บทที่ 1

บทนำ

1. ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

ตามบัญชีตารางโรคพื้นฐานของบัญชีจำแนกโรคระหว่างประเทศฉบับแก้ไขครั้งที่ 10 โรคระบบไหลเวียนโลหิต หรือโรคหัวใจ (I00-I99)(Diseases of the circulatory system) เป็นสาเหตุการเสียชีวิตของคนไทย สูงขึ้นจัดอยู่ในอันดับที่สาม ส่วนใหญ่เกิดมาจากผนังหลอดเลือดแดงที่มาเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจแข็งตัวและมีการตีบตัน ซึ่งพบว่าปัจจัยการเสี่ยงของการทำให้เกิดโรคหัวใจมีหลายอย่าง เช่น อายุและเพศ ผู้ชายมีโอกาสเป็นโรคนี้ได้เร็วกว่าผู้หญิง และยิ่งมีอายุมากขึ้นโอกาสจะเกิดโรคก็มากขึ้นด้วย นอกจากนี้แล้ว การกินอาหารที่มีไขมันหรือมีโคเลสเตอรอลสูงมีกากอาหารน้อย และขาดการออกกำลังกายจะเพิ่มการเสี่ยงเป็นโรคหัวใจ และเมื่อเกิดเป็นโรคหัวใจแล้วส่วนใหญ่จะไม่รู้ตัวมาก่อน เนื่องจากประเทศไทยยังขาดแคลนแพทย์ที่มีความเชียวชาญด้านโรคหัวโดยเฉพาะ และยังขาดแคลนเครื่องมือที่ใช้เทคโนโลยีสมัยใหม่ และมีประสิทธิภาพในการช่วยให้แพทย์วินิจฉัย

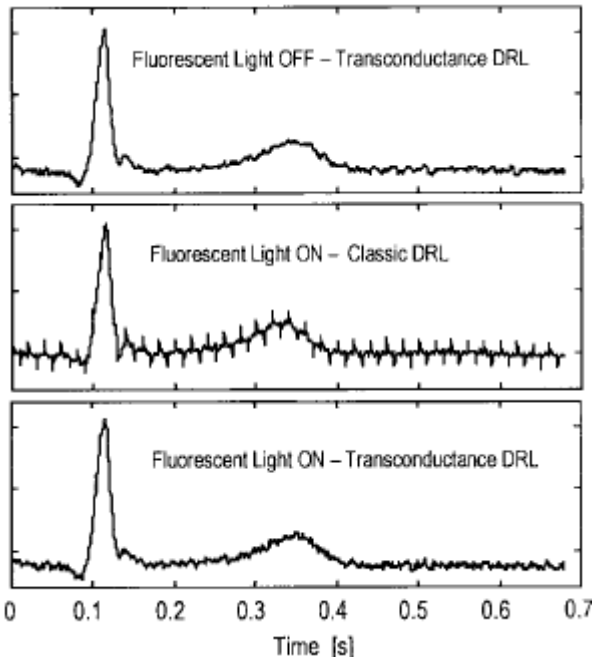
ในการตรวจวินิจฉัยหัวใจด้วยวิธีการฟังเสียงเต้นของหัวใจผ่านหูฟังแพทย์ (Stesthoscope) เป็นวิธีที่ใช้กันมาเป็นเวลานาน วิธีการคือแพทย์ใช้หูฟังวางแนบบริเวณหน้าอกเพื่อผ่านเสียงเต้นหัวใจมายังหูฟัง และแพทย์จะเป็นผู้วินิจฉัยแยกแยะว่าเสียงที่เกิดขึ้นจากการเต้นของหัวใจที่ได้ยินนั้นปกติหรือผิดปกติ ซึ่งเสียงที่ได้ยินเกิดจากการปิดเปิดของลิ้นหัวใจและหลอดเลือดใหญ่ และเสียงที่เกิดจากการไหลเวียนของโลหิตหรือที่เรียกเสียงนี้ว่า heart murmur โดยที่เสียงหัวใจที่ปกติกับหัวใจผิดปกติจะได้ยินเสียงแตกต่างกัน แต่การวินิจฉัยโรคหัวใจโดยวิธีฟังเสียงการเต้นของหัวใจด้วยเครื่องฟังเสียงหัวใจต้องอาศัยทักษะและประสบการณ์ของแพทย์เป็นสำคัญ แพทย์ที่สามารถวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยวิธีนี้ได้แม่นยำจะต้องหมั่นฝึกฝนอยู่เสมอ แพทย์ที่อาวุโสน้อย ไม่ได้รับการฝึกอบรมเฉพาะ ไม่ได้ฝึกฝนบ่อย ๆ ย่อมมีโอกาสที่จะวินิจฉัยผิดพลาดได้ง่าย และเป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

การใช้เทคโนโลยีทางวิศวกรรมจะช่วยให้เกิดประสิทธิภาพ และประสิทธิผลในการนิจฉัยโรค รวมทั้งการรักษาซึ่งเทคโนโลยีเหล่านี้จะต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศทำให้มีราคาแพง มีปัญหาเกี่ยวกับการบำรุงรักษา การขาดแคลนอะไหล่ และมีใช้เฉพาะในโรงพยาบาลศูนย์ หรือโรงพยาบาลขนาดใหญ่

ในประเทศไทยการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับโรคหัวใจ และกล้ามเนื้อ โดยใช้เครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ และกล้ามเนื้อ (Electrocardiogram and Electromyogram) ยังมีต้นทุนสูง ดังนั้นการศึกษาทำความเข้าใจเกี่ยวกับหลักการทำงานและนำมาสู่การออกแบบเครื่องขยายสัญญาณเพื่อวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและกล้ามเนื้อ ที่สามารถใช้อุปกรณ์ที่มีทั่วไป ราคาถูก สะดวก ประหยัด และมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเครื่องมือที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ ซึ่งเป็นทรัพย์สินทางปัญญาของประเทศไทย และมีความเป็นไปได้สูงในการพัฒนาเทคโนโลยีในเชิงวิทยาการและเชิงพาณิชย์ต่อไป

1.2 การตรวจเอกสาร

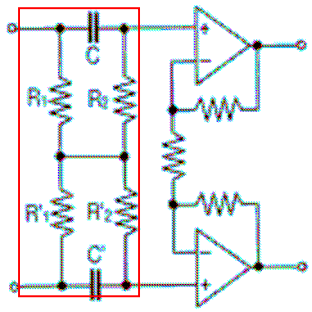
1.2.1 A Transconductance Driven-Right-Leg Circuit.(Enrique Mario Spinlli, Nolberto H. Martinez,1999) เป็นบทความที่นำเสนอ การออกแบบวงจร Driven-Right-Leg (DRL) เพื่อลดสัญญาณแรงดันโหมดร่วมที่เกิดจากสัญญาณรบกวนของสนามแม่เหล็ก (Electromagnetic Interference, EMI) โดยใช้ Transconductance amplifier ซึ่งเปรียบเทียบกับวงจรเดิม (Classic DRL) ผลของวงจรสามารถกำจัดสัญญาณแรงดันโหมดร่วมได้ดีกว่าวงจรเดิมดังภาพประกอบ 1.1



ภาพประกอบที่ 1.1 เปรียบเทียบการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในสภาวะที่มีสัญญาณรบกวนจากหลอดฟูลออเรสเซนต์(Fluorescent light EMI) โดย Classic DRL และ Transconductance DRL

1.2.2 AC Coupled Three op-amp Biopotential Amplifier with Active DC Suppression. (Enrique M. Spinelli and Miguel Angel Mayosky, 2000) เป็นบทความที่นำเสนอการปรับลดแรงดันออฟเซ็ตที่เกิดจาก Half - cell Biopotential ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลท์ และระหว่างอิเล็กโทรไลท์กับผิวหนังของคนไข้ ซึ่งประกอบด้วยวงจรอินทิเกรต และวงจรการเชื่อมโยงทางแสง (Optocoupler) โดยต่อวงจรปรับแรงดันเข้ากับวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน ซึ่งวงจรมีอัตราการขยายสัญญาณ 80 dB ความถี่ตัดด้านต่ำ (lower cutoff frequency) 0.1 Hz รับแรงดันอินพุทไฟตรงได้ ±8 mV และอัตราการจัดสัญญาณโหมดร่วม (common mode rejection ratio, CMRR) 105 dB

1.2.3 AC Coupled Front-End for Biopotential Measurements. (Enrique M. Spinelli, Ramon Pallas – Areny and Miguel Angel Mayosky, 2003) เป็นบทความที่นำเสนอ การกำจัดแรงดัน ไฟตรงที่เกิดจาก Half - cell Biopotential ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลท์ และระหว่างอิเล็กโทรไลท์กับผิว หนังของคนไข้ โดยใช้วงจร RC network เป็น Front-End ดังภาพประกอบ 1.2 ผลของการออกแบบวงจร มีอัตราการขยาย 1001 เท่า รับแรงดันอินพุทไฟตรงได้สูงมาก และมีอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม 123 dB ที่ความถี่ 50 Hz



ภาพประกอบที่ 1.2 R-C Network Front - End

1.2.4 AC Instrumentation Amplifier for Bioimpedance Measurements (R. Pallàs-Areny, J. G. Webster, 1993) เป็นบทความที่เสนอวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล เพื่อลดแรงดันครึ่งเซลล์ Half -cell Biopotential และลดสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ซึ่งใช้วงจรขยายอินสตรูเมนพื้นฐานเป็นต้นแบบ โดยต่อตัวคาปาซิเตอร์อนุกรมกับตัวต้านทานควบคุมอัตราขยายสัญญาณเพื่อคัปปลิงสัญญาณเอซี ผลของการออกแบบวงจรสามารถวัดอัตราการขายความแตกต่างได้คงที่ ที่ความถี่ 0.05 – 10 kHz โดยเฟสไม่เปลี่ยนแปลง และอัตราการขยายโหมดร่วม (Common mode gain) ลดลง 23 dB/dec.

1.2.5 Common Mode Rejection Ratio in Differentia Amplifies (R. Pallàs-Areny, J. G. Webster, 1991) เป็นบทความที่นำเสนอ การวิเคราะห์หาอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม จากวงจรขยายความแตกต่าง(differential amplifier, DA) ที่ใช้ออปแอมป์ตัวเดียว และจากวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier, I.A) ที่ใช้ออปแอมป์ 3 ตัว และการหาสมการที่สมบูรณ์ ในกรณีออปแอมป์มีอัตราการขยายความแตกต่าง (differential gain) มีค่าเป็นอนันต์ และอัตราการขยายโหมดร่วม (common mode gain) ซึ่งผลที่ได้เป็นไปตามทฤษฎี

1.2.6 Two-electrode low supply voltage electrocardiogram signal amplifier (D. Dobrev, 2004) เป็นบทความที่นำเสนอวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 ขั้ว โดยใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเดี่ยว 3 โวลท์ ซึ่งออกแบบโดยใช้ออปแอมป์ ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุทั่ว ๆ ไป ผลการออก แบบวงจรให้อัตราการขจัดสัญญาโหมดร่วมสูง และสามารถรับแรงดันโหมดร่วมได้ ±1 โวลท์ แรงดันอินพุทไฟตรง 2 โวลท์

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1.3.1 เพื่อศึกษาและออกแบบวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล เพื่อวัดคลื่นสัญญาณ ไฟฟ้า ของหัวใจ และกล้ามเนื้อ

1.3.2 เพื่อออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล เพื่อวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ และ กล้ามเนื้อ

1.3.3 เพื่อช่วยให้แพทย์นำสัญญาณที่บันทึกได้ประกอบการตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจ

1.3.4 เพื่อพัฒนาศักยภาพอุตสาหกรรมด้านเครื่องมือแพทย์

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1.4.1 ศึกษาและออกแบบวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล เพื่อวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ และกล้ามเนื้อ

ในการศึกษาพบว่ามีสัญญาณรบกวนในการวัดสัญญาณไบโอโพเทนเชียล ที่สำคัญอยู่ 2 ส่วน คือ สัญญาณรบกวนที่เกิดจากสัญญาณโหมดร่วม และสัญญาณแรงดันไฟตรง ในการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสัญญาณโหมดร่วม โดยใช้วิธีการเพิ่มอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม (CMRR) ของวงจร ซึ่งค่า CMRR จะเป็นปฏิภาคผกผันกับค่าความผิดพลาดของตัวต้านทานที่ภาคที่สองของวงจร นั้นคือ ถ้าตัวต้านทานมีค่าผิดพลาดมาก ค่า CMRR จะลดลง และจะเป็นปฏิภาคโดยตรงกับค่าอัตราการขยายผลต่างของภาคที่หนึ่งของวงจร

ส่วนการลดสัญญาณแรงดันไฟตรงที่เกิดขึ้น ใช้วิธีการต่อคาปาซิเตอร์แทนตัวต้านทาน ปรับค่าอัตราการขยายผลต่างของวงจร ทำให้วงจรมีความสามารถในการกำจัดแรงดันไฟตรงได้มากขึ้น

1.4.2 ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล เพื่อวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและกล้ามเนื้อ ที่มีคุณสมบัติดังนี้

- อัตราการขยายประมาณ 200-1,000 เท่า (46 – 60 dB)
- ตอบสนองความถี่ ในช่วง 0.05 ถึง 500 Hz
- ป้องกันการอิ่มตัวของสัญญาณแรงดันตรงเนื่องจากแรงดันครึ่งเซลล์
- มีอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม (CMRR) มากกว่า 100 dB
- ความต้านทานด้านเข้าสูงมากกว่า > 5 MΩ

1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาคุณสมบัติ และส่วนประกอบต่าง ๆ สัญญาณไบโอโพเทนเชียลที่ใช้ในงานวิจัย

1.5.2 ศึกษาส่วนประกอบต่าง ๆ ของวงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในงานวิจัย

1.5.3 ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล

1.5.4 ทดสอบวงจรขยายสัญญาณไบโอโพเทนเชียล

1.5.5 สรุปและเขียนวิทยานิพนธ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย

1.6.1 สามารถสร้างเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและกล้ามเนื้อ ที่มีคุณภาพ ราคาถูก ใช้ภายในประเทศ

1.6.2 ลดการเสียดุลย์การค้าจากการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศ

1.6.3 สามารถตรวจและวินิจฉัยโรคหัวใจเบื้องต้นในผู้ป่วย ก่อนที่จะส่งตรวจให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญวินิจฉัยเพิ่มเติม ทำให้ลดการสูญเสียชีวิตของผู้ป่วย

1.6.4 สามารถประยุกต์ใช้ความรู้ทางด้านวิศวกรรมกับงานทางการแพทย์