รายงานโครงการวิจัยงบประมาณเงินรายได้ประจำปี 2554

เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

Portable Heart Rate Instrument

หัวหน้าโครงการ : รศ.ดร ปราโมทย์ วาดเขียน

ผู้ร่วมโครงการ : นายวสุ พันไพศาล

RCH
RC
683.5
.E5
ป452ค
ค.1
เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....121344
วัน, เดือน, ปี.....3 ก.ค. 2555

b.12400119
i.....

สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อโครงการวิจัย (ภาษาไทย) เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

(ภาษาอังกฤษ) Portable Heart Rate Instrument

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก.....คณะวิศวกรรมศาสตร์...

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ประจำปี.....2554..... จำนวนเงิน.....85,000.....

ระยะเวลาทำการวิจัย.....9.... เดือน ตั้งแต่.....1.....มกราคม....2554.....ถึง.....30.....กันยายน...2554.....

หน่วยงานและผู้ดำเนินการวิจัยพร้อมหน่วยงานที่สังกัดและเลขหมายโทรศัพท์

ภาควิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม คณะ วิศวกรรมศาสตร์

ชื่อสถาบัน สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ที่อยู่ ถนนฉลองกรุง ลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520

โทรศัพท์ 02-329-8324 โทรสาร 02-329-8325

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบสร้างเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา โดยอาศัยการวัดอัตราการเต้นของหัวใจผ่านคลื่นชีพจร ซึ่งคลื่นชีพจรสามารถวัดได้จากการส่งผ่านคลื่นลำแสงอินฟราเรดไปที่นิ้วมือ แล้วอาศัยการดูดซับแสงผ่านขณะที่เลือดมีการไหลผ่าน แล้วส่งแสงสะท้อนมาที่ตัวรับแสงอินฟราเรด จากนั้นนำสัญญาณคลื่นชีพจรที่ได้มาทำการคำนวณหาค่าคาบเวลาของสัญญาณ เพื่อที่จะทำการแปรผลเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งขั้นตอนทั้งหมดจะอาศัยไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล และแสดงผลของอัตราการเต้นของหัวใจผ่านจอ LCD

Abstract

In this research, a simple and low cost non-invasive measurement heart rate portable is proposed. The heart rate can be obtained from pulse wave. The pulse wave is measured by transmits infrared wave to a finger. It relies on the absorption of light through the blood to flow. Pulse wave signal is obtained after calculating the period of the signal. In order to interpret the heart rate, the entire procedure will require a microcontroller for processing where the heart rate is displayed through the LCD.

บทที่ 1
บทนำ

ชีพจร (pulse) บ่งบอกถึงการทำงานของหัวใจ เป็นสิ่งที่ทางการแพทย์ให้ความสำคัญค่อนข้างมาก และยังมีส่วนสำคัญที่บุคคลในวงการกีฬาจำเป็นต้องมีความรู้ความเข้าใจ เนื่องจากสามารถนำมาใช้ในการประเมินสมรรถนะหรือวัดระดับการทำงานของหัวใจ เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการวินิจฉัยความผิดปกติของ

ร่างกายได้ อัตราการเต้นของหัวใจสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในแต่ละช่วงเวลาของวัน หรือเปลี่ยนแปลงตามอายุ เพศ กิจกรรมทางกาย และสภาวะทางจิตใจ เมื่อหัวใจเต้นหรือบีบตัว เลือดก็จะถูกบีบตัวส่งต่อไปในหลอดเลือด แดงเพื่อไปเลี้ยงอวัยวะต่าง ๆ ทั่วร่างกาย หลอดเลือดแดงจะเกิดการขยายตัวและหดตัวเป็นจังหวะตามคลื่นความดัน (pressure wave) ซึ่งในภาวะปกติอัตราชีพจร (pulse rate) จะเท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate; HR) โดยทั่วไปชีพจรผู้ใหญ่จะเต้นประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที เด็กจะเต้นเร็วกว่าโดยเฉพาะเด็กเล็กจะเต้นประมาณ 120-140 ครั้งต่อนาที หรือคิดเฉลี่ยประมาณ 65-70 ครั้งต่อนาที ในเพศชาย และ 70-80 ครั้งต่อนาที ในเพศหญิงอัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้นจากภาวะปกติ เนื่องจากสาเหตุตื่นเต้น ตกใจ กลัว โกรธ การออกกำลังกาย โรคภัยไข้เจ็บต่าง ๆเช่น มีไข้สูง คอพอกเป็นพิษ ตกเลือดเป็นต้น และอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง พบในผู้ที่อยู่ในภาวะช็อค หัวใจวาย เป็นต้น

ในปัจจุบันการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ บุคลากรทางการแพทย์และบุคคลทั่วไปส่วนใหญ่ จะใช้นิ้วมือกดที่ตำแหน่งของหลอดเลือดแดงบริเวณที่ค่อนข้างตื้นไม่ลึกมากจากผิวหนัง ซึ่งมีอยู่หลายตำแหน่งในร่างกาย ฉะนั้นบุคลากรทางการแพทย์ที่ไม่มีความชำนาญในการจับชีพจรจะมีความผิดพลาดในการ ตรวจวัดชีพจร ทำให้การรักษาเกิดความผิดพลาดตามมาได้ การใช้เครื่องมือในการตรวจวัดจึงมีความแม่นยำ มากกว่า ผู้วิจัยได้เห็นความสำคัญและปัญหาที่เกิดขึ้นจึงเกิดแนวความคิดที่จะสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา ด้วยเซนเซอร์อินฟราเรด โดยอาศัยการจับจังหวะการเคลื่อนที่ของเลือดภายในหลอดเลือดที่มาเลี้ยงปลายนิ้ว หรือติ่งหู ซึ่งจะเปลี่ยนไปตามจังหวะการเต้นของหัวใจ มีการออกแบบตัวรับสัญญาณ (probe) เป็นรูปไม้หนีบเพื่อหนีบกับปลายนิ้ว หรือติ่งหู ซึ่งเป็นวิธีการที่ง่าย สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้อย่างแม่นยำ เพื่อลดความผิดพลาดจากการจับชีพจรด้วยมือ เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพและมีประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคผู้ป่วยของบุคลากรทางการแพทย์ การวัดคลื่นคลื่นชีพจรอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (คลื่นแสงอินฟราเรด) โดยใช้ตัวตรวจวัด (probe) ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนที่ปล่อยคลื่นแสง (light-emitting diode, LED) และตัวเซนเซอร์รับแสง แหล่งจ่ายแสงจะปล่อยคลื่นแสง ความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวเซนเซอร์จะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำ และแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (palatial flow หรือ alternating current light, AC) การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ DC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ จากหลักการวัดชีพจรที่กล่าวไว้ข้างต้นเราจึงนำแสงอินฟราเรดมาใช้ในการวัดคลื่นชีพจร แล้วทำการแปรผลคลื่นชีพจรเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ โดยอาศัยไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล และแสดงผลของอัตราการเต้นของหัวใจผ่านจอ LCD โดยในการออกแบบตัวเครื่องนั้นเราได้ทำการออกแบบตัวเครื่องให้มีขนาดเล็ก ทั้งนี้เพื่อให้ง่ายสำหรับการพกพา

1.1 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1.1.1 พัฒนาออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพาที่มีประสิทธิภาพ ราคาต้นทุนต่ำ และ ง่ายต่อการใช้งาน

1.1.2 เพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยผู้ป่วยโรคหัวใจ

1.1.3 สามารถนำเครื่องมือที่สร้างขึ้นไปใช้ประโยชน์ได้จริง

1.2 ขอบเขตของโครงการวิจัย

1.2.1 ออกแบบและสร้างเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

1.2.2 วัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจด้วยอินฟราเรด

1.2.3 แสดงผลค่าของอัตราการเต้นของหัวใจผ่านจอแอลซีดี (LCD)

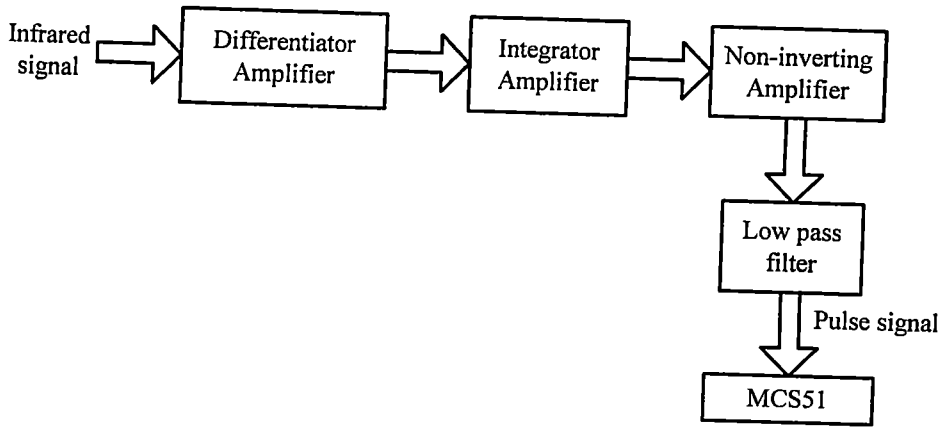
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับของโครงการวิจัย

1.3.1 สามารถสร้างเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพาที่มีประสิทธิภาพ ราคาต้นทุนต่ำ และ ง่ายต่อการใช้งาน

1.3.2 ได้ระบบการประเมินความผิดปกติในการทำงานของหัวใจเบื้องต้น

บทที่ 2
การออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

การออกแบบวงจรสำหรับโครงงานนี้เป็นการออกแบบวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา ซึ่งแผนผังวงจรในส่วนต่าง ๆ แสดงดังรูปที่ 2.1

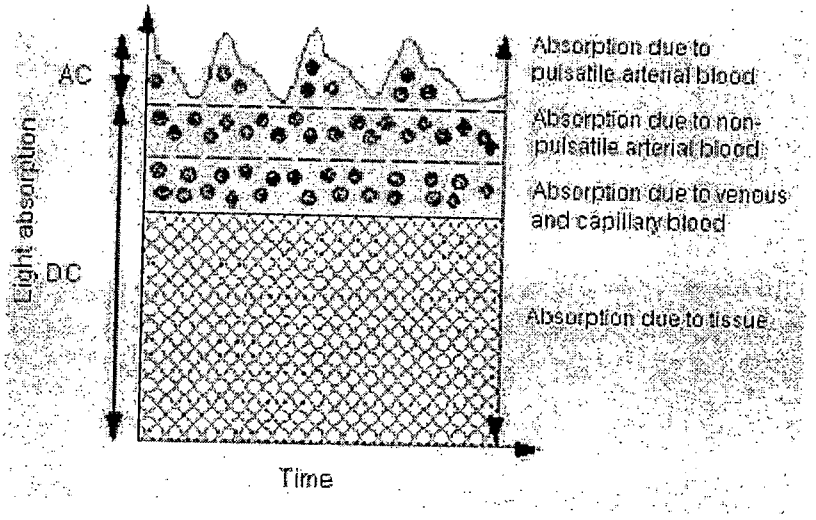


รูปที่ 2.1 แผนผังของเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลาย โดยใช้เซนเซอร์อินฟราเรด

จากแผนผังแสดงการทำงานของเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลาย โดยใช้เซนเซอร์อินฟราเรด ซึ่งจะทำการวัดแรงดันคลื่นชีพจรทั้งหมด 4 ตำแหน่ง คือ ปลายนิ้วมือข้างซ้าย-ขวา และปลายนิ้วเท้าข้างซ้าย-ขวา เริ่มจากการทำงานของเซนเซอร์อินฟราเรดจะได้สัญญาณออกมาเป็นแรงดันของคลื่นชีพจร นำสัญญาณที่ได้เข้าวงจรดิฟเฟอเรนชิเอเตอร์ (Differentiating Amplifier) เพื่อกำจัดสัญญาณดีซี แล้วนำสัญญาณเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์ (Integrating Amplifier) เพื่อนำสัญญาณเดิมกลับมา จากนั้นทำการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) และเข้าวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low-pass Filter) เพื่อกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออก นำสัญญาณที่ได้มาทำการยกระดับสัญญาณด้วยวงจรรวมสัญญาณ (Summing Amplifier) ก่อนนำสัญญาณ เข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผล และรับข้อมูลส่วนสูงของผู้ป่วยจากสวิทช์เมตริก (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)

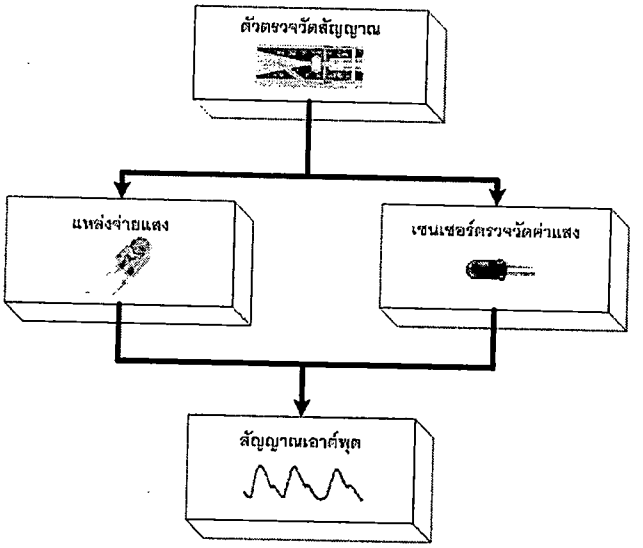


รูปที่ 2.2 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ

การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

2.1 ตัวตรวจวัด (Probe)

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

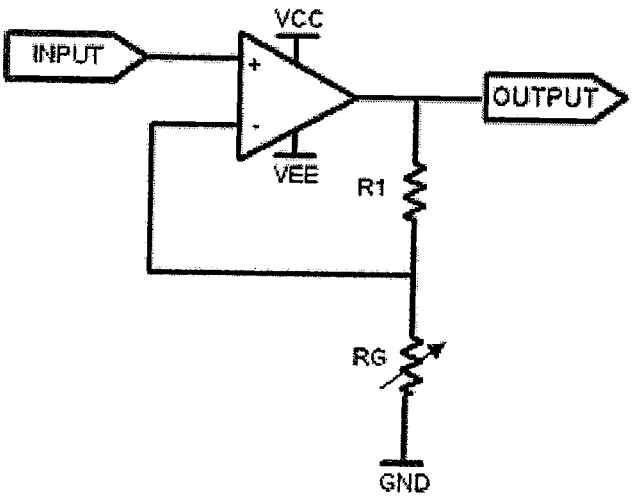


รูปที่ 2.3 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด (Probe)

2.2 วงจรขยายสัญญาณเบื้องต้น

วงจรต่าง ๆ ในส่วนนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นชีพจร เพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นชีพจรได้อย่างชัดต่อไปในส่วนแสดงผล โดยอาศัยเซนเซอร์แสงในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นชีพจร สำหรับวงจรขยายที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นชีพจรที่ดี เป็นวงจรขยายสัญญาณพื้นฐาน

2.2.1 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)



รูปที่ 2.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

จากรูปที่ 2.4 วงจรขยายสัญญาณที่ได้ออกแบบไว้นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้วว่า มีอัตราขยายเท่ากับ

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

- วงจรขยายสัญญาณคลื่นชีพจรที่วัดจากปลายนิ้วมือ

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

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

นั่นคือ อัตราขยายของสัญญาณที่ปลายนิ้วมือ มีค่าประมาณ 11 เท่า แต่ถ้าเราต้องการอัตราการขยายที่มากกว่าก็สามารถทำการปรับค่าความต้านทาน R_G ให้มีค่าความต้านทานให้น้อยลงกว่าเดิมได้เนื่องจาก R_G ที่ใช้ในวงจรเป็นตัวต้านทานที่สามารถปรับค่าได้

- วงจรขยายสัญญาณคลื่นชีพจรที่วัดจากปลายนิ้วเท้า

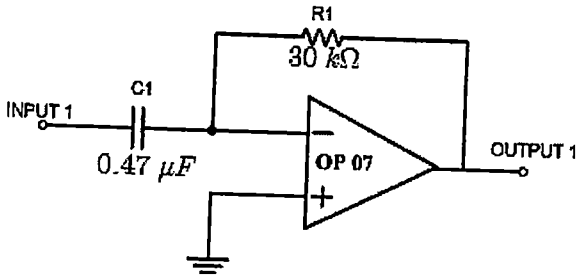
จากสมการที่ (2.1) เราแทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรดังรูปคือ $R_1 = 150k$, $R_2 = R_G = 5k$ และ R_G เป็นความต้านทานที่สามารถปรับค่าได้ในที่นี้ มีค่า 5k จะได้ว่า

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

นั่นคือ อัตราขยายของสัญญาณที่ปลายนิ้วเท้า มีค่าประมาณ 31 เท่า แต่ถ้าเราต้องการอัตราการขยายที่มากกว่าก็สามารถทำการปรับค่าความต้านทาน R_G ให้มีค่าความต้านทานให้น้อยลงกว่าเดิมได้เนื่องจาก R_G ที่ใช้ในวงจรเป็นตัวต้านทานที่สามารถปรับค่าได้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

2.3 Differentiating Amplifier



รูปที่2.5 วงจร Differentiating Amplifiers

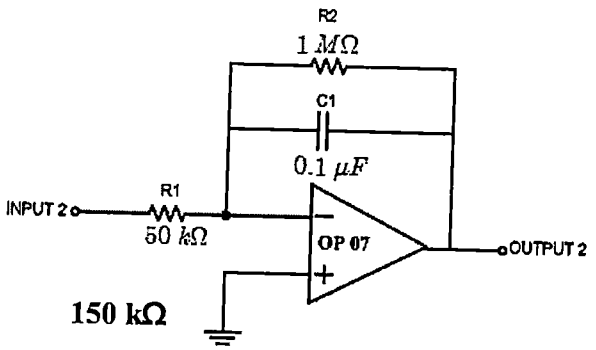
จากรูปที่ 2.5 วงจรขยายดิฟเฟอเรนชิเอเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้วว่า Differentiator Circuit Op-Amp คือ วงจรใช้ ไอ.ซี. ออปแอมป์สร้างเป็นตัว Differentiator โดยมีความถี่อินพุทของวงจร f_C จึงมีค่าเท่ากับ

$$f_c = \frac{1}{2\pi\left(30kHz\right)\left(0.47\mu f\right)}$$

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

นั่นคือความถี่ของสัญญาณคลื่นซีพจรซึ่งมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 10 Hz และวงจรจะมีค่าได้ไม่เกิน f_c วงจรจึงทำงานเป็นตัว Differentiate ได้

2.4 Integrating Amplifier



รูปที่ 2.6 วงจร Integrating Amplifier

121344

จากรูปที่ 2.6 วงจรขยายอินทิเกรเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้นั้น เราทราบจากสมการ ในทฤษฎีที่กล่าวมาแล้วว่า Op-Amp Integrator circuit คือวงจรใช้ ไอ.ซี. ออปแอมป์ สร้างเป็นวงจร Integrator สัญญาณคลื่นชีพจรแรงดันอินพุทที่เข้ามาจากวงจรขยายดิฟเฟอเรนชิเอเตอร์ความถี่อินพุทของวงจร f_C จึงมีค่าเท่ากับ

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

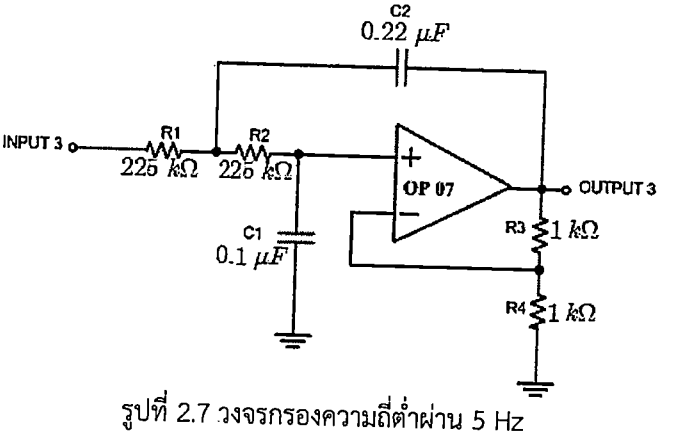
$$\approx \quad 10 \text{ Hz}$$

นั่นคือความถี่ของสัญญาณคลื่นชีพจรซึ่งมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 0.5-5Hz และวงจรจะมีค่าได้ไม่เกิน f_c วงจรจึงทำงานเป็นตัว Integrator ได้

2.5 วงจรกรองสัญญาณ

2.5.1 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ 5 Hz

วงจรกรองความถี่ใช้สำหรับกรองความถี่ตั้งแต่ช่วงสัญญาณไฟตรงจนถึงสัญญาณประมาณ 5 Hz สามารถผ่านได้ดีและเริ่มลดทอนสัญญาณหลังความถี่ 5 Hz เป็นต้นไปเนื่องจากว่าความถี่ของสัญญาณคลื่นชีพจรมีค่าอยู่ประมาณช่วงความถี่ 0.5 – 5 Hz ดังนั้นการนำวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำนี้มาใช้สำหรับเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดตีบส่วนปลายจะช่วยลดผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวนที่ความถี่สูงได้



รูปที่ 2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 5 Hz

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

1. เลือกค่าความถี่ตัดผ่าน $F_c = 5Hz\,(w_c = 2\pi F_c)$
2. เลือกค่า C_1 ที่ใช้ในวงจรซึ่งในที่นี้จะกำหนดให้มีค่าเป็น 0.1 μF
3. เลือกค่า $C_2 = 2C_1$

   $= 2 \times 0.1 = 0.2\mu F$
4. คำนวณค่า R

จากสมการ

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

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

$$= 225.04509 \times 10^3 \ \Omega$$

หรือประมาณ $225k\Omega$

5. เลือกค่า

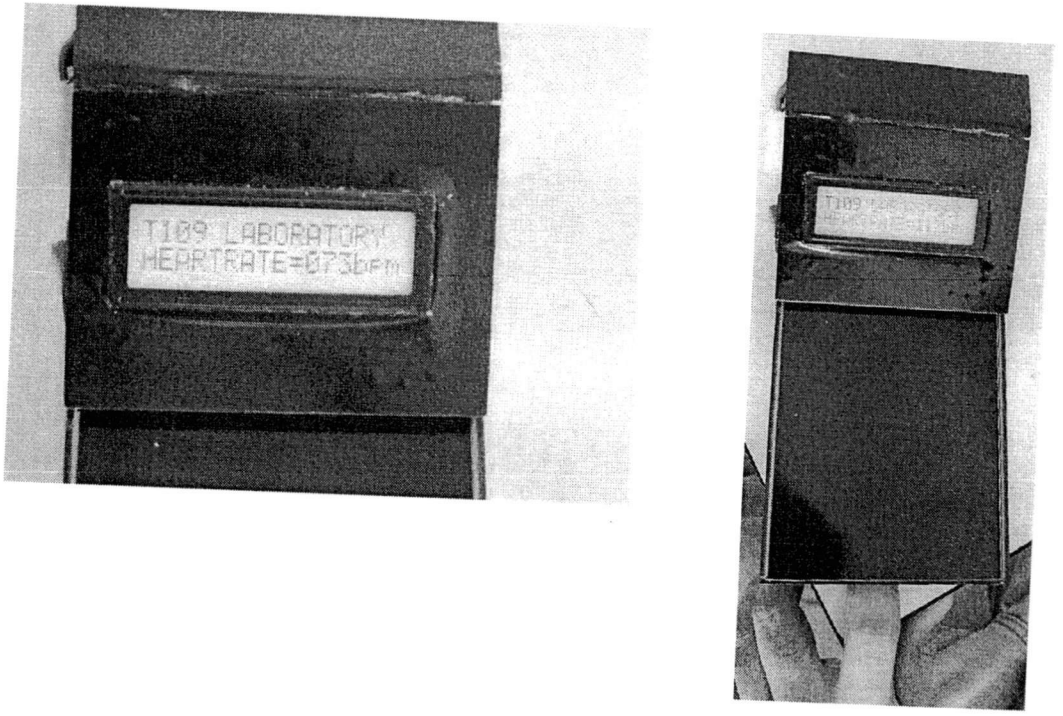
$$R_f = 2R = 450k\Omega$$

ซึ่งในวงจรดังรูปที่ 2.7 เราใช้ R_3 และ R_4 ต่ออนุกรมกัน

บทที่ 3
ผลการออกแบบและสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

3.1 ผลการวัดสัญญาณคลื่นชีพจรโดยอาศัยคลื่นอินฟราเรด

รูปที่ 3.1 สัญญาณคลื่นชีพจร



รูปที่ 3.2 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

บทที่ 4
สรุปผลและข้อเสนอแนะ

เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพาสามารถถูกสร้างได้โดยอาศัยการวัดจากค่าคาบเวลาของสัญญาณชีพจร ซึ่งการวัดคลื่นคลื่นชีพจร อาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (คลื่นแสงอินฟราเรด) โดยใช้ตัวตรวจวัด (probe) ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนที่ปล่อยคลื่นแสง (light-emitting diode, LED) และตัวเซนเซอร์รับแสง แหล่งจ่ายแสงจะปล่อยคลื่นแสง ความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวเซนเซอร์จะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-palatial flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำ และแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (palatial flow หรือ alternating current light, AC) การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ จากหลักการวัดชีพจรที่กล่าวไว้ข้างต้นเราจึงนำแสงอินฟราเรดมาใช้ในการวัดคลื่นชีพจร 'แล้วทำการแปรผลคลื่นชีพจรเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ โดยอาศัยไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล และแสดงผลของอัตราการเต้นของหัวใจผ่านจอ LCD โดยในการออกแบบตัวเครื่องนั้นเราได้ทำการออกแบบตัวเครื่องให้มีขนาดเล็ก ทั้งนี้เพื่อให้ง่ายสำหรับการพกพา