

วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

EKG AMPLIFIER

ขจรศักดิ์ อรุณพูลทรัพย์
พีรภัทร จินโต
รอมฎอน วีชระพิสุทธิ์

ปฏิญานีพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

วงจรรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

EKG AMPLIFIER

ขจรศักดิ์ อรุณพลทรัพย์

พีรภัทร จินโต

รอมฎอน วัชระพิสุทธิ์

ปฏิญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

EKG AMPLIFIER

KHAJONSAK ARUNPOONSAP

PIRAPAT TJINTO

ROMDAN WATCHARAPISUD

THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHATRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2013

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

EKG AMPLIFIER


ผู้จัดทำ นายขจรศักดิ์ อรุณพลทรัพย์ 53010147

 นายพีรภัทร จินโต 53011158

 นายรอมฎอน วัชรพิสุทธิ์ 53011337

..........อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุमितร์ พนาอุดมทรัพย์)

..........อาจารย์ที่ปรึกษา

(รองศาสตราจารย์ ดร.เกียรติศักดิ์ คมวัชระ)

วงจรรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดย

นายขจรศักดิ์ อรุณพลทรัพย์ 53010147

นายพีรภัทร จินโต 53011158

นายรอมฎอน วัชรพิสุทธิ์ 53011337

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุมิตร พนาอุดมทรัพย์

รองศาสตราจารย์ ดร.เกียรติศักดิ์ คมวัชระ

ปีการศึกษา 2556

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอวงจรรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบอินสตรูเมนต์แอมป์โดยใช้ไอซี (AD8237) ซึ่งเป็นวงจรที่มีราคาถูกมากเมื่อเทียบกับเครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจที่ใช้ตั้งโต๊ะตามสถานพยาบาลต่างๆ เพื่อเป็นการเพิ่มโอกาสในการซื้ออุปกรณ์ทางการแพทย์ตามสถานพยาบาลที่ขาดแคลนงบประมาณและเพิ่มโอกาสการรักษาผู้ป่วยที่มีความจำเป็นต้องใช้เครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจได้อย่างทั่วถึง อีกทั้งวงจรมียังสามารถพัฒนาเป็นวงจรพกพาสำหรับผู้ที่จำเป็นต้องใช้หรืออยู่ในกลุ่มเสี่ยงที่ต้องการๆ ดูแลอย่างใกล้ชิด เช่น ผู้ป่วยโรคหัวใจ, คนชรา หรือแม้แต่พนักงานกีฬา

EKG AMPLIFIER

By

Mr. Khajonsak Arunpoonsap 53010147

Mr. Pirapat Tjinto 53011158

Mr. Romdan Watcharapisud 53011337

Advisors

Asst.Prof. Sumit Panaudomsup

Assoc.Prof. Dr. Kiattisak Kumwachara

Academic Year 2013

ABSTRACT

This thesis presents about the circuit which is amplifying the signal of Electrocardiogram or Instrument Amp by using type of IC (AD8237). It is a much lower cost circuit comparing with the Electrocardiography devices equipped in the general hospitals. Importantly, it can increase the opportunities for the hospitals with limited budget in saving the cost and to ensure that more patient will be able to access to such devices. Moreover, the circuit could be developed to be the mobile unit which is more convenient for the people in risk group who need special care such as the heart disease patients, the elderly and even the athletes.

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำปฏิญานพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีนั้น เนื่องจากได้รับคำแนะนำและคำปรึกษาที่ดีจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุมิตร พนาอุดมทรัพย์ และ รองศาสตราจารย์ ดร.เกียรติศักดิ์ คมวัชระ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำปฏิญานพนธ์ในครั้งนี้ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์ของท่านทั้งสอง และขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

นอกจากนี้ขอขอบพระคุณทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนให้คำแนะนำต่างๆ ในการจัดทำปฏิญานพนธ์นี้ขึ้นมา

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีในปฏิญานพนธ์นี้ ผู้จัดทำขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ผู้จัดทำ

นายขจรศักดิ์ อรุณพูลทรัพย์

นายพีรภัทร จินโต

นายรอมฎอน วัชระพิสุทธิ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VII
สารบัญรูป	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์ในการทำปริญญานิพนธ์	2
1.3 ขั้นตอนการศึกษาและจัดทำโครงการ	2
1.3.1 ศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	2
1.3.2 ออกแบบและทดลอง	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.5 ขอบเขตการศึกษา	3
บทที่ 2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1.1 โครงสร้างและการทำงานของหัวใจ	4
2.1.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.1.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.1.4 ชนิดของ Monitoring systems	8
2.1.5 กระดาษบันทึกค่า	8
2.2 หลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
2.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
2.3.1 ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 4 คลื่น	17
2.3.2 ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
2.3.3 ลำดับการประเมิน ECG	19
2.3.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติในผู้ป่วย	21
บทที่ 3 การออกแบบเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	36
3.1 การออกแบบในส่วนวงจรขยาย	37
3.1.1 Instrumentation Amplifier	37
3.1.4 วงจร Offset Voltage Adjustment	38
บทที่ 4 ผลการทดลอง	40
บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ	45
5.1 บทสรุปการดำเนินงาน	45
5.2 ปัญหาที่พบในการดำเนินงาน	45
5.3 แนวทางในการพัฒนาโครงการ	46

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง	47
ภาคผนวก	48

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างและการทำงานของหัวใจ	5
2.2 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	7
2.3 กระดาษบันทึกค่า	8
2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน	10
2.5 สามเหลี่ยมไอธอฟเฟน (Einthoven's Triangle)	11
2.6 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน	12
2.7 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead	13
2.8 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead	14
2.9 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead	14
2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Monitoring Lead	15
2.11 ลักษณะองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	17
2.12 Count-off method of estimating heart rate	20
2.13 Using a rate-ruler to confirm heart rate	20
2.14 Early anterior myocardial infarction (V2, V5 มี ST elevation)	22
2.15 Normal sinus rhythm	23
2.16 Sinus dysrhythmia และ Sinus bradycardia (S Brady,SB)	24
2.17 Sinus tachycardia (S-tach,ST)	24
2.18 Sinus arrest ; Sinus pause	25

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.19 Sinus with premature atrial contractions (PACs)	26
2.20 Paroxysmal atrial tachycardia (PAT)	26
2.21 Supraventricular tachycardia (SVT)	27
4.3 ผลที่ได้จากวงจร เวอร์ชัน 1 (วัดด้วย แอนด์เฮลด์ สโคป)	41
4.4 วงจร ECG เวอร์ชัน 2	42
4.5 แผงวงจรตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เวอร์ชัน 2	43
4.6 สัญญาณที่ได้จากวงจร เวอร์ชัน 2	43
4.7 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งหมด	44

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ค่า R1 และ R2	38

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ

เมื่อความรู้ทางวิทยาศาสตร์ได้เจริญเติบโตและเทคโนโลยีต่างๆ ได้มีการพัฒนาอย่างไม่มีการสิ้นสุดเพื่อตอบสนองต่อการต้องการความสะดวกสบายของมนุษย์ ทำให้เกิดการคิดค้นนวัตกรรมใหม่ๆ ขึ้นมาอยู่เรื่อย แต่ในการที่จะพัฒนาสิ่งต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นเทคโนโลยี, เครื่องอุปโภคบริโภค, การเกษตรกรรม, อุตสาหกรรม ฯลฯ ล้วนแล้วแต่ต้องใช้ต้นทุนในการผลิตทั้งสิ้น นั่นคือทรัพยากรธรรมชาติ และนอกเหนือจากการใช้ทรัพยากรธรรมชาติแล้วยังเกิดมลพิษ, ขยะ, ของเสียต่างๆ มาทำลายสิ่งแวดล้อมอีกด้วย ทำให้โลกเกิดความเปลี่ยนแปลง เกิดความแปรปรวนของสภาพอากาศและภัยพิบัติ ดังเช่นตัวอย่างที่เห็นได้อย่างชัดเจนคือ ภาวะโลกร้อน (Global warming) ทำให้อุณหภูมิของโลกสูงขึ้นจากเดิมหลายองศาเซลเซียส ซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดการเจริญเติบโตของแบคทีเรีย, ไวรัส, และการกลายพันธุ์ของเชื้อโรคต่างๆ

ทำให้ปัจจุบันมีโรคภัยไข้เจ็บเกิดขึ้นกับประชากรบนโลกเพิ่มขึ้นทุกวันและในแต่ละปีมีผู้ป่วยที่เสียชีวิตเป็นจำนวนมากเพราะขาดการดูแลรักษาอย่างทันท่วงที อันเนื่องมาจากการขาดแคลนบุคลากรหรือความไม่เพียงพอของอุปกรณ์ทางการแพทย์ตามโรงพยาบาลต่างๆ โดยเฉพาะตามสถานพยาบาลในที่ห่างไกลตามชนบท ซึ่งหนึ่งในข้อมูลที่ช่วยวินิจฉัยโรคได้เป็นอย่างดีคืออุปกรณ์วัดคลื่นหัวใจ ปัจจุบันมีการตรวจวัดคลื่นหัวใจในโรงพยาบาล และยังมีอุปกรณ์บันทึกการทำงานของหัวใจเพื่อให้แพทย์และผู้ป่วยมีข้อมูลคลื่นหัวใจระหว่างกิจวัตรประจำวัน การศึกษาวิธีการตรวจวัดคลื่นหัวใจจึงเป็นประโยชน์อย่างยิ่ง และเนื่องจากเครื่องวัดหัวใจมีราคาสูง แต่เป็นอุปกรณ์ที่มีความจำเป็นกับสถานพยาบาลต่างๆ และสามารถพัฒนาเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่นๆ ที่มีประโยชน์ต่อสังคมมนุษย์ได้อีกมาก

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอินสตรูเมนต์แอมป์โดยใช้ไอซี (AD8237) ซึ่งเป็นวงจรที่มีราคาถูกมากเมื่อเทียบกับเครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจที่ใช้ตั้งโต๊ะตามสถานพยาบาลต่างๆ เพื่อเป็นการเพิ่มโอกาสในการซื้ออุปกรณ์ทางการแพทย์ตามสถานพยาบาลที่ขาดแคลนงบประมาณและเพิ่มโอกาสการรักษาผู้ป่วยที่มีความจำเป็นต้องใช้เครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจได้

อย่างทั่วถึง อีกทั้งวงจรนี้ยังสามารถพัฒนาเป็นวงจรพกพาสำหรับผู้ที่เป็นต้องใจหรือผู้อยู่ในกลุ่มเสี่ยงที่ต้องการๆ ดูแลอย่างใกล้ชิด เช่น ผู้ป่วยโรคหัวใจ, คนชรา หรือแม้แต่พนักงานกีฬา

1.2 วัตถุประสงค์ในการทำปริญญาโท

- 1.2.1 ศึกษาหลักการของการตรวจวัดคลื่นหัวใจ
- 1.2.2 เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์สำหรับตรวจวัดการทำงานของหัวใจเพื่อรักษาโรค
- 1.2.3 เพื่อเพิ่มโอกาสของการมีอุปกรณ์ที่จำเป็นในการตรวจวัดคลื่นหัวใจในสถานที่ๆ ขาดแคลนหรือผู้ที่มีความจำเป็นต้องใช้เครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจที่มีทุนทรัพย์จำกัด

1.3 ขั้นตอนการศึกษาและจัดทำโครงการ

- 1.3.1 ศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
 - 1.3.1.1 ศึกษาหลักการการทำงานของ Instrument Amplifier
 - 1.3.1.2 ศึกษาหลักการการทำงานของเครื่อง EKG
 - 1.3.1.3 ศึกษาหลักการตรวจวัดและตำแหน่งของการตรวจวัดคลื่นหัวใจ
- 1.3.2 ออกแบบและทดลอง
 - 1.3.2.1 ออกแบบวงจรและชุดทดลองตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 - 1.3.2.2 ทดลองใช้ชุดอุปกรณ์ตามที่ได้ออกแบบไว้
 - 1.3.2.3 ออกแบบและแก้ไขชุดทดลองให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น
 - 1.3.2.4 ทดสอบเก็บข้อมูลและนำค่าที่ได้จากการทดลองมาวิเคราะห์เพื่อสรุปผลการทดลอง

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 สามารถสร้างอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นทุนต่ำและสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้จริง
- 1.4.2 สามารถพัฒนาต่อยอดให้เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ใช้ในชีวิตประจำวันที่มีความสามารถในการทำงานมากขึ้นและมีประโยชน์มากขึ้น

1.5 ขอบเขตการศึกษา

ในการศึกษาโครงการนี้เป็นการศึกษาค้นคว้าและวิจัยการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้วงจรขยายสัญญาณ ซึ่งจะต้องขยายสัญญาณที่ได้ออกมาได้ โดยมีการออกแบบอุปกรณ์ให้ทนต่อสัญญาณรบกวนมากที่สุดและได้สัญญาณที่ต้องการมากที่สุด โดยใช้ซอฟต์แวร์พื้นฐานและสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ในงานต่างๆ ต่อไป

บทที่ 2

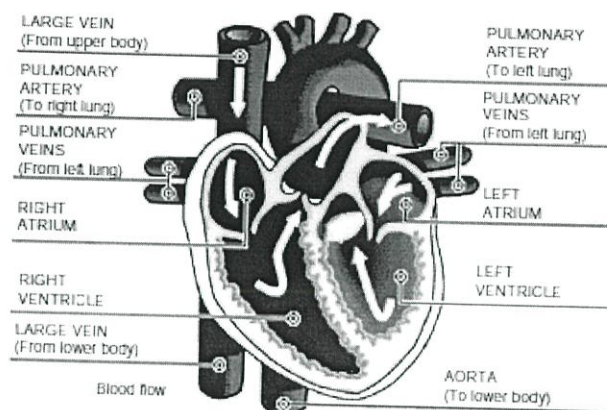
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram; ECG) เป็นกระบวนการนำไฟฟ้าภายในเซลล์ซึ่งเกิดการกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัว และคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั่วร่างกายได้ โดยผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ และภายในเซลล์แตกต่างกันได้

2.1.1 โครงสร้างและการทำงานของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้อง ได้แก่ หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบางยืดขยายได้ง่ายทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆ เลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด เลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย ซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัว เพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆ ของร่างกาย



รูปที่ 2.1 โครงสร้างและการทำงานของหัวใจ

จากรูปที่ 2.1 แสดงถึงโครงสร้างและการทำงานของหัวใจ ภายในหัวใจประกอบด้วย เนื้อเยื่อที่สำคัญ 3 ชนิด ได้แก่

- 1) คาร์ดิแอก มัสเคิล ไฟเบอร์ (Cardiac Muscle Fiber) ประกอบขึ้นเป็นผนังของเอเทรียม (Atrium) และเวนทริเคิล (Ventricle) เนื้อเยื่อดังกล่าวจะเกิดการหดตัวเมื่อถูกกระตุ้นจากความต้านทานระหว่างเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่มีค่าต่ำ ทำให้เกิดการนำไฟฟ้าแพร่ไปได้อย่างรวดเร็ว ระหว่างเซลล์หนึ่งไปสู่เซลล์หนึ่งที่อยู่ติดๆ กันเรียงต่อกันไป มีผลทำให้การหดของเซลล์เหล่านี้ เกิดขึ้นพร้อมกันเหมือนเซลล์เดียว เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Syncytium
- 2) โหนดเซลล์ (Nodal Cell) เป็นกลุ่มเซลล์พิเศษซึ่งสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าได้โดยอัตโนมัติมี 2 ชนิด ได้แก่ Sinoatrial Node (SA Node) อยู่บริเวณเอเทรียมขวา ใกล้กับ ซูพีเรียเวนาคาวา (Superior Vena Cava) และ Atrioventricular Node (AV Node) อยู่บริเวณใกล้ผนังกันระหว่างเอเทรียมทั้งสองและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเอเทรียมและเวนทริเคิลปกติ SA Node เป็นตัวกลางคลื่นไฟฟ้าซึ่งถูกส่งต่อไปยังเซลล์อื่นๆ รวมทั้ง AV Node ด้วย
- 3) คอนดัคตติ้ง เซลล์ (Conducting Cell) ทำหน้าที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้า ที่เกิดบนเอเทรียมเมื่อผ่านมายัง AV Node จะถูกส่งไปยังเวนทริเคิล โดยผ่านคอนดัคตติ้ง เซลล์ที่ประกอบเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) ซึ่งแยกเป็นแขนซ้ายและขวาไปต่อกับ ระบบพัวร์คินเย (Purkinje System) อันประกอบด้วยแขนไฟเบอร์ที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ ของเวนทริเคิล

2.1.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก ที่มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ ทำให้เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ขบวนการไฟฟ้าดังกล่าวนี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้เซลล์ของหัวใจนี้สามารถแบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3 ประเภท ดังนี้

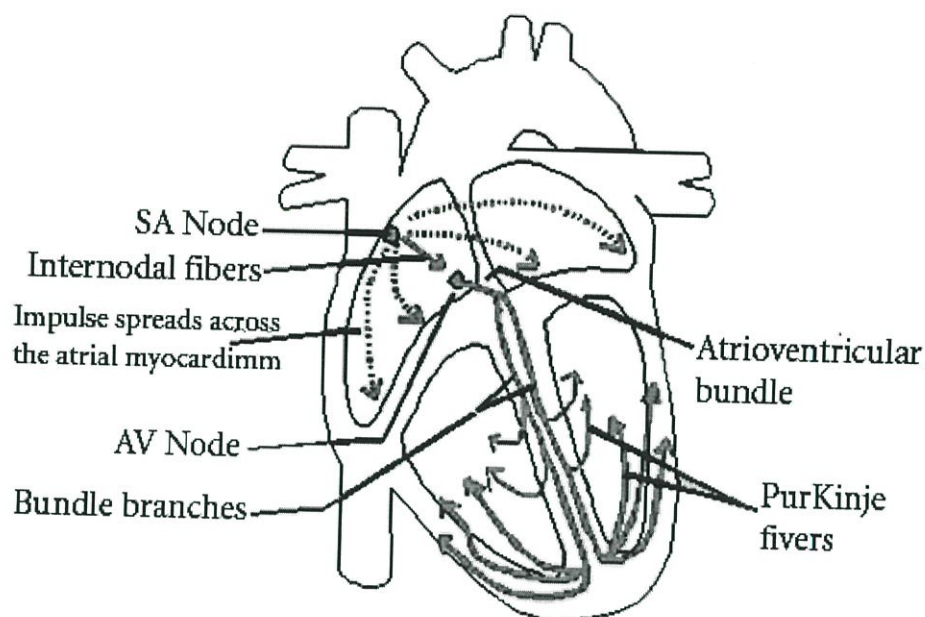
ประเภทที่ 1 ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้เกิดจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ประเภทที่ 2 เป็นเซลล์พิเศษทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้สามารถแผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

ประเภทที่ 3 เป็นเซลล์กล้ามเนื้อทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ และภายในเซลล์ต่างกันได้ในระยะที่เซลล์พักตัว (Polarization) ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าต่ำ 60 ถึง -100 มิลลิโวลต์และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง +20 มิลลิโวลต์ การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียม โปแตสเซียม ที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้นโดยโซเดียมภายนอก เซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆ ลดลง เพราะมีสารโปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์จนในที่สุด ศักย์ไฟฟ้า ภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นได้อีกปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่น ซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.1.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



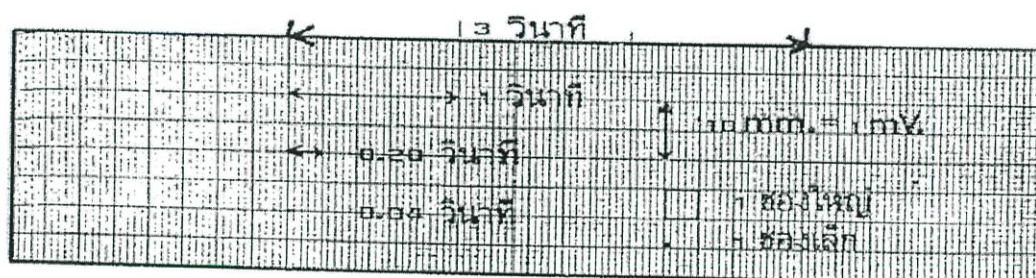
รูปที่ 2.2 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 2.2 แสดงระบบการเหนี่ยวนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ทำให้หัวใจ สามารถคงสภาพการทำงานอยู่ได้อย่างปกติการเต้นของหัวใจที่ปกติจะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนข้างขวา โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง หลังจากนั้นสัญญาณจะไปที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Atrioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามากทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง A-V จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยพัวร์คินเย (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในช่วงวัยผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่ง ตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาทีช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที

2.1.4 ชนิดของ Monitoring systems

1. continuous hard wire monitors เป็น bedside electrical hard wire system สำหรับบันทึก ECG ผู้ป่วย bed rest ในหออภิบาลผู้ป่วยหนัก ICU การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักใช้เพียง 2 leads ติดบริเวณหน้าอกของผู้ป่วย หรือ single-lead monitoring เพื่อตรวจวัดผลของหัวใจอย่างต่อเนื่อง
2. Telemetry monitoring เป็น radiofrequency signals บันทึก ECG โดยการติด electrodes 2-3 ตัว เพื่อรับสัญญาณ electrical impulses เข้าสู่ transmitter box และส่งผ่าน radiofrequency wave มายังหน้าจอ monitor เหมาะสำหรับ ambulatory patients
3. The holter monitoring เป็น intermittent, short-term ในการบันทึก ECG ของผู้ป่วย ขณะเคลื่อนไหว ใช้สำหรับบันทึก heart activity ลงในเทป และดูผลขณะทำกิจกรรมต่างๆ หรือการออกกำลังกาย

2.1.5 กระดาษบันทึกค่า



รูปที่ 2.3 กระดาษบันทึกค่า

เป็นกระดาษกราฟพิเศษ ที่เคลือบด้วยพลาสติก หรือ stearate ซึ่งเมื่อถูกความร้อนจากเข็มบันทึกของเครื่อง ส่วนที่เคลือบจะละลายตัวเกิดเป็นเส้นสีดำบนกระดาษตามความเคลื่อนไหวของเข็ม กระดาษบันทึกนี้ จะมีตารางจำนวนมาก ตารางใหญ่ เป็นที่ที่มีขนาดกว้าง x ยาว เป็น 5 x 5 mm. ตารางเล็กขนาด 1 x 1 mm, โดยทั่วไป กระดาษจะวิ่งด้วยความเร็วมาตรฐาน คือ 25 mm/sec. ทำให้ระยะทางตามแนวนอน (horizontal) 1 x 1 mm. ใช้เวลา 0.04 sec., ตารางใหญ่ 5 mm. ใช้เวลา

0.2 sec. ซึ่งจะนำมาใช้วัดระยะเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนระยะทาง 1mm. ตามแนวตั้ง (vertical) แทนความเข้มของกระแสไฟฟ้า 0.1 mv.

2.2 หลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้ด้วยวิธีการนำอิเล็กโทรด (Electrode) มาติดบริเวณร่างกายเพื่อตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นตำแหน่งที่ตรวจวัดจึงมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้สัญญาณอีซีจีที่ได้เปลี่ยนแปลงไปด้วย ในการตรวจวัดตามตำแหน่งต่างๆ เราเรียกว่า ลีด (Lead) โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวก และขั้วลบไว้ในที่ต่างๆ บนร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดการวัดไว้ 12 ลีด คือ

ลีด I, ลีด II, ลีด III

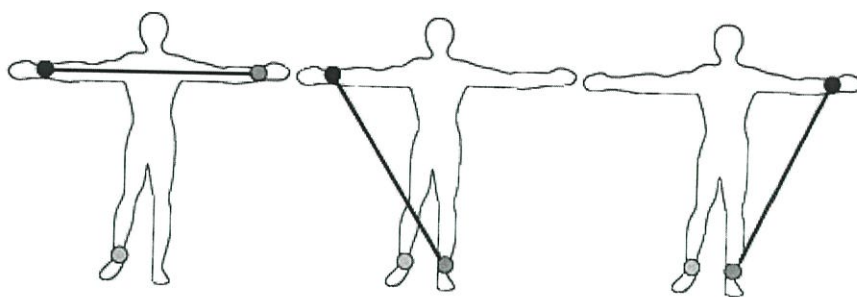
ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

ตามมาตรฐาน ลีด I, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในบริเวณด้านหน้าของร่างกาย หรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย โดยแบ่งรูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกัน 4 แบบ ดังนี้

1) วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรดเป็นวิธีที่ค้นพบโดยวิลเลียม ไอโฮเฟิน (ค.ศ.1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อยู่มหาวิทยาลัยไลนเดน จากการทดลองไอโฮเฟินพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณ กระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียก สามเหลี่ยมไอโฮเฟิน แต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทน บริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน



รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน

จากรูปที่ 2.3 แสดงตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน จะเป็นวิธีการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกัน และ

อิเล็กโทรดที่จุดหนึ่งจะเป็นขั้วบวก อิเล็กโทรดที่อีกจุดหนึ่งเป็นลบ ดังนั้นเราจึงอาจเรียกสไลด์ที่ได้จากการวางอิเล็กโทรดเช่นนี้ว่า standard limb lead แต่เนื่องจากอิเล็กโทรด ทั้ง 2 ขั้วนี้จะต้องวางอยู่บนแขน 2 ข้างหรือแขนกับขา เราจึงอาจเรียก สไลด์ที่ได้ว่าเป็น bipolar limb lead

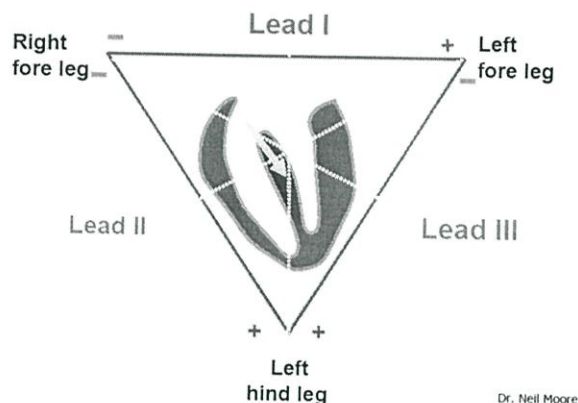
Lead I เป็นความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา (LA – RA)

Lead II เป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนขวา (LL – RA)

Lead III เป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนซ้าย (LL – LA)

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา, LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย, LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

EINTHOVEN'S TRIANGLE



รูปที่ 2.5 สามเหลี่ยมไอโธเฟน (Einthoven's Triangle)

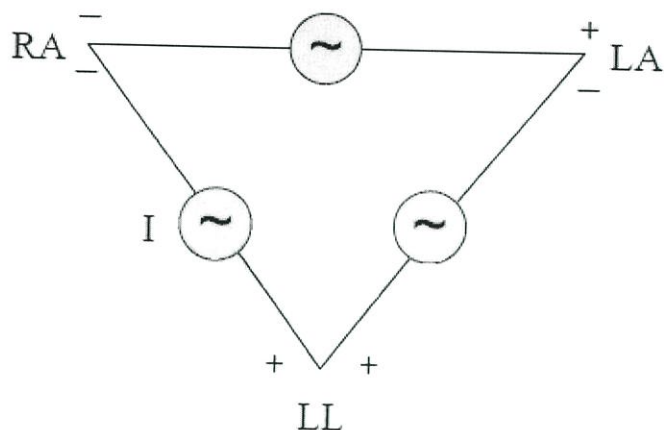
จากรูปที่ 2.4 แสดงวิธีการวัดศักย์ไฟฟ้าที่ได้ทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามมาวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโธเฟนซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III}$$

หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System

จากการวางอิเล็กโทรด ในรูปที่ 2.4 พิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในรูปที่ 2.5 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{Lead II} - \text{Lead I} - \text{Lead III} = 0$$



รูปที่ 2.6 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน

จากรูปที่ 2.5 แสดงการนำแบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาหาความสัมพันธ์ดังกล่าว ทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead) นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีดโดยสามารถเลือกลีดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2) วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead เป็นการวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ตำแหน่งเดียวกับแบบ Standard Limb Lead โดยใช้วิธีการวัดทั้ง 3 จุด โดยเปรียบเทียบจุดหลักกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้ากับจุดที่เหลือ โดยเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิง ซึ่งถือว่าศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์โวลต์เรียกว่า เอกซ์โพลริง อิเล็กโทรด (Exploring Electrode) มีตำแหน่งมาตรฐานแบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - . (LA + LL)$$

Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้า ของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - . (RA + LL)$$

Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - . (LA + RA)$$

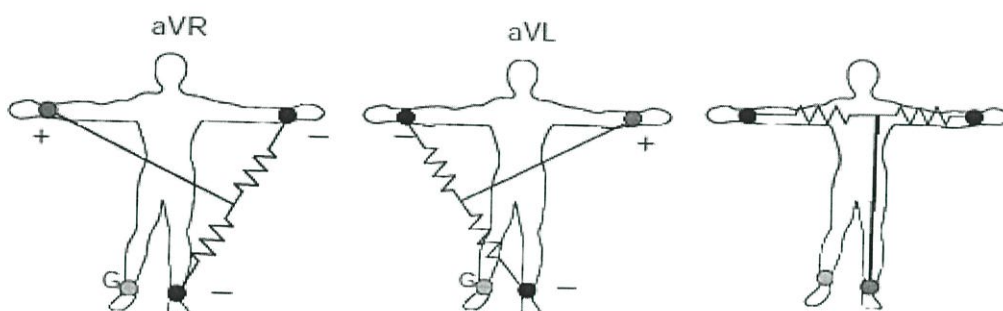
อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ ตัดขั้วลบออกทำให้ อิเล็กโทรดที่บันทึกได้ มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Voltage คือค่าของศักย์ไฟฟ้า

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

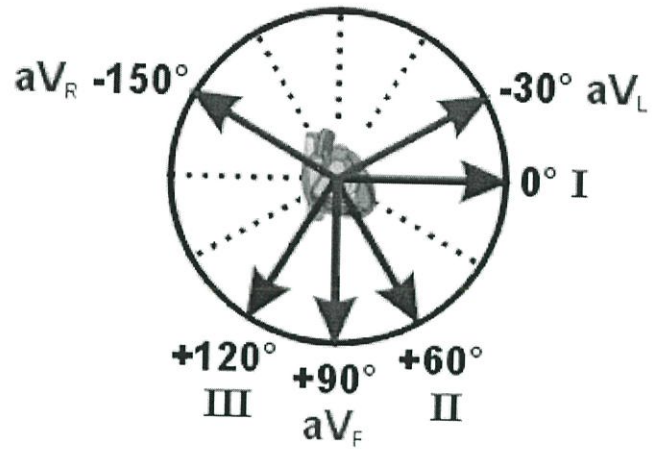
อักษร “L” หมายถึง แขนซ้าย

อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



รูปที่ 2.7 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

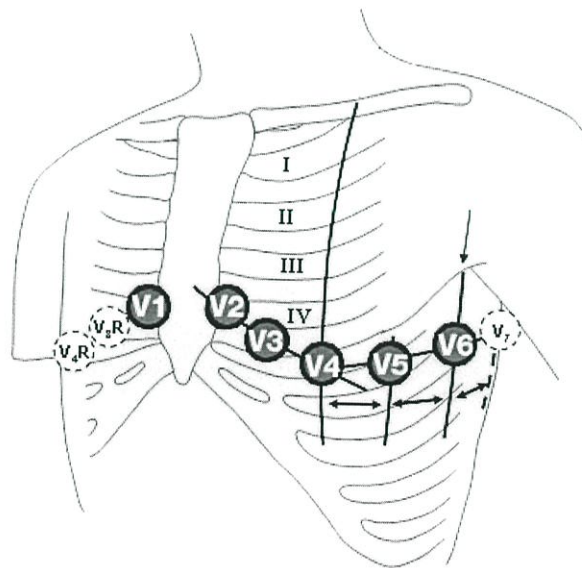
จากรูปที่ 2.6 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead วิธีการนี้จะ ได้วิธีการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจาก ไบโพลาลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead) แต่ยังคง เป็นการมองหัวใจด้านหน้า (Frontal Plane) เมื่อรวมค่าศักย์ไฟฟ้าทั้งทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้า (Frontal Plane Vector) ที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจได้แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง +110 ถึง -30 องศา แสดงด้วยรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.8 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

3) วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้ อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับตำแหน่งศูนย์ซึ่งตำแหน่งศูนย์ทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้าย และขาซ้ายมารวมกัน สามารถวัดศึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

จากรูปที่ 2.8 แสดงตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดทั้ง 6 ตำแหน่ง ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

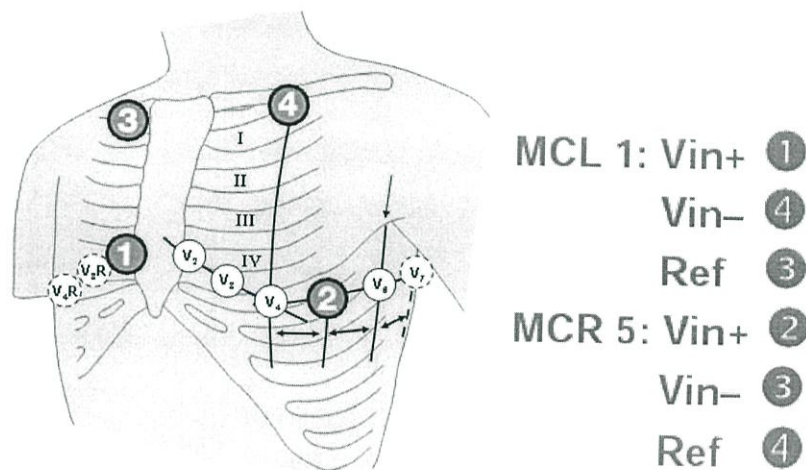
ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 แนว Medclavicular Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

4) มอนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)



รูปที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Monitoring Lead

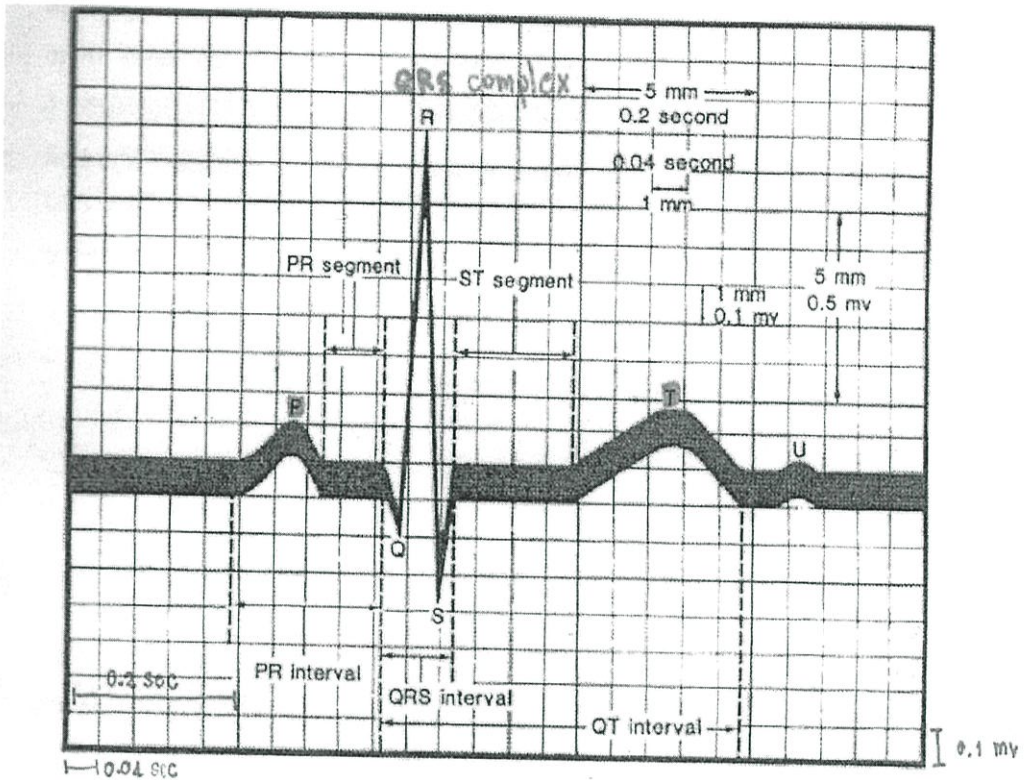
จากรูปที่ 2.9 แสดงตำแหน่งของการวัดแบบมอนิเตอร์ลีด ที่ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวก และลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่แขน ขา เหมือนในรูปแบบ bipolar limb lead ดังนั้นจึงเป็นการปรับรูปแบบเพื่อให้เหมาะสมกับการมอนิเตอร์รูปแบบที่นิยมใช้คือ

1. MCL 1 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับซ้ายบว, L = Left Arm สำหรับ ซ้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดซ้วลบไว้ตำแหน่งเดียวกับ V1 คือระหว่างตำแหน่ง อกขีโครงที่ 4 และที่ 5 ซิดอกขีโครงน้ออกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดซ้วลบไว้ได้อกขีโครงน้ออกด้านขวา ส่วนซ้วลบที่ติดสายดินมักวางได้อกขีโครงน้ออกด้านขวา

2. MCR 5 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับซ้วลบ, R = Right Arm สำหรับ ซ้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดซ้วลบไว้ตำแหน่งเดียวกับ V5 วาง อิเล็กโทรดที่ซ้วลบไว้ได้ อกขีโครงน้ออกด้านขวา ส่วนซ้วลบที่ต่อสายดินมักวางได้อกขีโครงน้ออกด้านขวา

2.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าท่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะ เกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



A normal ECG showing characteristic waves, intervals and segments, and some of the features of the tracing paper.

รูปที่ 2.11 ลักษณะองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

จากรูปที่ 2.10 แสดงองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติประกอบด้วยคลื่น P Q R S และ T ที่จะนำมาใช้ประโยชน์ในการแปลความหมายการทำงานของหัวใจ ดังนั้นกราฟที่ได้จากการบันทึกต้องสามารถบ่งบอกถึงช่วงเวลาการเปลี่ยนแปลงของคลื่น ซึ่งจะถูกนำมาใช้ทางการแพทย์ในการแปลความหมายของสัญญาณ โดยการเทียบกับช่วงเวลาที่เป็นค่ามาตรฐานเพื่อนำมาใช้ในการตรวจสัญญาณจะทำให้ทราบความผิดปกติของหัวใจในแต่ละอาการได้

2.3.1 ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 4 คลื่น ดังนี้

1. คลื่น P (P Wave) แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานัก จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติเมื่อบันทึก 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive

Deflection ในลีด II, AVL, AVF และ V1 - V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชันวิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Deflection ใน Lead III, V1 - V2 อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

2. คลื่น QRS (QRS Complex) คลื่น QRS แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชันผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากัน จึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีหากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อำประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

3. คลื่น T (T Wave) แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว มีขนาดประมาณ 1/8 - 2/3 ของคลื่น R บันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL และ V1

4. คลื่น U (U Wave) แสดงถึงช่วงรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

2.3.2 ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

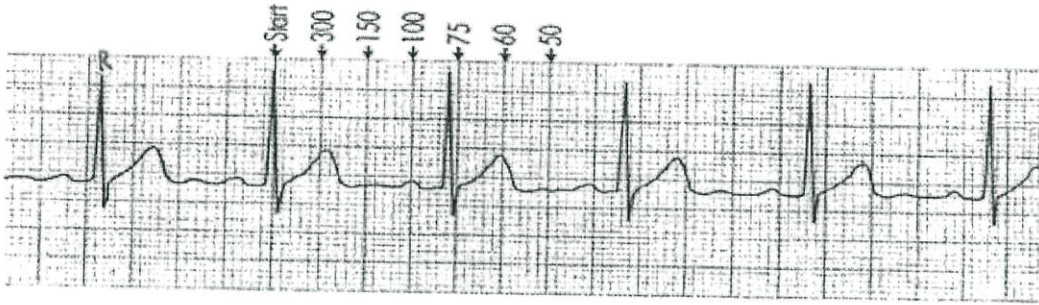
1. ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจ ห้องบนทั้งสอง และถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาทีหากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2. ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีอาจถึง 0.11 วินาทีในลีด V2 และ V3
3. ระยะเวลา V.A.T (Ventricular Activation Time) แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R
4. ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval) วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงสิ้นสุด คลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนแปลงไปตามอายุเพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาทีและในหญิง ไม่ควรเกิน 0.43 วินาที
5. ช่วงเวลา R-P (R-P Interval) วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไปสามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้
6. ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มดูตั้งแต่จบคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex
7. ระยะเวลา S-T (S-T Segment) เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางที่เรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะนี้อยู่ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำกว่านี้ เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสภาวะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับภัยอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

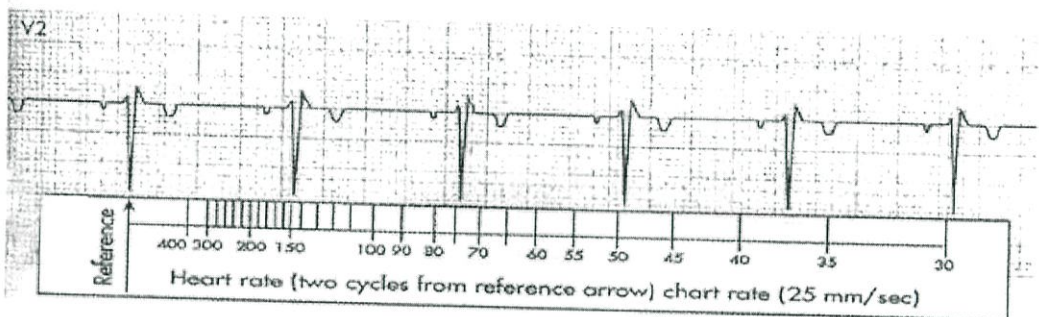
2.3.3 ลำดับการประเมิน ECG

1. วัดอัตราของหัวใจ (Rate)

จากการวัดช่วง R-R interval โดยนับจำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาษบันทึก 6 วินาที นำค่ามาคำนวณโดย ($\times 10$) จะได้อัตราการเต้นของหัวใจใน 1 นาที หรือการใช้มาตรฐานนับค่า (count-off) นับอัตราการเต้นของหัวใจเป็นกี่ครั้ง/นาที



รูปที่ 2.12 Count-off method of estimating heart rate



รูปที่ 2.13 Using a rate-ruler to confirm heart rate

2. จังหวะการเต้นของหัวใจ

ดูจังหวะสม่ำเสมอหรือไม่ โดยดูที่ P-P wave หรือ R-R interval ถ้าจังหวะไม่สม่ำเสมอ (irregular rhythm) หรือเห็น premature beat นับเป็นผิดปกติ

3. ความสัมพันธ์ของ P- wave และ QRS complex

คลื่น P-wave จะนำมาก่อน QRS complex ทุกครั้ง แสดงว่าเกิด atrial activity และ QRS จะเกิดตามหลัง P-wave ทุกครั้ง แสดงถึงการนำกระแสจาก atrial ยัง ventricle โดยปกติจะมีความสัมพันธ์กัน

4. P-R interval

ค่าปกติเฉลี่ย 0.12 – 0.2 sec หากมากกว่า 0.2 sec. แสดงว่าการนำกระแสของ atrial มายัง ventricle ช้าลง นับว่ามีภาวะของ heart block.

5. QRS มีรูปร่างและช่วงเวลาปกติ

หาก QRS complex มากกว่า 0.12 sec. แสดงถึงการนำกระแสผิดปกติของ ventricular conduction system

6. ST segment

พิจารณาที่รอยต่อระหว่าง QRS complex และ ST segment เรียกว่า J point ถ้ามีการเคลื่อนที่ไม่อยู่ในแนว isoelectric line คือ ยกสูง หรือต่ำกว่า ถือว่ามีความผิดปกติ โดยแสดงถึงการโรค myocardial ischemia, infarction

7. T-wave

ปกติจะเป็นคลื่นบวก ถ้ากลับหัวลงหรือคลื่นสูงมาก มักจะผิดปกติ อาจแสดงการทำลายของกล้ามเนื้อหัวใจ

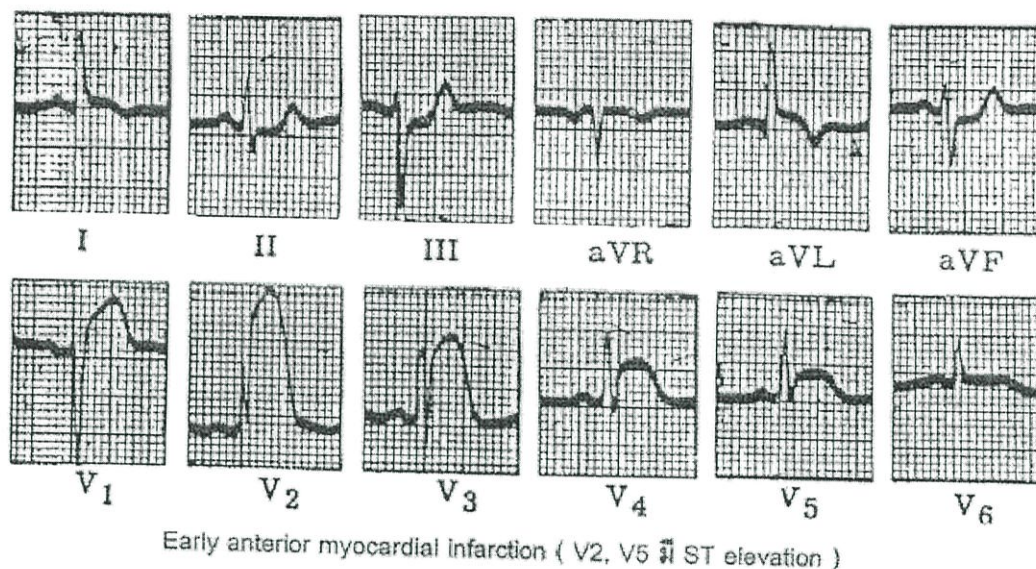
2.3.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติในผู้ป่วย

1. กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด หรือตาย (Myocardial ischemia /infarction) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถบอกรายละเอียดของกล้ามเนื้อหัวใจที่ตายได้ คือ

1.1 ระดับความลึกของกล้ามเนื้อที่ตาย

Acute transmural infarction or transmural MI เกิดขึ้นบริเวณ subepicardium lesion มักแสดงถึง transient severe transmural ischemia จาก coronary artery spasm พบว่า ECG จะมีการเปลี่ยนแปลงของ T wave, ST segment ในช่วงแรก โดย ST segment elevation (สูงขึ้น)

Ischemia and Nontransmural MI เกิดขึ้นบริเวณ subendocardium lesion หรือมีภาวะ severe ischemia พบว่า ECG จะมี ST segment depression (กดต่ำ), T wave inversion (กลับหัว)



รูปที่ 2.14 Early anterior myocardial infarction (V2, V5 มี ST elevation)

1.2 บอกระยะเวลาที่เกิดกล้ามเนื้อตาย ระยะ Acute phase คือ 3 วันแรก ST segment จะยกสูง T wave หัวตั้ง, ระยะต่อมา ST จะปกติ ส่วน T wave ภายใน 1 เดือน T wave หัวกลับ และระยะหลัง 3 เดือน T wave จะหัวตั้ง

1.3 บอกตำแหน่งที่กล้ามเนื้อตาย จะพิจารณาจาก lead ต่างๆ ที่พบความผิดปกติตามตำแหน่งกล้ามเนื้อที่ตายได้

2. หัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia)

โดยปกติ SA node จะสร้าง electric impulse กระตุ้นหัวใจเป็นจังหวะอยู่ตลอดเวลา (เป็น pacemaker) แต่ impulse สามารถสร้างขึ้นที่ส่วนอื่นของหัวใจได้ เรียกว่าเป็น “Ectopic pacemaker” ทำหน้าที่เป็น pacemaker สำรอง ถ้า SA node ไม่สร้าง impulse หรือออกมาไม่ได้ ซึ่ง Ectopic pacemaker นี้ อาจเกิดขึ้นเป็นครั้งแรกหรือตลอดไปก็ได้ ทำให้เกิดความผิดปกติในจังหวะการเต้นของหัวใจ (cardiac arrhythmia หรือ Dysrhythmia) แบ่งความผิดปกติได้ 3 อย่าง คือ ผิดปกติที่จุดให้กำเนิดจังหวะ (impulse formation), ผิดปกติในการนำไฟฟ้า (impulse conduction) และความผิดปกติร่วมกันทั้งสองอย่าง นอกจากนี้ Cardiac arrhythmia อาจเกิดจากภาวะผลของยา, Electrolyte disturbance ซึ่ง Cardiac arrhythmia ที่ควรรู้จักมีดังนี้

2.1 Abnormal sinus rhythms

1) Sinus bradycardia (SB)

จังหวะของ SA node ต่ำกว่า 60 ครั้ง/นาที ลักษณะรูปคลื่นเหมือนปกติ เกิดได้จากการกระตุ้นประสาท Parasympathetic คือ vagal response จากความกลัว, การนอนหลับ, suction, vomiting, ผลของยา beta-blockers, ภาวะ hypoxaemia ลดลง ซึ่งมีผลต่อ hemodynamic compromise คือ ภาวะ C.O. ลดลง, hypotention หรือมีอาการแสดงของ dizziness, lightheadedness, syncope พบได้ในผู้ป่วย intracranial pressure สูง, hypercalcemia, hypothyroidism หรือในนักกีฬาที่ well-trained.



Normal sinus rhythm

รูปที่ 2.15 Normal sinus rhythm



Sinus dysrhythmia



Sinus bradycardia (S Brady,SB)

รูปที่ 2.16 Sinus dysrhythmia และ Sinus bradycardia (S Brady,SB)

2) Sinus tachycardia(ST)

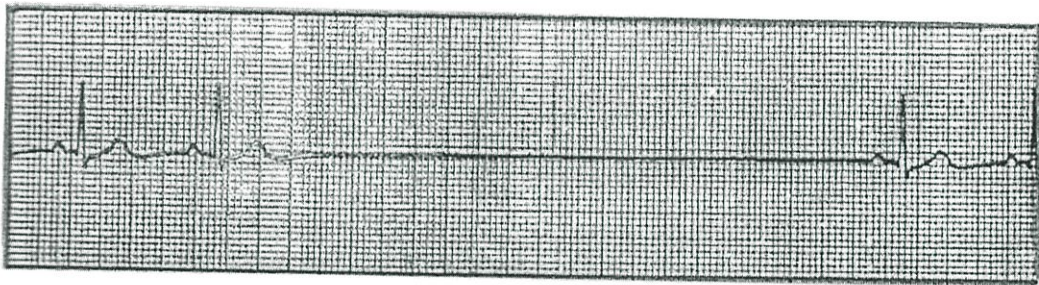
จังหวะของ Sinus มากกว่า 100 ครั้ง/นาที โดยทั่วไปเกิดจากอาการปวด, ความวิตกกังวล (anxiety), hyperthyroidism ส่วนในภาวะโรคหัวใจ จะแสดงการเพิ่มขึ้นของ Myocardial oxygen demand/ workload of heart ซึ่งเป็นต้นเหตุหรือตัวเร่งให้เกิด ischemia of coronary artery disease(CAD).



รูปที่ 2.17 Sinus tachycardia (S-tach,ST)

3) Sinus arrest (Sinus standstill, Sinus pause)

เกิดจาก SA node ไม่สามารถสร้างประจุไฟฟ้าส่งออกไปได้ตามปกติ พบในคนปกติที่ประสาททเวกัสทำงานมากกว่าธรรมดา การกด carotid sinus หรือการได้รับยาบางชนิด ที่มีสารโปแตสเซียมในเลือดสูง หรือเป็นโรคของ SA node เอง. Sinus arrest ectopic pacemaker เกิดขึ้นแทน ลักษณะคลื่นไฟฟ้า พบว่า P-wave และ QRS complex จะหายไปอย่างไม่มีจังหวะ และเป็นเส้นตรงของ isoelectric line แทน

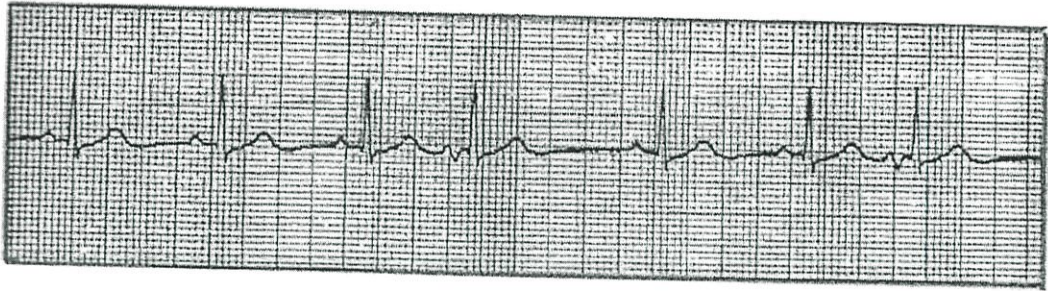


รูปที่ 2.18 Sinus arrest ; Sinus pause

2.2 Supraventricular arrhythmia มีจุดเกิด impulse สูงหรืออยู่ใน atrioventricular (AV) node

1) Premature atrial contraction (PAC)

มีจุดสร้าง impulse เป็น Ectopic pacemaker เกิดขึ้นใน atrium ปล่อยประจุออกมา กระตุ้นผ่าน atrium ไปตาม conduction system และ ventricle โดย impulse จะเกิดเร็วและเกิดก่อน impulse จาก SA node ลักษณะคลื่นไฟฟ้าพบว่า P-wave เกิดขึ้นเร็วกว่ากำหนด รูปร่างผิดไปจากเดิม ขณะที่ QRS, T ปกติ หรืออาจผิดปกติก็ได้ ถ้าระยะเหนี่ยวนำใน ventricle ผิดไป

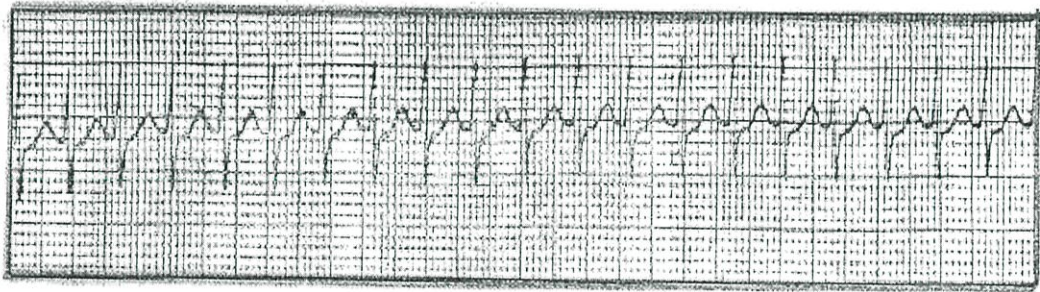


รูปที่ 2.19 Sinus with premature atrial contractions (PACs)

2) Atrial tachycardia and Supraventricular tachycardia (SVT)

Atrial tachycardia มีจุดหนึ่งใน atrial ทำหน้าที่สร้าง impulse แทน SA node ทำให้ ventricles ตื่นเร็วประมาณ 150-250 ครั้ง/นาที ลักษณะคลื่นไฟฟ้า จะมี heart rate สูงมาก คือ 150-250 ครั้ง/นาที จังหวะสม่ำเสมอ, P-wave นำหน้า QRS complex ทุกครั้ง รูปร่าง P-wave เหมือนใน PAC โดย QRS รูปร่างปกติและเกิดติดต่อกันในจังหวะเร็ว

-Paroxysmal atrial tachycardia (PAT) เป็น atrial tachycardia ที่เกิดขึ้นชั่วคราวเป็นช่วงๆ นาน 2-3 นาที แล้วหายไปเอง หรืออาจเกิดติดต่อกันนาน 2-3 วันก็ได้ เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดหัวใจวายในคนสูงอายุได้

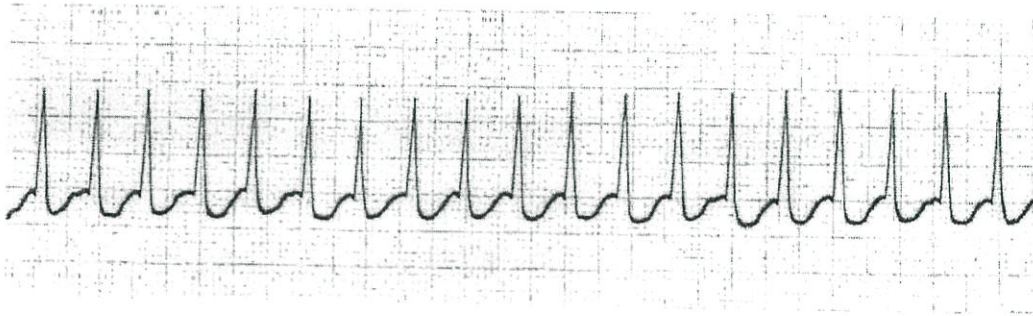


Paroxysmal atrial tachycardia (PAT)

รูปที่ 2.20 Paroxysmal atrial tachycardia (PAT)

-Supraventricular tachycardia (SVT) เป็นคลื่นไฟฟ้าที่มี QRS complex มีจังหวะเร็วมาก รูปร่างปกติ แต่ไม่เห็น P-wave สันนิษฐานว่าจุดสร้าง impulse ต้องอยู่ในที่ใดที่

หนึ่งเหนือ ventricles SVT มีผลต่อ cardiac output ลดลง โดยมีอาการแสดง คือ dizziness, lightheadedness, syncope SVT เกิดจากผลของยาเกิดขนาดหรือ sympathetic activity



รูปที่ 2.21 Supraventricular tachycardia (SVT)

3) Atrial flutter

ประจุไฟฟ้าใน atrium เกิดการไหลวน กระตุ้นให้ atrium depolarization อย่างเร็วมากและสม่ำเสมอ 250-350 ครั้ง/นาที ทำให้เกิด flutter (F wave) ลักษณะคล้ายฟันเลื่อย (sawtooth) แทน P-wave, มี atrial and ventricular arrhythmia และเกิดการหดตัวไม่สัมพันธ์กัน ทำให้ ventricles ได้รับการกระตุ้นน้อยกว่า atrium เกิดเป็น AV block ร่วมด้วย เช่น P-wave 2 คลื่นมี QRS complex 1 คลื่น เป็น 2:1 AV block.



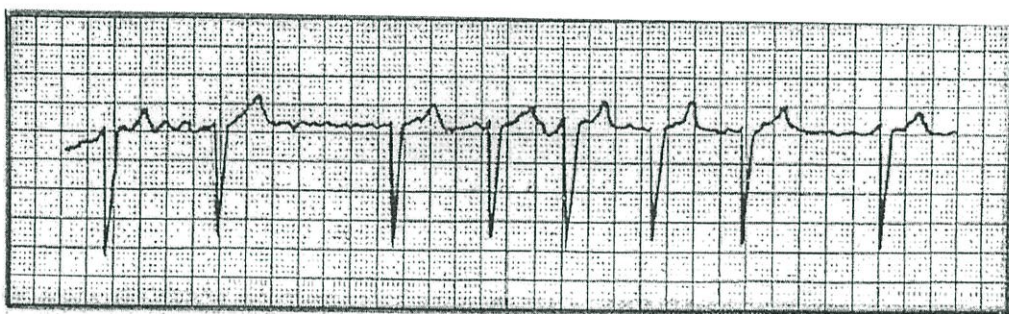
Atrial flutter (A. Flutter)

รูปที่ 2.22 Atrial flutter (A.Flutter)

4) Atrial fibrillation (AF)

เกิดจากจุดสร้าง impulse บริเวณ atrium อาจมี impulse จากหลายพื้นที่ ปลดปล่อยประจุไฟฟ้าออกมาถี่มากและไม่สม่ำเสมอ ประมาณ 400-700 ครั้ง/นาที impulse บางส่วน

ผ่าน AV node ไปถึง ventricles ทำให้ ventricles บีบตัวอย่างไม่สม่ำเสมอ ลักษณะคลื่นไฟฟ้า คือ P- wave หายไป มี fibrillatory wave (f wave) มาแทน ลักษณะเป็นเส้นหยักไปมา ไม่สม่ำเสมอ, QRS ปกติ แต่ถ้ามีระบบเหนี่ยวนำผิดปกติ ก็จะมีรูปร่างผิดปกติได้, ระยะห่างระหว่าง R-R interval ไม่เท่ากัน พบในผู้ป่วย อาการฉุกเฉิน มีผลต่อการประสิทธิภาพของ pumping เลือดผ่านไป ventricle นอกจากนี้ ผลของ fibrillation ทำให้หัวใจเกิด rapid ventricular respond เกิด tachycardia, hemodynamic instability, poor activity tolerance. AF เกิดได้จากหลายปัจจัย (multifactorial) ที่พบทั่วไปเกิดจาก sympathetic tone เพิ่มขึ้น, hypokalaemia, hypoxaemia, dehydration/overhydration, ischemic heart disease, cardiac surgery.



Atrial fibrillation (A.fib)

รูปที่ 2.23 Atrial fibrillation (A.fib)

2.3. Ventricular arrhythmias

1) Premature ventricular contraction (PVC)

เกิดจากจุดกำเนิดไฟฟ้าสำรอง (ectopic pacemaker) ใน ventricles ปลดปล่อย ประจุไฟฟ้า ventricles โดยไม่ผ่าน conducting system ตามปกติ ทำให้ ventricles บีบตัวก่อน กำหนด มีการกระจายของ impulse ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีลักษณะกว้างและประหลาด (Wide and Weird) โดย QRS ใหญ่และกว้างกว่าปกติ คือ >0.12 sec, มี QRS complex ที่ผิดปกติเกิดตามหลัง QRS complex ที่ปกติ อาจมี ST segment ผิดปกติ และ T wave มีทิศทางตรงกันข้ามกับ QRS.

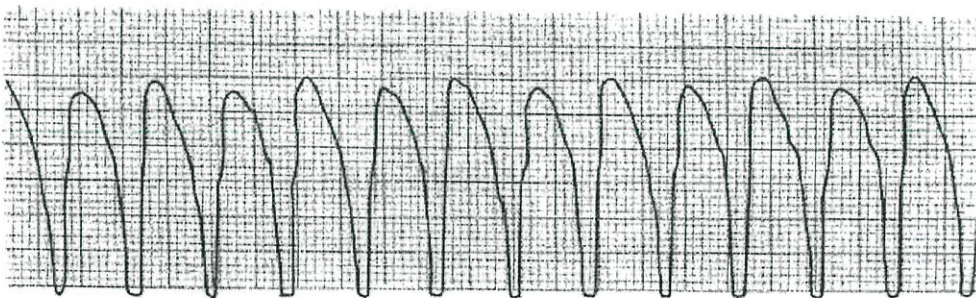


Multifocal PVCs

รูปที่ 2.24 Multifocal PVCs

2) Ventricular tachycardia (VT)

มีจุดกำเนิดไฟฟ้าอยู่ใน ventricles เหมือน premature ventricular contraction แต่ปล่อยกระแสไฟฟ้ากระตุ้นถี่ขึ้น คือมี premature ventricular contraction เกิดขึ้น 3 ตัวติดๆ กัน หรือมากกว่า และมีอัตราการเต้นมากกว่า 100 ครั้ง/นาที ลักษณะคลื่นไฟฟ้า P wave หายไปใน QRS complex หรืออาจมี P Wave ซึ่งไม่สัมพันธ์กับ QRS, QRS ผิดปกติและกว้าง เหมือน premature ventricular contraction. VT ทำให้ C.O. ลดลง, B.P. ลดลง จนนำไปสู่การเกิด Ventricular fibrillation พบในผู้ป่วยที่กล้ามเนื้อหัวใจถูกทำลายอย่างมาก เช่น ถูกไฟฟ้าช็อต กล้ามเนื้อหัวใจตายบริเวณกว้าง ถ้าไม่ได้รับการรักษาอาจถึงชีวิตได้.

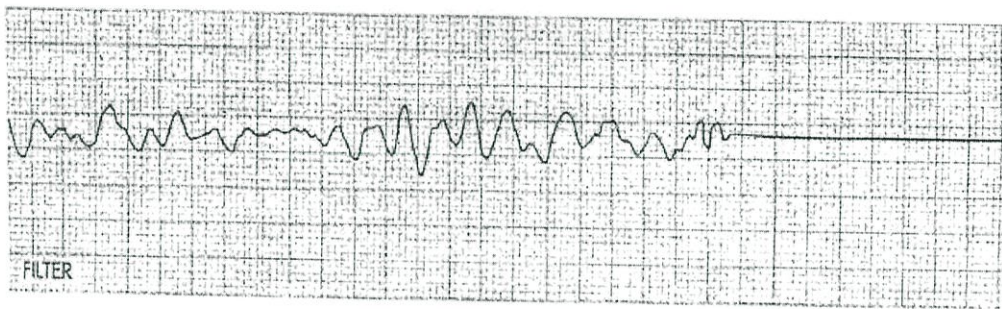


Ventricular tachycardia (V-tach)

รูปที่ 2.25 Ventricular tachycardia (V-tach)

3) Ventricular Fibrillation (VF)

เกิดจากจุดกำเนิดไฟฟ้า irritable focus หลายจุดเกิดขึ้นพร้อมกันใน ventricles ซึ่งออกมาไม่สม่ำเสมอและสับสนไปทั่ว ventricles ทำให้มี depolarization และ repolarization ชั้นต่างๆ เกิดขึ้นพร้อมกันในเวลาเดียวกัน ventricles จึงบีบตัวไม่พร้อมกัน ทำให้ไม่มีเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในที่สุดเกิดหัวใจหยุดเต้น (cardiac arrest) ตามมา ลักษณะคลื่นไฟฟ้า มีแต่คลื่นเป็นเส้นหยักไปมา ไม่สม่ำเสมอ ไม่มี P-wave, QRS complex และ T wave อัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก นับจำนวนไม่ได้, ไม่มีเส้น isoelectric line ระหว่าง QRS complex. การเกิด VF ทำให้เสียชีวิตอย่างปัจจุบันได้ พบในผู้ป่วยที่กล้ามเนื้อหัวใจเสียไปอย่างมาก และในโรคหัวใจทุกชนิดระยะอาการหนักใกล้เสียชีวิต.

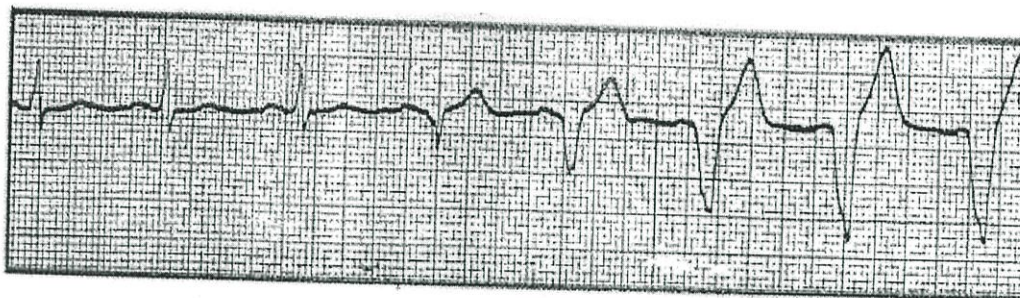


Ventricular fibrillation degenerating into asystole

รูปที่ 2.26 Ventricular fibrillation degenerating into asystole

4) Idioventricular rhythm

เป็นจังหวะที่เกิดขึ้นเมื่อ SA node ไม่สามารถทำหน้าที่ปล่อยประจุไฟฟ้าไปกระตุ้น ventricles ต้องให้ pacemaker ที่เกิดขึ้นใหม่ใน ventricles ทำหน้าที่แทน เรียกว่า Ventricular escape beat pacemaker อาจเกิดขึ้นหลายแห่งได้ ถ้าเกิด beat เกิน 3 ตัวติดๆ กัน มีอัตราการเต้น ประมาณ 30-40 ครั้ง/นาที ถือว่าเป็น idioventricular rhythm ลักษณะคลื่นไฟฟ้า จะไม่มี P-wave, QRS complex กว้างมากเกิน 0.16 sec. ถ้ามี escape focus หลายแห่ง รูปร่าง QRS และอัตราเร็วจะแตกต่างกัน ความเร็วจะค่อยๆ ช้าลงจนกระทั่งหัวใจหยุดเต้น



Accelerated Idioventricular rhythm (AIR)

รูปที่ 2.27 Accelerated idioventricular



Idioventricular rhythm (IR)

รูปที่ 2.28 Idioventricular rhythm (IR)

2.4 Heart block

เกิดจากการเหนี่ยวนำไฟฟ้าในหัวใจช้ากว่าปกติ ถูกขัดขวางหรือปิดกั้น แบ่งการเกิดได้ตามกายวิภาค คือ SA block เกิดที่ SA node, AV block เกิดที่ AV node และ Intraventricular block เกิดใน ventricles Atrioventricular block (AV block) เกิดจากการเหนี่ยวนำไฟฟ้าระหว่าง atrium และ ventricles ช้ากว่าปกติ หรือถูกขัดขวาง ปิดกั้นระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้า พบในโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดกล้ามเนื้อหัวใจตาย หรือ conducting system ถูกกดการทำหน้าที่ สามารถแบ่ง Degree of AV block ได้ 3 ชั้น ดังนี้

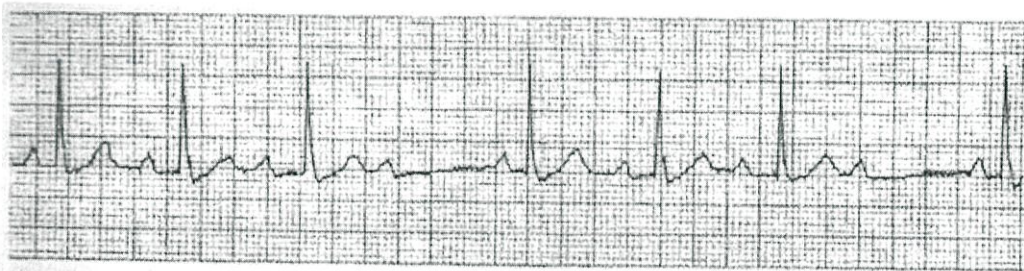
First degree AV block - AV node เสื่อมหน้าที่ ทำให้ impulse ผ่านจาก atrium ไป ventricle ช้า ลักษณะคลื่น จะมี P wave 1 ตามด้วย QRS complex 1 ตัว ตามปกติ แต่มี PR interval ย่อมมากกว่า 0.2 sec. (ค่าปกติ 0.16 sec) อาจไม่จำเป็นต้องรักษา หรือรักษาโดยแก้สาเหตุ เช่น การหยุดยา แต่อาจกลายเป็น AV block ชั้นที่ 2 และ 3 ได้



First-degree AV block

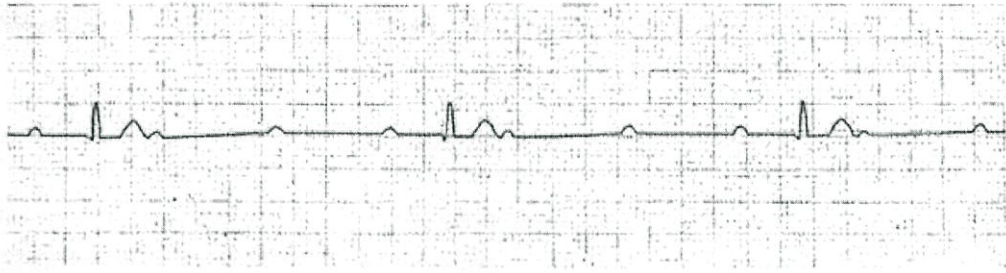
รูปที่ 2.29 First-degree AV block

Second degree V block - impulse ผ่านจาก SA node แต่ถูกขัดขวางไม่ให้ผ่าน AV node ไปยัง ventricles ในบางครั้ง ทำให้ P-wave บางตัว ไม่มี QRS complex ตาม ซึ่ง PR interval > 0.3 sec. เช่น 3:1 AV block คือ มี P-wave 3 ตัว แต่มี QRS complex 1 ตัว มักพบในผู้ป่วยกล้ามเนื้อหัวใจตายบริเวณกว้างโดยฉับพลัน และมีการตายลุกลามถึง bundle branch ทั้งสองข้าง เมื่อเกิดแล้วอัตราการตายสูงถึง 80% โดยมักจะเกิด AV block ขั้นที่ 3 หรือ ventricle หยุด เต็มตามมา



Second-degree AV block, Mobitz type I

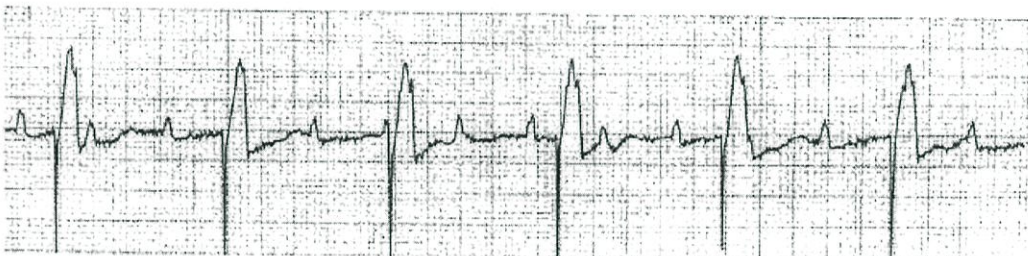
รูปที่ 2.30 Second-degree AV block, Mobitz type I



Second-degree AV block, Mobitz type II

รูปที่ 2.31 Second-degree AV block, Mobitz type II

Third degree AV block (complex heart block) - เกิดจาก impulse จาก SA node ถูกสกัดกั้น ไม่ให้ไปถึง ventricle อย่างสมบูรณ์ การสกัดกั้นจะเกิดที่ AV node, bundle of His หรือ bundle branch ก็ได้ ทำให้มีจุดกำเนิดไฟฟ้าใหม่ต่ำกว่าจุดกำเนิดที่ถูกสกัดกั้น และสร้างให้ ventricle ทำงานเองโดยอิสระ ไม่สัมพันธ์กับ atrium ลักษณะคลื่นไฟฟ้า P wave จะเด่นไม่สัมพันธ์กับ QRS complex และ T wave โดยอัตราการเกิด QRS complex ช้ากว่า P-wave โดยรูปร่างและอัตราการเต้นของหัวใจ ขึ้นกับตำแหน่งที่ตั้งของ Ectopic pacemaker



Third-degree AV block with ventricular pacing

รูปที่ 2.32 Third-degree AV block with ventricular pacing

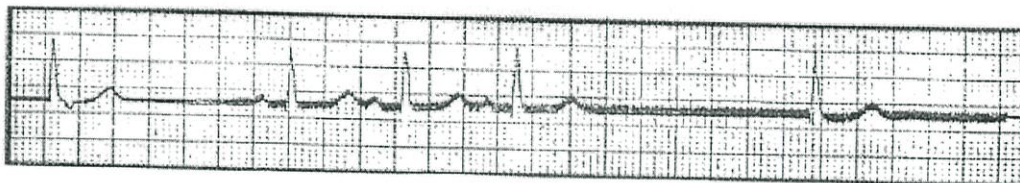
2.5 ภาวะหัวใจหยุด (cardiac arrest)

เป็นสภาวะที่หัวใจหยุดทำงาน หรือทำงานอย่างไม่มีประสิทธิภาพ ไม่สามารถนำออกซิเจนไปเลี้ยงร่างกายได้ ถ้าส่วนสมอง cortex ขาดออกซิเจนนาน 4-6 นาที สมองก็จะตาย และผู้ป่วยก็จะไม่ฟื้น มักเกิดจากเหตุของโรคหัวใจที่รุนแรงและไม่ได้ได้รับการรักษา การแพทย์อย่างรุนแรง หรือการทำงาน ของกล้ามเนื้อหัวใจที่ไม่มีประสิทธิภาพ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นเส้นตรง ไม่มี

P-wave และ QRS complex เรียกว่า ventricular asystole โดยระยะก่อนหัวใจหยุด อาจจะเป็น ventricular tachycardia หรือ ventricular fibrillation ก็ได้ แล้วแต่สาเหตุที่ทำให้หัวใจหยุด ต้องได้รับการทำ cardio-pulmonary (CPR) โดยด่วน

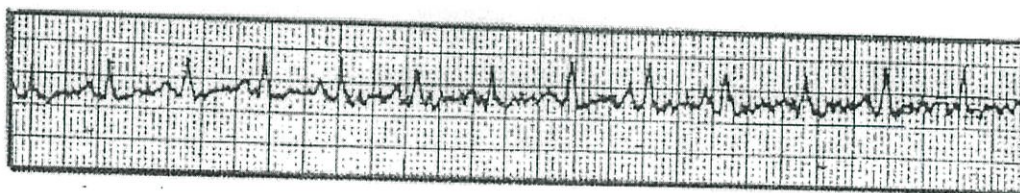
ลักษณะคลื่นแปลกปลอมรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้แก่

1. รบกวนจากกระแสไฟฟ้าสลับ (Alternating current interference)



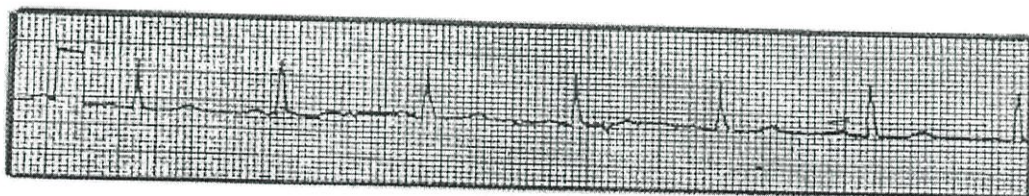
รูปที่ 2.33 คลื่นรบกวนจากกระแสไฟฟ้าสลับ

2. การเกร็งของผู้ป่วย (Somatic tremor)



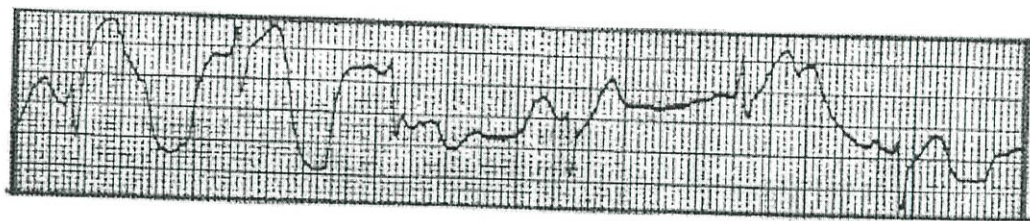
รูปที่ 2.34 คลื่นรบกวนจากการเกร็งของผู้ป่วย

3. เส้นพื้นฐานไม่สม่ำเสมอ (irregular baseline)



รูปที่ 2.35 เส้นพื้นฐานไม่สม่ำเสมอ

4. เส้นพื้นฐานแกว่งขึ้นลงช้า (Wanderingbaseline)

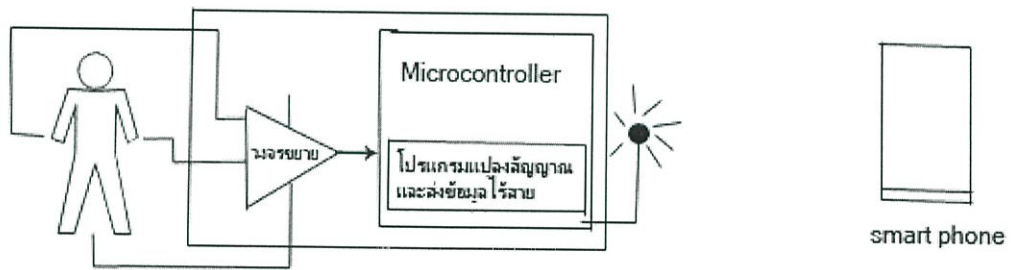


รูปที่ 2.36 เส้นพื้นฐานแกว่งขึ้นลงช้า

บทที่ 3

การออกแบบเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่วไประดับสัญญาณทางไฟฟ้าของหัวใจในสภาวะปกติมีขนาดแรงดันของสัญญาณมีค่าน้อยมาก จึงจำเป็นต้องขยายสัญญาณเพื่อให้เราสามารถนำไปวิเคราะห์สัญญาณนั้นต่อไปได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบเครื่องขยายสัญญาณที่มีอัตราการขยายสัญญาณที่สูง (ประมาณ 100 เท่า) และออกแบบวงจรกรองสัญญาณรบกวน โดยเครื่องขยายสัญญาณ ECG จะประกอบด้วยฮาร์ดแวร์ 2 ส่วนคือ ส่วนขยาย ได้แก่ วงจรขยายสัญญาณ วงจรกรองความถี่ 50 เฮิรท์และส่วนแสดงผลซึ่งใช้สมาร์ทโฟน การรับส่งข้อมูลระหว่างวงจรขยายและแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับสมาร์ทโฟนทำได้โดยผ่านทางวงจรส่งถ่ายข้อมูลไร้สาย สำหรับซอฟต์แวร์ที่ใช้ในโครงการนี้มี 2 ส่วนด้วยกัน คือ โปรแกรมแปลงและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และโปรแกรมแสดงผลกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำงานบนสมาร์ทโฟน ส่วนประกอบทั้งหมดของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงไว้ในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ส่วนประกอบของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หลักการทำงานของเครื่องขยายสัญญาณ ECG เริ่มต้นนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งวัดด้วยอิเล็กโทรดที่จับสัญญาณบริเวณผิวหนังที่ตามตำแหน่งต่างๆ ที่ใช้ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นนำสัญญาณ ECG เข้าสู่วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนเตชัน โดยมีอัตราการขยายสัญญาณ 100 เท่า จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาผ่านวงจรเพื่อปรับดีซีออฟเซต แต่สัญญาณที่ได้ยังคงมีขนาดเล็กอยู่ จึงนำสัญญาณไปขยายอีก โดยวงจรขยายสัญญาณ ที่มีอัตราการขยายสัญญาณ 10 เท่า แล้วนำสัญญาณที่เรา

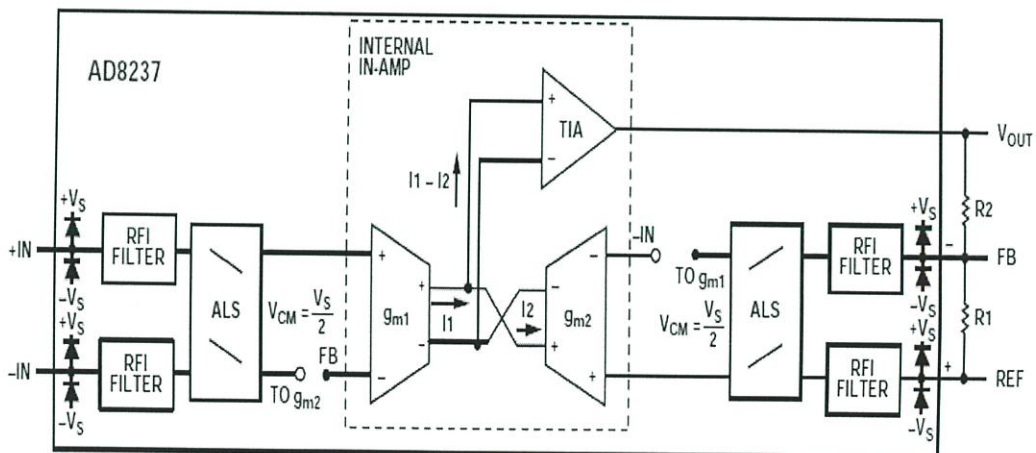
ได้มายังวงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิรท์ จากนั้นก็นำสัญญาณที่ได้เข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณและส่งข้อมูลแบบไร้สาย เพื่อส่งไปยังภาคส่วนแสดงผลต่อไป

3.1 การออกแบบในส่วนวงจรขยาย

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็กมาก (ประมาณ 1 มิลลิโวลท์) ทำให้สัญญาณรบกวนมีผลต่อระบบอย่างมาก ดังนั้นวงจรที่จะนำมาขยายสัญญาณจึงต้องเป็นวงจรที่มีความสามารถในการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดได้ดีและมีความแม่นยำ ซึ่งวงจรที่เหมาะสมมากที่สุดก็คือ วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน

3.1.1 Instrumentation Amplifier

ในปัจจุบันมีวงจรรวมที่ภายในต่อเป็นวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันมีอยู่หลายเบอร์ด้วยกัน แต่สำหรับโครงการชิ้นนี้ เราได้เลือกใช้ออปแอมป์จากวงจรรวมเบอร์ AD8327 ซึ่งเป็นไอซีประเภทอินสตรูเมนต์แอมป์ มาใช้ในการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งภายในไอซีจะประกอบด้วยอุปกรณ์ต่างๆ



รูปที่ 3.2 ภายในไอซีเบอร์ AD8327

ต้องการอัตราขยายแรงดันจากวงจรประมาณ 100 เท่า
สามารถหาค่าต่างๆ ได้ดังนี้

$$V_{out} = G(V_{+IN} - V_{-IN}) + V_{REF}$$

ที่

$$G = 1 + R_2/R_1$$

โดยหาค่า R_1 และ R_2 ได้จากตาราง ในตาต้าซีท

ดังนั้นจะได้ค่า $R_1 = 1K$ และ $R_2 = 100K$

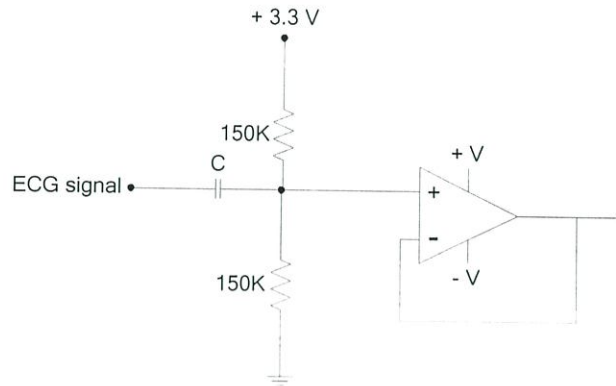
ตารางที่ 3.1 ค่า R_1 และ R_2

Table 7. Suggested Resistors for Various Gains (1% Resistors)

R1 (k Ω)	R2 (k Ω)	Gain
None	Short	1.00
49.9	49.9	2.00
20	80.6	5.03
10	90.9	10.09
5	95.3	20.06
2	97.6	49.8
1	100	101
1	200	201
1	499	500
1	1000	1001

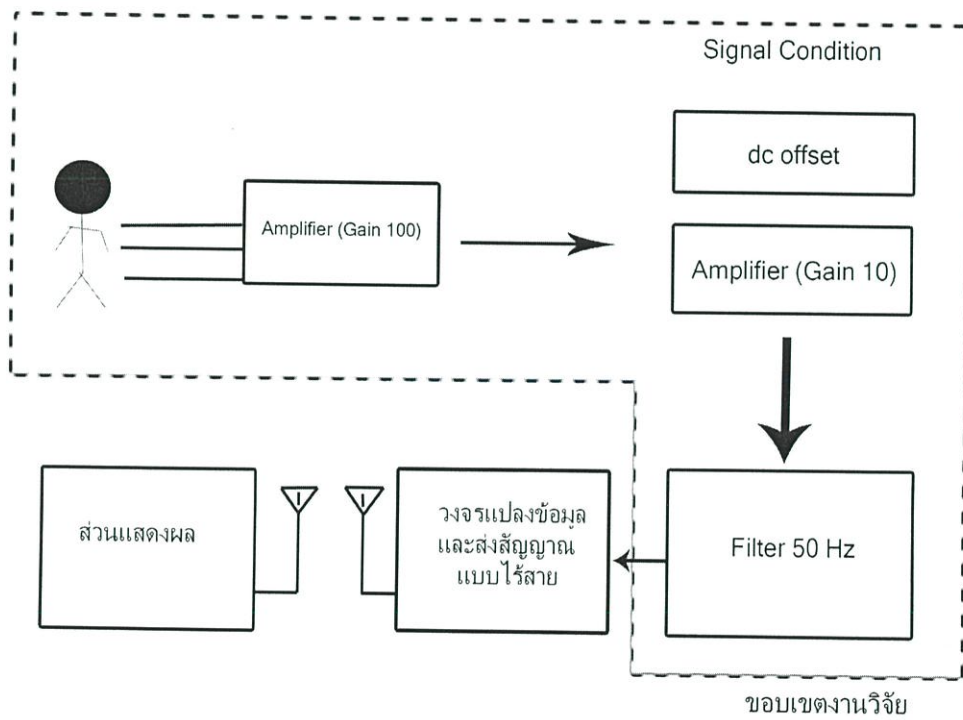
3.1.4 วงจร Offset Voltage Adjustment

วงจร Offset Voltage Adjustment ใช้สำหรับยกระดับแรงดันของสัญญาณที่ได้รับ การขยายก่อนเข้าสู่ วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล เนื่องจากสัญญาณที่ได้หลังจากผ่าน วงจรขยายจะมีค่าอยู่ระหว่าง $-V_{SS}$ ถึง $+V_{SS}$ ซึ่งไม่ตรงกับช่วง Input Voltage ของวงจรแปลง สัญญาณ A/D ของ LPC2148 ที่อยู่ระหว่าง 0 – 3.3 V จึงต้องมีวงจร Offset ในการปรับค่า ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 วงจร Offset Voltage Adjustment

เมื่อนำวงจรข้างต้นมาประกอบกันโดยเรียงลำดับการทำงานดังรูปที่ 3.6 จะได้วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



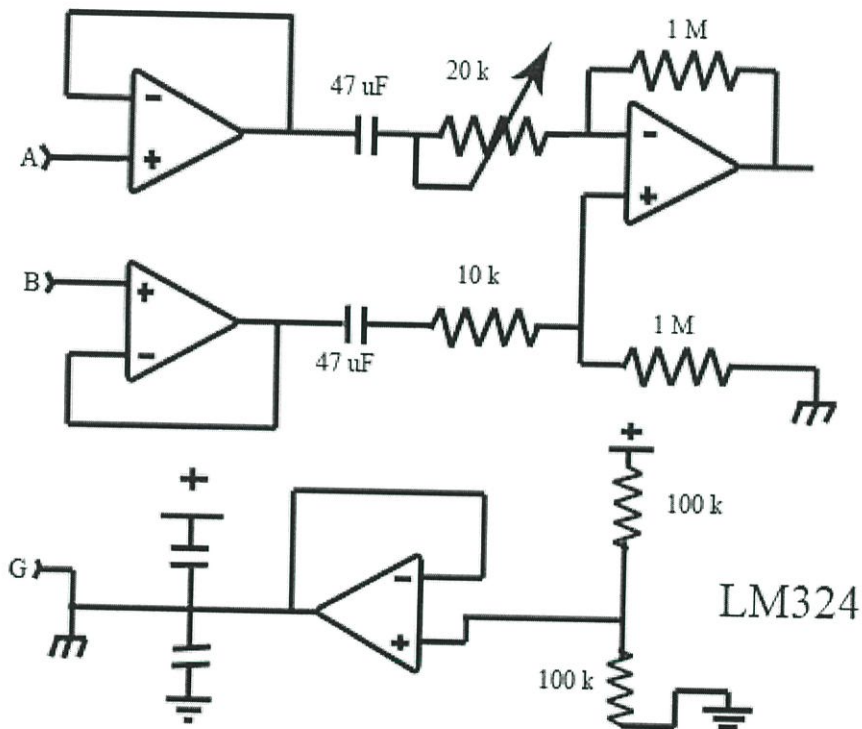
รูปที่ 3.4 การทำงานโดยรวมของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 4

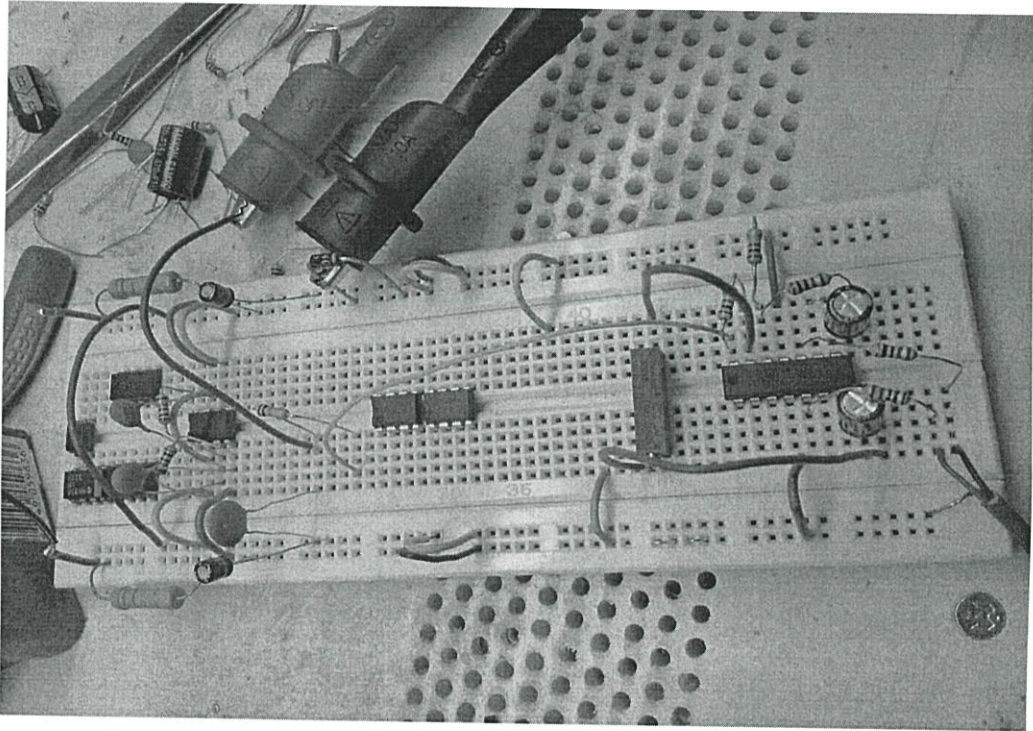
ผลการทดลอง

การทดลองชุดอุปกรณ์เริ่มต้นแบบที่ได้พัฒนาในโครงการ

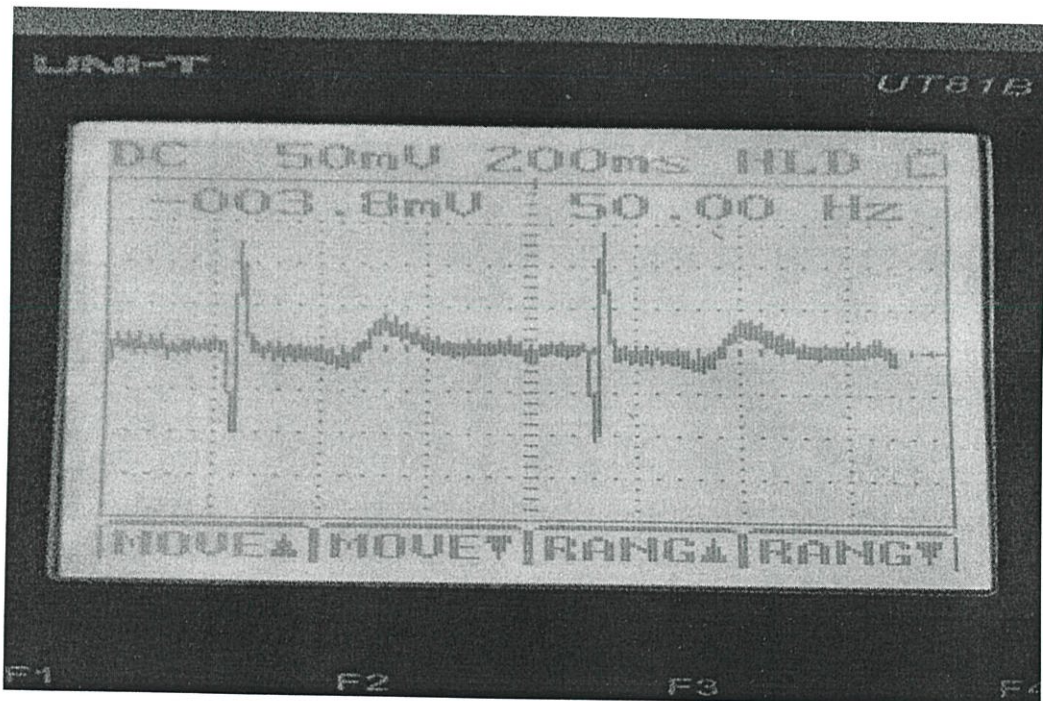
ชุดอุปกรณ์เริ่มต้นแบบที่ได้พัฒนาในโครงการ ประกอบไปด้วย แผงวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกำจัดสัญญาณรบกวน โดยใช้ไอซีเบอร์ LM324 เวอร์ชัน 1 ดังรูปที่ 4.1 และรูปที่ 4.2 โดยทำการวัดแบบ Bipolar Limb Lead I (ดูรูปที่ 2.4 ประกอบ) จะได้ผลดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เวอร์ชัน 1

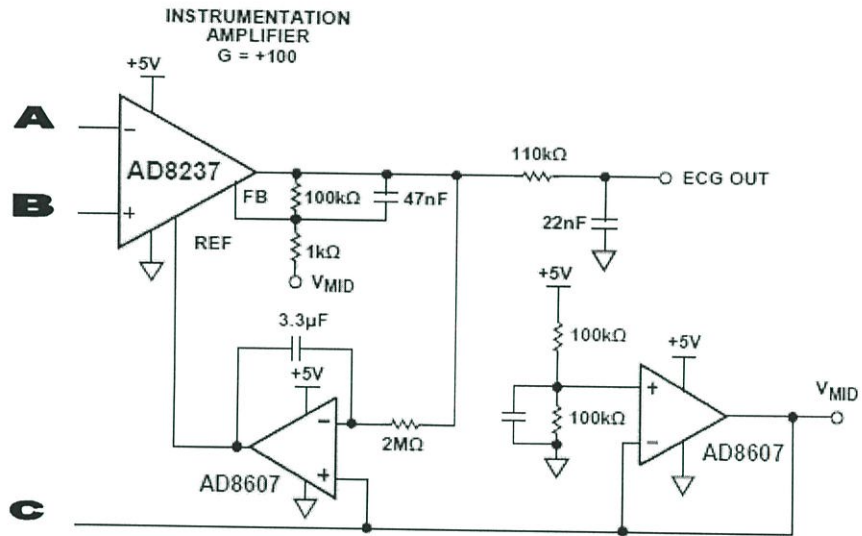


รูปที่ 4.2 แผงวงจรสำหรับขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกำจัดสัญญาณรบกวน

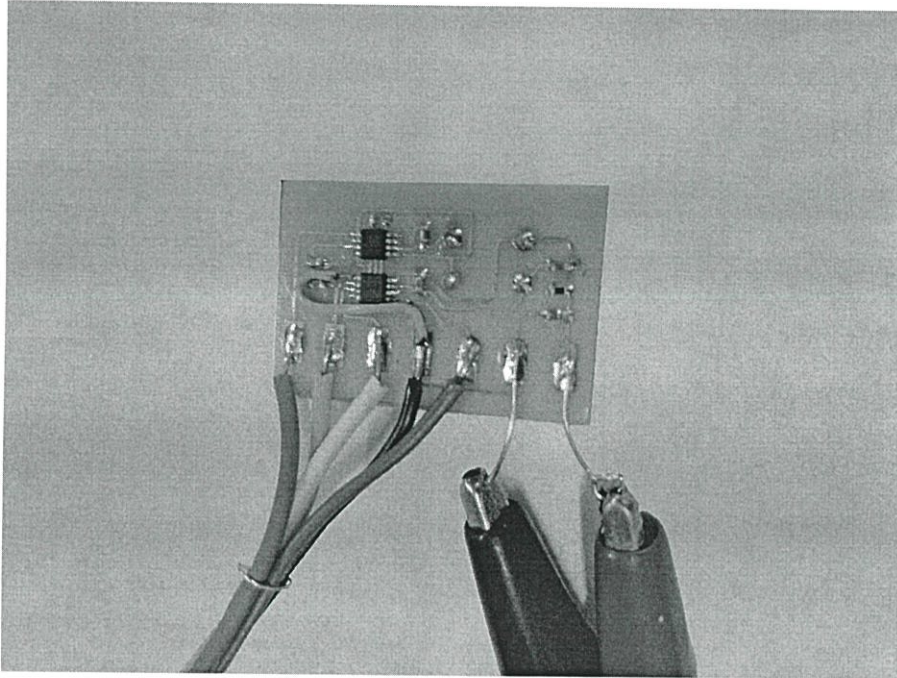


รูปที่ 4.3 ผลที่ได้จากวงจร เวอร์ชัน 1 (วัดด้วย แอนด์เฮลด์ สโคป)

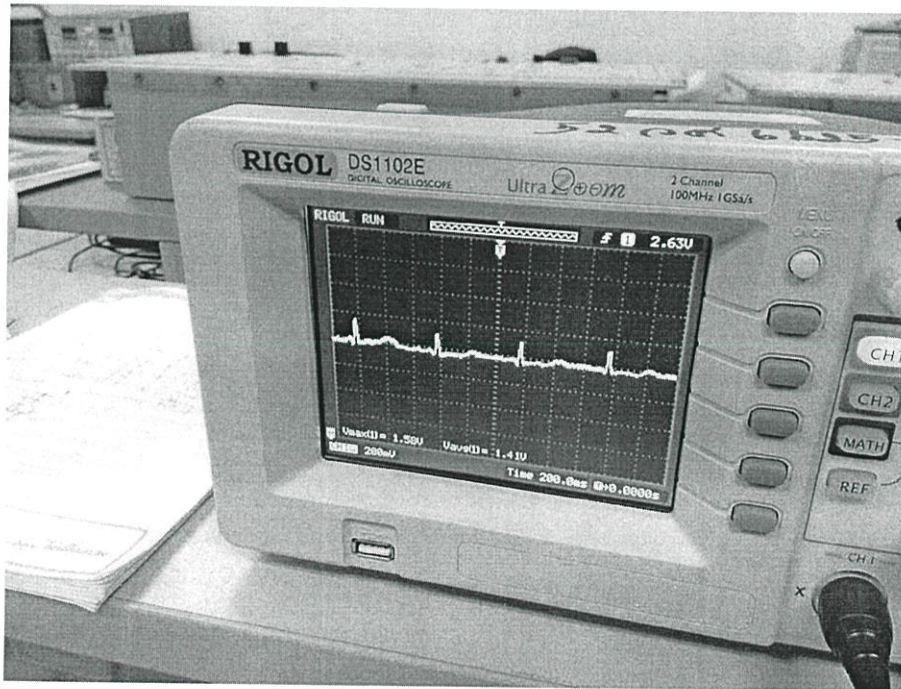
ซึ่งจะเห็นได้ว่าสามารถแสดงผลได้ค่อนข้างชัดเจนเนื่องจากระบบถูกตัดออกจากไฟฟ้าและปิดเครื่องใช้ไฟฟ้าภายในห้องเกือบหมด แต่ยังมีคลื่นรบกวนอยู่ เนื่องจากวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนยังไม่ดีพอ และความสามารถของไอซีที่เลือกใช้ทำให้มีข้อจำกัดในการพัฒนางจร ทางผู้จัดทำโครงการจึงได้พัฒนางจรขึ้นมาใหม่เป็นเวอร์ชันสอง โดยเลือกใช้ไอซีเบอร์ AD8327 ซึ่งเป็นไอซีอินสตรูเมนต์แอมป์ดังรูปที่ 4.4 และรูปที่ 4.5 ผลการทดลองของวงจรเวอร์ชัน 2 ดังรูปที่ 4.6



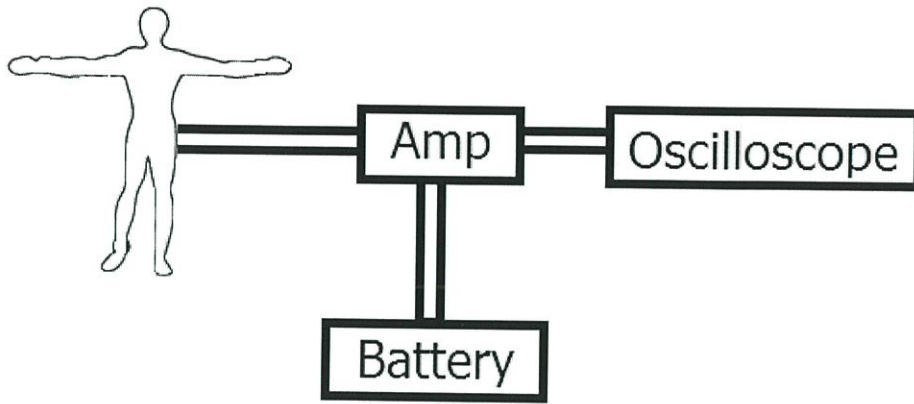
รูปที่ 4.4 วงจร ECG เวอร์ชัน 2



รูปที่ 4.5 แผงวงจรตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เวอร์ชัน 2



รูปที่ 4.6 สัญญาณที่ได้จากวงจร เวอร์ชัน 2



รูปที่ 4.7 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งหมด

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุปการดำเนินงาน

การดำเนินงานในโครงการนี้ได้เสร็จสิ้น โดยในส่วนของฮาร์ดแวร์ได้ผลงานคือ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่นต้นแบบ ที่มีอัตราการบริโภคพลังงานต่ำมาก และสามารถทำงานได้โดยใช้ถ่าน 3V เพียงก้อนเดียว

วงจรตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่นต้นแบบ

วงจรตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่นต้นแบบที่ทำการทดลองในโครงการนี้มีความสามารถทำงานเบื้องต้นได้ดังต่อไปนี้

1. สามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดทั้ง 2 จุดที่ติดตั้งบนร่างกายผู้ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะสร้างผลออกเป็นสัญญาณที่มีขนาดใหญ่ขึ้น
2. สามารถขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีอัตราการบริโภคพลังงานต่ำมาก กินกระแสสูงสุดเพียง 215 ไมโครแอมป์
3. สามารถขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้แหล่งพลังงานที่มีศักย์ไฟฟ้าต่ำเพียง 3 โวลต์ได้

5.2 ปัญหาที่พบในการดำเนินงาน

ปัญหาที่พบในการดำเนินการพัฒนาโครงการมีดังต่อไปนี้

1. ปัญหาที่พบเกี่ยวกับสัญญาณรบกวน
 - ออสซิลโลสโคปแบบพกพาที่ใช้มีความละเอียดหน้าจอต่ำจึงแสดงผลได้ไม่ดีเท่าที่ควร
 - เนื่องจากการทดสอบสัญญาณโดยใช้ ออสซิลโลสโคปแบบตั้งโต๊ะซึ่งเชื่อมต่อกับไฟฟ้า 50Hz จึงมีสัญญาณรบกวนจำนวนมากเกิดขึ้น
 - เนื่องจากเครื่องใช้ไฟฟ้าบริเวณที่ทำการทดลองปล่อยคลื่นความถี่ต่างๆ ออกมาในอากาศจึงทำให้มีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น
2. ปัญหาที่พบในการทำแผงวงจรต้นแบบ

- แผ่นพีซีบีที่ใช้มีคุณภาพต่ำจึงเสี้ง่ายเมื่อโดนความร้อนจากหัวแร้ง ทำให้เสียเวลาดำเนินการทำแผ่นวงจรใหม่
- อุปกรณ์ที่ใช้มีขนาดเล็กมากจึงต้องใช้เวลาในการทำมากเป็นพิเศษ

5.3 แนวทางในการพัฒนาโครงการ

ข้อเสนอแนะการพัฒนาโครงการมีดังต่อไปนี้

1. การทำภาคส่งสัญญาณไร้สายไปยังอุปกรณ์ประเภทสมาร์ทโฟน
2. การพัฒนาแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนเพื่อใช้แสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3. พัฒนารูปลักษณ์ให้ดูมีความสวยงามน่าใช้งานดูทันสมัย

เอกสารอ้างอิง

[1] “ข้อมูลสถิติ”. เข้าถึงได้จาก

<http://bps.ops.moph.go.th/index.php?mod=bps&doc=5>

[2] “NOISE”. เข้าถึงได้จาก

http://www.plceasy.com/Tech_Advisor/noise_part1.asp

[3] เอกสารคำสอน รายวิชา PT 3323 กายภาพบำบัดทรงอกและหัวใจ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ อาจารย์ ดร.เสาวณีย์ วรุฒนางูร

[4] “การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ”. เข้าถึงได้จาก

<http://202.129.37.110/6612/203/ekg.htm>

ภาคผนวก

FEATURES

- Gain set with 2 external resistors
- Can achieve low gain drift at all gains
- Ideal for battery powered instruments
- Supply current: 115 μ A
- Rail-to-rail input and output
- Zero input crossover distortion
- Designed for excellent dc performance
- Minimum CMRR: 106 dB
- Maximum offset voltage drift: 0.3 μ V/ $^{\circ}$ C
- Maximum gain error: 0.005% (all gains)
- Maximum gain drift: 0.5 ppm/ $^{\circ}$ C (all gains)
- Input bias current: 1 nA guaranteed to 125 $^{\circ}$ C
- Bandwidth mode pin (BW) to adjust compensation
- 8 kV HBM ESD rating
- RFI filter on-chip
- Single-supply operation: 1.8 V to 5.5 V
- 8-lead MSOP package

APPLICATIONS

- Bridge amplification
- Pressure measurement
- Medical instrumentation
- Thermocouple interface
- Portable systems
- Current measurement

GENERAL DESCRIPTION

The AD8237 is a micropower, zero drift, rail-to-rail input and output instrumentation amplifier. The relative match of two resistors sets any gain from 1 to 1000. The AD8237 has excellent gain accuracy performance that can be preserved at any gain with two ratio-matched resistors.

The AD8237 employs the indirect current feedback architecture to achieve a true rail-to-rail capability. Unlike conventional in-amps, the AD8237 can fully amplify signals with common-mode voltage at or even slightly beyond its supplies. This enables applications with high common-mode voltages to use smaller supplies and save power.

The AD8237 is an excellent choice for portable systems. With a minimum supply voltage of 1.8 V, a 115 μ A typical supply current, and wide input range, the AD8237 makes full use of a limited power budget, yet offers bandwidth and drift performance suitable for bench-top systems.

PIN CONFIGURATION

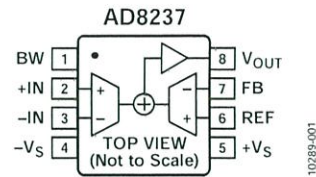


Figure 1.

Table 1. Instrumentation Amplifiers by Category¹

General Purpose	Zero Drift	Military Grade	Micropower	Digital Gain
AD8421	AD8237	AD620	AD8237	AD8250
AD8221/AD8222	AD8231	AD621	AD8420	AD8251
AD8220/AD8224	AD8293	AD524	AD8235/AD8236	AD8253
AD8228	AD8553	AD526	AD627	AD8231
AD8295	AD8556	AD624		
AD8226	AD8557			

¹ See www.analog.com for the latest instrumentation amplifiers.

The AD8237 is available in an 8-lead MSOP package. Performance is specified over the full temperature range of -40 $^{\circ}$ C to +125 $^{\circ}$ C.

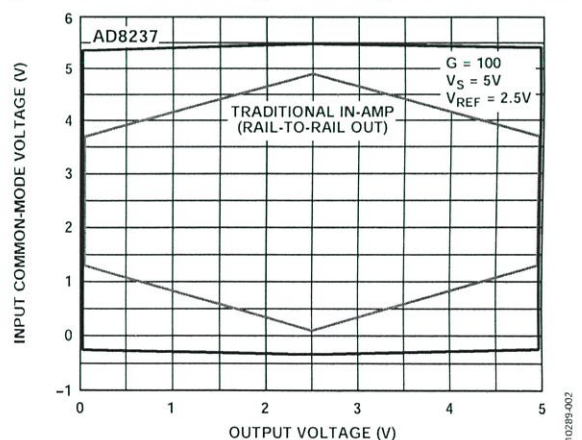


Figure 2. Input Common-Mode Voltage vs. Output Voltage, $V_S = 5$ V, $G = 100$

Rev. 0

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

TABLE OF CONTENTS

Features	1	Clock Feedthrough.....	21
Applications.....	1	Input Voltage Range.....	21
Pin Configuration.....	1	Input Protection	22
General Description	1	Filtering Radio Frequency Interference	22
Revision History	2	Using the Reference Pin	22
Specifications.....	3	Layout	23
Absolute Maximum Ratings.....	7	Input Bias Current Return Path	23
Thermal Resistance	7	Applications Information	25
ESD Caution.....	7	Battery Current Monitor	25
Pin Configuration and Function Descriptions.....	8	Programmable Gain In-Amp.....	25
Typical Performance Characteristics	9	AD8237 in an Electrocardiogram (ECG) Front End.....	26
Theory of Operation	20	Outline Dimensions	27
Architecture.....	20	Ordering Guide	27
Setting the Gain	20		
Gain Accuracy.....	21		

REVISION HISTORY

8/12—Revision 0: Initial Version

SPECIFICATIONS

$+V_S = +5\text{ V}$, $-V_S = 0\text{ V}$, $V_{REF} = 2.5\text{ V}$, $V_{CM} = 2.5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $G = 1$ to 1000 , $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to ground, specifications referred to input, unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
COMMON-MODE REJECTION RATIO (CMRR)	$V_{CM} = 0.1\text{ V}$ to 4.9 V				
CMRR at DC					
$G = 1$, $G = 10$		106	120		dB
$G = 100$, $G = 1000$		114	140		dB
Over Temperature ($G = 1$)	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	104			dB
CMRR at 1 kHz			80		dB
NOISE					
Voltage Noise					
Spectral Density	$f = 1\text{ kHz}$		68		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak to Peak	$f = 0.1\text{ Hz}$ to 10 Hz		1.5		$\mu\text{V p-p}$
Current Noise					
Spectral Density	$f = 1\text{ kHz}$		70		$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak to Peak	$f = 0.1\text{ Hz}$ to 10 Hz		3		pA p-p
VOLTAGE OFFSET					
Offset			30	75	μV
Average Temperature Coefficient	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			0.3	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Offset RTI vs. Supply (PSR)		100			dB
INPUTS ¹	Valid for REF and FB pair, as well as +IN and -IN				
Input Bias Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		250	650	pA
Over Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			1	nA
Average Temperature Coefficient			0.5		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		250	650	pA
Over Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			1	nA
Average Temperature Coefficient			0.5		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Impedance					
Differential			100 5		$\text{M}\Omega \text{pF}$
Common Mode			800 10		$\text{M}\Omega \text{pF}$
Differential Input Operating Voltage	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$		± 3.85		V
Input Operating Voltage (+IN, -IN, or REF)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S - 0.3$		$+V_S + 0.3$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	$-V_S - 0.2$		$+V_S + 0.2$	V
DYNAMIC RESPONSE					
Small Signal Bandwidth	-3 dB				
Low Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $-V_S$				
$G = 1$			200		kHz
$G = 10$			20		kHz
$G = 100$			2		kHz
$G = 1000$			0.2		kHz
High Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $+V_S$				
$G = 10$			100		kHz
$G = 100$			10		kHz
$G = 1000$			1		kHz

Parameter	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
Settling Time 0.01%	4 V output step				
Low Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $-V_S$				
G = 1			80		μs
G = 10			100		μs
G = 100			440		μs
G = 1000			4		ms
High Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $+V_S$				
G = 10			80		μs
G = 100			100		μs
G = 1000			820		μs
Slew Rate					
Low Bandwidth Mode			0.05		V/ μs
High Bandwidth Mode			0.15		V/ μs
EMI Filter Frequency			6		MHz
GAIN ²	$G = 1 + (R2/R1)$				
Gain Range ³		1		1000	V/V
Gain Error	$V_{\text{OUT}} = 0.1 \text{ V to } 4.9 \text{ V}, G = 1 \text{ to } G = 1000$			0.005	%
Gain Error vs. V_{CM}			15		ppm/V
Gain vs. Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C to } +125^\circ\text{C}$			0.5	ppm/ $^\circ\text{C}$
Gain Nonlinearity	$V_{\text{OUT}} = 0.2 \text{ V to } 4.8 \text{ V}, R_L = 10 \text{ k}\Omega \text{ to ground}$				
G = 1, G = 10			3		ppm
G = 100			6		ppm
G = 1000			10		ppm
OUTPUT					
Output Swing					
$R_L = 10 \text{ k}\Omega \text{ to Midsupply}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.05$		$+V_S - 0.05$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.07$		$+V_S - 0.07$	V
$R_L = 100 \text{ k}\Omega \text{ to Midsupply}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.02$		$+V_S - 0.02$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.03$		$+V_S - 0.03$	V
Short-Circuit Current			4		mA
POWER SUPPLY					
Operating Range		1.8		5.5	V
Quiescent Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		115	130	μA
	$T_A = -40^\circ\text{C to } +125^\circ\text{C}$			150	μA
TEMPERATURE RANGE					
Specified		-40		+125	$^\circ\text{C}$

¹ Specifications apply to input voltages between 0 V and 5 V. When measuring voltages beyond the supplies, there is additional offset error, bias currents increase, and input impedance decreases, especially at higher temperatures.

² For $G > 1$, errors from the external resistors, R1 and R2, must be added to these specifications, including error from the FB pin bias current.

³ The AD8237 has only been characterized for gains of 1 to 1000; however, higher gains are possible.

$+V_S = 1.8\text{ V}$, $-V_S = 0\text{ V}$, $V_{REF} = 0.9\text{ V}$, $V_{CM} = 0.9\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $G = 1$ to 1000 , $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to ground, specifications referred to input, unless otherwise noted.

Table 3.

Parameter	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
COMMON-MODE REJECTION RATIO (CMRR)	$V_{CM} = 0.2\text{ V}$ to 1.6 V				
CMRR at DC					
$G = 1, G = 10$		100	120		dB
$G = 100, G = 1000$		114	140		dB
Over Temperature ($G = 1$)	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	94			dB
CMRR at 1 kHz			80		dB
NOISE					
Voltage Noise					
Spectral Density	$f = 1\text{ kHz}$, $V_{DIFF} \leq 100\text{ mV}$		68		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Peak to Peak	$f = 0.1\text{ Hz}$ to 10 Hz , $V_{DIFF} \leq 100\text{ mV}$		1.5		$\mu\text{V p-p}$
Current Noise					
Spectral Density	$f = 1\text{ kHz}$		70		fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Peak to Peak	$f = 0.1\text{ Hz}$ to 10 Hz		3		pA p-p
VOLTAGE OFFSET					
Offset			25	75	μV
Average Temperature Coefficient	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			0.3	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Offset RTI vs. Supply (PSR)		100			dB
INPUTS ¹	Valid for REF and FB pair, as well as +IN and -IN				
Input Bias Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		250	650	pA
Over Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			1	nA
Average Temperature Coefficient			0.5		pA/ $^\circ\text{C}$
Input Offset Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		250	650	pA
Over Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$			1	nA
Average Temperature Coefficient			0.5		pA/ $^\circ\text{C}$
Input Impedance					
Differential			100 5		M Ω pF
Common Mode			800 10		M Ω pF
Differential Input Operating Voltage	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$		± 0.75		V
Input Operating Voltage (+IN, -IN, REF, or FB)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S - 0.3$		$+V_S + 0.3$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	$-V_S - 0.2$		$+V_S + 0.2$	V
DYNAMIC RESPONSE					
Small Signal Bandwidth	-3 dB				
Low Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $-V_S$				
$G = 1$			200		kHz
$G = 10$			20		kHz
$G = 100$			2		kHz
$G = 1000$			0.2		kHz
High Bandwidth Mode	Pin 1 connected to $+V_S$				
$G = 10$			100		kHz
$G = 100$			10		kHz
$G = 1000$			1		kHz
Slew Rate					
Low Bandwidth Mode			0.05		V/ μs
High Bandwidth Mode			0.15		V/ μs
EMI Filter Frequency			6		MHz

Parameter	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
GAIN ²	$G = 1 + (R2/R1)$				
Gain Range ³		1		1000	V/V
Gain Error	$V_{OUT} = 0.2\text{ V to }1.6\text{ V}, G = 1\text{ to }G = 1000$			0.005	%
Gain Error vs. V_{CM}			15		ppm/V
Gain vs. Temperature	$T_A = -40^\circ\text{C to }+125^\circ\text{C}$			0.5	ppm/°C
Gain Nonlinearity	$V_{OUT} = 0.2\text{ V to }1.6\text{ V}$				
G = 1, G = 10			3		ppm
G = 100			6		ppm
G = 1000			10		ppm
OUTPUT					
Output Swing					
$R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Midsupply	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.05$		$+V_S - 0.05$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.07$		$+V_S - 0.07$	V
$R_L = 100\text{ k}\Omega$ to Midsupply	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.02$		$+V_S - 0.02$	V
	$T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	$-V_S + 0.03$		$+V_S - 0.03$	V
Short-Circuit Current			4		mA
POWER SUPPLY					
Operating Range		1.8		5.5	V
Quiescent Current	$T_A = +25^\circ\text{C}$		115	130	μA
	$T_A = -40^\circ\text{C to }+125^\circ\text{C}$			150	μA
TEMPERATURE RANGE					
Specified		-40		+125	°C

¹ Specifications apply to input voltages between 0 V and 1.8 V. When measuring voltages beyond the supplies, there is additional offset error, bias currents increase, and input impedance decreases, especially at higher temperatures.

² For $G > 1$, errors from the external resistors, R1 and R2, must be added to these specifications, including error from the FB pin bias current.

³ The AD8237 has only been characterized for gains of 1 to 1000; however, higher gains are possible.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 4.

Parameter	Rating
Supply Voltage	6 V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage at $-IN$, $+IN$, FB , or REF ¹	$+V_S + 0.5$ V
Minimum Voltage at $-IN$, $+IN$, FB , or REF ¹	$-V_S - 0.5$ V
Storage Temperature Range	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Junction Temperature Range	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
ESD	
Human Body Model	8 kV
Charge Device Model	1.25 kV
Machine Model	0.2 kV

¹ If input voltages beyond the specified minimum or maximum voltages are expected, place resistors in series with the inputs to limit the current to 5 mA.

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

THERMAL RESISTANCE

θ_{JA} is specified for a device in free air.

Table 5.

Package	θ_{JA}	Unit
8-Lead MSOP, 4-Layer JEDEC Board	145.7	$^{\circ}\text{C}/\text{W}$

ESD CAUTION



ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS

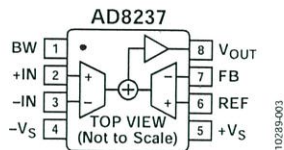


Figure 3. Pin Configuration

Table 6. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	BW	For high bandwidth mode, connect this pin to $+V_S$, or for low bandwidth mode, connect this pin to $-V_S$. Do not leave this pin floating.
2	+IN	Positive Input.
3	-IN	Negative Input.
4	$-V_S$	Negative Supply.
5	$+V_S$	Positive Supply.
6	REF	Reference Input.
7	FB	Feedback Input.
8	V_{OUT}	Output.

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

$+V_S = +5\text{ V}$, $-V_S = 0\text{ V}$, $V_{REF} = 2.5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to ground, unless otherwise noted.

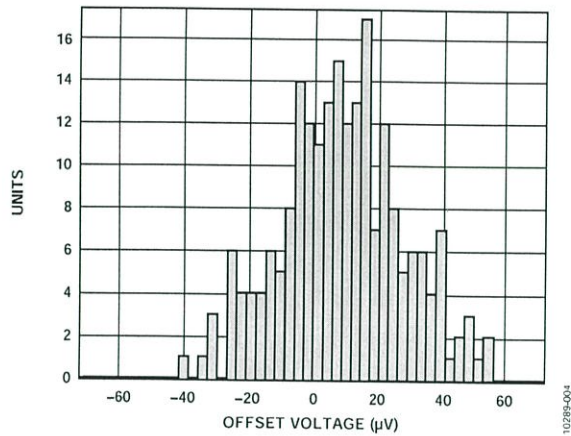


Figure 4. Typical Distribution of Offset Voltage

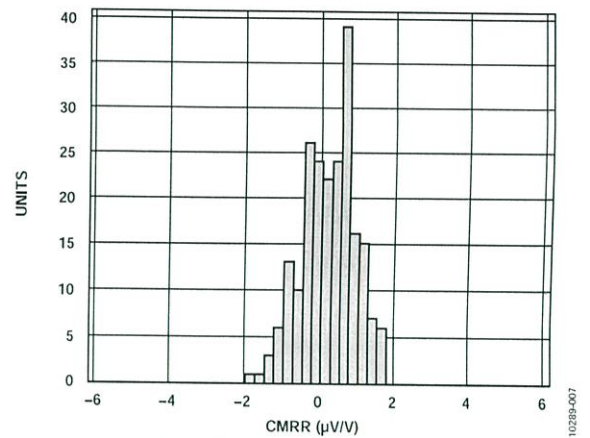


Figure 7. Typical Distribution of CMRR

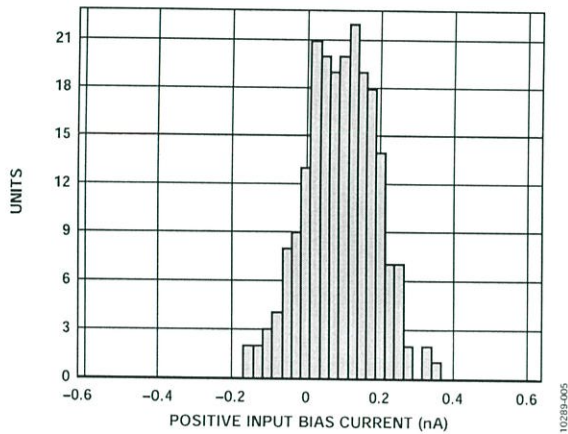


Figure 5. Typical Distribution of Input Bias Current

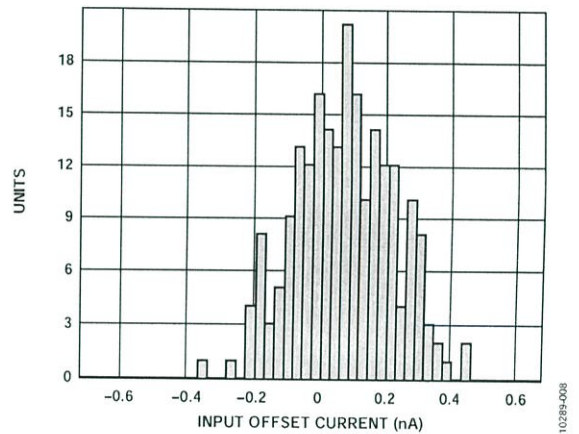


Figure 8. Typical Distribution of Input Offset Current

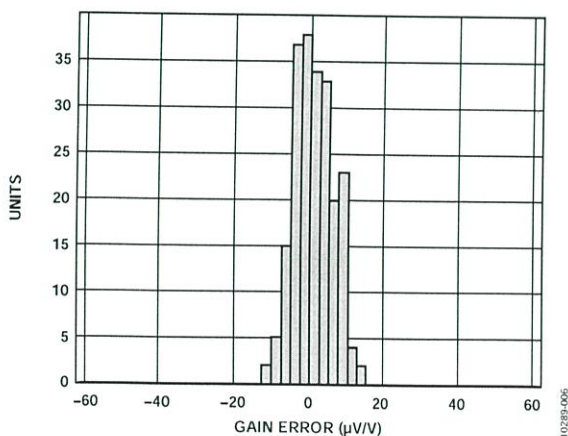


Figure 6. Typical Distribution of Gain Error ($G = 1$)

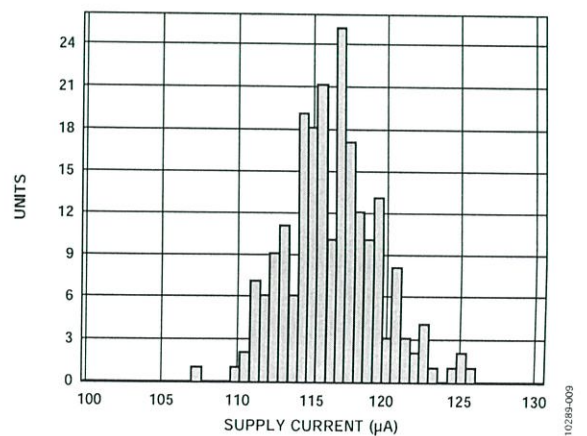


Figure 9. Typical Distribution of Supply Current

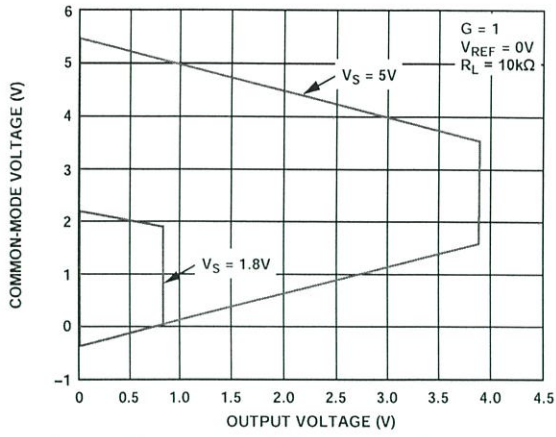


Figure 10. Input Common-Mode Voltage vs. Output Voltage, $G = 1$, $V_{REF} = 0\text{ V}$, $V_S = 5\text{ V}$ and $V_S = 1.8\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-010

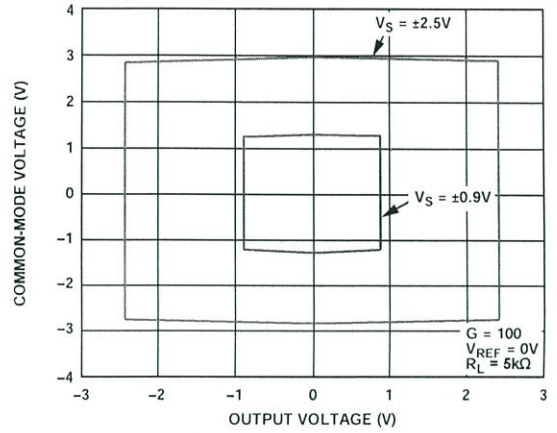


Figure 13. Input Common-Mode Voltage vs. Output Voltage, $G = 100$, $V_{REF} = 0\text{ V}$, $V_S = \pm 2.5\text{ V}$ and $V_S = \pm 0.9\text{ V}$, $R_L = 5\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-013

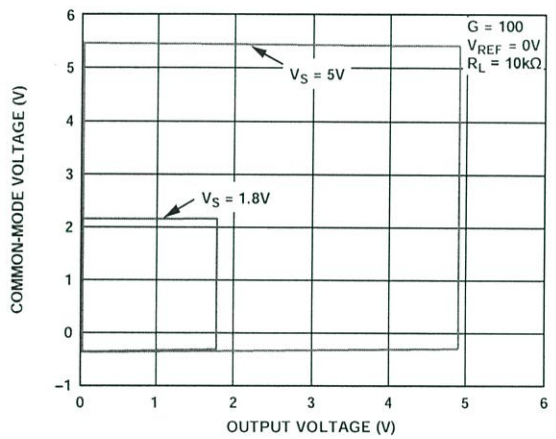


Figure 11. Input Common-Mode Voltage vs. Output Voltage, $G = 100$, $V_{REF} = 0\text{ V}$, $V_S = 5\text{ V}$ and $V_S = 1.8\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-011

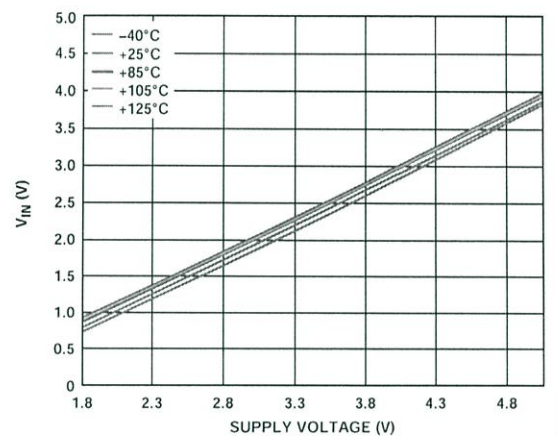


Figure 14. Maximum Differential Input vs. Supply Voltage

10289-014

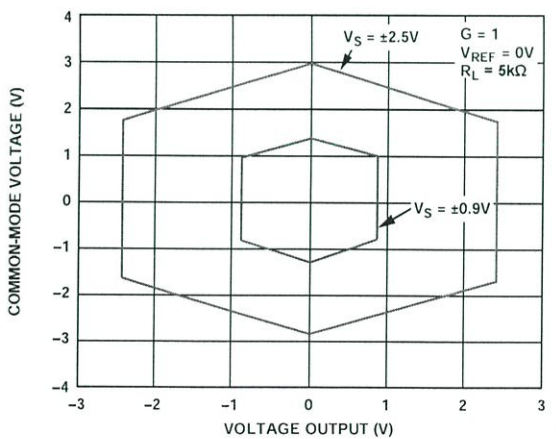


Figure 12. Input Common-Mode Voltage vs. Output Voltage, $G = 1$, $V_{REF} = 0\text{ V}$, $V_S = \pm 2.5\text{ V}$ and $V_S = \pm 0.9\text{ V}$, $R_L = 5\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-012

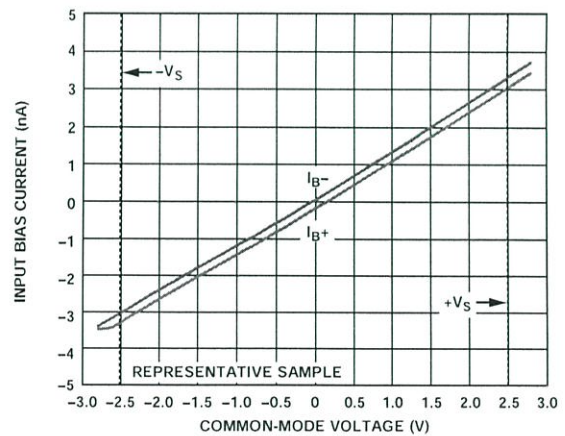


Figure 15. Input Bias Current vs. Common-Mode Voltage

10289-015

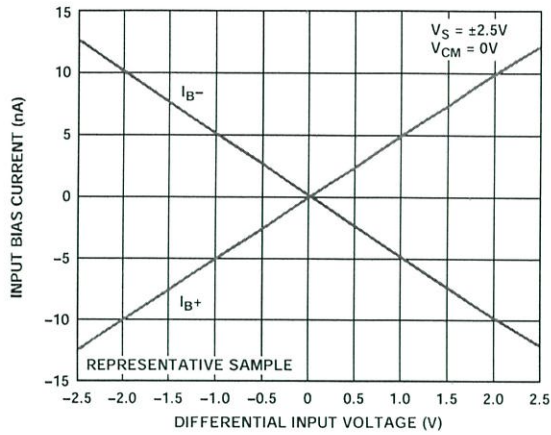


Figure 16. Input Bias Current vs. Differential Input Voltage

10289-016

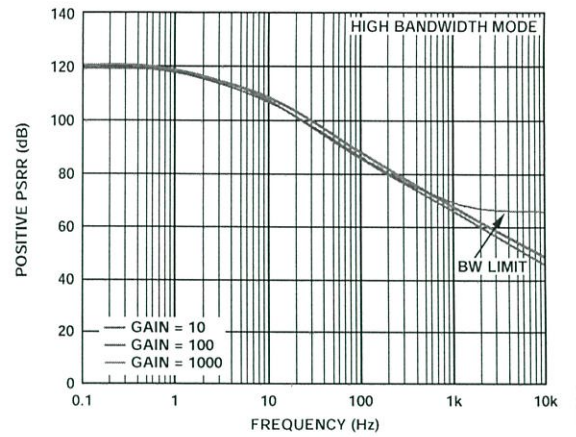


Figure 19. Positive PSRR vs. Frequency, RTI, High Bandwidth Mode

10289-019

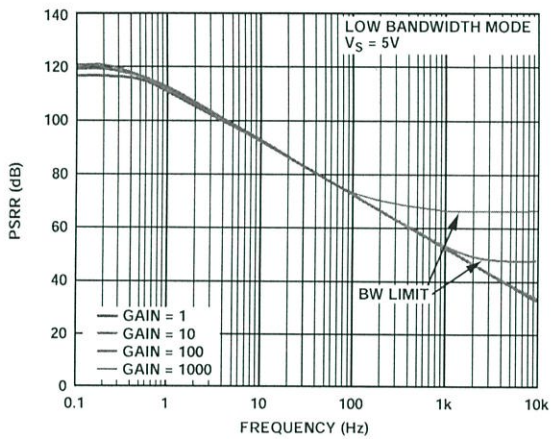


Figure 17. Positive PSRR vs. Frequency, RTI, Low Bandwidth Mode, $V_S = 5V$

10289-017

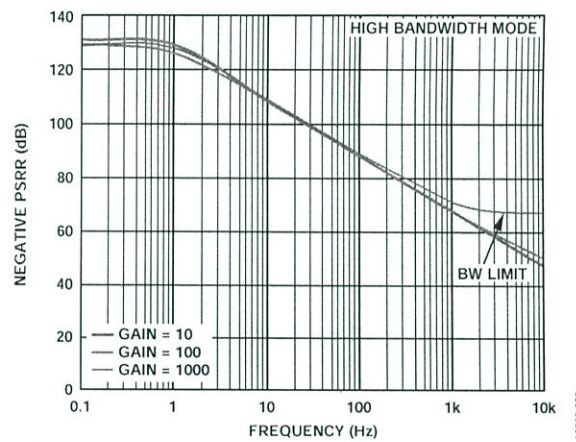


Figure 20. Negative PSRR vs. Frequency, RTI, High Bandwidth Mode

10289-020

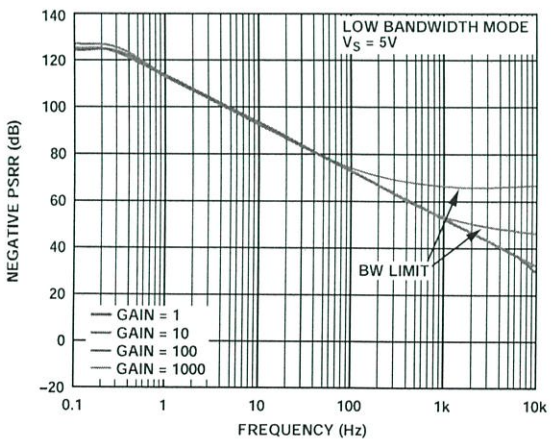


Figure 18. Negative PSRR vs. Frequency, RTI, Low Bandwidth Mode, $V_S = 5V$

10289-018

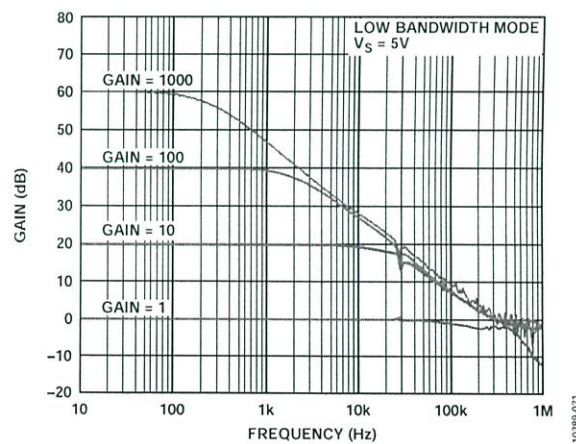


Figure 21. Gain vs. Frequency, Low Bandwidth Mode, $V_S = 5V$

10289-021

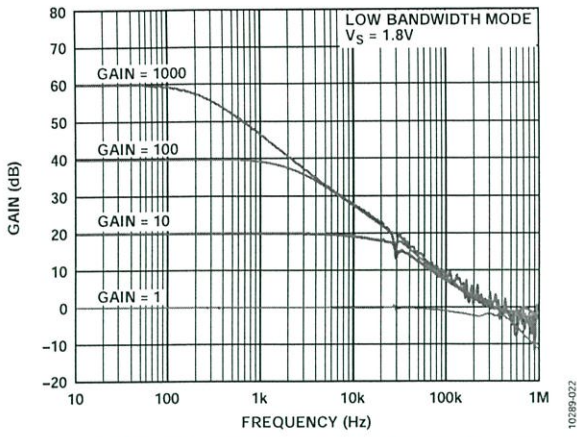


Figure 22. Gain vs. Frequency, Low Bandwidth Mode, $V_S = 1.8\text{ V}$

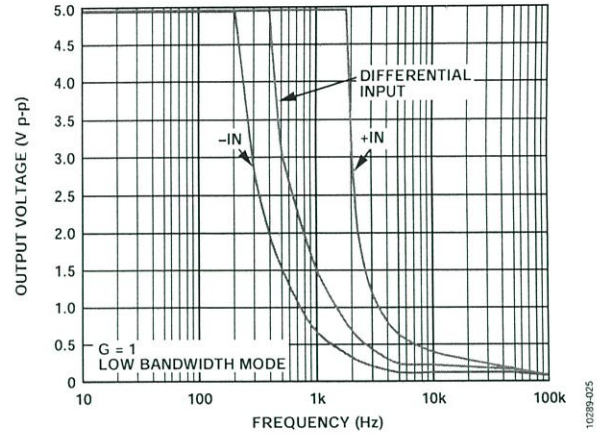


Figure 25. Large Signal Frequency Response, Low Bandwidth Mode, $G = 1$

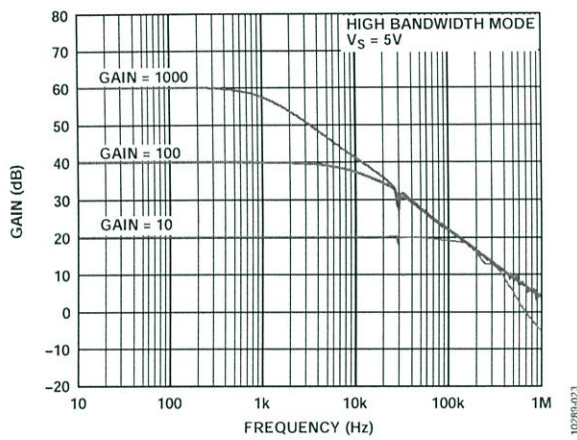


Figure 23. Gain vs. Frequency, High Bandwidth Mode, $V_S = 5\text{ V}$

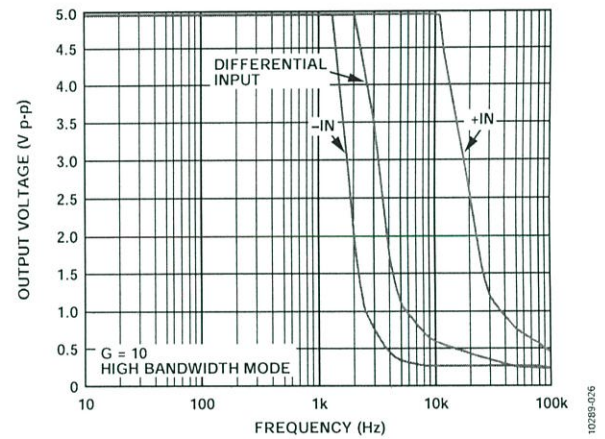


Figure 26. Large Signal Frequency Response, High Bandwidth Mode, $G = 10$

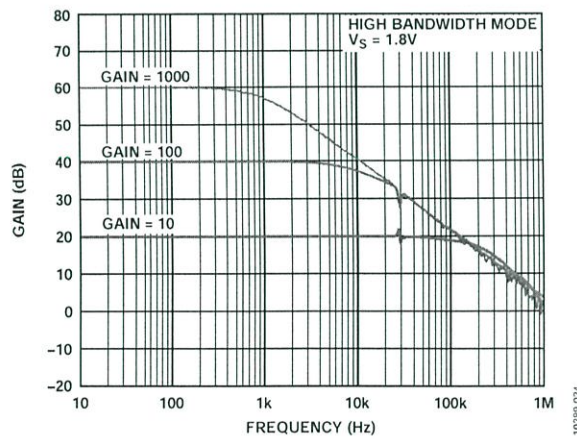


Figure 24. Gain vs. Frequency, High Bandwidth Mode, $V_S = 1.8\text{ V}$

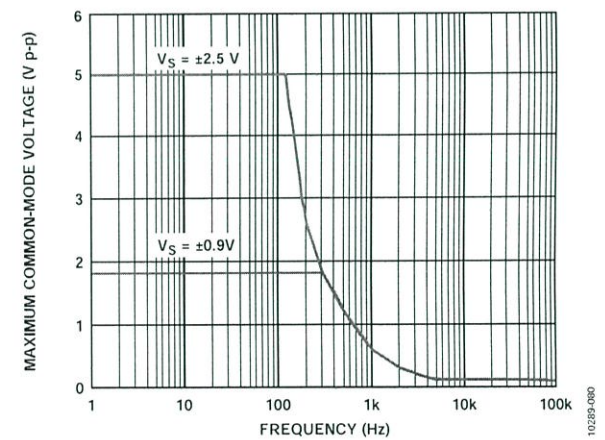


Figure 27. Maximum Common-Mode Voltage vs. Frequency

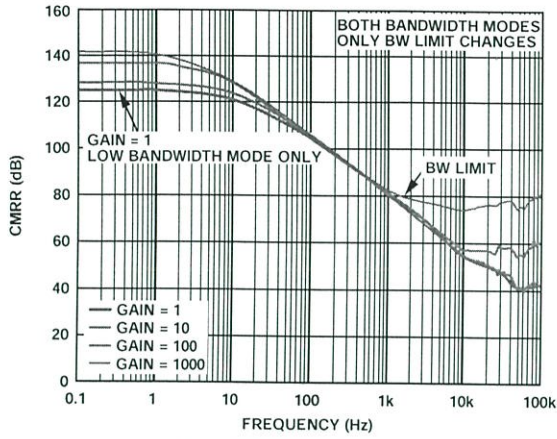


Figure 28. CMRR vs. Frequency

10289-027

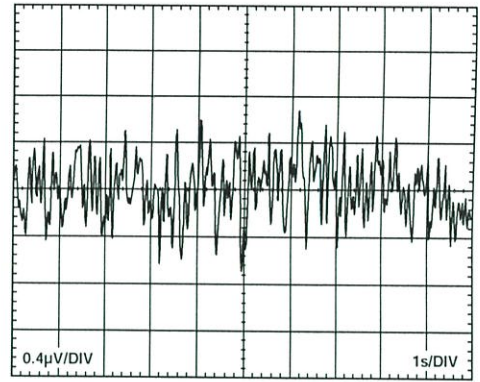


Figure 31. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Voltage Noise

10289-031

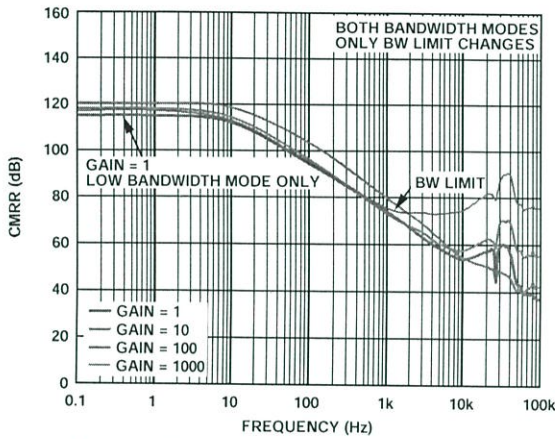


Figure 29. CMRR vs. Frequency, 1kΩ Source Imbalance

10289-028

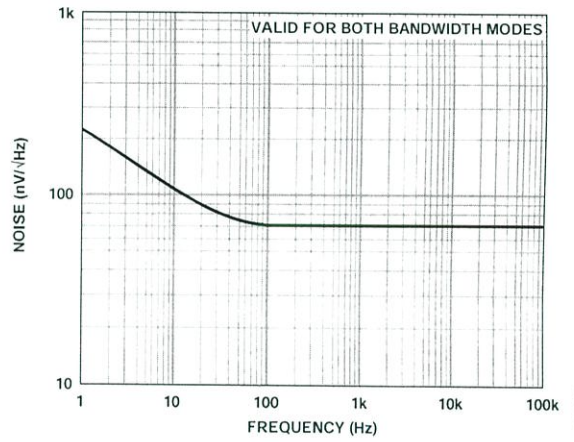


Figure 32. Current Noise Spectral Density vs. Frequency

10289-032

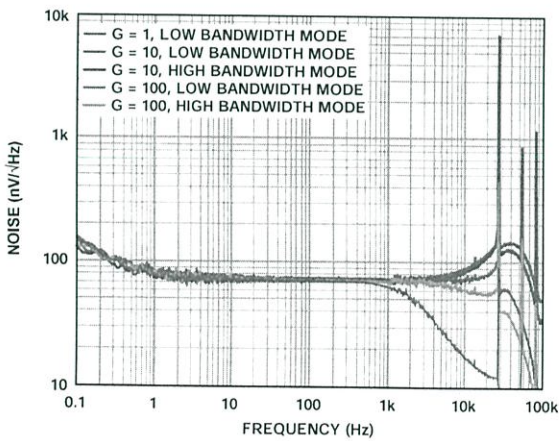


Figure 30. Voltage Noise Spectral Density vs. Frequency

10289-029

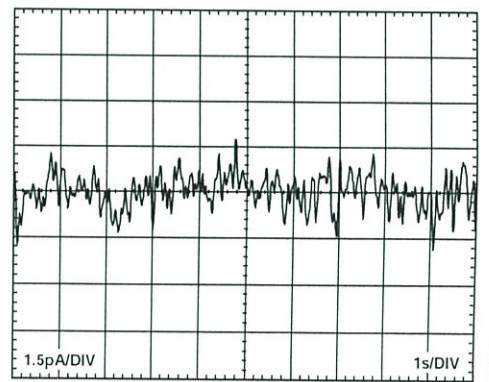


Figure 33. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Current Noise

10289-033

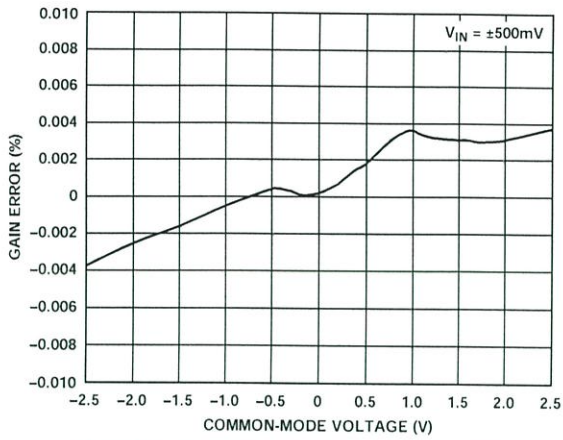


Figure 34. Gain Error vs. Common-Mode Voltage, $G = 1$

10289-034

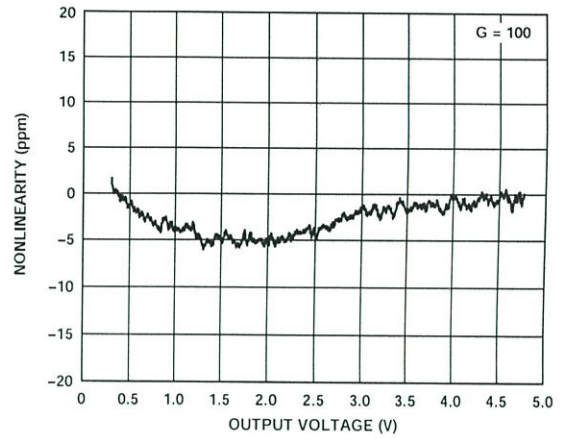


Figure 37. Gain Nonlinearity, $G = 100$, $V_S = 5\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-039

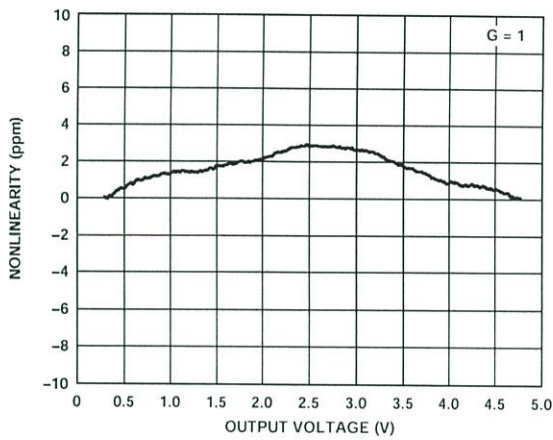


Figure 35. Gain Nonlinearity, $G = 1$, $V_S = 5\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground, Low Bandwidth Mode

10289-037

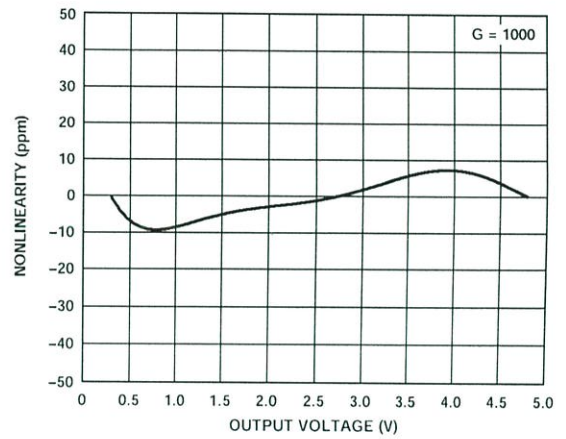


Figure 38. Gain Nonlinearity, $G = 1000$, $V_S = 5\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-040

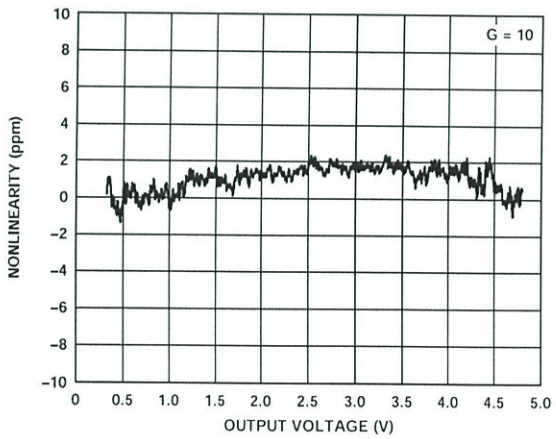


Figure 36. Gain Nonlinearity, $G = 10$, $V_S = 5\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to Ground

10289-038

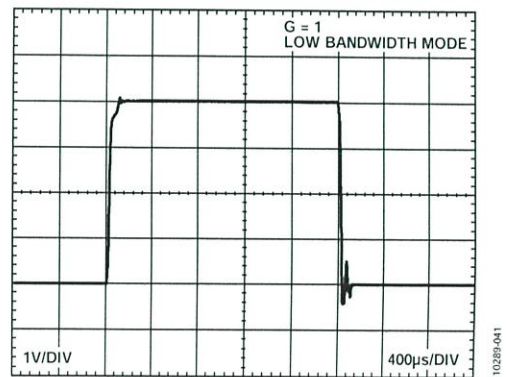


Figure 39. Large Signal Pulse Response, Low Bandwidth Mode, $G = 1$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 10\text{ pF}$

10289-041

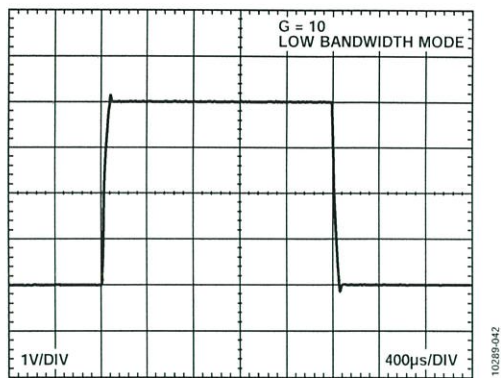


Figure 40. Large Signal Pulse Response, Low Bandwidth Mode, $G = 10, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

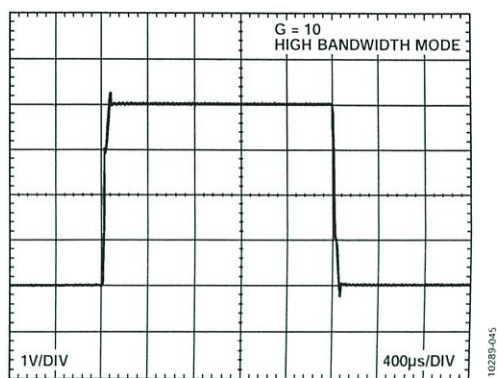


Figure 43. Large Signal Pulse Response, High Bandwidth Mode, $G = 10, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

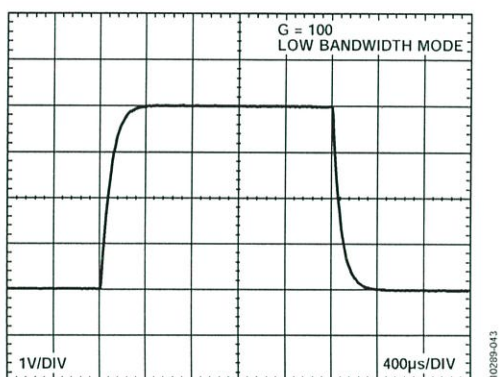


Figure 41. Large Signal Pulse Response, Low Bandwidth Mode, $G = 100, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

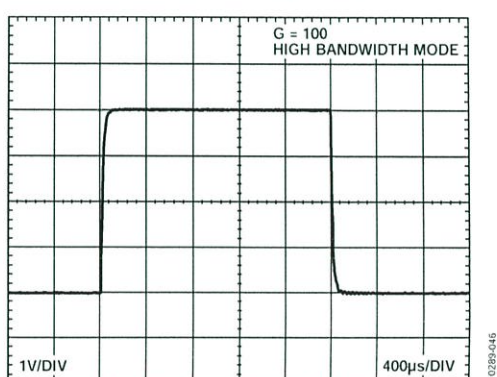


Figure 44. Large Signal Pulse Response, High Bandwidth Mode, $G = 100, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

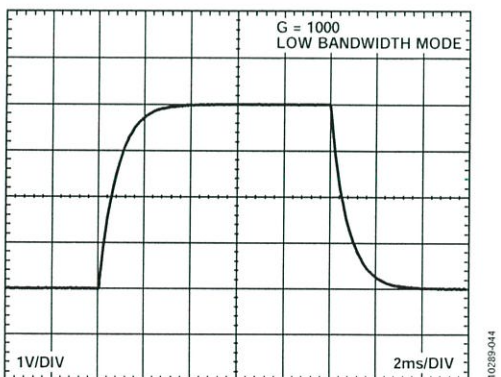


Figure 42. Large Signal Pulse Response, Low Bandwidth Mode, $G = 1000, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

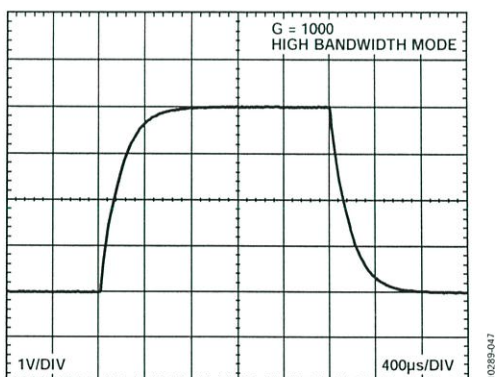


Figure 45. Large Signal Pulse Response, High Bandwidth Mode, $G = 1000, R_L = 10\text{ k}\Omega, C_L = 10\text{ pF}$

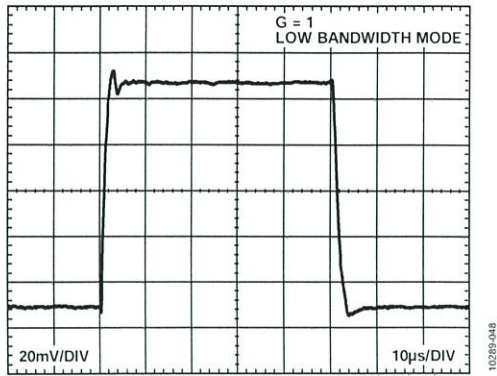


Figure 46. Small Signal Pulse Response, $G = 1$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, Low Bandwidth Mode

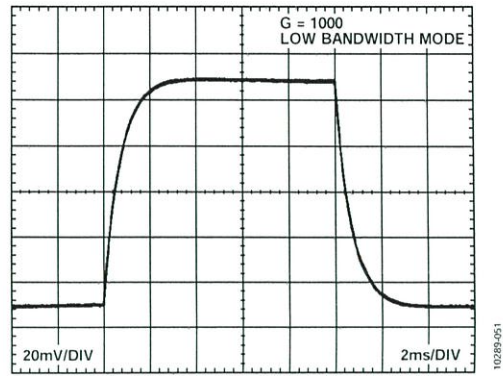


Figure 49. Small Signal Pulse Response, $G = 1000$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, Low Bandwidth Mode

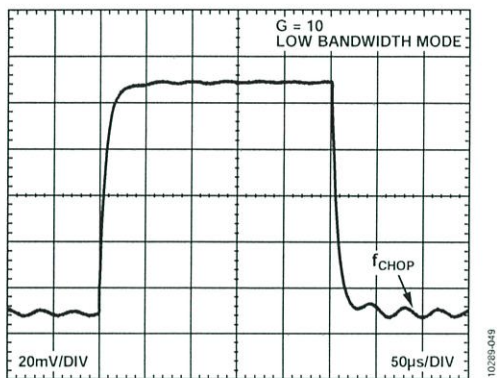


Figure 47. Small Signal Pulse Response, $G = 10$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, Low Bandwidth Mode

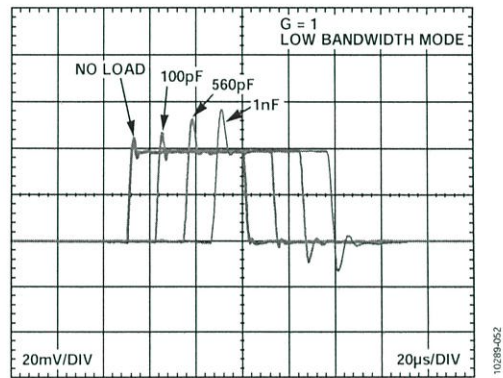


Figure 50. Small Signal Pulse Response with Various Capacitive Loads, $G = 1$, $R_L = \text{Infinity}$, Low Bandwidth Mode

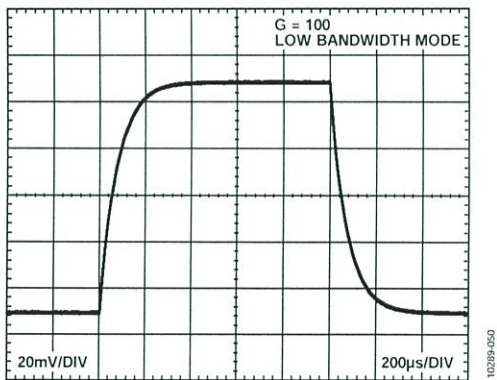


Figure 48. Small Signal Pulse Response, $G = 100$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, Low Bandwidth Mode

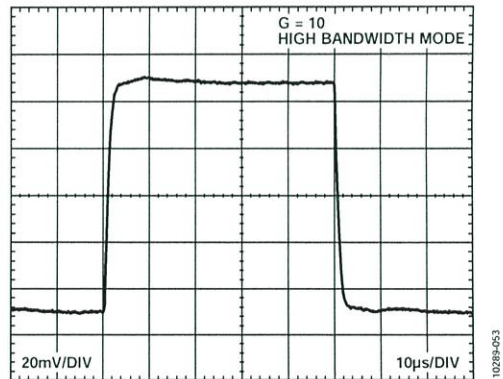


Figure 51. Small Signal Pulse Response, $G = 10$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, High Bandwidth Mode

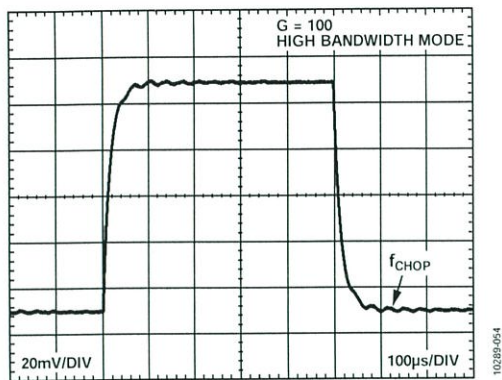


Figure 52. Small Signal Pulse Response, $G = 100$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, High Bandwidth Mode

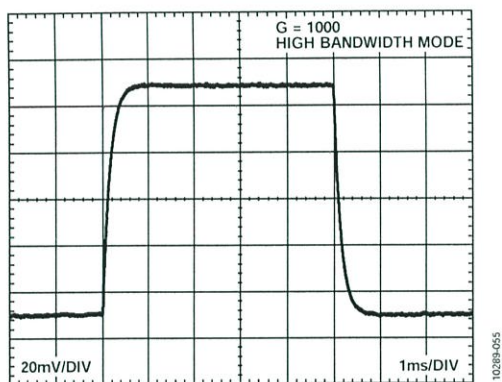


Figure 53. Small Signal Pulse Response, $G = 1000$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, High Bandwidth Mode

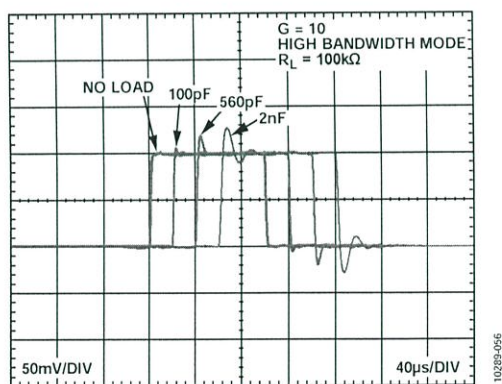


Figure 54. Small Signal Pulse Response with Various Capacitive Loads, $G = 10$, $R_L = 100\text{ k}\Omega$, High Bandwidth Mode

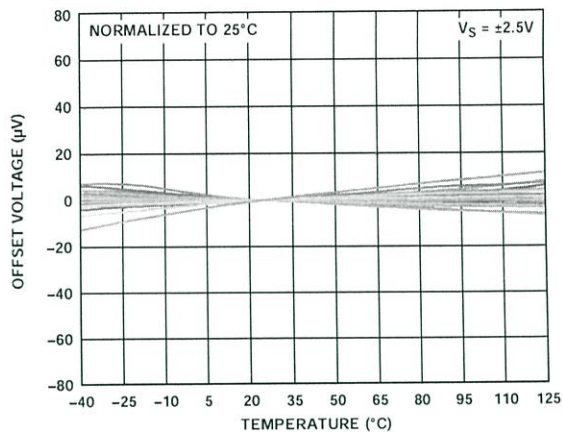


Figure 55. Offset Voltage vs. Temperature

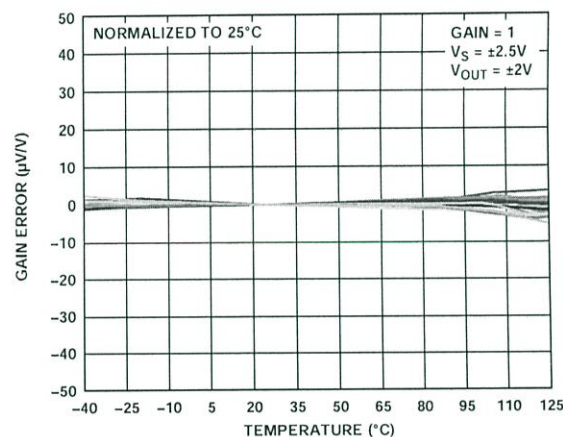


Figure 56. Gain vs. Temperature

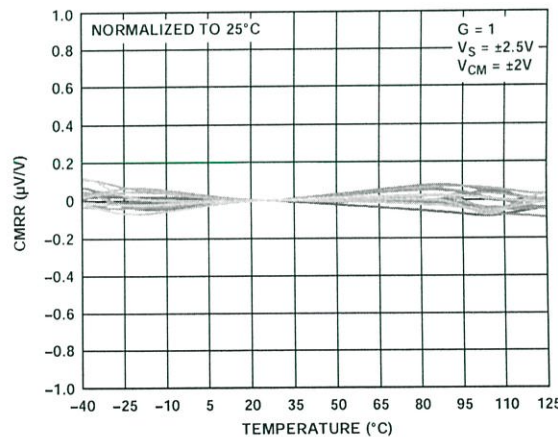


Figure 57. CMRR vs. Temperature

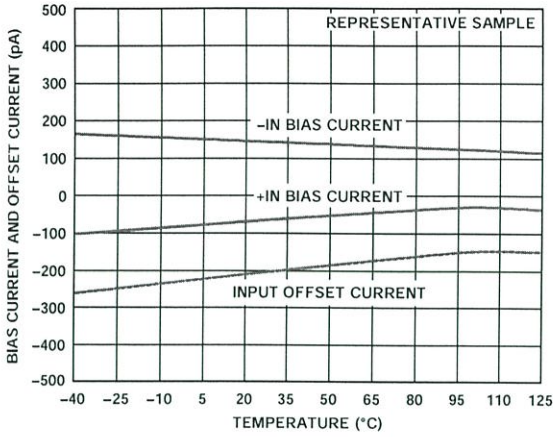


Figure 58. Input Bias Current and Input Offset Current vs. Temperature

10289-060

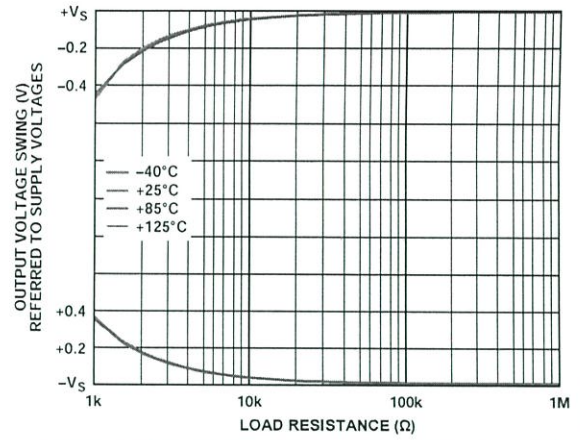


Figure 61. Output Voltage Swing vs. Load Resistance, $V_S = \pm 2.5 V$

10289-063

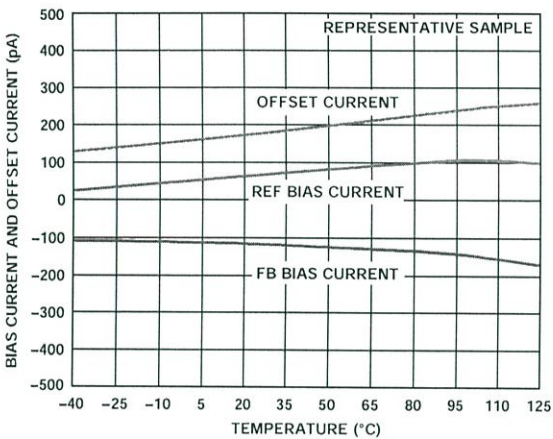


Figure 59. REF Input Bias Current, FB Input Bias Current, and Offset Current vs. Temperature

10289-061

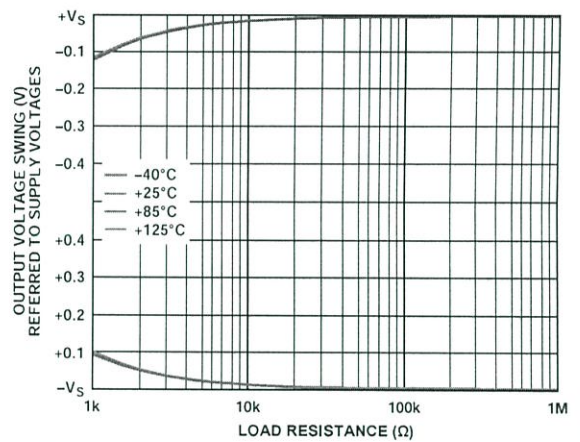


Figure 62. Output Voltage Swing vs. Load Resistance, $V_S = \pm 0.9 V$

10289-064

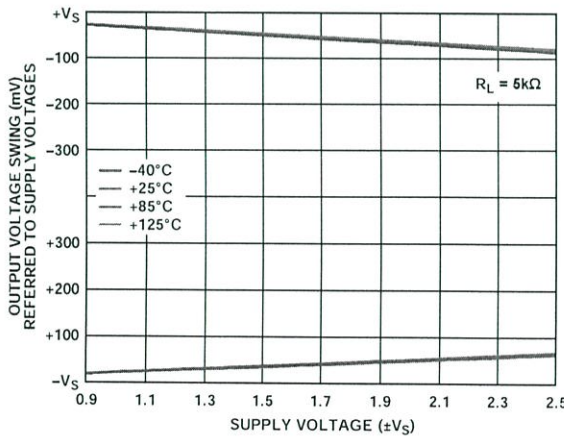


Figure 60. Output Voltage Swing vs. Supply Voltage

10289-062

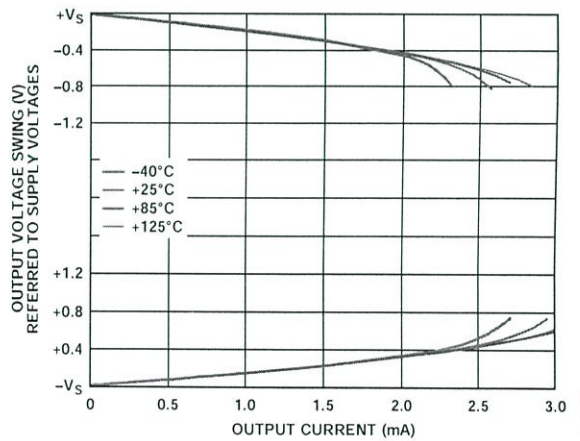


Figure 63. Output Voltage Swing vs. Output Current

10289-065

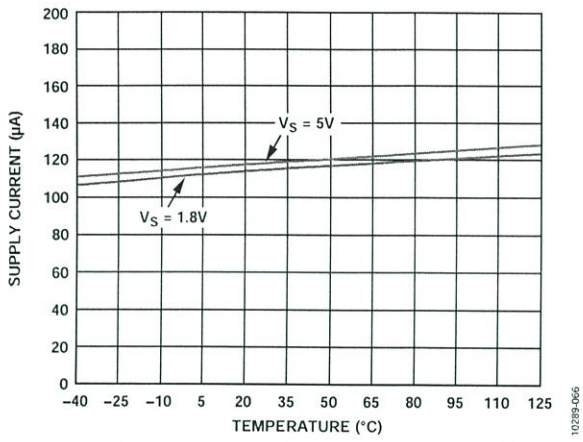


Figure 64. Supply Current vs. Temperature, $V_S = 5V$, $V_S = 1.8V$

102893-066

THEORY OF OPERATION

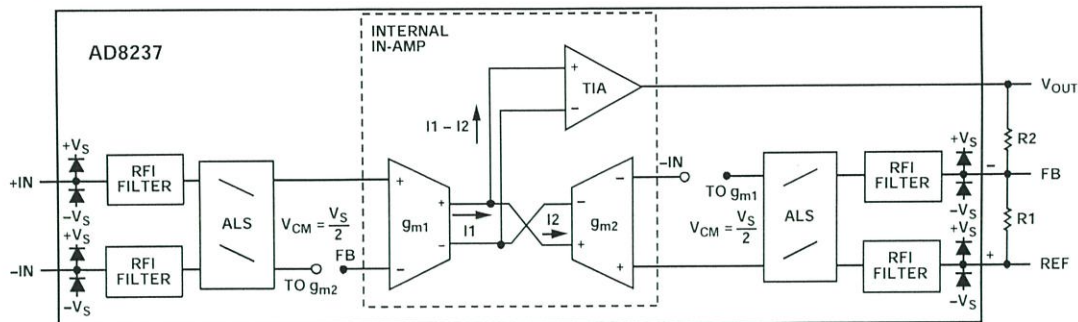


Figure 65. Simplified Schematic

ARCHITECTURE

The AD8237 is based on an indirect current feedback topology consisting of three amplifiers: two matched transconductance amplifiers that convert voltage to current, and one transimpedance amplifier, TIA, that converts current to voltage.

To understand how the AD8237 works, first consider only the internal in-amp. Assume a positive differential voltage is applied across the inputs of the transconductance amplifier, g_{m1} . This input voltage is converted into a differential current, I_1 , by the g_{m1} . Initially, I_2 is zero; therefore, I_1 is fed into the TIA, causing the output to increase. If there is feedback from the output of the TIA to the negative terminal of g_{m2} , and the positive terminal is held constant, the increasing output of the TIA causes I_2 , as shown, to increase. When it is assumed that the TIA has infinite gain, the loop is satisfied when I_2 equals I_1 . Because the gain of g_{m1} and g_{m2} are matched, this means that the differential input voltage across g_{m1} appears across the inputs of g_{m2} . This behavioral model is all that is needed for proper operation of the AD8237, and the rest of the circuit is for performance optimization.

The AD8237 employs a novel adaptive level shift (ALS) technique. This switched capacitor method shifts the common-mode level of the input signal to the optimal level for the in-amp while preserving the differential signal. Once this is accomplished, additional performance benefits can be achieved by using the internal in-amp to compare +IN to FB and -IN to REF. This is only practical because the signals emitting from the ALS blocks are all referred to the same common-mode potential.

In traditional instrumentation amplifiers, the input common-mode voltage can limit the available output swing, typically depicted in a hexagon plot of the input common-mode vs. the output voltage. Because of this limit, very few instrumentation amplifiers can measure small signals near either supply rail. Using the indirect current feedback topology and ALS, the AD8237 achieves a truly rail-to-rail characteristic. This increases power efficiency in many applications by allowing for power supply reduction.

The AD8237 includes an RFI filter to remove high frequency out-of-band signals without affecting input impedance and CMRR over frequency. Additionally, there is a bandwidth mode pin to adjust the compensation. For gains greater than or equal to 10, the bandwidth mode pin (BW) can be tied to $+V_S$ to change the compensation and increase the gain bandwidth product of the amplifier to 1 MHz. Otherwise, connect BW to $-V_S$ for a 200 kHz gain bandwidth product.

SETTING THE GAIN

There are several ways to configure the AD8237. The transfer function of the AD8237 in the configuration in Figure 65 is

$$V_{OUT} = G(V_{+IN} - V_{-IN}) + V_{REF}$$

where:

$$G = 1 + \frac{R2}{R1}$$

Table 7. Suggested Resistors for Various Gains (1% Resistors)

R1 (kΩ)	R2 (kΩ)	Gain
None	Short	1.00
49.9	49.9	2.00
20	80.6	5.03
10	90.9	10.09
5	95.3	20.06
2	97.6	49.8
1	100	101
1	200	201
1	499	500
1	1000	1001

Whereas the ratio of R2 to R1 sets the gain, the designer determines the absolute value of the resistors. Larger values reduce power consumption and output loading; smaller values limit the FB input bias current and input impedance errors. If the parallel combination of R1 and R2 is greater than about 30 kΩ, the resistors start to contribute to the noise. For best output swing and linearity, keep $(R1 + R2) \parallel R_i \geq 10 \text{ k}\Omega$.

The bias current at the FB pin is dependent on the common-mode and differential input impedance. FB bias current errors from the common-mode input impedance can be reduced by placing a resistor value of $R1 \parallel R2$ in series with the REF terminal, as shown in Figure 66. At higher gains, this resistor can simply be the same value as $R1$.

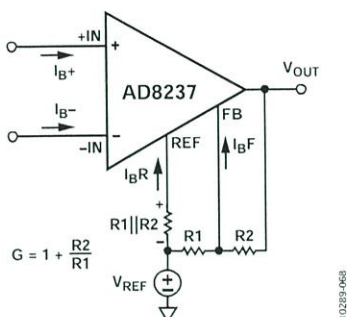


Figure 66. Cancelling Error from FB Input Bias Current

Some applications may be able to take advantage of the symmetry of the input transconductance amplifiers by canceling the differential input impedance errors, as shown in Figure 67. If the source resistance is well known, setting the parallel combination of $R1$ and $R2$ equal to R_S accomplishes this. If practical resistor values force the parallel combination of $R1$ and $R2$ to be less than R_S , add a series resistor to the FB input to make up for the difference.

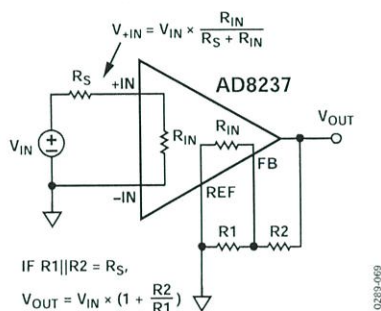


Figure 67. Canceling Input Impedance Errors

GAIN ACCURACY

Unlike most instrumentation amplifiers, the relative match of the two gain setting resistors determines the gain accuracy of the AD8237 rather than a single external resistor. For example, if two resistors have exactly the same absolute error, there is no error in gain. Conversely, two 1% resistors can cause approximately 2% maximum gain error at high gains. Temperature coefficient mismatch of the gain setting resistors increases the gain drift of the instrumentation amplifier circuit according to the gain equation. Because these external resistors do not have to match any on-chip resistors, resistors with good TCR tracking can achieve excellent gain drift without the need for a low absolute TCR.

For the best performance, keep the two input pairs (+IN and -IN, and FB and REF) at similar dc and ac common-mode potentials. This has two benefits. For dc common-mode, this minimizes the gain error of the AD8237. For ac common-mode, this yields improved frequency response. There is a maximum rate at which the ALS circuit can shift the common-mode voltage, which is shown in Figure 27. Because of this limit, the best large signal frequency response is achieved when the ac common-mode voltage of the two input pairs are matched. For example, if the negative input is at a fixed voltage and the positive input is driven with a signal, the feedback input moves with the positive input; therefore, the ac common-mode voltage of the two input pairs is the same. The effect of this is shown in Figure 25 and Figure 26.

CLOCK FEEDTHROUGH

The AD8237 uses nonoverlapping clocks to perform the chopping and ALS functions. The input voltage-to-current amplifiers are chopped at approximately 27 kHz.

Although there is internal ripple-suppression circuitry, trace amounts of these clock frequencies and their harmonics can be observed at the output in some configurations. These ripples are typically 100 μ V RTI when the bandwidth is greater than the clock frequency. They can be larger after a transient pulse but settle back to nominal, which is included in the settling time specifications. The amount of feedthrough at the output is dependent upon the gain and bandwidth mode. The worst case is in high bandwidth mode when the gain can be almost 40 before the clock ripple is outside the bandwidth of the amplifier. For some applications, it may be necessary to use additional filtering after the AD8237 to remove this ripple.

INPUT VOLTAGE RANGE

The allowable input range of the AD8237 is much simpler than traditional architectures. For the transfer function of the AD8237 to be valid, the input voltage must follow two rules

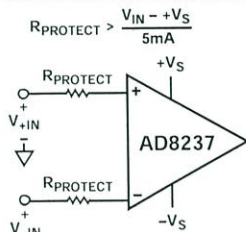
- Keep the differential input voltage within the limits shown in Figure 14; approximately $\pm(\text{Total Supply Voltage} - 1.2)$ V.
- Keep the voltage of the inputs (including the REF and FB pins) and the output within the specified voltage range, which are approximately the supply rails.

Because the output swing is completely independent of the input common-mode voltage, there are no hexagonal figures or complicated formulas to follow, and no limitation for the output swing the amplifier has for input signals with changing common mode.

INPUT PROTECTION

If no external protection is used, keep the inputs of the AD8237 within the voltages specified in the absolute maximum ratings. If the application requires voltages beyond these ratings, input protection resistors can be placed in series with the inputs of the AD8237 to limit the current to 5 mA. For example, if +V_S is 3 V and a 10 V overload voltage can occur at the inputs, place a protection resistor of at least (10 V – 3 V)/5 mA = 1.4 kΩ in series with the inputs.

POSITIVE VOLTAGE PROTECTION:



NEGATIVE VOLTAGE PROTECTION:

$$R_{PROTECT} > \frac{-V_S - V_{IN}}{5mA}$$

Figure 68. Protection Resistors for Large Input Voltages

FILTERING RADIO FREQUENCY INTERFERENCE

The AD8237 contains an on-chip RFI filter that is sufficient for a majority of applications. For applications where additional radio frequency immunity is needed, an external RFI filter can also be applied as shown in Figure 69.

$$\text{DIFFERENTIAL FILTER CUTOFF} = \frac{1}{2\pi R(2C_D + C_C)}$$

$$\text{COMMON-MODE FILTER CUTOFF} = \frac{1}{2\pi R C_C}$$

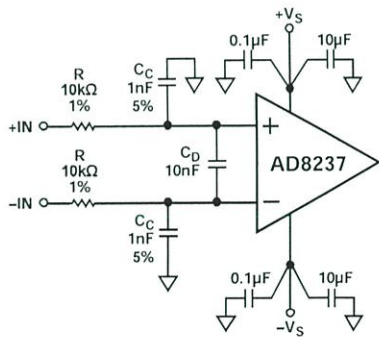
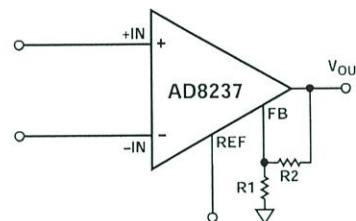


Figure 69. Adding Extra RFI Filtering

USING THE REFERENCE PIN

In general, instrumentation amplifier reference pins can be useful for a few reasons. They provide a means of physically separating the input and output grounds to reject ground bounce common to the inputs. They can also be used to precisely level shift the output signal. In the configuration shown in Figure 65 through Figure 67, the gain of the reference pin to the output is unity, as is common in a typical in-amp. Because the reference pin is functionally no different from the positive input, it can be used with gain, as shown in Figure 70.

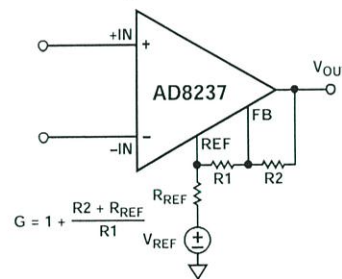
This configuration can be very useful in certain cases, such as dc removal servo loops, which typically use an inverting integrator to drive REF and compensate for a dc offset. This requires special attention to the input range (especially at REF) and the output range. All three input voltages are referred to the one ground shown, which may need to be a low impedance midsupply.



$$V_{OUT} = (V_{REF} + V_{+IN} - V_{-IN}) \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

Figure 70. Applying Gain to the Reference Voltage

Traditional instrumentation amplifier architectures require the reference pin to be driven with a low impedance source. In these traditional architectures, impedance at the reference pin degrades both CMRR and gain accuracy. With the AD8237 architecture, resistance at the reference pin has no effect on CMRR.



$$G = 1 + \frac{R_2 + R_{REF}}{R_1}$$

Figure 71. Calculating Gain with Reference Resistance

Resistance at the reference pin does affect the gain of the AD8237; however, if this resistance is constant, the gain setting resistors can be adjusted to compensate. For example, the AD8237 can be driven with a voltage divider, as shown in Figure 72.

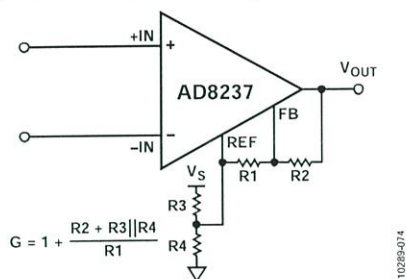


Figure 72. Using Voltage Divider to Set Reference Voltage

LAYOUT

Common-Mode Rejection Ratio over Frequency

Poor layout can cause some of the common-mode signal to be converted to a differential signal before reaching the in-amp. This conversion can occur when the path to the positive input pin has a different frequency response than the path to the negative input pin. For best CMRR vs. frequency performance, closely match the impedance of each path. Place additional source resistance in the input path (for example, for input protection) close to the in-amp inputs to minimize interaction between the resistors and the parasitic capacitance from the printed circuit board (PCB) traces.

Power Supplies

Use a stable dc voltage to power the instrumentation amplifier. Noise on the supply pins can adversely affect performance. For more information, see the PSRR performance curves in Figure 17 through Figure 20.

Place a 0.1 μF capacitor as close as possible to each supply pin. As shown in Figure 73, a 10 μF tantalum capacitor can be used farther away from the part. This capacitor, which is intended to be effective at low frequencies, can usually be shared by other precision integrated circuits. Keep the traces between these integrated circuits short to minimize interaction of the trace parasitic inductance with the shared capacitor. If a single supply is used, decoupling capacitors at $-V_S$ can be omitted.

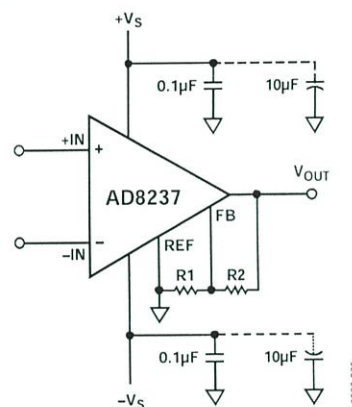


Figure 73. Supply Decoupling, REF, and Output Referred to Local Ground

Reference

The output voltage of the AD8237 is developed with respect to the potential on the reference terminal. Take care to tie REF to the appropriate local ground.

INPUT BIAS CURRENT RETURN PATH

The input bias current of the AD8237 must have a return path to ground. When the source, such as a thermocouple, cannot provide a return current path, create one, as shown in Figure 74.

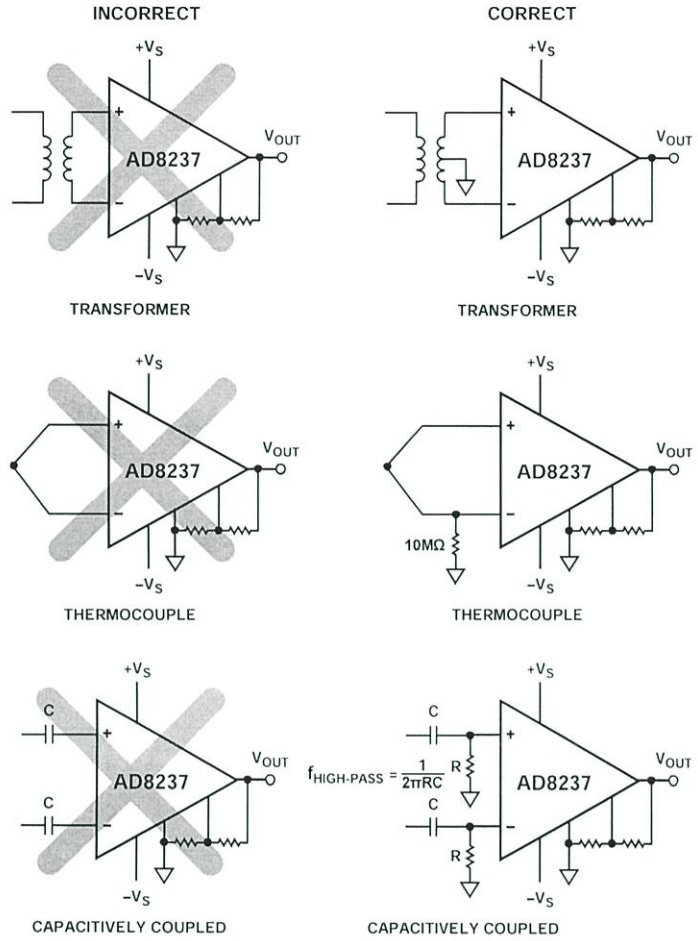


Figure 74. Creating an I_B Path

10289-016

APPLICATIONS INFORMATION

BATTERY CURRENT MONITOR

The micropower current consumption, unique topology, and rail-to-rail input of the AD8237 make it ideal for battery-powered current sensing applications. When configured as shown in Figure 75, the AD8237 is able to obtain an accurate high-side current measurement for both charging and discharging. Depending on the nature of the load, $+V_S$ may require RC decoupling. Use Kelvin sensing methods to achieve the most accurate results.

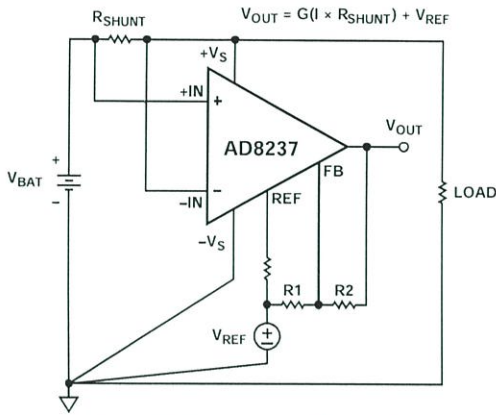


Figure 75. Battery-Powered Current Sense

10289A-077

PROGRAMMABLE GAIN IN-AMP

Most integrated circuit instrumentation amplifiers use a single resistor to set the gain, which is in a low impedance path. Any component placed between the gain setting pins has current flowing through it, which adds to the gain resistance. Typical CMOS switches have on resistance, R_{ON} . R_{ON} is not well controlled, is nonlinear with input voltage, and has high drift. This creates large gain errors and distortion at the output of the in-amp. This R_{ON} problem has made it difficult to build a precision programmable gain in-amp in the past. With the AD8237 topology, the switches can be placed in a high impedance sense path, eliminating the parasitic resistance effects. Figure 76 shows one way to accomplish programmable gain. Some applications may benefit from using a digital potentiometer instead of a multiplexer.

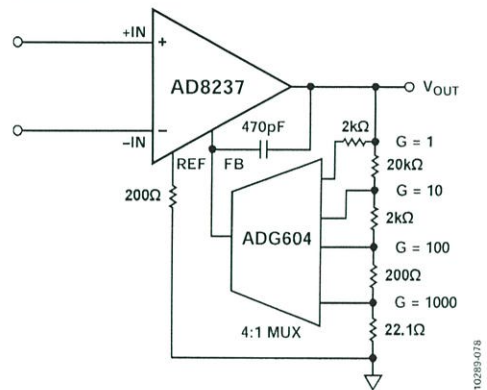


Figure 76. Programmable Gain with a Multiplexer

810-0020