

รายงานการวิจัย

อุปกรณ์วัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ

ECG and PCG signal measurement and transmission via internet network

ชื่อผู้วิจัย 1. รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

2. นายวสุ พันไพศาล

RCH

RC

683.5

.E5

๑/45๒๒

เลขหมู่.....

114500

เลขทะเบียน.....

วัน,เดือน,ปี... 20 อ.ค. 2554

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดินหรือรายได้ประจำปีงบประมาณ 2553

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

b. 12292151  
i. ....

๓ ชื่อโครงการวิจัย (ภาษาไทย) อุปกรณ์วัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ  
ผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

(ภาษาอังกฤษ) ECG and PCG signal measurement and transmission via internet network

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก.....คณะวิศวกรรมศาสตร์...สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ประจำปี.....2553..... จำนวนเงิน.....๕๕,๐๐๐.....

ระยะเวลาทำการวิจัย.....1..... ปี ตั้งแต่.....1.....ตุลาคม.....2552.....ถึง.....30.....กันยายน.....2553.....

หน่วยงานและผู้ดำเนินการวิจัยพร้อมหน่วยงานที่สังกัดและเลขหมายโทรศัพท์

ภาควิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม คณะ วิศวกรรมศาสตร์

ชื่อสถาบัน สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ที่อยู่ ถนนฉลองกรุง ลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520

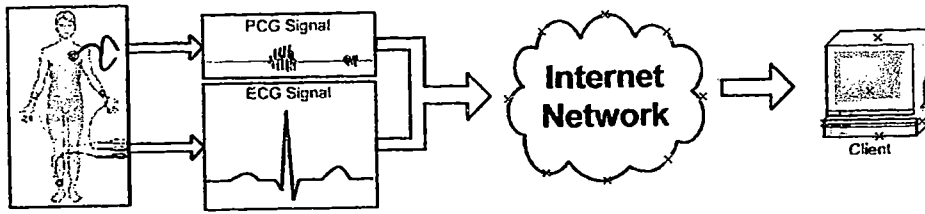
โทรศัพท์ 02-737-3000 ต่อ 3958 โทรสาร 02-326-4554

บทคัดย่อ

ในบทความนี้เป็นการนำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจด้วยต้นทุนต่ำ ที่สามารถแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการเชื่อมต่อผ่านทางระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต (WLAN) เนื่องจากระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ตเป็นระบบการสื่อสารข้อมูลที่นิยมมากที่สุดในปัจจุบัน ซึ่งจะเป็นการช่วยให้แพทย์สามารถนำข้อมูลของผู้ป่วยไปใช้ในการวิเคราะห์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และสะดวกมากยิ่งขึ้น โดยใช้โปรแกรม Matlab ในการประมวลผล

Abstract

In this paper a simple low cost measurement system of electrocardiogram (ECG) and phonocardiogram(PCG) are present. It is implemented by digitizing the measured (obtained) both signal and then internet (WLAN) transmitting to display the result on computer screen. Nowadays, internet network technology is widely used. It also has been adapted to many every-day life equipments such as computer and mobile phone. It can be help the doctor lead to high performance methods and comfortable for diagnosing heart defects. The matlab program is employed to diagnosis heart defects.



รูปที่ 1 แผนภาพแสดงอุปกรณ์วัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

**๑.๑. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย**

- ๑ เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องมือที่สามารถวัดทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ ได้พร้อมกัน
- ๒ เพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยผู้ป่วยโรคหัวใจ
- ๓ สามารถนำเครื่องมือที่สร้างขึ้นไปใช้ประโยชน์ได้จริง

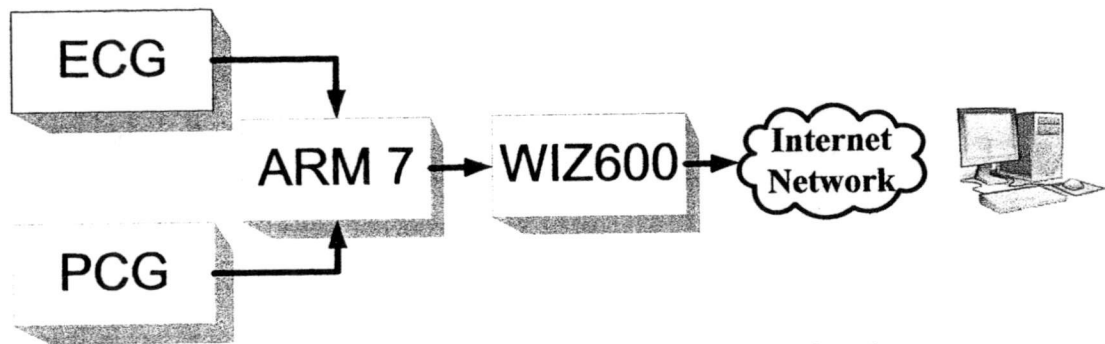
**๑.๒. ขอบเขตของโครงการวิจัย**

- ๑ ออกแบบและสร้างเครื่องมือที่สามารถวัดทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ ได้พร้อมกัน
- ๒ วัดค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้แผ่น อิเล็กโทรด, วัดค่าสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจโดยใช้สเตจโครสโคป
- ๓ ออกแบบการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

## บทที่ 2

### การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นเสียงและคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

การสร้างเครื่องวัดคลื่นเสียงและคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแบ่งออกเป็นส่วนของ การออกแบบสร้างเครื่องมือวัด (Hardware) และส่วนของการเขียนโปรแกรม (Software) ซึ่งในการออกแบบเครื่องมือวัดนั้นจะประกอบไปด้วยการสร้างวงจรเครื่องวัดคลื่นเสียงหัวใจ วงจรเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณที่วัดได้จากวงจรดังกล่าวจะถูกส่งเข้าไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM7 LPC2148 เพื่อทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล จากนั้นจะนำสัญญาณที่ได้เข้าสู่ wiz600 ทางพอร์ตอนุกรม

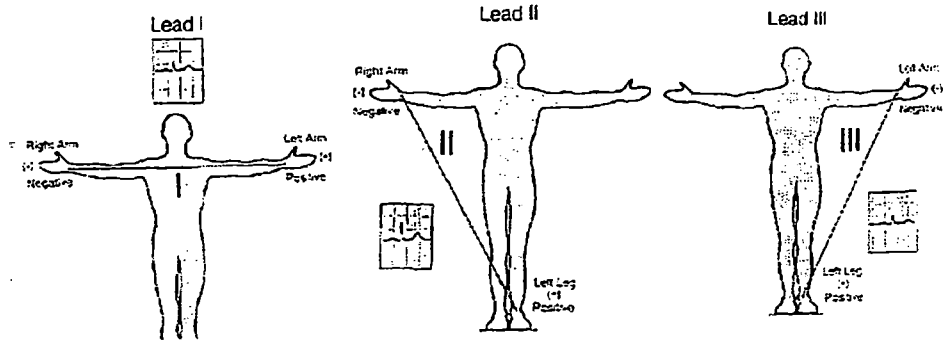


รูปที่ 2.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของส่วนฮาร์ดแวร์

จากบล็อกไดอะแกรมได้ทำการสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และวงจรวัดคลื่นเสียงหัวใจ โดยจะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ซึ่งมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 0.5-200 เฮิรตซ์ มาทำการมอดูเลตกับสัญญาณความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ เพื่อเลื่อนความถี่สเปกตรัมของคลื่นเสียงหัวใจอย่างชัดเจน ซึ่งมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 20-1000 เฮิรตซ์ จากนั้นจะใช้วงจรรวมสัญญาณทำการรวมสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณของคลื่นเสียงหัวใจเพื่อให้เหลือเพียงสัญญาณเดียว เพื่อทำการส่งเข้าสู่ ARM7 LPC2148 และส่งเข้าสู่ wiz600 ทางพอร์ตอนุกรมคอมพิวเตอร์ต่อไป

#### 2.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

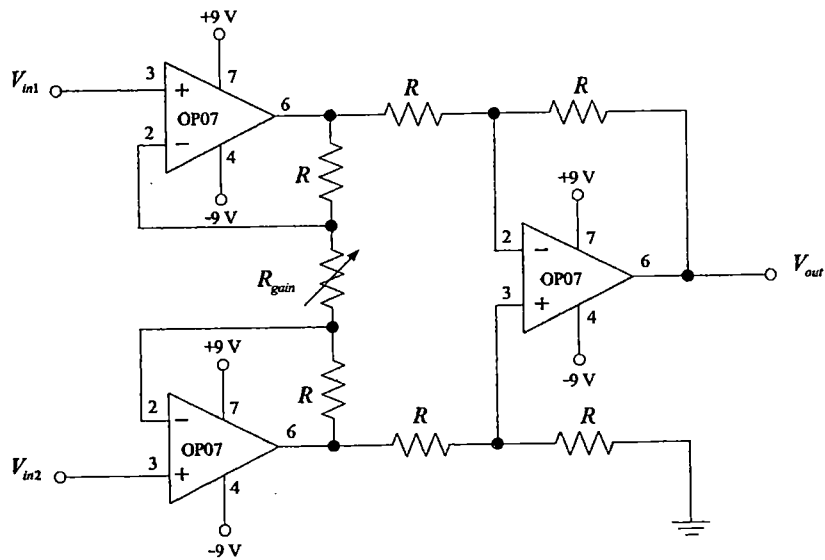
ขั้นตอนในการได้มาซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะใช้อิเล็กทรอนิกส์เป็นอุปกรณ์ในการแปลงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายให้เป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าในสายตัวนำ การคิดอิเล็กทรอนิกส์บนผิวหนึ่งสามารถติดที่ตำแหน่งใด ๆ ก็ได้ อย่างไรก็ตามที่ตำแหน่งต่างกันสัญญาณที่วัดได้จะมีแอมพลิจูดและเฟสแตกต่างกัน ดังนั้นจึงได้มีการกำหนดค่าตำแหน่งมาตรฐานการวางอิเล็กทรอนิกส์ ทั้งนี้เพื่อให้สามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละคนมาเปรียบเทียบกัน



รูปที่ 2.2 แสดงการวางอิเล็กโทรด มาตรฐาน

การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น เนื่องจากสัญญาณมีขนาดเพียงประมาณ 1 มิลลิโวลต์ จึงจำเป็นต้องทำการขยายสัญญาณเสียก่อน โดยใช้วงจรขยายความแตกต่าง (Differential amplifier) ซึ่งวงจรขยายที่ใช้สำหรับตรวจวัดที่คิดจะเป็นวงจรอินสตรูเมนต์เดียน (Instrumentation amplifier)

### 2.1.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์



รูปที่ 2.2 แสดงวงจรขยายอินสตรูเมนต์

จากวงจรขยายอินสตรูเมนต์สามารถเขียนสมการส่งผ่าน (Transfer function) ได้ดังนี้

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2.1)$$

จากสมการ 2.1 แทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจร คือ  $R_1 = R_2 = R_3 = 22$  กิโลโอห์ม และ  $R_G$  เป็นค่าความต้านทานที่สามารถปรับค่าได้ โดยกำหนดให้อัตราขยายมีค่า 120 เท่า

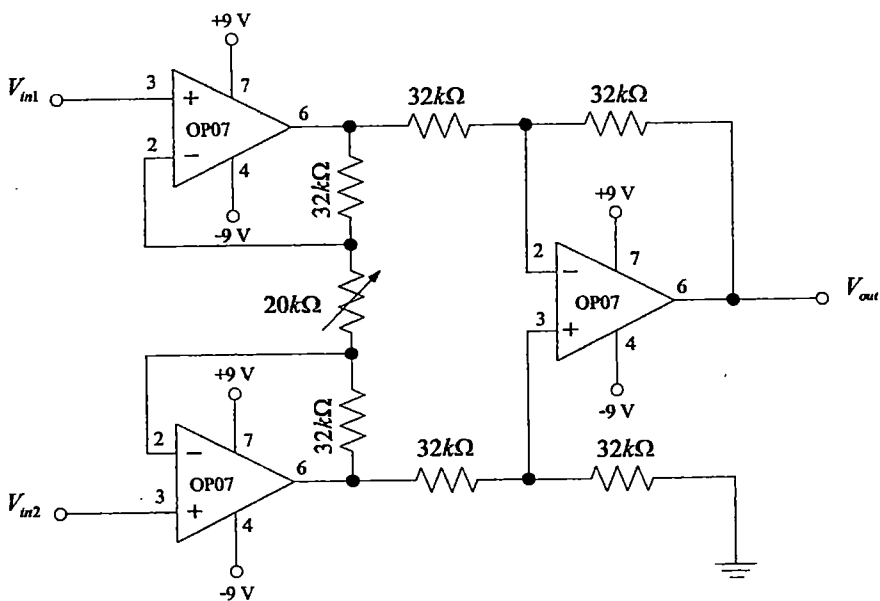
$$130 = \left(1 + \frac{2(32k)}{R_G}\right) \left(\frac{32k}{32k}\right)$$

$$130 = 1 + \frac{64k}{R_G}$$

$$129 = \frac{64k}{R_G}$$

$$R_G = 496.12 \approx 500\Omega \quad (2.2)$$

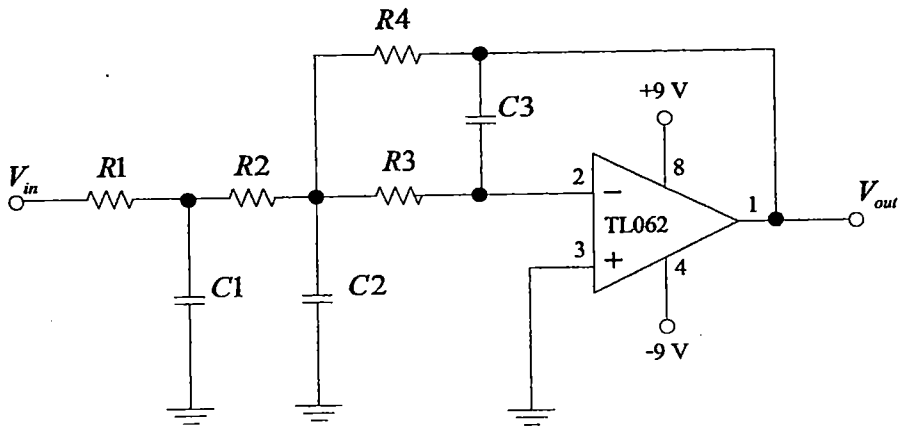
จากสมการ 2.2 กำหนดให้อัตราขยายมีค่า 120 เท่า ส่งผลให้ความต้านทานปรับค่าได้ ( $R_G$ ) มีค่าประมาณ 500 โอห์ม หากต้องการเพิ่มอัตราขยายสามารถปรับได้จากค่าความต้านทานปรับค่าได้ ( $R_G$ ) โดยปรับให้มีค่าน้อยลงกว่าเดิม



รูปที่ 2.4 แสดงวงจรขยายอินสทรูเมนต์ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทาน

### 2.2.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 200 เฮิรตซ์

วงจรกรองความถี่ที่ใช้สำหรับกรองความถี่ต่ำตั้งแต่ช่วงสัญญาณไฟตรง จนถึงความถี่ประมาณ 200 เฮิรตซ์ สามารถผ่านได้ และเริ่มลดทอนสัญญาณหลังจากความถี่ 200 เฮิรตซ์ เป็นต้นไป เนื่องจากความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าอยู่ประมาณช่วงความถี่ 0.5-200 เฮิรตซ์ และความถี่ของสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจมีค่าอยู่ประมาณช่วงความถี่ 20-1000 เฮิรตซ์ ดังนั้นการนำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านมาใช้สำหรับเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าและคลื่นเสียงหัวใจจะช่วยลดผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงได้



รูปที่ 2.5 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 แบบมัลติเฟลด์แบ็ค (2<sup>nd</sup> order Multiple feedback Low-pass)

จากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านสามารถเขียนสมการส่งผ่าน (Transfer function) ได้ดังนี้

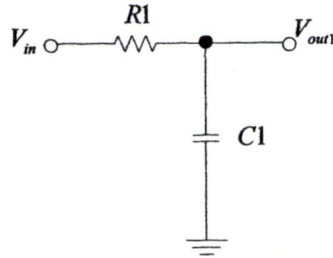
$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{-\frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}}{s^3 + s^2 \left( \frac{1}{C_1 R_1} + \frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{C_2 R_2} + \frac{1}{C_2 R_3} + \frac{1}{C_2 R_4} \right) + s \left( \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2} + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_3} + \frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_3} + \frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_4} + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_4} + \frac{1}{C_2 C_3 R_3 R_4} \right) + \frac{R_1 + R_2}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3 R_4}} \quad (2.2)$$

พิจารณาสมการส่งผ่านเปรียบเทียบกับรูปแบบสมการด้านล่าง

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left( \frac{2\pi f_{c1}}{s + 2\pi f_{c1}} \right) \left( \frac{K (2\pi f_{c2})^2}{s^2 + 2\zeta (2\pi f_{c2})s + (2\pi f_{c2})^2} \right) \quad (2.4)$$

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

จากสมการ 2.2 จะสังเกตเห็นได้ว่าเป็นวงจรกรองความถี่อันดับ 2 ซึ่งหากพิจารณาเปรียบเทียบกับสมการ 2.4 จะทำให้ทราบว่าวงจรดังกล่าวเกิดจากการใช้วงจรกรองความถี่อันดับ 1 ต่อเรียงกับวงจรกรองความถี่อันดับ 2 โดยค่าของอุปกรณ์คำนวณหาได้ดังนี้



รูปที่ 2.6 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1

พิจารณาที่วงจรกรองความถี่อันดับ 1 สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{s + \frac{1}{C1R1}} \quad (2.5)$$

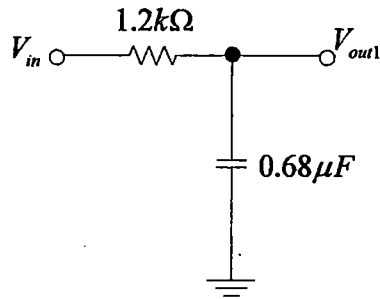
จากสมการ 2.5 เราจะทราบว่า

$$\omega_0 = \frac{1}{C1R1} \quad (2.6)$$

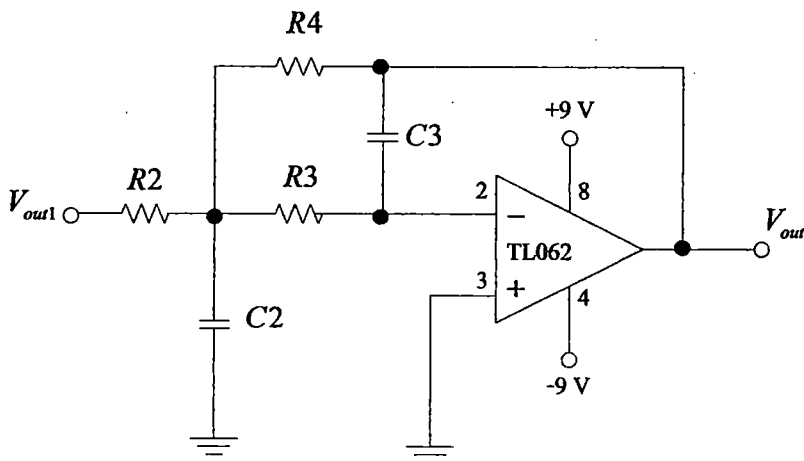
กำหนดให้  $f_0 = 156$  เฮิรตซ์ สามารถคำนวณหาค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \omega_0 &= 2\pi f_0 = \frac{1}{C1R1} \\ 2\pi(156) &= \frac{1}{C1R1} \\ C1R1 &= 0.00102 \end{aligned} \quad (2.7)$$

กำหนดให้ค่าตัวเก็บประจุ  $C1 = 0.68$  ไมโครฟารัด ดังนั้น ค่าความต้านทาน  $R1 = 1.2$  กิโลโห์ม



รูปที่ 2.7 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ



รูปที่ 2.8 แสดงวงจรกรองความถี่อันดับ 2

พิจารณาที่วงจรกรองความถี่ต่ำอันดับ 2 สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{-\frac{1}{C2C3R2R3}}{s^2 + s\frac{1}{C2}\left(\frac{1}{R2} + \frac{1}{R3} + \frac{1}{R4}\right) + \frac{1}{C2C3R3R4}} \quad (2.8)$$

พิจารณาสมการส่งผ่านเปรียบเทียบกับสมการด้านล่าง

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{(2\pi f_c)^2 K}{s^2 + 2\zeta(2\pi f_c)s + (2\pi f_c)^2} \quad (2.9)$$

จากสมการ 2.9 เราจะทราบว่า

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3R_4C_2C_3}} \quad (2.10)$$

$$Q = \frac{1}{2\zeta} \quad (2.11)$$

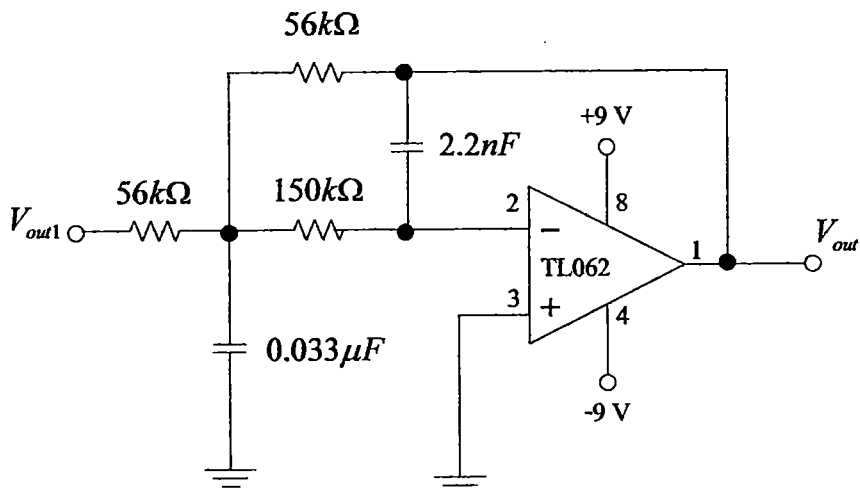
$$K = -\frac{R_4}{R_2} \quad (2.12)$$

จากสมการ 2.10, 2.11 และ 2.12 เรากำหนดค่าตัวเก็บประจุ และค่าความต้านทานดังนี้

$$R_2 = 56 \text{ กิโลโห์ม} \quad C_2 = 0.033 \text{ ไมโครฟารัด}$$

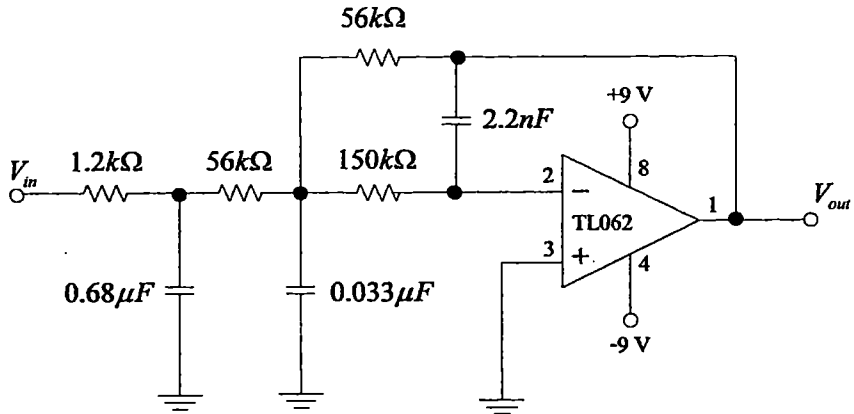
$$R_3 = 150 \text{ กิโลโห์ม} \quad C_3 = 2.2 \text{ นาโนฟารัด}$$

$$R_4 = 56 \text{ กิโลโห์ม}$$



รูปที่ 2.9 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ

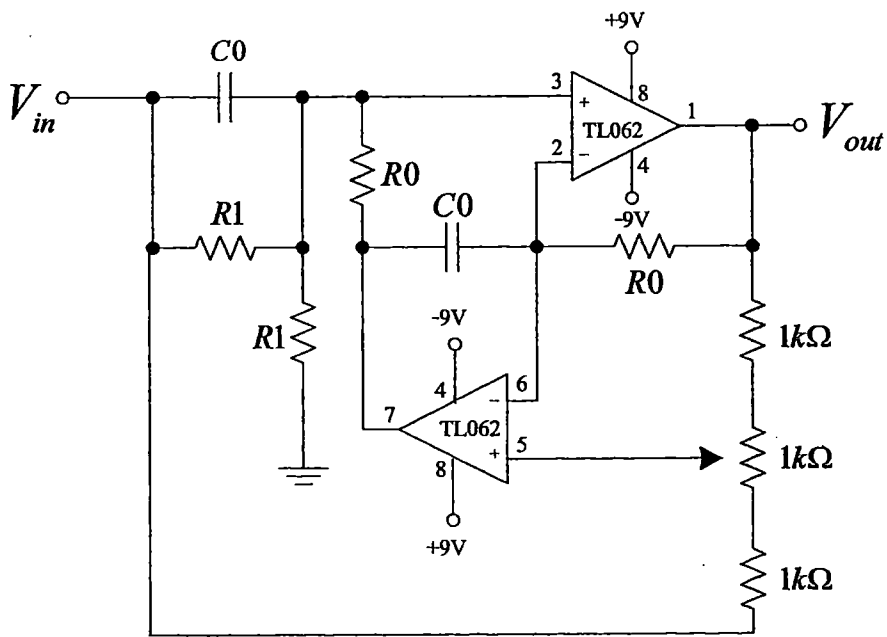
เมื่อนำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1 และอันดับ 2 มาต่อเรียงกันจะได้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 มีรูปแบบวงจรดังนี้



รูปที่ 2.10 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ

### 2.1.3 วงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่าน 50 เฮิรตซ์

วงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่าน 50 เฮิรตซ์ ที่เกิดจากไฟฟ้าตามบ้านเรือน ได้พัฒนามาจากวงจร Fliege active notch filter โดยจะต้องใช้โอปี่แอมป์ 2 ตัว ซึ่งข้อดีของ Fliege active notch filter คือ ง่ายต่อการควบคุมค่าความถี่กลาง ค่าประสิทธิ (Q) และรูปแบบของวงจรกรอง ส่วนข้อเสียของ Fliege active notch filter คือ มีความซับซ้อนในคำนวณ และสำหรับวงจร Fliege active notch filter นั้น มีค่าอัตราขยายจำกัดเท่ากับ 1 เท่านั้น



รูปที่ 2.11 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่านแบบ Fliege active

จากวงจรรูปที่ 2.10 เราจะทราบว่า

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R_0 C_0} \quad (2.12)$$

$$Q = \frac{R_1}{2R_0} \quad (2.14)$$

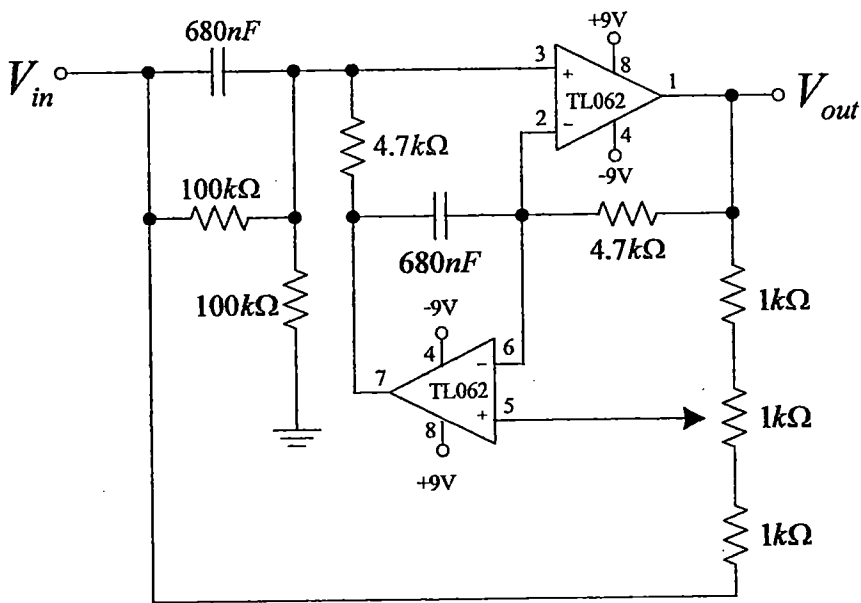
เรากำหนดให้  $f_0 = 50$  เฮิรตซ์  $Q = 10$  ดังนั้น จากสมการ 2.12, 2.14 เรากำหนดค่าตัวเก็บประจุและความต้านทานดังนี้

$$R_0 = 4.7 \text{ กิโลโห์ม}$$

$$R_1 = 100 \text{ กิโลโห์ม}$$

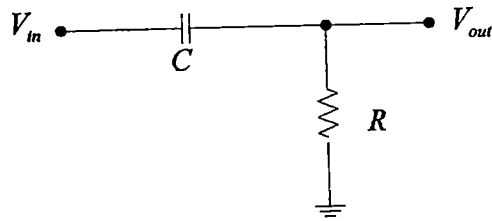
$$C_0 = 680 \text{ นาโนฟารัด}$$

การปรับความถี่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่านให้ตรงกับความถี่ 50 เฮิรตซ์ ทำได้โดยการปรับค่าความต้านทานปรับค่าได้ 1 กิโลโห์มดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.12 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ไม่ผ่านแบบ Fliege active ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ

### 2.1.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน 1.59 เฮิรตซ์



รูปที่ 2.12 แสดงวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

พิจารณาที่วงจรกรองความถี่สูงผ่าน สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{s}{s + \frac{1}{RC}} \quad (2.15)$$

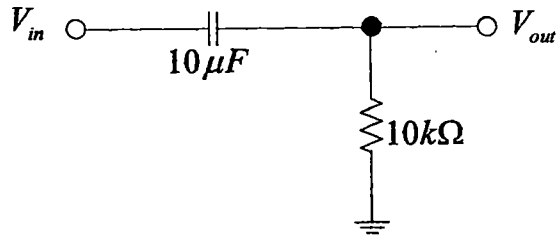
จากสมการ 2.15 เราจะทราบว่า

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \quad (2.16)$$

กำหนดให้  $f_0 = 1.6$  เฮิรตซ์ สามารถคำนวณหาค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \omega_0 &= 2\pi f_0 = \frac{1}{RC} \\ 2\pi(1.6) &= \frac{1}{RC} \\ RC &\approx 0.1 \end{aligned} \quad (2.17)$$

กำหนดให้ค่าตัวเก็บประจุ  $C1 = 10$  ไมโครฟารัด ดังนั้น ค่าความต้านทาน  $R1 = 10$  กิโลโอห์ม

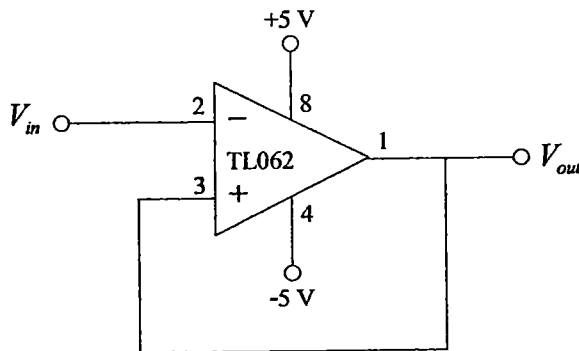


รูปที่ 2.14 แสดงวงจรกรองความถี่สูงผ่านที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ

## 2.1.4 วงจรปรับระดับแรงดัน

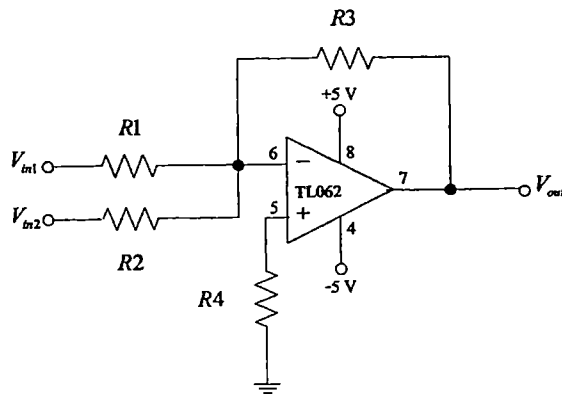
### 2.1.4.1 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer)

วงจรบัฟเฟอร์หรือวงจรกันชน เป็นวงจรที่มีคุณสมบัติคือความต้านทานอินพุตมีค่าสูง ความต้านทานเอาต์พุตมีค่าต่ำ และมีอัตราขยายแรงดันเท่ากับ 1 จากคุณสมบัติของวงจรบัฟเฟอร์ที่มีความต้านทานอินพุตสูงทำให้ไม่กระทบต่อสัญญาณของวงจรภาคหน้าและคุณสมบัติที่มีความต้านทานเอาต์พุตต่ำทำให้สามารถจ่ายกระแสไปยังโหลดได้มาก ซึ่งหมายถึงสามารถต่อโหลดที่มีความต้านทานต่ำได้ อย่างไรก็ตามความสามารถในการจ่ายกระแสเพิ่มขึ้นกับขีดจำกัดของตัวบัฟเฟอร์ด้วย



รูปที่ 2.15 แสดงวงจรบัฟเฟอร์

### 2.1.4.2 วงจรขยายผลรวมแบบกลับเฟส



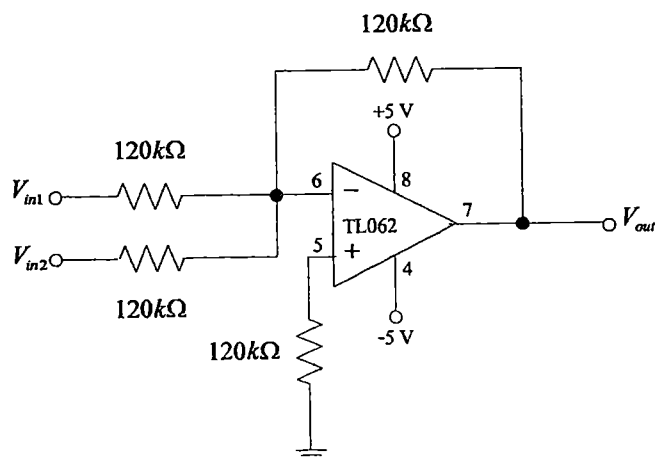
รูปที่ 2.16 แสดงวงจรขยายผลรวมแบบกลับเฟส

พิจารณาที่วงจรขยายผลรวมแบบกลับเฟส สามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$V_{out} = -\left( \left( \frac{R3}{R2} \right) V_{in1} + \left( \frac{R3}{R1} \right) V_{in2} \right) \quad (2.18)$$

เนื่องจากเราไม่ต้องการให้มีอัตราขยายจึงกำหนดให้ค่าความต้านทานเท่ากัน คือ  $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 120$  กิโลโอห์ม

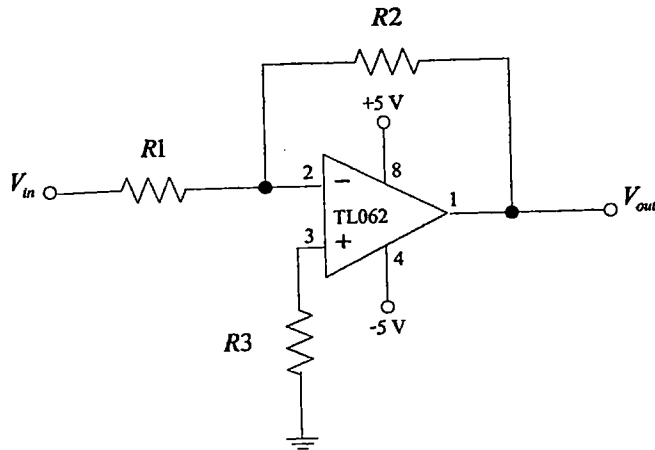
$$V_{out} = -(V_{in1} + V_{in2}) \quad (2.19)$$



รูปที่ 2.17 แสดงวงจรขยายผลรวมแบบกลับเฟสที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทาน

จากสมการ 2.19 อินพุต 1 เป็นสัญญาณที่รับมาได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อินพุต 2 เป็นไฟตรงที่ได้จากวงจรเฟอ์ที่ต้องการนำมาขยายระดับสัญญาณ ซึ่งเอาต์พุตที่ได้ออกมาจะถูกขยายระดับสัญญาณแต่เกิดการกลับเฟส

### 2.1.5.3 วงจรขยายแรงดันกลับเฟส



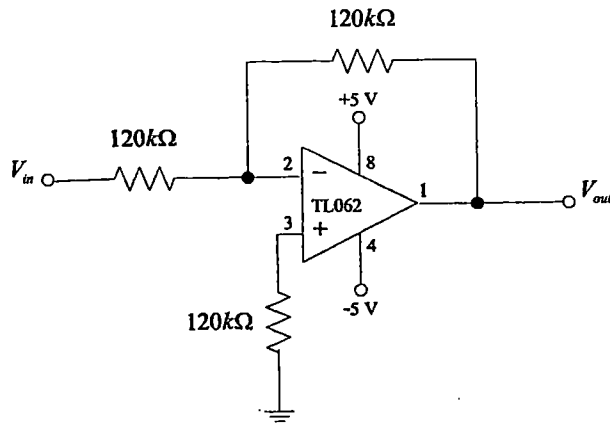
รูปที่ 2.18 แสดงวงจรขยายแรงดันกลับเฟส

พิจารณาที่วงจรขยายแรงดันกลับเฟส สามารถเขียนสมการส่งผ่านได้ดังนี้

$$V_{out} = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_{in} \quad (2.20)$$

เนื่องจากเราไม่ต้องการให้มีอัตราขยายจึงกำหนดให้ค่าความต้านทานเท่ากัน คือ  $R_1 = R_2 = R_3 = 120$  กิโลโห์ม

$$V_{out} = -V_{in} \quad (2.21)$$



รูปที่ 2.19 แสดงวงจรขยายแรงดันกลับเฟสผ่านการกำหนดค่าความต้านทาน

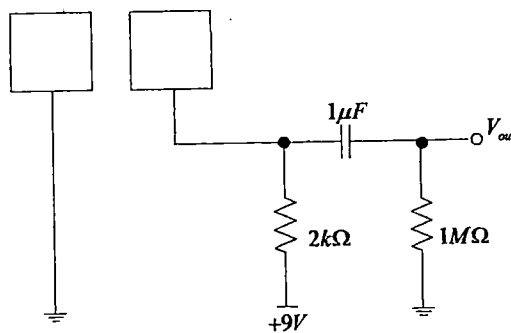
## 2.2 วงจรวัดคลื่นสัญญาณเสียงหัวใจ

ขั้นตอนการสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจนั้น จะใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนซึ่งจะเป็นตัวแปลงสัญญาณคลื่นเสียงให้เป็นกระแสไฟฟ้า ซึ่งก่อนที่จะใช้งานคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนได้นั้นจะต้องผ่านวงจรพรีแอมพลิไฟเออร์ หลังจากนั้นสัญญาณจะผ่านเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ โดยมีอัตราขยายประมาณ 20 เท่า ซึ่งรูปแบบของวงจรขยายอินสทรูเมนต์จะมีลักษณะแบบเดียวกับวงจรขยายสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 2.2.1 วงจรพรีแอมพลิไฟเออร์

วงจรพรีแอมพลิไฟเออร์เป็นวงจรขยายสัญญาณภาคแรก ก่อนที่จะมีการขยายอีกครั้งในส่วนวงจรหลัก ซึ่งจะรับสัญญาณมาจากพวกทรานสดิวเซอร์ เช่น ไมโครโฟน หรือ สายอากาศ โดยสัญญาณที่รับมาได้นักมีขนาดเล็กมากและมีสัญญาณรบกวนจำนวนมาก

Condensor Mic



รูปที่ 2.20 แสดงวงจรพรีแอมพลิไฟเออร์สำหรับคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน

### 2.2.2 วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์

สำหรับวงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ในส่วนคลื่นเสียงหัวใจมีลักษณะแบบเดียวกับส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่มีอัตราขยายต่ำกว่า เนื่องจากสัญญาณที่รับมาได้นั้นมีขนาดใหญ่

จากสมการ 2.1 แทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจร คือ  $R_1 = R_2 = R_3 = 22$  กิโลโอห์ม และ  $R_G$  เป็นค่าความต้านทานที่สามารถปรับค่าได้ โดยกำหนดให้อัตราขยายมีค่า 20 เท่า

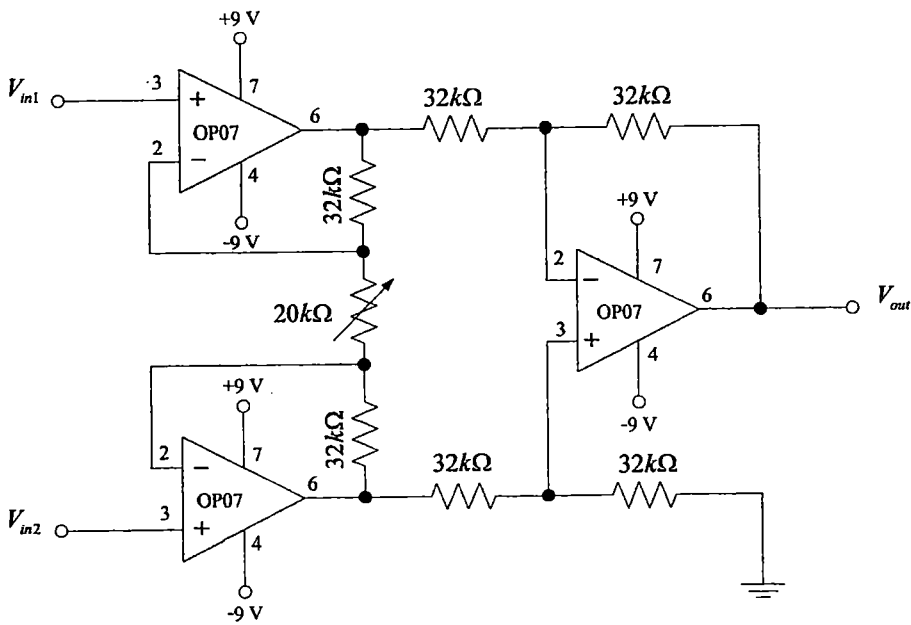
$$30 = \left(1 + \frac{2(32k)}{R_G}\right) \left(\frac{32k}{32k}\right)$$

$$30 = 1 + \frac{64k}{R_G}$$

$$29 = \frac{64k}{R_G}$$

$$R_G = 2.21k\Omega \quad (2.22)$$

จากสมการ 2.22 กำหนดให้อัตราขยายมีค่า 20 เท่า ส่งผลให้ความต้านทานปรับค่าได้ ( $R_G$ ) มีค่าประมาณ 2.21 กิโลโอห์ม



รูปที่ 2.21 แสดงวงจรขยายอินสทรูเมนต์ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานในส่วนคลื่นเสียงหัวใจ

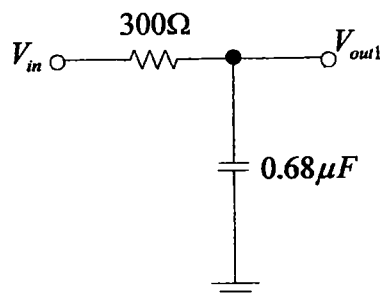
### 2.2.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 1 กิโลเฮิรตซ์

สำหรับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในส่วนคลื่นเสียงหัวใจมีลักษณะเหมือนกับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่มีความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ต่างกัน ก็มีความถี่คัตออฟที่ 1 กิโลเฮิรตซ์ ดังนี้

จากสมการ 2.6 กำหนดให้  $f_0 = 1$  กิโลเฮิรตซ์ สามารถคำนวณหาค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\omega_0 &= 2\pi f_0 = \frac{1}{C1R1} \\ 2\pi(1000) &= \frac{1}{C1R1} \\ C1R1 &= 0.000159\end{aligned}\tag{2.7}$$

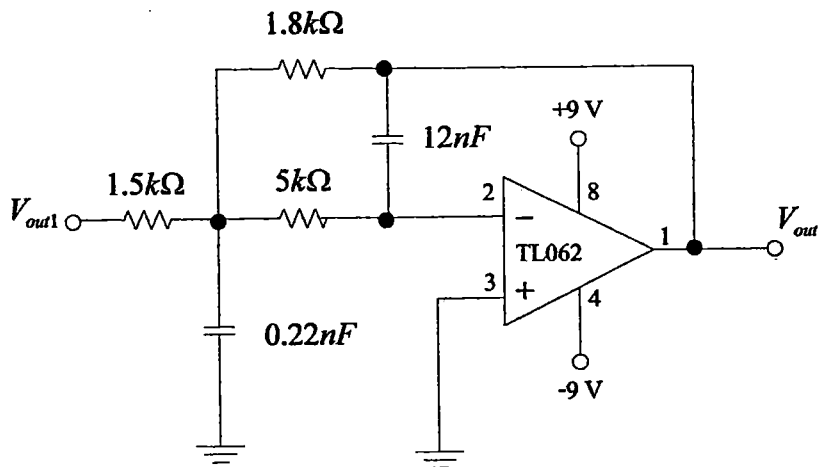
กำหนดให้ค่าตัวเก็บประจุ  $C1 = 0.68$  ไมโครฟารัด ดังนั้น ค่าความต้านทาน  $R1 = 300$  โอห์ม



รูปที่ 2.22 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุในส่วนคลื่นเสียงหัวใจ

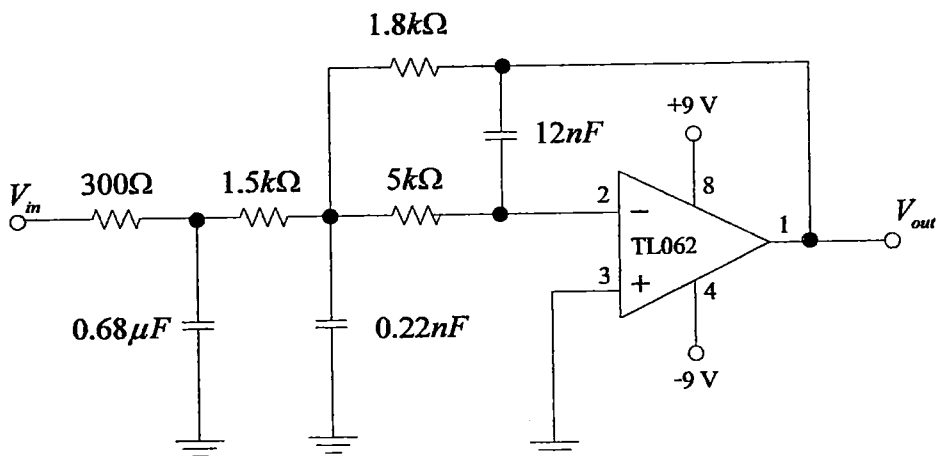
พิจารณาที่วงจรกรองความถี่ต่ำอันดับ 2 จากสมการ 2.10, 2.11 และ 2.12 เรากำหนดค่าตัวเก็บประจุและค่าความต้านทานดังนี้

$R2 = 1.5$ กิโลโอห์ม	$C2 = 0.22$ นาโนฟารัด
$R3 = 5$ กิโลโอห์ม	$C3 = 12$ นาโนฟารัด
$R4 = 1.8$ กิโลโอห์ม	



รูปที่ 2.24 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ ในส่วนคลื่นเสียงหัวใจ

เมื่อนำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1 และอันดับ 2 มาต่อเรียงกันจะได้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 มีรูปแบบวงจรดังนี้



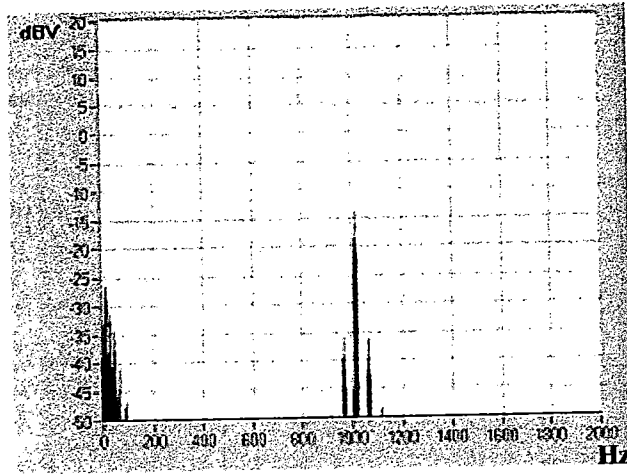
รูปที่ 2.25 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ที่ผ่านการกำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ

### บทที่ 3

#### ผลการทดลอง

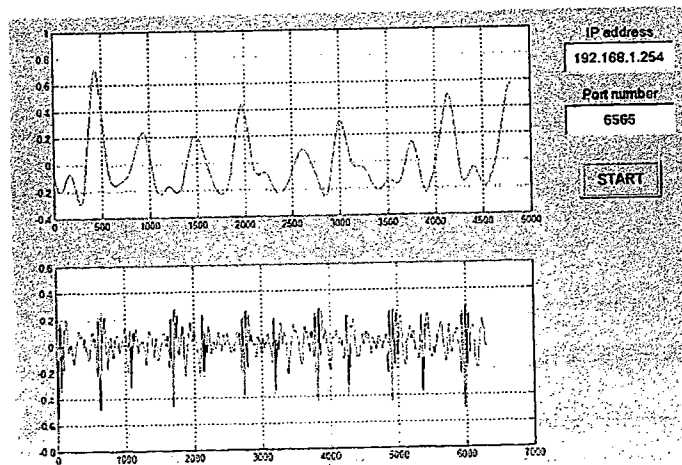
การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นเสียงและคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

จากรูปที่ 3.1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีการมอดูเลตแล้วร่วมกับ สัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ และ จะได้ผลรูปแบบสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณดังรูป



รูปที่ 3.1 สเปกตรัม ECG ที่มีการมอดูเลตแล้วร่วมกับ PCG

ผลการทดลองการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจผ่านระบบเครือข่าย อินเทอร์เน็ต โดยอาศัย โมดูล wiz600 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต