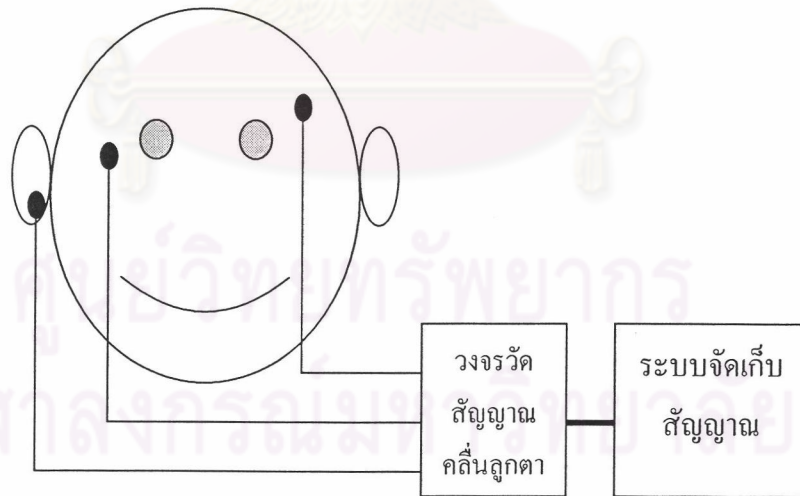


## บทที่ 2

### วงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาและระบบจัดเก็บสัญญาณ

จากบทที่ 1 ได้กล่าวถึงลักษณะสมบัติของสัญญาณคลื่นลูกตาซึ่งมีขนาดเล็ก ดังนั้นในการวัดสัญญาณคลื่นลูกตาจึงต้องทำการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายและกรองช่วงความถี่ที่ต้องการด้วยวงจรกรองแบบต่าง ๆ ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบวงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาที่ประกอบไปด้วยวงจรขยายผลต่าง วงจรกรองผ่านต่ำ วงจรกรองหยุดจุด วงจรกรองผ่านสูง ระบบการจัดเก็บสัญญาณคลื่นลูกตา รวมทั้งการประมวลผลสัญญาณคลื่นลูกตา

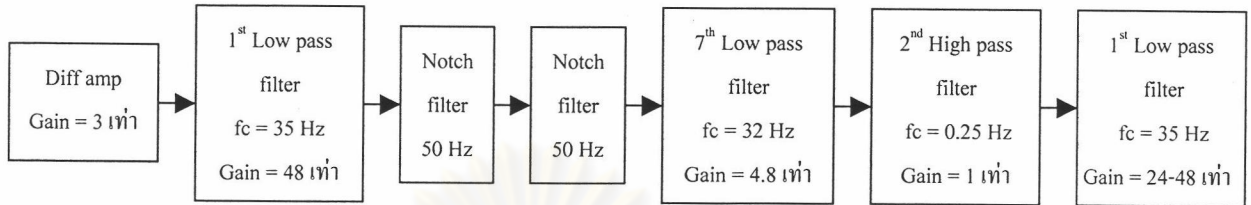
ในการวัดสัญญาณคลื่นลูกตาจะใช้อิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัสชนิด Ag-AgCl ติดที่บริเวณขมับซ้ายและขวา โดยจะติดอิเล็กโทรดที่ขมับด้านซ้ายสูงกว่าระดับดวงตา ส่วนด้านขวาจะติดต่ำกว่าระดับดวงตา ซึ่งการติดอิเล็กโทรดลักษณะนี้จะทำให้ได้ข้อมูลของการเคลื่อนไหวขึ้นลงของลูกตาด้วย โดยในการทดลองแต่ละครั้งจะพยายามติดอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งเดียวกันทุกครั้ง ซึ่งสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายและด้านขวาจะถูกวัดเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงที่ติดไว้บริเวณหลังหูขวา ดังนั้นสัญญาณที่วัดได้จะมีจำนวน 2 ช่องสัญญาณด้วยกัน รูปที่ 2.1 แสดงการติดอิเล็กโทรดเพื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นลูกตา



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งติดอิเล็กโทรดเพื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นลูกตา

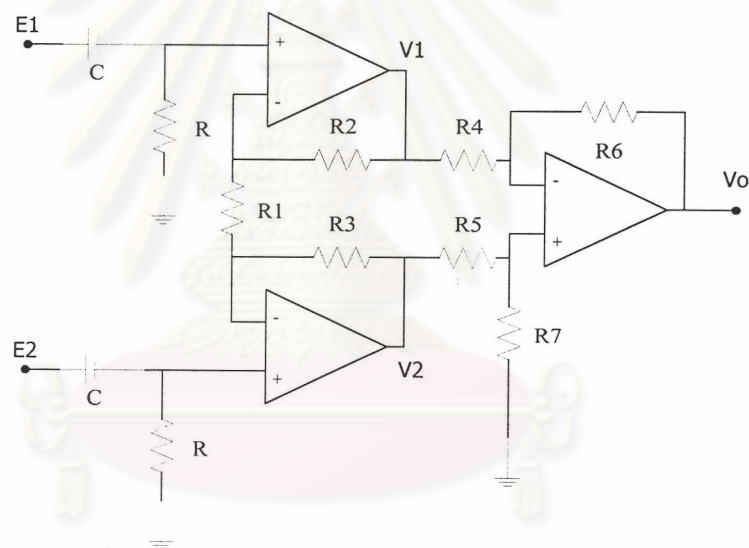
สัญญาณที่วัดได้จากอิเล็กโทรดจะผ่านวงจรขยายผลต่างซึ่งมีอัตราขยายเท่ากับ 3 เท่า, วงจรกรองผ่านต่ำอันดับหนึ่งที่มีความถี่ตัดเท่ากับ 35 Hz และ มีอัตราขยายเท่ากับ 48 เท่า, วงจรกรองหยุดจุดสำหรับตัดสัญญาณ 50 Hz 2 ชุด, วงจรกรองผ่านต่ำอันดับเจ็ดที่มีความถี่ตัดเท่ากับ 32 Hz มีอัตราขยายเท่ากับ 4.8 เท่า, วงจรกรองผ่านสูงอันดับสองที่มีความถี่ตัดเท่ากับ 0.25 Hz และวงจรกรองผ่าน

ต่ำอันดับหนึ่งที่มีความถี่ตัดเท่ากับ 35 Hz มีอัตราขยายในช่วง 24 - 48 เท่า ตามลำดับ ดังแสดงบล็อกไดอะแกรมของวงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาในรูปที่ 2.2 โดยวงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาที่ออกแบบขึ้นมาจะสามารถปรับอัตราขยายรวมได้ โดยมีค่าอัตราขยายรวมอยู่ในช่วง 16,000 – 32,000 เท่า



รูปที่ 2.2 ลำดับบล็อกไดอะแกรมของวงจรวัดสัญญาณทั้งหมด

### 2.1 วงจรขยายผลต่าง



รูปที่ 2.3 วงจรขยายผลต่าง

ในรูปที่ 2.3 แสดงวงจรขยายผลต่างที่นิยมใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพ เนื่องจากมี CMRR (Common mode rejection ratio) สูง โดยวงจรที่แสดงในรูปที่ 2.3 นี้จะมีวงจรกรองผ่านสูงแบบเฉื่อยงานเพื่อกรองสัญญาณไฟตรงก่อนจะเข้าภาครับของวงจรขยายผลต่าง ซึ่งองค์ประกอบของวงจรกรองผ่านสูงแบบเฉื่อยงานนี้มีค่า  $R = 1 \text{ M}\Omega$  และ  $C = 1 \mu\text{F}$  หรือมีความถี่ตัดออกเท่ากับ 0.16 Hz

จากวงจรในรูปที่ 2.3 กำหนดให้  $R_2 = R_3$ ,

$$V_2 - V_1 = (E_2 - E_1)(1 + 2 \cdot R_2 / R_1) \tag{2.1}$$

โดยใช้วิธี Superposition จะได้  $V_o$  ดังนี้

$$V_o = -R_6/R_4 \cdot V_2 + R_7/(R_5+R_7) \cdot (R_6+R_4)/R_4 \cdot V_1 \quad (2.2)$$

ในการออกแบบจะเลือกให้  $R_6/R_4 = R_7/R_5$  ดังนั้นจากสมการ (2.2) จะลดเหลือเป็น

$$V_o = R_6/R_4 \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.3)$$

ดังนั้นอัตราขยายของวงจรขยายผลต่างคำนวณได้จากสมการ (2.1), (2.3)

$$\text{Gain} = R_6/R_4 \cdot (1 + 2 \cdot R_2/R_1) \quad (2.4)$$

ข้อดีของวงจรดังกล่าวคือให้อิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง อัตราขยายผลต่างสูง และ unity common mode gain ส่วนคุณภาพทางด้าน CMRR ขึ้นกับคุณภาพของออปแอมป์ 2 ตัวแรก และความถูกต้องของตัวต้านทานซึ่งในงานวิจัยนี้เลือกออปแอมป์เบอร์ OP05

ในวงจรที่ได้ออกแบบไว้นี้มีค่าความต้านทานดังต่อไปนี้

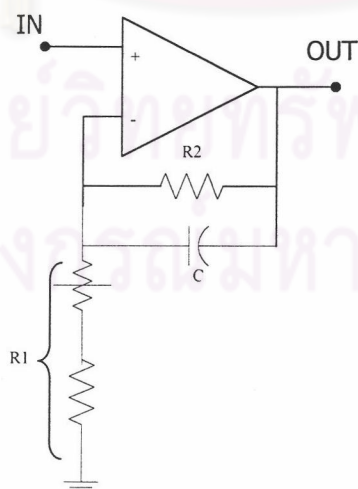
$$R_1 = R_2 = R_3 = 20 \text{ k}\Omega, R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = 10 \text{ k}\Omega$$

จากค่าความต้านทานที่กำหนดไว้จะทำให้วงจรขยายผลต่างมีอัตราขยายเท่ากับ 3 เท่า

## 2.2 วงจรกรองผ่านต่ำ

เนื่องจากสัญญาณคลื่นลูกตาที่พิจารณานั้นมีความถี่ต่ำกว่า 30 Hz จึงใช้วงจรกรองผ่านต่ำในการกำจัดองค์ประกอบความถี่สูงที่ไม่ต้องการออกไป ในวงจรที่ได้ออกแบบไว้นี้มีวงจรกรองผ่านต่ำทั้งหมด 3 วงจรด้วยกัน คือ วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 1 จำนวน 2 วงจร และวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 7 โดยมีรายละเอียดของแต่ละวงจрдังนี้

### 2.2.1 วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 1 (Lowpass filter with gain)



รูปที่ 2.4 วงจรกรองผ่านต่ำอันดับหนึ่ง



วงจรกรองผ่านต่ำชนิดนี้ นอกจากจะสามารถกรองสัญญาณความถี่สูงแล้ว ยังสามารถปรับอัตราขยายได้ด้วย ซึ่งลักษณะของวงจรนี้เกิดจากการนำตัวต้านทานมาต่อขนานกับตัวเก็บประจุ ดังในรูปที่ 2.4 ส่งผลให้วงจรอินทิเกรตเปลี่ยนเป็นวงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 1 ที่สามารถกำหนดอัตราขยายได้ ซึ่งอัตราขยายมีนิพจน์ดังนี้

$$A_v(s) = 1 + \left( \frac{A_{v0}\omega_0}{s + \omega_0} \right) \quad (2.5)$$

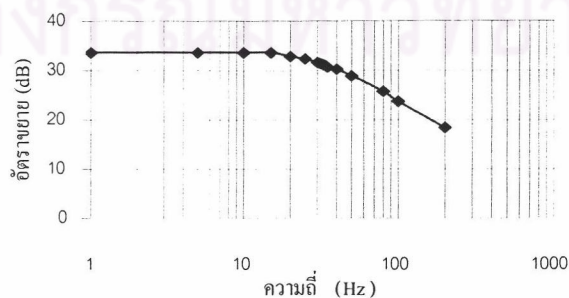
โดยที่  $\omega_0 = 2\pi f_0$ ,  $f_0$  คือความถี่ตัดออก

เมื่อหาอัตราขยายของวงจร โดย  $1/Z = 1/R_2 + 1/(1/sC) = (R_2Cs+1)/R_2$  สามารถเขียนอัตราขยายของวงจรได้อีกรูปหนึ่งดังนี้

$$A_v(s) = 1 + \frac{R_2}{R_1} \left( \frac{1/R_2C}{s + 1/R_2C} \right) \quad (2.6)$$

จากสมการที่ 2.6 พบว่าที่ความถี่ต่ำ ๆ ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุมีค่ามากกว่าค่าความต้านทานของ  $R_2$  มาก ๆ จะสามารถละเลยผลของค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุได้ ส่งผลให้เมื่อเทียบสมการที่ (2.5) และ (2.6) จะพบว่าอัตราขยาย  $A_v \cong 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + A_{v0}$  โดยในการออกแบบวงจรนี้ได้กำหนดความถี่ตัดออกไว้ที่ 32 Hz และมีอัตราขยายในช่วง 26 – 51 เท่า จึงเลือกใช้ค่าความต้านทาน  $R_1$  จากความต้านทานขนาด 1 k $\Omega$  ต่อกับความต้านทานปรับค่าได้ขนาด 1 k $\Omega$ ,  $R_2 = 50$  k $\Omega$  และ  $C = 100$  nF

เมื่อทำการทดสอบวงจรพบว่ามีค่าความถี่ตัดออกเท่ากับ 35 Hz และมีอัตราขยายสูงสุดเท่ากับ 48 เท่า ซึ่งแตกต่างจากการคำนวณทางทฤษฎี ทั้งนี้เนื่องมาจากผลของค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุที่ถูกละเลยไปในการคำนวณ โดยผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 1 นี้ แสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 1

## 2.2.2 วงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 7

ในการออกแบบวงจรกรองผ่านต่ำมีจุดประสงค์เพื่อกำจัดสัญญาณความถี่สูงที่ไม่ต้องการออกไปให้ได้น้อยที่สุด ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้วงจรกรองที่มีอันดับสูง โดยในงานวิจัยนี้ได้เลือกวงจรถูกกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทซึ่งมีผลตอบความถี่ของช่วงผ่านแถบราบที่สุดไปจนถึงความถี่ตัดออก และเลือกใช้วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 7 เพื่อกำจัดองค์ประกอบความถี่สูงให้ได้น้อยที่สุด และมีความเหมาะสมของจำนวนออปแอมป์ที่ใช้ในวงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาทั้งหมดด้วย ซึ่งสมการลักษณะของวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 7 มีนิพจน์ของอัตราขยายดังสมการที่ (2.7)

$$A_v(s) = \frac{A_{v0}}{(s+1)(s^2+0.445s+1)(s^2+1.247s+1)(s^2+1.802s+1)} \quad (2.7)$$

จากรูปที่ 2.6 วงจรกรองผ่านต่ำอันดับ 7 นี้ จะเหมือนกับการใช้วงจรกรองอันดับ 2 ต่อเรียงกัน 3 ชุดกับวงจรอันดับ 1 อีก 1 วงจรรวมเป็นวงจรอันดับ 7 เมื่อเลือกความต้านทานเท่ากันและตัวเก็บประจุเท่ากัน จะได้ว่าอัตราขยายของวงจรกรองมีค่าเท่ากับ

$$A_v(s) = \frac{\frac{A_{v0}}{R^7 C^7}}{\left(s + \frac{1}{RC}\right)\left(s^2 + \frac{s(3-K_1)}{RC} + \frac{1}{R^2 C^2}\right)\left(s^2 + \frac{s(3-K_2)}{RC} + \frac{1}{R^2 C^2}\right)\left(s^2 + \frac{s(3-K_3)}{RC} + \frac{1}{R^2 C^2}\right)} \quad (2.8)$$

ในการออกแบบวงจรกรองได้กำหนดความถี่ตัดออกไว้ที่ 35 Hz ดังนั้นค่าความต้านทานและค่าตัวเก็บประจุในวงจรจะหาได้จาก  $\omega_0 = 1/RC$  ถ้าเลือก  $R = 100 \text{ k}\Omega$  จะได้ค่า  $C$  ที่ใกล้เคียงและมีใช้งานจริงคือ  $C = 0.047 \text{ }\mu\text{F}$  ซึ่งเมื่อคำนวณกลับจะได้ความถี่ตัดออกเท่ากับ 33.8 Hz ซึ่งยอมรับได้ และในการหาค่า  $R_a$  และ  $R_b$  จะใช้เงื่อนไขต่อไปนี้

จาก  $K = 1 + R_b/R_a$  และ  $3 - K = 1/Q$  จะได้ว่า

$$R_b/R_a = 2 - 1/Q \quad (2.9)$$

เมื่อทำการเปรียบเทียบสัมประสิทธิ์ในสมการที่ (2.7) และ (2.8) และอาศัยเงื่อนไขตามสมการที่ (2.9) จะได้ว่า

$$3 - K_1 = 1/Q_1 = 0.445$$

$$R_{b1}/R_{a1} = 2 - 1/Q_1 = 1.555 \quad (2.10)$$

และ

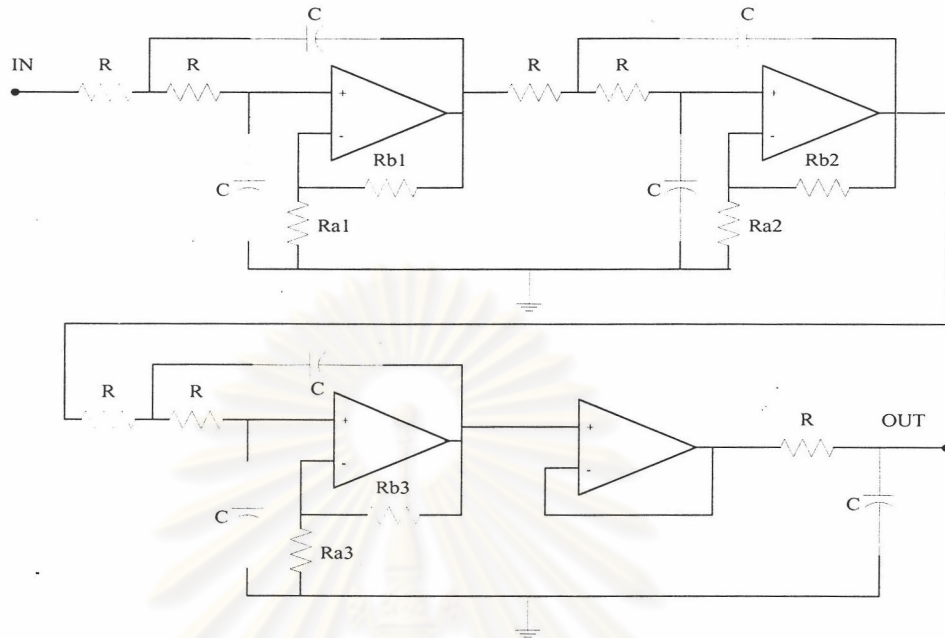
$$3 - K_2 = 1/Q_2 = 1.247$$

$$R_{b2}/R_{a2} = 2 - 1/Q_2 = 0.753 \quad (2.11)$$

และ

$$3 - K_3 = 1/Q_3 = 1.802$$

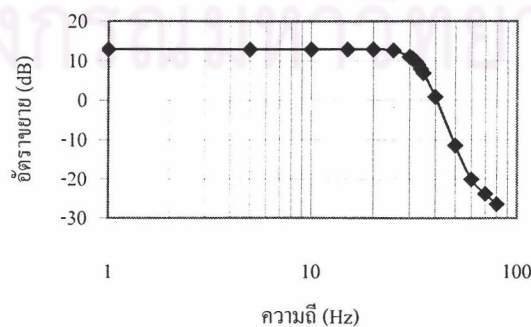
$$R_{b3}/R_{a3} = 2 - 1/Q_3 = 0.198 \tag{2.12}$$



รูปที่ 2.6 รูปวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 7

เมื่อเลือก  $R_{a1} = 1 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{a2} = 68 \text{ k}\Omega$  และ  $R_{a3} = 2.4 \text{ k}\Omega$  แทนลงในสมการที่ (2.10), (2.11) และ (2.12) ตามลำดับ จะได้ค่าความต้านทานที่ให้ผลการคำนวณใกล้เคียงกับสมการข้างต้นและมีใช้งานจริงดังนี้  $R_{b1} = 1.5 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{b2} = 50 \text{ k}\Omega$  และ  $R_{b3} = 470 \Omega$

ค่าอัตราขยายรวมของวงจรหาได้จากผลคูณของค่า  $K_1$ ,  $K_2$  และ  $K_3$  ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $2.555 \cdot 1.753 \cdot 1.198 = 5.365$  เท่า ในขณะที่อัตราขยายที่ได้จากการคำนวณเมื่อใช้ค่าความต้านทานดังที่เลือกไว้จะมีค่าเท่ากับ 5.2 เท่า แต่เมื่อทำการทดสอบวงจรพบว่าอัตราขยายเท่ากับ 4.8 เท่า ซึ่งอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้



รูปที่ 2.7 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 7

### 2.3 วงจรกรองหยุดจุด (Notch filter)

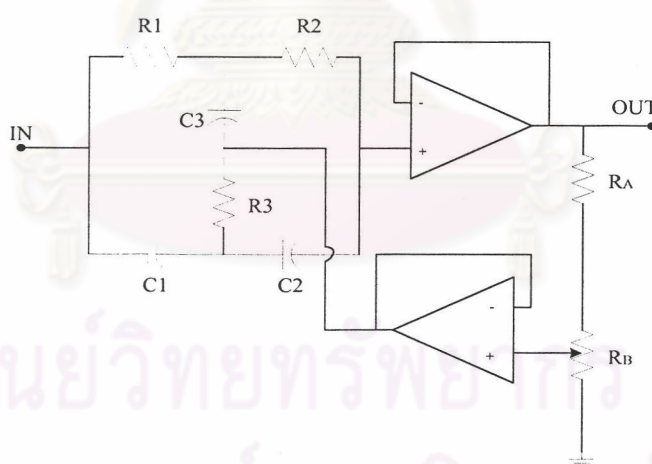
วงจรกรองหยุดจุดเป็นวงจรกรองที่ใช้กรองความถี่ที่ไม่ต้องการออกไป ในงานวิจัยนี้ ต้องการกรองความถี่ไฟบ้าน 50 Hz เนื่องจากเป็นสัญญาณรบกวนหลัก วงจรที่ใช้เป็นวงจรแบบ twin-T ซึ่งจะใช้วงจร twin-T สร้างวงจรที่มีค่า Q สูง ๆ เพื่อที่จะกรองความถี่ที่เราไม่ต้องการออกไป

วงจร twin-T ประกอบไปด้วยตัวต้านทาน 3 ตัวและตัวเก็บประจุ 3 ตัวมาต่อกันเป็นรูปตัว T ซ้อนกัน 2 ตัว โดยที่  $R_1 = R_2$ ,  $C_1 = C_2$  จะได้ว่า  $R_3 = R_1/2$  และ  $C_3 = 2 * C_1$  และความถี่ที่ต้องการกรองออกสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$f = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (2.13)$$

รูปที่ 2.8 แสดงวงจรกรองหยุดจุดแบบ twin-T ออปแอมป์แต่ละตัวต่อเป็นบัฟเฟอร์ โดยมี  $R_A$  และ  $R_B$  เป็นตัวป้อนกลับเพื่อใช้ในการปรับค่า Q แต่ถ้าไม่มีการป้อนกลับจะได้ค่า  $Q = 0.25$

$$Q = \frac{1}{4} \times \frac{1}{1-K}, \quad K = \frac{R_A}{R_A + R_B} \quad (2.14)$$



รูปที่ 2.8 วงจรกรองหยุดจุด

ในกรณีที่ต้องการตัดสัญญาณความถี่ 50 Hz ออกนั้นสามารถคำนวณและเลือกได้ค่าต่าง ๆ ดังนี้

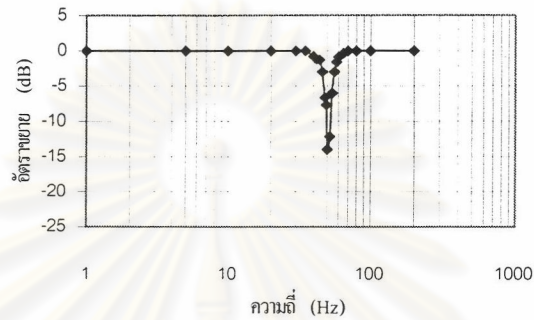
$$R_1 = R_2 = 68 \text{ k}\Omega, \quad R_3 = 34 \text{ k}\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 47 \text{ nF}, \quad C_3 = 94 \text{ nF}$$

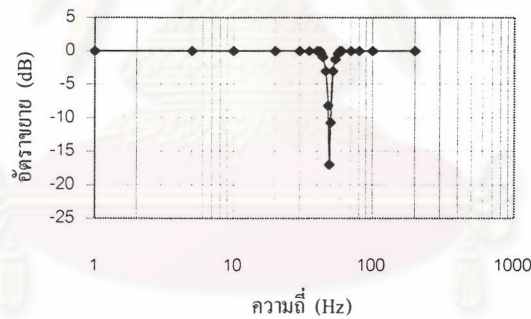
$$R_A = 100 \text{ }\Omega, \quad R_B = 5 \text{ k}\Omega$$



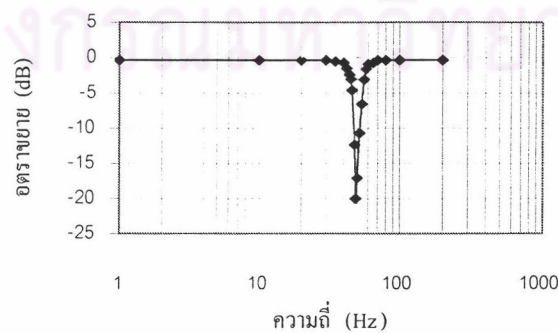
ในงานวิจัยนี้ได้ใช้วงจรกรองหยุดจุด 2 วงจรต่อกันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการตัดสัญญาณความถี่ 50 Hz โดยวงจรทั้งสองมีองค์ประกอบเหมือนกัน แต่ค่า Q ของทั้งสองวงจรมีค่าต่างกันคือ วงจรที่ 1 มี  $Q = 5$  ส่วนวงจรที่ 2 มี  $Q = 8.33$  และเมื่อทำการต่อวงจรทั้งสองเข้าด้วยกันพบว่าค่า  $Q = 4.54$  โดยที่ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองหยุดจุดที่ประดิษฐ์ขึ้นแสดงในรูปที่ 2.9 – 2.11



รูปที่ 2.9 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองหยุดจุดวงจรที่ 1



รูปที่ 2.10 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองหยุดจุดวงจรที่ 2



รูปที่ 2.11 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองหยุดจุด 2 วงจรต่อกัน



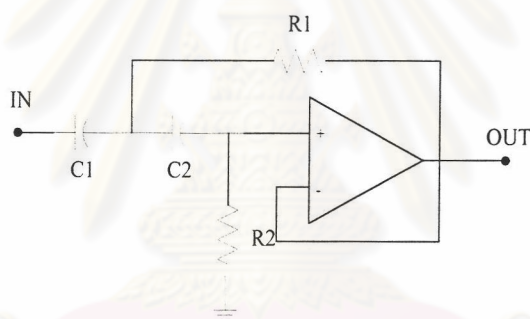
## 2.4 วงจรกรองผ่านสูง

เนื่องจากองค์ประกอบไฟตรงไม่ได้นำมาใช้ในการวิเคราะห์ อีกทั้งยังอาจส่งผลให้สัญญาณที่วัดได้เกิดการอิมิตัวได้อีกด้วย ดังนั้นจึงต้องใช้วงจรกรองผ่านสูงเพื่อกำจัดองค์ประกอบไฟตรงนี้ออกไปโดยวงจรกรองผ่านสูงที่ใช้เป็นแบบบัตเตอร์เวอร์ทและมีอันดับเท่ากับ 2 ซึ่งมีความถี่ตัดออกที่ 0.25 Hz โดยอัตราขยายมีนิพจน์ดังนี้

$$A_v(s) = \frac{A_{v0}s^2}{s^2 + a_1s + a_0} = \frac{A_{v0}s^2}{s^2 + \frac{\omega_0s}{Q} + \omega_0^2} = \frac{A_{v0}s^2}{s^2 + 1.414\omega_0s + \omega_0^2} \quad (2.15)$$

โดยที่  $\omega_0 = 2\pi f_0$ ,  $f_0$  คือความถี่ตัดออก

จากวงจรเราสามารถคำนวณได้ว่าอัตราขยายของวงจรกรองในรูปที่ 2.12 มีค่าเท่ากับ 1

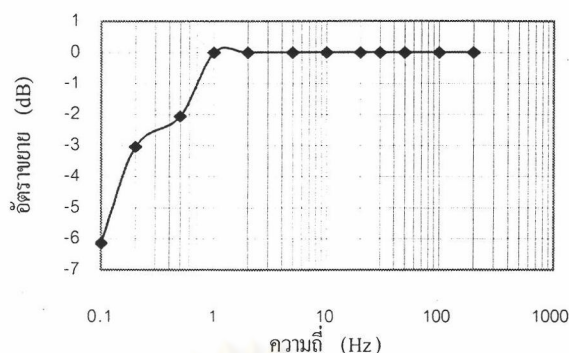


รูปที่ 2.12 วงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวอร์ทอันดับ 2

$$A_v(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + \left[ \frac{1}{R_1C_1} + \frac{1}{R_2C_1} + \frac{1-K}{R_2C_2} \right]s + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (2.16)$$

ในวงจรเลือก  $f_0 = 0.25$  Hz,  $K = 1$  (อัตราขยายเท่ากับ 1) และใช้วิธีเปรียบเทียบสัมประสิทธิ์ของสมการ (2.15) กับ (2.16) โดยเลือกให้  $C_1 = C_2 = 220$  nF หลังจากนั้นทำการคำนวณหาค่า R จะได้ R ที่ใกล้เคียงและมีใช้งานได้จริงคือ  $R_1 = 2$  M $\Omega$ ,  $R_2 = 4$  M $\Omega$

เมื่อทำการคำนวณกลับพบว่า ได้ค่าความถี่ตัดออกเป็น 0.25 Hz ซึ่งยอมรับได้ ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านสูงแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 ผลตอบทางความถี่ของวงจรกรองผ่านสูงแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับ 2

## 2.5 ระบบจัดเก็บข้อมูล

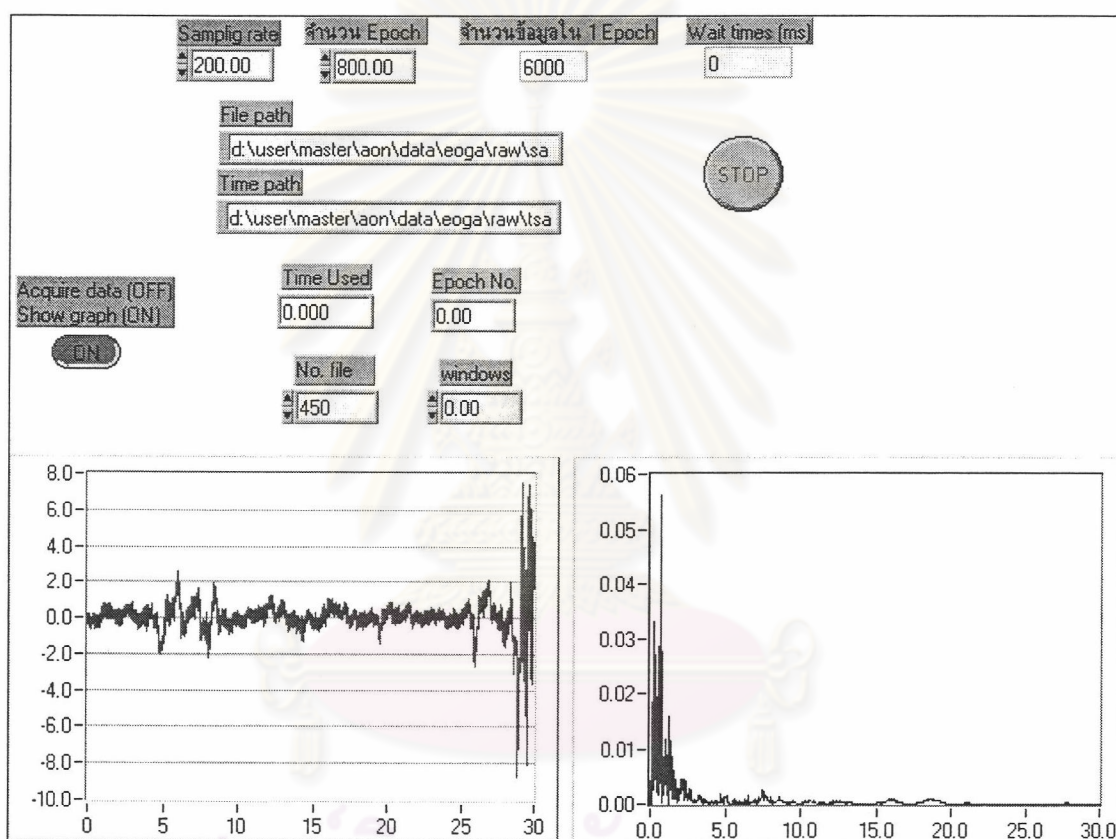
สัญญาณที่วัดได้จากวงจรวัดสัญญาณคลื่นลูกตาที่ประดิษฐ์ขึ้นนี้จะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัลความละเอียด 12 บิตด้วยการ์ด FPC – 010 โดยใช้โปรแกรม Labview สร้างระบบควบคุมการจัดเก็บข้อมูลด้วยอัตราสุ่ม 200 Hz สัญญาณที่วัดได้จะถูกควอนไทซ์อยู่ในช่วง  $-9\text{ V}$  ถึง  $9\text{ V}$  ซึ่งแต่ละไฟล์จะครอบคลุมสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายและด้านขวาในช่วงเวลา 30 วินาที และการจัดเก็บจะเกิดขึ้นต่อเนื่องกันไปตลอดระยะเวลาที่ทำการวัด ดังนั้นใน 1 ไฟล์นั้นจะมีจำนวนข้อมูลทั้งหมด  $2 \times 200 \times 30 = 12,000$  ข้อมูล ซึ่งในการจัดเก็บจะเป็นเมตริก  $2 \times 6000$  อยู่ในรูปแบบของไฟล์นามสกุล TXT เพื่อความสะดวกต่อการนำไปใช้งานกับโปรแกรมประยุกต์อื่น ๆ ต่อไป

รูปที่ 2.14 แสดงหน้าจอแสดงผลของระบบควบคุมการจัดเก็บสัญญาณ ซึ่งระบบนี้จะมีโหมดการทำงาน 2 โหมดคือโหมดจัดเก็บข้อมูลและโหมดแสดงผลข้อมูล โดยจะต้องเลือกทำงานโหมดใดโหมดหนึ่งเพื่อลดความผิดพลาดในการจัดเก็บสัญญาณ

ในโหมดจัดเก็บข้อมูลนั้นสามารถกำหนดอัตราสุ่ม, ระยะเวลาที่จะให้หยุดรอก่อนเก็บสัญญาณครั้งต่อไป, จำนวน Epoch ที่ต้องการเก็บในการวัดครั้งนั้น และจำนวนข้อมูลใน 1 Epoch โดยจะคำนวณได้จากผลคูณระหว่างอัตราสุ่มกับระยะเวลาของ Epoch ที่ต้องการ ซึ่งในงานวิจัยนี้จะเก็บสัญญาณคลื่นลูกตาในแต่ละ Epoch นาน 30 วินาที ด้วยอัตราสุ่ม 200 Hz ดังนั้นจำนวนข้อมูลจะเท่ากับ 6000 จุดหรือเท่ากับความยาวของเมตริกนั่นเอง ในขณะที่ทำการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นลูกตานั้น ระบบจะแสดงเวลาของแต่ละ Epoch เพื่อที่จะสามารถตรวจสอบความถูกต้องของการวัดและเก็บสัญญาณได้ นอกจากนี้ระบบจะแสดงจำนวน Epoch ที่ทำการวัดและเก็บสัญญาณเรียบร้อยแล้วด้วย

ในโหมดแสดงผลนั้นจะแสดงสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายและสเปกตรัมกำลังของสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้าย เนื่องจากสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายและด้านขวามีความสัมพันธ์กันดังจะกล่าวต่อไปในบทที่ 4 โหมดการแสดงผลนี้นอกจากจะช่วยในการแสดงผลสัญญาณคลื่นลูกตาที่จัด

เก็บได้แล้ว ยังช่วยในการตรวจสอบระบบการวัดก่อนทำการจัดเก็บจริงด้วย กล่าวคือ โดยปกติก่อนที่จะทำการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นลูกตานั้น ต้องทำการทดสอบระบบก่อนว่าสามารถจัดเก็บข้อมูลได้จริง และข้อมูลที่ได้เป็นสัญญาณของคลื่นลูกตาดจริง โดยจะทำการทดลองจัดเก็บข้อมูลในช่วงเวลาสั้น ๆ ในขณะที่ผู้ที่ถูกวัดจะกรอกตาไปมา จากนั้นจะนำข้อมูลเหล่านั้นมาแสดงผล ซึ่งหากพบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นลูกตาสอดคล้องกับการทดลองก็แสดงว่าระบบวัดทำงานได้อย่างถูกต้อง หลังจากนั้นจึงทำการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นลูกตาขณะหลับต่อไป



รูปที่ 2.14 หน้าจอแสดงผลของระบบควบคุมการจัดเก็บสัญญาณที่สร้างด้วยโปรแกรม LABVIEW