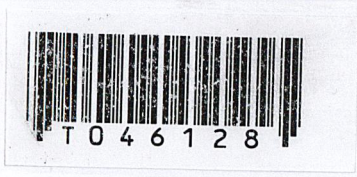


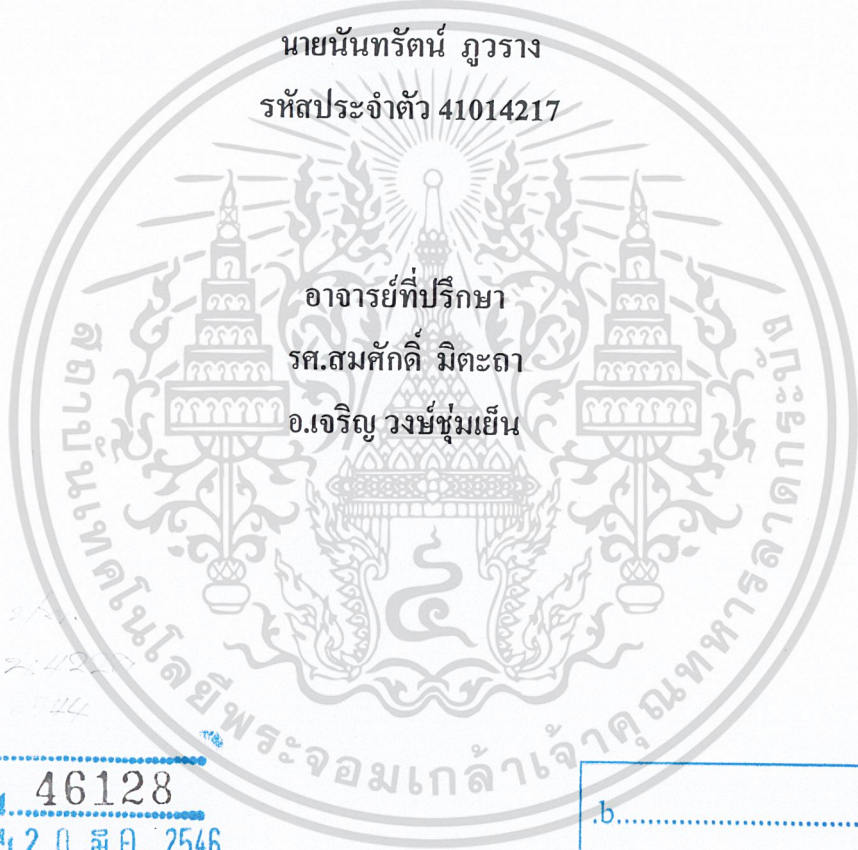
เครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา
PORTABLE ELECTROCARDIOGRAM



โดย

นายนันทรรัตน์ ภูวราง
รหัสประจำตัว 41014217

อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ.สมศักดิ์ มิตะธา
อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น



เลขหม.....
เลขทะเบียน 46128
วัน, เดือน, ปี 2 0 ส.ค. 2546

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2544

511258310

ปริญญาโท ปีการศึกษา 2544

ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

PORTABLE ELECTROCARDIOGRAM

ผู้จัดทำ

นายฉัตรรัตน์ ภูวราง รหัสประจำตัว 41014217



..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(รศ.สมศักดิ์ มิตะถา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น)

เครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

นายันทรัตน์ ภูวราง

รศ.สมศักดิ์ มิตะธา อาจารย์ที่ปรึกษา

อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น อาจารย์ที่ปรึกษา

บทคัดย่อ

ปริญญาโทฉบับนี้เป็นการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจให้มีขนาดเล็กและสามารถพกพาติดตัวได้ โดยเป็นเครื่องมือที่มีความสามารถในการเก็บข้อมูลและสามารถนำข้อมูลที่เก็บไว้มาทำการวิเคราะห์เพื่อหาอาการของผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องและชัดเจน และในขณะเดียวกันนั้นยังสามารถที่จะวัดอัตราการเต้นของหัวใจและแสดงผลให้ผู้ใช้ได้รับทราบในขณะทำกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันทั่วไปด้วย ประโยชน์ที่ได้จากการสร้างครั้งนี้เพื่อเพิ่มศักยภาพของอุปกรณ์การแพทย์ให้สามารถตรวจและวินิจฉัยโรคได้แม่นยำขึ้น และลดต้นทุนการนำเข้าอุปกรณ์นี้จากต่างประเทศ และเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อไป

โดยในส่วนของเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจนั้นเราสามารถทำการตรวจวัดได้หลายวิธี ซึ่งหนึ่งในวิธีต่าง ๆ นั้นจะกล่าวถึงวิธีการตรวจวัดด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นทฤษฎีที่สามารถนำไปใช้ในการพัฒนาได้และตรงกับการใช้งานตามการแพทย์ทั่วไป และอีกวิธีหนึ่งที่นิยมใช้ในการตรวจวัดเช่นกันนั้นคือการตรวจสอบจากความหนาแน่นของเลือดโดยใช้วิธีการสะท้อนของแสง และเป็นวิธีที่ได้นำมาพัฒนาในโครงการชิ้นนี้เนื่องจากคุณสมบัติพิเศษที่ไม่สิ้นเปลืองอุปกรณ์ในการตรวจวัดดังเช่นในวิธีแรก และสามารถทำให้มีขนาดเล็กลงเพื่อเหมาะแก่การพกพาได้

PORTABLE ELECTROCARDIOGRAM

Mr. Nantharat Puwarang

Assoc.Prof. Somsak Mitatha Advisor

Charoen Vongchumyen Advisor

ABSTRACT

This thesis is the researching of deciding and construction of portable heartbeat instrument, which has the ability for recording information and analysis the symptom of patients with accuracy and also measure heartbeat and show the results to user when doing any activities. The advantage of this construction is the improvement of the performance of diagnosis and decreases the budget of importing this instrument from abroad and it is the way of further development

In the part of heartbeat measurements that have many ways, one of alternative is the measurement with electronic signal, which is the theory that can implementation and reach the requirement of general physician and another popular choice is the measurement of blood density by the reflection of light. And this is the method that used to implementation in this thesis because the advantage that not uses less instruments than first choice and can compact for portable.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้คงไม่อาจสำเร็จได้ด้วยดี หากไม่ได้รับความช่วยเหลือและกำลังใจจากหลายๆ ท่านด้วยกัน บุคคลแรกที่ต้องกล่าวถึงคือ รศ.สมศักดิ์ มีตะถา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ เพราะเป็นท่านที่สำคัญที่ทำให้สามารถเริ่มทำโครงการชิ้นนี้ได้และให้คำแนะนำต่างๆเกี่ยวกับการนำไปใช้งานต่างๆ และ การทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้อาจจะติดขัดไปบ้างแต่ก็ได้ผ่านไปด้วยดีจากคำแนะนำของพี่ต๋อง (อ.เจริญ วงษ์ ชุ่มเย็น) ซึ่งได้ให้แนวทางและความเป็นกันเองให้แก่พวกเรา พี่เรศ พี่เค่อ พี่อ้อด พี่จุ่ม พี่วุฒิ และพี่ๆทุกคน ที่ดูแลพวกเราเสมอมาในห้องฮาร์ดแวร์ พี่เบงค์และพี่อัมสำหรับคำปรึกษาต่างๆและช่วยเหลือเมื่อมีปัญหาเสมอ เพื่อนๆสำหรับปัญหาทางด้านโปรแกรมควบคุม เพื่อนๆ 4D ทุกคนที่ได้คุยได้เล่นกันในห้อง ฮาร์ดแวร์ น้องๆทุกคนที่เข้ามาทักความไม่สงบและที่ตั้งใจทำงานให้รู้ว่ายังมีคนทำงานอยู่เป็นเพื่อนอีก ขอขอบพระคุณทุกท่านเป็นอย่างสูง

และขอขอบพระคุณสำหรับบุคคลสำคัญที่สุดของข้าพเจ้าที่ทำให้มีวันนี้ ก็คือ บิดา มารดา ผู้ให้ กำเนิดและเลี้ยงดูข้าพเจ้ามาตั้งแต่ยังเล็ก อีกทั้ง กิ่งและโพ่ ที่ดูแลข้าพเจ้าและตั้งสอนให้เป็นคนดีมาเช่นกัน และอีกหลายๆท่านที่ไม่ได้กล่าวถึง ณ ที่นี้ ข้าพเจ้าขอระลึกในพระคุณของท่านและกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

นันทรัตน์ ภูวราง

สารบัญ

	เรื่อง	หน้า
	บทคัดย่อภาษาไทย	I
	บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
	กิตติกรรมประกาศ	III
	สารบัญ	IV
	สารบัญตาราง	VI
	สารบัญรูปภาพ	VII
บทที่ 1	บทนำ	1
บทที่ 2	ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
	2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
	2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมในรอบการทำงานของหัวใจ	5
	2.3 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง	6
	2.4 อุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กโทรด (Electrode)	7
	2.5 การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	8
	2.5.1 ติดเพิ่มเติมมาตรฐาน (Standard limb leads)	8
	2.6 ตำแหน่งสำหรับการวัด	10
	2.7 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	12
บทที่ 3	การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอาการผิดปกติของการเดินของหัวใจ	16
	3.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
	3.2 ความผิดปกติของจังหวะการเดินของหัวใจ	17
	3.3 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า	18
บทที่ 4	ขั้นตอนการออกแบบฟังก์ชันการทำงาน	21
	4.1 การทำงานของโครงงาน	21
	4.2 ขั้นตอนการทำงานในการรับส่งข้อมูลในไมโครคอนโทรลเลอร์	22
บทที่ 5	รายละเอียดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	24
	5.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	24
	5.2 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์	25
	5.3 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิฟายเออร์	28
	5.4 ออโตซีโรแอดจัสต์ (Auto Zero Adjust)	28
	5.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)	29
	5.6 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน (Band Reject Filter)	32
	5.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)	33

	สารบัญ	
	เรื่อง	หน้า
	5.8 วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาล็อกพหุจิตตอลคอนเวอร์เตอร์	33
	5.9 อนาล็อกพหุจิตตอลคอนเวอร์เตอร์	33
บทที่ 6	การวัดแบบตรวจความหนาแน่นของเลือด	34
	6.1 ลักษณะขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์	34
	6.2 วงจรการตรวจจับการเต้นด้วยอินฟราเรด	36
	6.3 การเก็บข้อมูล	38
บทที่ 7	ผลการทดลอง	39
	7.1 วิธีทำการทดลอง	39
	7.2 ผลการทดลอง	39
	7.3 สรุปผลการทดลอง	41
	7.4 ปัญหาและวิธีแก้ไข	41
	7.5 การนำไปพัฒนาใช้งานในอนาคต	42
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก รายละเอียดวงจรทั้งหมด	43



สารบัญตาราง

คำอธิบายตาราง

หน้า

ตารางที่ 5.1

ค่า normalize ของ C ในการออกแบบวงจรบิตเตอร์เวิร์ทลำดับต่างๆ

31



สารบัญภาพ

	คำอธิบายภาพ	หน้าที่
บทที่ 2	รูปที่ 2.1 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล	3
	รูปที่ 2.2 การกระจายของศักดาไฟฟ้ารอบหัวใจมีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล	4
	รูปที่ 2.3 แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
	รูปที่ 2.4 แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
	รูปที่ 2.5 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	7
	รูปที่ 2.6 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโทรด	8
	รูปที่ 2.7 แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็กโทรดในการวัดแบบหลิคเพิ่มเติมมาตรฐาน	9
	รูปที่ 2.8 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)	10
	รูปที่ 2.9 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)	10
	รูปที่ 2.10 แสดงภาพตัดขวางของหน้าอกซึ่งจะแสดงจุดวัด 6 ตำแหน่ง ซึ่งสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ	11
	รูปที่ 2.11 แสดงการวางสายสำหรับการตรวจวัดตำแหน่ง บนแขนและขาซ้าย จะใช้เป็นจุดสร้างแรงดันอ้างอิง	11
	รูปที่ 2.12 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	11
	รูปที่ 2.13 แสดงความถี่ที่สภาวะอิมตัวหรือคัทออฟ	13
	รูปที่ 2.14 แสดงกราวด์ลูป	14
	รูปที่ 2.15 แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า	15
บทที่ 3	รูปที่ 3.1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่ง ของผู้ที่ทำการทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้	19
บทที่ 4	รูปที่ 4.1 แสดงผังการทำงานคร่าวๆของอุปกรณ์	21
	รูปที่ 4.2 แสดงวิธีการนำข้อมูลมาแสดงบนคอมพิวเตอร์	21
	รูปที่ 4.3 แสดงผังการทำงานการแสดงผลและส่งผ่านข้อมูล	22
	รูปที่ 4.4 แสดงการทำอินเตอร์รัปต์	22
	รูปที่ 4.5 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมอินเตอร์รัปต์	23
บทที่ 5	รูปที่ 5.1 แสดงส่วนประกอบต่างๆโดยวิธีการตรวจจับแบบใช้ไฟฟ้า	25
	รูปที่ 5.2 วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน	26
	รูปที่ 5.3 วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุทของอินสตรูเมนต์แชนแนล	26
	รูปที่ 5.4 วงจร อินสตรูเมนต์แชนแนล	27
	รูปที่ 5.5 วงจร อินเวอร์ตติ้งแอมป์ + ออโตซีโรแอดจัสต์	28
	รูปที่ 5.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1	29
	รูปที่ 5.7 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของรูปที่ 5.6	29
	รูปที่ 5.8 แสดงรูปวงจร Two Pole Section	30

สารบัญภาพ

	คำอธิบายภาพ	หน้า
	รูปที่ 5.9 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 4	30
	รูปที่ 5.10 แสดงวงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ท อันดับที่ 4 (Butterworth Low Pass Filter 4 th order)	31
	รูปที่ 5.11 วงจรแอกทีฟแบบรีเจกฟิลเตอร์	33
บทที่ 6	รูปที่ 6.1 แสดงขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์	34
	รูปที่ 6.2 หลักการทำงานของเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของเลือด	35
	รูปที่ 6.3 สัญญาณที่ได้รับซึ่งตรวจวัดโดย Oscilloscope	35
	รูปที่ 6.4 รายละเอียดส่วนประกอบของวงจรอย่างง่าย	36
	รูปที่ 6.5 วงจรขยายสัญญาณ	37
	รูปที่ 6.6 วงจรปรับค่าศูนย์อัตโนมัติ	37
	รูปที่ 6.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	38
บทที่ 7	รูปที่ 7.1 แสดงหน้าจอ LCD ที่ทำการแสดงผล	39
	รูปที่ 7.2 แสดงข้อมูลหลังจากดึงข้อมูลจากอุปกรณ์	40
	รูปที่ 7.3 แสดงผลหลังจากการทำวิเคราะห์เพื่อให้ได้กราฟอัตราการเดินทางของหัวใจในช่วงเวลา	40
	ภาคผนวก	
ก	รูปที่ ก.1 แสดงวงจรส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์	44
	รูปที่ ก.2 แสดงส่วนตรวจวัดด้วยอินฟราเรด	45
	รูปที่ ก.3 แสดงรูปของอุปกรณ์พร้อมกล่อง	46
	รูปที่ ก.4 แสดงรูปของวงจรที่อยู่ในบอร์ดทดลอง	46

บทที่ 1

บทนำ

1.1 เหตุจูงใจที่ทำให้มีโครงการนี้

เนื่องจากในปัจจุบันการตรวจวัดการเต้นของหัวใจในแต่ละครั้ง ต้องเข้าไปรับการตรวจวัดในโรงพยาบาลและอัตราค่าบริการก็มีราคาค่อนข้างสูงและผลที่ได้ก็ขึ้นอยู่กับผู้เชี่ยวชาญที่วินิจฉัยสิ่งที่ได้จากการตรวจวัด ถ้าเป็นผู้ที่สามารถวินิจฉัยได้อย่างแม่นยำก็จะทำให้บอกอาการของโรคและวิธีการรักษาได้อย่างชัดเจน และอีกอย่างที่เป็นปัจจัยในการตรวจรักษาคือ สภาพของร่างกายและหัวใจในขณะนั้นสามารถแสดงอาการของโรคได้อย่างชัดเจนหรือไม่ ถ้าหากว่าไม่แสดงอาการขณะนั้นก็ไม่สามารถที่จะวินิจฉัยได้อย่างถูกต้องได้ จึงได้คิดว่า หากมีการนำอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นหัวใจในมาทำการติดไปกับผู้ที่ต้องการตรวจหรือผู้ที่ต้องการตรวจสอบสภาพของหัวใจเป็นระยะเวลาหนึ่ง จะทำให้ได้ผลที่ถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น โดยผลที่ได้จากการตรวจจะมีการเก็บเป็นข้อมูลเอาไว้ เมื่อต้องการตรวจก็นำข้อมูลนั้นๆ ไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญวินิจฉัย น่าจะสามารถวินิจฉัยได้ถูกต้องมากกว่า และจุดประสงค์อีกประการหนึ่งคือ สามารถลดต้นทุนการนำเข้าอุปกรณ์ประเภทนี้จากต่างประเทศได้

อุปกรณ์ชนิดนี้สามารถใช้ในการตรวจสภาพร่างกายหลังเล่นกีฬาได้ว่ามีอาการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติหรือไม่ และในขณะที่เล่นกีฬานั้นๆ มีการหักโหมจนเกินกำลังหรือไม่

1.2 จุดประสงค์โครงการ

1. เพื่อให้สามารถเรียนรู้การใช้งาน MCS51 และสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับงานต่างๆ ได้
2. เพื่อพัฒนาโครงการตรวจวัดคลื่นหัวใจเดิมให้มีประสิทธิภาพและสามารถนำไปใช้งานได้จริง
3. เพื่อพัฒนาโครงการให้สามารถแสดงผลและสามารถเก็บข้อมูล ทั้งยังพัฒนาให้มีขนาดเล็กเหมาะสมสำหรับการพกพาได้
4. เพื่อเสริมทักษะการพัฒนาอุปกรณ์ทางด้าน Hardware
5. เพื่อเสริมทักษะการพัฒนา Software ให้สามารถนำไปใช้งานได้จริง

1.3 เกี่ยวกับปริญญานิพนธ์

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 4 ส่วนด้วยกันอันได้แก่

1. ส่วนของเนื้อหาเป็นข้อมูลเกี่ยวกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นรวมไปถึงอันตรายและสิ่งผิดปกติที่สามารถตรวจสอบได้จากการเต้นของหัวใจ
2. ส่วนของการพัฒนาโครงการและการออกแบบโครงการ
3. ส่วนของการทดสอบและทดลองนำไปใช้
4. ส่วนของการสรุปผล

โดยในภาคการศึกษาแรกนี้ ได้ทำการรวบรวมข้อมูลและนำข้อมูลมาประกอบการพัฒนาวงจรและได้ออกแบบวงจรอย่างคร่าวๆ เพื่อใช้ในการทดสอบเพื่อนำไปพัฒนาในภาคการศึกษาถัดไป

บทที่ 2 เป็นการอธิบายเกี่ยวกับทฤษฎีของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และปัญหาที่เกิดจากการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 เป็นลักษณะของอาการผิดปกติของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และอันตรายของกระแสไฟฟ้าต่อการเดินของหัวใจ

บทที่ 4 เป็นส่วนของการออกแบบการทำงานของอุปกรณ์โดยภาพรวม และการทำงานของโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์อย่างคร่าวๆ

บทที่ 5 เป็นการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 6 เป็นการออกแบบส่วนการตรวจจับด้วยวิธีการวัดความหนาแน่นของเลือดซึ่งเป็นวิธีที่จะนำมาใช้ในโครงการงานชิ้นนี้

บทที่ 7 เป็นส่วนของผลการทดลองของโครงการ และการสรุปผลการทดลอง ปัญหาพร้อมการแก้ไขปัญหาและการนำโครงการไปใช้และการพัฒนาในขั้นต่อไป

ในภาคผนวกของวิทยานิพนธ์ชุดนี้จะประกอบไปด้วย

ภาคผนวก ก เป็นวงจรที่ใช้งานทั้งหมดใน โครงการงานชิ้นนี้พร้อมทั้งผังวงจร

1.4 ลักษณะของโครงการและขอบเขตการทำงาน

1. เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นหัวใจและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจได้
2. เป็นอุปกรณ์แบบพกพามีจอแสดงผลในตัว
3. มีอุปกรณ์เก็บข้อมูลและสามารถนำข้อมูลมาใช้ได้
4. สามารถนำข้อมูลที่ได้นำมาทำการวินิจฉัยที่ คอมพิวเตอร์ได้

บทที่ 2

ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

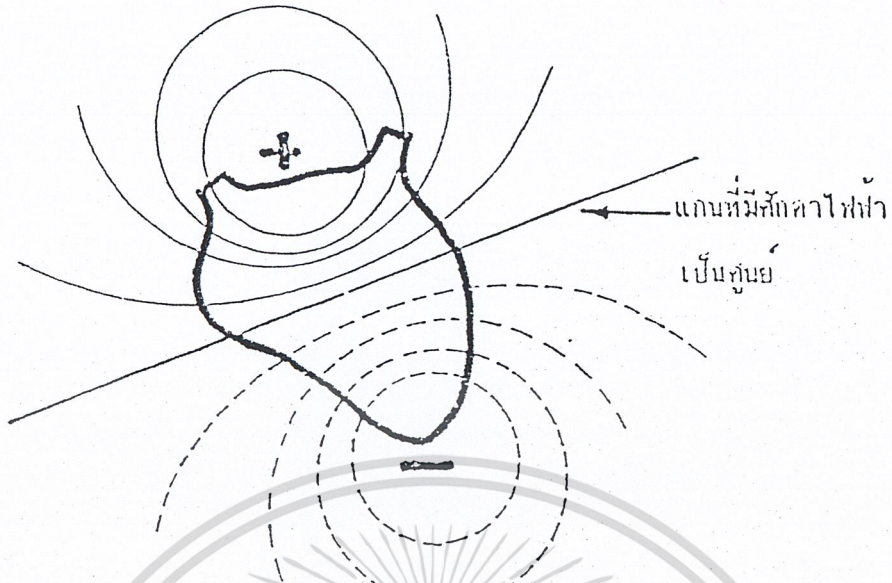
หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวหรือพองตัวของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้น จะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

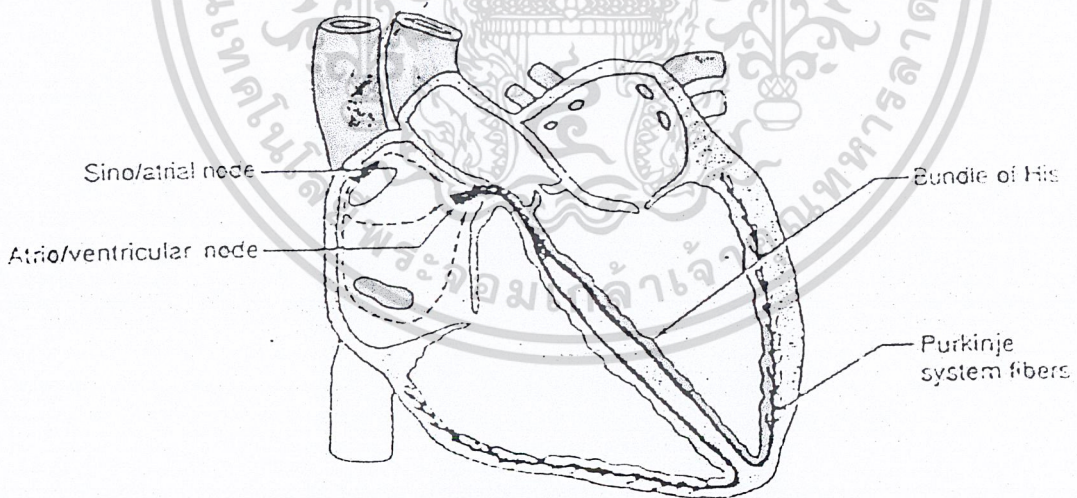
2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำคือ ร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบเสมือนเป็นอิเล็กทริกไดโพล (electric dipole) สามารถวัดศักดาไฟฟ้าตลอดระหว่างจุดใดๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG



รูปที่ 2.2 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การทำงานของหัวใจจะเกี่ยวเนื่องกับศักดาไฟฟ้าขั้นต่อไปนี้เป็น การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.3 แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. การกระตุ้นจะเกิดจากจุด ซายนาเวทรีลโหนด หรือ เอสเอโหนด (sino/atrial node : S/A node)

กล้ามเนื้อหัวใจจะเป็นแบบที่มีลักษณะต่างจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนอื่นๆ มันจะบีบทั้งกล้ามเนื้อและเหมือนกับกล้ามเนื้อลาย (skeletal muscle) กล้ามเนื้อลายเป็นส่วนที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ซึ่งมีคุณสมบัติคล้ายกับเส้นประสาท คือมีความสามารถมีการกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เอสเอโหนด เป็นชั้นของเนื้อเยื่อหัวใจที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างแรงและเป็นเสมือนเพสเมคเกอร์ (pacemaker) คือนำไปสู่การบีบตัวของหัวใจและศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดจากการทำงานของ เอสเอโหนด

2. การบีบตัวของหัวใจห้องบน

ดังที่ทราบมาแล้วว่ากล้ามเนื้อหัวใจสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เมื่อเอสเอโหนดเกิดการดีโพลาไรซ์ (depolarize) คลื่นของการกระตุ้นก็จะกระจายไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน (atrial muscle) และมันก็จะบีบตัวส่งแรงของโลหิตไปยังหัวใจห้องล่าง เพื่อให้หัวใจห้องล่างมีโลหิตบรรจุอยู่เต็ม

3. การกระตุ้นของ เอทรีโอเวนทริคิวลาร์โหนด หรือ เอวีโหนด (Atrio/ventricular : A/V node)

ณ บริเวณตอนใต้ของหัวใจห้องบนขวา (Right atrium) จะเป็นส่วนของเนื้อเยื่อหัวใจอีกอันหนึ่งที่สามารถมีการเกิดการกระตุ้นได้อย่างสูง คือ เอวีโหนด เมื่อคลื่นของการกระตุ้นห้องบนมาถึงที่จุด เอวีโหนด มันก็จะถูกดีโพลาไรซ์ อีก และการดีโพลาไรซ์นี้จะแยกไปยังแขนงของโปรตีนชนิดหนึ่งที่เรียกว่า บันเดิล ออฟ ฮีส (bundle of his)

4. การแพร่กระจายลงสู่ด้านล่างของบันเดิลออฟฮีส

นั่นคือการไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบน ไปสู่ห้องล่าง และจะผ่านการกระตุ้นลงไปเริ่มทางด้านล่างของหัวใจห้องล่าง การบีบตัวก็จะเริ่มจากส่วนล่างของหัวใจห้องล่าง

5. ระบบเพอร์กินไฟเบอร์ (Purkinje system fibers)

เป็นส่วนต่อเชื่อมระหว่างการกระจายลงมาทางด้านล่างของ บันเดิลออฟฮีส และการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซึ่งใช้ระบบเพอร์กินไฟเบอร์

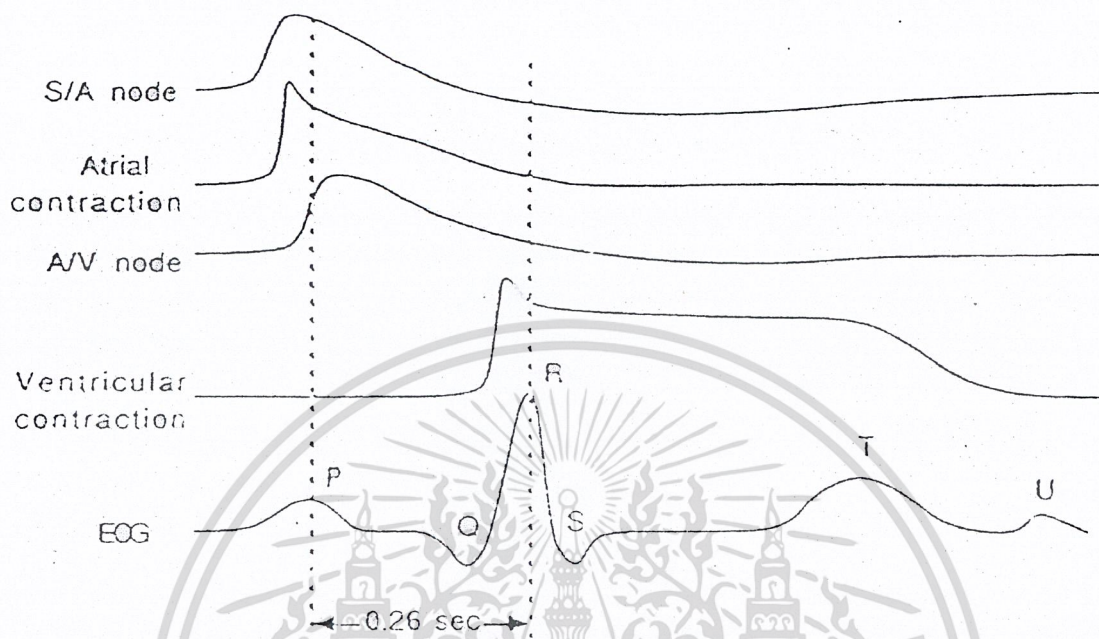
6. การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) หัวใจห้องล่างจะเป็นเครื่องสูบลมโลหิตในระบบไหลเวียนโลหิตหัวใจ ทำหน้าที่ส่งโลหิตไปยังปอด (จากหัวใจห้องล่างขวา) และส่งไปเลี้ยงอวัยวะของร่างกาย (จากหัวใจห้องล่างซ้าย) ดังนั้น โหลดของหัวใจห้องล่างซ้ายจะมากกว่าห้องล่างขวา ผนังของหัวใจห้องล่างซ้ายก็จะมีขนาดใหญ่และแข็งแรงกว่าห้องล่างขวา

2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมในรอบการทำงานของหัวใจ

ศักดาไฟฟ้ารวมที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจนั้นสามารถวัดได้โดยใช้ อิเล็กโทรดที่ติดบริเวณผิวหนังของร่างกายได้ทุกแห่ง โดยในรูปที่ 2.4 แสดงให้เห็นถึงโคอะแกรมของศักดาในแต่ละเฟสของการทำงานของหัวใจ กราฟเส้นล่างจะเป็นผลของการวัดที่ผิวหนัง โดยใช้อิเล็กโทรดซึ่งเป็นผลรวมของการทำงานทั้งหมดใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart axis) สัญญาณไฟฟ้า

หัวใจที่วัดได้จากคนปกติ ในแต่ละช่วงสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P,Q,R,S,T,U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ ซึ่งแต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายต่อไปนี้



รูปที่ 2.4 แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณ P : เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบนจะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที

สัญญาณ QRS : เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาที และ

สัญญาณ R : จะมีขนาดใหญ่ที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่าง จึงมีความหมายมากกว่าส่วนอื่น

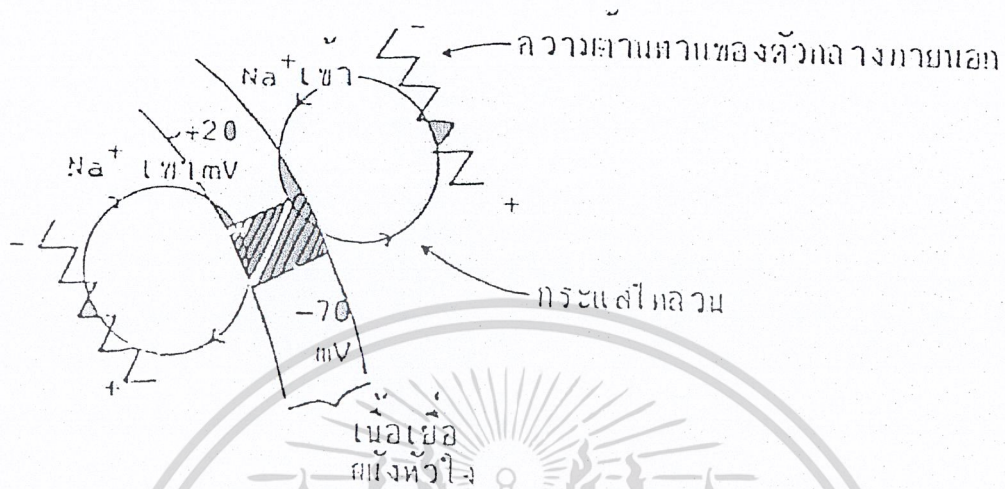
สัญญาณ T : เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของขนาดสัญญาณ R

สัญญาณ U : ยังไม่ทราบสาเหตุการเกิดที่แน่นอน แต่สันนิษฐานว่าน่าจะเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอย่างช้าๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างหรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (After potential)

2.3 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง

การเคลื่อนที่ของอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action potentials) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ จะรวมกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของ

ร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS หรือ ในระหว่างที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T



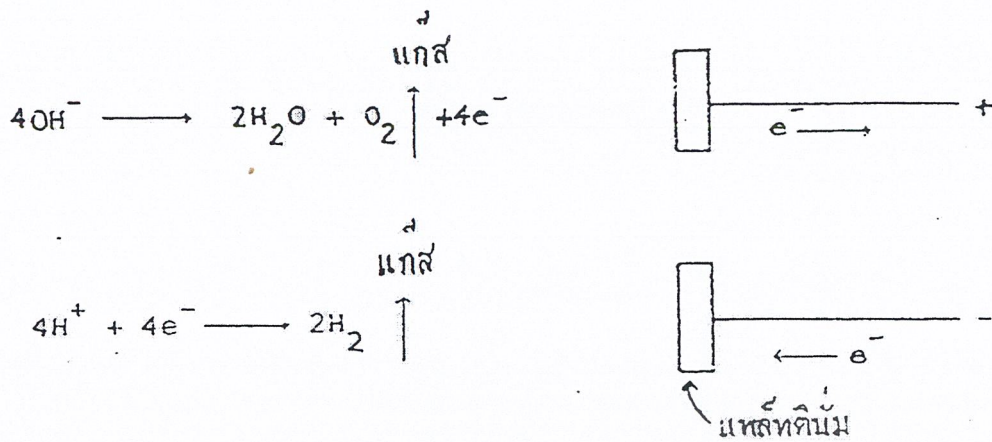
รูปที่ 2.5 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจกระจายลงล่าง โขเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงๆ เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 มิลลิโวลต์ ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 มิลลิโวลต์ การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านี้รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอกทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกร่วม และมีขั้วตั้งรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงานจะเป็นบวก เมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย วัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้าแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่างๆ บนร่างกายจะมีผลทำให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดเปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เอง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม

2.4 อุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กโทรด (Electrode)

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีโดยไม่เกิดสัญญาณรบกวนเนื่องจากความไม่เสถียรทางสัญญาณไฟฟ้า ก็โดยการใช้อิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (silver-silver chloride) ดังแสดงในรูป 2.2 อิเล็กโทรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่ายโดยการเคลือบซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็กโทรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ด้วยกระบวนการทางไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ได้รวดเร็ว ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็กโทรดในขณะที่ใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกด้านหนึ่งจะหนาขึ้นซึ่งจะไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้นและไม่มีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรด



(ก) อิเล็กโทรดทำด้วยแพลทินัม ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อยทำให้เกิดฟองก๊าซที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาริเซชันที่รอยต่อ



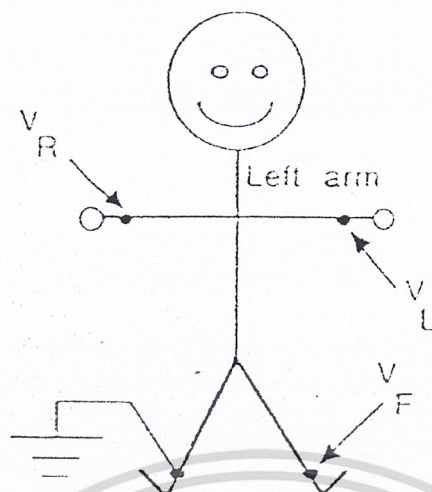
(ข) อิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมีดังนั้นจึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำและไม่เกิดโพลาริเซชันที่รอยต่อ

รูปที่ 2.6 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโทรด

2.5 การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.5.1 ลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน (Standard limb leads)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีขนาดใหญ่เพียงพอที่จะสามารถวัด ณ จุดใดก็ได้บนร่างกายแบบมาตรฐานมาจากกรวัด โดยการเปรียบเทียบหลายๆคน ตำแหน่งมาตรฐาน จะใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากบริเวณแขนและขาของผู้ป่วย โดยใช้อิเล็กโทรดแบบซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (Silver-Silver Chloride) จำนวน 4 อันคือ ที่ข้อมือและข้อเท้า ดังแสดงในรูป



รูปที่ 2.7 แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็กโทรดในการวัดแบบลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน

คำว่า “ ลีด (lead) “ ในที่นี้ไม่ได้หมายถึงสายสัญญาณ แต่หมายถึงลักษณะการต่อสัญญาณอินพุต ซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะทางของเรื่องการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบคือ

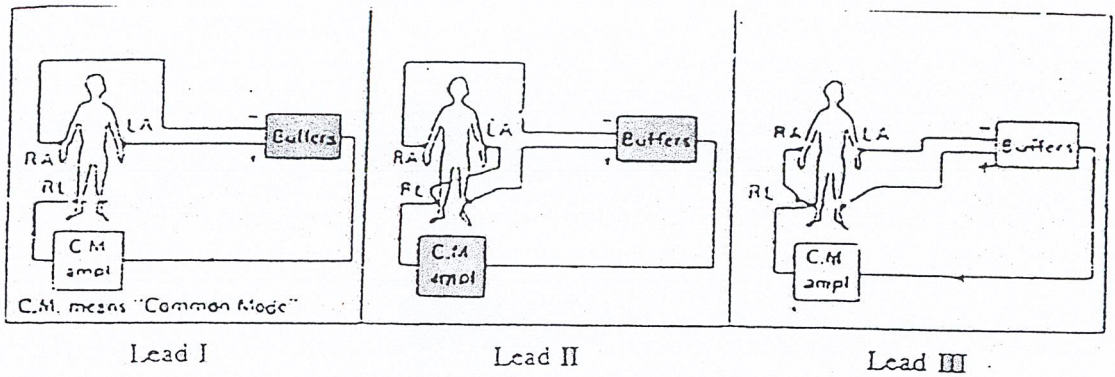
1. แบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะวางขั้วไฟฟ้า (Electrode) ระหว่างแขนและขา ซึ่งเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุดซึ่งมีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ ดังรูป 2.8

ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

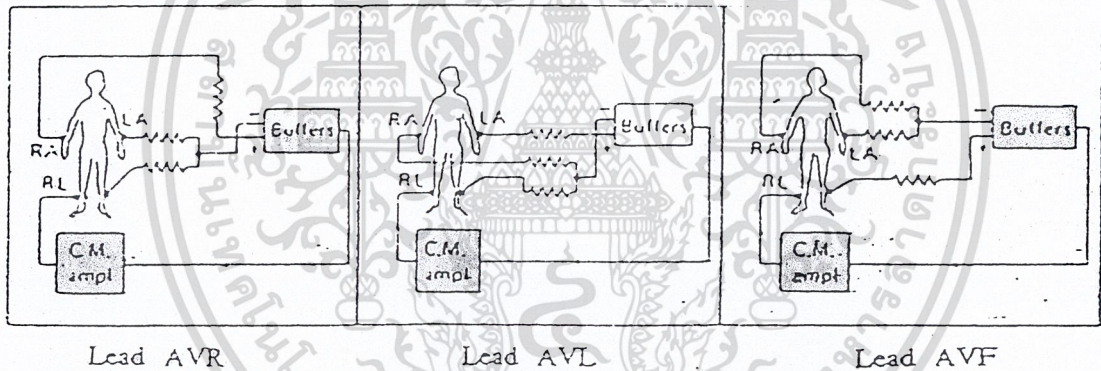
ลีด III (Lead III) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนซ้ายและแขนขวาเทียบกัน โดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง



รูปที่ 2.8 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)

2. แบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

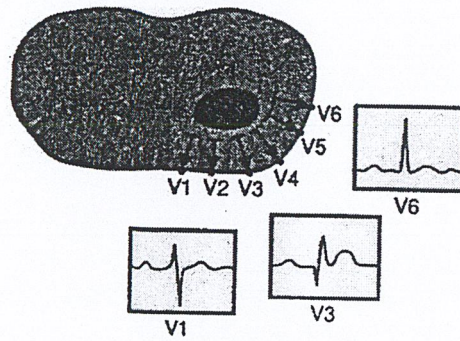
วิธีนี้สามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังในรูป 2.8 ที่ขั้วไฟฟ้าของแขนและขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็นจุดหนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก



รูปที่ 2.9 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

2.6 ตำแหน่งสำหรับการวัด

สำหรับการวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจสามารถอ่านได้จากหลายๆ จุดบริเวณหน้าอก ในรูป 2.9 จะแสดงตำแหน่งบนหน้าอก 6 ตำแหน่งซึ่งใช้เป็นขั้วสำหรับการวัด การเปลี่ยนตำแหน่งของขั้ววัดเพียงเล็กน้อยก็ทำให้รูปคลื่นที่ได้มีความเปลี่ยนแปลงไปค่อนข้างมาก เนื่องจากว่าแรงดันที่ผลิตออกมาจากกล้ามเนื้อนั้นเดินทางออกมาในลักษณะ 3 มิติและเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะทำการตรวจนับเฉพาะผลรวมของเวกเตอร์ของแรงดันในทิศทางระหว่างขั้วอิเล็กโทรด 2 อันหรือพูดอีกอย่างหนึ่งว่าการวาดรูปคลื่นสัญญาณเป็นเพียงการดูเพียงมิติเดียวของรูปคลื่นที่เดินทางผ่านหัวใจซึ่งการเลื่อนตำแหน่งของจุดวัดที่ต่างกันออกไปก็เหมือนกับการดูรูปคลื่นเดิมในมุมมองที่ต่างออกไป



รูปที่ 2.10 แสดงภาพตัดขวางของหน้าอกซึ่งจะแสดงจุดวัด 6 ตำแหน่งซึ่งสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

ในรูป 2.11 เป็นตำแหน่งจุดวัดที่เหมาะสมซึ่งขั้วอิเล็กโทรดด้านหนึ่งจะต้องต่อบริเวณแขนหรือขา ด้านซ้าย ส่วนขั้วอิเล็กโทรดอีกด้านจะต่อกับจุดต่อบริเวณหน้าอก การปรับตำแหน่งของขั้วอิเล็กโทรดเพียงเล็กน้อยจะทำให้สัญญาณที่ได้ออกมาเปลี่ยนแปลงไปมาก

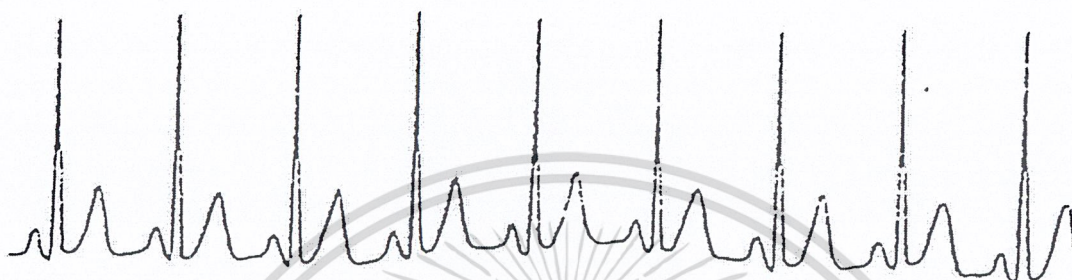


รูปที่ 2.11 แสดงการวางสายสำหรับการตรวจวัดตำแหน่ง บนแขนและขา ด้านซ้าย จะใช้เป็นจุดสร้างแรงดันอ้างอิง

2.7 ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการตรวจวัดสัญญาณ

2.7.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่ (Frequency distortion)

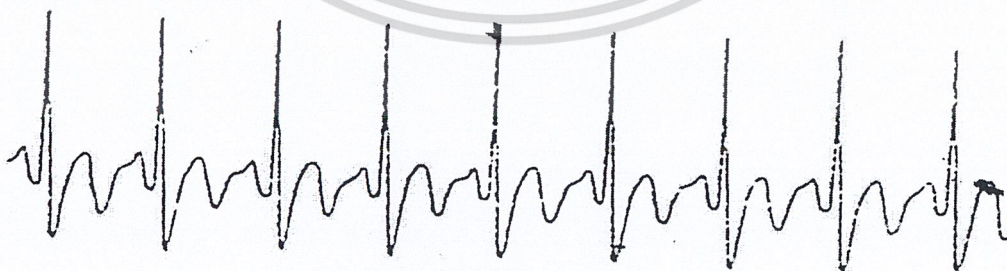
อิเล็กทรอนิกส์ไอแอมจะไม่พบผลตอบสนองของความถี่ที่เป็นมาตรฐานแต่จะมีความเพี้ยนเนื่องจากความถี่นั้นจะเกิดขึ้นบ่อยใน EKG ดังแสดงในรูป 2.12 ซึ่งแสดงลักษณะของความถี่ที่รบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



(ก) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติในช่วงความถี่ $0.02 - 150 \text{ Hz}$



(ข) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ $0.02 - 25 \text{ Hz}$ ในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่สูงทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่สูงกว่า 25 Hz หายไปและมีการลดลงของแอมพลิจูดที่มุมของคลื่น QRS

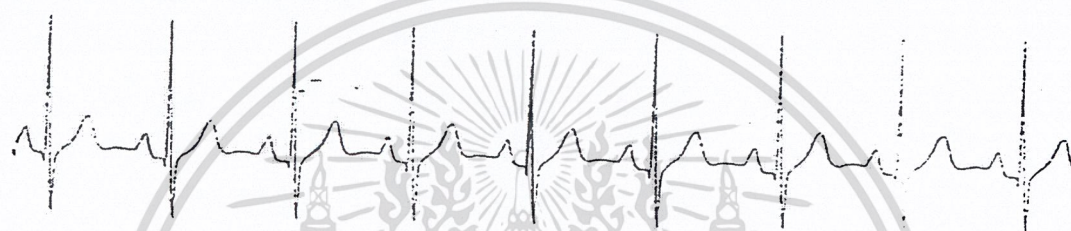


(ค) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ $1 - 150 \text{ Hz}$ ในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่ต่ำทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่ต่ำกว่า 1 Hz หายไป

รูปที่ 2.12 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.7.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (Saturation or cutoff distortion)

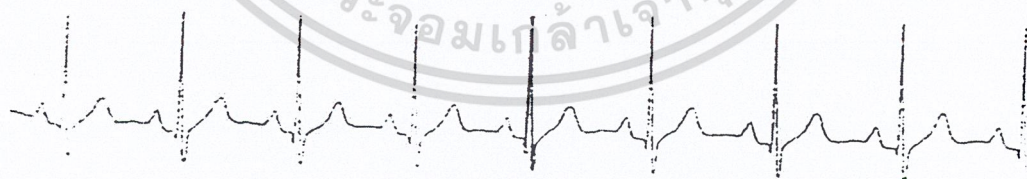
ค่าออฟเซตโวลต์เตจหรือส่วนขยายที่ไม่เหมาะสมในอิเล็กทรอนิกส์โศกราฟจะทำให้เกิดความเพี้ยนปรากฏในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังรูป 2.13 (ก) ซึ่งแสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในปกติ รูป (ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในกรณีการรวมค่าแอมพลิจูดของสัญญาณอินพุทและส่วนขยายที่อิ่มตัว(ด้านที่เป็นซีกบวก) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น QRS หรือ พีค (peak) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในถูกตัดออกไปเพราะเอาท์พุทของส่วนขยายไม่สามารถเกินค่าโวลต์เตจอิ่มตัว รูป (ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัว (ในด้านที่เป็นซีกลบ) ทำให้แอมพลิจูดของคลื่น QRS หรือ พีค (peak) ของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ถูกตัดออกไปดังรูป



(ก) แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นปกติ



(ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกบวก

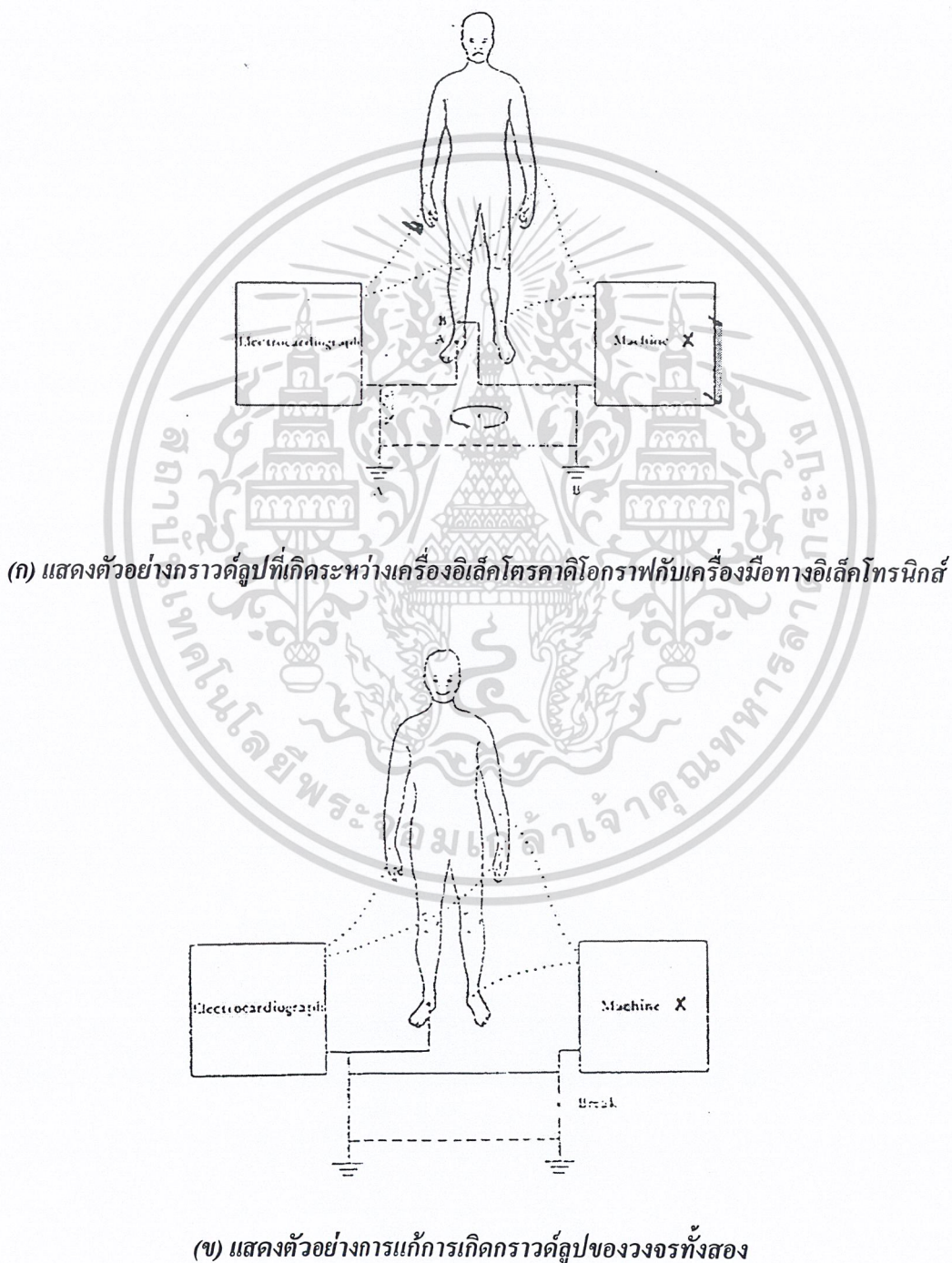


(ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกลบ

รูปที่ 2.13 แสดงความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ

2.7.3 กราวด์ลูป (Ground Loop)

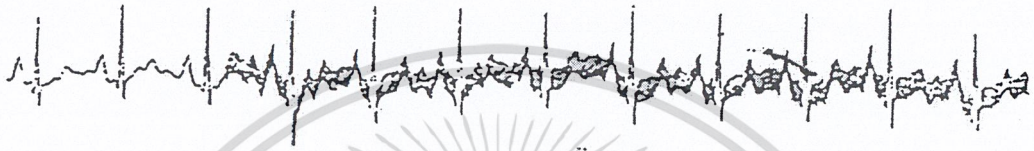
กราวด์ลูปเกิดจากการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบหลายวงจรไม่ดีทำให้ศักดาที่จุดกราวด์ มีค่าศักดาไม่เท่ากัน ทำให้กระแสไหลจากกราวด์ของวงจรที่มีศักดาสูงกว่าไปยังกราวด์ของวงจรที่มีศักดาล่ากว่าดังแสดงในรูป 2.14 (ก) เป็นผลทำให้เกิดการรบกวนขึ้นภายในระบบซึ่งแก้ไขได้โดยการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบหลายวงจรซึ่งให้กราวด์แต่ละวงจรไปรวมกันที่จุดๆเดียวกันกับกราวด์ของแหล่งจ่ายไฟดังรูป 2.14 (ข) ทำให้ศักดาของกราวด์เท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้



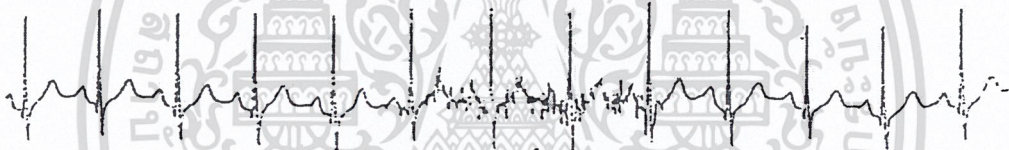
รูปที่ 2.14 แสดงกราวด์ลูป

2.7.4 การแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า

สัญญาณทางไฟฟ้า 50 Hz ที่มีอยู่ในอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ไฟบ้าน 220 โวลต์ จะถูกขยายออกแบบคอมมอนโหมด (common mode) ทำให้ได้สัญญาณดังรูป 2.15 (ก) ซึ่งถ้าหากวงจรส่วนขยายความแตกต่างมีคอมมอนรีเจ็คชันเรโซ (Common-mode-rejection ratio : CMRR) ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนมีขนาดเล็กลงไปอีกก็สามารถกระทำได้โดยต่อสัญญาณคลื่นหัวใจผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ที่ 50 Hz ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนน้อยลงไปดังในรูป (ข)



(ก) แสดงสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า 50 Hz ที่เกิดขึ้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ข) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ 50 Hz

รูปที่ 2.15 แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า

บทที่ 3

การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอาการผิดปกติของการเต้นของหัวใจ

3.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆ ของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสันนิษฐาน เป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 หลีดมาตรฐาน หรือเพียงหลีดใดหลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความเชี่ยวชาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้ อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากการกิจประจำของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย ดังนั้น ในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์เข้าช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปข้อมูลดิจิทัล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหาส่วนของวิธีการวิเคราะห์ในแบบเดิมได้เช่น กรณีไม่มีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญมีการกิจที่ไม่สามารถทำการวิเคราะห์ผลได้ ทั้งยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว แม่นยำและถูกต้อง ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากรหรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่ผลการวิเคราะห์ยังความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 หัวข้อคือ

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

การวิเคราะห์ทั้ง 5 หัวข้อนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจโดยสามารถสังเกตได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละหัวข้อจะมีวิธีการสังเกตที่แตกต่างกันไปซึ่งสามารถศึกษาวิธีการต่างๆนี้จากเอกสารอ้างอิงทางการแพทย์

3.2 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)

จังหวะการเต้น (Rhythm) เป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึง ความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความเป็นปกติของหัวใจ โดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง) จังหวะการเต้นของหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอน ตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจ เพราะว่าทุกๆ ส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างเป็นปกติ แต่เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ ก็จะทำให้จังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความถี่ปกตินี้ก็สะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นมีศัพท์ทางการแพทย์ เรียกว่า Arrhythmia หมายถึง ความผิดปกติของจังหวะ (Abnormal rhythm)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้โดยง่ายและรวดเร็ว ดังต่อไปนี้

3.2.1 Varying Rhythm

เป็นลักษณะ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณ คือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในประเภทนี้ จะมีข้อสังเกตได้ คือสัญญาณ P-QRS-T มีลักษณะเป็นปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดา

3.2.2 Extra Beats and Skips

เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า Extra Beats หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า Skips หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่ง ไปอีกลูกหนึ่ง (Pulse)

3.2.3 Rapid Rhythm

เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุจากการมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจจะผิดปกติหรือไม่นั้น ขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกติขึ้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณ เนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว

3.2.4 Heart Block

เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณคือ SA node, AV node และ Bundle Branch

3.3 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้งานกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณาคือ อันตรายจากการแสไฟฟ้าที่จะมีต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายใน ปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนในที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้ และสิ่งที่ สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจ ก็อาจทำให้หัวใจหยุดเต้น และ ตายได้ ดังนั้นจึงต้องนึกถึงอันตรายที่มีต่อผู้ป่วย และวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว

3.3.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

อาการช็อกที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้น จะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อก (Macroshock) เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าร่างกายผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่งคือ ไมโครช็อก (Micro shock) เป็นอาการที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ

กระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดมาโครช็อกมีค่ามากกว่ากระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดไมโครช็อกหลายเท่า ได้เคย มีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อก โดยผู้ทำการทดลองถือ อิเล็กโตรดสองอัน โดยมีมือ ถือคนละอัน แล้วปล่อยกระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่างๆกัน โดยเริ่มปรับค่ากระแส ตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่างๆ ของผู้ทดลองที่ค่าของกระแสต่างๆกัน คือเริ่มกระแส จากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่ง จะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้าค่าของกระแสที่ระดับนี้จะเรียกว่า Perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแส ประมาณ 1 มิลลิแอมป์ ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้า ความถี่ของกระแสเปลี่ยนแปลงไปจะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่ สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

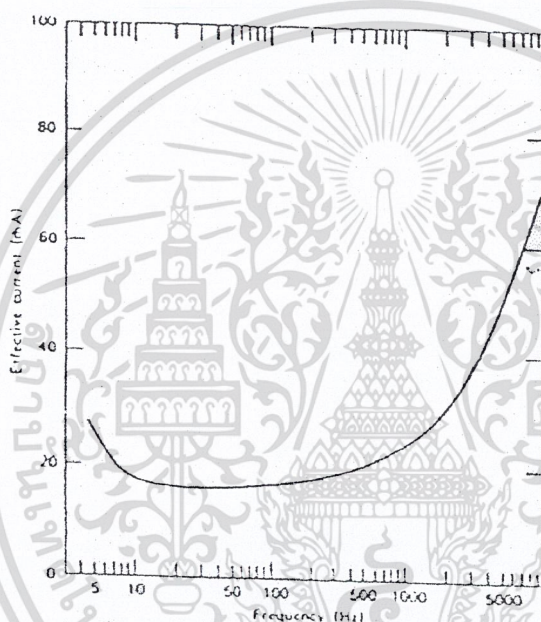
เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 มิลลิแอมป์ ผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสั่นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด Ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจ นานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 มิลลิแอมป์ เป็นเวลา 0.03 วินาที ก็กับการใช้ กระแส 100 มิลลิแอมป์ เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation ข้อมูลจากการทดลองจาก สัตว์หลายๆชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์ได้

สำหรับความถี่ 60 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์มีค่าประมาณ 116/ มิลลิแอมป์ เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสนาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 มิลลิแอมป์ ถ้าปล่อยนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ปลอดภัย คือ 58 มิลลิแอมป์

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 แอมป์ หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการ คล้ายกับการเกร็งที่มือจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอิเล็กโตรดได้ ถ้าเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจ เป็นอัมพาตชั่วคราว และผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิเล็กโตรดต่อผิ วหนัง และการสัมผัสกับอิเล็กโตรด

ในกรณีของไมโครช็อค กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง จะเห็นได้ว่า Ventricular Fibrillation สามารถเกิดจากไมโครช็อคได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อคมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง 17 ไมโครแอมป์ เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด Ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่าค่ากระแสที่ทำให้เกิด Ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงมีค่าประมาณ 30 ไมโครแอมป์

จากการทดลองเหล่านี้ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 60 Hz แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกันกับแหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 50 Hz ดังในกราฟรูป 3.1



รูปที่ 3.1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำการทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้

ไมโครช็อคมีโอกาสเกิดขึ้นได้มากเนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆ มีหลายคนที่จะต้องใช้หลอดสวน (Catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องมือควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pacemaker) โดยให้หลอดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจะเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยให้ความเป็นไปได้ในการเกิด ไมโครช็อค

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชำรุด หรือสายไฟที่ฉนวนชำรุด หรือขั้วต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย แต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจเกิดจากในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้องหรือ

ลือเตือนสำหรับวางเครื่องมือหรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีหลายครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่พันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟฟ้า 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (Ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟฟ้าเส้นใดเส้นหนึ่งขาดเครื่องมือก็จะไม่ทำงานและถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้ฟิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีสังเกตได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องมือก็ยังทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ทรนภายในร่างกายได้ง่าย

อันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาล ไม่มีสายดิน และเมื่อเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออก หรือมีฉนวนกันที่วิธีแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็ต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจ่ายในบริเวณต่างๆ เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องมือพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่อกับ อิเล็กทรอนิกส์ทรนภายในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่ง ไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

3.3.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตามอันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทาง ถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของคนเรารู้สึกต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz และเนื่องจากที่ความถี่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (Stray Capacitance) อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงาน โดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 Hz มากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก

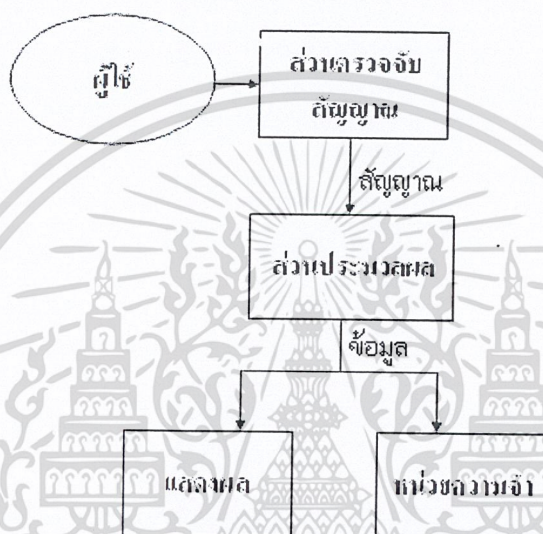
การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (Rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 Hz มากๆ ให้อยู่ในช่วงที่มีความไวของหัวใจต่อการเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

บทที่ 4

ขั้นตอนการออกแบบผังการทำงาน

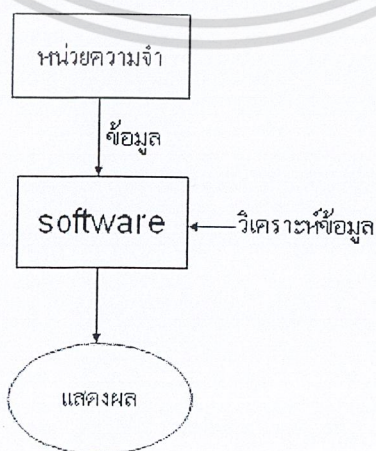
4.1 การทำงานของโครงการ

โครงการนี้ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณการเดินของหัวใจแล้วนำสัญญาณที่ได้รับมาประมวลผลหาอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครึ่งก่อนาที แล้วนำผลที่ได้มาแสดงผลบนส่วนแสดงผล และเก็บข้อมูลนั้นไว้ในหน่วยความจำ ดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงผังการทำงานคร่าวๆของอุปกรณ์

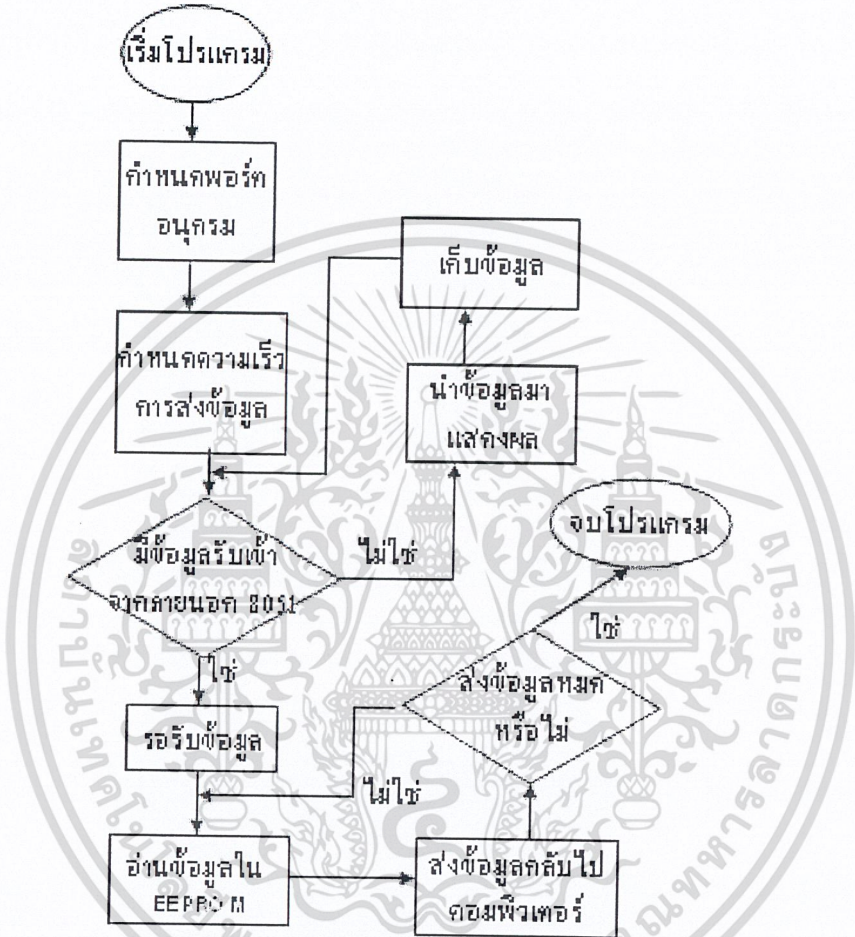
หลังจากทำการเก็บข้อมูลแล้ว เมื่อต้องการนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์และวิเคราะห์ข้อมูลก็นำโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อดึงข้อมูลจากหน่วยความจำมาแสดงผลดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แสดงวิธีการนำข้อมูลมาแสดงบนคอมพิวเตอร์

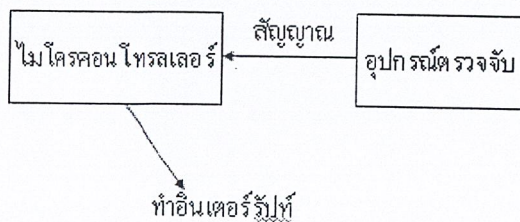
4.2 ขั้นตอนการทำงานในการรับส่งข้อมูลในไมโครคอนโทรลเลอร์

หลังจากผ่านการออกแบบในส่วนของฮาร์ดแวร์ ส่วนต่อไปเป็นส่วนการทำงานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ซึ่งเป็นส่วนที่สามารถทำให้โครงการสามารถแสดงผลข้อมูลและทำงานได้ตามความต้องการ ซึ่งการทำงานของส่วนนี้จะแบ่งเป็นส่วนที่มีการอินเตอร์รัปต์จากการตรวจวัดสัญญาณได้ และส่วนที่ทำการแสดงผล และทำการติดต่อส่งผ่านข้อมูลมายังคอมพิวเตอร์ดังรูปที่ 4.3

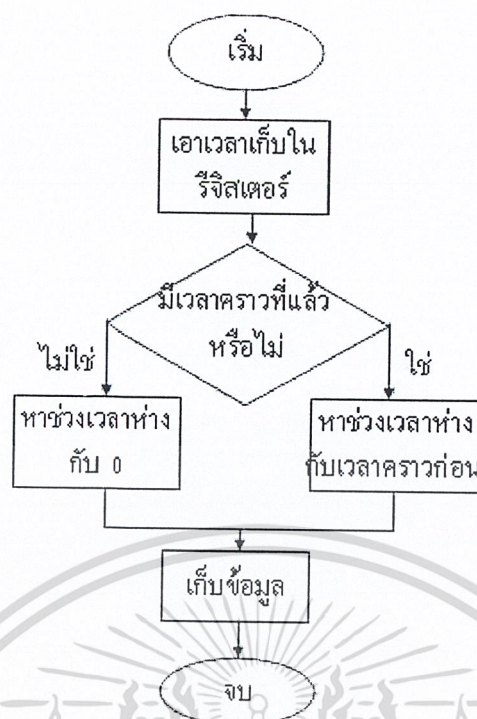


รูปที่ 4.3 แสดงผังการทำงานการแสดงผลและส่งผ่านข้อมูล

ส่วนต่อไปเป็นส่วนการทำงานเมื่อมีสัญญาณอินเตอร์รัปต์จากตัวอุปกรณ์ซึ่งจะทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลข้อมูลออกมาตามต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 แสดงการทำอินเตอร์รัปต์



รูปที่ 4.5 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมอินเทอร์รัปต์



บทที่ 5

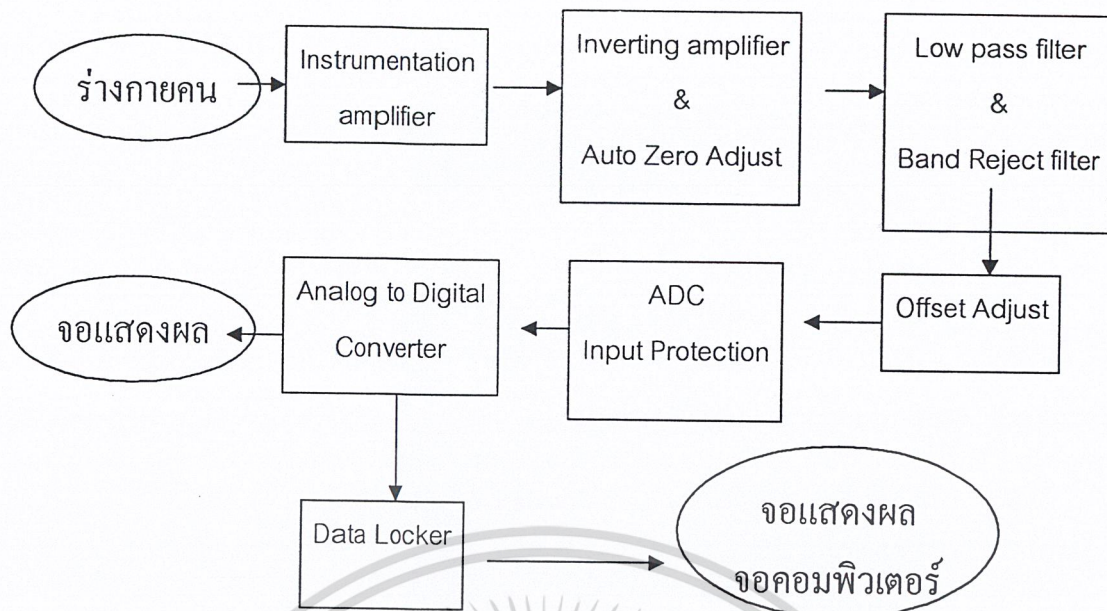
รายละเอียดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

5.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เป้าหมายของการออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้ต้องการคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงผลออกทางจอแสดงผลที่สามารถพกพาได้และสามารถนำข้อมูลไปแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้ โดยโครงสร้างโดยรวมนั้นได้จะเป็นดังรูป 5.1

จากรูปจะเห็นว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจะถูกขยายครั้งแรกโดยวงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrument Amplifier) และถูกขยายอีกครั้งหนึ่งโดยวงจรขยายอินเวอร์ตติ้ง (Inverting Amplifier) และผ่านไปยังวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero) ซึ่งเป็นวงจรที่ช่วยให้ค่าเวลาคงที่ (time constant) ของ RC ลดลง ถ้าเกิดการกระตุกของคลื่นหัวใจ จากนั้นสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ จะผ่านวงจรความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) มีจุดคัทออฟที่ 200 Hz เพื่อกรองสัญญาณความถี่สูงซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกไป หลังจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะผ่านวงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band-reject filter) โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้าสู่อินสตรูเมนต์แอมป์อีกครั้งหนึ่ง ต่อจากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งซีกบวกซีกลบจะถูกยกระดับแรงดันออฟเซต (Offset Voltage) ขึ้นโดยวงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust) เพื่อให้มีแรงดันที่เป็นบวกจากนั้นก็ทำการแยกกราวด์ระหว่างส่วนของอนาล็อกทาดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog to Digital Converter) ซึ่งจะติดต่อกับคอมพิวเตอร์และส่วนของส่วนขยายสัญญาณซึ่งจะติดต่อกับผู้ป่วยเพื่อป้องกันไฟรั่ว จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งเข้าสู่วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกทาดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ เพื่อให้แน่ใจว่าไม่มีระดับแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นลบ เข้าไปทำความเสียหายให้กับอนาล็อกทาดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณอนาล็อกที่เป็นค่าบวกเท่านั้นแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิตส่งเข้าสู่พอร์ท 1 ของ 89C51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 ทำหน้าที่รับข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบดิจิตอลขนาด 8 บิตแล้วทำการส่งออกแบบอนุกรม ข้อมูลดิจิตอลจะถูกแปลงระดับแรงดันให้เป็นมาตรฐานของ RS232C เข้าสู่ memory ที่ทำการเก็บข้อมูล ซึ่งเป็น Data locker ไว้ในการเก็บข้อมูลและนำข้อมูลที่ได้ออกไปแสดงผลบนจอแสดงผลหรือนำเข้าแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์



รูปที่ 5.1 แสดงส่วนประกอบต่างๆโดยวิธีการตรวจจับแบบใช้ไฟฟ้า

5.2 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้น (Instrumentation Amplifier)

5.2.1 พื้นฐานวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Amplifier)

พิจารณารูป 5.2 ทำการหาแรงดันเอาต์พุตของวงจร (V_o) โดยใช้ทฤษฎีซูเปอร์โพสิชัน (Super Position) เมื่อแทน E_1 ด้วยการลัดวงจรจะเป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตติ้ง (Inverting Amplifier) ซึ่งทำให้ค่าอัตราขยายเท่ากับ $-m$ เท่าของแรงดัน E_2 จะทำให้ได้

$$V_o = (-m)E_2 \quad \text{----- (1)}$$

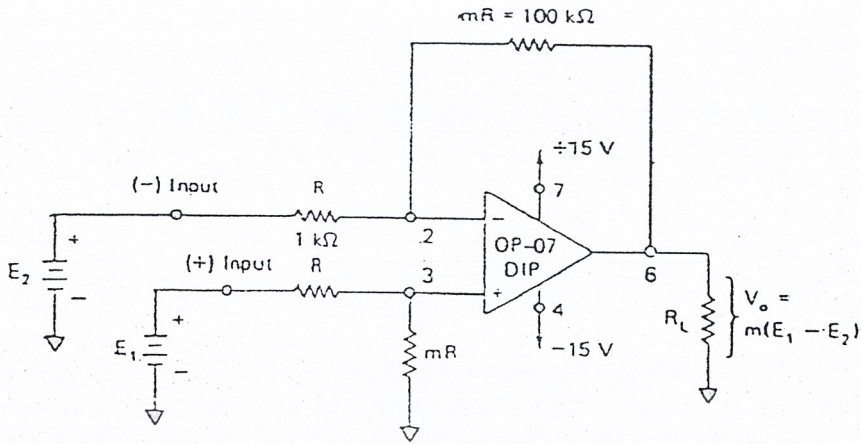
และเมื่อแทน E_2 ด้วยการลัดวงจรบ้าง จะทำให้แรงดัน E_1 ถูกแบ่งโดย R และ mR จนเหลือเป็น $E_1/(m/(m+1))$ ที่ขาบวกของออปแอมป์เมื่อวงจรเป็นวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ตติ้ง (Non-Inverting Amplifier) จะได้อัตราขยายเท่ากับ $(m+1)$ เท่าของแรงดันที่ขาบวกของ Op-amp จะทำให้ได้

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

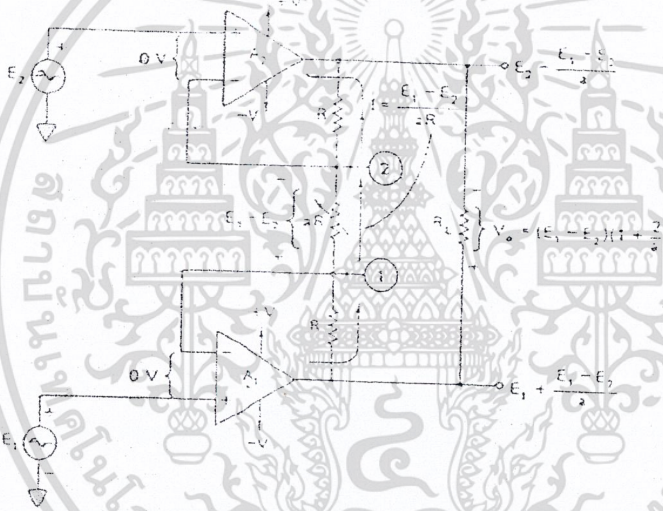
$$V_o = mE_1 \quad \text{----- (2)}$$

ดังนั้นแรงดันเอาต์พุตของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล ดังรูป 5.2 คือผลรวมของ V_o จากสมการที่ 1 และ 2 ทำให้ได้

$$V_o = m(E_1 - E_2) \quad \text{----- (3)}$$



รูปที่ 5.2 วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน



รูปที่ 5.3 วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุทของอินสตรูเมนต์แอมป์

5.2.2 การพัฒนาวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปให้ดีขึ้น

ข้อเสียของวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปคือมีความต้านทานด้านอินพุตต่ำ ซึ่งแก้ไขได้โดยใส่บัฟเฟอร์เข้าไปทางด้านอินพุท โดยวงจรบัฟเฟอร์เป็นดังรูป 5.3 เนื่องจากแรงดันที่ขาบวกและขาลบของออปแอมป์มีค่าเท่ากันเสมอทำให้แรงดันที่จุด 1 และ 2 (เมื่อเทียบกราวด์) มีค่าเท่ากับ E1 และ E2 ตามลำดับ และทำให้แรงดันตกคร่อม aR มีค่าเท่ากับ E1-E2 ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่าน aR จึงมีค่าดังนี้

$$I = (E1 - E2) / aR \quad \text{----- (4)}$$

เมื่อ E1 มีค่ามากกว่า E2 ทิศทางการไหลกระแสจะเป็นดังรูป 5.3 ดังนั้นแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานทั้ง 3 จะมีค่าเท่ากับ

$$Vo = (E1 - E2)(1 + 2/a) \quad \text{----- (5)}$$

5.2.3 อินสตรูเมนต์แชนแอมป์ลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier)

พิจารณารูป 5.4 ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลที่พัฒนาขึ้นมาแล้วเรียกว่า อินสตรูเมนต์แอมป์ลิฟายเออร์ โดย Op1 และ Op2 กับ R3, R4 และ R5 ถูกจัดเป็นวงจรบัฟเฟอร์ตามรูป 5.3 โดยที่ $a = 1/20$ ดังนั้นในส่วนที่พิจารณาตามสมการที่ 35 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

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

Op3 กับ R9, R10, R11 และ R12 ถูกจัดเป็นวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลตามรูป 5.2 โดยที่ $m = 2$ ดังนั้นในส่วนนี้เมื่อพิจารณาตามสมการที่ 3 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

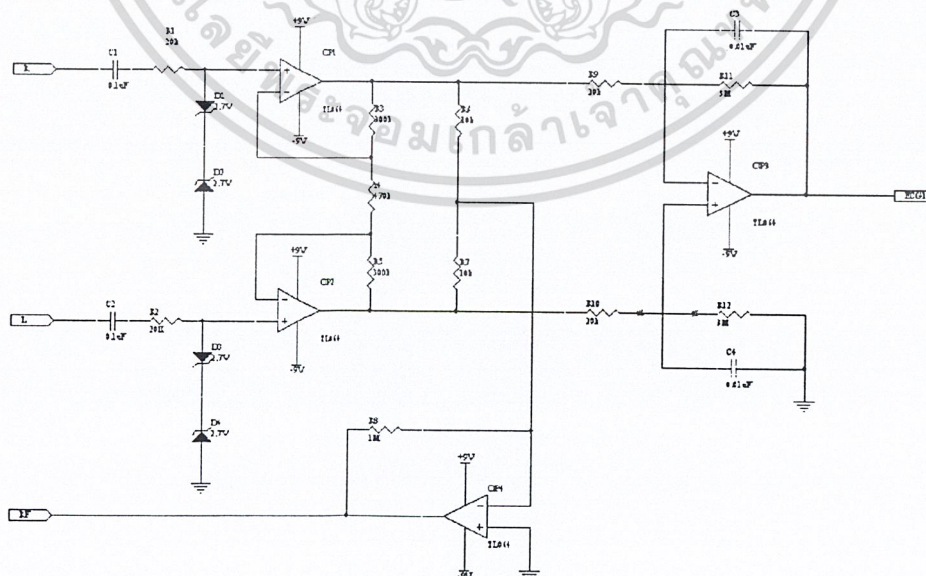
$$\begin{aligned} \text{Differential Amp Gain} &= m \\ &= 200 \end{aligned}$$

ดังนั้น อินสตรูเมนต์แชนแอมป์นี้มีอัตราขยายเท่ากับ $2 \times 200 = 400$ เท่า

ส่วน C1 และ C2 ทำหน้าที่ในการลดอัตราขยายของวงจรสำหรับสัญญาณที่มีความถี่สูงเกินไป

R1, R2, Ze1, Ze2, Ze3 และ Ze4 ทำหน้าที่ป้องกันแรงดันอินพุทของออปแอมป์ที่มีค่าสูงเกินไปจนทำให้เกิดความเสียหายกับออปแอมป์โดยเมื่อแรงดันที่อินพุทใดอินพุทหนึ่งมีค่าเกินแรงดันพังทลาย (Breakdown Voltage) ของซีเนอร์ไคโอครวมกับแรงดันตกคร่อมซีเนอร์ไคโอคเมื่ออยู่ในสภาวะไบอัสตรงซึ่งมีค่าประมาณ 0.6 Volt นั่นคือเมื่อแรงดันอินพุทบวกหรือค่าลบมากกว่า $2.7+0.6 = 3.3$ Volt จะทำให้แรงดันที่ขาอินพุทของออปแอมป์มีค่าคงที่ประมาณ 3.3 Volt โดยที่ R1 และ R2 ทำหน้าที่จำกัดกระแสไม่ให้ไหลผ่านไดโอดมากเกินไป

Op4, R6, R7 และ R8 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (Negative Feedback) ที่เรียกว่า RL Driver เพื่อใช้แทนกราวด์ทำหน้าที่ลดศักย์ไฟฟ้าคอมมอนโหมด (Common Mode Potential) ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายกับกราวด์ลอยของวงจรลอย

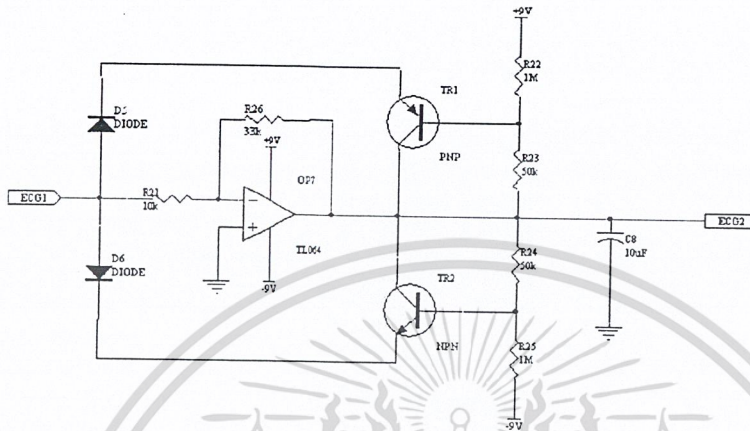


รูปที่ 5.4 วงจรอินสตรูเมนต์แชนแอมป์

5.3 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิฟายเออร์ (Inverting Amplifier)

เป็นวงจรขยายสัญญาณที่ต่อจากอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แบบบี จากรูป 5.5 จะเห็นว่าวงจรนี้มีอัตราขยาย
ดั่งสมการ

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



รูปที่ 5.5 วงจร อินเวอร์ตติ้งแอมป์ + ออโตซีโรแอดจัสต์

5.4 Auto Zero Adjust

พิจารณารูป 5.5 วงจรนี้ทำหน้าที่ในการลดค่าเวลาคงที่ (RC time constant) ของตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิง (Coupling capacitor) สัญญาณจากอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แบบบีกับค่าความต้านทานทางอินพุทของวงจรอินเวอร์ตติ้งแอมป์ซึ่ง โดยปกติแล้วถ้ามีความผิดพลาดของสัญญาณอินพุทจนทำให้อินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์อิ่มตัว ตัวเก็บประจุทำหน้าที่คัปปลิงจะถูกประจุและคายประจุออกมาซ้ำๆ เนื่องจากค่าเวลาคงที่ของ RC มีค่ามากเป็นผลให้รูปสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏนั้นเลื่อนขึ้นหรืออาจจะเลื่อนลงและใช้เวลานานมากกว่าจะกลับมาอยู่ในสภาวะปกติได้กล่าวไว้ในบทต้นๆ

วงจรปรับศูนย์ดังรูป 5.6 จะทำการอ้างอิงสัญญาณที่จะเข้ามายังอินเวอร์ตติ้งแอมป์ให้ไม่เกินช่วงบวกลบ 1.2 V จะเห็นว่าสัญญาณที่เข้ามายังไม่เกินบวกลบ 1.2 V ทรานซิสเตอร์ 1 (T1), ทรานซิสเตอร์ 2 (T2) ยังไม่ทำงาน แต่ถ้าสัญญาณซีกบวกเข้ามาเกิน 1.2 V สัญญาณนั้นจะถูกดึงผ่าน D1, T1 และทิ้งลงกราวด์ โดยผ่าน C จนกว่าระดับสัญญาณจะถูกลดลงมาสู่ระดับปกติ ในทางกลับกันถ้าสัญญาณในซีกลบถูกดึงลงไปเกิน -1.2 V ก็จะมีกระแสจากกราวด์มาทดแทน ทำให้ศักดา ณ จุดนั้นมีลบน้อยลงจนกลับมาสู่ภาวะปกติอย่างรวดเร็ว

5.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณตั้งแต่ 0-190 Hz ดังนั้นจึงควรจะมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่สูงกว่าย่านความถี่นี้ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการทิ้งไป

5.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน

พิจารณารูป 5.6 เป็นวงจรแบบแอกทีฟฟิวเตอร์อันดับที่ 1 ซึ่งประกอบด้วย R,C และออฟแอมป์ ซึ่งจากวงจรมีอัตราขยายเท่ากับหนึ่งเท่า โดยกำหนดให้ R_f เท่ากับ R และ แรงดันออฟเซตมีค่าเป็น 0 V ดังนั้นแรงดันที่ขา 2 เท่ากับแรงดันที่ขา 3 สำหรับแรงดันที่ขา 2 ซึ่งมีค่าเท่ากับ V_o นั้นจะทำให้แรงดันคร่อม C ที่ต่อกับ E_i จะได้สมการเป็น

$$V_o = E_i(1/j\omega C)/(R+1/j\omega C) \quad \text{----- (6)}$$

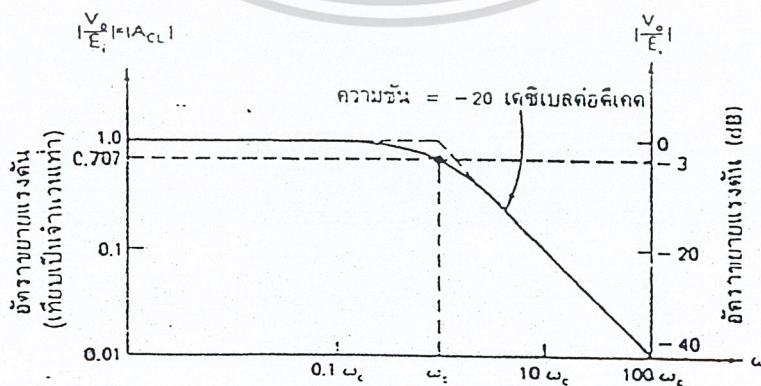
นำสมการที่ 6 มาเขียนเป็นค่าอัตราขยายแบบปิคลูปได้คือ

$$\begin{aligned} \text{Gain} &= V_o/E_i \\ &= 1/(1+j\omega CR) \quad \text{----- (7)} \end{aligned}$$

จะเห็นว่าอัตราขยายเปลี่ยนแปลงตามความถี่ ถ้าพิจารณาที่ความถี่ต่ำ มีค่าเข้าใกล้ศูนย์นำไปแทนสมการ 7 จะทำให้ได้อัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า และที่ความถี่สูงมีค่าเข้าใกล้อนันต์จะได้อัตราขยายเท่ากับ 0 เท่า



รูปที่ 5.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1

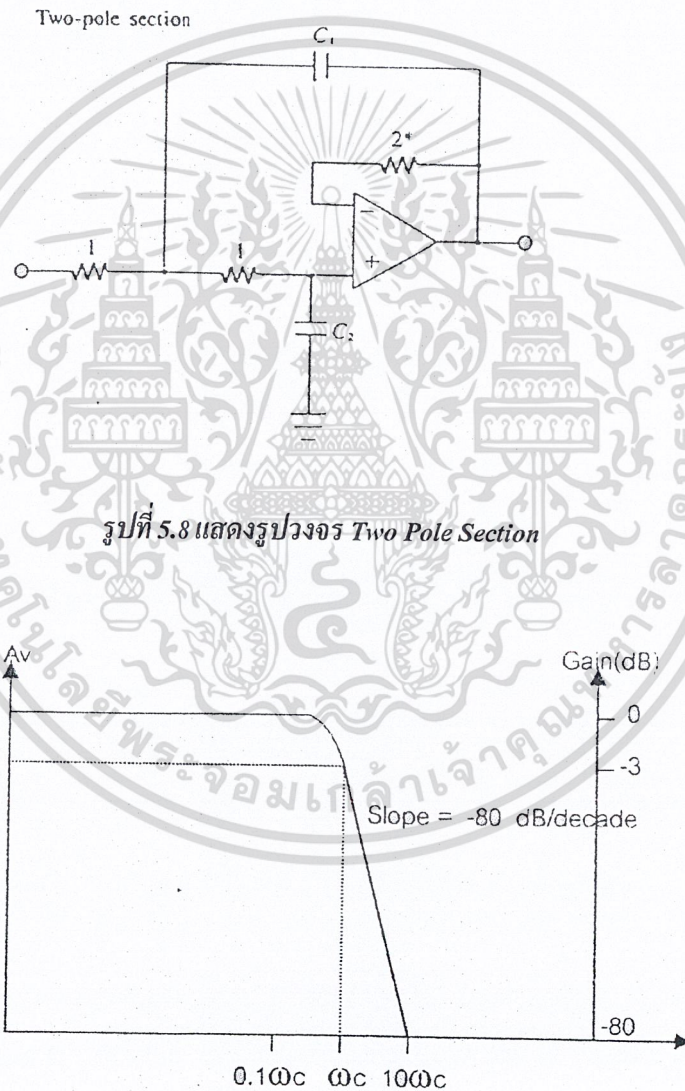


รูปที่ 5.7 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของรูปที่ 5.6

พิจารณารูป 5.7 เป็นกราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ 5.6 ที่มีความชันเท่ากับ -20 DB/decade ซึ่งจะเห็นว่าที่จุดคัทออฟนั้นอัตราขยายจะเท่ากับ -3 DB หรือ 0.707 เท่า เมื่อพิจารณาจากสมการที่ 7 ที่จุดคัทออฟคือจุดที่มีค่าเท่ากับ $1/RC$ นั่นเอง ดังนั้นในการออกแบบเมื่อกำหนดจุดคัทออฟว่ามี ω เป็นเท่าไรแล้วก็สามารถเลือกค่า RC ที่เหมาะสมได้

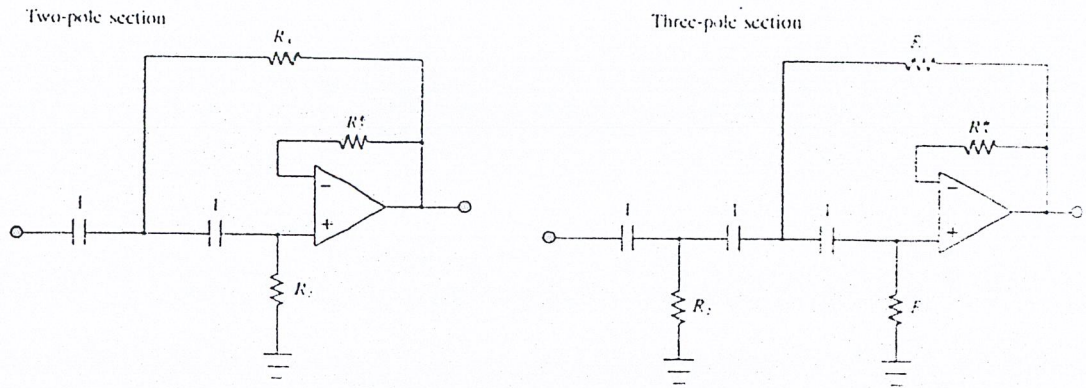
5.5.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบขั้วเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4

วงจรกรองความถี่อันดับที่ 4 มีคุณสมบัติที่ให้ความคมของสัญญาณ โดยวงจรกรองความถี่อันดับ 4 ดังรูป 5.8 โดยจะมีความชันถึง 80 DB/decade ดังรูป....



รูปที่ 5.9 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 4

สำหรับการออกแบบจะใช้วงจรสองโพล (Two Pole Circuit) 2 วงจรมาทำการแคสเคด (cascade) กัน โดยที่วงจรสองโพลมีรูปแบบดังรูป 5.10



รูปที่ 5.10 แสดงวงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ท อันดับที่ 4

(Butterworth Low Pass Filter 4th order)

สำหรับค่าที่ใช้ในการออกแบบจะมีค่านอมอไลซ์ (Normalize) ของค่าตัวเก็บประจุมาให้ในตารางที่ 1 ส่วนค่าความต้านทานควรเลือกค่าที่เหมาะสม แต่ค่าของมัน ไม่มีผลต่อคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ (Filter characteristic)

ตารางที่ 5.1 ค่า normalize ของ C ในการออกแบบวงจรบัตเตอร์เวิร์ทลำดับต่างๆ

Poles	C1	C2	C3
2	1.414	0.7072	
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082	0.9241	
	2.613	0.325	
5	1.753	1.354	
	3.235	0.3089	

การออกแบบวงจร Butterworth filter order 4th

จะใช้วงจร 2 pole สองวงจรที่มีค่า normalize ไม่เหมือนกันสองวงจรมาทำการ cascade กันดังรูป 5.10 นำค่า normalize จากตารางที่ 1 มาทำ frequency scaling เพื่อให้ได้ความถี่คัทออฟที่ 200 Hz

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

ใน section ที่ 1

$$C_1 = 1.082/K_f = 1.082/1256.637 = 861.028 \text{ u}$$

$$C_2 = 0.9241/K_f = 0.9241/1256.637 = 735.375 \text{ u}$$

ทำการ Impedance scaling โดยใน Section 1 ต้องการให้ค่า $C1 = 0.022 \mu\text{F}$ เพื่อง่ายต่อการหาซื้อ เพราะฉะนั้นจะได้

$$K_r = C1/0.02\mu = 861.028\mu/0.02\mu = 39137.63636$$

$$C2 = 735.375\mu/39137.63636 = 0.01879 \mu\text{F}$$

ใน section 2 ทำในทำนองเดียวกับ section 1 เพราะฉะนั้นจะได้

$$C1 = 2.613/K_f = 2079.36 \mu$$

$$C2 = 0.3825/K_f = 304.3838 \mu$$

ทำการ Impedance Scaling โดยที่ต้องการได้ค่า $C1 = 0.1 \mu\text{F}$ เพราะฉะนั้นจะได้

$$K_r = C1/0.1\mu = 20794$$

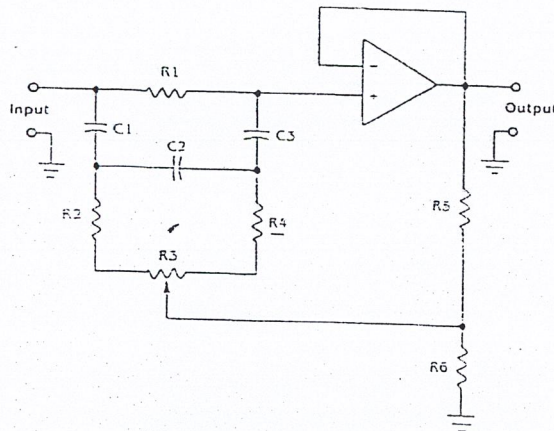
$$C2 = 304.3838 \mu/20794 = 0.0146 \mu\text{F}$$

5.6 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน (Band Reject Filter)

ในร่างกายของคนเราจะมีสัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50 Hz ซึ่งค้ำปั้งจากสายไฟร่างกายโดยสัญญาณความถี่ 50 Hz นี้จะเข้าสู่วงจรรบายเพื่อการใช้เป็นเครื่องมือวัดในแบบคอมมอน โหมด ซึ่งโดยทั่วไปวงจรรบายเพื่อใช้เป็นเครื่องมือวัดจะมีค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซ (Common Mode Rejection Ratio : CMRR) ที่สูงทำให้สัญญาณรบกวนที่ 50 Hz นี้ถูกลดทอนลงเป็นอย่างมากอยู่แล้ว แต่ถ้าหากต้องการลดทอนสัญญาณรบกวนนี้ให้ลดลงไปอีก ในกรณีทีสัญญาณรบกวนนี้มีขนาดใหญ่มากเกินกว่าที่วงจรรบายเพื่อใช้เป็นเครื่องมือวัดจะลดทอนให้หมดไปได้ สามารถทำได้โดยนำสัญญาณเอาท์พุทที่ได้ไปผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 Hz ผ่านอีกครั้งหนึ่ง

5.6.1 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band Reject Filter)

วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่เฉพาะช่วงผ่าน ใช้แบบที่สามารถออกแบบได้ง่ายคือความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับได้แบบปรับเอง (Manual) โดยมีค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้เป็นตัวควบคุม ทำให้ปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้ในช่วงความถี่ที่ต้องการและเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจะทำให้แบนวิธด์เปลี่ยนแปลงแต่ค่า Q ยังคงเดิม ทำให้ง่ายต่อการออกแบบซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป วงจรกรองความถี่แบบนี้มักนิยมใช้กับความถี่ศูนย์กลางที่มีค่าความถี่จำเพาะจะทำให้ค่า Q สูงและช่วงแบนวิธด์แคบกว่าวงจรในรูปแบบอื่น



รูปที่ 5.11 วงจรแอกทีฟแบบวีเจคฟิลเตอร์

5.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)

สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรขยายอินพุตรูเมนเตชั่นจะกลับเฟสจากรูปสัญญาณจริงดังนั้นจึงออกแบบวงจรปรับแรงดันออฟเซตซึ่งเป็นวงจรขยายอินเวอร์ตติ้งแอมป์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ $R2/R1$ เท่ากับ 1 เท่า เพื่อให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีเฟสถูกต้องตามเคม ส่วน VR ที่ต่ออยู่กับขาบวกของออปแอมป์ทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิงซึ่งมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุตเกิดค่าออฟเซตขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งค่าบวกและลบให้มีเฉพาะค่าบวกเท่านั้น

5.8 วงจรป้องกันทางอินพุตของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (A/D Input Protection Circuit)

ถึงแม้ว่าจะมีการยกระดับแรงดันของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีช่วงแรงดันเป็นบวกแล้วก็ตามแต่ออปแอมป์มีทั้งขาบวกและลบซึ่งอาจทำให้เกิดเหตุการณ์ที่มีแรงดันเป็นลบได้ เพราะฉะนั้นจะทำการป้องกันไม่ให้อินพุตของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์เป็นลบ โดยที่ถ้าอินพุตเป็นลบ เอาต์พุตที่ออกจากวงจรนี้จะทำการล็อกให้เอาต์พุตเป็น 0 V

5.9 อนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (A/D Converter)

อนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ เป็นวงจรที่แปลงสัญญาณที่ได้รับมาเป็นสัญญาณที่สามารถนำมาใช้กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS51 และเป็นการนำข้อมูลมาเก็บที่เมมโมรี่เก็บข้อมูล (Data Locker) และนำมาแสดงผลที่จอแสดงผลและจอคอมพิวเตอร์

บทที่ 6

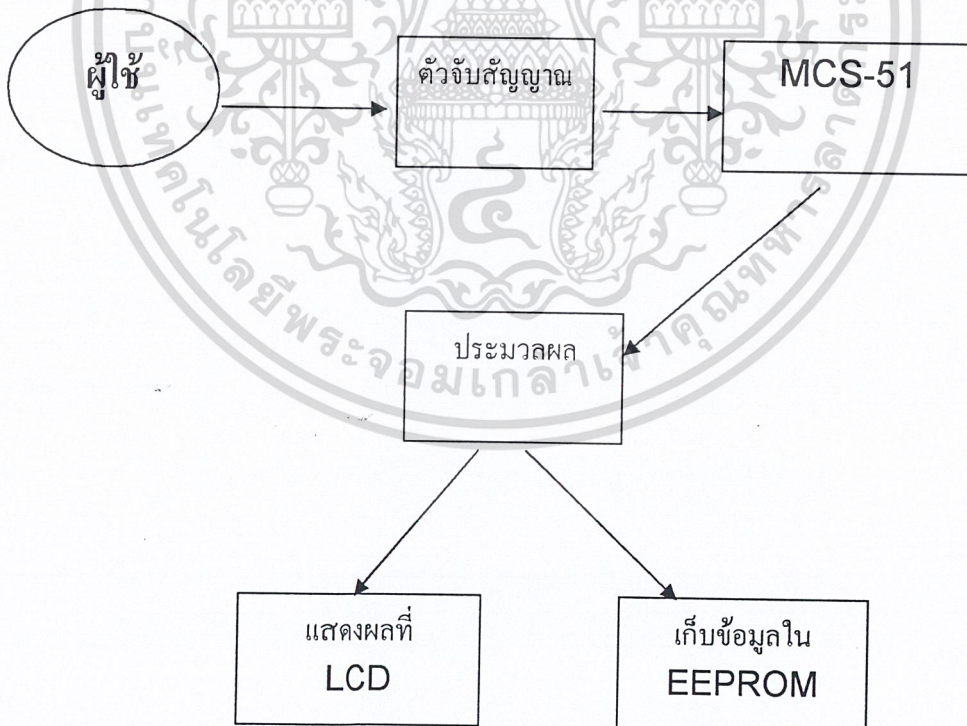
การวัดแบบตรวจความหนาแน่นของเลือด

ในโครงการชิ้นนี้ เนื่องจากต้องคำนึงถึงขนาด ซึ่งสามารถที่จะนำไปใช้ในการพกพาได้อย่างสะดวกและนำไปใช้ในกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันได้ การที่จะตรวจวัดโดยใช้วิธีการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงไม่เหมาะสำหรับการพกพาและการทำกิจกรรมต่างๆ อีกทั้งยังสิ้นเปลืองในการเปลี่ยนแผ่นตรวจจับคลื่นไฟฟ้าอีก

จึงได้นำวิธีการตรวจอีกแบบหนึ่งซึ่งสามารถตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้อีกวิธีหนึ่งก็คือ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยการตรวจวัดความหนาแน่นของเลือด ซึ่งวิธีนี้จะลดปัญหาด้านขนาดและลดความสิ้นเปลืองจากในแบบตรวจวัดด้วยวิธีการตรวจจับคลื่นไฟฟ้า

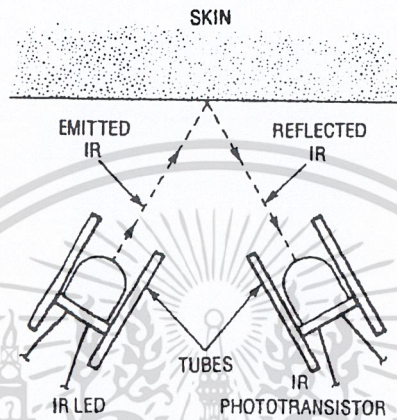
6.1 ลักษณะขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์

ขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์คือ มีตัวตรวจจับสัญญาณการไหลเวียนของเลือดด้วยวิธีการสะท้อนของแสงซึ่งจะกล่าวในขั้นตอนต่อไป แล้วนำสัญญาณที่ได้รับมานำไปประมวลผลที่ MCS-51 แล้วนำผลที่ได้หรือค่าของข้อมูลที่แสดงอัตราการเต้นของหัวใจนำไปแสดงผลที่จอแสดงผล และนำไปเก็บข้อมูลในหน่วยความจำเพื่อใช้ในการทำงานต่อไป



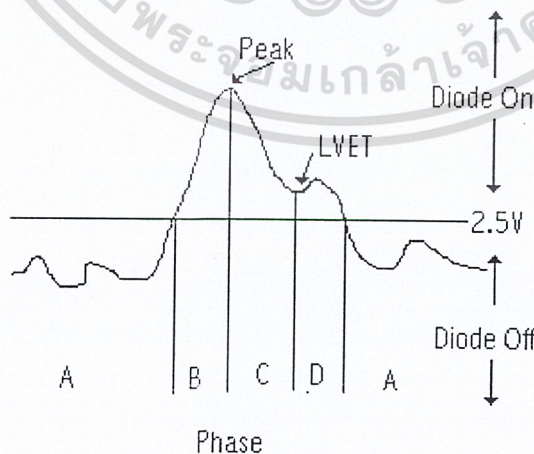
รูปที่ 6.1 แสดงขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์

หลักการการทำงานของตัวตรวจจับสัญญาณการไหลเวียนของเลือดหรือความหนาแน่นของเลือดที่ใช้ก็คือ นำเอาหลักทฤษฎีของการสะท้อนของแสงมาใช้ ซึ่งได้ใช้การสะท้อนของแสงอินฟราเรด มาจับยังจุดที่มีการไหลเวียนของเลือดเช่น นิ้ว หรือ ใบบุ ฯลฯ แต่ในการทดลองของโครงงานนี้จะใช้การตรวจวัดที่นิ้วซึ่งสามารถตรวจจับได้ง่ายและเหมาะในการทดลอง ซึ่งจะวางอุปกรณ์การตรวจจับคือ หลอดอินฟราเรด และตัวรับแสง ทำมุมสะท้อนกับนิ้ว ซึ่งมุมสะท้อนนี้ต้องทำการทดลองเพื่อหามุมที่ได้รับสัญญาณดีที่สุด ซึ่งเมื่อมีเลือดไหลผ่านยังจุดที่ตรวจจับก็สามารถที่จะรับสัญญาณได้ และนำสัญญาณที่จับได้นี้ไปประมวลผลหาอัตราการเต้นของหัวใจ โดยแสดงหลักการตรวจจับโดยวิธีนี้ดังรูปที่ 6.2



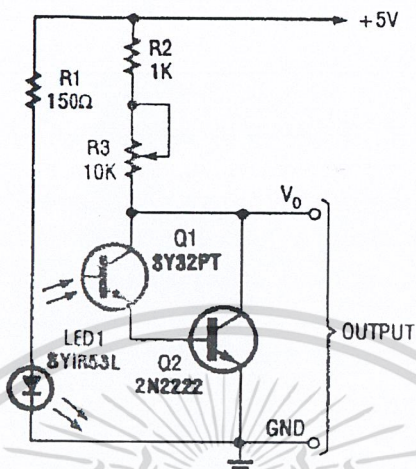
รูปที่ 6.2 หลักการทำงานของเครื่องตรวจจับความหนาแน่นของเลือด

ซึ่งสัญญาณที่ได้รับเมื่อมีการกำจัดสัญญาณรบกวนต่างๆออกไปแล้วนั้นจะมีลักษณะเป็นรูปคลื่นดังรูปที่ 6.3 ซึ่งเมื่อนำมาผ่านการเปรียบเทียบข้อมูลเมื่อมีสัญญาณ โดยหากสัญญาณมีค่าความต่างศักย์มากกว่า 2.5 โวลต์ จะถือว่าค่าข้อมูลทางบิตเป็น 1 และหากต่ำกว่า 2.5 โวลต์ จะถือว่าไม่มีค่าข้อมูลทางบิตเป็น 0 ซึ่งสัญญาณที่ได้รับนี้เองจะนำไปคำนวณหาค่าที่ต้องการ



รูปที่ 6.3 สัญญาณที่ได้รับซึ่งตรวจจับโดย Oscilloscope

ส่วนรายละเอียดและส่วนประกอบของวงจรอย่างง่ายมีดังรูปที่ 6.4 ซึ่งวงจรนี้จะเป็นวงจรที่ใช้ในการตรวจจ็บบางอย่าง โดยจะมีการปล่อยแสงอินฟราเรดจากไดโอด แล้วรับเข้ามาที่ โฟโตไดโอดซึ่งจะทำหน้าที่ในการรับแสง โดยเป็นวงจรที่ใช้ไฟเลี้ยงขนาด 5 โวลต์



รูปที่ 6.4 รายละเอียดส่วนประกอบของวงจรอย่างง่าย

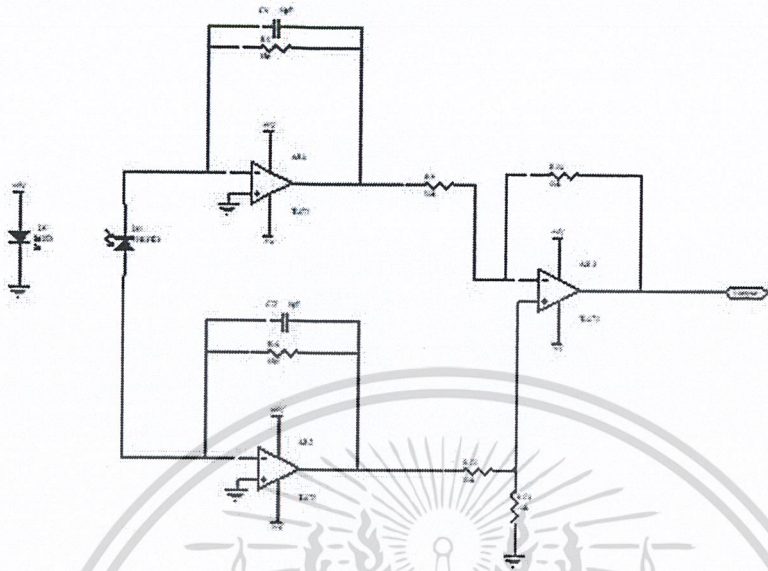
เมื่อมีการสะท้อนของแสงกลับมาที่ตัวรับแสงก็จะกระตุ้นให้เกิดสัญญาณจิ้งหะ ไปอินเตอร์รัปท์ที่ Mcs-51 แล้วก็มีการคำนวณค่าของอัตราการเดินของหัวใจต่อนาที โดยนำผลที่ได้จากการคำนวณมาแสดงผลที่จอแสดงผล และนำผลนี้ไปบันทึกที่หน่วยความจำ ซึ่งการวัดค่าอัตราการเดินของหัวใจจะเก็บค่านี้ทุกๆ 1 นาที

6.2 วงจรการตรวจจ็บบางอย่างด้วยอินฟราเรด

จากบทที่ 5 ได้กล่าวถึงการออกแบบวงจรขยายสัญญาณและวงจรปรับค่าศูนย์ต่างๆ มาซึ่งจะนำทฤษฎีมาใช้ในการออกแบบในส่วนนี้โดยจะมีวงจรรวมอยู่ในภาคผนวก ก ดังนั้นส่วนนี้จะเป็นส่วนที่แยกวงจรออกเป็นส่วนต่างๆตามที่ใช้งาน โดยหลักๆจะใช้วงจรซึ่งประกอบไปด้วย

6.2.1 ส่วนขยายสัญญาณ

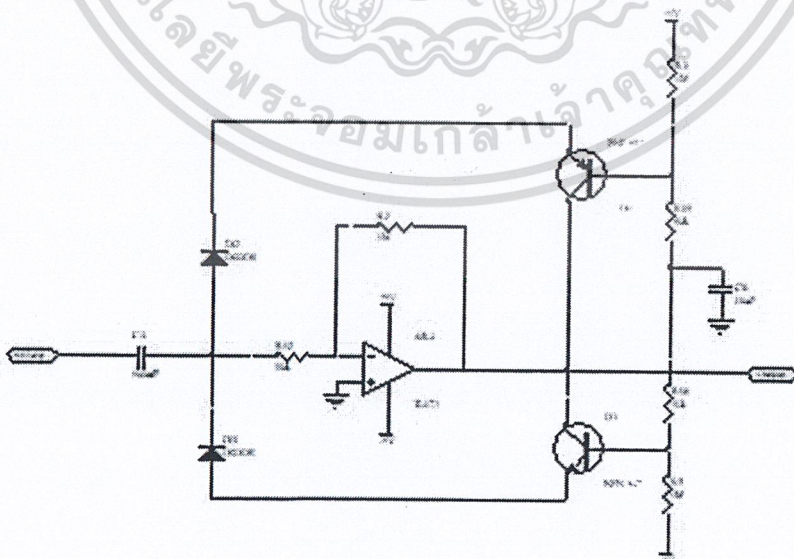
ส่วนขยายสัญญาณนี้จะทำหน้าที่รับสัญญาณที่ได้รับจากโฟโตไดโอดมาทำการขยายสัญญาณให้มีขนาดความต่างศักย์ที่สูงขึ้น โดยหลักๆจะใช้วงจรขยายแบบคิฟเฟอเรนเชียลเอมพลิฟายเออร์ในการขยายสัญญาณ วงจรดังรูปที่ 6.5



รูปที่ 6.5 วงจรขยายสัญญาณ

6.2.2 ส่วนวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

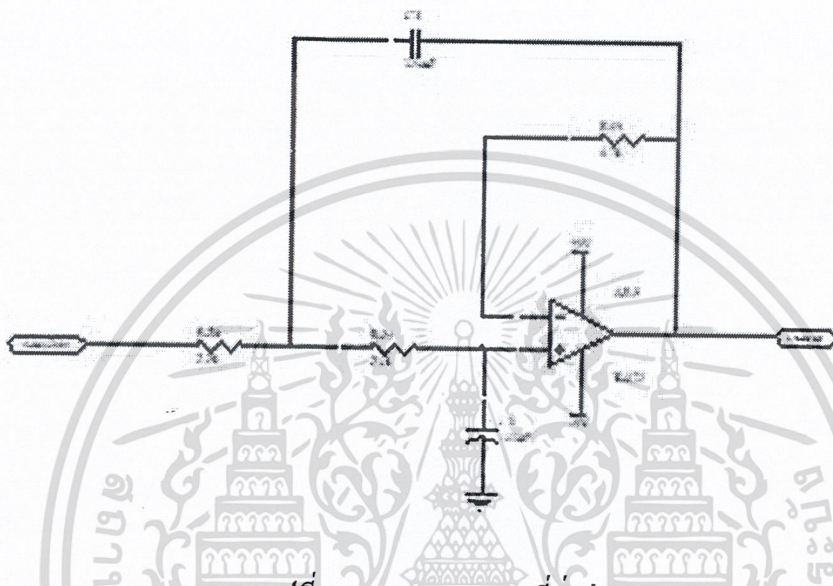
เป็นวงจรที่ทำหน้าที่ปรับให้สัญญาณที่ผ่านมาของวงจรมีความต่างศักย์มากกว่าศูนย์เพื่อป้องกันไม่ให้สัญญาณที่ได้รับมีค่าเป็นลบซึ่งจะทำให้เกิดความเสียหายต่อวงจรโดยรวมได้ วงจรดังรูปที่ 6.6



รูปที่ 6.6 วงจรปรับค่าศูนย์อัตโนมัติ

6.2.3 ส่วนของสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่ให้เฉพาะความถี่ที่ต้องการผ่านเท่านั้น โดยความถี่ของการเดินหัวใจของคนเราจะมีความไม่เกิน 5 เฮิรตซ์ นอกนั้นจะเป็นความถี่ของสัญญาณรบกวนจึงจำเป็นต้องลดยอดออกไป วงจรดังรูปที่ 6.7



รูปที่ 6.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

6.3 การเก็บข้อมูล

การเก็บข้อมูลในที่นี้จะใช้การเก็บข้อมูลในลักษณะทุกๆ 1 นาที ซึ่งเมื่อครบเวลาที่ตั้งไว้จะมีการตรวจจับการเต้นของหัวใจในขณะนั้นแล้วทำการคำนวณหาอัตราการเต้นใจขณะนั้นแล้วทำการเก็บข้อมูล

หน่วยความจำที่ใช้ในการเก็บข้อมูลคือ 24LC256 เป็น EEPROM ที่สามารถเก็บข้อมูลได้ 32 กิโลไบต์ เมื่อทำการเก็บข้อมูลจนเต็มจะสามารถเก็บข้อมูลทุกๆ 1 นาทีได้ประมาณ 22 วัน ซึ่งคาดว่าเพียงพอต่อความต้องการ โดยการเก็บข้อมูลทาง mcs-51 จะเป็นตัวจัดการในการเก็บข้อมูลเอง

ลักษณะการเก็บข้อมูลใน EEPROM ชุดนี้จะประกอบด้วย ไบต์แรกและไบต์ที่สองของหน่วยความจำจะทำการเก็บตำแหน่งของหัวอ่านที่มีการเก็บข้อมูลครั้งสุดท้ายไว้ และไบต์ถัดไปคือเริ่มตั้งแต่ไบต์ที่ 3 เป็นต้นไป จะเป็นข้อมูลที่ต้องการหรือข้อมูลที่เก็บอัตราการเต้นของหัวใจทุกๆ 1 นาทีนั่นเอง ซึ่งจะเก็บ 1 ไบต์ต่อ 1 นาที เนื่องจากช่วงอัตราการเต้นของคนทั่วไปจะมีค่าระหว่าง 40-210 ครั้งต่อนาที ดังนั้น ข้อมูลขนาด 1 ไบต์ซึ่งมีค่าที่สามารถเก็บได้ตั้งแต่ 0-255 จึงน่าจะเพียงพอในการใช้งาน

บทที่ 7

ผลการทดลอง

7.1 วิธีทำการทดลอง

- 7.1.1 นำอุปกรณ์มาติดตั้งให้กับผู้ใช้
- 7.1.2 เปิดสวิตช์เริ่มการทำงานโดยให้เริ่มทำการเก็บข้อมูลด้วย
- 7.1.3 จดบันทึกวันเวลาที่เริ่มทำการเก็บข้อมูล
- 7.1.4 สังเกตผลที่ได้รับจากจอแสดงผล LCD
- 7.1.5 เก็บข้อมูลเป็นเวลาประมาณ 1 ชั่วโมง
- 7.1.6 ถอดอุปกรณ์จากผู้ใช้แล้วนำไปต่อสายเข้ากับพอร์ตอนุกรม
- 7.1.7 เปิดโปรแกรม ecg_mem.exe เพื่อทำการดึงข้อมูลจากอุปกรณ์
- 7.1.8 ตั้งค่าวันเวลาที่เริ่มทำการเก็บข้อมูลให้ถูกต้อง
- 7.1.9 เริ่มดึงข้อมูลจากหน่วยความจำของเครื่องมายังคอมพิวเตอร์
- 7.1.10 บันทึกข้อมูลที่ได้รับมาเป็นไฟล์เพื่อสำรองข้อมูล
- 7.1.11 เริ่มทำการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อให้แสดงผลเป็นกราฟเพื่อให้ง่ายต่อการอ่าน

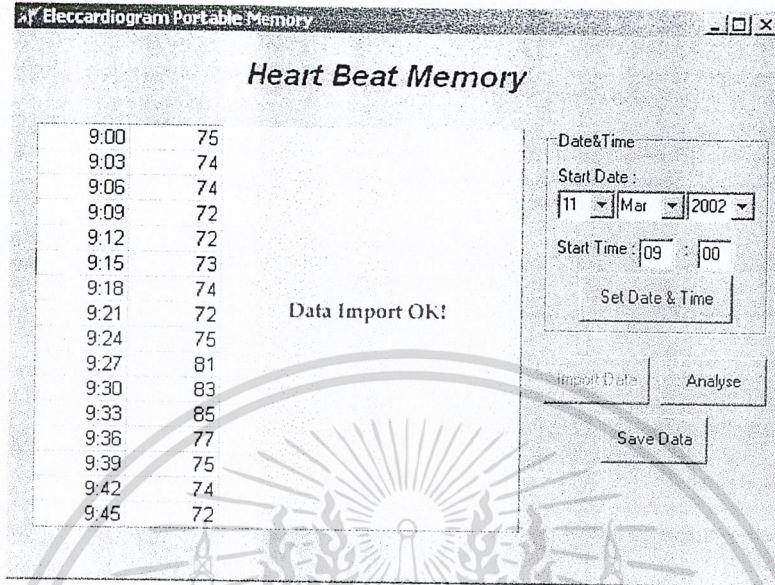
7.2 ผลการทดลอง

สังเกตผลที่ได้จากการวัดจากจอแสดงผล LCD แล้วทำการจดบันทึกอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละครั้งที่แสดงผล



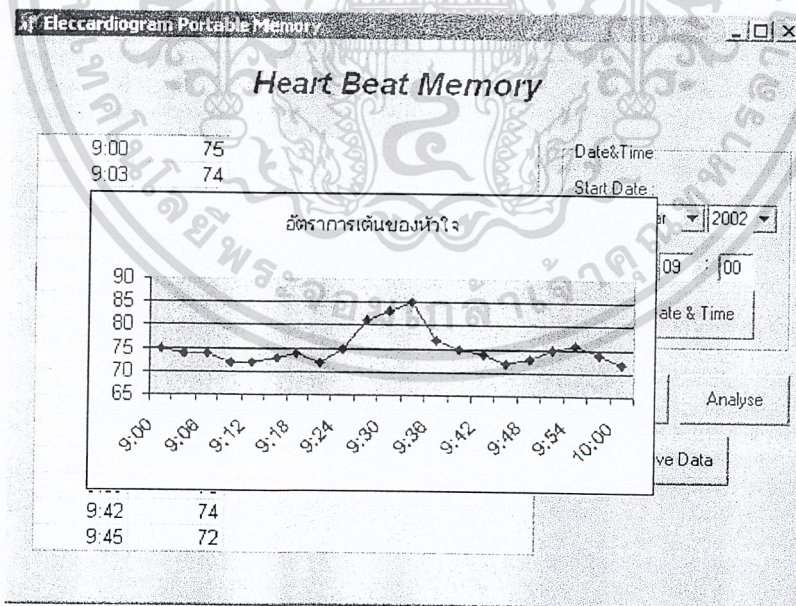
รูปที่ 7.1 แสดงหน้าจอ LCD ที่ทำการแสดงผล

หลังจากการนำมาต่อกับคอมพิวเตอร์และเริ่มดึงข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมเรียบร้อยแล้วจะได้ผลดังรูปที่ 7.2



รูปที่ 7.2 แสดงข้อมูลหลังจากดึงข้อมูลจากอุปกรณ์

แล้วก็ทำการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้นำมาเพื่อแสดงผลเป็นกราฟ จะได้ดังรูปที่ 7.3



รูปที่ 7.3 แสดงผลหลังจากการทำวิเคราะห์เพื่อให้ได้กราฟอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลา

7.3 สรุปผลการทดลอง

สำหรับการพัฒนาโครงการงานชิ้นนี้ช่วงที่ทำการทดลองค่อนข้างจะมีปัญหาเริ่มตั้งแต่ในช่วงแรกที่ได้เริ่มพัฒนาโดยวิธีการตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ติดปัญหาในการหาซื้ออุปกรณ์ทางการแพทย์ซึ่งต่างๆไปจะไม่มีขายต้องไปหาซื้อจากร้านที่สั่งซื้อมาโดยเฉพาะ และตัวอุปกรณ์เองค่อนข้างที่จะมีราคาสูงบ้างในบางชนิด ต่อจากนั้นเมื่อทำการทดลองต่อไปได้พบปัญหาเกี่ยวกับสัญญาณรบกวนซึ่งเกิดจากสัญญาณความถี่ไฟบ้าน 50 Hz หลังจากพัฒนาวงจรเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนดังกล่าวออกไปแล้วนั้นก็พบว่าขนาดของวงจรที่ได้พัฒนาขึ้น ไม่เหมาะสมกับการนำไปใช้ในการพกพา เนื่องจากมีขนาดของวงจรค่อนข้างใหญ่พอสมควร และยังสิ้นเปลืองอุปกรณ์ในการตรวจจับอีก ทั้งยังไม่เหมาะสมในการจะนำไปพัฒนาให้พกพาและใช้งานได้สะดวก จึงได้หาวิธีในการตรวจจับวิธีอื่น วิธีต่อไปที่ได้นำมาทดสอบคือ การตรวจวัดความหนาแน่นของเลือด ซึ่งได้วงจรอย่างง่ายมาทดสอบ ซึ่งปัญหาที่เกิดในการทดสอบคือ จะต้องทดสอบหามุมที่ถูกต้องที่จะทำให้ได้รับสัญญาณ ได้ดีที่สุด อีกทั้งยังเป็นมุมสะท้อน เมื่อได้มุมนั้นมาแล้วสัญญาณที่ได้รับมาก็ยังไม่แน่ใจว่าเป็นสัญญาณที่ถูกต้องหรือไม่

หลังจากได้นำอุปกรณ์ต่างๆมา ทดสอบและนำมาใช้งานจริงพบว่า ค่าที่วัดมาได้เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจจริง ยังมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ประมาณ 5 ครั้งต่อนาที โดยอาจจะเกิดจากการที่วัดระยะห่างระหว่างเวลาที่ทำการ อินเตอร์รัปต์แต่ละครั้งมีค่าที่ผิดพลาด และในบางครั้งก็ไม่สามารถตรวจจับความหนาแน่นของเลือดได้ทำให้อุปกรณ์ทำงานผิดพลาด

7.4 ปัญหาและวิธีแก้ไข

ขอสรุปปัญหาออกมาเป็นข้อๆ ตั้งแต่เริ่มทำโครงการขึ้นมา

1. ปัญหาเกี่ยวกับการหาอุปกรณ์ ซึ่งการหาอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องทางการแพทย์ต้องหาซื้อจากร้านที่ขายโดยเฉพาะเท่านั้น และมีร้านที่ขายนั้นน้อยมาก ซึ่งแก้ไขโดยเปลี่ยนวิธีที่ใช้ในการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจเป็นแบบตรวจวัดความหนาแน่นของเลือด
2. ปัญหาเกี่ยวกับความสิ้นเปลืองของอุปกรณ์ โดยในช่วงแรกๆที่ทำการทดลองนั้นได้ทำการทดลองเกี่ยวกับการตรวจจับด้วยคลื่นไฟฟ้าจากร่างกาย จึงจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ในการตรวจจับคือ อิเล็กโทรด ซึ่งเป็นแบบใช้ครั้งเดียวทิ้ง จึงไม่เหมาะกับการใช้งานในแบบพกพาเพราะสิ้นเปลืองเกินไป ซึ่งมีวิธีแก้ไขแบบเดียวกับชุดแรก
3. ปัญหาจากการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้า เนื่องจากเมื่อตรวจจับแล้วมีสัญญาณรบกวนอยู่มาก จึงต้องสร้างวงจรที่กำจัดสัญญาณนั้นออกไป
4. หลังจากเปลี่ยนวงจรเป็นแบบตรวจจับความหนาแน่นของเลือดก็พบปัญหาของสัญญาณรบกวนอีกเหมือนกันและยังต้องมาตรวจสอบหามุมที่ถูกต้องที่สามารถได้สัญญาณที่มีค่ามากที่สุดอีกด้วย

7.5 การนำไปพัฒนาใช้งานในอนาคต

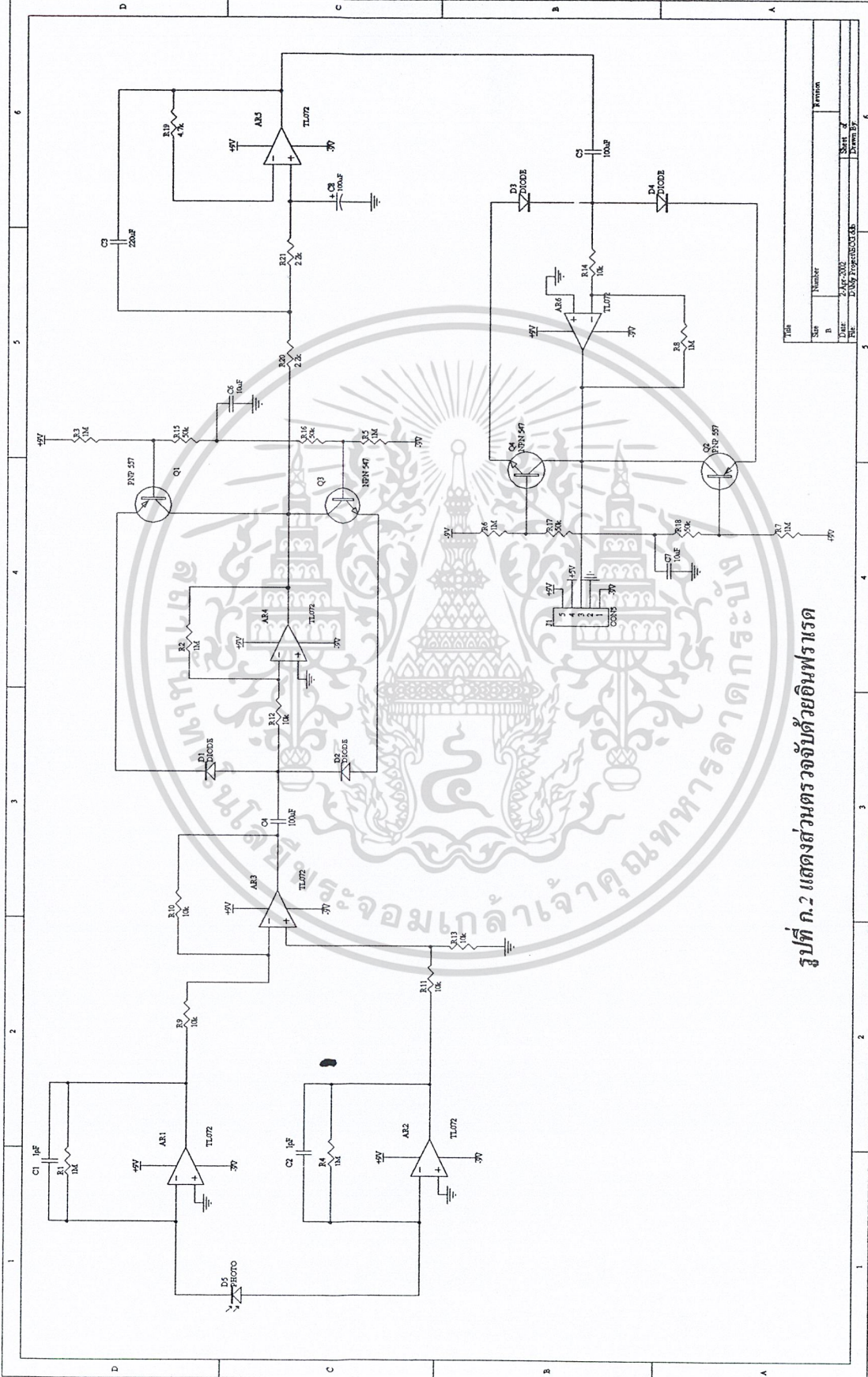
การนำไปพัฒนาใช้งานต่อไปคือ

1. พัฒนาส่วนของการตรวจจับสัญญาณให้ดีขึ้นสามารถตรวจจับได้แม่นยำยิ่งขึ้น
2. พัฒนาให้มีขนาดของวงจรและอุปกรณ์ทั้งหมดให้มีขนาดเล็กลงเพื่อให้สะดวกต่อการพกพาจริงๆและเหมาะแก่การใช้งานมากยิ่งขึ้น
3. ปรับเปลี่ยนรูปแบบของพัสดุหีบห่อของกล่องให้มีความสวยงามมากขึ้นเพื่อให้สามารถนำไปเสนอขายตามท้องตลาดได้



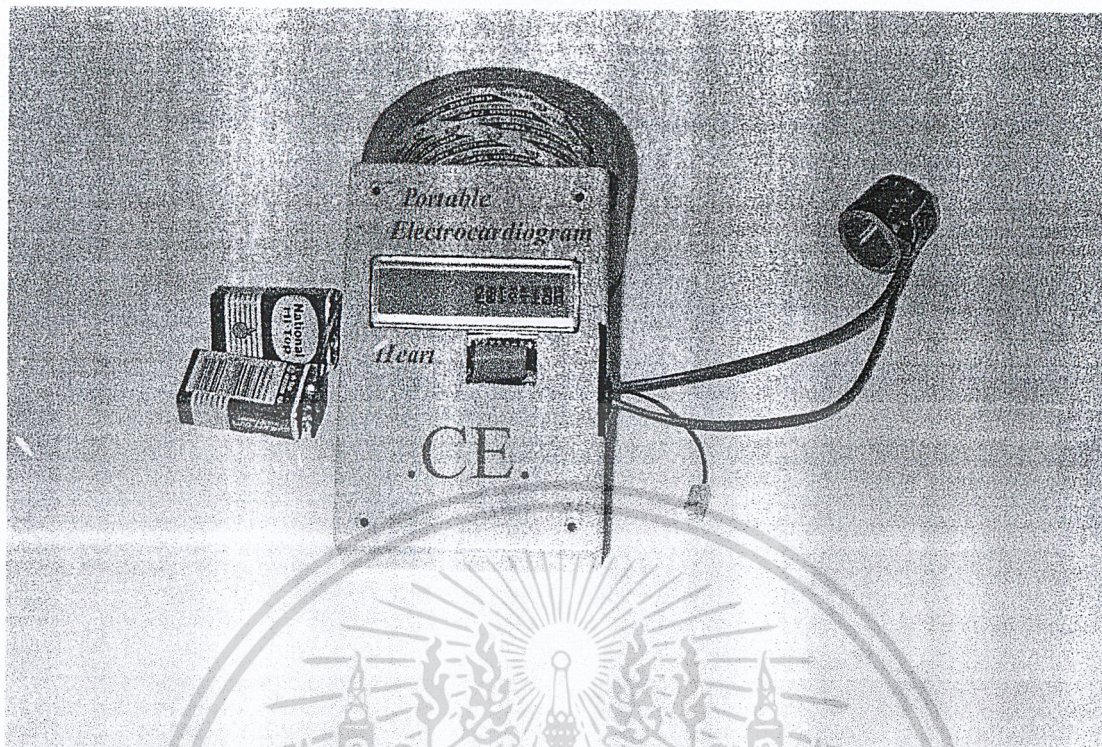
ภาคผนวก ก



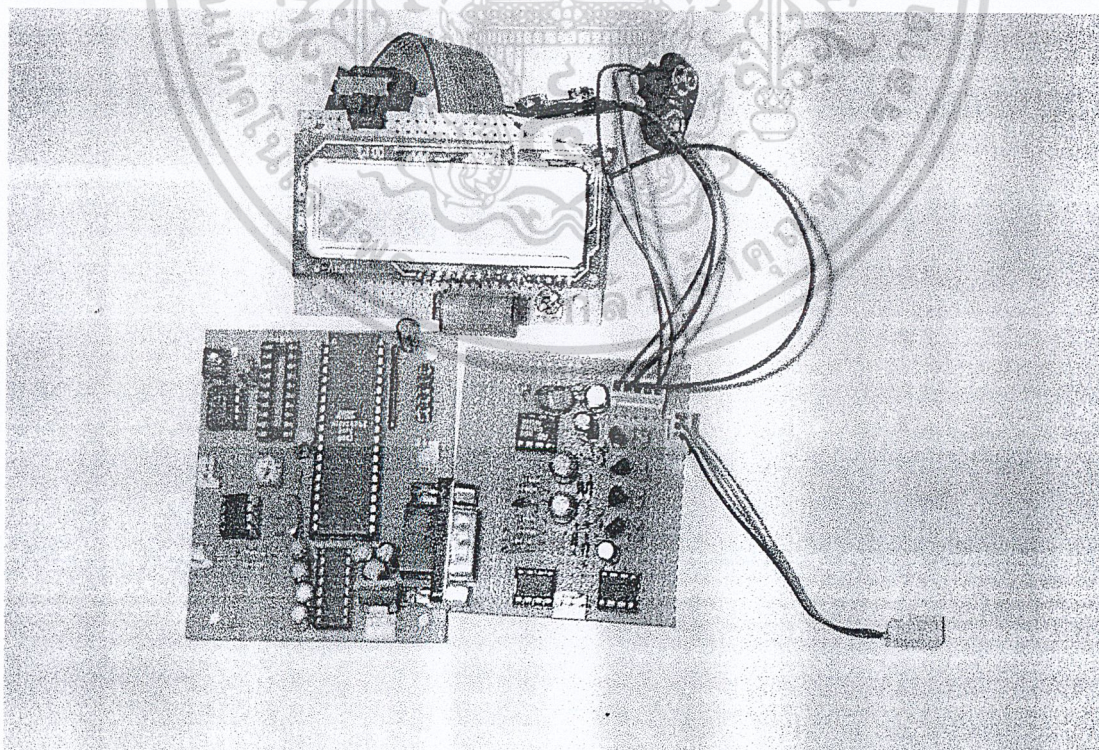


Title	Size	Number	Version
Date	Drawn	Checked	Sheet 2 of 6
File	Drawn	Checked	Drawn By

รูปที่ ก.2 แสดงส่วนตรรกะด้วยอินทิเกรต



รูปที่ ก.3 แสดงรูปของอุปกรณ์พร้อมกล่อง



รูปที่ ก.4 แสดงรูปของวงจรที่อยู่ในบอร์ดทดลอง

บรรณานุกรม

หนังสืออ้างอิง

- (1) Carr, Joseph J. : "Introduction to Biomedical Equipment Technology" Prentice Hall, 2001
- (2) Cromwell, Leslie : "Biomedical Instrumentation and Measurements" Prentice Hall, 1998
- (3) จตุพร ไสบาล, จำเริญ สุกิจไพบุลย์ชัย : "การออกแบบวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์" ปรินญานินพน์ (วศ.บ.(วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์))--สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2542.
- (4) จักรพันธ์ อรุณรัตน์, จุฑาภรณ์ กฤษวัฒนาภรณ์ : "การส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางสายโทรศัพท์" ปรินญานินพน์ (วศ.บ.(วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์))--สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2542
- (5) "Dot Matrix LCD Module" บริษัท อีทีที จำกัด

โฮมเพจอ้างอิง

- (1) [Http://www.atmel.com](http://www.atmel.com) : IC Data sheet
- (2) [Http://www.ett.co.th](http://www.ett.co.th) : บริษัท อีทีที จำกัด

