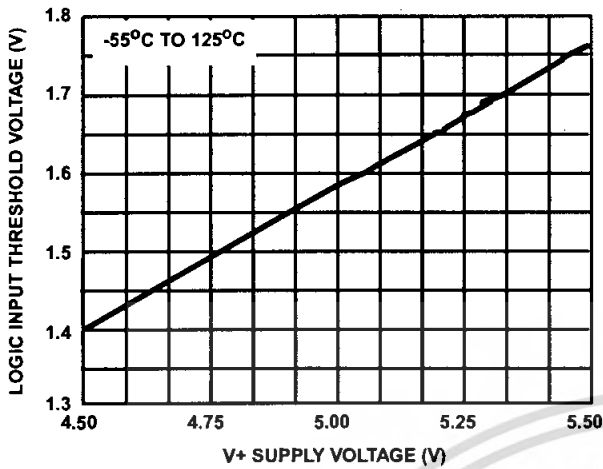


FIGURE 2. LOGIC INPUT THRESHOLD VOLTAGE vs SUPPLY VOLTAGE

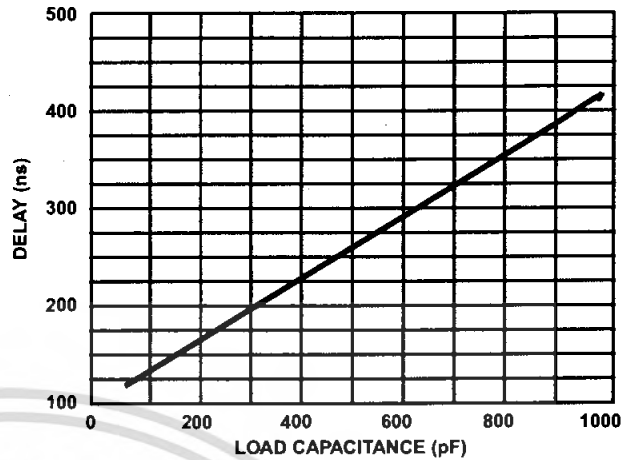


FIGURE 3. DELAY FROM FALLING EDGE OF RD TO OUTPUT DATA VALID vs LOAD CAPACITANCE

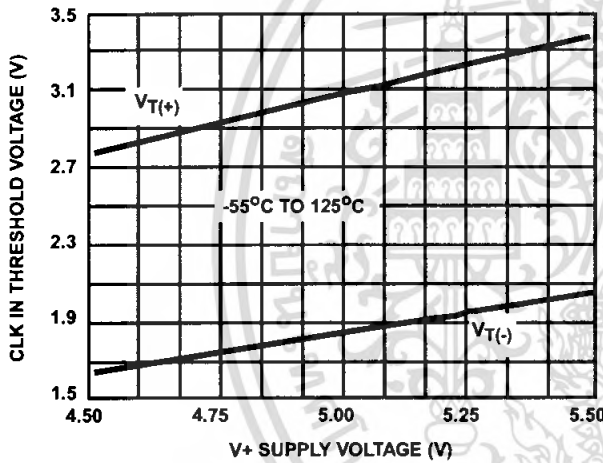


FIGURE 4. CLK IN SCHMITT TRIP LEVELS vs SUPPLY VOLTAGE

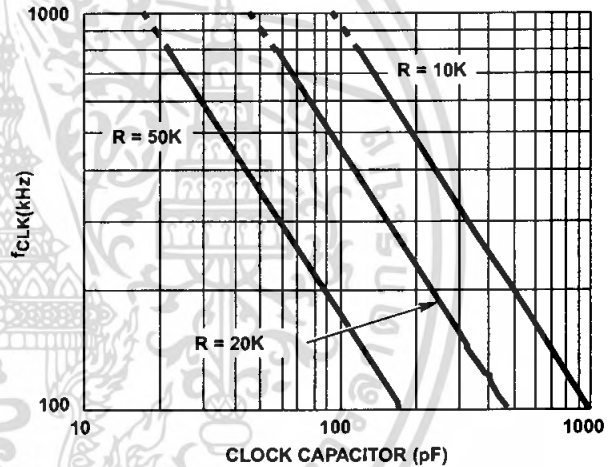


FIGURE 5. f_{CLK} vs CLOCK CAPACITOR

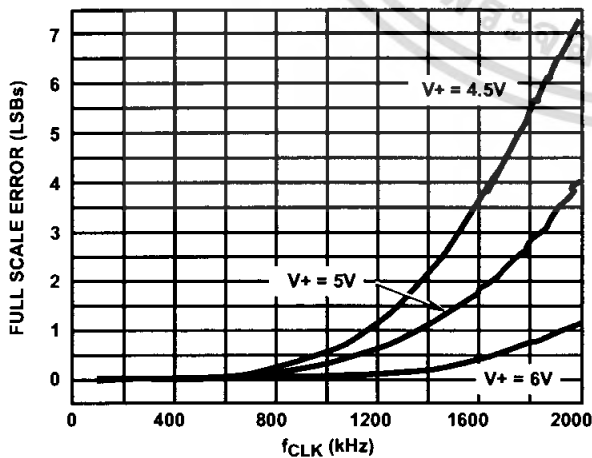


FIGURE 6. FULL SCALE ERROR vs f_{CLK}

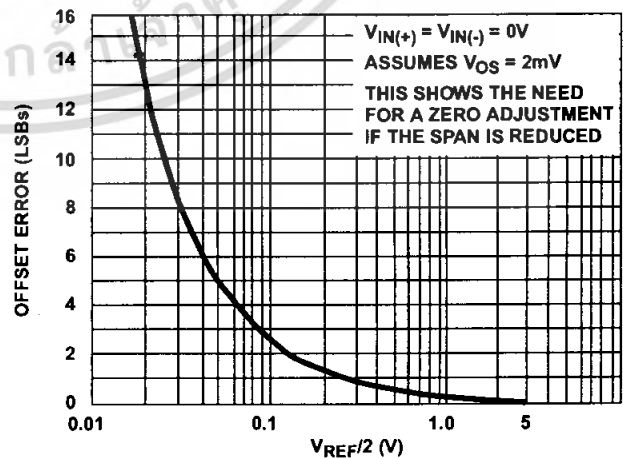


FIGURE 7. EFFECT OF UNADJUSTED OFFSET ERROR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Curves (Continued)

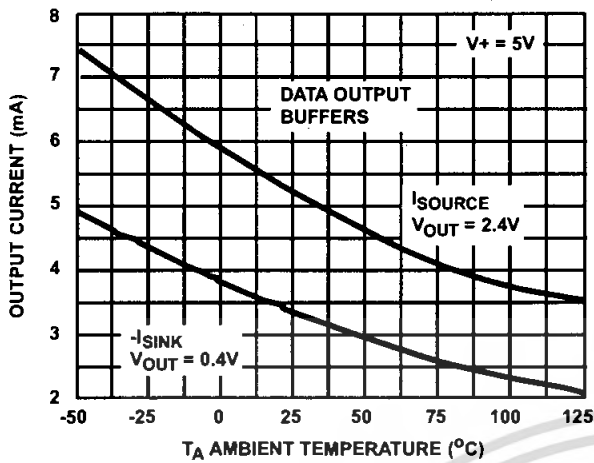


FIGURE 8. OUTPUT CURRENT vs TEMPERATURE

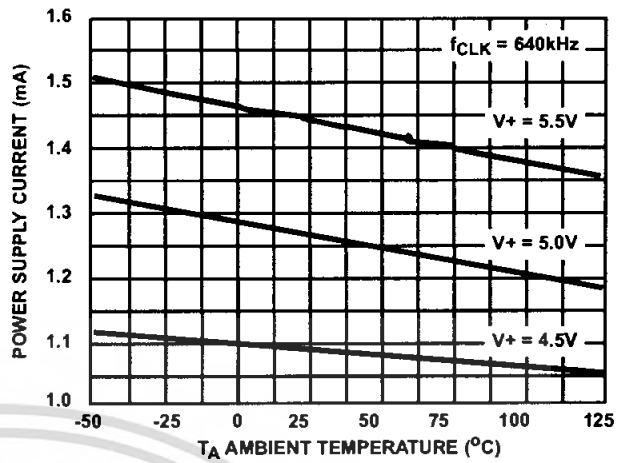


FIGURE 9. POWER SUPPLY CURRENT vs TEMPERATURE

Timing Diagrams

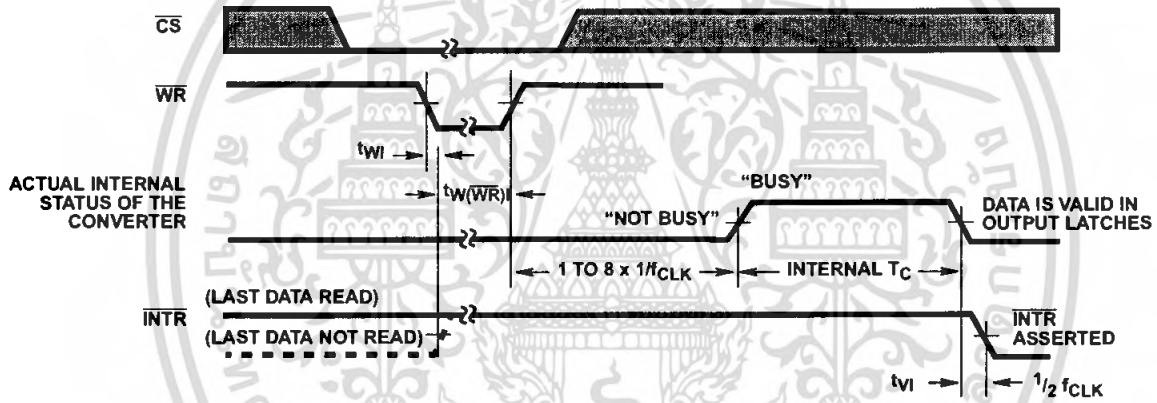


FIGURE 10A. START CONVERSION

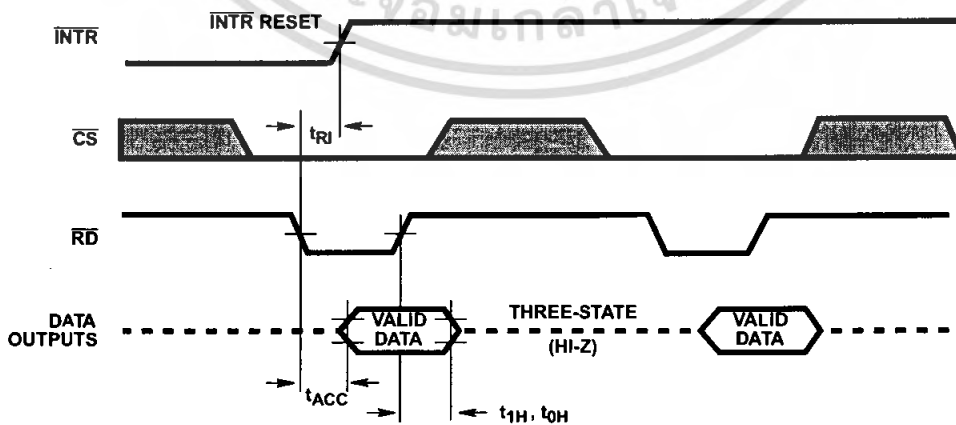


FIGURE 10B. OUTPUT ENABLE AND RESET $\overline{\text{INTR}}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้จำหน่ายไปใช้ประโยชน์อื่นใด

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0802, ADC0803, ADC0804

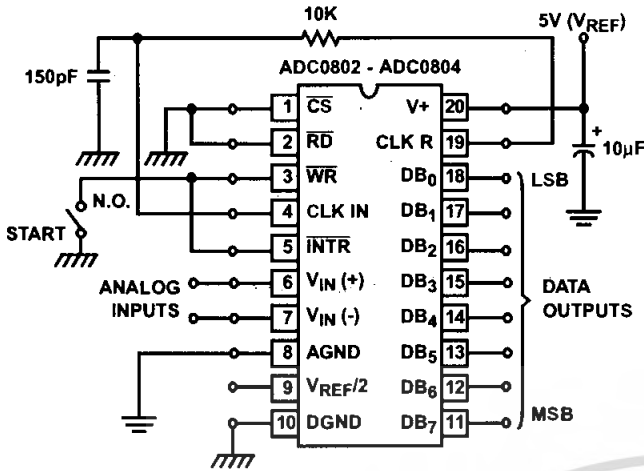


FIGURE 17. FREE-RUNNING CONNECTION

Driving the Data Bus

This CMOS A/D, like MOS microprocessors and memories, will require a bus driver when the total capacitance of the data bus gets large. Other circuitry, which is tied to the data bus, will add to the total capacitive loading, even in three-state (high-impedance mode). Back plane busing also greatly adds to the stray capacitance of the data bus.

There are some alternatives available to the designer to handle this problem. Basically, the capacitive loading of the data bus slows down the response time, even though DC specifications are still met. For systems operating with a relatively slow CPU clock frequency, more time is available in which to establish proper logic levels on the bus and therefore higher capacitive loads can be driven (see Typical Performance Curves).

At higher CPU clock frequencies time can be extended for I/O reads (and/or writes) by inserting wait states (8080) or using clock-extending circuits (6800).

Finally, if time is short and capacitive loading is high, external bus drivers must be used. These can be three-state buffers (low power Schottky is recommended, such as the 74LS240 series) or special higher-drive-current products which are designed as bus drivers. High-current bipolar bus drivers with PNP inputs are recommended.

Power Supplies

Noise spikes on the V+ supply line can cause conversion errors as the comparator will respond to this noise. A low-inductance tantalum filter capacitor should be used close to the converter V+ pin, and values of 1µF or greater are recommended. If an unregulated voltage is available in the system, a separate 5V voltage regulator for the converter (and other analog circuitry) will greatly reduce digital noise on the V+ supply. An ICL7663 can be used to regulate such a supply from an input as low as 5.2V.

Wiring and Hook-Up Precautions

Standard digital wire-wrap sockets are not satisfactory for breadboarding with this A/D converter. Sockets on PC boards can be used. All logic signal wires and leads should be grouped and kept as far away as possible from the analog

signal leads. Exposed leads to the analog inputs can cause undesired digital noise and hum pickup; therefore, shielded leads may be necessary in many applications.

A single-point analog ground should be used which is separate from the logic ground points. The power supply bypass capacitor and the self-clocking capacitor (if used) should both be returned to digital ground. Any VREF/2 bypass capacitors, analog input filter capacitors, or input signal shielding should be returned to the analog ground point. A test for proper grounding is to measure the zero error of the A/D converter. Zero errors in excess of 1/4 LSB can usually be traced to improper board layout and wiring (see Zero Error for measurement). Further information can be found in Application Note AN018.

Testing the A/D Converter

There are many degrees of complexity associated with testing an A/D converter. One of the simplest tests is to apply a known analog input voltage to the converter and use LEDs to display the resulting digital output code as shown in Figure 18.

For ease of testing, the VREF/2 (pin 9) should be supplied with 2.560V and a V+ supply voltage of 5.12V should be used. This provides an LSB value of 20mV.

If a full scale adjustment is to be made, an analog input voltage of 5.090V (5.120 - 1/2 LSB) should be applied to the VIN(+) pin with the VIN(-) pin grounded. The value of the VREF/2 input voltage should be adjusted until the digital output code is just changing from 1111 1110 to 1111 1111. This value of VREF/2 should then be used for all the tests.

The digital-output LED display can be decoded by dividing the 8 bits into 2 hex characters, one with the 4 most-significant bits (MS) and one with the 4 least-significant bits (LS). The output is then interpreted as a sum of fractions times the full scale voltage:

$$V_{OUT} = \left(\frac{MS}{16} + \frac{LS}{256} \right) (5.12)V$$

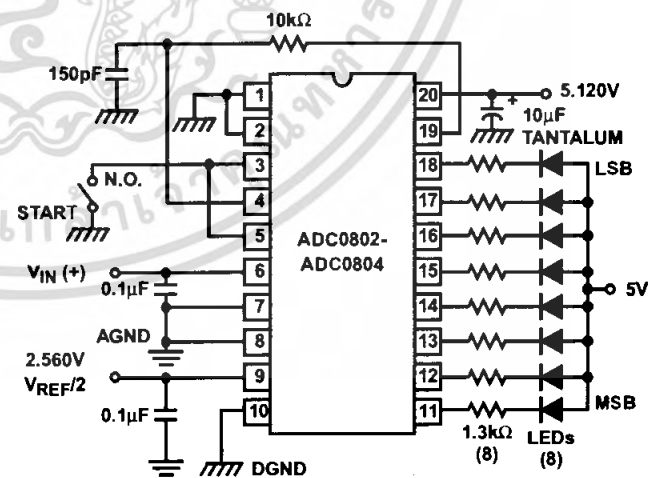


FIGURE 18. BASIC TESTER FOR THE A/D

For example, for an output LED display of 1011 0110, the MS character is hex B (decimal 11) and the LS character is hex (and decimal) 6, so:

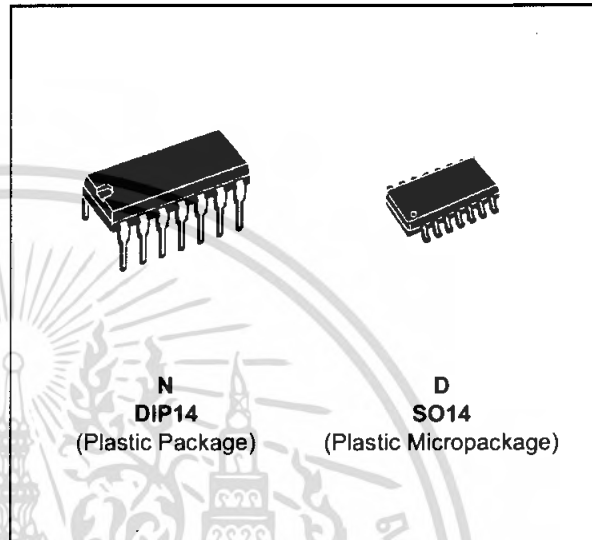
$$V_{OUT} = \left(\frac{11}{16} + \frac{6}{256} \right) (5.12) = 3.64V$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในวงการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LOW POWER J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VERY LOW POWER CONSUMPTION : 200µA
- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGES
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENTS
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 3.5V/µs



DESCRIPTION

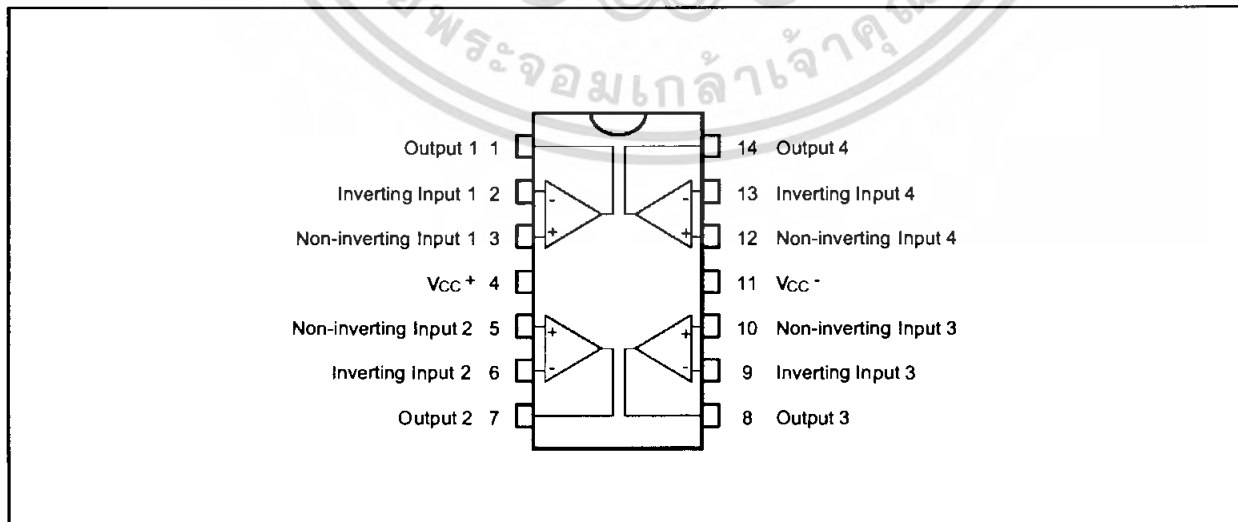
The TL064, TL064A and TL064B are high speed J-FET input quad operational amplifiers. Each of these J-FET input operational amplifiers incorporates well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The device features high slew rate, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

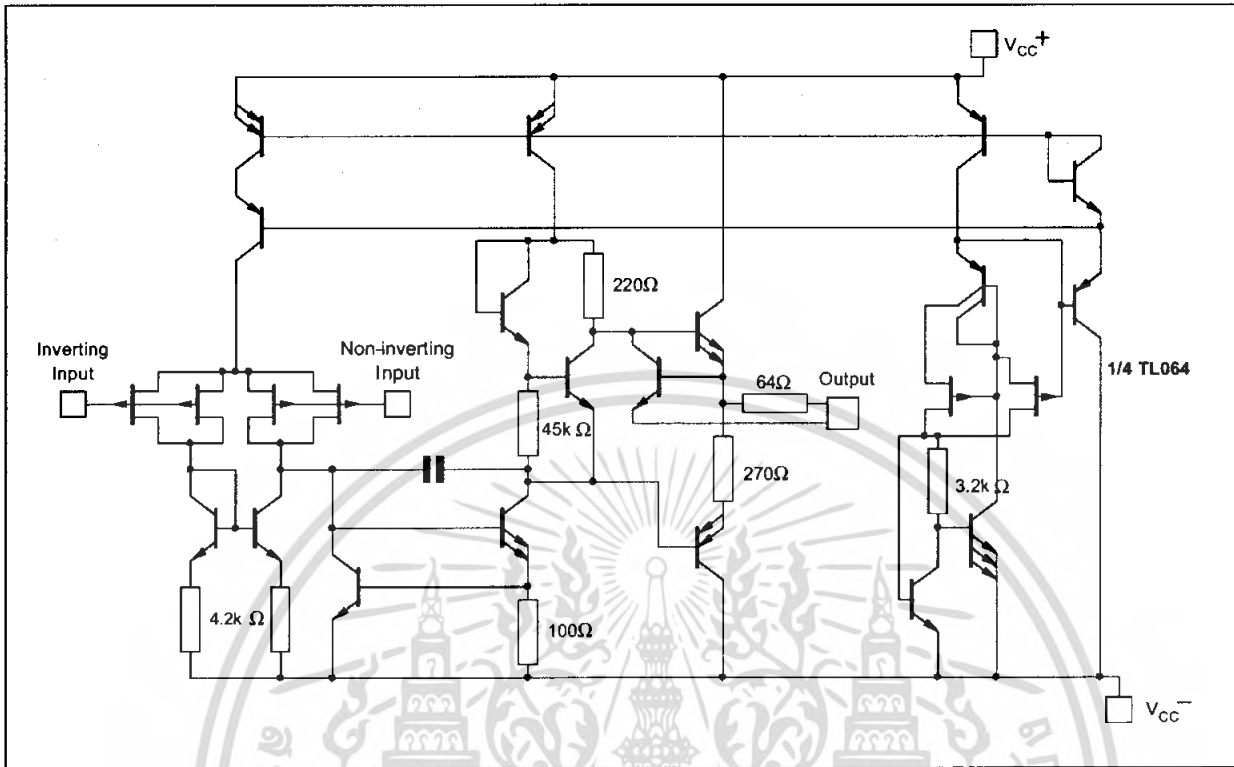
ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL064M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL064I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL064C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•
Example : TL064IN			

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM



MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL064M,AM,BM	TL064I,AI,BI	TL064C,AC,BC	Unit
V _{CC}	Supply Voltage - (note 1)	±18	±18	±18	V
V _i	Input Voltage - (note 3)	±15	±15	±15	V
V _{id}	Differential Input Voltage - (note 2)	±30	±30	±30	V
P _{tot}	Power Dissipation	680	680	680	mW
	Output Short-Circuit Duration (Note 4)	Infinite	Infinite	Infinite	
T _{oper}	Operating Free-Air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T _{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	-65 to +150	-65 to +150	°C

- Notes : 1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}⁺ and V_{CC}⁻.
 2. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ± 15V, T_{amb} = 25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064M			TL064I			TL064C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _s = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		3	6 15		3	6 9		3	15 20	mV
DV _{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R _s = 50Ω)		10			10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		5	100 20		5	100 10		5	200 5	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		30	200 50		30	200 20		30	400 10	pA nA
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11.5	+15 -12		±11.5	+15 -12		±11	+15 -12		V
V _{OPP}	Output Voltage Swing (R _L = 10kΩ) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	20 20	27		20 20	27		20 20	27		V
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 10kΩ, V _o = ± 10V) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	4 4	6		4 4	6		3 3	6		V/mV
GBP	Gain Bandwidth Product (T _{amb} = 25°C, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF)		1			1			1		MHz
R _i	Input Resistance		10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		Ω
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R _s = 50Ω)	80	86		80	86		70	76		dB
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _s = 50Ω)	80	95		80	95		70	95		dB
I _{cc}	Supply Current (Per Amplifier) (T _{amb} = 25°C, no load, no signal)		200	250		200	250		200	250	μA
V _{O1} /V _{O2}	Channel Separation (A _v = 100, T _{amb} = 25°C)		120			120			120		dB
P _D	Total Power Consumption (T _{amb} = 25°C, no load, no signal)		6	7.5		6	7.5		6	7.5	mW

* The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

V_{CC} = ± 15V, T_{amb} = 25°C

Symbol	Parameter	TL064C,I,M			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
SR	Slew Rate (V _i = 10V, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1)	1.5	3.5		V/μs
t _r	Rise Time (V _i = 20mV, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1) (see Figure 1)		0.2		μs
K _{ov}	Overshoot Factor (V _i = 20mV, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1) (see figure 1)		10		%
e _n	Equivalent Input Noise Voltage (R _s = 100Ω, f = 1KHz)		42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

V_{CC} = ± 15V, T_{amb} = 25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064AC,AI,AM			TL064BC,BI,BM			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _s = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		3	6 7.5		2	3 5	mV
DV _{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R _s = 50Ω)		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		5	100 3		5	100 3	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		30	200 7		30	200 7	pA nA
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11.5	+15 -12		±11.5	+15 -12		V
V _{OPP}	Output Voltage Swing (R _L = 10kΩ) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	20 20	27		20 20	27		V
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 10kΩ, V _o = ± 10V) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	4 4	6		4 4	6		V/mV
GBP	Gain Bandwidth Product (T _{amb} = 25°C, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF)		1			1		MHz
R _i	Input Resistance		10 ¹²			10 ¹²		Ω
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R _s = 50Ω)	80	86		80	86		dB
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _s = 50Ω)	80	95		80	95		dB
I _{cc}	Supply Current (Per Amplifier) (T _{amb} = 25°C, no load, no signal)		200	250		200	250	μA
V _{O1} /V _{O2}	Channel Separation (A _v = 100, T _{amb} = 25°C)		120			120		dB
P _D	Total Power Consumption (Each Amplifier) (T _{amb} = 25°C, no load, no signal)		6	7.5		6	7.5	mW
SR	Slew Rate (V _i = 10V, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1)	1.5	3.5		1.5	3.5		V/μs
t _r	Rise Time (V _i = 20mV, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1)		0.2			0.2		μs
K _{ov}	Overshoot Factor (V _i = 20mV, R _L = 10kΩ, C _L = 100pF, A _v = 1) - (see figure 1)		10			10		%
e _n	Equivalent Input Noise Voltage (R _s = 100Ω, f = 1KHz)		42			42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

* The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.