

เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล

DIGITAL BLOOD PRESSURE METER



T 0 4 6 2 5 8



โดย

นายทวี คำสุข

นายปริญญา เมฆถาวรสวัสดิ์

ปฏิญานិพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ป.พ.
ท.ค.ค.
ร.ค.ค.

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2544

เลขหมู่.....

เลขทะเบียน 46258

วัน, เดือน, ปี 21 ส.ค. 2546

b.113688.10.....

i.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล
DIGITAL BLOOD PRESSURE METER



ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2544

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโท ปีการศึกษา 2544

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล

ผู้จัดทำ

1. นายทวี

คำสุข

2. นายปริญญา

เมฆถาวรสวัสดิ์



.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(รศ.ดร. มนัส ตั้งวรศิลป์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|------------------|--|
| ชื่อหัวข้อ | เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล |
| นักศึกษา | นาย ทวี คำสุข นาย ปริญญา เมฆถาวรสวัสดิ์ |
| อาจารย์ที่ปรึกษา | อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ |
| หลักสูตร | วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต |
| สาขาวิชา | อิเล็กทรอนิกส์ |
| ปีการศึกษา | 2544 |

บทคัดย่อ

เครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลนี้เป็นการสร้างเครื่องมือวัดความดันโลหิต ซึ่งได้ออกแบบให้วัดค่าความดันโลหิตในหน่วยของมิลลิเมตรปรอท โดยสามารถวัดความดันโลหิตได้ตั้งแต่ 20 มิลลิเมตรปรอทจนถึง 230 มิลลิเมตรปรอท และสามารถนำไปใช้ตรวจวัดความดันโลหิต โดยมีค่าความผิดพลาดไม่เกิน $\pm 5\%$

เครื่องวัดความดันโลหิตเครื่องนี้ได้ใช้ PRESSURE SENSOR เป็นตัวตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความดันลม ภายในผ้าพันแขน ตามหลักการของการวัดความดันโลหิตและได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F877) เป็นตัวประมวลผลการทำงานของระบบจึงทำให้วงจรที่ใช้งานมีขนาดเล็ก และสามารถที่จะตรวจสอบได้ง่าย

| | |
|-----------------|---|
| Thesis Title | DIGITAL BLOOD PRESSURE METER |
| Student | Mr. Tawee Dumsuk Mr. Parinya Makthavornsawat |
| Advisor | Assoc.Prof.Dr.Manas Sangwarasilp |
| Education Level | Bachelor of Engineering |
| Program in | Electronics |
| Academic Year | 2001 |



ABSTRACT

The project, Digital Blood Pressure Meter, is designed to measure blood pressure in mmHg. The unit will be able to measure blood pressure between 20 mmHg. – 250 mmHg with error less than $\pm 5\%$.

The Pressure Sensor is used to detect a changed of air pressure in cuff. A microcontroller is used as a processing unit for the system, which makes the system being and easy to test.

กิตติกรรมประกาศ

กราบขอบคุณ รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ ผู้ประสิทธิประสาทวิชาความรู้ ตลอดจนให้คำปรึกษาทางด้านวิชาการและแนวทางการแก้ไขปัญหาต่างๆ ให้ลุล่วงด้วยดีและให้การสนับสนุนด้านเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

ขอขอบคุณคณาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ทุกท่าน และที่สำคัญขอขอบพระคุณบิดามารดาที่ได้ให้การสนับสนุนด้านการศึกษา และเป็นผู้ให้กำลังใจด้วยดีตลอดมา ตลอดจนท่านผู้มีอุปการะทุกท่านที่ได้ทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จไปด้วยดี สุดท้ายนี้ขอขอบคุณพี่ๆ เพื่อนๆ และน้องๆ ทุกคนที่ให้คำปรึกษาและคอยเป็นกำลังใจที่ดีตลอดมา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

| เรื่อง | หน้า |
|--|------|
| บทคัดย่อ | I |
| ABSTRACT | II |
| กิตติกรรมประกาศ | III |
| สารบัญ | IV |
| สารบัญตาราง | VI |
| สารบัญรูป | VII |
| บทที่ 1 บทนำ | 1 |
| 1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปริญญานิพนธ์ | 1 |
| 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ | 1 |
| 1.3 ขอบเขตของโครงการ | 2 |
| 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการทำโครงการ | 2 |
| บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ | 3 |
| 2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต | 3 |
| 2.1.1 โครงสร้างของระบบหมุนเวียนโลหิต | 3 |
| 2.1.2 ตำแหน่งของหลอดเลือด | 4 |
| 2.1.3 ความดันเลือด | 5 |
| 2.1.4 ค่าความดันที่วัด | 8 |
| 2.1.5 การวัดความดันโลหิต | 9 |
| 2.2 ส่วนประกอบของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ | 16 |
| ทฤษฎีเกี่ยวกับ PIC16F877 | 16 |
| การแสดงผลโดยใช้โมดูล LCD | 22 |
| รายละเอียดเกี่ยวกับ LCD | 23 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

| เรื่อง | หน้า |
|--|------|
| บทที่ 3 การออกแบบ และการวิเคราะห์ | 26 |
| 3.1 คุณสมบัติ และลักษณะการทำงาน | 26 |
| 3.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ | 27 |
| 3.2.1 วงจรขยายไม่กลับเฟส | 27 |
| 3.2.2 การต่อใช้งาน PIC16F877 ร่วมกับ โมดูล LCD | 31 |
| 3.2.3 วงจรขับมอเตอร์ | 31 |
| 3.2.4 วงจรจ่ายแรงดันไฟฟ้า | 32 |
| 3.3 การออกแบบลายวงจร | 33 |
| บทที่ 4 ผลการดำเนินการ | 35 |
| 4.1 กล่าวนำ | 35 |
| 4.2 การทดลองคุณสมบัติของตัว Pressure Sensor | 35 |
| 4.3 การทดลองวงจขยายสัญญาณไม่กลับเฟส | 36 |
| 4.4 การทดลองวงจรเปลี่ยนสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล | 38 |
| 4.5 การทดลองเครื่องวัดความดันโลหิต | 39 |
| 4.6 การทดลองการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต | 40 |
| บทที่ 5 บทสรุป ปัญหา แนวทางแก้ไข และข้อเสนอแนะ | 42 |
| 5.1 บทสรุป | 42 |
| 5.2 ปัญหา และแนวทางแก้ไข | 43 |
| 5.3 ข้อเสนอแนะ | 43 |
| ภาคผนวก ก วงจรและแผ่นวงจรพิมพ์ | |
| ภาคผนวก ข คู่มือประกอบการใช้งาน | |
| ภาคผนวก ค ผังการทำงานของโปรแกรม | |
| ภาคผนวก ง รายละเอียด และคุณสมบัติของอุปกรณ์ | |
| เอกสารอ้างอิง | |

สารบัญตาราง

| ตาราง | หน้า |
|---|------|
| ตารางที่ 2.1 ค่าความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง | 15 |
| ตารางที่ 2.2 ค่าความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูงตามวัยและอายุ | 16 |
| ตารางที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานร่วมกันระหว่าง ขา RS, R/W และ E ของ โมดูล LCD แบบอักษร | 25 |
| ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของตัว Sensor MPX5050GP เมื่อเทียบกับค่าความดัน | 35 |
| ตารางที่ 4.2 ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณไม่กลับเฟส เทียบกับค่าความดัน | 36 |
| ตารางที่ 4.3 ผลการวัดสัญญาณดิจิทัลที่ได้จากการแปลงสัญญาณ A/D ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ | 38 |
| ตารางที่ 4.4 การวัดความดันโลหิตจากระบบวัดความดันโลหิตเทียบกับ เครื่องอะนาล็อกสปริงโมมาโนมิเตอร์ (โดยใช้หูฟัง) | 40 |
| ตารางที่ 4.5 การวัดความดันโลหิตโดยเซตเวลา ในการทำงานทุกๆ 5 นาที จากเครื่องวัดความดันโลหิต | 41 |

สารบัญรูป

| รูป | หน้า |
|-------------|------|
| รูปที่ 2.1 | 5 |
| รูปที่ 2.2 | 6 |
| รูปที่ 2.3 | 7 |
| รูปที่ 2.4 | 8 |
| รูปที่ 2.5 | 10 |
| รูปที่ 2.6 | 11 |
| รูปที่ 2.7 | 11 |
| รูปที่ 2.8 | 12 |
| รูปที่ 2.9 | 14 |
| รูปที่ 2.10 | 19 |
| รูปที่ 2.11 | 20 |
| รูปที่ 2.12 | 24 |
| รูปที่ 3.1 | 26 |
| รูปที่ 3.2 | 27 |
| รูปที่ 3.3 | 29 |
| รูปที่ 3.4 | 30 |
| รูปที่ 3.5 | 30 |
| รูปที่ 3.6 | 31 |
| รูปที่ 3.7 | 32 |
| รูปที่ 3.8 | 32 |
| รูปที่ 4.1 | 35 |
| รูปที่ 4.2 | 37 |

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ปัจจุบันเทคโนโลยีทางการแพทย์ได้ถูกพัฒนาขึ้นอย่างต่อเนื่อง และมีประสิทธิภาพสูงขึ้นตามลำดับ ดังนั้นเครื่องมือและอุปกรณ์ต่างๆ ก็ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อสนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการปฏิบัติงานทางการแพทย์ควบคู่กันไป แต่อย่างไรก็ตามเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ทันสมัยและมีประสิทธิภาพสูงเหล่านี้ก็ยังมีใช้ในขอบเขตที่จำกัด ซึ่งเกิดจากปัจจัยหลายอย่าง เช่น ราคาแพง และจะต้องมีการนำเข้ามาจากต่างประเทศ ดังนั้นถ้าหากได้มีการพัฒนาสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นเองโดยใช้เทคโนโลยีภายในประเทศก็จะมีเครื่องมือและอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพการทำงานของบุคลากรทางการแพทย์ให้ดียิ่งขึ้นควบคู่กันไปด้วย

ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ คณะผู้จัดทำจึงได้เกิดแนวความคิดที่จะพัฒนาสร้างเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล (Digital Blood Pressure Meter) ขึ้นเพื่อตอบสนองต่อความต้องการในการใช้งาน และช่วยสำหรับแก้ปัญหาในเรื่องของเครื่องมือทางการแพทย์ที่กล่าวมาข้างต้น

เครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลนี้ ได้ถูกพัฒนาจากเครื่องมือวัดแบบเดิม ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบบะนาลอก ทั้งนี้เพื่อประโยชน์ในการใช้งานที่มีความสะดวกสบายและรวดเร็วและมีประสิทธิภาพซึ่งสามารถอ่านได้จากการแสดงผลด้วย LCD(Liquid Crystal Display) บนหน้าปัทม์ได้โดยตรง

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อศึกษาหลักการการทำงานของเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล
2. เพื่อออกแบบวงจรเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล
3. เพื่อสร้างเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล
4. เพื่อทดสอบการทำงานของเครื่องมือวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของโครงการ

ในการดำเนินโครงการสามารถกำหนดขอบเขตของโครงการได้ดังนี้

1. สร้างเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลแสดงผลด้วย LCD
2. ค่าความดันที่สามารถวัดได้ 20 - 230 มิลลิเมตรปรอท
3. ค่าความผิดพลาดในการวัด ± 5 มิลลิเมตรปรอท

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการทำโครงการ

1. รู้และเข้าใจหลักการการทำงานของเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล
2. สามารถสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลที่จะนำไปพัฒนาต่อได้
3. สามารถนำเครื่องมือวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลไปทดแทนเครื่องมือวัดแบบเก่าได้
4. ได้เครื่องมือวัดความดันโลหิตที่มีประสิทธิภาพและสะดวกในการอ่านค่าต่างๆ ได้ชัดเจน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต (Cardiac Vascular System)

ระบบไหลเวียนเลือดทำหน้าที่เป็นระบบขนส่งสารที่ละลายในเลือด เช่น ขนส่งอาหารที่ถูกดูดซึมจากกระเพาะ และออกซิเจนที่แพร่ผ่านผนังปอด ไปยังเซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย ขนส่งคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดขึ้นที่เซลล์เหล่านั้นไปยังปอด และนำของเสียหรือสารอื่นๆ จากกระบวนการ เมตาบอลิซึมไปยังไต เพื่อขับถ่าย นอกจากนี้ยังช่วยควบคุมอุณหภูมิของร่างกายให้ค่อนข้างคงที่และช่วยขนส่งฮอร์โมนจากต่อมไร้ท่อไปยังอวัยวะเป้าหมายเพื่อควบคุมการทำงานของเซลล์ในอวัยวะต่างๆ

การไหลเวียนของเลือดเกิดขึ้นได้ ต้องอาศัยการทำงานของหัวใจบีบตัวดันเลือดให้ไหลไปตามหลอดเลือดซึ่งแยกแขนงไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย ระบบหมุนเวียนโลหิตของมนุษย์เรานั้นมีการทำงานที่ค่อนข้างซับซ้อน และมีการทำงานที่เป็นไปโดยอัตโนมัติตามสถานะหรือความแข็งแรงของร่างกาย ฉะนั้นจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องทำการศึกษาเรียนรู้ถึงโครงสร้างการทำงานในระบบหมุนเวียนโลหิต ซึ่งอธิบายได้ตามหัวข้อต่อไปนี้

โครงสร้างของระบบหมุนเวียนโลหิต

ปริมาณของโลหิตในร่างกายคนเราจะมามีค่าเป็น 1/3 ของน้ำหนักของร่างกายทั้งหมดโดยโลหิตส่วนมากนี้จะเคลื่อนที่อยู่ในหัวใจและหลอดเลือด หน้าที่ของโลหิตมีดังนี้

- ช่วยนำอาหารจากระบบย่อยอาหารและออกซิเจนจากปอดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายและในเวลาเดียวกันก็จะขับเอาของเสียเช่น คาร์บอนไดออกไซด์เป็นต้น ออกไปสู่ภายนอกร่างกาย
- ช่วยป้องกันเชื้อโรคต่างๆเข้าสู่ร่างกาย
- ช่วยรักษาระดับความร้อนของร่างกาย โดยการเฉลี่ยความร้อนไปทั่วๆ ร่างกาย ส่วนประกอบของโลหิตประกอบไปด้วยส่วนที่มีชื่อเรียกว่า เม็ดเลือดและพลาสมา (Corpuscles and Plasma) ในเม็ดเลือดจะประกอบด้วย

- เม็ดเลือดแดง (Erythrocytes)
- เม็ดเลือดขาว (Leucocytes)
- แผ่นเลือดเล็กๆ (Thrombocytes)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลาสมาจะประกอบไปด้วย

- ไฟบริโนเจน (Fibrinogen) โดยจะเป็นเส้นโลหิตเล็กๆ ลอยอยู่ในน้ำเหลืองในสิ่งที่เรียกว่า เซรัม (Serum)
- เม็ดน้ำเหลือง (Thrombocytes)

การไหลเวียนของเลือดในร่างกายเกิดขึ้นเพื่อนำ O_2 , อาหาร และสารต่างๆ ไปยังเซลล์ทั่วร่างกายและพาของเสียจากเซลล์เหล่านั้นไปยังอวัยวะที่ทำหน้าที่กำจัดออก การไหลเวียนของเลือดเกิดจากการบีบตัวของหัวใจซึ่งก่อให้เกิดแรงดัน ขับเคลื่อนเลือดให้ไหลไปตามหลอดเลือดต่างๆ เราแบ่งการไหลเวียนเลือดในร่างกายออกได้เป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

- **Systemic circulation** เป็นการไหลของเลือดเวียนแดงจาก ventricle ซ้ายของหัวใจเพื่อนำอาหารและ O_2 ไปสู่เนื้อเยื่อต่างๆ ทั่วร่างกาย เลือดที่ออกจากเนื้อเยื่อเหล่านี้จะมีสีค่อนข้างดำเนื่องจากมีปริมาณ O_2 ในเลือดต่ำแล้วจะไหลกลับเข้าหัวใจทาง auricle ซ้าย

- **Pulmonary circulation** เลือดดำจากการ atria ซ้ายจะไหลเข้าสู่ ventricle ซ้าย แล้วออกจากหัวใจไปยังปอดเพื่อแลกเปลี่ยนแก๊ส O_2 และ CO_2 เลือดที่ออกจากปอดจึงมีสีแดงสดเรียก เลือดแดงและจะไหลกลับเข้าหัวใจทาง atria ซ้าย

ตำแหน่งของหลอดเลือด

Aorta คือ หลอดเลือดแดงใหญ่ที่ออกจากหัวใจห้องล่างซ้าย

Artery คือ หลอดเลือดแดงขนาดกลางที่ส่งผ่านเลือดจาก Aorta ไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย

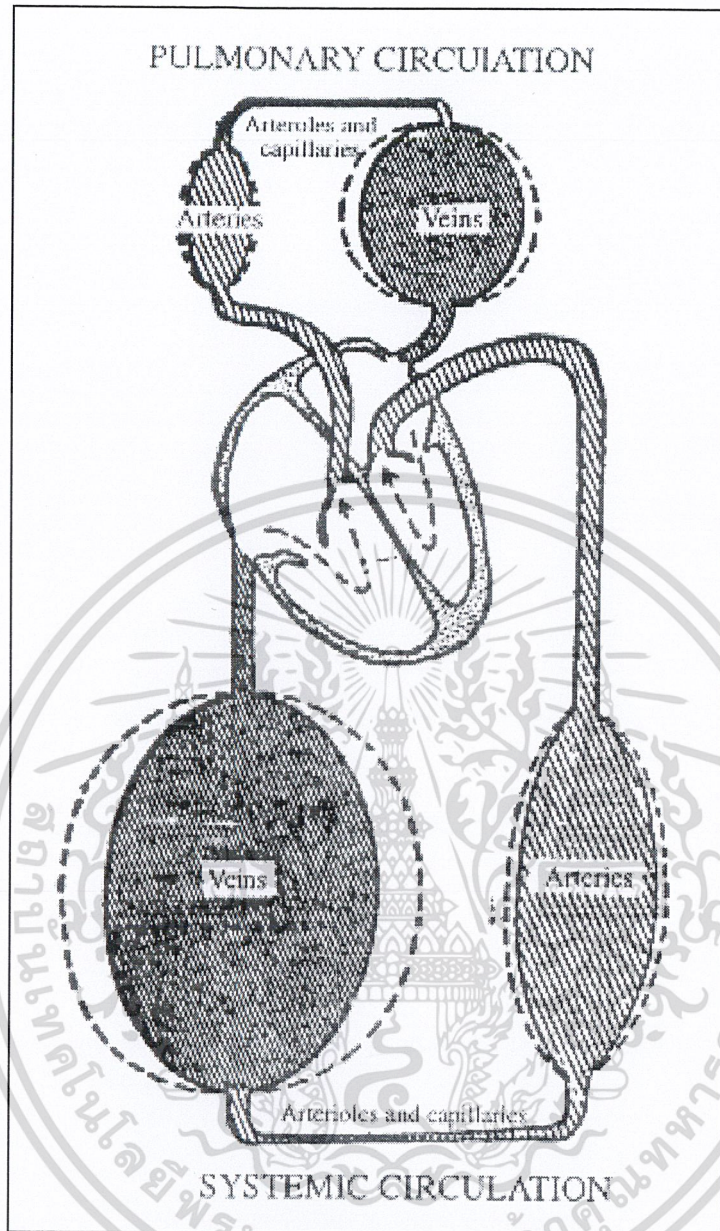
Arterial คือ แขนงหลอดเลือดแดงขนาดเล็กๆ ที่อยู่ตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย

Capillary คือ หลอดเลือดฝอยที่เป็นรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงกับหลอดเลือดดำ

Venous คือ แขนงหลอดเลือดดำที่ส่งผ่านหลอดเลือดดำกลับ

Vein คือ หลอดเลือดดำขนาดกลางที่ส่งผ่านเลือดดำจากแขนงหลอดเลือดของส่วนต่างๆ

Venue Venacava คือ หลอดเลือดดำใหญ่ที่ส่งผ่านเลือดดำกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนขวา



รูปที่ 2.1 การไหลเวียนของเลือดที่ออกจากหัวใจ

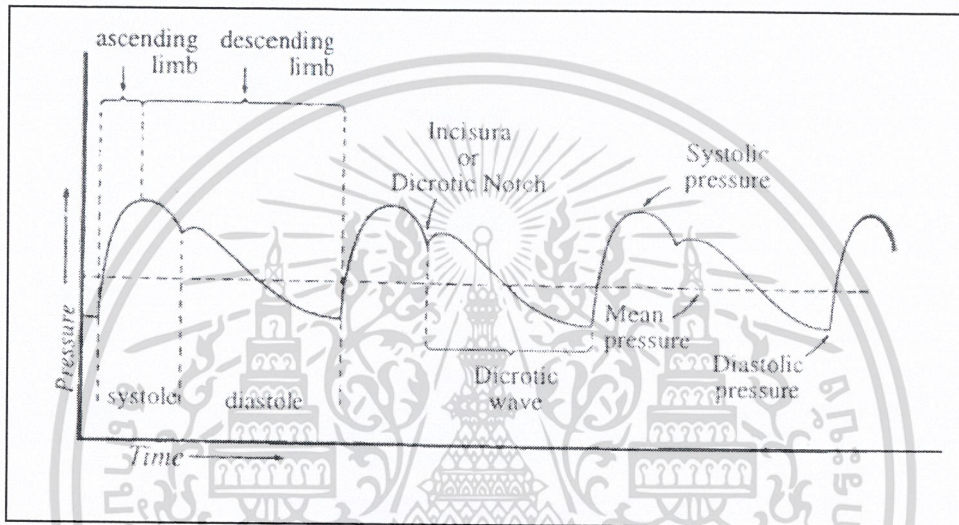
ความดันเลือด (Blood Pressure)

การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจจะมีผลเพิ่มความดันเลือดในหัวใจ ทำให้ลิ้นหัวใจเปิดออกสู่หลอดเลือด, ความดันเลือดในหลอดเลือดแดงทั้ง aorta และ pulmonary artery สูงขึ้น ทำให้เกิดการไหลของเลือดไปตามหลอดเลือดต่างๆ เรื่องความดันจะกล่าวใน systemic circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

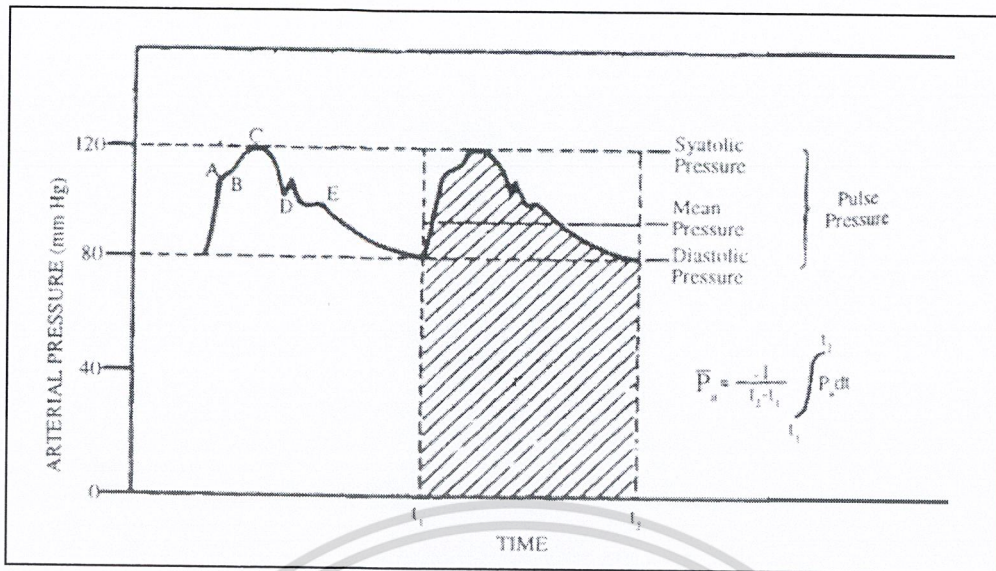
ความดันเลือดแดง (Arterial blood pressure)

ความดันเลือดในหลอดเลือดแดงใหญ่ เช่น aorta และ arteries ต่างๆจะปรากฏเป็นคลื่นสูงต่ำเป็นจังหวะตามการเต้นของหัวใจ ความดันสูงสุดเกิดขึ้นขณะหัวใจบีบตัวเรียกว่า systolic pressure (SP) ความดันต่ำสุดที่เกิดขึ้นขณะหัวใจคลายตัวเรียกว่า diastolic pressure (DP) (รูปที่ 2.2) ผลต่างของความดันทั้งสอง (คือขนาดของคลื่นความดัน) เรียกว่า pulse pressure (PP) ความดันเฉลี่ย (mean arterial blood pressure, MAP) มีค่าอยู่ระหว่างความดัน systolic และ diastolic แต่ไม่ใช่ที่ตรงกึ่งกลางระหว่างความดันทั้งสอง



รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะคลื่นความดันเลือดแดง

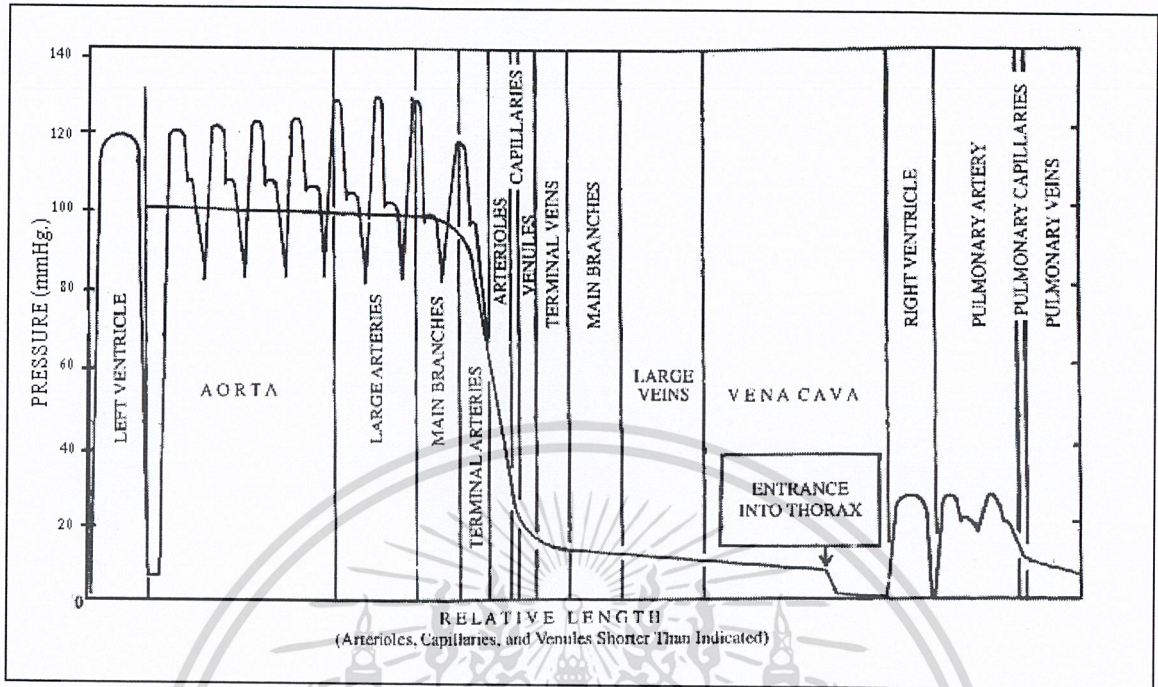
เราสามารถคำนวณหาความดันเฉลี่ยอย่างหยาบๆได้ว่าอยู่เหนือระดับความดัน diastolic ขึ้นไปประมาณ 1/3 ของ pulse pressure โดยประมาณว่าช่วงเวลาคลายตัวของหัวใจ (diastolic time) นานกว่าช่วงบีบตัว (systolic time) ประมาณ 2 เท่า นั่นคือ $MAP = 1/3 (SP+2DP) = DP + 1/3 PP$ อย่างไรก็ตามการประมาณค่า MAP ตามสมการนี้อาจผิดพลาดได้มากโดยเฉพาะเมื่ออัตราเต้นของหัวใจสูงขึ้นมากๆ การหาค่า MAP โดยวิธี integration จากลักษณะของคลื่นจะให้ค่าความถูกต้องมากกว่า(รูปที่ 2.3)



รูปที่ 2.3 ความดันเลือดที่ systolic, diastolic, pulse pressure และความดันเฉลี่ย

ขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันเลือดในหลอดเลือดแดงใหญ่จะลดจากระดับความดัน systolic สู่ระดับความดัน diastolic แต่การลดนี้จะไม่ลดลงอย่างสม่ำเสมอเพราะ ขณะที่ aortic valve ปิด ความดันเลือดใน aorta จะลดลงอย่างรวดเร็วในช่วงแรกแล้วก็จะกลับสูงขึ้นอีกครั้งแต่ไม่มากนัก ทั้งนี้เกิดจากการปิดและการสั่นของ aortic valve ทำให้เกิดรอยยุบลงเรียก incisura หรือ dirotic notch ส่วนความดันถัดมาที่ปรากฏเป็นรอยนูนเรียก dirotic wave (รูปที่ 2.2)

เลือดที่ไหลออกจากหัวใจเข้าสู่ aorta จะไหลต่อไปยังหลอดเลือดอื่นๆ ตามระดับความดันเฉลี่ยของเลือดจากสูงไปต่ำ (รูปที่ 2.4) ความดันจะลดลงมากที่สุดเมื่อเลือดไหลผ่านหลอดเลือดแดงเล็กๆ และ arterioles แสดงว่าหลอดเลือดเหล่านี้มีความต้านทานต่อการไหลของเลือดมากกว่าหลอดเลือดอื่นๆ ความดันเลือดจะลดลงต่อไปอีกเล็กน้อยเมื่อผ่านหลอดเลือดฝอย และหลอดเลือดดำ จนกระทั่งไหลกลับเข้าหัวใจที่ซึ่งความดันเลือดจะลดลงเหลือปริมาณ 0 มม.ปรอท จากการมีความแตกต่างของความดันระหว่างเลือดแดงและเลือดดำดังกล่าวจึงทำให้เกิดการไหลเวียนของเลือดในร่างกายตลอดเวลา



รูปที่ 2.4 ความดันเลือดในส่วนต่างๆ ของหลอดเลือดและหัวใจ

ค่าความดันที่วัด

ค่าต่างๆ ทั้งหมดเป็นค่าประมาณเท่านั้นเพราะในร่างกายของคนเราจริงๆ จะมีการเปลี่ยนแปลงไปตามองค์ประกอบต่างๆ ค่าพารามิเตอร์ที่ส่วนใหญ่ทำการวัดกันได้แก่ค่าต่างๆ ดังนี้

Pulse Pressure; (PP) เป็นการวัดหาค่าความแตกต่างของความดันระหว่างช่วงความดันต่ำกับช่วงความดันสูงว่ามีช่วงต่างกันมากน้อยอย่างไร โดยสามารถหาได้จากสูตรดังนี้

$$\text{Pulse Pressure} = \text{Systolic Pressure} - \text{Diastolic Pressure}$$

Mean Arterial Blood Pressure; (MAP) เป็นการวัดหาค่าเฉลี่ยของความดันภายในรอยการทำงานของหัวใจว่าจะมีการทำงานที่มีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงไร และสามารถหาได้จากสูตรสมการดังนี้

$$\text{MAP} = \text{Diastolic Pressure} + 1/3 \text{ Pulse Pressure}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการจะเห็นว่าค่าของหนึ่งในสามของความดันในหนึ่งรอบการทำงานทั้งนี้เป็นการแสดงให้เห็นว่าช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงของความดันในหลอดเลือดเป็นเพียงหนึ่งในสามของรอบการทำงานทั้งหมดในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ

Stroke Volume; (SV) เป็นการบ่งบอกถึงความสามารถของหัวใจว่ามีปริมาณเลือดที่หัวใจบีบตัวในแต่ละครั้งที่ออกทางหลอดเลือดแดงใหญ่ว่ามีปริมาณมากน้อยเหมาะสมหรือไม่ โดยสามารถหาได้จากปริมาณก่อนการบีบตัว (end diastolic volume; EDV) และปริมาณหลังบีบตัว (end systolic volume; ESV) โดยหาจากสมการดังนี้

$$SV = EDV - ESV$$

Cardiac Output; (CO) หมายถึงปริมาตรของเลือดที่ไหลออกทางหลอดเลือดในหนึ่งนาที ดังนั้นจึงสามารถคำนวณหาได้จากสมการดังนี้

$$CO = SV \times HR$$

CO คือ Cardiac Output (มล.หรือลิตร/นาที)

SV คือ Stroke Volume (มล. หรือลิตร/ครั้ง)

HR คือ heart rate (ครั้ง/นาที)

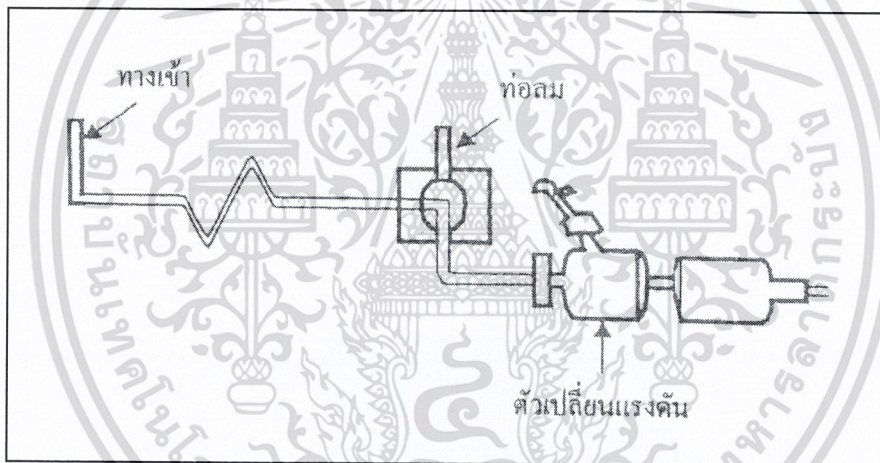
การวัดความดันโลหิต

ในการวัดความดันโลหิตในห้องหัวใจและในหลอดเลือดนั้น จะทำให้แพทย์ทราบถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยสังเกตดูจากขนาดและลักษณะของรูปคลื่นที่ได้จากการวัดค่าที่จุดต่างๆ

การวัดความดันโลหิตทำได้ 3 แบบ คือ แบบโดยตรง (Direct หรือ Invasive Method),แบบโดยอ้อม (Indirect หรือ Non Invasive Cuff Method) และ แบบสัมพัทธ์ (Relative หรือ Uncalibrated Method)

การวัดความดันโลหิตแบบโดยตรง (Direct หรือ Invasive measurement)

ในรูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นถึงอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดความดันภายในหลอดเลือดจะถูกส่งผ่านโลหิตที่บรรจุเต็มในแคทิเตอร์ และส่งผ่านแรงดันผ่านไปยังไดอะแฟรมซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อบางๆ แรงดันที่ส่งผ่านแผ่นไดอะแฟรมถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ความดันหรือนำไปเข้าโมมาโนมิเตอร์ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดันนี้ในการตอบสนองความถี่ของการวัดโดยวิธีนี้จะถูกจำกัดที่ตัวแคทิเตอร์ และในการที่มีฟองอากาศอยู่ภายในแคทิเตอร์ตลอดจนคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำไดอะแฟรมและชนิดทรานสดิวเซอร์ที่ใช้ และจำเป็นต้องต่อเข้ากับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะของการตรวจจับจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง แสดงได้ดังรูปที่ 2.5

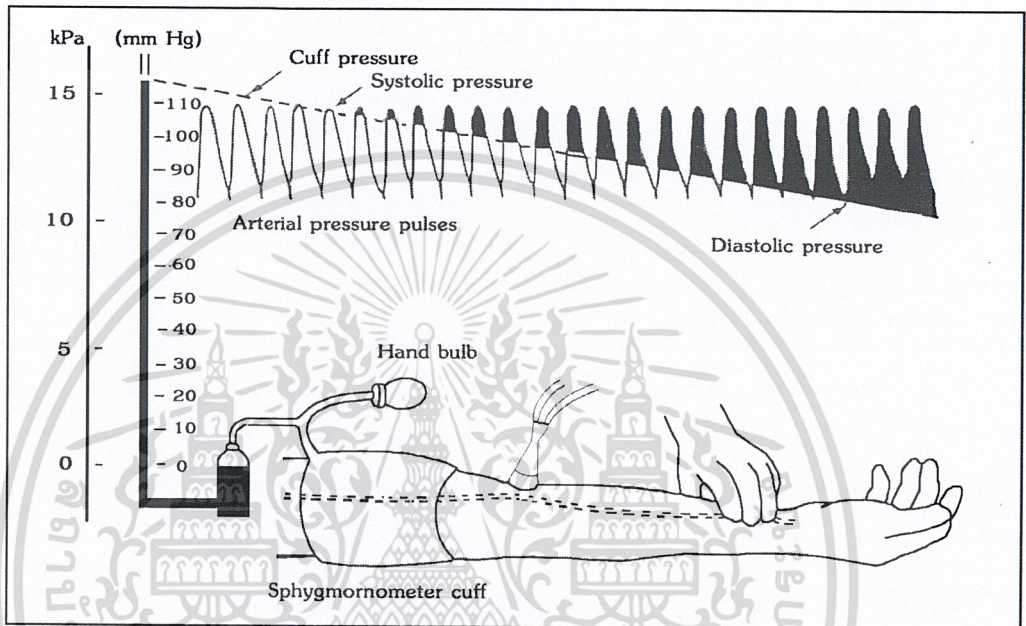


รูปที่ 2.5 ระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง

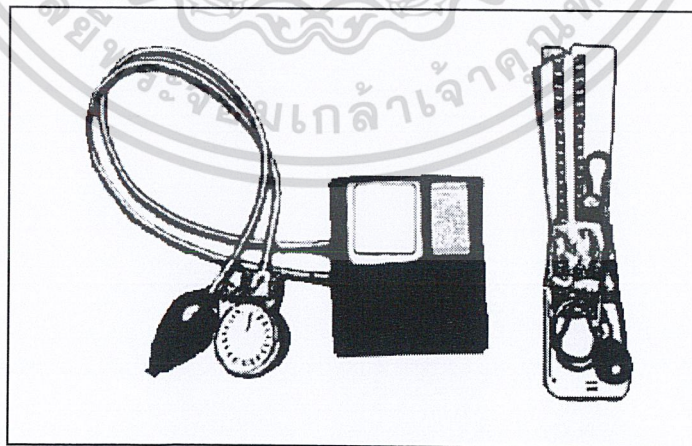
การวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Indirect หรือ Non-Invasive measurement)

สำหรับการวัดความดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่มีชื่อเรียกว่า สฟีกโมมาโนมิเตอร์ (Sphygmomanometer) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 สฟีกโมมาโนมิเตอร์ และคัฟ (Cuff) จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยาง ซึ่งแรงดันในคัฟจะไปกดหลอดเลือดแดงทำให้โลหิตหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจะให้ความดันในคัฟอยู่สูงกว่าความดันสูงสุดที่คาดว่าจะมีในเส้นโลหิตนั้นแล้วค่อยๆ ลดความดันในคัฟลงอย่างช้าๆ และเมื่อความดันในคัฟลดลงเท่ากับความดันสูงสุดในหลอดเลือด จึงทำให้โลหิตเริ่มฉีดผ่านเข้าไปได้ การที่โลหิตฉีดผ่านหลอดเลือดแคบๆ จะทำให้เกิดเสียงของการฉีดขึ้น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราเรียกว่า คอโรทคอฟ (Korotkoff) ซึ่งสามารถที่จะรับฟังได้โดยใช้หูฟัง (Stethoscope) และเมื่อทำการลดค่าความดันในคัพไปจนถึงค่าความดันต่ำสุดเสียงคอโรทคอฟจะหายไป และโลหิตจะเริ่มไหลได้ตามปกติ ความดันในคัพที่อ่านได้เมื่อได้ยินเสียงคอโรทคอฟสุดท้ายจะมีค่าใกล้เคียงกับค่าความดันต่ำสุด การวัดความดันโดยวิธีนี้ไม่จำเป็นต้องต่อกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะของการตรวจวัดจะเป็นช่วงๆ ตามการเต้นของหัวใจ ซึ่งการวัดแสดงได้ ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การวัดความดันโลหิตโดยอ้อม



รูปที่ 2.7 ลักษณะของเครื่องวัดความดันโลหิตทางอ้อม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เสียงครอทคอฟถูกพิจารณาโดยนักฟิสิกส์ชาวรัสเซียในปี ค.ศ. 1906 โดยแบ่งออกเป็น 5 เฟส ดังต่อไปนี้

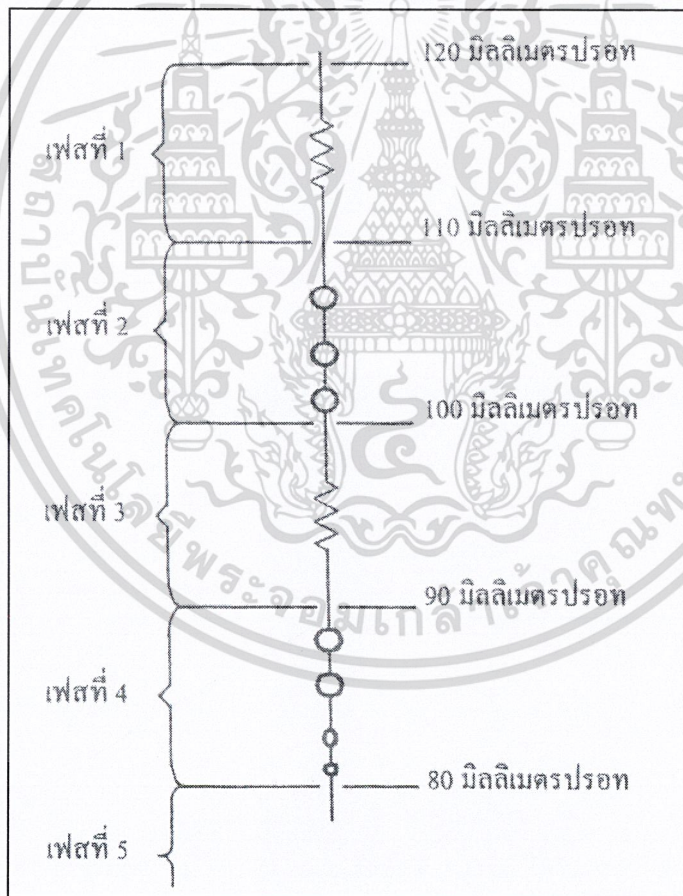
เฟสที่ 1 จะเกิดขึ้นทันทีและเป็นเสียงที่ชัดเจนแต่จะมีเสียงเคาะเบาๆ เกิดขึ้นมาด้วยในระหว่างค่าของความดันลดลง 10 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 2 เสียงจะแรงเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ แต่เสียงจะไม่ชัดเจนในระหว่างที่ค่าความดันลดลงอีก 10 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 3 ความดังของเสียงจะเพิ่มขึ้น และชัดเจนมากยิ่งขึ้นระหว่างค่าความดันลดลงมาอีก 10 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 4 เสียงจะลดลงเรื่อยๆ และค่อยๆ เลือนหายไป ขณะที่ค่าความดันลดลง 5-6 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 5 จะไม่เกิดเสียงทุกอย่างจะสงบเงียบ



รูปที่ 2.8 ลักษณะของเสียงครอทคอฟในเฟสต่างๆ

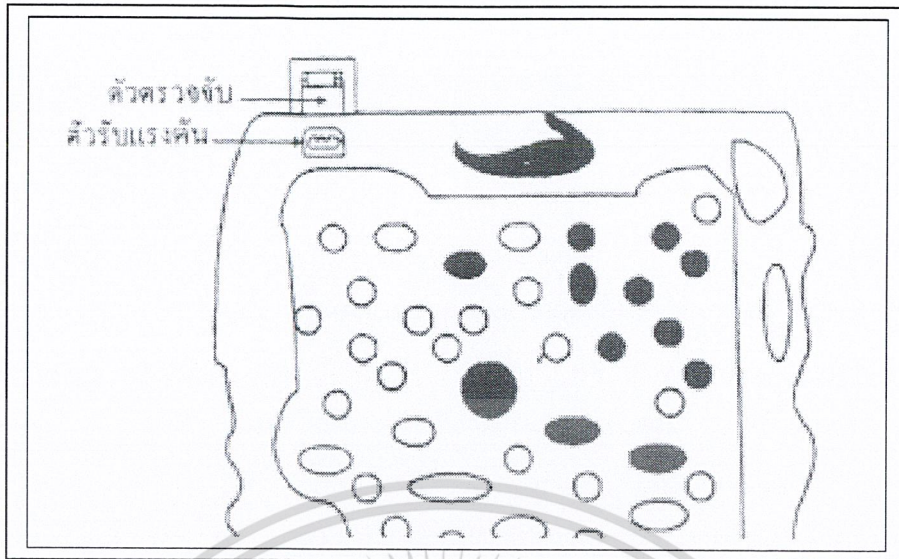
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเริ่มต้นของเสียงในเฟสที่ 1 โดยคนปกติจะเกิดที่ประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอท เราแทนให้เป็นค่าความดันสูงสุด และความดันที่เฟส 5 เรากำหนดให้เป็นค่าความดันต่ำสุด ซึ่งโดยปกติจะประมาณ 80 มิลลิเมตรปรอท วิธีการวัดโดยทางอ้อมนี้เรียกว่าสปีกโมมาโนมิเตอร์ ความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดจะมีค่าเพียงประมาณ 10 มิลลิเมตรปรอทเท่านั้น สำหรับวิธีการของสปีกโมมาโนมิเตอร์เป็นวิธีที่ง่ายและรวดเร็วอีกทั้งยังไม่มีผลโดยตรงต่อความดันโลหิตด้วย อุปสรรคของวิธีการวัดแบบนี้คือการทำงานจะขึ้นอยู่กับ การสังเกตการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของเสียง และความดันในคัพซึ่งจะปรากฏให้เห็น วิธีการนี้ขึ้นอยู่กับความถี่ตอบสนองของสเต็ปโทรสโคป (Stethoscope) ที่ใช้และ การตอบสนองการได้ยินของผู้ฟัง ดังนั้นความเที่ยงตรงของวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับ การพิจารณาของผู้ฟังแต่ละคน

อีกวิธีการหนึ่งในการกำหนดความดันสูงสุดคือ โดยการสังเกตคัพที่ปรอทในบามาโนมิเตอร์พลัสซ์ (Baumanometer Plus) แรงที่สังเกตพบคือ ค่าความดันสูงสุด ในบางกรณีสำหรับทารกและคนอ้วน ก็จะต้องใช้เทคนิคพิเศษแบบอื่น วิธีที่ให้ผลดีที่สุดในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม จะต้องใช้คัพความดันซึ่งได้ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1901 โดย Von Recklinghausen ในขณะที่ความกว้างของคัพจะเป็นตัวกำหนดค่าสำหรับความเที่ยงตรงของสปีกโมมาโนมิเตอร์ ถ้าคัพบางมาก ๆ ความดันที่วัดได้จะอยู่ในด้านสูงและในทางกลับกัน ถ้าคัพกว้างมาก ๆ ความดันจะอยู่ในด้านต่ำ ดังนั้นสามารถสรุปในทางปฏิบัติได้ว่าขนาดของคัพจะมีขนาดประมาณสองในสามส่วนของความยาวแขนก่อนบน (วัดจากหัวไหล่ถึงข้อพับแขน)

การวัดความดันโลหิตแบบสัมพัทธ์ (Relative หรือ Uncalibrated Method)

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมพัทธ์นี้คือ การวัดค่าแรงดันบริเวณภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันโลหิตในหลอดเลือดโลหิตผ่านผนังหลอดเลือดโลหิตและผิวหนังเรียกหลักการนี้ว่า โทโนมิเตอร์ ในรูปที่ 2.9 แสดงการใช้หลักของโทโนมิเตอร์ วัดแรงดันโลหิตบริเวณข้อมือ ความดันโลหิตจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดบนอาเตอร์เรียลริเตอร์หารด้วยพื้นที่หน้าตัดจากลักษณะของโทโนมิเตอร์จะเห็นว่าความดันที่อ่านได้จะมากกว่าความดันในหลอดเลือดโลหิตเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันด้วยวิธีนี้จะต้องทำการปรับแต่งเป็นรายๆ ไปก่อน เพื่อให้การวัดได้ค่าที่ถูกต้องโดยใช้มาตรวัดแบบมิลลิเมตรปรอทหรือเซนติเมตรน้ำ ทำให้การวัดแต่ละครั้งเกิดความยุ่งยากจึงไม่ค่อยนิยมใช้



รูปที่ 2.9 การวัดความดันโลหิตแบบสัมผัสโดยใช้หลักของเทอร์โมมิเตอร์

ความดันโลหิต

ความดันโลหิตเป็นสิ่งที่สำคัญมากสำหรับร่างกายของมนุษย์ เพราะมนุษย์ควรมีการตรวจสอบค่าความดันโลหิตของตนอยู่เสมอ ทั้งนี้เพื่อจะทราบค่าความดันโลหิตที่ปกติ และไม่ก่อให้เกิดโรคความดันโลหิตต่ำหรือความดันโลหิตสูง ฉะนั้นจำเป็นอย่างยิ่งที่มนุษย์เราจะต้องเรียนรู้และรู้จักวิธีการที่จะป้องกันหรือปฏิบัติตัวเอง เพื่อป้องกันไม่เกิดค่าความดันโลหิตที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย ทั้งนี้นอกจากการรักษาสุขภาพร่างกายให้สมบูรณ์แข็งแรงด้วยการออกกำลังกายหรือแม้แต่ในการลดอาหารประเภทไขมันแล้ว ปัจจัยอื่นๆ ที่จะช่วยหลีกเลี่ยงการเสี่ยงต่อโรคของความดัน เราจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องทำการศึกษาเรียนรู้เรื่องราวของความดันโลหิตที่ค่าปกติของมนุษย์เรา และข้อมูลเบื้องต้นในการตรวจสอบสภาพร่างกายที่เกี่ยวข้องกับค่าของความดันโลหิตที่มีค่าปกติของมนุษย์ดังรายละเอียดต่อไปนี้

ความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง

ความดันโลหิตสูงเป็นอาการที่พบบ่อยมาก มีบุคคลจำนวนมากไม่น้อยที่ต้องทุกข์ทรมานไปตลอดชีวิต หรือมีชีวิตไม่ยืนยาวเท่าที่ควรเพราะโรคนี้ อาจกล่าวได้ว่ามีบุคคลเพียงส่วนน้อยเท่านั้นที่รู้ตัวว่าเป็นโรคนี้ คนที่ทราบว่าตนเป็นโรคความดันโลหิตสูงส่วนใหญ่จะไม่ได้ได้รับการรักษาอย่างเพียงพอและต่อเนื่อง เพราะผู้ป่วยหลายคนมักจะคำนึงถึงแต่ว่าตนเองไม่มีอาการของโรค หรือหายดีแล้วจึงหยุดรักษา หรือปฏิบัติตามคำแนะนำของแพทย์ ทำให้การรักษาเป็นไปอย่างไม่ต่อเนื่อง และสามารถที่จะกลับมาเป็นโรคความดันโลหิตได้อีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

องค์การอนามัยโลกกำหนดไว้ว่าถ้าบุคคลใดก็ตามที่มีความดันโลหิตเท่ากับ 160/95 มิลลิเมตรปรอทหรือมากกว่านี้ผู้นั้นเป็นโรคความดันโลหิตสูง หรือถ้าหากความดันโลหิตเท่ากับ 140/90 มิลลิเมตรปรอท หรือน้อยกว่าไม่ว่าอายุเท่าใดก็ตามถือว่าค่าความดันโลหิตอยู่ในเกณฑ์ปกติ แต่ถ้าหากค่าความดันโลหิตมีค่าเป็น 150/92 มิลลิเมตรปรอท อาจกล่าวได้ว่าเป็นค่าความดันโลหิตที่กำกวม

ค่าตัวเลขความดันโลหิตค่าแรก จะเป็นค่าความดันโลหิตขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัวและตัวเลขค่าหลัง จะเป็นค่าของความดันโลหิตขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายคลายตัว

ความดันโลหิตจะเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาตามปัจจัยดังต่อไปนี้

1. อายุ ยิ่งเรามีอายุมากขึ้นค่าความดันโลหิตก็ยิ่งสูงขึ้นตามอายุไปด้วย
2. เวลา ความดันโลหิตจะไม่เท่ากันตลอดทั้งวันจะเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ
3. ภูมิศาสตร์ ผู้ที่อยู่ในแหล่งที่มีความเจริญความดันโลหิตมักจะมีค่าสูงกว่าผู้ที่อยู่ห่างความเจริญ ซึ่งจากการสำรวจพบว่าผู้ที่อยู่ห่างความเจริญจะไม่ค่อยเป็นโรคความดันโลหิตสูง
4. จิตใจ และอารมณ์ ทำให้ความดันโลหิตเปลี่ยนได้เร็ว และอาจเปลี่ยนได้นานๆ
5. เพศ พบว่าเพศชายจะเป็นโรคความดันโลหิตสูงกว่าเพศหญิง
6. กรรมพันธุ์และสิ่งแวดล้อม มีผลอย่างมากในเรื่องของการเกิดความดันโลหิตสูง
7. ปริมาณเกลือที่รับประทาน ถ้าหากรับประทานเกลือในปริมาณที่มากๆ มีโอกาสเกิดโรคความดันโลหิตมากกว่าผู้ที่รับประทานเกลือในปริมาณที่น้อยกว่าค่าของความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง เราสามารถที่จะกำหนดเป็นมาตรฐานในการวัดความดันโลหิตได้ดังตารางต่อไปนี้

| ความดันโลหิต | ความยืดหยุ่นขณะหัวใจบีบตัว (Systolic Pressure) | ความดันขณะโลหิตคลายตัว (Diastolic Pressure) |
|--------------|---|--|
| ค่อนข้างต่ำ | ต่ำกว่า 90 มม.ปรอท | ต่ำกว่า 50 มม.ปรอท |
| ค่าปกติ | 90 – 140 มม.ปรอท | 50 – 100 มม.ปรอท |
| ค่อนข้างสูง | 150 – 170 มม.ปรอท | 100 – 110 มม.ปรอท |
| สูง | 180 – 190 มม.ปรอท | 110 – 120 มม.ปรอท |
| สูงมาก | 200 – 250 มม.ปรอท | 130 – 160 มม.ปรอท |

ตารางที่ 2.1 ค่าความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| วัยและอายุ | ความยืดหยุ่นขณะหัวใจบีบตัว (Systolic Pressure) | ความดันขณะโลหิตคลายตัว (Diastolic Pressure) |
|----------------------------|---|--|
| เด็กทารก – 1 เดือน | 40 – 80 มม.ปรอท | ประมาณ 50 มม.ปรอท |
| ทารก (2 เดือน – 2 ปี) | 70 – 90 มม.ปรอท | ในช่วงเวลา 5 ปีแรกและ |
| วัยเด็ก (2 ปี – 12 ปี) | 90 – 110 มม.ปรอท | หลังจากนั้นจะมีค่าอยู่ที่ |
| วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี) | 100 – 120 มม.ปรอท | ประมาณ 60 – 80 มม.ปรอท |
| วัยผู้ใหญ่ (18 ปี – 60 ปี) | 125 – 130 มม.ปรอท | |
| วัยสูงอายุ (มากกว่า 60 ปี) | 140 – 150 มม.ปรอท | |

ตารางที่ 2.2 ค่าความดันโลหิตต่ำและความดันโลหิตสูงตามวัยและอายุ

2.2 ส่วนประกอบของวงจรรีเลย์ทรอนิกส์

ทฤษฎีเกี่ยวกับ PIC16F877

PIC16F877 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล PIC (Peripheral Interface controller) ของไมโครชิป เทคโนโลยี (Micro Technology) ภายใน PIC16F877 มีหน่วยความจำโปรแกรม (Program Memory) เป็นแบบแฟลช (Flash) ซึ่งเป็นหน่วยความจำที่สามารถเขียนและลบได้ด้วยสัญญาณไฟฟ้าหนึ่งพันครั้ง

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 จัดอยู่ในกลุ่มของไมโครโปรเซสเซอร์แบบ RISC (Reduce Instruction Set Computer) กล่าวคือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้จะมีชุดคำสั่งเพียง 35 คำสั่งพื้นฐานเท่านั้นและทุกคำสั่งสามารถทำงานให้เสร็จสิ้นได้ด้วยการใช้สัญญาณนาฬิกาเพียงลูกเดียว ทั้งยังทำงานในลักษณะไปป์ไลน์ (Pipe Line) เหมือนกับไมโครโปรเซสเซอร์สมัยใหม่ ความเร็วในการทำงานจึงสูงมากเมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์อื่นที่ความถี่ของสัญญาณนาฬิกาเดียวกัน

คุณสมบัติทางเทคนิคของ PIC16F877

สามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ หน่วยประมวลผลกลาง (Central Processing Unit : CPU) ส่วนของเพอริเฟอรัล (Peripheral) และคุณสมบัติพิเศษอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติทางเทคนิคของหน่วยประมวลผลกลางภายใน PIC16F877

- หน่วยประมวลผลกลางเป็นแบบ RISC
- มีคำสั่งเพียง 35 คำสั่ง ขนาด 14 บิต
- ทุกคำสั่งใช้เวลาในการประมวลผลเพียง 1 ไซเคิลของสัญญาณนาฬิกา หรือประมาณ 250 นาโนวินาทีที่สัญญาณนาฬิกาความถี่ 4 MHz ยกเว้นชุดคำสั่ง การกระโดดจะใช้เวลา 2 ไซเคิลของสัญญาณนาฬิกา
- มีสแต็ก 8 ระดับ
- มีโหมดการอ้างอิงแอดเดรส 3 โหมด คือ แบบโดยตรง (Direct), แบบโดยอ้อม (Indirect) และแบบสัมพันธ์ (Relative)

คุณสมบัติทางเทคนิคของเพริเฟอร์ลใน PIC16F877

- มีไทเมอร์/เคาท์เตอร์ขนาด 8 บิต คือ TMR0 พร้อมกับปริสเกลเลอร์ขนาด 8 บิต ที่สามารถโปรแกรมได้
- มีไทเมอร์/เคาท์เตอร์ขนาด 16 บิต คือ TMR1 พร้อมกับปริสเกลเลอร์
- มีไทเมอร์/เคาท์เตอร์ขนาด 8 บิต คือ TMR2 พร้อมกับปริสเกลเลอร์และโพสสเกลเลอร์ขนาด 8 บิต

คุณสมบัติอื่นๆ

- มีเพาเวอร์อนรีเซต (POR : Power – On Reset)
- มีเพาเวอร์อัปไทเมอร์ในตัว (PWRT : Power – up Timer)
- มีออสซิลเลเตอร์สตาร์ทอัปไทเมอร์ (OST : Oscillator Start – up Timer)
- มีวอตช์ด็อกไทเมอร์ (WDT : Watch Dog Timer) พร้อมกับวงจรออสซิลเลเตอร์ RC ภายใน เพื่อช่วยให้การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์มีเสถียรภาพยิ่งขึ้น
- ป้องกันการคัดลอกข้อมูลในหน่วยความจำโปรแกรม
- มีโหมดประหยัดพลังงานหรือโหมดสลีป (Sleep Mode)
- สามารถเลือกวงจรออสซิลเลเตอร์ที่ใช้กำหนดการทำงานได้
- การเขียนข้อมูลเข้าสู่หน่วยความจำภายในไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นแบบอนุกรมผ่านขาใช้งานเพียง 2 ขา
- ย่านไฟเลี้ยง 2.0 – 5.5 Volt

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ปริมาณการใช้กระแสไฟฟ้า
 - < 2 mA ที่ไฟเลี้ยง +5 V สัญญาณนาฬิกาความถี่ 4 MHz
 - 15 mA ที่ไฟเลี้ยง +2 V สัญญาณนาฬิกาความถี่ 32 kHz
 - < 1 μ A ที่ไฟเลี้ยง +2 V ขณะสแตนด์บาย

สถาปัตยกรรมของ PIC16F877

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ได้รับการบรรจุหน่วยประมวลผล, หน่วยความจำ, หน่วยคำนวณทางคณิตศาสตร์และหน่วยอินพุตเอาต์พุตไว้พร้อมสรรพ ทั้งยังมีไทมเมอร์และวอตช์ดีคอบริกส่วนสมบูรณ์ ดังแสดงสถาปัตยกรรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ในรูปที่ 2.10

PIC16F877 มีการจัดสรรหน่วยความจำดังนี้

หน่วยความจำโปรแกรม มีโครงสร้างเป็นหน่วยความจำแบบแฟลช มีขนาด 8 กิโลเวิร์ดโดยใน 1 เวิร์ดของ PIC16F877 มีขนาด 14 บิต

หน่วยความจำข้อมูลอีพรอม ขนาด 256 ไบต์

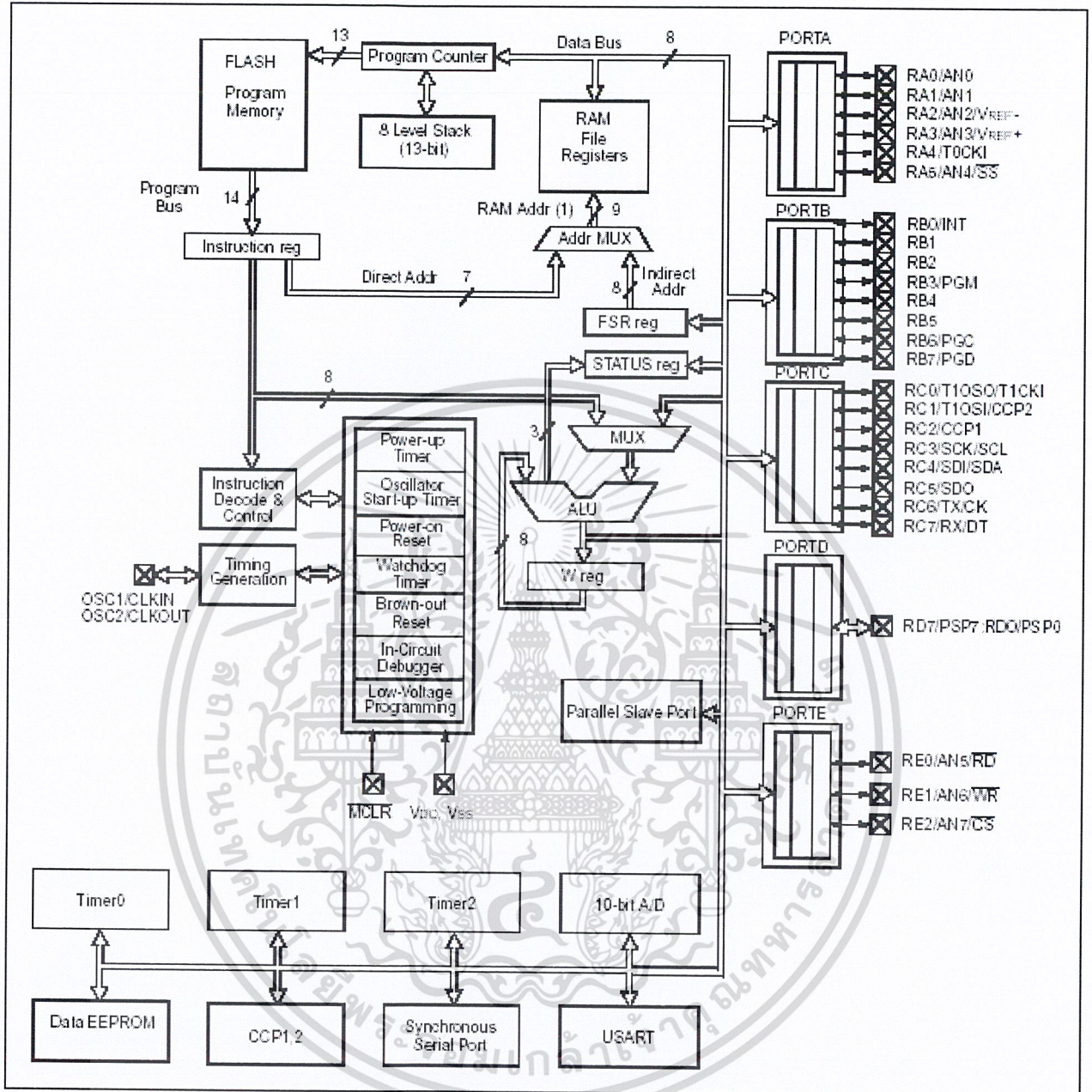
หน่วยความจำข้อมูลแรม ได้รับการกำหนดให้ทำงานเป็นรีจิสเตอร์กำหนดเพิ่มข้อมูลหรือรีจิสเตอร์ไฟล์ขนาด 368 ไบต์

การเข้าถึงหน่วยความจำทั้งหมดของหน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียูภายในไมโครคอนโทรลเลอร์นี้สามารถทำได้ทั้งในลักษณะโดยตรง, โดยอ้อม และแบบสัมผัส โดยมีรีจิสเตอร์ FSR(File Select Register) ทำหน้าที่ในการควบคุมการเข้าถึงหน่วยความจำแบบโดยอ้อม

เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงานตามคำสั่งที่กำหนดให้ ข้อมูลของชุดคำสั่งจะถูกนำไปเก็บไว้ในรีจิสเตอร์คำสั่ง (Instruction register) จากนั้นจะถูกส่งต่อไปยังวงจรถอดรหัส เพื่อทำการควบคุมไทมเมอร์ทั้งหมดภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ นอกจากนี้ยังส่งไปควบคุมหน่วยคำนวณทางคณิตศาสตร์โดยผ่านวงจรมัลติเพล็กซ์ด้วย

ใน PIC16F877 มีไทมเมอร์/เคาน์เตอร์ขนาด 8 บิต 1 ตัวคือ TMR0 ภายในไทมเมอร์/เคาน์เตอร์ตัวนี้มีปริสเกลเลอร์ขนาด 8 บิต ที่สามารถโปรแกรมได้ โดยสามารถรับสัญญาณอินพุตจากภายนอกผ่านทางขา RA4/T0CKI หรือเลือกรับสัญญาณนาฬิกาจากภายในก็ได้

หน่วยความจำทางคณิตศาสตร์ (Arithmetic Logic Unit : ALU) มีขนาด 8 บิต สามารถทำการบวก, ลบ, เลื่อนข้อมูล และประมวลผลทางลอจิก โดยใช้ฟังก์ชันบูลีน ในการทำงาน ALU จะต้องมีรีจิสเตอร์ W ช่วยเสมอ ซึ่งซีพียูจะไม่สามารถเข้าถึงรีจิสเตอร์ W นี้ได้โดยตรง เมื่อ ALU ทำงานจะมีผลต่อบิตทด (carry bit), บิตหลักทด (digit carry) และบิตศูนย์ (zero bit) ในรีจิสเตอร์ STATUS



รูปที่ 2.10 สถาปัตยกรรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877

ในส่วนของพอร์ตอินพุตใน PIC16F877 มีด้วยกัน 5 พอร์ตคือ พอร์ต A, B, C, D และ E โดยในพอร์ต A มี 5 บิตคือ RA0-RA4 สำหรับขา RA4 ยังใช้เป็นขาอินพุตสำหรับรับสัญญาณนาฬิกาจากภายนอกให้แก่ TMR0 ด้วย พอร์ต B มี 8 บิตคือ RB0-RB7 สำหรับขา RB0 ยังใช้เป็นขาอินพุตสำหรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ด้วย

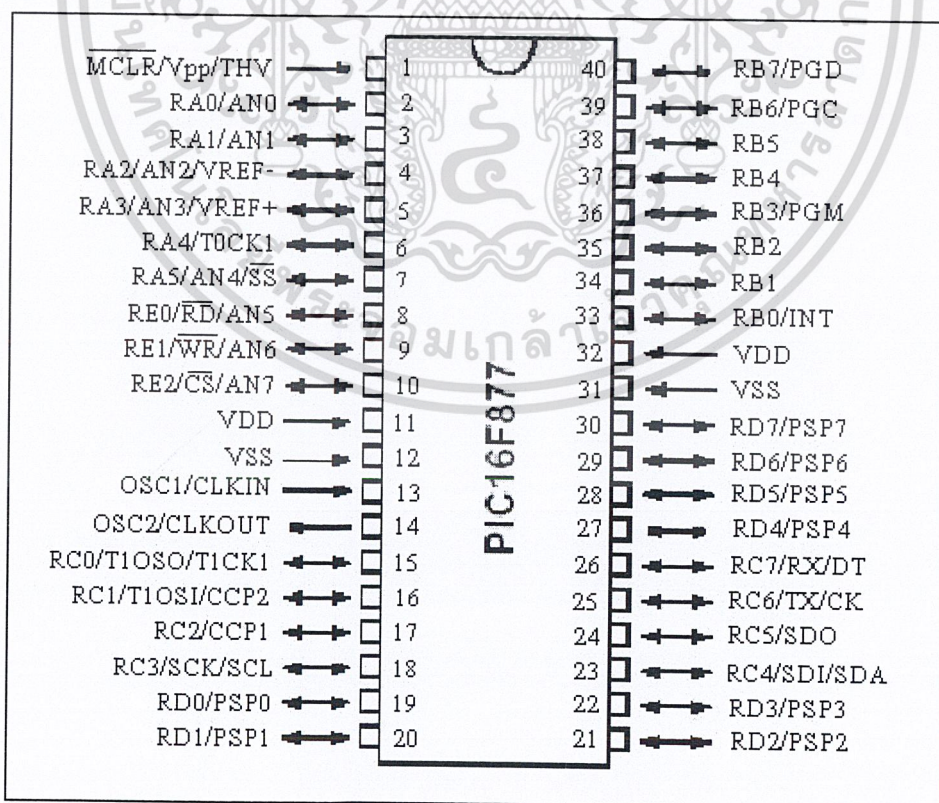
การกำหนดจังหวะการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 เป็นหน้าที่ของส่วนกำเนิดจังหวะการทำงาน (timing generation) ซึ่งต้องทำงานสัมพันธ์กับไทมเมอร์ทั้ง 3 ตัวคือ เพาเวอร์เอกซสาร์นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัปไทมเมอร์, ออสซิลเลเตอร์สตาร์ทอัปไทมเมอร์ และวอตช์ด็อกไทมเมอร์ สำหรับ PIC16F877 สามารถใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอกโดยต่อสัญญาณเข้าที่ขา OSC1 และ OSC2 หรือจะใช้สัญญาณนาฬิกาภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ก็ได้ด้วยการต่อตัวต้านทานและตัวเก็บประจุเพิ่มเติม

การจัดขาของ PIC16F877

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PICF877 บรรจุอยู่ในตัวถัง 2 แบบ คือ DIP (Dual-IN Line Package) ซึ่งมีลักษณะเดียวกับไอซีแบบตีนตะขาบที่พบเห็นโดยทั่วไป และแบบ SOIC อันเป็นตัวถังแบบที่ใช้ติดตั้งบนผิวหน้าของแผ่นวงจรพิมพ์ ตัวถังทั้งสองแบบของ PIC16F877 มีขาต่อใช้งานทั้งสิ้น 40 ขา ซึ่งสามารถจัดขาการใช้งานของ PIC16F877 เป็น 4 กลุ่มคือ

1. กลุ่มสัญญาณนาฬิกา มี 2 ขา คือ OSC1/CLKIN (ขา 13) และ OSC2/CLKOUT (ขา 14)
2. กลุ่มขาควบคุม มี 1 ขาคือ MCLR (ขา 1)
3. กลุ่มขาพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต มี 22 ขา แบ่งเป็นขาพอร์ต A 6 ขา ได้แก่ RA0-RA5 (ขา 2 ถึง ขา 7), ขาพอร์ต B 8 ขา ได้แก่ RB0-RB7 (ขา 33 ถึง ขา 40) และ ขาพอร์ต C 8 ขา ได้แก่ RC0-RC7 (ขา 15-18 และขา 23-26), ขาพอร์ต D 8ขา ได้แก่ RD0-RD7 (ขา 19-22 และ ขา 27-30) และขาพอร์ต E 8 ขา ได้แก่ RE0-RE2 (ขา 8 ถึง ขา 10)
4. กลุ่มขาไฟเลี้ยง มี 3 ขา คือ ขา V_{SS} (ขา 12 และ ขา 31)หรือขาต่อกราวด์ และขา V_{DD} (ขา 11และขา 32)หรือขาต่อไฟเลี้ยง ปกติใช้ +5 V



รูปที่ 2.11 การจัดขาของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชุดคำสั่งของ PIC16F877 และการเข้าถึงรีจิสเตอร์

ไมโครชิปเทคโนโลยี ผู้ผลิตไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ได้จัดแบ่งชุดคำสั่งของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC ออกเป็น 3 กลุ่มคือ

1. **กลุ่มคำสั่งจัดการข้อมูลระดับไบต์กับรีจิสเตอร์ไฟล์ (Byte-oriented file register operations)** เป็นกลุ่มคำสั่งที่ต้องเกี่ยวข้องหรือกระทำกับรีจิสเตอร์ไฟล์โดยตรงหรือโดยอ้อม โดยขนาดของข้อมูลที่ต้องประมวลผลอยู่ในระดับไบต์หรือ 8 บิต มีทั้งสิ้น 18 คำสั่ง ดังนี้
2. **กลุ่มคำสั่งจัดการข้อมูลระดับบิตกับรีจิสเตอร์ไฟล์ (Bit-oriented file operations)** เป็นกลุ่มคำสั่งที่ต้องเกี่ยวข้องหรือกระทำกับรีจิสเตอร์ไฟล์โดยตรงหรือโดยอ้อม โดยขนาดของข้อมูลที่ต้องประมวลผลอยู่ในระดับบิต มีทั้งสิ้น 4 คำสั่ง
3. **กลุ่มคำสั่งจัดการกับค่าคงที่และควบคุมการทำงาน (Literal and control operations)** กลุ่มคำสั่งที่ผสมกันระหว่างการประมวลผลกับค่าคงที่ คำสั่งเกี่ยวกับการกระโดดไปยังโปรแกรมย่อยและออกจากโปรแกรมย่อย และคำสั่งกำหนดโหมดการทำงาน มีทั้งสิ้น 13 คำสั่ง

การเข้าถึงรีจิสเตอร์และข้อมูลของ PIC16F877

ในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 มีกระบวนการเข้าถึงหน่วยความจำและรีจิสเตอร์อยู่ 4 แบบ คือ

1. แบบทันทีทันใด (Immediate Addressing Mode)
2. แบบโดยตรง (Direct Addressing Mode)
3. แบบโดยอ้อม (Indirect Addressing Mode)
4. แบบสัมพัทธ์ (Relative Addressing Mode)

การเข้าถึงข้อมูลแบบทันทีทันใด

จะเป็นการเข้าถึงค่าคงที่โดยตรง ด้วยการใช้ชุดคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับค่าคงที่ (Literal) ร่วมกับรีจิสเตอร์ W หรือแอกคิวมูเลเตอร์ ตัวอย่างของคำสั่งที่แสดงให้เห็นถึงการเข้าถึงข้อมูลทันทีทันใดได้แก่ `Movlw k` โดยที่ `k` คือค่าคงที่

การเข้าถึงข้อมูลแบบโดยตรง

เป็นการเข้าถึงข้อมูลหรือรีจิสเตอร์ด้วยการกำหนดแอดเดรสที่ต้องการเข้าถึงอย่างเจาะจงหรือระบุชื่อของรีจิสเตอร์ก็ได้

การเข้าถึงข้อมูลแบบโดยอ้อม

ในกรณีที่ต้องมีการติดต่อกับรีจิสเตอร์หลายๆตัวในคราวเดียวกัน ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 จะมีรีจิสเตอร์ FSR (File Select Register) และรีจิสเตอร์ INDF ช่วยในการติดต่อแบบโดยอ้อม โดยรีจิสเตอร์ FSR ทำหน้าที่เป็นตัวชี้แอดเดรสของหน่วยความจำที่ต้องการเข้าถึง แล้วทำการอ่านข้อมูลนั้นๆ จากรีจิสเตอร์ INDF หรืออาจกล่าวได้ว่าใช้รีจิสเตอร์ FSR เก็บค่าแอดเดรส และรีจิสเตอร์ INDF เก็บค่าของข้อมูล

การเข้าถึงข้อมูลแบบลัมพัทซ์

การเข้าถึงข้อมูลแบบนี้จะประกอบด้วยการคำนวณค่าสัมพัทธ์ของระยะห่างระหว่างแอดเดรสที่เริ่มต้นทำงานกับแอดเดรสที่ต้องการเข้าถึง โดยมีการใช้ค่าของโปรแกรมเคาน์เตอร์เข้ามาช่วยคำสั่งหนึ่งทีนำมาใช้ในการเข้าถึงข้อมูลสัมพัทธ์นี้คือ **Retlw**

การแสดงผลโดยใช้โมดูล LCD

โมดูล LCD (**Liquid Crytal Display**) เป็นอุปกรณ์แสดงผลแบบหนึ่งที่ยานิยมใช้มาก โมดูล LCD สามารถแบ่งประเภทตามลักษณะของการแสดงผลได้ 3 แบบ คือ LCD แบบอักขระ (Character LCD module), LCD แบบกราฟิก (Graphic LCD module) และแบบ LCD แบบเซกเมนต์ (Segment LCD module)

LCD แบบอักขระ เป็นโมดูล LCD ที่สามารถสร้างตัวอักษรตัวเลข และเครื่องหมายต่างๆ ได้โดยสร้างจากจุดเล็กๆ ทางแนวตั้งและแนวนอน หรือเรียกว่า **ดอตเมตริกซ์ (DOT MATRIX)** โดยทั่วไปมี 2 ขนาด คือ 5x7 จุดและ 5x10 จุด (ตัวเลขตัวแรกเป็นจำนวนจุดทางแนวนอน ส่วนตัวหลังเป็นจำนวนจุดทางแนวตั้ง) นอกจากนั้น LCD แบบนี้สามารถแสดงข้อความได้ 1 บรรทัด หรือมากกว่าก็ได้ ขึ้นอยู่กับรุ่นของ LCD นั้นๆ

LCD แบบกราฟิก มีลักษณะโครงสร้างคล้ายกับโมดูล LCD แบบอักขระ สามารถแสดงข้อมูลเป็นทั้งตัวอักษร ตัวเลข เครื่องหมายและรูปภาพได้ ความละเอียดของภาพก็จะขึ้นอยู่กับความละเอียดของดอตเมตริกซ์ของโมดูล LCD ตัวนั้นๆ ขนาดของ LCD แบบนี้มีหลายขนาดให้เลือกใช้ ในปัจจุบันมีการพัฒนาเป็นสีแล้วด้วย

LCD แบบเซกเมนต์ เป็นโมดูล LCD แบบเล็กที่สุด มีลักษณะการแสดงผลเป็นเซกเมนต์คล้ายกับ LED 7 ส่วน โดยปกติมักจะมีมากกว่า 1 หลัก พบเห็นทั่วไปในดิจิตอลมัลติมิเตอร์

รายละเอียดเกี่ยวกับ LCD

ในโมดูล LCD จะมีส่วนประกอบหลักๆ 3 ส่วน ดังนี้

1. **ตัวแสดงผล (Display)** ภายในเป็นผลึกเหลวที่สามารถให้เห็นโดยอาศัยแสงจากภายนอก ดังนั้นจึงต้องมีมุมในการมองข้อมูลที่แสดงผลบนจอ LCD

2. **ตัวควบคุม (Controller)** เป็นตัวรับข้อมูลจากอุปกรณ์ภายนอกมาควบคุมการทำงานของโมดูล LCD เช่น ลบจอภาพ แสดงตัวอักษร หรือเลื่อนเคอร์เซอร์ เป็นต้น ตัวควบคุมนี้จะใช้ชิปควบคุมโดยเฉพาะชิปที่นิยมใช้คือ เบอร์ HD44780 และ HD61830 จะใช้ควบคุม LCD แบบอักษร ส่วน HD61830 ใช้ควบคุม LCD แบบกราฟิก

3. **ตัวขับ (Driver)** เป็นตัวรับสัญญาณจากตัวควบคุมมาขับให้ตัวแสดงผลแสดงข้อมูลตามที่กำหนด ชิปที่ใช้ทำหน้าที่เป็นตัวขับ ได้แก่ เบอร์ HD44100H และ MSM5259 เป็นต้น

โครงสร้างภายในของตัวควบคุมโมดูล LCD

ซึ่งในโครงสร้างภายในโมดูล LCD แบบอักษร ประกอบด้วย

บัฟเฟอร์อินพุตเอาต์พุต เป็นส่วนที่ใช้ในการติดต่อรับส่งข้อมูลกับอุปกรณ์ภายนอก เพื่อที่จะถ่ายทอดข้อมูลเข้าออกภายในตัวควบคุม

รีจิสเตอร์คำสั่ง (Instruction Register:IR) เป็นรีจิสเตอร์ที่รับส่งข้อมูลคำสั่งจากอุปกรณ์ภายนอก เพื่อนำไปควบคุมการแสดงผล

รีจิสเตอร์ข้อมูล(Data Register:DR) เป็นรีจิสเตอร์ที่รับข้อมูลจากอุปกรณ์ภายนอก เพื่อถ่ายทอดไปยังหน่วยความจำที่ทำหน้าที่เก็บข้อมูลแสดงผล หรือนำข้อมูลไปสร้างตัวอักษรเพิ่มเติมในแรมเก็บตัวอักษร

แรมเก็บข้อมูลแสดงผล(Display Data RAM:DDRAM) เป็นหน่วยความจำแรม ทำหน้าที่เก็บข้อมูลที่มาจากรีจิสเตอร์ DR ตัวควบคุมจะนำข้อมูลใน DDRAM นี้ไปเปิดตาราง(Look up-table) ของตัวอักษรที่เก็บไว้ในหน่วยความจำรวมและแรมเก็บตัวอักษร เพื่อนำไปแสดง ที่ตัวแสดงผล

รวมเก็บตัวอักษร(Character Generator ROM:CGROM) เป็นหน่วยความจำรวมที่ใช้เก็บข้อมูลตัวอักษรหรือสัญลักษณ์ที่สามารถอ่านออกไปแสดงที่ตัวแสดงผลได้ มีขนาด 7,200 บิต โดยจะถูกอ่านด้วยค่าของข้อมูลใน DDRAM

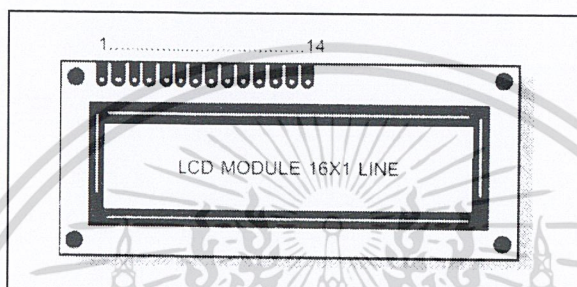
แรมเก็บตัวอักษร(Character Generator RAM:CGRAM) เป็นหน่วยความจำแรมที่ใช้เก็บอักษรที่มีการสร้างเพิ่มเติมขึ้นมาใหม่ ในกรณีที่ตัวอักษรใน CGROM ไม่เพียงพอ มีขนาด 512 บิต การเขียนและอ่านค่าไปใช้นั้นทำได้เช่นเดียวกับ CGROM คือ เขียนข้อมูลลงใน DDRAM และตัวควบคุมจะมาอ่านจาก CGRAM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แฟลค BUSY เป็นส่วนที่ทำหน้าที่แจ้งสถานะการทำงานของตัวควบคุมให้อุปกรณ์ภายนอกทราบว่าตัวควบคุมพร้อมที่จะรับข้อมูลหรือคำสั่งหรือไม่ ดังนั้นก่อนการส่งข้อมูลหรือคำสั่งมายัง ตัวควบคุมต้องตรวจสอบสถานะของแฟลค BUSY นี้เสียก่อน

โมดูล LCD ขนาด 16 ตัวอักษร 1 บรรทัด (LCDx1)

โมดูล LCD ขนาด 16x1 มีขาต่อใช้งานทั้งสิ้น 14 ขา มีการจัดขาตั้งในรูปแบบที่ 2.12 สำหรับรายละเอียดการทำงานของแต่ละขามีดังนี้



รูปที่ 2.12 รูปร่างและขาของ โมดูล LCD แบบอักษร

VSS (ขา 1) : ต่อกาวด์

VDD (ขา 2) : ต่อไฟเลี้ยง +5V

VO (ขา 3) : เป็นขาอินพุตรับแรงดันเพื่อปรับความเข้มของการแสดงผล





RS (ขา 4) : เป็นขาอินพุตใช้ในการแยกชนิดของข้อมูลที่ทำการประมวลผลในขณะนั้นว่าเป็นคำสั่งสำหรับรีจิสเตอร์ IR หรือเป็นข้อมูลสำหรับรีจิสเตอร์ DR โดยถ้าขานี้เป็น “0” ข้อมูลที่ส่งมาจะเป็นคำสั่ง แต่ถ้าขาเป็น “1” จะเป็นการอ่านข้อมูล

R/W (ขา 5) : เป็นขาที่ใช้ในการเลือกการอ่านหรือเขียนข้อมูลกับ LCD ถ้าเป็น “0” เป็นการกำหนดให้เขียนข้อมูล แต่ถ้าเป็น “1” จะเป็นการอ่านข้อมูล

E (ขา 6) : เป็นขาเอ็นเนเบิล LCD ให้ทำงาน

D0 – D7 (ขา 7 – 14) : เป็นขาข้อมูลระหว่าง LCD กับอุปกรณ์ภายนอกขนาด 8 บิต

ขา RS,R/W และ E จะใช้งานร่วมกัน โดยมีความสัมพันธ์ดังในตารางที่ 2.3

| RS | R/W | E | การทำงาน |
|----|-----|---|------------------|
| 0 | 0 |  | เขียนคำสั่ง |
| 0 | 1 |  | อ่านสถานะของ LCD |
| 1 | 0 |  | เขียนข้อมูล |
| 1 | 1 |  | อ่านข้อมูล |

ตารางที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานร่วมกันระหว่าง ขา RS,R/W และ E ของโมดูล LCD แบบอักขระ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

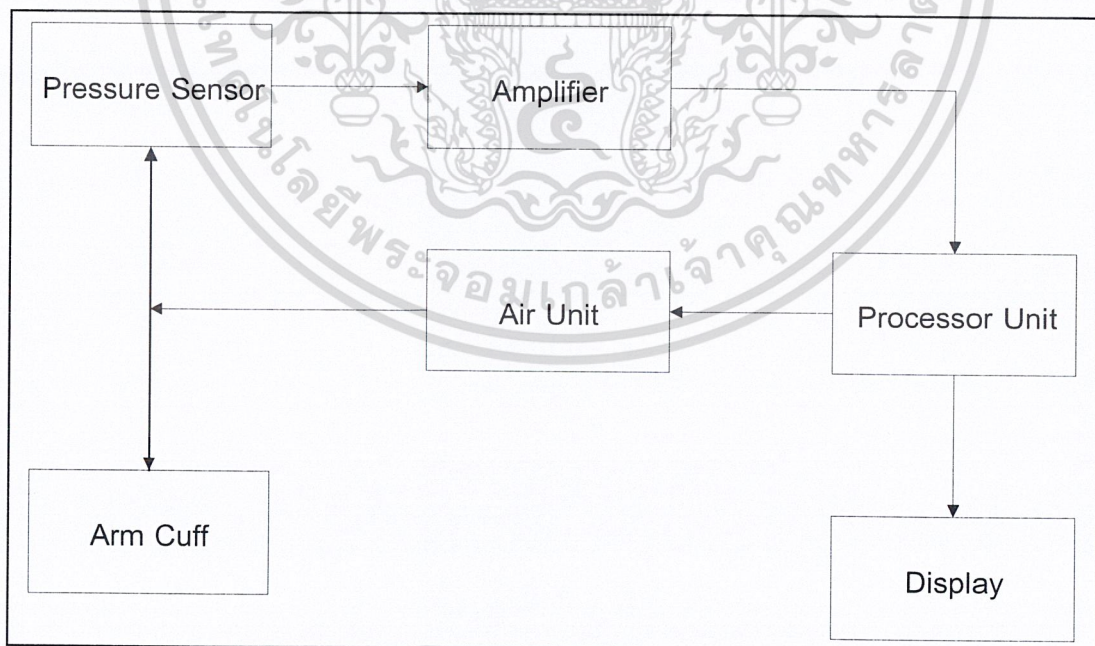
บทที่ 3

การออกแบบและการวิเคราะห์

3.1 คุณสมบัติ และลักษณะการทำงาน

เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลนี้ เป็นเครื่องวัดความดันที่สามารถใช้งานได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว โดยค่าที่ได้ในการวัดความดันโลหิตจะแสดงผลโดย LCD หรือระบบดิจิทัล ซึ่งการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตนี้ เป็นการทำงานในลักษณะแบบการวัดความดันโลหิตทางอ้อมโดยใช้คัพ วิธีการคือเพิ่มความดันภายในคัพให้สูงขึ้น จนกระทั่งมีความดันสูงกว่าความดันโลหิตภายในระบบและบีบเส้นโลหิตจนตีบ ทำให้โลหิตไม่สามารถไหลผ่านไปได้อีก จากนั้นจึงค่อยๆ ลดความดันภายในคัพลง ในขณะที่เดียวกันปล่อยให้เครื่องทำงานตามคุณสมบัติจนกระทั่งความดันลดลงมาถึงค่าต่ำสุด ก็นำเอาค่าความดันที่ได้มาแสดงผล ซึ่งค่าที่ได้สามารถทำการอ่านได้ทั้งค่าของความดันโลหิตสูงแล้วค่าความดันต่ำ

ผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล สามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

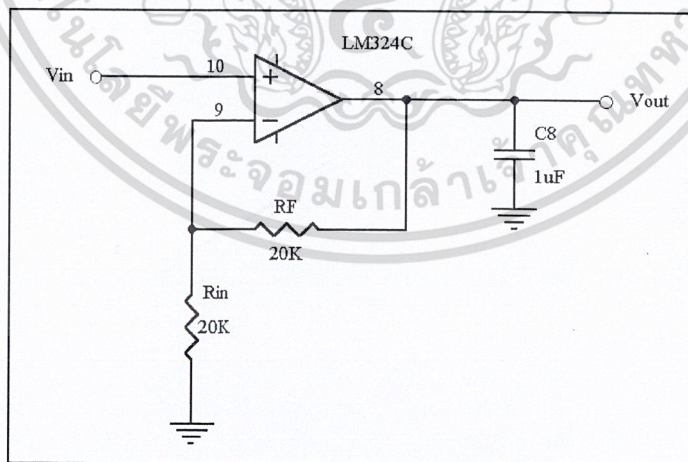
สำหรับฟังก์ชันการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล สามารถอธิบายถึงหลักการทำงานในแต่ละส่วนของวงจร ดังรายละเอียดต่อไปนี้

ในส่วนของการตรวจจับสัญญาณเสียงครอทคอฟนั้น สำหรับเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลที่สร้างขึ้นมานี้ เป็นเครื่องวัดความดันโลหิตที่ใช้ในลักษณะการวัดความดันโลหิตทางอ้อม โดยนำหลักการวัดความดันโลหิตแบบโดยตรงมาประยุกต์ใช้ร่วมกับวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ Pressure Sensor เป็นตัวตรวจจับสัญญาณ โดยจะนำเอาเสียงครอทคอฟที่ตรวจจับมาได้ส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ซึ่งเป็นตัวประมวลผลและควบคุมให้แสดงผลของค่าความดันโลหิตเป็นค่าความดันโลหิตสูงและค่าความดันโลหิตต่ำโดยผ่านทาง LCD โดยก่อนที่จะแสดงผลจะผ่านไปยังวงจรในส่วนของวงจรรขยายสัญญาณให้มีค่าสูงขึ้นเพื่อให้ความแรงของสัญญาณที่ได้รับมีค่าสูงพอ โดยผ่านวงจรรขยายไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) และวงจรรออสซิลโลเมตริก (Oscillometric Amplifier)

3.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์

3.2.1 วงจรรขยายไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

วงจรรขยายไม่กลับเฟสหรือนินอินเวอร์ตติ้งแอมป์จะแตกต่างกับอินเวอร์ตติ้งแอมป์ ในแง่ของอัตราขยาย และเฟสของเอาต์พุต แต่อย่างไรก็ตามอัตราขยายแรงดันของวงจรรนินอินเวอร์ตติ้งแอมป์ก็ยังคงควบคุมจากอุปกรณ์ภายนอกเช่นเดิม โดยเราจะวิเคราะห์วงจรเพื่อหาค่าอัตราขยายสำหรับวงจรดังนี้



รูปที่ 3.2 วงจรรขยายไม่กลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.2 แรงดันอินพุตจะถูกป้อนเข้าที่ขั้วบวก (ในขณะที่สัญญาณอินพุตในวงจรชนิดอินเวอร์ตจะถูกป้อนที่ขั้วลบ) และมีแรงดัน ซึ่งเกิดจากการแบ่งแรงดันของเอาต์พุตตกคร่อมตัวต้านทาน

จากคุณสมบัติของออปแอมป์ที่ว่า ศักย์ค่าที่ขั้วอินพุตลบจะถูกบังคับให้มีขนาดเข้าใกล้ศักย์ค่าที่ขั้วอินพุตบวกเสมอ
มีสมการดังนี้

$$A_V = \frac{R_{in}}{R_F + R_{in}}$$

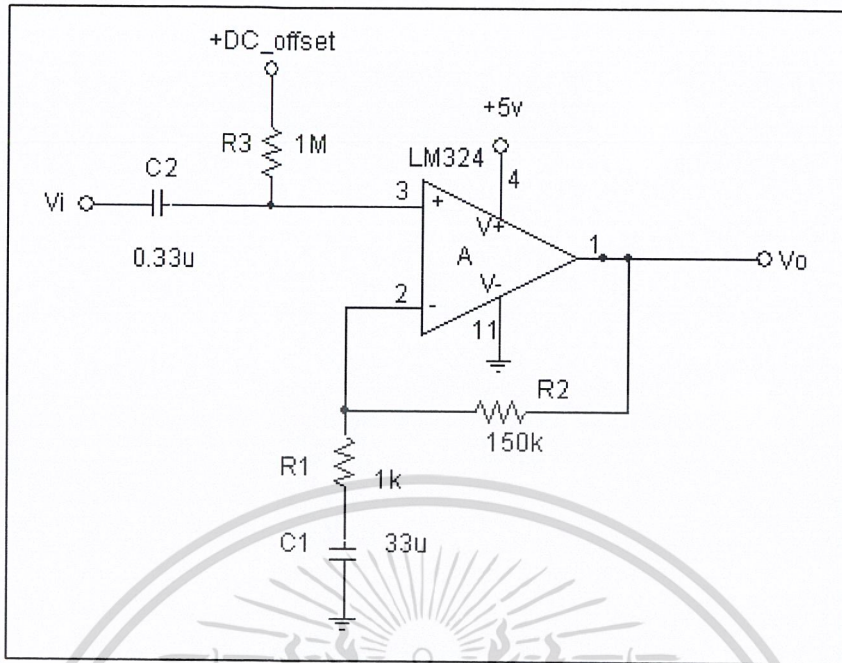
$$V_{out} = \left(\frac{R_F}{R_{in}} + 1 \right) \times V_{in}$$

วงจรมีส่วนหนึ่งคือวงจรมีความถี่สูงผ่านสำหรับขยายสัญญาณออสซิลโลสโคป โดยวงจรมีนำเอาหลักการของวงจรมีความถี่สูงผ่านไฟสลับมาใช้จะทำให้สัญญาณไฟตรงมา เพื่อให้เกิดการยกระดับของสัญญาณไฟสลับให้อยู่บนไฟตรงอย่างเหมาะสม เพื่อไม่ให้ส่วนของสัญญาณไฟสลับถูกตัดไปแต่ในส่วนของสัญญาณไฟตรงจะไม่ถูกขยายเพราะจะใช้ตัวเก็บประจุเป็นตัวส่งผ่านสัญญาณซึ่งจะสามารถผ่านได้เฉพาะไฟสลับเท่านั้น วงจรมีความถี่สูงผ่านแบบ สองโพล เนื่องจากตัวตรวจจับจะมีสัญญาณมาสองส่วนคือออสซิลโลสโคปประมาณ 1 เฮอร์ตซ์ และสัญญาณที่เกิดจากส่วนอื่นหรือสัญญาณซีพี (CP Signal) อยู่ในช่วงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.04 เฮอร์ตซ์ ดังนั้นจะสามารถกล่าวได้ว่าวงจรมีความถี่สูงต้องมีความถี่ตัดอยู่สองจุดความถี่ของแต่ละโพลหาได้ดังนี้

$$f_{P1} = \frac{1}{2 \pi R_1 C_1}$$

$$f_{P2} = \frac{1}{2 \pi R_3 C_2}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

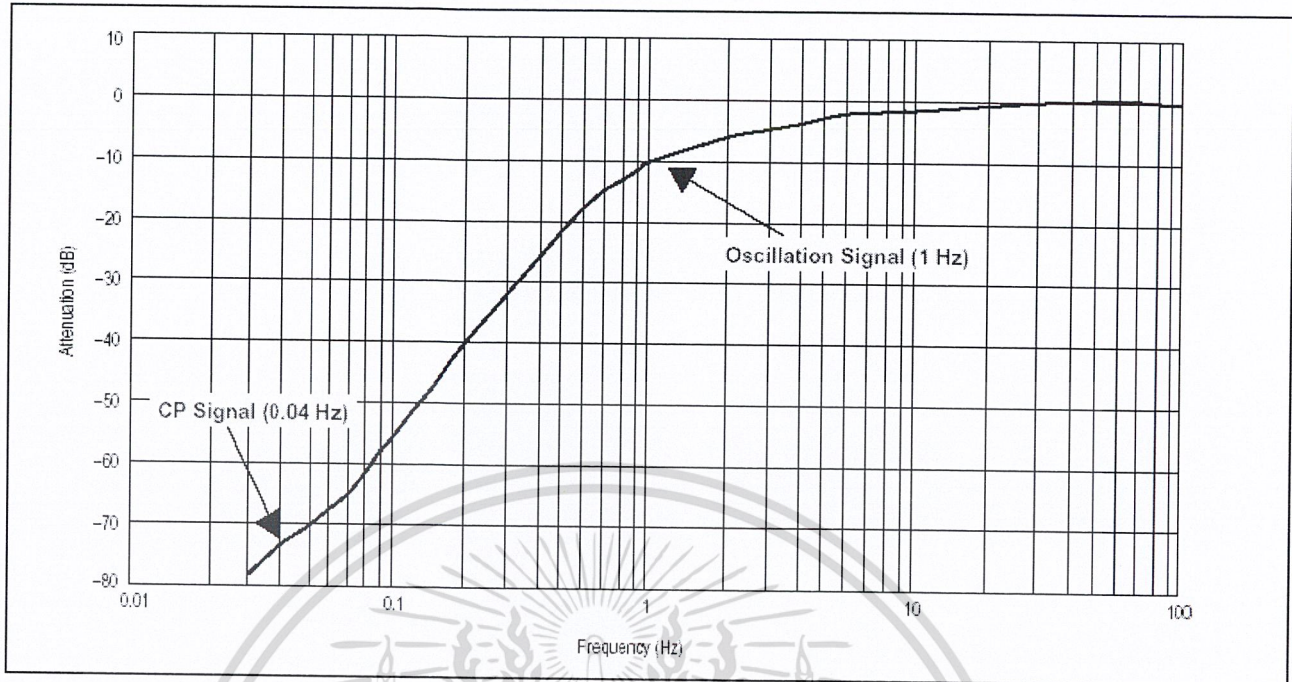


รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณออสซิลโลเมตริก

$$\begin{aligned} \text{แทนค่า } f_{p1} \text{ จะได้} &= \frac{1}{2 \times \pi \times 1 \times 10^3 \times 33 \times 10^{-6}} \\ &= 4.82 \text{ Hz} \end{aligned}$$

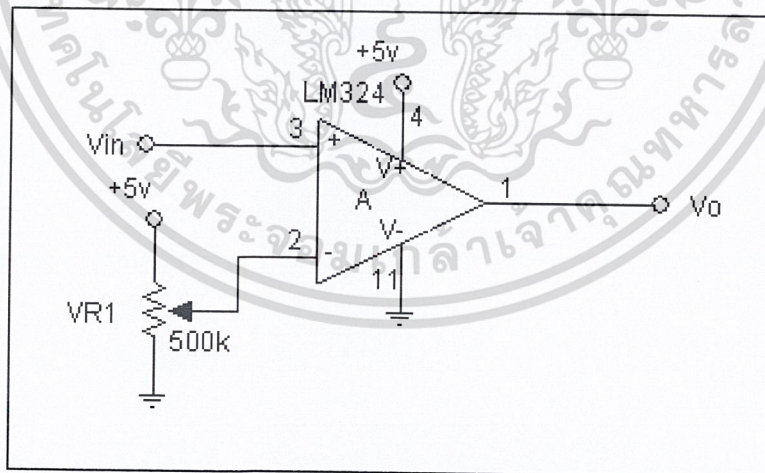
$$\begin{aligned} \text{แทนค่า } f_{p2} \text{ จะได้} &= \frac{1}{2 \times \pi \times 1 \times 10^6 \times 0.33 \times 10^{-6}} \\ &= 0.48 \text{ Hz} \end{aligned}$$

เนื่องจากวงจรถ่ายสัญญาณออสซิลโลเมตริกที่นำมาใช้นี้มีโพลสองโพล ดังนั้นจะมีกราฟตอบสนองต่อความถี่ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 กราฟแสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรออสซิลโลเมตริก

ส่วนของวงจรเปรียบเทียบแรงดันเป็นวงจรง่าย ๆ ที่ใช้สำหรับสร้างสัญญาณพัลส์ให้ได้ตามความต้องการเพื่อส่งให้ตัวประมวลผล



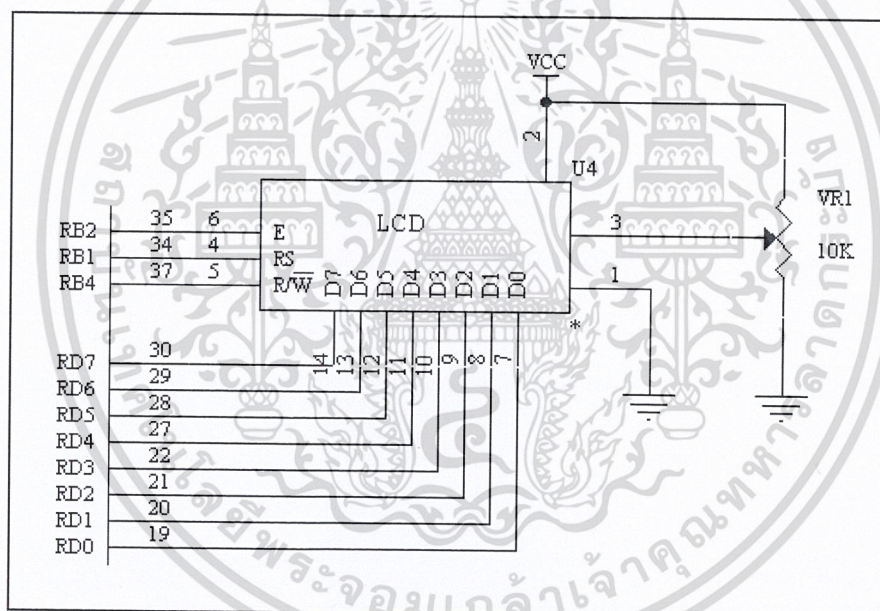
รูปที่ 3.5 วงจรเปรียบเทียบแรงดันเพื่อสร้างสัญญาณพัลส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 การต่อใช้งาน PIC16F877 ร่วมกับโมดูล LCD

การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 กับโมดูล LCD แบบอักษรในโหมด 8 บิต จากโดยจะกำหนดให้พอร์ต B เป็นขาสัญญาณของการควบคุมโดย RB2 ต่อกับขา E ขา RB1 ต่อกับขา RS ส่วนขา R/W ต่อกับขา RB4 ในขณะที่ขาข้อมูล D0 - D7 ต่อเข้ากับพอร์ต D ทั้ง 8 เส้น

ส่วนการควบคุมความสว่างหรือความเข้มของการแสดงผล โดยการป้อนแรงดันเข้าที่ขา ที่ 3 (ขา V0) สามารถทำได้หลายแบบ เช่น ต่อขา 3 ลงกราวด์อันเป็นวิธีการที่ง่ายและประหยัดอุปกรณ์มากที่สุด แต่ไม่สามารถควบคุมความเข้มหรือความสว่างได้ ต้องขึ้นอยู่กับโมดูล LCD ตัวนั้นๆ ว่ามีการกำหนดความสว่างจากผู้ผลิตอย่างไร วิธีการที่สองคือต่อตัวต้านทานค่าคงที่เข้าที่ขา 3 นี้ลงกราวด์ เป็นวิธีการควบคุมความสว่างให้คงที่ โดยเลือกค่าของตัวต้านทานได้ ค่าที่เหมาะสมคือ 5 – 15 กิโลโอห์ม และวิธีการที่สามคือ ต่อตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อทำการควบคุมแรงดัน วิธีการนี้สามารถปรับความเข้มของการแสดงผลได้อย่างอิสระ และตลอดเวลา

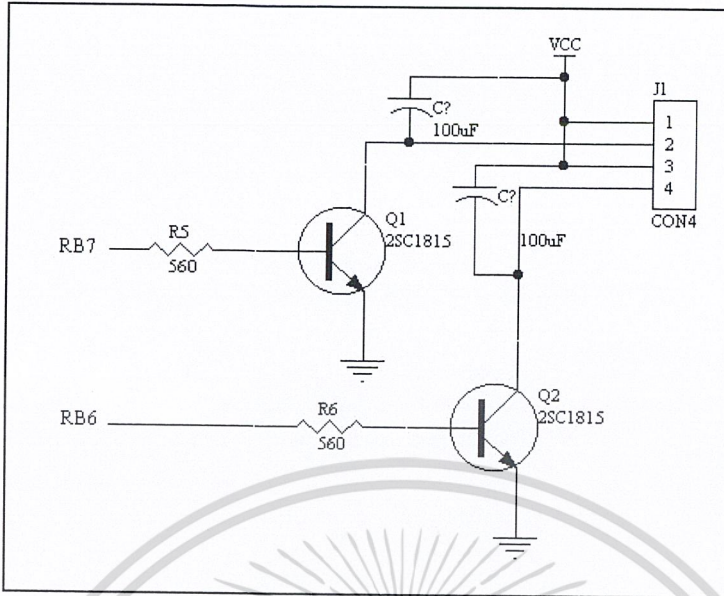


รูปที่ 3.6 การต่อใช้งาน PIC16F877 ร่วมกับโมดูล LCD

3.2.3 วงจรขับมอเตอร์

มอเตอร์ คือ ส่วนสำคัญที่จะจ่ายกำลังงานให้กับเครื่องอัดอากาศ (Pump) เพื่อให้ได้กำลังที่สม่ำเสมอ จะมีอัตราการทำงานที่คงที่และใช้กระแสเพียงเล็กน้อย ดังแสดงในรูปที่ 3.7 ซึ่งจะต่ออยู่กับพอร์ต B ของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 และจะมีทรานซิสเตอร์ 2SC1815 เป็นตัวจำกัดกระแสในการขับมอเตอร์

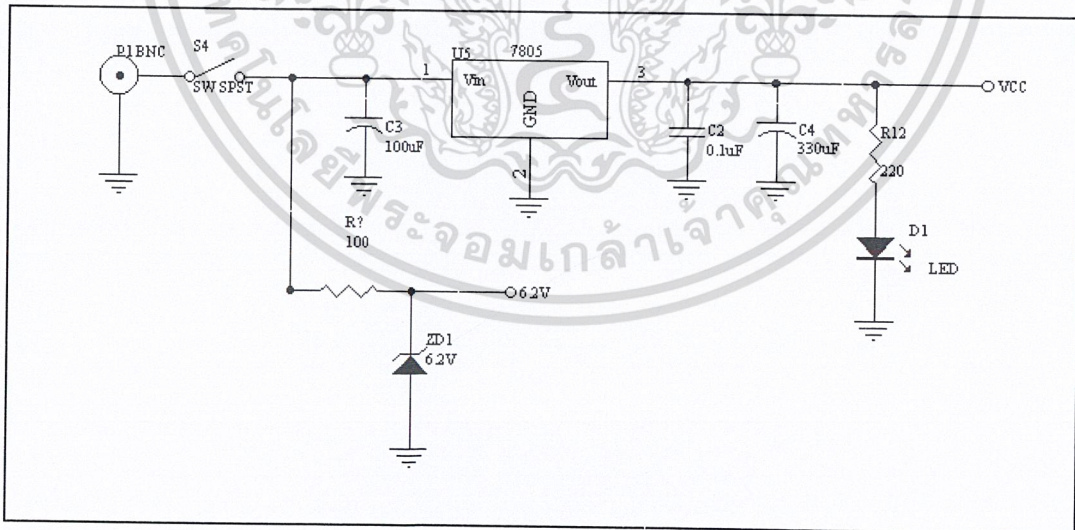
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 วงจรขับมอเตอร์

3.2.4 วงจรจ่ายแรงดันไฟฟ้า

วงจรที่เกี่ยวข้องหรือได้นำมาใช้ในเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล คือวงจรจ่ายแรงดันไฟฟ้า ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 วงจรจ่ายแรงดันไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การออกแบบลายวงจร

3.3.1 ส่วนประกอบต่างๆ ของซอฟต์แวร์และขั้นตอนการออกแบบ

Protel99-SE เป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการออกแบบวงจรและลายวงจรของระบบจอตลอดอัตโนมัติ ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ที่มีความสมบูรณ์สำหรับการออกแบบทางอิเล็กทรอนิกส์

เริ่มต้นทำการวาดวงจรซึ่งประกอบด้วยรายการของอุปกรณ์ที่ใช้ในวงจรในส่วนของ Schematic Design ซึ่งตัวอุปกรณ์ที่ใช้ต้องกำหนด footprint เพื่อใช้ในการออกแบบลายวงจรเมื่อทำการวาดวงจรเรียบร้อยแล้วจะทำการสร้าง Netlist หรือรายชื่อของเน็ตเป็นไฟล์สำหรับการเชื่อมต่อกับ PCB ภายในระบุชื่อ Footprint หรือรูปร่างของอุปกรณ์จะมีขนาดเท่ากับอุปกรณ์ที่ใช้งานจริง เพราะเป็นตัวแทนของอุปกรณ์ระหว่างการออกแบบลายวงจรและข้อมูลในเน็ตจะระบุการเชื่อมต่อกันระหว่างขาของอุปกรณ์ซึ่งสามารถตรวจสอบได้ว่าวงจรที่ต่อถูกต้องตามกำหนดหรือไม่ถ้ามีปัญหาสามารถแก้ไขได้ หลังจากตรวจสอบวงจรใน Netlist ถูกต้องแล้วขั้นตอนต่อไปคือการออกแบบลายวงจรต้องกำหนดรายละเอียดของวงจรใน Design Rules เช่นกำหนดขนาดเส้นลายทองแดงและจำนวนชั้นของลายวงจรวิธีการเดินเส้นที่มุมกำหนดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างขาและรูเจาะ และกำหนดขนาดของวงจรให้เหมาะสมกับตัวอุปกรณ์และวงจรเพื่อให้ข้อมูลและการเชื่อมต่อจากวงจรมาปรากฏอย่างถูกต้องหลังจากนั้นมาสู่ขั้นตอนการออกแบบโดยนำอุปกรณ์มาใน PCB และจัดวางอุปกรณ์ให้เหมาะสมแนวทางการวางอุปกรณ์จะพยายามวางให้เดินเทรีคเข้าหากันได้ง่าย พยายามให้เส้นเชื่อมต่อระหว่างขาถึงขาที่มีความซับซ้อนน้อยที่สุด และเข้ามาสู่ขั้นตอนของการเดินเส้นอัตโนมัติ Auto Routing เมื่อโปรแกรมทำการเดินเส้นเรียบร้อยแล้วจะได้ลายวงจรออกมา ถ้าโปรแกรมทำการ Auto Routing ไม่สำเร็จ จะต้องมาทำการแก้ไขโดยทำการเดินเส้นวงจรใหม่หรือแก้ไขโดยใช้เครื่องมือที่มีอยู่ใน PCB โดยใช้ความสามารถของผู้ใช้โปรแกรม ซึ่งจะได้ลายวงจรดังรูปในภาคผนวก

เมื่อได้ลายวงจรเรียบร้อยแล้วก็ทำการกัดลายปรีนเพื่อใช้ในการประกอบวงจรที่ออกแบบไว้

บทที่ 4

ผลการดำเนินการ

4.1 กล่าวนำ

ในการดำเนินการทดลองวงจรในแต่ละส่วนของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลเพื่อให้ทราบถึงการทำงานของวงจรต่างๆ และปัญหาในการทำงาน รวมทั้งให้ได้วงจรที่มีความถูกต้องและมีประสิทธิภาพในการทำงานที่สูง

4.2 การทดลองคุณสมบัติของตัว Pressure Sensor

ลำดับขั้นตอนการทดลอง

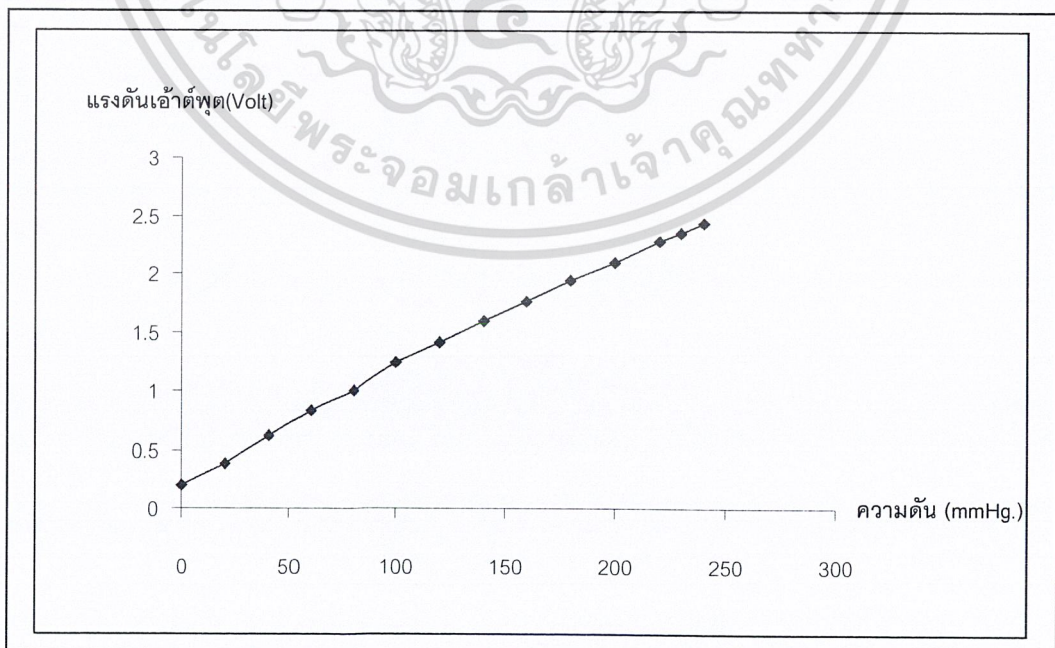
1. นำลูกยางบีบลมต่อกับสายท่อลมของคัพ (Cuff) พันแขน
2. นำเครื่องอะเนอรัรอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์ต่อเข้ากับท่อลมของคัพ
3. จ่ายแรงดันไฟ ± 5 โวลต์ ให้กับตัว Sensor MPX5050GP
4. นำ DVM (Digital Volt Meter) ตั้งย่านวัดที่แรงดันไฟตรง วัดค่าเอาต์พุตของตัว Sensor
5. เพิ่มความดันลงให้กับคัพ โดยการบีบลูกยาง แล้วอ่านค่าความดันที่อะเนอรัรอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์และอ่านค่าแรงดันไฟตรงที่มัลติมิเตอร์ บันทึกผลการทดลองลงในตารางที่ 4.1

| ความดัน (mm.Hg.) | แรงดันเอาต์พุตของ Sensor MPX5050GP (Volt) |
|---------------------|---|
| 0 | 0.20 |
| 20 | 0.38 |
| 40 | 0.62 |
| 60 | 0.83 |
| 80 | 1.04 |
| 100 | 1.24 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ตารางที่ 4.1 ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของตัว Sensor MPX5050GP เทียบกับค่าความดัน
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| ความดัน (mm.Hg.) | แรงดันเอาต์พุตของ Sensor MPX5050GP (Volt) |
|---------------------|---|
| 120 | 1.41 |
| 140 | 1.59 |
| 160 | 1.76 |
| 180 | 1.94 |
| 200 | 2.10 |
| 220 | 2.28 |
| 230 | 2.38 |
| 240 | 2.43 |

ตารางที่ 4.1 (ต่อ) ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของตัว Sensor MPX5050GP เทียบกับ
ค่าความดัน



รูปที่ 4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันและแรงดันเอาต์พุตของ Sensor
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลอง

จากผลการทดลองวงจรตรวจจับความดันนี้ จากตารางที่ 4.1 จะเห็นว่าค่าแรงดันที่ได้จะมีความสัมพันธ์กันกับค่าความดันทางด้านเอาต์พุตของ Sensor ซึ่งผลการทดลองนี้จะเป็นตัวบอกระดับความดันเปรียบเทียบกับค่าแรงดันที่ได้ป้อนเข้าทางอินพุต ซึ่งแสดงผลการทดลองดังตารางที่ 4.1 ซึ่งจะสังเกตเห็นว่าค่าแรงดันทางด้านเอาต์พุตของ Sensor ของวงจรมีค่าเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ค่าความดันทางด้านของอะเนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์จะมีค่าเพิ่มขึ้นในอัตราค่อนข้างคงที่เมื่อเทียบกับค่าแรงดันเอาต์พุตของ Sensor

4.3 การวงจรขยายสัญญาณไม่กลับเฟส

ลำดับขั้นตอนการทดลอง

1. นำลูกยางบีบลมต่อกับสายท่อลมของคัพ (Cuff) พันแขน
2. นำเครื่องอะเนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์ต่อเข้ากับท่อลมของคัพ
3. จ่ายแรงดันไฟ ± 5 โวลต์ ให้กับตัว Sensor MPX5050GP และวงจร
4. นำ DVM (Digital Volt Meter) ตั้งย่านวัดที่แรงดันไฟตรง วัดค่าเอาต์พุตที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)
5. เพิ่มความดันลงให้กับคัพ โดยการบีบลูกยาง แล้วอ่านค่าความดันที่อะเนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์และอ่านค่าแรงดันไฟตรงที่มัลติมิเตอร์ บันทึกผลการทดลองลงในตารางที่ 4.2

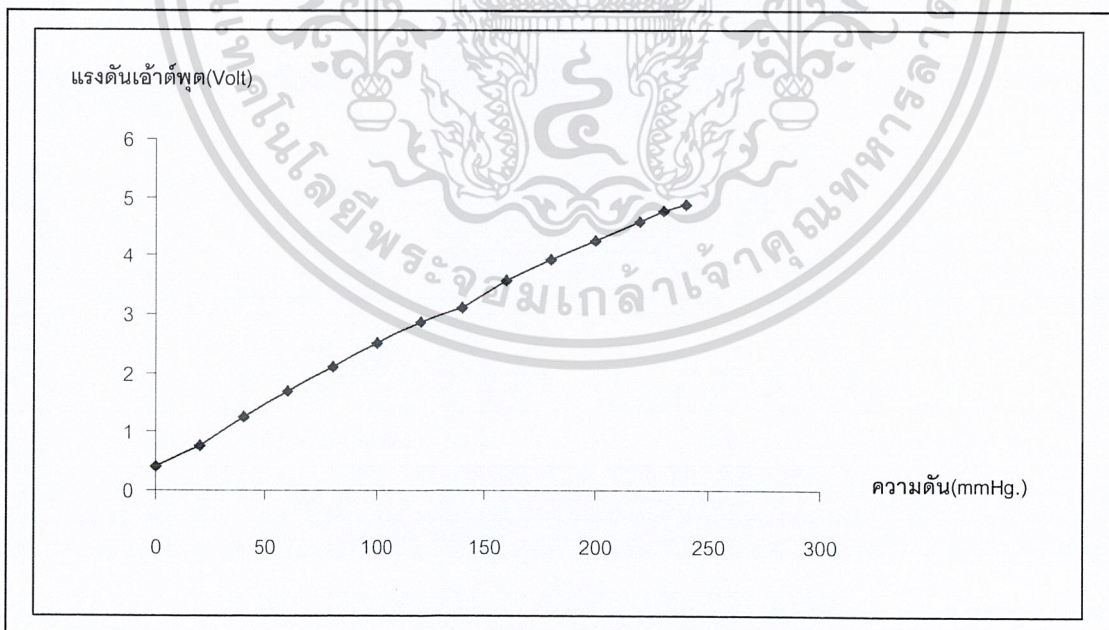
| ความดัน (mm.Hg.) | แรงดันเอาต์พุตที่ผ่านวงจร Non- Inverting Amp. (Volt) |
|---------------------|---|
| 0 | 0.41 |
| 20 | 0.77 |
| 40 | 1.25 |
| 60 | 1.69 |
| 80 | 2.10 |
| 100 | 2.51 |

ตารางที่ 4.2 ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณไม่กลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| ความดัน (mm.Hg.) | แรงดันเอาต์พุตที่ผ่านวงจร Non- Inverting Amp. (Volt) |
|---------------------|---|
| 120 | 2.86 |
| 140 | 3.11 |
| 160 | 3.57 |
| 180 | 3.92 |
| 200 | 4.26 |
| 220 | 4.59 |
| 230 | 4.78 |
| 240 | 4.88 |

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณ ไม่กลับเฟส
เทียบกับค่าความดัน



รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันและแรงดันเอาต์พุตที่ออกจาก

วงจรขยายไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการเขียนเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น มิใช่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลอง

จากการทดลองวงจรขยายไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) จากรูปที่ 3.2 ได้มีการดัดแปลงวงจรบางส่วนเพื่อให้ได้ค่าที่มีความใกล้เคียงตามความต้องการ โดยใช้ค่าความต้านทานในการปรับอัตราขยายเพื่อให้แรงดันเอาต์พุตมีค่าใกล้เคียง 5 โวลต์ที่ความดัน 230 มิลลิเมตรปรอทมากที่สุด ซึ่งค่าที่ได้จากการทดลองแสดงดังตารางที่ 4.2

4.4 การทดลองวงจรเปลี่ยนสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

ลำดับขั้นการทดลอง

1. ทำการป้อนแรงดันไฟตรง +5 โวลต์ ให้กับวงจร
2. ที่ LED จะดับ เนื่องจากยังไม่ได้ป้อนสัญญาณด้านอินพุต
3. นำสัญญาณเอาต์พุตจากวงจรตรวจจับสัญญาณป้อนเข้าตัวไมโครคอนโทรลเลอร์
4. เพิ่มแรงดันลมให้กับคัพ ตั้งเกดค่าความดันลม โดยดูจากส่วนแสดงผล LED

| ความดัน (mm.Hg.) | ค่าสัญญาณดิจิทัลที่วัดออกจากวงจรแปลง สัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล |
|---------------------|---|
| 0 | 0001 0010 |
| 20 | 0010 0110 |
| 40 | 0011 1011 |
| 60 | 0100 1111 |
| 80 | 0110 0010 |
| 100 | 0111 0111 |
| 120 | 1000 1010 |
| 140 | 1001 1111 |
| 160 | 1011 0010 |
| 180 | 1100 0110 |

ตารางที่ 4.3 ผลการวัดสัญญาณดิจิทัลที่ได้จากการแปลงสัญญาณ A/D
ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| ความดัน (mm.Hg.) | ค่าสัญญาณดิจิทัลที่วัดออกจากวงจรแปลง สัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล |
|---------------------|--|
| 200 | 1101 1011 |
| 220 | 1110 1110 |
| 230 | 1110 1101 |
| 240 | 1111 1111 |

หมายเหตุ ลอจิก 0 = หลอด LED ดับ

ลอจิก 1 = หลอด LED สว่าง

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) ผลการวัดสัญญาณดิจิทัลที่ได้จากการแปลงสัญญาณ A/D
ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์

ผลการทดลอง

การแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล ได้ใช้คุณสมบัติที่มีอยู่ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีคุณสมบัติสามารถแปลงสัญญาณ A/D โดยจะมีขนาด 8 บิต ซึ่งจะทำให้ได้ค่าที่ออกมามีความละเอียดมากยิ่งขึ้น โดยในการทำการทดลองได้นำสัญญาณดิจิทัลที่ได้แสดงผลโดยใช้ LED เป็นตัวแสดงผลการทดลอง ซึ่งผลการทดลองที่ได้แสดงผลดังตารางที่ 4.3

4.5 การทดลองการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต

ลำดับขั้นการทดลอง

1. ทำการเปิดเครื่องวัดความดันโลหิต
2. นำคัทไฟมาพันที่แขนเหนือข้อศอกเล็กน้อย
3. ทำการป้อนลมเข้าที่คัทไฟโดยมีค่าความดันลมประมาณ 230 มิลลิเมตรปรอท
4. จากนั้นค่อยๆ คลายลมออกแล้วกดปุ่ม RESET เพื่อทำการอ่านค่าความดัน
5. อ่านค่าที่ได้แล้วบันทึกผลการทดลองลงในตารางที่ 4.4

| จำนวนคนที่ทำการวัดคนที่ | ค่าความดันที่อ่านได้จากเครื่องวัดความดันโลหิต | ค่าความดันที่อ่านได้จากเครื่องอะนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์ |
|-------------------------|---|--|
| 1 | 112 - 62 | 110 - 60 |
| 2 | 105 - 60 | 110 - 60 |
| 3 | 121 - 69 | 120 - 70 |
| 4 | 95 - 52 | 100 - 50 |
| 5 | 119 - 61 | 120 - 60 |
| 6 | 102 - 55 | 100 - 60 |
| 7 | 106 - 54 | 110 - 60 |
| 8 | 97 - 52 | 100 - 50 |

ตารางที่ 4.4 การวัดความดันโลหิตจากเครื่องวัดความดันโลหิตเทียบกับเครื่องอะนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์ (โดยใช้หูฟัง)

ผลการทดลอง

จากการทดลองจะเห็นว่าค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตนั้นมีค่าใกล้เคียงกับที่วัดได้จากเครื่องอะนอร์รอยด์สปีกโมมาโนมิเตอร์ ซึ่งใช้หูฟังมากมีค่าผิดพลาดไม่เกิน $\pm 5\%$

4.6 การทดลองการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต

ลำดับขั้นตอนการทดลอง

1. ทำการเปิดเครื่องวัดความดันโลหิต
2. นำคัมฟมาพันที่แขนเหนือข้อศอกเล็กน้อย
3. เซ็ตค่าเวลาที่ต้องการวัด
4. ทำการบีบลมเข้าที่คัมฟโดยมีค่าความดันลมประมาณ 230 มิลลิเมตรปรอท
5. อ่านค่าที่ได้แล้วบันทึกผลการทดลองลงในตารางที่ 4.5

| จำนวนครั้งที่วัด | ค่าความดันที่อ่านได้จาก เครื่องวัดความดันโลหิต |
|------------------|---|
| 1 | 127 - 56 - 79 |
| 2 | 128 - 62 - 84 |
| 3 | 128 - 61 - 83 |
| 4 | 128 - 69 - 88 |
| 5 | 129 - 60 - 83 |

ตารางที่ 4.5 การวัดความดันโลหิตโดยเช็ดเวลา ในการทำงานทุกๆ 5 นาที
จากเครื่องวัดความดันโลหิต

ผลการทดลอง

จากการทดลองจะเห็นว่าค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตเมื่อเช็ดเวลาไว้ให้ทำงานทุก 5 นาทีนั้นมีค่าใกล้เคียงกัน แต่ในความเป็นจริงการวัดจะทำไม่ถี่มากเพราะร่างกายยังไม่ได้ปรับสู่สภาพปกติ

บทสรุป ปัญหา แนวทางแก้ไข และข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป

เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น เป็นการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Non Invasive Cuff Method) คือการนำเอาคัพความดันมารัดที่แขนท่อนบน แล้วจึงเพิ่มความดันภายในคัพเพื่อกดและปิดกั้นทางเดินของโลหิต โดยความดันที่ใส่เข้าไปภายในคัพนี้จะมีค่าสูงกว่าค่าความดันโลหิตสูงสุด แล้วจึงปล่อยความดันค่อยๆ ลดลงทีละน้อยพร้อมๆ กับการตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ ค่าความดันในขณะที่เกิดสัญญาณครอทคอฟแรกจะเป็นค่าความดันสูงสุด ค่าความดันในขณะที่เกิดสัญญาณครอทคอฟสุดท้ายจะเป็นค่าความดันต่ำสุด การวัดความดันในวิธีนี้จะไม่ต่อกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง

ในการออกแบบระบบใช้ตัวเซ็นเซอร์ที่มีคุณสมบัติเป็นเชิงเส้น ตลอดช่วงการทำงานเป็นตัวตรวจจับสัญญาณ ผ่านวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส รวมถึงผ่านวงจรขยายสัญญาณออสซิลโลเมตริก และวงจรเปรียบเทียบแรงดันเพื่อสร้างพัลส์

การทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตจะถูกควบคุมการทำงานโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ซึ่งมีตัวแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลอยู่ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ และแสดงผลค่าความดันสูงและต่ำแสดงโดย LCD ในการใช้งานจริงเราต้องทำการปรับแต่งค่าที่แสดงผลทางด้านความดันให้มีค่าตรงกับที่อ่านได้จาก เครื่องอะนอร์รอยด์สปิกโมมาโนมิเตอร์เสียก่อนเพื่อให้ได้ค่าที่แน่นอน

จากการที่ทดลองใช้วัดความดันโลหิตจากหลายคน โดยเทียบกับการวัดที่ใช้เครื่องอะนอร์รอยด์สปิกโมมาโนมิเตอร์ ปรากฏว่า ค่าที่วัดได้นั้นมีค่าใกล้เคียงกันต่างกันเพียงเล็กน้อย ซึ่งในการใช้งานจริงค่าการวัดที่ต่างกันเพียงเล็กน้อยนี้ไม่มีผลกับการตรวจวินิจฉัยโรค เพราะ ในการอ่านจริงจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบแอนาลอกจะใส่ค่าที่อ่านได้โดยประมาณเท่านั้น ซึ่งก็ขึ้นอยู่กับ การอ่านของผู้วัด เครื่องวัดความดันโลหิตนี้สามารถแสดงผลในหน่วยการวัดเป็น มิลลิเมตรปรอท แต่เนื่องจากไม่สามารถบีบลมเข้าคัพในขณะที่ทำการวัดได้เกิน 230 มิลลิเมตรปรอทได้เพราะจะทำให้คัพ รัดแขนของผู้ถูกวัดมากเกินไปอาจเป็นอันตรายต่อผู้ถูกวัดได้

ในการดำเนินการสร้างการทำงานและการทดลองอาจมีข้อจำกัดในการใช้งานอันเนื่องมาจากผลของค่าอุปกรณ์ และคุณภาพของอุปกรณ์บางตัวยังไม่ได้มีประสิทธิภาพที่เต็มร้อยเปอร์เซ็นต์ เครื่องวัดความดันระบบดิจิทัล ได้พบปัญหาต่างๆ ทั้งทางด้าน Hardware และ Software ซึ่งสามารถพอสรุปปัญหาที่พบ และแก้ไขปัญหาลดจนข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป ดังนี้

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทำงาน

การทำโครงการนี้มีปัญหาและอุปสรรค คือ และการวัดค่าความดันที่ได้อาจเกิดค่าผิดพลาดอันเนื่องมาจากคุณสมบัติของตัวอุปกรณ์ และการใช้เครื่องมือในการวัดตรวจสอบ ทำให้อาจจะได้ค่าที่มีความผิดพลาดบ้าง

ปัญหาและอุปสรรคของโครงการที่พอจะสรุปได้ดังนี้

1. มอเตอร์บีบลม และ ตัวปล่อยลม ในการจัดหาและซื้อมอเตอร์บีบลมมาใช้ นั้นพบว่า จะจัดหาได้ยาก และราคาแพง โดยเฉพาะมอเตอร์บีบลมที่มีขนาดเล็กที่สามารถบีบลมให้ได้ความดันสูงกว่า 230 mmHg. ซึ่งส่วนมากจะมีขนาดใหญ่ไม่เหมาะสม ส่วนที่มีขนาดเล็กราคาถูกเช่นบีบลมของคูปลานันท์ก็ไม่สามารถบีบลมให้มีความดันระดับดังกล่าวได้ ซึ่งอุปกรณ์ทั้งสองอย่างจะหาซื้อในลักษณะของอะไหล่ของเครื่องวัดความดันโลหิตที่มีขายในท้องตลาด

2. เกิดจากตัวอุปกรณ์ที่ใช้คือ Pressure Sensor MPX5050GP ของบริษัท MOTOROLA ซึ่งได้ถูกออกแบบมาเพื่อรองรับเครื่องมือชนิดนี้ โดยเฉพาะแต่จะจัดซื้อได้ยาก เพราะผู้ที่ใช้อุปกรณ์ดังกล่าวนี้ส่วนใหญ่จะเป็นบริษัทที่ผลิตเครื่องมือทางการแพทย์เท่านั้น ดังนั้นในท้องตลาดทั่วไปจึงไม่มีจำหน่าย

3. การมีรอยร่วของระบบลม ในการต่ออุปกรณ์ต่างๆ ในลักษณะที่มึลมซึมออกมาเล็กน้อย ทำให้เกิดความผิดพลาดกับค่าที่วัดได้

5.3 ข้อเสนอแนะ

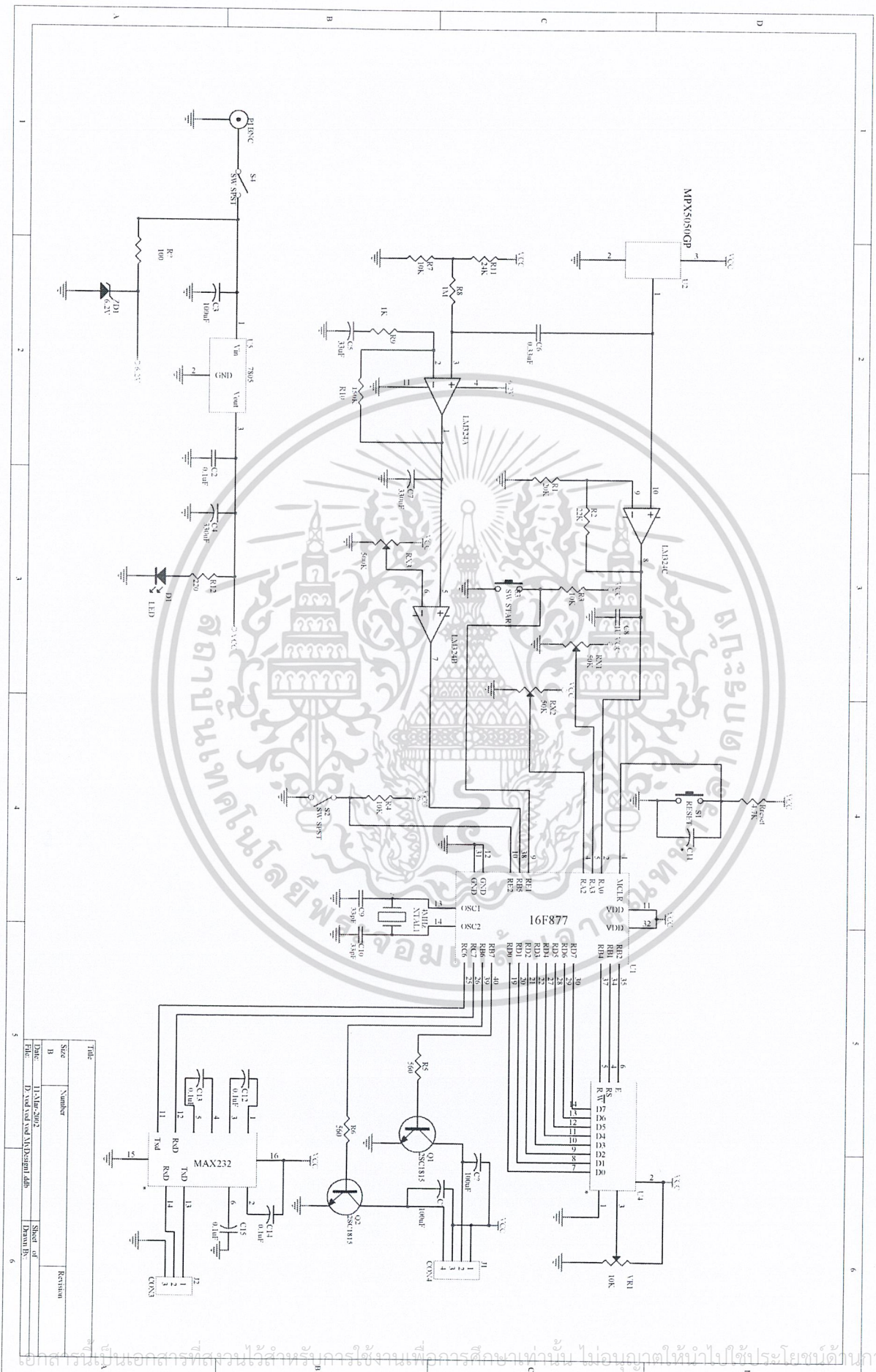
ควรปรับปรุงในเรื่องของระยะเวลาในการทำงานของเครื่องให้น้อยลง เพราะว่าถ้านำไปวัดกับผู้ป่วยจริงๆ จำเป็นต้องใช้เวลาในการทำงานให้น้อยที่สุด เพื่อจะได้ไม่เป็นการรบกวนผู้ป่วย การแก้ไขวิธีการปรับปรุงนี้ทำได้โดยการแก้ไขทางโปรแกรมในการประมวลผล

การพัฒนาโครงการต่อไปคือ จะสามารถนำไปประยุกต์และพัฒนาให้มีความสามารถในการทำงานที่มากขึ้น รวมถึงเป็นรูปเป็นร่างมากขึ้น ซึ่งสามารถที่จะทำงานในชีวิตประจำวันได้อย่างจริงจัง

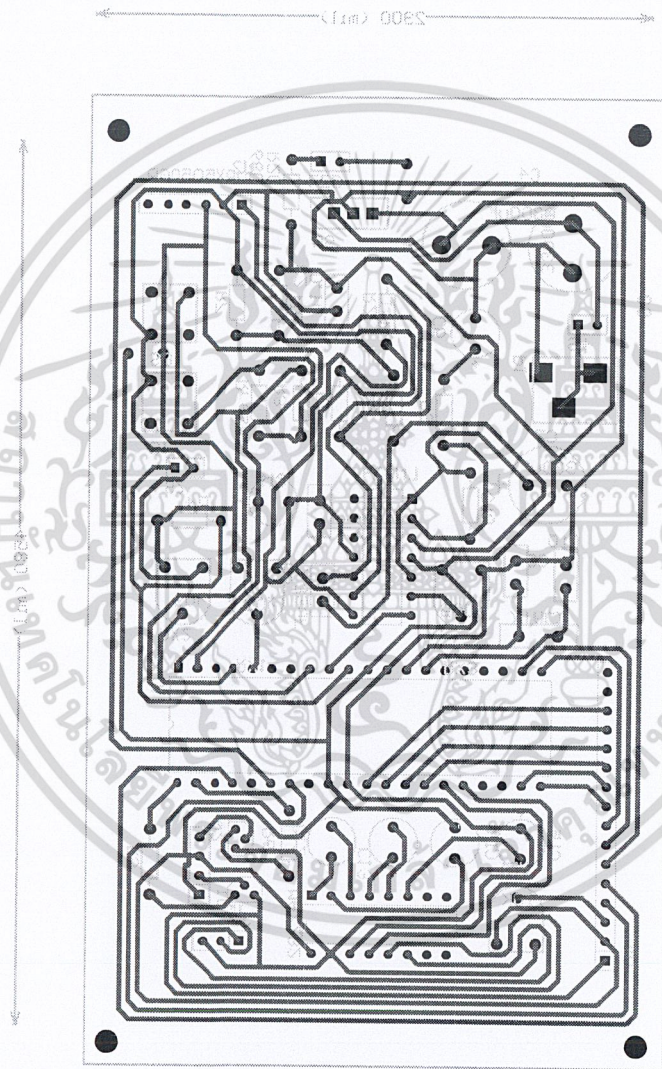
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คู่มือการใช้งานเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล

สามารถแบ่งการใช้งานออกเป็น 2 ระบบคือ

1. การใช้งานจากตัวเครื่องวัดความดันโลหิตโดยตรง
2. การใช้งานจากเครื่องคอมพิวเตอร์ (PC)

1. คู่มือการใช้งานจากเครื่องวัดความดันโลหิตโดยตรง

ลำดับขั้นตอน

หลังจากนำ คัฟ(Cuff) มาพันแขนเรียบร้อยแล้ว

- 1) กดปุ่มสวิตซ์ ON/OFF ที่ตัวเครื่องวัดความดันโลหิต
- 2) กดปุ่ม START เพื่อให้ Pump เริ่มทำงาน จะโชว์ค่าการปั๊มที่หน้าจอ LCD
- 3) หลังจากเครื่องปั๊มลมได้ถึงค่าความดันที่กำหนด Pump จะหยุดทำงาน และค่อยๆลดความดันลงมาเรื่อยๆ จะแสดงค่าที่หน้าจอ LCD
- 4) เมื่อเครื่องวัดสามารถตรวจจับสัญญาณความดันโลหิตได้
- 5) เครื่องวัดความดันโลหิตจะแสดงค่าความดันโลหิตสูง และค่าความดันโลหิตต่ำซึ่งจะมีค่าอยู่ในหน่วยมิลลิเมตรปรอท(mmHg.)
- 6) ถ้าจะเริ่มวัดความดันโลหิตใหม่ให้ทำการ เคลียร์ค่าความดันโลหิตเดิมโดยการกดปุ่ม CLEAR แล้วจึงกดปุ่ม START เครื่องก็จะเริ่มทำงานใหม่
- 7) เมื่อต้องการหยุดใช้งานให้กดปุ่ม ON/OFF

2. การใช้งานจากเครื่องคอมพิวเตอร์ (PC)

ลำดับขั้นตอน

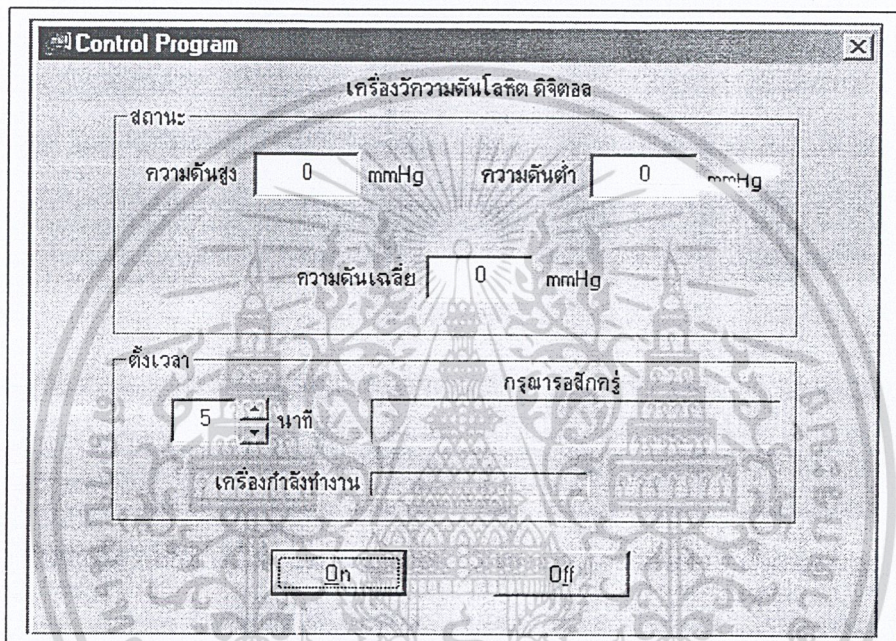
ในการใช้งาน โดยการสั่งจากเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่าน โปรแกรมสำเร็จรูปจะต้องทำการติดตั้งเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลให้เรียบร้อยแล้วโดยทำงานเปิดเครื่อง ให้พร้อมก่อนการใช้งานจากเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล และนำ คัฟ (Cuff) มาพันแขนให้เรียบร้อยแล้ว

- 1) ทำการตั้งเวลาที่จะให้เครื่องทำงาน โดยสามารถตั้งเวลาได้ในหน่วยนาที
- 2) คลิกปุ่ม On จากโปรแกรมสำเร็จรูป
- 3) โปรแกรมจะสั่งให้เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัลทำงาน
- 4) Pump จะทำงานและปั๊มลมให้ได้ตามค่าที่เครื่องกำหนดไว้ และแสดงผลหน้าจอ LCD
- 5) เมื่อ Pump ทำงานถึงค่าที่กำหนด Pump จะหยุดทำงาน และจะค่อยๆลดค่าความดันลงเรื่อยๆ

แสดงผลหน้าจอ LCD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 6) เครื่องจะทำการตรวจจับสัญญาณความดันโลหิตสูงและความดันโลหิตต่ำ
- 7) เครื่องจะแสดงผลค่าความดันสูงและความดันต่ำที่หน้าจอ LCD และแสดงผลที่หน้าจอคอมพิวเตอร์ (PC) โดยจะแสดงผลค่าของความดันเฉลี่ยเพิ่มขึ้นมาด้วย
- 8) เครื่องจะเริ่มทำงานอีกครั้งเมื่อถึงเวลาที่ตั้งไว้เมื่อตอนต้น
- 9) เมื่อต้องการหยุดใช้งานให้กดปุ่ม Off ที่หน้าจอคอมพิวเตอร์ และกดปุ่ม ON/OFF ที่เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิทัล

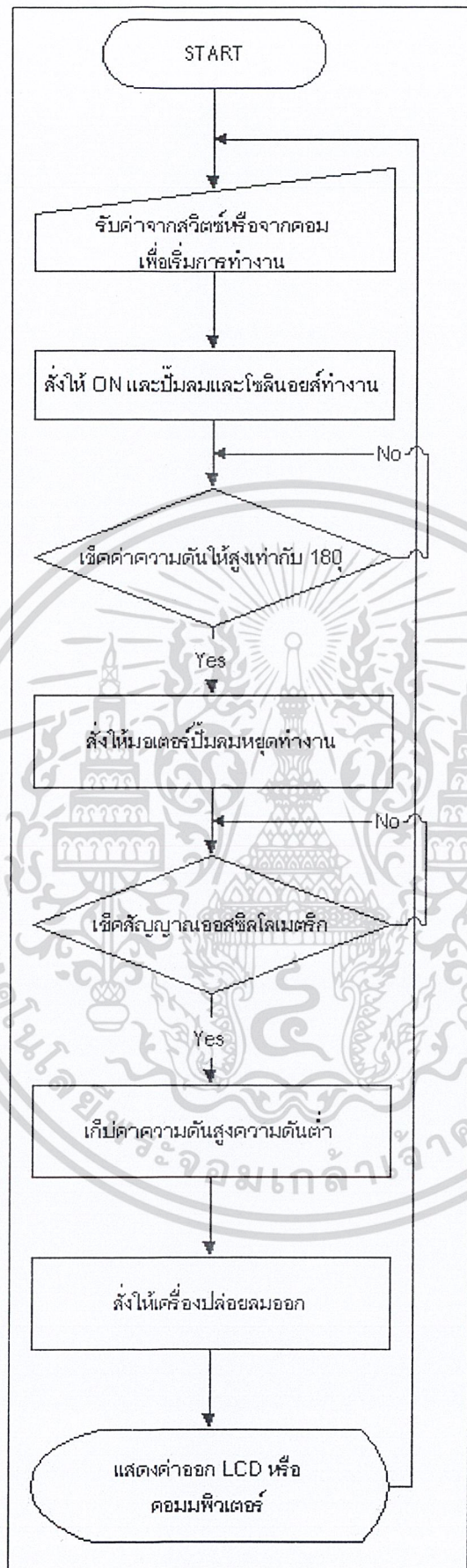


รูปแสดงหน้าจอการทำงานที่เครื่องคอมพิวเตอร์(PC)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

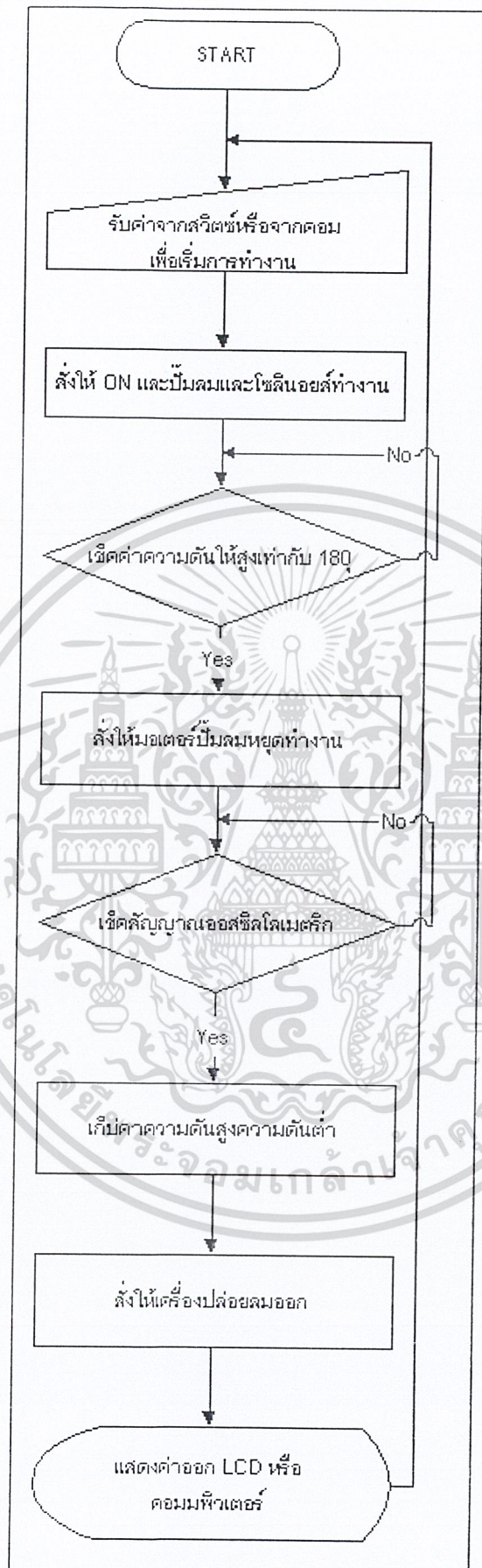


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



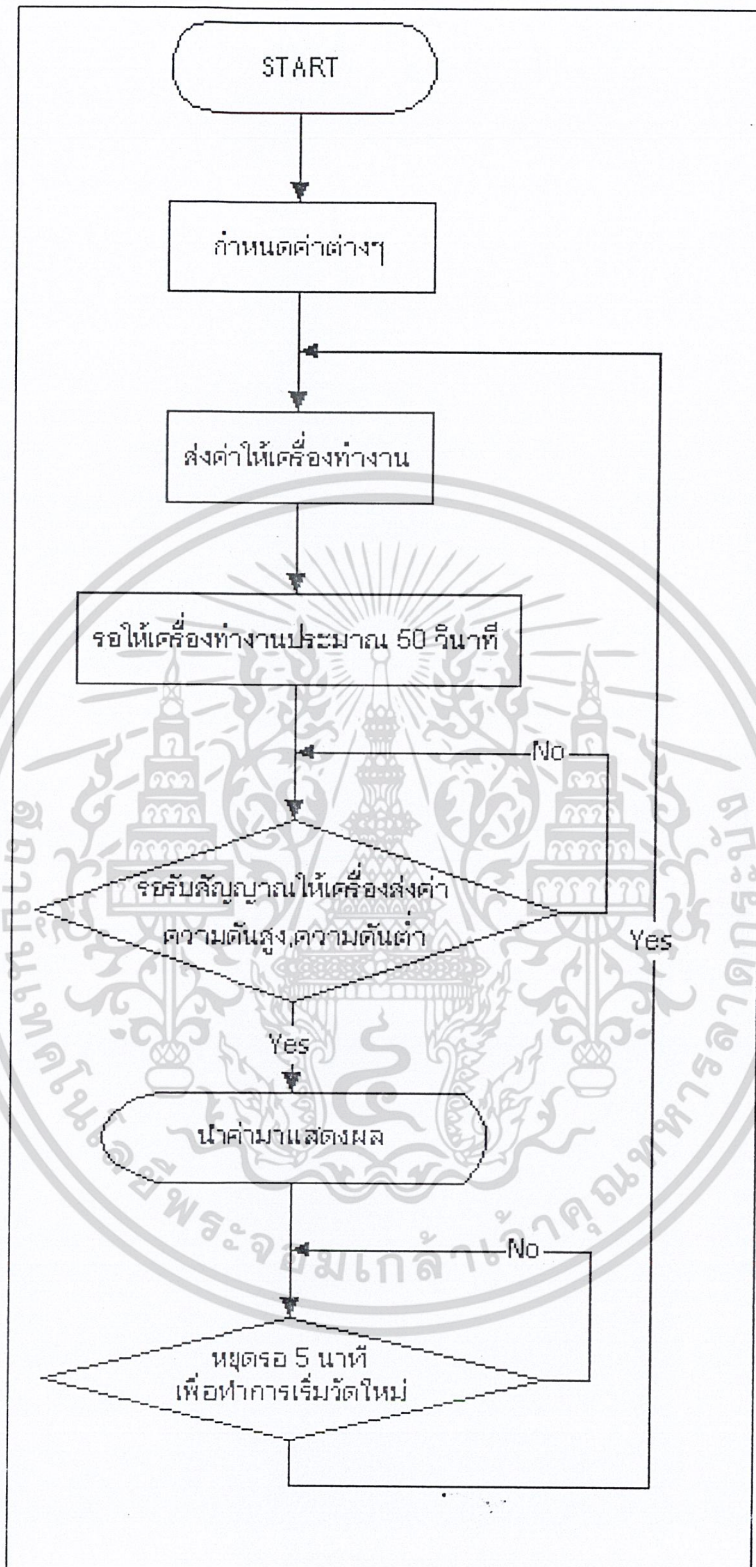
FLOW CHAT แสดงการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



FLOW CHAT แสดงการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



FLOW CHAT การทำงานเมื่อใช้คอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

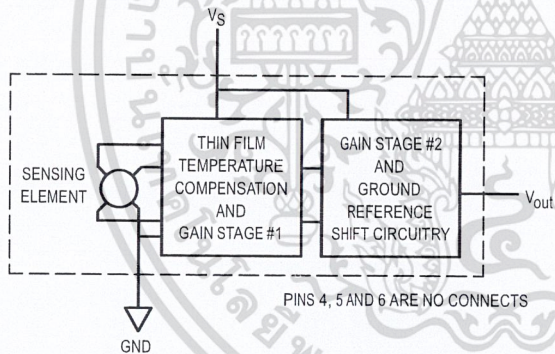


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

MAXIMUM RATINGS(1)

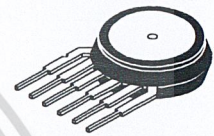
| Parametrics | Symbol | Value | Unit |
|-----------------------------|--------------------|---------------|------|
| Overpressure(2) (P1 > P2) | P _{max} | 200 | kPa |
| Burst Pressure(2) (P1 > P2) | P _{burst} | 700 | kPa |
| Storage Temperature | T _{stg} | -40° to +125° | °C |
| Operating Temperature | T _A | -40° to +125° | °C |

1. T_C = 25°C unless otherwise noted.

2. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

MPX5050 SERIES

OPERATING OVERVIEW
INTEGRATED
PRESSURE SENSOR
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
0.2 to 4.7 Volts Output



BASIC CHIP CARRIER
ELEMENT
CASE 867-08, STYLE 1



DIFFERENTIAL PORT OPTION
CASE 867C-05, STYLE 1

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

| PIN NUMBER | | | |
|------------|------------------|---|-----|
| 1 | V _{out} | 4 | N/C |
| 2 | Grd | 5 | N/C |
| 3 | V _S | 6 | N/C |

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground.

MPX5050 SERIES

OPERATING CHARACTERISTICS ($V_S = 5.0$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$)

| Characteristic | Symbol | Min | Typ | Max | Unit |
|--|-----------------------------|-------|------|-------|------------------------------|
| Pressure Range ⁽¹⁾ | P _{OP} | 0 | — | 50 | kPa |
| Supply Voltage ⁽²⁾ | V _S | 4.75 | 5.0 | 5.25 | Vdc |
| Supply Current | I _o | — | 7.0 | 10.0 | mAdc |
| Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts | V _{off} | 0.088 | 0.20 | 0.313 | Vdc |
| Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts | V _{F_{SO}} | 4.587 | 4.70 | 4.813 | Vdc |
| Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts | V _{F_{SS}} | — | 4.50 | — | Vdc |
| Accuracy ⁽⁶⁾ | — | — | — | ±2.5 | %V _{F_{SS}} |
| Sensitivity | V/P | — | 90 | — | mV/kPa |
| Response Time ⁽⁷⁾ | t _R | — | 1.0 | — | mS |
| Output Source Current at Full Scale Output | I _o ⁺ | — | 0.1 | — | mAdc |
| Warm-Up Time ⁽⁸⁾ | — | — | 20 | — | mSec |
| Offset Stability ⁽⁹⁾ | — | — | ±0.5 | — | %V _{F_{SS}} |

Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.

MECHANICAL CHARACTERISTICS

| Characteristic | Symbol | Min | Typ | Max | Unit |
|---|--------|-----|-----|-----|-------|
| Weight, Basic Element (Case 867) | — | — | 4.0 | — | Grams |
| Common Mode Line Pressure ⁽¹⁰⁾ | — | — | — | 690 | kPa |

NOTES:

- 1.0kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Full Scale Output (V_{F_{SO}}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
- Full Scale Span (V_{F_{SS}}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from minimum or maximum rated pressure at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{F_{SS}} at 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Warm-up is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.
- Common mode pressures beyond what is specified may result in leakage at the case-to-lead interface.

MPX5050 SERIES

Figure 3 illustrates the Differential/Gauge Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPX5050 series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other

than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 2 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit below. (The output will saturate outside of the specified pressure range.)

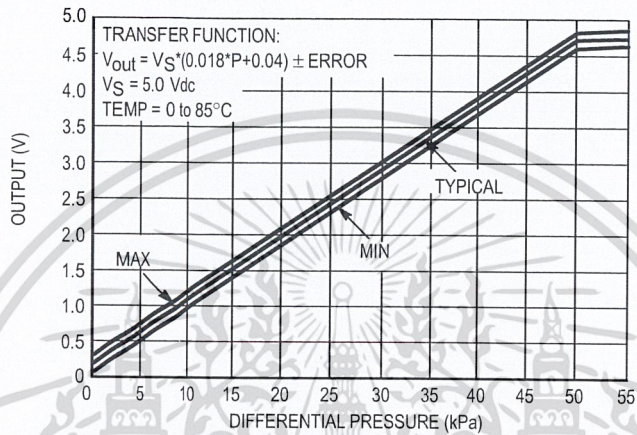


Figure 2. Output versus Pressure Differential

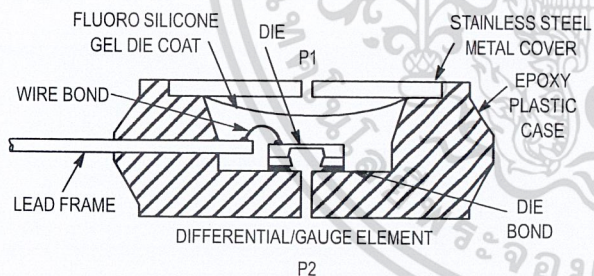


Figure 3. Cross-Sectional Diagram (Not to Scale)

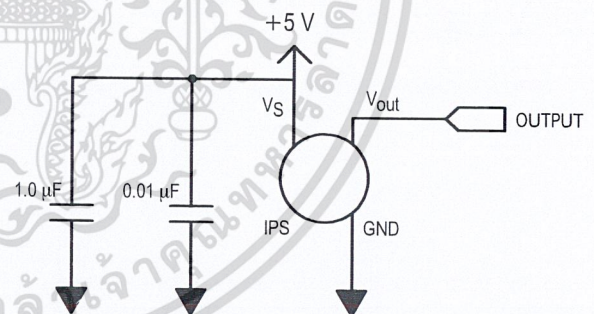


Figure 4. Recommended Power Supply Decoupling. For output filtering recommendations, please refer to Application Note AN1646.

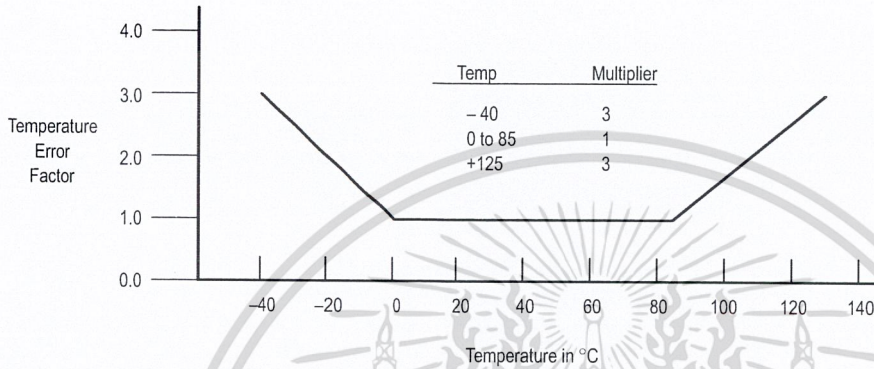
MPX5050 SERIES

Transfer Function

Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

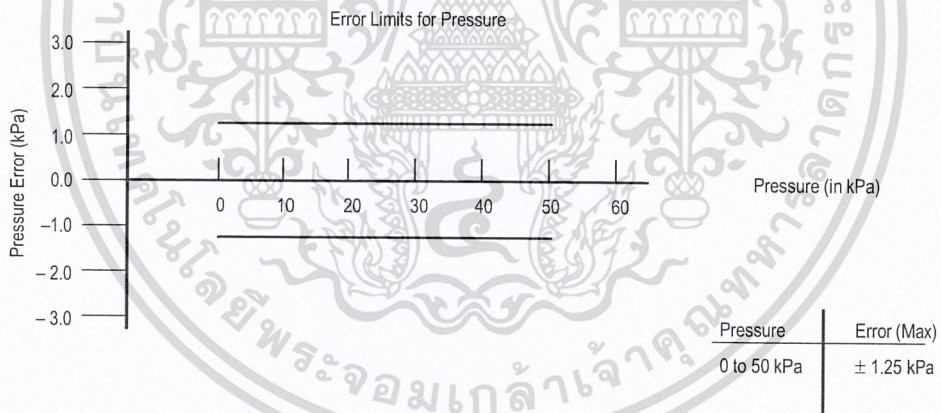
Temperature Error Band

MPX5050D Series



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band



PRESSURE (P1) / VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Motorola designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluorosilicone gel which protects the die from harsh media. The Motorola MPX

pressure sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

| Part Number | Case Type | Pressure (P1) Side Identifier |
|-------------|-----------|-------------------------------|
| MPX5050D | 867-08 | Stainless Steel Cap |
| MPX5050DP | 867C-05 | Side with Part Marking |
| MPX5050GP | 867B-04 | Side with Port Attached |
| MPX5050GVP | 867D-04 | Stainless Steel Cap |
| MPX5050GS | 867E-03 | Side with Port Attached |
| MPX5050GVS | 867A-04 | Stainless Steel Cap |
| MPX5050GSX | 867F-03 | Side with Port Attached |
| MPX5050GVSX | 867G-03 | Stainless Steel Cap |

ORDERING INFORMATION

The MPX5050 pressure sensor is available in differential and gauge configurations. Devices are available in the basic element package or with pressure port fittings that provide printed circuit board mounting ease and barbed hose pressure connections.

| Device Type | Options | Case Type | MPX Series | |
|-----------------|-----------------------------|-----------|--------------|----------------|
| | | | Order Number | Device Marking |
| Basic Element | Differential | 867-08 | MPX5050D | MPX5050D |
| Ported Elements | Differential Dual Ports | 867C-05 | MPX5050DP | MPX5050DP |
| | Gauge | 867B-04 | MPX5050GP | MPX5050GP |
| | Gauge Vacuum Port | 867D-04 | MPX5050GVP | MPX5050GVP |
| | Gauge, Axial | 867E-03 | MPX5050GS | MPX5050D |
| | Gauge Vacuum Axial | 867A-04 | MPX5050GVS | MPX5050D |
| | Gauge, Axial PC Mount | 867F-03 | MPX5050GSX | MPX5050D |
| | Gauge Vacuum Axial PC Mount | 867G-03 | MPX5050GVSX | MPX5050D |

MPX5050 SERIES

PACKAGE DIMENSIONS

NOTES:

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSION -A- IS INCLUSIVE OF THE MOLD STOP RING. MOLD STOP RING NOT TO EXCEED 16.00 (0.630).

| DIM | INCHES | | MILLIMETERS | |
|-----|-----------|-------|-------------|-------|
| | MIN | MAX | MIN | MAX |
| A | 0.595 | 0.630 | 15.11 | 16.00 |
| B | 0.514 | 0.534 | 13.06 | 13.56 |
| C | 0.200 | 0.220 | 5.08 | 5.59 |
| D | 0.027 | 0.033 | 0.68 | 0.84 |
| F | 0.048 | 0.064 | 1.22 | 1.63 |
| G | 0.100 BSC | | 2.54 BSC | |
| J | 0.014 | 0.016 | 0.36 | 0.40 |
| L | 0.695 | 0.725 | 17.65 | 18.42 |
| M | 30° NOM | | 30° NOM | |
| N | 0.475 | 0.495 | 12.07 | 12.57 |
| R | 0.430 | 0.450 | 10.92 | 11.43 |
| S | 0.090 | 0.105 | 2.29 | 2.66 |

STYLE 1:
 PIN 1. VOUT
 2. GROUND
 3. VCC
 4. V1
 5. V2
 6. VEX

**CASE 867-08
 ISSUE N**

Dimensional callouts: C, B, M, -A-, J, S, R, PIN 1, SEATING PLANE, -T-, F, G, D 6 PL, POSITIVE PRESSURE (P1), N, L.

Feature callout: $\text{Ø } 0.136 (0.005) \text{ (M) T A (M)}$

BASIC ELEMENT (D)

NOTES:

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

| DIM | INCHES | | MILLIMETERS | |
|-----|-----------|-------|-------------|-------|
| | MIN | MAX | MIN | MAX |
| A | 0.690 | 0.720 | 17.53 | 18.28 |
| B | 0.245 | 0.255 | 6.22 | 6.48 |
| C | 0.780 | 0.820 | 19.81 | 20.82 |
| D | 0.027 | 0.033 | 0.69 | 0.84 |
| E | 0.178 | 0.186 | 4.52 | 4.72 |
| F | 0.048 | 0.064 | 1.22 | 1.63 |
| G | 0.100 BSC | | 2.54 BSC | |
| J | 0.014 | 0.016 | 0.36 | 0.41 |
| K | 0.345 | 0.375 | 8.76 | 9.53 |
| N | 0.300 | 0.310 | 7.62 | 7.87 |
| S | 0.220 | 0.240 | 5.59 | 6.10 |
| V | 0.182 | 0.194 | 4.62 | 4.93 |

STYLE 1:
 PIN 1. VOUT
 2. GROUND
 3. VCC
 4. V1
 5. V2
 6. VEX

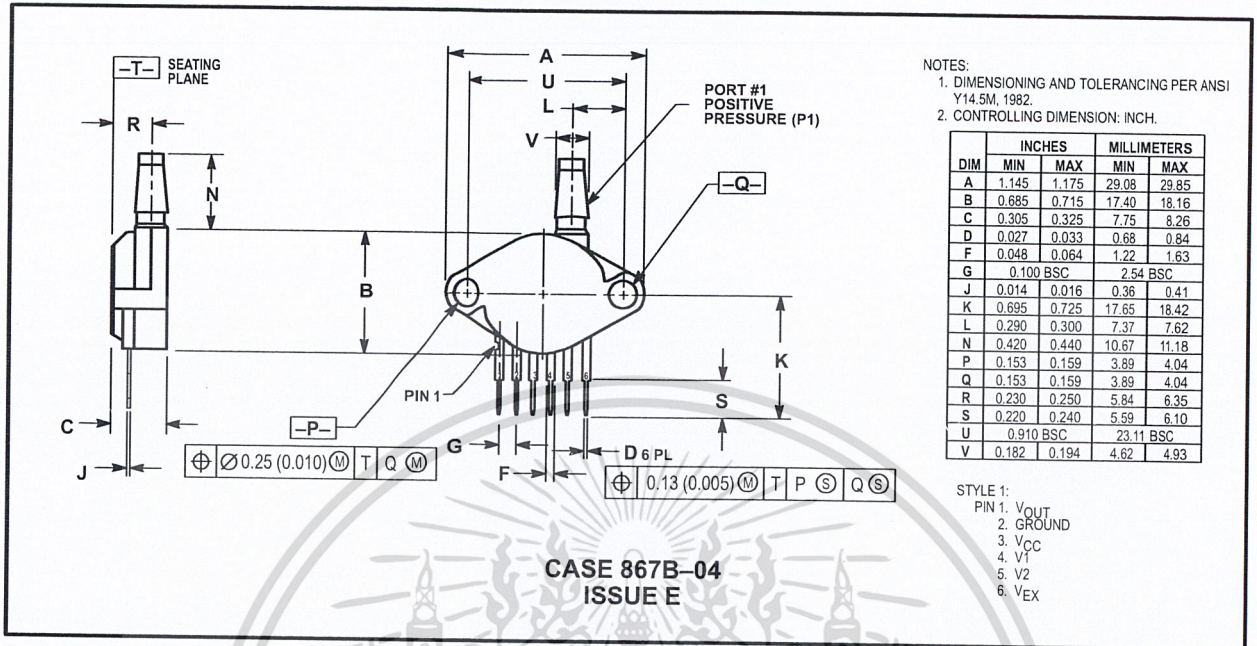
**CASE 867A-04
 ISSUE E**

Dimensional callouts: C, A, B, V, PORT #2 VACUUM (P2), POSITIVE PRESSURE (P1), PIN 1, K, S, J, G, F, D 6 PL, POSITIVE PRESSURE (P1), N, E, -T-, -B-.

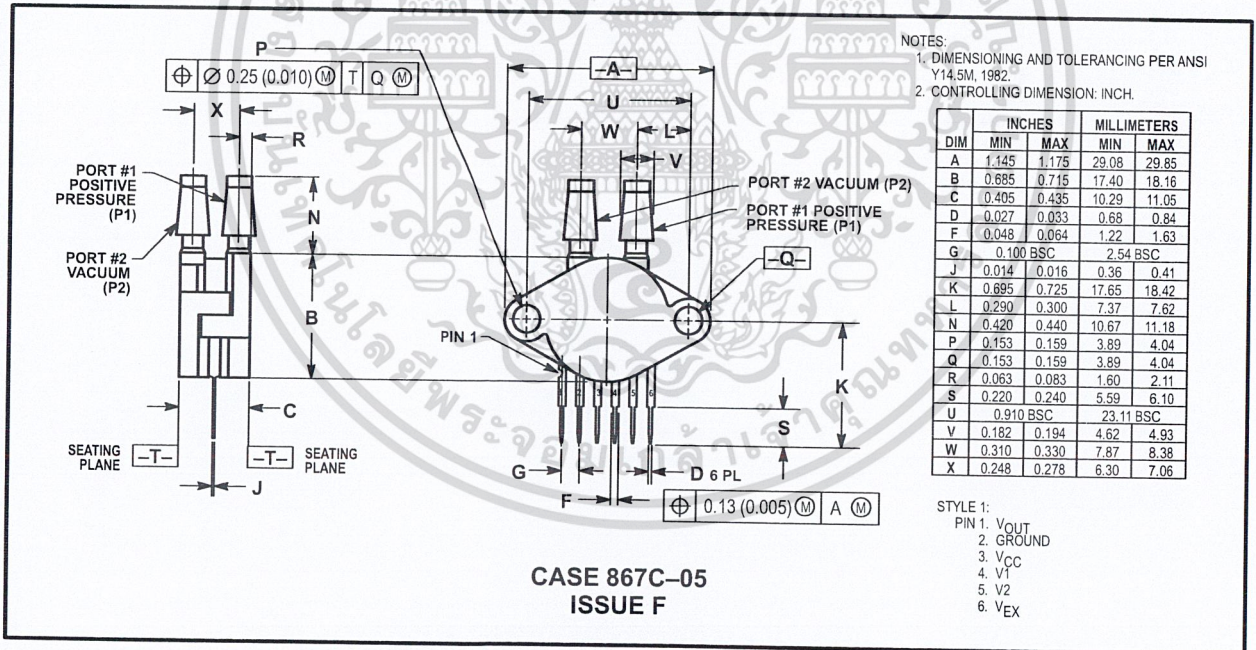
Feature callout: $\text{Ø } 0.13 (0.005) \text{ (M) T B (M)}$

VACUUM SIDE PORTED (GVS)

PACKAGE DIMENSIONS-CONTINUED



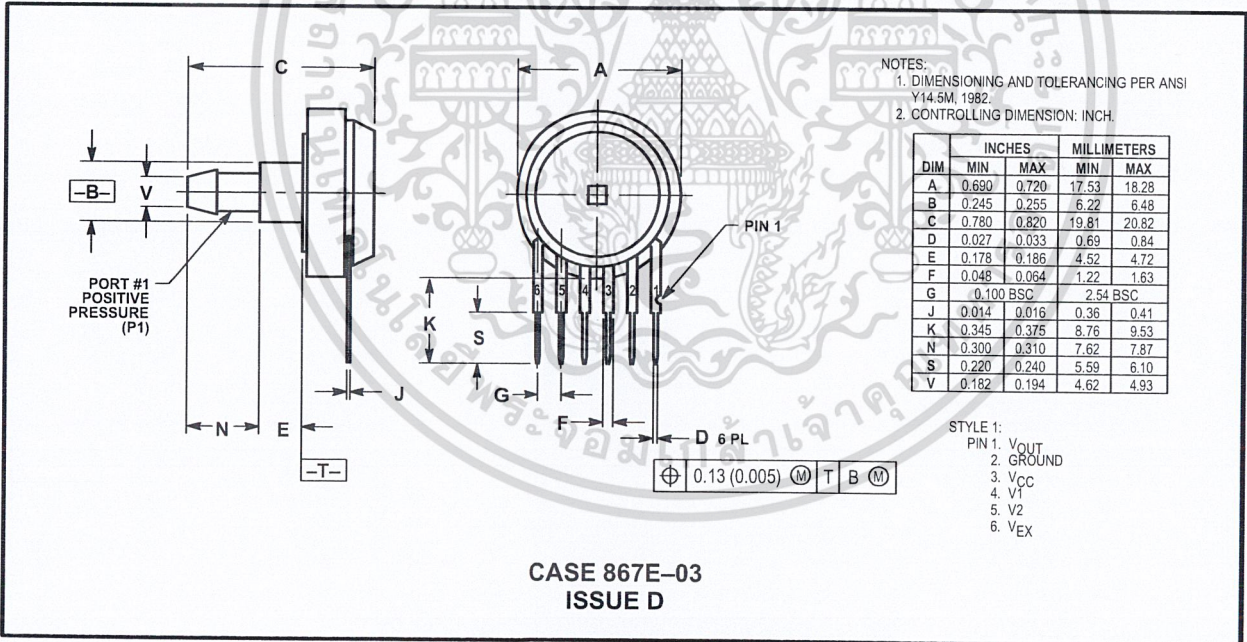
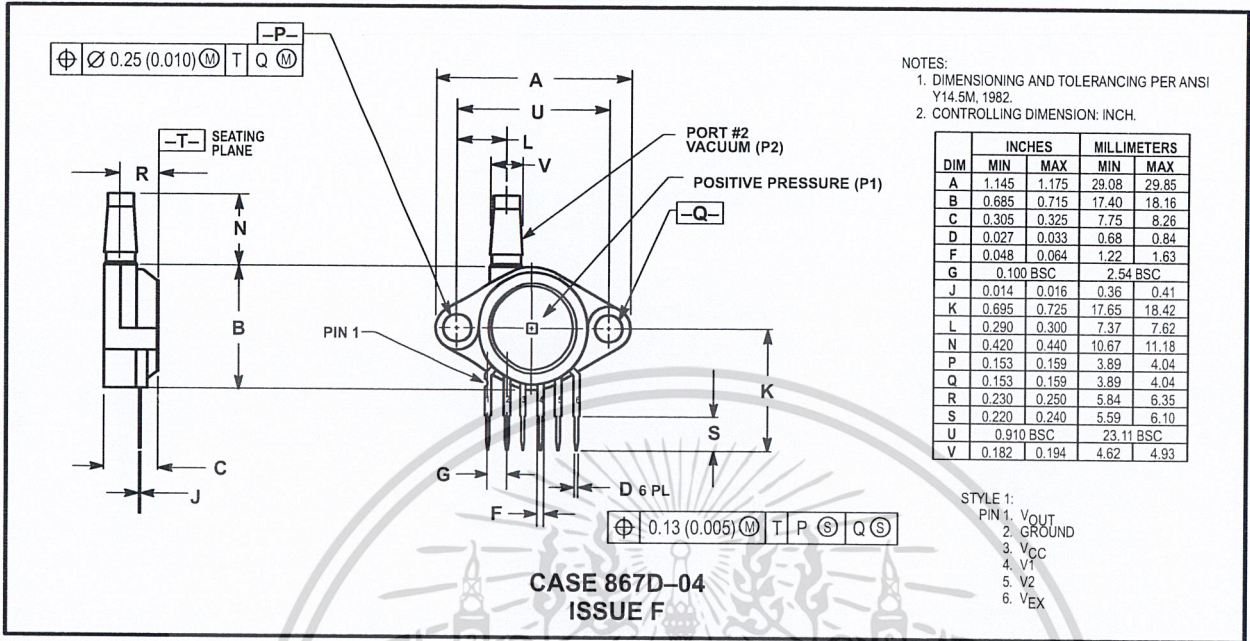
PRESSURE SIDE PORTED (GP)



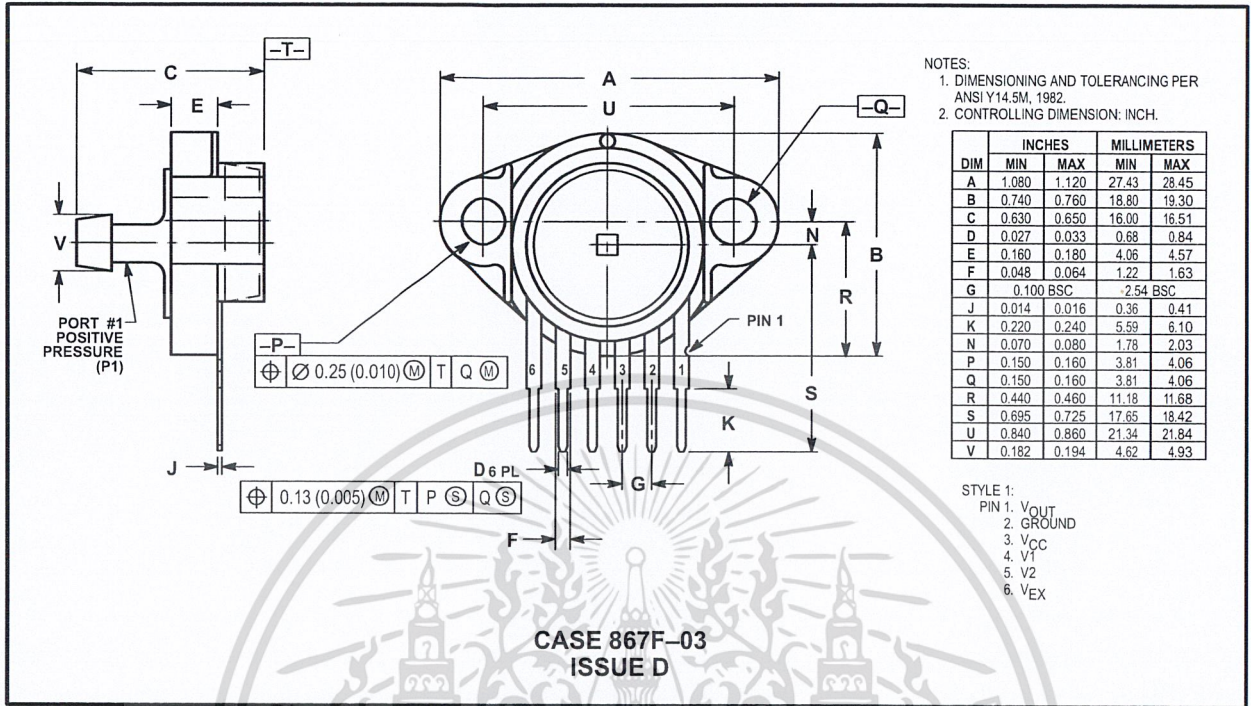
PRESSURE AND VACUUM SIDES PORTED (DP)

MPX5050 SERIES

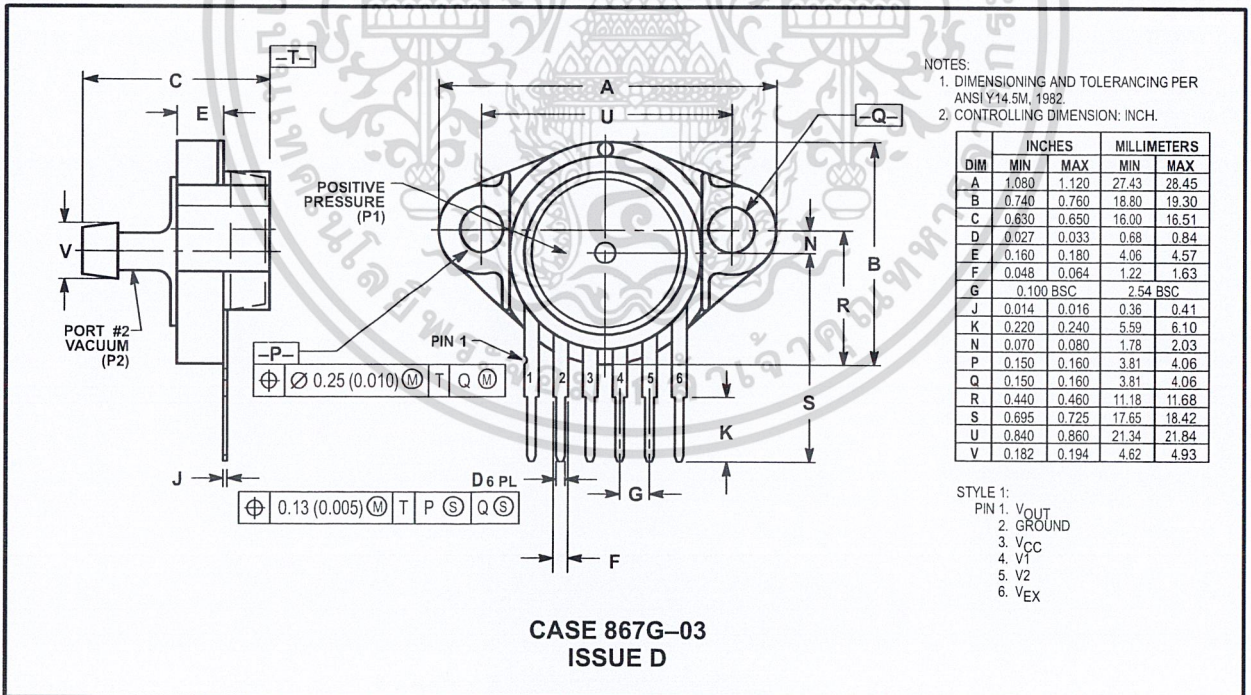
PACKAGE DIMENSIONS—CONTINUED



PACKAGE DIMENSIONS—CONTINUED




PRESSURE SIDE PORTED (GSX)



VACUUM SIDE PORTED (GV SX)

MPX5050 SERIES



Motorola reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Motorola makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Motorola assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters which may be provided in Motorola data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals" must be validated for each customer application by customer's technical experts. Motorola does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Motorola products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Motorola product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Motorola products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Motorola and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Motorola was negligent regarding the design or manufacture of the part. Motorola and  are registered trademarks of Motorola, Inc. Motorola, Inc. is an Equal Opportunity/Affirmative Action Employer.

Mfax is a trademark of Motorola, Inc.

How to reach us:

USA/EUROPE/Locations Not Listed: Motorola Literature Distribution;
P.O. Box 5405, Denver, Colorado 80217. 1-303-675-2140 or 1-800-441-2447

JAPAN: Nippon Motorola Ltd.; SPD, Strategic Planning Office, 141,
4-32-1 Nishi-Gotanda, Shinagawa-ku, Tokyo, Japan. 81-3-5487-8488

Customer Focus Center: 1-800-521-6274

MfaxSM: RMFAX0@email.sps.mot.com – TOUCHTONE 1-602-244-6609
Motorola Fax Back System – US & Canada ONLY 1-800-774-1848
– <http://sps.motorola.com/mfax/>

ASIA/PACIFIC: Motorola Semiconductors H.K. Ltd.; 8B Tai Ping Industrial Park,
51 Ting Kok Road, Tai Po, N.T., Hong Kong. 852-26629298

HOME PAGE: <http://motorola.com/sps/>



MOTOROLA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ MPX5050/D

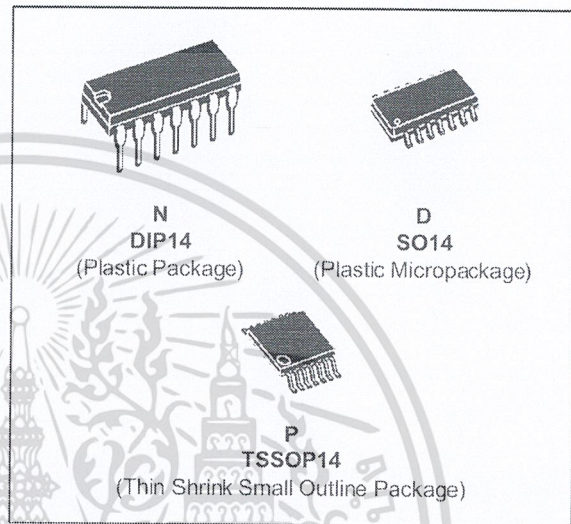
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



LM124 LM224 - LM324

LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375 μ A
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 5mV max.
(for more accurate applications, use the equivalent parts LM124A-LM224A-LM324A which feature 3mV max)
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE :
SINGLE SUPPLY : +3V TO +30V
DUAL SUPPLIES : \pm 1.5V TO \pm 15V



DESCRIPTION

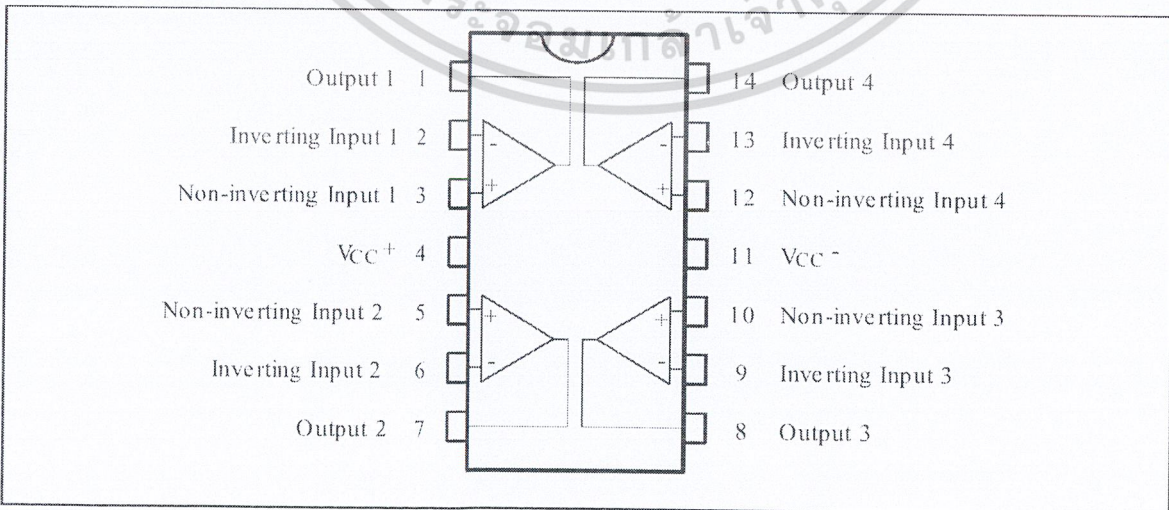
These circuits consist of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

ORDER CODES

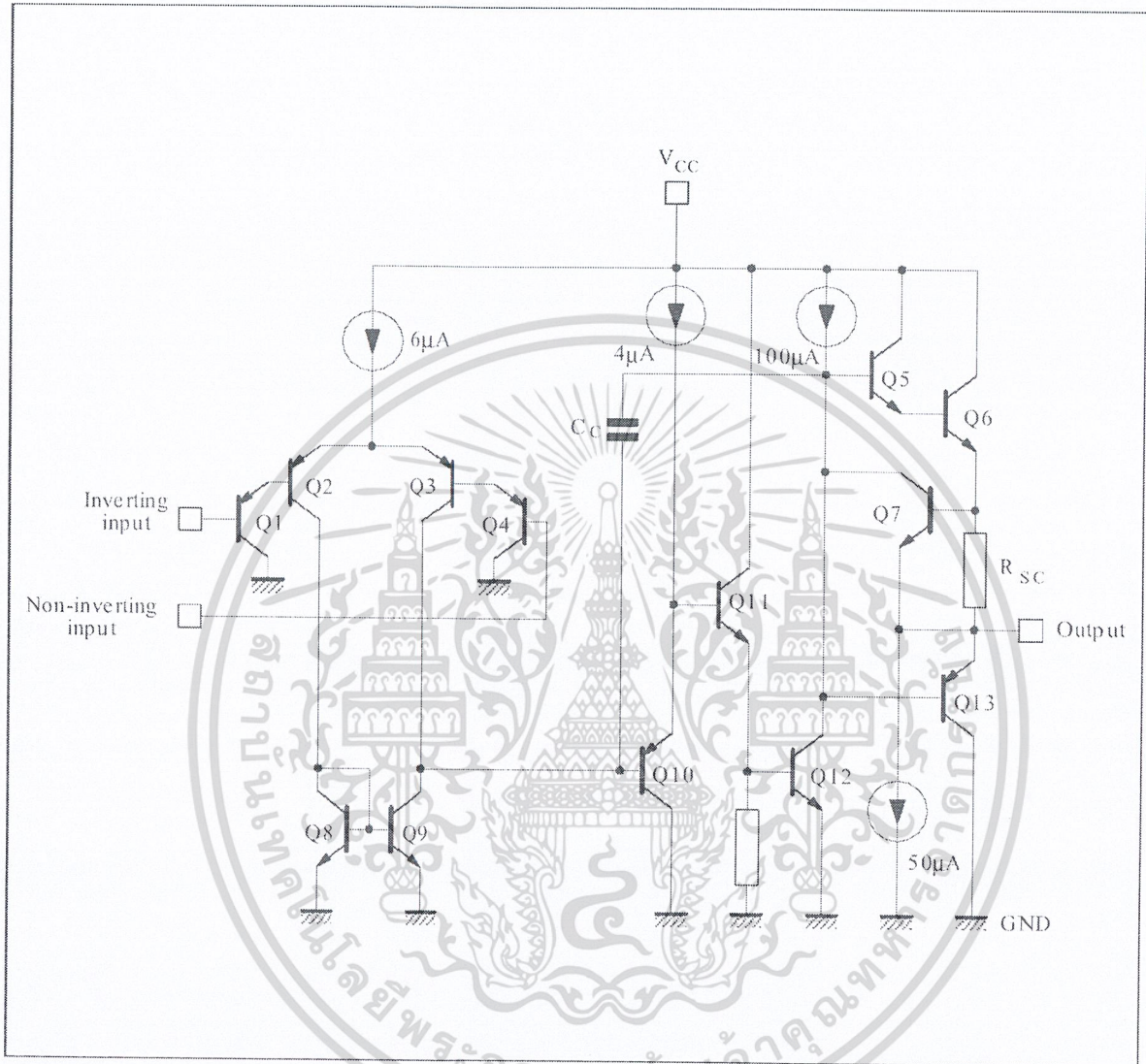
| Part Number | Temperature Range | Package | | |
|-------------|-------------------|---------|---|---|
| | | N | D | P |
| LM124 | -55°C, +125°C | • | • | • |
| LM224 | -40°C, +105°C | • | • | • |
| LM324 | 0°C, +70°C | • | • | • |

Example : LM224N

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM (1/4 LM124)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

| Symbol | Parameter | LM124 | LM224 | LM324 | Unit |
|------------|--|-------------|-------------|-------------|------|
| V_{CC} | Supply Voltage | ±16 or 32 | | | V |
| V_i | Input Voltage | -0.3 to +32 | | | V |
| V_{id} | Differential Input Voltage - (*) | +32 | +32 | +32 | V |
| P_{tot} | Power Dissipation | 500 | 500 | 500 | mW |
| | | - | 400 | 400 | mW |
| - | Output Short-circuit Duration - (note 1) | Infinite | | | |
| I_{in} | Input Current - (note 6) | 50 | 50 | 50 | mA |
| T_{oper} | Operating Free Air Temperature Range | -55 to +125 | -40 to +105 | 0 to +70 | °C |
| T_{stg} | Storage Temperature Range | -65 to +150 | -65 to +150 | -65 to +150 | °C |

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC}^+ = +5V$, $V_{CC}^- = \text{Ground}$, $V_O = 1.4V$, $T_{amb} = +25^\circ C$ (unless otherwise specified)

| Symbol | Parameter | LM124 - LM224 - LM324 | | | Unit |
|--------------|---|-----------------------|----------|--------------------------------|---------------|
| | | Min. | Typ. | Max. | |
| V_{io} | Input Offset Voltage (note 3) $T_{amb} = +25^\circ C$ | | 2 | 5 | mV |
| | $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | | 7 | |
| | LM324 | | | 7 | |
| | LM324 | | | 9 | |
| I_{io} | Input Offset Current $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 2 | 30 | nA |
| | | | | 100 | |
| I_{ib} | Input Bias Current (note 2) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 20 | 150 | nA |
| | | | | 300 | |
| A_{vd} | Large Signal Voltage Gain ($V_{CC}^+ = +15V$, $R_L = 2k\Omega$, $V_O = 1.4V$ to $11.4V$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 50 25 | 100 | | V/mV |
| | | | | | |
| SVR | Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S \leq 10k\Omega$) ($V_{CC}^- = 5V$ to $30V$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 65 65 | 110 | | dB |
| | | | | | |
| I_{CC} | Supply Current, all Amp, no load $T_{amb} = +25^\circ C$ | | | | mA |
| | $V_{CC} = +5V$ | | 0.7 | 1.2 | |
| | $V_{CC} = +30V$ | | 1.5 | 3 | |
| | $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 0.8 | 1.2 | |
| | | | 1.5 | 3 | |
| V_{icm} | Input Common Mode Voltage Range ($V_{CC} = +30V$) - (note 4) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 0 0 | | $V_{CC} - 1.5$ $V_{CC} - 2$ | V |
| | | | | | |
| CMR | Common-mode Rejection Ratio ($R_S \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 70 60 | 80 | | dB |
| | | | | | |
| I_{source} | Output Current Source ($V_{id} = +1V$) $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$ | 20 | 40 | 70 | mA |
| | | | | | |
| I_{sink} | Output Sink Current ($V_{id} = -1V$) $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$ $V_{CC} = +15V$, $V_O = +0.2V$ | 10 12 | 20 50 | | mA μA |
| | | | | | |

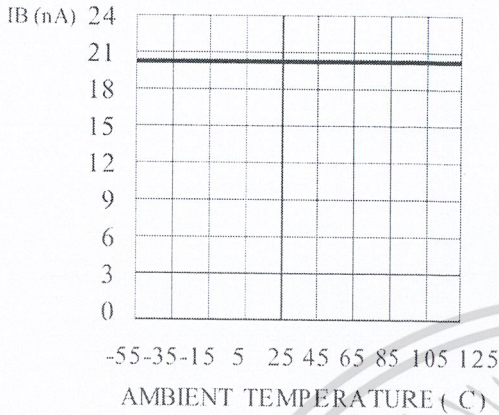


ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

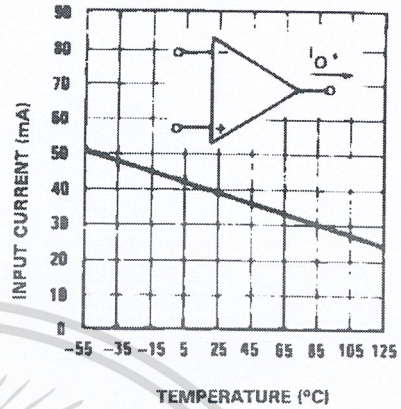
| Symbol | Parameter | LM124 - LM224 - LM324 | | | Unit |
|----------------------------------|--|-----------------------|-------|------|------------------------|
| | | Min. | Typ. | Max. | |
| V _{OH} | High Level Output Voltage (V _{CC} = +30V) T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.} R _L = 2kΩ | 26 | 27 | | V |
| | | 26 | | | |
| | R _L = 10kΩ T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.} (V _{CC} = +5V, R _L = 2kΩ) | 27 | 28 | | |
| | | 27 | | | |
| V _{OL} | Low Level Output Voltage (R _L = 10kΩ) T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.} | 3.5 | | | mV |
| | | 3 | | | |
| SR | Slew Rate V _{CC} = 15V, V _I = 0.5 to 3V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain) | | 0.4 | | V/μs |
| GBP | Gain Bandwidth Product V _{CC} = 30V, f = 100kHz, V _{in} = 10mV R _L = 2kΩ, C _L = 100pF | | 1.3 | | MHz |
| THD | Total Harmonic Distortion f = 1kHz, A _v = 20dB, R _L = 2kΩ, V _O = 2V _{pp} C _L = 100pF, V _{CC} = 30V | | 0.015 | | % |
| e _n | Equivalent Input Noise Voltage f = 1kHz, R _s = 100Ω, V _{CC} = 30V | | 40 | | $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$ |
| DV _{IO} | Input Offset Voltage Drift | | 7 | 30 | μV/°C |
| DI _{IO} | Input Offset Current Drift | | 10 | 200 | pA/°C |
| V _{O1} /V _{O2} | Channel Separation (note 5) 1kHz ≤ f ≤ 20kHz | | 120 | | dB |

- Notes :**
- Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating if V_{CC} > 15V. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V_{CC}. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
 - The direction of the input current is out of the IC. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.
 - V_O = 1.4V, R_s = 0Ω, 5V < V_{CC} < 30V, 0 < V_{ic} < V_{CC} - 1.5V
 - The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3V. The upper end of the common-mode voltage range is V_{CC} - 1.5V, but either or both inputs can go to +32V without damage.
 - Due to the proximity of external components insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of capacitance increases at higher frequencies.
 - This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward biased and thereby acting as input diodes clamps. In addition to this diode action, there is also NPN parasitic action on the IC chip. this transistor action can cause the output voltages of the Op-amps to go to the V_{CC} voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration than an input is driven negative.
This is not destructive and normal output will set up again for input voltage higher than -0.3V.

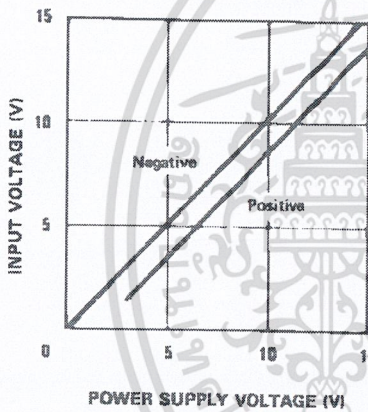
INPUT BIAS CURRENT
versus AMBIENT TEMPERATURE



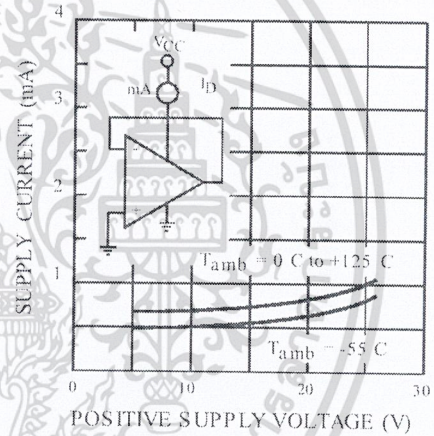
CURRENT LIMITING (Note 8)



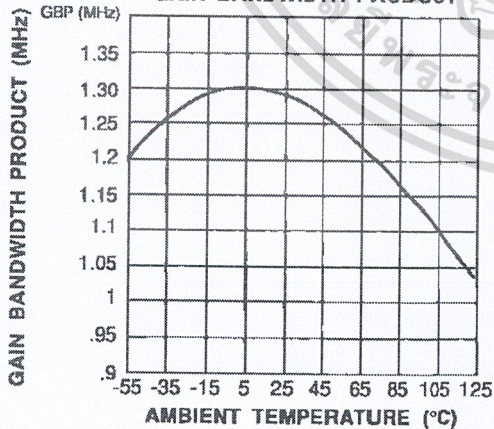
INPUT VOLTAGE RANGE



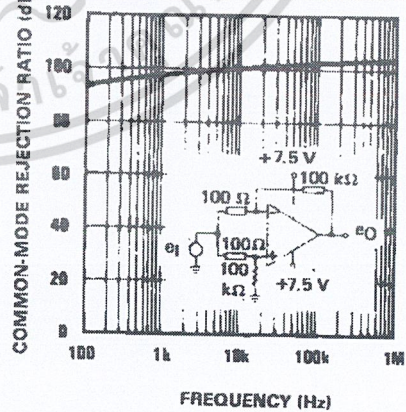
SUPPLY CURRENT



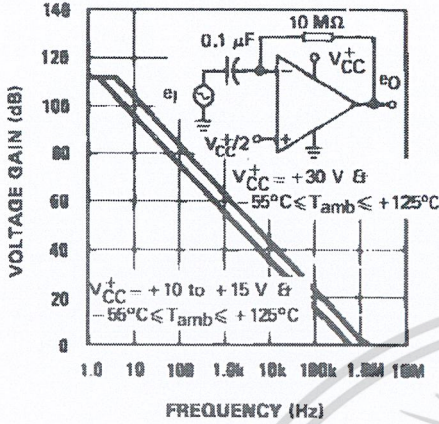
GAIN BANDWIDTH PRODUCT



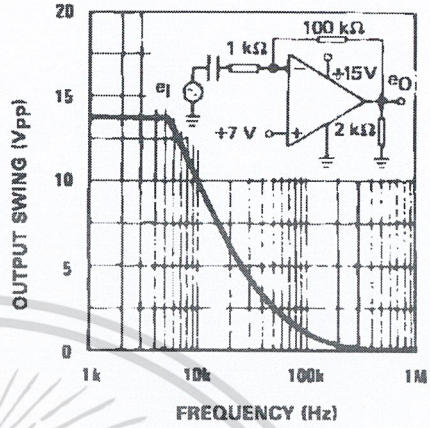
COMMON-MODE REJECTION RATIO



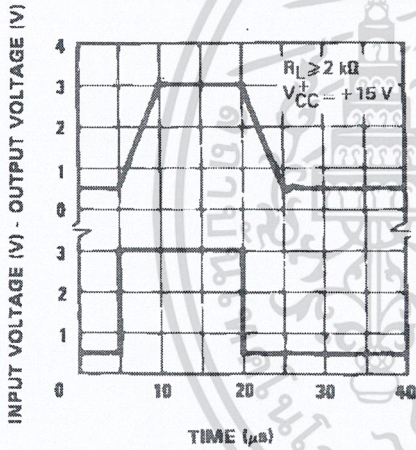
OPEN LOOP FREQUENCY RESPONSE



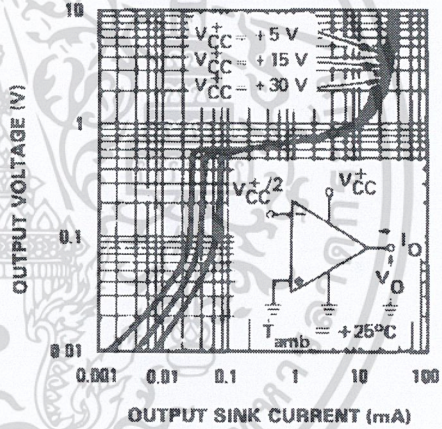
LARGE SIGNAL FREQUENCY RESPONSE



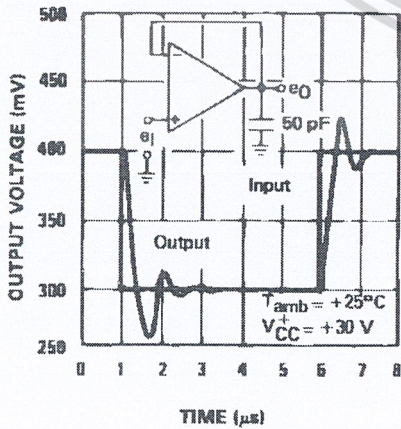
VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE



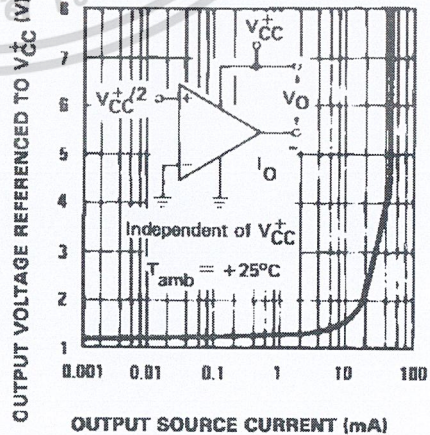
OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SINKING)

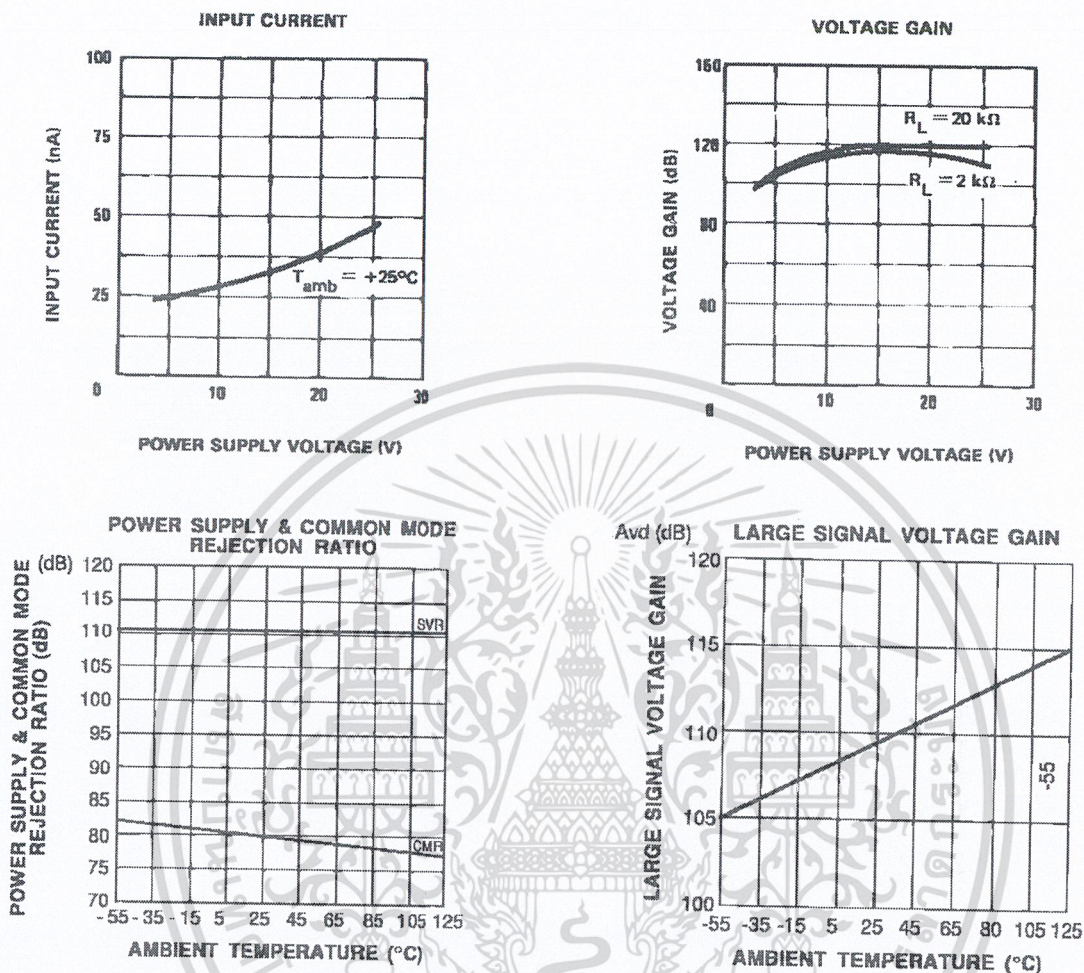


VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE (SMALL SIGNAL)



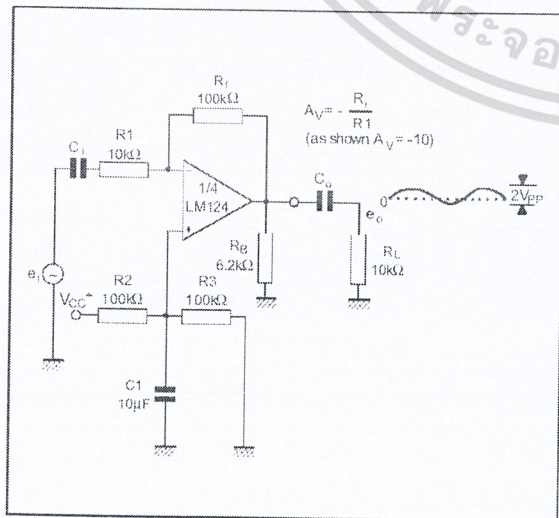
OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SOURCING)



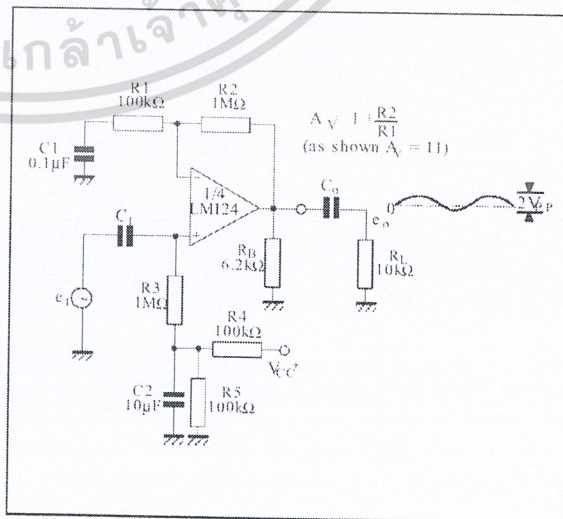


TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS

AC COUPLED INVERTING AMPLIFIER

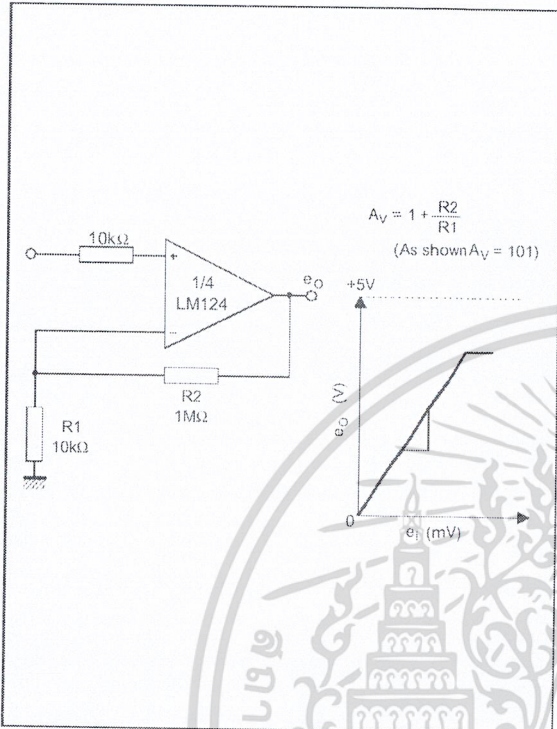


AC COUPLED NON-INVERTING AMPLIFIER

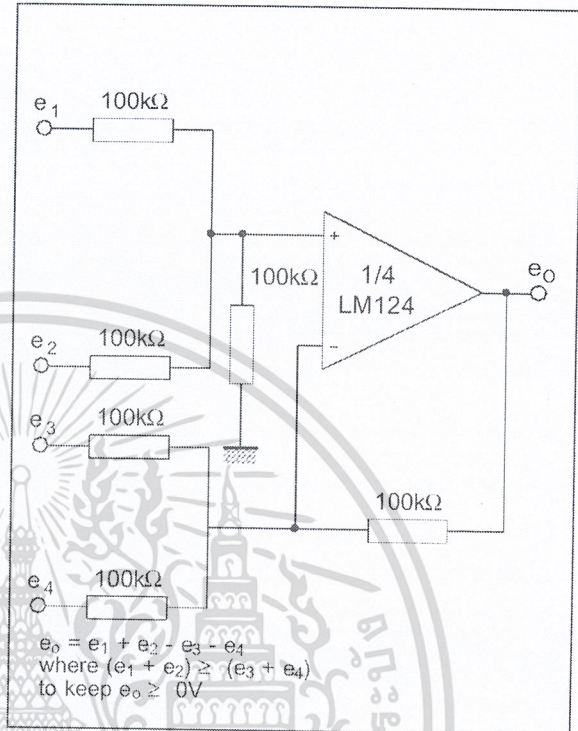


TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS

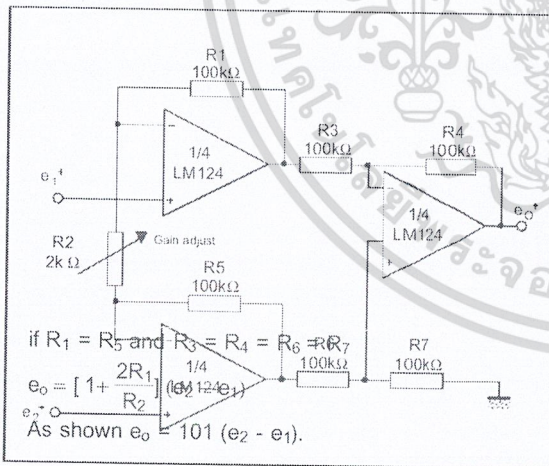
NON-INVERTING DC GAIN



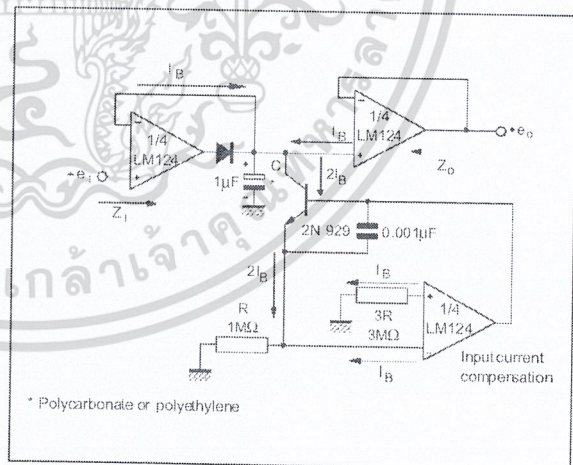
DC SUMMING AMPLIFIER



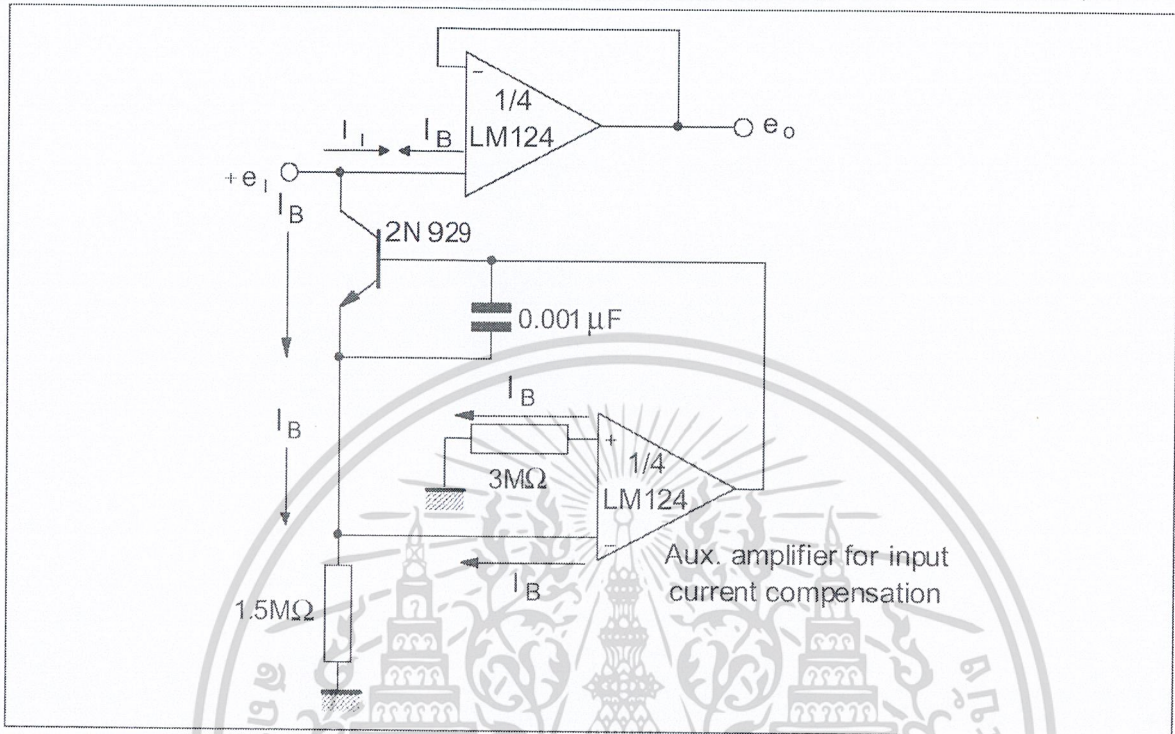
HIGH INPUT Z ADJUSTABLE GAIN DC INSTRUMENTATION AMPLIFIER



LOW DRIFT PEAK DETECTOR

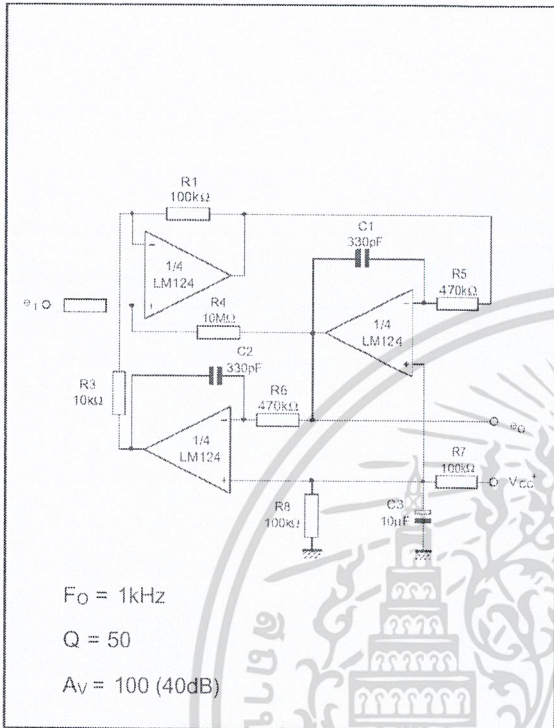


USING SYMMETRICAL AMPLIFIERS TO REDUCE INPUT CURRENT (GENERAL CONCEPT)

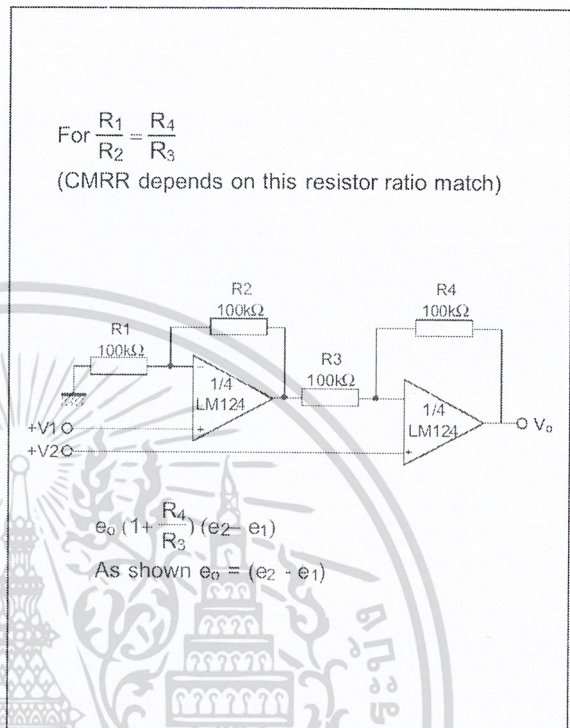


TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS

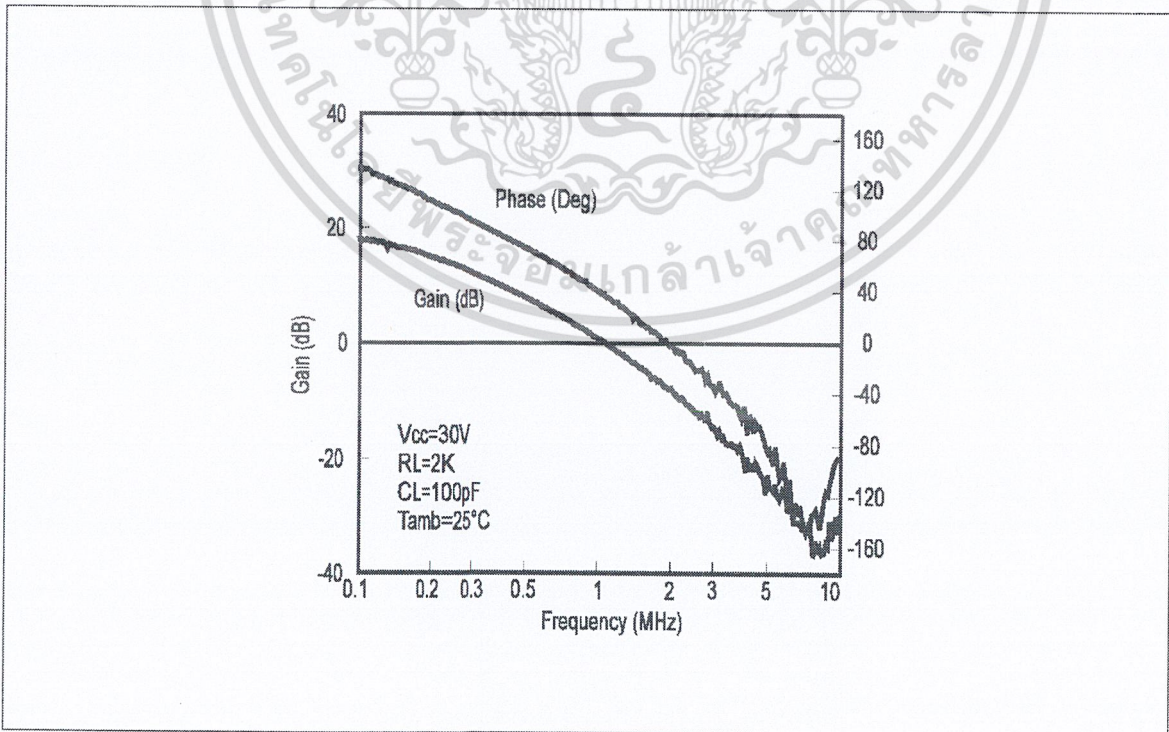
ACTIVER BANDPASS FILTER



HIGH INPUT Z, DC DIFFERENTIAL AMPLIFIER



VOLTAGE GAIN AND PHASE vs FREQUENCY



- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375µA
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 2mV
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE : SINGLE SUPPLY : +3V to +30V DUAL SUPPLIES : ±1.5V to ±15V

Applies to : LM124-LM224-LM324

** Standard Linear Ics Macromodels, 1993.

** CONNECTIONS :

- * 1 INVERTING INPUT
- * 2 NON-INVERTING INPUT
- * 3 OUTPUT
- * 4 POSITIVE POWER SUPPLY
- * 5 NEGATIVE POWER SUPPLY

- DINR 15 18 MDTH 400E-12
- VIP 4 18 2.000000E+00
- FCP 4 5 VOFP 3.400000E+01
- FCN 5 4 VOFN 3.400000E+01
- FIBP 2 5 VOFN 2.000000E-03
- FIBN 5 1 VOFP 2.000000E-03

- * AMPLIFYING STAGE
- FIP 5 19 VOFP 3.600000E+02
- FIN 5 19 VOFN 3.600000E+02

.SUBCKT LM124 1 3 2 4 5 (analog)

.MODEL MDTH D IS=1E-8 KF=3.104131E-15 CJO=10F

* INPUT STAGE

- CIP 2 5 1.000000E-12
- CIN 1 5 1.000000E-12
- EIP 10 5 2 5 1
- EIN 16 5 1 5 1
- RIP 10 11 2.600000E+01
- RIN 15 16 2.600000E+01
- RIS 11 15 2.003862E+02
- DIP 11 12 MDTH 400E-12
- DIN 15 14 MDTH 400E-12
- VOFP 12 13 DC 0
- VOFN 13 14 DC 0
- IPOLE 13 5 1.000000E-05
- CPS 11 15 3.783376E-09
- DINN 17 13 MDTH 400E-12
- VIN 17 5 0.000000E+00

- RG1 19 5 3.652997E+06
- RG2 19 4 3.652997E+06
- CC 19 5 6.000000E-09
- DOPM 19 22 MDTH 400E-12
- DONM 21 19 MDTH 400E-12
- HOPM 22 28 VOUT 7.500000E+03
- VIPM 28 4 1.500000E+02
- HONM 21 27 VOUT 7.500000E+03
- VINM 5 27 1.500000E+02
- EOUT 26 23 19 5 1
- VOUT 23 5 0
- ROUT 26 3 20
- COU 3 5 1.000000E-12
- DOP 19 25 MDTH 400E-12
- VOP 4 25 2.242230E+00
- DON 24 19 MDTH 400E-12
- VON 24 5 7.922301E-01

.ENDS

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

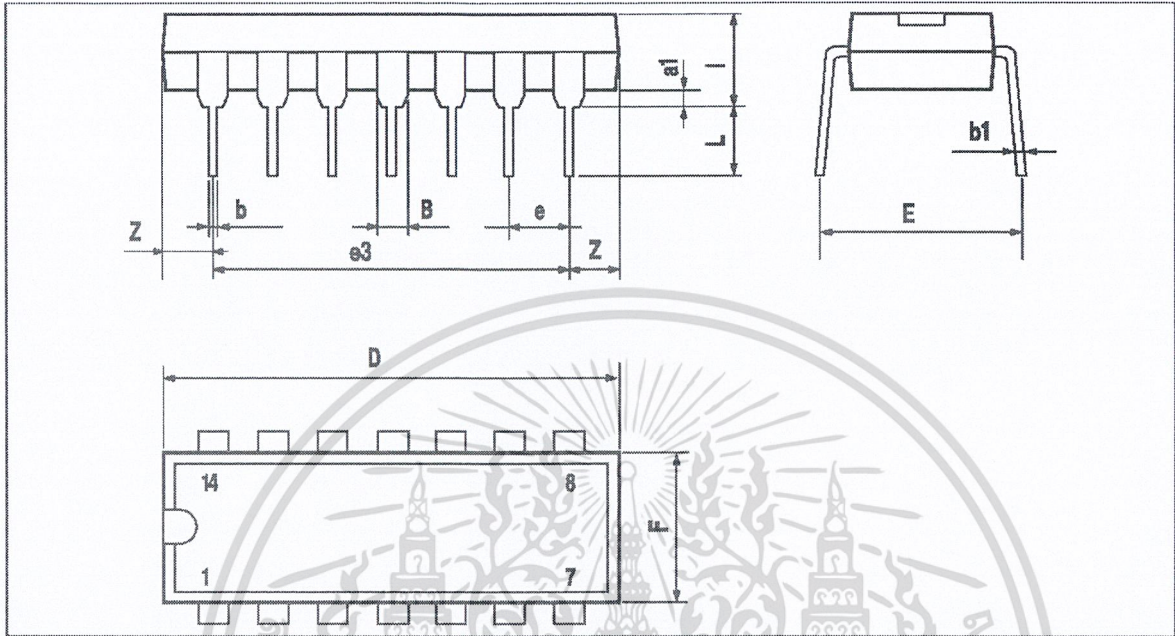
$V_{CC}^+ = +5V, V_{CC}^- = 0V, T_{amb} = 25^\circ C$ (unless otherwise specified)

| Symbol | Conditions | Value | Unit |
|-----------|----------------------------------|--------------|------|
| V_{io} | | 0 | mV |
| A_{vd} | $R_L = 2k\Omega$ | 100 | V/mV |
| I_{CC} | No load, per operator | 350 | µA |
| V_{icm} | | -15 to +13.5 | V |
| V_{OH} | $R_L = 2k\Omega, V_{CC}^+ = 15V$ | +13.5 | V |
| V_{OL} | $R_L = 10k\Omega$ | 5 | mV |
| I_{OS} | $V_O = +2V, V_{CC} = +15V$ | +40 | mA |
| GBP | $R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$ | 1.3 | MHz |
| SR | $R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$ | 0.4 | V/µs |



LM124 - LM224 - LM324

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



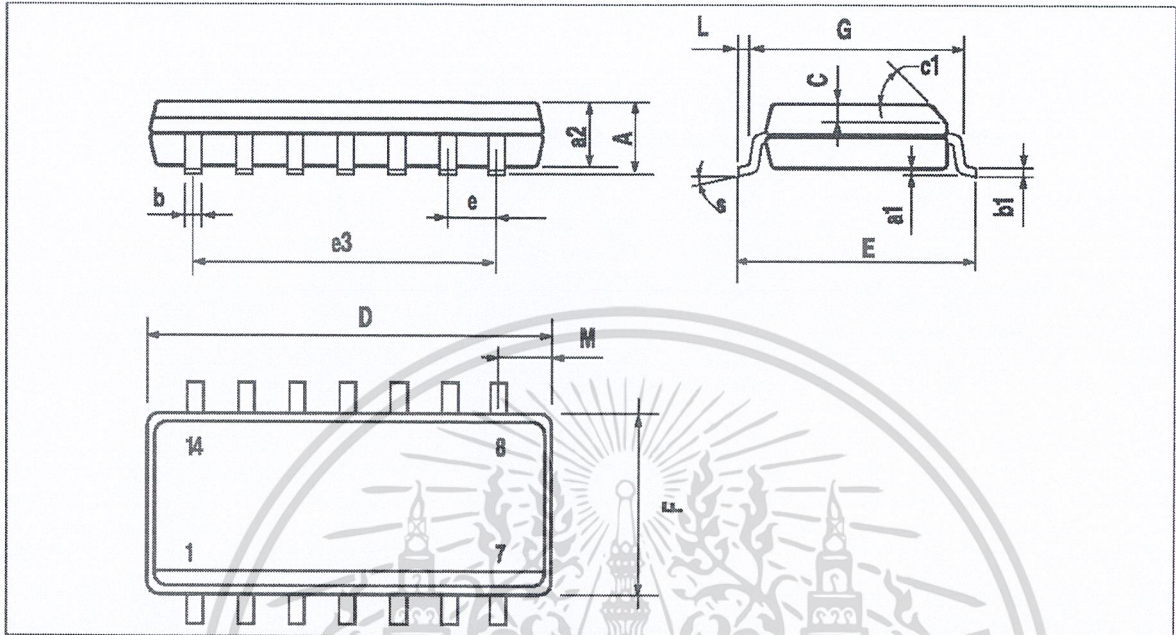
PWA-DIP14.EPS

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

DIP14.TBL



PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



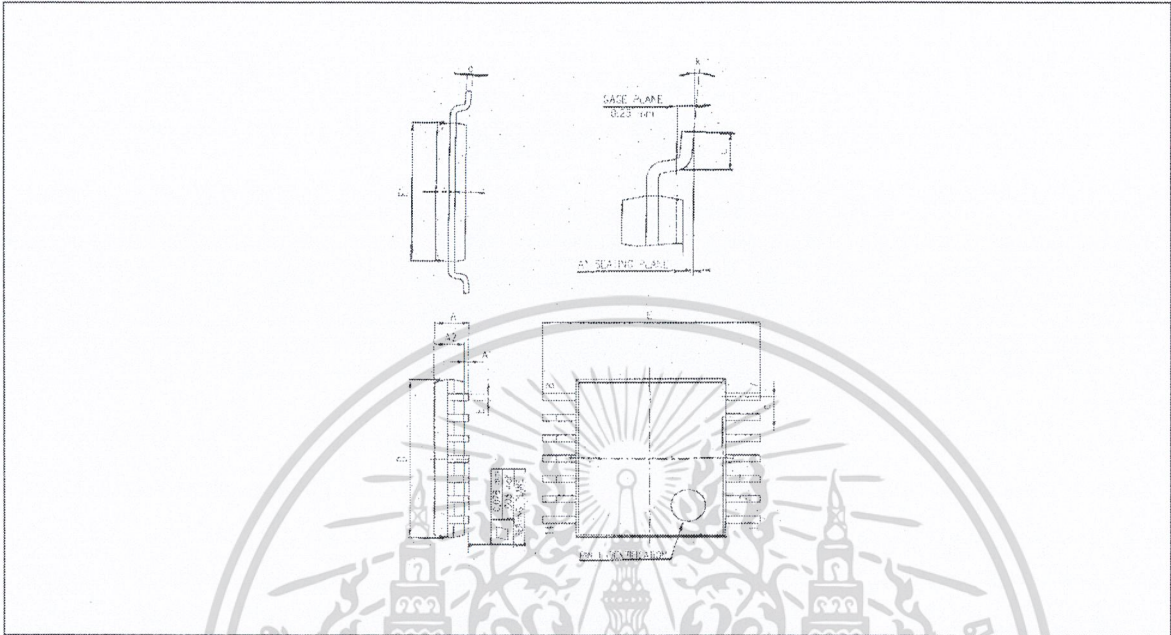
PM-SO14.EPS

| Dimensions | Millimeters | | | Inches | | |
|------------|-------------|------|------------|--------|-------|-------|
| | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. |
| A | | | 1.75 | | | 0.069 |
| a1 | 0.1 | | 0.2 | 0.004 | | 0.008 |
| a2 | | | 1.6 | | | 0.063 |
| b | 0.35 | | 0.46 | 0.014 | | 0.018 |
| b1 | 0.19 | | 0.25 | 0.007 | | 0.010 |
| C | | 0.5 | | | 0.020 | |
| c1 | | | 45° (typ.) | | | |
| D | 8.55 | | 8.75 | 0.336 | | 0.334 |
| E | 5.8 | | 6.2 | 0.228 | | 0.244 |
| e | | 1.27 | | | 0.050 | |
| e3 | | 7.62 | | | 0.300 | |
| F | 3.8 | | 4.0 | 0.150 | | 0.157 |
| G | 4.6 | | 5.3 | 0.181 | | 0.208 |
| L | 0.5 | | 1.27 | 0.020 | | 0.050 |
| M | | | 0.68 | | | 0.027 |
| S | | | 8° (max.) | | | |

SO14.TBL



PACKAGE MECHANICAL DATA
 14 PINS - THIN SHRINK SMALL OUTLINE PACKAGE



| Dim. | Millimeters | | | Inches | | |
|------|-------------|------|------|--------|--------|-------|
| | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. |
| A | | | 1.20 | | | 0.05 |
| A1 | 0.05 | | 0.15 | 0.01 | | 0.006 |
| A2 | 0.80 | 1.00 | 1.05 | 0.031 | 0.039 | 0.041 |
| b | 0.19 | | 0.30 | 0.007 | | 0.15 |
| c | 0.09 | | 0.20 | 0.003 | | 0.012 |
| D | 4.90 | 5.00 | 5.10 | 0.192 | 0.196 | 0.20 |
| E | | 6.40 | | | 0.252 | |
| E1 | 4.30 | 4.40 | 4.50 | 0.169 | 0.173 | 0.177 |
| e | | 0.65 | | | 0.025 | |
| k | 0° | | 8° | 0° | | 8° |
| l | 0.50 | 0.60 | 0.75 | 0.09 | 0.0236 | 0.030 |

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

© The ST logo is a trademark of STMicroelectronics

© 1999 STMicroelectronics – Printed in Italy – All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - Canada - China - France - Germany - Italy - Japan - Korea - Malaysia - Malta - Mexico - Morocco
 The Netherlands - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - Taiwan - Thailand - United Kingdom - U.S.A.

© <http://www.st.com>



เอกสารอ้างอิง

กฤษดา ใจเย็น, ชัยวัฒน์ ลิ้มพรจิตรวิไล, “เรียนรู้และปฏิบัติการไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F84”,
พิมพ์ครั้งที่ 2, อินโนเวตีฟ เอ็ดจิวเรียมেন্ট, 383 หน้า, 2543

พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ. “เครื่องวัดความดันโลหิต ควบคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์”, วิทยานิพนธ์,
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร
ลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2533

พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ และวัฒนา โพธิ์เจริญ. เอกสารประกอบการเรียนวิชา อิเล็กทรอนิกส์ทาง
การแพทย์. ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอม-
เกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.

สมจิต หनुเจริญกุล, “การแพทย์ทางอายุกรรม เล่ม 2”, โครงการตำราภาคพยาบาลศาสตร์
คณะแพทยศาสตร์รามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 29 – 34, 2524

อมรา มลิตา, พิพัฒน์ เจิดจรัสและทวีศักดิ์ บุรณวุฒิ. “สรีรวิทยาเบื้องต้นเล่มที่ 1” พิมพ์
ครั้งที่ 5, สำนักพิมพ์อักษรเจริญทัศน์, 2526

อนันต์ คัมภีรานนท์. อิเล็กทรอนิกส์อุตสาหกรรม 1. กรุงเทพฯ : โรงพิมพ์บริษัทสยาม สปอร์ต ซิน-
ดิเคต จำกัด. 2538

Hand Book. Data Book Nation Semiconductor Inc..U.S.A.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้