

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดความเร็วของการนำกระแสประสาท

Nerve Conduction Velocity Measurement



T119228

นางสาวมลฤดี เหลืองคุณวัฒน์ รหัส 50011222

นางสาวมทิศา วิสมล รหัส 50011232

นายบรรยงค์ ศิริโท รหัส 50011244

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 119228
วัน,เดือน,ปี..... 6.S.ค. 2554

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดความเร็วของการนำกระแสประสาท

Nerve Conduction Velocity Measurement

นางสาวมลฤดี เหลืองคุณวัฒน์ รหัส 50011222

นางสาวมทิศา วิสมล รหัส 50011232

นายรณรงค์ ศิริโท รหัส 50011244

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโทปีการศึกษา 2553

สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดความเร็วของการนำกระแสประสาท (Nerve Conduction Velocity Measurement)

ผู้จัดทำโดย

นางสาวมลฤดี เหลืองคุณวัฒน์ รหัส 50011222

นางสาวมุกิตา วิสมล รหัส 50011232

นายบรรยงค์ ศิริโท รหัส 50011244

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล



รายงานฉบับนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์)

วันที่ 23/03/2554

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดความเร็วของการนำของกระแสประสาท

นางสาวมลฤดี เหลืองคุณวัฒน์

นางสาวมุกิตา วิสมล

นายบรรยงค์ ศิริโท

ดร.สุรเดช ศรีไตรลักษณ์ อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นการวัดความเร็วของการนำของกระแสประสาท เป็นการนำเครื่องมือทางไฟฟ้ามาใช้ตรวจการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ใช้ในการประเมินผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของระบบประสาท และช่วยในการวินิจฉัยโรค เราจะทำการวัดโดยเริ่มจากการใช้กระแสไฟฟ้ากระตุ้นผ่านผิวหนังเหนือเส้นประสาทของผู้ป่วย เส้นประสาทจะถูกกระตุ้นผ่านผิวหนังบริเวณท่อนแขนด้านข้าง โดยส่งสัญญาณไปยังเส้นประสาทปลายนิ้วมือ จากนั้นทำการวัดสัญญาณออกจากเครื่องวัด EMG โดยขยายสัญญาณกล้ามเนื้อและสุดท้ายนำสัญญาณที่ได้ไปคำนวณออกทางคอมพิวเตอร์โดยนำระยะทางและเวลาที่วัดได้มาคำนวณหาความเร็วของกระแสประสาท ความเร็วของการนำกระแสประสาท แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของเส้นประสาท

Nerve Conduction Velocity Measurement

Miss Monrudee Leungkunawat

Miss Muthita Wisamon

Mr. Yanyong Sirithoe

Dr.Suradej Tretriluxana Adviser

Education years 2010

Abstract

The project of Nerve Conduction Velocity. By the use of electrical device to determines the state of the neuron and muscles system. The procedure may be employ to diagnose the patient with neuron system difficulties. We will start the measurement with the release of electrical current into skin tissue above the nerve which will transmit from the arm to the fingers. After that we will take the result and calculated with the EMG device which will enlarge the signal of the transmission. The EMG result will then be use to calculate the distance and time of transmitting by the computer, Then we will have the speed of the neuron system that can be use to further determine the performance of the nerve.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรนี้สำเร็จลุล่วงด้วยความกรุณาและความอนุเคราะห์จากคณาจารย์ที่ให้ความช่วยเหลือในทุกๆด้านด้วยความเต็มใจ ทางคณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ และ ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการที่ให้คำปรึกษาและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการดำเนินโครงการ

ขอขอบคุณพี่ปริญญาโทและเพื่อนๆทุกคนที่ช่วยให้ข้อมูล คำแนะนำต่างๆ และกำลังใจที่ดีทำให้เกิดปริญญาบัตรนี้ขึ้นมา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณคุณพ่อ คุณแม่และทุกคนในครอบครัว ที่คอยให้กำลังใจและให้การสนับสนุนที่ดีตลอดมา



นางสาวมฤดี เหลืองคุณวัฒน์

นางสาวมูทิตา วิสมล

นายบรรยงค์ ศิริโท

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	I
Abstract.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารรูปภาพ.....	X
สารบัญตาราง.....	XIV
บทที่ 1 : บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	1
1.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	1
1.3.1 เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	1
1.3.2 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า.....	1
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 : ทฤษฎีและหลักการ.....	3
2.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system).....	3
2.1.1 กล้ามเนื้อโครงร่าง.....	3
2.1.2 กล้ามเนื้อเรียบ.....	4
2.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ.....	4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.2	กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย.....	5
2.2.1	End plate potential.....	5
2.2.2	Muscle twitch.....	5
2.3	การรักษาด้วยกระแสไฟฟ้า.....	6
2.3.1	Electrotherapy.....	6
2.3.2	Electrodiagnosis.....	7
2.4	การกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า.....	8
2.4.1	Waveform.....	8
2.4.2	Amplitude.....	9
2.4.3	Pulse duration.....	9
2.4.4	Duty cycle.....	9
2.4.5	ลักษณะการวางขั้วกระตุ้น.....	10
2.4.6	อาการที่อาจเกิดจากการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า.....	10
2.5	ทฤษฎีเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	11
2.5.1	อิเล็กทรอนิกส์.....	12
2.5.2	ระบบวงจรมหาสัญญาณ.....	12
2.5.3	วงจรมหาสัญญาณที่ใช้ในทางชีววิทยา.....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.5.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter ,LPF).....	14
2.5.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter :HPF).....	14
2.5.6 วงจรกรองสัญญาณ (Notch Filter).....	14
2.6 ทฤษฎีเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า.....	15
2.6.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51.....	15
2.6.2 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแส.....	16
2.6.3 อุปกรณ์แยกกันทางแสง, ออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator).....	17
2.6.4 วงจร DC to DC Converter แบบสำเร็จรูป.....	19
2.7 LCD DISPLAY 16*2 ชนิด Dot Matrix LCD.....	20
2.8 คริสตัล (Crystal).....	20
2.9 ทฤษฎีโปรแกรม Labview.....	21
2.9.1 เครื่องมือที่ใช้ในLabview.....	21
2.10 Data Acquisition (DAQ).....	22
2.10.1 องค์ประกอบของระบบดาต้าแอกควิซิชั่น.....	23
2.11 ทฤษฎี Nerve conduction velocity (m/sec.).....	23
บทที่ 3 : ทฤษฎีการออกแบบและการออกแบบการทดลอง.....	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.1 ทฤษฎีการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	25
3.1.1 ระบบวงจรขยายสัญญาณ.....	25
3.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter ,LPF).....	26
3.1.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter ,HPF).....	26
3.1.4 วงจรกรองสัญญาณ (Notch Filter).....	26
3.15 รูปวงจร EMG.....	27
3.2 ทฤษฎีการออกแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า.....	28
3.2.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์MCS-51 ที่ทำหน้าที่สร้างพัลส์.....	28
3.2.2 วงจรแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสไฟฟ้า.....	29
3.2.3 การทำงานของวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสไฟฟ้า.....	29
3.2.4 การลัดสัญญาณรบกวน.....	30
3.2.5 วงจรแฟนทอมที่ใช้ทดสอบอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อ.....	30
3.3 การต่อจอLCD DISPLAY 16*2 กับ MCS51.....	31
3.4 โปรแกรมLabviewที่ใช้ในการทดลอง.....	32
3.5 ขั้นตอนการทำงาน (Flowchart).....	35
3.5.1 Flowchart การทำงานของเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	35
3.5.2 Flowchart การทำงานของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อ.....	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญ(ต่อ)

หน้า

3.5.3 Flowchart การทำงานรวมทั้งหมด.....	37
บทที่ 4 : การทดลองและผลการทดลอง.....	37
4.1 เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	38
4.1.1 วงจร Instrumentation Amplifier.....	38
4.1.2 วงจร Low-Pass Filter และ High Pass Filter.....	38
4.1.3 Output.....	38
4.1.4 การวัดค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio).....	39
4.2 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อ.....	41
4.2.1 ผลการทดสอบขนาดของกระแสที่วงจรสามารถจ่ายได้.....	42
4.2.2 ผลการทดสอบการจ่ายกระแสที่ $V_{in} = 7 V$	43
4.2.3 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า ที่ทดสอบโดยโหลดเฟนทอม.....	43
4.3 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าที่ทดสอบ และเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ทดสอบด้วยเครื่อง ECG Simulator.....	44
4.3.1 กราฟที่ได้แสดงผลออกทางออสซิลอสโคป.....	44
4.3.2 กราฟที่ได้แสดงผลออก โปรแกรม Labview.....	45

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

4.4 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า	
และเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดจากกล้ามเนื้อแขน.....	46
4.4.1 ตารางผลการทดลอง.....	47
บทที่ 5 : บทสรุป.....	48
เอกสารอ้างอิง.....	49
ภาคผนวก.....	50



สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 ลักษณะของกล้ามเนื้อทั้ง 3 ชนิด.....	3
รูปที่ 2.2 ลักษณะของกล้ามเนื้อ.....	4
รูปที่ 2.3 ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้า ใวงานและMuscle twitch ของกล้ามเนื้อลาย บนแกนเวลาเดียวกันระหว่างกล้ามเนื้อพวกที่เป็น Fast fiber และ Slow fiber.....	6
รูปที่ 2.4 การตรวจการนำกระแสประสาท.....	8
รูปที่ 2.5 ตารางแสดงขนาดของกระแสที่มีผลต่อร่างกาย.....	10
รูปที่ 2.6 ความต้านส่วนต่างๆของร่างกาย.....	11
รูปที่ 2.7 บล็อกโคอะแกรมระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน.....	11
รูปที่ 2.8 INA 126.....	13
รูปที่ 2.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ passive.....	14
รูปที่ 2.10 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบ passive.....	14
รูปที่ 2.11 วงจร Notch Filter.....	15
รูปที่ 2.12 MCS 51.....	15
รูปที่ 2.13 วงจรพื้นฐานในการเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแส.....	17
รูปที่ 2.14 รูปร่างและลักษณะต่าง ๆ ของอุปกรณ์แยกกันทางแสง.....	17
รูปที่ 2.15 วงจรภายในและวงจรใช้งานของอุปกรณ์แยกกันทางแสง.....	18
รูปที่ 2.16 อุปกรณ์แยกกันทางแสงแบบต่าง ๆ.....	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 2.17 อุปกรณ์แยกกันทางแสงในรูป IC.....	19
รูปที่ 2.18 DC to DC Converter แบบสำเร็จรูป.....	19
รูปที่ 2.19 DC to DC Converter ตระกูล BY-C.....	19
รูปที่ 2.20 ตำแหน่งของขา DC to DC Converter ตระกูล BY-C.....	20
รูปที่ 2.21 จอLCD DISPLAY 16*2	20
รูปที่ 2.22 โปรแกรมLabview.....	21
รูปที่ 2.23 รูปตัวอย่าง Control Palette.....	22
รูปที่ 2.24 รูปตัวอย่าง Functions Palette.....	22
รูปที่ 2.25 DAQ:NI USB-6259.....	23
รูปที่ 2.26 โค้ดโปรแกรมการทำงานของระบบคาน้ำแยกควิซิชัน.....	23
รูปที่ 2.27 กราฟ Nerve conduction velocity.....	24
รูปที่ 3.1 บล็อกโค้ดโปรแกรมระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน.....	25
รูปที่ 3.2 Instrumentation Amplifier ของ INA 126.....	25
รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณ.....	25
รูปที่ 3.4 วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน.....	26
รูปที่ 3.5 วงจรรองความถี่สูงผ่าน.....	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.6 วงจร Notch Filter.....	26
รูปที่ 3.7 รูปวงจรเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	27
รูปที่ 3.8 รูปวงจรของไมโครคอนโทรลเลอร์MCS-51 ที่ทำหน้าที่สร้างพัลส์.....	28
รูปที่ 3.9 วงจรแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ.....	29
รูปที่ 3.10 วงจรแหล่งจ่ายกระแสควบคุมด้วยแรงดัน.....	29
รูปที่ 3.11 การใช้ PC 817 ในการแยกกราวด์.....	30
รูปที่ 3.12 วงจรที่ใช้ในการทดสอบอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อ.....	30
รูปที่ 3.13 การต่อจอLCD DISPLAY 16*2 กับMCS51.....	32
รูปที่ 3.14 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงสัญญาณEMGและstimulator	32
รูปที่ 3.15 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการ Cursor.....	32
รูปที่ 3.16 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการ All signal.....	32
รูปที่ 3.17 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการคำนวณเพื่อหาความเร็ว.....	33
รูปที่ 3.18 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลทั้งหมด.....	33
รูปที่ 3.19 Codeที่ใช้ในการแสดงผล.....	34
รูปที่4.1 แสดงผลECGที่ออกจากรวมวงจรInstrumentation Amplifier	
ผ่านทางออสซิลอสโคป.....	38

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

หน้า

รูปที่4.2 แสดงผลECGที่ออกจากวงจรLow-Pass Filter และ High Pass Filter ผ่านทางออสซิลอสโคป.....	38
รูปที่4.3 แสดงผลECGที่ออกจากวงจร Output ผ่านทางออสซิลอสโคป.....	38
รูปที่4.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับค่าCMRR.....	41
รูปที่4.5 แสดงผลเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อผ่านทางออสซิลอสโคป.....	43
รูปที่4.6 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคปโดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 2 ms.....	44
รูปที่4.7 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคปโดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 10 ms.....	44
รูปที่4.8 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคปโดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 100 ms.....	44
รูปที่4.9 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 2 ms.....	45
รูปที่4.10 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 10 ms.....	45
รูปที่4.11 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 100 ms.....	45
รูปที่ 4.12 วิธีการกระตุ้นกล้ามเนื้อและสัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นและสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	46
รูปที่ 4.13 สัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นและสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	46

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมค.....	38
ตารางที่2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมค.....	39
ตารางที่3 แสดงผลการทดสอบขนาดของกระแสที่วงจรสามารถจ่ายได้โดยใช้โหลด RL.....	41
ตารางที่4 ผลการทดสอบการจ่ายกระแสแสดงที่ $V_{in} = 7 V$	42
ตารางที่5 ผลการทดลอง.....	47



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปริญญาณิพนธ์

กลุ่มเราได้ศึกษาค้นคว้าโครงการนี้ขึ้นเพื่อตรวจการทำงานของเส้นประสาท เนื่องจากผู้ป่วยบางประเภทอาจเคยประสบอุบัติเหตุหรือมีปัญหาเกี่ยวกับเส้นประสาทที่กล้ามเนื้อแขนซึ่งมีปัญหาทางระบบประสาทสั่งการ ไม่สามารถสั่งการควบคุมไปยังกล้ามเนื้อ ซึ่งจะทำให้กล้ามเนื้อฝิบลงเนื่องจากไม่มีการเคลื่อนไหว และนำมาใช้งานร่วมกับอุปกรณ์วัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้เป็นอุปกรณ์วัดการนำไฟฟ้าของเส้นประสาทควบคุมกล้ามเนื้อเพื่อตรวจสอบความสมบูรณ์ของเส้นประสาท โดยการวัดความเร็วของเส้นประสาท

1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญาณิพนธ์

1. เขียน โปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสร้างสัญญาณพัลส์นำไปควบคุมการกระตุ้นของกล้ามเนื้อ
2. สามารถสร้างและออกแบบวงจรที่ใช้ในการกระตุ้นและวัดสัญญาณกล้ามเนื้อได้
3. สามารถคำนวณและวิเคราะห์หาค่าความเร็วของกระแสประสาทเพื่อนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้
4. สามารถนำมาใช้งานได้จริง

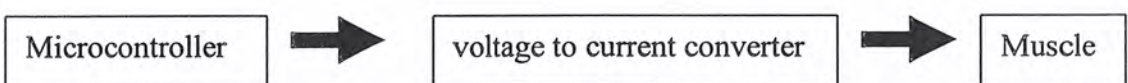
1.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1.3.1 เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

1. ออกแบบและสร้างวงจรวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ โดยในการออกแบบได้แบ่งเป็น 5 ส่วนด้วยกัน คือวงจรInstrumentation Amplifier, วงจรกราวนด์เสมือน, วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่าน, วงจรAmplifier, วงจรNotch Filter
2. วัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่แขนได้
3. แสดงสัญญาณผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรมLabview

1.3.2 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า

เป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าที่ควบคุมการทำงานโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการสร้างพัลส์ของสัญญาณแล้วแปลงเป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ



1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถนำไปใช้กระตุ้นกล้ามเนื้อได้
2. สามารถนำเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ ไปใช้ได้
3. สามารถนำเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อมารองรับผลตอบสนองจากเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อได้
4. เพื่อเป็นแนวทางขั้นพื้นฐานสำหรับผู้สนใจจะได้ศึกษาหาความรู้และเป็นแนวทางนำไปพัฒนาให้ดียิ่งขึ้น



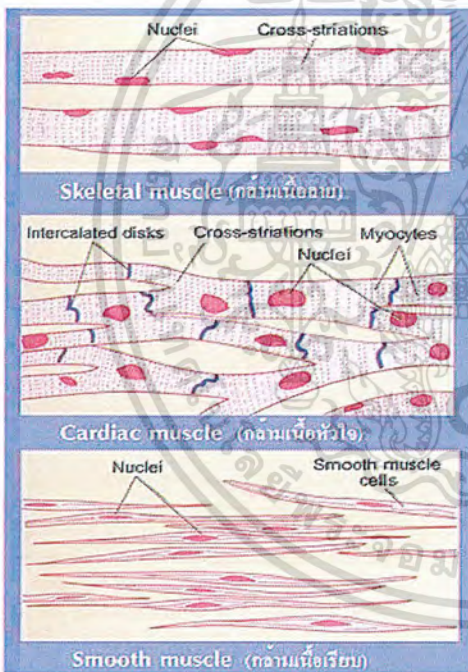
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในแต่ละบุคคลจะมีลักษณะและรูปแบบที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

กล้ามเนื้อเป็นส่วนของร่างกายซึ่งทำหน้าที่สำคัญ โดยเปลี่ยนแปลงพลังงานซึ่งเก็บอยู่ในรูปสารเคมีไปเป็นพลังงานกล ยังมีผลให้เซลล์กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ทำให้อวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายเคลื่อนไหวได้ ก่อให้เกิดงานและทำให้ร่างกายดำรงชีพอยู่ได้ ตัวอย่างการทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคลื่อนไหวของแขน ขา ในระบบกล้ามเนื้อและกระดูก การสูดฉีดเลือดจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายในระบบไหลเวียนเลือด การกินและการย่อยอาหารในระบบทางเดินอาหาร และการขับถ่ายของเสียโดยระบบขับถ่าย เป็นต้น กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งเป็น 3 ชนิด คือ



รูปที่ 2.1 ลักษณะของกล้ามเนื้อทั้ง 3 ชนิด

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

กล้ามเนื้อโครงร่างจะมีปลายข้างหนึ่ง (จุดเกาะต้น) เกาะติดกับกระดูกส่วนที่ใกล้กับอกสแกนกลางร่างกายมากกว่าและมักเป็นกระดูกที่ค่อนข้างยึดแน่น และปลายอีกข้างหนึ่ง (จุดเกาะการดำไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

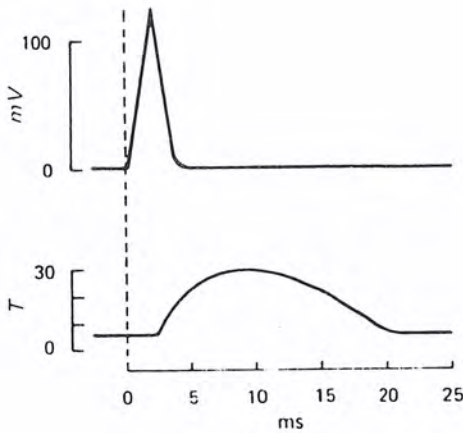
กระแสประสาทกระตุ้นกล้ามเนื้อ โดยที่กระแสประสาทแพร่กระจายไปตามเส้นประสาท จนถึงบริเวณ Motor end plate และเกิด End plate potential จากนั้นจะเกิด Excitation-contraction coupling ซึ่งหมายถึงการที่ศักย์ไฟฟ้าไวงานแพร่กระจายไปตามผิวเซลล์กล้ามเนื้อลาย และเข้าไปในเซลล์โดยทาง T system ทำให้แคลเซียมหลั่งออกจาก Sarcoplasmic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

2.2.1 End plate potential

เมื่อศักย์ไฟฟ้าไวงานเดินทางมาตามเส้นประสาทจนถึงบริเวณจุดต่อเส้นประสาทและกล้ามเนื้อจะมีสารเคมีได้แก่ Acetylcholine หลั่งออกจากปลายประสาท ทำให้ Acetylcholine-gated channel มีผิวของเซลล์กล้ามเนื้อในบริเวณนั้นๆ เปิด ยังผลให้โพแทสเซียม (Na^+) ไหลเข้าสู่เซลล์เป็นจำนวนมาก ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่เซลล์ มีค่าเป็นบวกมากขึ้นจากเดิมประมาณ 50 – 70 มิลลิโวลต์ และก่อให้เกิดศักย์ไฟฟ้าเฉพาะจุดหรือที่เรียกว่า End plate potential ขึ้น โดยปกติแล้วการเพิ่มขึ้นของศักย์ไฟฟ้าที่ผนังกันอย่างรวดเร็วประมาณ 20 – 30 มิลลิโวลต์ก็เพียงพอที่จะทำให้เกิดการป้อนกลับแบบบวกของการกระตุ้นและเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงานตามมา

2.2.2 Muscle twitch

เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้น จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าขึ้นก่อนศักย์ไฟฟ้าไวงานซึ่งแพร่ไปตามผิวเซลล์และ T system ทำให้เกิด Excitation-contraction coupling ยังผลให้เกิดการหดตัวและการคลายตัวของกล้ามเนื้อในระยะเวลาต่อมาการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า Muscle twitch โดยทั่วไปกล้ามเนื้อลายเริ่มหดตัวหลังจากเซลล์กล้ามเนื้อถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarize) ไปแล้วประมาณ 2 มิลลิวินาทีและก่อนที่ดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ของเซลล์กล้ามเนื้อจะเสร็จสิ้นลง รูปที่ 2.3 ระยะเวลาของการหดตัวของเซลล์กล้ามเนื้อลายจะมีช่วงสั้นหรือยาวนาน ขึ้นกับชนิดของกล้ามเนื้อพวกที่เป็น Fast fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ละเอียดอ่อนต้องการความเร็วและความแม่นยำ จะมีระยะการหดตัวสั้น อาจจะสั้นเพียง 7.5 มิลลิวินาที ส่วน Slow fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ไม่ต้องการความละเอียดอ่อน แต่ต้องการความแข็งแรงและความคงทน จะมีระยะการหดตัวยาวนาน ซึ่งอาจจะนานถึง 100 มิลลิวินาที



รูปที่ 2.3 ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไว
งานและMuscle twitch ของกล้ามเนื้อ
ลายบนแกนเวลาเดียวกันระหว่าง
กล้ามเนื้อพวกที่เป็น Fast fiber และ
Slow fiber

2.3 การรักษาด้วยกระแสไฟฟ้า

ในทางกายภาพบำบัด การกระตุ้นกล้ามเนื้อแต่ละมัด หรือกลุ่มกล้ามเนื้อ เพื่อให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อนั้น ๆ ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถที่จะควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้เอง (voluntary contraction) ทั้งนี้ก็ได้หมายถึงกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง (Denervated muscle) เท่านั้น ยังรวมถึงกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติ (Innervated muscle) แต่ไม่สามารถทำงานได้ เช่น กรณีที่ถูกจำกัดการเคลื่อนไหว การที่ไม่ได้ใช้กล้ามเนื้อนั้น ๆ เป็นเวลานาน เป็นต้น ถ้าเป็นกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง กระแสไฟฟ้าที่มากระตุ้นนั้น มีผลในการรักษาสภาพของกล้ามเนื้อ โดยการเพิ่มการไหลเวียนเลือด ลดการเปลี่ยนแปลงของใยกล้ามเนื้อเป็น fibrosis และชะลอการฝ่อลีบของกล้ามเนื้ออันเกิดจากการขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ ๆ คือ

2.3.1 Electrotherapy

เป็นกลุ่มที่ว่าด้วยการใช้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าในทางกายภาพบำบัด ออกเป็น 6 ประเภทด้วยกัน โดยแบ่งตามวัตถุประสงค์หรือเป้าหมายในการรักษาเป็นหลัก

2.3.1.1 Electrical muscle stimulation (EMS)

เป็นการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าในการรักษากล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง (denervated muscle) เพื่อรักษาสภาพของกล้ามเนื้อ ชะลอการฝ่อลีบของกล้ามเนื้อ (Delayed muscle atrophy) หรือเพื่อให้เกิดการเรียนรู้ใหม่ (Re-education) ในกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยงบางส่วน

2.3.1.2 Electrical stimulation for tissue repaired (ESTR)

ใช้กระแสไฟฟ้าเพื่อลดอาการบวม (edema reduction) เพิ่มการไหลเวียนเลือด (enhancement of circulation) และเร่งการสมานแผล (wound management หรือ wound healing)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.3 Neuromuscular electrical stimulation (NMES)

คือการใช้กระแสไฟฟ้ากระตุ้น กล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติ (Innervated muscle) เพื่อคงไว้ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อ (restore muscle function) ได้แก่ การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (muscle strengthening) , การลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ (spasm reduction) , การชะลอการฝ่อลีบ หรือป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้ออันเนื่องมาจากการไม่ได้ใช้งาน (disuse atrophy prevention) และการเรียนรู้การทำงานของกล้ามเนื้อ (muscle re-education) มักใช้ในกรณีที่มีการย้ายเส้นเอ็นหรือกล้ามเนื้อ (tendon transfer)

2.3.1.4 Functional electrical stimulation (FES)

เป็นการใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นเพื่อขึ้นนำการเคลื่อนไหวที่ต้องการ คือการใช้กระแสไฟฟ้าเปรียบเสมือนเป็น orthotic เพื่อให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อบางส่วนที่ต้องการ

2.3.1.5 Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)

ใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นเพื่อลดอาการปวด (pain control) ซึ่งนิยมใช้กันมากในปัจจุบัน การใช้กระแสไฟฟ้าในการลดปวด นอกจากจะจะใช้กระแส TENS (ซึ่งนิยมใช้กันอย่างกว้างขวางและเป็นเครื่องผลิตกระแสไฟฟ้าที่ผลิตขึ้น เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถพบคิดตัวไปใช้ได้ตลอดเวลา) แล้วยังมีกระแสอื่น ๆ ที่นำมาใช้ในการลดปวด อาทิเช่น กระแส Interference , กระแส Diadynamic , กระแส high voltage galvanic

2.3.1.6 Iontophoresis

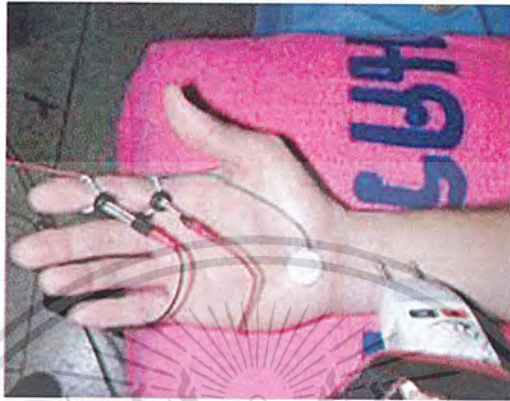
คือเทคนิคการใช้กระแสไฟฟ้าในการผลักดันด้วยบางชนิดที่มีคุณสมบัติแตกตัวเป็นประจุได้ เมื่ออยู่ในสารละลาย โดยมากใช้เพื่อการลดปวดเฉพาะที่ลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อเฉพาะที่ได้ และใช้ในการรักษาโรคผิวหนังบางชนิด

2.3.2 Electrodiagnosis

2.3.2.1 การตรวจการนำกระแสประสาท (Nerve Conduction Study) :NCS

การนำเครื่องมือทางไฟฟ้ามาใช้ตรวจการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ โดยอาศัยคุณสมบัติทางประสาทสรีรวิทยา ซึ่งเป็นการตรวจที่ต่อเนื่อง จากการ ชักประวัติ ตรวจร่างกายและการตรวจทางห้องปฏิบัติการอื่น ๆ มีบทบาทสำคัญในการประเมินผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของระบบประสาท ทั้งในด้านการช่วยยืนยันผลการวินิจฉัย, การติดตามการดำเนินโรค, การตอบสนองต่อการตรวจที่ไม่เจ็บ โดยจะมีความรู้สึกเหมือนถูกไฟช็อตในขณะที่ตรวจ เนื่องจากการตรวจที่ใช้กระแสไฟฟ้ากระตุ้นบริเวณผิวหนังเหนือเส้นประสาทของผู้ป่วย ผู้ป่วยจะตอบสนองโดยมีการกระตุกของกล้ามเนื้อ ซึ่งจะถูกบันทึกไว้การตรวจชนิดนี้เป็นการตรวจที่มีความปลอดภัยและเป็นมาตรฐาน เส้นประสาทจะถูกกระตุ้นตลอดความยาวของเส้นประสาท ทั้งในบริเวณใกล้กล้ามเนื้อที่เอกซเรย์แล้ว และในบริเวณไกลกล้ามเนื้อที่เอกซเรย์แล้ว ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถูกกระตุ้นและบริเวณที่ห่างออกไป การตรวจบ่งบอกข้อมูลความเร็วของการนำกระแสประสาท ความแรงของการตอบสนอง สิ่งเหล่านี้แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของเส้นประสาทที่ได้รับการตรวจเป็นการตรวจโรคของเส้นประสาทส่วนปลาย ได้แก่ โรคมือชา เท้าชา จากเส้นประสาท อักเสบ การกดทับเส้นประสาทที่มือหรือขา การบาดเจ็บของเส้นประสาทภายหลังอุบัติเหตุ



รูปที่ 2.4 การตรวจการนำกระแสประสาท

2.3.2.2 การตรวจคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography): EMG

ภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง สามารถเกิดจากตัวโรคของกล้ามเนื้อเองหรือโรคของเส้นประสาท หรือไม่ใช่ทั้งสองเลยก็ได้ การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นการตรวจที่มีความเจ็บปวดและใช้ ระยะเวลาานาน และมักตรวจภายหลังการตรวจการนำกระแสประสาท การตรวจจำเป็นต้องใช้เข็ม พิเศษปักไปที่กล้ามเนื้อ ที่จะทำการศึกษาลักษณะคล้ายกับการฝังเข็ม และจะไม่มีการใช้ กระแสไฟฟ้าในการตรวจ อย่างไรก็ตาม เมื่อกล้ามเนื้อมีการตอบสนองคุณสมบัติทางด้านไฟฟ้าของ กล้ามเนื้อจะถูกบันทึกโดยเข็มนั้น สัญญาณที่ได้จะถูกบันทึกและตรวจวิเคราะห์ต่อไปโดยอาศัย เครื่องมือพิเศษ การตรวจจะใช้ระยะเวลาประมาณ 30 นาที – 1 ชั่วโมง การตรวจ NCS และ EMG ซึ่งช่วยให้ประสาทแพทย์สามารถแยกแยะปัญหาให้แคบลง ช่วยวินิจฉัยให้ทราบว่าโรคดังกล่าวเกิด จากโรคของเส้นประสาทหรือโรคของกล้ามเนื้อ

2.4 การกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้า

2.4.1 Waveform

การกระตุ้นกล้ามเนื้อในคนปกติ พบว่าลักษณะของกระแสที่มักให้เกิดความรู้สึกสบาย ขณะกระตุ้นควรเป็นแบบ biphasic waveform โดยเฉพาะถ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ควรใช้ symmetrical biphasic wave form จะให้ความรู้สึกที่สบายกว่า แต่ทั้งนี้ต้องปรับขึ้นอยู่กับความรู้สึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของผู้ป่วยแต่ละรายมากกว่า ดังนั้นจึงไม่ควรจำรูปแบบของกระแส แต่ควรคำนึงถึงและถามความรู้สึกของผู้ป่วยขณะที่กำลังกระตุ้นว่าเป็นอย่างไร

2.4.2 Amplitude

ความเข้มของกระแสที่กระตุ้น (current amplitude หรือ intensity) มีความสำคัญมากในการกระตุ้นแต่ละครั้ง โดยเทคนิคในการเปิดความเข้มของกระแสเข้าสู่ตัวผู้ป่วยนั้น ควรค่อย ๆ เปิดอย่างช้า ๆ โดยเฉพาะวันแรกของการรักษาด้วยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า การที่ค่อย ๆ เปิดกระแสไฟเข้าสู่ตัวผู้ป่วยอย่างช้า ๆ จะเป็นการให้ระยะเวลาแก่ผู้ป่วยในการปรับความรู้สึกที่ได้รับ เมื่อกระตุ้นไปประมาณ 15 นาที (ขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการรักษาว่ากระตุ้นนานกี่นาที) ผู้ป่วยอาจจะเริ่มรู้สึกชินกับกระแสไฟและสามารถที่จะเพิ่มความเข้มของกระแสขึ้นจนถึงระดับที่เราตั้งไว้ได้ โดยส่วนใหญ่ความเข้มเป้าหมายที่ตั้งไว้ ผู้ป่วยอาจจะต้องใช้ระยะเวลา 1-2 ครั้งของการรักษา

2.4.3 Pulse duration

ค่า pulse duration มีความสัมพันธ์กับค่าความแรงในการกระตุ้น โดยดูได้จากค่า S-D curve คือถ้าค่า pulse duration สั้น (น้อยกว่า 40 usec) จะต้องใช้ความแรงในการกระตุ้นเพื่อให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อ จากการศึกษาพบว่า ค่า pulse duration ที่เหมาะสมในการกระตุ้นกล้ามเนื้อปกติที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยง และให้ความรู้สึกสบายขณะกระตุ้นคือ pulse duration ที่อยู่ในช่วง 0.2-0.5 msec โดยมากอยู่ที่ค่า 0.3 msec หรือ 300 usec และ Pulse rate , Frequency ความถี่ของกระแสไฟที่ให้ มีหน่วยเป็น pulse per second (pps) จะเป็นตัวกำหนดชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ เช่น ถ้าให้กระแสไฟที่มีความถี่ 1 pps (Hz) จะได้การหดตัวเป็นแบบ single twitch แต่ถ้าเพิ่มความถี่อยู่ในช่วง 20-30 Hz จะได้การหดตัวเป็นแบบ tetanic contraction เมื่อความถี่สูงขึ้นกว่านี้ก็จะได้ tetanic contraction ที่ได้แรงในการหดตัวมากขึ้นอย่างไรก็ตาม พบว่าถ้าความถี่มีค่าเกิน 80 Hz ความแรงที่ได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อจะเพิ่มไม่มากไปกว่าเดิม และแน่นอนเมื่อเพิ่มความถี่ก็จะมีผลเพิ่มภาวะการล้า (fatigue) ของกล้ามเนื้อ ได้มากเช่นกัน

2.4.4 Duty cycle

คืออัตราส่วนของ on time : total time ค่า duty cycle เป็นอีกค่าหนึ่งที่มีผลต่อการล้าของกล้ามเนื้อ ค่า duty cycle มีค่าเป็น % ดังนั้นสูตรก็คือ ontimeหารด้วย on time + off time และทั้งหมดคูณด้วย 100 ค่า on time/ off time มีหน่วยเป็นวินาที ค่า off time เป็นระยะที่ไม่เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ คือช่วงกล้ามเนื้อพัก ดังนั้น ถ้ากล้ามเนื้อมีระยะเวลาในการพักน้อย จะเกิดการล้าเร็ว โดยมากค่า off time ที่เหมาะสมคือ อยู่ในอัตราส่วน on time : off time ที่ 1:3 หรือ 1:5 ซึ่งอัตราส่วนดังกล่าวจัดเป็นอัตราส่วนที่ไม่ทำให้เกิดการล้าแก่กล้ามเนื้อขณะกระตุ้น โดยในการปฏิบัติมักจะตั้งเวลาของ on time อยู่ในช่วง 2-10 วินาที

2.4.5 ลักษณะการวางขั้วกระตุ้น (electrode configuration)

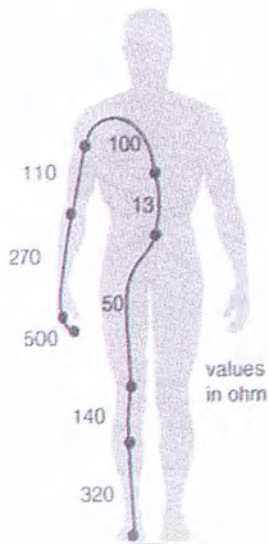
หลักในการวางขั้วกระตุ้นนั้น ต้องคำนึงถึงผลของการกระตุ้น นั่นคือ เป็นการวางขั้วที่ให้กระแสไฟลงสู่กล้ามเนื้อทั้งหมดได้อย่างทั่วถึง และเกิดความสบายแก่ผู้ป่วยขณะกระตุ้น เช่น ในกรณีที่ต้องการกระตุ้นกล้ามเนื้อ quadriceps femoris พบว่าเมื่อวางขั้วแบบ bipolar technique โดยให้ขั้วกระตุ้นวางขนานไปกับเส้นลายกล้ามเนื้อ คือขั้วหนึ่ง วางบริเวณ femoral triangle อีกขั้วหนึ่งวางที่ distal anteromedial thigh การวางขั้วลักษณะเช่นนี้ จะให้แรงในการหดตัวของกล้ามเนื้อมากกว่าขณะกระตุ้น เมื่อเทียบกับการวางขั้วกระตุ้นในแนวขวางลายกล้ามเนื้อ ยิ่งถ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ ควรใช้ขั้วกระตุ้น 2 channel หรือ 4 ขั้วกระตุ้น ซึ่งการใช้ขั้วกระตุ้นเพิ่มขึ้น จะให้ประสิทธิภาพในการกระตุ้น โดยให้แรงในการหดตัวมากขึ้น และยังผลให้เกิดความสบายขณะกระตุ้นมากกว่า เพราะความเข็มที่ใช้ในแต่ละ channel จะน้อยลง แต่มีการกระจายของกระแสไฟได้มากขึ้น

2.4.6 อาการที่อาจเกิดจากการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า

ปริมาณกระแสไฟฟ้า (mA)	ผลกระทบที่มีปฏิกิริยาต่อร่างกาย
2	มีอาการอ่อนเพลีย ประสาทมือสั่น กล้ามเนื้อกระตุกเล็กน้อย เกิดความกลัว
5 - 10	มีอาการช็อค (Shock) กล้ามเนื้อกระตุก เกิดอาการสั่นปวด ระบบหายใจล้มเหลว
10 - 25	ความดันเลือดสูง บริเวณอกตุตเกิดอาการหดตัวของกล้ามเนื้อระบบหายใจล้มเหลวตั้งรับหมดสติ
25 - 80	เกร็งกล้ามเนื้อ หายใจติดขัด อาจทำให้สมองขาดออกซิเจน สิ้นนามเกิน 4 นาที
80 - 200	ขาดเลือดเลี้ยงหัวใจ หัวใจล้มเหลวหลังถูกดูดชั่วขณะ หัวใจหยุดเต้น หรือเสียชีวิตได้
200 - 5000	หัวใจล้มเหลวหลังถูกดูด 0.1 วินาที กิ่งทางถูกทำลาย หัวใจหยุดเต้นและเสียชีวิตได้
มากกว่า 5000	ถูกเผาไหม้ เนื้อเยื่อตายและเสียชีวิตได้

รูปที่ 2.5 ตารางแสดงขนาดของกระแสที่มีผลต่อร่างกาย

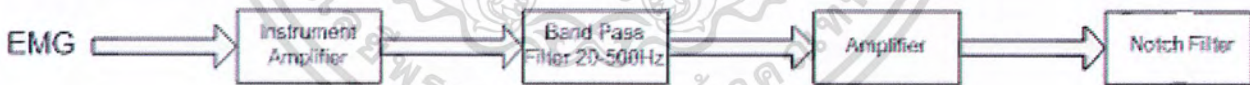
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ความต้านส่วนต่างๆของร่างกาย

2.5 ทฤษฎีเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน ต้องได้สัญญาณต้องมีความชัดเจน และมีสัญญาณรบกวนต่ำ เพื่อให้สามารถนำสัญญาณไปจำแนกได้อย่างถูกต้อง และในบทนี้จะกล่าวถึง ทฤษฎีเกี่ยวกับการออกแบบ ระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน (Muscular Contraction classification system) โดยจะออกแบบบอร์ดวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ เป็นแบบ 4 ช่องสัญญาณ



รูปที่ 2.7 บล็อกไดอะแกรมระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน

ในการออกแบบนั้นต้องเข้าใจเกี่ยวกับหลักการ และทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับสัญญาณกล้ามเนื้อเริ่มตั้งแต่การเกิดสัญญาณไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อ สมบัติทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อซึ่งมีขนาดต่ำระดับมิลลิโวลต์ (ประมาณ 0.003 – 5.00 mV) โดยการวัดผ่านวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำและความถี่สูง เพื่อให้ได้สัญญาณในช่วงที่ต้องการ และนำสัญญาณมาขยายผ่านวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier) เพื่อให้สัญญาณมีขนาดใหญ่ขึ้น และกำจัดความถี่ 50 เฮิรตซ์ ด้วยวงจรกำจัดแถบความถี่ (Notch Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ลงพิมพ์ในชื่อของงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1 อิเล็กโทรด

ในการที่เราจะตรวจจับเอาคลื่นไฟฟ้า EMG จากร่างกายของเรานั้น เราต้องใช้ตัวนำที่ดี ซึ่งตัวตรวจจับนี้มีอยู่ 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดชนิดเข็มและอิเล็กโทรดชนิดแผ่น ซึ่งอิเล็กโทรดที่ใช้ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อจะต้องเป็นอิเล็กโทรดชนิดเข็ม เพื่อจะแทงเข้าไปบันทึกศักย์ไฟฟ้าในกล้ามเนื้อของเรา ซึ่งจากการพิจารณาแล้ว เห็นว่าไม่เหมาะสมแน่ถ้าจะต้องแทงอิเล็กโทรดชนิดเข็มเข้าไปในกล้ามเนื้อของเรา ในขั้นตอนการทดลองซึ่งอาจเป็นอันตรายต่อคนปกติได้ ดังนั้นเราจึงเลือกใช้อิเล็กโทรดชนิดแผ่น คือเวลาในการใช้งานในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ เราแค่ติดแผ่นตัวนำที่ผิวหนังตรงที่เราต้องการวัด แต่อิเล็กโทรดชนิดแผ่นมีข้อเสียคือ เมื่อสัญญาณมีความถี่สูงและมีอิมพีแดนซ์สูงในการเก็บบันทึกจะได้อายุขัยของสัญญาณน้อยมาก ดังนั้นเราจึงเลือกใช้ระบบขยายสัญญาณ ที่มีอัตราขยายสูงๆ

2.5.2 ระบบวงจรขยายสัญญาณ

เนื่องจาก Amplifier ของเครื่อง EMG ต้องขยายศักย์ไฟฟ้าซึ่งมีจำนวนน้อย ประกอบกับอิเล็กโทรดที่ใช้มีอิมพีแดนซ์สูง ดังนั้นวงจรขยายสัญญาณของเครื่อง EMG ต้องคุณสมบัติดังนี้

1. มีกำลังขยายสูงและสม่ำเสมอตลอดช่วงของศักย์ไฟฟ้าที่ต้องตรวจวัด
2. มีการตอบสนองต่อความถี่ในช่วงกว้างตั้งแต่ 2-10,000 เฮิรท์ (เราออกแบบ ในช่วง 20-500 เฮิรท์)
3. มี High common mode rejection ratio (CMRR)
4. มี Input impedance สูง และ Output impedance ต่ำ

2.5.3 วงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นมีหลักการเหมือนกับวงจรขยายที่ใช้กันทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดบางส่วนซึ่งเป็นคุณสมบัติที่สำคัญบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อให้มีความเหมาะสมในการนำไปใช้งาน

ลักษณะของวงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในทางชีววิทยา ควรมีคุณสมบัติดังนี้คือ

- 1). มีอัตราขยายสูง (High Gain)

- วงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการอัตราขยายสูงเพราะว่าสัญญาณที่ต้องการวัดนั้นมีค่าที่ต่ำมากซึ่งอาจมีค่าเพียงไมโครโวลต์ หรือมีค่าเป็นมิลลิโวลต์เท่านั้น ดังนั้นวงจรขยายสัญญาณจึงจำเป็นที่จะต้องใช้อัตราขยายสัญญาณสูงที่ทุกความถี่ อย่างไรก็ตามวงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสัญญาณที่สูงนั้นก็ย่อมต้องมีสัญญาณรบกวนตามมาด้วย ซึ่งจะเป็นสาเหตุที่ทำให้วงจรมีประสิทธิภาพในการขยายสัญญาณไม่ดี ดังนั้นในการแก้ปัญหาจึงใช้วงจรขยายสัญญาณที่เรียกว่า วงจรขยายสัญญาณความแตกต่าง (Differential Amplifier) หรืออาจเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบพหุข-พหุ

2). มี Common Mode Rejection Ratio สูง

- ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมคสูงและก็มีอัตราขยายคอมมอนโหมคต่ำซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA126 จะมีค่าอัตราขยายคอมมอนโหมคหรือค่า CMRR ประมาณ 83 dB

3). มีความต้านทานขาเข้าสูงและคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำ

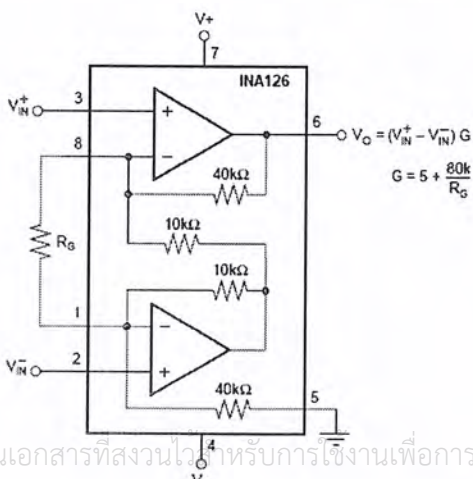
- ความต้านทานขาเข้า (Input impedance) ความต้านทานขาเข้าของวงจรรสัญญาณเป็นอัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าต่อกระแสไฟฟ้าที่วงจรรขยายสัญญาณนั้นสามารถรับได้ทั่วไปวงจรรขยายในสัญญาณในทางชีววิทยาจะต้องมีความต้านทานขาเข้าสูงเพราะการตรวจวัดสัญญาณที่มีขนาดต่ำๆวงจรรจะต้องมีความต้านทานขาเข้าสูงจึงจำเป็นต้องใช้วงจรรขยายสัญญาณที่มีความต้านทานสูงด้วย เพื่อที่จะให้แน่ใจว่ากระแสซึ่งมีเพียงเล็กน้อยจะถูกนำไปขยายได้

- คาปาซิแตนซ์ขาเข้า (Input capacitance) ผลของคาปาซิแตนซ์ขาเข้าจะทำให้สัญญาณที่มีความถี่สูงถูกลดทอนลงดังนั้นจึงต้องทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าให้มีค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ วงจรรจึงจะมีการตอบสนองต่อความถี่ได้ดีขึ้น คือที่ความถี่ต่างๆก็สามารถถูกขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นแล้วคาปาซิแตนซ์ขาเข้าที่มีค่าสูงนั้นจะส่งผลทำให้ CMRR ลดลงที่ช่วงความถี่สูงซึ่งจะทำให้คุณสมบัติบางอย่างเสียไปด้วย

4). การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency response)

การตอบสนองต่อความถี่ของวงจรรขยายสัญญาณหมายถึงความไวของวงจรรขยายสัญญาณที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามย่านความถี่ต่างๆที่กำหนดไว้ซึ่งค่าความถี่ของสัญญาณต่างๆที่ใช้ในทางการแพทย์ ส่วนมากมักจะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำแต่สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นจะมีความถี่สูงกว่าสัญญาณอื่นๆกล่าวคือจะมีช่วงความถี่กว้างมากก็จะอยู่ในช่วง 2-10,000 Hz.

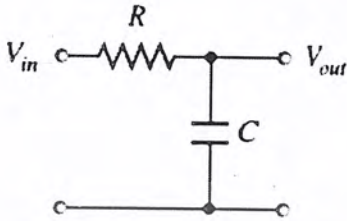
วงจรรที่ใช้คือ Instrumentation Amplifier ของ INA 126



รูปที่ 2.8 INA 126

2.5.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter ,LPF)

วงจรแบบกรองความถี่ต่ำจะยอมให้ความถี่ผ่านได้ในช่วงตั้งแต่สัญญาณที่เป็นแรงดัน DC ไปจนถึง ความถี่คัทออฟ (cut-off frequency) แทนด้วยเครื่องหมาย f_c ความถี่คัทออฟคือความถี่ ณ ขณะที่อัตราขยายของวงจรมีค่าลดลงเป็น 0.707 เท่าของอัตราขยายปกติ (-3 เดซิเบล)



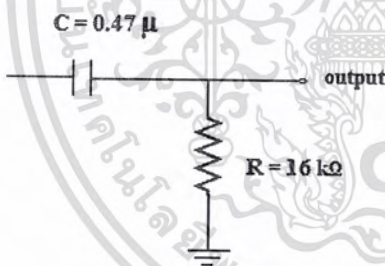
คำนวณได้จากสูตร

$$f_c = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi RC}$$

รูปที่ 2.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ passive

2.5.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter :HPF)

วงจรกรองความถี่สูงจะทำการลดทอนสัญญาณในช่วงที่มีความถี่ต่ำและยอมให้ผ่านได้ เฉพาะสัญญาณในช่วงความถี่ที่สูงกว่าความถี่คัทออฟ(f_c) โดยในช่วงความถี่สูงๆนั้นจะมีอัตราขยายคงที่



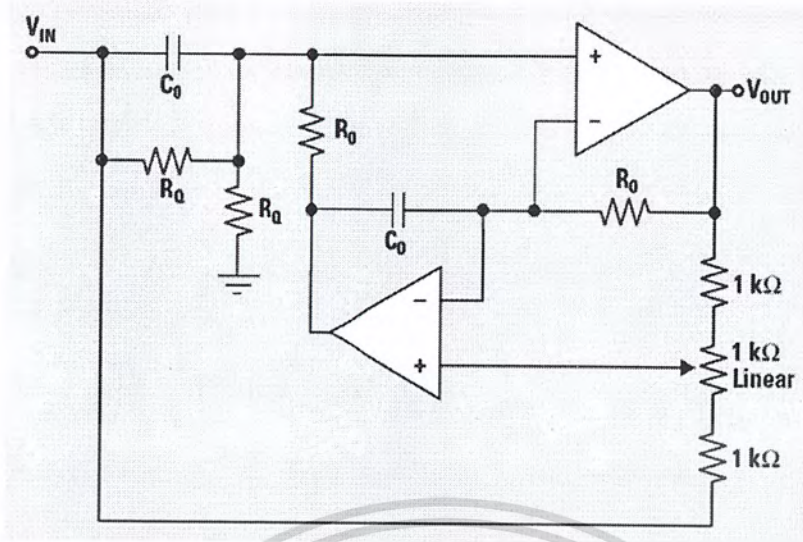
คำนวณได้จากสูตร

$$f_c = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi RC}$$

รูปที่ 2.10 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบ passive

2.5.6 วงจรกรองสัญญาณ(Notch Filter)

วงจร Twin Tee เป็นวงจรที่สามารถขจัดสัญญาณที่ความถี่ใดความถี่หนึ่งออกไปอย่างมีประสิทธิภาพ ถ้าเราเพิ่มวงจร โวลเตจฟอล โทเวอร์เข้าไปอีก มันจะทำงานเป็นบัพเฟอร์ให้ Output Resistance มีค่าต่ำและทำให้มี Input Impedance สูง และทำให้ Twin Tee มีประสิทธิภาพสูงมากขึ้น เพื่อความสะดวกในการออกแบบเราจึงกล่าวตามสูตรสำเร็จดังนี้

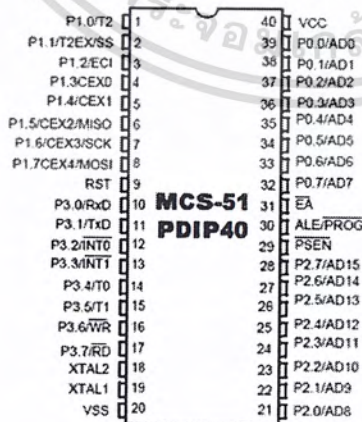


รูปที่ 2.11 วงจร Notch Filter

2.6 ทฤษฎีเครื่องกระตุ้นกลั่นเนื้อด้วยไฟฟ้า

2.6.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีพอร์ตขนานขนาด 8 บิต อยู่ 4 พอร์ต คือพอร์ต 0 ถึงพอร์ต 3 (ในบางรุ่นที่ผลิตออกมาที่หลังนั้นอาจมีพอร์ตมาก หรือน้อยกว่า 4 พอร์ต แล้วแต่การออกแบบจากผู้ผลิต) ในกรณีที่เป็นตัวถังแบบ PDIP40 พอร์ตต่างๆ จะมีตำแหน่งขาตามรูปที่ 1 แต่ละพอร์ตสามารถเข้าถึงได้ในระดับบิต และสามารถเลือกการทำงานให้เป็นพอร์ตอินพุต หรือเอาต์พุตก็ได้ นอกจากนี้บางพอร์ตยังสามารถทำหน้าที่พิเศษอื่น ได้อีกดังรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 2.12 MCS 51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตำแหน่งพอร์ต 0-3 ในขาไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ตามมาตรฐานตัวถังแบบ PDIP

1. พอร์ต 0 สามารถใช้ติดต่อกับขาแอดเดรสไบต์ต่ำของหน่วยความจำภายนอก (A0-A7) และขาข้อมูล (D0-D7) ในกรณีต่อหน่วยความจำภายนอกเพิ่มเติม โครงสร้างภายในของพอร์ต 0 ให้ความสำคัญด้านทาน Pull Up อยู่ ดังนั้นในการใช้งานเป็นพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต จึงต้องต่อตัวต้านทาน Pull Up ไว้กับแหล่งจ่ายไฟด้วย

2. พอร์ต 1 พอร์ต P1.0 สามารถใช้เป็นขาอินพุตนับสัญญาณสำหรับไทเมอร์/เคาน์เตอร์ 2 และพอร์ต P1.1 สามารถใช้เป็นขาอินพุตทริกเกอร์ของไทเมอร์ 2

พอร์ต 2 สามารถใช้ติดต่อกับขาแอดเดรสไบต์สูงของหน่วยความจำภายนอก (A8-A15) ในกรณีต่อหน่วยความจำภายนอกเพิ่มเติมได้

3. พอร์ต 3

P3.0 สามารถใช้เป็นขารับข้อมูล (Rx) สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรม

P3.1 สามารถใช้เป็นขาส่งข้อมูล (Tx) สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรม

P3.2 สามารถใช้เป็นขาอินพุตรับสัญญาณอินเทอร์รัปต์จากภายนอกที่ 0

P3.3 สามารถใช้เป็นขาอินพุตรับสัญญาณอินเทอร์รัปต์จากภายนอกที่ 1

P3.4 สามารถใช้เป็นขาอินพุตนับสัญญาณสำหรับไทเมอร์/เคาน์เตอร์ 0

P3.5 สามารถใช้เป็นขาอินพุตนับสัญญาณสำหรับไทเมอร์/เคาน์เตอร์ 1

P3.6 สามารถใช้เป็นขาสัญญาณ WR ในกรณีเชื่อมต่อใช้หน่วยความจำภายนอก

P3.7 สามารถใช้เป็นขาสัญญาณ RD ในกรณีเชื่อมต่อใช้หน่วยความจำภายนอก

สำหรับการใช้งานพอร์ตขนานเพื่อใช้รองรับหน้าที่พิเศษต่าง ๆ เหล่านี้ จะทยอยหาให้อ่านกันในโอกาสหน้าจะครับ สำหรับวันนี้เรามาลองใช้งานพอร์ตขนาน ในฟังก์ชันการทำงานพื้นฐานกันก่อนซึ่งก็คือ การใช้งานเป็นพอร์ตอินพุต และเอาต์พุตนั่นเอง

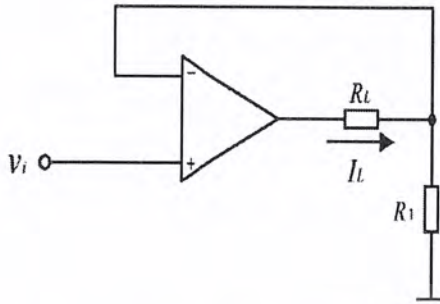
2.6.2 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแส

การส่งสัญญาณเป็นแรงดันในบางครั้งอาจจะทำให้เกิดปัญหาการสูญเสียแรงดันจากทางด้านทานระหว่างเอาต์พุตของตัวปรับแต่งสัญญาณและโหลดได้ ซึ่งจะมีผลต่อความถูกต้องของข้อมูลด้วยการส่งสัญญาณเป็นกระแสจะไม่ถูกผลกระทบดังกล่าว ดังนั้นในหลายๆกรณีจึงนิยมที่จะแปลงสัญญาณจากแรงดันเป็นกระแสก่อนส่งไปตามสายส่ง

โดยวงจรเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแสนี้จะให้กระแสทางด้านเอาต์พุตออกมา โดยจะขึ้นอยู่กับค่าความแตกต่างของแรงดันที่ป้อนเข้าไป และค่าของตัวต้านทานที่นำมาต่อทางด้านเอาต์พุต

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

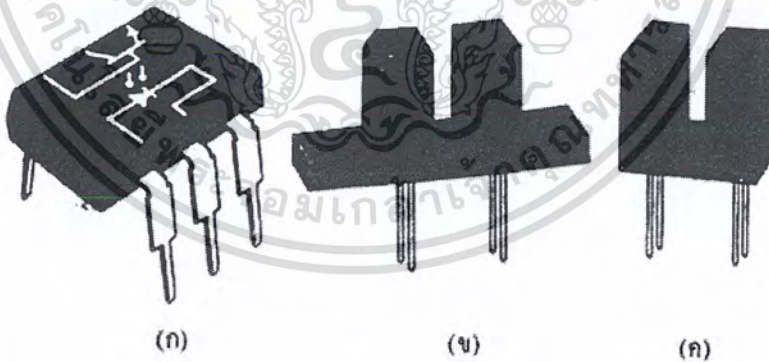
ค่ากระแสที่ไหลผ่าน Load จะเป็นอิสระต่อ Load แต่จะแปรผันเฉพาะ กับ Input Voltage



รูปที่ 2.13 วงจรพื้นฐานในการเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแส

2.6.3 อุปกรณ์แยกกันทางแสง, ออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator)

เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ส่วนที่ใช้การเชื่อมต่อกันทางแสง ด้วยทิศทางการเคลื่อนที่ของแสงที่คงที่ภายในตัวอุปกรณ์ ใช้หลักการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณแสง และเปลี่ยนกลับจากสัญญาณแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้าตามเดิม ใช้สำหรับการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างวงจร 2 วงจรที่ต้องการแยกกันทางไฟฟ้าอย่างเด็ดขาด เพื่อป้องกันการรบกวนกันของสัญญาณไฟฟ้า รูปร่างและลักษณะของอุปกรณ์แยกกันทางแสง แสดงดังรูปที่ 2.14



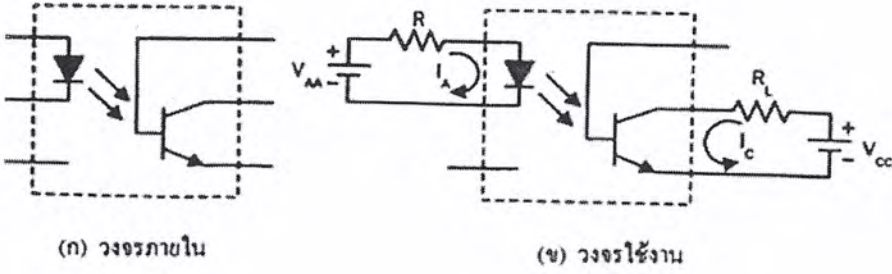
รูปที่ 2.14 รูปร่างและลักษณะต่างๆ ของอุปกรณ์แยกกันทางแสง

อุปกรณ์แยกกันทางแสงเบื้องต้น จะประกอบด้วยอุปกรณ์กำเนิดแสง พวก LED กำเนิดแสงในย่านอินฟราเรด และอุปกรณ์รับแสงมักเป็นพวกโฟโตทรานซิสเตอร์ ทั้ง LED และโฟโตทรานซิสเตอร์มักถูกสร้างไว้ในตัวเดียวกัน และต่อขาออกมาใช้งานแต่ละส่วน อาจสร้างขึ้นในรูป IC ดังรูป (ก) หรือสร้างแยกกันชัดเจนวางแนวขนานห่างกัน มีช่องว่างกันกลาง ดังรูป (ข)

(ค) เพื่อให้อุปกรณ์บังแสง เช่น เฟืองหรือจานกลมแบนเจาะรูมาเคลื่อนที่ตัดผ่านลำแสงตรงบริเวณ

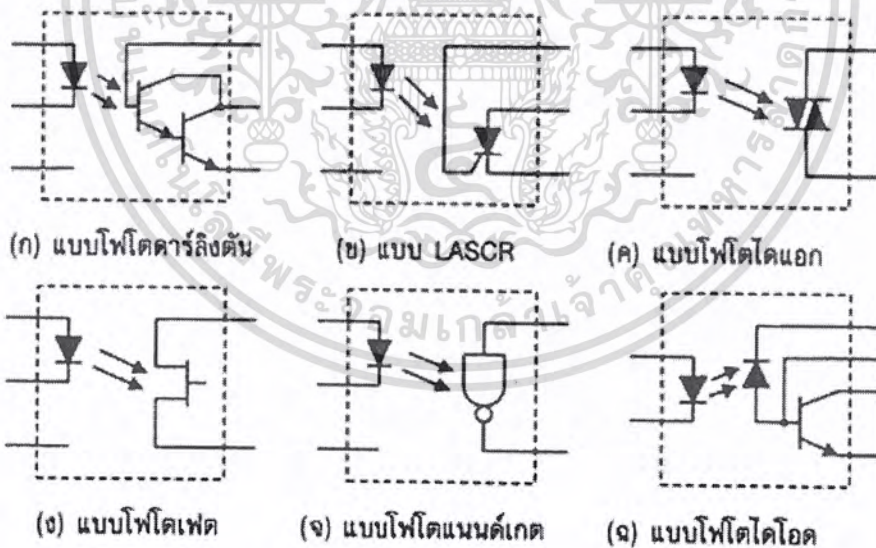
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่องว่าง วงจรภายในอุปกรณ์แยกกันทางแสง แสดงดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 วงจรภายในและวงจรใช้งานของอุปกรณ์แยกกันทางแสง

จากรูป (ข) เมื่อจ่ายแรงดันไบอัสให้ LED และโฟโตทรานซิสเตอร์ส่งผลให้ LED เปล่งแสงขึ้นส่องผ่านไปยังโฟโตทรานซิสเตอร์ ทำให้โฟโตทรานซิสเตอร์นำกระแส มีกระแส I_c ไหลในวงจรไปยังภาระ R_L แรงดันระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองด้าน ทั้ง LED และด้านโฟโตทรานซิสเตอร์ ต้องใช้แรงดันมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับระยะระหว่างตัวอุปกรณ์ทั้งสอง การจัดค่าแรงดันไบอัสที่เหมาะสมเป็นสิ่งสำคัญ และพหุเท่ากับค่าทนแรงดันของอุปกรณ์ด้วย นอกจากนี้จากอุปกรณ์แยกกันทางแสงจะทำมาจาก LED และโฟโตทรานซิสเตอร์แล้ว ในส่วนของอุปกรณ์รับแสงยังสามารถผลิตขึ้นมาจากอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำอื่น ๆ ได้ด้วย แสดงดังรูปที่ 2.16

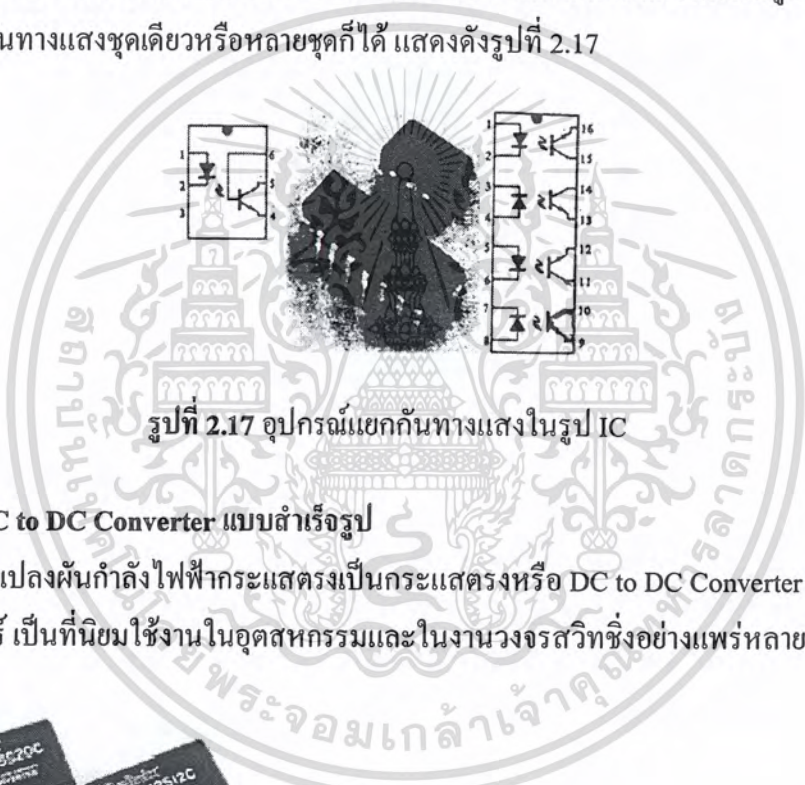


รูปที่ 2.16 อุปกรณ์แยกกันทางแสงแบบต่าง ๆ

จากรูปที่ 2.16 เป็นอุปกรณ์แยกกันทางแสง โดยใช้อุปกรณ์กำเนิดแสงใช้ LED อินฟราเรดเป็นหลัก ส่วนอุปกรณ์รับแสงสามารถผลิตขึ้นได้จากอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำหลายชนิดเพื่อให้เกิดความเหมาะสมกับวงจรและอุปกรณ์ทางเอาต์พุตที่จะเชื่อมต่อไป รูป (ก) อุปกรณ์รับแสงเป็นโฟโตคาร์ลิงตัน ช่วยให้สามารถใช้งานได้กับวงจรที่ต้องการกระแสทำงานสูงแต่ความไวในการทำงานของวงจรลดลง รูป (ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์รับแสงเป็น LASCR ช่วยการต่อเชื่อมวงจรทางอินพุตที่มีระดับแรงดันต่ำ ไปควบคุมวงจรทางเอาต์พุตที่มีระดับแรงดันสูงหรืออุปกรณ์เครื่องมือกลทางไฟฟ้าบางชนิด รูป (ค) อุปกรณ์รับแสงเป็นโฟโตไดโอด แสงสว่างที่ตกกระทบบนผิวของอุปกรณ์จะสร้างโฟตอนซึ่งจะกระตุ้นให้เกิดกระแสไฟฟ้าที่วงจรมีระดับแรงดันต่ำ รูป (ง) อุปกรณ์รับแสงเป็นโฟโตเพด ใช้งานได้กับวงจรเอาต์พุตที่ต้องการอิมพีแดนซ์สูงในการต่อเชื่อมที่ต้องการแรงดันในการทำงานมากกว่ากระแสในการทำงาน รูป (จ) อุปกรณ์รับแสงเป็นโฟโตทรานซิสเตอร์ เป็นพวกอุปกรณ์ดิจิทัลอิเล็กทรอนิกส์ใช้ในการต่อเชื่อมวงจรมอเตอร์และวงจรดิจิทัลเข้าด้วยกัน รูป (ฉ) อุปกรณ์รับแสงเป็นโฟโตไดโอดต่อร่วมกับ NPN ทรานซิสเตอร์ สามารถใช้งานได้กับภาระที่ต้องการกระแสสูงขึ้น พร้อมกับมีการขยายสัญญาณในตัวก่อนส่งต่อไปให้วงจรเอาต์พุต อุปกรณ์แยกกันทางแสงหรือออปโตไอโซเลเตอร์ ส่วนมากมักผลิตขึ้นมาในรูป IC อาจมีอุปกรณ์แยกกันทางแสงชุดเดียวหรือหลายชุดก็ได้ แสดงดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 อุปกรณ์แยกกันทางแสงในรูป IC

2.6.4 วงจร DC to DC Converter แบบสำเร็จรูป

วงจรแปลงผันกำลังไฟฟ้ากระแสตรงเป็นกระแสตรงหรือ DC to DC Converter หรือ วงจรชอปเปอร์ เป็นที่นิยมใช้งานในอุตสาหกรรมและในงานวงจรสวิตซ์อย่างแพร่หลาย

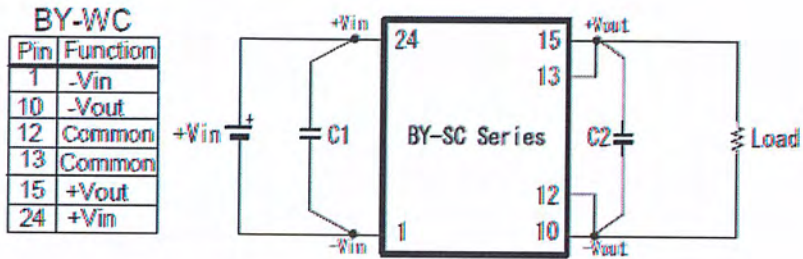


รูปที่ 2.18 DC to DC Converter แบบสำเร็จรูป

Models BY-C Series	Input V Vdc	Output V Vdc	Output I mA	Line Reg % (max.)	Load Reg % (max.)	Ripple/Noise mVpp(typ.)	Efficiency % (typ.)
BY05-05S20C	4.75-6	5	0-200	0.2	0.2	100	60
BY05-09S16C <small>Note 1</small>		9	0-160				
BY05-12S12C		12	0-120				
BY05-15S10C		15	0-100				
BY05-12W06C		±12	±0-65	0.5	0.5		
BY05-15W05C	±15	±0-53					

รูปที่ 2.19 DC to DC Converter ตระกูล BY-C

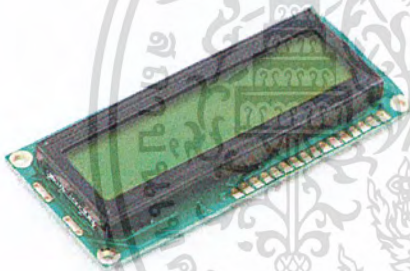
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้ผ่านไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 ตำแหน่งของขา DC to DC Converter ตระกูล BY-C

2.7 LCD DISPLAY 16*2 ชนิด Dot Matrix LCD

จอ LCD พวกนี้มีการใช้งานกันอย่างแพร่หลาย เพราะมันสามารถกำหนดรูปแบบการแสดงผลได้ แต่จะต้องคู่ร่วมกับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และ LCD ประเภท นี้ก็ถูกใช้งานอย่างแพร่หลาย สำหรับ LCD พวกนี้จะมี LCD Controller อยู่ภายใน



รูปที่ 2.21 จอ LCD DISPLAY 16*2

2.8 คริสตัล (Crystal)

อุปกรณ์กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าความถี่คงที่ เรียกว่า สัญญาณนาฬิกา โดยเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสตรง เป็นคลื่นรูปสี่เหลี่ยม หลักการทำงาน คือ เมื่อผลึกควอทซ์ ได้รับแรงเคลื่อนไฟฟ้าจากขั้วต่อทั้งสองจะเกิดสนามไฟฟ้าซึ่งจะทำให้เกิดแรงต่อประจุใน โครงสร้างของผลึก ทำให้ผลึกเปลี่ยนรูปและสั่นทำให้ประจุมีการกระจายตัวไม่สม่ำเสมอ จนเกิดแรง เคลื่อนไฟฟ้าออกมาต้านแรงเคลื่อนเดิม ชั้นที่ขั้วทั้งสองแต่สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีความถี่คงที่ค่าหนึ่ง เรียกว่า ความถี่เรโซแนนซ์

2.9 ทฤษฎีโปรแกรม Labview

Labview คือ โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นเพื่อนำมาใช้ในด้านการวัดและเครื่องมือวัด สำหรับงานทางวิศวกรรม Labview นั้นย่อมาจาก Laboratory virtual Instrument Engineering Workbench หมายความว่า เครื่องมือเสมือนจริงในห้องปฏิบัติการทางวิศวกรรม ซึ่งจุดประสงค์ของการทำงานของโปรแกรมนี้คือการจัดการในด้านการวัดและเครื่องมือวัด อย่างมีประสิทธิภาพ

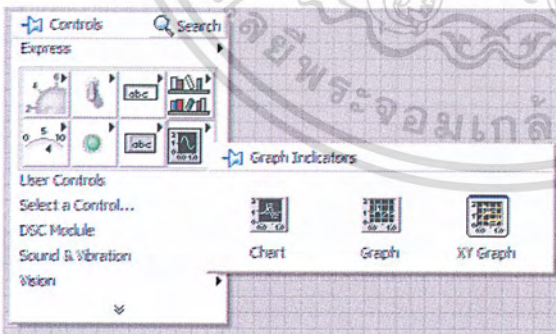
โปรแกรม Lab view มีข้อแตกต่างจากโปรแกรมอื่นคือ เป็นโปรแกรมประเภท GUI (Graphical User Interface) คือไม่จำเป็นต้องเขียน Code หรือคำสั่งใดๆ และสัญลักษณ์ภาษาที่ใช้เขียนในโปรแกรมนี้เราจะเรียกว่าเป็น ภาษารูปภาพ หรือ Graphical Language



รูปที่ 2.22 โปรแกรม Labview

2.9.1 เครื่องมือที่ใช้ใน Labview

- Control Palette ซึ่งจะถูกแบ่งหมวดหมู่แบ่งตามประเภทของข้อมูล



รูปที่ 2.23 รูปตัวอย่าง Control Palette

- Functions Palette ซึ่งเป็นเครื่องมือสำหรับการเขียนโค้ด



รูปที่ 2.24 รูปตัวอย่าง Functions Palette

2.10 Data Acquisition (DAQ)

ระบบค่าแอกควิชชัน เป็นการเก็บรวบรวมวิเคราะห์ข้อมูลจริงในงานทดลองทางวิทยาศาสตร์ ผ่านคอมพิวเตอร์ โดยจะต่างจากการใช้งานคอมพิวเตอร์ทั่วไปโดย มีตัวตรวจรับรู้ (Sensor) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางกายภาพให้เป็นปริมาณทางไฟฟ้า แล้วแปลงสัญญาณนั้นให้อยู่ในรูปของสัญญาณดิจิทัล เข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ผ่านซอฟต์แวร์ประยุกต์ในลักษณะเวลาจริง (Real time)



รูปที่ 2.25 DAQ: NI USB-6259

2.10.1 องค์ประกอบของระบบดาต้าแอกควิซิชัน



รูปที่ 2.26 โดอะแกรมการทำงานของระบบดาต้าแอกควิซิชัน

2.11 ทฤษฎี Nerve conduction velocity (m/sec.)

คือความเร็วชักนำของเส้นประสาทที่ไวที่สุด (myelinated nerve fiber) วัดได้โดยนำค่าของระยะทางระหว่างจุดกระตุ้นถึงจุดรับ (distance) หารด้วยค่าของ latency มีหน่วยเป็น เมตร/วินาที (m/sec.) $NCV = distance / latency$

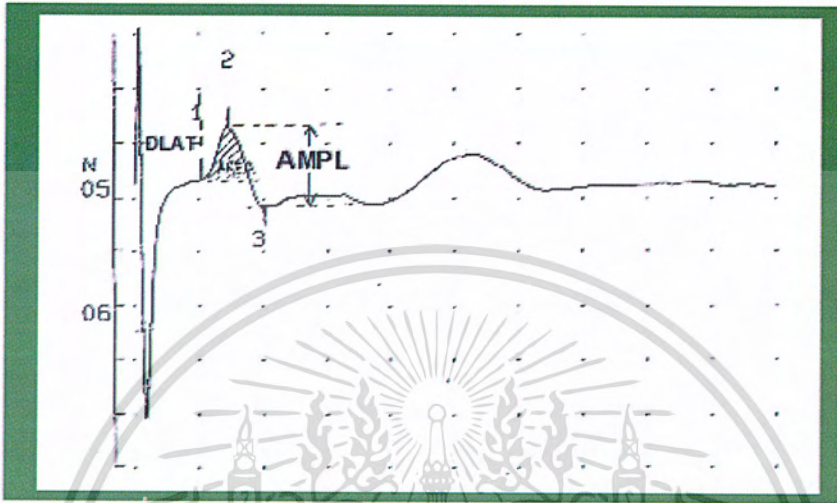
Latency/ Conduction time (msec.)

หมายถึง... เวลาที่ใช้ในการชักนำเส้นประสาทให้เกิด action potential มีหน่วยเป็น มิลลิวินาที (msec.) ซึ่งวัดได้ 2 วิธีคือ วัดตรงจุดที่เริ่มมีการหักเหของกราฟ (initial negative deflection) หรือวัดตรงจุดสูงสุดของกราฟ (peak of negative deflection)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Amplitude(uv)

เป็นการวัดความสูงของ action potential ที่เกิดขึ้น โดยวัดจากจุดสูงสุดของ negative peak ถึงจุดต่ำสุดของ positive peak ซึ่งแสดงถึงจำนวนใยประสาท (axonal nerve fiber) ที่มีอยู่ในเส้นประสาทนั้น ๆ มีหน่วยเป็นไมโครโวลต์ (uv)

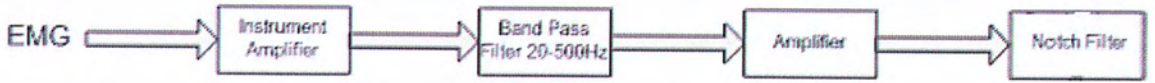


รูปที่ 2.27 กราฟ Nerve conduction velocity

บทที่ 3

การออกแบบและหลักการทำงาน

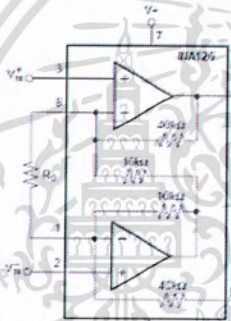
3.1 ทฤษฎีการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมระบบจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อแขน

3.1.1 ระบบวงจรขยายสัญญาณ

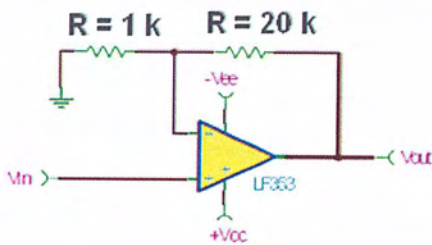
3.1.1.1 ใช้ INA126 อาจใช้สูตรสำเร็จ



รูปที่ 3.2 Instrumentation Amplifier ของ INA 126

ในส่วน Instrumentation Amplifier ได้ใช้ INA 126 สำเร็จ ซึ่งใช้ค่า $R_G = 100 \Omega$ 2 ตัว จะได้ค่า $Gain = 5 + (80k)/200 = 405$

3.1.1.2 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)



รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณ

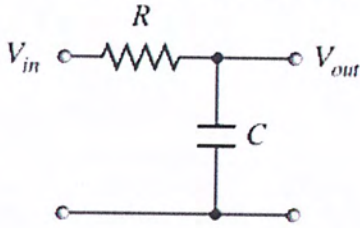
$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_F}{R_{in}} \right) + 1$$

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{20k}{1k} \right) + 1$$

$$V_{out} / V_{in} = 21$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter ,LPF)



จากสูตร $f_c = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi RC}$

รูปที่ 3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

- วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน : เมื่อ $R = 680 \Omega$, $C = 0.47 \mu$

เมื่อแทนค่าใน $f_c = 1/(2\pi RC) = 1/(2\pi * 680 * 0.47\mu) = 498.23 \cong 500 \text{ Hz}$.

3.1.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter ,HPF)



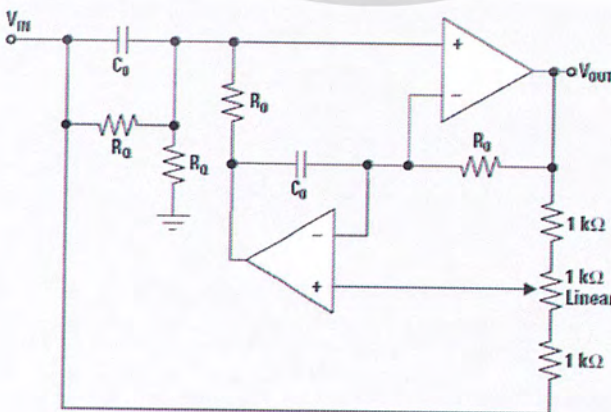
จากสูตร $f_c = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi RC}$

รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน

- วงจรกรองความถี่สูงผ่าน : เมื่อ $R = 16 \text{ k}\Omega$, $C = 0.47 \mu$

เมื่อแทนค่าใน $f_c = 1/(2\pi RC)$
 $= 1/(2\pi * 16\text{k} * 0.47\mu)$
 $= 21.17 \cong 20 \text{ Hz}$.

3.1.4 วงจรกรองสัญญาณ (Notch Filter)

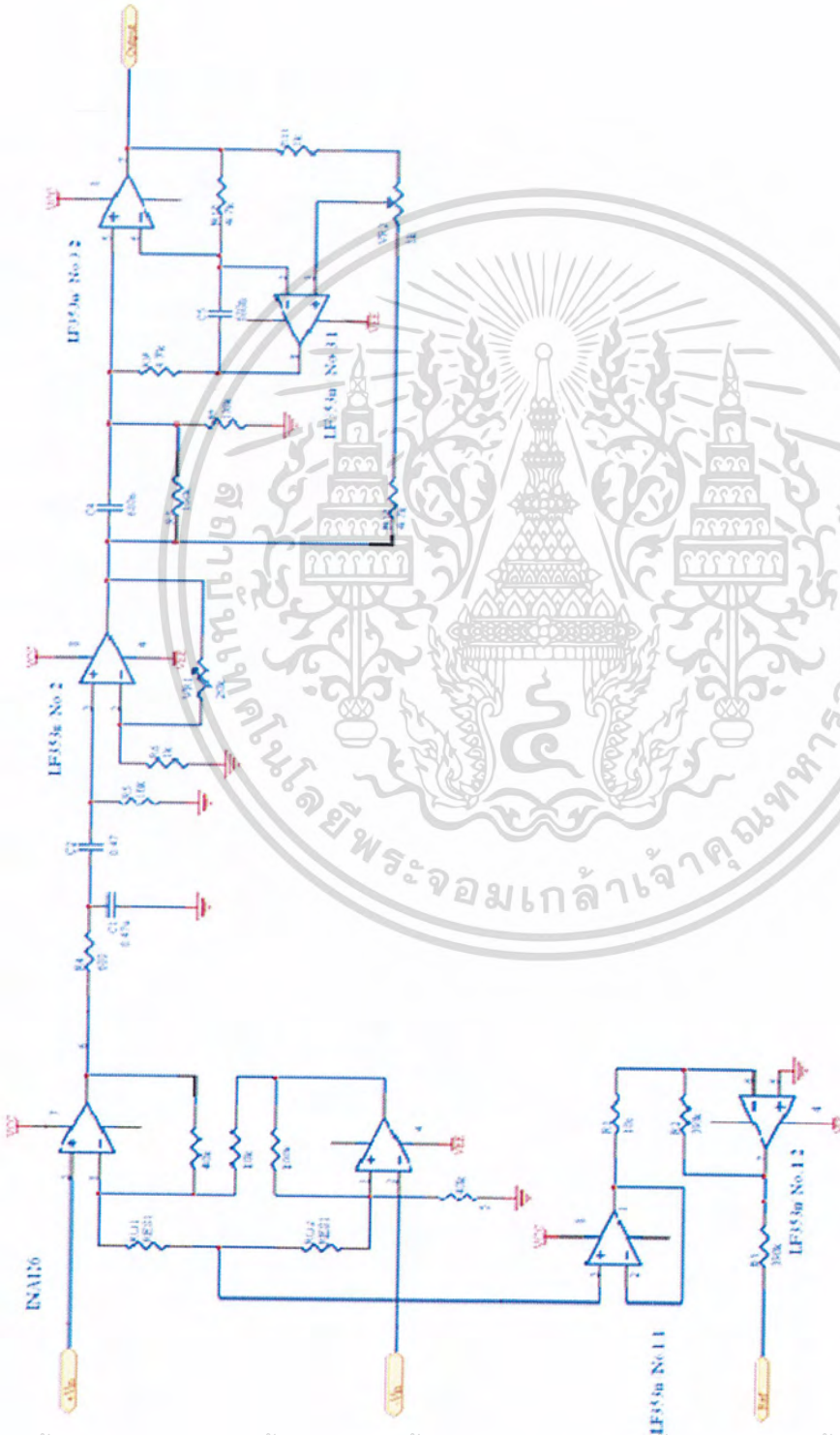


รูปที่ 3.6 วงจร Notch Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Cut- Off Frequency : $f_o = 1 / (2\pi * R_0 * C_0)$; ใช้ $C_0 = 680 \text{ nF}$, $R_0 = 4.7 \text{ k}\Omega$ $R_{O} = 100 \text{ k}\Omega$
 จะได้ $f_o = 1 / (2\pi * R_0 * C_0) = 49.823 \text{ Hz}$.

3.15 รูปวงจร EMG

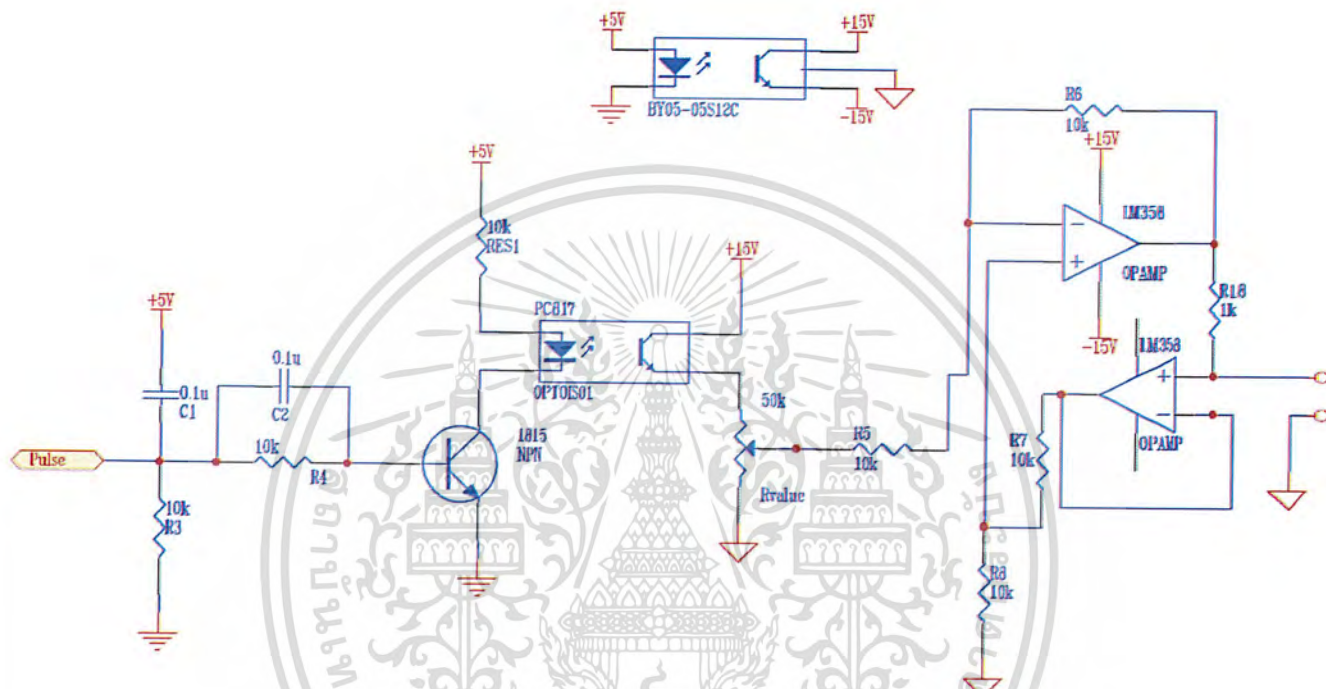


รูปที่ 3.7 รูปวงจรเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 วงจรแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสไฟฟ้า

ในส่วนของวงจรจะทำหน้าที่รับสัญญาณพัลส์จากไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ

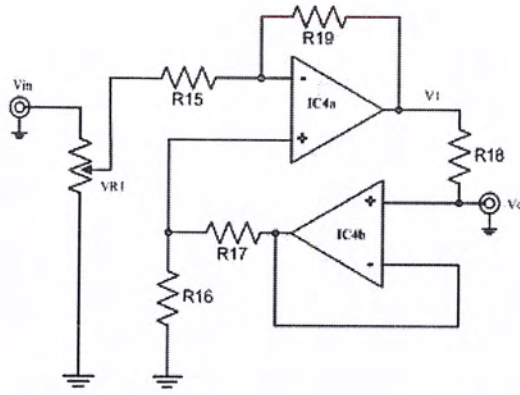


รูปที่ 3.9 วงจรแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ

จากรูปเมื่อป้อนสัญญาณพัลส์ที่เป็นลอจิก “1” เข้าสู่วงจรจะทำให้ทรานซิสเตอร์ on ออปโตไอโซเลเตอร์จะทำหน้าที่แยกวงจรเพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนและป้องกันการช็อต จากนั้นจะทำการแปลงไฟ 5 V เป็นไฟ ± 15 V โดยใช้ DC to DC converter ไปเป็นไฟฟ้าเลี้ยงให้กับ ออปแอมป์ และเป็นอินพุตให้กับวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสไฟฟ้า

3.2.3 การทำงานของวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสไฟฟ้า

วงจรจ่ายกระแสคงที่ควบคุมด้วยแรงดันในรูปที่ 3.8 สร้างจาก IC 4a และ 4b โดยความต้านทาน R18 และแรงดันที่อินพุต V_{in} กำหนดขนาดของกระแส ตามสมการ



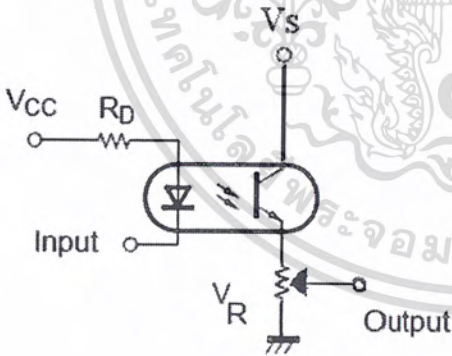
รูปที่ 3.10 วงจรแหล่งจ่ายกระแสควบคุมด้วยแรงดัน

$$V_1 = -(V_{in} - V_o)$$

$$I_o = \frac{V_o}{R_{18}} - \left(\frac{V_{in} - V_o}{R_{18}} \right) = \frac{V_{in}}{R_{18}}$$

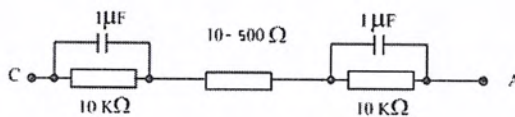
3.2.4 การลดสัญญาณรบกวน

เมื่อมีการป้อนสัญญาณพัลส์เข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณพัลส์เป็นกระแสโดยจะผ่านทรานซิสเตอร์ ที่ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ เมื่อป้อนลอจิก 1 ทรานซิสเตอร์จะ on จากนั้น LED ก็จะสว่างจะทำให้ โฟโตทรานซิสเตอร์ทำงาน สำหรับการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างวงจร 2 วงจรที่ต้องการแยกกันทางไฟฟ้าอย่างเด็ดขาด เพื่อป้องกันการรบกวนกันของสัญญาณ ไฟฟ้า



รูปที่ 3.11 การใช้ PC 817 ในการแยกกราวนด์

3.2.5 วงจรแพนทอมที่ใช้ทดสอบอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อ

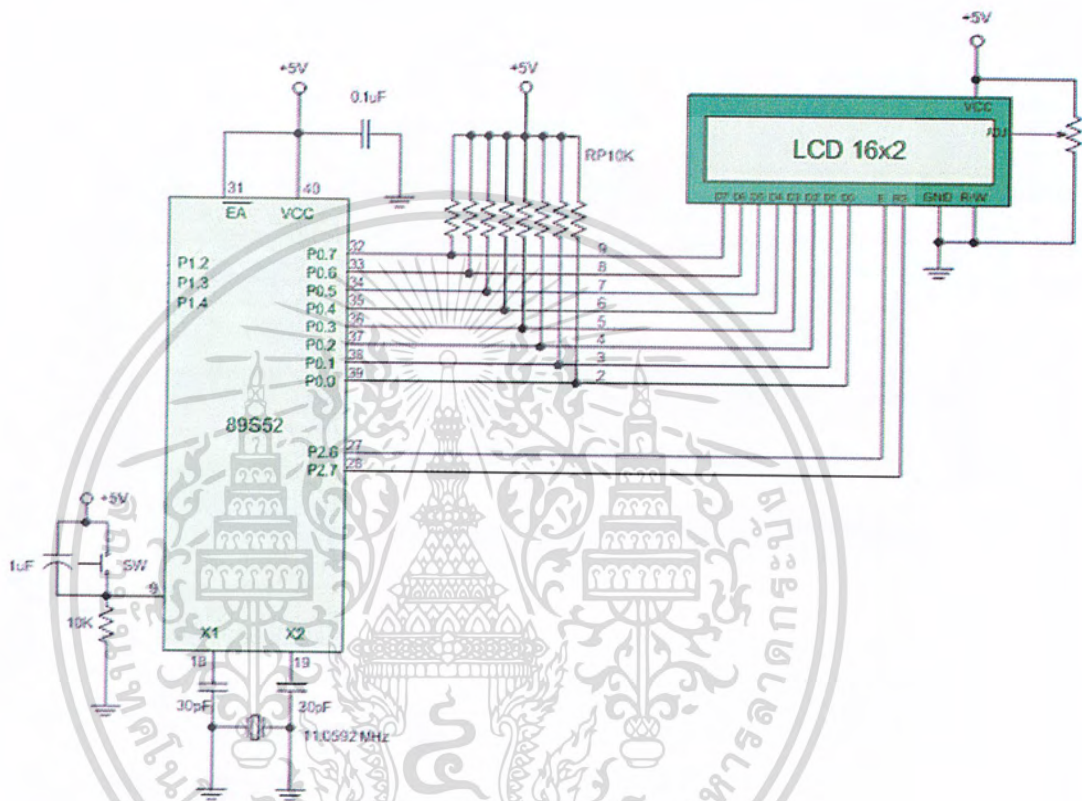


รูปที่ 3.12 วงจรที่ใช้ในการทดสอบอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยส่วนใหญ่ความต้านทานของผิวหนังคนเราจะอยู่ในช่วง 10 - 500 ซึ่งจะขึ้นอยู่กับสภาพแวดล้อม เชื้อชาติ

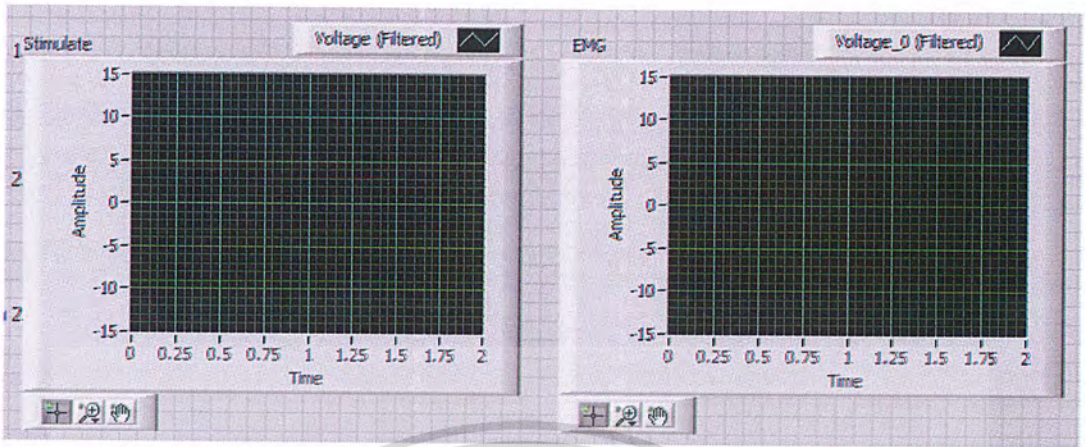
3.3 การต่อจอ LCD DISPLAY 16*2 กับ MCS51



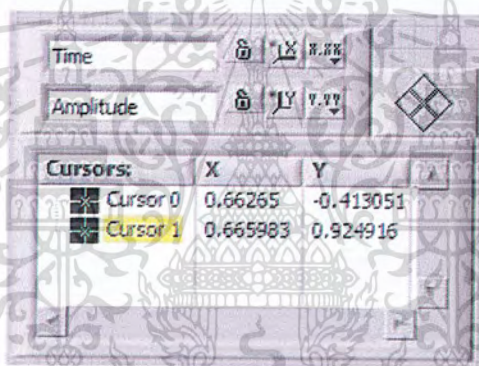
รูปที่ 3.13 การต่อจอ LCD DISPLAY 16*2 กับ MCS51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

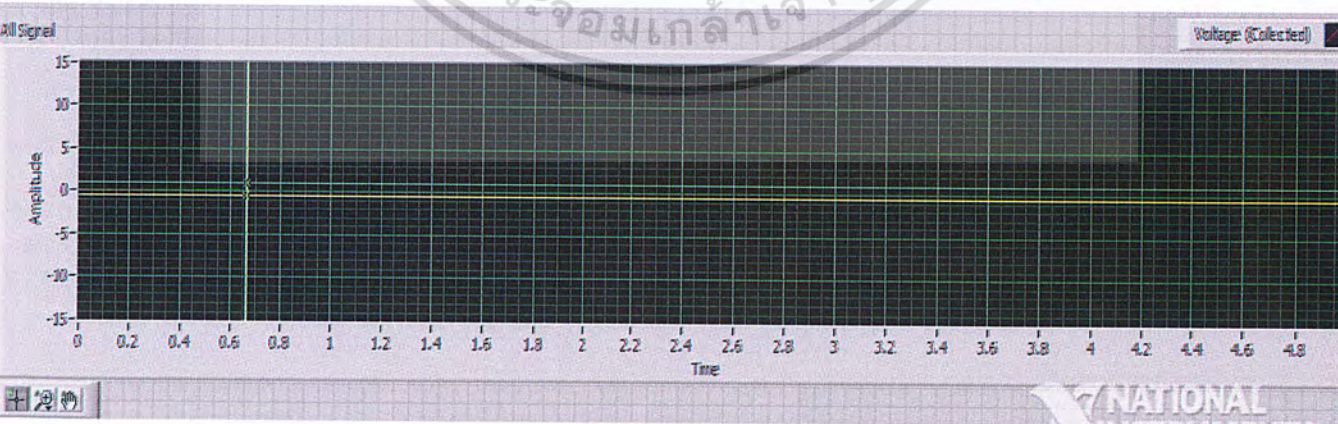
3.4 โปรแกรมLabviewที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 3.14 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงสัญญาณEMGและstimulator

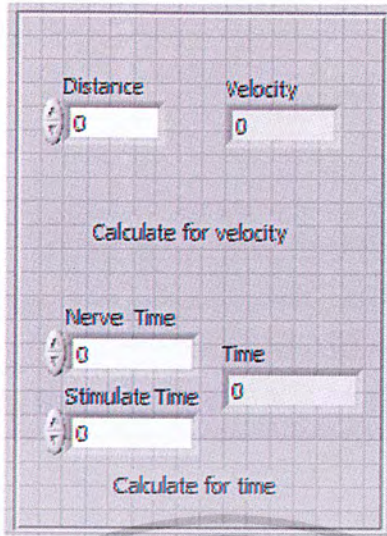


รูปที่ 3.15 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการ Cursor

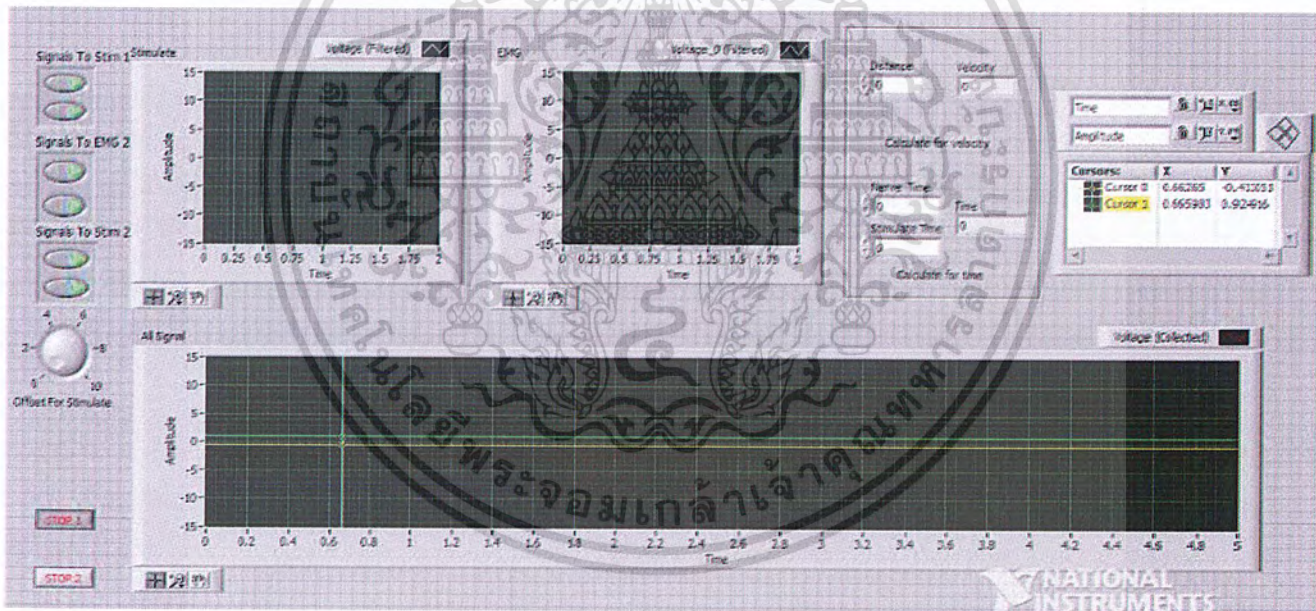


รูปที่ 3.16 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการ All signal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลในส่วนแสดงการคำนวณเพื่อหาความเร็ว



รูปที่ 3.18 หน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลทั้งหมด

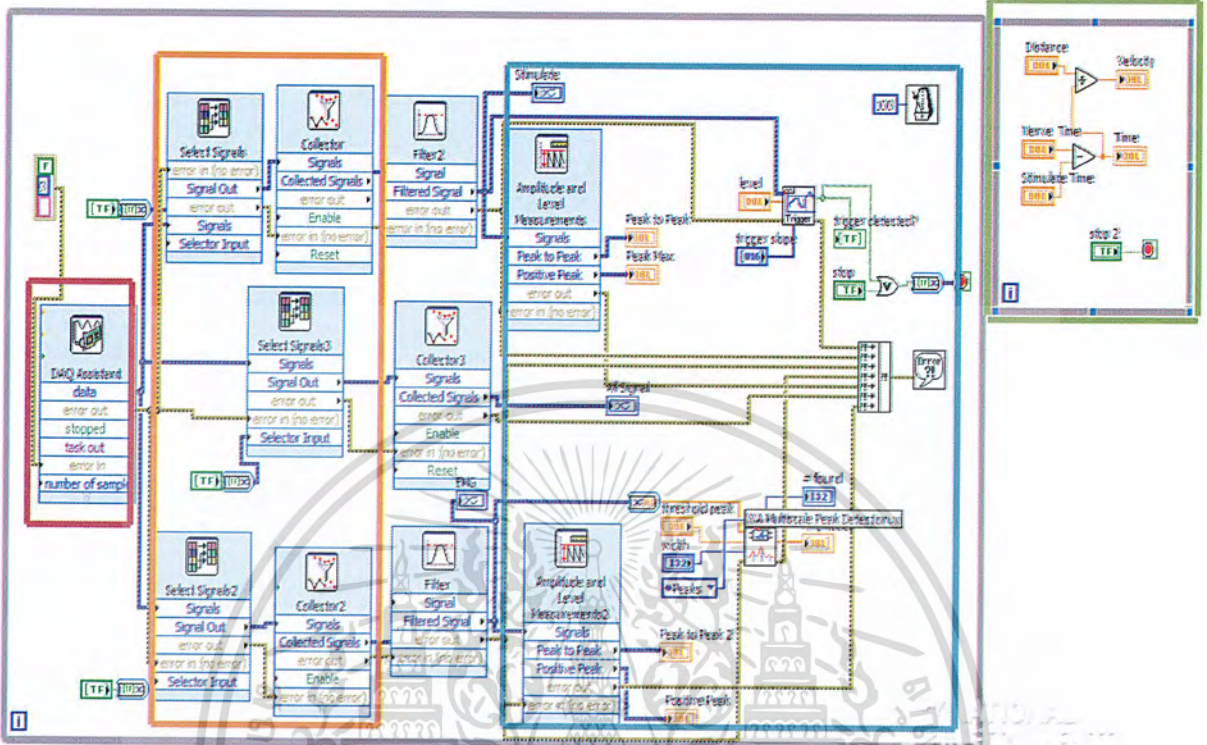
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่1

ส่วนที่2

ส่วนที่3

ส่วนที่4

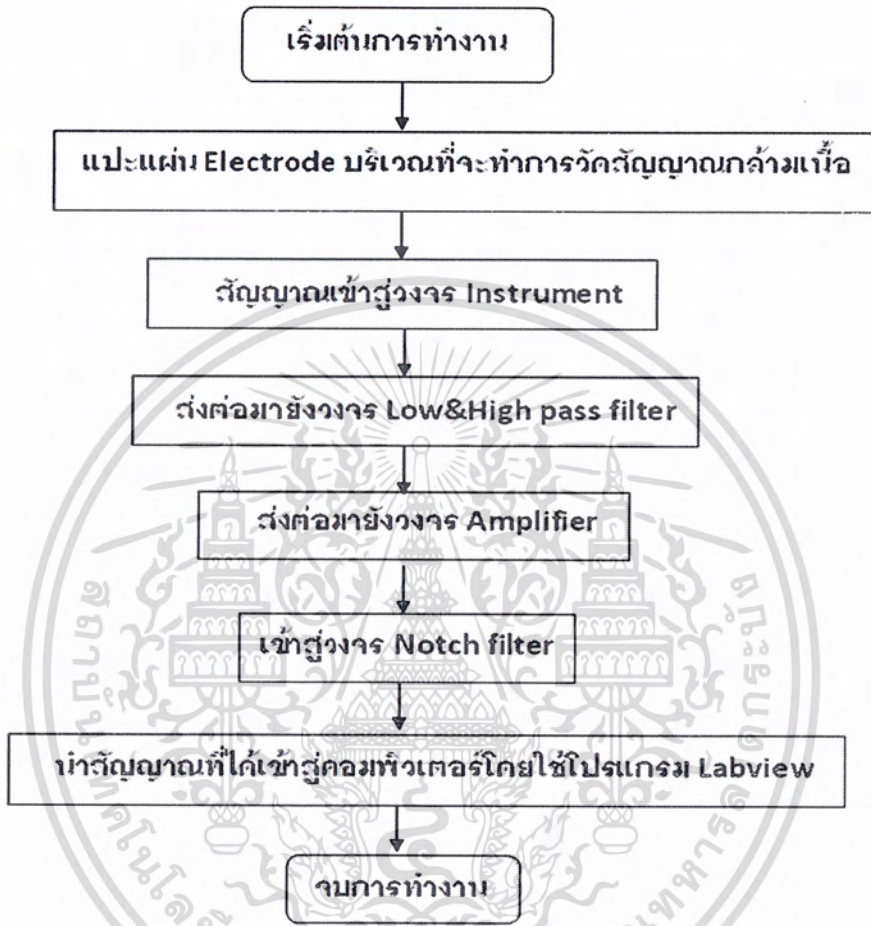


รูปที่ 3.19 Codeที่ใช้ในการแสดงผล

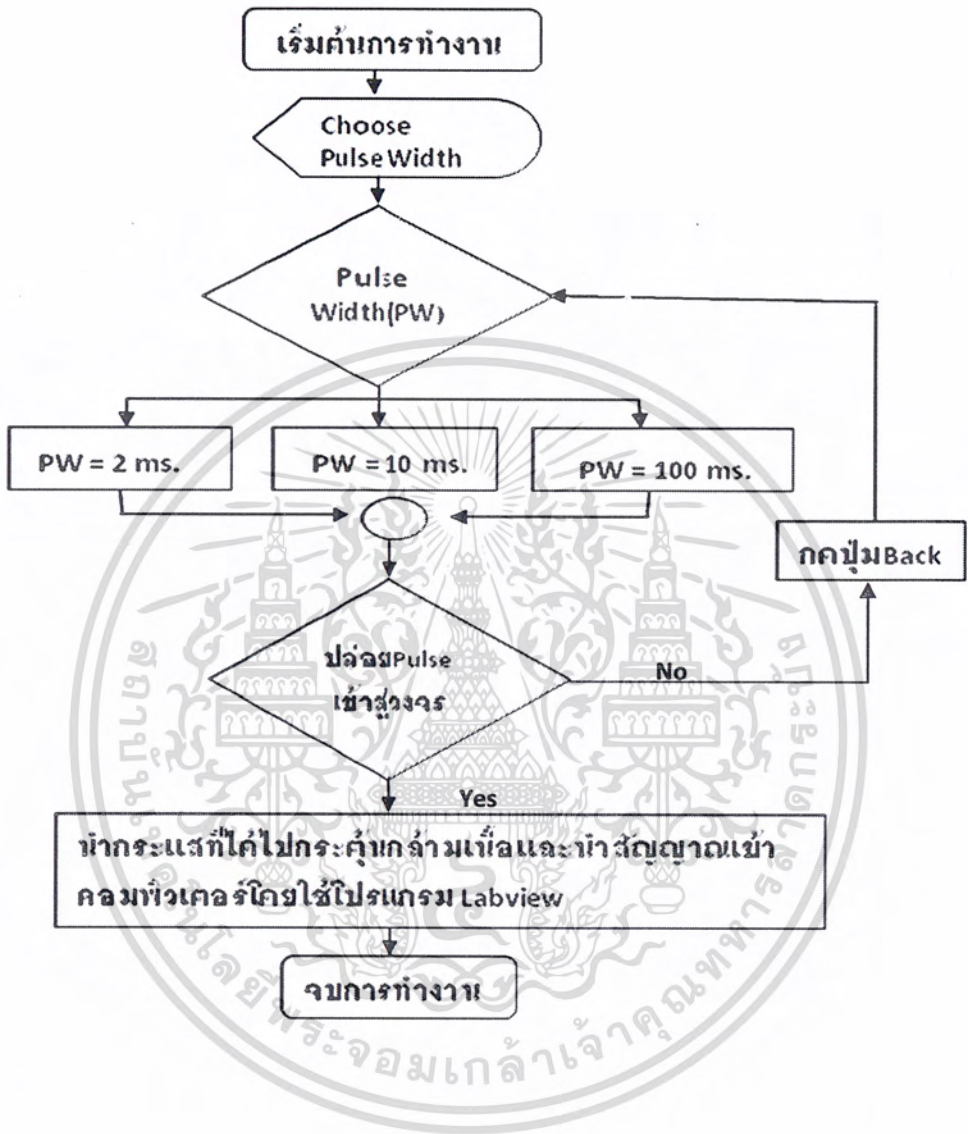
- ส่วนที่1 คือ ตัวรับผลจากDAQ
- ส่วนที่2 คือ ตัวแยกสัญญาณ
- ส่วนที่3 คือ ส่วน Detect Signal
- ส่วนที่4 คือ ส่วนคำนวณ

3.5 ขั้นตอนการทำงาน (Flowchart)

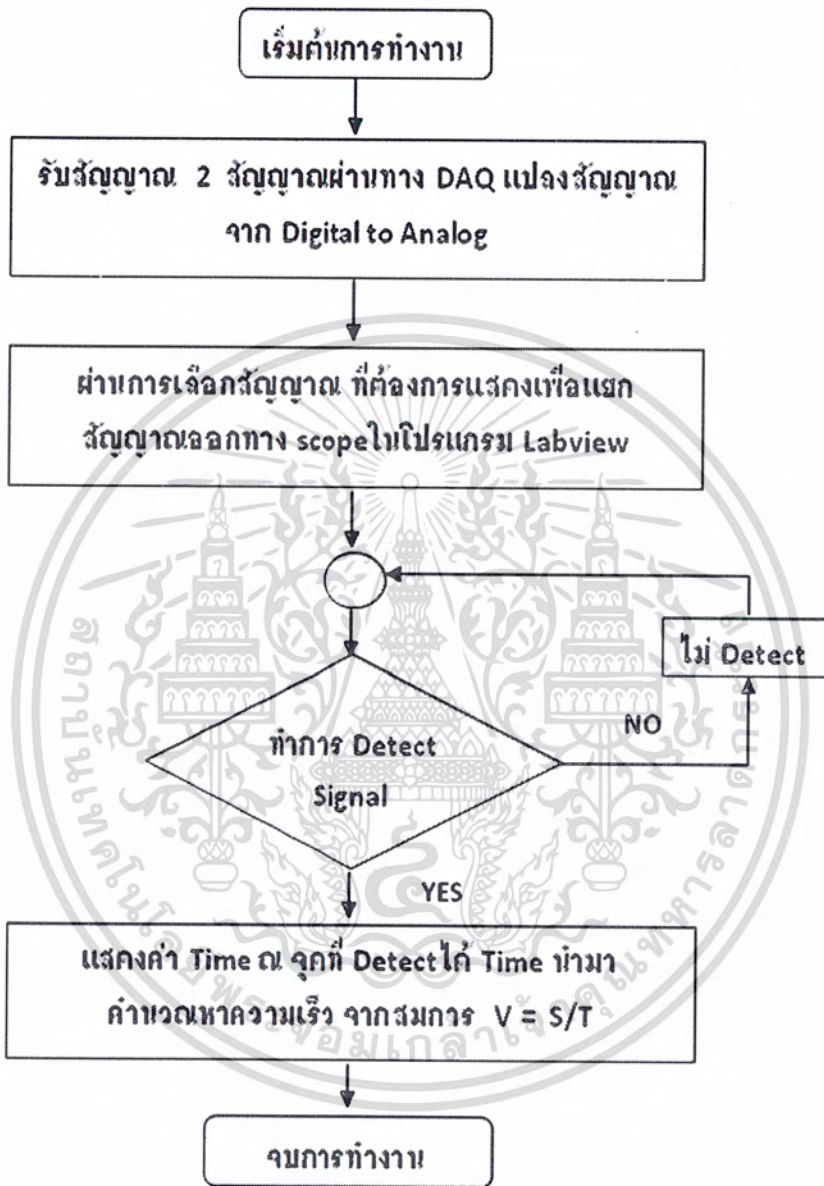
3.5.1 Flowchart การทำงานของเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ



3.5.2 Flowchart การทำงานของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อ



3.5.3 Flowchart การทำงานรวมทั้งหมด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ(EMG) โดยทดสอบกับเครื่องECG Simulator

4.1.1 วงจร Instrumentation Amplifier



รูปที่ 4.1 แสดงผล ECG ที่ออกจากวงจร Instrumentation Amplifier ผ่านทาง ออสซิลโลสโคป

4.1.2 วงจร Low Pass Filter และ High Pass Filter



รูปที่ 4.2 แสดงผล ECG ที่ออกจากวงจร Low-Pass Filter และ High Pass Filter ผ่านทางออสซิลโลสโคป

4.1.3 Output



รูปที่ 4.3 แสดงผล ECG ที่ออกจากวงจร Output ผ่านทางออสซิลโลสโคป

4.1.4 การวัดค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio)

การทดลองค่าของวงจรรายค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซเป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจรInstrument amplifier แบบคอมมอน โหมด โดยที่ $CMRR = A_d / A_c$ (4.1)

หรือ $CMR = 20\log(A_d / A_c)$; CMRR ในหน่วยdB จะเรียกว่า CMR (4.2)

โดยที่ A_d คืออัตราขยายวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมด

A_c คืออัตราขยายวงจรแบบคอมมอน โหมด

เมื่อ $G = V_{out} / V_{in}$ (4.3)

โดยที่ G คืออัตราขยายสัญญาณ

V_{out} คือแรงดันเอาต์พุต และ V_{in} คือแรงดันอินพุต

ซึ่งค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซนั้นต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมดและอัตราขยายแบบคอมมอน โหมดดังต่อไปนี้

4.1.4.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมด

- 1.) นำขาอินพุตลบขาที่ 2 ของวงจรมินัสทรูเมนต์ต่อลงกราวด์ของวงจร
- 2.) ป้อนสัญญาณไซน์(sine wave) ขนาด 30 mVp-p ที่ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 1 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านบวกของวงจรถาที่ 3
- 3.) วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรรายอินสตรูเมนต์และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G และบันทึกผลลงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมด

f (Hz.)	Vout (Vp-p)	อัตราขยาย(G)
5	10.6	386.67
10	10.6	386.67
20	10.6	373.33
30	10.6	373.33
40	10.8	360
50	10.8	360
60	10.8	360
70	10.8	360
80	10.8	360
90	10.8	360
100	10.8	360
200	10.8	360

จากตาราง 1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมดได้ว่า $A_d = 357.78$

4.1.4.2 การทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด

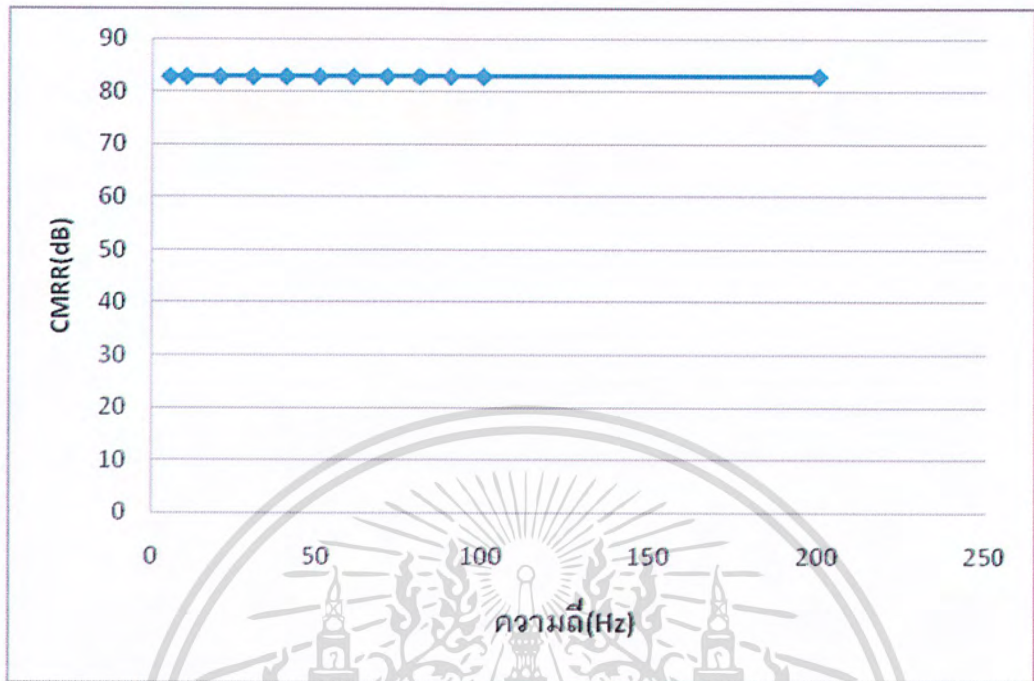
- 1.) นำขาอินพุตบวกและอินพุตลบของวงจรขยายอินสตรูเมนต์มาต่อเข้าด้วยกัน
- 2.) ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด 5Vp-p ที่ความถี่ต่างๆตามตารางที่2 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ทางด้านบวกของวงจร
- 3.) วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนต์และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G และบันทึกผลลงในตารางที่2

ตารางที่2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด

f (Hz.)	Vout (V)	อัตราขยาย(G)
5	0.024	0.0048
10	0.036	0.00728
20	0.048	0.00968
30	0.072	0.01448
40	0.088	0.01768
50	0.104	0.02088
60	0.128	0.02568
70	0.144	0.02888
80	0.168	0.03368
90	0.192	0.03848
100	0.196	0.03928
200	0.392	0.07848

จากตารางที่2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน โหมดได้ว่า $A_c = 0.026533$

4.1.4.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับค่าCMRR



รูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับค่าCMRR

จากผลการทดลองในการทดลองที่ 4.1.4.1 และการทดลองที่ 4.1.4.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซในหน่วย dB ได้ดังนี้ $CMR = 20\log(357.78/0.026533) = 82.59$ dB

ซึ่งค่าCMRRคุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมดสูงและก็มีอัตราขยายคอมมอน โหมดต่ำซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรถ่ายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA126 จะมีค่าอัตราขยายคอมมอนโหมดหรือค่า CMRR ประมาณ 83 dB

4.2 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อ

4.2.1 ผลการทดสอบขนาดของกระแสที่วงจรสามารถจ่ายได้โดยใช้โหลด RL

Vin (V)	กระแสที่ไหลผ่านโหลด(mA)				
	RL = 100 Ω	RL = 200 Ω	RL = 300 Ω	RL = 400 Ω	RL = 500 Ω
1	4.6	4.3	4.1	3.9	3.7
2	9.3	8.8	8.3	7.8	7.6
3	13.4	12.6	12.1	11.5	11.2
4	1.84	1.72	1.63	15.5	14.8
5	22.0	21.4	20.5	19.8	18.0
6	28.0	26.0	24.0	23.2	22.4
7	32.0	32.0	31.0	30.0	29.8
8	37.6	35.6	34.0	32.3	31.2
9	42.0	41.0	38.6	36.7	34.8
10	50.0	47.0	44.6	38.5	36.4
11	56.0	51.0	48.6	48.0	44.8
12	58.0	56.0	52.0	50.0	47.2
13	62.0	59.0	56.0	53.0	50.8
14	70.0	65.0	60.0	57.5	54.4
15	80.0	70.0	67.3	63.0	60.8

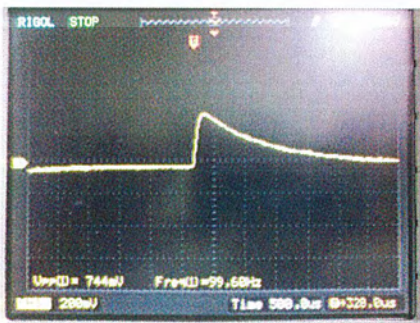
ตารางที่ 3 แสดงผลการทดสอบขนาดของกระแสที่วงจรสามารถจ่ายได้โดยใช้โหลด RL

4.2.2 ผลการทดสอบการจ่ายกระแสคงที่ $V_{in} = 14 \text{ V}$.

RL (Ω)	Iout (mA)
10	30.30
20	30.20
30	30.20
40	30.20
50	30.20
60	30.20
70	30.20
80	30.20
90	30.20
100	30.20
200	30.20
300	30.10
400	30.00
500	20.98

ตารางที่4 ผลการทดสอบการจ่ายกระแสคงที่ $V_{in} = 14 \text{ V}$.

4.2.3 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าที่ทดสอบโดยโหลดแฟนทอม



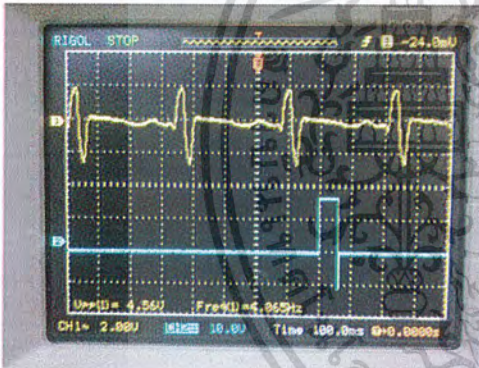
รูปที่4.5 แสดงผลเครื่องกระตุ้น
กล้ามเนื้อผ่านทางออสซิลโลสโคป

4.3 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าที่ทดสอบและเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่ทดสอบด้วยเครื่องECG Simulator

4.3.1 กราฟที่ได้แสดงผลออกทางออสซิลอสโคป



รูปที่4.6 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคป โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 2 ms.

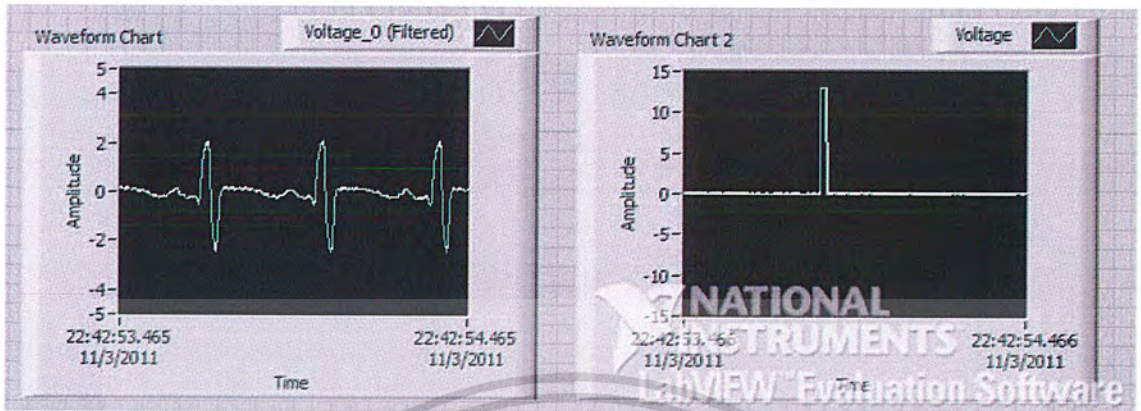


รูปที่4.7 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคป โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 10 ms.

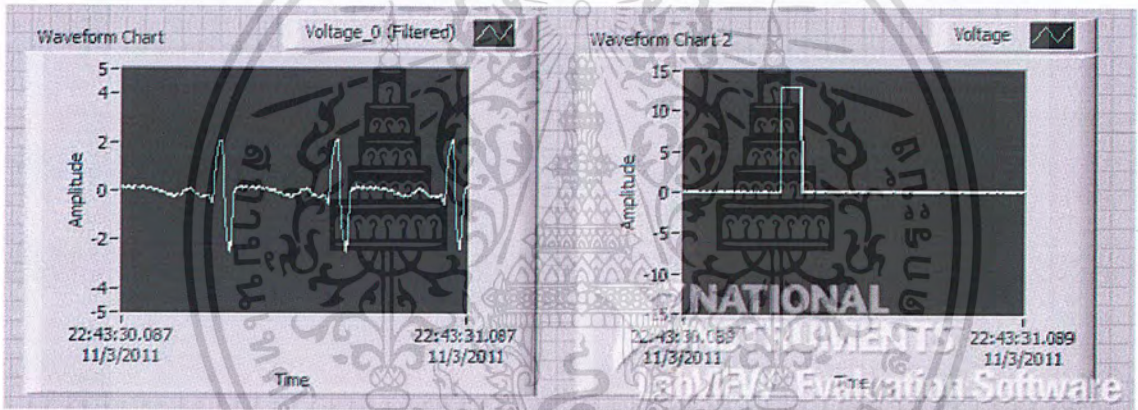


รูปที่4.8 กราฟที่แสดงผลออกทางออสซิลอสโคป โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 100 ms.

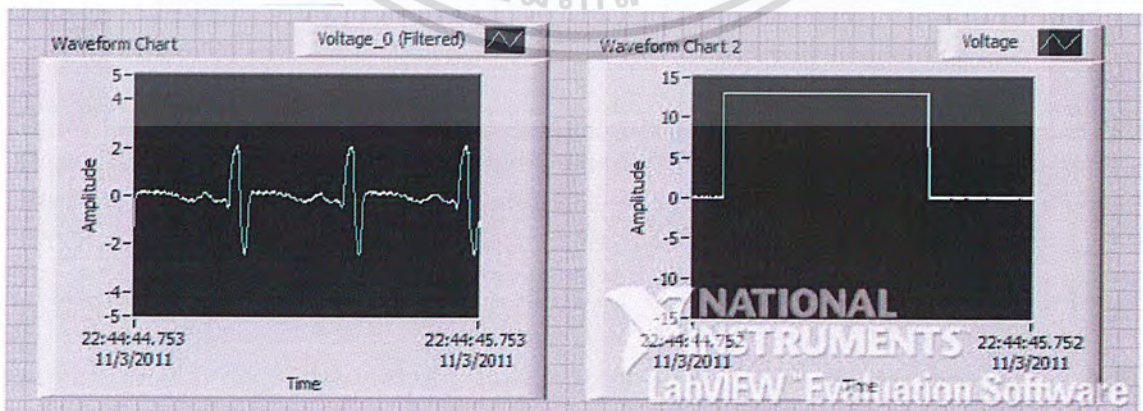
4.3.2 กราฟที่ได้แสดงผลออกโปรแกรมLabview



รูปที่ 4.9 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 2 ms.



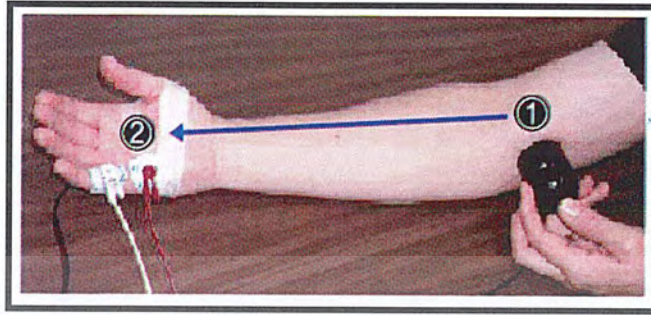
รูปที่ 4.10 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 10 ms.



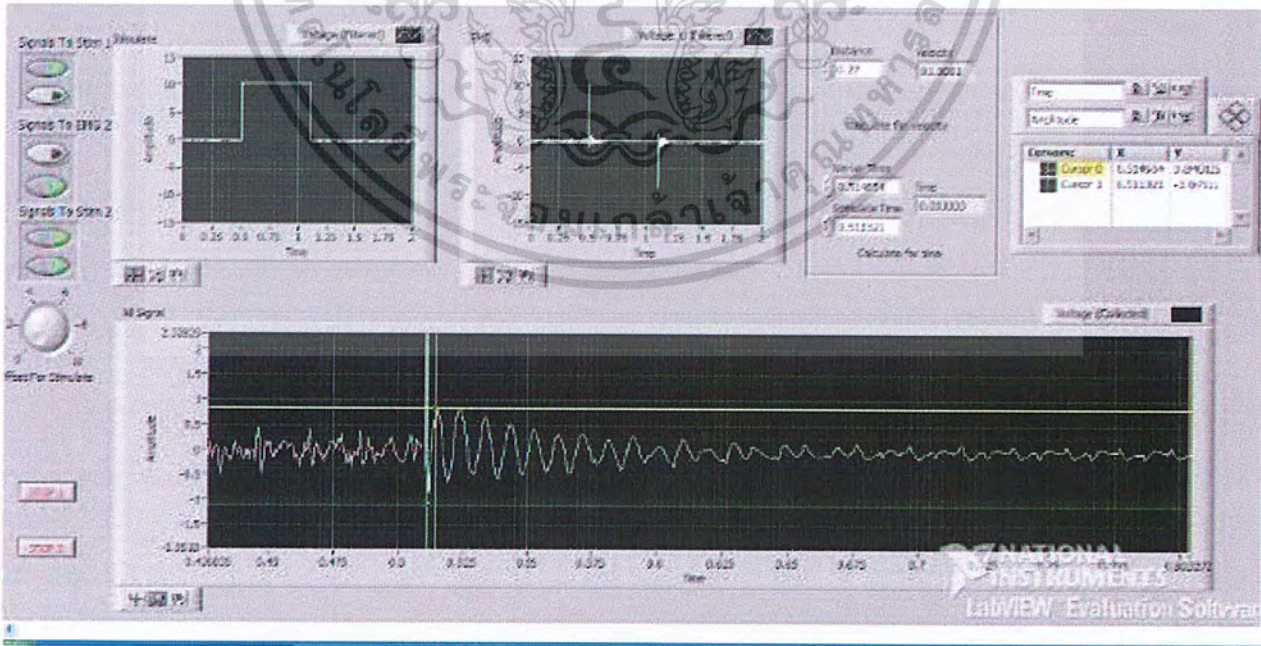
รูปที่ 4.11 กราฟที่แสดงผลออกทางLabview โดยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ PW= 100 ms.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ลักษณะกราฟแสดงการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าและเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดจากกล้ามเนื้อแขน



รูปที่ 4.12 วิธีการกระตุ้นกล้ามเนื้อและสัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นและสัญญาณกล้ามเนื้อ



รูปที่ 4.13 สัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นและสัญญาณกล้ามเนื้อที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาติให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.1 ตารางผลการทดลอง

ครั้งที่	Distance(m.)	Time(ms.)	Velocity(m/sec)
1.	0.2	4.000	50.000
2.	0.2	3.334	59.988
3.	0.2	4.000	50.000
4.	0.2	3.334	59.988
5.	0.2	3.330	60.060
6.	0.2	3.330	60.060
7.	0.2	3.320	60.240
8.	0.2	3.900	51.282
9.	0.2	3.300	60.606
10.	0.2	3.300	60.606



ตารางที่ 5 ผลการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุป

โครงการนี้เป็นสร้างเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้น จากการทดลอง พบว่าเมื่อทดลองใช้เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้ากับ โทลคทดลองPhantom พบว่า จะสามารถจ่ายกระแสไฟฟ้าได้คงที่ 30 mA เมื่อใช้โหลดที่ 20 Ω ถึง 200 Ω ซึ่งอยู่ในช่วงของความต้านทานของผิวหนังและสามารถแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์ได้โดยใช้โปรแกรมLab view เพื่อที่จะหาความเร็วของสัญญาณ โดยใช้ระยะทางระหว่างตำแหน่งกระตุ้นที่ต่างกันและความแตกต่างของเวลา ทำให้สามารถวัดความเร็วได้ โดยในการทดลองใช้ระยะทางคงที่ที่ 20cm. จะได้ความเร็วประมาณ 60m/sec.



เอกสารอ้างอิง

- [1] www.google.com
- [2] <http://www.wara.com/modules.php?name=News &file=article&sid=678>
- [3] <http://cid78ea047fd796dd34.spaces.live.com/blog/cns!78EA047FD796DD34!172.entry>
- [4] <http://electronicssemiconductor.blogspot.com/2007/08/crystal.html>
- [5] <http://www.etteam.com/product/15A01.html>
- [6] <http://www.mind-tek.net/port.php>
- [7] หนังสือไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS – 51
- [8] หนังสือLab view
- [9] <http://www.thaiembedded.com/blog/>





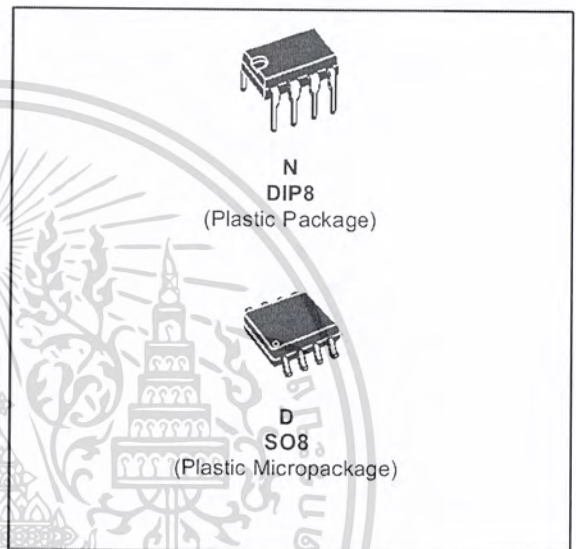
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



LF153
LF253 - LF353

WIDE BANDWIDTH DUAL J-FET OPERATIONAL AMPLIFIERS

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

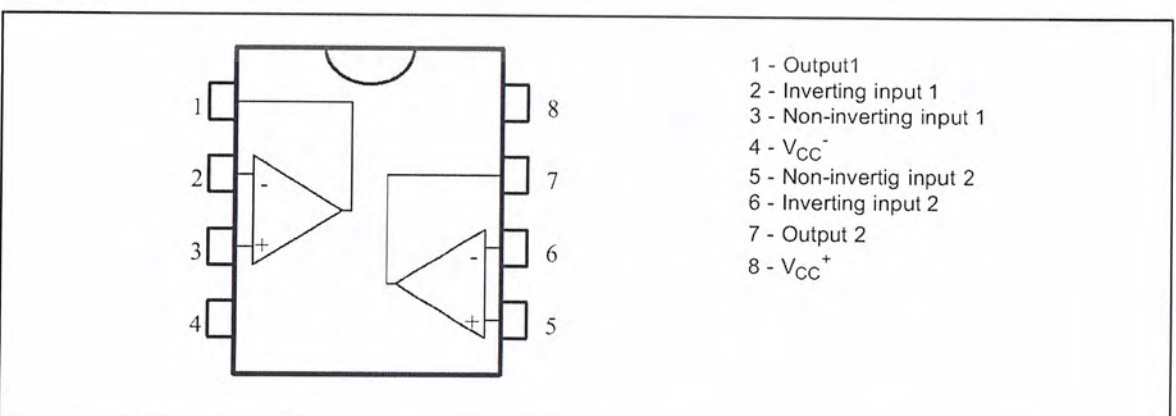


DESCRIPTION

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

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

PIN CONNECTIONS (top view)

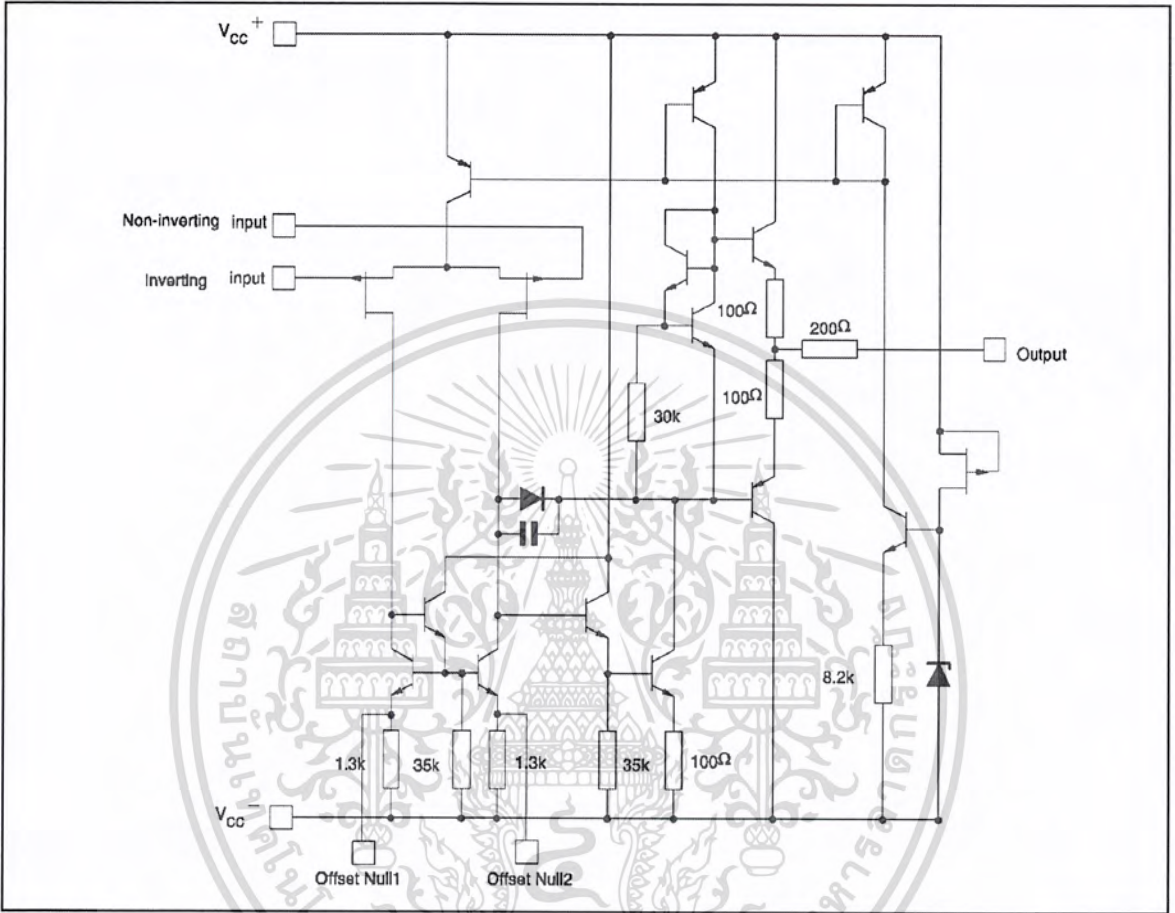


ORDER CODE

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

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

SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

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

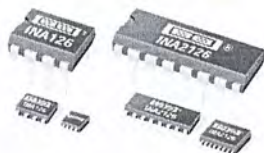
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^- .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or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

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V, T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

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

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



INA126
INA2126

MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER Single and Dual Versions

FEATURES

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

APPLICATIONS

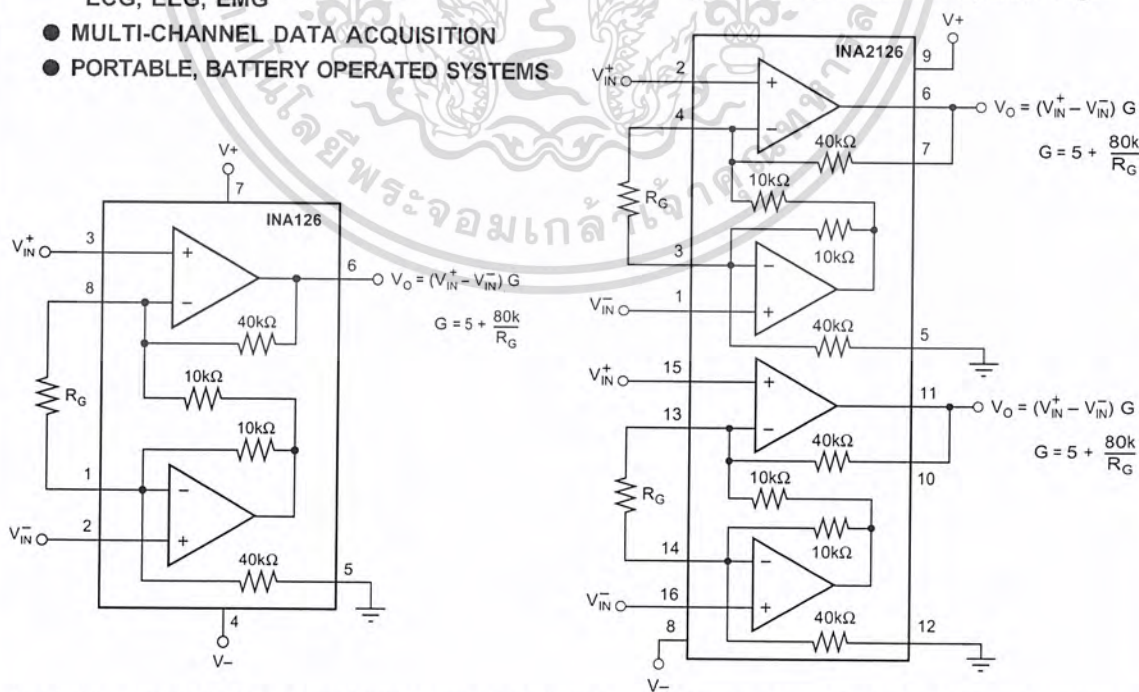
- INDUSTRIAL SENSOR AMPLIFIER:
Bridge, RTD, Thermocouple
- PHYSIOLOGICAL AMPLIFIER:
ECG, EEG, EMG
- MULTI-CHANNEL DATA ACQUISITION
- PORTABLE, BATTERY OPERATED SYSTEMS

DESCRIPTION

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

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

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



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

SPECIFICATIONS

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 25\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA126P, U, E INA2126P, U, E			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI vs Temperature	$V_S = \pm 1.35\text{V to } \pm 18\text{V}$		± 100	± 250		± 150	± 500	μV
vs Power Supply (PSRR)			± 0.5	± 3		*	± 5	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Impedance				5	15		*	50
Safe Input Voltage	$R_S = 0$	$(V^-) - 0.5$			*		*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Common-Mode Voltage Range	$R_S = 1\text{k}\Omega$	$(V^-) - 10$		$(V^+) + 0.5$	*		*	V
Channel Separation (dual)	$V_O = 0\text{V}$		± 11.5		*	*		V
Common-Mode Rejection INA126U (dual SO-16)	$R_S = 0, V_{CM} = \pm 11.25\text{V}$	83	94		74	90		dB
		80	94					dB
INPUT BIAS CURRENT								
vs Temperature			-10	-25		*	-50	nA
Offset Current			± 30			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
vs Temperature			± 0.5	± 2		*	± 5	nA
			± 10			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
GAIN								
Gain Equation			$G = 5 \text{ to } 10\text{k}$			*		V/V
Gain Error	$V_O = \pm 14\text{V}, G = 5$		$G = 5 + 80\text{k}\Omega/R_G$			*		V/V
vs Temperature	$G = 5$		± 0.02	± 0.1		*	± 0.18	%
Gain Error	$V_O = \pm 12\text{V}, G = 100$		± 2	± 10		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
vs Temperature	$G = 100$		± 0.2	± 0.5		*	± 1	%
Nonlinearity	$G = 100, V_O = \pm 14\text{V}$		± 25	± 100		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
			± 0.002	± 0.012		*	*	%
NOISE								
Voltage Noise, $f = 1\text{kHz}$			35			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f = 100\text{Hz}$			35			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f = 10\text{Hz}$			45			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Current Noise, $f = 1\text{kHz}$			0.7			*		$\mu\text{Vp-p}$
$f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			60			*		$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			2			*		pAp-p
OUTPUT								
Voltage, Positive	$R_L = 25\text{k}\Omega$	$(V^+) - 0.9$	$(V^+) - 0.75$		*	*		V
Negative	$R_L = 25\text{k}\Omega$	$(V^-) + 0.95$	$(V^-) + 0.8$		*	*		V
Short-Circuit Current	Short-Circuit to Ground		$\pm 10/-5$		*	*		mA
Capacitive Load Drive			1000		*	*		pF
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, -3dB	$G = 5$		200			*		kHz
	$G = 100$		9			*		kHz
	$G = 500$		1.8			*		kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}, G = 5$		0.4			*		$\text{V}/\mu\text{s}$
Settling Time, 0.01%	10V Step, $G = 5$		30			*		μs
	10V Step, $G = 100$		160			*		μs
	10V Step, $G = 500$		1500			*		μs
Overload Recovery	50% Input Overload		4			*		μs
POWER SUPPLY								
Voltage Range		± 1.35	± 15	± 18	*	*	*	V
Current (per channel)	$I_O = 0$		± 175	± 200	*	*	*	μA
TEMPERATURE RANGE								
Specification Range		-40		+85	*	*	*	$^\circ\text{C}$
Operation Range		-55		+125	*	*	*	$^\circ\text{C}$
Storage Range		-55		+125	*	*	*	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, θ_{JA}								$^\circ\text{C}/\text{W}$
8-Pin DIP			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
SO-8 Surface-Mount			150			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
MSOP-8 Surface-Mount			200			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
16-Pin DIP (dual)			80			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
SO-16 (dual)			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
SSOP-16 (dual)			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$

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

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

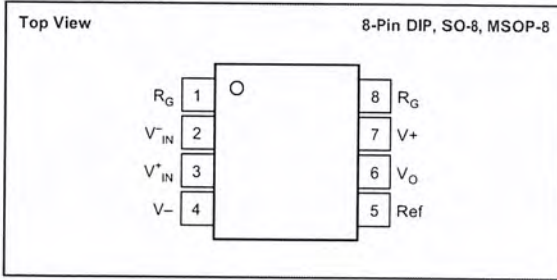
BURR-BROWN®



INA126, INA2126

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PIN CONFIGURATION (Single)

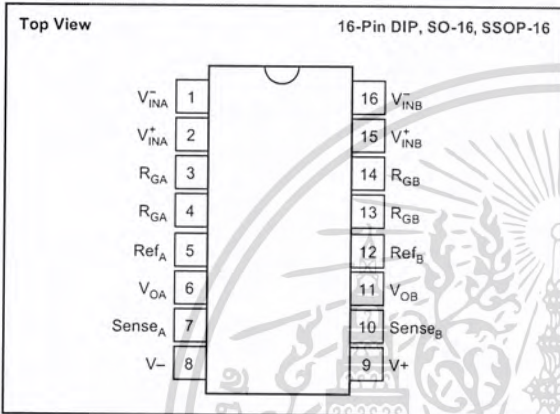


ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

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

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

PIN CONFIGURATION (Dual)



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

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

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

PACKAGE INFORMATION

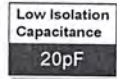
PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER	TRANSPORT MEDIA
Single					
INA126PA	8-Pin DIP	006	INA126PA	INA126PA	Rails
INA126P	8-Pin DIP	006	INA126P	INA126P	Rails
INA126UA	SO-8	182	INA126UA	INA126UA	Rails or Reel
INA126U	SO-8	182	INA126U	INA126U	Rails or Reel
INA126EA ⁽²⁾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

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



Bellnix® High Isolated Type, Small Size, Low Isolation Capacitance, Isolated Type DC-DC Converter

1.5 Watt BY-C Series



Between Primary and Secondary Low Isolation Capacitance of 20pF Isolated-Type DC-DC Converters

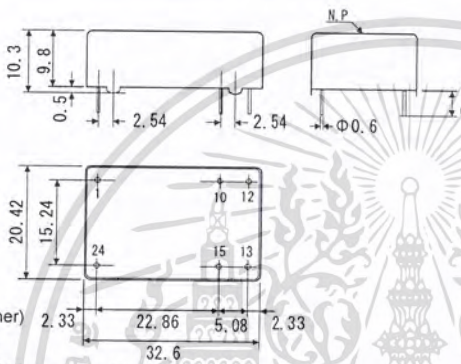
Input: 5V Output: 5V, 9V, 12V, 15V, ±12V, ±15V

Between Primary-Secondary isolation capacitance of 20pF
Long-Life with TCT Patent Circuit
24pin-DIP IC Size
Over-Heat Protection
No Electrolytic Capacitor, No Tantalum Capacitor
Floating Type between Input and Output

Models BY-C Series	Input V Vdc	Output V Vdc	Output I mA	Line Reg % (max.)	Load Reg % (max.)	Ripple/Noise mVpp(typ.)	Efficiency % (typ.)
BY05-05S20C	4.75-6	5	0-200	0.2	0.2	100	60
BY05-09S16C <small>Note 1</small>		9	0-160				
BY05-12S12C		12	0-120				
BY05-15S10C		15	0-100				
BY05-12W06C		±12	±0-65				
BY05-15W05C	±15	±0-53	0.5	0.5			

Note 1: BY05-09S16C is an order-received product. Note 2: Derating required for input voltage 5.25V or higher.

5-Side Shield Structure (Electromagnetic Shield)
EMI Line Filter
Isolation Voltage DC500V
Over-Current Protection
Low Drift 50mV/8H
Temp Coefficient ±0.02%/°C
RoHS Compliance
Operating Temp Range: -20°C to +70°C
Derating required for 50°C or higher
Additional capacitors are the same as those of BY-SL, BY-WL series.

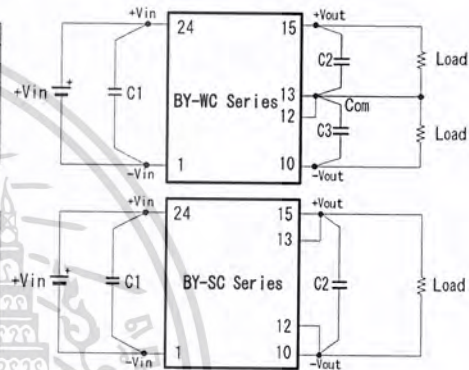


BY-SC

Pin	Function
1	-Vin
10	-Vout
12	-Vout
13	+Vout
15	+Vout
24	+Vin

BY-WC

Pin	Function
1	-Vin
10	-Vout
12	Common
13	Common
15	+Vout
24	+Vin



Units: mm
Weight: 15g typ.

Note! This catalogue is an outline of the product. When designing, be sure to refer to the datasheet.

1.5 Watt BY-H Series



AC1500V High Isolated Type DC-DC Converter

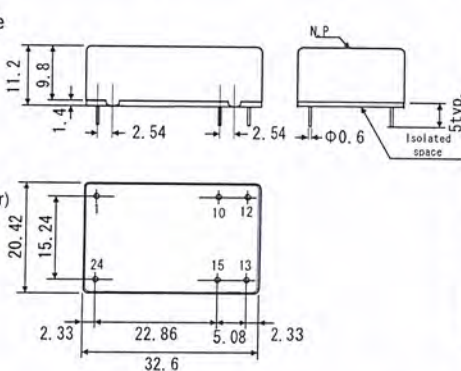
Input: 5V Output: 5V, 12V, 15V, ±12V, ±15V

Isolation Voltage AC1500V
Long-Life with TCT Patent Circuit
24pin-DIP IC Size
Over-Heat Protection
No Electrolytic Capacitor, No Tantalum Capacitor
Floating Type between Input and Output

Models BY-H Series	Input V Vdc	Output V Vdc	Output I mA	Line Reg % (typ.)	Load Reg % (typ.)	Ripple/Noise mVpp(typ.)	Efficiency % (typ.)
BY05-05S20H	4.75-6	5	0-200	0.3	0.3	100	60
BY05-12S12H		12	0-120				
BY05-15S10H		15	0-100				
BY05-12W06H		±12	±0-65				
BY05-15W05H		±15	±0-53				

Note 1: Derating required for input voltage 5.25V or higher.

5-Side Metallic shield structure
EMI Line Filter
Over-Current Protection
RoHS Compliance
Operating Temp Range: -20°C to +70°C
Derating required for 50°C or higher
Additional capacitors are the same as those of BY-SL, BY-WL series.

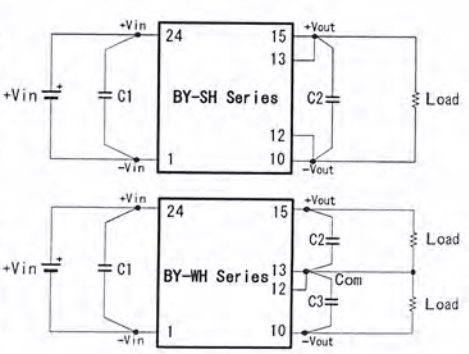


BY-SH

Pin	Function
1	-Vin
10	-Vout
12	-Vout
13	+Vout
15	+Vout
24	+Vin

BY-WH

Pin	Function
1	-Vin
10	-Vout
12	Common
13	Common
15	+Vout
24	+Vin



Units: mm
Weight: 17g typ.

Note! This catalogue is an outline of the product. When designing, be sure to refer to the datasheet.

TOSHIBA Transistor Silicon NPN Epitaxial Type (PCT process)

2SC1815

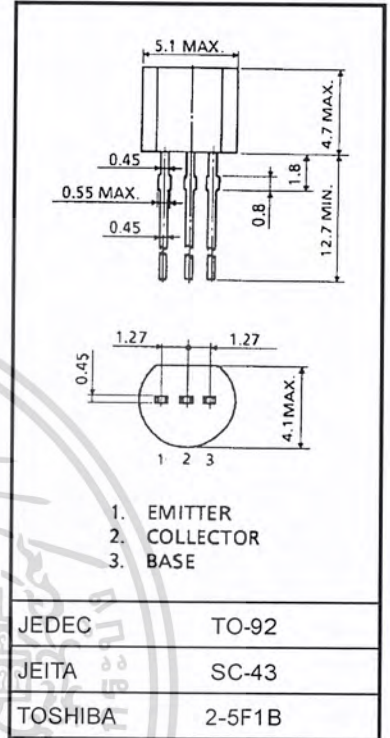
Audio Frequency General Purpose Amplifier Applications
 Driver Stage Amplifier Applications

Unit: mm

- High voltage and high current: $V_{CE0} = 50\text{ V (min)}$,
 $I_C = 150\text{ mA (max)}$
- Excellent h_{FE} linearity: $h_{FE} (2) = 100\text{ (typ.)}$
 at $V_{CE} = 6\text{ V}$, $I_C = 150\text{ mA}$
 : $h_{FE} (I_C = 0.1\text{ mA})/h_{FE} (I_C = 2\text{ mA})$
 $= 0.95\text{ (typ.)}$
- Low noise: $NF = 1\text{ dB (typ.)}$ at $f = 1\text{ kHz}$
- Complementary to 2SA1015 (O, Y, GR class)

Maximum Ratings ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Characteristics	Symbol	Rating	Unit
Collector-base voltage	V_{CBO}	60	V
Collector-emitter voltage	V_{CEO}	50	V
Emitter-base voltage	V_{EBO}	5	V
Collector current	I_C	150	mA
Base current	I_B	50	mA
Collector power dissipation	P_C	400	mW
Junction temperature	T_j	125	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range	T_{stg}	-55~125	$^\circ\text{C}$



Weight: 0.21 g (typ.)

Electrical Characteristics ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Characteristics	Symbol	Test Condition	Min	Typ.	Max	Unit
Collector cut-off current	I_{CBO}	$V_{CB} = 60\text{ V}$, $I_E = 0$	—	—	0.1	μA
Emitter cut-off current	I_{EBO}	$V_{EB} = 5\text{ V}$, $I_C = 0$	—	—	0.1	μA
DC current gain	$h_{FE} (1)$ (Note)	$V_{CE} = 6\text{ V}$, $I_C = 2\text{ mA}$	70	—	700	
	$h_{FE} (2)$	$V_{CE} = 6\text{ V}$, $I_C = 150\text{ mA}$	25	100	—	
Collector-emitter saturation voltage	$V_{CE (sat)}$	$I_C = 100\text{ mA}$, $I_B = 10\text{ mA}$	—	0.1	0.25	V
Base-emitter saturation voltage	$V_{BE (sat)}$	$I_C = 100\text{ mA}$, $I_B = 10\text{ mA}$	—	—	1.0	V
Transition frequency	f_T	$V_{CE} = 10\text{ V}$, $I_C = 1\text{ mA}$	80	—	—	MHz
Collector output capacitance	C_{ob}	$V_{CB} = 10\text{ V}$, $I_E = 0$, $f = 1\text{ MHz}$	—	2.0	3.5	pF
Base intrinsic resistance	$r_{bb'}$	$V_{CE} = 10\text{ V}$, $I_E = -1\text{ mA}$ $f = 30\text{ MHz}$	—	50	—	Ω
Noise figure	NF	$V_{CE} = 6\text{ V}$, $I_C = 0.1\text{ mA}$ $f = 1\text{ kHz}$, $R_G = 10\text{ k}\Omega$	—	1.0	10	dB

Note: h_{FE} classification O: 70~140, Y: 120~240, GR: 200~400, BL: 350~700

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มี 2003-03-27

PC817 Series

High Density Mounting Type Photocoupler

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

■ Features

- Current transfer ratio
(CTR: MIN. 50% at $I_F = 5\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$)
- High isolation voltage between input and output ($V_{iso} : 5\,000\text{V}_{rms}$)
- Compact dual-in-line package
PC817 : 1-channel type
PC827 : 2-channel type
PC837 : 3-channel type
PC847 : 4-channel type

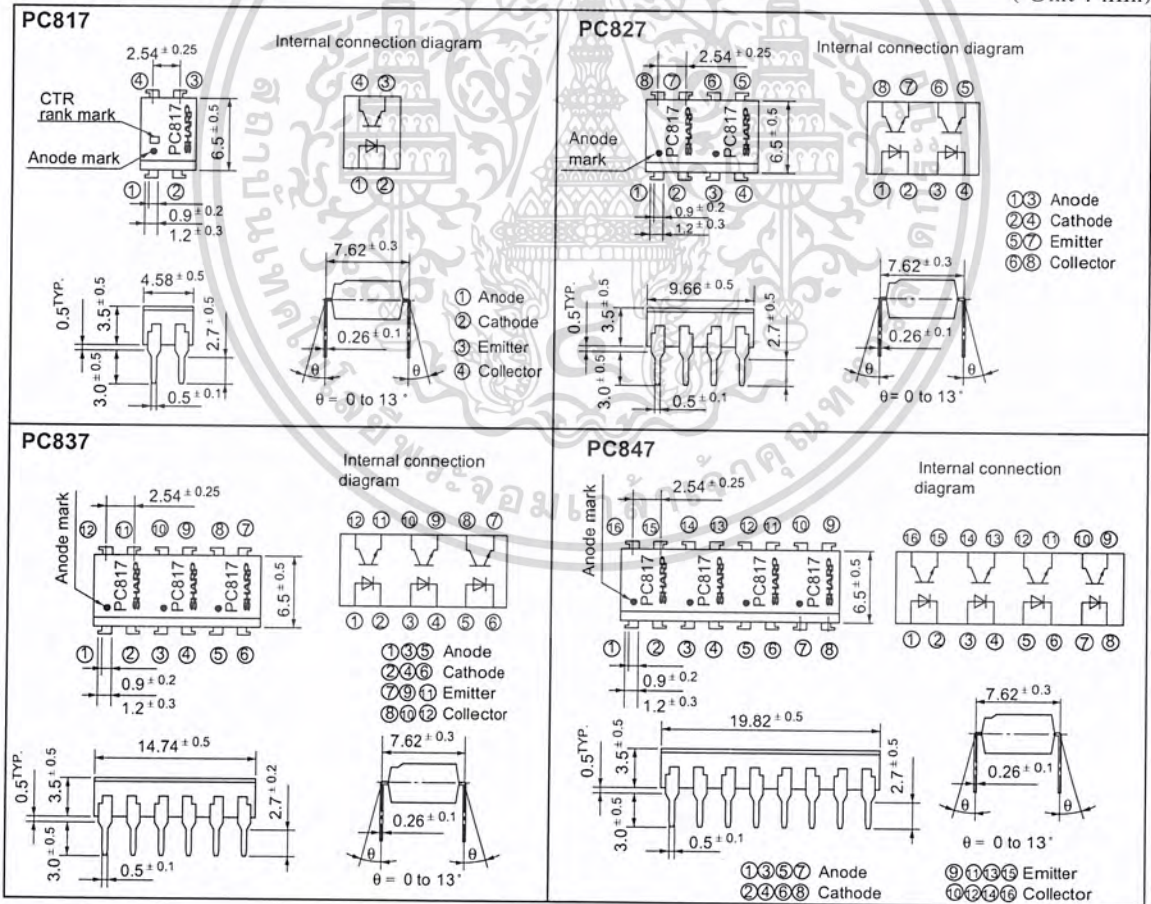
4. Recognized by UL, file No. E64380

■ Applications

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

■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

■ Absolute Maximum Ratings

(Ta = 25°C)

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

*1 Pulse width $\leq 100\mu s$, Duty ratio : 0.001

*2 40 to 60% RH, AC for 1 minute

*3 For 10 seconds

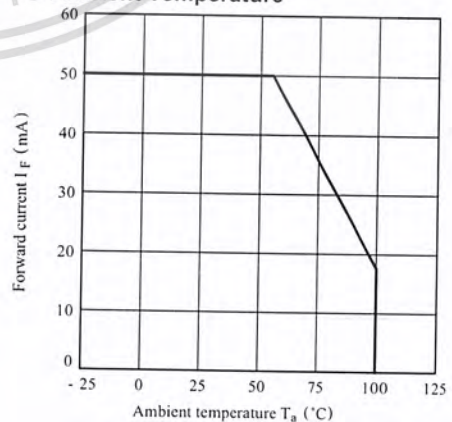
■ Electro-optical Characteristics

(Ta = 25°C)

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

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

Fig. 1 Forward Current vs. Ambient Temperature



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

* : 1 or 2 or 3 or 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



MCS[®] 51

8-BIT CONTROL-ORIENTED MICROCONTROLLERS

Commercial/Express

**8031AH/8051AH/8051AHP
8032AH/8052AH
8751H/8751H-8
8751BH/8752BH**

- High Performance HMOS Process
- Internal Timers/Event Counters
- 2-Level Interrupt Priority Structure
- 32 I/O Lines (Four 8-Bit Ports)
- 64K External Program Memory Space
- Security Feature Protects EPROM Parts Against Software Piracy
- Boolean Processor
- Bit-Addressable RAM
- Programmable Full Duplex Serial Channel
- 111 Instructions (64 Single-Cycle)
- 64K External Data Memory Space
- Extended Temperature Range (-40°C to +85°C)

The MCS[®] 51 controllers are optimized for control applications. Byte-processing and numerical operations on small data structures are facilitated by a variety of fast addressing modes for accessing the internal RAM. The instruction set provides a convenient menu of 8-bit arithmetic instructions, including multiply and divide instructions. Extensive on-chip support is provided for one-bit variables as a separate data type, allowing direct bit manipulation and testing in control and logic systems that require Boolean processing.

The 8751H is an EPROM version of the 8051AH. It has 4 Kbytes of electrically programmable ROM which can be erased with ultraviolet light. It is fully compatible with the 8051AH but incorporates one additional feature: a Program Memory Security bit that can be used to protect the EPROM against unauthorized readout. The 8751H-8 is identical to the 8751H but only operates up to 8 MHz.

The 8051AHP is identical to the 8051AH with the exception of the Protection Feature. To incorporate this Protection Feature, program verification has been disabled and external memory accesses have been limited to 4K.

The 8052AH is an enhanced version of the 8051AH. It is backwards compatible with the 8051AH and is fabricated with HMOS II technology. The 8052AH enhancements are listed in the table below. Also refer to this table for the ROM, ROMless and EPROM versions of each product.

Device	Internal Memory		Timers/ Event Counters	Interrupts
	Program	Data		
8031AH	none	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8051AH	4K x 8 ROM	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8051AHP	4K x 8 ROM	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8751H	4K x 8 EPROM	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8751H-8	4K x 8 EPROM	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8751BH	4K x 8 EPROM	128 x 8 RAM	2 x 16-Bit	5
8032AH	none	256 x 8 RAM	3 x 16-Bit	6
8052AH	8K x 8 ROM	256 x 8 RAM	3 x 16-Bit	6
8752BH	8K x 8 EPROM	256 x 8 RAM	3 x 16-Bit	6

Intel Corporation assumes no responsibility for the use of any circuitry other than circuitry embodied in an Intel product. No other circuit patent licenses are implied. Information contained herein supersedes previously published specifications on these devices from Intel.
© INTEL CORPORATION, 1994

October 1994

Order Number: 272318-002

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

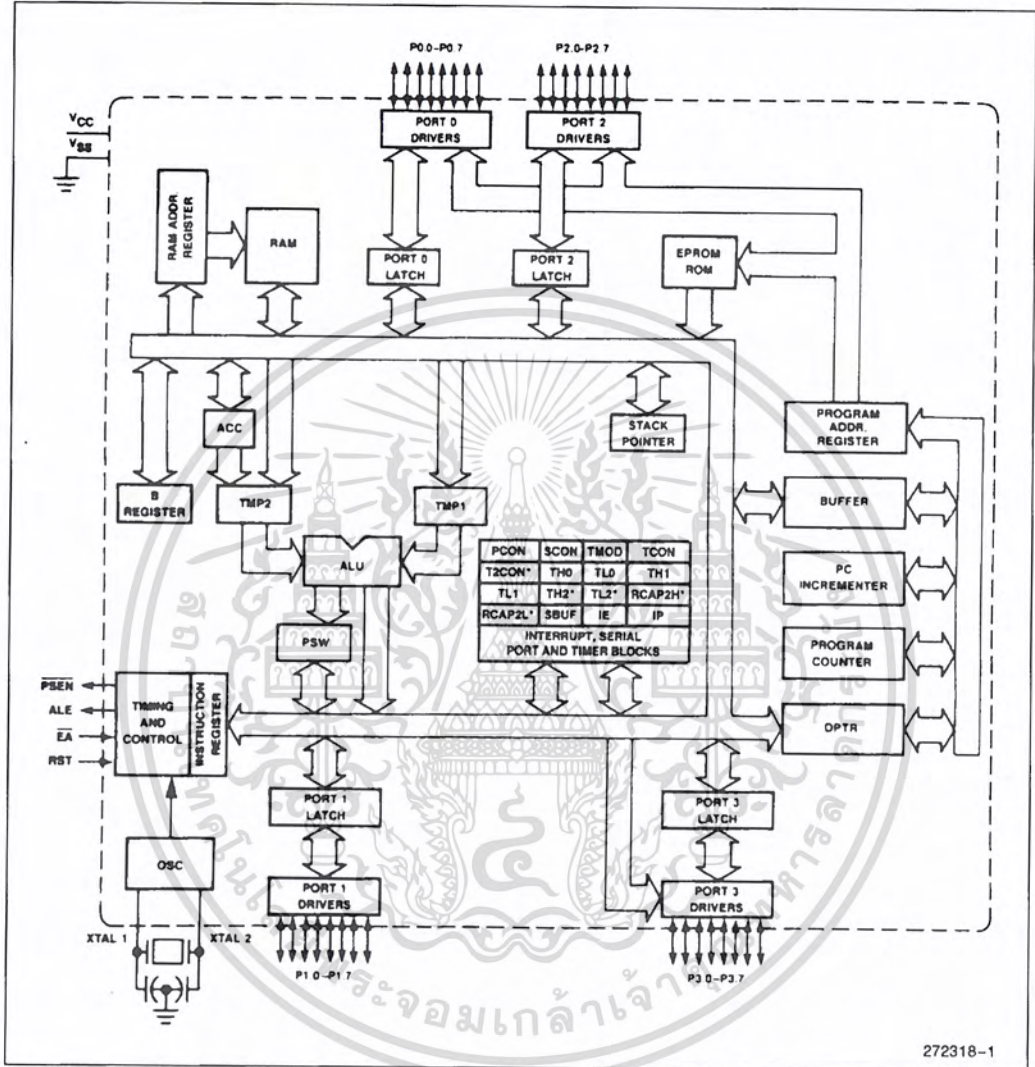


Figure 1. MCS[®] 51 Controller Block Diagram

PROCESS INFORMATION

The 8031AH/8051AH and 8032AH/8052AH devices are manufactured on P414.1, an HMOS II process. The 8751H/8751H-8 devices are manufactured on P421.X, an HMOS-E process. The 8751BH and 8752BH devices are manufactured on P422. Additional process and reliability information is available in Intel's *Components Quality and Reliability Handbook*, Order No. 210997.



PIN DESCRIPTIONS

V_{CC}: Supply voltage.

V_{SS}: Circuit ground.

Port 0: Port 0 is an 8-bit open drain bidirectional I/O port. As an output port each pin can sink 8 LS TTL inputs.

Port 0 pins that have 1's written to them float, and in that state can be used as high-impedance inputs.

Port 0 is also the multiplexed low-order address and data bus during accesses to external Program and Data Memory. In this application it uses strong internal pullups when emitting 1's and can source and sink 8 LS TTL inputs.

Port 0 also receives the code bytes during programming of the EPROM parts, and outputs the code bytes during program verification of the ROM and EPROM parts. External pullups are required during program verification.

Port 1: Port 1 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pullups. The Port 1 output buffers can sink/source 4 LS TTL inputs. Port 1 pins that have 1's written to them are pulled high by the internal pullups, and in that state can be used as inputs. As inputs, Port 1 pins that are externally pulled low will source current (I_{IL} on the data sheet) because of the internal pullups.

Port 1 also receives the low-order address bytes during programming of the EPROM parts and during program verification of the ROM and EPROM parts.

In the 8032AH, 8052AH and 8752BH, Port 1 pins P1.0 and P1.1 also serve the T2 and T2EX functions, respectively.

Port Pin	Alternative Function
P1.0 P1.1	T2 (Timer/Counter 2 External Input) T2EX (Timer/Counter 2 Capture/Reload Trigger)

Port 2: Port 2 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pullups. The Port 2 output buffers can sink/source 4 LS TTL inputs. Port 2 pins that have 1's written to them are pulled high by the internal pullups, and in that state can be used as inputs. As inputs, Port 2 pins that are externally pulled low will source current (I_{IL} on the data sheet) because of the internal pullups.

Port 2 emits the high-order address byte during fetches from external Program Memory and during accesses to external Data Memory that use 16-bit addresses (MOVX @DPTR). In this application it uses strong internal pullups when emitting 1's. During accesses to external Data Memory that use 8-bit addresses (MOVX @Ri), Port 2 emits the contents of the P2 Special Function Register.

Port 2 also receives the high-order address bits during programming of the EPROM parts and during program verification of the ROM and EPROM parts.

The protection feature of the 8051AHP causes bits P2.4 through P2.7 to be forced to 0, effectively limiting external Data and Code space to 4K each during external accesses.

Port 3: Port 3 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pullups. The Port 3 output buffers can sink/source 4 LS TTL inputs. Port 3 pins that have 1's written to them are pulled high by the internal pullups, and in that state can be used as inputs. As inputs, Port 3 pins that are externally pulled low will source current (I_{IL} on the data sheet) because of the pullups.

Port 3 also serves the functions of various special features of the MCS 51 Family, as listed below:

Port Pin	Alternative Function
P3.0	RXD (serial input port)
P3.1	TXD (serial output port)
P3.2	INT0 (external interrupt 0)
P3.3	INT1 (external interrupt 1)
P3.4	T0 (Timer 0 external input)
P3.5	T1 (Timer 1 external input)
P3.6	WR (external data memory write strobe)
P3.7	RD (external data memory read strobe)

RST: Reset input. A high on this pin for two machine cycles while the oscillator is running resets the device.

ALE/PROG: Address Latch Enable output pulse for latching the low byte of the address during accesses to external memory. This pin is also the program pulse input (PROG) during programming of the EPROM parts.

In normal operation ALE is emitted at a constant rate of 1/6 the oscillator frequency, and may be used for external timing or clocking purposes. Note, however, that one ALE pulse is skipped during each access to external Data Memory.

PSEN: Program Store Enable is the read strobe to external Program Memory.

When the device is executing code from external Program Memory, PSEN is activated twice each machine cycle, except that two PSEN activations are skipped during each access to external Data Memory.

EA/Vpp: External Access enable EA must be strapped to VSS in order to enable any MCS 51 device to fetch code from external Program memory locations starting at 0000H up to FFFFH. EA must be strapped to VCC for internal program execution.

Note, however, that if the Security Bit in the EPROM devices is programmed, the device will not fetch code from any location in external Program Memory.

This pin also receives the programming supply voltage (VPP) during programming of the EPROM parts.

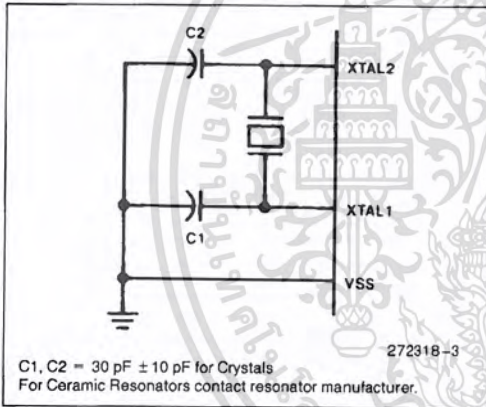


Figure 3. Oscillator Connections

XTAL1: Input to the inverting oscillator amplifier.

XTAL2: Output from the inverting oscillator amplifier.

OSCILLATOR CHARACTERISTICS

XTAL1 and XTAL2 are the input and output, respectively, of an inverting amplifier which can be configured for use as an on-chip oscillator, as shown in Figure 3. Either a quartz crystal or ceramic resonator may be used. More detailed information concerning the use of the on-chip oscillator is available in Application Note AP-155, "Oscillators for Microcontrollers," Order No. 230659.

To drive the device from an external clock source, XTAL1 should be grounded, while XTAL2 is driven, as shown in Figure 4. There are no requirements on the duty cycle of the external clock signal, since the input to the internal clocking circuitry is through a divide-by-two flip-flop, but minimum and maximum high and low times specified on the data sheet must be observed.

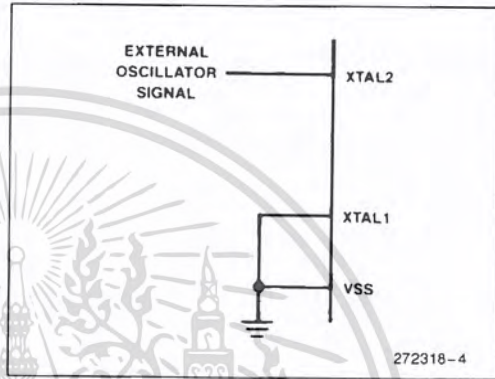


Figure 4. External Drive Configuration

EXPRESS Version

The Intel EXPRESS system offers enhancements to the operational specifications of the MCS 51 family of microcontrollers. These EXPRESS products are designed to meet the needs of those applications whose operating requirements exceed commercial standards.

The EXPRESS program includes the commercial standard temperature range with burn-in, and an extended temperature range with or without burn-in.

With the commercial standard temperature range, operational characteristics are guaranteed over the temperature range of 0°C to +70°C. With the extended temperature range option, operational characteristics are guaranteed over a range of -40°C to +85°C.

The optional burn-in is dynamic, for a minimum time of 160 hours at 125°C with VCC = 5.5V ± 0.25V, following guidelines in MIL-STD-883, Method 1015.

Package types and EXPRESS versions are identified by a one- or two-letter prefix to the part number. The prefixes are listed in Table 1.

For the extended temperature range option, this data sheet specifies the parameters which deviate from their commercial temperature range limits.

Table 1. EXPRESS Prefix Identification

Prefix	Package Type	Temperature Range	Burn-In
P	Plastic	Commercial	No
D	Cerdip	Commercial	No
N	PLCC	Commercial	No
TD	Cerdip	Extended	No
TP	Plastic	Extended	No
TN	PLCC	Extended	No
LD	Cerdip	Extended	Yes
LP	Plastic	Extended	Yes

NOTE:

Contact distributor or local sales office to match EXPRESS prefix with proper device.

DESIGN CONSIDERATIONS

- If an 8751BH or 8752BH is replacing an 8751H in a future design, the user should carefully compare both data sheets for DC or AC Characteristic differences. Note that the V_{IH} and I_{IH} specifications for the $\bar{E}A$ pin differ significantly between the devices.
- Exposure to light when the EPROM device is in operation may cause logic errors. For this reason, it is suggested that an opaque label be placed over the window when the die is exposed to ambient light.

- The 8051AHP cannot access external Program or Data memory above 4K. This means that the following instructions that use the Data Pointer only read/write data at address locations below 0FFFH:

```
MOVX A, @DPTR
MOVX @DPTR, A
```

When the Data Pointer contains an address above the 4K limit, those locations will not be accessed.

To access Data Memory above 4K, the `MOVX @Ri,A` or `MOVX A,@Ri` instructions must be used.



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Ambient Temperature Under Bias . . . -40°C to +85°C
 Storage Temperature -65°C to +150°C
 Voltage on \overline{EA}/V_{PP} Pin to V_{SS}
 8751H -0.5V to +21.5V
 8751BH/8752BH -0.5V to +13.0V
 Voltage on Any Other Pin to V_{SS} -0.5V to +7V
 Power Dissipation 1.5W

NOTICE: This is a production data sheet. It is valid for the devices indicated in the revision history. The specifications are subject to change without notice.

**WARNING: Stressing the device beyond the "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage. These are stress ratings only. Operation beyond the "Operating Conditions" is not recommended and extended exposure beyond the "Operating Conditions" may affect device reliability.*

OPERATING CONDITIONS

Symbol	Description	Min	Max	Units
T_A	Ambient Temperature Under Bias Commercial Express	0	+70	°C
		-40	+85	°C
V_{CC}	Supply Voltage	4.5	5.5	V
F_{OSC}	Oscillator Frequency	3.5	12	MHz

DC CHARACTERISTICS (Over Operating Conditions)

All parameter values apply to all devices unless otherwise indicated

Symbol	Parameter	Min	Max	Units	Test Conditions
V_{IL}	Input Low Voltage (Except \overline{EA} Pin of 8751H and 8751H-8)	-0.5	0.8	V	
V_{IL1}	Input Low Voltage to \overline{EA} Pin of 8751H and 8751H-8	0	0.7	V	
V_{IH}	Input High Voltage (Except XTAL2, RST)	2.0	$V_{CC} + 0.5$	V	
V_{IH1}	Input High Voltage to XTAL2, RST	2.5	$V_{CC} + 0.5$	V	XTAL1 = V_{SS}
V_{IH2}	Input High Voltage to \overline{EA} pin of 8751BH and 8752BH	4.5	5.5V		
V_{OL}	Output Low Voltage (Ports 1, 2, 3)*		0.45	V	$I_{OL} = 1.6$ mA
V_{OL1}	Output Low Voltage (Port 0, ALE, \overline{PSEN})* 8751H, 8751H-8 All Others		0.60	V	$I_{OL} = 3.2$ mA
			0.45	V	$I_{OL} = 2.4$ mA
			0.45	V	$I_{OL} = 3.2$ mA
V_{OH}	Output High Voltage (Ports 1, 2, 3, ALE, \overline{PSEN})	2.4		V	$I_{OH} = -80$ μ A
V_{OH1}	Output High Voltage (Port 0 in External Bus Mode)	2.4		V	$I_{OH} = -400$ μ A
I_{IL}	Logical 0 Input Current (Ports 1, 2, 3, and RST)		-500	μ A	$V_{IN} = 0.45$ V
I_{IL1}	Logical 0 Input Current (\overline{EA}) 8751H and 8751H-8 8751BH 8752BH		-15	mA	$V_{IN} = 0.45$ V
			-10	mA	$V_{IN} = V_{SS}$
				mA	$V_{IN} = V_{SS}$
			0.5	mA	

DC CHARACTERISTICS (Over Operating Conditions)

All parameter values apply to all devices unless otherwise indicated (Continued)

Symbol	Parameter	Min	Max	Units	Test Conditions
I_{IL2}	Logical 0 Input Current (XTAL2)		-3.2	mA	$V_{IN} = 0.45V$
I_{LI}	Input Leakage Current (Port 0) 8751H and 8751H-8 All Others		± 100 ± 10	μA μA	$0.45 \leq V_{IN} \leq V_{CC}$ $0.45 \leq V_{IN} \leq V_{CC}$
I_{IH}	Logical 1 Input Current ($\bar{E}A$) 8751H and 8751H-8 8751BH/8752BH		500 1	μA mA	$V_{IN} = 2.4V$ $4.5V < V_{IN} < 5.5V$
I_{IH1}	Input Current to RST to Activate Reset		500	μA	$V_{IN} < (V_{CC} - 1.5V)$
I_{CC}	Power Supply Current; 8031AH/8051AH/8051AHP 8032AH/8052AH/8751BH/8752BH 8751H/8751H-8		125 175 250	mA mA mA	All Outputs Disconnected; $\bar{E}A = V_{CC}$
C_{IO}	Pin Capacitance		10	pF	Test freq = 1 MHz

NOTES:

1. Capacitive loading on Ports 0 and 2 may cause spurious noise pulses to be superimposed on the V_{OLs} of ALE/PROG and Ports 1 and 3. The noise is due to external bus capacitance discharging into the Port 0 and Port 2 pins when these pins make 1-to-0 transitions during bus operations. In the worst cases (capacitive loading > 100 pF), the noise pulse on the ALE/PROG pin may exceed 0.8V. In such cases it may be desirable to qualify ALE with a Schmitt Trigger, or use an address latch with a Schmitt Trigger STROBE input.

2. ALE/PROG refers to a pin on the 8751BH. ALE refers to a timing signal that is output on the ALE/PROG pin.

3. Under steady state (non-transient) conditions, I_{OL} must be externally limited as follows:

Maximum I_{OL} per port pin: 10 mA

Maximum I_{OL} per 8-bit port -

Port 0: 26 mA

Ports 1, 2, and 3: 15 mA

Maximum total I_{OL} for all output pins: 71 mA

If I_{OL} exceeds the test condition, V_{OL} may exceed the related specification. Pins are not guaranteed to sink current greater than the listed test conditions.



EXPLANATION OF THE AC SYMBOLS

Each timing symbol has 5 characters. The first character is always a 'T' (stands for time). The other characters, depending on their positions, stand for the name of a signal or the logical status of that signal. The following is a list of all the characters and what they stand for.

- A: Address
- C: Clock
- D: Input Data
- H: Logic level HIGH
- I: Instruction (program memory contents)

- L: Logic level LOW, or ALE
- P: PSEN
- Q: Output data
- R: RD signal
- T: Time
- V: Valid
- W: WR signal
- X: No longer a valid logic level
- Z: Float

For example,

TAVLL = Time from Address Valid to ALE Low.
 TLLPL = Time from ALE Low to PSEN Low.

AC CHARACTERISTICS (Under Operating Conditions; Load Capacitance for Port 0, ALE/ $\overline{\text{PROG}}$, and PSEN = 100 pF; Load Capacitance for All Other Outputs = 80 pF)

EXTERNAL PROGRAM MEMORY CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	12 MHz Oscillator		Variable Oscillator		Units
		Min	Max	Min	Max	
1/TCLCL	Oscillator Frequency			3.5	12.0	MHz
TLHLL	ALE Pulse Width	127		2TCLCL - 40		ns
TAVLL	Address Valid to ALE Low	43		TCLCL - 40		ns
TLLAX	Address Hold after ALE Low	48		TCLCL - 35		ns
TLLIV	ALE Low to Valid Instr In		8751H	183	4TCLCL - 150	ns
			All Others	233		
TLLPL	ALE Low to PSEN Low	58		TCLCL - 25		ns
TPLPH	PSEN Pulse Width		8751H		3TCLCL - 60	ns
			All Others			
TPLIV	PSEN Low to Valid Instr In		8751H	100	3TCLCL - 150	ns
			All Others			
TPXIX	Input Instr Hold after PSEN	0		0		ns
TPXIZ	Input Instr Float after PSEN		63		TCLCL - 20	ns
TPXAV	PSEN to Address Valid	75		TCLCL - 8		ns
TAVIV	Address to Valid Instr In		8751H	267	5TCLCL - 150	ns
			All Others			
TPLAZ	PSEN Low to Address Float		20		20	ns
TRLRH	RD Pulse Width	400		6TCLCL - 100		ns
TWLWH	WR Pulse Width	400		6TCLCL - 100		ns
TRLDV	RD Low to Valid Data In		252		5TCLCL - 165	ns
TRHDX	Data Hold after RD	0		0		ns
TRHDZ	Data Float after RD		97		2TCLCL - 70	ns
TLLDV	ALE Low to Valid Data In		517		8TCLCL - 150	ns
TAVDV	Address to Valid Data In		585		9TCLCL - 165	ns

EXTERNAL PROGRAM MEMORY CHARACTERISTICS (Continued)

Symbol	Parameter	12 MHz Oscillator		Variable Oscillator		Units
		Min	Max	Min	Max	
TLLWL	ALE Low to \overline{RD} or \overline{WR} Low	200	300	$3TCLCL - 50$	$3TCLCL + 50$	ns
TAVWL	Address to \overline{RD} or \overline{WR} Low	203		$4TCLCL - 130$		ns
TQVWX	Data Valid to \overline{WR} Transition					
	8751H	13		$TCLCL - 70$		ns
	All Others	23		$TCLCL - 60$		ns
TQVWH	Data Valid to \overline{WR} High	433		$7TCLCL - 150$		ns
TWHQX	Data Hold after \overline{WR}	33		$TCLCL - 50$		ns
TRLAZ	\overline{RD} Low to Address Float		20		20	ns
TWHLH	\overline{RD} or \overline{WR} High to ALE High					
	8751H	33	133	$TCLCL - 50$	$TCLCL + 50$	ns
	All Others	43	123	$TCLCL - 40$	$TCLCL + 40$	ns

NOTE:

*The 8751H-8 is identical to the 8751H but only operates up to 8 MHz. When calculating the AC Characteristics for the 8751H-8, use the 8751H formula for variable oscillators.

