

ออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด

Design and Construction of the Electrical Isolation Circuit for 3-Lead ECG Measurement

ธนกร อยู่โต

Thanakorn Yootho

อาจารย์ประจำหลักสูตร คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต
Lecturer in Master of Faculty Biomedical Engineering Rangsit University
E mail:thanakorn2f@hotmail.com

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เป็นการออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด ใช้สำหรับการมอนิเตอร์ โดยยอมให้มีค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์ได้อยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของไออีซี (International Electrotechnical Commission) วงจรที่ออกแบบนี้ประกอบไปด้วย อิเล็กทรอนิกส์ วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าและวงจรกรองสัญญาณไฟฟ้าโดยใช้ฮอสซิลโลสโคปแสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประสิทธิภาพการทำงานของวงจรที่ออกแบบนี้ถูกทดสอบ 3 ส่วนหลักคือ 1) ทดสอบเกณฑ์การขยายสัญญาณของวงจรด้วยคลื่น Square wave ที่ระดับแอมพลิจูด 0.5mV, 1mV, 1.5 mV, 2 mV และทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead I, Lead II และ Lead III จากเครื่อง ECG simulator รุ่น Fluke PS400 ผลการทดสอบพบว่ามีความถูกต้องร้อยละ 100 2) ทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์ด้วย “เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer” พบว่ามีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC60601-1 คือได้กำหนดไว้ไม่เกิน 100 μ A และ 3) ทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงจากอาสาสมัครเพศชายอายุ 50 ปีพบว่าสามารถยอมรับได้ใช้สำหรับเพื่อการมอนิเตอร์

คำสำคัญ: คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กทรอนิกส์ วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรแยกส่วนทางไฟฟ้า วงจรกรองสัญญาณไฟฟ้า

Abstract

The purpose of this research was to design and construct an electrical isolation circuit for 3 -Lead ECG Measurement, used for monitoring, with leakage current flowing from electrodes in the standard range of the International Electrotechnical Commission (IEC). The designed circuit consisted of electrodes, an ECG amplifier circuit, an isolation circuit, and a filter circuit with an oscilloscope displaying the ECG. The performance of this designed circuit was tested in 3 aspects. First, the gain test was conducted with the circuit using signal square wave at amplitude levels of 0.5mV, 1mV, 1.5 mV and 2 mV, and ECG measurement test using to lead I, lead II and lead III by the Fluke PS400 ECG Simulator. The testing results showed 100 percent of accuracy. Second, measurement of electrical current leakage flowing from electrodes using the Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzes showed

electricity leakage of 100 μ A in the range of the standard IEC60601-1 . Finally, ECG measurement in male volunteers, aged 50, revealed that the circuit worked well and was accepted to be used for monitoring.

Keywords: *Electrocardiogram, Electrodes, ECG Amplifier circuit, Isolation circuit, Filter circuit*

1. บทนำ

กล้ามเนื้อหัวใจประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อ 2 ส่วนคือส่วนกล้ามเนื้อ (Myocardium) และส่วนของระบบสื่อนำ (Conduction system) กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่หดตัวเพื่อบีบเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยมีระบบสื่อนำเป็นจุดเริ่มต้นส่งสัญญาณไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจให้หดตัวอย่างพร้อมเพียงกันและทำงานเป็นลำดับจนทำให้หัวใจบีบตัวเป็นจังหวะ ระบบสื่อนำของหัวใจซึ่งประกอบไปด้วย Sino-atrial node (SA Node) อยู่ที่บริเวณ Sinus venous ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือด Superior vena cava และ Atrioventricular Node (A-V Node) ซึ่งอยู่ใกล้กับขอบหลังของ Interatrial septum sinoatrial node เป็น Pacemaker ของหัวใจทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าสื่อนำจากเอเทรียมส่งต่อไปยังกล้ามเนื้อของเวนตริเคิล AV Node มีส่วนที่ยื่นออกเป็น AV Bundle ซึ่งแยกออกเป็น Left bundle branch และ Right bundle branch ระบบสื่อนำตั้งแต่ A-V Node ลงมาเรียกว่า "Purkinje's system" พลังสื่อนำไฟฟ้าของหัวใจเริ่มต้นจาก SA Node กระจายกระแสไฟฟ้าอย่างรวดเร็วผ่านผนังหัวใจห้องบนไปถึง AV Node เวลาที่ใช้จาก S-A Node ไปถึง A-V Node คือ 0.03 วินาทีหลังจากเสียเวลาที่ Atrioventricular node 0.09 วินาที เนื่องจากต้องรอเวลาให้เลือดจากหัวใจห้องบนไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างมากพอ หัวใจห้องล่างจึงหดตัว ขณะที่หัวใจบีบตัวและคลายตัวทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้น เมื่อคิดเป็นศักย์ไฟฟ้ารวมทั้งหมด จะได้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจออกมา (ECG) กระแสไฟฟ้าในร่างกายจะถูกแพร่กระจายออกไปเป็นคลื่นทั่วร่างกายในรูปของกระแสไอออนหรือเรียกว่า Ionic current เนื่องจากร่างกายมีองค์ประกอบของน้ำเป็นส่วนมาก (Tony Curran, Gill Sheppard., 2011) การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยจะต้องตรวจวัดด้วยเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG recorder) ซึ่งถูกนำเข้ามาจากต่างประเทศร้อยละ 100 ดังนั้นการออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด (Lead I, Lead II, Lead III) เพื่อใช้สำหรับการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผู้ป่วยภาวะวิกฤต (Alex Wong, Kong-Pang Pun, Yuan-Ting Zhang., 2006) ก็เป็นวิธีการอย่างหนึ่งที่คิด ประดิษฐ์และพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ขึ้นใช้ภายในประเทศ เพื่อทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศในอนาคต

2. วัตถุประสงค์

ออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด (เครื่องต้นแบบ) ใช้สำหรับมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในภาวะวิกฤต โดยยอมให้มีกระแสไฟรั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์ได้ต้องอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ International Electrotechnical Commission (IEC60601-1) กำหนด

3. อุปกรณ์และวิธีการ

3.1 ใช้วัสดุและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หลักดังนี้

3.1.1 ไอซีเบอร์ INA128P, NMH0505S, ISO124, NMH0505S และอื่นๆ

3.1.2 Disposable ECG electrodes และเครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer

3.1.3 ออสซิลโลสโคป (Tektronix รุ่น TPS 2012B) ใช้แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพ

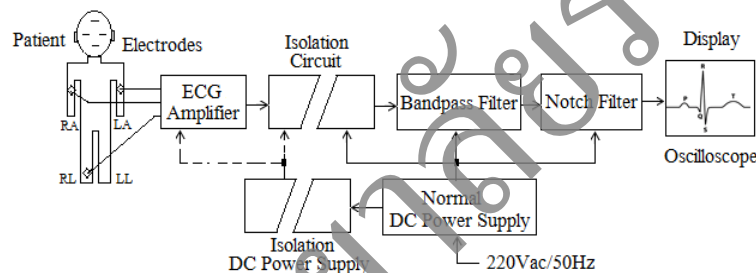
3.1.4 ECG Simulator รุ่น Fluke PS400 (เครื่องมือมาตรฐาน) เป็นตัวกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนตัวผู้ป่วย

3.1.5 ใช้อาสาสมัครเพศชาย 1 คนอายุ 50 ปี ใช้ทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงโดยเปรียบเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้จากเครื่อง ECG Simulator (ดูถึงประสิทธิภาพการทำงานของวงจรไฟฟ้าที่ออกแบบและสร้าง)

3.1.6 ใช้เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer วัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลของวงจรไฟฟ้าที่ออกแบบและสร้าง (ต้องอยู่ในมาตรฐานของ IEC60601-1 เพื่อป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับตัวผู้ป่วย)

3.2 วิธีดำเนินงานวิจัย

3.2.1 ออกแบบวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด มีหลักการทำงานเป็นไปตามไดอะแกรมรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงส่วนประกอบและหลักการการทำงานของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด

3.2.2 ออกแบบเลือกใช้อิเล็กโทรด (Electrode) งานวิจัยนี้ใช้อิเล็กโทรดแบบ Ag-AgCl Pregelled disposable electrode ทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่อยู่ในรูปของ Ionic current และเปลี่ยนให้เป็น Electric current



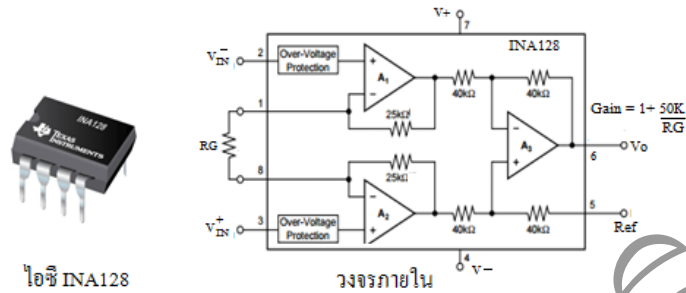
รูปที่ 2 แสดงลักษณะและส่วนประกอบของ Ag-AgCl Pregelled disposable electrode

3.2.3 ออกแบบวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรในส่วนนี้ประกอบด้วย 2 วงจรหลักคือ

1. วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation amplifier) ใช้ไอซีเบอร์ INA128P ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มาจากส่วนของอิเล็กโทรดตรวจวัดเข้ามาให้มีขนาดเพิ่มสูงขึ้น โดยมีค่าเกน (Gain) การขยาย 1000 เท่าแต่คงค่าความถี่เดิมไว้ (Burr-Brown Corporation., 1996) จากค่าซีทของไอซีเบอร์ INA128P ได้กำหนดสมการเพื่อหาค่าความต้านทานซึ่งเป็นตัวกำหนดเกนการขยายสัญญาณของวงจรไว้ดังนี้ $Gain = (1 + 50K\Omega) / RG$ (1) เมื่อต้องการค่าเกนการขยายสัญญาณของวงจรนี้คือ 1000 เท่า แทนค่าในสมการที่ (1)

$$R_G = (1 + 50K\Omega) / \text{Gain}, \quad R_G = (1 + 50K\Omega) / 1000, \quad R_G = 51 K\Omega$$

การออกแบบเลือกใช้ค่า $R_G = 50K\Omega$



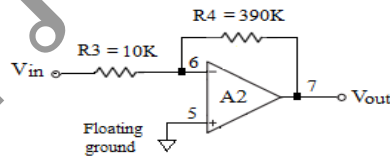
ไอซี INA128

รูปที่ 3 แสดงลักษณะและวงจรภายในตัวไอซีเบอร์ INA128

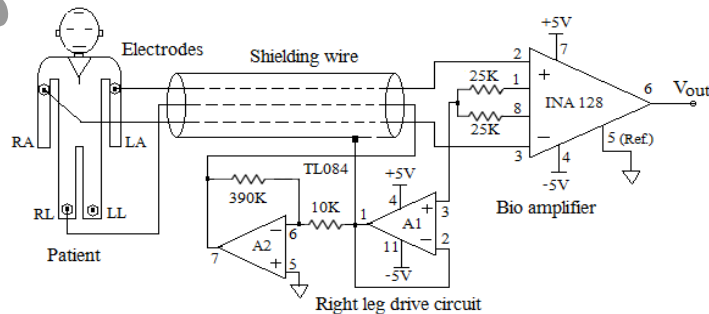
2. วงจรขับขาขวา (Right leg drive circuit) การออกแบบโดยดึงสัญญาณไฟฟ้าจากจุด Common mode voltage ของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันเข้าสู่วงจรกันชน (A1) ทำหน้าที่ลดค่าอิมพีแดนซ์ให้ต่ำลงก่อนจ่ายสัญญาณให้กับวงจรขยายกลับเฟสซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณจาก Common mode voltage แบบกลับเฟสจ่ายไปขับที่ขาขวาของผู้ป่วย (ดังแสดงในรูปที่ 5) ส่งผลทำให้วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณรบกวนน้อยลงและที่เอาต์พุตของวงจรกันชน (A1) ถูกจ่ายให้กับสายชิลด์ (Shielding wire) ซึ่งอยู่ภายในสายฟิชีอี (ECG cable) สายชิลด์ การออกแบบวงจรขับขาขวาใช้ไอซีเบอร์ TL084 ต่อเป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส สามารถคำนวณหาค่าเกณฑ์ขยายสัญญาณ (A_v) จากสมการดังนี้ (พิจารณาจากรูปที่ 4) $A_v = R_4 / R_3$ (2)

แทนค่าลงในสมการ (2) $A_v = (390K) / 10K, \quad A_v = 39$ เท่า

ดังนั้นวงจรขยายแบบกลับเฟสที่ออกแบบมีเกณฑ์การขยายสัญญาณ 39 เท่าใช้สำหรับขับที่ขาขวา (RL) ของผู้ป่วย



รูปที่ 4 แสดงวงจรขยายแบบกลับเฟสใช้สำหรับขับที่ขาขวาของผู้ป่วย

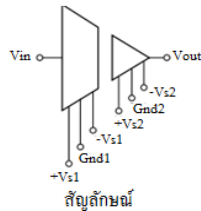


รูปที่ 5 แสดงวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบ

3.2.4 การออกแบบวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าใช้ไอซีเบอร์ ISO124 ทำหน้าที่แยกส่วนระหว่างวงจรไฟฟ้าที่ต่อเข้ากับตัวผู้ป่วยและวงจรไฟฟ้าของตัวเครื่อง การทำงานของไอซีเบอร์นี้จะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาถอดรหัสด้วยสัญญาณดิจิทัล (Digital modulation) ที่ความถี่ 500KHz ส่งผ่านตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่อยู่ภายในและส่งผ่านไปยังตัวดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator) ซึ่งทำหน้าที่ดึงเอาสัญญาณดิจิทัลที่เป็นคลื่นพาออก (500KHz) เหลือคงไว้แต่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพียงอย่างเดียว

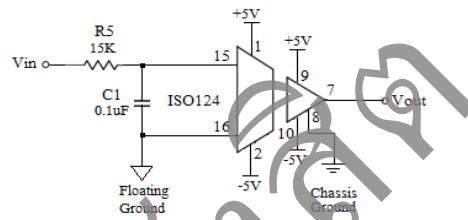


ไอซี INA124



สัญลักษณ์

รูปที่ 6 แสดงลักษณะและสัญลักษณ์ของไอซีเบอร์ ISO124



รูปที่ 7 แสดงวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าที่ได้ออกแบบ

3.2.5 การออกแบบวงจรแบนพาสฟิวเตอร์ (Band pass filter) ทำหน้าที่กำหนดแบนด์วิธที่ช่วงความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน (ช่วง 0.5 –100 Hz) การออกแบบวงจรนี้ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 2 ลำดับ โดยกำหนดให้มีจุดความถี่คัทออฟอยู่ที่ 100Hz ต่ออนุกรมเข้ากับวงจรกรองความถี่สูงผ่าน 2 ลำดับ โดยกำหนดให้มีจุดความถี่คัทออฟอยู่ที่ 0.5 Hz การออกแบบวงจรมีดังนี้

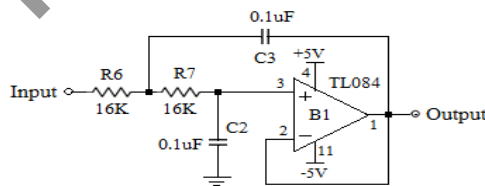
วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 2 ลำดับ: การออกแบบวงจรนี้ในทางทฤษฎีกำหนดให้ $R_6=R_7=R$ และ $C_2=C_3=C$ (พิจารณาจากรูปที่ 8) เมื่อทราบค่าความถี่คัทออฟของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 2 ลำดับคือ $f_{(LP)} = 100 \text{ Hz}$ และกำหนดใช้ค่า $C = 0.1\mu\text{F}$ ต้องการคำนวณหาค่า R ได้จากสมการดังนี้

$$f = 1 / 2\pi RC \tag{3}$$

แทนค่าลงในสมการ (3) $R = 1 / [2 \times \pi \times 100 \times (0.1 \times 10^{-6})]$

$$R = 15.91\text{K}\Omega \quad \text{เลือกใช้ค่าความต้านทาน } 16 \text{ K}\Omega$$

ดังนั้นการออกแบบวงจรนี้จะได้ค่า $R_6 = R_7 = 16 \text{ K}\Omega$ และ $C_2 = C_3 = 0.1\mu\text{F}$



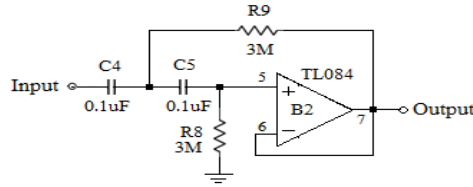
รูปที่ 8 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 2 ลำดับที่ได้ออกแบบ

วงจรกรองความถี่สูงผ่าน 2 ลำดับ: การออกแบบวงจรในทางทฤษฎีกำหนดให้ $R_8 = R_9 = R$ และ $C_4 = C_5 = C$ (พิจารณาจากรูปที่ 9) เมื่อทราบค่าความถี่คัทออฟของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน 2 ลำดับคือ $f_{(HP)} = 0.5 \text{ Hz}$ และกำหนดใช้ค่า $C = 0.1\mu\text{F}$ ต้องการคำนวณหาค่า R ได้จากสมการที่ (3)

$$\text{แทนค่าลงในสมการ(3)} \quad R = 1 / [2 \times \pi \times 0.5 \times (0.1 \times 10^{-6})]$$

$$R = 3.18\text{M}\Omega \quad \text{เลือกใช้ค่าความต้านทาน } 3 \text{ M}\Omega$$

ดังนั้นการออกแบบวงจรนี้จะได้ค่า $R_8 = R_9 = 3 \text{ M}\Omega$ และ $C_4 = C_5 = 0.1 \mu\text{F}$



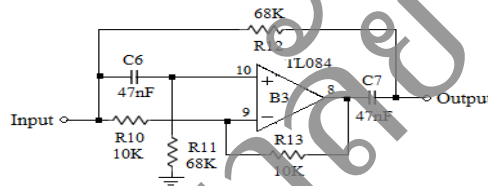
รูปที่ 9 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน 2 ลำดับที่ได้ออกแบบ

3.2.6 การออกแบบวงจรตัดแถบความถี่ผ่านซึ่งทำหน้าที่ตัดสัญญาณความถี่ 50Hz ออกจากวงจร ในทางทฤษฎีกำหนดให้ $R_{10} = R_{13}$, $R_{11} = R_{12}$ และ $C_6 = C_7$ (พิจารณาจากรูปที่ 10) เมื่อทราบค่าความถี่จุดคัทออฟของวงจรคือ $f_{np} = 50\text{Hz}$ การออกแบบกำหนดให้ $R_{10}, R_{13} = 10\text{K}$ และ $C_6, C_7 = 47\text{nF}$ ต้องคำนวณหาค่า $R_{11}, R_{12} = R$ ได้จากสมการที่ (3) แทนค่าลงในสมการ(3)

$$R = 1 / [2 \times \pi \times 50 \times (47 \times 10^{-9})]$$

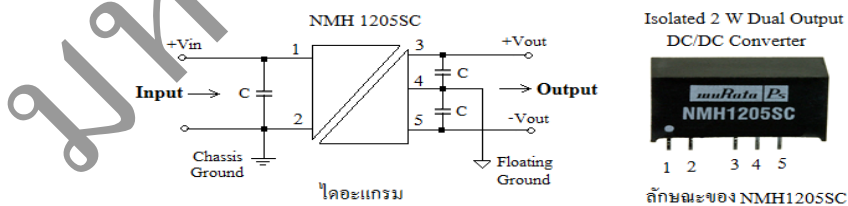
$$R = 67.72\text{K}\Omega \quad \text{เลือกใช้ค่าความต้านทาน } 68\text{K}\Omega$$

ดังนั้นการออกแบบวงจรนี้จะได้อ่า $R_{10}, R_{13} = 10\text{K}$, $R_{11} = R_{12} = 68\text{K}\Omega$ และ $C_6, C_7 = 47\text{nF}$



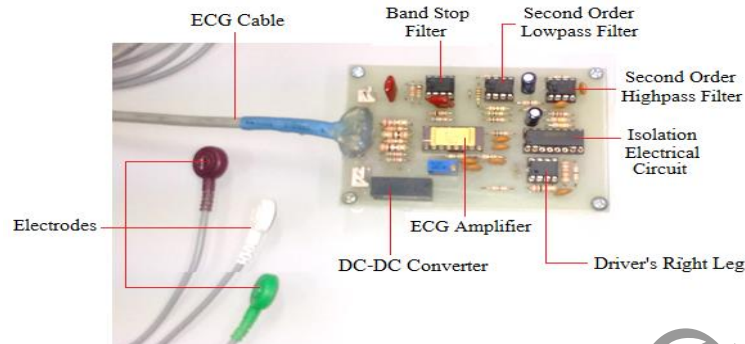
รูปที่ 10 แสดงวงจรตัดแถบความถี่ผ่านที่ได้ออกแบบ

3.2.7 การออกแบบวงจรแหล่งจ่าย ไฟฟ้ากระแสตรงแบบแยกส่วน การออกแบบใช้ไอซีเบอร์ NMH1205SC ทำหน้าที่เป็น DC-DC converter ก็จะเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสตรง 12 โวลต์ที่สร้างมาจากไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ 50 Hz ไปเป็นไฟฟ้ากระแสตรง 2 แหล่งจ่ายคือ +12 โวลต์ และ -12 โวลต์และมีระบบกราวด์ใหม่เรียกว่า “Floating ground” จ่ายไฟฟ้านี้ไปเลี้ยงวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าบางส่วน (Murata power solutions., 2016)



รูปที่ 11 แสดงลักษณะและไดอะแกรมของแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงแบบแยกส่วน

การออกแบบวงจรไฟฟ้าที่กล่าวข้างต้นทั้งหมดถูกประกอบรวมกันลงเป็นบอร์ดสมบูรณ์ของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลิตลายวงจรไฟฟ้าบนแผ่นปริ้นเขียนด้วยโปรแกรม Altium designer V.10

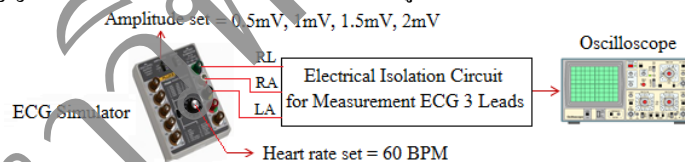


รูปที่ 12 แสดงลักษณะของบอร์ดวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้างเสร็จสมบูรณ์

3.2.8 วิธีการทดสอบในงานวิจัยนี้เป็นการทดสอบประสิทธิภาพในการทำงานของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดประกอบด้วย 3 ส่วนหลักดังนี้

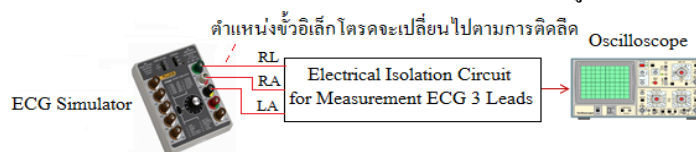
3.2.8.1) วิธีการทดสอบคุณลักษณะอัตราขยายสัญญาณและการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดจากเครื่อง ECG Simulator รุ่น Fluke PS400 (เครื่องมือสอบเทียบมาตรฐาน) ดังนี้

วิธีการทดสอบคุณลักษณะอัตราขยายสัญญาณ: การทดสอบส่วนนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อดูถึงคุณลักษณะ 1000 เท่าของวงจรที่ออกแบบและสร้างกระทำโดยใช้เครื่อง ECG Simulator รุ่น Fluke PS400 จำยสัญญาณ Square wave เข้าทางด้านอินพุตและใช้ออสซิลโลสโคปวัดสัญญาณทางด้านเอาต์พุตของวงจร หลังจากนั้นทำการเลือกค่า Amplitude ที่ระดับคือ 0.5mV, 1mV, 1.5mV และ 2mV ตามลำดับซึ่งอยู่บนหน้าปัดของเครื่อง ECG simulator ผลของการขยายสัญญาณของวงจรที่ได้แต่ละระดับ แสดงในรูปที่ 17



รูปที่ 13 แสดงวิธีการทดสอบคุณลักษณะอัตราขยายสัญญาณของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด

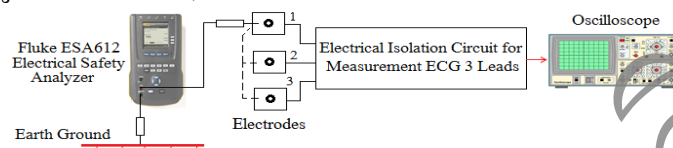
วิธีการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ: การทดสอบนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดกระทำโดยต่อขั้วอิเล็กโทรดของวงจรที่ออกแบบและสร้างเข้ากับขั้วไฟฟ้าของเครื่อง ECG Simulator ตั้ง Amplitude ของสัญญาณไว้ที่ 1 mV ด้วยอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาทีและใช้ออสซิลโลสโคปวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางด้านเอาต์พุตของวงจรที่ออกแบบและสร้าง ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ทั้ง 3 ลีดแสดงในรูปที่ 18



วิธีการตรวจวัดที่ Lead I: ต่ออิเล็กโทรดที่ขั้วแขนขวา (RA) ขั้วแขนซ้าย (LA) และขั้วขาขวา (RL) ของเครื่อง ECG Simulator
 วิธีการตรวจวัดที่ Lead II: ต่ออิเล็กโทรดที่ขั้วแขนขวา (RA) ขั้วขาซ้าย (LL) และขั้วขาขวา (RL) ของเครื่อง ECG Simulator
 วิธีการตรวจวัดที่ Lead III: ต่ออิเล็กโทรดที่ขั้วแขนซ้าย (LA) ขั้วขาซ้าย (LL) และขั้วขาขวา (RL) ของเครื่อง ECG Simulator

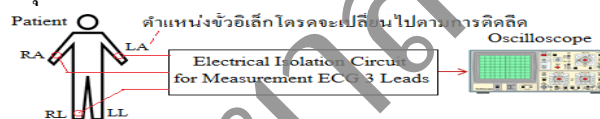
รูปที่ 14 วิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Simulator

3.2.8.2) วิธีการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล การทดสอบในส่วนนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อดูถึงปริมาณของกระแสไฟฟ้าที่รั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์ 3 ขั้วของวงจรที่ออกแบบและสร้างวิธีการทดสอบกระทำโดยใช้ เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer (เครื่องมือสอบเทียบมาตรฐาน) วัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์แต่ละขั้วเทียบกับกราวด์พื้นดิน ผลของกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ตรวจวัดได้ถูกบันทึกลงในตารางที่ 1 ในมาตรฐานของ International Electrotechnical Commission (IEC60601-1) ได้ยอมให้มีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์แต่ละขั้วได้คือต้องไม่เกิน 100 μA (บัญชี ลีลานีภาวรรณ., 2550)



รูปที่ 15 แสดงวิธีการตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ขั้วอิเล็กทรอนิกส์ 3 ขั้วด้วยเครื่อง Electrical Safety Analyzer รุ่น Fluke ESA612

3.2.8.3) วิธีการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดจากอาสาสมัครเพศชายอายุ 50 ปี การทดสอบนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อดูถึงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จริงจากอาสาสมัคร กระทำโดยติดขั้วอิเล็กทรอนิกส์ของวงจรที่ออกแบบและสร้างเข้ากับบริเวณแขนและขาของอาสาสมัคร ทำการตรวจวัด 3 ลีดและใช้ซอฟต์แวร์วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางด้านเอาต์พุตของวงจรที่ออกแบบ ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ทั้ง 3 ลีดแสดงในรูปที่ 19



วิธีการตรวจที่ Lead I: ติดอิเล็กทรอนิกส์ที่แขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) และขาขวา (RL) ของอาสาสมัคร

วิธีการตรวจที่ Lead II: ติดอิเล็กทรอนิกส์ที่แขนขวา (RA) ขาซ้าย (LL) และขาขวา (RL) ของอาสาสมัคร

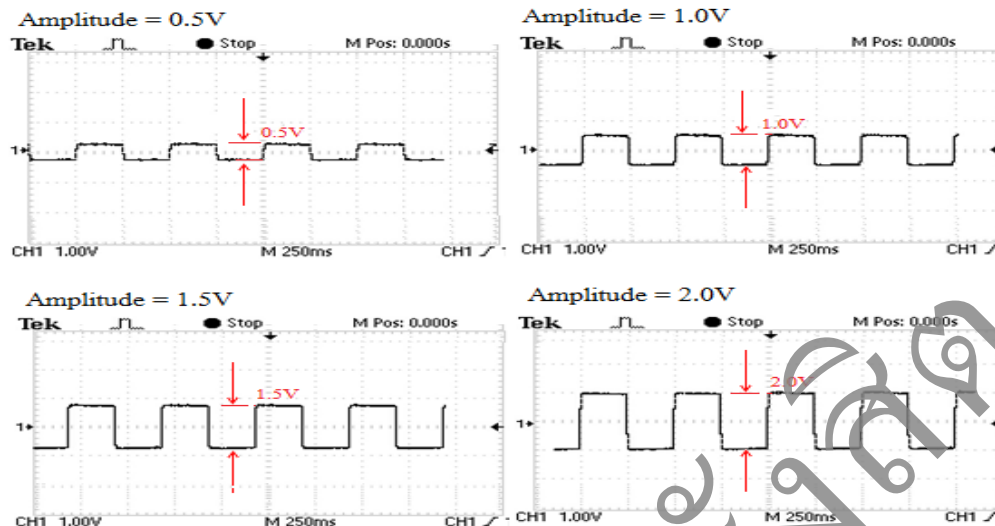
วิธีการตรวจที่ Lead III: ติดอิเล็กทรอนิกส์ที่แขนซ้าย (LA) ขาซ้าย (LL) และขาขวา (RL) ของอาสาสมัคร

รูปที่ 16 แสดงวิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่ Lead I - Lead III

4. ผลการวิจัย

ผลการวิจัยประกอบด้วย 3 ส่วนหลักดังนี้

4.1) ผลการทดสอบดูถึงความถูกต้องของเกนอัตราขยายสัญญาณ 1000 เท่าของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้า สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้าง กระบวนการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 13 ผลที่ได้มีดังนี้



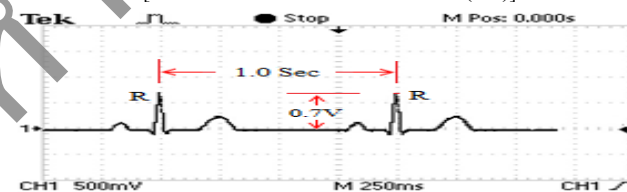
รูปที่ 17 แสดงคลื่น Square wave จากเครื่อง ECG Simulator ถูกขยาย 1000 เท่าด้วยวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลิตที่ออกแบบและสร้าง

ผลที่ได้จากรูปที่ 17 ซึ่งให้เห็นว่าเกณฑ์การขยายสัญญาณของวงจรที่ออกแบบและสร้างมีความถูกต้อง(คือขยายสัญญาณ Square wave ที่ Amplitude 0.5mV, 1.0 mV, 1.5mV และ 2 mV จากเครื่องเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) ด้วยอัตราขยาย 1000เท่าจะได้ Amplitude 0.5 V, 1.0V,1.5V, และ2V) ก่อนนำวงจรไฟฟ้านี้ไปตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาสาสมัครจริง (เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปจะสอบเทียบสัญญาณ Square wave ทุกครั้งเพื่อดูถึงความถูกต้องของเกณฑ์ขยายสัญญาณของเครื่องก่อนทำการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงจากตัวผู้ป่วย)

4.2) ผลการทดสอบ การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Simulator ด้วยวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลิตที่ออกแบบและสร้าง กระบวนการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 14 ผลที่ได้มีดังนี้

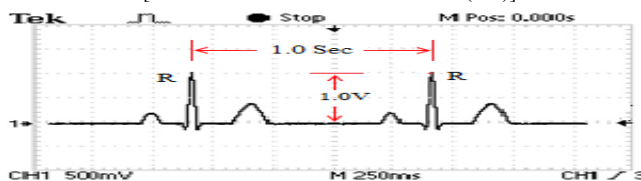
(ก). ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead I มี Amplitude = 0.7 V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที

[คัดได้จากสมการ Heart rate = 60 / RR (Sec)]

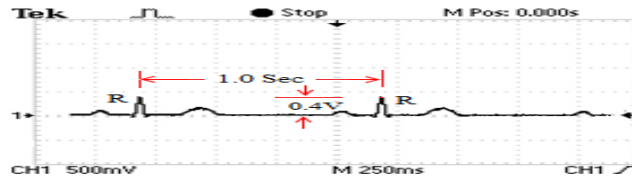


(ข). ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead II มี Amplitude = 1.0 V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที

[คัดได้จากสมการ Heart rate = 60 / RR (Sec)]



(ค). ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead III มี Amplitude = 0.4 V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที
[คิดได้จากสมการ Heart rate = 60 /RR (Sec)]



รูปที่ 18 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ด้วยวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้างที่ Lead I(ก) Lead II(ข)และ Lead III(ค)จากเครื่อง ECG Simulator

ผลที่ได้จากรูปที่ 18ชี้ให้เห็นว่าวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้างสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Simulator ได้จริง โดยมีเกณฑ์ความขยายสัญญาณ ลักษณะของรูปคลื่นสัญญาณและอัตราการเต้นของหัวใจที่ถูกต้อง

4.3) ผลการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กโทรด 3 ขั้วของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด โดยใช้เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer กระบวนการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลดังแสดงในรูปที่ 15 ผลการตรวจวัดดังแสดงในตารางที่ 1

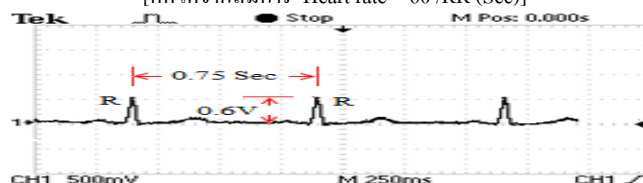
ตารางที่ 1 แสดงค่าของกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กโทรด 3 ขั้ว

Electrodes	Leakage currents
ขั้วที่ 1	64 μ A
ขั้วที่ 2	53 μ A
ขั้วที่ 3	24 μ A

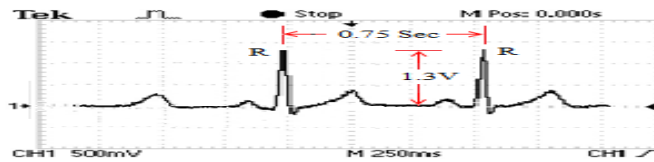
ผลการทดสอบจากรายที่ 1 ซึ่งชี้ให้เห็นว่าอิเล็กโทรด 3 ขั้วมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC60601-1 คือกำหนดไว้ไม่เกิน 100 μ A ดังนั้นสรุปได้ว่าวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้างสามารถเชื่อมต่อเข้ากับตัวอาสาสมัครหรือผู้ป่วยได้ โดยไม่ได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหลนี้

4.4) ผลการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงกับอาสาสมัครเพศชายอายุ 50 ปีวัดที่ Lead I, Lead II, Lead III ตามลำดับ กระบวนการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในรูปที่ 16 ผลที่ได้มีดังนี้

(ง). ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead I มี Amplitude = 0.6V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 80 ครั้ง/นาที
[คิดได้จากสมการ Heart rate = 60 /RR (Sec)]

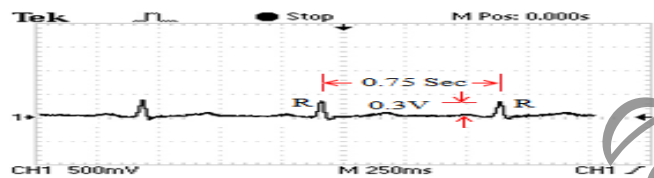


(จ). คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead II มี Amplitude = 1.3V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 80 ครั้ง/นาที
[คิดได้จากสมการ Heart rate = 60 /RR (Sec)]



(จ). คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead III มี Amplitude = 0.3V และมีอัตราการเต้นของหัวใจ 80 ครั้ง/นาที

[คิดได้จากสมการ Heart rate = 60 / RR (Sec)]



รูปที่ 19 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ด้วยวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดีคือ

Lead I(ง) Lead II(จ) และ Lead III(ฉ) จากอาสาสมัคร

ผลที่ได้จากรูปที่ 19 ซึ่งให้เห็นว่าวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่ออกแบบและสร้างสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวอาสาสมัครได้จริงที่ Lead I, Lead II, Lead III

5. การอภิปรายผล

ผลการทดสอบวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดประกอบด้วย 1) ผลการทดสอบเกณฑ์การขยายสัญญาณของวงจรที่ออกแบบและสร้างด้วยคลื่น Square wave และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator: เครื่องมือสอนเทียบมาตรฐาน) พบว่ามีความถูกต้องร้อยละ 100 มีเกณฑ์การขยายสัญญาณและรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้มีความถูกต้องเป็นไปตามแนวทางการออกแบบวงจรไว้ 2) ผลการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์ 3 ขั้วที่ต่อกับวงจรออกแบบและสร้างด้วยเครื่องวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่มีมาตรฐานรองรับ (Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer) พบว่ามีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์แต่ละขั้วอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC 60601-1 ที่ได้กำหนดคือไม่เกิน 100 μ A และ 3) ผลการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงจากอาสาสมัครเพศชายอายุ 50 ปีด้วยวงจรที่ออกแบบและสร้าง พบว่าสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Lead I, Lead II และ Lead III จากตัวอาสาสมัครได้จริง ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้นั้นจะผิดเพี้ยนเล็กน้อย เมื่อเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจได้จากเครื่องเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในทางปฏิบัติคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ทั้งสองนี้จะไม่เหมือนกันแต่จะใกล้เคียงกัน เนื่องจากแหล่งกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ไม่เหมือนกัน (จากเครื่องเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและจากตัวอาสาสมัคร) ดังนั้นวงจรไฟฟ้าตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบและสร้างนี้สามารถตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวอาสาสมัครได้จริงใช้สำหรับเพื่อการมอนิเตอร์เท่านั้นแต่ไม่สามารถนำมาใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ เนื่องจากเป็นวงจรตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ ในอนาคตวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดนี้จะถูกพัฒนาให้มีสมรรถภาพที่สูงขึ้นสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้นำไปวินิจฉัยโรคได้โดยแพทย์

6. บทสรุป

การออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดมีวัตถุประสงค์เพื่อมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยและยอมให้มีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์แต่ละขั้วได้ต้องอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC60601-1 วงจรที่ออกแบบและสร้างนี้ประกอบด้วย อิเล็กทรอนิกส์ทรานซิสเตอร์ วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรแยกส่วนทางไฟฟ้า และวงจรกรองสัญญาณไฟฟ้า ใช้เครื่องออสซิลโลสโคปแสดงผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผลการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานด้วยเครื่อง ECG Simulator (รุ่น Fluke PS400) ในส่วนของเกณฑ์การขยายสัญญาณและการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบว่ามีความถูกต้องร้อยละ 100 ผลการทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อิเล็กทรอนิกส์แต่ละขั้วด้วยเครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer พบว่าอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC60601-1 และผลการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงจากอาสาสมัครเพศชายอายุ 50 ปีสามารถยอมรับได้จากคณาจารย์ ศึกษานิเทศศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต ใช้สำหรับการมอนิเตอร์ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า การออกแบบและสร้างวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดนี้บรรลุผลเป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้

7. กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคณาจารย์ ศึกษานิเทศศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้ความรู้เกี่ยวกับหัวใจและการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่กองวิศวกรรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุขที่ให้คำแนะนำและให้ความรู้เกี่ยวกับมาตรฐานด้านความปลอดภัยทางด้านไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับเครื่องมือแพทย์และขอขอบคุณมหาวิทยาลัยรังสิตที่ให้ทุนสนับสนุนการทำวิจัย สถานที่และเครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆ ในการออกแบบและสร้างรวมถึงการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของวงจรแยกส่วนทางไฟฟ้าสำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดจนสำเร็จลุล่วงได้

8. เอกสารอ้างอิง

- บัญชา ลีลาภิวารธรรม.(2550). มาตรฐานทางด้านไฟฟ้าเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์.กองวิศวกรรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. กรุงเทพฯ
- Alex Wong & Kong-Pang Pun & Yuan-Ting Zhang. (2006). An EGG measurement IC using driven-right-leg circuit. Department of Electronic Engineering, The Chinese University of Hong Kong, Shatin, Hong Kong. Retrieved (2016, April2) from: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1692593>
- Burr-Brown Corporation. (1996) . INA128P Datasheet. Retrieved(2016, April18) from: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56684/BURRBROWN/INA128P.html>
- Murata power solutions. (2016) . NMH1205SC Datasheet. Retrieved (2016, April 20) from: <http://www.datasheet4u.com/datasheet-pdf/Murata/NMH1205SC/pdf.php?id=905755>
- Tony Curran & Gill Sheppard. (2011) . Anatomy and Physiology of the Heart. Retrieved (2016, January12) from: <https://www.cdhb.health.nz/Hospitals Services>.