

การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

CONTROLLING A ROBOTIC ARM USING EMG



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของงานวิจัยที่สนับสนุนโดยศูนย์วิจัยและพัฒนาเทคโนโลยี

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2546

การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Controlling a robotic arm using EMG



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2546

267.
2546

2546

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใดทั้งในรูปแบบการพิมพ์หรือการเผยแพร่ทางสื่ออิเล็กทรอนิกส์โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้.....

เลขที่ 55495
เลขทะเบียน
วันที่ 10 พ.ค. 2548

11/1/2548
b.....

การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Controlling a robotic arm using EMG

โดย



ปริญญาานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2546

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโทปีการศึกษาที่ 2546

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Controlling a robotic arm using EMG

ผู้จัดทำ

นายเบ็น ภัทรากร รหัส 42010182

นายสันติกร ไชยเพียร รหัส 43010462

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน

ลงชื่อ.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผศ.ดร. สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

นายเบ็น ภัทรากร รหัส 42010182

นายสันติกร ไชยเพียร รหัส 43010462

ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น (อาจารย์ที่ปรึกษา)

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2546

บทคัดย่อ

โครงการควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นการวัดค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากกล้ามเนื้อส่วน Biceps brachii ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหลักในการงอแขน แล้วใช้โปรแกรม LabView ในการเก็บข้อมูลและแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์รวมทั้งวิเคราะห์ลักษณะของสัญญาณที่เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการใช้ใช้งานกล้ามเนื้อ แล้วส่งสัญญาณดิจิทัลออกจากคอมพิวเตอร์ เพื่อบังคับแขนกล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Controlling a robotic arm using EMG

Mr. Ben Pattarakorn (42010182)

Mr. Santikorn Chaipiarn (43010462)

Assist. Dr. Supan Tungjitkusolmun (Advisor)

2nd Semester, Educational Year 2003

Abstract

This project, “Controlling a robotic arm using EMG”, is about measurement the electric muscle from the Biceps brachii that is a main muscle for raising an arm. After that we use the Labview for analyzing and keeping the electric graph when the subject moves the arm. Finally, computer sends the digital output to microcontroller for controlling a robotic arm.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การสร้างโครงงานเรื่อง การควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนี้ได้ใช้เวลาในการศึกษาหาข้อมูล รวบรวมข้อมูลและเก็บรายละเอียดต่างๆ โดยใช้เวลาทั้งหมดประมาณหนึ่งปี ซึ่งแต่ละขั้นตอนของการทำงานได้พบอุปสรรคต่างๆ มากมาย แต่ก็สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ทั้งนี้เพราะอาจารย์ที่ปรึกษา คือ ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ และอาจารย์ พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ คอยให้ความรู้ คำแนะนำต่างๆ ซึ่งมีประโยชน์อย่างมาก และยังคงกระตุ้นให้ทำงานอย่างสม่ำเสมอ และผู้จัดทำหวังว่าความรู้และประสบการณ์ต่างๆ ที่ได้รับจากการทำงานครั้งนี้คงจะมีประโยชน์อย่างมากในการทำงานต่อไปในอนาคต

ผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ท่านอื่นๆ และสมาชิกใน Biolab ทุกคนที่ให้ความเสียสละเป็นผู้ทดลองในการวัดเพื่อหาผลทดลองของโครงงานนี้ และให้ความช่วยเหลือเป็นอย่างดี จนงานนี้สำเร็จและบรรลุจุดประสงค์ที่ได้ตั้งใจไว้

.....
 ธีระ ภัทรกร

(นายเป็น ภัทรกร)

.....
 (นายสันติกร ไชยเพียร)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
Abstract	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	IX
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมา	1
1.2 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	2
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐาน	3
2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของกล้ามเนื้อ	3
2.1.1 กายวิภาคของ Skeletal muscle (Anatomy of Skeletal muscle)	4
2.1.2 เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber)	6
2.1.3 การกระตุ้นของ skeletal muscle (Activation of Skeletal muscle)	7
2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ	7
2.2.1 The Neuromuscular Junction	7
2.2.2 Motor Units	9
2.2.3 Fueling Muscle Contraction	10
2.2.4 ลักษณะทั่วไปของสัญญาณ Muscle action potential	11
2.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram: EMG)	13
บทที่ 3 LabVIEW	16
3.1 การทำงานของ LabVIEW	17
3.1.1 Front Panel	17
3.1.2 Block Diagram	18
3.1.3 Icon และ Connector	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ส่วนประกอบต่างๆ ของ LabVIEW	19
3.2.1 Front Panel	20
3.2.2 Block Diagram	20
3.2.3 Icon และ Connector	22
3.2.4 Pull-Down Menus	23
3.2.5 Run Mode และ Edit Mode	25
3.2.6 Help	26
3.2.7 การประยุกต์ใช้งาน โปรแกรม LabVIEW ในการออกแบบ วงจรรองความถี่	27
3.2.7.1 Function การนำสัญญาณเข้าสู่โปรแกรม	27
3.2.7.2 การสร้างวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	29
3.2.7.3 การสร้างวงจรถัดสัญญาณเฉพาะความถี่	31
3.2.8 การประยุกต์ใช้งาน โปรแกรม LabVIEW ในการออกแบบ การแปลงสัญญาณเป็น โดเมนความถี่ (FFT)	32
บทที่ 4 การออกแบบวงจร	34
4.1 Instrument Amplifier	34
4.1.1 Ultrahigh input impedance (มีความต้านทานทางอินพุตสูง)	34
4.1.2 High and stable linear gain (อัตราขยายสูงและคงที่)	34
4.1.3 High common mode rejection ratios	34
4.2 วงจรรองความถี่ของสัญญาณ	36
4.2.1 วงจรรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ (Band Reject Filter)	36
4.2.2 วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass Filter)	37
บทที่ 5 ขั้นตอนการควบคุมแขนกล	38
5.1 การควบคุมแขนกลส่วน โปรแกรมลงบน ไมโครคอนโทรลเลอร์	38
5.2 ส่วนฮาร์ดแวร์แขนกล	40
5.2.1 วงจรควบคุมแขนกล	40
5.2.2 แขนกล	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6 ผลการทดลอง	43
6.1 ผลของการวัดสัญญาณจาก Instrumentation amplifiers และ วงจรกรองความถี่ (Filters)	43
6.2 การแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อที่ได้จากโปรแกรม Lab View	45
6.3 การแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อที่ได้จากโปรแกรม Lab View หลังจากผ่านการตัด DC Offset อีกทั้งรวมถึงการวิเคราะห์ค่าระดับสัญญาณ ที่เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อทำการชกแขน	48
บทที่ 7 สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง	53
บรรณานุกรม	
ภาคผนวก	

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 Skeletal muscle ในร่างกาย	4
รูปที่ 2.2 a) Triceps muscle มองจากด้านหลังของแขนข้างขวา	5
b) Biceps muscle มองจากด้านหน้าของแขนข้างขวา	5
c) รูปกล้ามเนื้อของ forearm	5
รูปที่ 2.3 โครงกระดูก(Skeleton)	6
รูปที่ 2.4 เสือใกล้ตาย	7
รูปที่ 2.5 The neuromuscular junction	8
รูปที่ 2.6 แหล่งที่มาของพลังงาน ATP	10
รูปที่ 2.7 ช่วงต่างๆ ของ Muscle action potential	12
รูปที่ 2.8 รูปสัญญาณ EMG วัดจาก M. biceps brachii	14
a) สัญญาณที่วัดได้จาก bipolar อิเล็กโทรด	14
b) สัญญาณที่วัดได้จาก Laplacian อิเล็กโทรด	14
รูปที่ 3.1a) Front panel	17
b) Block Diagram	17
รูปที่ 3.2 Front Panel	18
รูปที่ 3.3 Block Diagram	19
รูปที่ 3.4 Icon และ Connector	19
รูปที่ 3.5 Icon Pane	23
รูปที่ 3.6 แสดงเมนูต่างๆ	23
รูปที่ 3.7 แสดง Help Window	26
รูปที่ 3.8 Basics of Data Acquisition	28
รูปที่ 3.9 ขั้นตอนการเรียก AI Acquire Waveform.vi	28
รูปที่ 3.10 รูปแบบการทำงานของ AI Acquire Wave Form.vi	29
รูปที่ 3.11 ขั้นตอนการเรียก Butterworth Filter.vi	30
รูปที่ 3.12 รูปแบบการทำงานของ Butterworth Filter.vi	31
รูปที่ 3.12 รูปรวม โปรแกรมใน Block diagram	32
รูปที่ 3.14 รูปแบบการทำงานของ Amplitude and Phase Spectrum. VI	33
รูปที่ 3.15 รูปรวม โปรแกรมใน Block Diagram	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.1	
(a) รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่มีสัญญาณไฟฟ้า 50 Hz ครอบคลุม	35
(b) รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) เมื่อได้มีการกำจัดสัญญาณไฟฟ้า 50 Hz ออก	35
รูปที่ 4.2 Instrumentation amplifiers circuit	36
รูปที่ 4.3 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ	37
รูปที่ 4.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	37
รูปที่ 5.1 Flow Chart ของ โปรแกรมควบคุมแขนกล	39
รูปที่ 5.2 วงจรสำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์ โดยใช้ไอซี L298	40
รูปที่ 5.3 แขนกลในลักษณะของการปล่อยแขนตามปกติ	41
รูปที่ 5.4 แขนกลในลักษณะกำลังยกแขนขึ้นและปล่อยแขนลง	42
รูปที่ 5.5 แขนกลในลักษณะยกแขนขึ้น	42
รูปที่ 6.1 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ปล่อยแขน	43
รูปที่ 6.2 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังยกแขน	43
รูปที่ 6.3 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ยกแขน	44
รูปที่ 6.4 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง	44
รูปที่ 6.5 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ปล่อยแขน	45
รูปที่ 6.6 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังยกแขน	45
รูปที่ 6.7 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ยกแขน	46
รูปที่ 6.8 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง	46
รูปที่ 6.9 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเมื่อปล่อยแขนลงสักครู่	47
รูปที่ 6.10 โปรแกรมส่วนเปรียบเทียบสัญญาณ	49
รูปที่ 6.11 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ปล่อยแขน	50
รูปที่ 6.12 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ยกแขน	50
รูปที่ 6.13 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง	51
รูปที่ 6.14 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่เกร็งกล้ามเนื้อแขน	51

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 5.1 แสดงฟังก์ชันการหมุนของมอเตอร์ตามสัญญาณอินพุต	41
ตารางที่ 6.1 ตารางค่าระดับสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ในการยกแขน	48



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในปัจจุบันได้พบว่ามนุษย์เรามีอัตราการตายที่ลดลงมากจากอดีต อันเนื่องมาจากเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่มีความเจริญก้าวหน้า และได้มีการประดิษฐ์คิดค้นเครื่องมือที่มีความทันสมัยขึ้นด้วยเทคโนโลยี ซึ่งสิ่งเหล่านี้ได้มีส่วนเข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาลผู้ป่วยที่เกิดจากโรคต่าง ๆ หรืออุบัติเหตุที่เกิดขึ้น นอกจากเครื่องมือทางการแพทย์ที่ถูกคิดค้นขึ้นใหม่เหล่านี้จะถูกใช้งานในการรักษาผู้ป่วยแล้ว ยังคงสามารถทำให้มนุษย์ได้รับรู้ถึงประสิทธิภาพของร่างกายตนในขณะนั้นได้ด้วย ซึ่งก็เป็นการป้องกันไม่ให้เกิดอาการเจ็บป่วยขึ้นได้ หรือสามารถรักษาได้ทันท่วงทีก่อนที่จะป่วยหนักถึงขั้นรักษาไม่ได้ และเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจร่างกายก็เช่น เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram: EEG) เครื่องวัดความดันเลือด (Blood-pressure measurement) เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram: EMG) ฯลฯ

ศาสตร์ทางด้านนี้นอกจากจะใช้ในการรักษาแล้ว ยังคงสามารถใช้งานด้าน ระบบรักษาความปลอดภัย(Biometrics: Voice, Iris scan, Retinal scan) การสร้างอวัยวะเทียม (Biomechanics) ฯลฯ และในส่วนของผู้จัดทำก็ได้นำสัญญาณ EMG มาประยุกต์ใช้ในการบังคับแขนหุ่นยนต์

1.1 ความเป็นมา

ในอดีตได้ค้นพบว่าการควบคุมกล้ามเนื้อนั้นเกิดขึ้นมาจากการปล่อยสัญญาณของหน่วยกล้ามเนื้อ (Single motor unit); Basmajian ' 63. โดยการใช้ อิเล็กโทรดแบบเข็ม และทำการแสดงค่าลงบนออสซิลโลสโคป และลำโพงเครื่องกระจายเสียง และยังมีการศึกษาถึงการควบคุมการปล่อยสัญญาณ ในหน่วยกล้ามเนื้อที่อื่นๆ ไปยังกล้ามเนื้อ ในอัตราที่หลากหลายและในจังหวะที่หลากหลาย, Basmajian, et al ' 65.

ตั้งแต่นั้นมาก็มีนักวิทยาศาสตร์หลายท่านให้ความสนใจในการทดลองเพื่อให้เห็นผลของ EMG จากกล้ามเนื้อทุกส่วนในร่างกาย Budzynski และ Stoyva (1969) ได้แสดงให้เห็นถึงการได้รับเสียงตอบสนองจากความตึงของกล้ามเนื้อบริเวณหน้าผาก ซึ่งมีลักษณะเป็นสัญญาณในหน่วย mV ในช่วงระยะเวลา 20 นาที

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เราเน้นถึงการนำสัญญาณที่ได้จากกล้ามเนื้อแขน M. Biceps Brachii โดยใช้ Surface Electrode 3 ชัน แล้วนำสัญญาณที่ได้มาทำการวิเคราะห์ถึงลักษณะของสัญญาณในขณะที่แขนขยับไปในลักษณะต่างๆ กันในคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม LabView แล้วนำผลจากการวิเคราะห์ไปบังคับแขนกลให้ขยับตามที่แขนเราขยับ

1.2 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วยเนื้อหาทั้งหมด 7 บท ซึ่งอาจแยกเป็นส่วนๆ ได้ดังนี้

บทที่ 1 บทนำ

บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐาน ได้แก่ ทฤษฎีกล้ามเนื้อ คุณสมบัติของเครื่องมือที่ใช้ในการวัดสัญญาณ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

บทที่ 3 การใช้งานโปรแกรม LabView ขั้นตอนการออกแบบวงจรกรองความถี่ การสร้างอัตราขยายสัญญาณ การวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้ FFT

บทที่ 4 Instrument Amplifier

บทที่ 5 ประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้าที่ได้ในการควบคุมแขนกล กล่าวถึงการทำงานของแขนกล และ การใช้โปรแกรม Labview ในการควบคุมแขน

บทที่ 6 ผลการทดลอง

บทที่ 7 สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐาน

ในบทนี้เราจะกล่าวถึงทฤษฎีเกี่ยวกับ โครงสร้างและหน้าที่ของกล้ามเนื้อทุกส่วนในร่างกายและ รวมถึงถึง M. Biceps Brachii ด้วย ระบบการนำไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram) การวิเคราะห์คลื่นสัญญาณไฟฟ้าในภาวะปกติ คุณสมบัติของ อิเล็กโตรด

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของกล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อเป็นอวัยวะที่มีอยู่ทุกส่วนในร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนพลังงานเคมีในรูปพลังงาน ATP ไปเป็นพลังงานทางกลที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ซึ่งในสัตว์มีกระดูกสันหลังนั้นเราพบว่าสามารถแบ่งชนิดของกล้ามเนื้อออกได้เป็น 3 ชนิดดังนี้คือ

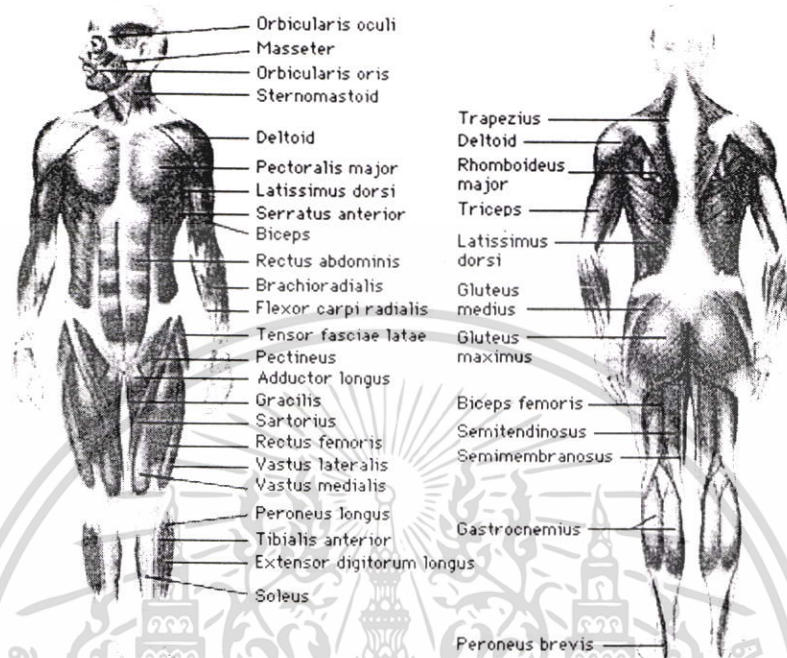
- กล้ามเนื้อหัวใจ(Heart muscle) อาจจะเรียกได้ว่า cardiac muscle เป็นส่วนที่ทำหน้าที่สร้างผนังหัวใจ โดยที่ตลอดชีวิตนั้นมันจะทำหน้าที่สูบฉีดหัวใจ 70 ครั้งต่อ นาทีโดยที่ในแต่ละนาทินั้นมีเลือดส่งผ่านประมาณ 5 ลิตร
- Smooth muscle เป็นส่วนประกอบของผนังของอวัยวะต่างๆ (ยกเว้นหัวใจ) และการหดตัวของกล้ามเนื้อบริเวณนี้มีส่วนในการลดขนาดโครงสร้างด้วย ดังนั้นจึงเป็นเหตุให้
 - มีส่วนในการปรับสมดุลการไหลของเลือดใน arteries
 - มีส่วนช่วยในการลำเลียงอาหารลงไปส่วนกระเพาะอาหาร
 - มีส่วนช่วยในการขับยูเรียออกจากกระเพาะปัสสาวะ
 - มีส่วนช่วยในการคลอดลูก
 - ปรับสมดุลการไหลของอากาศภายในปอด

การหดตัวของกล้ามเนื้อชนิดนี้ไม่สามารถควบคุมได้ด้วยความคิด มันจะทำหน้าที่อย่างอัตโนมัติ

- Skeletal muscle เป็นกล้ามเนื้อที่สัมผัสกับกระดูก ซึ่งอาจจะเรียกว่า Striated muscle ก็ได้ มนุษย์สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อชนิดนี้ได้ตั้งใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.1 กายวิภาคของ Skeletal muscle (Anatomy of Skeletal muscle)

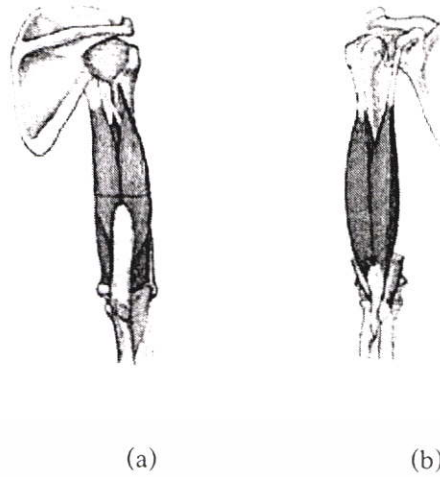


รูปที่ 2.1 Skeletal muscle ในร่างกาย

Skeletal muscle (รูปที่ 2.1) ยกตัวอย่างเช่น triceps muscle ซึ่งสัมพันธ์อยู่ในลักษณะ

- ส่วนต้น (origin) ต่อเข้ากับกระดูกในบริเวณกว้าง ในกรณีนี้ก็คือส่วนของกระดูกต้นแขน
- ส่วนต่อ (insertion) มีลักษณะเรียวเล็กลง ไปสู่เส้นเอ็นสีขาว ซึ่งในกรณีนี้ต่อติดอยู่กับกระดูกแขนท่อนใน เป็นกระดูกชิ้นหนึ่งที่อยู่ในแขนส่วนล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

(b)

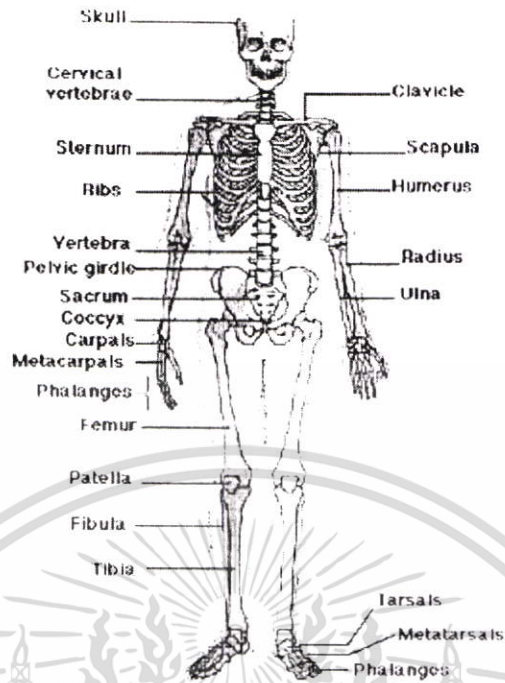


รูปที่ 2.2 a) Triceps muscle มองจากด้านหลังของแขนข้างขวา
 b) Biceps muscle มองจากด้านหน้าของแขนข้างขวา
 c) รูปกล้ามเนื้อของ forearm

ในกรณีที่ Triceps muscle (รูปที่ 2.2a) ทำการหดตัวส่งผลให้ ส่วนต่อจะทำการดึงส่วนต้น โดยตรงเป็นเหตุให้ แขนมีลักษณะเหยียดตรงและศอกเปิดกว้างขึ้น เพราะฉะนั้น triceps muscle ก็คือกล้ามเนื้อส่วนที่ช่วยให้แขนและขาเหยียดได้ (extensor)

กล้ามเนื้อในส่วนที่สองก็คือ กล้ามเนื้อที่ใช้โค้งงอส่วนต่างๆในร่างกาย (Flexor) ซึ่งทำหน้าที่ในการหดและงอกล้ามเนื้อที่ขั้วต่อ biceps muscle (รูปที่ 2.2b) เป็น flexor ของแขนส่วนล่าง (lower arm) เพราะฉะนั้น biceps และ triceps muscle เป็นกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ตรงข้ามกัน (antagonistic pair) และกล้ามเนื้อคู่นี้ก็ทำงานในส่วนขั้วต่อต่างๆด้วย หรือก็คือเกือบทั้งหมดของโครงกระดูกตามรูปที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 โครงกระดูก(skeleton)

2.1.2 เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber)

Skeletal muscle นั้นประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber) รูปทรงกระบอกนับ 1000 ชิ้น โดยส่วนใหญ่จะเป็นตัวเชื่อมระหว่างส่วนต้น (origin) และส่วนต่อ (insertion) เส้นใยเหล่านี้ถูกทำให้เป็นตัวแบ่งเขตระหว่างเส้นเลือดและประสาท ภายในเนื้อเยื่อเชื่อมต่อ

ในเส้นใยแต่ละเส้นประกอบไปด้วย :

- ชุดของ ไมโอไฟบริล (myofibrils) ซึ่งถูกกองไว้ตามแนวยาวและมีตลอดความยาวของเส้นใย
- Mitochondria
- Endoplasmic reticulum ขนาดใหญ่
- นิวเคลียส มากมาย

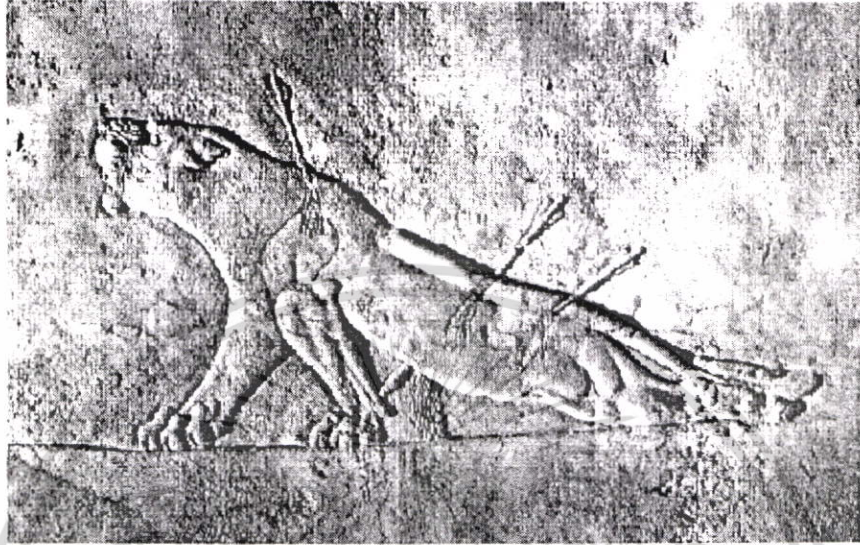
สาเหตุที่ทำให้มีนิวเคลียส มากมาย เป็นเพราะเส้นใยกล้ามเนื้อนั้นพัฒนามาจากการรวมตัวของเซลล์จำนวนมาก(เรียกว่า Myoblasts)

จำนวนของเส้นใยภายในร่างกายนั้นถูกกำหนดมาแล้วตั้งแต่แรกเกิด ส่วนเรื่องความแข็งแรงและบึกบึนนั้นเกิดมาจากความหนาของแต่ละเส้นใยที่มีมากขึ้น และการเพิ่มขึ้นของจำนวนเนื้อเยื่อเชื่อมต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 การกระตุ้นของ Skeletal muscle (Activation of Skeletal muscle)

การหดคลายของกล้ามเนื้อ Skeletal muscle นั้นถูกควบคุมโดยระบบประสาท



รูปที่ 2.4 เสือโกสไต

จากรูปเสือโกสไตจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่า การบาดเจ็บที่บริเวณไขสันหลังเหตุให้บริเวณขาหลังเป็นอัมพาตต่างๆที่ไม่ได้รับบาดเจ็บ ในเรื่องนี้เกี่ยวข้องกับ Skeletal muscle นั้นแตกต่างจาก smooth muscle และ cardiac muscle นั่นก็คือทั้ง smooth muscle และ cardiac muscle สามารถทำงานได้โดยปราศจากคำสั่งจากระบบประสาท แต่ว่ามีระบบประสาทชนิดที่ทำงานโดยอัตโนมัติทำหน้าที่ในการควบคุมแทน

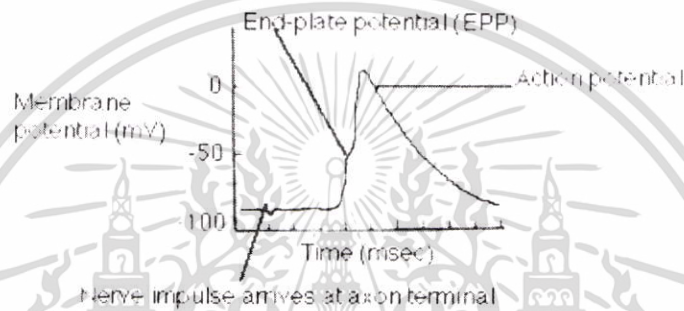
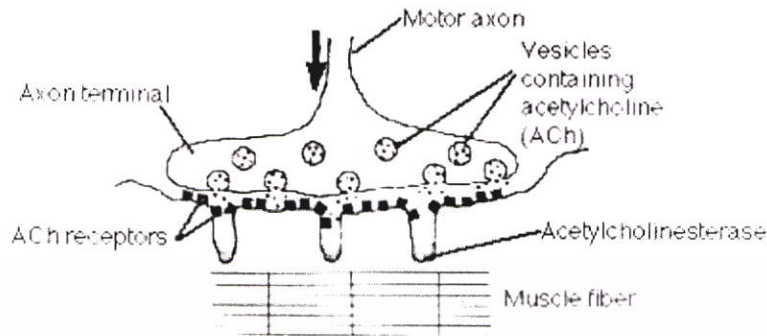
2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ

2.2.1 The Neuromuscular Junction

อิมพัลส์ที่เกิดในเส้นประสาท(Action potential) เคลื่อนที่ผ่านเซลล์ประสาทส่วน motor ของ sensory-somatic branch ในระบบประสาท เป็นเหตุให้เส้นใยประสาทในส่วนของ skeletal นั้นสิ้นสุดการทำงาน จุดเชื่อมต่อระหว่างส่วนปลายของเซลล์ประสาทส่วน motor กับเส้นใยกล้ามเนื้อถูกเรียกว่า neuromuscular junction ซึ่งมันก็คือชนิดหนึ่งของ ส่วนเชื่อมต่อของแกนเซลล์กับกิ่งก้าน (synapse)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่บริเวณส่วนปลายของ motor axons ประกอบไปด้วย vesicles ที่มีสารกระตุ้นระบบประสาทอัตโนมัติ (acetylcholine: Ach) อยู่นับ 1000 ก้อนดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 The neuromuscular junction

ตามรูปจะเห็นได้ว่า เมื่อ action potential (AP) เคลื่อนผ่านมาถึงส่วนปลายของ axon ตัว vesicles จำนวนนับร้อยจะทำการปล่อย ACh ของตัวเองออกมาสู่ บริเวณเฉพาะของ postsynaptic membrane ในไฟเบอร์ จึงทำให้บริเวณนี้เต็มไปด้วยกลุ่มของเยื่อเซลล์ที่พร้อมสำหรับการแลกเปลี่ยนสารเคมี ซึ่งถูกเปิดโดย ACh และเป็นเหตุให้ โซเดียม (Na^+) แพร่เข้ามาภายในเซลล์ได้

เส้นใยกล้ามเนื้อในขณะที่ไม่มีการทำงานนั้นจะมีค่า resting potential ที่ประมาณ -95 mV จากการไหลเข้าของประจุโซเดียมจึงทำให้เกิดช่วง end plate potential ขึ้นและถ้าค่าของ end plate potential ขึ้นสูงเกินค่าของ threshold voltage (ประมาณ -50 mV) จากการที่ประจุโซเดียมไหลเข้าสู่เซลล์อย่างรวดเร็วจึงทำให้เกิดค่า action potential ขึ้นในไฟเบอร์ และ action potential ก็ไหลกวาดลงไปอย่างรวดเร็วตามแนวยาวของไฟเบอร์

เกิดสัญญาณที่ไม่สามารถมองเห็นได้ในเส้นใยกล้ามเนื้อช่วงที่ action potential ไหลผ่านอย่างรวดเร็ว ในช่วงนี้เกิดขึ้นประมาณ 3-10 msec หลังจากการไหล เรียกว่า latent period

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก่อนที่ latent period จะหมดไปนั้น

- เอนไซม์ acetyl cholinesterase
 - ทำการหยุด Ach ใน neuromuscular junction ที่ความเร็ว 25000 โมเลกุลต่อวินาที
 - ช่องทางการไหลของโซเดียมปิดลง
 - พื้นที่บริเวณนั้นถูกเคลือบเพื่อรอรับอิมพัลส์ชุดถัดไป
- Resting potential ถูกทำให้กลับมาเป็นเหมือนเดิมจากการไหลออกของประจุโพแทสเซียม เรียกว่าช่วง refractory period

2.2.2 Motor Units

เซลล์ประสาทส่วน motor ของ skeletal muscles ทุกตัวจะมีส่วนแตกย่อยเป็น axons โดยที่ที่ปลายของแต่ละ axons นั้นตั้งอยู่ในส่วนของ neuromuscular junction และ a single muscle fiber ซึ่งสัญญาณอิมพัลส์ของระบบประสาทจะเดินทางผ่านเซลล์ประสาทส่วน motor แล้วทำให้เกิดแรงกระตุ้นขึ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งหมดที่ตำแหน่ง ส่วนปลายของเซลล์ประสาทส่วนย่อย และจำนวนหน่วยที่ใช้ในการหดตัวของกล้ามเนื้อน้อยที่สุดเรียกว่า **motor unit**

ขนาดของ motor unit ภายในกล้ามเนื้อมีขนาดเล็ก ยกตัวอย่างเช่น

- ในการควบคุมการขยับดวงตามีแรงกระตุ้นเซลล์ประสาทส่วน motor น้อยกว่า 10 ไฟเบอร์
- Motor unit ของการควบคุมกล้ามเนื้อกล่องเสียงมีขนาดเล็กเท่ากับ 2-3 ไฟเบอร์ต่อ motor neuron
- ในอีกด้านหนึ่ง motor unit ของกล้ามเนื้อกระเพาะอาจจะรวมกันถึง 1000-2000 ไฟเบอร์

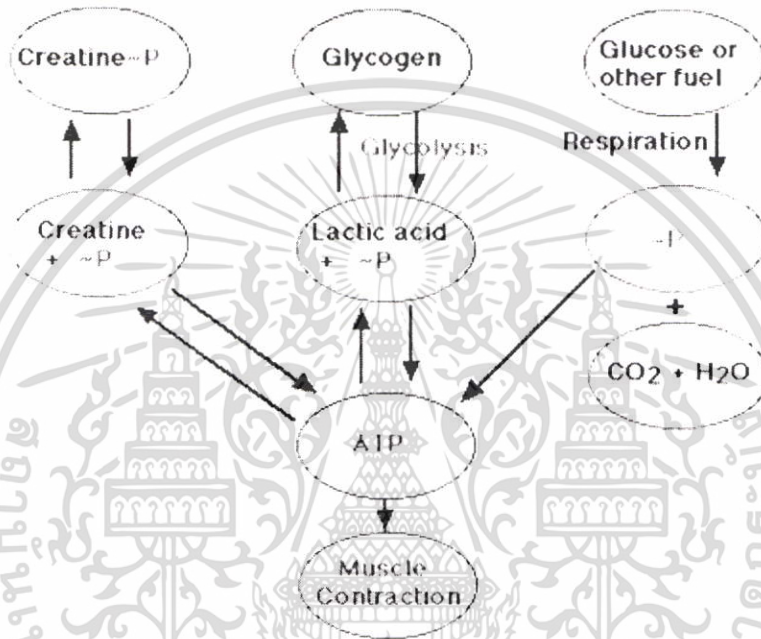
แม้ว่าผลตอบสนองของ motor unit คือทั้งหมดหรือไม่มีเลยก็ตาม ประสิทธิภาพของการตอบสนองของกล้ามเนื้อทั้งหมดนั้นถูกกำหนดโดยจำนวนของ motor unit ที่ทำงานอยู่

ถึงแม้ว่าอยู่ในช่วงพัก skeletal muscles เกือบทั้งหมดก็ยังมีบางส่วนที่ทำงานอยู่ด้วย เรียกว่า Tonus ซึ่ง tonus ยังคงอยู่ได้ด้วยการทำงานของ motor unit ตลอดเวลาในช่วงการพักของกล้ามเนื้อ ในการทำงานของ motor unit นั้นหากมีตัวใดตัวหนึ่งพักการทำงานก็จะมีตัวอื่นเข้ามาทำงานแทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.3 Fueling Muscle Contraction

ATP เป็นแหล่งจ่ายพลังงานแบบฉับพลันให้กับการหดตัวของกล้ามเนื้อ ในเส้นใยกล้ามเนื้อนั้นมีพลังงาน ATP บรรจุอยู่เพียงพอที่ให้พลังงานแก่อาการสะดุ้งเมื่อได้รับความเจ็บปวด เพราะฉะนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องเติมพลังงาน ATP ไว้ที่นี้ให้เพียงพอเสมอ โดยมีแหล่งที่มาของพลังงาน 3 แหล่งดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แหล่งที่มาของพลังงาน ATP

- Creatine phosphate
- Glycolysis ของ glycogen
- Cellular respiration ใน ไมโทคอนเดรียของไฟเบอร์

Creatine phosphate

ใน Creatine phosphate ประกอบไปด้วยกลุ่มของฟอสเฟตที่เกาะกันอยู่ด้วยพลังงานพันธะระดับสูงในรูปพลังงาน ATP เนื่องจาก creatine phosphate ได้รับพลังงานฟอสเฟตระดับสูงมาจาก ATP และจ่ายพลังงานคืนมาในรูปของ ADP สามารถอธิบายได้ตามสมการนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลังงานสะสมที่อยู่ในเส้นใยกล้ามเนื้อที่เกิดจาก creatine phosphate นั้น มีปริมาณมากกว่าที่ได้จากแหล่งอื่นประมาณ 10 เท่า จึงเปรียบเสมือนว่า เป็นแหล่งเก็บรวบรวมพลังงาน ATP

Glycolysis

ภายในเส้นใยของ Skeletal muscle ประกอบด้วย glycogen อยู่ 1 % และมี glycolysis ปล่อยพลังงาน ATP มา 2 โมเลกุล ในแต่ละคู่การผลิตของโมเลกุลกรดแลคติก ถึงแม้ว่าพลังงานที่ออกมาจะมีค่าไม่มากแต่ก็เพียงพอที่จะใช้กิจกรรมต่างๆของกล้ามเนื้อ ถ้าในกรณีที่ไม่มีเพียงพอจำเป็นที่จะต้องรับพลังงาน ATP จากการหายใจ อย่างไรก็ตาม แหล่งจ่ายพลังงาน ATP นี้ก็ยังมีข้อจำกัดซึ่งก็ต้องขึ้นอยู่กับ cellular respiration

Cellular respiration

Cellular respiration ไม่ได้ให้พลังงาน ATP แก่การทำกิจกรรมต่างของกล้ามเนื้อเพียงอย่างเดียว (ได้จากการหายใจลึกและเร็ว) แต่ยังคงใช้ในการสังเคราะห์ glycogen จากกรดแลคติก (เกิดขึ้นจากการหายใจลึกๆ หลังจากการออกกำลังกาย)

2.2.4 ลักษณะทั่วไปของสัญญาณ Muscle action potential

Muscle action potential (รวมถึง motor unit action potentials (MUAPs) และ Compound muscle action potentials (CMAPs)) ได้มีการรวบรวมไว้ก็เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ ระบบประสาทที่อยู่เหียงของกล้ามเนื้อรวมถึงการประเมินถึงหน้าที่การทำงานของกล้ามเนื้อ ผลที่ได้จากรูปสัญญาณได้ถูกนำไปใช้ในการอธิบายในวิชากายวิภาคและสรีรวิทยาเพื่อให้รับทราบถึงผลของกล้ามเนื้อในขณะต่างกัน เช่น ขณะออกกำลังกาย ปวดเมื่อย, อายุขัยที่แตกต่างกัน

รูปร่างของสัญญาณโดยทั่วไปจะให้ความสำคัญต่อช่วง spike ที่เกิดจากภาวะที่ถูกกระตุ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fibers) แต่จากผลงานวิจัยต่างๆ ที่ได้ค้นหามานั้นทำให้ทราบว่า รูปร่างของสัญญาณนั้นยังรวมถึงผลกระทบที่เกิดจากความยาวที่จำกัด ช่องว่างระหว่างกล้ามเนื้อ โครงสร้างทางสถาปัตยกรรมของกล้ามเนื้อ

ขนาดกล้ามเนื้อ ความไม่เหมือนกันของกล้ามเนื้อ ปริมาณความถี่ที่ใช้ควบคุมกล้ามเนื้อ และการคืนรูปเฟสอย่างช้าๆของ Intracellular action potential (IAP)

ทุกปัจจัยที่กล้ามเนื้อส่วนนั้นมีความสำคัญต่อความแม่นยำของรูปสัญญาณทั่วทุกตำแหน่ง ทั้งแขนและขา



จากรูปที่ 2.7 จะเห็นได้ว่า ในช่วง leading edge ถูกสร้างจากการที่ AP เริ่มเข้าไปสู่บริเวณ endplate ช่วง terminal wave เป็นกราฟที่เกิดการที่ AP ไหลเข้าไปถึงส่วนต่อกล้ามเนื้อหรือเส้นเอ็น และ ช่วง Slow after wave ถูกสร้างจากการคืนรูปเฟสอย่างช้าๆของ IAP

2.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram: EMG)

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตำแหน่งที่ทำการวัดก็มีความสำคัญต่อรูปร่างของสัญญาณเป็นอย่างยิ่งเสมือนกับการวัดสัญญาณอื่นๆในร่างกาย และโดยเฉพาะการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่กล้ามเนื้อต่างชนิดกันแล้วละก็ค่าของสัญญาณที่ได้ก็จะแตกต่างกันไปด้วยในหัวข้อวิทยานิพนธ์ นี้เราทำการทดลองเฉพาะ M. biceps brachii ดังนั้นในหัวข้อนี้เราจะกล่าวถึงเฉพาะสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จาก M. biceps brachii เท่านั้นโดยใช้ surface electrode

Surface EMG เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคโดยไม่ต้องสอดใส่เข้าไปในร่างกาย สำหรับเทคโนโลยีในปัจจุบันที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์สัญญาณ EMG นั้นขึ้นอยู่กับลักษณะสเปกตรัมของเวลาและความถี่ และในเร็วๆ นี้ค้นพบว่า ลูกคลื่น Wavelets ก็สามารถใช้ในการวิเคราะห์ EMG ได้ด้วย อย่างไรก็ตาม สัญญาณ EMG นั้นมีความซับซ้อน มีลักษณะเป็นสัญญาณสุ่มเล็กน้อย ไม่หยุดนิ่ง ไม่เป็นสัญญาณเชิงเส้น (ไม่เป็นเชิงเส้นในความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของกล้ามเนื้อ กับ รูปแบบของสัญญาณ EMG) และ ไม่เป็นสัญญาณ periodic แม้ว่าสัญญาณ EMG ที่ออกมาจะมีลักษณะดังที่กล่าวมา แต่ในบางครั้ง เทคนิคที่ไม่เป็นเชิงเส้นเหล่านี้ก็มีความจำเป็นในการศึกษาลักษณะของสัญญาณ ที่ได้มาจากร่างกาย และ ลักษณะของสัญญาณ โดยสมบูรณ์

สัญญาณ EMG ที่เราวัดได้นั้นจะต้องขึ้นอยู่กับปัจจัยใหญ่ๆ 2 ปัจจัยดังนี้

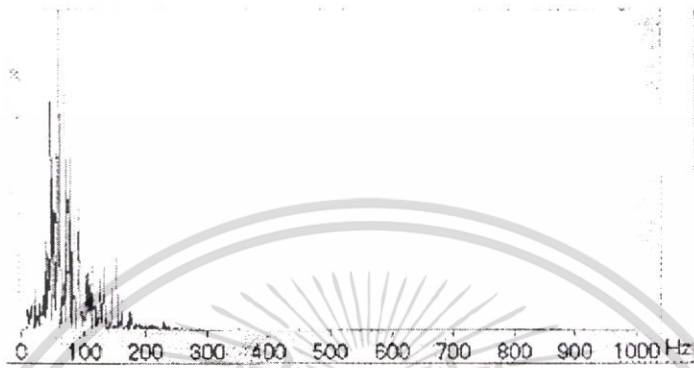
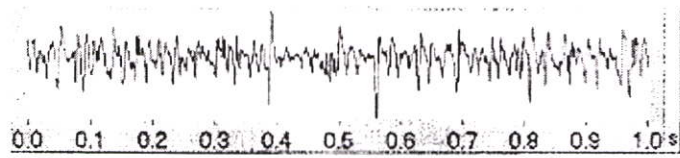
1. ปัจจัยทางกายภาพ

- จำนวนของ motor units และ fibers ภายในแต่ละตัวเอง
- เส้นผ่านศูนย์กลางของไฟเบอร์ และจะมีผลต่อสัญญาณมาในกรณีที่เป็นไฟเบอร์เดี่ยว
- ช่องว่างภายในไฟเบอร์และ motor units ภายในกล้ามเนื้อระยะทางระหว่างไฟเบอร์และจุดที่ทำการวัดมีผลต่อค่าแอมพลิจูด ของ AP
- ความยาวของไฟเบอร์

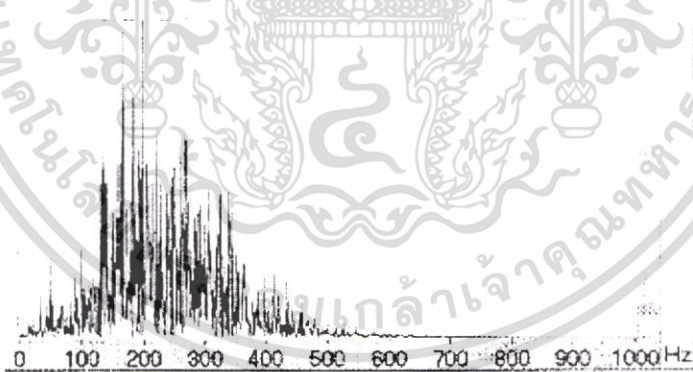
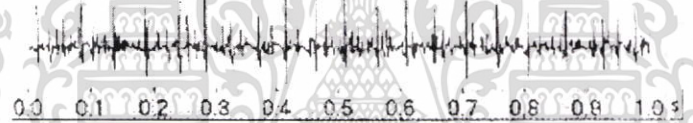
2. ปัจจัยที่เกิดจากผลการทดลอง

- ช่องว่างที่เกิดขึ้นในอิเล็กทรอนิกส์
- การสุ่มความถี่ที่ผิดพลาด
- Signal to noise ratio (SNR)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)



(b)

รูปที่ 2.8 รูปสัญญาณ EMG วัดจาก M. biceps brachii

a) สัญญาณที่วัดได้จาก bipolar อิเล็กโทรด

b) สัญญาณที่วัดได้จาก Laplacian อิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.8 เป็นการแสดงให้เห็นถึงรูปสัญญาณของ EMG ที่วัดจาก M. biceps brachii โดยใช้อิเล็กโทรดที่ต่างชนิดกัน ตามรูป a) และ b) โดยในแต่ละรูปแสดงให้เห็นถึงค่าสัญญาณที่อยู่ในโดเมนที่แตกต่างกัน คือ โดเมนเวลา (ภาพบน) และ โดเมนความถี่ (ภาพล่าง)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

LabVIEW

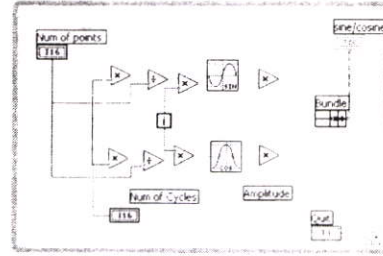
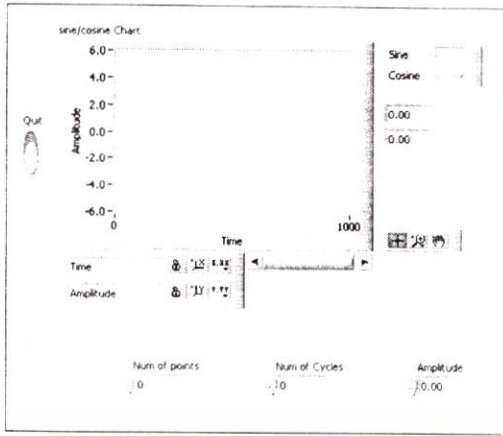
LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work) เป็นโปรแกรมภาษาภาพ (graphical Programming Languages) ที่นำมาใช้กันอย่างแพร่หลายในงานเกี่ยวกับอุตสาหกรรม สถาบันการศึกษา LabVIEW มีความเหมาะสมในการคิดคำนวณตัวเลขที่มากมายทางวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์ ซึ่ง LabVIEW เป็นโปรแกรมที่มีความคล่องตัวสูง และเป็นซอฟต์แวร์สำหรับเครื่อง PCs ทำงานบน Microsoft Window และ Apple Macintosh Computers ซึ่ง LabVIEW จะมีลักษณะการทำงานเป็นไปตามลำดับของโปรแกรมและมีลักษณะสำคัญคือง่ายต่อการใช้ ซึ่งมันได้รวบรวมเครื่องมือต่างๆ ที่จำเป็นในการใช้สำหรับการกำหนดสิ่งที่ต้องการวิเคราะห์และแสดงผลในส่วนของ Graphical Programming Languages ซึ่งเรียกว่า “G” ซึ่งสามารถเขียนโปรแกรมได้โดยการใช้ Block Diagram มาต่อกัน และ Block Diagram นั้นจะถูกแปลเป็นภาษาเครื่อง

LabVIEW เป็นโปรแกรมที่สามารถนำไปใช้งานทางด้านอุตสาหกรรมและนำไปประยุกต์ใช้งานได้อย่างกว้างขวางเช่น

- ทดสอบอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์และทดสอบแผ่นวงจรรอิเล็กทรอนิกส์ในคอมพิวเตอร์
- ควบคุมการเคลื่อนไหวกองเซอร์โว (servo) และ Stepper motor
- ควบคุมกระบวนการทำไอศกรีม
- ตรวจสอบการรั่วไหลของก๊าซไฮโดรเจนบน space Shuttle
- จำลองระบบกำลังต่างๆ เพื่อวิเคราะห์หาคุณภาพของระบบกำลังนั้น

LabVIEW ใช้ Graphical Programming Language สำหรับสร้างเป็นโปรแกรมขึ้นมาซึ่งรูปแบบคล้ายกับ Flowchart ซึ่งเรียกว่า “Block Diagram” ซึ่งแยกแยะรายละเอียดได้มากมาย สามารถแสดง LabVIEW ที่ติดต่อกับผู้ใช้ (Front Panel) และ โปรแกรมภายใต้การติดต่อ (Block Diagram)

ผังรูปที่ 3.1



a)

b)

รูปที่ 3.1 a) Front panel b) Block Diagram

LabVIEW เป็นเครื่องมือต่างๆ ที่เป็นรูปร่างซึ่งทำให้สามารถตั้งจุด Break Point ได้ทีละขั้นตอนตลอดทั้งโปรแกรมได้ และจนกระทั่งโปรแกรมทำงานเสร็จดังนั้นเราจึงสามารถสังเกตการไหลของข้อมูลในแต่ละขั้นตอนได้ และเอาที่พู่จะแสดงในรูปแบบที่เราออกแบบที่เราได้ออกแบบไว้เช่น Charts, Graphs

3.1 การทำงานของ LabVIEW

โปรแกรม LabVIEW เรียกว่า “Virtual Instruments (VIs)” เพราะว่ามันมีรูปร่างและการทำงานเลียนแบบเครื่องมือจริงๆ ซึ่ง VI สามารถแยกได้ 3 ส่วนหลักๆ คือ

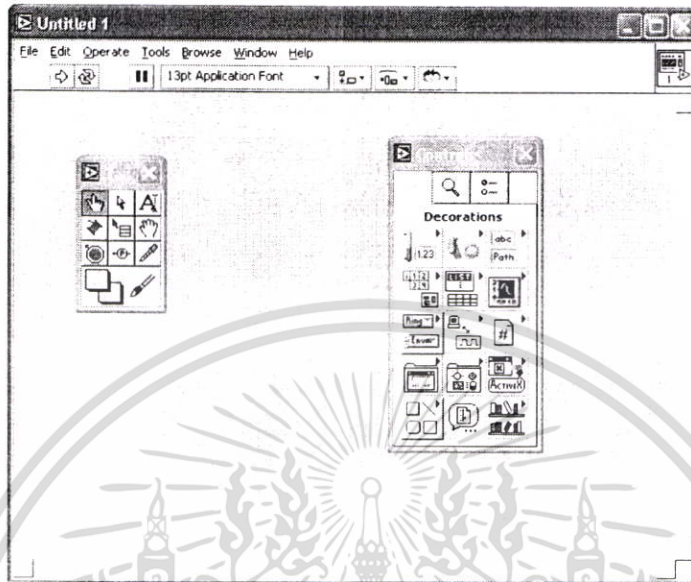
1. Front Panel
2. Block Diagram
3. Icon and Connector

3.1.1 Front Panel

Front Panel เป็นการติดต่อกันระหว่างผู้ใช้กับ VI สาเหตุที่ได้ชื่อว่า VI (Virtual Instrument) นั้นเพราะว่าที่หน้าจอนั้นจะเป็นการเลียนแบบรูปของเครื่องมือต่างๆ ขึ้นมาจริงๆ โดย Front Panel นั้นอาจจะประกอบด้วย ลูกบิด, ปุ่มกดต่างๆ, กราฟและตัวควบคุมต่างๆ (ที่ผู้ใช้กำหนดขึ้นมา) และตัวแสดงผล (ทางด้านเอาท์พุท) เราสามารถใส่ค่าอินพุทต่างๆ ได้โดยการใช้เมาส์(Mouse) และ คีย์บอร์ด (Keyboard) และเราสามารถสร้างภาพการแสดงผลได้ทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

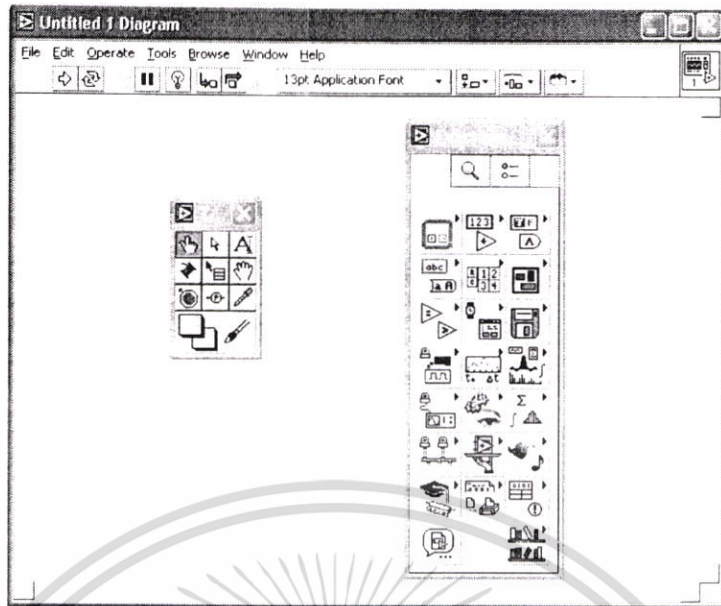
หน้าจอ รวมถึงเครื่องมือที่ใช้ในการทำงาน และหน้าต่าง Control ที่ใช้ในการเลือกวัตถุต่าง ๆ ขึ้นมาแสดงบนหน้าจอ ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 Front Panel

3.2 Block Diagram

Block Diagram หรือ VI's Source Code ซึ่ง Block Diagram นั้นแม้ว่ามันจะเป็นเพียงรูปภาพแต่มันก็คือ โปรแกรมที่สามารถปฏิบัติงานให้สำเร็จได้จริงๆ ส่วนประกอบของ Block Diagram คือ Icon โครงสร้างภายในของ Function ตัวแทนของ Lower-Level VIs และ โปรแกรมควบคุมโครงสร้างของ Block Diagram เราใช้สายต่อ Icon เข้าด้วยกันเพื่อแสดงการไหลของข้อมูลใน Block Diagram รวมถึงเครื่องมือที่ใช้ในการทำงาน และหน้าต่าง Function ที่ใช้ในการเลือกวัตถุต่าง ๆ ขึ้นมาแสดงบนหน้าจอ แสดงดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 Block Diagram

3.1.3 Icon และ Connector

Icon และ Connector ของ VI จะยอมให้ VIs อื่นผ่านข้อมูลต่าง ๆมายัง VI ซึ่ง Icon จะเป็นตัวที่จะแสดงให้เห็น VI ใน Block Diagram ของ VI โดย VIs ต่างๆ นั้นจะมีความสำคัญเป็นไปตามลำดับและแล้วแต่ว่าจะนำมาต่อใช้งานแบบใด ซึ่งสามารถนำ VIs ต่างๆมาใช้งานได้ เหมือนกับการนำโปรแกรมสำรองที่อยู่ภายในโปรแกรมอื่นออกมาใช้งาน หรือการนำโปรแกรมสำรองอื่นๆ ที่อยู่ภายในซึ่งเป็นโปรแกรมระดับเดียวกันออกมาใช้งาน VI ที่ใช้งานภายใน VI อื่นๆ ก็เปรียบเสมือนกับ Subroutine ซึ่งเรียกว่า SubVI รูปที่ 3.4 แสดงตัวอย่างของ Icon และ Connector



รูปที่ 3.4 Icon และ Connector

3.2 ส่วนประกอบต่างๆ ของ LabVIEW

ในหัวข้อนี้จะเป็นการกล่าวถึงสิ่งต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับ LabVIEW ดังนี้

- Front Panel, Block Diagram และ Icon/Connector ซึ่งทั้ง 3 ส่วนทำงานร่วมกัน
- เมนูต่างๆของ LabVIEW ซึ่งมีการทำงานอยู่ 2 โหมด (Run Mode and Edit Mode)
- Help Window
- Sub VIs
- ความหมายของ Virtual Instrument (VI)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 Front Panel

Front Panel จะยึดหลักง่ายว่า Front Panel ก็คือหน้าต่างบานหนึ่งซึ่งผู้ใช้จะใช้กระทำต่อโปรแกรม เมื่อเราต้องการให้ VI ทำงานเราก็จะเปิด Front Panel และใส่ค่าอินพุตต่างๆ เพื่อให้โปรแกรมทำงาน ถ้าหากต้องการให้โปรแกรมทำงานจนกระทั่งได้ผลทางเอาต์พุตแล้ว Front Panel จะเป็นสิ่งที่ขาดเสียมิได้เลย โดยพื้นฐาน Front Panel จะเป็นการรวมกันของ Control และ Indicators ซึ่ง

- Controls คืออุปกรณ์ทางด้านอินพุตชนิดต่างๆ ที่จะอยู่บนหน้าปัดเครื่องมือต่างๆ เช่น ลูกบิด และสวิตช์ต่างๆที่ใช้ควบคุมข้อมูลที่ Block Diagram ของ VI

- Indicators เปรียบเทียบการแสดงผลทางเอาต์พุตที่ได้ทำการประมวลผลเสร็จเรียบร้อยแล้วเพื่อให้ง่ายต่อการพิจารณาเราจะคิดว่า Controls และ Indicators คือ

Controls = Inputs

Indicator = Outputs

Control กับ Indicators สามารถวางลงบน Front Panel ได้โดยการเลือกจาก Controls Menu ซึ่งอยู่ด้านบนหน้าต่างของ Front Panel และจุดประสงค์คืออย่างหนึ่งของ Panel สามารถปรับขนาด รูปร่าง และตำแหน่งต่างๆบน Panel ได้

3.2.2 Block Diagram

บน Block Diagram Window จะเป็นแหล่งบรรจุภาพสัญลักษณ์ต่างๆ ของ LabVIEW VI โดย Block Diagram ของ LabVIEW จะมีลักษณะเช่นเดียวกับภาษาที่นิยมใช้กันคือภาษาซี หรือ basic ซึ่ง Block Diagram จะมีลักษณะที่สามารถใช้งานได้จริง สามารถสร้าง Block Diagram ได้ โดยการต่อสายสิ่งต่างๆตามหน้าที่ของมันเข้าด้วยกัน ซึ่งภาพที่เกิดจากการต่อเข้าด้วยกันจะแสดงให้เห็นเหมือนกับว่าเป็น Flowchart ชนิดหนึ่ง ซึ่งเป็นตามแบบโปรแกรมที่ใช้กัน ในส่วนนี้เราจะพิจารณาส่วนประกอบต่างๆ ของ Block Diagram ซึ่งได้แก่ Terminals, Nodes และ Wires

-Terminals

เมื่อวาง Control หรือ Indicator ลงบน Front Panel LabVIEW ก็จะสร้างสิ่งที่มีลักษณะเช่นเดียวกับ Terminal ขึ้นเองบน Block Diagram Terminal นั้นจะเป็นส่วนหนึ่งของ Control หรือ Indicator ซึ่งไม่สามารถลบ Terminal ที่อยู่บน Block Diagram ได้ แม้ว่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติเห็นาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะต้องการลบก็ตาม วิธีลบ Terminal นั้นเราจำเป็นที่จะต้องลบ Control หรือ Indicator นั้น จาก Front Panel เท่านั้น

โดยที่ลักษณะของ Control Terminals นั้นจะมีขอบที่หนา ส่วน Indicator นั้นจะมีขอบที่บางกว่า ซึ่งลักษณะสำคัญที่แตกต่างกันระหว่าง Terminals ทั้ง 2 ชนิด จะเป็นการแยกให้รู้ว่า Terminal แต่ละชนิด จะมีลักษณะหน้าที่การทำงานที่แตกต่างกัน (Control = Input, Indicator = Output ซึ่งไม่สามารถสับเปลี่ยนกันได้)

อาจคิดว่า Terminal ก็คือ พอร์ตทางเข้าและพอร์ตทางออก หรือคือต้นทางปลายทาง ข้อมูลก็จะผ่านเข้าไปยัง Numeric Control Terminals บน Diagram ของ Block Diagram ซึ่งจะมีเงื่อนไขว่าให้ทำหน้าที่บวก ข้อมูลก็จะไหลไปตามสายที่ได้ต่อไว้เข้าไปยัง ส่วนที่ทำหน้าที่บวก เมื่อส่วนที่ทำหน้าที่บวกทำการคำนวณภายในตัวเองเสร็จสมบูรณ์แล้ว จะได้ข้อมูลค่าใหม่ซึ่งข้อมูลใหม่ที่ได้อาจจะไหลไปยัง Numeric Indicator Terminal และจะกลับเข้าไปยัง Front Panel อีกเพื่อแสดงผลซึ่งการแสดงผลนั้นจะเร็วหรือช้าก็ขึ้นอยู่กับระยะเวลาและความยาวของกระบวนการทำงานที่กำหนด

-Node

Node คือ โปรแกรมการจัดการเบื้องต้น ซึ่งมีข้อคล้ายคลึงการกำหนด การปฏิบัติหน้าที่และการทำงานย่อยๆ ในโปรแกรมทั่วๆ ไปการบวกลบก็เป็นตัวอย่างของหน้าที่ของ Node ชนิดหนึ่ง ซึ่งลักษณะโครงสร้างที่แตกต่างกันไปจะเป็นการแสดงให้เห็นถึงชนิดอื่นๆ ของ Node โดยโครงสร้างสามารถทำให้เป็นรหัสที่ซ้ำกันได้ หรือทำให้เป็นเงื่อนไขซึ่งเหมือนกับการทำเป็นวงรอบ (Loop) และกำหนดให้เป็นอย่างไร้ในโปรแกรมทั่วๆ ไป LabVIEW จะมี Node พิเศษเรียกว่า Formular Node ซึ่งใช้ประโยชน์สำหรับหาค่าของสูตรพื้นฐานต่างๆ

-Wires

Wires เป็นเส้นทางเดินของข้อมูลระหว่าง Terminals ต้นทางกับ Terminals ปลายทาง ซึ่งเราไม่สามารถที่จะต่อสายจาก Terminals ต้นทางไปยังต้นทางอื่นๆ ได้ หรือจาก Terminals ปลายทางไปยังอีกปลายทางหลายๆ Terminals ได้

เหตุผลหลักที่ว่าทำไม Control และ Indicators ถึงไม่สามารถสับเปลี่ยนหน้าที่กันได้ เพราะว่า Control เป็น Terminals ต้นทางส่วน Indicator นั้นเป็น Sinks

แต่ละสายจะมีรูปแบบและสีต่างกันไป ขึ้นอยู่กับชนิดของข้อมูลที่จะส่งไปตามสายจากรูปที่แสดง Block Diagram ที่ผ่านมาจะแสดงลักษณะของสายประเภท Nemric

Scalar Value

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-Dataflow Programming

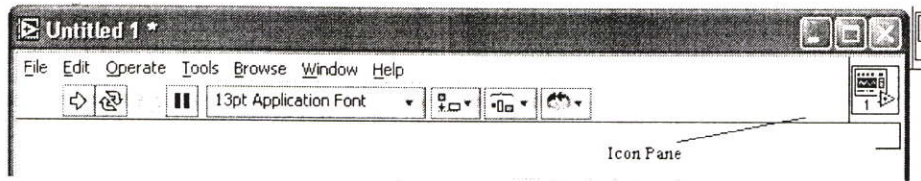
เนื่องจาก LabVIEW ภาษาพื้นฐานหลักเกณฑ์การทำงานของมันไม่สามารถกระทำ
ได้แบบ “Line By Line” หลักการการปฏิบัติงานของโปรแกรม LabVIEW นั้นจะเรียกว่า
“DataFlow” กำหนดง่าย ๆ คือ Node จะเป็นตัวปฏิบัติการเท่านั้น เมื่อข้อมูลมาถึงที่ Node
และ Node ก็จะสถานะเป็นเอาต์พุต Terminals ซึ่งบรรจุข้อมูลอยู่ภายในและข้อมูลก็จะผ่าน
จากต้นทางไปยัง Sink หรือ Terminals ปลายทางโดยตรง ความแตกต่างของ Dataflow กับ
วิธีการควบคุมการไหลของโปรแกรมพื้นฐานทั่วไปปฏิบัติกันซึ่งจะกระทำเป็นลำดับไป
เรื่อยๆ ซึ่งสามารถเขียนให้เป็นลำดับรูปร่างได้ ซึ่งเป็นวิธีการที่รู้จักการคุ้นเคยกันอยู่แล้ว
ขณะที่การกระทำแบบ dataflow จะเป็นแบบการผลักดันของข้อมูลที่เข้ามาหรือไม่ขึ้นอยู่กับ
กับข้อมูล

3.2.3 Icon และ Connector

เมื่อ VI กำลังปฏิบัติงานอยู่นั้น Sub VI ที่อยู่ภายใน VI อื่นๆ ก็จะปฏิบัติงาน
เช่นเดียวกับ Control และ Indicators ก็จะรับข้อมูล และส่งข้อมูลกลับไปยัง VI ตัวที่ร้องขอ
มา Icon ของ VI นั้นจะแสดงอยู่ใน Block Diagram ของ VI อื่น Icon นั้นจะแสดงให้เห็น
เป็นลักษณะของภาพ หรือมีลักษณะเหมือนกับรูปร่างของ VI โดยตรง หรือทั้งสองอย่าง
ร่วมกัน

Connector ของ VI นั้นจะจัดการเกี่ยวกับ Terminals ซึ่งมีลักษณะเดียวกับ Controls
และ Indicator ซึ่ง Connector นั้นพารามิเตอร์ต่างๆจะมีหน้าที่เหมือนกับชื่อที่เรียกกัน
โดยตรงโดย Connector Terminals จะมีลักษณะรูปร่างเป็นเส้นที่ใช้ส่งผ่านข้อมูล และรับ
ข้อมูลจาก SubVI แต่ละ Terminals จะมีลักษณะที่เหมือนกับตัวของ Controls หรือ
Indicators ที่อยู่บน Front Panel Connector ของ SubVI จะรับข้อมูลเข้ามาที่ อินพุต
Terminals และผ่านข้อมูลไปยัง SubVI โดยทาง SubVI Control และมันจะรับข้อมูลที่
เป็นผลลัพธ์จาก Sub VI ทางเอาต์พุต Terminals ของมันด้วย

ซึ่งแต่ละ VI จะมี Default Icon ซึ่งจะแสดงอยู่ใน Icon Pane ที่อยู่มุมด้านบน
ขวามือของหน้าจอและ Diagram Windows ซึ่งได้ดังรูปที่ 3.5

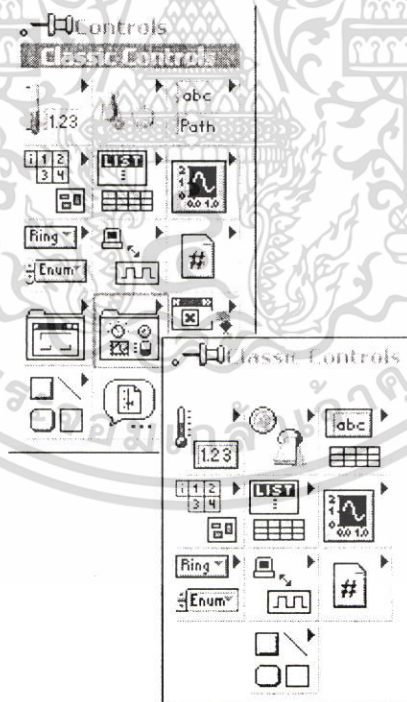


รูปที่ 3.5 Icon Pane

3.2.4 Pull-Down Menus

LabVIEW นั้นจะมีเมนูอยู่ 2 ชนิดคือ Pull-Down และ Pop-Up ซึ่งทั้งเมนูทั้ง 2 ชนิดนี้เราจะใช้ประกอบในการสร้างโปรแกรม แต่ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึง Pull-Down Menus ซึ่งจะได้รู้ว่ามันสามารถทำอะไรได้บ้าง

แถบของเมนูจะอยู่ด้านบนของ VI Windows ซึ่งประกอบด้วยเมนูหลายๆเมนูเมื่อ Click เลือกที่เมนูใด เมื่อนั้นก็จะปรากฏขึ้นที่ด้านล่างของแถบเมนูตัวนั้น Pull-Down เมนูนี้จะประกอบไปด้วยรายการต่างๆ สำหรับนำไปใช้งานอยู่ร่วมกันเช่น Open save Copy และ Paste และอื่นๆ ที่ใช้สำหรับโปรแกรม LabView ซึ่ง LabVIEW ซึ่งเมนูต่าง แสดงดังรูป 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงเมนูต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

File Menu

ที่ File Menu จะประกอบไปด้วย Commands ต่างๆ ที่สำหรับใช้งานเช่น Save และ Print เราสามารถที่จะสร้าง VI ใหม่ หรือเปิด VI อื่นๆที่สร้างไว้แล้วได้จาก File Menu และสามารถที่จะ Get Info บน VI จากเมนูนี้ได้อีกด้วย

Edit Menu

Edit Menu จะมี Commands ต่างๆมากมายเช่น Cut Copy และ Paste ซึ่งคำสั่งเหล่านี้ใช้สำหรับแก้ไข Window ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงสิ่งที่เขียนและเคลื่อนย้ายสายต่อที่ไม่ได้ออกไป

Operate Menu

สามารถที่จะสั่งให้โปรแกรมทำงานหรือหยุดการทำงานได้จาก Operate Menu ทำให้สามารถเปลี่ยนค่าDefault Value และ Switch ของ VI ได้ระหว่าง 2 โหมด LabVIEW คือ Run Mode และ Edit Mode

Control Menu

เมื่อ Click มาที่ Controls เมนูก็จะปรากฏเป็นเมนูขึ้นมาทั้งสองประกอบไปด้วย Controls และ Indicators ซึ่งที่เมนูนี้จะรวม Control และ Indicator ที่จะผ่านไปยัง Front Panel เข้าไว้ด้วยกัน จากเมนูนี้สามารถเลือก graphics ต่างๆ ของ Control และ Indicators ไปให้บน Front Panel ได้ตามต้องการ

Controls เมนูนี้จะแสดงบน Front Panel Window เท่านั้นไม่ได้อยู่ใน Block Diagram

Function Menu

เปลี่ยนไปที่ Block Diagram และสังเกต ที่ Function Menu ซึ่งจะอนุญาตให้เลือกใช้ Function ต่างๆ ภายในเมนูสำหรับใช้ใน VI ได้ตามต้องการ ซึ่งจะใช้สำหรับสร้าง Block Diagram

*Function Menu หาได้จาก Front Panel เท่านั้น

Windows Menu

Windows Menu สามารถที่จะต่อระหว่าง Panel กับ Diagram Windows ได้ ซึ่งจะแสดง Error List และ Clipboard โดย Tile ทั้งสิ่ง Windows สามารถดูได้ทั้งสอง Tile ในเวลาเดียวกัน Windows Menu สามารถแสดงให้ดูได้เหมือนกันซึ่งเป็น SubVI เรียกว่า Current VI

Text Menu

สามารถเปลี่ยน Font Size Style Justification และ Color ต้นฉบับของ LabVIEW โดยใช้ Option ต่างๆที่อยู่ใน Text Menu

Help Menu

สามารถที่จะแสดง ซ่อน หรือเก็บเอาไว้ได้ตามความพอใจ โดยใช้ Help Menu และยังสามารถที่จะสามารถหาข่าวสารของ LabVIEW ได้อีกด้วย

3.2.5 Run Mode และ Edit Mode

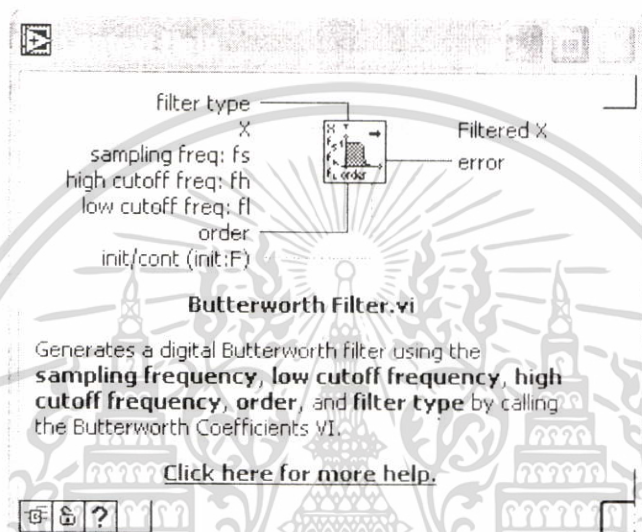
VI นั้นสามารถที่จะอยู่ใน Edit Mode หรือ Run Mode ได้อย่างใดอย่างหนึ่งเท่านั้น ไม่สามารถ Run VI ได้ในขณะที่อยู่ใน Edit Mode ได้ โดย Edit Mode นั้นสามารถทำสร้างหรือเปลี่ยนแปลง VI ได้ ส่วน Run Mode จะสามารถกระทำ VI เมื่อร่างโปรแกรมเสร็จแล้ว และ VI อยู่ใน Run Mode แล้วจะทำการแปลเป็นภาษาเครื่องและคอยป้อนคำสั่งให้ทำงาน

ในวัตถุประสงค์ที่เหมือนกัน Run Mode จะมีความแตกต่างของ Pop-up Menu มากกว่า Edit Mode ถ้าไม่สามารถหาตัวเลือก Pop-up ที่แน่นอนได้ คือในแต่ละตัวเลือกไม่สามารถตอบสนองต่อวัตถุประสงค์ที่ต้องการได้ จะต้องเปลี่ยนที่ควรจะ Pop-up บนส่วนอื่น

ถ้าต้องการเปลี่ยนจาก Run mode มาเป็น Edit Mode ทำได้โดยการเลือก Change to Edit Mode จาก Operate Menu

3.2.6 Help

Help Window ของ LabVIEW จะช่วยแจ้งเรื่องราวที่เกี่ยวกับ หน้าที ค่าคงที่ Sub VI และ Control กับ Indicator ของ LabVIEW โดยแสดงเป็น Windows ให้เลือก Show help จาก Help Menu หรือคีย์บอร์ดโดยกด Ctrl+H ก็สามารถเลื่อน Help Window ไปไว้ ส่วนใดของจอภาพก็ได้



รูปที่ 3.7 แสดง Help Window

Help Window จะแสดง Icon สำหรับ Function หรือ SubVI กับสายต่อที่เกี่ยวข้องที่เหมาะสมกับชนิดของข้อมูลของแต่ละ Terminal ทางด้านอินพุต สายต่อจะอยู่ด้านซ้ายและทางด้านเอาต์พุตสายต่อจะอยู่ด้านขวา ซึ่งชื่อของ Terminal จะปรากฏอยู่ด้านข้างของสายต่อแต่ละเส้น ถ้า VI มีรูปร่างลักษณะเหมือนกับมันแล้วมันก็จะแสดงรูปร่างลักษณะนี้เหมือนกัน สำหรับบาง SubVI หรือ Function กับอินพุตหลายๆ อินพุต Help Windows ก็ จะแสดงชื่อของอินพุตที่เราจะต้องต่อสายเข้าด้วยกันเมื่อเลือกที่ lock Help จาก Help Menu ก็สามารถเก็บ Help Window ที่ไม่ต้องการให้เปลี่ยนแปลงค่าไว้ได้ถ้าตำแหน่งของสายที่ต้องการต่อเข้าด้วยกันอยู่เกินกว่า Node ที่เจาะจงไว้บน Function หรือ SubVI แล้ว Help Window ก็จะแสดง Node ที่ถูกต้องที่เราสามารถต่อสายได้อย่างถูกต้องตามตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.7 การประยุกต์ใช้งานโปรแกรม LabVIEW ในการออกแบบวงจรกรองความถี่

จากที่ได้กล่าวมาแล้วนั้นว่าโปรแกรม LabVIEW เป็นโปรแกรมภาษาภาพและสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้ในหลายๆด้าน ในส่วนของการออกแบบวงจรกรองความถี่เองก็เช่นเดียวกับ โปรแกรม LabVIEW สร้างขึ้นมาได้ด้วยFunction ต่างๆที่มีอยู่ใน Block Diagram Window เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อนั้นอยู่ในช่วงความถี่ที่ 0-500 Hz. ดังนั้นเราจึงจำเป็นที่จะต้องสร้างวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำในช่วง 0-500 Hz. และอีกตัวกรองความถี่ที่สำคัญอีกตัวคือ ตัวกรองความถี่ที่ 50 Hz. ที่มีความจำเป็นต้องสร้างเป็นเพราะว่าไฟฟ้าที่เดินตามสายไฟฟ้าในประเทศไทยนั้นเป็นไฟฟ้าที่มีความถี่อยู่ที่ 50 Hz. ซึ่งมีผลรบกวนต่อสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล่อมเนื้อดังนั้นจึงต้องกรองความถี่ที่ 50 Hz. เพื่อลดสัญญาณรบกวน

3.2.7.1 Function การนำสัญญาณเข้าสู่โปรแกรม

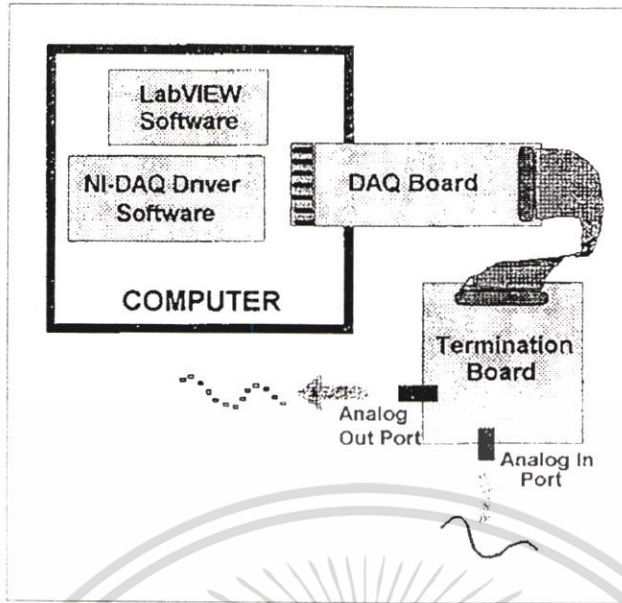
การนำสัญญาณเข้าสู่คอมพิวเตอร์นั้นจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ hardware อีกสองชนิดด้วยกันคือ Data Acquisition Board (DAQ Board) และ Termination Board ซึ่งมีสายไฟแบบ parallel เป็นตัวเชื่อม ละอีก หนึ่ง Software คือ NI-DAQ Driver Software

โดยที่ตัว DAQ Board นั้นเป็น Board ที่ต่อเข้ากับ Mainboard ของเครื่องคอมพิวเตอร์และเป็นตัวที่ใช้ในการติดต่อระหว่างคอมพิวเตอร์และระบบสัญญาณภายนอก ทั้งการนำสัญญาณเข้าและการนำสัญญาณออกจากคอมพิวเตอร์ DAQ Board มีอุปกรณ์ที่จำเป็นในการนำสัญญาณเข้าอยู่มากมาย ซึ่งตัว Board เองนั้นเป็นตัวรับสัญญาณเข้าแบบอนาล็อก 16 ช่องทาง และเป็นตัวรับส่งได้พร้อมกัน และเป็น Instrumentation Amplifier ในตัวด้วย มีอุปกรณ์ A/D ใช้ในการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล และมี FIFO อยู่ในตัวที่ใช้ในการเก็บรักษาข้อมูลชั่วคราว อีกทั้งยังมี D/A อยู่ 2 ตัวที่ใช้แปลงสัญญาณดิจิตอลไปเป็นอนาล็อกเพื่อส่งไปยังเอาท์พุท

NI-DAQ Driver Software เป็นซอฟต์แวร์ระดับสูงที่ใช้ในการทำงานร่วมกับ DAQ boards และมีส่วนครอบคลุมถึงการใช้งานกับฮาร์ดแวร์ และระบบ โปรแกรม มีส่วนทำให้ DMA ชัดเจนขึ้น นอกจากนั้นซอฟต์แวร์ตัวนี้ยังใช้งานแบบ Real-Time ได้ด้วย

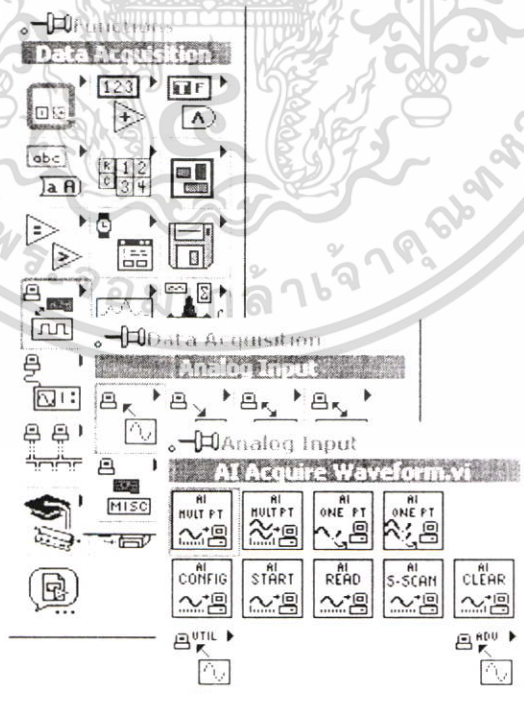
ส่วน Termination Board ต่อเข้ากับ DAQ board โดยใช้ สายเคเบิลแบบ Paraller ซึ่งทำให้สัญญาณเข้าสู่คอมพิวเตอร์ได้ด้วยหลายเข็ม และซึ่งถ้าพูดอย่างง่ายแล้วก็คือ Termination board เป็นเครื่องมือที่เตรียมการเขียนข้อมูลเข้าสู่ช่องทางเข้าแบบอนาล็อกของ DAQ board ดังแสดงไว้ในรูป ที่ 3.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 Basics of Data Acquisition

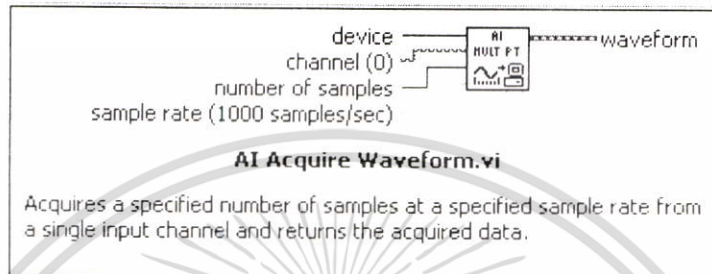
หลังจากที่ทำการต่อ Hardware เข้ามาสู่คอมพิวเตอร์แล้วทีเหลือก็ทำการเขียนโปรแกรมภาพ LabVIEW ภายในส่วนของ Block Diagram โดยใช้ Function “AI Acquire Waveform .vi” โดยทำการเลือก Data Acquisition จากหน้าต่าง-Function แล้วเลือก Analog Input แล้วต่อด้วย AI Acquire Waveform.vi ตามรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 ขั้นตอนการเรียก AI Acquire Waveform.vi

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ตัว AI Acquire Wave Form.vi เป็น Function ที่ใช้ในการรับสัญญาณอินพุตเข้ามาสู่การวิเคราะห์สัญญาณในลักษณะต่างๆ ตามการ โปรแกรมค่า ที่ทำขึ้นหลังจากผ่าน AI Acquire Wave Form.vi ภายในโปรแกรม LabVIEW โดยลักษณะการทำงานของฟังก์ชันนี้โชว์ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 รูปแบบการทำงานของ AI Acquire Wave Form.vi

มีตัว Device และ Channel เป็นตัวกำหนด ช่องทางขาเข้าจาก Termination board โดยมี Number of samples และ Sample rate เป็นตัวควบคุมขนาดสัญญาณ ส่วนสายต่อ Waveform นั้นคือสายสัญญาณที่จะถูกนำไปใช้ประมวลสัญญาณในขั้นต่อไป

3.2.7.2 การสร้างวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

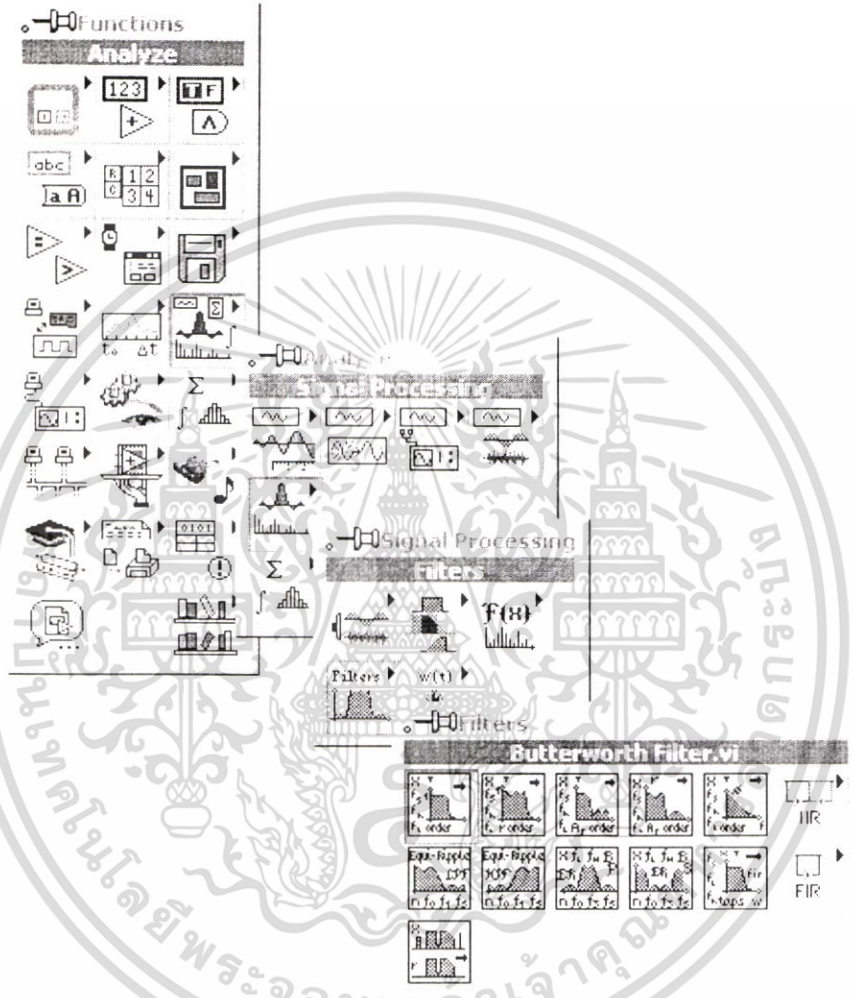
เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0-500 Hz. ดังนั้นสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่านี้จึงเป็นสัญญาณรบกวน เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีความถี่ต่ำและลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูง

สำหรับในโครงการนี้เราเลือกใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth Filter ในโครงการนี้กำหนดที่ ลำดับ 6 โดยมีเหตุผลดังนี้

- เนื่องจากวงจรกรองความถี่ชนิดนี้จะมีลักษณะการสวิงของสัญญาณในช่วงสัญญาณผ่าน (BandPass) ต่ำกว่าวงจรกรองความถี่แบบอื่น
- ลำดับของวงจรมีผลต่อการลดทอนสัญญาณในช่วงความถี่ที่จำกัด (StopBand) โดยวงจรกรองลำดับสูงจะลดทอนได้ดีกว่า(ซึ่งใน โปรแกรมเราสามารถกำหนดเองได้)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

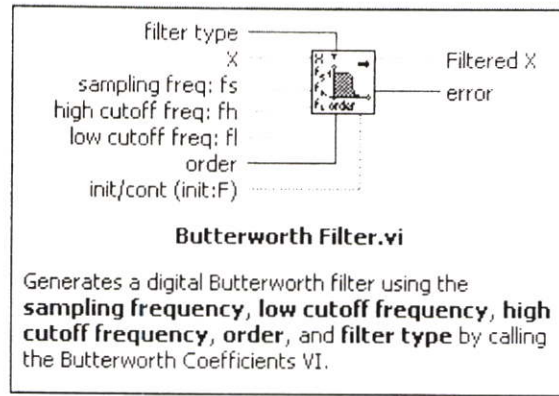
เมื่อเราได้สัญญาณที่ออก AI Acquire Waveform.vi เราต้องนำสัญญาณที่ได้นั้นมาทำการผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ที่ 500 Hz. โดยเลือก Function ที่อยู่ใน Block Diagram โดยเริ่มที่ เลือก Analyze แล้วเลือก Signal Processing จากนั้น Filters สุดท้ายตามด้วย Butterworth Filter.vi ปฏิบัติตามรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 ขั้นตอนการเรียก Butterworth Filter.vi

โดยที่ตัว Butterworth Filter.vi ก็เป็นวงจร filter แบบ butterworth ที่อยู่ในลักษณะของโปรแกรมภาพที่อยู่ใน โปรแกรม LabVIEW ซึ่งก็มีประสิทธิภาพการทำงานแบบเดียวกับ สัญญาณ Analog นั้นเอง โดยรูปร่างและการทำงานของ Function นี้เป็นดังรูปที่ 3.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 รูปแบบการทำงานของ Butterworth Filter.vi

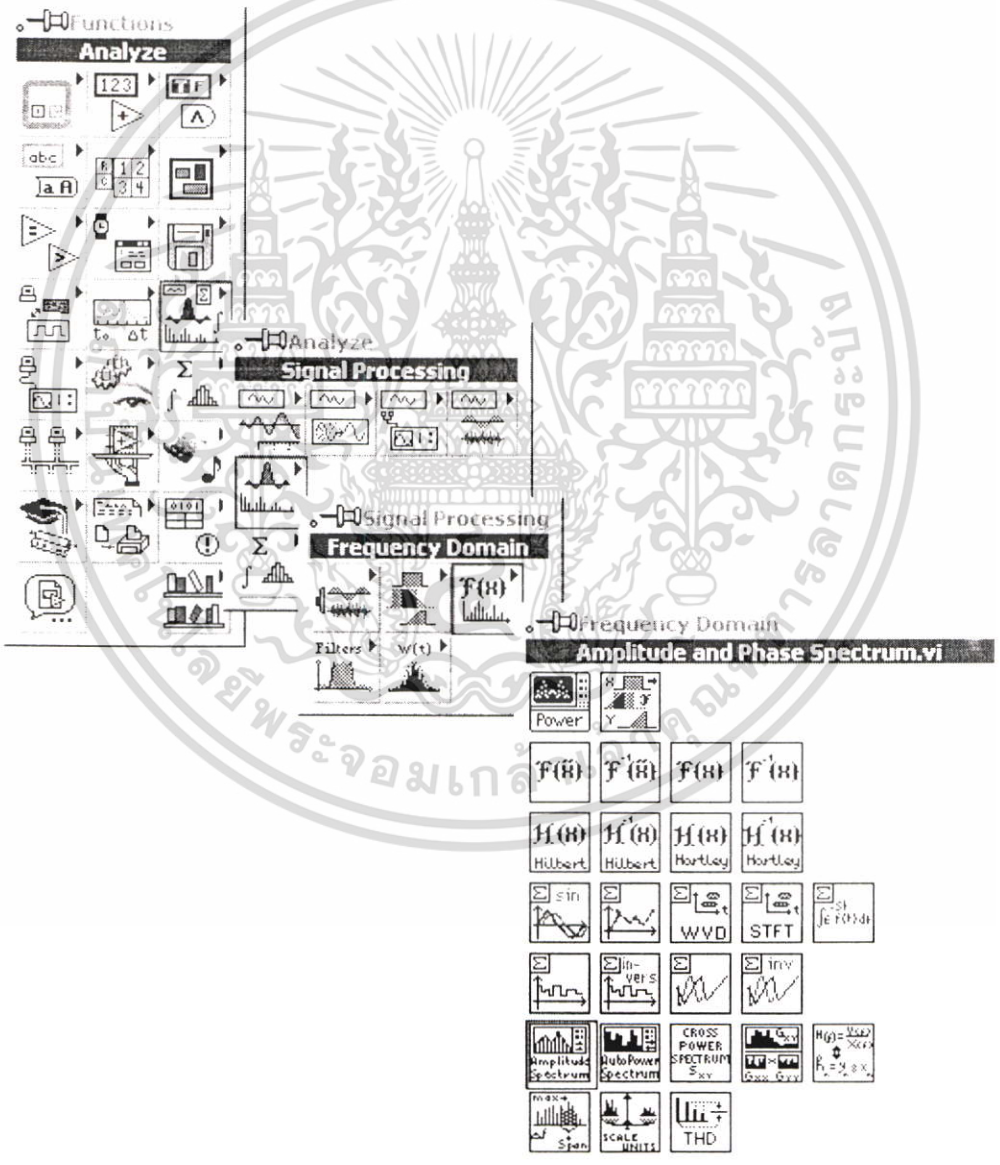
จากรูปจะเห็นได้ว่ามีสายwire ที่ต้องต่ออยู่มากมาย เริ่มที่ Filter type เป็นเส้นที่ใช้ในการเลือกชนิดของ filter ว่าจะให้เป็น แบบ Lowpass, Highpass, BandPass, Bandstop ในหัวข้อนี้เราเลือก Lowpass และทำการกำหนดค่าที่สายต่อ low cutoff freq: fl ให้เป็นค่า 500 Hz. คือที่เราต้องการตัดออก ส่วนสาย X นั้นคือสายสัญญาณ Input โดยมี Filtered X เป็นสาย Output และมี order เป็นตัวกำหนดลำดับของวงจร filter และมี sampling freq: fs เป็นตัวควบคุมภาพสัญญาณที่จะปรากฏ โดยสิ่งที่สำคัญและควรระวังคือ fl จะต้องมียค่า อยู่ที่ $0 < fl < 0.5fs$

3.2.7.3 การสร้างวงจรตัดสัญญาณเฉพาะความถี่ (50 Hz.)

วิธีการสร้างต่าง ๆ นั้นเหมือนกับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านทุกประการ เพราะว่าเป็นวงจรกรองความถี่ต่ำแบบ Butterworth เหมือนกันต่างกันที่การกำหนดค่า filter type ให้เป็นแบบ Bandstop ค่าที่ fh เป็น 51 Hz. และ fl เป็น 49 Hz. ส่วนอื่นนั้นใช้หลักการเดียวกัน

3.2.8 การประยุกต์ใช้งานโปรแกรม LabVIEW ในการออกแบบการแปลงสัญญาณเป็นโดเมนความถี่ (FFT)

สัญญาณที่มีอยู่ในธรรมชาติทุกชนิดนั้นอยู่ในรูปของโดเมนเวลา ซึ่งหากเปรียบเทียบกับสัญญาณที่อยู่ในรูปของโดเมนความถี่แล้วจะเห็นได้ว่า สัญญาณที่อยู่ในรูปของโดเมนความถี่นั้นสามารถวิเคราะห์แล้วนำมาใช้งานได้ง่ายมากกว่า เนื่องจากเราสามารถดูได้ชัดเจนถึงความแตกต่างของค่าแอมพลิจูดในที่มีความถี่ต่างๆได้ วิธีการสร้างนั้นทำให้นำสัญญาณที่ได้หลังจากผ่านฟิวเตอร์ต่างๆมาแล้ว โดยเลือก Function ที่อยู่ใน Block Diagram โดยเริ่มที่ เลือก Analyze แล้วเลือก Signal Processing จากนั้นเลือก Frequency Domain แล้วเลือก Amplitude and Phase Spectrum. Vi ปฏิบัติตามรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 ขั้นตอนการเรียก Amplitude and Phase Spectrum. vi

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ตัว Amplitude and Phase Spectrum. Vi เป็นภาษาภาพที่ใช้ในการแปลงเป็นโดเมนความถี่ โดยรูปร่างและการทำงานของ Function นี้เป็นดังรูปที่ 3.14



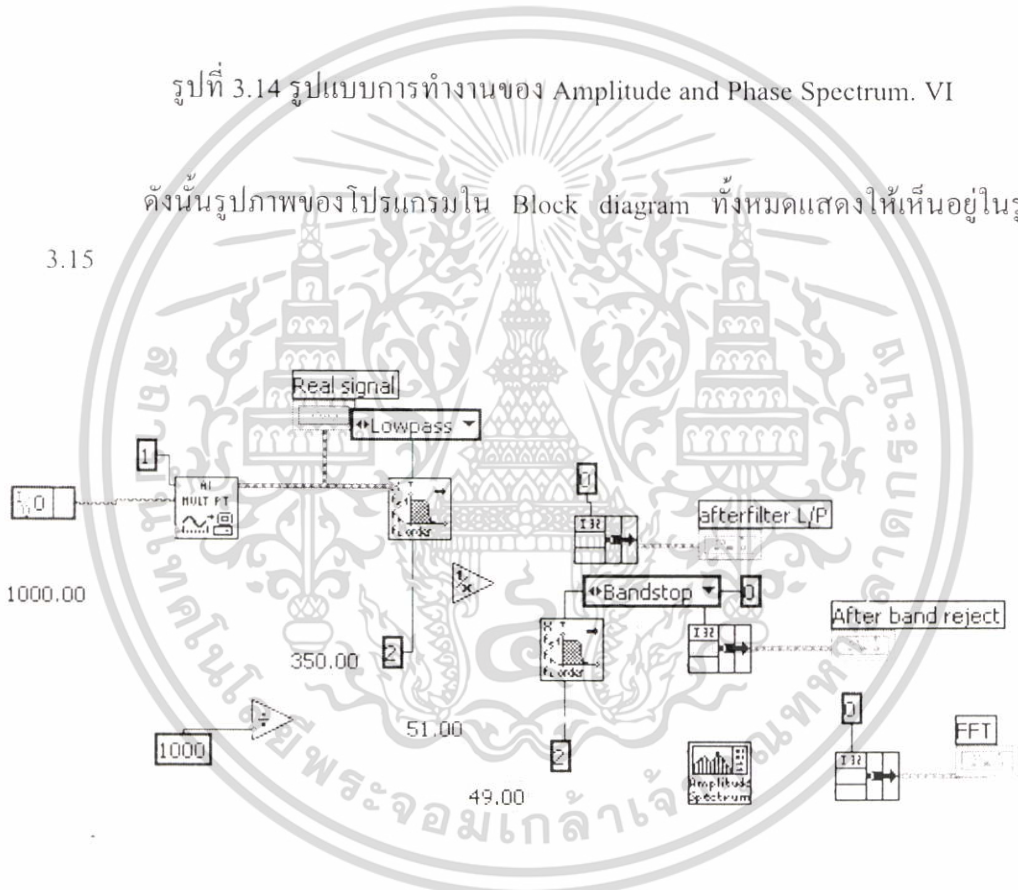
Amplitude and Phase Spectrum.vi

Computes the single-sided, scaled amplitude spectrum magnitude and phase of a real time-domain signal.

รูปที่ 3.14 รูปแบบการทำงานของ Amplitude and Phase Spectrum. VI

ดังนี้รูปภาพของโปรแกรมใน Block diagram ทั้งหมดแสดงให้เห็นอยู่ในรูปที่

3.15



รูปที่ 3.15 รูปรวมโปรแกรมใน Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การออกแบบวงจร

4.1 Instrumentation amplifiers

วงจร Op-amp สามารถได้อย่างเป็นเชิงเส้น (Linear) และมีอัตราขยายทั้งบวกและลบ โดยควรมีคุณสมบัติสำคัญที่เหมาะสมกับการนำไปใช้ทางด้าน Bio-Instrumentation ดังต่อไปนี้

4.1.1 Ultrahigh input impedance (มีความต้านทานทางอินพุตสูง)

อินพุตของวงจรขยายแบบ Instrumentation สร้างจาก FET Op-amp ซึ่งทำงานเป็น Voltage followers ดังนั้นอินพุตอิมพีแดนซ์ ของวงจรขยายแบบ Instrumentation จึงมีค่าสูงอย่างน้อยที่ใช้ไม่ควรน้อยกว่า $10\text{ M}\Omega$ จากวงจรที่ใช้ในโครงงานนี้ได้นำ Instrumentation amplifiers INA 101 ซึ่งมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์เท่ากับ $10^{10}\text{ M}\Omega$ ซึ่งสูงพอที่จะไม่มีการโหลดสัญญาณ จากสัญญาณเอาต์พุตของอิเล็กโทรดที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย ซึ่งเอาต์พุตอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดมีค่าประมาณ $10\text{-}1000\text{ M}\Omega$

4.1.2 High and stable linear gain (อัตราการขยายสูงและคงที่)

อัตราการขยายของวงจรแบบ Instrumentation เป็นพารามิเตอร์ที่ผู้ใช้สามารถตั้งค่าได้โดยใช้ตัวต้านทานภายนอกหรือ Resistor network ในย่านการขยาย $10\text{-}1000$ เท่า ซึ่งมากพอที่จะดึงสัญญาณอินพุตทั้งหมดให้มีระดับสัญญาณที่สามารถแสดงผลและวิเคราะห์สัญญาณได้ ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (EMG) ระดับสัญญาณจะอยู่ในช่วง $100\mu\text{V}$ ถึง 90 mV

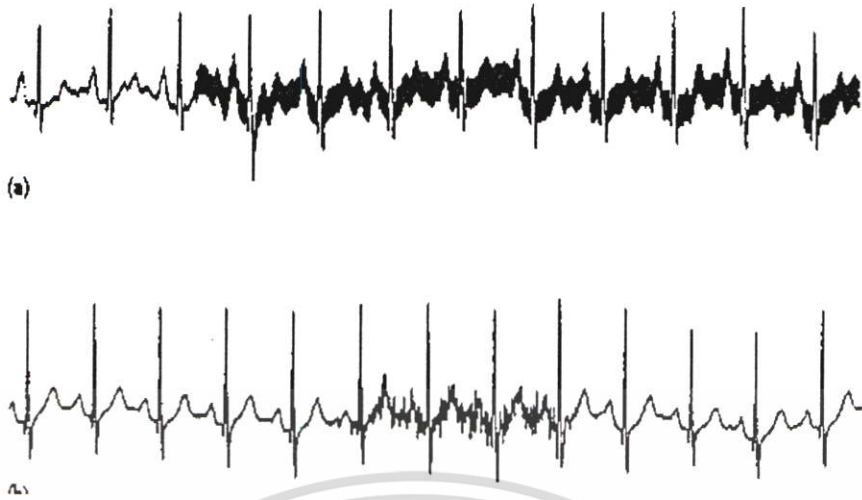
4.1.3 High common mode rejection ratios

ลักษณะสำคัญนี้ทำให้การวัดสัญญาณขนาดเล็กๆ ที่มีสัญญาณรบกวน (noise) ปนมาด้วย โดยมี common mode voltage สูงๆ ลักษณะสุดท้ายนี้มีความสำคัญมากในวงจรขยายทาง Bioinstrumentation แนวทางของสัญญาณ common mode จะพิจารณาในต่อไปนี้

Common mode signals

นับตั้งแต่สัญญาณต่างๆ ทางชีววิทยาและกายภาพวิทยาได้เป็นที่สนใจของนักวิจัยซึ่งเป็นสัญญาณขนาดเล็กนั้น จึงต้องใช้วงจรขยายเพื่อที่จะนำสัญญาณที่ได้มาแสดงผลและวิเคราะห์สัญญาณได้ เป็นการยากที่จะทำขึ้นมาเพราะบ่อยครั้งที่สัญญาณขนาดเล็กที่วัดได้จะมีสัญญาณรบกวน (noise) ที่มีขนาดใหญ่ปนมาด้วย เช่นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่วัดจากร่างกาย มีลักษณะสัญญาณที่ไม่คมชัดพอ เนื่องจากมีสัญญาณรบกวน $50\text{-}60\text{ Hz}$ จากสายไฟฟ้าในห้อง อุปกรณ์ที่ใช้วัด (Instrumentation amplifiers) และการแสดงผล (ออสซิลโลสโคป)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

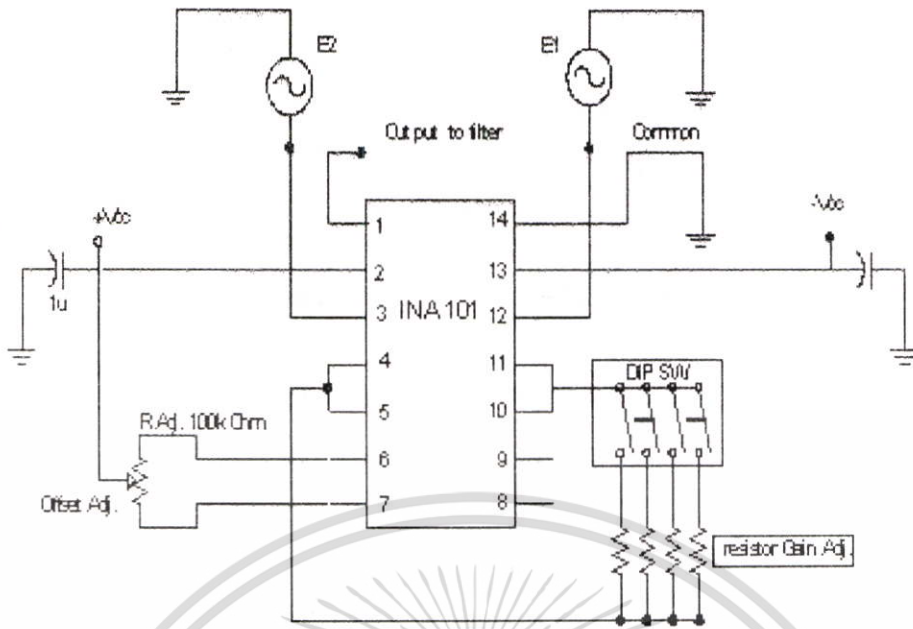


รูปที่ 4.1

- (a) รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่มีสัญญาณไฟฟ้า 50 Hz รบกวน
 (b) รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) เมื่อได้มีการกำจัดสัญญาณไฟฟ้า 50 Hz ออก

ซึ่งร่างกายคนเราเปรียบเสมือนเสาอากาศที่สามารถรับสัญญาณไฟฟ้า 50-60 Hz ที่มีขนาดสูงมายังร่างกาย ทำให้ร่างกายคนเราจะมีสัญญาณ 50-60 Hz ขนาดใหญ่ (อ่างอิงกับกราวด์) ในกรณีนี้ถ้าร่างกายไม่ต่อลงกราวด์ ก็จะมีสัญญาณรบกวน 50-60 Hz ถ้าเราพยายามวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ในวงจรที่ไม่มี Differential amp ก็จะทำให้เห็นสัญญาณรบกวนเต็มไปหมด การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ต้องใช้เทคนิคการบันทึกแบบ Differential โดยต่อกราวด์ ก็จะทำให้สัญญาณรบกวน 50-60 Hz ถูกตัดทอนลงไป ในโครงงานนี้ได้้นำ Instrumentation amplifiers INA 101 ซึ่งมีคุณสมบัติเป็น Differential amp ด้วยรวมทั้งมีการใช้วงจรฟิลเตอร์ 2 ภาคคือ วงจร Band reject 50 Hz และ วงจร Low pass filter โดยวงจร Instrumentation amplifiers INA 101 มีการต่อวงจรดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 Instrumentation amplifiers circuit

4.2 วงจรกรองความถี่ของสัญญาณ

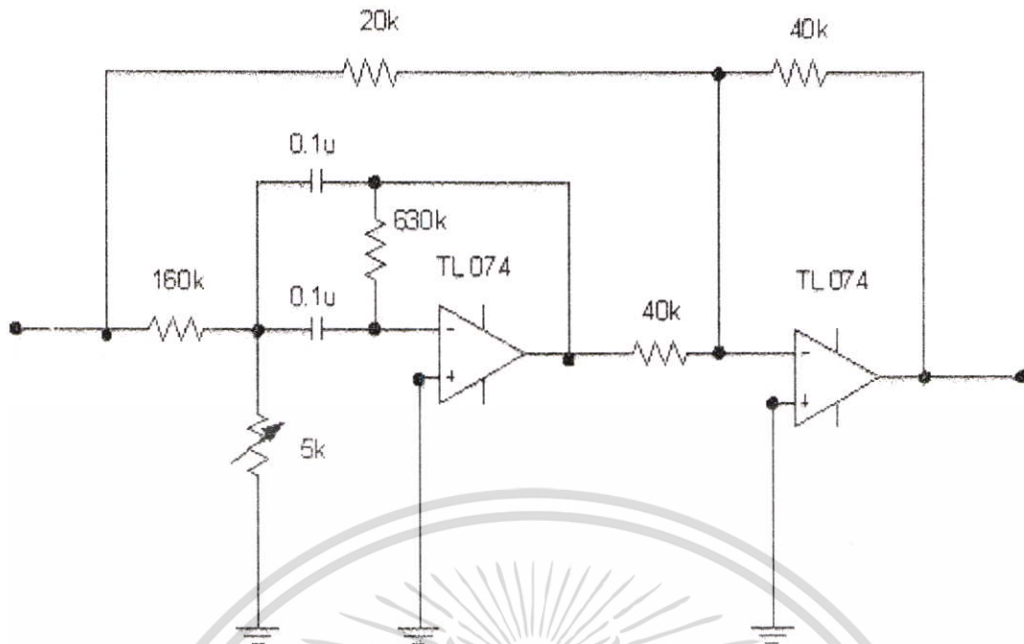
4.2.1 วงจรกรองแบบก้ำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ (Band Reject Filter)

เป็นวงจรตัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เกิดจากสายไฟฟ้าในห้อง อุปกรณ์ที่ใช้วัด (Instrumentation amplifiers) และการแสดงผล (ออสซิลโลสโคป) ซึ่งมีความสำคัญมากที่ทำให้สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้มีความถูกต้องและคมชัด ในการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ชนิดนี้ได้นำหลักการการสร้างแอกทีฟฟิลเตอร์ order 4 โดยมีเหตุผลดังนี้

- เนื่องจากวงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟจะต้องมีการใช้ตัวเหนี่ยวนำซึ่งจะทำให้วงจรมีขนาดใหญ่ เราจึงเลือกใช้วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟ

- ลำดับ (Order) ของวงจรมีผลต่อการลดทอนสัญญาณในช่วงความถี่ที่จะกำจัด (Stop Band) โดยวงจรกรองลำดับสูงจะลดทอนได้ดีกว่า เราได้เลือกใช้ลำดับ 4

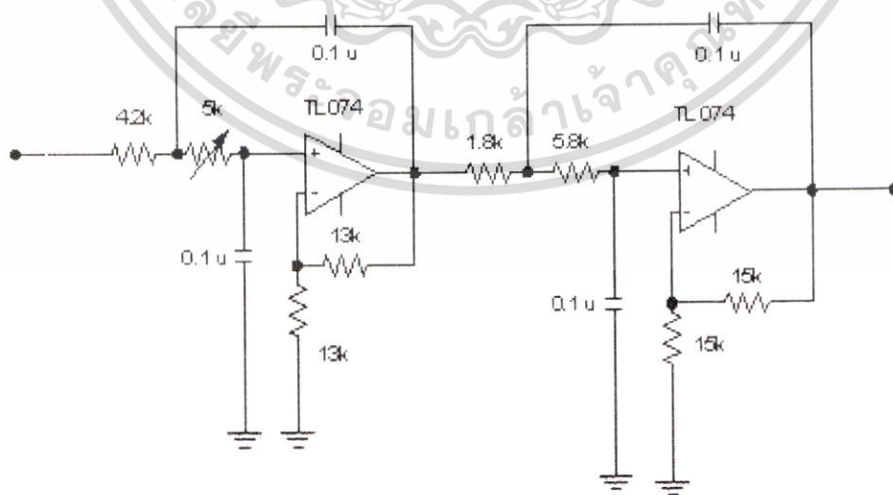
การต่อวงจรกรองแบบก้ำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ แสดงดังต่อไปนี้



รูปที่ 4.3 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ

4.2.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass Filter)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) จะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 25-500 Hz ดังนั้นสัญญาณที่สูงกว่านี้ จึงเป็นสัญญาณรบกวน หรืออาจจะเป็นความผิดปกติของกล้ามเนื้อ ในโครงการนี้ได้ออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน เพื่อนำสัญญาณที่ถูกตัดทิ้งที่สุดไป แสดงผลและวิเคราะห์สัญญาณ ในการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ชนิดนี้ได้นำหลักการสร้างฟิลเตอร์ order 4 มาใช้ในการต่อวงจรดังต่อไปนี้



รูปที่ 4.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

ขั้นตอนการควบคุมแขนกล

ในบทนี้เรากล่าวถึงวิธีการในการควบคุมแขนกล ซึ่งรายละเอียดในการทำงานนั้น สามารถแบ่งออกเป็นสองส่วนอย่างชัดเจนดังนี้

1. ส่วนโปรแกรมควบคุม
2. ส่วนฮาร์ดแวร์แขนกล

5.1 การควบคุมแขนกลส่วนโปรแกรมลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์

เนื่องจากแขนกลที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีการกำหนดไว้ว่าให้มอเตอร์ทำการหมุนขึ้น เมื่อมีคำสั่งดิจิตอลเอาต์พุตเป็น “10” และกำหนดว่าให้มอเตอร์ทำการหมุนขึ้น เมื่อมีคำสั่งดิจิตอลเอาต์พุตเป็น “01” อีกทั้งยังมีสวิทช์เป็นตัวเซนเซอร์ ณ จุดบนสุดและล่างสุดเพื่อป้องกันไม่ให้มอเตอร์หมุนเกินที่แขนจะสามารถยับได้ คือกำหนดให้เอาต์พุตออกมาเป็น “00” เพื่อให้มอเตอร์หยุดหมุน

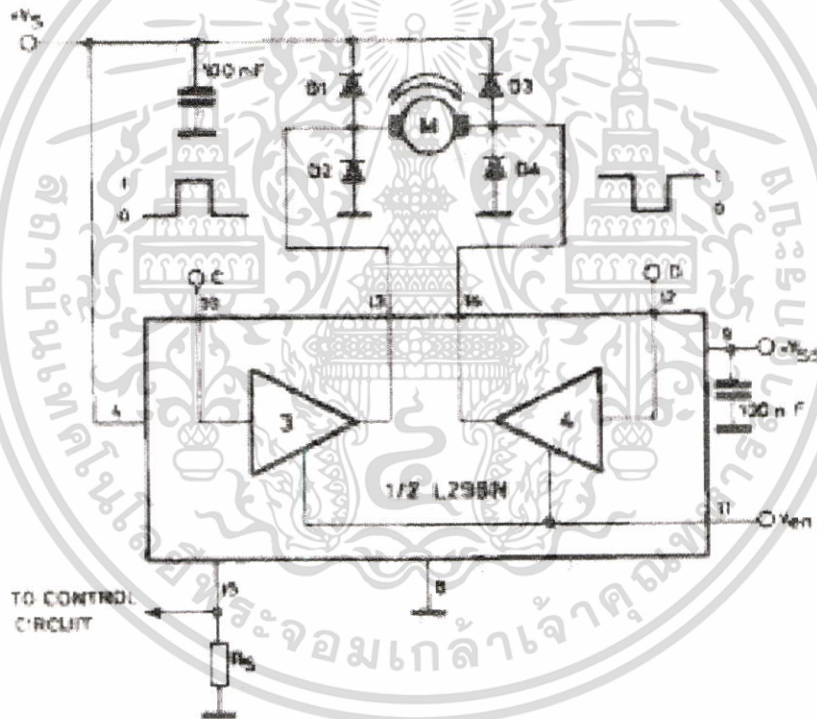
จากการอธิบายถึงการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมแขนกลนั้น เราสามารถสรุปออกมาเป็นลักษณะของ Flow Chart เพื่อให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น อีกทั้งสามารถเป็นตัวนำไปกับขั้นตอนการเขียนโปรแกรมอีกด้วย ซึ่งสามารถดูได้ตามภาพที่ 5.1

5.2 ส่วนฮาร์ดแวร์แขนกล

จากการวิเคราะห์สัญญาณ EMG ที่ได้แสดงผลจากการใช้โปรแกรม Lab View จึงนำความแตกต่างของลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากท่าทางการยกแขน การเกร็งกล้ามเนื้อแขน และปล่อยแขนตามปกติ มาแสดงผลทางดิจิทัลโดยให้เป็นลอจิกที่จอมอนิเตอร์ของคอมพิวเตอร์ และส่งสัญญาณลอจิกไปยังเอาต์พุตที่พอร์ตดิจิทัลของการ์ด NI-DAQ เพื่อไปควบคุมวงจรควบคุมแขนกลต่อไป

5.2.1 วงจรควบคุมแขนกล

เป็นวงจรสำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์ที่แขนกล จากวงจรได้ใช้ไอซี L298 ซึ่งเป็นไอซีขับเคลื่อนมอเตอร์ที่ทนกระแสได้สูงถึง 4A และสามารถทำให้มอเตอร์หมุนกลับไปมาได้เพื่อที่จะให้แขนกลเคลื่อนไหวขึ้น-ลงได้ โดยมีรูปวงจรดังต่อไปนี้



รูปที่ 5.2 วงจรสำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์ โดยใช้ไอซี L298

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

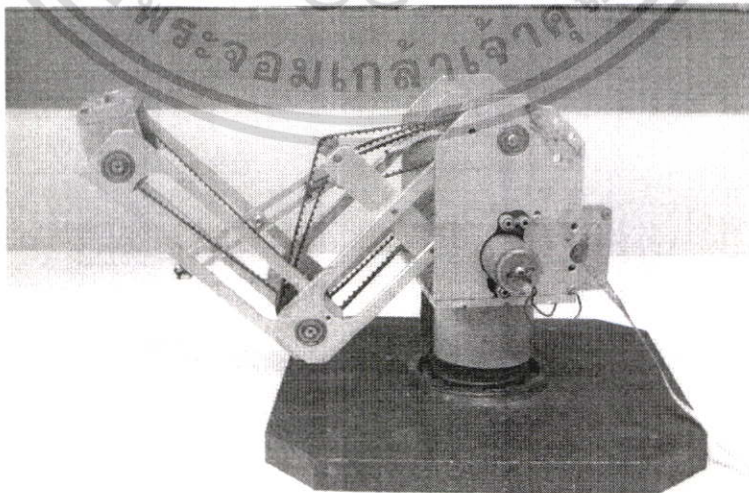
ในการควบคุมไอซี L298 โดยใช้ลอจิก 1(High) และ 0(Low) ให้กับ C1 และ C2 เพื่อให้เป็นไปตามฟังก์ชันที่ต้องการตามตารางที่ 5.1

Inputs		Function
Ven= H	C = H ; D = L	Forward
	C = L ; D = H	Reverse
	C = D	Fast Motor Stop
Ven= L	C = X ; D = X	Free Running
		Motor Stop
L= Low	H = High	X = Don't care

ตารางที่ 5.1 แสดงฟังก์ชันการหมุนของมอเตอร์ตามสัญญาณอินพุต

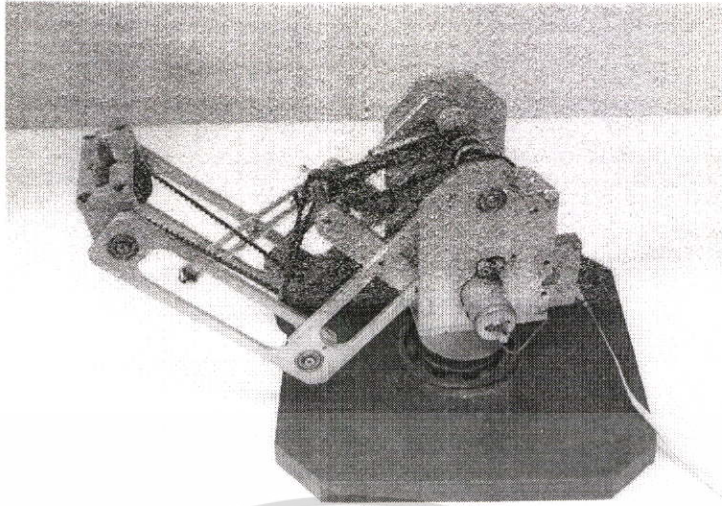
5.2.2 แขนกล

เป็นส่วนแสดงผลสุดท้ายของโครงงานนี้เพื่อให้เห็นภาพที่ชัดเจนกว่าคือเมื่อมีการยกแขนขึ้น แขนกลก็จะยกขึ้นและเมื่อปล่อยแขนลง แขนกลก็จะเคลื่อนลงโดยจะให้เหมือนแขนของคนให้มากที่สุด โครงสร้างของแขนกลจะทำมาจากอะลูมิเนียมเนื่องจากมีความคงทนและมีน้ำหนักเบา กว่าโลหะเหล็ก โดยมีมอเตอร์เป็นอุปกรณ์สำหรับขับเคลื่อนเพื่อให้ออกมาเคลื่อนไหวและสวิทช์เป็นส่วนกำหนดการป้อนกลับให้กลับไม่โครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมมอเตอร์ให้หมุนหรือหยุดหมุนตามที่ต้องการ ซึ่งลักษณะโครงสร้างของแขนกลแสดงดังต่อไปนี้

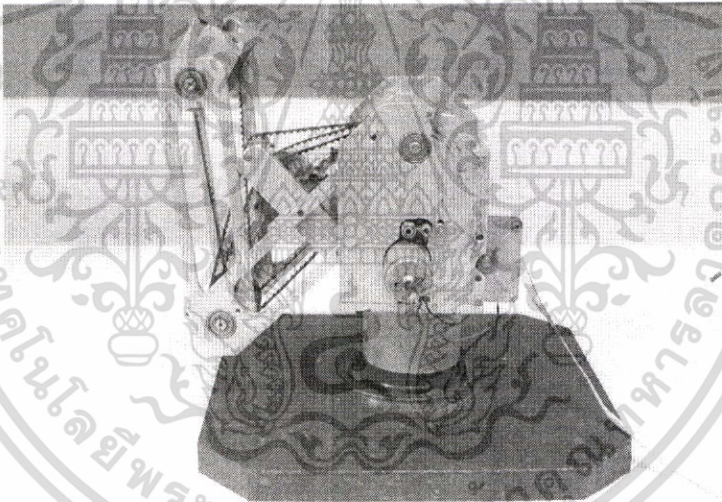


รูปที่ 5.3 แขนกลในลักษณะของการปล่อยแขนตามปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4 แขนกลในลักษณะกำลังยกแขนขึ้นและปล่อยแขนลง



รูปที่ 5.5 แขนกลในลักษณะยกแขนขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

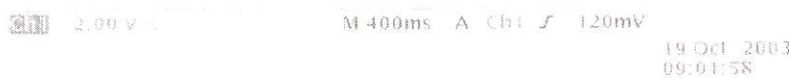
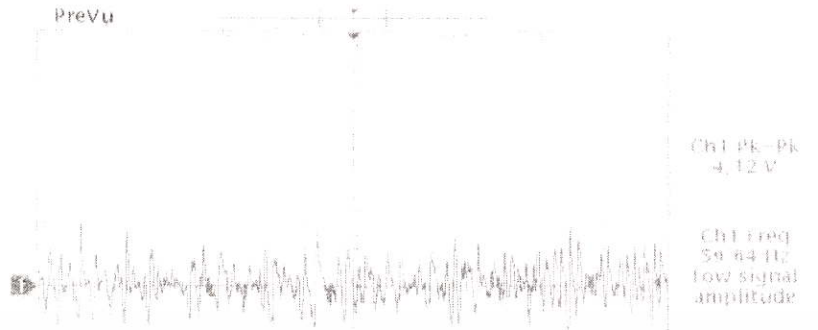
6.1 ผลของการวัดสัญญาณจาก Instrumentation amplifiers และวงจรกรองความถี่ (Filters)



รูป 6.1 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ปล่อยแขน

รูป 6.2 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังยกแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

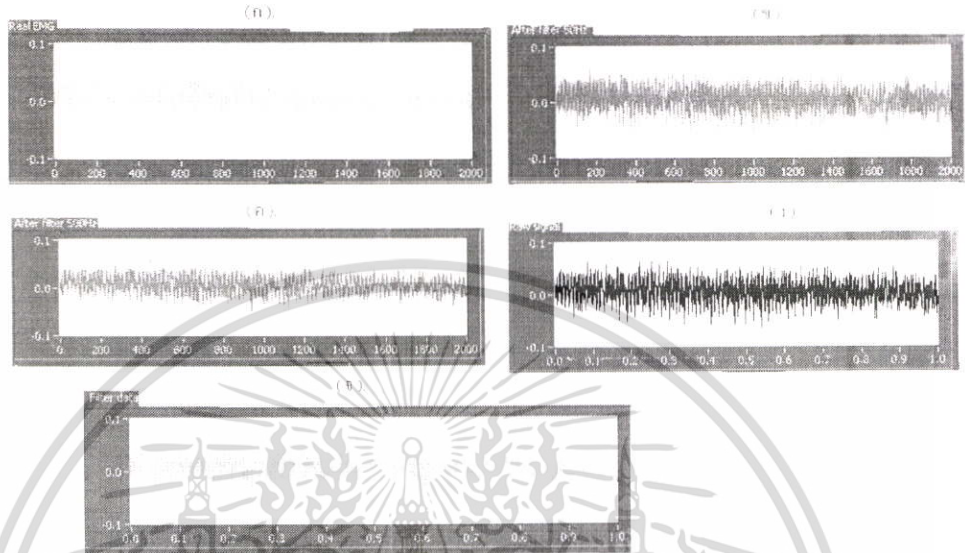


รูป 6.4 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง

หมายเหตุ รูปสัญญาณที่วัดได้จากออสซิลโลสโคปข้างต้นเป็นสัญญาณใน AC โหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.2 การแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่ได้จากโปรแกรม Lab View

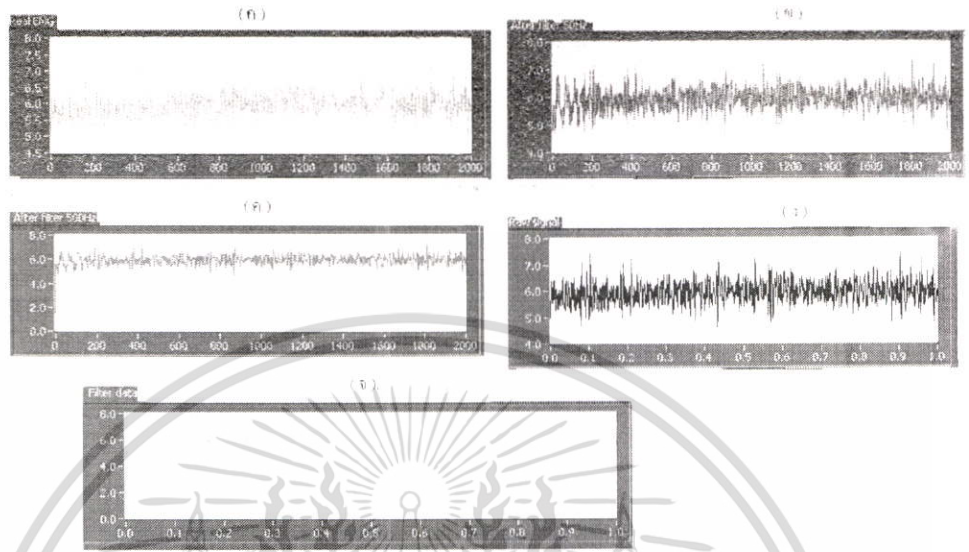


รูป 6.5 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ปล่อยแขน

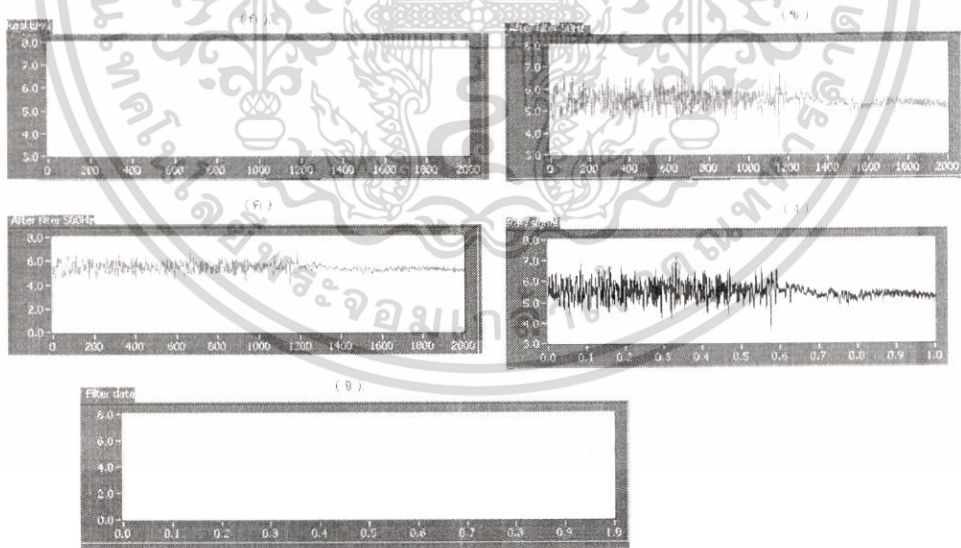


รูป 6.6 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังยกแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

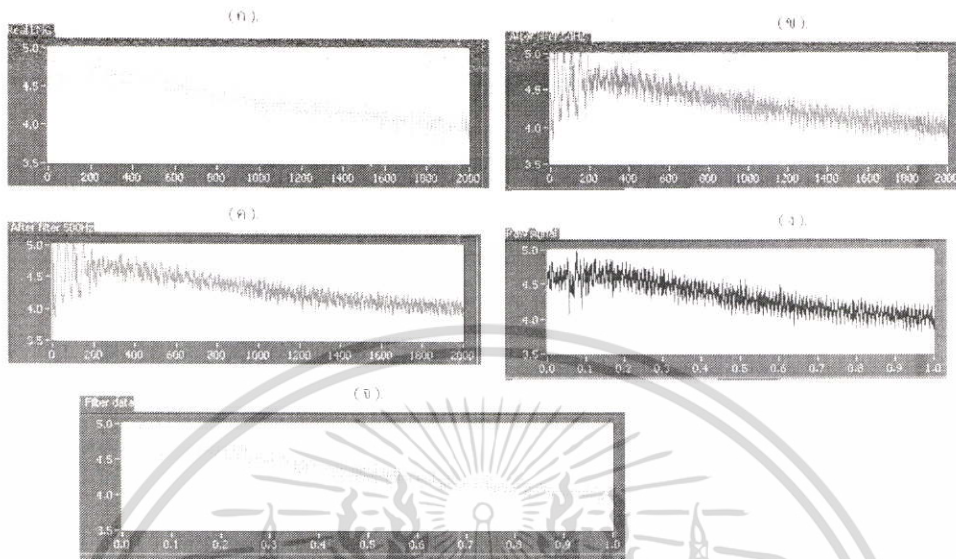


รูป 6.7 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากคำเมื่อในขณะที่ยกแขน



รูป 6.8 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากคำเมื่อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 6.9. รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกลัมนเนื้อเมื่อปล่อยแขนลงสักรู

หมายเหตุ

- (ก) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View ก่อนผ่าน Filters
- (ข) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อผ่าน Band Reject 50 Hz
- (ค) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อผ่าน Low Pass Filter 500 Hz
- (ง) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View ก่อนผ่าน Filters ในช่วงเวลา 1 วินาที
- (จ) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View หลังผ่าน Filters ในช่วงเวลา 1 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.3 การแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อที่ได้จากโปรแกรม Lab View หลังจากผ่านการตัด DC Offset อีกทั้งรวมถึงการวิเคราะห์ค่าระดับสัญญาณที่เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อทำการยกแขน

จากรูปภาพที่ 6.5-9 นั้นเราสามารถสังเกตเห็นได้ว่าค่าสัญญาณนั้นมีลักษณะของค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงตกคร่อมอยู่ ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้มาเหล่านั้นไม่ใช่สัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อที่แท้จริง ดังนั้นเราจึงทำการแก้ไขวงจรโดยการตัดค่าสัญญาณไฟฟ้าที่เพิ่มมานั้นออกไปแล้วจึงได้กราฟในรูปที่จะเห็นข้างล่างนี้

จากการทดลองวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าของผู้ทดสอบทั้งหมด 7 คน เพื่อหาค่าระดับสัญญาณไฟฟ้าเฉลี่ยที่ใช้ในการยกแขน ผลการวัดที่ได้นั้นแสดงตามตารางที่ 6.1

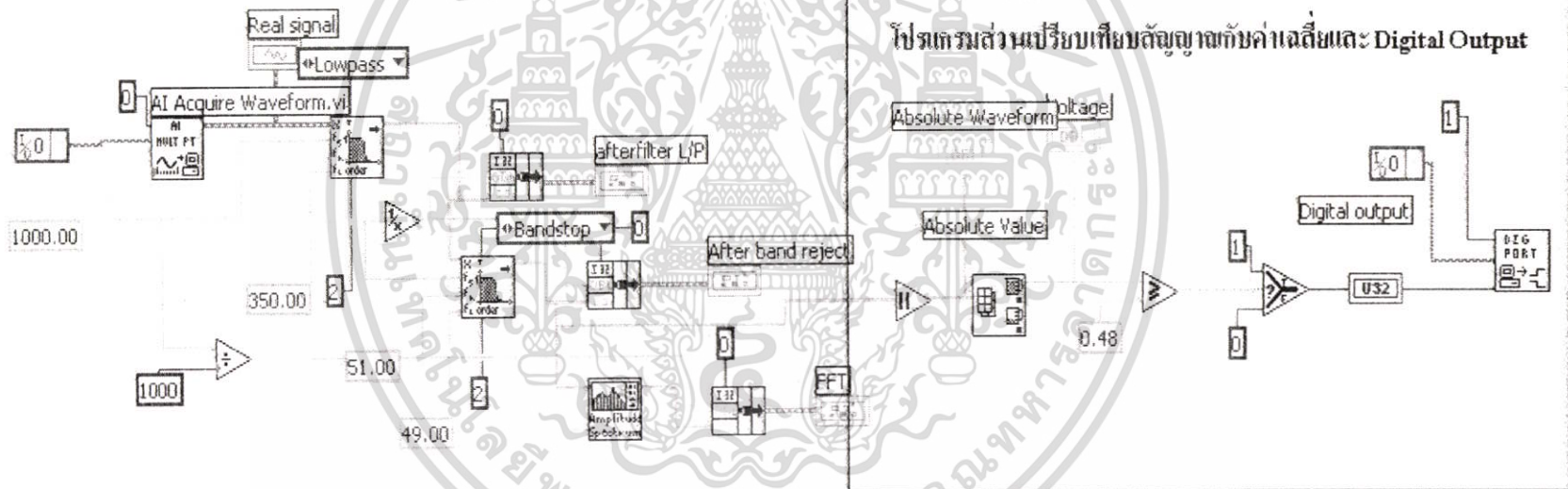
ผู้ทดสอบ	ค่าระดับไฟฟ้า
1	0.40
2	0.45
3	0.55
4	0.50
5	0.45
6	0.50
7	0.55
ค่าเฉลี่ย	0.485

ตารางที่ 6.1 ตารางค่าระดับสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ในการยกแขน

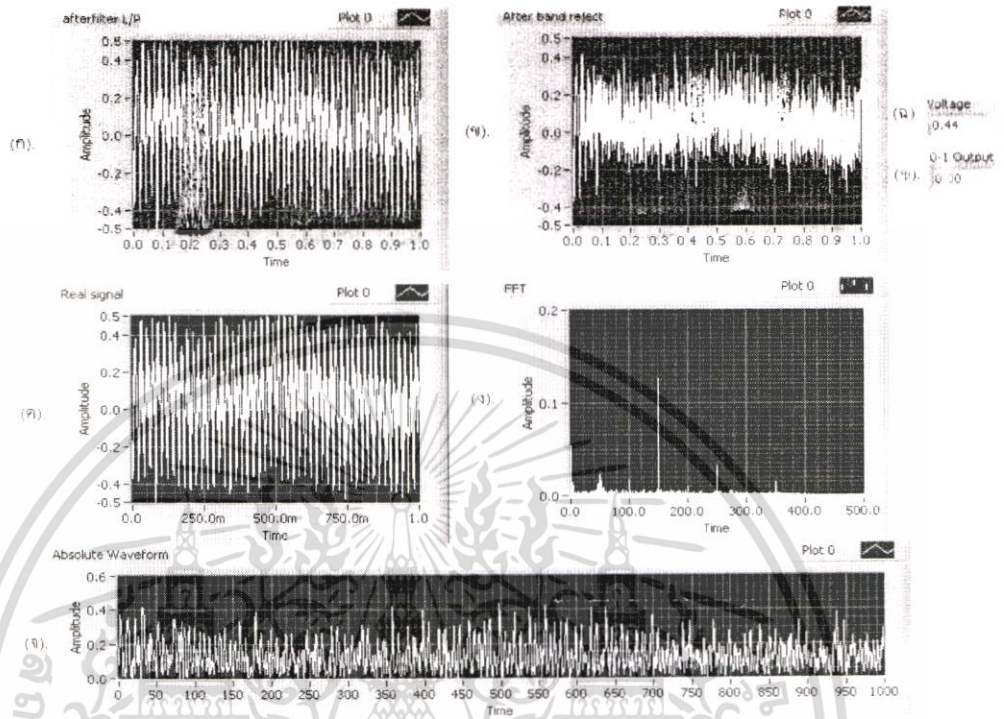
เมื่อเราได้ค่าระดับสัญญาณไฟฟ้าเฉลี่ยที่ใช้ในการยกแขนที่ 0.485 ดังนั้นเราจึงทำการเขียนโปรแกรมเปรียบเทียบค่าสัญญาณสัญญาณที่ได้จริงกับระดับสัญญาณเฉลี่ยโดยใช้โปรแกรม LABVIEW เพื่อให้ใช้ในการส่งสัญญาณดิจิทัล “1” ออกมาเมื่อค่าสัญญาณที่วัดได้จริงมีมากกว่าค่าเฉลี่ยเพื่อใช้ในการสั่งการแขนกลยกขึ้น และส่งค่า “0” ออกมาเมื่อมีระดับสัญญาณต่ำกว่าค่าเฉลี่ยเพื่อใช้ในการสั่งการแขนกลยกลง โดยใช้รูปแบบสัญญาณโปรแกรม LABVIEW ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

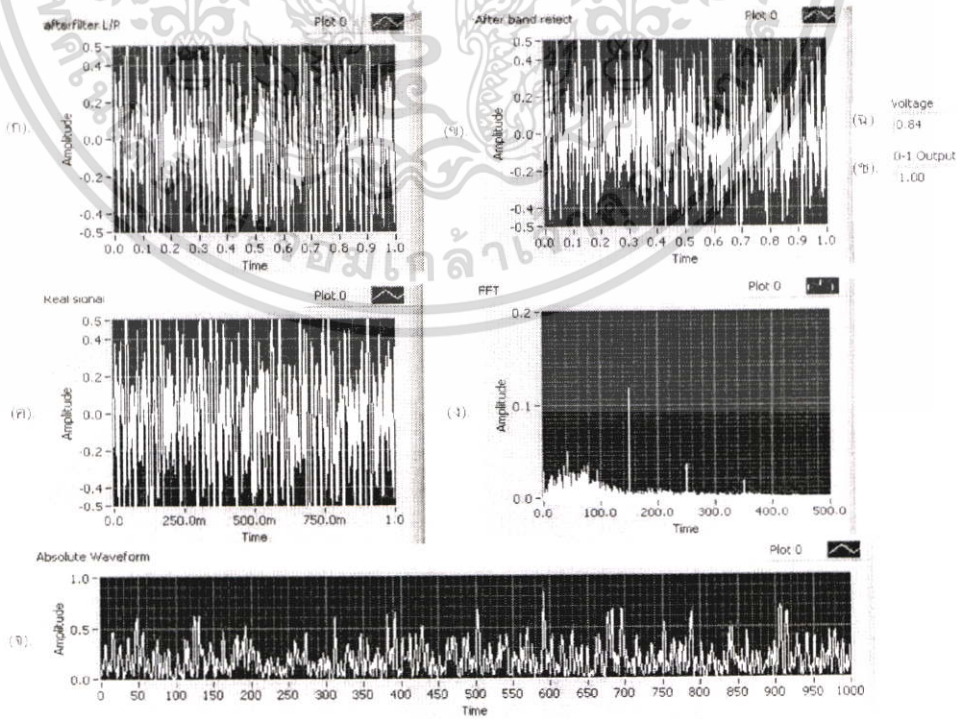
รูปที่ 6.10 โปรแกรมส่วนเปรียบเทียบสัญญาณ



และภาพต่อจากนี้คือภาพที่แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่ได้จากโปรแกรม Lab View

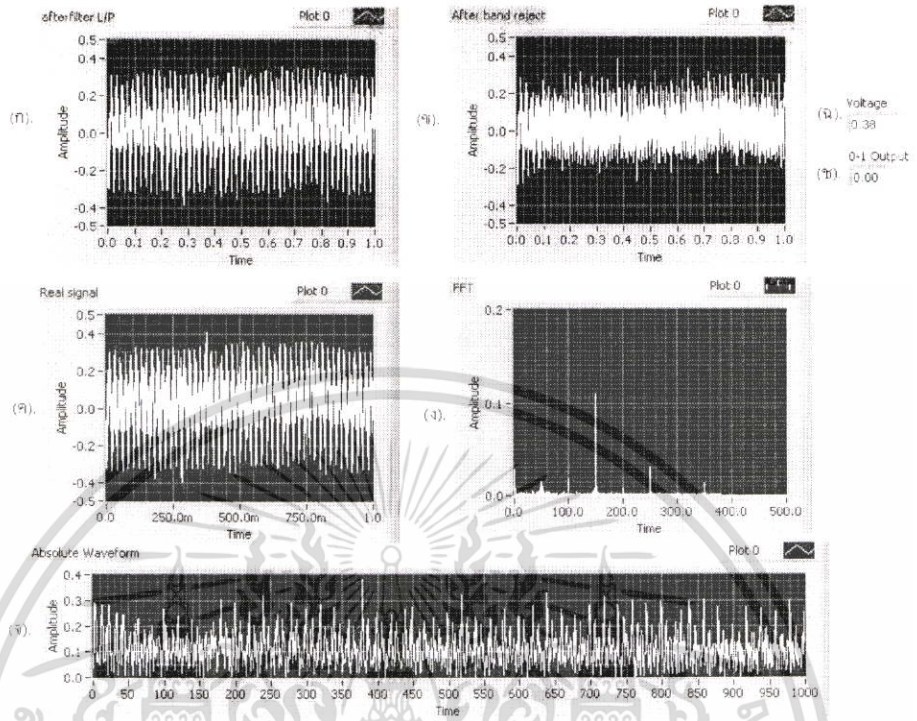


6.11 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ยกแขน

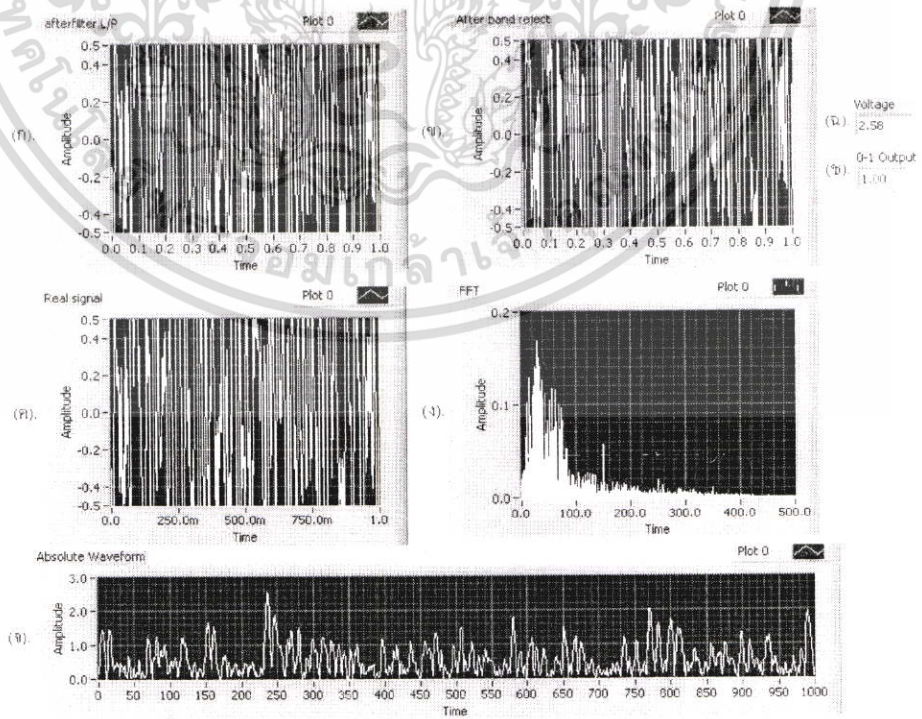


6.12 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่ยกแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



6.13 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่กำลังปล่อยแขนลง



6.14 รูปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในขณะที่เกร็งกล้ามเนื้อแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ

- (ก) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อผ่าน Low Pass Filter 500 Hz
- (ข) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อผ่าน Band Reject 50 Hz
- (ค) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View ก่อนผ่าน Filters
- (ง) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อเปลี่ยนเป็น Frequency Domain
- (จ) รูปสัญญาณที่ได้จากโปรแกรม Lab View เมื่อเปลี่ยนเป็นสัญญาณที่เป็นค่าบวก
- (ฉ) แสดงค่าแรงดันสูงสุดที่อ่านได้จากกราฟเมื่อเปลี่ยนเป็นสัญญาณที่เป็นค่าบวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองที่ผ่านมาจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อนั้นมีรูปร่างลักษณะ เปลี่ยนไปตลอดเวลาในขณะที่มีการเคลื่อนที่หรือเกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ และสามารถสรุป ออกมาได้ 3 ช่วงขณะสัญญาณดังนี้ คือ

1. ช่วงขณะงอแขนขึ้น ความถี่และขนาดของสัญญาณไฟฟ้าเพิ่มขึ้นอย่างมากและกะทันหัน เมื่อเทียบกับสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อขณะที่ปล่อยแขนตามสบาย
2. ช่วงงอแขนทิ้งไว้ ขนาดของสัญญาณจะลดลงจากช่วง “ขณะงอแขนขึ้น” สักเล็กน้อยแต่ ยังถือว่ามากกว่าส่วนช่วงปล่อยแขนตามสบาย ส่วนความถี่นั้นนั้นยังอยู่ในระดับเดียวกับ ช่วงงอแขนขึ้น
3. ช่วงปล่อยแขนลง ขนาดและความถี่ของสัญญาณลดลงอย่างช้าจนถึงจุดเริ่มต้น

จึงอาจกล่าวได้ว่าสัญญาณไฟฟ้าถูกส่งมาจากระบบประสาทในปริมาณที่สูงและมีความถี่ มากกว่าในสภาวะปกติในการบังคับให้กล้ามเนื้อหดตัว(งอแขน) และเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วแต่ในช่วง การคลายตัวนั้นกระแสไฟฟ้าจะค่อยๆหายไปอย่างช้าๆ และจากการที่ทำการวัดค่าสัญญาณไฟฟ้า จากหลายๆ ผู้ทดสอบจึงทำให้ทราบได้ว่าค่าสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อในแต่ละบุคคลนั้นมีค่าที่ แตกต่างกัน ซึ่งรวมถึงระดับของค่าสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่ทำการยกแขนด้วย

เนื่องจากเหตุผลดังที่กล่าวมานั้นในการที่จะทำการบังคับแขนกลให้ขยับได้นั้น เราไม่ สามารถสรุปหรือถือเอาค่าสัญญาณไฟฟ้าของผู้ทดสอบคนใดคนหนึ่งเป็นเกณฑ์ในการกำหนดให้ เป็นจุดเริ่มต้นของการขยับแขนกล จึงต้องมีการหาค่าเฉลี่ยจากผู้ทดสอบหลายๆคน ซึ่งทำให้ได้ ค่าเฉลี่ยตามค่าตารางที่ 6.1 ตามความเป็นจริงแล้วไม่ว่าจะมีเพียงขนาดของสัญญาณเท่านั้นที่ เปลี่ยนแปลงไปแต่ยังมี ค่าความถี่ด้วยที่เปลี่ยนแปลงไปดังที่สรุปไว้ในข้อสรุปข้างต้น

ในการวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อเนื้อนั้นทั้งขนาดของสัญญาณและความถี่ของสัญญาณล้วน แต่มีความสำคัญด้วยกันทั้งสิ้น ซึ่งในปริยญาณินพนธ์เล่มนี้นั้นนำเสนอเพียงค่าขนาดของสัญญาณไฟฟ้ามา วิเคราะห์การยกแขนเท่านั้น เพราะเป็นการการขยับแขนในลักษณะเดียวเท่านั้น หากต้องการที่จะ บังคับแขนในลักษณะที่แตกต่างไปจากที่ทำการวิจัยนี้ เราจำเป็นที่จะต้องนำทั้งสองปัจจัยมา วิเคราะห์ร่วมกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

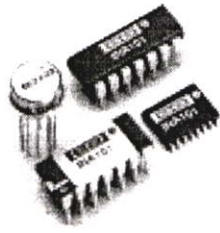
1. Mahesh L. Chugani , “ LabVIEW Signal Processing ” , 1998
2. Leonard Sokoloff , “ Basic Concepts of LabVIEW 4 ” , 1998
3. John G. Webster, Editor , “ Medical Instrumentation Application and Design ” , 1998
4. Jacques Duchêne and Jean-Yves Hogrel , “ A Model of EMG Generation” . IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 47, NO. 2, FEBRUARY 2000
5. Kevin C. McGill , Zoia C. Lateva, and Shaojun Xiao, “A Model of the Muscle Action Potential for Describing the Leading Edge, Terminal Wave, and Slow After wave” , IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 48, NO. 12, DECEMBER 2001
6. Kevin C. McGill* and Zoia C. Lateva , “A Model of the Muscle-Fiber Intracellular Action Potential Waveform, Including the Slow Repolarization Phase ” , IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 48, NO. 12, DECEMBER 2001
7. Ludovic Dupont . “ Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of a bifunctional muscle ” , Journal of Electromyography and Kinesiology 10 (2000)
8. Yi-Wen Chang , “ Optimum length of muscle contraction ” , Clinical Biomechanics 14 (1999)
9. A. Buccolieri, “ Relaxation in distal and proximal arm muscles; a reaction time study ” , Clinical Neurophysiology 114 (2003)
10. D. Farina , “ Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle ” , Medical Engineering & Physics 21 (1999)
11. A.D. Cechetto , “ The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal ” , Journal of Electromyography and Kinesiology 11 (2001)
12. K. Roeleveld , “ Volume Conduction Models for Surface EMG; Confrontation with Measurements ” , *J. Electromyogr. Kinesiol.* Vol. 7, 1997
13. Martin Bilodeau , “ Variations in the relationship between the frequency content of EMG signals and the rate of torque development in voluntary and elicited contractions ” , Journal of Electromyography and Kinesiology 12 (2002)
14. J.-Y. Hogrel , “Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- isometric linear force ramp ” , Journal of Electromyography and Kinesiology 13 (2003)
15. I. Hostens , “Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions ” , Journal of Electromyography and Kinesiology XX (2003)
 16. Adrian Burden, “ Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods ” , Medical Engineering & Physics 21 (1999)
 17. Karin Roeleveld , “ Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG ” , Electroencephalography and clinical Neurophysiology 105 (1997)
 18. J. E. Kasprisin, “EMG variability during maximum voluntary isometric and anisometric contractions is reduced using spatial averaging ” , Journal of Electromyography and Kinesiology 8 (1998)
 19. GianCarlo Filligoi , “Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a nonlinear time-series tool ” , Medical Engineering & Physics 21 (1999)
 20. Vineet Gupta, “Fractal analysis of surface EMG signals from the biceps ” , International Journal of Medical Informatics 45 (1997)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



INA101

High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW DRIFT: $0.25\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
- LOW OFFSET VOLTAGE: $25\mu\text{V}$ max
- LOW NONLINEARITY: 0.002%
- LOW NOISE: $13\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- HIGH CMR: 106dB AT 60Hz
- HIGH INPUT IMPEDANCE: $10^{10}\Omega$
- 14-PIN PLASTIC, CERAMIC DIP, SOL-16, AND TO-100 PACKAGES

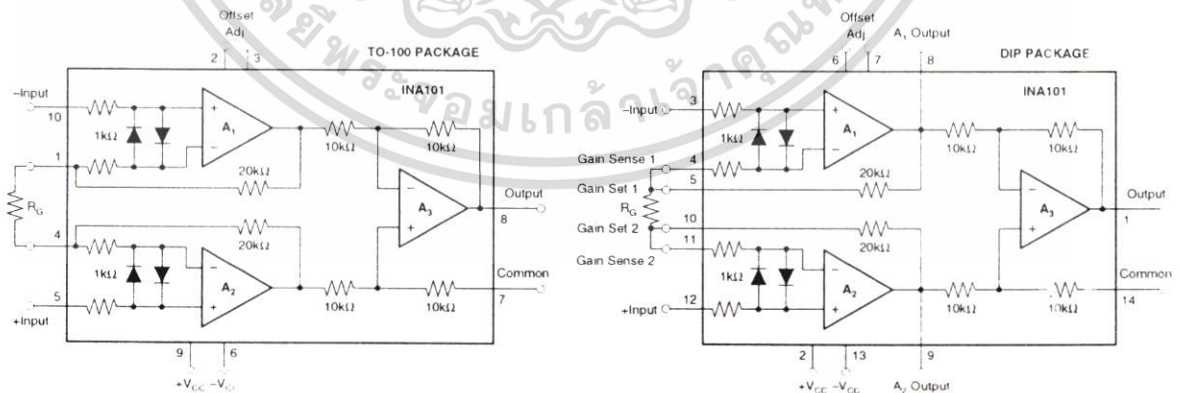
APPLICATIONS

- STRAIN GAGES
- THERMOCOUPLES
- RTDs
- REMOTE TRANSDUCERS
- LOW-LEVEL SIGNALS
- MEDICAL INSTRUMENTATION

DESCRIPTION

The INA101 is a high accuracy instrumentation amplifier designed for low-level signal amplification and general purpose data acquisition. Three precision op amps and laser-trimmed metal film resistors are integrated on a single monolithic integrated circuit.

The INA101 is packaged in TO-100 metal, 14-pin plastic and ceramic DIP, and SOL-16 surface-mount packages. Commercial, industrial and military temperature range models are available.



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

©1981 Burr-Brown Corporation

PDS-454K

Printed in U.S.A. July, 1998

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At +25°C with ±15VDC power supply and in circuit of Figure 1, unless otherwise noted.

PARAMETER	INA101AM, AG			INA101SM, SG			INA101CM, CG			INA101HP, KU			UNITS
	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
GAIN													
Range of Gain	1		1000										V/V
Gain Equation		$G = 1 + (40k/R_G)$											V/V
Error from Equation, DC ⁽¹⁾		$\pm(0.04 + 0.00016G - 0.02/G)$	$\pm(0.1 + 0.0003G - 0.05/G)$							$\pm(0.1 + 0.00015G - 0.05/G)$	$\pm(0.3 + 0.0002G - 0.10/G)$		%
Gain Temp. Coefficient ⁽²⁾													ppm/°C
G = 1		2	5										ppm/°C
G = 10		20	100					10					ppm/°C
G = 100		22	110					11					ppm/°C
G = 1000		22	110					11					ppm/°C
Nonlinearity, DC ⁽³⁾		$\pm(0.002 \cdot 10^{-3} G)$	$\pm(0.005 + 2 \times 10^{-3} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$				% of p-p FS
RATED OUTPUT													
Voltage	±10	±12.5											V
Current	±5	±10											mA
Output Impedance		0.2											Ω
Capacitive Load		1000											pF
INPUT OFFSET VOLTAGE													
Initial Offset at +25°C		±(25 + 200/G)	±(50 + 400/G)		±10 + 100/G	±(25 + 200/G)		±(10 + 100/G)	±(25 + 200/G)		±(125 + 450/G)	±(250 + 900/G)	μV
vs Temperature			±(2 + 20/G)			±(0.75 + 10/G)			±(0.25 + 10/G)		±(2 + 20/G)		μV/°C
vs Supply		±(1 + 20/G)											μV/V
vs Time		±(1 + 20/G)											μV/mo
INPUT BIAS CURRENT													
Initial Bias Current (each input)			±30		±10			±5	±20				nA
vs Temperature		±15											nA/°C
vs Supply		±0.2											nA/V
Initial Offset Current		±0.1											nA
vs Temperature		±15	±30		±10			±5	±20				nA/°C
INPUT IMPEDANCE													
Differential		10 ¹¹ 3											Ω pF
Common-mode		10 ¹⁰ 3											Ω pF
INPUT VOLTAGE RANGE													
Range, Linear Response	±10	±12											V
CMR with 1kΩ Source Imbalance													dB
DC to 60Hz, G = 1	80	90							85	85			dB
DC to 60Hz, G = 10	96	106							90	95			dB
DC to 60Hz, G = 100 to 1000	106	110							100	105			dB
INPUT NOISE													
Input Voltage Noise													μV, p-p
f _b = 0.01Hz to 10Hz		0.8											nV/√Hz
Density, G = 1000													nV/√Hz
f ₀ = 10Hz		18											nV/√Hz
f ₀ = 100Hz		15											nV/√Hz
f ₀ = 1kHz		13											nV/√Hz
Input Current Noise													pA, p-p
f _b = 0.01Hz to 10Hz		50											pA/√Hz
Density													pA/√Hz
f ₀ = 10Hz		0.8											pA/√Hz
f ₀ = 100Hz		0.46											pA/√Hz
f ₀ = 1kHz		0.35											pA/√Hz
DYNAMIC RESPONSE													
Small Signal, ±3dB Flatness													kHz
G = 1		300											kHz
G = 10		140											kHz
G = 100		25											kHz
G = 1000		2.5											kHz
Small Signal, ±1% Flatness													kHz
G = 1		20											kHz
G = 10		10											kHz
G = 100		1											kHz
G = 1000		200											kHz
Full Power, G = 1 to 100		6.4											kHz
Slew Rate, G = 1 to 100	0.2	0.4											V/μs
Settling Time (0.1%)													μs
G = 1		30	40										μs
G = 100		40	55										μs
G = 1000		350	470										μs
Settling Time (0.01%)													μs
G = 1		30	45										μs
G = 100		50	70										μs
G = 1000		500	650										μs
POWER SUPPLY													
Rated Voltage		±15											V
Voltage Range	±5		±20										V
Current, Quiescent ⁽⁴⁾		±6.7	±8.5										mA
TEMPERATURE RANGE⁽⁵⁾													
Specification	-25		+85	-55		+125				0		+70	°C
Operation	-55		+125							-25		+85	°C
Storage	-65		+150							-40		+85	°C

* Specifications same as for INA101AM, AG

NOTES: (1) Typically the tolerance of R_G will be the major source of gain error. (2) Nonlinearity is the maximum peak deviation from the best straight-line as a percentage of peak-to-peak full scale output. (3) Not including the TCR of R_G. (4) Adjustable to zero at any one gain. (5) θ_{JC} output stage = 113°C/W, θ_{JC} quiescent circuitry = 19°C/W, θ_{JA} = 83°C/W

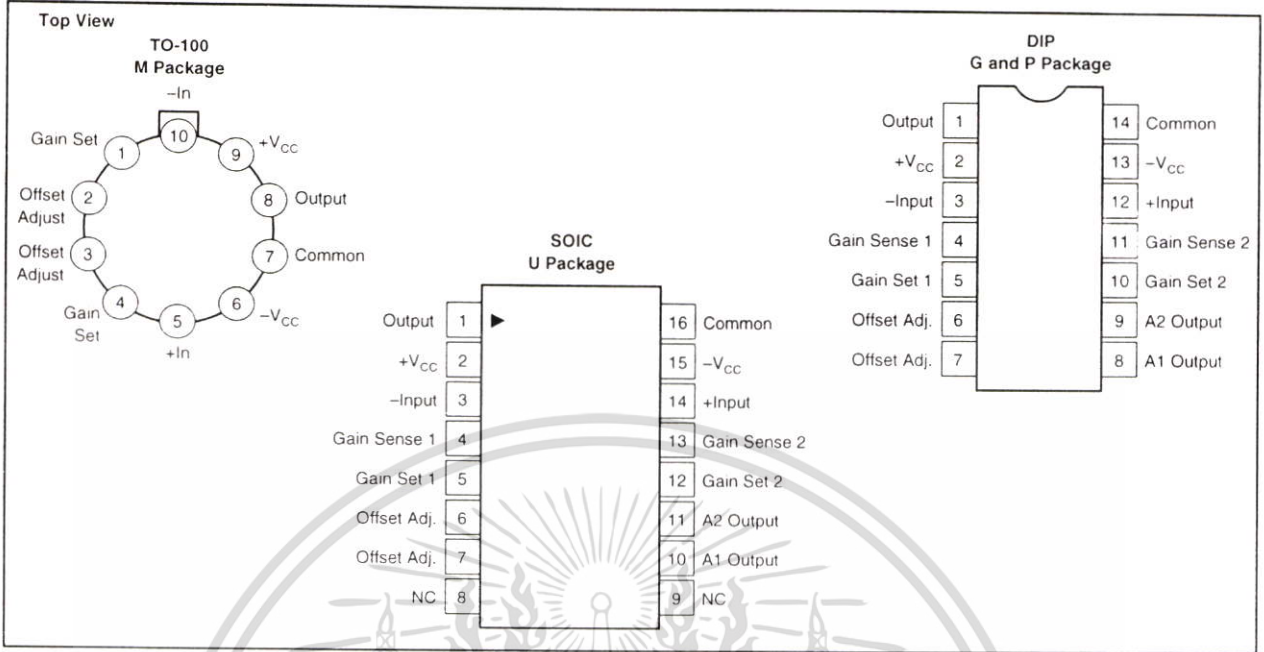


INA101

บริษัท Burr-Brown ผู้ผลิตและจำหน่ายอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชั้นนำระดับโลก ขอแนะนำ INA101 ให้ออกมาสู่ประเทศไทยอย่างเป็นทางการแล้ว

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PIN CONFIGURATIONS



ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	TEMPERATURE RANGE
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	0°C to +70°C
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	0°C to +70°C
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	-55°C to +125°C
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	-55°C to +125°C

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation	600mW
Input Voltage Range	±V _{CC}
Output Short Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature M, G Package	-55°C to +125°C
P, U Package	-25°C to +85°C
Storage Temperature M, G Package	-65°C to +150°C
P, U Package	-40°C to +85°C
Lead Temperature (soldering, 10s) M, G, P Package	+300°C
Lead Temperature (wave soldering, 3s) U Package	+260°C

PACKAGE INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	010
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	211
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	007

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix D of Burr-Brown IC Data Book.

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.

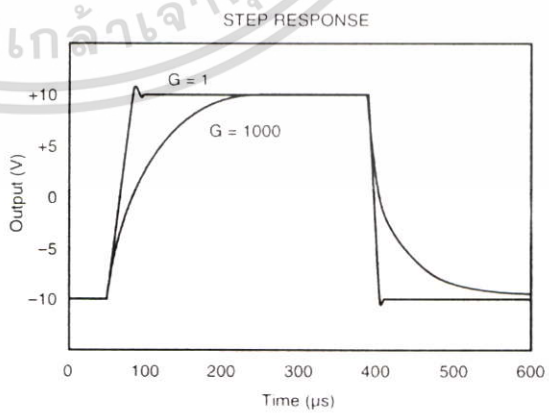
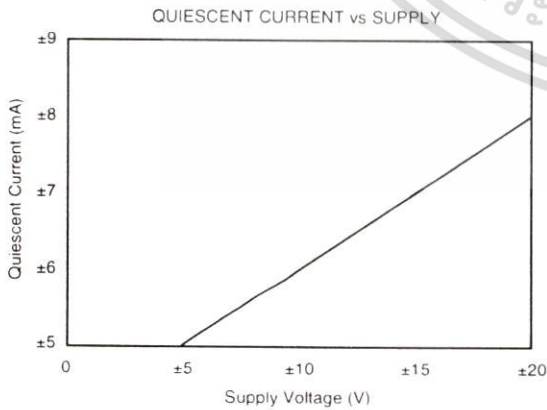
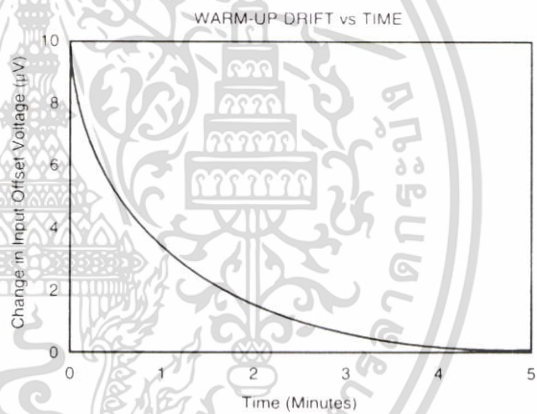
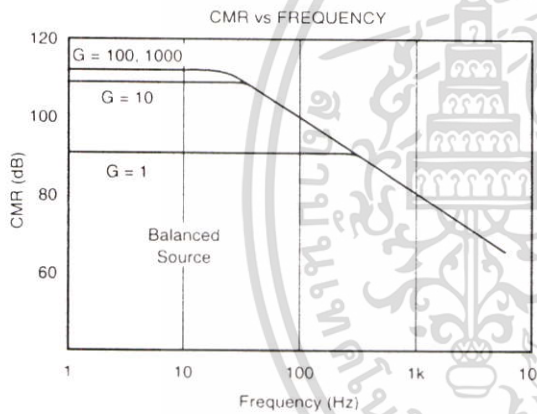
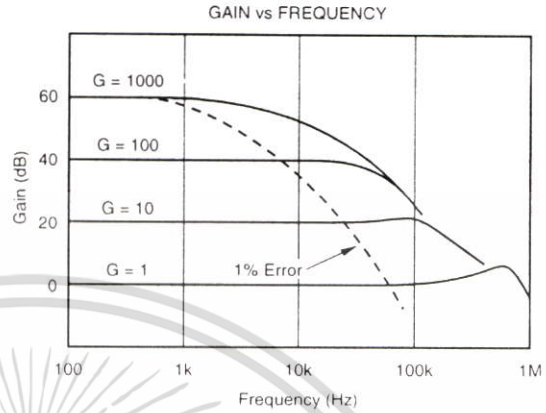
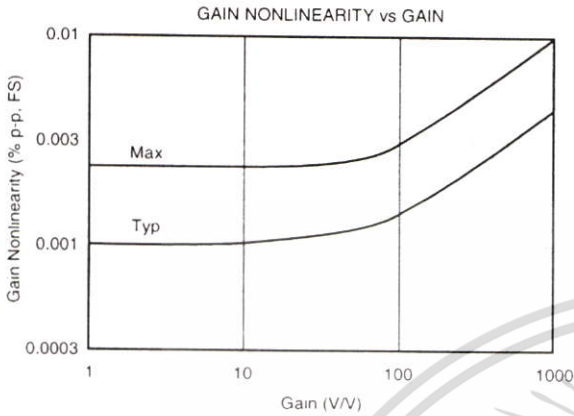
ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั่น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ **INA101** 
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At +25°C, $V_{CC} = \pm 15V$ unless otherwise noted.

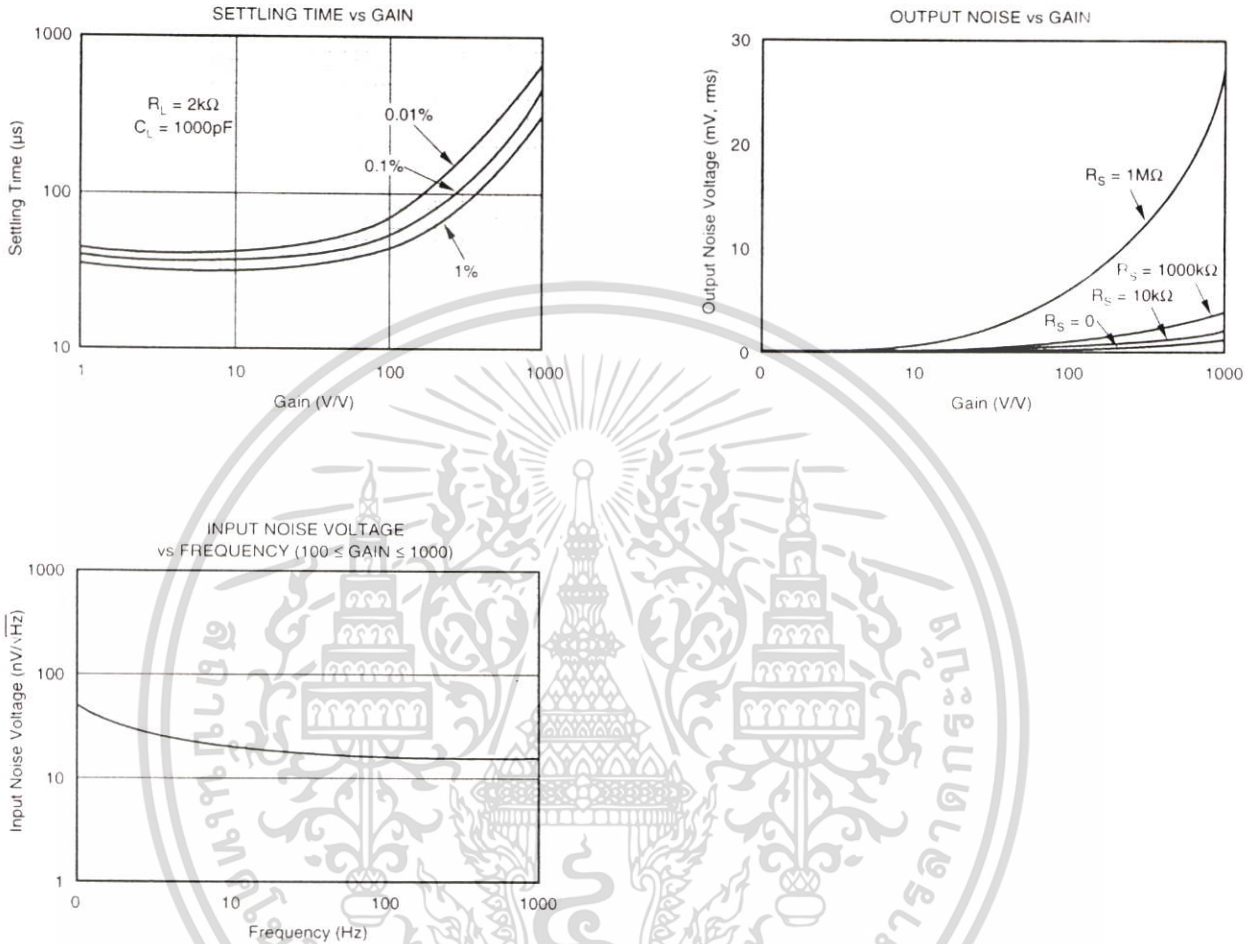


เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At +25°C, $V_{CC} = \pm 15V$ unless otherwise noted.



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA101. (Pin numbers shown are for the TO-100 metal package.) Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output Common terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance greater than 0.1Ω in series with the Common pin will cause common-mode rejection to fall below 106dB.

SETTING THE GAIN

Gain of the INA101 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{40k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

The $40k\Omega$ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA101.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater. The gain sense connections on the DIP and SOL-16 packages (see Figure 2) reduce the gain error produced by wiring or socket resistance.

OFFSET TRIMMING

The INA101 is laser trimmed for low offset voltage and drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows connection of an optional potentiometer connected to the Offset Adjust pins for trimming the input offset voltage. (Pin numbers shown are for the DIP package.) Use this adjustment to null the offset voltage in high gain ($G \geq 100$) with both inputs connected to ground. Do not use this adjustment to null offset produced by the source or other system offset since this will increase the offset voltage drift by $0.3\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ per $100\mu\text{V}$ of adjusted offset.

Offset of the output amplifier usually dominates when the INA101 is used in unity gain ($G = 1$). The output offset

voltage can be adjusted with the optional trim circuit connected to the Common pin as shown in Figure 2. The voltage applied to Common terminal is summed with the output. Low impedance must be maintained at this node to assure good common-mode rejection. The op amp connected as a buffer provides low impedance.

THERMAL EFFECTS ON OFFSET VOLTAGE

To achieve lowest offset voltage and drift, prevent air currents from circulating near the INA101. Rapid changes in temperature will produce a thermocouple effect on the package leads that will degrade offset voltage and drift. A shield or cover that prevents air currents from flowing near the INA101 will assure best performance.

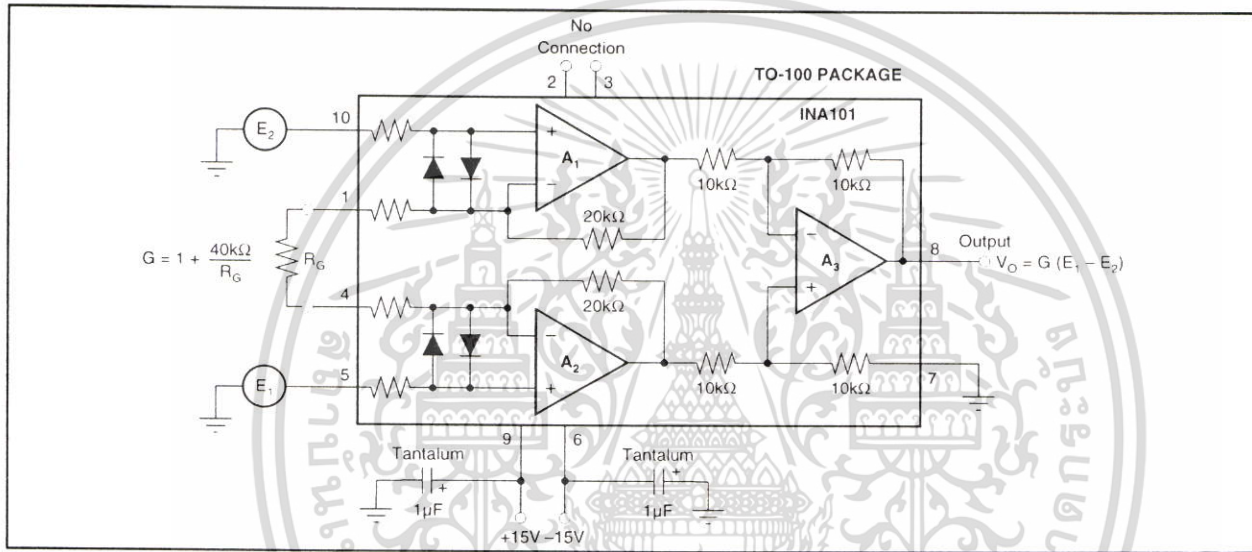


FIGURE 1. Basic Connections.

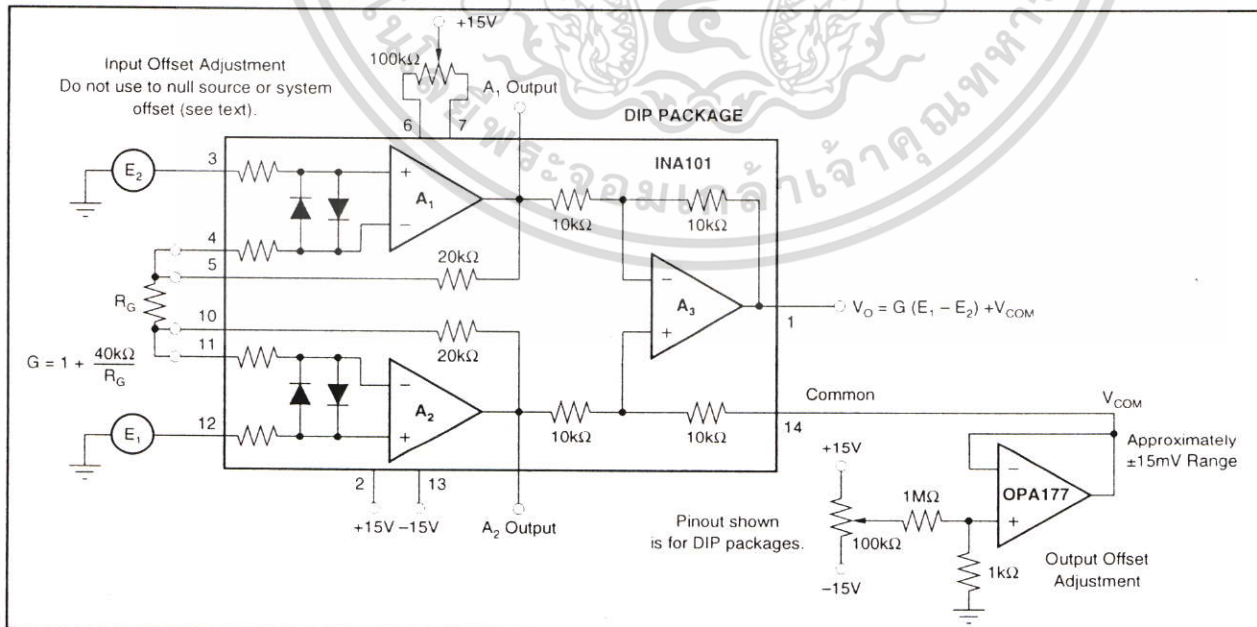


FIGURE 2. Optional Trimming of Input and Output Offset Voltage.



INA101 สารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TL071, TL071A, TL071B, TL072 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion
0.003% Typ
- Low Noise
 $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ Typ at $f = 1 \text{ kHz}$
- High Input Impedance . . . JFET Input Stage
- Internal Frequency Compensation
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . $13 \text{ V}/\mu\text{s}$ Typ
- Common-Mode Input Voltage Range
Includes V_{CC+}

description

The JFET-input operational amplifiers in the TL07_ series are designed as low-noise versions of the TL08_ series amplifiers with low input bias and offset currents and fast slew rate. The low harmonic distortion and low noise make the TL07_ series ideally suited for high-fidelity and audio preamplifier applications. Each amplifier features JFET inputs (for high input impedance) coupled with bipolar output stages integrated on a single monolithic chip.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from -40°C to 85°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C.

AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IOMax} AT 25°C	PACKAGE							
		SMALL OUTLINE (D)†	CHIP CARRIER (FK)	CERAMIC DIP (J)	CERAMIC DIP (JG)	PLASTIC DIP (N)	PLASTIC DIP (P)	TSSOP PACKAGE (PW)	FLAT PACKAGE (W)
0°C to 70°C	10 mV	TL071CD	—	—	—	—	TL071CP	TL071CPWLE	—
	6 mV	TL071ACD	—	—	—	—	TL071ACP	—	—
	3 mV	TL071BCD	—	—	—	—	TL071BCP	—	—
0°C to 70°C	10 mV	TL072CD	—	—	—	—	TL072CP	TL072CPWLE	—
	6 mV	TL072ACD	—	—	—	—	TL072ACP	—	—
	3 mV	TL072BCD	—	—	—	—	TL072BCP	—	—
0°C to 70°C	10 mV	TL074CD	—	—	—	TL074CN	—	TL074CPWLE	—
	6 mV	TL074ACD	—	—	—	TL074ACN	—	—	—
	3 mV	TL074BCD	—	—	—	TL074BCN	—	—	—
-40°C to 85°C	6 mV	TL071ID	—	—	—	—	TL071IP	—	—
		TL072ID TL074ID	—	—	—	TL074IN	—	—	—
-55°C to 125°C	6 mV	—	TL071MFK	—	TL071MJG	—	—	—	—
	6 mV	—	TL072MFK	—	TL072MJG	—	TL072MP	—	—
	9 mV	—	TL074MFK	TL074MJ	—	TL074MN	—	—	TL074MW

† The D package is available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (e.g., TL071CDR). The PW package is only available left-ended taped and reeled (e.g., TL072CPWLE).



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

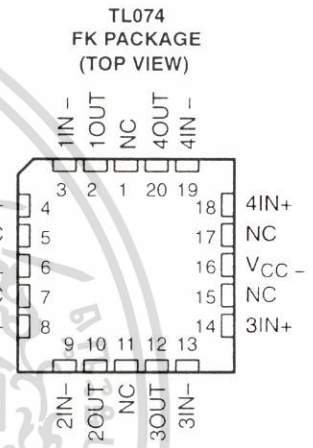
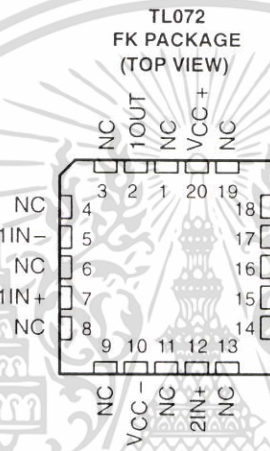
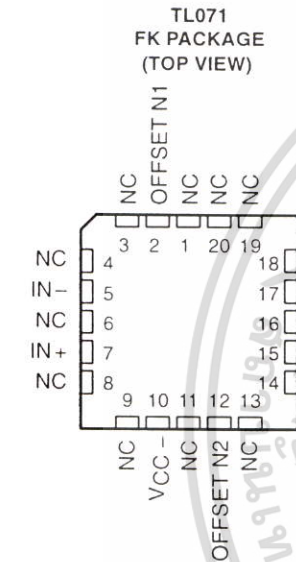
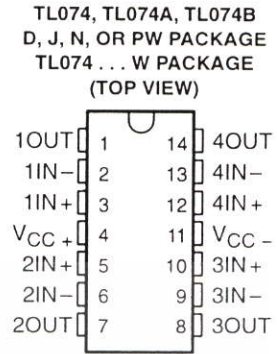
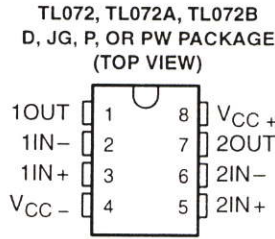
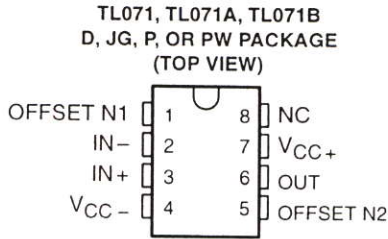
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1996, Texas Instruments Incorporated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

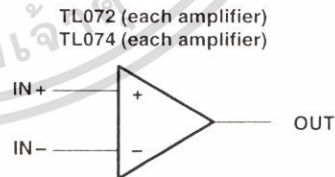
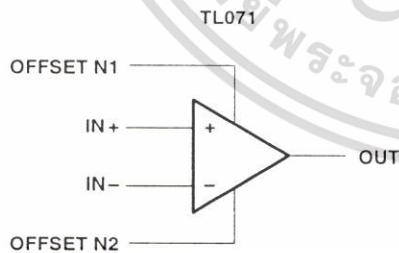
TL071, TL071A, TL071B, TL072 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996



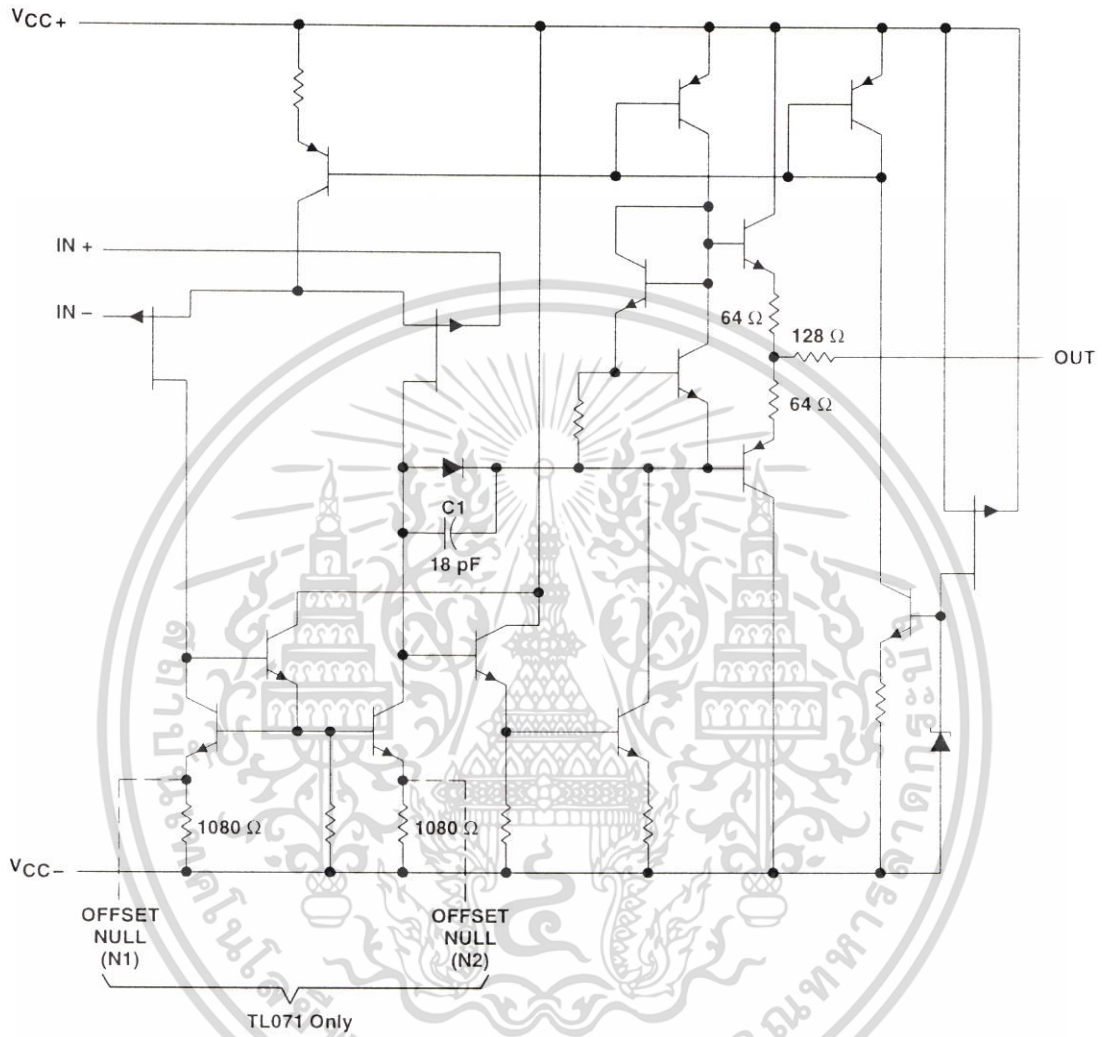
NC – No internal connection

symbols



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

schematic (each amplifier)



All component values shown are nominal.

COMPONENT COUNT†			
COMPONENT TYPE	TL071	TL072	TL074
Resistors	11	22	44
Transistors	14	28	56
JFET	2	4	6
Diodes	1	2	4
Capacitors	1	2	4
epi-FET	1	2	4

† Includes bias and trim circuitry



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	T_A ‡	TL071C TL072C TL074C			TL071AC TL072AC TL074AC			TL071BC TL072BC TL074BC			TL071I TL072I TL074I			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C		3	10		3	6		2	3		3	6	mV
		Full range			13			7.5			5			8	
α_{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	Full range		18			18			18			18	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
I_{IO} Input offset current	$V_O = 0$	25°C		5	100		5	100		5	100		5	100	pA
		Full range			10			2			2			2	nA
I_{IB} Input bias current§	$V_O = 0$	25°C		65	200		65	200		65	200		65	200	pA
		Full range			7			7			7			20	nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	± 11	-12 to 15		± 11	-12 to 15		± 11	-12 to 15		± 11	-12 to 15	V	
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\ \text{k}\Omega$	25°C	± 12	± 13.5		± 12	± 13.5		± 12	± 13.5		± 12	± 13.5	V	
	$R_L \geq 10\ \text{k}\Omega$		± 12			± 12			± 12			± 12			
	$R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	Full range	± 10			± 10			± 10			± 10			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	25°C	25	200		50	200		50	200		50	200	V/mV	
		Full range	15			25			25			25			
B_1 Unity-gain bandwidth		25°C		3			3			3			3	MHz	
r_i Input resistance		25°C		10^{12}			10^{12}			10^{12}			10^{12}	Ω	
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	70	100		75	100		75	100		75	100	dB	
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm}/\Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 9\ \text{V to } \pm 15\ \text{V}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	70	100		80	100		80	100		80	100	dB	
I_{CC} Supply current (each amplifier)	$V_O = 0, \text{ No load}$	25°C		1.4	2.5		1.4	2.5		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$	25°C		120			120			120			120	dB	

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage unless otherwise specified.

‡ Full range is $T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$ for TL07_C, TL07_AC, TL07_BC and is $T_A = -40^\circ\text{C to } 85^\circ\text{C}$ for TL07_I.

§ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 4. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

TL071, TL071A, TL071B, TL072
TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	T_A ‡	TL071M TL072M			TL074M			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50 \Omega$	25°C		3	6		3	9	mV
		Full range			9			15	
α_{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50 \Omega$	Full range		18			18		$\mu V/^\circ C$
I_{IO} Input offset current	$V_O = 0$	25°C		5	100		5	100	pA
		Full range			20			20	nA
I_{IB} Input bias current‡	$V_O = 0$	25°C		65	200		65	200	pA
		Full range			50			50	nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C		-12 ±11 to 15			-12 ±11 to 15		V
		Full range		±12	±13.5		±12	±13.5	V
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10 k\Omega$	25°C		±12	±13.5		±12	±13.5	V
	$R_L \geq 10 k\Omega$	Full range		±12			±12		
	$R_L \geq 2 k\Omega$			±10			±10		
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10$ V, $R_L \geq 2 k\Omega$	25°C		35	200		35	200	V/mV
		Full range		15			15		
B_1 Unity-gain bandwidth	$T_A = 25^\circ C$			3			3		MHz
r_i Input resistance	$T_A = 25^\circ C$			10^{12}			10^{12}		Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}, V_O = 0, R_S = 50 \Omega$	25°C		80	86		80	86	dB
		Full range							
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm} / \Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 9$ V to ± 15 V, $V_O = 0, R_S = 50 \Omega$	25°C		80	86		80	86	dB
		Full range							
I_{CC} Supply current (each amplifier)	$V_O = 0, \text{No load}$	25°C		1.4	2.5		1.4	2.5	μA
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$	25°C		120			120		dB

† Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 4. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

‡ All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage unless otherwise specified. Full range is $T_A = -55^\circ C$ to $125^\circ C$.



TL071, TL071A, TL071B, TL072
TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TL07xM			ALL OTHERS			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
SR	Slew rate at unity gain $V_I = 10\text{ V}$, $C_L = 100\text{ pF}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, See Figure 1	5	13		8	13		$\text{V}/\mu\text{s}$
t_r	Rise time overshoot factor $V_I = 20\text{ mV}$, $C_L = 100\text{ pF}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, See Figure 1		0.1			0.1		μs
			20%			20%		
V_n	Equivalent input noise voltage $R_S = 20\ \Omega$	$f = 1\text{ kHz}$		18		18		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f = 10\text{ Hz to } 10\text{ kHz}$		4		4		μV
I_n	Equivalent input noise current $R_S = 20\ \Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		0.01			0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
THD	Total harmonic distortion $V_{I\text{rms}} = 6\text{ V}$, $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		0.003%			0.003%		

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

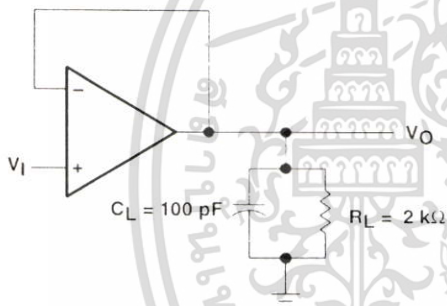


Figure 1. Unity-Gain Amplifier

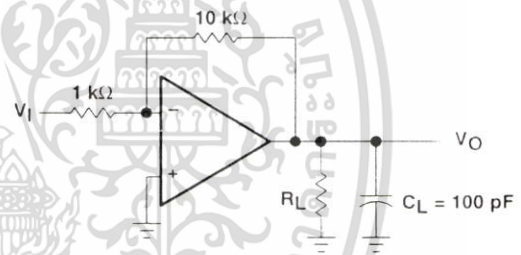


Figure 2. Gain-of-10 Inverting Amplifier

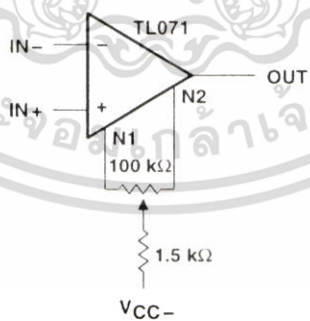


Figure 3. Input Offset Voltage Null Circuit

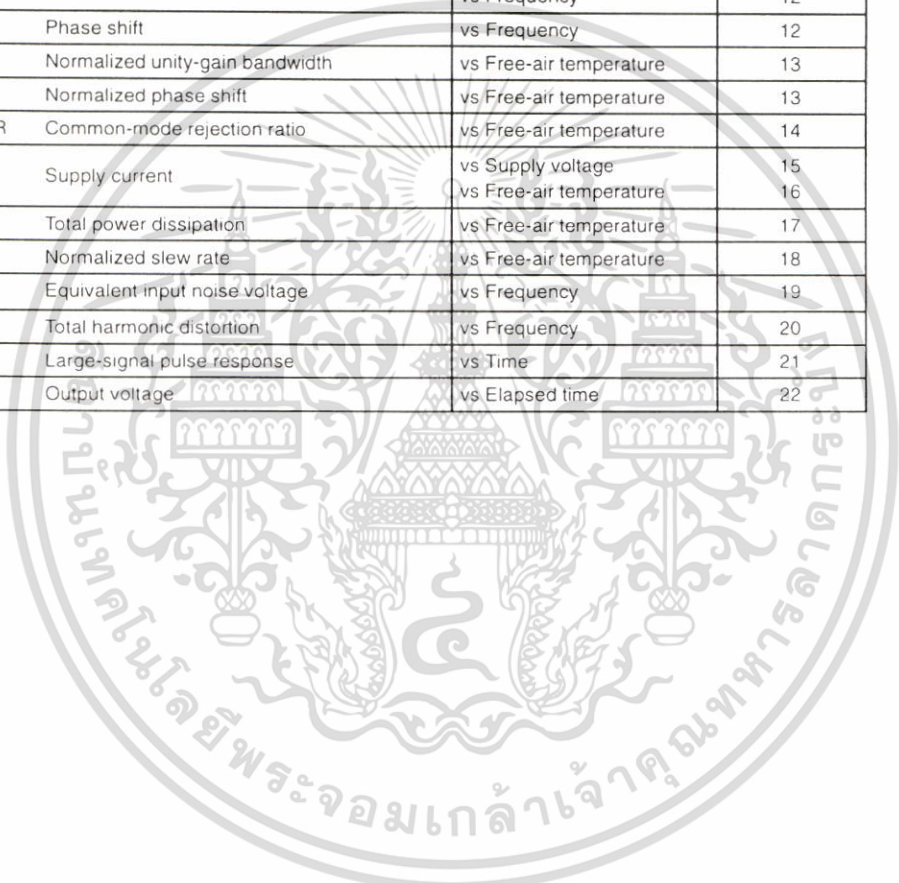


TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS

Table of Graphs

			FIGURE
I_{IB}	Input bias current	vs Free-air temperature	4
V_{OM}	Maximum output voltage	vs Frequency	5, 6, 7
		vs Free-air temperature	8
		vs Load resistance	9
		vs Supply voltage	10
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	vs Free-air temperature	11
		vs Frequency	12
	Phase shift	vs Frequency	12
	Normalized unity-gain bandwidth	vs Free-air temperature	13
	Normalized phase shift	vs Free-air temperature	13
$CMRR$	Common-mode rejection ratio	vs Free-air temperature	14
I_{CC}	Supply current	vs Supply voltage	15
		vs Free-air temperature	16
P_D	Total power dissipation	vs Free-air temperature	17
		Normalized slew rate	vs Free-air temperature
V_n	Equivalent input noise voltage	vs Frequency	19
THD	Total harmonic distortion	vs Frequency	20
	Large-signal pulse response	vs Time	21
V_O	Output voltage	vs Elapsed time	22



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS†

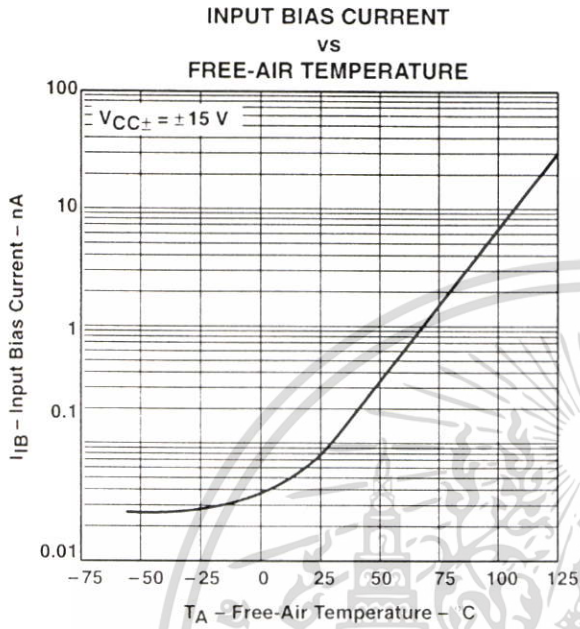


Figure 4

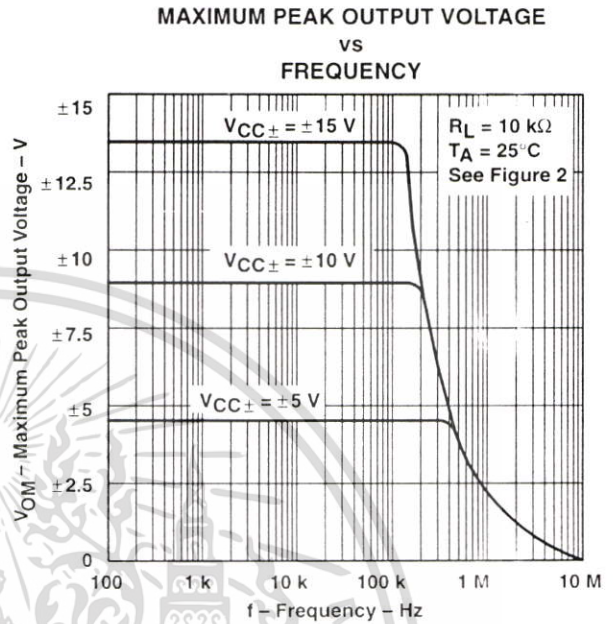


Figure 5

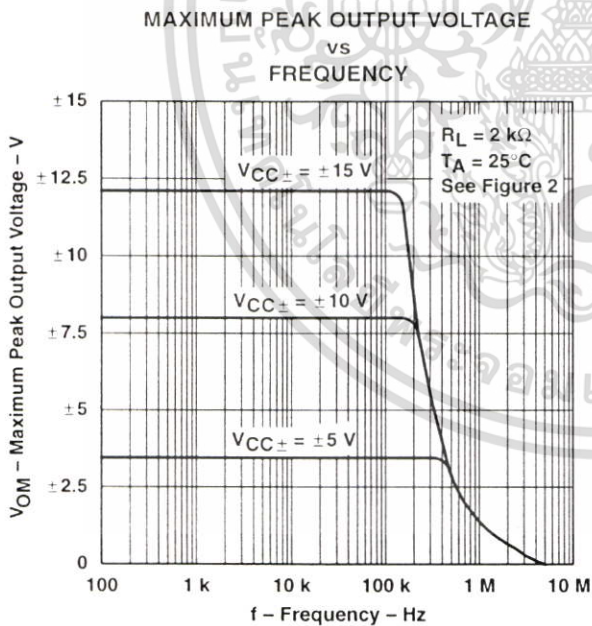


Figure 6

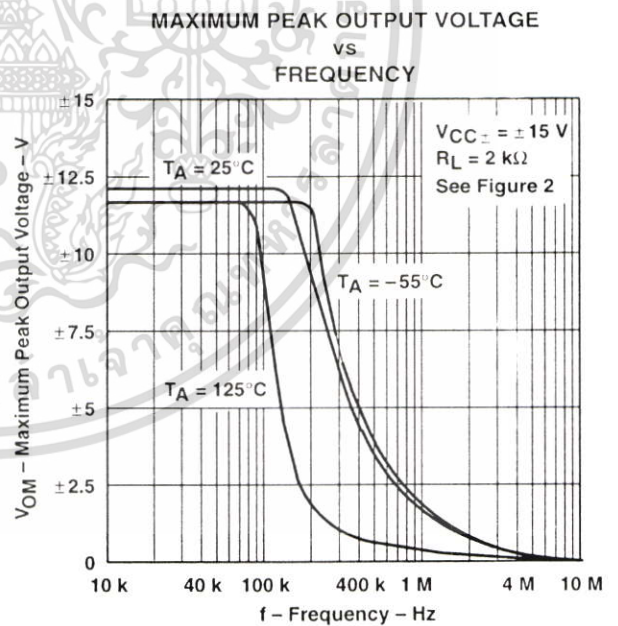


Figure 7

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS†

MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
 vs
 FREE-AIR TEMPERATURE

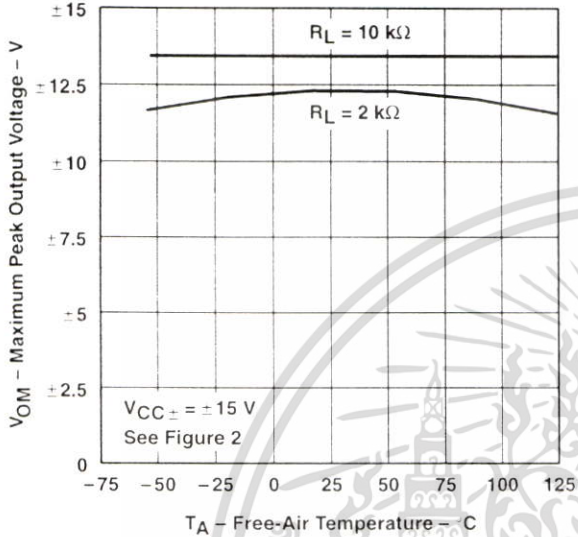


Figure 8

MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
 vs
 LOAD RESISTANCE

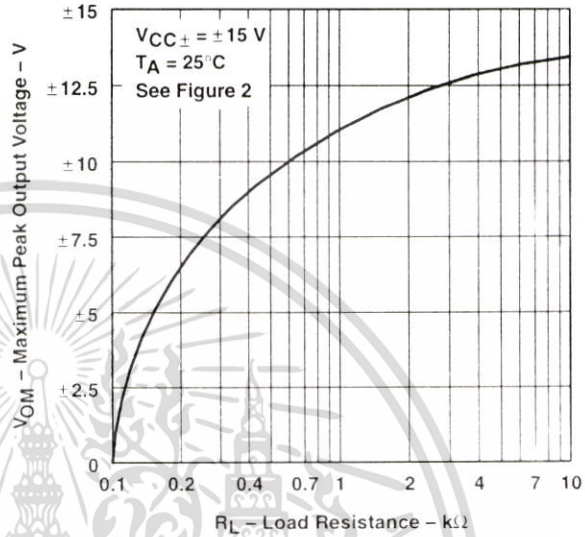


Figure 9

MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
 vs
 SUPPLY VOLTAGE

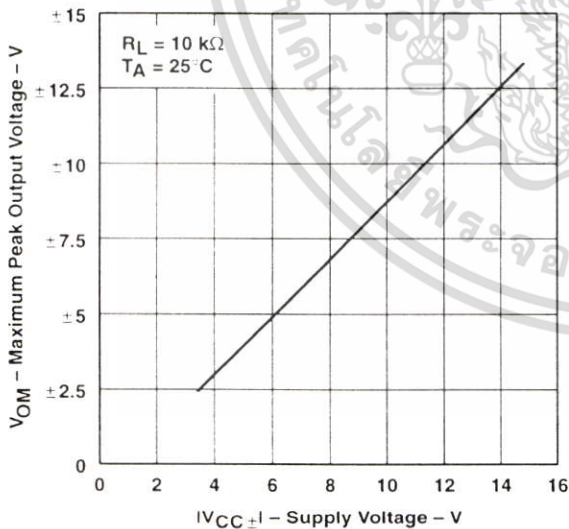


Figure 10

LARGE-SIGNAL
 DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 vs
 FREE-AIR TEMPERATURE

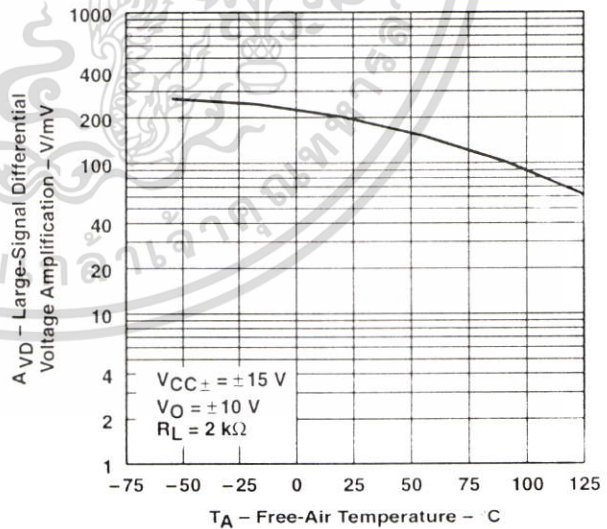


Figure 11

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS†

**LARGE-SIGNAL
 DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 AND PHASE SHIFT
 vs
 FREQUENCY**

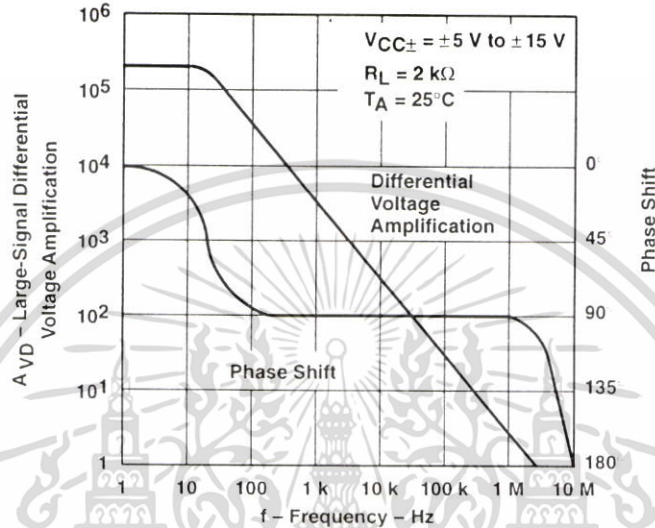


Figure 12

**NORMALIZED UNITY-GAIN BANDWIDTH
 AND PHASE SHIFT
 vs
 FREE-AIR TEMPERATURE**

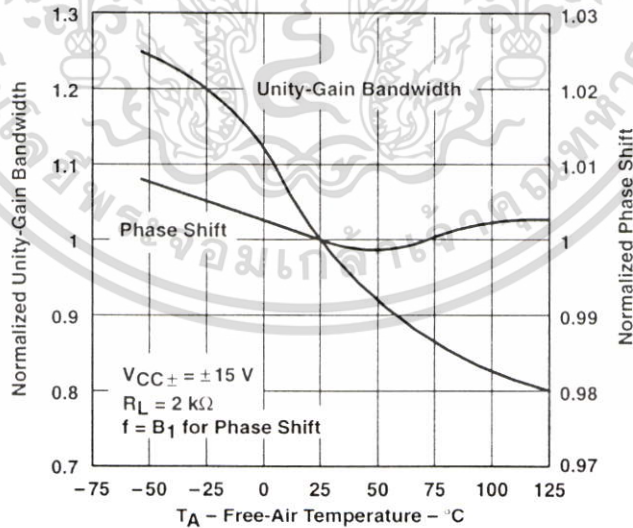


Figure 13

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS†

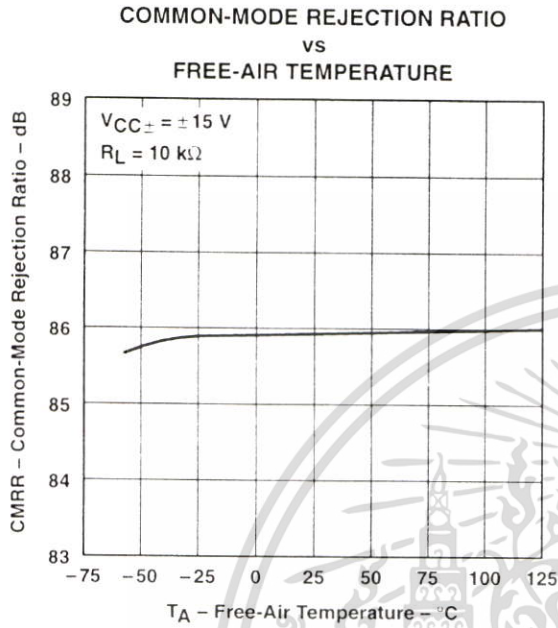


Figure 14

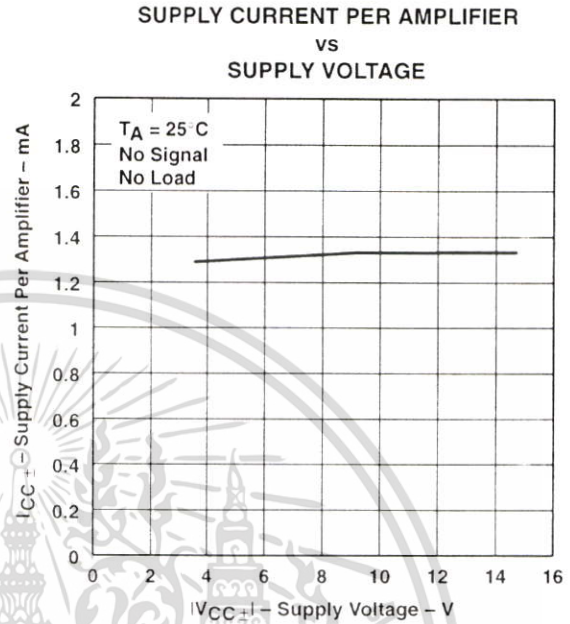


Figure 15

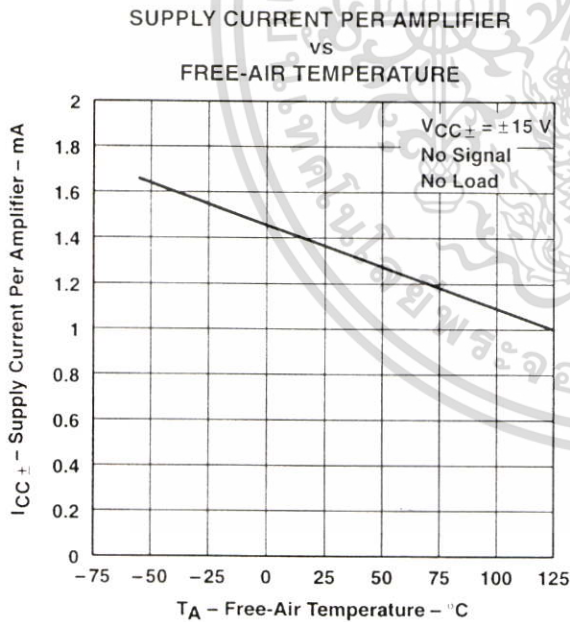


Figure 16

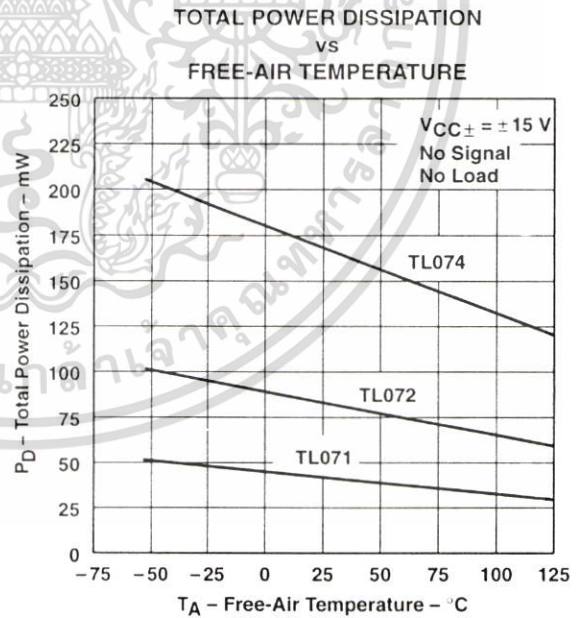


Figure 17

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

TYPICAL CHARACTERISTICS

NORMALIZED SLEW RATE
 vs
 FREE-AIR TEMPERATURE

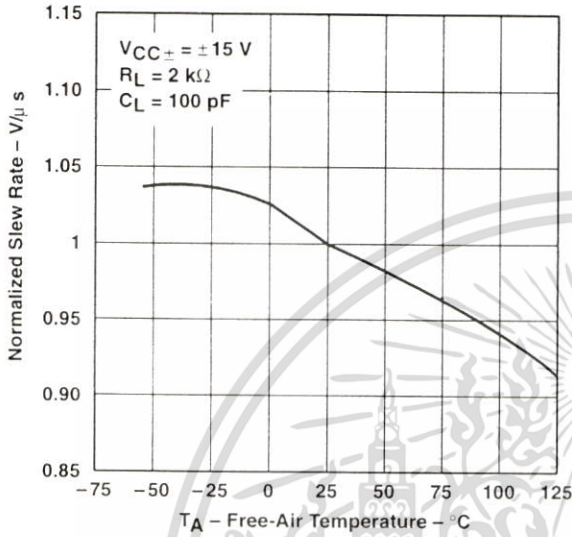


Figure 18

EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE
 vs
 FREQUENCY

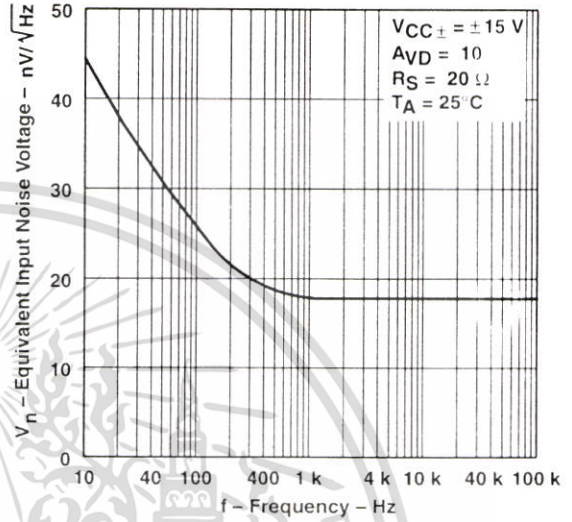


Figure 19

TOTAL HARMONIC DISTORTION
 vs
 FREQUENCY

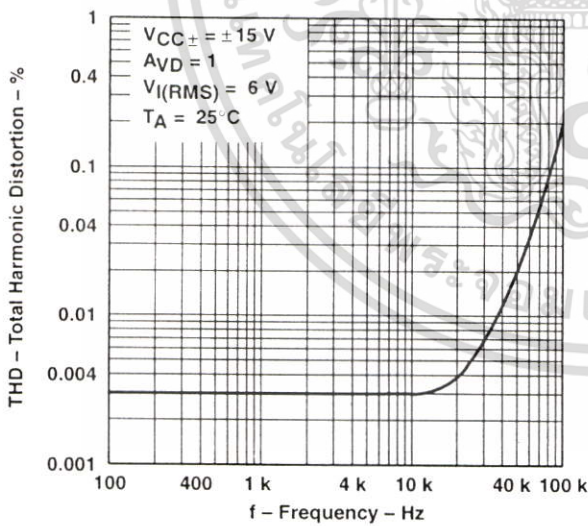


Figure 20

VOLTAGE-FOLLOWER
 LARGE-SIGNAL PULSE RESPONSE

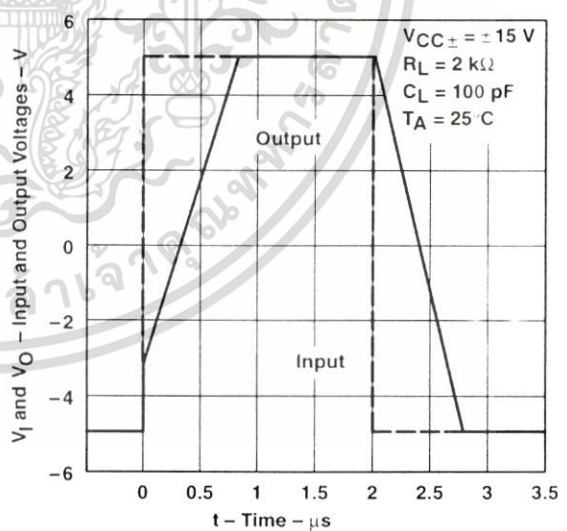
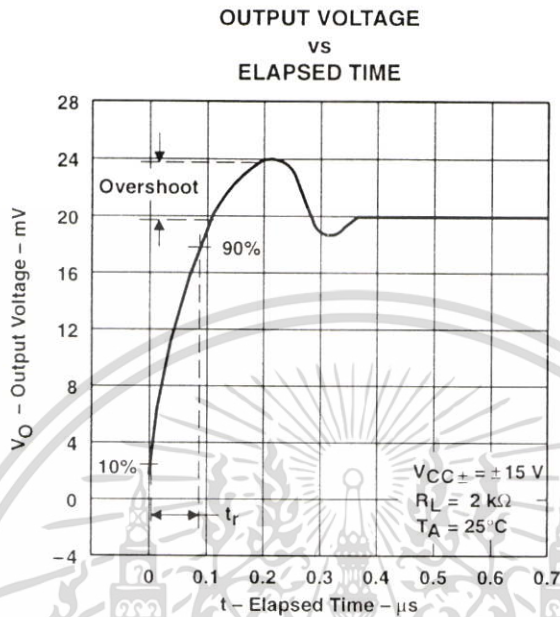


Figure 21



TYPICAL CHARACTERISTICS



APPLICATION INFORMATION

Table of Application Diagrams

APPLICATION DIAGRAM	PART NUMBER	FIGURE
0.5-Hz square-wave oscillator	TL071	23
High-Q notch filter	TL071	24
Audio-distribution amplifier	TL074	25
100-kHz quadrature oscillator	TL072	26
AC amplifier	TL071	27

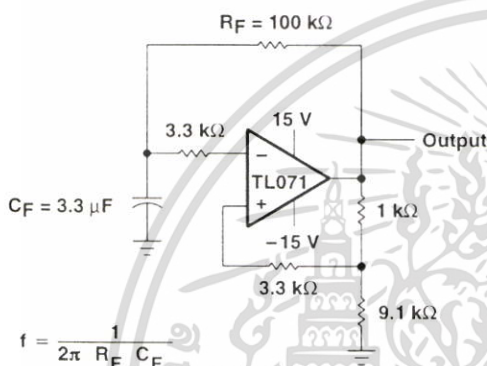


Figure 23. 0.5-Hz Square-Wave Oscillator

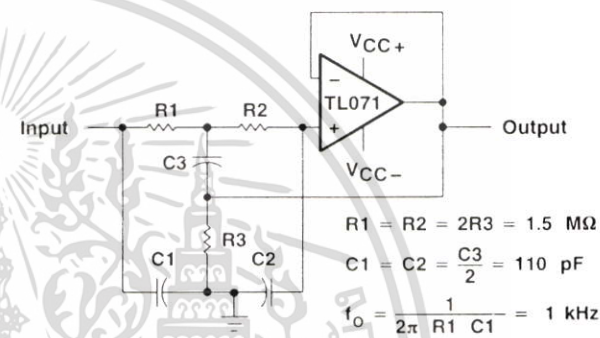


Figure 24. High-Q Notch Filter

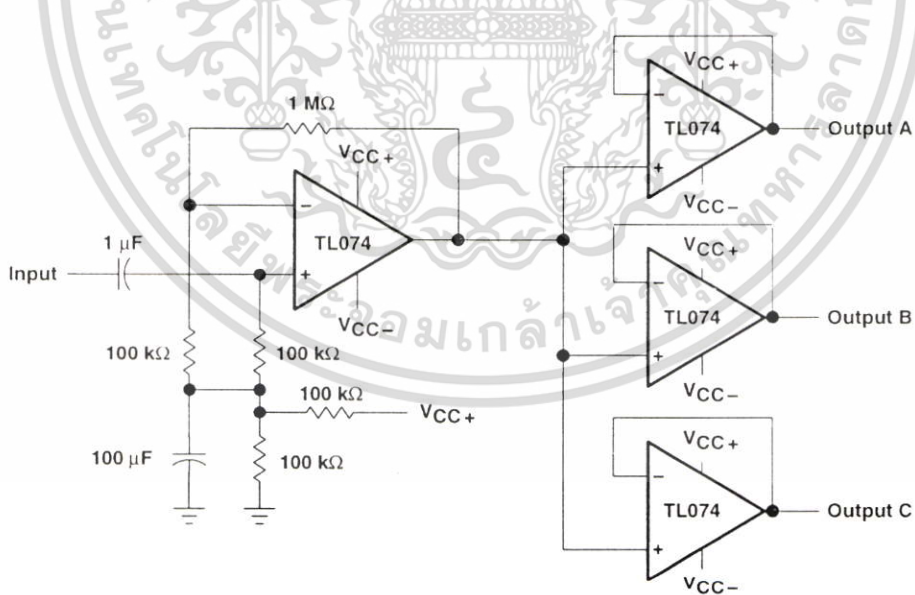
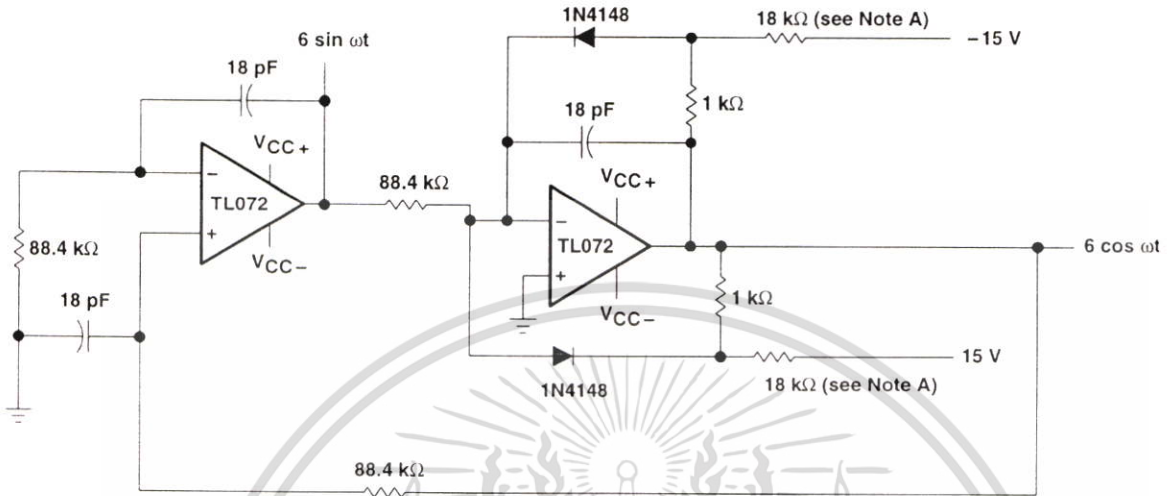


Figure 25. Audio-Distribution Amplifier



TL071, TL071A, TL071B, TL072
 TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
 LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

APPLICATION INFORMATION



NOTE A: These resistor values may be adjusted for a symmetrical output.

Figure 26. 100-kHz Quadrature Oscillator

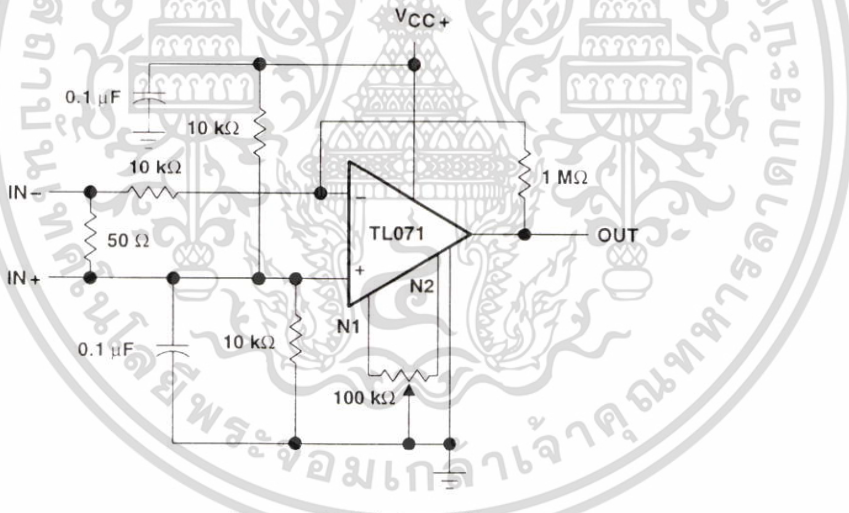


Figure 27. AC Amplifier

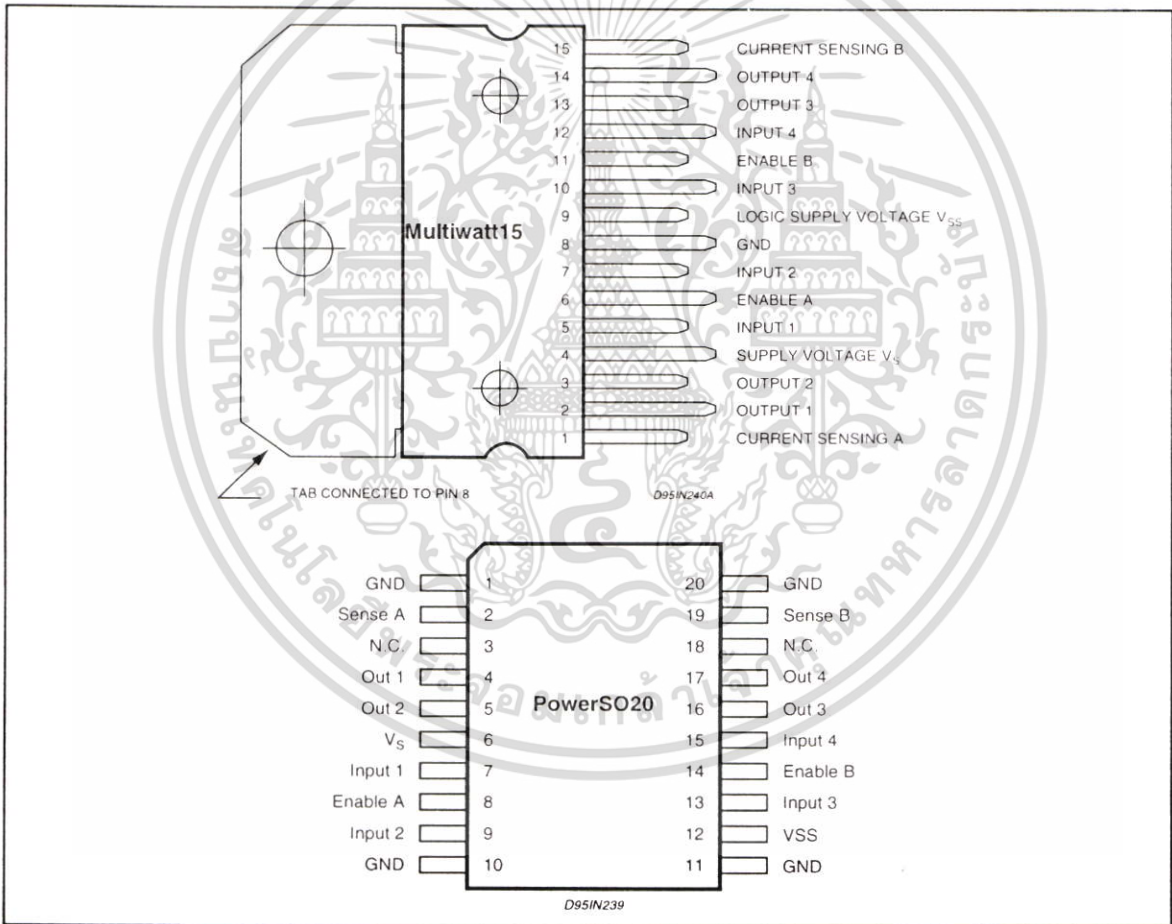


POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_S	Power Supply	50	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage	7	V
V_I, V_{en}	Input and Enable Voltage	-0.3 to 7	V
I_O	Peak Output Current (each Channel)		
	- Non Repetitive ($t = 100\mu s$)	3	A
	- Repetitive (80% on -20% off; $t_{on} = 10ms$)	2.5	A
	- DC Operation	2	A
V_{sens}	Sensing Voltage	-1 to 2.3	V
P_{tot}	Total Power Dissipation ($T_{case} = 75^\circ C$)	25	W
T_{op}	Junction Operating Temperature	-25 to 130	$^\circ C$
T_{stg}, T_j	Storage and Junction Temperature	-40 to 150	$^\circ C$

PIN CONNECTIONS (top view)



THERMAL DATA

Symbol	Parameter		PowerSO20	Multiwatt15	Unit
$R_{th\ j-case}$	Thermal Resistance Junction-case	Max.	-	3	$^\circ C/W$
$R_{th\ j-amb}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max.	13 (*)	35	$^\circ C/W$

(*) Mounted on aluminum substrate

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
T ₁ (V _i)	Source Current Turn-off Delay	0.5 V _i to 0.9 I _L (2); (4)		1.5		μs
T ₂ (V _i)	Source Current Fall Time	0.9 I _L to 0.1 I _L (2); (4)		0.2		μs
T ₃ (V _i)	Source Current Turn-on Delay	0.5 V _i to 0.1 I _L (2); (4)		2		μs
T ₄ (V _i)	Source Current Rise Time	0.1 I _L to 0.9 I _L (2); (4)		0.7		μs
T ₅ (V _i)	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V _i to 0.9 I _L (3); (4)		0.7		μs
T ₆ (V _i)	Sink Current Fall Time	0.9 I _L to 0.1 I _L (3); (4)		0.25		μs
T ₇ (V _i)	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V _i to 0.9 I _L (3); (4)		1.6		μs
T ₈ (V _i)	Sink Current Rise Time	0.1 I _L to 0.9 I _L (3); (4)		0.2		μs
f _c (V _i)	Commutation Frequency	I _L = 2A		25	40	KHz
T ₁ (V _{en})	Source Current Turn-off Delay	0.5 V _{en} to 0.9 I _L (2); (4)		3		μs
T ₂ (V _{en})	Source Current Fall Time	0.9 I _L to 0.1 I _L (2); (4)		1		μs
T ₃ (V _{en})	Source Current Turn-on Delay	0.5 V _{en} to 0.1 I _L (2); (4)		0.3		μs
T ₄ (V _{en})	Source Current Rise Time	0.1 I _L to 0.9 I _L (2); (4)		0.4		μs
T ₅ (V _{en})	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V _{en} to 0.9 I _L (3); (4)		2.2		μs
T ₆ (V _{en})	Sink Current Fall Time	0.9 I _L to 0.1 I _L (3); (4)		0.35		μs
T ₇ (V _{en})	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V _{en} to 0.9 I _L (3); (4)		0.25		μs
T ₈ (V _{en})	Sink Current Rise Time	0.1 I _L to 0.9 I _L (3); (4)		0.1		μs

- 1) 1) Sensing voltage can be -1 V for t ≤ 50 μsec, in steady state V_{sens} min ≥ -0.5 V.
- 2) See fig. 2.
- 3) See fig. 4.
- 4) The load must be a pure resistor.

Figure 1 : Typical Saturation Voltage vs. Output Current.

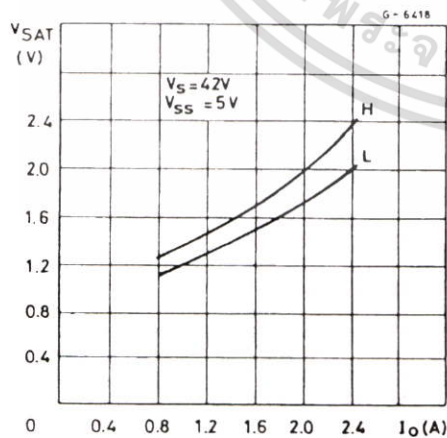
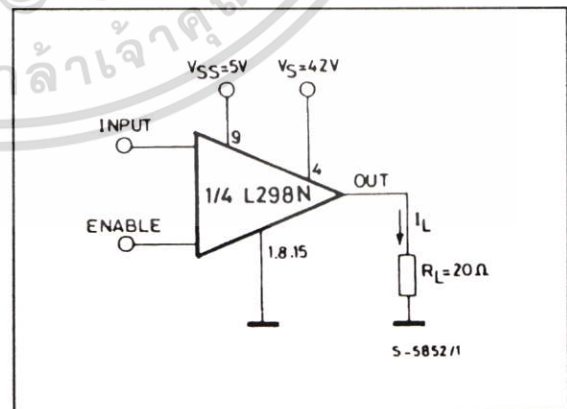


Figure 2 : Switching Times Test Circuits.



Note : For INPUT Switching, set EN = H
For ENABLE Switching, set IN = H

Figure 5 : Sink Current Delay Times vs. Input 0 V Enable Switching.

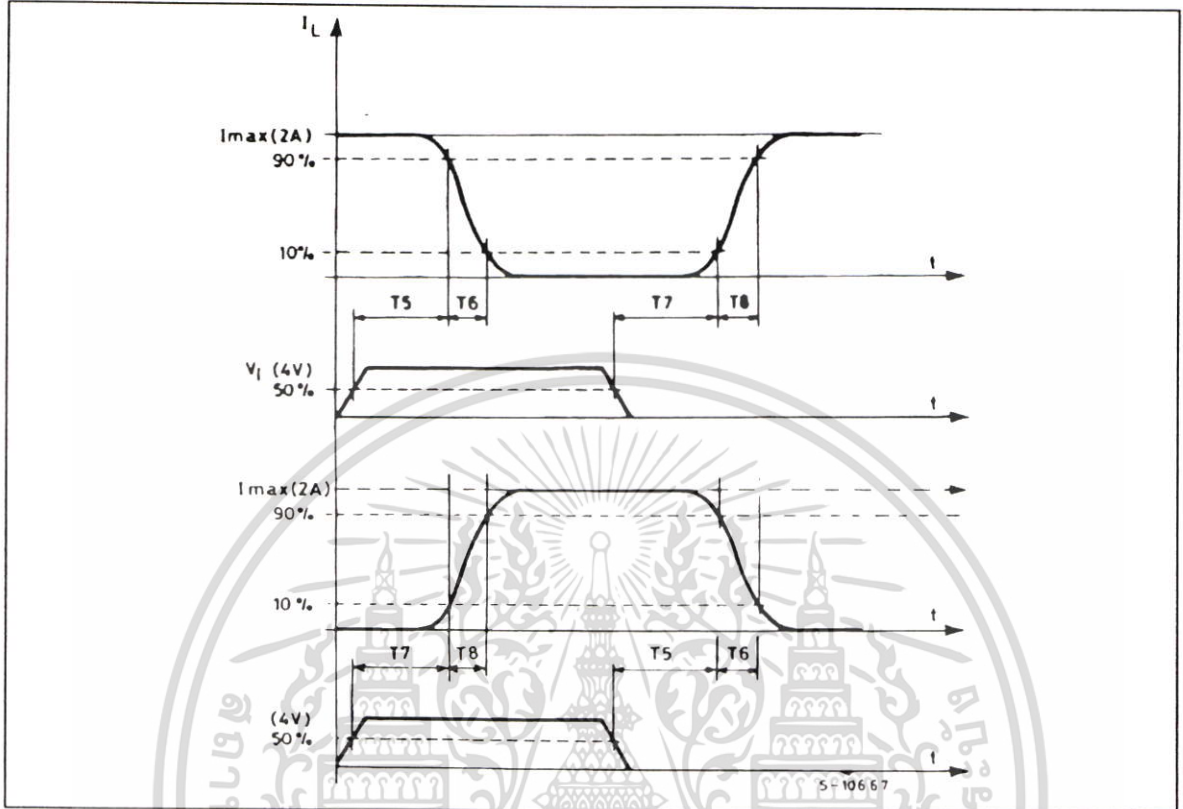
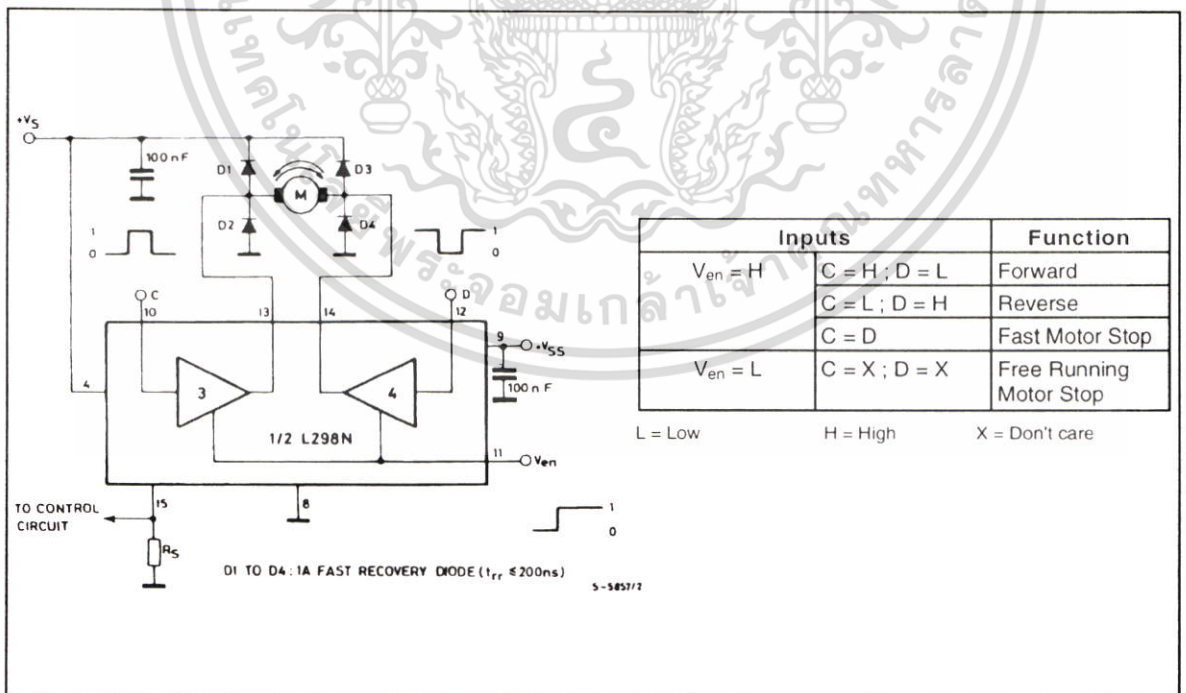


Figure 6 : Bidirectional DC Motor Control.



This solution can drive until 3 Amps In DC operation and until 3.5 Amps of a repetitive peak current.

On Fig 8 it is shown the driving of a two phase bipolar stepper motor ; the needed signals to drive the inputs of the L298 are generated, in this example, from the IC L297.

Fig 9 shows an example of P.C.B. designed for the application of Fig 8.

Figure 8 : Two Phase Bipolar Stepper Motor Circuit.

This circuit drives bipolar stepper motors with winding currents up to 2 A. The diodes are fast 2 A types.

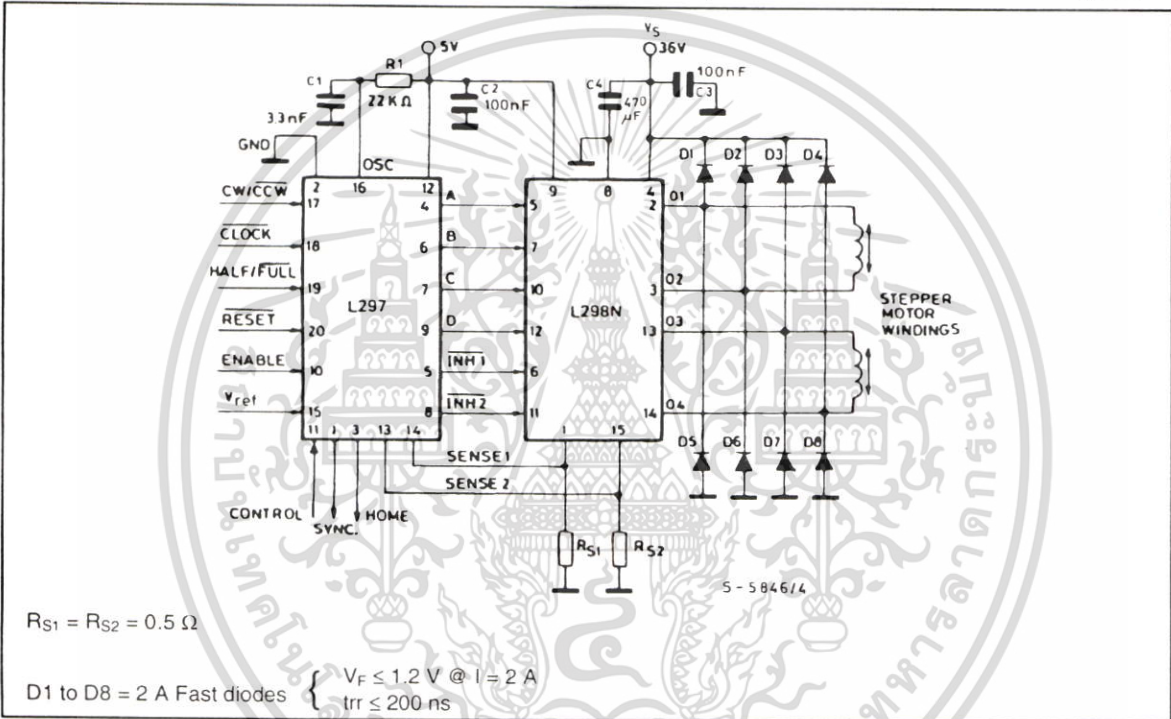


Fig 10 shows a second two phase bipolar stepper motor control circuit where the current is controlled by the I.C. L6506.