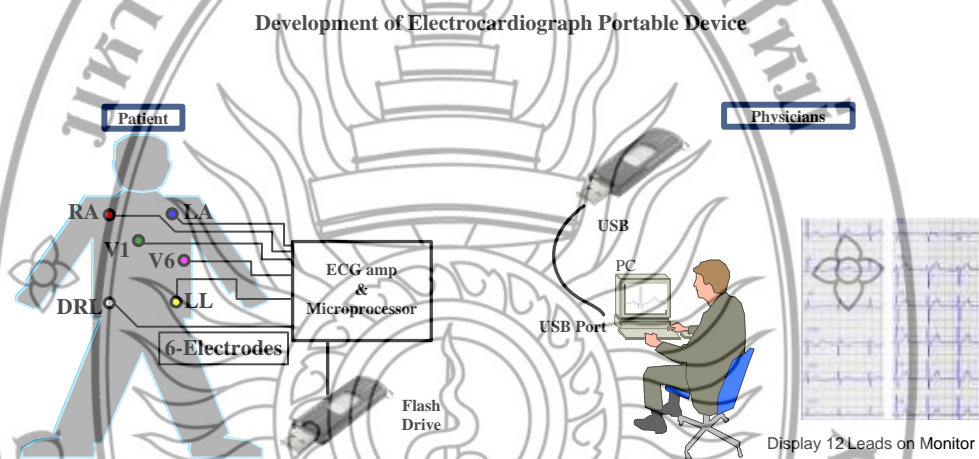


บทที่ 3

การออกแบบ และการพัฒนาอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา

การพัฒนาอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา สามารถแบ่งการออกแบบเป็นสองส่วน คือในส่วนของ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ซึ่งโดยภาพรวมของระบบการทำงานทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ระบบการพัฒนาอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา

3.1 การออกแบบในส่วนของฮาร์ดแวร์

3.1.1 วงจรแยกศักย์ไฟฟ้าจาก 6 อิเล็กโทรด เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 8 สัญญาณ [7]

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแบ่งรูปแบบการวัดได้หลายมาตรฐาน ดังเช่น แบบขั้วต่อชนิดมาตรฐาน (Standard Polar) แบบขั้วต่อชนิดขั้วเดี่ยว (Unipolar Lead) และการวัดสัญญาณขั้วต่อทรงวง (Chest Lead) โดยใช้หลักการของ Wilson Central Terminal (WCT) ซึ่งการวัดสัญญาณทั้ง 8 สัญญาณ ต้องใช้อิเล็กโทรดขั้นต่ำจำนวน 6 อิเล็กโทรด โดยสัญญาณที่ได้ทั้ง 8 สัญญาณจะมีสมการที่ใช้ในการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังต่อไปนี้

- การวัดสัญญาณขั้วต่อชนิดมาตรฐาน (Standard Polar) จะได้สัญญาณของ Lead I, Lead II และ Lead III



รูปที่ 3.2 การวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดมาตรฐาน

ลักษณะสมการแรงดันของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I, Lead II และ Lead III คือ

$$\text{Lead I} = V_{LA} - V_{RA} \quad (3.1)$$

$$\text{Lead II} = V_{RA} - V_{LL} \quad (3.2)$$

$$\text{Lead III} = V_{LA} - V_{LL} \quad (3.3)$$

- การวัดขั้วต่อชนิดขั้วเดียว (Unipolar Lead) จะได้สัญญาณของ aVR, aVL และ aVF



รูปที่ 3.3 การวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดขั้วเดียว

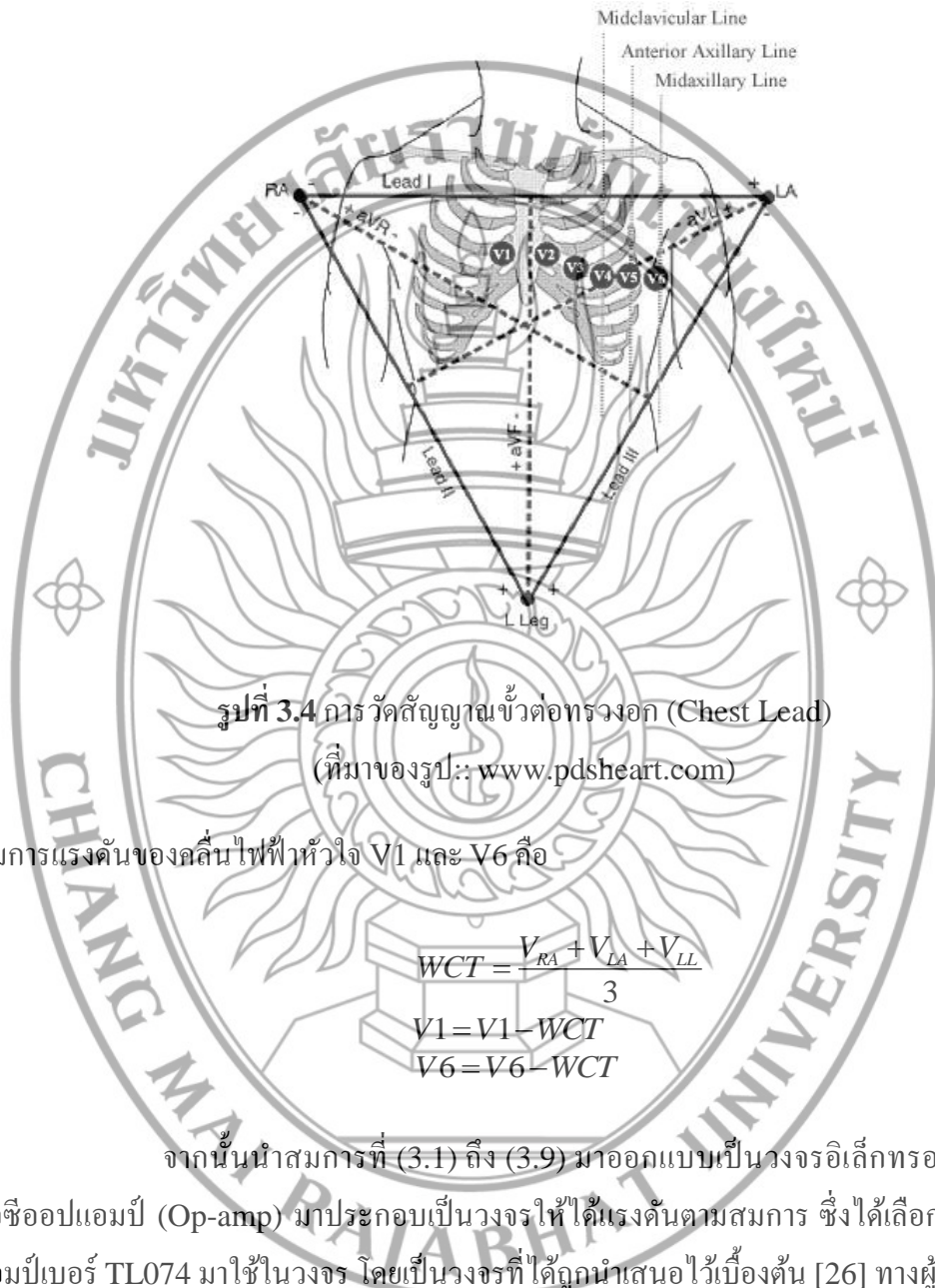
ลักษณะสมการแรงดันของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ aVR, aVL และ aVF คือ

$$aVR = V_{RA} + \frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} \quad (3.4)$$

$$aVL = V_{LA} + \frac{V_{LL} + V_{RA}}{2} \quad (3.5)$$

$$aVF = V_{LL} + \frac{V_{RA} + V_{LA}}{2} \quad (3.6)$$

- การวัดสัญญาณขั้วต่อทรวงอก (Chest Lead) V1 และ V6 โดยใช้หลักการของ Wilson Central Terminal (WCT)



รูปที่ 3.4 การวัดสัญญาณขั้วต่อทรวงอก (Chest Lead)
(ที่มาของรูป: www.pdsheart.com)

สมการแรงดันของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V1 และ V6 คือ

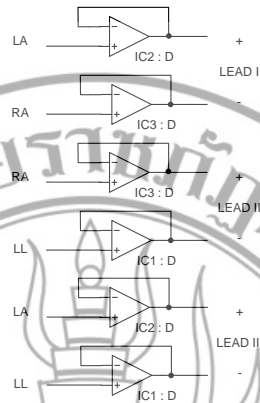
$$WCT = \frac{V_{RA} + V_{LA} + V_{LL}}{3} \quad (3.7)$$

$$V1 = V1 - WCT \quad (3.8)$$

$$V6 = V6 - WCT \quad (3.9)$$

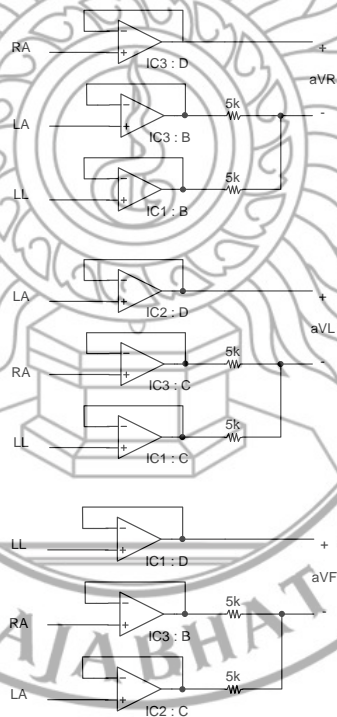
จากนั้นนำสมการที่ (3.1) ถึง (3.9) มาออกแบบเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้ไอซีออปแอมป์ (Op-amp) มาประกอบเป็นวงจรให้ได้แรงดันตามสมการ ซึ่งได้เลือกใช้ไอซีออปแอมป์เบอร์ TL074 มาใช้ในวงจร โดยเป็นวงจรที่ได้ถูกนำเสนอไว้เบื้องต้น [26] ทางผู้วิจัยได้นำมาพัฒนาเพิ่มเติมให้เหมาะสมกับงานวิจัยนี้ ซึ่งจะสามารถแบ่งส่วนของวงจรการวัดสัญญาณออกเป็น 3 ส่วนดังต่อไปนี้

1. การวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดมาตรฐาน (Standard Polar) Lead I, Lead II และ Lead III



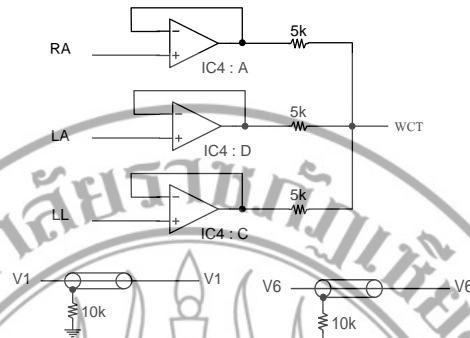
รูปที่ 3.5 วงจรวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดมาตรฐาน (Standard Polar)

2. การวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดขั้วเดียว (Unipolar Lead) aVR, aVL และ aVF



รูปที่ 3.6 วงจรวัดสัญญาณแบบขั้วต่อชนิดขั้วเดียว (Unipolar Lead)

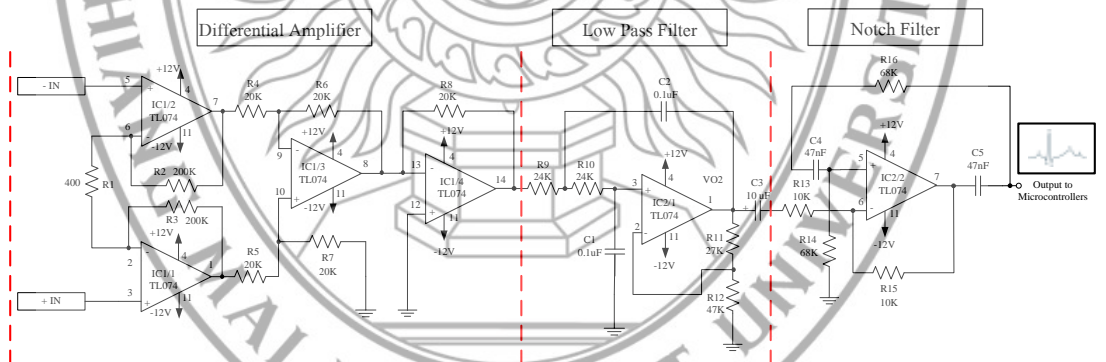
3. การวัดสัญญาณหัวใจต่อทรวงอก (Chest Lead) V1 และ V6



รูปที่ 3.7 วงจรวัดสัญญาณหัวใจต่อทรวงอก (Chest Lead)

3.1.2 วงจร Instrumentation Amplifier

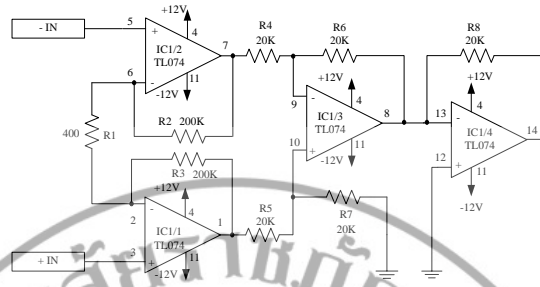
หลังจากได้ทำการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาทั้ง 8 สัญญาณแล้ว จะต้องนำสัญญาณทั้งหมดมากำจัดสัญญาณไฟตรงที่เกิดจากร่างกายคนออกให้หมด แล้วจึงทำการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และยกระดับแรงดันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในช่วงที่สามารถนำไปต่อเข้ากับวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลได้ โดยใช้ไอซีออปแอมป์มาประยุกต์ใช้ในวงจรดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 วงจร Instrument Amplifier

จากรูปวงจรที่ 3.8 จะสามารถแบ่งส่วนการทำงานของวงจรออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

1) วงจร Differential Amplifier เป็นวงจรขยายขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับเข้ามาจากอินพุตที่อยู่ในระดับไมโครโวลต์ ซึ่งมีระดับสัญญาณต่ำมากจึงต้องทำการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในระดับแรงดันที่สูงขึ้น โดยกำหนดอัตราขยายของวงจรให้มีค่าเท่ากับ 1,000 เท่า โดยนำออปแอมป์มาประยุกต์ใช้ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 วงจร Differential Amplifier

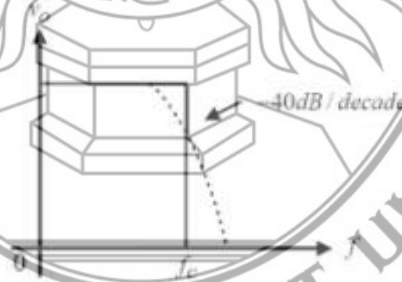
จากวงจรสามารถคำนวณอัตราขยายได้จากสมการ

$$AV = \left\{ \left(\frac{2R_2 + R_1}{R_1} \right) \times \left(\frac{R_6}{R_5} \right) \right\} \tag{3.12}$$

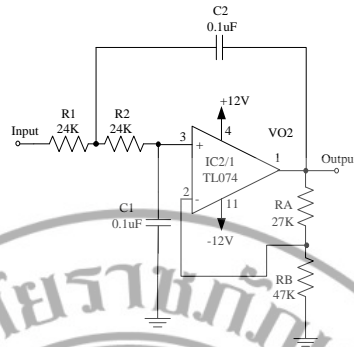
ถ้าหากให้ $R_1=400$ โอห์ม, $R_2=200$ กิโลโอห์ม, $R_6=R_5=20$ กิโลโอห์ม

จะได้อัตราขยาย $AV = \left\{ \left(\frac{2(200k) + 400}{400} \right) \times \left(\frac{20k}{20k} \right) \right\} = 1001 \approx 1000$ เท่า

2) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน เป็นวงจรที่ใช้กำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงกว่า 65 เฮิร์ต เพื่อให้ความถี่สูงสุดมีความสอดคล้องกับความถี่การล่มสัญญาณของวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีความถี่ 160 เฮิร์ต โดยวงจรที่ใช้เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสองซึ่งมีลักษณะการตอบสนองความถี่ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง



รูปที่ 3.11 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง

จากรูปวงจรที่ 3.11 สามารถคำนวณหาค่า R1, R2, C1, C2, RA และ RB ได้จากสมการ

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{3.13}$$

กำหนดให้

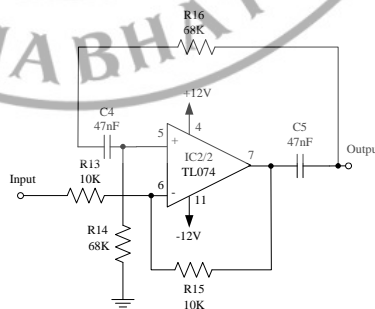
f_c = ความถี่คัทออฟที่ 65 เฮิรต

$C = C1 = C2 = 0.1 \mu F$

$R = R1 = R2$

ดังนั้นจะได้ความต้านทานของ R1 และ R2 เท่ากับ 24 กิโลโอห์ม ส่วนตัวต้านทาน RA และ RB มีไว้เพื่อเป็นตัวกำหนดอัตราขยายของวงจรรูปปิด แต่โดยปกติแล้วมีการกำหนดให้อัตราขยายของวงจรรูปปิดนี้มีค่าเท่ากับ 1.586 เพื่อให้วงจรสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพที่สุด ดังนั้นควรกำหนดค่า RA มีค่าเป็น 0.586 เท่าของ RB เนื่องจากออปแอมป์ต่อเนื่องเป็นวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสซึ่งค่า RA และ RB ที่เหมาะสมคือ RA=27 กิโลโอห์ม และ RB=47 กิโลโอห์ม

3) วงจรตัดแถบความถี่ (Notch Filter) หลังจากผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแล้วจะต้องมีการกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ 50 เฮิรต ออก ซึ่งเป็นความถี่ของร่างกายมนุษย์ที่ปะปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีลักษณะวงจรดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 วงจรตัดแถบความถี่ 50 เฮิรต

จากรูปวงจรที่ 3.12 สามารถคำนวณหาค่า R13, R14, R15, R16, C4 และ C5 ได้จากสมการ

$$f_{notch} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.14)$$

กำหนดให้

f_{notch} = ความถี่ที่ต้องการตัดออกที่ 50 เฮิรตซ์

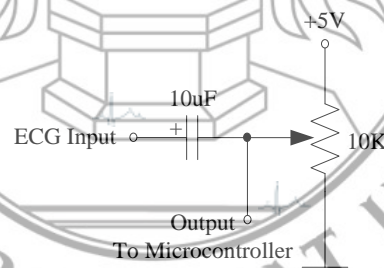
$C = C4 = C5 = 47 \text{ nF}$

$R = R14 = R16$

$R13 = R15 = 10 \text{ กิโลโอห์ม}$

ดังนั้นเมื่อคำนวณตามสมการที่ 3.14 แล้วจะได้ค่าความต้านทานของ R14 และ R16 เท่ากับ 68 กิโลโอห์ม

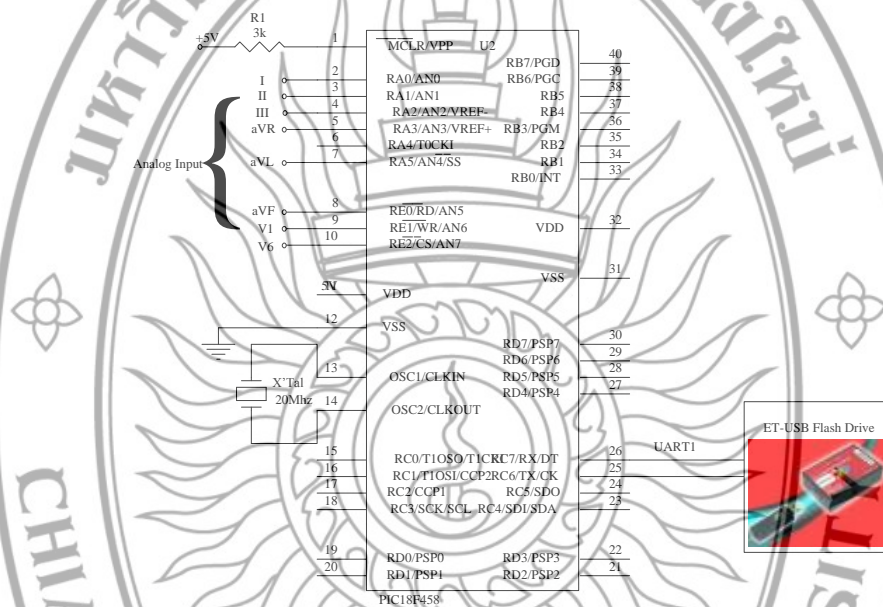
4) วงจรยกระดับแรงดัน หลังจากทำการขยายสัญญาณแรงดันให้สูงขึ้นแล้วโดยใช้วงจร Differential Amplifier ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และผ่านวงจรตัดแถบความถี่แล้วจะต้องทำการยกระดับแรงดันให้อยู่ในช่วง 0 ถึง 5 โวลต์ เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการขยายแล้วนั้นจะมีค่าอยู่ในช่วงที่ระดับแรงดันค่าบวกและค่าลบ ทำให้ยังไม่สามารถนำไปยังวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลได้เนื่องจากข้อจำกัดของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ที่จะสามารถแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลได้เฉพาะช่วง 0 ถึง 5 โวลต์เท่านั้นโดยในวงจรที่ออกแบบนี้สามารถปรับระดับแรงดันได้อยู่ระหว่างช่วง 0 โวลต์ ถึง 5 โวลต์



รูปที่ 3.13 วงจรยกระดับแรงดัน

3.1.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล และติดต่อกับวงจร USB Flash Drive

หลังจากได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 8 สัญญาณ ที่มีระดับความแรงของสัญญาณเพียงพอสำหรับการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล ที่มีช่วงระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 0 ถึง 5 โวลต์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC18F458 ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลทั้ง 8 สัญญาณ โดยมีความถี่ในการสุ่มสัญญาณอยู่ที่ 160 เฮิรตซ์ และยังใช้สำหรับควบคุมการติดต่อในการส่งข้อมูลไปยังวงจร USB Flash Drive เพื่อทำการบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจลง Flash Drive



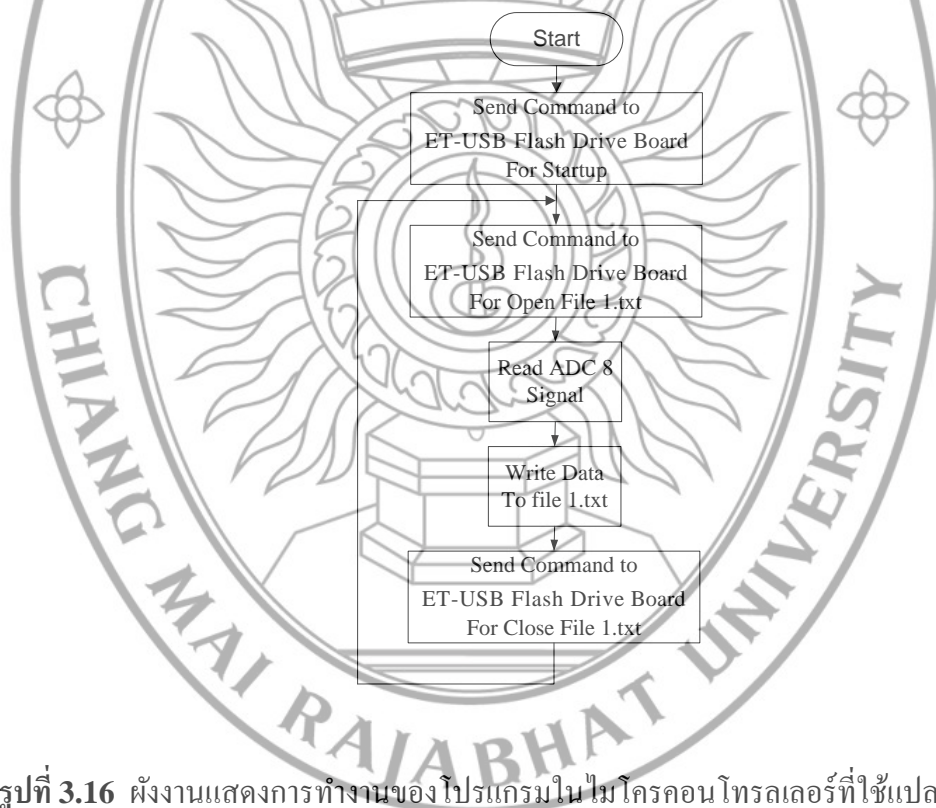
รูปที่ 3.14 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล และติดต่อกับวงจร USB Flash Drive

จากรูปที่ 3.14 การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล จะทำการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 8 สัญญาณ โดยเรียงลำดับการสุ่มสัญญาณ Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF, V1 และ V6 ตามลำดับ แล้วทำการส่งข้อมูลทั้งหมดออกทาง UART ที่ได้ทำการเชื่อมต่อกับบอร์ด ET-USB Flash Drive ที่เป็นบอร์ดสำเร็จรูปสำหรับการใช้คำสั่งควบคุมการบันทึกข้อมูลลง Flash Drive ซึ่งข้อมูลที่ทำการบันทึกเป็นไฟล์ในรูปแบบ FAT16 และบันทึกเป็น Text ไฟล์ซึ่งข้อมูลที่เก็บในไฟล์จะถูกเก็บเป็นรหัสของแอสกีโค้ดทั้ง 8 สัญญาณ



รูปที่ 3.15 บอร์ดสำเร็จรูปของ ET-USB Flash Drive ใช้เก็บข้อมูลลง Flash Drive

ส่วนของโปรแกรมการทำงานทั้งหมดในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC18F458 ที่ใช้สำหรับการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลและควบคุมการบันทึกข้อมูลลง Flash Drive จะเป็นไปตามผังงานดังรูปที่ 3.16

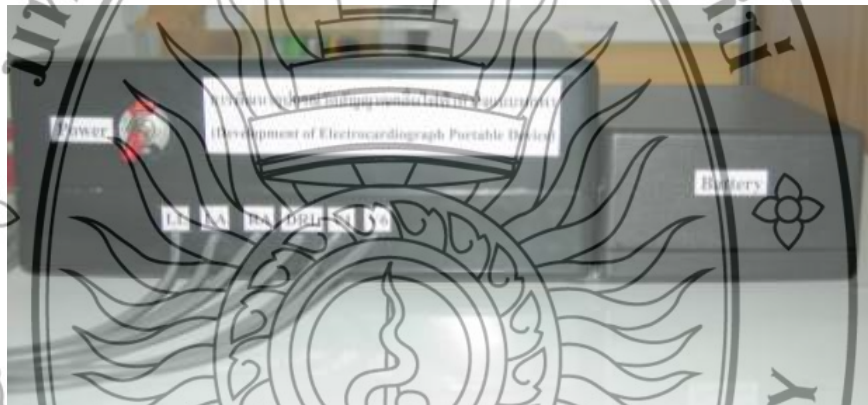


รูปที่ 3.16 ผังงานแสดงการทำงานของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลและควบคุมการบันทึกข้อมูลลง Flash Drive

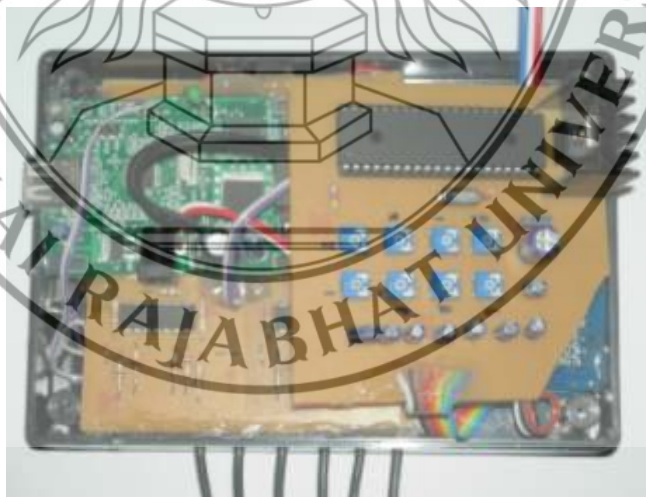
หลังจากการออกแบบ ได้ทำการสร้างเครื่องต้นแบบและทำการทดสอบแล้ว เมื่อนำมาประกอบเป็นตัวเครื่องจะได้ตัวเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา ดังรูปที่ 3.17, 3.18, 3.19, 3.20 และ 3.21



รูปที่ 3.17 ลักษณะภายนอกของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา



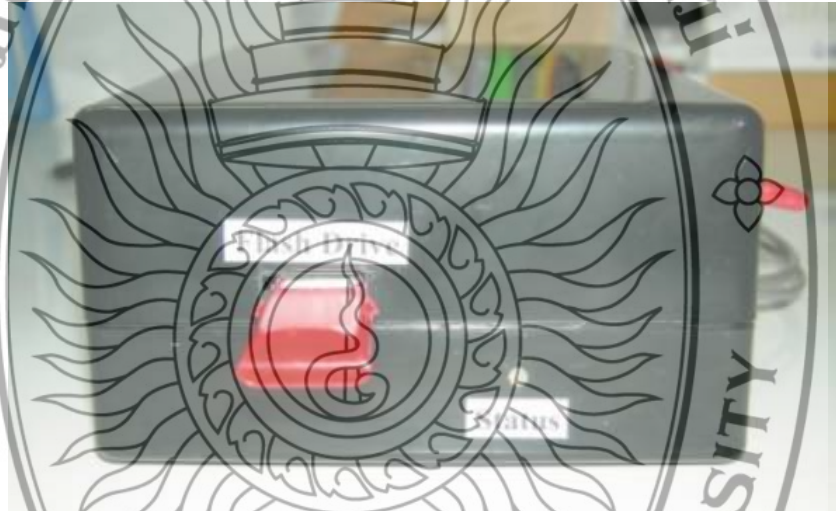
รูปที่ 3.18 ลักษณะรายละเอียดด้านหน้าของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา



รูปที่ 3.19 การจัดวางอุปกรณ์ภายในของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา



รูปที่ 3.20 การติดตั้งกล่องแบตเตอรี่เข้ากับตัวเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา



รูปที่ 3.21 การต่อ Flash Drive เข้ากับเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบพกพา

3.2 ขั้นตอนการทดสอบการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด

3.2.1 ขั้นตอนการกำหนดลักษณะเด่น

การกำหนดลักษณะเด่นซึ่งจะใช้เป็นอินพุตสำหรับทดสอบการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด มีการใช้ลักษณะเด่นทั้งหมด 4 ลักษณะเด่น คือ สัญญาณ Lead I, Lead II, V1 และ V6

3.2.2 การกำหนดข้อมูลทดสอบการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด

ข้อมูลที่นำมาใช้สำหรับการทดสอบนั้นจะเป็นข้อมูลที่ได้จากการวัดจากเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 ลีดที่ใช้จำนวนอิเล็กโทรดทั้งหมด 10 อัน ดังนั้นข้อมูลที่ได้จากการวัดแบบนี้จึงเป็นข้อมูลที่ถูกต้อง สามารถนำมาทดสอบเพื่อเปรียบเทียบสัญญาณที่ได้จากการสร้างขึ้นมา จากการประมาณค่าที่ใช้ทฤษฎีของวิธีกำลังสองน้อยที่สุดเปรียบเทียบกับสัญญาณเดิมที่มีอยู่แล้ว โดยข้อมูลที่นำมาทดสอบนั้น จะได้มาจากการวัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอาสาสมัครเพศชายทั้ง 10 คน ทำการเลือกข้อมูลในช่วงสัญญาณที่ดีที่สุดของทั้ง 6 คนมาใช้ในการทดสอบ ซึ่งเป็นข้อมูลสัญญาณที่มีความแตกต่างกันหลายๆ รูปแบบ โดยการนำข้อมูลมานั้น จะต้องทำการ Normalize ให้อยู่ในช่วงระดับ -1 ถึง $+1$ ที่เป็นระดับเดียวกัน และเมื่อนำข้อมูลทั้งหมดมารวมกันจะได้จำนวนข้อมูลเท่ากับ 30,000 ข้อมูล ส่วนข้อมูลที่เหลืออีก 4 คน จะถูกนำไปใช้สำหรับการทดสอบ ซึ่งผลที่ได้หลังจากทดสอบทั้งหมด ข้อมูลสัญญาณ V2, V3, V4 และ V5 ที่ได้จากการทดสอบจากข้อมูลอินพุตของสัญญาณ Lead I, Lead II, V1 และ V6 นั้นจะต้องนำข้อมูลมาทำการ Denormalize ที่อยู่ในช่วง -1 ถึง $+1$ และแปลงกลับคืนมาอยู่ในช่วงของระดับปกติที่อยู่ในช่วง 0 ถึง +5 โวลต์ เพื่อการนำไปแสดงผลที่ถูกต้อง

3.2.3 การแทนค่าข้อมูลการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด

(3.15)

โดยที่

V_i	คือ	V2, V3, V4, V5 เป็นสัญญาณที่ต้องการสร้างขึ้นมา
V_j	คือ	I, II, V1, V6 เป็นสัญญาณที่นำเข้ามาจากเครื่องวัด
$a_{i,j}$	คือ	รูปแบบค่าของการหาค่าเฉลี่ยจากข้อมูลที่วัดได้จริงจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด ดังรูปแบบสมการที่ (3.16)

(3.16)

กำหนดให้

โดยที่

s คือ ข้อมูลของจำนวนคนที่นำมาหาค่าเฉลี่ย
 j คือ ข้อมูลของสัญญาณ I,II,V1,V6
 i คือ ข้อมูลของสัญญาณ V2,V3,V4,V5

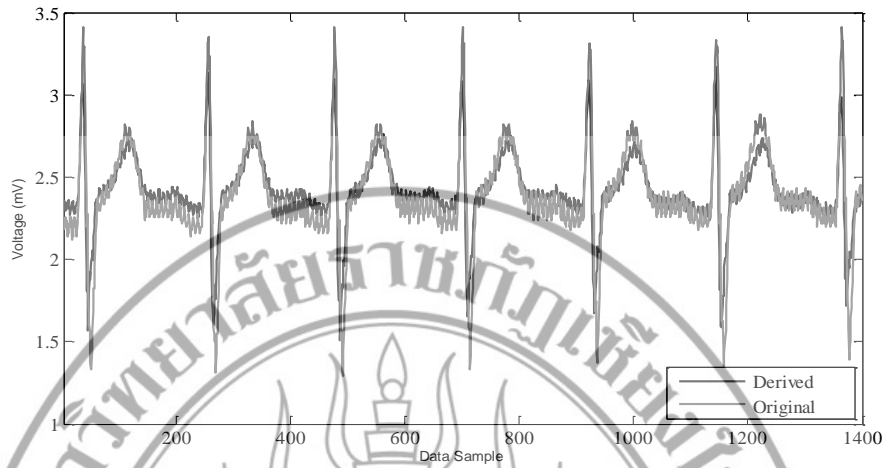
จากสมการที่ 3.16 เมื่อนำข้อมูลของสัญญาณ I, II, V1, V6, V2, V3, V4, V5 ที่เป็นสัญญาณที่ถูกต้องมาแทนค่าลงในสมการแล้วจะได้ค่าของชุดข้อมูล $a_{i,j}$ ที่ได้ทำการทดสอบเป็นที่เรียบร้อยแล้วนำไปใช้กับสมการที่ 3.15 เพื่อใช้ในการประมาณค่าต่อไป ดังนั้นชุดข้อมูลที่ได้จากการทดสอบจะได้ชุดข้อมูล $a_{i,j}$ ที่มีค่าต่างๆดังนี้

$a_{1,4} = 0.34022, 0.367, 0.32705, 0.32171$
 $a_{2,4} = 0.41459, 0.53191, 0.15331, 0.21713$
 $a_{3,4} = 0.65123, 0.21519, 0.12317, 0.085906$
 $a_{4,4} = -0.47995, -0.23745, 0.32494, 0.30731$

หลังจากได้ผลจากวิธีการประมาณค่าโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด ซึ่งจะได้ค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการทดสอบ จากนั้นจึงนำค่าสัมประสิทธิ์ไปแทนในสมการที่ (3.15) แล้วนำไปทดสอบเพื่อหาค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย ซึ่งได้ผลการทดลองเป็นดังนี้

ตารางที่ 3.1 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยจากการประมาณค่าของสัญญาณ V2

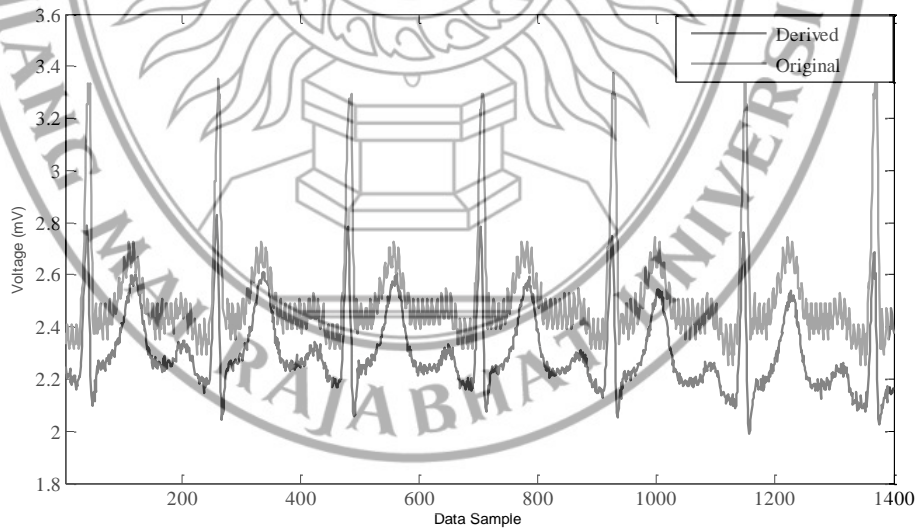
บุคคลทดสอบลำดับที่	เปอร์เซ็นต์ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย MAPE (%) จากข้อมูล 1500 ข้อมูล
1	4.8008
2	10.1202
3	9.3429
4	7.1441
ค่าผิดพลาดเฉลี่ย (%)	7.8520



รูปที่ 3.22 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V2 ของบุคคลทดสอบลำดับที่หนึ่ง ที่ได้จากการประมาณค่า โดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด เปรียบเทียบกับสัญญาณจริง

ตารางที่ 3.2 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยจากการประมาณค่าของสัญญาณ V3

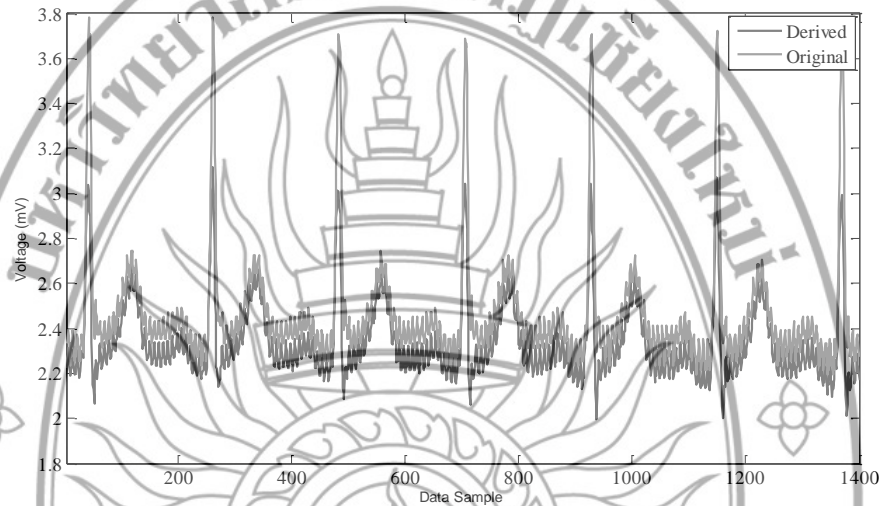
บุคคลทดสอบลำดับที่	เปอร์เซ็นต์ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย MAPE (%) จากข้อมูล 1500 ข้อมูล
1	8.5242
2	12.9383
3	9.8456
4	7.3415
ค่าผิดพลาดเฉลี่ย (%)	9.6624



รูปที่ 3.23 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V3 ของบุคคลทดสอบลำดับที่หนึ่ง ที่ได้จากการประมาณค่า โดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด เปรียบเทียบกับสัญญาณจริง

ตารางที่ 3.3 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยจากการประมาณค่าของสัญญาณ V4

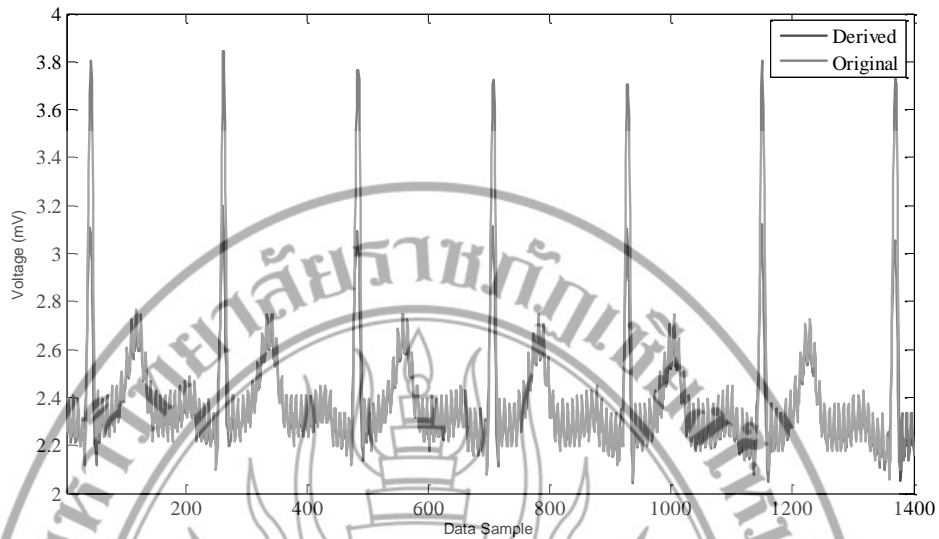
บุคคลทดสอบลำดับที่	เปอร์เซ็นต์ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย MAPE (%) จากข้อมูล 1500 ข้อมูล
1	4.9455
2	6.2679
3	5.4592
4	6.0454
ค่าผิดพลาดเฉลี่ย (%)	5.6795



รูปที่ 3.24 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V4 ของบุคคลทดสอบลำดับที่หนึ่ง ที่ได้จากการประมาณค่าโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด เปรียบเทียบกับสัญญาณจริง

ตารางที่ 3.4 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยจากการประมาณค่าของสัญญาณ V5

บุคคลทดสอบลำดับที่	เปอร์เซ็นต์ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย MAPE (%) จากข้อมูล 1500 ข้อมูล
1	2.2641
2	5.2540
3	4.2435
4	2.6241
ค่าผิดพลาดเฉลี่ย (%)	3.5964



รูปที่ 3.25 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V5 ของบุคคลทดสอบลำดับที่หนึ่ง ที่ได้จากการประมาณค่า โดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด เปรียบเทียบกับสัญญาณจริง

จากผลการทดลองวิธีการประมาณค่าของสัญญาณ V2, V3, V4 และ V5 จะเห็นว่า การใช้วิธีการประมาณค่าของวิธีกำลังสองน้อยที่สุด มีค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยน้อยกว่า 10% แสดงว่าการประมาณค่าโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดมีความถูกต้องมากกว่า 90% ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงนำชุดรูปแบบการประมาณค่าของสัญญาณ V2, V3, V4 และ V5 โดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดไปใช้ในการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อการคำนวณข้อมูลที่ได้จากการบันทึกลง Flash Drive พร้อมการแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและในส่วนของการติดต่อกับผู้ใช้งานต่อไป

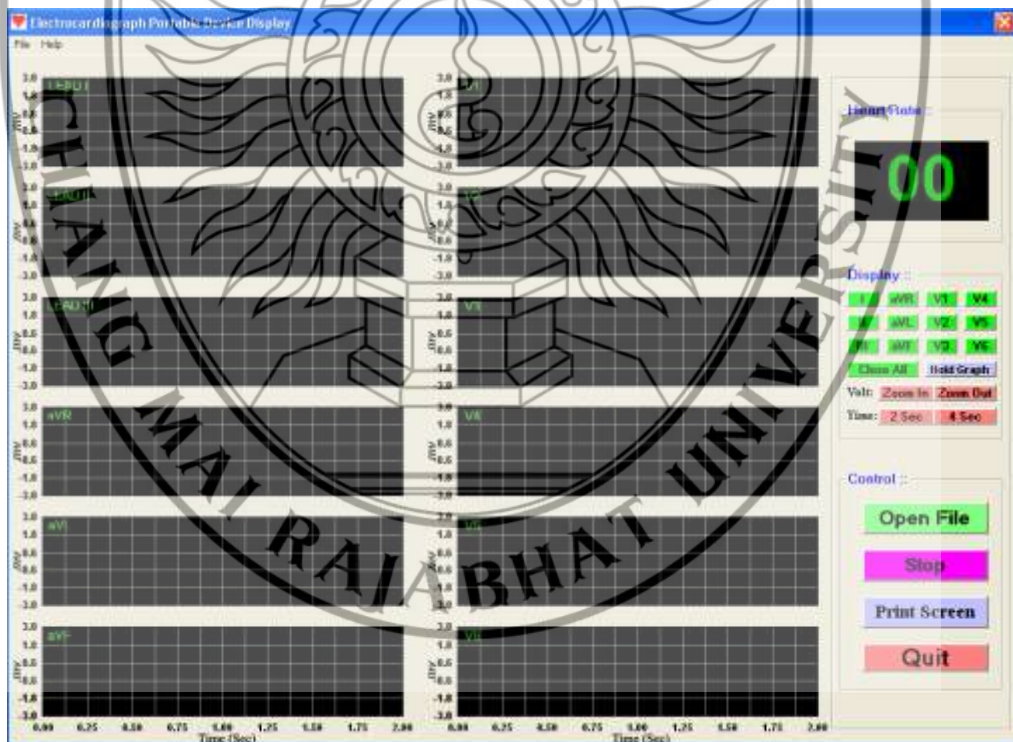
3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์

ในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรม Visual Basic 6.0 สำหรับการออกแบบโปรแกรมและส่วนของการติดต่อกับผู้ใช้งานโปรแกรม โดยการทำงานของซอฟต์แวร์จะถูกแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลักๆ ด้วยกันดังนี้

1) ส่วนของการเปิดอ่าน Text file (.txt) ที่ได้จากการบันทึกข้อมูลใน Flash Drive ในรูปแบบ Text file (*.txt) เพื่อแสดงผลกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2) ส่วนของการใช้ฟังก์ชันการประมาณค่าด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด ซึ่งในงานวิจัยนี้จะรับข้อมูลจากไฟล์ใน Flash Drive มาทั้ง 8 สัญญาณ คือสัญญาณ Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF, V1 และ V6 ซึ่งจะเหลือสัญญาณอีก 4 สัญญาณคือสัญญาณ V2, V3, V4, V5 ที่ต้องทำการประมาณค่าขึ้นมาจากฟังก์ชันการประมาณค่าด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด ที่ได้ทำการทดสอบดังข้างต้นไว้เป็นที่เรียบร้อยแล้ว

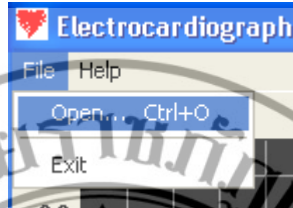
3) ส่วนของการแสดงผลกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 สัญญาณ อัตราการเต้นของหัวใจ และปุ่มควบคุมการแสดงผลกราฟต่างๆ โดยหน้าจอหลักในการแสดงผลจะเป็นดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 หน้าจอการแสดงผลหลัก

3.4 ส่วนประกอบของซอฟต์แวร์

1) เมนู File



รูปที่ 3.27 ภาพแสดงคำสั่งในเมนู File

Open ใช้สำหรับการเปิดไฟล์ที่ได้ทำการบันทึกเก็บไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือไฟล์ที่ได้จากการบันทึกข้อมูลใน Flash Drive

Exit ใช้ออกจากโปรแกรม

2) เมนู Help

จากรูปที่ 3.27 จะมีเมนู Help ไว้สำหรับให้ความช่วยเหลือเกี่ยวกับการใช้งานซอฟต์แวร์ทั้งหมด

3) ชุดปุ่มควบคุมการทำงาน

Open File

รูปที่ 3.28 ปุ่มควบคุมการทำงานที่ 1

Open File ใช้สำหรับการเปิดไฟล์ที่ได้ทำการบันทึกเก็บไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือไฟล์ที่ได้จากการบันทึกข้อมูลใน Flash Drive

Stop

รูปที่ 3.29 ปุ่มควบคุมการทำงานที่ 2

STOP ปุ่มกดเพื่อหยุดการแสดงผลและการทำงานทั้งหมด

Print Screen

รูปที่ 3.30 ปุ่มควบคุมการทำงานที่ 3

Print Screen ปุ่มกดเพื่อทำการบันทึกภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอเก็บไว้เป็นไฟล์รูปภาพ เพื่อที่สามารถนำไปพิมพ์ออกทางเครื่องพิมพ์

Quit

รูปที่ 3.31 ปุ่มควบคุมการทำงานที่ 4

Quit ปุ่มกดใช้ออกจากโปรแกรม

4) ชุดปุ่มควบคุมการแสดงผลกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.32 ปุ่มควบคุมการแสดงผลกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- I ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ LEAD I
- II ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ LEAD II
- III ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ LEAD III
- aVR ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ aVR
- aVL ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ aVL
- aVF ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ aVF
- V1 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V1
- V2 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V2
- V3 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V3

V4 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V4

V5 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V5

V6 ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V6

Show All ปุ่มเปิด/ปิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด

Hold Graph ปุ่มเปิด/ปิดการค้างรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่บนหน้าจอไว้

ตลอดเวลา

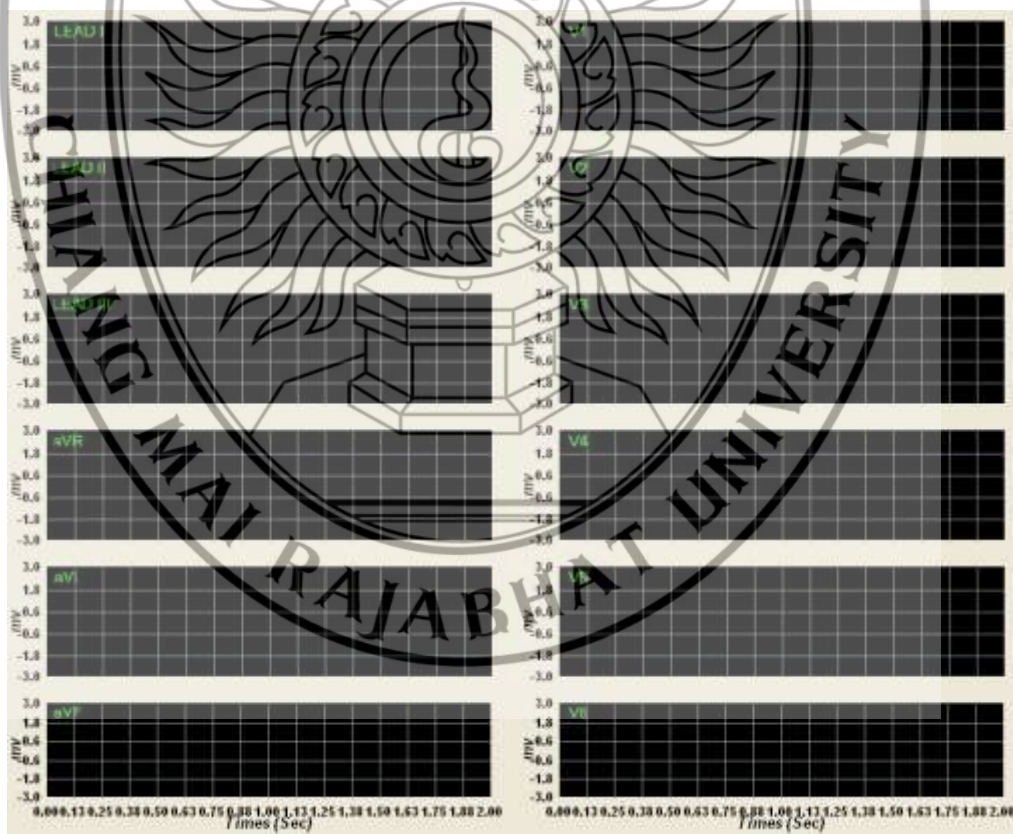
Zoom In ปุ่มขยายกราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแนวแกนตั้ง ซึ่งสามารถปรับขยายได้ครั้งละ 0.2mV สามารถปรับได้ระดับค่าสุดที่ $+0.5\text{mV}$ และ -0.5mV

Zoom Out ปุ่มลดกราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแนวแกนตั้ง ซึ่งสามารถปรับลดได้ครั้งละ 0.2mV ปรับได้สูงสุดที่ $+5\text{mV}$ และ -5mV

2 Sec ปุ่มกดเพื่อดูสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาการแสดงผล 2 วินาที

4 Sec ปุ่มกดเพื่อดูสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาการแสดงผล 4 วินาที

5) ส่วนแสดงเส้นกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 สัญญาณ



รูปที่ 3.33 ส่วนแสดงเส้นกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 สัญญาณ

จากรูปที่ 3.33 ส่วนของการแสดงกราฟนั้นจะสามารถแสดงกราฟพร้อมกันได้ทั้ง 12 สัญญาณ และสามารถแสดงสัญญาณได้เฉพาะสัญญาณที่ต้องการดูได้ นอกจากนี้ในช่องกราฟสัญญาณทุกช่องสัญญาณสามารถใช้เมาส์เลื่อนดูกราฟสัญญาณ ที่แสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านไปแล้วได้ทั้งหมด ตั้งแต่ช่วงเวลาเริ่มต้นจนถึงเวลาปัจจุบัน

6) ส่วนการแสดงผลอัตราการเต้นหัวใจ

รูปแบบการแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจที่แสดงออกมาในหน่วยของจำนวนครั้งต่อนาที (Beat per Minute) ในกรณีที่อัตราการเต้นหัวใจอยู่ในเกณฑ์ปกติในช่วงมากกว่า 50 ครั้งต่อนาที และน้อยกว่า 90 ครั้งต่อนาที การแสดงผลจะมีพื้นสีค่าตัวเลขสีเขียว แต่ถ้าอัตราการเต้นหัวใจอยู่ในเกณฑ์ที่ผิดปกติในช่วงน้อยกว่า 50 ครั้งต่อนาที หรือมากกว่า 90 ครั้งต่อนาทีการแสดงผลจะมีพื้นสีค่าตัวเลขสีแดง

Heart Rate:

80

รูปที่ 3.34 ภาพแสดงผลอัตราการเต้นหัวใจ