

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

โดย

รศ. ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูรย์

ผศ. ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว

นายชินภัทร นันทจิวากรชัย

นางสาวทัศนวรรณ พุทธสกุล

เสนอ

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

สารบัญ

บทที่ 1	3
1.1 บทนำ	3
1.2 วัตถุประสงค์	3
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	4
1.5 ขั้นตอนในการดำเนินโครงการวิจัย	5
บทที่ 2	6
2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)	6
บทที่ 3	10
3.1.1 ภาคขยาย (Amplifier)	10
3.1.2 ภาคแสดงผล (Output Display Device)	10
บทที่ 4	17
4.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์	17
4.2 การออกแบบและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	17
4.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล (Processing Unit)	23
บทที่ 5	27
5.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	27
5.2 การทดสอบวงจรภาคประมวลผล	33
บทที่ 6	38

RCIT
RC
683.5
.E5
ค 153

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 116860
เดือน,ปี 1 6 ส.ย. 2554

b. 12329125
i.

บทที่ 1

บทนำ

1.1 บทนำ

ในปัจจุบันนี้อัตราการเสียชีวิตของมนุษย์มีปริมาณลดลงอย่างมากเมื่อเทียบกับในอดีตที่ผ่านมา เนื่องด้วยการพัฒนาการทางการแพทย์ที่เจริญก้าวหน้าขึ้น โดยการนำเอาเทคโนโลยีใหม่ๆ เข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาล แต่เนื่องจากอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ส่วนใหญ่จะนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทำให้อุปกรณ์และเครื่องมือเหล่านี้มีราคาแพง ดังนั้นคนไทยจึงพยายามที่จะทำการวิจัยเพื่อนำไปสู่การประดิษฐ์และคิดค้นเครื่องมือทางการแพทย์ขึ้นเอง เพื่อให้ราคาถูกลงแต่ยังมีประสิทธิภาพเท่าเทียมกับที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ

เนื่องด้วยในประเทศไทยมีผู้ป่วยโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก จึงสังเกตเห็นว่าเครื่องแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อแพทย์ในการวินิจฉัยอาการของโรค ซึ่งถือว่ามีประโยชน์ต่อวงการแพทย์อย่างมาก ดังนั้นทางคณะผู้วิจัยจึงได้เสนอแนวคิดและการประยุกต์ใช้วงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ และการเขียนโปรแกรมควบคุมการสื่อสารไร้สายผ่านทางคอมพิวเตอร์ มาสร้างเป็นเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ผ่านทางอุปกรณ์การสื่อสารข้อมูลไร้สายบลูทูธ ซึ่งเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบัน

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายในโครงการวิจัยนี้ประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดเล็กและมีความถี่ต่ำซึ่งเกิดจากการเต้นของหัวใจ ให้มีขนาดที่เหมาะสม และทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งทางพอร์ตอนุกรมให้กับคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางระบบการสื่อสารไร้สายแบบบลูทูธ (Bluetooth) เพื่อแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอมอนิเตอร์

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. ศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะส่งข้อมูลไปแสดงผลทางคอมพิวเตอร์
2. ออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกทางคอมพิวเตอร์ แบบไร้สาย
3. เป็นการส่งเสริมและพัฒนาความก้าวหน้าทางด้านอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. การพัฒนาระบบการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย
2. โปรแกรมการสื่อสารข้อมูลข้อมูลดิจิทัลด้วยบลูทูธ
3. ซอฟต์แวร์แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์

1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย

ไดอะแกรมของโครงการวิจัยนี้แสดงในรูปที่ 1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) เป็นวงจรที่ใช้ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 มิลลิโวลต์ โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้



รูปที่ 1

ก. มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง

ข. มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง

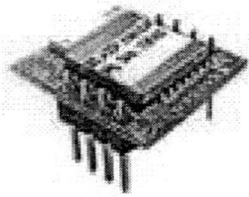
โครงการวิจัยนี้ ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PSOC สนับสนุนระบบการทำงานทั้งด้าน ดิจิตอล และ อนาล็อก โดยในระบบของดิจิตอล (Digital System) และ อนาล็อก (Analog System) จะถูกออกแบบเป็น บล็อกโมดูล ซึ่งจะเรียกว่า บล็อกดิจิตอล (Digital Blocks) และ บล็อกอนาล็อก (Analog Blocks) โดยบล็อกเหล่านี้จะรองรับการนำเอาโมดูลต่างๆ มาใช้งาน เปรียบเสมือนกับเป็นพื้นที่ว่างๆ โมดูลต่างๆ เช่น ADC , DAC , I2C , PWM , UART และ SPI เป็นต้น โดยผู้ใช้งาน จะเป็นผู้กำหนดเองว่าจะนำเอาโมดูลใดมาใช้งานบ้าง นอกจากนี้ผู้ใช้งานยังสามารถกำหนดการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ (Programmable Interconnect) ภายในได้เองอีกด้วย เสมือนกับว่าผู้ใช้งานสามารถทำการออกแบบเองได้ตั้งแต่ ฮาร์ดแวร์ ไปจนถึง ซอฟต์แวร์ ซึ่งถือได้ว่าเป็น ความสามารถหนึ่งที่เหนือกว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆ ที่ทรัพยากรทุกอย่างถูกกำหนดไว้ตายตัว ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้

ESD200 เป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ แสดงในรูปที่ 2 ซึ่งเหมาะกับการนำไปประยุกต์ใช้ในงานระบบสมองกลฝังตัวทั่วไป โดยลักษณะสัญญาณข้อมูลที่ใช้ในการสื่อสารจะเป็นไปตามมาตรฐาน RS-232 และมีคุณสมบัติอื่นๆ ดังนี้

- คลาสพลังงาน Class 2
- กำลังส่ง 2.5 มิลลิวัตต์ (4dBm)
- ระยะทำการสูงสุด 30 เมตร
- สายอากาศติดตั้งภายในตัวโมดูล (Antenna on the board)
- ขาดต่อใช้งานมีระยะห่าง 100 มิลหรือ 2.54 มิลลิเมตร
- ไฟเลี้ยง +3.3 โวลต์ กระแสไฟฟ้า 48 มิลลิแอมป์

- สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบ UART
- ใช้โปรไฟล์พอร์ตอนุกรม (Serial Port profile) และแบบเข้าถึงทั่วไป (General Access Profile)

- โปรโตคอลในการติดต่อเป็น RFCOMM, L2CAP, SDP
- ผ่านการรับรองมาตรฐาน FCC, CE: 2005/12/15~12/25
- จำนวนช่องที่สามารถใช้งานพร้อมกันสูงสุด 79 ช่อง
- นำมาสร้างระบบเครือข่ายไร้สายได้ เนื่องจากกำหนดรหัสต่างกันได้
- กำหนดพารามิเตอร์และรหัสประจำตัวได้ ด้วยซอฟต์แวร์



รูปที่ 2 รูปตัวอย่างของ ESD02

1.5 ขั้นตอนในการดำเนินโครงการวิจัย

ออกแบบและสร้างวงจรขยายความแตกต่างที่มีคุณภาพสูง สามารถขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายมนุษย์ได้ โดยมีความผิดเพี้ยนของสัญญาณที่ต่ำ ออกแบบและสร้างวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ออกแบบและสร้างระบบการสื่อสารข้อมูลไร้สายด้วยเทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth) เขียนซอฟต์แวร์แสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์

บทที่ 2

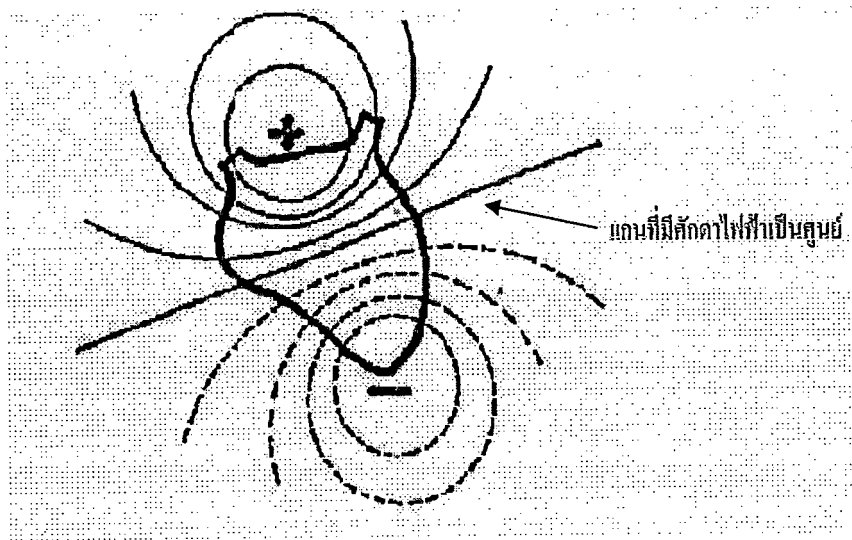
ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้เป็นการศึกษาความเป็นมาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นหัวใจ โดยส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึงการทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ตลอดจนแนวทางในการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด

2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

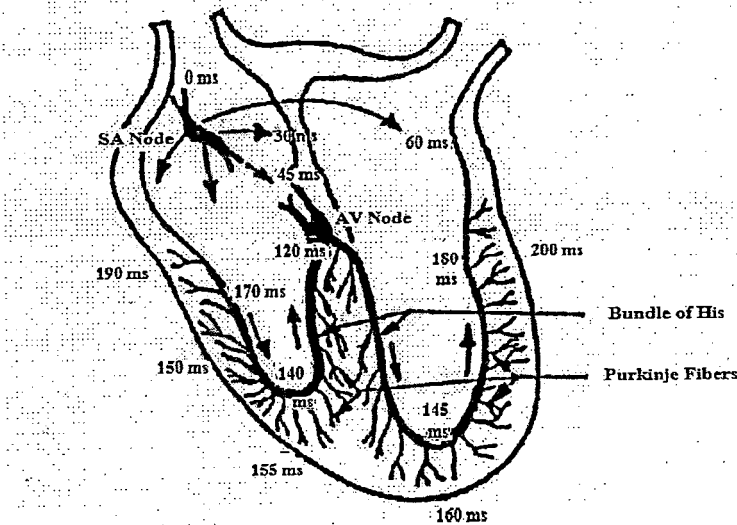
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำคือร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนังมีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

พิจารณาคำแหน่งที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับทิศทางของการแอสแตคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าไปที่อิเล็กโทรดของเครื่องมอนิเตอร์ได้ดังนี้ ถ้าวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดแบบไบโพลาร์ (Bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวก

และขั้วลมห้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งเข้าสู่ขั้วบวคของอิเล็กโตรด จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนขึ้น แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งออกจากขั้วบวคแล้วพุ่งเข้าขั้วลบ จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนลง ล่างห้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางทำมุมกับแนวของอิเล็กโตรด ทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าเบี่ยงเบนน้อยลง และห้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังทำมุมฉากกับแนวอิเล็กโตรดจะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีค่าเบี่ยงเบนปรากฏ



รูปที่ 2.2 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก SA Node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ (เมื่อ SA Node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าเริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

พิจารณาการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจาก SA node (Sino-atrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจบนขวา SA node นี้เป็นเสมือนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาอย่างต่อเนื่องสำหรับผู้ใหญ่ในขณะที่พักผ่อนจะให้อัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจาก SA node จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามสิ่งเร้าภายนอก เช่น ถ้ามีอาการตกใจ SA node ก็จะทำให้อัตราของคลื่นไฟฟ้าเพิ่มขึ้น เป็นต้น คลื่นไฟฟ้าที่เกิดจาก SA node นี้จะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจจากส่วนบนไปส่วนล่าง เมื่อคลื่นไฟฟ้ากระจายออกรอบๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนก็จะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจส่วนบนและคลื่นไฟฟ้าจะส่งมาถึง AV node (Atrioventricular node) แล้วส่งผ่านไปตาม Bundle of His Purkinje Fibers และในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง VA node เรียกว่า Atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.12 - 0.22 วินาที

เมื่อ SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บาง

กว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อยกว่าจึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชันของมันปรากฏเพียงเล็กน้อย ทิศทางการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเฉียงไปทางซ้าย โดยปกติจะมีทิศทางเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดทั้ง Lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดที่ได้รับจะมีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อย ซึ่งได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น P (P wave)

ต่อมาเมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชันมาถึง AV node จะมีการหน่วงเวลาระหว่างช่วงเวลานี้ ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนคลื่นผ่าน AV node ช้ามาก และจากนั้นจะเข้าสู่ระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง (Ventricular conduction system) ได้แก่ Common bundle of His และ Bundles branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ Common bundle of His มีขนาดเล็กจึงไม่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าได้

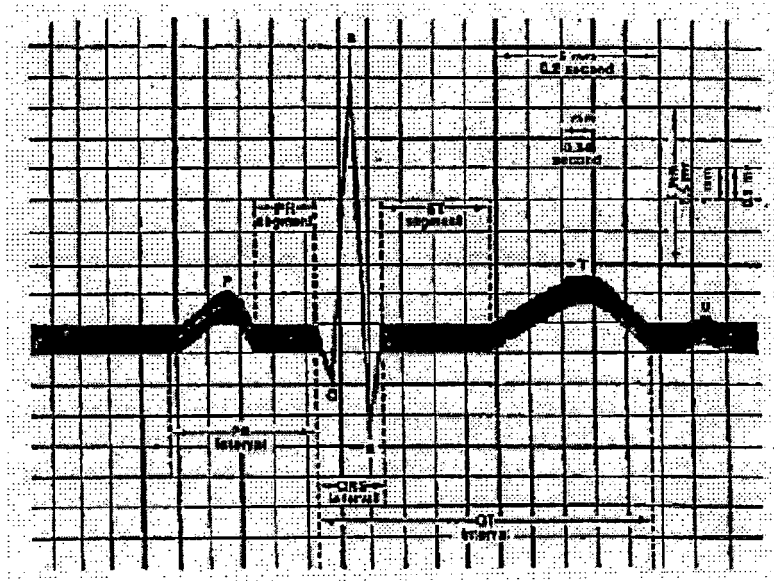
เมื่อคลื่นไฟฟ้าของดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อที่เป็นผนังร่วมของหัวใจห้องซ้ายและขวาซึ่งอยู่ภายในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามีทิศทางจากซ้ายไปขวาและมีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับดีโพลาไรเซชันที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอก จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนังปรากฏว่าที่ Lead I คลื่นไฟฟ้ามีการเบี่ยงเบนลงล่างเล็กน้อยได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น Q (Q Wave) ส่วนที่ Lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นเล็กน้อย

จากนั้นดีโพลาไรเซชันจะกระจายไปตามระบบสื่อนำของหัวใจและในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวาโดยทั่วไปดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้นผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างเฉียงไปทางซ้ายและเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้มีมวลมากทำให้ได้รับคลื่นไฟฟ้าเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากทั้งใน Lead I และ Lead aVF ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น R (R Wave)

ดีโพลาไรเซชันยังคงผ่านต่อไปในส่วยที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างบริเวณสุดท้ายที่มีปฏิกิริยาก็คือตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้ายหรือบริเวณที่โลหิตไหลจากหัวใจห้องล่างขวา ในช่วงเวลานี้การกระจายทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้า ดังนั้นที่ Lead aVF คลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเบี่ยงเบนลงล่างได้รูปคลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า คลื่น S (S wave)

หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดดีโพลาไรเซชันไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมากจนกระทั่งเกิดรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST จึงมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาและกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนจึงมีอิทธิพลต่อทิศทางไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาไรเซชัน ในหัวใจปกติจึงมีทิศทางไปทางซ้ายเอียงลงล่างในทิศทางเดียวกับมวลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทำให้ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น T (T Wave)

สรุปได้ว่าเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยติดอิเล็กโทรดที่แขนขวา แขนซ้ายและเท้าตาม Lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.3 แต่ส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษรและจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่างๆของหัวใจใน 1 รอบการทำงาน เช่น คลื่น P เกิดการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนห้องบนบีบตัว โดยทั่วไปในคนที่หัวใจปกติความสูงของคลื่น R จะมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ความสูงของคลื่น T ประมาณ 1 ใน 3 ของความสูงของคลื่น R



รูปที่ 2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead 1

บทที่ 3

ลักษณะพื้นฐานและวงจรพื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 ระบบของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph : ECG)

โดยทั่วไปเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องมีส่วนประกอบหลักดังนี้

3.1.1 ภาคตรวจรับ (Detector)

ภาคนี้จะทำหน้าที่ตรวจเลือกและเก็บสัญญาณจากร่างกายเพื่อนำไปบันทึก ถ้าสัญญาณหรือสิ่งที่ต้องการจะตรวจเก็บเป็นพลังงานไฟฟ้าอยู่แล้ว เช่น จากหัวใจ, สมอ, กล้ามเนื้อและประสาท ภาคตรวจรับจะทำการเลือกและเก็บสัญญาณเข้าไปได้โดยตรง

3.1.2 ภาคขยาย (Amplifier)

ภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและตัดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีค่ามากขึ้น และเนื่องจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพียง 1-2 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงต้องทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ตรวจจับได้มีค่าสูงขึ้น เพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจให้เห็นได้อย่างชัดเจนในส่วนของภาคแสดงผล

3.1.3 ภาคแสดงผล (Output Display Device)

เมื่อสิ่งที่จะตรวจวัดได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดมากพอตามความต้องการแล้วจะถูกป้อนเข้ามายังภาคสุดท้ายเพื่อการแสดง หรือการบันทึก เช่นบันทึกโดยการเขียนลงบนกระดาษ แสดงทางจอภาพออสซิลโลสโคป หรือแสดงผลทางจอภาพคอมพิวเตอร์ เป็นต้น

3.2 สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการตรวจวัดสัญญาณ

เนื่องจากการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากร่างกาย มักจะเกิดปัญหาขึ้น ดังนั้นในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนจึงมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงและนำมาพิจารณาด้วยหลายประการดังต่อไปนี้

1. ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย โดยค่าที่เปลี่ยนแปลงได้มักเป็นการเปลี่ยนแปลงที่เป็นไปตามเวลา และเมื่อเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการบันทึกแต่ละคนแล้วยังเปลี่ยนแปลงได้มากขึ้นไปอีก ฉะนั้นจะต้องใช้วิธีการทางสถิติเพื่อช่วยตัดปัญหาต่างๆ ออกไป

2. การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่างๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่างๆ มีวงจรป้อนกลับมาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่อการทำงานของอวัยวะอื่นๆ ด้วย เมื่อมีการกระตุ้นส่วนหนึ่งส่วนใดในระบบหนึ่งจะมีผลต่อการทำงานของระบบนั้นๆ ทุกส่วน การแปรผลจากการบันทึกต้องทำด้วยความระมัดระวัง

3. สิ่งที่ไม่ต้องการในทางชีววิทยาและในทางการแพทย์ ซึ่งใช้คำว่า “อาร์ติแฟกต์ (Artifact)” เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริง เช่น ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกายแต่กับมีคลื่นไฟฟ้าสลับเข้ามารบกวนในภาพบันทึก เป็นต้น ปัญหาสำคัญอีกอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการบันทึกจากสิ่งมีชีวิตคือการเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไป เพราะอิเล็กโทรดที่ใช้หลายอย่างมีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้แยกไม่ได้จากสัญญาณที่ต้องการจริง ดังนั้นจะต้องคำนึงถึงความผิดพลาดข้อนี้ไว้ด้วย

4. ในด้านความปลอดภัยในการตรวจสัญญาณจากผู้ป่วยจำเป็นต้องต้อสายจากตัวผู้ป่วยไปยังเครื่องมือ โดยวิธีการเช่นนี้อาจมีโอกาสที่จะเกิดอันตรายจากการที่ไฟฟ้าของเครื่องมือรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้ ฉะนั้นจะต้องระลึกรถึงอันตรายแ่งนี้อยู่เสมอ

3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณ

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับคนนั้นจึงต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่จะต้องพิจารณาถึงหลายอย่าง ดังนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้จึงน่าจะพิจารณาถึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

3.3.1 ช่วงการทำงาน (Range)

เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือ ตั้งแต่น้อยที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่า สัญญาณน้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วรายงานผลได้ชัดเจน คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญเพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งมีชีวิตโดยทั่วไปนั้นมีการเปลี่ยนแปลงได้มาก คือมีช่วงกว้าง ดังนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

3.3.2 ความไว (Sensitivity)

ความไวของเครื่องมือนี้หมายความว่า เครื่องมือนั้นๆ สามารถรายงานความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ปัจจุบันนี้มีข้อแตกต่างจากคุณสมบัติข้อแรก คือ ความไวนั้นไม่เกี่ยวกับช่วงการทำงานทั้งหมดของเครื่องมือ แต่จะเกี่ยวข้องโดยตรงกับกำลังขยายของเครื่องมือซึ่งเมื่อสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยก็สามารถจะรายงานผลได้ อย่างไรก็ตาม ถ้าเครื่องมือมีความไวมากเกินไปก็กลับเป็นข้อเสีย คือ ความเป็นเชิงเส้น (Linearity) จะน้อยลง และไม่ค่อยมีเสถียรภาพ (Stability) ดังนั้นเครื่องมือแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่พอเหมาะ (Optimal sensitivity) เท่านั้น

3.3.3 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

เมื่อสัญญาณที่ส่งออกจากเครื่องมือผันแปรโดยตรงกับสัญญาณที่ป้อนเข้าไปในเครื่องมือ เรียกว่า เครื่องมือนี้มีความเที่ยงตรงดี เป็นระบบเส้นตรง แต่เครื่องมือบางชนิดอาจต้องการความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเส้นตรงก็ได้

3.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)

การตอบสนองต่อความถี่เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่างๆ ของการวัดเครื่องมือที่ดีควรมีความไวเพียงพอต่อความถี่ทุกช่วง จึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงหรือผิดเพี้ยนไป

3.3.5 ความแม่นยำ (Accuracy)

ความแม่นยำทราบได้โดยการวัดความผิดพลาด ซึ่งความผิดพลาดนั้นอาจมีสาเหตุหลายประการด้วยกัน ตัวอย่างเช่น

- ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องอิเล็กทรอนิกส์เอง
- ความผิดพลาดที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของเครื่องมือวัด
- คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงจากสภาพแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ เป็นต้น
- ความผิดพลาดในด้านการอ่านผล

3.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)

สิ่งรบกวน (Noise) ในทางอิเล็กทรอนิกส์นั้นเป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณที่ต้องการวัดมีค่าน้อยจะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ต้องการให้อัตราส่วนนี้มีค่าพื้นฐาน (baseline) หรือสัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้น สิ่งรบกวนนั้นนอกจากจะเกิดจากกระแสไฟฟ้าสลับ จากสายไฟซึ่งมีอยู่มากมายแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตและแม่เหล็กไฟฟ้าด้วย ซึ่งสิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า “Interference noise”

3.3.7 ความเสถียร (Stability)

ความเสถียรของเครื่องมือขึ้นกับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี กล่าวคือ เป็นความสามารถของเครื่องมือที่จะรักษาสมรรถภาพการทำงานให้คงที่แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณเข้าเปลี่ยนแปลงไป ส่วนความเสถียรของเส้นพื้นฐาน (Baseline stability) นั้นเป็นการรักษาเส้นพื้นฐานให้คงที่ไม่ให้แกว่ง (drift) กล่าวคือ ไม่ให้มีการแกว่งขึ้นหรือลง

3.3.8 การแยกออก (Isolation)

การแยกเช่นนี้เป็นการป้องกันไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกัน โดยตรงระหว่างตัวผู้ป่วยและเครื่องมือ ซึ่งจะเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้าและเพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนของเครื่องมือต่างๆ ในการตรวจวัดและบันทึก ด้วยเทคนิคการแยกออกนี้โดยมากจะอาศัยการเหนี่ยวนำ (Induction) หรือการส่งคลื่นวิทยุ (radio transmission)

3.3.9 ความง่าย (Simplicity)

ระบบการทำงานต่างๆ ในเครื่องมือควรมีความง่าย คือ ไม่สลับซับซ้อนเพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือการขัดข้อง โดยเฉพาะเครื่องมือหลายอย่างเกี่ยวข้องโดยตรงกับชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องมือที่ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่ต้องการอย่างมาก

3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยามีหลักการเช่นเดียวกับวงจรขยายที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำ ลักษณะของวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ คือ

1. มีอัตราขยายสัญญาณสูงที่ทุกๆ ความถี่ (High gain)
2. มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง (High common mode rejection ratio)
3. ค่าความต้านทานขาเข้าของวงจรต้องมีค่าสูงเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเล็กโตรด และค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต้องมีค่าต่ำ (High input impedance and low input capacitance)
4. มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป (Proper frequency response)

อย่างไรก็ดีต้องระลึกอยู่เสมอว่าคุณสมบัติเหล่านี้มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกันอย่างไรก็ชัดเจน ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดของคุณสมบัติแต่ละข้อดังต่อไปนี้

3.4.1 อัตราขยายสัญญาณสูง

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการกำลังขยายสูง เพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อยอย่างมากก็มีค่าเพียงหน่วยมิลลิโวลต์เท่านั้น และเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมาก ซึ่งหมายความว่าสัญญาณอาจจะมีค่าน้อยหรือค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนไปได้ในช่วงๆ หนึ่งด้วย ดังนั้นวงจรที่นำมาใช้ในการขยายสัญญาณจึงต้องมีลักษณะสำคัญ คือ มีกำลังขยายสูงๆ ในทุก ๆ ช่วงความถี่ แต่อย่างไรก็ดีวงจรขยายที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมจะขยายสิ่งรบกวนเข้าไปด้วยดังนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของวงจรขยายไม่ดีเท่าที่ควร ซึ่งปัญหานี้แก้ไขได้โดยใช้วงจรขยายที่เรียกว่า วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูงๆ

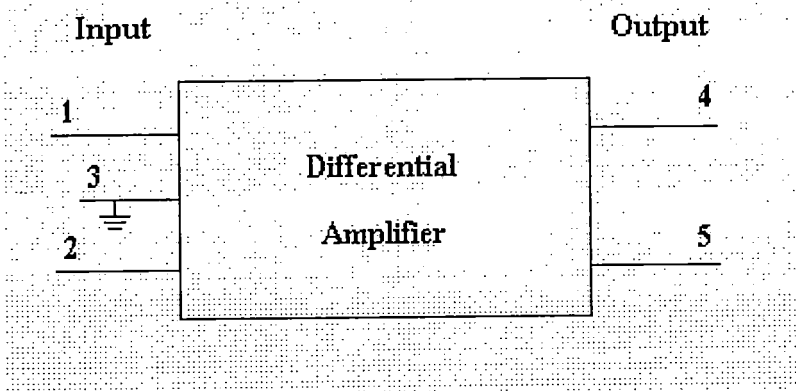
ความสามารถของวงจรขยายนอกจากในด้านการขยายสัญญาณแล้วยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า “Common Mode Rejection Ratio (CMRR)” ซึ่งคุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของวงจรขยายผลต่างดังนั้นจึงขออธิบายพื้นฐานของวงจรขยายผลต่างดังต่อไปนี้

วงจรขยายผลต่างเป็นวงจรขยายที่ใช้การทำงานของหลอดอิเล็กทรอนิกส์หรือทรานซิสเตอร์เป็นคู่ๆ กัน แทนที่จะใช้เรียงเป็นแนวเดียวอย่างเช่นที่พบในวงจรขยายธรรมดา ลักษณะที่สำคัญในการทำงานของวงจรขยายผลต่าง คือ การไม่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งความสูงและเวลา) ที่ทางนำเข้า (input terminal) แต่จะขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้าไปยังทางนำเข้าทั้งสองของวงจรขยาย เท่านั้น

ขณะเมื่อทำการวัดศักย์ไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ อิเล็กโตรดอาจรับกระแสไฟสลับจากแหล่งจ่ายไฟ, ระบบสายดินไม่ดี หรืออาจมีสาเหตุอื่นๆ ซึ่งถ้านำสัญญาณขณะนี้เข้าไปขยายในวงจรขยายแบบธรรมดา (Single-ended Amplifier) กระแสไฟสลับที่เป็นสาเหตุของการรบกวนจะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดด้วย และถ้าหากสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้วก็จะยิ่งทำให้การแยกสัญญาณที่ต้องการออกทำได้ยากมากขึ้น ดังนั้นเพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัดจะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (Shielding system) หรือใช้วงจรขยายผลต่างในการขยายภาคต้นๆ (first stage) หรือในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

วงจรขยายผลต่าง ทำหน้าที่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เกิดขึ้นในขณะใด ๆ ตรงจุดที่นำสัญญาณป้อนเข้า ดังรูปที่ 3.1 จะตรงกับทางนำเข้า 1 และ 2

ถ้าหากนำสัญญาณที่มีความสูงและเฟสเหมือนกัน ป้อนเข้าไปยังขั้ว 1 และ 2 ในขณะหนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายออกทางช่องทางของสัญญาณส่งออก (Output) ที่ 4 และ 5 เลย ซึ่งโดยวิธีนี้อาจทำให้เห็นประโยชน์ของวงจรขยายผลต่างได้ชัดเจนมากขึ้น นั่นคือสัญญาณที่มีลักษณะเป็นสัญญาณที่มีเฟสตรงกัน (inphase signal) ที่เกิดในสายไฟฟ้ากระแสสลับ หรือเกิดจากแหล่งอื่นนอกบริเวณของ อิเล็กโตรด (electrode field) จะถูกตัดออก คือ ไม่รับเข้าไปขยายในวงจรซึ่งสามารถที่จะไม่รับสัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปขยายนี้ เรียกว่า Common Mode Rejection ซึ่งมีค่าขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณที่ป้อนเข้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 3.1 จุดต่อของสัญญาณเข้า (input) และสัญญาณออก (output) ของวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

Common Mode Rejection Ratio (CMRR) เป็นอัตราส่วนระหว่างกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันเข้าทางเข้าทั้งสองของวงจรขยายต่อกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกันให้กับวงจร ตัวอย่างเช่น เมื่อป้อนสัญญาณเหมือนกันขนาด 1 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองแล้วได้สัญญาณส่งออก 0.01 โวลต์ แต่เมื่อป้อนสัญญาณที่มีความแตกต่างกับ 0.001 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองจะได้สัญญาณส่งออก 1 โวลต์

เพราะฉะนั้นจะได้ค่า $CMRR = (1/0.001) / (0.01) = 100,000$

สิ่งสำคัญที่ต้องระวังคือ ในกรณีที่อิลีคโตรดมีความต้านทานสูงมาก จะทำให้ค่าของ CMRR ในขณะที่มีอิลีคโตรดต่อกับวงจรขยายมีอัตราส่วนลดลงจากค่า CMRR ของวงจรขยายในขณะที่ไม่มีอิลีคโตรดต่อกับวงจรขยาย เนื่องจากเหตุผลคือ ตัวอิลีคโตรดเองและความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งศักย์ไฟฟ้า (voltage divider) และเนื่องจากความต้านทานของอิลีคโตรดจะทำให้มีค่าเท่ากันได้ ศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าจึงแตกต่างกัน เป็นผลให้ CMRR มีค่าลดลง

ถ้าความต้านทานของอิลีคโตรดมีค่าน้อย เมื่อเปรียบเทียบกับความต้านทานของวงจรขยาย จะได้ค่า CMRR ก่อนข้างสูงซึ่งเทียบได้กับการใช้อิลีคโตรดชนิดที่ปิดที่ผิวหนังหรืออิลีคโตรดขั้วเดียว แต่ถ้าความต้านทานของอิลีคโตรดไม่เท่ากันหรือ ถ้าวงจรขยายมีความต้านทานขาเข้าต่ำ และอิลีคโตรดมีความต้านทานสูง ก็จะทำให้ค่า CMRR ลดลง และนอกจากนั้นค่า CMRR ยังลดลงเมื่อความถี่ของสัญญาณลดลงด้วย

3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ

ก. ความต้านทานขาเข้า (Input Impedance)

ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยาย หมายถึง อัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อกระแสไฟฟ้าที่วงจรสามารถรับได้ โดยทั่วไปวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาต้องการความต้านทานขาเข้าสูง เพราะในการตรวจวัดสัญญาณจากที่เล็กๆ จะต้องใช้อิลีคโตรดที่มีขนาดเล็ก ซึ่งจะมีความต้านทานมาก หรือแม้แต่ในกรณีที่ใช้อิลีคโตรดสำหรับปิดผิวหนังก็ตาม ความต้านทานของบริเวณที่สัมผัสระหว่างอิลีคโตรดกับผิวหนังก็ยังคงมากอยู่ ดังนั้นเมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพจะต้องใช้วงจรขยายที่มีความต้านทานขาเข้าสูง เพื่อที่จะให้แน่ใจว่ากระแสซึ่งมีเพียงเล็กน้อยนั้นถูกนำเข้าไปขยายในวงจรขยายได้ และ มีการเสียไปที่อิลีคโตรดเพียงเล็กน้อยถ้าความต้านทานขาเข้าต่ำกว่าค่าความต้านทานของอิลีคโตรดจะทำให้ศักย์ไฟฟ้าเสียไปที่อิลีคโตรดมาก และเหลือศักย์ไฟฟ้าเพียงเล็กน้อยสำหรับป้อนเข้าสู่วงจรขยาย ซึ่งในภาวะเช่นนี้จะทำให้รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิลีคโตรดจึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างผิดเพี้ยนไป นอกจากนี้ความต้านทานที่มีค่ามากยังมีส่วนช่วยเพิ่มค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรอีกด้วย

ข. คาปาซิแตนซ์ขาเข้า (Input Capacitance)

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (stray capacitance) และที่อยู่ในสายไฟฟ้าที่ต่อแบบขนานกับความต้านทานขาเข้า มีชื่อเรียกว่า คาปาซิแตนซ์ขาเข้า ส่วนคาปาซิแตนซ์ของสายไฟฟ้าที่ต่อภายนอกเครื่อง (cable capacitance) นั้นเกิดขึ้นเนื่องจากสายของอิลีคโตรดที่ต่อลงดิน

โดยทั่วไปแล้ววงจรทุกอย่างจะมีคาปาซิเตอร์แพลงอยู่บ้างไม่มากก็น้อย เนื่องมาจากการจัดวางส่วนประกอบต่างๆ ทางอิเล็กทรอนิกส์และการเดินสายไฟ คาปาซิเตอร์ซึ่งกระจัดกระจายอยู่ที่ส่วนขาเข้าของวงจรขยายและคาปาซิเตอร์ของอิเล็กทรอนิกส์และสายต่อจะมีส่วนทำให้สัญญาณที่ได้มีค่าลดลงและมีรูปร่างผิดไป เนื่องจากคาปาซิเตอร์ของสายอิเล็กทรอนิกส์นี้จะเสริมค่าคาปาซิเตอร์ขาเข้าของวงจรขยายทำให้คาปาซิเตอร์รวมมีค่าสูงขึ้นอีก ซึ่งผลของคาปาซิเตอร์ขาเข้านั้นจะทำให้สัญญาณที่ความถี่สูงมีค่าลดลง ตัวอย่างเช่น ถ้าคาปาซิเตอร์ขาเข้าของวงจรขยายมีค่าเท่ากับ 500 พิโคฟารัด ดังนั้นจะมีความต้านทานของคาปาซิเตอร์ที่ความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ ประมาณ 300,000 โอห์ม ($x=1/[2(3.14)fC]$) และ ถ้าค่าความต้านทานของอิเล็กทรอนิกส์มีค่าประมาณ 300,000 โอห์ม ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าในช่วงความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ จะลดลงไปเกือบ 50 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปอีกศักย์ไฟฟ้าก็จะยิ่งลดลงอีก ดังนั้นจะต้องพยายามทำให้คาปาซิเตอร์ขาเข้ามีค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ จึงจะมีผลตอบสนองของสัญญาณต่อความถี่ดี นั่นคือ ที่ความถี่ใดๆก็ตามวงจรก็ยังสามารถขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นคาปาซิเตอร์ที่มีค่าสูงนั้นจะทำให้ค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนลดลงในช่วงความถี่สูง ๆ อีกด้วย

การแก้ไขสิ่งรบกวนโดยใช้การหุ้มกำบังสายอิเล็กทรอนิกส์ จะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟสถิตย์ได้ แต่ในขณะที่เดียวกันจะทำให้คาปาซิเตอร์ขาเข้าของวงจรขยายมีค่าเพิ่มมากขึ้น ส่วนสายอิเล็กทรอนิกส์ที่ไม่ได้หุ้มกำบัง มีข้อเสียตรงที่มีโอกาสรับศักย์ไฟฟ้าที่เข้ามารบกวนได้มากแต่มีค่าคาปาซิเตอร์ต่ำ โดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิเล็กทรอนิกส์อื่น ๆ วิธีการลดค่าของคาปาซิเตอร์อาจทำได้โดยใช้การชิลด์ (Driven shield) คือ ใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดิน แต่นำไปต่อที่จุดๆ หนึ่งในระบบของวงจรขยาย ดังนั้นสายที่หุ้มอยู่ข้างนอกและสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าเท่ากัน จึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟและสายหุ้ม โดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิเตอร์มีน้อยและทำให้การตอบสนองสัญญาณที่ความถี่สูง ๆ ดีขึ้น

ข้อที่ไม่ต้องการในวงจรขยายอีกประการหนึ่ง คือ สัญญาณรบกวนจากวงจรขยาย ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเองทางส่งออกของวงจรขยายนั้น โดยเกิดจากอุปกรณ์ต่างๆ ในวงจรขยายเอง ดังนั้นการเลือกหลอดอิเล็กทรอนิกส์ ทรานซิสเตอร์ และรีซิสเตอร์ รวมทั้งการออกแบบวงจรที่ดีจะช่วยลดปัญหาในเรื่องนี้ได้

3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม

การตอบสนองต่อความถี่ของวงจรขยายอาจหมายถึงความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้ โดยที่ศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการเปลี่ยนแปลง

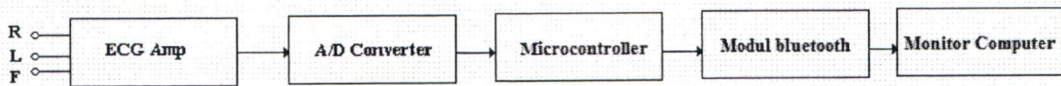
โดยทั่วไปความถี่ของสัญญาณต่างๆ ที่ใช้ในทางการแพทย์จะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำๆ อย่างมากที่สุดก็มีค่าเป็นจำนวนพันเฮิร์ตซ์ส่วนในช่วงความถี่ต่ำอาจมีค่าลดลงจนถึงระดับกระแสไฟตรง ซึ่งจะมีความแตกต่างจากระบบวงจรขยายที่ใช้ในด้านอื่นๆ เช่น ในทางโทรคมนาคม วงจรขยายที่ใช้เป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงที่มีความถี่สูงมาก

บทที่ 4

การออกแบบและการสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

ในการสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนจอออกสซิดิลอสโคป ได้ใช้ความรู้เรื่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และ ไมโครโปรเซสเซอร์มาทำการออกแบบ ซึ่งบล็อกไดอะแกรมโดยทั่วไปแสดงดังรูป 4.1



รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
โดยแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

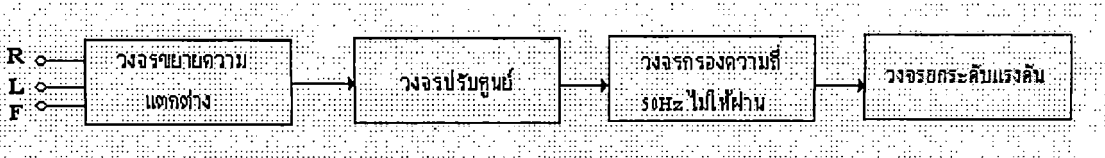
ซึ่งสามารถออกแบบและสร้างในแต่ละส่วนได้ดังนี้

4.2 การออกแบบและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

4.2.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Instrument Amplifier)

วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 มิลลิโวลต์ โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านกระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

ก. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสมมูลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอน โหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต ซึ่งจะถูกลบออกให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให่วงจรขยายอิมตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้



รูปที่ 4.2 บล็อกไดอะแกรมของภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ข. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูงค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอื่นก็คือ การมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำทั้งนี้ เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย (ECG) จะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้แสดงในรูปที่ 4.3 ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ เพื่อใช้แทนกราวด์ หรือเรียกว่า RL Driver (Right Leg Driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอน โหมดซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอย

จากวงจรในรูปที่ 4.3 U1 และ U2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ ซึ่งจะมีอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก ประมาณ 60 เมกะโอห์ม อัตราการขยายศักดาไฟฟ้า (Voltage gain) ของวงจรบัฟเฟอร์

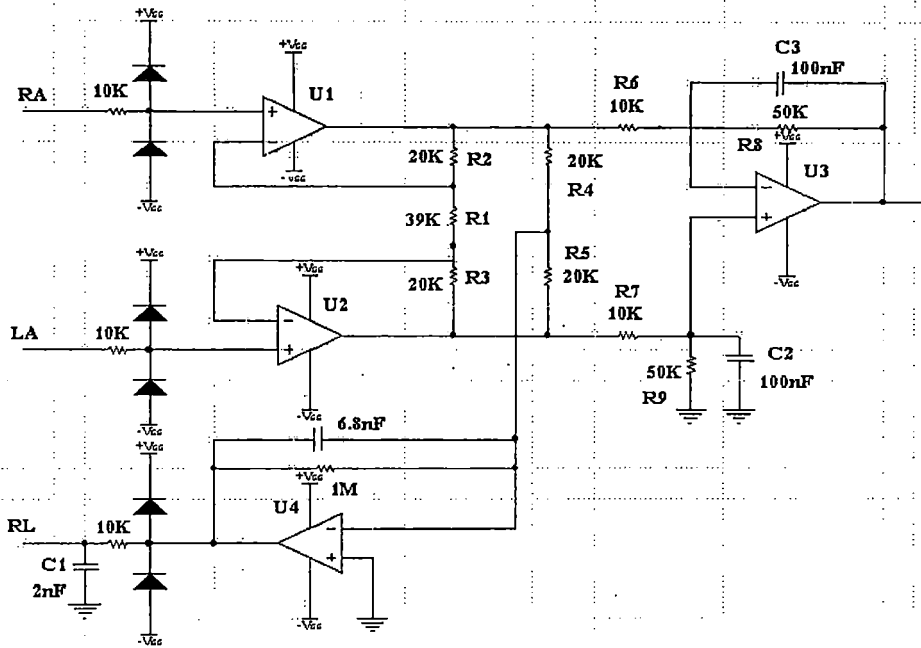
$$\begin{aligned}
 A_{v_1} &= 1 + \frac{2R_2}{R_1} && \dots (4.1) \\
 &= 1 + \frac{2(20k)}{39k} = 2.02 \text{ เท่า}
 \end{aligned}$$

U3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า $R_6 = R_7$ และ $R_8 = R_9$ มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$\begin{aligned}
 A_{v_2} &= R_8/R_6 \text{ หรือ } R_9/R_7 && \dots (4.2) \\
 &= 50k / 10k = 5 \text{ เท่า}
 \end{aligned}$$

จะได้อัตราขยายศักดาไฟฟ้าทั้งหมดของวงจรขยายความแตกต่างเท่ากับ

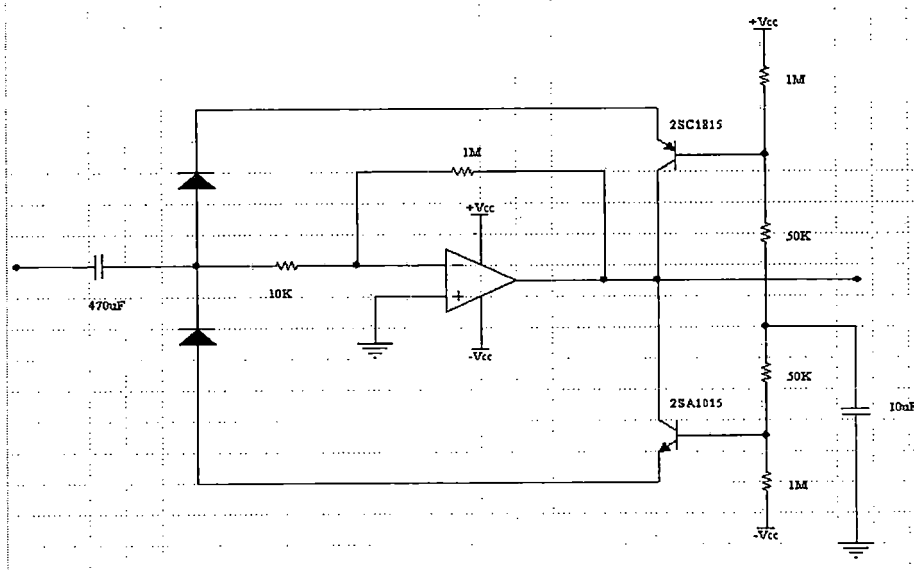
$$\begin{aligned}
 A_{v_T} &= A_{v_1} * A_{v_2} && \dots (4.3) \\
 &= 2.02 * 5 = 10.1 \text{ เท่า}
 \end{aligned}$$



รูปที่ 4.3 วงจรขยายความแตกต่าง

วงจรขยายในภาคแรกๆ ไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่าถ้าเกิดมีเอาต์พุตลอยขึ้นหรือต่ำลงจากระดับศูนย์ ซึ่งบางครั้งอาจทำให้อิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้กับศักดาแหล่งจ่ายไฟทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

4.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto zero circuit)

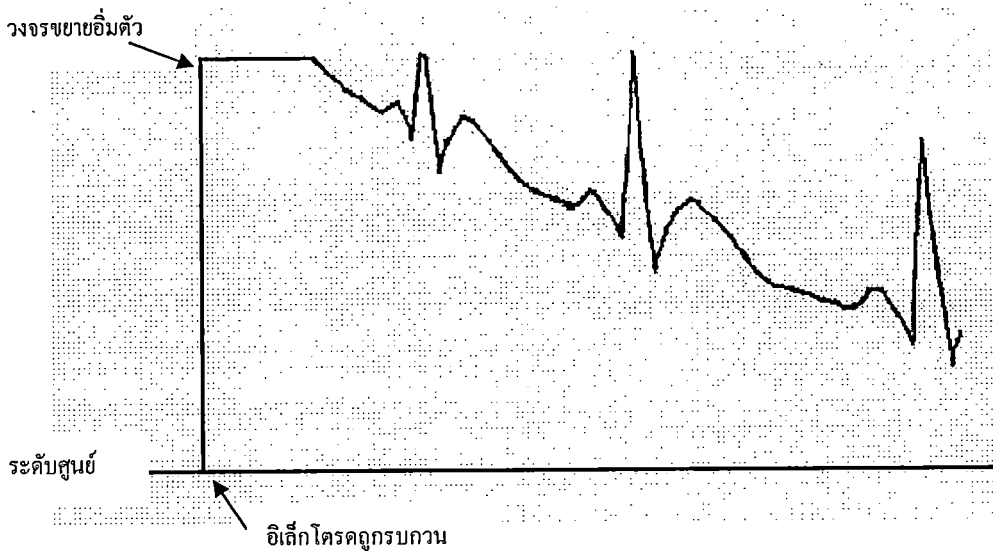


รูปที่ 4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยาย มาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05-200 เฮิรตซ์ ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วง ดังกล่าวผ่านไปได้ แต่เกิดปัญหาขึ้นคือ ถ้ามีการรบกวนที่อิเล็กทรอนิกส์ โครด เข้า เมื่อผู้ปวยขยับตัวจะทำให้ ค่าความต้านทานรอยสัมผัสของอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังเปลี่ยนแปลงและวงจรเสียบสมดุล เกิด ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุทของวงจรขยายความแตกต่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะ ลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้ามาสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรเกิดไปมีค่ามากดังรูป 4.5

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือ จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ให้น้อยลงเมื่อ เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูป 4.4 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทค่า คาบเวลาคงที่จะเท่ากับผลคูณของ C1 กับ R2 และเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ประมาณ 1.2 โวลต์ หรือ -1.2 โวลต์ (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกรวมไดโอด D1 หรือ D2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2) ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เปลี่ยนทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่าคาบเวลาคงที่มี ค่าลดลงเหลือเท่ากับผลคูณ ของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อยมาก ส่วน U6 เป็นวงจรขยายกลับเฟส (Inverting Amplifier) มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_v = \frac{1M}{10K} = 100 \text{ เท่า}$$



รูปที่ 4.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กทรอนิกส์ทรานซิสเตอร์

4.2.3 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ก็เกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ก็สามารถผ่านไปได้อีก เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5-200 เฮิร์ตซ์ ถ้าใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นจึงต้องใช้วงจรความถี่ต่ำผ่านแบบ Low Pass Notch Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์ จะถูกกำจัดออกไป วงจรแสดงดังรูป 4.6

พิจารณาจากรูป 4.6 เป็นวงจรที่ง่ายต่อการออกแบบ คือสามารถปรับความถี่กลางโดยมีความต้านทานแบบปรับค่าได้ทำให้สามารถปรับช่วงแบนวิธแต่ค่า Q ไม่เปลี่ยนแปลง ในการหาความถี่ศูนย์กลาง (F_c) ได้จากสมการ

$$F_c = 1/2 \pi c \sqrt{3RaRb} \quad \dots (4.4)$$

$$C1 = C2 = C3 = C \quad \dots (4.5)$$

$$R1 = 6(R2+R3+R4) \quad \dots (4.6)$$

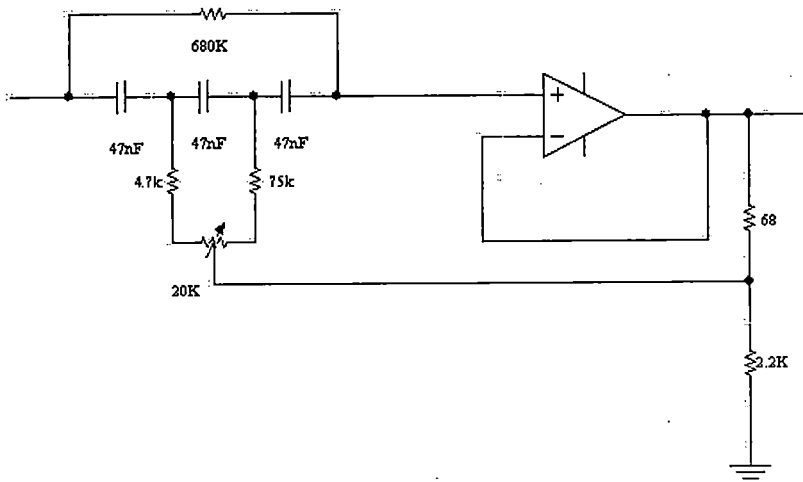
เมื่อ

$$Ra = R2 + R3a$$

$$Rb = R4 + R3b$$

โดยที่

$$R3 = R3a + R3b$$



รูปที่ 4.6 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

ในที่นี้ต้องการความถี่ศูนย์กลางเท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์และจะกำหนด $C = 0.047$ ไมโครฟารัด
 $R_2 = 4.7$ กิโลโอห์ม $R_4 = 75$ กิโลโอห์ม และความต้านทานปรับค่าได้ $R_3 = 20$ กิโลโอห์ม ดังนั้น

$$\begin{aligned} R_1 &= 6(R_2+R_3+R_4) \\ R_1 &= 6(4700+20000+75000) \\ &= 598200 \text{ โอห์ม} \\ R_5 &= 68 \text{ โอห์ม} \\ R_6 &= 2200 \text{ โอห์ม} \end{aligned}$$

เมื่อแทนค่าลงสมการจะได้ความถี่ศูนย์กลางอยู่ในช่วงดังนี้ คือ ปรับ $R_{3a} = 0$ โอห์ม
 $R_{3b} = 20$ กิโลโอห์ม

จะได้

$$\begin{aligned} R_a &= 4700+0 \\ &= 4700 \text{ โอห์ม} \\ R_b &= 75000+20000 \\ &= 95000 \text{ โอห์ม} \end{aligned}$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางคือ

$$\begin{aligned} F_c &= 1/2 \pi c \sqrt{3R_a R_b} \\ &= 1/2 \pi 0.000000047 \sqrt{3 * 4700 * 95000} \\ &= 92.52 \text{ เฮิร์ตซ์} \end{aligned}$$

ปรับ $R_{3a} = 20$ กิโลโอห์ม $R_{3b} = 0$ โอห์ม

จะได้

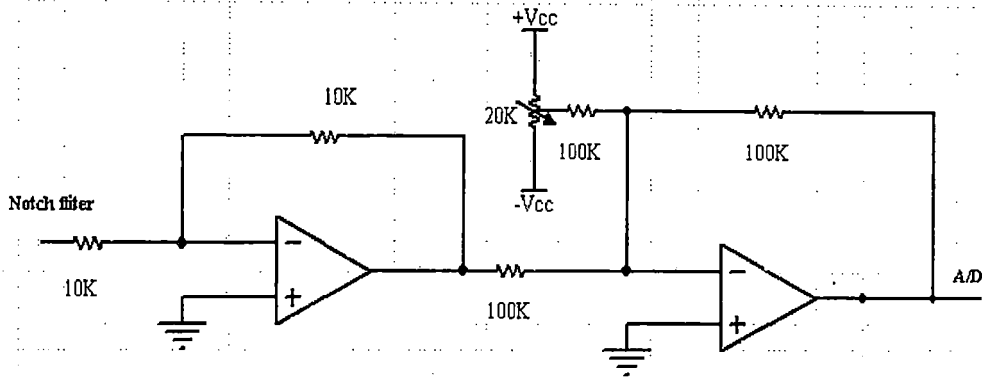
$$\begin{aligned} R_a &= 4700+20000 \\ &= 24700 \text{ โอห์ม} \\ R_b &= 75000+0 \\ &= 75000 \text{ โอห์ม} \end{aligned}$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลาง คือ

$$\begin{aligned} F_c &= 1/2 \pi c \sqrt{3R_a R_b} \\ &= 1/2 \pi 0.000000047 \sqrt{3 * 24700 * 75000} \\ &= 45.42 \text{ เฮิร์ตซ์} \end{aligned}$$

จากการออกแบบข้างต้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางในช่วง 45.52 เฮิร์ตซ์ ถึง 92.52 เฮิร์ตซ์
 ดังนั้นถ้า ต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิร์ตซ์ จึงปรับ $R_{3a} = 20$ กิโลโอห์มโดยที่ค่า Q คงที่
 ประมาณ 4.16 ซึ่งวงจรที่ออกแบบเป็นดังรูปที่ 4.6

4.2.4 วงจรยกระดับแรงดัน DC Level shift



รูปที่ 4.7 วงจรยกระดับแรงดัน

หลังจากได้สัญญาณหัวใจที่สมบูรณ์แล้วจำเป็นที่จะต้องผ่านวงจรยกระดับแรงดันให้มีค่าที่มากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรเปลี่ยนจากสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิทัลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ กล่าวคือ ไม่สูญเสียบิตในการกำหนดเครื่องหมาย

4.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล (Processing Unit)

หัวใจของงานวิจัยชิ้นนี้ก็คือภาคประมวลผลซึ่งใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PSoc โดยในเบื้องต้นก่อนที่จะออกแบบต้องรู้ถึงการเชื่อมต่อเบื้องต้นของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PSoc ซึ่งในที่นี้ใช้งานร่วมกับวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล

4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล (ADC)

โดยทั่วไปแล้ว A/D converter จะถูกแบ่งเป็นชนิดที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ และเป็นเลขฐานสอง converter ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักจะใช้เป็นดิจิทัลโวลต์มิเตอร์และถูกใช้ใน digital panel meter และ DMM คอนเวอร์เตอร์ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุตตั้งแต่ 4 ถึง 16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็นอุปกรณ์อินพุตชนิดหนึ่ง ในระบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม (microprocessor-based) เรียกว่า A/D converter แบบ μ P-Type

ผลที่ได้จากการทำงานของ A/D converter เป็นตัวเลขฐานสอง เอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายบิต สำหรับแบบที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลขในฐานสิบ (เช่น $3\frac{1}{2}$ หรือ $4\frac{1}{2}$) โดยทั่วไปแล้ว A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมี

จำนวนบิตเป็น 4, 6, 8, 10, 12, 14 และ 16 บิต อาจมีการ error เกิดขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องจากการใช้ discrete binary step เพื่อแทนสัญญาณอนาลอกที่มีความต่อเนื่องกันเรียกว่า quantizing error

A/D converter ขนาด 16 บิต มีความถูกต้องละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต เพราะว่ามันแบ่งอินพุตหรืออ้างอิงโวลต์เตจเป็น discrete step ที่เล็กๆ ตัวอย่างเช่น แต่ละ step ใน A/D converter แบบ 4 บิต จะต้องเป็น หนึ่งในสิบห้า ($2^4 - 1 = 15$) ของอินพุตโวลต์เตจ ผลที่ออกมาคือ 6.7% ($1/15 * 100 = 6.7$ เปอร์เซ็นต์)

อย่างไรก็ตามในกรณีของ A/D converter แบบ 8 บิต ควรจะมี discreted step เป็นจำนวน 255 ($2^8 - 1 = 255$) ซึ่งจะเท่ากับ 0.39 เปอร์เซ็นต์ ($1/255 * 100 = 0.39$ เปอร์เซ็นต์) ซึ่ง A/D converter แบบ 8 บิต มีความละเอียดแม่นยำมากกว่าชนิด 4 บิต

ผลจากการทำงานของ A/D converter อาจมีข้อผิดพลาดทางตัวเลขอันเนื่องมาจาก discrete step ที่เอาต์พุตของไอซี ซึ่ง A/D converter ทุกตัวมีความผิดพลาดอันนี้อยู่

นอกจากนี้ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน A/D converter อีกอย่างหนึ่งก็คือ analog component เช่นวงจรเปรียบเทียบและความผิดพลาดอื่นๆ อันเนื่องมาจากโครงข่ายวงจรของตัวต้านทาน ความละเอียดแม่นยำของ A/D converter เรียกว่า accuracy ของไอซี A/D converter

ค่า Accuracy ของไอซี A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่วงกว้างจาก $\pm 1/2$ LSB ถึง $+ 2$ LSB ส่วน accuracy ของ A/D converter แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่วงกว้างตั้งแต่ 0.01 ถึง 0.05 เปอร์เซ็นต์

Conversion time เป็นรายละเอียดเฉพาะของ A/D converter อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ A/D converter ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาลอกทางอินพุต ให้เป็นข้อมูลเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือเลขฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักอยู่ในช่วง 200 ถึง 400 ms ส่วน A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักมีค่า conversion time อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 100,000 ไมโครวินาที

ลักษณะเฉพาะอื่นๆโดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ A/D converter คือค่าแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟมักมีค่าประมาณ +5 โวลต์ อย่างไรก็ตาม A/D converter บางตัวก็ทำงานที่ค่าโวลต์เตจ +5 โวลต์ ถึง +15 โวลต์

ระดับแรงดันทางเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS หรือ tristate (สามสถานะ) ช่วงกว้างของอินพุตโวลต์เตจมักเป็น 5 Volt ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ A/D converter มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15 ถึง 3000 มิลลิวัตต์

A/D converter เบอร์ ADC 0804 ถูกออกแบบมาให้สามารถเชื่อมต่อเข้าโดยตรงได้กับไมโครโปรเซสเซอร์หลายๆ เบอร์ เช่น Z80, 8085, 8080

บางขาของไอซี ADC 0804 อาจเหมือนกับขาของไมโครโปรเซสเซอร์ที่ใช้งานกันทั่วไป เช่น ADC 0804 ใช้ชื่อขา INTR WR และ RD ซึ่งคล้ายกับขา INTR, WR และ RD ใน

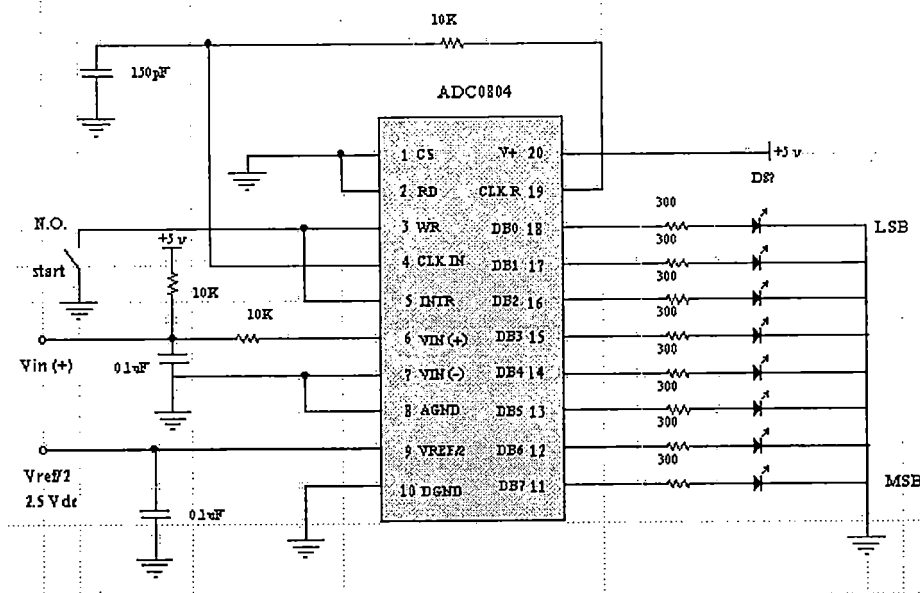
ไมโครโปรเซสเซอร์ 8085 ไอซี ADC 0804 สามารถเชื่อมต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์แบบ 8 บิต ที่นิยมใช้กันทั่วไปชนิดอื่นๆ ได้อีกด้วยเช่น 6800 และ 6502

ขา CS control input ใช้สำหรับรับสัญญาณ (chip select) จากวงจรถอดรหัสค่าแอดเดรสในไมโครโปรเซสเซอร์

ADC 0804 เป็น successive- approximation A/D converter แบบ 8 บิต CMOS มีเอาต์พุตสามสถานะ (Three state output) ดังนั้นจึงสามารถที่จะเชื่อมต่อเข้าโดยตรงกับระบบ microprocessor – base system ทาง data bus ได้ (บัสข้อมูลในระบบไมโครโปรเซสเซอร์)

ADC 0804 มีเอาต์พุตเลขฐานสองและมี conversion time เพียง 10 ไมโครวินาที เท่านั้น อินพุตและเอาต์พุตของมันเข้ากันได้ทั้ง MOS และ TTL มีตัวกำเนิด clock รวมอยู่ในชิปสำเร็จรูปอยู่แล้ว โดยจะต้องต่ออุปกรณ์ภายนอก (ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ) เพิ่มเติมเพื่อให้ทำงานได้

ไอซี ADC 0804 ทำงานด้วยไฟ DC 5 V จากเพาเวอร์ซัพพลายและสามารถใส่รหัสความต่างศักย์อนาลอกทางอินพุตได้ตั้งแต่ 0 ถึง 5 โวลต์ ไอซี ADC 0804 converter สามารถนำมาทดสอบโดยใช้วงจรในรูป 4.8 ได้



รูปที่ 4.8 การทดสอบไอซี ADC 0804

หน้าที่ของวงจรคือใส่รหัสความแตกต่างกันของศักดาไฟฟ้าระหว่าง Vin (+) และ Vin (-) เปรียบเทียบกับระดับแรงดันอ้างอิง (ใช้ 5.12 โวลต์ในตัวอย่างนี้) เพื่อให้สัมพันธ์กับค่าตัวเลขฐานสอง

ตัวอย่างเช่น ADC 0804 เป็นแบบ 8 บิต 0.39 เฟอร์เซ็นต์ หมายความว่าในแต่ละ 0.02 โวลต์ ($5.12 \times 0.39 / 100 = 0.02$ โวลต์) ที่เพิ่มในศักย์ไฟฟ้าที่ analog input ตัวเลขฐานสองจะนับเพิ่มขึ้น 1 สวิตช์เริ่มต้น (Start) ในรูป 4.7 ถูก close เป็นครั้งแรกและถูก open เพื่อเริ่มต้น free running ของ A/D converter ที่เรียกเป็นการ free run ก็เนื่องมาจากมันจะเปลี่ยนสัญญาณ analog input เป็น

เอาที่พูดแบบ digital อย่างต่อเนื่อง สวิตช์ start ควรถูกปล่อยให้ open เพื่อให้ A/D converter จะมีการทำงาน

4.3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PSoC Microcontroller)

PSoC Microcontroller เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการประมวลผลข้อมูลแบบ 8 บิต เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ 8 บิต ทั่วไป แต่คุณสมบัติเด่นที่แตกต่างไปจากไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆก็คือ PSoC MCU จะรวมเอาการออกแบบทั้งทางด้าน ดิจิตอล และ อนาล็อก มาไว้ด้วยกันทำให้การออกแบบที่ต้องมีการยุ่งเกี่ยวกับระหว่าง อุปกรณ์ทางดิจิตอล และ อนาล็อก สามารถทำได้โดยง่าย และสะดวกสบายยิ่งขึ้น อีกทั้งยังทำให้ขนาดของกาออกแบบ เล็กลงอีกด้วย โดยเฉพาะวงจรทางด้านอนาล็อก ซึ่งมักจะมีขนาดค่อนข้างใหญ่ อีกทั้งการทำงานของ PSoC ยังมีความคล่องตัวสูงทั้งเรื่องของแหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาที่หลากหลาย นอกจากนี้ยังมี ฟังก์ชัน In-System Serial Programming (ISSP) ที่สามารถทำการโปรแกรมซอร์สโค้ดที่ได้ออกแบบลงไป ในหน่วยความจำโปรแกรม(Flash Memory) ภายในตัวชิปได้ ซึ่งจะช่วยให้การพัฒนาโปรแกรมให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์มีความสะดวกสบายยิ่งขึ้น

จุดเด่นของ PSoC MCU เมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

-User Modules : สามารถเลือกใช้ทรัพยากรของระบบได้ตามต้องการทั้ง อนาล็อก และ ดิจิตอล จะไม่ถูกจำกัดด้วยโครงสร้างฮาร์ดแวร์เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

-API (Application Programming Interface) : สนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมด้วยฟังก์ชัน API ช่วยให้ผู้พัฒนาโปรแกรมสามารถเขียนออกแบบโปรแกรมได้โดยง่าย

-ISRs (Interrupt Service Routines) สนับสนุน และ รองรับการทำงานแบบอินเทอร์รัพท์

-Interconnect device interface : สามารถทำการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ ได้อย่างอิสระ ไม่ถูกกำหนดตายตัวตามฮาร์ดแวร์ เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC จะสนับสนุนระบบการทำงานทั้งด้าน ดิจิตอล และ อนาล็อก โดยในระบบของดิจิตอล (Digital System) และ อนาล็อก (Analog System) จะถูกออกแบบเป็น บล็อกโมดูล ซึ่งจะเรียกว่า บล็อกดิจิตอล (Digital Blocks) และ บล็อกอนาล็อก (Analog Blocks) โดยบล็อกเหล่านี้จะรองรับการนำเอาโมดูลต่างๆ มาใช้งาน เปรียบเสมือนกับเป็นพื้นที่ว่างๆ สำหรับต่อจิ๊กซอ โดยชิ้นส่วนของ จิ๊กซอก็คือ โมดูลต่างๆ เช่น ADC , DAC , I2C , PWM , UART และ SPI เป็นต้น โดยผู้ใช้งาน จะเป็นผู้กำหนดเองว่าจะนำเอาโมดูลใดมาใช้งานบ้าง นอกจากนี้ผู้ใช้งานยังสามารถกำหนดการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ (Programmable Interconnect) ภายในได้เองอีกด้วย เสมือนกับว่าผู้ใช้งานสามารถทำการออกแบบเองได้ตั้งแต่ ฮาร์ดแวร์ ไปจนถึง ซอฟต์แวร์ ซึ่งถือได้ว่าเป็น ความสามารถหนึ่งที่เหนือกว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆที่ทรัพยากรทุกอย่างถูกกำหนดไว้ตายตัว ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้

บทที่ 5

ผลการทดลอง

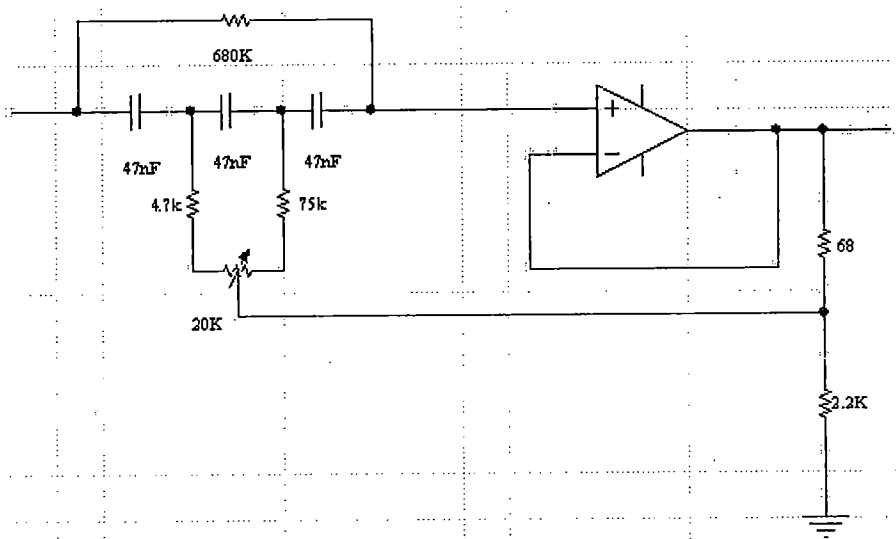
5.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับการทดลอง ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ เรียกว่า คลื่น ECG ซึ่งปกติแล้วคลื่น ECG เป็นคลื่นที่มีขนาดเล็กมาก ประมาณ 1 มิลลิโวลต์ จะมีความถี่ของสัญญาณ อยู่ในช่วง 0 - 200 เฮิรตซ์ แต่ในการทำงาน จะมีสัญญาณรบกวน มีความถี่ 50 เฮิรตซ์ ดังนั้น ในการทดลอง จึงทดลองเฉพาะความถี่ที่อยู่ในช่วงทำงานของคลื่น ECG นี้ และ เครื่องขยายคลื่น ECG ที่ได้ออกแบบมา ก็ต้องสามารถตอบสนองความถี่ได้ในช่วงนี้ ถ้าหากมีความถี่สูงกว่านี้ ก็จะถือว่าสัญญาณที่ความถี่นั้นๆเป็นสัญญาณรบกวน และจะถูกลดทอนสัญญาณออกไป ดังนั้นในการทดลองจึงต้องวัดคุณสมบัติที่มีความจำเป็นการทำงานของเครื่องขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนี้

1. Bandwidth เป็นผลการตอบสนองทางความถี่ ซึ่งช่วง Bandwidth จะอยู่ในช่วง -3 เดซิเบล ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้

2. CMRR (Common Mode Rejection Ratio) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของวงจรขยายซึ่งสามารถวัดได้จาก การป้อนสัญญาณแบบ Difference และ Common แล้วจึงนำผลการทดลองที่วัดได้ไปหาค่า CMRR โดยวงจรขยายที่ดี จะมีค่า CMRR สูง นั้นหมายความว่า สามารถขจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการได้ดี

การทดลองที่ 1 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)



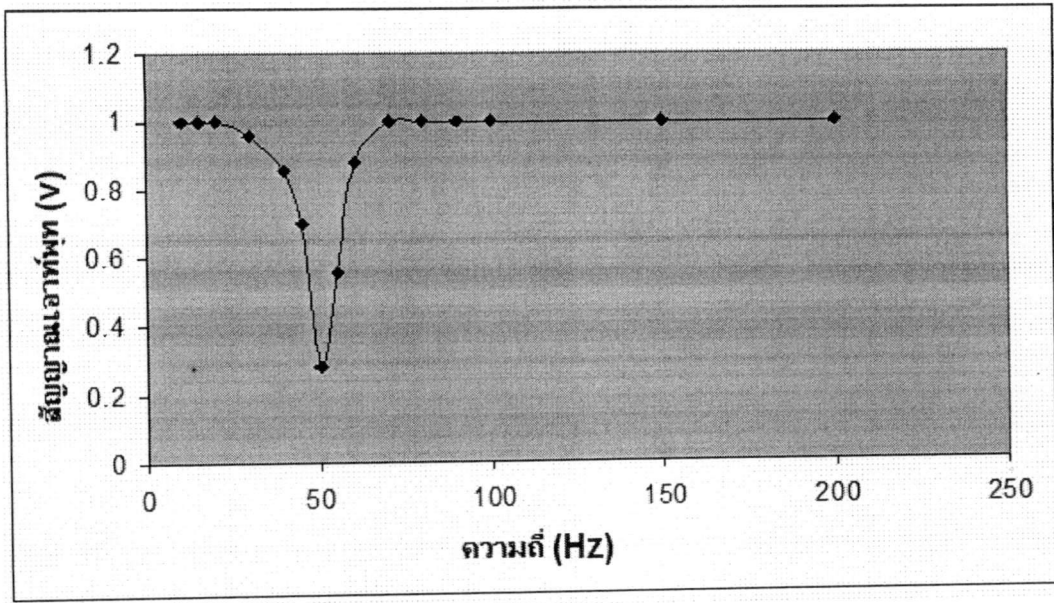
รูปที่ 5.1 วงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

1. ป้อนสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ ขนาด 1 V_{p-p} รูปคลื่นไซน์ป้อนความถี่ดังตารางที่ 5.1 บันทึกค่าแรงดันเอาต์พุต
2. คำนวณหาค่าอัตราขยายแรงดัน

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองวงจรกรองไม่ผ่านแถบความถี่ (Notch Filter)

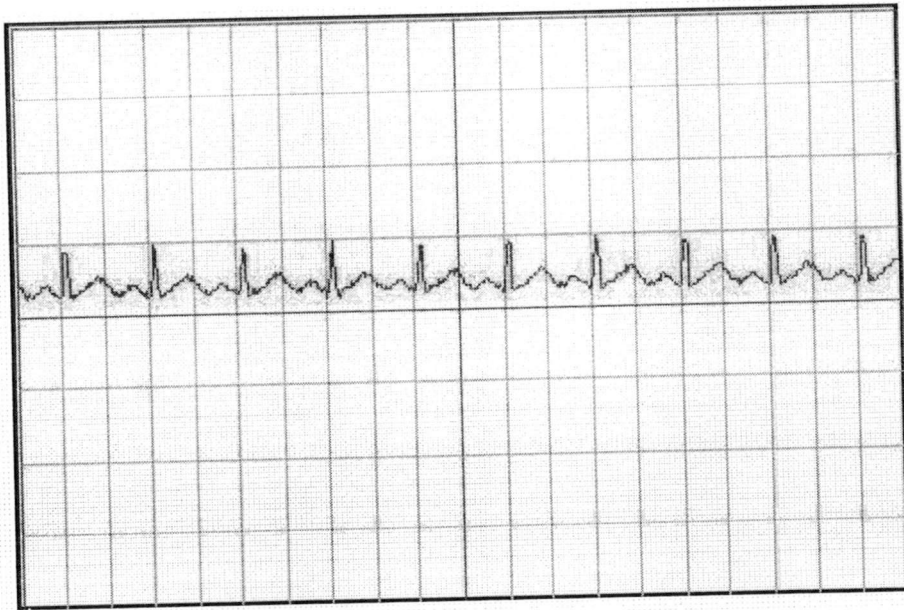
ความถี่ (เฮิรตซ์)	V_{out} (โวลต์)
10	1.00
15	1.00
20	1.00
30	0.96
40	0.86
45	0.72
50	0.28
55	0.56
60	0.88
70	1.00
80	1.00
90	1.00
100	1.00
150	1.00
200	1.00

เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5.1 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับขนาดของสัญญาณเอาต์พุตของวงจรได้ดังรูปที่ 5.2



รูปที่ 5.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับขนาดของสัญญาณเอาต์พุตของวงจร

การทดลองที่ 2 วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง อีซีจี ซิมูเลเตอร์



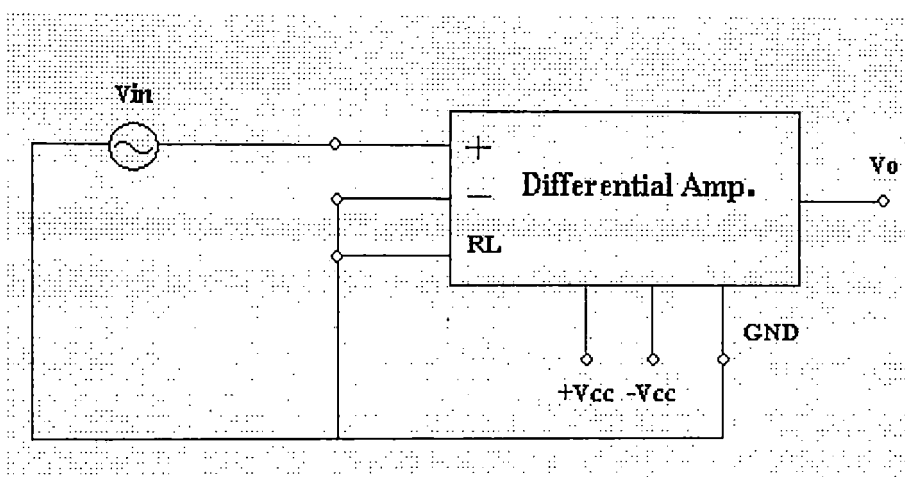
รูปที่ 5.3 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยใช้ อีซีจี ซิมูเลเตอร์

Vertical Scale : 1.00V Horizontal Scale : 250.0ms

การทดลองที่ 3 การหาค่าการตอบสนองทางความถี่

1. ต่อวงจรดังรูปที่ 5.4 ป้อนสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ ขนาด 4 มิลลิโวลต์ รูปคลื่นไซน์ป้อนความถี่ดัง ตารางที่ 5.2 บันทึกค่าแรงดันเอาต์พุต
2. คำนวณหาอัตราขยายแรงดัน อัตราขยายในหน่วย เดซิเบล

3. วาดกราฟอัตราขยาย และ อัตราขยาย เดซิเบล



รูปที่ 5.4 การป้อนสัญญาณแบบ Differential Mode

ตารางที่ 5.2 ผลการวัดการตอบสนองทางความถี่

ความถี่ (เฮิรตซ์)	V_{out} (โวลต์)	อัตราขยายแรงดัน (เท่า)	อัตราขยายแรงดัน (เดซิเบล)
10	5.76	1440	63.16
15	5.12	1280	62.14
20	4.56	1140	61.14
30	3.60	900	59.08
40	2.80	700	56.90
45	2.72	680	56.65
50	2.60	650	56.26
55	2.46	615	55.78
60	2.32	580	55.27
70	2.16	540	54.64
80	2.08	520	54.32
90	1.76	440	52.87
100	1.68	420	52.46
110	1.60	400	52.04
120	1.36	340	50.63
130	1.28	320	50.10
140	1.12	280	48.94
150	1.12	280	48.94

160	1.12	280	48.94
170	1.04	260	48.30
180	0.96	240	47.60
190	0.88	220	46.85
200	0.88	220	46.85

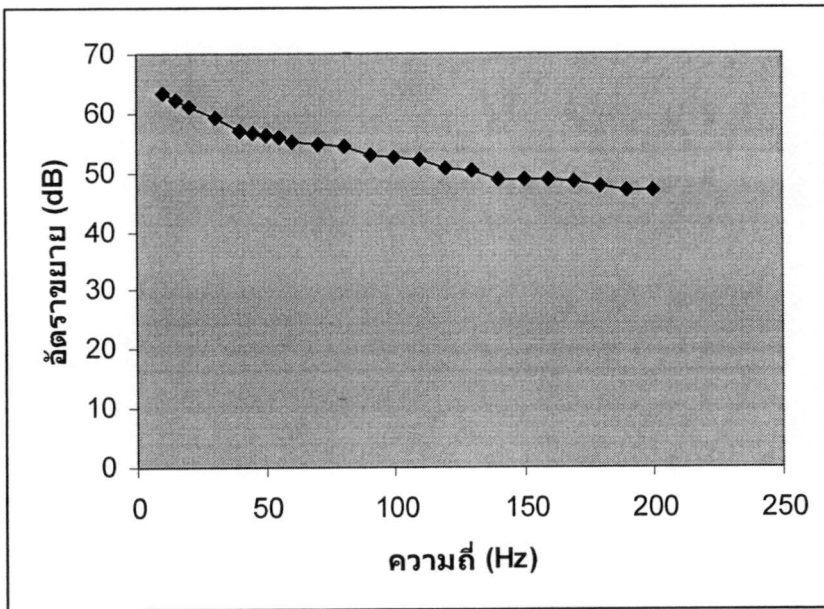
ให้อัตราขยายแรงดัน = A

จากสมการ $A = V_{out}/V_{in}$ (5.1)

ให้อัตราขยายแรงดันdB = A_{dB}

จากสมการ $A_{dB} = 20\log A$ (5.2)

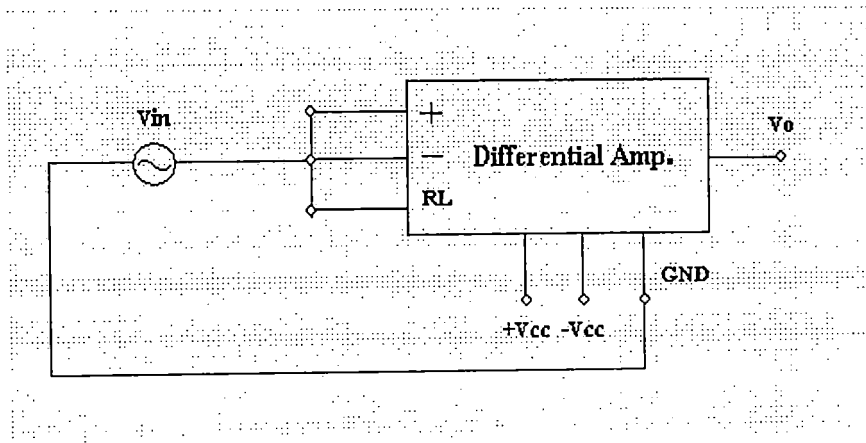
เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5. 2 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับอัตราขยายของวงจร ECG Amplifier จะ ได้ดังรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายของวงจร ECG Amplifier

การทดลองที่ 4 การหาค่า CMRR (Common Mode Reject Ratio)

31. ป้อนสัญญาณแบบ Common Mode ดังรูป 5.3 โดยป้อนคลื่น Sine ความถี่ ต่างๆตาม ตารางที่ 5.2 ขนาด 10 มิลลิโวลต์ วัดค่าสัญญาณเอาต์พุต บันทึกผล แล้วคำนวณค่า CMRR



รูปที่ 5.6 การป้อนสัญญาณอินพุตแบบ Common Mode

ตารางที่ 5.3 ผลการทดลองหาค่า CMRR

ความถี่ (Hz)	Vout (Volt)	CMRR	CMRR (dB)
10	0.044	327.27	50.29
20	0.044	259.1	48.26
30	0.048	187.5	45.46
40	0.048	145.83	43.28
50	0.048	135.42	42.63
60	0.048	120.8	41.64
70	0.048	112.5	41.02
80	0.052	100	40
90	0.052	84.6	38.54
100	0.052	80.76	38.14
200	0.060	36.67	31.28

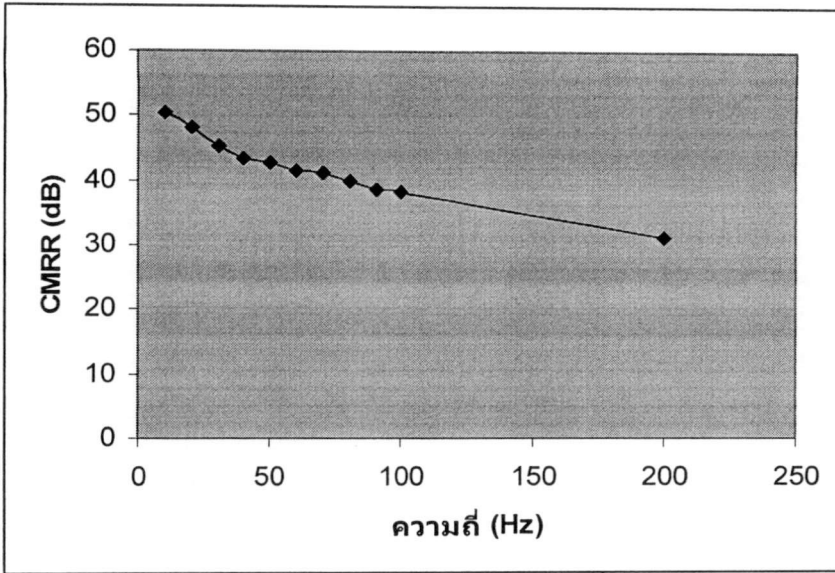
$$CMRR = A_d / A_c \quad \dots (5.3)$$

A_d = อัตราขยายแรงดันของ Difference Mode

A_c = อัตราขยายแรงดันของ Common Mode

$$CMRR (dB) = 20 \log (CMRR) \quad \dots (5.4)$$

เมื่อนำค่าจากตารางที่ 5.3 มาพล็อตกราฟระหว่างความถี่กับค่า CMRR จะได้ดังรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับค่า CMRR

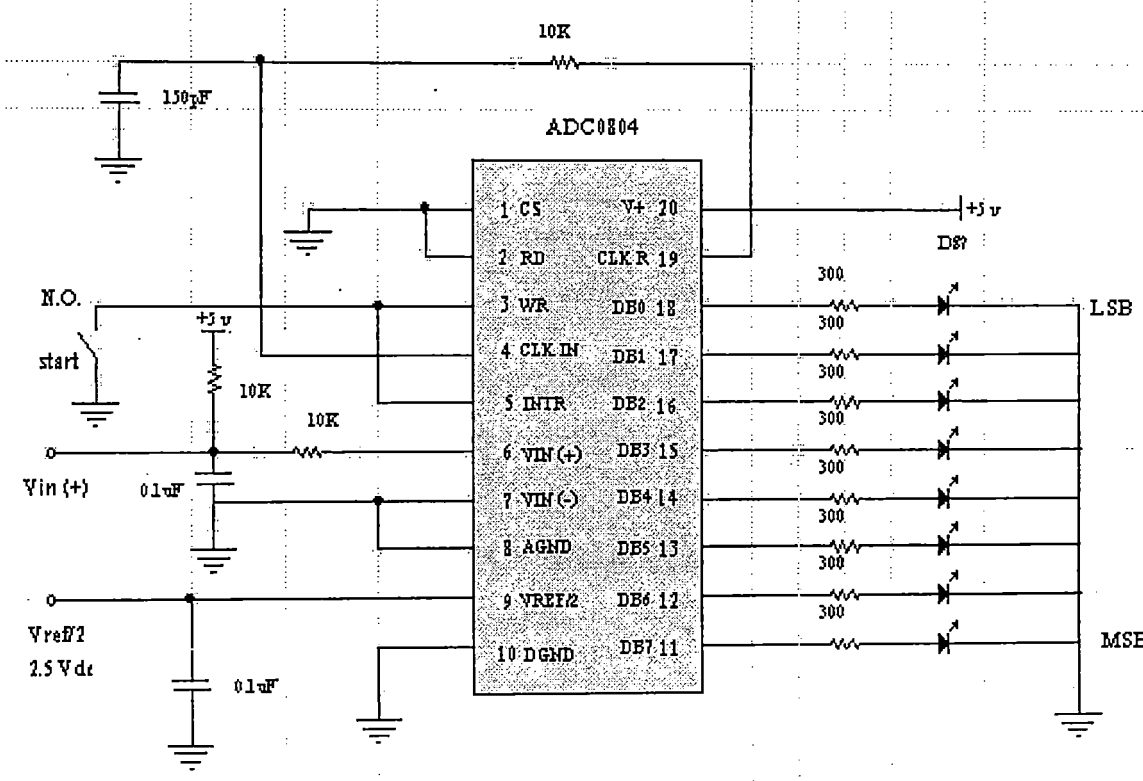
5.2 การทดสอบวงจรภาคประมวลผล

การทดลองที่ 5 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

5.1 จ่ายสัญญาณ ไฟ DC ให้กับวงจร ที่ค่า ต่างๆดังตาราง 5.4

5.2 บันทึกค่าดิจิตอลที่ได้แล้วเปลี่ยนเป็นฐานสิบ แล้วเปรียบเทียบค่าที่คำนวณได้จาก

$$V_{out} \text{ ที่วัดได้} = \frac{\text{ค่าดิจิตอลฐานสิบ}}{2^n - 1} \times V_{supply} \quad \dots (5.5)$$



รูปที่ 5.8 วงจรที่ใช้ในการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล

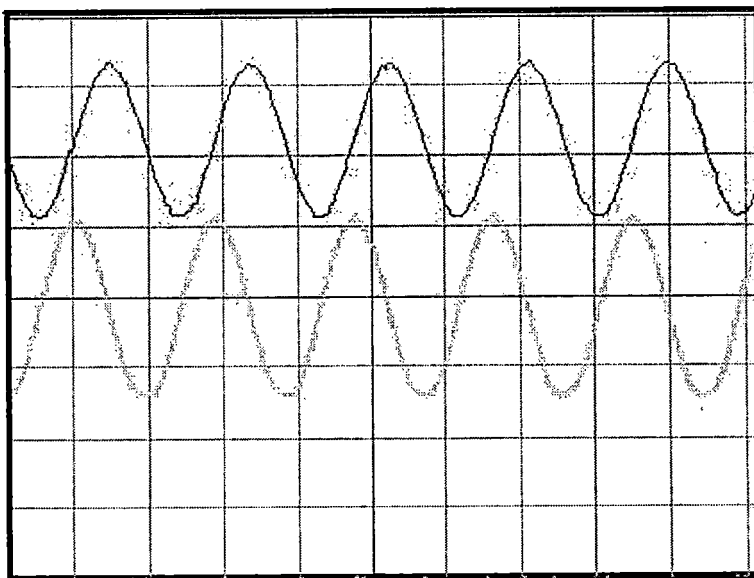
ตารางที่ 5.4 ผลการทดลองการแปลงค่าจากอนาลอกเป็นดิจิทัล

Vin (โวลต์)	ค่าดิจิทัลที่วัดได้ (ฐานสอง)	ค่าดิจิทัลที่วัดได้ (ฐานสิบ)	Vout ที่วัดได้ (โวลต์)	ค่าความผิดพลาด (% Error)
0.2	0000 1010	10	0.19	5.0
0.4	0001 0100	20	0.39	2.5
0.6	0001 1110	30	0.58	3.3
0.8	0010 1001	41	0.80	0
1.0	0011 0011	51	1.0	0
1.2	0011 1101	61	1.19	0.8
1.4	0100 0111	71	1.39	0.7
1.6	0101 0011	83	1.63	1.8
1.8	0101 1111	95	1.86	3.3
2.0	0110 0110	102	2.00	0
2.2	0111 0000	112	2.19	0.5
2.4	0111 1010	122	2.39	0.4

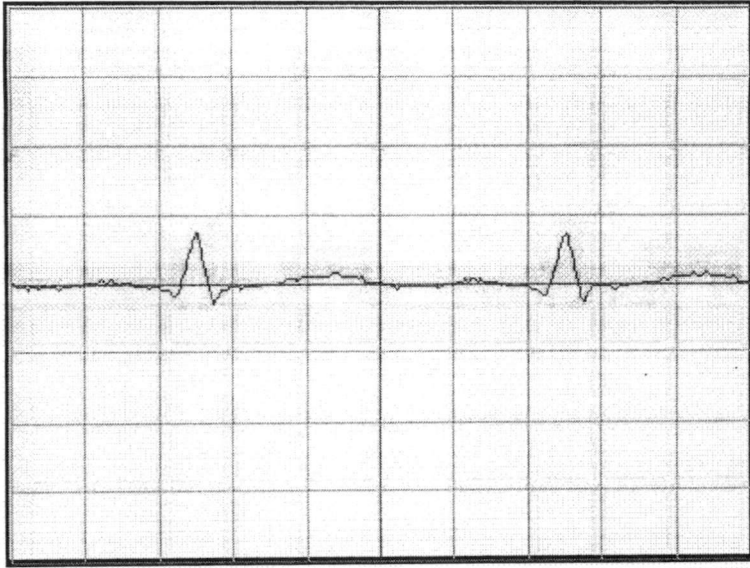
2.6	1000 0101	133	2.61	0.4
2.8	1000 1111	143	2.80	0
3.0	1001 1001	153	3.00	0
3.2	1010 0111	167	3.27	2.1
3.4	1010 1110	174	3.41	0.3
3.6	1011 1000	184	3.61	0.3
3.8	1100 0010	194	3.80	0
4.0	1100 1101	205	4.01	0.3
4.2	1101 0111	215	4.22	0.5
4.4	1110 0001	225	4.41	0.2
4.6	1110 1111	239	4.69	1.9
4.8	1111 0110	246	4.82	0.4
5.0	1111 1111	255	5.00	0

การทดลองที่ 6 ทดสอบการทำงานของภาคประมวลผล

ต่อวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลแล้วทำการแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาลอกเข้าด้วยกัน โดยป้อนสัญญาณอินพุตเป็นคลื่นไซน์ 5 Hz และใช้เครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตอร် จะได้รูปสัญญาณดังนี้



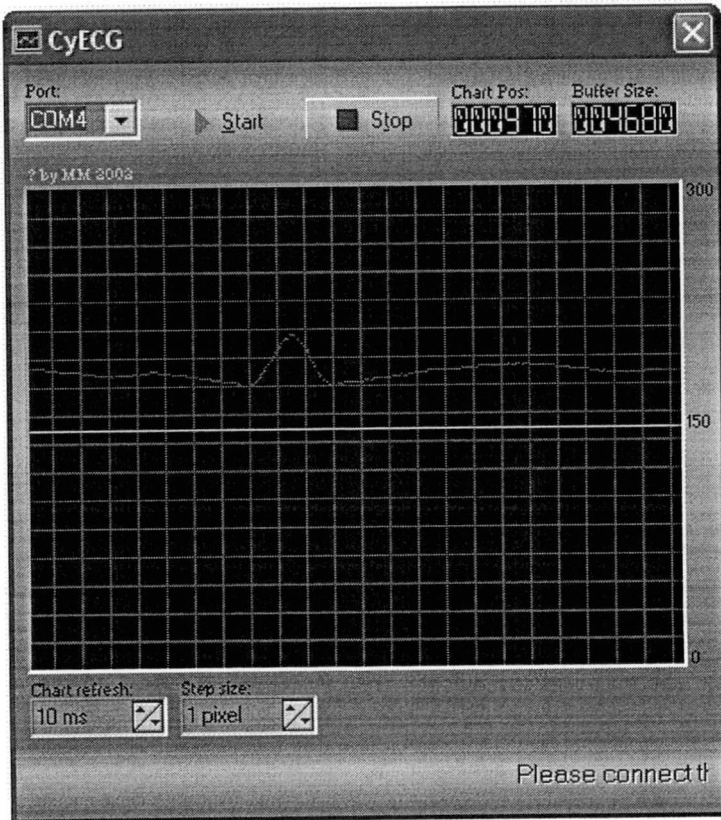
รูปที่ 5.9 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุตด้วยสัญญาณรูปไซน์ 5 Hz



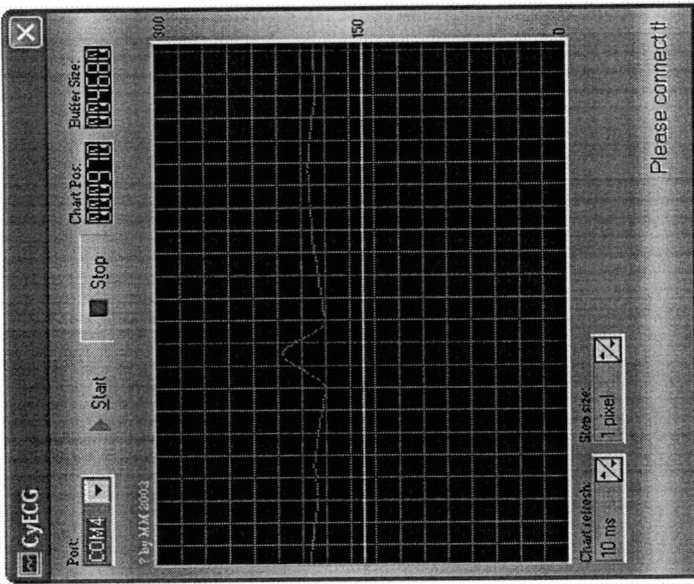
รูปที่ 5.10 แสดงรูปสัญญาณเมื่อป้อนอินพุตด้วยเครื่อง อีซีจี ซิมูเลเตอร์

ผลการทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงบนจอคอมพิวเตอร์ผ่านระบบไร้สายบลูทูธ

ป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องอีซีจี ซิมูเลเตอร์ เข้าเครื่องอีซีจีแบบไร้สายที่ประกอบไปด้วยภาคขยายสัญญาณและภาคประมวลผล โดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการติดต่อระหว่างภาคประมวลผลกับ โมดูลไร้สายบลูทูธ และมีโมดูล ESD02 เป็น โมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายบลูทูธ โดยแสดงบนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคอมพิวเตอร์

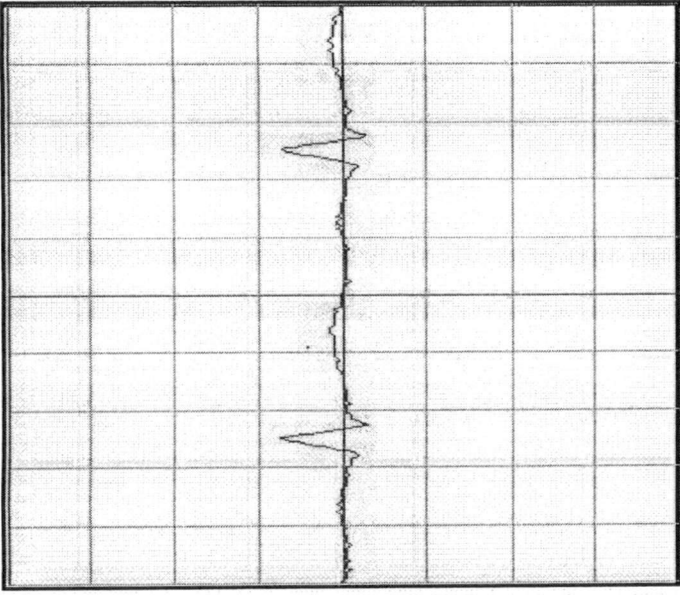


รูปที่ 5.11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอคอมพิวเตอร์



สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนคอมพิวเตอร์ โดยผ่าน ไรสายระบบบลูทูธ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนออกซิจิลโลสโคป



การเปรียบเทียบการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเทอมนี้ประกอบด้วยภาคส่วนขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำหน้าที่ในการขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดไม่กี่มิลลิโวลต์และภาคประมวลผลที่ประกอบด้วยวงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิทัลและวงจรแปลงดิจิทัลเป็นอนาล็อก โดยวงจรแปลงดิจิทัลเป็นอนาล็อกจะเป็นการทดสอบว่าวงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิทัลนั้นถูกต้องเพียงใด

ส่วนของภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทำการทดสอบส่วนของวงจรรองความถี่ต่ำและวัดค่า CMRR โดยในการทดลองได้ใช้เครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ เป็นเครื่องกำเนิดสัญญาณหัวใจ

จากการทดสอบวงจรรองความถี่ต่ำโดยวัดขนาดแรงดันเอาต์พุตเมื่อที่ความถี่ต่างๆกัน จะพบว่าเมื่อป้อนอินพุตที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ขนาดแรงดันจะมีค่าต่ำที่สุดคือ 0.28 โวลต์และมีอัตราขยายแรงดัน 0.28 เท่า ซึ่งแสดงให้เห็นว่าวงจรรองความถี่ต่ำแบบ notch filter นั้นสามารถกรองสัญญาณได้เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่เกิดจากไฟบ้านที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ โดยจากการทดลองที่ได้สามารถนำมาพล็อตกราฟได้ดังรูปที่ 5.2

ในรูปที่ 5.3 นั้นเป็นการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบไว้โดยได้ใช้เครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ เป็นเครื่องกำเนิดสัญญาณหัวใจ ซึ่งเห็นพบว่าสามารถขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กได้

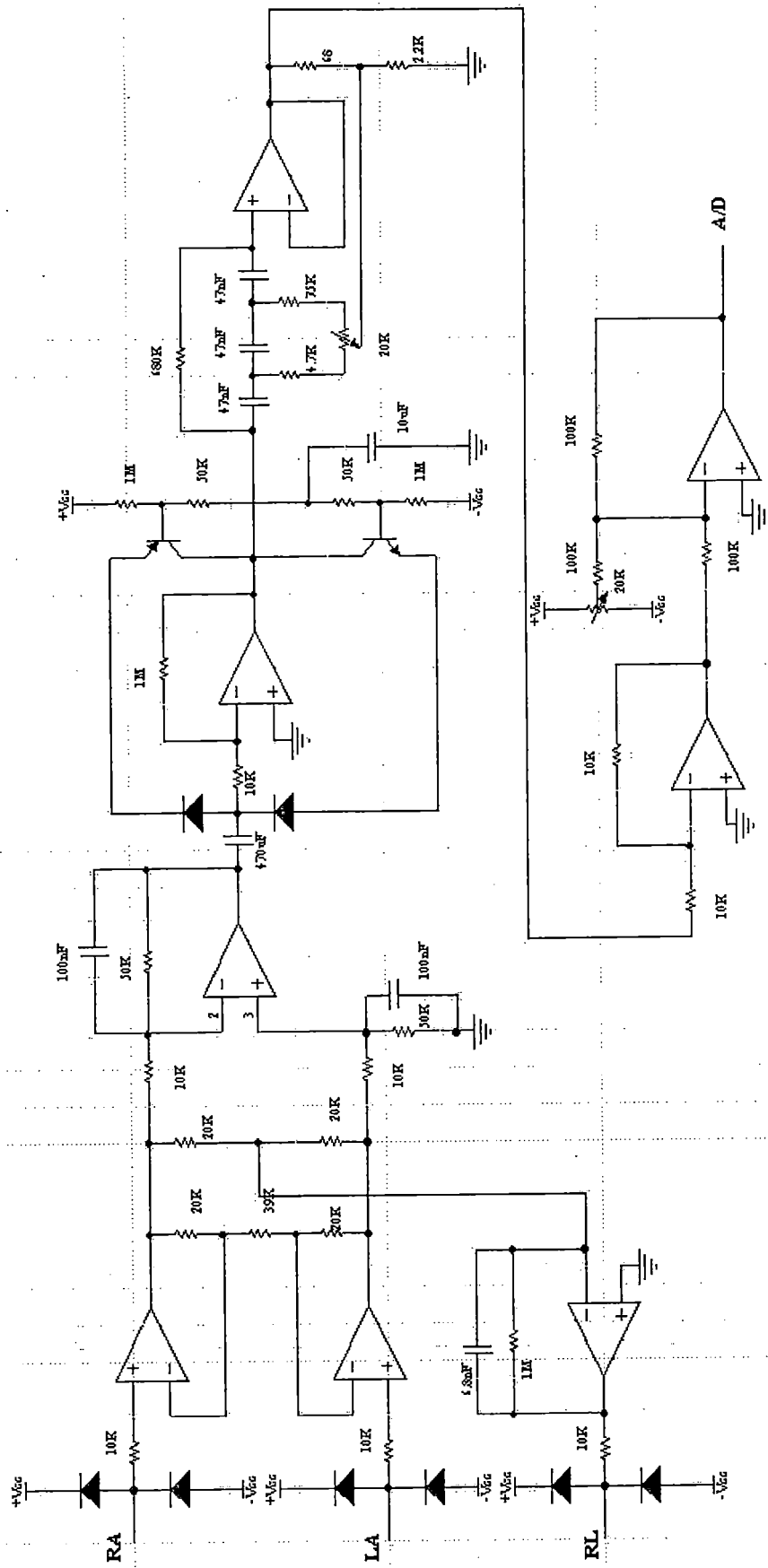
ในการทดลองวัดค่า CMRR สามารถหาได้จากอัตราขยายแรงดันของ Difference Mode และอัตราขยายแรงดันของ Common Mode ซึ่งจากการทดลองเมื่อป้อนแรงดันอินพุตด้วยเครื่อง อีซีจี ซิมมูลเตเตอร์ ที่ความถี่ต่างๆ จะได้อัตราขยายแรงดันของ Difference Mode ที่มีค่าสูงกว่าอัตราขยายแรงดันของ Common Mode อยู่มาก ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่ต้องการได้จากวงจรขยายความแตกต่างเพื่อจะจะสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ ค่า CMRR จะมีค่ามากที่สุดที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ และจะลดลงมากเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น

ส่วนของภาคประมวลผลที่ใช้วงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิทัลเพื่อเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นอนาล็อกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (0, 1) โดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตด้วยแรงดันไฟตรงที่ขนาดต่างๆ แล้วทำการแปลงสัญญาณดิจิทัลที่ได้จากเลขฐานสองเป็นฐานสิบซึ่งจะได้ค่าดิจิทัลที่วัดได้ดังตารางที่ 5.4 เพื่อส่งเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่ติดต่อกับโมดูล ESD02 ซึ่งเป็นโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไร้สายบลูทูธ จากการทดลองแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกจะพบว่าสัญญาณถูกต้อง

เมื่อนำวงจรในส่วนของภาคขยายและภาคประมวลผลต่อกันแล้วทำการส่งสัญญาณข้อมูลที่เกิดจากเครื่องอีซีจี ซิมมูลเตอรด์้วย โมดูลบลูทูธเพื่อแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะได้รูปสัญญาณดังรูปที่ 5.9 ที่มีความถูกต้องของสัญญาณ

ซึ่งจากการทดลองทั้งหมดจะพบว่าวงจรที่ออกแบบไว้นั้นมีคุณสมบัติการทำงานของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำมาใช้งานจริงได้

ภาคผนวก



รูปวงจรเครื่องแสดงผลคลื่นหัวใจภาคขยาย

ซอร์สโค้ดของไมโครคอนโทรลเลอร์(PSoC Microcontroller)

```
//-----  
// C main line  
//-----  
  
#include <m8c.h>    // part specific constants and macros  
#include "PSoCAPI.h" // PSoC API definitions for all User Modules  
char TxBuffer;  
char bytea;  
  
void main()  
{  
    TX8_1_Start(TX8_PARITY_NONE);  
    while(1) {  
        while (PRT2DR==0x00)  
        {  
            bytea=PRT0DR;  
            TX8_1_PutChar(bytea);  
            while(!(TX8_1_bReadTxStatus()&TX8_TX_COMPLETE));  
        }  
    }  
}
```



หนังสือเป็นสมบัติของท่าน
โปรดช่วยกันรักษา

www.lib.kmitl.ac.th

สำนักหอสมุดกลาง โทร. 0 2739 2221