เครื่องวัดการหายใจด้วยวิธีวัดอิมพิเดนซ์

Respiration Monitor by Impedance Method

โดย

นาย ณัฐพงศ์ ธนาสารรณ

นาย วรวิทย์ สันติธรรมากร

วัน เดือน ปี 24 ก.ค. 2544
เลขทะเบียน 039175
เลขเรียกหนังสือ T ADM3 ณ339ป

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

039175

เครื่องวัดการหายใจด้วยวิธีวัดอิมพิเดนซ์

Respiration Monitor by Impedance Method

โดย

นาย ณัฐพงศ์ ธนาสุวรรณ

นาย วรวิทย์ สันติธรรมากร

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร. กิตติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงงานเรื่อง(ภาษาไทย) เครื่องวัดการหายใจด้วยวิธีวัดอิมพีแดนซ์

(ภาษาอังกฤษ) Respiration Monitor by Impedance Method

จัดทำโดย นาย ณัฐพงศ์ ธนาสุวรรณ

นาย วรวิทย์ สันติธรรมากร

อาจารย์ที่ปรึกษา ดร.กิติพล ชิตสกุล

โครงงานนี้ได้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร.กิติพล ชิตสกุล)

วันที่ 26 / 3 / 41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงงานนี้ดำเนินลุล่วงไปด้วยดี ด้วยคำปรึกษาและการช่วยที่ดีๆ จาก ดร.กิติพล ชิตสกุล ทั้งทางวิชาการและเครื่องไม้เครื่องมือต่างๆ อันเป็นประโยชน์ต่อการดำเนินโครงงานนี้เป็นอย่างมาก รวมทั้งเพื่อนๆน้องๆที่ให้ความช่วยเหลือทั้งทางด้านอุปกรณ์และกำลังใจ ซึ่งทำให้โครงงานนี้ดำเนินไปได้ด้วยดี แม้จะเกิดอุปสรรคบ้างแต่ก็สามารถผ่านออกไปได้ ผู้จัดทำจึงขอขอบคุณทุกคนมา ณ โอกาสนี้ด้วยครับ.

นาย ณัฐพงศ์ ธนาสุวรรณ

นาย วรวิทย์ สันติธรรมากร

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดการหายใจด้วยวิธีวัดอิมพิแดนซ์

นาย ณัฐพงศ์ ธนาสุวรรณ
นาย วรวิทย์ สันติธรรมากร
ดร.กิติพล ชิลสกุล (อาจารย์ที่ปรึกษา)
ปีการศึกษา 2540

บทคัดย่อ

ในปริญญานิพนธ์นี้ กล่าวถึงวิธีการออกแบบและอธิบายหลักการของเครื่องวัดการหายใจด้วยวิธีวัดอิมพีแดนซ์ อันดับแรกอธิบายถึงการพิจารณาแนวความคิดการประยุกต์การวัดอิมพีแดนซ์ในร่างกายมนุษย์ หลังจากนั้นก็จะกล่าวถึงการวัดส่วนต่างๆทั้งระบบ พื้นฐานของการวัดอิมพีแดนซ์ คือ ป้อนกระแสไฟฟ้าสลับ 4 มิลลิแอมป์ ความถี่ 100 กิโลเฮิร์ท ผ่านไปยังทรวงอกด้วยคู่ของอิเลคโทรดฉายเข้า ส่วนอีกคู่หนึ่งของอิเลคโทรดก็จะทำการแปลงสัญญาณแรงดันตกคร่อมของทรวงอกออกมา หลังจากนั้นเราก็จะใช้ผลของสัญญาณที่ได้แปลงสัญญาณอนาลอกไปเป็นสัญญาณดิจิตอล ท้ายสุดเราก็จะนำผลของสัญญาณที่ได้ไปคำนวณอัตราการหายใจและแสดงผลของสัญญาณที่ไมโครคอมพิวเตอร์.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Respiration Monitor by Impedance Method

Mr.Nutthapong Thanasuwan

Mr.Worawit Santitammakorn

Dr.Kitiphol Chitsakul (Advisor)

Educational Year 1997

Abstract

This thesis presents a design and implementation of a Respiration Monitor by Impedance Method. We firstly discuss to the concept of impedance method applied to human body, then our measuring system is discussed. Based on impedance measurement, the alternating current of 4 mA, 100 KHz is passed though the chest via a pair of electrode. The other pair is used to detect the variation of the impedance by mean of the voltage dropped on the chest wall. After that we used results arrived change analog to digital. Finally calculated pulse rate and show signal by micro computer.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
Abstract	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	IX
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของโครงงาน	1
1.2 ระบบการวัดและแสดงผล	1
1.3 โครงร่างของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2 หลักการของการวัดอิมพิแดนซ์	3
2.1 ค่าความต้านทานจำเพาะของสารชีวภาพ	3
บทที่ 3 ลักษณะพื้นฐานของเครื่องมือวัดการหายใจ	9
3.1 ระบบของเครื่องวัดการหายใจ	9
3.1.1 ภาคจ่ายกระแส	9
3.1.2 ภาคตรวจรับ	9
3.1.3 ภาคขยายและปรับปรุง	10
3.1.4 ภาคบันทึกและแสดงผล	10
3.2 สิ่งที่ควรพิจารณาในการตรวจวัดสัญญาณ	10
3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณทางการแพทย์	11
3.3.1 ช่วงการทำงาน (Range)	11
3.3.2 ความไว (Sensitivity)	11
3.3.3 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)	11
3.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)	12
3.3.5 ความแม่นยำ (Accurary)	12
3.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)	12
3.3.7 เสถียรภาพ (Stability)	12
3.3.8 การแยกออก (Isolation)	13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
3.3.9 ความง่าย (Simplicity)	13
3.4 วงจรที่ใช้ในทางชีววิทยา (Bilogical Amplifier)	13
3.4.1 อัตราการขยายสัญญาณสูง	13
3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง	14
3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ	14
3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม	15
บทที่ 4 ทฤษฎีการสื่อสารพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ	17
4.1 การส่งข้อมูลขนานและอนุกรม	17
4.2 ทิศทางของการส่งผ่านข้อมูล	21
4.3 การแปลงรูปแบบข้อมูลแบบขนานไปเป็นแบบอนุกรม	22
4.4 การส่งข้อมูลแบบอะซิงค์โครนัสและซิงค์โครนัส	23
4.4.1 อะซิงค์โครนัส ซีเรียล ลิงค์-เลเวล โปรโตคอล	25
4.4.2 ซิงคโครนัส ซีเรียล ลิงค์-เลเวล โปรโตคอล	27
4.5 การสื่อสารแบบอนุกรมตามมาตรฐาน RS 232-C	28
4.5.1 คุณสมบัติของสัญญาณไฟฟ้า	29
4.5.2 คุณสมบัติทางกลของการอินเตอร์เฟส	33
4.5.3 ลักษณะการทำงานของเซอร์กิตต่างๆ	35
บทที่ 5 วงจรพื้นฐานของการวัดการหายใจ	37
5.1 วงจรขยายสัญญาณผลต่าง (Differential Amplifier)	37
5.2 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier)	39
5.3 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น (Instrumentation Amplifier)	39
5.4 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)	41
5.5 วงจรแยกสัญญาณ (Opto Isolator)	41
5.6 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล (Analog to Digital Converter)	43
บทที่ 6 การทำงานและการออกแบบเครื่องวัดการหายใจ	45
6.1 การทำงานและการออกแบบวงจรภาคส่ง	45
6.1.1 วงจรส่วนกำเนิดความถี่	45
6.1.2 วงจรเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแส	46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
6.2 อิเล็คโทรด	46
6.3 การทำงานและการออกแบบของวงจรภาครับ	47
6.3.1 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น (Instrumentation Amplifier)	47
6.3.2 วงจรเปลี่ยนแรงดันกระแสสลับเป็นแรงดันกระแสตรง (Precision AC to DC Converter)	47
6.3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบอินเวอร์ติ้ง (Low Pass Filter)	48
6.3.4 วงจรขยายแบบ นอน-อินเวอร์ติ้ง (Non-Inverting Amplier)	48
6.4 การทำงานและการออกแบบวงจรส่วนการสื่อสารอนุกรม RS-232	49
6.5 การทำงานและการออกแบบวงจร DC to DC Converter	49
บทที่ 7 การทดสอบคุณสมบัติของวงจรภาคต่างๆ	54
7.1 การทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง	54
7.2 การทดสอบ CMRR ของวงจร Instrumentation Amplifier	58
7.3 การทดสอบวงจร DC to DC Converter	64
7.3.1 การทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน +6V	64
7.3.2 การทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน -6V	65
7.3.3 การทดสอบการกินกระแสของภาคส่งและภาครับที่ใช้แรงดัน± 6 V	66
7.4 การทดสอบวงจร A / D Converter และการทดสอบ Program	67
บทที่ 8 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง	73
8.1 สรุปผลการทดลอง	73
8.1.1 ภาคส่วนกำเนิดความถี่	73
8.1.2 ภาค Instrumentation Amplifier (การทดสอบ CMRR)	73
8.1.3 วงจร Non-inverting Amplifier	74
8.1.4 ภาค A / D Converter	74
8.1.5 วงจร DC to DC Converter	74
8.2 วิจารณ์ผลการทดลอง	74
ภาคผนวก ก Flow chart และ Assemlby ของวงจร Analog to Digital Converter	76
ภาคผนวก ข Flow chart และ Program ของเครื่องวัดการหายใจ	79
บรรณานุกรม	120

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	แสดงโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ	1
2.1	แสดงชิ้นวัตถุในสองมิติที่มีความนำจำเพาะเท่ากันทุกๆจุด	4
2.2	แสดงความเป็นกระแสที่จ่ายออกในเซลเป็นแบบยูนิฟอร์ม	5
2.3	แสดงผลการนำวัตถุทรงกลมที่มีความนำสูงมาวางบนแกนของเซล	6
2.4	แสดงผลการนำฉนวนทรงกลมมาวางบนแกนของเซล	6
2.5	แสดงเส้นกระแสเมื่อใช้อิเลคโทรดแบบแถบปิดรอบช่วงที่ต้องการวัด	7
2.6	แสดงเส้นกระแสและความต่างศักย์เมื่อใช้อิเลคโทรดแบบจุด	8
2.7	แสดงการติดอิเลคโทรดที่สามารถทำงานได้ในทางปฏิบัติ	8
4.1	แสดงรูปแบบของข้อมูล	18
4.2	ระบบการส่งข้อมูลแบบขนาน	18
4.3	แสดงการส่งข้อมูลในลักษณะต่างๆ	21
4.4	แสดงการเปลี่ยนรูปแบบข้อมูลจากแบบอนุกรมไปเป็นแบบขนาน	22
4.5	แสดงการเปลี่ยนข้อมูลจากแบบขนานไปเป็นแบบอนุกรม	23
4.6	แสดงการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัส	24
4.7	แสดงการส่งอนุกรมแบบซิงค์โครนัสหรือโปรโตคอลแบบ SDLC	24
4.8	แสดงการเพิ่มพาริตี้บิทเข้าไปในข้อมูลแต่ละไบท์	27
4.9	รูปแบบของข้อมูลในแต่ละไบท์ในการรับส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัส	27
4.10	แสดง RS 232-C Interface Circuit(EIA)	29
4.11	แสดงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของการอินเตอร์เฟสแบบ RS 232-C	31
4.12	แสดงลักษณะทางกลของคอนเน็คเตอร์แบบ DB-25	34
5.1	แสดงวงจรขยายสัญญาณผลต่างอย่างง่าย	37
5.2	แสดงวงจรพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์	39
5.3	แสดงลักษณะพื้นฐานของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น	40
5.4	แสดงลักษณะของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบซาเลน-คีย์ (Sallen-Key)	41
5.5	แสดงตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณที่นิยมใช้โดยทั่วไป	42
5.6	แสดงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด(Infrared Led)	42
5.7	แสดงลักษณะของทรานซิสเตอร์รับแสง(Photo Transistor)	43
6.1	บล็อคไดอะแกรมเครื่องวัดการหายใจ	45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
	6.2 แสดงวงจรภาคส่ง Constant Current	50
	6.3 แสดงวงจรภาครับ	51
	6.4 แสดงวงจร Analog to Digital Converter	52
	6.5 แสดงวงจร DC to DC Converter	53
	7.1 บล็อคไดอะแกรมการทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง	54
	7.2 กราฟแสดงผลการทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง	56
	7.3 กราฟแสดงผลการทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง (ต่อ)	57
	7.4 แสดงการทดสอบ Differential Mode ของ Instrument Amp ขณะป้อน Vin2	58
	7.5 แสดงการทดสอบ Differential Mode ของ Instrument Amp ขณะป้อน Vin1	59
	7.6 แสดงการทดสอบ Common Mode ของ Instrument Amp ขณะป้อน Vin1 และ Vin2	60
	7.7 แสดงรูปสัญญาณ OUT 1 ของภาคส่ง	61
	7.8 แสดงรูปสัญญาณ OUT 2 ของภาคส่ง	61
	7.9 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Instrumentation Amplifier	62
	7.10 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Precision AC to DC Converter	62
	7.11 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Low pass filter	63
	7.12 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Non-inverting Amplifier	63
	7.13 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Opto Isolator	64
	7.14 แสดงการทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน +6V	64
	7.15 แสดงการทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน -6V	65
	7.16 แสดงการทดสอบการกินกระแสของภาคส่งและภาครับ	66
	7.17 แสดงวิธีการทดสอบ A/D Converter และ Program	67
	7.18 แสดงสัญญาณอินพุทที่ความถี่ 1 Hz	67
	7.19 แสดงรูปสัญญาณบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ที่อินพุท 1 Hz	68
	7.20 แสดงสัญญาณอินพุทที่ความถี่ 2 Hz	69
	7.21 แสดงรูปสัญญาณบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ที่อินพุท 2 Hz	70
	7.22 แสดงรูปสัญญาณบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ขณะทำการวัดจริง	71
	7.23 แสดงรูปภาพตอนแรกก่อนเข้าโปรแกรม	72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 แสดงข้อเปรียบเทียบระหว่างการส่งข้อมูลแบบขนานและแบบอนุกรม	20
4.2 แสดงจำนวนคาร์แร็คเตอร์ในบิทข้อมูล	25
4.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างสถานะของคู่สัญญาณต่างๆ	30
4.4 แสดงรายละเอียดของขาต่างๆ พร้อมสัญญาณกำกับคอนเน็คเตอร์	33
7.1 แสดงผลการทดสอบภาคส่วนกำเนิดความถี่เมื่อใช้ไฟเลี้ยง ± 5V	55
7.2 แสดงผลการทดสอบ differential mode (ป้อน Vin 2)	58
7.3 แสดงผลการทดสอบ differential mode (ป้อน Vin 1)	59
7.4 แสดงผลการทดสอบ Common mode ของ Instrument Amp.	60
7.5 แสดงผลการทดสอบจ่ายกระแสทางด้าน +6 V	65
7.6 แสดงผลการทดสอบจ่ายกระแสทางด้าน -6 V	66

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

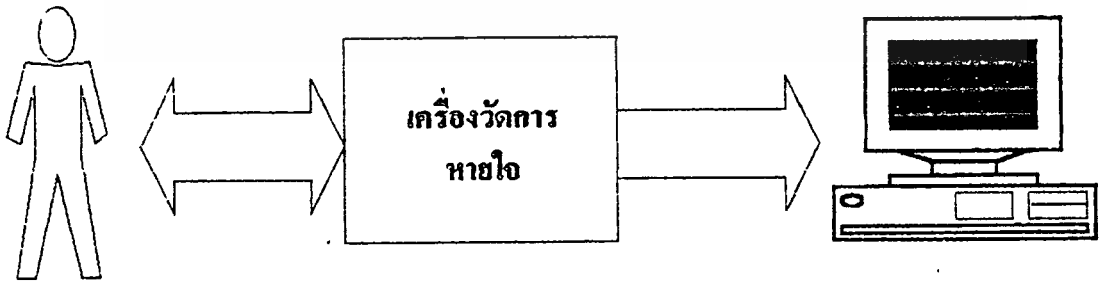
1.1 ความเป็นมาของโครงงาน

ในปัจจุบันการแพทย์ได้เจริญก้าวหน้าไปเป็นอย่างมาก ดังจะเห็นได้จากเครื่องมือแพทย์ที่ใช้รักษาผู้ป่วยมีประสิทธิภาพมากขึ้นเรื่อยๆ เช่น เครื่องวัดการเต้นของหัวใจ เครื่องวัดการย่อยของกระเพาะอาหาร เครื่องวัดคลื่นสมอง เครื่องวัดการหายใจ และอื่นๆ อีกมากมาย ซึ่งล้วนแต่ได้รับการพัฒนาเป็นลำดับ โดยการพัฒนาได้มีการประยุกต์ใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์เข้ามาช่วยในการวัดสัญญาณที่เกิดจากร่างกาย ให้สามารถทราบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆเหล่านี้ได้

เครื่องวัดการหายใจมีบทบาทสำคัญในการตรวจสอบการหายใจของผู้ป่วยว่าผู้ป่วยมีอาการหายใจขัด หยุดหายใจ หรือหายใจผิดปกติหรือไม่ ในโครงงานนี้ได้นำเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เข้ามาร่วมกับส่วนการวัดแบบสื่อิเลคโทรดที่พัฒนาขึ้นมา ทำให้สามารถบันทึกข้อมูลการหายใจสำหรับการวิเคราะห์ต่อไป ซึ่งจะช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้ละเอียดยิ่งขึ้น

1.2 ระบบการวัดและแสดงผล

ในเครื่องวัดการหายใจจะประกอบไปด้วยส่วนสำคัญใหญ่ๆอยู่ 2 ส่วนคือ ส่วนแรกคือส่วนที่วัดสัญญาณการหายใจ ซึ่งเป็นการวัดในลักษณะของการเปลี่ยนแปลงอิมพีแดนซ์ของการหายใจออกมาเป็นสัญญาณ และ ส่วนที่สองจะเป็นการแสดงผลของสัญญาณการหายใจและอัตราการหายใจออกมาแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งทั้งสองส่วนนี้สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แสดงโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 โครงร่างของปริญญานิพนธ์

ปริญญานิพนธ์เล่มนี้ เป็นการรวบรวมผลงานที่ผู้จัดทำได้ศึกษาและทดลองตลอด 3 ภาคการศึกษา โดยแบ่งเนื้อหาออกเป็นบทๆ ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 เป็นบทนำจะกล่าวถึงความเป็นมาของโครงงานและโครงร่างของปริญญานิพนธ์

บทที่ 2 เป็นหลักการของการวัดอิมพีแดนซ์

บทที่ 3 ลักษณะพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ โดยจะอธิบายสิ่งที่จำเป็นของอุปกรณ์ที่จะมาใช้เป็นเครื่องมือที่จะมาใช้ทางการแพทย์

บทที่ 4 ทฤษฎีการสื่อสารพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ โดยเป็นบทที่อธิบายทฤษฎีการสื่อสารที่เกี่ยวข้องกับโครงงานนี้

บทที่ 5 เป็นบทที่แสดงวงจรพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ

บทที่ 6 เป็นบทที่แสดงการทำงานและการออกแบบเครื่องวัดการหายใจ

บทที่ 7 การทดสอบคุณสมบัติของวงจรภาคต่างๆ จะทำการทดสอบวงจรทั้งทางฮาร์ดแวร์และทดสอบซอร์ฟแวร์

บทที่ 8 เป็นสรุปและวิจารณ์ โดยจะกล่าวถึงอุปสรรคในการทดลอง , ข้อควรแก้ไข และสรุปผลงานของโครงงานที่ทำมาตลอดทั้ง 3 ภาคการศึกษา.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
หลักการของการวัดอิมพีแดนซ์

การทำความเข้าใจเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ในส่วนต่างๆ ของร่างกายทำให้เราสามารถรับรู้ข้อมูลบางอย่าง ที่เกิดขึ้นเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงหรือเคลื่อนไหวของเนื้อเยื่อและอวัยวะภายใน ประโยชน์ที่ได้รับคือข้อมูลเพื่อช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติบางอย่างของร่างกาย ในบทนี้จะแสดงถึงพื้นฐานเบื้องต้นของเทคนิคการวัดอิมพีแดนซ์

2.1 ค่าความต้านทานจำเพาะของสารชีวภาพ

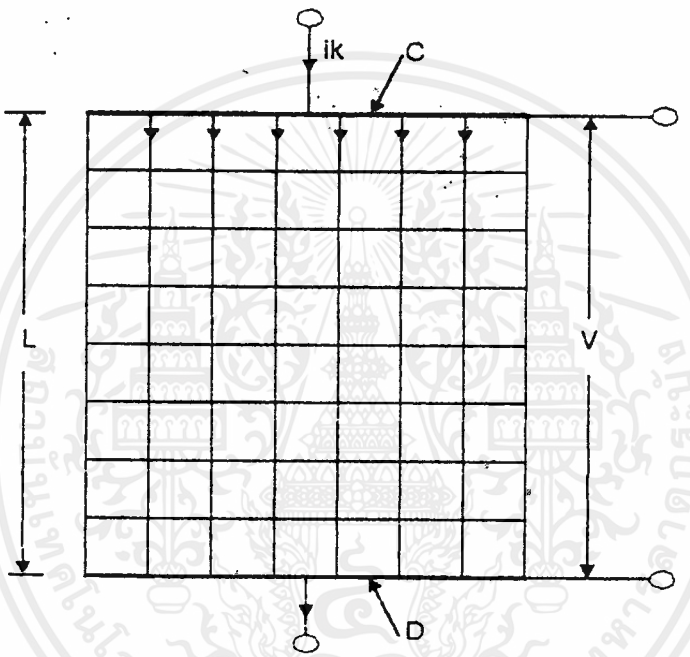
สารชีวภาพ เช่นเลือดและกล้ามเนื้อถือว่าเป็นวัตถุที่มีความนำต่ำ เมื่อเทียบกับวัตถุที่ใช้อยู่ในพวกตัวนำ (เช่น ทองแดง) ในย่านความถี่ใช้งานของการวัดอิมพีแดนซ์ (ความถี่ต่ำกว่า 1 เมกกะเฮิรท์ซ) ตารางที่ 2.1 แสดงค่าตัวอย่างความต้านทานจำเพาะของสารชีวภาพเทียบกับตัวนำ ซึ่งที่ความถี่สูงกว่านี้ค่าของสารชีวภาพจะมีค่าความต้านทานสูงขึ้น จนมีคุณสมบัติเป็นฉนวนที่ความถี่สูงมากๆ ความถี่ที่ถูกนำมาใช้งานสำหรับหาค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายมนุษย์จะมีค่าระหว่าง 20 ถึง 100 กิโลเฮิรท์ซ การใช้ความถี่ต่ำไม่น้อยกว่าที่ 20 กิโลเฮิรท์ซเพื่อป้องกันไม่ให้สัญญาณอิมพีแดนซ์ถูกรบกวนจากสัญญาณอื่นๆ เช่น ECG EEG และ EMG นอกจากนั้นยังป้องกันไม่ให้กล้ามเนื้อหรือปลายประสาทถูกกระตุ้น จากค่ากระแสที่ใช้ในการวัดซึ่งมีความเข้มเพียงไม่กี่มิลิแอมแปร์

Material	Resistivity (ρ) ohm/cm
Blood	150
Plasma	63
Cerebrospinal fluid	30
Urine	30
Skeletal muscle	300
Cardiac muscle	750
Lung	1275
Fat	2500
Copper	$1.724 * 10^{-6}$

ตารางที่ 2.1 แสดงค่าตัวอย่างความต้านทานจำเพาะของสารชีวภาพเทียบกับตัวนำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ของแหล่งกำเนิด เกิดขึ้นเนื่องจากแหล่งกำเนิดมีการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพ ซึ่งเราสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้ได้โดยพิจารณาค่าความต้านทานจำเพาะของช่วงที่กำลังพิจารณา รูปที่ 2.1 แสดงชิ้นวัตถุสี่เหลี่ยมในสองมิติที่มีค่าความนำจำเพาะเท่ากันทุกๆจุด ให้เซลนี้มีด้านทั้งสี่ติดกับฉนวนในอุดมคติ มีอิเลคโทรด C และ D ซึ่งมีขนาดเท่ากับหน้าตัดของวัตถุและเป็นตัวนำในอุดมคติ จ่ายกระแสค่าคงที่ i_k ผ่านเข้าไปในชิ้นวัตถุ กระแสที่ไหลในเนื้อสารจะมีความเข้มกระแสเท่ากันทุกๆจุด และมีรูปแบบของความต่างศักย์เกิดขึ้นดังแสดงเป็นเส้นขวางในรูป ภายใต้เงื่อนไขทั้งหมดนี้ค่าความต้านทานของวัตถุแสดงได้ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงชิ้นวัตถุในสองมิติที่มีความนำจำเพาะเท่ากันทุกๆจุด

เมื่อ R คือความต้านทาน

V คือศักดาที่เกิดขึ้น

i_k คือค่ากระแสคงที่ที่ไหลผ่านวัตถุ

ρ คือค่าความต้านทานจำเพาะ

L คือความยาวของวัตถุ

A คือพื้นที่หน้าตัดของวัตถุ

แต่ในทางปฏิบัติเป็นไปได้ที่จะเกิดศักดาไฟฟ้าค่าต่ำๆ (Polarization Potential) ขึ้นที่รอยต่อของอิเลคโทรดทั้งสองกับเนื้อเยื่อ ทำให้ค่าแรงดันที่วัดได้เกิดความผิดพลาดขึ้น การกำจัดค่าผิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลาดนี้ทำได้โดยการวัดแรงดันที่ตำแหน่งที่ความยาว L ซึ่งต่างจากตำแหน่งอิเลคโทรดจ่ายกระแสได้

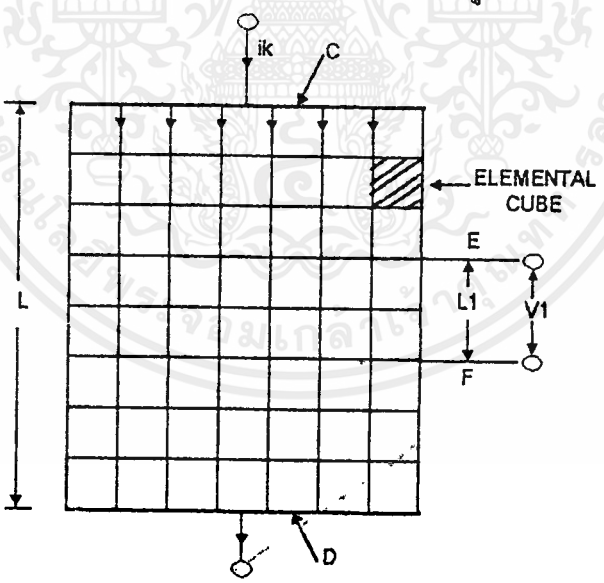
เมื่อความเข้มของกระแสได้กระจายออกในเซลเป็นแบบยูนิฟอร์ม (Uniform) เส้นแสดงความต่างศักย์ที่เกิดขึ้น (ซึ่งปกติจะตั้งฉากกับเส้นแสดงกระแสเสมอ) จะมีลักษณะขนานกันไปตามแนวนอนและค่าความต้านทานจำเพาะของวัตถุก็สามารถแสดงได้จากแรงดันที่เกิดขึ้นระหว่างคู่อิเลคโทรด E,F ที่เพิ่มเข้าไป ดังแสดงในรูปที่ 2.2 อิเลคโทรดนี้จะต้องมีลักษณะบางมากๆ ยึดติดภายในผนังเซลและตั้งอยู่ในระนาบเดียวกับเส้นความต่างศักย์ เพื่อไม่ให้ส่งผลกระทบใดๆ ต่อการไหลของกระแสในเซล อุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการวัดแรงดันซึ่งปรากฏขึ้นที่อิเลคโทรด E,F จะต้องมีค่าอิมพิแดนซ์สูง (ในทางอุดมคติต้องมีค่าเป็นอนันต์) เพื่อไม่ให้มีผลกระทบต่อการไหลของกระแส ดังนั้นจะได้ว่า

$$R1 = \rho L/A \quad \text{และค่าของ } \rho = R1.A/L1 \qquad (2.1)$$

หรือเขียนได้เป็น $R' = \rho L'/A'$

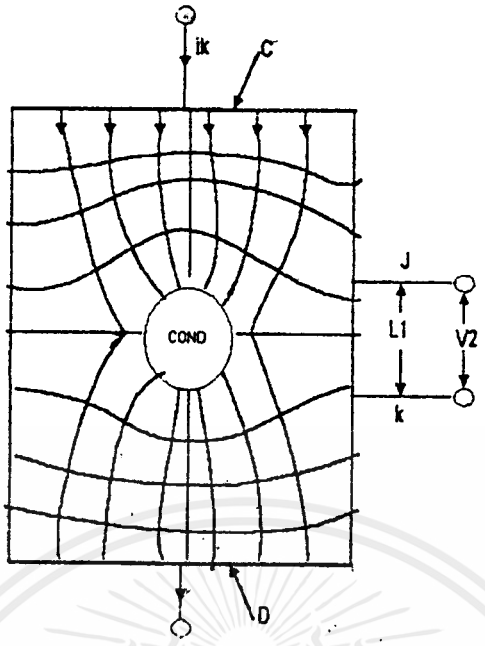
เมื่อ L' คือระยะห่างระหว่างเส้นความต่างศักย์

และ A' คือพื้นที่หน้าตัดของสี่เหลี่ยมลูกบาศก์ ดังแสดงในรูปที่2.2

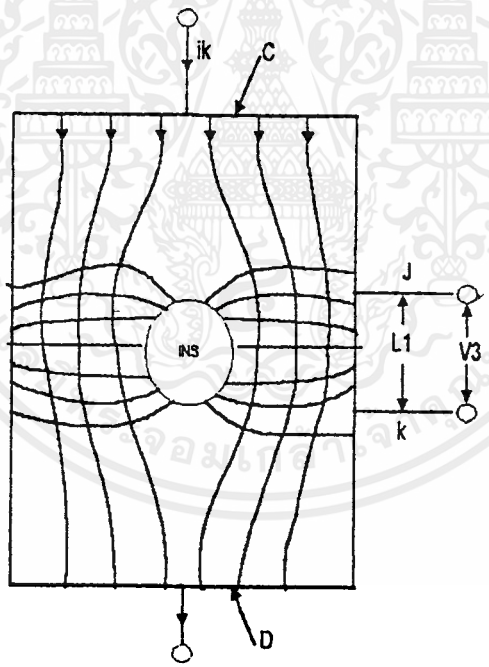


รูปที่ 2.2 แสดงความเป็นกระแสที่จ่ายออกในเซลเป็นแบบยูนิฟอร์ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แสดงผลการนำวัตถุทรงกลมที่มีความนำสูงมาวางบนแกนของเซล



รูปที่ 2.4 แสดงผลการนำฉนวนทรงกลมมาวางบนแกนของเซล

รูปที่ 2.3 นำวัตถุรูปทรงกลมที่มีค่าความนำสูงเช่นทองแดง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า L1 เล็กน้อย ตั้งอยู่บนแกนของเซลที่ตำแหน่งระหว่างอิเลคโทรด J,K ภายในเซลเติมเต็มด้วย

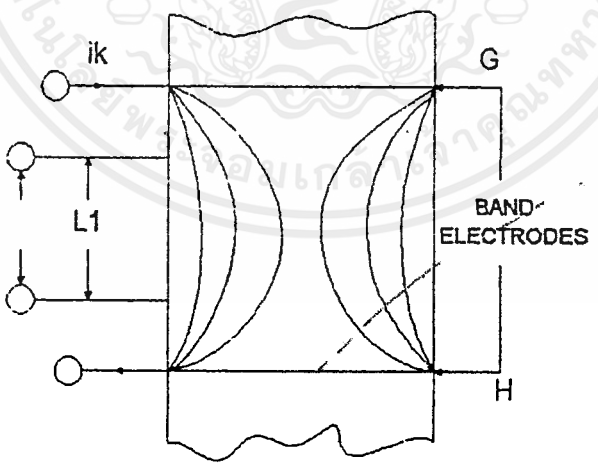
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

น้ำเกลือ เส้นแสดงกระแสระหว่างอิเลคโทรด C และ D จะเบี่ยงเบนเข้าไปในตัวนำรูปทรงกลม เนื่องจากมันมีความนำสูงกว่าน้ำเกลือ เส้นทางของกระแสที่เบี่ยงเบนไปในลักษณะที่ความหนาแน่นของกระแสลดลงในบริเวณอิเลคโทรดจะทำให้ความต่างระหว่างอิเลคโทรด J,K มีค่าน้อยลง

ถ้าเปลี่ยนตัวนำทรงกลมภายในเป็นฉนวนทรงกลมที่มีขนาดเท่ากันแทน เส้นทางของกระแสก็จะเป็นดังรูปที่ 2.4 คือความเข้มของกระแสจะมีค่าสูงที่ภายนอก เนื่องจากกระแสหลีกเลี่ยงออกจากฉนวนทรงกลมค่าความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นที่อิเลคโทรดทั้งสองก็จะมีค่าเพิ่มขึ้น

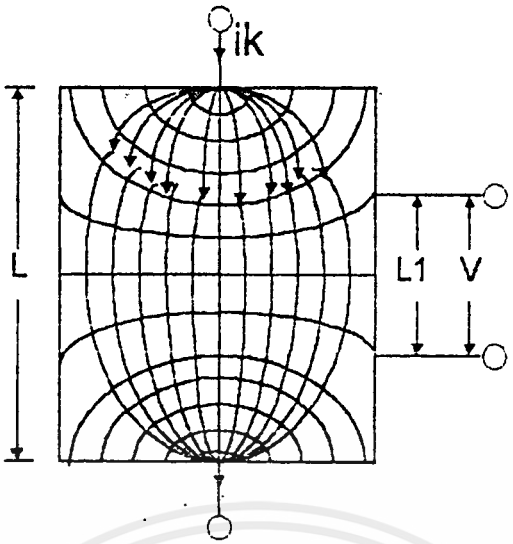
ทำนองเดียวกันการเปลี่ยนขนาดของทรงกลมภายในก็จะได้ผลเช่นเดียวกันจึงสรุปได้ว่าเราสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของวัตถุภายในเซลได้ ทั้งด้านความนำไฟฟ้าและขนาดหรือปริมาตรโดยไม่ต้องมีการสัมผัสกับวัตถุแต่ใช้การผ่านกระแสค่าคงที่เข้าไปในเซลแล้ววัดค่าแรงดันในบริเวณที่ต้องการออกมาแทน หลักการนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์เพื่อวินิจฉัยการเคลื่อนไหวหรือการเปลี่ยนแปลงขนาดของอวัยวะภายในได้

แต่ในทางปฏิบัติเราไม่สามารถติดอิเลคโทรดปิดหัวท้ายของช่วงที่ต้องการวัดได้แบบในรูปที่ 2.1 ถึงรูปที่ 2.4 จะทำได้ก็เพียงใช้อิเลคโทรดแบบแถบหรือแบบจุดเท่านั้น รูปที่ 2.5 แสดงเส้นกระแสเมื่อใช้อิเลคโทรดแบบแถบปิดรอบช่วงที่ต้องการวัด และรูปที่ 2.6 แสดงเส้นกระแสและเส้นความต่างศักย์เมื่อใช้อิเลคโทรดแบบจุด ลองเปรียบเทียบกับรูปที่ 2.2 จะเห็นว่าเมื่อใช้อิเลคโทรดแบบจุดกระแสจะไหลไม่เป็นแบบยูนิฟอรม์ ทำให้ค่า R กับค่า V แปรผันต่อกันอย่างไม่เป็นเชิงเส้นและรูปที่ 2.7 แสดงการใช้อิเลคโทรดแบบจุด 4 อันติดที่ข้างของเซล



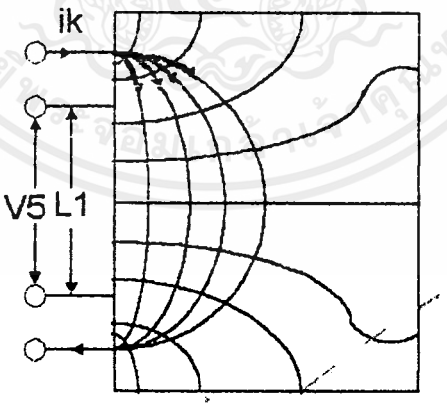
รูปที่ 2.5 แสดงเส้นกระแสเมื่อใช้อิเลคโทรดแบบแถบปิดรอบช่วงที่ต้องการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงเส้นกระแสและความต่างศักย์เมื่อใช้อิเลคโทรดแบบขุด

รูปที่ 2.5 ถึงรูปที่ 2.7 เป็นการติดอิเลคโทรดที่สามารถทำได้ในทางปฏิบัติ ซึ่งเห็นข้อเสียได้ชัดเจน คือ เส้นกระแสไม่เป็นแบบยูนิฟอร์ม แต่จะมีความเข้มที่บริเวณขั้วอิเลคโทรดมากกว่าบริเวณอื่น ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงแรงดันที่ตรวจจับได้ที่อิเลคโทรดจึงมิได้เป็นเชิงเส้นกับการเปลี่ยนแปลงภายใน และขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอิเลคโทรดทั้ง 4 อย่างไรก็ตามในการนำมาประยุกต์ใช้กับอิมพีแดนซ์ของทรวงอก โดยการเลือกขุดอิเลคโทรดที่เหมาะสมจะสามารถให้ค่าที่เกือบเป็นเชิงเส้นได้



รูปที่ 2.7 แสดงการติดอิเลคโทรดที่สามารถทำงานได้ในทางปฏิบัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
ลักษณะพื้นฐานของเครื่องมือวัดการหายใจ

จากหลักการวัดอิมพีแดนซ์ซึ่งกล่าวถึงในบทที่ 2 สามารถนำมาประยุกต์กับการตรวจวัดการหายใจ ซึ่งขนาดของปอดจะเปลี่ยนแปลงตามปริมาตรของอากาศที่ไหลเข้าออกระหว่างการหายใจตามหลักการดังกล่าว

3.1 ระบบของเครื่องวัดการหายใจ

เครื่องวัดการหายใจจำเป็นต้องมีส่วนประกอบหลักดังนี้

3.1.1 ภาคจ่ายกระแส (Current Source)

3.1.2 ภาคตรวจรับ (Detector)

3.1.3 ภาคขยายและปรับปรุง (Amplifier and Signal Conditionary)

3.1.4 ภาคแสดงผล (Output Display Device)

3.1.1 ภาคจ่ายกระแส

ภาคจ่ายกระแสเป็นส่วนของการจ่ายกระแสค่าต่ำๆผ่านเข้าสู่เนื้อเยื่อของร่างกายบริเวณทรวงอก เพื่อใช้สำหรับในการดีเทคการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์ออกมา โดยใช้ความถี่ไม่น้อยกว่า 20 กิโลเฮิรท์ซ เพื่อป้องกันการรบกวนจากสัญญาณอื่นๆและป้องกันปลายประสาทถูกกระตุ้น

3.1.2 ภาคตรวจรับ

เนื่องจากใช้หลักการของการผ่านกระแสผ่านเนื้อเยื่อทำให้เกิดมีการตกคร่อมในส่วนนี้ได้ โดยการใช้อิเลคโทรด ซึ่งจะได้สัญญาณของการเปลี่ยนแปลงจากทรวงอกนำมาขยายสัญญาณต่อไปได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 ภาคขยายและปรับปรุง

ภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและดัดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีค่ามากขึ้น และเนื่องจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าในปอดมีค่าที่น้อยมาก ดังนั้นจึงต้องทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ตรวจจับได้มีค่าสูงขึ้นเพื่อที่จะสามารถแสดงผลอย่างชัดเจนในส่วนแสดงผล

3.1.4 ภาคบันทึกและแสดงผล

เมื่อสิ่งที่จะตรวจวัดได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดมากพอตามความต้องการแล้วจะถูกป้อนเข้ามายังภาคสุดท้ายเพื่อการแสดงผล หรือการบันทึก เช่น บันทึกโดยการเขียนลงบนกระดาษ, แสดงทางจอภาพออสซิลโลสโคป หรือ แสดงทางจอภาพคอมพิวเตอร์ เป็นต้น

3.2 สิ่งที่ควรพิจารณาในการตรวจวัดสัญญาณ

เช่นเดียวกันกับการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากร่างกายมักจะเกิดปัญหาขึ้น การวัดการหายใจโดยการวัดอิมพีแดนซ์จึงมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึง และนำมาพิจารณาด้วยหลายประการ ดังต่อไปนี้

- ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย โดยค่าที่เปลี่ยนแปลงได้มักเป็นการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และเมื่อเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการบันทึกแต่ละคนแล้วยิ่งเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นมากไปอีก ฉะนั้นจะต้องใช้วิธีการทางสถิติเพื่อช่วยข้อมูลถูกต้องมากขึ้น

- การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่างๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่างๆมีวงจรป้อนกลับมาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่อการทำงานของอวัยวะอื่นๆด้วยเมื่อมีการกระตุ้นส่วนหนึ่งส่วนใดในระบบหนึ่ง จะเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบนั้นทุกส่วน การแปรผลจากการบันทึกจึงต้องทำด้วยความระมัดระวัง

- สิ่งที่ไม่ต้องการทางชีวภาพและในทางการแพทย์ซึ่งใช้คำว่า"อาร์ติแฟคท์ (Artifact)" เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริง เช่น ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดเกิดขึ้นในร่างกายแต่กลับมีคลื่นกระแสไฟฟ้าสลับเข้ามารบกวนในภาพบันทึก เป็นต้น ปัญหาสำคัญอีกอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นในการบันทึกจากสิ่งมีชีวิตคือการเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไปเพราะอิเลคโทรดที่ใช้หลายอย่างมีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้แยกไม่ได้จากสัญญาณที่ต้องการจริง ดังนั้นจะต้องคำนึงถึงความผิดพลาดข้อนี้ไว้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-ในด้านความปลอดภัย ในการตรวจวัดสัญญาณจากผู้ป่วยจำเป็นต้องมีการเชื่อมต่อทางไฟฟ้าจากตัวผู้ป่วยไปยังเครื่องมือ โดยวิธีการเช่นนี้อาจมีโอกาสจะเกิดอันตรายจากการที่ไฟฟ้าของเครื่องมือรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้ ฉะนั้นจะต้องระลึกถึงอันตรายแง่นี้อยู่เสมอ

3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณทางการแพทย์

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับมนุษย์นั้น ต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่จะต้องพิจารณาถึงหลายอย่าง ดังนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้น่าพิจารณาถึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

3.3.1 ช่วงการทำงาน (Range)

เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือ ตั้งแต่น้อยที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่า สัญญาณน้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วก็ขยายผลได้ชัดเจน คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญเพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งมีชีวิตโดยทั่วไปนั้นมีการเปลี่ยนแปลงได้มาก คือมีช่วงกว้าง ดังนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

3.3.2 ความไว (Sensitivity)

ความไวของเครื่องมือนั้นหมายความว่าเครื่องมือนั้นๆ สามารถรายงานความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ปัจจัยนี้มีข้อแตกต่างจากคุณสมบัติข้อแรก คือความไวนั้นไม่เกี่ยวกับช่วงการทำงานทั้งหมดของเครื่องมือ แต่จะเกี่ยวข้องโดยตรงกับกำลังขยายของเครื่องมือซึ่งเมื่อสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยก็สามารถจะรายงานผลได้ อย่างไรก็ดี ถ้าเครื่องมือมีความไวมากเกินไปก็กลับเป็นผลเสีย คือ ความเป็นเชิงเส้น (linearity) จะน้อยลงและไม่ค่อยมีสเถียรภาพ (stability) ดังนั้นเครื่องมือแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่เหมาะสม (optimal sensitivity) เท่านั้น

3.3.3 ความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

เมื่อสัญญาณส่งออกจากตัวเครื่องมือ ผันแปรโดยตรงกับสัญญาณที่ป้อนเข้าไปในเครื่องมือ เรียกได้ว่า เครื่องมือนั้นมีความเป็นเส้นตรง แต่เครื่องมือบางชนิดอาจต้องการความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเชิงเส้นก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)

การตอบสนองต่อความถี่เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่างๆของการวัด เครื่องมือที่ดีควรจะมีความไวเพียงพอต่อความถี่ทุกช่วงจึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงหรือผิดเพี้ยนไป

3.3.5 ความแม่นยำ (Accuracy)

ความแม่นยำทราบได้โดยการวัดความผิดพลาด ซึ่งความผิดพลาดนั้นอาจมีสาเหตุหลายประการด้วยกัน ตัวอย่างเช่น

- ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องอิเล็กทรอนิกส์เอง
- ความผิดพลาดที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของเครื่องมือวัด
- คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงจากภาวะแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ เป็นต้น
- ความผิดพลาดในด้านการอ่านผล

3.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)

สิ่งรบกวน (noise)ในทางอิเล็กทรอนิกส์ที่เกิดกับสัญญาณทางการแพทย์นั้น มักเป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณที่ต้องการวัดมีค่าน้อยจะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือที่ใช้ในการแพทย์ต้องการให้อัตราส่วนนี้มีค่าสูง เพราะภาวะแวดล้อมในโรงพยาบาลนั้นมีสิ่งรบกวนหลายอย่างที่อาจทำให้ความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) หรือสัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้นสิ่งรบกวนนั้นนอกจากจากกระแสไฟฟ้าสลับจากสายไฟซึ่งมากมายแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตย์ และแม่เหล็กไฟฟ้าด้วย ซึ่งสิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า "Interference noise"

3.3.7 เสถียรภาพ (Stability)

ความมั่นคงของเครื่องมือที่ขึ้นอยู่กับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี กล่าวคือ เป็นความสามารถของเครื่องมือที่จะรักษาสมรรถภาพการทำงานให้คงที่แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณเปลี่ยนแปลงเครื่องมือที่ดีควรจะมีความมั่นคงในการทำงานในช่วงที่จะเป็นประโยชน์ต่อการวัดสัญญาณ ส่วนความมั่นคงของเส้นพื้นฐาน(baseline) นั้นเป็นการรักษาเส้นพื้นฐานให้คงที่ไม่ให้แกว่ง(drift) กล่าวคือไม่ให้มีการแกว่งขึ้นหรือลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.8 การแยกออก(Isolation)

การแยกเช่นนี้เป็นการป้องกันไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกันโดยตรงระหว่างตัวผู้ป่วยและเครื่องมือ ซึ่งจะเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้า และเพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนของเครื่องมือต่างๆ ในการตรวจวัดและบันทึกด้วยเทคนิคการแยกออกนี้โดยมากจะอาศัยการเหนี่ยวนำ (induction) หรือการส่งผ่านทางแสง

3.3.9 ความง่าย (Simplicity)

ระบบการทำงานต่างๆ ในเครื่องมือควรจะมีความง่าย คือ ไม่สลับซับซ้อนเพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือการขัดข้อง โดยเฉพาะเครื่องมือหลายอย่างเกี่ยวข้องโดยตรงกับชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้น เครื่องมือที่ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่ต้องการอย่างมาก

3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยามีหลักการเช่นเดียวกับวงจรขยายที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำลักษณะของวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา ควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้คือ

- มีอัตราการขยายสัญญาณสูงที่ทุกๆความถี่(High gain)
- มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง (High common mode rejection ratio)
- ค่าความต้านทานขาเข้า ของวงจรต้องมีค่าสูงเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเลคโทรด และคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต้องมีค่าต่ำ (High input impedance and low input capacitance)
- มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป (Proper frequency response)

อย่างไรก็ดีต้องระลึกอยู่เสมอว่าคุณสมบัติเหล่านี้มีความสัมพันธ์ เกี่ยวข้องกันอย่างใกล้ชิด ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดของคุณสมบัติแต่ละข้อได้ดังต่อไปนี้

3.4.1 อัตราการขยายสัญญาณสูง

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีวภาพนั้นต้องการกำลังการขยายสูงเพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อยอย่างมากก็มีช่วงค่าเพียงหน่วยมิลิโวลท์เท่านั้นและเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมากซึ่งหมายความว่าสัญญาณอาจจะมีค่าน้อยหรือค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนไปได้ในช่วงหนึ่งๆด้วย ดังนั้นวงจรที่นำมาใช้ใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การขยายสัญญาณจึงต้องมีลักษณะสำคัญ คือ มีกำลังขยายสูงในทุกๆช่วงความถี่ แต่อย่างไรก็ดี วงจรขยายที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมจะขยายสิ่งรบกวนเข้าไปด้วย ดังนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของวงจรขยายไม่ดีเท่าที่ควร ซึ่งปัญหานี้แก้ได้โดยใช้วงจรขยายที่เรียกว่า วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง

ความสามารถของวงจรขยายนอกจากในด้านการขยายสัญญาณแล้วยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า "Common Mode Rejection Ratio (CMRR)" ซึ่งคุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของวงจรขยายผลต่างดังนั้นจึงขออธิบายพื้นฐานของวงจรขยายผลต่างดังต่อไปนี้

ขณะเมื่อทำการวัดศักย์ไฟฟ้าของเนื้อเยื่ออิเลคโทรดอาจรับกระแสไฟสลับจากแหล่งจ่ายไฟ ระบบสายดินไม่ดี หรืออาจมีสาเหตุอื่นๆซึ่งถ้านำสัญญาณขณะนี้เข้าไปขยายในวงจรขยายแบบธรรมดา (Single-ended Amplifier) กระแสไฟสลับที่เป็นสาเหตุของการรบกวนจะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดด้วย และถ้าหากสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้วก็จะยิ่งทำให้การแยกสัญญาณที่ต้องการออกมาทำได้ยากมากขึ้น ดังนั้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัดจะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (Shielding system) หรือใช้วงจรขยายผลต่างในการขยายภาคต้นๆ(first stage) หรือในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ

ก. ความต้านทานขาเข้า(Input Impedance)

ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยาย หมายถึง อัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อกระแสไฟฟ้าที่สามารถรับได้ โดยทั่วไปวงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาต้องการความต้านทานขาเข้าสูงที่จุดสัมผัส เพราะในการตรวจวัดสัญญาณจากที่เล็กๆจะต้องใช้อิเลคโทรดที่มีขนาดเล็ก ซึ่งจะมีความต้านทานมากหรือแม้แต่ในกรณีที่ใช้อิเลคโทรดสำหรับปิดผิวนอกก็ตาม ความต้านทานของบริเวณที่สัมผัสระหว่างอิเลคโทรดกับผิวหนังก็ยังมากอยู่ ดังนั้นเมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ จะต้องใช้วงจรขยายที่มีความต้านทานขาเข้าสูง เพื่อที่จะดึงกระแสขาเข้ามากที่สุด ซึ่งทำให้ศักดาตกคร่อมความต้านทานที่จุดสัมผัสต่ำที่สุด ซึ่งศักดาตกคร่อมเพียงเล็กน้อยนั้นถูกนำเข้าไปขยายในวงจรขยายได้ ความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับความต้านทานของอิเลคโทรด จึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างผิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพิ่มขึ้นไป นอกจากนั้นความต้านทานที่มีค่ามากยังมีส่วนช่วยเพิ่มค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรอีกด้วย

ข.คาปาซิแตนซ์ขาเข้า (Input Capacitance)

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (Stay capacitance) และที่อยู่ในสายไฟฟ้าที่ต่อแบบขนานกับความต้านทานขาเข้า ส่วนคาปาซิแตนซ์ของสายไฟที่ต่อภายนอกเครื่อง (cable capacitance)นั้นเกิดเนื่องจากอิเลคโทรดที่ต่อลงดิน

โดยทั่วไปแล้ววงจรทุกอย่างจะมีคาปาซิแตนซ์แฝงอยู่บ้างไม่มากก็น้อย เนื่องมาจากการจัดวางส่วนประกอบต่างๆทางอิเล็กทรอนิกส์และการเดินสายไฟ คาปาซิแตนซ์ซึ่งกระจัดกระจายอยู่ที่ส่วนขาเข้าของวงจรขยายและคาปาซิแตนซ์ของวงจรอิเลคโทรดและสายต่อจะมีส่วนทำให้เกิดการรบกวนแบบ Capacitive Coupling และ ศักดาที่โพลาไรท์ที่อินพุท

การแก้ไขสิ่งรบกวนโดยใช้การหุ้มกำบังสายอิเลคโทรดจะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟสลับได้ แต่ในขณะเดียวกันจะทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรขยายมีค่าเพิ่มมากขึ้น ส่วนสายอิเลคโตรดที่ไม่หุ้มกำบัง มีข้อเสียตรงที่มีโอกาสรับศักย์ไฟฟ้าที่เข้ามารบกวนได้มากแต่มีคาปาซิแตนซ์ต่ำ โดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิเลคโทรดที่สั้นๆ วิธีการลดค่าของคาปาซิแตนซ์อาจทำได้โดยการใช้สายชีลด์ (driven shield) คือ ใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดิน แต่นำไปต่อที่จุดๆหนึ่งในระบบของวงจรขยาย เพื่อที่จะให้มีศักย์ไฟฟ้าจำนวนหนึ่งซึ่งเปลี่ยนไปตามศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปในวงจรขยายดังนั้นสายที่หุ้มอยู่ข้างนอก และสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าเท่ากันจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟและสายหุ้มโดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิแตนซ์มีค่าน้อยและทำให้การตอบสนองที่ความถี่สูงๆดีขึ้น

3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม

การตอบสนองความถี่ของวงจรขยาย อาจหมายถึงความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้โดยที่ศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการเปลี่ยนแปลง

โดยทั่วไปความถี่ของสัญญาณต่างๆที่ใช้ในการแพทย์จะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำๆอย่างมากที่สุดก็มีค่าเป็นจำนวนพันเฮิรท์ซ ส่วนในช่วงความถี่ต่ำๆอาจมีค่าลดลงจนถึงระดับกระแสไฟตรง

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้เฉพาะงานอย่างใดอย่างหนึ่งนั้นยังจะต้องมีวงจรที่เรียกว่าวงจรกรองสัญญาณผ่านเฉพาะความถี่ (band pass filter) เพื่อช่วยกำจัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการซึ่งหมายถึงความถี่สูงไปหรือต่ำไปจากที่ต้องการวัด และยังคงให้สัญญาณในช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไปได้ดี คือมีทั้งวงจรกรองผ่านความถี่สูง(high pass filter)ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่ำออกไป และวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (low pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป ดังนั้นวงจรขยายจะทำการขยายสัญญาณในช่วงแคบอันเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของการทำงาน เนื่องจากจะทำให้สัญญาณรบกวนของระบบวงจรขยายลดลงไปได้มาก และนอกจากนั้นการรบกวนจากคลื่นที่มีความถี่สูง เช่น คลื่นวิทยุก็จะถูกตัดออกไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
ทฤษฎีการสื่อสารพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ

ระบบการวัดการหายใจที่ได้พัฒนานั้น ได้นำเอาไมโครคอมพิวเตอร์ในการบันทึกและแสดงผลของการวัด และเพื่อการวิเคราะห์ต่อไปผู้เขียนจึงได้ทำการศึกษาความเป็นไปได้ ข้อดี ข้อเสีย ของระบบการสื่อสารเพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับระบบที่ได้พัฒนาขึ้น

4.1 การส่งข้อมูลแบบขนานและแบบอนุกรม

โดยทั่วๆไปหลักใหญ่ของการส่งข้อมูลในคอมพิวเตอร์ หรือระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วยกันจะมีลักษณะของการส่งอยู่ 2 แบบ คือ ส่งแบบขนาน และส่งแบบอนุกรม คำสั่งหรือข้อมูลในรูปของบิท คือ หลายๆบิทจะประกอบกันเป็นคำๆ หนึ่ง(word) หรือคำสั่งหนึ่งๆดังในรูปที่ 4.1 ได้แสดงถึงกลุ่มของบิทที่ในงานในไมโครคอมพิวเตอร์ โดยในการกำหนดแอดเดรสของหน่วยความจำ หรือการเขียนคำสั่ง และขบวนการอื่นๆ ล้วนแต่ต้องแปลงให้อยู่ในรูปของเลขศูนย์กับเลขหนึ่งเสมอ จึงจะทำให้ซีพียูรับรู้ และปฏิบัติตามได้ จึงได้มีการกำหนดลักษณะและมาตรฐานของข้อมูลดังนี้

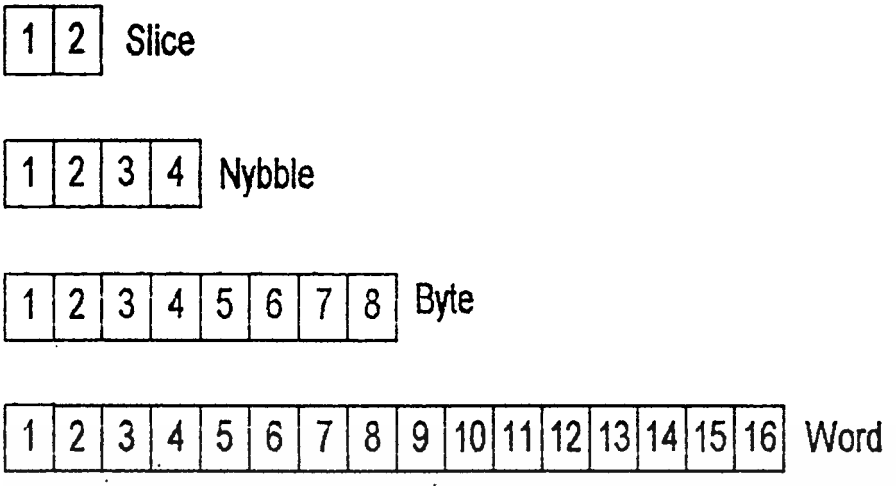
"ถ้าข้อมูลหนึ่งตัวเมื่อแปลงให้อยู่ในรูปของเลขฐานสองแล้ว ประกอบด้วย 4 บิท เราเรียกว่า 4 บิทไมโคร หรือ 1 นิบเบิล(Nybble)"

"และถ้าข้อมูลประกอบไปด้วยกลุ่มของบิทที่มี 8 บิท เราเรียกว่า 1 ไบท์(Byte)" เป็นต้น แต่ในระบบอื่นอาจจะมี 16 บิท หรือ 32 บิทเป็น 1 ไบท์ก็ได้

การส่งข้อมูลแบบอนุกรม คือ ข้อมูลแต่ละบิทจะถูกส่งเรียงกันออกไปเป็นลำดับต่อเนื่องกันทีละบิท เช่น ถ้าส่งข้อมูลเป็น 1010 เลข 0 ทางขวามือสุดซึ่งเป็น MSB (Most Significant bit) ตามลำดับ โดยสายส่งข้อมูลจะมีอยู่เพียงเส้นเดียวเท่านั้น

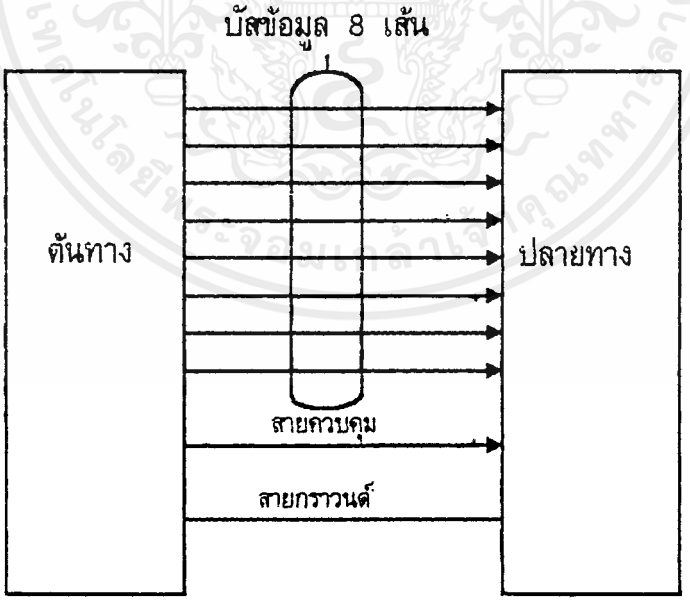
การส่งข้อมูลแบบขนาน คือ ข้อมูลทุกๆบิทจะถูกส่งออกไปพร้อมกันในครั้งเดียว เช่น ถ้าข้อมูลเป็น 1010 ทั้งสี่บิทนี้จะถูกส่งออกไปพร้อมกัน โดยผ่านสายข้อมูลที่มี 4 เส้น โดยแต่ละบิทจะส่งในสายส่งคนละเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 แสดงรูปแบบของข้อมูล

ในระบบไมโครคอมพิวเตอร์ทั่วไป การส่งผ่านข้อมูลในอุปกรณ์ต่างๆ ที่อยู่บนแผ่นวงจรเดียวกัน จะส่งในแบบขนานทั้งสิ้น ถ้าเป็นไมโครคอมพิวเตอร์ขนาด 8 บิท สายส่งข้อมูลภายในก็จะมี 8 เส้น ซึ่งเรียกว่า บัสข้อมูล(data bus) นอกจากบัสข้อมูลทั้ง 8 เส้นนี้แล้วจะต้องมีสายส่งข้อมูลอย่างน้อยอีก 2 เส้นร่วมกันอีกด้วย ซึ่งจะใช้เป็นสายdata ready และสายกราวนด์ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ระบบการส่งข้อมูลแบบขนาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งความเป็นจริงสายกราวนด์นั้นมีไว้เพื่อเป็นจุดอ้างอิงของศักดาไฟฟ้าเพื่อแสดงสถานะทางลอจิกของข้อมูลทั้ง 8 บิท โดยที่ระดับศักดาไฟฟ้าของข้อมูลจะมีเพียง 0 กับ 1 เท่านั้น สำหรับสาย data ready นั้นจะบอกถึงความพร้อมของจุดส่งข้อมูลว่า ขณะนี้มีข้อมูลพร้อมที่จะส่งแล้ว ทางจุดรับจะตอบรับสัญญาณนี้ว่าพร้อมจะรับหรือไม่ ซึ่งจะต้องมีการตรวจสอบสัญญาณเหล่านี้ก่อนเสมอ

ข้อควรสังเกตจากรูปที่ 4.2 อีกข้อหนึ่งคือ ในการส่งข้อมูลแบบขนานนี้ ควรจะต้องมีสัญญาณควบคุมเพื่อใช้ควบคุมการปฏิบัติงานให้ถูกต้อง โดยสัญญาณควบคุมนี้จะส่งในทิศทางเดียวตลอดเวลา แต่ถ้าหากทิศทางของข้อมูลมีการแลกเปลี่ยนกันคือ ส่งกลับไปมาได้ทั้งสองทาง ในลักษณะนี้สัญญาณควบคุมก็จะต้องเป็นลักษณะสองทิศทางด้วย จึงจะต้องใช้สายสัญญาณควบคุมถึงสองเส้นพร้อมกัน คือสัญญาณ IN และ OUT จะเป็นตัวชี้ว่า ช่องสัญญาณไหนทำการส่งข้อมูลและช่องสัญญาณไหนรับข้อมูลเป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
039175

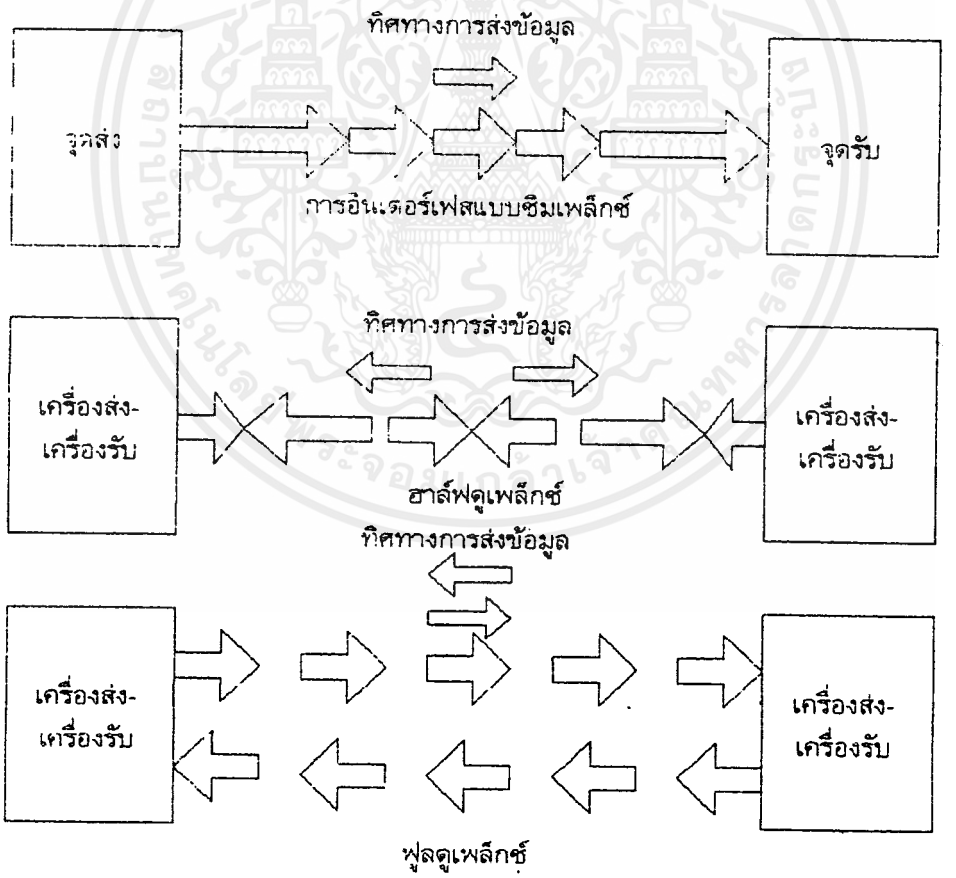
	แบบขนาน	แบบอนุกรม
1. ระยะทาง	ปกติจะน้อยกว่า 100 ฟุต	ส่งได้ตั้งแต่ระยะสั้นๆ จนถึงระยะทางเป็นไมล์
2. ความเร็ว	อัตราความเร็วสูงมากในระยะที่ไม่ไกลมากนัก กำหนดได้เป็นจำนวนบิทต่อวินาที	อัตราความเร็วของข้อมูลที่ใช้กันอยู่ทั่วไปจะอยู่ในช่วง 0 ถึง 2 ล้านบิทต่อวินาที
3. ระดับของสัญญาณ	ในการอินเตอร์เฟสจะใช้ระดับสัญญาณที่ใช้กับอุปกรณ์ TTL คือ สัญญาณลอจิก 1 และ 0 จะแทนด้วยระดับแรงดัน +5V และ 0V ตามลำดับ	ใช้มาตรฐานของ EIA-RS 232C คือมีระดับสัญญาณไฟฟ้าขนาด 12 V หรืออาจจะใช้มาตรฐาน 20 mA current loop หรืออาจจะใช้ระดับสัญญาณของ TTL ก็ได้
4. ความผิดพลาดของสัญญาณ	ถ้าส่งในระยะทางไกลๆ ความผิดพลาดของข้อมูลจะเกิดขึ้นง่าย	ความผิดพลาดของข้อมูลจะมีน้อยลง
5. ค่าใช้จ่าย	ถ้าส่งในระยะทางไกลๆ จะสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายมาก เพราะต้องใช้สายส่งสัญญาณหลายเส้น	สิ้นเปลืองน้อยกว่าหลายเท่า ถึงแม้จะใช้อุปกรณ์เปลี่ยนสัญญาณของข้อมูลจากแบบขนานไปเป็นแบบอนุกรม แล้วส่งผ่านสายส่งใช้อุปกรณ์ในการแปลงสัญญาณกลับมาเป็นแบบขนานอีก ก็ยังลงทุนน้อยกว่า

ตารางที่ 4.1 แสดงข้อเปรียบเทียบระหว่างการส่งข้อมูลแบบขนานและแบบอนุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในระบบการสื่อสารข้อมูลนั้น ข้อมูลที่ส่งออกไปจะอยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้า (เป็นสัญญาณอนาลอก) วิ่งผ่านไปตามสายส่ง ซึ่งมักจะเกิดปัญหาเรื่องเกิดความผิดพลาดของสัญญาณขึ้นมาซึ่งปัจจัยอย่างหนึ่งที่เป็นสาเหตุก็คือ ระยะทางที่ส่งผ่านข้อมูล ระยะทางยิ่งไกลความผิดพลาดของข้อมูลก็จะเพิ่มมากขึ้นเป็นเงาตามตัว ฉะนั้นในการแก้ไขจุดบกพร่องนี้วิธีต่างๆ ที่ใช้แก้ปัญหานี้ก็คือ ส่งสัญญาณของข้อมูลที่มีความแรงมากๆ ออกไป หรือมีการใช้วงจรขยายสัญญาณของข้อมูลเป็นช่วงๆ เพื่อให้ความแรงของสัญญาณคงที่ตลอดเวลา เป็นต้น ซึ่งการขยายสัญญาณของข้อมูลที่เป็นแบบอนุกรมจะยุ่งยากน้อยกว่าแบบขนานมาก นอกจากนี้ปัญหาอื่นๆ ที่พบอยู่เสมอได้แก่ เฟสของสัญญาณ และปัญหาเกี่ยวกับการหน่วงเวลาของสัญญาณข้อมูล ซึ่งล้วนแต่มีผลทำให้ข้อมูลที่ได้รับทางปลายทางผิดพลาดได้ และในการส่งข้อมูลแบบขนานมักจะพบกับปัญหาการบิดเบือนของสัญญาณ (Skewing) เสมอ

4.2 ทิศทางของการส่งผ่านข้อมูล



รูปที่ 4.3 แสดงการส่งข้อมูลในลักษณะต่างๆ

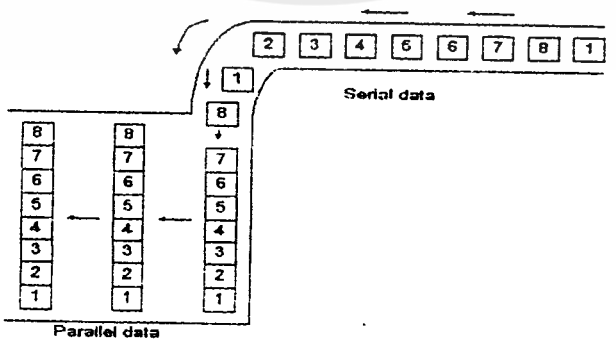
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.3 จะเห็นว่ามีทิศทางของการส่งข้อมูลต่างๆ กัน 3 ลักษณะ คือ แบบทิศทางเดียวหรือซิมเพล็กซ์ แบบสองทางแต่โต้ตอบกันไม่ได้ หรือฮาล์ฟดูเพล็กซ์ และแบบที่สามเป็นแบบส่งข้อมูลได้สองทางและโต้ตอบกันได้ในเวลาเดียวกัน หรือแบบฟูลเพล็กซ์

วิธีที่ง่ายที่สุดก็คือ การส่งแบบไปในทิศทางเดียว เช่น ส่งข้อมูลจากเทอร์มินัล A ไปยังเทอร์มินัล B ในกรณีนี้เทอร์มินัล A จะต้องเป็นเครื่องส่ง และ B จะต้องเป็นเครื่องรับเท่านั้น ส่วนในกรณีที่สองจะแตกต่างจากกรณีแรกคือ เป็นการส่งที่ในลักษณะเทอร์มินัล A และ B สามารถทำหน้าที่เป็นได้ทั้งเครื่องรับและเครื่องส่ง เช่น เทอร์มินัล A ส่งข้อมูลให้ B ได้และ B ก็ส่งข้อมูลตอบกลับไปให้ A ได้เช่นกัน แต่ตัวส่งอยู่คนละช่วงเวลา ซึ่งต่างจากวิธีซิมเพล็กที่เทอร์มินัล B ทำหน้าที่รับข้อมูลข่าวสารได้อย่างเดียวเท่านั้น ในลักษณะที่สาม เรียกวิธีนี้ว่าฟูลดูเพล็กซ์ จากรูปที่ 4.3 เราจะเห็นความแตกต่างจากสองกรณีแรกได้เล่ยว่า เทอร์มินัล A และ B สามารถโต้ตอบกันได้คือ เป็นเครื่องรับและเครื่องส่งในเวลาเดียวกันได้ คือ เทอร์มินัล A ส่งข้อมูลไปให้เทอร์มินัล B ซึ่งเป็นเวลาเดียวกันที่เทอร์มินัล B ก็ส่งข้อมูลไปให้เทอร์มินัล A เทอร์มินัล A และ B จะมีการทำงานที่เป็นอิสระต่อกัน และสายส่งข้อมูลที่ใช้ติดต่อระหว่างเทอร์มินัล A และ B จะประกอบไปด้วยสายส่งทั้งหมด 3 เส้นคือ สายสัญญาณรับ/ส่ง และสายกราวนด์ โดยระบบของเทอร์มินัล A และ B จะใช้สายกราวนด์ร่วมกัน จะเรียกว่าเป็นระบบฟูลดูเพล็กซ์ 4-เส้น (Full duplex 4- wires) ส่วนอีกระบบหนึ่งจะใช้สายสัญญาณส่งและรับร่วมกัน และในระบบจะมีสายสัญญาณเพียง 2 เส้น ในลักษณะนี้เรียกว่าเป็นฟูลดูเพล็กซ์ 2- เส้น (Full duplex 2- wires) เป็นต้น.

4.3 การแปลงรูปแบบข้อมูลแบบขนานไปเป็นแบบอนุกรม

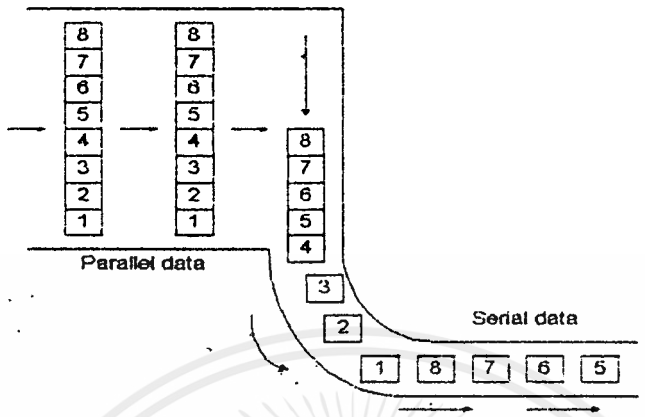
หลักการทำงานของการแปลงรูปแบบข้อมูลนี้ก็โดยอาศัยชิฟรีจิสเตอร์ โดยมีหลักการดังนี้คือ ข้อมูลที่ส่งเข้ามาจะเป็นแบบอนุกรม โดยส่งเข้ามาทีละบิทเมื่อเข้ามาถึงรีจิสเตอร์ บิทแต่ละบิทที่ทยอยกันเข้ามาก็จะถูกจัดเก็บเรียงกันอยู่ในรีจิสเตอร์ จนกระทั่งครบจำนวนบิทที่ต้องการ รีจิสเตอร์ก็จะส่งข้อมูลทั้งชุดนี้ออกไป ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงการเปลี่ยนรูปแบบข้อมูลจากแบบอนุกรมไปเป็นแบบขนาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และเมื่อต้องการจะเปลี่ยนรูปแบบข้อมูลกลับไปเป็นแบบอนุกรมอีก ก็ทำตามกระบวนการที่ตรงกันข้าม ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 แสดงการเปลี่ยนข้อมูลจากแบบขนานไปเป็นแบบอนุกรม

4.4 การส่งข้อมูลแบบอะซิงค์โครนัสและซิงค์โครนัส

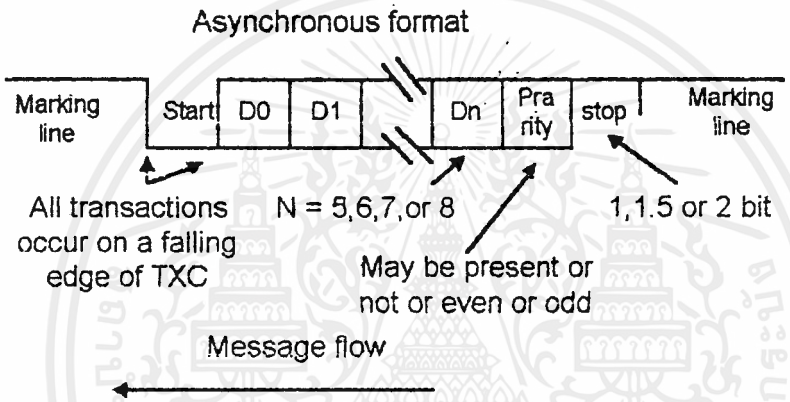
การส่งข้อมูลแบบซิงค์โครนัส : ไม่ว่าในการส่งข้อมูลจะเป็นแบบขนานหรือแบบอนุกรม การส่งข้อมูลแบบซิงค์โครนัสก็คือ ระบบการส่งข้อมูลแต่ละเวิร์ดถูกส่งออกไปตามเวลาที่แน่นอน ซึ่งหมายถึงระยะเวลาระหว่างข้อมูลแต่ละเวิร์ดที่ถูกส่งออกไปมีค่าแน่นอน

การส่งข้อมูลแบบอะซิงค์โครนัส : คือ ระบบการส่งข้อมูลที่แต่ละคำถูกส่งออกไปไม่มีกำหนดเวลาแน่นอน นั่นคือระยะเวลาระหว่างข้อมูลแต่ละคำที่ถูกส่งออกไปมีค่าไม่แน่นอน ตัวอย่างเช่น การส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ A ไปยังคอมพิวเตอร์ B ในการป้อนข้อมูลจากคีย์บอร์ดนั้นผู้พิมพ์ดีดไม่สามารถพิมพ์ด้วยอัตราเร็วที่คงที่ได้ แต่ละครั้งที่กดจะห่างไม่เท่ากัน ดังนั้นสิ่งที่จะกำหนดเวลาในการส่งข้อมูลก็คือ ความพร้อมเพรียงของเครื่องรับและเครื่องส่ง

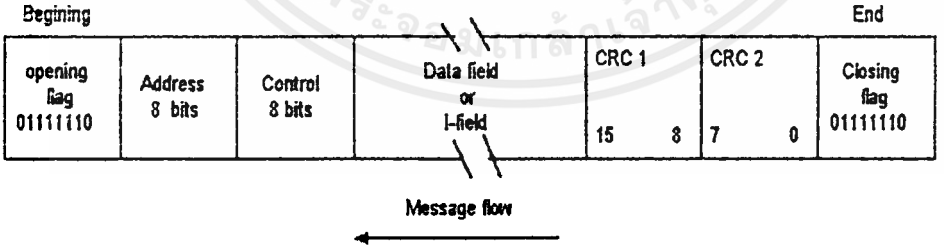
ในการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัสโครงสร้างของข้อมูลที่จะส่งจะมีลักษณะเป็นบล็อก ๆ ซึ่งแต่ละบล็อกประกอบด้วยบิทเริ่มต้น (Start bit) ส่วนของข้อมูลและบิทสุดท้ายคือบิทสิ้นสุดข้อมูล (Stop bit) โดยบิทเริ่มต้นจะแสดงถึงการเริ่มต้นของกลุ่มข้อมูล แล้วตามด้วยส่วนของกลุ่มข้อมูล และในบางกรณีจะมีการเพิ่มบิทพาริตี้เพื่อช่วยตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล และบิทสิ้นสุดข้อมูลจะเป็นการบอกว่าข้อมูลในบล็อกๆ นั้นหมดลงเพียงแค่นี้ ส่วนในการส่งข้อมูลแบบซิงค์โครนัสนั้น จะต้องมีการส่งสัญญาณนาฬิกาไปพร้อมๆกับสัญญาณข้อมูล ในการส่งข้อมูลระยะสั้นๆ สัญญาณนาฬิกาซึ่งใช้เป็นสัญญาณซิงค์ อาจจะส่งแยกไปในสัญญาณอีกเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนึ่งไม่ส่งไปรวมกับสายส่งข้อมูลก็ได้ แต่ถ้าเป็นการสื่อสารในระยะทางไกลๆแล้ว สัญญาณนาฬิกาจะถูกเข้ารหัสส่งร่วมไปกับสัญญาณข้อมูลในสายส่งเส้นเดียวกัน และไม่ว่าจะเป็นการส่งข้อมูลแบบอะซิงค์โครนัส ข้อมูลในบล็อกหนึ่งๆ จะต้องมีบิทที่แสดงให้รู้ว่าเป็นการเริ่มต้นของข้อมูล และสิ้นสุดข้อมูล ซึ่งลักษณะของข้อมูลเช่นนี้เราก็ล่าวถึงมาแล้วในการส่งข้อมูลแบบอะซิงค์โครนัส แต่ถ้าเป็นการส่งแบบซิงค์โครนัสจะไม่มีบิทเริ่มต้นและบิทหยุด แต่บิทที่อยู่ตัวท้ายของข้อมูลบล็อกหนึ่งๆจะแสดงถึงจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของข้อมูลเท่านั้น เพราะฉะนั้นถ้าเป็นการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัสเราจะเพิ่ม Framming characters เข้าไปร่วมกับบล็อกของข้อมูลแต่ละบล็อก ซึ่งแสดงความแตกต่างได้ดังรูปที่ 4.6 และ รูปที่ 4.7



รูปที่ 4.6 แสดงการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัส



รูปที่ 4.7 แสดงการส่งอนุกรมแบบซิงค์โครนัสหรือโปรโตคอลแบบ SDLC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.1 อะซิงค์โครนัส ซีเรียล อิงค์-เอเวล โปรโตรคอล

ข้อมูลแต่ละคาร์แร็กเตอร์ที่ส่งไปมีกำหนดเวลาไม่แน่นอน ดังนั้นหลักกาของโปรโตคอลชนิดนี้จึงมีการรีซิงค์โครไนซ์ (Resynchronization) ระหว่างคาร์แร็กเตอร์ด้วย โดยหลักการของรีซิงค์โครไนซ์ก็คือ ความแตกต่างของสัญญาณนาฬิการะหว่างด้านส่งและด้านรับจะมีได้ไม่เกิน 10 เปอร์เซ็น ซึ่งหมายความว่าหลังจากที่ทางด้านส่งๆไปแล้ว 10 บิท โดยสมมติให้ทางด้านส่งมีความถี่ของสัญญาณนาฬิกาเร็วกว่าทางด้านรับ ทางด้านรับจะรับข้อมูลได้เกินมา 1 บิท คือ รับได้ 11 บิท หรือหมายความว่า ด้วยระยะเวลาของสัญญาณนาฬิกาเท่าๆกัน ทางด้านส่งจะส่งข้อมูลได้จำนวนบิทมากกว่า ดังนั้นในบล็อกๆหนึ่งของข้อมูลที่ส่งไปจึงมีการเพิ่มบิทเริ่มต้น และบิทหยุดรวมเข้าไปในหัว / ท้าย ของข้อมูล โดยปกติบิทเริ่มต้นจะมีเพียงบิทเดียว ในขณะที่บิทหยุดอาจจะมี 2 บิท หรือ 3 บิทก็ได้

บิทเริ่มต้น : ในโปรโตคอลของการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัส กำหนดให้สถานะมาร์ค (Marking State) เป็นสัญญาณลอจิก 1 เมื่อทางด้านส่งจะทำการส่งข้อมูลก็จะต้องส่งบิทเริ่มต้นโดยแทนด้วยสถานะสเปส (Space State) หรือสัญญาณลอจิก 0 จำนวน 1 บิทไปก่อน ซึ่งจะทำให้ทางด้านรับ ดีเทคสถานะของสายส่งได้ว่าขณะนี้สายส่งกำลังมีข้อมูลส่งมา สำหรับปัญหาที่เกิดขึ้นและมีผลต่อสัญญาณข้อมูลก็คือสัญญาณสไปค์ (Spike) ซึ่งทำให้สถานะลอจิกของสายส่งมีช่วงเวลาสั้นเกินไป ทำให้ทางด้านรับไม่สามารถดีเทคสถานะของสายส่งหรือสถานะของบิทเริ่มต้นได้ ดังนั้นส่วนใหญ่ทางด้านรับจะมีส่วนของวงจรสไปค์ดีเทคชั่น (Spike Detection) ที่ทำหน้าที่สุ่มจับสัญญาณสถานะของสายส่งด้วยความถี่ของการสุ่มค่าหนึ่ง ในระหว่างบิทต่อบิท ซึ่งอาจจะเป็น 2 , 4 , หรือ 16 ครั้ง ในระหว่าง 1 บิทก็ได้

บิทข้อมูล : หลังจากที่ด้านรับสามารถดีเทคสัญญาณบิทเริ่มต้นได้แล้ว ก็จะทำการเช็คสถานะของชิฟรีจิสเตอร์ ให้พร้อมที่จะรับบิทข้อมูลได้ โดยบิทข้อมูลจะมีจำนวนบิทเป็น 5 , 6 , 7 หรือ 8 บิท ขึ้นกับจำนวนคาร์แร็กเตอร์ที่ใช้ดังตารางที่ 4.2

จำนวนบิทข้อมูลใน 1 คาร์แร็กเตอร์	จำนวนคาร์แร็กเตอร์
5 บิท	32
6 บิท	64
7 บิท	128
8 บิท	256

ตารางที่ 4.2 แสดงจำนวนคาร์แร็กเตอร์ในบิทข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

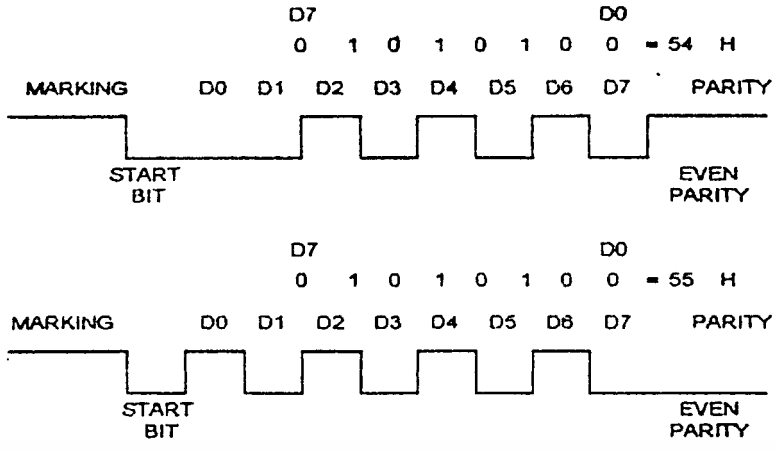
นอกจากนี้รหัสต่างๆ ที่ใช้อาจจะแทนด้วย 5 บิท ซึ่งเป็นมาตรฐานของรหัส Baudot โดยประกอบด้วยกลุ่มของคาร์แร็คเตอร์ต่างๆ จำนวน 32 คาร์แร็คเตอร์ และถ้าเป็นรหัส 7 บิท จะประกอบด้วยกลุ่มของคาร์แร็คเตอร์ต่างๆ จำนวน 128 ตัว ซึ่งเป็นมาตรฐานของรหัส ASCII และใช้กันแพร่หลายมาก นอกจากนี้ยังมีรหัส 8 บิทหรือมาตรฐานของรหัส EBCDIC โดยมาตรฐานนี้ประกอบด้วยกลุ่มของคาร์แร็คเตอร์ 256 คาร์แร็คเตอร์เป็นต้น

บิทพาริตี้ : บิทนี้จะทำหน้าที่ในการบอกให้ส่วนรับข้อมูลทราบว่า ข้อมูลที่รับเข้ามาผิดหรือไม่ (โดยบิทนี้จะทำหน้าที่ในการบอกให้ด้านรับทราบว่าข้อมูลที่ส่งมาแต่ละไบท์นั้น มีจำนวนบิทที่เป็น "1" อยู่เป็นจำนวนคี่หรือคู่ เช่นข้อมูล 54 H = 01010111 จะมีจำนวนบิทที่เป็น "1" อยู่เป็นจำนวนคี่เป็นต้น ซึ่งบิทที่ใช้ในการตรวจสอบนี้ เราเรียกว่า บิทพาริตี้) บิทพาริตี้นี้จะถูกส่งออกมาพร้อมกับบิทข้อมูล ซึ่งบิทนี้จะเป็น "1" หรือ "0" นั้นขึ้นกับข้อมูลที่ส่งออกมาว่ามีจำนวนบิทที่เป็น "1" เป็นจำนวนคู่หรือคี่ และยังขึ้นอยู่กับอุปกรณ์รับส่งข้อมูลด้วยว่าถูกออกแบบไว้ให้รับส่งบิทพาริตี้ในลักษณะของพาริตี้คู่ หรือ คี่อีกด้วย

ในกรณีที่อุปกรณ์รับส่งออกแบบให้เป็นพาริตี้คู่ อุปกรณ์ส่งข้อมูลจะทำการส่งพาริตี้บิทเป็นลอจิก 1 ออกไป เมื่อจำนวนบิทที่เป็น 1 ของข้อมูลเป็นจำนวนคู่(คือทำให้จำนวนบิทที่เป็น 1 ของข้อมูลเมื่อรวมกับพาริตี้บิทแล้วเป็นจำนวนคู่นั่นเอง) สำหรับในกรณีของพาริตี้คี่ก็เช่นเดียวกันคือ พาริตี้บิทจะเป็น 1 ในกรณีจำนวนบิทที่เป็น 1 ของข้อมูลเป็นจำนวนคู่ และจะเป็น 0 ในกรณีทีเป็นจำนวนคี่ ในที่นี้จะสมมติว่าอุปกรณ์ถูกออกแบบไว้สำหรับพาริตี้คู่ และเราต้องการที่จะส่งข้อมูลออกไปให้กับส่วนรับข้อมูลเป็นจำนวน 2 ไบท์ คือ 54 H และ 55 H เมื่อเราส่งข้อมูล 54 H ออกไปซึ่งมีจำนวนบิทที่เป็น 1 เป็นจำนวนคี่ ดังนั้นในกรณีนี้อุปกรณ์ส่งข้อมูลก็จะทำการส่งพาริตี้บิท เป็นลอจิก 1 ตามออกมาด้วยเพื่อให้จำนวนบิทที่เป็น 1 ของข้อมูล(54 H) รวมกับพาริตี้บิทแล้วได้จำนวนคู่ ส่วนข้อมูล 55 H จำนวนบิทที่เป็น 1 นั้นจะเป็นจำนวนคู่อยู่แล้ว ดังนั้นอุปกรณ์ส่งข้อมูลก็จะส่งพาริตี้บิทเป็น 0 ให้กับส่วนรับข้อมูล สำหรับส่วนรับข้อมูลเมื่อรับเข้ามาแล้วก็จะตรวจสอบสัญญาณว่าจำนวนบิทที่เป็น 1 ของข้อมูลรวมกับพาริตี้บิทนั้นเป็นจำนวนคู่หรือไม่ ถ้าหากว่าเป็นจำนวนคี่ก็แสดงว่าข้อมูลที่ได้รับเข้ามานี้ก็มีความผิดพลาดเกิดขึ้น

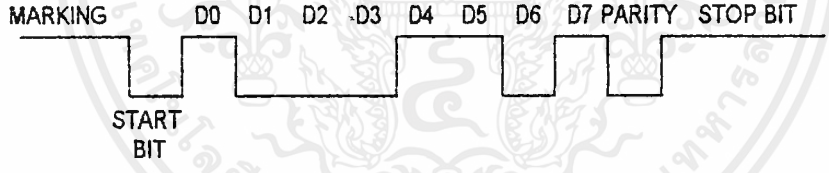
สิ่งสำคัญอีกอย่างหนึ่งก็คือ ถ้าอุปกรณ์ส่งข้อมูลทำการส่งในลักษณะพาริตี้คู่ หรือคี่ก็ตาม ส่วนรับข้อมูลก็จะต้องทำการรับในลักษณะพาริตี้เดียวกับอุปกรณ์ ส่งข้อมูลด้วย ดังรูปที่4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงการเพิ่มพาริตี้บิทเข้าไปในข้อมูลแต่ละไบท์

บิทสิ้นสุดข้อมูล (Stop bit) : บิทสุดท้ายที่เพิ่มเข้าไปนี้ จะใช้ในการตรวจสอบจุดสิ้นสุดข้อมูล บิทนี้จะถูกเพิ่มเข้าไปในหลังพาริตี้บิท ถ้าอุปกรณ์รับข้อมูลตรวจไม่พบบิทนี้ ก็แสดงว่าข้อมูลที่รับเข้านั้นเกิดข้อผิดพลาดขึ้น สำหรับบิทสิ้นสุดข้อมูลนี้อาจจะมีจำนวนเป็น 1 , 1.5 หรือ 2 บิทก็ได้ ซึ่งสรุปได้ว่าข้อมูลที่ส่งออกมาในแต่ละไบท์นั้นไม่ใช่มีแต่ข้อมูล 8 บิทเท่านั้น แต่อาจจะมีได้ถึง 12 บิท หรือมากกว่าก็เป็นได้ ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 รูปแบบของข้อมูลในแต่ละไบท์ในการรับส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงค์โครนัส

4.4.2 ซิงค์โครนัส ซีเรียล อิงค์-เอเวล โปรโตคอล

ตัวอย่างโปรโตคอลชนิดนี้มีใช้กันแพร่หลายมาก โดยแต่ละองค์กรได้ผลิตขึ้นมามีดังนี้

BISYNC (IBM) : Binary Synchronous Communications

SDLC (IBM) : Synchronous Data-Link Control

HDLC (ISO) : High-Level Data-Link Control

ADCCP(ANSI) : Advance Digital-Communication-Control Protocol

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

X.25 (CCITT) : Recommendation from the X.25 Committee

DDCMP(DEC) : Digital Data-Communication Message Protocol

UDLC(UNIVAC): Univac Data-Link Control

BDLC(Burroughs) : Burrough Data-Link Control

ซึ่งโปรโตคอลบางตัวจะเห็นได้บ่อยเช่น โปรโตคอล X.25 หรือ SDLC , โปรโตคอล HDLC เหล่านี้ใช้กันทั่วไป โดยหลักการสำคัญของโปรโตคอลเหล่านี้อยู่ที่คาร์แร็คเตอร์พิเศษหรือกลุ่มของบิทที่นำหน้าบิทข้อมูลอยู่ ซึ่งถ้าเป็น bit-oriented protocol จะเรียกว่า Synch character แต่ถ้าเป็น character oriented protocol เราจะเรียกว่า beginning flag

วิธีการกำหนดโครงสร้างของข้อมูลในการสื่อสารแบบซิงค์โครนัสมีเทคนิคการซิงค์โครไนซ์ที่ใช้กันมากอยู่ 2 วิธีคือ

1. ใช้สัญญาณนาฬิกาไปกำหนดบิทแต่ละบิทที่ส่งไปตามสายส่งซึ่งสัญญาณนาฬิกา หรือสัญญาณซิงค์นี้จะบอกให้ด้านรับทราบว่าควรจะสุ่มรับสัญญาณข้อมูลเมื่อไร ซึ่งวิธีการรวมสัญญาณซิงค์เข้ากับสัญญาณข้อมูล มี 2 วิธี คือ ป้อนสัญญาณซิงค์นำสัญญาณข้อมูล และวิธีที่สองคือ ป้อนสัญญาณซิงค์อยู่ในระหว่างข้อมูล สำหรับวิธีแรกเหมาะกับการสื่อสารระยะใกล้ๆ ส่วนวิธีที่สอง เหมาะกับการสื่อสารในระยะไกลที่ต้องอาศัยโครงข่ายโทรศัพท์

2. ใช้สัญญาณนาฬิกาในการกำหนดบล็อกของสัญญาณข้อมูลแต่ละบล็อก ซึ่งแต่ละบล็อกเราทราบแล้วว่าอาจจะมีมากกว่า 8 บิทก็ได้ โดยถ้าเป็นโปรโตคอลชนิดที่ไม่มีการกำหนดกลุ่มของบิทข้อมูล ว่ากลุ่มของบิทนี้แทนคาร์แร็คเตอร์อะไรโปรโตคอลในลักษณะนี้เราเรียกว่า bit-oriented protocol แต่ถ้าเป็นโปรโตคอลชนิดที่มีการกำหนดกลุ่มของบิทข้อมูลว่าแทนคาร์แร็คเตอร์ตัวไหนแน่นอน เราเรียกโปรโตคอลชนิดนี้ว่า character-oriented protocol

4.5 การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมตามมาตรฐาน RS 232-C

มาตรฐาน RS 232-C ได้ถูกตีพิมพ์โดย EIA ในปี ค.ศ 1969 ตัวอักษร RS แทน Recommended Standard , 232 แทนความหมายของมาตรฐาน ส่วนอักษร C แสดงให้รู้ว่ามาตรฐานได้รับการแก้ไขกี่ครั้ง

ตามมาตรฐาน RS 232-C ที่ถูกตีพิมพ์โดย EIA ได้กล่าวถึงการสื่อสารข้อมูลระหว่าง Data Terminal Equipment (DTE) และ Data Communication Equipment (DCE) (แต่ในปัจจุบันตัวย่อ DCE จะแทน data circuit terminating equipment)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DCE : อุปกรณ์ที่มีฟังก์ชั่นการทำงานต่างๆ ที่ทำให้เกิดการเชื่อมต่อ, ทำให้การเชื่อมต่อยังดำรงต่อไป และยุติการเชื่อมต่อ นอกจากนี้ยังใช้เปลี่ยนลักษณะของสัญญาณและสร้างรหัสของสัญญาณต่างๆ ที่จำเป็นในการสื่อสารข้อมูลระหว่าง DTE และ DCE โดย DCE อาจเป็นส่วนใดส่วนหนึ่งของคอมพิวเตอร์หรือไม่ก็ได้

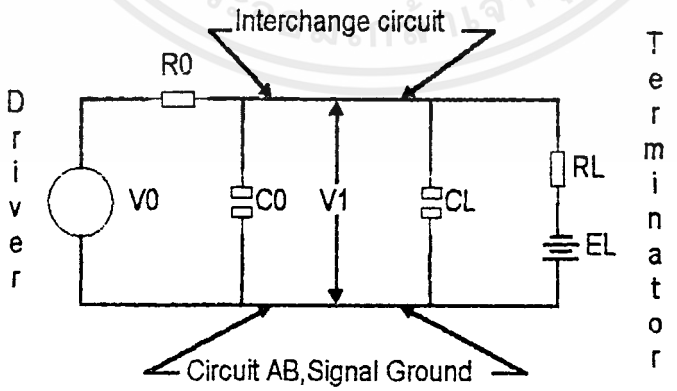
DTE : 1. เป็นอุปกรณ์ที่ประกอบไปด้วยตัวส่งข้อมูล (data source) หรือตัวรับข้อมูล (data sink) หรือเป็นทั้งตัวส่งและตัวรับข้อมูลก็ได้

2. เป็นอุปกรณ์ที่ประกอบไปด้วย function unit ต่อไปนี้ control logic, buffer store และอุปกรณ์อินพุทหรือเอาท์พุทจำนวนหนึ่งตัวหรือมากกว่าก็ได้ หรือรวมเครื่องคอมพิวเตอร์เข้าไปด้วยก็ได้ DTE อาจจะรวมส่วน error control synchronization และความสามารถในการบ่งหรือระบุว่าต้องการเกี่ยวข้องกับอุปกรณ์ตัวใด (station identification capability) เข้าไปด้วยก็ได้

ในความเป็นจริงแล้ว DTE มักจะแทนแหล่งกำเนิดข้อมูลแหล่งแรก หรือ อุปกรณ์ที่เป็นแหล่งรับข้อมูลแหล่งสุดท้าย เช่นเครื่องพิมพ์ จะเป็น DTE เพราะเป็นอุปกรณ์ที่รับข้อมูลเป็นตัวสุดท้าย หรือ CTR / คีย์บอร์ดเป็นทั้งตัวรับข้อมูลและตัวกำเนิดข้อมูล ส่วน DCE เป็นอุปกรณ์ที่ทำการสื่อสารข้อมูลระหว่างแหล่งกำเนิดกับตัวรับข้อมูลที่ปลายทางทำได้สะดวกขึ้น ตัวอย่างหนึ่งของ DCE ก็คือโมเด็ม

4.5.1 คุณสมบัติของสัญญาณไฟฟ้า

คุณสมบัติของสัญญาณทางไฟฟ้าของ RS 232-C จะอธิบายได้ดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดง RS 232 -C interface circuit (EIA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. สัญญาณที่ขาทุกขาที่คอนเน็คเตอร์ของ RS 232-C จะเป็นสภาวะ (status) โดยสภาวะหนึ่งในแต่ละคู่ของคู่ต่อไปนี้

   MARK / SPACE

   ON / OFF

   logic 0 / logic 1

ความสัมพันธ์ระหว่างสถานะของสัญญาณคู่ต่างๆ กับระดับแรงดันได้แสดงไว้ในตารางที่ 4.3 ขอให้สังเกตด้วยว่า RS 232-C ใช้ลอจิกลบ(negative logic) แทนระดับแรงดันต่างๆ โดยแรงดันของระดับสัญญาณต่างๆ จะถูกเทียบกับเซอร์กิต Signal ground นอกจากนี้ช่วงของแรงดันระหว่าง -3 ถึง +3 โวลท์ จะเป็นช่วงของการเปลี่ยนแปลงลอจิก ดังนั้นจึงไม่มีการระบุสถานะของสัญญาณในช่วงนี้

Status	Signal Voltage	
	-25V < V1< -3V	3V < V1 < 25V
Binary logic state	1	0
Signal condition	MARK	SPACE
Function	OFF	ON

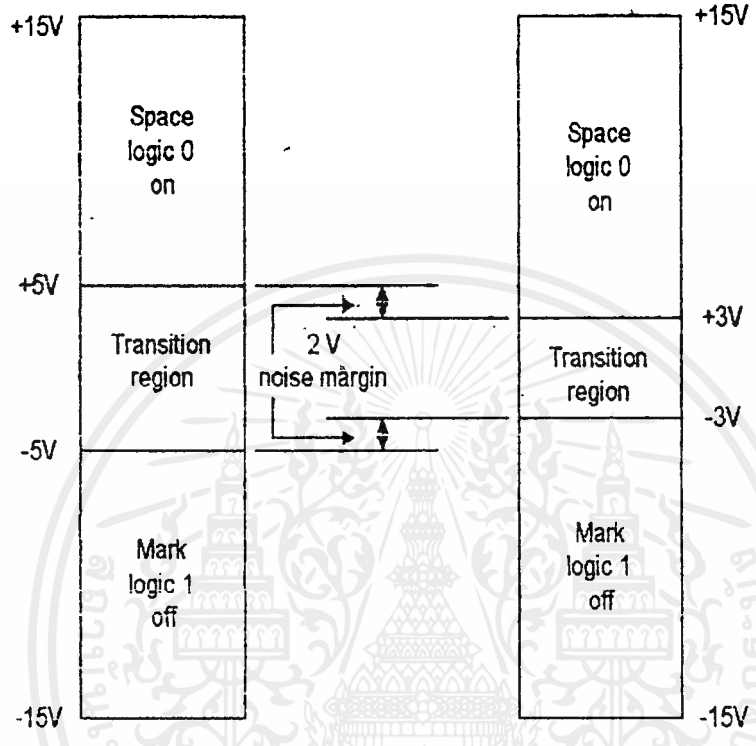
ตารางที่ 4.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างสถานะของคู่สัญญาณต่างๆ

2.ในการแทนลอจิก 1 หรือสถานะ MARK ตัวขับสัญญาณ (driver) ต้องจ่ายแรงดันระหว่าง -5 ถึง -15 โวลท์ ส่วนในการแทนลอจิก 0 หรือ SPACE ตัวขับสัญญาณต้องจ่ายแรงดันระหว่าง +5 ถึง +15 โวลท์

จากข้อ 1 และ ข้อ 2 แสดงว่า RS 232-C ยอมให้มี noise margin ได้ไม่เกิน 2 โวลท์ สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างระดับแรงดันและสถานะของสัญญาณได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.11 จากรูปจะเห็นได้ว่า ถ้า line driver หรือตัวกำเนิดสัญญาณต้องการส่งลอจิก 0 line driver จะต้องจ่ายแรงดันระหว่าง +5 ถึง +15 โวลท์ ส่วน line receiver หรือตัวรับสัญญาณปลายทางจะถือว่าแรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่อยู่ภายในช่วง +3 ถึง +15 โวลท์ แทนลอจิก 0 จากการเปรียบเทียบระดับสัญญาณของตัวส่งและตัวรับ จะเห็นว่า RS 232-C ยอมให้มีการ drop ของสัญญาณในช่วง 2 โวลท์เกิดขึ้นได้ สำหรับในด้านการส่งลอจิก 1 ก็เป็นเช่นเดียวกัน



รูปที่ 4.11 แสดงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของการอินเตอร์เฟสแบบ RS 232-C

จากที่ได้อธิบายมาอาจมีข้อสงสัยว่าทำไมไม่ใช้สถานะลอจิกแบบ TTL ซึ่งระดับของแรงดันมีค่าระหว่าง 0 ถึง +5 โวลท์ และทำไมจึงต้องใช้แรงดันระหว่าง -15 ถึง 3 และ +3 ถึง +15 โวลท์ด้วย

สาเหตุที่ไม่ใช้การแทนลอจิกแบบ TTL ก็เพราะสถานะลอจิกแบบ TTL ถูกรบกวนจากสัญญาณรบกวนต่างๆ ได้ง่าย นอกจากนี้ยังมีปัญหาเกี่ยวกับระยะทางที่สามารถทำการสื่อสารข้อมูลอีกด้วย สำหรับสาเหตุที่ต้องใช้แรงดันช่วง -15 ถึง -3 และ +3 ถึง +15 โวลท์ ก็เพราะในขณะที่กำลังทำการพัฒนา RS 232-C ขึ้นนั้น ในวงจรคอมพิวเตอร์ต่างๆ โดยทั่วไปไม่มีการใช้ระดับแรงดันในช่วงเหล่านี้อยู่ อนึ่งทรานซิสเตอร์ที่มีขายกันทั่วๆ ไป สามารถทำงานในช่วงแรงดันเหล่านี้ และยังทนต่อสัญญาณรบกวนต่างๆ ที่เข้ามาได้ นอกจากนี้ยังสามารถทำงานที่ความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สูงๆ ได้ สูงถึง 20,000 บิทต่อวินาที (bps) ยิ่งกว่านี้สถานะ MARK และสถานะ SPACE ยังถูกแทนด้วยการไหลของกระแสในทิศทางที่ตรงกันข้ามและความแตกต่างของแรงดันที่สถานะ MARK และ SPACE มีค่าสูงถึง 6 โวลท์เป็นอย่างน้อย ข้อดีต่างๆ ที่กล่าวมานี้ช่วยให้การส่งข้อมูลมีเสถียรภาพดีขึ้น

3.ตัวเก็บประจุ CL ที่ต่อขนานอยู่กับอุปกรณ์รับข้อมูลปลายทางจะต้องมีค่าไม่เกิน 2500 pF โดยค่านี้ไม่รวมค่าความจุไฟฟ้าของสายเคเบิลเข้าไปด้วย (ตามข้อกำหนดนี้ ระยะทางที่สามารถใช้ทำการสื่อสารได้ต้องไม่เกิน 50 ฟุต ซึ่งถูกกำหนดไว้ในมาตรฐาน RS 232-C)

4. แรงดันขณะเปิดวงจรหรือขณะที่ไม่มีโหลด(Vo) จะต้องไม่เกิน 25 โวลท์ซึ่งก็คือแรงดันใดๆ ในเซอร์กิตของการอินเตอร์เฟสแบบ RS 232-C ต้องไม่เกิน 25 โวลท์

5.วงจรรับสัญญาณที่ใช้กับ RS 232-C ต้องสามารถทนต่อการลัดวงจรที่เกิดขึ้นได้ (เช่นขาสองขาเกิดลัดวงจรโดยไม่ตั้งใจ) โดยไม่ทำให้เกิดความเสียหายต่อตัวมันเองหรืออุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องด้วย เช่น เทอร์มินอล , โมเด็ม , พอร์ท , และอุปกรณ์ต่างๆ ที่ต่อเข้ากับเคเบิล ที่ใช้ในการอินเตอร์เฟสแบบ RS 232-C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 คุณสมบัติทางกลของการอินเตอร์เฟส

รายละเอียดของขาต่างๆ ตามมาตรฐาน RS 232-C ได้แสดงไว้ดังตารางที่ 4.4 ดังนี้

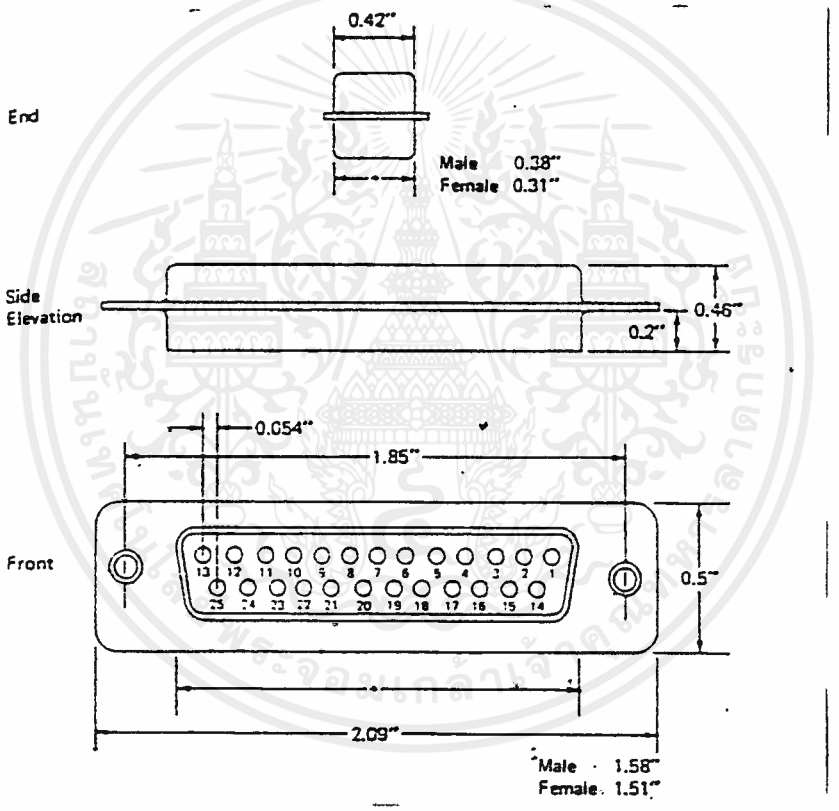
ขา	เซอร์กิต	ความหมายของเซอร์กิต
1	AA	Protective Ground
2	BA	Transmitted Data
3	BB	Received Data
4	CA	Request to Send
5	CB	Clear to Send
6	CC	Data Set Ready
7	AB	Signal Ground
8	CF	Received Line Signal Detector
9/10	-	(Reserved for Data Set Testing)
11	-	Unassigned
12	SCF	Secondary Received Line Signal Detector
13	SCB	Secondary Clear to Send
14	SBA	Secondary Transmitted Data
15	DB	Transmit Signal Element Timing (DCE Source)
16	SBB	Secondary Received Data
17	DD	Receive Signal Element Timing
18	-	Unassigned
19	SCA	Secondary Request to Send
20	CD	Data Terminal Ready
21	CG	Signal Quality Detector
22	CE	Ring Indicator
23	CH / CI	Data Signal Rate Select (DTE / DCE Source)
24	DA	Transmit Signal Element Timing (DTE Source)
25	-	Unassigned

ตารางที่ 4.4 แสดงรายละเอียดของขาต่างๆ พร้อมสัญญาณกำกับของคอนเน็คเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 4.4 จะแสดงรายละเอียดของขาต่างๆ ของคอนเน็คเตอร์ตามมาตรฐาน RS 232 -C ขอให้สังเกตด้วยว่าตามมาตรฐาน RS 232-C ไม่ได้กล่าวถึงปลั๊กตัวผู้ (plug) หรือปลั๊กตัวเมีย (socket) ของคอนเน็คเตอร์เลยว่าต้องมีรูปร่างลักษณะอย่างไร ในปัจจุบันเรามักจะใช้คอนเน็คเตอร์แบบ DB-25 (D-type 25 pin connector) ในการอินเตอร์เฟสตาม RS 232-C คอนเน็คเตอร์แบบนี้เทียบเท่าแบบ ISO 2113 ซึ่งเป็นมาตรฐานที่ประกาศใช้โดย International Organization for Standardization(ISO)

สำหรับรายละเอียดทางกลของปลั๊กตัวผู้ (DB-25-P) และปลั๊กตัวเมีย (DB-25-S) แสดงได้ดังรูปที่ 4.12 คอนเน็คเตอร์ตัวผู้จะใช้กับ DTE ส่วนคอนเน็คเตอร์ตัวเมียจะใช้กับ DCE



รูปที่ 4.12 แสดงลักษณะทางกลของคอนเน็คเตอร์แบบ DB-25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.3 ลักษณะการทำงานของเซอร์กิตต่างๆ

เซอร์กิตต่างๆ ได้แสดงไว้ในตารางที่ 4.4 ซึ่งสามารถแยกออกเป็นประเภทต่างๆ ได้ 5 ประเภทคือ

1. กราวนด์ หรือ Common Return (A)
2. เซอร์กิตข้อมูล (B)
3. เซอร์กิตควบคุม (C)
4. เซอร์กิตของสัญญาณฐานเวลา (timing circuit) (D)
5. เซอร์กิตของแซนแนลที่สอง (S)

Circuit AA : Protective Ground

ลวดตัวนำของเซอร์กิตนี้จะถูกต่อเข้ากับตัวถังของอุปกรณ์เพื่อใช้เป็นสายดิน เมื่อเปรียบเทียบ Protective Ground กับ Signal Ground จะเห็นได้ว่า Signal Ground มีความสำคัญกว่ามาก ดังนั้น Protective Ground จึงมักไม่ถูกต่อ การกระทำเช่นนี้ไม่เป็นความผิดข้อกำหนดในมาตรฐาน RS 232-C เนื่องจากว่า RS 232-C ได้กำหนดให้กรณีนี้เป็นกรณีเลือกใช้งาน (option)

Circuit AB : Signal Ground หรือ Common Return

เซอร์กิตนี้ถูกใช้เป็นจุดอ้างอิงของสัญญาณที่ใช้ในเซอร์กิตต่างๆ ยกเว้นเซอร์กิต AA (Protective Ground) เซอร์กิตนี้เป็นเซอรกิตเดียวที่ต้องถูกต่อไว้เสมอไม่ว่าจะเป็นการประยุกต์ใช้งานแบบใด

Circuit BB : Received Data

สัญญาณของเซอร์กิตนี้จะถูกส่งจาก DTE ไปยัง DCE , DTE จะทำให้เซอร์กิต BA (Transmitted Data) มีสถานะลอจิกเป็น 1 (MARK) ตลอดเวลาที่ไม่มีการส่งข้อมูล

Circuit CA : Request to Sent

สัญญาณ Request to Send นี้ถูกส่งจาก DTE ไป DCE จะทำงานร่วมกับสัญญาณ Clear to send

Circuit CB : Clear to Send

สัญญาณนี้เป็นสัญญาณควบคุมที่ถูกส่งจาก DCE ไปยัง DTE เพื่อบอกให้ DTE ทราบว่า DCE พร้อมที่จะรับข้อมูลที่ส่งมาจาก DTE บนสาย Transmitted Data แล้วเมื่อสัญญาณ Clear to Send อยู่ในสภาวะ ON รวมทั้งสัญญาณ Request to Send , Data Set Ready หรือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Data Terminal Ready มีสภาวะเป็น ON ด้วย ถ้าร ON ของสัญญาณเหล่านี้จะบอกให้ DTE ทราบว่าข้อมูลที่ส่งไปยัง DCE จะถูก DCE รับไว้และส่งต่อไปยัง Communication Channel เมื่อสัญญาณ Clear to Send อยู่ในสภาวะ OFF จะบอกให้ DTE ทราบว่า DCE ไม่พร้อมที่จะรับข้อมูล ดังนั้น DTE ยังไม่ส่งข้อมูลออกมา(ต้องมีการป้อนสัญญาณ RTS ใหม่)

Clear to Send จะอยู่ในสภาวะ ON ก็ต่อเมื่อสัญญาณ Request to Send และ Data Set Ready จะอยู่ในสภาวะ ON ทั้งคู่ ถ้าไม่ใช้ขา Request to Send ให้ถือว่าสัญญาณ Request to Send เป็น ON ตลอดเวลา ดังนั้นสภาพของสัญญาณ Clear to Send จะเป็นอย่างไรจึงขึ้นอยู่กับสถานะของสัญญาณ Data Set Ready ว่าเป็น ON หรือ OFF

Circuit CC : Data Set Ready

สัญญาณนี้เป็นสัญญาณควบคุมที่ส่งมาจาก DCE ไปยัง DTE ในกรณีที่ Data Set Ready อยู่ในสภาวะ ON แสดงว่า DCE ได้ถูกต่อกับ Communication Channel เรียบร้อยแล้ว ในกรณีที่ DCE ของเราสามารถต่อโทรศัพท์ได้โดยอัตโนมัติ การที่ Data Set Ready เป็น ON หมายความว่า DCE ของเรา(local) ได้ต่อโทรศัพท์ (เรียก) DCE ของเครื่องคอมพิวเตอร์ที่เราต้องการติดต่อด้วย (remote) ได้ตอบรับต่อการเรียกทำให้เกิดการเชื่อมต่อกันของ Communication Channel ขึ้นระหว่าง DCE ทั้งสองด้าน ทำให้สามารถทำการสื่อสารข้อมูลระหว่างกันได้ เมื่อ Communication Channel ถูกเชื่อมต่อแล้ว ระบบจะเข้าสู่โหมดการส่งข้อมูล

Circuit CD : Data Terminal Ready

สัญญาณควบคุมตัวนี้จะถูกส่งจาก DTE ไปยัง DCE สัญญาณ Data Terminal Ready ต้องอยู่ในสภาวะ ON ก่อนที่ DCE จะ ON สัญญาณ Data Set Ready ขณะในก็ตามที่ DCE ต่อกับช่องทางการสื่อสารแล้ว Data Terminal Ready เปลี่ยนสภาวะ ON เป็น OFF จะตัดการเชื่อมต่อระหว่าง DCE กับ Communication Channel ทิ้งในทันที

ส่วนเซอร์กิตที่เหลือจะไม่ขออธิบายในส่วนนี้ เพราะในการใช้งาน RS 232-C ร่วมกับระบบไมโครคอมพิวเตอร์ จะไม่จำเป็นต้องใช้เซอร์กิตเหล่านี้

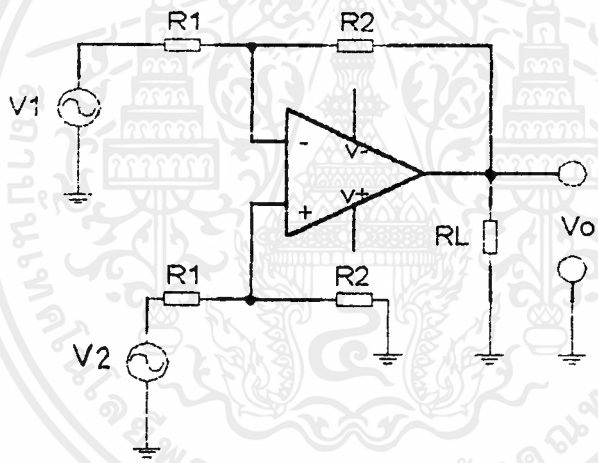
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
วงจรพื้นฐานของเครื่องวัดการหายใจ

ในบทนี้จะกล่าวถึงวงจรพื้นฐานที่ใช้ประกอบเป็นเครื่องวัดการหายใจ ซึ่งมีวงจรพื้นฐานดังต่อไปนี้

5.1 วงจรขยายสัญญาณผลต่าง (Differential Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณผลต่างอย่างง่ายแสดงได้ดังรูปที่ 5.1 คุณสมบัติที่สำคัญของวงจรขยายชนิดนี้ คือสามารถรับและขยายสัญญาณเข้าที่มีระดับต่ำ ซึ่งปรากฏอยู่ในระบบที่มีสัญญาณรบกวนสูงกว่าได้



รูปที่ 5.1 แสดงวงจรขยายสัญญาณผลต่างอย่างง่าย

จากรูปที่ 5.1 การทำงานของวงจรให้เป็นไปตามที่ต้องการสามารถที่จะอธิบายได้โดยการป้อนสัญญาณขาเข้า V1 และ V2 ซึ่งจะมีขนาดเท่ากัน แต่มีเฟสตรงข้ามกันให้กับวงจร ดังนั้นค่าศักดาทางด้านขาออกของวงจรขยายผลต่างนี้สามารถหาได้ดังต่อไปนี้

$$Vout = \{V2[R2'/(R2'+R1')][(R1+R2)/R1]\}-V1(R2/R1) \qquad (5.1)$$

ถ้ากำหนดให้ R2'= R2 และ R1'= R1 จะได้ว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Vout = V2(R2'/R1)-V1(R2/R1) \quad (5.2)$$

จากผลของการเท่ากันจะได้ว่า

$$Vout = (V2-V1)(R2/R1) \quad (5.3)$$

จากสมการแสดงให้เห็นว่า ศักดาทางเอาท์พุทของวงจรขยายผลต่าง จะมีค่าขึ้นอยู่กับผลต่างระหว่างศักดาทั้งสองทางของสัญญาณทางด้านขาเข้า และอัตราขยายของวงจรสามารถปรับได้ง่ายโดยการกำหนดค่าอัตราส่วนของความต้านทานระหว่าง R2 และ R3 ให้เหมาะสม

การทำงานของวงจรขยายผลต่างในทางอุดมคตินั้น สัญญาณด้านขาออกของวงจรจะต้องมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อป้อนสัญญาณที่เหมือนกัน ซึ่งหมายถึงมีขนาดเท่ากัน และเฟสตรงกัน ให้กับทางเข้าทั้งสองของวงจร (Vout=0 เมื่อ V1=V2) เรียกการทำงานของวงจรในลักษณะเช่นนี้ว่า เป็นการทำงานแบบคอมมอนโหมด (Common Mode) แต่สำหรับวงจรที่นำมาใช้งานจริงนั้นจะมีผลตอบสนองทางด้านขาออกเกิดขึ้น เมื่อป้อนสัญญาณขาเข้าแบบคอมมอนโหมด ผลตอบสนองทางขาออกต่อสัญญาณเข้าแบบคอมมอนโหมด แสดงได้โดย

$$Vocm = Acm*Vicm \quad (5.4)$$

ดังได้กล่าวมาแล้วว่าความสามารถของวงจรขยายผลต่างในการที่จะกำจัดสัญญาณแบบคอมมอนโหมด และทำหน้าที่ขยายสัญญาณผลต่างทางขาเข้าของวงจร (Differential mode)จะกำหนดโดยค่า Common Mode Rejection Ratio(CMRR) ซึ่งสามารถคำนวณค่าในหน่วยเดซิเบลได้จาก

$$CMRR = Log [Adm/Acm] \quad (5.5)$$

Adm : กำลังขยายของวงจรสำหรับสัญญาณเข้าแบบผลต่าง

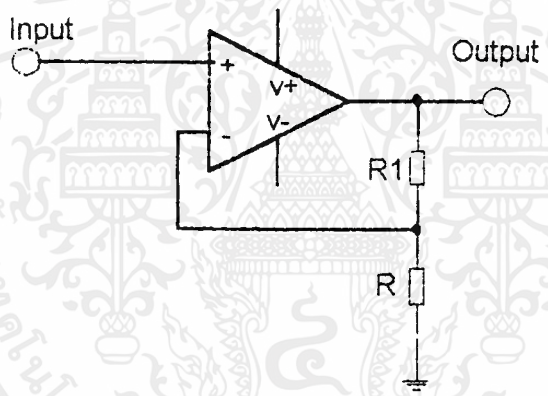
Acm : กำลังขยายของวงจรสำหรับสัญญาณอินพุทแบบคอมมอนโหมด

สำหรับในการออกแบบจะต้องออกแบบให้วงจรมีค่า CMRR มากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ ซึ่งออปแอมป์โดยทั่วไปก็มักจะมีค่า CMRR สูงอยู่แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier)

วงจรบัฟเฟอร์เป็นวงจรที่ใช้สำหรับปรับปรุงวงจรขยายผลต่างให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น โดยคุณสมบัติที่สำคัญของวงจรบัฟเฟอร์คือ มีค่าความต้านทานขาเข้าสูง ซึ่งเมื่อนำไปใช้ประกอบในส่วนหน้าของวงจรขยาย จะทำให้สัญญาณที่วัดได้มีการสูญเสียที่รอยสัมผัสระหว่างผิวหนังกับขั้วไฟฟ้า หรืออิเลคโทรดที่ใช้วัดน้อยที่สุด นอกจากนี้วงจรบัฟเฟอร์ยังทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ให้มีค่าเพิ่มขึ้นในระดับหนึ่งก่อนที่จะส่งไปขยายในส่วนต่อไป โดยที่มีข้อจำกัด คือ อัตราการขยายในส่วนแรกของวงจรไม่ควรจะมีค่ามากเกินไป เพราะถ้ามีออฟเซ็ท (Offset) เกิดขึ้นที่สัญญาณเข้าอาจจะทำให้ค่าสัญญาณทางออกที่ได้มีค่าสูงหรือต่ำกว่าระดับสัญญาณที่อ้างอิงของแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงออปแอมป์ได้ (โดยทั่วไปจะมีค่าเป็นศูนย์) และเป็นผลให้วงจรไม่สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลักษณะพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์ที่จะนำมาใช้สามารถแสดงได้ดังรูปที่5.2



รูปที่ 5.2 แสดงลักษณะพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์

5.3 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น (Instrumentation Amplifier)

วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น สามารถสร้างได้โดยใช้ออปแอมป์ทั่วไป และ ใช้รีซิสเตอร์จำนวนหนึ่งประกอบเป็นวงจรพื้นฐานตามรูปที่ 5.3 โดยสังเกตได้ว่าวงจรขยายแบบนี้เป็นการพัฒนามาจากวงจรขยายผลต่าง และ วงจรบัฟเฟอร์ประกอบกัน วงจรขยายแบบนี้เป็นวงจรที่ถูกนำไปใช้ได้อย่างมีประโยชน์มากเนื่องจากมีประสิทธิภาพสูงกว่าวงจรขยายแบบธรรมดา

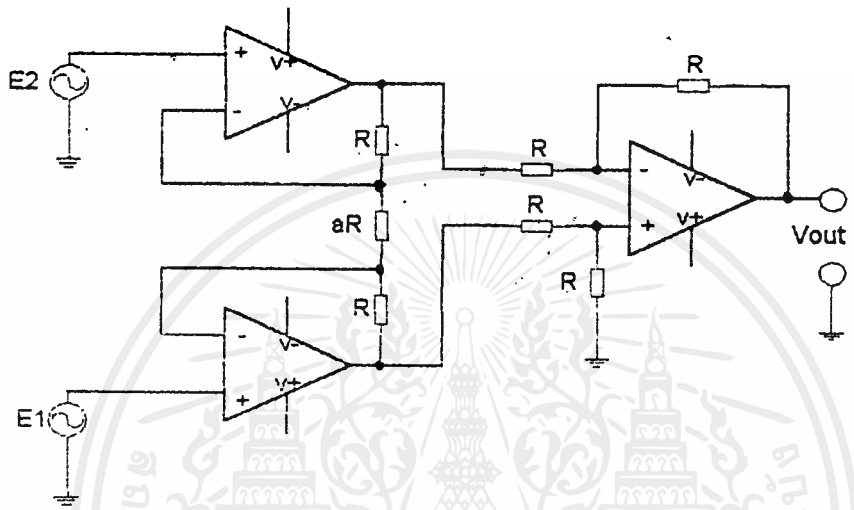
คุณสมบัติที่สำคัญของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ค่าอัตราการขยายศักดาของสัญญาณเข้าแบบผลต่างให้เป็นสัญญาณออกแบบเดี่ยวๆ จะถูกกำหนดโดยค่าความต้านทานเพียงตัวเดียว ซึ่งจะแสดงให้เห็นได้ดังต่อไปนี้

จากรูปวงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น

$$Vout = I(aR+2R)Vout = [(E1-E2)/aR](aR+2R) \quad (5.6)$$



รูปที่ 5.3 แสดงลักษณะพื้นฐานของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชั่น (Instrumentation Amplifier)

$$Vout = (E1-E2)(1+2/a) \quad (5.7)$$

$$gain = Vout/(E1-E2) = 1+2/a \quad (5.8)$$

ดังนั้นจะเห็นว่าอัตราการขยายของวงจรนี้จะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทาน aR เพียงค่าเดียว

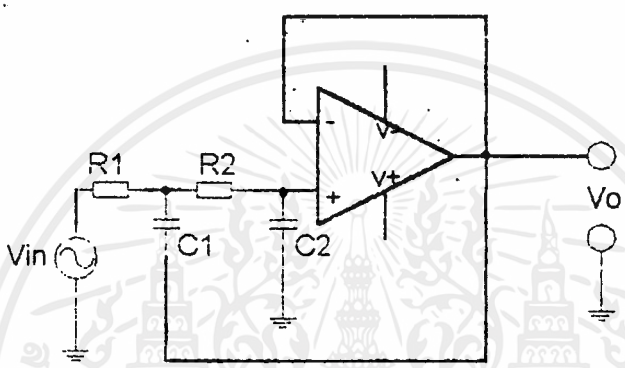
- ความต้านทานขาเข้าของวงจรมีค่าสูงมาก เนื่องจากใช้วงจรบัฟเฟอร์เป็นส่วนหน้าในการรับสัญญาณเข้ามาขยาย และค่าความต้านทานนี้จะไม่เปลี่ยนแปลงไปตามอัตราการขยายศักดาไฟฟ้าของสัญญาณ

- สัญญาณทางด้านขาออกจะมีค่าขึ้นอยู่กับผลต่างของสัญญาณทางด้านขาเข้าแบบผลต่างเท่านั้น นั่นคือ ถ้าสัญญาณเข้าเป็นแบบคอมมอนโหมด (Common Mode) จะได้ค่าของสัญญาณทางออกมีค่าน้อยๆ(ซึ่งในทางอุดมคติจะมีค่าเท่ากับศูนย์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)

วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำนี้เป็นวงจรแบบซาเลน- คีย์ (Unity Gain Sallen-Key VCVS) ใช้สำหรับกรองให้ความถี่ต่ำตั้งแต่ช่วงสัญญาณไฟตรง (DC level) จนถึงความถี่ประมาณ 200 เฮิรท์ซ สามารถได้ดี และเริ่มมีการลดทอนสัญญาณหลังจากความถี่ 200 เฮิรท์ซ เป็นต้นไป และเนื่องจากความถี่ของสัญญาณการหายใจมีค่าประมาณ 0.5 เฮิรท์ซ ดังนั้นการนำวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำมาใช้สำหรับเครื่องวัดการหายใจ จะช่วยลดผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงได้ โดยลักษณะของวงจรกรองความถี่ต่ำแบบซาเลน-คีย์สามารถแสดงได้ดังรูปที่5.4

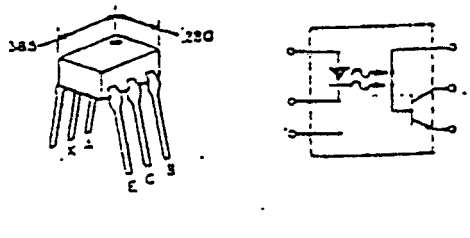


รูปที่ 5.4 แสดงลักษณะของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบซาเลน-คีย์ (Sallen-Key)

5.5 วงจรแยกสัญญาณ (Opto Isolator)

เป็นวงจรที่ใช้หลักการทำงานโดยการเปลี่ยนสัญญาณทางไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณแสง และเปลี่ยนสัญญาณแสงกลับมาเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าอีกครั้งหนึ่ง วงจรแยกสัญญาณประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสง(Infrared LED) และทรานซิสเตอร์รับแสง(Silicon Photo Transister)ซึ่งรวมอยู่ในไอซีตัวเดียวกันลักษณะการทำงานของการแยกสัญญาณ (opto isolation) เป็นการส่งผ่านสัญญาณเพียงทางเดียวข้ามช่องว่าง ดังนั้นส่วนของทรานซิสเตอร์รับแสง จะไม่มีผลกระทบโดยตรงกับวงจรทางด้านสัญญาณเข้า และลักษณะที่สำคัญอีกประการหนึ่งก็คือ วงจรแยกสัญญาณมีค่าความต้านทานระหว่างทางด้านขาเข้า และทางด้านขาออกสูงมาก (ประมาณ 10 โอห์ม) ตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณ ที่นิยมใช้กันโดยทั่วไปแสดงได้ดังรูปที่ 5.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

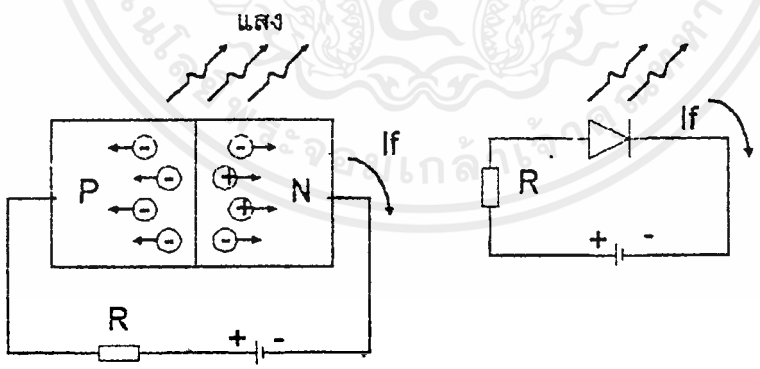


รูปที่5.5 แสดงตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณ ที่นิยมใช้โดยทั่วไป

ลักษณะการทำงานพื้นฐานของไดโอดเปล่งแสง และทรานซิสเตอร์รับแสง สามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

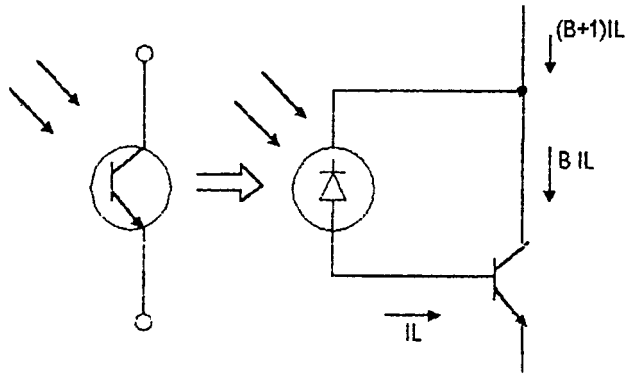
ไดโอดเปล่งแสง เป็นส่วนที่สามารถให้กำเนิดแสงได้ เมื่อมีกระแสไหลผ่านบริเวณรอยต่อพีเอ็น(PN Junction) ของตัวมันจะทำให้อิเล็คตรอนบริเวณนั้นมีการเปลี่ยนระดับพลังงานไปจากเดิมและมีการปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นแสง โดยความถี่ของแสงที่ปล่อยออกมาจะขึ้นอยู่กับช่องว่างของแถบพลังงานของวัสดุที่ใช้ทำเป็นไดโอดนั้นๆ ลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด (Infrared LED) สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 5.6

ทรานซิสเตอร์รับแสง เป็นอุปกรณ์ที่สามารถเปลี่ยนพลังงานแสงให้เป็นค่าของพลังงานไฟฟ้า ทรานซิสเตอร์รับแสง ประกอบขึ้นจากไดโอดรับแสง (Photo Diode) และทรานซิสเตอร์ (transistor)แสดงได้ดังรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 แสดงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด(infrared LED)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7 แสดงลักษณะของทรานซิสเตอร์รับแสง (Photo transistor)

จากรูปที่ 5.7 เมื่อมีพลังงานจากภายนอก เช่น แสง หรือ ความร้อน มาตกกระทบอย่างเพียงพอให้กับวาแลนซ์อิเล็คตรอนจะทำให้เกิดการแตกตัวของอิเล็คตรอนและโฮลขึ้นซึ่งเป็นผลให้เกิดกระแส IL ไหล กระแส IL นี้จะแปรค่าโดยตรงกับปริมาณพลังงานที่ทำให้เกิดการแตกตัวของอิเล็คตรอนและโฮลและค่ากระแสนี้จะถูกขยายให้เป็นกระแสอิมิตเตอร์ของทรานซิสเตอร์

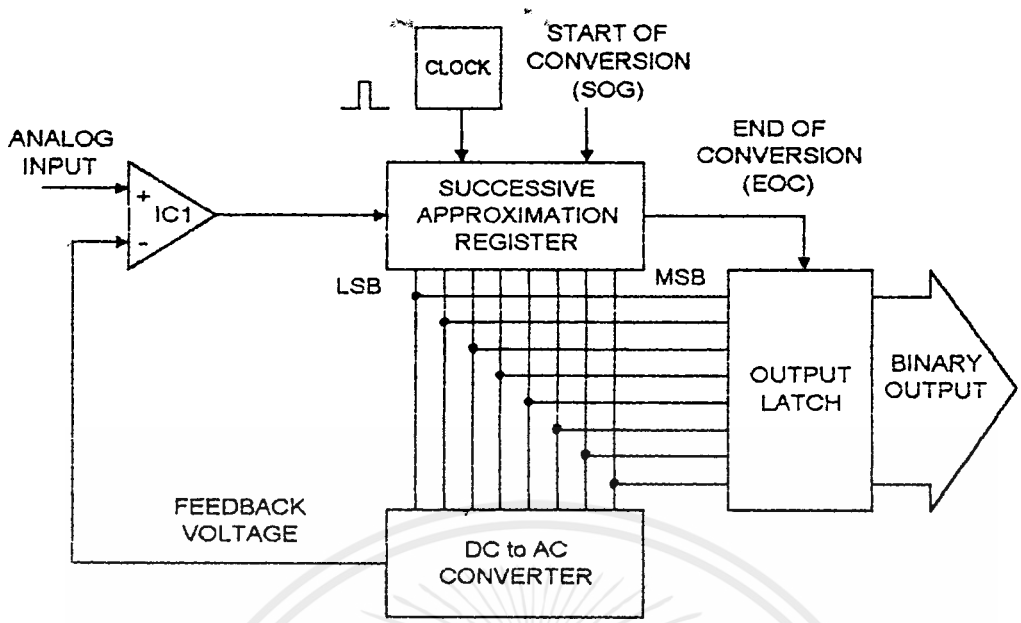
สำหรับในวงจรของเครื่องวัดการหายใจ จะนำอุปกรณ์มาใช้เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้กับผู้ป่วย เนื่องจากมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหล

5.6 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล (A nalog to Digital Converter)

Analog to Digital Converter หรือ ADC ใช้สำหรับการแปลงสัญญาณอินพุทที่เป็นอนาลอกให้เป็นจำนวนจำกัดของดิจิตอลบิท ผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของ "WORD" ทางดิจิตอลซึ่งจะกลายเป็นเลขรหัสฐานสองที่แทนระดับ แต่ละระดับของสัญญาณอนาลอก

ค่าเวลาของการแปลงผัน (Conversion Time) เป็นเกณฑ์ที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งของ ADC การแปลงสัญญาณอนาลอกให้กลายเป็นสัญญาณดิจิตอลไม่ได้เกิดขึ้นโดยทันทีทันใด แต่ต้องมีการผ่านกระบวนการต่างๆ เช่น จะต้องมีการสุ่ม (Sampling) สัญญาณอินพุท และให้สัญญาณดิจิตอลที่เป็นรหัสไบนารี่ออกมาที่เอาท์พุท ดังนั้นค่าเวลาของการแปลงผัน คือ ช่วงเวลาที่ต้องการกระทำกระบวนการให้เสร็จสิ้น ซึ่งมีค่าประมาณเป็นไมโครเซค ตัวอย่างของวงจร ADC จะแสดงได้ดังรูปที่ 5.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 แสดงวงจร ADC แบบประมาณค่าหลายๆ ครั้ง

จากรูปที่ 5.8 เป็นวงจร ADC แบบประมาณค่าหลายๆ ครั้ง (Successive approximation ADC :SA) มีความสามารถสูง ใช้งานง่าย รวดเร็ว และมีประสิทธิภาพ เพราะไม่มีการเกิดออสซิลเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้า อีกด้านเป็นขั้วโลหะสำหรับต่อสายออกไปเข้าวงจรและอีกยี่ห้อหนึ่งเป็นของ "3M" มีลักษณะคล้ายๆกัน แต่ใช้เป็นเยื่อกระดาษฉาบกาวแทน

การติดอิเลคโทรด จะใช้ทั้งหมด 4 แผ่น 2 แผ่นสำหรับตัวส่ง และ 2 แผ่นสำหรับตัวรับ ตำแหน่งที่ติดอิเลคโทรดจะติดบริเวณหน้าอก

6.3 การทำงานและการออกแบบของวงจรภาครับ

วงจรภาครับแสดงในรูปที่ 6.3 จะรับแรงดันที่ได้จากขั้วอิเลคโทรดทั้ง 2 อัน ซึ่งเกิดจากการผ่านกระแสไฟฟ้าค่าคงที่รูปซายน์เวฟเข้าไปในร่างกายบริเวณหน้าอก การหายใจจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ สัญญาณที่ได้จะถูกนำมาขยายและแปลงออกมาเป็นแรงดันไฟตรง ซึ่งจะแปรผันตรงกับค่าอิมพิแดนซ์ที่กำลังวัดโดยมีส่วนประกอบดังนี้

6.3.1 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เตชั่น (Instrumentation Amplifier)

วงจรจะประกอบด้วยออปแอมป์ A6 A7 และ A8 ที่ส่วนอินพุทจะมีตัวเก็บประจุ 10 พิโคฟารัด และตัวต้านทาน 180 กิโลโอห์ม ต่อเป็นวงจรกรองความถี่สูงแบบเฟิร์สออเดอร์(First order) มีความถี่คัทออฟ(Cutoff) ที่ 88.419 กิโลเฮิรท์ซ เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนโดยเฉพาะที่ความถี่ 50 เฮิรท์ซวงจรปรับให้มีอัตราขยายประมาณ 8 เท่า โดยปรับที่ P3 อัตราขยายของวงจรหาได้จาก

$$\text{อัตราการขยายวงจร} \quad Av = (2Rb + Ra)Rd/(Ra.Rc) \qquad (6.3)$$

$$Av = 8.369 \quad \text{เท่า}$$

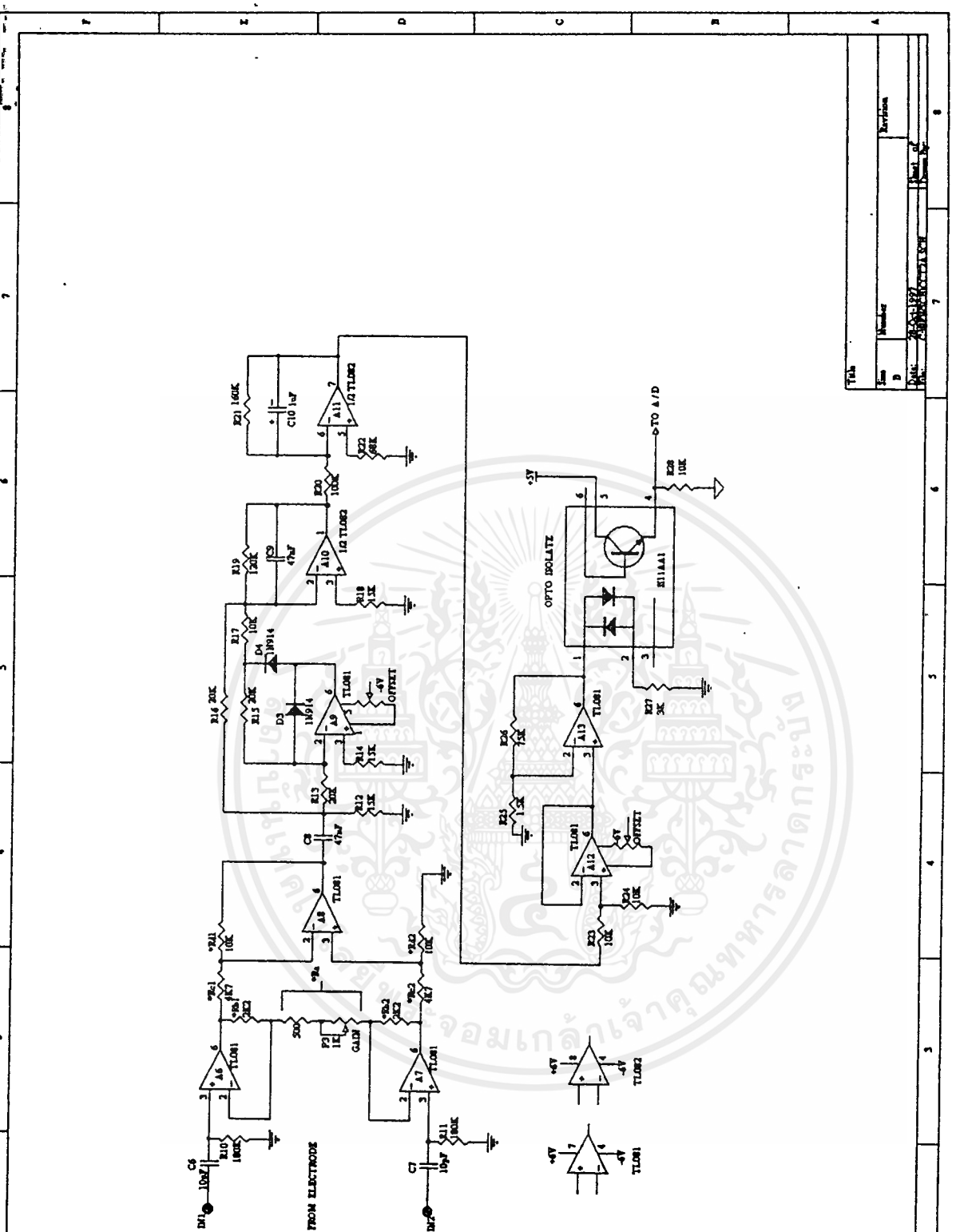
$$\text{ความถี่คัทออฟของวงจร} \quad Fc = 1/(2\pi R_{10}C_7) \qquad (6.4)$$

$$Fc = 88.419 \quad KHz$$

6.3.2 วงจรเปลี่ยนแรงดันกระแสสลับเป็นแรงดันกระแสตรง(Precision AC to DC converter)

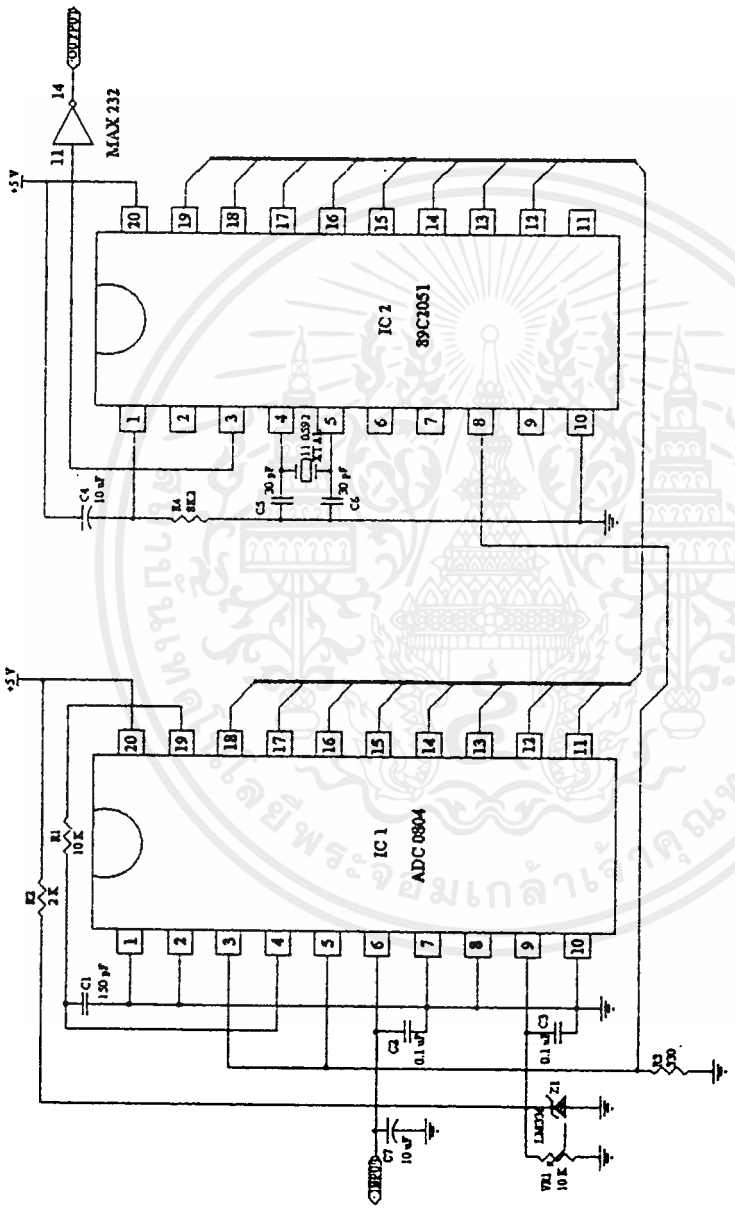
วงจรจะประกอบด้วยออปแอมป์ A9 และ A10 โดย A9 ทำงานร่วมกับไดโอด D3 และ D4 ทำหน้าที่เรียงกระแสแบบเต็มคลื่นส่วน A10 ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำที่มีความถี่คัทออฟประมาณ 28 เฮิรท์ซ โดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



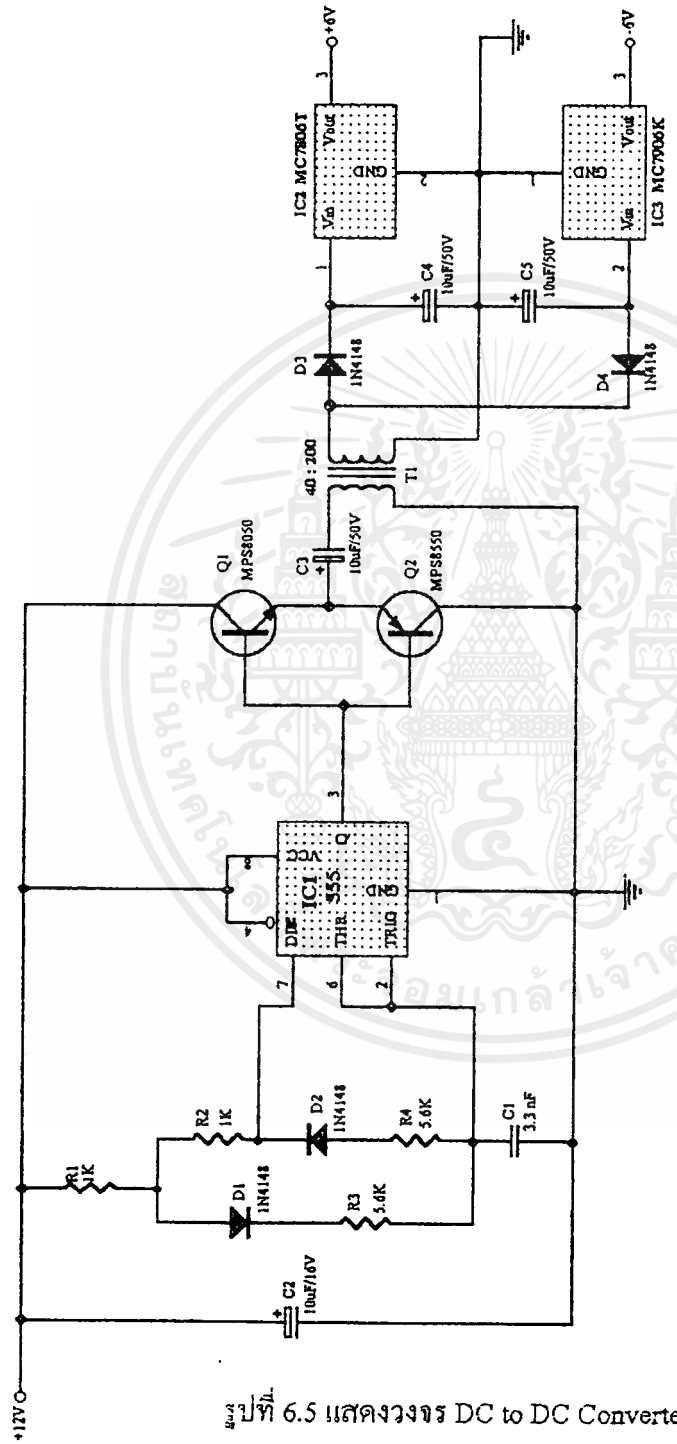
รูปที่ 6.3 แสดงวงจรภาครับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.4 แสดงวงจร Analog to Digital Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.5 แสดงวงจร DC to DC Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

การทดสอบคุณสมบัติของวงจรภาคต่างๆ

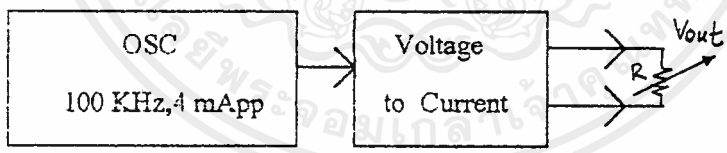
ในการทดสอบคุณสมบัติของแต่ละภาคนั้น ก็เพื่อทดสอบว่าวงจรภาคต่างๆมีการทำงานตรงตามความต้องการหรือไม่ และเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวงจร โดยมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบดังนี้

1. Oscilloscope
2. Resister
3. Multimeter
4. Function Gencrater

7.1 การทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง

การทดสอบวงจรนี้เพื่อทดสอบว่า Voltage to Current สามารถจ่ายกระแสให้กับโหลดได้คงที่หรือไม่ โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

1. ประกอบวงจรในภาคส่งโดยปรับวงจรภาคส่งที่ 4 mAp-p ,100 KHz จากนั้นจึงต่อตามบล็อกดังรูปที่ 7.1



รูปที่ 7.1 บล็อกไดอะแกรมการทดสอบ Constant Current ของภาคส่ง

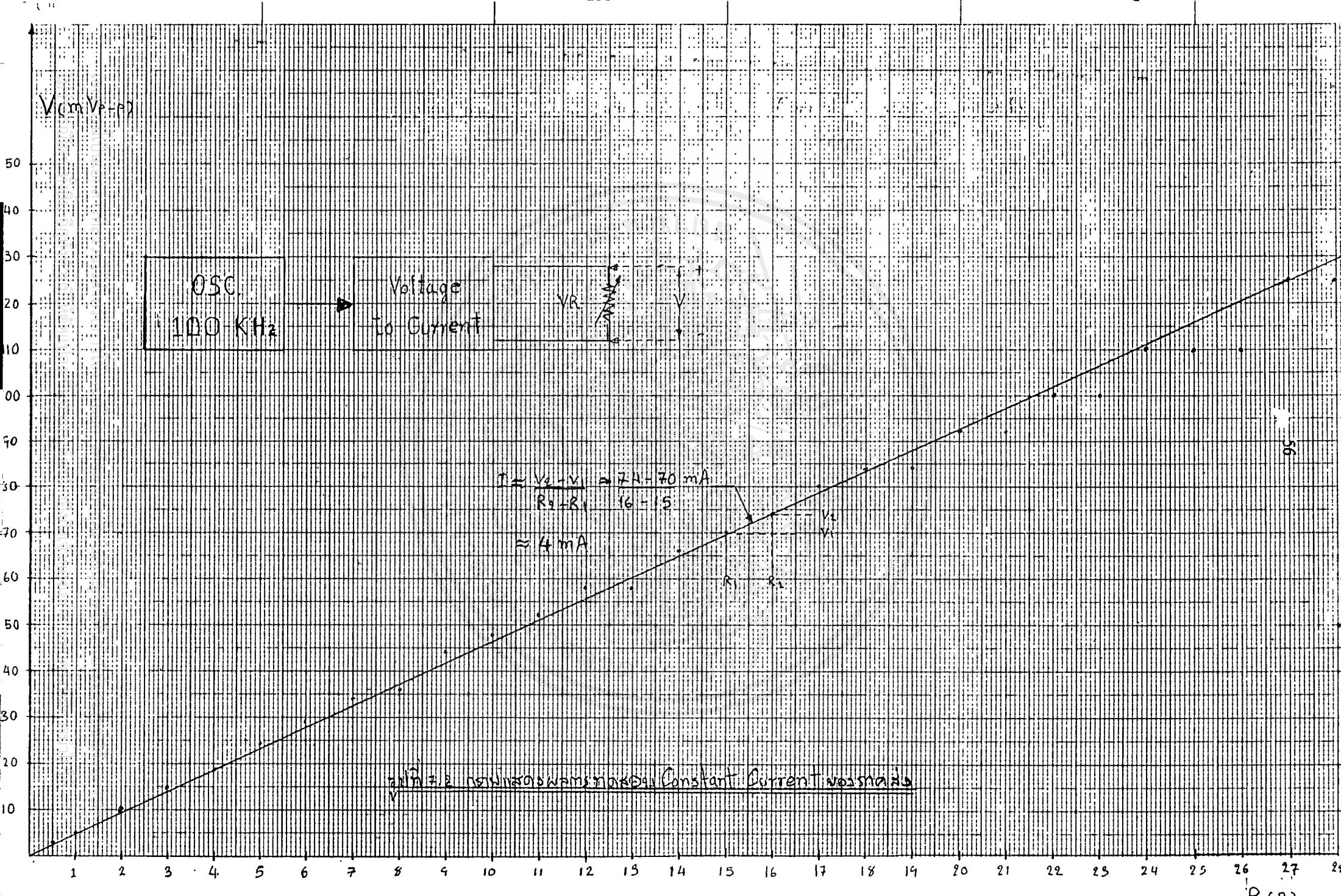
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

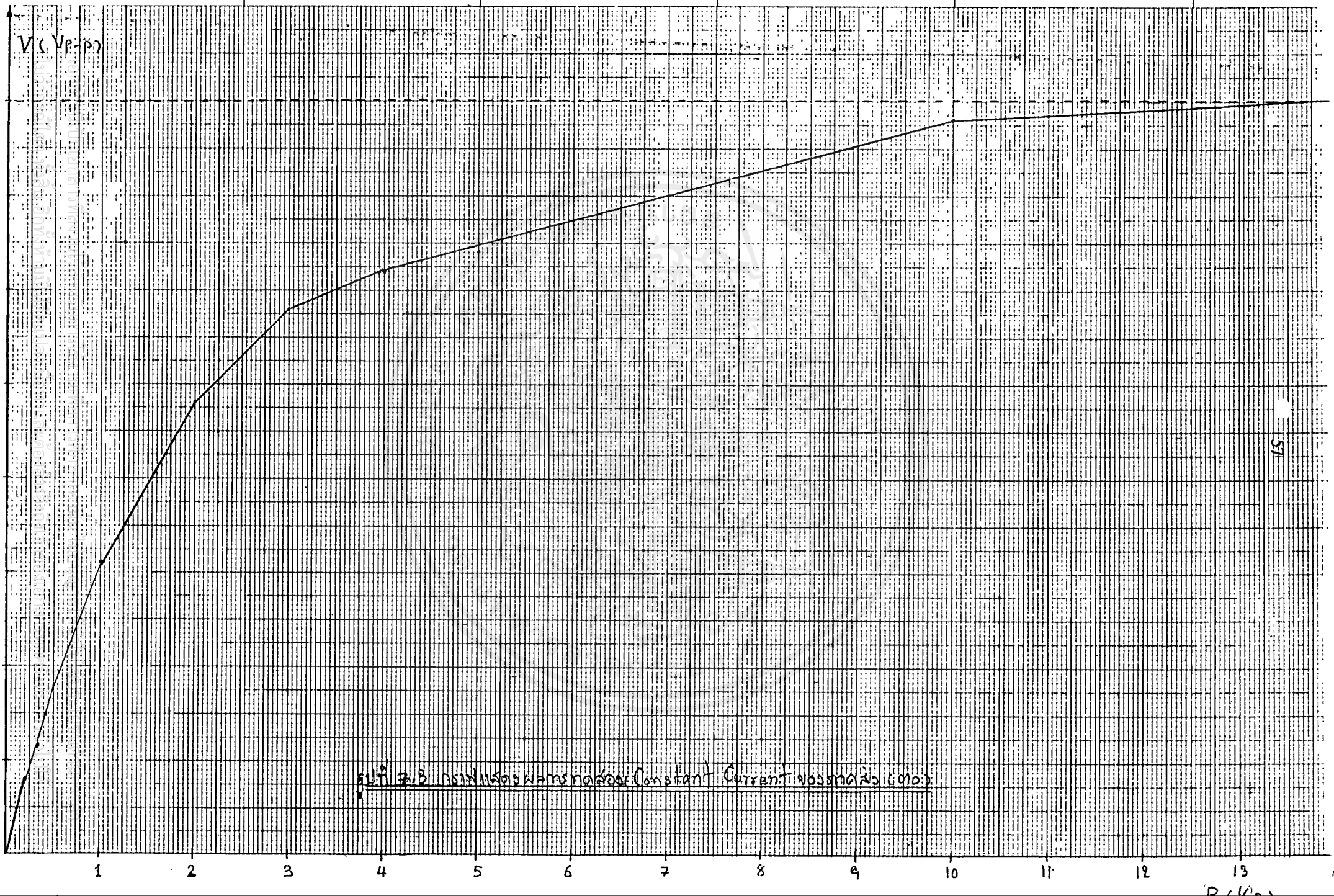
2. ทำการเปลี่ยนค่า R ในแต่ละค่าและทำการวัด Vout ในแต่ละค่า R

R(Ω)	V(mV)	I(mA)	R(Ω)	V(mV)	I(mA)
0.5	2.5	5.0	25.0	110	4.40
1.0	5.0	5.0	26.0	110	4.20
2.0	10	5.0	27.0	125	4.62
3.0	15	5.0	28.0	125	4.46
4.0	19	4.75	29.0	135	4.66
5.0	24	4.80	30.0	140	4.66
6.0	29	4.84	35.0	165	4.71
7.0	34	4.85	40.0	190	4.75
8.0	36	4.50	45.0	210	4.66
9.0	44	4.88	50.0	220	4.40
10.0	48	4.80	60.0	275	4.58
11.0	52	4.72	70.0	320	4.57
12.0	58	4.83	80.0	360	4.50
13.0	58	4.40	90.0	410	4.55
14.0	66	4.71	100	420	4.20
15.0	70	4.66	200	0.8V	4.00
16.0	74	4.63	300	1.2V	4.00
17.0	80	4.70	400	1.5V	3.75
18.0	84	4.66	500	1.8V	3.60
19.0	84	4.42	1K	3.1V	3.10
20.0	92	4.60	2K	4.8V	2.40
21.0	92	4.38	3K	5.8V	1.93
22.0	100	4.54	4K	6.2V	1.55
23.0	100	4.38	5K	6.4V	1.28
24.0	110	4.58	10K	7.8V	0.78

ตารางที่ 7.1 แสดงผลการทดสอบภาคส่วนกำเนิดความถี่เมื่อใช้ไฟเลี้ยง ±8V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


V (mV p-p)
OSC
100 KHz
Voltage
To Current
VR
V
I ≈ (V2 - V1) / (R2 - R1) ≈ 74 - 70 mA / 16 - 15
≈ 4 mA
V2
V1
R1
R2
RS
50
40
30
20
10
00
70
30
70
60
50
40
30
20
10
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27
Constant Current



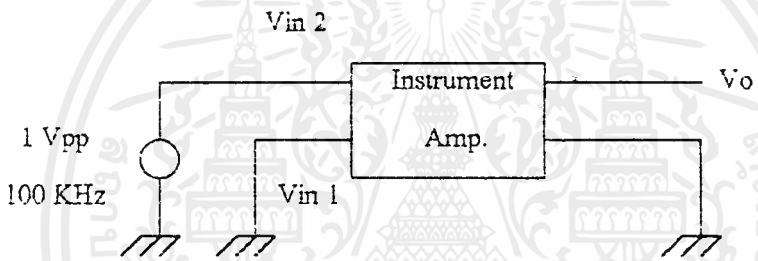
รูปที่ ๒.๒ กราฟแสดงผลการทดลองวงจร Constant Current ของหลอด LED

7.2 การทดสอบ CMRR ของวงจร Instrumentation Amplifier

Common - mode Rejection Ratio เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของ Op-Amp ที่ได้มาจากภาคอินพุทที่เป็น differential amp หมายความว่าหากสัญญาณที่เข้ามาทางขั้วอินพุททั้งสองมีเฟสตรงกันและยังมีขนาดเท่ากัน(สัญญาณแบบนี้เรียกว่าอยู่ในคอมมอนโหมด) สัญญาณทั้งสองนี้จะถูกกำจัดทิ้งไป ดังนั้นเอาท์พุทจะเป็นศูนย์ ส่วนสัญญาณที่มีขนาดต่างกันและมีเฟสต่างกันจะเรียกว่าอยู่ใน ดิฟเฟอเรนเชียล โหมด

โดยการทดสอบจะทดสอบทั้งกรณีคอมมอนโหมด และดิฟเฟอเรนเชียลโหมด เพื่อหาค่า CMRR ซึ่งเป็นค่าความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดย CMRR มาก การกำจัดสัญญาณรบกวนจะยิ่งดี โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

1. ป้อนสัญญาณจาก Function Generator ขนาด 1 Vp-p 100 KHz เข้าที่ Vin 2 โดย Vin 1 ลง Ground โดยต่อตามรูปที่ 7.4



รูปที่ 7.4 แสดงการทดสอบ differential mode ของ Instrument Amp. ขณะป้อน Vin2

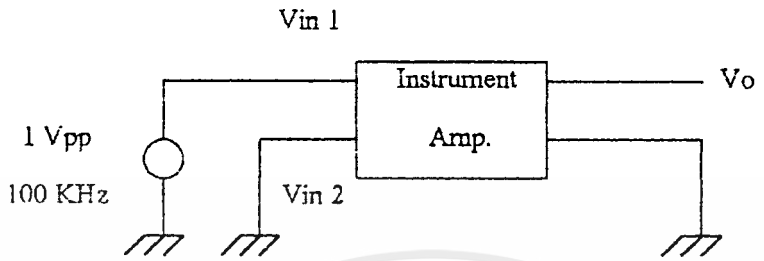
2. วัด Vout ในแต่ละ Vin 2 ดังตารางที่ 7.2

Vin2 (Vp-p)	Vo(Vp-p)	Av
0.3	2.0	6.67
0.5	3.4	6.80
0.7	4.7	6.70
1.0	6.8	6.80
1.5	10.0	6.60
2.0	13.0	6.50
2.2	14.0	6.36
2.3	14.0	6.08

ตารางที่ 7.2 แสดงผลการทดสอบ differential mode (ป้อนVin2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ป้อนสัญญาณจาก function generator ขนาด 1 Vp-p 100 KHz ที่ Vin1 โดย Vin2 ลง ground ตามรูปที่ 7.5



รูปที่ 7.5 แสดงการทดสอบ differential mode ของ Instrument Amp ขณะป้อน Vin1

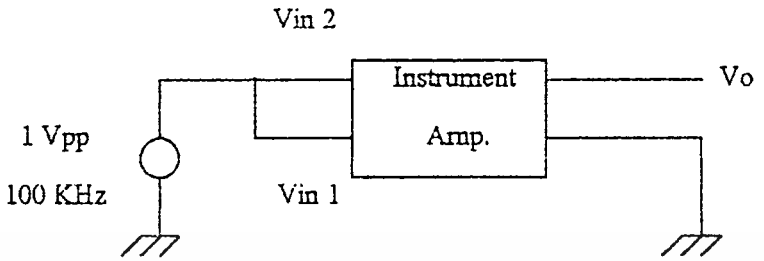
4. วัด Vout ในแต่ละ Vin1 ดังตารางที่ 7.3

Vin1 (Vp-p)	Vo(Vp-p)	Av
0.3	3.0	10.0
0.6	5.0	S.30
0.8	6.0	7.50
1.0	7.0	7.00
1.5	13.0	7.20
1.8	14.0	7.70
2.0	14.0	7.00
2.2	14.0	6.36

ตารางที่ 7.3 แสดงการทดสอบ differential mode (ป้อน Vin1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. ป้อนสัญญาณจากfunction generator ขนาด 1Vp-p 100 KHz เข้าที่ Vin1 และ Vin2 ตามรูปที่ 7.6



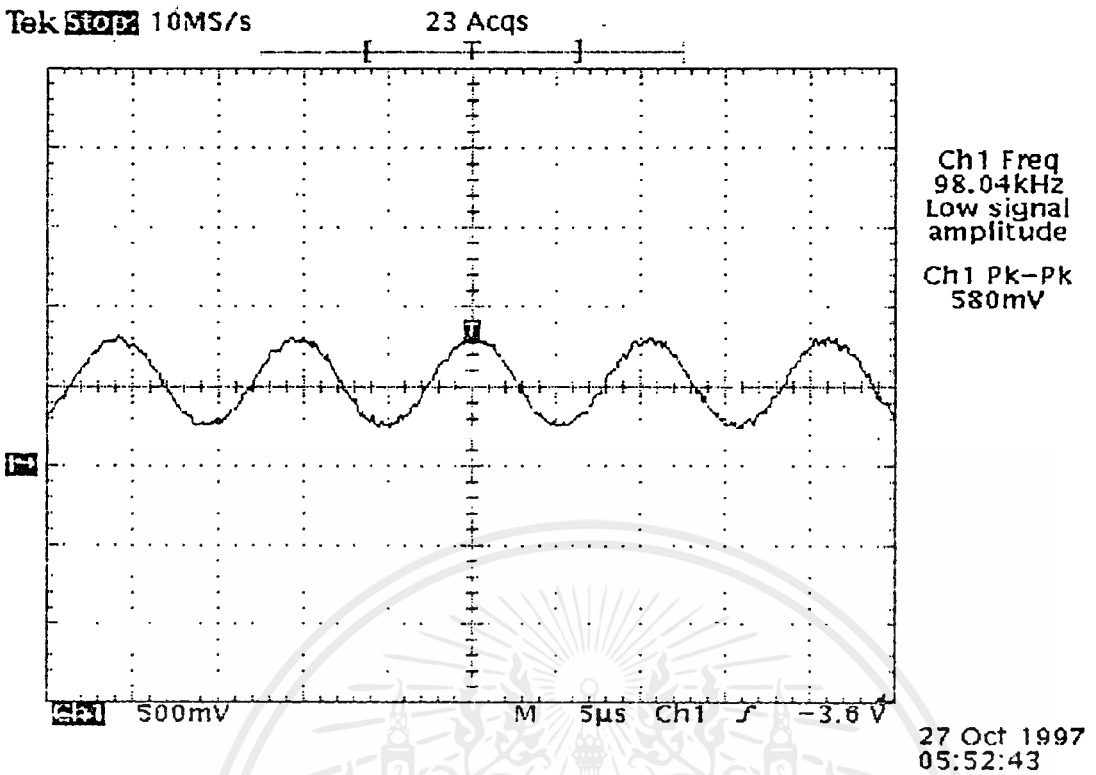
รูปที่ 7.6 แสดงการทดสอบ common mode ของ Instrument Amp. ขณะป้อน Vin1และ Vin2

6. วัด Vout ในขณะป้อน Vin1และ Vin2 ดังตารางที่ 7.4

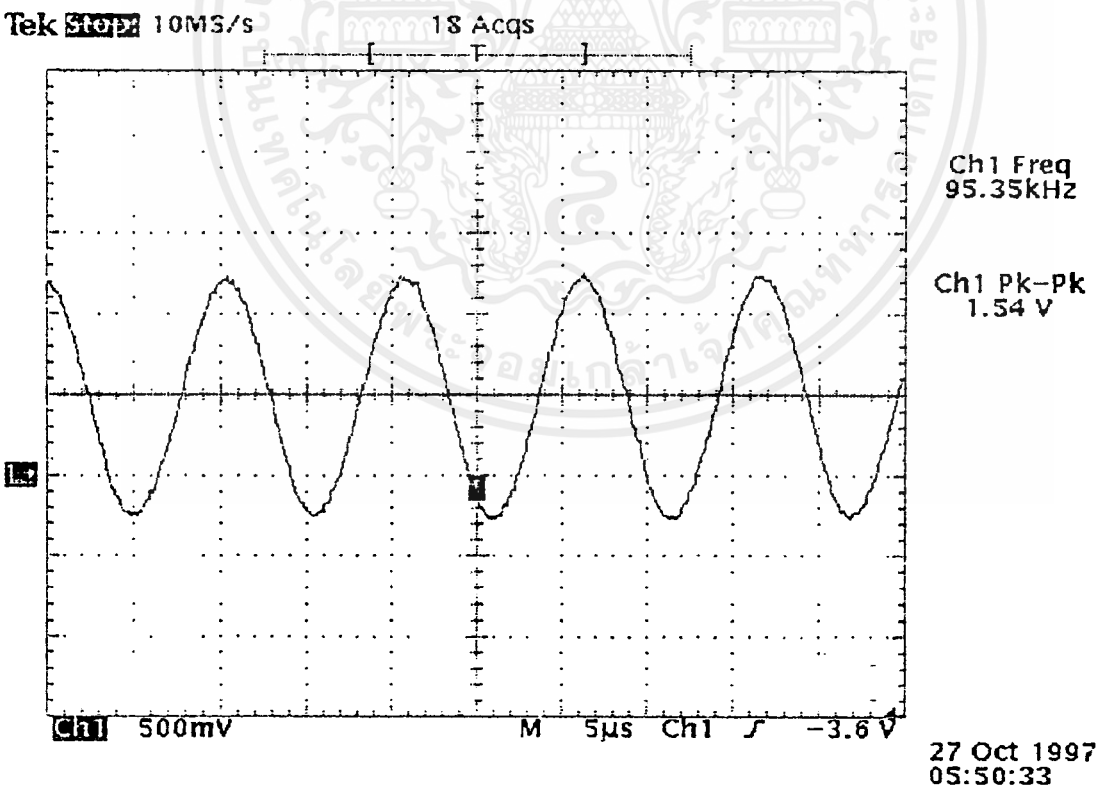
Vin (Vp-p)	Vo(Vp-p)	Av
0.2	0.002	0.01
0.3	0.007	0.023
1.0	0.05	0.05
1.5	0.09	0.06
2.0	0.17	0.085
2.5	0.25	0.1

ตารางที่ 7.4 แสดงการทดสอบ common mode ของ Instrument Amp.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

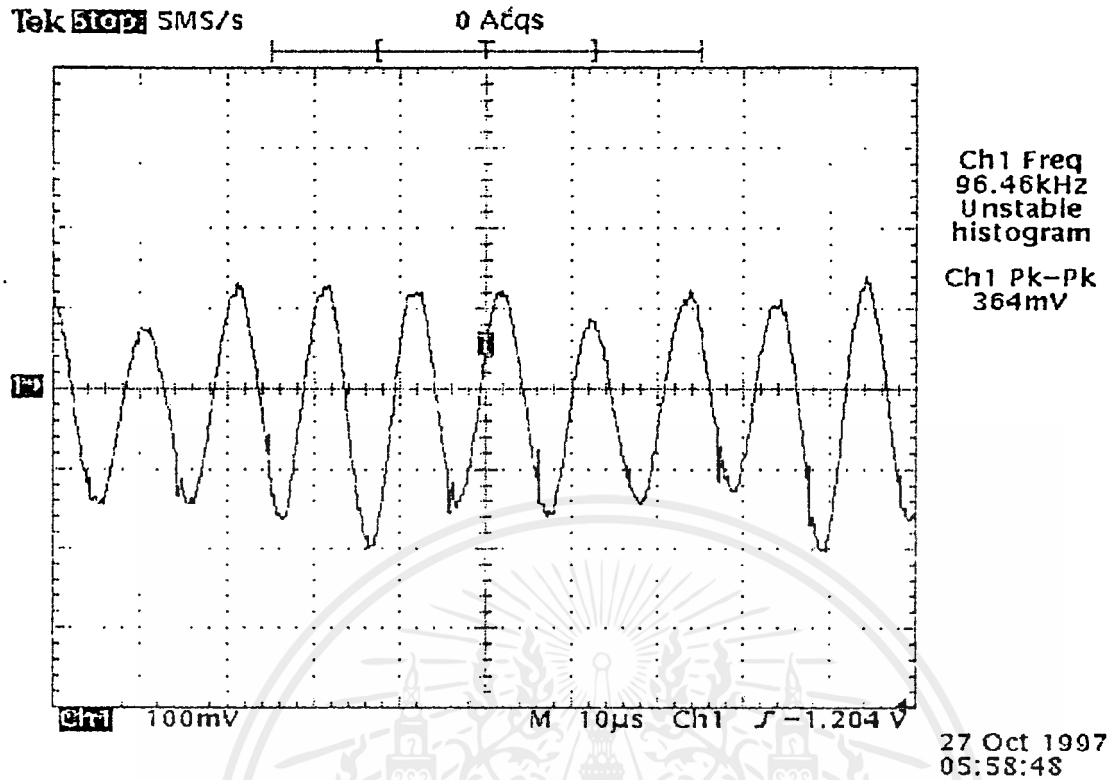


รูปที่ 7.7 แสดงรูปสัญญาณ OUT 1 ของภาคส่ง

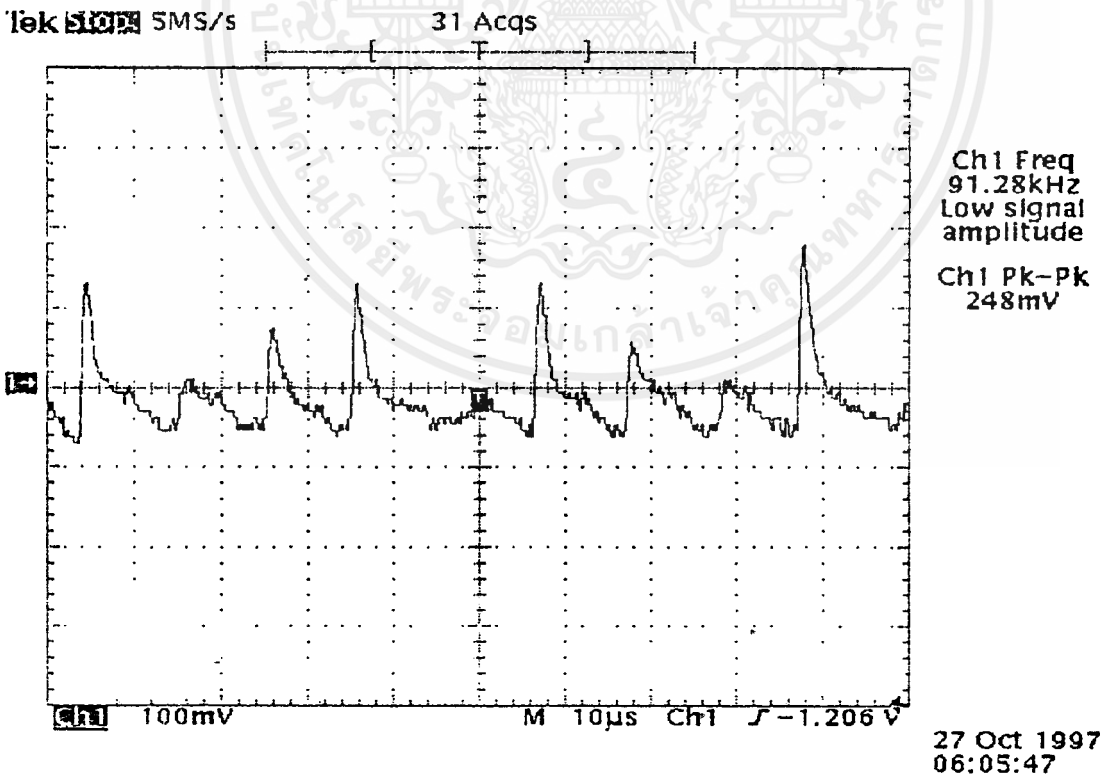


รูปที่ 7.8 แสดงสัญญาณ OUT 2 ของภาคส่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

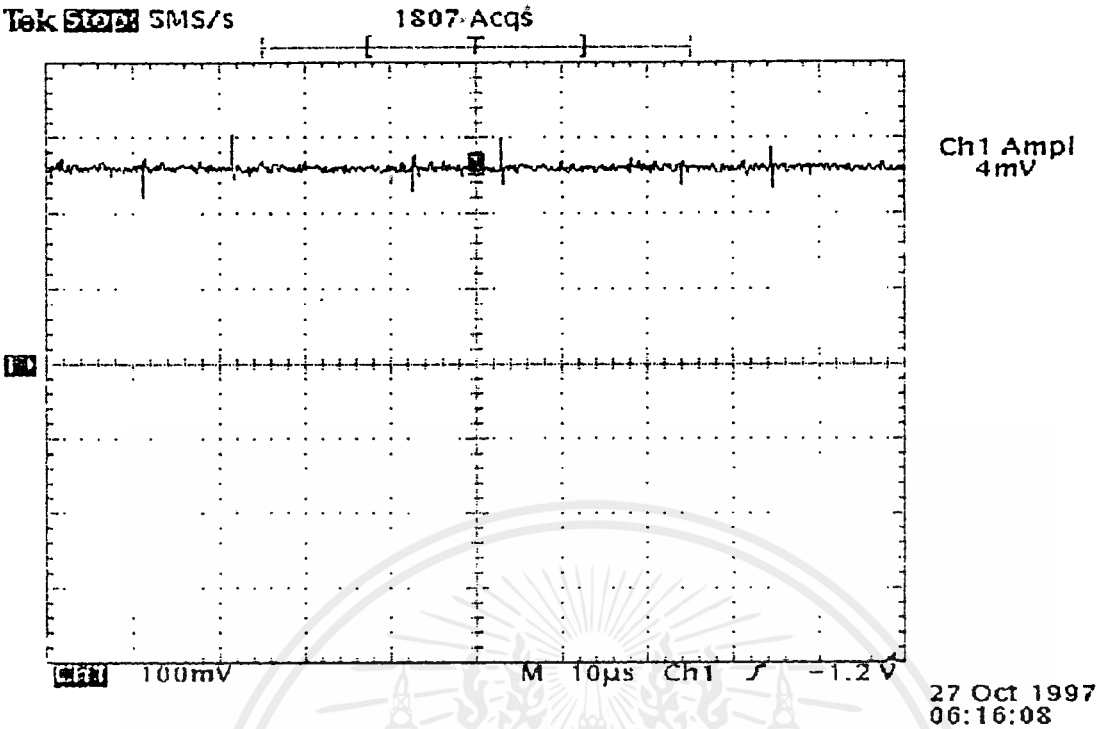


รูปที่ 7.9 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Instrumentation Amplifier

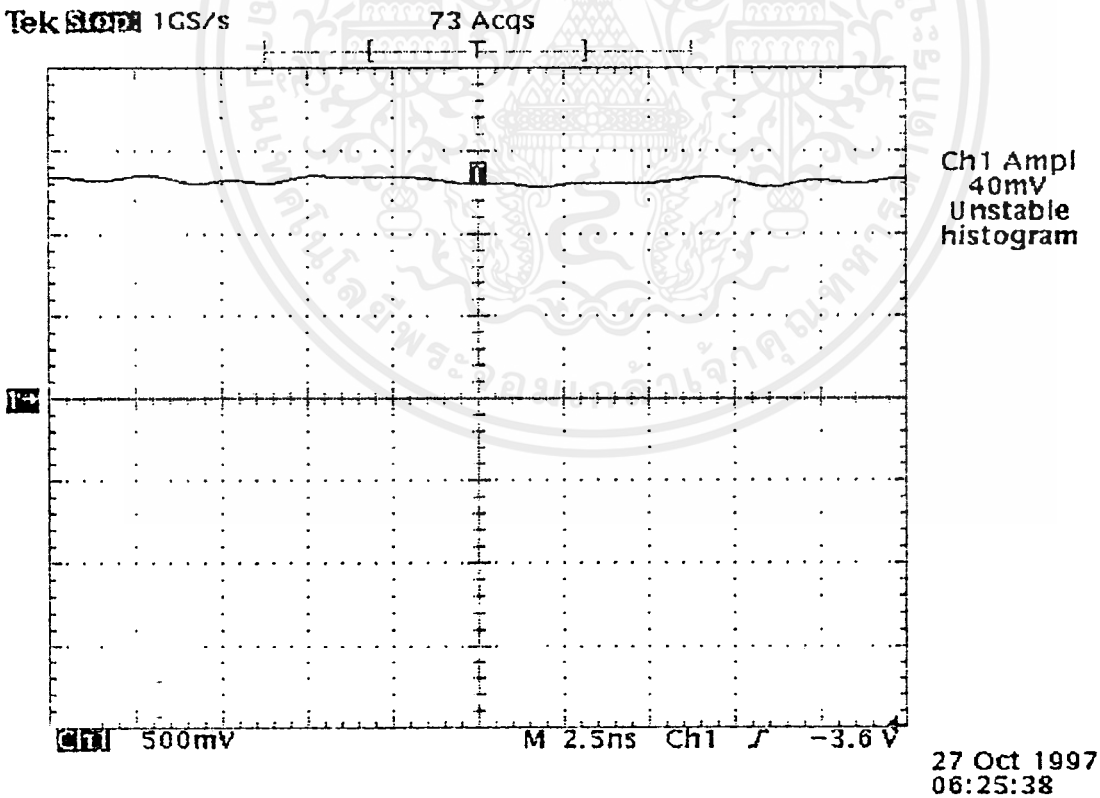


รูปที่ 7.10 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Precision AC to DC Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

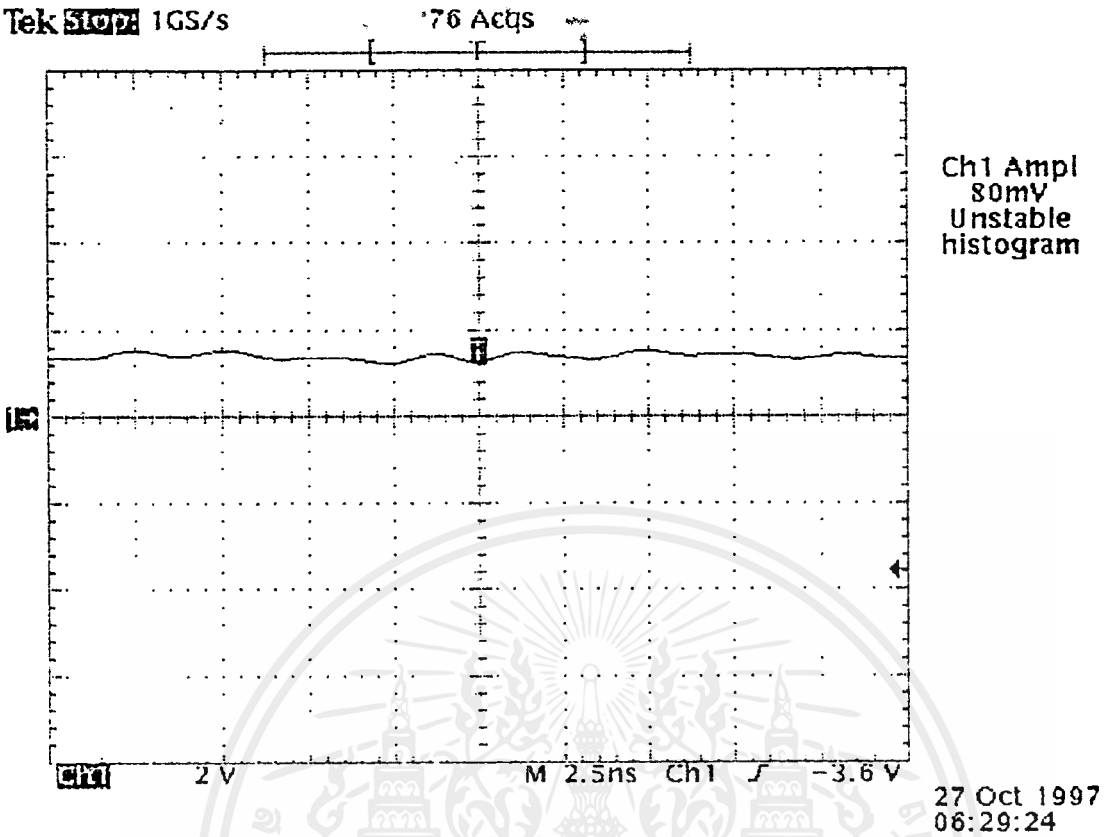


รูปที่ 7.11 แสดงสัญญาณ O/P ภาค Low pass filter 1 Hz



รูปที่ 7.12 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Non-inverting Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

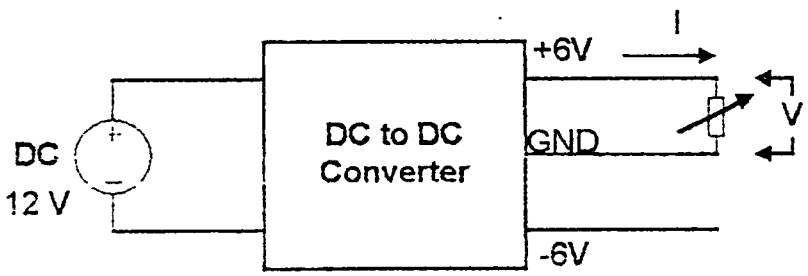


รูปที่ 7.13 แสดงสัญญาณ O/P ของภาค Opto Isolator

7.3 การทดสอบวงจร DC to DC Converter

การทดสอบวงจร DC to DC Converter จะทำการทดสอบว่า วงจรจะสามารถจ่ายกระแสให้กับภาคส่งและภาครับได้เพียงพอหรือไม่ โดยจะมีการทดสอบดังต่อไปนี้

7.3.1 การทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน +6 V



รูปที่ 7.14 แสดงการทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน +6 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (Ω)	V (v)	I (mA)
100	5.95	59.50
90	5.95	66.11
80	5.95	74.37
60	5.95	99.00
50	5.90	118.00
40	5.70	142.50
35	5.65	161.42
32	5.60	175.00

ตารางที่ 7.5 แสดงผลของการทดสอบจ่ายกระแสทางด้าน +6 V

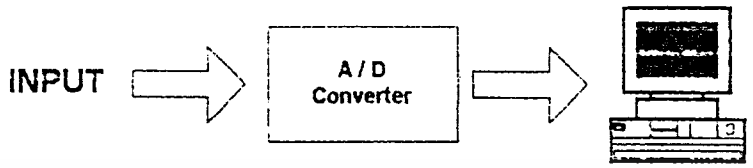
7.3.2 การทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน -6 V

รูปที่ 7.15 แสดงการทดสอบการจ่ายกระแสทางด้าน -6 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

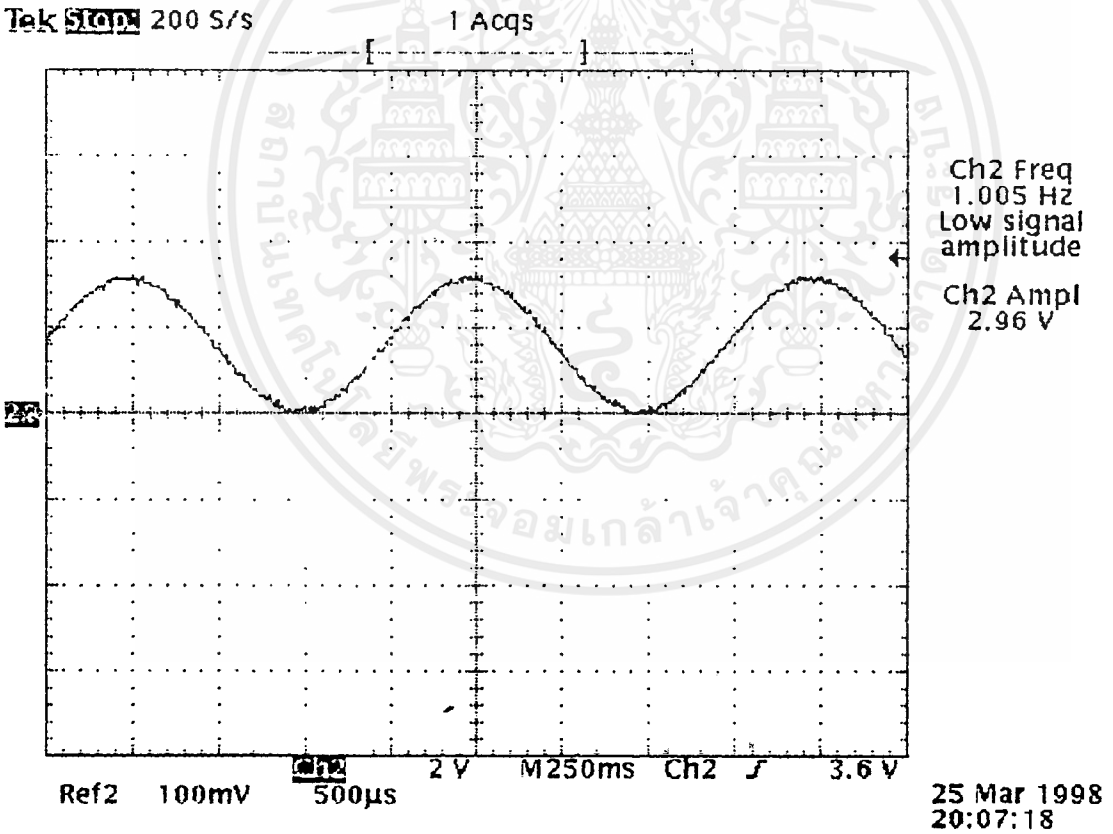
7.4 การทดสอบวงจร A / D Converter และ การทดสอบ Program

ในหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบการป้อนอินพุทต่างๆ และการวัดจริง ว่าสัญญาณที่วัดได้จากโปรแกรมมีค่าใกล้เคียงกับสัญญาณจริงเพียงใด วิธีการทดสอบสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 7.17



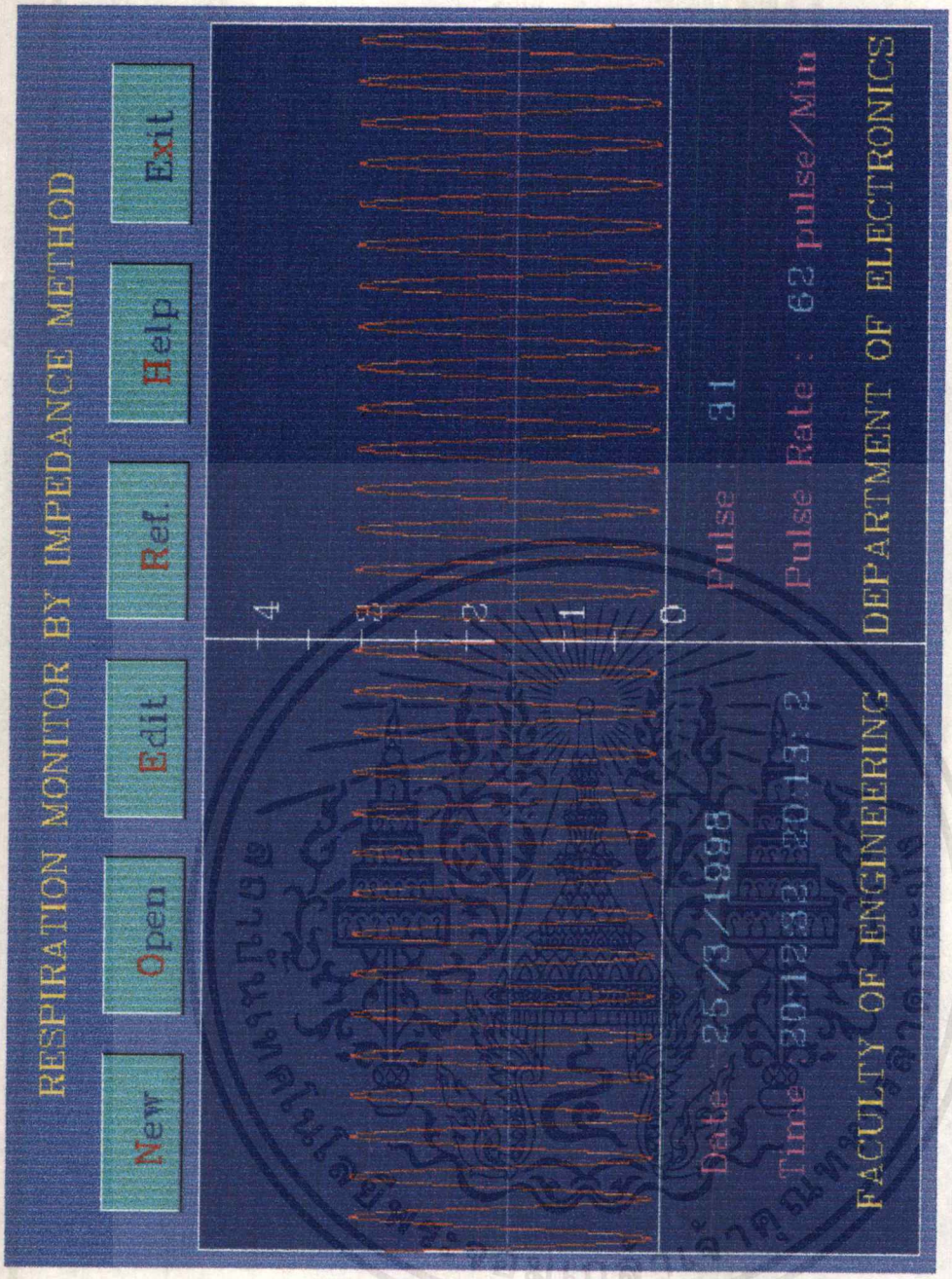
รูปที่ 7.17 แสดงวิธีการทดสอบ A / D Converter และ Program

ต่อไปจะแสดงรูปสัญญาณต่างๆ ที่วัดได้ดังต่อไปนี้



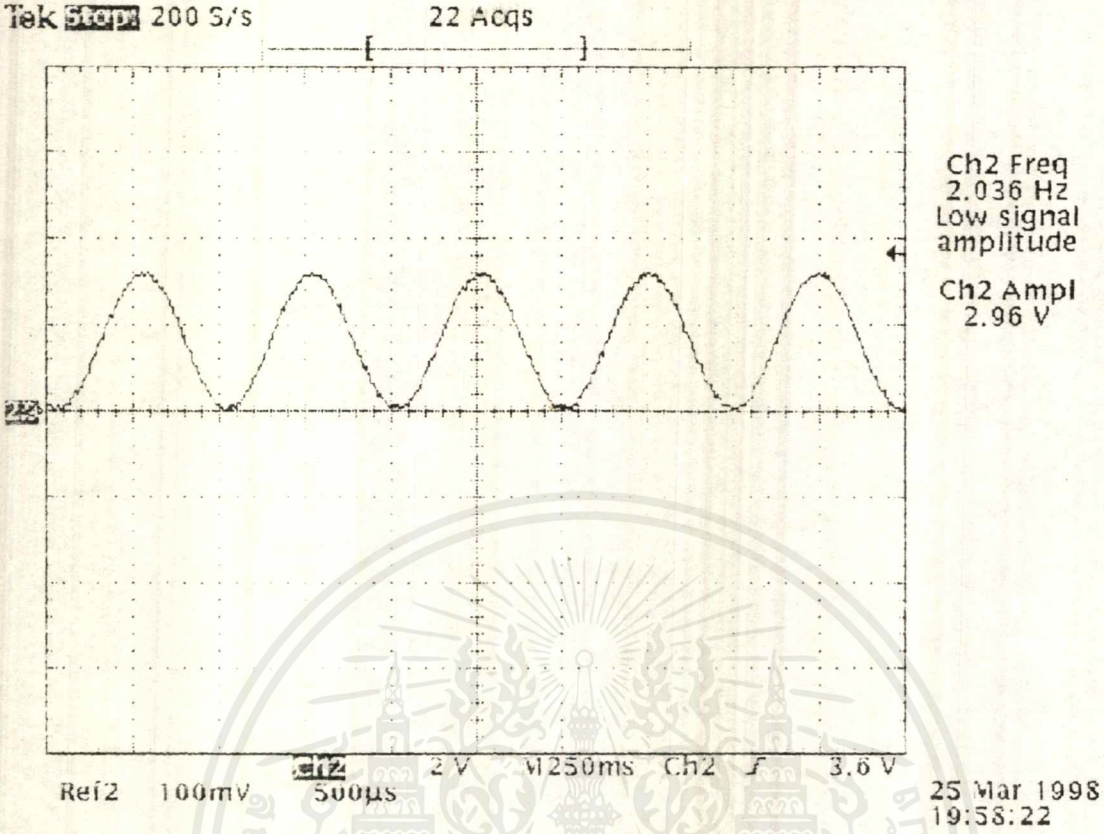
รูปที่ 7.18 แสดงสัญญาณอินพุทที่ความถี่ 1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



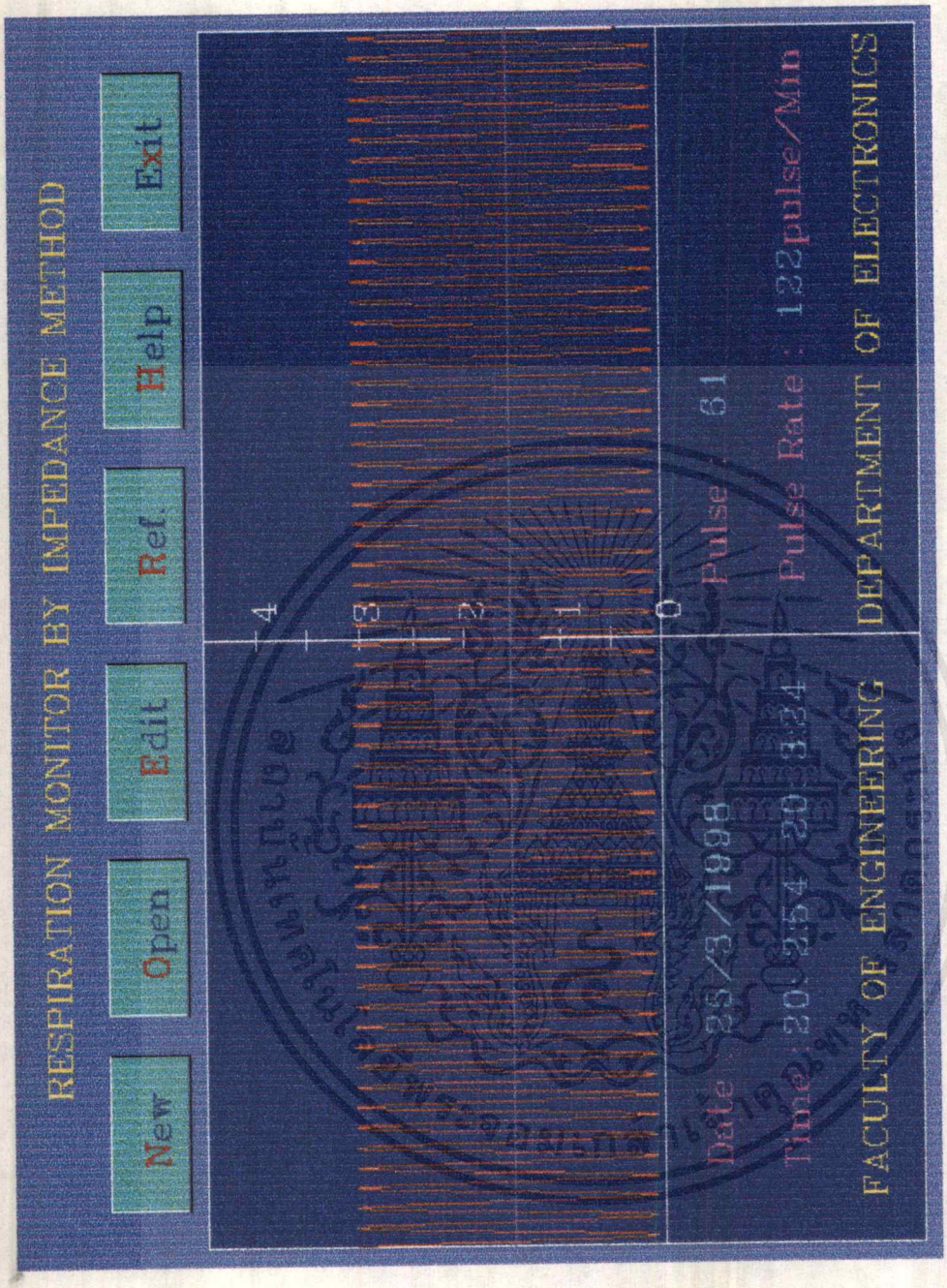
รูปที่ 7.19 แสดงรูปสัญญาณบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ที่อินพุท 1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



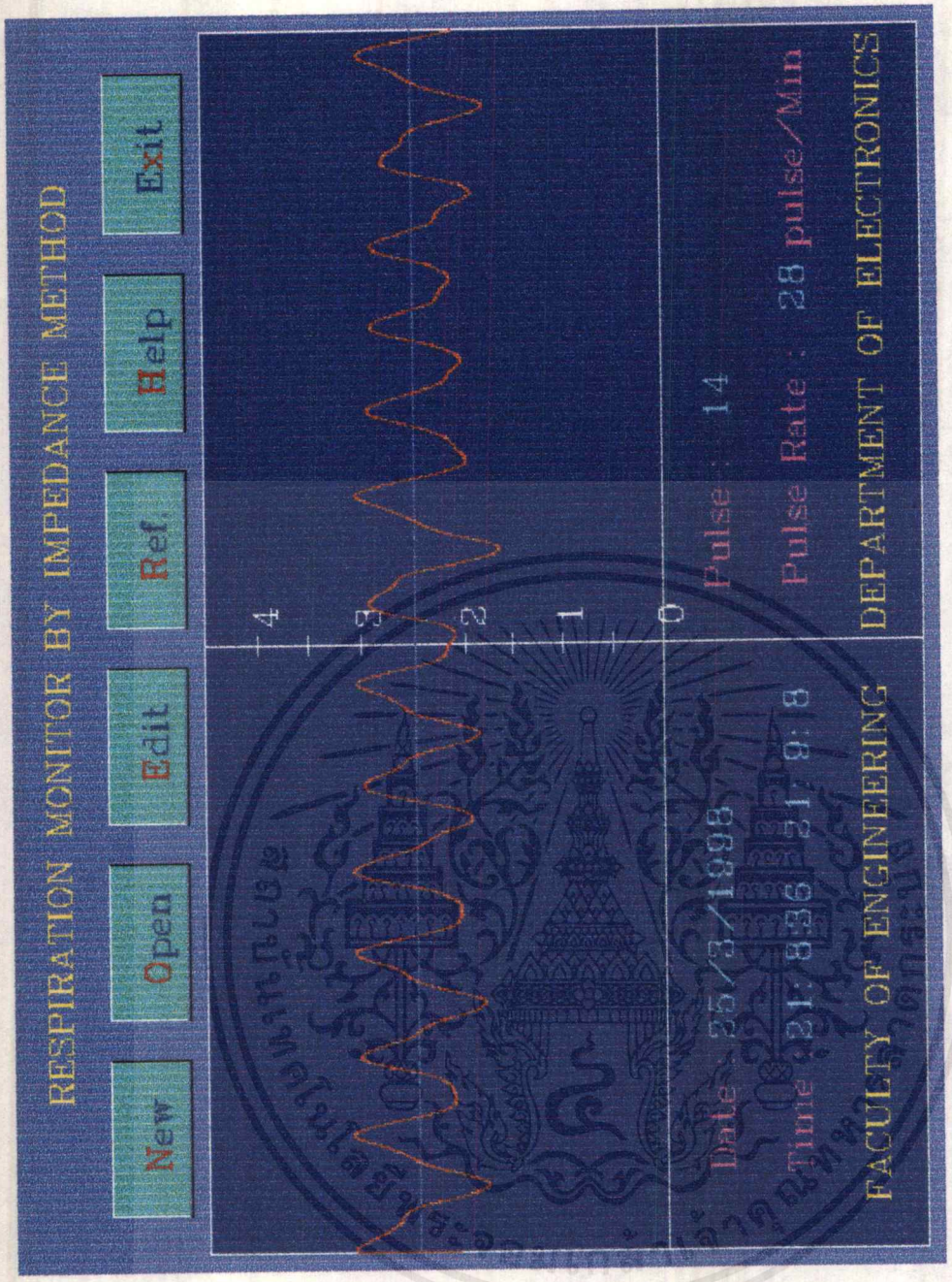
รูปที่ 7.20 แสดงสัญญาณอินพุทที่ความถี่ 2 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.21 แสดงรูปสัญญาณบนจอของไมโครคอมพิวเตอร์ที่อินพุท 2 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.22 แสดงรูปสัญญาณบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ขณะทำการวัดจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 7.23 แสดงรูปภาพตอนแรกก่อนเข้าโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 8

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

8.1 สรุปผลการทดลอง

8.1.1 ภาคส่วนกำเนิดความถี่

เราจะพบว่าเมื่อเราทำการเพิ่มค่า R จะทำให้ Vout เพิ่มขึ้นค่อนข้างจะคงที่ในช่วงค่าความต้านทานต่ำๆจะเห็นว่ากระแสที่เกิดจากภาคส่วนกำเนิดความถี่ที่ไหลผ่าน R จะมีค่าประมาณ 4 mAp-p ทำให้ Curve ค่อยๆโค้งไม่เป็น Linear ซึ่งจะเห็นได้ว่าสามารถทำงานได้ในช่วงความต้านทานก่อนข้างแคบคือประมาณ 0-400 Ω เท่านั้น

ส่วนในการทดลองกับร่างกายจริงๆจะพบว่า ร่างกายคนเราไม่ใช่มีความต้านทานเพียงอย่างเดียวแต่จะมี Capacitor ที่เกิดจากการต่ออิเล็คโทรดด้วย แต่เนื่องจากภาคส่วนกำเนิดความถี่ป้อนความถี่ 100 KHz ทำให้ค่า Xc มีค่าน้อยมากซึ่งอาจจะไม่พิจารณาผลของ C ก็ได้ แต่อย่างไรก็ดีร่างกายของคนเราก็ยังมีความต้านทานก่อนข้างมาก เนื่องจากความถี่สูง ไม่มีผลต่อความต้านทาน จึงทำให้กระแสที่จ่ายไม่คงที่และมีค่าลดลง ผลก็คือจะทำให้การเปลี่ยนแปลงแรงดันขณะความต้านทานเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการหายใจมีการเปลี่ยนแปลงลดลง ทำให้ผลการตอบสนองทางภาครับไม่ดีขึ้นเอง ซึ่งเราอาจแก้ไขปัญหานี้ได้โดยการเช็ดแอลกอฮอล์ที่ผิวหนังก่อนติดอิเล็คโทรด เพื่อขจัดคราบสกปรกไขมันที่ผิวหนัง ซึ่งจะสามารถช่วยให้การตอบสนองทางภาครับดีขึ้นระดับหนึ่ง

8.1.2 ภาค Instrument Amplifier (การทดสอบ CMRR)

จากการทดสอบอัตราการขยายของ Instument Amp ในกรณีของ Differential Mode ในแต่ละ Vin จะเห็นว่าการณีการทดสอบ Avd โดยป้อน Vin1 จะได้ Avd มากกว่า Vin2 อยู่เล็กน้อยและเมื่อพิจารณาที่ Vin1 และ Vin2 ที่ค่า 1 Vp-p เราจะได้ Avd กรณี Vin2 เท่ากับ 6.8 เท่า และในกรณี Vin1 Avd ที่จะเท่ากับ 7.0 เท่า ซึ่งจะเห็นได้ว่า Avd จะมีค่าประมาณ 7.0 เท่าในกรณีการทดสอบ Common Mode ของ Instrument Amp ที่ Vin เท่ากับ 1Vp-p เราจะได้ Avc เท่ากับ 0.05 ดังนั้นเราจะได้ค่า CMRR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$CMRR = Avd/Avc$$

$$= 7.0/0.05$$

$$=140$$

จะเห็นได้ว่าวงจรมีค่า CMRR สูงแสดงว่าวงจร Instrument Amp เป็นวงจรขยายที่ Low noise แต่อย่างไรก็ตามค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันขณะทำการหายใจก็ยังน้อยอยู่

8.1.3 วงจร Noninverting Amplifier

วงจรจะมี Av ประมาณ 50 เท่า ซึ่งจะทำให้เอาท์พุทมีการเปลี่ยนแปลงแรงดันเนื่องจากการหายใจประมาณ 0-4 V แต่เราจะต้องทำการปรับแรงดันออฟเซ็ทของออปแอมป์ A12 ให้ได้ประมาณ 0 V ก่อนเพื่อการขยายจะได้ไม่ขยายสัญญาณ DC ซึ่งถ้าแรงดันออฟเซ็ทมีค่ามากจะทำให้สัญญาณที่เอาท์พุทจะเกิดการ Saturation ได้

8.1.4 วงจร A/D Converter

จากการทดลองเมื่อเราป้อนสัญญาณไซน์ความถี่ประมาณ 1 Hz และ 2 Hz โดยมีขนาดแรงดันตั้งแต่ 0 ถึง 3 V สัญญาณที่ปรากฏบนจอภาพของไมโครคอมพิวเตอร์หลังประมวลผลจะมีค่าใกล้เคียงกับสัญญาณทางอินพุทโดยจะมีแรงดันประมาณ 0 ถึง 3 V และมีความถี่ที่บอกเป็น Pulse Rate ซึ่งแสดงค่าเป็นจำนวนพัลซ์ต่อนาทีซึ่งจะมีค่าประมาณ 1.033 Hz และ 2.03 Hz ซึ่งจะใกล้เคียงกับสัญญาณทางอินพุทที่มีความถี่เท่ากับ 1.005 Hz และ 2.036 Hz

8.1.5 วงจร DC to DC Converter

จากการทดลองพบว่าภาคส่งและภาครับที่ใช้ไฟเลี้ยง ±6 V จะกินกระแส 15 mA ทางไฟเลี้ยง +6 V และ 5 mA ทางไฟเลี้ยง -6 และเมื่อทำการทดสอบวงจร DC to DC Converter สามารถจ่ายกระแสได้ 118 mA ทาง +6 V และ 147.5 mA ทาง -6 V จากการทดสอบจะเห็นว่าวงจร DC to DC Converter สามารถจ่ายกระแสให้ภาคส่งและภาครับที่ใช้ไฟเลี้ยง ± 6V ได้เพียงพอ

8.2วิจารณ์ผลการทดลอง

จากที่ทำการทดลองมาทั้งหมด ในส่วนของการวัดสัญญาณมีความสมบูรณ์เพียงพอกล่าวคือจากผลการทดลองวัดค่า CMRR ของวงจร Instrument Amp มีค่าสูงพอสมควรทำให้วงจรมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดี นอกจากนี้ยังมีส่วนของวงจร Non-Inverting

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Amp ช่วยในการขยายสัญญาณให้แรงขึ้นพอสำหรับนำไปเข้าภาค A/D Converter ซึ่งที่ภาคนี้สามารถที่จะแสดงผลได้ใกล้เคียงกับอินพุท ส่วนวงจร DC to DC Converter สามารถจ่ายกระแสทางไฟเลี้ยง ±6 V เพียงพอสำหรับวงจรภาคส่งและภาครับที่ใช้ ไฟเลี้ยง ± 6V แต่การทดลองในส่วนนี้อาจมีความคลาดเคลื่อนซึ่งเกิดมาจาก มิเตอร์ การปรับค่าโวลุ่มของตัวความต้านทานปรับค่าได้ และ จากผู้ทดลองเอง แต่อย่างไรก็ตามก็ไม่มีผลต่อการทำงานของระบบ

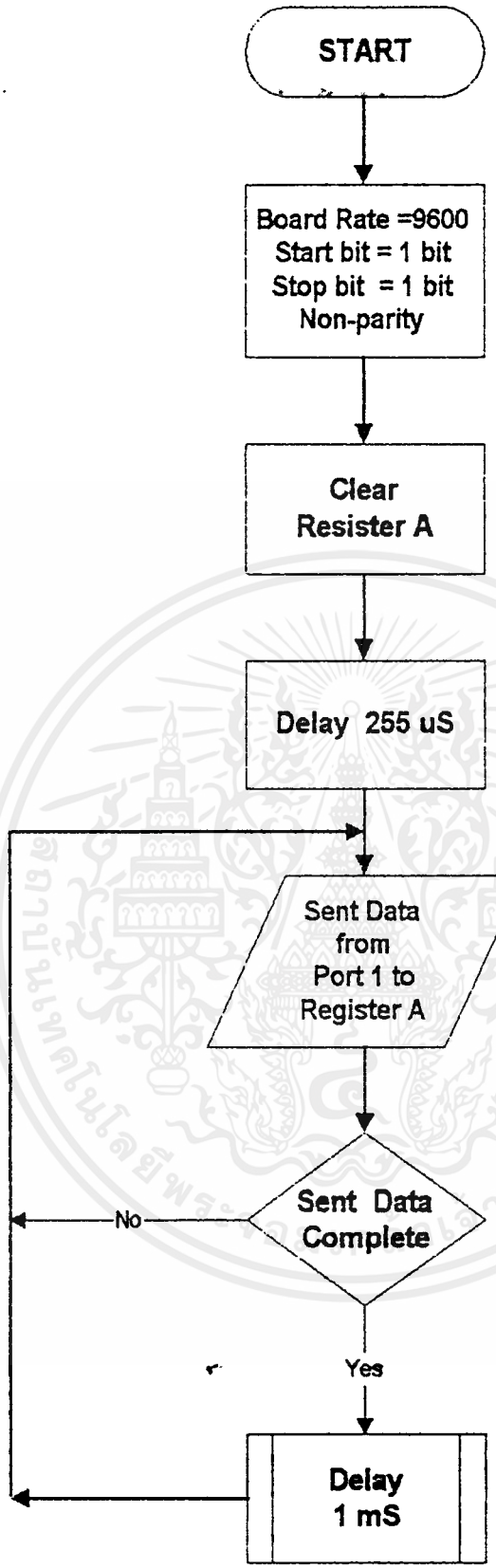
ในการทดลองจริงการทดสอบจะต้องปรับแรงดันออฟเซ็ทอยู่เสมอ ซึ่งทำให้การใช้งานจริงไม่สะดวกนักเนื่องจากผู้ทดลองจะต้องพยายามอยู่นิ่งๆในการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

Flow chart และ Assembly ของวงจร Analog to Digital Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

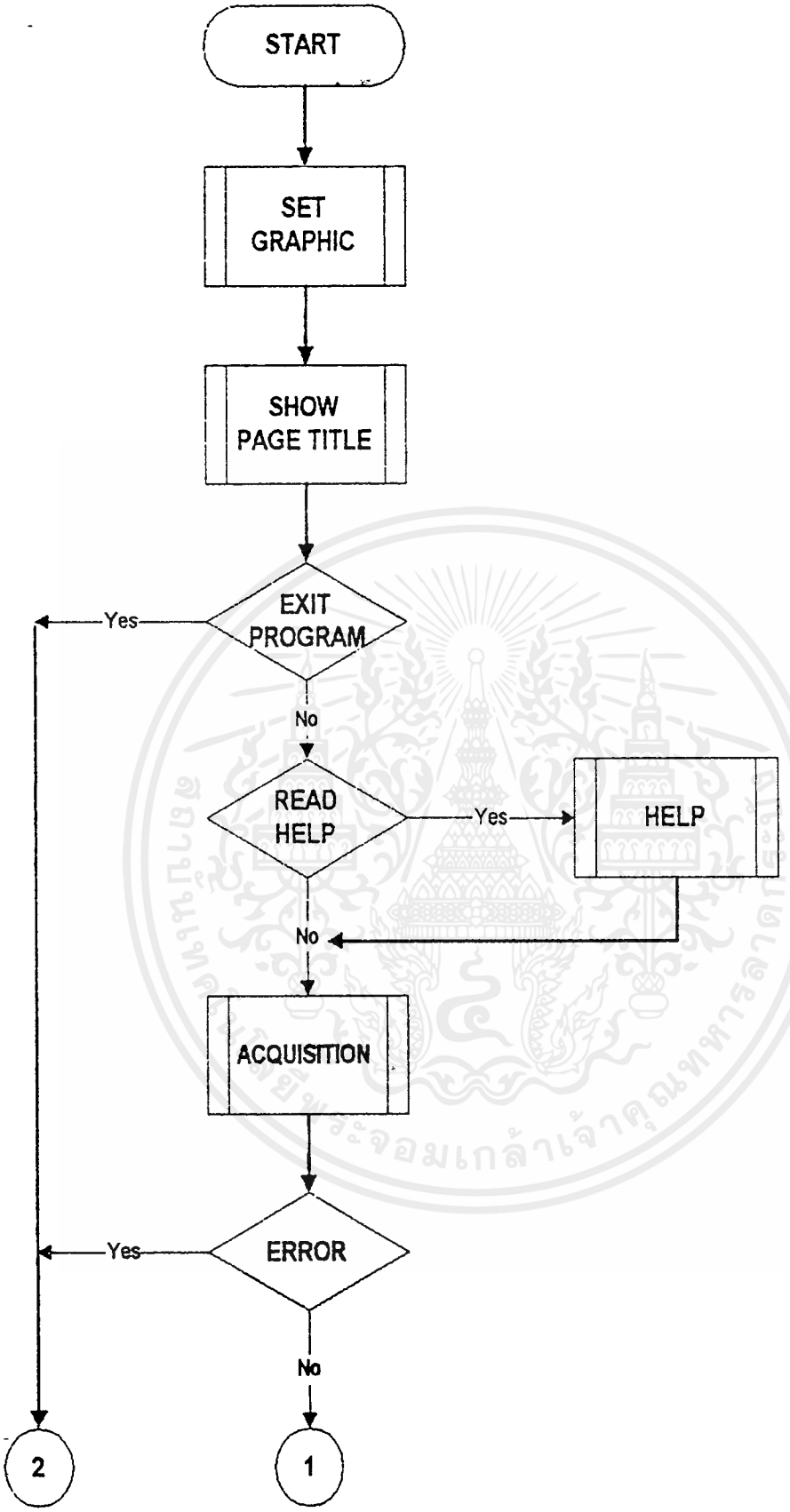
```
                ORG 0000H
STARTUP:        MOV  SCON,#50H
                MOV  TMOD,#20H
                MOV  TH1,#0FDH
                SETB TR1


MAIN:           CLR  A
                SETB T0
                MOV  R2,#0FFH
                DJNZ R2,$
LOOP1:          MOV  A,P1
                MOV  SBUF,A
                JNB  TI,$
                CLR  TI
                CALL DELAY
                JMP  LOOP1

        ;**********DELAY 1 mS SUB***********
        ;DELAY SUBROUTINE

DELAY:          MOV  R2,#10
DEL1:           MOV  R3,#10
DEL2:           MOV  R4,#5
                DJNZ R4,$
                DJNZ R3,DEL2
                DJNZ R2,DEL1
                RET

                END
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

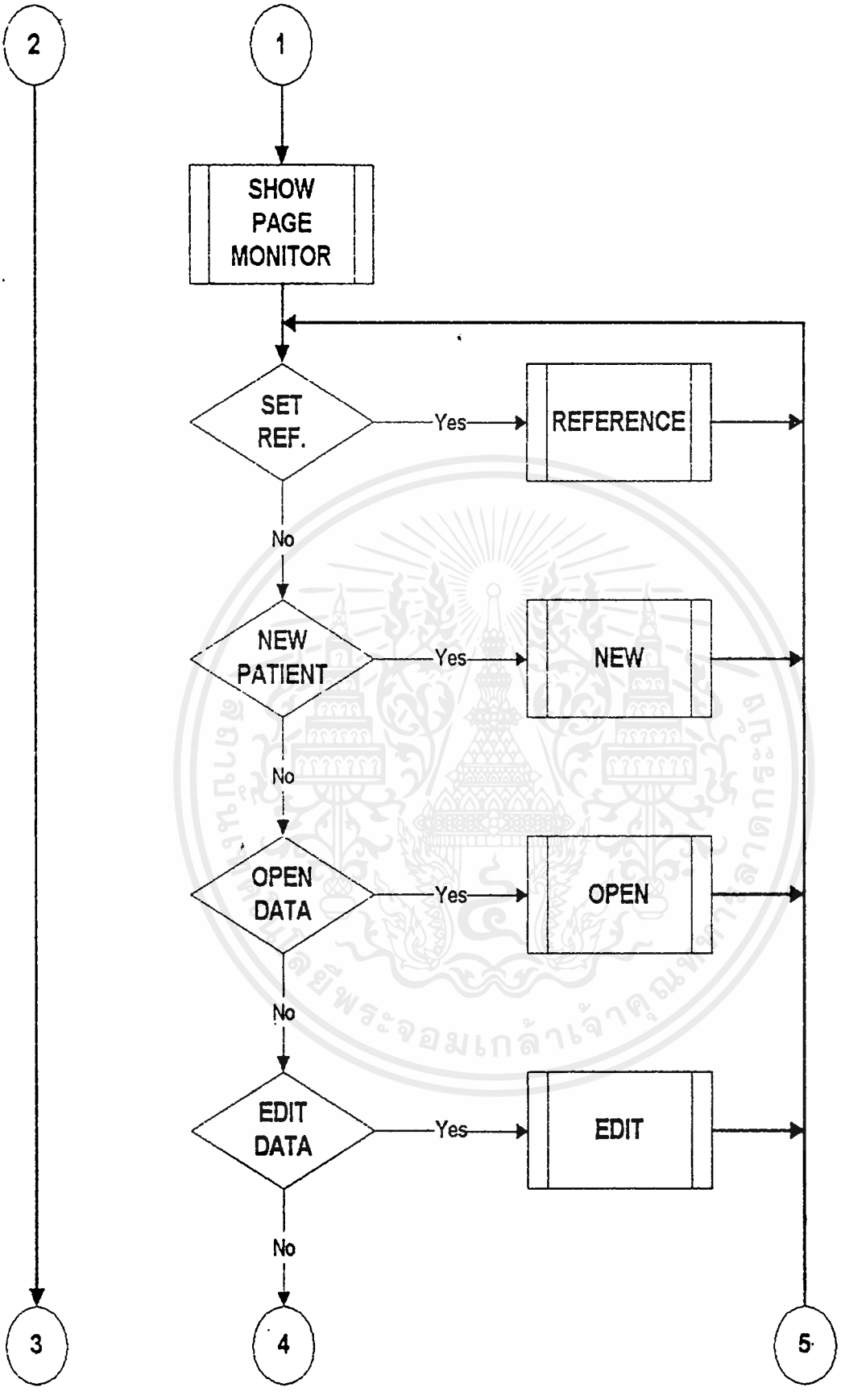
ภาคผนวก ข

Flow chart และ Program ของเครื่องวัดการหายใจ

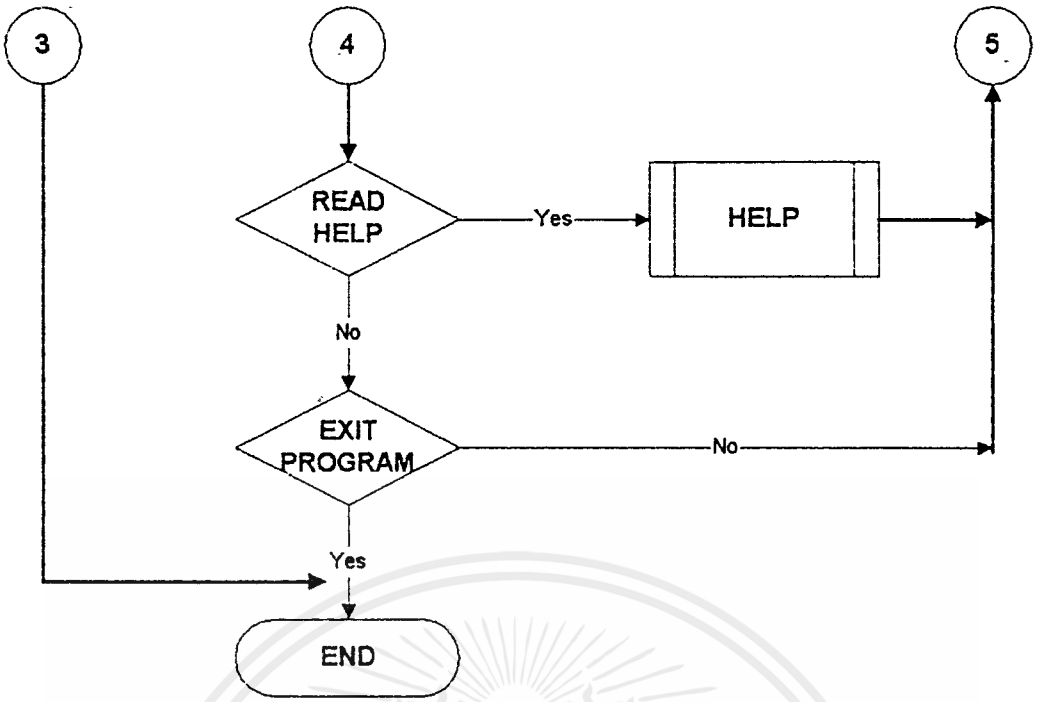
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/Respiration Monitor by Impedance Method*/

#include<stdio.h>
#include <stdarg.h>
#include<conio.h>
#include<dos.h>
#include<time.h>
#include<stdlib.h>
#include<graphics.h>
#include"p_monito.cpp"
#include"p_ref.cpp"
#include"p_new#.cpp"
#include"p_open#.cpp"
#include"p_edit#.cpp"
#include"p_help1.cpp"

#define BASEPORT  0x02f8
#define _SYNC     2
#define _DTR      1
#define _RTS      2
#define _BREAK    16
#define _PARITY   4
#define _DATAREADY 1
#define CR        13
#define COM1      0
#define COM2      1
#define TRUE 1
#define FALSE 0

int scan;
int DONE1;
int DONE2;
int DONE3;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
int DONE4;
int DONE5;
int ref;
struct time t;
struct date d;

int Acquisition(void);
void set_graphmode(void);
char receive_port(int port);

void port_init(int port,unsigned char code);
void gprintf(int x,int y,char *fmt,...);
void show_block(int x1,int y1,int x2,int y2,char text[],int c1,int c2,int c3);
void show_scal(int x1,int y1,int x2,int y2,char volt[],int color);
void show_page_monitor(void);
void show_page_Ref(void);
void help1(void);

int Acquisition(void)
{
  int done=0,line_state;
  float x_posi = 10;
  unsigned long timeout=0;
  unsigned char Data[1],y;
  int code,pulse=0,pulse_rate=0,line_y,start_x,check=0;

  show_page_monitor();
  outp(BASEPORT+4,_DTR|_RTS);

  while(!done)
  {
    timeout = 0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
while(1){
        if(timeout++>100000) return(-1);
        line_state = inp(BASEPORT+5);
        if(line_state&_SYNC) continue;
        if(line_state&_BREAK){
        printf("Recived BREAK Signal");
        return(-1);
        }

        if(!(line_state &_DATAREADY)) continue;
        Data[0]=inp(BASEPORT);break;
}

if(x_posi==10)
{
gettime(&t);
getdate(&d);
setcolor(11);
gprintf(160,400,"%d:%2d:%2d",t.ti_hour,t.ti_min,t.ti_sec);
gprintf(180,360,"%d/%d/%d",d.da_day,d.da_mon,d.da_year);
moveto(x_posi,((0x0ff-Data[0])+80));



}

if(x_posi>630)
{
        pulse_rate = pulse*2;
        pulse=0;
        x_posi=10;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        gettime(&t);
        setcolor(11);
        gprintf(260,400,"%d:%2d:%2d",t.ti_hour,t.ti_min,t.ti_sec);
        */getch(); */  /* stop  time after end monitor */
        show_page_monitor();
        continue;

    }

/*-------------------------------------------------------------*/

    setcolor(12);
    putpixel(x_posi+=0.05,(0x0ff-Data[0])+80,WHITE);
    lineto(x_posi,((0x0ff-Data[0])+80));

    line_y=(0xff-Data[0]+80);


       if(line_y>=ref)
       {
        check++;
        if(check==5)
         {
          pulse++;
          setfillstyle(1,1);
          bar(425,340,465,380);
          setcolor(11);
          gprintf(445,360,"%d",pulse);
          gprintf(500,400,"%d",pulse_rate);
          moveto(x_posi,(0x0ff-Data[0])+80);
         }
       }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        if(line_y < ref)
        check = 0;

/*-------------------------------------------------------------*/

    if(kbhit()){
        getch();
        code = getch();
        switch(code)
        {
        case '\x1b':  cleardevice();
                      closegraph();
                      clrscr();
                      exit(1);
                      break;

        case 0x6E  :  restorecrtmode();

                      do
                      {
                      show_page_new1();
                      scan=getch();
                      switch(scan)
                      {
                      case 0x1b :DONE1=TRUE;
                                 break;
                       }

                      }while(!DONE1);
                      setgraphmode(getgraphmode());
                      cleardevice();
                      Acquisition();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                break;
case 0x6F  :  restorecrtmode();

                do
                {
                show_page_open();
                scan=getch();
                switch(scan)
                {
                case 0x1b :DONE2=TRUE;
                        break;
                }

                }while(!DONE2);
                setgraphmode(getgraphmode());
                cleardevice();
                Acquisition();

                break;
case 0x65  :  restorecrtmode();

                do
                {
                show_page_edit();
                scan=getch();
                switch(scan)
                {
                case 0x1b :DONE3=TRUE;
                        break;
                }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                }while(!DONE3);
                setgraphmode(getgraphmode());
                cleardevice();
                Acquisition();

                break;


case 0x72 : show_page_Ref();
                do
                {
                scan=getch();
                switch(scan)
                {
                case 0x78 :DONE4=TRUE;
                        break;
                case 0x61 :ref=310;break;
                case 0x62 :ref=284;break;
                case 0x63 :ref=258;break;
                case 0x64 :ref=234;break;
                case 0x65 :ref=208;break;
                case 0x66 :ref=180;break;
                case 0x67 :ref=153;break;
                }

                }while(!DONE4);
                cleardevice();
                Acquisition();

                break;
case 0x68 : restorecrtmode();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                    do
                    {
                    help1();
                    scan=getch();
                    switch(scan)
                    {
                    case 0x1b :DONE5=TRUE;
                              break;
                     }

                    }while(!DONE5);
                    setgraphmode(getgraphmode());
                    cleardevice();
                    Acquisition();

                    break;


        case 0x78: cleardevice();
                    closegraph();
                    clrscr();
                    exit(1);
                    break;


        }

    }


}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  return 1;
}

void set_graphmode(void)
{
  int g_driver = DETECT,g_mode;

  detectgraph(&g_driver, &g_mode);
  initgraph(&g_driver,&g_mode,"");
  cleardevice();
}

void port_init(int port,unsigned char code)
{
  union REGS r;

  r.x.dx=port;
  r.h.ah=0;
  r.h.al=code;
  int86(0x14,&r,&r);
}

void gprintf(int x,int y,char *fmt,...)
{
 va_list ap;
 char text[128];
 va_start(ap,fmt);
 vsprintf(text,fmt,ap);
 outtextxy(x,y,text);
 va_end(ap);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
/*-------------------------------------------------------------*/

void main(void)

{
 set_graphmode();
 show_page_title();

 int str;

 do
  {
   str=getch();
   switch(str)
    {
        case 0x63: int select=0;
                   port_init(COM2,0x0e3);
                   clrscr();
                   if((select=Acquisition())==1)
                   {
                      gotoxy(30,10);
                      printf("Transmission Error or CTL Break is detected<ANY KEY>");
                      getch();

                   }
                   printf("\nSelect = %d",select);
                   getch();
                   break;

        case 0x68 : restorecrtmode();

                      do
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                    {
                     help1();
                     scan=getch();
                     switch(scan)
                     {
                     case 0x1b :DONE5=TRUE;
                              break;
                      }

                     }while(!DONE5);
                     setgraphmode(getgraphmode());
                     cleardevice();
                     show_page_title();

                     break;



          case 0x78: cleardevice();
                     closegraph();
                     clrscr();
                     exit(1);
                     break;
     }

   }while(1);
}

/*-------------------------------------------------------*/

void show_block(int x1,int y1,int x2,int y2,char text[],int c1,int c2,int c3)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
{
 setcolor(c1);
 line(x1,y1,x2,y1);
 line(x1,y1,x1,y2);

 setcolor(c2);
 line(x2,y1,x2,y2);
 line(x1,y2,x2,y2);

 setfillstyle(1,c3);
 bar(x1+1,y1+1,x2-1,y2-1);
 settextjustify(CENTER_TEXT,CENTER_TEXT);

 settextstyle(8,HORIZ_DIR,1);
 setcolor(1);
 outtextxy(((x1+x2)/2),((y1+y2)/2),text);
}

void show_scal(int x1,int y1,int x2,int y2,char volt[],int color)
{
 setcolor(color);
 line(x1,y1,x2,y2);
 outtextxy((x2+10),y2,volt);

}
/*-------------------------------------------------------*/

void show_page_monitor(void)
{
  show_block(0,0,639,479,"",15,15,9);
  show_block(10,100,630,470,"",15,15,1);
  show_block(30,50,110,90," ew",15,0,3);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
setcolor(4);
outtextxy(60,70,"N");
show_block(130,50,210,90," pen",15,0,3);
setcolor(4);
outtextxy(155,70,"O");
show_block(230,50,310,90," dit",15,0,3);
setcolor(4);
outtextxy(258,70,"E");
show_block(330,50,410,90," ef.",15,0,3);
setcolor(4);
outtextxy(360,70,"R");
show_block(430,50,510,90," elp",15,0,3);
setcolor(4);
outtextxy(455,70,"H");
show_block(530,50,610,90,"E it",15,0,3);
setcolor(4);
outtextxy(567,70,"x");
show_scal(320,100,320,470,"",15);
show_scal(10,336,630,336,"",15);
show_scal(315,127,325,127,"4",15);
show_scal(315,153,325,153,"",15);
show_scal(315,180,325,180,"3",15);
show_scal(315,208,325,208,"",15);
show_scal(315,234,325,234,"2",15);
show_scal(315,258,325,258,"",15);
show_scal(315,284,325,284,"1",15);
show_scal(315,310,325,310,"",15);
show_scal(315,336,325,336,"0",15);
show_scal(10,ref,630,ref,"",9);
moveto(10,ref);
setcolor(13);
outtextxy(80,360,"Date :");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    outtextxy(80,400,"Time :");
    outtextxy(380,360,"Pulse :");
    outtextxy(410,400,"Pulse Rate :");
    outtextxy(570,400,"pulse/Min");
    setcolor(14);
    outtextxy(170,440,"FACULTY OF ENGINEERING");
    outtextxy(480,440,"DEPARTMENT OF ELECTRONICS");
    outtextxy(330,20,"RESPIRATION MONITOR BY IMPEDANCE METHOD");
}
```


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                                        */ p_monito.cpp */
#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<graphics.h>
#include<stdlib.h>
void show_title(void);
void show_block(int x1,int y1,int x2,int y2,char text[],int c1,int c2,int c3);


void show_page_title(void)
{
 show_title();
 show_block(100,160,220,200," ontinuous",15,0,3);
 setcolor(4);
 outtextxy(108,180,"C");
 show_block(265,160,385,200," elp",15,0,3);
 setcolor(4);
 outtextxy(308,180,"H");
 show_block(430,160,550,200."E it",15,0,3);
 setcolor(4);
 outtextxy(487,180,"x");
}


void show_title(void)
{
 setcolor(15);
 rectangle(0,0,639,479);
 rectangle (3,3,636,476);
 setfillstyle(1,9);
 bar(4,4,636,476);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    setcolor(11);
    settextstyle(1,HORIZ_DIR,1);
    outtextxy(40,300,"KING MONGKUT 'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG");
    outtextxy(200,340,"BANGKOK ,THAILAND");
    outtextxy(180,380,"FACULTY OF ENGINEERING");
    outtextxy(180,420,"DEPARTMENT OF ELECTRONICS");
    settextstyle(1,HORIZ_DIR,3);
    outtextxy(50,40,"RESPIRATION MONITOR BY IMPEDANCE MEDTHOD");
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/ p_ref.cpp */

#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<graphics.h>
#include<stdlib.h>
#include <dos.h>

void show_page_Ref(void)
{
 rectangle(0,0,639,479);
 show_block(4,4,635,475,"",15,0,9);
 show_block(260,400,360,440,"E it",15,0,3);
 setcolor(4);
 outtextxy(307,420,"x");
 show_block(280,30,360,65,"",15,15,12);

 setcolor(15);
 outtextxy(320,40,"Ref");
 rectangle(60,70,580,380);
 setcolor(14);
 settextstyle(1,HORIZ_DIR,1);
 outtextxy(300,90,"Please enter Ref. choice :");
 setcolor(11);
 outtextxy(300,120,"(a) Ref. = 0.5");
 outtextxy(300,160,"(b) Ref. = 1.0");
 outtextxy(300,200,"(c) Ref. = 1.5");
 outtextxy(300,240,"(d) Ref. = 2.0");
 outtextxy(300,280,"(e) Ref. = 2.5");
 outtextxy(300,320,"(f) Ref. = 3.0");
 outtextxy(300,360,"(g) Ref. = 3.5");

}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                                        */ p_new#.cpp */
#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<stdlib.h>
#include<string.h>
void in_data(void);

typedef struct
{
 char ident[12];
 char name[45];
 char sex[5];
 int  age;
 float weight;
 float height;
 int  pulse_rate;
 char date[30];
 char time[20];

}PATIENT;

PATIENT pimai;
FILE *fpt;
char ch1,id[12],p_name[45],p_sex[5],da[30],ti[20],f_name[15];
int i;

void show_page_new1(void)
{
 char c;
 clrscr();
 gotoxy(25,10);
 printf("Do you want to Register ?\n ");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    gotoxy(25,12);
    printf("Press<Y>              ==>  Continue");
    gotoxy(25,14);
    printf("Press any key and <ESC> ==>  Exit Menu");


    c = getch();
    if(c ==0x79)
      {
       clrscr();
       in_data();

      }
}

/*-------------------------------------------------------------*/

void in_data(void)
{
 clrscr();
 gotoxy(22,wherey());
 printf("Enter input file name => ");
 gets(f_name);
 fpt = fopen(f_name,"a");
 if(fpt == NULL)
   {
    clrscr();
    gotoxy(22,wherey()+1);
    printf("Open File error try again!\n");
    printf("\a");
    exit(1);
   }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
i = 0;
do
{
 printf("\a");
 flushall();
 gotoxy(1,wherey()+1);
 printf("        record no :%d",i+1);
 gotoxy(1,wherey()+1);
 printf("        Patient ID_Number :");
 scanf("%s",&id);
 strcpy(pimai.ident.id);
 flushall();
 printf("        Patient Name :");
 gets(p_name);
 strcpy(pimai.name,p_name);
 flushall();
 printf("        sex : male<M> ; female<F> =");
 gets(p_sex);
 strcpy(pimai.sex,p_sex);
 flushall();
 printf("        Age :");
 scanf("%d",&pimai.age);
 flushall();
 printf("        Weight :");
 scanf("%f",&pimai.weight);
 flushall();
 printf("        height :");
 scanf("%f",&pimai.height);
 flushall();
 printf("        Pulse Rate :");
 scanf("%d",&pimai.pulse_rate);
 flushall();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
printf("          Date :");
gets(da);
strcpy(pimai.date,da);
flushall();
printf("          Time :");
gets(ti);
strcpy(pimai.time,ti);
flushall();
fwrite(&pimai,sizeof(pimai),1,fpt);
if(ferror(fpt))
 {
  gotoxy(23,24);
  printf("Writing file error \n");
  exit(1);
 }
gotoxy(25,24);
printf("Press <ESC> to quit");
ch1 = getch();
clrscr();
++i;
}while(ch1 != 0x1b);
fclose(fpt);
if(fclose(fpt) != EOF)
  {
    clrscr();
    fprintf(stderr,"file %s can not close \n",f_name);
    exit(1);
  }
gotoxy(25,wherey()+2);
printf("Ok! Writing file successful\n");
return;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                                        */ p_open# */
#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<stdlib.h>
#include<string.h>
#include<dos.h>
void display(void);

typedef struct
{
 char ident[12];
 char name[45];
 char sex[5];
 int  age;
 float weight;
 float height;
 int  pulse_rate;
 char date[30];
 char time[20];

}PATIENT1;

PATIENT1 pimai1;
FILE *fpt1;
char f_name1[15];
long n;

void show_page_open(void) //main show_page_open
{
 char c;
 clrscr();
 gotoxy(25,10);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    printf("Do you want to open patient data ?\n ");
    gotoxy(25,12);
    printf("Press<Y>     ==>  Continue");
    gotoxy(25,14);
    printf("Press any key and press <ESC> ==>  Exit Menu");
    c = getch();
    if(c == 0x79)
    {
      clrscr();
      display();
      getch();
    }
  }

  /*-------------------------------------------------------------*/

  void display(void)
  {
    clrscr();
    gotoxy(22,wherey());
    printf("Enter input file name => ");
    gets(f_name1);
    fpt1 = fopen(f_name1,"r");
    if(fpt1 == NULL)
    {
      gotoxy(22,wherey()+1);
      printf("Opening file error try   again!\n");
      printf("\a");
      exit(1);
    }

    n = 1;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
do
{

 if(ferror(fpt1))

 {
  printf("Error in file \n");
  exit(1);
 }

clrscr();
fread(&pimai1,sizeof(pimai1),1,fpt1);
gotoxy(30,wherey()+1);
printf("record no : %ld \n",n);
gotoxy(25,wherey()+1);
printf("Patient ID_Number : %s \n",pimai1.ident);
gotoxy(35,wherey());
printf("Patien Name : %s \n".pimai1.name);
gotoxy(35,wherey());
printf("sex : %s \n",pimai1.sex);
gotoxy(35,wherey());
printf("Age : %d \n",pimai1.age);
gotoxy(33,wherey());
printf("Weight : %.2f km\n",pimai1.weight);
gotoxy(33,wherey());
printf("Height : %.2f cm\n",pimai1.height);
gotoxy(33,wherey());
printf("Pulse Rate : %d \n",pimai1.pulse_rate);
gotoxy(33,wherey());
printf("Date : %s \n",pimai1.date);
gotoxy(33,wherey());
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
printf("Time : %s \n",pimai1.time);
printf("\n");
delay(1000);
n++;
printf("\a");
getch();

}while(!feof(fpt1)); /* check end of file EOF*/

fclose(fpt1);
if(fclose(fpt1) != EOF)
{
  clrscr();
  fprintf(stderr,"file %s can not close \n",f_name1);
  exit(1);
}
printf("\a");
gotoxy(25,25);
printf("Reading file succesful\n");
return;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/ p_edit# */
#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<stdlib.h>
#include<string.h>
#include<dos.h>
void edit_data(void);

typedef struct
{
 char ident[12];
 char name[45];
 char sex[5];
 int  age;
 float weight;
 float height;
 int  pulse_rate;
 char date[30];
 char time[20];

}PATIENT2;

PATIENT2 pimai2;
FILE *fpt2;
int ch,cha;
long edit_rec;
char id2[12];
char p_name2[45];
char p_sex2[5],rec[6];
char f_name2[15];
char da2[30];
char ti2[20];
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
void show_page_edit(void)
{
 char c;
 clrscr();
 gotoxy(25,10);
 printf("Do you want to open patient data ?\n ");
 gotoxy(25,12);
 printf("Press<Y>     ==> Continue");
 gotoxy(25,14);
 printf("Press any key and press<ESC> ==> Exit Menu");
 c = getch();
 if(c == 0x79)
 {
 clrscr();
 edit_data();

 }

}

/*-------------------------------------------------------*/

void edit_data(void)

{
 clrscr();
 gotoxy(22,wherey());
 printf("Enter input file name ==> ");
 gets(f_name2);
 fpt2 = fopen(f_name2,"r+");
 if(fpt2 == NULL)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
{
 gotoxy(22,wherey()+1);
 printf("Opening file error try again!\n");
 printf("\a");
 exit(1);
}

do
{
 gotoxy(18,wherey()+1);
 printf("Which record do you want to edit:");
 gets(rec);
 edit_rec = atol(rec);
 fseek(fpt2,(edit_rec-1)*sizeof(pimai2),0);
 fread(&pimai2,sizeof(pimai2),1,fpt2);
 if(ferror(fpt2) != 0)
 {
  printf("Error in file \n");
  exit(1);
 }

 do
 {
  gotoxy(25,wherey()+1);
  printf("<1>  ID_Number : %s \n",pimai2.ident);
  gotoxy(25,wherey());
  printf("<2>  Name  : %s \n",pimai2.name);
  gotoxy(25,wherey());
  printf("<3>  Sex   : %s \n",pimai2.sex);
  gotoxy(25,wherey());
  printf("<4>  Age : %d \n",pimai2.age);
  gotoxy(25,wherey());
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
printf("<5>  Weight : %.2f km\n",pimai2.weight);
gotoxy(25,wherey());
printf("<6>  Height : %.2f cm\n",pimai2.height);
gotoxy(25,wherey());
printf("<7>  Pulse Rate : %d \n",pimai2.pulse_rate);
gotoxy(25,wherey());
printf("<8>  Date : %s  \n",pimai2.date);
gotoxy(25,wherey());
printf("<9>  Time : %s \n",pimai2.time);
printf("\n");
gotoxy(18,wherey()+1);
printf("Which field do you want to edit :");
scanf("%d",&cha);
switch(cha)
{
     case 1: gotoxy(28,wherey()+1);
             printf("New ID_Number :");
             flushall();
             scanf("%s",&id2);
             strcpy(pimai2.ident,id2);
             break;

     case 2: gotoxy(28,wherey()+1);
             printf("New Name :");
             flushall();
             gets(p_name2);
             strcpy(pimai2.name,p_name2);
             break;

     case 3: gotoxy(28,wherey()+1);
             printf("edit sex :");
             flushall();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            gets(p_sex2);
            strcpy(pimai2.sex,p_sex2);
            break;

case 4: gotoxy(28,wherey()+1);
            printf("New Age :");
            flushall();
            scanf("%d",&pimai2.age);
            break;

case 5: gotoxy(28,wherey()+1);
            printf("New Weight :");
            scanf("%f",&pimai2.weight);
            break;

case 6: gotoxy(28,wherey()+1);
            printf("New Height :");
            scanf("%f",&pimai2.height);
            break;

case 7: gotoxy(28,wherey()+1);
            printf("New Pulse Rate :");
            scanf("%d",&pimai2.pulse_rate);
            break;

case 8: gotoxy(28,wherey()+1);
            printf("New Date : ");
            flushall();
            gets(da2);
            strcpy(pimai2.date,da2);
            break;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        case 9: gotoxy(28,wherey()+1);
                printf("New Time : ");
                flushall();
                gets(ti2);
                strcpy(pimai2.time,ti2);
                break;

        default:printf("\a\a");
      }

      gotoxy(25,wherey()+1);
      printf("Edit no more press<ESC>:");
      cha = getch();
      clrscr();
    }while(cha != 0x1b);

    fseek(fpt2,(edit_rec-1)*sizeof(pimai2),0);
    fwrite(&pimai2,sizeof pimai2,1,fpt2);

    if(ferror(fpt2))
    {
      gotoxy(23,24);
      printf("Writing file error \n");
      exit(1);
    }

    rewind(fpt2);
    gotoxy(22,24);
    printf("Quit press<ESC>  any key to continou:");
    ch = getch();
    clrscr();
  }while(ch != 0x1b);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
fclose(fpt2);
if(fclose(fpt2) != EOF)
{
  clrscr();
  fprintf(stderr,"file %s can not close \n",f_name2);
  exit(1);
}
clrscr();
gotoxy(22,wherey()+1);
printf("Edit data in file is successful\n");
printf("\a");
return;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/ p_help1.cpp */
#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<stdlib.h>
#include"p_help2.cpp"
#include"p_help3.cpp"
#define RIGHT 1
void help2();
void help3();

void help1(void) //main
{
 int code;
 int MAKE1;
 int MAKE2;
 clrscr();
 gotoxy(40,1);
 printf("HELP\n");
 gotoxy(40,2);
 printf("=====\n\n");
 printf("\tเมนู Help เป็น Menu ที่อธิบายถึงการเตรียมการวัด วิธีการวัด และ");
 printf("การใช้ งานโปรแกรม เพื่อที่ผู้ใช้งานจะสามารถใช้งานกับเครื่อง");
 printf("วัดการหายใจได้อย่างมีประสิทธิ ภาพสูงสุด\n\n");
 printf("การเตรียมการวัด และวิธีการวัดเครื่องวัดการหายใจ\n");
 printf("-----------------------------\n\n");
 printf("1.ทำความสะอาดร่างกายในจุดที่จะติดอิเล็คโทรดด้วยแอลกอฮอร์\n");
 printf("2.ทำการติดอิเล็คโทรดบนหน้าอกทั้ง 4 จุด ระหว่างราวนมด้านซ้าย และ");
 printf("ด้านขวา ด้านละ 2 จุด\n");
 printf("3.เปิด Switch ของเครื่อง และเปิดโปรแกรม เพื่อเตรียมพร้อมที่จะทำ");
 printf("การวัด\n");
 printf("4.นำสายสัญญาณ output ของเครื่องต่อไปยังอิเล็คโทรด 2 จุดคู่หลัง\n");
 printf("5.นำสายสัญญาณ input ของเครื่องต่อไปยังอิเล็คโทรด 2 จุดคู่หน้า\n");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
printf("6.ทำการปรับ offset1 และ offset2 ให้ได้พอเหมาะกับสัญญาณ\n");
printf("7.ทำการเลือกค่า Reference ให้พอเหมาะกับสัญญาณที่จะทำการวัด\n\n");
printf("\t\tต้องการอ่าน Help ต่อ กด 'ENTER'\n\n");
printf("\t\tต้องการออกจากเมนู กด 'ESC' 2 ครั้ง");
do
 {
  code=getch();
  switch(code)
   {
        case '\x0D': clrscr();
                     help2();
                     do
                       {
                        code=getch();
                        switch(code)
                        {
                        case '\x0D': clrscr();
                                     help3();
                                     break;
                        case '\x1b': MAKE2=RIGHT;
                                     break;
                        }
                       }while(!MAKE2);
                     break;

        case '\x1b':MAKE1=RIGHT;
                     break;
    }

  }while(!MAKE1);

}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/ p_help2.cpp */

#include<stdio.h>
#include<conio.h>

void help2(void)//main
{
 clrscr();
 gotoxy(40,1);
 printf("HELP\n");
 gotoxy(40,2);
 printf("=====\n\n");

 printf("รายละเอียดการใช้งาน Menu ต่างๆในโปรแกรมของเครื่องวัดการหายใจ\n");
 printf("-----------------------------------------\n\n");
 printf("\tเมนู 'New' เป็นเมนูที่ใช้บันทึกประวัติรายละเอียดของคนไข้ ภายใน");
 printf("เมนูจะประกอบไปด้วย หมายเลขคนป่วย ชื่อคนป่วย เพศ อายุ ส่วนสูง ");
 printf("น้ำหนัก pulse-rate วันที่ และเวลาที่ใช้ในการบันทึก การเข้า สู่เมนู");
 printf("ทำได้โดยการกดปุ่มใดๆ แล้วกดปุ่ม 'N' จากนั้น ทำการป้อน Path และ");
 printf("File name ที่จะทำการบันทึก ในกรณีที่ป้อน Path และFile name\n");
 printf("ไม่ถูกต้อง โปรแกรมจะออกจากการทำงานทันที เมื่อป้อน Path และ File name");
 printf("ถูกต้องแล้ว ทำ การป้อนรายละเอียดต่างๆ แล้วออกจากเมนู\n\n");
 printf("\tเมนู 'Open' เป็นเมนูที่ใช้ดูประวัติ และรายละเอียดต่างๆของคนป่วย");
 printf(" การเข้า สู่เมนูทำได้โดยการกดปุ่มใดๆแล้วตามด้วยปุ่ม 'O'จากนั้นทำ");
 printf("การป้อน Path และFile name ให้ถูกต้อง ซึ่งจะสามารถดูประวัติ และ");
 printf("รายละเอียดของคนป่วยได้ กดปุ่ม 'ENTER' เพื่อเลือกดูคนป่วยตามที่");
 printf("ต้องการ จากนั้นออกจากเมนู \n\n");
 printf("\t\tต้องการอ่าน Help ต่อ กด 'ENTER'\n\n");
 printf("\t\tต้องการออกจากเมนู กด 'ESC' 2 ครั้ง");

}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
*/ p_help3.cpp */

#include<stdio.h>
#include<conio.h>

void help3(void)//main
{
 clrscr();
 gotoxy(40,1);
 printf("HELP\n");
 gotoxy(40,2);
 printf("====\n\n");

 printf("รายละเอียดการใช้งาน Menu ต่างๆในโปรแกรมของเครื่องวัดการหายใจ\n");
 printf("-----------------------------------------------\n\n");
 printf("\tเมนู 'Edit' เป็นเมนูที่ใช้แก้ไขประวัติ และรายละเอียดของคนป่วย");
 printf(" การเข้าสู่เมนูทำได้โดยการกดปุ่มใดๆ แล้วกดปุ่ม 'E' จากนั้นทำการ");
 printf("ป้อน Path และFile name ให้ ถูกต้อง เมื่อเข้าสู่เมนได้แล้ว ทำการ");
 printf("เลือก Record Number ถ้าไม่ทราบให้เปิดดูที่เมนู 'Open' เสียก่อน");
 printf("เมื่อป้อน Record Number ถูกต้องแล้ว ทำการแก้ไขข้อมูลตามที่ต้อง");
 printf("การ จากนั้นออกจากเมนู\n\n");
 printf("\tเมนู 'Ref' เป็นเมนูที่ใช้ตั้งค่า Reference ของการนับ Pulse-rate");
 printf("ก่อนที่จะทำการวัด Pulse-rate ของการหายใจ จะต้องเข้ามาตั้ง ");
 printf("Reference ที่เมนูนี้เสียก่อนภายในเมนูจะมี Choice ของค่า ref.");
 printf(" ต่างๆทำการเลือก Choice ที่ต้องการ จากนั้นกดปุ่ม'X' เพื่อออก");
 printf("จากเมนู\n\n\n");
 printf("\t\tออกจากเมนู กด 'ESC'");


}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค
วิธีการใช้งานและการปรับแต่งเครื่องวัดการหายใจ

การเตรียมการวัด และวิธีการวัดเครื่องวัดการหายใจ

1. ทำความสะอาดร่างกายในจุดที่จะติดอิเล็คโทรดด้วยแอลกอฮอร์
2. ทำการติดอิเล็คโทรดบนหน้าอกทั้ง 4 จุด ระหว่างราวนมด้านซ้าย และ ด้านขวา ด้านละ 2 จุด
3. เปิด switch ของเครื่อง และเปิดโปรแกรม เพื่อเตรียมพร้อมที่จะทำการวัด
4. นำสายสัญญาณ output ของเครื่องต่อไปยังอิเล็คโทรด 2 จุดคู่หลัง
5. นำสายสัญญาณ input ของเครื่องต่อไปยังอิเล็คโทรด 2 จุดคู่หน้า
6. ทำการปรับ offset1 และ offset2 ให้ได้พอเหมาะกับสัญญาณ
7. ทำการเลือกค่า Reference ให้พอเหมาะกับสัญญาณที่จะทำการวัด

รายละเอียดการใช้งาน Menu ต่างๆในโปรแกรมของเครื่องวัดการหายใจ

เมนู "New" เป็นเมนูที่ใช้บันทึกประวัติรายละเอียดของคนไข้ ภายในเมนูจะประกอบไปด้วย เลขประจำตัวผู้ป่วย ชื่อผู้ป่วย เพศ อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก pulse-rate วันที่ และเวลาที่ใช้ในการบันทึก การเข้าสู่เมนูทำได้โดยการกดปุ่มใดๆ แล้วกดปุ่ม 'N' จากนั้นทำการป้อน Path และ File name ให้ถูกต้อง ทำการป้อนรายละเอียดต่างๆ แล้วออกจากเมนู

เมนู "Open" เป็นเมนูที่ใช้ดูประวัติ และรายละเอียดต่างๆของคนป่วย การเข้าสู่เมนูทำได้โดยการกดปุ่มใดๆแล้วตามด้วยปุ่ม 'O' จากนั้นทำการป้อน Paht และ File name ให้ถูกต้อง ซึ่งจะสามารถดูประวัติ และรายละเอียดของคนป่วยได้ กดปุ่ม 'ENTER' เพื่อเลือกดูคนป่วยตามที่ต้องการ จากนั้นออกจากเมนู

เมนู "Edit" เป็นเมนูที่ใช้แก้ประวัติ และรายละเอียดของคนป่วย การเข้าสู่เมนูทำได้โดยการกดปุ่มใดๆ แล้วกดปุ่ม 'E' จากนั้นทำการป้อน Path และ File name ให้ถูกต้อง เมื่อเข้าสู่เมนูได้แล้ว ทำการเลือก Record Number ถ้าไม่ทราบ ให้เปิดดูที่เมนู "Open" เสียก่อน เมื่อป้อน Record Number ถูกต้องแล้ว ทำการแก้ไขข้อมูลตามที่ต้องการ จากนั้นออกจากเมนู

เมนู "Ref." เป็นเมนูที่ใช้ตั้งค่า Reference ของการนับ Pulse-Rate ก่อนที่จะทำการวัด Pulse-Rate ของการหายใจ จะต้องเข้ามาตั้ง Reference ที่เมนูนี้เสียก่อน ภายในเมนูจะมี Choice ของค่า Ref. ต่างๆ ทำการเลือก Choice ที่ต้องการ จากนั้นกดปุ่ม 'X' เพื่อออกจากเมนู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. สุเทพ บุระมาน , อุดม อุเทนรัตน์ ,"ระบบวัดการย่อยด้วยวิธีการวัดอิมพิแดนซ์" ปริญญานิพนธ์ , พ.ศ. 2537
2. นรินทร์ เนาวประทีป , "ออปแอมป์" , สำนักพิมพ์ฟิสิกส์เซ็นเตอร์
3. ชูชัย ชนสารตั้งเจริญ , ทินกร ดุ๊ก , "การสื่อสารข้อมูล" , สำนักพิมพ์ฟิสิกส์เซ็นเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้