

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก  
Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

จีระนันท์ พิมพดี  
Jeeranan Pimpadee  
อรวรรณ ม่วงอ่อน  
Orawan Muang-On

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2560

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก

Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

โดย

นางสาวจีระนันท์ พิมพดี

นางสาวอรวรรณ ม่วงอ่อน

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบุลย์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2560

สาขา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก

Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

ผู้จัดทำ

นางสาวจิระนันท์ พิมพดี รหัสนักศึกษา 57010194

นางสาวอรรรณ ม่วงอ่อน รหัสนักศึกษา 57011502

ปริญญาานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



( รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์ )

อาจารย์ที่ปรึกษา

|                              |  |
|------------------------------|--|
| หัวข้อปริญญานิพนธ์           | เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก |
| นักศึกษา                     | นางสาวจิระนันท์ พิมพดี รหัสนักศึกษา 57010194               |
|                              | นางสาวอรรวรรณ ม่วงอ่อน รหัสนักศึกษา 57011502               |
| ปริญญา                       | วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  |
| สาขาวิชา                     | วิศวกรรมชีวการแพทย์  |
| ปีการศึกษา                   | 2560   |
| อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ | รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์                                |

### บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อต้องการให้ผู้ใช้งานสามารถวัดความดันโลหิตของตนเองได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว โดยเครื่องมือนี้ประกอบไปด้วย ถังผ้าพันแขน (cuff) มอเตอร์บีบลม เซนเซอร์วัดแรงดัน วงจรขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่สูงผ่าน โดยข้อมูลที่ได้จะถูกประมวลผลและส่งผ่านจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ไปแสดงผลบนจอแอลซีดี โดยหลักการทำงานของอุปกรณ์นั้นจะเริ่มบีบลมเข้าไปใน cuff แล้วจะใช้เซนเซอร์ส่งสัญญาณอนาล็อกไปเข้าที่ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์แปลงเป็นเลขดิจิตอล 10 บิต จากนั้นตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะส่งสัญญาณไปควบคุมมอเตอร์ให้บีบที่แรงดันสูงสุดที่ค่า 180 mmHg แล้วประมวลผลตามคำสั่งที่เขียนไว้ในอาร์ดูโน้ (Arduino) แล้วจึงอ่านค่าที่ได้ออกมา ค่าที่ได้ก็จะถูกส่งไปแสดงผลบนจอแอลซีดี

Thesis Title        Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

Student             Miss.Jeeranan Pimpadee    Student ID.57010194

                         Miss.Orawan Muang-On    Student ID.57011502

Degree             Bachelor of Engineering

Program            Biomedical Engineering

Year                2017

Thesis Advisor    Assoc.Prof.Dr.Surapan Airphaiboon

## Abstract

This thesis is a design non-invasive blood pressure device allowing a user to easily measure blood pressure by himself. The authors has designed and built a blood pressure monitor. This device consists of a cuff, pressure pump, pressure sensor, amplifier circuits and a high pass filter. The data will be transmitted from a microcontroller to a LCD display. In principle, the device will start to pump air into the cuff, the analog signal transmits to the microcontroller. Then the microcontroller activates the motor to pump to the maximum pressure of 180 mmHg. The arduino process the data and display on the LCD.

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยการให้ความช่วยเหลือแนะนำของ รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อ-ไพบูลย์ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำโครงงานนี้ และ รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม พร้อมด้วยคณะอาจารย์และผู้สนับสนุนโครงงานท่านอื่นๆที่ได้กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำและข้อคิดเห็นตลอดจนแนวทางการแก้ไขปัญหาต่างๆในการทำโครงงานครั้งนี้เป็นอย่างดีมาโดยตลอด ผู้เขียนจึงขอกราบขอบพระคุณไว้ ณ โอกาสนี้

ท้ายสุดนี้ หากโครงงานฉบับนี้มีสิ่งใดขาดตกบกพร่องหรือผิดพลาดประการใด ผู้จัดทำต้องขอภัยเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้ และผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่าโครงงานนี้คงมีประโยชน์ไม่มากนักน้อยสำหรับผู้สนใจหรือหน่วยงานที่เกี่ยวข้องที่สนใจในรายละเอียดเกี่ยวกับเครื่องวัดความดันอัตโนมัติ

จิระนันท์ พิมพดี

อรรวรรณ ม่วงอ่อน

# สารบัญ

| เรื่อง   | หน้า     |
|--|----------|
| บทคัดย่อ.....  | i        |
| ABSTRACT.....  | ii       |
| กิตติกรรมประกาศ.....                                     | iii      |
| สารบัญ.....  | iv       |
| สารบัญรูป.....   | vii      |
| สารบัญตาราง.....   | ix       |
| <b>บทที่ 1 บทนำ.....</b>                                 | <b>1</b> |
| 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....                  | 1        |
| 1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....                         | 1        |
| 1.3 ขอบเขตการศึกษา.....                                  | 2        |
| 1.4 ขั้นตอนการศึกษา.....                                 | 2        |
| 1.5 ระยะเวลาการดำเนินโครงการ.....                        | 2        |
| 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....                       | 3        |
| 1.7 โครงสร้างของโครงการ.....                             | 3        |
| <b>บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....</b>                   | <b>5</b> |
| 2.1 บทนำ.....  | 4        |
| 2.2 ความรู้เบื้องต้นในการวัดความดันโลหิต.....            | 4        |
| 2.2.1 โครงสร้างของระบบหมุนเวียนโลหิต.....                | 4        |
| 2.2.2 ตำแหน่งของหลอดเลือด.....                           | 5        |
| 2.2.3 ความดันในระบบการไหลเวียนโลหิต.....                 | 5        |
| 2.2.3.1 ความดันโลหิตสูง (Hypertension).....              | 6        |
| 2.2.3.2 ความดันโลหิตต่ำ (Hypotension).....               | 7        |
| 2.2.4 ความดันหลอดเลือดแดง (Arterial blood pressure)..... | 8        |
| 2.2.5 ค่าความดันที่วัด.....                              | 10       |
| 2.3 อุปกรณ์ที่ใช้วัดการไหลของโลหิต.....                  | 11       |
| 2.4 วิธีวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกร้ำ.....                 | 12       |
| 2.4.1 วิธีการคลำชีพจร (Palpatory).....                   | 12       |
| 2.4.2 วิธีฟังเสียง (Auscultatory).....                   | 13       |

## สารบัญ(ต่อ)

| เรื่อง   | หน้า      |
|--|-----------|
| 2.4.3 วิธีออสซิลโลเมตริก (Oscillometric).....                                      | 14        |
| 2.4.4 Continuous Vascular Unloading.....   | 17        |
| 2.4.5 วิธีดูสีผิวเมื่อมีโลหิต (Flush).....   | 17        |
| 2.5 สรุปการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีไม่รุกรานและเป็นทางอ้อม.....                     | 17        |
| 2.6 เทคนิคการวัดที่ต้องพิจารณาในการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีไม่รุกราน.....           | 18        |
| 2.7 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิต.....                             | 19        |
| 2.7.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิตของร่างกาย.....                 | 20        |
| 2.8 เซนเซอร์วัดความดัน.....  | 22        |
| 2.8.1 ลักษณะโดยทั่วไปของ MPX2050GP.....  | 22        |
| 2.9 Instrumentation Amplifiers.....  | 23        |
| 2.10 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit).....   | 24        |
| 2.10.1 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter : LPF).....                       | 24        |
| 2.10.2 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter : HPF).....                      | 26        |
| 2.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์ ( Microcontroller ).....                                    | 27        |
| 2.11.1 อาร์ดูโน้ (Arduino).....  | 27        |
| 2.12 จอแสดงผลชนิดผลึกเหลว หรือจอแสดงผลแบบ LCD.....                                 | 28        |
| 2.12.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับจอแสดงผลแบบ LCD.....                                  | 28        |
| 2.12.2 โครงสร้างโดยทั่วไปของจอแสดงผลแบบ LCD.....                                   | 28        |
| 2.12.3 การควบคุมการแสดงผลของจอแสดงผลแบบ LCD.....                                   | 32        |
| 2.12.4 การเชื่อมต่อสัญญาณขาข้อมูลระหว่าง Microcontroller กับ LCD Controller.....   | 34        |
| <b>บทที่ 3 การออกแบบวงจรและการทำงาน.....</b>                                       | <b>35</b> |
| 3.1 เครื่องวัดความดันโลหิต.....  | 35        |
| 3.2 Pressure Sensor และ Instrument Amplifier.....                                  | 35        |
| 3.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่หนึ่ง (First Order of High-Pass Filter).....     | 37        |
| 3.4 วงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier).....                                     | 38        |
| 3.5 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method...39 |           |
| <b>บทที่ 4 ผลการทดลอง.....</b>   | <b>42</b> |
| 4.1 การวัดความดันโลหิต.....  | 42        |

## สารบัญ(ต่อ)

| เรื่อง   | หน้า |
|--|------|
| 4.1.1 ลำดับขั้นตอนการทดลอง.....  | 42   |
| 4.1.2 วัดสัญญาณออสซิลโลเมตริกที่ผ่านวงจร High-Pass Filter และ Amplifier..... | 43   |
| 4.1.3 การทดลองเพื่อสังเกตความแม่นยำของอุปกรณ์.....                           | 44   |
| บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง.....  | 45   |
| สรุป.....  | 45   |
| วิจารณ์ผลการทดลอง.....   | 45   |
| เอกสารอ้างอิง.....   | 46   |
| ภาคผนวก.....   | 47   |

## สารบัญรูป

| รูปที่   | หน้า |
|--|------|
| 2.1 การไหลเวียนโลหิตในร่างกาย.....   | 5    |
| 2.2 การทำงานของหัวใจซึ่งเป็นต้นตอของความดันเลือดในร่างกายคน.....                                     | 6    |
| 2.3 แสดงลักษณะคลื่นความดันเลือดแดง.....  | 9    |
| 2.4 blood pressure vs. time in the artery .....  | 9    |
| 2.5 ความดันเลือดในส่วนต่างๆของหลอดเลือดและหัวใจ.....   | 10   |
| 2.6 ถุงลมปัมแขน.....   | 12   |
| 2.6 ก) ลักษณะการพัมถุงลมปัมแขน.....  | 14   |
| 2.6 ข) ตำแหน่งของถุงลมที่อยู่ในถุงลมปัมแขน.....  | 14   |
| 2.7 การวัดความดันโลหิตด้วยวิธีคลำชีพจร.....  | 13   |
| 2.7 ก) ตำแหน่งการพัมถุงลมปัมแขนและการจับชีพจร.....   | 13   |
| 2.7 ข) ความดันในถุงลมปัมแขน และคลื่นชีพจร.....   | 13   |
| 2.8 วิธีการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีการฟังเสียง.....   | 14   |
| 2.8 ก) ตำแหน่งในการวัดโดยวิธีการฟังเสียง.....  | 14   |
| 2.8 ข) เสียง Korotkoff.....  | 14   |
| 2.9 วิธีการออสซิลโลเมตริก.....   | 15   |
| 2.10 สัญญาณที่ได้จากถุงลมปัมแขนที่มีการแกว่งและสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจากเสียง Korotkoff.....       | 15   |
| 2.11 ตำแหน่งการหาค่าความดัน Systolic, Diastolic และ Mean.....  | 16   |
| 2.12 บันทึกการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีฟังเสียงออสซิลโลเมตริกและการคลำชีพจร.....                       | 18   |
| 2.13 โครงสร้างของระบบการไหลเวียนของโลหิต.....  | 20   |
| 2.14 ภาพภายใน MPX2050GP.....   | 23   |
| 2.15 ตัวอย่างการต่อใช้งานวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน.....  | 23   |
| 2.16 การต่อวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ.....   | 24   |
| 2.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับค่าลำดับการลดทอนความถี่ในวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน..... | 25   |
| 2.18 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง.....   | 26   |

## สารบัญรูป(ต่อ)

| รูปที่  | หน้า |
|---|------|
| 2.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับค่าลำดับการลดทอนความถี่ในวงจรกรองความถี่สูงผ่าน.....                | 26   |
| 2.20 ส่วนต่างๆ ของอาร์ดูโน.....   | 27   |
| 2.21 การเชื่อมต่ออาร์ดูโน (Arduino) กับคอมพิวเตอร์ผ่าน USB.....   | 28   |
| 2.22 จอ LCD 16x2 Character (Parallel).....  | 29   |
| 2.23 จอ LCD 16x2 Character (I2C).....   | 30   |
| 2.24 ด้านหน้าจอ LCD 16x2 (Parallel).....  | 30   |
| 2.25 ด้านหลังจอ LCD 16x2 (I2C).....   | 32   |
| 2.26 การต่อจอ LCD แบบ 8 ขา.....   | 33   |
| 2.27 การต่อจอ LCD แบบ 4 ขา.....   | 34   |
| 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกล้ำโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก.....                     | 35   |
| 3.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Output voltage กับ Differential input pressure.....                                     | 36   |
| 3.3 วงจรขยาย Instrument Amplifier.....  | 37   |
| 3.4 First Order of High-Pass Filter.....  | 37   |
| 3.5 วงจร Amplifier.....   | 38   |
| 3.6 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method ในโปรแกรม Proteus8 Professional.....  | 39   |
| 3.7 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method ในแผ่น PCB.....                       | 39   |
| 3.8 โครงสร้างแหล่งจ่ายไฟตามจุดต่างๆภายในกล่องเครื่องวัดความดันโลหิต.....  | 40   |
| 3.9 แสดงแผนผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต.....  | 41   |
| 4.1 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดัน (mV) กับค่าความดัน (mmHg).....   | 43   |
| 4.2 Pressure signal (Channel1) and Oscillometric signal (Channel2).....   | 43   |
| 4.3 Pressure ที่กำลังลดลงเมื่อทำการวัดความดันโลหิต (Channel1) และแสดงสัญญาณ Oscillometric ที่ชัดเจน (Channel2)..... | 44   |

## สารบัญตาราง

| ตารางที่   | หน้า |
|--|------|
| 1.1 ระยะเวลาการดำเนินโครงการ .....   | 2    |
| 2.1 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ.....  | 8    |
| 2.2 ความดันโลหิตปกติตามช่วงอายุ.....   | 8    |
| 2.3 ตารางขาของจอ LCD 16x2 แบบ Parallel.....                                  | 31   |
| 2.4 ตารางขาของจอ LCD 16x2 แบบ I2C.....                                       | 32   |
| 4.1 ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของตัว Sensor MPX2050GP เทียบกับค่าความดัน..... | 42   |
| 4.2 การเปรียบเทียบความแม่นยำของอุปกรณ์.....                                  | 44   |

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เครื่องวัดความดันโลหิตเป็นเครื่องมือที่ใช้วัดแรงดันของกระแสโลหิตที่กระทบต่อผนังหลอดเลือดโลหิตที่ใช้ในการประเมินสัญญาณชีพขั้นพื้นฐานของร่างกาย หลักการทำงานโดยทั่วไปของเครื่องวัดความดันโลหิตจะใช้วิธีการวัดแบบออสซิลโลเมตริก (Oscillometric) ซึ่งเป็นการวัดแอมพลิจูดของความดันที่แกว่งในถุงลมพนักแขน (Cuff) มาเป็นตัวบ่งชี้ค่าความดัน เนื่องจากการแกว่งมีแอมพลิจูดขนาดเล็กจึงต้องอาศัยขบวนการขยายสัญญาณความดันภายในถุงลมพนักแขนที่เหนือกว่าค่าซิสโตลิก ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกับที่คลื่นชีพจรหายไป เมื่อปล่อยลมออกช้าๆประมาณ 3 มิลลิเมตรปรอท (mmHg)

เนื่องจากเวลาที่คนเรารู้สึกเจ็บป่วยหรือไม่สบาย สิ่งแรกที่นึกถึงคือการไปพบแพทย์ตามโรงพยาบาลหรือคลินิก ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการวัดความดันโลหิตก่อนที่จะเข้าพบแพทย์ เนื่องจากค่าความดันโลหิตจัดเป็นหนึ่งในสัญญาณชีพที่สำคัญ และทุกคนต้องมีความดันโลหิต เพราะความดันโลหิตจะเป็นแรงผลักดันให้เลือดไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆของร่างกาย ดังนั้นทุกคนควรจะเรียนรู้เกี่ยวกับความดันโลหิตและรักษาให้ความดันโลหิตอยู่ในเกณฑ์ปกติเพราะความดันโลหิตสูงจะทำให้เกิดหลอดเลือดแข็งและตีบ เมื่อหัวใจบีบตัวหัวใจจะบีบเลือดไปยังหลอดเลือดแดงทำให้เกิดความดันโลหิต ซึ่งค่าความดันโลหิตสามารถบอกถึงสุขภาพและโรคต่างๆได้ อาทิเช่น โรคเบาหวาน โรคความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ เป็นต้น ซึ่งโรคต่างๆส่วนใหญ่จำเป็นต้องทำการตรวจวัดร่างกายอยู่เป็นประจำ ทำให้ผู้ป่วยต้องเสียเวลาไปทำการตรวจวัดร่างกายตามโรงพยาบาลหรือคลินิก ดังนั้นทางผู้จัดทำได้เล็งเห็นถึงปัญหาและความสำคัญจึงได้จัดทำเครื่องวัดความดันโลหิตขึ้นซึ่งสามารถตรวจวัดค่าต่างๆได้ด้วยตนเองที่บ้านหรือ ณ สถานที่แห่งใดก็ตาม โดยไม่จำเป็นต้องไปซื้อเครื่องมือที่มีราคาแพงที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ

#### 1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

ในการทำโครงการเรื่อง “เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกล้ำโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก” ได้กำหนดวัตถุประสงค์ไว้ดังนี้

1.2.1 เพื่อศึกษากระบวนการวัดความดันโลหิตด้วยวิธี Oscillometric

1.2.2 ออกแบบเครื่องวัดความดันโลหิตที่ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ด้วยตนเองในเบื้องต้นได้

1.2.3 ผู้ป่วยสามารถวัดความดันโลหิตได้เองที่บ้าน

1.2.4 เพื่อนำความรู้ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์มาประยุกต์ใช้ในการผลิตเครื่องมือทางการแพทย์และสามารถพัฒนาได้อย่างยั่งยืนในอนาคต

1.2.5 เพื่อเรียนรู้กระบวนการทำงานที่เป็นขั้นตอน มีแบบแผน การทำงานเป็นทีม มีความสามารถในการแก้ปัญหาข้อขัดแย้งและอุปสรรคในการทำงานที่อาจเกิดขึ้นได้

### 1.3 ขอบเขตการศึกษา

1.3.1 หน้าจอ LCD ที่อยู่บนกล่องอุปกรณ์ จะแสดงผลการตรวจวัด 2 ค่า คือ ค่า systolic และ ค่า diastolic

1.3.2 มีการป้องกันแรงดันในถุงลมพ่นแขนไม่ให้เกิน 200 mmHg โดยการกดปุ่ม STOP (สีแดง) เพื่อสั่งให้หยุดการทำงานของมอเตอร์และทำการปล่อยลมออกจากถุงลมพ่นแขนเพื่อไม่ให้ถุงลมพ่นแขนรััดแขนแน่นเกินไป

1.3.3 ใช้เวลาในการตรวจวัด 1 ครั้งไม่เกิน 60 วินาที

1.3.4 ใช้จอแสดงผลแบบ LCD ขนาด 16 ตัวอักษร 2 บรรทัด

### 1.4 ขั้นตอนการศึกษา

1.4.1 เลือกหัวข้อศึกษา และค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับการวัดความดันโลหิต

1.4.2 ศึกษาวงจรวัดความดันโลหิต

1.4.3 ต่อวงจรวัดความดันโลหิต

1.4.4 ทดสอบการทำงานของวงจร

1.4.5 ทำการออกแบบและสร้างเครื่องวัดความดันอัตโนมัติ

1.4.6 สอบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้รับมาตรฐานแล้วในปัจจุบัน

1.4.7 บันทึกผล วิเคราะห์ผลและการแก้ไข

1.4.8 พิมพ์รายงานโครงการ

### 1.5 ระยะเวลาการดำเนินโครงการ

ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาการดำเนินโครงการ

| การดำเนินงาน  | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. |
|---|------|------|------|------|------|------|------|-------|-------|
| 1.การเลือกหัวข้อศึกษา และค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้อง | /    |      |      |      |      |      |      |       |       |
| 2.ศึกษาวงจรที่เกี่ยวข้องในการวัดความดันโลหิต          | /    | /    |      |      |      |      |      |       |       |
| 3.ต่อวงจรวัดความดันโลหิต                              |      | /    | /    |      |      |      |      |       |       |
| 4.ทดสอบการทำงานของวงจร                                |      |      |      | /    | /    |      |      |       |       |
| 5.ออกแบบและสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ       |      |      |      |      |      | /    |      |       |       |

|   |  |  |  |  |  |  |   |   |   |
|---|--|--|--|--|--|--|---|---|---|
| 6.สอบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้รับมาตรฐานแล้วในปัจจุบัน |  |  |  |  |  |  | / |   |   |
| 7.บันทึกผล วิเคราะห์ผลและการแก้ไข                                 |  |  |  |  |  |  |   | / |   |
| 8.การจัดทำเล่มปริญญานิพนธ์  |  |  |  |  |  |  |   |   | / |

### 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 เข้าใจกระบวนการวัดความดันโลหิตด้วยวิธี Oscillometric
- 1.6.2 ทำให้ผู้ป่วยสามารถตรวจเช็คสุขภาพได้เองที่บ้านเป็นประจำทุกวัน
- 1.6.3 ประหยัดค่าใช้จ่ายในการเดินทางไปตรวจเช็คสุขภาพที่โรงพยาบาล
- 1.6.4 สามารถศึกษาและออกแบบวงจรเครื่องวัดความดันโลหิตได้
- 1.6.5 ได้รับความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับเครื่องมือวัดทางการแพทย์
- 1.6.6 เพื่อฝึกการทำงานอย่างมีระเบียบแบบแผน
- 1.6.7 เมื่อโครงการนี้เสร็จสมบูรณ์คาดว่าจะจะเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่ไม่สามารถไปพบแพทย์เพื่อตรวจ

ความดันโลหิตเป็นประจำได้

- 1.6.8 ได้นำความรู้และเทคโนโลยีทางด้านอิเล็กทรอนิกส์มาประยุกต์ใช้ให้เกิดประโยชน์ต่อสังคมและส่วนรวม

### 1.7 โครงสร้างของโครงการ

ในโครงการฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะแบ่งเนื้อหาออกเป็นดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา, วัตถุประสงค์ของการศึกษา, ขอบเขตการศึกษา, ขั้นตอนการศึกษา, ระยะเวลาการดำเนินโครงการ, ประโยชน์ที่จะได้รับการศึกษาและโครงสร้างของโครงการ

บทที่ 2 กล่าวถึงโครงสร้างและทฤษฎีการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตโดยใช้วิธี Oscillometric

บทที่ 3 กล่าวถึงการทำงานในส่วนต่างๆของเครื่องวัดความดันโลหิตโดยใช้วิธี Oscillometric และการแสดงผลบนจอแอลซีดี

บทที่ 4 ผลการทดลอง

บทที่ 5 สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 บทนำ

ในการจัดทำโครงการเรื่อง เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก ได้เริ่มจากการเล็งเห็นถึงปัญหาของผู้ป่วยที่ต้องใช้เวลานานในการที่จะเข้ารับการรักษาในแต่ละครั้ง โดยก่อนเข้าพบแพทย์จะต้องทำการตรวจวัดความดันโลหิตเป็นประจำเพื่อดูแผนการรักษาเบื้องต้น ซึ่งทางผู้จัดทำได้เริ่มจากการศึกษาค้นคว้าข้อมูลเกี่ยวกับความดันโลหิต การวัดความดันโลหิต เช่น วิธีการในการวัดความดันโลหิต วิธีการประเมินผลจากการวัด เป็นต้น จากนั้นจึงได้ทำการต่อวงจรเพื่อวัดค่าจากเซนเซอร์ความดันและวงจรต่างๆพร้อมกับเขียนโปรแกรมเพื่อตรวจจับสัญญาณแล้วทดสอบการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก ซึ่งในการจัดทำโครงการครั้งนี้จำเป็นต้องมีความรู้และความเข้าใจในเรื่องดังต่อไปนี้

#### 2.2 ความรู้เบื้องต้นในการวัดความดันโลหิต

##### 2.2.1 โครงสร้างของระบบหมุนเวียนโลหิต

ปริมาณของโลหิตในร่างกายคนเราจะมีค่าเป็น 1/3 ของน้ำหนักของร่างกายทั้งหมดโดยโลหิตส่วนมากนี้จะเคลื่อนที่อยู่ในหัวใจและหลอดเลือด หน้าที่ของโลหิตมีดังนี้

1) ช่วยนำอาหารจากระบบย่อยอาหารและออกซิเจนจากปอดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายและในเวลาเดียวกันก็จะขับเอาของเสีย เช่น คาร์บอนไดออกไซด์ เป็นต้น ออกไปสู่ภายนอกร่างกาย

2) ช่วยป้องกันเชื้อโรคต่างๆเข้าสู่ร่างกาย

3) ช่วยรักษาระดับความร้อนของร่างกาย โดยการเฉลี่ยความร้อนไปทั่วร่างกาย ส่วนประกอบของโลหิตประกอบไปด้วย ส่วนที่มีชื่อเรียกว่าเม็ดเลือดและพลาสมา (Corpuscles and Plasma) ในเม็ดเลือดประกอบด้วย เม็ดเลือดแดง (Erythrocytes), เม็ดเลือดขาว (Leucocytes), เม็ดเลือดเล็กๆ (Thrombocytes)

พลาสมา ประกอบด้วย ไฟบริโนเจน (Fibrinogen) โดยจะเป็นเส้นโลหิตเล็กๆลอยอยู่ในน้ำเหลืองใสๆที่เรียกว่าเซรัม (Serum), เม็ดน้ำเหลือง (Thrombocytes)

การไหลเวียนของเลือดในร่างกายเกิดขึ้นเพื่อนำ O<sub>2</sub>, อาหารและสารต่างๆ ไปยังเซลล์ทั่วร่างกายและพาของเสียจากเซลล์เหล่านั้นไปยังอวัยวะที่ทำหน้าที่กำจัดออก การไหลเวียนของเลือดเกิดจากการบีบตัวของหัวใจซึ่งก่อให้เกิดแรงดันขับเคลื่อนเลือดให้ไหลไปตามหลอดเลือดต่างๆ เราแบ่งการไหลเวียนเลือดในร่างกายออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

**Systemic circulation** เป็นการไหลของเลือดแดงเวียนจาก ventricle ซ้ายของหัวใจเพื่อนำอาหารและ O<sub>2</sub> ไปสู่เนื้อเยื่อต่างๆทั่วร่างกาย เลือดที่ออกจากเนื้อเยื่อเหล่านี้จะมีสีค่อนข้างดำ เนื่องจากมีปริมาณ O<sub>2</sub> ในเลือดต่ำแล้วจะไหลกลับเข้าหัวใจทาง auricle ขวา

**Pulmonary circulation** เลือดดำจาก atria ขวาจะไหลเข้าสู่ ventricle ขวาแล้วออกจากหัวใจไปยังปอดเพื่อแลกเปลี่ยนแก๊ส O<sub>2</sub> และ CO<sub>2</sub> เลือดที่ออกจากปอดจึงมีสีแดงสด จึงเรียกว่าเลือดแดงและจะไหลกลับเข้าหัวใจทาง atria ซ้าย

### 2.2.2 ตำแหน่งของหลอดเลือด

**Aorta** คือ หลอดเลือดแดงใหญ่ที่ออกจากหัวใจห้องล่างซ้าย

**Artery** คือ หลอดเลือดแดงขนาดกลางที่ส่งผ่านเลือดจาก Aorta ไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย

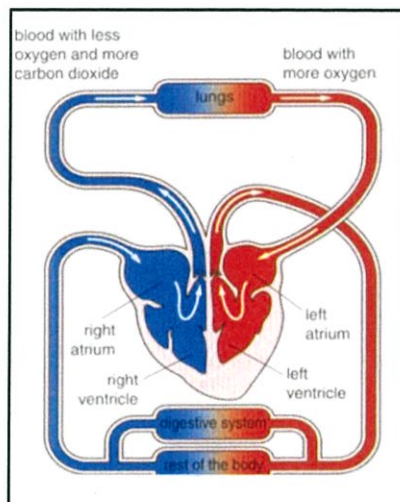
**Arterial** คือ แขนงหลอดเลือดแดงขนาดเล็กๆ ที่อยู่ตามส่วนต่างๆของร่างกาย

**Capillary** คือ หลอดเลือดฝอยที่เป็นรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงกับหลอดเลือดดำ

**Venous** คือ แขนงหลอดเลือดดำที่ส่งผ่านเลือดดำกลับ

**Vein** คือ หลอดเลือดดำขนาดกลางที่ส่งผ่านเลือดดำจากแขนงหลอดเลือดของส่วนต่างๆ

**Venue Venacava** คือ หลอดเลือดดำใหญ่ที่ส่งผ่านเลือดดำกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนขวา



ที่มา : <http://www.bwc.ac.th/e-learning/virachai02/pic/circulatory6.jpg>

รูปที่ 2.1 การไหลเวียนโลหิตในร่างกาย

### 2.2.3 ความดันในระบบการไหลเวียนโลหิต

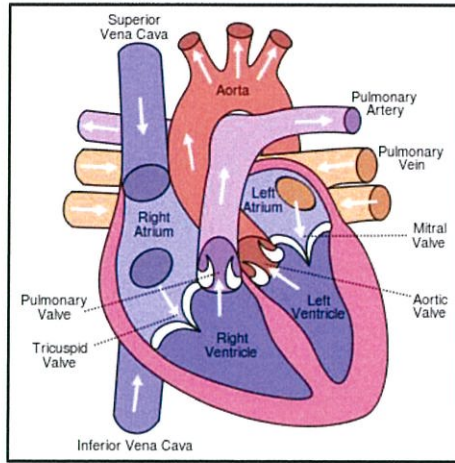
ความดันโลหิต คือ แรงดันของกระแสเลือดที่กระทบต่อผนังหลอดเลือด ซึ่งเกิดจากการสูบฉีดของหัวใจ (คล้ายแรงลมที่ดันผนังยางเวลาสูบลมเข้า) ซึ่งสามารถวัดโดยใช้เครื่องวัดความดัน (Sphygmomanometer) วัดที่แขนและมีค่าที่วัดได้ 2 ค่า คือ

**ความดันซิสโตลิก (Systolic blood pressure)**

ความดันซิสโตลิก (Systolic blood pressure) หมายถึง แรงดันเลือดขณะที่หัวใจบีบตัว ซึ่งอาจสูงตามอายุ ความดันช่วงบนในคนๆเดียวกันอาจมีค่าแตกต่างกันบ้างเล็กน้อยตามท่าของร่างกาย การเปลี่ยนแปลงของอารมณ์ และปริมาณของการออกกำลังกาย

## ความดันไดแอสโตลิก (Diastolic blood pressure)

ความดันไดแอสโตลิก (Diastolic blood pressure) หมายถึง แรงดันเลือดขณะที่หัวใจคลายตัว



ที่มา : [https://kiebbhy.files.wordpress.com/2015/09/350px-diagram\\_of\\_the\\_human\\_heart\\_cropped-svg.png](https://kiebbhy.files.wordpress.com/2015/09/350px-diagram_of_the_human_heart_cropped-svg.png)

รูปที่ 2.2 การทำงานของหัวใจซึ่งเป็นต้นตอของความดันเลือดในร่างกายคน

ในปัจจุบันได้มีการกำหนดค่าความดันโลหิตและระดับความรุนแรงของโรคความดันโลหิตสูงสำหรับผู้ที่มีอายุตั้งแต่ 18 ปีขึ้นไป (โดยการวัดในท่านั่ง วัดอย่างน้อย 2 ครั้งขึ้นไป แล้วคิดค่าเฉลี่ย)

- ความดันโลหิตที่เรียกว่า “เหมาะสม” ในผู้ใหญ่ที่อายุมากกว่า 18 ปี คือ ตัวบนไม่เกิน 120 มิลลิเมตรปรอท และตัวล่างไม่เกิน 80 มิลลิเมตรปรอท เรียกสั้นๆว่า 120/80
- ความดันโลหิตที่ “อยู่ในเกณฑ์ปกติ” คือ ต่ำกว่า 120/ ต่ำกว่า 80 มิลลิเมตรปรอท
- ความดันโลหิตค่อนข้างสูง ควรปรึกษาแพทย์ คือ 121-139/80-89 มิลลิเมตรปรอท
- ความดันโลหิตสูงมาก ควรพบแพทย์ คือ 140-159/90-99 มิลลิเมตรปรอท
- ความดันโลหิตสูงอันตราย คือ ความดันโลหิตตัวบนมากกว่า (หรือเท่ากับ) 160 และตัวล่างมากกว่า (หรือเท่ากับ) 100 มิลลิเมตรปรอท ควรพบแพทย์ด่วน อย่างไรก็ตามก่อนที่จะเรียกว่าผู้ป่วยมีความดันโลหิตสูงได้นั้น แพทย์จะต้องวัดซ้ำหลายๆครั้ง หลังจากให้ผู้ป่วยพักแล้ว วัดซ้ำจนกว่าจะแน่ใจว่าสูงจริง และที่สำคัญเทคนิคการวัดต้องถูกต้องด้วย

### 2.2.3.1 ความดันโลหิตสูง (Hypertension)

ความดันโลหิตสูง (Hypertension) เป็นโรคเรื้อรังชนิดหนึ่งที่ผู้ป่วยมีความดันเลือดในหลอดเลือดแดงสูงกว่าปกติทำให้หัวใจต้องบีบตัวมากขึ้นเพื่อสูบฉีดเลือดให้ไหลเวียนไปตามหลอดเลือด ความดันเลือดประกอบด้วยสองค่า ได้แก่ ความดันในหลอดเลือดขณะที่หัวใจบีบตัว และความดันในหลอดเลือดขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันเลือดปกติขณะพักอยู่ในช่วง 100-140 มิลลิเมตรปรอทในช่วงหัวใจบีบตัว และ 60-90

มิลลิเมตรปรอทในช่วงหัวใจคลายตัว ดังนั้นผู้ที่มีภาวะความดันโลหิตสูงจึงหมายถึงผู้ที่มีความดันเลือดเท่ากับหรือสูงกว่า 140/90 มิลลิเมตรปรอท

ความดันโลหิตสูง แบ่งออกได้เป็นความดันโลหิตสูงปฐมภูมิ (ไม่ทราบสาเหตุ) และความดันโลหิตสูงแบบทุติยภูมิ ผู้ป่วยส่วนใหญ่ร่าวยละ 90-95 จัดเป็นความดันโลหิตสูงปฐมภูมิ หมายถึงมีความดันโลหิตสูงโดยไม่มีสาเหตุชัดเจน ที่เหลืออีกร้อยละ 5-10 เป็นความดันโลหิตสูงแบบทุติยภูมิ มักจะมีสาเหตุจากภาวะอื่นที่มีผลต่อไต หลอดเลือดแดง หัวใจ หรือระบบต่อมไร้ท่อ

ความดันโลหิตสูงเป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญของโรคหลอดเลือดสมอง กล้ามเนื้อหัวใจตายเหตุขาดเลือด หัวใจวาย หลอดเลือดโป่งพอง (เช่น หลอดเลือดแดงใหญ่เออเออตาโรโป่งพอง) โรคของหลอดเลือดส่วนปลาย และเป็นสาเหตุของโรคไตเรื้อรัง ความดันโลหิตที่สูงในระดับปานกลางก็มีความสัมพันธ์กับอายุขัยที่สั้นลง การปรับเปลี่ยนวิถีชีวิตและพฤติกรรมการกินอาหารสามารถช่วยลดความดันเลือดและลดความเสี่ยงจากภาวะแทรกซ้อนต่างๆดังกล่าวได้ แต่สำหรับผู้ป่วยที่รักษาด้วยการปรับเปลี่ยนวิถีชีวิตแล้วไม่ได้ผลหรือไม่เพียงพอจำเป็นต้องรักษาด้วยยา

### 2.2.3.2 ความดันโลหิตต่ำ (Hypotension)

โรคความดันโลหิตต่ำพบน้อยกว่าโรคความดันโลหิตสูง ผู้ที่มีความดันโลหิตต่ำมีอันตรายน้อยกว่าผู้ที่มีความดันโลหิตสูง และมีการดำเนินชีวิตที่สบายกว่าผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตต่ำจะวัดได้ดังนี้ สำหรับผู้ชายและผู้หญิง Systolic Pressure 80-100 มิลลิเมตรปรอท Diastolic Pressure 50-60 มิลลิเมตรปรอท สาเหตุของความดันโลหิตต่ำยังไม่มีคำอธิบายที่แน่นอนแต่ส่วนใหญ่เป็นพันธุกรรมหรือเป็นมาแต่กำเนิดหรือไม่ทราบสาเหตุที่แน่นอนเรียกว่า Idiopathic Hypotension

อาการ ส่วนใหญ่ของผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตต่ำมักไม่มีอาการอะไรมากนัก อาการสำคัญคือจะมีอาการเวียนหัวง่าย เวลาลุกขึ้นยืนเร็วๆ หรือกำลังนอนอยู่แล้วลุกขึ้นเร็วๆ จะเกิดอาการเวียนหัวเป็นครั้งคราวชั่วระยะหนึ่ง แล้วบางครั้งก็ดูปกติดีแต่ถ้าอดนอนหรือนอนไม่พอก็จะมีอาการเวียนหัวและอ่อนเพลียด้วย เมื่อเปลี่ยนจากท่านอนเป็นลุกขึ้นนั่งหรือยืนจะมีอาการหน้ามืดวิงเวียนจะเป็นลมเนื่องจากเลือดไปเลี้ยงสมองไม่พอ อาจมีคลื่นไส้ อาเจียน ตาพร่า ตาลายร่วมด้วย แต่สักครู่หนึ่งก็หายเป็นปกติ การวัดความดันโลหิต มักพบว่าความดันซิสโตลิก (ช่วงบน) ที่วัดในท่ายืนต่ำกว่า ท่านอนมากกว่า

ความดันโลหิตที่ใช้กันทั่วไปมักจะหมายถึง ค่าความดันโลหิตแดง (Arterial Blood Pressure) ในระบบวงจรโลหิตทั่วร่างกาย (Systemic Circulation) ซึ่งในความเป็นจริงสามารถวัดความดันโลหิตที่อื่นได้ เช่น ความดันโลหิตตา และความดันในท้องหัวใจ เป็นต้น เมื่อหัวใจบีบตัวและโลหิตในท้องหัวใจถูกส่งไปยังหลอดเลือดทำให้เกิดความดันในหลอดเลือดขึ้น ดังนั้นค่าความดันที่หลอดเลือดต่างๆจะทำให้ทราบสภาพการไหลเวียนโลหิตได้ดีขึ้น โดยทั่วไปความดันโลหิตแดงที่ออกมาจากหัวใจจะมีค่ามากที่สุด และมีลักษณะเป็นคลื่น (Pulsatile) ต่อจากนั้นจึงค่อยๆ ลดลงจนมีค่าน้อยที่สุดเมื่อถึงหลอดเลือดดำใหญ่สู่หัวใจ ความดันโลหิตแดงมีลักษณะเป็นคลื่นที่มีค่าสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว แต่พอไปยังหลอดเลือดเล็กๆ ลักษณะที่เป็นคลื่นจะหมดลงทีละน้อยเนื่องจากความต้านทานและความยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือด เช่น ในท่านอนวัดได้ 130/80 แต่ในท่ายืนจะวัดได้ 90/60

ตารางที่ 2.1 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ

| ความดันโลหิตในระดับต่าง ๆ (มม.ปรอท) |            |            |                  |
|-------------------------------------|------------|------------|------------------|
| ระดับความดันโลหิต                   |            | DIA        | คำแนะนำ          |
| ระดับอันตราย                        | 180 ขึ้นไป | 110 ขึ้นไป | พบแพทย์โดยด่วน   |
| สูงมาก และ อันตราย                  | 160-180    | 100-110    | พบแพทย์          |
| สูงมาก                              | 140-160    | 90-100     | พบแพทย์          |
| ค่อนข้างสูง                         | 130-140    | 85-90      | ปรึกษาแพทย์      |
| ปกติ                                | 120-130    | 80-85      | ตรวจเช็คสม่ำเสมอ |
| เหมาะสม                             | 120        | 80         | ตรวจเช็คสม่ำเสมอ |

ที่มา : <http://tienslionsky.com/images/Tiens%20Blood%20pressure12.jpg>

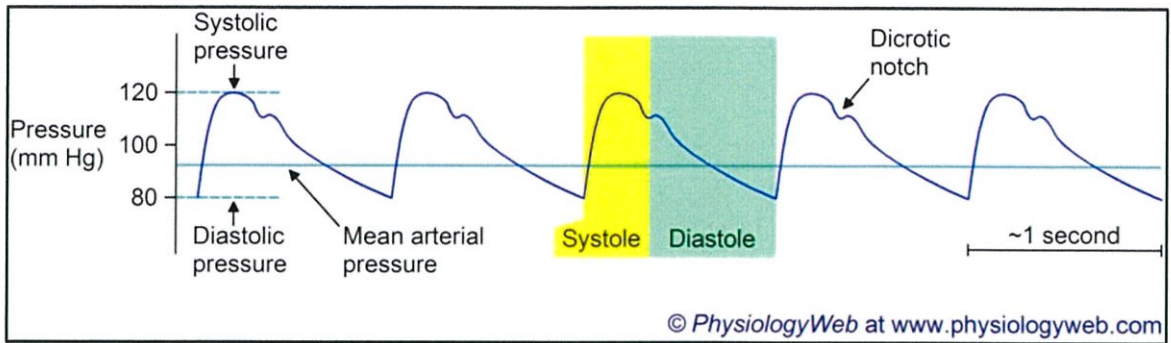
ตารางที่ 2.2 ความดันโลหิตปกติตามช่วงอายุ

| อายุ (ปี)   | ความดัน (มิลลิเมตรปรอท) |
|-------------|-------------------------|
| 3-6         | 90/60                   |
| 7-17        | 110/70                  |
| 18-44       | 120/80                  |
| 45-64       | 150/90                  |
| 64 ปีขึ้นไป | 160/90                  |

ที่มา : <http://www.healthcarethai.com/wp-content/uploads/health-0198-Copy.jpg>

#### 2.2.4 ความดันหลอดเลือดแดง (Arterial blood pressure)

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

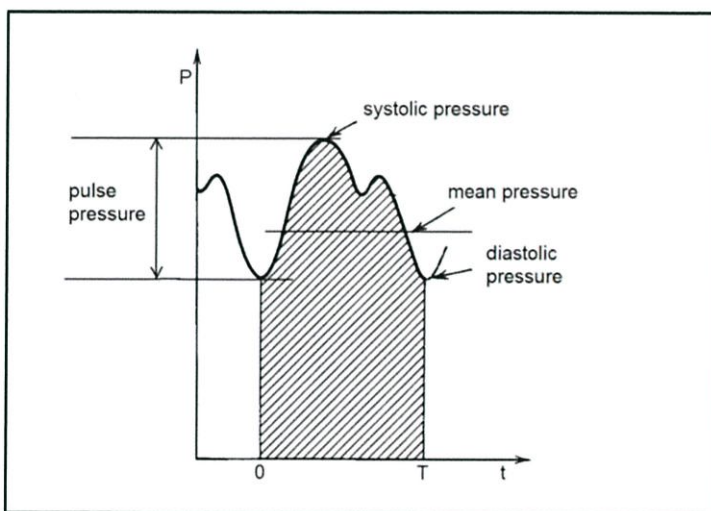


ที่มา :

[https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ\\_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=XHl9IhrddiFMpM](https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=XHl9IhrddiFMpM):

รูปที่ 2.3 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 ตามสมการนี้อาจผิดพลาดได้มากโดยเฉพาะเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจสูงขึ้นมากๆ การหาค่า MAP โดยวิธี integration จากลักษณะของคลื่นจะให้ค่าความถูกต้องมากกว่า



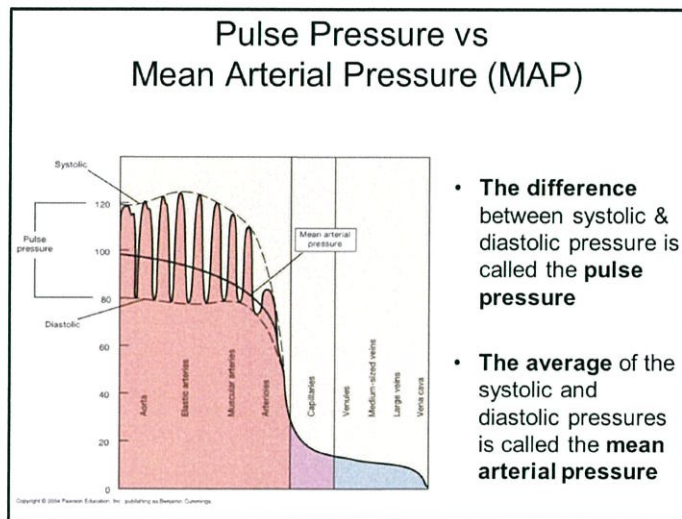
ที่มา :

[https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ\\_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=hrf0213lwt3seM](https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=hrf0213lwt3seM):

รูปที่ 2.4 blood pressure vs. time in the artery

ขณะหัวใจคลายตัว ความดันเลือดในหลอดเลือดแดงส่วนใหญ่จะลดจากระดับความดัน systolic สู่ระดับความดัน diastolic แต่การลดนี้จะไม่ลดลงอย่างสม่ำเสมอ เพราะขณะเมื่อ aortic valve ปิด ความดันเลือดใน aorta จะลดลงอย่างรวดเร็วในช่วงแรกแล้วก็จะกลับสูงขึ้นอีกครั้งแต่ไม่มากนัก ทั้งนี้เกิดจากการปิดและสั้นของ aortic valve ทำให้เกิดรอยยุบลง เรียก incisura หรือ dicrotic notch ส่วนความดันถัดมาที่ปรากฏเป็นรอยนูนเรียก dicrotic wave

เลือดที่ไหลออกจากหัวใจเข้าสู่ aorta จะไหลต่อไปยังหลอดเลือดอื่นๆ ตามระดับความดันเฉลี่ยของเลือดจากสูงไปต่ำ ความดันจะลดลงมากที่สุดเมื่อเลือดไหลผ่านหลอดเลือดแดงเล็กๆ และ arterioles แสดงว่าหลอดเลือดจะลดลงต่อไปอีกเล็กน้อย เมื่อผ่านหลอดเลือดฝอยและหลอดเลือดดำจนกระทั่งไหลกลับเข้าหัวใจที่ซึ่งความดันเลือดจะลดลงเหลือประมาณ 0 มิลลิเมตรปรอท จากการมีความแตกต่างของความดันระหว่างหลอดเลือดแดงและเลือดดำดังกล่าวจึงทำให้เกิดการไหลเวียนของเลือดในร่างกายตลอดเวลา



ที่มา :

[https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ\\_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=vhmWat8\\_z9U5mM](https://www.google.co.th/search?q=blood+pressure+vs.+time+in+the+artery&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi2xfKckMHaAhVDKo8KHVx4DeEQ_AUICigB&biw=1366&bih=662#imgrc=vhmWat8_z9U5mM):

รูปที่ 2.5 ความดันเลือดในส่วนต่างๆของหลอดเลือดและหัวใจ

### 2.2.5 ค่าความดันที่วัด

ค่าต่างๆทั้งหมดเป็นค่าประมาณเท่านั้นเพราะในร่างกายของคนเราจริงๆจะมีการเปลี่ยนแปลงไปตามองค์ประกอบต่างๆ ค่าพารามิเตอร์ที่ส่วนใหญ่ทำการวัดกันได้แก่ ค่าต่างๆดังนี้

Pulse Pressure (PP) เป็นการวัดหาค่าความแตกต่างของความดันระหว่างช่วงความดันต่ำกับช่วงความดันสูงว่ามีช่วงต่างกันมากน้อยอย่างไร โดยสามารถหาได้จากสูตร ดังนี้

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

Mean Arterial Blood Pressure (MAP) เป็นการวัดค่าเฉลี่ยของความดันภายในรอบการทำงานของหัวใจว่าจะมีการทำงานที่มีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงไรและสามารถหาได้จากสูตรสมการ ดังนี้

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

จากสมการจะเห็นว่าค่าของหนึ่งในสามของความดันในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ ทั้งนี้เป็นการแสดงให้เห็นว่าช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงของความดันในหลอดเลือดเป็นเพียงหนึ่งในสามของรอบการทำงานทั้งหมดในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ

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

$$\text{SV} = \text{EDV} - \text{ESV}$$

Cardiac Output (CO) ปริมาตรของเลือดที่ไหลออกทางหลอดเลือดในหนึ่งนาที ดังนั้นจึงสามารถคำนวณหาได้จากสมการ ดังนี้

$$\text{CO} = \text{SV} * \text{HR}$$

CO คือ Cardiac Output (มล. หรือ ลิตร/นาที)

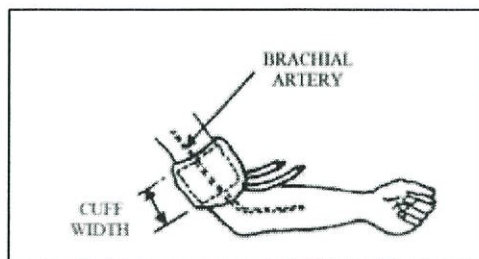
SV คือ Stroke Volume (มล. หรือ ลิตร/ครั้ง)

HR คือ heart rate (ครั้ง/นาที)

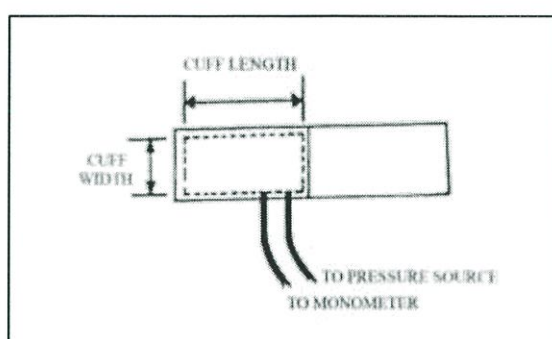
### 2.3 อุปกรณ์ที่ใช้อุดกั้นการไหลของโลหิต

อุปกรณ์ที่ใช้อุดกั้นการไหลของโลหิตจะใช้ถุงลมพินแชนท์ที่ภายในมีถุงยางที่ทำใหโป่งหรือแฟบได้ ปลายของถุงลมพินแชนท์จะมีแถบสำหรับยึดได้สะดวกและรวดเร็วที่เรียกว่า ที่ยึดหนามเตย (Velcro) ถุงยางที่อยู่ภายในจะมีท่อต่อสองท่อ (ชนิดออสซิลโลเมตริกมีหนึ่งท่อ) ท่อหนึ่งต่อกับลูกยางหรือปั๊มสำหรับทำให้ถุงยางโป่งหรือแฟบ ส่วนอีกท่อหนึ่งใช้วัดความดันในถุง การพินถุงลมพินแชนท์เมื่อปั๊มลมเข้าไป ความดันในถุงยางจะกดเนื้อเยื่อและหลอดเลือดที่อยู่ภายในแชนท์ หากความดันในถุงสูงกว่าจะไปปิดกั้นหลอดเลือดและเมื่อค่อยๆปล่อยลมในถุงออกมาจนต่ำกว่าค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว หลอดโลหิตจะเปิดออกชั่วคราว และมีโลหิตไหลผ่านไปได้ นั่นคือค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและเมื่อปล่อยลมในถุงออกต่อไป หลอดโลหิตจะเปิดเป็นช่วงๆตามจังหวะการบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งความดันในถุงยางเท่ากับหรือน้อยกว่า หลอดโลหิต ดังนั้นจึงไม่มีการอุดกั้นการไหลของโลหิต จากวิธีนี้สามารถหาค่าความดันได้ทั้งความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวที่สำคัญจะต้องเลือกขนาดของถุงลมพินแชนท์ให้พอเหมาะด้วยขนาดของถุงลมพินแชนท์ที่พอดี สมาคมโรคหัวใจอเมริกา (American Heart Association) ได้แนะนำว่าความกว้างของถุงลมพินแชนท์ควรเท่ากับ 1.2 ของเส้นผ่านศูนย์กลางของอวัยวะที่จะวัด แต่การหาค่าเส้นผ่านศูนย์กลางวัดได้ยากจึงใช้ความกว้างมีค่าประมาณ 40% ของความยาวรอบอวัยวะที่วัดและตั้งที่ทราบแล้วว่าหากเลือกใช้ถุงลมพินแชนท์ที่แคบเกินไปค่าความดันที่วัดได้จะมีค่าสูงกว่าค่าที่แท้จริงเมื่อถุงลมพินแชนท์

กว้างเกินไป ซึ่งข้อมูลเหล่านี้มีผู้ทดสอบสนับสนุนหลายงาน เช่น Burch และ Depasquale, Kirkendal และคณะ Park และคณะ Geddes และ Whistler, Kinble และคณะ เป็นต้น



รูปที่ 2.6 ก) ลักษณะการพันถุงลมพันแขน



รูปที่ 2.6 ข) ตำแหน่งของถุงลมที่อยู่ในถุงลมพันแขน

ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmpile.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmpile.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmpile.pdf)

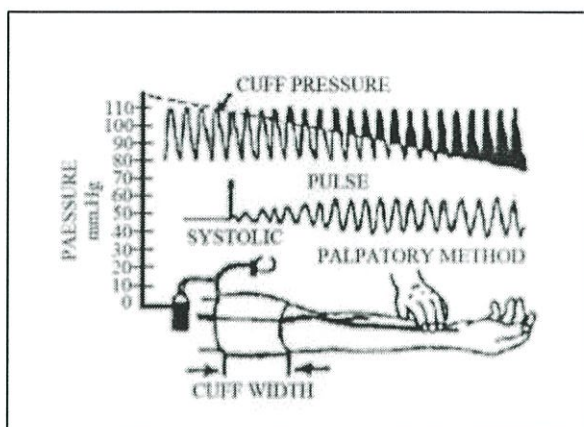
รูปที่ 2.6 ถุงลมพันแขน

## 2.4 วิธีวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน

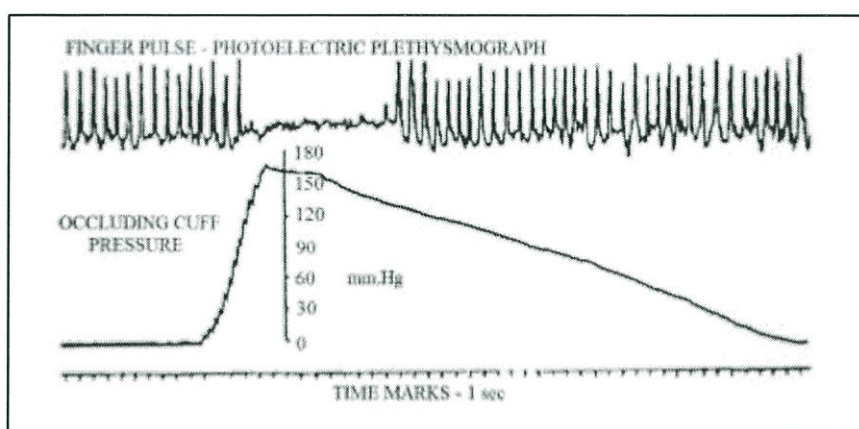
ในปัจจุบันสามารถวัดค่าความดันต่างๆของหลอดเลือดแดงได้ 5 วิธีคือ

### 2.4.1 วิธีการคลำชีพจร (Palpatory)

Palpate หมายถึง รู้สึกได้ด้วยมือในที่นี้ใช้นิ้วมือคลำชีพจรที่อยู่ส่วนล่างของหลอดเลือดที่วัดความดัน ดังภาพที่ 2.7 ก) ใช้นิ้วมือข้างหนึ่งคลำชีพจรที่ข้อมือ (Radial pulse) ส่วนอีกมือหนึ่งบีบลูกยางให้ถุงยางโป่งขณะเดียวกันสังเกตระดับความดันโลหิตที่แท่งแก้วปรอทที่ชีพจรหายไป บีบเลยขึ้นไปอีกเล็กน้อย (ประมาณ 30 mmHg) แล้วค่อยปล่อยลมออกมา (ทีละประมาณ 3 mmHg) สังเกตจุดที่เริ่มคลำชีพจรได้อีกครั้งหนึ่งนำค่าที่สังเกตได้ทั้งสองครั้งมาเฉลี่ยจะได้ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวด้วยวิธีการนี้หากใช้ถุงลมพันแขนขนาดมาตรฐานจะได้ค่าต่ำกว่าความเป็นจริงประมาณ 5 - 10 mmHg แต่ไม่สามารถวัดค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวและค่าเฉลี่ยได้



รูปที่ 2.7 ก) ตำแหน่งการพันถุงลมพันแขนและการจับชีพจร



รูปที่ 2.7 ข) ความดันในถุงลมพันแขน และคลื่นชีพจร

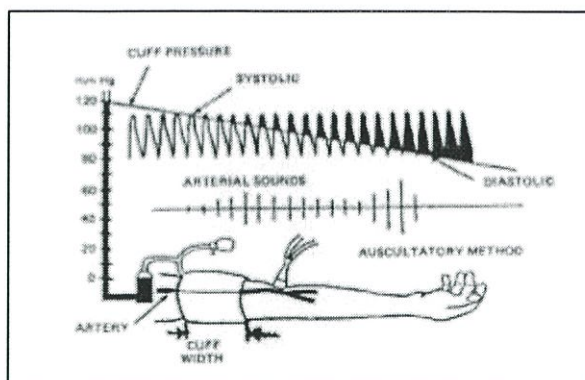
ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

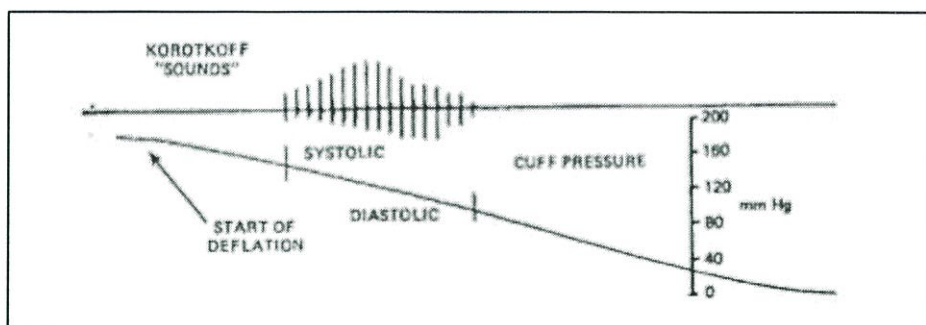
รูปที่ 2.7 การวัดความดันโลหิตด้วยวิธีคลำชีพจร

#### 2.4.2 วิธีฟังเสียง (Auscultatory)

วิธีฟังเสียง Korotkoff (แพทย์ชาวรัสเซียที่เสนอวิธีนี้เมื่อ ค.ศ.1905) ใช้ถุงลมพันแขนพันแขน (เป็นการวัดความดันหลอดเลือดแดง Brachial) ดังภาพที่ 2.8 บีบลูกยางให้ความดันในถุงลมพันแขนสูงกว่าค่าที่คาดว่าเป็นค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว ใช้หูฟัง (Stethoscope) ฟังที่หลอดเลือดแดงตำแหน่งที่ต่ำกว่าถุงลมพันแขนปล่อยลมออก (ประมาณ 3 mmHg ต่อจังหวะการเต้นของหัวใจ) เมื่อความดันในถุงลมพันแขนต่ำกว่า หลอดโลหิตจะเปิดตัวเล็กน้อยมีโลหิตไหลผ่านฟังเสียงได้ ณ จุดนี้ อ่านค่าเป็นค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวเมื่อปล่อยลมออกต่อไปจะยังคงได้ยินเสียงดังชัดเจน ค่อยๆดังขึ้น เสียงนุ่มลง เสียงดังที่สุด และหายไปตามลำดับ ลักษณะของเสียงแบ่งเป็น 5 ระยะ คือเสียงชัดเจนเป็นเสียงช่วงสั้นๆ (Clear soft short sounds) เสียงฟู (Murmurlike sounds) คล้ายเสียงทุบโต๊ะ (Thumping sounds) เสียงอู้อี้ไม่ชัดเจน (Muffling sounds) และเสียงหายไป (Silence) ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวอ่านเมื่อเริ่มได้ยินเสียงแรก ส่วนค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวจะใช้จุดที่เสียงหายไป



รูปที่ 2.8 ก) ตำแหน่งในการวัดโดยวิธีการฟังเสียง



รูปที่ 2.8 ข) เสียง Korotkoff

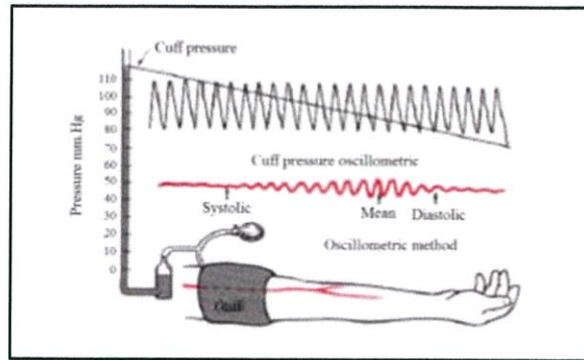
ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

รูปที่ 2.8 วิธีการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีการฟังเสียง

### 2.4.3 วิธีออสซิลโลเมตริก (Oscillometric)

วิธีออสซิลโลเมตริกเป็นการวัดแอมพลิจูดของความดันที่แกว่งในถุงลมพินแซน นำมาเป็นตัวบ่งชี้ตำแหน่งค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันเฉลี่ย เนื่องจากการแกว่งมีแอมพลิจูดขนาดเล็ก จึงต้องอาศัยขบวนการขยายสัญญาณความดันภายในถุงลมพินแซนที่เหนือกว่าค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกับที่คลื่นชีพจรหายไปเมื่อปล่อยลมออกช้าๆ ประมาณ 3 mmHg ต่อจังหวะการเต้นของหัวใจ ในช่วงที่ความดันในถุงลมพินแซนต่ำกว่าความดันโลหิต หลอดโลหิตจะเปิดและมีโลหิตไหลผ่านทำให้ความดันในถุงลมพินแซนแกว่งหรือออสซิลเลต ดังแสดงในภาพที่ 2.9 ตำแหน่งการแกว่งนี้จะค่อยๆ เพิ่มแอมพลิจูดขึ้นเมื่อปล่อยลมออกจากถุงลมพินแซนจนถึงจุดสูงสุด ตำแหน่งนี้ใกล้เคียงกับค่าความดันเฉลี่ย ส่วนค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวยังไม่เป็นตัวบ่งชี้แน่ชัด วิธีการออสซิลโลเมตริกนี้จะให้ค่าความดันเฉลี่ยได้ดี จากการศึกษาเปรียบเทียบกับวิธีวัดทางตรง (Direct) และเป็นแบบรุกร้าว (Invasive) พบว่ามีความสัมพันธ์กันสูงมาก เช่น การศึกษาของ Posey และคณะ Mauck และคณะ Ramsey Kimble และคณะ

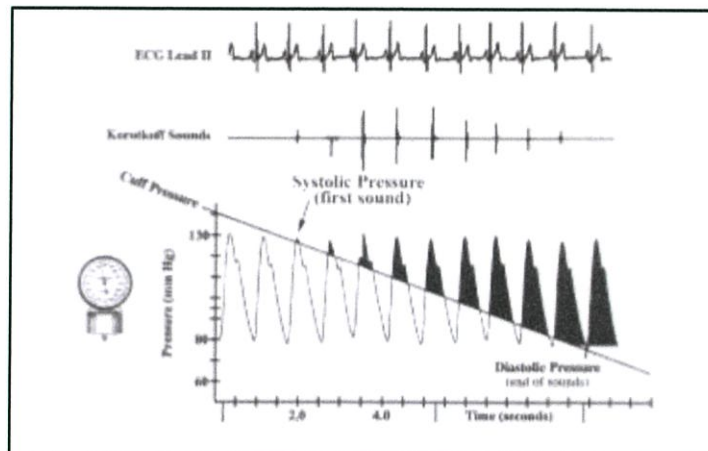


ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

รูปที่ 2.9 วิธีการออสซิลโลเมตริก

ด้วยวิธีการออสซิลโลเมตริกได้มีหลักเกณฑ์ในการกำหนดค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวและเฉลี่ยจากการทดลองของ Geddes และคณะโดยทดลองเปรียบเทียบกับวิธีการฟังเสียง Korotkoff (Auscultatory) ในผู้ใหญ่ 23 คน ใช้ถุงลมพินแซนขนาดมาตรฐานกว้าง 12 เซนติเมตร ที่ถูกยึดติดไมโครโฟนรับเสียงบันทึกเสียงและความดันในถุงลมพินแซนที่แกว่งจุดที่บันทึกได้เสียงแรกเป็นค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและจุดที่เสียงหายเป็นค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัว ข้อมูลที่บันทึกทำในขณะที่ผู้ถูกทดสอบออกกำลังกายเกร็งกล้ามเนื้อขา (เพิ่มความต้านทานรอบนอกของระบบไหลเวียนโลหิต) ภาพที่ 2.10 แสดงผลการบันทึกที่พบจุดสังเกตสำคัญ เช่น ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวที่ได้จากการแกว่งของความดันในถุงลมพินแซนจะมีค่าสูงกว่าค่าที่วัดด้วยการฟังเสียงซึ่งจากการฟังเสียงทราบว่าต่ำกว่าความเป็นจริงเล็กน้อยหากค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวเท่ากับ 120 mmHg วิธีการออสซิลโลเมตริกจะได้ค่าสูงกว่าประมาณ 20 %



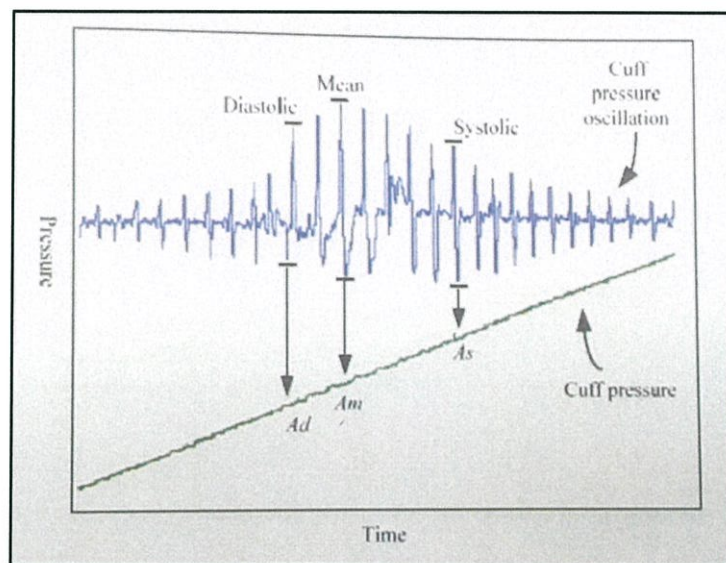
ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

รูปที่ 2.10 สัญญาณที่ได้จากถุงลมพินแซนที่มีการแกว่งและสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจากเสียง Korotkoff

เครื่องวัดที่ใช้วิธีการออสซิลโลเมตริกที่มีการจำหน่ายในปัจจุบันที่เรียกว่า NIBP (Non Invasive Blood Pressure) ซึ่งแสดงค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัว โดยอาศัยหลักการข้างต้น ข้อได้เปรียบของเครื่องชนิดนี้คือ ใช้ไม่ยุ่งยากเพียงแค่พันถุงลมพันแขน แล้วกดปุ่มให้ปั๊มทำงานเครื่องจะแสดงค่าออกมา ใช้ได้ทั้งในสัตว์ทดลอง เด็กและทารก ซึ่งใช้วิธีฟังเสียงไม่ได้ผล และสามารถวัดได้สำเร็จแม้ความดันโลหิตจะมีค่าต่ำ (Hypotension) จากการศึกษาของ Campbell ได้นำวิธีการวัดความดันโลหิตมาใช้เพื่อหาความสัมพันธ์กับ Carotid Intima - Medical Thickness (IMT) เพื่อประเมินการพยากรณ์โรคของระบบการไหลเวียนโลหิตโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริกเปรียบเทียบกับวิธีการฟังเสียงโครอคอฟฟ์ ปรากฏว่าวิธีออสซิลโลเมตริกให้ความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทั้งค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัว

การวัดความดันโลหิตด้วยวิธีออสซิลโลเมตริกเป็นวิธีการวัดความดันโลหิตโดยอ้อมที่มีความนิยมมากที่สุดวิธีหนึ่ง มีหลักการคือจะใช้คัพ (Cuff) ทำการปิดกั้นการไหลของหลอดเลือดแดงเป็นการชั่วคราวด้วยความดันที่สูงกว่า แล้วค่อยๆลดความดันที่ปิดกั้นลงมาจนถึงบางช่วงขณะที่ความดันในหลอดเลือดสูงกว่าความดันปิดกั้น หลอดโลหิตจะเปิดและโลหิตสามารถไหลผ่านได้ ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับความดัน Systolic และความดัน Diastolic วิธี Oscillometric จะให้ค่า Mean ได้ถูกต้องมากที่สุด แต่มีข้อเสียคือ ให้ค่า Diastolic ที่ถูกต้องน้อยกว่า



ที่มา : <http://www.spacelabshealthcare.com/wp-content/uploads/2015/06/850-0490-00-Rev-A-MAP-ABP-Case-Study-1.pdf>

รูปที่ 2.11 ตำแหน่งการหาค่าความดัน Systolic, Diastolic และ Mean

ตำแหน่งที่มีแอมพลิจูดสูงสุด ( $A_m$ ) จะเป็นตำแหน่งเดียวกันกับค่า Mean blood pressure และตำแหน่งที่เกิด Systolic blood pressure ( $A_s$ ) จะมีแอมพลิจูดเป็น 0.5 เท่า (Systolic ratio) ของตำแหน่งที่

มีการสั้นสูงสุด (As/Am) ทำนองเดียวกันกับตำแหน่งที่เกิด Diastolic blood pressure (Ad) จะมีแอมพลิจูดเป็น 0.8 เท่า (Diastolic ratio) ของตำแหน่งที่มีการสั้นสูงสุด (Ad/Am) ถึงแม้ว่าวิธีออสซิลโลเมตริกเป็นวิธีที่มีความแม่นยำในการวัดค่า Mean แต่ก็ยังมีข้อเสียคือต้องใช้ cuff ที่มีขนาดมาตรฐานและหากมีการเคลื่อนไหวขณะทำการวัดก็จะทำให้ได้ค่าที่ไม่ถูกต้องหรือไม่สามารถวัดได้เลย

#### 2.4.4 Continuous Vascular Unloading

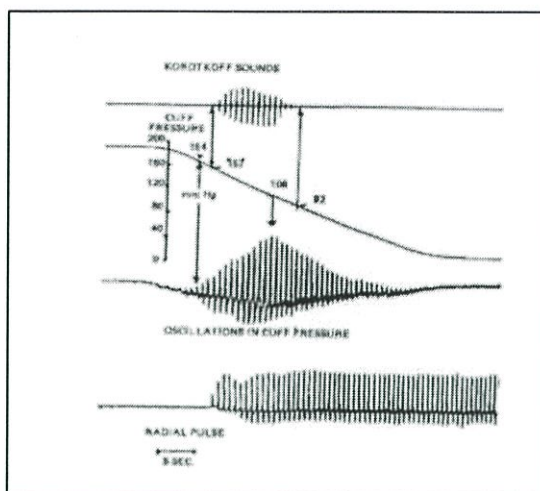
ใช้หลักการอุดกันเช่นกัน เมื่อความดันในหลอดเลือดพ่นแขนเท่ากับความดันในหลอดเลือดที่หลอดเลือดในขณะนั้นจะเรียกว่า Vascular Unloading ซึ่งค่านี้ทำได้ เป็นการยอมตามของหลอดเลือดรับปริมาตรโลหิตที่เข้ามาอย่างมาก และ Penaz ได้ใช้แมคคาณิกนี้ไปย้อนกลับ เพื่อปรับความดันในห้องของนิ้ว/ปลอกที่สวมนิ้ว (Finger Chamber) ในกรณีนี้ค่าปริมาตรของหลอดเลือดใช้วิธีโฟโตเพลทิสโมกราฟี (Photoplethysmography) หากค่าที่ป้อนกลับคงที่แล้ว Chamber Pressure Waveform ควรจะเท่ากับ ความดันโลหิตแดงในปัจจุบันวิธีที่คล้ายกันนี้ได้ถูกพัฒนาขึ้นโดย Wesseling และคณะ และ Yamakoshi และคณะ เครื่องมือประเภทนี้ที่มีจำหน่ายในปัจจุบันคือ FINAPRES (Ohmeda Finapres Englewood Co.) ซึ่งเครื่องนี้พิสูจน์โดยวัดเปรียบเทียบกับวิธีวัดทางตรงที่วัดตรงหลอดเลือดเรเดียล (Radial Artery) ได้ค่าสอดคล้องกันดีแต่ต้องตระหนักว่าค่าที่ได้เป็นค่าที่วัดที่นิ้วมือ (เป็นหลอดเลือดส่วนปลาย) ไม่ใช่ที่หลอดเลือดเอออร์ตาซึ่งอาจมีปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อได้เช่นผิวหนังเย็นได้รับยาที่มีผลต่อหลอดเลือดและในภาวะดมยาสลบ

#### 2.4.5 วิธีคูสตีฟเมื่อมีโลหิต (Flush)

เป็นวิธีที่ใช้ผ้ายืด (Elastic Bandage) พันปลายแขนหรือ ขาขึ้นมาเกือบถึงลำตัวเหมือนเป็นการบีบโลหิตออกจากเนื้อเยื่อ นำหลอดเลือดพ่นแขนมาพันเหนือผ้ายืดแล้วบีบลมเข้าไปให้มากพอแล้วคลายผ้ายืดออกจะเห็นผิวหนังเป็นสีซีด ต่อมาค่อยๆ ปลดลมนอกจากหลอดเลือดพ่นแขนช้าๆ และเมื่อระดับค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวผิวหนังที่อยู่ล่างลงมาจะแดงเร็วขึ้นเนื่องจากมีโลหิตไหลผ่านและผู้ถูกทดสอบจะบอกความรู้สึกอุ่นบริเวณนั้น การวัดวิธีทำให้ทราบเพียงค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวเท่านั้น วิธีนี้แม้จะยุ่งยากแต่หากวิธีอื่นไม่สามารถทำได้ก็เหลือวิธีนี้ที่พอทำได้และมักใช้วิธีนี้ในเด็ก

### 2.5 สรุปการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีไม่รุกล้ำและเป็นทางอ้อม

โดยสรุปแล้วไม่สามารถวัดค่าความดันทั้ง 3 ค่าได้ด้วยวิธีเดียวเท่านั้นและไม่สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องแต่ทุกวิธีจะได้ค่าที่แม่นยำขึ้นถ้าใช้หลอดเลือดพ่นแขนที่มีความกว้าง 40% ของรอบแขน วิธีที่นิยมใช้คือวิธีการฟังเสียง วิธีออสซิลโลเมตริกและวิธีการคลำชีพจร ดังแสดงในภาพที่ 2.9 บันทึกค่าทุกวิธีตั้งแต่ให้ความดันในหลอดเลือดพ่นแขนจาก 192 mmHg ไปจนความดัน ในหลอดเลือดพ่นแขนตกลงมาถึงศูนย์สังเกตเห็นการออสซิลเลตเริ่มที่ความดัน 164 mmHg ซึ่งสูงกว่าเสียง Korotkoff ที่บันทึกได้ที่ 157 mmHg ส่วนการคลำชีพจรได้ต่ำกว่านี้เล็กน้อยและยังคงบันทึกได้ตลอดช่วงเวลาทดสอบลักษณะเสียง Korotkoff เปลี่ยนแปลงไป บางส่วนการออสซิลเลตนั้นแอมพลิจูดจะเพิ่มสูงขึ้นจนถึงสูงสุดที่ 108 mmHg แล้วค่อยๆ ลดลง และเสียง Korotkoff หายไปที่ 92 mmHg ซึ่งหมายถึงความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวที่ไม่อาจเห็นจากการออสซิลเลตและการคลำชีพจร



ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

รูปที่ 2.12 บันทึกการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีฟังเสียงออสซิลโลเมตริกและการคลำชีพจร

เนื่องจากวิธีการฟังเสียง Korotkoff สามารถหาค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว และค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวได้ชัดเจนแต่ค่าเหล่านี้จะวัดได้ยากในผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะช็อก (Shock) หรือความดันต่ำ (Hypotension) ส่วนวิธีการออสซิลโลเมตริกสามารถหาค่าความดันเฉลี่ยได้ชัดเจนและสามารถคำนวณหาค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวได้ซึ่งต้องมีเทคนิคการทำและวัดได้ตีความที่ความดันโลหิตต่ำ ดังนั้นจึงมีการนำวิธีทั้งสองมารวมกันโดยตั้งชื่อเด่นมาใช้ เช่น ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวใช้วิธีฟังเสียง ค่าความดันเฉลี่ยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก เป็นต้น

## 2.6 เทคนิคการวัดที่ต้องพิจารณาในการวัดความดันโลหิตด้วยวิธีไม่รุกราน

ในการวัดความดันโลหิตที่ใช้ถุงลมพ่นแขนออกกับการไหลของโลหิตชั่วคราวที่นิยมกันได้มีข้อเสนอแนะเพื่อให้ได้ค่าที่วัดได้แม่นยำและเป็นค่าที่แท้จริงควรคำนึงถึงหัวข้อ ต่อไปนี้

2.6.1 ใช้ถุงลมพ่นแขนที่มีขนาดถูกต้องเลือกความกว้าง 40% ของความยาวรอบแขนตำแหน่งที่วัด

2.6.2 ใช้ถุงลมพ่นแขนที่มี 2 ท่อท่อหนึ่งเป็นทางผ่านของลมที่ทำให้ลูกยางในถุงลมพ่นแขนโป่งหรือแฟบส่วนอีกท่อหนึ่งสำหรับวัดหรือแสดงค่าความดันในถุงลมพ่นแขนหากใช้ท่อเดียวทำหน้าที่ทั้งสองอย่างค่าที่อ่านได้มักต่ำกว่าความดันในถุงลมพ่นแขนยกเว้นเป็นเครื่องชนิดออสซิลโลเมตริกที่ใช้ถุงลมพ่นแขนที่มีท่อเดียว

2.6.3 พั่นถุงลมพ่นแขนให้แน่นพอดีไม่แน่น หรือหลวมเกินไป และไม่พันทับ เสื้อผ้า

2.6.4 วางแขนที่วัดให้อยู่ระดับเดียวกับหัวใจหากต่างระดับไป 5.5 นิ้วค่าที่วัดได้จะผิดพลาดไป 10 mmHg โดยหากวางสูงกว่าหัวใจค่าที่วัดได้จะต่ำกว่าค่าที่แท้จริง

2.6.5 ทำให้ถุงลมโป่งอย่างรวดเร็วแต่ทำให้แฟบด้วยอัตรา 3 mmHg ต่อจังหวะการเต้นของหัวใจ

2.6.6 ต้องแน่ใจว่ากล้ามเนื้อบริเวณที่วัดอยู่ในสภาพผ่อนคลายมีฉะนั้นจะต้องใช้ ความดันถุงลมพ่น แขนสูงกว่าปกติจึงจะถึงจุดอดกั้นการไหลของโลหิตทำให้วัดค่าความดันได้สูง กว่าความเป็นจริง

2.6.7 วิธีฟังเสียงที่เรียก Auscultatory ค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว อ่านเมื่อได้ยินเสียง แรกส่วนค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวอ่านได้ 2 อย่างคือ จุดที่เสียงหาย(คาดว่าน่าจะเป็น)หรือ เสียงสุดท้ายที่ได้ยิน

2.6.8 ขณะที่วัดโดยการปล่อยลมออกอย่างช้าๆให้ถุงลมพ่นแขนโป่งเพื่อให้อ่านค่าได้ ในระหว่างที่อ่าน เพราะจะทำให้เกิดการคั่งของโลหิตที่แขนส่วนปลายทำให้เกิด Auscultatory Gap หากฟังไม่ทัน ควร ปล่อยลมออกก่อนแล้วเริ่มใหม่

2.6.9 วิธีฟังเสียงขณะที่ปล่อยลมออกบางครั้งอาจได้ยินเสียงหรือเสียงหายไปแล้ว ได้ยินเสียงใหม่ ลักษณะเช่นนี้ เรียก Auscultatory Gap ซึ่งไม่ทราบสาเหตุแน่ชัดนักแต่สามารถจัด ออกไปได้โดย การ ชูแขนให้สูงก่อนบีบลูกยางให้ถุงลมพ่นแขนโป่งเป็นการช่วยให้โลหิตดำไหล กลับได้ดีขึ้นต่อมาบีบ ให้ถุงลมพ่น แขนโป่งเกินค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวแล้วจึงค่อยวางแขนลงและวัดตามปกติ

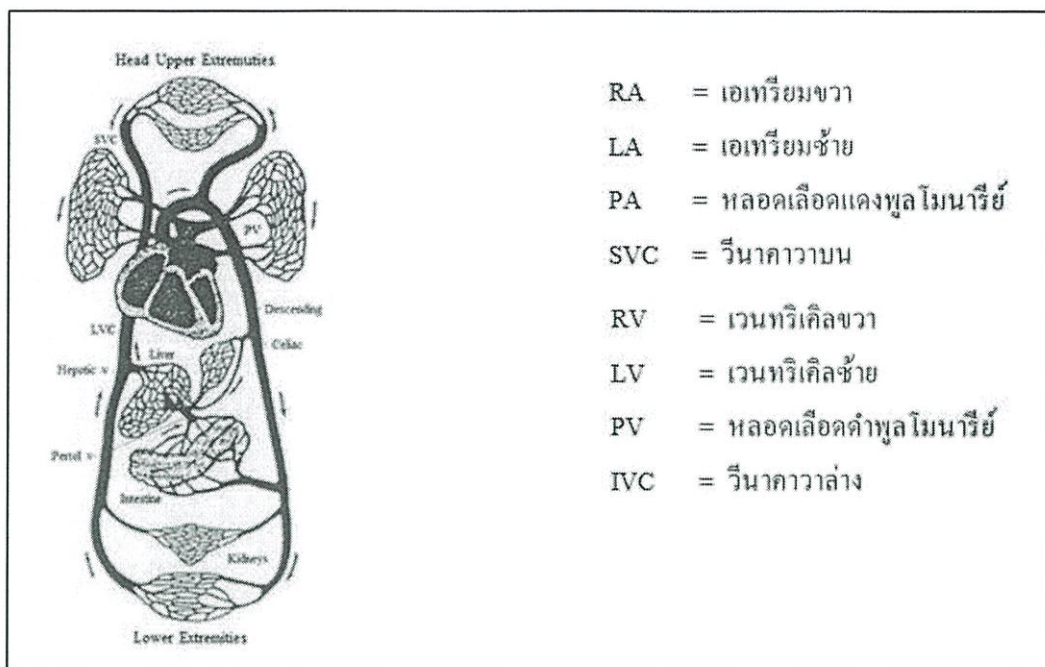
2.6.10 ต้องคำนึงอยู่เสมอว่าค่าความดันโลหิตสามารถแปรผันได้ตามปัจจัยต่างๆ เช่น การหายใจ อารมณ์ เป็นต้น

2.6.11 คู่มือรักษาเครื่องมือวัดให้ใช้ได้ทำความสะอาดปรอทตรวจดูการรั่วของท่อและควรเปรียบเทียบ มาตรฐานด้วย

2.6.12 ควรมีถุงลมพ่นแขนหลายขนาดให้เลือกใช้ตามความเหมาะสมเช่นเด็ก ผู้ใหญ่ คนอ้วน และที่ใช้ กับต้นขา เป็นต้น

## 2.7 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิต

ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิตหลายประการโดยปกติค่าความดัน (Pressure : P) ขึ้นอยู่กับปริมาณ การไหลของโลหิต (Flow : F) และความต้านทานของหลอดเลือด (Resistance : R) ดังนั้นความสัมพันธ์ของ ความดันสามารถเขียนเป็นสมการได้คือ  $P = FR$  โดยปริมาตรการไหล ของโลหิตทั่วร่างกายคือโลหิตทั้งหมด ที่บีบออกหัวใจ



ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmples.pdf)

รูปที่ 2.13 โครงสร้างของระบบการไหลเวียนของโลหิต

### 2.7.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิตของร่างกาย

ประกอบด้วย

2.7.1.1 ภาวะการสูบฉีดโลหิตของหัวใจ (Pumping Action Heart) ขณะหัวใจบีบตัวโลหิตที่ออกจากหัวใจไหลเข้าสู่หลอดเลือด ทำให้ความดันในหลอดเลือดเพิ่มมากขึ้นผนังหลอดเลือดถูกยืดออก ถ้าหัวใจบีบได้แรง ปริมาตรโลหิตที่ออกจากหัวใจจะมากขึ้น โดยปกติถ้าหัวใจบีบโลหิตออกมากจะทำให้โลหิตไหลไปได้มากขึ้น ดังนั้นการบีบตัวของหัวใจจึงมีผลต่อความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวมากกว่าค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวและถ้าปริมาตรของโลหิตในเวนทริเคิล (Ventricle) หลังจากหัวใจบีบตัวเพิ่มขึ้นทำให้ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวสูงขึ้นด้วย

2.7.1.2 ปริมาตรโลหิตในระบบไหลเวียน (Circulating Blood Volume) ขณะที่โลหิตไหลเวียนและผนังหลอดเลือดยืดขยายตัวได้ดี ค่าความดันภายในหลอดเลือดจะอยู่ในระดับ ปกติ และปริมาตรของโลหิตไหลเข้าหัวใจจะปกติ แต่ถ้ามีปริมาตรโลหิตมากขึ้นกล้ามเนื้อหัวใจ บีบตัวได้ดีขึ้นทำให้ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวสูงขึ้น ถ้าปริมาตรของโลหิตเข้าสู่หัวใจลดลง ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวจะลดลงด้วย

2.7.1.3 ความต้านทานรวมส่วนปลายทั้งหมดของหลอดเลือด (Total Peripheral Resistance) ขณะที่หลอดเลือดส่วนปลายมีความต้านทานเพิ่มขึ้น จะพบค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวสูงขึ้นได้ในระยะแรก หากผนังหลอดเลือดยืดขยายตัวได้ไม่ดีแล้ว ทำให้โลหิตที่ไหลออกจากหัวใจได้ไม่ดี ปริมาตรในเวนทริเคิลหลังจากหัวใจบีบตัวเพิ่มขึ้น เป็นผลให้ปริมาตรของโลหิตไหลเข้าสู่หัวใจได้ลดลงในทางกลับกันถ้าความต้านทานลดลงส่วนปลายทำให้ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวลดลง

2.7.1.4 ความหนืดของโลหิต (Viscosity of Blood) ถ้าความหนืดของโลหิตเพิ่มขึ้น มีผลทำให้ความต้านทานการไหลเวียนของโลหิตเพิ่มขึ้น ทำให้โลหิตไหลได้ไม่สะดวก หัวใจต้องบีบแรงขึ้น ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวสูงขึ้นและค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวจึงสูงขึ้นตามไปด้วย

2.7.1.5 การยืดขยายตัวของผนังหลอดเลือด (Distensibility of Blood Vessel Wall) การที่หลอดเลือดมีการยืดขยายตัวทำให้รักษาระดับค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวและค่าความดันเฉลี่ยได้ดีไม่ให้สูงหรือต่ำเกินไปเมื่อมีความผิดปกติของร่างกายเกิดขึ้น

2.7.1.6 ผลของแรงโน้มถ่วงของโลกขณะนอนราบความดันโลหิตเฉลี่ยที่หัวใจอาจจะสูงกว่าที่ศีรษะได้เล็กน้อย ที่เท้าอาจจะสูงกว่าหัวใจเล็กน้อยเช่นกัน ขณะยืนตรงค่าความดันโลหิตตรงระดับหัวใจจะคงที่เท่าเดิม ที่ศีรษะจะลดต่ำลง ส่วนที่เท้าสูงขึ้นเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก

2.7.1.7 อายุ ค่าความดันโลหิตของคนปกติขณะพัก ความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวของเด็กแรกเกิดประมาณ 40 mmHg เมื่ออายุมากขึ้นความดันโลหิตจะสูงขึ้นเรื่อยๆคือความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวประมาณ 70/50 mmHg เมื่ออายุ 2 สัปดาห์ ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว และความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวประมาณ 80/45 mmHg เมื่ออายุ 1 เดือน ค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวประมาณ 100/65 mmHg เมื่ออายุ 4 ขวบและค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวประมาณ 120/80 mmHg เมื่ออายุครบ 20 ปี หลังจากนั้น เมื่ออายุมากขึ้นค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวจะเพิ่มขึ้นมากกว่าการเพิ่มความดันสูงสุด ขณะหัวใจคลายตัวประมาณที่อายุ 60 ปีจะมีค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันสูงสุด ขณะหัวใจคลายตัวประมาณ 140/90 mmHg

2.7.1.8 เพศ อายุเท่ากันเพศชายมักจะมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าเพศหญิง 4 - 5 mmHg ยกเว้นในวัยที่หมดประจำเดือนพบว่าเพศหญิงสูงกว่า

2.7.1.9 รูปร่างลักษณะของร่างกาย พบว่าคนอ้วนมักมีค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวสูงกว่าคนผอม คนที่อ้วนส่วนใหญ่มีค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวสูงกว่าคนเฉื่อยชา เนื่องจากมีสารหรือฮอโมนบางอย่างในร่างกายหลั่งออกสู่ระบบการไหลเวียนของโลหิตไม่เท่ากัน

2.7.1.10 เชื้อชาติ จากสถิติพบว่าชาวตะวันตกมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าชาวตะวันออกและยังพบว่าชาวตะวันตกที่เป็นชนชาติผิวดำจะมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าชนชาติผิวขาว

2.7.1.11 การเปลี่ยนแปลงในรอบวัน โดยปกติการตื่นนอนเข้ามามีความดันต่ำกว่าตอนบ่าย เนื่องจากอารมณ์และสิ่งแวดล้อมขณะนอนราบค่าความดันโลหิตจะต่ำกว่าขณะยืน การเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์ เช่น ขณะตกใจ โกรธ ค่าความดันโลหิตจะเพิ่มขึ้นได้

2.7.1.12 การออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายต้องการโลหิตมากโดยเฉพาะกล้ามเนื้อลายและกล้ามเนื้อหัวใจ จึงพบว่าค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวเพิ่มขึ้นและค่าความดันสูงสุดขณะหัวใจคลายตัวจะเพิ่มขึ้นเล็กน้อย เนื่องจากอัตราการบีบตัวของหัวใจเพิ่มขึ้น

2.7.1.13 การให้สารกระตุ้น ระบบการไหลเวียนโลหิตและระบบอื่นๆ ถูกกระตุ้นด้วยสารบางชนิด ทำให้ระบบในร่างกายทำงานมากขึ้น เนื่องจากมีสารหรือฮอร์โมนบางอย่างในร่างกายหลั่งออกสู่ระบบการไหลเวียนของโลหิตไม่เท่ากัน

## 2.8 เซนเซอร์วัดความดัน

Pressure Sensor คือ อุปกรณ์ตรวจวัดความดันของก๊าซหรือเหลว เซนเซอร์จะส่งสัญญาณทางไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์กับความดัน เซนเซอร์ถูกสร้างให้มีเยื่อบางที่สามารถโค้งงอตามความดัน ซึ่งระดับความโค้งงอสามารถวัดได้ด้วยการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน หรือ การเปลี่ยนแปลงของการเก็บประจุในการพัฒนา เซนเซอร์แรกเริ่มทำด้วยวิธีการประดิษฐ์โครงสร้างจุลภาคบนพื้นผิว (Surface Micromachining) สำหรับใช้งานในช่วงความดันต่างๆ เพื่อประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมยานยนต์และเซนเซอร์ตรวจวัดแรงดันในเส้นเลือด เป็นต้น

สำหรับในปัจจุบันได้มีการนำโครงสร้างของเซนเซอร์ประเภทนี้มาพัฒนาเป็นระบบการวัดแรงดันน้ำและแรงดันลม (Pressure Transmitter) ที่มีความละเอียดสูงสำหรับงานอุตสาหกรรมปรับอากาศและการเกษตรด้วย

### 2.8.1 ลักษณะโดยทั่วไปของ MPX2050GP

ลักษณะโดยทั่วไปของ MPX2050GP เป็นเซนเซอร์ความดันแบบ silicon piezoresistive ที่ให้ความถูกต้องสูง และมี voltage output แบบ linear

#### 2.8.1.1 ลักษณะโดยทั่วไป

2.8.1.1.1 Temperature Compensated Over 0°C to +85°C

2.8.1.1.2 Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge

2.8.1.1.3 Easy to Use Chip Carrier Package Options

2.8.1.1.4 Ratiometric to Supply Voltage

2.8.1.1.5 Differential and Gauge Options

2.8.1.1.6  $\pm 0.25\%$  Linearity (MPX2050)

#### 2.8.1.2 ตัวอย่างการนำไปใช้งาน

2.8.1.2.1 Pump/Motor Controllers

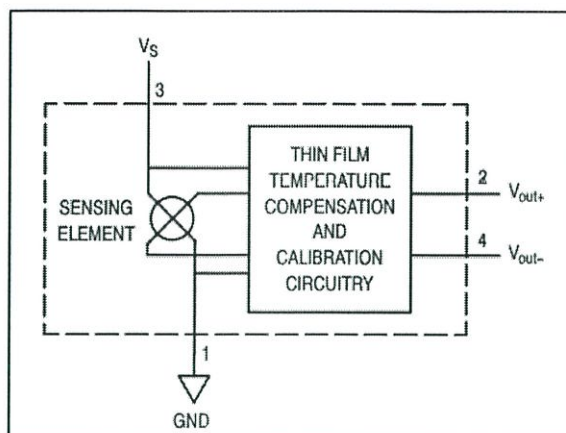
2.8.1.2.2 Robotics

2.8.1.2.3 Level Indicators

2.8.1.2.4 Medical Diagnostics

2.8.1.2.5 Pressure Switching

2.8.1.2.6 Non-Invasive Blood Pressure Measurement

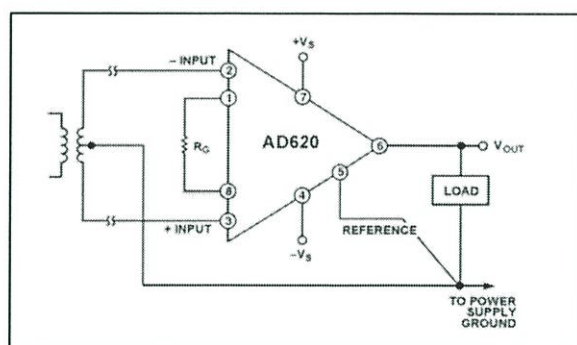


ที่มา : <http://www.datasheetspdf.com/pdf/916536/FreescaleSemiconductor/MPX2050GP/2>

รูปที่ 2.14 ภาพภายใน MPX2050GP

## 2.9 Instrumentation Amplifiers

วงจรรขยายอินสตรูเมนต์เป็นวงจรรวม (Integrated Circuit : IC) สำเร็จรูปเบอร์ AD620 สามารถปรับอัตราขยายสัญญาณได้สูงสุดถึง 1000 เท่าเมื่อเทียบกับสัญญาณทางด้านอินพุต และมีความไวในการขยายสัญญาณสูง สามารถขยายสัญญาณที่มีขนาดเพียงเล็กน้อยเรียกว่ามีหน่วยเป็น  $\mu\text{A}$  ก็สามารถขยายให้มีขนาดที่สามารถจับสัญญาณได้ง่าย สัญญาณที่ได้จากเอาต์พุตของวงจรรขยายอินสตรูเมนต์มีสัญญาณรบกวนน้อย และวงจรรขยายอินสตรูเมนต์สามารถต่อใช้งานได้ง่าย สามารถประกอบวงจรได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.15



ที่มา : [https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmpfle.pdf)

[21%2F20952358\\_1449692265121863\\_566011427584737280\\_n.pdf%2Fthesis-exzmpfle.pdf](https%3A%2F%2Fz-p3-cdn.fbsbx.com%2Fv%2Ft59.2708-21%2F20952358_1449692265121863_566011427584737280_n.pdf%2Fthesis-exzmpfle.pdf)

รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการต่อใช้งานวงจรรขยายอินสตรูเมนต์

ในการใช้งานวงจรจำเป็นต้องมีการคำนวณหาค่าอัตรการขยายที่ต้องการก่อนการต่อใช้งานเพื่อให้ได้ อัตรการขยายตามที่ต้องการ ซึ่งสามารถคำนวณหาอัตรการขยายของวงจรได้โดยใช้สมการดังนี้

$$Gain = \frac{49.9k\Omega}{R_g} + 1$$

วงจรขยายอินสตรูเมนต์ขึ้นขยายสัญญาณแรงดันรบกวนค่าต่ำที่มีแรงดันโหมตร่วมขนาดใหญ่เมื่อ แรงดันโหมตร่วมมีค่าเท่ากันจะหักล้างกันหมดไป วงจรขยายอินสตรูเมนต์ขึ้นมีคุณสมบัติหลักๆ 3 ประการ คือ

2.9.1 อัตรขยายสามารถปรับได้ด้วยความต้านทานภายนอก  $R_g$

2.9.2 อิมพีแดนซ์ด้านขาเข้ามีค่าสูงไม่เปลี่ยนแปลงตามอัตรขยายที่ปรับ

2.9.3 แรงดันเอาต์พุต ( $V_{out}$ ) ขึ้นกับความแตกต่างระหว่าง Input+ และ Input- ด้านขาเข้าซึ่งจะไม่ ขึ้นกับแรงดันโหมตร่วม

2.9.4 ปรับอัตรขยายด้วยความต้านทานภายนอกเพียงตัวเดียวต่อเพื่อปรับอัตรขยายโดยสามารถ ปรับได้ตั้งแต่ 1 ถึง 1000 เป็นต้น ซึ่งจะเห็นว่าสะดวกต่อการใช้งานมากขึ้น

## 2.10 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit)

วงจรกรองความถี่หรือฟิลเตอร์ (Filter) คือ วงจรไฟฟ้าที่ยอมให้สัญญาณไฟฟ้าที่ความถี่ใดๆ ความถี่ หนึ่งหรือช่วงความถี่ใดความถี่หนึ่งเท่านั้นผ่านไปได้ ส่วนความถี่อื่นหรือช่วงความถี่อื่นๆ นอกเหนือจากที่ กำหนดจะถูกลดทอนไปซึ่งจะเป็นช่วงความถี่ใดนั้นจะขึ้นอยู่กับการออกแบบวงจร

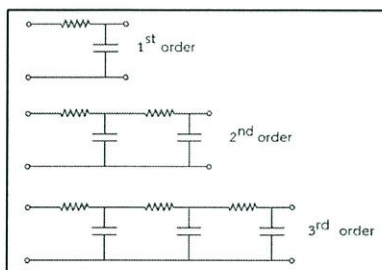
วงจรกรองความถี่มีด้วยกัน 2 แบบ คือ

1. แบบ Passive คือ วงจรที่ประกอบขึ้นด้วยอุปกรณ์แบบพาสซีฟ ซึ่งหมายถึงอุปกรณ์ที่สามารถ ทำงานได้โดยไม่ต้องมีการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อให้ทำงาน ซึ่งได้แก่ อุปกรณ์ประเภท ตัวต้านทาน(R) ตัวเก็บ ประจุ(C) และขดลวดเหนี่ยวนำ(L)

2. แบบ Active คือ วงจรที่ประกอบขึ้นด้วยอุปกรณ์ที่ต้องการไฟฟ้า เพื่อกระตุ้นการทำงานของตัว อุปกรณ์ ซึ่งได้แก่ อุปกรณ์ประเภท ทรานซิสเตอร์หรือไอซี

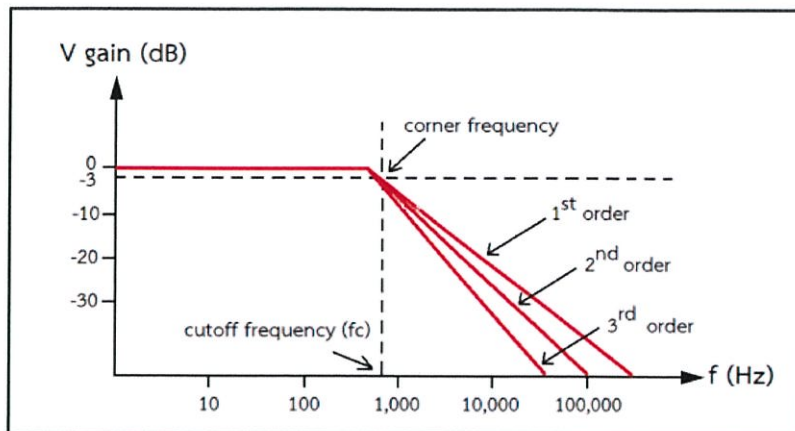
### 2.10.1 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter : LPF)

วงจรที่จะยอมให้สัญญาณความถี่ต่ำตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ที่ กำหนดสูงขึ้นไปเรื่อยๆจะลดทอนไปตามลำดับ ลักษณะของวงจรมีตั้งแต่อันดับหนึ่งขึ้นไป ดังรูป



ที่มา : <https://navapadol.files.wordpress.com/2015/09/e0b89ae0b897e0b897e0b8b5e0b988-6.pdf>

รูปที่ 2.16 การต่อวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ



ที่มา : <https://navapadol.files.wordpress.com/2015/09/e0b89ae0b897e0b897e0b8b5e0b988-6.pdf>

รูปที่ 2.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับ  
ค่าลำดับการลดทอนความถี่ในวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

จากรูปวงจรเมื่อทำการป้อนความถี่ต่ำเข้าวงจร ที่ C จะมีค่า  $X_C$  สูง ทำให้ความถี่ต่ำไหลผ่าน R ที่มีค่าความต้านทานน้อยกว่า  $X_C$  ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มาก แต่เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนด ค่า  $X_C$  จะลดลง ทำให้ความถี่ผ่านขดลวดได้ลดลง บางส่วนที่ผ่านไปได้ก็จะถูก C ดึงลงกราวด์ ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก

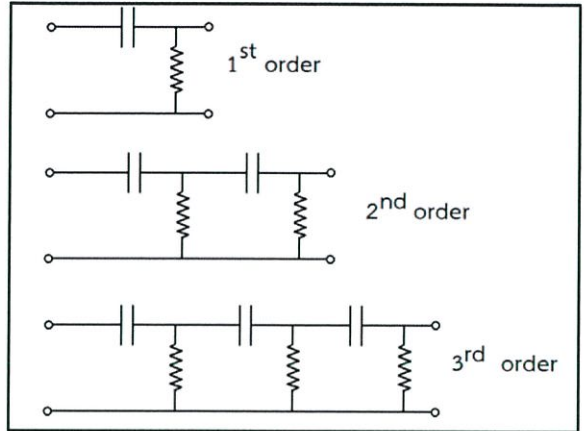
ในทางทฤษฎีวงจรกรองความถี่ต่ำจะยอมให้สัญญาณใดๆที่มีความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดซึ่งเรียกว่า ความถี่คัทออฟหรือความถี่ขอบเขต(Cutoff Frequency) ผ่านไปได้โดยไม่มีการลดทอนของสัญญาณและถ้าความถี่ของสัญญาณเข้ามีค่าเกินที่กำหนดไว้ สัญญาณออกควรจะมีค่าเป็นศูนย์ แต่ในทางปฏิบัติไม่สามารถจะทำเช่นนั้นได้ เนื่องจากการตอบสนองสัญญาณที่ความถี่ต่างๆของอุปกรณ์ประเภท Passive จะเป็นแบบค่อยเป็นค่อยไปไม่เปลี่ยนแปลงทันทีทันใด ดังนั้นผลที่ได้จึงเป็นดังภาพที่ 2.15 คือเมื่อสัญญาณมีความถี่สูงขึ้นวงจรจะลดสัญญาณลงไปเรื่อยๆจนกระทั่งจะลดลงในอัตราที่ค่าหนึ่ง

ขั้นตอนการคำนวณวงจรกรองความถี่ต่ำ สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่าน คือ ค่าความถี่คัทออฟ  $f_c$  ที่ต้องการใช้งาน ซึ่งความถี่คัทออฟหาได้จากสมการ

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

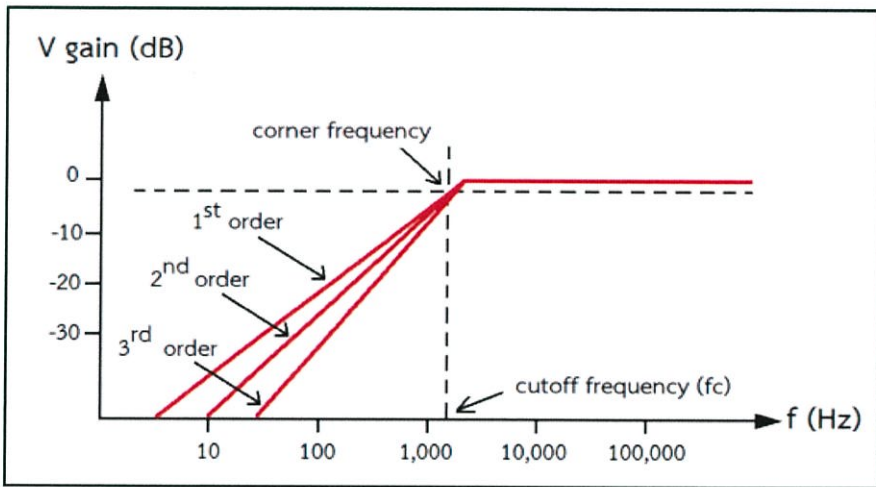
2.10.2 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter : HPF)

มีคุณสมบัติตรงกันข้ามกับวงจรกรองความถี่ต่ำ คือ การตอบสนองต่อสัญญาณของวงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านและลดทอนสัญญาณความถี่ต่ำ ซึ่งแสดงวงจรและกราฟตอบสนองอัตราขยายแรงดันความถี่ได้



ที่มา : <https://navapadol.files.wordpress.com/2015/09/e0b89ae0b897e0b897e0b8b5e0b988-6.pdf>

รูปที่ 2.18 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง



ที่มา : <https://navapadol.files.wordpress.com/2015/09/e0b89ae0b897e0b897e0b8b5e0b988-6.pdf>

รูปที่ 2.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับค่าลำดับการลดทอนความถี่ในวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

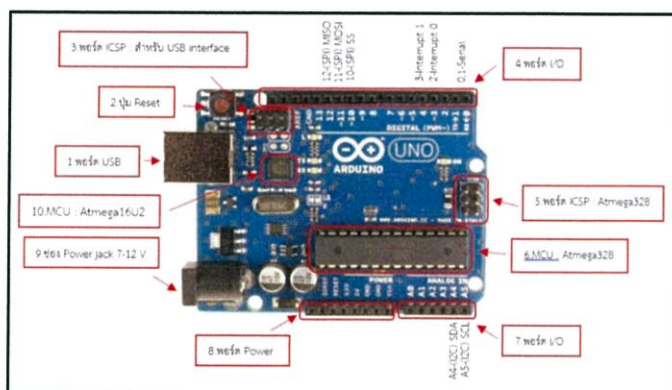
จากรูปจะเห็นว่า C ต่ออนุกรมกับวงจร ส่วน R ต่อขนานกับวงจร เมื่อป้อนความถี่ต่ำกว่าเข้ามา C จะมีค่า  $X_c$  สูง ทำให้สัญญาณผ่านไปได้น้อย ทำให้สัญญาณที่ผ่านมาจาก C ลงกราวด์ได้หมด แต่เมื่อความถี่สูงขึ้น C จะมีค่า  $X_c$  ลดลง สัญญาณจะผ่านได้มากขึ้น สัญญาณก็จะลงกราวด์น้อยลงเพราะมี R กันไว้ สัญญาณที่ออกไปยัง Output จะมีมากขึ้น จนถึงระดับความแรงของสัญญาณประมาณ 70.7% ของความ

แรงสูงสุด ระดับนี้เองที่เราเรียกว่า ช่วงความถี่ Cut off เมื่อความถี่สูงกว่า ความถี่นี้ C จะยอมให้สัญญาณผ่านได้สะดวกและค่า R จะต้านสัญญาณไม่ให้ลงกราวด์ ความถี่จึงผ่านไปที่จุด Output ได้ทั้งหมด

## 2.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์ ( Microcontroller )

### 2.11.1 อาร์ดูโน้ (Arduino)

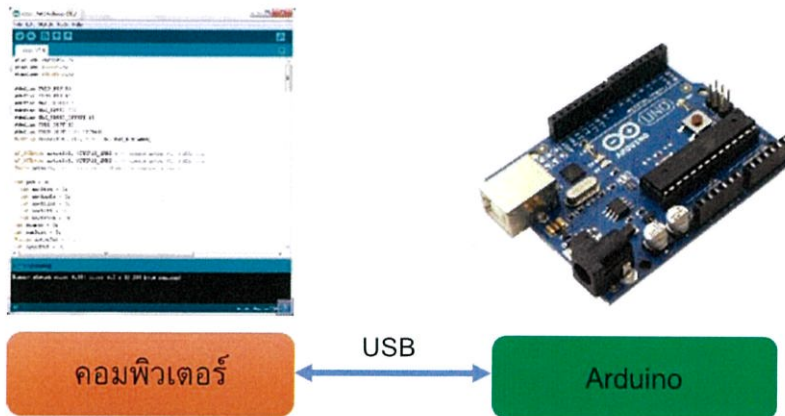
เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้านฮาร์ดแวร์ (Hardware) และซอฟต์แวร์ (Software) ตัวบอร์ดอาร์ดูโน้ (Arduino) ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยังสามารถดัดแปลง เพิ่มเติม พัฒนาต่อยอด ทั้งตัวบอร์ด หรือโปรแกรมต่อได้ ในการต่ออุปกรณ์เสริมต่างๆ ผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino Wireless Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น



รูปที่ 2.20 ส่วนต่างๆ ของอาร์ดูโน้

1. USBPort : ใช้สำหรับต่อกับ Computer เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU และจ่ายไฟให้กับบอร์ด
2. Reset Button : เป็นปุ่ม Reset ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU เริ่มการทำงานใหม่
3. ICSP Port : ของ Atmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port บน Atmega16U2
4. I/O Port : Digital I/O ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้บาง Pin จะทำหน้าที่อื่นๆ เพิ่มเติม เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM
5. ICSP Port : Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader
6. MCU : Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino
7. I/O Port : นอกจากจะเป็น Digital I/O และยังสามารถเปลี่ยนเป็นช่องรับสัญญาณอนาล็อกตั้งแต่ขา A0-A5
8. Power Port : ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin
9. Power Jack : รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

10. MCU ของ Atmega16U2 เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2



รูปที่ 2.21 การเชื่อมต่ออาร์ดูโน้ (Arduino) กับคอมพิวเตอร์ผ่าน USB

## 2.12 จอแสดงผลชนิดผลึกเหลว หรือจอแสดงผลแบบ LCD

### 2.12.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับจอแสดงผลแบบ LCD

จอแสดงผลแบบ LCD (Liquid Crystal Display) เป็นจอแสดงผลรูปแบบหนึ่งที่ยินยมนำมาใช้งานกันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน จอ LCD นี้มีทั้งแบบแสดงผลเป็นตัวอักษรเพียงอย่างเดียว เรียกว่า Character LCD ซึ่งมีการกำหนดตัวอักษรหรืออักขระที่สามารถแสดงผลไว้ได้อยู่แล้ว และแบบที่สามารถแสดงผลเป็นรูปภาพหรือสัญลักษณ์ได้ตามความต้องการของผู้ใช้งานเรียกว่า Graphic LCD นอกจากนี้บางชนิดเป็นจอที่มีการผลิตขึ้นมาใช้เฉพาะงาน ทำให้มีรูปแบบและรูปร่างเฉพาะเจาะจงในการแสดงผล เช่น นาฬิกาดิจิตอล เครื่องคิดเลข หรือ หน้าปัดวิทยุ เป็นต้น แต่ในที่นี้จะกล่าวเฉพาะ Dot - Matrix LCD ที่มีวางจำหน่ายกันทั่วไปที่สามารถซื้อมาใช้ใช้งานได้ง่าย โดยที่พบเห็นกันทั่วไปได้แก่ขนาด 16 ตัวอักษรไปจนถึง 40 ตัวอักษร และมีจำนวนบรรทัดตั้งแต่ 1 บรรทัดไปจนถึง 4 บรรทัด (หรืออาจมากกว่านั้น) โดยจอแสดงผลแบบ LCD เหล่านี้อาจมีหลายผู้ผลิต แต่ส่วนมากจะมีโครงสร้างการทำงานและชุดคำสั่งที่เหมือนกันเกือบทุกประการ อาจมีแตกต่างกันบ้างในเรื่องของความเร็วในการอ่าน/เขียน (Access Time)

### 2.12.2 โครงสร้างโดยทั่วไปของจอแสดงผลแบบ LCD

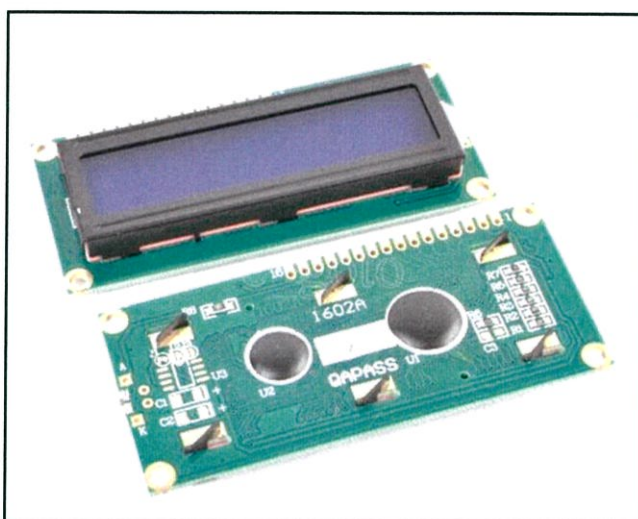
โครงสร้างของ LCD ทั่วไปจะประกอบด้วยแผ่นแก้ว 2 แผ่นประกบกันอยู่ โดยเว้นช่องว่างตรงกลางไว้ 6-10 ไมโครเมตร ผิวด้านในของแผ่นแก้วจะเคลือบด้วยตัวนำไฟฟ้าแบบใสเพื่อใช้แสดงตัวอักษร ตรงกลางระหว่างตัวนำไฟฟ้าแบบใสกับผลึกเหลวจะมีชั้นของสารที่ทำให้โมเลกุลของผลึกรวมตัวกันในทิศทางที่แสงส่องมากระทบเรียกว่า Alignment Layer และผลึกเหลวที่ใช้โดยทั่วไปจะเป็นแบบ Magnetic โดย LCD สามารถแสดงผลให้เรามองเห็นได้ทั้งหมด 3 แบบด้วยกัน คือ

- แบบใช้การสะท้อนแสง (Reflective Mode) LCD แบบนี้ใช้สารประเภทโลหะเคลือบอยู่ที่แผ่นหลังของ LCD ซึ่ง LCD ประเภทนี้เหมาะกับการนำมาใช้งานในที่ที่มีแสงสว่างเพียงพอ

- แบบใช้การส่งผ่าน (Transitive Mode) LCD แบบนี้วางหลอดไฟไว้ด้านหลังจอ เพื่อให้การอ่านค่าที่แสดงผลทำได้ชัดเจน

- แบบส่งผ่านและสะท้อน (Transflective Mode) LCD แบบนี้เป็นการนำเอาข้อดีของจอแสดงผล LCD ทั้ง 2 แบบมารวมกัน

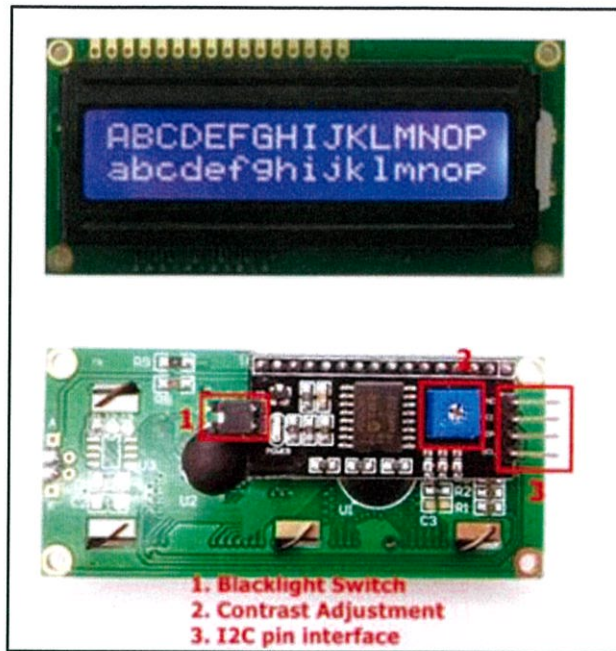
ในโครงงานของเรานั้นได้ใช้ LCD ขนาด 16x2 Character หรือที่นิยมเรียกกันว่าจอ LCD 16 ตัวอักษร 2 บรรทัด ซึ่งเหมาะกับการใช้งานในการที่แสดงผลไม่มากในหน้าจอเดียว จอ LCD 16x2 Character จะมีอยู่ 2 แบบด้วยกันคือ LCD แบบปกติที่เชื่อมต่อแบบขนาน (Parallel) ดังรูปที่ 2.23 และ LCD แบบที่เชื่อมต่ออนุกรม (Serial) แบบ I2C ดังรูปที่ 2.24 โดยทั้ง 2 แบบตัวจอมีลักษณะเดียวกัน เพียงแต่แบบ I2C จะมีบอร์ดเสริมทำให้สื่อสารแบบ I2C ได้เชื่อมต่อได้สะดวกขึ้น



ที่มา :

[https://lh3.googleusercontent.com/uMFiQSI83z7wsK0nm7HflQGdkcHYBFQDbBSR2oxy9JHcDzzUNcB7MirzNbft2R-dZZ0OwpBzgMUbEVewlfVlicj65iJa3lbyewjb2L\\_q3Yy4g4aCiLh9-JTVsZeM7BlupRWA6HM](https://lh3.googleusercontent.com/uMFiQSI83z7wsK0nm7HflQGdkcHYBFQDbBSR2oxy9JHcDzzUNcB7MirzNbft2R-dZZ0OwpBzgMUbEVewlfVlicj65iJa3lbyewjb2L_q3Yy4g4aCiLh9-JTVsZeM7BlupRWA6HM)

รูปที่ 2.22 จอ LCD 16x2 Character (Parallel)



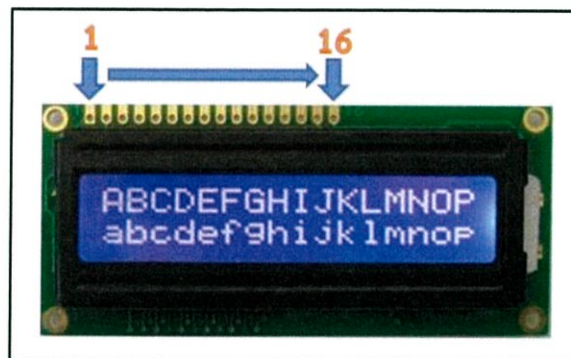
ที่มา : <http://2.bp.blogspot.com/->

[xtDdTfLEFLw/VfpsDzQHFjI/AAAAAAAAA5Y/LTyktHRUOq4/s1600/aa.JPG](http://2.bp.blogspot.com/-xtDdTfLEFLw/VfpsDzQHFjI/AAAAAAAAA5Y/LTyktHRUOq4/s1600/aa.JPG)

รูปที่ 2.23 จอ LCD 16x2 Character (I2C)

ในการต่อใช้งานทั้ง 2 แบบมีขาหรือ Pin ที่แตกต่างกันโดยแบบแรกเป็นแบบ Parallel มีทั้งหมด 16 ขาด้วยกัน ส่วนแบบที่สองเป็นแบบ I2C มีเพียง 4 ขา สามารถแยกออกตามตารางด้านล่างดังนี้

1) แบบ Parallel มี 16 ขา



ที่มา :

<http://2.bp.blogspot.com/xtDdTfLEFLw/VfpsDzQHFjI/AAAAAAAAA5Y/LTyktHRUOq4/s1600/aa.JPG>

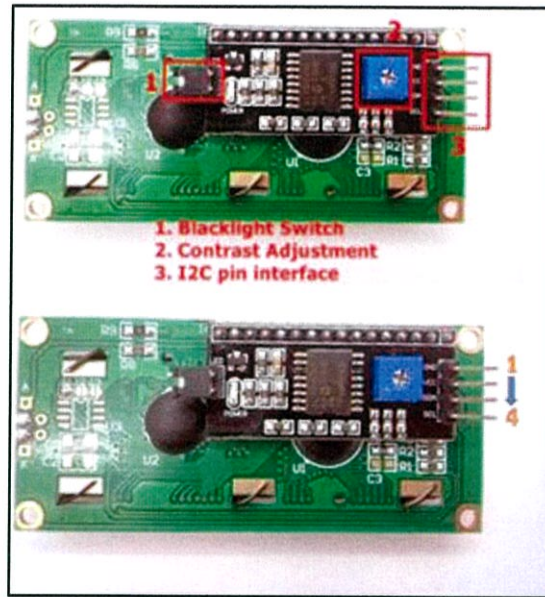
รูปที่ 2.24 ด้านหน้าจอ LCD 16x2 (Parallel)

| Pin No | Symbol  | Description   |
|--------|---------|---|
| 1      | VSS/GND | Ground  |
| 2      | VDD     | +5VDC   |
| 3      | VO/VEE  | LCD Control สำหรับปรับความเข้มของตัวอักษร                             |
| 4      | RS      | Register Select เป็นขาอินพุตสำหรับเลือกเขียนอ่านข้อมูลในรีจิสเตอร์    |
| 5      | RW      | Read/Write เป็นขาอินพุตสำหรับเลือกโหมดเขียนหรืออ่านข้อมูล             |
| 6      | E/EN    | Enable เป็นขาอินพุตสำหรับสัญญาณ Pulse เมื่อต้องการเขียนหรืออ่านข้อมูล |
| 7      | DB0     | Data Pins<br>8-Bit  |
| 8      | DB1     |   |
| 9      | DB2     |   |
| 10     | DB3     |   |
| 11     | DB4     |   |
| 12     | DB5     |   |
| 13     | DB6     |   |
| 14     | DB7     |   |
| 15     | A       | (LED+) เป็นขา V <sub>CC</sub> สำหรับ LED backlight (5V)               |
| 16     | K       | (LED-) เป็นขา Gnd สำหรับ LED backlight (Gnd)                          |

ที่มา : <http://thaieasyelec.com/article-wiki/review-product-article/parallel.html>

ตารางที่ 2.3 ตารางขาของจอ LCD 16x2 แบบ Parallel

## 2) แบบ I2C มี 4 ขา



ที่มา : [https://lh6.googleusercontent.com/6HOzxiBYe5Rq5whZQI7JMx49SW1OmvMmh\\_S-OikpZeUat8JWMgN3gVnz8Zryyuy7SCpJ21\\_Mi38f6n31dyzBb5H5bNqSV2VwMT6dxB3zQsjcvBsXgDnS8wyR4LT6UyQbov1Cir9](https://lh6.googleusercontent.com/6HOzxiBYe5Rq5whZQI7JMx49SW1OmvMmh_S-OikpZeUat8JWMgN3gVnz8Zryyuy7SCpJ21_Mi38f6n31dyzBb5H5bNqSV2VwMT6dxB3zQsjcvBsXgDnS8wyR4LT6UyQbov1Cir9)

รูปที่ 2.25 ด้านหลังจอ LCD 16x2 (I2C)

| Pin No | Symbol | Description  |
|--------|--------|--------------|
| 1      | GND    | Ground       |
| 2      | VCC    | +5VDC        |
| 3      | SDA    | Serial Data  |
| 4      | SCL    | Serial Clock |

ที่มา : <http://thaieasyelec.com/article-wiki/review-product-article/parallel.html>

## ตารางที่ 2.4 ตารางขาของจอ LCD 16x2 แบบ I2C

## 2.12.3 การควบคุมการแสดงผลของจอแสดงผลแบบ LCD

ผู้ใช้งานไม่สามารถจ่ายกระแสไฟฟ้าตรงให้กับจอแสดงผลแบบ LCD ค้างไว้ตลอดเวลาเพื่อให้จอแสดงผลแบบ LCD แสดงผลตามที่ต้องการได้เนื่องจากจะทำให้เกิดปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีขึ้น และจะทำให้อายุการใช้งานจอแสดงผลแบบ LCD สั้นลง ต้องป้อนสัญญาณสลับระหว่างปิดกับเปิด (SCAN) ด้วยความถี่ไม่น้อยกว่า 30 Hz เพื่อไม่ให้น้ำจอกระพริบ จอแสดงผลแบบ LCD โดยทั่วไปจะเป็นแบบที่มีส่วนควบคุม (Controller) รวมไว้ในตัวอยู่แล้ว ผู้ใช้งานเพียงส่งรหัสคำสั่งสำหรับควบคุมการทำงานของจอแสดงผลแบบ LCD ให้กับ Controller ว่าต้องการใช้ทำงานอย่างไร

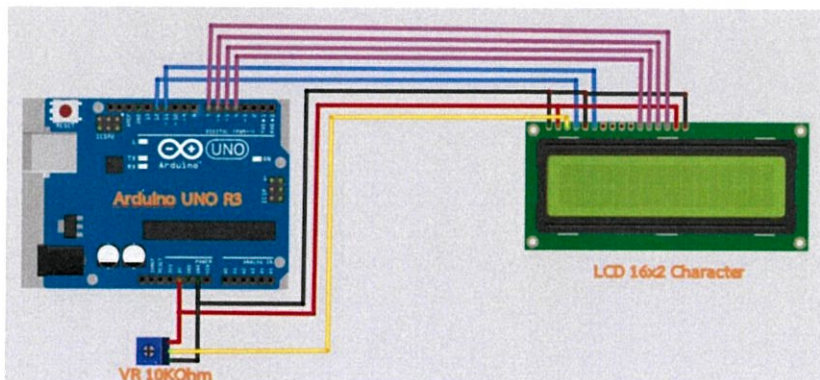
LCD Controller ของจอตัวนี้เป็น Hitachi เบอร์ HD44780 และขาในการเชื่อมต่อระหว่าง LCD กับ Microcontroller มีดังนี้

1. GND เป็นกราวด์ใช้ต่อระหว่าง Ground ของระบบ Microcontroller กับ LCD
2. VCC เป็นไฟเลี้ยงวงจรที่ป้อนให้กับ LCD ขนาด +5VDC
3. VO ใช้ปรับความสว่างของหน้าจอ LCD
4. RS ใช้บอกให้ LCD Controller ทราบว่า Code ที่ส่งมาทางขา Data เป็นคำสั่งหรือข้อมูล
5. R/W ใช้กำหนดว่าจะอ่านหรือเขียนข้อมูลกับ LCD Controller
6. E เป็นขา Enable หรือ Chips Select เพื่อกำหนดการทำงานให้กับ LCD Controller
- 7-14. DB0-DB7 เป็นขาสัญญาณ Data ใช้สำหรับเขียนหรืออ่านข้อมูล/คำสั่ง กับ LCD Controller

#### 2.12.4 การเชื่อมต่อสัญญาณขาข้อมูลระหว่าง Microcontroller กับ LCD Controller

การเชื่อมต่อสัญญาณขาข้อมูลระหว่าง Microcontroller กับ LCD Controller สามารถทำได้ 2 ลักษณะ คือ การเชื่อมต่อแบบ 8 บิต (DB0-DB7) และการเชื่อมต่อแบบ 4 บิต (DB4-DB7) ทั้งสองแบบแตกต่างกันเพียงจำนวนขาที่ใช้คือ 8 หรือ 4 ขา และยังสามารถทำงานได้เหมือนกัน อย่างที่แน่นอนในการส่งข้อมูลแบบ 4 ขา ย่อมทำได้ช้ากว่า 8 ขา แต่ไม่ได้ช้ามากจนสังเกตได้ด้วยสายตา ในการต่อกับ Arduino นั้นจึงนิยมต่อเพียง 4 ขา หรือ 4 บิตเท่านั้น เพื่อเป็นการประหยัดขาในการต่อใช้งานไปไว้ต่อกับอุปกรณ์อื่น ตัวอย่างเช่น Arduino UNO นั้นมีขาให้ใช้งานค่อนข้างน้อย

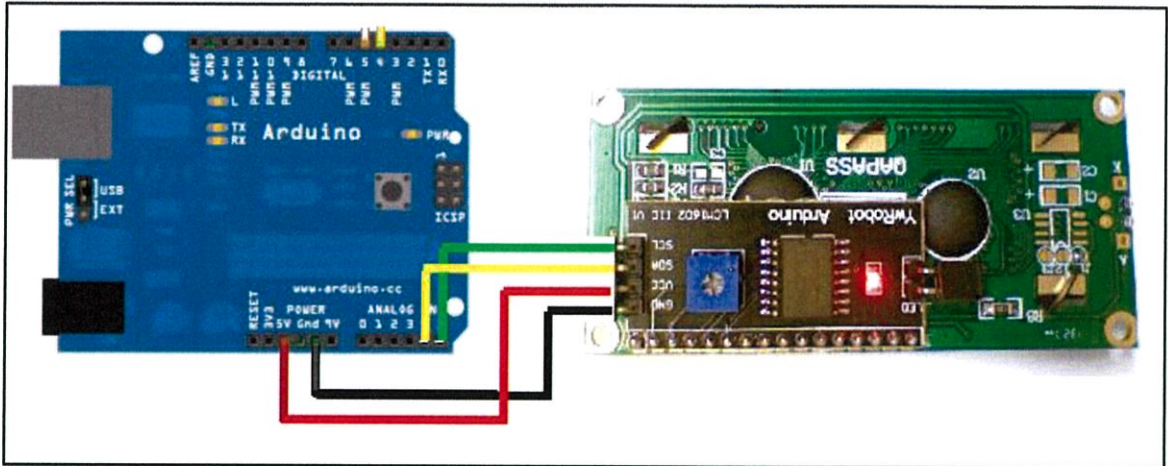
ขาที่ใช้ในการเชื่อมต่อกับ Arduino UNO แบบ 8 ขา



ที่มา : <https://i.ytimg.com/vi/bVOgBAHppUw/maxresdefault.jpg>

รูปที่ 2.26 การต่อจอ LCD แบบ 8 ขา

ขาที่ใช้ในการเชื่อมต่อกับ Arduino UNO แบบ 4 ขา



ที่มา : [http://commandronestore.com/products/preview\\_img/ba200\\_4.gif](http://commandronestore.com/products/preview_img/ba200_4.gif)

รูปที่ 2.27 การต่อจอ LCD แบบ 4 ขา

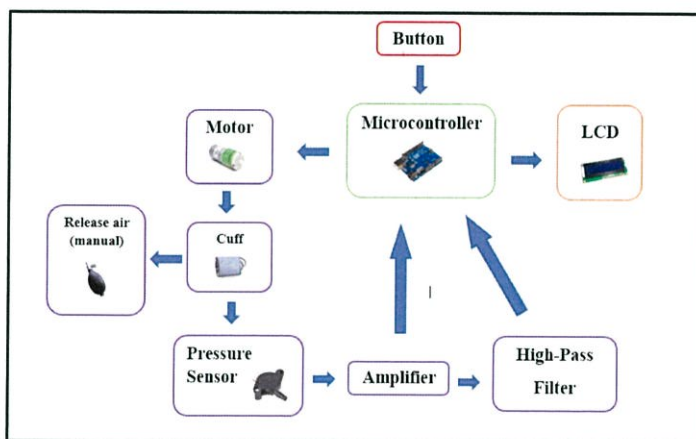
## บทที่ 3

### การออกแบบวงจรและการทำงาน

#### 3.1 เครื่องวัดความดันโลหิต

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รูกำลังโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริกที่ได้ออกแบบนั้น ค่าที่ได้จากการวัดจะแสดงผลที่จอ LCD เพื่อนำค่าที่ได้ไปประมวลผลตรวจสอบความผิดปกติของผู้ป่วย เครื่องวัดความดันโลหิตนี้มีการใช้หลักการของ Oscillometric การทำงานของระบบคือ ระบบจะเพิ่มค่าความดันภายใน Cuff ให้สูงขึ้นจนค่าความดันภายใน Cuff สูงกว่าความดันโลหิตในเส้นเลือด ทำให้เส้นเลือดตีบลงจนเลือดไม่สามารถไหลผ่านไปได้นั้นจะทำการค่อยๆลดค่าความดันภายใน Cuff ลงทำให้สามารถตรวจสอบค่าความดัน systolic และ diastolic ได้

แผนผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รูกำลังโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก สามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รูกำลังโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก

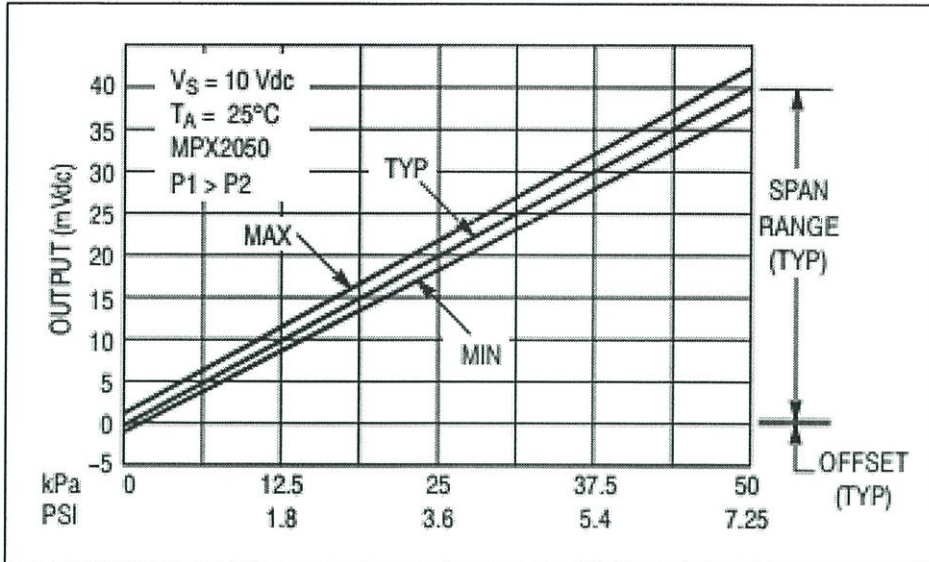
สำหรับผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รูกำลังโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริก สามารถอธิบายถึงหลักการทำงานในแต่ละส่วนของวงจรได้ ดังนี้

เครื่องวัดความดันที่ออกแบบนั้น เมื่อกดปุ่ม START Button(สีเขียว) ให้เริ่มต้นการทำงาน ไมโครคอนโทรลเลอร์จะไปควบคุมการทำงานของมอเตอร์เพื่อเพิ่มความดันภายใน Cuff จากนั้นเซนเซอร์ความดันจะส่งสัญญาณที่ได้ไปยังวงจรขยายแรงดัน และวงจร High-Pass Filter เพื่อส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ให้ประมวลผล เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลเรียบร้อยแล้ว ระบบจะส่งข้อมูลที่ไปยังหน้าจอ LCD

#### 3.2 Pressure Sensor และ Instrument Amplifier

Pressure Sensor ที่ใช้คือ MPX2050GP ซึ่งทำหน้าที่ในการแปลงค่าความดันให้อยู่ในรูปของแรงดันสาเหตุที่เลือกใช้ MPX2050GP เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่ให้ความถูกต้องในการวัดสูง มี Voltage Output เป็นแบบ Linear นอกจากนี้ตัว Pressure Sensor MPX2050GP ยังมี Application ที่เกี่ยวข้องกับ

Non-Invasive Blood Pressure Measurement และเนื่องจากต้องการวัดค่าความดันโลหิตที่อยู่ในช่วงระหว่าง 0- 240 mmHg ซึ่ง MPX2050GP นั้นสามารถวัดความดันได้ในช่วงระหว่าง 0-375 mmHg โดยคุณสมบัติของ MPX2050GP นั้นแสดงดังรูป

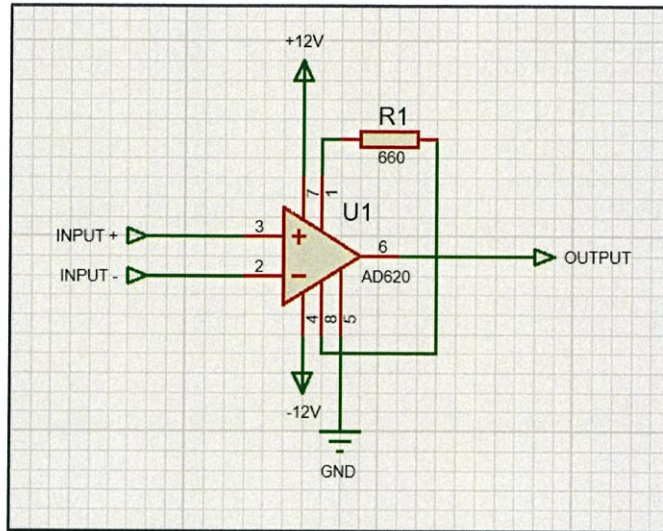


ที่มา : <http://www.datasheetspdf.com/pdf/916536/FreescaleSemiconductor/MPX2050GP/5>

รูปที่ 3.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Output voltage กับ Differential input pressure

เนื่องจากค่าแรงดันที่ออกจาก Pressure Sensor มีขนาดเล็กมากจึงจำเป็นต้องมีการขยายสัญญาณโดยใช้ Instrument amplifier ซึ่งสามารถปรับอัตราขยายได้จากความสัมพันธ์

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G-1}$$



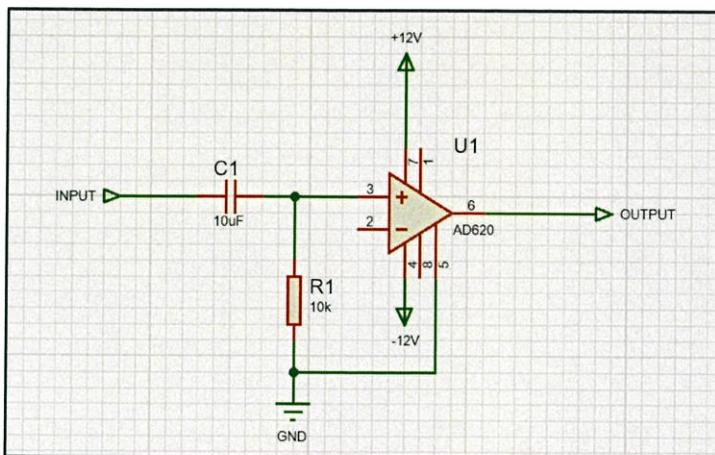
รูปที่ 3.3 วงจรขยาย Instrument Amplifier

ค่าแรงดันที่ออกจาก Pressure Sensor มีค่าประมาณ 0-25 mV ช่วงแรงดันที่ใช้งานอยู่ประมาณ 0-5 V ดังนั้นจึงต้องออกแบบให้ Different amplifier มีอัตราขยายประมาณ 77 เท่า สามารถคำนวณหาค่ากำลังขยายสัญญาณ (Gain) ได้จากค่า  $R_G$  เมื่อ  $R_G = 660\Omega$  โดยคำนวณจาก

$$G = 1 + \frac{49.4k}{R_g} \quad (\text{สมการที่ 1})$$

$$\begin{aligned} \text{แทนค่า } G &= 1 + \frac{49.4k\Omega}{660\Omega} \\ G &= 1 + 75.8484 \\ G &\approx 77 \end{aligned}$$

### 3.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่หนึ่ง (First Order of High-Pass Filter)



รูปที่ 3.4 First Order of High-Pass Filter

โดยสามารถออกแบบวงจรโดยการคำนวณความถี่คัทออฟ (Cutoff Frequency) ได้จากสมการดังนี้

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{สมการที่ 2})$$

กำหนดให้

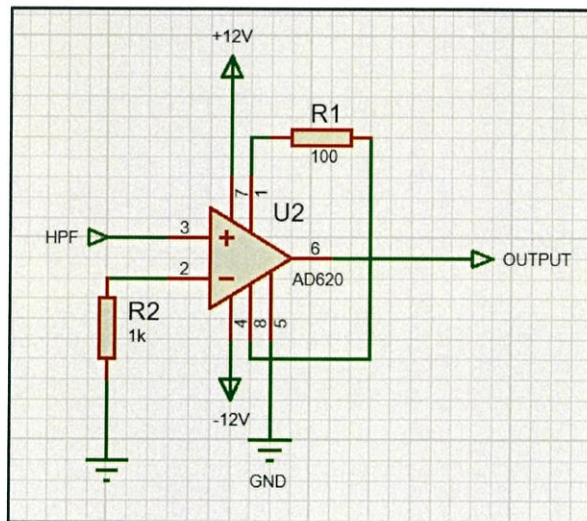
$$C_1 = 10\mu F$$

$$R_1 = 10\text{ k}\Omega$$

แทนค่า

$$f = \frac{1}{2\pi(10 \times 10^3)(10\mu F)} = 1.59\text{ Hz}$$

### 3.4 วงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier)



รูปที่ 3.5 วงจร Amplifier

สามารถคำนวณหาค่ากำลังขยายสัญญาณ (Gain) ได้จากค่า  $R_G$  กำหนด  $R_G = 100\Omega$  โดยคำนวณจากสมการที่ 1

$$G = 1 + \frac{49.4k}{R_G}$$

แทนค่า  $G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{100\Omega}$

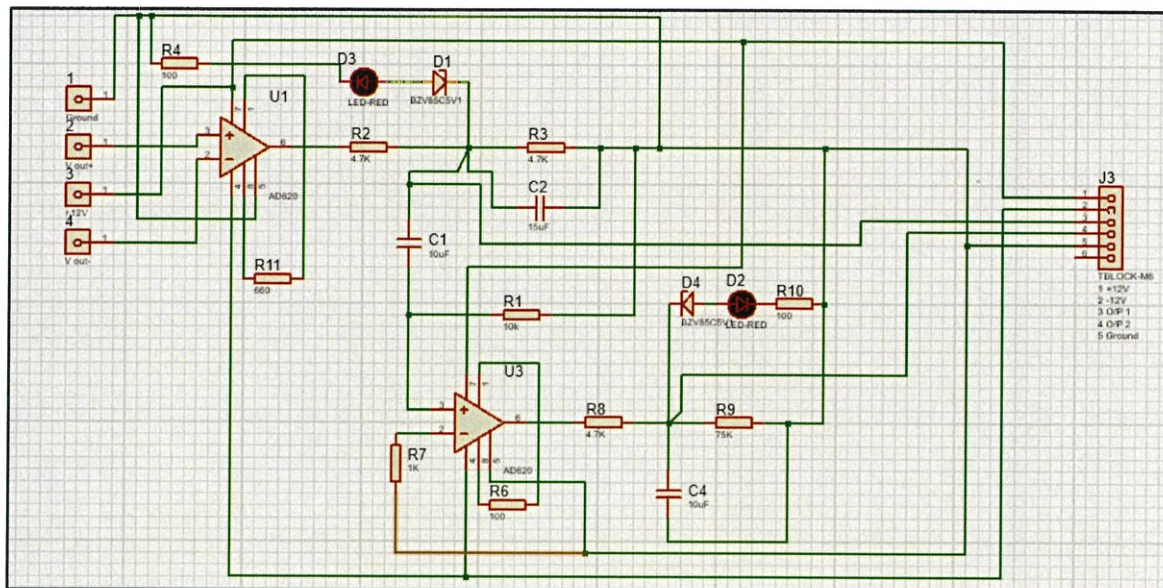
$$G = 1 + 494$$

$$G = 495$$

### 3.5 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

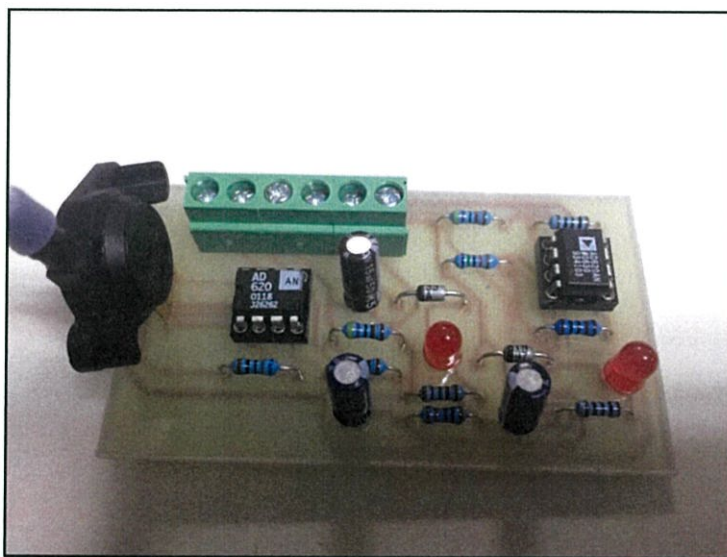
วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

ประกอบด้วย แรงดันที่ Pressure sensor วัดได้แล้วส่งสัญญาณไปยังวงจรรขยายสัญญาณ



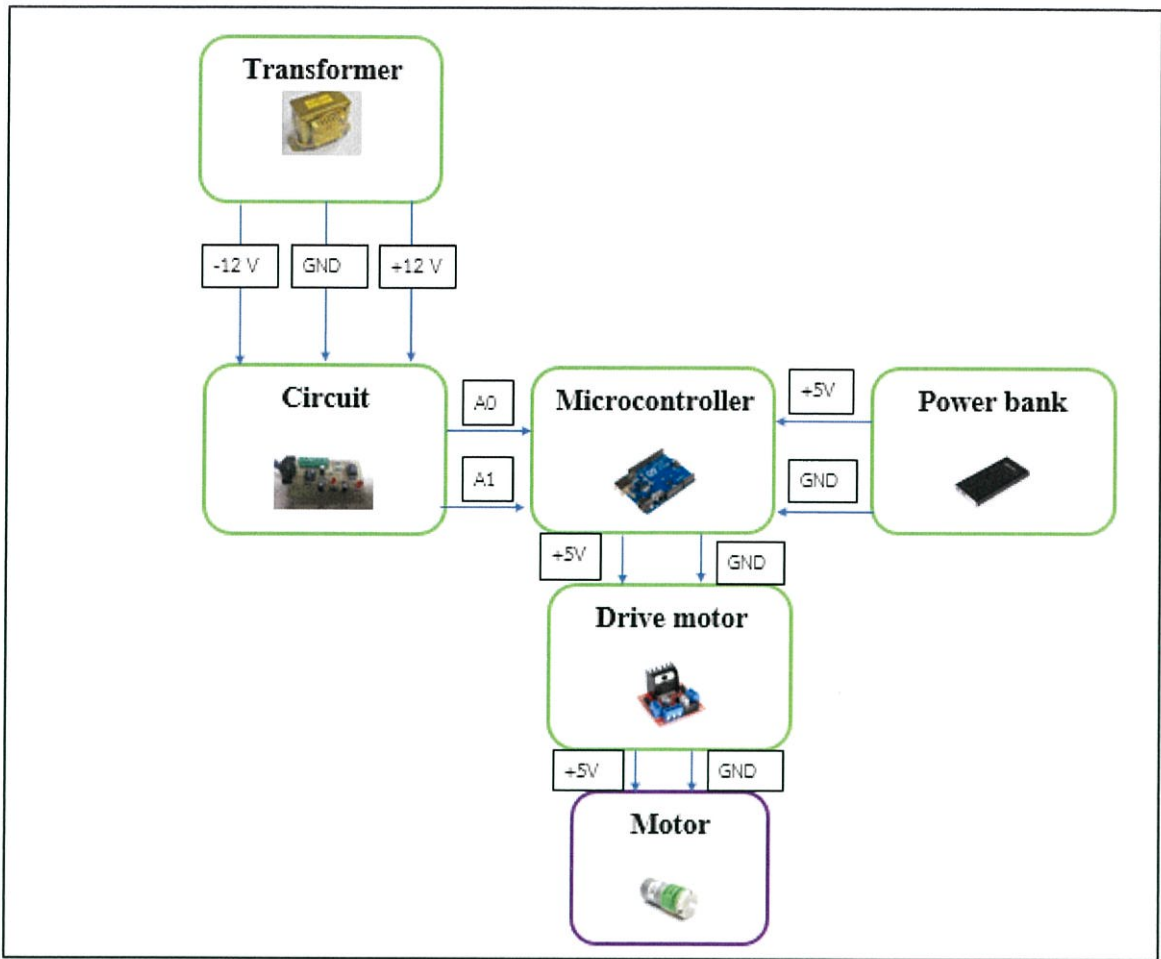
รูปที่ 3.6 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

ในโปรแกรม Proteus8 Professional

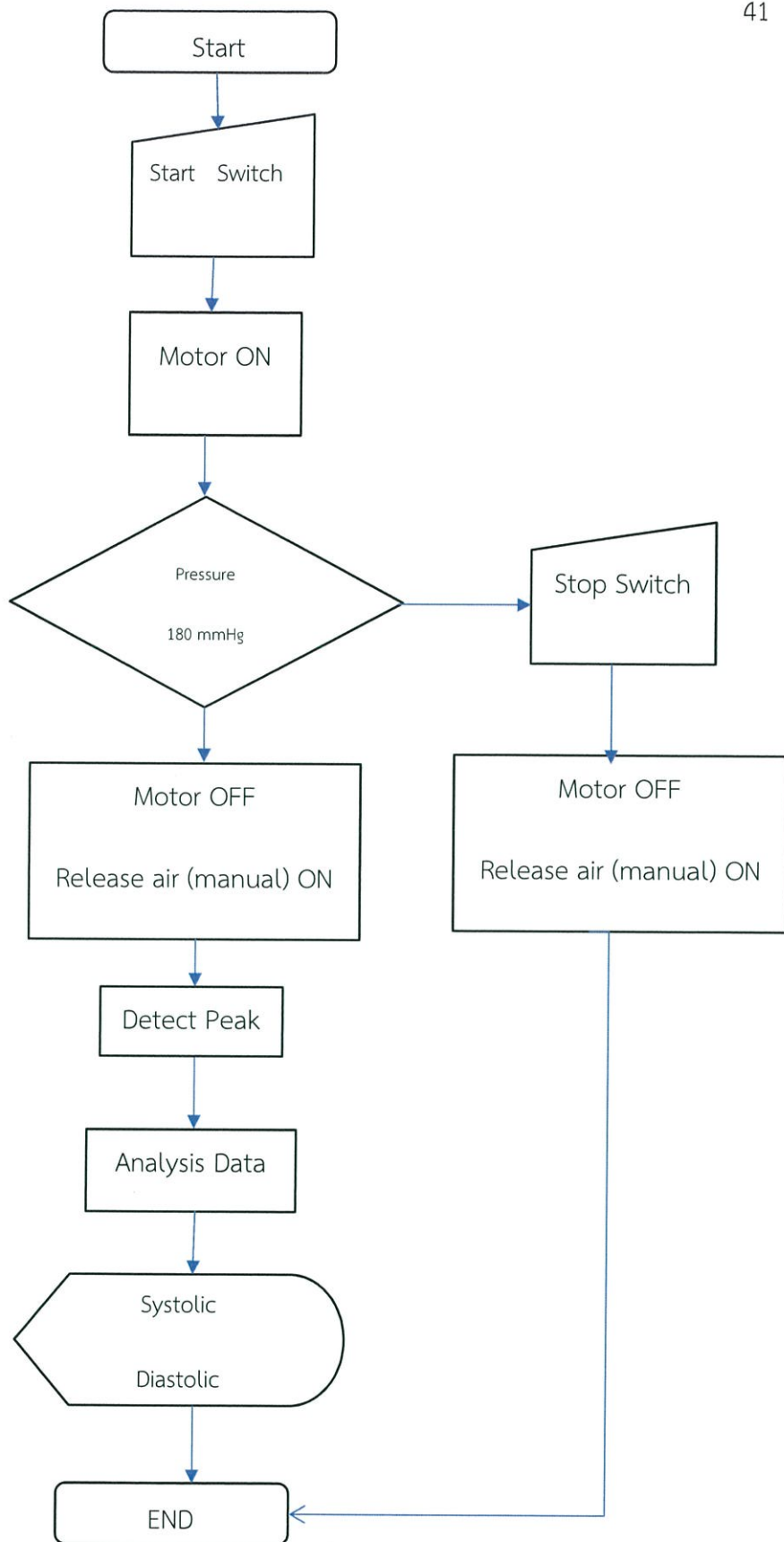


รูปที่ 3.7 วงจรรวม Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method

ในแผ่น PCB



รูปที่ 3.8 โครงสร้างแหล่งจ่ายไฟตามจุดต่างๆภายในกล่องเครื่องวัดความดันโลหิต



รูปที่ 3.9 แสดงแผนผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 การวัดความดันโลหิต

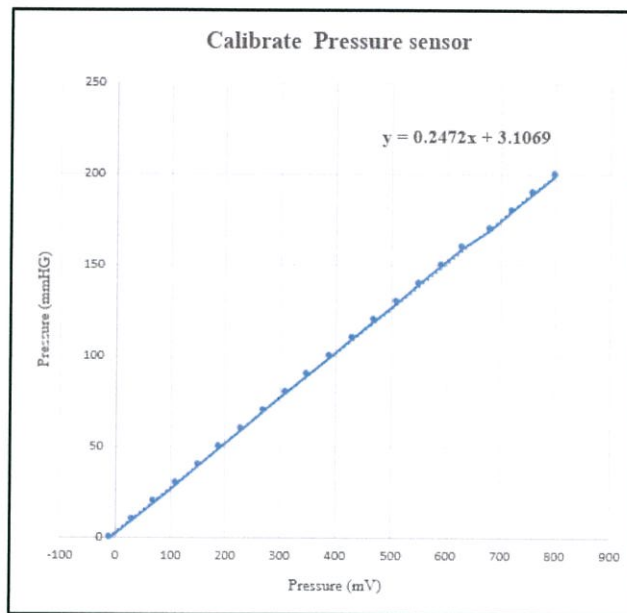
##### 4.1.1 ลำดับขั้นตอนการทดลอง

- 4.1.1.1 นำลูกยางป้อนลมต่อกับสายท่อลมของ cuff พันแขนและนำเกจวัดความดันต่อเข้ากับท่อลมของคัพ
- 4.1.1.2 จ่ายแรงดันจาก Power Supply ให้กับวงจร
- 4.1.1.3 นำ DVM (Digital Volt Meter) ตั้งย่านวัดที่แรงดันไฟตรงวัดค่าเอาต์พุตที่ออกจาก Instrument Amplifier
- 4.1.1.4 เพิ่มความดันให้กับ cuff โดยการบีบลูกยาง แล้วอ่านค่าความดันที่เกจวัดความดัน และอ่านค่าแรงดันไฟตรงที่มีัลติมิเตอร์ บันทึกผลลงในตารางที่ 4.1
- 4.1.1.5 นำ Oscilloscope วัดสัญญาณออสซิลเลตที่ออกมาจาก Band-Pass Filter

ตารางที่ 4.1 ผลการวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของตัว Sensor MPX2050GP เทียบกับค่าความดันโลหิต

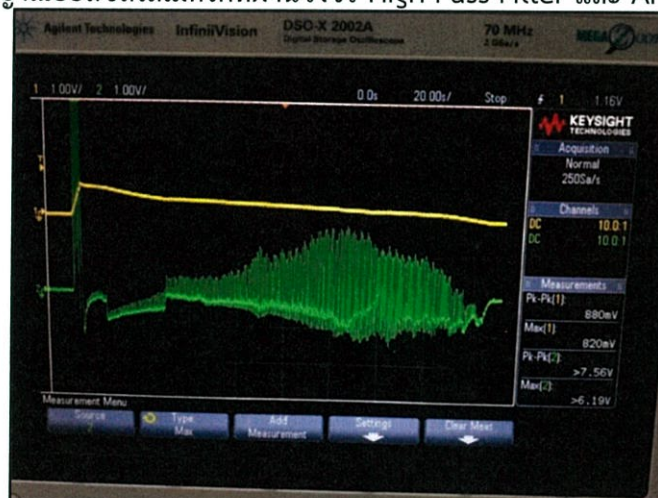
| ความดันโลหิต<br>(Blood Pressure)<br>mmHG | แรงดันที่วัดได้จากขาออก<br>(Voltage)<br>mV |
|--|--|
| 0  | -10  |
| 10                                       | 30   |
| 20                                       | 70   |
| 30                                       | 110  |
| 40                                       | 150  |
| 50                                       | 190  |
| 60                                       | 230  |
| 70                                       | 270  |
| 80                                       | 310  |
| 90                                       | 350  |
| 100                                      | 390  |
| 110                                      | 430  |
| 120                                      | 470  |
| 130                                      | 510  |

|     |     |
|-----|-----|
| 140 | 550 |
| 150 | 590 |
| 160 | 630 |
| 170 | 680 |
| 180 | 720 |
| 190 | 760 |
| 200 | 800 |



รูปที่ 4.1 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดัน (mV) กับค่าความดัน (mmHg)

#### 4.1.2 วัดสัญญาณออสซิลโลเมตริกที่ผ่านวงจร High-Pass Filter และ Amplifier



รูปที่ 4.2 Pressure signal (Channel1) and Oscillometric signal (Channel2)



รูปที่ 4.3 Pressure ที่กำลังลดลงเมื่อทำการวัดความดันโลหิต (Channel1) และแสดงสัญญาณ Oscillometric ที่ชัดเจน (Channel2)

### 4.1.3 การทดลองเพื่อสังเกตความแม่นยำของอุปกรณ์

ตารางที่ 4.2 การเปรียบเทียบความแม่นยำของอุปกรณ์

| คนที่ | เครื่องที่ประดิษฐ์(mmHg) |     |     |        |     |    |    |        | เครื่องวัดความดันแบบปรอท (mmHg) |     |     |        |     |    |    |        | ความคลาดเคลื่อน (%) |       |
|-------|--------------------------|-----|-----|--------|-----|----|----|--------|---------------------------------|-----|-----|--------|-----|----|----|--------|---------------------|-------|
|       | SYS                      |     |     |        | DIA |    |    |        | SYS                             |     |     |        | DIA |    |    |        | SYS                 | DIA   |
|       | 1                        | 2   | 3   | เฉลี่ย | 1   | 2  | 3  | เฉลี่ย | 1                               | 2   | 3   | เฉลี่ย | 1   | 2  | 3  | เฉลี่ย |                     |       |
| 1     | 112                      | 115 | 117 | 115    | 69  | 73 | 75 | 72     | 110                             | 108 | 108 | 109    | 65  | 60 | 60 | 62     | 5.50                | 16.13 |
| 2     | 92                       | 95  | 91  | 93     | 57  | 59 | 56 | 57     | 96                              | 90  | 89  | 92     | 60  | 62 | 60 | 61     | 1.09                | -6.55 |
| 3     | 118                      | 113 | 116 | 116    | 68  | 65 | 67 | 67     | 120                             | 118 | 117 | 118    | 70  | 74 | 70 | 71     | -1.69               | -5.63 |
| 4     | 105                      | 104 | 108 | 106    | 64  | 61 | 68 | 64     | 110                             | 108 | 108 | 109    | 70  | 69 | 67 | 69     | -2.75               | -7.24 |

## บทที่ 5

### สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

#### สรุป

1. เข้าใจหลักการวัดความดันโลหิต เพื่อไม่ให้เกิดความผิดพลาด เช่น ควรนั่งในท่าที่สบายและไม่ควรขยับในขณะที่กำลังทำการวัด การวัดไม่ควรวัดในที่ที่มีอุณหภูมิสูงหรือต่ำมากเกินไป เป็นต้น
2. สามารถสร้างตารางการเปรียบเทียบการวัดค่าแรงดันเอาท์พุทของตัว Sensor MPX2050GP เทียบกับค่าความดันโลหิต เพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อในการหาค่าความดันโลหิตที่เราต้องการต่อไปได้
3. สามารถสร้างตารางการเปรียบเทียบการวัดค่าแรงดันเอาท์พุทของตัว Sensor MPX2050GP เทียบกับค่าความดันโลหิต เพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อในการหาค่าความดันโลหิตที่เราต้องการต่อไปได้
4. สามารถสร้างอุปกรณ์เครื่องวัดค่าความดันโลหิตที่สามารถใช้งานเองได้ที่บ้าน
5. เข้าใจระบบการวัดความดันโลหิตด้วยวิธี Oscillometric

#### วิจารณ์ผลการทดลอง

1. จากการทดลองวัดความดันด้วย Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method กราฟที่ได้จากการทดลองนั้นมีความคลาดเคลื่อนเมื่อเปรียบเทียบกับกราฟทางทฤษฎี เนื่องจากการปล่อยลมของจก Cuff ไม่ได้เป็นการปล่อยอัตโนมัติและอาจมีการคลาดเคลื่อนระหว่างการปล่อยให้ได้ทีละ 3 mmHg จึงทำให้การตรวจจับ Peak ของสัญญาณแล้วนำมาวิเคราะห์ค่าความดันโลหิตต่อมีความคลาดเคลื่อนได้
2. ค่าความดัน Systolic กับ Diastolic ที่ได้จากการทดลองมีค่าคลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริง เนื่องจากการเก็บค่าที่ได้จากกราฟ blood pressure กับ oscillometric มีความคลาดเคลื่อนและ Peak ของสัญญาณในการตรวจจับหา Systolic สังเกตและตัดสินใจได้ว่าจุดใดเป็นจุดที่เปลี่ยนแปลงความชันของ Peak ที่ชัดเจน รวมทั้งความชันของแต่ละ Peak มีความชันที่น้อยจึงมีผลต่อขั้นตอนการเขียน Code ให้สามารถตรวจจับตำแหน่งที่เกิด Systolic ได้จริง
3. ควรระวังขณะทำการ Non-Invasive Blood Pressure Instrument Using Oscillometric Method ไม่ควรขยับแขน เนื่องจาก Pressure Sensor มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงของความดันภายใน Cuff มาก จึงอาจส่งผลให้กราฟที่ได้มีความคลาดเคลื่อนไปด้วย
4. ขนาดของคัพที่ใช้ในการวัดก็มีผลต่อค่าที่ได้ ขนาดที่ใช้จะขึ้นอยู่กับขนาดของต้นแขนของผู้ใช้ ถ้าผู้ใช้มีขนาดต้นแขนที่ใหญ่ แต่ใช้คัพขนาดเล็กในการวัดก็อาจส่งผลทำให้มีการรัดแน่นของคัพมากขึ้น ซึ่งอาจทำให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อน
5. ควรแยกแหล่งจ่ายไฟสำหรับอาร์ดูโน้(+5v,GND) และวงจรขับมอเตอร์(+5v,GND) เนื่องจากถ้าใช้แหล่งจ่ายไฟร่วมกัน เมื่อมอเตอร์ทำงานอาจมีสัญญาณรบกวนการทำงานของอาร์ดูโน้ได้ ส่งผลให้มอเตอร์ทำงานไม่ถูกต้อง รวมทั้งอาจมีผลต่อสัญญาณนอกจากวงจรที่เข้าสู่อาร์ดูโน้ได้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] “50 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors”  
[Online] Available: [http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data\\_sheet/MPX2050.pdf](http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX2050.pdf)  
2551.
- [2] “การวัดความดันโลหิต” [Online]  
Available: [http://www.siamhealth.net/public\\_html/Disease/heart\\_disease/Hypertension/measure.htm](http://www.siamhealth.net/public_html/Disease/heart_disease/Hypertension/measure.htm). 2561.
- [3] JCTB Moracs, M Cerulli, PS Ng, “Development of New Oscillometric Blood Pressure Measurement System,” *Computer in Cardiology*, pp. 467-470, 1999.
- [4] Wun-Jin Li, Youn-Long Luo, Yao-Shun Chang and Yuan-Hsiang Lin, “A Wireless Blood Pressure Monitoring System for Personal Health Management,” 32<sup>nd</sup> Annual International Conference of IEEE EMBS, Buenos Alres, Argentina, pp 2196-2199, August 2010.
- [5] Geddes LA, “The direct and indirect measurement of blood pressure,” Chicago, IL: Year Book Medical Publishers, Inc; 1970.

ภาคผนวก

# Freescale Semiconductor

MPX2050  
Rev 9, 10/2008

## 50 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2050 series devices are silicon piezoresistive pressure sensors providing a highly accurate and linear voltage output, directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single, monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

### MPX2050 Series

0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)  
40 mV Full Scale Span  
(Typical)

#### Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- ±0.25% Linearity

#### Application Examples

- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Non-Invasive Blood Pressure

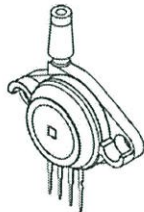
#### ORDERING INFORMATION

| Device Name                      | Package Options | Case No. | # of Ports |        |      | Pressure Type |              |          | Device Marking |
|----------------------------------|-----------------|----------|------------|--------|------|---------------|--------------|----------|----------------|
|                                  |                 |          | None       | Single | Dual | Gauge         | Differential | Absolute |                |
| Unibody Package (MPX2050 Series) |                 |          |            |        |      |               |              |          |                |
| MPX2050D                         | Tray            | 344      | •          |        |      |               |              | •        | MPX2050D       |
| MPX2050GP                        | Tray            | 344B     |            | •      |      | •             |              |          | MPX2050GP      |
| MPX2050DP                        | Tray            | 344C     |            |        | •    |               | •            |          | MPX2050DP      |
| MPX2050GSX                       | Tray            | 344F     |            | •      |      | •             |              |          | MPX2050D       |

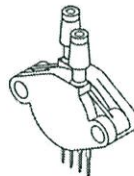
#### PACKAGES



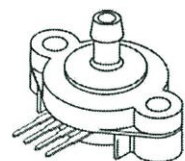
MPX2050D  
CASE 344-15



MPX2050GP  
CASE 344B-01



MPX2050DP  
CASE 344C-01



MPX2050GSX  
CASE 344F-01

## Operating Characteristics

**Table 1. Operating Characteristics**

 ( $V_S = 10$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P_1 > P_2$ )

| Characteristics   | Symbol              | Min   | Typ       | Max  | Unit        |
|---|---------------------|-------|-----------|------|-------------|
| Pressure Range <sup>(1)</sup>                           | $P_{OP}$            | 0     | —         | 50   | kPa         |
| Supply Voltage <sup>(2)</sup>                           | $V_S$               | —     | 10        | 16   | Vdc         |
| Supply Current  | $I_o$               | —     | 6.0       | —    | mAdc        |
| Full Scale Span <sup>(3)</sup>                          | $V_{FSS}$           | 38.5  | 40        | 41.5 | mV          |
| Offset <sup>(4)</sup>                                   | $V_{off}$           | -1.0  | —         | 1.0  | mV          |
| Sensitivity   | $\Delta V/\Delta P$ | —     | 0.8       | —    | mV/kPa      |
| Linearity <sup>(5)</sup>                                | —                   | -0.25 | —         | 0.25 | % $V_{FSS}$ |
| Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 50 kPa)        | —                   | —     | $\pm 0.1$ | —    | % $V_{FSS}$ |
| Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C) | —                   | —     | $\pm 0.5$ | —    | % $V_{FSS}$ |
| Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>    | $TCV_{FSS}$         | -1.0  | -         | 1.0  | % $V_{FSS}$ |
| Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>             | $TCV_{off}$         | -1.0  | -         | 1.0  | mV          |
| Input Impedance   | $Z_{in}$            | 1000  | -         | 2500 | $\Omega$    |
| Output Impedance  | $Z_{out}$           | 1400  | -         | 3000 | $\Omega$    |
| Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)               | $t_R$               | —     | 1.0       | —    | ms          |
| Warm-Up   | —                   | —     | 20        | —    | ms          |
| Offset Stability <sup>(7)</sup>                         | —                   | —     | $\pm 0.5$ | —    | % $V_{FSS}$ |

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.

3. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

5. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, 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 the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.

TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

6. 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.

7. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

### FEATURES

#### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)  
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs  
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging  
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

#### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage  
0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift  
1.0 nA max, Input Bias Current  
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

#### LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise  
0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)  
15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

#### APPLICATIONS

Weigh Scales  
ECG and Medical Instrumentation  
Transducer Interface  
Data Acquisition Systems  
Industrial Process Controls  
Battery Powered and Portable Equipment

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

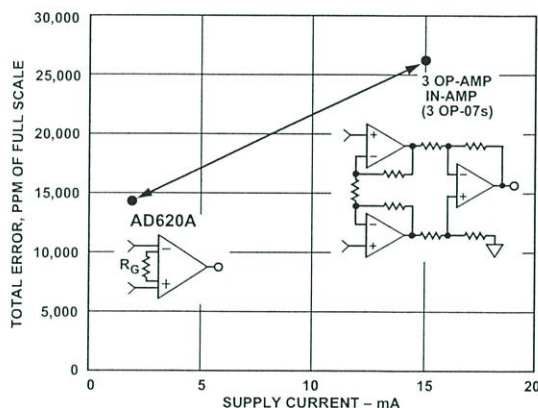
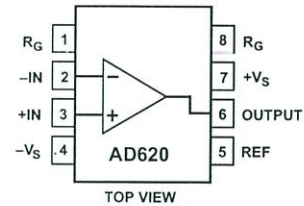


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

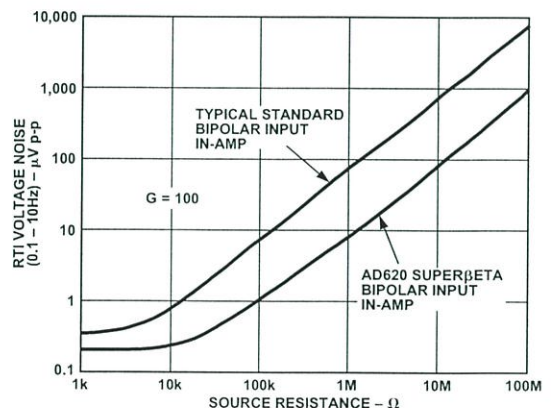


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

### REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements 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 Analog Devices.

# AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C,  $V_S = \pm 15$  V, and  $R_L = 2$  k $\Omega$ , unless otherwise noted)

| Model  | Conditions  | AD620A       |          |              | AD620B       |          |              | AD620S <sup>1</sup> |          |              | Units           |
|--|---|--------------|----------|--------------|--------------|----------|--------------|---------------------|----------|--------------|-----------------|
|  |   | Min          | Typ      | Max          | Min          | Typ      | Max          | Min                 | Typ      | Max          |                 |
| <b>GAIN</b>  | $G = 1 + (49.4 \text{ k}/R_G)$                            | 1            |          | 10,000       | 1            |          | 10,000       | 1                   |          | 10,000       |                 |
| Gain Range   | $V_{OUT} = \pm 10$ V                                      |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Gain Error <sup>2</sup>  |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| G = 1  |   |              | 0.03     | 0.10         |              | 0.01     | 0.02         |                     | 0.03     | 0.10         | %               |
| G = 10   |   |              | 0.15     | 0.30         |              | 0.10     | 0.15         |                     | 0.15     | 0.30         | %               |
| G = 100  |   |              | 0.15     | 0.30         |              | 0.10     | 0.15         |                     | 0.15     | 0.30         | %               |
| G = 1000   |   |              | 0.40     | 0.70         |              | 0.35     | 0.50         |                     | 0.40     | 0.70         | %               |
| Nonlinearity,  | $V_{OUT} = -10$ V to $+10$ V,<br>$R_L = 10$ k $\Omega$    |              | 10       | 40           |              | 10       | 40           |                     | 10       | 40           | ppm             |
| G = 1–1000   | $R_L = 2$ k $\Omega$                                      |              | 10       | 95           |              | 10       | 95           |                     | 10       | 95           | ppm             |
| G = 1–100  |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Gain vs. Temperature   |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              | ppm/°C          |
|  | G = 1   |              |          | 10           |              |          | 10           |                     |          | 10           | ppm/°C          |
|  | Gain > 1 <sup>2</sup>                                     |              |          | –50          |              |          | –50          |                     |          | –50          | ppm/°C          |
| <b>VOLTAGE OFFSET</b>  | (Total RTI Error = $V_{OSI} + V_{OSO}/G$ )                |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Input Offset, $V_{OSI}$  | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V                             |              | 30       | 125          |              | 15       | 50           |                     | 30       | 125          | $\mu$ V         |
| Over Temperature   | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V                             |              |          | 185          |              |          | 85           |                     |          | 225          | $\mu$ V         |
| Average TC   | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V                             |              | 0.3      | 1.0          |              | 0.1      | 0.6          |                     | 0.3      | 1.0          | $\mu$ V/°C      |
| Output Offset, $V_{OSO}$   | $V_S = \pm 15$ V  |              | 400      | 1000         |              | 200      | 500          |                     | 400      | 1000         | $\mu$ V         |
| Over Temperature   | $V_S = \pm 5$ V   |              |          | 1500         |              |          | 750          |                     |          | 1500         | $\mu$ V         |
| Average TC   | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V                             |              |          | 2000         |              |          | 1000         |                     |          | 2000         | $\mu$ V         |
| Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)                              | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V                             |              | 5.0      | 15           |              | 2.5      | 7.0          |                     | 5.0      | 15           | $\mu$ V/°C      |
| G = 1  | $V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 18$ V                           | 80           | 100      |              | 80           | 100      |              | 80                  | 100      |              | dB              |
| G = 10   |   | 95           | 120      |              | 100          | 120      |              | 95                  | 120      |              | dB              |
| G = 100  |   | 110          | 140      |              | 120          | 140      |              | 110                 | 140      |              | dB              |
| G = 1000   |   | 110          | 140      |              | 120          | 140      |              | 110                 | 140      |              | dB              |
| <b>INPUT CURRENT</b>   |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Input Bias Current   |   |              | 0.5      | 2.0          |              | 0.5      | 1.0          |                     | 0.5      | 2            | nA              |
| Over Temperature   |   |              |          | 2.5          |              |          | 1.5          |                     |          | 4            | nA              |
| Average TC   |   |              | 3.0      |              |              | 3.0      |              |                     | 8.0      |              | pA/°C           |
| Input Offset Current   |   |              | 0.3      | 1.0          |              | 0.3      | 0.5          |                     | 0.3      | 1.0          | nA              |
| Over Temperature   |   |              |          | 1.5          |              |          | 0.75         |                     |          | 2.0          | nA              |
| Average TC   |   |              | 1.5      |              |              | 1.5      |              |                     | 8.0      |              | pA/°C           |
| <b>INPUT</b>   |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Input Impedance  |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Differential   |   |              | 10  2    |              |              | 10  2    |              |                     | 10  2    |              | G $\Omega$   pF |
| Common-Mode  |   |              | 10  2    |              |              | 10  2    |              |                     | 10  2    |              | G $\Omega$   pF |
| Input Voltage Range <sup>3</sup>   | $V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 5$ V                            | $-V_S + 1.9$ |          | $+V_S - 1.2$ | $-V_S + 1.9$ |          | $+V_S - 1.2$ | $-V_S + 1.9$        |          | $+V_S - 1.2$ | V               |
| Over Temperature   | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 18$ V                             | $-V_S + 2.1$ |          | $+V_S - 1.3$ | $-V_S + 2.1$ |          | $+V_S - 1.3$ | $-V_S + 2.1$        |          | $+V_S - 1.3$ | V               |
| Over Temperature   |   | $-V_S + 1.9$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 1.9$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 1.9$        |          | $+V_S - 1.4$ | V               |
| Over Temperature   |   | $-V_S + 2.1$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 2.1$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 2.3$        |          | $+V_S - 1.4$ | V               |
| Common-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with I k $\Omega$ Source Imbalance | $V_{CM} = 0$ V to $\pm 10$ V                              |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| G = 1  |   | 73           |          | 90           | 80           |          | 90           | 73                  |          | 90           | dB              |
| G = 10   |   | 93           |          | 110          | 100          |          | 110          | 93                  |          | 110          | dB              |
| G = 100  |   | 110          |          | 130          | 120          |          | 130          | 110                 |          | 130          | dB              |
| G = 1000   |   | 110          |          | 130          | 120          |          | 130          | 110                 |          | 130          | dB              |
| <b>OUTPUT</b>  |   |              |          |              |              |          |              |                     |          |              |                 |
| Output Swing   | $R_L = 10$ k $\Omega$ ,<br>$V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 5$ V | $-V_S + 1.1$ |          | $+V_S - 1.2$ | $-V_S + 1.1$ |          | $+V_S - 1.2$ | $-V_S + 1.1$        |          | $+V_S - 1.2$ | V               |
| Over Temperature   | $V_S = \pm 5$ V to $\pm 18$ V                             | $-V_S + 1.4$ |          | $+V_S - 1.3$ | $-V_S + 1.4$ |          | $+V_S - 1.3$ | $-V_S + 1.6$        |          | $+V_S - 1.3$ | V               |
| Over Temperature   |   | $-V_S + 1.2$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 1.2$ |          | $+V_S - 1.4$ | $-V_S + 1.2$        |          | $+V_S - 1.4$ | V               |
| Over Temperature   |   | $-V_S + 1.6$ |          | $+V_S - 1.5$ | $-V_S + 1.6$ |          | $+V_S - 1.5$ | $-V_S + 2.3$        |          | $+V_S - 1.5$ | V               |
| Short Current Circuit  |   |              | $\pm 18$ |              |              | $\pm 18$ |              |                     | $\pm 18$ |              | mA              |