

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

จอกกราฟิก แอลซีดี แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG WAVE DISPLAY ON GRAPHIC LCD



T119389



เลขหมู่.....**119389**
เลขทะเบียน.....
วัน,เดือน,ปี.....**- 7 S.A. 2554**

b. 119389
i.

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์สำหรับวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ปีการศึกษา 2553

ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง จอกราฟิก แอลซีดี แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG WAVE DISPLAY ON GRAPHIC LCD

ผู้จัดทำ

1. นาย สุทธิพงษ์ ทวีชนวิริยา รหัส 50010805
2. นาย พิชญุตม์ อุ้นจัน รหัส 50011092

รายงานฉบับนี้ได้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(รศ. พิชัย คูศิริวานิชกร)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้จัดทำขึ้นเป็นผลสำเร็จได้ เนื่องด้วยได้รับความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ. พิชัย คูศิริวานิชกร ที่ช่วยให้คำแนะนำ คำปรึกษา และข้อคิดเห็นที่ดีตลอดมา อีกทั้งยังขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ที่ท่านคอยให้กำลังใจอยู่เสมอ ทำให้ผู้จัดทำ มีความมานะ เพียรพยายามทำปริญญาบัตรนี้ อีกทั้งขอขอบคุณ เพื่อนๆทุกคนที่คอยให้ความช่วยเหลือ และให้กำลังใจตลอดมา ตลอดจนอาจารย์ทุกท่าน ที่ได้กรุณาประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ แนวคิด การปฏิบัติ ตลอดสามปีที่ผ่านมา ซึ่งช่วยให้ผู้จัดทำสามารถทำปริญญาบัตรฉบับนี้สำเร็จตามเป้าหมายไปได้ด้วยดี



คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

คณะผู้จัดทำ

นาย สุทธิพนธ์ ทวีชนวิริยา

นาย พิษณุตม์ อุ่นชื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จอกกราฟิก แอลซีดี แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นาย สุทธิพงษ์ ทวีธนวริยา รหัส 50010805

นาย พิษณุคม์ อุ่นชื่น รหัส 50011091

รศ. พิชัย กุศิริวานิชกร อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างส่วนหน้าจอกกราฟิก แอลซีดีเพื่อแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 เป็นตัวควบคุมการทำงานและใช้จอกกราฟิก แอลซีดี รุ่น LCD-128G064E เป็นตัวแสดงผล โดยเมื่อมีสัญญาณเข้ามาในวงจร PIC16F887 จะทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกที่เข้ามา ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล จากนั้นจะทำการประมวลผลโดยใช้โปรแกรมที่เขียนโดย Mikro C ให้แสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกกราฟิก แอลซีดี โดยในปริญญานิพนธ์นี้ได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างการแสดงผลแบบเส้น และการแสดงผลแบบจุด เพื่อเปรียบเทียบกันว่าการแสดงผลแบบใด สามารถแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีกว่า ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าการแสดงผลแบบเส้น จะสามารถแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีกว่า เนื่องจากสามารถแสดงคลื่นที่ชัดเจนมากกว่า แม้จะมีความละเอียดต่ำกว่าแบบจุดก็ตาม โดยปริญญานิพนธ์นี้สามารถนำไปพัฒนาและประยุกต์ใช้งานร่วมกับส่วนวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ซึ่งจะ เป็นประโยชน์ในการพัฒนาอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ต่อไป

ECG WAVE DISPLAY ON GRAPHIC LCD

Mr. Sutthipoth Taveetanaviriya 50010805

Mr. Phichayuth Oonchuen 50011092

Assoc. Prof. Pichai Koosirivanichakorn Advisor

Education Year 2010

Abstract

The project is represented about design and making Graphic LCD monitor for showing electrocardiogram (ECG) by using microcontroller PIC16F887 as a work controller and use Graphic LCD monitor of LCD-128G064E to show. When the signal come into the circuit PIC16F887 , it will change incoming analog signal to digital signal and then it will evaluate the result using written program by Mikro C to show electrocardiogram on the Graphic LCD monitor. As in this project is compared between showing the result in line and showing the result in dot for knowing which result will better show an electrocardiogram. Which the experiment show that the result in line show the better result because it can show the signal more apparent although the exactness is less than the dot result. By this project, we can further develop and adjust in the co-work of expandable electrocardiogram which will give lots of benefits for developing electronic medical device further.

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	XI
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์	1
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.5 เทคโนโลยี และอุปกรณ์ที่ใช้	2
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี	4
2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG, EKG)	4
2.1.1 ต้นกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ	4
2.1.2 ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.1.3 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
2.2 ลักษณะพื้นฐานของเครื่องมือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

เรื่อง	หน้า
2.2.1 ระบบของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	14
2.2.2 สิ่งที่ควรคำนึงถึงในการตรวจหาสัญญาณ	14
2.2.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการตรวจหาสัญญาณ	15
2.2.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา	16
บทที่ 3 การออกแบบและส่วนแสดงผล	19
3.1 การออกแบบวงจร	20
3.1.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	20
3.1.2 วงจรกรองความถี่ไม่ผ่าน (Notch Filter)	25
3.1.3 วงจรป้องกันกระแสรั่ว (Isolation Amplifier)	26
3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์	28
3.2.1 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล	29
3.3 ส่วนแสดงผล	37
3.4 ส่วนการเขียนโปรแกรม	40
3.4.1 การพล็อตกราฟบนหน้าจอ Graphic LCD	40
3.4.2 สมการที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม	42

สารบัญ(ต่อ)

เรื่อง	หน้า
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	43
4.1 การทดลอง	43
4.2 ผลการทดลอง	45
4.2.1 ผลการทดลองการแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา	45
4.2.2 ผลการทดลองการแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	46
4.2.3 ผลการทดลองการแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา	48
4.2.4 ผลการทดลองการแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	49
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง	52
เอกสารอ้างอิง	54
ภาคผนวก	55

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบเหนี่ยวนำสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ	5
2.2 ระยะที่เซลล์พักตัวของเซลล์	6
2.3 ระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้นของเซลล์	7
2.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	9
2.5 การวางอิเล็กโทรดติดตามมาตรฐาน	11
2.6 ตำแหน่งติดตั้งต่าง ๆ ของ Unipolar Limb Leads	12
2.7 การวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งต่าง ๆ ของหน้าอกทำให้ได้ลีด V_1 ถึง V_6	13
3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงาน	19
3.2 วงจร ECG Amplifier	21
3.3 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ แอมพลิไฟเออร์ เบอร์ INA110	22
3.4 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์	22
3.5 วงจรปรับระดับแรงดัน	23
3.6 วงจรปรับระดับแรงดันที่ใช้ในวงจร	24
3.7 วงจร Op – Amp Integrator	25
3.8 วงจร Notch Filter	26
3.9 วงจร Isolation Amplifier	27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.10 วงจรทั้งสามส่วนที่นำมาต่อรวมกัน	27
3.11 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887	28
3.12 ส่วนประกอบภายในตัวบอร์ด PIC16F887	28
3.13 Block Diagram ของการแปลง A/D	33
3.14 ฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมแสดงผลแบบเส้น	35
3.15 ฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมแสดงผลแบบจุด	36
3.16 แสดงส่วนประกอบของจอภาพ LCD	37
3.17 Graphic LCD รุ่น LCD-128G064E	38
3.18 หน้าจอ Graphic LCD ที่ต่อกับตัวต้านทานปรับค่าได้	39
3.19 รูปจำลองการทำงานของวงจร	40
3.20 การแสดงผลสัญญาณหัวใจแบบจุด	41
3.21 การแสดงผลสัญญาณหัวใจแบบเส้น	41
4.1 เครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	43
4.2 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 พร้อมหน้าจอ Graphic LCD	44
4.3 อุปกรณ์ที่ลงกล่องเรียบร้อยแล้ว	44

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4 การต่ออุปกรณ์เพื่อทดลองกับส่วนแสดงผล	44
4.5 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณไซน์ ขนาด 8 เฮิร์ตซ์	45
4.6 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณสามเหลี่ยม ขนาด 2 เฮิร์ตซ์	45
4.7 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณสี่เหลี่ยม ขนาด 2 เฮิร์ตซ์	46
4.8 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 30	46
4.9 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 60	47
4.10 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 120	47
4.11 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 180	47
4.12 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 240	48
4.13 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณไซน์ ขนาด 8 เฮิร์ตซ์	48
4.14 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณสามเหลี่ยม ขนาด 2 เฮิร์ตซ์	49
4.15 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณสี่เหลี่ยม ขนาด 2 เฮิร์ตซ์	49
4.16 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 30	50
4.17 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 60	50
4.18 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 120	50
4.19 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 180	51

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่

หน้า

4.20 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 240

51



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3-1 ค่า Bit ภายใน register ADCON0	29
3-2 ค่า Bit ภายใน register ADCON1	30
3-3 ตารางแสดง Channel ที่ใช้ในการอ้างอิง	31
3-4 ตารางเปรียบเทียบการพล็อตกราฟระหว่างแบบจุดและแบบเส้น	41



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เป็นวิธีหนึ่งทางการแพทย์ที่ใช้ในการตรวจหาความผิดปกติของโรคต่างๆ โดยเฉพาะว่าเป็นโรคหัวใจ ซึ่งในการตรวจวัดแพทย์จะต้องใช้เวลาในการเก็บข้อมูลเป็นเวลานาน และจำเป็นที่จะต้องนำเอาเครื่องวัดสัญญาณคลื่นหัวใจติดไว้กับเตียงผู้ป่วยตลอดเวลา

โดยปกติเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีขนาดใหญ่ ทำให้มีความเกะกะรอบๆเตียงผู้ป่วย อีกทั้งยังไม่สะดวกในเวลาที่ผู้ป่วยลุกเดินไปมาอีกด้วย เครื่องวัดสัญญาณคลื่นหัวใจที่ได้ออกแบบนี้ เป็นเครื่องมือขนาดเล็กที่สามารถนำเอามาวางไว้ข้างเตียงผู้ป่วยได้ ทำให้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยได้ตลอดเวลา อีกทั้งเมื่อผู้ป่วยเกิดการผิดปกติขึ้นก็ยังสามารถส่งสัญญาณไปยังศูนย์ควบคุมเพื่อที่จะได้รับมาทำการรักษาผู้ป่วยได้อย่างทันท่วงที

สำหรับหน้าจอแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบและสร้างนี้ จะประกอบไปด้วยส่วนของวงจรปรับระดับแรงดัน บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 และส่วนของหน้าจอแสดงผล Graphic LCD

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

เครื่องวัดคลื่นหัวใจนี้ ถูกสร้างขึ้นเพื่อวัตถุประสงค์หลัก ดังนี้

1. เพื่อศึกษาลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าแบบต่างๆ
2. เพื่อศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3. เพื่อศึกษาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887
4. เพื่อศึกษาการเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาซี
5. เพื่อนำมาประยุกต์และพัฒนาให้ใช้กับเครื่องขยายสัญญาณหัวใจได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของปฏิญานิพนธ์

ในการออกแบบและสร้างหน้าจอแสดงผลนั้น จะต้องมีการแปลงสัญญาณที่เข้ามาในวงจร ซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อก ไปเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อแสดงผลบนหน้าจอด้วย ดังนั้นจึงต้องมีการศึกษาตามหัวข้อ ดังนี้

1. ศึกษาหลักการทํางานของหัวใจ
2. ศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นหัวใจ
3. ศึกษาเกี่ยวกับวิธีการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล
4. ศึกษาเกี่ยวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 16F887
5. ศึกษาการเขียนโปรแกรม โดยใช้ Mikro C
6. ศึกษาเกี่ยวกับหน้าจอ Graphic LCD และการแสดงผล

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ในการทำปฏิญานิพนธ์นี้ ผลที่คาดว่าจะได้รับคือ

1. สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยจริงๆ ได้
2. สามารถนำไปพัฒนาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ได้
3. สามารถเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาซีได้
4. สามารถนำความรู้ที่ได้ ไปประยุกต์ใช้กับงานอื่นๆ ได้

1.5 เทคโนโลยี และอุปกรณ์ที่ใช้

1. เทคโนโลยี ในปฏิญานิพนธ์นี้ ได้ใช้เทคโนโลยี ดังนี้
 - Mikro C
 - PIC16F887
2. อุปกรณ์ ในปฏิญานิพนธ์นี้ ได้ใช้อุปกรณ์ ดังนี้
 - เครื่องออสซิลอสโคป
 - เครื่องพาวเวอร์ซัพพลาย (Power Supply)
 - เครื่องเงินเนอเรเตอร์
 - Graphic LCD Monitor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อหาในปฏิญยานิพนธ์นี้ ได้แบ่งออกเป็นบทต่างๆ 5 บท โดยมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 บทนำ เป็นการกล่าวถึงความป็นมาของปฏิญยานิพนธ์ รวมไปถึงความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของปฏิญยานิพนธ์ เพื่อให้เข้าใจภาพรวมของปฏิญยานิพนธ์นี้

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี เป็นการกล่าวถึงทฤษฎีเกี่ยวกับ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมไปถึงหลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะเข้าใจการทำงานของหัวใจ และหลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบและสร้างส่วนแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 การออกแบบ และส่วนแสดงผล เป็นการกล่าวถึงการออกแบบวงจรที่ใช้ในส่วนแสดงผลบนหน้าจอ Graphic LCD โครงสร้างของวงจร หลักการแปลงสัญญาณอนาล็อก เป็นสัญญาณดิจิทัล หลักการทำงานของ PIC16F887 โครงสร้างของส่วนหน้าจอ Graphic LCD และอธิบายการเขียนโปรแกรมเพื่อแสดงผลบนหน้าจอ

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง เป็นการกล่าวถึงวิธีการทดลอง และผลที่ได้จากการทดลอง เพื่อให้รู้ว่าวงจรที่ออกแบบและสร้างสามารถแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง เป็นการกล่าวถึงผลสรุปของปฏิญยานิพนธ์นี้ รวมไปถึงข้อเสนอแนะในการนำไปประยุกต์ใช้ให้เกิดประโยชน์

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎี

หัวใจถือว่าเป็นอวัยวะที่สำคัญที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ซึ่งในการที่จะเขียนโปรแกรมแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะต้องทำการศึกษาถึงลักษณะของคลื่นสัญญาณหัวใจ และองค์ประกอบที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดสัญญาณคลื่นหัวใจ รวมไปถึงวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเสียก่อน

2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG, EKG)

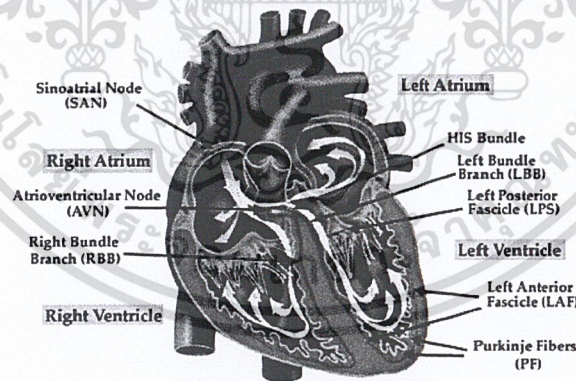
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์กล้ามเนื้อและเซลล์ประสาทอยู่ หัวใจจึงเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำ คือ ร่างกาย ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วไปตามส่วนต่าง ๆ ที่อยู่บนผิวหนึ่งของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบ สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าตลอดระหว่างจุดใด ๆ ที่อยู่บนผิวหนึ่งของร่างกายได้ โดยการนำขั้วบันทึก (Electrode) ไปติดบนส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จะมีลักษณะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG, EKG)

2.1.1 ต้นกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ

ในภาวะปกติสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะเริ่มจากการกระตุ้นด้วยขบวนการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้า โดย SA node (Sino-atrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องบนขวา เนื่องจากการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าของ SA node นี้เกิดขึ้นเอง เรียกว่าเป็นกลุ่มเซลล์กำหนดการนำไฟฟ้าของหัวใจ (Pacemaker) และแพร่กระจายไปตามกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนขวาและซ้ายโดยทั่วถึง แต่ทิศทางส่วนใหญ่หรือทิศทางส่วนรวม (Predominant direction) จะเฉียงไปทางซ้ายและลงล่าง การแผ่ไปโดยรอบทุกทิศและกล้ามเนื้อหัวใจเองก็สามารถนำกระแสไฟฟ้าได้ทุกทิศเช่นเดียวกัน แต่ทิศทางที่แท้จริง (Actual direction) นั้นจะขึ้นอยู่กับจุดเริ่มต้น และทิศทางส่วนรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะขึ้นอยู่กับมวล (mass) ของกล้ามเนื้อหัวใจที่มากที่สุดด้วย ไม่เพียงแต่ SA node เท่านั้นที่เป็นกลุ่มเซลล์กำหนดการนำไฟฟ้าของหัวใจ AV node (Atrio-ventricular node) และระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจห้องล่างก็เป็นกลุ่มเซลล์กำหนดการนำไฟฟ้าของหัวใจได้ แต่จะกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าในอัตราที่น้อยกว่า SA node เมื่อ SA node มีขบวนการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ไฟฟ้าจาก SA node จะกระจายไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจโดยทำให้เซลล์บริเวณใกล้เคียงเกิดระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) เนื่องจากช่องว่างสำหรับเชื่อมต่อระหว่างเซลล์โดยสามารถมีการแลกเปลี่ยนสารได้เมื่อเซลล์มีความต้านทานต่ำ ทำให้การส่งสัญญาณไฟฟ้าระหว่างเซลล์เกิดได้สะดวกและรวดเร็ว สัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะเดินทางผ่านอินเทอร์โนโอด เอเทรียล พลัสเวย์ ไปยังหัวใจห้องบนซ้าย และ AV node เพื่อส่งต่อไปยังหัวใจห้องล่างจาก AV node สัญญาณไฟฟ้าจะเดินทางผ่านกลุ่มเซลล์ประสาท AV, แขนงของเซลล์ประสาท และเข้าสู่ส่วนปลายสุดของระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่าง จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปสู่เซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจจนทั่วหัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว ทำให้หัวใจห้องล่างสามารถหดตัวและบีบเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายได้ ซึ่งระบบเหนี่ยวนำสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจแสดงได้ดังรูปที่ 2.5

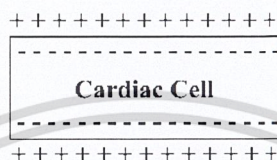


รูปที่ 2.1 ระบบเหนี่ยวนำสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ

ระยะที่เซลล์พักตัว (Polarization) สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.6 ภายในเซลล์จะมีประจุลบ และภายนอกเซลล์จะมีประจุบวก ศักย์ไฟฟ้าขณะที่เซลล์หยุดนิ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างของไอออนที่อยู่คนละด้านของเยื่อเซลล์ (Cell Membrane) ซึ่งภายในเซลล์มีความเข้มข้นของโปแตส

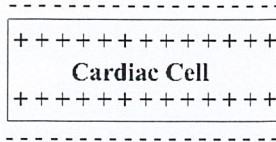
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เซียมอออนมากกว่า ส่วนภายนอกเซลล์มีความเข้มข้นของโซเดียมอออนมากกว่า จึงทำให้ขณะที่เซลล์พักทางไฟฟ้า เซลล์ต้องใช้พลังงานในการรักษาภาวะความเข้มข้นที่แตกต่างกันไว้ โดยผนังเซลล์จะไม่ยอมให้โซเดียมอออนผ่านเข้าไปในเซลล์ แต่จะยอมให้โปแตสเซียม อออนผ่านออกไปนอกเซลล์ได้ ถ้าสอดไมโครอิเล็กโตรดเข้าไป จะสามารถวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าได้เป็นลบ (-60 ถึง -100 มิลลิโวลท์)



รูปที่ 2.2 ระยะที่เซลล์พักตัวของเซลล์

ระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) ดังรูปที่ 2.7 เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจะเกิดการเคลื่อนย้ายอออนเกิดขึ้น โดยเฉพาะการเคลื่อนย้ายของโซเดียมอออนที่ซึมเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว เพราะศักย์ไฟฟ้าเคมีของโซเดียมอออนภายนอกมีสูงกว่าภายในเซลล์ถึง 30 เท่า ทำให้ผนังด้านในของเซลล์กลายเป็นประจุบวก และภายนอกเซลล์กลายเป็นประจุลบ ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะเปลี่ยนจาก -90 มิลลิโวลต์ เป็น +20 มิลลิโวลต์ อย่างรวดเร็ว เรียกว่า “Overshot” ซึ่งจะแพร่ไปทั่วเซลล์และแผ่ไปยังเซลล์อื่น ๆ อย่างรวดเร็ว ทำให้มีการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ (Systole) การที่ศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้ เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของโซเดียมอออนและโปแตสเซียมอออนที่อยู่ภายในและภายนอกเซลล์ ตามปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมอออนสูง โซเดียมอออนต่ำ ซึ่งจะตรงกันข้ามกับภายนอกเซลล์ สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าและออกเซลล์เป็นระยะ ๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดลงต่ำมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยโซเดียมอออนภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย และต่อมาศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อย ๆ ลดต่ำลง เพราะมีสาร โปแตสเซียมอออนซึมออกจากเซลล์ เมื่อโซเดียมอออนซึมผ่านเข้าเซลล์จนเต็มแล้วผนังของเซลล์จะไม่ยอมให้โซเดียมอออนซึมผ่านเข้าไปได้อีก ระยะนี้เซลล์จะไม่ตอบสนองต่อการกระตุ้นภายนอกเรียกว่าเป็น Absolute refractory period



รูปที่ 2.3 ระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้นของเซลล์

ระยะที่เซลล์ฟื้นตัว (Repolarization) เป็นระยะที่เซลล์จะคืนสู่สถานะสมดุลเช่นเดิม เหมือนก่อนถูกกระตุ้น หลังจากที่ประจุไฟฟ้าของเซลล์ได้รับการกระตุ้นทั่วทั้งเซลล์แล้ว จะเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงทางอิเล็คโทรไลต์ (Electrolyte) ใหม่ โดยระยะแรกโปแตสเซียมไอออนซึมออกนอกเซลล์ก่อน แต่เซลล์ยังไม่ยอมให้โซเดียมไอออนถูกขับออกไป ศักย์ไฟฟ้าภายในจะเริ่มลดลง ระยะนี้เซลล์จะเริ่มตอบสนองต่อการกระตุ้นแต่ไม่สมบูรณ์ (Relative refractory period) ต่อมา โซเดียมไอออนจะถูกขับออกจากเซลล์ทันที โดยกลไกของ “Sodium Pump” ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในลดลง ประจุบวกจะเริ่มกลับคืนสู่ภายนอกเซลล์ใหม่และประจุลบก็จะกลับเข้าสู่ภายในเซลล์ ระยะใกล้สิ้นสุดของระยะที่เซลล์ฟื้นตัว โซเดียมไอออนจะถูกขับออกอย่างเต็มที่ ศักย์ไฟฟ้าภายในลดลงมากจนใกล้ระดับกระตุ้น เซลล์จะตอบสนองไวเป็นพิเศษเรียกว่า Supernormal period หมายความว่า ถ้ามีแรงมากระตุ้นไม่มากนัก คือ ต่ำกว่าระดับกระตุ้นธรรมดา เซลล์ก็จะตอบสนองแล้ว เมื่อสิ้นสุดระยะที่เซลล์ฟื้นตัว พลังงานนอกเซลล์จะมีประจุบวก และภายในเซลล์จะมีประจุลบ ตามเดิมอีกจนกว่าจะมีการตอบสนองต่อแรงกระตุ้นครั้งใหม่ ในระยะที่เซลล์ฟื้นตัวนี้ จะมีการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า โดยปรากฏเป็นคลื่นที (T wave) เกิดขึ้นในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1.2 ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.8 ประกอบด้วยคลื่นที่สำคัญ 3 ส่วนคือ

2.1.2.1 คลื่นพี (P wave)

คลื่นพีเป็นผลรวมทางไฟฟ้าของขบวนการระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น ที่เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเริ่มจาก SA node ปลดปล่อยกระแสไฟฟ้าออกมา และแผ่กระจายไปทุกทิศทุกทาง เกิดระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้นของหัวใจห้องบนขวาและซ้าย

โดยมีทิศทางรวมของกระแสไฟฟ้าเฉียงไปทางด้านซ้ายเล็กน้อยและลงล่าง ภายหลังจากขบวนการระยะเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่เซลล์ได้รับการกระตุ้นของหัวใจห้องบนแล้ว ก็จะมีการหดตัวของหัวใจห้องบนตามมา ซึ่งคลื่นที่ที่ปกติต้องมีรูปร่างเรียบ หัวจะตั้งเสมอ และมักจะหัวกลับในลีด aVR

2.1.2.2 คลื่นอาร์เอส คอมเพล็กซ์ (QRS complex)

เป็นผลรวมทางไฟฟ้าของขบวนการในระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น ที่เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างทางด้านซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้ง 2 ข้างจะมีการบีบตัว โดยที่ขนาดของคลื่นอาร์ (R wave) สำหรับการทำงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ซึ่งมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่างที่มีความหนามากกว่าส่วนอื่น ๆ การที่คลื่นอาร์มีขนาดสูงที่สุดนั้นเนื่องมาจากผลรวมของศักย์ไฟฟ้าทำงานของเซลล์มีจำนวนมาก

2.1.2.3 คลื่นที (T wave)

คลื่นที่เป็นผลรวมทางไฟฟ้าของขบวนการระยะที่เซลล์ฟื้นตัว เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเป็นช่วงการคลายตัวของหัวใจห้องล่าง โดยความสูงของคลื่นทีไม่ควรเกิน 1/3 ของความสูงของคลื่นอาร์

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจที่สำคัญ ได้แก่

2.1.2.4 คลื่น U (U Wave)

แสดงถึงช่วงรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจน และจะพบในสถานะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

2.1.2.5 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P - Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองและถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node กล้ามเนื้อตาย (Infarction) ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2.1.2.6 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval)

วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ในลีด V2 และ V3 ช่วงเวลา QRS

2.1.2.7 ระยะ V.A.T (Ventricular Activation Time)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะ V.A.T แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

2.1.2.8 ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval)

วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงจุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนแปลงไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

2.1.2.9 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)

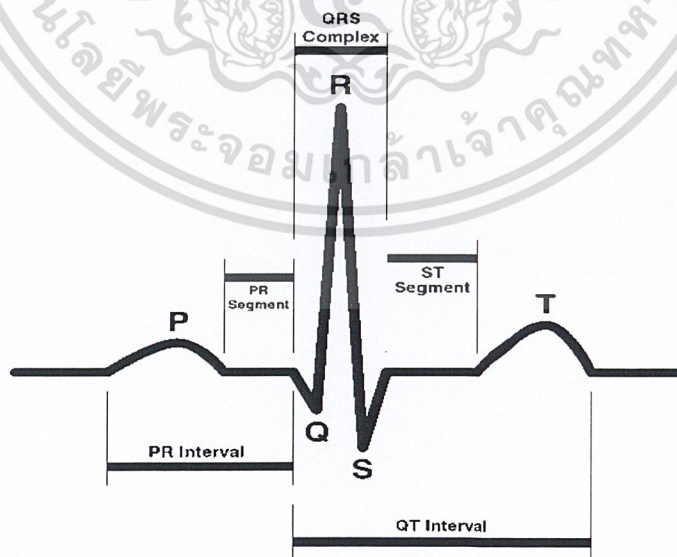
วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไปสามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

2.1.2.10 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มดูตั้งแต่จุดคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

2.1.2.11 ระยะ S-T (S-T Segment)

เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางที่เรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน เปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะนี้อยู่ระดับสูงกว่านี้ เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำกว่านี้ เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอถึงสภาวะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)



รูปที่ 2.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระบบการติดลีดบันทึก สำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวก และขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากล กำหนดให้วาง 12 ลีด ดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

มาตรฐาน ลีด I, II, III และลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวอนของร่างกาย ระบบการติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี ดังนี้

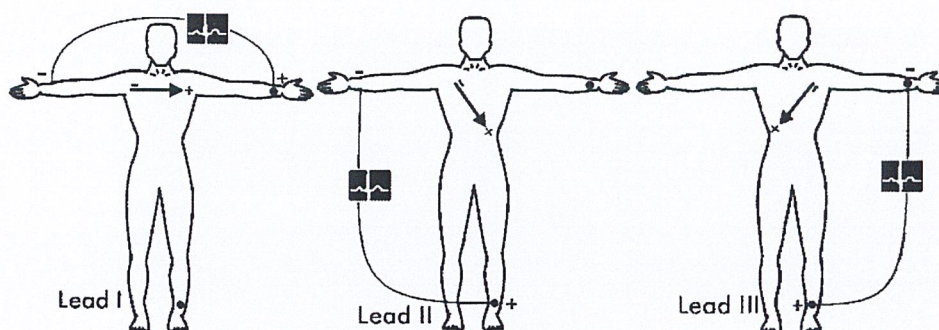
2.1.3.1 ลีดมาตรฐาน (Bipolar limb lead or standard limb lead)

ซึ่งเป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยการวางอิเล็กโทรดบนแขนขวาและแขนซ้าย กับบนข้อมือซ้ายและขวา ดังรูปที่ 2.9 โดยลีดมาตรฐานประกอบด้วย

1) ลีด 1 (Lead I) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย โดยขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่แขนซ้าย โดยมีขาซ้ายหรือขาขวาทำหน้าที่เป็นสายดิน

2) ลีด 2 (Lead II) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขวากับขาซ้าย โดยขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย โดยมีแขนซ้ายหรือขาขวาทำหน้าที่เป็นสายดิน

3) ลีด 3 (Lead III) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย โดยขั้วลบอยู่แขนซ้ายและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย โดยมีแขนขวาหรือขาขวาทำหน้าที่เป็นสายดิน



รูปที่ 2.5 การวางอิเล็กโทรดมาตรฐาน

2.1.3.2 Unipolar Limb Leads (Augmented Lead)

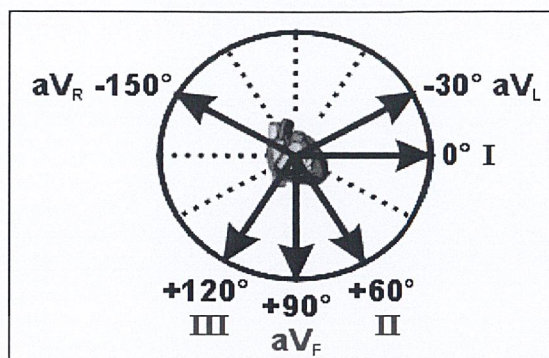
เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวาหรือแขนซ้ายหรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน แสดงได้ดังรูปที่ 2.10 จะแบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

1) aVR (Augment voltage right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวาโดยวางขั้วบวกไว้กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนซ้ายและขาซ้ายที่วางเป็นขั้วลบ

2) aVL (Augment voltage left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้ายโดยวางขั้วบวกไว้กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนขวาและขาซ้ายที่วางเป็นขั้วลบ

3) aVF (Augment voltage foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้ายโดยวางขั้วบวกไว้กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนซ้ายและแขนขวาที่วางเป็นขั้วลบ

การวัดแบบการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนและขานั้น ขั้วบันทึกอิสระต่อเข้ากับขั้วบวกของเครื่อง ส่วนอิเล็กโทรดความต่างจะต่อเข้ากับขั้วลบของเครื่อง การต่อขั้วสลับกันจะไม่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้แต่จะได้กราฟหัวกลับเท่านั้น



รูปที่ 2.6 ตำแหน่งลีดต่าง ๆ ของ Unipolar Limb Leads

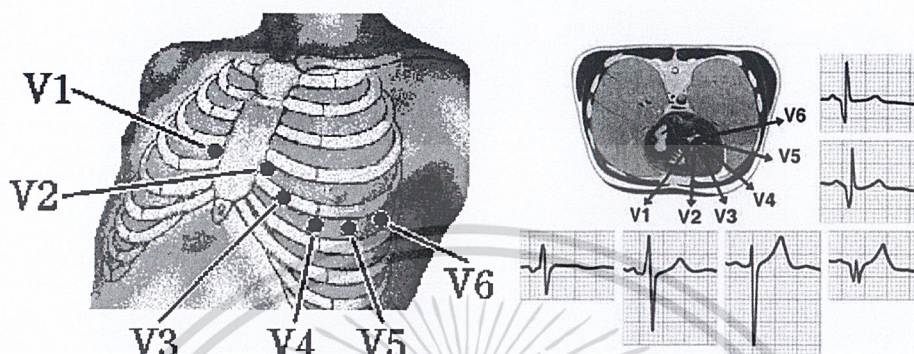
2.1.3.3 Unipolar chest lead (Unipolar Percordial Lead)

เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าในส่วนต่าง ๆ ในแนวตัดขวาง (Horizontal plane) ของร่างกาย ในระดับใจกลางหัวใจซึ่งอยู่ประมาณ AV node โดยมีอิเล็กโทรดความต่างเป็นผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย เป็นขั้วลบของเครื่อง ส่วนขั้วบวกเป็นอิเล็กโทรดอิสระที่วางตำแหน่งต่าง ๆ ของรอบอก ดังรูปที่ 2.11 แสดงการวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งต่าง ๆ ของหน้าอกทำให้ได้ลีด V_1 ถึง V_6 สายดินจะต่อกับขาขวาเสมอคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ส่วนใหญ่เกิดจากหัวใจห้องล่างทั้งสอง แบ่งได้เป็น 6 ลีด คือ

- 1) Lead V_1 วางอิเล็กโทรดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 4 และ 5 (4th intercostals space) ทางด้านขวาของกระดูกอก
- 2) Lead V_2 วางอิเล็กโทรดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 4 และ 5 (4th intercostals space) ทางด้านซ้ายของกระดูกอก
- 3) Lead V_3 วางอิเล็กโทรดอิสระไว้ที่จุดกึ่งกลางระหว่างตำแหน่งของ V_2 และ V_4
- 4) Lead V_4 วางอิเล็กโทรดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 5 และ 6 (5th intercostals space) ตรงบริเวณเส้นที่ลากตามแนวตั้งจากกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าด้านซ้าย
- 5) Lead V_5 วางอิเล็กโทรดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 5 และ 6 ตรงบริเวณเส้นจากรักแร้ทางด้านหน้า (กึ่งกลางระหว่าง V_4 และ V_6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6) Lead V_6 วางอิเล็กโทรดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 5 และ 6 ตรงบริเวณที่ตัดกับเส้นที่ลากจากกลางรักแร้



รูปที่ 2.7 การวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งต่างๆ ของหน้าอกทำให้ได้ลีด V_1 ถึง V_6

2.1.3.4 โมนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวก และลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนในไบโพลาร์ลิมบ์ลีด ดังนั้น จึงเป็นการปรับเปลี่ยนเพื่อให้เหมาะสมกับการโมนิเตอร์ ที่นิยมใช้คือ

MCL 1 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก, L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V_1 คือ ระหว่าง ตำแหน่งกระดูกซี่โครงซี่ที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

MCR 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V_5 วางอิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

ส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (manubrium)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ลักษณะพื้นฐานของเครื่องมือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2.1 ระบบของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่วไปเครื่องตรวจหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องมีส่วนประกอบหลักดังต่อไปนี้

2.2.1.1 ภาคตรวจจับ (Detector)

ภาคตรวจจับนี้จะทำหน้าที่ตรวจเลือกและเก็บสัญญาณจากร่างกายเพื่อนำไปบันทึกสัญญาณต่อไป

2.2.1.2 ภาคขยาย (Amplifier)

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและคิดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีค่ามากขึ้น และเนื่องจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพียง 1-2 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงต้องทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ตรวจหาได้มีค่าสูงขึ้น เพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจให้เห็นได้ชัดเจนในส่วนของภาคแสดงผล

2.2.1.3 ภาคแสดงผล (Output display device)

เมื่อสิ่งที่ตรวจหาได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นคลื่นไฟฟ้าที่มีขนาดมากพอตามความต้องการแล้ว จะถูกป้อนเข้ามายังภาคแสดงผล เพื่อแสดงหรือบันทึกผล

2.2.2 สิ่งที่ควรคำนึงถึงในการตรวจหาสัญญาณ

เนื่องจากการตรวจหาสัญญาณต่าง ๆ จากร่างกายมักเกิดปัญหาขึ้น ดังนั้นการตรวจหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึง และนำมาพิจารณาด้วยหลายประการดังต่อไปนี้

2.2.2.1 ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย โดยค่าที่เปลี่ยนแปลงได้มักเป็นการเปลี่ยนแปลงที่เป็นไปตามเวลา

2.2.2.2 การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่าง ๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่าง ๆ มีวงจรป้อนกลับเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่อการทำงานของอวัยวะอื่น ๆ ด้วย เมื่อมีการกระตุ้นส่วนหนึ่งส่วนใดในระบบหนึ่งจะมีผลทำให้การทำงานของ

ระบบนั้นเปลี่ยนแปลงไปทุกส่วนเพราะฉะนั้น การแปรผลจากการบันทึกจึงต้องทำด้วยความระมัดระวัง

2.2.2.3 สิ่งที่ไม่ต้องการในทางการแพทย์ใช้คำว่า “อาร์ติแฟกต์” (Artifact) เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริง ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญอีกอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการบันทึกจากสิ่งมีชีวิต คือ การเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไป เพราะขั้วไฟฟ้าที่ใช้มีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้ไม่สามารถแยกออกจากจากสัญญาณที่ต้องการจริง

2.2.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการตรวจหาสัญญาณ

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับคนนั้น ต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่ต้องพิจารณาถึงหลายอย่าง ดังนั้นเครื่องมือที่ใช้ควรพิจารณาถึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

2.2.3.1 ช่วงการทำงาน (Range) เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือ ตั้งแต่เนือยที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่าสัญญาณที่น้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วรายงานผลได้ชัดเจน คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญ เพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งมีชีวิตโดยทั่วไปนั้นมีการเปลี่ยนแปลงได้มากคือ มีขอบเขตการทำงานกว้าง ดังนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

2.2.3.2 ความไว (Sensitivity) ความไวของเครื่องมือ นั้น คือ สามารถรายงานความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ซึ่งเกี่ยวข้องกับกำลังขยายของเครื่องมืออย่างไรก็ดี ถ้าเครื่องมือมีความไวมากเกินไปกลับเป็นข้อเสียคือ ความเที่ยงตรง (Linearity) น้อยลงและไม่ค่อยมีเสถียรภาพ (Stability) ดังนั้นเครื่องมือแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่พอเหมาะ (Optimal sensitivity) เท่านั้น

2.2.3.3 ความเที่ยงตรง (Linearity) เมื่อสัญญาณที่ส่งออกจากเครื่องมือ นั้น เป็นสัดส่วนกับสัญญาณที่เราป้อนเข้าไปในเครื่องอาจกล่าวได้ว่าเครื่องมือที่มีความเที่ยงตรง

2.2.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response) การตอบสนองต่อความถี่เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่าง ๆ ของการวัด เครื่องมือที่ดีควรมีความไว

เพียงพอสื่อความถี่ทุกช่วง จึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ มีรูปร่างเปลี่ยนแปลงหรือผิดเพี้ยนไป

2.2.3.5 ความแม่นยำ (Accuracy) ความแม่นยำสามารถวัดได้จากการวัดความผิดพลาด ซึ่งความผิดพลาดนั้นอาจมีสาเหตุหลายประการ เช่น ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องมือเอง และความผิดพลาดที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว เป็นต้น

2.2.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio) สิ่งรบกวน (Noise) ในทางอิเล็กทรอนิกส์นั้นเป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (Baseline) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ต้องการให้อัตราส่วนนี้มีค่าสูง เพราะสภาวะแวดล้อมในโรงพยาบาลนั้น มีสิ่งรบกวนหลายอย่าง อาจเกิดจากกระแสไฟฟ้าสลับจากสายไฟซึ่งมีผลกระทบอย่างมากแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งสิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า “Interference noise”

2.2.3.7 ความมีเสถียรภาพ (Stability) ความมีเสถียรภาพของเครื่องมือขึ้นอยู่กับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี กล่าวคือ เป็นความสามารถของเครื่องมือที่รักษาสมรรถภาพการทำงานให้คงที่ แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณขาเข้าเปลี่ยนแปลงไป

2.2.3.8 การแยกออก (Isolation) การแยกเช่นนี้เป็นการป้องกันไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกัน โดยตรงระหว่างผู้ป่วยและเครื่องมือ ซึ่งเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้า นอกจากนี้เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนที่เกิดจากเครื่องมือต่าง ๆ ในการตรวจหาและบันทึกด้วย

2.2.3.9 ความง่าย (Simplicity) ระบบการทำงานต่าง ๆ ในเครื่องมือควรมีความง่าย คือ ไม่สลับซับซ้อนเพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือข้อขัดข้อง

2.2.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยามีหลักการเช่นเดียวกับวงจรขยายที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป แต่จะแตกต่างกันในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำ ลักษณะของวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาคควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

2.2.4.1 มีอัตราขยายสัญญาณสูง

วงจรถ่ายที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการกำลังขยายสูง เพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นจะมีค่าน้อยมาก ซึ่งมีค่าเพียงหน่วยมิลลิโวลต์เท่านั้น และเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมาก ซึ่งหมายความว่าสัญญาณและความถี่อาจจะมีค่าน้อยหรือค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนไปได้ในช่วง ๆ หนึ่งด้วย ดังนั้นวงจรถ่ายที่ใช้ในการขยายสัญญาณจึงต้องมีลักษณะสำคัญ คือ มีกำลังขยายสูงในทุก ๆ ช่วงความถี่ แต่อย่างไรก็ดีวงจรถ่ายที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมจะขยายสิ่งรบกวนเข้าไปด้วย ดังนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของวงจรถ่ายไม่ดีเท่าที่ควร ซึ่งปัญหานี้สามารถแก้ไขได้โดยใช้วงจรถ่ายที่เรียกว่า วงจรถ่ายผลต่าง (Differential Amplifier)

2.2.4.2 มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง

ความสามารถของวงจรถ่ายนอกจากในด้านขยายสัญญาณแล้วยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า “Common Mode Rejection Ratio (CMRR)” ซึ่งคุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของวงจรถ่ายผลต่าง ดังนั้นจึงขออธิบายพื้นฐานของวงจรถ่ายผลต่าง ดังต่อไปนี้

วงจรถ่ายผลต่างเป็นวงจรถ่าย มีลักษณะที่สำคัญในการทำงานของวงจรถ่ายผลต่าง คือ การไม่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งขนาดและเวลา) ที่อินพุต แต่จะขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้าไปยังอินพุตทั้งสองของวงจรถ่ายเท่านั้น ขณะทำการวัดศักย์ไฟฟ้าเครื่องวัดอาจรับกระแสไฟสลับจากแหล่งจ่ายไฟ ซึ่งถ้านำสัญญาณนี้เข้าไปขยายในวงจรถ่ายแบบธรรมดา (Single-ended Amplifier) กระแสไฟสลับที่เป็นสาเหตุของการรบกวนนั้นจะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดด้วย และหากสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้ว ก็ยิ่งทำให้การแยกสัญญาณที่ต้องการออกมาทำได้ยากมากขึ้น ดังนั้นเพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจหาต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (Shielding system) หรือใช้วงจรถ่ายผลต่างในการขยายภาคต้น (First stage) หรือในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

ถ้าหากนำสัญญาณที่มีขนาดและเฟสเหมือนกันป้อนเข้าไปยังวงจร ในขณะที่หนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายสัญญาณทางเอาต์พุตของวงจร ซึ่งโดยวิธีนี้อาจทำให้เห็นประโยชน์ของวงจรถ่ายผลต่างได้ชัดเจนมากขึ้น นั่นคือสัญญาณที่มีลักษณะเป็นสัญญาณที่มีเฟสตรงกัน

(Inphase signal) ที่เกิดในสายไฟฟ้ากระแสสลับ หรือเกิดจากแหล่งอื่นนอกสนามของขั้วไฟฟ้า (Electrode field) จะถูกคัดออก คือไม่รับเข้าไปขยายในวงจร ซึ่งความสามารถที่จะไม่รับสัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปขยายนี้เรียกว่า Common Mode Rejection ซึ่งมีค่าขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของ ลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณที่ป้อนเข้าทั้งสองข้าง

Common Mode Rejection Ratio (CMRR) เป็นอัตราส่วนระหว่าง กำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันเข้าที่อินพุตทั้งสองของวงจรขยายต่อกำลังขยายเมื่อป้อน ศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกันให้กับวงจร

2.2.4.3 มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม

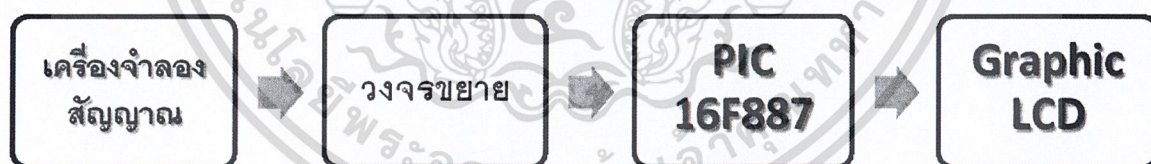
การตอบสนองต่อความถี่ของวงจรขยายอาจหมายถึง ความไวของเครื่องมือ ที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้ โดยที่ศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการ เปลี่ยนแปลง โดยทั่วไปความถี่ของสัญญาณต่าง ๆ ที่ใช้ในทางการแพทย์จะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ ๆ ค่ามากที่สุดมีค่าในหน่วยกิโลเฮิรตซ์ ส่วนในช่วงความถี่ต่ำอาจมีค่าลดลงจนถึงระดับกระแสไฟตรง ซึ่งจะมีความแตกต่างจากระบบวงจรขยายที่ใช้ในด้านอื่น ๆ เช่น ในทางโทรคมนาคม วงจรขยายที่ใช้เป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงความถี่สูงมาก

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้งานเฉพาะด้านนั้นยังจะต้องมีวงจร ที่เรียกว่า วงจรกรองผ่านเฉพาะความถี่ (Band pass filter) เพื่อช่วยกำจัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการซึ่ง หมายถึง ความถี่ที่สูงไปหรือต่ำไปจากความถี่ที่ต้องการวัด และยังคงให้สัญญาณในช่วงความถี่ที่ ต้องการผ่านนั้นไปได้ดี คือ วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่ สูงออกไป ดังนั้นวงจรขยายจะทำการขยายสัญญาณในช่วงแคบ เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของการ ทำงาน เนื่องจากจะทำให้สัญญาณรบกวนของระบบวงจรขยายลดลงไปได้มาก นอกจากนี้การ รบกวนจากคลื่นที่มีความถี่สูง เช่น คลื่นวิทยุก็จะถูกตัดออกไปด้วย

บทที่ 3

การออกแบบและส่วนแสดงผล

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นหัวใจ ในปริญญานิพนธ์นี้จะแบ่งออกเป็น ส่วนของการออกแบบวงจร และส่วนของการเขียนโปรแกรม ซึ่งในการออกแบบวงจรมัน จะทำการศึกษาส่วนของวงจรขยาย ซึ่งจะประกอบด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier) โดยสัญญาณที่วัดได้จากส่วนนี้ จะถูกวงจรกรองความถี่ (Notch Filter) กรองความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ออกไปจากสัญญาณ โดยจะมีวงจรกันกระแสรั่ว (Isolation Amplifier) คอยป้องกันกระแสรั่วไหลกลับเข้ามาในวงจร และส่วนการเขียนโปรแกรม คือ ส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อสัญญาณเข้ามา ก็จะถูกส่งเข้าไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 เพื่อทำการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล ทำการมอดูเลตสัญญาณ และรวมสัญญาณตามลำดับ จากนั้นก็ส่งสัญญาณที่ได้ไปแสดงผลบน Graphic LCD Monitor



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงาน

จากรูปที่ 3.1. บล็อกไดอะแกรมได้ทำการทำงานวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ซึ่งมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 0.5-200 เฮิร์ตซ์ มาทำการมอดูเลตกับสัญญาณ จากนั้นจะใช้วงจรรวมสัญญาณทำการรวมสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคำนวณหาค่าเพื่อมาพล็อตกราฟ เพื่อทำการแสดงผลบนหน้าจอต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1 การออกแบบวงจร

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะใช้อิเล็กทรอนิกส์ซึ่งเป็นอุปกรณ์ในการแปลงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายให้เป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าในสายตัวนำ การติดอิเล็กโทรดบนผิวหนังสามารถติดที่ตำแหน่งใด ๆ ก็ได้ อย่างไรก็ตาม ตำแหน่งต่างกันสัญญาณที่วัดได้จะมีแอมพลิจูด และเฟสแตกต่างกัน ดังนั้นจึงมีการกำหนดตำแหน่งมาตรฐานการวางอิเล็กโทรด ทั้งนี้เพื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละคนมาเปรียบเทียบกัน

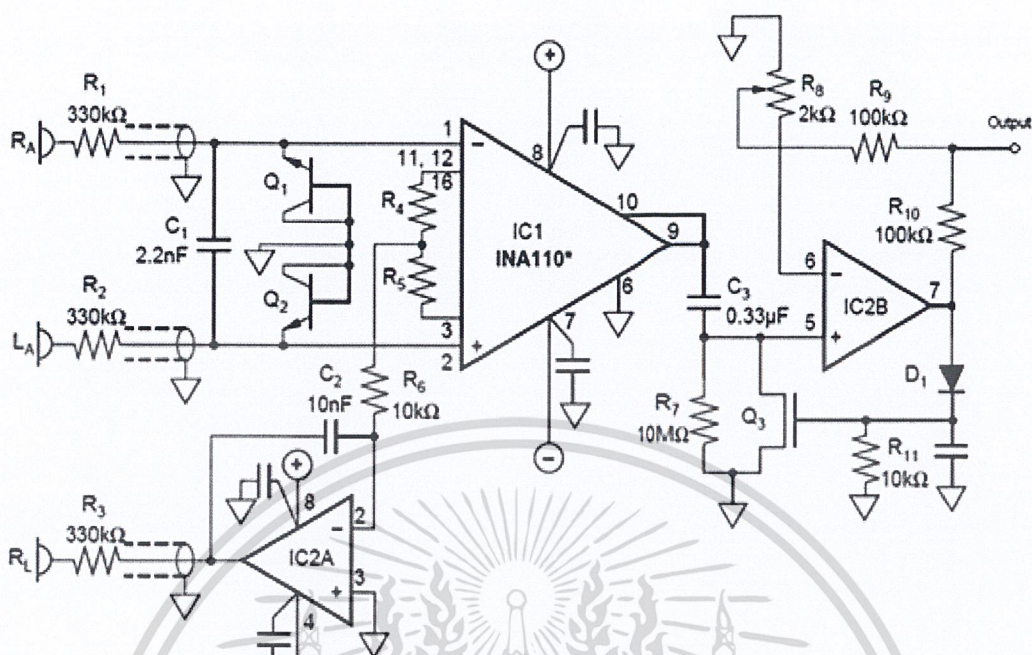
การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจำเป็นต้องทำการขยายสัญญาณเสียก่อน เนื่องจากสัญญาณมีขนาดเพียงประมาณ 1 มิลลิโวลต์ โดยใช้วงจรขยายความแตกต่าง (Differential amplifier) ซึ่งวงจรขยายที่ใช้สำหรับตรวจวัดที่ดีจะเป็นวงจรชนิดอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation amplifier)

โดยปรวิญญานิพนธ์นี้ได้นำเสนอหลักการเกี่ยวกับวงจรขยายดังนี้ ส่วนวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier) ส่วนวงจรกรองความถี่ไม่ผ่าน (Notch Filter) และส่วนวงจรป้องกันกระแสรั่ว (Isolation Amplifier)

3.1.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

ในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ เป็นส่วนที่วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวผู้ป่วย โดยสัญญาณที่วัดได้ จะมีขนาดเล็ก เนื่องจากจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมนุษย์นั้นมีความถี่ต่ำ หากจะทำการวัด จะต้องมีการขยายสัญญาณ เพื่อที่จะได้สัญญาณที่มีขนาดใหญ่ และมีความชัดเจน

โดยส่วนของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ จะประกอบไปด้วยวงจรย่อยๆอีก 3 ส่วน คือ วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชัน วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรออปแอมป์ อินทิเกรเตอร์



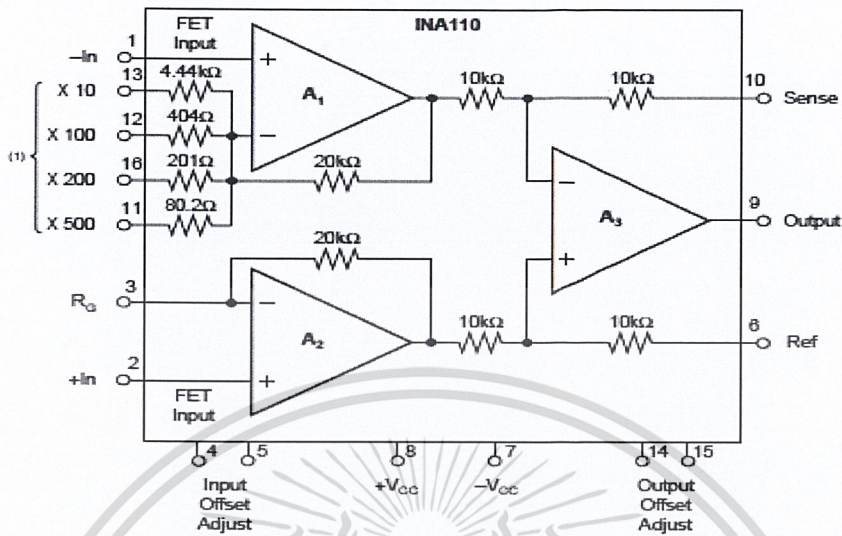
รูปที่ 3.2 วงจร ECG Amplifier

3.1.1.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชัน

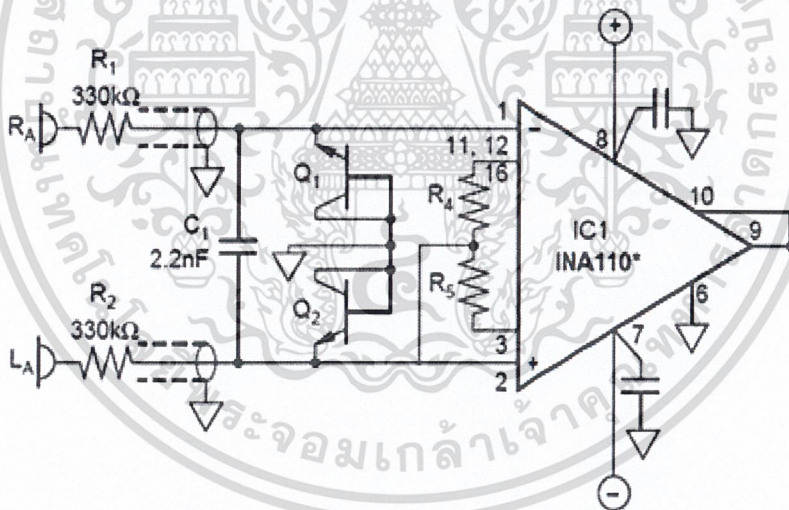
โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีขนาดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ จะมีความถี่อยู่ที่ 0.05 – 200 เฮิร์ตซ์ เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีขนาดสูงมากพอ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นวงจรขยายที่มีความพิเศษกว่าวงจรขยายสัญญาณทั่วๆ ไปอยู่หลายประการ ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้

1. มีค่าความต้านทานอินพุต (Input Impedance) ที่สูงมาก
2. มีค่าโหมคร่วม (Common Mode Rejection Ratio, CMRR) สูง
3. ตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดี

วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชัน ที่ออกแบบนี้ จะใช้ตัว Instrument Amplifier เบอร์ INA110 เป็นตัวขยายสัญญาณ



รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ แอมพลิไฟเออร์ เบอร์ INA110



รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชั้น

นำ INA110 มาทำการต่อวงจรดังรูปที่ 3.5 โดยให้ตัวต้านทาน R_4 และ R_5 มีค่าความต้านทานเท่ากับ $2k\Omega$ ต่อขา R_4 เข้ากับขาที่ 11 ของ INA110 แต่ในขาที่ 11 มีความต้านทานภายในเท่ากับ 80.2Ω อยู่ด้วย ตัวต้านทาน R_4 จึงมีค่าเปลี่ยนไป ดังนั้นจึงต้องปรับตัวต้านทาน R_5 ให้มีค่าความต้านทานใกล้เคียงกับตัวต้านทาน R_4 เพื่อที่จะหาจุดกึ่งกลางของ INA110 จึงต้องให้ตัว R_5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีความต้านทาน $2.2\text{k}\Omega$ ซึ่งจะทำให้ตัวต้านทาน R_5 มีค่าความต้านทานใกล้เคียงกับตัวต้านทาน R_4 ที่รวมกับความต้านทานภายในแล้ว และทำให้ได้ค่าความต้านทานที่กึ่งกลางของ INA110 โดยจะมีผลในการลดขนาดออปเซ็ตของสัญญาณที่เข้ามาในวงจร

โดยวงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้นนี้จะมีอัตราขยายประมาณ 10 เท่า ซึ่งหาได้จากสมการ

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \text{Gain} = \frac{R_4 + R_5 + R_{INA110} + 20\text{k}\Omega + 20\text{k}\Omega}{R_4 + R_5 + R_{INA110}} \quad (3.1)$$

โดยกำหนดให้ $R_{INA110} = 80.2 \Omega$

$R_4 = 2120 \Omega$

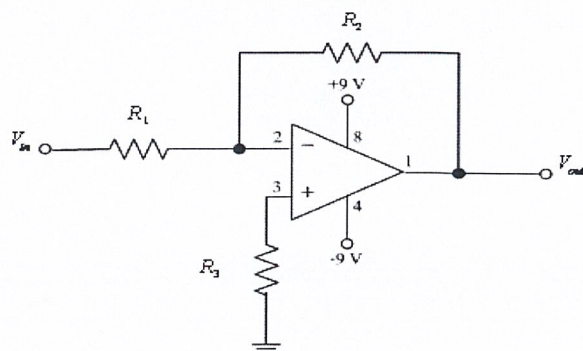
$R_5 = 2200 \Omega$

ซึ่งเมื่อแทนค่าลงในสมการ (3.1) แล้วจะได้

$$\text{Gain} = \frac{2120\Omega + 2200\Omega + 80.2\Omega + 20\text{k}\Omega + 20\text{k}\Omega}{2120\Omega + 2200\Omega + 80.2\Omega}$$

ดังนั้นจะได้ $\text{Gain} = 10$ เท่า

3.1.1.2 วงจรปรับระดับแรงดัน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

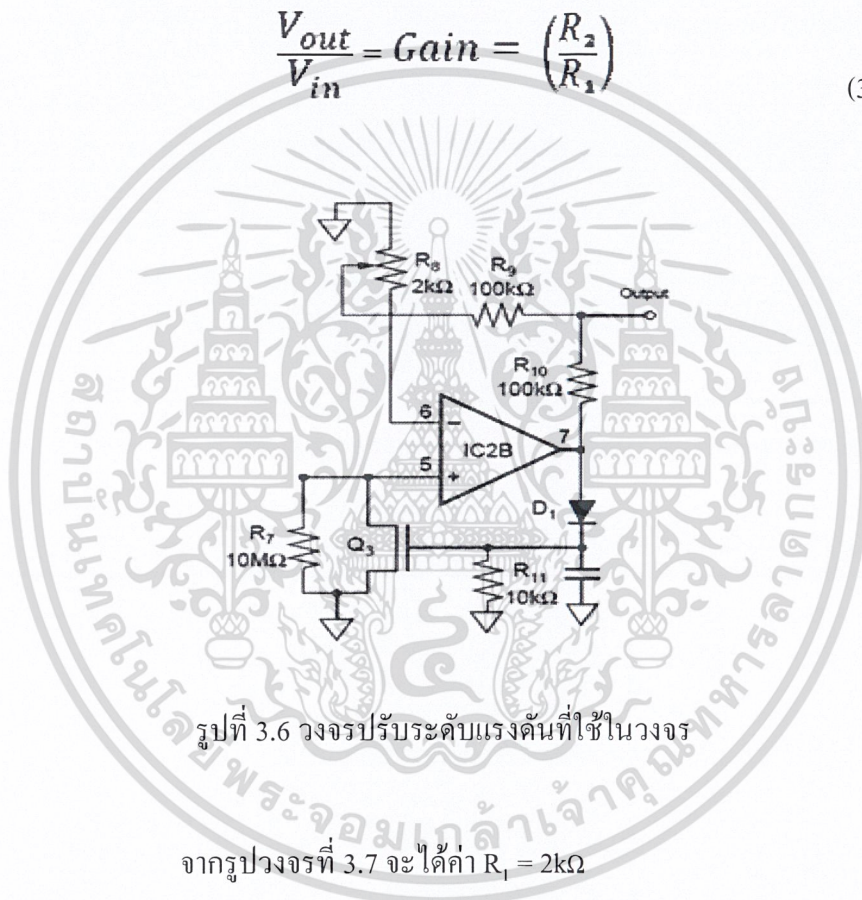
รูปที่ 3.5 วงจรปรับระดับแรงดัน

จากรูปวงจรที่ 3.6 สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_{in} \quad (3.2)$$

ซึ่งสามารถหาอัตราขยายได้จากสมการ

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \text{Gain} = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (3.3)$$



รูปที่ 3.6 วงจรปรับระดับแรงดันที่ใช้ในวงจร

จากรูปวงจรที่ 3.7 จะได้ว่า $R_1 = 2k\Omega$

$$\text{ค่า } R_2 = (100k\Omega + 100k\Omega)$$

ซึ่งเมื่อแทนค่า R_1 และ R_2 ลงไปในสมการ (3.3) จะได้

$$\text{Gain} = (100k\Omega + 100k\Omega)/2k\Omega$$

ดังนั้น

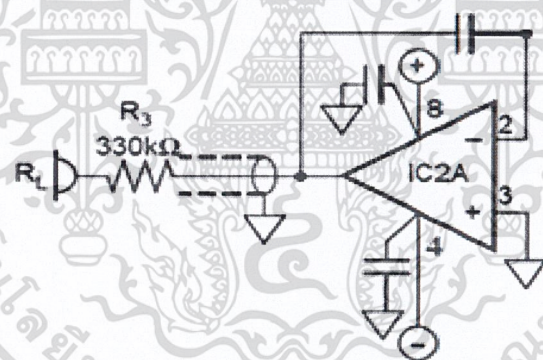
$$\text{Gain} = 100 \text{ เท่า}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในวงจรนี้ ได้ใช้ IC2B เบอร์ LM358 ส่วนการทำงานของวงจรมันตัวเก็บประจุ C_3 จะทำหน้าที่กำจัดออฟเซตของสัญญาณไฟตรง (DC Offset) ที่ได้ออกมาจาก INA110 ให้เหลือแต่สัญญาณไฟสลับในวงจร ตัวมอสเฟต Q_3 จะทำหน้าที่ช่วยลดค่า Time Constant ของวงจร และ IC2B จะทำหน้าที่ขยายแรงดันเพื่อขับออกที่เอาท์พุท

3.1.1.3 วงจรออปแอมป์ อินทิเกรเตอร์

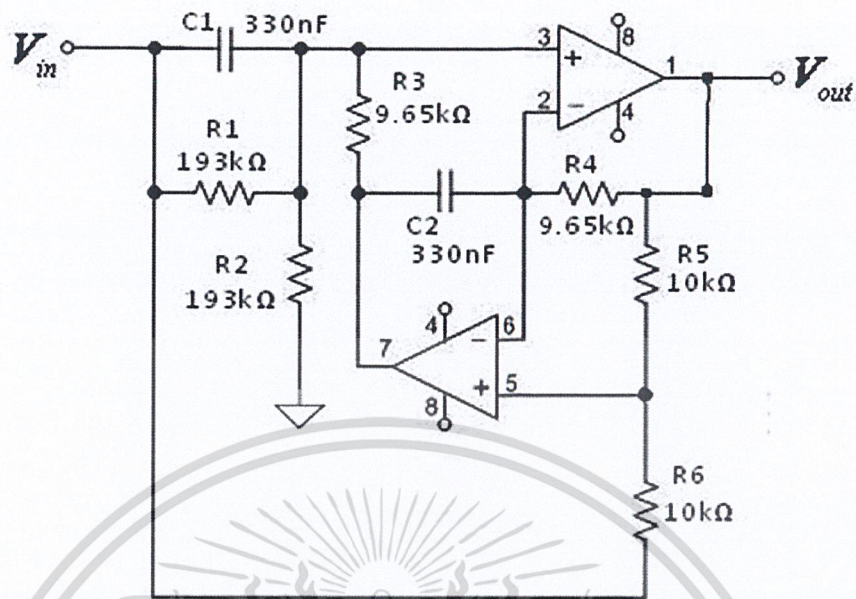
ในส่วนของวงจร Op - Amp Integrator จะใช้ IC2A เบอร์ LM358 เช่นเดียวกับ IC2B โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนขนาด 50 เฮิร์ตซ์ ที่มีผลมาจากสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจากบริเวณรอบๆ แหล่งจ่าย ที่จ่ายเข้าไปในตัววงจร โดยจะมี IC2A โดยทำหน้าที่ส่งสัญญาณป้อนกลับแบบลบกลับเข้าไปใน INA110 เพื่อที่จะลดขนาดของสัญญาณรบกวนลง



รูปที่ 3.7 วงจร Op - Amp Integrator

3.1.2 วงจรกรองความถี่ไม่ผ่าน (Notch Filter)

วงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่าน 50 เฮิร์ตซ์ ที่เกิดจากไฟฟ้าตามบ้านเรือน ได้พัฒนามาจากวงจร fliege active notch filter โดยจะต้องใช้ออปแอมป์ 2 ตัว

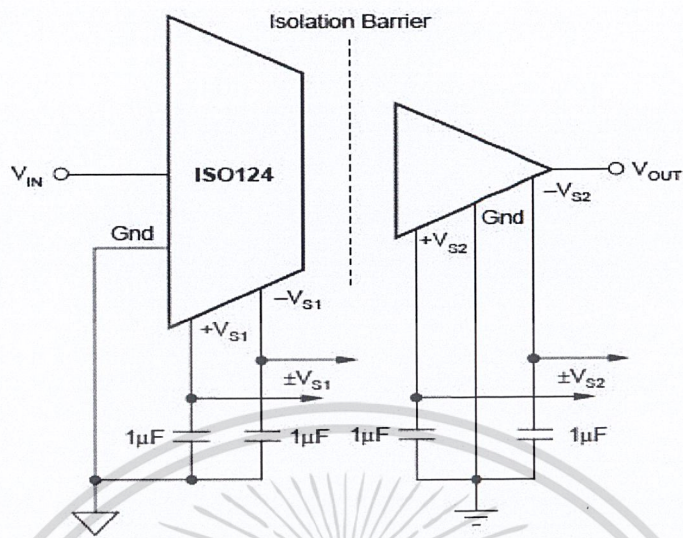


รูปที่ 3.8 วงจร Notch Filter

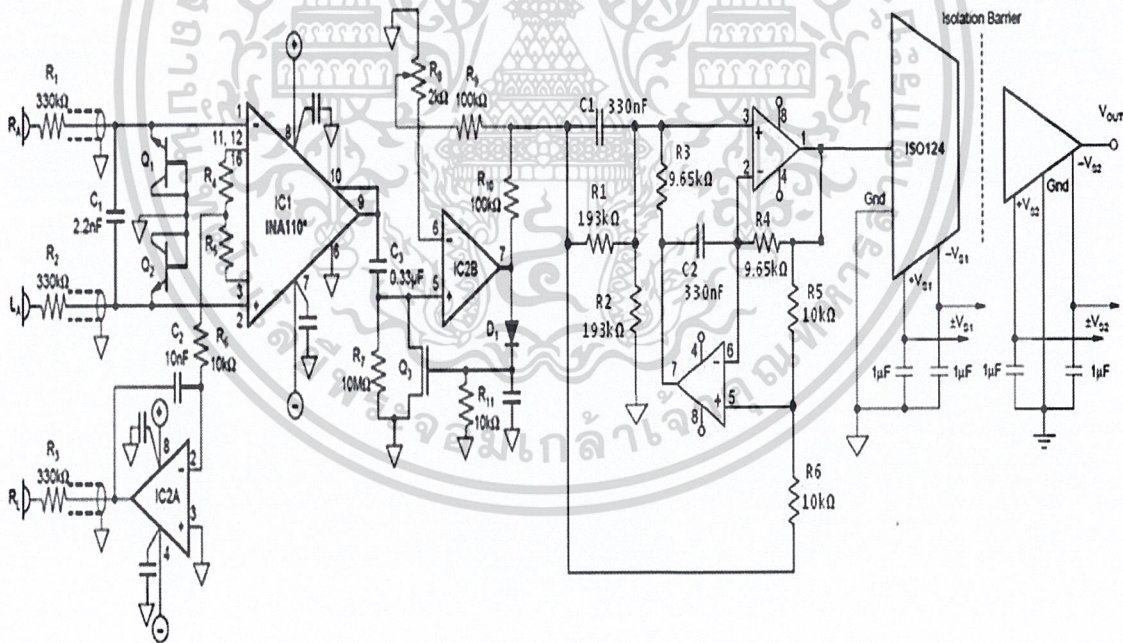
วงจรนี้เป็นวงจรกรองผ่านความถี่ที่มีคุณสมบัติของผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร ความถี่ที่ไม่ต้องการจะถูกสกัดทอนในช่วงความถี่แถบหยุด และ สัญญาณความถี่ที่ต้องการจะถูกส่งผ่านไปในช่วงแถบผ่าน ซึ่งอยู่ด้านข้างของแถบหยุดนั่นเอง วงจรกรองหยุดแถบความถี่หรือวงจรกรองไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วงจะนำมาใช้เพื่อกำจัด สัญญาณในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการค่าใดค่าหนึ่งหรือเพียงช่วงแคบๆ ตัวอย่างเช่น ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะนำมาใช้เพื่อกำจัดสัญญาณที่ความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่ของสัญญาณรบกวนมาจากสายส่ง เป็นต้น

3.1.3 วงจรป้องกันกระแสรั่ว (Isolation Amplifier)

วงจรนี้จะทำหน้าที่ป้องกันกระแสไฟรั่ว เมื่อเกิดกระแสไฟรั่วเข้ามา วงจรนี้จะป้องกันไม่ให้กระแสไฟสามารถไหลย้อนกลับไปหาผู้ป่วยได้ โดยกระแสไฟนี้ จะเป็นกระแสไฟที่มีศักดาไฟฟ้าสูง ซึ่งอาจทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยได้ ซึ่งกระแสรั่วจะเกิดขึ้นได้จากการนำอุปกรณ์ไปต่อเข้ากับเครื่องใช้ไฟฟ้า เช่น คอมพิวเตอร์ เป็นต้น



รูปที่ 3.9 วงจร Isolation Amplifier

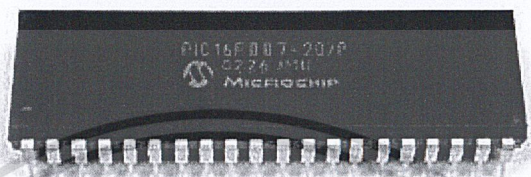


รูปที่ 3.10 วงจรทั้งสามส่วนที่นำมาต่อกัน

3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

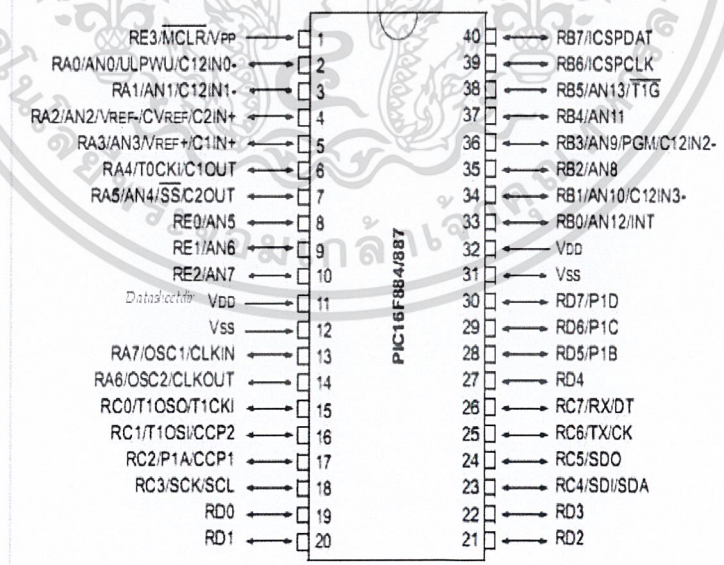
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นส่วนควบคุมการทำงานโดยจะทำหน้าที่แปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ เป็นรูปกราฟเพื่อนำไปแสดงผลโดยส่งต่อไปยังหน่วยแสดงผล และส่งไปบันทึกค่าโดยส่งต่อไปยังหน่วยบันทึกผล ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ที่การทดลองนี้เลือกใช้เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887



รูปที่ 3.11 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887

โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 มีลักษณะขารเรียงเหมือนกับ PIC16F877 จึงสามารถนำมาใช้งานแทนกันได้ แต่จะต้องการเขียนโปรแกรมอีกทีหนึ่ง ข้อดีของ PIC16F887 ก็คือมีราคาถูกลงกว่า และเป็นรุ่นที่ใหม่กว่า PIC16F877 อีกทั้งยังมีตัวกำเนิดความถี่ (Internal Oscillator) ในตัวเอง ทำให้ไม่ต้องต่อสัญญาณภายนอก



รูปที่ 3.12 ส่วนประกอบภายในตัวบอร์ด PIC16F887

3.2.1 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับ A/D ใน chip แบบ 28 pins จะมี 5 inputs แบบ 40 pins จะมี 8 inputs register ที่เกี่ยวข้อง จะมีอยู่ 4 ตัวด้วยกันคือ

1. ADRESH คือ ค่า register ผลลัพธ์ byte สูง ของการแปลงสัญญาณ
2. ADRESL คือ ค่า register ผลลัพธ์ byte ต่ำ ของการแปลงสัญญาณ
3. ADCON0 คือ register ความคุมเกี่ยวกับ A/D byte ที่ 1
4. ADCON1 คือ register ความคุมเกี่ยวกับ A/D byte ที่ 2

โดย register แต่ละตัวมีรายละเอียดดังนี้

ADCON0

ตารางที่ 3-1 ค่า Bit ภายใน register ADCON0

Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/(DONE\)	-	ADON

Bit7-6: ADCS1:ADCS0: เป็น bit ที่ใช้เลือกสัญญาณนาฬิกาในการแปลง A/D

00 = $F_{osc}/2$ F_{osc} = ความถี่ของ crystal ที่ใช้

01 = $F_{osc}/8$

00 = $F_{osc}/32$

11 = FRC (เลือกใช้ความถี่จากวงจร RC ที่อยู่ภายใน)

Bit5-3: CHS2:CHS0 เป็น bit ที่ใช้เลือก channel ของสัญญาณ A/D

000 = channel 0, (RA0/AN0)

001 = channel 1, (RA0/AN1)

000 = channel 2, (RA0/AN2)

000 = channel 3, (RA0/AN3)

000 = channel 4, (RA0/AN4)

000 = channel 5, (RA0/AN5) (ไม่มีใน mcu แบบ 28 pins)

000 = channel 6, (RA0/AN6)

000 = channel 7, (RA0/AN7)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Bit 2: GO/(DONE): เป็นบิตที่ใช้ในการแสดงสถานะของการแปลง A/D

ถ้า ADON bit ถูก set เป็น 1 แล้ว เมื่อบิตนี้เป็น

1 หมายถึง A/D กำลังอยู่ในช่วงการแปลงค่า (ให้ set บิต นี้ในการเริ่มต้นการแปลงสัญญาณ)

0 หมายถึง A/D ไม่ได้อยู่ในช่วงการแปลงค่า (บิตนี้จะ mcu จะ clear เป็น 0 โดยอัตโนมัติ เมื่อทำการแปลงสัญญาณเสร็จเรียบร้อยแล้ว)

Bit 1: ยังไม่ถูกใช้งาน

Bit 0: ADON: A/D On bit (บอกสถานะของ A/D ในขณะนั้น)

1 = A/D convertor กำลังถูกใช้งาน

0 = A/D convertor ไม่ได้ถูกใช้งาน

ADCON1

ตารางที่ 3-2 ค่า Bit ภายใน register ADCON1

Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
ADFM	-	-	-	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0

Bit 7: ADFM:

1 = หลังจากแปลงสัญญาณ ให้ด้านซ้ายของ ADRESH เป็น 0

ADRESH	ADRESL
00000xx	xxxxxxxx

0 = หลังจากแปลงสัญญาณ ให้ด้านขวาของ ADRESL เป็น 0

ADRESH	ADRESL
xxxxxxxx	xx000000

Bit 6-4: ไม่ได้ถูกใช้

Bit 3-0: PCFG3:PCFG0 เป็นตัวกำหนดคุณสมบัติต่างๆ ในการทำงาน A/D ให้กับ PIC โดยสามารถเลือกที่จะใช้ VREF แยกต่างหากหรือจะใช้จาก VDD,VSS เลขก็ได้ ส่วนต้องการใช้ Channel ไต port ไตสามารถดูได้จากตารางที่ 3-3

ตารางที่ 3-3 ตารางแสดง Channel ที่ใช้ในการอ้างอิง

PCFG3:PCF G0	AN 7	AN 6	AN 5	AN 4	AN3 RA3	AN2 RA2	AN 1	AN 0	VREF +	VRE F-	CHA N/ REFS
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	8/0
0001	A	A	A	A	VREF +	A	A	A	RA3	VSS	7/1
0010	D	D	D	A	A	A	A	A	VDD	VSS	5/0
0011	D	D	D	A	VREF +	A	A	A	RA3	VSS	4/1
0100	D	D	D	D	A	D	A	A	VDD	VSS	3/0
0101	D	D	D	D	VREF +	D	A	A	RA3	VSS	2/1
011x	D	D	D	D	D	D	D	D	VDD	VSS	0/0
1000	A	A	A	A	VREF +	VRE F-	A	A	RA3	RA2	6/2
1001	D	D	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	6/0
1010	D	D	A	A	VREF +	A	A	A	RA3	VSS	5/1
1011	D	D	A	A	VREF +	VRE F-	A	A	RA3	RA2	4/2
1100	D	D	D	A	VREF	VRE	A	A	RA3	RA2	3/2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอก
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

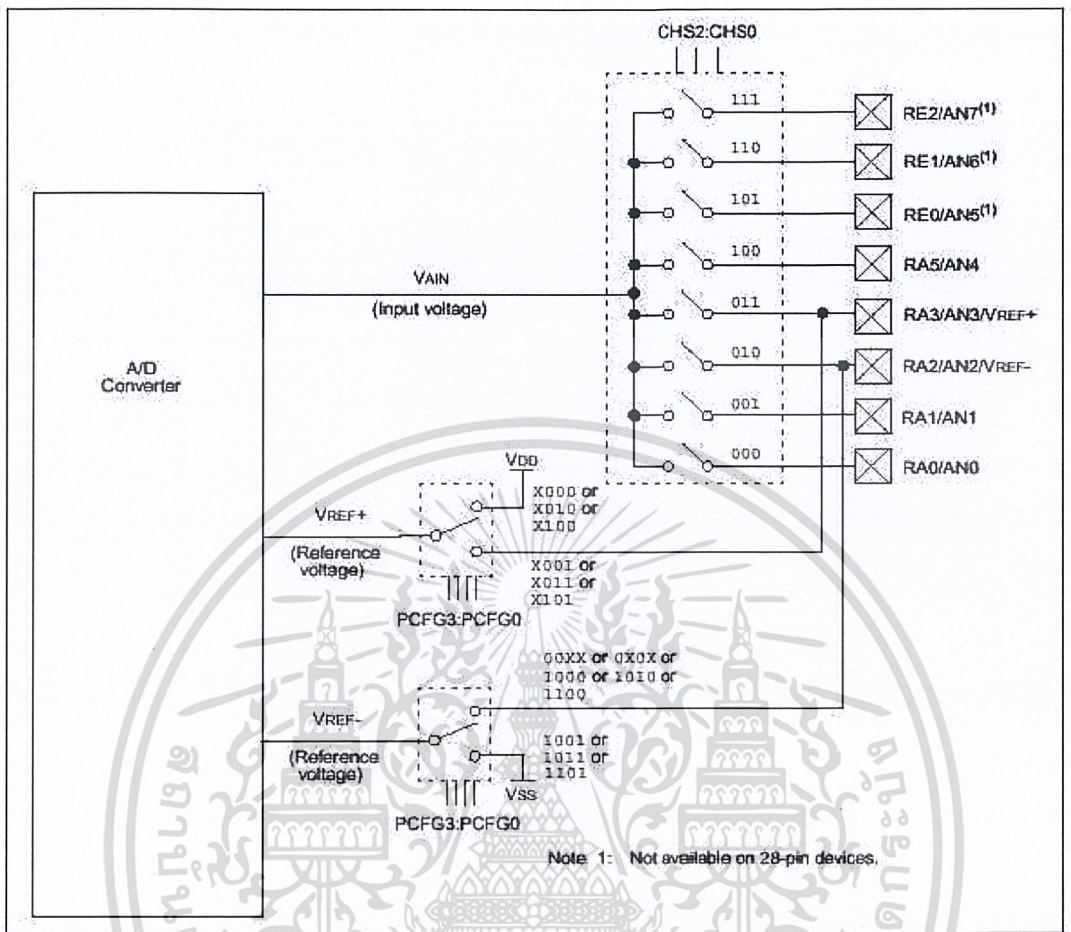
					+	F-					
1101	D	D	D	D	VREF	VRE	A	A	RA3	RA2	2/2
					+	F-					
1110	D	D	D	D	D	D	D	A	VDD	VSS	1/0
1111	D	D	D	D	VREF	VRE	D	A	RA3	RA2	1/2
					+	F-					

A หมายถึง Analog input

D หมายถึง Digital I/O

ส่วน An7-AN5 จะไม่มีในตระกูลที่เป็น 28 ขา

เมื่อการแปลง A/D เสร็จสิ้น ผลลัพธ์ของการแปลง A/D จะมีขนาด 10 bit ซึ่งจะเก็บอยู่ใน Register 2 ตัวต่อกันคือ ADRESH:ADRESL ส่วน register bit GO/DONE\ (ADCON0<2>) จะถูก cleared และ ADIF จะถูก set (A/D interrupt flag) Block diagram ของ A/D จะเป็นดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.13 Block Diagram ของการแปลง A/D

3.2.1.1 ขั้นตอนการใช้งาน A/D module

1. เลือก set config ของ A/D โดย
 - เลือก analog pins/ voltage reference ด้วย ADCON1
 - เลือก A/D Input channel ด้วย ADCON0
 - เลือก A/D conversion clock (ความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่จะใช้ใน A/D) จาก ADCON0
 - สั่งให้ A/D module ทำงาน ด้วย ADCON0
2. ถ้าต้องการใช้ A/D interrupt ต้อง set flag ต่างๆ ดังนี้
 - clear ADIF bit
 - set ADIE bit
 - set GIE bit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. รอเวลาเพื่อให้ A/D module พร้อม (acquisition time) หาได้จากการคำนวณ
4. เริ่มทำการ A/D ด้วยการ set GO/DONE\ bit
5. รอจนกว่าการแปลง A/D จะเสร็จสมบูรณ์ ซึ่งดูได้ 2 วิธีคือ
 - เขียนโปรแกรมวน loop รอดู GO/DONE\ bit จนกว่าจะ cleared
 - รอ A/D interrupt
6. อ่านค่าผลลัพธ์ของ A/D จาก ADRESH:ADRESL โดย clear ADIF bit หลังจาก การอ่าน ด้วยถ้าใช้ A/D interrupt
7. หลังจากอ่านค่าเรียบร้อยแล้ว ต้องรอเป็นระยะเวลา 2TAD (เมื่ออยู่ใน data sheet) ก่อนที่จะทำการแปลง A/D อีกครั้งหนึ่ง

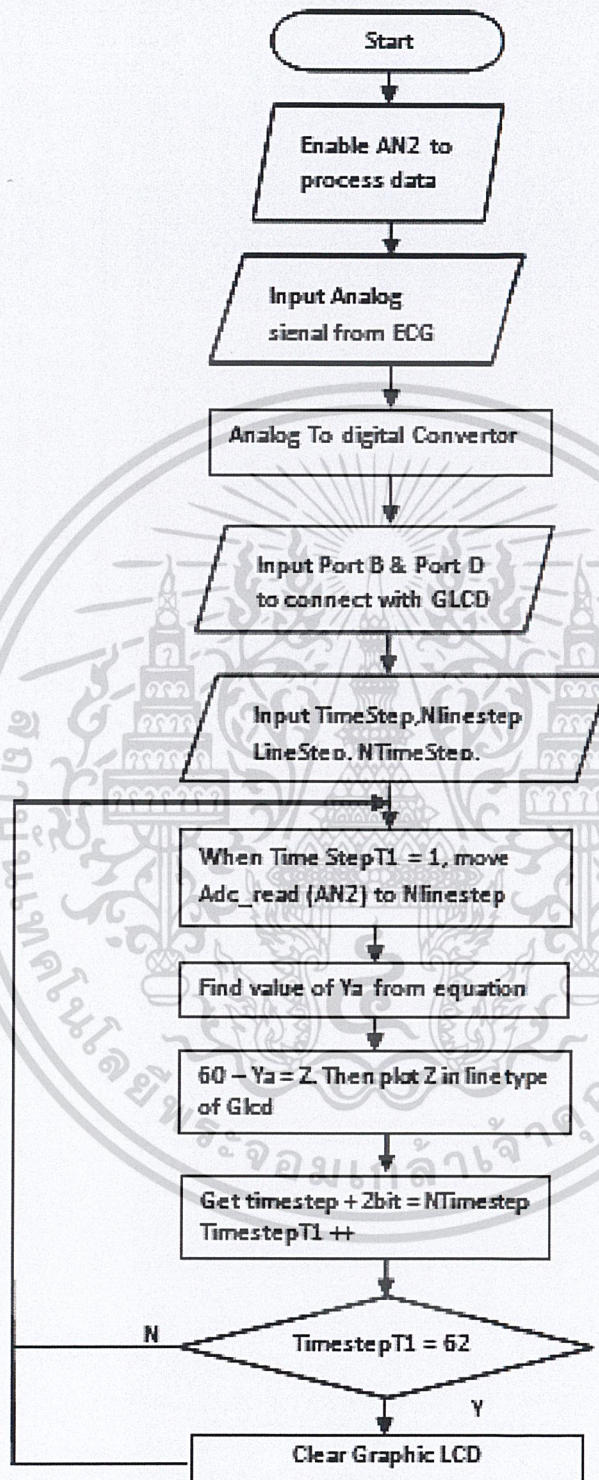
3.2.1.2 การเลือก A/D Conversion Clock

เวลาที่ใช้ในการ แปลง A/D หนึ่งครั้งเรากำหนดให้เป็น TAD ในหนึ่งครั้งของการแปลง A/D PIC ต้องการอย่างน้อย 12TAD ต่อการแปลงแบบ 10 bits ในการเลือกสัญญาณความถี่ของ A/D สามารถเลือกได้ 4 แบบคือ

- 2Tosc
- 8Tosc
- 32Tosc
- Internal RC oscillator

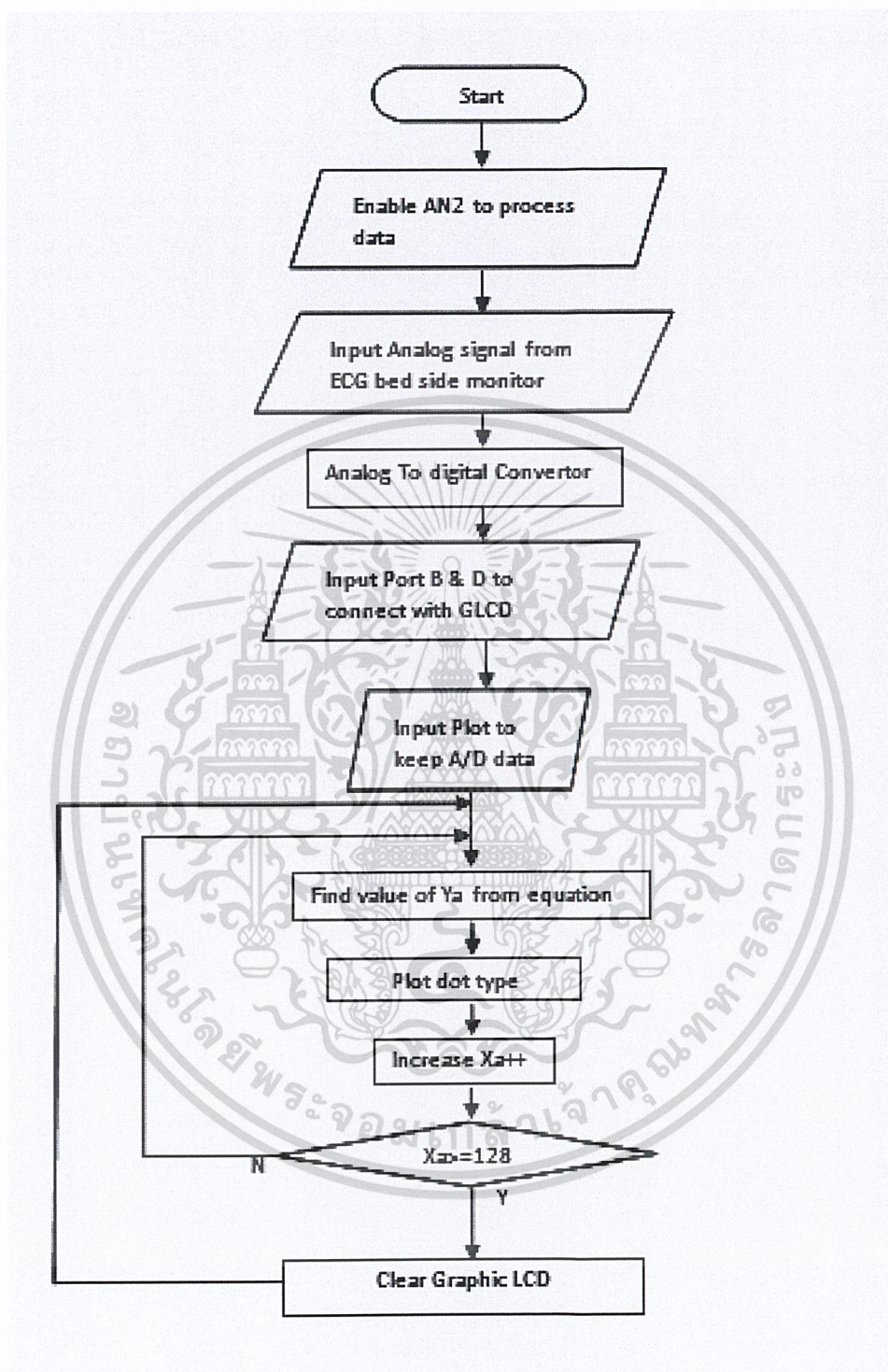
ซึ่งค่าเหล่านี้เราเลือกได้จากการ set ค่า register (ADCS1:ADCS0) นั้นเอง

แต่ใน PIC16F887 ที่ใช้นี้ ได้มีฟังก์ชันภายในที่สามารถใส่ค่าที่จะแปลง A/D ได้เลย จึงไม่จำเป็นต้องผ่านกระบวนการตั้งที่กล่าวมาข้างต้น



รูปที่ 3.14 ผังการทำงานของ โปรแกรมแสดงผลแบบเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

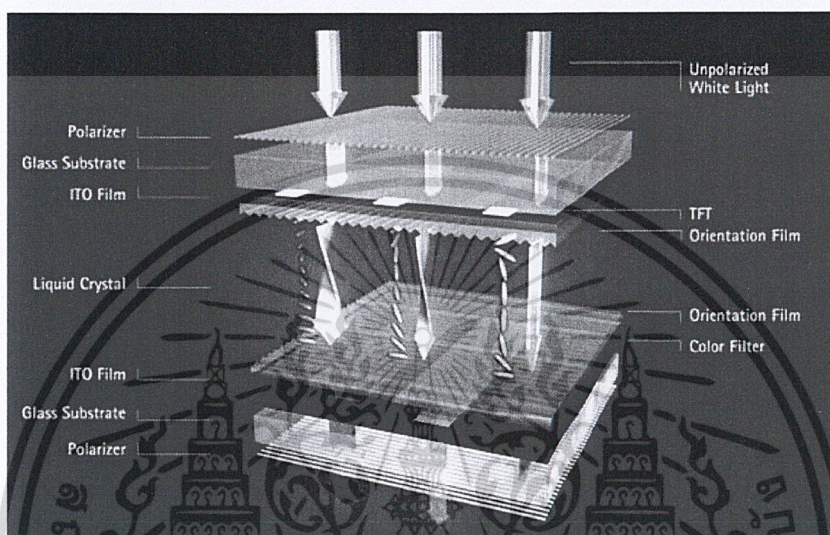


รูปที่ 3.15 ฟังก์ชันการทำงานของโปรแกรมแสดงผลแบบจุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ส่วนแสดงผล

จอภาพแบบผลึกเหลว (Liquid Crystal Display, LCD) ที่หลายๆคนเรียกว่า “จอแอลซีดี” หรือจอภาพผลึกเหลว ที่เรียกผลึกเหลวก็เพราะว่าสถานะของผลึกเหลวนั้นอยู่ระหว่าง ของแข็งกับของเหลว โดยสามารถอธิบายการทำงานได้ดังนี้



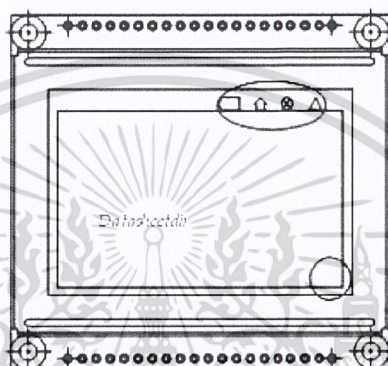
รูปที่ 3.16 แสดงส่วนประกอบของจอภาพ LCD

การทำงานของ LCD ประกอบด้วยแผ่นแก้วประกอประกกันคล้ายเป็นขวดแบน ๆ บรรจุไปด้วยสาร LC โดยที่พื้นผิวแก้วนั้น จะเคลือบด้วยสาร Polymer ซึ่งโดยทั่วไปคือ PolyImide (PI) ใช้สำหรับเรียงโมเลกุลตัว LC ซึ่งมีรูปร่างเป็นแท่ง ตัวแก้ว LCD จะมีตัวนำไฟฟ้าชนิดใส เคลือบอยู่สำหรับเป็น Electrodes ซึ่งทำจาก Indium-Tin Oxide (ITO) โดยปกติแล้ว LC จะอยู่ใน chiralnematic phase คือ โมเลกุลจะสร้างตัวเป็น Layer โดยที่ใน Layer บน โมเลกุลจะบิดตัวไปจาก Layer ต่ำเพียงเล็กน้อย ทำให้โมเลกุลเรียงตัวเป็นเกลียว การบิดตัวเป็นเกลียวของ LC นี้ ใช้สำหรับควบคุมทิศทางของแสง เมื่อแสงผ่าน Polarizer ชั้นแรก จะเป็นแสงแบบ Polarize คือมีแกนเดียวเมื่อผ่านไปยังเกลียวของ LC ทิศทางของแสงจะบิดตัว 90 องศาไปยัง Polarizer อีกฝั่งซึ่งตัดกับ Polarizer ตัวแรก 90 องศาพอดี ทำให้แสงเรียงตัวแนวเดียวกับ Polarizer ตัวที่สองพอดี แสงจึงทะลุผ่านไป ผู้สังเกตจึงดูเหมือนมองผ่านกระจกใส แต่เมื่อจ่ายสัญญาณไฟฟ้าตกร้อมตัว Electrodes ตัว LC ซึ่งมีลักษณะเป็นแท่ง จะเรียงตัวแนวยาวไปตามทิศทางของสนามไฟฟ้า สภาวะการเรียงตัวเป็นเกลียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถูกทำลาย แสงจะไม่ได้ถูกเรียงตัวตาม LC เมื่อไปเจอกับ Polarizer ตัวที่สองซึ่งตัดกัน 90 องศาทำให้แสงผ่านไปไม่ได้เกิดเป็น Active Segment สีดำ

โดยงานวิจัยนี้ได้ใช้ กราฟิก แอลซีดี รุ่น LCD-128G064E เป็นชุด Display LCD ขนาด 128x64 จุด



รูปที่ 3.17 Graphic LCD รุ่น LCD-128G064E

คุณสมบัติของ โมดูลกราฟิก แอลซีดี (Graphics LCD Module) เป็นดังนี้

- เป็นชุด Display ขนาด 128x64 จุด (dots) พร้อมบอร์ดควบคุมการแสดงผล โดยใช้คำสั่งแบบรหัสแอสกี (ASCII Code)

- สามารถรับคำสั่งควบคุมการทำงานได้ทั้งทางพอร์ตอนุกรมแบบ RS232, RS422 และ RS485 แบบ 4 เส้น

- ตั้งอัตราการสื่อสาร (Baud rate) โดยใช้คิปสวิทช์ (DIP Switch) ได้ตั้งแต่ 1,200 ถึง 115,200 บิตต่อวินาที (bps/ bits per second)

- ตั้งไอดี (ID) ให้กับบอร์ดได้โดยคิปสวิทช์ (DIP Switch) ตั้งแต่ 00 ถึง FF เพื่อใช้ในการสื่อสารแบบเครือข่าย (Network) ด้วยการสื่อสารอนุกรมแบบ RS485

- มีส่วนที่เป็นลำโพงขนาดเล็ก (Mini SP) สร้างเสียงตัวโน้ต และควบคุมการ ปิด/เปิด LED

Backlight

- ทำงานได้ 3 โหมด คือ Text mode, Graphic mode และ Picture mode ซึ่งสามารถทำงาน

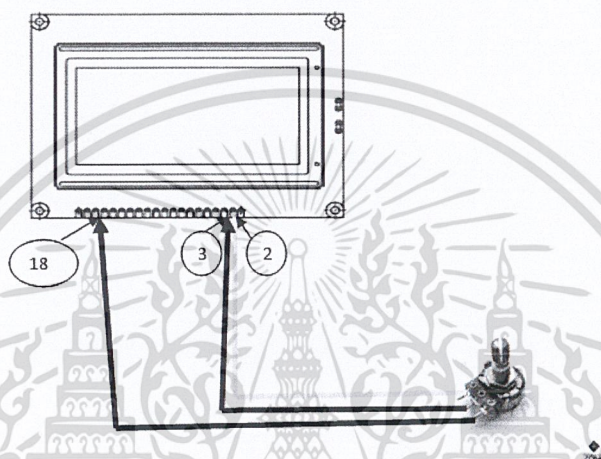
ร่วมกันได้ทั้ง 3 โหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ขนาดบอร์ด 7x9.4 ซม. (cm.) สูง 3.5 ซม. (cm.) ส่วนแสดงผล 7.2x4.0 ซม. (cm.)
- Power on supply board แบบ Switching ใช้ LM2575-5 INPUT AC/DC 7-12 V ขั้วต่อ

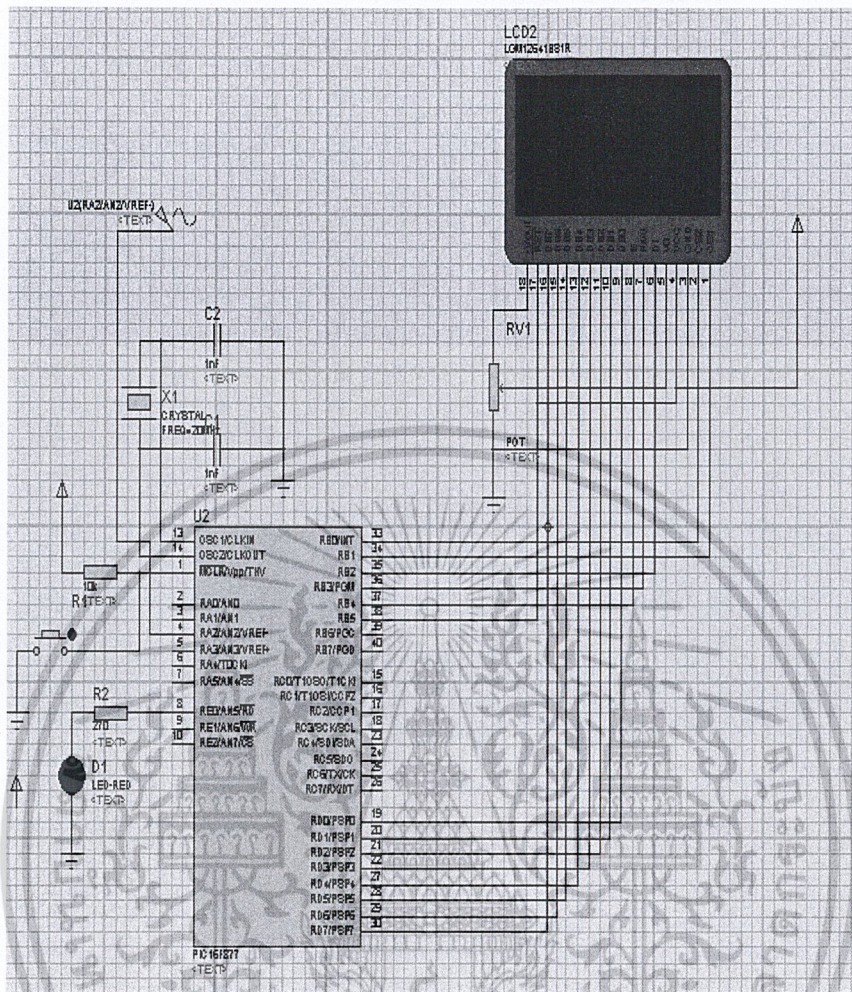
Power แบบ Terminal Block

- RS232 Port MAX232 ขั้วต่อ 4 PIN ETT, RS422/485 PORT (75176 on board) ขั้วต่อแบบ 6 PIN ETT



รูปที่ 3.18 หน้าจอ Graphic LCD ที่ต่อกับตัวต้านทานปรับค่าได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 รูปจำลองการทำงานของวงจร

3.4 ส่วนการเขียนโปรแกรม

ในส่วนนี้จะอธิบายถึงการเขียนโปรแกรมเพื่อที่จะให้กราฟแสดงผลบนหน้าจอ Graphic LCD โดยมีหัวข้อดังนี้

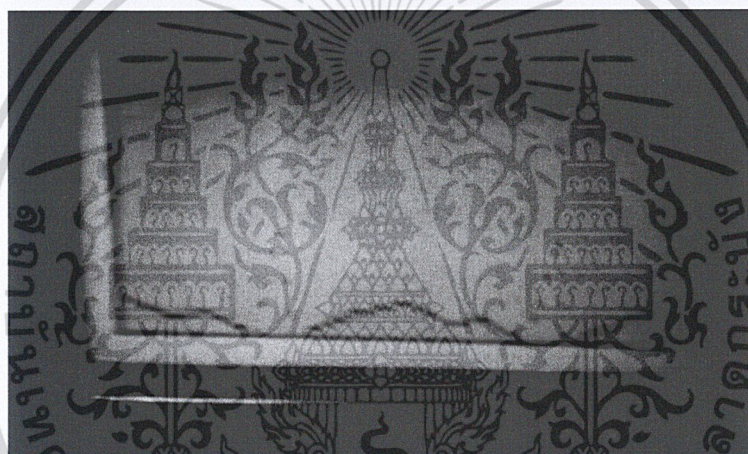
3.4.1 การพล็อตกราฟบนหน้าจอ Graphic LCD

การแสดงกราฟคลื่นสัญญาณหัวใจในการทดลอง เราได้ทำการแบ่งการพล็อตกราฟเป็นสองแบบ คือ การพล็อตกราฟแบบจุด และ การพล็อตกราฟแบบเส้น ซึ่งการพล็อตกราฟแต่ละแบบมีทั้งข้อดีและข้อเสียต่างกันไปซึ่งสามารถนำมาเปรียบเทียบตามตารางที่ 3-1

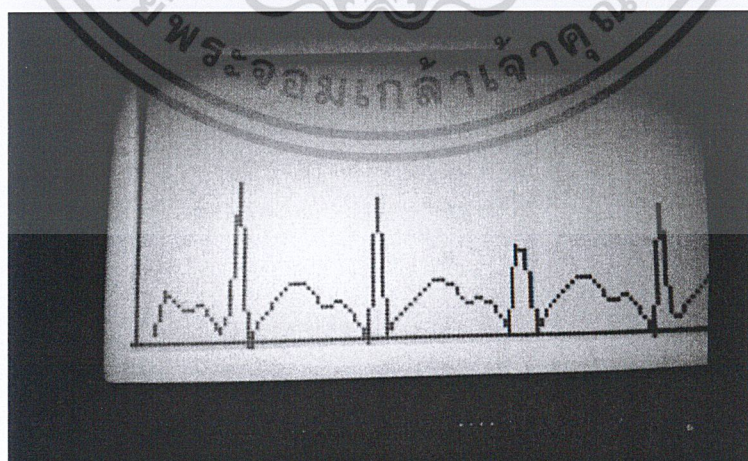
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3-4 ตารางเปรียบเทียบการพล็อตกราฟระหว่างแบบจุดและแบบเส้น

การพล็อตกราฟแบบ"จุด" (DOT)	การพล็อตกราฟแบบ"เส้น" (Line)
1. ใช้คำสั่ง Glcd_Dot ($x_1, y_1, 1$);	1. ใช้คำสั่ง Glcd_line ($x_1, y_1, x_2, y_2, 1$)
2. เป็นการ Plot แบบ Real time	2. จะเกิดการ Delay ในการ Plot แต่ละจุด
3. ในการ Plot แบบจุดหากเกิด Noise ขึ้น จะทำให้ค่าที่แสดงผลเกิดความไม่ชัดเจนอาจทำให้รูปกราฟผิดเพี้ยน	3. ในกรณีที่เกิด Noise ค่ากราฟที่อ่านได้ยังสามารถวิเคราะห์ได้เนื่องจากรูปกราฟไม่ได้ผิดเพี้ยนไปมาก



รูปที่ 3.20 การแสดงผลสัญญาณหัวใจแบบจุด



รูปที่ 3.21 การแสดงผลสัญญาณหัวใจแบบเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 สมการที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม

ในการพล็อตกราฟคลื่นสัญญาณหัวใจ จำเป็นต้องมีสมการในการใช้พล็อตกราฟทีละเอียด เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นหัวใจที่มีความละเอียดถี่ถ้วน ไม่ผิดเพี้ยน ซึ่งได้กำหนดสมการสำหรับพล็อตกราฟคลื่นสัญญาณหัวใจมา 3 สมการ คือ

$$\text{plot}=(\text{adc_rd}*5.0)/1024.0 \quad (1)$$

$$Y_a=1.0+(64.0/A)*\text{plot} \quad (2)$$

$$\text{จุดที่พล็อตจะเท่ากับ } 64-Y_a \quad (3)$$

สำหรับสมการที่ (1) เนื่องจากวงจรแปลง ADC ได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 ในการทำงาน ซึ่งขนาดการแปลงคือ 10 bit หรือ $2^{10} = 1024$ ข้อมูล ซึ่งวงจรแปลง ADC สามารถแปลงได้ในช่วง 0-5 V เราได้ทำการหาค่า Voltage ของ adc_rd ที่อ่านค่าได้จากสมการที่ (1) ให้มีค่าเท่ากับ Plot ซึ่งจะนำมาใช้ต่อในสมการที่ 2 ต่อไป

สำหรับสมการที่ (2) คือสมการที่จะนำมาพล็อตจุดบนหน้าจอ Graphic LCD กล่าวคือ สำหรับจอแสดงผล Graphic LCD ที่ใช้มีขนาด 128*64 Dot และฟังก์ชันการแปลง ADC จะทำให้ได้ผลลัพธ์ในแนวแกน Y ดังนั้น จากค่าแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นหัวใจซึ่งมีค่าไม่เกิน 2 V จึงนำค่า $64/A$ ซึ่งค่า A คือค่าแอมพลิจูดของขอบเขตสัญญาณหัวใจที่กำหนดไว้ และนำมาคูณกับค่าที่แปลงมาได้จากสมการที่ (1) ซึ่งจะ ได้ จุด Y_a คือ ค่าที่จะนำมาพล็อตแบบจุดหรือแบบเส้นต่อไป

สำหรับสมการที่ (3) เนื่องจาก จอแสดงผล Graphic LCD จะมีการเรียงลำดับเหมือนในจอคอมพิวเตอร์ กล่าวคือจะเรียงจากจุดบนลงมาจุดล่าง ดังนั้น จึงต้องนำ ค่า 64 มาลบออกจากค่าของสมการที่ (2) ซึ่งจะได้ผลลัพธ์คือ จุดที่นำมาพล็อตกราฟนั่นเอง

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

จากเรื่องการต่อวงจรในบทที่ 3 เพื่อทดสอบว่าการแสดงผลแบบใด ที่จะทำให้แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ดีที่สุด ระหว่างแบบจุด และแบบเส้น ซึ่งเป็นการทำงานของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่แสดงผลออกมาบนหน้าจอ Graphic LCD โดยการจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้าไป ว่าสามารถแสดงผลเป็นคลื่นสัญญาณหัวใจได้หรือไม่ โดยมีรายละเอียดของการทดลองและผลการทดลองดังนี้

4.1 การทดลอง

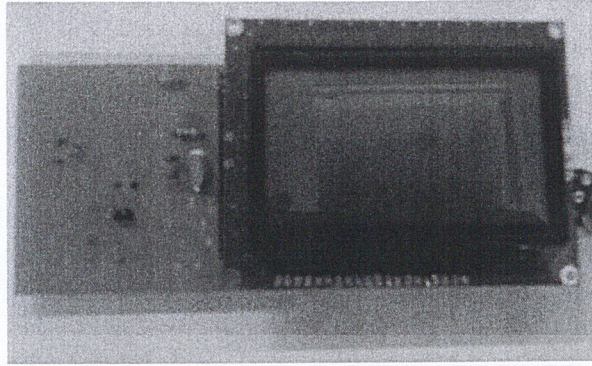
ในปริญญานิพนธ์นี้ได้ทำการทดลองเกี่ยวกับการแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอ Graphic LCD โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 เป็นตัวแปลงสัญญาณประมวลผลเพื่อส่งสัญญาณที่ได้ไปยังหน้าจอ Graphic LCD รุ่น LCD-128G064E โดยมีวงจรปรับระดับแรงดันคอยปรับระดับสัญญาณเพื่อให้เห็นสัญญาณในช่วงลบ

ในการทดลองนี้ได้ใช้เครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นตัวให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ค่าที่ ECG 30, ECG 60, ECG 120, ECG 180, ECG 240 โดยทำการต่อสายเข้าไปยังตัวบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ 16F887 เพื่อทำการแสดงกราฟบนหน้าจอ Graphic LCD ดังรูป



รูปที่ 4.1 เครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 พร้อมหน้าจอ Graphic LCD



รูปที่ 4.3 อุปกรณ์ที่ลงกล่องเรียบร้อยแล้ว



รูปที่ 4.4 การต่ออุปกรณ์เพื่อทดลองกับส่วนแสดงผล

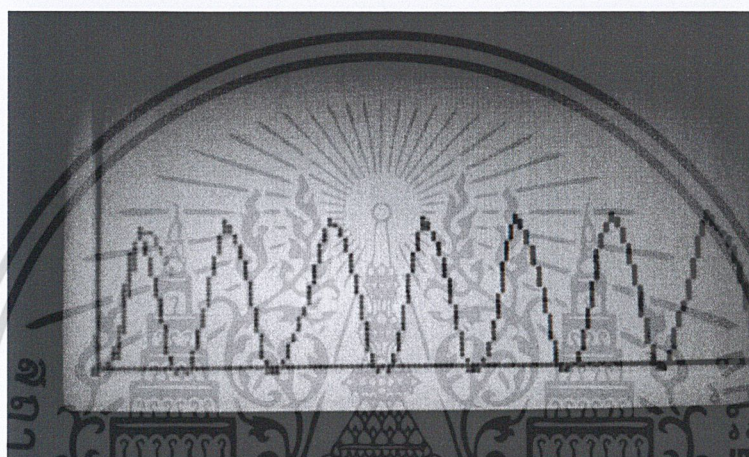
โดยในการทดลองนี้ ได้ทำการทดลองแสดงผลเป็นแบบจุด และแบบเส้น เพื่อทดสอบว่าการแสดงผลแบบใด เป็นการแสดงผลสำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีที่สุด ซึ่งผลการทดลองจะเป็นไปตามหัวข้อที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

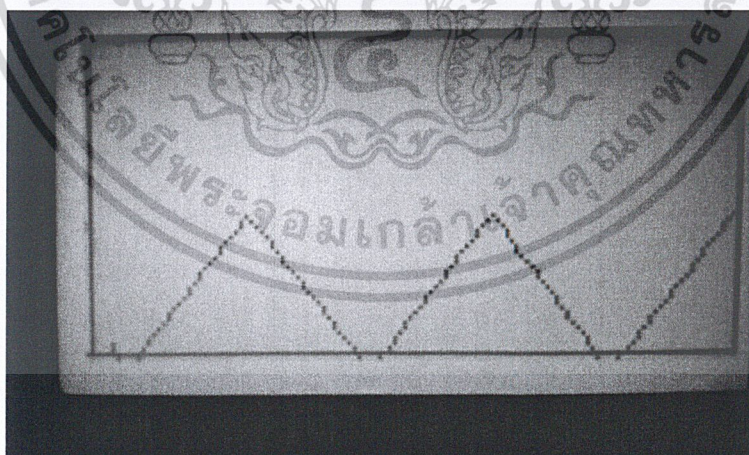
4.2 ผลการทดลอง

4.2.1 ผลการทดลองการแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา

ทดลองป้อนสัญญาณขนาดความถี่ต่างๆ ด้วยเครื่องเจนเนอเรเตอร์เข้าไปในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 ที่ได้โปรแกรมการแสดงผลแบบเส้นบนหน้าจอ Graphic LCD โดยผลการทดลองที่ได้เป็นดังรูป

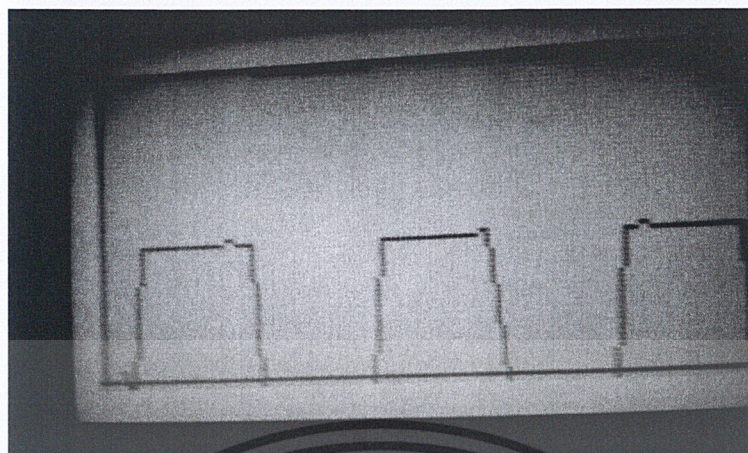


รูปที่ 4.5 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณไซน์ ขนาด 8 เฮิร์ตซ์



รูปที่ 4.6 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณสามเหลี่ยม ขนาด 2 เฮิร์ตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

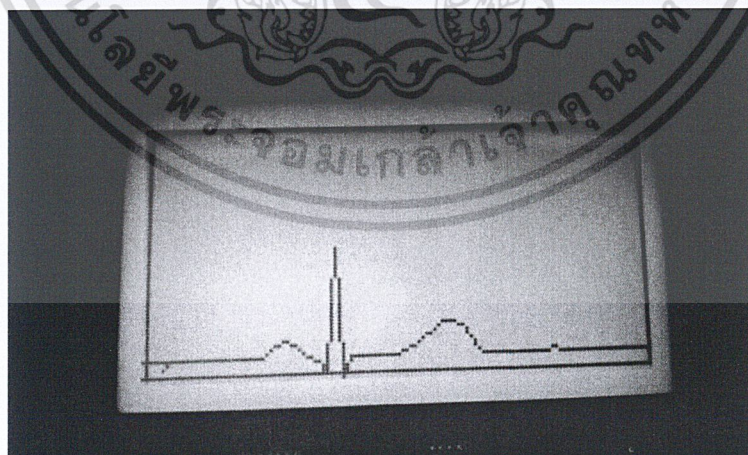


รูปที่ 4.7 การแสดงผลแบบเส้นที่สัญญาณสี่เหลี่ยม ขนาด 2 เฮอร์ตซ์

จากการทดลองนี้จะเห็นว่า การแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณไซน์ สัญญาณสามเหลี่ยม และสัญญาณสี่เหลี่ยมเข้าไปแล้ว สามารถแสดงผลออกมาได้อย่างชัดเจน

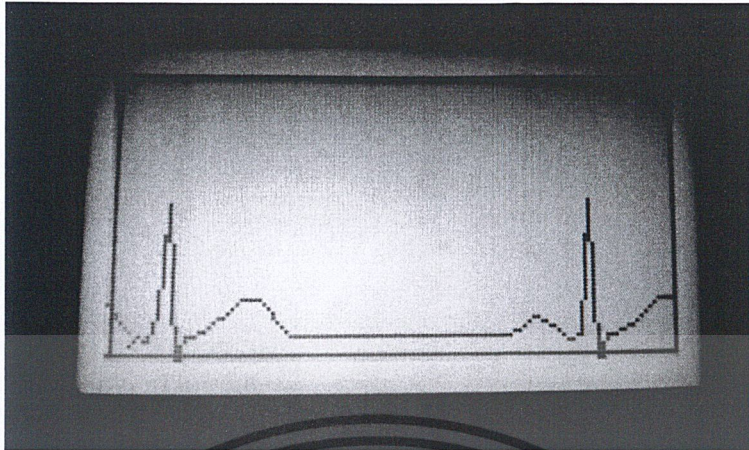
4.2.2 ผลการทดลองการแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อนำเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาต่อเข้ากับวงจร เพื่อแสดงผลแบบเส้นบนหน้าจอ Graphic LCD ที่ระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่างๆ คือ ECG 30, ECG 60, ECG 120, ECG 180 และ ECG 240 จะได้ผลการทดลอง ดังรูป

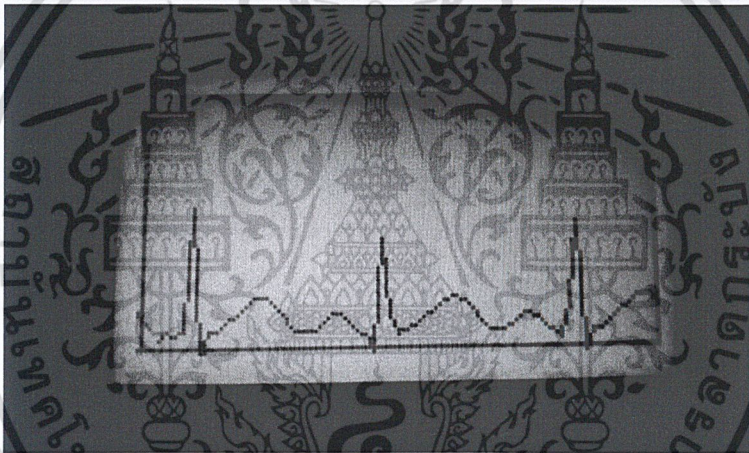


รูปที่ 4.8 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 30

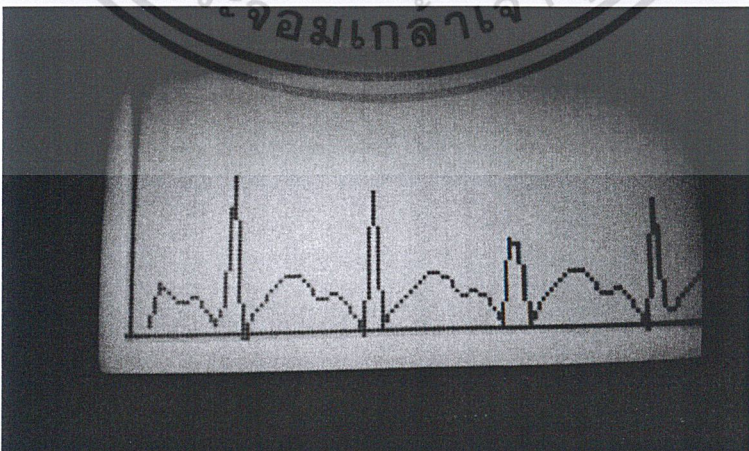
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 60

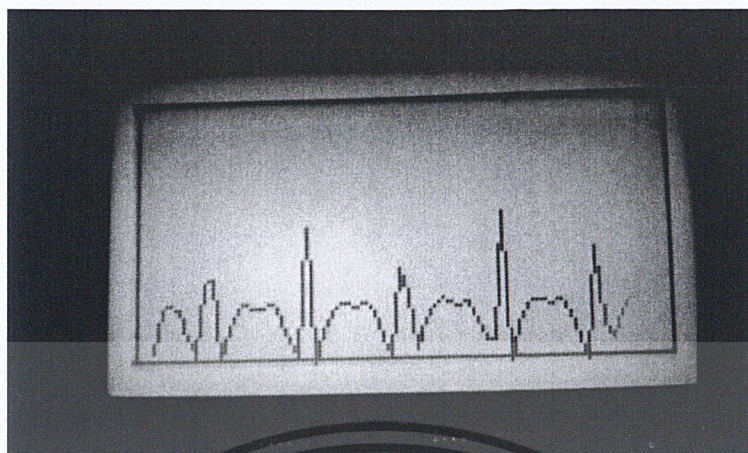


รูปที่ 4.10 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 120



รูปที่ 4.11 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 180

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

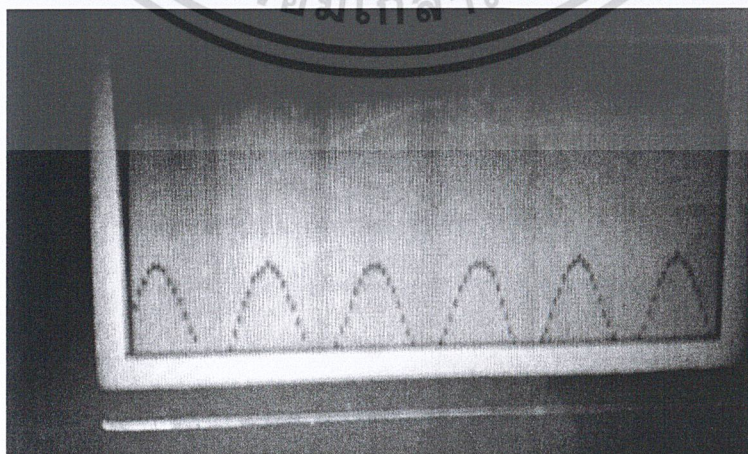


รูปที่ 4.12 กราฟแบบเส้นที่สัญญาณหัวใจ ECG 240

จากการทดลองจะเห็นว่า การแสดงผลแบบเส้น เมื่อป้อนสัญญาณหัวใจเข้าไป สามารถแสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้อย่างชัดเจน เช่นเดียวกับเมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา แต่อาจเกิดความผิดพลาดของสัญญาณอยู่บ้าง เนื่องจากความเร็วในการอ่านและแสดงค่าไม่เพียงพอ

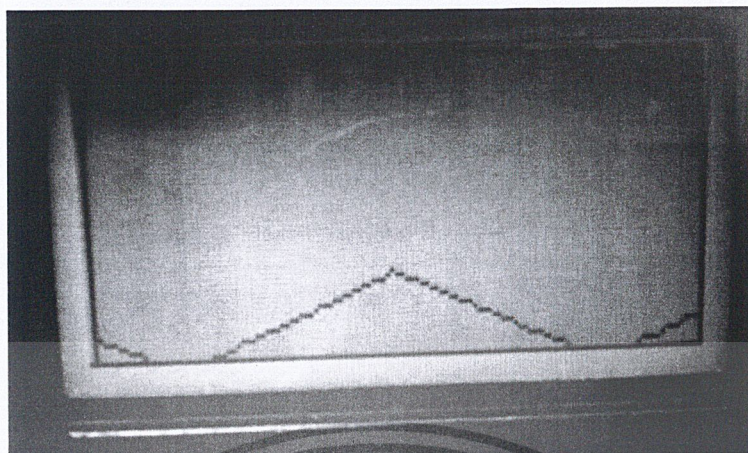
4.2.3 ผลการทดลองการแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา

ทดลองป้อนสัญญาณขนาดความถี่ต่างๆ ด้วยเครื่องเจนเนอเรเตอร์เข้าไปในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 ที่ใส่โปรแกรมการแสดงผลแบบจุดบนหน้าจอ Graphic LCD โดยผลการทดลองที่ได้เป็นดังรูป

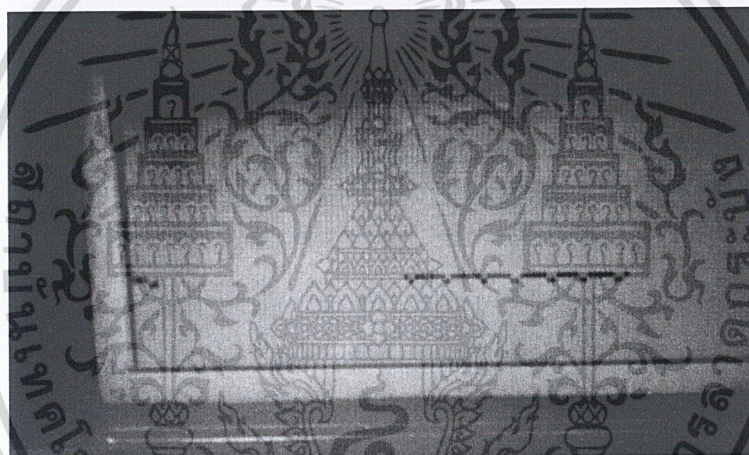


รูปที่ 4.13 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณไซน์ ขนาด 8 เฮิร์ตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณสามเหลี่ยม ขนาด 2 เฮอร์ตซ์



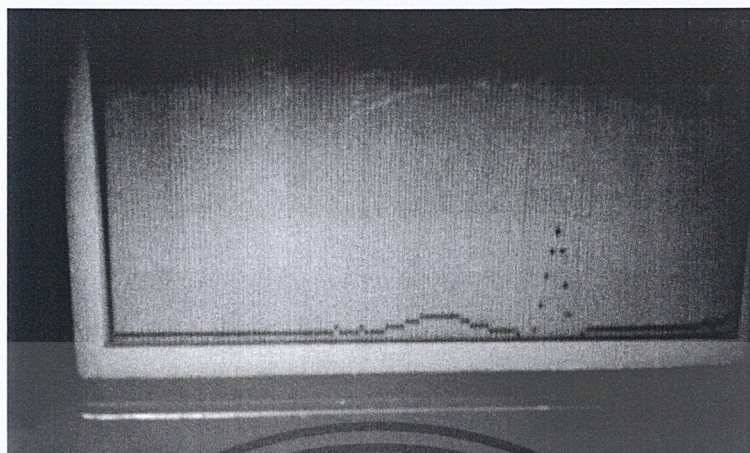
รูปที่ 4.15 การแสดงผลแบบจุดที่สัญญาณสี่เหลี่ยม ขนาด 2 เฮอร์ตซ์

จากการทดลองนี้จะเห็นว่า การแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณไซน์ สัญญาณสามเหลี่ยม และสัญญาณสี่เหลี่ยมเข้าไปแล้ว สามารถแสดงผลออกมาได้ แต่ไม่ชัดเจน เนื่องจากการแสดงผลแบบจุด จะมองจุดๆหนึ่งเป็นจุดเดียว ทำให้จุดใดๆที่มีหลายค่า นั้น จะแสดงออกมาเพียงจุดๆเดียว ซึ่งจะเห็นได้ชัดในกราฟสัญญาณสี่เหลี่ยม

4.2.4 ผลการทดลองการแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อนำเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาต่อเข้ากับวงจร เพื่อแสดงผลแบบจุดบนหน้าจอ Graphic LCD ที่ระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่างๆ คือ ECG 30, ECG 60, ECG 120, ECG 180 และ ECG 240 จะได้ผลการทดลอง ดังรูป

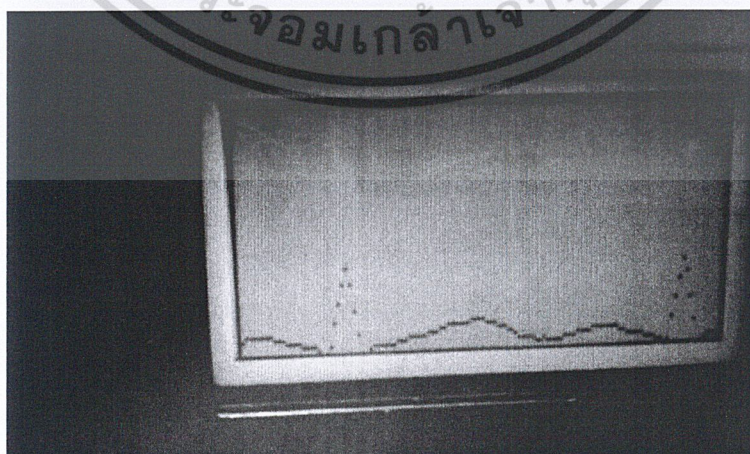
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 30

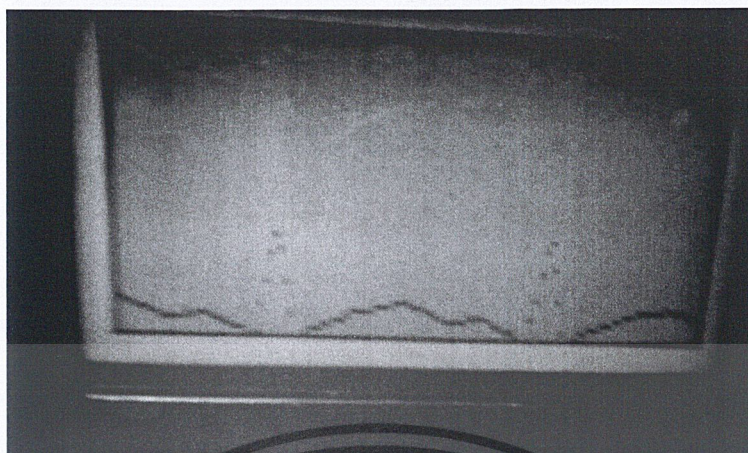


รูปที่ 4.17 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 60



รูปที่ 4.18 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 120

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.19 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 180



รูปที่ 4.20 กราฟแบบจุดที่สัญญาณหัวใจ ECG 240

จากการทดลองจะเห็นว่า การแสดงผลแบบจุด เมื่อป้อนสัญญาณหัวใจเข้าไป สามารถแสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ เช่นเดียวกับเมื่อป้อนสัญญาณธรรมดา และมีความละเอียดมากกว่าการแสดงผลแบบเส้น เนื่องจากการอ่านแบบจุดต่อจุด แต่หากป้อนความถี่มากๆ เข้าไป ก็อาจจะทำให้กราฟเกิดความผิดเพี้ยน จนมองกราฟไม่ออกก็เป็นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

ในปัจจุบันการแพทย์ได้มีความก้าวหน้าไปมาก โรคบางโรคสามารถทำการวิเคราะห์ได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งผู้ป่วยต้องได้รับการเฝ้าระวังเกี่ยวกับความผิดปกติของคลื่นหัวใจอยู่ตลอดเวลา แต่บางครั้งอาการผิดปกติก็แสดงอาการออกมาในเวลาที่ไม่แน่นอน จึงทำให้ต้องมีเครื่องวัดคลื่นหัวใจติดอยู่กับเตียงผู้ป่วยตลอดเวลา

ส่วนแสดงผล คือส่วนสำคัญส่วนหนึ่ง ที่ทำหน้าที่แสดงผลกราฟไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยออกมาบนหน้าจอ Graphic LCD ซึ่งปริญญาานิพนธ์ชิ้นนี้ได้ใช้ Graphic LCD รุ่น LCD-128G064E ซึ่งมีขนาด 128x64 จุด

โดยในการทดลองจะใช้เครื่องจำลองสัญญาณหัวใจ เป็นตัวจ่ายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้ามาภายในตัวอุปกรณ์ โดยจะผ่านวงจรปรับระดับแรงดัน เพื่อที่จะยกระดับสัญญาณลบให้สามารถมองเห็นได้ จากนั้นสัญญาณจะถูกแปลงจากอนาล็อก เป็นดิจิทัล โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F887 จากนั้นก็นำมาประมวลผลโดยโปรแกรมที่เขียนขึ้น แล้วนำมาแสดงเป็นกราฟบนหน้าจอ Graphic LCD โดยการทดลองนี้ได้ทำการเขียนโปรแกรมให้กราฟลื่นไหลแบบเส้น และแบบจุด เพื่อทดสอบดูว่า กราฟแบบใด ที่จะใช้กับสัญญาณหัวใจได้ดีกว่ากัน

โดยผลการทดลองพบว่า การแสดงผลแบบจุดนั้น แม้ว่าจะได้ผลเป็นแบบ Real Time แต่หากสัญญาณที่ป้อนเข้ามา เป็นสัญญาณที่มาจากหัวใจของผู้ป่วยจริงๆ ในสัญญาณนั้นอาจจะมีสัญญาณรบกวนอยู่ด้วย ซึ่งจะทำให้กราฟสัญญาณหัวใจเกิดความผิดพลาดขึ้นได้ ซึ่งทำให้สามารถวิเคราะห์กราฟได้ยาก เนื่องจากขนาดของหน้าจอ Graphic LCD ไม่ละเอียดเพียงพอ และในการแสดงผลแบบเส้นนั้นพบว่ากราฟที่ได้จะมีความละเอียดน้อยกว่าการแสดงผลแบบจุด เนื่องจากมีค่า Sampling Rate ที่น้อยกว่า ทำให้ใช้เวลาในการอ่านค่าที่มากกว่า แต่หากนำไปใช้กับผู้ป่วยจริงๆ จะสามารถเห็นได้อย่างชัดเจนเลยว่ามีสัญญาณรบกวนเข้ามาในระบบหรือไม่ ทำให้สามารถวิเคราะห์กราฟได้ง่ายกว่า

ดังนั้นในการนำไปใช้งานกับผู้ป่วยจริงๆ จึงควรใช้การแสดงผลแบบเส้นมากกว่าแบบจุด

เนื่องจากจะสามารถแสดงค่ากราฟที่ชัดเจนได้มากกว่า ว่ามีสัญญาณรบกวนเข้ามาในระบบหรือไม่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่ในการทดลองนี้ยังเกิดข้อผิดพลาดในการแสดงผลแบบเส้นอยู่ กล่าวคือ ยังมีค่า Sampling Rate ที่ไม่เพียงพอ ทำให้สัญญาณผิดเพี้ยนไปบ้าง วิธีแก้ปัญหาคือ ต้องเปลี่ยนมาใช้เทคโนโลยีที่ทันสมัยกว่า PIC16F887 เพื่อที่จะทำให้ประมวลผลได้เร็วขึ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] ธนาภา อยู่อินทร์, นภัสสร พุทธิพร และวิทวัส สิงห์ชนะ, **ระบบการวัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านบลูทูธ (SYSTEM FOR MEASUREMENT TRANSMISSION OF ECG SIGNALS VIA BLUETOOTH)**, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, คณะวิศวกรรมศาสตร์, สาขาวิชาโทรคมนาคม, 2552
- [2] กรกมล สุวรรณรัตน์, พบลาภ สุวัฒน์ พันธุ์กุล และอิสราภรณ์ วิทขีรานนท์, **เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนคอมพิวเตอร์โดยผ่านระบบการเชื่อมต่อบลูทูธ (Electrocardiogram Measurement Computer Based Display Via Bluetooth Link)**, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, คณะวิศวกรรมศาสตร์, สาขาวิชาโทรคมนาคม, 2551
- [3] รสจรินทร์ บุญทวัน, **ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย**, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์, สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์, 2549
- [4] อัชต์ ณ นคร, ปิตินันท์ กวีกุล และนวกัก เอื้ออนันต์, **การพัฒนาเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา**, มหาวิทยาลัยขอนแก่น, คณะวิศวกรรมคอมพิวเตอร์, ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์
- [5] สุทธิ เขียมจิระพร, **ระบบมอนิเตอร์หัวใจแบบพกพา**, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, คณะวิทยาศาสตร์, ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์
- [6] Joseph J. Carr, John M. Brown, **Introduction to Biomedical Equipment Technology 4th ed.**, Prentice Hall, 2000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเขียนโปรแกรมแสดงผลแบบเส้น

```
void delay2S(){
    delay_ms(2000);
}
```

```
static char buff[80];
```

```
char xa=128,ya;
```

```
float plot;
```

```
void main() {
```

```
    unsigned short ii;
```

```
    unsigned int jj,c,TimeStep,LineStyle,NTimeStep,NLineStyle,TimeStepT1 ;
```

```
    char *someText,temp_res;
```

```
    long tlong;
```

```
    unsigned int adc_rd;
```

```
    unsigned char value;
```

```
    float xi;
```

```
    char buffer[32];
```

```
    ADCON0 = 0x00; // select channel 0 & ADC frequency = FOSC/2
```

```
    ANSEL = 0x05;           // Configure AN2 pin as analog input
```

```
    TRISA = 0x0f;
```

```
    ANSELH = 0;           // Configure other AN pins as digital
```

```
    TRISB.F0=0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

TRISC.F3=0;

c=6;

while(c--) {

PORTC.F3 = 1;    // toggle PORTC

Delay_ms(100);  // one second delay

PORTC.F3 = 0;    // toggle PORTC

Delay_ms(100);  // one second delay

}

Glcd_Init(&PORTB, 0, 1, 2, 3, 5, 4, &PORTD); // Glcd_Init_EP5, see Autocomplete
Glcd_Fill(0x00);

someText = "MR NUNTHIPUT S";//unthiput Sudjalern";
Glcd_Write_Text(someText,5,2, 1);

someText = "MRS PISINEE K";//unthiput Sudjalern";
Glcd_Write_Text(someText, 5,4, 1);

someText = "MR PHICHAYUTH O";//ed side ecg monitor";

Glcd_Write_Text(someText, 5,6, 1);

delay2S();

Glcd_Fill(0);

someText = "ASS PRO PICHAI K";// side ecg";// monitor";

Glcd_Write_Text(someText, 1,3, 1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Delay_ms(500);

TimeStepT1=1;
Glcd_Fill(0);
Glcd_rectangle(127,1, 1,63, 1);
TimeStepT1 =1;
while(1)
{
adc_rd = ADC_Read(2);//(unsigned char)ADC_Read(0);// >> 2;

plot=(adc_rd*5.0)/1024.0;//Vin (0 - 5V)
ya=1.0+32.0*plot; //1.0+32.0*plot; //25.6*plot; // max 2.5v1.0+21.3*plot; //1.0+12.6*plot; //
Vin, y (y=1+64/5*Vin)

if( TimeStepT1 == 1 )
{
TimeStep=5;
LineStyle=60;
NTimeStep=TimeStep+2;
NLineStyle =ya;//calline[adc_rd] ;

Glcd_Line(TimeStep,LineStyle,NTimeStep,66-NLineStyle, 1);

TimeStep=NTimeStep;
LineStyle=66-NLineStyle;
}
else

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    NTimeStep =TimeStep+2;
    NLineStep =ya;//adc_rd;//calline[adc_rd] ;
    Glcd_Line(TimeStep,LineStep,NTimeStep,66-NLineStep, 1);
    TimeStep=NTimeStep;
    LineStep=66-NLineStep;
}
Delay_ms(50);
TimeStepT1++;
if(TimeStepT1 ==62)//127)
{
    Delay_ms(400);
    TimeStepT1 =1;
    Glcd_Fill(0);
    Glcd_rectangle(127,0, 1,62, 1);
}
}
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเขียนโปรแกรมแสดงผลแบบจุด

```

void delay2S(){
    delay_ms(2000);
}

static char buff[80];

char xa=128,ya;

float plot;

void main() {
    unsigned short ii;
    unsigned int jj,c,TimeStep,LineStyle,NTimeStep,NLineStyle,TimeStepT1 ;
    char *someText,temp_res;
    long tlong;
    unsigned int adc_rd;
    unsigned char value;
    float xi;
    char buffer[32];

    ADCON0 = 0x00; // select channel 0 & ADC frequency = FOSC/2

    ANSEL = 0x05;           // Configure AN2 pin as analog input

    TRISA = 0x0f;

    ANSELH = 0;           // Configure other AN pins as digital

    TRISB.F0=0;

    TRISC.F3=0;

    c=6;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

while(c--) {
    PORTC.F3 = 1;    // toggle PORTC
    Delay_ms(100);  // one second delay
    PORTC.F3 = 0;    // toggle PORTC
    Delay_ms(100);  // one second delay
}

```

```

Glcd_Init(&PORTB, 0, 1, 2, 3, 5, 4, &PORTD); // Glcd_Init_EP5, see Autocomplete

```

```

Glcd_Fill(0x00);

```

```

someText = "MR NUNTHIPUT S";//unthiput Sudjalern";

```

```

Glcd_Write_Text(someText,5,2, 1);

```

```

someText = "MRS PISINEE K";//unthiput Sudjalern";

```

```

Glcd_Write_Text(someText, 5,4, 1);

```

```

someText = "MR PHICHAYUTH O";//ed side ecg monitor";

```

```

Glcd_Write_Text(someText, 5,6, 1);

```

```

delay2S();

```

```

Glcd_Fill(0);

```

```

someText = "ASS PRO PICHA K";// side ecg";// monitor";

```

```

Glcd_Write_Text(someText, 1,3, 1);

```

```

Delay_ms(500);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

TimeStepT1=1;

Glcd_Fill(0);

//Glcd_rectangle(127,1, 1,63, 1);

Glcd_rectangle(1,1, 1,63, 1);

while(1)

{

adc_rd = ADC_Read(2);//(unsigned char )ADC_Read(0);//>> 2;

plot=(adc_rd*5.0)/1024.0; //Vin ( 0 - 5V)

ya=1.0+21.33*plot;//1.0+32.0*plot; //1.0+32.0*plot; //25.6*plot; // max
2.5v1.0+21.3*plot;//1.0+12.6*plot; // Vin, y (y=1+64/5*Vin)

Glcd_Dot(xa,66-ya,1);

Delay_ms(5);

xa++;

if(xa>=127)

{

delay_ms(300);

xa=1; // (x de 1 a 128)

Glcd_Fill(0);

Glcd_rectangle(127,0, 1,63, 1);

}

}

}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้