สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ

Heart Rate Variability Measurement



นายปานศักดิ์ สุขโม รหัส 50010956

นายมนัสพงษ์ พรสี่ภาค รหัส 50011215

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....121562
วัน, เดือน, ปี.....18 ก.ค. 2555

.b.....
.i.....

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เครื่องวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ

Heart Rate Variability Measurement

นายปานศักดิ์ สุขโม รหัส 50010956

นายมนัสพงษ์ พรสี่ภาค รหัส 50011215



อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

ผศ.ดร.กิตพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2553

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ

(Heart rate variability Measurement)

จัดทำโดย นายปานศักดิ์ สุขโม รหัส 50010956

นายมนัสพงษ์ พรสี่ภาค รหัส 50011215

อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

รายงานฉบับนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

วันที่...../...../.....

คำนำ

เนื่องจากการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยหาความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ เราจึงจัดทำโครงงานนี้ขึ้นมาเพื่อพัฒนาสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับแสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยรายงานนี้จะประกอบไปด้วยเรื่องของการสร้างเครื่องวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability Measurement) ซึ่ง Heart rate variability (HRV) คือ การหาความสัมพันธ์การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งจะวิเคราะห์ดูความสมดุลของ Parasympathetic และ Sympathetic โดยที่ Parasympathetic เป็นประสาทของการพักผ่อน/ซ่อมแซม/การควบคุมและการสร้างพลังงาน-สะสมพลังงาน และ Sympathetic เป็นประสาทของการทำงาน/การใช้พลังงาน

ข้าพเจ้าหวังว่ารายงานเล่มนี้คงจะมีประโยชน์ต่อผู้อ่านไม่มากก็น้อยและถ้าเกิดความผิดผลาดประการใดก็ขออภัยมาณ.ที่นี้ด้วย

เครื่องวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ

นายปานศักดิ์ สุขโม รหัส 50010956
นายมนัสพงษ์ พรสี่ภาค รหัส 50011215
ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

โครงงานนี้เป็นการพัฒนาสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้แสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยการเขียนโปรแกรมนำค่าคลื่น R มาคำนวนหาค่าระหว่างช่วง R ถึง R เพื่อสร้างสัญญาณใหม่ (R-R interval signal) แล้วนำสัญญาณนี้ไปเขียนโปรแกมวิเคราะห์หาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (HRV : Heart rate variability) เพื่อเปรียบเทียบค่าการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic nervous system) ในช่วงเวลาที่ทำกิจกรรมต่างๆ เช่น การเปรียบเทียบความแตกต่างของกิจกรรมก่อนออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกาย หลังออกกำลังกาย เป็นต้น

Heart rate variability Measurement

Mr.Parnsak Sukmo 50010956

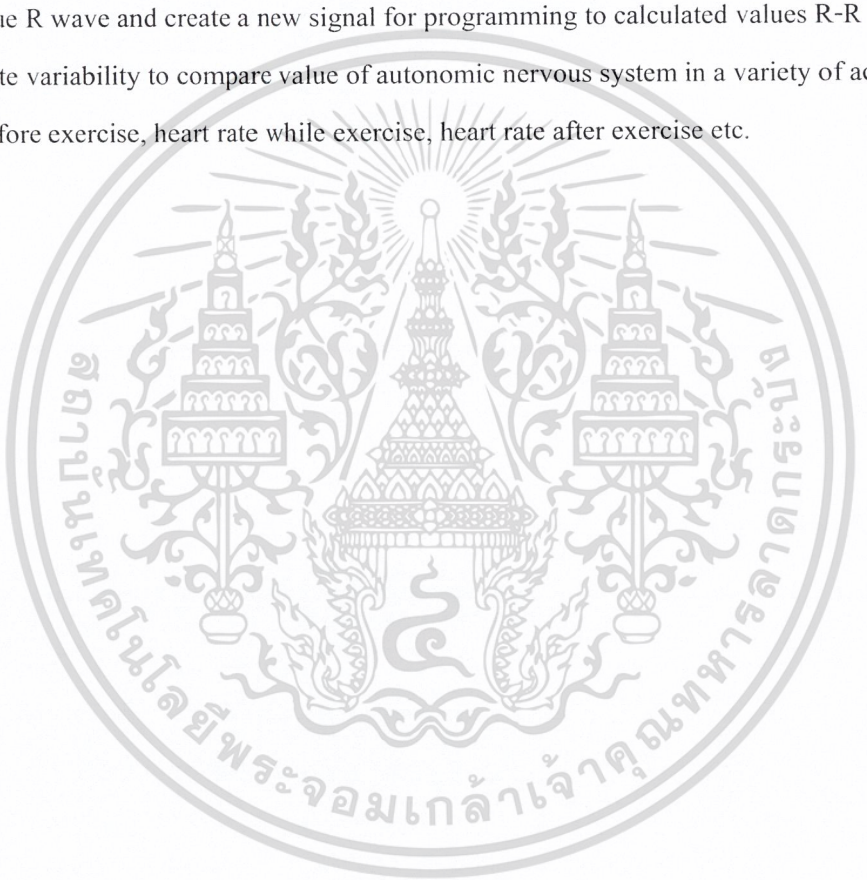
Mr.Manutpong Pornseepark 50011215

Dr.Suradej Tretriluxana Advisor

Education 2010

Abstract

This project is to develop instrumentation that measure a cardiac electrical signals on computer by programming to value R wave and create a new signal for programming to calculated values R-R interval and analysis heart rate variability to compare value of autonomic nervous system in a variety of activity such as heart rate before exercise, heart rate while exercise, heart rate after exercise etc.



กิตติกรรมประกาศ

รายงานฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ทั้งนี้เพราะได้รับคำแนะนำและคำปรึกษาจากอาจารย์สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำรายงานและโครงงาน ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

นอกจากนี้ขอขอบพระคุณนางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย และทุกๆท่านที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนให้คำแนะนำต่างๆจนทำให้รายงานฉบับนี้สำเร็จโดยสมบูรณ์ได้

นายปานศักดิ์ สุขโม

นายมนัสพงษ์ พรสี่ภาค

ผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
คำนำ	I
บทคัดย่อ	II
Abstract	III
กิตติกรรมประกาศ	IV
สารบัญ	V
สารบัญรูปภาพ	VII
สารบัญตาราง	XI
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงงาน	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้	1
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.1.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	6
2.1.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.1.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ	10
2.1.7 ระบบการติดลีด (Lead System)	10
2.1.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ	16
2.1.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ	18
2.1.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	23
2.1.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย	26
2.1.12 อันตรายของไฟฟ้าและการป้องกัน	30

2.2 ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ 35
2.2.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ 36
2.2.2 ลักษณะสมบัติของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ 37
2.2.3 ระบบประสาทอัตโนมัติ 38
2.2.4 วิธีทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ 40
2.2.5 การวัดความแปรปรวนการเต้นของหัวใจ 42

บทที่ 3 ทฤษฎีการออกแบบ 63
3.1 วงจร Instrumentation Amplifier 64
3.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ 66
3.3 วงจรกรองสัญญาณ Notch Filter 67
3.4 วงจรยกระดับแรงดัน 69
3.5 วงจร Opto isolator 70
3.6โปรแกรม Labview 70

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง 71
บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ 81
เอกสารอ้างอิง 82
ภาคผนวก 83

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพที่ 1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2

ภาพที่ 2.1 โครงสร้างต่างๆและการทำงานของหัวใจ 3

ภาพที่ 2.2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ 4

ภาพที่ 2.3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ 6

ภาพที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ 8

ภาพที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทนดแบบมาตราฐาน (Standard Limb Lead) 11

ภาพที่ 2.6 สามเหลี่ยมไอโธเฟ่น (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัด แบบมาตราฐาน 12

ภาพที่ 2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตราฐาน (Standard Limb Lead) 13

ภาพที่ 2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead 14

ภาพที่ 2.9 แนวแกนขอลหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead 14

ภาพที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead 15

ภาพที่ 2.11 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดต่างๆ 16

ภาพที่ 2.12 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งกับอิเล็กโทรดต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและคลื่นไฟฟ้าชนิดต่างๆที่ถูกบันทึก 17

ภาพที่ 2.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นมาตราฐาน (Baseline หรือ Iso-Electric Line) ที่อยู่ระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ 17

ภาพที่ 2.14 ความสัมพันธ์แกนไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I และ aV 18

ภาพที่ 2.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะปกติ 18

ภาพที่ 2.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Tachycardia 19

ภาพที่ 2.17 ภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ 20

ภาพที่ 2.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) 20

หน้า

ภาพที่ 2.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation 21

ภาพที่ 2.20 ภาวะ Sinus Arrhythmia จากการหายใจในขณะหายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ 22

ภาพที่ 2.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์คินสัน (Parkinsonism) 22

ภาพที่ 2.22 วงจรสมมูลย์ของการวัดสัญญาณจากร่างกาย 23

ภาพที่ 2.23 วงจรสมมูลย์สำหรับการวัดสัญญาณความถี่ต่ำมากๆ จากร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 23

ภาพที่ 2.24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับปนเข้ามา 25

ภาพที่ 2.25 การอิ่มตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ 25

ภาพที่ 2.26 วงจรขยายสัญญาณแบบทั่วไป 25

ภาพที่ 2.27 อุณหภูมิที่บริเวณต่างๆของร่างกาย ขณะอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่ร้อนและเย็นตามลำดับ 27

ภาพที่ 2.28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะของคลื่น J (J Wave) 28

ภาพที่ 2.29 ความน่าจะเป็นของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย 30

ภาพที่ 2.30 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะมาโครช็อก 31

ภาพที่ 2.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ทำให้กระแสไฟฟ้า Let – Go และความถี่ของกระแสไฟฟ้า 32

ภาพที่ 2.32 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะไมโครช็อก 32

ภาพที่ 2.33 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยหม้อแปลงความถี่สูง 33

ภาพที่ 2.34 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto - Isolator) 34

ภาพที่ 2.35 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 36

ภาพที่ 2.36 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ 37

ภาพที่ 2.37 ตัวอย่างสัญญาณ HRV ของคนปกติ 38

ภาพที่ 2.38 แสดงความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับการทำงานของระบบในร่างกาย 38

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

หน้า

ภาพที่ 2.39 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ HRV ในขณะยืนและนอน 40

ภาพที่ 2.40 ความสัมพันธ์ระหว่าง RMSSD และ pNN(50) 44

ภาพที่ 2.41 ฮิตโตแรกมการวัดช่วงของ RR ในรูปแบบของเรขาคณิต 45

ภาพที่ 2.42 การวิเคราะห์สเปกตรัม 51

ภาพที่ 2.43 ตัวอย่างการประมาณค่าของค่าความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัมได้จากการบันทึก ระยะยาวช่วงเวลา 24 ชั่วโมงของ Holter 51

ภาพที่ 2.44 ช่วงของแทสโทแกรมที่ใช้ในปริมาณช่วง RR ที่ติดต่อกัน 256 54

ภาพที่ 2.45 ตัวอย่างของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของชุดข้อมูลที่ถูกการสังเคราะห์มาแล้วจำนวน 4 ชุดข้อมูล 56

ภาพที่ 2.46 โฟว์ชาร์ตที่แสดงขั้นตอนการบันทึกและกกระบวนการในกาวิเคราะห์สัญญาณ ECG 61

ภาพที่ 3.1 โครงสร้างภายในของวงจรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA126 64

ภาพที่ 3.2 การต่อวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการทดลอง 65

ภาพที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ 66

ภาพที่ 3.4 วงจรองความถี่แบบนอตซ์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ 50 Hz 67

ภาพที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ 67

ภาพที่ 3.6 วงจรยกระดับแรงดัน 69

ภาพที่ 3.7 Opto – Isolator 70

ภาพที่ 4.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองแบบนอตซ์ 74

ภาพที่ 4.2 สัญญาณ Output จากเครื่องจำลองสัญญาณ 77

ภาพที่ 4.3 สัญญาณ Output จากผู้ทดลอง 77

ภาพที่ 4.4 ทดลองวัด Output 77

ภาพที่ 4.5 การเขียนโปรแกรมวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ 78

ภาพที่ 4.6 วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะพักผ่อน 79

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

หน้า

ภาพที่ 4.7 สัญญาณขณะนั่งพักผ่อน 79

ภาพที่ 4.8 วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย 80

ภาพที่ 4.9 สัญญาณขณะออกกำลังกาย 80

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 ลักษณะสำคัญของ Nolmal Sinus Rhythm 18

ตารางที่ 2.2 ลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia 19

ตารางที่ 2.3 ลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia 20

ตารางที่ 2.4 ลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation 21

ตารางที่ 2.5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus Arrhythmia 22

ตารางที่ 2.6 แสดงอุณหภูที่วัดได้จากตำแหน่งต่างๆ 30

ตารางที่ 2.7 ผลของกระแสไฟฟ้าต่อร่างกาย 31

ตารางที่ 2.8 ผลตอบสนองของ HRV 41

ตารางที่ 2.9 ตัวเลือกการวัด time-domain ของ HRV 48

ตารางที่ 2.10 การเลือก Frequency Domain ของการวัด HRV 52

ตารางที่ 2.11 ประมาณเวลาโดเมนและวิธีโดเมนความถี่ที่ใช้กับ 24 - h บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 55

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด 72

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด 73

ตารางที่ 4.3 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ 75

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทรงพระกรุณาโปรดเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มา

การตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยหาความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ เราจึงจัดทำโครงงานนี้ขึ้นมาเพื่อพัฒนาสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับแสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์เพื่อนำมาวิเคราะห์หาความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลาที่ทำกิจกรรมต่างๆ

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน

1.2.1 เพื่อศึกษาเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.2.2 เพื่อศึกษาการทำโปรแกรมที่ใช้วิเคราะห์หาความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจใน ช่วงเวลาที่ทำกิจกรรมต่างๆ โดยเจาะจงที่สัญญาณ R wave เพียงอย่างเดียว เพื่อนำมาคำนวนหาค่าระหว่างช่วง R ถึง R เพื่อสร้างสัญญาณใหม่ (R-R interval signal) แล้วนำสัญญาณนี้ไปเขียน โปรแกมวิเคราะห์หาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (HRV : Heart rate variability) ในช่วงเวลาที่ทำกิจกรรมต่างๆ

1.2.3 เพื่อศึกษาการเชื่อมต่อสัญญาณเข้าคอมพิวเตอร์โดยการใช้ทฤษฎี FM Modulation /Demodulation

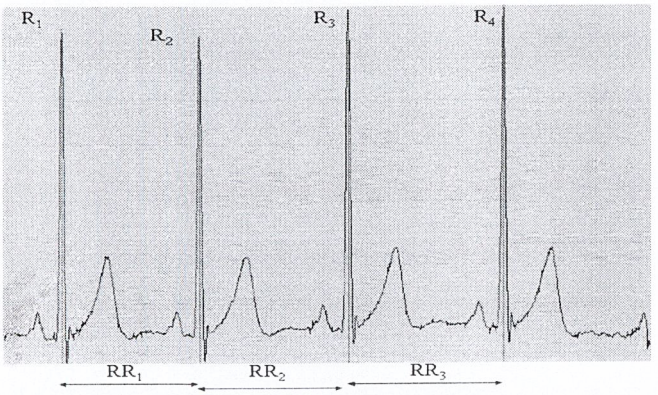
1.3 ขอบเขตของโครงงาน

1.3.1 ออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.3.2 ออกแบบโปรแกรมเพื่อใช้วิเคราะห์หาความแปรปรวนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้

สร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อทำการเชื่อมต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์และนำมาวิเคราะห์โดยการเขียนโปรแกรม Labview โดยเจาะจงที่สัญญาณ R wave เพียงอย่างเดียว เพื่อนำมาคำนวนหาค่าระหว่างช่วง R ถึง R (ภาพที่ 1.1) เพื่อสร้างสัญญาณใหม่ (R-R interval signal) แล้วนำสัญญาณนี้ไปเขียนโปรแกมวิเคราะห์หาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (HRV : Heart rate variability) ในช่วงเวลาที่ทำกิจกรรมต่างๆ



ภาพที่ 1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้รับความรู้ความเข้าใจในการสร้างอุปกรณ์วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.5.2 ได้รับความรู้ความเข้าใจในการใช้โปรแกรม Labview

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

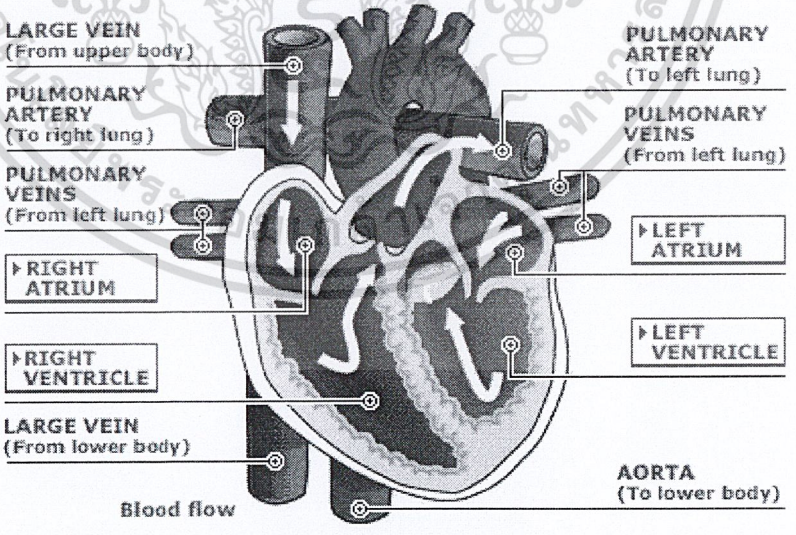
บทที่ 2
ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีระวิทยาของหัวใจ

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



ภาพที่ 2.1 โครงสร้างต่างๆและการทำงานของหัวใจ

2.1.1.1.1 หัวใจประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่สำคัญ 3 ชนิด ได้แก่

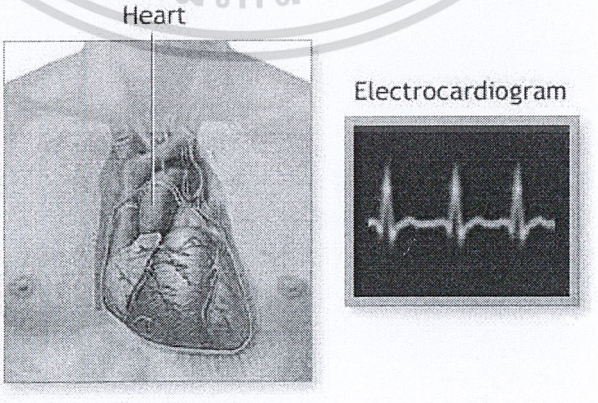
2.1.1.1.1.1 คาร์ดิแอค มัสเคิล ไฟเบอร์(Cardiac Muscle Fiber) ประกอบขึ้นเป็นผนังของเอเตรียม(Atrium) และเวนตริเคิล(Ventricle)หดตัวเมื่อถูกกระตุ้นเนื่องจากความต้านทานระหว่างเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีค่าต่ำ การนำไฟฟ้าจึงแพร่ไปได้อย่างรวดเร็วระหว่างเซลล์หนึ่งไปสู่เซลล์หนึ่งที่อยู่ติดๆกันต่อๆกันไป มีผลให้การหดของเซลล์เหล่านี้เกิดขึ้นพร้อมกันเหมือนเซลล์เดียว เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Syncytium

2.1.1.1.1.2 โนเด้ิล เซลล์(Nodal Cell) เป็นกลุ่มเซลล์พิเศษซึ่งสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าได้โดยอัตโนมัติ มี 2 พวก ได้แก่ Sinoatrial Node (SA Node) อยู่บริเวณเอเตรียมขวาใกล้กับซูพีเรียเวนาคาวา (Superior VenaCava) และAtrioventicular Node (AV Node) อยู่บริเวณใกล้ผนังกั้นระหว่างเอเตรียมทั้งสองและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเอเตรียมและเวนตริเคิลปกติ SA Node เป็นตัวกลางคลื่นไฟฟ้าซึ่งถูกส่งต่อไปยังเซลล์อื่นๆ รวมทั้ง AV Node

2.1.1.1.1.3 คอนดัคติ้ง เซลล์(Conducting Cell) ทำหน้าที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยคลื่นไฟฟ้าที่เกิดบนเอเตรียมเมื่อผ่านมายัง AV Node จะถูกส่งไปยังเวนตริเคิล โดยผ่านคอนดัคติ้งเซลล์ ที่ประกอบเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ(Bundle of His) ซึ่งแยกเป็นแขนซ้ายและขวาไปต่อกับระบบพูร์คินเย (PurkinjeSystem) อันประกอบด้วยแขนไฟเบอร์ที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของเวนตริเคิล

2.1.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้



ภาพที่ 2.2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ

เซลล์ของหัวใจ แบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3ประเภท ดังนี้

ประเภทที่ 1 ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น(Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ประเภทที่ 2 เป็นเซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้แผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

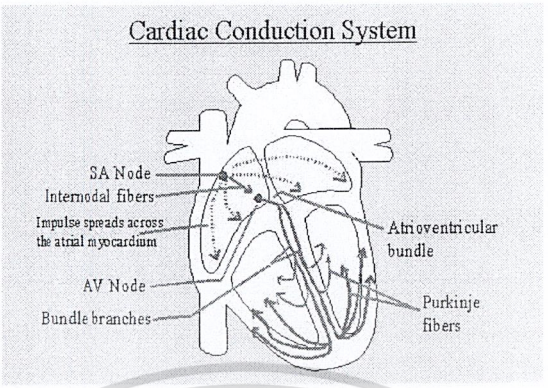
ประเภทที่ 3 เป็นเซลล์กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้นผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ต่างกันได้ เช่น ในระยะที่เซลล์พักตัว(Polarization)ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าต่ำ-60 ถึง-100 มิลลิโวลต์และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น(Depolarization)ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง+20 มิลลิโวลต์ การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจาความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมโปแตสเซียมที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆลดลง เพราะมีสารโปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์จนในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นได้อีกปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่น ซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.1.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเต้นของหัวใจที่ปกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนข้างขวา แสดงในภาพที่ 2-3 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องหลังจากนั้นสัญญาณจะไปที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Artioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่างข้าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง A-V จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle ofHis)และกลุ่มเส้นใยพูร์คินเย (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่ง ตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตรา

ประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที



ภาพที่ 2.3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

2.1.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่หัวใจสามารถคงสภาพการทำงานอยู่ได้อย่างปกตินั้นต้องอาศัยระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้ คือ

2.1.4.1 Sino-Atrial Node (SA Node, Pacemaker) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อตั้งอยู่ส่วนบน ทางด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เชื่อว่าเป็นตัวเริ่มกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที 7 AV Nodeและ Bundle of HIS 20-40 7 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะของการเต้นของหัวใจจะขึ้นกับจุดกำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

2.1.4.2 Internodal Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่าสัญญาณไฟฟ้าผ่านจาก AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อ พิจารณาทางกายวิภาคของหัวใจห้องบน ก็จะมีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ด้านใหญ่ๆ ได้แก่

2.1.4.2.1 Anterior Internodal Tract (Bachmann's Bundle) เริ่มจาก SA Node มาตามด้านหน้าของหัวใจห้องบน ขวา7 แล้วแบ่งเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสอง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกั้นหัวใจห้องบนทั้งสองลงมาด้านบนของ AV Node

2.1.4.2.2 Middle Internodal Tract (Wenckebach) เริ่มจากด้านหน้า SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือดซูพีเรียเวนาคาวาลงสู่ผนังกั้นหัวใจห้องบนของ AV Node

2.1.4.2.3 Posterior Internodal Tract (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังของหัวใจห้องบนขวาลงมาสู่ AV Node

2.1.4.3 Atrioventicular Node (AV Node) เป็นเซลล์กึ่งกล้ามเนื้อและประสาท อยู่ปลายบนของผนังกั้นหัวใจห้องล่าง อยู่ค่อนมาทางหัวใจห้องบนขวา และอยู่หน้าช่องเปิดของโคโรนารีไซนัส(CoronarySinus)

2.1.4.4 Bundle of His เป็นส่วนที่แยกออกมาจาก AV Node โดยตรง ยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกั้นระหว่าง

2.1.4.5 Bundle Branch เป็นส่วนที่แยกออกมาจากเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจเป็นแขนงซ้ายและขวาลงมาตามผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่าง ดังนี้

2.1.4.5.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่างค่อนมาทางด้านขวาโดยแทรกตัวเข้ามาอยู่ในเยื่อบุหัวใจ

2.1.4.5.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกั้นหัวใจห้องล่างค่อนมาทางด้านซ้าย และแยกออกเป็น 2 แขนง คือ แขนงด้านหน้า และแขนงด้านหลัง(Anterior and PosteriorFascicle)

2.1.4.5.3 Purkinje Fiber เป็นส่วนหนึ่งที่ต่อมาจาก Bundle Branch แตกแขนงแทรกตัวไปตามเยื่อบุหัวใจและแผ่กระจายไปทั่วเวนตริเคิลทั้งสอง

2.1.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อน การบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

2.1.5.1 คลื่น P (P Wave)

แสดงถึง ผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชั่นที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนัง
กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานัก จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ เมื่อบันทึก 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ในลีด II, AVL,AVF และ V1 – V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชั่น วิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Dedlection ใน Lead III, V1 – V2 อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

2.1.5.2 คลื่น QRS (QRS Complex)

แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชั่นที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชั่นผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากันจึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน

0.10 วินาทีหากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S

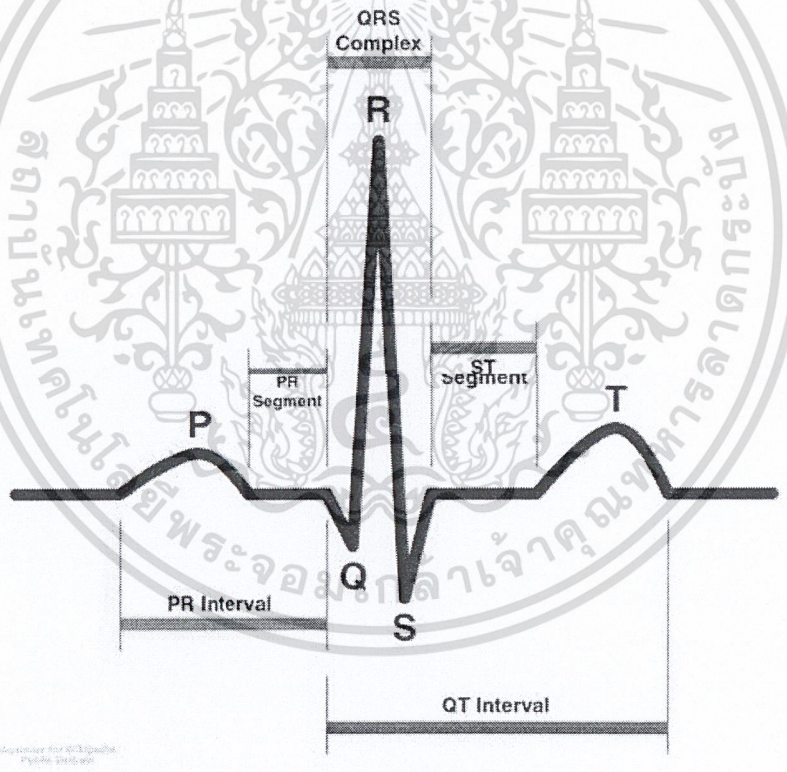
2.1.5.2.1 คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP

2.1.5.2.2 คลื่นR หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP

2.1.5.2.3 คลื่นS หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นR ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR,R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

2.1.5.3 คลื่น T (T Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว มีขนาดประมาณ 1/8 - 2/3 ของคลื่นRบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL และ V1



ภาพที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในกาทำงานของหัวใจได้ ที่สำคัญ ได้แก่

2.1.5.3.1 คลื่นU (U Wave)

แสดงถึงช่วงรีโพลาไรเซชั่น(Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ(Hypokalemia)

2.1.5.3.2 ช่วงเวลา P-R (P–R Interval)

วัดเริ่มจากคลื่นPจนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P–Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชั่น กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองและถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2.1.5.3.3 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval)

วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ใน ลีดV2 และV3

2.1.5.3.4 ระยะV.A.T (Ventricular Activation Time)

แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

2.1.5.3.5 ช่วงเวลา Q-T(Q-T Interval)

วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชั่นและรีโพลาไรเซชั่นในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

2.1.5.3.6 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)

วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไป สามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

2.1.5.3.7 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มดูตั้งแต่จบคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

2.1.5.3.8 ระยะ S-T (S–T Segment)

เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางทีเรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะ นี้อยู่ระดับสูงกว่านี้ เรียกว่าElevated ST Segment และถ้าลดต่ำลงกว่านี้

เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสภาวะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับภยันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.1.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดจากการกระตุ้นเซลล์ต่างๆของหัวใจด้วยกระบวนการทางไฟฟ้าซึ่งมีการนำไฟฟ้าและขั้นตอนการกระตุ้นของเซลล์ต่างๆ ดังต่อไปนี้ Sinoatrial Node เป็นจุดเริ่มต้นของการกำเนิดไฟฟ้าในหัวใจที่เกิดขึ้นเป็นจังหวะโดยอัตโนมัติ คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวไปตามทางเดิน คือInternodal Tract ไปกระตุ้นเอเตรียมขวาก่อนเอเตรียมซ้าย แรงกระตุ้นจะแผ่ไปทุกทิศทาง แต่ทิศทางจะรวมพุ่งไปทางด้านซ้ายและลงล่างทำให้เกิดคลื่น P ขึ้น ส่วนต้นของคลื่น P เกิดจากการกระตุ้น เอเตรียมขวา และขณะที่เอเตรียมซ้ายถูกกระตุ้น AV Nodeก็ถูกกระตุ้นด้วย คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวช้าๆ โดยใช้เวลาประมาณ 34 มิลลิวินาทีอยู่ในเนื้อเยื่อบริเวณ AV Node (Junctional Tissue) ก่อนจะเคลื่อนที่ไปที่เวนตริเคิลมีระยะเวลาการคลายตัวเพื่อรอรับเลือดจากเอเตรียม

เมื่อ AV Node ถูกกระตุ้นแล้ว คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวตาม Bundle of HIS แผ่กระจายไปตามแขนงขวาและซ้าย (Right, Left Bundle Branch) เข้าสู่เส้นใยพูร์คินเย ซึ่งมีลักษณะเป็นเส้นใยคล้ายร่างแห กระจายไปทั่วกล้ามเนื้อทำให้เวนตริเคิลหดตัวบีบเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายการกระตุ้นที่เวนตริเคิล เริ่มที่ผนังกั้นระหว่างเวนตริเคิลตอนกลางด้านซ้ายถูกกระตุ้นก่อน โดยมีทิศทางของแรงกระตุ้นพุ่งไปทางด้านหน้าและลงล่างใช้เวลา 8มิลลิวินาทีจุดนี้ทำให้เกิดคลื่นQ ต่อมาเวนตริเคิลด้านขวาถูกกระตุ้นตามด้วยผนังด้านซ้าย คลื่นไฟฟ้าจะวิ่งเป็นทิศทางมุมฉากกับผนังเวนตริเคิลโดยออกจาก เอน โดคาเดียม(Endocardium) ไปพิคาเดียม(Epicardium) เนื่องจากผนังเวนตริเคิลซ้ายหนากว่าเวนตริเคิลขวา ทำให้เกิดแรงรวมที่เกิดขึ้นพุ่งไปทางเวนตริเคิล ซ้าย คือ พุ่งลงล่างและไปทางซ้าย ทำให้เกิดคลื่น QRS Complex

2.1.7 ระบบการติดลีด (Lead System)

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการ
เปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณ อีซีจี ที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของ ร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้วาง 12 ลีด ดังนี้

ลีดI, ลีด II, ลีดIII

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

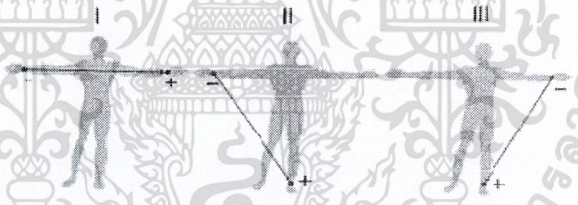
ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

มาตรฐาน ลีดI, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกาย หรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย

2.1.7.1 ระบบการติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี คือ

2.1.7.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอโธเฟ่น(ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อยู่มหาวิทยาลัยไลน์เดน จากการทดลองไอโธเฟ่นพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวาไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียกสามเหลี่ยโธเฟ่น แต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน



ภาพที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทนดแบบมาตราฐาน (Standard Limb Lead)

คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้าแบ่งการบันทึกออกเป็น

2.1.7.1.1.1 Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่องโดยขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

Lead I = LA – RA

2.1.7.1.1.1 Lead II ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

Lead II = LL – RA

2.1.7.1.1.1 Lead III ทำนองเดียวกันใช้ขั้วลบวางที่แขนซ้าย ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

Lead III = LL – RA

เมื่อ RA = ศักย์ ไฟฟ้าที่แขนขวา

LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

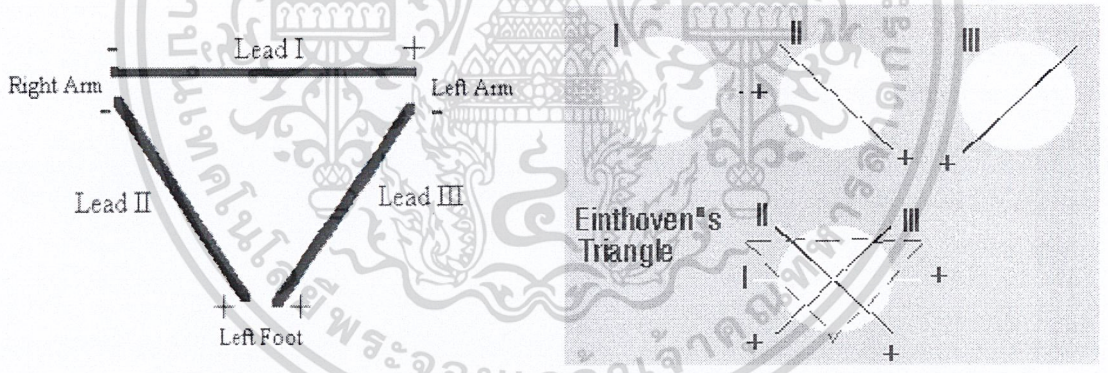
จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเต

อร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโธเฟ่นซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

Lead I = Lead II + Lead III (2-1)

หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม

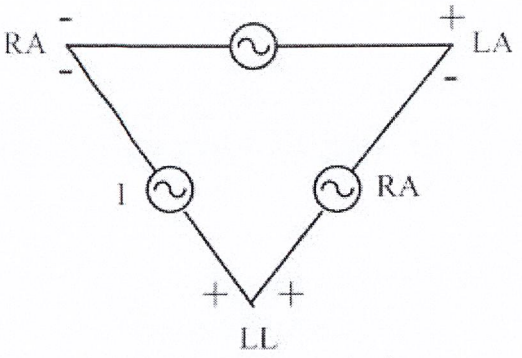
60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System



ภาพที่ 2.6 สามเหลี่ยมไอโธเฟ่น (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัด แบบมาตราฐาน

จากการวางอิเล็กโทรด ในภาพที่ 2-5 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสาม เหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในภาพที่2-7 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

ลีด II – ลีด I – ลีด III = 0 (2-2)



ภาพที่ 2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตราฐาน (Standard Limb Lead)

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน(Standard Limb Lead) นั้นไม่จำเป็น

ต้องตรวจวัดทุกลีด โดยสามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2.1.7.1.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวา หรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน แบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - . (LA + LL) \qquad (2\text{-}3)$$

Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - . (RA + LL) \qquad (2\text{-}4)$$

Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - . (LA + RA) \qquad (2\text{-}5)$$

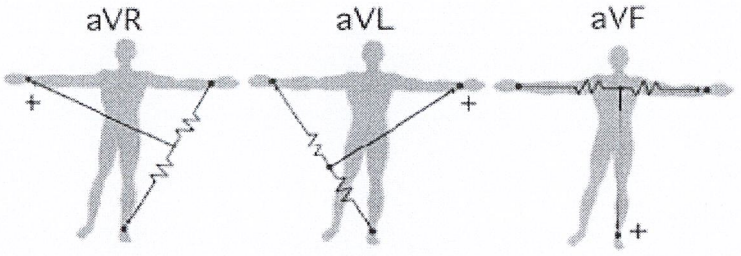
อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ ตัดขั้วลบออกทำให้อีซีจีที่บันทึกได้มีแอมปลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Vector แต่หนังสือบางเล่มกล่าวว่ามาจากคำว่า “Voltage”

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

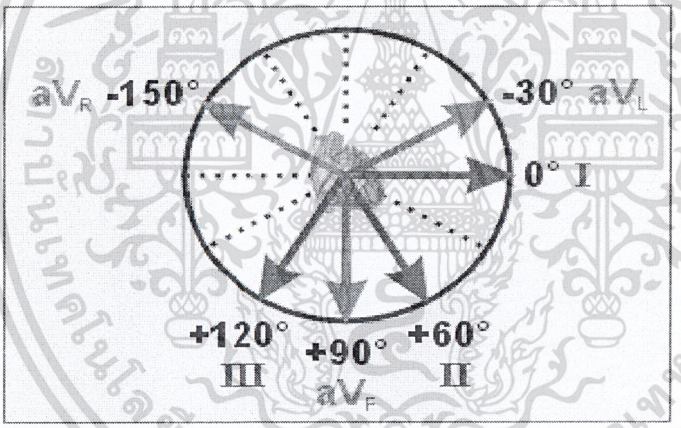
อักษร “L” หมายถึง แขนซ้าย

อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



ภาพที่ 2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

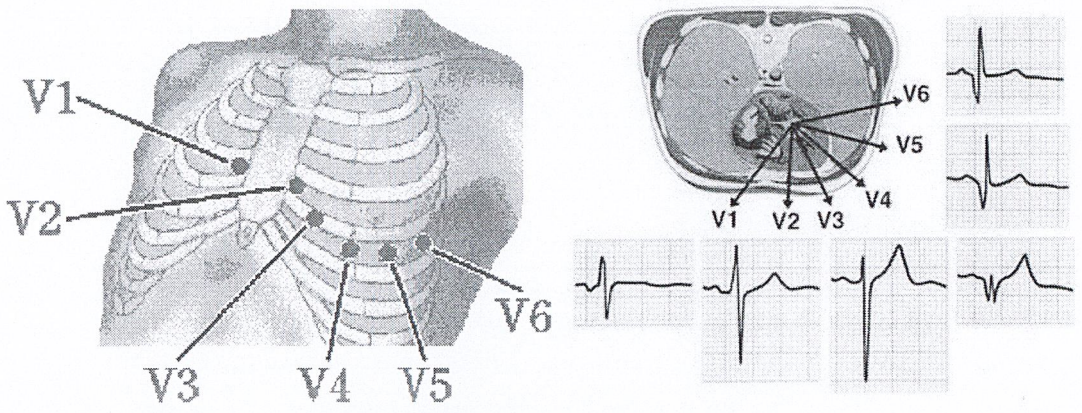
จากการติดลีดอิเล็กโทรดแบบดังกล่าว เท่ากับเป็นการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจากไบโพลาลิมบ์ลีด(Bipolar Limb Lead) แต่ยังคงเป็นการมองหัวใจด้านหน้า(Frontal Plane)เมื่อรวมการบันทึกทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้า(Frontal PlaneVector) ที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจได้ แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง +110 ถึง -30 องศา



ภาพที่ 2.9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

2.1.7.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกัน บันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยอีซีจี ที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



ภาพที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

ตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดบันทึกวางในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่1 และที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ตรงแนว Medclavicalar Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

2.1.7.1.4 โมนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวกและลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนในไบโพลาร์ลิมบ์ลีด ดังนั้น จึงเป็นการปรับ แปลงเพื่อให้เหมาะสมกับการ โมนิเตอร์ ที่นิยมใช้คือ MCL 1 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก,L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางการอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V1 คือ ระหว่าง ตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหลปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

MCR 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V5 วาง อิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้ายส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (manubrium)

สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าที่มีต่อกันในการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ ได้ดังนี้

ลีด I = LA – RA

ลีดII = LL – RA

ลีด III = LL – LA

ลีด aVR = RA – . (LA + LL)

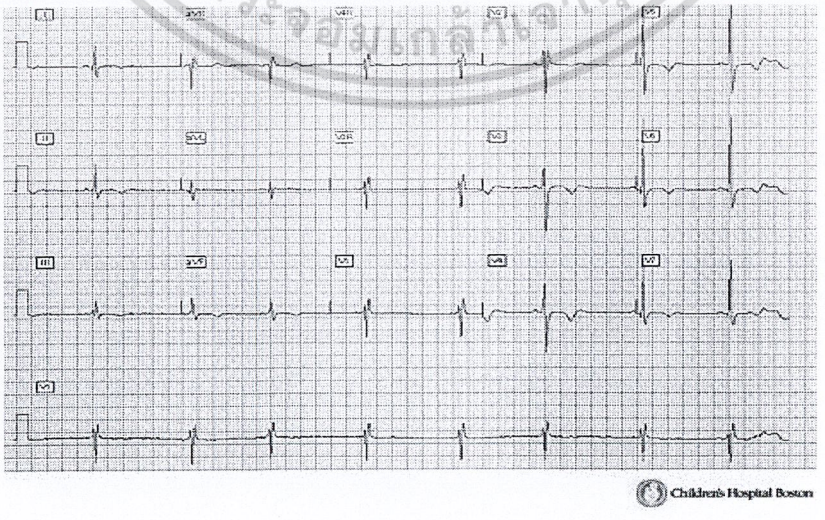
ลีด aVL = LA – . (RA + LL)

ลีด aVF = LL – . (LA + RA)

Vn = 1/3 (RA + LA +LL) –Cn ; เมื่อ n = 1, 2,…, 6

2.1.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ

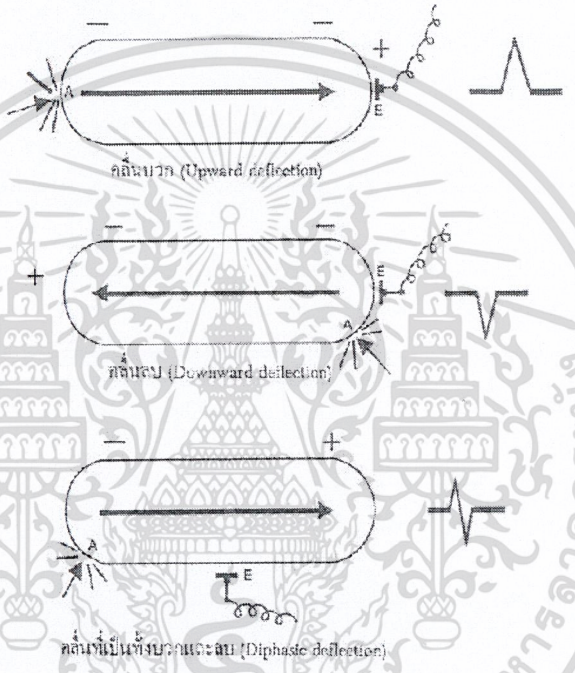
ศักย์ไฟฟ้าจากการเต้นของหัวใจ โดยทั่วไปมีทิศทางจากจุดศูนย์กลางของทรวงอกเป็นแนวเส้นท
แยงมุมไปทางซ้าย เรียกว่า เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ (Electrical Axis of the Heart) เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าที่กำเนิดโดยหัวใจมีลักษณะเป็นเวกเตอร์ (Vector) ดังนั้นหากทำการบันทึก คลื่นไฟฟ้าหัวใจในทิศทาง
เดียวกับเวกเตอร์ คลื่นที่ได้จะมีขนาดใหญ่แต่ถ้าทำการบันทึกเป็นมุมตั้งฉากกับเวกเตอร์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และการบันทึกที่มากกว่ามุมฉากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และกลับหัวโดย
ปกติการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน ลีด II จะใกล้เคียงกับทิศทางของเวกเตอร์ของหัวใจ(Cardiac Vector)
มากที่สุด เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีขนาดใหญ่กว่าการบันทึกด้วยลีดอื่นๆ



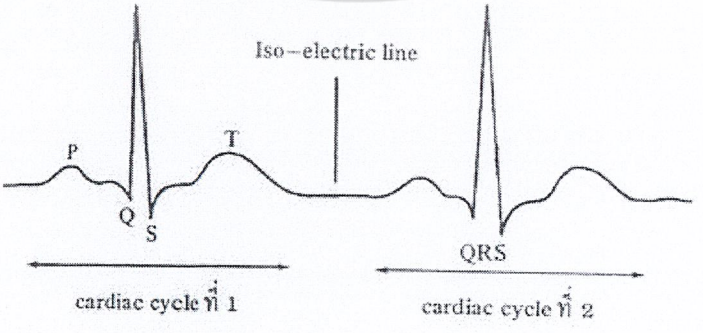
ภาพที่ 2.11 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดต่างๆ

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจเป็นได้ทั้งบวกและลบ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอิเล็กโทรด ถ้าประจุไฟฟ้าวิ่งเข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่เกิดขึ้นย่อมเป็นบวกเสมอ แต่ถ้าประจุไฟฟ้านั้นวิ่งออกห่างจากอิเล็กโทรดไปในทิศทางตรงกันข้าม คลื่นที่ได้จะเป็นลบ ในบางกรณีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีทั้งส่วนที่เป็นบวกและลบภายในคลื่นเดียวกันเราเรียกคลื่นชนิดนี้ว่าคลื่นที่ทั้งบวกและลบ(Diphasic Wave)ซึ่งเกิดขึ้นได้เพราะอิเล็กโทรดอยู่ตรงจุดกึ่งกลางของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจพอดี อธิบายได้ว่าเมื่อประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่เข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่ได้จะเป็นคลื่นบวก และเมื่อประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่ผ่านอิเล็กโทรดออกไปเรื่อยๆ คลื่นที่ได้จะเปลี่ยนเป็นลบ ซึ่งจะอยู่ใต้เส้นมาตรฐาน (Iso–Electric Line)

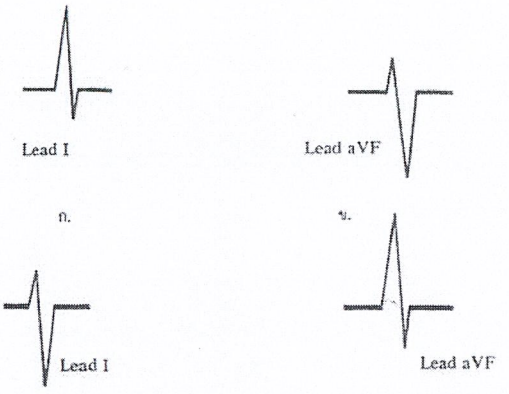


ภาพที่ 2.12 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งกับอิเล็กโทรดต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและคลื่นไฟฟ้าชนิดต่างๆที่ ถูกบันทึก



ภาพที่ 2.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นมาตราฐาน (Baseline หรือ Iso-Electric Line) ที่อยู่ระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ

121562



ภาพที่ 2.14 ความสัมพันธ์แกนไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I และ aVF

ก. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางซ้าย Left Axis Deviation

ข. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางขวา Right Axis Deviation

2.1.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

2.9.1 Normal Sinus Rhythm หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติ ซึ่งจะเริ่มต้นที่ตำแหน่ง

SA node ทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนในอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะที่เกิดขึ้นจะสม่ำเสมอ โดยจะปรากฏคลื่น P เป็นคลื่นหัวตั้งใน ลีด I, II และ aVF ส่วนคลื่น T จะหัวตั้งเสมอในลีด Iและ II และหัวกลับเสมอใน aVR ส่วนใน aVL, aVF และลีด III นั้น คลื่น T อาจจะตั้งหรือหัวกลับก็ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีรูปร่างอ้วนหรือหน้าอกหนาๆ คลื่น QRS จะมีขนาดลดลง เนื่องจากไขมันที่ผนังหน้าอกนำไฟฟ้าได้ไม่ดีเท่ากับกล้ามเนื้อ สำหรับผู้สูงอายุก็เช่นกัน เนื้อหนังต่างๆ นำไฟฟ้าได้ไม่ค่อยดีเท่ากับคนอายุน้อย

ตารางที่ 2.1 ลักษณะสำคัญของ Nolmal Sinus Rhythm

อัตราการเต้น (Rate)	ประมาณ 60 – 100 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ (Regular)
คลื่น P (P Wave)	หัวตั้งในลีด I , II , aVF

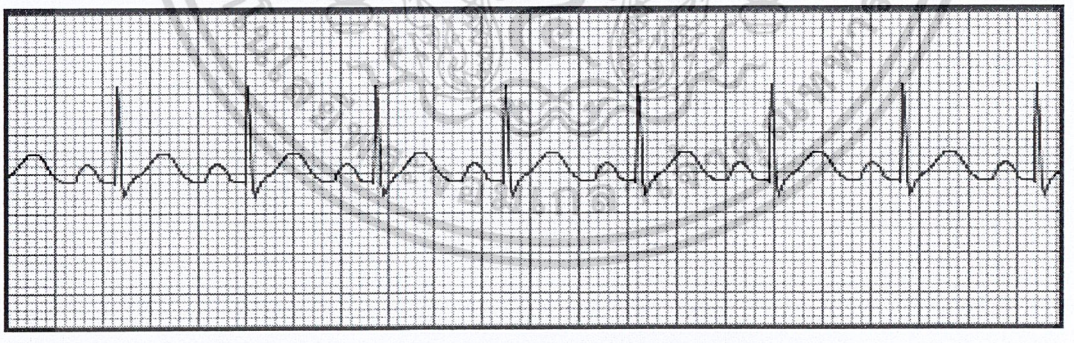


ภาพที่ 2.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะปกติ

2.1.9.2 Sinus Tachycardia หมายถึง ความผิดปกติของหัวใจที่มีลักษณะของอัตราการเต้นที่เร็วผิดปกติ คือ สูงกว่า 100 ครั้ง/นาที แต่มักจะไม่ถึง 160 ครั้ง/นาที มีจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้า คือ ตำแหน่ง S-A สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทซิมพาเธทติด (Sympathetic) ทำงานมากเกินไป ซึ่งอาจเป็นผลมาจากไข้สูง วิตกกังวลหรือออกกำลังกายมากไป อย่างไรก็ตาม ลักษณะของ Sinus Tachycardia อาจบ่งชี้ว่าผู้ป่วยนั้นอาจมีภาวะหัวใจวายได้ เนื่องจากเป็นลักษณะการทำงานชดเชยของหัวใจเพื่อให้มีเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้อย่างเพียงพอ

ตารางที่ 2.2 ลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia

อัตรา (Rate)	ปกติ 100 – 150 ครั้งต่อวินาที
จังหวะ (Ryhthm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ แต่ถ้าอัตราการเต้นเร็วมาก อาจทำให้เห็นคลื่น P ไม่ชัดเจนเพราะจะไปอยู่ใกล้กับคลื่น T มาก
ช่วง P – R (P – R Interval)	ปกติ แสดงว่าการนำสัญญาณจากตำแหน่ง S - A ไปยังตำแหน่ง A - V ไม่มีการรบกวน
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ



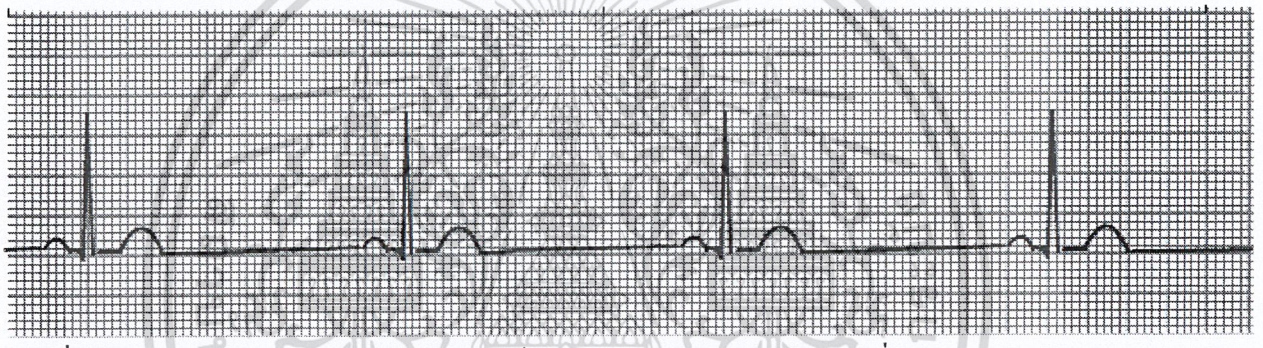
ภาพที่ 2.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Tachycardia

2.1.9.3 Sinus Bradycardia หมายถึง ภาวะที่จังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ ทั้งๆ ที่มีจุดเริ่มต้นจากตำแหน่ง S-A เช่นกัน แต่ตำแหน่ง S-A ให้กำเนิดอัตราการเต้นของหัวใจช้าประมาณ 40-60 ครั้ง/นาที โดยทั่วไปแล้วเราจะพบภาวะเช่นนี้ได้ในระหว่าง 2-3 ชั่วโมงแรกหลังการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายอย่างเฉียบพลัน อัตราการเต้นของหัวใจที่ช้านี้อาจเป็นผลมาจากระบบประสาท

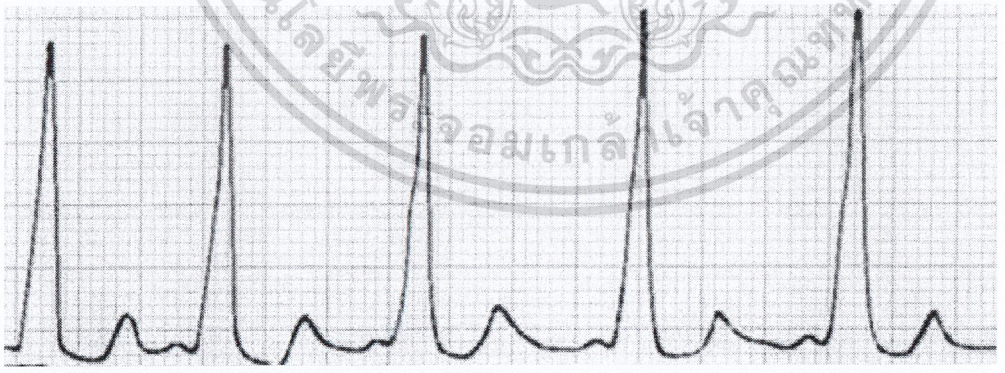
พาราซิมเธทติด(Para-Sympathetic) ที่ควบคุมการทำงานของตำแหน่ง S-A หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพอ จากยาหรือจากองค์ประกอบอื่นๆ เป็นต้น

ตารางที่ 2.3 ลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia

อัตรา (Rate)	40 – 60 ครั้งต่อวินาที หรือช้ากว่านี้
จังหวะ (Ryhthm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ
ช่วง P – R (P – R Interval)	ปกติ คลื่น P จะนำหน้าคลื่น QRS เสมอ



ภาพที่ 2.17 ภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ

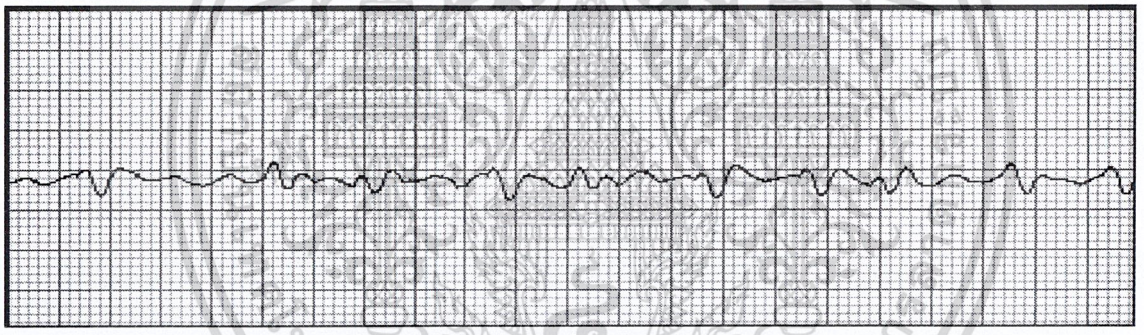


ภาพที่ 2.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia)

2.1.9.4 Ventricular Fibrillation คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายหดตัวไม่พร้อมเพรียงกันทุกเซลล์ เนื่องจากมีจุดเริ่มสัญญาณที่ความถี่สูงมาก การตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละเซลล์ไม่สัมพันธ์กัน เกิดการสั่นพลิ้วของหัวใจทำให้หัวใจไม่สามารถทำงานได้เลย ทำให้ผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ภายในเวลา 3-5 นาที

ตารางที่ 2.4 ลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation

อัตรา (Rate)	เร็วมาก
จังหวะ (Ryhthm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	สังเกตไม่ได้
ช่วง P – R (P – R Interval)	สังเกตไม่ได้
คลื่น QRS (QRS Complex)	ผิดปกติ รูปร่างแปลก ไม่สามารถแยกคลื่น P คลื่น QRS และคลื่น T ได้

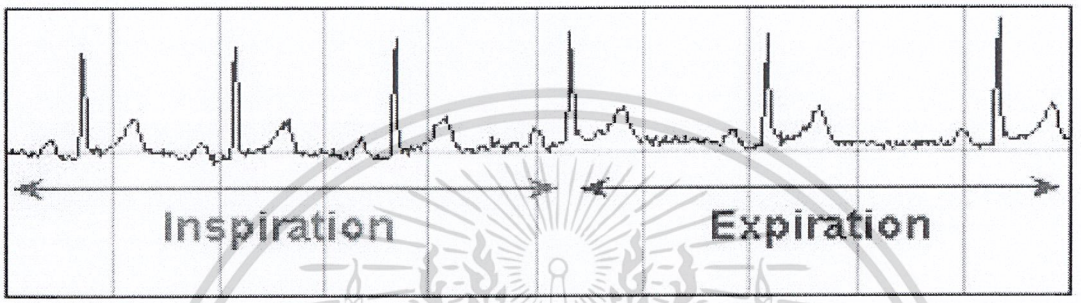


ภาพที่ 2.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation

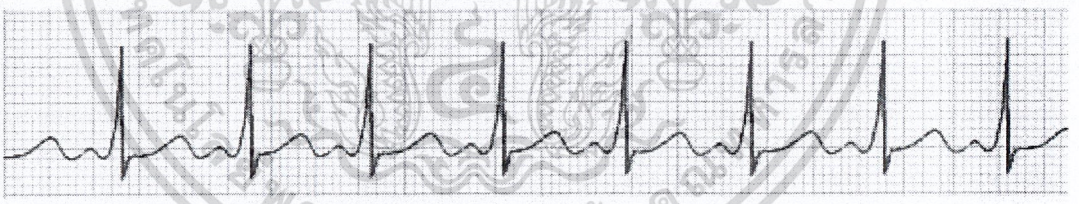
2.1.9.5 Respiratory Sinus Arrhythmia เป็นภาวะที่พบได้บ่อยและถือเป็นสิ่งปกติ เกิดจากเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ควบคุมตำแหน่ง S-A มากหรือน้อย ตามจังหวะการหายใจ ซึ่งเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) จะถูกควบคุมโดยรับความดัน (Pressure Receptor) ที่อยู่ในปอด ทำให้ขณะหายใจเข้า หัวใจจะเต้นเร็วขึ้นและขณะหายใจออก หัวใจจะเต้นช้าลง เมื่อพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเร็วและช้าสลับกัน ส่วนรูปคลื่นต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะปกติทุกอย่าง บางครั้งเราอาจพบร่วมกับภาวะ Sinus Bradycardia ได้บ่อยๆ ภาวะนี้พบได้บ่อยมากในเด็ก ซึ่งจะสังเกตเห็นได้ง่ายและชัดเจนกว่าในผู้ใหญ่

ตารางที่ 2.5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus Arrhythmia

อัตรา (Rate)	ปกติ
จังหวะ (Ryhthm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ
ช่วง P – R (P – R Interval)	คงที่ตลอดเวลา
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ



ภาพที่ 2.20 ภาวะ Sinus Arrhythmia จากการหายใจในขณะหายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ



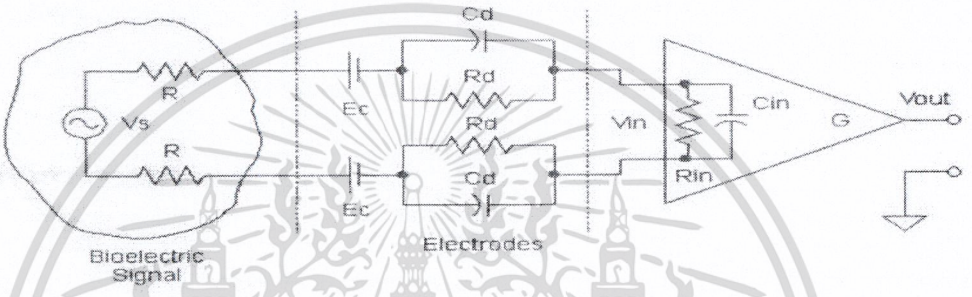
ภาพที่ 2.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์คินสัน (Parkinsonism)

เราสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาวิเคราะห์หาภาวะของหัวใจที่ผิดปกติได้แต่ควรตระหนักว่า การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทางไฟฟ้ากับกายวิภาคของหัวใจ ไม่จำเป็นต้องสัมพันธ์กัน คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติอาจไม่ได้หมายความว่าต้องมีพยาธิสภาพเกิดขึ้นในหัวใจเสมอไป ในทำนองเดียวกันความผิดปกติของหัวใจทุกชนิด ไม่จำเป็นต้องมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ ดังนั้นจึงควรใช้เครื่องมืออย่างอื่นมาประกอบการวินิจฉัยด้วย เช่น ประวัติการตรวจร่างกายและข้อมูลอื่นๆ ที่ได้จากผู้ป่วย ไม่ควรที่จะวิเคราะห์โรคโดยอาศัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่เพียงอย่างเดียว

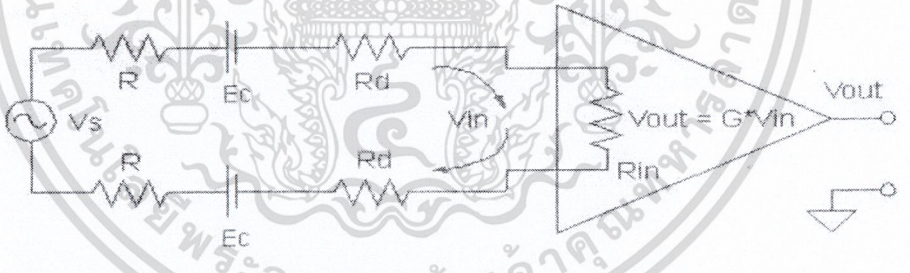
2.1.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่ว ๆ ไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กประมาณ 1 มิลลิโวลต์ เพื่อให้ได้สัญญาณที่มากพอจึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูง และต้องจำกัดวงจรให้ขยายสัญญาณเฉพาะช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (0.05-100 เฮิรตซ์ สำหรับการวินิจฉัย) ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้

2.10.1 มีอิมพีแด้นซ์ขาเข้า (Input Impedance) ที่สูง บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังจะเกิดความต้านทานที่สูงมาก ดังนั้น วงจรขยายต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็ก โทรดกับผิวหนังให้มากที่สุด เพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสน้อยที่สุด



ภาพที่ 2.22 วงจรสมมูลย์ของการวัดสัญญาณจากร่างกาย



ภาพที่ 2.23 วงจรสมมูลย์สำหรับการวัดสัญญาณความถี่ต่ำมากๆ จากร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากภาพที่ 2-22 และ 2-23 เมื่อ

Vs = สัญญาณจากร่างกาย

R = ความต้านทานของเนื้อเยื่อ

Rin = อิมพีแด้นซ์ขาเข้าของวงจรขยาย

Cin = การเก็บประจุขาเข้าของวงจรขยาย

จากกฎของโอห์ม (Ohm's Law) เราสามารถหาค่ากระแส (i) ในภาพที่ 2-23 ได้ คือ

$$Vs = (2R + 2\,Rd + Rin) \times I$$

$$I = \frac{1}{(2R+2Rd+Rin)} \times Vs \qquad (2.6)$$

และความสัมพันธ์ของสัญญาณที่เข้าสู่วงจรขยาย (Vin) คือ

$$Vin = I \times Rin$$

$$= \frac{1}{(2R+2Rd+Rin)} \times Vs \times Rin \qquad (2.7)$$

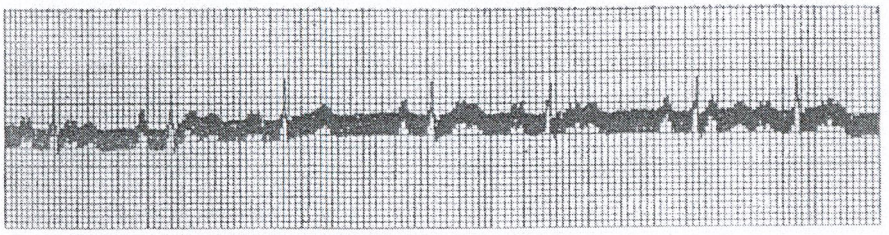
สัญญาณที่ได้จากวงจรขยาย (Vout) จะเท่ากับ

$$Vout = G \times Vin$$

$$= \frac{1}{(2R+2Rd+Rin)} \times G \times Vs \qquad (2.8)$$

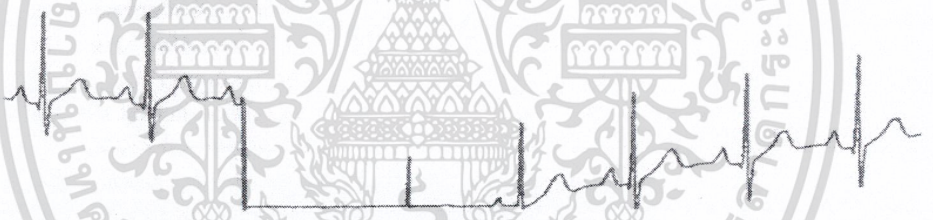
จากสมการที่ 2-8 สรุปได้ว่า วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้า (Rin) ที่สูงกว่าค่าความ ต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (R) ให้มากที่สุดเพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกจากวงจร(Vout) มีค่ามากที่สุด

2.1.10.2 มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ซึ่งก็คืออัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดที่สูง เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก สัญญาณอื่น ๆ จึงอาจเข้ามารบกวนได้ง่ายโดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความความถี่ 50 เฮิรตซ์ จากแหล่งจ่ายไฟทั่วไป ซึ่งสัญญาณรบกวนดังกล่าวอยู่ในช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเราสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการเลือกใช้วงจรขยายที่มีอัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมด (CMRR)สูง คือ การมีอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนโหมด (Differential Mode) สูง และอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ ทำให้วงจรขยายเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนโหมด และกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

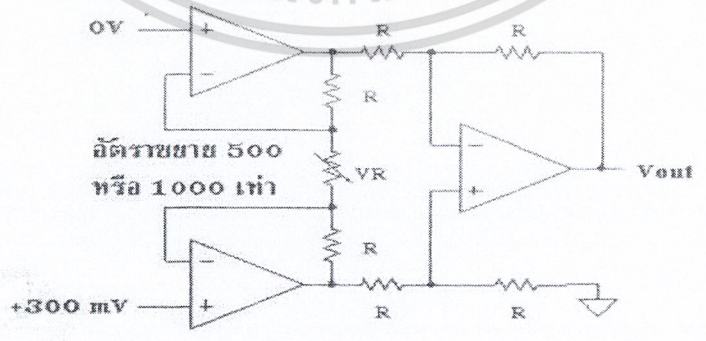


ภาพที่ 2.24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับปนเข้ามา

2.1.10.3 ตอบสนองค่าความถี่ต่ำได้ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยสัญญาณความถี่ต่ำมาก ๆ(0.05Hz) ซึ่งใกล้เคียงกับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้น วงจรขยายจะต้องตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดีแต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ ที่ต่ำมาก ๆ เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ตกระแสตรง(DC Offset)จากการขยับตัวของร่างกายหรือหากความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง ศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ตกระแสตรงจะถูกขยายมาด้วย ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหากศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว เกิดเป็นแรงดันไฟตกค้างอยู่ที่เกือบเท่ากับศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) เป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้



ภาพที่ 2.25 การอิ่มตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ



ภาพที่ 2.26 วงจรขยายสัญญาณแบบทั่วไป

จากภาพที่ 2-26 หากวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายที่สูงมาก เช่น 500 หรือ 1,000 เท่าเมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ตสูง 300 มิลลิโวลต์ (ตามมาตรฐานของ AAMI) ที่ขาข้างใดข้างหนึ่งของวงจรจะทำให้วงจรเกิดการอิ่มตัวจนไม่สามารถทำงานได้[11] ทางแก้ปัญหาการอิ่มตัวของวงจร คือ การออกแบบวงจรให้มีอัตราขยายที่น้อยและเพิ่มวงจรป้อนกลับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC RestorationAmplifier) เพื่อป้อนกลับศักย์ไฟฟ้าไปหักล้างกับศักย์ไฟฟ้า ออฟเซ็ต ให้หมดไป

2.1.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย

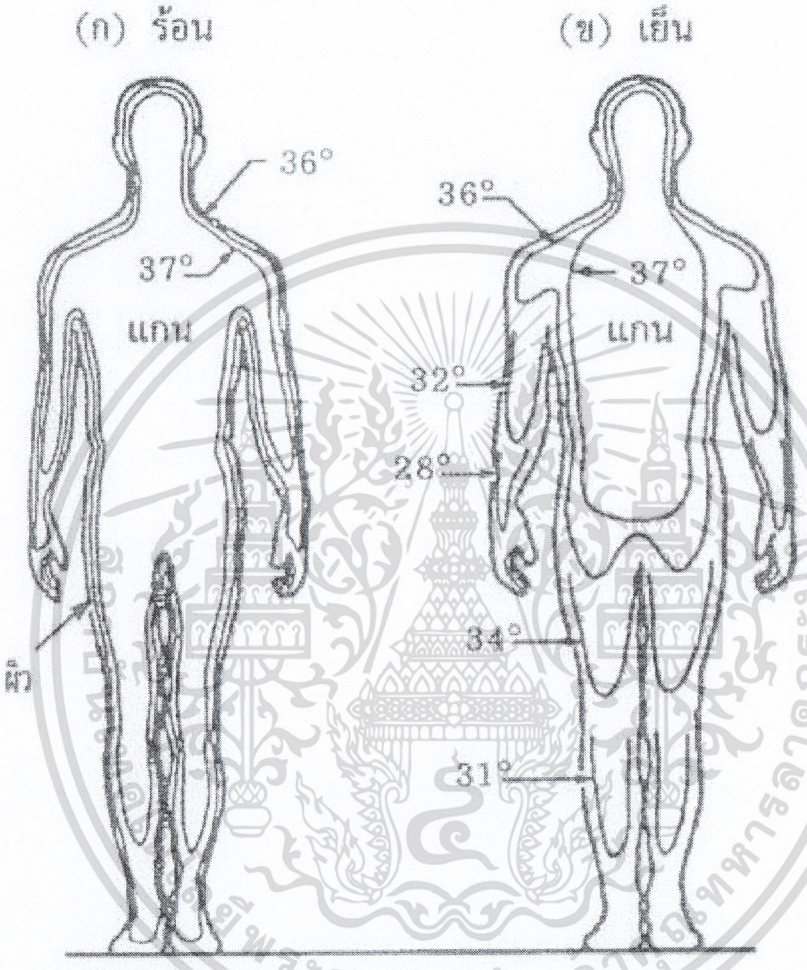
2.1.11.1 อุณหภูมิร่างกาย

หมายถึง อุณหภูมิในส่วนแกนกลางของร่างกาย ได้แก่ สมอง ช่องอก และช่องท้อง ซึ่งเป็นแหล่งรวมของอวัยวะที่มีบทบาทสำคัญต่อการดำรงชีวิต ร่างกายจะตอบสนองต่อระดับอุณหภูมิต่าง ๆ กันโดยทั่วไปร่างกายจะรู้สึกหนาวมาก, เย็น, สบาย, อุ่น และร้อนในช่วงอุณหภูมิดังนี้ คือ 0-18 oซ,18-22oซ,27-33oซ, 33-37oซ, 37-40oซ ตามลำดับ อวัยวะรับความรู้สึกแต่ละชนิดจะอยู่กระจายทั่วไปและมีความหนาแน่นแตกต่างกันตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น บริเวณหน้าอก, แขน และขา จะมีอวัยวะที่รับความรู้สึกเย็นอยู่หนาแน่นมากกว่าบริเวณใบหน้า ทำให้เวลาอากาศหนาวเราสามารถเปิดเผยบริเวณใบหน้าได้โดยไม่เกิดการปรับตัวของศูนย์ควบคุมอุณหภูมิร่างกายเหมือนกับการเปิดเผยบริเวณหน้าอก, แขน และ ขา ด้วยเหตุนี้เราจึงควรระมัดระวังการเปิดเผย ร่างกายบางส่วนโดย
ไม่จำเป็น เนื่องจากอาจกระตุ้นให้เกิดการปรับตัวของอุณหภูมิร่างกายตามมาได้

2.1.11.2 การควบคุมอุณหภูมิร่างกายมนุษย์

ประกอบด้วยการทำงาน 2 ส่วน ที่เชื่อมโยงกัน คือ ส่วนแกนกลาง ซึ่งเป็นแหล่งที่มีการผลิตความร้อนและส่วนเปลือกนอก ซึ่งมีการรักษาหรือระบายความร้อน กระบวนการทั้งสองต้องทำงานให้ได้สมดุลกันอยู่ตลอดเวลา เพื่อรักษาภาวะสมดุลของสิ่งแวดล้อมภายใน (Homeostasis) ร่างกายให้คงที่ ถ้าอุณหภูมิลดลง ร่างกายจะพยายามลดการสูญเสียความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังหดตัวและกระตุ้นกลไกการสร้างความร้อนเพิ่มขึ้น แต่ถ้าอุณหภูมิแกนสูงกว่าปกติ ร่างกายจะเร่งการระบายความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังขยายตัวเพื่อเพิ่มการขับเหงื่อและควบคุมการสร้างความร้อนให้เกิดขึ้นน้อยที่สุดอุณหภูมิร่างกายถูกควบคุมโดยสมองส่วนไฮโปทาลามัส(Hypothalamus) ถ้าร่างกายได้รับความร้อนไม่เพียงพอและไม่มีการออกกำลังกายในภาวะเช่นนี้ ร่างกายจะมีอาการหนาวสั่น ซึ่งเป็นการหดตัวและคลายตัวโดยไม่ตั้งใจ (Involuntary) ของกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุม (VoluntaryMuscle)ซึ่งจะก่อให้เกิดเมตาบอลสึมของกล้ามเนื้อเกิดความร้อนเพิ่มมากขึ้นความร้อนที่เกิดจากเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย ถูกนำออกสู่ผิวกายโดยการนำความร้อน แต่เนื่องจากเนื้อเยื่อนำความร้อนได้ไม่ดี ร่างกายจึงอาศัยระบบการไหลเวียนเลือดเป็นตัว

พาความร้อนไประบายออกทางผิวหนัง ซึ่งถ้าผิวหนังมีลักษณะบางจะนำความร้อนได้ดีกว่าผิวหนังที่หนา เนื่องจากบริเวณนั้นมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและมีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่าน ทำให้มีอุณหภูมิใกล้เคียงกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย บริเวณที่ผิวหนังมีลักษณะบาง ได้แก่ ซอกคอ, รักแร้, ข้อพับ และขาหนีบ เป็นต้น



ภาพที่ 2.27 อุณหภูมิที่บริเวณต่างๆของร่างกาย ขณะอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่ร้อนและเย็นตามลำดับ

2.1.11.3 อิทธิพลของอุณหภูมิภายในร่างกายที่มีต่อการทำงานของหัวใจ

อุณหภูมิภายในร่างกายที่ลดลงจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา โดยเฉพาะการทำงาน
ของหัวใจ กล่าวคือ เมื่อร่างกายมีอุณหภูมิในระยะแรกอัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจจะเพิ่มขึ้น เพื่อเพิ่มการนำออกซิเจนและอาหารไปยังเนื้อเยื่อและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ รวมถึงของเสียอื่น ๆ ซึ่งถ้าอุณหภูมิภายในร่างกายยังคงลดลงเรื่อย ๆ อัตราการ

เต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจก็จะลดลง, อัตราการเต้นของหัวใจช้าลง เนื่องจากตำแหน่ง S-A ถูกกด, การนำสัญญาณไฟฟ้าสู่หัวใจห้องล่างจะช้าลง ซึ่งในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่าช่วง P-R (P-RInterval) ยาวขึ้น และอาจพบคลื่น J (J Wave) หรือคลื่นออสบอร์น (Osborn Wave) ได้เช่นกัน



ภาพที่ 2.28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะของคลื่น J (J Wave)

ถ้าอุณหภูมิลดลงถึง 32 oซ จะทำให้หัวใจเต้นผิดจังหวะ เช่น Atrial Flutter, Atrial Fibrillationและ A-V Block ชนิดต่าง ๆ และเมื่ออุณหภูมิร่างกายลดเหลือ 28 oซ มักพบการเต้นผิดจังหวะของหัวใจเป็นแบบ Ventricular Fibrillation, ความหนืดของเลือดเพิ่มขึ้น, เม็ดเลือดขาวและเกร็ดเลือดลดลงเนื่องจากม้ามและตับหยุดทำงานในกรณีที่ร่างกายมีอุณหภูมิสูงกว่าปกติ คือ สูงเกิน 37.5oซ ขึ้นไปจะส่งผลโดยตรงต่อการปล่อยจังหวะการกระตุ้น ของตำแหน่ง S-A ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจจะสูงขึ้นด้วย เช่น ในคนที่เป็นไข้ หัวใจจะเต้นเร็วกว่าปกติ และหากอุณหภูมิร่างกายสูงมาก ๆ อาจเหนี่ยวนำให้กลุ่มเส้นใยพูร์คินเย (Purkinje Fibers) กลายเป็นตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker) ซึ่งมีผลทำให้หัวใจทำงานผิดปกติได้

2.1.11.4 ปัจจัยที่ทำให้อุณหภูมิในร่างกายเปลี่ยนแปลง

2.1.11.4.1 อายุ ในเด็กแรกเกิด ศูนย์ควบคุมอุณหภูมิยังพัฒนาได้ไม่ดี อุณหภูมิจึงขึ้น ๆ ลง ๆในช่วง 36.0-37.7 oซ ต่างกับผู้สูงอายุ ซึ่งเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและหลอดเลือดมีการเปลี่ยนแปลงทำให้เลือดมาบริเวณผิวหนังลดลง อุณหภูมิกายที่วัดได้จึงค่อนข้างต่ำเฉลี่ยประมาณ 36.0 oซ ในเด็กอ่อนและผู้สูงอายุถ้าเผชิญความ หนาวอย่างรุนแรงอาจเข้าสู่ภาวะอุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติ(Hypothermia) ซึ่งอุณหภูมิของร่างกายอาจลดต่ำถึง 35 oซ

2.1.11.4.2 ระยะครรภ์หรือระหว่างเกิดการตกไข่ ในผู้หญิงอิทธิพลของฮอร์โมนโปรเจสเตอโรน (Progesterone) ภายหลังการตกไข่ (Ovulation) ในส่วนท้ายของระยะรอบเดือนจะทำให้อุณหภูมิของร่างกายเพิ่มขึ้นประมาณ 0.3-1.0 oซ ซึ่งก่อนจะมีการตกไข่

อุณหภูมิของร่างกายจะลดลงเล็กน้อย ดังนั้น การวัดอุณหภูมิร่างกายทุก ๆ เช้า อาจนำไปใช้กำหนดระยะเวลาของการตกไข่เพื่อใช้ศึกษากรณีที่ผู้หญิงมีบุตรยากได้

2.1.11.4.3 การทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคี้ยวหมากฝรั่งนาน 2-3 นาที ก็สามารถเพิ่มอุณหภูมิในช่องปากได้ถึง 0.5 oซ การเกร็งของกล้ามเนื้อก็ทำให้อุณหภูมิเพิ่มขึ้นได้ประมาณ 2.7 oซหรือภายหลังการออกกำลังกายอุณหภูมิร่างกายจะมากกว่า 37.8 oซ

2.1.11.4.4 ช่วงเวลาในรอบวัน แม้อุณหภูมิร่างกายจะค่อนข้างคงที่อยู่ที่ 36.9 oซ แต่ก็อาจมีการ ขึ้น ๆ ลง ๆ ได้ตลอดเวลา ตามปกติอุณหภูมิของร่างกายจะต่ำที่สุดในตอนดึก (02.00-04.00น.) และสูงสุดในตอนเย็น (16.00-18.00น.) อุณหภูมิภายในร่างกายคนปกติจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากสุด0.76 oซ ในช่วงเวลา 24 ชั่วโมง

2.1.11.4.5 สภาวะทางด้านจิตใจและด้านอารมณ์ ในภาวะที่ร่างกายตึงเครียดหรือเกิดอารมณ์รุนแรง อาจทำให้อุณหภูมิขึ้น ๆ ลง ๆ อยู่ในช่วง 37-38 oซ ได้เช่นกัน

2.1.11.5 ตำแหน่งที่วัดอุณหภูมิของร่างกายอาศัยหลักเกณฑ์ทั่วไป คือ ต้องเป็นบริเวณที่หลอดเลือดแดงใหญ่ไหลผ่านและสามารถวัดได้กับผู้ป่วยทุกลักษณะ บริเวณดังกล่าว ได้แก่

2.1.11.5.1 ภายในช่องปาก บริเวณใต้ลิ้นเป็นแหล่งรวมของหลอดเลือดมากมายและมีหลอดเลือดแดงทอดผ่านบริเวณ โคนลิ้น (Sublingual Artery) ถ้าหากปากปิดสนิทอุณหภูมิภายในช่องปากอาจเป็นค่าเดียวกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย

2.1.11.5.2 ช่องคลอด (Vagina) เป็นอีกบริเวณหนึ่งที่มีเนื้อเยื่อบอบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมาก

2.1.11.5.3 บริเวณช่องทวารหนัก ภายในเยื่อบุลำไส้ใหญ่มีความบอบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมากเช่นกัน

2.1.11.5.4 บริเวณรักแร้ มีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่านในระดับตื้นและมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อย,สามารถทุบให้มีลักษณะเป็นวอก ช่วยชะลอการสูญเสียความร้อนไม่ให้เกิดขึ้นเร็ว อุณหภูมิตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมีค่าแตกต่างกันเล็กน้อย เช่น อุณหภูมิที่วัดทางช่องทวารหนักจะสูงกว่าช่องปากประมาณ 0.8 oซ อุณหภูมิที่วัดจากรักแร้จะต่ำกว่าที่วัดได้จากช่องปากประมาณ 0.6 oซ แต่ก็อาจให้ค่าที่ถูกต้องกว่าการวัดอุณหภูมิจากช่องปาก ในกรณีที่ผู้ป่วยมีบาดแผลบริเวณปากหรือต้องหายใจทางปาก จะทำให้อุณหภูมิของช่องปากลดลงเหลือ 36.0oซ ซึ่งต่ำกว่าอุณหภูมิจากส่วนกลางของร่างกาย

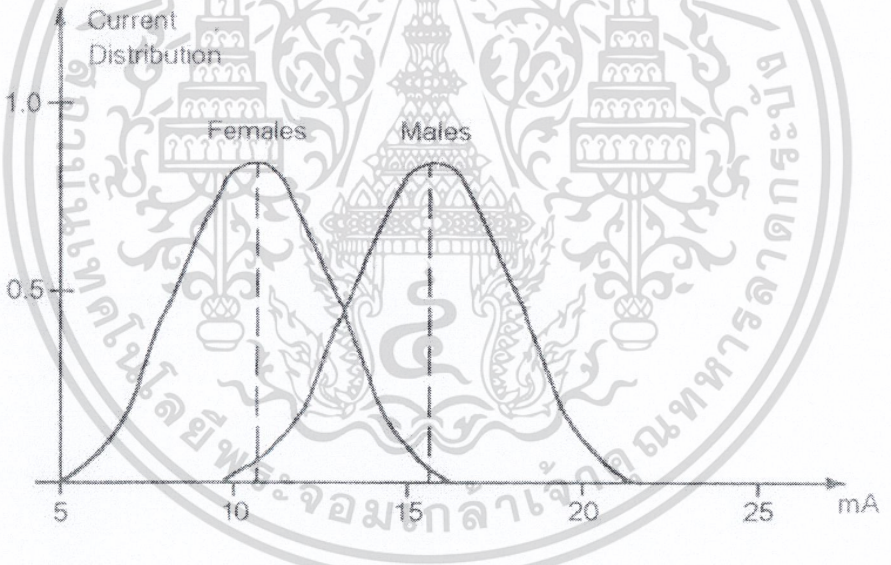
ตารางที่ 2.6 แสดงอุณหภูมิที่วัดได้จากตำแหน่งต่างๆ

ตำแหน่งที่วัด	ช่วงอุณหภูมิ (°ซ)
ปาก	36.0 – 37.5
ทวารหนัก	36.5 – 38.0
รักแร้	35.5 – 37.0

2.1.12 อันตรายของไฟฟ้าและการป้องกัน

2.1.12.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้าในการวัดสัญญาณทางชีวการแพทย์

เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านมีอาการเกร็งหรือช็อก (Shock) จนไม่สามารถควบคุมได้ โดยเฉพาะหากเป็นบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจอาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้



ภาพที่ 2.29 ความน่าจะเป็นของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย

ในภาพที่ 2-29 แสดงความน่าจะเป็นของการได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้า พบว่าผู้หญิงจะทนกระแสไฟฟ้าได้น้อยกว่าผู้ชาย และผู้หญิงจะได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้าได้มากกว่าผู้ชายเมื่อได้รับในปริมาณที่เท่ากัน

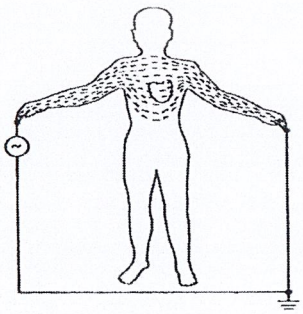
ตารางที่ 2.7 ผลของกระแสไฟฟ้าต่อร่างกาย

ปริมาณกระแสไฟฟ้า	คำจำกัดความ	อาการที่แสดง
1 มิลลิแอมป์	กระแสที่ทำให้ร่างการเริ่มมีการตอบสนอง	เริ่มรู้สึกคันเล็กน้อย
5 มิลลิแอมป์	ปริมาณกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่ไม่ทำให้ร่างกายเกิดอันตราย	เริ่มรู้สึกเจ็บและเกิดการกระตุ้นเส้นประสาท
16 มิลลิแอมป์	เกิดกระแสไฟฟ้า Let - Go	ไม่สามารถบังคับกล้ามเนื้อได้
50 มิลลิแอมป์	-	เกิดบาดแผลและหมดสติ
10 มิลลิแอมป์ ถึง 3 มิลลิแอมป์	-	หัวใจหยุดเต้น

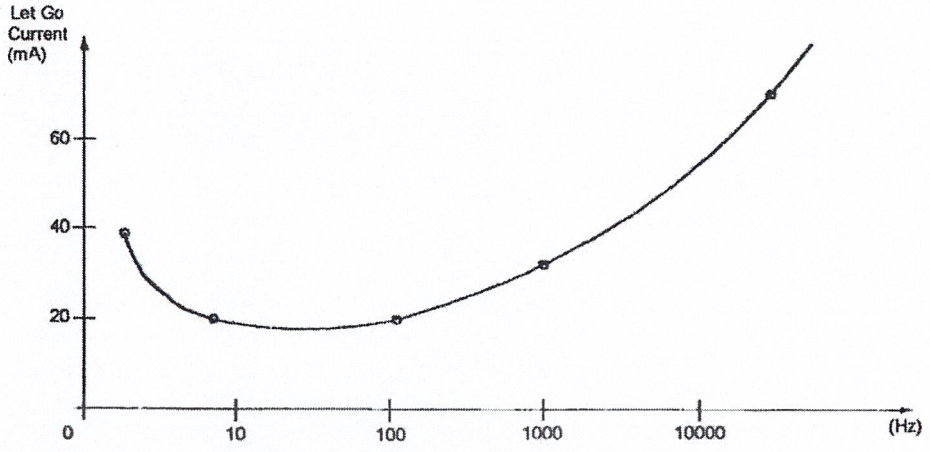
เราจะแบ่งชนิดของการเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลผ่านร่างกายออกเป็น 2 ชนิด คือ

2.1.12.1.1 มาโครช็อก (Macroshock) หมายถึงอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่มากกว่า 0.5 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายทำให้เกิดการหดเกร็งของกล้ามเนื้อทรวงอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจเป็นอัมพาตและศูนย์ควบคุมการหายใจในสมองได้รับความเสียหายก่อให้เกิดการหายใจล้มเหลว

หากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าเป็นเวลานาน ๆ ถึงแม้ว่าจะเป็นกระแสไฟฟ้าจำนวนน้อย ๆ ก็ตามก็อาจเกิดอันตรายได้ เช่น กระแสไฟฟ้าที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let – Go (Let – Go Current) ซึ่งเป็นปริมาณกระแสไฟฟ้าที่มีผลทำให้เราไม่สามารถควบคุมร่างกายได้ ซึ่งการเกิดกระแสไฟฟ้า Let – GOนั้นขึ้นอยู่กับความถี่ของกระแสไฟฟ้าที่ร่างกายได้รับด้วย ยกตัวอย่างในภาพที่ 2-36 จะเห็นได้ว่าหากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิรตซ์ เพียงแค่ 20 มิลลิแอมป์ ก็จะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go ได้ แต่ถ้าร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าที่มีความถี่สูงมากกว่า 50 เฮิรตซ์ขึ้นไป ร่างกายก็ต้องได้รับกระแสในปริมาณที่มากกว่า 20 มิลลิแอมป์ จึงจะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go ได้

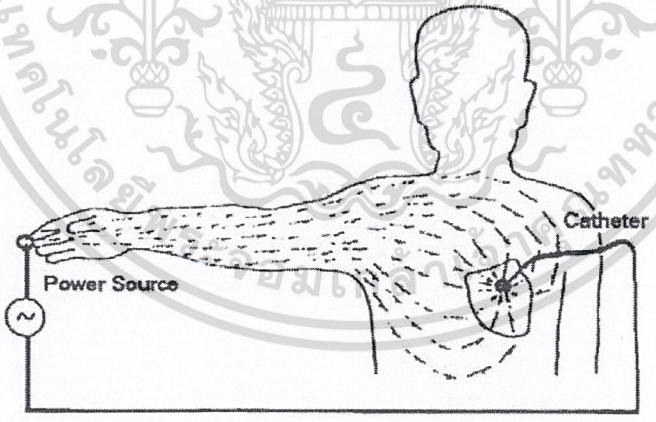


ภาพที่ 2.30 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะมาโครช็อก



ภาพที่ 2.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ทำให้กระแสไฟฟ้า Let – Go และความถี่ของกระแสไฟฟ้า

2.1.12.1.2 ไมโครช็อก (Microshock) อาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่น้อยกว่า 1 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายโดยตรงโดยไม่ผ่านผิวหนัง (ความต้านทานผิวหนังในร่างกายประมาณ 500 โอห์ม) ทำให้กระแสไฟฟ้าสามารถไหลผ่านร่างกายได้โดยสะดวก อันจะทำให้หัวใจเกิดภาวะ VentricularFibrillation ซึ่งถึงแก่ชีวิตได้



ภาพที่ 2.32 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะไมโครช็อก

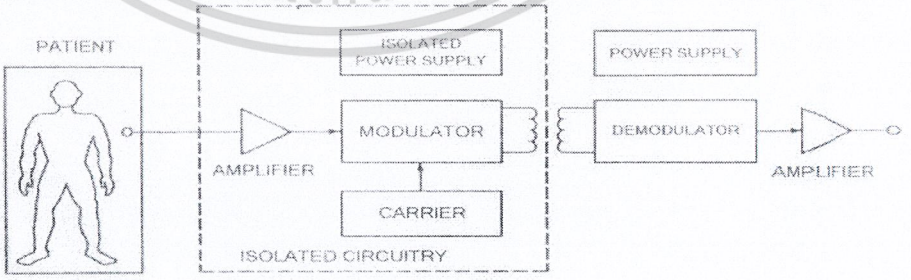
2.1.12.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหล

การป้องกันอันดับแรก คือ การแยกผู้ป่วยออกจากระบบแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าทั่วไป วิธีป้องกันแบบอื่น ๆ คือ การทำให้บริเวณที่อยู่รอบ ๆ คนไข้หรือส่วนอื่น ๆ ที่สามารถนำไฟฟ้าได้ เช่น เตียงให้ต่อกับสายดินให้หมด ซึ่งความต้านทานของสายดินที่ต่อจะต้องมีค่าต่ำกว่า 1 โอห์ม สำหรับการป้องกันอันตรายจากการวัดสัญญาณ มีดังนี้

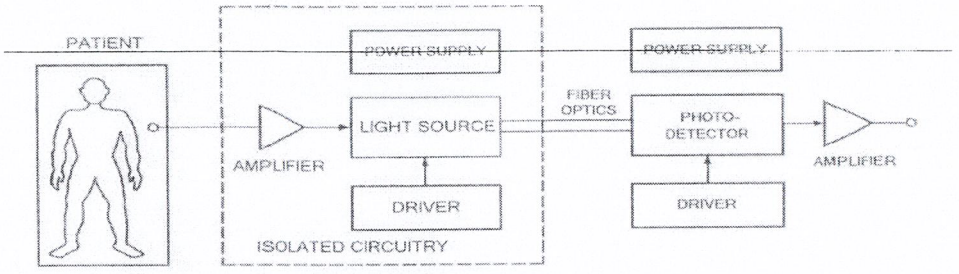
2.1.12.2.1 การใช้วงจรขยายที่มีการแยกส่วนกัน (Isolation Amplifies) ซึ่งเป็นการแยกกันระหว่างส่วนการทำงานของเครื่องและส่วนที่ติดกับตัวผู้ป่วย เพื่อป้องกันอันตรายที่เกิดจากไมโครช็อกโดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ติดกับผู้ป่วย (Isolate) และส่วนประมวลผลสัญญาณ (Non –Isolate) วงจรส่วนที่ติดกับผู้ป่วยจะประ กอบด้วยวงจรขยายและวงจรอื่น ๆ ที่จำเป็น โดยจะใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าแยกจากส่วนอื่น ๆ สำหรับวิธีการเชื่อมต่อระหว่าง 2 ส่วนนี้จะประกอบด้วย 2 วิธีคือ การใช้หม้อแปลงความถี่สูง (High Frequency Transformer) และการใช้ตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto – Isolator)

2.1.12.2.2 การใช้วงจรตัดไฟเมื่อเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล หรือที่เราเรียกว่า Ground Fault Circuit Breaker วิธีนี้ไม่สามารถตรวจจับกระแสรั่วไหลต่ำ ๆ อย่างไมโครช็อกได้ ทำให้ป้องกันได้แต่อันตรายจากมาโครช็อก และเมื่อเกิดกระแสรั่วไหลจากเครื่องมือวัดบางเครื่อง ระบบไฟฟ้าทั้งหมดจะถูกปิด ทำให้เครื่องมือช่วยชีวิตผู้ป่วยอื่น ๆ ที่ไม่เกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลต้องหยุดทำงานด้วย

2.1.12.2.3 การจำกัดกระแส เป็นการจำกัดกระแสที่ไหลผ่านอิเล็กโทรดไม่ให้เกินกว่า 20 ไมโครแอมป์ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดไมโครช็อก หรือกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let – Go (Let – Go Current) ซึ่งอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go นี้อาจลดลงได้ด้วยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 50 - 60เฮิรตซ์มาก ๆ



ภาพที่ 2.33 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยหม้อแปลงความถี่สูง



ภาพที่ 2.34 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto - Isolator)

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

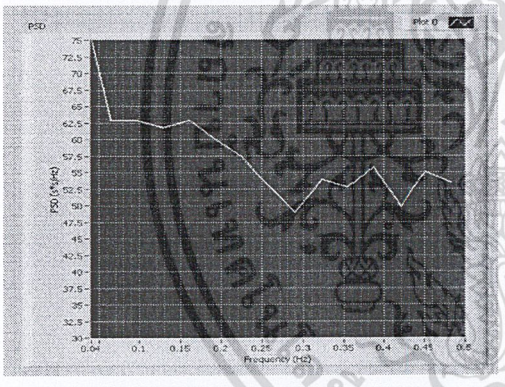
2.2 ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

Heart rate variability (HRV)

HRV คือ การหาความสัมพันธ์การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งจะวิเคราะห์ดูความสมดุลของ Parasympathetic และ Sympathetic

-Parasympathetic มีศูนย์การสั่งการอยู่ที่สมองส่วน medulla oblongata และไขสันหลัง ระบบประสาทซิมพาเธติกส่วนใหญ่เป็นระบบที่ทำให้การทำงานของอวัยวะส่วนต่างๆให้ช้าลง(คล้ายเบรก) เป็นประสาทของการพักผ่อน/ซ่อมแซม/การควบคุมและการสร้างพลังงาน-สะสมพลังงาน

-Sympathetic มีศูนย์กลางการสั่งงานอยู่ที่ไขสันหลังบริเวณอกและบริเวณอกและบริเวณเอว โดยมีเส้นประสาทคู่เล็กๆเดินขนานกับกระดูกสันหลัง ข้างละเส้นในตำแหน่งไขสันหลังบริเวณทรวงอกและบั้นเอว ทางเดินของเส้นประสาทหลัง ไซแนปส์ของระบบประสาทซิมพาเธติก ที่ไปยังอวัยวะภายนอกเช่น ผิวหนัง ต่อมเหงื่อ จะไปรวมกันเส้นประสาทไขสันหลัง ระบบประสาทซิมพาเธติกส่วนใหญ่เป็นระบบที่กระตุ้น การทำงานของอวัยวะส่วนต่างๆให้เร็วขึ้น(คล้ายตัวเร่ง) เป็นประสาทของการทำงาน/ต่อสู้/การใช้พลังงาน



Variation	Unit	Frequency range
ULF	ms^2	$\leq$ 0.03 Hz
VLF	ms^2	0.03-0.04 Hz
LF	ms^2	0.04-0.15 Hz
HF	ms^2	0.15-0.4 Hz

<u>ช่วง LF</u> จะเกี่ยวข้องกับ **Parasympathetic**

แสดงถึง การพักผ่อน/ซ่อมแซม/การควบคุมและการสร้างพลังงาน-สะสมพลังงาน

<u>ช่วง HF</u> จะเกี่ยวข้องกับ **Sympathetic**

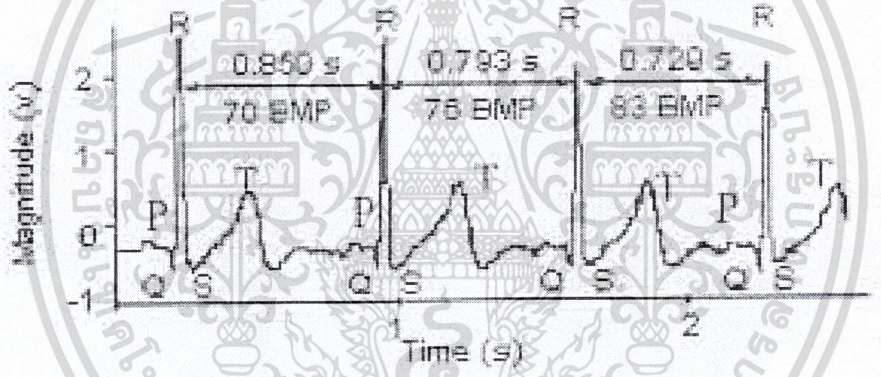
แสดงถึง การทำงาน/ต่อสู้/การใช้พลังงาน

2.2.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

ในบทนี้ได้นำเสนอที่มาและหลักการรวมถึงความสัมพันธ์ ระหว่างอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจกับระบบต่างๆในร่างกายที่ส่งผลมายังระบบประสาทอัตโนมัติ จากนั้นจะกล่าวถึงวิธีการทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยแปลงการเต้นหัวใจในสภาวะต่างๆ เช่น Valsalva Manoeuver, Standing up และ Deep breathing แต่ละวิธีจะมีเงื่อนไขในการทดสอบที่แตกต่างกันซึ่งลายละเอียดทั้งหมดได้เสนอไว้ในบทนี้

2.2.1.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability : HRV)

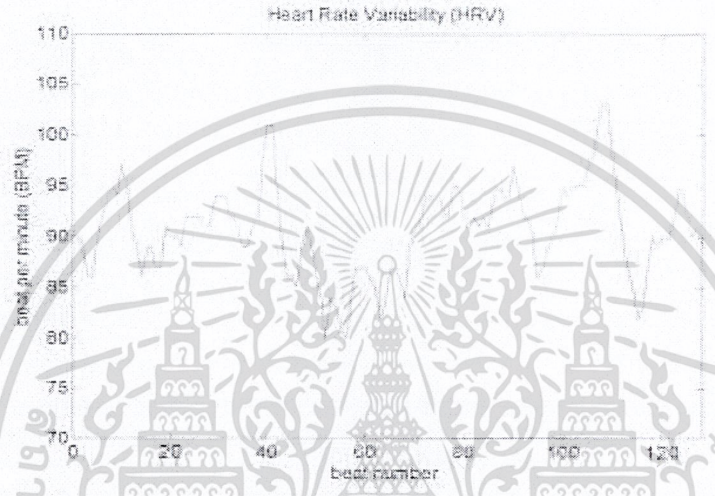
"อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจได้จากการนำช่วงเวลาระหว่าง R-R ของสัญญาณ ECG ในแต่ละลูกคลื่นมาแปลงเป็นอัตราการเต้นหัวใจจากนั้นนำมาพล็อตต่อกันในโดเมนเวลา"



ภาพที่ 2.35 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

พิจารณาภาพที่ 2.35 เป็นสัญญาณ ECG ของคนปกติซึ่งประกอบด้วยคลื่น P,Q,R,S และ T สัญญาณเหล่านี้เกิดจากการงานของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งต้นกำเนิดของสัญญาณอยู่ที่ Sinoatrail (SA) Node และส่วนของรูปคลื่น Q , R และ S เรียกว่า QRS COMPLEX อัตราการเต้นหัวใจจะได้จากการนำค่าเวลาระหว่าง R-WAVE จากรูปคลื่นที่ 1 ไปยัง R-WAVE ของรูปคลื่นที่ 2 (R-R interval) มาแปลงเป็นอัตราการเต้นหัวใจ (heart rate) สำหรับการแปลงเวลาระหว่าง R-wave ที่วัดได้เป็นอัตราการเต้นหัวใจก็สามารถทำได้ง่ายๆโดยนำค่า 60 วินาที ตั้งจากนั้นหารด้วยค่าเวลาที่วัดได้ในหน่วยวินาที กรณีนี้ค่าเวลาระหว่าง R-R ในช่วงมีค่าเป็น 0.850 วินาที เพราะฉะนั้นอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเป็น

60/0.850 หรือก็คือ 70 ครั้งต่อวินาที จากนั้นจะคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจในช่วงเวลาต่อๆไป ก็คือ 60/0.793 = 76 ครั้งต่อนาที และ60/0.729 = 83 ครั้งลัวจึงนำค่าเหล่านี้มาพล็อตต่อกันในแกนเวลาดังภาพที่ 2.36 โดยในแกนตั้งแทนด้วยค่าอัตราการเต้นหัวใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที และแกนนอนจะเป็นจำนวณครั้งที่บันทึกมีหน่วยเป็นครั้ง



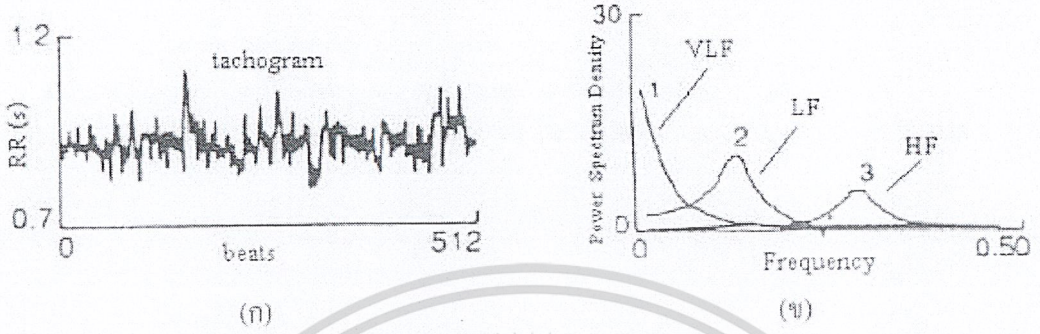
ภาพที่ 2.36 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

นอกจากการตรวจจับค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากสัญญาณ ECG แล้วยังสามารถทำได้จากวิธีอื่นอีกเช่น วัดเวลาระหว่างพัลส์ที่เกิดจากการสูบโลหิตไปยังปลายนิ้วหรือใบหูจากนั้นนำค่าที่ได้มาคำนวณเป็นอัตราการเต้นหัวใจ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความเหมาะสม แต่การวัดด้วยวิธีนี้มีข้อเสียบางประการเนื่องจากอุณหภูมิจะมีผลต่ออัตราการสูบฉีดโลหิตภายในร่างกาย และการวัดด้วยวิธีนี้จะเกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้ง่ายกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการตรวจจับค่าจากสัญญาณ QRS นอกจากนี้ขณะทำการวัดผู้ป่วยก็ไม่สามารถนำมือข้างที่ทำการตรวจไปทำกิจกรรมอื่นได้ ดังนั้นการวัดค่าด้วยวิธีนี้จึงไม่เหมาะสำหรับการบันทึกค่าเป็นเวลานานๆ

2.2.2 ลักษณะสมบัติของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

พิจารณาภาพที่ 2.37 จะเห็นว่าสัญญาณ HRV ในโดเมนเวลามีการเปลี่ยแปลงอย่างไม่ซ้ำคาบ ดังนั้นสัญญาณ HRV ในโดเมนเวลามีการเปลี่ยนแปลงอย่างไม่ซ้ำคาบ ดังนั้นสัญญาณนี้จึงจัดเป็นสัญญาณ random แต่ถ้านำมาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ จะเห็นว่าประกอบด้วยความถี่หลักๆ

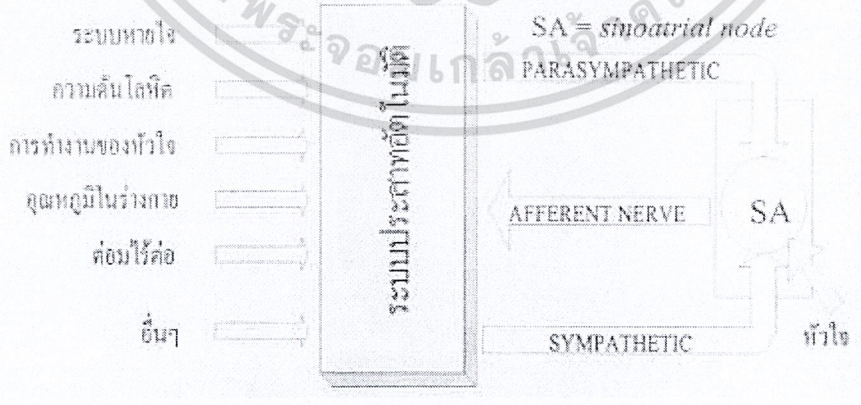
3 ความถี่ด้วยกัน คือที่ความถี่สูง (High Frequency : HF) มีขนาดสัญญาณสูงสุดที่ความถี่ประมาณ 0.1 Hz และที่ความถี่ต่ำมากๆ (Very Low Frequency:VLF) องค์ประกอบทางความถี่จะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่ต่ำลงมาในบางครั้งเราอาจเรียกความถี่นี้ว่า 1/f



ภาพที่ 2.37 ตัวอย่างสัญญาณ HRV ของคนปกติ

2.2.3 ระบบประสาทอัตโนมัติ

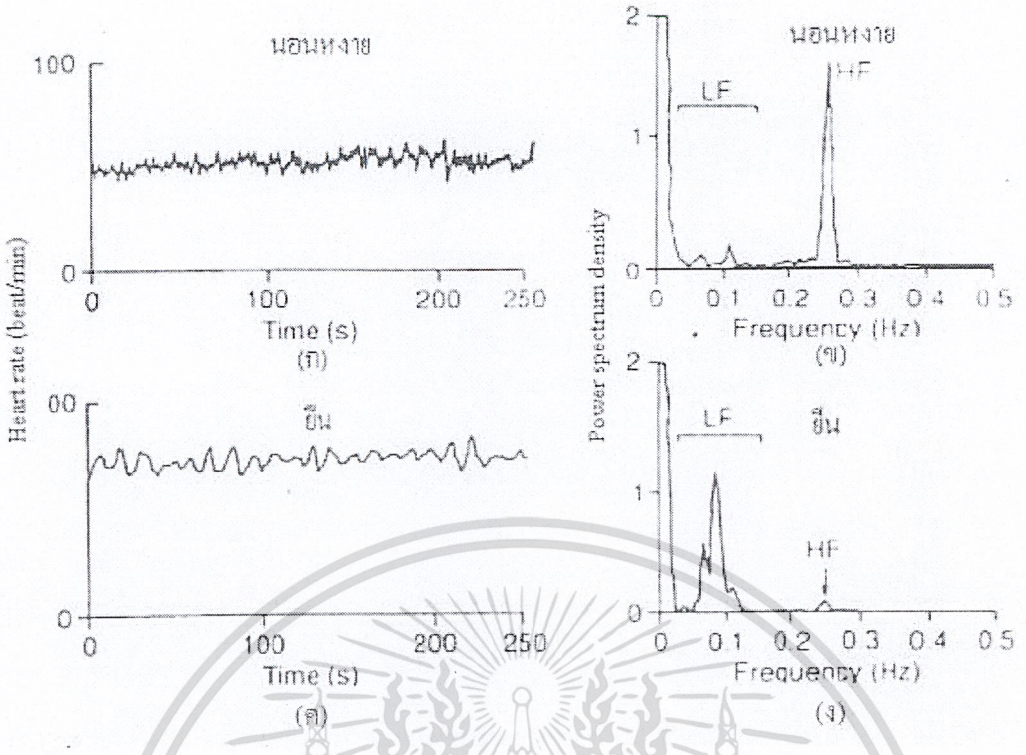
ระบบประสาทอัตโนมัติ ประกอบด้วยสองส่วนด้วยกัน คือ ระบบประสาทซิมพาเทคติค (Sympathetic Nevous System) และระบบประสาทพาราซิพาเทคติค (Parasympathetic Nervous System) นอกจากนี้ยังมีระบบประสาทอีกส่วนที่เกี่ยวข้องกันคือ ระบบประสาทเอนเทอริค(Enteric Nervous Sytem) แต่จะกล่าวถึง สองระบบแรกซึ่งมีความเกี่ยวข้องกับอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจเท่านั้น



ภาพที่ 2.38 แสดงความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับการทำงานของระบบในร่างกาย

ภาพที่ 2.38 แสดงความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับการทำงานของระบบในร่างกาย การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติจะได้รับอิทธิพลโดยตรงจากการทำงานของระบบการหายใจ ความดันโลหิต การทำงานของหัวใจ ต่อมไร้ท่อ รวมถึงระบบอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ซึ่งการเปลี่ยนแปลงนี้จะส่งผลให้ระบบประสาทอัตโนมัติเกิดการเปลี่ยนแปลงตามระบบประสาทที่พูดถึงนี้ก็คือ ระบบประสาทซิมพาเทคติค ซึ่งเป็นตัวกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงาน(กล้ามเนื้อขยายตัว) และระบบประสาทพาราซิมพาเทคติค จะยับยั้งการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ(กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว)ในกรณีอัตราการเต้นหัวใจมีค่าต่ำกว่าปกติจะมีกระแสประสาทจากระบบประสาทซิมพาเทคติคส่งมากระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงาน ผลที่ตามมาคืออัตราการเต้นหัวใจจะมีค่าสูงขึ้น เช่นกันถ้าอัตราการเต้นสูงกว่าปกติระบบประสาทพาราซิมพาเทคติคก็จะส่งกระแสประสาทมายังหัวใจเพื่อให้หัวใจทำงานช้าลง และปกติแล้วประสาททั้งสองจะทำงานสัมพันธ์กัน ถ้ามีระบบประสาทตัวใดผิดปกติก็จะทำให้อัตราการเต้นหัวใจเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ด้วยเหตุนี้เองจึงทำให้เราสามารถตรวจสอบความผิดปกติที่เกิดขึ้นจากการทำงานของระบบประสาททั้งสองนี้ได้จากอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

จากหัวข้อ 2.2.2 ได้กล่าวถึงลักษณะสมบัติของสัญญาณ HRV ในโดเมนความถี่ไว้ ในตอนนี้เราจะอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างความถี่เหล่านั้นกับการทำงานของระบบต่างๆในร่างกาย เริ่มที่ช่วงความถี่ต่ำมากๆ (VLF) ก่อน ในช่วงความถี่นี้จะแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงที่ทำให้เส้นเลือดหดและขยาย (Vasomotor) รวมถึงการทำงานของต่อมไร้ท่อ ส่วนช่วงความถี่ต่ำ (LF) จะบอกถึงการทำงานของระบบความดันโลหิตและปฏิกริยาตอบกลับที่เกิดจากความกดดัน (Baroreflex) และช่วงสุดท้ายคือ ความถี่สูง (HF)จะบอกถึงการทำงานของระบบการหายใจ ดังนั้นช่วงความถี่สูง จะสัมพันธ์กับระบบประสาทพาราซิมพาเทคติคโดยตรง ในขณะที่ช่วงความถี่ต่ำจะสัมพันธ์กับระบบประสาททั้งส่วนคือ พาราซิมพาเทคติคและซิมพาเทคติค ส่วนความถี่ต่ำมากๆ จะแสดงการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทคติค ภาพที่ 2.39 แสดงการเปลี่ยแปลงความถี่ในช่วงความถี่ต่ำและความถี่สูง เมื่อให้ผู้ป่วยนอนและลุกขึ้นยืน เมื่อผู้ป่วยนอนจะมีความถี่สูงเกิดขึ้น แต่เมื่อผู้ป่วยลุกขึ้นยืนขนาดของสัญญาณ ณ ตำแหน่งความถี่สูงจะมีค่าลดลง ในขณะที่องค์ประกอบของความถี่ต่ำมีค่าสูงขึ้น



ภาพที่ 2.39 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ HRV ในขณะยืนและนอน

(ก)สัญญาณในโดเมนเวลาขณะนอน (ข)สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะนอน

(ค)สัญญาณในโดเมนเวลาขณะลุกขึ้นยืน (ง)สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะลุกขึ้นยืน

2.2.4 วิธีทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยแปลงการเต้นหัวใจ

จากการทดสอบการทำงานอัตโนมัติของระบบไหลเวียนเลือด ทั้ง 3 วิธีกับคนจำนวณมาก จึงได้ช่วงของสัญญาณในคนปกติและผิดปกติออกมาตามตารางที่ 2.8

2.2.4.1 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อการทดสอบในสภาวะลุกขึ้นยืน

การทดสอบด้วยวิธีนี้เริ่มแรกจะต้องให้ผู้ป่วยนอนนิ่งอยู่บนเตียงราบประมาณ 5 นาที จากนั้นให้ผู้ป่วยลุกขึ้นยืนอย่างรวดเร็ว ผลการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นหัวใจที่เกิดขึ้นจะต้องมีอัตราส่วนที่ประมาณ 30:15 (นอน:ยืน) โดยอัตราส่วนของสัญญาณที่มากกว่าจะเกิดขึ้นในสภาวะนอนและมีค่าลดลงหลังจากที่ผู้ป่วยลุกขึ้นยืน

2.2.4.2 ผลการตอบสนองของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจขณะทดสอบสภาวะหายใจลึก

การทดสอบในสภาวะนี้ต้องให้ผู้ป่วยนั่งนิ่งๆ แล้วหายใจเข้าลึกๆ โดยมีความถี่การหายใจอยู่ที่ประมาณ 6 รอบการหายใจต่อนาที ผลต่างระหว่างค่าสูงและต่ำสุดของอัตราการเต้นหัวใจในแต่ละ 1 รอบการหายใจ นี้จะถูกนำมาพิจารณา

2.2.4.3 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อสภาวะ Valsava Manoeuve

การทดสอบในสภาวะนี้เริ่มแรกต้องให้ผู้ป่วยนั่งผ่อนคลายประมาณ 5-10 นาที จากนั้นให้ผู้ป่วยเป่าลมเข้าไปยังมิเตอร์วัดความดัน ให้เกิดความดันขึ้นที่ Pressure Gauge 40 mm Hg นาน 15 วินาที อัตราการเต้นหัวใจที่เกิดขึ้นในสภาวะนี้กับค่าที่ได้หลังจากให้ผู้ป่วยเป่าลมไปยัง Pressure Gauge จะเป็นตัวบอกถึงความผิดปกติที่เกิดขึ้น

ตารางที่ 2.8 ผลตอบสนองของ HRV

วิธีทดสอบ	ปกติ	กำกึ่ง	ผิดปกติ
Valsalva Manoeuvre	1.21 หรือมากกว่า	-	1.20 หรือน้อยกว่า
Deep breathing	15 ครั้งต่อนาทีหรือมากกว่า	11-14 ครั้งต่อนาที	10 ครั้งต่อนาทีหรือน้อยกว่า
Standing Up	1.04 หรือมากกว่า	1.01-1.03	1.00 หรือน้อยกว่า

การทดสอบการทำงานของระบบประสาทด้วยวิธีทั้งสามนี้เป็นตัวช่วยให้แพทย์วินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาททั้งสอง แต่อย่างไรก็ดียังต้องนำวิธีการทดสอบหรือการวินิจฉัยอื่นมาเป็นองค์ประกอบในการวิเคราะห์ความผิดปกติที่เกิดขึ้นด้วย

2.2.5 การวัดความแปรปรวนการเต้นของหัวใจ

รูปแบบของ Time Domain

วิธีการวัดที่มีรูปแบบประเมิณการเต้นของหัวใจ วิธีการเหล่านี้จะเป็นการวัดการเต้นของหัวใจที่จุดใดจุดหนึ่งของช่วงเวลาหรือการกำหนดช่วงเวลาของสัญญาณที่ต่อเนื่องกัน การบันทึกคลื่นหัวใจที่ต่อเนื่องนั้นจะมีการตรวจพบสัญญาณ QRS หรือ เรียกว่าช่วง Normal-to-Normal หรือ NN (ซึ่งช่วงเวลาทั้งหมดที่ QRS ติดต่อกันอย่างต่อเนื่องเป็นผลมาจากการ Depolarization ของโหนด sinus) หรือ instantaneous heart rate ที่ใช้พิจารณาแซมเปิ้ลของรูปแบบ time domain ที่ได้มาจาก ค่าเฉลี่ยของช่วงเวลา NN ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจ , ความแตกต่างระหว่างช่วงเวลาที่ยาวนานที่สุดและสั้นที่สุดของช่วง NN ,ความแตกต่างระหว่างช่วงกลางวันและกลางคืน เป็นต้น

วิธีการทางสถิติ

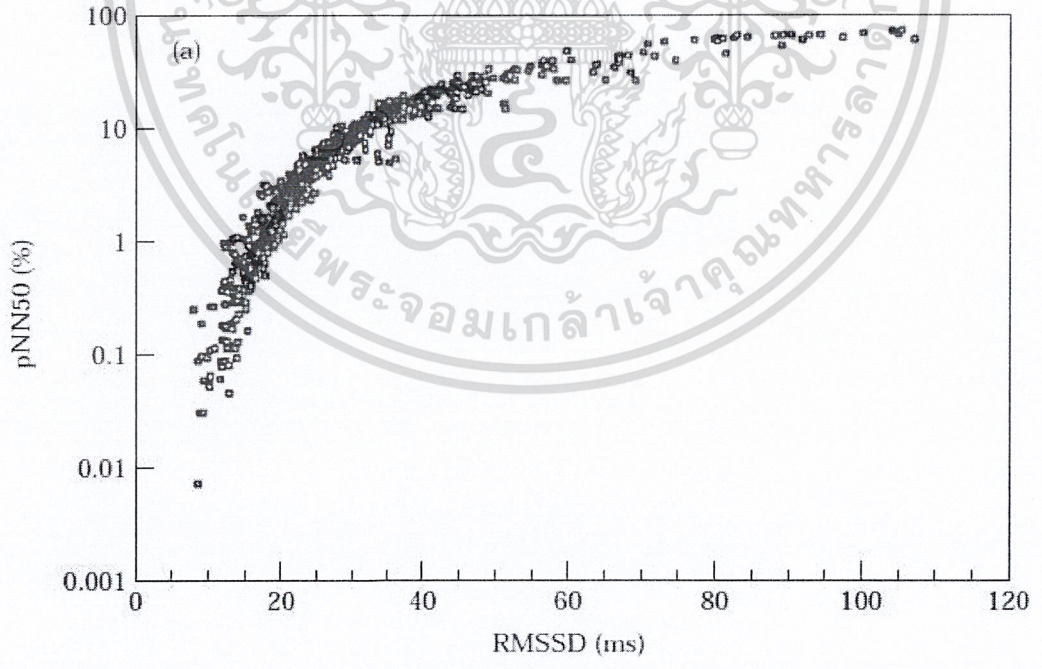
จากชุดของ instantaneous heart rate หรือช่วงระยะห่างระหว่างรอบทั้งหมด โดยเฉพาะการบันทึกในช่วงเวลาที่ยาวนาน ในช่วงเวลา 24 ชั่วโมงจะมีความซับซ้อนมาก จะคำนวณโดย time domain ในทางสถิติสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 แบบคือ (1) การวัดที่ได้จากการวัดของช่วง NN โดยตรงหรือ อัตราการเต้นของหัวใจ (2) การวัดที่ได้จากความแตกต่างของช่วง NN ตัวแปรเหล่านี้อาจได้มาจากการวิเคราะห์ของการบันทึกคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด หรืออาจจะถูกคำนวนได้โดยใช้ช่วงเวลาขนาดเล็กของระยะเวลาการบันทึก วิธีหลังนี้ช่วยให้เราสามารถเปรียบเทียบ HRV ที่จะทำในกิจกรรมที่แตกต่างกัน เช่น การพักผ่อน การนอนหลับ และอื่นๆ

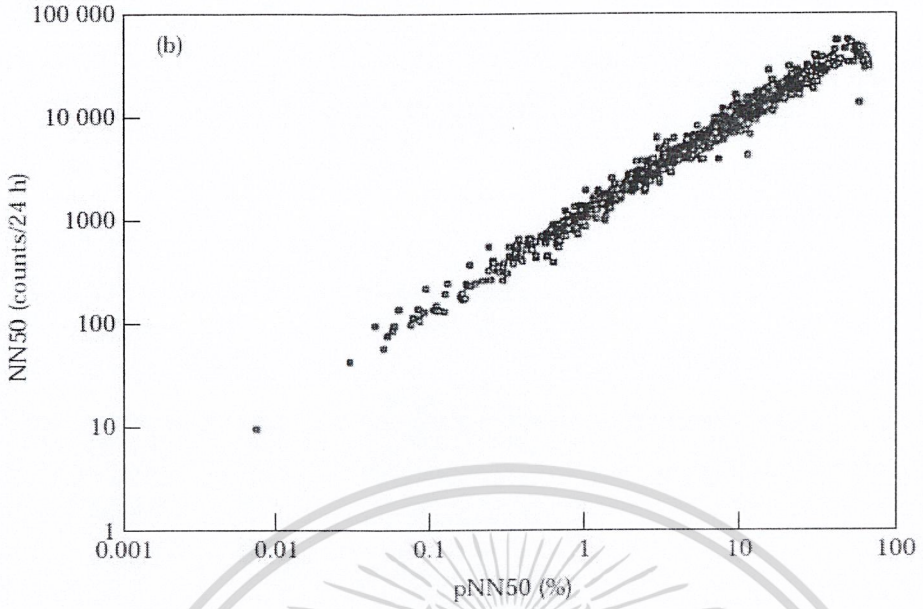
ตัวอย่างที่ใช้คำนวณง่ายที่สุด คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของช่วงเวลาของ NN (SDNN) ซึ่งก็คือรากที่สองของการแปรปรวน มีการประมาณที่มีค่าเท่ากับการวิเคราะห์ผลรวมของพลังงานสเปกตรัม SDNN จะสะท้อนให้เห็นทุกๆองค์ประกอบของ cyclic ที่มีผลต่อความแปรปรวนในระยะเวลาในระยะเวลาของการบรรทุก ในการศึกษา SDNN จะคำนวณระยะเวลา เป็นที่ได้จากขององค์ประกอบทั้งหมดในการบันทึก ทางการศึกษานั้นจะทำการคำนวณ SDNN ที่ช่วงเวลา 24 ชั่วโมง และทำให้ครอบคลุมรูปแบบการวัดแบบระยะสั้นที่ความถี่สูง รวมทั้งส่วนประกอบความถี่ต่ำที่สุดที่สามารถมองเห็นได้ในระยะเวลาตลอด 24 ชั่วโมงที่ทำการตรวจสอบ ดังนั้น การเลือกช่วง

สัญญาณ ECG ไม่สามารถทำได้ตามต้องการเพราะ SDNN ต้องอาศัยระยะเวลาในการคำนวณ ดังนั้นการวัด SDNN จึงควรที่จะมีมาตรฐานในการวัด หากระยะเวลาที่สั้นๆจะใช้ช่วงเวลา 5 นาที ส่วนช่วงเวลาปกติจะใช้ระยะเวลา 24 ชั่วโมง ซึ่งแล้วจะเลือกใช้ตามความเหมาะสม

ตัวแปรอื่นๆ ที่ใช้กันโดยทั่วไปที่ได้มากจากการคำนวณทางสถิติ คือ SDANN ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของการคำนวณค่าเฉลี่ยของช่วงเวลา NN ในช่วงเวลาสั้นๆ มักจะเป็น 5 นาทีซึ่งเป็นเวลาโดยประมาณของการเปลี่ยนแปลงในอัตราการเต้นของหัวใจที่ต่อเนื่องนานกว่า 5 นาที และ SDNN index ค่าเฉลี่ยของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 5 นาทีของช่วงเวลา NN ที่คำนวณเกิน 24 ชั่วโมงซึ่งเป็นมาตรการแปรผันเนื่องจากรอบสั้นกว่า 5 นาที

การวัดที่ใช้กันมากที่สุดคือ การวัดจากความต่างช่วงเวลารวม (RMSNN) รากที่สองของความแตกต่างของกำลังสองเฉลี่ยของช่วงเวลา NN ที่ต่อเนื่อง , NN 50 จำนวนความแตกต่างของช่วงเวลา NN ที่ต่อเนื่องที่มีค่าสูงกว่า 50 ms และ pNN50 สัดส่วนที่มาโดยการหาร NN50 ด้วยจำนวนรวมของของช่วงเวลา NN ทั้งหมดของการวัดของการเปลี่ยนแปลงในระยะสั้นโดยการประมาณรูปแบบในความถี่สูงทำให้มีความสัมพันธ์กัน





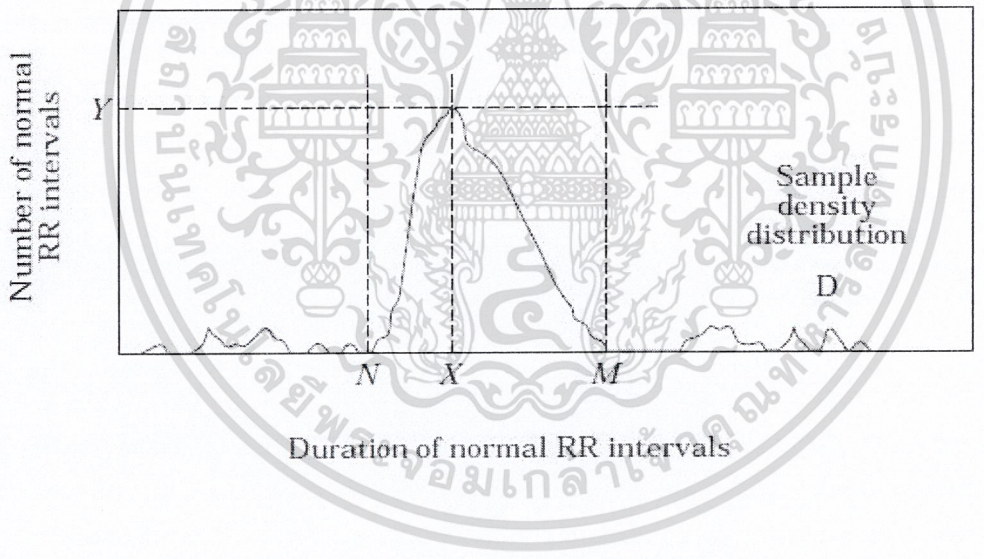
ภาพที่ 2.40 ความสัมพันธ์ระหว่าง RMSSD และ pNN(50) (a) pNN และ NN50 (b) การวัดของ HRV ประเมิณจากการวัดNN50 ของHRVของการรอดชีวิตของกล้ามเนื้อฉับพลันก่อนไปโรงบาล เป็นการบันทึกที่ประมาณจากช่วงการวัดปกติ 24 ชั่วโมง (b) ภาวะเป็นปกติในการบันทึก (ข้อมูลของการวิจัยเชิงสำรวจโครงการที่ St. George)

วิธีการทางเรขาคณิต

ชุดขอข้อมูลของช่วง NN ยังสามารถทำในรูปแบบของ geometric pattern เช่น การกระจายความหนาแน่นของแซมปริ้งช่วงระยะ NN , การกระจายความหนาแน่นของความแตกต่างระหว่างช่วง NN ที่อยู่ติดกัน , การพล็อตกราฟ Lorenz ของช่วง NN หรือช่วง RR เป็นต้น โดยทั่วไปแล้วจะใช้วิธีการในเรขาคณิตมี 3 ประการคือ (1) การวัดรูปแบบเรขาคณิตขั้นพื้นฐานจะเป็นหน่วยวัดของ HRV (เช่น ระดับความกว้างของฮิตโตแกรมในการกระจาย) (2) รูปแบบทางเราขาคณิตเป็น interpolated โดยรูปแบบทางคณิตศาสตร์ (เช่น การประมาณค่าของการกระจายฮิตโตแกรมรูปสามเหลี่ยม หรือการประมาณความแตกต่างฮิตโดแกรมโดยกราฟเอกโพแนนเซียล) (3) รูปแบบทางเรขาคณิตสามารถแบ่งออกเป็นหลายๆ ประเภทตามรูปแบบของคลาส HRV ที่แตกต่างกัน (เช่น รูปร่ารูปรีเชิงเส้น และรูปสามเหลี่ยม ของโลเรนซ์) วิธีการเรขาคณิตส่วนใหญ่จะมีความต้องการช่วง RR หรือ NN จะเปลี่ยนเป็นช่วงเวลาที่ไม่ต่อเนื่อง เป็นการเลือกใช้ที่ข้อมูลไม่ได้ละเอียดมากเกินไปและนิยมใช้กันอยู่ ดังนั้นจึงมีการอนุญาตให้ใช้ฮิตโตแกรมที่ราบเรียบ จะใช้ความยาว

ประมาณ 8 มิลลิวินาที (ค่าที่แน่นอนจะมีค่าเท่ากับ 7.8125 มิลลิวินาที = 1/128 วินาที) ซึ่งจะสอดคล้องกับเครื่องมือที่ใช้โดยทั่วไป

HRV triangular index เป็นวัดการกระจายความหนาแน่น (เช่น จำนวนทั้งหมดของช่วง NN) หารด้วยการกระจายความหนาแน่นสุดสูง ใช้การวัดของช่วง NN บนสเกลที่ไม่ต่อเนื่องเป็นตัวกำหนดความยาวของโมเดลซึ่งประมาณได้จากสมการ (ผลรวมของจำนวนช่วง NN ทั้งหมด)/(จำนวนช่วง NN ในโมเดล) ดังนั้นถ้าประมาณความไม่ต่อเนื่องของการวัดช่วง NN บนสเกลที่แตกต่างกันมักจะใช้ความถี่แซมปริ้ง 128 เฮิร์ต ค่า Triangular interpalation of NN interval histogram (TINN) คือความกว้างพื้นฐานของการกระจายที่วัดเป็นฐานของรูปสามเหลี่ยมกับช่วงเวลาการกระจาย NN รายละเอียดของการคำนวณ HRV triangular index และ TINN จะเป็นไปตามด้านล่างของภาพที่ 2.41 การวัดทั้งสองจะวัดโดยรวมจะเกิน 24 ชั่วโมงและมีอิทธิพลความถี่ต่ำมากกว่าความถี่สูง วิธีการเรขาคณิตวิธีอื่นๆยังคงเป็นขั้นตอนการค้นหาและการอธิบายต่อไป



ภาพที่ 2.41 ฮิตโตแกรมการวัดช่วงของ RR ในรูปแบบของเรขาคณิต D เป็น โครงสร้างที่กำหนดความยาวของช่วง NN, X เป็นการประมาณของค่าโดย Y=D(X) ค่าสูงสุดของการกระจายความหนาแน่น

ข้อเสียที่สำคัญของวิธีทางเรขาคณิตมีความต้องการจำนวนจำนวนที่เหมาะสมของช่วงเวลาNN เพื่อสร้างรูปแบบทางเรขาคณิต ในทางปฏิบัติควรบันทึกอย่างน้อย 20 นาที เพื่อให้มั่นใจว่าการคำนวณทางเรขาคณิตมีความถูกต้อง ซึ่งในปัจจุบันวิธีการทางเรขาคณิตไม่เหมาะสมในการประเมินการเปลี่ยนแปลงในระยะเวลาสั้นๆ

สรุปและข้อเสนอแนะ

ในการวัดHRV รูปแบบของ Time domain ของ HRV จะสรุปได้ตามตารางที่ 2.9 การวัดวิธีต่างๆมีความสัมพันธ์กับวิธีการวัดอื่น วิธีการที่แนะนำสำหรับการประเมิณค่า HRV ในรูปแบบ time domain มี 4 วิธี : SDNN (การประมาณของช่วง NN ทั้งหมด) : HRV triangular index (การประมาณ HRV ทั้งหมด) : SDANN (ค่าประมาณของ segment long-term HRV) และ RMSSD (ค่าประมาณของ segment short-term HRV) การประมาณของ HRV ทั้งหมดนั้นได้มาจากวิธีการ2 วิธีการ เพราะ HRV triangular index จะยอมรับค่าสัญญาณ ECG บางค่าก่อนการประมวลผล และวิธีการ RMSSD เป็นการนำ pNN50 และNN50 มาใช้ในการวิเคราะห์เพราะว่ามีคุณสมบัติทางสถิติที่ดีกว่า

วิธีการแสดง HRV และส่วนประกอบโดยรวมของ short-term และ long-term ไม่สามารถใช้แทนกันได้ การเลือกวิธีการปฏิบัติควรสอดคล้องกับวิธีการทางคลินิกที่ได้สรุปไว้ใน " วิธีการทางคลินิก "

วิธีการ Frequency Domain

การวิเคราะห์สเปกตรัมเริ่มมีการพัฒนามาตั้งแต่ปี 1960 การวิเคราะห์ Power spectrum density (PSD) พลังงานความหนาแน่นสเปกตรัม ให้ข้อมูลการกระจายพลังงานในรูปแบบความถี่ การประมาณ PSD ที่ถูกต้องได้มาจากสัญญาณที่ถูกนำมาคำนวณตามวิธีทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสม

วิธีการสำหรับคำนวณของ PSD สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ non parametric และ parametric ในกรณีของการเปรียบเทียบทั้งสองวิธีนั้น ข้อได้เปรียบของ non-parametric คือ (a) ความเรียบง่ายของขั้นตอนวิธีการ (FFT ใช้มากที่สุดในกรณีนี้) (b) มีขั้นตอนการประมวลผลมีความเร็วสูง และข้อได้เปรียบของ parametric คือ (a) ส่วนประกอบของความถี่มีการแยกออกอย่างอิสระจากความถี่ก่อนหน้า (b) หลังเสร็จสิ้นกระบวนการมีการคำนวณองค์ประกอบของความถี่สูงและความถี่ต่ำโดยอัตโนมัติ และง่ายต่อการเจาะจงจุดศูนย์กลางของสเปกตรัม และ (c) การ

ประมาณ PSD ยังรักษาสภาพเดิมอยู่แม้แต่แซมเปิ้ลที่มีความละเอียด นอกจากนี้ข้อเสียของ parametric ยังมีความต้องการการตรวจสอบความถูกต้องในการเลือกรูปแบบความเหมาะสมของโมเดล และความซับซ้อนของโมเดล

องค์ประกอบของสเปกตรัม

การบันทึก short-term จะเป็นช่วงเวลา 2 ถึง 5 นาที สามารถคำนวณองค์ประกอบหลักได้ 3 องค์ประกอบ คือ vary low frequency (VLF) low frequency (LF) high frequency (HF) การกระจายของพลังงานและจุดศูนย์กลาง

ความถี่ต่ำความถี่สูงนั้นไม่คงที่ แต่อาจมีการแปรผันตามความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงการมอดูเลตช่วงเวลาการเต้นของหัวใจ การอธิบายทางด้านสรีระวิทยามีอธิบายขององค์ประกอบของ VLF น้อยมาก และยังมีคำถามเรื่องความแน่นอนในช่วงของขั้นตอนการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาการเต้นของหัวใจ ดังนั้นการประมาณค่าจากการบันทึก short-term (น้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 นาที) ซึ่งยังเป็นที่สงสัยกันอยู่ เพราะฉะนั้นควรจะหลีกเลี่ยงใช้ PSD short-term ในการวิเคราะห์สัญญาณ ECG

การวัดพลังงานของ VLF, LF และ HF มักจะได้ได้มาจากผลรวมทั้งหมดของพลังงาน มีหน่วย ms^2 แต่ LF และ HF วัดได้ในหน่วย (n.u. normal unit) ซึ่งเป็นการแสดงความสัมพันธ์ของแต่ละองค์ประกอบของพลังงานในสัดส่วนของพลังงานรวมทั้งหมดลบด้วยองค์ประกอบของ VLF หน่วยของ n.u. นั้นยังแสดงให้เห็นการควบคุมความสมดุลของระบบประสาทอัตโนมัติ นอกจากนี้ในขั้นตอนการ normalization ค่าขององค์ประกอบความถี่สูงและความถี่ต่ำมีผลกระทบต่อพลังงานรวมน้อยที่สุด ตามภาพที่ 2.42 อย่างไรก็ตาม หน่วย n.u. ควรที่จะมีค่าของพลังงานความถี่สูงและความถี่ต่ำ เพื่อใช้อ้างอิงในการอธิบายผลรวมการกระจายขององค์ประกอบพลังงานสเปกตรัม

การบันทึก long-term เป็นการวิเคราะห์สเปกตรัมที่อาจจะใช้การวิเคราะห์ชุดข้อมูลของช่วง NN ในระยะเวลา 24 ชั่วโมง ดังนั้นจึงมีการเพิ่ม ultra-low-frequency (ULF) เป็นองค์ประกอบเพิ่มจาก VLF, LF และ HF กราฟของสเปกตรัมนี้จะถูกกำหนดโดยกราฟ log มีสโลปของกราฟเป็นแบบเส้นตรง การวัดแบบ domain-frequency สามารถเลือกได้ตามตารางที่ 2.10

การบันทึก long-term สามารถอธิบายปัญหาของ stationarity ถ้าการ modulation ของช่วงเวลาการเต้นของหัวใจมีค่าที่แน่นอนไม่เปลี่ยนแปลงระหว่างช่วงเวลาที่ทำการบันทึก หากเกิดการ modulation ที่ไม่เสถียร การอธิบายผลการวิเคราะห์ความถี่ก็ไม่สามารถนิยามได้ดีเท่าที่ควร และขั้นตอนของการ modulation ช่วงเวลาการเต้นของหัวใจไม่สามารถพิจารณาค่าคงที่ขององค์ประกอบพลังงานความถี่สูงและความถี่ต่ำได้

ตารางที่ 2.9 ตัวเลือกการวัด time-domain ของ HRV

ตัวแปร	หน่วย	คำอธิบาย การวัดทางสถิติ
SDNN	ms	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของทุกช่วง NN
SDANN	ms	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยช่วง 5 นาทีของการบันทึกช่วง NN ทั้งหมด
RMSSD	ms	ค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยผลรวมกำลังสองของความแตกต่างระหว่างช่วง NN ที่อยู่ติดกัน
SDNN index	ms	ค่าเฉลี่ยของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของทุกช่วงNN ทั้งหมด 5 นาทีของการบันทึกทั้งหมด
SDSD	ms	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่างของช่วง NN ที่อยู่ติดกัน
NN50 count		จำนวนคู่ของช่วง NN ที่อยู่ติดกับโดยมากกว่า 50 ms
pNN50	%	NN50หารด้วยจำนวนรวมของทุกช่วงของ NN
การวัดทางเรขาคณิต		
HRV triangular index		จำนวนทั้งหมดหานด้วยความสูงของฮิตโตแกรมของทุกช่วง NN
TINN	ms	Baseline ความกว้างของตารางความแตกต่างขั้นต่ำในการแก้ไขรูปสามเหลี่ยมของยอกสูงสุดของฮิตโตแกรมทุกช่วง NN

ข้อกำหนดทางเทคนิคและข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการตีความผลลัพธ์ที่ได้มีความสำคัญมาก ดังนั้นในการวิเคราะห์ short-term และ long-term ของกราฟสัญญาณไฟฟ้าคลื่นหัวใจควรจะมีความเคร่งครัดอย่างมาก ตามตารางที่ 2.10

ในการวิเคราะห์สัญญาณ ECG ควรมีการตอบสนองต่อการวิเคราะห์ที่หลากหลายเพื่อที่จะได้รับการประมาณสเปกตรัมที่เชื่อถือ

ในการแสดงแต่ละองค์ประกอบของสเปกตรัมที่กำหนดกลไกทางสรีรวิทยา การมอดูเลตการเต้นของหัวใจไม่ควรมีการเปลี่ยนแปลงในหระหว่างการบันทึก

อัตราการแซมปริ้งสัญญาณควรเลือกอย่างเหมาะสม ถ้าอัตราแซมปริ้งต่ำอาจจะทำให้เกิดประบวนการ jitter ในการประมาณค่าจุด fiducial ของอาร์เวฟ ซึ่งจะเปลี่ยนแปลงของสเปกตรัมมาก ช่วงที่เหมาะสมคือ 250-500 Hz หรืออาจจะมากกว่า (ในกรณีที่ $\geq$ 100 Hz) แต่เป็นค่าที่ interpolation ใช้ในการปรับแต่งให้คลื่น R เป็นจุดที่แม่นยำสามารถที่จะยอมรับได้ก็นำไปใช้ได้เช่นกัน

Baseline และ trend อาจส่งผลกระทบต่อส่วนประกอบในคลื่นความถี่ ควรจะแนะนำให้ตรวจสอบบการตอบสนองความถี่ของตัวกรอง เพื่อตรวจสอบว่าองค์ประกอบของสเปกตรัมยังไม่มีผลกระทบใดๆ

การหาจุด QRS ที่มีความสำคัญจำเป็นต้องมีการพิสูจน์ (เช่น การอ้างอิง,รูปแบบ,แม่แบบที่ถูกต้อง เป็นต้น) ในระดับที่น่าเชื่อถือและสัญญาณรบกวนที่จุดอ้างอิง จะมี QRS ที่อาจแตกต่างออกไปโดยสัญญาณรบกวน

จังหวะที่ผิดปกติเป็นการเต้นของหัวใจที่ไม่เป็นจังหวะ ข้อมูลจะมีการสูญหายและสัญญาณรบกวนจะทำให้การประมาณค่า PSD ของ HRV มีการเปลี่ยนแปลง การแทรกของสัญญาณรบกวนที่เหมาะสมจะเป็นการแทรกที่เป็นจังหวะต่อเนื่องและมีความสัมพันธ์กับจังหวะที่มีมาก่อนหน้า ทำให้สามารถลดค่าความผิดพลาดได้ ในการบันทึกในระยะเวลาที่สั้นๆ จะใช้เป็นกรณีพิเศษ ควรที่จะใช้ในบางสถานการณ์ อย่างไรก็ตามการยอมรับของแอกโทปิคในการบันทึกในระยะสั้นอาจจะเลือกที่สำคัญในความลาดเอียงในกรณีเช่นนี้การแก้ไขที่เหมาะสมควรใช้ผลลัพธ์ที่ได้จากผลกระทบจากแอกโทปี้ ควรได้พิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนและช่วงของ RR ซึ่งอาจนำออกไป

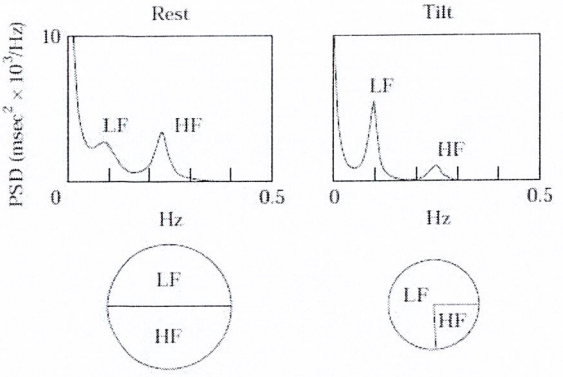
ขั้นตอนการวัดและการแนะนำ

ชุดข้อมูลภายใต้การวิเคราะห์สเปกตรัมสามารถหาได้ในรูปแบบที่แตกต่างกัน การแสดงชุดของข้อมูลที่ไม่ต่อเนื่อง (DES) ซึ่งการพลอตค่าช่วงของ RR กับเวลาที่เป็นเวลาที่ไม่สม่ำเสมอของสัญญาณตัวอย่าง อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์สเปกตรัมของ instantaneous heart rate ยังคงใช้ในการศึกษาอยู่

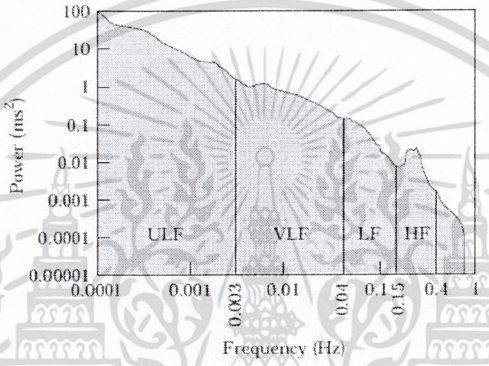
สเปกตรัมของสัญญาณ HRV โดยทั่วไปทั้งจากฮิตโตแกรมช่วง RR (ภาพที่ 2.44) หรือโดยการ interpolating DES จึงได้รับจากการคำนวนสัญญาณอย่างต่อเนื่อง หรือการคำนวณจากจำนวนสเปกตรัม พัลส์ของฟังก์ชั่นเวลาสอดคล้องกับ QRS เช่นการเลือกอาจมีความหมายในลักษณะการวัดในหน่วยของสเปกตรัมเละการวัดในค่าสเปกตรัมที่เกี่ยวข้อง เพื่อเป็นมาตรฐานวิธีการที่ใช้ช่วง RR กับวิธีการทางเรขาคณิต หรือตัวอย่างของ DES ไม่เกี่ยวข้องกับ pararmeter แต่อย่างไรก็ตามการแก้ไข DES ยังเหมาะสำหรับวิธีการทางคณิตศาสตร์ ตัวอย่างความถี่การแก้ไข DES จะมีความถี่สูงที่เพียงพอกับการ Nyqust ของสเปกตรัมไม่มีขนาดที่น่าสนใจ ตัวอย่างที่ใช้ในการคำนวนสเปกตรัมจะใช้การwindow มาช่วยในการคำนวณ (Hann , Hamming ,triangular window) ความถี่ที่ใช้จะเป็นการนำไปใช้กับ parameter

มาตรฐานสำหรับวิธีการ non-parametric (ขึ้นอยู่กับ วิธี FFT) ดังแสดงในตารางที่ 2.10 ซึ่งจะแสดง มาตรฐานของ interpolation DES , ความถี่ในการเก็บตัวอย่าง interpolation DES , จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการคำนวณสเปกตรัมและสเปกตรัมวินโดว์ที่ใช้ (ที่ใช้บ่อยที่สุด Hann, Hamming, และtriangular window)

มาตรฐานสำหรับวิธีการของ parametric แสดงตามตารางที่ 2.10 จะมีชนิดของโมเดลที่จะใช้,จำนวนของตัวอย่าง , ค่าความถี่กลางของแต่ละสเปกตรัม ตัวเลขเหล่านี้จะต้องมีการตรวจสอบเพื่อความน่าเชื่อถือของตัวแปร ในการทำนายค่าความผิดพลาดในการทดสอบ (PEWT) การให้ข้อดีของการกำหนดรูปแบบที่เหมาะสม ในขณะที่การทดสอบสิ่งที่ดีที่สุด (OOP) เป็นตรวจสอบรูปแบบที่จะใช้จะมีความเป็นไปได้ที่มีประสิทธิภาพที่แตกต่างกันซึ่งจะทำนายความผิดพลาด ซึ่งการทดสอบและการปฏิบัติจะทำในรูปแบบของ OOT



ภาพที่ 2.42 การวิเคราะห์สเปกตรัม



ภาพที่ 2.43 ตัวอย่างการประมาณค่าของค่าความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัมได้จากการบันทึกระยะยาวช่วงเวลา 24 ชั่วโมงของ Holter

มาตรฐานสำหรับวิธีการ non-parametric (ขึ้นอยู่กับ วิธี FFT) ดังแสดงในตารางที่ 2.10 ซึ่งจะแสดง มาตรฐานของ interpolation DES , ความถี่ในการเก็บตัวอย่าง interpolation DES , จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการคำนวณสเปกตรัมและสเปกตรัมวินโดว์ที่ใช้ (ที่ใช้บ่อยที่สุด Hann, Hamming, และtriangular window)

มาตรฐานสำหรับวิธีการของ parametric แสดงตามตารางที่ 2.10 จะมีชนิดของโมเดลที่จะใช้,จำนวนของตัวอย่าง , ค่าความถี่กลางของแต่ละสเปกตรัม ตัวเลขเหล่านี้จะต้องมีการตรวจสอบเพื่อความน่าเชื่อถือของตัวแปร ในการทำนายค่าความผิดพลาดในการทดสอบ (PEWT) การให้ข้อดีของการกำหนดรูปแบบที่เหมาะสม ในขณะที่การทดสอบสิ่งที่ดีที่สุด (OOP) เป็นตรวจสอบรูปแบบที่จะใช้จะมีความเป็นไปได้ที่มีประสิทธิภาพที่แตกต่างกันซึ่งจะทำนายความผิดพลาด ซึ่งการทดสอบและการปฏิบัติจะทำในรูปแบบของ OOT

ตารางที่ 2.10 การเลือก Frequency Domain ของการวัด HRV

ตัวแปร	หน่วย	คำอธิบาย การวิเคราะห์ในช่วงเวลาสั้นๆ (5นาที)	ช่วงความถี่
พลังงานรวม ใน 5 นาที	ms^2	ค่าเบี่ยงเบนของช่วง NN ในช่วงเวลาสั้นๆ	ประมาณ <= 0.4 Hz
VLF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่ต่ำมากๆ	<= 0.4 Hz
LF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่ต่ำ	0.04 – 0.15 Hz
HF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่สูง	0.15-0.4 Hz
LF/HF		HF/อัตราส่วนของLF	

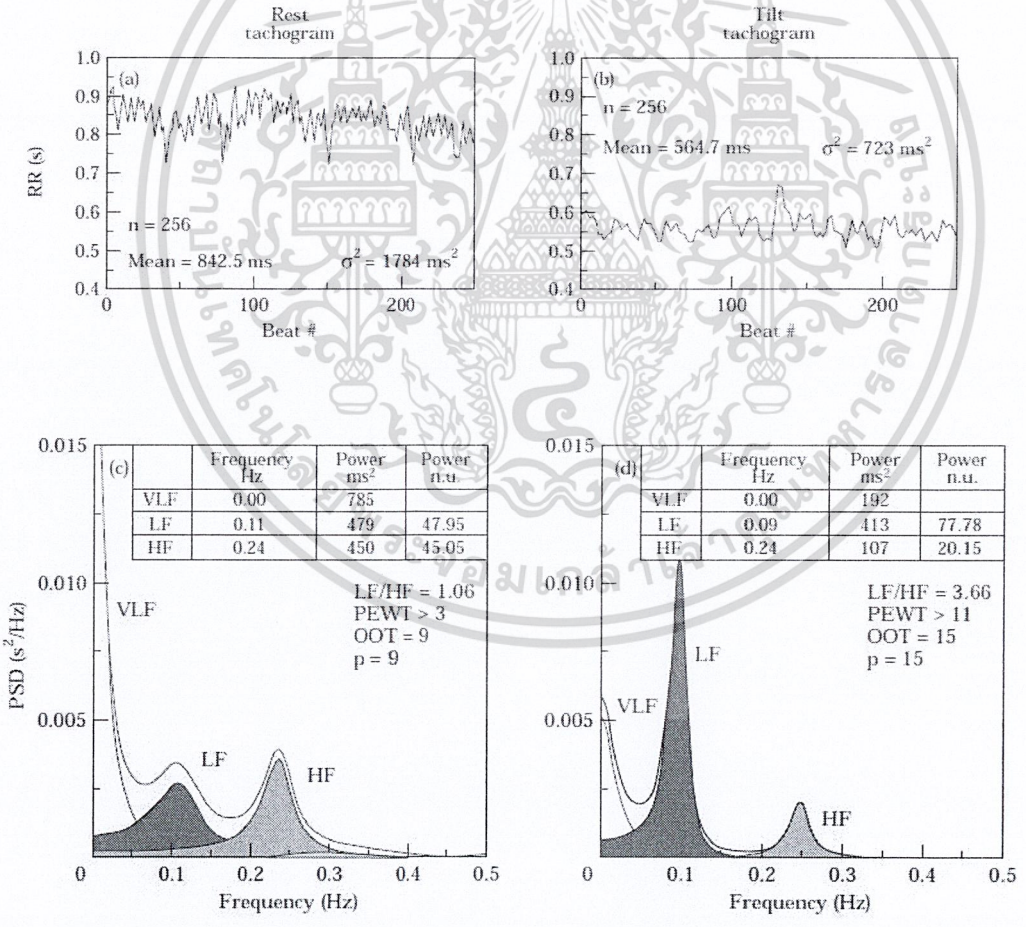
การวิเคราะห์ใน 24 ชั่วโมง

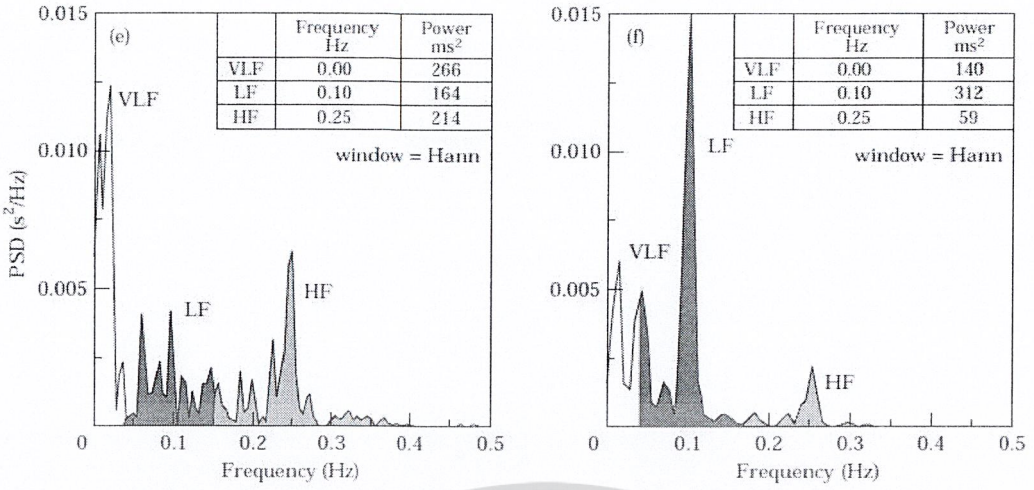
พลังงานรวม	ms^2	ค่าเบี่ยงเบนของช่วง NN	ประมาณ <= 0.4 Hz
ULF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่ต่ำพิเศษ	<= 0.003 Hz
VLF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่ต่ำมากๆ	0.003-0.04 Hz
LF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่ต่ำ	0.04 – 0.15 Hz
HF	ms^2	ค่าพลังงานในช่วงความถี่สูง	0.15-0.4 Hz
a		ความชันของการแทรกสอดเชิงเส้นของสเปกตรัมในระดับของ log	ประมาณ <= 0.04 Hz

ความสัมพันธ์และความแตกต่างการวัดระหว่าง Time domain และ frequency domain

ในการวิเคราะห์กการวัดในระยะสั้นๆ Frequency domain และ time domain จะมีการตีความในทางสรีรวิทยา จะได้ผลที่เหมือนกัน

อย่างไรก็ตามการวัด time และ frequency domain จะมีความถูกต้องที่มั่นคงถ้าทำการวัดในระยะเวลา 24 ชั่วโมง จะมีความน่าเชื่อถือมากกว่าระยะเวลาอื่นๆ แต่ในทางสรีรวิทยาการบันทึกในระยะเวลาที่ยาวจะทำการคำนวณสเปกตรัมที่ยาก ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงยกเว้นการวัดที่เป็น 24 ชั่วโมง สัญญาณ HRV ที่ถูกจำแนกข้อมูล โดยสรุปแล้วการวิเคราะห์ frequency domain จะมีการวิเคราะห์ที่เหมือนกับช่วงของ time domain ซึ่งง่ายต่อการดำเนินการ





ภาพที่ 2.44 ช่วงของแทสโทแกรมที่ใช้ในปริมาณช่วง RR ที่ติดต่อกัน 256

ตารางที่ 2.11 ประมาณเวลาโดเมนและวิธีโดเมนความถี่ที่ใช้กับ 24 - h บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเปลี่ยนแปลง Time Domain	ความสัมพันธ์ของการประมาณช่วง Frequency Domain
SDNN	ผลรวมของพลังงาน
HRV triangular index	ผลรวมของพลังงาน
TINN	ผลรวมของพลังงาน
SDANN	ULF
SDNN index	ค่าเฉลี่ยผลรวมของพลังงาน 5 นาที
RMSSD	HF
SDSD	HF
NN50 count	HF
pNN 50	HF
ดัชนีดิฟเฟอเรนเชียล	HF
ดัชนีของลอการิทึม	HF

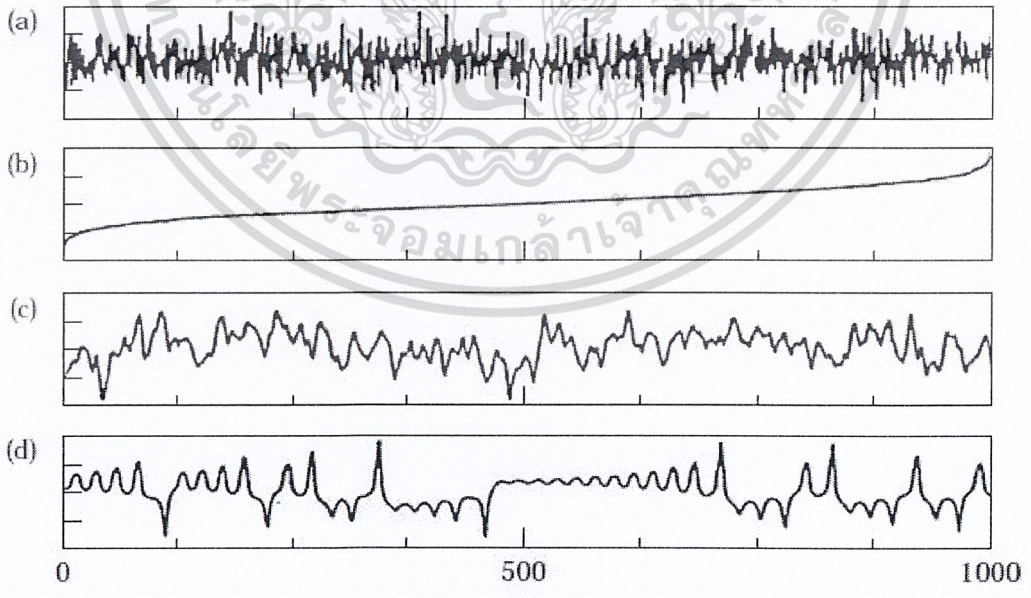
การวิเคราะห์รูปแบบจังหวะ

ดังที่แสดงในภาพที่ 2.45 time domain และ frequency domain ได้มีการกระจายที่มีขอบเขต โดยจะกำหนดโดยความผิดปกติของ RR รูปร่างภายนอกที่แตกต่างกันอย่างชัดเจน ถ้าใช้เทคนิค เหล่านี้อาจทำให้ได้ผลที่เหมือนกัน แนวโน้มการลดลงและเพิ่มขึ้นในความเป็นจริงไม่สมมาตรกัน ในผลของสเปกตรัมจะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติจะลดลงอย่างรวดเร็ว โดยมี

แนวโน้มที่จะลดยอดที่ความถี่มูลฐานและเพื่อขยายพื้นฐาน แนวคิดนี้นำไปสู่ช่วงของ RR พิจารณาได้จากความสัมพันธ์ของแต่ละช่วง

วิธีการของ time domain และ frequency domain ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อแก้ไขปัญหาเหล่านี้ ซึ่งช่วงคลื่นและความถี่นำไปสู่ผลที่เทียบเท่า ภาพที่ 2.45,d และเหมาะสมกับความสัมพันธ์ระหว่าง HRV และความแปรปรวนของมาตรการทางกายอื่นๆ (เช่น ความดันเลือด)สเปกตรัมของจำนวนช่วงเวลาที่ดี ถ้า RR เกี่ยวข้องกับสัญญาณอย่างต่อเนื่อง (เช่น การหายใจ) หรือสถานการณ์พิเศษ (เช่น ภาวะที่หัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะ)

"Peak Valley" การตรวจสอบการแกว่งไปมาหรือการตรวจอัตราแนวโน้มของหัวใจ ซึ่งอาจเป็นการตรวจสอบในระยะที่สั้นๆที่สามารถขยายยอดได้อีก หรือการเพิ่มหรือลดขั้นตอนโดยรอบตามลำดับที่ต่อเนื่องด้วยแนวโน้มที่ตรงกันข้ามซึ่งจะทำให้การสั่นชะลอต่ำลงความยามคลื่นและแอมปริจูดจะสั้นเพราะจะบันทึกความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบของ HRV จากความสัมพันธ์มีความนาวคลื่นที่สั้นจะเพิ่มระยะเวลาในการบันทึก การมอดูเลชั่นความซับซ้อนเป็นเทคนิคที่ใช้ในการแก้ไขจะต้องมีการทดสอบระยะเวลาอัตราการเต้นของหัวใจในระยะสั้น เป็นการอธิบายแอมปริจูดและเฟส ซึ่งองค์ประกอบของความถี่เป็นหน้าที่ของเวลา



ภาพที่ 2.45 ตัวอย่างของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของชุดข้อมูลที่ถูกการสังเคราะห์มาแล้วจำนวน 4 ชุดข้อมูล

วิธีการ Non linear

กระบวนการ Non-linear นั้นแน่นอนว่าเกี่ยวพันกับตัวกำเนิด HRV สิ่งเหล่านี้ถูกกำหนดจาก haemodynamic, electrophysiological และ humoral variables เช่นเดียวกันกับ autonomic และระบบควบคุมประสาทส่วนกลาง สิ่งเหล่านี้ได้ถูกพิจารณาและวิเคราะห์ HRV โดยมีขั้นตอนพื้นฐานจาก non-linear dynamics ที่อาจจะดึงข้อมูลที่มีค่าสำหรับนักวิเคราะห์ HRV ทางกายภาพและสำหรับการประเมินความเสี่ยงในการเสียชีวิตกระทันหัน ตัวแปรที่ใช้สำหรับวัดคุณสมบัติ non-linear ของ HRV รวมถึง 1/f ของขนาด Fourier spectra ,[47,19] H scaling exponent และ Coarse Graining Spectral Analysis(CGSA) [48] สำหรับข้อมูลที่นำเสนอนี้ได้ใช้ขั้นตอน Poincare section, low-dimension attracor plots, singular value decomposition และAttractor trajectories plots, singular value decomposition และ attractor trajectories สำหรับปริมาณอื่นๆนั้นเราจะใช้วิธี D2 correlation dimension, Lyapunov exponents และ Kolmogorov entropy

ถึงแม้ว่าเทคนิคที่เราใช้นั้นเป็นวิธีที่ดีที่สุดสำหรับการแก้ปัญหาระบบที่ซับซ้อนแต่ก็ยังไม่มีการค้นพบว่าจะนำไปใช้กับข้อมูลทาง biomedical รวมถึง HRV analysis ความเป็นไปได้ที่จะรวมการวัดที่ซับซ้อนเหล่านั้นยังไม่พอสำหรับการวิเคราะห์ biological systems ดังนั้นความสามารถในการตรวจจับ RR interval ในทางกายภาพนั้นเป็นสิ่งสำคัญ ดังนั้นการที่เราใช้กระบวนการทาง differential จะดีกว่าการทำ integral complexity อย่างไรก็ตามไม่มีระบบไหนที่จะมาตรวจสอบคนไข้ปริมาณมากๆ โดยใช้วิธีการนี้

ในปัจจุบันวิธีทาง non-linear นั้นเป็นสิ่งที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการทำ HRV แต่ตามปกติแล้วมักจะไม่สามารถนำมาใช้ทั้งหมดทำให้ไม่สามารถประเมินได้ ดังนั้นจึงต้องเรียนรู้การใช้เทคโนโลยีขั้นสูงและความสามารถในการแปลค่าผลของวิธีทาง non-linear ก่อน จึงจะสามารถนำไปใช้ศึกษากับทางกายภาพหรือทาง clinic ได้

ความเสถียรและการถอดแบบของการวัด HRV

จากการศึกษาการทดลองที่ผ่านมาพบว่าการวัดระยะสั้นของ HRV มีการส่งค่ากลับจากกิจกรรมต่าง ๆ เช่น การออกกำลังกายเบา ๆ การอุดตันของหลอดเลือด ยิ่งไปกว่านั้นการออกกำลังกายแบบหักโหม เป็นต้น

ในการวัดข้อมูลของ HRV ที่สามารถแสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง 24 ชั่วโมง ซึ่งค่าที่ได้นั้นให้ผลที่คล้าย ๆ กันกับการวัด post-infarction และ ventricular arrhythmia แต่ก็ยังมีทางออกสำหรับข้อมูลที่ขาดหายไปซึ่งแนะนำว่าค่าการวัดที่เสถียรของ HRV อาจจะเป็นเดือนหรือเป็นปี เพราะว่าภายใน 24 ชั่วโมงจะมีความเสถียรและปลอดภัยจากผลกระทบของยา และเหมาะสำหรับการบำบัด

การบันทึกข้อมูล

สัญญาณ ECG

จุด fiducial ที่ยอดรับได้ในการตรวจวัดบนสัญญาณ ECG ระบุได้โดยใช้ QRS อยู่บนพื้นฐานค่าสูงสุดที่กำหนดจากค่ามากสุดจากการประมาณจากเส้นโค้งหรือสามารถพบได้จากรูปแบบหรือจุดอื่นๆ ซึ่งจากการจำกัดวงของจุด fiducial ตรงกับมาตรฐานการวินิจฉัยสัญญาณ ECG ในเทอมสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน การตัดสัญญาณโหมดรวม และ แบนด์วิท เป็นต้น จุดตัดของความถี่สูงจะต่ำกว่าการสร้างสำหรับความถี่วินิจฉัย (ประมาณ 200 Hz) อาจสัญญาณรบกวนน้อย ๆ บนจุด fiducial ของ QRS ซึ่งคล้ายกับข้อจำกัดของความถี่สุ่มรวมกับค่าความผิดพลาดใน HRV spectrum ที่เพิ่มความถี่ขึ้น ดังนั้นจะกระทบกับความถี่สูงมากกว่า การประมาณตัวอย่างสัญญาณ ECG อาจจะลดความผิดพลาดนี้ได้ ซึ่งการประมาณค่าที่ความถี่สุ่ม 100 Hz ก็เพียงพอสำหรับการทดลองนี้

เมื่อบันทึกข้อมูลลงในฮาร์ทดิส ในการบีบอัดข้อมูลจะต้องทำอย่างระมัดระวังซึ่งจะต้องพิจารณาทั้งความถี่สุ่มและคุณภาพของการสร้างข้อมูลกลับซึ่งมีผลกระทบกับแอมปริจูดและการบิดเบือนเฟส

ระยะเวลาและการบันทึก ECG

ในการศึกษาวิจัย HRV ในระหว่างการบันทึกถูกสั่งโดยชนิดซึ่งขึ้นอยู่กับแต่ละลักษณะ ซึ่งมาตรฐานนั้นสำคัญ งานเฉพาะทางในลักษณะที่ทางกายภาพและ HRV

ในโดเมนความถี่จะถูกแปลงเป็นโดเมนเวลาเมื่อบันทึกในเวลาสั้น ๆ การบันทึกจะต้องมีการบันทึกอย่างน้อย 10 ช่วงความยาวคลื่นสำหรับความถี่ต่ำ เพื่อที่จะรักษาเสถียรภาพของสัญญาณซึ่งจะต้องไม่เพิ่มขนาดมาก ดังนั้นในการเก็บค่าจะต้องเก็บค่าประมาณ 1 นาทีซึ่งจะต้องการประมวลผลองค์ประกอบความถี่สูง ในขณะประมาณ 2 นาที จำเป็นที่จะประมวลผลองค์ประกอบความถี่ต่ำ เพื่อที่จะได้เข้ากับงานที่วิจัยที่ต่างกันที่บันทึกภายในเวลา 5 นาที

การประมาณ spectral components ที่ได้มาจากคาบเวลาต่อเนื่องกันสามารถที่จะลดความผิดพลาดที่ได้จากการวิเคราะห์ แต่อย่างไรก็ตาม ถ้าองศาและลักษณะการ modulation คาบเวลาของหัวใจทางกายภาพเปลี่ยนจากส่วนสั้น ๆ ส่วนหนึ่งของการบันทึกไปเป็นอีกส่วนหนึ่ง การแปลความหมายความทางกายภาพของส่วนประกอบสเปคตรัมเฉลี่ยจากปัญหาภายในที่เหมือนกันซึ่งการแสดงผลของ

แม้ว่าวิธีการทางโดเมนเวลาสามารถใช้ SDNN และ RMSSD จะใช้ศึกษาการบันทึกระยะเวลาสั้น วิธีการทางความถี่จะถูกนำมาใช้ในการหาผลลัพธ์ได้ง่ายกว่าในเทอมกายภาพ โดยทั่วไปแล้ววิธีการในโดเมนเวลาถือว่าเป็นวิธีการในอุดมคติสำหรับการวิเคราะห์ผลบันทึกในเทอมยาว จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าส่วนเทอมยาวของ HRV นั้นจะส่งผลโดยตรงจากช่วงความต่างของเวลา ดังนั้นผลบันทึกในเทอมยาวที่ถูกวิเคราะห์โดยวิธีการทางโดเมนเวลาควรจะมีผลวิเคราะห์ข้อมูลอย่างน้อย 18 ชั่วโมง

การแก้ไขในช่วง RR

ค่าความผิดพลาดถูกกำหนดจากค่าความไม่แม่นยำของลำดับ NN ที่จะกระทบมาก ทำให้รู้ว่าการแก้ข้อมูลเวลาเพียงพอสำหรับการประมาณค่าการประมวลผลของ HRV ทั้งหมดโดยใช้วิธีการทาง geometric แต่ก็ยังไม่สามารถกำหนดค่าของความแม่นยำในการแก้ไข ซึ่งควรจะมั่นใจว่าข้อมูลมีความถูกต้องจากหลายวิธีการต่าง ๆ ดังนั้นเมื่อใช้

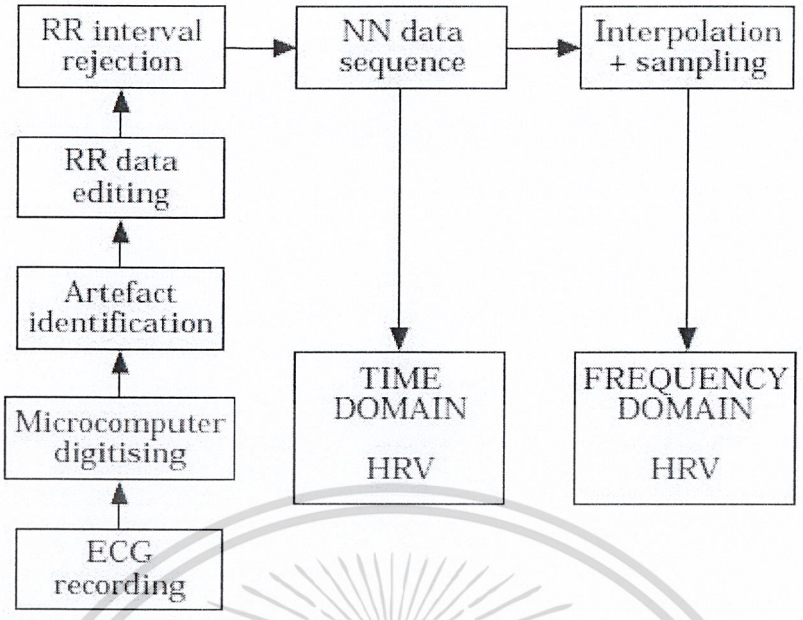
สถิติในโดเมนเวลาหรือโดเมนความถี่ การปรับด้วยมือของชุดข้อมูล RR ควรจะดำเนินการมาตรฐานขั้นสูงเพื่อที่จะจำแนกข้อมูลพร้อมทั้งจำแนกชนิดของ QRS ได้อย่างถูกต้อง ฟิวเตอร์จะขจัดในระยะจากช่วง RR ต้นแบบไม่ควรแทนที่การปรับด้วยมือ

คำแนะนำสำหรับมาตรฐานของอุปกรณ์ในเชิงพาณิชย์

สำหรับค่าการวัดมาตรฐานของการวัด HRV ในเชิงพาณิชย์ได้ออกแบบมาเพื่อวิเคราะห์เทอมสั้นควรจะรวม non-parametric และความเด่นชัด เช่นเดียวกับการวิเคราะห์สเปกตรัมด้วย parametric เพื่อไม่ให้สับสน จะถูกกำหนดโดยการรายงานส่วนประกอบของการวิเคราะห์การเต้นของหัวใจในองค์ประกอบเวลาและความถี่ การวิเคราะห์อยู่บนพื้นฐานของตัวอย่างสุ่มที่ปรกติของ tachogram ควรนำเสนอในทุก ๆ กรณี การวิเคราะห์สเปกตรัมแบบ parametric ซึ่งไม่ควรต่ำกว่า 512 แต่ค่าที่เหมาะสมคือ 1024 สำหรับการบันทึกภายใน 5 นาที

อุปกรณ์ที่ออกแบบ HRV ในการบันทึกเทอมยาวควรจะใช้วิธีการทางโดเมนเวลาซึ่งจะอยู่ในมาตรฐานทั้ง 4 คือ SDNN SDANN RMSSD และ HRV triangular index นอกจากนั้นในการวิเคราะห์ความถี่ควรทำในระยะเวลา 5 นาทีต่อส่วน ซึ่งในขณะที่เดินเนินการวิเคราะห์จะต้องวิเคราะห์ในช่วงเวลา 24 ชั่วโมง ซึ่งจะทำการคำนวณค่าทั้งหมดของ HF LF VLF และ ULF และในการวิเคราะห์จะต้องดำเนินการด้วยความแม่นยำที่สอดคล้องกัน ดังที่ได้แนะนำในการวิเคราะห์เทอมสั้น

ดังนั้นในการวางแผนการได้ข้อมูลจากการวิเคราะห์ HRV จึงควรคัดลอกการออกแบบได้จากภาพที่ 2.46



ภาพที่ 2.46 โฟว์ชาร์ตที่แสดงขั้นตอนการบันทึกและกระบวนการในการวิเคราะห์สัญญาณ ECG

ความแม่นยำและการทดสอบอุปกรณ์ในเชิงพาณิชย์

เพื่อที่จะมั่นใจในคุณภาพของความแตกต่างของอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ HRV และเพื่อหาสมดุลระหว่างความแม่นยำในการวิจัยกับต้นทุนของอุปกรณ์ ความผิดพลาดที่เป็นไปได้ของ HRV ซึ่งรวมความไม่แม่นยำในการระบุจุด fiducial ของ QRS การทดสอบจะต้องมีการบันทึกการวนซ้ำและวิเคราะห์เฟส ดังนั้นความผิดพลาดนี้จึงเป็นการทดสอบอุปกรณ์กับสัญญาณที่รู้คุณสมบัติของ HRV บนฐานข้อมูลที่แปลงเป็นข้อมูลเชิงตัวเลขของ ECG เมื่อมีการใช้อุปกรณ์เชิงพาณิชย์เพื่อการศึกษาเชิงกายภาพทางด้านการแพทย์ของ HRV และการทดสอบแบบอิสระของเครื่องมือควรทีจะทำอย่างสม่ำเสมอสำหรับการทดสอบอุปกรณ์เชิงพาณิชย์นี้ได้นำเสนอในภาคผนวก B มาตรฐานทางอุตสาหกรรมควรถูกนำมาใช้

สรุปและข้อเสนอแนะ

เพื่อที่จะลดความผิดพลาดที่เกิดจากความไม่แน่นอนของการออกแบบและเทคนิคที่ไม่ถูกต้องประกอบด้วย อุปกรณ์ ECG ที่ใช้งานควรปรับให้อยู่ในมาตรฐานอุตสาหกรรมในเทอมของ CMRR

การบันทึกข้อมูลลงในฮาร์ตดิตส์ สัญญาณที่นำมาใช้ต้องปราศจากการบิดเบือนแอมปริจูดและเฟส การบันทึกสัญญาณ ECG ที่ใช้เวลานาน ๆ ที่ใช้แถบแม่เหล็กควรจะทำการล็อกเฟสกับสัญญาณ

อุปกรณ์ในเชิงพานิชย์ถูกใช้ในการประมวลผลของ HRV ควรจะปรับให้อยู่ในมาตราฐานในการวัด HRV และควรที่จะทดสอบประสิทธิภาพด้วย

เพื่อที่จะปรับให้อยู่ในมาตราฐานในเชิงกายภาพและเชิงการแพทย์จำเป็นต้องใช้การบันทึกใน 2 แบบนี้ ซึ่งการบันทึกในเวลาอันสั้น 5 นาทีต้องทำภายใต้สถานะทางกายภาพที่เสถียรในโดเมนความถี่ และการบันทึกแบบปรกติ 24 ชั่วโมงจะประมวลผลด้วยวิธิการทางโดเมนเวลา

เมื่อใช้สัญญาณ ECG ในเทอมยาวในเชิงการแพทย์ ตัวอย่างควรจะถูกบันทึกภายใต้สถานะที่ปรกติ

เมื่อวิเคราะห์โดเมนเวลาหรือโดเมนความถี่ในเชิงสถิติสัญญาณสุดท้ายจะต้องมีการปรับแต่งอย่างระมัดระวังโดยใช้การตรวจสอบอย่างมองเห็นได้และมีการปรับแก้ในช่วง RR และ QRS ถ้าคุณภาพของช่วงลำดับ RR นั้นดีก็ไม่ควรทำการกรองแบบอัตโนมัติ

บทที่ 3

ทฤษฎีและการออกแบบ

โครงงานนี้ประกอบไปด้วยส่วนหลักๆดังต่อไปนี้

1 Electrode Sensing

Electrode Sensing คือ เซนเซอร์ที่ใช้ตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วย

2 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram ,ECG or EKG)

เครื่อง ECG ใช้สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3 วงจร Opto isolate

ใช้สำหรับการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างสองวงจรที่ต้องการแยกทางไฟฟ้าอย่างเด็ดขาดเพื่อป้องกันการย้อนกลับของกระแสไฟฟ้า

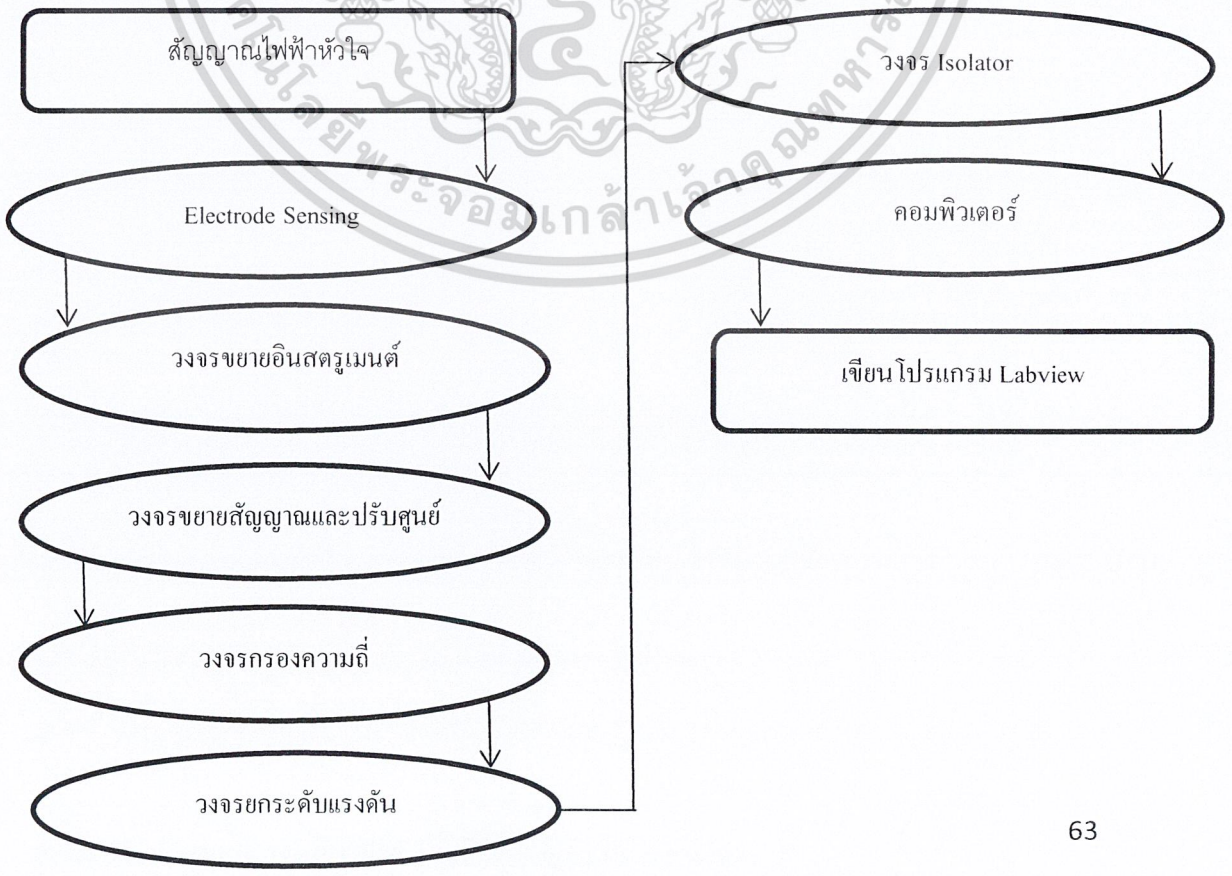
4 โปรแกรม Labview

โปรแกรม Labview ใช้สำหรับเขียนซอฟแวร์เพื่อให้แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

6 Computer Monitor

ใช้สำหรับแสดงผลและกราฟของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

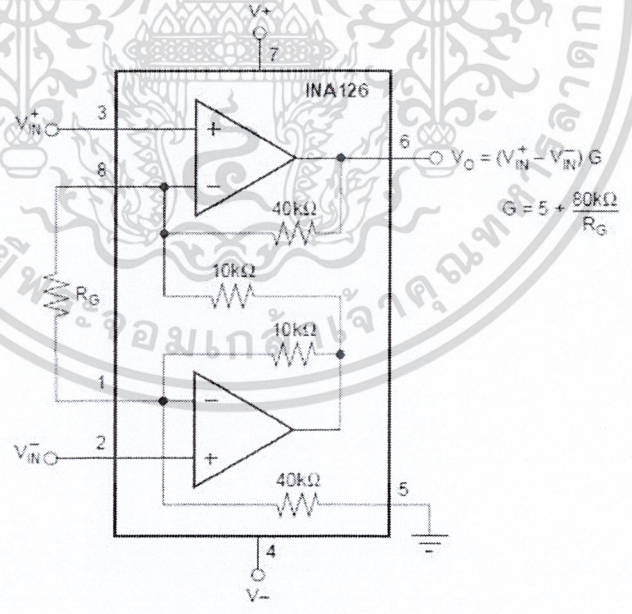
7 ขั้นตอนการทำงานของระบบ



3.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์

วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instumentation Amplifier) ที่ใช้ในโครงงานนี้คือ ไอซีเบอร์ INA126 ซึ่งเป็นไอซีสำเร็จรูปในการทำงานจะมีวงจรประกอบดังรูปที่ 3.2 ซึ่งวงจรขยายสัญญาณอินสรูเมนต์เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5 - 5 mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโตรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีความต้านทานสูงมาก และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V ความถี่ 50 Hz ปะปนมาด้วยดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

1. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียสมดุลของวงจรและการบั่นทอนของสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียสมดุลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่มีค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้าด้านใดด้านหนึ่งก็จะทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้



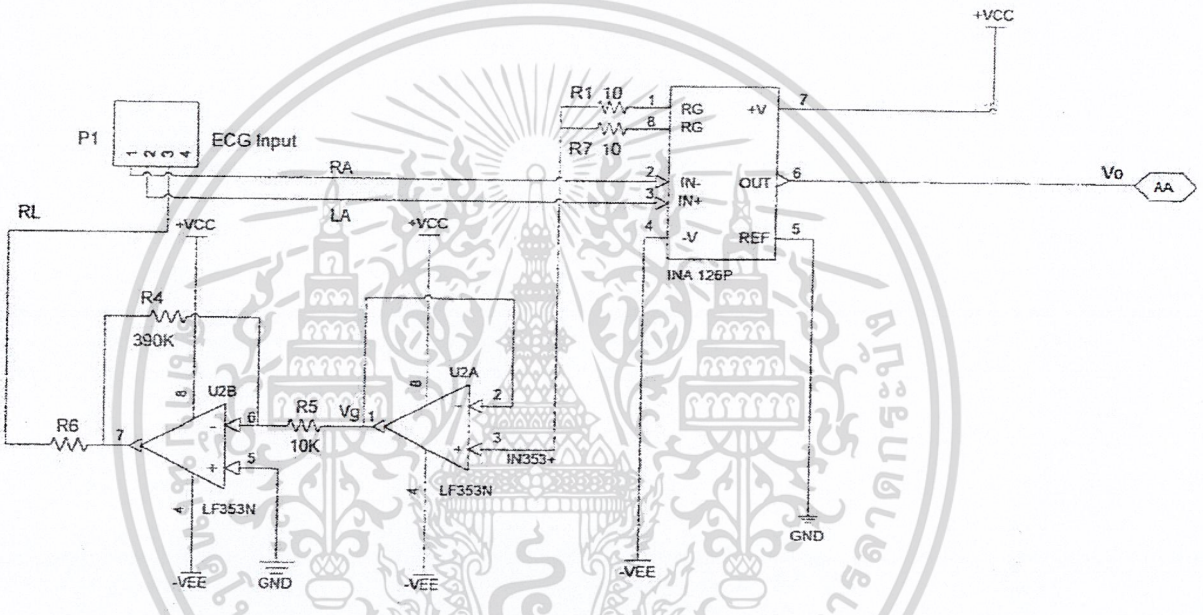
ภาพที่ 3.1 โครงสร้างภายในของวงจรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA126

จากภาพที่ 3.1 สามารถเขียนสมการ Vo (V out) ได้ดังต่อไปนี้

$$Vo = (V+in - V-in)G \quad (3.1)$$

โดยที่ $$G = 5 + (80k / Rg) \quad (3.2)$$

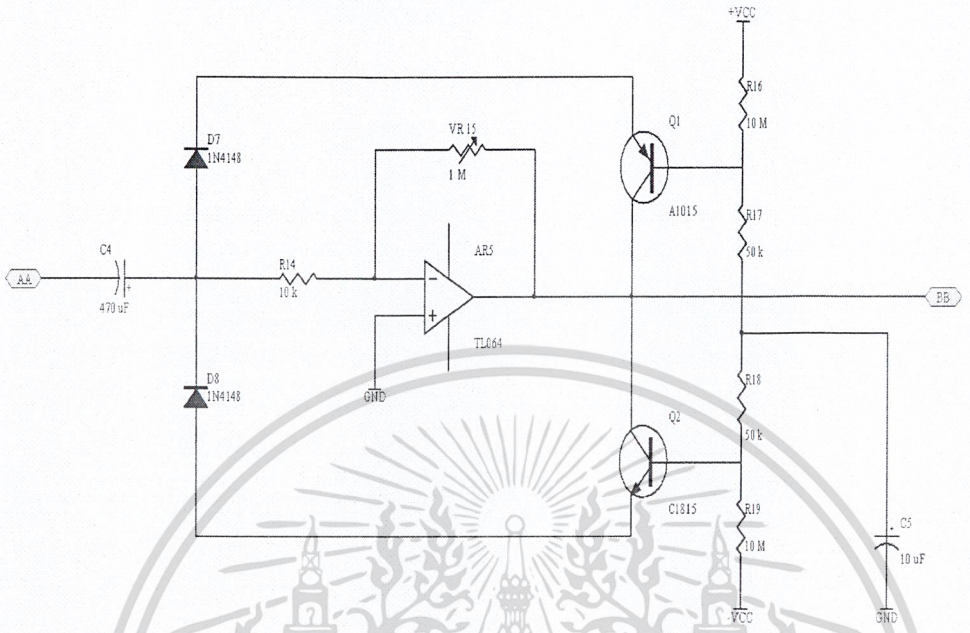
2 ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราการขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมดสูง และก็มีอัตราขยายคอมมอนโหมดต่ำ ซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA126 จะมีค่าอัตราขายคอมมอนโหมดหรือค่า CMRR ประมาณ 83 dB



ภาพที่ 3.2 การต่อวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการทดลอง

จากภาพที่ 3.2 แสดงการต่อวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะเห็นว่า U2B ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับเข้ามาทางอินพุต เพื่อให้มีขนาดของสัญญาณที่จะวัดนั้นมีค่าที่ชัดเจนยิ่งขึ้น ส่วน U2A ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ (Buffer) ของสัญญาณ ซึ่งสมการเอาท์พุตของวงจรจะมีค่าตามสมการที่ (3.1)

3.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์



ภาพที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์

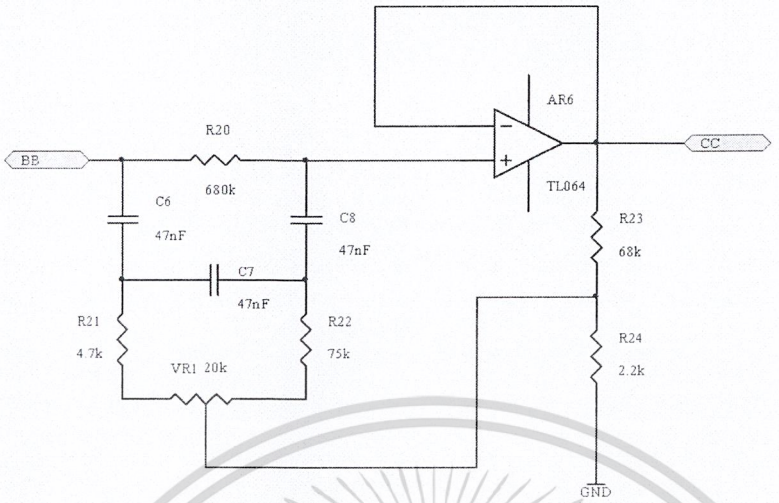
วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์(Amplifier & Zero Adjustment Circuit) ดังที่แสดงในภาพที่ 3.3 เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างศักไฟฟ้าออฟเซ็ตจะถูกขยายออกมาด้วย ปัญหาคือผู้ป่วยขยับตัว จะทำให้ความต้านทานที่รอยต่อสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงและวงจรเสียสมดุลเกิดศักไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุตของวงจรขยายความแตกต่าง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะลอยออกห่างจากศูนย์และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก วงจรปรับศูนย์ก็จะลดค่าคาบเวลาคงที่ให้น้อยลง เมื่อเกิดศักไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนด

นอกจากนั้นวงจรในภาพที่ 3.3 ยังทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับทางลบ สัญญาณที่ได้จึงกลับเฟสและมีอัตราขยาย Gain ดังนี้

$$\text{Gain} = -R15/R14 = -100 \qquad (3.3)$$

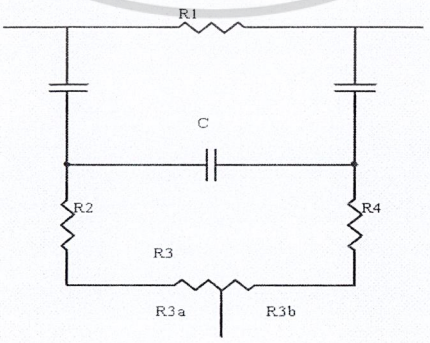
ดังนั้นที่จุด BB จะมีอัตราขยายรวมทั้งหมดคือ (-186.81)(-100) = 18681 เท่า

3.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์



ภาพที่ 3.4 วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ 50 Hz

ในภาพที่ 3.4 วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (Notch Filter Circuit) ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ 50 Hz ซึ่งเกิดจากการเหนี่ยวนำของไฟบ้าน แต่เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 200 Hz ถ้าใช้วงจรกรองความถี่ต่ำหรือวงจรกรองความถี่สูง (Low/High Pass Filter) จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบางช่วงขาดหายไป ดังนั้นจึงต้องใช้วงจรกรองความถี่แบบช่องบากหรือแบบนอตซ์ (Notch Filter) ซึ่งจะทยอยให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz ถูกกำจัดออกไป



ภาพที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์

ในการออกแบบวงจรในภาพที่ 3.5 ซึ่งเป็นส่วนภายในของวงจรดังภาพที่ 3.4 จะใช้สมการแสดงความสัมพันธ์ดังนี้

$$Fc = 1/2 (\P C \sqrt{(3RaRb)}) \quad (3.4)$$

$$R1 = 6(R2 + R3 + R4) \quad (3.5)$$

$$Ra = (R2 + R3a) \quad (3.6)$$

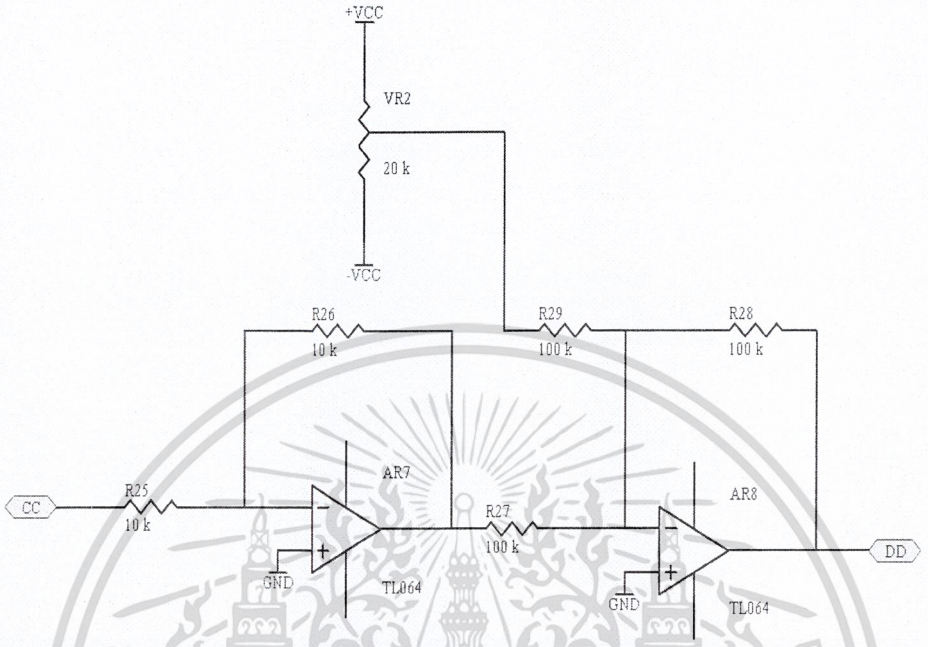
$$Rb = (R4 + R3b) \quad (3.7)$$

$$R3 = R3a + R3b \quad (3.8)$$

โดย Fc คือ ความถี่ที่จำกัด ซึ่งในที่นี้มีค่าเท่ากับ 50 Hz



3.4 วงจรยกระดับแรงดัน



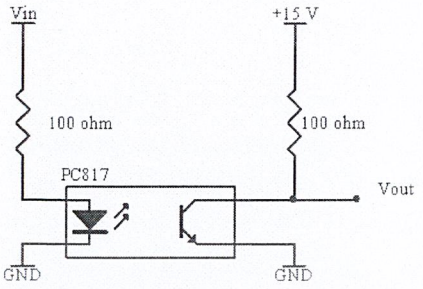
ภาพที่ 3.6 วงจรยกระดับแรงดัน

หลังจากได้สัญญาณหัวใจที่สมบูรณ์แล้ว จำเป็นต้องผ่านวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) ดังภาพที่ 3.6 (ปรับค่า VR2) ให้มีค่ามากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิตอลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ กล่าวคือ ไม่สูญเสียบิตในการกำหนดเครื่องหมาย

จากภาพที่ 3.6 Vin/Vout คือแรงดันที่จุด DD/CC และจะได้สมการความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตกับเอาต์พุตดังนี้

$$VR2 - Vin = Vout \qquad (3.9)$$

3.5 วงจร Opto – Isolator



ภาพที่ 3.7 วงจร Opto – Isolator

อุปกรณ์เชื่อมต่อทางแสง (Opto-Isolator) หรือที่เรียกว่าออปโต้คัปเปลอร์ (Opto-Coupler) เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการเชื่อมต่อทางแสงโดยใช้หลักการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณแสง และเปลี่ยนกลับจากแสงเป็นไฟฟ้าตามเดิม ใช้สำหรับการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างสองวงจรที่ต้องการแยกทางไฟฟ้าอย่างเด็ดขาดเพื่อป้องกันการรบกวนกันทางไฟฟ้า แบ่งออกเป็นหลายชนิดแต่ละชนิดจะประกอบด้วย LED ส่องแสงซึ่งปกติจะเป็นชนิดอินฟาเรดหรือโฟโต้ไดโอดและตัวรับแสงที่เป็นโฟโต้ทรานซิสเตอร์โดยจะถูกผลิตรวมอยู่ในตัวเดียวกัน

3.6 โปรแกรม Labview

LabVIEW เป็นเครื่องมือพัฒนา applications ที่รู้จักกันดีในงานด้าน automation, test and measurement และ research ด้วยความที่สามารถติดต่อกับ เครื่องมือวัดและ อุปกรณ์ภายนอกได้มากมายทั้ง Data Logger หรือ Programmable Logic Controller (PLC) และ สนับสนุนการใช้งานด้านระบบฐานข้อมูล (database systems) ที่หลากหลาย เช่น Oracle, SQLserver, MySQL รวมถึงการสนับสนุนการใช้งานโปรโตคอลการสื่อสาร และ network จึงทำให้การใช้งานเป็นไปได้อย่างกว้างขวางอย่างยิ่งแต่สิ่งหนึ่งที่ทำให้ LabVIEW เป็นที่พูดถึงกันในปัจจุบัน ก็เพราะ LabVIEW เป็น development tool ที่พัฒนาสะดวก เนื่องจากการทำงานใน โหมดกราฟฟิก จนกลายเป็นมาตรฐานการโปรแกรมอย่างหนึ่งในปัจจุบัน เรียกว่าภาษา G โดยมีส่วนหน้าตาหรือ front panel สำหรับการติดต่อกับผู้ใช้ และส่วนวิธีการเขียนโปรแกรมที่ใช้ block diagram ซึ่งมีการ synchronistaion กับ front panel อยู่ตลอดเวลาทำให้ผู้ใช้สามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นอย่างชัดเจน

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดลองค่าของวงจรขยายค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช

เป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจรinstrument amplifier แบบคอมมอนโหมด โดยที่

$$CMRR = Ad / Ac \quad (4.1)$$

หรือ $CMR = 20\log(Ad / Ac)$; CMRR ในหน่วย dB จะเรียกว่า CMR (4.2)

โดยที่ Ad คือ อัตราขยายวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

Ac คือ อัตราขยายวงจรแบบคอมมอนโหมด

เมื่อ $G = Vout / Vin$ (4.3)

โดยที่ G คือ อัตราขยายสัญญาณ

Vout คือ แรงดันเอาต์พุต

Vin คือ แรงดันอินพุต

ซึ่งค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโชนั้น ต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด และอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด ดังต่อไปนี้

4.1.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตลบขาที่ 2 ของวงจรอินสตรูเมนท์ต่อลงกราวด์ของวงจร

2.ป้อนสัญญาณไซน์(sine wave) ขนาด 200 mVp-p ที่ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 4.1 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านบวกของวงจรขาที่ 3

3.วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G และบันทึกผลลงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย G
5	27.75	138.75
10	33.50	167.50
20	35.00	175.00
30	35.90	179.00
40	36.00	180.00
50	36.25	181.25
60	37.15	187.75
70	37.75	188.75
80	38.00	190.00
90	38.15	190.75
100	39.00	195.00
200	39.75	198.75

จากตารางที่ 4.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดได้ว่า Ad = 180.875 เท่า

4.1.2 การทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

1.นำขาอินพุตบวกและอินพุตลบของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ ในภาพที่ 3.2 มาต่อเข้าด้วยกัน

2.ป้อนสัญญาณไซน์ ขนาด 5Vp-p ที่ความถี่ต่างๆ ตามตารางที่ 4.2 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านบวกของวงจร

3.วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนท์ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G จากสมการที่ 3.10 และบันทึกผลลงในตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย G
5	0.035	0.0070
10	0.037	0.0074
20	0.039	0.0078
30	0.040	0.0080
40	0.040	0.0080
50	0.040	0.0080
60	0.045	0.0090
70	0.049	0.0098
80	0.055	0.0110
9	0.059	0.0118
100	0.067	0.0134
200	0.068	0.0136

จากตารางที่ 4.2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอนโหมดได้ว่า Ac = 0.0095 เท่า

จากผลการทดลองในการทดลองที่ 4.1.1 และการทดลองที่ 4.1.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโชในหน่วย dB ได้ดังนี้ CMR = log20(180.875/0.0095) = 87.59 dB

4.2 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังภาพที่ 3.4

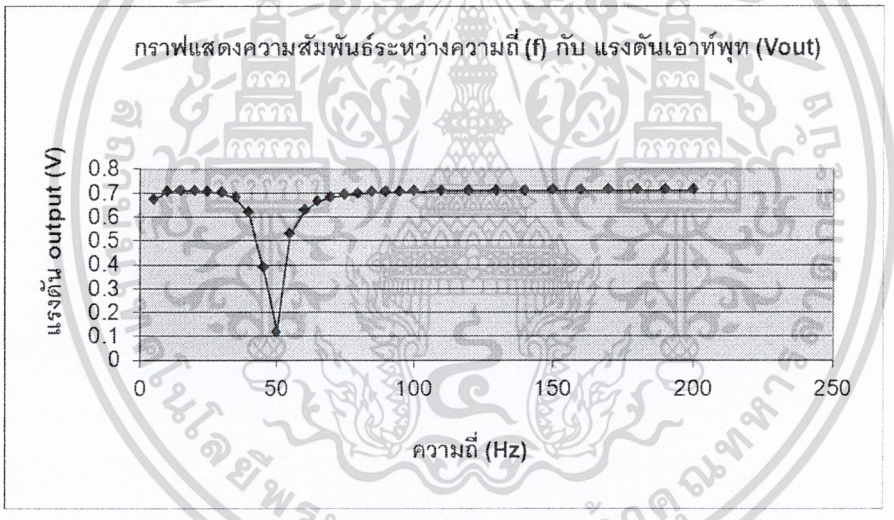
การทดลองเพื่อหาผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังภาพที่ 3.4 สามารถทำได้ดังนี้

1.ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด 1Vp-p ที่อินพุตของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ BB โดยเปลี่ยนค่าความถี่ต่างๆตั้งแต่ 5Hz ถึง 200Hz โดยเปลี่ยนค่าทีละ 5Hz

2.วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ และคำนวณหาค่าอัตราขยายจากสมการ (3.10) แล้วบันทึกลงในตารางที่ 4.3

3.นำข้อมูลจากตารางที่ 4.3 ไปพลอตกราฟดูผลการตอบสนองความถี่ จะได้ดังภาพที่ 4.1

จากข้อมูลที่บันทึกได้ในภาพ 4.1 จะได้ center frequency ของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ที่มีแถบความถี่ ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz ซึ่งตรงกับค่าที่กำหนดไว้ในขั้นตอนการออกแบบค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุต่างๆ ดังสมการที่ 3.4 ถึง 3.8



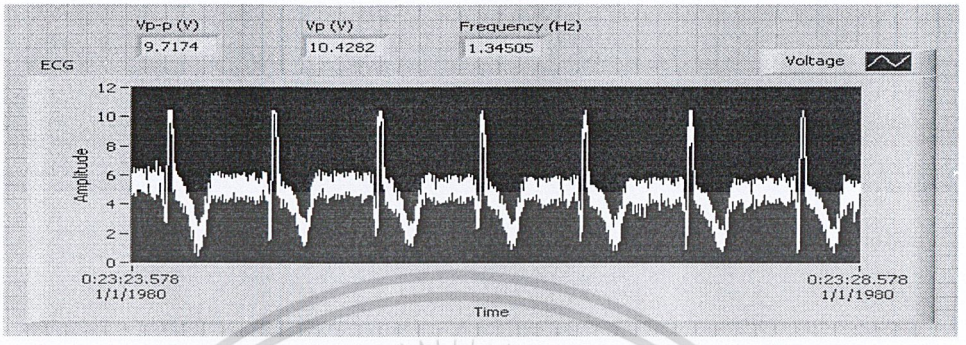
ภาพที่ 4.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองแบบนอตซ์

ตารางที่ 4.3 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์

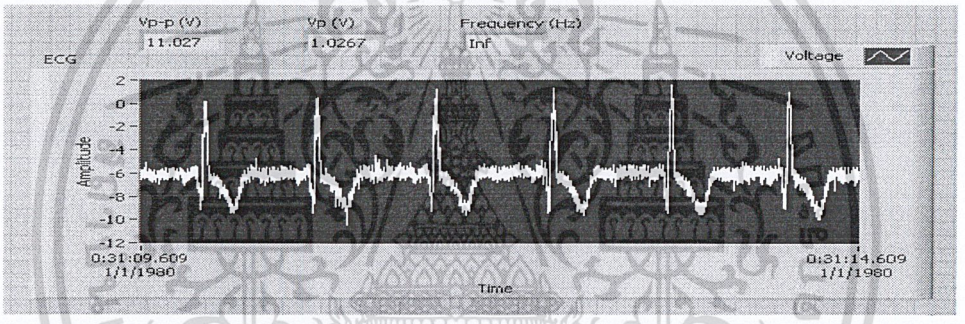
ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (Vp-p)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (Vp-p)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)
5	0.676	0.669	80	0.717	0.695
10	0.706	0.703	85	0.718	0.700
15	0.712	0.707	90	0.718	0.701
20	0.714	0.708	95	0.717	0.703
25	0.716	0.704	100	0.717	0.705
30	0.716	0.697	110	0.717	0.707
35	0.716	0.677	120	0.717	0.708
40	0.717	0.615	130	0.717	0.708
45	0.717	0.384	140	0.717	0.709
50	0.718	0.114	150	0.717	0.710
55	0.717	0.524	160	0.717	0.710
60	0.717	0.625	170	0.717	0.710
65	0.717	0.0.662	180	0.716	0.710
70	0.718	0.679	190	0.716	0.710
75	0.718	0.689	200	0.716	0.710

4.3 การทดลองการทำงานของวงจรยกระดับแรงดันดังภาพที่ 3.6

การทดลองโดยทำการป้อนสัญญาณไซน์ ไปที่อินพุตของวงจรยกระดับแรงดันดังภาพที่ 3.6 ที่ CC แล้วทดลองปรับค่า VR 20K เพื่อเพิ่มหรือลดสัญญาณไซน์ที่ป้อนให้แก่วงจรจะได้ผลการทดลองเป็น 2 กรณี ดังนี้ คือ



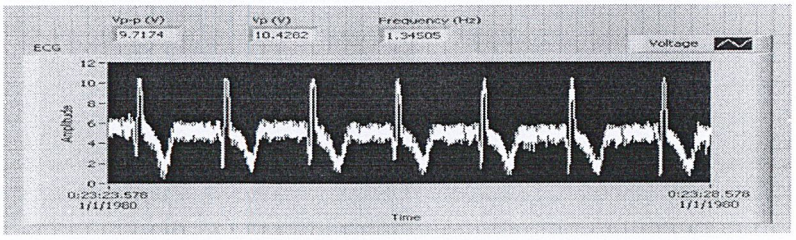
กรณีที่ 1 เมื่อปรับ VR 20K เพิ่มขึ้น สัญญาณไซน์จะยกระดับขึ้น



กรณีที่ 2 เมื่อปรับ VR 20K ลดลง สัญญาณไซน์จะลดระดับลง

4.4 วัดสัญญาณ Output

เมื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) ผ่านวงจรจัดการสัญญาณต่างๆ ที่ตำแหน่ง DD จะได้ผลการวัดแสดงดังภาพที่ 4.2

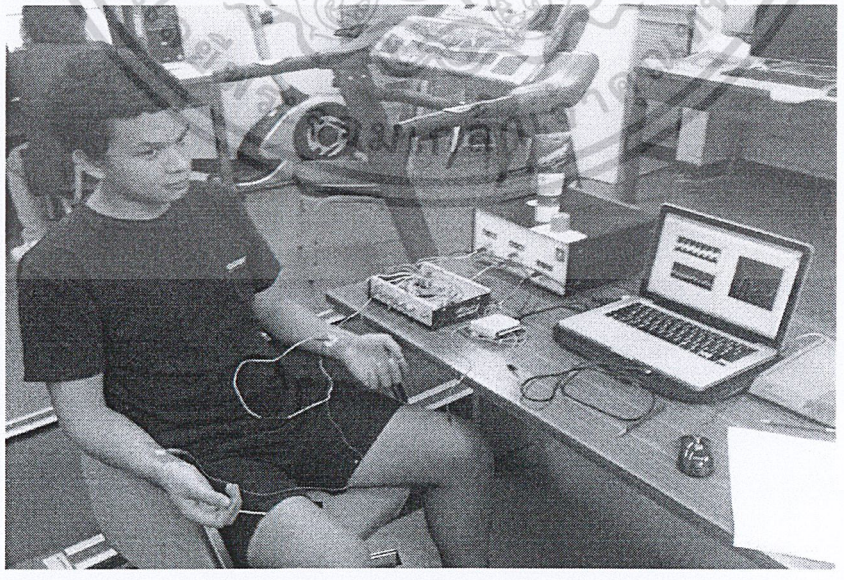


ภาพที่ 4.2 สัญญาณ Output จากเครื่องจำลองสัญญาณ

เมื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดลองจะได้ผลการวัดแสดงดังภาพที่ 4.3



ภาพที่ 4.3 สัญญาณ Output จากผู้ทดลอง



ภาพที่ 4.4 ทดลองวัด Output

4.5 โปรแกรมวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

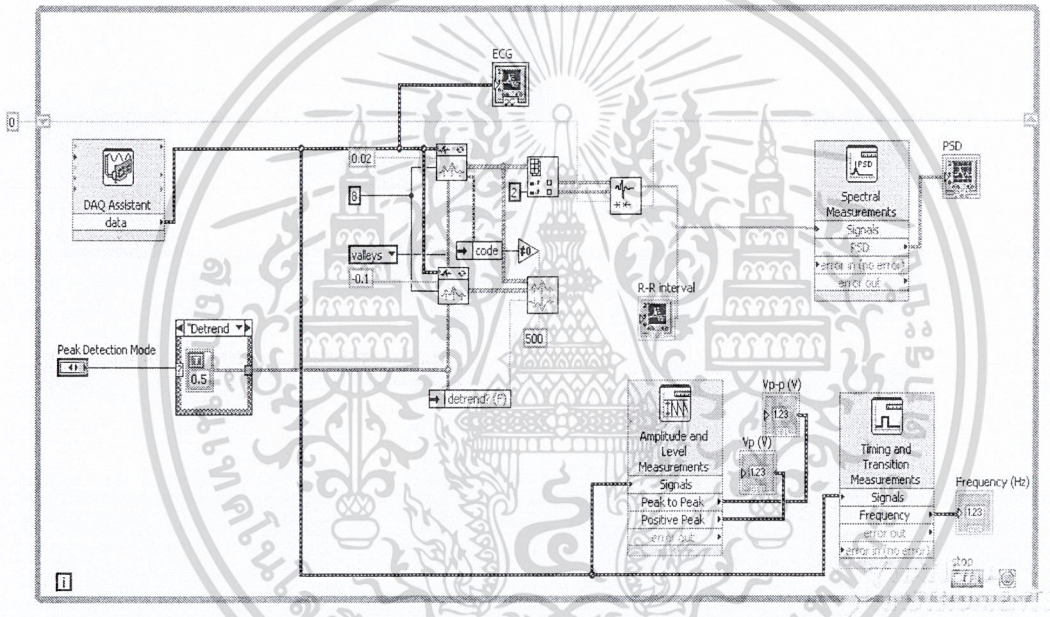
Heart rate variability (HRV)

HRV คือ การหาความสัมพันธ์การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งจะวิเคราะห์ดูความสมดุลของ Parasympathetic และ Sympathetic

Parasympathetic เป็นประสาทของการพักผ่อน/ซ่อมแซม/การควบคุมและการสร้างพลังงาน-สะสมพลังงาน

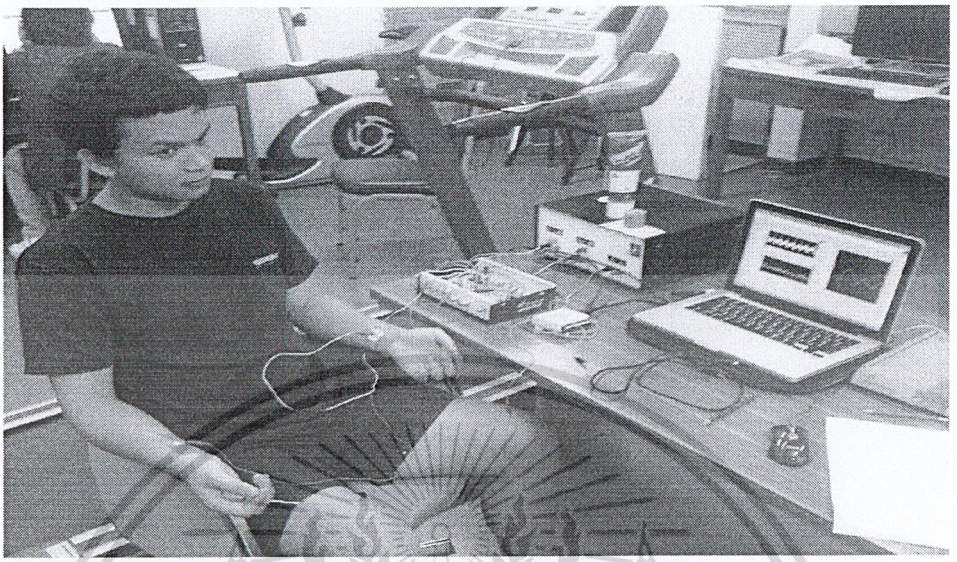
Sympathetic เป็นประสาทของการทำงาน/การต่อสู้/การใช้พลังงาน

-ทำการเขียนโปรแกรมวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจดังแสดงดังภาพที่ 4.5

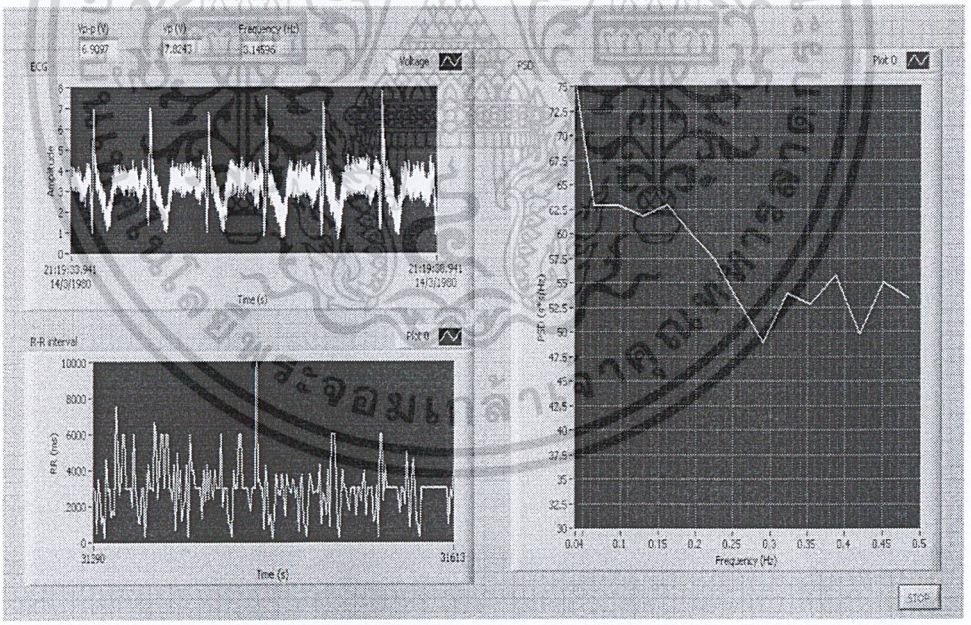


ภาพที่ 4.5 การเขียนโปรแกรมวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

- ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะนั่งพักผ่อน ดังแสดงดังภาพที่ 4.6 จะได้สัญญาณ ดังภาพที่ 4.7



ภาพที่ 4.6 วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะพักผ่อน



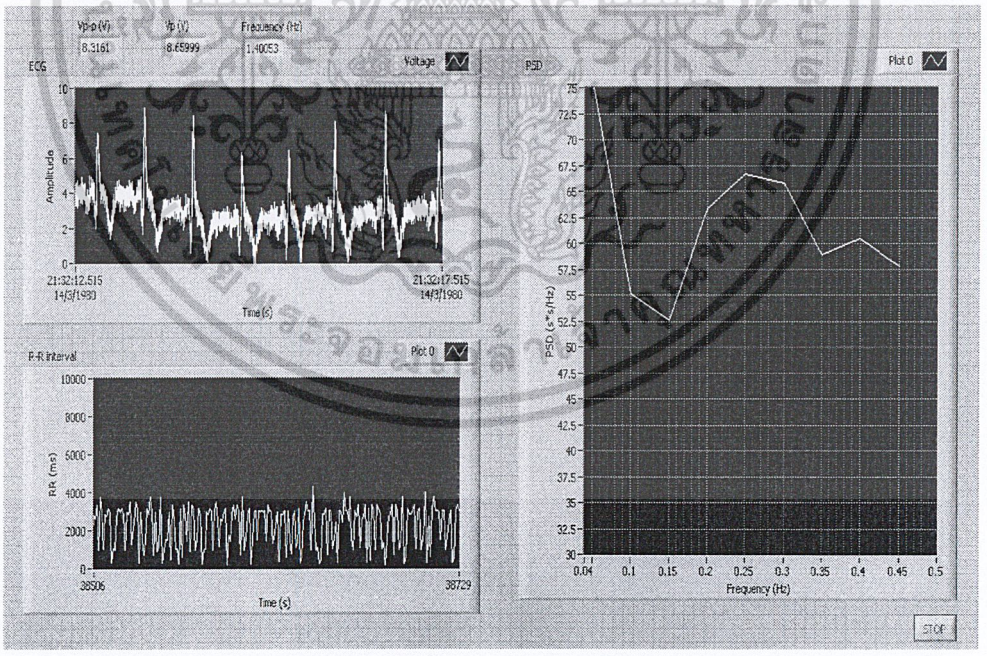
ภาพที่ 4.7 สัญญาณขณะนั่งพักผ่อน

จากการทดลอง เราได้สัญญาณและกราฟที่มีช่วง LF (0.04-0.15) และ HF (0.15-0.4) ดังภาพที่ 4.7

- ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย ดังแสดงดังภาพที่ 4.8 จะได้สัญญาณดังภาพที่ 4.9



ภาพที่ 4.8 วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย



ภาพที่ 4.9 สัญญาณขณะออกกำลังกาย

จากการทดลอง เราได้สัญญาณและกราฟที่มีช่วง LF (0.04-0.15) และ HF (0.15-0.4) ดังภาพที่ 4.9

บทที่5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

- การทดลองเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

จากการทดสอบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับร่างกายคนจริงๆ ซึ่งสามารถทำงานได้ตามที่ต้องการแต่ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้าง

- ผลการทดลองโปรแกรมวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

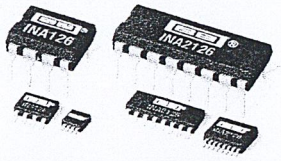
จากการทดลองเขียนโปรแกรมสามารถหากราฟ Power spectral density (PSD) ซึ่งสามารถนำกราฟนี้ไปหาความสัมพันธ์การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติต่อไปได้

เอกสารอ้างอิง

- *www.si.mahidol.ac.th*
- *www.ee.mut.ac.th/home/peerapol/labVIEW_DFT1.htm*
- *www.micro-projects.com*
- ULTRADIAN RHYTHMICITY OF AUTONOMIC FUNCTION IN SLEEP-DISORDERED BREATHING by Suradej Tretriluxana
- *European Heart Journal* (1996) 17, 354–381

ภาคผนวก

BURR-BROWN®



INA126
INA2126

*Micro*POWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER
Single and Dual Versions

FEATURES

- LOW QUIESCENT CURRENT: 175µA/chan.
- WIDE SUPPLY RANGE: ±1.35V to ±18V
- LOW OFFSET VOLTAGE: 250µV max
- LOW OFFSET DRIFT: 3µV/°C max
- LOW NOISE: 35nV/√Hz
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 25nA max
- 8-PIN DIP, SO-8, MSOP-8 SURFACE-MOUNT
  DUAL: 16-Pin DIP, SO-16, SSOP-16

APPLICATIONS

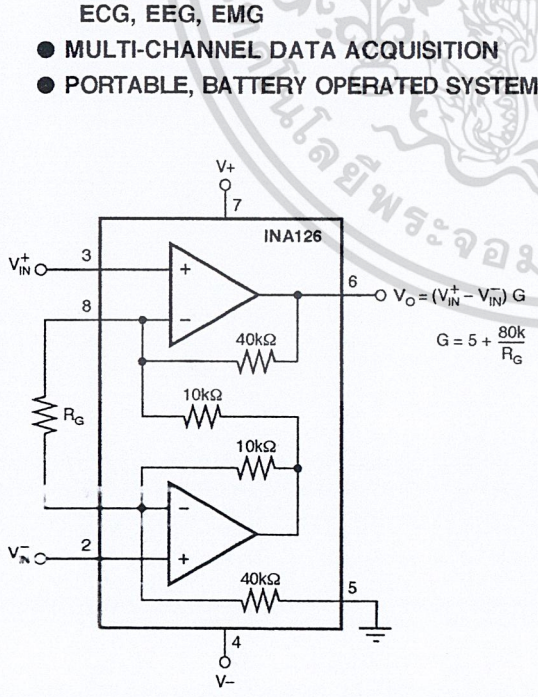
- INDUSTRIAL SENSOR AMPLIFIER:
  Bridge, RTD, Thermocouple
- PHYSIOLOGICAL AMPLIFIER:
  ECG, EEG, EMG
- MULTI-CHANNEL DATA ACQUISITION
- PORTABLE, BATTERY OPERATED SYSTEMS

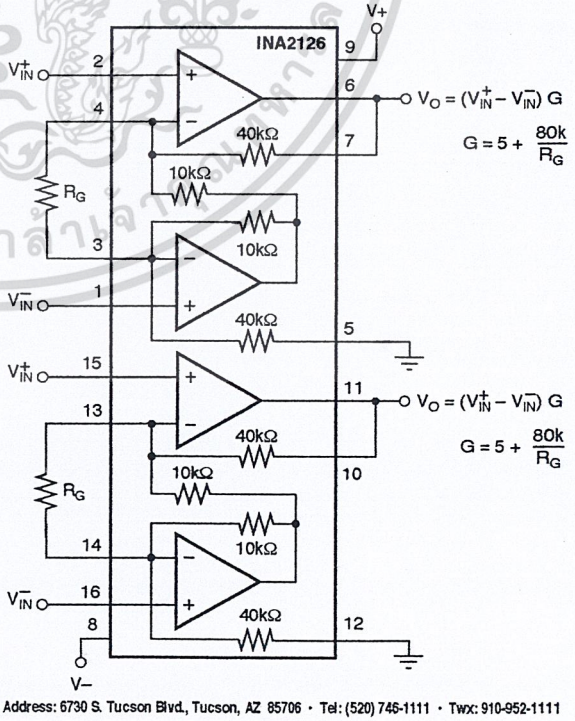
DESCRIPTION

The INA126 and INA2126 are precision instrumentation amplifiers for accurate, low noise differential signal acquisition. Their two-op-amp design provides excellent performance with very low quiescent current (175µA/chan.). This, combined with wide operating voltage range of ±1.35V to ±18V, makes them ideal for portable instrumentation and data acquisition systems.

Gain can be set from 5V/V to 10000V/V with a single external resistor. Laser trimmed input circuitry provides low offset voltage (250µV max), low offset voltage drift (3µV/°C max) and excellent common-mode rejection.

Single version package options include 8-pin plastic DIP, SO-8 surface mount, and fine-pitch MSOP-8 surface-mount. Dual version is available in the space-saving SSOP-16 fine-pitch surface mount, SO-16, and 16-pin DIP. All are specified for the –40°C to +85°C industrial temperature range.





International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
Internet: http://www.burr-brown.com/ • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

©1996 Burr-Brown Corporation

PDS-1365C

Printed in U.S.A. September, 1997

SPECIFICATIONS

At T_A = +25°C, V_S = ±15V, R_L = 25kΩ, unless otherwise noted.

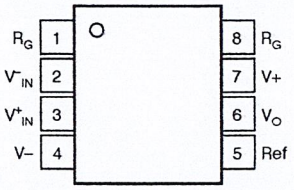
PARAMETER	CONDITIONS	INA126P, U, E INA2126P, U, E			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI			±100	±250		±150	±500	µV
vs Temperature			±0.5	±3		*	±5	µV/°C
vs Power Supply (PSRR)	V_S = ±1.35V to ±18V		5	15		*	50	µV/V
Input Impedance			10^9 ll 4			*		Ω ll pF
Safe Input Voltage	R_S = 0	(V–)–0.5		(V+)+0.5	*		*	V
	R_S = 1kΩ	(V–)–10		(V+)+10	*		*	V
Common-Mode Voltage Range	V_O = 0V	±11.25	±11.5		*	*		V
Channel Separation (dual)	G = 5, dc		130					dB
Common-Mode Rejection	R_S = 0, V_{CM} = ±11.25V	83	94		74	90		dB
INA2126U (dual SO-16)		80	94					dB
INPUT BIAS CURRENT			–10	–25		*	–50	nA
vs Temperature			±30			*		pA/°C
Offset Current			±0.5	±2		*	±5	nA
vs Temperature			±10			*		pA/°C
GAIN			G = 5 to 10k			*		V/V
Gain Equation			G = 5 + 80kΩ/R_G			*		V/V
Gain Error	V_O = ±14V, G = 5		±0.02	±0.1		*	±0.18	%
vs Temperature	G = 5		±2	±10		*	*	ppm/°C
Gain Error	V_O = ±12V, G = 100		±0.2	±0.5		*	±1	%
vs Temperature	G = 100		±25	±100		*	*	ppm/°C
Nonlinearity	G = 100, V_O = ±14V		±0.002	±0.012		*	*	%
NOISE								
Voltage Noise, f = 1kHz			35			*		nV/√Hz
f = 100Hz			35			*		nV/√Hz
f = 10Hz			45			*		nV/√Hz
f_B = 0.1Hz to 10Hz			0.7			*		µVp-p
Current Noise, f = 1kHz			60			*		fA/√Hz
f_B = 0.1Hz to 10Hz			2			*		pAp-p
OUTPUT								
Voltage, Positive	R_L = 25kΩ	(V+)–0.9	(V+)–0.75		*	*		V
Negative	R_L = 25kΩ	(V–)+0.95	(V–)+0.8		*	*		V
Short-Circuit Current	Short-Circuit to Ground		+10/–5			*		mA
Capacitive Load Drive			1000			*		pF
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, –3dB	G = 5		200			*		kHz
	G = 100		9			*		kHz
	G = 500		1.8			*		kHz
Slew Rate	V_O = ±10V, G = 5		0.4			*		V/µs
Settling Time, 0.01%	10V Step, G = 5		30			*		µs
	10V Step, G = 100		160			*		µs
	10V Step, G = 500		1500			*		µs
Overload Recovery	50% Input Overload		4			*		µs
POWER SUPPLY								
Voltage Range		±1.35	±15	±18	*	*	*	V
Current (per channel)	I_O = 0		±175	±200		*	*	µA
TEMPERATURE RANGE								
Specification Range		–40		+85	*		*	°C
Operation Range		–55		+125	*		*	°C
Storage Range		–55		+125	*		*	°C
Thermal Resistance, θ_{JA}								
8-Pin DIP			100			*		°C/W
SO-8 Surface-Mount			150			*		°C/W
MSOP-8 Surface-Mount			200			*		°C/W
16-Pin DIP (dual)			80			*		°C/W
SO-16 (dual)			100			*		°C/W
SSOP-16 (dual)			100			*		°C/W

* Specification same as INA126P, INA126U, INA126E; INA2126P, INA2126U, INA2126E.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

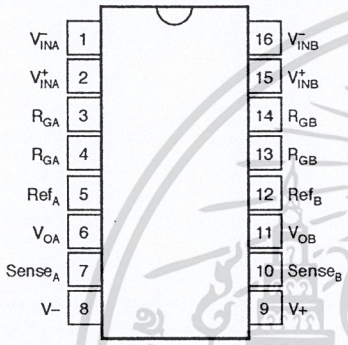
PIN CONFIGURATION (Single)

Top View — 8-Pin DIP, SO-8, MSOP-8



PIN CONFIGURATION (Dual)

Top View — 16-Pin DIP, SO-16, SSOP-16



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS(1)

Power Supply Voltage, V+ to V–	36V
Input Signal Voltage(2)	(V–)–0.7 to (V+)+0.7V
Input Signal Current(2)	10mA
Output Short Circuit	Continuous
Operating Temperature	–55°C to +125°C
Storage Temperature	–55°C to +125°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C

NOTES: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. (2) Input signal voltage is limited by internal diodes connected to power supplies. See text.

ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE INFORMATION

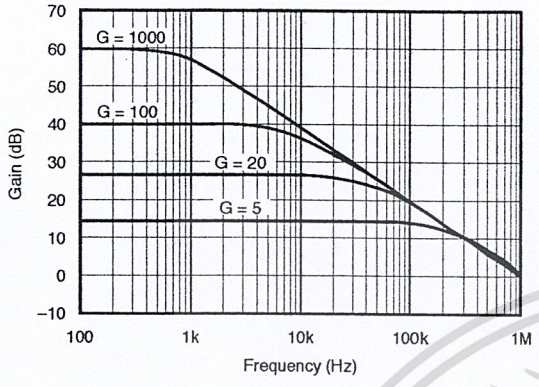
PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER(1)	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER	TRANSPORT MEDIA
Single					
INA126PA	8-Pin DIP	006	INA126PA	INA126PA	Rails
INA126P	8-Pin DIP	006	INA126P	INA126P	Rails
INA126UA	SO-8	182	INA126UA	INA126UA	Rails or Reel
INA126U	SO-8	182	INA126U	INA126U	Rails or Reel
INA126EA(2)	MSOP-8	337	A26(3)	INA126EA-250	Reel Only
"	"	"	"	INA126EA-2500	"
INA126E(2)	MSOP-8	337	A26(3)	INA126E-250	Reel Only
"	"	"	"	INA126E-2500	"
Dual					
INA2126PA	16-Pin DIP	180	INA2126PA	INA2126PA	Rails
INA2126P	16-Pin DIP	180	INA2126P	INA2126P	Rails
INA2126UA	SO-16	265	INA2126UA	INA2126UA	Rails
INA2126U	SO-16	265	INA2126U	INA2126U	Rails
INA2126EA(2)	SSOP-16	322	INA2126EA	INA2126EA-250	Reel Only
"	"	"	"	INA2126EA-2500	"
INA2126E(2)	SSOP-16	322	INA2126E	INA2126E-250	Reel Only
"	"	"	"	INA2126E-2500	"

NOTES: (1) For detailed drawing and dimension tables, see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book. (2) MSOP-8 and SSOP-16 packages are available only on 250 or 2500 piece reels. (3) Grade designation is marked on reel.

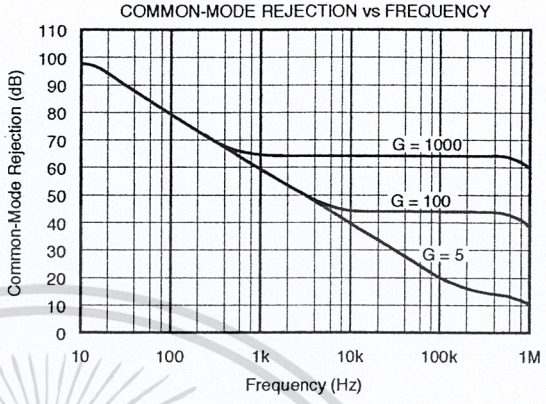
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At T_A = +25°C and V_S = ±15V, unless otherwise noted.

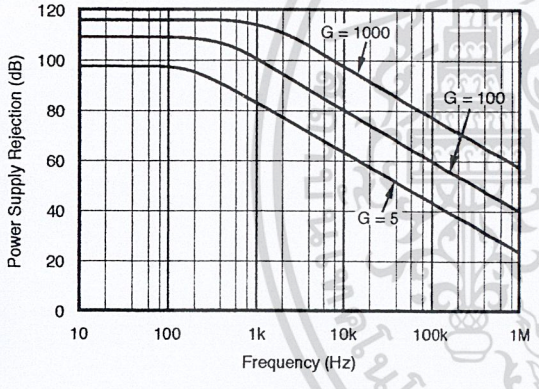
GAIN vs FREQUENCY



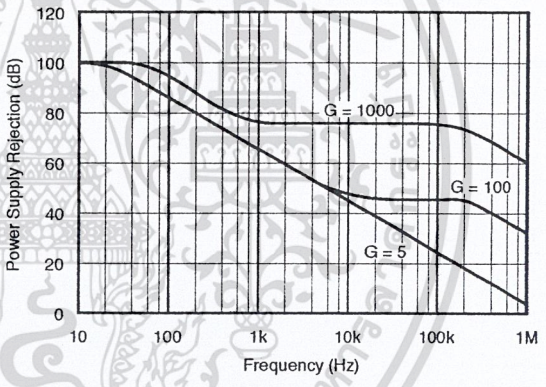
COMMON-MODE REJECTION vs FREQUENCY



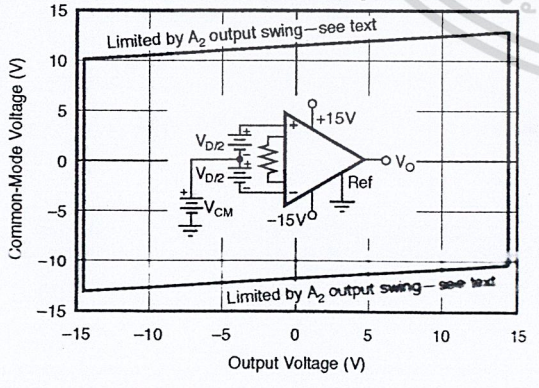
POSITIVE POWER SUPPLY REJECTION vs FREQUENCY



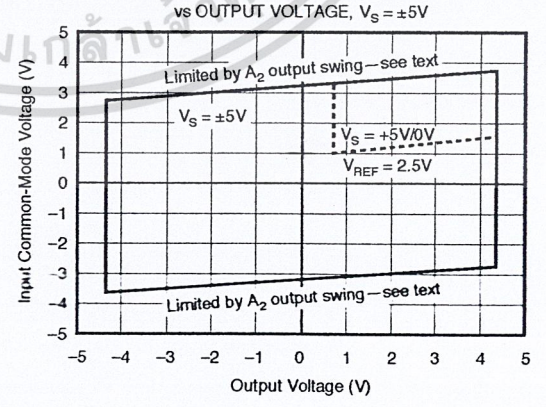
NEGATIVE POWER SUPPLY REJECTION vs FREQUENCY



INPUT COMMON-MODE RANGE vs OUTPUT VOLTAGE, V_S = ±15V



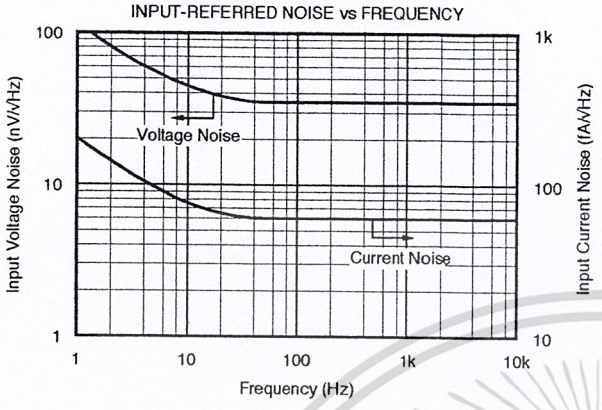
INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE vs OUTPUT VOLTAGE, V_S = ±5V



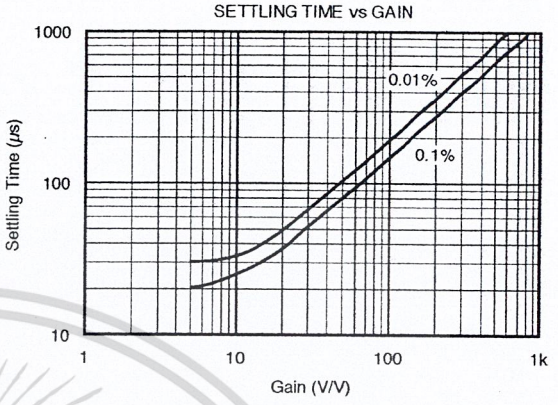
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At T_A = +25°C and V_S = ±15V, unless otherwise noted.

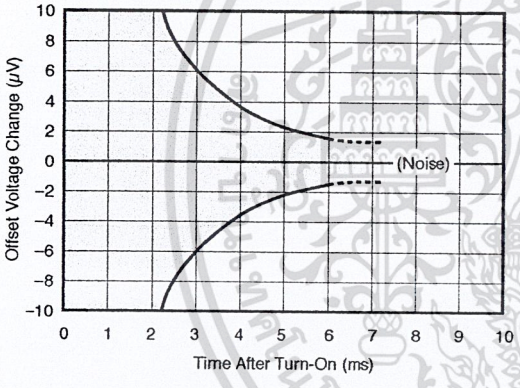
INPUT-REFERRED NOISE vs FREQUENCY



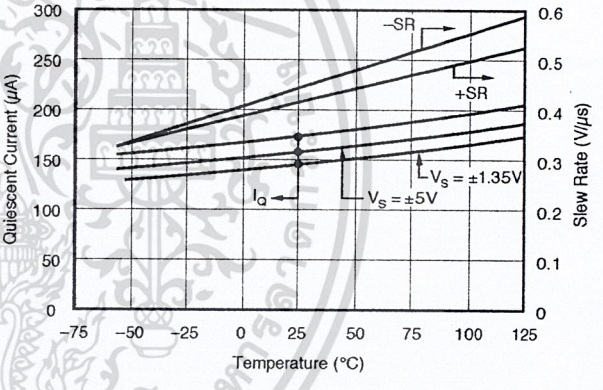
SETTLING TIME vs GAIN



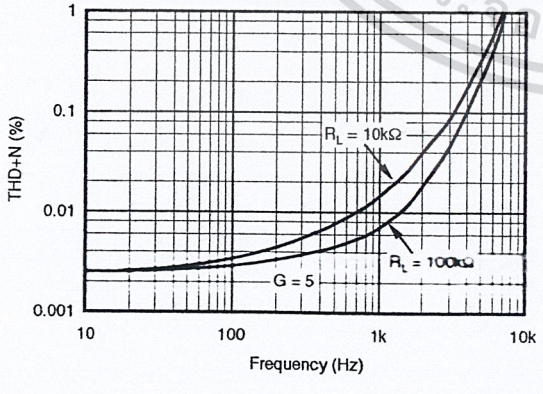
INPUT-REFERRED OFFSET VOLTAGE WARM-UP



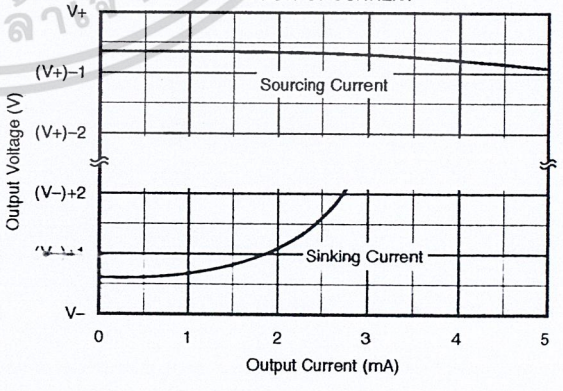
QUIESCENT CURRENT AND SLEW RATE vs TEMPERATURE



TOTAL HARMONIC DISTORTION+NOISE vs FREQUENCY



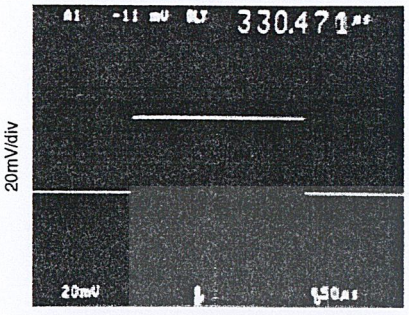
OUTPUT VOLTAGE SWING vs OUTPUT CURRENT



TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

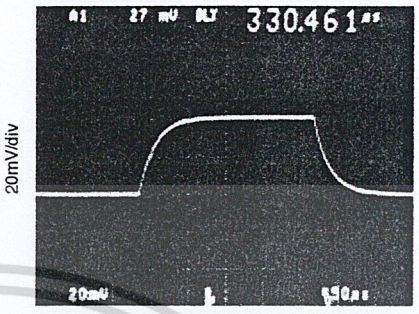
At T_A = +25°C and V_S = ±15V, unless otherwise noted.

SMALL-SIGNAL RESPONSE, G = 5



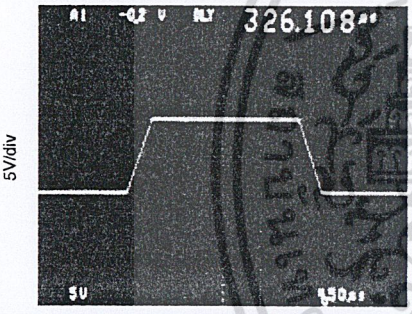
50µs/div

SMALL-SIGNAL RESPONSE, G = 100



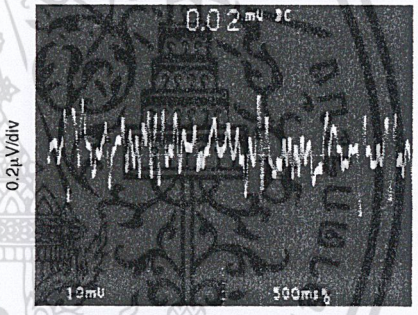
50µs/div

LARGE-SIGNAL RESPONSE, G = 5



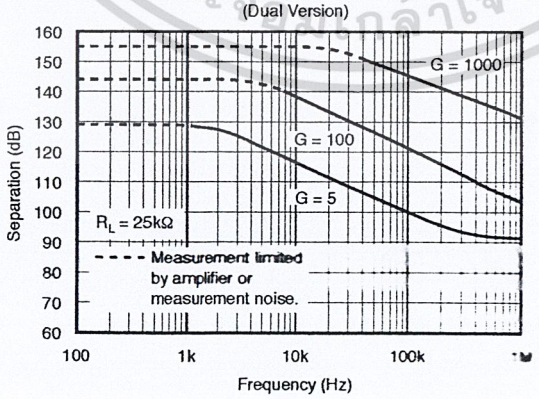
50µs/div

VOLTAGE NOISE, 0.1Hz to 10Hz



500ms/div

CHANNEL SEPARATION vs FREQUENCY, RTI
(Dual Version)



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA126. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to ensure good common-mode rejection. A resistance of 8Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR.

Dual versions (INA2126) have feedback sense connections, $Sense_A$ and $Sense_B$. These must be connected to their respective output terminals for proper operation. The sense connection can be used to sense the output voltage directly at the load for best accuracy.

SETTING THE GAIN

Gain is set by connecting an external resistor, R_G, as shown:

$$G = 5 + \frac{80k\Omega}{R_G} \qquad (1)$$

Commonly used gains and R_G resistor values are shown in Figure 1.

The 80kΩ term in equation 1 comes from the internal metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G, also affects gain. R_G's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance, which will contribute additional gain error in gains of approximately 100 or greater.

OFFSET TRIMMING

The INA126 and INA2126 are laser trimmed for low offset voltage and offset voltage drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows an optional circuit for trimming the output offset voltage. The voltage applied to the Ref terminal is added to the output signal. An op amp buffer is used to provide low impedance at the Ref terminal to preserve good common-mode rejection.

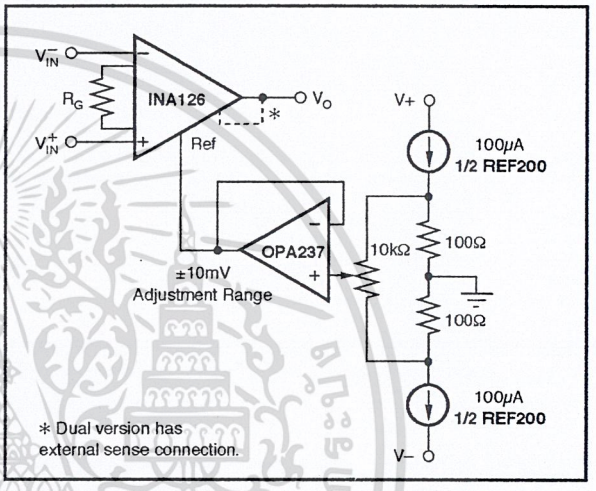


FIGURE 2. Optional Trimming of Output Offset Voltage.

DESIRED GAIN (V/V)	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G VALUE
5	NC	NC
10	16k	15.8k
20	5333	5360
50	1779	1780
100	842	845
200	410	412
500	162	162
1000	80.4	80.6
2000	40.1	40.2
5000	16.0	15.8
10000	8.0	7.87

NC: No Connection.

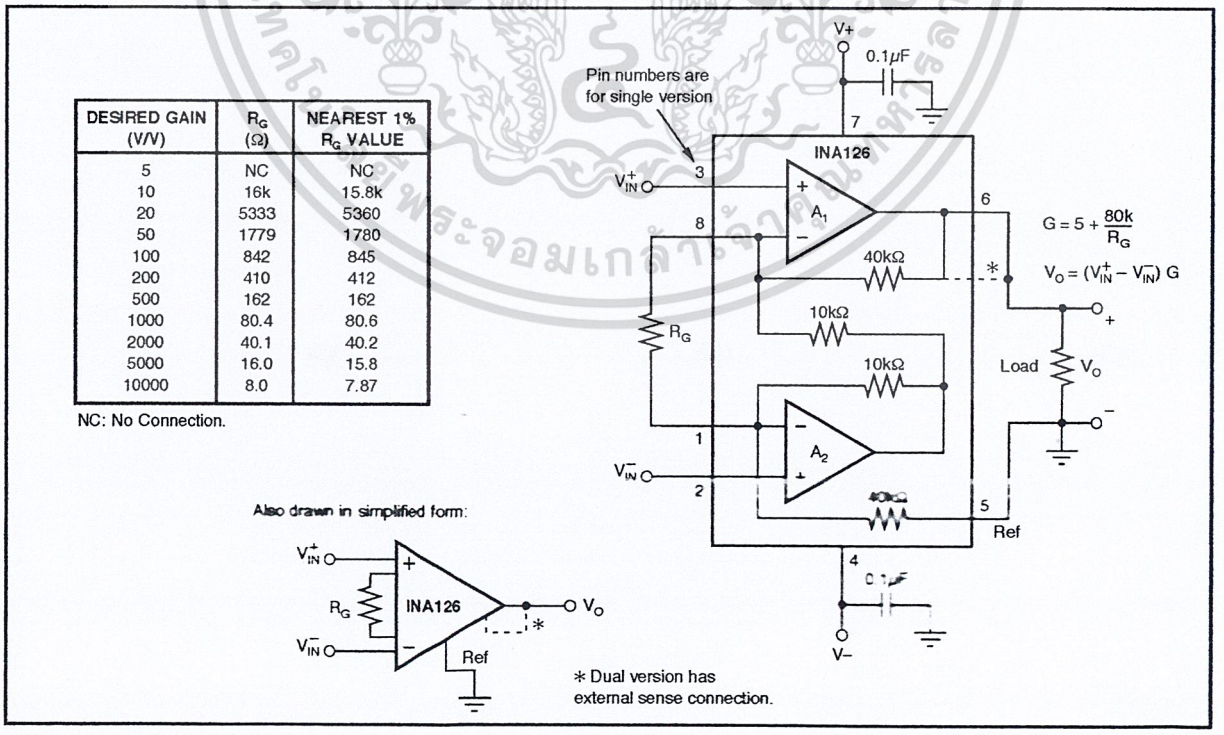


FIGURE 1. Basic Connections.

INPUT BIAS CURRENT RETURN

The input impedance of the INA126/2126 is extremely high—approximately $10^9\Omega$. However, a path must be provided for the input bias current of both inputs. This input bias current is typically –10nA (current flows out of the input terminals). High input impedance means that this input bias current changes very little with varying input voltage.

Input circuitry must provide a path for this input bias current for proper operation. Figure 3 shows various provisions for an input bias current path. Without a bias current path, the inputs will float to a potential which exceeds the common-mode range and the input amplifiers will saturate.

If the differential source resistance is low, the bias current return path can be connected to one input (see the thermocouple example in Figure 3). With higher source impedance, using two equal resistors provides a balanced input with advantages of lower input offset voltage due to bias current and better high-frequency common-mode rejection.

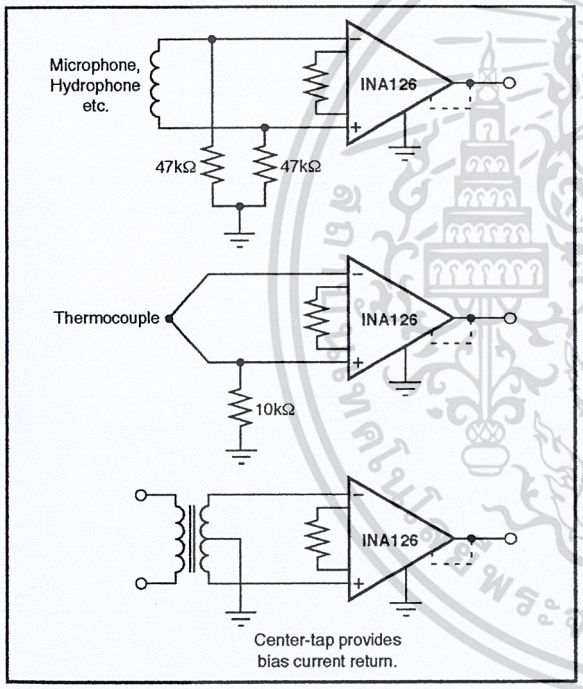


FIGURE 3. Providing an Input Common-Mode Current Path.

INPUT COMMON-MODE RANGE

The input common-mode range of the INA126/2126 is shown in typical performance curves. The common-mode range is limited on the negative side by the output voltage swing of A_2, an internal circuit node that cannot be measured on an external pin. The output voltage of A_2 can be expressed as:

$$V_{O2} = 1.25\ V_{IN}^- - (V_{IN}^+ - V_{IN}^-)\ (10k\Omega/R_G) \qquad (2)$$

(Voltages referred to Ref terminal, pin 5)

The internal op amp A_2 is identical to A_1 and its output swing is limited to typically 0.7V from the supply rails. When the input common-mode range is exceeded (A_2's output is saturated), A_1 can still be in linear operation and respond to changes in the non-inverting input voltage. The output voltage, however, will be invalid.

LOW VOLTAGE OPERATION

The INA126/2126 can be operated on power supplies as low as ±1.35V. Performance remains excellent with power supplies ranging from ±1.35V to ±18V. Most parameters vary only slightly throughout this supply voltage range—see typical performance curves. Operation at very low supply voltage requires careful attention to ensure that the common-mode voltage remains within its linear range. See "Input Common-Mode Voltage Range."

The INA126/2126 can be operated from a single power supply with careful attention to input common-mode range, output voltage swing of both op amps and the voltage applied to the Ref terminal. Figure 4 shows a bridge amplifier circuit operated from a single +5V power supply. The bridge provides an input common-mode voltage near 2.5V, with a relatively small differential voltage.

INPUT PROTECTION

The inputs are protected with internal diodes connected to the power supply rails. These diodes will clamp the applied signal to prevent it from exceeding the power supplies by more than approximately 0.7V. If the signal source voltage can exceed the power supplies, the source current should be limited to less than 10mA. This can generally be done with a series resistor. Some signal sources are inherently current-limited and do not require limiting resistors.

CHANNEL CROSSTALK—DUAL VERSION

The two channels of the INA2126 are completely independent, including all bias circuitry. At DC and low frequency there is virtually no signal coupling between channels. Crosstalk increases with frequency and is dependent on circuit gain, source impedance and signal characteristics.

As source impedance increases, careful circuit layout will help achieve lowest channel crosstalk. Most crosstalk is produced by capacitive coupling of signals from one channel to the input section of the other channel. To minimize coupling, separate the input traces as far as practical from any signals associated with the opposite channel. A grounded guard trace surrounding the inputs helps reduce stray coupling between channels. Carefully balance the stray capacitance of each input to ground, and run the differential inputs of each channel parallel to each other, or directly adjacent on top and bottom side of a circuit board. Stray coupling then tends to produce a common-mode signal that is rejected by the IA's input.

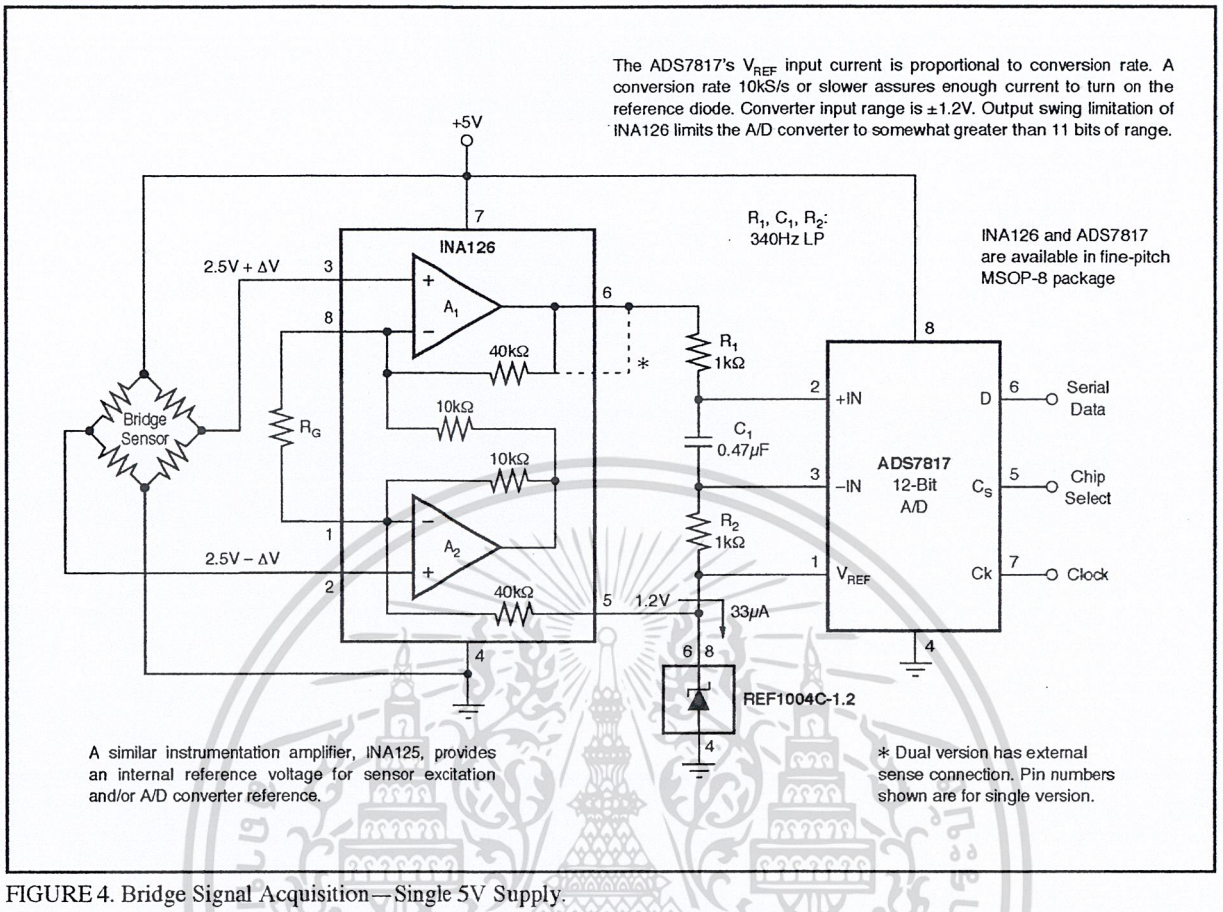
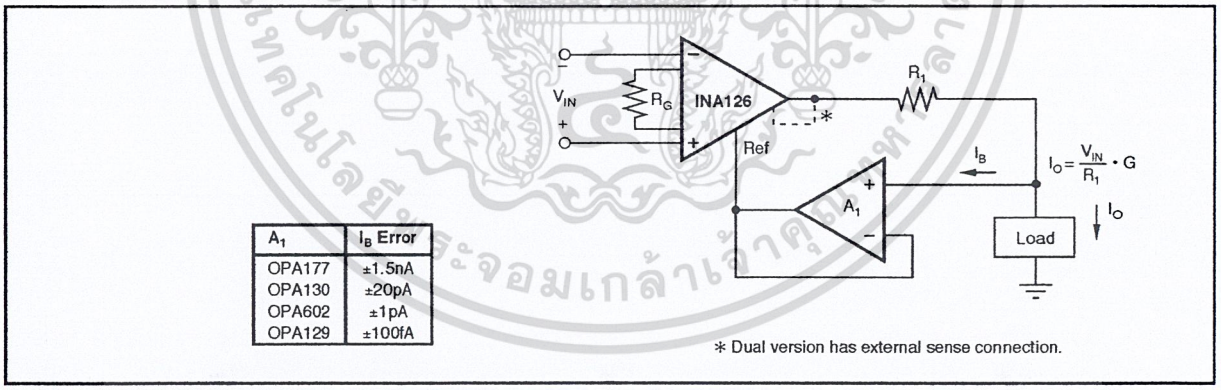


FIGURE 4. Bridge Signal Acquisition—Single 5V Supply.



A_1	I_B Error
OPA177	±1.5nA
OPA130	±20pA
OPA602	±1pA
OPA129	±100fA

FIGURE 5. Differential Voltage-to-Current Converter.

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments and its subsidiaries (TI) reserve the right to make changes to their products or to discontinue any product or service without notice, and advise customers to obtain the latest version of relevant information to verify, before placing orders, that information being relied on is current and complete. All products are sold subject to the terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment, including those pertaining to warranty, patent infringement, and limitation of liability.

TI warrants performance of its semiconductor products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are utilized to the extent TI deems necessary to support this warranty. Specific testing of all parameters of each device is not necessarily performed, except those mandated by government requirements.

Customers are responsible for their applications using TI components.

In order to minimize risks associated with the customer's applications, adequate design and operating safeguards must be provided by the customer to minimize inherent or procedural hazards.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right of TI covering or relating to any combination, machine, or process in which such semiconductor products or services might be or are used. TI's publication of information regarding any third party's products or services does not constitute TI's approval, warranty or endorsement thereof.

Copyright © 2000, Texas Instruments Incorporated

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.



LF153
LF253 - LF353

WIDE BANDWIDTH DUAL J-FET OPERATIONAL AMPLIFIERS

- LOW POWER CONSUMPTION
- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J–FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/µs (typ)



N
DIP8
(Plastic Package)



D
SO8
(Plastic Micropackage)

DESCRIPTION

The LF353 are high speed J–FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J–FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

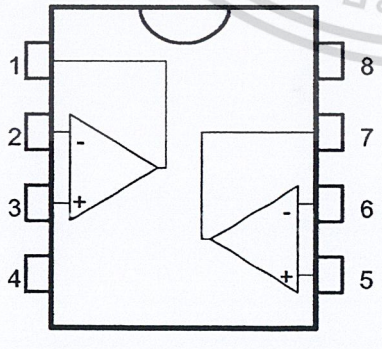
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
LF353	0°C, +70°C	•	•
LF253	-40°C, +105°C	•	•
LF153	-55°C, +125°C	•	•

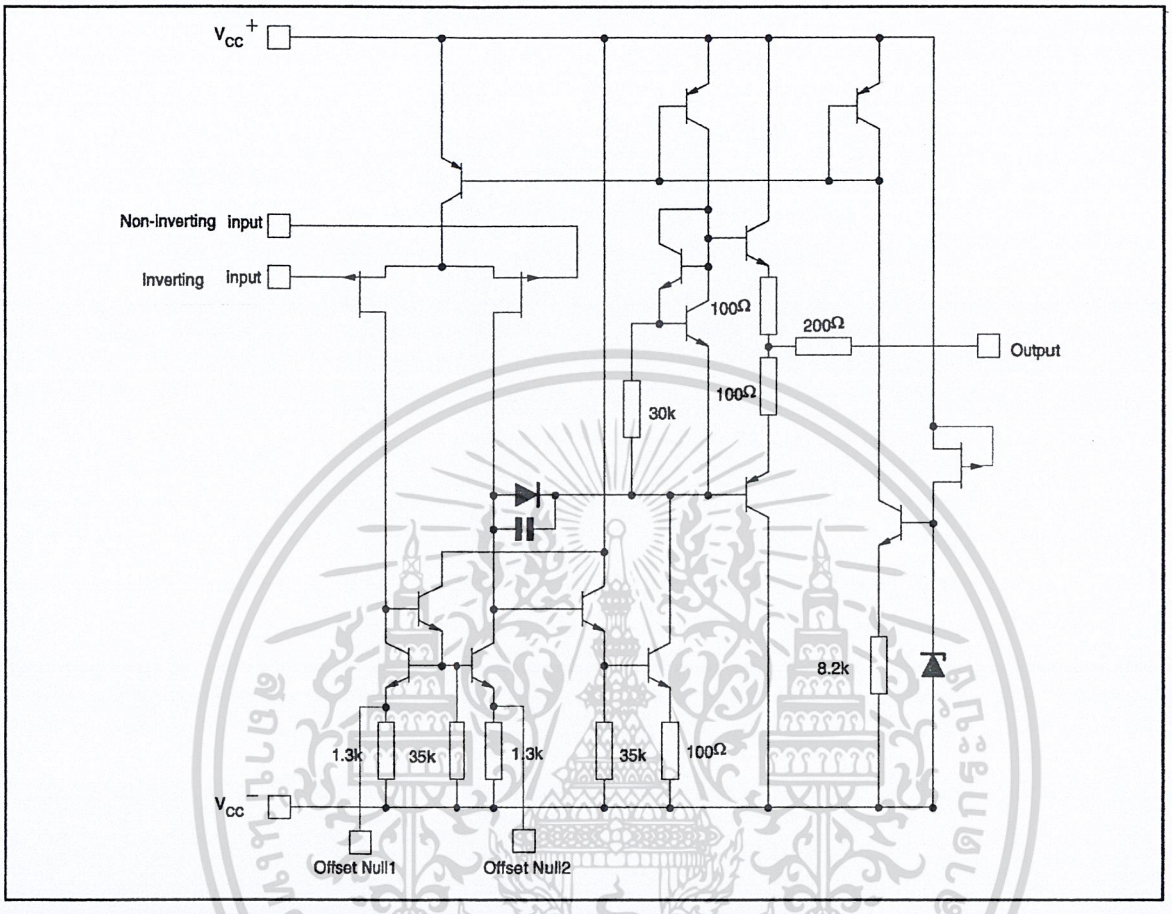
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

PIN CONNECTIONS (top view)



1 - Output1
2 - Inverting input 1
3 - Non-inverting input 1
4 - V_{CC}^-
5 - Non-invertig input 2
6 - Inverting input 2
7 - Output 2
8 - V_{CC}^+

SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LF153	LF253	LF353	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_i	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^-.
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded

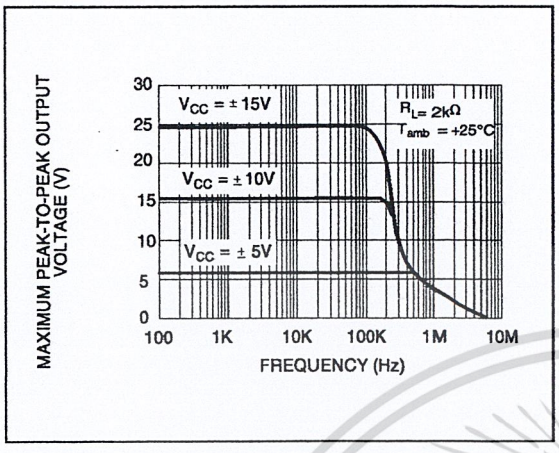
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

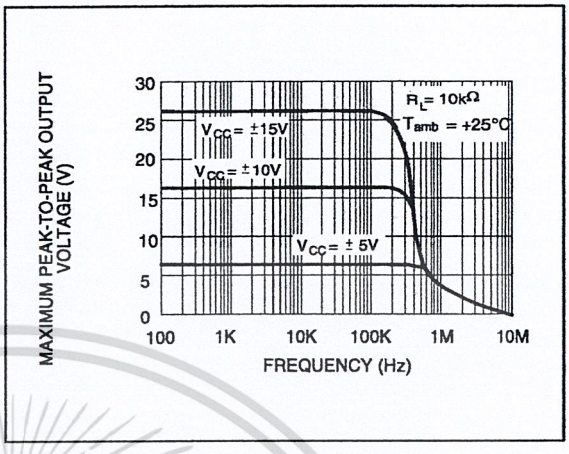
Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_{io}	Input Offset Voltage (R_s = 10kΩ) T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		 3	 10 13	mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10		µV/°C
I_{io}	Input Offset Current- note [1] T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		 5	 100 4	 pA nA
I_{ib}	Input Bias Current -note 1 T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		 20	 200 20	nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain (R_L = 2kΩ, V_o = ±10V) T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	 50 25	 200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R_S = 10kΩ) T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	 80 80	 86		dB
I_{CC}	Supply Current, no load T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		 1.4	 3.2 3.2	mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R_S = 10kΩ) T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	 70 70	 86		dB
I_{OS}	Output Short-circuit Current T_{amb} = +25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	 10 10	 40	 60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing T_{amb} = +25°C R_L = 2kΩ R_L = 10kΩ $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$ R_L = 2kΩ R_L = 10kΩ	 10 12 10 12	 12 13.5		V
SR	Slew Rate V_i = 10V, R_L = 2kΩ, C_L = 100pF, T_{amb} = +25°C, unity gain	12	16		V/µs
t_r	Rise Time V_i = 20mV, R_L = 2kΩ, C_L = 100pF, T_{amb} = +25°C, unity gain		0.1		µs
K_{ov}	Overshoot V_i = 20mV, R_L = 2kΩ, C_L = 100pF, T_{amb} = +25°C, unity gain		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product f = 100kHz, T_{amb} = +25°C, V_{in} = 10mV, R_L = 2kΩ, C_L = 100pF	2.5	4		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}		Ω
THD	Total Harmonic Distortion (f = 1kHz, A_v = 20dB R_L = 2kΩ, C_L = 100pF, T_{amb} = +25°C. V_o = $2V_{pp}$)		0.01		
e_n	Equivalent Input Noise Voltage R_S = 100Ω, f = 1KHz		15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
Øm	Phase Margin		45		Degrees
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation (Av = 100, T_{amb} = +25°C)		120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

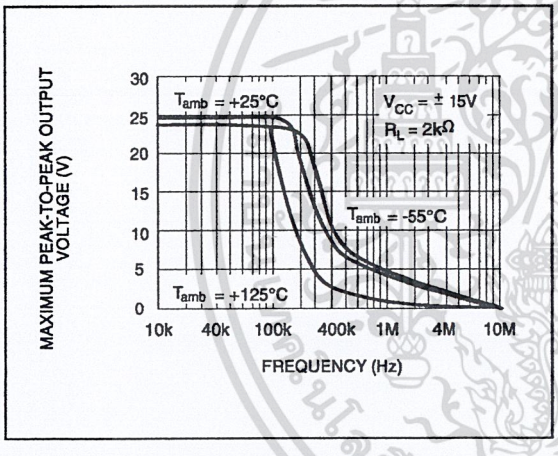
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



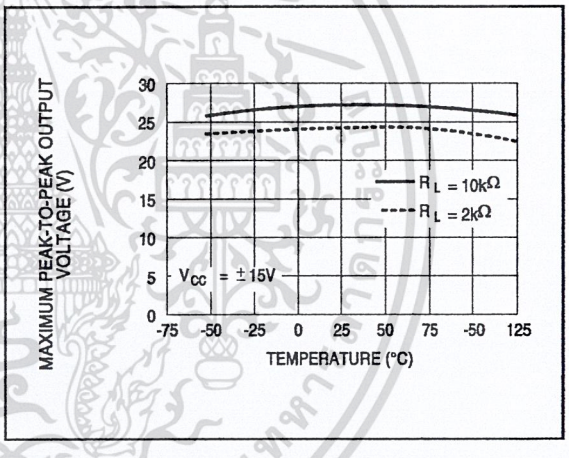
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



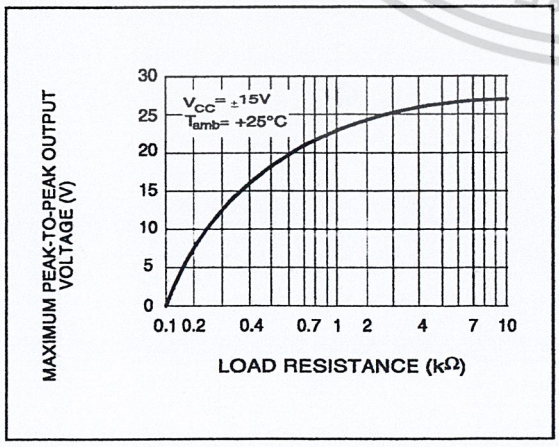
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



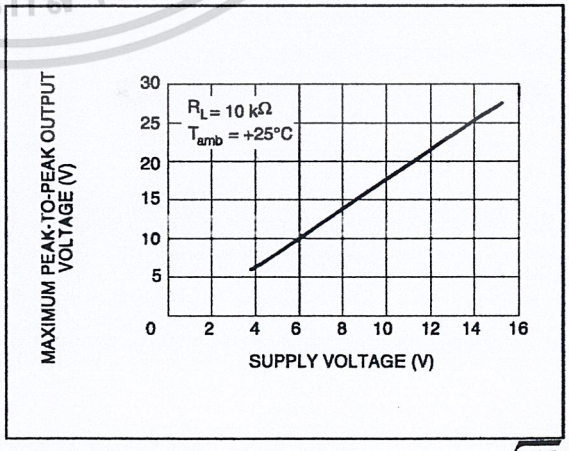
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMP.



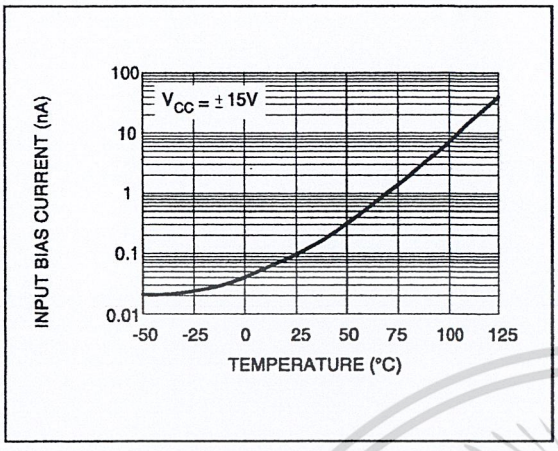
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE



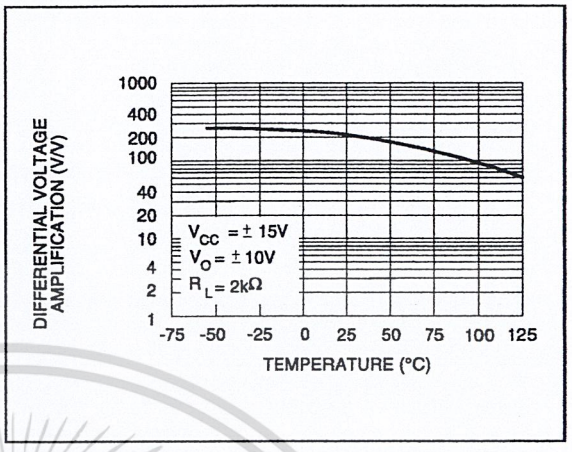
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPLY VOLTAGE



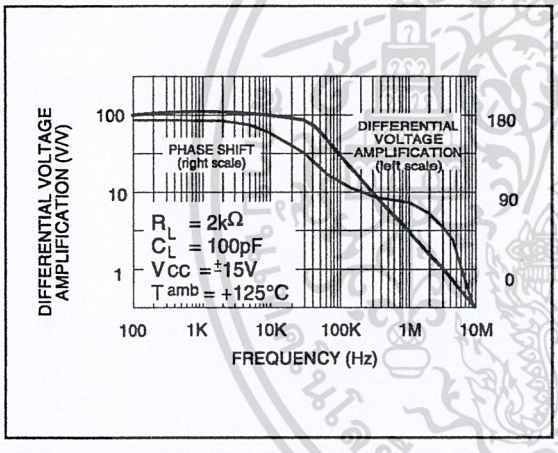
INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE



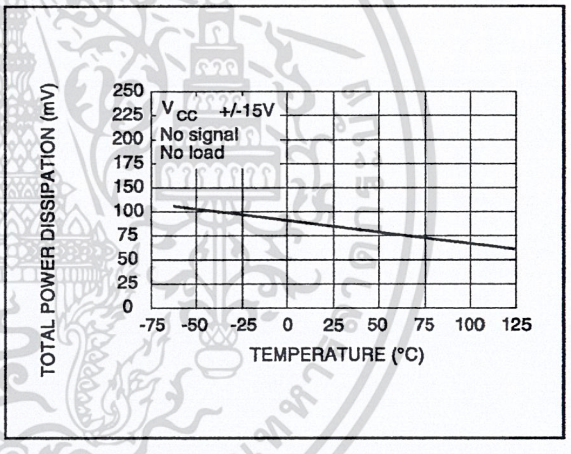
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMP.



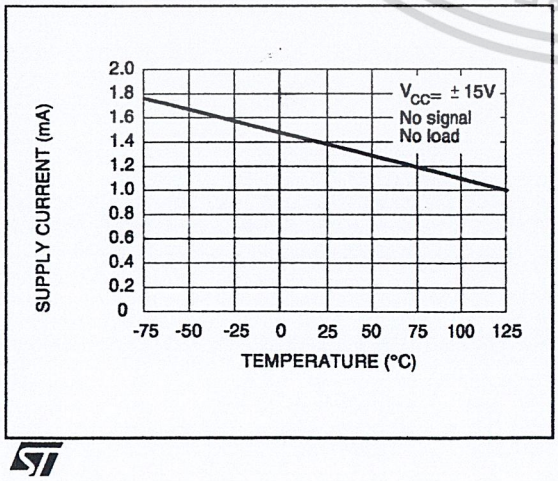
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY



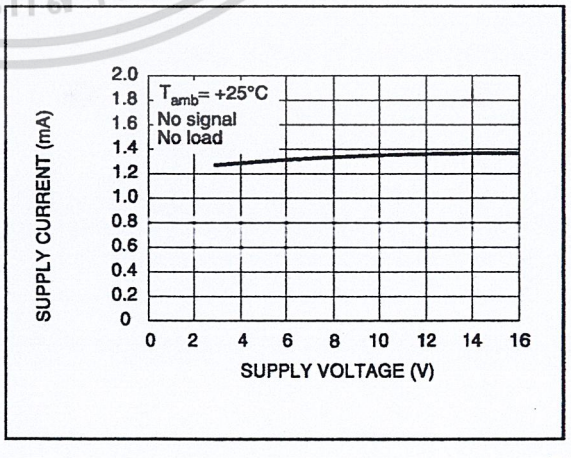
TOTAL POWER DISSIPATION versus FREE AIR TEMPERATURE



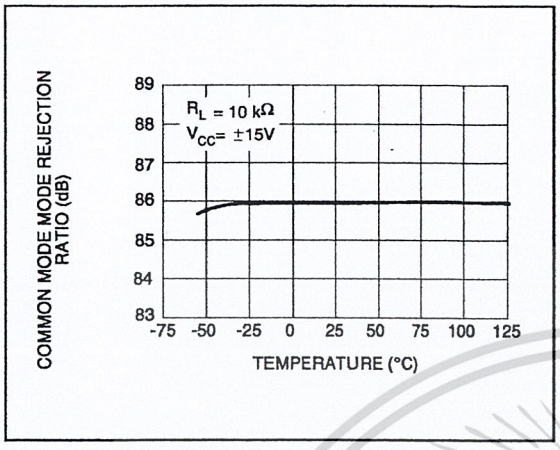
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



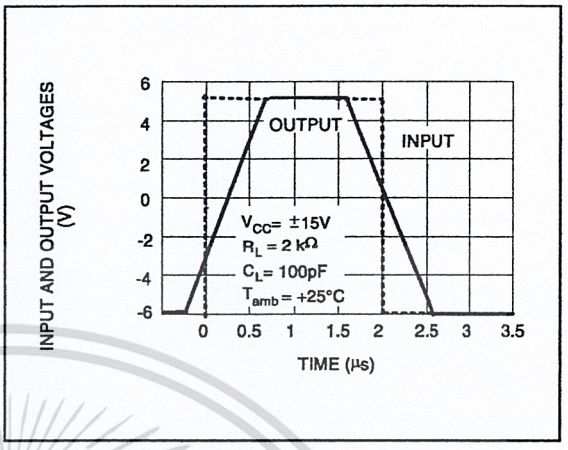
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



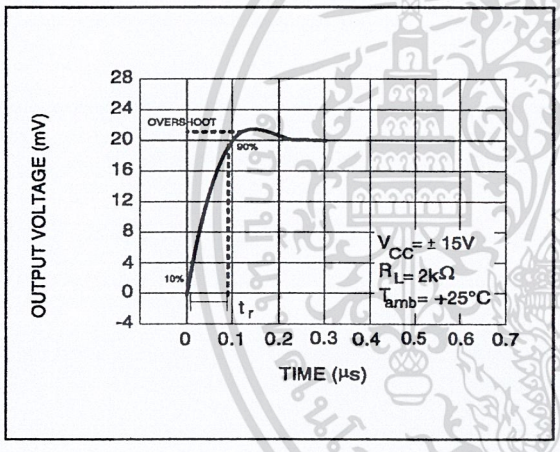
COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE



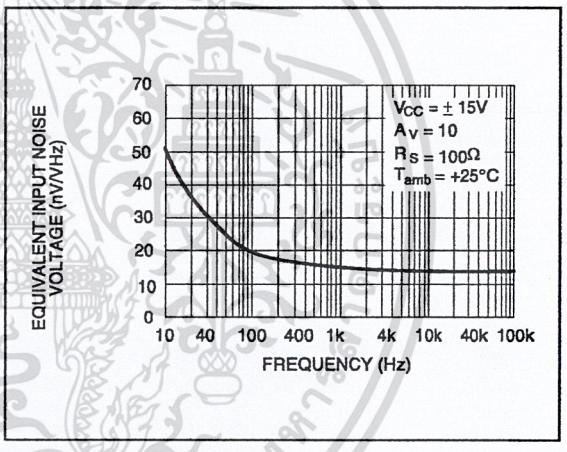
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



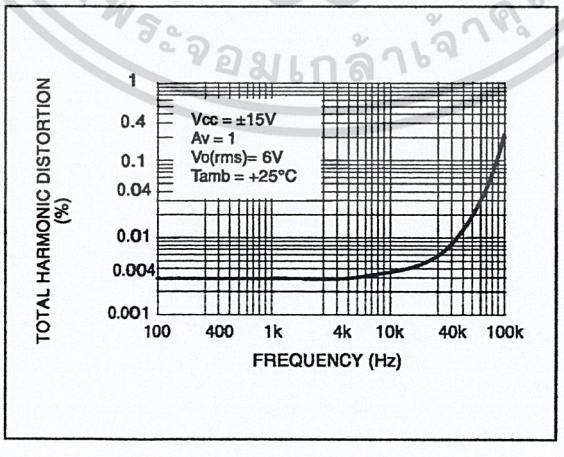
OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION versus FREQUENCY



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

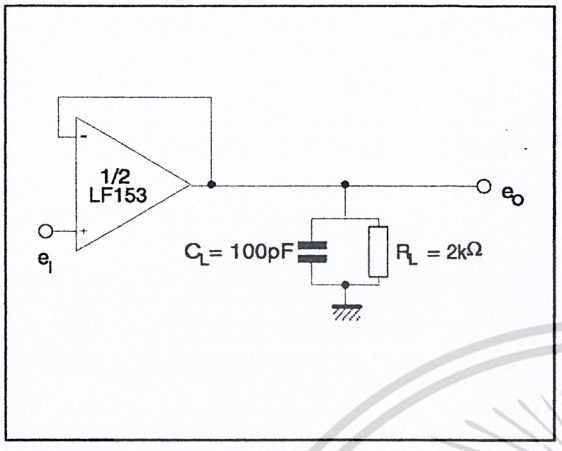
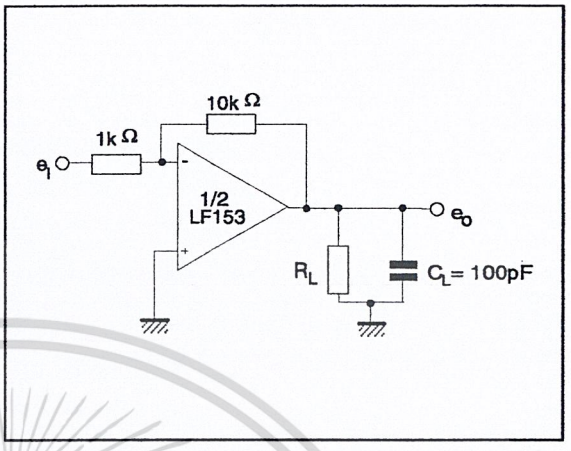
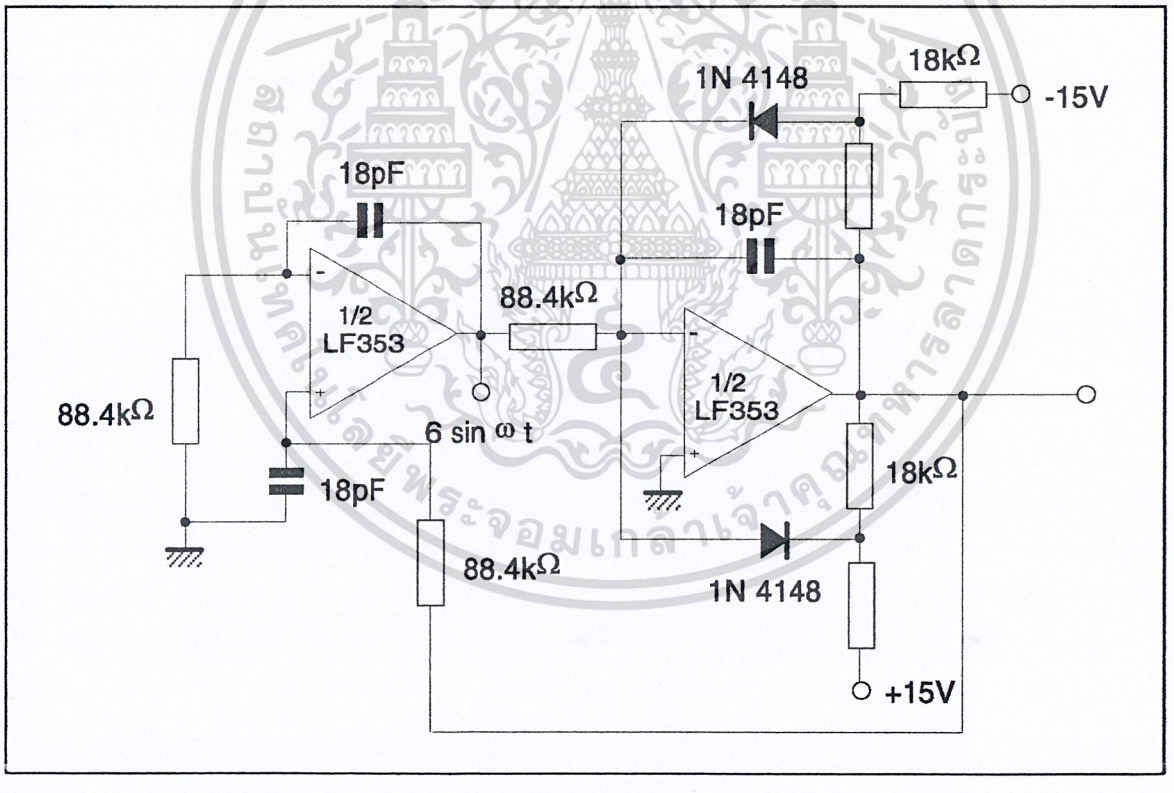


Figure 2 : Gain-of-10 inverting amplifier

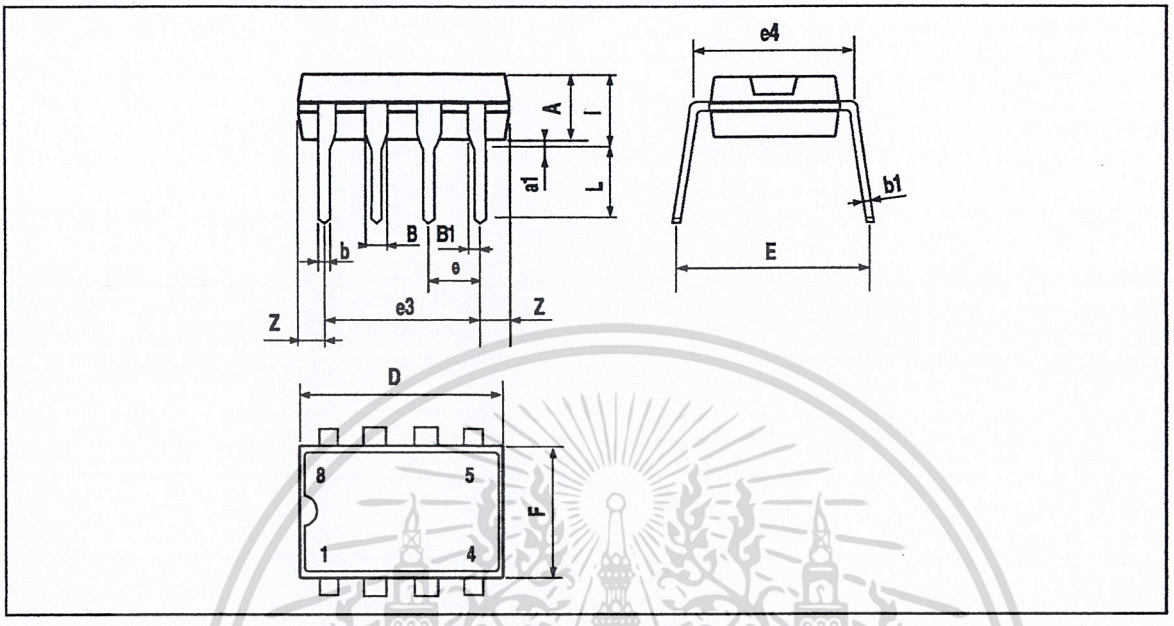


TYPICAL APPLICATION

QUADRUPLE OSCILLATOR



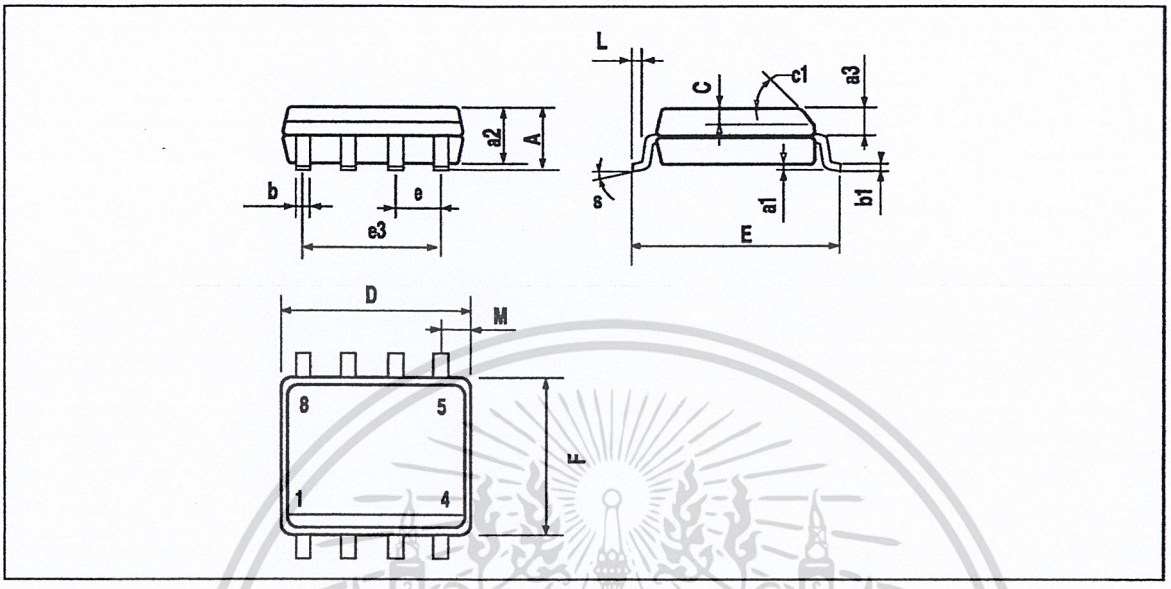
PACKAGE MECHANICAL DATA
8 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A		3.32			0.131	
a1	0.51			0.020		
B	1.15		1.65	0.045		0.065
b	0.356		0.55	0.014		0.022
b1	0.204		0.304	0.008		0.012
D			10.92			0.430
E	7.95		9.75	0.313		0.384
e		2.54			0.100	
e3		7.62			0.300	
e4		7.62			0.300	
F			6.6			0260
i			5.08			0.200
L	3.18		3.81	0.125		0.150
Z			1.52			0.060

PACKAGE MECHANICAL DATA

8 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.25	0.004		0.010
a2			1.65			0.065
a3	0.65		0.85	0.026		0.033
b	0.35		0.48	0.014		0.019
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C	0.25		0.5	0.010		0.020
c1	45° (typ.)					
D	4.8		5.0	0.189		0.197
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		3.81			0.150	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
L	0.4		1.27	0.016		0.050
M			0.6			0.024
S	8° (max.)					

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco

Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© http://www.st.com

This datasheet has been download from:

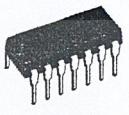
www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.

TL064
TL064A - TL064B

LOW POWER J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VERY LOW POWER CONSUMPTION : 200µA
- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGES
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENTS
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 3.5V/µs



N
DIP14
(Plastic Package)



D
SO14
(Plastic Micropackage)

DESCRIPTION

The TL064, TL064A and TL064B are high speed J-FET input quad operational amplifiers. Each of these J-FET input operational amplifiers incorporates well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

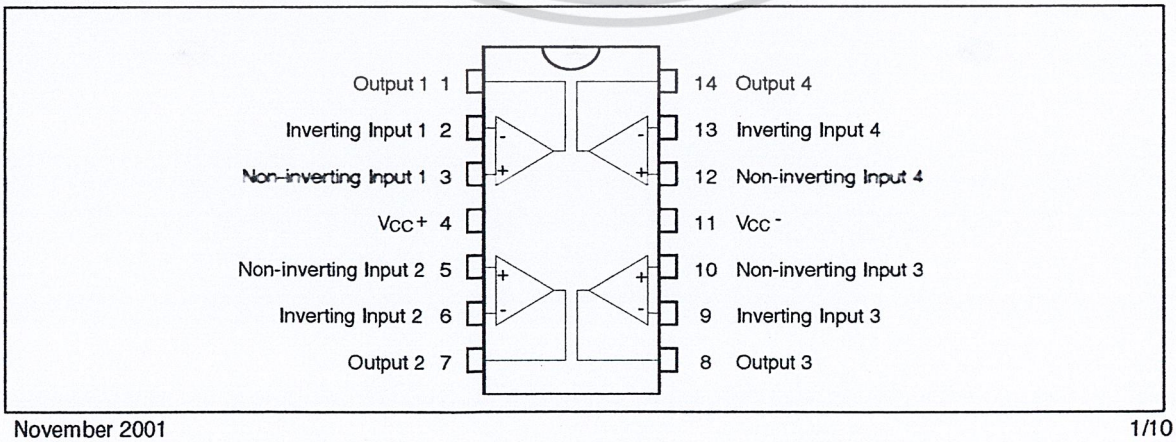
The device features high slew rate, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODE

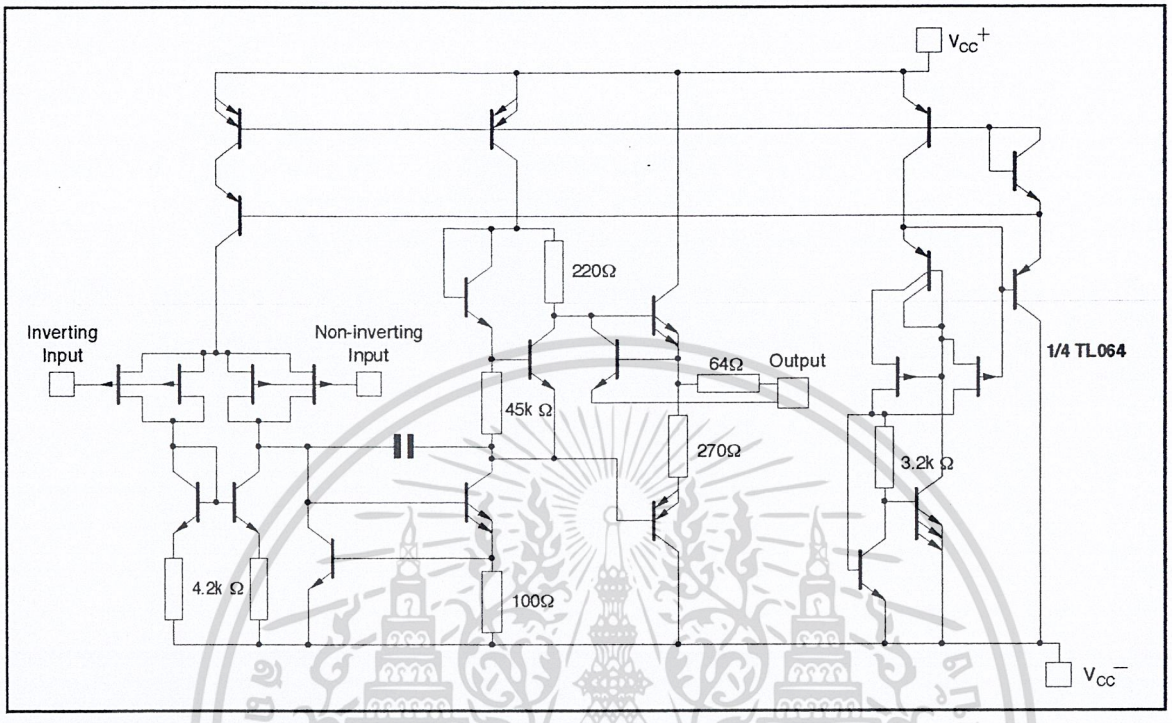
Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL064M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL064I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL064C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•
Example : TL064IN			

N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL064M, AM, BM	TL064I, AI, BI	TL064C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_i	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^-.
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064M			TL064I			TL064C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage (R_s = 50Ω) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		3	6 15		3	6 9		3	15 20	mV
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R_s = 50Ω)		10			10			10		µV/°C
I_{io}	Input Offset Current - note 1) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		5	100 20		5	100 10		5	200 5	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		30	200 50		30	200 20		30	400 10	pA nA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11.5	+15 -12		±11.5	+15 -12		±11	+15 -12		V
V_{opp}	Output Voltage Swing (R_L = 10kΩ) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	20 20	27		20 20	27		20 20	27		V
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain R_L = 10kΩ, V_o = ±10V, T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	4 4	6		4 4	6		3 3	6		V/mV
GBP	Gain Bandwith Product T_{amb} = 25°C, R_L =10kΩ, C_L = 100pF		1			1			1		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}			10^{12}		Ω
CMR	Common Mode Rejection Ratio R_S = 50Ω	80	86		80	86		70	76		dB
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio R_S = 50Ω	80	95		80	95		70	95		dB
I_{CC}	Supply Current, Per Amplifier T_{amb} = 25°C, no load, no signal		200	250		200	250		200	250	µA
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation A_v = 100, T_{amb} = 25°C		120			120			120		dB
P_D	Total Power Consumption T_{amb} = 25°C, no load, no signal		6	7.5		6	7.5		6	7.5	mW
SR	Slew Rate V_i = 10V, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1	1.5	3.5		1.5	3.5		1.5	3.5		V/µs
t_r	Rise Time 5 (see figure 1) V_i = 20mV, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1		0.2			0.2			0.2		µs
K_{ov}	Overshoot Factor (see figure 1) V_i = 20mV, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1 (see figure 1)		10			10			10		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage R_S = 100Ω, f = 1KHz		42			42			42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

1. The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

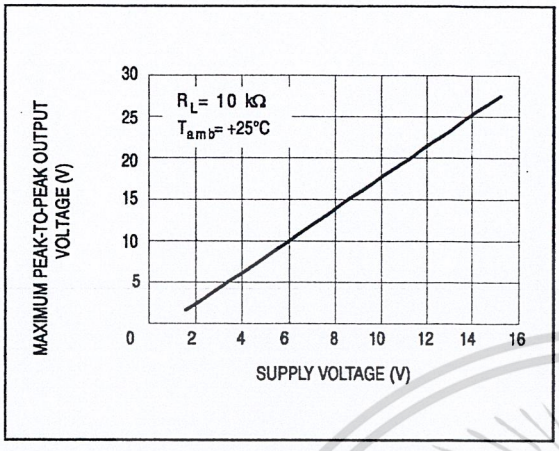
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

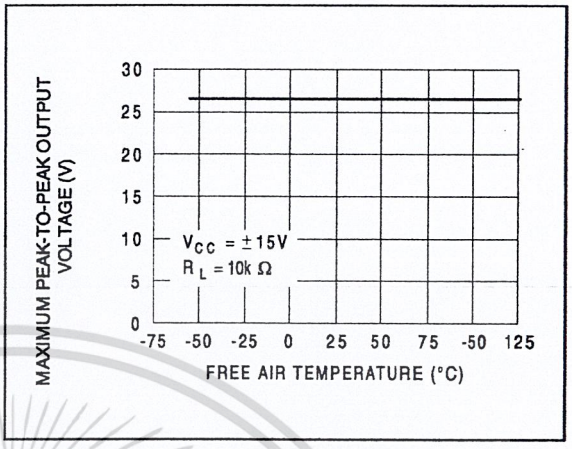
Symbol	Parameter	TL064AC, AI, AM			TL064BC, BI, BM			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage (R_s = 50Ω) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		3	6 7.5		2	3 5	mV
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R_s = 50Ω)		10			10		µV/°C
I_{io}	Input Offset Current - note 1) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		5	100 3		5	100 3	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		30	200 7		30	200 7	pA nA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11.5	+15 -12		±11.5	+15 -12		V
V_{opp}	Output Voltage Swing (R_L = 10kΩ) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	20 20	27		20 20	27		V
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain R_L = 10kΩ, V_o = ±10V, T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$	4 4	6		4 4	6		V/mV
GBP	Gain Bandwidth Product T_{amb} = 25°C, R_L =10kΩ, C_L = 100pF		1			1		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω
CMR	Common Mode Rejection Ratio R_S = 50Ω	80	86		80	86		dB
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio R_S = 50Ω	80	95		80	95		dB
I_{CC}	Supply Current (Per Amplifier) T_{amb} = +25°C, no load, no signal		200	250		200	250	µA
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation A_V = 100, T_{amb} = +25°C		120			120		dB
P_D	Total Power Consumption (Each Amplifier) T_{amb} = 25°C, no load, no signal		6	7.5		6	7.5	mW
SR	Slew Rate V_i = 10V, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_V = 1	1.5	3.5		1.5	3.5		V/µs
t_r	Rise Time V_i = 20mV, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_V = 1		0.2			0.2		µs
K_{ov}	Overshoot Factor (see figure 1) V_i = 20mV, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_V = 1		10			10		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage R_S = 100Ω, f = 1KHz		42			42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

1. The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

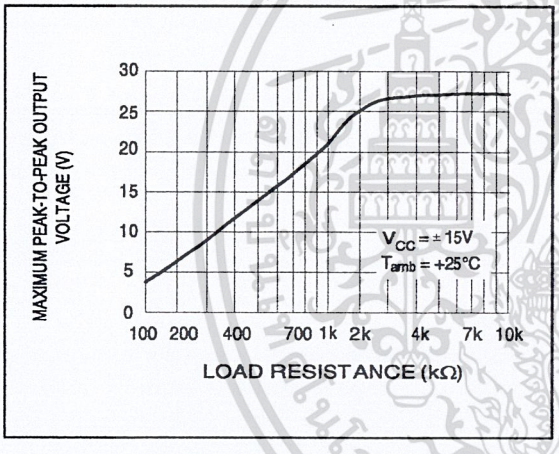
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE



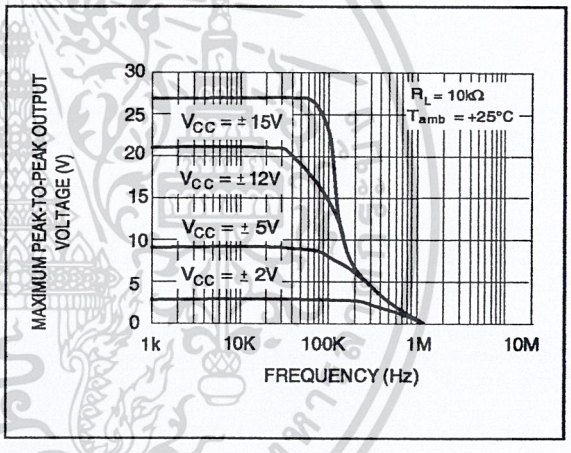
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMPERATURE



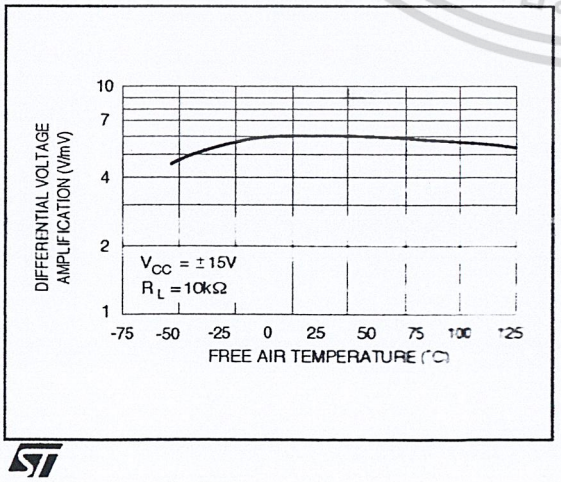
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE



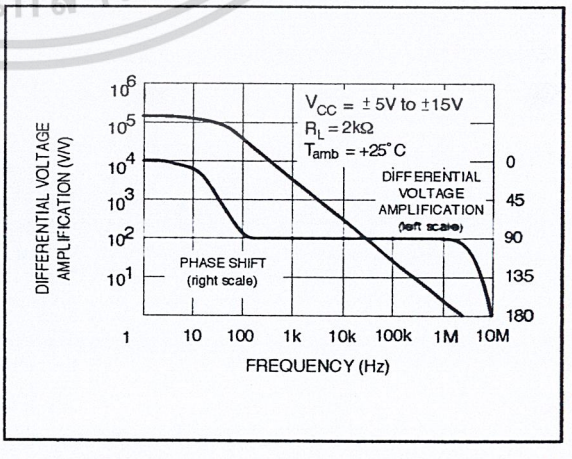
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



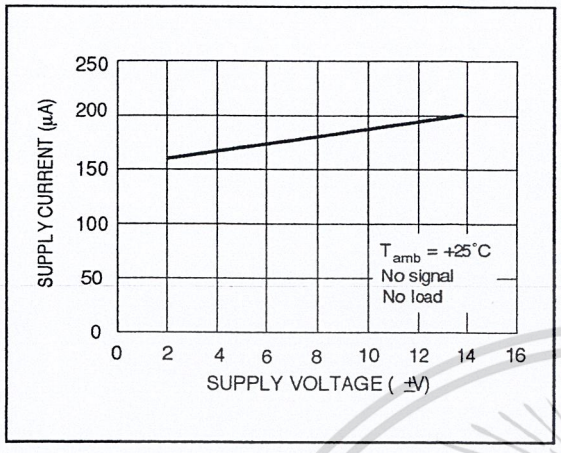
DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMPERATURE



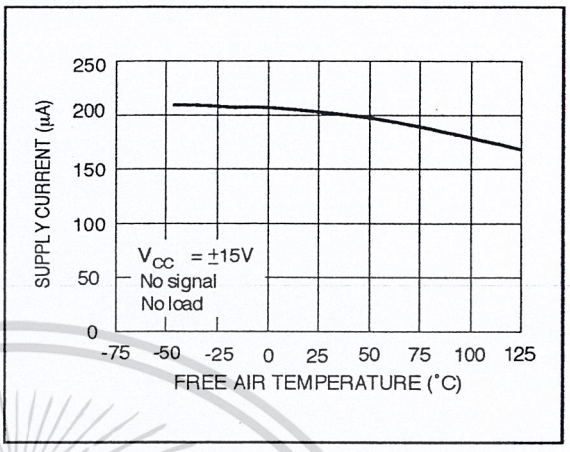
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY



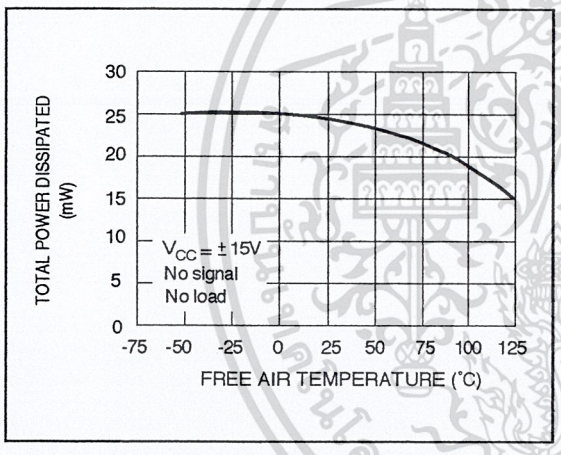
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



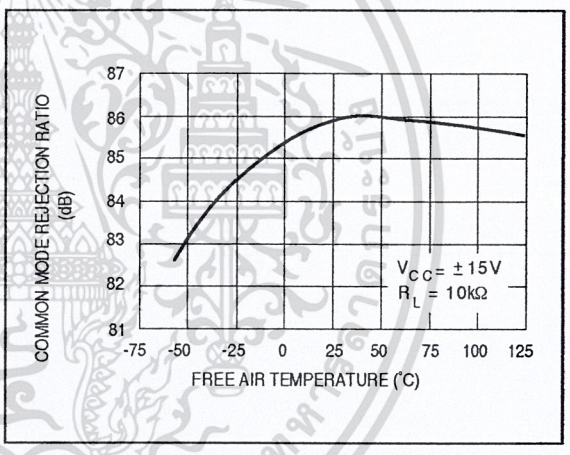
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



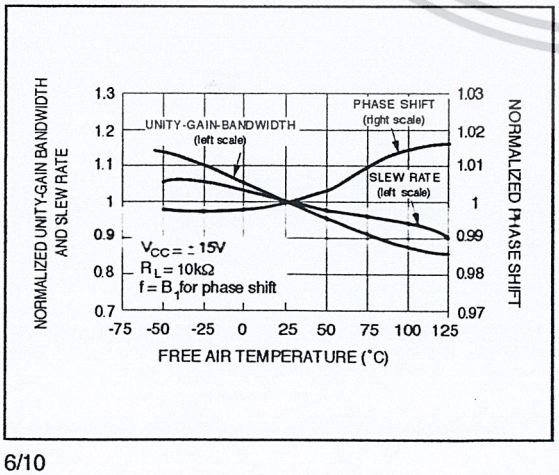
TOTAL POWER DISSIPATED versus FREE AIR TEMPERATURE



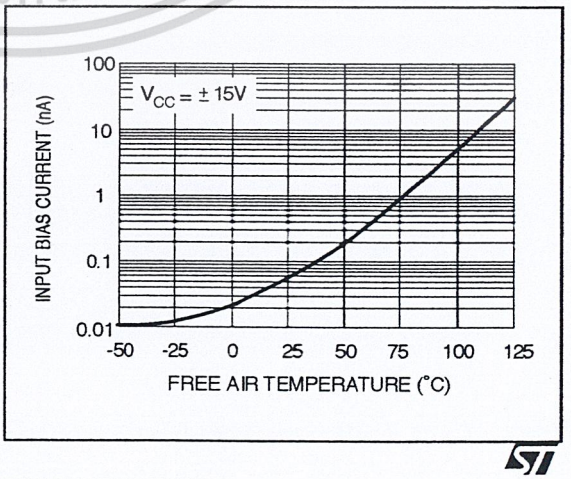
COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE



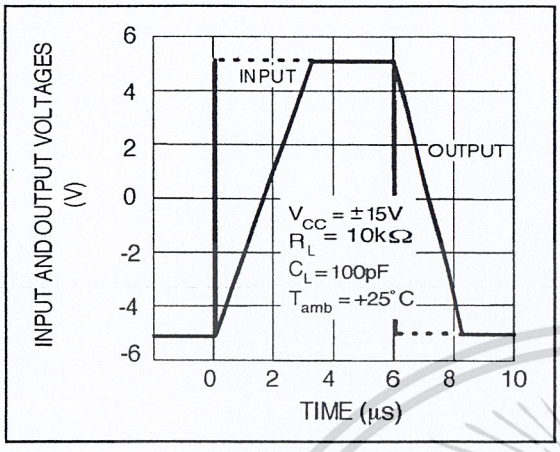
NORMALIZED UNITY GAIN BANDWIDTH SLEW RATE, AND PHASE SHIFT versus TEMPERATURE



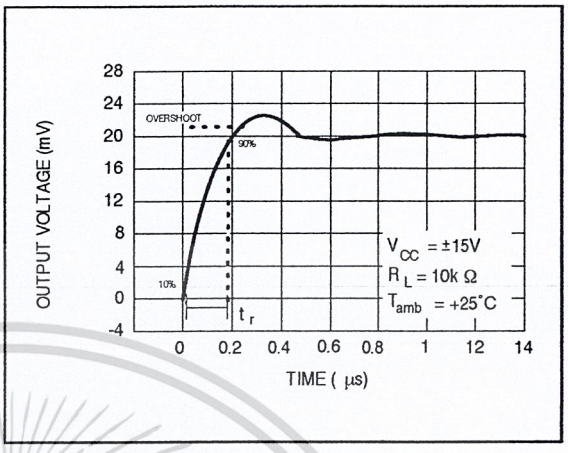
INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE



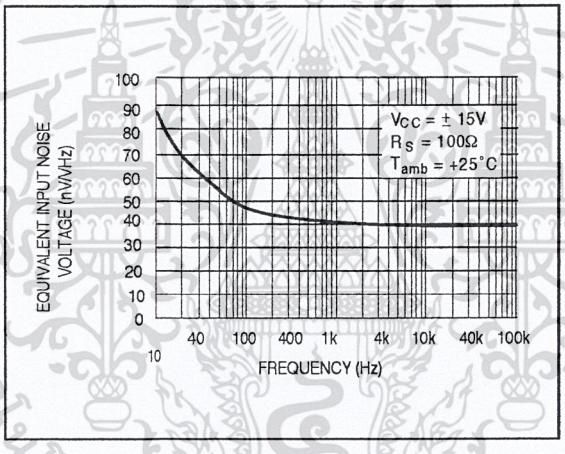
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

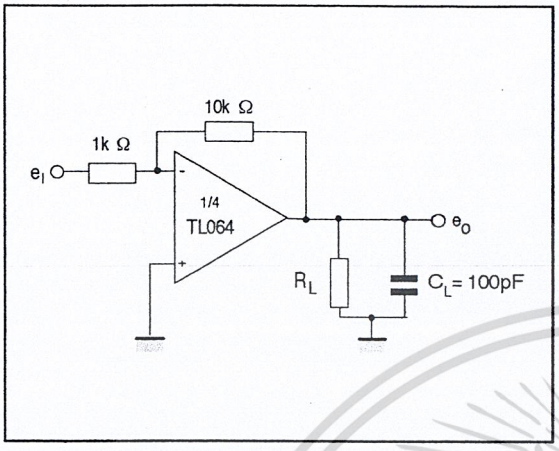
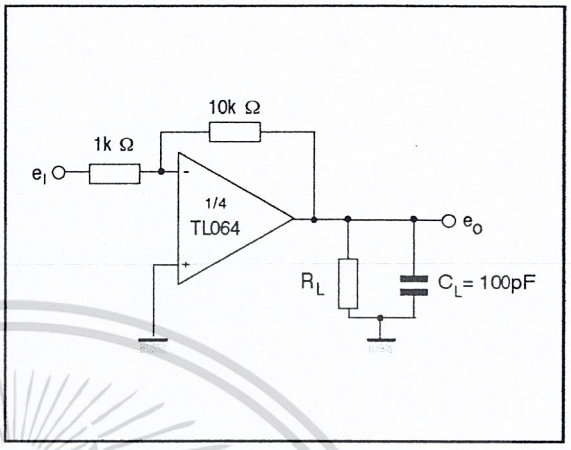
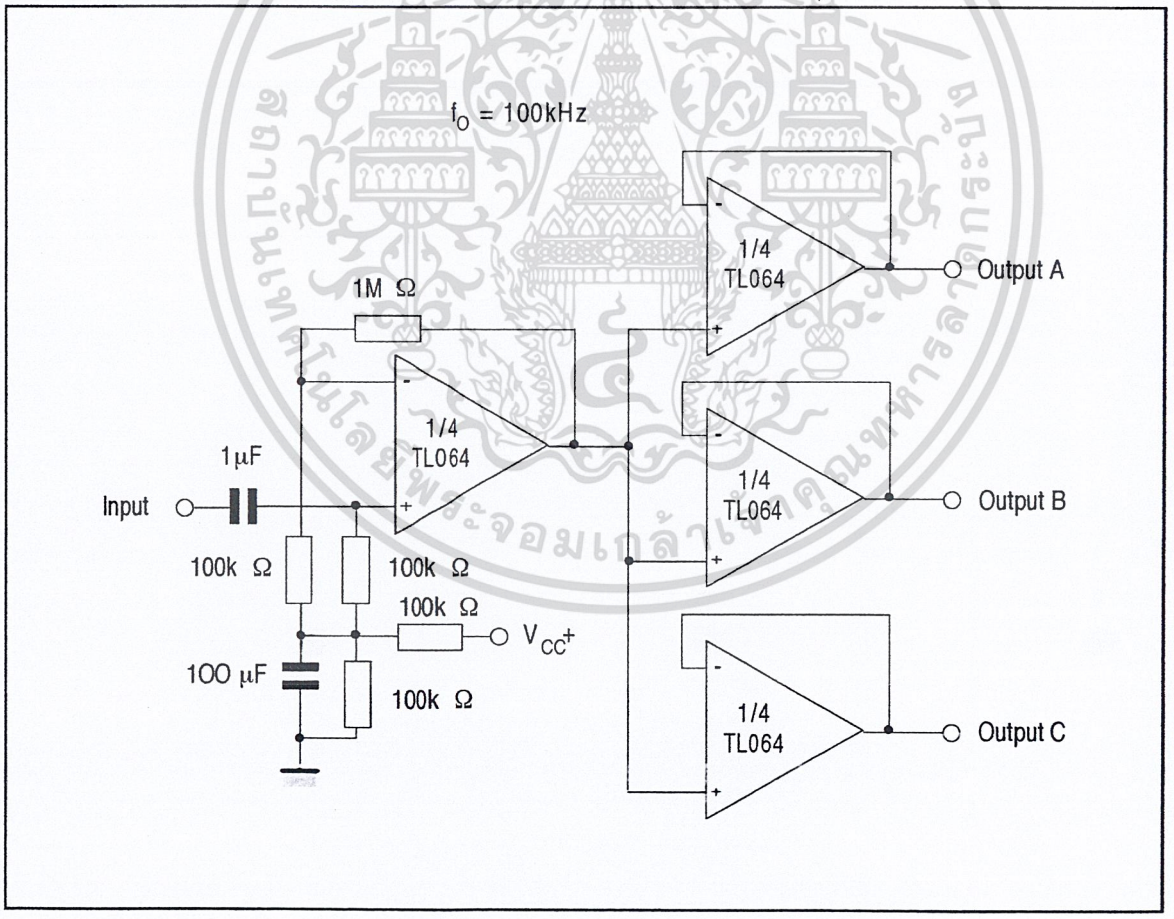


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier

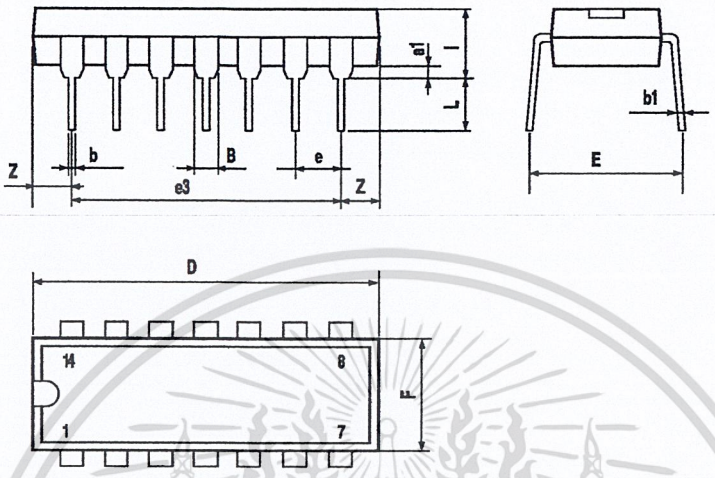


TYPICAL APPLICATIONS

AUDIO DISTRIBUTOR AMPLIFIER



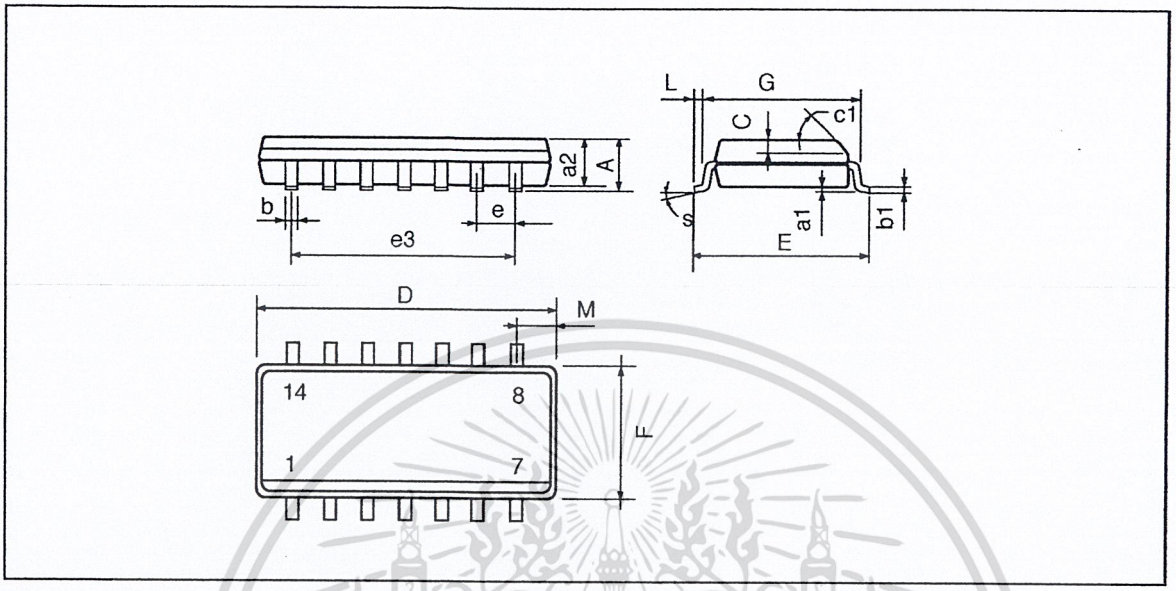
PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100

PACKAGE MECHANICAL DATA

14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.2	0.004		0.008
a2			1.6			0.063
b	0.35		0.46	0.014		0.018
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C		0.5			0.020	
c1	45° (typ.)					
D (1)	8.55		8.75	0.336		0.344
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		7.62			0.300	
F (1)	3.8		4.0	0.150		0.157
G	4.6		5.3	0.181		0.208
L	0.5		1.27	0.020		0.050
M			0.68			0.027
S	8° (max.)					

Note : (1) D and F do not include mold flash or protrusions - Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15mm (.066 inc) ONLY FOR DATA BOOK.

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco

Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© http://www.st.com

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.

PC817 Series

High Density Mounting Type Photocoupler

※ Lead forming type (I type) and taping reel type (P type) are also available. (**PC817I/PC817P**)
※※ TÜV (VDE0884) approved type is also available as an option.

■ Features

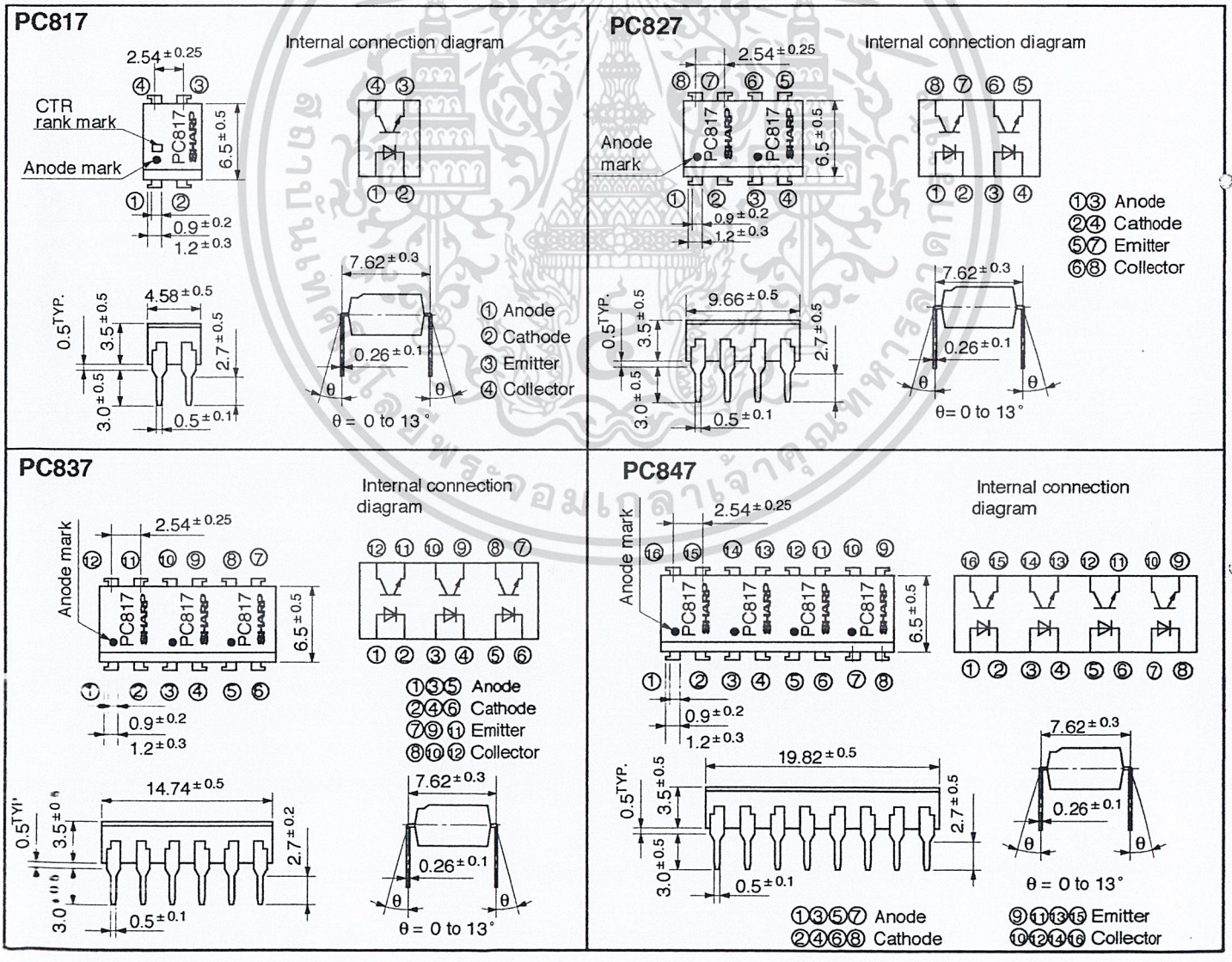
1. Current transfer ratio
   (CTR: MIN. 50% at I_F = 5mA, V_{CE}=5V)
2. High isolation voltage between input and output (V_{iso}: 5 000V $_{rms}$)
3. Compact dual-in-line package
   PC817: 1-channel type
   PC827: 2-channel type
   PC837: 3-channel type
   PC847: 4-channel type
4. Recognized by UL, file No. E64380

■ Applications

1. Computer terminals
2. System appliances, measuring instruments
3. Registers, copiers, automatic vending machines
4. Electric home appliances, such as fan heaters, etc.
5. Signal transmission between circuits of different potentials and impedances

■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



" In the absence of confirmation by device specification sheets, SHARP takes no responsibility for any defects that occur in equipment using any of SHARP's devices, shown in catalogs, data books, etc. Contact SHARP in order to obtain the latest version of the device specification sheets before using any SHARP's device."

■ Absolute Maximum Ratings (Ta= 25°C)

Parameter		Symbol	Rating	Unit
Input	Forward current	I_F	50	mA
	*1Peak forward current	I_{FM}	1	A
	Reverse voltage	V_R	6	V
	Power dissipation	P	70	mW
Output	Collector-emitter voltage	V_{CEO}	35	V
	Emitter-collector voltage	V_{ECO}	6	V
	Collector current	I_C	50	mA
	Collector power dissipation	P_C	150	mW
Total power dissipation		P_{tot}	200	mW
*2Isolation voltage		V_{iso}	5 000	V_{rms}
Operating temperature		T_{opr}	- 30 to + 100	°C
Storage temperature		T_{stg}	- 55 to + 125	°C
*3Soldering temperature		T_{sol}	260	°C

*1 Pulse width<=100μs, Duty ratio : 0.001
*2 40 to 60% RH, AC for 1 minute
*3 For 10 seconds

■ Electro-optical Characteristics (Ta= 25°C)

Parameter			Symbol	Conditions	MIN.	TYP.	MAX.	Unit
Input	Forward voltage		V_F	I_F = 20mA	-	1.2	1.4	V
	Peak forward voltage		V_{FM}	I_{FM} = 0.5A	-	-	3.0	V
	Reverse current		I_R	V_R = 4V	-	-	10	μA
	Terminal capacitance		C_t	V = 0, f = 1kHz	-	30	250	pF
Output	Collector dark current		I_{CEO}	V_{CE} = 20V	-	-	10^{-7}	A
Transfer characteristics	*4Current transfer ratio		CTR	I_F = 5mA, V_{CE} = 5V	50	-	600	%
	Collector-emitter saturation voltage		$V_{CE(sat)}$	I_F = 20mA, I_C = 1mA	-	0.1	0.2	V
	Isolation resistance		R_{ISO}	DC500V, 40 to 60% RH	5×10^{10}	10^{11}	-	Ω
	Floating capacitance		C_f	V = 0, f = 1MHz	-	0.6	1.0	pF
	Cut-off frequency		f_c	V_{CE} = 5V, I_C = 2mA, R_L = 100Ω, - 3dB	-	80	-	kHz
	Response time	Rise time	t_r	V_{CE} = 2V, I_C = 2mA, R_L = 100Ω	-	4	18	μs
		Fall time	t_f		-	3	18	μs

*4 Classification table of current transfer ratio is shown below.

Model No.	Rank mark	CTR (%)
PC817A	A	80 to 160
PC817B	B	130 to 260
PC817C	C	200 to 400
PC817D	D	300 to 600
PC8✻7AB	A or B	80 to 260
PC8✻7BC	B or C	130 to 400
PC8✻7CD	C or D	200 to 600
PC8✻7AC	A, B or C	80 to 400
PC8✻7BD	B, C or D	130 to 600
PC8✻7AD	A, B, C or D	80 to 600
PC8✻7	A, B, C, D or No mark	50 to 600

✻ : 1 or 2 or 3 or 4

Fig. 1 Forward Current vs. Ambient Temperature

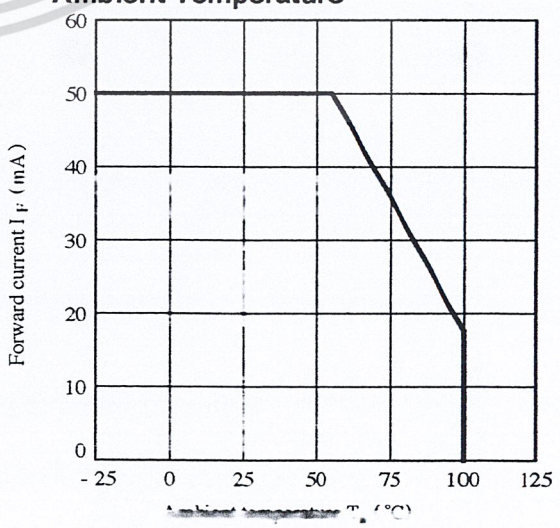


Fig. 2 Collector Power Dissipation vs. Ambient Temperature

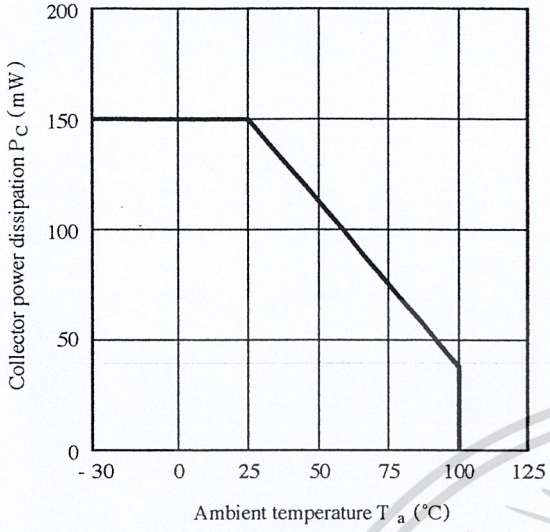


Fig. 3 Peak Forward Current vs. Duty Ratio

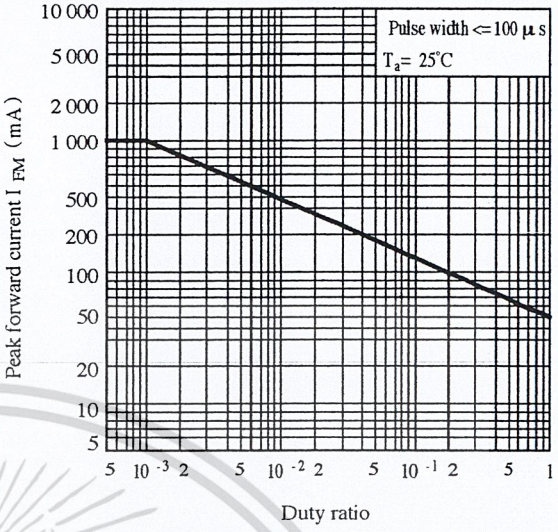


Fig. 4 Current Transfer Ratio vs. Forward Current

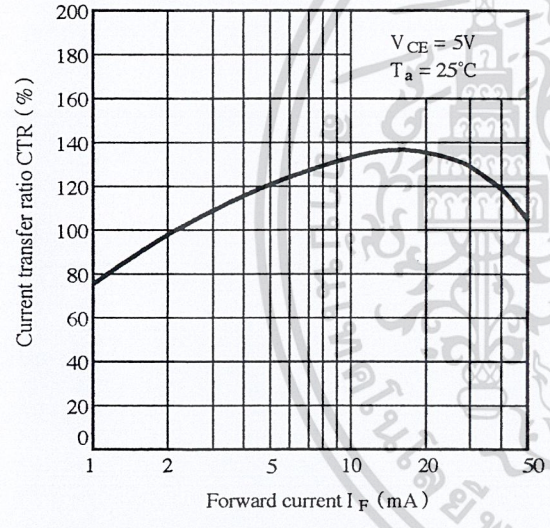


Fig. 5 Forward Current vs. Forward Voltage

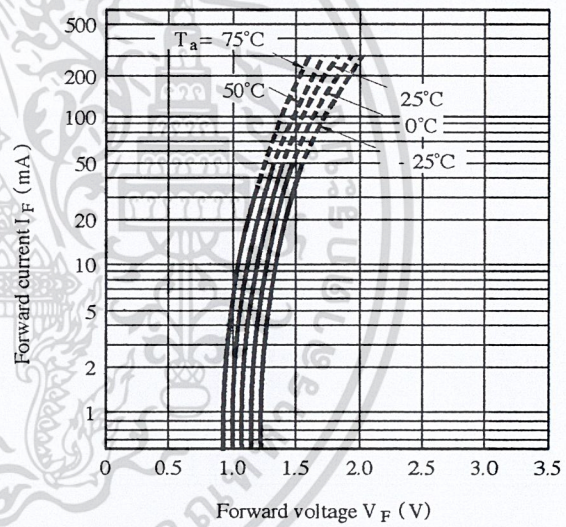


Fig. 6 Collector Current vs. Collector-emitter Voltage

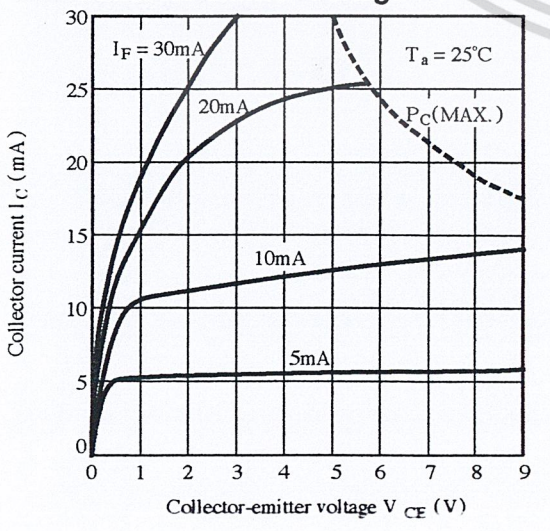


Fig. 7 Relative Current Transfer Ratio vs. Ambient Temperature

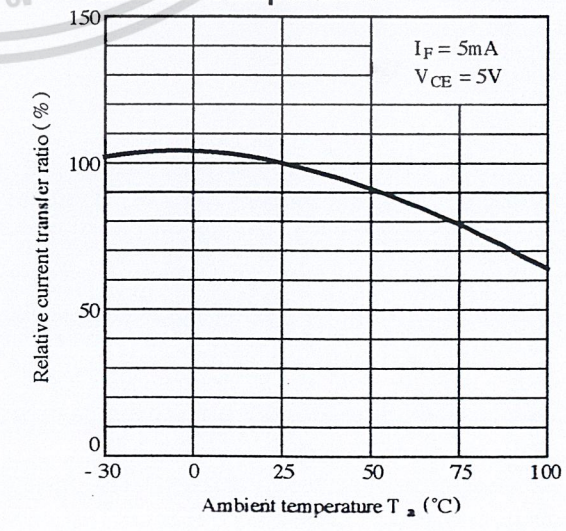


Fig. 8 Collector-emitter Saturation Voltage vs. Ambient Temperature

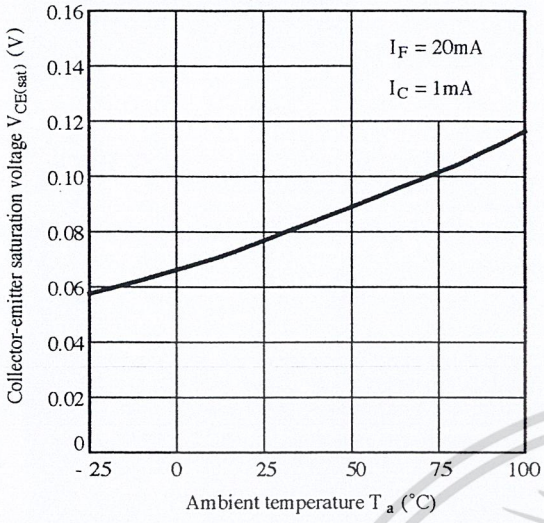


Fig. 9 Collector Dark Current vs. Ambient Temperature

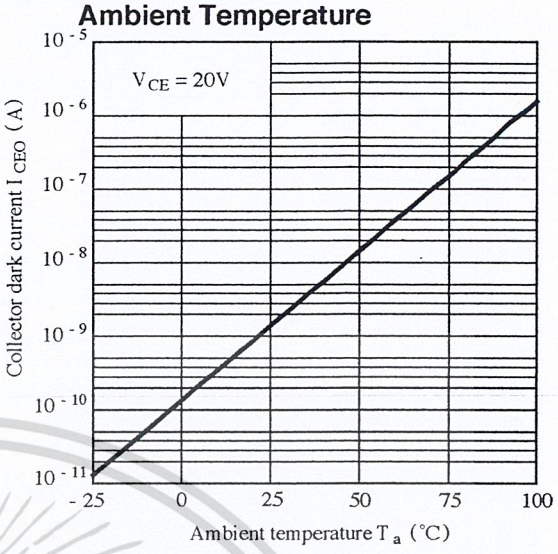


Fig.10 Response Time vs. Load Resistance

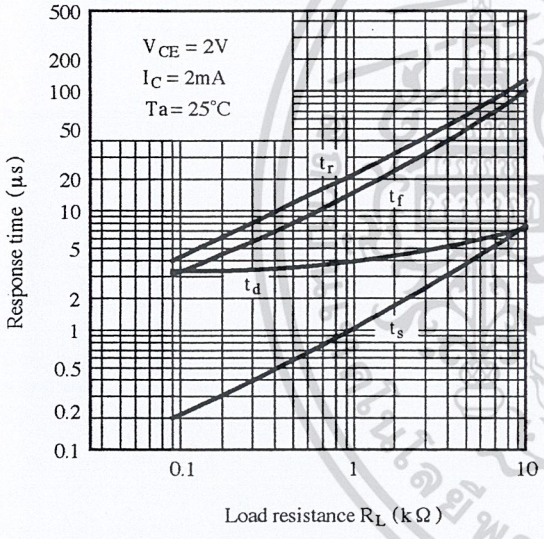
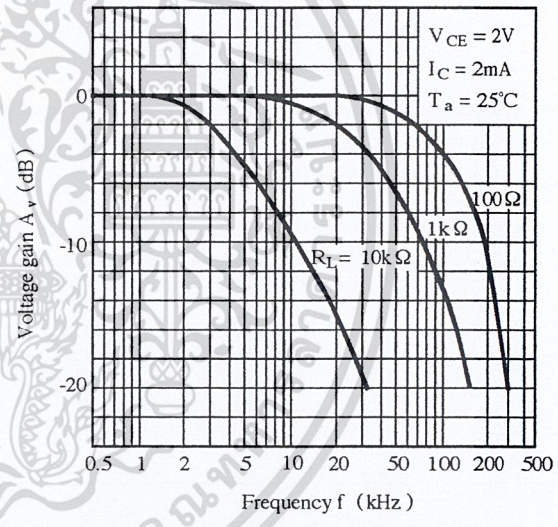
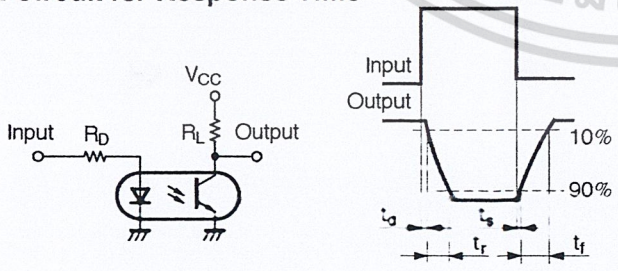


Fig.11 Frequency Response



Test Circuit for Response Time



Test Circuit for Frepuency Response

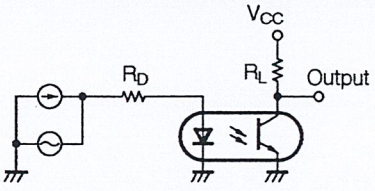
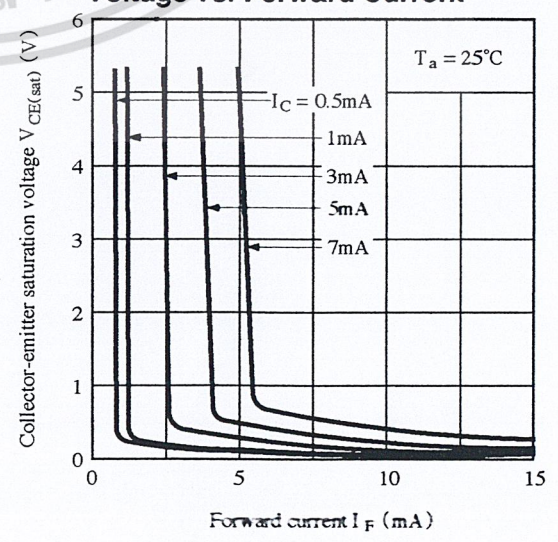


Fig.12 Collector-emitter Saturation Voltage vs. Forward Current



● Please refer to the chapter "Precautions for Use"

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.