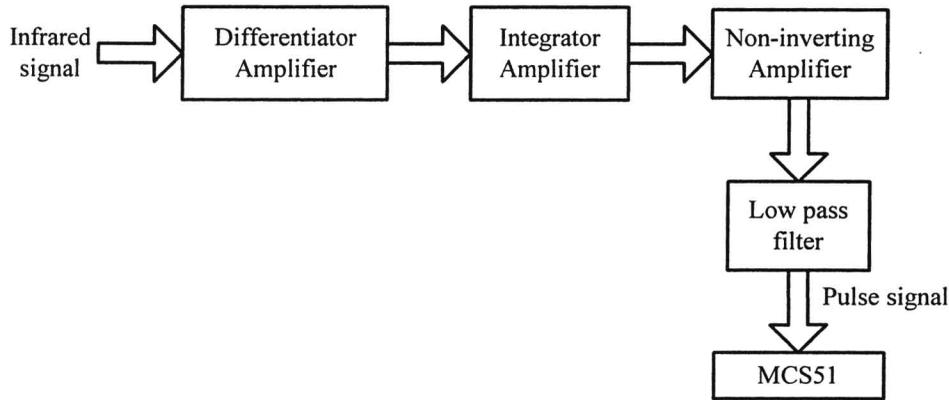


บทที่ 2

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

การออกแบบวงจรสำหรับโครงการนี้เป็นการออกแบบวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา ซึ่งแผนผังวงจรในส่วนต่าง ๆ แสดงดังรูปที่ 2.1

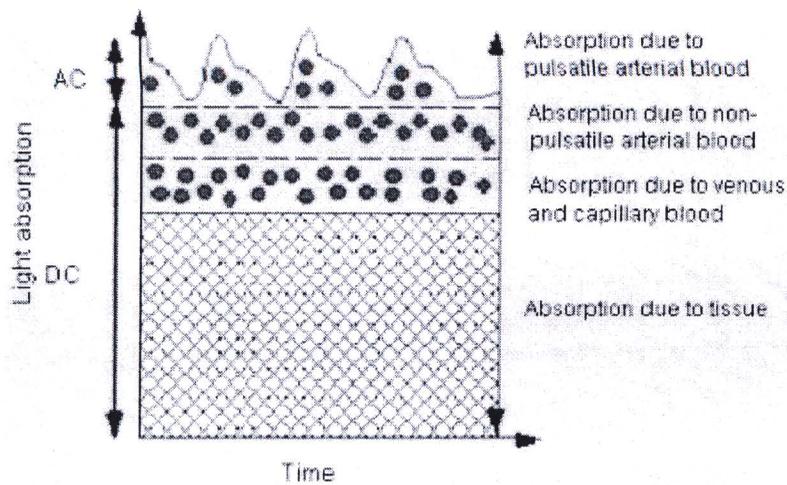


รูปที่ 2.1 แผนผังของเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลาย โดยใช้เซนเซอร์อินฟราเรด

จากแผนผังแสดงการทำงานของเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลาย โดยใช้เซนเซอร์อินฟราเรด ซึ่งจะทำการวัดแรงดันคลื่นชีพจรทั้งหมด 4 ตำแหน่ง คือ ปลายนิ้วมือข้างซ้าย-ขวา และปลายนิ้วเท้าข้างซ้าย-ขวา เริ่มจากการทำงานของเซนเซอร์อินฟราเรดจะได้สัญญาณออกมาเป็นแรงดันของคลื่นชีพจร นำสัญญาณที่ได้เข้าวงจรดิฟเฟอเรนเชียล (Differentiating Amplifier) เพื่อกำจัดสัญญาณดีซี แล้วนำสัญญาณเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์ (Integrating Amplifier) เพื่อนำสัญญาณเดิมกลับมา จากนั้นทำการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) และเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low-pass Filter) เพื่อกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออก นำสัญญาณที่ได้มาทำการยกระดับสัญญาณด้วยวงจรรวมสัญญาณ (Summing Amplifier) ก่อนนำสัญญาณเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผล และรับข้อมูลส่วนสูงของผู้ป่วยจากสวิตช์เมตริก (Keypad) เพื่อมาใช้ในการคำนวณหาค่าความเร็วเลือดที่ผ่านหลอดเลือด และแสดงผลด้วยจอแอลซีดี (LCD) ค่าที่ได้สามารถนำมาวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลายได้

หลักการตรวจวัดสัญญาณชีพจร

เครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลายจากคลื่นชีพจร ด้วยหลักการดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (คลื่นแสงอินฟราเรด) โดยใช้ตัวตรวจวัด (probe) ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนที่ปล่อยคลื่นแสง (light-emitting diode, LED) และตัวเซนเซอร์รับแสง แหล่งจ่ายแสงจะปล่อยคลื่นแสงความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวเซนเซอร์จะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำ และแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (pulsatile flow หรือ alternating current light, AC)

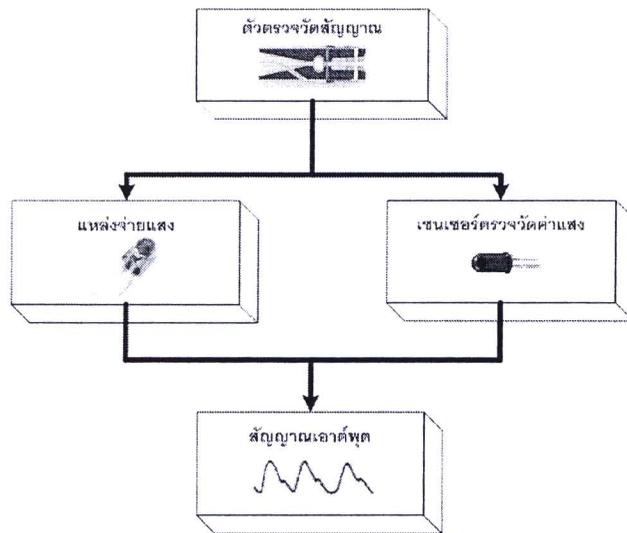


รูปที่ 2.2 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ

การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

2.1 ตัวตรวจวัด (Probe)

ตัว Probe จะมีลักษณะเป็นเป็นที่หนีบ เพื่อหนีบกับปลายนิ้ว หรือปลายดิ่งหูซึ่งเป็นวิธีการตรวจวัดแบบไม่รุกร้ำ คือการตรวจวัดค่าจากภายนอก Probe มีแหล่งกำเนิดแสงข้างหนึ่งจาก Light emitting diode (LED) ให้แสงผ่านเนื้อเยื่อต่าง ๆ ได้แก่ เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน ผิวหนัง กระดูก เลือดดำ เป็นต้น ซึ่งเนื้อเยื่อที่กล่าวมาจะดูดซับแสง ในปริมาณที่คงที่ไม่แปรเปลี่ยนไปตามการเต้นของหัวใจจะมีเพียงเลือดแดงเท่านั้นที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามการเต้นของหัวใจซึ่งมีผลเพิ่มและลดการดูดซึมของแสง อีกข้างหนึ่งของ Probe จะเป็นเซนเซอร์ ทำหน้าที่ตรวจวัดแสงที่ผ่านออกมา จากเนื้อเยื่อว่าเหลือมากน้อยเพียงใด นำสัญญาณเข้าสู่วงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ต่อไป

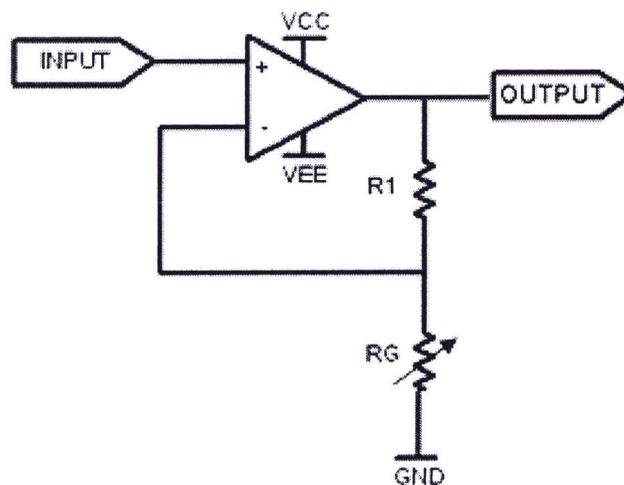


รูปที่ 2.3 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด (Probe)

2.2 วงจรขยายสัญญาณเบื้องต้น

วงจรต่าง ๆ ในส่วนนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นสี่พจร เพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นสี่พจรได้อย่างชัดเจนในส่วนแสดงผล โดยอาศัยเซนเซอร์แสงในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสี่พจร สำหรับวงจรขยายที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นสี่พจรที่ดี เป็นวงจรขยายสัญญาณพื้นฐาน

2.2.1 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)



รูปที่ 2.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

จากรูปที่ 2.4 วงจรขยายสัญญาณที่ได้ออกแบบไว้ นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้วว่า มีอัตราขยายเท่ากับ

$$A = \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) \quad (2.1)$$

- วงจรขยายสัญญาณคลื่นชีพจรที่วัดจากปลายนิ้วมือ

จากสมการที่ (2.1) เราแทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรดังรูปคือ $R_1 = 50k$, $R_2 = R_G = 5k$ และ R_G เป็นความต้านทานที่สามารถปรับค่าได้ในที่นี้ มีค่า 5k จะได้ว่า

$$\begin{aligned} A &= \left(1 + \frac{50}{5} \right) \\ &= (1 + 10) \\ &= 11 \end{aligned}$$

นั่นคือ อัตราขยายของสัญญาณที่ปลายนิ้วมือ มีค่าประมาณ 11 เท่า แต่ถ้าเราต้องการอัตราการขยายที่มากกว่าก็สามารถทำการปรับค่าความต้านทาน R_G ให้มีค่าความต้านทานให้น้อยลงกว่าเดิมได้เนื่องจาก R_G ที่ใช้ในวงจรเป็นตัวต้านทานที่สามารถปรับค่าได้

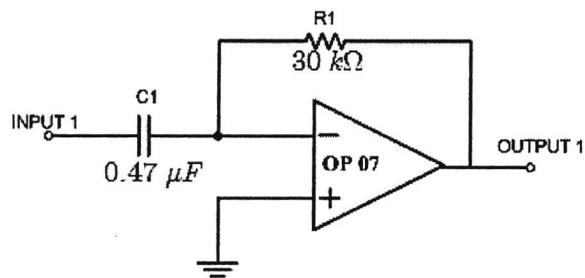
- วงจรขยายสัญญาณคลื่นชีพจรที่วัดจากปลายนิ้วเท้า

จากสมการที่ (2.1) เราแทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรดังรูปคือ $R_1 = 150k$, $R_2 = R_G = 5k$ และ R_G เป็นความต้านทานที่สามารถปรับค่าได้ในที่นี้ มีค่า 5k จะได้ว่า

$$\begin{aligned} A &= \left(1 + \frac{150}{5} \right) \\ &= (1 + 30) \\ &= 31 \end{aligned}$$

นั่นคือ อัตราขยายของสัญญาณที่ปลายนิ้วเท้า มีค่าประมาณ 31 เท่า แต่ถ้าเราต้องการอัตราการขยายที่มากกว่าก็สามารถทำการปรับค่าความต้านทาน R_G ให้มีค่าความต้านทานให้น้อยลงกว่าเดิมได้เนื่องจาก R_G ที่ใช้ในวงจรเป็นตัวต้านทานที่สามารถปรับค่าได้

2.3 Differentiating Amplifier



รูปที่ 2.5 วงจร Differentiating Amplifiers

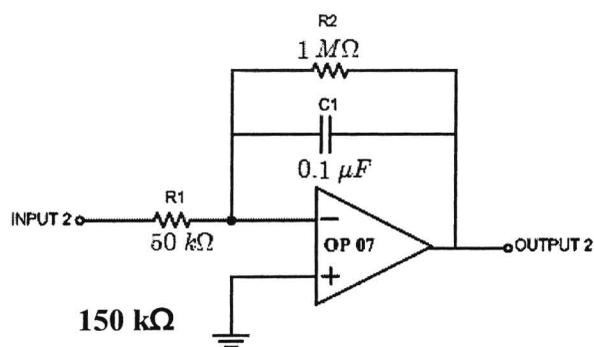
จากรูปที่ 2.5 วงจรขยายดิฟเฟอเรนเชียลที่ได้ออกแบบไว้นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้วว่า Differentiator Circuit Op-Amp คือ วงจรใช้ ไอ.ซี. ออปแอมป์สร้างเป็นตัว Differentiator โดยมีความถี่อินพุทของวงจร f_c จึงมีค่าเท่ากับ

$$f_c = \frac{1}{2\pi (30k\text{Hz})(0.47\mu\text{f})}$$

$$\approx 11 \text{ Hz}$$

นั่นคือความถี่ของสัญญาณคลื่นสี่พจน์ซึ่งมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 10 Hz และวงจรจะมีค่าได้ไม่เกิน f_c วงจรจึงทำงานเป็นตัว Differentiate ได้

2.4 Integrating Amplifier



รูปที่ 2.6 วงจร Integrating Amplifier

จากรูปที่ 2.6 วงจรขยายอินทิเกรเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้ นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้ว ว่า Op-Amp Integrator circuit คือวงจรใช้ ไอ.ซี. ออปแอมป์ สร้างเป็นวงจร Integrator สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยม แรงดันอินพุตที่เข้ามาจากวงจรขยายดิฟเฟอเรนเชียลอินพุตของวงจร f_c จึงมีค่าเท่ากับ

$$f_c = \frac{1}{2\pi(150kHz)(0.1\mu f)}$$

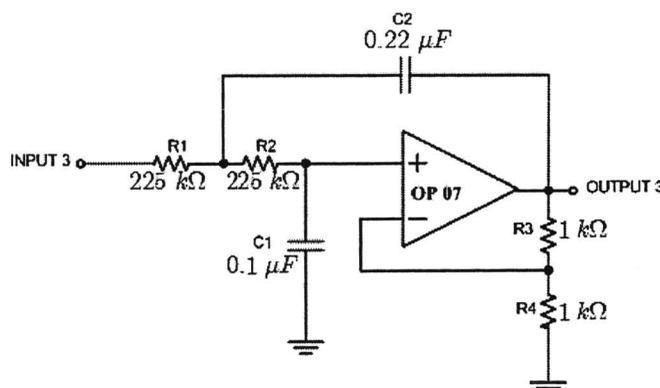
$$\approx 10 \text{ Hz}$$

นั่นคือความถี่ของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมซึ่งมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 0.5-5Hz และวงจรจะมีค่าได้ไม่เกิน f_c วงจรจึงทำงานเป็นตัว Integrator ได้

2.5 วงจรกรองสัญญาณ

2.5.1 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ 5 Hz

วงจรกรองความถี่ใช้สำหรับกรองความถี่ตั้งแต่ช่วงสัญญาณไฟตรงจนถึงสัญญาณประมาณ 5 Hz สามารถผ่านได้ดีและเริ่มลดทอนสัญญาณหลังความถี่ 5 Hz เป็นต้นไปเนื่องจากว่าความถี่ของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยม มีค่าอยู่ประมาณช่วงความถี่ 0.5 – 5 Hz ดังนั้นการนำวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำนี้มาใช้สำหรับเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลายจะช่วยลดผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวนที่ความถี่สูงได้



รูปที่ 2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 5 Hz

วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ทตั้งรูปที่ 2.7 จะมีอัตราการเปลี่ยนแปลงเป็น -40 dB/decade หลังจากความถี่ตัดผ่านในส่วนของออปแอมป์เป็นวงจรที่ทำหน้าที่เป็นวงจรบัพเฟอร์แรงดันเอาท์พุทของวงจรก็คือแรงดันตกคร่อมตัวเก็บประจุ C_1 นั้นเอง เมื่อกำหนดค่าให้ $R_1 = R_2 = R$ แล้วขั้นตอนการออกแบบสรุปได้ดังนี้

1. เลือกค่าความถี่ตัดผ่าน $F_c = 5 \text{ Hz}$ ($\omega_c = 2\pi F_c$)
2. เลือกค่า C_1 ที่ใช้ในวงจรซึ่งในที่นี้จะกำหนดให้มีค่าเป็น $0.1 \mu\text{F}$
3. เลือกค่า $C_2 = 2C_1$
 $= 2 \times 0.1 = 0.2 \mu\text{F}$
4. คำนวณค่า R



จากสมการ

$$R = \frac{0.707}{\omega_c C_1}$$

$$R = \frac{0.707}{2\pi \times 5 \times 0.1 \times 10^{-6}}$$
$$= 225.04509 \times 10^3 \Omega$$

หรือประมาณ $225k\Omega$

5. เลือกค่า

$$R_f = 2R = 450k\Omega$$

ซึ่งในวงจรดังรูปที่ 2.7 เราใช้ R_3 และ R_4 ต่ออนุกรมกัน

