สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ

BIOPOTENTIAL MEASUREMENT TRAINING SET

T119229

นางสาวนาถวดี โอชะกลิ่น
นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทม
นางสาวปาริชาติ เธียรพฤฒิวงศ์

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 119229
วัน,เดือน,ปี - 6 ส.ค. 2554

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ

BIOPOTENTIAL MEASUREMENT TRAINING SET

โดย

นางสาวนาถวดี โอชะกลิ่น

นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทม

นางสาวปาริชาติ เธียรพฤฒิวงศ์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2553

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ชุดทดลองศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ

BIOPOTENTIAL MEASUREMENT TRAINING SET

ผู้จัดทำ

1. นางสาวนาถวดี โอชะกลิ่น รหัสนักศึกษา 50010806

2. นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทม รหัสนักศึกษา 50010827

3.นางสาวปาริชาติ เธียรพฤฒิวงศ์ รหัสนักศึกษา 50010960

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ

นางสาวนาถวดี	โอชะกลิ่น	รหัส 50010806
นางสาวนิภาวรรณ	พาโคกทม	รหัส 50010827
นางสาวปาริชาติ	เธียรพฤฒิวงศ์	รหัส 50010960
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณะ	อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ กล่าวถึงหลักการออกแบบและการสร้างชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ ซึ่งเป็นอุปกรณ์เพื่อใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กล้ามเนื้อ และสมอง สำหรับการทดลองและปฏิบัติการของนักศึกษา โดยชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพประกอบด้วยส่วนประกอบหลักที่สำคัญคือ วงจรจำลองสัญญาณ วงจรขยายสัญญาณ วงจรไอโซเลเตอร์ วงจรกรองสัญญาณ ทำให้นักศึกษาสามารถเรียนรู้และเข้าใจในหลักการทำงานของเครื่องที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กล้ามเนื้อ และสมอง นอกจากนี้ชุดทดลองวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพ สามารถแสดงข้อมูลที่วัดได้ผ่านทางคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Biopotential Measurement Training Set

Miss Nartwadee Ochaklin ID.50010806

Miss Nipawan Pakoktom ID.50010827

Miss Parichart Tienputtiwong ID.50010960

Dr. Suradej Tretriluxana Advisor

Educational Year 2010

Abstract

This report describes the design and implementation of Biopotential Training Set. Biopotential training set is a device to test Electrocardiogram , Electromyogram and Electroencephagram for student's experiment. This biopotential training set is compose of 4 main parts which are a simulator circuit, amplifier circuit, a isolator circuit and a filter circuit. So, students can learn and understand in the principle of operation of the biopotential training set. In addition this biopotential training set can show data on a computer.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ทั้งนี้เพราะได้รับคำแนะนำและคำปรึกษาจากอาจารย์ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะและผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุลซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำโครงงานตลอดจนรุ่นพี่และเพื่อนๆที่ให้ความช่วยเหลือต่างๆ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

นอกจากนี้ขอขอบพระคุณทุกๆท่านที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนให้คำแนะนำต่างๆจนทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จโดยสมบูรณ์

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ผู้จัดทำขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

นาถวดี โอชะกลิ่น
นิภาวรรณ พาโคกทม
ปาริชาติ เธียรพฤฒิวงศ์

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	i
ABSTRACT	ii
กิตติกรรมประกาศ	iii
สารบัญ	iv
สารบัญรูป	vi
สารบัญตาราง	ix
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ทฤษฎี	2
2.1 แรงดันไฟฟ้าชีวภาพ	2
2.1.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
2.1.2 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง	7
2.1.3 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	9
2.2 ทฤษฎีวงจร	17
2.2.1 วงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์	17
2.2.2 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	17
2.2.3 วงจรกรองสัญญาณที่ความถี่ต่ำ	19
2.2.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่	21
2.3 โปรแกรมLabView	22
2.4 ทฤษฎีData Acquisition	34
บทที่ 3 หลักการทำงานและการออกแบบชุดทดลอง	37
3.1 หลักการทำงานของชุดทดลอง	37
3.2 การออกแบบ	32
3.2.1 ภาควงจรจำลองสัญญาณ	38
3.2.2 ภาควงจรขยาย	39
3.2.3 ภาควงจรกรองความถี่	41
3.2.4 การออกแบบโปรแกรม	43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	45
4.1 ภาควงจรจำลองสัญญาณ	45
4.1.1 วงจรอัตราการเต้นของหัวใจ	45
4.1.2 วงจรเฟสอินเวอร์เตอร์	46
4.2 ภาควงจรขยาย	46
4.2.1 วงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์	46
4.2.2 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	51
4.3 ภาควงจรกรองความถี่	52
4.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	53
4.3.2 วงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่	56
4.4 โปรแกรมLabView	58
บทที่ 5 บทสรุป	61
เอกสารอ้างอิง	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูป	หน้า
2.1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ	2
2.2 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ	3
2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	4
2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)	5
2.5 สามเหลี่ยมไอโธเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจ	6
2.6 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดัน	7
2.7โครงสร้างต่างๆ ของสมอง	8
2.8 ลักษณะของกล้ามเนื้อทั้ง 3 ชนิด	9
2.9 โครงสร้างภายในของเซลล์ประสาท	10
2.10 ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไวงานและMuscle twitch ของกล้ามเนื้อลายบนแกนเวลาเดียวกัน	12
2.11 ศักย์ไฟฟ้าไวงาน	13
2.12 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ	15
2.13 แสดงลักษณะของรูปคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	16
2.14 แสดงรูปคลื่นของ Normal motor unit potential	16
2.15 (a) วงจรขยายสัญญาณในการวัดทางอุตสาหกรรมโดยปรับเกนด้วยตัวต้านทานภายนอก	17
(b) รูปวงจรรวม	17
2.16 แสดงทิศทางการไหลของกระแสและขั้วของแรงดันเมื่อป้อนแหล่งจ่ายไฟชนิดต่างๆ	18
2.17 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ	19
2.18 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่	20
2.19 วงจรและการตอบสนองความถี่ของวงจรนอตช์ฟิลเตอร์	22
2.20 Tool Palette	24
2.21 Automatic Tool Selection	24
2.22 การสร้าง Array Control/Indicator	24
2.23 Build Array	25
2.24 Build Array ใน Block diagram	25
2.25 Function Palette: Programming >> Array	25
2.26 สร้าง cluster Control/Indicator	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูป	หน้า
2.27 สร้าง Cluster โดยฟังก์ชั่น Bundle	27
2.28 ฟังก์ชั่น Wait Until Next ms Multiple	27
2.29 Loopที่Run เริ่มต้นด้วยค่าของ Shirt Register	27
2.30 Case True และ Case False	28
2.31 การใช้ Enum	28
2.32 การทำงานฟังก์ชัน Random	28
2.33 การสร้าง Even Structure	29
2.34 สร้าง Add Case	29
2.35 กรอบสีแสดงแสดง Stacked Sequence และ Flat Sequence Structure	30
2.36 แสดงการทำงานของ Mathscript	30
2.37 การสร้าง Property Node	31
2.38 ใช้ property Node กับ Boolean	31
2.39 การสร้าง Invoke Node กับ Numeric Control Slide	32
2.40 ส่วนประกอบ Wave form Chart	32
2.41 ส่วนประกอบ Waveform Graph	33
2.42 Function File I/O	33
2.43 แสดงลักษณะของ Data Acquistion	34
2.44 แสดงการเรียกฟังก์ชั่นในการควบคุม DAQ จากโปรแกรม	35
2.45 แสดงการดึง Waveform อย่างต่อเนื่อง	36
3.1 แสดงโครงสร้างของชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล	37
3.2 แสดงวงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจ	38
3.3 แสดงวงจรPhase Inverter	39
3.4 วงจร Instrument Amplifier	39
3.5วงจรขยายไม่กลับเฟส	40
3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	41
3.7 วงจรกรองแบบกำจัดความถี่	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูป	หน้า
3.8 แสดงวงจรแยกกราวด์	42
3.9 แสดงการเขียนโปรแกรมจากโปรแกรม LabView	43
3.10 แสดงจอแสดงผลของโปรแกรม	43
4.1 แสดงวงจรจำลองสัญญาณ	43
4.2 แสดงสัญญาณขนาด 632 mV ที่ความถี่ 1Hz ก่อนลดทอนสัญญาณให้เล็กลง	45
4.3 แสดงสัญญาณขนาด 20 mV ที่ความถี่ 1Hz และ 2Hz	45
4.4 แสดงสัญญาณขนาดขนาด 512 mV ที่ความถี่ 2 Hz	46
4.5 แสดงสัญญาณขนาด 20 mV ที่ความถี่ 1 Hz	46
4.6 แสดงวงจร Instrumentation Amplifier	47
4.7 แสดงวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส	51
4.8 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	53
4.9 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 150 Hz	54
4.10 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 250 Hz	55
4.11 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 500 Hz	56
4.12 แสดงวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่	56
4.13 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านแถบความถี่	57
4.14 แสดงหน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม	58
4.15 แสดงการบันทึกรูปสัญญาณจากโปรแกรม	58
4.16 แสดงการบันทึกข้อมูลในโปรแกรม Microsoft Excel	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 Required Electrical Characteristics of EEG, ECG and EMG Recording Systems	14
3.1 แสดงการเลือกใช้ค่าความต้านทานเพื่อกำหนดอัตราขยายในช่วงต่างๆ	40
3.2 แสดงค่าความต้านทานสำหรับความถี่คัทออฟในแต่ละช่วง	41
4.1 ผลการทดลองหาอัตราการขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด	47
4.2 ผลการทดลองการหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	48
4.3 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์	50
4.4 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 50 เท่า	51
4.5 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 100 เท่า	51
4.6 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 250 เท่า	52
4.7 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 500 เท่า	52
4.8 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 1000 เท่า	52
4.9 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 150 Hz	53
4.10 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 250 Hz	54
4.11 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 500 Hz	55
4.12 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาของโครงงาน

อุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพ เช่น การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและการวัดสัญญาณจากสมอง ถือเป็นอุปกรณ์การแพทย์ที่สำคัญ ในปัจจุบันเทคโนโลยีทางด้านการแพทย์มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง และอุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพนั้นเป็นอุปกรณ์ที่แพทย์สามารถตรวจหรือวินิจฉัยโรคจากผู้ป่วยได้จากการวิเคราะห์สัญญาณที่วัดจากส่วนต่างๆของร่างกายไม่ว่าจะเป็นสัญญาณจากหัวใจ กล้ามเนื้อ หรือสมอง แต่ในการตรวจวัดสัญญาณต่างๆทั้ง 3 นี้ จำเป็นจะต้องใช้อุปกรณ์เฉพาะตามจุดต่างๆของร่างกาย เนื่องจากสัญญาณในแต่ละส่วนของร่างกายนั้นมีความถี่ หรือช่วงของสัญญาณที่แตกต่างกัน และเพื่อความถูกต้องของสัญญาณที่วัดได้นั้น อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณจึงมีวงจรที่สลับซับซ้อน และยากต่อการเข้าใจ ดังนั้นเพื่อเป็นการศึกษาหลักการพื้นฐานของอุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพนี้ จึงมีแนวความคิดที่จะสร้าง ชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล ที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สมอง และกล้ามเนื้อ โดยจะแสดงให้เห็นถึงวงจรพื้นฐานที่ใช้ภายในอุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพที่ใช้ในด้านการแพทย์ในปัจจุบัน และเพื่อความสะดวกในการเก็บสัญญาณจากชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล จึงจะทำการต่อชุดทดลองไบโอโพเทนเชียลเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์ให้สามารถเก็บสัญญาณที่วัดได้นั้นไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน

เพื่อศึกษาทฤษฎีและหลักการพื้นฐานของอุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพและสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในทางปฏิบัติ โดยสร้างชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล สำหรับการทดลองและปฏิบัติการของนักศึกษา ทำให้นักศึกษาสามารถเรียนรู้และเข้าใจในหลักการทำงานพื้นฐานของอุปกรณ์สำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีวภาพ

1.3 ขอบเขตของงานที่ทำ

ชุดทดลองไบโอโพเทนเชียลในเทอมนี้จะประกอบด้วยส่วนประกอบหลักที่สำคัญคือ วงจรขยายสัญญาณ วงจรกรองสัญญาณ และการเขียนโปรแกรมเพื่อเก็บสัญญาณเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.เข้าใจถึงทฤษฎีและหลักการทำงานของวงจร

2.สามารถนำความรู้ที่ได้ไปประยุกต์ใช้ในการทำงาน

3.สามารถออกแบบและสร้างชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

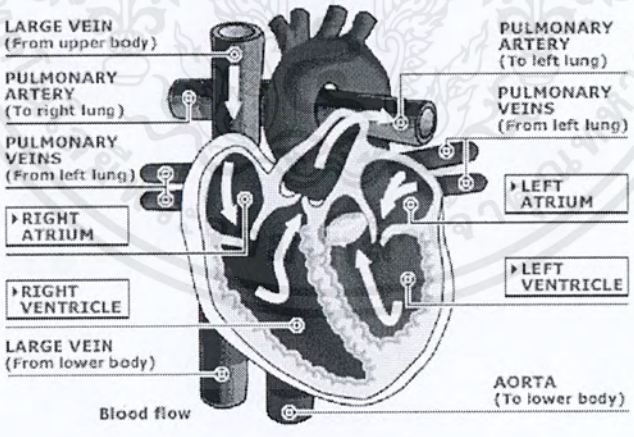
บทที่ 2
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 แรงดันไฟฟ้าชีวภาพ (Biopotential)

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) เขาหัวใจหองบนขวาผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เขาสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด เลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย ซึ่งผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะตองบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆ



รูปที่ 2.1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ

2.1.1.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มตนของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อย

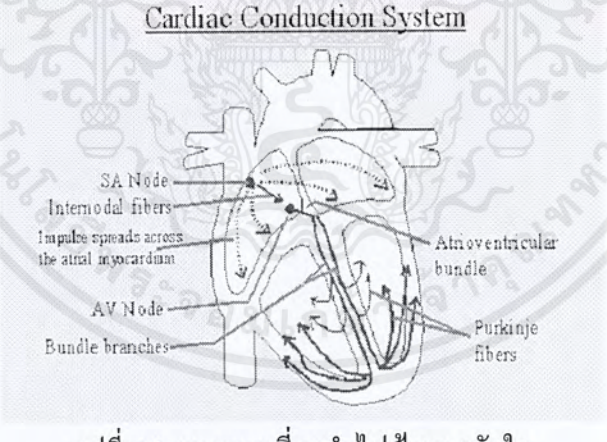
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุนทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้

2.1.1.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเต้นของหัวใจที่เป็นปรกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนขางขวา แสดงในภาพที่ 2-3 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้องทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเขาไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง หลังจากนั้น สัญญาณจะไปที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Artioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามากทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่งA-Vจะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ(Bundleof His) และกลมเส้นใยพูร์คินเย (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วน ต่างๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของรางกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่ง ตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตรา ประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที



รูปที่ 2.2 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

2.1.1.4 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คอ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะ เกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. คลื่น P (P Wave)

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

2. คลื่น QRS (QRS Complex)

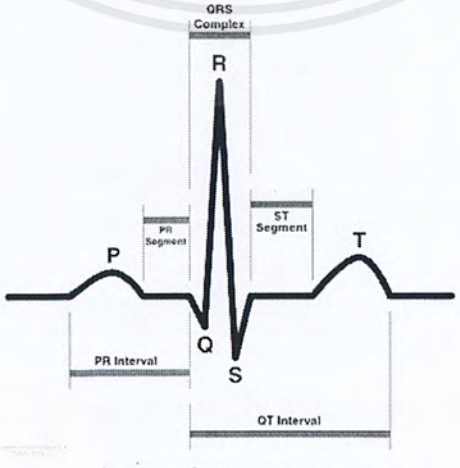
แสดงถึงการเกิดดโพลาไรเซชั่นที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชั่น ผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากัน จึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที หากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำ ประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S

- คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP
- คลื่นR หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP
- คลื่นS หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นP

ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันวา QRS Complex

3. คลื่น T (T Wave)

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



รูปที่ 2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.1.5 ระบบการติดลีด (Lead System)

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณอีซีจี ที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของร่างกาย 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 เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของรางกาย หรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย

การติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี

1. วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอโธเฟน(ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อยู่มหาวิทยาลัยไลน์เดน จากการทดลองไอโธเฟนพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเลกโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหลซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหนา เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียก สามเหลี่ยมโธเฟน แต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหลขวา แขนซ้ายแทนไหลซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหนา โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน

รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้าแบ่งการบันทึกออกเป็น Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่องโดย ขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA} \qquad \text{.....(2-1)}$$

Lead II ใชอิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่ขาซ้ายเปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวดความตางศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA} \qquad \text{.....(2-2)}$$

Lead III ทำนองเดียวกันใช้ขั้วลบวางที่แขนซ้าย ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{RA} \qquad \text{.....(2-3)}$$

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา

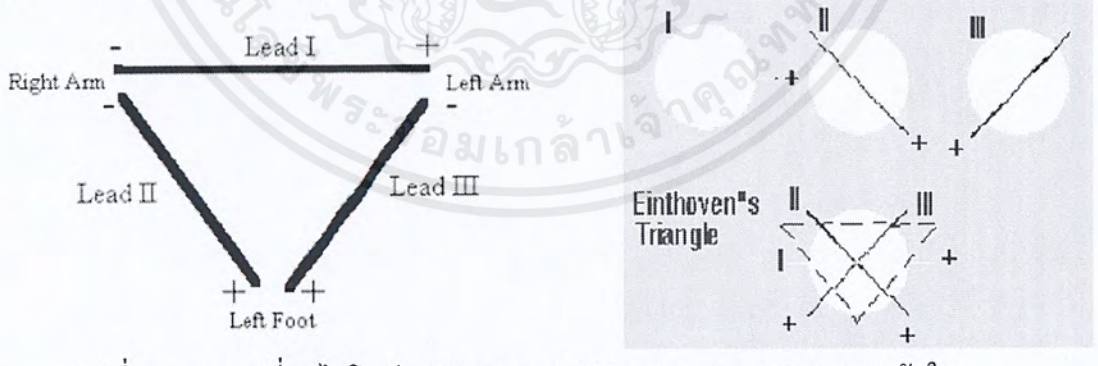
LA = RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโธเฟน ซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \qquad \text{.....(2-4)}$$

หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็น มุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System

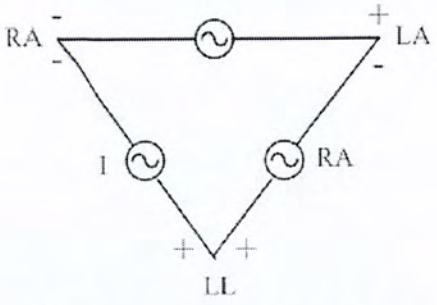


รูปที่ 2.5 สามเหลี่ยมไอโธเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน

จากการวางอิเล็กโทรด ในรูปที่ 2.4 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดง ในรูปที่ 2.6 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความ ต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลีด II - ลีด I - ลีด III = 0 ……..(2-5)



รูปที่ 2.6 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดัน
ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

2.1.2 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง

2.1.2.1 กายวิภาคของสมอง

องค์ประกอบของสมองแบ่งได้หลายแบบ เช่น

ก้านสมอง (The Brain Stem)

ก้านสมอง หรือสมองเพื่อความอยู่รอด เป็นสมองส่วนแรกที่จะพัฒนาในช่วงชีวิตของการปฏิสนธิ เป็นสมองสำหรับคิดเพื่อการอื่นที่ซับซ้อนกว่า แต่ข้อมูล ข่าวสารทั้งหมดจะผ่านก้านสมองก่อนที่จะไปส่วนอื่นๆของสมอง ที่ทำหน้าที่คิดในสิ่งที่ซับซ้อนกว่า (Higher-order thinking) เชื่อว่าทุกครั้งที่เราต้องต่อสู้หรือตกใจหรือหลีกหนี ก้านสมองจะทำหน้าที่ควบคุมร่างกายของเราในการตอบสนองต่อสิ่งนั้น เช่น ให้หัวใจเต้นเร็วขึ้นฯ

สมองชั้นใน (The Limbic Brain)

สมองส่วนที่ 2 คือ สมองชั้นใน อยู่ระหว่างสมองชั้นนอก และก้านสมอง เป็นสมองส่วนที่เกี่ยวกับอารมณ์ความรู้สึก จากการวิจัยเมื่อเร็วๆ นี้ พบว่า สมองส่วนนี้ถือเป็นสมองส่วนที่สำคัญเช่นกัน สมองส่วนนี้มีการทำงานสำหรับคำสั่งที่ซับซ้อนขึ้นมาอีกระดับหนึ่ง

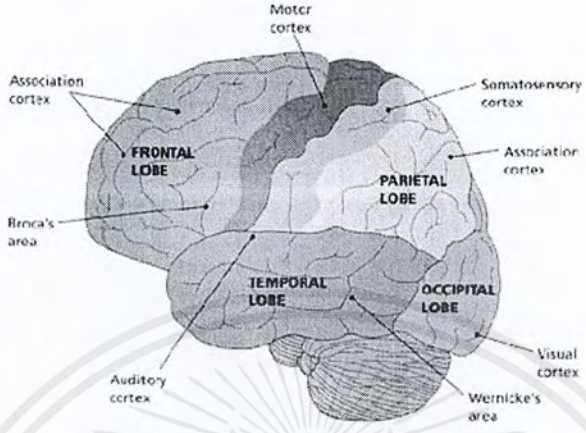
สมองชั้นในจะทำหน้าที่รักษาสมดุลของร่างกายควบคุมการรับประทาน การนอนหลับ ระดับฮอร์โมนในร่างกาย และอารมณ์ความรู้สึก ดังนั้น สมองชั้นในจะรับคำสั่งเฉพาะระดับที่มีความซับซ้อนมากขึ้น เช่น การเป็นเหตุเป็นผล หรือตรรกศาสตร์

สมองชั้นนอก (The Neocortex)

สมองส่วนที่ 3 และเป็นระดับความคิดซับซ้อนสูงสุดนั่นคือสมองชั้นนอก (neocortex) เป็นสมองระดับสูงสุดในการจัดลำดับความซับซ้อนของสมอง ทำหน้าที่เกี่ยวกับคำสั่งที่สลับซับซ้อนมากขึ้นเกี่ยวกับการอ่าน การวางแผน การวิเคราะห์ การสังเคราะห์ และการทำการตัดสินใจ ซึ่งเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมองส่วนที่ทุกคนจะต้องใช้มากที่สุด ในการศึกษาหาความรู้ และที่นี่คือคลังเก็บข้อมูล ที่เราจะนำความรู้มาใช้ ในการคิดสิ่งต่างๆ



รูปที่ 2.7โครงสร้างต่างๆ ของสมอง

2.1.2.2 การส่งสัญญาณของเซลล์สมอง(Nuerone signals)

ขบวนการของการรับส่งข้อมูลในสมอง จะเป็นแบบกระแสไฟฟ้า-สารเคมี โดยถ้าเป็นภายในของเซลล์ประสาทเองจะเป็นไฟฟ้า ส่วนระหว่างเซลล์ประสาทจะเป็นสารเคมี (Nurotransmitter)

เซลล์สมองมีกระแสไฟฟ้าที่สามารถทำให้หลอดไฟติดได้ 25 วัตต์ (เท่ากับเปิดไฟสว่างทั่วห้อง) ประจุไฟฟ้าภายในเซลล์ จะมีทั้งบวกและลบ ซึ่งในผนังเซลล์สมองจะมีช่องทางให้ประจุไฟฟ้าเหล่านี้เข้าออกได้ ประจุบวกอยู่นอกเซลล์ ประจุลบอยู่ในเซลล์ ถ้าสองข้างสมดุลกัน ก็จะอยู่ในระยะพัก เมื่อมีการกระตุ้นโดยข้อมูลต่างๆ ที่ผ่านเข้ามาก็จะทำให้ประจุไฟฟ้า ส่งพลังงานออกมากระตุ้นใยประสาทส่งต่อไปยังจุดเชื่อม ซึ่งจะมีสารเคมีหลั่งออกมา เพื่อนำข้อมูลไปสู่เซลล์สมองอีกอันหนึ่ง

สารส่งสัญญาณในสมอง

ในสมองมีสารเคมีบางตัวที่ทำให้เรารู้สึกดี ซึ่งจะมีผลต่อความจำ การเรียนรู้ ความสัมพันธ์ ความคิด อาหารและยาบางตัวก็จะมีผลต่อสารเคมีเหล่านี้ ซึ่งในสมองมีมากกว่า 60 ตัว (Sylwester 1997) ทำหน้าที่นำข้อมูล จากเซลล์สมองอันหนึ่ง ไปสู่อีกเซลล์หนึ่ง

2.1.2.2.1 สารส่งสัญญาณสมอง (Nuerotransmitter)

กระแสไฟฟ้าจากเซลล์สมองจะทำให้ ใยประสาทตัวส่ง (Axon) หลั่งสารเคมีนี้ผ่านจุดเชื่อม (Synnapse) ไปสู่ใยประสาทของสมองตัวรับ (dendrite) ที่จุดรับเฉพาะ (Special receptor) ที่แตกต่างกัน และไม่สามรถจับกับจุดอื่นๆ ได้ เพื่อนำข้อมูลจากเซลล์สมองเซลล์หนึ่ง ส่งผ่านไปยังเซลล์สมองอีกเซลล์หนึ่ง

สารส่งสัญญาณสมอง มี 2 ส่วน (แบ่งตามการทำงาน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- excitatory (การกระตุ้น) ทำให้เซลล์สมองส่งสัญญาณไป
- inhibitory (กด ยับยั้ง) ทำให้เซลล์สมองหยุดการทำงาน

เซลล์สมอง 1 ตัว สามารถเป็นทั้งถูกกระตุ้น หรือถูกกดการทำงาน แต่อยู่คนละจุดกันภายในหนึ่งเซลล์ กลุ่มที่ถูกกระตุ้น จะมีจุดรับมากกว่ากลุ่มถูกกด เมื่อเซลล์ประสาทได้รับข่าวสารข้อมูลซ้ำๆ จะมีผลให้จุดเชื่อมแข็งแรงและจะเพิ่มจุดรับ (Receptor site) มากขึ้น ทำให้การส่งผ่านข้อมูลเร็วขึ้น

2.1.2.2.2 การสร้าง และการทำงานของสารส่งสัญญาณในสมอง

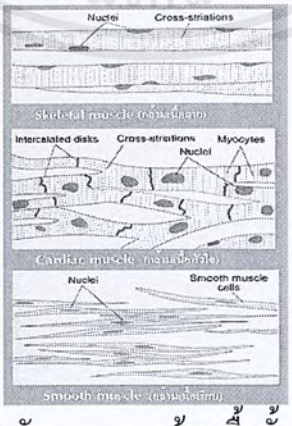
เซลล์สมองถูกกระตุ้นจากสัมผัสต่างๆ (ผ่านทางหู ตา จมูก ลิ้น ผิวหนัง) ทำให้เกิดการหลั่งสารชนิดนี้ที่บริเวณสายใยประสาทส่งข้อมูล (Axon)สารนี้จะนำข่าวสารจากเซลล์สมองตัวหนึ่งไปที่เซลล์อีกตัว โดยผ่านจุดเชื่อมไปจับกับใยประสาทตัวรับข้อมูล ที่จุดรับเฉพาะเซลล์สมองตัวรับเมื่อถูกกระตุ้นจากข้อมูลต่างๆ ก็จะทำให้เกิดการทำงาน หรือกดการส่งสัญญาณ สารเคมีที่หลั่งออกมาจะถูกทำลายที่จุเชื่อม หรือถูกดูดกลับหมด โดยเซลล์สมองตัวส่ง

2.1.3 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในแต่ละบุคคลจะมีลักษณะและรูปแบบที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.1.3.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

กล้ามเนื้อเป็นส่วนของร่างกายซึ่งทำหน้าที่สำคัญ โดยเปลี่ยนแปลงพลังงานซึ่งเก็บอยู่ในรูปสารเคมีไปเป็นพลังงานกล ยังผลให้เซลล์กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ทำให้อวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายเคลื่อนไหวได้ ก่อให้เกิดงาน และทำให้ร่างกายดำรงชีพอยู่ได้ ตัวอย่างการทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคลื่อนไหวของแขน ขา ในระบบกล้ามเนื้อและกระดูก การสูบฉีดเลือดจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายในระบบไหลเวียนเลือด การกินและการย่อยอาหารในระบบทางเดินอาหาร และการขับถ่ายของเสียโดยระบบขับถ่าย เป็นต้น กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งเป็น 3 ชนิด คือ



รูปที่ 2.8 ลักษณะของกล้ามเนื้อทั้ง 3 ชนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. กล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal muscle) หรือที่มักเรียกกันว่ากล้ามเนื้อลาย (Striated muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่เกาะติดกับโครงกระดูก เช่นกล้ามเนื้อแขนกล้ามเนื้อขา ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยตรง โดยสร้างแรงกระทำกับกระดูกและข้อผ่านการหดตัวของกล้ามเนื้อ เมื่อนำกล้ามเนื้อนี้มาส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ จะมองเห็นเป็นแถบยาว แต่ละเซลล์จะมีหลายนิวเคลียส การทำงานของกล้ามเนื้อลายถูกควบคุมด้วยระบบประสาทโซมาติก ดังนั้นการทำงานของกล้ามเนื้อชนิดนี้ ร่างกายสามารถบังคับให้อยู่ภายใต้อำนาจของจิตใจ

กล้ามเนื้อโครงร่างจะมีปลายข้างหนึ่ง (จุดเกาะต้น) เกาะติดกับกระดูกส่วนที่ใกล้กับแกนกลางร่างกายมากกว่าและมักเป็นกระดูกที่ค่อนข้างยึดแน่น และปลายอีกข้างหนึ่ง (จุดเกาะปลาย) เกาะข้ามข้อไปยังกระดูกอีกชิ้นหนึ่งที่อยู่ห่างจากแกนกลางร่างกายมากกว่า การหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่างจะทำให้กระดูกหมุนตามข้อ

รูปที่ 2.9 โครงสร้างภายในของเซลล์ประสาท

2. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ไม่มีลายตามขวาง ประกอบด้วยเซลล์ที่มีลักษณะแบนยาวแหลมหัวแหลมท้าย ภายในเซลล์มีนิวเคลียสอันเดียวตรงกลาง ทำงานอยู่นอกอำนาจจิตใจ (involuntary muscle) เช่น กล้ามเนื้อของอวัยวะภายในต่างๆ

3. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) เป็นกล้ามเนื้อของหัวใจโดยเฉพาะ รูปร่างเซลล์จะมีลายตามขวางและมีนิวเคลียสหลายอันเหมือนกล้ามเนื้อลาย แต่แยกเป็นแขนงและเชื่อมโยงติดต่อกันกับเซลล์ข้างเคียง การทำงานอยู่นอกอำนาจจิตใจเช่นเดียวกับกล้ามเนื้อเรียบ

กล้ามเนื้อเป็นส่วนของร่างกายซึ่งทำหน้าที่สำคัญ โดยเปลี่ยนแปลงพลังงานที่เก็บอยู่ในรูปสารเคมีไปเป็นพลังงานกลในร่างกายคนปกติ จะมีกล้ามเนื้อเป็นองค์ประกอบประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัวทั้งหมด โดยเป็นกล้ามเนื้อลาย 40 เปอร์เซ็นต์ อีก 10 เปอร์เซ็นต์ เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ หลักการหรือขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสามชนิดมีส่วนคล้ายคลึงกัน สามารถใช้เป็นหลักสำหรับทำความเข้าใจได้ดังนี้

เซลล์กล้ามเนื้อ หรือ เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle cell หรือ Muscle fiber) จัดเป็นเซลล์ที่ถูกกระตุ้นได้ง่าย (Excitable cell) เช่นเดียวกับเซลล์ประสาท กล่าวคือ เซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้นได้ด้วยสารเคมี กระแสไฟฟ้าหรือด้วยตัวกระตุ้นทางกายภาพ เช่น แรงจากการเคาะ เป็นต้น โดยปกติกล้ามเนื้อในร่างกายมักถูกกระตุ้นโดยกระแสประสาทซึ่งส่วนมากจะเป็นระบบประสาทยนต์ ในกรณีของกล้ามเนื้อลายระบบประสาทอัตโนมัติในกรณีของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ หรือจากเซลล์ก่อกำเนิดจังหวะทางไฟฟ้า (Pacemaker) ภายในกล้ามเนื้อเอง เช่น ที่พบในกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ

2.1.3.2 ขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกายโดยสังเขป

ขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อลายในร่างกาย สรุปเป็นลำดับดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อลายถูกกระตุ้นด้วยกระแสประสาทจากเส้นประสาทยนต์
2. เกิดการแพร่กระจายของกระแสประสาทจากปลายประสาทผ่านทางจุดต่อเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (Neuro-muscular junction) หรือ Motor end plate ไปยังเซลล์กล้ามเนื้อเหนี่ยวนำให้เกิด End plate potential
3. เกิดศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action potential) แพร่กระจายสู่เซลล์กล้ามเนื้อ ทำให้มีแคลเซียมหลั่งออกมาจาก Sarcoplasmic reticulum
4. เกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานเคมีไปเป็นพลังงานกลและพลังงานความร้อนภายใน Myofilament ซึ่งเป็นส่วนประกอบย่อยของเซลล์กล้ามเนื้อ

2.1.3.3 กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

กระแสประสาทกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยที่กระแสประสาทแพร่กระจายมาตามเส้นประสาทจนถึงบริเวณ Motor end plate และเกิด End plate potential จากนั้นจะเกิด Excitation-contraction coupling ซึ่งหมายถึงการที่ศักย์ไฟฟ้าไวงานแพร่กระจายไปตามผิวเซลล์กล้ามเนื้อลาย และเข้าไปในเซลล์โดยทาง T system ทำให้แคลเซียมหลั่งออกจาก Sarcoplasmic reticulum เกิดปฏิกิริยาของโปรตีนและเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Muscle twitch หรือ Muscle contraction) ในที่สุดในขณะที่กล้ามเนื้อเริ่มถูกกระตุ้นด้วยกระแสประสาท จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า การเปลี่ยนแปลงทางเคมี และการเปลี่ยนแปลงเชิงกลภายในเส้นใยกล้ามเนื้อ การเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ เหล่านี้มีความสัมพันธ์กันอย่างใกล้ชิด แต่โดยทั่วไป การเปลี่ยนแปลงเชิงกลจะเกิดตามหลังการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า

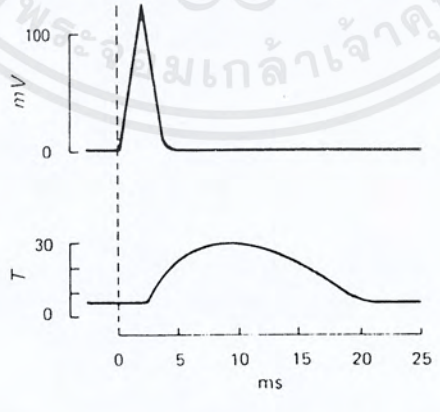
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3.3.1 End plate potential

เมื่อศักย์ไฟฟ้าไวงานเดินทางมาตามเส้นประสาทยนต์จนถึงบริเวณจุดต่อเส้นประสาทและกล้ามเนื้อจะมีสารเคมีได้แก่ Acetylcholine หลั่งออกจากปลายประสาท ทำให้ Acetylcholine-gated channel มีผิวของเซลล์กล้ามเนื้อในบริเวณนั้นๆเปิดยังผลให้โปแตสเซียม (Na^+) ไหลเข้าสู่เซลล์เป็นจำนวนมาก ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่เซลล์ มีค่าเป็นบวกมากขึ้นจากเดิมประมาณ 50 – 70 มิลลิโวลท์ และก่อให้เกิดศักย์ไฟฟ้าเฉพาะจุดหรือที่เรียกว่า End plate potential ขึ้นโดยปกติแล้วการเพิ่มขึ้นของศักย์ไฟฟ้าที่ผนังกั้นอย่างรวดเร็วประมาณ 20 – 30 มิลลิโวลท์ก็เพียงพอที่จะทำให้เกิดการป้อนกลับแบบบวกของการกระตุ้นและเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงานตามมา

2.1.3.3.2 Muscle twitch

เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้น จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าขึ้นก่อนศักย์ไฟฟ้าไวงานซึ่งแพร่ไปตามผิวเซลล์และ T system ทำให้เกิด Excitation-contraction coupling ยังผลให้เกิดการหดตัวและการคลายตัวของกล้ามเนื้อในระยะเวลาต่อมาการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า Muscle twitch โดยทั่วไปกล้ามเนื้อลายเริ่มหดตัวหลังจากเซลล์กล้ามเนื้อถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarize) ไปแล้วประมาณ 2 มิลลิวินาทีและก่อนที่ดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ของเซลล์กล้ามเนื้อจะเสร็จสิ้นลง รูปที่ 2.10 ระยะเวลาของการหดตัวของเซลล์กล้ามเนื้อลายจะมีช่วงสั้นหรือยาวนั้น ขึ้นกับชนิดของกล้ามเนื้อพวกที่เป็น Fast fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ละเอียดอ่อนต้องการความเร็วและความแม่นยำ จะมีระยะการหดตัวสั้น อาจจะสั้นเพียง 7.5 มิลลิวินาทีส่วน Slow fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ไม่ต้องการความละเอียดอ่อน แต่ต้องการความแข็งแกร่ง ความแรงและความคงทน จะมีระยะการหดตัวยาวนาน ซึ่งอาจจะนานถึง 100 มิลลิวินาที

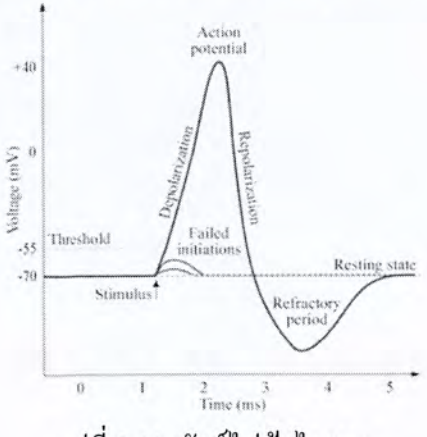


รูปที่ 2.10 ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไวงานและMuscle twitch ของกล้ามเนื้อลายบนแกนเวลาเดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3.4 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์

สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเกิดจากปฏิกิริยาทางเคมีของแต่ละเซลล์ โดยมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.9 สัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะถูกส่งไปตามเซลล์ประสาท (Neuro) ในสภาวะที่สมดุลจะมีการแพร่ (Diffusion) และการปั๊มของอิออนชนิดต่างๆ เช่น โปแตสเซียม โซเดียม และอื่นๆระหว่างภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ อันเนื่องมาจากความแตกต่างของความเข้มข้นของอิออนทั้งหลายระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ และการทำงานของกลุ่มของโปรตีนที่เรียกว่าอิออนปั๊ม (Ion Pump) ที่จุดสมดุลนี้จะเกิดความต่างศักย์ตกคร่อมผนังเซลล์ราว –80 มิลลิโวลท์ เมื่อเปรียบเทียบกับนอกเซลล์ ในสภาพเช่นนี้เราเรียกว่าการเกิดโพลาไรซ์ (Polarization) ขึ้นที่เซลล์ และเรียกศักย์ไฟฟ้าที่จุดสมดุลนี้ว่า ศักย์ไฟฟ้าสงบ (Resting Potential) ค่าของศักย์ไฟฟ้านี้จะขึ้นกับชนิดของเซลล์และขึ้นกับความเข้มข้นของอิออนต่างๆภายใน และภายนอกเซลล์เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจากภายนอกไม่ว่าจะเป็นการกระตุ้นเชิงกล หรือการกระตุ้นด้วยสารทางชีวเคมี ผนังเซลล์จะมีการเปลี่ยนสภาพไปชั่วครู่ ซึ่งทำให้เกิดการแพร่ของโซเดียมอิออนที่มีอยู่มากทางภายนอกเซลล์ แพร่เข้าไปในเซลล์อย่างรวดเร็ว โดยจะมีปริมาณของโปแตสเซียมอิออนไหลแพร่ออกมาเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ด้วยเหตุนี้เองจึงทำให้ภายในเซลล์มีประจุบวกมากขึ้น และมีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ศักย์ไฟฟ้านี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) และเรียกสภาพการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าเช่นนี้ว่า เซลล์ถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarized) หรือเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ขึ้น ศักย์ไฟฟ้าไวงานนี้จะมีค่าราว +30 มิลลิโวลท์ เมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์เมื่อเวลาผ่านไปการแพร่ของโซเดียมอิออน และอิออนชนิดอื่นจะเข้าสู่ที่จุดสมดุลใหม่ หลังจากนั้นผนังเซลล์จะค่อย ๆ กลับคืนสู่สภาวะเดิมในตอนแรก โดยจะมีการปั๊มโซเดียมอิออนออกไปโดยอิออนปั๊ม ลักษณะของการเปลี่ยนสภาวะที่มีศักย์ไฟฟ้าไวงานเพื่อกลับไปอยู่ในสภาวะเริ่มแรกนี้เรียกว่า รีโพลาไรเซชั่น (Repolarization) ขนาดของศักย์ไฟฟ้าไวงานที่เกิดขึ้นจะแตกต่างไปตามชนิดของแต่ละเซลล์ และการกระตุ้นจะต้องมีความแรงเกินจุดจำกัดอันหนึ่งที่เรียกว่า จุดเริ่มเปลี่ยน (Thershold)



รูปที่ 2.11 ศักย์ไฟฟ้าไวงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในร่างกายของคนเรานั้นจะมีคลื่นไฟฟ้าอยู่ทุกจุดทั่วร่างกาย ซึ่งแต่ละจุดนั้นมีขนาดคลื่นไฟฟ้าแตกต่างกันออกไปเช่น คลื่นไฟฟ้า EEG ECG และ EMG ในบทนี้จะพูดถึงคลื่นไฟฟ้า EMG ซึ่งเป็นคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลายโดยโครงงานนี้จะนำคลื่นไฟฟ้า EMG ไปควบคุมการทำงานของมือเทียม เราจะมองจุดสำคัญของคลื่นไฟฟ้า EMG ในเรื่องของช่วงศักย์ไฟฟ้าและช่วงการตอบสนองของความถี่ ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 Required Electrical Characteristics of EEG, ECG and EMG Recording Systems

Recording System	Voltage Range	Frequency Response
EEG	0.001-0.10 mV	0.02-100 Hz
ECG	0.02-5.0 mV	0.1-30 Hz
EMG	0.003-5.0 mV	2-10,000 Hz

จากตารางที่ 2.1 จะเห็นได้ว่า ช่วงของศักย์ไฟฟ้าและความถี่ใน EMG จะกว้างกว่าใน EEG และ ECGมาก

2.1.3.5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram)

กล้ามเนื้อเป็นเซลล์ที่ถูกพัฒนาเพื่อทำหน้าที่เด่นด้านการเคลื่อนที่ โดยมีการหดตัวและคลายตัว เพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายและอวัยวะต่างๆ กล้ามเนื้อแบ่งตามการควบคุมการทำงานได้ 2 ชนิด คือ

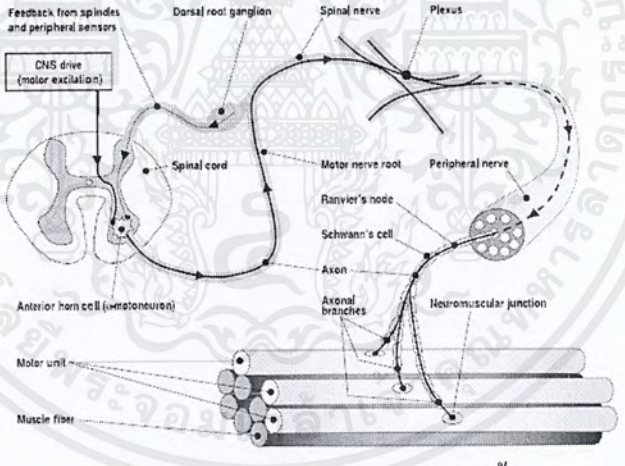
1. กล้ามเนื้อทำงานใต้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยสมองส่วนสั่งการ (Motor Area) ส่งคำสั่งลงมาควบคุมส่วนมากเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อลาย ตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อตำแหน่งไบเซ็บ (Biceps) ที่ต้นแขน เป็นต้น

2. กล้ามเนื้อทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) ซึ่งไม่สามารถควบคุมได้ได้แก่ การทำงานของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งควบคุมการทำงานโดยระบบประสาทออโตโนมิก (Autonomic Nervous System) การทำงานของกล้ามเนื้อลายบางครั้งก็อยู่นอกอำนาจจิตใจ เช่น การตอบสนองแบบรีเฟล็กซ์ (Reflex) เส้นประสาทของกล้ามเนื้อที่ส่งสัญญาณมาควบคุมกล้ามเนื้อจัดอยู่ในระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System) ซึ่งประกอบด้วยสมอง ไขสันหลัง (Spinal Cord) และเส้นใยประสาทรอบนอก (Peripheral Nerves Fiber) โดยจะทำหน้าที่ส่งประสาทความรู้สึก (Sensory Information) ไปยังสมองหรือไขสันหลังและเส้นใยประสาทที่ส่งข้อมูลจากสมองหรือไขสันหลังไปยังกล้ามเนื้อกล้ามเนื้อมัดหนึ่งประกอบด้วยมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จำนวนมากโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต จะประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fibers) และประสาทสั่งการ (Motor Nueron)

ดังรูปที่ 2.13 เส้นประสาทสั่งการแต่ละเส้นจะต่ออยู่กับเส้นใยกล้ามเนื้อคนละชุดที่ทำงานอิสระต่อกัน และจะทำงานพร้อมกันเมื่อต้องการการหดตัวของกล้ามเนื้อสูง ในกล้ามเนื้อมัดหนึ่งๆ จะมีจำนวนประสาทสั่งการมากน้อยขึ้นอยู่กับชนิดหรือประเภทการใช้งานของกล้ามเนื้อนั้นๆเมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) จากประสาทสั่งการ เส้นใยกล้ามเนื้อจะเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarized) การดีโพลาไรซ์นี้จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อและจะเคลื่อนที่ผ่านไปตลอดเส้นใยกล้ามเนื้อทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้สามารถตรวจจับได้โดยใช้อิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัส หรือโดยใช้อิเล็กโทรดแบบเข็มสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อ สัญญาณที่วัดได้จากเส้นใยกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อ(Muscle Fiber Action Potential) ผลรวมของศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อจากเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งหมดในหนึ่งมอแตอร์ยูนิต เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit Action Potential : MUAP) และผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต เรียกว่าสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG)



รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อภายในร่างกายของคนปกตินั้น ในขณะที่เราไม่ให้กล้ามเนื้อออกแรงเมื่อตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าจะมีลักษณะเรียบดังรูปที่ 2.13 (ก) มีชื่อเรียกว่า Electrical silence และในขณะที่เราให้กล้ามเนื้อออกแรงทำงานเมื่อตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าจะมีลักษณะดังรูปที่ 2.13 (ข) มีชื่อเรียกว่า Motor unit potential แต่เป็น Motor unit ที่มีลักษณะปกติ เราจึงเรียกว่า Normal motor unit potential

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

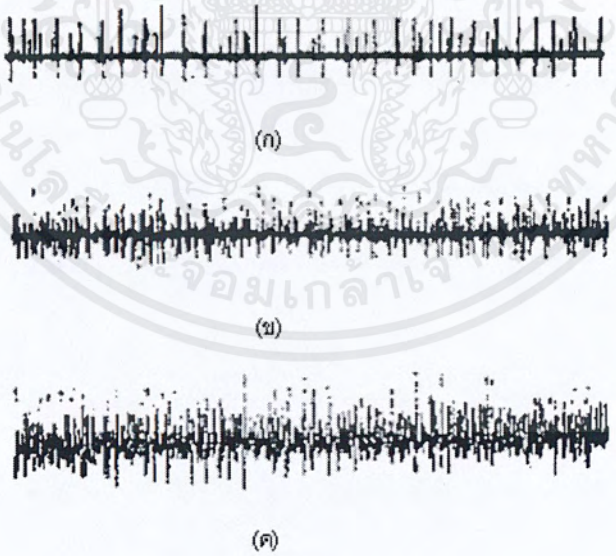
(ก) (ข)

(ก) Electrical silence (ข) Normal motor unit potential

รูปที่ 2.13 แสดงลักษณะของรูปคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Normal Motor Unit Potential (MUP) ของกล้ามเนื้อปกติมีลักษณะสำคัญคือ ต้องเกิดเมื่อออกแรงใช้กล้ามเนื้อนั้นเป็น bi หรือ triphasic มียอดลบนำมาก่อน ความถี่ 5-20 ครั้ง/วินาที หรือความสูงประมาณ 50-1500 ไมโครโวลต์ แต่ค่าต่างๆ อาจเปลี่ยนแปลงได้บ้าง ซึ่งลักษณะทั่วไปของ MUP ขึ้นอยู่กับความมากน้อยในการออกแรงเมื่อให้กล้ามเนื้อออกแรงเบาๆ จะได้ MUP ขนาดเล็กเป็นไมโครโวลต์ ที่ความถี่ต่างๆ

ดังรูปที่ 2.14 (ก)และเมื่อให้กล้ามเนื้อออกแรงเพิ่มขึ้นความถี่ของ MUP จะเพิ่มขึ้น เมื่อให้กล้ามเนื้อออกแรงเพิ่มมากขึ้นอีกจำนวน MUP ที่เห็นก็จะมีขนาดโตขึ้น ความถี่ก็ยิ่งมากขึ้นด้วยดังรูปที่ 2.14(ข) แต่ถ้าออกแรงมากจนเต็มที่ MUPก็จะมากขึ้นไปอีก จึงเรียกลักษณะเช่นนี้ว่า Interference pattern แสดงดังรูปที่ 2.14(ค)



(ก)

(ข)

(ค)

(ก) ในขณะที่ออกแรงเบาๆ

(ข) ในขณะที่ออกแรงมาก

(ค) ในขณะที่ออกแรงมากที่สุด

รูปที่ 2.14 แสดงรูปคลื่นของ Normal motor unit potential

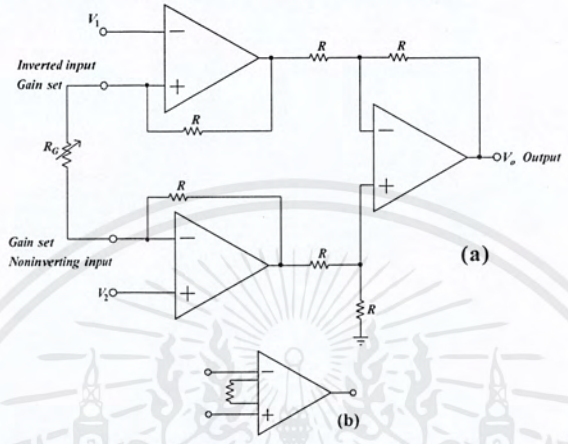
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

2.2 ทฤษฎีวงจร

2.2.1 วงจรขยายสัญญาณในการวัดทางอุตสาหกรรม(Instrumentation Amplifiers)

วงจรขยายสัญญาณในการวัดทางอุตสาหกรรม คือ วงจรออปแอมป์ที่ใช้ในการขยายสัญญาณที่ได้จากการวัดซึ่งใช้ในงานอุตสาหกรรมทั่วๆไป จะมีรูปวงจรดังนี้



รูปที่ 2.15 (a) วงจรขยายสัญญาณในการวัดทางอุตสาหกรรมโดยปรับเกนด้วยตัวต้านทานภายนอก

(b) รูปวงจรรวม

วงจรขยายสัญญาณในการวัดทางอุตสาหกรรมจะมีสมการความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาท์พุตและแรงดันอินพุตเป็น

$$V_{3-4} = (V_2 - V_1)(1 + \frac{2R}{R_{gain}}) \quad \text{.....(2-6)}$$

เมื่อค่า voltage gain หาได้จาก

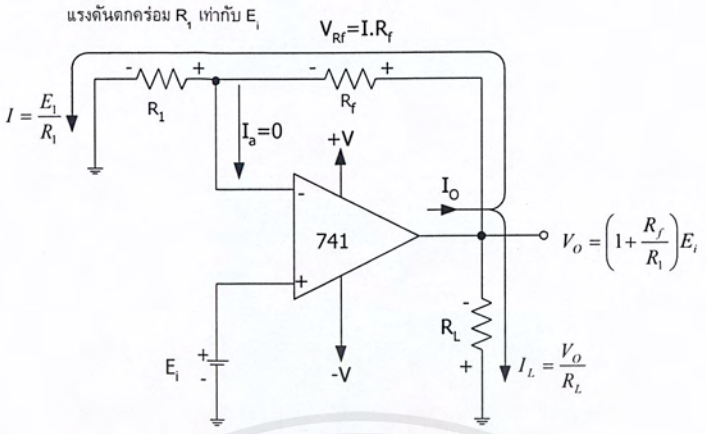
$$A_V = (1 + \frac{2R}{R_{gain}}) \quad \text{.....(2-7)}$$

2.2.2 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

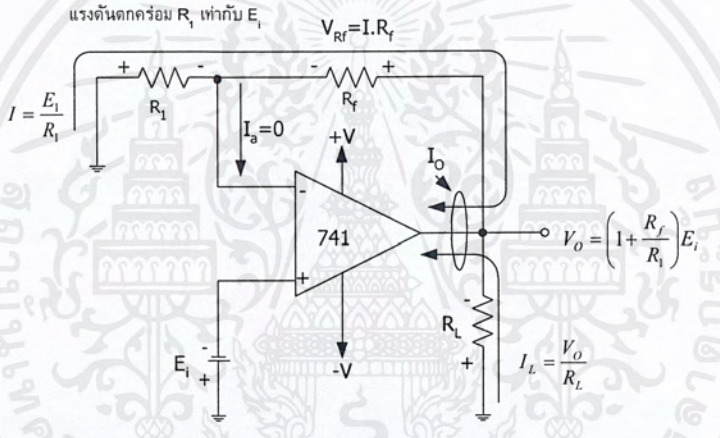
วงจรขยายแบบนอนอินเวิร์ทติง (รูปที่ 2.16 เป็นวงจรที่ให้แรงดันเอาท์พุท V_0 มีเครื่องหมายหรือมีขั้วเหมือนกับแรงดันทางด้านอินพุท E_i ในการวิเคราะห์วงจรจะใช้ข้อแนะนำ 2 ข้อจากหัวข้อที่ 1 เหมือนกับการวิเคราะห์วงจรขยายแบบอินเวิร์ทติง โดยให้ถือว่าความต้านทานด้านอินพุทของออปแอมป์มีขนาดค่ามากเกิน 100 เมกะโอห์ม

119229

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) เมื่อป้อนแหล่งจ่ายไฟชนิดบวก



(ข) เมื่อป้อนแหล่งจ่ายไฟชนิดลบ

รูปที่ 2.16 แสดงทิศทางการไหลของกระแส และขั้วของแรงดันเมื่อป้อนแหล่งจ่ายไฟชนิดต่าง ๆ

เมื่อไม่มีความต่างศักย์ระหว่างขาอินพุทบวกและอินพุทลบ ดังนั้นแรงดันที่ตกคร่อม R_1 คือ E_i ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่าน R_1 และ R_2 (ไม่มีกระแสไหลเข้าขาอินพุทลบ) หาได้จาก

$$I = \frac{E_i}{R_i} \qquad \text{.....(2-8)}$$

โดยที่ทิศทางของกระแสขึ้นอยู่กับแรงดัน E_i ซึ่งเหมือนตกคร่อม R_1 สำหรับวงจรรูปที่ 2.16(ก) ที่ขาอินพุทลบจะเสมือนมีแรงดันบวก E_i อยู่ ดังนั้นกระแสจึงไหลจากด้านขวาของ R_i มา R_i ลงกราวด์ การไหลเช่นนี้ทำให้เกิดทิศทางของ I ซึ่งจะกลับกับ I ในรูปที่ 2.16(ข) เมื่อทราบ I แล้วจึงสามารถหาความต่างศักย์ตกคร่อม R_f ได้

$$V_{R_f} = I_{R_f} = \frac{R_f}{R_i} \times E_i \qquad \text{.....(2-9)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อได้ VR_f และ VR_1 ซึ่งเท่ากับ E_i แล้ว จะสามารถหา V_0 ได้

$$V_0 = V_{Rf} + E_i$$

$$= E_i \times \frac{R_f}{R_1} + E_i$$

$$= 1 \times \frac{R_f}{R_1} E_i \qquad \text{.....(2-10)}$$

ทุกค่า V_0 ที่หาได้ นำมาใช้ในการหาอัตราการขยายของวงจรนี้ได้ดังนี้

$$A_{CL} = \frac{V_O}{E_i}$$

$$= 1 \times \frac{R_f}{R_1} E_i$$

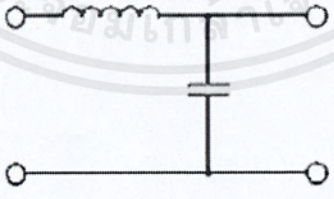
$$= 1 + \frac{R_f}{R_1}$$

$$= \frac{(R_i + R_f)}{R_1} \qquad \text{.....(2-11)}$$

อัตราการขยายของวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ติงหรือแบบไม่กลับเฟส จะมีค่ามากกว่า 1 เสมอ กระแสที่จ่ายให้โหลด (I_L) เท่ากับ V_0/R_L ส่วนกระแส $I_0 = I+I_L$

2.2.3 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter: LPF)

Low pass filter (ความถี่ต่ำกว่าผ่านได้) บางครั้งอาจจะเรียกว่าวงจร high-cut filter สำหรับความถี่วิทยุ และ treble cut filter สำหรับวงจรขยายเสียง



รูปที่ 2.17 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ

วงจร low pass filter มีลักษณะการต่อคือ ใช้ L อนุกรมกับวงจร และ C ขนานกับวงจร คุณสมบัติของวงจรก็คือ เมื่อเราป้อนความถี่ ต่ำเข้าวงจร L จะมีค่า XL ต่ำ C จะมีค่า XC สูง ทำให้ความถี่ ต่ำผ่าน L ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มาก แต่เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนด ค่า XL จะมากขึ้น ค่า XC จะลดลง ทำให้ความถี่ ผ่านขดลวดได้ลดลง บางส่วนที่ผ่านไปได้ก็จะถูก C ดึงลงกราวด์ ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน

ในรูปที่ 2.17 เป็นวงจรแอกทีฟฟิลเตอร์กรองสัญญาณความถี่ต่ำแบบที่ใช้กันโดยทั่วไป วงจรประกอบด้วยอุปกรณ์ R,C และออปแอมป์ ซึ่งจากวงจรมีอัตราขยาย 1 เท่า กำหนดให้ R_f มีค่าเท่ากับ R และแรงดันออฟเซตมีค่าเป็น 0 โวลต์ ดังนั้นแรงดันที่ขา 2 เท่ากับแรงดันที่ขา 3 สำหรับแรงดันที่ขา 2 ซึ่งมีค่าเท่ากับ V_o นั้น จะทำให้แรงดันคร่อม C มีค่าเป็น V_o ด้วยเช่นกัน ถ้าเราพิจารณาในส่วน R และ C ที่ต่อกับ E_i เราจะได้สมการเป็น

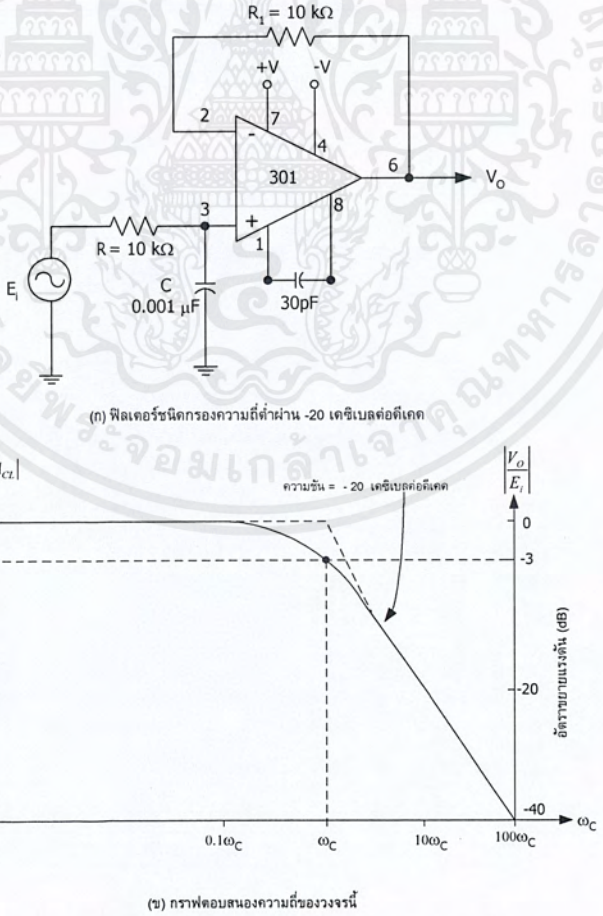
$$V_0 = \frac{1/j\omega C}{R + 1/j\omega C} \times E_i \qquad \text{.....(2-12)}$$

เมื่อ ω คือ ความถี่เชิงมุมของ Ei มีหน่วยเป็น เรเดียน/วินาที และ

j มีค่าเป็น $\sqrt{-1}$ ค่ารีแอกแตนซ์ของ C มีค่าเป็น $1/j\omega C$

จากสมการที่ (2-12) นำมาเขียนใหม่เป็นค่าของอัตราขยายแบบลูปปิดได้คือ

$$A_{CL} = \frac{V_O}{E_i} = \frac{1}{1 + j\omega CR} \qquad \text{.....(2-13)}$$



รูปที่ 2.18 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่

ของวงจรฟิลเตอร์ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีค่า - 20 เดซิเบล ต่อดีเคด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 2.18 (ก) จากที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าเป็นวงจรประเภทกรองความถี่ต่ำผ่าน ต่อไปเราจะทำการวิเคราะห์สมการนี้ จากสมการที่ (2-13) ที่ได้นี้แสดงถึงค่าของอัตราขยายแบบลูปปิด A_{CL} ซึ่งมีค่าเปลี่ยนแปลงไปตามความถี่ ถ้าพิจารณาที่ความถี่ต่ำ ω มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ($\omega = 0$) นำไปแทนในสมการ จะได้ขนาดของ $A_{CL} = 1$ และที่ความถี่สูง ω มีค่าเข้าใกล้อินฟินิตี้ ($\omega = \infty$) ขนาดของ $A_{CL} = 0$ (ขนาด A_{CL} สามารถเขียนแทนได้ด้วยเครื่องหมาย $|A_{CL}|$)

รูปที่ 2.19 (ข) เป็นกราฟที่แสดงขนาดของ A_{CL} เปรียบเทียบกับ ω แสดงให้เห็นว่าที่ความถี่ที่สูงกว่าความถี่คัตออฟ ω_c ขนาดของ A_{CL} จะมีค่าลดลงด้วยอัตรา 20 เดซิเบลต่อดีเคด ดังนั้นจะสรุปได้ว่า เฉพาะในช่วงที่ความถี่สูงกว่า ω_c อัตราการขยายแรงดันจะมีค่าลดลง 10 เท่า เมื่อความถี่มีค่าเพิ่มขึ้น 10 เท่าเช่นกัน

การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่านก็คือค่าความถี่คัตออฟ ω_c ที่ต้องการใช้งาน ที่ค่าความถี่นี้อัตราขยายจะมีค่าเป็น 0.707 ของอัตราขยายที่ความถี่ต่ำ ความถี่คัตออฟหาได้จากสมการ

$$\omega_C = \frac{1}{RC} = 2\pi f_C \qquad \text{.....(2.14)}$$

โดยที่ ω_c มีหน่วยเป็น เรเดียนต่อวินาที (rad/s)

fc มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hz)

R มีหน่วยเป็น โอห์ม (Ω)

C มีหน่วยเป็น ฟารัด (F)

ในทำนองเดียวกัน จากสมการที่ (2.14) เมื่อกำหนด ω_c ไว้แล้ว ต้องการจะหาค่า R ก็จะได้เป็น

$$R = \frac{1}{\omega_C C} = \frac{1}{2\pi f_C C} \qquad \text{.....(2.15)}$$

2.2.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter: BRF)

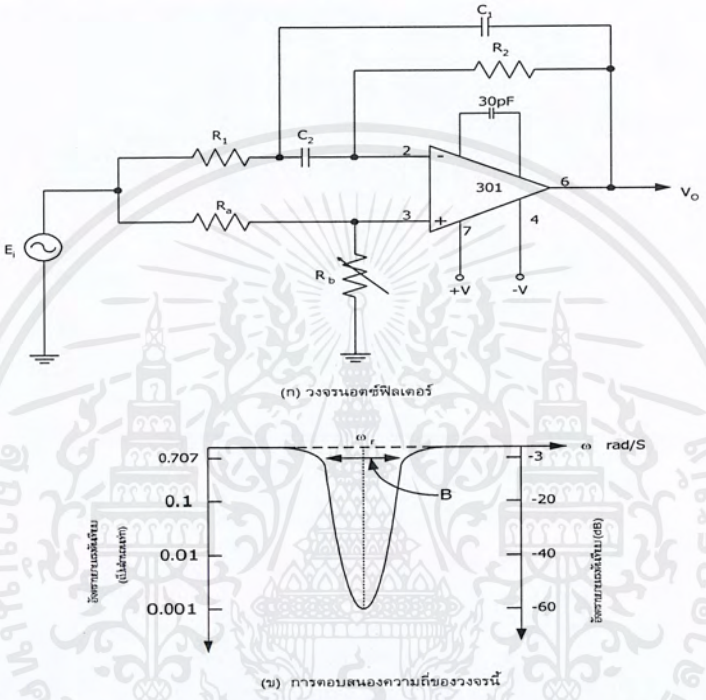
เป็นวงจรที่กำจัดความถี่บางช่วงออกไปช่วง (band – elimination filter) บางครั้งเรียกว่าวงจรนอทช์ฟิลเตอร์ (notch filter)

วงจรกรองความถี่แบบ band stop filter จะยอมให้ความถี่อื่น ๆ ผ่านไปได้สะดวก แต่สำหรับความถี่ Resonance (ความถี่ที่จะกำจัด) จะโดนดึงลงกราวด์

ตัวอย่างของวงจรแสดงได้ในรูปที่ 2.23 (ก) ซึ่งจะให้ผลตอบสนองทางความถี่ดังในรูปที่ 2.23 (ข) จากรูปจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่ามีความถี่ช่วงผ่านอยู่สองช่วงทั้งซ้ายและขวา และมีความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่อยู่ตรงกลางถูกกำจัดหายไปความถี่นี้เราจะเรียกว่า ความถี่เรโซแนนต์ (ω_r) เช่นเดียวกันวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเฉพาะช่วงตัวอย่างของวงจรประเภทนี้ได้แก่ การกำจัดความถี่ 50 เฮิรตซ์ หรือ 400 เฮิรตซ์ในการใช้งานมอเตอร์เจเนอเรเตอร์ เพื่อเป็นการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น เป็นต้น การคำนวณและออกแบบวงจรก็เช่นเดียวกับวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงคือ ต้องนำเอาช่วงกว้างความถี่ B และค่าควอลิตี้แฟกเตอร์ Q มาคิดร่วมกับ ω_r ด้วย



รูปที่ 2.19 วงจรและการตอบสนองความถี่ของวงจรนอตช์ฟิลเตอร์

2.3 โปรแกรมLabview

โปรแกรมLabview ย่อมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ Labview จะเรียกว่า Virtual Instrument หรือเรียกย่อๆว่า VI ซึ่งหมายถึงเครื่องมือวัดเสมือน

โปรแกรมLabview จะมี Front Panel ซึ่งเปรียบเสมือนได้กับสิ่งที่ผู้ใช้จะเห็นและควบคุมการทำงานผู้ใช้สามารถสร้างรูปแบบขึ้นเองได้อย่างรวดเร็วเพราะLabviewมีส่วนประกอบต่างๆที่ใช้ออกแบบหน้าจออย่างมากมาย

พื้นที่ส่วนที่เขียนโปรแกรมจะเรียกว่า Block Diagram เปรียบเสมือนกับ Hardware ภายในเครื่องมือวัดโดยLabviewจะเขียนโปรแกรมโดยอาศัยรูปภาพ

โปรแกรมLabviewอาศัยหลักการทำงานของเครื่องมือวัดคุมทำให้ผู้ใช้สามารถออกแบบรูปแบบโปรแกรมตมที่ผู้ใช้ต้องการหลักการดังกล่าวแบ่งออกเป็น3ส่วนใหญ่ๆคือ

1. Aqquisition ซึ่งเป็นส่วนที่รับข้อมูล (Input) จากสิ่งแวดล้อมภายนอกเข้าสู่ระบบในที่นี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คือ คอมพิวเตอร์ โดยข้อมูลที่จะเข้าสู่ระบบนี้อาจจะมาจาก การ์ดDAQ(สำหรับสัญญาณทางไฟฟ้า) การ์ดIMAQ(สำหรับข้อมูลประเภทรูป),GPIB(สำหรับควบคุมเครื่องมือวัด)

2. หลังจากที่ได้รับข้อมูลแล้วอาจจะผ่านฟังก์ชันในการทำ Analysis หรือวิเคราะห์ข้อมูล ซึ่งจะแสดงผลในรูปของที่สื่อความหมายซึ่งสามารถนำไปแสดงแทนสื่อที่วัดได้และใช้งานได้

3. Presentation คือ การแสดงในรูปแบบที่เป็นประโยชน์ต่อผู้ใช้งาน โดยอาจแสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

2.3.1 ส่วนประกอบต่างๆ ใน Labview

2.3.1.1 Front Panel Toolbar

1. โปรแกรมสามารถทำงานได้เมื่อกดปุ่มนี้บน Toolbar
2. โปรแกรมกำลังทำงานอยู่
3. โปรแกรมมี Error ถ้า Click จะแสดงรายการ Error List
4. โปรแกรมสามารทำงานแบบต่อเนื่องเมื่อกดปุ่มนี้
5. เมื่อโปรแกรมกำลังทำงานอยู่สามารถหยุดการทำงานด้วยปุ่มหยุด
6. หยุดชั่วคราว เพื่อตรวจสอบการทำงานขอโปรแกรม
7.

เลือกแก้ไขรูปแบบอักษรที่ต้องการ
8. จัดแนวของสิ่งต่างๆ (Objects)
9. จัดระยะทางระกว่างสิ่งต่างๆ (Objects)
10. ปรับขนาดสิ่งต่างๆ ที่อยู่บน Front Panel หลายๆสิ่งที่ซ้อนกัน
11. จัดลำดับของ Objects ที่วางซ้อนกัน
12. แสดง Context Help

2.3.1.2 Tool Palette

Tool Palette คือ เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแปรแกรม ซึ่งจะใช้งานทั้งการออกแบบ Front Panel และ Block Diagram ในส่วนนี้จะกล่าวถึง Tools Palette สำหรับแบบ Front Panel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.20 Tool Palette

Tool Palette ที่ใช้บ่อยๆ ในการออกแบบ Front Panel

1. Operate Value Tool ใช้เปลี่ยนแปลงค่าของ Control หรือ Indicators
2. Position/Size/Select Tool ใช้สำหรับเลือกหรือวางตำแหน่งของ Control
3. Edit Text Tool ใช้ในการแก้ไขข้อความที่เป็นตัวอักษรหรือเพิ่มข้อความ
4. Wiring Tool ใช้ในการเชื่อมสายซึ่งสายที่โยงนี้จัดเป็นเส้นทางเดินของข้อมูล

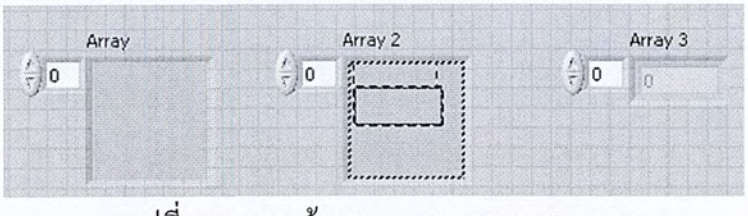
เราสามารถเลือกใช้ Automatic Tool Selection ได้โดยการ Click ที่ Automatic Tool Selection เพื่อให้ LED เปลี่ยนเป็นสีเขียว

รูปที่ 2.21 Automatic Tool Selection

Shortcut เมื่อใช้ใน Tool แบบ Manual ที่ใช้บ่อยๆในการออกแบบ Front Panel โดย Click ที่ Automation Selection Tool ให้ Led เป็นสีเทา แล้วกด Tab เพื่อใช้ในการเปลี่ยน Tool

2.3.1.3 Array

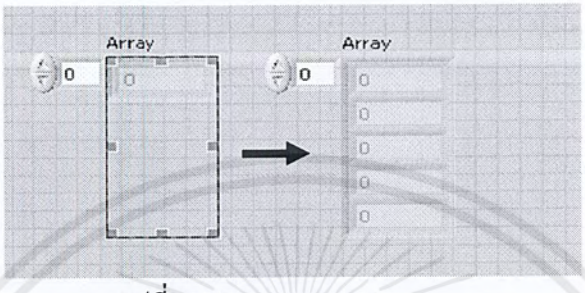
กลุ่มของข้อมูลประเภทเดียวกันนำมาเรียงกันเป็นแถว เช่น Array ของตัวเลขจำนวนเต็ม Array ของจำนวนจริง Array ของ Boolean เป็นต้น การสร้าง Array Control/Indicator บน Front Panel ให้เลือก Control Palette: Array, Matrix & Cluster >> Array นำมาวาง ซึ่งจะได้กรอบเปล่าๆ ของ Array จากนั้นให้นำข้อมูลที่ต้องการนำไปวางในกรอบ Array เปล่านั้นอีกที



รูปที่ 2.22 การสร้าง Array Control/Indicator

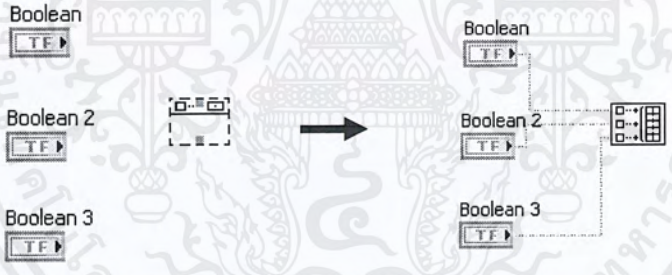
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำให้ได้Arrayขนาดหนึ่งมิติที่ยังไม่มีค่าใดๆซึ่งสามารถขยายออกมาเพื่อให้เห็นข้อมูลได้มากขึ้นโดยสามารถเลือกได้ว่าจะขยายไปในแนวตั้งหรือแนวนอนก็ได้อย่างใดอย่างหนึ่ง ข้อมูลแต่ละตัวนั้น Array เรียกว่า Element และแต่ละ Element จะมีตำแหน่งของมันเรียกว่า Index ซึ่งสามารถใส่ค่าลงไปในแต่ละ Element ได้เลยเพื่อให้ Array มีค่า สังเกตว่าเมื่อใส่ค่าลงไปแล้ว



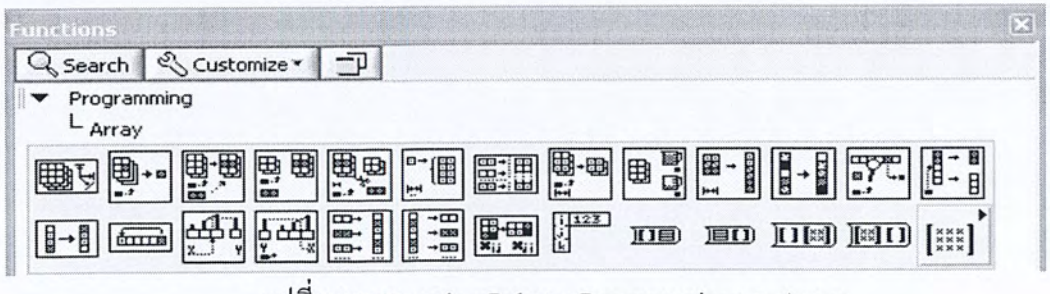
รูปที่ 2.23 Build Array

Element นั้นจะเปลี่ยนจากสีเทาเป็นสีปกติ อีกรูปแบบคือการสร้างArrayโดยการใช้โปรแกรม ทำได้โดยการใช้ฟังก์ชั่น Build Array เลือกจาก Function Palette Programming>>Array>>Build Array เมื่อนำมาวางบนโค้ดจะสามารถขยายให้มีหลายช่องได้ตามต้องการ



รูปที่ 2.24 Build Array ใน Block diagram

จากนั้นจึงโยงแต่ละ Element เข้ามาสร้างเป็นArrayซึ่งแน่นอนว่าทุกElementจะต้องเป็นข้อมูลประเภทเดียวกันตามกฎของArray

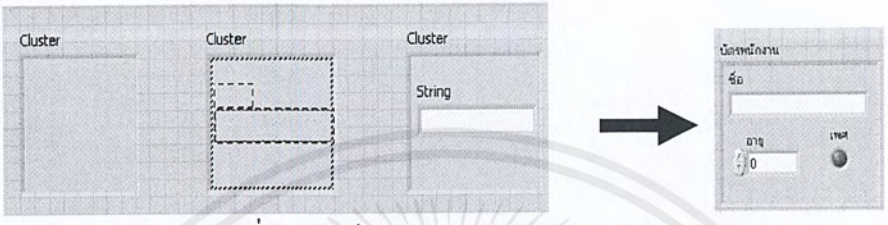


รูปที่ 2.25 Function Palette: Programming >> Array

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

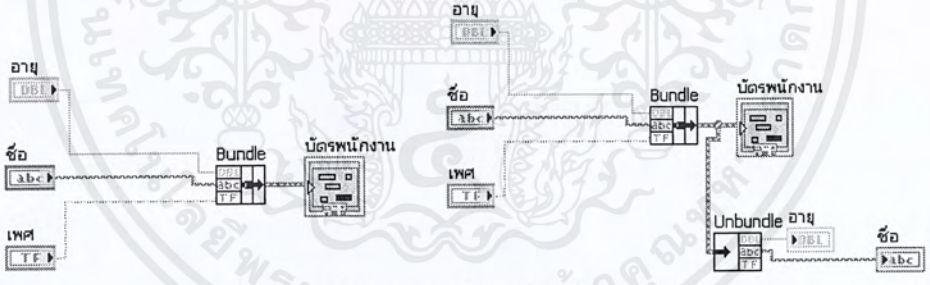
2.3.1.4 Cluster

Cluster คือข้อมูลประเภทโครงสร้าง (Structure) ที่ประกอบไปด้วยข้อมูลหลายตัวหลายประเภทอยู่ภายใน Cluster เดียวกันซึ่งถือว่าเป็น Data Type ที่เราสามารถกำหนดขึ้นเองได้ ยกตัวอย่างเช่น ข้อมูลประเภทบัตรพนักงาน ที่มีข้อมูลอยู่ภายในคือ ชื่อ (string),อายุ (Numeric) และเพศ (Boolean)



รูปที่ 2.26 สร้าง cluster Control/Indicator

ซึ่งจะเห็น Cluster บน Front Panel เป็นกรอบที่มี Control/Indicator หลายอย่างในกรอบ ส่วนบน Block Diagram จะเห็นแค่ไอค่อนสีชมพูอันเดียว การสร้าง cluster Control/Indicator บน Front Panel นั้นคล้ายกับการสร้าง Array คือให้เลือก Control Palette: Array, Matrix & Cluster>>Cluster ซึ่งจะได้กรอบเปล่าของ Cluster จากนั้นก็นำ Control/Indicator ที่ต้องการมาวางไปเรื่อยๆ และปรับขยายขนาดได้



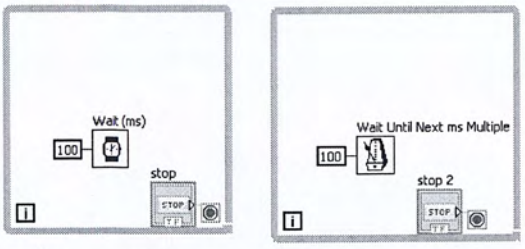
รูปที่ 2.27 สร้าง Cluster โดยฟังก์ชั่น Bundle

อีกวิธีคือการสร้าง Cluster ด้วยโปรแกรม โดยฟังก์ชั่น Bundle จาก Function Palette:Programming >> Cluster & Variant >> Bundle ซึ่งจะคล้ายกับการสร้าง Array ในทางกลับกัน ก็สามารถแตกสมาชิกของ Cluster ให้หลุดออกมาทุกตัวได้โดยใช้ฟังก์ชั่น Unbundle ถ้าต้องการดึงข้อมูลบางตัวออกมาให้ใช้ Unbundle

2.3.1.5 Timing

Wait(ms)และ Wait Until Next ms Multiple ฟังก์ชันที่ใช้บ่อยใน While Loop หรือ For Loop คือ ฟังก์ชันที่กำหนดเวลาให้วนซ้ำทุกๆ มิลลิวินาที (Milisecond/ms) คือ Wait (ms) และ Wait Until Next ms Multiple

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

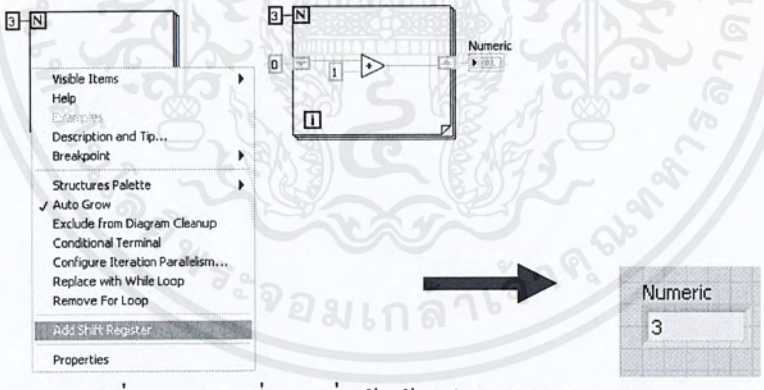


รูปที่ 2.28 ฟังก์ชั่น Wait Until Next ms Multiple

ความแตกต่างระหว่างฟังก์ชัน Wait (ms) และ Wait Until Next ms Multiple นี้คือ ฟังก์ชัน Wait (ms) จะรอตามจำนวนมิลลิวินาที ที่ป้อนเข้าไป เช่นจากรูปหลังจากทำงานในส่วนของ Code ทันทีที่ลูปแรกรันเสร็จไม่ว่าเวลาจะผ่านไปกี่วินาที ลูปจะต้องรอต่อไปอีก 100 ms ถึงจะเริ่มลูปใหม่ได้ แบบนี้ไปเรื่อยๆทุกลูป ส่วนฟังก์ชั่น Wait Until Next ms Multiple สมมติ Code ใน Loop ใช้เวลาในการรัน 10 ms ดังนั้นต้องรอ Loop ต่อไปอีก 90 ms เป็นเช่นนี้ไปเรื่อยๆ

2.3.1.6 Shift Register

Shift Register หรือ Feedback Note ใช้ร่วมกับ While Loop หรือ For Loop สำหรับการเก็บค่าเพื่อใช้ขึ้นการวนค่าเพื่อใช้ขึ้นการวนซ้ำครั้งต่อไป Shift Register สามารถสร้างได้โดย Right-Click ที่ขอบของ For-Loop หรือ While Loop



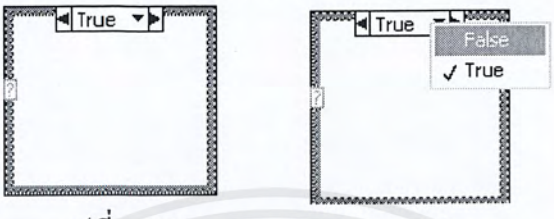
รูปที่ 2.29 Loopที่Run เริ่มต้นด้วยค่าของ Shirt Register

การทำงานของโปรแกรมนี้คือ Loopที่Runทั้งหมดสามรอบเริ่มต้นด้วยการอ่านค่าของ Shift Register แต่เนื่องจากโปรแกรมนี้ยังไม่เคยถูกรันมาก่อน Shift Register จึงยังไม่เคยถูกเขียนค่าลงไป โปรแกรมจึงอ่านค่าแรกคือ 0 นำมาบวก 1 แล้วเขียนลงบน Shift Register จบลูปแรกแล้วเริ่มอ่านค่าต่อลูปต่อไป วนสามรอบบวกหนึ่งสามครั้งมีค่าเท่ากับ 3 ถ้าไม่กำหนดค่าเริ่มต้นของ Shift Register คำตอบจะไม่เหมือนเดิมคือกลายเป็น 6 จากตัวอย่าง เราต้องการอ่านค่าได้เท่าเดิมจึงกำหนดค่าเริ่มต้นคือ 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

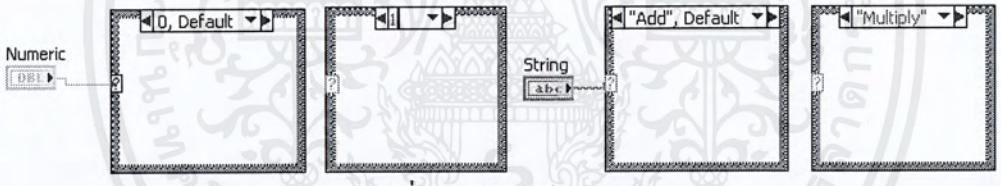
2.3.1.7 Case Structure

ประกอบด้วย Diagram Case ย่อยอย่างน้อยสองชั้นซ้อนทับกันอยู่ ซึ่งจะมองเห็นได้แค่ครั้งละหนึ่ง Case และมีตัวเลือก (Case Selector) ว่าจะรัน Case ไหน เมื่อสร้าง Case Structure ขึ้นมาใหม่ ตัวเลือก Case เริ่มต้นจะเป็นแบบ Boolean (เครื่องหมายคำถามสีเขียว



รูปที่ 2.30 Case True และ Case False

ซึ่ง Case จะสามารถพิมพ์เข้าไปเองได้ และถ้าต้องการเพิ่มให้มีจำนวน Case มากขึ้น เลือก Add Case After/Before สังเกตว่า ตอนนี้จะมี Case 1ที่มีคำว่า Default อยู่ด้วย ซึ่งหมายความว่า ถ้า Input ของตัวเลือก Case เป็นอย่างอื่นที่ไม่ใช่ 0หรือ 1 ก็ให้ใช้ Case Default ซึ่งกรณีที่ตัวเลือก Case มีค่าจำกัด นอกจากนี้เราจะใช้ String มาเลือก Case ก็ได้โดยใช้ชื่อ Case จะต้องอยู่ในเครื่องหมายคำพูดและต้องมี Case ใด Case หนึ่งเป็น Case default

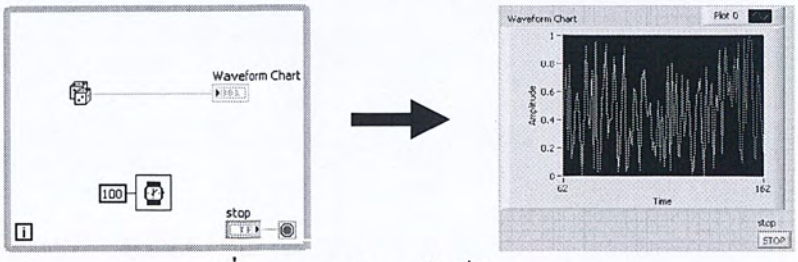


รูปที่ 2.31 การใช้ Enum

อีกวิธีคือการใช้ Enum ซึ่งจะมีความสามารถพิเศษตรงที่ Case จะรับรู้ค่าของ Enum เป็นตัวหนังสือ ไม่ใช่ตัวเลข และเนื่องจากEnumมีค่าจำกัด ถ้าเพิ่ม Case ของทุกค่าในEnumแล้วก็ไม่จำเป็นจะต้องมี Case Default

2.3.1.8 While Loop

While Loop คือการกำหนดให้ Code หรือ Program ใน Loop ทำงานวนซ้ำจนกระทั่ง Condition ของ While Loop เป็นไปตามกำหนด



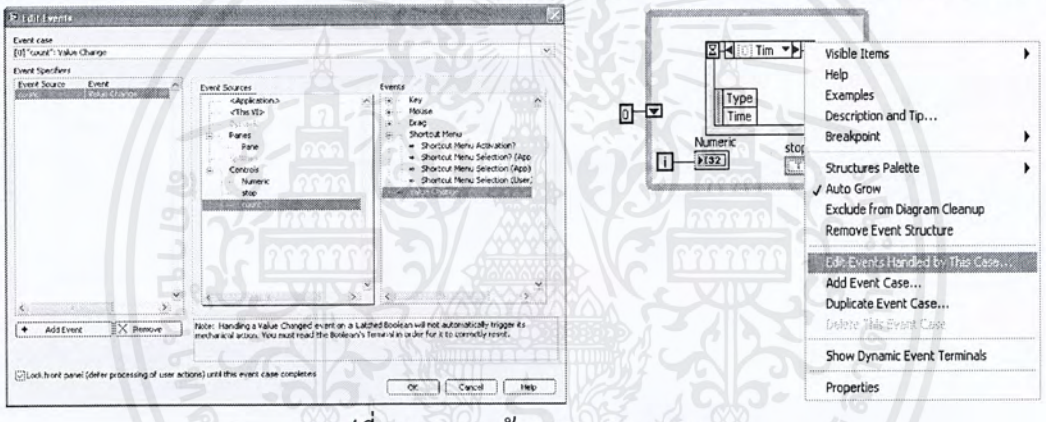
รูปที่ 2.32 การทำงานฟังก์ชัน Random

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

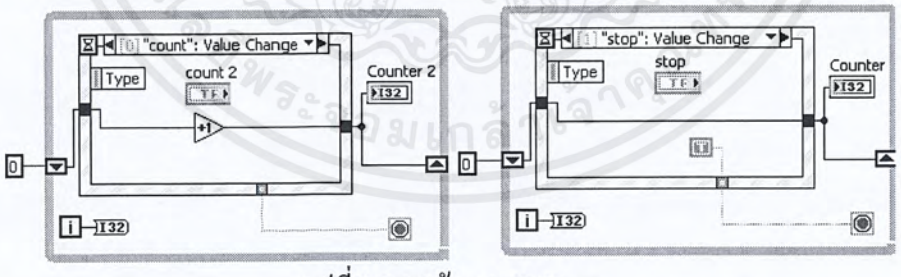
การทำงานฟังก์ชัน Random ทำงาน ซึ่งจะสร้างเลขสุ่มขึ้นมาพร้อมกับอ่านค่า Loop Delay จาก Front Panel แล้วฟังก์ชัน Wait (ms) ทำงาน ซึ่งทำการรอตามจำนวนมิลลิวินาที ที่อ่านได้จากLoop Delay พร้อมกับแสดงค่าที่ได้จากฟังก์ชัน Random Number บน Front Panel จากนั้นจะทำการตรวจสอบว่าวนซ้ำหรือไม่(ในกรณีที่ Stop อ่านค่าได้ False คือไม่หยุดเนื่องจากสัญลักษณ์ Stop If True จะย้อนไปทำงานซ้ำในข้างต้นอีกครั้ง ถ้าค่าจะหยุดวนซ้ำเมื่อ ถูกClick Stop If True ซึ่งเปลี่ยนจากค่า False เป็น True) เมื่อต้องการหยุดการทำงานให้กดปุ่ม Stop บน Front Panel

2.3.1.9 Even Structure

การโปรแกรมแบบ Event สามารถทำได้โดยวาง Event Structure ไว้ใน Loop จะได้ Event เริ่มต้นว่าTimeoutซึ่งตัว Event Structure นี้ก็จะคล้ายกับ Case Structure ตรงที่จะมีโค้ดสำหรับแต่ละ Event วางซ้อนทับกันอยู่ และต้องระบุว่าเมื่อเกิด Event แบบใดถึงจะรันโปรแกรมได้



รูปที่ 2.33 การสร้าง Even Structure



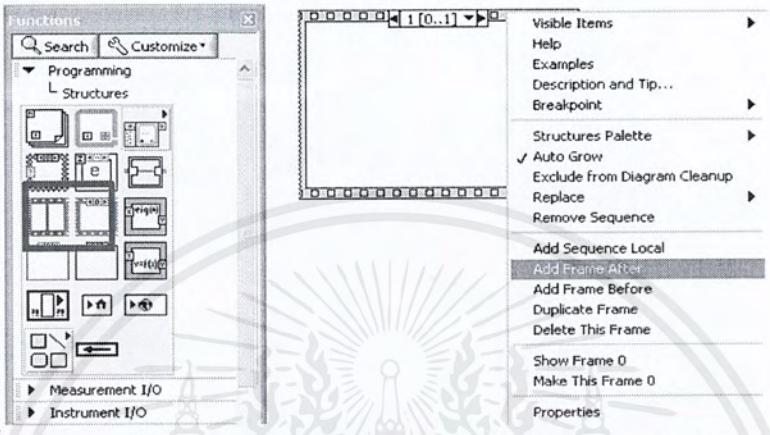
รูปที่ 2.34 สร้าง Add Case

การเขียน Code สำหรับ Case นี้ก็เพียงแค่ส่งค่า TURE ออกไปหยุด Loop ส่วนค่าใน Shift Register ให้ค่าเดิม Event Structure จะต่างจาก Case Structure ตรงที่ว่าถ้ามี Output ออกจาก Structure สำหรับ Event แล้ว ใน Case อื่นๆ ไม่จำเป็นต้องต่อ Output ออกมาเว้นว่างไว้ได้ โดยมันจะส่งค่า Default ออกมาให้ (ค่า Default ของ Boolean คือ FALSE) ทดลองรันโปรแกรมนี้จะมีความแตกต่างจากระบบเก่าทันที คือลูปจะไม่รันตลอดเวลา แต่จะรันก็ต่อเมื่อเกิด Event เท่านั้น ถ้าทำอย่างอื่นที่ไม่ระบุไว้ใน Event ลูปก็จะไม่รันและไม่ตอบสนอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.10 Stacked Sequence และ Flat Sequence Structure

Sequence เป็นการควบคุมการไหลของโปรแกรมแบบตามลำดับ Frame คล้ายกับฟิล์มรูปซึ่งโปรแกรมจะเริ่มทำงานตั้งแต่ Frame ลำดับที่ 0 ถัดไปเป็น Frame ลำดับที่ 1 ถัดไปเป็น Frame ลำดับที่ 2

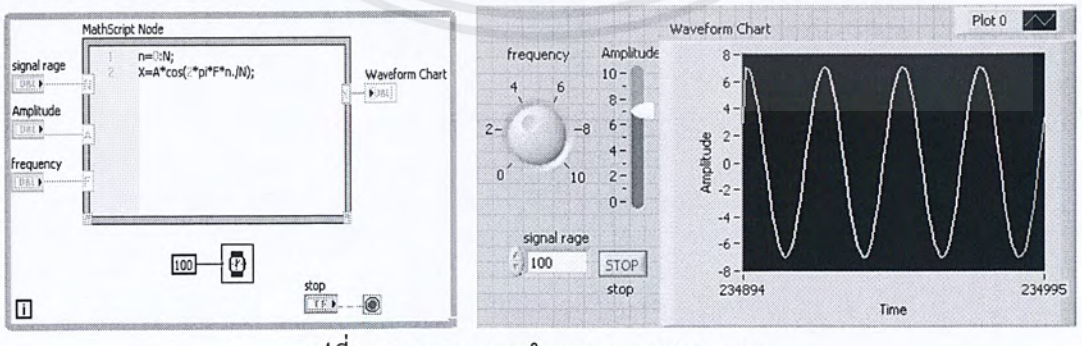


รูปที่ 2.35 กรอบสีแสดงแสดง Stacked Sequence และ Flat Sequence Structure

ซึ่งการไหลของโปรแกรมไม่สามารถย้อนกลับไปยัง Frame ก่อนหน้าได้ Stacked Sequence กับ Flat Sequence Structure มีการทำงานเหมือนกันเพียงแต่ว่า Flat Sequence นั้นสามารถมองเห็น Code ในทุกๆ Sequence ได้แต่ Stacked Sequence จะช่วยเพิ่มพื้นที่การเขียนโปรแกรมได้มากขึ้น การเพิ่ม Sequence สามารถทำได้โดยการ Right-Click ที่ขอบของ Sequence แล้วเลือก Add Frame After หรือ Add Frame Before

2.3.1.11 MathScript

MathScriptเป็นเครื่องมือในการคำนวณอีกทางเลือกหนึ่งซึ่ง MathScript Window คือหน้าต่างที่สามารถพิมพ์คำสั่งตอบโต้กับโปรแกรม ที่ช่องCommand Window ตรงนี้คือหน้าต่างที่สามารถพิมพ์คำสั่งตอบโต้กับโปรแกรมที่ช่องCommand Window

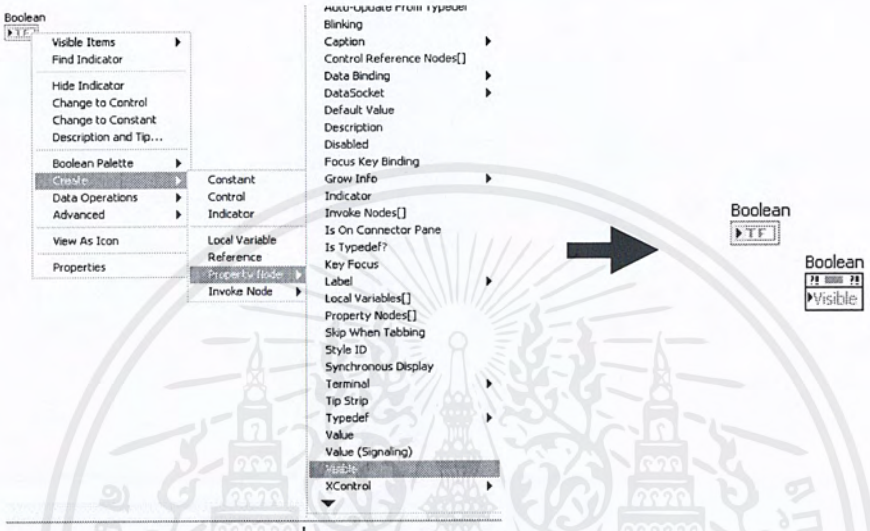


รูปที่ 2.36 แสดงการทำงานของ Mathscript

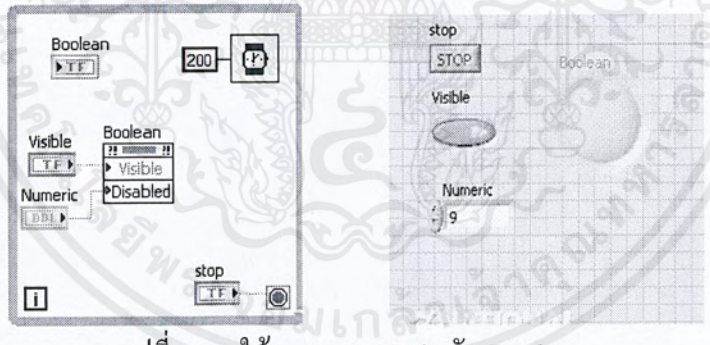
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.12 Property Node

Property คือคุณสมบัติของ Object ที่สามารถอ่านค่า (read) หรือเขียน (Write) ทับค่าเก่าลงไปได้ โดยการรันสามารถตั้ง Property ของ Object นั้นๆได้โดยการคลิกขวาที่ Object แล้วเลือก Properties ซึ่งจะมีหน้าต่าง Property ให้เข้าไปเลือกแก้ไขได้หลายอย่างตามต้องการ



รูปที่ 2.37 การสร้าง Property Node

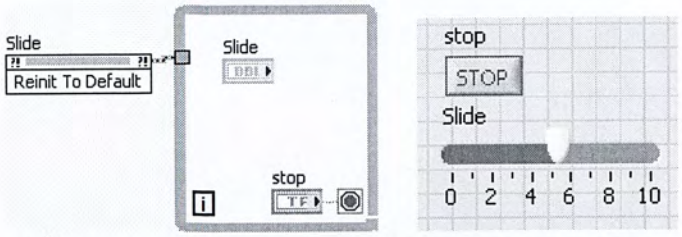


รูปที่ 2.38 ใช้ property Node กับ Boolean

2.3.1.13 Invoke Node

Object ต่างๆ มีความสามารถจะทำงานบางอย่างได้ สิ่งที่มันสามารถทำได้เรียกว่า Method สำหรับ LABVIEW การสั่งให้ Object กระทำ Method ต่างๆ เราจะใช้ Invoke node แต่ว่าจำนวน Method ของ Object จะมีไม่มากเท่ากับจำนวน Property ยกตัวอย่าง Method ที่ใช้ได้บ่อยๆ คือ Reinitialize To Default Default Value คือค่าเริ่มต้นของ Control/Indicator เช่นถ้าสร้าง Numeric Control Slide ขึ้นมา จะเห็นค่าเริ่มต้นของมันคือศูนย์ ถ้าลองเปลี่ยนค่าให้เป็น5 บันทึกค่าและปิดไป เมื่อเปิดขึ้นมาใหม่ค่าของ Slide ก็จะยังเป็นเป็น 0 อยู่

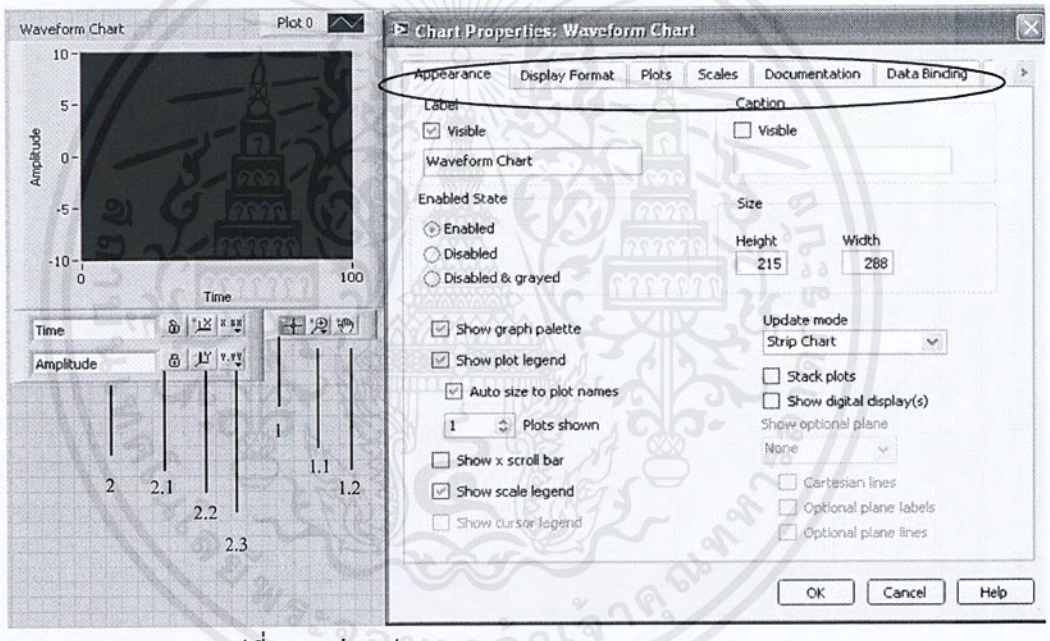
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.39 การสร้าง Invoke Node กับ Numeric Control Slide

2.3.1.14 Waveform Chart

Waveform Chart โดยปกติจะรับข้อมูลประเภทตัวเลขแล้วเก็บข้อมูลใน Buffer ซึ่งการแสดงผลอาจอยู่ในรูปต่างๆ ขึ้นอยู่กับรูปแบบข้อมูล ที่ป้อนไปยัง Waveform Chart การแสดงผลข้อมูลของChart จะมีอยู่ 3 รูปแบบคือ Strip Chart , Scope Chart หรือ Sweep Chart



รูปที่ 2.40 ส่วนประกอบ Wave form Chart

1.Graph palette : เครื่องมือสำหรับ Graph

1.1 Zoom Graph

1.2 PAN Praph

2. Scale legend : เครื่องมือในการเปลี่ยนแปลง Scale ของ Graph

2.1 Lock Auto Scale

2.2 Auto Scale

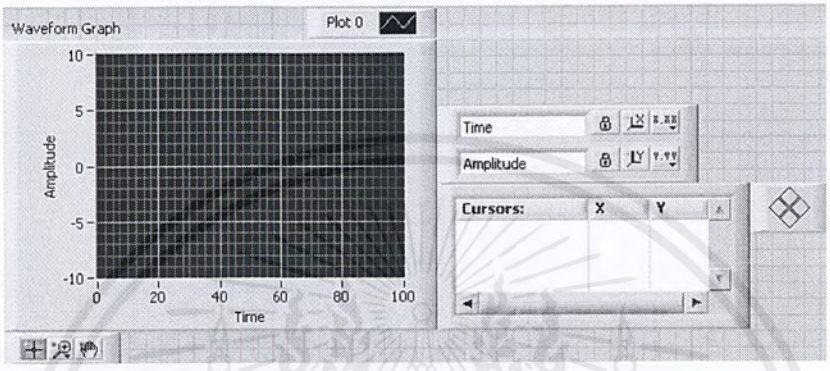
2.3 Format Scale : กำหนดรูปแบบ Scale

3. Plot ที่ต้องการกำหนดรูปแบบมากกว่า 1Plot

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.15 Waveform Graph

ข้อมูลที่ป้อนให้กับ Waveform Graph จะเป็นข้อมูลประเภท Array ของตัวเลข หรือ ข้อมูลประเภท Waveform เช่นถ้า Array ของตัวเลขเป็นชนิด 1 มิติอ จะแสดง Graph 1 เส้น หรือถ้า Array ของตัวเลขเป็น 2 มิติจะแสดง Graph หลายเส้นขึ้นอยู่กับจำนวน Row ของ Array ของตัวเลข ส่วนประกอบ



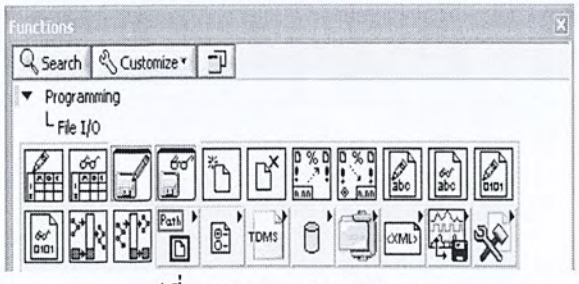
รูปที่ 2.41 ส่วนประกอบ Waveform Graph

คุณลักษณะของ Cursor Cursor ของ Graph หลายถึง สิ่งที่แสดงตำแหน่งของ Graph ซึ่งสามารถมีมากกว่า 1 Cursor ได้รวมทั้งสามารถปรับ Cursor กับเส้นกราฟใดๆก็ได้

1. ชื่อของ Cursor
2. คือตำแหน่งของ Cursor (X,Y)
3. เลือก Active Cursor ว่าจะให้ Cursor ไหน Active
4. กำหนด คุณลักษณะของ Cursor (Properties ของ Cursor) เช่น สีของ Cursor หรือ Click เพื่อกำหนดรูปแบบการเคลื่อนไหวของ Cursor และล็อค Cursor เข้ากับเส้นกราฟ
5. ตัวเลื่อน Cursor ในกรณีที่เราไม่ให้ผู้ที่ใช้งานเลื่อน Cursor จาก Graph โดยตรงเราสามารถใช้ตัวเลื่อน Cursor นี้เพื่อเลือก Cursor และเลื่อน Cursor ไปมาได้

2.3.1.16 File I/O

ฟังก์ชัน File I/O ใช้สำหรับการเขียนข้อมูลลงในไฟล์หรืออ่านข้อมูลจากไฟล์ File Control หรือ Indicator จะอยู่ในกลุ่ม String&Path



รูปที่ 2.42 Function File I/O

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

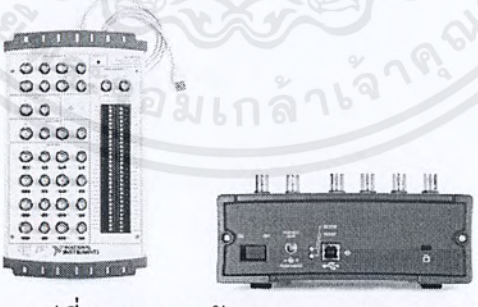
ระดับสูง (High Level) ซึ่งใช้งานง่าย แต่ไม่ยืดหยุ่นหรืออ่านไฟล์ได้ไม่รวดเร็วเมื่อเปรียบเทียบระดับที่ต่ำกว่า

ระดับต่ำ (Low Level) ซึ่งส่วนใหญ่ของการใช้งาน file I/O ส่วนใหญ่ สามารถใช้ฟังก์ชันระดับ Low Level ได้ เพราะทำงานได้เร็วและยืดหยุ่นสูงและแบบ Express VI ซึ่งเป็นการ Config การเขียนหรืออ่านไฟล์ ใช้งาน่านและสามารถเปลี่ยนเป็น Code สำหรับเปลี่ยนแปลงแก้ไขเพื่อให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้นได้

หลักการของการอ่านหรือเขียนข้อมูลลงไฟล์มี 4 ขั้นตอนใหญ่ๆ คือ การเปิดไฟล์แล้วทำการอ่านข้อมูลหรือเขียนข้อมูลลงไฟล์แล้ว จึงทำการปิดไฟล์ ถามทีความผิดลาดขึ้นขั้นตอนให้แสดงข้อผิดพลาด ซึ่งในฟังก์ชันไฟล์ระดับสูง จะรวมเอาทุกขั้นตอนตั้งแต่การเปิดไฟล์อ่านหรือเขียน ปิดไฟล์ และแสดง Error ในไอคอนเดียวแต่ถ้าเราทำการวนซ้ำ จะมีความซ้ำซ้อนในการเปิดและปิดไฟล์ ทำให้โปรแกรมจะทำงานได้ไม่เร็วเท่ากับการใช้ Low Level ซึ่งเราสามารถเขียนโปรแกรมให้เปิดและปิดเพียงครั้งเดียว แต่แบบ High Level ช่วยให้เราสามารถทดสอบการทำงานของโปรแกรมได้เร็วแล้วจึงค่อยลงไปใช้LowLevelได้ภายหลัง

รูปแบบบันทึกข้อมูลลงใน File แบ่งออกเป็น 2 รูปแบบใหญ่ๆคือ การอ่าน/เขียนข้อมูลแบบอักษร (Text File) และการอ่าน/เขียนข้อมูลแบบไบนารี่ (Binary File) ซึ่งจะแตกต่างกันตรงที่ การอ่าน/การเขียนข้อมูลแบบ Text File จะใช้งานง่ายกว่าเพราะข้อมูลที่เขียนหรืออ่านไฟล์สามารถใช้โปรแกรมที่อ่านข้อมูลแบบBinaryและทำการเขียนลงในFileจะช้ากว่าแบบBinary

2.4 ทฤษฎีเบื้องต้นของData Acquistion (DAQ)



รูปที่ 2.43 แสดงลักษณะของ Data Acquistion

Data Acquistion หรือเรียกแบบย่อว่า DAQ คือการอ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้าแบบอัตโนมัติแล้วนำมาเก็บไว้บนคอมพิวเตอร์เพื่อการวัด วิเคราะห์ จัดเก็บ หรือการแสดงผลด้วยซอฟต์แวร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1 ประเภทของสัญญาณทางไฟฟ้า

สัญญาณทางไฟฟ้ามี 2 ประเภทคือ สัญญาณ Analog และ Digital

1. Analog Signal

จะมาในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้าหรือกระแสไฟฟ้าแบบต่อเนื่องถ้าสัญญาณนั้นมีการเปลี่ยนแปลงระดับไปมาอย่างรวดเร็วจะเรียกว่าสัญญาณความถี่และสัญญาณที่มีระดับคงที่หรือเปลี่ยนแปลงช้าจะเรียกว่าสัญญาณแบบไม่มีความถี่

2. Digital Signal

คือสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่มีอยู่ 2 ระดับคือระดับต่ำ กับระดับสูงโดยสัญญาณดิจิตอลแบบลอจิก จะใช้แรงดันเป็นแบบ 5 V และจะมีลอจิกแบบอื่นๆ ที่ใช้ในอุตสาหกรรมอีก

2.4.2 หน้าที่ของอุปกรณ์ DAQ

อุปกรณ์ฮาร์ดแวร์ DAQ แบบพื้นฐานจะสามารถทำงานได้หลายหน้าที่พร้อมกัน โดยมีหน้าที่หลักสี่อย่างคือ

1. Analog Input สำหรับรับสัญญาณอนาลอก ซึ่ง DAQ จะรับได้หลายช่องสัญญาณพร้อมกันตั้งแต่ไม่กี่ช่องไปจนถึงหลักร้อย ซึ่งใช้ในการวัดค่าสัญญาณแรงดันจากเซนเซอร์ต่างๆเป็นต้น ปกติจะวัดได้ตั้งแต่ -10 จนถึง +10 แต่ก็มีรุ่นพิเศษที่สามารถวัดได้มากกว่านั้น

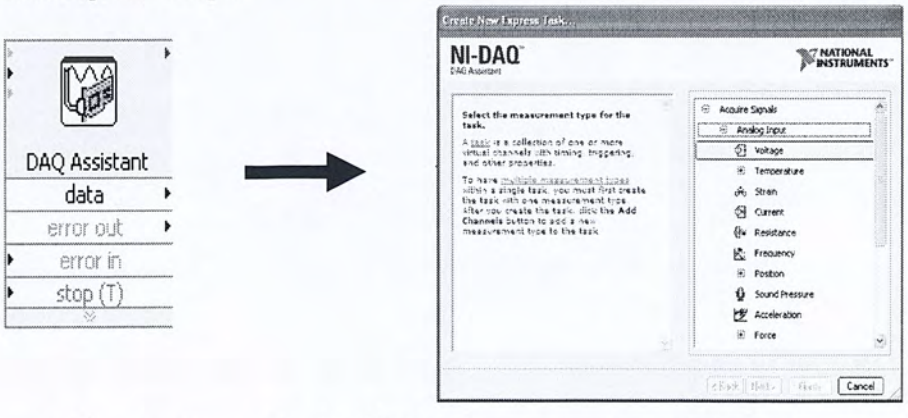
2. Analog Output สำหรับรับสัญญาณอนาลอก ทั้งแบบ DC และ AC ที่เป็น Wave from

3. Digital I/O ใช้ในการรับหรือสร้างสัญญาณดิจิตอล เพื่อทำงานร่วมกับอุปกรณ์ภายนอกอย่างเช่น สวิตซ์ รีเลย์ หรือ LED เป็นต้น

4.Count I/O ทำหน้าที่วัดสัญญาณจาก Encoder หรือสร้างสัญญาณ

2.4.3 การเชื่อมต่อ DAQ กับโปรแกรม Labview

การเขียนโปรแกรมควบคุม DAQ ด้วย Labview จะเริ่มจากการเรียก DAQ Assistant จาก Function Palette Express >>Input



รูปที่ 2.44 แสดงการเรียกฟังก์ชั่นในการควบคุม DAQ จากโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งต่อไปนี้เราจะทดลองการเขียนโปรแกรมโดยใช้ฟังก์ชันของ DAQ ทั้งสี่อย่างตามที่กล่าวไว้ด้วย DAQ Assistant

1.Analog Input

ให้เราดึงสัญญาณแรงดัน โดยเลือก Acquire Signals >> Analog Input >> Voltage จากนั้นเลือกตัวอุปกรณ์และช่องสัญญาณที่ต้องการวัด ถ้าต้องการวัดมากกว่าหนึ่งช่องให้กด <Ctrl> ค้างไว้ขณะเลือก สำหรับตอนนี้เราจะดึงสัญญาณจาก"MyDAQ" ช่องที่ 0 และ 1ต่อสายเข้ากับแหล่งสัญญาณที่จะต้องการวัด

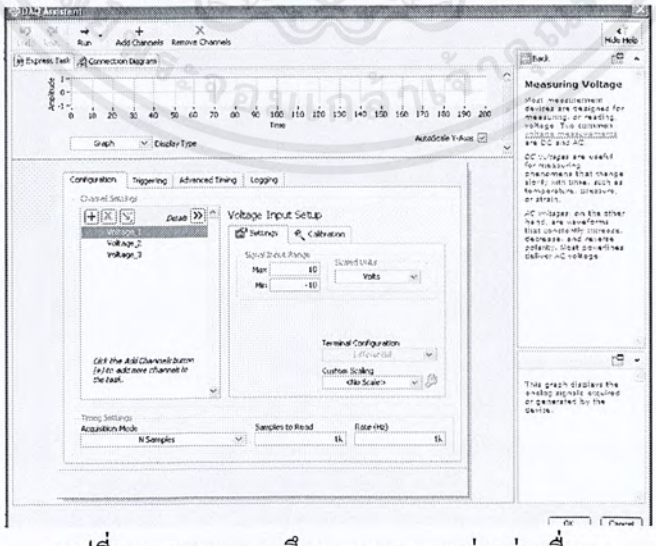
ขั้นตอนต่อไปเป็นการ Configure ค่าของการดึงสัญญาณ ซึ่งต้องใส่ค่าให้เหมาะสมกับลักษณะของสัญญาณที่จะวัด

- Signal Input Rang เป็นการปรับค่าสูงสุด/ต่ำสุดของสัญญาณที่จะวัด

- Terminal Configuration คือการกำหนดวิธีการต่อสายสัญญาณ ในที่นี้จะมีสองแบบคือ Differential กับ RSE(Referenced Single-Ended) โดย Differential เป็นการต่อสัญญาณเข้าที่ช่อง AI 2 ช่องแล้วนำมาลบกัน ส่วน RSE เป็นการต่อสัญญาณเส้นบวกเข้าช่อง AI และเส้นลบเข้า GND ซึ่งจะใช้กับสัญญาณหลายๆ ช่องที่ต่อกราวนด์ร่วมกันได้เท่านั้น

- Custom Scaling คือการเสกลค่าสัญญาณที่วัดได้เป็นหน่วยอื่นๆ (Engineering Unit) ตามต้องการ

-Timing Setting เป็นการตั้งค่าความเร็วในการดึงข้อมูล โดย 1 Sample คือการดึงครั้งหละ 1 จุด, N Samples คือการดึงครั้งละหลายจุดจนเป็น Waveform เพียงครั้งเดียว และ Continuous คือการดึงเป็น Waveform แบบต่อเนื่อง (ดังในรูป 2.45)

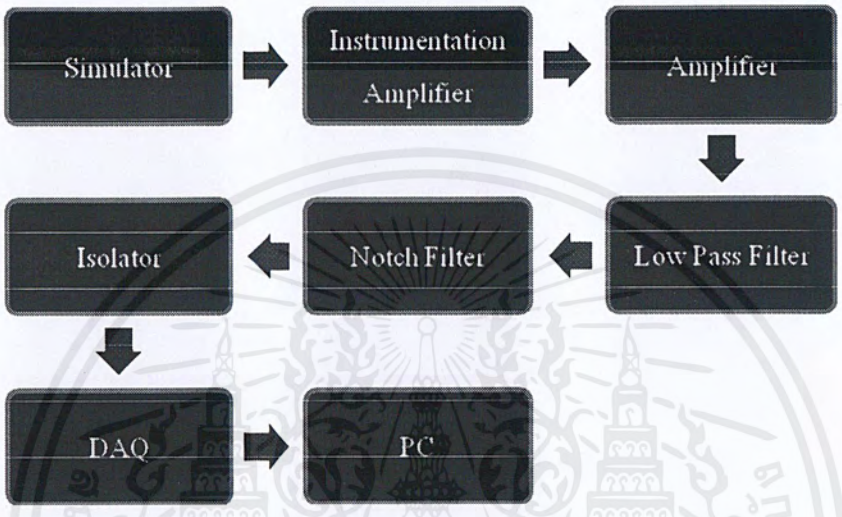


รูปที่ 2.45 แสดงการดึง Waveform อย่างต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่3
หลักการทำงานและการออกแบบชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล

3.1 หลักการทำงานของชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล

การทำงานของชุดทดลองไบโอโพเทนเชียลจะประกอบด้วยส่วนสร้างสัญญาณ ส่วนในการขยายสัญญาณและส่วนของการเก็บสัญญาณเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ โดยแต่ละส่วนมีรายละเอียดดังนี้

1. วงจรสร้างสัญญาณ (Simulator) จะทำการสร้างสัญญาณสำหรับชุดทดลองไบโอโพเทนเชียล

2. วงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์ (Instrumentation Amplifier) เป็นวงจรส่วนแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณซึ่งวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์จะประกอบด้วยวงจรขยายความแตกต่างและวงจรบัฟเฟอร์ ซึ่งวงรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์จะมีอินพุทอิมพิแดนซ์สูงและมีค่า CMRR(Common Mode Rejection Ratio) สูง ซึ่งค่า CMRRนั้นเป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดี ซึ่งก็คือมีอัตราขยายของสัญญาณความแตกต่างสูงและอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ

3. วงจรขยาย (Amplifier) เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์อาจจะยังไม่สูงมากนักจึงมีส่วนของวงจรขยายซึ่งสามารถปรับอัตราขยายได้ 5 ช่วง คือ 50 100 250 500 และ 1000 เท่า เพื่อที่จะขยายสัญญาณให้มีขนาดที่เหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) จะกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออกซึ่งสามารถปรับช่วงความถี่คัทออฟได้ 3 ช่วงคือ 150 250 และ 500 เฮิร์ต โดยจะให้สัญญาณที่ต่ำกว่าความถี่คัทออฟที่กำหนดไว้ผ่านไปได้และสัญญาณที่มากกว่าความถี่คัทออฟจะไม่สามารถผ่านไปได้

5. วงจรกรองความถี่แบบจำกัดความถี่ (Notch Filter)ทำหน้าที่ในการช่วยกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เกิดจากการเหนี่ยวนำจากไฟบ้าน

6. วงจรแยกกราวนด์ (Isolator) จะทำการแยกกราวนด์ระหว่างคอมพิวเตอร์และวงจรเพื่อป้องกันสัญญาณไฟจากคอมพิวเตอร์เข้าสู่วงจร เพื่อไม่ให้วงจรได้รับความเสียหาย

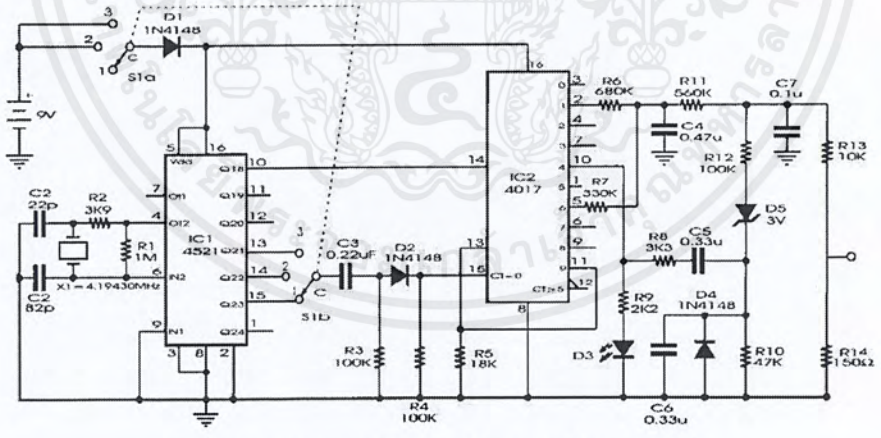
7. DAQ เป็นตัวเชื่อมต่อข้อมูลที่วัดได้จากชุดทดลองเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์

3.2. การออกแบบ

การออกแบบชุดทดลองไบโอโพเทนเชียลจะมีการออกแบบในส่วนของวงจรจำลองสัญญาณและส่วนของวงจรที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ในส่วนของวงจรจำลองสัญญาณจะออกแบบวงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจ และส่วนของการออกแบบวงจรที่ใช้ในการวัดสัญญาณจะประกอบไปด้วยวงจรหลายส่วนด้วยกันเพื่อให้วงจรมีประสิทธิภาพมากขึ้นจะประกอบด้วยวงจรภาคขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่ โดยมีหลักการออกแบบดังนี้

3.3 ภาควงจรจำลองสัญญาณ (Simulator)

3.3.1 วงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจ (ECG Simulator)



รูปที่ 3.2 แสดงวงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจ

สามารถคำนวณขนาดของสัญญาณคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจ

$$Vout = \left(\frac{R_{14}}{R_{14} + R_{13}}\right) Vin \qquad (3.1)$$

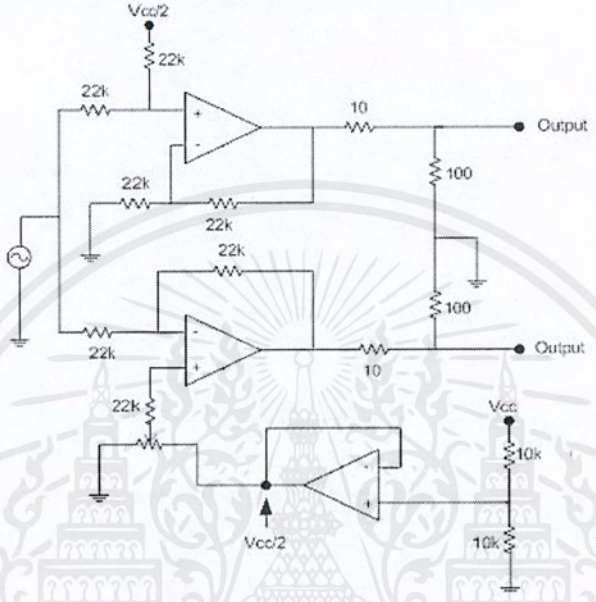
โดย $V_{in} = V_{c7}$

ดังนั้นค่าความต้านทานที่สัญญาณมีขนาด 20 mV คือ R_{13} = 50k และ R_{14} = 1.5k ซึ่งความถี่ของวงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจจะอยู่ที่ 1Hz และ 2 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 วงจร Phase Inverter

สัญญาณที่ออกจากวงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจนั้นจะให้สัญญาณออกมาเพียงเฟสเดียวซึ่งหลักในการวัดสัญญาณหัวใจนั้นจะวัดแบบสามลีด ดังนั้นจึงมีการออกแบบวงจรเฟสอินเวอร์เตอร์เพื่อทำให้สัญญาณนั้นออกเป็นแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด



รูปที่ 3.3 แสดงวงจรPhase Inverter

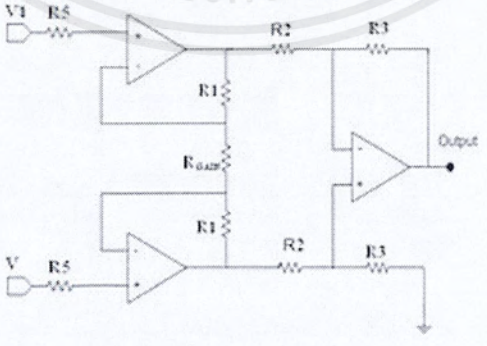
สามารถคำนวณขนาดของสัญญาณเอาท์พุทได้จากสมการ

$$Vout_1 = +Vin \tag{3.2}$$

$$Vout_2 = -Vin + 2Vref \tag{3.3}$$

3.3 ภาควงจรขยาย (Amplifier)

3.3.1 Instrumentation Amplifier



รูปที่ 3.4 วงจร Instrument Amplifier

จากวงจรในรูปที่ 3.4 ออปแอมป์ 2 ตัวแรกจะเป็นวงจรขยายแบบบัฟเฟอร์ โดยอัตราขยายของวงจรบัฟเฟอร์สามารถคำนวณได้จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Av = 1 + \frac{2R_1}{Rgain} \quad (3.4)$$

$$Av_1 = 1 + \frac{2(20k)}{39k} = 2 \text{ เท่า}$$

และออปแอมป์ตัวสุดท้ายเป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยอัตราขยายของวงจรขยายความแตกต่างสามารถคำนวณได้จาก

$$Av = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3.5)$$

$$Av_1 = 1 + \frac{50k}{10k} = 5 \text{ เท่า}$$

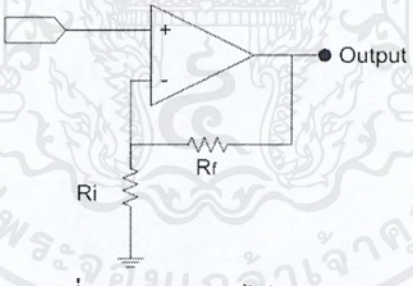
ดังนั้นอัตราขยายศักดาไฟฟ้าทั้งหมด

$$Av = Av_1 x\, Av_2 \quad (3.6)$$

$$= 2x5 = 10 \text{ เท่า}$$

วงจรขยายอินสตรูเมนพื้นฐานจะมีข้อจำกัดคือไม่สามารถที่จะลดหรือกำจัดส่วนที่เป็นแรงดันไฟตรงที่ปะปนเขามากับสัญญาณอินพุท และค่าอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม ก็จะถูกจำกัดด้วยความถี่ (frequency) และคุณสมบัติของออปแอมป์เอง

3.3.2 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)



รูปที่ 3.5วงจรขยายไม่กลับเฟส

เนื่องจากชุดทดลองนั้นมีการวัดสัญญาณที่มีขนาดของสัญญาณแตกต่างกันมากจึงได้ออกแบบให้สามารถขยายสัญญาณได้ถึง 5 ช่วง คือ 50 100 250 500 1000 เท่า ซึ่งอัตราขยายของวงจรสามารถหาได้จาก

$$AV = 1 + \frac{Rf}{Ri} \quad (3.7)$$

โดยกำหนดให้ Rf คงที่ที่ 1MΩ ทำให้ได้ค่าความต้านทานในแต่ละช่วงดังตาราง

ตารางที่ 3.1 แสดงการเลือกใช้ค่าความต้านทานเพื่อกำหนดอัตราขยายในช่วงต่างๆ

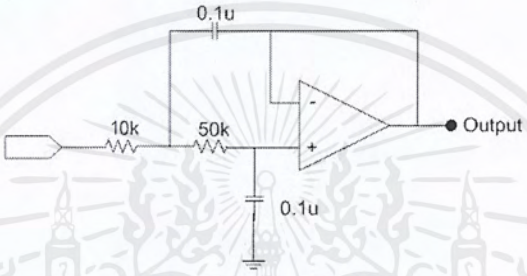
Gain	50	100	250	500	1000
R (kΩ)	20	10	3.9	2	1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 ภาควงจรกรองความถี่ (Filter)

3.4.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

วงจรแบบกรองความถี่ต่ำจะยอมให้ความถี่ผ่านได้ในช่วงตั้งแต่สัญญาณที่เป็นแรงดัน DC ไปจนถึง ความถี่คัทออฟ (cut-off frequency) แทนด้วยเครื่องหมาย fc ความถี่คัทออฟคือความถี่ ณ ขณะที่อัตราขยายของวงจรมีค่าลดลงเป็น 0.707 เท่าของอัตราขยายปกติ (-3 เดซิเบล) บางครั้งอาจเรียกความถี่นี้ได้ว่า ความถี่มุม (corner frequency) ถ้ามีความถี่ที่สูงเกิน fc ผ่านวงจรจะลดทอนขนาดความถี่นั้นจนมีค่าน้อยมาก ๆ



รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เนื่องจากชุดทดลองสามารถวัดสัญญาณได้ใน3ช่วงสัญญาณตามแต่ความถี่ของสัญญาณแต่ละชนิดจึงออกแบบให้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านสามารถปรับช่วงความถี่ได้ 3 ช่วงคือ 150 เฮิร์ต 250 เฮิร์ต และ 500 เฮิร์ต ซึ่งสามารถหาค่าความถี่คัทออฟได้จาก

$$C_1 = C_2$$

$$f_c = \frac{\sqrt{2}}{4\pi RC2} \qquad (3.8)$$

โดยกำหนดให้ C_1 = 10 nF ทำให้ได้ค่าความต้านทานในแต่ละช่วงความถี่ดังตาราง

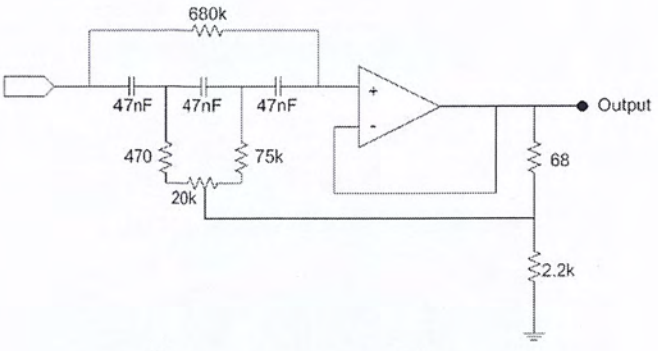
ตารางที่ 3.2 แสดงค่าความต้านทานสำหรับความถี่คัทออฟในแต่ละช่วง

Frequency	R (Ω)
150 Hz	75 k
250 Hz	47k
500 Hz	22k

3.4.2 วงจรกรองแบบลดทอนความถี่ (Notch Filter)

เนื่องจากการในการทำงานของวงจรใช้ไฟบ้านซึ่งมีความถี่อยู่ในช่วง 50 Hz จึงทำให้ต้องทำการลดทอนสัญญาณที่ช่วงความถี่ดังกล่าวโดยใช้วงจรกรองแบบลดทอนความถี่ (Notch Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 วงจรกรองแบบกำจัดความถี่

วงจร Twin Tee เป็นวงจรที่สามารถขจัดสัญญาณที่ความถี่ใดความถี่หนึ่งออกไปอย่างมีประสิทธิภาพ ถ้าเราเพิ่มวงจรโวลเตจฟอลโลเวอร์เข้าไปอีก มันจะทำงานเป็นบัฟเฟอร์ให้ Output Resistance มีค่าต่ำและทำให้มี Input Impedance สูง และทำให้ Twin Tee มีประสิทธิภาพสูงมากขึ้น เพื่อความสะดวกในการออกแบบเราจึงกล่าวตามสูตรสำเร็จดังนี้

$$f_c = \frac{1}{2}\pi C\sqrt{3RaRb} \qquad (3.9)$$

$$C1 = C2 = C3$$

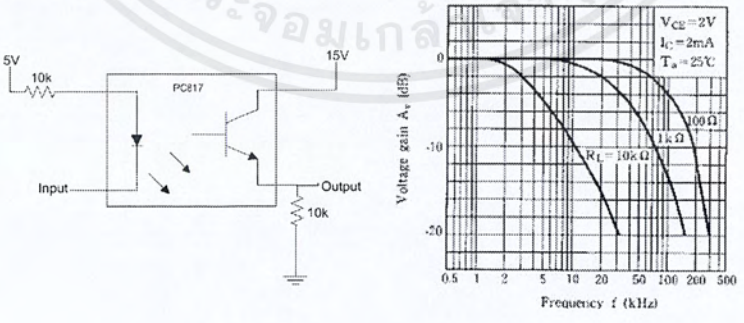
$$R1 = 6(R2 + R3 + R4)$$

เมื่อ $Ra = R2+R3a$ $Rb = R4+R3b$

โดยที่ $R3 = R3a+R3b$

ดังนั้น Ra และ Rb มีค่าประมาณ 470Ω และ 75Ω จะทำให้ได้ความถี่คัทออฟ 50 Hz

3.4.2 วงจรแยกกราวด์ (Isolator)



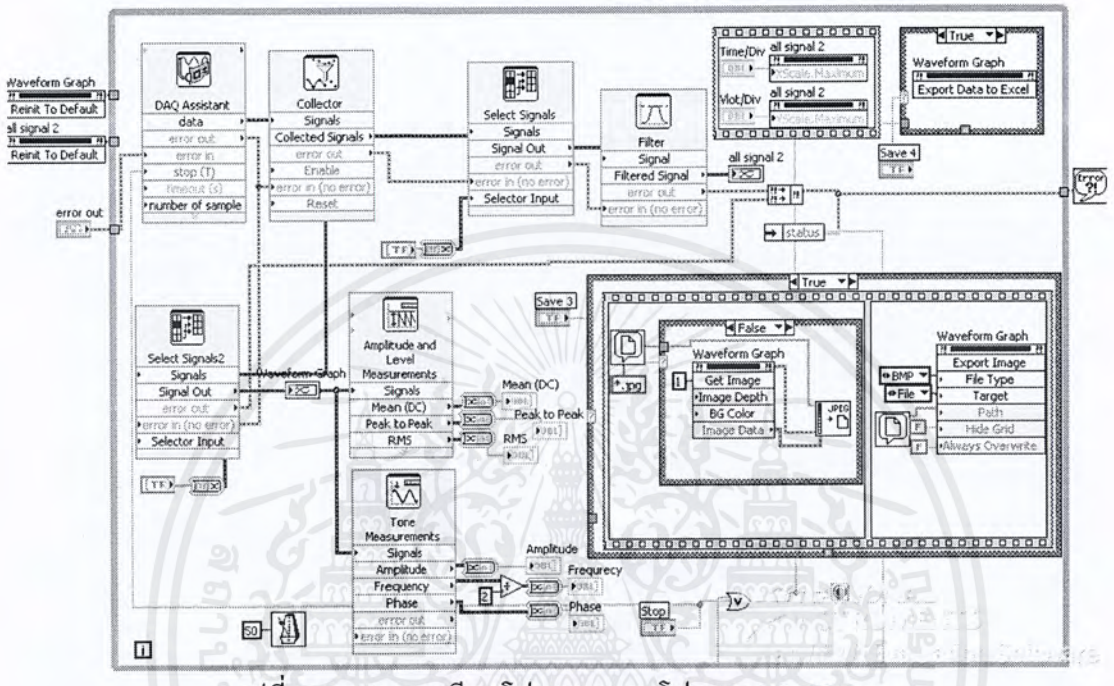
รูปที่ 3.8 แสดงวงจรแยกกราวด์

การออกแบบวงจรแยกกราวด์นั้นจะทำการเลือกค่าความต้านทานของวงจรซึ่งเลือกจากย่านความถี่ที่ต้องการจะใช้ในดาต้าชีทซึ่งก็คือ0 Hz -10kH ทำให้ค่าความต้านทานที่ใช้คือ 10kΩ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

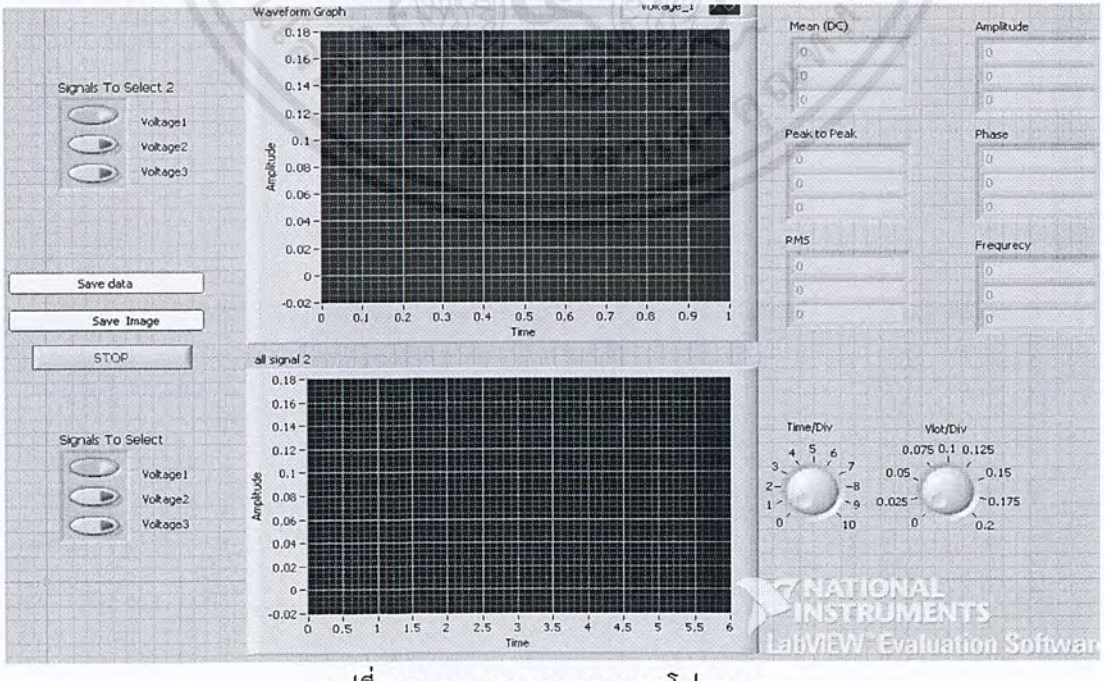
3.5 การออกแบบโปรแกรม

ในการเขียนโปรแกรมจะใช้โปรแกรม LabView ในการเขียนโปรแกรมสำหรับแสดงผลและบันทึกข้อมูลซึ่งจะเห็นได้ดังรูป



รูปที่ 3.9 แสดงการเขียนโปรแกรมจากโปรแกรม LabView

ในการออกแบบประยุกต์ใช้ LabView กับ DAQ นั้นเราได้จอแสดงผลในการวัดชุดBiopotentail Measurement Training Set ซึ่งส่วนประกอบของการทำงานมีดังนี้ คือ



รูปที่ 4.0 แสดงจอแสดงผลของโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. Signal To Select เป็นตัวเลือกค่ากราฟว่าจะเลือกกราฟกี่จำนวน ถ้า Boolean เป็นสีเขียวแสดงว่ากราฟนั้นทำงานอยู่ ถ้าเป็นสีเขียวเข้มกราฟจะไม่ทำงาน

2. Save data เมื่อกด Boolean >> Save Data จะบันทึกค่าของ Waveform Graph แสดงค่าเป็นข้อมูลในโปรแกรม Microsoft Excel

3. Save Image เมื่อกด Boolean >> Save Image จะบันทึกค่าเป็นไฟล์ Image รูปแรกที่บันทึกจะเป็นภาพขาว-ดำ รูปที่สองที่บันทึกจะเป็นภาพสี แยกแยะรูปกราฟได้ชัดเจน เมื่อมีสัญญาณเข้าไปหลายสัญญาณพร้อมกัน

4. Wave Graph แสดงค่ากราฟของ Data ที่นำค่าเข้ามาโดยตรง

4.1 Array Waveform แสดงค่าของ Waveform Graph ทั้งค่า frequrecy,RMS,Phase,Peak To Peak,Amplitude,Mean(Dc)

5. All Signal 2 แสดงค่ากราฟที่เราปรับค่า

6. Time/Div ปรับค่ากราฟของ All Signal 2 ตามแนวแกน X

7. Volt/Div ปรับค่ากราฟของ All Signal 2 ตามแนวแกน Y

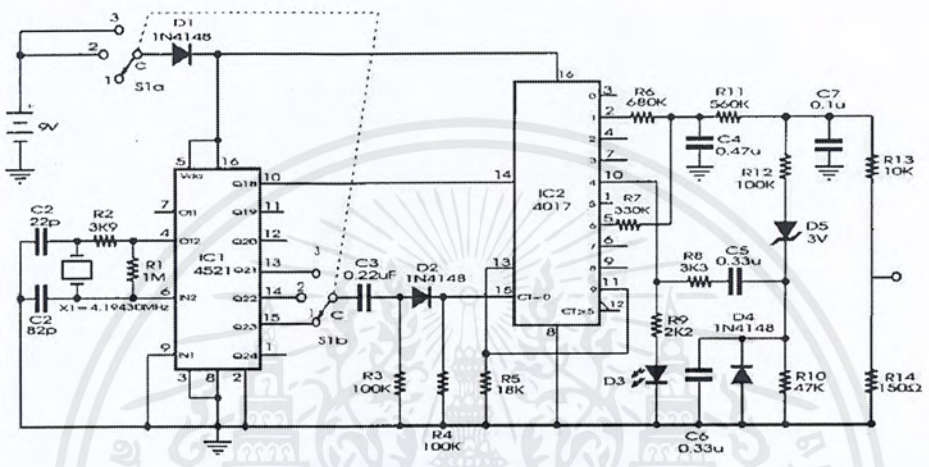
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

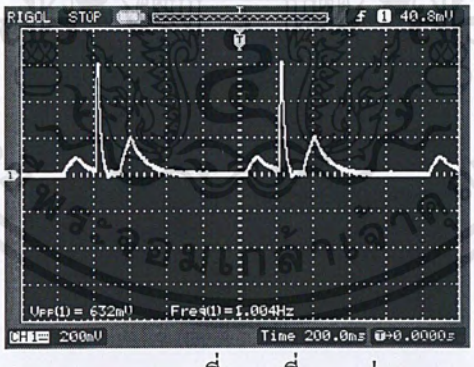
4.1 ภาควงจรจำลองสัญญาณ

4.1.1 วงจรจำลองอัตราการเต้นของหัวใจ (ECG Simulator)

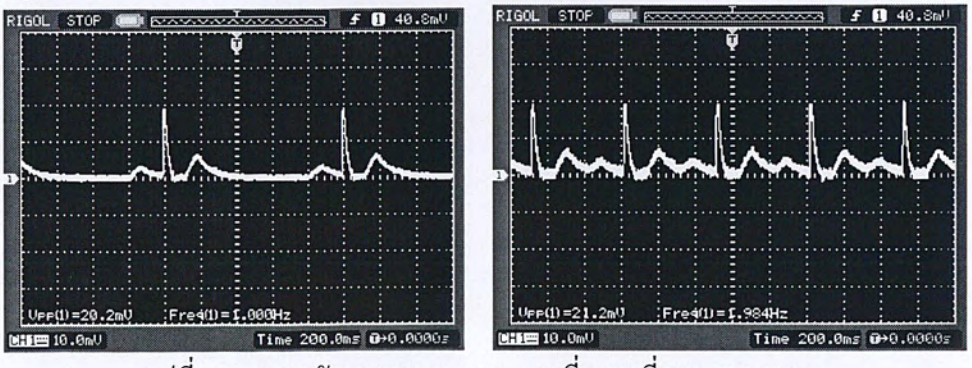


รูปที่ 4.1 แสดงวงจรจำลองสัญญาณ

วงจรจะจำลองสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อเป็นสัญญาณสำหรับชุดทดลองในส่วนที่ใช้ในการวัดสัญญาณ



รูปที่ 4.2 แสดงสัญญาณขนาด 632 mV ที่ความถี่ 1Hz ก่อนลดทอนสัญญาณให้เล็กลง

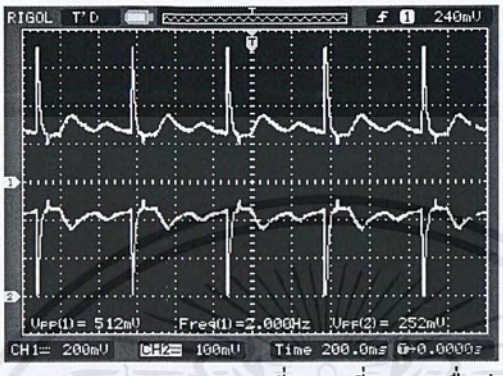


รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณขนาด 20 mV ที่ความถี่ 1Hz และ 2Hz

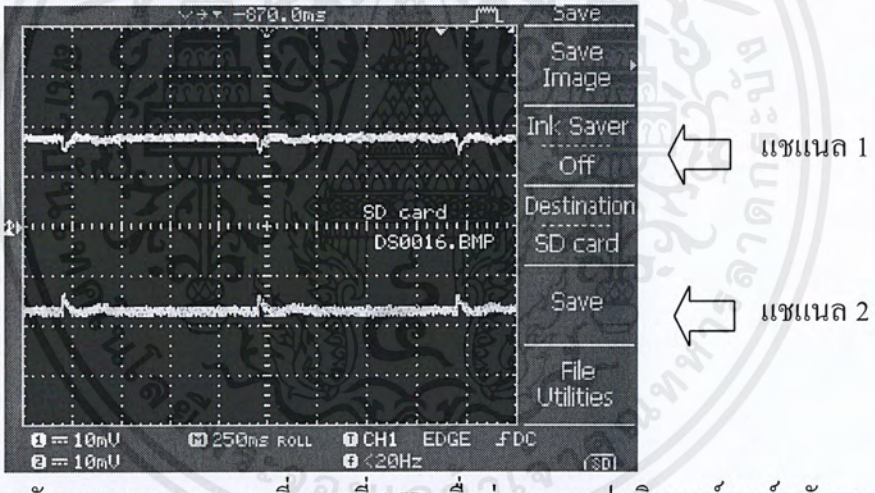
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2วงจรPhase Inverter

เนื่องจากสัญญาณที่ออกจากวงจรจำลองสัญญาณนั้นออกมาเพียงเฟสเดียว จึงต้องมีวงจรเฟสอินเวอร์เตอร์เพื่อให้สัญญาณออกเป็นดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด



รูปที่ 4.4 แสดงสัญญาณขนาดขนาด 512 mV ที่ความถี่ 2 Hz เมื่อผ่านวงจรเฟสอินเวอร์เตอร์ก่อนการลดทอน โดยที่แชแนล1 = สัญญาณไม่กลับเฟส แชแนล 2 = สัญญาณกลับเฟส



รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณขนาด 20 mV ที่ความถี่ 1 Hz เมื่อผ่านวงจรเฟสอินเวอร์เตอร์หลังการลดทอน โดยที่แชแนล1 = สัญญาณกลับเฟส แชแนล 2 = สัญญาณไม่กลับเฟส

4.2 ภาควงจรขยาย (Amplifier)

4.2.1วงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลิฟลายเออร์ (Instrumentation Amplifier)

วงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลีฟลายเออร์ จะทำหน้าที่ในการขยายสัญญาณที่มีขนาดสัญญาณน้อยมาก ซึ่งจะรับสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ

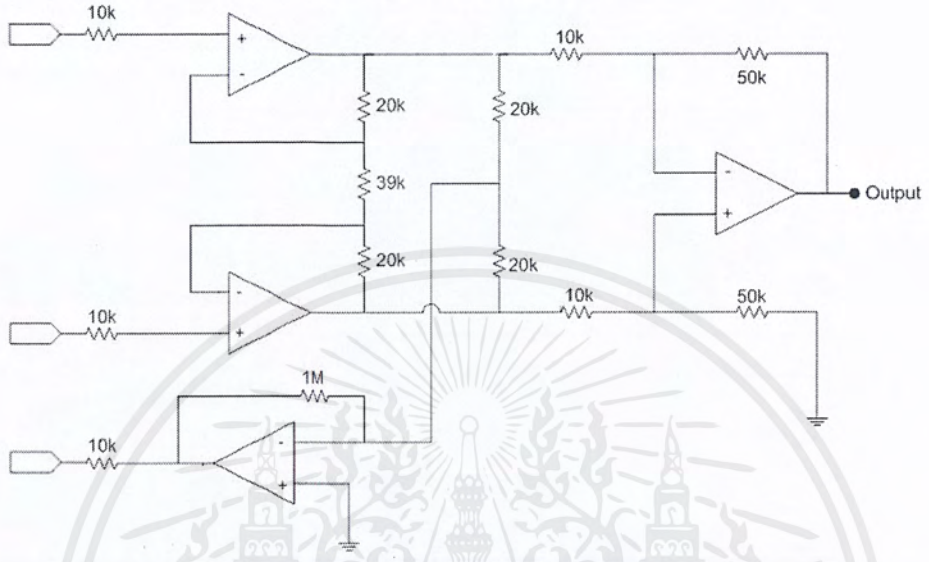
ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจะต้องคำนึงถึงคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช (CMRR) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมป์พลิฟลายเออแบบคอมมอนโหมดโดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$CMRR = 20\log(Ad/Ac)$$

เมื่อ Ad คือ อัตราการขยายของวงจรเมื่อต่อแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

Ac คือ อัตราการขยายของวงจรเมื่อต่อแบบคอมมอนโหมด



รูปที่ 4.6 แสดงวงจร Instrumentation Amplifier

การทดลองหาอัตราการขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

1.นำอินพุทลบของวงจรอินสตรูเมนเตแอมพลิฟลายเออร์ต่อลงกราวด์

2.ป้อนคลื่นไซน์ขนาด 110m Vp-p เข้าที่อินพุทบวกของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลิฟลายเออร์

3.วัดขนาดเอาท์พุทของวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์โดยปรับความถี่ที่

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาอัตราการขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	1.15	10
20	1.15	10
30	1.15	10
40	1.15	10
50	1.15	10
60	1.15	10
70	1.15	10
80	1.15	10
90	1.15	10
100	1.15	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
200	1.15	10
300	1.15	10
400	1.15	10
500	1.15	10
600	1.15	10
700	1.15	10
800	1.15	10
900	1.15	10
1k	1.15	10

การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. นำอินพุทลบและอินพุทบวกของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลิฟลายเออร์ต่อเข้าด้วยกัน
2. ป้อนคลื่นไซน์ขนาด 110mV เข้าที่อินพุทบวกของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลิฟลายเออร์
3. วัดขนาดเอาพุทของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมพลิฟลายเออร์โดยปรับความถี่ดังตาราง

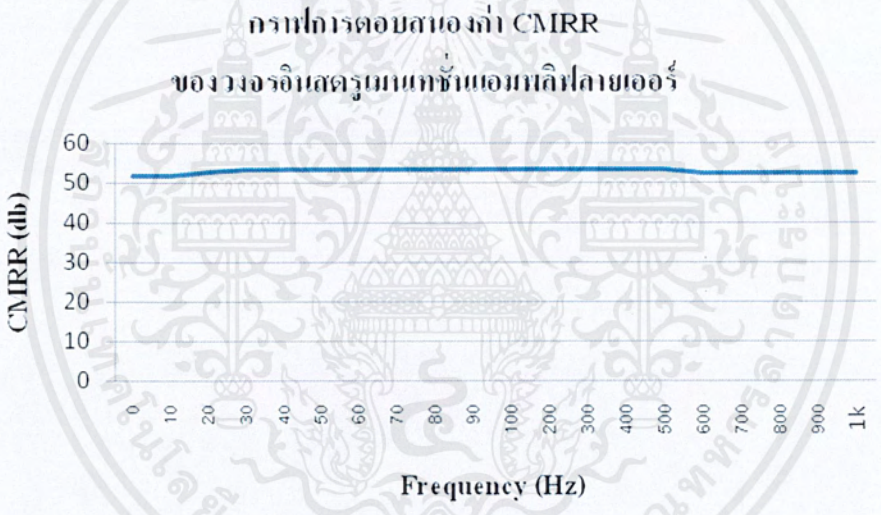
ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองการหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	Vout (mV)	อัตราขยาย
10	2.96	0.0296
20	2.64	0.0264
30	2.48	0.0248
40	2.48	0.0248
50	2.48	0.0248
60	2.48	0.0248
70	2.48	0.0248
80	2.48	0.0248
90	2.48	0.0248
100	2.48	0.0248
200	2.48	0.0248
300	2.48	0.0248

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
400	2.48	0.0248
500	2.48	0.0248
600	2.80	0.0248
700	2.80	0.0248
800	2.80	0.0248
900	2.80	0.0248
1k	2.80	0.0248

การทดลองหาค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงการตอบสนองค่า CMRR ของวงจรในช่วงความถี่ต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลองหาอัตราขยายของวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์

เป็นการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของวงจรต่อความถี่ในช่วงต่างๆ

การทดลองหาอัตราขยายของวงจรอินสตรูเมนแอมพลิฟลายเออร์

1.นำอินพุทลบของวงจรอินสตรูเมนแอมพลิฟลายเออร์ ต่อลงกราวด์

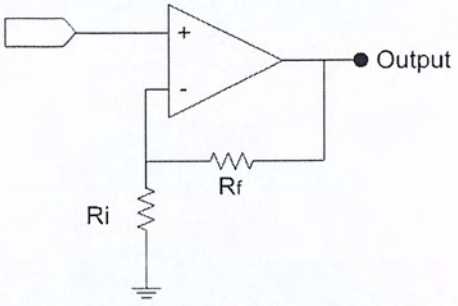
2.ป้อนคลื่นไซน์ขนาด 110 mV เข้าที่อินพุทบวกของวงจรวัดขนาดเอาท์พุทของวงจรวงจรอินสตรูเมนแอมพลิฟลายเออร์ โดยปรับความถี่ดังตาราง

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรอินสตรูเมนเทชั่นแอมพลิฟลายเออร์

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	11.5	10
20	11.5	10
30	11.5	10
40	11.5	10
50	11.5	10
60	11.5	10
70	11.5	10
80	11.5	10
90	11.5	10
100	11.5	10
200	11.5	10
300	11.5	10
400	11.5	10
500	11.5	10
600	11.5	10
700	11.5	10
800	11.5	10
900	11.5	10
1k	11.5	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)



รูปที่ 4.7 แสดงวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

เป็นการทดลองเป็นการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของวงจรต่อความถี่ในช่วงต่างๆ ซึ่งมีอัตราขยายของวงจรแบ่งเป็น 5 ช่วงคือ 50 100 250 500 และ 1000 เท่า โดยป้อนคลื่นไซน์ขนาด 30 mV ที่ช่วงความถี่ต่างๆ ดังตาราง

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 50 เท่า

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	1.58	50
50	1.60	50
100	1.58	50
500	1.56	50
1k	1.56	50

ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 100 เท่า

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	2.92	97.30
50	2.96	98.67
100	2.92	97.30
500	2.92	97.30
1k	2.90	96.67

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 250 เท่า

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	7.52	250.00
50	7.60	250.00
100	7.60	250.00
500	7.52	250.00
1k	7.40	246.67

ตารางที่ 4.7 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 500 เท่า

ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	14.8	493.30
50	14.8	466.67
100	14.0	466.67
500	14.0	466.67
1k	14.0	466.67

ตารางที่ 4.8 ผลการทดลองการหาอัตราขยายของวงจรขยายที่ 1000 เท่า

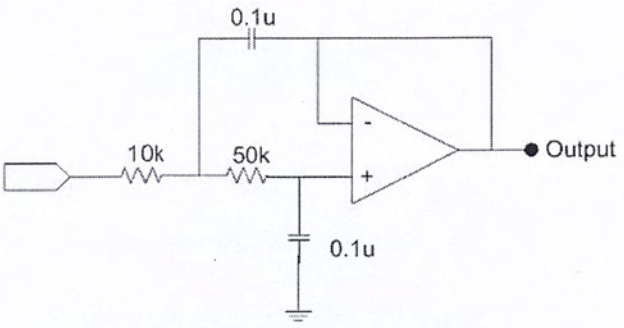
ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย
10	29.2	973.3
50	28.8	960.0
100	27.6	920.0
500	27.6	920.0
1k	27.6	920.0

4.3 ภาควงจรกรองความถี่

4.3.1วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เป็นการทดลองเพื่อทดสอบการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรที่ช่วงความถี่ต่างๆคือ 150 Hz 250 Hz และ 500 Hz โดยป้อนคลื่นไซน์ขนาด 5 Vp-p เข้าที่อินพุทของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

4.3.1.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 150 Hz

ตารางที่ 4.9 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 150 Hz

ความถี่(Hz)	Vout(V)	อัตราขยาย(dB)
10	2.00	0
20	2.00	0
30	2.00	0
40	1.96	-0.17547
50	1.96	-0.17547
60	1.88	-0.53744
70	1.80	-0.91514
80	1.76	-1.11034
90	1.68	-1.51441
100	1.62	-1.83029
120	1.48	-2.61536
150	1.30	-3.74173
180	1.12	-5.03623
200	1.06	-5.51448

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.9 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 150 Hz

4.3.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 250 Hz

ตารางที่ 4.10 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 250 Hz

ความถี่(Hz)	Vout(V)	อัตราขยาย(dB)
10	2.00	0
20	2.00	0
30	2.00	0
40	1.98	-0.17547
50	1.98	-0.17547
60	1.94	-0.26456
70	1.94	-0.26456
80	1.92	-0.35457
90	1.88	-0.53744
100	1.88	-0.53744
200	1.58	-2.04745
250	1.40	-3.09803
300	1.24	-4.15216
400	0.96	-6.37517
500	0.76	-8.40432

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

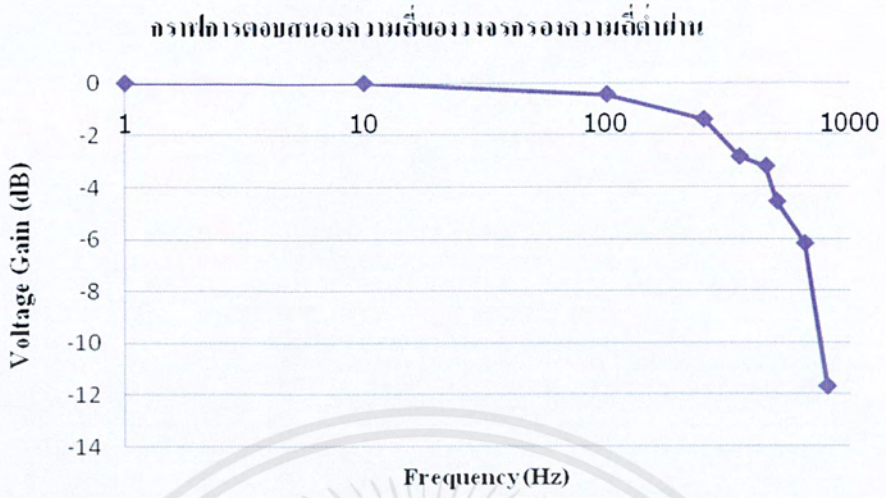
รูปที่ 4.10 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 250 Hz

4.3.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 500 Hz

ตารางที่ 4.11 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ที่ความถี่ 500 Hz

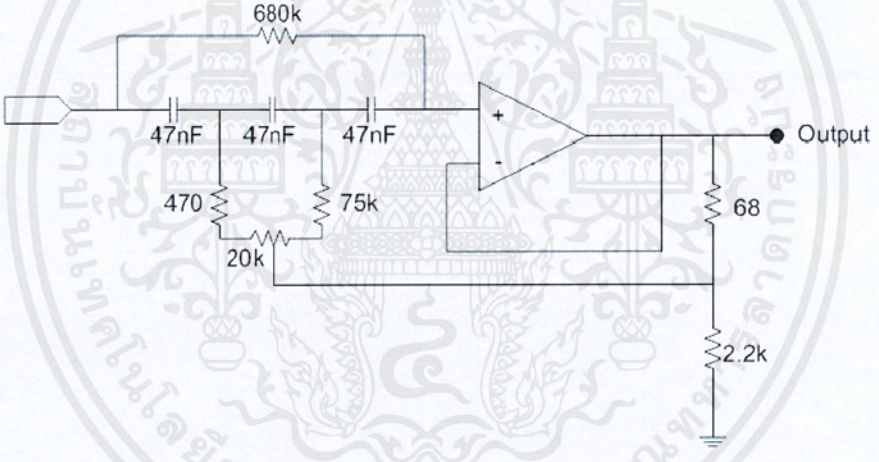
ความถี่ (Hz)	Vout (V)	อัตราขยาย (dB)
20	2.00	0
40	2.00	0
60	1.96	-0.17547
80	1.92	-0.35457
100	1.90	-0.44552
200	1.70	-1.411621
300	1.56	-2.15810
400	1.44	-2.85335
450	1.38	-3.22301
500	1.18	-4.58295
600	0.98	-6.19607
700	0.74	-8.63596
800	0.52	-11.7005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรที่ความถี่ 500 Hz

4.3.2 วงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่



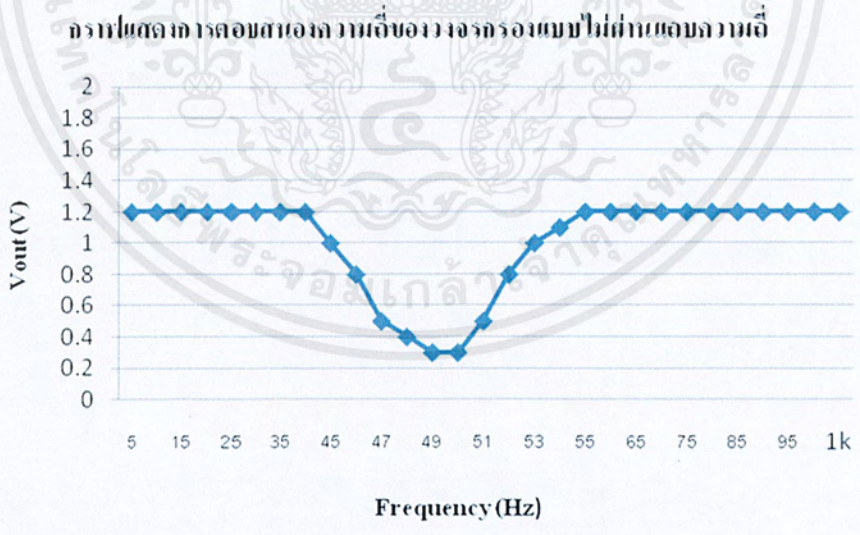
รูปที่4.12 แสดงวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่

ตารางที่ 4.12 ผลการทดลองการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบไม่ผ่านแถบความถี่

ความถี่ (Hz)	Vout (V)
10	1.2
20	1.2
30	1.2
40	1.2
45	1
46	0.8
47	0.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ (Hz)	Vout (V)
48	0.4
49	0.3
50	0.3
51	0.5
53	1.0
54	1.1
55	1.2
60	1.2
70	1.2
80	1.2
90	1.2
100	1.2
1k	1.2



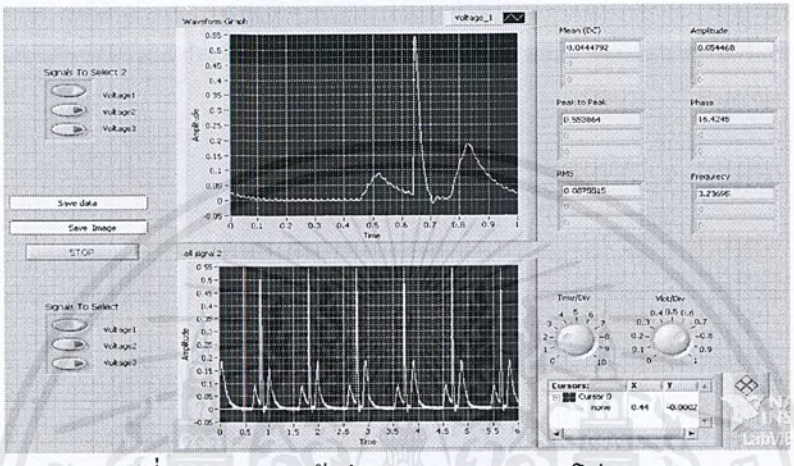
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านแถบความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 โปรแกรม LabView

4.4.1 การทดลองการแสดงผลของโปรแกรม

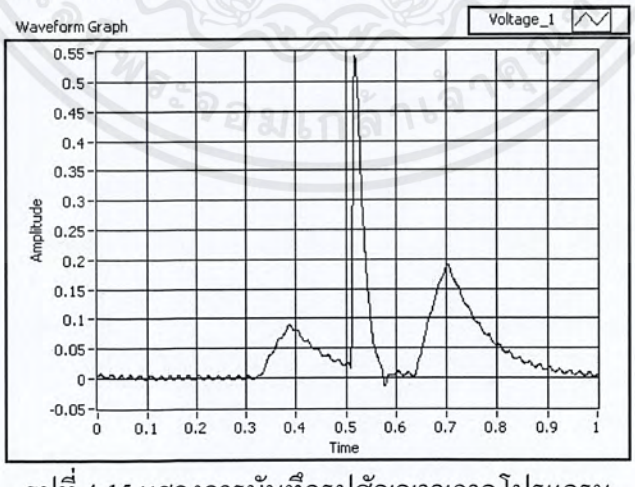
ทำการทดลองโดยนำสัญญาณจากชุดทดลองต่อเข้าสู่ DAQ เพื่อแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอลเข้าสู่โปรแกรมที่สร้างขึ้นจะเห็นลักษณะของสัญญาณแสดงอยู่ในหน้าจอแสดงผลของโปรแกรมดังรูป



รูปที่ 4.14 แสดงหน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม

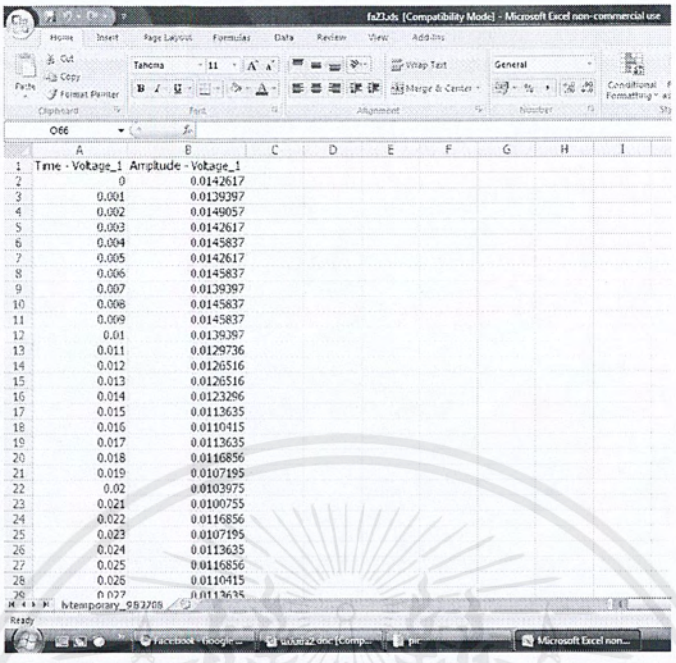
4.4.2 การทดลองการบันทึกผลของโปรแกรม

เมื่อโปรแกรมสามารถแสดงผลของสัญญาณจากชุดทดลองเข้ามาได้นั้นจะทำการทดลองการบันทึกผลของโปรแกรม ซึ่งตัวโปรแกรมนั้นจะสามารถบันทึกสัญญาณได้ 2 แบบ คือแบบรูปภาพสัญญาณ และแบบชุดข้อมูลซึ่งแบบชุดข้อมูลจะปรากฏเป็นค่าตัวเลขในโปรแกรม Microsoft Excel เพื่อที่จะสามารถนำค่าดังกล่าวไปเปิดกับโปรแกรมอื่นได้ต่อไป



รูปที่ 4.15 แสดงการบันทึกรูปสัญญาณจากโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 แสดงการบันทึกข้อมูลในโปรแกรม Microsoft Excel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6
บทสรุป

ในการออกแบบชุดทดลอง ได้กำหนดชุดอุปกรณ์ไว้ 6 ส่วน ประกอบไปด้วย วงจรECG Simulator เพื่อจำลองสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจให้แก่ชุดทดลอง วงจรInstrumentation Amplifier เพื่อรับสัญญาณจากร่างกายหรือแหล่งกำนิดสัญญาณและทำการขยายขนาดของสัญญาณในส่วนหนึ่ง วงจรAmplifier เพื่อขยายให้สัญญาณอยู่ในช่วงที่สามารถวัดหรือแสดงค่าได้ วงจร Low pass filter เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอกวงจรในรูปแบบของการลดทอนสัญญาณในช่วงที่ไม่ต้องการ วงจร Notch filter เพื่อลดทอนสัญญาณในช่วงความถี่ 50 Hz วงจรIsolator เพื่อป้องกันความเสียหายแก่ภาคแสดงผล และวงจรD/A เพื่อแปลงสัญญาณจากชุดอุปกรณ์ซึ่งอยู่ในรูปของสัญญาณanalogให้เป็นสัญญาณdigitalเพื่อให้ส่วนแสดงผลสามารถประมวลผลได้ซึ่งอยู่ในรูปของอุปกรณ์สำเร็จรูป DAQ

เนื่องจากการออกแบบในที่นี้เป็นชุดทดลองจึงจำเป็นต้องคำนึงถึงความสะดวกในการใช้ทดลองและความเหมาะสมในการศึกษาจึงออกแบบให้วงจรในแต่ละส่วนอยู่แยกออกจากกันเป็นส่วนๆและมีส่วนของการเชื่อมสัญญาณที่สังเกตเห็นได้ง่ายเพื่อง่ายต่อการใช้งานอีกทั้งเพื่อเป็นการสะดวกในการเก็บข้อมูลจึงได้จัดทำโปรแกรมสำหรับบันทึกข้อมูลผ่านทางโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ซึ่งจากการทดลองในแต่ละส่วนจะเห็นว่ามีผลการทดลองที่เป็นไปตามที่คาดหวังไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] John G Webster, "Medical Instrumentation Application and Design," Third Edition, John Wiley and Sons Inc,1998

[2] Jerald Graeme, "Amplifier Application of OP AMPS," McGraw-Hill,1999.

[3] Enrique Mario Spinelli, Ramon Pallas-Areny, and Miguel Angle Mayosky, "AC-Coupled Front-End for Biopotential Measuremeants" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.50, NO.3, March 2003

[4] Jeffrey Travis, and Jim Kring, "LabView for Everyone," Prentice Hall,2007

[5] กิจไพบูลย์ ชีวพันธุ์ศรี, "การออกแบบแอพพลิเคชันในระบบกราฟฟิกด้วย LabVIEW," กรุงเทพฯ ซีเอ็ดยูเคชั่น,2550.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้