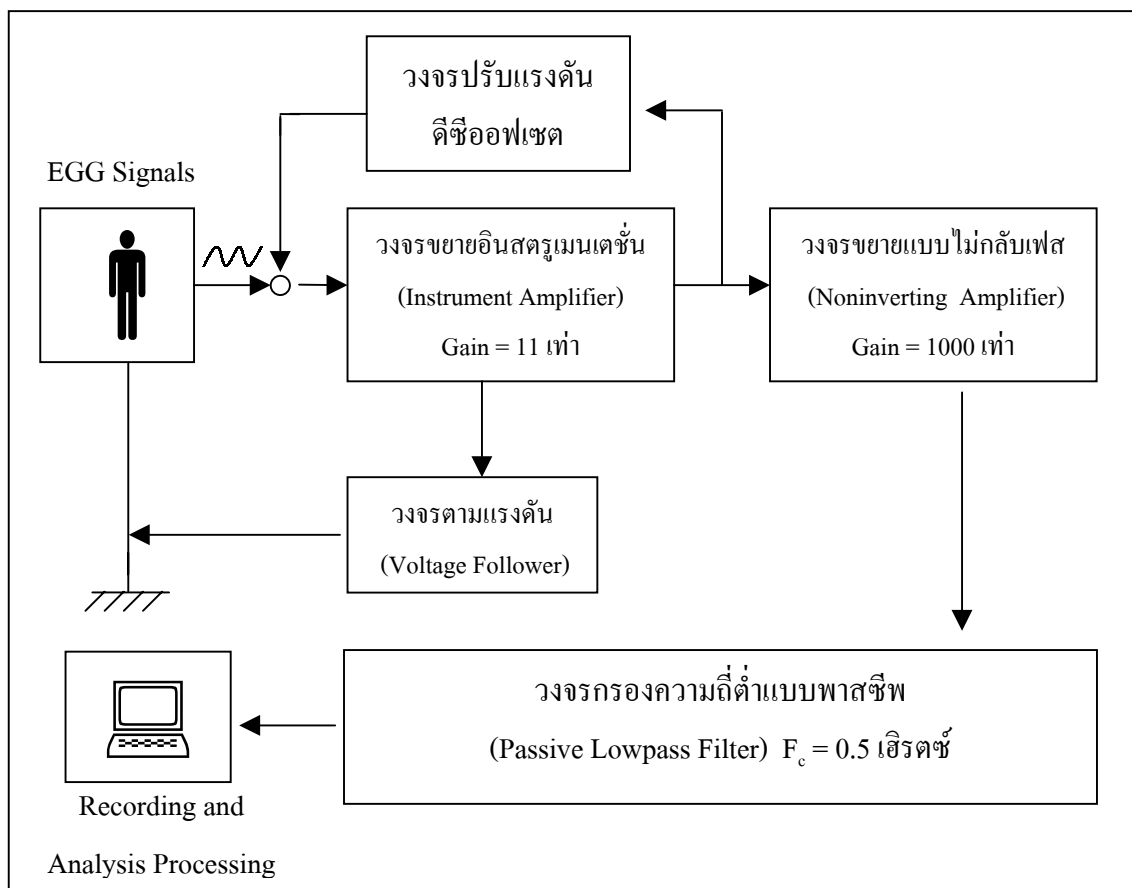


บทที่ 3

การออกแบบวงจรขยายสัญญาณ EGG

โดยทั่วไประดับสัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหารในสภาวะปกติมีความถี่ในช่วง 0.04 เฮิรตซ์ ถึง 0.16 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่ต่ำ อีกทั้งขนาดแรงดันของสัญญาณมีค่าน้อย จึงจำเป็นต้องขยายสัญญาณเพื่อให้เราสามารถนำไปวิเคราะห์สัญญาณนั้นต่อไปได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบเครื่องขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสัญญาณที่สูง (ประมาณ 11,000 เท่า) และออกแบบวงจรกรองสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูง โดยเครื่องขยายสัญญาณ EGG จะประกอบด้วยวงจรตามแรงดัน วงจรขยายสัญญาณ วงจรปรับแรงดันดีซีออฟเซต วงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟ และวงจรในส่วนของเพาเวอร์ซัพพลาย (Power Supply)

หลักการการทำงานของเครื่องขยายสัญญาณ EGG เริ่มต้นนำสัญญาณ EGG ซึ่งวัดด้วยอิเล็กโทรดที่จับสัญญาณบริเวณผิวหนังของหน้าท้องเหนือกระเพาะอาหารของอาสาสมัคร จากนั้นนำสัญญาณ EGG เข้าสู่วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชัน โดยมีอัตราขยายสัญญาณ 11 เท่า แต่เนื่องจากสัญญาณอินพุตที่ถูกขยายอาจจะมีแรงดันออฟเซตปะปนอยู่ ด้วยเหตุนี้จึงจำเป็นต้องนำสัญญาณนั้นผ่านวงจรปรับแรงดันดีซีออฟเซตเพื่อป้องกันการเกิดการอิ่มตัวของวงจร และปรับปรุงวงจรอินสตรูเมนต์ชันด้วยวงจรตามแรงดันเพื่อให้การวัดของวงจรอินสตรูเมนต์ชันมีความเสถียร จากนั้นสัญญาณที่ได้จากวงจรปรับแรงดันดีซีออฟเซตผ่านวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส ที่มีอัตราขยายสัญญาณ 1000 เท่า จากนั้นนำสัญญาณผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟที่มีความถี่คัตออฟที่ 0.5 เฮิรตซ์ เพื่อป้องกันสัญญาณความถี่สูงที่ไม่ต้องการเช่น สัญญาณจากการเต้นของหัวใจ เป็นต้น จากนั้นป้อนสัญญาณดิบที่ได้เข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณต่อไปดังแสดงในภาพประกอบ 3-1



ภาพประกอบ 3-1 แผนผังการทำงานของเครื่องขยายสัญญาณ EGG

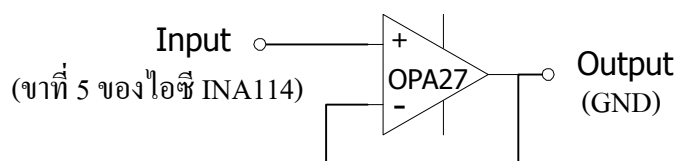
3.1 วงจรขยายสัญญาณ

สัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหารมีขนาดแรงดันที่ต่ำ อีกทั้งสัญญาณนั้นมีช่วงความถี่ที่ต่ำด้วยเช่นกัน ดังนั้นในการออกแบบและเลือกวงจขยาย จึงจำเป็นต้องพิจารณาถึงความแม่นยำและประสิทธิภาพของวงจขยายเพื่อให้สามารถตอบสนองความถี่และมีอัตราขยายสัญญาณได้ตามต้องการ ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบวงจขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสัญญาณประมาณ 11,000 เท่า แต่จากการทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหารจากอาสาสมัคร พบว่าหากใช้วงจขยายสัญญาณเพียงวงจเดียวจะทำให้วงจรเกิดการอิมิตัว ไม่สามารถนำสัญญาณไปวิเคราะห์ได้เพราะมีแรงดันออฟเซตที่เกิดจาก Half Cell Bio-Potential ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ และระหว่างอิเล็กโทรไลต์กับผิวหนังของอาสาสมัคร เข้ามาปะปนกับสัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหาร ดังนั้นจึงจำเป็นต้องออกแบบวงจขยายเป็นสองส่วน โดยส่วนแรกวงจขยาย

อินสตรูเมนต์แชนมีอัตราขยายสัญญาณ 11 เท่า เนื่องจากเป็นวงจรที่มีประสิทธิภาพและความแม่นยำสูง และได้เพิ่มวงจรปรับแรงดันดีซีออฟเซตเพื่อขจัดสัญญาณแรงดันออฟเซตที่เกิดขึ้นให้หมดไป ในวงจรขยายส่วนที่สองได้ใช้วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสมีอัตราขยายสัญญาณ 1000 เท่า ดังนั้น วงจรขยายสัญญาณที่ได้นั้นมีอัตราขยายสัญญาณประมาณ 11,000 เท่า ซึ่งจะกล่าวรายละเอียดของแต่วงจรในลำดับต่อไป

3.1.1 วงจรตามแรงดัน (Voltage Follower Circuit)

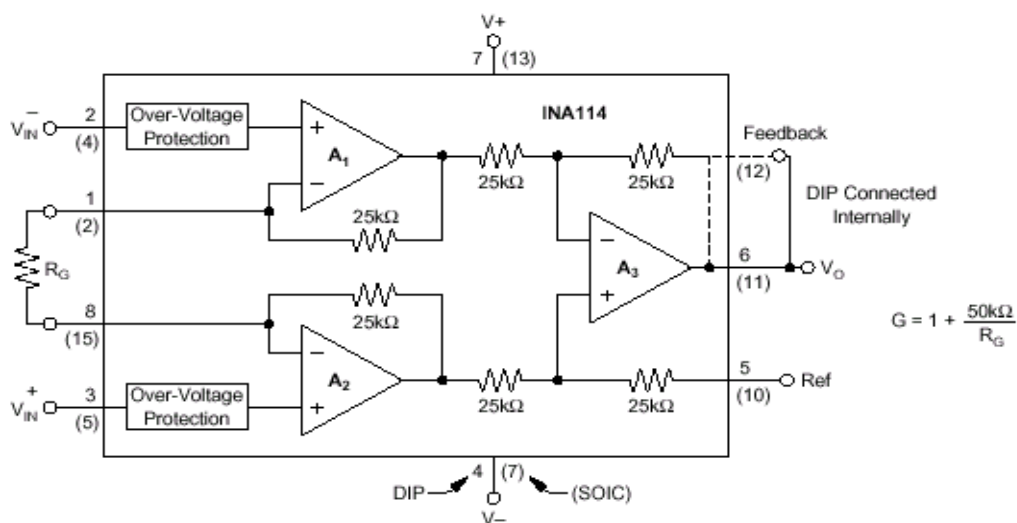
จากการทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหารจากอาสาสมัคร พบว่าการขยายสัญญาณขาดความแม่นยำเพียงพอ ซึ่งเกิดจากกราวด์ของวงจรขยายอินสตรูเมนต์แชนไม่มีความเสถียร จึงปรับปรุงเครื่องขยายสัญญาณโดยเพิ่มวงจรตามแรงดันเข้าที่ขา 5 ของไอซี INA114 ซึ่งแสดงในภาพประกอบ 3-3 โดยเป็นขาที่ต่อกับกราวด์ เพื่อเพิ่มความเสถียรให้กับวงจรขยายอินสตรูเมนต์แชนสามารถขยายสัญญาณได้แม่นยำมากขึ้น วงจรตามแรงดันใช้ไอซี OPA27 ดังแสดงในภาพประกอบ 3-2



ภาพประกอบ 3-2 วงจรตามแรงดัน (Voltage Follower Circuit)

3.1.2 วงจรขยายอินสตรูเมนต์แชน (Instrument Amplifier)

วงจรขยายอินสตรูเมนต์แชนเป็นวงจรรวม (Integrated Circuit : IC) สำเร็จรูปเบอร์ INA 114 ของบริษัทเบอร์บราวน์คอร์เปอร์เรชั่น โดยมีแผนผังวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3-3 และสามารถคำนวณอัตราขยายของวงจรจากสมการ 3-1



ภาพประกอบ 3-3 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชั่น (Instrument Amplifier)

$$\text{Gain} = 1 + \frac{50K\Omega}{R_g} \quad (3-1)$$

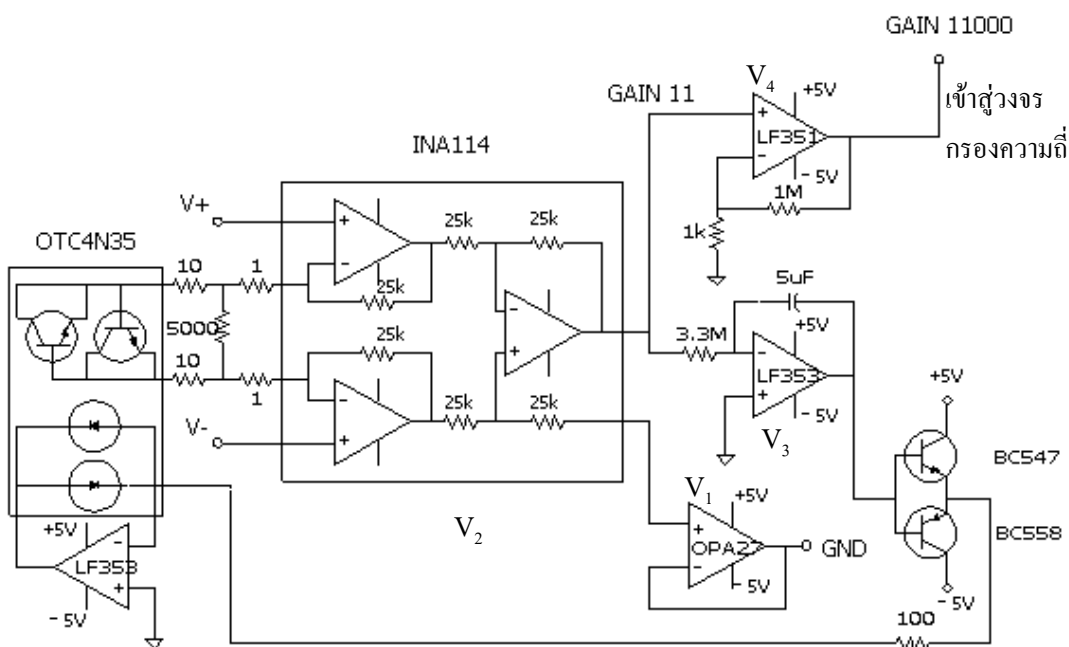
เมื่อ R_g = ค่าความต้านทานภายนอก

สำหรับการออกแบบวงจรขยายอินสตรูเมนเตชั่น ซึ่งกำหนดอัตราขยายเท่ากับ 11 เท่า ดังนั้นจึงเลือกค่าความต้านทานภายนอกเท่ากับ 5000 โอห์ม แทนในสมการ ที่ 3-1 จะได้อัตราขยายตามต้องการ

$$\begin{aligned} \text{Gain} &= 1 + \frac{50K\Omega}{5000\Omega} \\ &= 11 \text{ เท่า} \end{aligned} \quad (3-2)$$

3.1.3 วงจรปรับแรงดันดิซีออฟเซต

วงจรปรับแรงดันดิซีออฟเซตเป็นวงจรเพื่อลด Half Cell Bio-Potential ที่เกิดขึ้นจากอาสาสมัคร ซึ่งประกอบด้วยวงจรอินทิเกรตด้วยไอซี LF353 และวงจรออฟโทคอปเปอร์ (Optocoupler) ด้วยไอซี OTC4N35 โดยต่อวงจรปรับแรงดันเข้ากับวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันดังแสดงในภาพประกอบ 3-4 มีหลักการทำงานคือ นำสัญญาณที่ออกจากเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันเข้าวงจรอินทิเกรต โดยที่วงจร อินทิเกรตจะทำหน้าที่กลับเฟสของสัญญาณ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้ไปอินพุตเข้าอินพุตโดยใช้วงจรออฟโทคอปเปอร์ ซึ่งจะทำการทรานซิสเตอร์ที่ด้านอินพุตจ่ายกระแสเข้าอินพุตเพื่อขจัดแรงดันดิซีออฟเซตจากอาสาสมัครให้น้อยลงเรื่อยๆ จนหายไปที่สุด



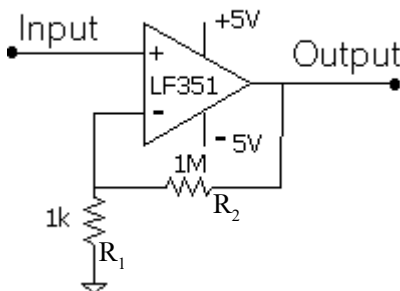
ภาพประกอบ 3-4 แผนผังวงจรของเครื่องขยาย

3.1.4 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Noninverting Amplifier)

วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสเป็นวงจรขยายสัญญาณในส่วนที่สองต่อจากวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันดังแสดงในภาพประกอบ 3-4 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสออกแบบวงจรด้วยไอซี LF351 โดยมีแผนผังวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3-5 และสามารถคำนวณอัตราขยายของวงจรจากสมการ 3-3

$$\text{Gain} = R_2 / R_1 \tag{3-3}$$

สำหรับการออกแบบวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส ซึ่งกำหนดอัตราขยายเท่ากับ 1000 เท่า ดังนั้นจึงเลือกค่าจาก $R_2 = 1$ เมกกะโอห์ม และ $R_1 = 1$ กิโลโอห์ม แทนในสมการ ที่ 3-3 จะได้ อัตราขยายตามต้องการ



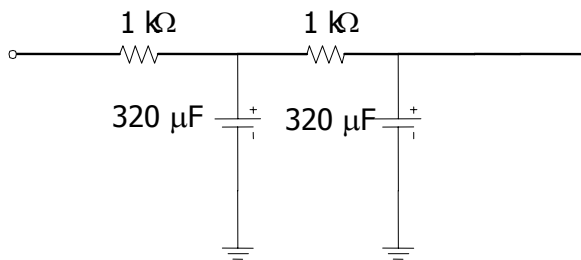
ภาพประกอบ 3-5 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Noninverting Amplifier)

3.2 วงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟ (Passive Lowpass Filter)

เนื่องจากสัญญาณทางไฟฟ้าของกระเพาะอาหารอยู่ในช่วงความถี่ต่ำประมาณ 0.04 เฮิรตซ์ ถึง 0.16 เฮิรตซ์ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องขจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงจากเก็บข้อมูลของอาสาสมัคร เช่น สัญญาณการเต้นของหัวใจ การเคลื่อนไหวของกระบังลม กระบวนการหายใจ เป็นต้น ดังนั้นจึงออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟ (Passive Lowpass Filter) โดยมีแผนผังวงจรดังแสดง ในภาพประกอบ 3-6 และสามารถคำนวณความถี่คัตออฟจากสมการ 3-4

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3-4)$$

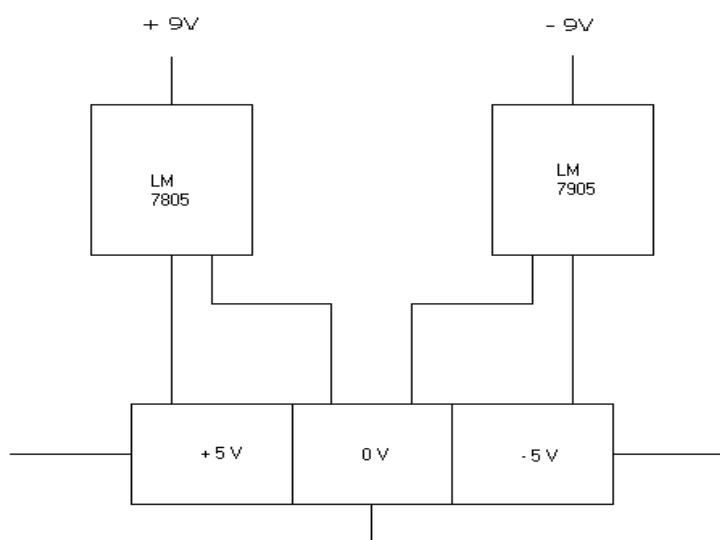
สำหรับการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟ ซึ่งกำหนดความถี่คัตออฟที่ 0.5 เฮิรตซ์ เพื่อทำการขจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 1 เฮิรตซ์ ออกไป ดังนั้นจึงเลือกค่า $R = 1$ กิโลโอห์ม และ $C = 320$ ไมโครฟาร์ด แทนในสมการ ที่ 3-4 จะได้ความถี่คัตออฟ $f_c = 0.497$ เฮิรตซ์ คือ ประมาณ 0.5 เฮิรตซ์ ตามต้องการ



ภาพประกอบ 3-6 วงจรกรองความถี่ต่ำแบบพาสซีฟ (Passive Lowpass Filter)

3.3 วงจรในส่วนของเพาเวอร์ซัพพลาย (Power Supply)

ในส่วนของวงจร Power Supply ประกอบด้วยไอซี LM 7805 และ LM 7905 โดยใช้แบตเตอรี่แบบประจุใหม่ได้ (Rechargeable) ขนาด 1.2 โวลต์ 700 มิลลิแอมแปร์-ชั่วโมง 8 ก้อน จำนวน 2 ชุด เพื่อเป็นแหล่งจ่ายหลักให้กับวงจรของเพาเวอร์ซัพพลาย ขนาด 18 โวลต์ ให้เป็น +9 โวลต์ และ -9 โวลต์ เพื่อจ่ายให้ไอซี LM 7805 และ LM 7905 ตามลำดับดังแสดงในภาพประกอบ 3-7 ซึ่ง LM 7805 มีระดับแรงดันด้านออกเท่ากับ +5 โวลต์ และ LM 7905 มีแรงดันด้านออกเท่ากับ -5 โวลต์ เพื่อเป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้วงจรขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่ต่อไป วงจรของเครื่องขยายสัญญาณทั้งหมดแสดงในภาพประกอบ 3-8 และเมื่อประกอบวงจรต่างๆ ในกล่องเพื่อใช้เป็นเครื่องมือขยายและกรองสัญญาณจากออสซิลโลสโคปดังแสดงในภาพประกอบ 3-9



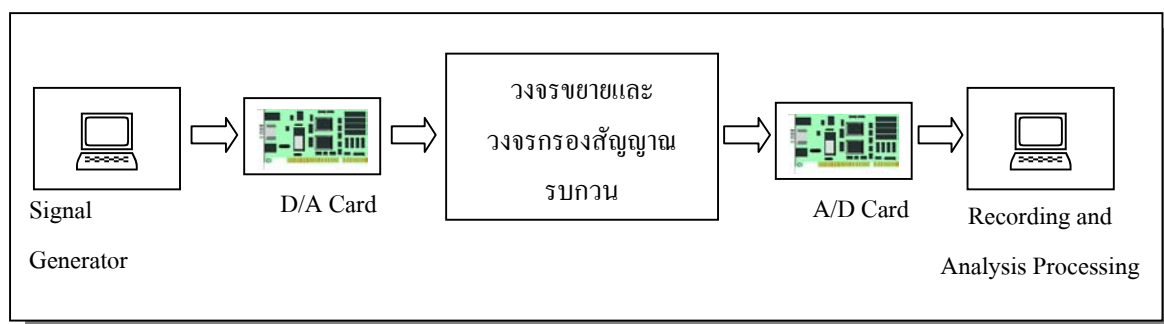
ภาพประกอบ 3-7 แผนผังวงจรในส่วนของเพาเวอร์ซัพพลาย



ภาพประกอบ 3-9 เครื่องมือขยายและกรองสัญญาณ ECG

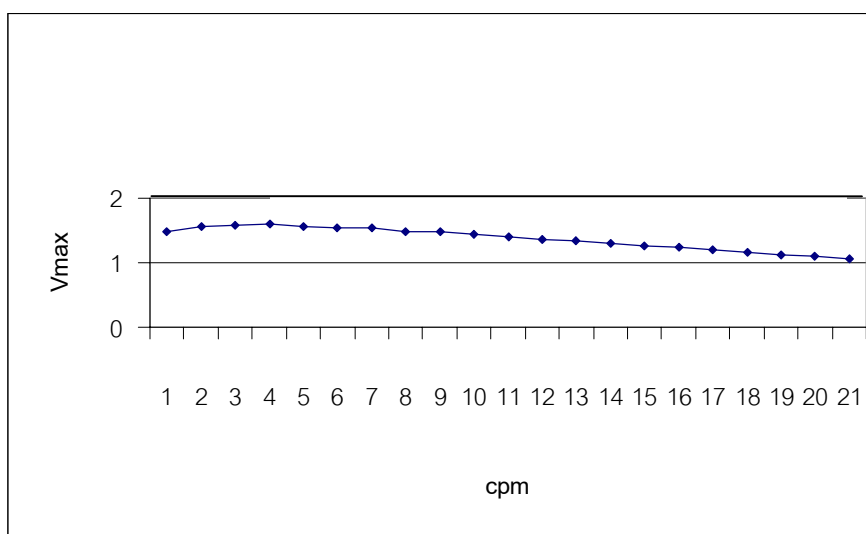
3.4 การทดสอบการตอบสนองความถี่ (Frequency Response)

เพื่อทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่องมือขยายและกรองสัญญาณ ECG ได้ออกแบบการทดสอบโดยใช้คอมพิวเตอร์ 2 เครื่อง โดยกำหนดให้เครื่องแรกเป็นตัวสร้างสัญญาณซายด์ที่มีความถี่ 1 cpm จากนั้นแปลงสัญญาณดิจิทัลให้เป็นสัญญาณอนาลอกด้วยการ์ด LabPC 1200 นำสัญญาณที่ได้เข้าสู่วงจขยายและกรองสัญญาณ จากนั้นแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยการ์ด LabPC 1200 มีอัตราการเก็บข้อมูล 6 Hz ระยะเวลาในการบันทึกข้อมูลคือ 3 นาที นำสัญญาณที่ได้เข้าสู่อีกคอมพิวเตอร์อีกเครื่องหนึ่งเพื่อบันทึกและวิเคราะห์ผลต่อไป ซอฟแวร์ที่ใช้บันทึกข้อมูลและวิเคราะห์ผลคือแลปวิวด์ เวอร์ชัน 6.0i ดังแสดงในภาพประกอบ 3-10 จากนั้นทดลองซ้ำอีกครั้งโดยเพิ่มความถี่ครั้งละ 1 cpm ซึ่งจะทดลองไปเรื่อยๆ จนกระทั่งถึงความถี่ที่ 21 cpm

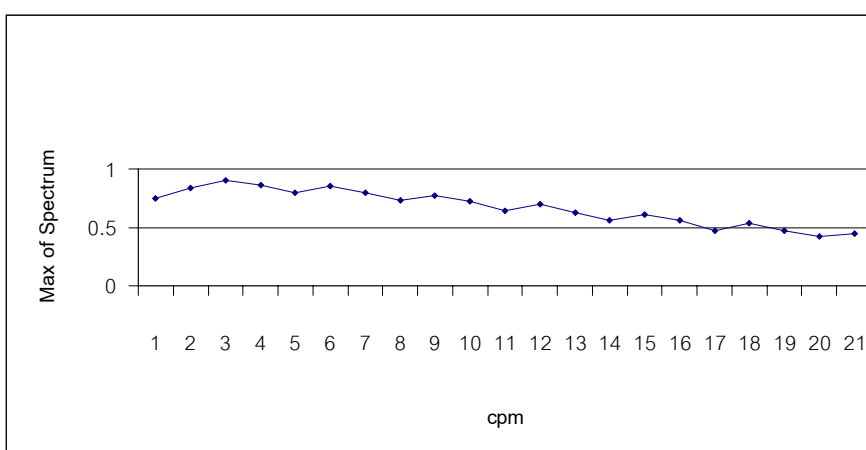


ภาพประกอบ 3-10 โพลซาร์ทแสดงการทดสอบวงจขยายและวงจรกรองสัญญาณรบกวน

ผลการทดสอบวงจรถายและวงจรรองสัญญาณรบกวน โดยนำข้อมูลแต่ละการทดลอง มาหาค่าแรงดันสูงสุดดังแสดงภาพประกอบ 3-11 ซึ่งช่วงความถี่ที่มีค่าแรงดันสูงสุดเกิน 70 % คือ การทดลองในช่วงความถี่ 1- 18 cpm และผลการเปรียบเทียบค่าสูงสุดของสเปกตรัม ดังแสดงภาพประกอบ 3-12 ซึ่งช่วงความถี่ที่มีค่าสเปกตรัมสูงสุดเกิน 50 % คือ การทดลองในช่วงความถี่ 1- 18 cpm



ภาพประกอบ 3-11 กราฟเปรียบเทียบค่าแรงดันสูงสุดในแต่ละการทดลอง



ภาพประกอบ 3-12 กราฟเปรียบเทียบค่าสูงสุดของสเปกตรัมในแต่ละการทดลอง

จากผลการทดลองทำให้ทราบว่าวงจรมายและกรองสัญญาณ นี้สามารถตอบสนองความถี่ ในช่วง 1-18 cpm ซึ่งเพียงพอที่จะนำไปใช้บันทึกสัญญาณ EGG เนื่องจากในงานวิจัยนี้ได้พิจารณา ความถี่ของสัญญาณ EGG ในช่วง 1-12 cpm เพื่อให้สอดคล้องกับงานวิจัยต่างๆ ที่กล่าวไว้ในบทที่ 1