เครื่องวัดความดันไร้สาย

WIRELESS BLOOD PRESSURE MONITORING



ศุภณัฐ ผดุงศิลป์
Supanut Phadungsilp
สิทธิพร แก้วมีชัยเจริญยิ่ง
Sittiporn kaewmeechaicharoenying

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2558

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดความดันไร้สาย
WIRELESS BLOOD PRESSURE MONITORING



โดย

ศุภณัฐ ผดุงศิลป์ รหัส 55011235

สิทธิพร แก้วมีชัยเจริญยิ่ง รหัส 55011303

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ สมศักดิ์ เชียร์ศิริกุล

b.12810317X
l.

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....143853
วัน,เดือน,ปี.....04 ธ.ค. 2559

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2558
ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะ วิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง เครื่องวัดความดันไร้สาย
WIRELESS BLOOD PRESSURE MONITORING
ผู้จัดทำ ศุภณัฐ ผดุงศิลป์ รหัส 55011235
สิทธิพร แก้วมีชัยเจริญยิ่ง รหัส 55011303

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(รศ.สมศักดิ์ เชียร์ศิริกุล)
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องวัดความดันไร้สาย
นักศึกษา	นาย ศุภณัฐ ผดุงศิลป์ รหัส 55011235 นาย สิทธิพร แก้วมีชัยเจริญยิ่ง รหัส 55011303
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	รศ. สมศักดิ์ เชียร์ศิริกุล

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้ศึกษาเครื่องวัดความดันไร้สายโดยส่งผ่านข้อมูลทางบลูทูธ ซึ่งปัจจุบันการส่งข้อมูลได้มีวิธีการต่างๆ โดยบูลทูธเป็นอีกวิธีหนึ่งในการส่งผ่านข้อมูลที่ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายจนถึงปันจุบันเพื่อศึกษาถึงหลักการทำงานของเครื่องวัดความดันไร้สายโดยจะควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลบลูทูธในการส่งผ่านข้อมูลผ่านทางบลูทูธเพื่อติดต่อกับทางแอปพลิเคชันในโทรศัพท์ โดยผู้ใช้สามารถเปิดแอปพลิเคชันเพื่อใช้งานได้ตลอดเวลาเพื่อความสะดวก รวดเร็วและง่ายต่อการใช้งาน เซ็นเซอร์วัดความดันได้ถูกนำมาใช้ในระบบ โดยวัดการเปลี่ยนแปลงที่ผิวหนังเพื่อหาค่าความดันที่เกิดขึ้นและนำไปหาค่าความดันโลหิตโดยจะใช้เซ็นเซอร์ MPXV7002GC6U ในการวัดค่าความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Wireless Blood Pressure Monitoring	
Student	Mr.Supanut Phadungsilp	Student ID 55011235
	Mr. Sittiporn Kaewmeechaicharoenying	StudentID 55011303
Degree	Bachelor of Engineering	
Department	Electronic Engineering	
Year	2015	
Thesis Advisor	Assoc.Prof Somsak Cheersirikul	

Abstract

This project is a part of Wireless Blood Pressure Monitoring transfer information with Bluetooth. Currently, The Bluetooth is another way of transmitting information that has been used today. The operation of Wireless Blood Pressure Monitoring will be controlled by Microcontroller and Blutooth Module to contact application in smartphone . User can use the application all the time for their convenient , quick and easy to use. This system uses MPXV7002GC6U sensors to measure pressure that changed by attached to skin. The received values are converted to blood pressure value.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ อาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตร์จารย์ สมศักดิ์ เชียร์ศิริกุล และอาจารย์ทุกท่านในภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความอนุเคราะห์จากอาจารย์ทุกท่าน

ขอขอบพระคุณผู้ปกครองที่ช่วยในเรื่องงบประมาณในการทำโครงงานนี้ และให้กำลังใจตลอดมา จึงทำให้โครงงานนี้สำเร็จโดยสมบูรณ์ด้วยดี และคณะผู้จัดทำได้รับความรู้เพิ่มมากยิ่งขึ้น

สุดท้ายนี้คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณทุกๆท่าน มา ณ ที่นี้

ศุภณัฐ ผดุงศิลป์

สิทธิพร แก้วมีชัยเจริญยิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญรูป.....VII
สารบัญตาราง.....IX
บทที่ 1 บทนำ.....1
1.1 ความเป็นมาแล้วความสำคัญของปัญหา.....1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....1
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....1
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....1
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี.....2
2.1 Bluetooth 4.0 BLE Module.....2
2.2 แอนดรอยด์.....4
2.3 ภาษาจาวา.....6
2.4 ไมโครคอนโทรลเลอร์.....7
2.4.1 Pic16F1939.....8
2.4.1.1 การสื่อสารอนุกรมแบบ UART.....8
2.4.1.2 การสื่อสารอนุกรมแบบ SPI.....8
2.4.1.3 MPLAB X IDE.....9
2.5 เซ็นเซอร์.....11
2.5.1 MPXV7002.....11
2.6 Amplifier and Filter.....12
2.6.1 Amplifier.....12
2.6.1.1 Operational amplifier.....12
2.6.2 Filter.....13
2.7 Analog to Digital และ Digital to Analog Converter.....14
2.7.1 Analog to Digital Converter.....14
2.7.2 Digital to Analog Converter.....15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.8 สัญญาณชีพ.....15
2.8.1 ชีพจร.....16
2.8.2 ค่าในการตราจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร.....16
2.8.3 จังหวะของชัพจร.....17
2.8.4 ปริมาตรแรงชีพจร.....17
2.8.5 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร.....17
2.8.6 กลไกการควบคุมชีพจร.....18
2.8.7 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร.....18
2.8.8 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร.....19
2.8.9 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร.....20
2.8.10 อัตราเร็วของการหายใจ.....20
2.9 ความดันโลหิต.....20
2.9.1 ค่าของความดันโลหิต.....21
2.9.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต.....22
2.9.4 ปัจจัยของความดันโลหิต.....24
2.9.5 สาเหตุของการเปลี่ยนแปลงความดัน.....25
2.9.6 กลไกการควบคุมความดันโลหิต.....26
2.9.7 ความผิดปกติของความดันโลหิต.....26
2.9.8 ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิต.....27
2.9.9 การวักความดันโลหิตในปัจจุบัน.....27
2.10 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องวัดความดัน.....29
2.10.1 แบบจำลองหลอดเลือด.....29
2.10.2 โทโนเมตรี.....31
2.10.3 ทฤษฎีของบอยล์.....33
2.10.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันเบื้องต้น.....35
2.10.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา.....35
2.11 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....36
2.11.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน.....36
2.11.2 วิธีการโทโนเมตรี.....37
2.10 เครื่องวัดความดันโลหิตแบบสายรัดข้อมือ.....38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 วิธีการวิจัย.....40
3.1 วิธีที่ใช้ศึกษาค้นคว้าและการวิจัยทดลอง.....40
3.2 ลักษณะข้อมูล การเลือกข้อมูล และการทดลอง.....40
3.2.1 Flowchart การทำงานของรวมของวงจร.....41
3.2.2 Flowchart การทำงานของแอพพลิเคชั่น.....42
3.2.3 วงจรรักษาระดับแรงดัน วงจรขยายสัญญาณ และวงจรกรองความถี่. 46
3.2.4 การออกแบบอุปกรณ์และทดลองวัดที่จุดต่างๆ.....47
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....50
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....54
5.1 สรุป.....54
5.2 ปัญหา.....54
5.3 ข้อเสนอแนะ.....54
บรรณานุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

2.1 Bluetooth 4.0 BLE Module....3
2.2 สถาปัตยกรรม android....6
2.3 การส่งข้อมูลทางUART....8
2.4 รูปวงจรการต่อMaster 1 ตัวกับ Slave 3 ตัว....9
2.5 โปรแกรม MPLAB X IDE....10
2.6 MPLAB Code Configuration....10
2.7 Sensor MPXV7002....11
2.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Output Voltage กับ Differential Pressure....12
2.9 Operational amplifiers....13
2.10 Filter แบบต่างๆ....14
2.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณอนาล็อกกับดิจิตอล....15
2.12 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์....19
2.13 วิธีการคลำชีพจรในตำแหน่งต่างๆ....19
2.14 ความแตกต่างระหว่าง ก.) ความดันซิสโตลิค ข.)ความดันไดแอสโตลิค....21
2.15 กราฟความดันเลือดช่วงค่าความดันซิสโตลิคและความดันไดแอสโตลิค....22
2.16 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ....23
2.17 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ....24
2.18 วิธีการวัดความดันเครื่องวัดความดันแบบ Cuff (ผ้าพันแขน)....28
2.19 แบบจำลองหลอดเลือด....29
2.20 หลอดเลือดเมื่อรับแรงดัน (P) ทำให้เกิดความตึงบนผนังหลอดเลือด ในกรณีที่ความดันมีค่าเท่ากัน....30
2.21 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับรัศมีของหลอดเลือด....31
2.22 หลักการของโทโนเมตรีเมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด....32
2.23 ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊ส....34
2.24 ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนกลับของความดันกับปริมาตรของแก๊ส....35
2.25 การหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิค และไดแอสโตลิค....35
2.26 การหาการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน....36
2.27 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น....37
2.28 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีโทโนเมตรี....38
2.29 แบบจำลองการทำงานของเครื่องมือวัดความดัน....39
3.1 โปรแกรม Android Studio....40
3.2 Flowchart การทำงานของแอพพลิเคชั่น....41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

3.3 ภายในโปรแกรม Android Studio....42
3.4 ไฟล์APK....42
3.5 Flowchartการทำงานของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์....43
3.6 Schematic Micro Pic16f1939....45
3.7 Schematic ภาค Input....46
3.8 Low pass filter....47
3.9 Bodediagram....47
3.10 แผนผังการทำงาน....48
3.11 โปรแกรม Solidwork ที่ใช้ในการออกแบบอุปกรณ์....48
3.12 สายรัดวัดความดัน....49
3.13 ระบบวัดความดันโลหิต....49
3.12 ตำแหน่งวัดความดัน....50
4.1 สัญญาณที่ข้อมือ....52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

2.1 เวอร์ชั่นของBluetooth....2
2.2 เวอร์ชั่นของโมดูลบลูทูธ....4
2.3 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย....20
2.4 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท)....22
2.5 หลักการวัดความดันในปัจจุบัน....28
2.6 อัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่วงอายุ....29
3.1 ประวัติค่าความดันของอาสาสมัคร....53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เซนเซอร์ไร้สายมีความน่าสนใจเนื่องจากเป็นโครงงานที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลากหลายโดยการเลือกใช้เซ็นเซอร์ที่ต่างกันไปตามลักษณะของงานนั้นๆ โดยโครงงานนี้ได้นำไปประยุกต์ใช้งานเข้ากับเซ็นเซอร์วัดความดันเพื่อวัดความดันโลหิตแบบสัมผัส

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ ของการศึกษา

ศึกษาการวัดความดันโลหิตแบบสัมผัสโดยไม่ใช้วิธีการรัดแขนหรือการเจาะกระแสเลือดเพื่อให้ได้ค่าความดันและอัตราการเต้นของหัวใจ โดยสั่งการผ่านโทรศัพท์มือถือ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

สามารถวัดความดันโลหิตโดยการสัมผัสโดยมีความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ได้สำเร็จ

1.4 ขอบเขตการศึกษา

การศึกษานั้นจะทำการประดิษฐ์เครื่องวัดความดัน ที่มีคุณลักษณ์ตามที่ตั้งสมมติฐานไว้คือ ใช้การสัมผัสวัดผลและแสดงผลได้โดยควบคุมผ่านแอพพลิเคชั่นบนโทรศัพท์มือถือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
หลักการและทฤษฎี

2.1 Bluetooth 4.0 BLE Module

Bluetooth คือ เทคโนโลยีการสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สองทางในระยะสั้นๆ แบบไร้สายเคเบิ้ลในการเชื่อมต่อ โดยใช้คลื่นวิทยุในช่างคลื่นความถี่ 2.4 GHz บลูทูธได้เข้ามาช่วยในการส่งถ่ายข้อมูลที่เป็นข้อมูล เสียงและภาพให้สะดวกมากยิ่งขึ้น บลูทูธถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ขนาดเล็ก มีการส่งถ่ายข้อมูลไม่มาก ในระยะประมาณ 5-10 เมตร ใช้พลังงานต่ำสามารถใช้ได้นาน ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันเทคโนโลยีของบลูทูธได้มีการพัฒนามาจนถึงเวอร์ชั่น บลูทูธ 4.3 ซึ่งมีความเร็วในการส่งถ่ายข้อมูล 24 Mbpsและเพิ่มฟิวเจอร์ต่างๆเช่น A2DP AVRCP HID BLE

Bluetooth Low Energy (BLE) เป็นฟิวเจอร์ใหม่ที่มีในบลูทูธ 4.3 เป็นการพัฒนามาจากบลูทูธ 3.0 เพื่อให้ใช้พลังงานน้อยลง ประหยัดพลังงานทำให้แบตเตอรี่มีขนาดเล็กและในระหว่างการเชื่อมต่อ BLE ไม่ได้ทำงานอยู่ตลอดเวลาในช่วงเวลาที่ไม่ได้ส่งข้อมูลจะอยู่ในช่วงสถานะที่ใช้พลังงานน้อย จึงเป็นที่มาของ Bluetooth Low Energy

การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมและแบบขนาน กรณีการส่งข้อมูลแบบอนุกรม แต่ละบิตของข้อมูลถูกส่งไปในช่องทางการสื่อสาร 1 ช่องและครั้งละ 1 บิต เรียงลำดับกันไป ความผิดพลาดเกิดขึ้นน้อย ลำดับการรับข้อมูลจะตรงกับลำดับการส่ง ใช้ช่องทางการสื่อสารเพียงช่องเดียว บลูทูธใช้การสื่อสารแบบอนุกรม

ปัจจุบันข้อกำหนด Bluetooth ออกมาแล้วดังรายละเอียด ด้านล่าง

ตารางที่ 2.1 เวอร์ชั่นของBluetooth

Bluetooth 1.0	ความเร็ว 756 Kbps
Bluetooth 1.1	ความเร็ว 756 Kbps
Bluetooth 1.2	ความเร็ว 1 Mbps
Bluetooth 2.0	ความเร็ว 2.1 Mbps
Bluetooth 2.0	EDP(ความเร็วในการส่งข้อมูลสูงสุดเป็น 3 Mbps)
Bluetooth 2.1	EDP ความเร็ว 3 Mbps
Bluetooth 3.0	ความเร็ว 2.4 Mbps
Bluetooth 4.0	ความเร็ว 2.4 Mbps
Bluetooth 4.1	ความเร็ว 2.4 Mbps
Bluetooth 4.3	BLE ความเร็ว 2.4 Mbps

Bluetooth หนึ่งตัวะประกอบไปด้วย Profile หลายๆคือ Feature ไม่ว่าจะเป็น A2DP, AVRCP, HID หรือ BLE คือ Feature ที่มีอยู่ใน Bluetooth จะถูกใช้งานในคนละด้านแตกต่างกันไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

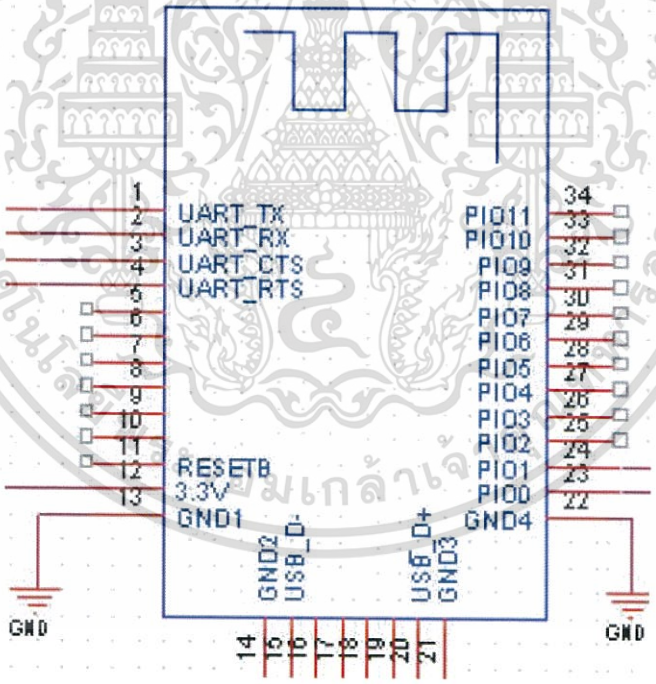
A2DP (Advanced Audio Distribution Profile) คือ Sound Streaming เป็นอุปกรณ์ Bluetooth Speaker HeadsetและEarphone เวลาเชื่อมต่อจะเชื่อมต่อแบบ A2DP

AVRCP (Audio/Video Remote Control Profile) คือ Remote Control เวลาที่ใช้ Bluetooth Headset อยู่สามารถกดเพิ่ม/ลดเสียง หรือสั่งเล่นเพลงถัดไปได้ รวมไปถึงรีโมตจากไม้เซลฟี่เป็นการกดปุ่มสั่งงานผ่าน Bluetooth

HID (Human Interface Device Profile) สำหรับเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ Mouse, Keyboard หรือ Joystick เอาไว้ควบคุมเครื่องผ่าน Bluetooth เช่น Bluetooth Keyboard

BLE (Bluetooth Low Energy) โดย BLE จะมีไว้สำหรับเชื่อมต่อกับอุปกรณ์จำพวก Wearable Device หรือ Smart Device ที่ใช้พลังงานน้อย เช่น Android Wear, Smartband และอื่นๆ โดยอุปกรณ์จะขนาดเล็กเน้นพกพาติดตัว ทำให้แบตเตอรีมีขนาดเล็กเพื่อให้ประหยัดพลังงานมากที่สุดเวลาที่เชื่อมต่อกับอุปกรณ์แอนดรอยด์

Bluetooth 4.0 BLE เป็นโมดูล Bluetooth 4.0 ใช้ชิฟ CC2541 ทำงานแบบ Serial UART ใช้คำสั่ง AT Command ในการควบคุม รองรับกับ IPhone , IPAD และ Android เวอร์ชัน 4.3 ขึ้นไป



รูปที่ 2.1 Bluetooth 4.0 BLE Module

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 เวอร์ชั่นของ โมดูลบลูทูธ

Models	VDD	Size(mm)	Flash	Chip	BT Version
HM-01	3.3V	26.9*13*2.2	8M	BC417143	V2.1+EDR
HM-02	2.5-3.7V	26.9*13*2.2	6M	BC3/BC4	V2.1
HM-03	2.5-3.7V	27.4*12.5*4.3	6M	BC3/BC4	V2.1
HM-04	3.3V	Not for sale			
HM-05	2.5-3.7V	13.5*18.5*2.3	6M	BC3/BC4	V2.1
HM-06	2.5-3.7V	13.5*18.5*2.3	6M	BC3/BC4	V2.1
HM-07	2.5-3.7V	13.5*18.5*2.3	8M		V2.1+EDR
HM-08	3.3V	26.9*13*2.5	8M	Class 1	V2.1+EDR
HM-09	2.5-3.7V	26.9*13*2.2	8M		V2.1+EDR
HM-10	2-3.7V	26.9*13*2.2	256Kb	CC2540/1	V4.0 BLE
HM-11	2.5-3.7V	13.5*18.5*2.2	256Kb	CC2540/1	V4.0 BLE
HM-12	2.7~3.7V	26.9*13*2.2	64KB	CSR	Dual mode
HM-13	2.7~3.7V	13.5*18.5*2.2	64KB	CSR	Dual mode
HM-15	5V	65*32*16	256KB	CC2540	V4.0 BLE

2.2 แอนดรอยด์

แอนดรอยด์ (Android) เป็นระบบปฏิบัติการสำหรับอุปกรณ์พกพา เช่น โทรศัพท์มือถือ แท็บเล็ตคอมพิวเตอร์ เริ่มพัฒนาโดยบริษัทแอนดรอยด์ (Android Inc.) จากนั้นบริษัทแอนดรอยด์ถูกซื้อโดยกูเกิล และนำแอนดรอยด์ไปพัฒนาต่อ ภายหลังถูกพัฒนาในนามของ Open Handset Alliance ทางกูเกิลได้เปิดให้นักพัฒนาสามารถแก้ไขโค้ดต่างๆ ด้วยภาษาจาวา และควบคุมอุปกรณ์ผ่านทางชุด Java libraries ที่กูเกิลพัฒนาขึ้น โดยแอนดรอยด์เป็นระบบปฏิบัติการที่จะใช้ควบคุมการทำงานบนอุปกรณ์อีเล็คทรอนิกส์ต่างๆ Android ประกอบด้วยระบบปฏิบัติการ ไลบรารี เฟรมเวิร์ค และซอฟต์แวร์อื่นๆ ที่จำเป็นในการพัฒนา ซึ่งเทียบเท่ากับ Windows Moble, Palm OS, Symbian, OpenMoko และ Maemo ของโนเกีย โดยใช้องค์ประกอบที่เป็นโอเพนซอร์สหลายอย่าง เช่น Linux Kernel, SSL, OpenGL, FreeType, SQLite, WebKit และเขียนไลบรารีเฟรมเวิร์คของตัวเองเพิ่มเติม กูเกิลแอนดรอยด์ เป็นชื่อเรียกอย่างเป็นทางการของแอนดรอยด์ โดยเปิดให้นักพัฒนาสามารถนำรหัสต้นฉบับไปพัฒนาปรับแต่งได้อย่างเปิดเผย ทำให้แอนดรอยด์มีผู้เข้าร่วมพัฒนาเป็นจำนวนมาก และพัฒนาไปได้อย่างรวดเร็ว

แอนดรอยด์ได้เป็นที่รู้จักต่อสาธารณชนเมื่อวันที่ 5 พฤศจิกายน พ.ศ. 2550 โดยทางกูเกิลได้ประกาศก่อตั้ง Open Handset Allianc กลุ่มบริษัทฮาร์ดแวร์, ซอฟต์แวร์ และการสื่อสาร 48 แห่ง ที่ร่วมมือกันเพื่อพัฒนา มาตราฐานเปิด สำหรับอุปกรณ์มือถือ ลิขสิทธิ์ของโค้ดแอนดรอยด์นี้จะใช้ในลักษณะของซอฟต์แวร์เสรี

โทรศัพท์เครื่องแรกที่สามารถใช้งานระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ได้คือ HTC Dream ออกจำหน่ายเมื่อ 22 ตุลาคม 2551

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

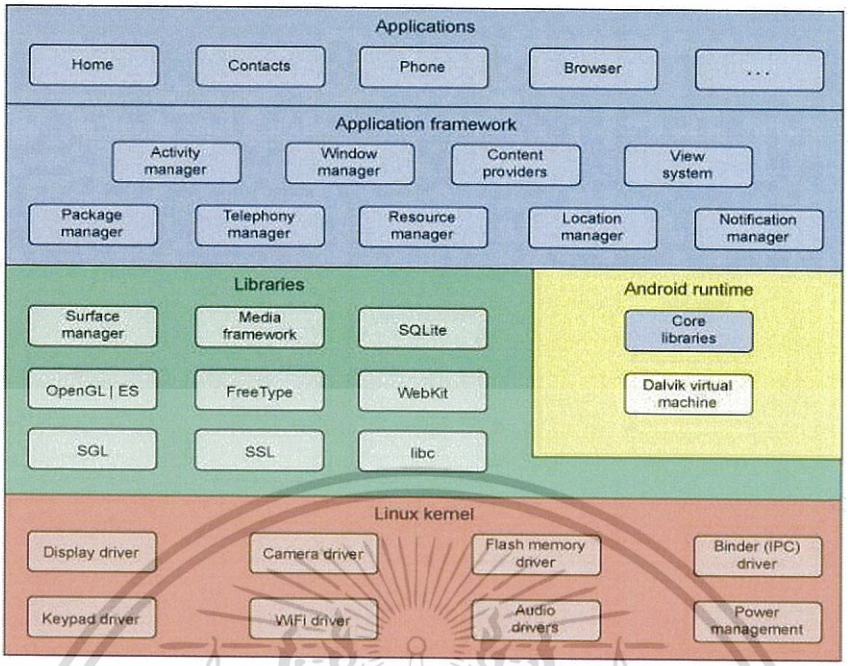
1. Activities คือส่วนของการติดต่อกับผู้ใช้ หมายถึงหน้าจอในแต่ละหน้า(window) ที่ติดต่อกับผู้ใช้งาน เช่นเรียกโปรแกรมถ่ายรูป ในหน้าตาของการถ่ายรูปจะเป็น activities ตัวหนึ่ง จากนั้นถ้าเราอยากดูรูปที่ถ่ายไว้ก่อนหน้าที่อยู่ใน gallery เราก็จะทำการกดปุ่มเพื่อเข้าไปดูรูปใน gallery หลังจากกดแล้ว หน้าจอของส่วน gallery จะขึ้นมาแสดงภาพต่างๆหลายๆ ภาพที่เราถ่ายไว้ ซึ่งส่วนนี้ก็จะเป็นอีก activities หนึ่ง และเมื่อเราคลิกเข้าไปดูภาพใดภาพหนึ่ง หน้าจอก็จะแสดงภาพที่คลิกไปพร้อมกับเมนูที่ใช้ในการจัดการภาพๆ นั้น อันนี้ก็ถือเป็นอีก activities หนึ่ง

2. Services คือส่วนการทำงานที่ไม่มีหน้าจอที่ติดต่อกับผู้ใช้ service นั้นจะทำงานอยู่ในส่วนของ background เช่น โปรแกรมเล่นเพลงต่างๆ ก็จะมีหน้าจอที่ติดต่อกับผู้ใช้ (นั้นคือส่วนของ activities) และเมื่อผู้ใช้เลือกเพลงเสร็จแล้วกดเล่น ไฟล์เพลงก็จะถูกเล่นโดยมีการทำงานแบบ services หลักจากผู้ใช้กด Back หรือ Home หน้าจอของเครื่องเล่นเพลง (activities) ก็จะถูกเก็บไป แต่ในส่วนของ services ที่เล่นเพลงนั้นก็ยังคงเล่นเพลงต่อไป

3. Broadcast receivers คือส่วนที่จะรับเอา broadcast ต่างๆ มาทำงาน หรือส่ง broadcast นั้นต่อไป การ broadcast ที่ว่านี้ส่วนใหญ่จะเป็นของระบบเองที่ทำการ broadcast มา เช่น เมื่อเครื่องถูกชาร์จไฟ หรือมีการโทรเข้า หรือมีการรับข้อความ หรือจำนวนแบตเตอรี่ลดลง ถ้ามีเหตุการณ์ต่างๆ พวกนี้เกิดขึ้น ระบบก็จะทำการส่ง broadcast ไปให้รู้โดยทั่วกัน และถ้าในโปรแกรมเราต้องการนำค่าต่างๆ ที่ระบบ broadcast นั้นมาใช้งาน เราก็จะสร้าง Broadcast receivers นี่แหละขึ้นมารับเอาข้อมูลไปทำงาน หรือนอกจากนี้ก็ยังสามารถส่ง broadcast ที่สร้างขึ้นมาเอง ที่นอกเหนือจากที่ระบบมีไว้ก่อนหน้าและส่งไปได้ด้วย

4. Content providers เป็นส่วนของการจัดการข้อมูลต่างๆ ที่ถูกแชร์กันในระบบ ไม่ว่าข้อมูลนั้นจะอยู่ที่ไหนก็ตามจะเป็นไฟล์ของระบบ ใน database ที่อยู่ในระบบ หรือจะเป็นข้อมูลที่ถูกเก็บไว้ในเว็บ และสามารถที่จะแก้ไขข้อมูลต่างๆนั้นได้ ถ้า content provider นั้นให้สิทธิ ยกตัวอย่างเช่น ในระบบของ Android นั้นจะมี content providers ที่เห็นได้ชัดอยู่ตัวหนึ่งคือ content providers เพื่อจัดการข้อมูลของรายชื่อในโทรศัพท์ ทั้งนี้ก็เพื่อให้ app ที่เราเขียนขึ้นใช้งานข้อมูลดังกล่าวได้ผ่าน content provider นั้น นอกจากนี้ content provider ก็ยังสามารถจัดการข้อมูลที่ไม่ได้ทำการแชร์ไว้ แต่ในโปรแกรมเราเองได้อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 สถาปัตยกรรม android

2.3 ภาษาจาวา (Java programming language)

ภาษาจาวา (Java programming language) เป็นภาษาโปรแกรมเชิงวัตถุ (Object Oriented Programming) พัฒนาโดย เจมส์ กอสลิง และวิศวกรคนอื่นๆ โดยบริษัท ซัน ไมโครซิสเต็มส์ ภาษาจาวาถูกพัฒนาขึ้นในปี พ.ศ. 2534 (ค.ศ. 1991) โดยเป็นส่วนหนึ่งของ โครงการกรีน (the Green Project) และสำเร็จออกสู่สาธารณะในปี พ.ศ. 2538 (ค.ศ. 1995) ซึ่งภาษานี้มีจุดประสงค์เพื่อใช้แทนภาษาซีพลัส พลัส (C++) โดยรูปแบบที่เพิ่มเติมขึ้นคล้ายกับภาษาอ็อบเจกต์ทีฟซี (Objective-C) แต่เดิมภาษานี้เรียกว่า ภาษาโอ๊ก (Oak) ซึ่งตั้งชื่อตามต้นโอ๊กใกล้ที่ทำงานของ เจมส์ กอสลิง แต่ว่ามีปัญหาทางลิขสิทธิ์ จึงเปลี่ยนไปใช้ชื่อ "จาวา" ซึ่งเป็นชื่อกาแฟแทน

และแม้ว่าจะมีชื่อคล้ายกัน แต่ภาษาจาวาไม่มีความเกี่ยวข้องใด ๆ กับภาษาจาวาสคริปต์ (JavaScript) ปัจจุบันมาตรฐานของภาษาจาวาดูแลโดย Java Community Process ซึ่งเป็นกระบวนกาอย่างเป็นทางการที่อนุญาตให้ผู้ที่สนใจเข้าร่วมกำหนดความสามารถในจาวาแพลตฟอร์มได้

ข้อดีของภาษาจาวา

1.โปรแกรมจาวาที่เขียนขึ้นสามารถทำงานได้หลาย platform โดยไม่จำเป็นต้องแก้ไขหรือ compile ใหม่ ทำให้ช่วยลดค่าใช้จ่ายและเวลาที่ต้องเสียไปในการ port หรือทำให้โปรแกรมใช้งานได้หลาย platform ภาษาจาวาเป็นภาษาเชิงวัตถุ ซึ่งเหมาะสำหรับพัฒนาระบบที่มีความซับซ้อน การพัฒนาโปรแกรมแบบวัตถุจะช่วยให้เราสามารถใช้คำหรือชื่อ ต่าง ๆ ที่มีอยู่ในระบบงานนั้นมาใช้ในการออกแบบโปรแกรมได้ ทำให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.ภาษาจาวามีความซับซ้อนน้อยกว่าภาษา C++ ทำให้ใช้งานได้ง่ายกว่าและลดความผิดพลาดได้มากขึ้น

3.ภาษาจาวามีการตรวจสอบข้อผิดพลาดทั้งตอน compile time และ runtime ทำให้ลดข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในโปรแกรม และช่วยให้ debug โปรแกรมได้ง่าย

4.ภาษาจาวาถูกออกแบบมาให้มีความปลอดภัยสูงตั้งแต่แรก ทำให้โปรแกรมที่เขียนขึ้นด้วยจาวามีความปลอดภัยมากกว่าโปรแกรมที่เขียนขึ้นด้วยภาษาอื่น

5.มี IDE, application server, และ library ต่าง ๆ มากมายสำหรับจาวาที่เราสามารถใช้งานได้โดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่าย ทำให้เราสามารถลดค่าใช้จ่ายที่ต้องเสียไปกับการซื้อ tool และ s/w ต่าง ๆ

ข้อเสียของภาษาจาวา

1.ทำงานได้ช้ากว่า native code (โปรแกรมที่ compile ให้อยู่ในรูปของภาษาเครื่อง) หรือโปรแกรมที่เขียนขึ้นด้วยภาษาอื่น อย่างเช่น C หรือ C++ ทั้งนี้ก็เพราะว่าโปรแกรมที่เขียนขึ้นด้วยภาษาจาวาจะถูกแปลงเป็นภาษากลางก่อน แล้วเมื่อโปรแกรมทำงานคำสั่งของภาษากลางนี้จะถูกเปลี่ยนเป็นภาษาเครื่องอีกทีหนึ่ง ทีละคำสั่ง (หรือกลุ่มของคำสั่ง) ณ runtime ทำให้ทำงานช้ากว่า native code ซึ่งอยู่ในรูปของ2.ภาษาเครื่องแล้วตั้งแต่ compile โปรแกรมที่ต้องการความเร็วในการทำงานจึงไม่นิยมเขียนด้วยจาวา

tool ที่มีในการใช้พัฒนาโปรแกรมจาวามักไม่ค่อยเก่ง ทำให้หลายอย่างโปรแกรมเมอร์จะต้องเป็นคนทำเอง ทำให้ต้องเสียเวลาทำงานในส่วนที่ tool ทำไม่ได้ ถ้าเราดู tool ของ MS จะใช้งานได้ง่ายกว่าและพัฒนาได้เร็วกว่า (แต่เราต้องซื้อ tool ของ MS และก็ต้องรันบน platform ของ MS)

2.4 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู, หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถังเดียวกัน โครงสร้างโดยทั่วไป ของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น สามารถแบ่งออกมาได้เป็น 5 ส่วนใหญ่ๆ ดังต่อไปนี้

1.หน่วยประมวลผลกลางหรือ(CPU)โดยทำหน้าที่เป็นศูนย์กลางควบคุมการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์ทั้งหมดโดยนำข้อมูลจากอุปกรณ์รับข้อมูลมาทำงาน ประมวลผลข้อมูลตามคำสั่งของโปรแกรม และส่งผลลัพธ์ออกไปหน่วยแสดงผล

2.หน่วยความจำ(Memory)มีหน้าที่เก็บโปรแกรมและตัวแปลต่างๆเพื่อให้ CUP นำไปประมวลผลต่อไป

3.ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก(Port) มีหน้าที่รับส่งสัญญาณจากMicrocontrollerไปยังอุปกรณ์ต่างๆ เช่น LED สวิทช์ โดยมีด้วยกัน 2 ลักษณะคือ input และ output

4.ช่องทางเดินของสัญญาณ หรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่างซีพียู หน่วยความจำและพอร์ตเป็นลักษณะของสายสัญญาณจำนวนมากอยู่ภายในตัว Microcontroller โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus) บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทลเลอร์จะขึ้นอยู่กับการกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกามีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย

2.4.1 Pic16F1939

เป็นไมโครคอนโทรเลอร์ของบริษัทไมโครชิพ (Microchip) ภายในเป็นสถาปัตยกรรมแบบ 8 บิต สามารถทำงานที่แรงดันไฟเลี้ยง 1.8 V – 5.5 V ความถี่สัญญาณนาฬิกาสูงสุด 32 MHz มีขา I/O 36 ขา มี ADC ขนาด 10 บิต จำนวน 10 ช่องทาง โมดูลสื่อสาร EUART 1 ช่องทาง I2CและSPI 1 ช่องทาง tamer ขนาด 8 บิต 4 ตัวและ 16 บิต 1 ตัว โมดูล LCD โดยการใช้งาน Pic16F1939 จำเป็นต้องเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานของ**ไมโครคอนโทรลเลอร์**ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ใช้โปรแกรม MPLAB X IDE และใช้ คอมไพเลอร์ xc8

2.4.1.1 การสื่อสารอนุกรมแบบ UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter)

เป็นการสื่อสารแบบอะซิงโครนัส (Asynchronous) โดยเป็นการส่งข้อมูลที่ไม่ต้องใช้สัญญาณ Clock มาเป็นตัวกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูลแต่ ใช้วิธีกำหนด รูปแบบ Format การรับส่งข้อมูลขึ้นมาแทน และ อาศัยการกำหนด ความเร็วของการรับ และ ส่ง ที่เท่ากันทั้งฝั่งรับและฝั่งส่ง ข้อดีของการใช้**อะซิงโครนัส** คือสามารถสื่อสารแบบ Full Duplex รับ และ ส่งได้ในเวลาเดียวกันโดยใช้สายสัญญาณ 2 เส้น Tx ส่ง Rx รับ แต่**อะซิงโครนัส** มีโอกาสที่ข้อมูลจะสูญหายขณะรับส่งข้อมูล โดยรูปแบบการส่งข้อมูลมีดังนี้



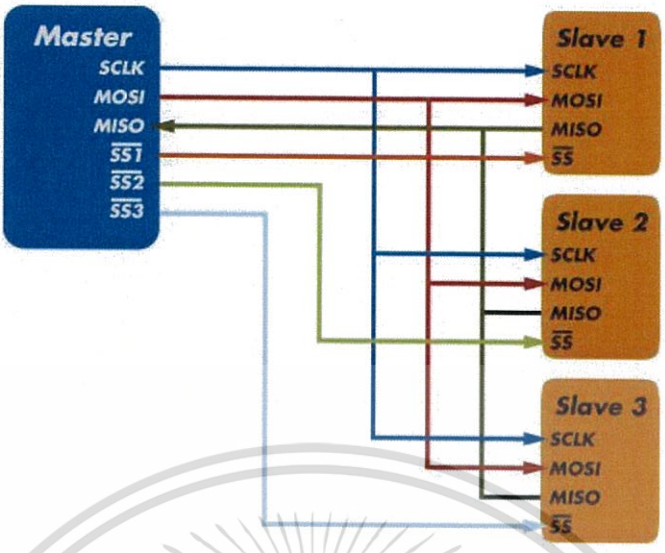
รูปที่ 2.3 การส่งข้อมูลทางUART

เริ่มต้นจาก Start Bit เป็น Logic 0 จากนั้นจะตามด้วย Data ที่เราส่ง แล้วจะถูกปิดด้วย STOP Bit เป็น Logic 1 และเป็น logic 1 ตลอดจนกว่าจะมีการส่งข้อมูลไบท์ถัดไป

2.4.1.2 การสื่อสารอนุกรมแบบ SPI (Serial Peripheral Interface)

การสื่อสารรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในการติดต่อสื่อสารกับอุปกรณ์ต่างๆส่วนมากใช้ในการสื่อสารกับอุปกรณ์ที่อยู่ภายในระบบเดียวกัน หรือ ระยะของตัวอุปกรณ์ทั้ง2 ไม่ห่างกันมาก เช่น ADC DAC EEPROM Pressure sensor เป็นต้น โดย SPI ทำงานในรูปแบบที่ให้อุปกรณ์ตัวหนึ่งทำหน้าที่เป็น MASTER ในขณะที่อีกตัวหนึ่งทำหน้าที่เป็น SLAVE และส่งข้อมูลในโหมด Full-duplex นั่นหมายความว่า สัญญาณสามารถส่งหากันได้ระหว่าง MASTER และ SLAVE ได้อย่างต่อเนื่องพื้นฐานการทำงาน SPI ต้องการสายสัญญาณ สี่เส้น บางครั้งเราเรียกว่าบัสอนุกรม "four wire"

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



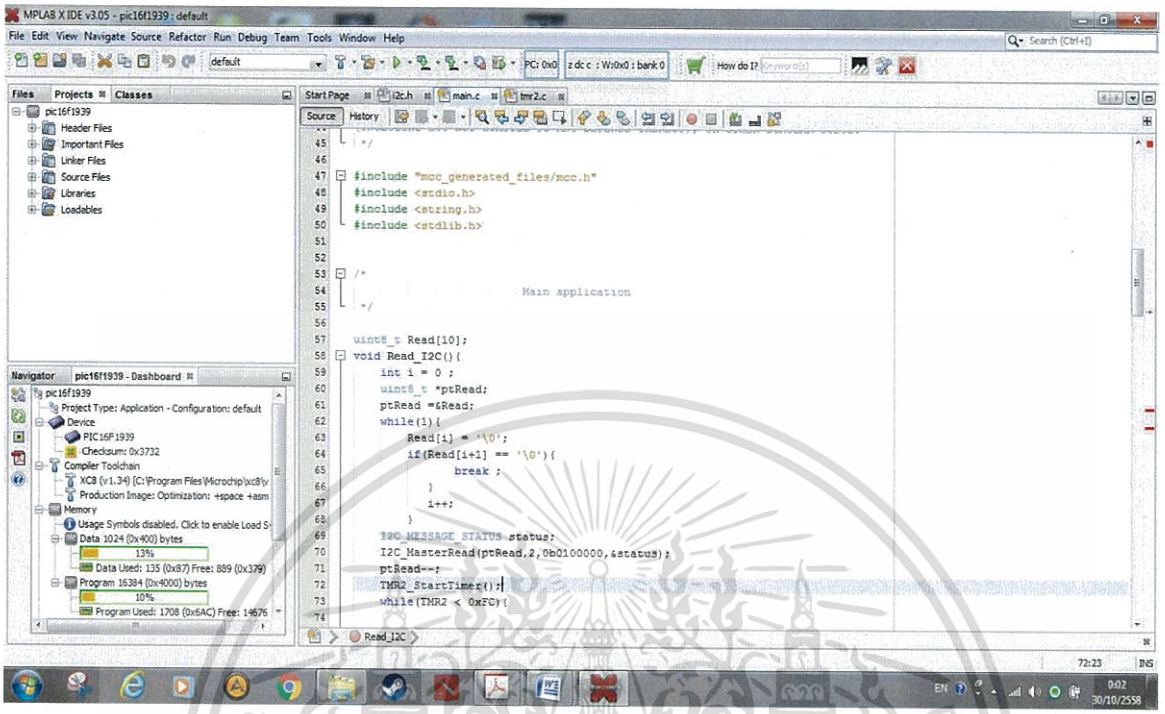
รูปที่ 2.4 วงจรการต่อMaster 1 ตัวกับ Slave 3 ตัว

เมื่อจะส่ง-รับข้อมูลผ่านบัส SPI สัญญาณ Slave Select (/SS) จะต้องเปลี่ยนจาก HIGH เป็น LOW จากนั้นข้อมูลหนึ่งไบต์จะถูกเลื่อนบิตและส่งออกไปทีละบิตจาก SPI Master ตามจังหวะของ SCK และในขณะเดียวกันก็จะรับข้อมูลทีละบิตจาก SPI Slave ไปพร้อมๆกันและเมื่อส่งข้อมูลเสร็จแล้ว SPI Master จะเปลี่ยนสัญญาณ Slave Select (/SS) จาก LOW เป็น HIGH เป็นการเสร็จสิ้นกระบวนการรับส่งข้อมูล

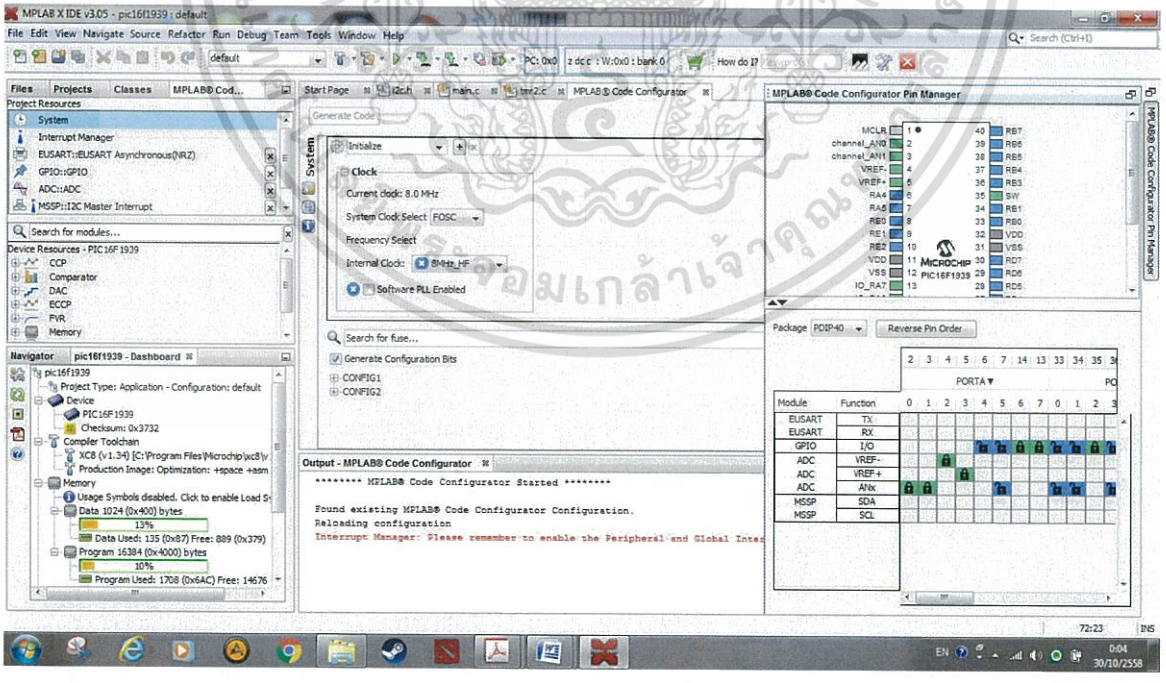
2.4.1.3 MPLAB X IDE

เป็นโปรแกรมที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัท ไมโครชิพ เพื่อใช้ในการเขียนโปรแกรมสำหรับควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล Pic โดยตัวโปรแกรม MPLAB X IDE มีโมดูลเสริมคือ MPLAB Code Configuration เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถตั้งค่าของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการเริ่มใช้งานได้อย่างรวดเร็วและสะดวกยิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 โปรแกรม MPLAB X IDE



รูปที่ 2.6 MPLAB Code Configuration

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 เซนเซอร์

เซนเซอร์เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ทำหน้าที่ตรวจจับหรือรับรู้การเปลี่ยนแปลงปริมาณทางกายภาพของตัวแปรต่างๆ เช่น ความร้อน แสง สี เสียง ระยะทาง การเคลื่อนที่ ความดัน การไหล เป็นต้น แล้วเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสัญญาณหรือข้อมูลที่เหมาะสมสำหรับนำไปใช้งาน โดยสามารถจำแนกประเภทของ sensor ตามชนิดของสัญญาณที่ output ได้ 3 ประเภทดังนี้

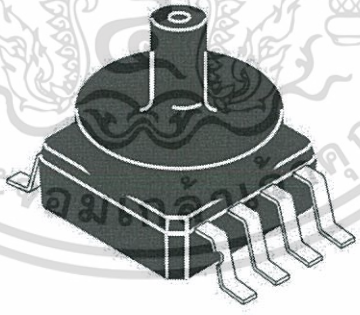
1.แบบอนาลอก โดยให้สัญญาณทางไฟฟ้าเป็นแบบต่อเนื่อง เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์ ชนิดนี้มีขนาดเล็กมากดังนั้นในการใช้งานจำเป็นต้องมีวงจรขยายสัญญาณเพื่อให้มีขนาดใหญ่พอที่จะนำไปใช้งานได้

2.แบบไบนารี ให้สัญญาณแบบเปิด-ปิด (ON-OFF) เซนเซอร์ ชนิดนี้มักถูกใช้งานแทน สวิทช์ต่างๆ

3.แบบดิจิตอล ให้สัญญาณเป็นแบบดิจิตอลโดย เซนเซอร์ เป็นการรวมกันของ เซนเซอร์ แบบอนาล็อกเข้ากับวงจรขยายสัญญาณและวงจรแปลง analog to digital ซึ่งเหมาะกับการใช้งานกับ ไมโครคอนโทลเลอร์ โดย เซนเซอร์ แบบดิจิตอลจะสามารถสื่อสารกับไมโครคอนโทลเลอร์ โดยผ่านระการสื่อสารต่างๆเช่น I2C

2.5.1 MPXV7002

เป็นเซนเซอร์แบบดิจิตอลใช้ในงานวัดความดันโดยมีลักษณะเด่นคือสามารถวัดความดันที่ -2kPa ถึง 2kPa โดยภายในมีการชดเชยอุณหภูมิและบรรจุวงจรขยายสัญญาณอนาล็อก ง่ายต่อการใช้งาน

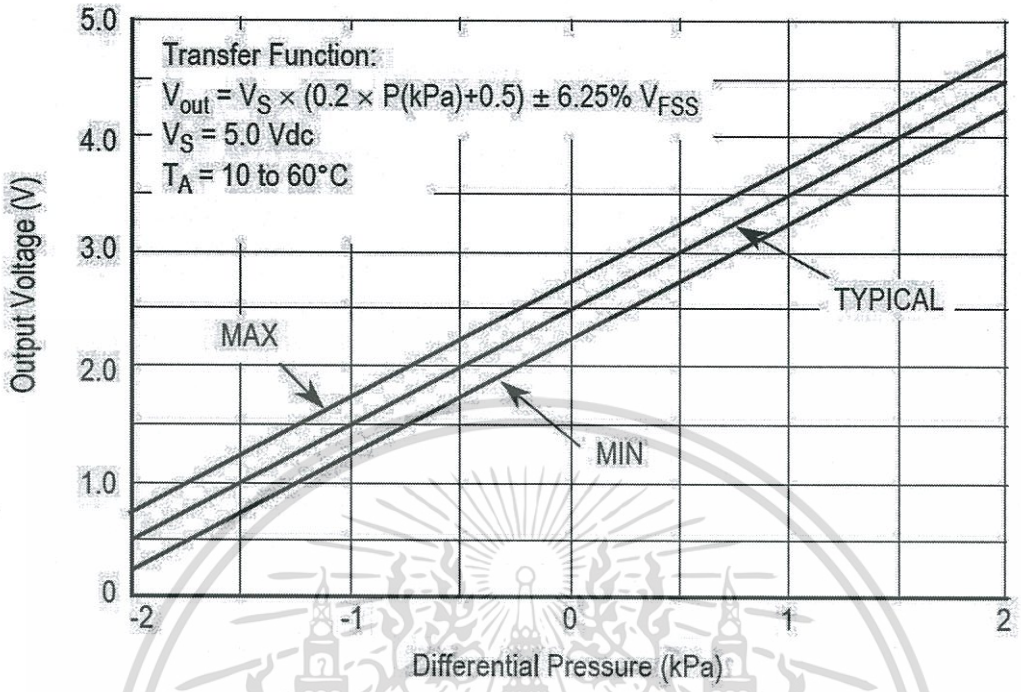


MPXV7002GC6U/C6T1
CASE 482A

รูปที่ 2.7 Sensor MPXV7002

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยสัญญาณ Output Voltage ของ sensor มีความกับความดันดังรูป



รูปที่ 2.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Output Voltage กับ Differential Pressure

2.6 Amplifier and Filter

2.6.1 Amplifier

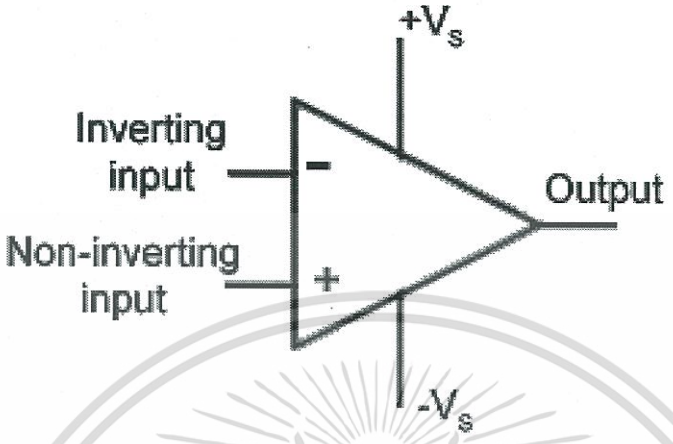
ตัวขยายสัญญาณ หรือ วงจรขยายสัญญาณ (Electronic Amplifier or Amplifier) หรือเรียกสั้นๆว่า Amp เป็นอุปกรณ์หรือวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยเพิ่มขนาดหรือกำลังของสัญญาณ โดยการใช้พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟและการควบคุมสัญญาณเอาต์พุทให้มีรูปร่างเหมือนสัญญาณอินพุท แต่มีขนาดใหญ่กว่าโดยอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการขยาดสัญญาณนั้นมีด้วยกันหลายชนิดเช่น หลอดสุญญากาศ ทรานซิสเตอร์ Operational amplifiers (op-amp) เป็นต้น

2.6.1.1 Operational amplifiers (op-amp)

หรือวงจรขยายเชิงดำเนินการเปนอุปกรณวงจรรวมหรือไอซีประเภทเชิงเสน (Linear Integrated Circuit) ซึ่งมีการนำไปใชในงาประยุกตตาง ๆ อยางกวางขวางออปแอมปถูกออกแบบครั้งแรกในป 1948 เพื่อชวยปฏิบัติการดานคณิตศาสตรในเครื่องอนาล็อกคอมพิวเตอร (Analog Computer) ดั้งนั้น จึงใชชื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ว่า Operational Amplifier ซึ่งหมายถึง วงจรขยายดำเนินการ นอกจากนี้ออปแอมปยังไดถูกนำไปใช ในงานประยุกตตาง ๆ มากมาย ทั้งนี้ก็เนื่องจากเปนวงจรขยายผลตาง (Differential Amplifier) ที่มีอัตราขยายที่สูงมากและการออกแบบและวิเคราะหวงจรที่ใชออปแอมปก็สามารถทำไดงาย



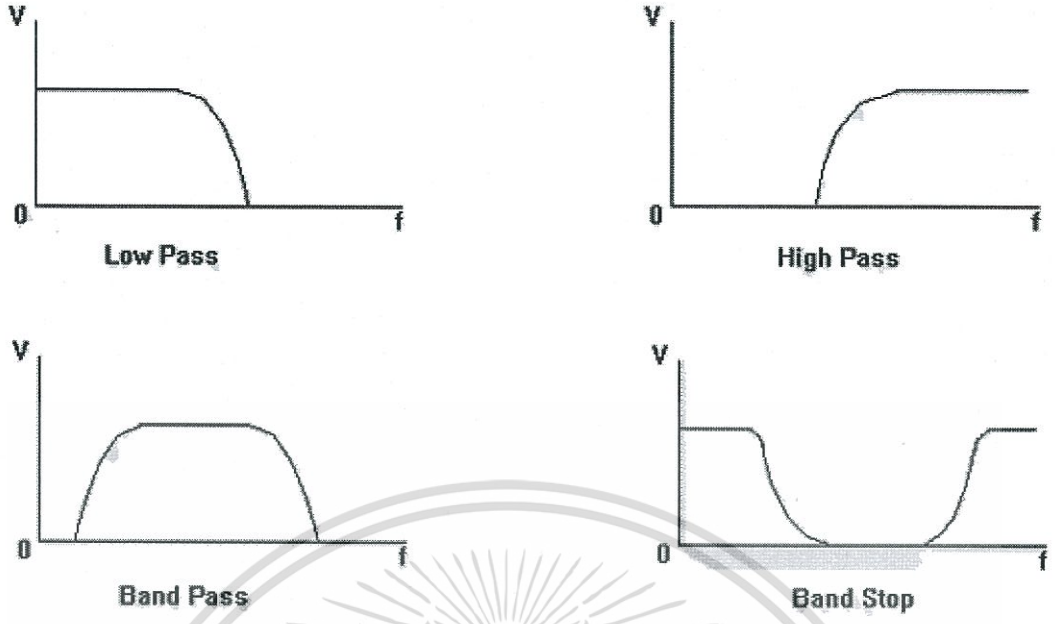
รูปที่ 2.9 Operational amplifiers (op-amp)

2.6.2 Filter

วงจรกรองความถี่ คือวงจรที่เลือกความถี่ให้ผ่านไปได้ โดยใช้คุณสมบัติของ RLC ที่มีการตอบสนองต่อความถี่ต่างกัน วงจรกรองความถี่นิยมใช้งานวงจรของวิทยุ ที่ใช้การตัดความถี่คลื่นพาออกไป หรือใช้ในวงจรดีมอดูเลชั่นของโทรทัศน์ หากในวงจรเครื่องเสียง ก็จะใช้เลือกความถี่ให้เหมาะสมกับลำโพงที่จะใช้งาน หรือปรับแต่งความถี่ที่ผ่านได้ เพื่อให้ระบบเสียงโดยรวมสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น โดยแบ่งตามการตัดความถี่ได้ดังนี้

1. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)
จะตัดความถี่ที่สูงกว่าความถี่ที่กำหนดทิ้งไป (ความถี่ที่กำหนด จะถูกเรียกว่าความถี่ตัดผ่าน)
2. วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter)
จะยอมให้ความถี่ที่สูงกว่าที่กำหนดทิ้งไป และจะตัดความถี่ที่กำหนดทิ้งไป
3. วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter)
จะตัดความถี่ให้ผ่านไปได้ช่วงหนึ่งเริ่มจากที่กำหนด และสิ้นสุดที่กำหนด
4. วงจรหยุดแถบความถี่ผ่าน (Band Stop Filter)
จะยอมให้ความถี่ที่นอกเหนือจากความถี่ที่กำหนดไว้ผ่านไปได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 Filter แบบต่างๆ

แบ่งตามการใช้งานแหล่งจ่ายไฟภายนอกได้ 2 แบบดังนี้

1. แบบพาสซีฟ (Passive) เป็นวงจรที่ไม่ต้องการแหล่งจ่ายไฟภายนอก ก็สามารถทำให้วงจรทำงานได้โดยใช้เพียงคุณสมบัติของ RLC พื้นฐานเท่านั้น
2. แบบแอคทีฟ (Active) เป็นวงจรที่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟภายนอก เพื่อให้วงจรสามารถทำงานได้สมบูรณ์ใช้คุณสมบัติของ RLC เช่นเดิม แต่เพิ่มวงจรขยายขึ้นมาโดยส่วนใหญ่นิยมใช้งานออปแอมป์ (Op-Amp) มาใช้เป็นวงจรขยาย

2.7 Analog to Digital Converter และ Digital to Analog Converter

2.7.1 Analog to Digital Converter ทำหน้าที่แปลงสัญญาณข้อมูลที่ มนุษย์รับรู้ สัมผัสได้เป็นข้อมูลทางไฟฟ้า เพื่อป้อนเข้าสู่การประมวลผล จึงเป็นขบวนการหนึ่งของการรับข้อมูล (Input Unit)เป็นกระบวนการอีเลคทรอนิคส์ ที่สัญญาแปรผันต่อเนื่อง (analog) ได้รับการแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิตอล โดยไม่มีการลบข้อมูลสำคัญผลลัพธ์ของ ADC มีลักษณะตรงข้าม คือ กำหนดระดับหรือสถานะ ตัวเลขของสถานะมักจะเป็นการยกกำลังของ 2 คือ 2, 4, 8, 16 เป็นต้น สัญญาณดิจิตอลพื้นฐานมี 2 สถานะและเรียกว่า binary ตัวเลขทั้งหมดสามารถแสดงในรูปของไบนารี ในฐานะข้อความของ หนึ่งและศูนย์

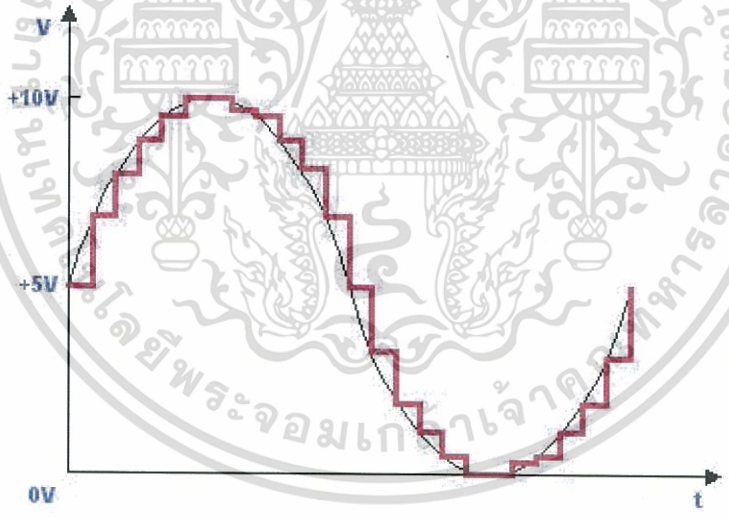
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรที่ใช้ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลมีมากมายหลายชนิด โดยทั่วไปแล้ววงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D converters) มีใช้งานอยู่ประมาณ 7 ชนิดคือ

1. Parallel Comparator, Simultaneous, หรือ Flash A/D converter
2. Single – Ramp หรือ Single – Slope A/D converter
3. Dual – Slope A/D converter
4. Charge balance A/D converter
5. A/D converters using Counters and D/A converters
6. Tracking A/D converters
7. Successive – Approximation A/D converters

2.7.2 Digital to Analog Converter (DAC)อุปกรณ์ที่แปลงสัญญาณไบนาลี (0,1) ไปเป็นสัญญาณต่อเนื่องหรือสัญญาณอนาล็อก โดยระดับแรงดันขาออกของ DAC จะมีลักษณะเป็นขั้นโดยความสูงของแต่ละขั้นขึ้นอยู่กับจำนวนบิตข้อมูลหารด้วยแรงดันสูงสุด

$$V\ stepsize = V_{FS}/2^n \tag{2.1}$$



รูปที่ 2.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณอนาล็อกกับดิจิตอล

2.8 สัญญาณชีพ(Vital sign)

สัญญาณชีพหรืออาการแสดงชีพเป็นสิ่งที่บ่งชี้สุขภาวะของบุคคล เป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงการมีชีวิตของ

มนุษย์หรือใช้ประเมินการทำงานของอวัยวะภายในร่างกาย โดยเฉพาะ หัวใจ ปอด สมองรวมถึงการบอกถึงความปกติหรือความผิดปกติของร่างกายและเป็นสัญญาณที่มีสำคัญมากทางการแพทย์ ประกอบไปด้วย 4 อาการแสดง หรือ 4 สัญญาณที่ใช้ในการตรวจสอบ คือ อุณหภูมิร่างกาย ชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การหายใจและความดันโลหิตรวมถึงการการทำงานของระบบไหลเวียนโลหิตและระบบหายใจอีกทั้งยังสามารถนำไปใช้ในการประเมินวินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้น หรือวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยและยังสามารถติดตามและประเมินผลของการรักษาได้อีกด้วย

2.8.1 ชีพจร (Arterial pulse)

ชีพจร เป็นแรงสะเทือนของกระแสเลือดซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้ายเป็นผลทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะ โดยอัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ 2ส่วนคือ parasympathetic nervous system ซึ่งถูกกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง และ sympathetic nervous system ซึ่งถึงกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้นจากการที่เลือดไหลเวียนจะเกิดแรงกระทบไปยังหลอดเลือดรอบนอกซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิด arterial pulsation หรือ ชีพจร ซึ่งความจริงแล้วชีพจรเป็นเพียงความเร็วของสัญญาณชีพ หรือ pulse wave โดยจะเร็วกว่าการไหลของเลือดประมาณ 5-10 เท่า จากสาเหตุการเต้นของหลอดเลือดทำให้เกิดประโยชน์ในวงการแพทย์เพื่อใช้ตรงสภาวะการไหลเวียนของร่างกาย ดังนั้นการตรวจชีพจรส่วนใหญ่จะได้รับการตรวจที่บริเวณหลอดเลือดแดง radialเนื่องจากเป็นหลอดเลือดที่ง่ายต่อการคลำหา โดยการเต้นของชีพจรจะเต้นเป็นจังหวะทำให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลาซึ่งเกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ

2.8.2 ค่าในการตรวจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร (Rate)

สาเหตุเกิดจากการบีบตัวของหัวใจส่งผลไปกระทบกับหลอดเลือดรอบนอก ซึ่งเป็นจำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงที่กระทบนิ้ว หรือเป็นการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาทีมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm) โดยปกติแล้วอัตราการเต้นของชีพจรจะมีค่าเท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ แต่ถ้าการบีบตัวของหัวใจไม่แรงพอจะส่งผลทำให้อัตราการเต้นของชีพจรมีค่าน้อยกว่าอัตราการเต้นของหัวใจปัจจัยการเปลี่ยนแปลงอัตราการเต้นของหัวใจ มีดังนี้

1. อายุ โดยจะแปรผกผันกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือเมื่ออายุน้อยหรือในวันทารกอัตราการเต้นของหัวใจจะสูงและในทางกลับกันเมื่ออายุเพิ่มมากขึ้นอัตราการเต้นของหัวใจจะลดต่ำลง
2. ขนาดของร่างกาย โดยคนผอมจะมีอัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าคนอ้วนประมาณ 5-10ครั้งต่อนาที
3. อารมณ์ ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น
4. การออกกำลังกาย อาจทำให้อัตราการเต้นของหัวใจสูงขึ้นถึง 180-200 ครั้งต่อนาที
5. อุณหภูมิ โดยจะแปรผันตรงกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือเมื่ออุณหภูมิต่ำ อัตราการเต้นของหัวใจจะต่ำและในทางกลับกันเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นจะทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น
6. จังหวะการเต้นของชีพจร (Rhythm) ขึ้นอยู่กับการเต้นของหัวใจ โดยปกติแล้วจะมีจังหวะการเต้นที่สม่ำเสมอหากไม่สม่ำเสมอแสดงว่าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอด้วย
7. ความกว้างของความดันโลหิต (Amplitude) ส่วนใหญ่แล้วจะขึ้นอยู่กับความดันชีพจรหรือ pulse pressure เมื่อหัวใจมีการบีบตัวเพื่อส่งเลือดออก เกิดแรงไปกระทบที่บริเวณหลอดเลือดรอบนอกทำให้หลอดเลือดรอบนอกมีการขยายตัว ดังนั้นเมื่อหลอดเลือดขยายตัวมาก pulse pressure ก็จะมีค่ามาก ก็จะสามารถคลำหาได้ง่ายเนื่องจาก amplitude จะกว้าง อย่างไรก็ตามก็ยังขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

8. ความตึง (Tension) สามารถตรวจวัดได้โดยการใช้นิ้วกดลงไปที่บริเวณหลอดเลือดจนกระทั่งหลอดเลือดมีลักษณะตีบหรือเลือดไม่สามารถผ่านไปได้ ในการกดแรงบนหลอดเลือดขึ้นอยู่กับแรงตึงว่ามีแรงตึงมากหรือน้อย

9. ลักษณะของหลอดเลือด (Form) สามารถตรวจการขยายตัวของหลอดเลือดได้เมื่อหลอดเลือดมากระทบกับมือเพื่อดูว่าช้าหรือเร็ว ซึ่งหมายถึงหลอดเลือดค่อยๆขยายตัว หรือหลอดเลือดขยายตัวเร็ว แสดงถึงความต้านทานการไหลเวียนของเลือดที่ส่งออกจากหัวใจ ถ้ามีความต้านทานการไหลมากจะทำให้หลอดเลือดไหลได้ช้า และจะต้องใช้เวลานานเพื่อจะให้หลอดเลือดขยายตัวได้อย่างเต็มที่ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย หากหลอดเลือดมีความยืนหยุ่นน้อยจะทำให้หลอดเลือดมีลักษณะแข็งตัว ขยายตัวและหดตัวเร็ว

10. ปริมาตรในการบีบเลือดต่อครั้ง (Stroke volume, SV) หมายถึงปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในแต่ละครั้ง การไหลออกขณะที่หัวใจบีบตัวนั้นมีค่าประมาณ 70 ลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามกำลังการบีบตัวของหัวใจ จำนวน diastolic filling และ venous return

11. ผลผลิตของหัวใจ (Cardiac output, C.O.) หมายถึงปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในเวลา 1 นาที หรือเรียกว่าอัตราการไหลเวียนของเลือด (Circulatory rate) ซึ่งหมายถึง ปริมาตรการบีบเลือดต่อครั้งคูณด้วยอัตราการเต้นของหัวใจ ยกตัวอย่างเช่นในสภาวะปกติ ผลผลิตของหัวใจจะมีค่าเท่ากับ 70x72= 5,040 มิลลิลิตรหรือ 5 ลิตรนั่นเอง โดยผลผลิตของหัวใจจะมีค่าแปรผันตรงกับอัตราเมแทบอลิซึมของร่างกาย เช่น การเดินช้าๆจะมีผลผลิตของหัวใจน้อยกว่าการเดินด้วยความเร็วปานกลาง

2.8.3 จังหวะของชีพจร (Pulse rhythm)

โดยทั่วไปแล้วการที่ชีพจรเต้นปกตินั้นจะมีช่วงพักระหว่างจังหวะเท่ากัน เรียกว่า ชีพจรสม่ำเสมอ ส่วนชีพจรที่เต้นผิดปกติ คือเต้นไม่เป็นจังหวะและในแต่ละช่วงพักมีจังหวะที่ไม่เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ อาจเกิดสลับระหว่าสม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ

2.8.4 ปริมาตรแรงชีพจร(Pulse Volume)

ปริมาตรของชีพจรขึ้นอยู่กับความแรงของเลือด โดยปกติแล้วจะรับรู้ความรู้สึกด้วยการใช้นิ้วกดลงที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ หากแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง หากแรงดันเลือดเบา ชีพจรก็จะเบา ซึ่งระดับของชีพจรมีตั้งแต่คลำชีพจรไม่ได้จนถึงชีพจรเต้นแรง

2.8.5 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร

1. อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง
2. เพศ เพศชายจะมีค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของชีพจรต่ำกว่าเพศหญิงเล็กน้อย
3. การออกกำลังกาย เมื่อมีการออกกำลังกายจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น
4. การมีไข้ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิของร่างกายสูงขึ้นส่งผลให้ความดันเลือดต่ำลง
5. ยาบางชนิด เป็นสาเหตุทำให้อัตราการเต้นของชีพจรต่ำลง เนื่องจากตัวยาเป็นตัวกระตุ้นระบบประสาทพาราซิมพาเธติก
6. การสูญเสียเลือดทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากการสูญเสียเลือดเป็นการกระตุ้นระบบ Sympathetic

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

143853

7. ความเครียด เมื่อเกิดความเครียดจะเป็นการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเธติกทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น รวมทั้งความกลัว หวาดระแวง กังวล และอาการเจ็บปวด

8. ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น(เต้นเร็ว) ส่วนท่านอนจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรต่ำลง(เต้นช้า)

2.8.6 กลไกการควบคุมชีพจร

อัตราการเต้นของหัวใจขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ (Automatic Nervous System) ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทจำนวนมากโดยทำงานเป็นอิสระ ไม่อยู่ในการควบคุมของระบบประสาท

ส่วนกลาง แบ่งออกเป็น 2 ระบบคือ

1. ระบบประสาทซิมพาเธติก (Sympathetic nervous System) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่บริเวณไขสันหลัง ระบบนี้ทำงานในช่วงที่ร่างกายอยู่ในสภาวะอันตราย ร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาตื่นตัวเพื่อเตรียมความพร้อมในการเผชิญกับสถานการณ์เหล่านั้น อันได้แก่ ขนลุกตั้ง ชีพจรเต้นเร็วกว่าปกติ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น หัวใจเต้นเร็ว ความดันโลหิตมีค่ามากขึ้น

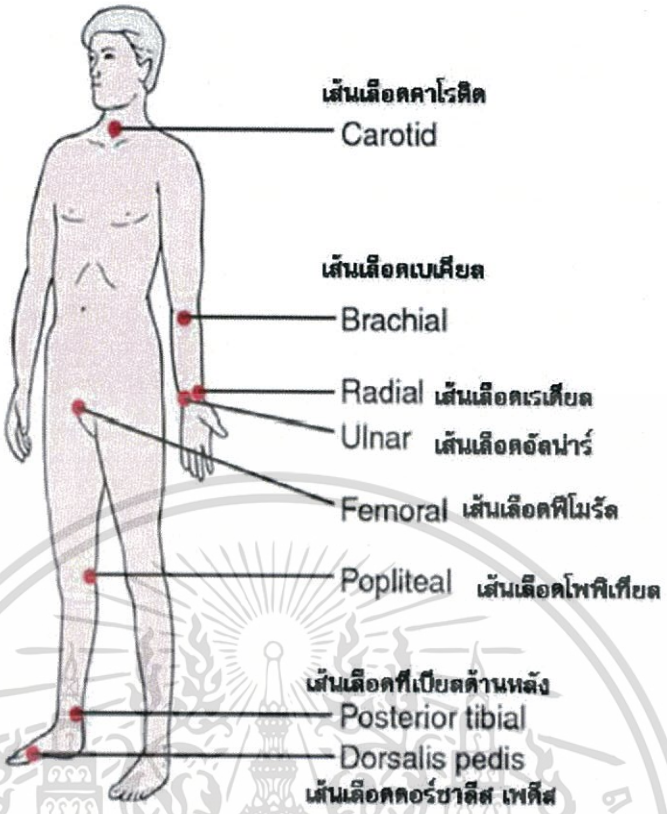
2. ระบบประสาทพาราซิมพาเธติก (Parasympathetic nervous system) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่ก้านสมองและไฮโปทาลามัส โดยระบบนี้จะทำงานควบคู่ไปกับระบบประสาทซิมพาเธติก เป็นการทำให้ร่างกายกลับมาสู่สภาวะปกติหลังจากที่ระบบซิมพาเธติกทำงานสิ้นสุดลงแล้ว ได้แก่ ชีพจรของหัวใจและความดันโลหิตกลับคืนสู่สภาพปกติคือ ทำให้ชีพจรเต้นช้าลง อัตราการเต้นของชีพจรลดต่ำลงและความดันโลหิตมีค่าลดต่ำลง

2.8.7 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร

1. Peripheral หรือที่ตำแหน่งหลอดเลือดส่วนปลาย ซึ่งจะใช้นิ้วชี้ กลาง นาง วางตรงตำแหน่งเส้นเลือดแดง กดแรงพอประมาณเพื่อให้รับรู้การหดและขยายตัวของผนังหลอดเลือด โดยจะแบ่งออกเป็น temporal คือเส้นเลือดเท็มพอรัลของศีรษะ Carotid จะอยู่บริเวณด้านข้างของคอ brachial อยู่ด้านในของกล้ามเนื้อ Bicep ของแขน Radial อยู่บริเวณข้อมือด้านใน เป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรกันมากที่สุด femoral จะอยู่บริเวณขาหนีบ Popliteal อยู่บริเวณข้อพับเข่า แสดงดังรูปที่ 2.6

2. Apical เป็นการฟังชีพจรที่ยอดหัวใจ (Apex) อาจจะใช้การฟังด้วยหูฟัง หรือ Dopplerultrasound หรือ electrocardiogram (EKG)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์

2.8.8 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร



รูปที่ 2.13 วิธีการคลำชีพจรในตำแหน่งต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ใช้ปลายนิ้วชี้ นิ้วกลางและนิ้วนางแตะบนตำแหน่งของเส้นเลือดที่ข้อมือบริเวณผิวดังรูปที่ 2.7 ออกแรงกดเบาๆให้พอรู้สึกถึงการเต้นของเส้นเลือด

2. นับการเต้นของชีพจรให้ครบ 1 นาที หรืออาจนับโดยการฟังเสียงการเต้นของหัวใจพร้อมทั้งสังเกตความหนักเบาของชีพจรด้วย

3. บันทึกจำนวนครั้ง ความหนักเบาของชีพจร เป็นการแสดงถึงการทำงานของหัวใจเพื่อเปรียบเทียบลักษณะการเต้นของชีพจรในแต่ละครั้ง

2.8.9 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร

1. ไม่ใช้หัวแม่มือในการวัดเนื่องจากอาจสับสนกับแรงดันที่หัวแม่มือได้
2. ควรพัก 5-10 นาทีหลังการทำกิจกรรม
3. ไม่ควรให้ผู้วัดพูดขณะวัด เนื่องจากจะเกิดการรบกวนการได้ยินเสียงของชีพจรได้

2.8.10 อัตราเร็วของการหายใจ

อัตราเร็วของการหายใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาทีโดยการหายใจ 1 ครั้งหมายถึงการหายใจเข้าและหายใจออก ซึ่งอัตราเร็วของการหายใจจะมีความแตกต่างกันตามอายุดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย

วัยและอายุ	อัตราการหายใจ(ครั้งต่อนาที)
แรกเกิด (ภายในเดือนแรก)	30-50
ทารก (2 เดือน – 2 ปี)	30-40
วัยเด็ก (3 ปี – 12 ปี)	20-25
วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี)	18-20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14-30

2.9 ความดันโลหิต (Blood pressure)

ความดันโลหิตหมายถึงแรงดันเลือดที่มากระทบกับผนังของหลอดเลือด เกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ คำว่าความดันเลือดมักหมายถึงความดันเลือดแดง Arterial Pressure แต่ในความเป็นจริงสามารถวัดความดันเลือดที่อื่นได้เช่น ความดันหลอดเลือดดำ (Venous pressure) และความดันภายในห้องหัวใจ (Cardiac Pressure) โดยความดันเลือดในส่วนต่างๆของร่างกายในระบบไหลเวียนโลหิตจะมีค่าไม่เท่ากันทุกจุด ซึ่งโดยทั่วไปแล้วความดันเลือดที่ส่งมาจากหัวใจจุดแรกจะมีความดันสูงสุด และค่อยๆลดลงเรื่อยๆจนถึงหลอดเลือดดำใหญ่ที่จะเข้าสู่หัวใจซึ่งบริเวณนั้นจะมีความดันต่ำสุดสาเหตุของการเกิดความดันโลหิตแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนหัวใจห้องล่างขวาบีบตัวเพื่อนำเลือดดำไปยังปอด เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดแดงที่จะไปปอดเพื่อรับออกซิเจน เมื่อเลือด

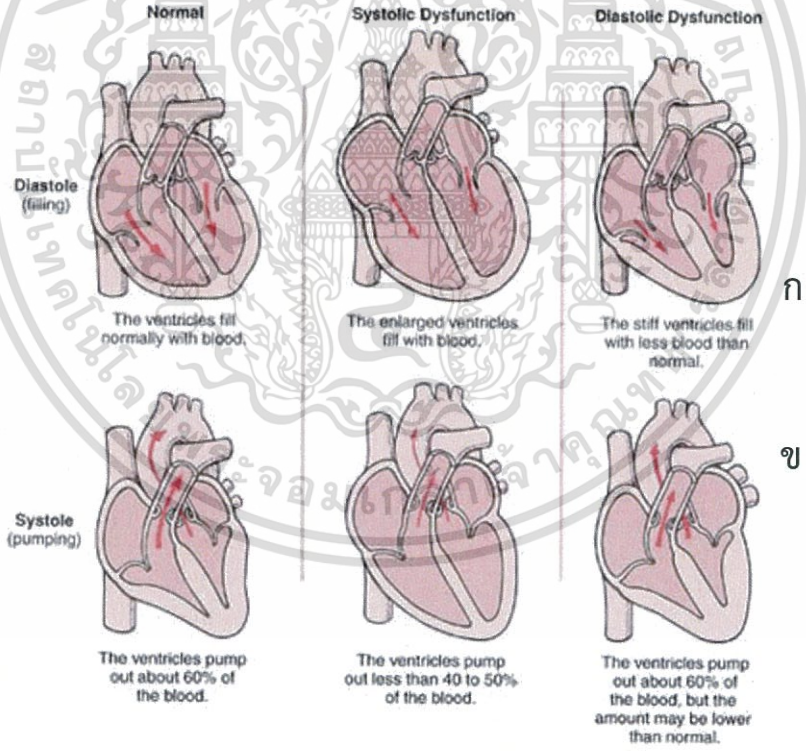
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้รับออกซิเจนแล้วก็จะเปลี่ยนจากเลือดดำเป็นเลือดแดงและไหลกลับมายังหัวใจด้านซ้ายโดยผ่านหลอดเลือดดำจากปอดที่เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย ส่วนที่สองจะเป็นส่วนที่หัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัวเพื่อนำเลือดแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายเลือดจะถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดแดงใหญ่และกระจายไปตามหลอดเลือดแดงเข้าสู่อวัยวะต่างๆของร่างกาย

2.9.1 ค่าของความดันโลหิต

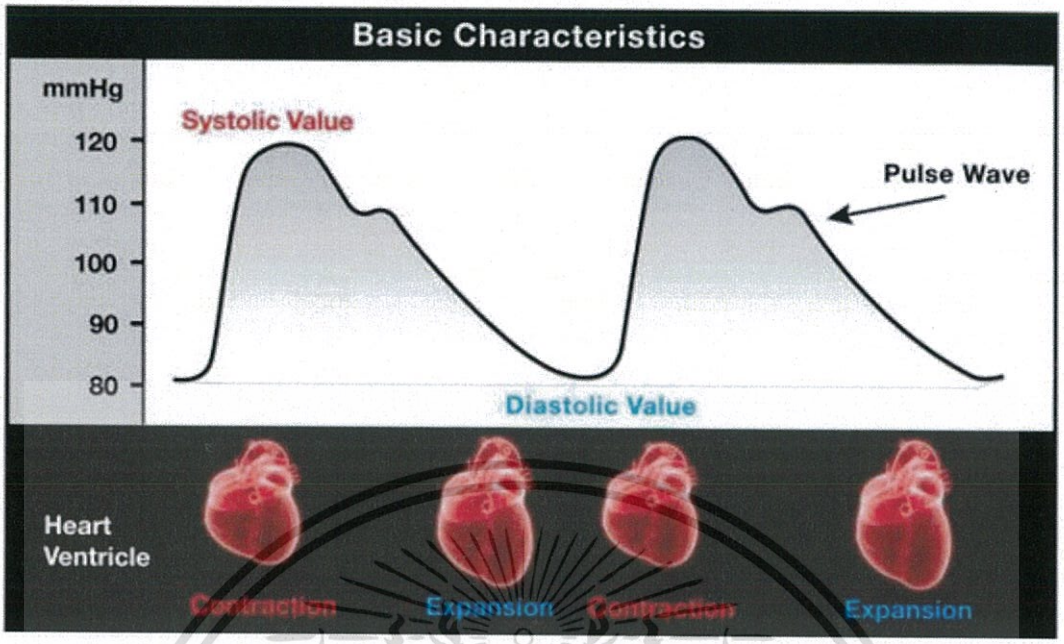
การไหลเวียนโลหิตนั้นมี 2 จังหวะ คือ จังหวะที่หัวใจบีบตัว (Systolic) และจังหวะที่หัวใจคลายตัว(diastolic) โดยค่าความดันโลหิตที่ออกจากหัวใจไปกระทบกับผนังของหลอดเลือดนั้นจะมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นค่าความดันโลหิตจึงมี 2 ค่าคือ

1. ค่าความดันโลหิตที่หัวใจบีบตัวซึ่งจะมีค่าสูง เรียกว่า ความดันซิสโตลิค (Systolic Pressure) หรือค่าความดันเลือดสูงสุดในเส้นเลือดแดงที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย เพื่อที่จะฉีดเลือดออกจากหัวใจ แสดงดังรูปที่ 2.8ข.
2. ค่าความดันโลหิตที่หัวใจคลายตัวซึ่งจะมีค่าต่ำ เรียกว่า ความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure) หรือค่าความดันเลือดต่ำสุดในเส้นเลือดแดงที่เกิดในระหว่างที่หัวใจคลายตัว แสดงดังรูปที่ 2.8ก



รูปที่ 2.14 ความแตกต่างระหว่าง ก.) ความดันซิสโตลิค ข.)ความดันไดแอสโตลิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15 กราฟความดันเลือดช่วงค่าความดันซิสโตลิคและความดันไดแอสโตลิค

โดยค่าของความดันซิสโตลิคและค่าความดันไดแอสโตลิคจะมีช่วงระดับต่างๆที่บ่งบอกถึงสุขภาพตามตารางที่ 2.4

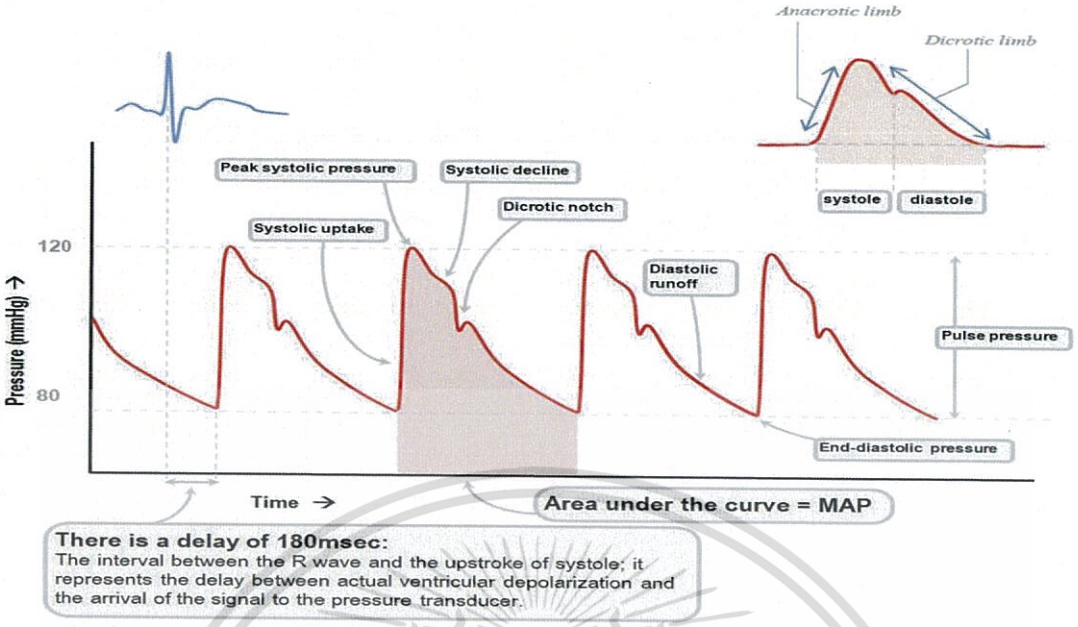
ตารางที่ 2.4 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท)

ระดับความดันโลหิต	ความดันซิสโตลิค	ความดันไดแอสโตลิค
ระดับอันตราย	มากกว่า 180	มากกว่า 110
สูงมากและอันตราย	160-180	100-110
สูงมาก	140-160	90-100
ค่อนข้างสูง	130-140	85-90
ปกติ	120-130	80-85
เหมาะสม	120	80

2.9.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต

สัญญาณความดันบนหลอดเลือดแดงเป็นคลื่นกระแทก ซึ่งสามารถเดินทางได้เร็วกว่าการความเร็วของเลือดจริงที่ถูกสูบฉีดที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายมีลักษณะรูปร่างของสัญญาณดังรูปที่2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ

- Systolic upstroke เป็นช่วงที่หัวใจห้องล่างซ้ายสูบฉีด ความชันของค่านี้มีความสัมพันธ์กับอัตราการไหลที่ไหลผ่านวาล์วของหลอดเลือดแดงภายใน เมื่อความชันมีลักษณะติดกันอาจจะเกิดหลอดเลือดตีบได้

- Peak Systolic Pressure เป็นค่าความดันสูงสูดที่เกิดระหว่างหัวใจบีบตัว เกิดจากการสะท้อนของผนังของหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดบริเวณนี้แข็งตัวไม่ยืดหยุ่นจะเป็นคลื่นสะท้อนที่มีประสิทธิภาพต่ำ

- Diastolic decline คือการที่ความดันในหลอดเลือดแดงลดลงอย่างรวดเร็ว คือในขณะที่หัวใจห้องล่างหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด การลดลงนี้จะมากขึ้นเมื่อมีการอุดตันของทางเดินหัวใจห้องล่างซ้ายและการบีบตัวของหัวใจจะหยุดอย่างกะทันหันก่อนที่หัวใจห้องล่างซ้ายจะสิ้นสุด

- Mean Arterial Pressure MAP เป็นค่าประมาณพื้นที่ใต้เส้นของสัญญาณความดันโลหิตแบ่งตามระยะเวลาการเต้นของหัวใจของค่าความดันซิสโตลิค P_{sys} , ค่าความดันไดแอสโตลิค P_{dias} ซึ่งค่าเฉลี่ย ในช่วงการเต้นหาได้จากสมการที่ 2.1

$$MAP \cong P_{dias} + \frac{1}{3}(P_{sys} - P_{dias}) \qquad (2.2)$$

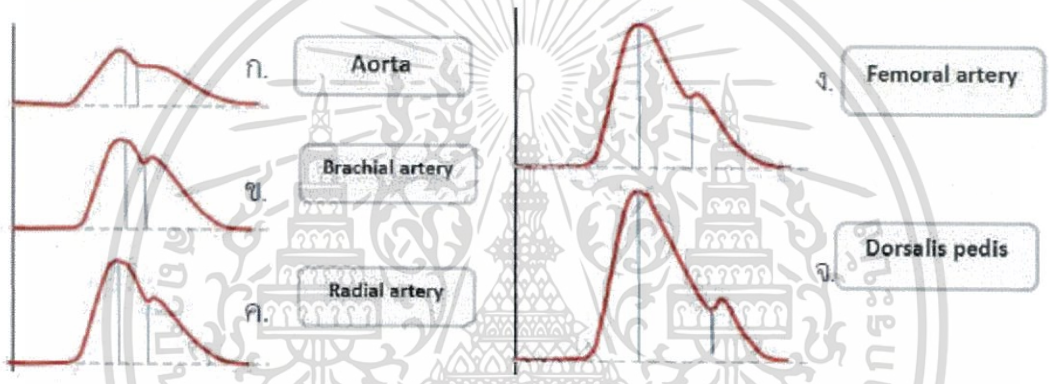
- Dicrotic Notch ในการวัดความดันภายในหลอดเลือดแดงใหญ่ Dicrotic Notch จะมีลักษณะคม เปรียบเสมือนการปิดวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยตำแหน่งของค่านี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของหลอดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Diastolic Runoff คือการที่ความดันโลหิตลดลงอย่างรวดเร็วในขณะที่หัวใจหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด

- End-Diastolic Pressure คือการกระทำของแรงดันที่เกิดจากหลอดเลือดแดงเมื่อมากระทบกับวาล์วหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดแดงไม่แข็งแรงจะทำให้ค่านี้มีค่าสูง หากหลอดเลือดแดงนี้ไม่แข็งแรงจะทำให้ความต้านทานและความดันไดแอสโตลิคมีค่าลดลง การที่เลือดไหลย้อนกลับเข้าวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่เป็นสาเหตุทำให้ความดันไดแอสโตลิคมีค่าต่ำกว่าปกติ

- Pulse Pressure หรือความดันชีพจร หากสัญญาณความดันดันชีพมีลักษณะกว้างจะเป็นการแสดงถึงการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง ยกตัวอย่างเช่น ในขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันโลหิตจะมีค่าลดลงเพื่อเติมเต็มของหัวใจห้องล่างซ้ายที่เกิดจากการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง แต่ถ้าหากสัญญาณความดันชีพมีลักษณะแคบจะเป็นการแสดงถึงการบีบรัดของหัวใจ ความแตกต่างของคลื่นความดันในตำแหน่งต่างๆ แสดงดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ ก) ที่หลอดเลือดหัวใจ ข) ที่หลอดเลือดบริเวณแขน ค) หลอดเลือดบริเวณข้อมือ ง) หลอดเลือดบริเวณต้นขา จ) หลอดเลือดที่หลังเท้า

2.9.4 ปัจจัยของความดันโลหิต

ปัจจัยที่สำคัญของความดันโลหิตคือ แรงบีบ-คลายตัวของหัวใจ ปริมาณเลือดและความต้านทานของหลอดเลือด ดังนั้นจึงส่งผลทำให้ความดันมีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นหรือลดลงตลอดเวลา ปัจจัยที่สำคัญมีดังต่อไปนี้

1. การสูบฉีดเลือดของหัวใจ (Pumping action of heart) ส่วนที่สำคัญที่สุดคือแรงบีบของหัวใจที่ส่งเลือดออกไปตามหลอดเลือดซึ่งเปรียบเสมือนเครื่องสูบน้ำไปตามท่อ ถ้าขาดการสูบฉีดจะทำให้ไม่มีความดันหรือจะไม่มีความดันเลือดเลย โดยความดันโลหิตที่ได้นั้นจะมีลักษณะเพิ่มขึ้นและลดลงเป็นห้วงๆ(Pulsatile) คือเมื่อหัวใจบีบตัวจะให้ความดันเลือดสูงและจะลดต่ำลงเมื่อหัวใจคลายตัวเนื่องจากเป็นระยะที่ไม่มีแรงส่งออกไป

2. ปริมาณของเลือดที่ไหลเวียน (Circulating blood volume) เป็นปริมาณของเลือดที่อยู่ในหลอดเลือดหรืออยู่ในระบบหลอดเลือดแดงซึ่งมีเลือดอยู่เพียง 25% ของปริมาณเลือดทั้งหมดในร่างกาย แต่ปริมาณเลือดเหล่านี้เป็นสาเหตุของการเกิดความดันโลหิตโดยเฉพาะ

3. ความต้านทานรอบนอก (Peripheral resistance) การที่ร่างกายคงค่าความดันภายในร่างกายไว้ขึ้นอยู่กับความต้านทานภายนอก ซึ่งมีหลายสาเหตุ โดยสาเหตุสำคัญคือหลอดเลือด Arterio

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นหลอดเลือดที่มีรูเล็ก ในขณะที่เลือดไหลผ่านหลอดเลือดแดง ค่าความดันที่เกิดขึ้นจะมีค่าลดลงถึง 50 มิลลิเมตรปรอท เมื่อมีความต้านทานภายนอกจะช่วยส่งผลให้มีการยกระดับของความดันเลือดในหลอดเลือดให้มีค่าสูงขึ้น

4. ความหนืดของเลือด (Viscosity of blood) สิ่งที่สำคัญของความหนืดคือเม็ดเลือดและน้ำเหลือง ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้เกิดความต้านทานโดยจะส่งผลชัดเจนในผู้ที่เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบไหลเวียนโลหิต

5. ความยืดหยุ่นของหลอดเลือด (Elasticity of blood vessels) เมื่อหัวใจมีการบีบตัวและส่งเลือดเข้าสู้หลอดเลือด หากหลอดเลือดไม่ยืดหยุ่นหรือไม่ยืดออกจะส่งผลให้ความดันซิสโตลิคมีค่าสูงมาก ซึ่งถ้าหากหลอดเลือดมีความยืดหยุ่นจะทำให้ความดันนี้มีค่าลดลง ส่วนในระยะที่หัวใจคลายตัวจะไม่มีแรงส่งเลือดออกไปทำให้ความดันภายในหลอดเลือดแดงมีค่าลดลง ในช่วงนี้หลอดเลือดที่ยืดออกจะหดตัวช่วยในการรักษาความดันเพื่อไม่ให้มีค่าต่ำลงมาก ในทางกลับกันหากหลอดเลือดไม่มีความยืดหยุ่นในช่วงที่หัวใจคลายตัวค่าความดันไดแอสโตลิคจะลดต่ำลงมาก ดังนั้นความยืดหยุ่นของหลอดเลือดจึงเป็นสิ่งที่สำคัญในการช่วยเปลี่ยนความดันห้วงความดันให้มีค่าลดน้อยลงจนเกือบเป็น continuous flow หรือทำให้เกิดการไหลเวียนโลหิตอย่างต่อเนื่อง

2.9.5 สาเหตุของการเปลี่ยนแปลงความดัน

1. การสูบฉีดของหัวใจ (Pumping action of heart) มีผลต่อเมื่อเกิดการบีบตัวของหัวใจมีการเปลี่ยนแปลง เช่น ปริมาณของเลือดที่ถูกบีบออกจากหัวใจในหนึ่งครั้งมีค่ามาก จะทำให้ค่าความดันซิสโตลิคมีค่าสูงขึ้น แต่ถ้ามีปริมาณน้อย ค่าความดันซิสโตลิคก็จะมีค่าลดลง

2. อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงขึ้นจะส่งผลทำให้ความดันไดแอสโตลิคมีค่าสูงขึ้น แต่ค่าความดันซิสโตลิคจะไม่ค่อยเปลี่ยนแปลง นอกจากอัตราการเต้นของหัวใจจะทำให้ผลผลิตของหัวใจมีค่ามากขึ้นแล่วยังส่งผลทำให้ค่าความดันซิสโตลิคเพิ่มมากขึ้นอีกด้วย

3. ปริมาณการไหลเวียนของเลือด (Circulation blood volume) ปัจจัยนี้จะมีส่วนช่วยในการคงค่าความดันซิสโตลิคและความดันไดแอสโตลิค ซึ่งอาจจะรวมค่าเฉลี่ยของความดันด้วย หากมีการสูญเสียเลือดจะทำให้ความดันเลือดลดลง ส่งผลให้ปริมาณของเลือดมีค่าลดลง และเมื่อได้รับสารอาหารประเภทน้ำเข้าสู่ร่างกายจะทำให้ความดันเลือดเพิ่มขึ้นและส่งผลให้ปริมาณของเลือดมีค่าสูงขึ้น

4. ความต้านทานรอบนอก (Peripheral resistance) เมื่อหัวใจมีการบีบตัวและส่งเลือดออกจากหัวใจซึ่งเป็นการเพิ่มความดันภายในหลอดเลือด ในกรณีที่หลอดเลือดมีขนาดของรูหลอดเลือดกว้างจะมีความต้านทานน้อย ซึ่งจะทำให้เลือดไหลไปบังหลอดเลือดดำเกือบหมด เมื่อถึงระยะที่หัวใจคลายตัวจะทำให้ปริมาณเลือดที่เหลือทำหน้าที่คงค่าความดันไดแอสโตลิคไว้ ส่งผลทำให้ความดันไดแอสโตลิคมีค่าต่ำแต่ในทางกลับกันเมื่อความต้านทานรอบนอกมากหรือขนาดของรูหลอดเลือดแคบจะทำให้ค่าความดัน ได-แอสโตลิค มีค่าสูงขึ้นเป็นผลทำให้ความดันซิสโตลิคมีค่าสูงขึ้นด้วย

5. ความหนืดของหลอดเลือด (Viscosity of blood) ความหนืดของหลอดเลือดจะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อมีปริมาณเม็ดเลือดแดงมากโดยจะเกิดเฉพาะในภาวะผิดปกติ เช่น Polycythemia เมื่อความหนืดมีค่าเพิ่มขึ้นทำให้ความต้านทานเพิ่มขึ้นด้วย หรือเมื่ออยู่ในภาวะที่ร่างกายขาดน้ำ เลือดจะมีความข้นมาก ความต้านทานอาจจะเพิ่มขึ้นด้วยเช่นกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ความยืดหยุ่นของหลอดเลือด (Elasticity of blood vessels) เมื่อหลอดเลือดมีการแข็งตัว จะทำให้ค่าความดันซิสโตลิคมีค่าสูงแต่ความดันไดแอสโตลิคจะมีค่าต่ำ

2.9.6 กลไกการควบคุมความดันโลหิต

1. ความต้านทานของหลอดเลือด (Peripheral resistance) ความต้านทานของหลอดเลือดขึ้นอยู่กับขนาดของหลอดเลือดฝอย ถ้าขนาดของหลอดเลือดแดงที่อยู่บริเวณรอบๆหลอดเลือดฝอยหดตัวหรือมีขนาดเล็กลงจะทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดมีค่าเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น

2. ปริมาณของเลือดที่ออกจากหัวใจ C.O. หรือปริมาณเลือดที่ถูกสูบฉีดออกจากหัวใจ SVในเวลาที่หัวใจเต้น 1 นาที (HR) C.O. = HR x SV ซึ่งเป็นจังหวะที่หัวใจห้องล่างด้านซ้ายคลายตัว โดยจะมีเลือดผ่านประมาณ 70 มิลลิลิตรใน
เวลา 1 นาที เป็นการบีบตัว 70 ครั้งโดยประมาณ จึงทำให้มีเลือดออกจากหัวใจนาทีละ 4,900 มิลลิลิตรหรือ 5 ลิตร/นาที (C.O. = 70 x 70), BP = C.O. x R เมื่อ C.O. เพิ่มมากขึ้นทำให้ความดัน BP เพิ่มขึ้น และถ้า C.O. มีค่าลดลง ปริมาณเลือดที่ถูกฉีดออกมาจากหัวใจจะน้อยลง ทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น

3. ปริมาณเลือดในระบบการไหลเวียนเลือด เมื่อปริมาณเลือดเพิ่มมากขึ้นส่งผลให้ความดันโลหิตสูงขึ้น เนื่องจากมีแรงดันเลือดมากจากการทดแทนเลือดอย่างรวดเร็วขึ้นไปกระทบกับผนังของหลอดเลือด และเมื่อปริมาณเลือดมีค่าลดต่ำลงจะทำให้ความดันเลือดลดลงเนื่องจากอยู่ในสภาวะขาดน้ำหรือภาวะตกเลือด

4. ความหนืดของเลือด (Viscosity of Blood) ซึ่งขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงและเกล็ดเลือด ตัวอย่างเช่น เมื่อค่า Hematocrit (Hct) มีค่าสูง จะส่งผลทำให้เลือดมีความเข้มข้นสูงหรือมีความหนืดมากเนื่องจากต้องใช้แรงในการสูบฉีดเลือดมากเพื่อให้ไหลผ่านไปยังหลอดเลือดฝอยได้ จึงทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น ในทางกลับกันเมื่อค่า Hct มีค่าต่ำลง จะทำให้เลือดมีความเข้มข้นน้อยลงหรือมีความหนืดน้อย ส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าต่ำลงเนื่องจากหัวใจไม่ต้องใช้แรงมากในการสูบฉีดเลือดให้ผ่านไปยังหลอดเลือดฝอย

5. ความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือดแดง (Elasticity of vessel walls) บอกถึงความสามารถในของหลอดเลือดแดงในการยืดและหดตัว ซึ่งเมื่อความยืดหยุ่นของหลอดเลือดลดลงจะทำให้หลอดเลือดแข็งตัว ความต้านทานของการไหลเวียนโลหิตจะเพิ่มขึ้นส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าเพิ่มขึ้น ในทางกลับกันเมื่อความยืดหยุ่นของหลอดเลือดมีค่าสูงขึ้น ความต้านทานในการไหลเวียนโลหิตจะลดลง ส่งผลให้ความดันโลหิตลดต่ำลงด้วย

2.9.7 ความผิดปกติของความดันโลหิต

1. ความดันโลหิตสูง หรือ Hypertension ซึ่งเป็นความดันจะสูงกว่าปกติโดยความดันซิสโตลิคจะมีค่าสูงกว่า140 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิคจะมีค่าต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท เมื่อความดันโลหิตสูงจะมีอาการปวดศีรษะบริเวณท้ายทอย ตาพร่าหรือมองไม่เห็น คลื่นไส้ อาเจียน ชัก และหมดสติในที่สุด

2. ความดันโลหิตต่ำ หรือ Hypotension โดยความดันจะลดต่ำลงกว่าปกติ โดยความดัน

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร ห้ามมิให้ทำซ้ำ ดัดแปลง เผยแพร่ หรือนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซิสโตลิคจะมีค่าต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิคจะมีค่าต่ำกว่า 60 มิลลิเมตรปรอท เมื่อความดันโลหิตต่ำจะมีอาการอ่อนเพลีย ไม่มีแรง เหนื่อยง่ายกว่าปกติ หน้าซีด เหงื่อออก ตัวเย็น และเป็นลมหมดสติ

2.9.8 ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิต

1. อายุ ความดันโลหิตจะมีค่าสูงขึ้นตามอายุโดยเฉลี่ยในวัยผู้ใหญ่ประมาณ 120/80 มิลลิเมตรปรอท และผู้สูงอายุจะมีความดันโลหิตสูงขึ้นเนื่องจากความยืดหยุ่นของหลอดเลือดลดลง

2. เพศ เพศหญิงจะมีความดันโลหิตต่ำกว่าเพศชายในช่วงอายุเดียวกัน เนื่องจากเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของฮอร์โมน ส่วนในวัยหลังหมดประจำเดือน เพศหญิงโดยทั่วไปจะมีความดันโลหิตสูงกว่าเพศชาย

3. ความเครียด อารมณ์ ความเครียด ความเจ็บปวด ความกังวล จะไปกระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติก ส่งผลให้ความดันโลหิตสูงขึ้น

4. ยา ยาบางชนิดมีผลต่อความดันโลหิต เนื่องจากมีผลต่อการบีบตัวของหลอดเลือดซึ่งจะทำให้ความดันเลือดสูงขึ้น ส่วนยาที่ขยายหลอดเลือดจะทำให้ความดันโลหิตต่ำ

5. ช่วงเวลาในแต่ละวัน ในช่วงเช้าความดำโลหิตจะต่ำ เนื่องจากอัตราการเผาผลาญภายในเซลล์ลดลง ส่วนช่วงกลางวันจนถึงตอนเย็นความดันโลหิตจะสูงขึ้นและต่ำลงในช่วงกลางคืน

6. การออกกำลังกาย ทำให้ความดันโลหิตสูงขึ้นเนื่องจากเป็นการเพิ่มจำนวนเลือดที่ถูกฉีดออกมาจากหัวใจ

7. ความอ้วน คนอ้วนมักมีความดันโลหิตสูงกว่าคนผอม

8. ท่าทาง ความดันโลหิตที่วัดในท่ายืนจะมีค่าสูงสุด รองลงมาคือ ท่านั่งและท่านอนเนื่องจากท่ายืนเลือดจะไหลได้สะดวกมากที่สุด

2.9.9 การวัดความดันโลหิตในปัจจุบัน

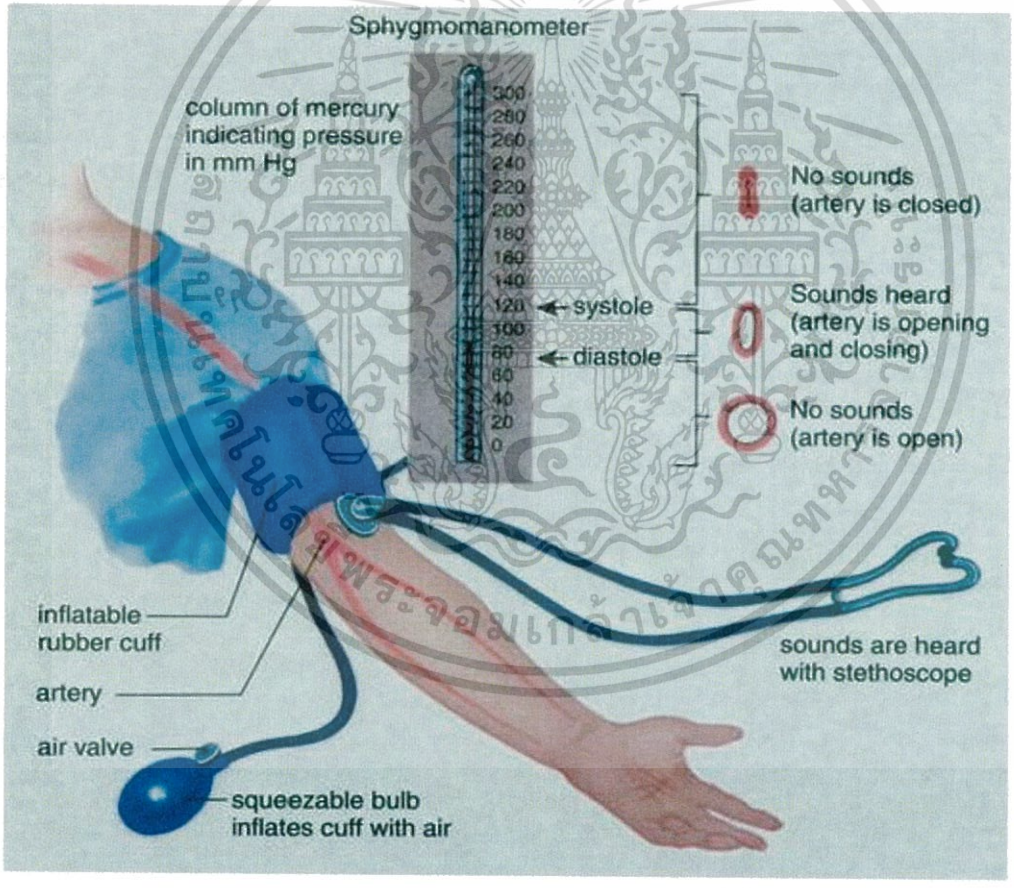
การวัดความดันในปัจจุบันจะอาศัยเครื่องมือที่เรียกว่าเครื่องวัดความดันซึ่งเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์สำหรับวัดความดันโลหิตของผู้ป่วยที่เข้ามารักษาในโรงพยาบาลหรือตามคลินิกต่างๆ โดยแต่ละรุ่นจะใช้วิธีการวัดที่แตกต่างกัน สรุปได้ดังตารางที่ 2.5

การวัดความดันโลหิตที่นิยมใช้ในปัจจุบันเป็นการตรวจที่ง่ายและไม่ต้องใช้เครื่องมือยุ่งยาก และไม่ต้องเจ็บตัว เพียงใช้เครื่องวัดความดันที่ต่อเข้ากับส่วนที่พันกับต้นแขน โดยขณะตรวจแพทย์จะใช้เครื่องฟัง ตรวจฟังเสียงของเลือดที่เส้นเลือดแดง ความดันจะถูกบีบขึ้นไปทำให้ผ้าพันแขนแน่นขึ้นจนความดันสูงกว่าระดับความดันโลหิต systolic และถูกปล่อยลงช้า ๆ เสียงแรกที่ได้ยินทางเครื่องฟังคือระดับความดัน systolic จนกระทั่งเสียงหายไปนั่นคือระดับความดัน diastolic ก็จะทำให้ได้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้เช่น 120/80 หน่วยที่ใช้เรียกคือ มิลลิเมตรปรอท mm Hg.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.5 วิธีและหลักการวัดความดันในปัจจุบัน

วิธีการ	หลักการวัด
1.Arterial line	การวัดความดันโลหิตภายในหลอดเลือด โดยการสอดสายสวนเข้าไปในหลอดเลือดแดง
2.Palpatory(Riva-Rocci)	วิธีการวัดความดันโลหิตโดยใช้การจับชีพจร โดยใช้หลักการของ Riva-Rocci
3.Auscultatory	วิธีการวัดความดันโลหิตโดยใช้หูฟังฟังเสียงการไหลเวียนของเลือด
4.Penas	การวัดความดันโลหิตโดยจับชีพจรบริเวณนิ้ว
5.Ultrasonic	การวัดความดันโลหิตโดยใช้หลักการการเคลื่อนของผนังหลอดเลือดและการไหลของเลือด
6.Oscillometric	การวัดความดันโลหิตโดยการวัดแรงที่กระทำต่อผ้าที่พันแขน
7.Tonometry	การวัดความดันโลหิตโดยวัดแรงสะท้อนจากการกดเส้นโลหิตด้วยปลายก้านวัดบริเวณต่างๆของร่างกาย

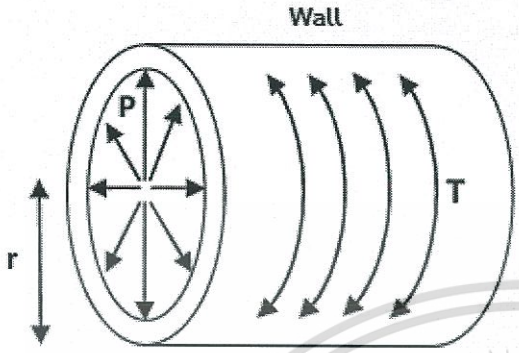


รูปที่ 2.18 วิธีการวัดความดันเครื่องวัดความดันแบบ Cuff (ผ้าพันแขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องวัดความดัน

2.10.1 แบบจำลองหลอดเลือด



P = ความดันภายในหลอดเลือด
Wall = ผนังของหลอดเลือด
T = ความตึงของผนังหลอดเลือด
r = รัศมีของหลอดเลือด

รูปที่ 2.19 แบบจำลองหลอดเลือด

ของเหลวซึ่งมีความดันเมื่อบรรจุในท่อซึ่งมีความยืดหยุ่น จะทำให้ท่อเกิดการขยายตัวและเกิดความตึง(Tension) บนผนังของท่อเพื่อต้านการขยายตัว สามารถอธิบายได้ด้วยทฤษฎีของลาปลาส หลอดเลือดในร่างกายเช่นกันจะเกิดการหดขยายตามความดันภายในของเลือดซึ่งบรรจุอยู่

ตารางที่ 2.6 อัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่วงอายุ

วัยและอายุ	อัตราการหายใจ(ครั้งต่อนาที)
แรกเกิด (ภายในเดือนแรก)	30-50
ทารก (2 เดือน – 2 ปี)	30-40
วัยเด็ก (3 ปี – 12 ปี)	20-25
วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี)	18-20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14-30

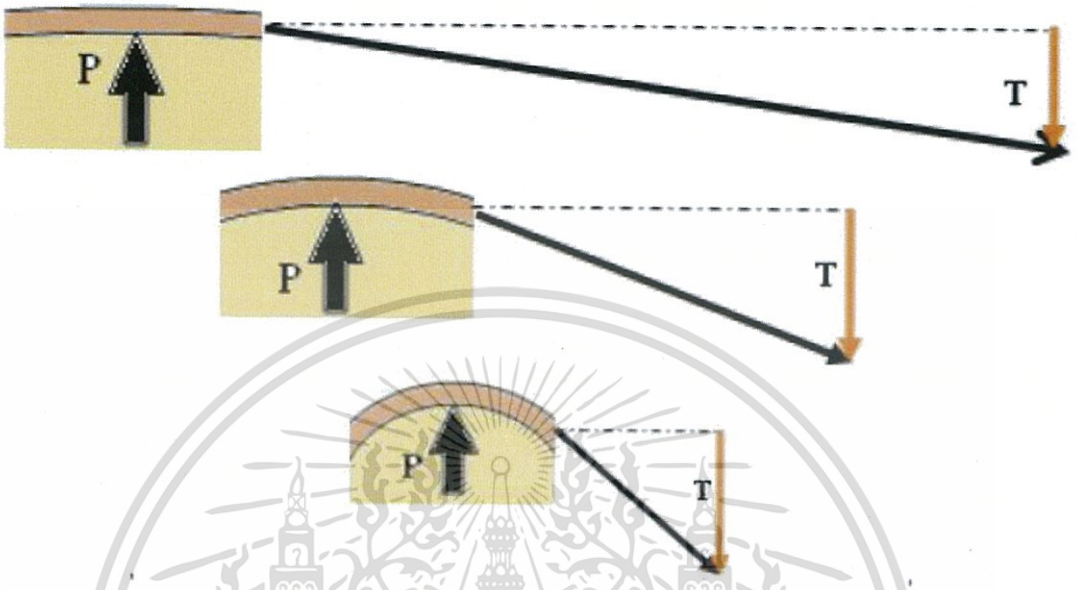
จากทฤษฎีของลาปลาส ความตึง (T) ของหลอดเลือดจะแปรผันตรงกับรัศมี (r) ของของหลอดเลือดที่ความดัน (P) ภายในหลอดเลือดและซึ่งในกรณีหลอดเลือดเดียวกันจะมีค่าความหนาของผนังหลอดเลือด μ คงที่

$$T = \frac{rP}{\mu} \qquad (2.3)$$

$$P = \frac{\mu T}{r} \qquad (2.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

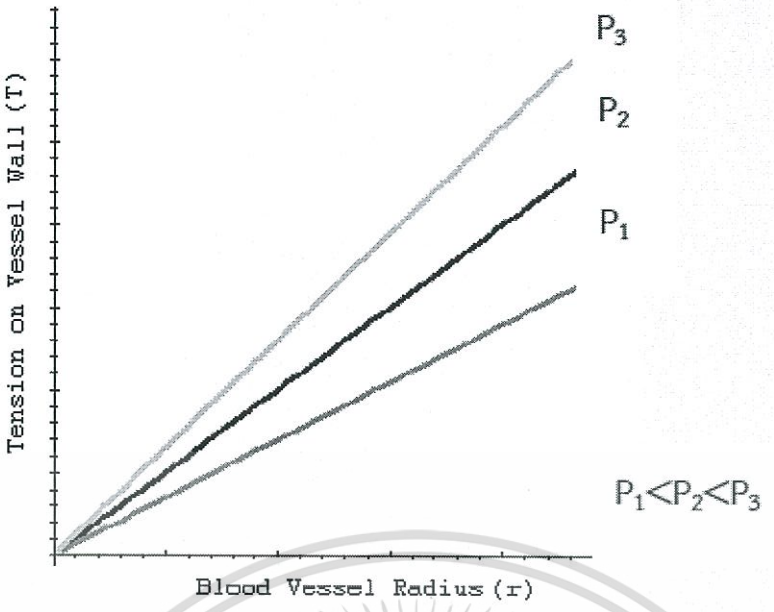
จากสมการจะเห็นว่า เมื่อรัศมีค่าเพิ่มขึ้น(ความโค้งน้อย) ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดก็จะมีค่ามาก
ด้วย ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.20 หลอดเลือดเมื่อรับแรงดัน (*P*) ทำให้เกิดความตึงบนผนังหลอดเลือด ในกรณีที่ความดันมีค่าเท่ากัน

หลอดเลือดขนาดเล็กจะเกิดแรงตึงมากกว่า เป็นค่าตัวอย่างสมบัติเชิงกลของหลอดเลือดต่างๆ ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำภายในร่างกายของมนุษย์ ในกรณีที่ค่าความดันภายในหลอดเลือดมีค่าคงที่ค่าความตึงของหลอดเลือดก็จะมีค่าคงที่แต่ถ้าหากรัศมีของหลอดเลือดมีค่าเพิ่มขึ้น(ความโค้งผนังหลอดเลือดน้อย) ค่าความตึงที่ผนังของหลอดเลือดจะมีค่ามากด้วย เพื่อที่จะคงค่าความดันภายในหลอดเลือดเดิมไว้ และเมื่อรัศมีมีค่าน้อยลง(ความโค้งผนังหลอดเลือดมาก ค่าความตึงเครียดของหลอดเลือดก็จะมีค่าน้อยลงด้วย เราจึงสามารถใช้สมการนี้อธิบายถึงความดันของหลอดเลือดต่างๆภายในร่างกายได้ และเมื่อนำสมการที่ 2.3 มาเขียนกราฟ
ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงที่ผนังของหลอดเลือดและรัศมีของหลอดเลือดจะได้ดังรูปที่ 2.21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.21 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับรัศมีของหลอดเลือด

จากรูปที่ 2.21 จะเห็นได้ว่าเมื่อรัศมีของหลอดเลือดมีค่ามาก ค่าความตึงของหลอดเลือดก็จะมีค่ามากด้วย ซึ่งในแต่ละเส้นจะแสดงถึงค่าความดันภายในที่แตกต่างกัน

2.10.2 โทโนเมตรี

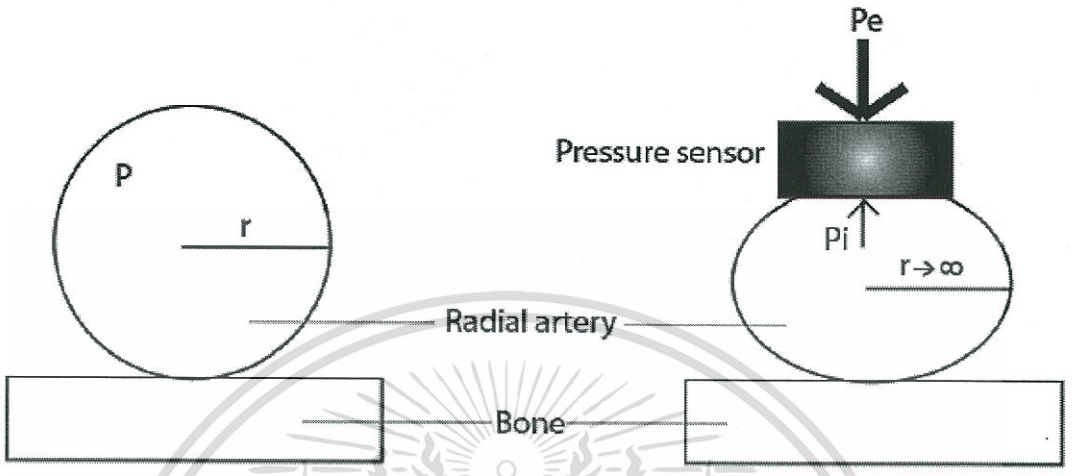
โทโนเมตรี เป็นหลักการใช้ประเมินความดันภายในภาชนะระบบปิดทางอ้อม โดยที่ภาชนะนั้นต้องมีผิวที่มีความยืดหยุ่น หลักการคือ เมื่อออกแรงกดลงบนผิวของวัสดุที่มีความยืดหยุ่น หากวัสดุนั้นมีแรงตึงผิวซึ่งเกิดจากแรงดันภายในจะเกิดแรงต้าน ณ.จุดที่ออกแรงกดนั้น เราใช้หลักการนี้ในชีวิตประจำวันได้แก่การประเมินความดันอากาศในล้อรถหรือลูกโป่ง ลูกบอล ตลอดจนความดันน้ำในท่อยางเป็นต้น

หลักการโทโนเมตรีถูกนำมาใช้ทางการแพทย์ เช่นทดสอบความตึงของผิวหนังอย่างคร่าวๆเพื่อสังเกตการบวม การประเมินความดันในลูกตา (Intraocular Pressure: IOP) โดยใช้อุปกรณ์ซึ่งเรียกว่าเรียกว่าโทโนมิเตอร์ ประดิษฐ์ขึ้นโดยจักษุแพทย์ชางสวิส ฮันส์ โกลด์แมน หลักการทำงานอธิบายง่าย ๆ ได้คือใช้วัสดุรูปกรวยตัดปลายให้มีพื้นที่หน้าตัดคงที่ กดลงบนกระจกตาด้วยแรงดันคงที่ แรงต้านของลูกตาจะนำมาประเมินเป็นค่าความดันในลูกตา โทโนมิเตอร์ใช้เป็นมาตรฐานของการวัดความดันในลูกตาจนถึงปัจจุบัน ด้วยหลักการเดียวกันนี้ มีการนำไปประยุกต์เช่น เป็นโทโนมิเตอร์วัดความตึงของผิวหนัง ตลอดจนใช้หลักการกลับกันกับโทโนมิเตอร์คือการวัดความดันของอวัยวะภายในเช่น กระเพาะอาหาร โดยการสอดใส่บอลลูนที่ทราบความดันลงในกระเพาะอาหาร เรียกว่า Gastric tonometer เป็นต้น

โทโนเมตรี ถูกนำมาใช้ในการประเมินความดันโลหิตแบบไม่รุกรานครั้งแรกเมื่อปี 1978 [Weaver et al.] โดยใช้การวัดแรงต้านของหลอดเลือดส่งผ่านออกมาจากผิวหนังไปยังเซ็นเซอร์วัดความดัน โดยหลอดเลือดจะถูกกดด้วยแรงดันคงที่ผ่านผิวหนังตามหลักการที่กล่าวมาแล้วในการวัดความดันในลูกตาจึงเรียกการวัดแบบนี้ว่าโทโนเมตรีเส้นเลือดแดง(Arterial Tonometry) การออกแบบอุปกรณ์ตามหลักการนี้มีได้หลากหลายวิธีขึ้นอยู่กับจะนำเทคโนโลยีแบบใดมาใช้ ราคาจึง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แตกต่างกันไปอุปกรณ์โทโนเมตรีวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่ผลิตขึ้นเชิงการค้าในปัจจุบัน จะนิยมใช้เป็นเซ็นเซอร์แบบอาร์เรย์ ดังแสดงในรูปที่ 2.16 หลักการที่จะกล่าวต่อไปนี้จะใช้ได้กับโทโนมิเตอร์ทุกชนิด



รูปที่ 2.22 หลักการของโทโนเมตรีเมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด

โดย

P_e (External Pressure) คือความดันภายนอกหลอดเลือด

P_i (Internal Pressure) คือความดันภายในหลอดเลือด

P_t(Transmeral Pressure) คือความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือด

r (Radius of wall curvature) คือรัศมีความโค้งของหลอดเลือด = 0.005เมตร

T(Wall tension) คือความตึงของผนังหลอดเลือด = 60 นิวตันต่อตารางเมตร

μ(Wall thickness) คือความหนาของผนังหลอดเลือด = 0.001 เมตร

จากรูปที่ 2.22 หลอดเลือดซึ่งมีความดันภายใน P_i จะและมีขนาดรัศมี r จะถูกกดด้วยแรงจากภายนอกคิดเป็นความดัน P_e ผ่านเซ็นเซอร์ แรงกดจะทำให้หลอดเลือดบีบอัดกับชิ้นส่วนของกระดูกด้านล่าง ทำให้เกิดความดันลัพธ์ภายใน P_i ของหลอดเลือดรวมทั้งแรงตึงที่ผนังหลอดเลือดด้วย แรงย้อนกลับนี้สามารถตรวจวัดได้ด้วยเซ็นเซอร์

ค่าความตึงบริเวณเส้นรอบวงของหลอดเลือดภายในผนังหลอดเลือดนั้นมีค่าแปรผันตรงกับผลคูณของความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือดกับรัศมีของหลอดเลือดและแปรผกผันกับความหนาของผนังหลอดเลือด เป็นไปตามทฤษฎีของลาปลาส สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$T = \frac{P_t r}{\mu} \tag{2.5}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้

$$P_t = \frac{T\mu}{r} \tag{2.6}$$

จากสมการที่ 2.5 จะเห็นได้ว่าเมื่อรัศมีของหลอดเลือดมีค่ามาก ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดก็จะมีค่ามากโดยหลอดเลือดที่ต่างกันแสดงถึงค่าความดันภายในที่แตกต่างกัน และหลอดเลือดปกติโดยทั่วไปจะมีอัตราส่วนระหว่างรัศมีของหลอดเลือด r กับความหนาของผนังหลอดเลือด μ คงที่ ดังนั้นค่าความตึงของผนังหลอดเลือดจะมีค่าแปรตามค่าความดันของหลอดเลือด P_t ซึ่งก็คือผลต่างระหว่างความดันภายในและความดันภายนอกของหลอดเลือด ตามสมการที่ 2.6

$$P_t = P_i - P_e \tag{2.7}$$

และจากสมการที่ 2.6 หากมีการกดทับที่หลอดเลือดจนทำให้หลอดเลือดแบน หรือรัศมีของหลอดเลือดแนวนอนมีค่าเพิ่มเข้าสู่อนันต์ จะทำให้ค่าความดันผลต่างมีค่าเป็นศูนย์ และเนื่องจากค่าความดันผลต่างนั้นคือ ค่าผลต่างระหว่างความดันภายในและภายนอกหลอดเลือด ทำให้ความดันภายในมีค่าเท่ากับความดันภายนอกเมื่อ

$$P_t = 0$$
$$P_t = P_i - P_e = 0$$

ดังนั้น

$$P_i = P_e \tag{2.8}$$

จากสมการที่ 2.8 จะเห็นได้ว่าเมื่อมีการกดทับของเซ็นเซอร์บริเวณหลอดเลือดจะทำให้ความดันภายในหลอดเลือดมีค่าเข้าใกล้ความดันภายนอก เอาท์พุทของเซ็นเซอร์จะสะท้อนค่าความดันจากภายใน ดังนั้นเราจึงสามารถตรวจจับความดันภายในหลอดเลือดได้โดยวัดแรงดันเอาท์พุทของเซ็นเซอร์ที่บริเวณภายนอกของหลอดเลือด

2.10.3 ทฤษฎีของบอยล์ (Boyle Theory)

อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร ความดันและอุณหภูมิของแก๊ส ซึ่งทำการทดลองโดยของ โรเบิร์ต บอย์ล เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรกับความดันของแก๊สโดยควบคุมอุณหภูมิให้มีค่าคงที่ ซึ่งจากผลการทดลองพบว่า ผลคูณระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊สในการทดลองแต่ละครั้งมีค่าค่อนข้างคงที่ เมื่อปริมาตรของแก๊สมีค่าเพิ่มขึ้นจะทำให้ความดันของแก๊สมีค่าลดลง ในทางกลับกันเมื่อปริมาตรของแก๊สมีค่าลดลงจะทำให้ความดันของแก๊สมีค่าเพิ่มขึ้น ดังนั้น โรเบิร์ต บอยล์จึงสรุปว่าเมื่ออุณหภูมิและมวลของแก๊สมีค่าคงที่ ปริมาตรของแก๊สจะแปรผกผันกับความดัน โดยให้ *P*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนความดันของแก๊ส และ V แทนปริมาตรของแก๊ส จากความสัมพันธ์ตามกฎของบอยล์จะเขียนได้ว่า

$$V \propto \frac{1}{P}$$

หรือ

$$PV = k \tag{2.9}$$

k คือค่าคงที่ซึ่งขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ ปริมาตร มวลของแก๊สและลักษณะเฉพาะของแก๊สแต่ละชนิด และจากผลการทดลองพบว่าผลคูณระหว่างปริมาตรกับความดันของแก๊สมีค่าคงที่เสมอ ดังนั้น ถ้าให้P_1, V_1 เป็นความดันและปริมาตรในสภาวะที่ 1 และ P_2, V_2 เป็นความดันและปริมาตรในสภาวะที่ 2 จะได้ว่า

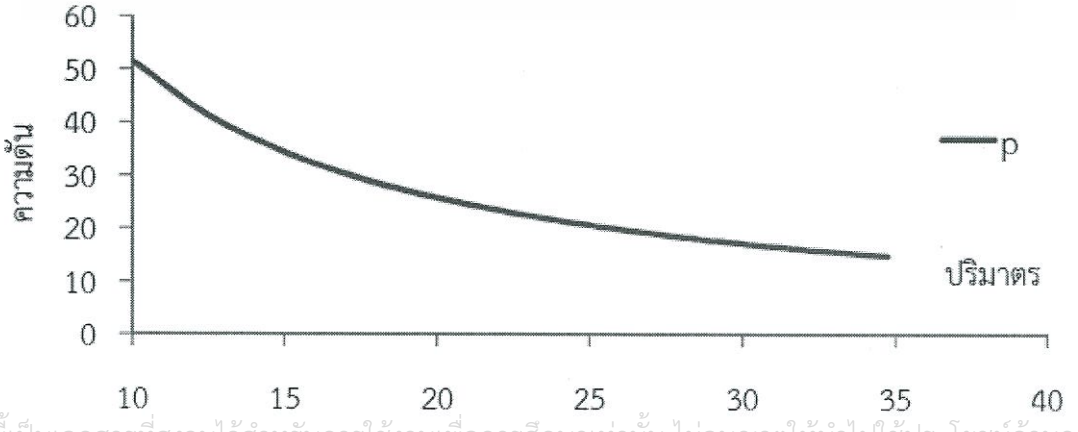
$$P_1V_1 = k \tag{2.10}$$

$$P_2V_2 = k \tag{2.11}$$

เมื่อk มีค่าคงที่ จะได้ว่า
ให้สมการที่ 2.10 มีค่าเท่ากับสมการที่ 2.11 จะได้

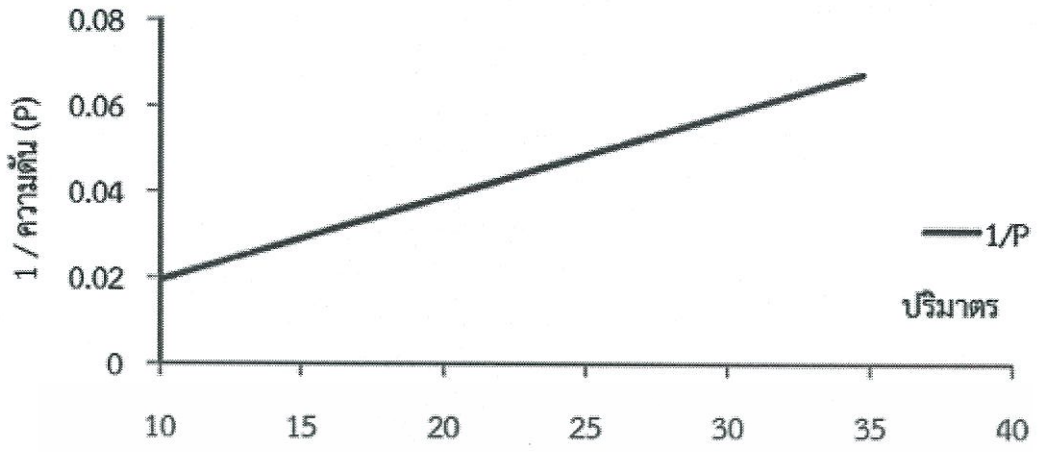
$$P_1V_1 = P_2V_2 \tag{2.11}$$

จากสมการที่ 2.11 นำมาเขียนกราฟระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊สในสภาวะอุณหภูมิคงที่ พบว่าเมื่อความดันของแก๊สเพิ่มขึ้น ปริมาตรของแก๊สจะลดลงและเมื่อทำการเขียนกราฟระหว่าง 1/ความดัน กับปริมาตรของแก๊ส จะพบว่ากราฟมีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังรูปที่ 2.16-2.17 ทำนองเดียวกันในภาชนะปิดหนึ่งๆ หากมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรปริมาตรแล้ว ความดันภายในภาชนะนั้นจะเปลี่ยนแปลงด้วย ตัวอย่างเช่นในกรณีกระบอกสูบซึ่งลูกสูบทำหน้าที่บีบอัดแก๊สภายในเป็นต้น



รูปที่ 2.23 ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊ส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



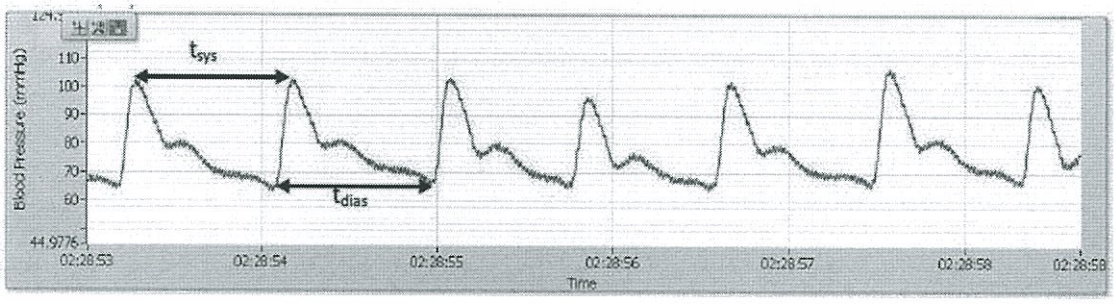
รูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนกลับของความดันกับปริมาตรของแก๊ส

2.10.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันเบื้องต้น

2.10.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา

การวิเคราะห์สัญญาณใดๆในโดเมนเวลา มักจะหมายถึงการหาขนาด รูปคลื่น และคาบเวลาการวิเคราะห์ในลักษณะดังกล่าว จะใช้ได้ดีกับกรณีสัญญาณเป็นคาบและเครื่องมือช่วยใช้ในการวิเคราะห์ที่สำคัญได้แก่ ออสซิโลสโคปหรือ ดิจิตอลออสซิโลสโคป หากสัญญาณนั้นมีความถี่ต่ำๆการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาเกือบจะเป็นไปไม่ได้เลย ถ้าสัญญาณนั้นมีลักษณะไม่เป็นคาบหรือหรือมีสมบัติสุ่ม (random) สัญญาณไฟฟ้าร่างกาย มีทั้งแบบสุ่มและแบบเกือบเป็นคาบ ซึ่งสัญญาณพัลส์ความดันโลหิตมีลักษณะเป็นแบบหลัง ทำให้ยังสามารถวิเคราะห์ในโดเมนเวลาได้การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาของงานวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิคและไดแอสโตลิค และการเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน

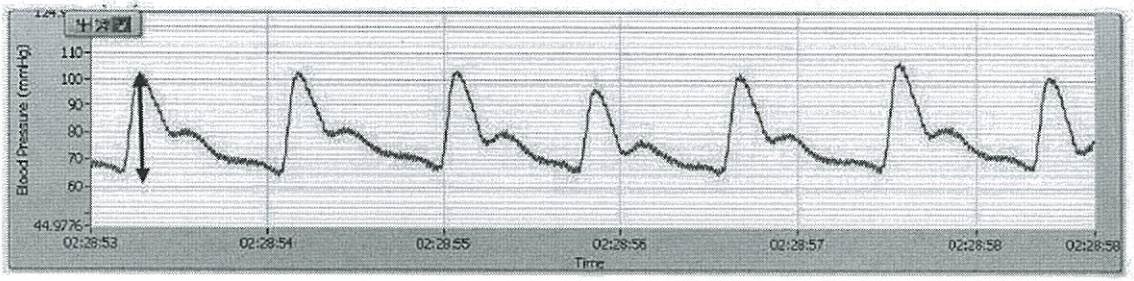
1. การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิค และไดแอสโตลิคทำโดยการหาช่วงเวลาระหว่างจุดซิสโตลิค 2 จุดและช่วงเวลาระหว่างจุดไดแอสโตลิค 2 จุด แสดงดังรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.25 การหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิค และไดแอสโตลิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน (Pulse pressure) หาได้จากความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิคและไดแอสโตลิคใน 1 คลื่น แสดงดังรูปที่ 2.26



รูปที่ 2.26 การหาการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน

2.11 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.11.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน

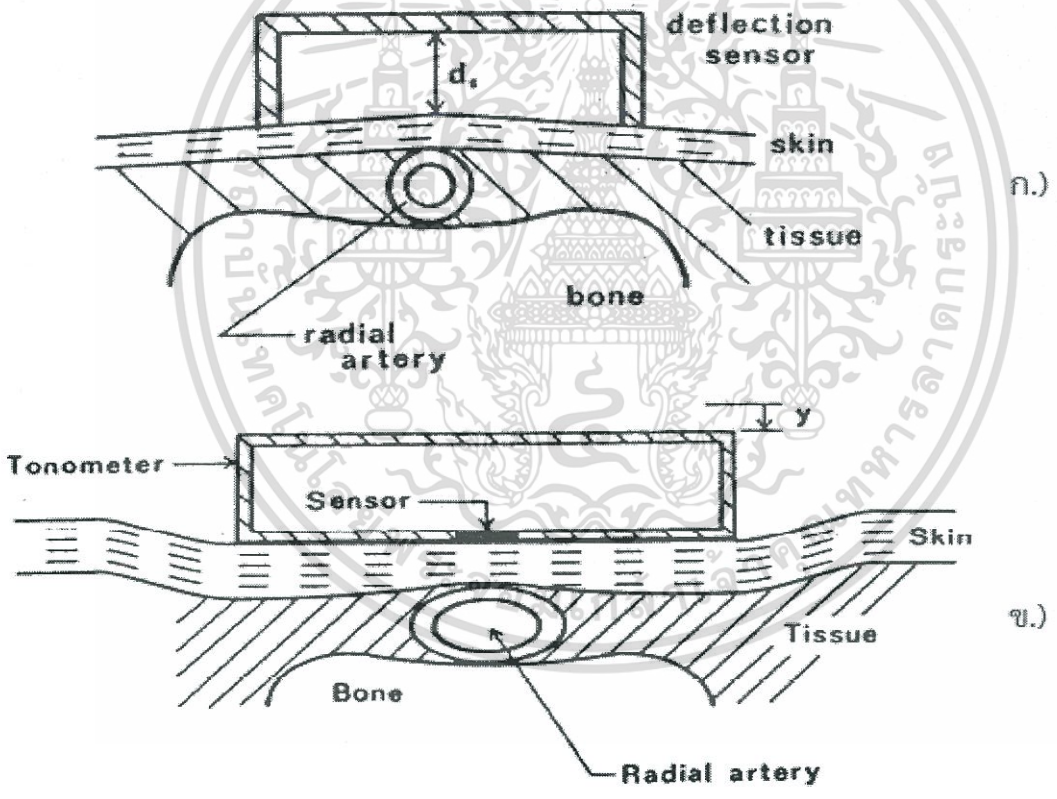
จุดเริ่มต้นของการบันทึกการเต้นชีพจรของหลอดเลือดแบบไม่รุกรานนั้นเกิดขึ้นตั้งแต่ยุคฟื้นฟูศิลปวิทยา ในช่วงเวลานั้นนักวิทยาศาสตร์ชาวโปลิส Strus (ค.ศ. 1555) ได้นำเสนอว่าการเต้นของหลอดเลือดมีลักษณะเป็นรูปคลื่น แม้ว่าเครื่องมือวัดที่เขาใช้นั้นจะเป็นแบบง่ายๆ แต่ก็ได้เสนอไว้ว่าการเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นของหลอดเลือดที่อาจจะมีความเชื่อมโยงกับโรคต่างๆจนถึงปัจจุบันนี้แม้ว่าเทคโนโลยีจะมีการพัฒนาไปมาก แต่การวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานนั้นยังคงเป็นสิ่งที่ท้าทายอยู่ตลอด และยังมีข้อจำกัดหลายประการในการดึงข้อมูลฟังก์ชันการทำงานของหัวใจจากสัญญาณความดันโลหิตแบบไม่รุกราน ปัจจุบันการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานมี 2 วิธีคือแบบสุ่มตัวอย่างและวิธีบันทึกสัญญาณความดันอย่างต่อเนื่อง วิธีสุ่มตัวอย่างมักจะวัดค่าความดันซิสโตลิค ความดันไดแอสโตลิคและค่าความดันเฉลี่ย ค่าเหล่านี้ถูกรวบรวมขณะที่หัวใจมีการเปลี่ยนแปลงในช่วง 1 นาที ข้อมูลเหล่านี้เป็นพื้นฐานในการประเมินการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดรวมทั้งอาการของโรคที่เกี่ยวข้องได้ ส่วนวิธีการวัดแบบต่อเนื่องจะแสดงความดันในรูปแบบคลื่นสัญญาณความดันและข้อมูลเวลาทั้งหมดตามจังหวะการเต้นของหัวใจรูปคลื่นความดันแบบลูกคลื่นต่อลูกคลื่นมีความสำคัญในสถานการณ์วิกฤติซึ่งค่าความดันโลหิต
เปลี่ยนแปลงได้อย่างรวดเร็วจากการบาดเจ็บหรือผู้ป่วยอยู่ในสภาพไร้ความรู้สึกหรือถูกวางยาสลบนอก จากนี้ยังสามารถนำไปใช้ในด้านการบินอวกาศ การนอน การตรวจสอบการโกหก ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงคลื่นความดันเชิงพลศาสตร์นั้นสามารถนำมาใช้วินิจฉัยการสะท้อนกลับของคลื่น ความยืดหยุ่นของหลอดเลือด รวมถึงกระบวนการควบคุมการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดนั้นได้มากจากค่าความแปรปรวนของความดันชีพจรที่มีค่าต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่งๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.2 วิธีการโทโนเมตรี

พื้นฐานมาจากการวัดชีพจรโดยใช้ประสาทสัมผัส (Pulse sensing) เช่นใช้นิ้วแตะที่ข้อมือหรือที่ลำคอหรือที่ที่ปรากฏของเส้นเลือดชัดเจนการประเมินทำได้เพียงคร่าวๆว่า การสูบฉีดโลหิต หรือการหมุนเวียนโลหิตดีเพียงใด เนื่องจากไม่สามารถระบุเป็นค่าตัวเลขอ้างอิงได้อย่างชัดเจน

วิธีการโทโนเมตรีเป็นหาค่าความดันได้อย่างต่อเนื่องบนหลอดเลือดแดงที่ปรากฏชัดเจนโดยใช้อุปกรณ์ตรวจจับการขยายตัวของหลอดเลือดซึ่งเกิดจากแรงดันภายใน ซึ่งเป็นที่มาของโทโนมิเตอร์แบบต่างๆ เช่นดังรูปที่ 2.20 เป็นโทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น (Flexible Diaphragm Tonometer) โทโนมิเตอร์แบบนี้เลียนแบบการใช้นิ้วสัมผัส ไดอะแฟรมซึ่งขึงตรึงบนเฟรมแข็งใช้กดราบกับผิวหนังบริเวณที่วัดบนหลอดเลือด จะยุบขึ้นลงตามจังหวะการขยายตัวของเลือดภายในทำให้เกิดความเครียดบนไดอะแฟรม ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้เซ็นเซอร์ติดตั้งบนไดอะแฟรม ในบางแบบหากเฟรมสามารถกักอากาศได้แล้วก็สามารถวัดความดันอากาศซึ่งเปลี่ยนแปลงตามการขยับตัวของไดอะแฟรมได้ การปรับเทียบค่าที่เหมาะสมสามารถแสดงผลเป็นค่าความดันอย่างต่อเนื่องได้

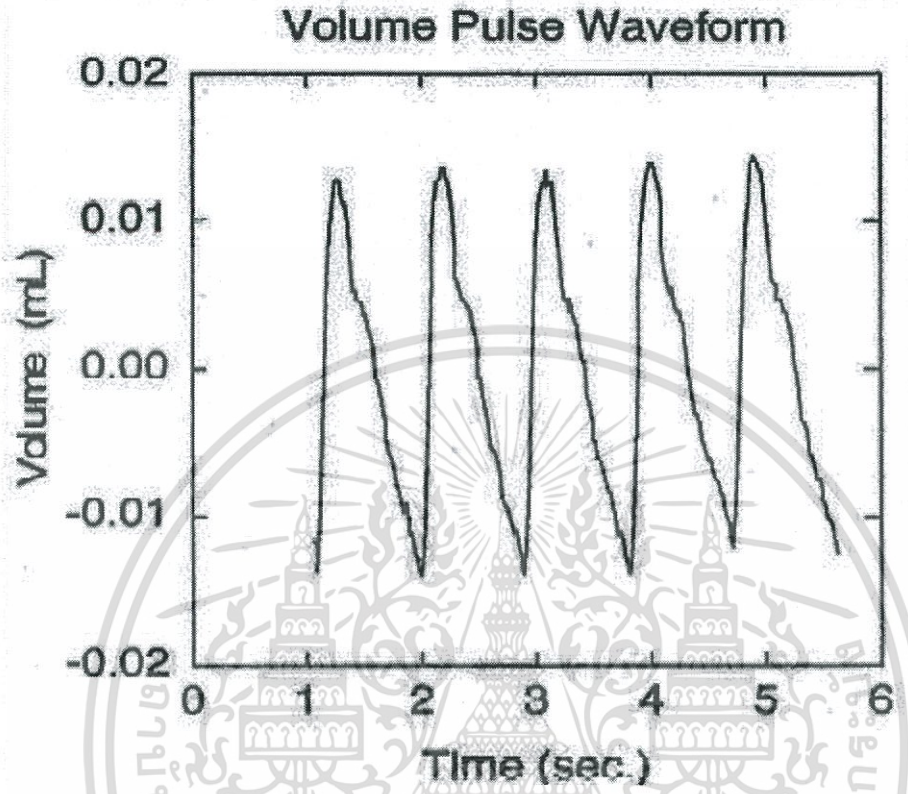


รูปที่ 2.27 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น ก.) หลักการ ข.) การวัดสัญญาณชีพจรความดันและหลอดเลือดแบบโทโนเมตรี

วิธีการวัดแบบโทโนเมตรีมีแนวโน้มใช้เซ็นเซอร์แบบอาร์เรย์กับระบบอิเล็กทรอนิกส์ติดตั้งตำแหน่งของหลอดเลือดโดยตรงเพื่อการวัดความดันในหลอดเลือดและเน้นการลดขนาดของเซ็นเซอร์จนสามารถผลิตเชิงพาณิชย์ได้ เช่นแบบ JENTOW® ของ Colin Electronics, Japan ซึ่งให้ข้อผิดพลาดเฉลี่ยขอความดันซิสโตลิคและไดแอสโตลิค -5.6 มิลลิเมตรปรอท และ -2.4 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรอท และได้รูปคลื่นสัญญาณที่มีคุณภาพดังรูปที่ 2.22 หรือ Portapres® ของ TNO TPDBiomedical Instrumentation ที่ผลิตเป็นการค้าพร้อมซอฟต์แวร์ วิเคราะห์เป็นต้น



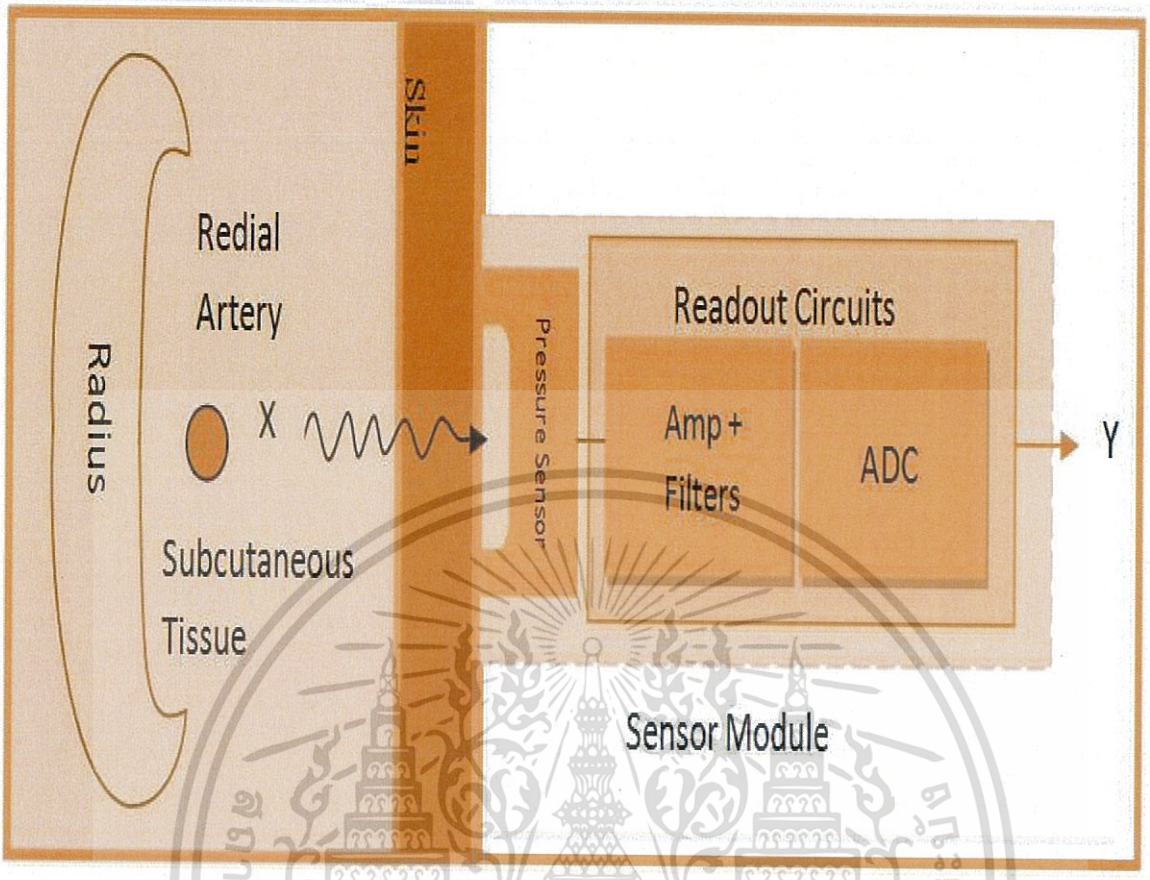
รูปที่ 2.28 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีโทโนเมตรี

2.10 เครื่องวัดความดันโลหิตแบบสายรัดข้อมือ

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตสำหรับวัดความดันโลหิตที่บริเวณข้อมือ บทความนี้จะเสนอหลักการพื้นฐานและได้นำค่ามาเปรียบเทียบกับความดันแบบปกติ โดยจุดมุ่งหมายของงานวิจัยนี้คือค้นหาวิธีวัดความดันแบบใหม่และสร้างความแม่นยำให้กับอุปกรณ์ ให้มีความสัมพันธ์กับสัญญาณความดันหลอดเลือดแดงแบบรุกรานโดยทดลองผ่าตัดในผู้ป่วยที่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการตรวจวัดค่าความดันโลหิตโดยตรง

เทคโนโลยีของอุปกรณ์สายรัดข้อมือประกอบไปด้วย สายรัดข้อมือ เซ็นเซอร์วัดความดัน ตัวฐานสำหรับวางบนข้อมือที่ตำแหน่งของเซ็นเซอร์ที่สามารถปรับเปลี่ยนตามขนาดข้อมือของผู้วัดได้ แสดงผลสัญญาณ ซึ่งเซ็นเซอร์นั้นถูกนำไปวางเหนือฐานที่ข้อมือโดยฐานแนบกับผิวหนัง ตัวสายรัดข้อมือจะมีกลไกในรัดข้อมือให้แน่นเพื่อให้ฐานและตัวเซ็นเซอร์เป็นระบบปิด ในการแสดงผลและการส่งสัญญาณของความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยสามารถตรวจวัดได้เป็นทั้งสัญญาณอนาล็อกและสัญญาณดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.29 แบบจำลองการทำงานของเครื่องมือวัดความดัน

โดยอาศัยหลักการแรงดันที่เกิดจากหลอดเลือดส่งผ่านเนื้อเยื่อมาที่ผิวหนัง โดยแรงดันที่เกิดที่ผิวหนังจะมีความคล้ายคลึงกับแรงดันที่เกิดที่หลอดเลือด เซ็นเซอร์จึงสามารถวัดความเปลี่ยนแปลงไปที่ผิวได้เช่นเดียวกับแรงดันที่หลอดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

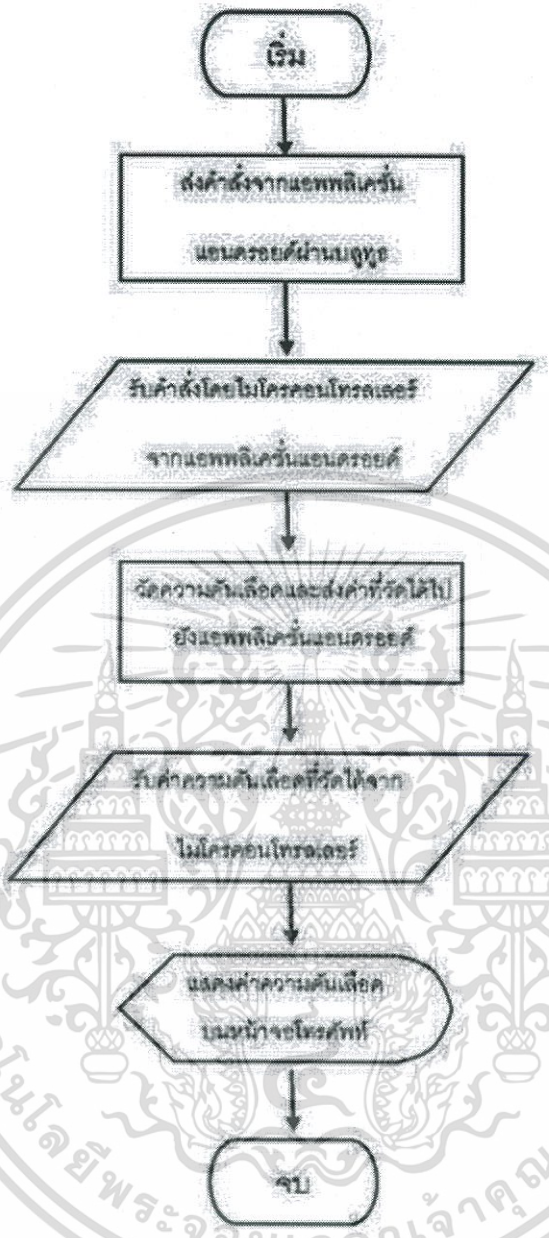
3.1 วิธีที่ใช้ศึกษาค้นคว้าและการวิจัยทดลอง

แบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วนคือ 1. ส่วนของระบบที่ใช้ในการวัดโดยจะแบ่งเป็นส่วนไมโครคอนโทลเลอร์ ทำหน้าที่ติดต่อกับเซนเซอร์และโมดูลบลูทูธในการรับส่งข้อมูลและประมวลผลข้อมูล และส่วนแอพพลิเคชันแอนดรอย ทำหน้าสั่งงานไมโครคอนโทลเลอร์และแสดงข้อมูลจากไมโครคอนโทลเลอร์โดยติดต่อผ่านระบบบลูทูธ 2. การออกแบบและการวัดความดัน โดยการทำเครื่องวัดจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ มาใช้ในการออกแบบอุปกรณ์ในการวัดและทดลองวัดที่จุดต่างๆบนร่างกาย

3.2 ลักษณะข้อมูล การเลือกข้อมูล และการทดลอง

จากผลการศึกษาข้อมูลการทำงานของเซ็นเซอร์และการเขียนapplication android พบว่ามีการทำงานในหลายๆส่วน ซึ่งในแต่ละส่วนมีหน้าที่การทำงานที่แตกต่างกันไป จึงศึกษาข้อมูลและทำการทดลองของแต่ละส่วนดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



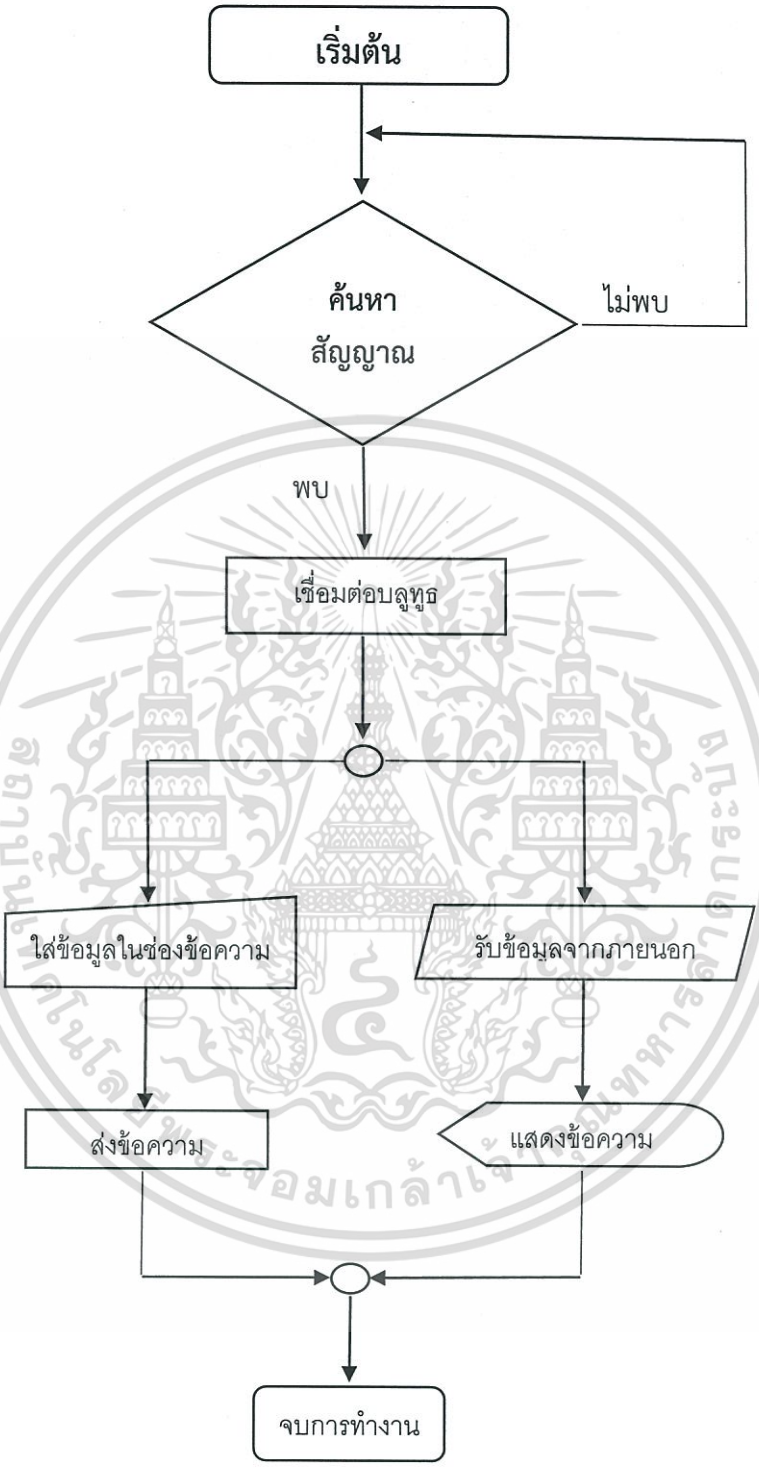
รูปที่ 3.1 Flowchart การทำงานรวมของวงจร

ส่วนที่ 1 Application Android

ในส่วนนี้ได้เลือกใช้โปรแกรม Android Studio โดยใช้ภาษาจาวาในการเขียน

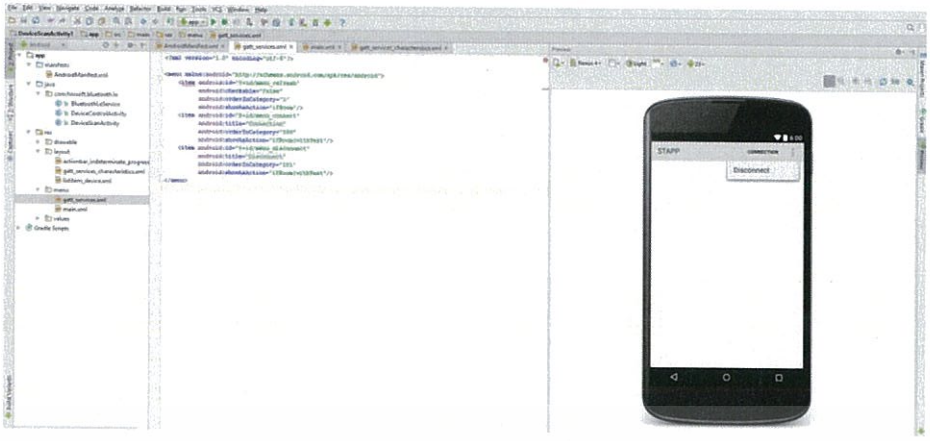
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Flowchart การทำงานของ แอพพลิเคชันแอนดรอยด์



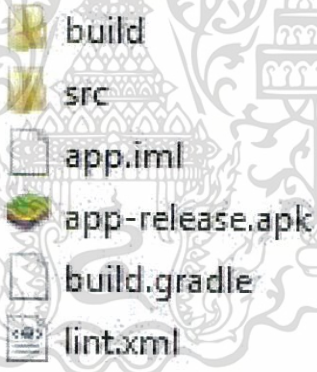
รูปที่ 3.2 Flowchart การทำงานของแอพพลิเคชั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 ภายในโปรแกรม Android Studio

เมื่อทำงานเขียนapplication เสร็จการแปลงไฟล์โปรเจคเป็นไฟล์ APK เพื่อทำการติดตั้งลงบนโทรศัพท์มือถือ

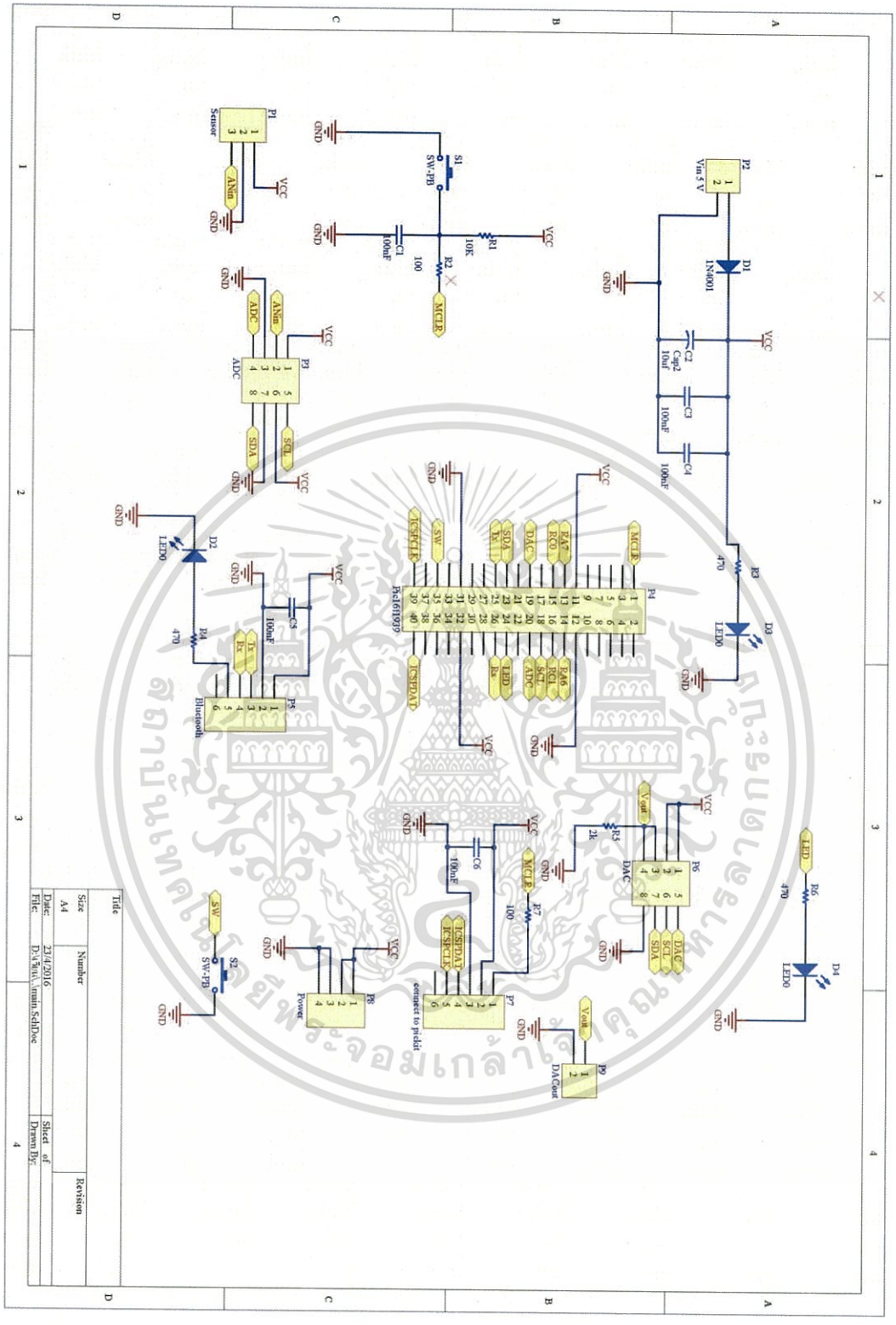


รูปที่3.4 ไฟล์APK

ส่วนที่ 2 วงจรไมโครคอนโทลเลอร์

โดยการใช้งานเบื้องต้นจำเป็นต้องจ่ายไฟเลี้ยง 5 V และจ่ายไฟ 5 V ที่ขา MRCL ส่วนขาอื่นๆ นั้นขึ้นอยู่กับการใช้งานว่าต้องการใช้งานในขานั้นๆอย่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

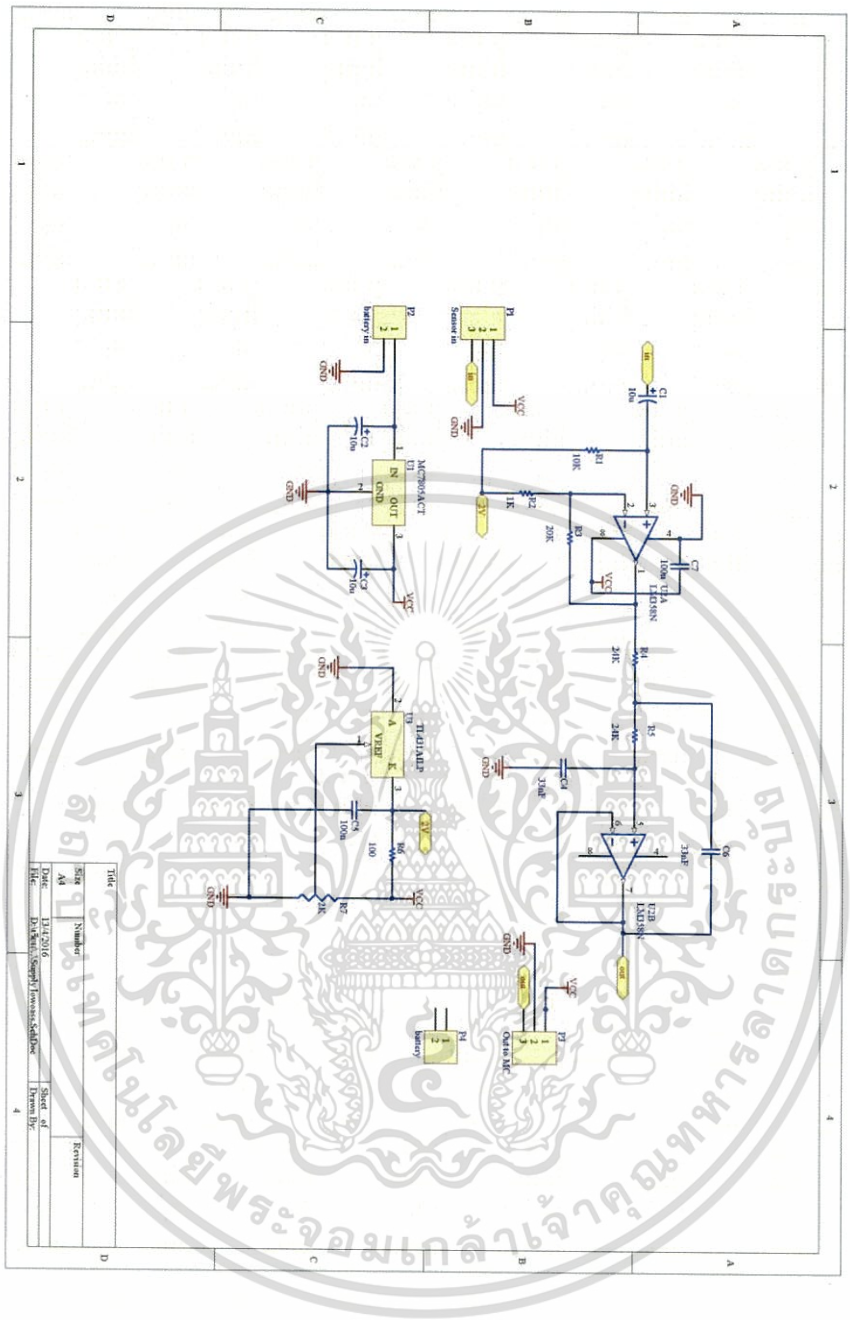


รูปที่ 3.6 Schematic Micro Pic16f1939

โดยไมโครคอนโทลเลอร์ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานการสื่อสารระหว่าง ADC DAC Bluetooth การคำนวณต่างๆของระบบทั้งหมด

วงจรรักษาระดับแรงดัน วงจรขยายสัญญาณ และวงจรกรองความถี่

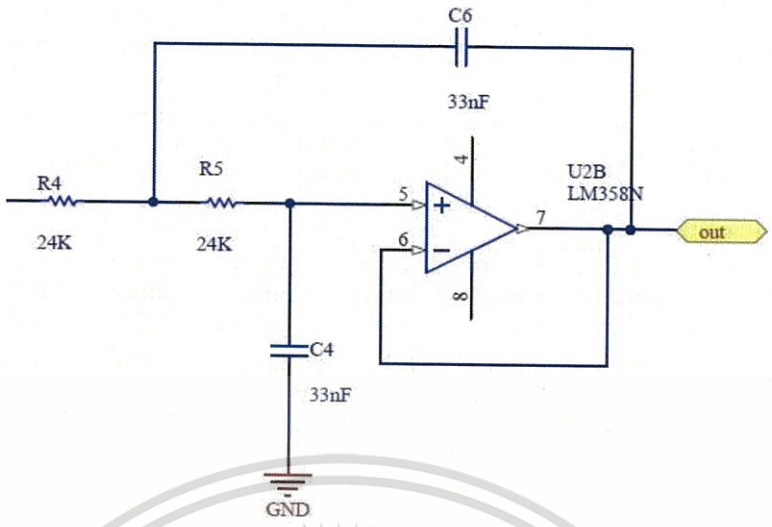
เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



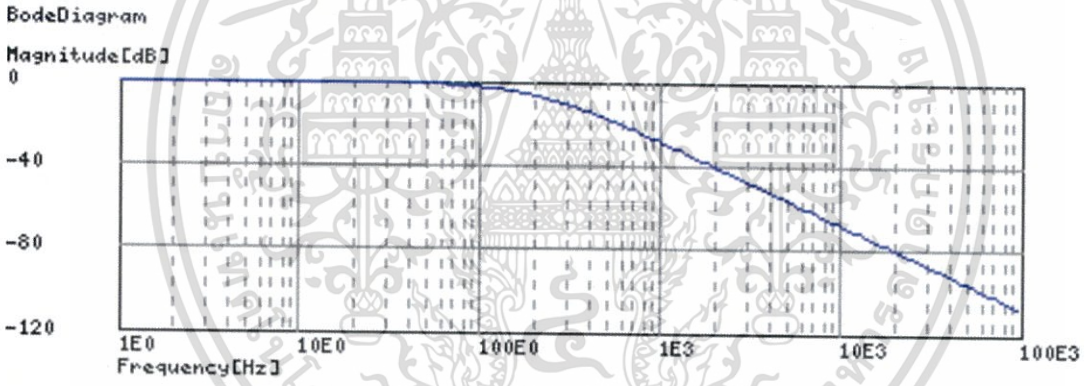
รูปที่ 3.7 Schematic ภาค Input

โดยวงจรดังรูป รับ Voltage supply จากแบตเตอร์รี่ 9 Vdc แล้วรักษาระดับแรงดันไว้ที่ 5 Vdc เพื่อใช้จ่ายเป็นไฟเลี้ยงให้วงจรส่วนอื่นทั้งหมด มีวงจรขยายแรงดันและกรองความถี่สัญญาณจากเซนเซอร์ก่อนเข้า ADC เพื่อประมวลผลต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 Low pass filter

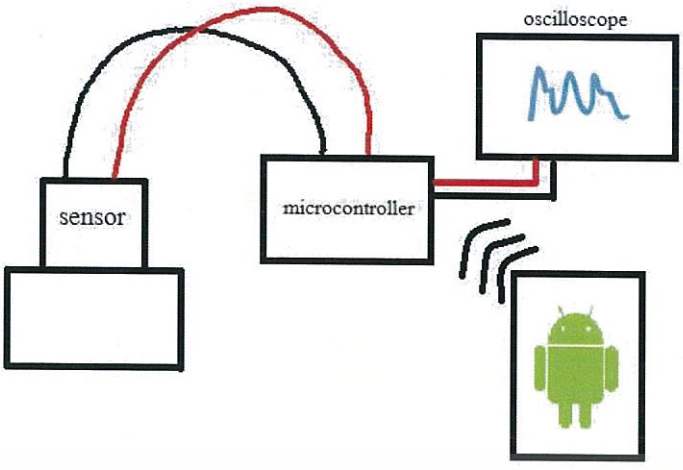


รูปที่ 3.9 Bodediagram

ส่วนสุดท้าย การออกแบบอุปกรณ์และทดลองวัดที่จุดต่างๆ

โดยจะทำการสร้างอุปกรณ์ในการวัดติดกับเซ็นเซอร์แล้วทำการส่งข้อมูลที่ได้ไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 แผนผังการทำงาน

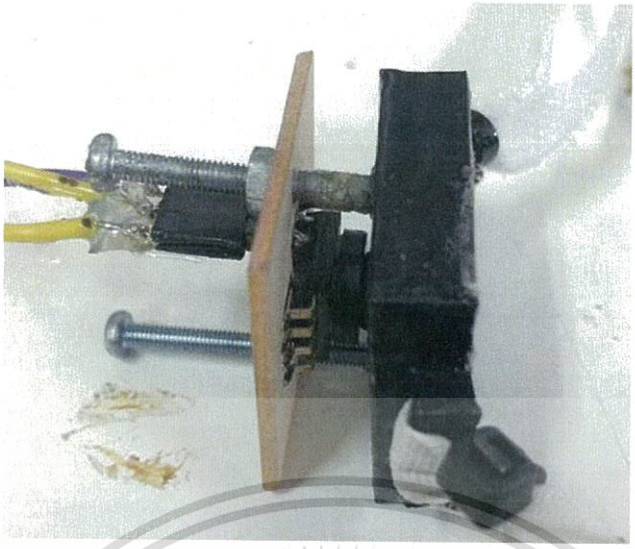
โดยขั้นแรกได้ทำการออกแบบตัวอุปกรณ์สำหรับการวัดโดยใช้โปรแกรม Solidwork ในการออกแบบและใช้เครื่องพิมพ์ 3 มิติ ในการพิมพ์ชิ้นงาน



รูปที่ 3.11 โปรแกรม Solidwork ที่ใช้ในการออกแบบอุปกรณ์

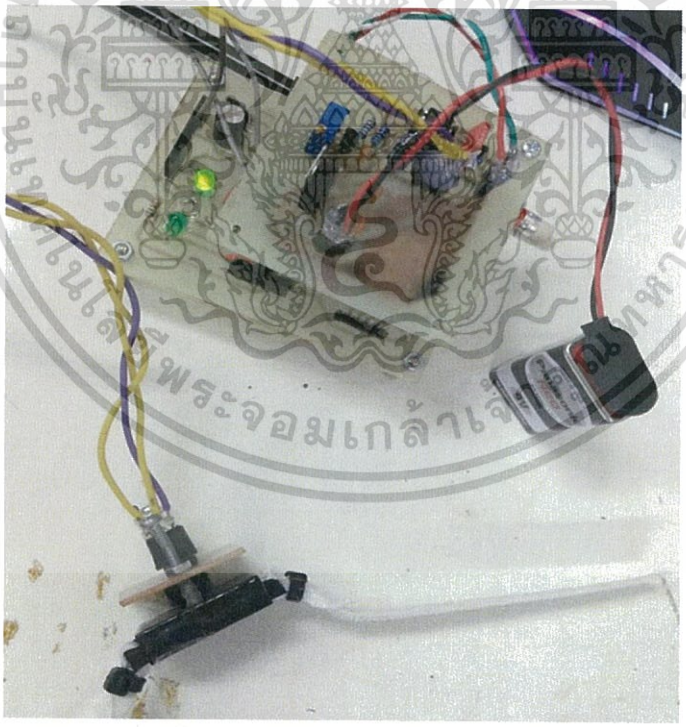
แล้วทำการติดเข้ากับเซ็นเซอร์เพื่อทำเป็นสายรัดข้อมือในการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 สายรัดวัดความดัน

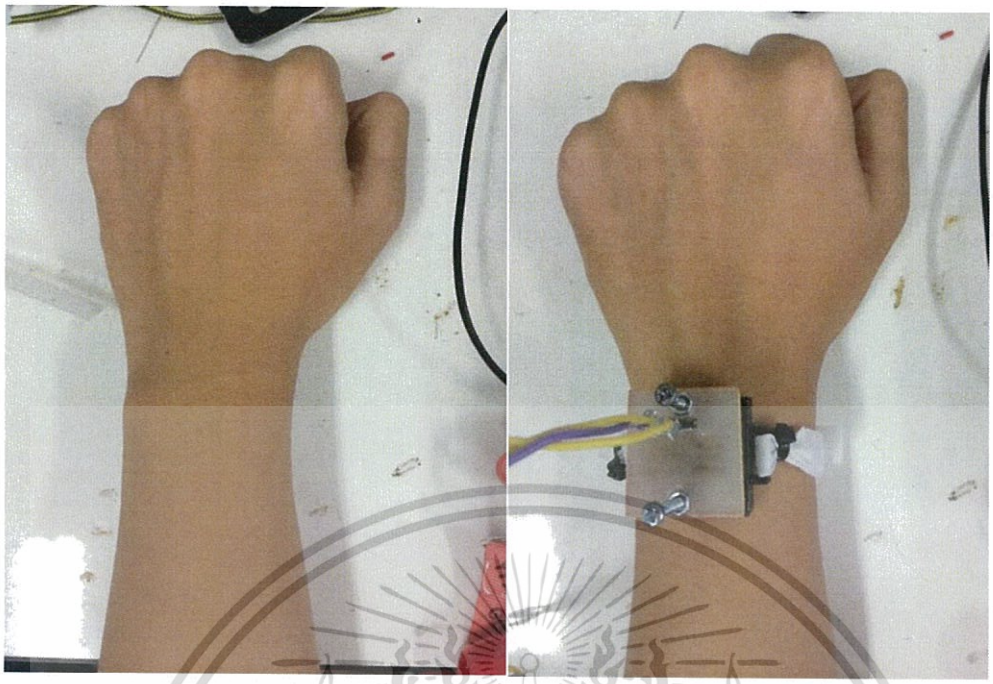
ทำการเชื่อมต่อเข้ากับระบบเพื่อทำการวัดความดัน



รูปที่ 3.13 ระบบวัดความดันโลหิต

โดยในการวัดความดัน จะทำการใส่สายรัดและวัดที่ตำแหน่งของหลังข้อมือแล้วนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับการวัดความดันโดยเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 ตำแหน่งวัดความดัน

สรุป ในบทนี้ได้กล่าวถึงวิธีการทำงานได้แบ่งออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆคือ 1.ส่วนของระบบเซ็นเซอร์ซึ่งประกอบด้วยแอปพลิเคชั่นแอนดรอยด์ในการส่งผ่านข้อมูลผ่านบลูทูธและบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้สื่อสารระหว่างเซ็นเซอร์และโทรศัพท์มือถือ 2. การออกแบบการวัดโดยใช้เครื่องพิมพ์ 3มิติ ในการออกแบบเป็นสายข้อมือในการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะทำการทดลองระบบวัดความดันโลหิตโดยนำสายรัดวัดความดันที่ได้พัฒนาขึ้นมา การทดสอบจะเป็นการทดสอบการาใช้งานและประสิทธิภาพของระบบ โดยการวัดความดันจากอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติเพื่อหากราฟความดันและค่าความดัน

4.1 การทดสอบวัดความดันโลหิตและผลการทดสอบ

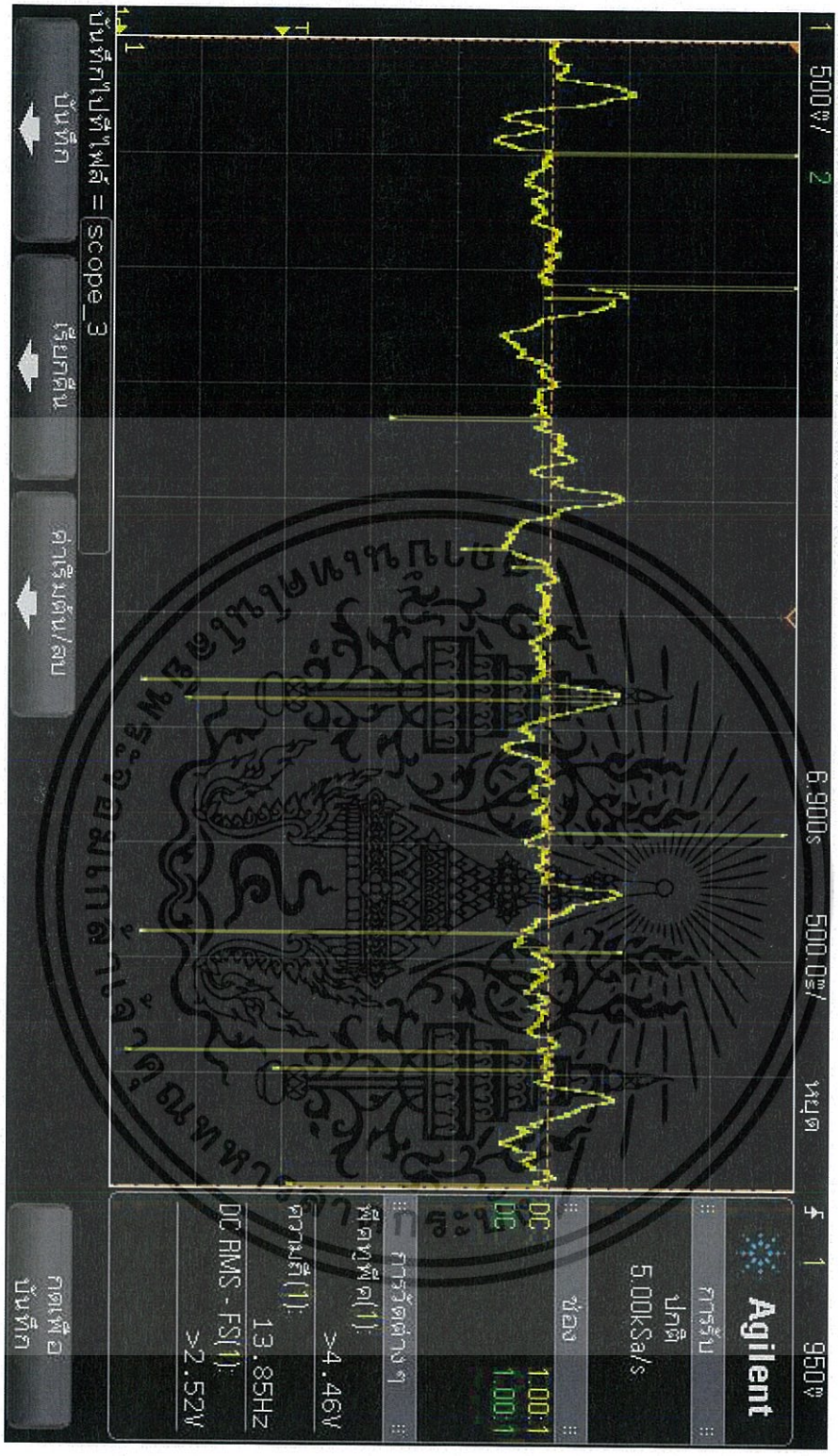
วัดความดันโลหิตอาสาสมัคร เพศชาย-หญิง โดยทำการวัดโดยสายรัดข้อมือวัดความดันและเครื่องวัดความดันแบบออสซิโลมิตริค Omron รุ่น HEM-7130 เพื่อทำการเปรียบเทียบผล

หลักการวัด

1. หากมีอาการเหนื่อยหรือหลังจากทำกินกรรมให้พักร่างกายก่อนวัด 10-15 นาที
2. วางมือราบลงบนโต๊ะ
3. หลีกเลี่ยงการขยับของร่างกาย
4. หายใจในจังหวะปกติ
5. นั่งตัวตรง
6. ผ่อนคลายร่างกาย

ทำการวัดแบบต่อเนื่องเพื่อการกราฟคลื่นหัวใจที่ข้อมือ แล้วใช้เครื่องออสซิลโลสโคปในการวัดสัญญาณที่ออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 สัญญาณที่ข้อมือ

ตารางข้อมูลการวัดความดันของอาสาสมัคร

ทดลองวัดความดันอาสาสมัครโดยทำการวัดทั้งแบบรัดข้อมือและรัดแขนแบบปกติในวันที่ 20 เมษายน 2558 และวันที่ 21 เมษายน 2558 ในงาน Project Day วิศวกรรมศาสตร์ สจล.

ตารางที่ 3.1 ประวัติค่าความดันของอาสาสมัครมีหน่วยเป็น mmHg.

อาสาสมัคร	BSTสายรัดข้อมือ (mmHg.)		OMRON (mmHg.)	
	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic
1	113	83	100	66
2	109	80	95	60
3	99	72	103	67
4	107	79	138	83
5	101	74	119	85
7	116	86	109	77
8	113	83	111	78
9	113	83	111	78
10	113	83	126	101
11	116	85	111	75
12	106	78	101	68
13	110	80	132	91
14	114	84	117	74
15	113	83	96	71
16	92	67	127	87
17	102	74	118	76
18	104	76	101	53
19	111	81	97	81
20	112	82	150	103
21	104	76	88	57
22	113	83	103	66
23	112	82	89	63
24	113	83	97	62
25	99	72	111	72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาสาสมัคร	BSTสายรัดข้อมือ (mmHg.)		OMRON (mmHg.)	
	Systolic	Diastolic		Systolic
26	100	73	97	61
27	113	83	80	63
28	126	93	139	99
29	102	74	105	71
30	113	83	84	53
31	112	82	99	58
32	101	74	123	71
33	110	81	91	67
ค่าเฉลี่ย	105.5151	84.5151	105.0909	70.8181

หาค่า Relative error ระหว่างสายรัดวัดความดันและเครื่องวัดความดัน

$$\%\ \text{Relative error} = \left| \frac{X_{mea} - X_t}{X_t} \right| \times 100 \qquad (4.1)$$

คำนวนหา % Relative error ของสายรัดวัดความดันทั้งค่า Systolic และ Diastolic

Systolic % Relative error = 0.4036 %

Diastolic % Relative error = 9.2077 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปการวิจัย

จากการศึกษาและออกแบบเครื่องวัดความดันไร้สายมีหลักการทำงานดังนี้เมื่อส่งข้อความจากทางแอพพลิเคชั่นจะทำให้เซ็นเซอร์วัดและส่งค่าที่ได้มาที่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการส่งข้อมูลผ่านทางบลูทูธมายัง application เพิ่มแสดงค่าที่วัดได้จากทางเซ็นเซอร์ แอพพลิเคชั่นที่นำมาใช้ในระบบคือการวัดความดันจากสายรัดข้อมือ โดยจะใช้เซ็นเซอร์ MPXV7002GC6U (เซ็นเซอร์วัดความดัน) ในการทดลองวัดความแบบไม่รุกราน (แบบสัมผัส) โดยอาศัยหลักการการเปลี่ยนแปลงของความดันที่เกิดขึ้นจากเส้นเลือดแดงส่งผ่านเนื้อเยื่อมาสู่ผิวหนังแล้วทำการแปลงค่าที่วัดได้จากแรงดันที่ผิวหนังเป็นค่าความดันโลหิต ส่วนการทดลองวัดความดันโลหิตจากอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติเพื่อดูลักษณะของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากความดันจากหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ โดยการวัดความดันซ้ำ 3 ครั้งเพื่อหาค่าที่ได้มาเฉลี่ยและทำการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันแบบออสซิโลมิตริค สรุปได้ว่าการวัดความดันจากอาสาสมัครจากเครื่องวัดความดันแบบสัมผัสและเครื่องออสซิโลมิตริคพบว่ามีค่าใกล้เคียงกันโดยในการวัดบางครั้งอาจมีค่าคลาดเคลื่อนที่มาก แต่เมื่อทำการวัดซ้ำพบว่ามีค่าที่ใกล้เคียงมากขึ้นและความคลาดเคลื่อนอยู่ในระดับที่รับได้

5.2 ปัญหา

ปัญหาที่พบในการวิจัยคือค่าที่วัดได้นั้นไม่แน่นอนเช่น การวัดซ้ำในอาสาสมัครคนเดิม การวัดอาสาสมัครแต่ละคน และ อาสาสมัครที่มีปัญหาด้านสุขภาพ นั้นไม่สามารถวัดในเกณฑ์เดียวกันได้ ซึ่งจากตารางที่ 3.1 พบว่าอาสาสมัครที่วัดด้วยเครื่องความดันปกติที่มีความดันสูงกว่าคนปกติ เมื่อวัดความดันด้วยสายรัดข้อมือพบว่าค่าความดันกลับปกติซึ่งเป็นปัญหาในการวัดคนที่มีสุขภาพไม่ปกติ

5.3 ข้อเสนอแนะ

การวัดความดันแบบสายรัดข้อมือ มีปัจจัยในการวัดค่าค่อนข้างมาก ซึ่งค่าที่ได้จาดการวัดนั้นไม่แน่นอน ขึ้นอยู่กับการวัดในแต่ละครั้งและขึ้นอยู่กับสภาพของผู้วัดด้วย ซึ่งในการวัดที่มีประสิทธิภาพแน่นอน ต้องควบคุมให้สถานการณ์วัดเท่าเดิมตลอด และในคนที่มีปัญหาด้านสุขภาพอาจต้องทำการเปรียบเทียบค่าใหม่ให้ตรงกับบุคคลนั้นๆ จึงจะสามารถวัดค่าความดันได้เที่ยงตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] Sung Hun Woo, Yun Young Choi, Dae Jung Kim, Franklin Bien & Jae Joon Kim "Tissue-Informative Mechanism for Wearable Non-invasive Continuous Blood Pressure Monitoring".April 2014

[2] Chollitha Ariyadamrongkwan "Development of Measurement and Analysis System of Blood Pressure and Blood Pressure Variability". 2014

[3] School of Electrical and Computer Engineering,Ulsan National Institute of Science and Technology, Ulsan, Repubilc of Korea. 2014

[4] MPXV7002 Integrated Silicon Pressure Sensor แหล่งที่มา : https://www.nxp.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPXV7002.pdf 2016

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้