

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

วงจรรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG AMPLIFIER



T119467



เลขหมู่.....  
ภาคเขียน.....  
วัน,เดือน,ปี.....

119467

- 8 S.ค. 2554

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

# ECG AMPLIFIER



THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUL'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
ACADEMIC YEAR 2010

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2553

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG AMPLIFIER

ผู้จัดทำ

นางสาวพิชญ์สินี กาญจนวรินทร์ รหัสนักศึกษา 50011091



*(Handwritten signature in blue ink)*

(รศ.พิชัย กุศิริวานิชกร)

อาจารย์ที่ปรึกษา

# วงจรมายาคคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นางสาวพิชญ์สินี กาญจนวรพันธุ์ 50011091

รศ.พิชญ์ คุศิริวานิชกร อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2553

## บทคัดย่อ

โครงการนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ( ECG ) โดยใช้วงจรมายาคสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และนำมาแสดงผลบนหน้าจอ Oscilloscope โดยเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ได้ออกแบบให้มีขนาดเล็ก สำหรับวางไว้ข้างเตียงผู้ป่วย เนื่องจากในปัจจุบันการวินิจฉัยโรคต่างๆสามารถทำการวิเคราะห์ได้จากรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจและในบางกรณีผู้ป่วยมีอาการของโรคปรากฏในเวลาที่ไม่แน่นอน ดังนั้นจึงควรมีอุปกรณ์ที่สามารถตรวจสอบสัญญาณเบื้องต้นอยู่ข้างเตียงผู้ป่วยตลอดเวลา โครงการนี้สามารถนำมาเป็นตัวอย่างและแนวทางในการวิจัยและนำมาพัฒนาให้มีขีดความสามารถในการประมวลผลมากยิ่งขึ้น และมีรูปแบบที่เหมาะสมในการประยุกต์ใช้งานมากขึ้น ซึ่งจะ เป็นประโยชน์ในการพัฒนาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ต่อไป

# ECG AMPLIFIER

Miss Pichsinee Kanjanavarapan 50011091

Assoc. Prof. Pichai Kulsirivanichakorn Advisor

Academic Year 2010

## Abstract

The project presents the design and construction of an electrocardiogram measuring instrument. In the process, electrocardiogram is enlarged by ECG Amplifier. The result of measurement will be shown on an oscilloscope. According to an advance in diagnosis various diseases through electrocardiogram analysis and uncertain occurrence of symptoms in some patients, an instrument which can test primary signal is necessary beside a patient all the time. Thus small size of electrocardiogram measuring instrument serves to be placed right next to a patient's bed. This project can be a model and guideline of the research, leading to the improvement of evaluation ability. In addition, the suitable model that can be applied through a wide range of usability will highly benefits in further development of electronic medical instruments.

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากคำแนะนำและการให้คำปรึกษาจากอาจารย์พิชัย คุศิริวานิชกร ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ ที่ให้ความรู้ทางด้านวิชาการ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านอาจารย์ และขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง ขอกราบขอบพระคุณท่านอาจารย์ทุกท่านที่ได้ให้ความรู้มาโดยตลอด ทางผู้จัดทำเชื่อมั่นว่าจะนำความรู้ที่ได้รับไปใช้ให้เกิดประโยชน์สูงสุด

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณเพื่อนๆภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ทุกคนที่เป็นกำลังใจ และร่วมทุกข์ร่วมสุขกันมา โดยตลอด อีกทั้งยังช่วยเหลือในยามที่เกิดปัญหา และได้รับความเดือดร้อน



นางสาวพิชญ์สินี กาญจนวรพันธุ์

ผู้จัดทำ

# สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทคัดย่อ	i
Abstract	ii
กิตติกรรมประกาศ	iii
สารบัญ	iv
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	1
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	6
2.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ	10
2.7 ระบบการติดลีด (Lead System)	10

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
2.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ	15
2.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ	18
2.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	22
2.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย	25
2.12 อันตรรกะของไฟฟ้าและการป้องกัน	29
บทที่ 3 โครงสร้างการทำงานและการออกแบบวงจร	33
3.1 โครงสร้างการทำงาน	33
3.2 การออกแบบวงจร	34
3.2.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์	34
3.2.2 วงจรปรับระดับแรงดันและวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส	35
3.2.3 วงจรแอกทีฟกราวด์	36
3.2.4 วงจร Isolator	37
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	39
4.1 การทดลองค่าของวงจขยายค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโซ	39
4.2 วงจร Notch filter	43
บทที่ 5 สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง	45
เอกสารอ้างอิง	46

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มา

ในปัจจุบันอัตราการเสียชีวิตของมนุษย์มีปริมาณลดลงอย่างมากเมื่อเทียบกับ อันเนื่องมาจากวิวัฒนาการทางการแพทย์มีความเจริญก้าวหน้ามากยิ่งขึ้น โดยการนำเอาเทคโนโลยีใหม่ๆเข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาลผู้ป่วย แต่เนื่องจากอุปกรณ์และเครื่องมือการแพทย์ที่จะนำเข้านั้นมีราคาสูงมาก ดังนั้นจึงพยายามคิดค้นและประดิษฐ์อุปกรณ์และเครื่องมือการแพทย์ขึ้น เพื่อให้มีราคาที่ถูกลง แต่มีประสิทธิภาพเทียบเท่ากับเครื่องที่เข้ามา

เครื่องตรวจวัดสัญญาณการเต้นหัวใจ หรือชื่อทางสากลเรียกว่า อิเล็กโทรคาดีร็อกราฟ (Electrocardiograph) เป็นเครื่องมือการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยหาความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ เราจึงจัดทำโครงการนี้ขึ้นมาเพื่อพัฒนาสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับวัดข้างเดียวผู้ป่วย เนื่องจากการวินิจฉัยโรค ยิ่งโดยเฉพาะกับผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถ้าสามารถวัดได้อย่างทันทีเมื่อมีการปรากฏอาการ ก็จะช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างรวดเร็ว และในการที่สามารถตรวจวัดได้ตลอดเวลา ก็จะช่วยในการวางแผนการรักษาของแพทย์อีกด้วย

### 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อศึกษาและพัฒนาเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับวางข้างเดียวผู้ป่วย โดยสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยได้ตลอดเวลา เพื่อประโยชน์ทางการแพทย์
2. ศึกษาการทำงานและลักษณะทั่วไปของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสามารถแสดงผลกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้
3. ศึกษาและออกแบบวงจรขยายสัญญาณและวงจรกำจัดสัญญาณรบกวน เพื่อให้มีความสามารถในขยายสัญญาณและป้องกันสัญญาณรบกวนอย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุดที่สามารถทำได้

### 1.3 ขอบเขตของโครงการ

ออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยประกอบด้วยวงจรขยายสัญญาณ วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรลดสัญญาณรบกวนได้

#### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เข้าใจถึงหลักการทำงานของเครื่องตรวจวัดสัญญาณหัวใจ ที่ประกอบด้วยวงจรมหาสัญญาณ วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรถอดสัญญาณรบกวนได้
2. สามารถนำเครื่องตรวจวัดสัญญาณหัวใจไปใช้งานได้จริงในทางการแพทย์
3. รู้จักหาวิธีแก้ปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นมาได้



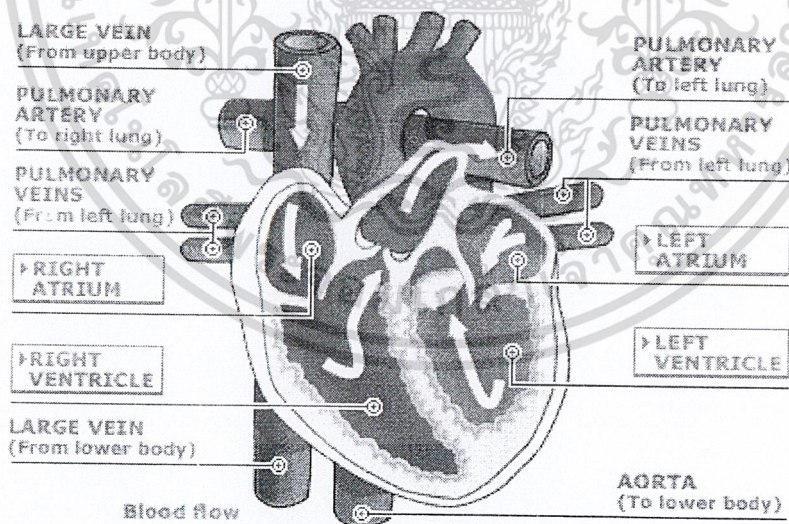
## บทที่ 2

# ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัณฐานไฟฟ้าหัวใจ

## 2.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 2.1.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีระวิทยาของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้อง ได้แก่ หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบางยืดขยายได้ง่ายทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆ เลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นก้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด เลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมทรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย ซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆ



รูปที่ 2.1 โครงสร้างต่างๆและการทำงานของหัวใจ

2.1.1.1 หัวใจประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่สำคัญ 3 ชนิด ได้แก่

2.1.1.1.1 คาร์ดิแอก มัสเคิล ไฟเบอร์ (Cardiac Muscle Fiber) ประกอบขึ้นเป็นผนังของเอเทรียม (Atrium) และเวนทริเคิล (Ventricle) หดตัวเมื่อถูกกระตุ้นเนื่องจากความ

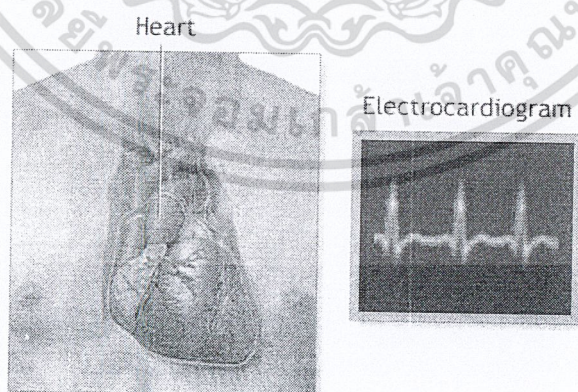
ต้านทานระหว่างเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีค่าต่ำ การนำไฟฟ้าจึงแพร่ไปได้อย่างรวดเร็ว ระหว่างเซลล์หนึ่งไปสู่เซลล์หนึ่งที่อยู่ติดๆกันต่อไป มีผลให้การหดของเซลล์เหล่านี้เกิดขึ้นพร้อมกันเหมือนเซลล์เดียว เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Syncytium

2.1.1.1.2 โหนดเซลล์(Nodal Cell) เป็นกลุ่มเซลล์พิเศษซึ่งสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าได้โดยอัตโนมัติ มี 2 พวก ได้แก่ Sinoatrial Node (SA Node) อยู่บริเวณเอเดรียมขวาใกล้กับซุพีเรียเวนาคาวา (Superior VenaCava) แล Atrioventricular Node (AV Node) อยู่บริเวณใกล้ผนังกั้นระหว่างเอเดรียมทั้งสองและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเอเดรียมและเวนตริคูลปกติ SA Node เป็นตัวกลางคลื่นไฟฟ้าซึ่งถูกส่งต่อไปยังเซลล์อื่นๆ รวมทั้ง AV Node

2.1.1.1.3 คอนดัคติ้ง เซลล์(Conducting Cell) ทำหน้าที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยคลื่นไฟฟ้าที่เกิดบนเอเดรียมเมื่อผ่านมายัง AV Node จะถูกส่งไปยังเวนตริคูล โดยผ่านคอนดัคติ้งเซลล์ ที่ประกอบเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ(Bundle of His) ซึ่งแยกเป็นแขนซ้ายและขวาไปต่อกับระบบพัวร์คินเย (PurkinjeSystem) อันประกอบด้วยแขนไฟเบอร์ที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของเวนตริคูล

## 2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้



รูปที่ 2.2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ

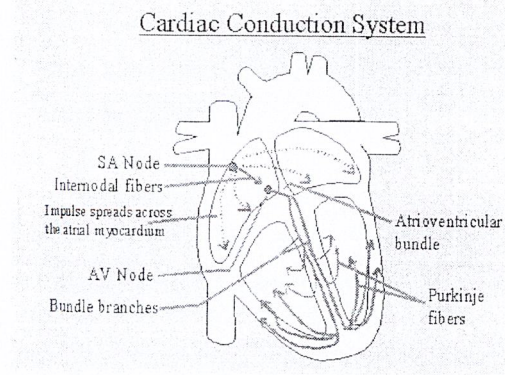
เซลล์ของหัวใจ แบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3 ประเภท ดังนี้

- ประเภทที่ 1      ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น(Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ประเภทที่ 2      เป็นเซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้แผ่กระจายไปทั่วหัวใจ
- ประเภทที่ 3      เป็นเซลล์กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้นผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ต่างกัน ได้ เช่น ในระยะที่เซลล์พักตัว(Polarization)ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าต่ำ-60 ถึง-100 มิลลิโวลต์และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น(Depolarization)ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง+20 มิลลิโวลต์ การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมโปแตสเซียมที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้นโดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วยต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆลดลง เพราะมีสาร โปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์จนในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้น ได้อีกปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่น ซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

### 2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเต้นของหัวใจที่ปกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนข้างขวา แสดงในภาพที่ 2-3 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องหลังจากนั้นสัญญาณจะไปที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Atrioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่างข้างความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง A-V จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยพัวร์กินเย (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่ง ตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที



รูปที่ 2.3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

## 2.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่หัวใจสามารถคงสภาพการทำงานอยู่ได้อย่างปกตินั้นต้องอาศัยระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้ คือ

2.4.1 Sino-Atrial Node (SA Node, Pacemaker) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อตั้งอยู่ส่วนบน ทางด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เชื่อว่าเป็นตัวเริ่มกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที 7 AV Node และ Bundle of HIS 20-40 7 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะของการเต้นของหัวใจจะขึ้นกับจุดกำเนิดสัญญาณ ได้เร็วที่สุด

2.4.2 Internodal Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่าสัญญาณไฟฟ้าผ่านจาก AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาทางกายวิภาคของหัวใจห้องบน ก็มีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ด้านใหญ่ๆ ได้แก่

2.4.2.1 Anterior Internodal Tract (Bachmann's Bundle) เริ่มจาก SA Node มาตามด้านหน้าของหัวใจห้องบน ขวาแล้วแบ่งเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสอง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกตรงผนังกั้นหัวใจห้องบนทั้งสองลงมาด้านบนของ AV Node

2.4.2.2 Middle Internodal Tract (Wenckebach) เริ่มจากด้านหน้า SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือดซุพีเรียเวนาคาวาลงสู่ผนังกั้นหัวใจห้องบนของ AV Node

2.4.2.3 Posterior Internodal Tract (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังของหัวใจห้องบนขวา ลงมาสู่ AV Node

2.4.3 Atrioventricular Node (AV Node) เป็นเซลล์กึ่งกล้ามเนื้อและประสาท อยู่ปลายบนของผนังกั้นหัวใจห้องล่าง อยู่ก่อนมาทางหัวใจห้องบนขวา และอยู่หน้าช่องเปิดของโคโรนารีไซน์ส(Coronary Sinus)

2.4.4 Bundle of His เป็นส่วนที่แยกออกมาจาก AV Node โดยตรง ยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกันระหว่าง

2.4.5 Bundle Branch เป็นส่วนที่แยกออกมาจากเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจเป็นแขนงซ้ายและขวาตามผนังกันห้องหัวใจห้องล่าง ดังนี้

2.4.5.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกันห้องหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านขวาโดยแทรกตัวเข้ามาอยู่ในเยื่อหัวใจ

2.4.5.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านซ้าย และแยกออกเป็น 2 แขนง คือ แขนงด้านหน้า และแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

2.4.5.3 Purkinje Fiber เป็นส่วนหนึ่งที่ต่อมาจาก Bundle Branch แยกแขนงแทรกตัวไปตามเยื่อหัวใจและแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลทั้งสอง

## 2.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อน การบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

### 2.5.1 คลื่น P (P Wave)

แสดงถึง ผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้องเนื่องจากผนัง

กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานัก จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ เมื่อบันทึก 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ในลีด II, AVL, AVF และ V1 – V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชัน วิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Deflection ใน Lead III, V1 – V2 อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

### 2.5.2 คลื่น QRS (QRS Complex)

แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชันผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากันจึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีหากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S

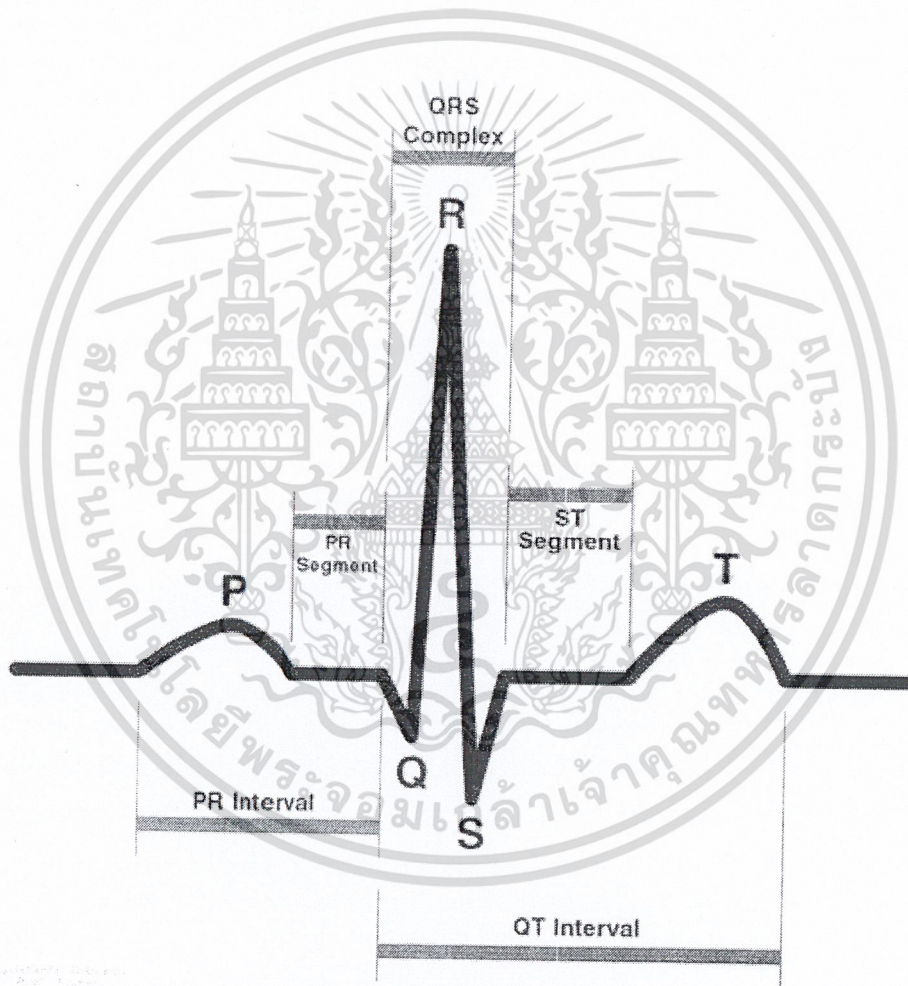
#### 2.5.2.1 คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

2.5.2.2 คลื่นR หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP

2.5.2.3 คลื่นS หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นR ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR,R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

2.5.3 คลื่น T (T Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว มีขนาดประมาณ 1/8 - 2/3 ของคลื่นRบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL และ V1



รูปที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจได้ ที่สำคัญ ได้แก่

### 2.5.3.1 คลื่น U (U Wave)

แสดงถึงช่วงรีโพลาริเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสถานะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

### 2.5.3.2 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการรีโพลาริเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสอง และถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

### 2.5.3.3 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval)

วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ใน ลีด V2 และ V3

### 2.5.3.4 ระยะ V.A.T (Ventricular Activation Time)

แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

### 2.5.3.5 ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval)

วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการรีโพลาริเซชันและรีโพลาริเซชันในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนแปลงไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

### 2.5.3.6 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)

วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไป สามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

### 2.5.3.7 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มคู่ตั้งแต่จบคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

### 2.5.3.8 ระยะ S-T (S-T Segment)

เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางที่เรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะ นี้อยู่ระดับสูงกว่านี้ เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสถานะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

## 2.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดจากการกระตุ้นเซลล์ต่างๆของหัวใจด้วยกระบวนการทางไฟฟ้าซึ่งมีการนำไฟฟ้าและขั้นตอนการกระตุ้นของเซลล์ต่างๆ ดังต่อไปนี้ Sinoatrial Node เป็นจุดเริ่มต้นของการกำเนิดไฟฟ้าในหัวใจที่เกิดขึ้นเป็นจังหวะโดยอัตโนมัติ คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวไปตามทางเดิน คือ Internodal Tract ไปกระตุ้นเอเทรียมขวา ก่อนเอเทรียมซ้าย แรงกระตุ้นจะแผ่ไปทุกทิศทาง แต่ทิศทางจะรวมพุ่งไปทางด้านซ้ายและลงล่างทำให้เกิดคลื่น P ขึ้น ส่วนต้นของคลื่น P เกิดจากการกระตุ้น เอเทรียมขวา และขณะที่เอเทรียมซ้ายถูกกระตุ้น AV Node ก็ถูกกระตุ้นด้วยคลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวช้าๆ โดยใช้เวลาประมาณ 34 มิลลิวินาทีอยู่ในเนื้อเยื่อบริเวณ AV Node (Junctional Tissue) ก่อนจะเคลื่อนที่ไปที่เวนทริเคิลมีระยะเวลาการคลายตัวเพื่อรอรับเลือดจากเอเทรียม

เมื่อ AV Node ถูกกระตุ้นแล้ว คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวตาม Bundle of HIS แผ่กระจายไปตามแขนงขวาและซ้าย (Right, Left Bundle Branch) เข้าสู่เส้นใยพัวร์คินเย ซึ่งมีลักษณะเป็นเส้นใยคล้ายร่างแห กระจายไปทั่วกล้ามเนื้อทำให้เวนทริเคิลหดตัวบีบเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายการกระตุ้นที่เวนทริเคิล เริ่มที่ผนังกั้นระหว่างเวนทริเคิลตอนกลางด้านซ้ายถูกกระตุ้นก่อน โดยมีทิศทางของแรงกระตุ้นพุ่งไปทางด้านหน้าและลงล่างใช้เวลา 8 มิลลิวินาทีจุดนี้ทำให้เกิดคลื่น Q ต่อมาเวนทริเคิลด้านขวาถูกกระตุ้นตามด้วยผนังด้านซ้าย คลื่นไฟฟ้าจะวิ่งเป็นทิศทางมุมฉากกับผนังเวนทริเคิล โดยออกจาก เอนโดคาเดียม (Endocardium) ไปอีคาเดียม (Epicardium) เนื่องจากผนังเวนทริเคิลซ้ายหนากว่าเวนทริเคิลขวา ทำให้เกิดแรงรวมที่เกิดขึ้นพุ่งไปทางเวนทริเคิล ซ้าย คือ พุ่งลงล่างและไปทางซ้าย ทำให้เกิดคลื่น QRS Complex

## 2.7 ระบบการติดลีด (Lead System)

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณ อีซีจี ที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของ ร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้วาง 12 ลีดดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

มาตรฐาน ลีด I, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย

## 2.7.1 ระบบการติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี คือ

### 2.7.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอโรเฟน (ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อยู่มหาวิทยาลัยไลพ์ซีส จากการศึกษาของไอโรเฟนพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวาไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียกสามเหลี่ยมไอโรเฟนแต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน

### รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้าแบ่งการบันทึกออกเป็น

2.7.1.1.1 Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลวดวางที่แขนขวา ขั้วลวดวางที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA}$$

2.7.1.1.1 Lead II ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลวดวางที่แขนขวา ขั้วลวดวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA}$$

2.7.1.1.1 Lead III ทำนองเดียวกันใช้ขั้วลวดวางที่แขนซ้าย ขั้วลวดวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{RA}$$

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา

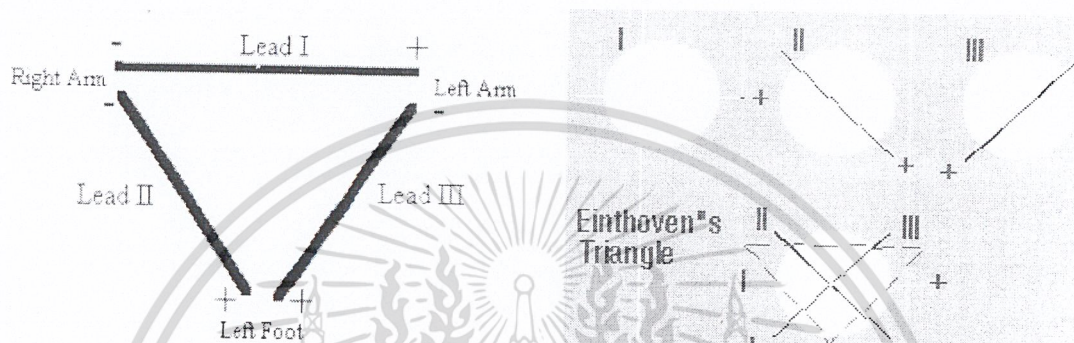
LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโซเฟนซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \quad (2-1)$$

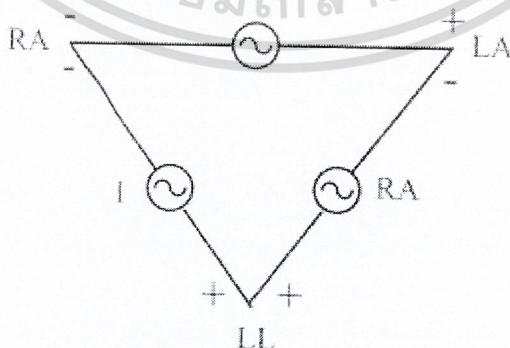
หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System



รูปที่ 2.6 สามเหลี่ยมไอโซเฟน ( Einthoven's Triangle ) และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัด แบบมาตรฐาน

จากการวางอิเล็กโทรด ในภาพที่ 2-5 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสาม เหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในภาพที่ 2-7 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ลีด II} - \text{ลีด I} - \text{ลีด III} = 0 \quad (2-2)$$



รูปที่ 2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน(Standard Limb Lead) นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด โดยสามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2.7.1.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวา หรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน แบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - . (LA + LL) \quad (2-3)$$

Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - . (RA + LL) \quad (2-4)$$

Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - . (LA + RA) \quad (2-5)$$

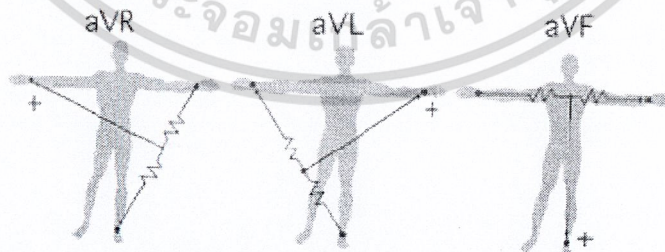
อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ คัดขั้วลบออกทำให้มีขั้วที่บันทึกได้มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Vector แต่หนังสือบางเล่มกล่าวว่ามาจากคำว่า “Voltage”

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

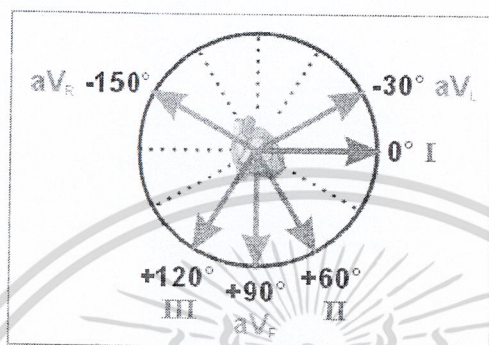
อักษร “L” หมายถึง แขนซ้าย

อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



รูปที่ 2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

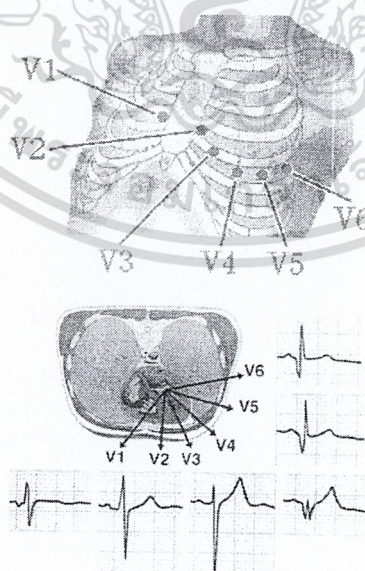
จากการติดลีดอิเล็กโทรดแบบดังกล่าว เท่ากับเป็นการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจากไบโพลาลิมบ์ลีด(Bipolar Limb Lead) แต่ยังคงเป็นการมองหัวใจด้านหน้า(Frontal Plane)เมื่อรวมการบันทึกทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้า(Frontal Plane Vector) ที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจได้ แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง  $+110$  ถึง  $-30$  องศา



รูปที่ 2.9 แนวแกนขอลหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

#### 2.7.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกัน บันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยอีซีจี ที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



รูปที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

ตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดบันทึกวางในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ตรงแนว Medclavicular Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

#### 2.7.1.4 โมนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวกและลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนในไบโพลาร์ลีด ดังนั้น จึงเป็นการปรับ แปลงเพื่อให้เหมาะสมกับการ โมนิเตอร์ ที่นิยมใช้คือ MCL I (M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก, L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางการอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V1 คือ ระหว่าง ตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

MCL 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V5 วาง อิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้ายส่วนในกรณีที่ ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (manubrium)

สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าที่มีต่อกันในการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ ได้ดังนี้

$$\text{ลีด I} = \text{LA} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด II} = \text{LL} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด III} = \text{LL} - \text{LA}$$

$$\text{ลีด aVR} = \text{RA} - . (\text{LA} + \text{LL})$$

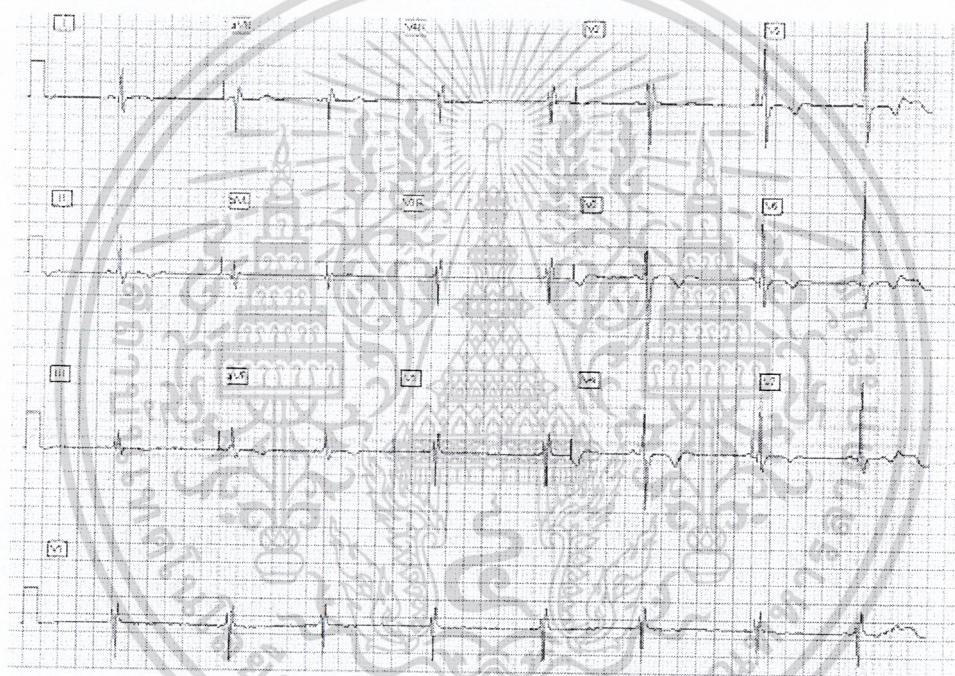
$$\text{ลีด aVL} = \text{LA} - . (\text{RA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVF} = \text{LL} - . (\text{LA} + \text{RA})$$

$$\text{Vn} = 1/3 (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL}) - \text{Cn}; \text{ เมื่อ } n = 1, 2, \dots, 6$$

## 2.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ

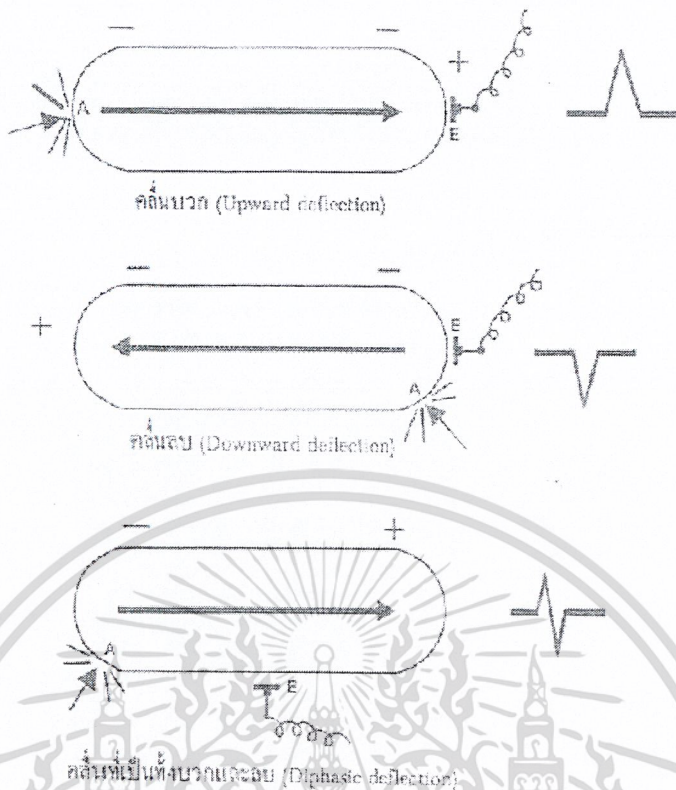
ศักย์ไฟฟ้าจากการเต้นของหัวใจ โดยทั่วไปมีทิศทางจากจุดศูนย์กลางของทรวงอกเป็นแนวเส้นทแยงมุมไปทางซ้าย เรียกว่า เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ (Electrical Axis of the Heart) เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าที่กำเนิดโดยหัวใจมีลักษณะเป็นเวกเตอร์ (Vector) ดังนั้นหากทำการบันทึก คลื่นไฟฟ้าหัวใจในทิศทางเดียวกับเวกเตอร์ คลื่นที่ได้จะมีขนาดใหญ่ แต่ถ้าทำการบันทึกเป็นมุมตั้งฉากกับเวกเตอร์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และการบันทึกที่มากกว่ามุมฉากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และกลับหัว โดยปกติการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน ลีด II จะใกล้เคียงกับทิศทางของเวกเตอร์ของหัวใจ(Cardiac Vector)มากที่สุด เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีขนาดใหญ่กว่าการบันทึกด้วยลีดอื่นๆ



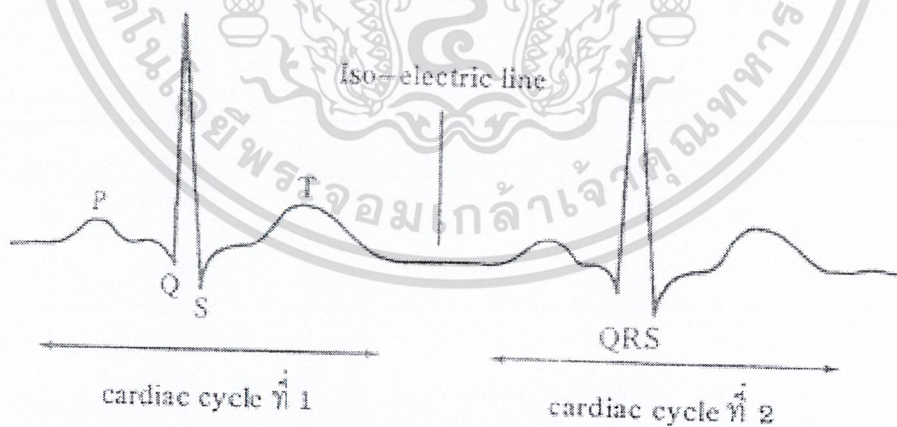
รูปที่ 2.11 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดต่างๆ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจเป็นได้ทั้งบวกและลบ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอิเล็กโทรด ถ้าประจุไฟฟ้าวิ่งเข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่เกิดขึ้นย่อมเป็นบวกเสมอ แต่ถ้าประจุไฟฟ้านั้นวิ่งออกห่างจากอิเล็กโทรดไปในทิศทางตรงกันข้าม คลื่นที่ได้จะเป็นลบ ในบางกรณีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีทั้งส่วนที่เป็นบวกและลบภายในคลื่นเดียวกันเราเรียกคลื่นชนิดนี้ว่าคลื่นที่ทั้งบวกและลบ(Diphasic Wave) ซึ่งเกิดขึ้นได้เพราะอิเล็กโทรดอยู่ตรงจุดกึ่งกลางของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจพอดี อธิบายได้ว่าเมื่อประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่เข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่ได้จะเป็นคลื่นบวก และเมื่อประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่ผ่านอิเล็กโทรดออกไปเรื่อยๆ คลื่นที่ได้จะเปลี่ยนเป็นลบ ซึ่งจะอยู่ใต้เส้นมาตรฐาน (Iso-Electric Line)

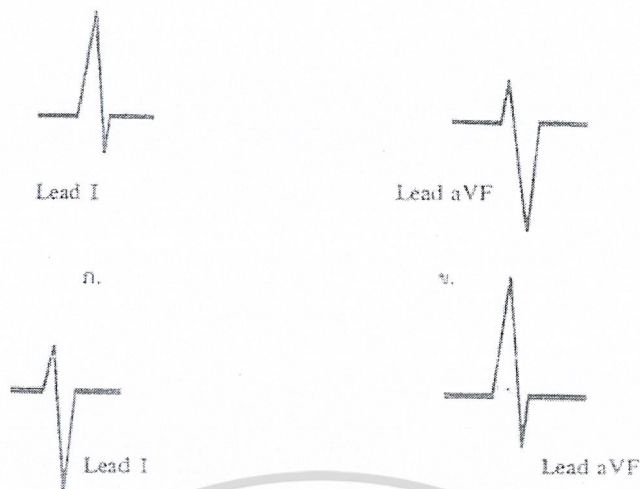
### สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง



รูปที่ 2.12 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งกับอิเล็กโทรดต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและคลื่นไฟฟ้าชนิดต่างๆที่ดูบนบันทึก



รูปที่ 2.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นมาตรฐาน ( Baseline หรือ Iso-Electric Line ) ที่อยู่ระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ



รูปที่ 2.14 ความสัมพันธ์แกนไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I และ aVF

ก. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางซ้าย Left Axis Deviation

ข. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางขวา Right Axis Deviation

## 2.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

2.9.1 Normal Sinus Rhythm หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติ ซึ่งจะเริ่มต้นที่ตำแหน่ง SA node ทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนในอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะที่เกิดขึ้นจะสม่ำเสมอ โดยจะปรากฏคลื่น P เป็นคลื่นหัวตั้งใน ลีด I, II และ aVF ส่วนคลื่น T จะหัวตั้งเสมอในลีด I และ II และหัวกลับเสมอใน aVR ส่วนใน aVL, aVF และลีด III นั้น คลื่น T อาจจะตั้งหรือหัวกลับก็ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีรูปร่างอ้วนหรือหน้าอกหนาๆ คลื่น QRS จะมีขนาดลดลงเนื่องจากไขมันที่ผนังหน้าอกนำไฟฟ้าได้ไม่ดีเท่ากับกล้ามเนื้อ สำหรับผู้สูงอายุก็เช่นกัน เนื้อหนังต่างๆ นำไฟฟ้าได้ไม่ค่อยดีเท่ากับคนอายุน้อย

ตารางที่ 2.1 ลักษณะสำคัญของ Normal Sinus Rhythm

อัตราการเต้น ( Rate )	ประมาณ 60 – 100 ครั้งต่อนาที
จังหวะ ( Rhythm )	สม่ำเสมอ ( Regular )
คลื่น P ( P Wave )	หัวตั้งในลีด I , II , aVF

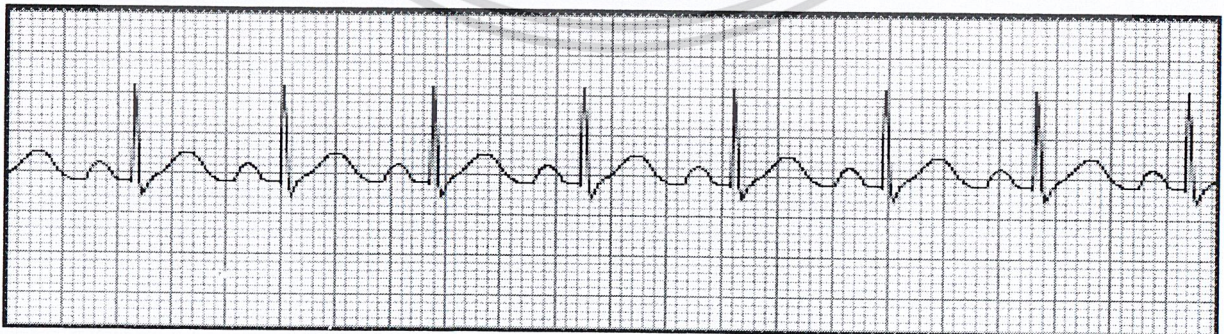


รูปที่ 2.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะปกติ

2.9.2 Sinus Tachycardia หมายถึง ความผิดปกติของหัวใจที่มีลักษณะของอัตราการเต้นที่เร็วผิดปกติ คือ สูงกว่า 100 ครั้ง/นาที แต่มักจะไม่ถึง 160 ครั้ง/นาที มีจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้า คือ ตำแหน่ง S-A สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic) ทำงานมากเกินไป ซึ่งอาจเป็นผลมาจากไข้สูง วิตกกังวลหรือออกกำลังกายมากไป อย่างไรก็ตาม ลักษณะของ Sinus Tachycardia อาจบ่งชี้ว่าผู้ป่วยนั้นอาจมีภาวะหัวใจวายได้ เนื่องจากเป็นลักษณะการทำงานชดเชยของหัวใจเพื่อให้มีเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้อย่างเพียงพอ

ตารางที่ 2.2 ลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia

อัตรา (Rate)	ปกติ 100 – 150 ครั้งต่อวินาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ แต่ถ้าอัตราการเต้นเร็วมาก อาจทำให้เห็นคลื่น P ไม่ชัดเจนเพราะจะไปอยู่ใกล้กับคลื่น T มาก
ช่วง P – R (P – R Interval)	ปกติ แสดงว่าการนำสัญญาณจากตำแหน่ง S - A ไปยังตำแหน่ง A - V ไม่มีการรบกวน
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ

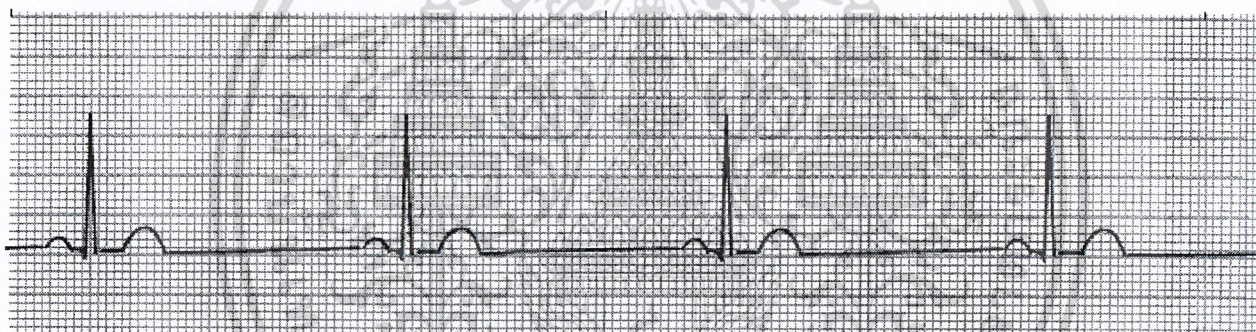


รูปที่ 2.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Tachycardia

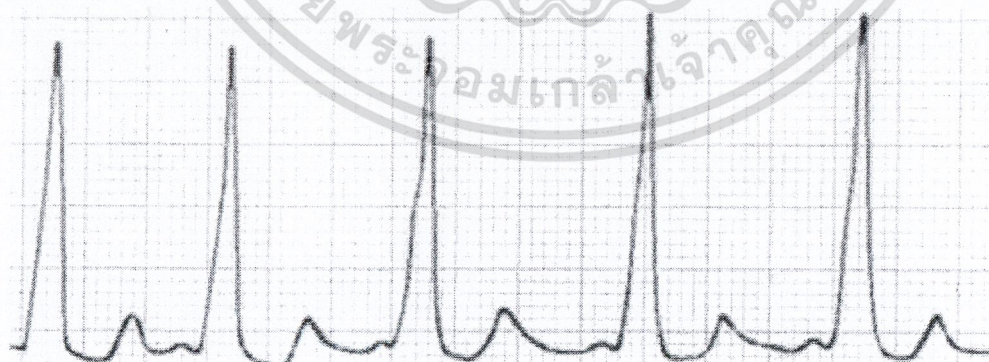
2.9.3 Sinus Bradycardia หมายถึง ภาวะที่จังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ ใดๆ ที่มีจุดเริ่มต้นจากตำแหน่ง S-A เช่นกัน แต่ตำแหน่ง S-A ให้กำเนิดอัตราการเต้นของหัวใจช้าประมาณ 40-60 ครั้ง/นาที โดยทั่วไปแล้วเราจะพบภาวะเช่นนี้ได้ในช่วง 2-3 ชั่วโมงแรกหลังการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายอย่างเฉียบพลัน อัตราการเต้นของหัวใจที่ช้านี้อาจเป็นผลมาจากระบบประสาทพาราซิมเพทติก(Para-Sympathetic) ที่ควบคุมการทำงานของตำแหน่ง S-A หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพอ จากยาหรือจากองค์ประกอบอื่นๆ เป็นต้น

### ตารางที่ 2.3 ลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia

อัตรา ( Rate )	40 – 60 ครั้งต่อวินาที หรือช้ากว่านี้
จังหวะ ( Rythm )	สม่ำเสมอ
คลื่น P ( P Wave )	ปกติ
ช่วง P – R ( P – R Interval )	ปกติ คลื่น P จะนำหน้าคลื่น QRS เสมอ



รูปที่ 2.17 ภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่จังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ

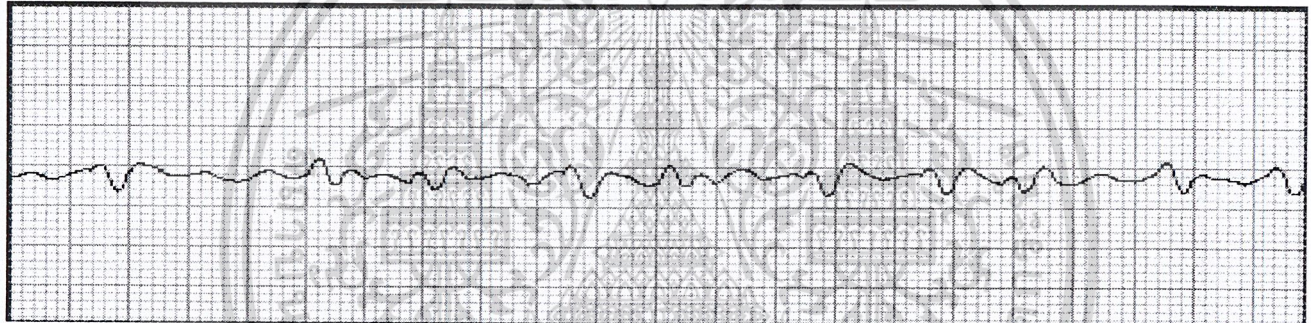


รูปที่ 2.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia)

2.9.4 Ventricular Fibrillation คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายหดตัวไม่พร้อมเพรียงกันทุกเซลล์ เนื่องจากมีจุดเริ่มสัญญาณที่ความถี่สูงมาก การตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละเซลล์ไม่สัมพันธ์กัน เกิดการสั้นพลิ้วของหัวใจทำให้หัวใจไม่สามารถทำงานได้เลย ทำให้ผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ภายในเวลา 3-5 นาที

ตารางที่ 2.4 ลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation

อัตรา ( Rate )	เร็วมาก
จังหวะ ( Rythm )	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P ( P Wave )	สังเกตไม่ได้
ช่วง P – R ( P – R Interval )	สังเกตไม่ได้
คลื่น QRS ( QRS Complex)	ผิดปกติ รูปร่างแปลก ไม่สามารถแยกคลื่น P คลื่น QRS และคลื่น T ได้

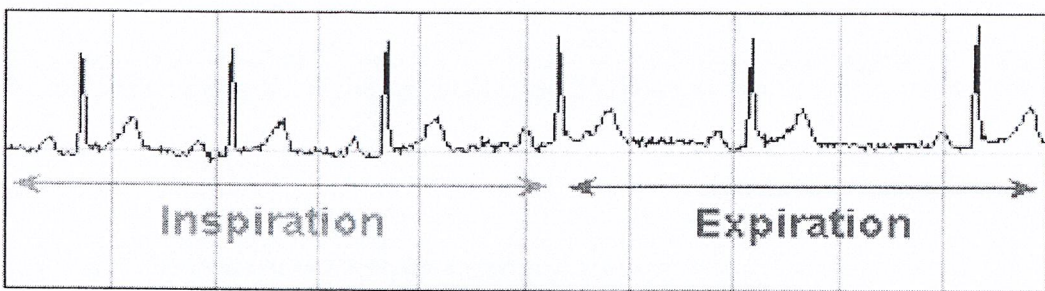


รูปที่ 2.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation

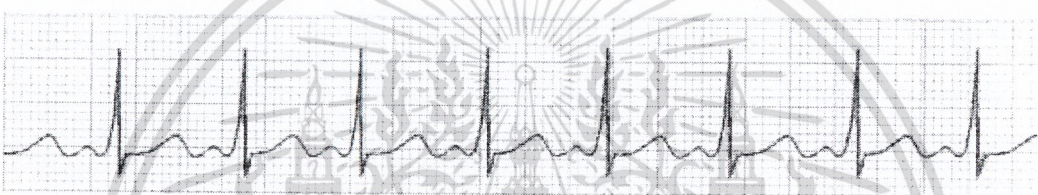
2.9.5 Respiratory Sinus Arrhythmia เป็นภาวะที่พบได้บ่อยและถือเป็นสิ่งปกติ เกิดจากเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ควบคุมตำแหน่ง S-A มากหรือน้อย ตามจังหวะการหายใจ ซึ่งเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) จะถูกควบคุมโดยรับความดัน (Pressure Receptor) ที่อยู่ในปอด ทำให้ขณะหายใจเข้า หัวใจจะเต้นเร็วขึ้นและขณะหายใจออก หัวใจจะเต้นช้าลง เมื่อพิจารณาคลิ้นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเร็วและช้าสลับกัน ส่วนรูปลคลื่นต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะปกติทุกอย่าง บางครั้งเราอาจพบร่วมกับภาวะ Sinus Bradycardia ได้บ่อยๆ ภาวะนี้พบได้บ่อยมากในเด็ก ซึ่งจะสังเกตเห็นได้ง่ายและชัดเจนกว่าในผู้ใหญ่

ตารางที่ 2.5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus Arrhythmia

อัตรา ( Rate )	ปกติ
จังหวะ ( Rythm )	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P ( P Wave )	ปกติ
ช่วง P – R ( P – R Interval )	คงที่ตลอดเวลา
คลื่น QRS ( QRS Complex)	ปกติ



รูปที่ 2.20 ภาวะ Sinus Arrhythmia จากการหายใจในขณะที่หายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ



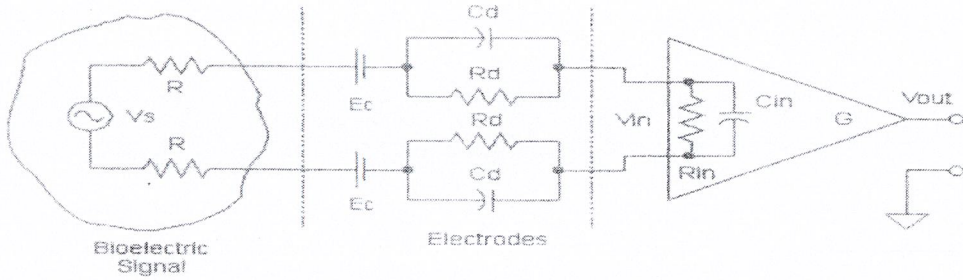
รูปที่ 2.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism)

เราสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาวิเคราะห์หาภาวะของหัวใจที่ผิดปกติได้แต่ควรตระหนักว่าการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทางไฟฟ้ากับกายวิภาคของหัวใจ ไม่จำเป็นต้องสัมพันธ์กัน คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติอาจไม่ได้หมายความว่าต้องมีพยาธิสภาพเกิดขึ้นในหัวใจเสมอไป ในทำนองเดียวกันความผิดปกติของหัวใจทุกชนิด ไม่จำเป็นต้องมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ ดังนั้นจึงควรใช้เครื่องมืออย่างอื่นมาประกอบการวินิจฉัยด้วย เช่น ประวัติการตรวจร่างกายและข้อมูลอื่นๆ ที่ได้จากผู้ป่วย ไม่ควรที่จะวิเคราะห์โรคโดยอาศัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่เพียงอย่างเดียว

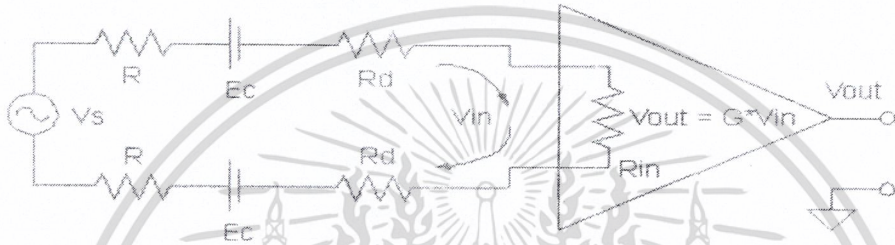
### 2.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่ว ๆ ไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กประมาณ 1 มิลลิโวลต์ เพื่อให้ได้สัญญาณที่มากพอจึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูง และต้องจำกัดวงจรให้ขยายสัญญาณเฉพาะช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (0.05-100 เฮิร์ตซ์ สำหรับการวินิจฉัย) ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้

2.10.1 มีอิมพีแดนซ์ขาเข้า (Input Impedance) ที่สูง บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังจะเกิดความต้านทานที่สูงมาก ดังนั้น วงจรขยายต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังให้มากที่สุด เพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสน้อยที่สุด



รูปที่ 2.22 วงจรสมมูลของการวัดสัญญาณจากร่างกาย



รูปที่ 2.21 วงจรสมมูลสำหรับการวัดสัญญาณความถี่ต่ำมากๆ จากร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากภาพที่ 2-22 และ 2-23 เมื่อ

$V_s$  = สัญญาณจากร่างกาย

$R$  = ความต้านทานของเนื้อเยื่อ

$R_{in}$  = อิมพีแดนซ์ขาเข้าของวงจรถ่าย

$C_{in}$  = การเก็บประจุขาเข้าของวงจรถ่าย

จากกฎของโอห์ม (Ohm's Law) เราสามารถหาค่ากระแส (i) ในภาพที่ 2-23 ได้ คือ

$$V_s = (2R + 2R_d + R_{in}) \times I$$

$$I = \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times V_s \tag{2.6}$$

และความสัมพันธ์ของสัญญาณที่เข้าสู่วงจรถ่าย ( $V_{in}$ ) คือ

$$V_{in} = I \times R_{in}$$

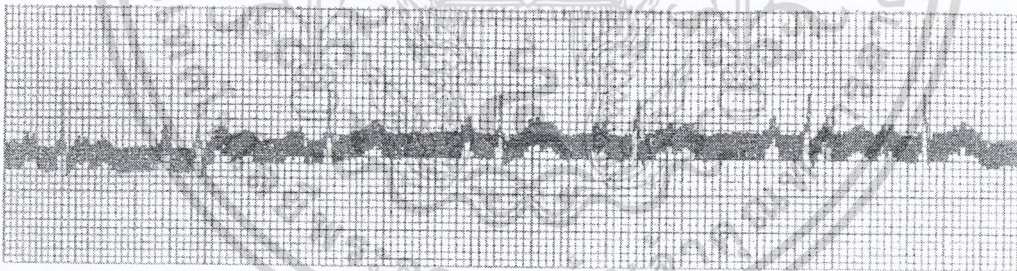
$$= \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times V_s \times R_{in} \tag{2.7}$$

สัญญาณที่ได้จากวงจรถยาย (Vout) จะเท่ากับ

$$\begin{aligned} V_{out} &= G \times V_{in} \\ &= \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times G \times V_s \end{aligned} \quad (2.8)$$

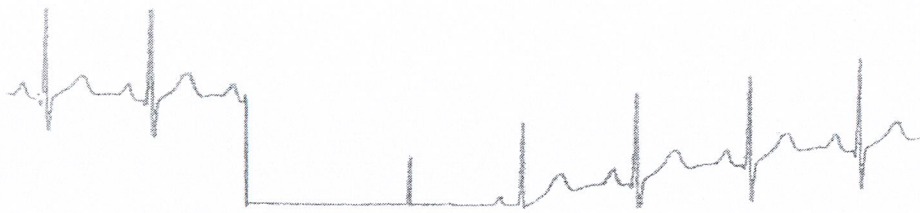
จากสมการที่ 2-8 สรุปได้ว่า วงจรถยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้า ( $R_{in}$ ) ที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ( $R$ ) ให้มากที่สุดเพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกจากวงจร (Vout) มีค่ามากที่สุด

2.10.2 มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ซึ่งก็คืออัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดที่สูง เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก สัญญาณอื่น ๆ จึงอาจเข้ามารบกวนได้ง่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จากแหล่งจ่ายไฟทั่วไป ซึ่งสัญญาณรบกวนดังกล่าวอยู่ในช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการเลือกใช้อุปกรณ์ที่มีอัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมด (CMRR) สูง คือ การมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Mode) สูง และอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ ทำให้วงจรถยายเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนเชียล และกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

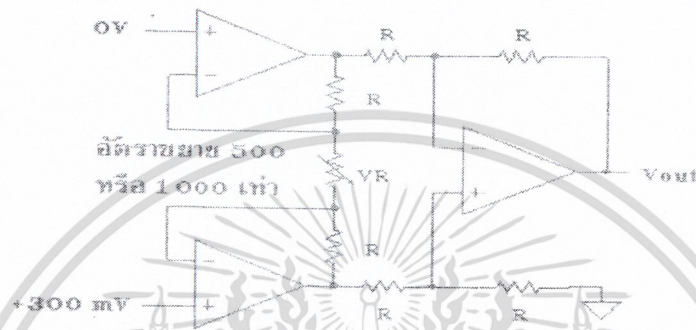


รูปที่ 2.24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับปนเข้ามา

2.10.3 ตอบสนองค่าความถี่ต่ำได้ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยสัญญาณความถี่ต่ำมาก ๆ (0.05Hz) ซึ่งใกล้เคียงกับสัคย์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้น วงจรถยายจะต้องตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดี แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ที่ต่ำมาก ๆ เมื่อเกิดสัคย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสตรง (DC Offset) จากการขยับตัวของร่างกายหรือหากความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง สัคย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสตรงจะถูกขยายมาด้วย ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหากสัคย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรถยายอิ่มตัว เกิดเป็นแรงดันไฟตกค้างอยู่ที่เกือบเท่ากับสัคย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) เป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้



รูปที่ 2.25 การอิมิตัวของวงจรถายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ



รูปที่ 2.26 วงจรถายสัญญาณแบบทั่วไป

จากภาพที่ 2-26 หากวงจรถายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายที่สูงมาก เช่น 500 หรือ 1,000 เท่าเมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซตสูง 300 มิลลิโวลต์ (ตามมาตรฐานของ AAMI) ที่ขาข้างใดข้างหนึ่งของวงจรถายจะทำให้วงจรถายเกิดการอิมิตัวจนไม่สามารถทำงานได้[11] ทางแก้ปัญหาคือการอิมิตัวของวงจรถายคือการออกแบบวงจรถายให้มีอัตราขยายที่น้อยและเพิ่มวงจรถายป้อนกลับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Restoration Amplifier) เพื่อป้อนกลับศักย์ไฟฟ้าไปหักล้างกับศักย์ไฟฟ้า ออฟเซต ให้หมดไป

## 2.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย

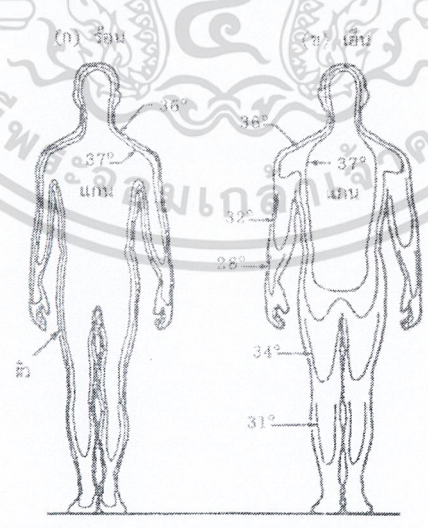
### 2.11.1 อุณหภูมิร่างกาย

หมายถึง อุณหภูมิในส่วนแกนกลางของร่างกาย ได้แก่ สมอง ช่องอก และช่องท้อง ซึ่งเป็นแหล่งรวมของอวัยวะที่มีบทบาทสำคัญต่อการดำรงชีวิต ร่างกายจะตอบสนองต่อระดับอุณหภูมิต่างๆ กันโดยทั่วไปร่างกายจะรู้สึกหนาวมาก, เย็น, สบาย, อุ่น และร้อนในช่วงอุณหภูมิดังนี้ คือ 0-18 °C, 18-22°C, 27-33°C, 33-37°C, 37-40°C ตามลำดับ อวัยวะรับความรู้สึกแต่ละชนิดจะอยู่กระจายทั่วไปและมีความหนาแน่นแตกต่างกันตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น บริเวณหน้าอก, แขน และขา จะมีอวัยวะที่รับความรู้สึกเย็นอยู่หนาแน่นมากกว่าบริเวณใบหน้า ทำให้เวลาอากาศหนาวเราสามารถเปิดเผยบริเวณใบหน้าได้โดยไม่เกิดการปรับตัวของศูนย์ควบคุมอุณหภูมิร่างกายเหมือนกับ

การเปิดเผยบริเวณหน้าอก, แขน และ ขา ด้วยเหตุนี้เราจึงควรระมัดระวังการเปิดเผย ร่างกาย บางส่วนโดยไม่จำเป็น เนื่องจากอาจกระตุ้นให้เกิดการปรับตัวของอุณหภูมิร่างกายตามมาได้

2.11.2 การควบคุมอุณหภูมิร่างกายมนุษย์

ประกอบด้วยการทำงาน 2 ส่วน ที่เชื่อมโยงกัน คือ ส่วนแกนกลาง ซึ่งเป็นแหล่งที่มีการผลิตความร้อนและส่วนเปลือกนอก ซึ่งมีการรักษาหรือระบายความร้อน กระบวนการทั้งสองต้องทำงานให้ได้สมดุลกันอยู่ตลอดเวลา เพื่อรักษาภาวะสมดุลของสิ่งแวดล้อมภายใน (Homeostasis) ร่างกายให้คงที่ ถ้าอุณหภูมิลดลง ร่างกายจะพยายามลดการสูญเสียความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังหดตัวและกระตุ้นกลไกการสร้างความร้อนเพิ่มขึ้น แต่ถ้าอุณหภูมิเกินสูงกว่าปกติ ร่างกายจะเร่งการระบายความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังขยายตัวเพื่อเพิ่มการขับเหงื่อ และควบคุมการสร้างความร้อนให้เกิดขึ้นน้อยที่สุดอุณหภูมิร่างกายถูกควบคุมโดยสมองไฮโปทาลามัส(Hypothalamus) ถ้าร่างกายได้รับความร้อนไม่เพียงพอและไม่มีการออกกำลังภายในภาวะเช่นนี้ ร่างกายจะมีอาการหนาวสั่น ซึ่งเป็นการหดตัวและคลายตัวโดยไม่ตั้งใจ (Involuntary) ของกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุม (Voluntary Muscle)ซึ่งจะก่อให้เกิดเมตาบอลิซึมของกล้ามเนื้อเกิดความร้อนเพิ่มมากขึ้นความร้อนที่เกิดจากเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย ถูกนำออกสู่ผิวภายนอกโดยการนำความร้อน แต่เนื่องจากเนื้อเยื่อนำความร้อนได้ไม่ดี ร่างกายจึงอาศัยระบบการไหลเวียนเลือดเป็นตัวพาความร้อน ไประบายออกทางผิวหนัง ซึ่งถ้าผิวหนังมีลักษณะบางจะนำความร้อนได้ดีกว่าผิวหนังที่หนา เนื่องจากบริเวณนั้นมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและมีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่าน ทำให้มีอุณหภูมิใกล้เคียงกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย บริเวณที่ผิวหนังมีลักษณะบาง ได้แก่ ซอกคอ, รักแร้, ข้อพับ และขาหนีบ เป็นต้น



รูปที่ 2.27 อุณหภูมิที่บริเวณต่างๆของร่างกาย ขณะอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่ร้อนและเย็นตามลำดับ

### 2.11.3 อิทธิพลของอุณหภูมิภายในร่างกายที่มีต่อการทำงานของหัวใจ

อุณหภูมิภายในร่างกายที่ลดลงจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา โดยเฉพาะการทำงานของหัวใจ กล่าวคือ เมื่อร่างกายมีอุณหภูมิในระยะแรกอัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจจะเพิ่มขึ้น เพื่อเพิ่มการนำออกซิเจนและอาหาร ไปยังเนื้อเยื่อและจัดการคาร์บอนไดออกไซด์ รวมถึงของเสียอื่น ๆ ซึ่งถ้าอุณหภูมิภายในร่างกายยังคงลดลงเรื่อย ๆ อัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจก็จะลดลง, อัตราการเต้นของหัวใจช้าลง เนื่องจากตำแหน่ง S-A ถูกกด, การนำสัญญาณไฟฟ้าสู่หัวใจห้องล่างจะช้าลง ซึ่งในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่า ช่วง P-R (P-R Interval) ยาวขึ้น และอาจพบคลื่น J (J Wave) หรือคลื่นออสบอร์น (Osborn Wave) ได้เช่นกัน



รูปที่ 2.28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะของคลื่น J (J Wave)

ถ้าอุณหภูมิลดลงถึง 32 องศา จะทำให้หัวใจเต้นผิดปกติหวัะ เช่น Atrial Flutter, Atrial Fibrillation และ A-V Block ชนิดต่าง ๆ และเมื่ออุณหภูมิร่างกายลดเหลือ 28 องศา มักพบการเต้นผิดปกติของหัวใจเป็นแบบ Ventricular Fibrillation, ความหนืดของเลือดเพิ่มขึ้น, เม็ดเลือดขาวและเกร็ดเลือดลดลงเนื่องจากม้ามและตับหยุดทำงานในกรณีที่ร่างกายมีอุณหภูมิสูงกว่าปกติ คือ สูงเกิน 37.5 องศา ขึ้นไปจะส่งผลโดยตรงต่อการปล่อยจังหวะการกระตุ้น ของตำแหน่ง S-A ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจจะสูงขึ้นด้วย เช่น ในคนที่ป่วยไข้ หัวใจจะเต้นเร็วกว่าปกติ และหากอุณหภูมิร่างกายสูงมาก ๆ อาจเหนี่ยวนำให้กลุ่มเส้นใยพัวร์คินเย (Purkinje Fibers) กลายเป็นตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker) ซึ่งมีผลทำให้หัวใจทำงานผิดปกติได้

### 2.11.4 ปัจจัยที่ทำให้อุณหภูมิในร่างกายเปลี่ยนแปลง

2.11.4.1 อายุ ในเด็กแรกเกิด ศูนย์ควบคุมอุณหภูมิยังพัฒนาได้ไม่ดี อุณหภูมิจึงขึ้น ๆ ลง ๆ ในช่วง 36.0-37.7 องศา ต่างกับผู้สูงอายุ ซึ่งเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและหลอดเลือดมีการเปลี่ยนแปลงทำให้เลือดมาบริเวณผิวหนังลดลง อุณหภูมิภายในวัดได้จึงค่อนข้างต่ำเฉลี่ยประมาณ 36.0 องศา ในเด็กอ่อนและผู้สูงอายุถ้าเผชิญความหนาวอย่างรุนแรงอาจเข้าสู่ภาวะอุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติ (Hypothermia) ซึ่งอุณหภูมิของร่างกายอาจลดต่ำถึง 35 องศา

2.11.4.2 ระยะครรภ์หรือระหว่างเกิดการตกไข่ ในผู้หญิงอทธิพลของฮอร์โมนโปรเจสเตอโรน (Progesterone) ภายหลังจากตกไข่ (Ovulation) ในส่วนท้ายของระยะรอบเดือนจะทำให้อุณหภูมิของร่างกายเพิ่มขึ้นประมาณ 0.3-1.0 องศาเซลเซียส ซึ่งก่อนจะมีการตกไข่ อุณหภูมิของร่างกายจะลดลงเล็กน้อย ดังนั้น การวัดอุณหภูมิร่างกายทุก ๆ เช้า อาจนำไปใช้กำหนดระยะเวลาของการตกไข่เพื่อใช้ศึกษากรณีที่ผู้หญิงมีบุตรยากได้

2.11.4.3 การทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคี้ยวหมากฝรั่งนาน 2-3 นาที ก็สามารถเพิ่มอุณหภูมิในช่องปากได้ถึง 0.5 องศาเซลเซียส การเกร็งของกล้ามเนื้อก็ทำให้อุณหภูมิเพิ่มขึ้นได้ประมาณ 2.7 องศาเซลเซียสหรือภายหลังจากการออกกำลังกายอุณหภูมิร่างกายจะมากกว่า 37.8 องศาเซลเซียส

2.11.4.4 ช่วงเวลาในรอบวัน แม้อุณหภูมิร่างกายจะค่อนข้างคงที่อยู่ที่ 36.9 องศาเซลเซียส แต่ก็อาจมีการขึ้น ๆ ลง ๆ ได้ตลอดเวลา ตามปกติอุณหภูมิของร่างกายจะต่ำที่สุดในตอนดึก (02.00-04.00น.) และสูงสุดในตอนเย็น (16.00-18.00น.) อุณหภูมิภายในร่างกายคนปกติจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากสุด 0.76 องศาเซลเซียส ในช่วงเวลา 24 ชั่วโมง

2.11.4.5 สภาวะทางด้านจิตใจและด้านอารมณ์ ในภาวะที่ร่างกายตึงเครียดหรือเกิดอารมณ์รุนแรง อาจทำให้อุณหภูมิขึ้น ๆ ลง ๆ อยู่ในช่วง 37-38 องศาเซลเซียส ได้เช่นกัน

2.11.5 ตำแหน่งที่วัดอุณหภูมิของร่างกายอาศัยหลักเกณฑ์ทั่วไป คือ ต้องเป็นบริเวณที่หลอดเลือดแดงใหญ่ไหลผ่านและสามารถวัดได้กับผู้ป่วยทุกลักษณะ บริเวณดังกล่าว ได้แก่

2.11.5.1 ภายในช่องปาก บริเวณใต้ลิ้นเป็นแหล่งรวมของหลอดเลือดมากมาย และมีหลอดเลือดแดงทอดผ่านบริเวณโคนลิ้น (Sublingual Artery) ถ้าหากปากปิดสนิท อุณหภูมิภายในช่องปากอาจเป็นค่าเดียวกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย

2.11.5.2 ช่องคลอด (Vagina) เป็นอีกบริเวณหนึ่งที่มีเนื้อเยื่อเยื่ออบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมาก

2.11.5.3 บริเวณช่องทวารหนัก ภายในเยื่อบุลำไส้ใหญ่มีความอบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมากเช่นกัน

2.11.5.4 บริเวณรักแร้ มีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่านในระดับต้นและมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อย สามารถหุบให้มีลักษณะเป็นวอก ช่วยชะลอการสูญเสียความร้อนไม่ให้เกิดขึ้นเร็ว อุณหภูมิตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมีค่าแตกต่างกันเล็กน้อย เช่น อุณหภูมิที่วัดทางช่องทวารหนักจะสูงกว่าช่องปากประมาณ 0.8 องศาเซลเซียส อุณหภูมิที่วัดจากรักแร้จะต่ำกว่าที่วัดได้จากช่องปากประมาณ 0.6 องศาเซลเซียส แต่ก็อาจให้ค่าที่ถูกต้องกว่าการวัดอุณหภูมิจากช่องปาก ในกรณีที่ผู้ป่วยมีบาดแผลบริเวณปากหรือต้องหายใจทางปาก จะทำให้อุณหภูมิของช่องปากลดลงเหลือ 36.0 องศาเซลเซียส ซึ่งต่ำกว่าอุณหภูมิจากส่วนกลางของร่างกาย

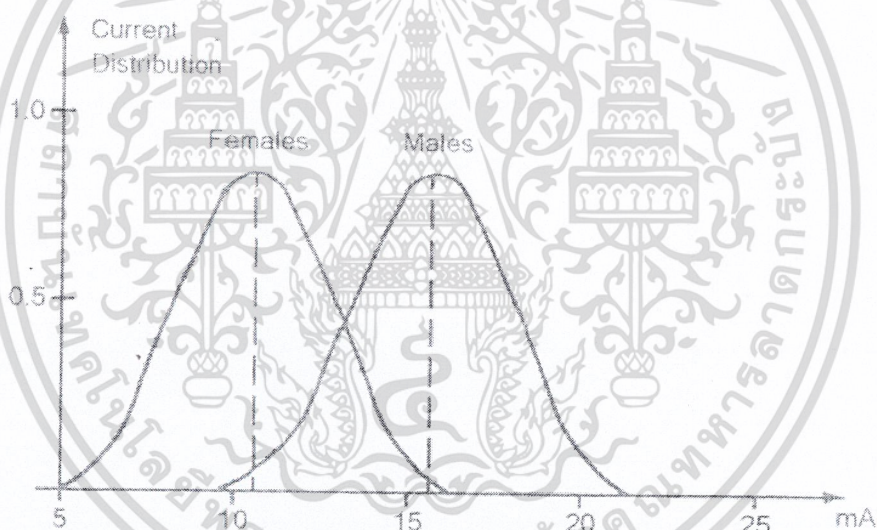
ตารางที่ 2.6 แสดงอุณหภูมิที่วัดได้จากตำแหน่งต่างๆ

ตำแหน่งที่วัด	ช่วงอุณหภูมิ (°ซ)
ปาก	36.0 – 37.5
ทวารหนัก	36.5 – 38.0
รักแร้	35.5 – 37.0

## 2.12 อันตรายของไฟฟ้าและการป้องกัน

### 2.12.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้าในการวัดสัญญาณทางชีวการแพทย์

เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านมีอาการเกร็งหรือช็อก (Shock) จนไม่สามารถควบคุมได้ โดยเฉพาะหากเป็นบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจอาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้



รูปที่ 2.29 ความน่าจะเป็นของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย

ในภาพที่ 2-29 แสดงความน่าจะเป็นของการได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้า พบว่าผู้หญิงจะทนกระแสไฟฟ้าได้น้อยกว่าผู้ชาย และผู้หญิงจะได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้าได้มากกว่าผู้ชายเมื่อได้รับในปริมาณที่เท่ากัน

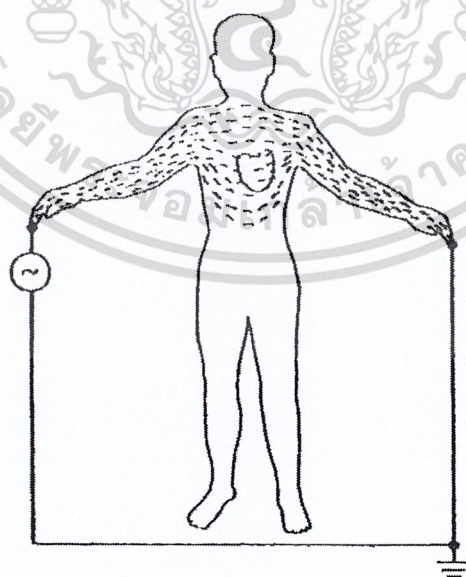
ตารางที่ 2.7 ผลของกระแสไฟฟ้าต่อร่างกาย

ปริมาณกระแสไฟฟ้า	คำจำกัดความ	อาการที่แสดง
1 มิลลิแอมป์	กระแสที่ทำให้ร่างกายเริ่มมีการตอบสนอง	เริ่มรู้สึกคันเล็กน้อย

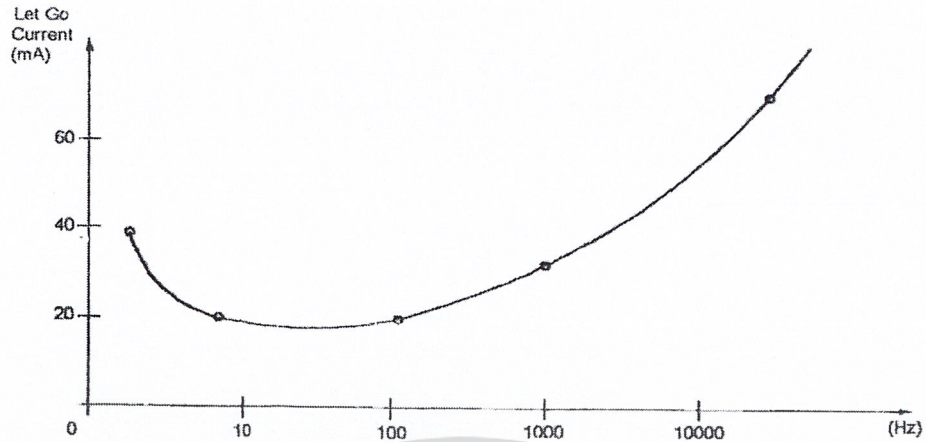
5 มิลลิแอมป์	ปริมาณกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่ไม่ทำให้ร่างกายเกิดอันตราย	เริ่มรู้สึกเจ็บและเกิดการกระตุ้นเส้นประสาท
16 มิลลิแอมป์	เกิดกระแสไฟฟ้า Let - Go	ไม่สามารถบังคับกล้ามเนื้อได้
50 มิลลิแอมป์	-	เกิดบาดแผลและหมดสติ
10 มิลลิแอมป์ ถึง 3 มิลลิแอมป์	-	หัวใจหยุดเต้น

เราจะแบ่งชนิดของการเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลผ่านร่างกายออกเป็น 2 ชนิด คือ

2.12.1.1 มาโครช็อก (Macroshock) หมายถึงอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่มากกว่า 0.5 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายทำให้เกิดการหดเกร็งของกล้ามเนื้อทรวงอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจเป็นอัมพาตและศูนย์ควบคุมการหายใจในสมองได้รับความเสียหายก่อให้เกิดการหายใจล้มเหลวหากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าเป็นเวลานาน ๆ ถึงแม้ว่าจะเป็นกระแสไฟฟ้าจำนวนน้อย ๆ ก็ตามก็อาจเกิดอันตรายได้ เช่น กระแสไฟฟ้าที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let - Go (Let - Go Current) ซึ่งเป็นปริมาณกระแสไฟฟ้าที่มีผลทำให้เราไม่สามารถควบคุมร่างกายได้ ซึ่งการเกิดกระแสไฟฟ้า Let - GO นั้นขึ้นอยู่กับความถี่ของกระแสไฟฟ้าที่ร่างกายได้รับด้วย ยกตัวอย่างในภาพที่ 2-36 จะเห็นได้ว่าหากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ เพียงแค่ 20 มิลลิแอมป์ ก็จะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let - Go ได้ แต่ถ้าร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าที่มีความถี่สูงมากกว่า 50 เฮิร์ตซ์ขึ้นไป ร่างกายก็ต้องได้รับกระแสในปริมาณที่มากกว่า 20 มิลลิแอมป์ จึงจะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let - Go ได้

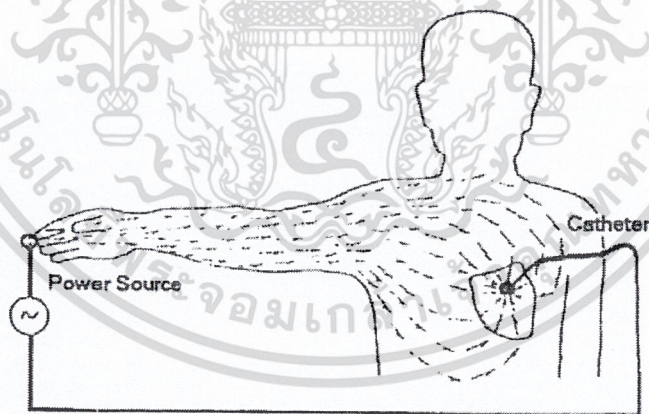


รูปที่ 2.30 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะมาโครช็อก



รูปที่ 2.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ทำให้กระแสไฟฟ้า Let – Go และความถี่ของกระแสไฟฟ้า

2.12.1.2 ไมโครช็อก (Microshock) อาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่น้อยกว่า 1 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายโดยตรงโดยไม่ผ่านผิวหนัง (ความต้านทานผิวหนังในร่างกายประมาณ 500 โอห์ม) ทำให้กระแสไฟฟ้าสามารถไหลผ่านร่างกายได้โดยสะดวก อันจะทำให้หัวใจเกิดภาวะ Ventricular Fibrillation ซึ่งถึงแก่ชีวิตได้



รูปที่ 2.32 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะไมโครช็อก

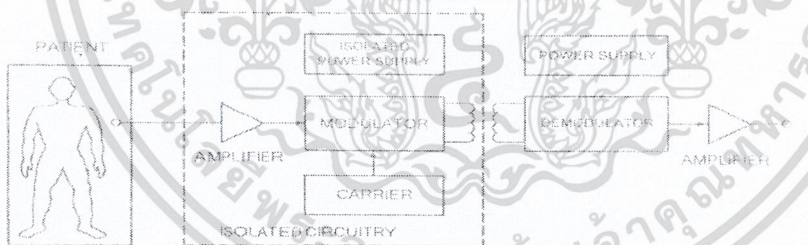
#### 2.12.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหล

การป้องกันอันดับแรก คือ การแยกผู้ป่วยออกจากระบบแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าทั่วไป วิธีป้องกันแบบอื่น ๆ คือ การทำให้บริเวณที่อยู่รอบ ๆ คนไข้หรือส่วนอื่น ๆ ที่สามารถนำไฟฟ้าได้ เช่น เตียงให้ต่อกับสายดินให้หมด ซึ่งความต้านทานของสายดินที่ต่อจะต้องมีค่าต่ำกว่า 1 โอห์ม สำหรับการป้องกันอันตรายจากการวัดสัญญาณ มีดังนี้

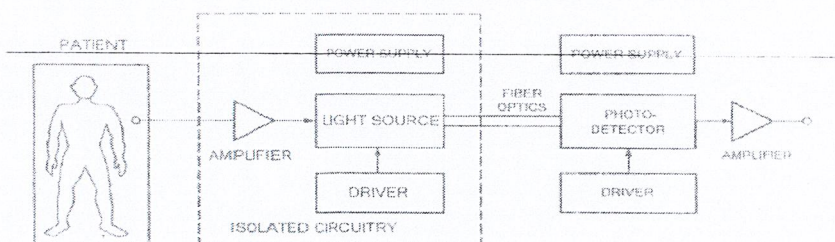
2.12.2.1 การใช้วงจรถ่ายที่มีการแยกส่วนกัน (Isolation Amplifies) ซึ่งเป็นการแยกกันระหว่างส่วนการทำงานของเครื่องและส่วนที่ติดกับตัวผู้ป่วย เพื่อป้องกันอันตรายที่เกิดจากไมโครชิคโดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ติดกับผู้ป่วย (Isolate) และส่วนประมวลผลสัญญาณ (Non -Isolate) วงจรส่วนที่ติดกับผู้ป่วยจะประกอบด้วยวงจรถ่ายและวงจรอื่น ๆ ที่จำเป็น โดยจะใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าแยกจากส่วนอื่น ๆ สำหรับวิธีการเชื่อมต่อระหว่าง 2 ส่วนนี้จะประกอบด้วย 2 วิธีคือ การใช้หม้อแปลงความถี่สูง (High Frequency Transformer) และการใช้ตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto - Isolator)

2.12.2.2 การใช้วงจรถัดไฟเมื่อเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล หรือที่เราเรียกว่า Ground Fault Circuit Breaker วิธีนี้ไม่สามารถตรวจจับกระแสรั่วไหลต่ำ ๆ อย่างไมโครชิคได้ ทำให้ป้องกันได้แต่อันตรายจากมาโครชิค และเมื่อเกิดกระแสรั่วไหลจากเครื่องมือวัดบางเครื่อง ระบบไฟฟ้าทั้งหมดจะถูกปิด ทำให้เครื่องมือช่วยชีวิตผู้ป่วยอื่น ๆ ที่ไม่เกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลต้องหยุดทำงานด้วย

2.12.2.3 การจำกัดกระแส เป็นการจำกัดกระแสที่ไหลผ่านอิเล็กทรอนิกส์ไม่ให้เกินกว่า 20 ไมโครแอมป์ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดไมโครชิค หรือกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let - Go (Let - Go Current) ซึ่งอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let - Go นี้อาจลดลงได้ด้วยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 50 - 60 เฮิร์ตซ์มาก ๆ



รูปที่ 2.33 แผนผังของการใช้วงจรถ่ายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยหม้อแปลงความถี่สูง



รูปที่ 2.34 แผนผังของการใช้วงจรถ่ายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง ( Opto - Isolator)

### บทที่ 3

## โครงสร้างการทำงานและการออกแบบวงจร

### 3.1 โครงสร้างการทำงาน

โครงงานนี้ประกอบไปด้วยส่วนหลักๆดังต่อไปนี้

1. Electrode Sensing

Electrode Sensing คือ เซนเซอร์ที่ใช้ตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วย

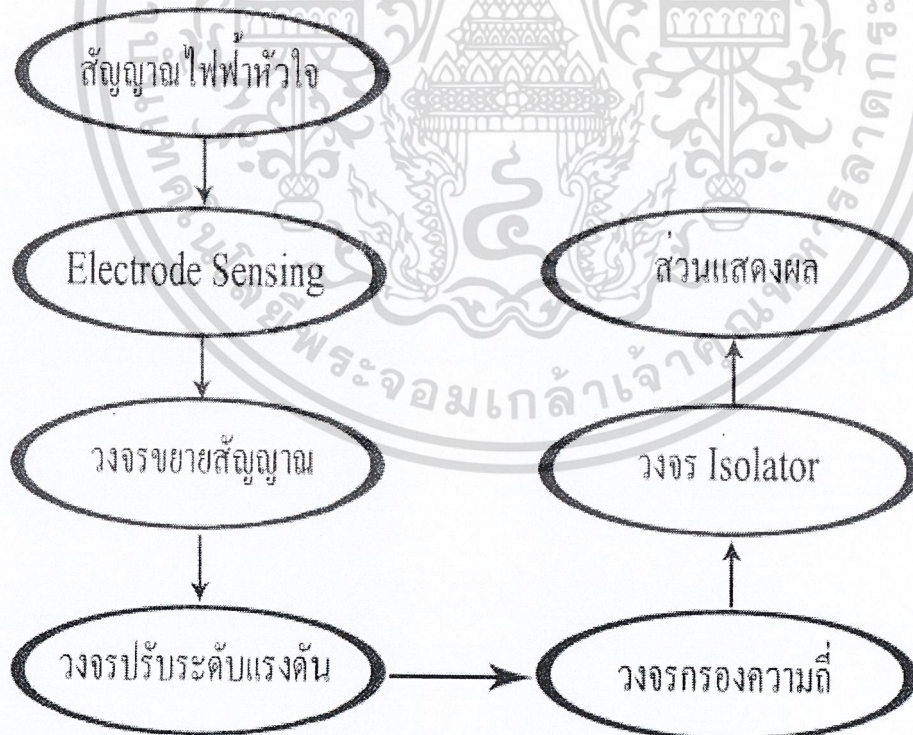
2. เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram ,ECG or EKG)

เครื่อง ECG ใช้สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3. วงจร Opto isolate

ใช้สำหรับการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างสองวงจรที่ต้องการแยกทางไฟฟ้าอย่างเด็ดขาดเพื่อป้องกันการย้อนกลับของกระแสไฟฟ้า

4. ขั้นตอนการทำงานของระบบ



รูปที่ 3.1 แสดงขั้นตอนการทำงานของระบบ

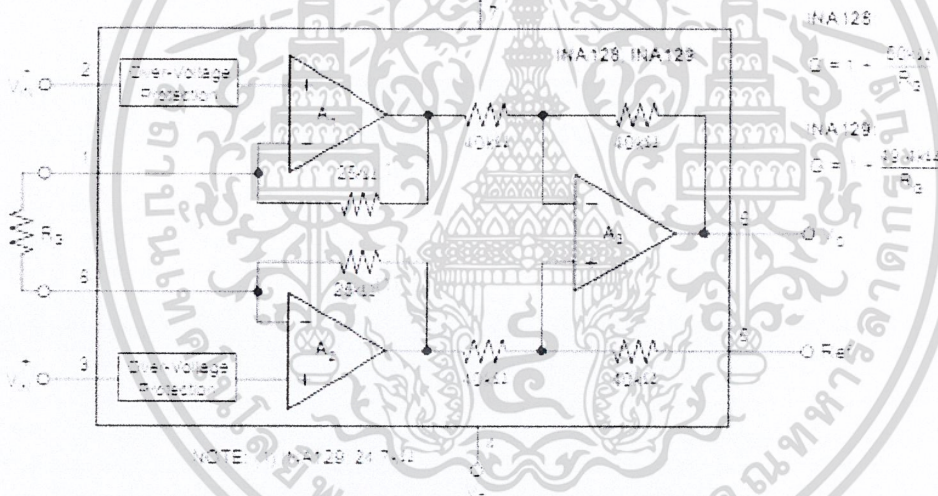
### 3.2 การออกแบบวงจร

#### 3.2.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชั้น

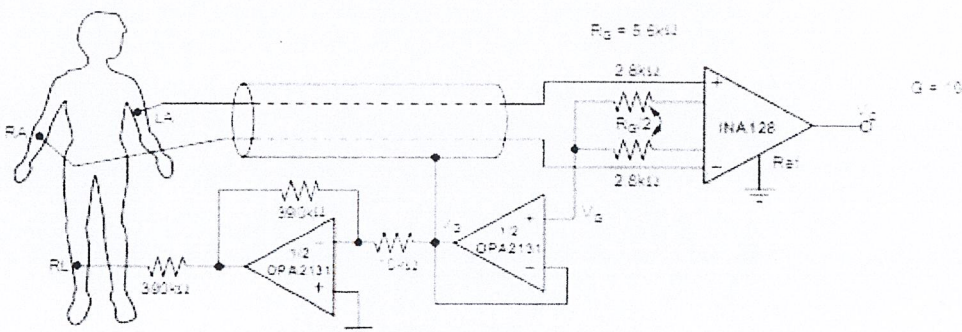
โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีขนาดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ จะมีความถี่อยู่ที่ 0.05 – 200 เฮิรตซ์ เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีขนาดสูงมากพอ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นวงจรขยายที่มีความพิเศษกว่าวงจรขยายสัญญาณทั่ว ๆ ไปอยู่หลายประการ ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้

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

วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชั้นที่ออกแบบนี้ จะใช้ตัว Instrument Amplifier เบอร์ INA128 เป็นตัวขยายสัญญาณ



รูปที่ 3.2 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชั้น แอมพลิไฟเออร์ เบอร์ INA128



รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนชั้น

จากรูปที่ 3.2 แสดงวงจรขยายอินสตรูเมนชั้น ที่ได้ออกแบบไว้แล้ว เราทราบจากทฤษฎีที่

กล่าวมาแล้วว่ามีอัตราขยายเท่ากับสมการที่ 3.1

$$G = 1 + (50k\Omega / R_G) \quad (3.1)$$

จากสมการ 3.1 เราแทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรดังรูปที่ 3.1 คือ  $R_G$  โดยจากวงจรเราต้องการกำหนดอัตราขยายคือ 10 เท่า เราสามารถคำนวณหาค่า  $R_G$  ที่ใช้ในวงจรได้ดังนี้

$$\text{Gain} = 1 + (50k\Omega / R_G)$$

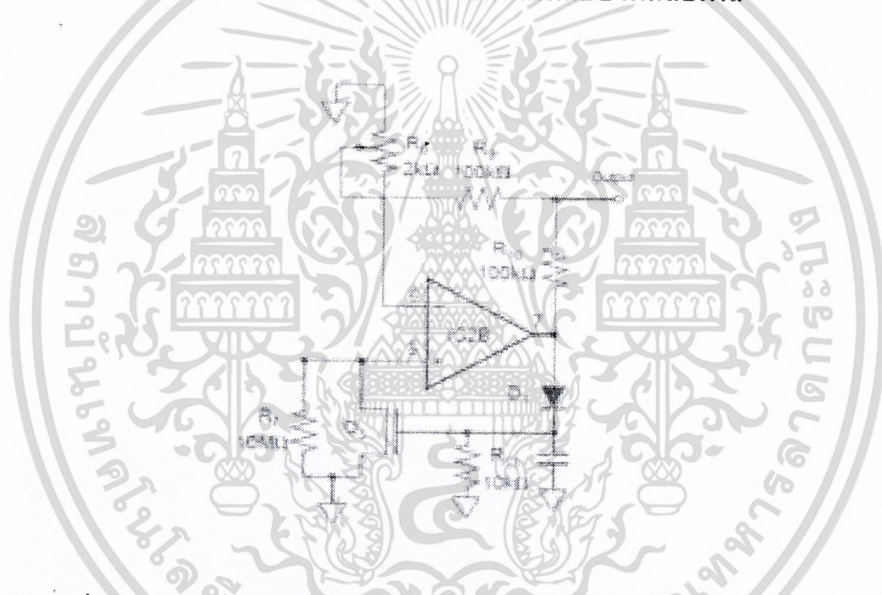
$$R_G = 50k\Omega / (\text{Gain} - 1)$$

$$R_G = 50k\Omega / (10 - 1)$$

$$R_G = 5555.55 \Omega$$

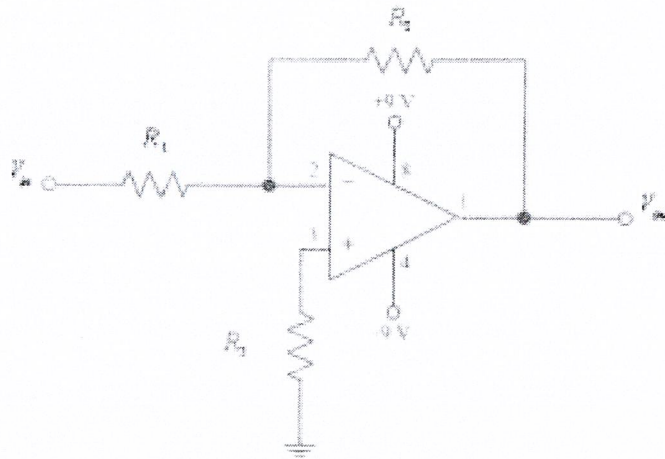
เพราะฉะนั้นเราจะได้อ่า  $R_G$  อยู่ที่ประมาณ  $5600 \Omega$  ในการออกแบบจะให้  $R_G$  เกิดจากตัวต้านทาน 2 ค่า คือ  $2.8k\Omega$  หรือก็คือ  $R_G / 2$  นั่นเอง ซึ่งจะต้องวงจรตามรูปที่ 3.4

### 3.2.2 วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส



รูปที่ 3.4 วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส

จากรูปที่ 3.4 จะเป็นวงจรที่ประกอบไปด้วย วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส ในส่วนของวงจรปรับระดับแรงดันจะประกอบไปด้วย Q3 R7 ทำหน้าที่ปรับระดับแรงดันให้ GND คงที่อยู่ตลอดเวลาโดยจะมีมอสเฟตเป็นตัวบังคับอัตราการใช้กระแส ทำให้แรงดันที่ขาเข้าของออปแอมป์ไม่เกิดการ floating และมอสเฟตยังทำหน้าที่ช่วยลดค่า Time Constant ของวงจรอีกด้วย ส่วนของวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟสจะประกอบด้วยตัวต้านทานได้แก่ R8, R9 และ R10 โดยจากวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟสทั่วไปเป็นดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.5 วงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส

จากรูปวงจรที่ 3.5 สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$V_{out} = (R_1/R_2) V_{in} \quad (3.2)$$

ซึ่งสามารถหาอัตราขยายได้จากสมการ

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

จากรูปวงจรที่ 3.5 จะได้ค่า  $R_1 = 1\text{k}\Omega$  (ปรับตัวต้านทานปรับค่าได้เป็น  $1\text{k}\Omega$ )

$$\text{ค่า } R_2 = 100\text{k}\Omega$$

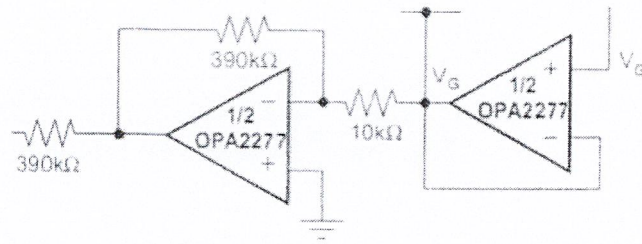
ซึ่งเมื่อแทนค่า  $R_1$  และ  $R_2$  ลงไปในสมการ (3.3) จะได้

$$\text{Gain} = 100\text{k}\Omega/1\text{k}\Omega$$

$$\text{ดังนั้น Gain} = 100 \text{ เท่า}$$

### 3.2.3 วงจรแอกทีฟกราวด์

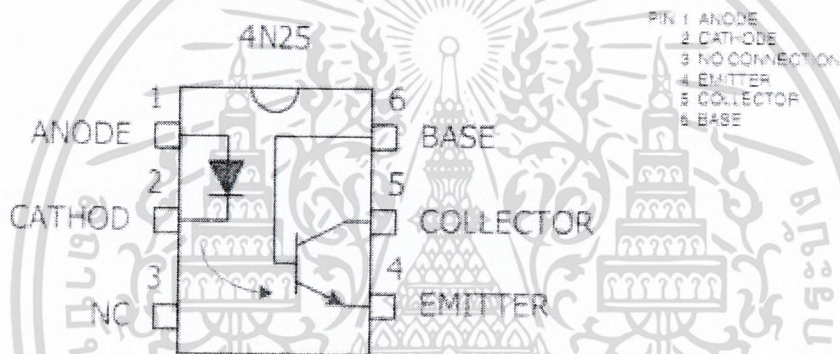
ในส่วนของวงจรแอกทีฟกราวด์จะใช้ IC เบอร์ OPA2277 โดยวงจรนี้จะต่อเข้ากับอิเล็กทรอนิกส์ที่ต่อกับขาขาทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนขนาด 50 เฮิร์ตซ์ ที่มีผลมาจากสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจากบริเวณรอบๆ แหล่งจ่าย ที่จ่ายเข้าไปในตัววงจร โดยทำหน้าที่ส่งสัญญาณป้อนกลับแบบลบกลับเข้าไปใน INA128 เพื่อที่จะลดขนาดของสัญญาณรบกวนลง และดึงให้ศักย์ไฟฟ้าลดลงมาเป็นศูนย์ (Ground)



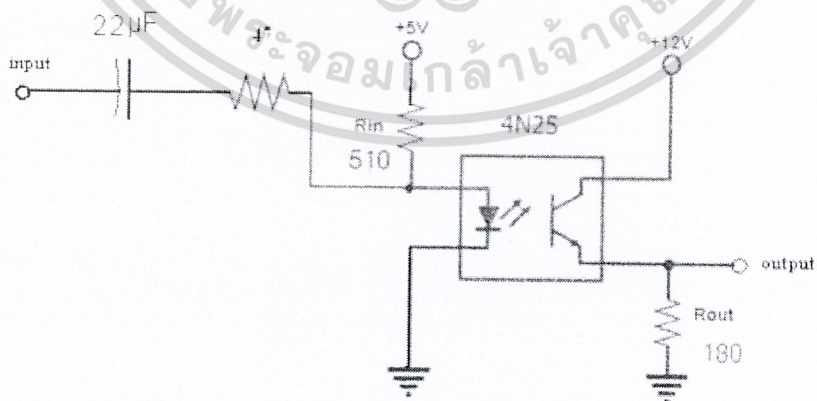
รูปที่ 3.6 วงจร Op – Amp Integrator

### 3.2.4 วงจร Isolator

ส่วนของวงจร Isolator นี้ทำหน้าที่ในการแยกสัญญาณ และ ไฟเลี้ยงออกจากผู้ใช้งาน การ Isolate สัญญาณทำได้โดยใช้ IC Opto เบอร์ 4N25 ซึ่งมีวงจรภายในดังนี้

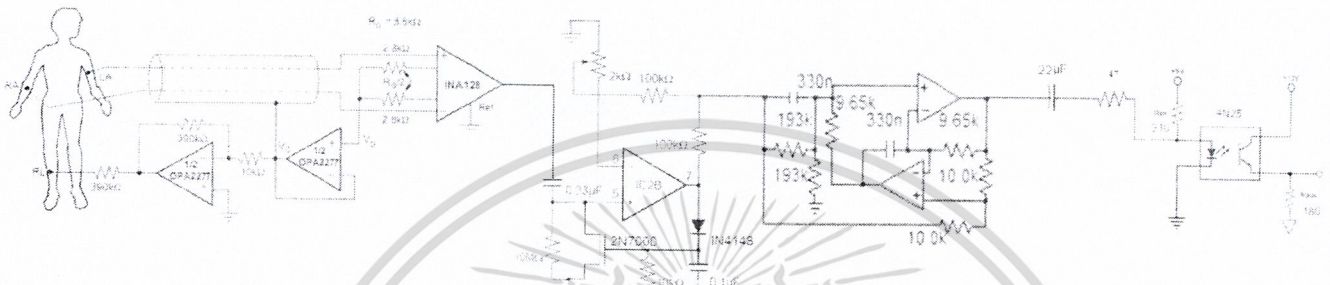


รูปที่ 3.7 ไอซีเบอร์ 4N25



รูปที่ 3.8 วงจร Isolator ของสัญญาณโดย ไอซีเบอร์ 4N25

การทำงานของการทำงาน Isolate สัญญาณ คือ แรงดันที่ตกคร่อมไดโอดเปล่งแสงที่อยู่ภายใน ซึ่ง เมื่อจ่ายแรงดันไบอัสให้ LED และโฟโตทรานซิสเตอร์ส่งผลให้ LED เปล่งแสงขึ้นส่องผ่านไป ยังโฟโตทรานซิสเตอร์ ทำให้โฟโตทรานซิสเตอร์นำกระแส มีกระแส IC ไหลในวงจรไปยังภาระ Rout แรงดันระหว่างอุปกรณ์ ทั้งสองด้าน ทั้ง LED และด้านโฟโตทรานซิสเตอร์ ต้องใช้แรงดันมาก หรือน้อยขึ้นอยู่กับระยะระหว่างตัวอุปกรณ์ทั้งสอง การจัดค่าแรงดัน ไบอัสที่เหมาะสมเป็นสิ่งสำคัญ และพอมหاسبกับค่าทนแรงดันของอุปกรณ์ด้วย



รูปที่ 3.9 วงจร ECG Amplifier



## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

#### 4.1 การทดลองค่าของวงจรมอนโหมครีเจกซ์เรโซ

การทดลองค่าของวงจรมอนโหมครีเจกซ์เรโซเป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจรinstrument amplifier แบบคอมมอน โหมด โดยที่

$$CMRR = A_d / A_c \quad (4.1)$$

หรือ  $CMR = 20 \log(A_d / A_c)$  ; CMRR ในหน่วย dB จะเรียกว่า CMR (4.2)

โดยที่  $A_d$  คือ อัตราขยายวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมค

$A_c$  คือ อัตราขยายวงจรแบบคอมมอน โหมค

เมื่อ  $G = V_{out} / V_{in}$  (4.3)

โดยที่  $G$  คือ อัตราขยายสัญญาณ

$V_{out}$  คือ แรงดันเอาต์พุต

$V_{in}$  คือ แรงดันอินพุต

ซึ่งค่าคอมมอน โหมครีเจกซ์เรโซนั้น ต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมค และอัตราขยายแบบคอมมอน โหมค ดังต่อไปนี้

##### 4.1.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมค

1. นำขาอินพุตขา LA ของวงจรมอนโหมครีเจกซ์เรโซต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนสัญญาณไซน์ (sine wave) ขนาด 1.6 mVp-p ที่ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 4.1 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านอินพุตขา RA
3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรมอนโหมครีเจกซ์เรโซ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย  $G$  และบันทึกผลลงใน ตารางที่ 4.1

ตาราง 4.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย G
0.5	1.04	650
1	1.08	675
2	1.10	687.5
5	1.10	687.5
10	1.10	687.5
20	1.10	687.5
30	1.12	700
40	1.12	700
50	1.12	700
60	1.04	650
70	1.10	687.5
80	1.12	700
90	1.14	712.5
100	1.16	725
200	1.20	750
500	1.22	762.5
1K	1.26	787.5
2K	1.18	737.5
5K	1.02	637.5

จากตาราง 4.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดได้ว่า  $A_d = 701.32$  เท่า

#### 4.1.2 การทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

1. นำขาอินพุต RA และอินพุต LA ของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ ในภาพที่ 3.3 มาต่อเข้าด้วยกัน
2. ป้อนสัญญาณไซน์ ขนาด 1Vp-p ที่ความถี่ต่างๆ ตามตารางที่ 4.2 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านอินพุต RA และ LA
3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G จากสมการที่ 3.10 และบันทึกผลลงในตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย G
0.5	0.464	0.464
1	0.440	0.440
2	0.456	0.456
5	0.488	0.488
10	0.520	0.520
20	0.472	0.472
30	0.576	0.576
40	0.528	0.528
50	0.544	0.544
60	0.544	0.544
70	0.552	0.552
80	0.528	0.528
90	0.536	0.536
100	0.536	0.536
200	0.512	0.512
500	0.488	0.488
1K	0.496	0.496
2K	0.464	0.464
5K	0.408	0.408

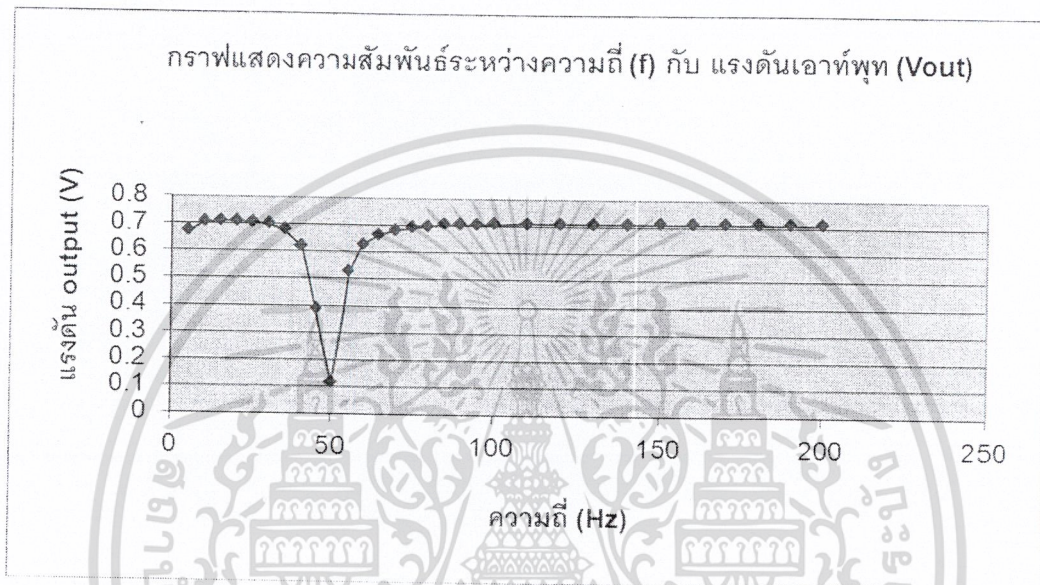
จากตารางที่ 4.2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน โหมดได้ว่า  $A_c = 0.503$  เท่า

จากผลการทดลองในการทดลองที่ 4.1.1 และการทดลองที่ 4.1.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซในหน่วย dB ได้ดังนี้  $CMR = 20\log(701.32/0.503) = 62.88$  dB

## 4.2 วงจร Notch filter

วัตถุประสงค์ของวงจรถอดความถี่ของวงจร Notch filter ซึ่งเป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ต่ำผ่านได้ หรือที่เรียกว่าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) และสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ที่เกิด

จากสัญญาณไฟฟ้าบ้านได้ โดยการปรับความถี่ป้อนให้กับวงจรดังตารางที่ 4-2



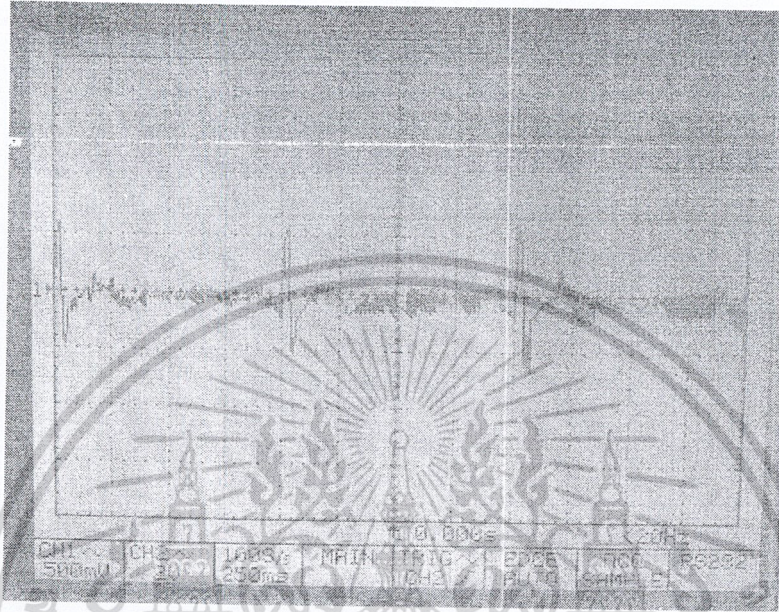
รูปที่ 4.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองแบบนอตช์

ตารางที่ 4.3 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์

ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (Vp-p)	แรงดัน เอาต์พุต (Vp- p)	ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (Vp-p)	แรงดัน เอาต์พุต (Vp- p)
5	0.676	0.669	80	0.717	0.695
10	0.706	0.703	85	0.718	0.700
15	0.712	0.707	90	0.718	0.701
20	0.714	0.708	95	0.717	0.703
25	0.716	0.704	100	0.717	0.705
30	0.716	0.697	110	0.717	0.707
35	0.716	0.677	120	0.717	0.708
40	0.717	0.615	130	0.717	0.708
45	0.717	0.384	140	0.717	0.709
50	0.718	0.114	150	0.717	0.710
55	0.717	0.524	160	0.717	0.710
60	0.717	0.625	170	0.717	0.710
65	0.717	0.0.662	180	0.716	0.710
70	0.718	0.679	190	0.716	0.710
75	0.718	0.689	200	0.716	0.710

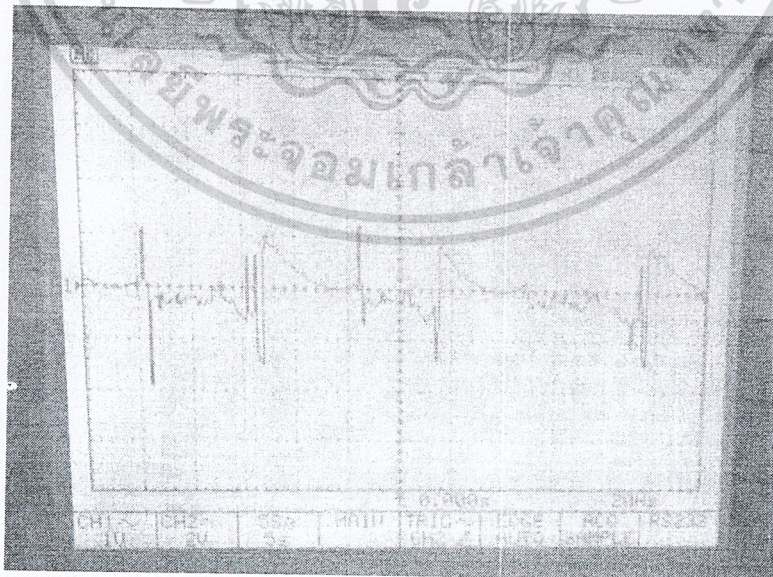
### 4.3 วัดสัญญาณ Output

เมื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ( ECG Simulator) ผ่านวงจรจัดการสัญญาณต่างๆ จะได้ผลการวัดแสดงดังภาพที่ 4.1



รูปที่ 4.2 สัญญาณ Output จากเครื่องจำลองสัญญาณ

เมื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดลองจะได้ผลการวัดแสดงดังภาพที่ 4.3



รูปที่ 4.3 สัญญาณ Output จากผู้ทดลอง

## บทที่ 5

### สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง

การทดสอบหาค่า CMRR จากอัตราขยายโหมดดิฟเฟอเรนเชียลของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ อัตราขยายโหมดคอมมอนของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า ค่า CMR ที่ได้มีค่าประมาณ 62.88 dB ซึ่ง CMR ใช้บอกว่า difference amplifier มีความสามารถในการขยายความแตกต่างได้ดีเพียงไรหรือบอกความสามารถในการจัดส่วนของอินพุตที่เหมือนกันได้ดีเพียงไร โดยค่า CMR ยิ่งมากยิ่งดีเพราะในทางทฤษฎี เมื่ออินพุตเป็นแบบ common mode input จะได้  $V_{load} = 0$  นั่นคือ อัตราขยายโหมดคอมมอนของวงจรเป็นศูนย์ CMR จะเข้าใกล้  $\infty$  นั่นเอง ซึ่งค่า CMR ที่คำนวณได้จากวงจรของเรานั้นก็ถือว่าอยู่ในช่วงที่ค่อนข้างดี

ในส่วนของการทดสอบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในตอนแรกที่เราได้ทดลองวัดกับเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้ออกมา ค่อนข้างดี มีสัญญาณรบกวนเพียงเล็กน้อย แสดงว่าวงจรของเรานั้นสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็ก และความถี่ต่างๆได้ เนื่องจากเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นเครื่องจำลองสัญญาณที่มีความใกล้เคียงกับสัญญาณจากร่างกายคนจริงๆ มีสีคลื่นให้เลือกสำหรับทดลอง และการเลือกอัตราการเดินของหัวใจ ซึ่งถือว่ามีความมาตรฐานเทียบเท่ากับร่างกายคนจริง แต่เมื่อเราลองทำการวัดสัญญาณจากร่างกายคนจริง จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้ยังคงมีความผิดเพี้ยนค่อนข้างมาก ทั้งนี้อาจเกิดจากสัญญาณรบกวนที่อาจเข้ามาตามสายส่ง หรืออาจเข้ามาทาง Electrode ที่เราติดกับผิวหนัง เนื่องจากสายส่งที่เราใช้เป็นสายซิลด์ที่ทำขึ้นมาเองอาจไม่มีมาตรฐานในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีเท่าที่ควร นอกจากนั้นแล้ว อาจเกิดจากการหาตำแหน่งที่ติด Electrode ซึ่งอาจเป็นตำแหน่งที่ยังไม่เหมาะสมเพียงพอก็เป็นได้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] ธนาภา อยู่อินทร์, วณภัสสร พุทธิพร และวิหวัศ สิงห์ชนะ, ระบบการวัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านบลูทูธ (SYSTEM FOR MEASUREMENT TRANSMISSION OF ECG SIGNALS VIA BLUETOOTH), สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, คณะวิศวกรรมศาสตร์, สาขาวิชาโทรคมนาคม, 2552
- [2] กรกมล สุวรรณรัตน์, พบลาภ สุวัฒน์ พันธุ์กุล และอิสราภรณ์ วิทยวิรานนท์, เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนคอมพิวเตอร์โดยผ่านระบบการเชื่อมต่อบลูทูธ (Electrocardiogram Measurement Computer Based Display Via Bluetooth Link), สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, คณะวิศวกรรมศาสตร์, สาขาวิชาโทรคมนาคม, 2551
- [3] รสจรินทร์ บุญทวัน, ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์, สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์, 2549
- [4] อัทธิ ฌ นคร, ปิตินันท์ กวีกุล และนวกัก เอื้ออนันต์, การพัฒนาเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา, มหาวิทยาลัยขอนแก่น, คณะวิศวกรรมคอมพิวเตอร์, ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์
- [5] Joseph J. Carr, John M. Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology 4<sup>th</sup> ed., Prentice Hall, 2543

