

การพัฒนาระบบการวัดและการวิเคราะห์ความดันโลหิตและความแปรปรวนของ
ความดันโลหิต

DEVELOPMENT OF MEASUREMENT AND ANALYSIS SYSTEM OF BLOOD
PRESSURE AND BLOOD PRESSURE VARIABILITY

ชลลิตา อริยะดำรงค์ชวีญ
CHOLLITHA ARIYADAMRONGKWAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-045-009

การพัฒนาระบบการวัดและการวิเคราะห์ความดันโลหิตและความแปรปรวนของ
ความดันโลหิต

DEVELOPMENT OF MEASUREMENT AND ANALYSIS SYSTEM OF BLOOD
PRESSURE AND BLOOD PRESSURE VARIABILITY

ชลลิตา อริยะดำรงค์ขวัญ
CHOLLITHA ARIYADAMRONGKWAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2558
KMITL-2015-EN-M-045-009

DEVELOPMENT OF MEASUREMENT AND ANALYSIS SYSTEM OF BLOOD
PRESSURE AND BLOOD PRESSURE VARIABILITY

CHOLLITHA ARIYADAMRONGKWAN

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2015
KMITL-2015-EN-M-045-009






COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาระบบการวัดและการวิเคราะห์ความดันโลหิตและความแปรปรวน
ของความดันโลหิต
Thesis Title Development of Measurement and Analysis System of Blood Pressure
and Blood Pressure Variability
นักศึกษา นางสาวชลลธิชา อริยะดำรงค์ขวัญ
รหัสประจำตัว 55612713
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2015-EN-M-045-009

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.สุรพันธ์	เอื้อไพบุลย์	
ผศ.ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุศลมัน	
รศ.ดร.ชูลี	โจนส์	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์	
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันศุกร์ที่ 20 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2558 เวลา 13.00-15.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 20 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2558

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนากระบวนการวัดและการวิเคราะห์ความดันโลหิตและความแปรปรวนของความดันโลหิต
นักศึกษา	นางสาวชลลิตา อริยะดำรงค์ขวัญ
รหัสประจำตัว	55612713
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

การวัดความดันโลหิตเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญในการประเมินสุขภาพเบื้องต้น ค่าที่วัดได้ใช้เป็นข้อมูลทางการแพทย์ที่สามารถบ่งชี้ถึงภาวะของระบบหมุนเวียนโลหิต การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบมาตรฐานที่ใช้ในปัจจุบันเป็นการวัดแบบบูรณาการโดยการสอดใส่หัววัดความดันหรือท่อสวนวัดความดันเข้าไปในหลอดเลือดที่ต้องการวัดโดยตรงซึ่งมักใช้ในกรณีการผ่าตัดใหญ่ การวัดแบบบูรณาการในลักษณะดังกล่าวไม่นิยมใช้นอกห้องผ่าตัดยกเว้นกรณีจำเป็น อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่ามีการพัฒนาวิธีการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานไม่ต่อเนื่องและใช้กันอย่างแพร่หลายนอกห้องผ่าตัด เช่น วิธีออสซิลโลเมตริก การวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องยังคงมีความจำเป็นอย่างยิ่งในทาง การแพทย์ ไม่ว่าจะเป็นการวินิจฉัยพยาธิสภาพของผู้ป่วยบางประเภท การวิจัยที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทอัตโนมัติ เนื่องจากการแปรปรวนของความดันโลหิตเป็นข้อมูลหนึ่งที่บ่งชี้ความปกติหรือผิดปกติของระบบประสาทอัตโนมัติ วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการพัฒนาระบบวัดและวิเคราะห์ความผันแปรของคลื่นความดันโลหิต โดยเริ่มจากนำเสนอการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องแบบไม่รุกราน ทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบขึ้นใช้หลักการส่งผ่านแรงดันของหลอดเลือดบริเวณข้อมือซึ่งเกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจผ่านปลายก้านวัดที่ทำจากวัสดุแข็งขนาดเล็กตามหลักการของโทโนเมตรีโดยผ่านจากผิวหนังไปยังช่องอกอกอากาศและส่งแรงดันไปยังเซ็นเซอร์วัดความดันซึ่งติดตั้งในทรานสดิวเซอร์ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ยังนำเสนอระบบการวัดความดันที่สามารถวัดความดันโลหิตพร้อมกับแสดงรูปคลื่นได้อย่างต่อเนื่อง และเสนอการวิเคราะห์ผลเบื้องต้น เช่น ความแปรปรวนของสัญญาณความดันโลหิตทั้งในโดเมนเวลาและความถี่ ตลอดจนนำเสนอผลทดสอบสมรรถนะของระบบกับเครื่องจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต ซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นถึงความสอดคล้องของการวัดวัดสัญญาณความดันต่อเนื่องภายในกับภายนอกท่อซิลิโคนของเครื่องจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต จากนั้นได้ทดสอบวัดความดันโลหิตในอาสาสมัครสุขภาพปกติ 1 รายจำนวน 10 ครั้ง ในขณะที่พักและหายใจปกติ ด้วยทรานสดิวเซอร์และระบบที่ออกแบบขึ้น พบว่าค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดัน มีความถี่ยอดที่ 1 เฉลี่ยที่ 1.26Hz (SD เท่ากับ 0.511) ความถี่ยอดที่ 2 เฉลี่ยที่ 2.57Hz (SD เท่ากับ 1.066) ยอดความถี่ที่ 3 เฉลี่ย 3.77Hz (SD เท่ากับ 1.362) นอกจากนี้เมื่อทดสอบวัดความดันโลหิตในขณะที่ควบคุมการหายใจเพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงขนาดของพัลส์ความดันตามเวลา ผลการทดสอบพบว่าสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกและความดันไดแอสโตลิก ในช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF (Low Frequency) เฉลี่ยที่ 0.068Hz และ 0.071Hz ตามลำดับ (SD เท่ากับ 0.046 และ 0.036) ค่าความถี่ HF เฉลี่ยที่ 0.156Hz และ 0.156Hz

ตามลำดับ (SD เท่ากับ 0.043 และ 0.043) ช่วงควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 0.078Hz และ 0.078Hz ตามลำดับ (SD เท่ากับ 0.010 และ 0.010) ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.155 Hz และ 0.155Hz ตามลำดับ (SD เท่ากับ 0.022 และ 0.021) จะเห็นได้ว่าทั้งความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิกในช่วงควบคุมการหายใจเดียวกันสามารถบอกค่าความถี่ทั้ง LF และ HF ได้ใกล้เคียงกัน และได้ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 0.063Hz (SD เท่ากับ 0.038) ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.156Hz (SD เท่ากับ 0.043) ช่วงทำการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF 0.078Hz (SD เท่ากับ 0.011) ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.150Hz (SD เท่ากับ 0.030) อีกทั้งยังพิจารณาหาค่าความน่าเชื่อถือ จากการหาค่า ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ทั้งค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดัน การเปลี่ยนแปลงเวลาความดัน และการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันมีค่า ICC มากกว่า 0.90 ซึ่งกล่าวได้ว่าผลการวัดสัญญาณความดันในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้ง มีความเที่ยงตรงและมีความน่าเชื่อถือในการประเมินทางการแพทย์

Thesis	Development of Measurement and Analysis System of Blood Pressure and Blood Pressure Variability
Student	Miss. Chollitha Ariyadamrongkwan
Student ID.	55612713
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2015
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitiphon ChitsaKul

ABSTRACT

Blood pressure measurement plays important role in assessment of healthy for the cardiovascular system. It is medical information that indicates the function of the heart. The gold standard of continuous blood pressure measurement can be carried on by inserting a pressure probe or a catheter into a blood vessel. This direct method is invasive and risky to infection if operated out of a cleaned room. Therefore, it is usually operated only in an operating room. Indirect noninvasive blood pressure measurement such as the oscillometric method has long time developed providing surficial primary information of blood pressure in general diagnosis for the abnormality. The direct continuous blood pressure is, however, still necessary for special diagnosis and researches in such as concerning on autonomous nervous system or central blood pressure assessments. This thesis presents development of measurement and analysis for pulse pressure variation. Development of non-invasive continuous blood pressure transducer based on Applanation Tonometry is firstly detailed. Based on this principle, the pressure of the radial arteries of a wrist is transferred to the air chamber and then to a pressure sensor via a small stick of which the tip is placed on the skin over the arteries. The purposed system continuously displays the pulse pressure waveforms on a computer screen. Analysis such as pulse pressure variation in time and frequency domain has been included. The system was tested with cardiovascular simulator for comparing the pulse pressure waveform with a catheter one in which the correspondence of waveform has been reported. The system was finally applied to 10 healthy subjects at resting with normal inhales and exhales and with standard medical assessments. The results of 10 repeated measurement in a volunteer has shown that spectrum of signal consist 3 frequency components which the first one is 1.26Hz at average, (SD 0.511), second average peak frequency is at 2.57Hz, (SD 1.066) and the third one is 3.77Hz, (SD 1.362). In addition, blood pressure measurements by which the respiration was controlled to 6 and 12 breaths per minute (BPM) in order to observe the functions of the autonomic nervous system were carried on in all subjects.

Systolic to systolic and diastolic to diastolic variation are verified by getting its spectrum. The results showed that spectrum of systolic and diastolic blood pressure variation during control of respiration at 12 BPM which found average low frequency (LF) at 0.068Hz and 0.071Hz respectively, (SD 0.046 and 0.036). The average high frequency (HF) was found at 0.156Hz and 0.156Hz respectively, (SD 0.043 and 0.043). At 6 BPM, average LF was found at 0.078Hz and 0.078Hz respectively, (SD 0.010 and 0.010), and then HF at 0.155Hz and 0.155Hz respectively, (SD 0.022 and 0.021). Moreover the pulse pressure variations (peak systolic to peak diastolic) during respiration was controlled were verified. At 12 BPM we found average LF at 0.063Hz, (SD 0.038), and average HF at 0.156Hz (SD 0.043). At 6 BPM average LF at 0.078Hz (SD 0.011) and average HF at 0.150Hz (SD 0.030) were found. The reliability was furthermore statistically evaluated by using the ICC (Intraclass Correlation Coefficient). The results of systolic, diastolic blood pressure and pulse pressure variation are shown the ICC index of more than 0.9. In other words, with our system, the measurement of blood pressure on the same volunteer has high precision. The blood pressure and pulse pressure variation were obtained accurately as well. In conclusion, based on standard medical assessments, the reliability of system for continuous blood pressure measurement at the wrist and also variability has been indicated.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ รวมถึงเครื่องมือ อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทำงานวิจัย ตลอดจนให้ความรู้แก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ และการช่วยเหลือต่างๆทั้งทางด้านเอกสารและอุปกรณ์ภายในห้องปฏิบัติการชีวการแพทย์ ทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.ชูลี โจนส์ หัวหน้าสายวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้ให้คำปรึกษา แนวทางการทำงานวิจัย และความรู้ต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวัดความดันโลหิตรวมทั้งการประเมินค่าสัญญาณความดันโลหิตที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทอัตโนมัติ

ขอขอบพระคุณ TMEC NSTDA ที่สนับสนุนเซ็นเซอร์วัดความดัน TMPSI10B

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ รวมทั้งอาสาสมัครทุกคนทั้งในและนอกห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ นอกสถาบันที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยสนับสนุนด้านค่าใช้จ่าย ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี สำหรับคุณค่าความดีอันใดและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ชลลิตา อริยะดำรงค์ขวัญ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	III
กิตติกรรมประกาศ.....	V
สารบัญ.....	VI
สารบัญตาราง.....	X
สารบัญรูป.....	XI
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตงานวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนในการศึกษา.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	4
2.1 สัญญาณชีพ.....	4
2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย.....	4
2.1.2 ชีพจร.....	4
2.1.2.1 ค่าในการตรวจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร.....	5
2.1.2.2 จังหวะของชีพจร.....	6
2.1.2.3 ปริมาตรของชีพจร.....	6
2.1.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร.....	6
2.1.2.5 กลไกการควบคุมชีพจร.....	7
2.1.2.6 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร.....	7
2.1.2.7 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร.....	8
2.1.2.8 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร.....	8
2.1.3 การหายใจ.....	8
2.1.3.1 กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซ.....	8
2.1.3.2 วิธีนับการหายใจ.....	9
2.1.3.3 อัตราเร็วของการหายใจ.....	9
2.1.4 ความดันโลหิต.....	10
2.1.4.1 ค่าของความดันโลหิต.....	10
2.1.4.2 การวัดความดันโลหิต.....	11
2.1.4.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต.....	14

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.1.4.4 ปัจจัยของความดันโลหิต.....	16
2.1.4.5 สาเหตุของการเปลี่ยนแปลงความดัน	16
2.1.4.6 กลไกการควบคุมความดันโลหิต.....	17
2.1.4.7 ความผิดปกติของความดันโลหิต	18
2.1.4.8 ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิต.....	18
2.1.4.9 การวัดความดันโลหิตในปัจจุบัน.....	19
2.1.5 เครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต.....	19
2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดัน.....	21
2.2.1 แบบจำลองหลอดเลือด	21
2.2.2 โทโนเมตรี.....	22
2.2.3 ทฤษฎีของบอยล์	25
2.2.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันเบื้องต้น	26
2.2.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา.....	26
2.2.4.2 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่.....	27
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	34
2.3.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน.....	34
2.3.2 วิธีการโทโนเมตรี.....	35
2.3.3 หลักการวัดความดันหลอดเลือดแดงแบบโทโนเมตรีแบบเซ็นเซอร์อาร์เรย์..	36
2.3.4 ตัวอย่างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องตามหลักการของ โทโนเมตรี (TL-200).....	37
2.3.5 การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดัน BPV.....	38
2.3.6 การตอบสนองของผู้ป่วยต่อการให้สารน้ำ.....	39
บทที่ 3 การออกแบบระบบการวัดความดันต่อเนื่อง.....	41
3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันแบบต่อเนื่อง.....	41
3.2 โครงสร้างทางกายภาพของทรานสดิวเซอร์และการทำงานของทรานสดิวเซอร์.....	41
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์.....	43
3.3.1 เซ็นเซอร์วัดความดันภายในแบบเชิงเส้น TMPSI10B	43
3.3.2 เซ็นเซอร์วัดความดันภายนอกแบบเชิงเส้น MPXV5004G	44
3.3.3 DAQ Card NI USB-6009	46
3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์.....	46
3.4.1 โปรแกรม LabVIEW®	46
3.4.2 การออกแบบส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้.....	46
3.4.3 ส่วนการวัดและการบันทึกข้อมูล	47
3.4.3.1 ส่วนการรับค่าข้อมูลประวัติส่วนตัวของผู้วัด	48

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.4.3.2 ส่วนการแสดงผลสัญญาณความดัน	48
3.4.3.3 ส่วนการบันทึกสัญญาณความดัน	49
3.4.4 ส่วนการประมวลผลและนำเสนอผล.....	49
3.5 สรุป	51
บทที่ 4 การทดสอบระบบทางเทคนิคและผลการทดสอบ.....	53
4.1 การทดสอบการใช้งานและความสามารถของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	53
4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	53
4.1.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G ที่ติดตั้งพร้อมกับ แผ่นกันรับแรง	55
4.2 การทดสอบการทำงานของช่องกักอากาศภายในทรานสดิวเซอร์.....	58
4.3 การทดสอบเซ็นเซอร์ TMPSI10B	61
4.3.1 ทดสอบด้วยอากาศ.....	61
4.3.2 ทดสอบด้วยน้ำ.....	62
4.4 การทดสอบด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดัน	64
4.5 สรุป	65
บทที่ 5 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ.....	67
5.1 การทดลอง.....	67
5.1.1 วัตถุประสงค์ทดลองและอุปกรณ์การทดลอง.....	68
5.2 ผลการทดลอง.....	69
5.2.1 ผลการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับการควบคุมการ หายใจ.....	69
5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	70
5.3.1 วิเคราะห์สเปกตรัมของตัวอย่างสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติ ราย เดียวกัน.....	70
5.3.2 วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิต ไดแอสโต ลิต และหาสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณขณะทำการควบคุมการ หายใจ.....	71
5.3.3 วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงของสัญญาณพัลส์ความดันและหาสเปกตรัมการ เปลี่ยนแปลงของสัญญาณขณะทำการควบคุมการหายใจ.....	74
5.4 ทดลองวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไป.....	76
5.5 สรุป	77
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง	79

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
6.1 บทสรุปงานวิจัย	79
6.2 ข้อเสนอแนะ คำแนะนำและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	80
เอกสารอ้างอิง	82
ภาคผนวก.....	85
ภาคผนวก ก รายละเอียดโปรแกรมการทำงานของระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่ บริเวณข้อมือ.....	86
ภาคผนวก ข รายละเอียดโปรแกรมการวิเคราะห์สัญญาณของระบบวัดความดันโลหิตอย่าง ต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือ	87
ภาคผนวก ค ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	88
ภาคผนวก ง ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์และได้รับรางวัล	89
ประวัติผู้เขียน.....	90

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย.....	10
2.2 สรุปรายละเอียดของเสียงครอทคอป.....	13
2.3 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท).....	14
2.4 วิธีและหลักการวัดความดันในปัจจุบัน.....	19
2.5 สมบัติเชิงกลของหลอดเลือดต่างๆ.....	21
3.1 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ TMPSI10B	43
3.2 ความสามารถของเซ็นเซอร์ TMPSI10B	43
3.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ TMPSI10B	44
3.4 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	45
3.5 ความสามารถของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	45
3.6 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	45
3.7 คุณสมบัติของ NI-6009.....	46
4.1 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท	54
4.2 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอท	55
4.3 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท (ติดแผ่นกั้นรับแรง)	57
4.4 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอท (ติดแผ่นกั้นรับแรง)	58
4.5 ค่าการเปลี่ยนแปลงความดันและปริมาตรในกรณีที่มีการป้อนแรงดันที่ปลายของก้านวัด.....	60
4.6 ค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันของเซ็นเซอร์ TMPS110B กรณีทดสอบด้วยลม	62
4.7 ค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันของเซ็นเซอร์ TMPS110B กรณีทดสอบด้วยน้ำ	63
5.1 วิธีการหายใจ.....	67
5.2 ขั้นตอนการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับควบคุมการหายใจ.....	67
5.3 ค่าสเปคตรัมของสัญญาณความดันโลหิตในอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน.....	71
5.4 ค่าสเปคตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิก.....	73
5.5 ค่าสเปคตรัมการเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน.....	75

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตำแหน่งซีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์.....	7
2.2 วิธีการคลำซีพจรในตำแหน่งต่างๆ.....	8
2.3 การหายใจ.....	9
2.4 ความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับไดแอสโตลิก.....	11
2.5 วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง.....	11
2.6 การวัดความดันโลหิตทางอ้อม.....	12
2.7 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ.....	14
2.8 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ.....	15
2.9 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน.....	20
2.10 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุด.....	20
2.11 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเบี่ยงกดทับท่อย่างทำให้เกิดความดันสูงสุด.....	20
2.12 แบบจำลองหลอดเลือด.....	21
2.13 รัศมีของหลอดเลือดกับการเปลี่ยนแปลงของความตึงเครียดในผนังหลอดเลือด.....	22
2.14 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับรัศมีของหลอดเลือด.....	22
2.15 หลักการของโทโนเมตรี่เมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด.....	23
2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊ส.....	26
2.17 ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนกลับของความดันกับปริมาตรของแก๊ส.....	26
2.18 การหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก และไดแอสโตลิก.....	27
2.19 การหาการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน.....	27
2.20 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น.....	35
2.21 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีโทโนเมตรี่.....	36
2.22 หลักการวัดความดันบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบโทโนเมตรี่.....	36
2.23 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200.....	37
2.24 ตำแหน่งของเซ็นเซอร์ที่วางอยู่บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ.....	37
2.25 ความดันเลือดแดงที่ได้จากอุปกรณ์ TL-200.....	38
2.26 ผลการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดัน.....	39
2.27 การหาการเปลี่ยนแปลงความดันซิสโตลิกของผู้ป่วยในขณะที่ทำการใส่เครื่องช่วงหายใจ.....	40
2.28 การหาการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันของผู้ป่วยในขณะที่ทำการใส่เครื่องช่วงหายใจ.....	40
3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต.....	41
3.2 ขนาดและโครงสร้างของทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบขึ้นตามหลักของโทโนเมตรี่.....	42
3.3 การทำงานของทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบตามหลักของโทโนเมตรี่.....	42
3.4 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ TMPSI10B.....	43
3.5 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ TMPSI10B.....	44
3.6 วงจรขยายสัญญาณจาก TMPSI10B.....	44

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.7 โครงสร้างภายนอกและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	45
3.8 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	45
3.9 ช่องต่างๆของ DAQ Card NI USB-6009	46
3.10 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อระหว่างผู้ใช้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันส่วนการวัดสัญญาณความดันโลหิต	47
3.11 หน้าต่างการทำงานของระบบวัดความดัน	48
3.12 หน้าต่างการรับค่าข้อมูลผู้วัด	48
3.13 หน้าต่างแสดงสัญญาณความดัน	49
3.14 หน้าต่างการกดปุ่มบันทึกสัญญาณ	49
3.15 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อระหว่างผู้ใช้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันส่วนการวิเคราะห์สัญญาณ	50
3.16 หน้าต่างการแสดงผลสัญญาณที่บันทึกไว้	50
3.17 หน้าต่างการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และสเปคตรัมการเปลี่ยนสัญญาณ	50
3.18 หน้าต่างการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดัน	51
4.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G	53
4.2 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0-26 มิลลิเมตรปรอทและค่าเฉลี่ย	54
4.3 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26-0 มิลลิเมตรปรอทและค่าเฉลี่ย	55
4.4 การทดสอบความไวของเซ็นเซอร์เมื่อติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรง	56
4.5 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0-26 มิลลิเมตรปรอทและค่าเฉลี่ย (กรณีติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรง)	57
4.6 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26-0 มิลลิเมตรปรอทและค่าเฉลี่ย (กรณีติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรง)	58
4.7 ขนาดและลักษณะการทำงานของช่องกักอากาศ	59
4.8 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P_2 กับปริมาตร V_2	60
4.9 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P_2 กับปริมาตร ΔV	60
4.10 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P_2 กับความสูง h	61
4.11 อุปกรณ์และวิธีการทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ TMPSI10B ด้วยวิธีการป้อนลมเข้าโดยตรง	61
4.12 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนจากเครื่องวัดแบบปรอทกับแรงดันที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B ด้วยลม	62
4.13 อุปกรณ์และวิธีการทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ TMPSI10B ด้วยวิธีการป้อนลมเข้าไปในทรานสดิวเซอร์ที่ภายในมีน้ำอยู่	63
4.14 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนจากเครื่องวัดแบบปรอทกับแรงดันที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B พร้อมกับบรรจุน้ำในทรานสดิวเซอร์	63

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.15 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน.....	64
4.16 การทดลองวัดความดันด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดันโดยทรานสดิวเซอร์.....	65
4.17 ผลการทดลองวัดความดันด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดันโดยทรานสดิวเซอร์.....	65
5.1 อุปกรณ์การทดลองวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องพร้อมควบคุมการหายใจ.....	68
5.2 วิธีการทดลองวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องพร้อมควบคุมการหายใจ.....	69
5.3 สัญญาณความดันโลหิตแบบ $A \rightarrow B$	69
5.4 สัญญาณความดันโลหิตแบบ $B \rightarrow A$	70
5.5 ตัวอย่างสเปกตรัมของสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน	70
5.6 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกไดแอสโตลิก และสเปกตรัม ของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A	71
5.7 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันโลหิตซิสโตลิกไดแอสโตลิก และ สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B	72
5.8 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันช่วงหายใจปกติ.....	72
5.9 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันช่วงควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที.....	72
5.10 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันช่วงควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	73
5.11 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดัน และสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A	74
5.12 ผลการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดัน และสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B	74
5.13 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันช่วงการหายใจปกติ.....	74
5.14 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันช่วงการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที.....	75
5.15 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันช่วงการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	75
5.16 ผลการวัดกับอาสาสมัครทั่วไป.....	77

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความจำเป็นและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความจำเป็นและความสำคัญของปัญหา

ความดันโลหิตหมายถึงความดันภายในหลอดเลือดแดงที่เกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ ซึ่งผลึกดันทำให้เกิดการไหลเวียนโลหิตภายในร่างกายอยู่ตลอดเวลา เพื่อนำสารอาหารไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย อีกทั้งยังนำของเสียกลับเข้ามาสู่ระบบขับถ่ายอีกด้วย ดังนั้นความดันโลหิตจึงเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญอย่างยิ่ง สามารถบอกถึงสุขภาพ ความแข็งแรงของร่างกายและการเกิดโรคต่างๆที่เกิดกับระบบหมุนเวียนโลหิตได้

การวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงทางตรง ใช้การสอดใส่สายแคททีเตอร์หรือสายสวนผ่านผิวหนังเข้าไปในเส้นเลือดโดยตรง เพื่อถ่ายเทความดันภายในหลอดเลือดมายังทรานสดิวเซอร์วัดความดันภายนอก เนื่องจากเป็นวิธีที่ต้องรุกราน (invasive) เข้าสู่ร่างกายผู้ถูกวัด ทำให้มีความเสี่ยงในการติดเชื้อ ถึงแม้ว่าวิธีนี้จะให้ผลการวัดโดยตรง ซึ่งถูกต้อง แม่นยำและให้ค่าความดันได้อย่างต่อเนื่อง แต่มักใช้เฉพาะในกรณีผู้ป่วยอาการหนักหรือผู้ป่วยฉุกเฉินในห้องปลอดเชื้อหรือห้องผ่าตัดเท่านั้น ไม่เหมาะในการนำมาตรวจวัดผู้ป่วยโดยทั่วไป ในเวลาต่อมาได้มีการพัฒนาเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน (noninvasive) เป็นการตรวจวัดความดันทางอ้อมตั้งแต่แบบ sphygmomanometer ที่ผู้วัดต้องฟังเสียงการไหลของเลือด (korotkoff sound) และอ่านค่าความดันแบบอนาล็อก จนพัฒนามาเป็นแบบดิจิตอลออสซิลโลเมตริก ไม่ต้องใช้กระบวนการที่ยุ่งยากในการวัด ทำให้การวัดความดันโลหิตสามารถทำได้เองที่บ้าน วิธีการนี้จะสามารถอ่านค่าความดันโลหิตได้ 2 ค่าคือค่าความดันโลหิตค่าสูง (ซิสโตลิก) ความดันโลหิตค่าต่ำ (ไดแอสโตลิก) และยังสามารถนำค่าทั้งสองมาคำนวณเป็นค่าความดันเฉลี่ยได้อีกด้วย ถึงแม้ว่าวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลจะไม่ต้องใช้การฟังเสียงการไหลของเลือดผ่านหลอดเลือดแดงโดยผู้วัดและใช้ระบบอิเล็กทรอนิกส์ประเมินค่าความดันอย่างอัตโนมัติ แต่เครื่องมือชนิดนี้สามารถบอกได้แค่ค่าความดันสูง-ต่ำ-เฉลี่ยเท่านั้น ไม่สามารถแสดงรูปคลื่นของสัญญาณความดันอย่างต่อเนื่องได้ จึงเหมาะกับการใช้งานด้านประเมินสุขภาพเพียงคร่าวๆ ซึ่งการวินิจฉัยและวิจัยเชิงลึกทางการแพทย์ต้องอาศัยการวัดความดันแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเสนอการออกแบบสร้างระบบวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงแบบต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือ โดยสามารถแสดงรูปคลื่นความดันได้อย่างต่อเนื่อง และสามารถบอกถึงการเปลี่ยนแปลงของความดันภายในร่างกายได้อย่างตลอดเวลา อีกทั้งยังสามารถเก็บบันทึกข้อมูลและนำสัญญาณมาวิเคราะห์ในภายหลังได้อีกด้วย

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

1.2.1 ออกแบบและสร้างทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตต่อเนื่องและระบบประมวลผลสัญญาณความดัน

1.2.2 ประเมินสมรรถนะของระบบโดยวัดความดันโลหิตบนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือตามหลักการของโทโนเมตรี

1.2.3 ประเมินผลสมรรถนะการใช้งานของระบบในการประยุกต์ทางคลินิก กับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

หลักของโทโนเมตรีสามารถนำมาใช้ในการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ โดยใช้การกดบริเวณหลอดเลือดแดงอย่างคงที่ด้วยก้านกดขนาดเหมาะสมกับขนาดของหลอดเลือดแรงสะท้อนกลับจากปลายก้านกด (Tip) สามารถนำมาประมาณเป็นค่าแรงดันภายในหลอดเลือดอย่างต่อเนื่องได้ อย่างไรก็ตามการออกแบบทรานสดิวเซอร์ที่สามารถรับแรงสะท้อนของหลอดเลือดแดงที่ผิวหนังบริเวณข้อมือให้ใช้งานได้จริง จะต้องพิจารณา สมบัติหลายประการของอุปกรณ์ที่เลือกใช้รวมทั้งราคาในการผลิตด้วย

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

ใช้หลักการของโทโนเมตรีกับหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือผ่านก้านวัดไปยังแผ่นกั้นยืดหยุ่นเชื่อมต่อกับช่องกักอากาศและเซ็นเซอร์รับแรงดัน เมื่อหลอดเลือดแดงมีการขยายตัวจะทำให้ก้านวัดดันแผ่นกั้นรับแรงให้มีการโก่งตัวขึ้นทำให้ความดันภายในช่องกักอากาศเพิ่มขึ้น และเมื่อเส้นเลือดแดงหดตัวตามความดันภายในหลอดเลือด ความดันในช่องอากาศจะลดลงตามแรงกดของก้านวัด ทำให้สามารถตรวจจับแรงดันที่หลอดเลือดแดงอย่างต่อเนื่องได้ และกดปลายก้านวัดด้วยแรงดันคงที่ก็จะสามารถปรับเทียบเป็นค่าความดันในช่องกักอากาศเป็นความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องเช่นกัน

1.5 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบและสร้างทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตต่อเนื่องและระบบประมวลผลสัญญาณความดัน แล้วประเมินสมรรถนะของระบบโดยวัดความดันโลหิตบนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ และประเมินผลสมรรถนะการใช้งานของระบบในการประยุกต์ทางคลินิกในอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.6 ขั้นตอนในการศึกษา

เริ่มต้นจากการศึกษาเกี่ยวกับการวัดความดันโลหิตในรูปแบบต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการวัดความดันโลหิตทางตรง ซึ่งการวัดวิธีนี้ได้ค่าสัญญาณความดันที่ถูกต้องและแม่นยำที่สุดแต่เนื่องด้วยการวัดวิธีนี้มีความเสี่ยงและต้องใช้นิกรณิผ้าตัดใหญ่เท่านั้น ส่วนอีกวิธีหนึ่งเป็นการวัดความดันโลหิตทางอ้อม ซึ่งวิธีนี้สามารถวัดได้หลายรูปแบบและไม่เกิดอันตรายในการวัด ศึกษาวิธีการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมโดยใช้หลักการโทโนเมตรี ที่ใช้มาใช้ในงานวิจัยนี้ จากนั้นทำการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตที่ปลอดภัยต่อแบริเวณข้อมือปรับปรุงให้ง่ายในการใช้งานพร้อมกับการออกแบบระบบวิเคราะห์ข้อมูลจากการวัดผ่านซอฟต์แวร์บนคอมพิวเตอร์ จากนั้นทำการทดสอบกับอาสาสมัครสุขภาพปกติ 1 รายจำนวน 10 ครั้งเป็นเพื่อประเมินลักษณะของ ความคงตัวของผลการวัดจริง

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ผลการศึกษาและวิจัยได้นำมาเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยทำการแบ่งเนื้อหาเป็นบทดังนี้
 บทที่ 1 กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและขั้นตอนในการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงเนื้อหาเกี่ยวกับโครงสร้างและระบบที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย โดยแบ่งออกเป็นสัญญาณชีพ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับทรานสดิวเซอร์วัดความดันที่ทำการออกแบบและทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลของสัญญาณความดัน

บทที่ 3 กล่าวถึงหลักการในการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องตามหลักของโทโนเมตรี พร้อมทั้งกล่าวถึงรายละเอียดของเซ็นเซอร์ที่ใช้ในการออกแบบ

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบระบบโดยแบ่งออกเป็นทดสอบทางเทคนิคเพื่อทดสอบความสามารถของเซ็นเซอร์บนทรานสดิวเซอร์ที่ทำการออกแบบ

บทที่ 5 กล่าวถึงการทดสอบทางคลินิกโดยทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติในสภาวะปกติและถูกควบคุมการหายใจ และนำผลมาวิเคราะห์ผลเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณและสเปคตรัม

บทที่ 6 กล่าวถึงบทสรุปและข้อเสนอแนะของวิทยานิพนธ์เล่มนี้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

เนื้อหาในบทนี้จะเป็นการนำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย เช่น องค์ประกอบของสัญญาณชีพ วิธีการจับชีพจร หลักในการวัดความดันโลหิต และการวัดความดันโลหิตในปัจจุบัน รวมถึงทฤษฎีในการออกแบบงานวิจัย นอกจากนี้ในส่วนสุดท้ายของบทนี้จะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณชีพ (Vital sign)

สัญญาณชีพ [1] หรืออาการแสดงชีพเป็นสิ่งบ่งชี้สุขภาพของบุคคล เป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงการมีชีวิตของมนุษย์หรือใช้ประเมินการทำงานของอวัยวะภายในร่างกาย โดยเฉพาะ หัวใจ ปอด สมอ รวมถึงการบอกถึงความปกติหรือความผิดปกติของร่างกายและเป็นสัญญาณที่มีสำคัญมากทางการแพทย์ ประกอบไปด้วย 4 อาการแสดง หรือ 4 สัญญาณที่ใช้ในการตรวจสอบ คือ อุณหภูมิร่างกาย ชีพจร การหายใจและความดันโลหิต รวมถึงการทำงานของระบบไหลเวียนโลหิตและระบบหายใจก็ยังสามารถนำไปใช้ในการประเมิน วินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้น หรือวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยและยังสามารถติดตามและประเมินผลของการรักษาได้อีกด้วย

2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย (Temperature)

อุณหภูมิร่างกายเปรียบเสมือนระดับความร้อนภายในร่างกาย เป็นเหมือนความสมดุลความร้อนระหว่างความร้อนที่ร่างกายสร้างขึ้นกับความร้อนที่ร่างกายสูญเสียไป ซึ่งอุณหภูมิภายในร่างกายในสภาวะปกติจะมีค่าคงที่ ไม่แปรผันตามสภาพแวดล้อมเนื่องจากมนุษย์เป็นสัตว์เลือดอุ่นที่สามารถปรับตัวเพื่ออยู่ในสภาพแวดล้อมได้ โดยร่างกายปกติจะมีอุณหภูมิภายในประมาณ 36.4-37.4 องศาเซลเซียส และในสภาวะที่ร่างกายไม่สามารถถ่ายเทความร้อนได้หรือไม่สามารถสร้างความร้อนให้สมดุลกับการสูญเสีย จะทำให้อุณหภูมิภายในร่างกายมีค่าลดลง เกิดสภาวะที่อุณหภูมิภายในร่างกายต่ำ (ต่ำกว่า 36.4 องศาเซลเซียส) และสภาวะที่อุณหภูมิภายในร่างกายสูง (สูงกว่า 37.5 องศาเซลเซียส) หรือการมีไข้

2.1.2 ชีพจร (Arterial pulse)

ชีพจร [2] เป็นแรงสะท้อนของกระแสเลือดซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย เป็นผลทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะ โดยอัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ 2 ส่วนคือ parasympathetic nervous system ซึ่งถูกกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง และ sympathetic nervous system ซึ่งถึงกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้นจากการที่เลือดไหลเวียนจะเกิดแรงกระทบไปยังหลอดเลือดรอบนอกซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิด arterial pulsation หรือชีพจร ซึ่งความจริงแล้วชีพจรเป็นเพียงความเร็วของสัญญาณชีพหรือ pulse wave โดยจะเร็วกว่าการไหลของเลือดประมาณ 5-10 เท่า จากสาเหตุการเต้นของหลอดเลือดทำให้เกิดประโยชน์ในวงการแพทย์เพื่อใช้ตรงสภาวะการไหลเวียนของร่างกาย ดังนั้นการ

ตรวจชีพจรส่วนใหญ่จะได้รับการตรวจที่บริเวณหลอดเลือดแดง radial เนื่องจากเป็นหลอดเลือดที่ง่ายต่อการคลำหา โดยการเต้นของชีพจรจะเด่นเป็นจังหวะทำให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลาซึ่งเกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ

2.1.2.1 ค่าในการตรวจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร (Rate)

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

1. อายุ โดยจะแปรผกผันกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือเมื่ออายุน้อยหรือในวันทารกอัตราการเต้นของหัวใจจะสูงและในทางกลับกันเมื่ออายุเพิ่มมากขึ้นอัตราการเต้นของหัวใจจะลดต่ำลง
2. ขนาดของร่างกาย โดยคนผอมจะมีอัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าคนอ้วน ประมาณ 5-10 ครั้งต่อนาที
3. อารมณ์ ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น
4. การออกกำลังกาย อาจทำให้อัตราการเต้นของหัวใจสูงขึ้นถึง 180-200 ครั้งต่อนาที
5. อุณหภูมิ โดยจะแปรผันตรงกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือเมื่ออุณหภูมิต่ำ อัตราการเต้นของหัวใจจะต่ำ และในทางกลับกันเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นจะทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น
6. จังหวะการเต้นของชีพจร (Rhythm) ขึ้นอยู่กับการเต้นของหัวใจ โดยปกติแล้วจะมีจังหวะการเต้นที่สม่ำเสมอ หากไม่สม่ำเสมอแสดงว่าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอด้วย
7. ความกว้างของความดันโลหิต (Amplitude) ส่วนใหญ่แล้วจะขึ้นอยู่กับความดันชีพจรหรือ pulse pressure เมื่อหัวใจมีการบีบตัวเพื่อส่งเลือดออก เกิดแรงไปกระทบที่บริเวณหลอดเลือดรอบนอกทำให้หลอดเลือดรอบนอกมีการขยายตัว ดังนั้นเมื่อหลอดเลือดขยายตัวมาก pulse pressure ก็จะมีค่ามาก ก็จะสามารถคลำหาได้ง่ายเนื่องจาก amplitude จะกว้าง อย่างไรก็ตามก็ยิ่งขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย
8. ความตึง (Tension) สามารถตรวจวัดได้โดยการใช้นิ้วกดลงไปทีบริเวณหลอดเลือดจนกระทั่งหลอดเลือดมีลักษณะตีบหรือเลือดไม่สามารถผ่านไปได้ ในการกดแรงบนหลอดเลือดขึ้นอยู่กับความตึงว่ามีแรงตึงมากหรือน้อย
9. ลักษณะของหลอดเลือด (Form) สามารถตรวจการขยายตัวของหลอดเลือดได้เมื่อหลอดเลือดมากระทบกับมือเพื่อดูว่าช้าหรือเร็ว ซึ่งหมายถึงหลอดเลือดค่อยๆขยายตัว หรือหลอดเลือดขยายตัวเร็ว แสดงถึงความต้านทานการไหลเวียนของเลือดที่ส่งออกจากหัวใจ ถ้ามีความต้านทานการไหลมากจะทำให้หลอดเลือดไหลได้ช้า และจะต้องใช้เวลานานเพื่อจะให้หลอดเลือดขยายตัวได้อย่างเต็มที่ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย หากหลอดเลือดมีความยืดหยุ่นน้อยจะทำให้หลอดเลือดมีลักษณะแข็งตัว ขยายตัวและหดตัวเร็ว
10. ปริมาตรในการบีบเลือดต่อครั้ง (Stroke volume, SV) หมายถึงปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในแต่ละครั้ง การไหลออกขณะที่หัวใจบีบตัวนั้นมีค่าประมาณ 70 ลูกบาศก์

เซนติเมตร ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามกำลังการบีบตัวของหัวใจ จำนวน diastolic filling และ venous return

11. ผลผลิตของหัวใจ (Cardiac output, C.O.) หมายถึงปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในเวลา 1 นาที หรือเรียกว่าอัตราการไหลเวียนของเลือด (Circulatory rate) ซึ่งหมายถึง ปริมาตรการบีบเลือดต่อครั้งคูณด้วยอัตราการเต้นของหัวใจ ยกตัวอย่างเช่นในสภาวะปกติ ผลผลิตของหัวใจจะมีค่าเท่ากับ $70 \times 72 = 5,040$ มิลลิลิตรหรือ 5 ลิตรนั่นเอง โดยผลผลิตของหัวใจจะมีค่าแปรผันตรงกับอัตราการเผาผลิซึมของร่างกาย เช่น การเดินช้าๆจะมีผลผลิตของหัวใจน้อยกว่า การเดินด้วยความเร็วปานกลาง

2.1.2.2 จังหวะของชีพจร (Pulse rhythm)

โดยทั่วไปแล้วการที่ชีพจรเต้นปกตินั้นจะมีช่วงพักระหว่างจังหวะเท่ากัน เรียกว่า ชีพจรสม่ำเสมอ ส่วนชีพจรที่เต้นผิดปกติ คือเต้นไม่เป็นจังหวะและในแต่ละช่วงพักระหว่างจังหวะที่ไม่เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ อาจเกิดสลับระหว่างสม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ

2.1.2.3 ปริมาตรแรงชีพจร (Pulse Volume)

ปริมาตรของชีพจรขึ้นอยู่กับความแรงของเลือด โดยปกติแล้วจะรับรู้ความรู้สึกด้วยการใช้นิ้วกดลงที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ หากแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง หากแรงดันเลือดเบา ชีพจรก็จะเบา ซึ่งระดับของชีพจรมีตั้งแต่ค่าชีพจรไม่ได้จนถึงชีพจรเต้นแรง

2.1.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร

1. อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง
2. เพศ เพศชายจะมีค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของชีพจรต่ำกว่าเพศหญิงเล็กน้อย
3. การออกกำลังกาย เมื่อมีการออกกำลังกายจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น
4. การมีไข้ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิของร่างกายสูงขึ้นส่งผลให้ความดันเลือดต่ำลง
5. ยาบางชนิด เป็นสาเหตุทำให้อัตราการเต้นของชีพจรต่ำลง เนื่องจากตัวยาเป็นตัวกระตุ้น ระบบประสาทพาราซิมพาเธติก
6. การสูญเสียเลือดทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากการสูญเสียเลือดเป็นการกระตุ้นระบบซิมพาเธติก
7. ความเครียด เมื่อเกิดความเครียดจะเป็นการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเธติกทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น รวมทั้งความกลัว หวาดระแวง กังวล และอาการเจ็บปวด
8. ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น(เต้นเร็ว) ส่วนท่านอนจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรต่ำลง (เต้นช้า)

2.1.2.5 กลไกการควบคุมชีพจร

อัตราการเต้นของหัวใจขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ [3] (Automatic Nervous System) ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทจำนวนมากโดยทำงานเป็นอิสระ ไม่อยู่ในการควบคุมของระบบประสาทส่วนกลาง แบ่งออกเป็น 2 ระบบคือ

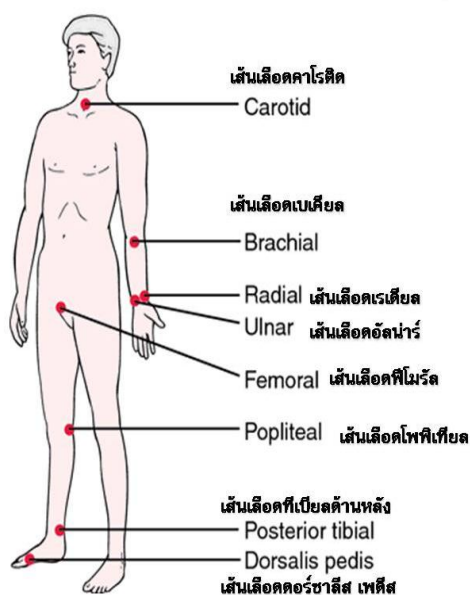
1. ระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic nervous System) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่บริเวณไขสันหลัง ระบบนี้ทำงานในช่วงที่ร่างกายอยู่ในสภาวะอันตราย ร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาตื่นตัวเพื่อเตรียมความพร้อมในการเผชิญกับสถานการณ์เหล่านั้น อันได้แก่ ขนลุกตั้ง ชีพจรเต้นเร็วกว่าปกติ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น หัวใจเต้นเร็ว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

2. ระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic nervous system) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่ก้านสมองและไฮโปทาลามัส โดยระบบนี้จะทำงานควบคู่ไปกับระบบประสาทซิมพาเทติก เป็นการทำให้ร่างกายกลับมาสู่สภาวะปกติหลังจากที่ระบบซิมพาเทติกทำงานสิ้นสุดลงแล้ว ได้แก่ ชีพจรของหัวใจและความดันโลหิตกลับคืนสู่สภาวะปกติคือ ทำให้ชีพจรเต้นช้าลง อัตราการเต้นของชีพจรลดต่ำลงและความดันโลหิตมีค่าลดต่ำลง

2.1.2.6 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร [4]

1. Peripheral หรือที่ตำแหน่งหลอดเลือดส่วนปลาย ซึ่งจะใช้นิ้วชี้ กลาง นาง วางตรงตำแหน่งเส้นเลือดแดง กดแรงพอประมาณเพื่อให้รับรู้การหดและขยายตัวของผนังหลอดเลือด โดยจะแบ่งออกเป็น temporal คือเส้นเลือดเทมพอร์ลของศีรษะ Carotid จะอยู่บริเวณด้านข้างของคอ brachial อยู่ด้านในของกล้ามเนื้อ Bicep ของแขน Radial อยู่บริเวณข้อมือด้านใน เป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรกันมากที่สุด femoral จะอยู่บริเวณขาหนีบ Popliteal อยู่บริเวณข้อพับเข่า แสดงดังรูปที่ 2.1

2. Apical เป็นการฟังชีพจรที่ยอดหัวใจ (Apex) อาจจะใช้การฟังด้วยหูฟัง หรือ Doppler ultrasound หรือ electrocardiogram (EKG)



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์ [5]

2.1.2.7 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร



รูปที่ 2.2 วิธีการคลำชีพจรในตำแหน่งต่างๆ [5]

1. ใช้ปลายนิ้วชี้ นิ้วกลางและนิ้วนางแตะบนตำแหน่งของเส้นเลือดที่ข้อมือ บริเวณผิวหนังดังรูปที่ 2.2 ออกแรงกดเบาๆให้พอรู้สึกถึงการเต้นของเส้นเลือด
2. นับการเต้นของชีพจรให้ครบ 1 นาที หรืออาจนับโดยการฟังเสียงการเต้นของหัวใจ พร้อมทั้งสังเกตความหนักเบาของชีพจรด้วย
3. บันทึกจำนวนครั้ง ความหนักเบาของชีพจร เป็นการแสดงถึงการทำงานของหัวใจเพื่อเปรียบเทียบกับลักษณะการเต้นของชีพจรในแต่ละครั้ง

2.1.2.8 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร

1. ไม่ใช่หัวแม่มือในการวัดเนื่องจากอาจสับสนกับแรงดันที่หัวแม่มือได้
2. ควรพัก 5-10 นาทีหลังการทำกิจกรรม
3. ไม่ควรให้ผู้วัดพูดขณะวัด เนื่องจากเกิดการรบกวนการได้ยินเสียงของชีพจร

2.1.3 การหายใจ (Respiration)

การหายใจเป็นการนำออกซิเจนเข้าสู่ร่างกายและขับคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกายโดยผ่านปอดตามลมหายใจออก และมีความเกี่ยวข้องกับความดันโลหิตผ่านระบบประสาทอัตโนมัติ [6] [7]

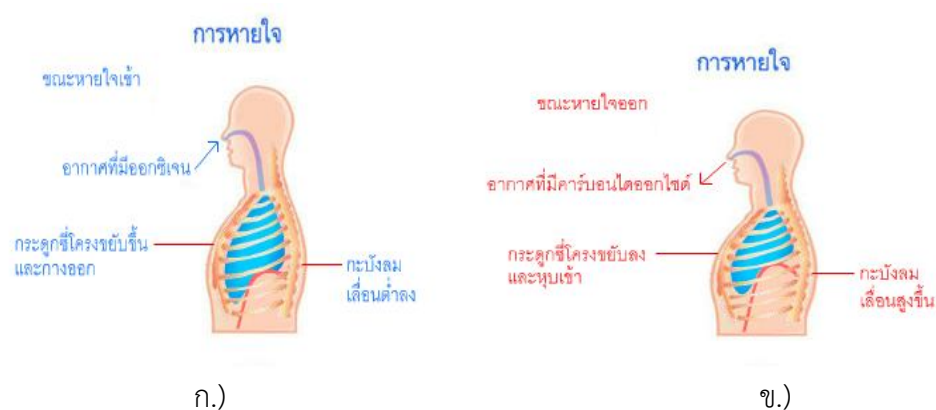
2.1.3.1 กระบวนการแลกเปลี่ยนระหว่างก๊าซออกซิเจนกับคาร์บอนไดออกไซด์มี 2 ขั้นตอน

1. การหายใจภายนอก (External respiration) เป็นการแลกเปลี่ยนออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างปอดกับภายนอก แบ่งได้เป็น 2 ประเภท

การหายใจเข้า (Inspiration) การหายใจเข้าเป็นการเอาอากาศภายนอกเข้าสู่จมูก หลอดลม และไปยังถุงลมปอด จังหวะนี้กระดุกซี่โครงจะยกตัวสูงขึ้นพร้อมกับการลดลงของกระ

บ่งลมในช่องท้อง ทำให้มีการขยายตัวของทรวงอกและหน้าท้อง เป็นการเพิ่มปริมาตรของช่องอก ปอดจึงเกิดการขยายตัวทำให้สามารถรับอากาศจากภายนอกได้ แสดงดังรูปที่ 2.3ก.

การหายใจออก (Expiration) การหายใจออกเป็นการเอาอากาศภายในถุงลมปอดออกจากร่างกายโดยเคลื่อนที่ออกจากถุงลมปอดไปสู่หลอดลมและออกทางจมูก เป็นการลดปริมาตรของช่องอก ความดันภายในบริเวณรอบๆปอดจะสูงขึ้นกว่าอากาศภายนอก กระบังลมจะสูงขึ้น กระดูกซี่โครงจะเลื่อนต่ำลงแสดงดังรูปที่ 2.3ข.



รูปที่ 2.3 การหายใจ [8] ก.) การหายใจเข้า ข.) การหายใจออก

2. การหายใจภายใน (Internal respiration) การหายใจภายในเป็นการแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างเซลล์ต่างๆในร่างกายกับเส้นเลือด โดยออกซิเจนที่ได้จากการหายใจเข้าจะถูกนำไปที่เซลล์ต่างๆโดยเส้นเลือด ส่วนคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดจากการเผาผลาญนั้นจะซึมเข้าเส้นเลือดดำแล้วนำกลับไปฟอกที่ปอดและเข้าสู่ถุงลมภายในปอด จากนั้นจะเกิดการขับออกมาพร้อมกับลมหายใจออก

2.1.3.2 วิธีนับการหายใจ

1. คลำชีพจรที่ข้อมือโดยไม่บอกให้ผู้ป่วยทราบ เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีอาการเกร็งการหายใจ
2. นับการหายใจเข้าและออกโดยสังเกตจากการหดตัวและขยายตัวของทรวงอก 1 รอบการหายใจ โดยนับเป็นเวลา 1 นาที
3. บันทึกจำนวนครั้งต่อนาทีพร้อมทั้งบันทึกความผิดปกติของการหายใจที่สังเกตได้

2.1.3.3 อัตราเร็วของการหายใจ

อัตราเร็วของการหายใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาทีโดยการหายใจ 1 ครั้งหมายถึงการหายใจเข้าและหายใจออก ซึ่งอัตราเร็วของการหายใจจะมีความแตกต่างกันตามอายุดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 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

2.1.4 ความดันโลหิต (Blood pressure)

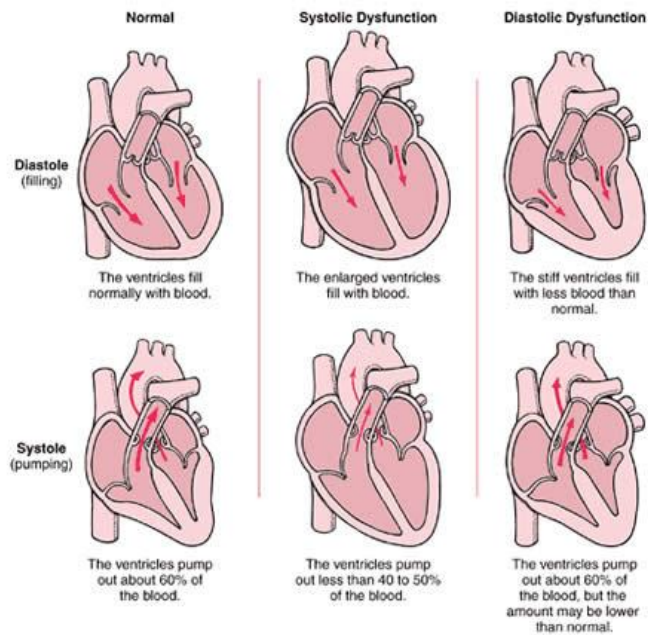
ความดันโลหิต [9] [10] หมายถึงแรงดันเลือดที่มากระทบกับผนังของหลอดเลือด เกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ คำว่าความดันเลือดมักหมายถึงความดันเลือดแดง Arterial Pressure แต่ในความเป็นจริงสามารถวัดความดันเลือดที่อื่นได้เช่น ความดันหลอดเลือดดำ (Venous pressure) และความดันภายในห้องหัวใจ (Cardiac Pressure) โดยความดันเลือดในส่วนต่างๆของร่างกายในระบบไหลเวียนโลหิตจะมีค่าไม่เท่ากันทุกจุด ซึ่งโดยทั่วไปแล้วความดันเลือดที่ส่งมาจากหัวใจจุดแรกจะมีความดันสูงสุด และค่อยๆลดลงเรื่อยๆจนถึงหลอดเลือดดำใหญ่ที่จะเข้าสู่หัวใจซึ่งบริเวณนั้นจะมีความดันต่ำสุด

สาเหตุของการเกิดความดันโลหิตแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนหัวใจห้องล่างขวาบีบตัวเพื่อนำเลือดดำไปยังปอด เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดแดงที่จะไปปอดเพื่อรับออกซิเจน เมื่อเลือดได้รับออกซิเจนแล้วก็จะเปลี่ยนจากเลือดดำเป็นเลือดแดงและไหลกลับมายังหัวใจด้านซ้ายโดยผ่านหลอดเลือดดำจากปอดที่เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย ส่วนที่สองจะเป็นส่วนที่หัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัวเพื่อนำเลือดแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดแดงใหญ่และกระจายไปตามหลอดเลือดแดงเข้าสู่อวัยวะต่างๆของร่างกาย

2.1.4.1 ค่าของความดันโลหิต

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

1. ค่าความดันโลหิตที่หัวใจบีบตัวซึ่งจะมีค่าสูง เรียกว่า ความดันซิสโตลิก (Systolic Pressure) หรือค่าความดันเลือดสูงสุดในเส้นเลือดแดงที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย เพื่อที่จะฉีดเลือดออกจากหัวใจ แสดงดังรูปที่ 2.4ข.
2. ค่าความดันโลหิตที่หัวใจคลายตัวซึ่งจะมีค่าต่ำ เรียกว่า ความดันไดแอสโตลิก (Diastolic Pressure) หรือค่าความดันเลือดต่ำสุดในเส้นเลือดแดงที่เกิดในระหว่างที่หัวใจคลายตัว แสดงดังรูปที่ 2.4ก



ก

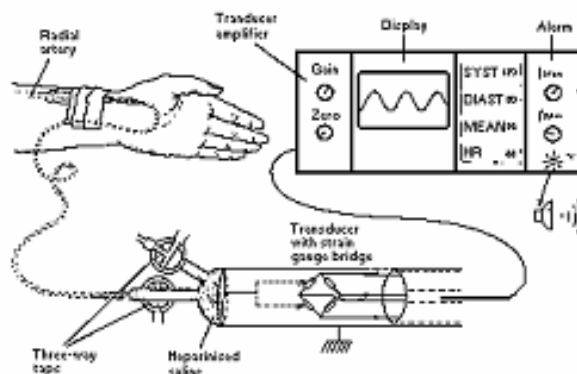
ข

รูปที่ 2.4 ความแตกต่างระหว่าง ก.) ความดันซิสโตลิก ข.)ความดันไดแอสโตลิก [11]

2.1.4.2 การวัดความดันโลหิต [12] [13]

การวัดความดันโลหิตภายในหลอดเลือดแดงหรือภายในห้องหัวใจเป็นการทราบถึงฟังก์ชันการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิตโดยจะพิจารณาจากรูปคลื่นและขนาดของสัญญาณ การวัดความดันโลหิตแบ่งออกเป็น 2 วิธี คือ การวัดความดันโลหิตทางตรง (Direct หรือ Invasive) และการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Indirect หรือ Non-invasive)

1. การวัดความดันโลหิตทางตรง (Direct method) การวัดความดันโลหิตทางตรงเป็นการวัดความดันโดยใช้สอดสายสวนเข้าไปในหลอดเลือดแดงโดยจะเชื่อมต่อกับตัวเปลี่ยนสัญญาณของเครื่องวัด โดยตัวเปลี่ยนสัญญาณนี้จะเป็นการเปลี่ยนจากพลังงานกลเป็นพลังงานไฟฟ้า โดยจะบันทึกเป็นคลื่นความดันเลือด ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งเป็นวิธีนี้เป็นวิธีที่ยากและเสี่ยง เนื่องจากต้องใช้เครื่องมือพิเศษและความชำนาญมากเท่านั้น ผู้ที่ได้รับการตรวจด้วยวิธีนี้จะได้รับบาดเจ็บจากการตรวจวัด ดังนั้นจึงจำเป็นในเฉพาะผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บหนักหรือต้องการความแน่นอนในการวัดความดันโลหิตเท่านั้น



รูปที่ 2.5 วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง [14]

2. การวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Indirect methods) เป็นการวัดความดันโลหิตที่สะดวกและปลอดภัย เนื่องจากไม่ได้วัดความดันภายในหลอดเลือดโดยตรง ในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมจะแบ่งได้ 2 วิธีคือ

วิธีการคลำชีพจร (Palpation method) คำว่า palpate หมายถึงการรับรู้ความรู้สึกด้วยมือซึ่งเป็นการใช้นิ้วมือคลำชีพจรที่อยู่บริเวณหลอดเลือดที่ทำการวัด ดังรูปที่ 2.6ก. โดยวิธีนี้จะสามารถหาได้แค่ความดันซิสโตลิกเพียงอย่างเดียว ไม่สามารถวัดหาค่าความดันไดแอสโตลิกและค่าเฉลี่ยของความดันได้ วิธีนี้คล้ายกับวิธีการฟังแต่ใช้เป็นการคลำชีพจรที่ข้อมือ (radial pulse) แทนโดยเริ่มจากการพันแผ่นถุงลม (cuff) ไว้ที่ต้นแขนและใช้นิ้วมือคลำชีพจรที่ข้อมือ ส่วนอีกมือหนึ่งบีบลูกยางเพื่อเติมลมเข้าไปในแผ่นถุงลม ทำการบีบให้เลยระดับความดันชีพจรของจุดที่หายไป หรือความดันที่นิ้วคลำไม่ได้หรือชีพจรที่ข้อมือหายไป จากนั้นทำการเพิ่มความดันในแผ่นถุงลมเหนือจุดชีพจรที่ข้อมือหายไปประมาณ 20 มิลลิเมตรปรอท และปล่อยลมออกจากจุดที่คลำ ความดัน ณ จุดที่คลำหาชีพจรได้ครั้งแรกจะเป็นความดันซิสโตลิก ซึ่งการวัดวิธีนี้จะได้ค่าความดันซิสโตลิกน้อยกว่าการวัดด้วยวิธีการฟังประมาณ 2-5 มิลลิเมตรปรอท เนื่องจากความรู้สึกในการคลำจะช้ากว่าการฟัง

วิธีการฟัง (Auscultator method) เป็นวิธีที่ฟังเสียงครอทคอฟ (Korotkoff sounds) ที่เกิดจากการหมุนวนของเลือด (turbulence) ซึ่งวิธีนี้เป็น การวัดความดันเลือดโลหิตที่นิยมใช้กันโดยจะใช้ pressure cuff เติมความดันเข้าไปในแผ่นถุงลมและต่อกับเครื่องวัดความดันที่เรียกว่า เครื่องวัดความดันสฟิงโกมมานอมิเตอร์ (Sphygmomanometer) โดยจะมีส่วนประกอบอยู่ 3 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นแผ่นถุงลม ใช้สำหรับพันรอบแขนหรือขาที่ต้องการวัดความดันโลหิต ส่วนลูกยางซึ่งจะเป็นกระเปาะยางที่มีสายยางเชื่อมต่อกับแผ่นถุงลม ใช้สำหรับบีบลมเข้าถุงโดยภายในจะมีลิ้นกั้นเพื่อป้องกันการปล่อยลมออกจากระบบ และส่วนสุดท้ายจะเป็นส่วนของมาตรวัด ในการวัดด้วยวิธีนี้จะเริ่มจากการพันแผ่นถุงลมรอบบริเวณแขนเหนือข้อศอก ทำการวางหูฟัง (Stethoscope) ลงบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณแขน (brachial artery) จากนั้นทำการเติมลมอย่างรวดเร็วจนกระทั่งความดันภายในแผ่นถุงลมมีค่าสูงกว่าความดันซิสโตลิกในหลอดเลือดแดงที่แขน ดังรูปที่ 2.6ข. ซึ่งเป็นการทำให้หลอดเลือดแดงที่แขนมีลักษณะตีบหรือไม่มีการไหลเวียนของเลือด และไม่สามารถฟังเสียงจากหูฟังได้ จากนั้นปล่อยลมอย่างช้าๆด้วยความเร็วสม่ำเสมอ 2-3 มิลลิเมตรปรอท/วินาที เมื่อความดันซิสโตลิกในหลอดเลือดแดงมีค่าเท่ากับความดันภายในแผ่นถุงลมจะทำให้เลือดสามารถไหลผ่านหลอดเลือดที่ตีบได้ ค่าความดันที่สามารถอ่านได้เมื่อเริ่มได้ยินเสียงคือค่าความดันซิสโตลิก และค่าความดันที่อ่านได้ตรงจุดที่เสียงเงียบหายไปคือค่าความดันไดแอสโตลิก



รูปที่ 2.6 การวัดความดันโลหิตทางอ้อมด้วยวิธี ก.) การคลำชีพจร ข.) การฟังชีพจร [15]

ในการทำให้หลอดเลือดแพบโดยการเพิ่มความดันบนหลอดเลือดแดงโดยตรง จะทำให้เลือดไม่สามารถไหลผ่านได้ เมื่อลดความดันที่วัดลงเรื่อยๆจนกระทั่งถึงจุดที่ความดันภายในแผ่นถุงลมมีค่าต่ำกว่าความดันในหลอดเลือดนั้นคือค่าความดันซิสโตลิก ซึ่งจะเกิดการขยายตัวของหลอดเลือดและทำให้เลือดสามารถไหลผ่านไปยังหลอดเลือดที่ใหญ่กว่าได้ทำให้เกิดกระแสไหลวน (Eddy current) ซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิดเสียง เสียงครอทคอฟ จากนั้นเมื่อทำการลดความดันลงเรื่อยๆจนขนาดของหลอดเลือดมีขนาดกลับมาเป็นปกติ เสียงจะเงียบหายไป ความดันของแผ่นถุงลม ณ ตำแหน่งที่เสียงเงียบหายไปนั้นคือค่าความดันไดแอสโตลิกแสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.2 สรุปตารางระยะของเสียงครอทคอฟ (korotkoff sounds)

ระยะที่	สัญญาณของเสียง	สาเหตุของเสียง	ผลที่เกิด
1.	เสียงแรกที่ได้ยิน	จากการที่หลอดเลือดถูกบีบจนเลือดไม่สามารถไหลได้ และเมื่อทำการลดความดันจนหลอดเลือดถูกเปิดออกและไหลออกไปยังหลอดเลือดที่กว้างกว่า	ระดับความดันที่อ่านได้ ณ ตำแหน่งที่ได้ยินเสียงแรกคือความดันซิสโตลิก
2.	เสียงค่อยๆแผ่วเบาลง	เกิดจากการที่ความดันภายในแผ่นถุงลมมีค่าต่ำกว่าความดันซิสโตลิก	-
3.	เสียงดังชัดเจนอีกครั้ง	เกิดจากระดับความดันภายในแผ่นถุงลมมีค่าต่ำกว่าระยะที่ 2 หลายมิลลิเมตรปรอท	-
4.	เสียงเบาอีกครั้งจนเสียงเงียบหายไป	เกิดจากการที่ลดความดันจนกระทั่งขนาดของหลอดเลือดกลับมาเป็นปกติ	ความดันของแผ่นถุงลม ณ ตำแหน่งที่เสียงเงียบคือค่าความดันไดแอสโตลิก

อย่างไรก็ตามในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมยังมีความผิดพลาดในการวัดความดันโลหิต ยกตัวอย่างเช่น ถ้าแผ่นถุงลมมีขนาดกว้างจะส่งผลทำให้ค่าความดันโลหิตลดต่ำลง ในทางกลับกันถ้าแผ่นถุงลมมีขนาดแคบจะส่งผลทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น หรือในกรณีที่พันแผ่นถุงลมหลวมเกินไปจะส่งผลทำให้ค่าความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น หรือในกรณีที่ปล่อยลมออกจากแผ่นถุงลมช้าเกินไปจะส่งผลให้ค่าความดันไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้นและในทางกลับกันถ้าปล่อยลมออกจากแผ่นถุงลมเร็วเกินไปจะทำให้ค่าความดันซิสโตลิกลดต่ำลงและค่าความดันไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้น

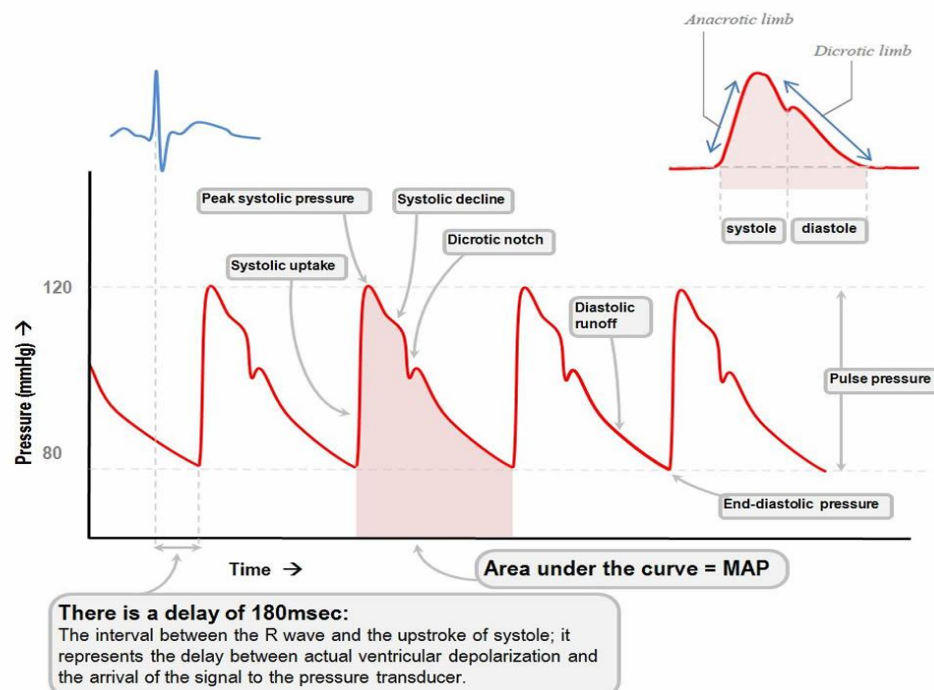
ในการอ่านค่าความดันโลหิตจะใช้เสียงที่ได้ยินครั้งแรกเป็นค่าความดันซิสโตลิกหรือความดันโลหิตในขณะที่หัวใจบีบตัวสูงสุดหรือความดันที่เกิดจากการหดตัวของหัวใจห้องด้านซ้ายเพื่อฉีดเลือดออกจากหัวใจและค่าความดันที่เสียงหายไปคือค่าความดันไดแอสโตลิกหรือความดันโลหิตในขณะที่หัวใจคลายตัวต่ำสุดหรือเป็นแรงดันที่วัดเมื่อหัวใจห้องด้านซ้ายพักโดยปกติแล้วค่าความต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับความดันไดแอสโตลิกจะต่างกันประมาณ 30-50 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 2.3 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท)

ระดับความดันโลหิต	ความดันซิสโตลิก	ความดันไดแอสโตลิก
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

2.1.4.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต

สัญญาณความดันบนหลอดเลือดแดงเป็นคลื่นกระแทก ซึ่งสามารถเดินทางได้เร็วกว่าการความเร็วของเลือดจริงที่ถูกสูบฉีดที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายมีลักษณะรูปร่างของสัญญาณดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ [16]

- Systolic upstroke เป็นช่วงที่หัวใจห้องล่างซ้ายสูบฉีด ความชันของค่านี้มี ความสัมพันธ์กับอัตราการไหลที่ไหลผ่านวาล์วของหลอดเลือดแดงภายใน เมื่อความชันมีลักษณะ ตัดกันอาจจะเกิดหลอดเลือดตีบได้

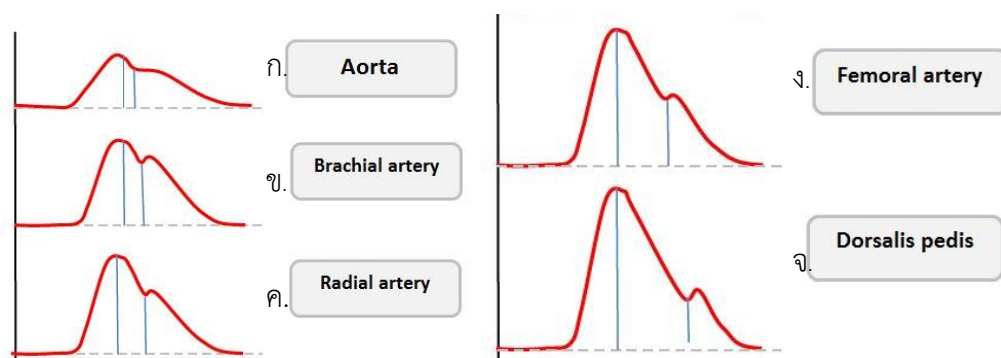
- Peak Systolic Pressure เป็นค่าความดันสูงสุดที่เกิดระหว่างหัวใจบีบตัว เกิดจาก การสะท้อนของผนังของหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดบริเวณนี้แข็งตัวไม่ยืดหยุ่นจะเป็นคลื่น สะท้อนที่มีประสิทธิภาพต่ำ

- Diastolic decline คือการที่ความดันในหลอดเลือดแดงลดลงอย่างรวดเร็ว คือในขณะที่หัวใจห้องล่างหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด การลดลงนี้จะมากขึ้นเมื่อมีการอุดตันของทางเดินหัวใจห้องล่างซ้าย และการบีบตัวของหัวใจจะหยุดอย่างกะทันหันก่อนที่หัวใจห้องล่างซ้ายจะสิ้นสุด
- Mean Arterial Pressure *MAP* เป็นค่าประมาณพื้นที่ใต้เส้นของสัญญาณความดันโลหิตแบ่งตามระยะเวลาการเต้นของหัวใจของค่าความดันซิสโตลิก P_{sys} , ค่าความดันไดแอสโตลิก P_{dias} ซึ่งค่าเฉลี่ยในช่วงการเต้นหาได้จากสมการที่ 2.1.1

$$MAP \cong P_{dias} + \frac{1}{3}(P_{sys} - P_{dias}) \quad (2.1.1)$$

- Dicrotic Notch ในการวัดความดันภายในหลอดเลือดแดงใหญ่ Dicrotic Notch จะมีลักษณะคม เปรียบเสมือนการปิดวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยตำแหน่งของค่านี้นั้นขึ้นอยู่กับตำแหน่งของหลอดเลือดแดง
- Diastolic Runoff คือการที่ความดันโลหิตลดลงอย่างรวดเร็วในขณะที่หัวใจหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด
- End-Diastolic Pressure คือการกระทำของแรงดันที่เกิดจากหลอดเลือดแดงเมื่อมากระทบกับวาล์วหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดแดงไม่แข็งแรงจะทำให้ค่านี้นี้มีค่าสูง หากหลอดเลือดแดงนี้ไม่แข็งแรงจะทำให้ความต้านทานและความดันไดแอสโตลิกมีค่าลดลง การที่เลือดไหลย้อนกลับเข้าวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่เป็นสาเหตุทำให้ความดันไดแอสโตลิกมีค่าต่ำกว่าปกติ
- Pulse Pressure หรือความดันชีพจร หากสัญญาณความดันชีพจรมีลักษณะกว้างจะเป็นการแสดงถึงการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง ยกตัวอย่างเช่น ในขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันโลหิตจะมีค่าลดลงเพื่อเติมเต็มของหัวใจห้องล่างซ้ายที่เกิดจากการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง แต่ถ้าหากสัญญาณความดันชีพจรมีลักษณะแคบจะเป็นการแสดงถึงการบีบรัดของหัวใจ

ความแตกต่างของคลื่นความดันในตำแหน่งต่างๆ แสดงดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ [16] ก) ที่หลอดเลือดหัวใจ ข) ที่หลอดเลือดบริเวณแขน ค) หลอดเลือดบริเวณข้อมือ ง) หลอดเลือดบริเวณต้นขา จ) หลอดเลือดที่หลังเท้า

2.1.4.4 ปัจจัยของความดันโลหิต

ปัจจัยที่สำคัญของความดันโลหิตคือ แรงบีบ-คลายตัวของหัวใจ ปริมาณเลือดและความต้านทานของหลอดเลือด ดังนั้นจึงส่งผลทำให้ความดันมีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นหรือลดลงตลอดเวลา ปัจจัยที่สำคัญมีดังต่อไปนี้

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

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

3. ความต้านทานรอบนอก (Peripheral resistance) การที่ร่างกายคงค่าความดันภายในร่างกายไว้ขึ้นอยู่กับความต้านทานภายนอก ซึ่งมีหลายสาเหตุ โดยสาเหตุสำคัญคือหลอดเลือด Arteriole เป็นหลอดเลือดที่มีรูเล็ก ในขณะที่เลือดไหลผ่านหลอดเลือดแดง ค่าความดันที่เกิดขึ้นจะมีค่าลดลงถึง 50 มิลลิเมตรปรอท เมื่อมีความต้านทานภายนอกจะช่วยส่งผลให้มีการยกระดับของความดันเลือดในหลอดเลือดให้มีค่าสูงขึ้น

4. ความหนืดของเลือด (Viscosity of blood) สิ่งที่สำคัญของความหนืดคือเม็ดเลือดและน้ำเหลือง ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้เกิดความต้านทานโดยจะส่งผลชัดเจนในผู้ที่ เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบไหลเวียนโลหิต

5. ความยืดหยุ่นของหลอดเลือด (Elasticity of blood vessels) เมื่อหัวใจมีการบีบตัวและส่งเลือดเข้าสู่หลอดเลือด หากหลอดเลือดไม่ยืดหยุ่นหรือไม่ยืดออกจะส่งผลให้ความดันซิสโตลิกมีค่าสูงมาก ซึ่งถ้าหากหลอดเลือดมีความยืดหยุ่นจะทำให้ความดันนี้มีค่าลดลง ส่วนในระยะที่หัวใจคลายตัวจะไม่มีแรงส่งเลือดออกไปทำให้ความดันภายในหลอดเลือดแดงมีค่าลดลง ในช่วงนี้หลอดเลือดที่ยืดออกจะหดตัวช่วยในการรักษาความดันเพื่อไม่ให้มีค่าต่ำลงมาก ในทางกลับกันหากหลอดเลือดไม่มีความยืดหยุ่นในช่วงที่หัวใจคลายตัว ค่าความดันไดแอสโตลิกจะลดต่ำลงมาก ดังนั้นความยืดหยุ่นของหลอดเลือดจึงเป็นสิ่งสำคัญในการช่วยเปลี่ยนความดันห้วงความดันให้มีค่าลดน้อยลงจนเกือบเป็น continuous flow หรือทำให้เกิดการไหลเวียนโลหิตอย่างต่อเนื่อง

2.1.4.5 สาเหตุของการเปลี่ยนแปลงความดัน

1. การสูบฉีดของหัวใจ (Pumping action of heart) มีผลต่อเมื่อเกิดการบีบตัวของหัวใจมีการเปลี่ยนแปลง เช่น ปริมาณของเลือดที่ถูกบีบออกจากหัวใจในหนึ่งครั้งมีค่ามาก จะทำให้ค่าความดันซิสโตลิกมีค่าสูงขึ้น แต่ถ้ามีปริมาณน้อย ค่าความดันซิสโตลิกก็จะมีค่าลดลง

2. อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงขึ้นจะส่งผลทำให้ความดันไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้น แต่ค่าความดันซิสโตลิกจะไม่ค่อยเปลี่ยนแปลง นอกจากอัตราการเต้นของหัวใจจะทำให้ผลผลิตของหัวใจมีค่ามากขึ้นแล้วยังส่งผลทำให้ค่าความดันซิสโตลิกเพิ่มมากขึ้นอีกด้วย

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

4. ความต้านทานรอบนอก (Peripheral resistance) เมื่อหัวใจมีการบีบตัวและส่งเลือดออกจากหัวใจซึ่งเป็นการเพิ่มความดันภายในหลอดเลือด ในกรณีที่หลอดเลือดมีขนาดของรูหลอดเลือดกว้างจะมีความต้านทานน้อย ซึ่งจะทำให้เลือดไหลไปยังหลอดเลือดดำเกือบหมด เมื่อถึงระยะที่หัวใจคลายตัวจะทำให้ปริมาณเลือดที่เหลือทำหน้าที่คงค่าความดันไดแอสโตลิกไว้ ส่งผลทำให้ความดันไดแอสโตลิกมีค่าต่ำ แต่ในทางกลับกันเมื่อความต้านทานรอบนอกมากหรือขนาดของรูหลอดเลือดแคบจะทำให้ค่าความดัน ไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้นเป็นผลทำให้ความดันซิสโตลิกมีค่าสูงขึ้นด้วย

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

6. ความยืดหยุ่นของหลอดเลือด (Elasticity of blood vessels) เมื่อหลอดเลือดมีการแข็งตัวจะทำให้ค่าความดันซิสโตลิกมีค่าสูงแต่ความดันไดแอสโตลิกจะมีค่าต่ำ

2.1.4.6 กลไกการควบคุมความดันโลหิต

1. ความต้านทานของหลอดเลือด (Peripheral resistance) ความต้านทานของหลอดเลือดขึ้นอยู่กับขนาดของหลอดเลือดฝอย ถ้าขนาดของหลอดเลือดแดงที่อยู่บริเวณรอบๆ หลอดเลือดฝอยหดตัวหรือมีขนาดเล็กลงจะทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดมีค่าเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น

2. ปริมาณของเลือดที่ออกจากหัวใจ C.O. หรือปริมาณเลือดที่ถูกสูบฉีดออกจากหัวใจ SV ในเวลาที่หัวใจเต้น 1 นาที (HR)
 $C.O. = HR \times SV$ ซึ่งเป็นจังหวะที่หัวใจห้องล่างด้านซ้ายคลายตัว โดยจะมีเลือดผ่านประมาณ 70 มิลลิลิตรในเวลา 1 นาที เป็นการบีบตัว 70 ครั้งโดยประมาณ จึงทำให้มีเลือดออกจากหัวใจนาทีละ 4,900 มิลลิลิตรหรือ 5 ลิตร/นาที ($C.O. = 70 \times 70$), $BP = C.O. \times R$ เมื่อ C.O. เพิ่มมากขึ้นทำให้ความดัน BP เพิ่มขึ้น และถ้า C.O. มีค่าลดลง ปริมาณเลือดที่ถูกฉีดออกมาจากหัวใจจะน้อยลง ทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น

3. ปริมาณเลือดในระบบการไหลเวียนเลือด เมื่อปริมาณเลือดเพิ่มมากขึ้นส่งผลให้ความดันโลหิตสูงขึ้น เนื่องจากมีแรงดันเลือดมากจากการทดแทนเลือดอย่างรวดเร็วขึ้นไปกระทบกับผนังของหลอดเลือด และเมื่อปริมาณเลือดมีค่าลดลงจะทำให้ความดันเลือดลดลงเนื่องจากอยู่ในสภาวะขาดน้ำหรือภาวะตกเลือด

4. ความหนืดของเลือด (Viscosity of Blood) ซึ่งขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงและเกล็ดเลือด ตัวอย่างเช่น เมื่อค่า Hematocrit (Hct) มีค่าสูง จะส่งผลทำให้เลือดมีความเข้มข้นสูงหรือมีความหนืดมากเนื่องจากต้องใช้แรงในการสูบฉีดเลือดมากเพื่อให้ไหลผ่านไปยัง

หลอดเลือดฝอยได้ จึงทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น ในทางกลับกันเมื่อค่า Hct มีค่าต่ำลง จะทำให้เลือดมีความเข้มข้นน้อยลงหรือมีความหนืดน้อย ส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าต่ำลงเนื่องจากหัวใจไม่ต้องใช้แรงมากในการสูบฉีดเลือดให้ผ่านไปยังหลอดเลือดฝอย

5. ความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือดแดง (Elasticity of vessel walls) บวกถึงความสามารถในของหลอดเลือดแดงในการยืดและหดตัว ซึ่งเมื่อความยืดหยุ่นของหลอดเลือดลดลง จะทำให้หลอดเลือดแข็งตัว ความต้านทานของการไหลเวียนโลหิตจะเพิ่มขึ้นส่งผลให้ความดันโลหิตมีค่าเพิ่มขึ้น ในทางกลับกันเมื่อความยืดหยุ่นของหลอดเลือดมีค่าสูงขึ้น ความต้านทานในการไหลเวียนโลหิตจะลดลง ส่งผลให้ความดันโลหิตลดต่ำลงด้วย

2.1.4.7 ความผิดปกติของความดันโลหิต

1. ความดันโลหิตสูง หรือ Hypertension ซึ่งเป็นความดันจะสูงกว่าปกติโดยความดันซิสโตลิกจะมีค่าสูงกว่า 140 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิกจะมีค่าต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท เมื่อความดันโลหิตสูงจะมีอาการปวดศีรษะบริเวณท้ายทอย ตาพร่าหรือมองไม่เห็น คลื่นไส้ อาเจียน ชักและหมดสติในที่สุด

2. ความดันโลหิตต่ำ หรือ Hypotension โดยความดันจะลดต่ำกว่าปกติ โดยความดันซิสโตลิกจะมีค่าต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิกจะมีค่าต่ำกว่า 60 มิลลิเมตรปรอท เมื่อความดันโลหิตต่ำจะมีอาการอ่อนเพลีย ไม่มีแรง เหนื่อยง่ายกว่าปกติ หน้าซีด เหงื่อออก ตัวเย็น และเป็นลมหมดสติ

2.1.4.8 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 ในช่วงเช้าความดันโลหิตจะต่ำ เนื่องจากอัตราการเผาผลาญภายในเซลล์ลดลง ส่วนช่วงกลางวันจนถึงตอนเย็นความดันโลหิตจะสูงขึ้นและต่ำลงในช่วงกลางคืน

6. การออกกำลังกาย ทำให้ความดันโลหิตสูงขึ้นเนื่องจากเป็นการเพิ่มจำนวนเลือดที่ถูกฉีดออกมาจากหัวใจ

7. ความอ้วน คนอ้วนมักมีความดันโลหิตสูงกว่าคนผอม

8. ท่าทาง ความดันโลหิตที่วัดในท่ายืนจะมีค่าสูงสุด รองลงมาคือ ท่านั่งและท่านอน เนื่องจากท่ายืนเลือดจะไหลได้สะดวกมากที่สุด

2.1.4.9 การวัดความดันโลหิตในปัจจุบัน

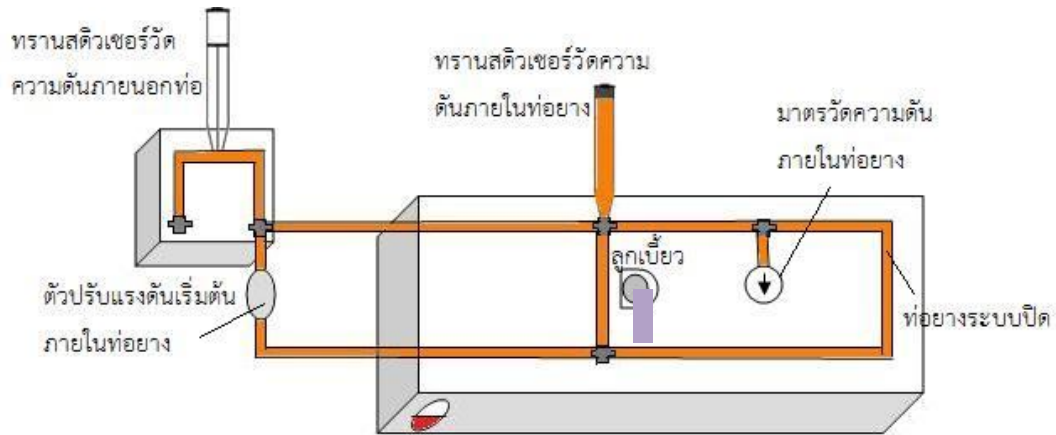
การวัดความดันในปัจจุบันจะอาศัยเครื่องมือที่เรียกว่าเครื่องวัดความดันซึ่งเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์สำหรับวัดความดันโลหิตของผู้ป่วยที่เข้ามารักษาในโรงพยาบาลหรือตามคลินิกต่างๆ โดยแต่ละรุ่นจะใช้วิธีการวัดที่แตกต่างกัน สรุปได้ดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.4 วิธีและหลักการวัดความดันในปัจจุบัน [17] [18]

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

2.1.5 เครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

ใช้ในการจำลองการไหลเวียนโลหิตภายในร่างกายโดยโครงสร้างของเครื่องจำลองประกอบด้วยท่อซิลิโคนซึ่งมีความยืดหยุ่น ภายในบรรจุของเหลวเชื่อมต่อกันเป็นระบบปิดใช้แทนระบบหลอดเลือดต่างๆ ท่อซิลิโคนจะถูกบีบอัดด้านข้างด้วยลูกเบี้ยวหมุนรอบแกนโดยใช้มอเตอร์ควบคุมการหมุน(รูปที่ 2.9) การหมุนของลูกเบี้ยวทำให้มีการบีบ-คลายแรงกดบนท่ออย่างสลับไปมาเป็นการจำลองการบีบ-คลายตัวของหัวใจ เครื่องจำลองใช้เซ็นเซอร์ TMPS10B ตรวจจับแรงดันของเหลวภายในท่อเพื่อเป็นค่าอ้างอิงเปรียบเทียบกับการวัดความดันที่บริเวณผิวภายนอกของท่ออย่าง โดยใช้ทรานสดิวเซอร์ที่ได้พัฒนาขึ้นตามหลักการของโทโนเมตรี เครื่องจำลองนี้ใช้เป็นเครื่องมือสำหรับทดสอบทรานสดิวเซอร์เบื้องต้น โดยการเปรียบเทียบรูปคลื่นความดันที่วัดด้วยทรานสดิวเซอร์ที่วัดตามหลักการของโทโนเมตรีกับทรานสดิวเซอร์ที่วัดความดันภายในท่ออย่างโดยตรงภายใต้การหมุนเวียนของเหลวภายในท่ออย่างที่ถูกควบคุมการหมุนของลูกเบี้ยว โครงสร้างของเครื่องจำลองนี้แสดงดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน

สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ของเครื่องจำลองสัญญาณความดันขึ้นอยู่กับภาระของลูกเบี้ยว ซึ่งความดันสูงสุดและต่ำสุดเป็นไปตามตามกลไกของการหมุนโดยช่วงที่ลูกเบี้ยวที่มีความโค้งมากที่สุด จะกดทับลงบนท่อจะทำให้ค่าความดันภายในอยู่ที่ 120 มิลลิเมตรปรอทเปรียบเสมือนค่าความดันสูง (ปรับได้โดยใช้ลูกยาง) และช่วงที่โค้งน้อยที่สุดของลูกเบี้ยวจะทำให้ค่าความดันอยู่ที่ 80 มิลลิเมตรปรอท เปรียบเสมือนค่าความดันต่ำ หากลูกเบี้ยวหมุนด้วยอัตราเร็วคงที่จะได้สัญญาณความดันในช่วง 80-120 มิลลิเมตรปรอทอย่างต่อเนื่อง เปรียบเสมือนการขับเคลื่อนเลือดจากหัวใจที่เป็นจังหวะอย่างต่อเนื่อง ซึ่งลักษณะการหมุนของลูกเบี้ยวแสดงดังรูปที่ 2.10-2.11



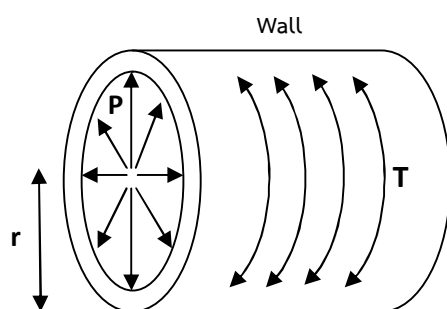
รูปที่ 2.10 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุดหรือความดันไดแอสโตลิก



รูปที่ 2.11 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเบี้ยวกดทับท่ออย่างทำให้เกิดความดันสูงสุดหรือความดันซิสโตลิก

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดัน

2.2.1 แบบจำลองหลอดเลือด [19]



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

รูปที่ 2.12 แบบจำลองหลอดเลือด

ของเหลวซึ่งมีความดันเมื่อบรรจุในท่อซึ่งมีความยืดหยุ่น จะทำให้ท่อเกิดการขยายตัวและเกิดความตึง (Tension) บนผนังของท่อเพื่อต้านการขยายตัว สามารถอธิบายได้ด้วยทฤษฎีของลาปลาซ หลอดเลือดในร่างกายเช่นกันจะเกิดการหดขยายตามความดันภายในของเลือดซึ่งบรรจุอยู่

ตารางที่ 2.5 สมบัติเชิงกลของหลอดเลือดต่างๆ [20]

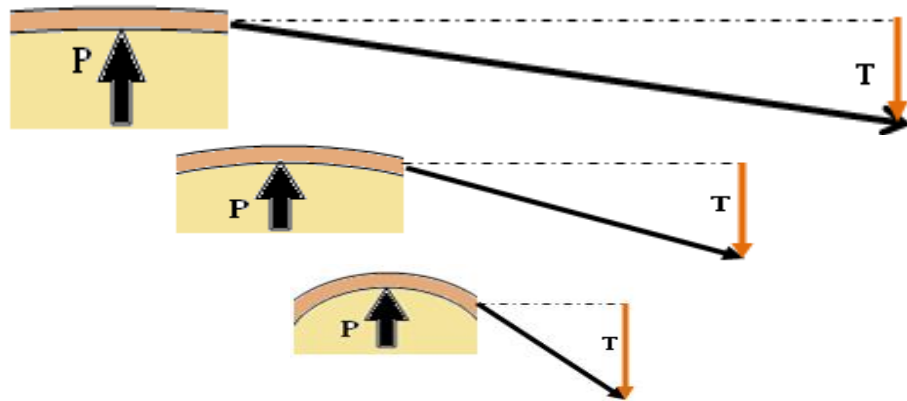
วัยและอายุ	อัตราการหายใจ(ครั้งต่อนาที)
แรกเกิด (ภายในเดือนแรก)	30-50
ทารก (2 เดือน - 2 ปี)	30-40
วัยเด็ก (3 ปี - 12 ปี)	20-25
วัยรุ่น (12 ปี - 18 ปี)	18-20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14-30

จากทฤษฎีของลาปลาซ ความตึง (T) ของหลอดเลือดจะแปรผันตรงกับรัศมี r ของหลอดเลือดที่ความดัน (P) ภายในหลอดเลือดและซึ่งในกรณีหลอดเลือดเดียวกันจะมีค่าความหนาของผนังหลอดเลือด μ คงที่ ดังตารางที่ 2.5

$$T = \frac{rP}{\mu} \quad (2.2.1)$$

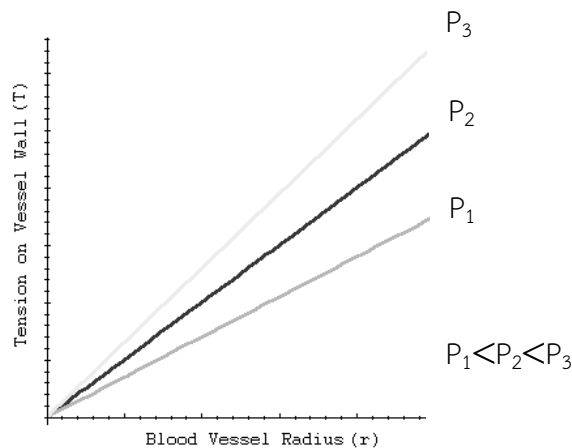
$$P = \frac{\mu T}{r} \quad (2.2.2)$$

จากสมการที่ 2.2.1 จะเห็นว่า เมื่อรัศมีค่าเพิ่มขึ้น (ความโค้งน้อย) ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดก็จะมีค่ามากด้วย ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 หลอดเลือดเมื่อรับแรงดัน (P) ทำให้เกิดความตึงบนผนังหลอดเลือด ในกรณีที่ความดันมีค่าเท่ากัน หลอดเลือดขนาดเล็กจะเกิดแรงตึงมากกว่า

ตารางที่ 2.4 เป็นค่าตัวอย่างสมบัติเชิงกลของหลอดเลือดต่างๆ ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำภายในร่างกายของมนุษย์ ในกรณีที่ค่าความดันภายในหลอดเลือดมีค่าคงที่ค่าความตึงของหลอดเลือดก็จะมีค่าคงที่ แต่ถ้าหากรัศมีของหลอดเลือดมีค่าเพิ่มขึ้น (ความโค้งผนังหลอดเลือดน้อย) ค่าความตึงที่ผนังของหลอดเลือดจะมีค่ามากด้วย เพื่อที่จะคงค่าความดันภายในหลอดเลือดเดิมไว้ และเมื่อรัศมีมีค่าน้อยลง (ความโค้งผนังหลอดเลือดมาก) ค่าความตึงเครียดของหลอดเลือดก็จะมีค่าน้อยลงด้วย เราจึงสามารถใช้สมการนี้อธิบายถึงความดันของหลอดเลือดต่างๆ ภายในร่างกายได้ และเมื่อนำสมการที่ 2.2.1 มาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความตึงที่ผนังของหลอดเลือดและรัศมีของหลอดเลือดจะได้ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับรัศมีของหลอดเลือด [21]

จากรูปที่ 2.14 จะเห็นได้ว่าเมื่อรัศมีของหลอดเลือดมีค่ามาก ค่าความตึงของหลอดเลือดก็จะมีค่ามากด้วย ซึ่งในแต่ละเส้นจะแสดงถึงค่าความดันภายในที่แตกต่างกัน

2.2.2 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry)

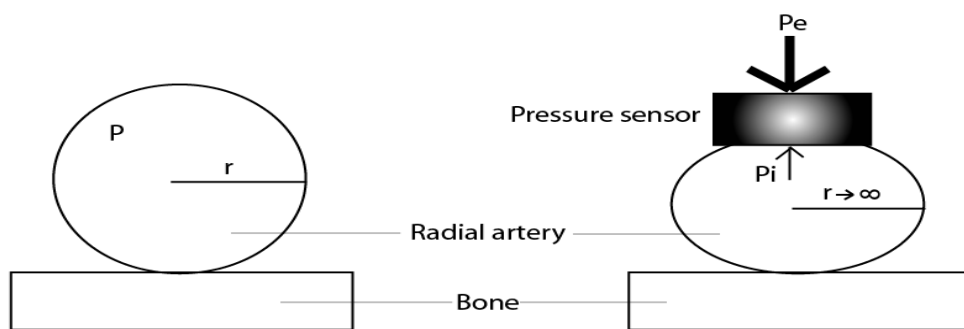
โทโนเมตรี [22] เป็นหลักการใช้ประเมินความดันภายในภาชนะระบบปิดทางอ้อม โดยที่ภาชนะนั้นต้องมีผิวที่มีความยืดหยุ่น หลักการคือ เมื่อออกแรงกดลงบนผิวของวัสดุที่มีความยืดหยุ่น

หากวัสดุนั้นมีแรงตึงผิวซึ่งเกิดจากแรงดันภายในจะเกิดแรงต้าน ณ.จุดที่ออกแรงกดนั้น เราใช้หลักการนี้ในชีวิตประจำวันได้แก่การประเมินความดันอากาศในล้อรถหรือลูกโป่ง ลูกบอล ตลอดจนความดันน้ำในท่ออย่างเป็นต้น

หลักการโทโนเมตรีถูกนำมาใช้ทางการแพทย์ เช่นทดสอบความตึงของผิวหนังอย่างคร่าวๆ เพื่อสังเกตการบวม การประเมินความดันในลูกตา (Intraocular Pressure: IOP) โดยใช้อุปกรณ์ซึ่งเรียกว่าเรียกว่าโทโนมิเตอร์ ประดิษฐ์ขึ้นโดยจักษุแพทย์ชาวสวิส ฮันส์ โกลด์แมน หลักการทำงานอธิบายง่าย ๆ ได้คือใช้วัสดุรูปกรวยตัดปลายให้มีพื้นที่หน้าตัดคงที่ กดลงบนกระจกตาด้วยแรงดันคงที่ แรงต้านของลูกตาจะนำมาประเมินเป็นค่าความดันในลูกตา โทโนมิเตอร์ใช้เป็นมาตรฐานของการวัดความดันในลูกตาจนถึงปัจจุบัน

ด้วยหลักการเดียวกันนี้ มีการนำไปประยุกต์เช่น เป็นโทโนมิเตอร์วัดความตึงของผิวหนัง ตลอดจนใช้หลักการกลับกันกับโทโนมิเตอร์คือการวัดความดันของอวัยวะภายในเช่นกระเพาะอาหาร โดยการสอดใส่บัลลูนที่ทราบความดันลงในกระเพาะอาหาร เรียกว่า Gastric tonometer เป็นต้น

โทโนเมตรี ถูกนำมาใช้ในการประเมินความดันโลหิตแบบไม่รุกรานครั้งแรกเมื่อปี 1978 [Weaver et al.] โดยใช้การวัดแรงต้านของหลอดเลือดส่งผ่านออกมาจากผิวหนังไปยังเซ็นเซอร์วัดความดัน โดยหลอดเลือดจะถูกกดด้วยแรงดันคงที่ผ่านผิวหนังตามหลักการที่กล่าวมาแล้วในการวัดความดันในลูกตาจึงเรียกรูปแบบนี้ว่าโทโนเมตรีเส้นเลือดแดง (Arterial Tonometry) การออกแบบอุปกรณ์ตามหลักการนี้มีได้หลากหลายวิธีขึ้นอยู่กับจะนำเทคโนโลยีแบบใดมาใช้ ราคาจึงแตกต่างกันไปอุปกรณ์โทโนเมตรีวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่ผลิตขึ้นเชิงการค้าในปัจจุบัน จะนิยมใช้เป็นเซ็นเซอร์แบบอาร์เรย์ ดังแสดงในรูปที่ 2.15 หลักการที่จะกล่าวต่อไปนี้จะใช้ได้กับโทโนมิเตอร์ทุกชนิด



รูปที่ 2.15 หลักการของโทโนเมตรีเมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด

โดย

P_e (External Pressure) คือความดันภายนอกหลอดเลือด

P_i (Internal Pressure) คือความดันภายในหลอดเลือด

P_t (Transmural Pressure) คือความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือด

r (Radius of wall curvature) คือรัศมีความโค้งของหลอดเลือด = 0.005 เมตร

T (Wall tension) คือความตึงของผนังหลอดเลือด = 60 นิวตันต่อตารางเมตร

μ (Wall thickness) คือความหนาของผนังหลอดเลือด = 0.001 เมตร

จากรูปที่ 2.15 หลอดเลือดซึ่งมีความดันภายใน P_i จะและมีขนาดรัศมี r จะถูกกดด้วยแรงจากภายนอกคิดเป็นความดัน P_e ผ่านเซ็นเซอร์ แรงกดจะทำให้หลอดเลือดบีบอัดกับชิ้นส่วนของกระดูกด้านล่าง ทำให้เกิดความดันลัมพ์ภายใน P_t ของหลอดเลือดรวมทั้งแรงตั้งที่ผนังหลอดเลือดด้วย แรงย้อนกลับนี้สามารถตรวจวัดได้ด้วยเซ็นเซอร์

ค่าความตึงบริเวณเส้นรอบวงของหลอดเลือดภายในผนังหลอดเลือดนั้นมีค่าแปรผันตรงกับผลคูณของความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือดกับรัศมีของหลอดเลือดและแปรผกผันกับความหนาของผนังหลอดเลือด เป็นไปตามทฤษฎีของลาปลาซ สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$T = \frac{P_t r}{\mu} \quad (2.2.3)$$

จะได้

$$P_t = \frac{T\mu}{r} \quad (2.2.4)$$

จากสมการที่ 2.2.3 จะเห็นได้ว่าเมื่อรัศมีของหลอดเลือดมีค่ามาก ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดก็จะมีค่ามากโดยหลอดเลือดที่ต่างกันแสดงถึงค่าความดันภายในที่แตกต่างกัน และหลอดเลือดปกติโดยทั่วไปจะมีอัตราส่วนระหว่างรัศมีของหลอดเลือด r กับความหนาของผนังหลอดเลือด μ คงที่ ดังนั้นค่าความตึงของผนังหลอดเลือดจะมีค่าแปรตามค่าความดันของหลอดเลือด P_t ซึ่งก็คือผลต่างระหว่างความดันภายในและความดันภายนอกของหลอดเลือด ตามสมการที่ 2.2.5

$$P_t = P_i - P_e \quad (2.2.5)$$

และจากสมการที่ 2.2.4 หากมีการกดทับที่หลอดเลือดจนทำให้หลอดเลือดแบน หรือรัศมีของหลอดเลือดแวนอนมีค่าเพิ่มเข้าสู่อนันต์ จะทำให้ค่าความดันผลต่างมีค่าเป็นศูนย์ และเนื่องจากค่าความดันผลต่างนั้นคือค่าผลต่างระหว่างความดันภายในและภายนอกหลอดเลือด ทำให้ความดันภายในมีค่าเท่ากับค่าความดันภายนอก

เมื่อ

$$\begin{aligned} P_t &= 0 \\ P_t = P_i - P_e &= 0 \end{aligned}$$

ดังนั้น

$$P_i = P_e \quad (2.2.6)$$

จากสมการที่ 2.2.6 จะเห็นได้ว่าเมื่อมีการกดทับของเซ็นเซอร์บริเวณหลอดเลือดจะทำให้ความดันภายในหลอดเลือดมีค่าเข้าใกล้ความดันภายนอก เอาท์พุทของเซ็นเซอร์จะสะท้อนค่าความดันภายใน ดังนั้นเราจึงสามารถตรวจจับความดันภายในหลอดเลือดได้โดยวัดแรงดันเอาท์พุทของเซ็นเซอร์ที่บริเวณภายนอกของหลอดเลือด

2.2.3 ทฤษฎีของบอยล์ [23] (Boyle Theory)

อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร ความดันและอุณหภูมิของแก๊ส ซึ่งทำการทดลองโดย โรเบิร์ต บอยล์ เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรกับความดันของแก๊สโดยควบคุมอุณหภูมิให้มีค่าคงที่ ซึ่งจากผลการทดลองพบว่า ผลคูณระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊สในการทดลองแต่ละครั้งมีค่าค่อนข้างคงที่ เมื่อปริมาตรของแก๊สมีค่าเพิ่มขึ้นจะทำให้ความดันของแก๊สมีค่าลดลง ในทางกลับกันเมื่อปริมาตรของแก๊สมีค่าลดลงจะทำให้ความดันของแก๊สมีค่าเพิ่มขึ้น ดังนั้น โรเบิร์ต บอยล์ จึงสรุปว่าเมื่ออุณหภูมิและมวลของแก๊สมีค่าคงที่ ปริมาตรของแก๊สจะแปรผกผันกับความดัน โดยให้ P แทนความดันของแก๊ส และ V แทนปริมาตรของแก๊ส จากความสัมพันธ์ตามกฎของบอยล์จะเขียนได้ว่า

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

หรือ

$$PV = k \quad (2.2.7)$$

k คือค่าคงที่ซึ่งขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ ปริมาตร มวลของแก๊สและลักษณะเฉพาะของแก๊สแต่ละชนิด และจากผลการทดลองพบว่าผลคูณระหว่างปริมาตรกับความดันของแก๊สมีค่าคงที่เสมอ ดังนั้นถ้าให้ P_1, V_1 เป็นความดันและปริมาตรในสภาวะที่ 1 และ P_2, V_2 เป็นความดันและปริมาตรในสภาวะที่ 2 จะได้ว่า

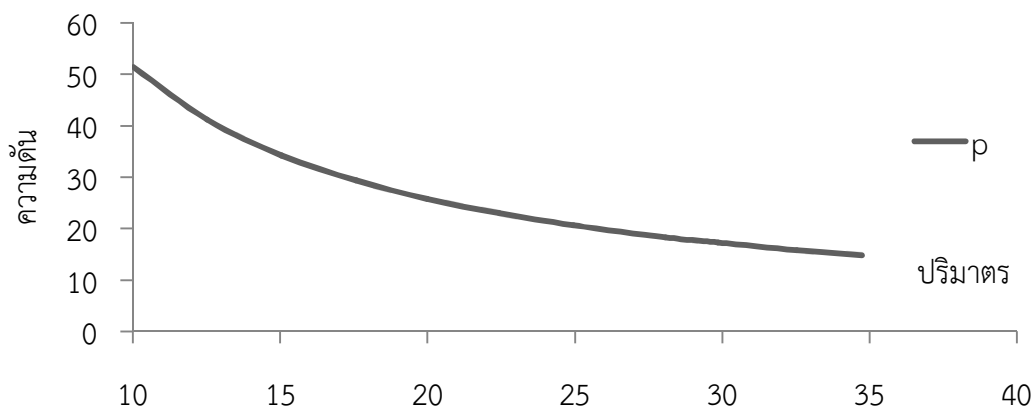
$$P_1V_1 = k \quad (2.2.8)$$

$$P_2V_2 = k \quad (2.2.9)$$

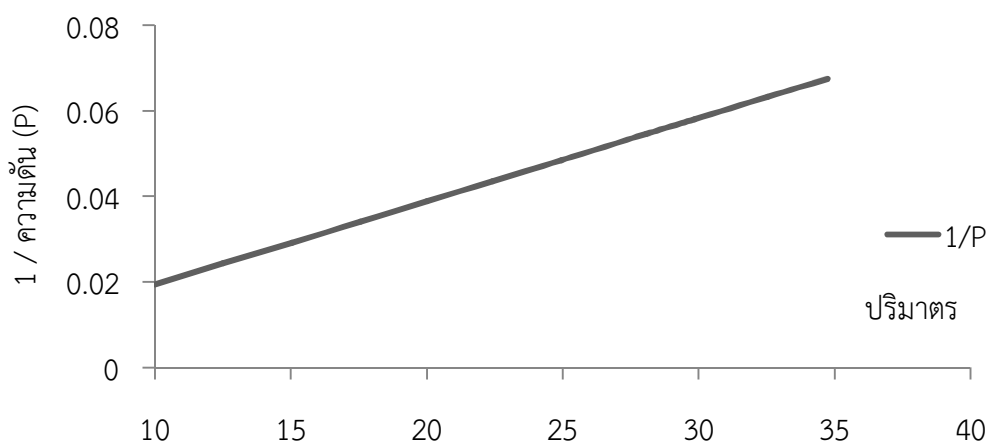
เมื่อ k มีค่าคงที่ จะได้ว่า
ให้สมการที่ 2.2.8 มีค่าเท่ากับสมการที่ 2.2.9 จะได้

$$P_1V_1 = P_2V_2 \quad (2.2.10)$$

จากสมการที่ 2.2.10 นำมาเขียนกราฟระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊สในสภาวะอุณหภูมิคงที่พบว่าเมื่อความดันของแก๊สเพิ่มขึ้น ปริมาตรของแก๊สจะลดลงและเมื่อทำการเขียนกราฟระหว่าง 1/ความดัน กับปริมาตรของแก๊ส จะพบว่ากราฟมีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังรูปที่ 2.16-2.17 ทำนองเดียวกันในภาชนะปิดหนึ่งๆ หากมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรปริมาตรแล้ว ความดันภายในภาชนะนั้นจะเปลี่ยนแปลงด้วย ตัวอย่างเช่นในกรณีกระบอกสูบซึ่งลูกสูบทำหน้าที่บีบอัดแก๊สภายในเป็นต้น



รูปที่ 2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับปริมาตรของแก๊ส [23]



รูปที่ 2.17 ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนกลับของความดันกับปริมาตรของแก๊ส [23]

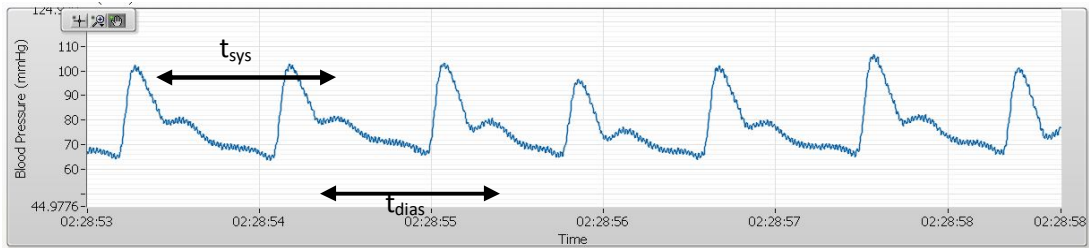
2.2.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันเบื้องต้น

2.2.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา

การวิเคราะห์สัญญาณใดๆในโดเมนเวลา [24] มักจะหมายถึงการหาขนาด รูปคลื่น และคาบเวลา การวิเคราะห์ในลักษณะดังกล่าว จะใช้ได้ดีกับกรณีสัญญาณเป็นคาบและเครื่องมือช่วยใช้ในการวิเคราะห์ที่สำคัญได้แก่ ออสซิลอสโคปหรือ ดิจิตอลออสซิลอสโคป หากสัญญาณนั้นมีความถี่ต่ำๆการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาเกือบจะเป็นไปไม่ได้เลย ถ้าสัญญาณนั้นมีลักษณะไม่เป็นคาบหรือมีสมบัติสุ่ม (random) สัญญาณไฟฟ้าร่างกาย มีทั้งแบบสุ่มและแบบเกือบเป็นคาบ ซึ่งสัญญาณพัลส์ความดันโลหิตมีลักษณะเป็นแบบหลัง ทำให้ยังสามารถวิเคราะห์ในโดเมนเวลาได้

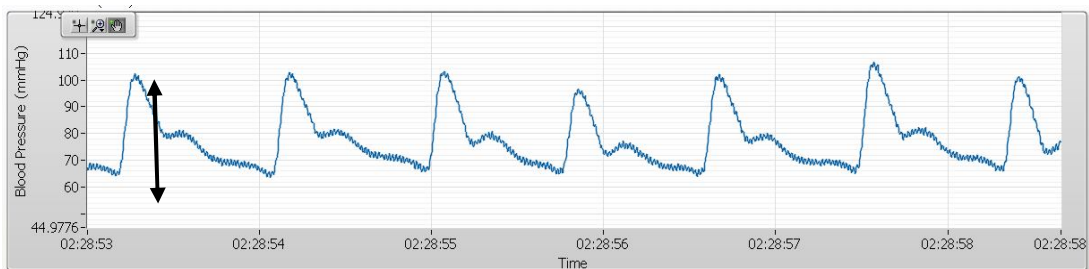
การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาของงานวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน

1. การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก และไดแอสโตลิกทำโดยการหาช่วงเวลาระหว่างจุดซิสโตลิก 2 จุดและช่วงเวลาระหว่างจุดไดแอสโตลิก 2 จุด แสดงดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 การหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก และไดแอสโตลิก

2. การเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน (Pulse pressure) หาได้จากความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิกใน 1 คลื่น แสดงดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 การหาการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน

2.2.4.2 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่

เรียกอีกชื่อหนึ่งคือการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณ ในกรณีสัญญาณเป็นคาบคือการวิเคราะห์ว่าสัญญาณนั้น ๆ มีสัญญาณความถี่องค์ประกอบอะไรบ้าง ความถี่องค์ประกอบคือสัญญาณรูปไซน์ความถี่ต่างๆ ซึ่งประกอบขึ้นเป็นสัญญาณนั้นๆ ในบางบริบทสเปกตรัมสามารถบอกถึงปริมาณการกระจายของพลังงานหรือกำลังงานของสัญญาณในความถี่ย่านต่าง ๆ จะกำหนดเป็นค่าความหนาแน่นของกำลังงานหรือพลังงานในช่วงความถี่ (Power Spectral Density or Energy Spectral Density) การวิเคราะห์สเปกตรัมถูกนำมาใช้ทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีกว่าร้อยปีแล้ว และยังขยายขอบเขตไปยังสาขาอื่นๆ เช่น เศรษฐศาสตร์ การเงิน ทางการแพทย์เนื่องจากสัญญาณชีพ ส่วนใหญ่เป็นสัญญาณซึ่งเกิดค่อนข้างต่อเนื่อง การวิเคราะห์สเปกตรัมมักใช้เพื่อประเมินหรือบ่งชี้ถึงของการเปลี่ยนแปลงช้าๆ กับอวัยวะซึ่งเป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณนั้นๆ ซึ่งจะบอกได้ถึง ความปกติหรือความผิดปกติของการทำงานของอวัยวะนั้นได้ ในงานวิจัยนี้ จะได้นำการวิเคราะห์สเปกตรัม มาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต ซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งสามารถถูกกระตุ้นได้ด้วย ยา พฤติกรรม หรือสิ่งเร้าอื่นๆ จากภายนอก การวิเคราะห์สเปกตรัมจะช่วยให้การวิเคราะห์ความไว (sensitivity) หรือสมรรถนะอื่นๆ ของเครื่องมือวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นมา โดยการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณแบ่งเป็นแบบ Non-Parametric Methods และ Parametric Methods เครื่องมือสำคัญซึ่งนำมาใช้ในการวิเคราะห์สเปกตรัมแบบ Non-Parametric Methods ได้แก่การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT) ซึ่งสเปกตรัมผลลัพธ์ที่ได้จะมาจากข้อมูลทั้งหมดที่วัดได้โดยตรง แสดงออกในรูปของขนาดเป็นยอดๆที่ความถี่ต่างๆ หรือเป็นค่ากำลังงานราบเรียบตลอดช่วงความถี่หนึ่งๆ ในขณะที่การวิเคราะห์สเปกตรัมแบบ Parametric Methods นั้นมีได้นำข้อมูลทั้งหมดมาหาสเปกตรัมโดยตรง

แต่ถูกนำมาสร้างเป็นแบบจำลองก่อน แล้วค่อยนำแบบจำลองนั้นมาหาสเปกตรัม กรณีนี้ส่วนเกินของสัญญาณที่ต่างกันระหว่างแบบจำลองและของสัญญาณจริงถือว่าเป็นสัญญาณรบกวนและจะถูกกำจัดไปแต่แรกบางส่วนหรือทั้งหมด เครื่องมือที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์สเปกตรัมแบบพาราเมตริกได้แก่ Autoregressive(AR) และ Autoregressive Moving Average(ARMA) โดยหลักการแล้ว วิธีการพาราเมตริกเหมาะกับการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของคลื่นความดันและอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งมีความต่อเนื่องและเปลี่ยนแปลงช้าๆสามารถระบุความถี่กลางของจังหวะการเต้นได้ง่าย และวิธีการนี้ยังเหมาะกับการวิเคราะห์ข้อมูลที่มีจำนวนน้อย เนื่องจากความละเอียดของผลการวิเคราะห์จะไม่ขึ้นอยู่กับจำนวนข้อมูลเหมือนกรณี Non-Parametric นอกจากนี้ วิธีการ AR เมื่อนำมาใช้วิเคราะห์สเปกตรัมกับสัญญาณซึ่งมีกำลังงานในย่านกว้างลำดับ(order) ของแบบจำลอง(ซึ่งจะได้กล่าวต่อไป) ควรมีค่าสูง ๆ แต่จุดอ่อนในการเลือกลำดับของแบบจำลองแบบอัตโนมัติเพื่อให้ได้ค่าที่เหมาะสมกับข้อมูลมักจะค่อนข้างยุ่งยากซับซ้อน ต้องใช้ความเชี่ยวชาญปรับแต่ง กรณีนี้การวิเคราะห์ FFT อาจจะเหมาะสมกว่า ในหัวข้อต่อไปนี้จะกล่าวถึงวิธีการวิเคราะห์สเปกตรัมทั้งสองวิธีที่ใช้ในการวิจัยนี้เท่านั้น

1. Non-Parametric Methods [25]

การแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง(Discrete-time Fourier Transform) หรือ DFT เป็นไปตามสมการดังต่อไปนี้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{nk}, \quad k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.2.11)$$

โดยที่

$$W_N \triangleq e^{-j\frac{2\pi}{N}}$$

เนื่องจาก W_N เป็นจำนวนเชิงซ้อน ดังนั้น ค่าข้อมูลอินพุต $x(n)$ ต้องดำเนินการแบบเชิงซ้อนกับ W_N ยิ่งถ้ามีจำนวน N มากเท่าไรก็จะทำให้ได้ผลการแปลง $X(k)$ ช้า จึงมีการพัฒนาต่อมาเป็นการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็วหรือ (Fast Fourier Transform: FFT) โดย FFT นั้นเป็นชื่อเรียกโดยรวมๆของอัลกอริทึมที่ทำ DFT อย่างเร็วซึ่งในการแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว นั้นจะได้มาจากการสุ่มค่าจากสัญญาณใดๆ โดยอัตราการสุ่มนั้นมีค่าจำนวนตัวอย่างจากการสุ่มต่อหน่วยเวลา

$$f_s = \frac{\text{sample}}{\text{second}} = \frac{1}{T_s}$$

ถ้าข้อมูล X_0, X_1, \dots, X_{N-1} ซึ่งได้จากการสุ่ม N ข้อมูล ในช่วงเวลาเท่าๆ กัน ผลการแปลงข้อมูลจากโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่เป็นไปตามสมการที่ 2.2.12

$$X_n(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-2\pi j f n \Delta t} \quad (2.2.12)$$

โดยที่ความถี่ของการสุ่ม f_s มีค่าอยู่ในช่วง $\frac{-1}{2\Delta t} \leq f_s \leq \frac{1}{2\Delta t}$ และ X_n คือข้อมูลในโดเมนเวลา n คือจำนวนครั้งในการสุ่ม $X_n(f)$ คือข้อมูลในโดเมนความถี่ การประเมิน FFT อย่างมีประสิทธิภาพนั้น

แสดงข้อมูลที่ไม่ต่อเนื่องของความถี่ N โดย $\Delta f[\text{Hz}] = \frac{1}{N\Delta t}$ ส่วนในรูปแบบที่ง่ายที่สุดในการประมาณค่าความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัมของข้อมูลในโดเมนเวลาจะได้จากโมดูลัสของข้อมูล FFT และการประเมินความหนาแน่นสเปกตรัมของพลังงาน $P(f)$ ในทุกความถี่ที่ไม่ต่อเนื่อง f โดยจะทำการแบ่งภายหลังจากช่วงเวลา $N\Delta t$

$$P(f_m) = \frac{|x_m|^2}{N\Delta t} \quad ; m = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.2.13)$$

โดยที่ $f[\text{Hz}] = m\Delta f$

ในกรณีที่ใช้ข้อมูลจริง (จำนวนจริง) ความหนาแน่นสเปกตรัมสำหรับความถี่ด้านลบนั้นจะสมมาตรกับความหนาแน่นสเปกตรัมกับความถี่ด้านบวก แต่ในบางครั้งอาจจำเป็นต้องคำนวณค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมเหมาะสำหรับข้อมูลเชิงซ้อนซึ่งได้ทั้งความถี่ในด้านบวกและลบ

DFT ยังสามารถนำมาใช้ในการหาความหนาแน่นของสเปกตรัมของสัญญาณสุ่มซึ่งมีความแปรปรวนสูงในรูปของ ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density: PSD) แต่เนื่องจากสัญญาณสุ่ม มีพลังงานไม่จำกัด จึงไม่สามารถนำเอาลำดับของสัญญาณซึ่งสุ่มมาได้มาหาความหนาแน่นสเปกตรัมโดยตรง แต่จะหาได้จากค่าของ ลำดับ auto covariance หรือฟังก์ชัน covariance(r) ของข้อมูลสุ่มซึ่งคำนวณได้จากสมการ

$$r(k) = E\{x(t)x^*(t - k)\} \quad (2.2.14)$$

โดย อนุমানว่าข้อมูล $x(t)$ มีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์ (Zero mean)

$$E\{x(t)\} = 0 \quad \text{ทุกค่าของ } t$$

ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังงานหาได้จากการแปลงฟูเรียร์ของ $r(k)$

$$\phi(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} r^k e^{-t\omega k} \quad (2.2.15)$$

โดย $\omega = 2\pi f$

2. Parametric Methods [26]

เรียกได้อีกอย่างหนึ่งตามหลักการคือวิธีแบบจำลอง (model-based method) ดังที่กล่าวมาข้างแล้วว่า จะนำข้อมูลซึ่งถูกสุ่มมาสร้างแบบจำลองเป็นฟังก์ชันโพลีโนเมียล ที่สามารถจะหาพารามิเตอร์ (สัมประสิทธิ์) ได้จากนั้นใช้แบบจำลองสร้างข้อมูลใหม่เพื่อนำมาหาสเปกตรัม ซึ่งแน่นอนว่าหากแบบจำลองที่นำมาใช้มีความเหมือนกับข้อมูลจริงมากเท่าไร จะได้ผลที่แม่นยำกว่าแบบ Non-parametric

ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง $\phi(\omega)$ คือฟังก์ชันเศษส่วนของ $e^{-j\omega}$

$$\phi(\omega) = \frac{\sum_{k=-m}^m \gamma_k e^{-j\omega k}}{\sum_{k=-n}^n \rho_k e^{-j\omega k}} \quad (2.2.16)$$

โดยที่ $\gamma_{-k} = \gamma_k^*$ และ $\rho_{-k} = \rho_k^*$

ทฤษฎีของ Weierstrass กล่าวว่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังต่อเนื่องนั้นสามารถประมาณได้ด้วยความสามารถข้างต้น โดยเลือกลำดับ m และ n ของสมการให้มีค่ามากพอจะได้ความหนาแน่นสเปกตรัมที่เกือบต่อเนื่องเนื่องจาก $\phi(\omega) \geq 0$ ค่าความหนาแน่นสเปกตรัมเขียนสามารถเขียนในรูปแบบ

$$\phi(\omega) = \left| \frac{B(\omega)}{A(\omega)} \right|^2 \sigma^2 \quad (2.2.17)$$

โดยที่ σ^2 จะมีค่าเป็นบวก และ $A(\omega), B(\omega)$ เป็นพหุนาม

$$\begin{aligned} A(\omega) &= 1 + a_1 e^{-i\omega} + \dots + a_n e^{-in\omega} \\ B(\omega) &= 1 + b_1 e^{-i\omega} + \dots + a_m e^{-im\omega} \end{aligned} \quad (2.2.18)$$

ผลลัพธ์จากสมการที่ 2.2.17 สามารถนำมาแสดงในโดเมน Z ได้ดังสมการที่ 2.2.19

$$\phi(z) = \frac{\sum_{k=-m}^m \gamma_k z^{-k}}{\sum_{k=-n}^n \rho_k z^{-k}} \quad (2.2.19)$$

และสามารถหาตัวประกอบของ $\phi(z)$ ได้จาก

$$\phi(z) = \sigma^2 \frac{B(z)B^*\left(\frac{1}{z^*}\right)}{A(z)A^*\left(\frac{1}{z^*}\right)} \quad (2.2.20)$$

ยกตัวอย่างการหาจาก $A(z)$ และ $A^*\left(\frac{1}{z}\right)$ จาก

$$\begin{aligned} A(z) &= 1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_n z^{-n} \\ A^*\left(\frac{1}{z}\right) &= \left[A\left(\frac{1}{z^*}\right) \right]^* = 1 + a_1^* z + \dots + a_n^* z^n \end{aligned}$$

โดย $z = e^{i\omega}$

จากสมการที่ 2.2.17 สามารถพิจารณาได้ว่าความหนาแน่นสเปกตรัม เป็นเอาต์พุตจากการกรอง *white noise* ที่มีกำลังงาน σ^2 โดยผ่านตัวกรองที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น

$$H(\omega) = \frac{B(\omega)}{A(\omega)} \quad (2.2.21)$$

และเขียนในโดเมนของเวลาได้

$$y(t) = \frac{B(z)}{A(z)} e(t) \quad (2.2.22)$$

หรือ

$$A(z)y(t) = B(z)e(t) \quad (2.2.23)$$

โดยที่ $y(t)$ คือเอาต์พุตจากการกรอง

z^{-1} คือโอเปอเรเตอร์ที่มีการหน่วงของเวลา ($z^{-k}y(t) = y(t-k)$)

e^t คือ White noise ซึ่งมีความแปรปรวนเท่ากับ σ^2

ดังนั้นโดยทฤษฎีของตัวประกอบสเปกตรัมแบบจำลองเชิงพารามิเตอร์ $\Phi(\omega)$ จึงเปลี่ยนเป็นรูปแบบของสัญญาณเอง ซึ่งในการประมาณค่าสเปกตรัมสามารถทำให้กลายเป็นปัญหาของแบบจำลองสัญญาณได้ ซึ่งวิธีการประมาณค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองของสัญญาณในสมการที่ 2.2.23 จะได้กล่าวถึงต่อไป

$y(t)$ ซึ่งเป็นไปตามสมการ 2.2.22 เรียกว่าสัญญาณ *Autoregressive moving average (ARMA หรือ ARMA (n,m))* ถ้า $m = 0$ $y(t)$ คือสัญญาณ *autoregressive (AR หรือ AR(n))* และเมื่อ $n = 0$ $y(t)$ คือสัญญาณ *moving average (MA หรือ MA(m))* ซึ่งสามารถสรุปได้ว่า

$$\begin{aligned} \text{ARMA: } A(z)y(t) &= B(z)e(t) \\ \text{AR: } A(z)y(t) &= e(t) \\ \text{MA: } y(t) &= B(z)e(t) \end{aligned} \quad (2.2.24)$$

โครงสร้าง Covariance ของกระบวนการ ARMA

จากสมการที่ 2.2.23 สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$y(t) + \sum_{i=1}^n a_i y(t-i) = \sum_{j=0}^m b_j e(t-j) \quad (b_0 = 0) \quad (2.2.25)$$

คูณสมการที่ 2.2.25 ด้วย $y^*(t-k)$ และดำเนินการ expectation จะได้

$$r(k) + \sum_{i=1}^n a_i r(k-i) = \sum_{j=0}^m b_j E\{e(t-j)y^*(t-k)\} \quad (2.2.26)$$

เนื่องจากตัวกรอง $H(z) = \frac{B(z)}{A(z)}$ มีเสถียรภาพและมีที่มาที่ไป (Causal) จึงสามารถเขียนได้ว่า

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \sum_{k=0}^{\infty} h_k z^{-k} \quad (h_0 = 1)$$

และได้ว่า

$$y(t) = H(z)e(t) = \sum_{k=0}^{\infty} h_k e(t-k)$$

ดังนั้นค่าเฉลี่ยของ $E\{e(t-j)y^*(t-k)\}$ ได้เป็น

$$\begin{aligned} E\{e(t-j)y^*(t-k)\} &= E\left\{e(t-j) \sum_{s=0}^{\infty} h_s^* e^*(t-k-s)\right\} \\ &= \sigma^2 \sum_{s=0}^{\infty} h_s^* \delta_{j,k+s} = \sigma^2 h_{j-k}^* \end{aligned}$$

เมื่อ $h_k = 0, k < 0$ ดังนั้นสมการที่ 2.3.26 จะได้

$$r(k) + \sum_{i=1}^n a_i r(k-i) = \sigma^2 \sum_{j=0}^m b_j h_{j-k}^* \quad (2.2.27)$$

โดยทั่วไปแล้ว h_k เป็นฟังก์ชันไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งมีสัมประสิทธิ์ $\{a_i\}$ และ $\{b_i\}$ ใดๆก็ตาม ถ้า $h_s = 0, s < 0$ สมการที่ 2.2.27 เมื่อ $k \geq m+1$ จะลดรูปลงเหลือแค่

$$r(k) + \sum_{i=1}^n a_i r(k-i) = 0 \quad \text{ในกรณีที่ } k > m \quad (2.2.28)$$

ซึ่งสมการที่ 2.2.28 จึงถูกนำมาเป็นฐานในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์ AR ของกระบวนการ AR (MA)

สัญญาณ AR

ในกลุ่มของ ARMA AR หรือ autoregressive หรือ สัญญาณที่มีแต่โพล (all-pole) ถูกนำมาประยุกต์ใช้อย่างแพร่หลาย ซึ่งในกรณีของเราจะนำมาประมาณค่าสเปกตรัมที่ให้ออกสเปกตรัมแคบ โดยวางตำแหน่งของซีโรของพหุนาม A (สมการที่ 2.2.17) ที่ใกล้กับขอบของวงกลมหนึ่งหน่วยและให้ $B(\omega) \equiv 1$ ในงานวิจัยนี้ใช้วิธีของ Yule-Walker ในการหาพารามิเตอร์ โดยอาศัยความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่าง covariance และพารามิเตอร์ของ AR

สมการที่ 2.2.19 เป็นสัญญาณ AR เมื่อ $m = 0$ และ $B(z) = 1$ ทุกค่า $k > 0$ นอกจากนี้ สมการที่ 2.2.27 จะกลายเป็น

$$r(0) + \sum_{i=1}^n a_i r(-i) = \sigma^2 \sum_{j=0}^m b_j h_j^* = \sigma^2 \quad (2.2.29)$$

รวมสมการที่ 2.2.28 กับ 2.2.29 กรณีที่ $k = 1, \dots, n$ จะทำให้ระบบสมการเชิงเส้น

$$\begin{bmatrix} r(0) & r(-1) & \cdots & r(-n) \\ r(1) & r(0) & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & r(-1) \\ r(n) & \cdots & & r(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.2.30)$$

สมการข้างต้นเรียกว่า *Yule-Walker equation* หรือ สมการปกติ ใช้ในการประมาณค่าพารามิเตอร์ ถ้ารู้ค่า $\{r(k)\}$, $k = 0, \dots, n$ จะสามารถแก้สมการที่ 2.2.30 ได้

$$\theta = [a_1, \dots, a_n]^T \quad (2.2.31)$$

ใช้แถวทั้งหมดยกเว้นแถวแรกของสมการที่ 2.2.30 จะได้

$$\begin{bmatrix} r(1) \\ \vdots \\ r(n) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r(0) & \cdots & r(-n+1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r(n-1) & \cdots & r(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.2.32)$$

หรือเขียนนิยามใหม่ได้ว่า

$$r_n + R_n \theta = 0 \quad (2.2.33)$$

ในการแก้สมการคือ จะให้ $\theta = R_n^{-1} r_n$ ที่มีเพียงค่าเดียว และ σ^2 ซึ่งหาจากแถวแรกของสมการที่ 2.3.30 หรือมีค่าเท่ากับสมการที่ 2.2.29 โดยจะมุ่งเน้นถึงความสัมพันธ์ระหว่าง θ และ σ^2 บนลำดับ n ซึ่งเขียนสมการที่ 2.2.30 ใหม่ได้ว่า

$$R_{n+1} \begin{bmatrix} 1 \\ \theta_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_n^2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.2.34)$$

สัญญาณ MA

จากนิยามของสมการที่ 2.2.34 สัญญาณ MA จะได้จากการกรองสัญญาณ white noise ด้วยตัวกรอง all-zero วิธีในการประมาณค่าสเปกตรัมของ MA ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอนคือ

- 1 ประมาณค่าพารามิเตอร์ MA $\{b_k\}$, $k = 1, \dots, m$ และ σ^2
- 2 นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการประมาณค่าจากวิธีแรกมายังสมการการหาค่าความหนาแน่นสเปกตรัมของ MA (MA PSD) (ดูจากสมการที่ 2.11)

$$\Phi(\omega) = |B(\omega)|^2 \sigma^2 \quad (2.2.35)$$

วิธีนี้เป็นวิธีที่ยากเนื่องจากปัญหาการประมาณแบบไม่เป็นเชิงเส้น ดังนั้นอีกวิธีหนึ่งในการประมาณค่าสเปกตรัมของ MA จะอยู่บนพื้นฐานของกระบวนการรีพารามิเตอร์ของความหนาแน่นสเปกตรัมในเทอมของลำดับ covariance ของสัญญาณ ซึ่งเราจะเห็นจากสมการที่ 2.2.34 แล้วว่า MA จะมีลำดับ m

$$r(k) = 0 \text{ สำหรับ } |k| > m \quad (2.2.36)$$

นำมาเขียนในเทอมของ $r(k)$ จะได้โมเดลสเปกตรัมแบบจำกัดมิติคือ

$$\phi(\omega) = \sum_{k=-m}^m r(k)e^{-i\omega k} \quad (2.2.37)$$

สัญญาณ ARMA

ใช้การตัดแปลงวิธีการของ Yule-Walker ซึ่งมีสองขั้นตอนในการประมาณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมสัญญาณ ARMA ซึ่งในขั้นตอนแรกจะทำการประมาณค่าสัมประสิทธิ์ของ AR โดยใช้สมการ 2.2.22 ส่วนขั้นตอนที่สองจะนำค่าสัมประสิทธิ์ AR และนำมาประมาณค่าสัมประสิทธิ์ลำดับ auto covariance ในสมการที่ 2.19 เพื่อประมาณค่าสัมประสิทธิ์ γ_k ตามลำดับดังนี้ เขียนสมการที่ 2.2.28 สำหรับ $k = m + 1, m + 2, \dots, m + M$ ในรูปแบบเมตริก

$$\begin{bmatrix} r(m) & r(m-1) & \cdots & r(m-n-1) \\ r(m+1) & r(m) & & r(m-n-2) \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ r(m+M-1) & \cdots & \cdots & r(m-n-M) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} r(m+1) \\ r(m+2) \\ \vdots \\ r(m+M) \end{bmatrix} \quad (2.2.38)$$

ถ้าให้ $M = n$ ในสมการที่ 2.2.38 เราจะได้ระบบของ n สมการ ซึ่งเป็นการสร้างระบบสมการของ Yule-Walker ในกรณี AR ดังนั้น สมการเหล่านี้จะถูกตัดแปลงเป็นระบบสมการของ Yule-Walker แทนด้วยค่า covariance $r\{k\}$ จะได้

$$\begin{bmatrix} \hat{r}(m) & \cdots & \hat{r}(m-n+1) \\ \vdots & & \vdots \\ \hat{r}(m+n-1) & \cdots & \hat{r}(m-n+M) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{a}_1 \\ \vdots \\ \hat{a}_n \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \hat{r}(m+1) \\ \vdots \\ \hat{r}(m+n) \end{bmatrix} \quad (2.2.39)$$

ระบบเชิงเส้นดังกล่าวสามารถหาค่า $\{\hat{a}_i\}$ ซึ่งถูกเรียกว่าการประมาณค่า Modified Yule-Walker ของ $\{a_i\}$ เมตริกในสมการที่ 2.2.39

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.3.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน [27]

จุดเริ่มต้นของการบันทึกการเต้นชีพจรของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกรานนั้นเกิดขึ้นตั้งแต่ยุคฟื้นฟูศิลปวิทยา ในช่วงเวลานั้นนักวิทยาศาสตร์ชาวโพลิส Strus (ค.ศ. 1555) ได้นำเสนอว่าการเต้นของหลอดเลือดมีลักษณะเป็นรูปคลื่น แม้ว่าเครื่องมือวัดที่เขาใช้นั้นจะเป็นแบบง่ายๆ แต่ก็ได้เสนอไว้ว่า การเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นของหลอดเลือดที่อาจจะมีเชื่อมโยงกับโรคต่างๆจนถึงปัจจุบันนี้แม้ว่าเทคโนโลยีจะมีการพัฒนาไปมาก แต่การวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานนั้นยังคงเป็นสิ่งที่ท้าทายอยู่ตลอด และยังมีข้อจำกัดหลายประการในการดึงข้อมูลฟังก์ชันการทำงานของหัวใจจากสัญญาณความ

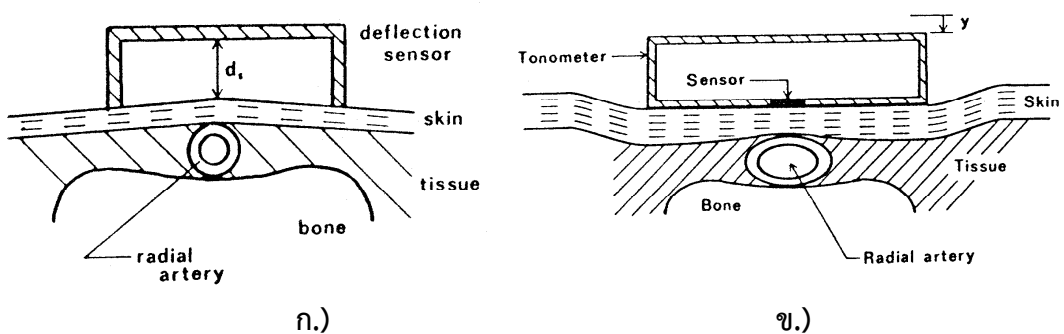
ต้นโลหิตแบบไม่รุกราน ปัจจุบันการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานมี 2 วิธีคือแบบสู่มตัวอย่างและวิธีบันทึกสัญญาณความดันอย่างต่อเนื่อง วิธีสู่มตัวอย่างมักจะวัดค่าความดันซิสโตลิก ความดันไดแอสโตลิกและค่าความดันเฉลี่ย ค่าเหล่านี้ถูกรวบรวมขณะที่หัวใจมีการเปลี่ยนแปลงในช่วง 1 นาที ข้อมูลเหล่านี้เป็นพื้นฐานในการประเมินการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดรวมทั้งอาการของโรคที่เกี่ยวข้องได้ ส่วนวิธีการวัดแบบต่อเนื่องจะแสดงความดันในรูปแบบคลื่นสัญญาณความดันและข้อมูลเวลาทั้งหมดตามจังหวะการเต้นของหัวใจ

รูปคลื่นความดันแบบลูกคลื่นต่อลูกคลื่นมีความสำคัญในสถานการณ์วิกฤติซึ่งค่าความดันโลหิตเปลี่ยนแปลงได้อย่างรวดเร็วจากการบาดเจ็บหรือผู้ป่วยอยู่ในสภาพไร้ความรู้สึกหรือถูกวางยาสลบนอก จากนี้ยังสามารถนำไปใช้ในด้านการบินอวกาศ การนอน การตรวจสอบการโกหก ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงคลื่นความดันเชิงพลศาสตร์นั้นสามารถนำมาใช้วินิจฉัยการสะท้อนกลับของคลื่นความยืดหยุ่นของหลอดเลือด รวมถึง กระบวนการควบคุมการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดนั้นได้มากกว่าค่าความแปรปรวนของความดันชีพจรที่มีค่าต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่งๆ

2.3.2 วิธีการโทโนเมตรี [27]

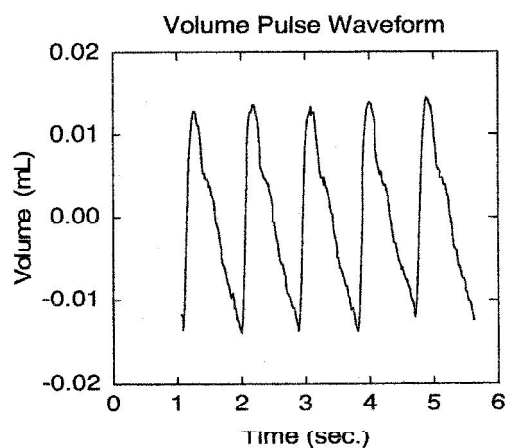
พื้นฐานมาจากการวัดชีพจรโดยใช้ประสาทสัมผัส (Pulse sensing) เช่นใช้นิ้วแตะที่ข้อมือหรือที่ลำคอหรือที่ที่ปรากฏของเส้นเลือดชัดเจนการประเมินทำได้เพียงคร่าวๆว่า การสูบฉีดโลหิตหรือการหมุนเวียนโลหิตดีเพียงใด เนื่องจากไม่สามารถระบุเป็นค่าตัวเลขอ้างอิงได้อย่างชัดเจน

วิธีการโทโนเมตรีเป็นหาค่าความดันได้อย่างต่อเนื่องบนหลอดเลือดแดงที่ปรากฏชัดเจนโดยใช้ อุปกรณ์ตรวจจับการขยายตัวของหลอดเลือดซึ่งเกิดจากแรงดันภายใน ซึ่งเป็นที่มาของโทโนมิเตอร์แบบต่างๆ เช่นดังรูปที่ 2.20 เป็นโทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น (Flexible Diaphragm Tonometer) โทโนมิเตอร์แบบนี้เลียนแบบการใช้นิ้วสัมผัส ไดอะแฟรมซึ่งขึงตึงบนเฟรมแข็งใช้กดราบกับผิวหนังบริเวณที่วัดบนหลอดเลือด จะขยับขึ้นลงตามจังหวะการขยายตัวของเลือดภายในทำให้เกิดความเครียดบนไดอะแฟรม ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้เซ็นเซอร์ติดตั้งบนไดอะแฟรม ในบางแบบหากเฟรมสามารถกักอากาศได้แล้วก็สามารถวัดความดันอากาศซึ่งเปลี่ยนแปลงตามการขยับตัวของไดอะแฟรมได้ การเปรียบเทียบค่าที่เหมาะสมสามารถแสดงผลเป็นค่าความดันอย่างต่อเนื่องได้



รูปที่ 2.20 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น ก.) หลักการ ข.) การวัดสัญญาณชีพจรความดันและหลอดเลือดแบบโทโนเมตรี [27]

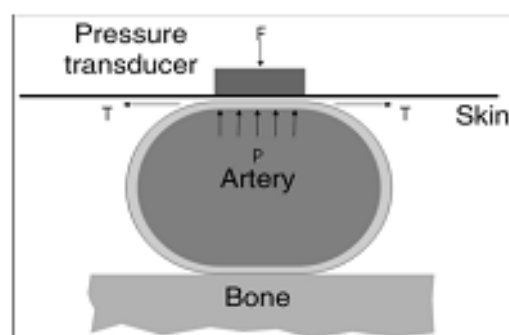
วิธีการวัดแบบโทโนเมตรีมีแนวโน้มใช้เซ็นเซอร์แบบอาร์เรย์กับระบบอิเล็กทรอนิกส์ติดตั้งตำแหน่งของหลอดเลือดโดยตรงเพื่อการวัดความดันในหลอดเลือดและเน้นการลดขนาดของเซ็นเซอร์จนสามารถผลิตเชิงพาณิชย์ได้ เช่นแบบ JENTOW[®] ของ Colin Electronics, Japan ซึ่งให้ข้อผิดพลาดเฉลี่ยของความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิก -5.6 มิลลิเมตรปรอท และ -2.4 มิลลิเมตรปรอท และได้รูปคลื่นสัญญาณที่มีคุณภาพดังรูปที่ 2.21 หรือ Portapres[®] ของ TNO TPDBiomedical Instrumentation ที่ผลิตเป็นการค้าพร้อมซอฟต์แวร์วิเคราะห์เป็นต้น



รูปที่ 2.21 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีโทโนเมตรี [27]

2.3.3 หลักการวัดความดันหลอดเลือดแดงแบบโทโนเมตรีโดยใช้เซ็นเซอร์แบบอาร์เรย์ [28]

โทโนเมตรีที่หลอดเลือดแดงคืออุปกรณ์อย่างหนึ่งในการวัดความดันของหลอดเลือดแดงโดยจะวัดความดันอย่างต่อเนื่องเป็นจังหวะ ซึ่งอุปกรณ์เซ็นเซอร์นี้ถูกวางเหนือผิวหนังที่อยู่บนหลอดเลือดแดงที่ข้อมือ โดยหลักการพื้นฐานจะคล้ายกับการวัดความดันโลหิตที่บริเวณลูกตา



รูปที่ 2.22 หลักการวัดความดันบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบโทโนเมตรี [28]

จากรูปที่ 2.22 แสดงถึงหลักการวัดความดันแบบโทโนเมตรี โดย P คือความดันหลอดเลือดที่บริเวณข้อมือ และ F คือแรงที่วัดได้จากเซ็นเซอร์แบบโทโนเมตรี โดยผลรวมของความดันโลหิตที่มากระทำกับผนังของหลอดเลือดนั้นถูกแทนด้วยเวกเตอร์ขนาดของ P และ A เป็นพื้นที่ที่เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์กับผิวหนัง เมื่อมีแรงดันภายในหลอดเลือดจะทำให้สามารถตรวจจับแรงดันที่เกิดขึ้นได้ และ T

เป็นแรงดันเวกเตอร์โดยจะมีค่าตั้งฉากกับแรงดัน P ดังนั้นเมื่อเราวัดแรงดัน F จะทำให้สามารถสรุปค่าของแรงดันภายในหลอดเลือดแดงได้

ในงานวิจัยนี้เราจึงนำหลักการวัดด้วยวิธีโทโนเมตรีมาพัฒนาต่อให้เป็นระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ โดยออกแบบให้มีขนาดเหมาะสม ง่ายต่อการวัด และสามารถบันทึกสัญญาณความดันได้อย่างต่อเนื่อง

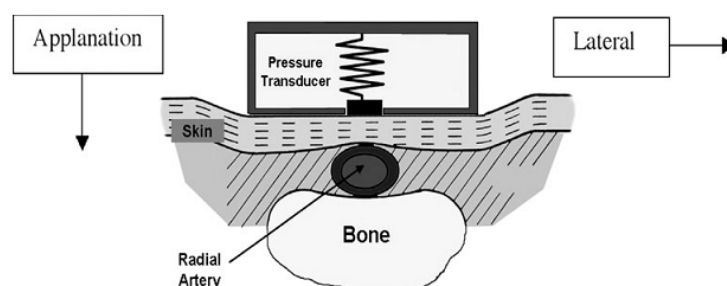
2.3.4 ตัวอย่างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องตามหลักโทโนเมตรี (TL-200) [29]

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200 สำหรับวัดความดันโลหิตที่บริเวณข้อมืออย่างต่อเนื่องที่ถูกออกแบบมาโดย Tensys ซานดิเอโก สหรัฐอเมริกา บทความนี้จะเสนอหลักการพื้นฐานของ TL-200 และได้้นำค่ามาเปรียบเทียบกับความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบรุกราน โดยจุดมุ่งหมายของงานวิจัยนี้คือสร้างความแม่นยำให้กับอุปกรณ์ TL-200 ให้มีความสัมพันธ์กับสัญญาณความดันหลอดเลือดแดงแบบรุกรานโดยทดลองผ่าตัดในผู้ป่วยที่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการตรวจวัดค่าความดันโลหิตโดยตรง

เทคโนโลยีของอุปกรณ์ TL-200 ประกอบไปด้วย 4 ส่วนหลักๆคือ สายพันข้อมือ เซ็นเซอร์วัดความดัน ตัววัดข้อมือที่วางตำแหน่งของเซ็นเซอร์ที่สามารถปรับเปลี่ยนตามขนาดข้อมือของผู้วัดได้ และมอนิเตอร์เพื่อแสดงผลสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 2.42 ซึ่งเซ็นเซอร์นั้นถูกนำไปวางเหนือหลอดเลือดแดงที่ข้อมือโดยแนบกับผิวหนัง ตัววัดข้อมือจะมีกลไกในการวางตำแหน่งของเซ็นเซอร์ ระบบมอนิเตอร์เป็นระบบอิเล็กทรอนิกส์และมีซอฟต์แวร์ที่ควบคุมอุปกรณ์ทั้งระบบรวมไปถึงตัววัดข้อมือและเซ็นเซอร์วัดความดัน ในการแสดงผลและการส่งสัญญาณของความดันโลหิตแบบไม่รุกรานโดยสามารถตรวจวัดได้เป็นทั้งสัญญาณอนาล็อกและสัญญาณดิจิทัล

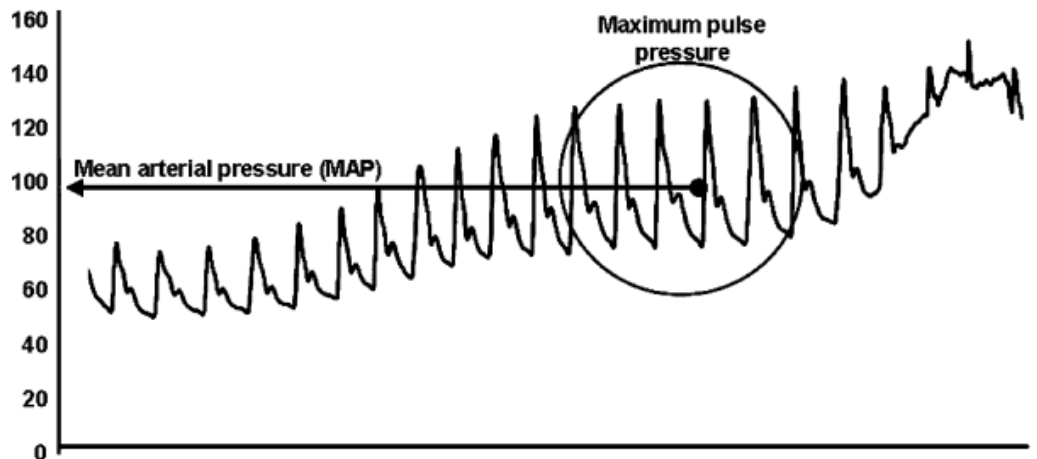


รูปที่ 2.23 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200 a) ส่วนในการวัด b) ส่วนการแสดงผล [29]



รูปที่ 2.24 ตำแหน่งของเซ็นเซอร์ที่วางอยู่บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ [29]

จากรูปที่ 2.24 เซ็นเซอร์จะกดทับลงบนหลอดเลือดแดงอย่างช้าๆ ผนังของหลอดเลือดถูกเซ็นเซอร์กดทับให้ติดกับกระดูก เมื่อเกิดการเต้นของหัวใจจะทำให้หลอดเลือดใต้ผิวหนังมีการบีบและคลายตัว และส่งผลไปยังเซ็นเซอร์วัดความดัน ทำให้สามารถตรวจจับค่าความดันภายในหลอดเลือดแดงได้อย่างต่อเนื่อง ดังรูปที่ 2.25

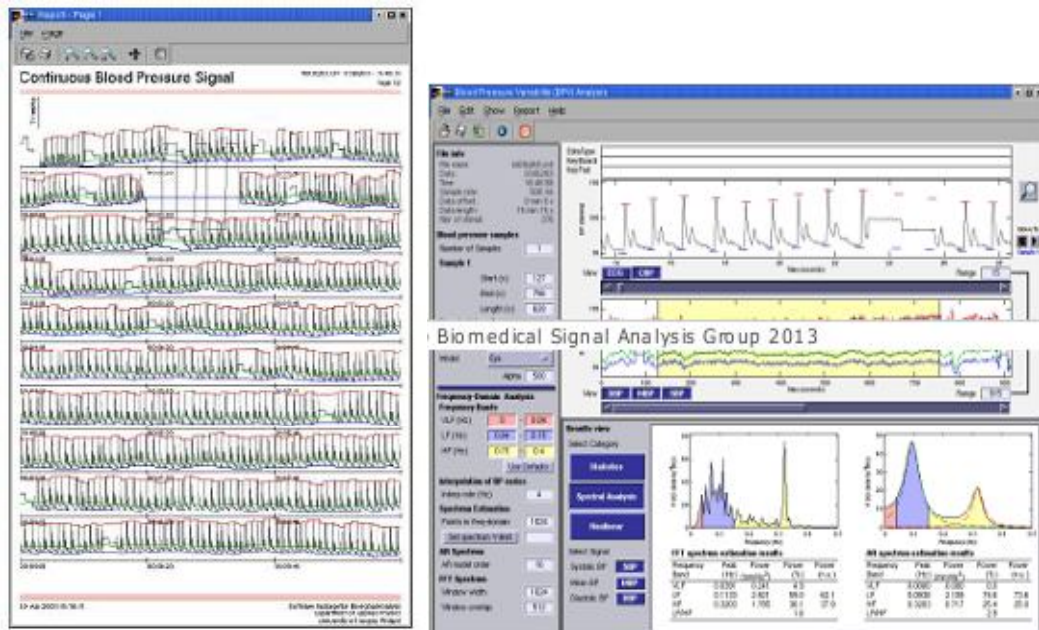


รูปที่ 2.25 ความดันเลือดแดงที่ได้จากอุปกรณ์ TL-200[29]

จากงานวิจัยนี้เราได้นำมาพัฒนาการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือโดยออกแบบอุปกรณ์วัดความดันขึ้นเอง ซึ่งมีราคาถูก อีกทั้งยังสามารถบันทึกสัญญาณความดันและนำผลการวัดมาวิเคราะห์เพื่อหาค่าสัญญาณต่างๆได้อีกด้วย

2.3.5 การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดัน BPV

ช่วงเวลาระหว่างจังหวะของความดันโลหิตเป็นตัวแปรที่สำคัญเกี่ยวข้องกับระบบประสาทอัตโนมัติซึ่งเป็นกลไกในการควบคุมการทำงานหัวใจ การวิเคราะห์การแปรปรวนของความดันโลหิต หรือ Blood Pressure Variability (BPV) เป็นการวิเคราะห์เช่นเดียวกับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจหรือ Heart Rate Variability (HRV) โดยช่วงเวลาของ HRV จะหาได้จากระยะเวลาของ R-R ส่วนค่าสูงสุดที่เกิดจากความดันซิสโตลิก เป็นรูปแบบของค่าความดันหรือ BP ซึ่งได้จากค่าความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องโดยในงานนี้เขาใช้อุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานวัดที่บริเวณนี้ และจากผลการทดลอง รูปที่ 2.26ก.) เขาได้นำมาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ รูปที่ 2.26 ข.) ได้ 2 ช่วงคือ ช่วงความถี่ต่ำ (0-0.14 Hz) และช่วงความถี่สูง (0.15-0.5Hz) ซึ่งบ่งบอกถึงการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ



ก.)

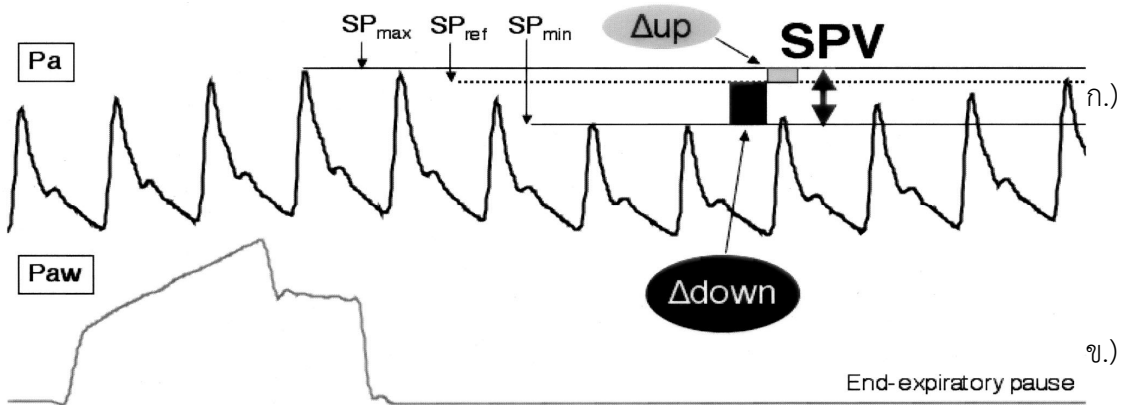
ข.)

รูปที่ 2.26 ผลการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดัน [30] ก.) สัญญาณความดันอย่างต่อเนื่องที่บริเวณนี้ ข.) การวิเคราะห์สัญญาณความดันและสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ

เราได้นำวิธีการหาค่าความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดันมาเป็นส่วนหนึ่งในการวิเคราะห์ค่าที่บ่งชี้ถึงระบบประสาทอัตโนมัติ และค่าสัญญาณที่จำเป็นในทางคลินิก

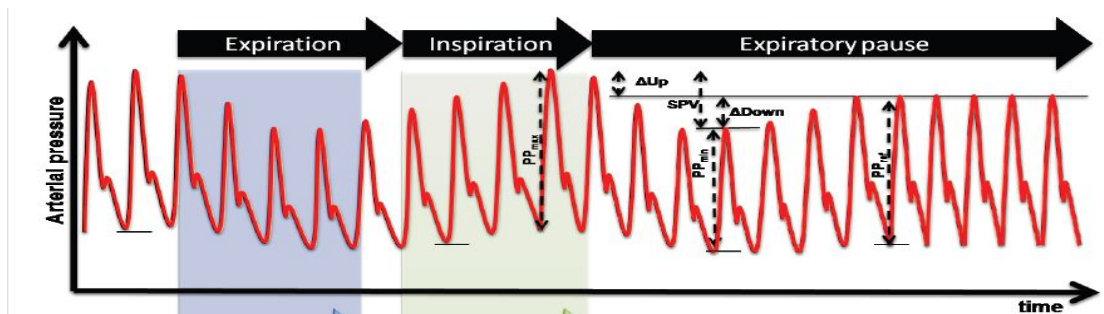
2.3.6 การตอบสนองของผู้ป่วยต่อการให้สารน้ำ [31] (Fluid responsiveness)

การเปลี่ยนแปลงของค่าความดันซิสโตลิกหรือ Systolic pressure variation ในผู้ป่วยที่ใส่เครื่องช่วยหายใจมีความสัมพันธ์กับช่วงเวลาของการหายใจ โดยวัดได้จากความแตกต่างระหว่างค่าสูงสุดและค่าความดันต่ำสุดของช่วงความดันซิสโตลิกในระหว่างการหายใจเข้า-ออก ค่าความแตกต่างของความดันซิสโตลิกแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ Δ_{up} โดยนับตั้งแต่ช่วงแรกของการหายใจเข้าจนค่าความดันซิสโตลิกมีค่าสูงที่สุด และ Δ_{down} คือค่าความดันซิสโตลิกที่มีค่าลดลงในช่วงการหายใจออก ดังรูปที่ 2.27ก. ค่าปกติของการเปลี่ยนแปลงความดันซิสโตลิกในผู้ป่วยที่ใส่เครื่องช่วยหายใจมีค่าไม่เกิน 10 มิลลิเมตรปรอท โดยค่า Δ_{down} จะมีความสัมพันธ์กับสภาวะการพร่องน้ำ (hypovolemia) และอาจใช้ในการทำนายการตอบสนองของผู้ป่วยต่อการให้สารน้ำ และค่า Δ_{up} อาจบอกลถึงสภาวะที่ผู้ป่วยมีสารน้ำเกิน (hypervolemia) หรือภาวะความผิดปกติของหัวใจด้านซ้าย (left ventricular dysfunction)



รูปที่ 2.27 การหาการเปลี่ยนแปลงความดันซิสโตลิกของผู้ป่วยในขณะที่ทำการใส่เครื่องช่วยหายใจ [32] ก.) การหาการเปลี่ยนแปลงความดันซิสโตลิก ข.)การหายใจ

การศึกษาจำนวนมากแสดงให้เห็นว่าความแปรปรวนของพัลส์ความดัน (PPV) ในความดันโลหิตเป็นอีกหนึ่งในการทำนายการบอกรสภาวะการขาดสารน้ำในผู้ป่วยที่ใช้เครื่องช่วยหายใจความดันที่มีความถูกต้องมากกว่าค่าการเปลี่ยนแปลงความดันซิสโตลิก เนื่องจากค่าของพัลส์ความดันมีความสัมพันธ์กับค่าการบีบตัวของหัวใจที่ห้องล่างด้านซ้ายโดยตรง โดยพัลส์ความดันหาได้จากความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับความดันไดแอสโตลิกของหลอดเลือดแดง ค่าสูงสุดของพัลส์ (PPmax) กับค่าต่ำสุด (PPmin) หาได้จากการคำนวณในช่วงการหายใจ 1 รอบ ดังรูปที่ 2.28



รูปที่ 2.28 การหาการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันภายในหลอดเลือดแดงขณะใช้เครื่องช่วยหายใจ [33]

นอกจากนี้มีการตั้งข้อสังเกตว่าค่า PPmax จะมีความสำคัญกับช่วงการหายใจเข้าและ PPmin เกิดขึ้นในช่วงการหายใจออก ซึ่งเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนของพัลส์ความดันหาได้จากความแตกต่างระหว่างพัลส์ความดันที่มากที่สุดกับที่น้อยที่สุดในระหว่างการช่วยหายใจ 1 ครั้งหารด้วยค่าเฉลี่ยของพัลส์ความดันทั้งสองค่าหรือดังสมการที่ 2.3.1

$$PPV(\%) = \frac{PP_{max} - PP_{min}}{\frac{PP_{max} + PP_{min}}{2}} \times 100 \tag{2.3.1}$$

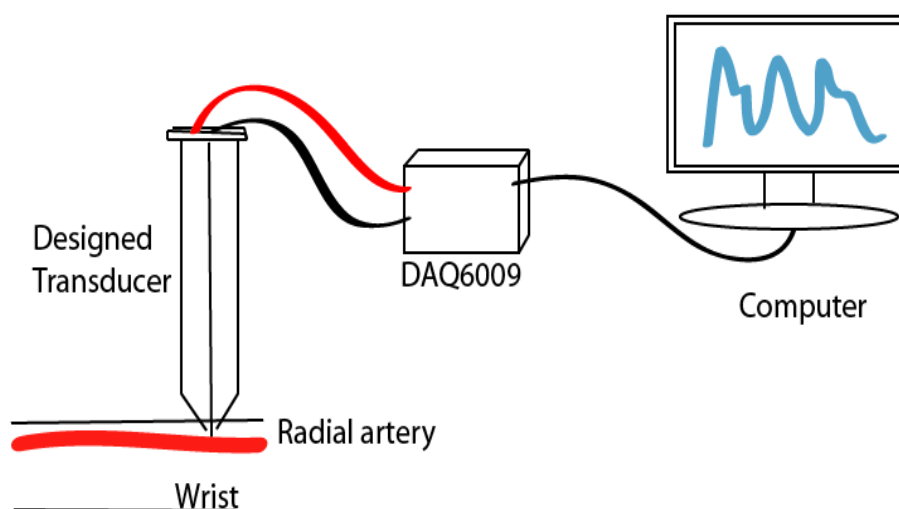
การเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน PPV ไม่ได้เป็นตัวบ่งชี้ปริมาณการเต้นของหัวใจ แต่เป็นตัวทำนายการตอบสนองการขาดสารน้ำ และยังสามารถใช้ในการทำนายผลกระทบในระบบการไหลเวียนโลหิตของการสูญเสียเลือดเช่นเดียวกับการขาดสารน้ำในร่างกายได้อีกด้วย [34]

บทที่ 3

การออกแบบระบบวัดความดันแบบต่อเนื่อง

ในบทนี้กล่าวถึงการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี สำหรับวัดความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ รวมถึงการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับใช้ในการเชื่อมต่อกับทรานสดิวเซอร์ และผู้ใช้งาน โดยผ่านการประมวลผลสัญญาณความดันบนโปรแกรม LABVIEW®

3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันแบบต่อเนื่อง



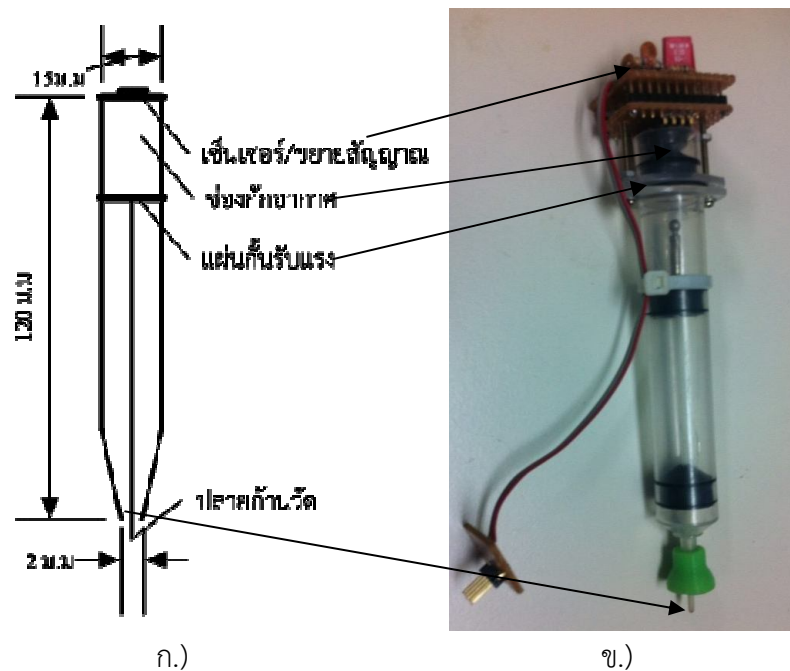
รูปที่ 3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต

ระบบโดยรวมของการวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบขึ้นมาแสดงในรูปที่ 3.1 ระบบใช้หลักการของโทโนเมตรีที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 โดยสัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์เป็นสัญญาณแอนะล็อก (Analog) ถูกแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัลโดยผ่าน DAQ Card 6009® (A/D) ที่มีความละเอียด 14 บิต จากนั้นนำมาประมวลผลและวิเคราะห์ผ่านคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LabVIEW®

3.2 โครงสร้างทางกายภาพและการทำงานของทรานสดิวเซอร์

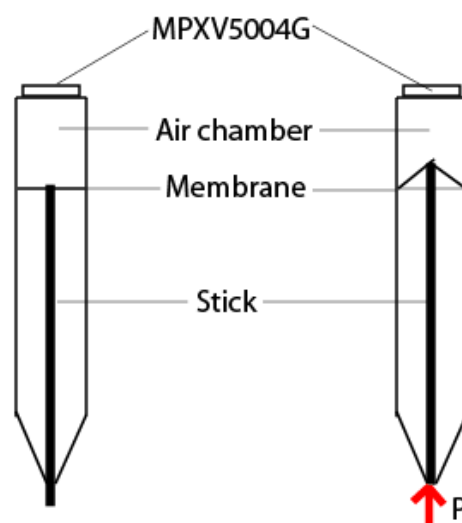
โครงสร้างของทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นตามหลักของโทโนเมตรีออกแบบให้มีขนาดเหมาะสมสำหรับการวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงตำแหน่งบริเวณข้อมือดังรูปที่ 3.2 โดยองค์ประกอบของทรานสดิวเซอร์ประกอบไปด้วย ก้านวัด แผ่นกั้นรับแรง ช่องกักอากาศ เช่นเซอร์วัดแรงดันอากาศและวงจรขยายแรงดันไฟฟ้า โดยก้านวัดเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบาเหมาะสำหรับการใช้เป็นตัวส่งผ่านแรงดันระหว่างปลายของก้านวัดกับแผ่นกั้นรับแรงที่ถูกติดตั้งไว้ที่ปลายอีกด้านหนึ่ง แผ่นกั้นรับแรงนี้เป็นวัสดุประเภทเยื่อบางและมีความยืดหยุ่นสูงเพื่อให้มีความไวต่อแรงดันที่มากกระทำ

ส่วนช่องกักอากาศเป็นส่วนถ่ายเทแรงดันอากาศที่เกิดจากแรงดันที่ปลายของด้านวัดไปยังเซ็นเซอร์ เพื่อแปลงให้เป็นสัญญาณแอนะล็อก จากนั้นจึงนำสัญญาณที่วัดได้ไปวิเคราะห์



รูปที่ 3.2 ขนาดและโครงสร้างของทรานสดิวเซอร์ ก.) ทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบ ข.) ทรานสดิวเซอร์ที่สร้างขึ้นตามหลักของโทโนเมตรี

ส่วนการทำงานของทรานสดิวเซอร์นั้นเริ่มจากการที่มีแรงดัน P มากระทำที่ปลายด้านหนึ่งของก้านวัด ทำให้แผ่นกั้นรับแรงมีการโก่งตัวขึ้นส่งผลให้ปริมาตรภายในช่องกักอากาศลดลง ความดันภายในมากขึ้น เซ็นเซอร์จะสามารถตรวจจับแรงดันอากาศที่มีการเปลี่ยนแปลงภายในช่องกักอากาศได้ตามแรง P ที่กดบนปลายของก้านวัด แสดงดังรูปที่ 3.3

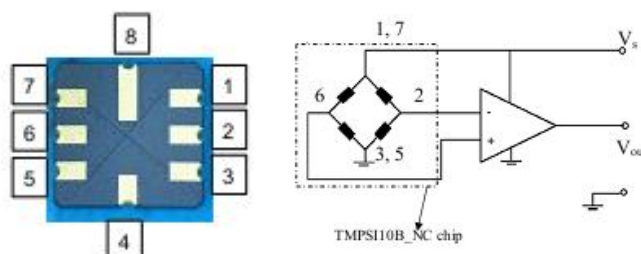


รูปที่ 3.3 การทำงานของทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบตามหลักของโทโนเมตรี

3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์

3.3.1 เซ็นเซอร์วัดความดันภายในแบบเชิงเส้นTMPSI10B: PIEZO-RESISTIVEPRESSURE SENSOR

ในการทดลองเพื่อเปรียบเทียบลักษณะของสัญญาณความดันบนเครื่องจำลองสัญญาณความดันได้ใช้เซ็นเซอร์วัดความดันภายในตัวอย่าง เนื่องจากเป็นการวัดทางตรงโดยต้องการให้ของเหลวเกือบสัมผัสกับชิปเซ็นเซอร์ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกเซ็นเซอร์ TMPSI10B โดยติดตั้งเซ็นเซอร์ โดยเคลือบเจลบางๆ ที่มีความยืดหยุ่นและเป็นฉนวนไฟฟ้าบนผิวหน้า และติดตั้งภายในเครื่องจำลองสัญญาณความดันเซ็นเซอร์ชนิดนี้เป็นเซ็นเซอร์วัดความดันแบบเชิงเส้นที่มีความผิดพลาดต่ำ ประกอบไปด้วยทรานสดิวเซอร์วัดความดันชนิดเพียโซอิเล็กทริกซึ่งติดตั้งอยู่บนชิปเซรามิกขนาด 5x5 มิลลิเมตรแสดงดังรูปที่ 3.1 ส่วนรายละเอียดและคุณสมบัติพื้นฐานของเซ็นเซอร์แสดงในตารางที่ 3.1-3.3 เนื่องจากภายในชิปไม่มีวงจรรายละเอียดจึงได้เพิ่มส่วนขยายสัญญาณ 100 เท่าต่อจากวงจรถัดไป ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.4 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ TMPSI10B

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ TMPSI10B

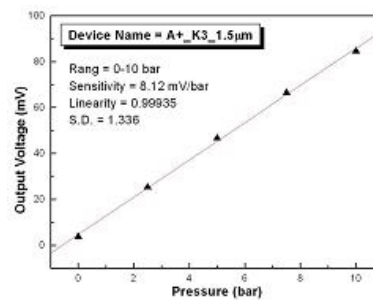
ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1,7	V_s	แหล่งจ่ายแรงดันของบริดจ์ (Supply voltage of Wheatstone bridge)
2	OUT-	แรงดันเอาต์พุตลบของบริดจ์ (Negative output voltage of Wheatstone bridge)
6	OUT+	แรงดันเอาต์พุตบวกของบริดจ์ (Positive output voltage of Wheatstone bridge)
3,5	GND	แรงดันอ้างอิง (Ground)
8,4	NC	ไม่เชื่อมต่อ (Not connect)

ตารางที่ 3.2 ความสามารถของเซ็นเซอร์ TMPSI10B

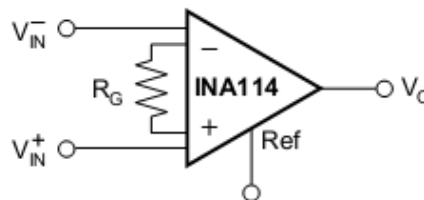
ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	หน่วย
ช่วงความดัน (Pressure Range)	P_{OP}	1	11	Bar
ช่วงอุณหภูมิที่ใช้ (Temperature Range)	I_A	-20	120	$^{\circ}C$
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_s	1.5	15	V_{dc}

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ TMPSI10B

ความสามารถของเซ็นเซอร์	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
แหล่งจ่ายกระแส (Supply Current)	I_s	-	0.9	-	mAdc
Full Scale Span	V_{FSS}	79	80	82	mV
ค่าออฟเซต (Offset)	V_{off}	-16	0	16	mV
ความไว (Sensitivity)	$\Delta V/\Delta P$	7.9	8.05	8.2	mV/Bar
ความไม่เป็นเชิงเส้น (Non Linearity)	N_L	-0.05	-	0.05	%FSO
Pressure Hysteresis	P_H	-0.42	-	+0.42	%FSO
ความแม่นยำ (Accuracy)	-	-0.25	-	+0.25	%FSO
ค่าความต้านทานของบริดจ์ (Resistance Bridge)	R_B	4.0	4.5	5.0	k Ω
The Temperature coefficient offset	TCO	-0.05	-	-0.05	%/°CF SO
The Temperature coefficient sensitivity	TCS	-0.05	-	0.05	%/°CF SO



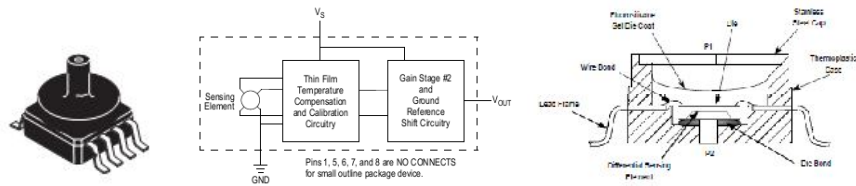
รูปที่ 3.5 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ TMPSI10B



รูปที่ 3.6 วงจรขยายสัญญาณจาก TMPSI10B โดยใช้ $R_G = 500 \Omega$ หรืออัตราขยาย 100 เท่า

3.3.2 เซ็นเซอร์วัดความดันภายนอกแบบเชิงเส้น MPXV5004G Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned Temperature Compensated and Calibrated

MPXV5004G เป็นเซ็นเซอร์วัดความดันแบบเชิงเส้นซึ่งในงานวิจัยออกแบบทรานสดิวเซอร์ โดยติดตั้งในช่องกักอากาศตรงข้ามกับแผ่นกั้น เพื่อตรวจจับสัญญาณความดันในช่องกักอากาศ เซ็นเซอร์นี้เหมาะกับการใช้งานที่หลากหลาย เป็นมาตรวัดความเครียดที่มีความไวสูง มีวงจรขยายและชดเชยอุณหภูมิภายใน จึงไม่จำเป็นต้องมีวงจรขยายภายนอก สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณแอนะล็อก เหมาะสำหรับการวัดความดันในงานวิจัยนี้ รูปและโครงสร้างของเซ็นเซอร์แสดงดังรูปที่ 3.7 รายละเอียดและคุณสมบัติพื้นฐานแสดงดังตารางที่ 3.4-3.6



รูปที่ 3.7 โครงสร้างภายนอกและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

ตารางที่ 3.4 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

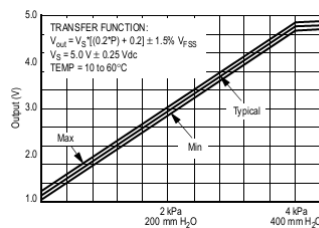
ตำแหน่งขา		ตำแหน่งขา		ตำแหน่งขา		ตำแหน่งขา	
1	N/C	3	GND	5	N/C	7	N/C
2	V _S	4	V _{OUT}	6	N/C	8	N/C

ตารางที่ 3.5 ความสามารถของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ช่วงค่า	หน่วย
ความความดันสูงสุด (Maximum Pressure) P ₁ >P ₂	P _{MAX}	16	kPa
Storage Temperature	T _{STO}	-30 ถึง +100	°C
Operating Temperature	T _A	0 ถึง +65	°C

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่ากลาง	ค่าสูงสุด	หน่วย
ช่วงของความดัน (Pressure Range)	P _{OP}	0	-	3.92	kPa
				400	mmH ₂ O
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V _S	4.75	5.0	5.25	V _{DC}
แหล่งจ่ายกระแส (Supply Current)	I _S	-	-	10	mAdc
Span at 306 mmH ₂ O	V _{FSS}	-	3.0	-	V
Offset	V _{OFF}	0.75	1.0	1.25	mV
ความไว (Sensitivity)	V/P	-	1.0	-	V/kPa
			9.8	mV/mmH ₂ O	
ความแม่นยำ (Accuracy)	-	-	-	±1.5	%V _{FSS}
				±2.5	%V _{FSS}



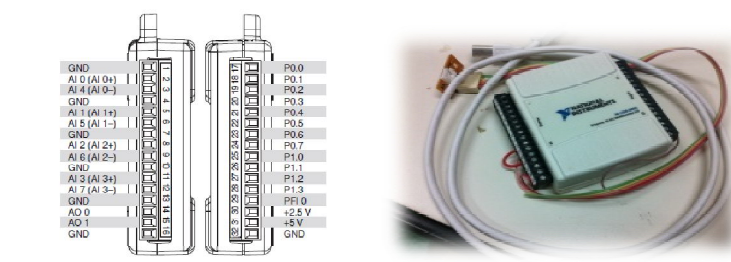
รูปที่ 3.8 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

3.3.3 DAQ Card NI USB-6009

งานวิจัยนี้จึงเลือก DAQ Card NI USB-6009[®] เพื่อแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและเชื่อมต่อทรานสดิวเซอร์กับไมโครคอมพิวเตอร์ เนื่องจากมี A/D ที่มีความละเอียดสูง มีช่องอินพุทจำนวนหลายช่อง อีกทั้งยังมีแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์จากพอร์ต USB และสามารถควบคุมการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม LabVIEW[®]

ตารางที่ 3.7 คุณสมบัติของ NI-6009

คุณสมบัติ	NI USB-6009
ความละเอียดของสัญญาณอินพุท	14 บิตแบบ differential 13 บิตแบบ single-ended
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุท Single Channel	48 kS/s
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุท Multiple Channel	48 kS/s
การกำหนดค่าสัญญาณดิจิทัล (อินพุท/เอาต์พุท)	เลือกผ่านซอฟต์แวร์



รูปที่ 3.9 ช่องต่างๆของ DAQ Card NI USB-6009

3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์

3.4.1 โปรแกรม LABVIEW[®]

LabVIEW[®] ย่อมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench เป็นโปรแกรมที่เดิมออกแบบให้ใช้กับการวัดและเครื่องมือวัดต่างๆทางวิศวกรรมผ่านไมโครคอมพิวเตอร์ เปรียบเหมือนเครื่องมือวัดเสมือนจริงในงานด้านวิศวกรรม โดยในตัวโปรแกรมนั้นประกอบไปด้วยฟังก์ชันต่างๆสำหรับการวัดและการประมวลผลสัญญาณ จุดเด่นที่สุดของโปรแกรมนี้อาจเป็นโปรแกรมประเภท GUI หรือ Graphic User Interface โดยสมบูรณ์ ภาษาที่ใช้เป็นภาษารูปภาพแทนการเขียนโปรแกรมเป็นบรรทัด ไม่จำเป็นต้องเขียนโค้ดหรือคำสั่งใดๆ สะดวกและช่วยลดเวลาในการเขียนโปรแกรมเป็นอย่างมาก อีกทั้งยังสามารถเขียนโปรแกรมให้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆที่ใช้ในการวัดและการควบคุมได้อีกด้วย

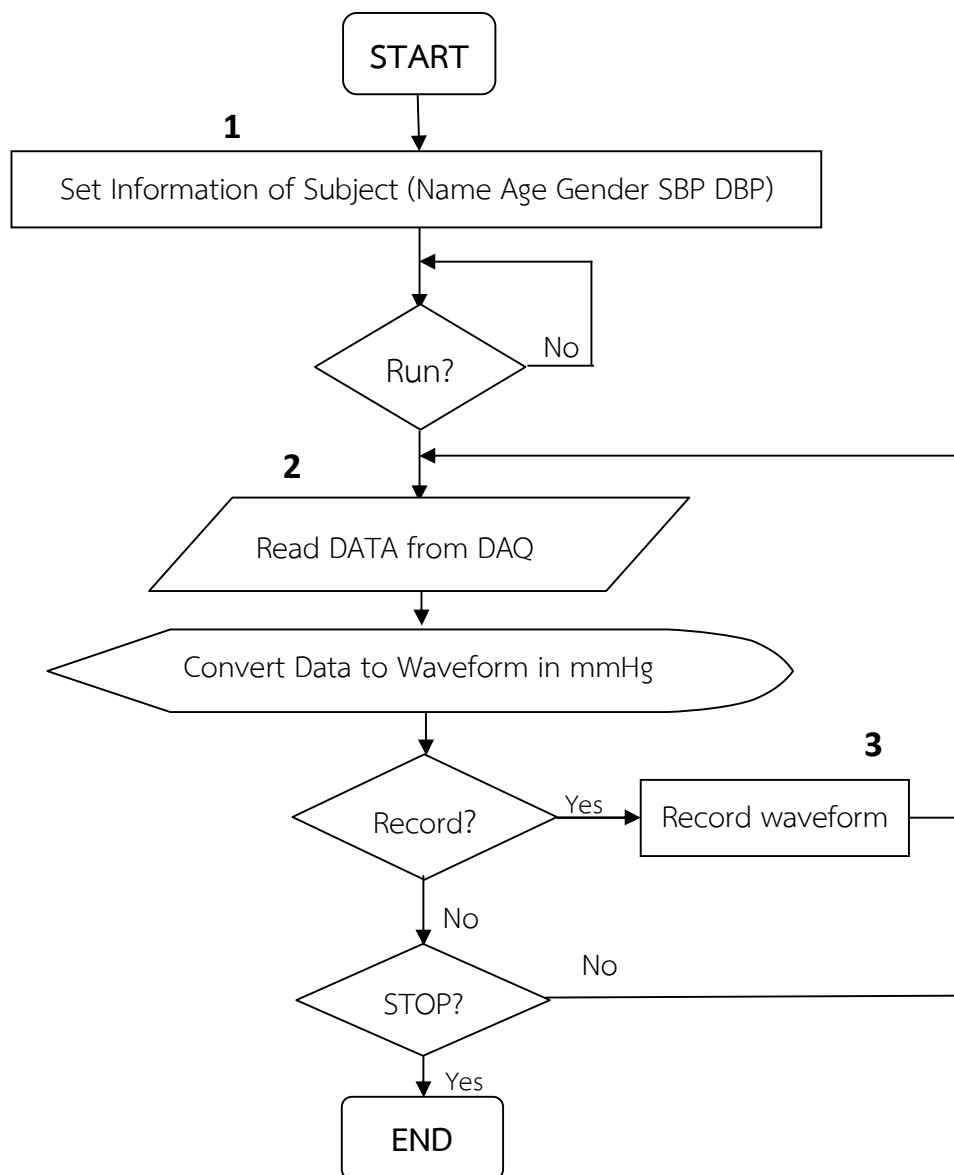
3.4.2 การออกแบบส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้

ส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้นั้นใช้ลักษณะเฉพาะของโปรแกรม LabVIEW[®] ซึ่งสามารถออกแบบหน้าจอกราฟฟิกส์ที่สวยงาม ในการแสดงผลทั้งแบบกราฟและตัวอักษรทำให้ผู้ใช้สามารถใช้งานได้

ง่ายผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ในการแสดงผลการวัดและการวิเคราะห์สัญญาณรวมทั้งการเชื่อมต่อกับตัวแปลงสัญญาณ DAQ Card NI USB-6009 ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น รูปที่ 3.10 แสดงการไหลของโปรแกรมเพื่อเชื่อมต่อกับผู้ใช้ รูปที่ 3.11-3.13 แสดงหน้าจอกราฟฟิกส์ของระบบขณะใช้งาน

3.4.3 ส่วนการวัดและบันทึกข้อมูล

เนื่องจากระบบถูกออกแบบเพื่อนำไปใช้ในห้องปฏิบัติการไม่ใช่เพื่อใช้ในการวินิจฉัยผู้ป่วยฐานข้อมูลของผู้ใช้จึงออกแบบให้เป็นแบบง่ายๆ ไม่มีการเชื่อมโยงกับฐานข้อมูลอื่นๆ สามารถแสดงค่าที่วัดในแบบเวลาจริง และบันทึกค่าที่ได้ในรูปแบบไฟล์ที่สามารถนำมาวิเคราะห์ แสดงผล ด้วยโปรแกรม LABVIEW[®] เองหรือ Microsoft EXCEL[®] รายละเอียดบนแผนผังรูปที่ 3.10 และหน้าต่างการทำงานของส่วนต่างๆดังรูปที่ 3.11-3.12



รูปที่ 3.10 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อระหว่างผู้ใช้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันส่วนการวัดสัญญาณความดันโลหิต



รูปที่ 3.11 หน้าต่างการทำงานของระบบการวัดความดัน

จากแผนผังรูปที่ 3.10-3.11 เป็นแผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์และหน้าต่างการทำงานของระบบวัดความดัน โดยแบ่งออกเป็น 3 ส่วนคือส่วนการรับค่าข้อมูลของผู้วัด ส่วนการอ่านสัญญาณความดัน และส่วนการบันทึกสัญญาณความดัน

3.4.3.1 ส่วนการรับค่าข้อมูลประวัติส่วนตัวของผู้วัด

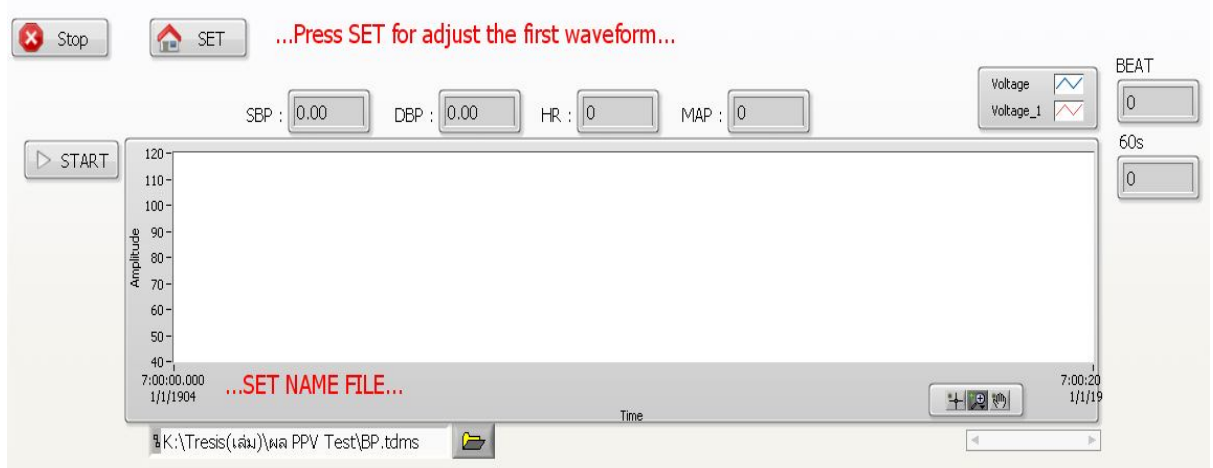
ข้อมูลประวัติส่วนตัวของผู้วัดเป็นป้ายชื่อของข้อมูลที่ถูกรับที่รวมกับผลการวัดออกแบบให้ใช้เท่าที่จำเป็นเพื่อป้องกันการสับสนของข้อมูลโดยใช้ ชื่อ เพศ อายุ สถานะเพื่อบอกว่าวัดในช่วงเวลาใดและค่าความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิกที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริกเพื่อเปรียบเทียบสัญญาณที่วัด แสดงดังรูปที่ 3.12

รูปที่ 3.11 หน้าต่างการรับค่าข้อมูลของผู้วัด

3.4.3.2 ส่วนการแสดงผลสัญญาณความดัน

ข้อมูลจาก DAQ Card 6009[®] จะนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง ทันทีที่กดปุ่ม start เพื่อเริ่มการทำงานของระบบ จากนั้นกด SET เพื่อปรับเทียบค่าสัญญาณที่วัดได้กับค่าความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิกที่กรอกบนหน้าจอร์ับค่า สัญญาณที่วัดได้จะแสดงผลบนจอ พร้อมทั้ง

แสดงค่าความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก ค่าเฉลี่ยและอัตราการเต้นของหัวใจในขณะที่ทำการวัด แสดงดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 หน้าต่างแสดงสัญญาณความดัน

3.4.3.3 ส่วนการบันทึกสัญญาณความดัน

ระบบมีการบันทึกค่าสัญญาณความดัน เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ในภายหลัง โดยทั่วไปซอฟต์แวร์สามารถบันทึกค่าที่วัดได้ต่อเนื่องจนไม่เหลือหน่วยความจำ ในเบื้องต้นได้ออกแบบซอฟต์แวร์ให้มีการจับเวลาประมาณ 20 นาทีเมื่อทำการวัดสัญญาณเป็นค่า Default เพื่อนำไปใช้กับการทดสอบเกี่ยวกับ Sympathetic Activities ซึ่งเป็นการวัดความดันภายใต้การควบคุมการหายใจ สลับกับการหายใจปกติ โดยในการบันทึกจะกดปุ่ม BPV หรือสามารถกดปุ่มการเริ่มบันทึกจากภายนอกได้ จากนั้นระบบจะทำการจับเวลาโดย 5 นาทีแรกจะเป็นช่วง REST (B) 5 นาทีถัดมาเป็น ControlB1 REST (B) และ Control (B2) ตามลำดับ และเมื่อครบ 20 นาที ระบบจะหยุดการทำงานโดยอัตโนมัติ ดังรูปที่ 3.14 หรือสามารถหยุดระบบได้โดยการกดปุ่ม Stop



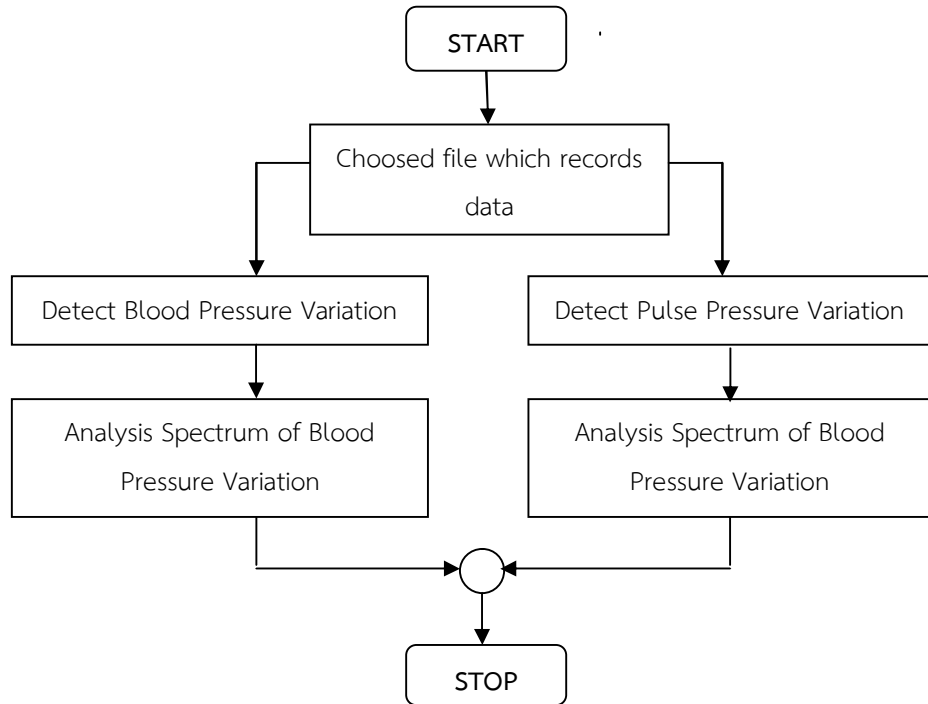
รูปที่ 3.14 หน้าต่างการกดปุ่มบันทึกสัญญาณ

3.4.4 ส่วนประมวลผลและนำเสนอผล

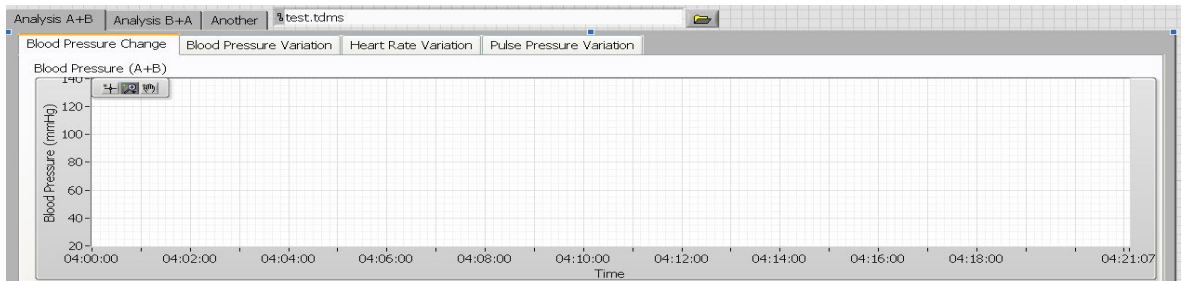
แผนผังโดยรวมแสดงดังรูปที่ 3.15 และ 3.16 เป็นการนำสัญญาณที่บันทึกได้มาวิเคราะห์ พร้อมหน้าทางการแสดงผลสัญญาณที่บันทึก โดยเริ่มจากการเลือกไฟล์ที่บันทึกไว้ จากนั้นกดปุ่ม Run ข้อมูล ระบบจะทำการประมวลผลและแสดงผลสัญญาณบนหน้าจอ

ในการประมวลผลหรือวิเคราะห์สัญญาณจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักคือ การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก และไดแอสโตลิก และการวิเคราะห์การ

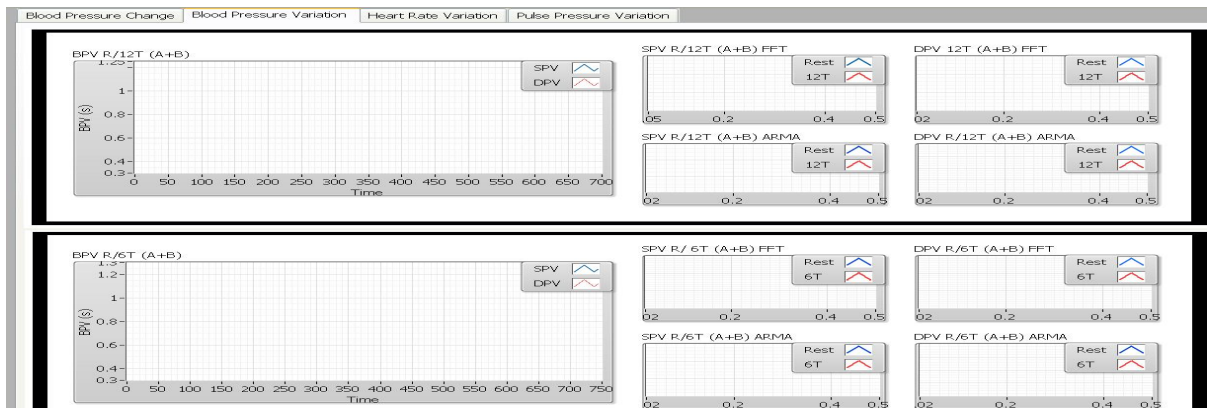
เปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดัน พร้อมทั้งแสดงผลการเปลี่ยนแปลงและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงดังรูปที่ 3.17-3.18



รูปที่ 3.15 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อระหว่างผู้ใช้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันส่วนการวิเคราะห์สัญญาณ



รูปที่ 3.16 หน้าต่างการแสดงผลสัญญาณที่บันทึกไว้



รูปที่ 3.17 หน้าต่างการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิกและสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงสัญญาณ



รูปที่ 3.18 หน้าต่างการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดัน

ส่วนการวิเคราะห์สัญญาณที่ออกแบบไว้ในเบื้องต้น เป็นการหาค่าการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันโลหิต (Blood Pressure Variation) และการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน (Pulse Pressure Variation) ซึ่งการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันโลหิตทำได้จากช่วงเวลาของความดันซิสโตลิกและความดัน ไดแอสโตลิก ซึ่งส่วนกลับของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันซิสโตลิกนั้นหมายถึง และการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดันทำได้จากค่าความต่างระหว่างความดันซิสโตลิกและความดันไดแอสโตลิก จากนั้นนำสัญญาณการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนำมาวิเคราะห์หาสเปกตรัมซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 แบบ คือการหาสเปกตรัมโดยฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT) และแบบออโต้เรกเรสซีฟมูฟวิงเอฟเวอเรจ (Auto Regressive Moving Average : ARMA)

3.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรี เพื่อวัดความดันโลหิตที่บริเวณข้อมือผ่านตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลประมวลผลและวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม LabVIEW[®] ซึ่งในการออกแบบนี้จะเริ่มจากการออกแบบทรานสดิวเซอร์โดยออกแบบพัฒนาโครงสร้างให้มีขนาดเหมาะสมสำหรับวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงตำแหน่งบริเวณข้อมือส่งแรงดันผ่านก้านวัดไปยังแผ่นกั้นรับแรงเข้าสู่ช่องกักอากาศที่มีเซ็นเซอร์วัดความดันติดตั้งอยู่ การเปลี่ยนแปลงความดันภายในช่องกักอากาศเซ็นเซอร์จะสอดคล้องกับการเปลี่ยนแปลงแรงดันในหลอดเลือดที่กระทำที่ปลายก้านวัดในการออกแบบระบบจะถูกทดสอบกับเครื่องจำลองระบบหมุนเวียนโลหิตอย่างง่าย จึงพัฒนาทรานสดิวเซอร์และระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้องขึ้นมา 2 แบบ แบบแรกเป็นทรานสดิวเซอร์วัดความดันทางตรงในของเหลวแบบแคปทีเวออร์โดยเลือกใช้เซ็นเซอร์วัดความดัน TMPS110B เพื่อวัดแรงดันภายในท่อของเครื่องจำลองสัญญาณและแบบที่สองเพื่อใช้วัดทางอ้อมแบบโทโนเมตรีโดยใช้เซ็นเซอร์ MPXV5004G วัดความดันแรงดันภายนอกทรานสดิวเซอร์ทั้งสองแบบให้เอาท์พุทเป็นสัญญาณแอนะล็อก จึงต้องใช้ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล DAQ Card NI-USB-6009 ขนาดความละเอียดถึง 14 บิต และมีอัตราการสุ่มสูงสุดที่ 48kS/s สามารถเชื่อมต่อกับโปรแกรมที่ใช้งาน LabVIEW[®] ผ่านสาย USB พร้อมทั้งมีฟังก์ชันที่สามารถเชื่อมต่อกับ DAQ ได้โดยตรงอีกด้วย

สำหรับการออกแบบซอฟต์แวร์นั้นเลือกใช้โปรแกรม LabVIEW[®] เนื่องจากประกอบไปด้วยฟังก์ชันต่างๆสำหรับการวัดและการประมวลผลสัญญาณ จึงเป็นโปรแกรมหลักในการวัดและวิเคราะห์ อีกทั้งยังสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆที่ใช้ในการวัด เช่น อุปกรณ์ควบคุมกายหายใจ สำหรับส่วนของการเขียนโปรแกรมเราจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลักๆคือ การบันทึกข้อมูลของผู้วัด การบันทึกสัญญาณ และการวิเคราะห์สัญญาณ ซึ่งมีความสะดวกสำหรับผู้ใช้งานเป็นอย่างมาก

บทที่ 4

การทดสอบระบบทางเทคนิคและผลการทดสอบ

ในบทนี้กล่าวถึงการทดสอบทางเทคนิคของระบบการวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น ในการทดสอบทางเทคนิคเป็นการทดสอบการใช้งานและความสมรรถนะของ และ TMPSI10B ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์วัดความดันภายในท่ออย่างบนเครื่องจำลองสัญญาณความดัน และเซ็นเซอร์ MPXV5004G วัดความดันภายนอกตามหลักการของโทโนเมตรี จากนั้นทำการทดสอบระบบโดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณความดันเพื่อเปรียบเทียบความเหมือนของสัญญาณความดันภายในและภายนอกท่ออย่าง

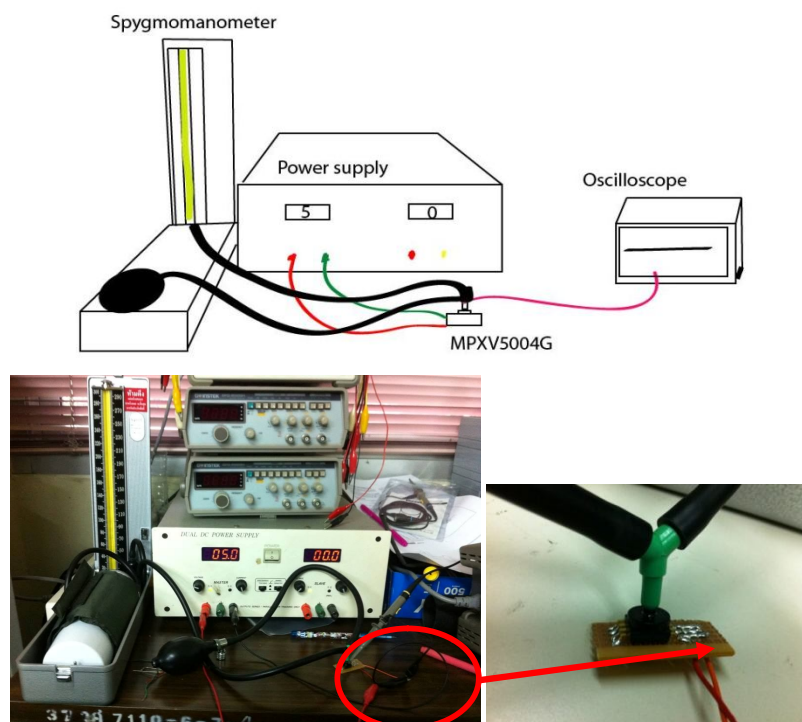
4.1 การทดสอบการใช้งานและความสมรรถนะของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

เป็นการทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G โดยการป้อนแรงดันเข้าโดยบริเวณอินพุทของเซ็นเซอร์

- วิธีการทดลอง

ทำการป้อนแรงดันอากาศพร้อมกับวัดด้วยเครื่องวัดความดันสปิกโมเมะนีอ้อมมิเตอร์ให้กับเซ็นเซอร์MPXV5004G โดยตรง เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนเข้าและแรงดันที่เซ็นเซอร์อ่านได้ ซึ่งในการทดลองจะวัดตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท (ช่วงใช้งานของเซ็นเซอร์) และตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอทจำนวน 6 รอบดังรูปที่ 4.1



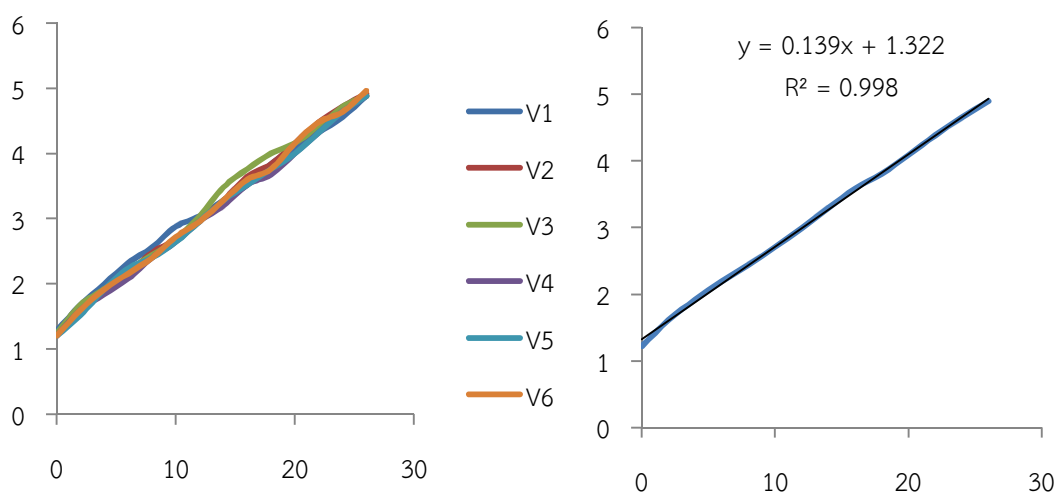
รูปที่ 4.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

- ผลการทดลอง

จากการทดสอบพบว่า แรงดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์โดยตรงนั้นมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นกับแรงดันที่ป้อนจากเครื่องวัดความดันสฟีกโมมเมชั่นมิเตอร์ ได้ผลดังตารางที่ 4.1 และตารางที่ 4.2 พร้อมทั้งกราฟผลการทดสอบรูปที่ 4.2 และรูปที่ 4.3

ตารางที่ 4.1 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท

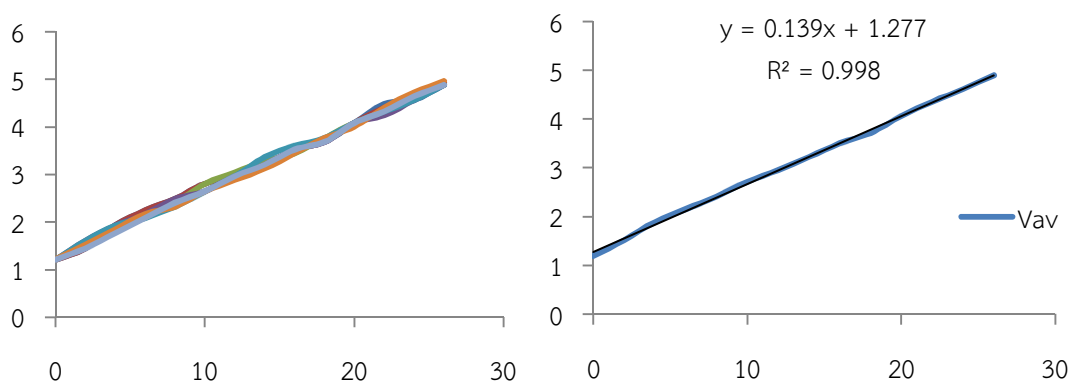
mmHg	V1	V2	V3	V4	V5	V6	Vav
0	1.28	1.20	1.24	1.20	1.20	1.20	1.22
2	1.68	1.60	1.68	1.60	1.52	1.60	1.61
4	2.00	1.92	1.92	1.84	1.92	1.92	1.92
6	2.32	2.16	2.2	2.08	2.24	2.16	2.19
8	2.56	2.48	2.44	2.40	2.40	2.40	2.45
10	2.88	2.68	2.68	2.64	2.64	2.72	2.71
12	3.04	3.00	3.04	2.96	2.96	2.96	2.99
14	3.28	3.28	3.48	3.20	3.28	3.28	3.30
16	3.52	3.64	3.76	3.52	3.52	3.6	3.59
18	3.84	3.84	4.00	3.68	3.76	3.76	3.81
20	4.08	4.16	4.16	4.00	4.00	4.16	4.09
22	4.32	4.48	4.4	4.32	4.32	4.48	4.39
24	4.56	4.72	4.72	4.64	4.64	4.64	4.65
26	4.88	4.92	4.88	4.88	4.88	4.96	4.90



รูปที่ 4.2 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0-26 mmHg จำนวน 6 รอบ (ซ้าย) และค่าเฉลี่ย (ขวา) โดยแกน x คือแรงดันที่ป้อนจากเครื่องสฟีกโมมเมชั่นมิเตอร์ (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ MPXV5004G (Volts)

ตารางที่ 4.2 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอท

mmHg	V1	V2	V3	V4	V5	V6	Vav
0	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20
2	1.44	1.44	1.52	1.60	1.60	1.52	1.85
4	1.92	1.92	1.84	1.92	1.92	1.84	2.56
6	2.24	2.24	2.08	2.16	2.08	2.16	3.16
8	2.48	2.48	2.40	2.48	2.32	2.32	3.75
10	2.80	2.80	2.80	2.64	2.64	2.64	4.39
12	2.96	2.96	3.04	2.96	2.96	2.88	4.96
14	3.20	3.20	3.28	3.20	3.36	3.12	5.56
16	3.52	3.52	3.44	3.52	3.60	3.44	6.17
18	3.68	3.68	3.76	3.68	3.76	3.76	6.72
20	4.08	4.08	4.08	4.08	4.08	4.00	7.40
22	4.48	4.40	4.32	4.24	4.32	4.40	8.03
24	4.56	4.68	4.64	4.56	4.56	4.72	8.62
26	4.88	4.92	4.88	4.88	4.88	4.96	9.23



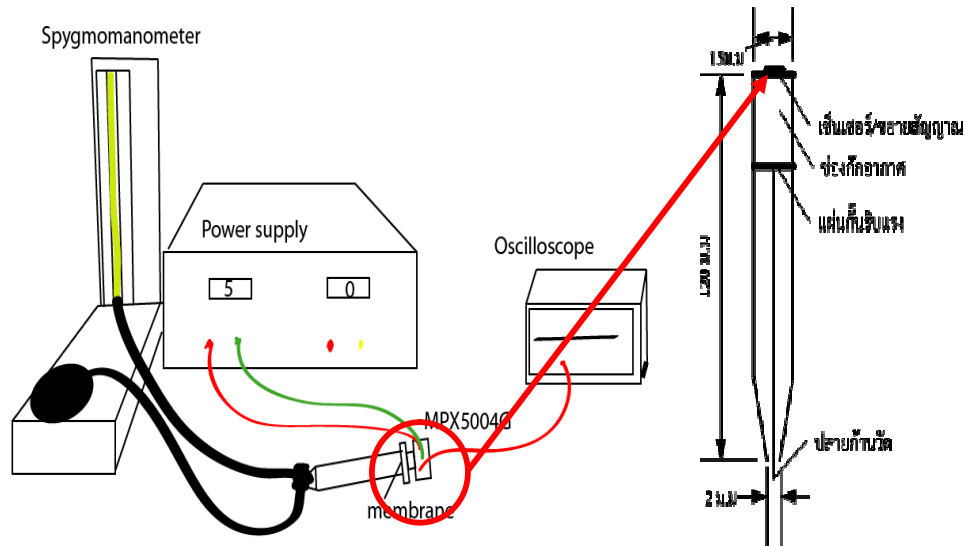
รูปที่ 4.3 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26-0 mmHg จำนวน 6 รอบ (ซ้าย) และค่าเฉลี่ย (ขวา) โดยแกน x คือแรงดันที่ป้อนจากเครื่องสฟีกโมมเมตริก (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ MPXV5004G (Volts)

4.1.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G ที่ติดตั้งพร้อมกันแผ่นกั้นรับแรง

เป็นการทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ MPXV5004G โดยการป้อนแรงดันเข้าที่ปลายของก้านวัด ผ่านแผ่นกั้นรับแรง โดยตรวจจับแรงดันผ่านการเปลี่ยนแปลงภายในช่องกักอากาศ เพื่อบ่งชี้ศักยภาพของเซ็นเซอร์ เมื่อวัดผ่านแผ่นกั้นรับแรง

- วิธีการทดลอง

ทำการป้อนแรงดันด้วยเครื่องวัดความดันสฟีกโมเมนีอิมมิเตอร์กับทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบขึ้นโดยมีเซ็นเซอร์ MPXV5004G พร้อมแผ่นกั้นรับแรงภายในเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนเข้าและแรงดันที่เซ็นเซอร์อ่านได้ซึ่งในการทดลองจะวัดตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท และตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอท เป็นจำนวน 6 รอบ ดังรูปที่ 4.4



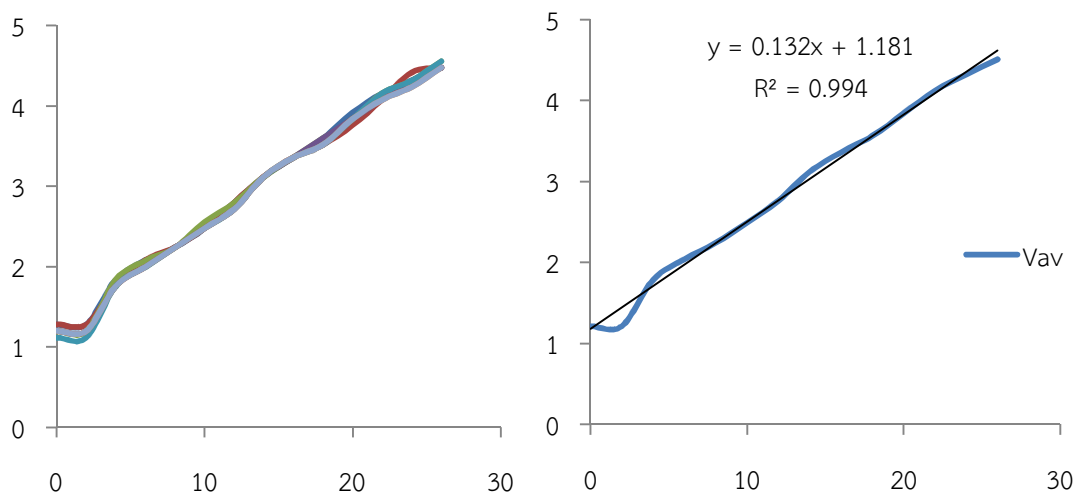
รูปที่ 4.4 การทดสอบความไวของเซ็นเซอร์เมื่อติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรง

- ผลการทดลอง

จากการทดสอบพบว่า แรงดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ที่มีการติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรงมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นกับแรงดันที่ป้อนจากเครื่องวัดความดันสฟีกโมเมนีอิมมิเตอร์ ซึ่งทำการวัดทั้งขาไปและขากลับได้ผลดังตารางที่ 4.3 และตารางที่ 4.4 พร้อมทั้งกราฟผลการทดสอบรูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4

ตารางที่ 4.3 การทดสอบวัดแรงดันโดยกานบ่อนความดันตั้งแต่ 0 ถึง 26 มิลลิเมตรปรอท

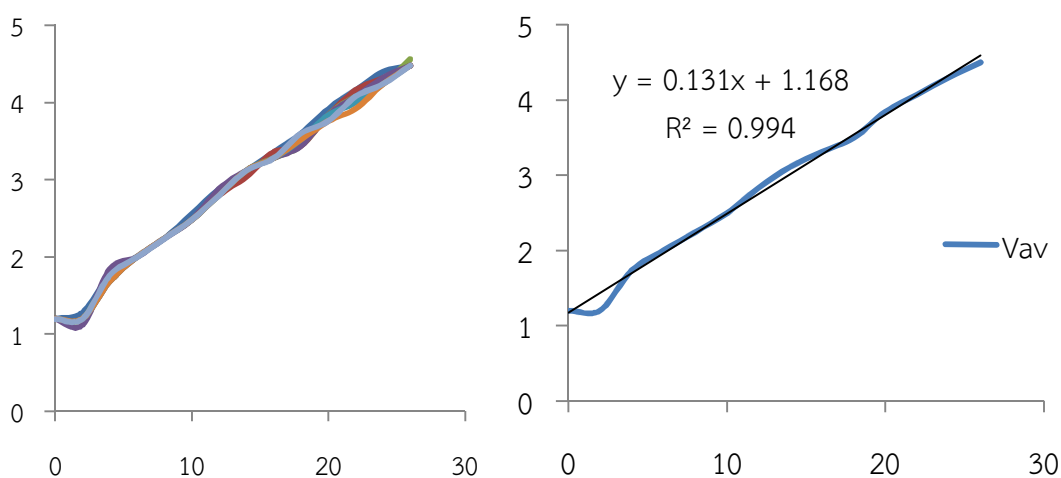
mmHg	V1	V2	V3	V4	V5	V6	Vav
0	1.28	1.28	1.20	1.20	1.12	1.20	1.21
2	1.28	1.28	1.20	1.20	1.12	1.20	1.21
4	1.84	1.76	1.84	1.76	1.76	1.76	1.79
6	2.08	2.08	2.08	2.00	2.00	2.00	2.04
8	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24
10	2.48	2.48	2.56	2.48	2.48	2.48	2.49
12	2.80	2.80	2.8	2.72	2.72	2.72	2.76
14	3.12	3.12	3.12	3.12	3.12	3.12	3.12
16	3.36	3.36	3.36	3.36	3.36	3.36	3.36
18	3.60	3.52	3.60	3.60	3.52	3.52	3.56
20	3.92	3.76	3.84	3.84	3.84	3.84	3.84
22	4.16	4.08	4.16	4.08	4.16	4.08	4.12
24	4.32	4.42	4.32	4.32	4.32	4.24	4.32
26	4.48	4.48	4.56	4.48	4.56	4.48	4.51



รูปที่ 4.5 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการบ่อนความดันตั้งแต่ 0-26 mmHg จำนวน 6 รอบ (ซ้าย) และค่าเฉลี่ย (ขวา) โดยแกน x คือแรงดันที่บ่อนจากเครื่องสฟีกโมมะนั้นอมมิเตอร์ (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ MPXV5004G (Volts) (กรณีที่ติดตั้งพร้อมกับแผ่นกั้นรับแรง)

ตารางที่ 4.4 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26 ถึง 0 มิลลิเมตรปรอท

mmHg	V1	V2	V3	V4	V5	V6	Vav
0	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20
2	1.28	1.20	1.20	1.12	1.20	1.20	1.20
4	1.76	1.68	1.76	1.84	1.68	1.68	1.73
6	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00
8	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24	2.24
10	2.56	2.48	2.48	2.48	2.48	2.48	2.49
12	2.88	2.80	2.80	2.88	2.80	2.80	2.83
14	3.12	3.04	3.12	3.12	3.12	3.12	3.11
16	3.36	3.36	3.28	3.28	3.28	3.28	3.31
18	3.60	3.44	3.44	3.44	3.52	3.52	3.49
20	3.92	3.84	3.84	3.84	3.84	3.76	3.84
22	4.16	4.16	4.08	4.08	4.00	3.92	4.07
24	4.40	4.32	4.24	4.32	4.24	4.24	4.29
26	4.48	4.48	4.56	4.48	4.48	4.48	4.49



รูปที่ 4.6 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 26-0 mmHg จำนวน 6 รอบ (ซ้าย) และค่าเฉลี่ย (ขวา) โดยแกน x คือแรงดันที่ป้อนจากเครื่องสฟีกโมมะนีอุมมิเตอร์ (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ MPXV5004G (Volts) (กรณีติดตั้งพร้อมกันแผ่นกันรับแรง)

4.2 การทดสอบช่องกักอากาศภายในทรานสดิวเซอร์

ช่องกักอากาศเป็นส่วนถ่ายทอดความดันจากปลายก้านวัดไปยังเซ็นเซอร์วัดความดัน ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งซึ่งกำหนดความไวและเป็นเชิงเส้นโดยรวมของทรานสดิวเซอร์ การทดสอบเพื่อให้ทราบว่า การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของช่องกักอากาศภายในทรานสดิวเซอร์ในช่วงการใช้งานจะมีผลต่อความ

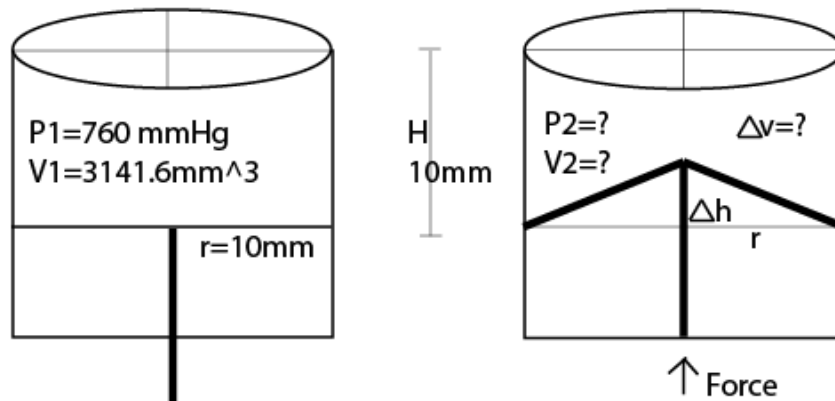
เป็นเชิงเส้นหรือไม่อย่างไรจากทฤษฎีของบอยล์ซึ่งกล่าวไว้ว่า”เมื่ออุณหภูมิและมวลของแก๊สคงที่ ปริมาตรของแก๊สจะแปรผกผันกับความดัน” ดังสมการที่ 4.2.1

$$P_1V_1 = P_2V_2 \quad (4.2.1)$$

สังเกตได้ว่าเมื่อปริมาตร V_2 มีการเปลี่ยนแปลงจะทำให้แรงดัน P_2 เปลี่ยนแปลงด้วย และจากรูปที่ 4.7 เห็นได้ว่าช่องกักอากาศมีลักษณะคล้ายเป็นรูปสี่เหลี่ยม หากมีการดันให้แผ่นกั้นรับแรงโก่งตัวขึ้น ส่งผลทำให้บริเวณที่มีการโก่งตัวมีลักษณะคล้ายกับรูปสามเหลี่ยม ดังนั้นเราจึงสามารถหาค่าความดันและปริมาตรที่เปลี่ยนแปลงได้โดยหาจากการหาพื้นที่และปริมาตรทางเรขาคณิต

- วิธีการทดลอง

กำหนดค่าความสูงที่เกิดจากการกดปลายของก้านวัด จากนั้นคำนวณหาค่าความดันและปริมาตรที่เปลี่ยนตามแรงกดโดยค่าความดันเริ่มต้น P_1 760 มิลลิเมตรปรอท ค่าปริมาตรเริ่มต้นขณะไม่มีการป้อนแรงดัน V_1 โดยหาจากปริมาตรทรงกระบอก 3141.6 มิลลิเมตร³ ความสูงของช่องกักอากาศ 10 มิลลิเมตร และรัศมีของช่องกักอากาศ 10 มิลลิเมตร จากนั้นทำการป้อนแรงดันโดยกดที่ปลายของก้านวัด และวัดค่าความสูงที่เกิดจากการกด จากนั้นวัดค่าคำนวณหาค่าปริมาตรที่เปลี่ยนไป Δv ปริมาตรภายในช่องกักอากาศขณะที่มีแรงมากระทำกับก้านวัด V_2 และค่าความดันอากาศภายในช่องกักอากาศขณะที่มีแรงมากระทำกับก้านวัด เพื่อเปรียบเทียบกับทฤษฎีของบอยล์ ดังรูปที่ 4.7



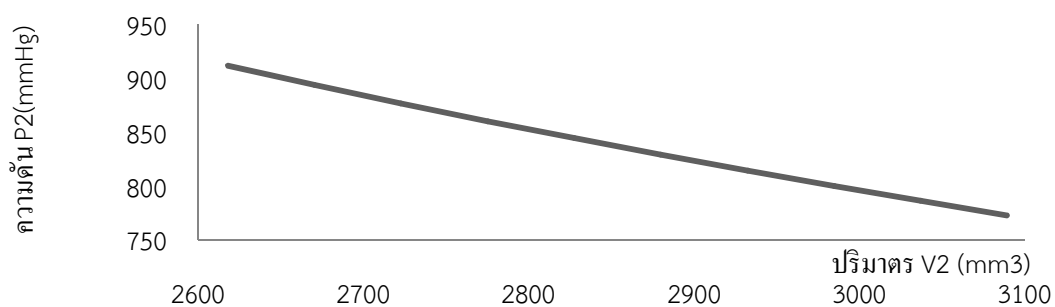
รูปที่ 4.7 ขนาดและลักษณะการทำงานของช่องกักอากาศภายในทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบขึ้น

- ผลการทดลอง

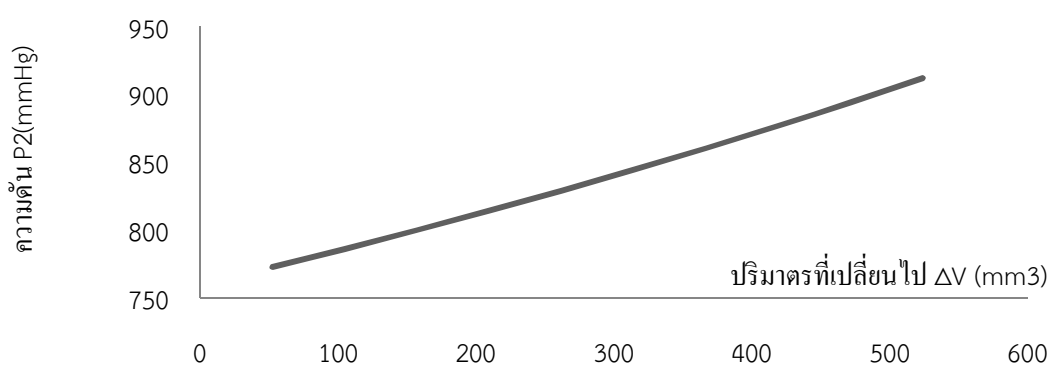
จากการป้อนแรงดันที่ปลายก้านวัดจะได้ค่าความสูงที่เปลี่ยนไป นำมาหาค่าปริมาตรที่เปลี่ยนไปและค่าความดันภายในช่องกักอากาศขณะที่ป้อนแรงดันที่ปลายก้านวัด ได้ผลดังตารางที่ 4.5 พร้อมทั้งกราฟผลการทดลองดังรูปที่ 4.8 – 4.10

ตารางที่ 4.5 ค่าการเปลี่ยนแปลงความดันและปริมาตรกรณีที่มีการป้อนแรงดันที่ปลายของก้านวัด

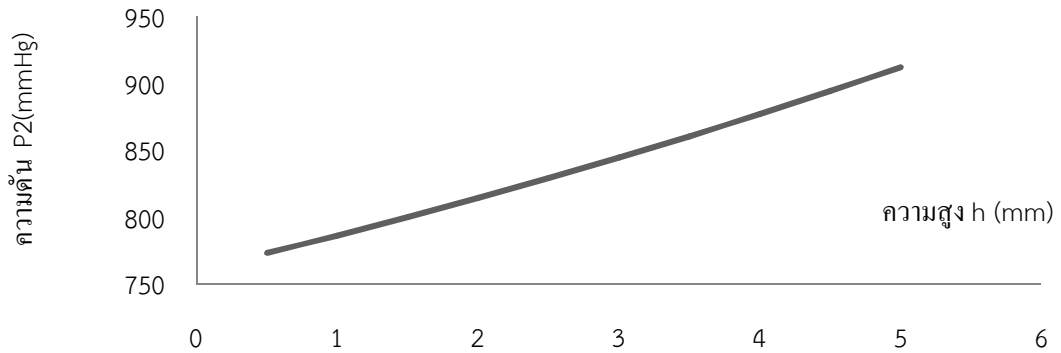
h(mm)	P1(mmHg)	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V1(mm^3)	V2(mm^3)	P2(mmHg)
0.5	760	52.38	3141.6	3089.22	772.89
1	760	104.76	3141.6	3036.84	786.22
1.5	760	157.14	3141.6	2984.46	800.02
2	760	209.52	3141.6	2932.08	814.31
2.5	760	261.90	3141.6	2879.70	829.12
3	760	314.29	3141.6	2827.31	844.48
3.5	760	366.67	3141.6	2774.93	860.42
4	760	419.05	3141.6	2722.55	876.98
4.5	760	471.43	3141.6	2670.17	894.18
5	760	523.81	3141.6	2617.79	912.07



รูปที่ 4.8 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P₂ กับปริมาตร V₂



รูปที่ 4.9 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P₂ กับปริมาตร ΔV



รูปที่ 4.10 ผลการทดสอบระหว่างความดัน P_2 กับความสูง h

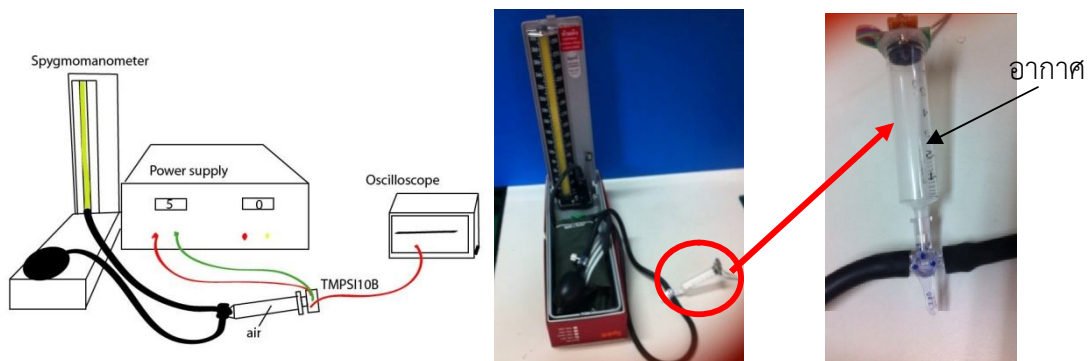
4.3 การทดสอบเซ็นเซอร์ TMPSI10B

4.3.1 ทดสอบด้วยอากาศ

เป็นการทดสอบการรั่วไหลและความไวของเซ็นเซอร์ TMPSI10B โดยการให้ความดันอากาศเข้าเซ็นเซอร์โดยตรง

- วิธีการทดลอง

ทำการป้อนแรงดันด้วยลูกยางวัดความดันสฟีกโมเมะนีออมมิเตอร์มาตรฐานเทียบกับเซ็นเซอร์ TMPSI10B ที่อยู่ภายในทรานสดิวเซอร์โดยตรง เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนเข้าและแรงดันที่เซ็นเซอร์อ่านได้ดังรูปที่ 4.11



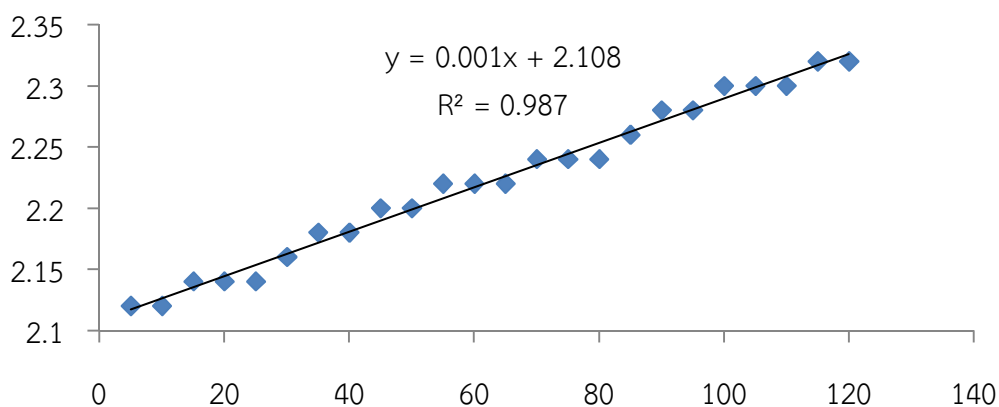
รูปที่ 4.11 อุปกรณ์และวิธีการทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ TMPSI10B ด้วยวิธีการป้อนลมเข้าโดยตรง

- ผลการทดลอง

จากการทดสอบพบว่า แรงดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B โดยการป้อนแรงดันจากเครื่องวัดความดันสฟีกโมเมะนีออมมิเตอร์ที่มีมาตรฐานนั้นมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นกับแรงดันที่ป้อนจากสฟีกโมเมะนีออมมิเตอร์ ได้ผลดังตารางที่ 4.6 และกราฟผลการทดลองดังรูปที่ 4.12

ตารางที่ 4.6 ค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันของเซ็นเซอร์ TMPSI10B กรณีทดสอบด้วยลม

mmHg	5	10	15	20	25	30	35	40
Volts	2.12	2.12	2.14	2.14	2.14	2.16	2.18	2.18
mmHg	45	50	55	60	65	70	75	80
Volts	2.20	2.20	2.22	2.22	2.22	2.24	2.24	2.24
mmHg	85	90	95	100	105	110	115	120
Volts	2.26	2.28	2.28	2.30	2.30	2.30	2.32	2.32



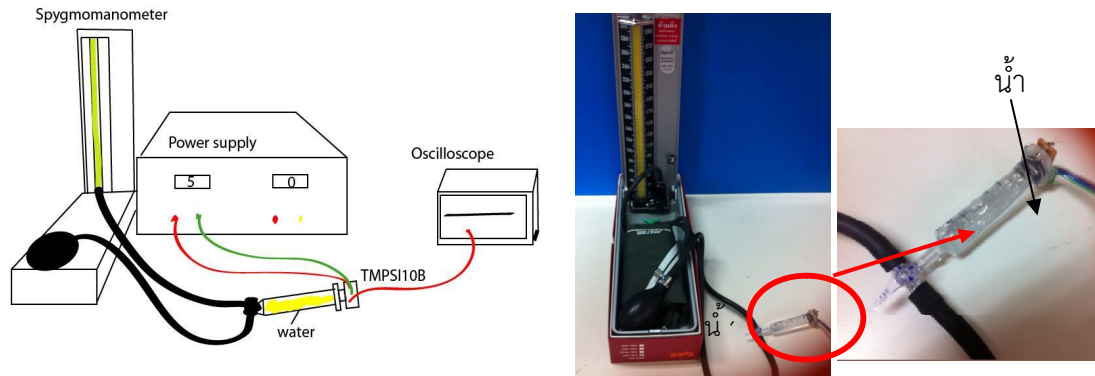
รูปที่ 4.12 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0-120 mmHg โดยแกน x คือแรงดันที่ป้อนจากเครื่องสฟีกโมเมะนีอิมมิเตอร์ (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B (Volts) (กรณีทดสอบด้วยอากาศ)

4.3.2 ทดสอบด้วยน้ำ

เป็นการทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ TMPSI10B โดยการป้อนอากาศเข้าไปในทรานสดิวเซอร์ที่มีน้ำบรรจุอยู่ภายในเพื่อบ่งชี้ถึงศักยภาพ และการตรวจจับความดันของเซ็นเซอร์ในกรณีที่มีน้ำอยู่

- วิธีการทดลอง

ทำการป้อนแรงดันด้วยเครื่องวัดความดันสฟีกโมเมะนีอิมมิเตอร์ที่มีมาตรฐานกับเซ็นเซอร์ TMPSI10B ที่อยู่ภายในทรานสดิวเซอร์เช่นเดียวกับวิธีการทดสอบด้วยลมแต่จะทำการใส่น้ำเข้าไปในทรานสดิวเซอร์ก่อนทำการวัด เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่ป้อนเข้าและแรงดันที่เซ็นเซอร์อ่านได้ในขณะที่มีน้ำเป็นแรงดันภายในด้วยดังรูปที่ 4.13



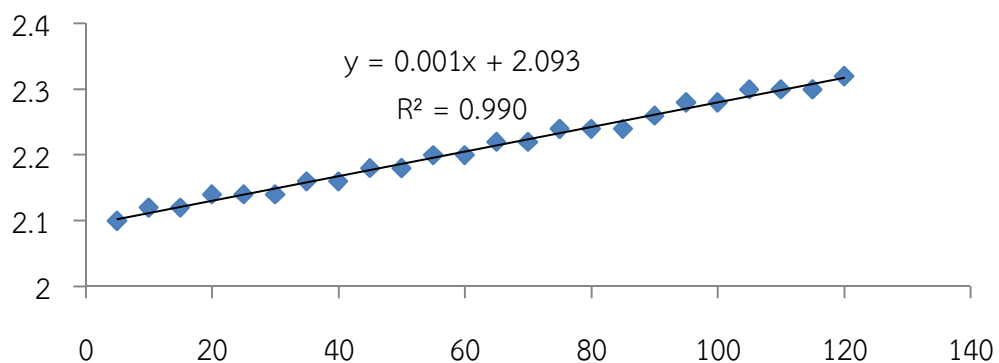
รูปที่ 4.13 อุปกรณ์และวิธีการทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ TMPSI10B ด้วยวิธีการป้อนลมเข้าไปในทรานสดิวเซอร์ที่อยู่ในมิน้ำอยู่

- ผลการทดลอง

จากการทดสอบพบว่า แรงดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B โดยการป้อนแรงดันจากเครื่องวัดความดันสปิกโมเมตริกมาตรฐานขณะที่มีน้ำอยู่ในทรานสดิวเซอร์นั้นมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นกับแรงดันที่ป้อนจากเครื่องวัดความดันสปิกโมเมตริก ได้ผลดังตารางที่ 4.7 และกราฟผลการทดลองดังรูปที่ 4.14

ตารางที่ 4.7 ค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันของเซ็นเซอร์ TMPSI10B กรณีทดสอบด้วยน้ำ

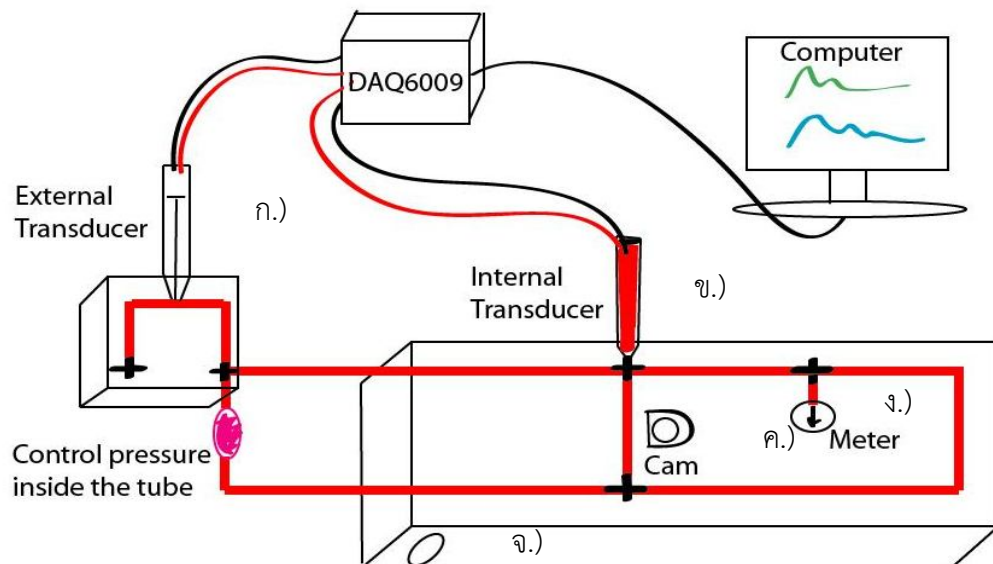
mmHg	5	10	15	20	25	30	35	40
Volts	2.10	2.12	2.12	2.14	2.14	2.14	2.16	2.16
mmHg	45	50	55	60	65	70	75	80
Volts	2.18	2.18	2.20	2.20	2.22	2.22	2.24	2.24
mmHg	85	90	95	100	105	110	115	120
Volts	2.24	2.26	2.28	2.28	2.30	2.30	2.30	2.32



รูปที่ 4.14 ผลการทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 0-120 mmHg โดยแกน x คือแรงดันที่ป้อนจากเครื่องสปิกโมเมตริกมาตรฐาน (mmHg) และแกน y คือความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ TMPSI10B (Volts) (กรณีทดสอบด้วยน้ำ)

4.4 การทดสอบด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดัน

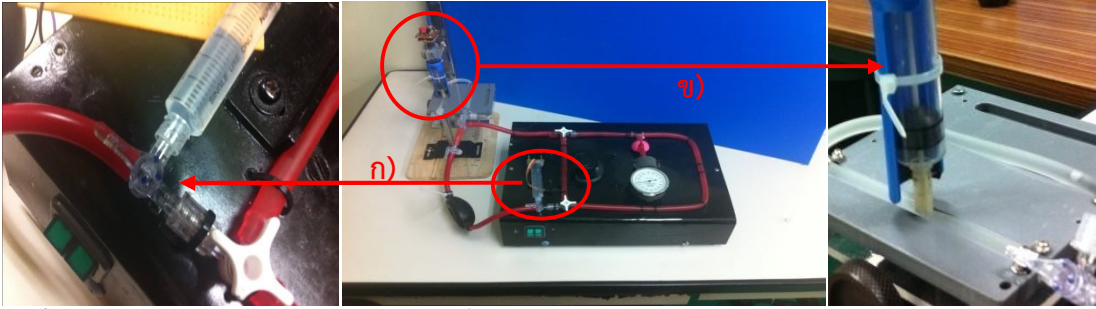
เป็นการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบลักษณะของสัญญาณความดันระหว่างวัดที่บริเวณภายนอกท่ออย่างด้วยทรานสดิวเซอร์วัดความดันตามหลักโทโนเมตรีกับการวัดความดันภายในท่อโดยตรงว่ามีความคล้ายกันมากน้อยเพียงใดภายใต้ห้วงความดันเดียวกันซึ่งโครงสร้างของเครื่องจำลองประกอบด้วยท่ออย่างระบบปิดตามที่กล่าวไว้แล้วในบทที่ 2 การหมุนของลูกเบี้ยวทำให้เกิดการบีบ-คลายแรงกดบนท่ออย่างสร้างห้วงความดันคล้ายกับความดันในระบบหมุนเวียนโลหิตของร่างกายเป็นทดสอบการตอบสนองการใช้งานของทรานสดิวเซอร์เบื้องต้นซึ่งใกล้เคียงกับการใช้งานมากที่สุด การเปรียบเทียบระหว่างความดันที่วัดด้วยทรานสดิวเซอร์ที่ใช้หลักการของโทโนเมตรีกับทรานสดิวเซอร์ที่วัดความดันภายในท่อโดยตรงจะพิจารณาจากรูปคลื่นที่ได้จากทรานสดิวเซอร์ทั้งสองไดอะแกรมการทดลองแสดงดังรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน ก.) ทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรี ข) ทรานสดิวเซอร์วัดความดันภายในท่ออย่างบนเครื่องจำลองสัญญาณความดัน ค.) ลูกเบี้ยวสำหรับควบคุมการบีบคลายของท่ออย่าง ง.) มาตรวัดความดันภายในท่ออย่าง จ.) สวิตช์สำหรับปิด-เปิดมอเตอร์ที่หมุนลูกเบี้ยว

- วิธีการทดลอง

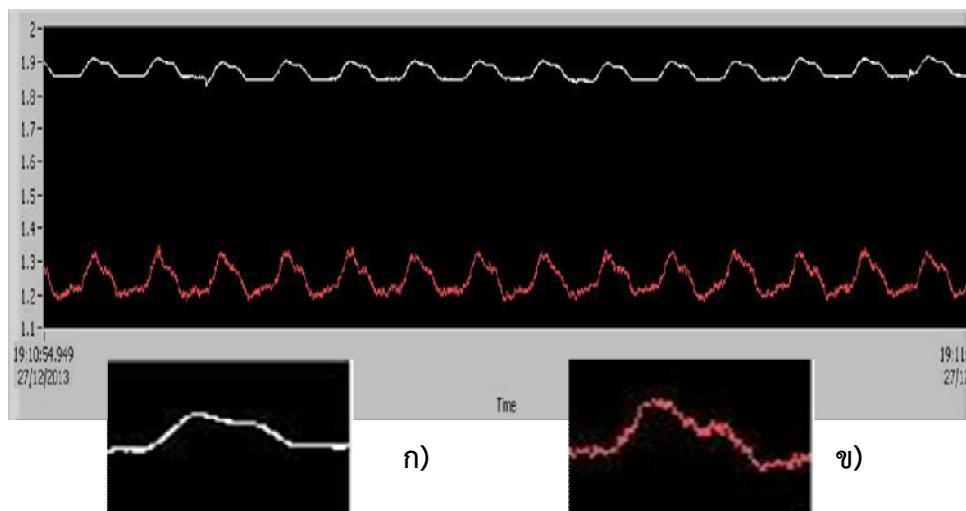
กำหนดค่าความดันต่ำหรือความดันที่หัวใจบีบตัวต่ำสุดก่อนโดยการปรับความดันภายในประมาณ 80 มิลลิเมตรปรอท(ดูจากมาตรวัด) เมื่อมอเตอร์ทำงานจะทำให้ลูกเบี้ยวหมุนบนท่ออย่างเกิดความดันสูงสุดประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอทและหมุนไปเรื่อยๆในช่วง 80-120 มิลลิเมตรปรอท และทำการวัดความดันโลหิตโดยใช้ทรานสดิวเซอร์วัดความดันอย่างต่อเนื่องเพื่อเปรียบเทียบสัญญาณดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 การทดลองวัดความดันด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดันโดยทรานสดิวเซอร์ ก) วัดความดันภายในท่ออย่าง ข) วัดความดันภายนอกท่ออย่างตามหลักโทโนเมตรี

- ผลการทดลอง

จากการทดสอบวัดสัญญาณความดันโดยใช้ทรานสดิวเซอร์วัดที่บริเวณผิวสัมผัสภายนอกท่ออย่างตามหลักการโทโนเมตรีและทรานสดิวเซอร์วัดความดันภายในพบว่าสัญญาณที่วัดได้จากทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรีมีลักษณะสัญญาณคล้ายกับทรานสดิวเซอร์ที่วัดภายในท่ออย่าง ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าการวัดด้วยทรานสดิวเซอร์ภายนอกสามารถอ้างถึงการวัดความดันภายในได้ ดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 ผลการทดสอบวัดความดันด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดันโดยทรานสดิวเซอร์ ก) วัดความดันภายในท่ออย่าง ข) วัดความดันภายนอกท่ออย่างตามหลักโทโนเมตรี

4.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงการทดสอบทางเทคนิคของระบบการวัดความดันโลหิตซึ่งได้พัฒนาขึ้นโดยจะแบ่งออกเป็นการทดสอบการใช้งานและสมรรถนะของเซ็นเซอร์วัดความดัน MPXV5004G และ TMPS10B โดยใช้เครื่องวัดความดันสฟีกโมเมะนีอิมมิเตอร์อ้างอิง ผลการทดสอบพบว่าเซ็นเซอร์มีความเป็นเชิงเส้นตามที่ต้องการ การทดสอบด้วยเครื่องจำลองสัญญาณความดันเพื่อทดสอบลักษณะเชิงพลศาสตร์ของสัญญาณระหว่างทรานสดิวเซอร์ที่วัดภายนอกท่ออย่างตามหลักการออกแบบกับสัญญาณที่ได้ทรานสดิวเซอร์ที่วัดภายในท่ออย่างภายใต้ความดันในระบบปิดภายใต้การบีบกดของลูก

เบี้ยวในขณะที่หมุนพบว่าสัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์ที่วัดภายนอกห้องมีลักษณะเดียวกันกับ ทรานสดิวเซอร์ที่วัดภายในห้องโดยตรง นอกจากนี้ยังทำการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณเพื่อ ตรวจสอบความคล้ายกัน พบว่าสเปกตรัมของสัญญาณความดันที่วัดภายในและภายนอกห้องนั้นมี แนวโน้มไปทางเดียวกัน

บทที่ 5

การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ

บทนี้กล่าวถึงการทดสอบระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องตามหลักของโทโนเมตรีที่ได้พัฒนาขึ้นแบบ *in vivo* ในคนปกติ จากหลักฐานในวรรณกรรม ยืนยันว่าการหายใจมีผลกับความดันโลหิตผ่านทางระบบประสาทส่วนกลาง (sympathetic Activities) [34] โดยส่วนใหญ่ระบบประสาทซิมพาเทติกจะทำงานอยู่ในช่วงความถี่ต่ำกว่า 0.1 Hz และระบบประสาทพาราซิมพาเทติกจะทำงานอยู่ช่วงความถี่ 0-0.5 Hz [35] แต่หากมีการหายใจด้วยอัตราการหายใจต่ำกว่า 9 ครั้งต่อนาที จะทำให้ระบบประสาทพาราซิมพาเทติกมีผลมากกว่าระบบประสาทซิมพาเทติก แต่ถ้าอัตราการหายใจมากกว่า 9 ครั้งต่อนาที จะสามารถแยกระหว่างระบบประสาทซิมพาเทติกกับพาราซิมพาเทติกได้ ดังนั้นในการทดลองจึงใช้การกำหนดลมหายใจเพื่อแสดงให้เห็นว่าระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องที่ได้พัฒนาขึ้นสามารถตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงความดันและหาค่าความถี่ที่เกิดขึ้นได้ และสามารถนำมาใช้ในการวิจัยเชิงคลินิกในลักษณะดังกล่าวได้ โดยทำการวัดความดันโลหิตพร้อมกับการควบคุมการหายใจ คือ หายใจปกติ หายใจ 12 ครั้งต่อนาที และหายใจ 6 ครั้งต่อนาที เพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงของความดัน รวมถึงการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดัน เพื่อบ่งชี้ถึงการสั่งงานของระบบประสาทส่วนกลางโดยวิเคราะห์ด้วยการหาสเปกตรัมของสัญญาณดังกล่าวทั้งแบบ FFT และ ARMA นอกจากนี้ผู้วิจัยได้หาความเที่ยงตรงโดยใช้ค่า ICC (Intraclass Correlation Coefficient) [36] ด้วยการทดสอบซ้ำ โดยใช้โปรแกรม SPSS (Statistical Package for the Social Science) เพื่อบอกความน่าเชื่อถือกับระบบการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือตามหลักการของโทโนเมตรี

5.1 การทดลอง

ทดลองเพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันโลหิตของอาสาสมัครขณะที่หายใจปกติ เทียบกับสัญญาณความดันเมื่ออาสาสมัครควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที และ 6 ครั้งต่อนาที ดังนี้

ตารางที่ 5.1 วิธีการหายใจ

แบบ / เวลา	5 นาที	5 นาที
A	หายใจปกติ	หายใจ 12 ครั้งต่อนาที
B	หายใจปกติ	หายใจ 6 ครั้งต่อนาที

ตารางที่ 5.2 ขั้นตอนในการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับการควบคุมการหายใจ

แบบ / เวลา	5 นาที	5 นาที	5 นาที	5 นาที
A → B	หายใจปกติ	หายใจ 12 ครั้งต่อนาที	หายใจปกติ	หายใจ 6 ครั้งต่อนาที
B → A	หายใจปกติ	หายใจ 6 ครั้งต่อนาที	หายใจปกติ	หายใจ 12 ครั้งต่อนาที

จากตารางที่ 5.1 และ 5.2 บอกถึงวิธีการหายใจและขั้นตอนในการทดลองทางคลินิกกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติโดยเริ่มจากแบบ A → B เป็นการวัดความดันในขณะที่หายใจปกติ 5

นาที ควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาที หายใจปกติอีก 5 นาทีและควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลาอีก 5 นาที ส่วนแบบ B → A เป็นการวัดความดันในขณะที่หายใจปกติ 5 นาที ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาที หายใจปกติอีก 5 นาทีและควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลาอีก 5 นาที

5.1.1 วัตถุประสงค์และอุปกรณ์การทดลอง

- วัตถุประสงค์

อาสาสมัครสุขภาพปกติเพศชาย อายุ 22 ปี

- อุปกรณ์การทดลอง

1. อุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องตามหลักการโทโนเมตรี
2. เครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริก Omron รุ่น M5
3. แท่นวางอุปกรณ์และวางข้อมือ
4. อุปกรณ์กำหนดการหายใจ (อุปกรณ์กำหนดการหายใจเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์กำเนิดเสียงเบาๆ ดัง-หยุด สลับกันไป ขณะมีเสียงกำหนดให้อาสาสมัครหายใจเข้า และขณะเสียงหยุดให้หายใจออก สามารถปรับได้สองระดับคือประมาณ 12 ครั้งต่อนาที และ 6 ครั้งต่อนาที)
5. ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล DAQ6009
6. คอมพิวเตอร์ (Window XP-32 บิต CPU 2 GB Memory Ram 2 GB)



รูปที่ 5.1 อุปกรณ์การทดลองวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องพร้อมควบคุมการหายใจ

- วิธีการทดลอง

ทดลองกับอาสาสมัคร 1 คนจำนวน 10 ครั้งโดยแบ่งออกเป็น ส่วน A \rightarrow B จำนวน 5 ครั้ง และ B \rightarrow A อีก 5 ครั้ง อาจทำการสุ่มการเริ่มต้นในครั้งแรก โดยเริ่มจากวัดความดันด้วยเครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริกเพื่อใช้เป็นความดันอ้างอิง วางข้อมืออาสาสมัครบนแท่นวางอุปกรณ์ จากนั้นกดทรานสดิวเซอร์บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือเพื่อวัดสัญญาณพร้อมทั้งทำการควบคุมการหายใจ แสดงดังรูปที่ 5.2



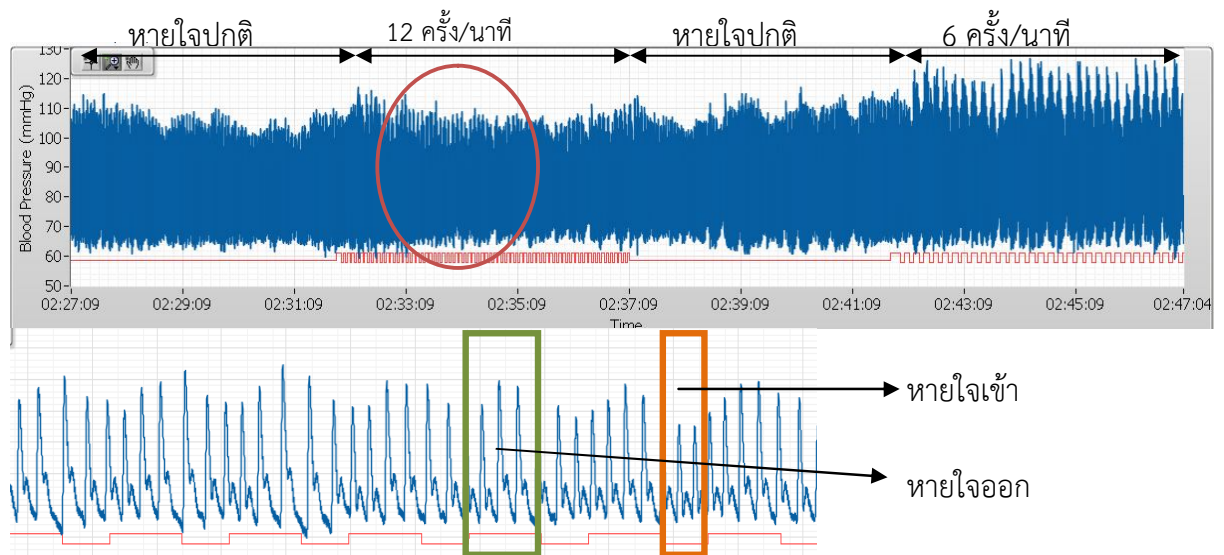
รูปที่ 5.2 วิธีการทดลองวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องพร้อมควบคุมการหายใจ

5.2 ผลการทดลอง

5.2.1 ผลการทดลองวัดความดันโลหิตโดยการควบคุมการหายใจ

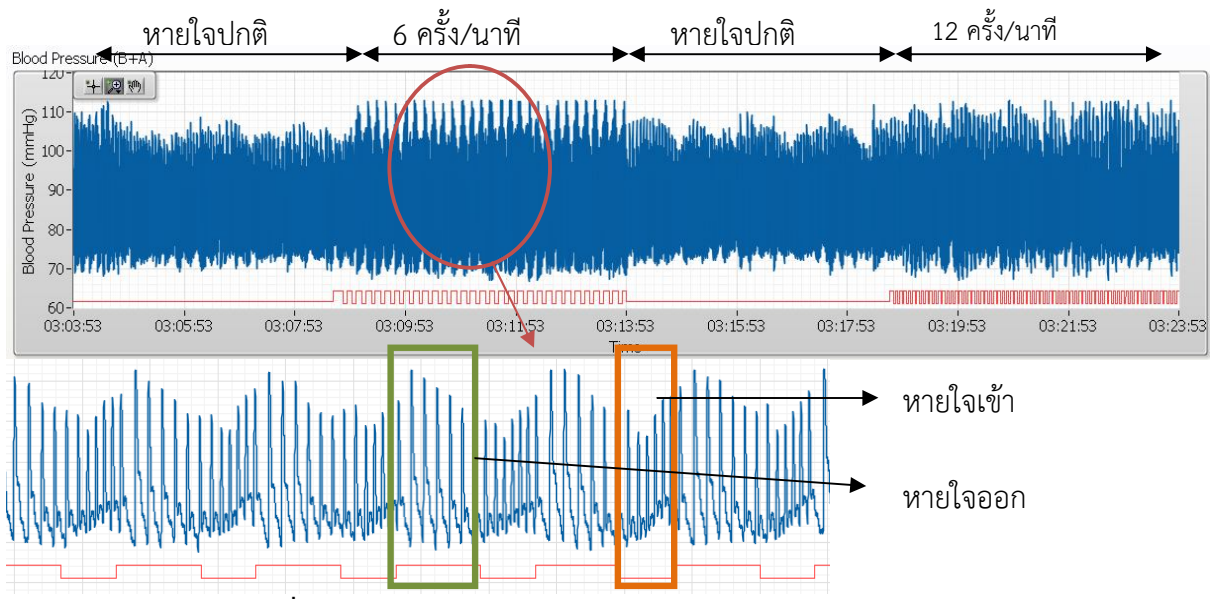
ทดลองกับอาสาสมัคร 1 คน จำนวน 10 ครั้งโดยแบ่งเป็น A \rightarrow B จำนวน 5 ครั้ง และ B \rightarrow A จำนวน 5 ครั้ง ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 5.3 และ 5.4

แบบ A \rightarrow B



รูปที่ 5.3 ตัวอย่างสัญญาณความดันโลหิตแบบ A \rightarrow B

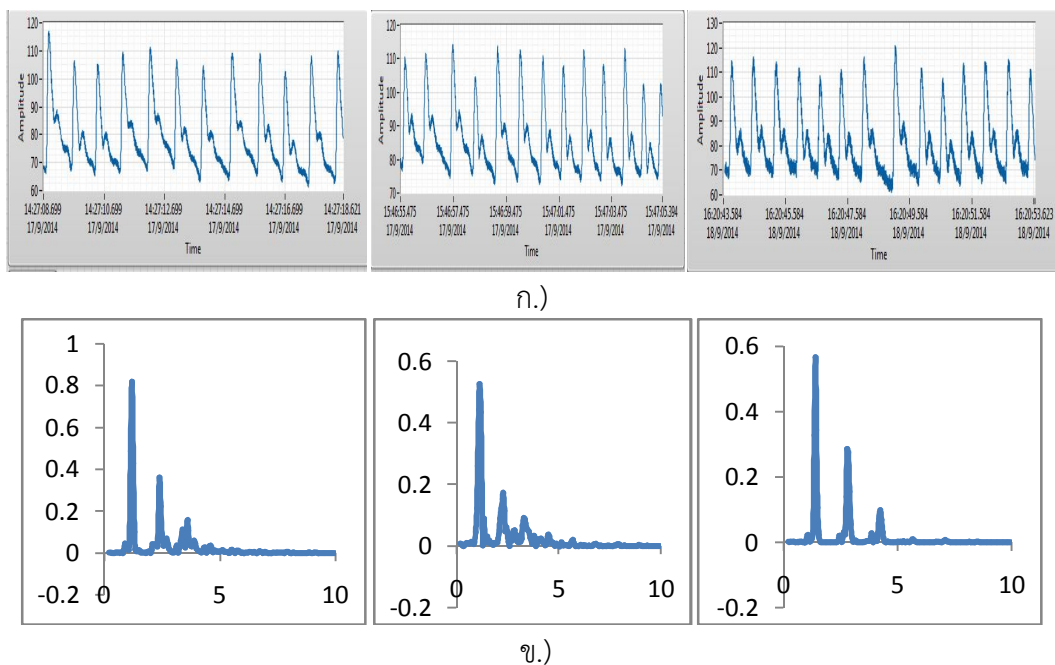
แบบ B → A



รูปที่ 5.4 ตัวอย่างสัญญาณความดันโลหิตแบบ B → A

5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

5.3.1 วิเคราะห์สเปกตรัมของตัวอย่างสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติ รายเดียวกัน



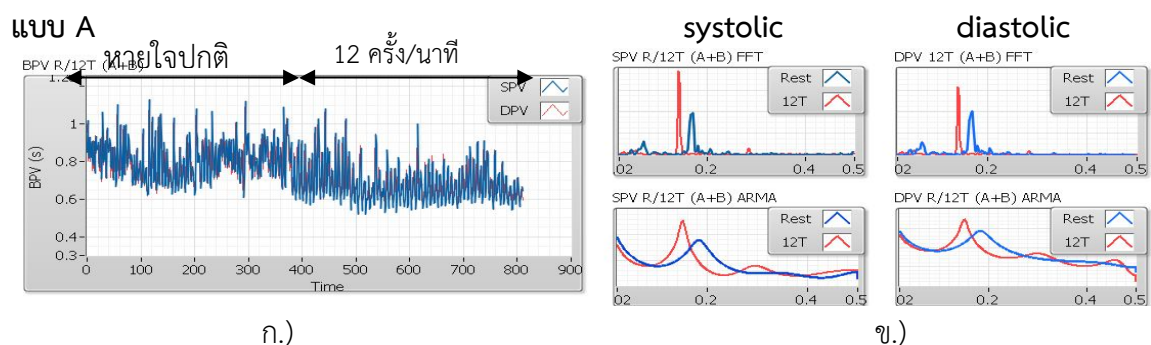
รูปที่ 5.5 ตัวอย่างสัญญาณความดันและสเปกตรัมของสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติ รายเดียวกัน ก.) สัญญาณความดัน ข.) สเปกตรัมของสัญญาณโดยที่แกน x เป็นความถี่และแกน y เป็น amplitude

ตารางที่ 5.3 ค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดันโลหิตในอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน

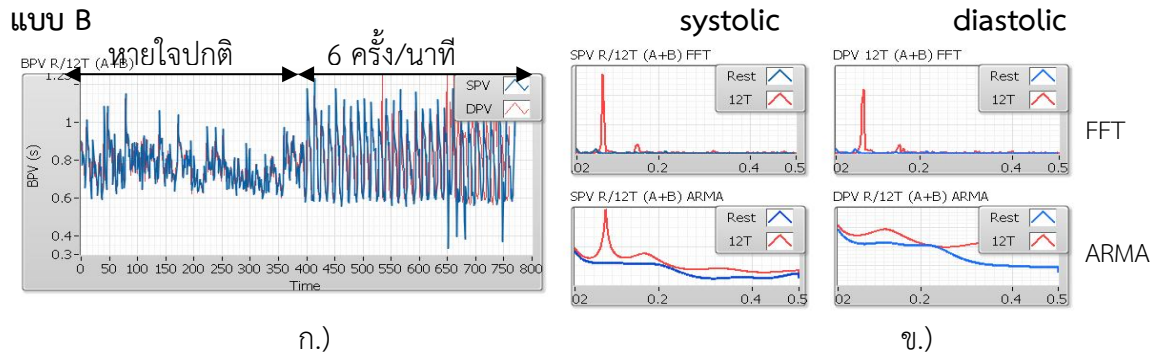
ครั้งที่/ความถี่	ความถี่ที่ 1	ความถี่ที่ 2	ความถี่ที่ 3
1	1.2	2.4	3.6
2	1.3	2.6	3.9
3	1.6	3.3	4.7
4	1.1	2.3	3.4
5	1.1	2.2	3.3
6	1.1	2.3	3.4
7	1.3	2.5	3.7
8	1.2	2.3	3.5
9	1.2	2.8	3.8
10	1.5	3	4.4
ค่าเฉลี่ย	1.26	2.57	3.77
SD	0.511	1.066	1.362
ICC	0.9278		

จากตารางที่ 5.3 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดัน ความถี่ที่ 1 เฉลี่ย 1.26Hz และค่า SD เท่ากับ 0.511 ค่าความถี่ที่ 2 เฉลี่ย 2.57Hz และค่า SD เท่ากับ 1.066 ความถี่ที่ 3 เฉลี่ย 3.77Hz และค่า SD เท่ากับ 1.362 และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีความเชื่อมั่นมากกว่า 0.90 กล่าวได้ว่าการวัดสัญญาณความดันในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเที่ยงในการวัดซ้ำๆ สามารถบอกได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรีมีความน่าเชื่อถือในการวัดสัญญาณความดันโลหิตที่หลุดเลือดแดงบริเวณข้อมือได้

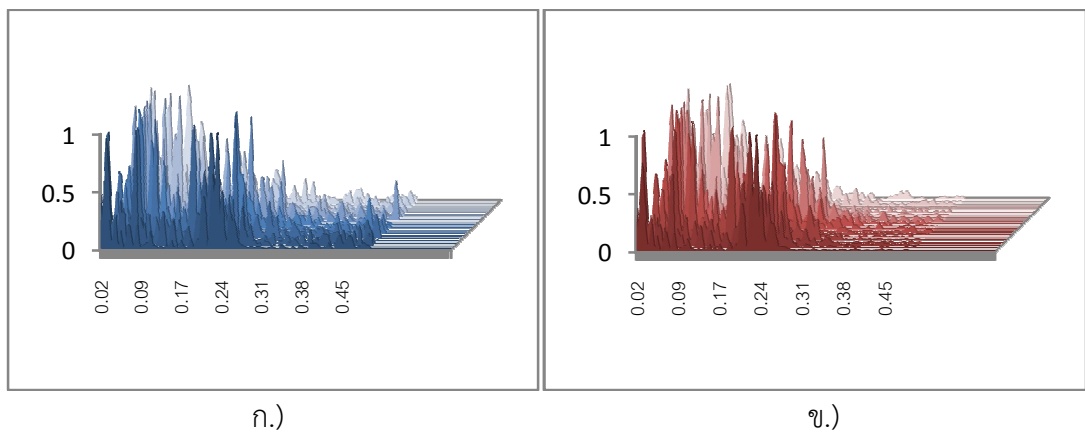
5.3.2 วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และหาสเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลงขณะทำการควบคุมการหายใจแบบ A และ แบบ B



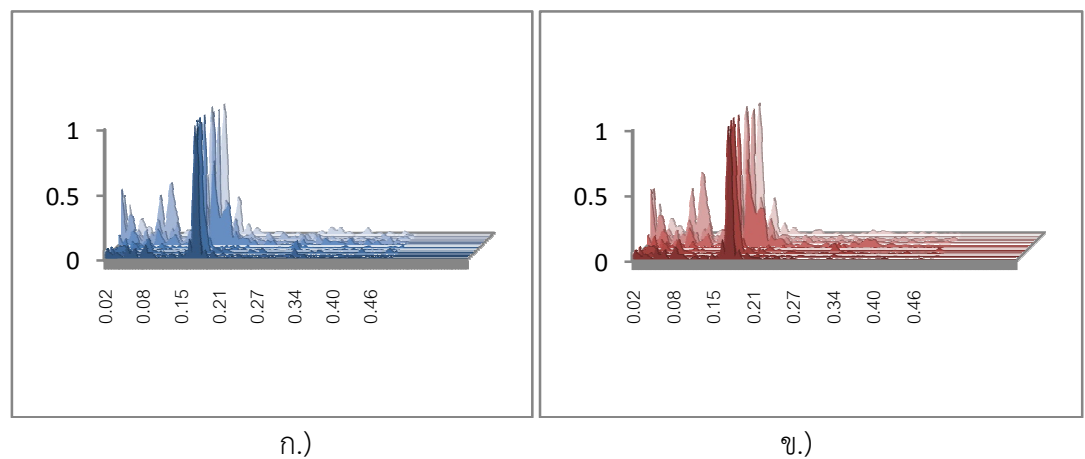
รูปที่ 5.6 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A ก.) การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาสัญญาณความดัน ข.) สเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลง



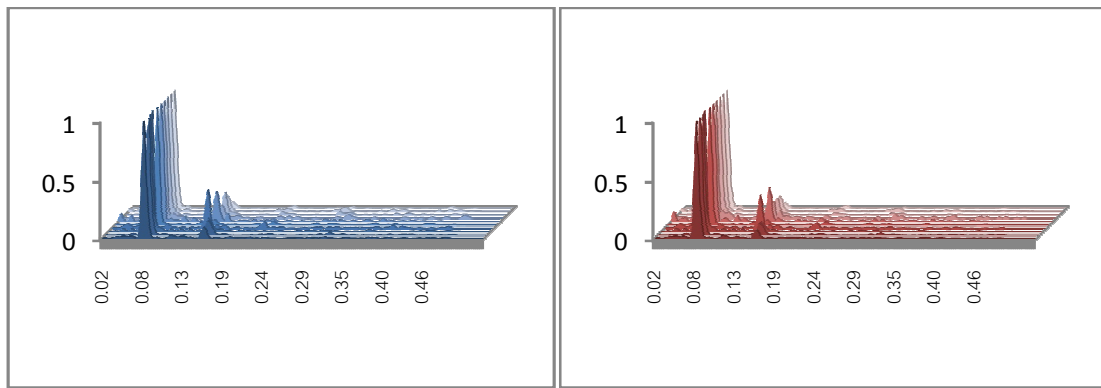
รูปที่ 5.7 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันโลหิตซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B ก.) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดัน ข.) สเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลง



รูปที่ 5.8 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันช่วงหายใจปกติ โดยที่แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งในการวัด ก.) ความดันซิสโตลิก ข.) ความดันไดแอสโตลิก



รูปที่ 5.9 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันช่วงหายใจ 12 ครั้งต่อนาที โดยที่แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งในการวัด ก.) ความดันซิสโตลิก ข.) ความดันไดแอสโตลิก



ก.)

ข.)

รูปที่ 5.10 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความผันช่วงหายใจ 6 ครั้งต่อนาที โดยที่แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งในการวัด ก.) ความผันซิสโตลิก ข.)ความผันไดแอสโตลิก

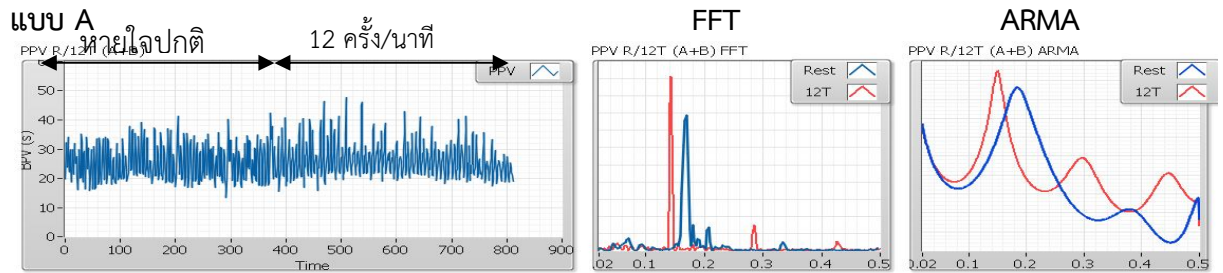
ตารางที่ 5.4 ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความผันซิสโตลิกและไดแอสโตลิก

ครั้งที่	SPV				DPV			
	12 BPM		6 BMP		12 BPM		6 BMP	
	LF	HF	LF	HF	LF	HF	LF	HF
1	0.087	0.174	0.079	0.158	0.087	0.174	0.079	0.158
2	0.063	0.159	0.082	0.161	0.062	0.159	0.079	0.159
3	0.072	0.146	0.077	0.152	0.07	0.148	0.077	0.152
4	0.039	0.142	0.078	0.157	0.05	0.142	0.078	0.156
5	0.048	0.131	0.074	0.145	0.083	0.131	0.073	0.145
6	0.084	0.164	0.083	0.166	0.08	0.164	0.083	0.167
7	0.079	0.169	0.077	0.15	0.078	0.169	0.078	0.154
8	0.08	0.176	0.081	0.162	0.08	0.176	0.081	0.159
9	0.052	0.139	0.073	0.143	0.052	0.139	0.072	0.142
10	0.072	0.155	0.08	0.157	0.072	0.155	0.079	0.157
เฉลี่ย	0.068	0.156	0.078	0.155	0.071	0.156	0.078	0.155
S.D.	0.046	0.043	0.010	0.022	0.036	0.043	0.010	0.021
ICC	0.9378		0.9888		0.9461		0.9895	

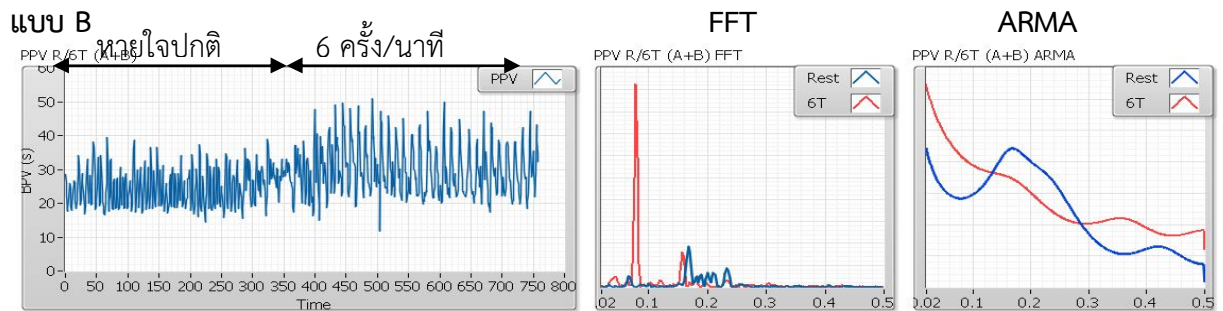
จากตารางที่ 5.3 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความผันซิสโตลิกและความผันไดแอสโตลิกช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 0.068Hz, 0.071Hz และค่า SD เท่ากับ 0.046, 0.036 ตามลำดับ ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.156Hz, 0.156Hz และค่า SD เท่ากับ 0.043, 0.043 ตามลำดับ ช่วงทำการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF 0.078Hz, 0.078Hz และค่า SD เท่ากับ 0.010, 0.010 ตามลำดับ ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.155Hz, 0.155Hz และค่า SD เท่ากับ 0.022, 0.021 ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าทั้งความผันซิสโตลิกและไดแอสโตลิกในช่วงควบคุมการหายใจเดียวกันสามารถบอกค่าความถี่ทั้ง LF และ HF ได้

ใกล้เคียงกัน และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีความเชื่อมั่นมากกว่า 0.90 ซึ่งแปลได้ว่าการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกและไดแอสโตลิกในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเที่ยงตรงสูง สามารถบอกได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบตามหลักทอโนเมตรีมีความน่าเชื่อถือในการหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

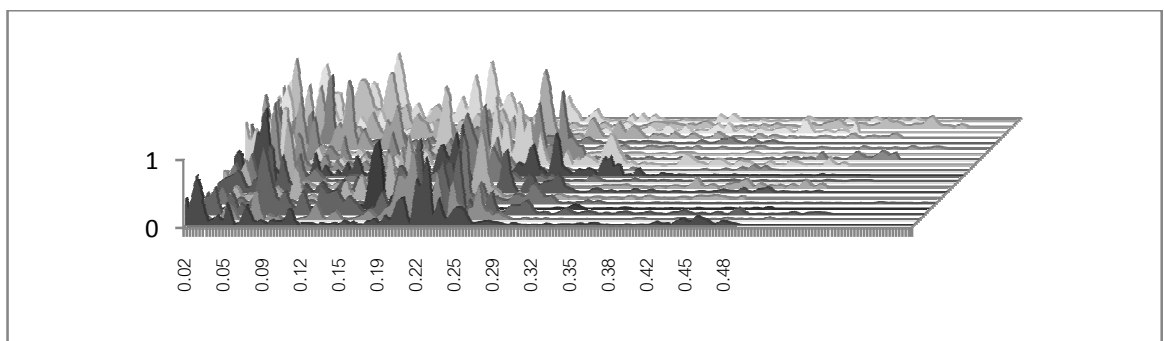
5.3.3 วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดันและสเปกตรัม



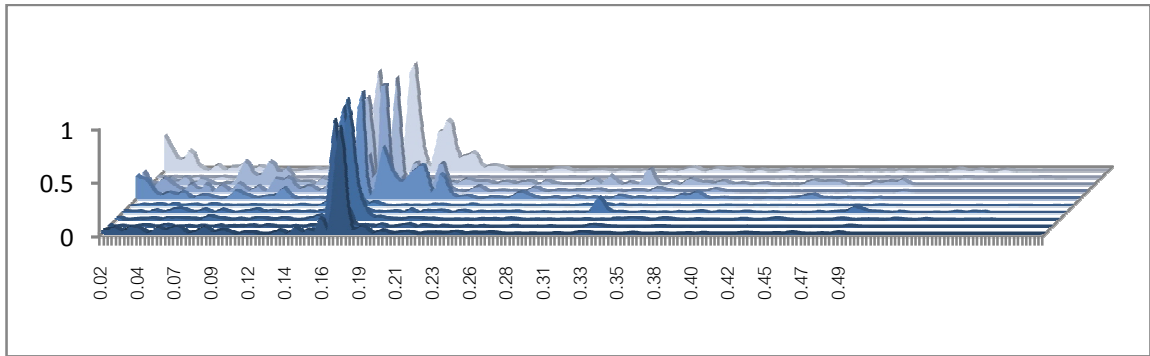
รูปที่ 5.11 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดันและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A



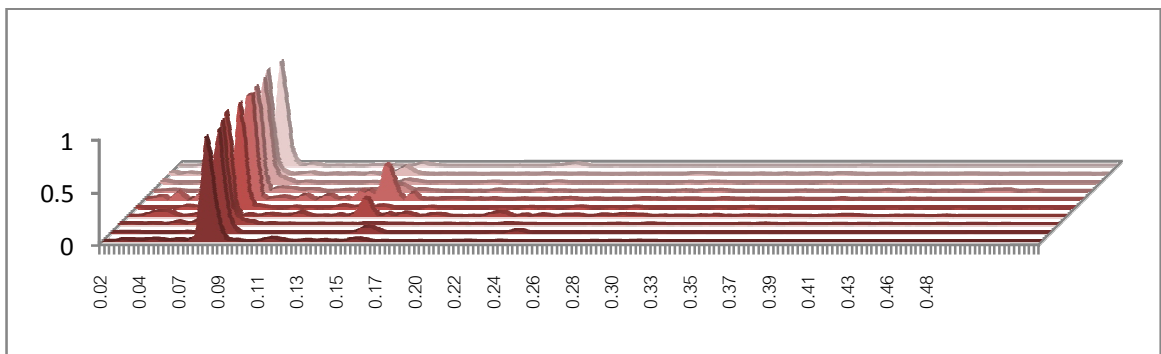
รูปที่ 5.12 ตัวอย่างผลการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดัน และสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B



รูปที่ 5.13 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดันช่วงหัวใจปกติโดยแกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งที่วัด



รูปที่ 5.14 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดันช่วงหายใจ 12 ครั้งต่อนาที โดย แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งที่วัด



รูปที่ 5.15 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณพัลส์ความดันช่วงหายใจ 6 ครั้งต่อนาที โดย แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็น normalize amplitude แกน z เป็นจำนวนครั้งที่วัด

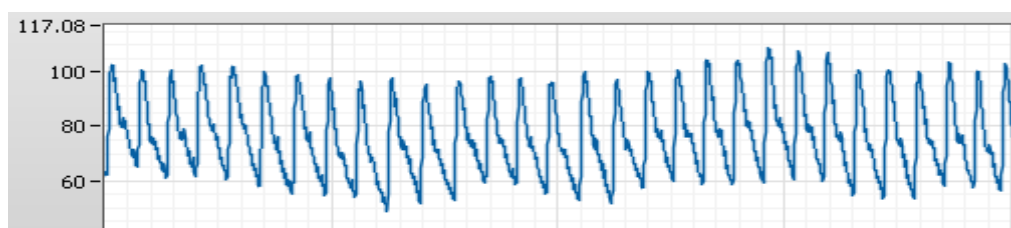
ตารางที่ 5.5 ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงของพัลส์ความดัน

ครั้งที่	PPV			
	12 BPM		6 BMP	
	LF	HF	LF	HF
1	0.063	0.174	0.079	0.152
2	0.048	0.159	0.082	0.16
3	0.063	0.148	0.077	0.143
4	0.057	0.144	0.078	0.156
5	0.048	0.131	0.074	0.132
6	0.084	0.166	0.083	0.165
7	0.069	0.168	0.076	0.147
8	0.08	0.175	0.081	0.159
9	0.05	0.138	0.072	0.14
10	0.063	0.157	0.08	0.148
เฉลี่ย	0.063	0.156	0.078	0.150
SD	0.038	0.043	0.011	0.030
ICC	0.9572		0.9781	

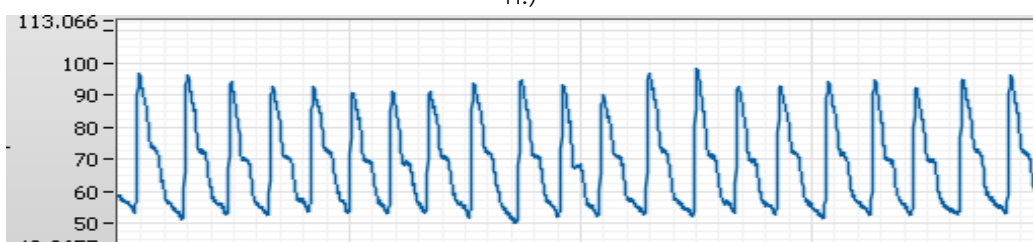
จากตารางที่ 5.4 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 0.063Hz และค่า SD เท่ากับ 0.03 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.156Hz และค่า SD เท่ากับ 0.043 ช่วงทำการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF 0.078Hz และค่า SD เท่ากับ 0.011 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.150Hz และค่า SD เท่ากับ 0.030 และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีความเชื่อมั่นมากกว่า 0.90 ซึ่งแปลได้ว่าการเปลี่ยนแปลงเวลาพัลส์ความดันในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเที่ยงตรงสูง สามารถบอกได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรีมีความน่าเชื่อถือในการทำการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

5.4 ผลการทดลองวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไป

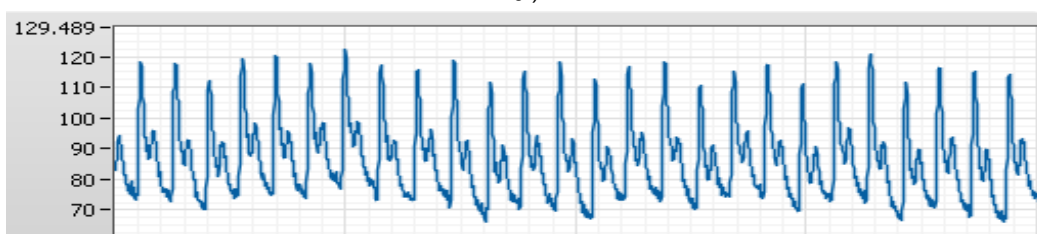
นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังทำการทดลองวัดความดันโลหิตกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไปอีก 7 คนเพื่อดูลักษณะของสัญญาณความดัน เป็นการทดสอบประสิทธิภาพและความสามารถของระบบวัดความดันโลหิตว่าสามารถนำไปวัดกับบุคคลอื่นได้ไม่ว่าจะเป็นเพศหญิง เพศชาย เด็ก ผู้ใหญ่ หรือแม้กระทั่งวัยชรา ซึ่งตัวอย่างสัญญาณความดันของอาสาสมัคร 7 คนแสดงดังรูปที่ 5.16 (ก-ข) โดยวัดความดันในขณะที่หายใจปกติเพียงอย่างเดียวเป็นเวลาประมาณ 1 นาที



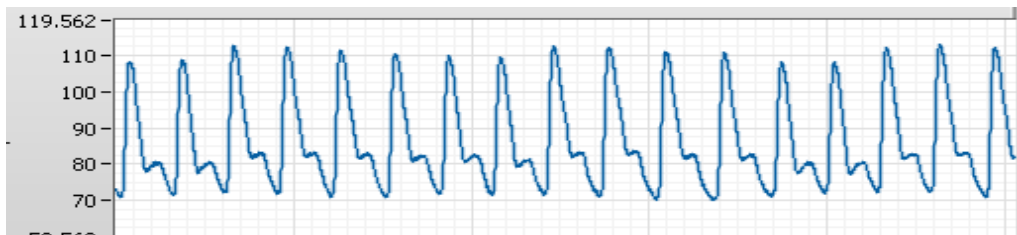
ก.)



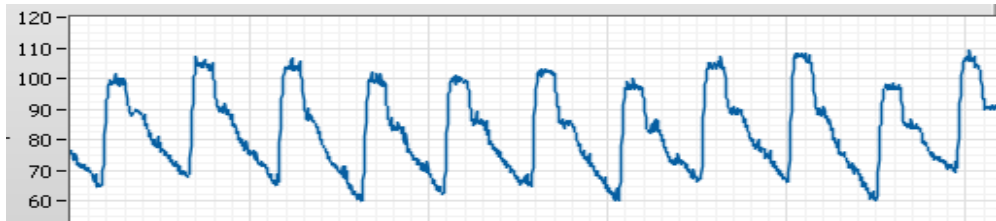
ข.)



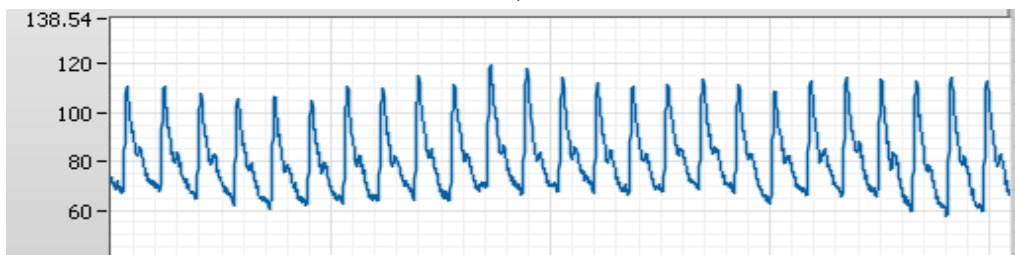
ค.)



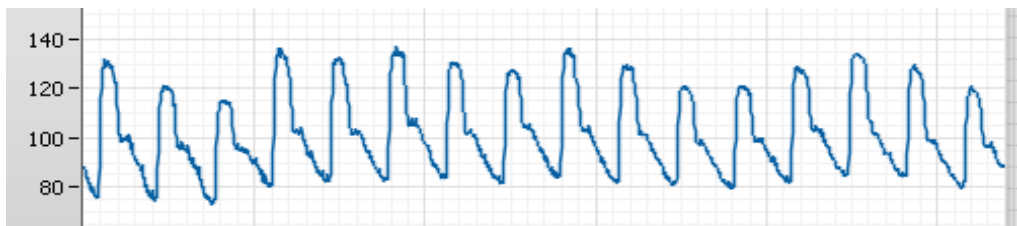
ง.)



จ.)



ด.)



ช.)

รูปที่ 5.16 ผลการวัดกับอาสาสมัคร ก.) เพศหญิงอายุ 16 ปี ข.) เพศหญิงอายุ 25 ปี ค.) เพศชายอายุ 23 ปี ง.) เพศหญิงอายุ 25 ปี (คนต่างประเทศ) จ.) เพศหญิงอายุ 55 ปี ฉ.) เพศชายอายุ 57 ปี ช.) เพศชายอายุ 84 ปี

5.5 สรุป

จากการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับควบคุมการหายใจกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ 1 ราย ทดลองจำนวน 10 ครั้งโดยแบ่งออกเป็น การหายใจแบบ A คือวัดความดันขณะทำการหายใจปกติเป็นเวลา 5 นาที และหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีอีก 5 นาที และการหายใจแบบ B คือวัดความดันขณะทำการหายใจปกติเป็นเวลา 5 นาทีและหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีอีก 5 นาทีซึ่งในการทดลองจะทำการทดลองแบบ A \rightarrow B เป็นจำนวน 5 ครั้ง และทดลองแบบ B \rightarrow A เป็นจำนวน 5 ครั้ง ในอาสาสมัครคนเดียวกัน จากนั้นนำมาหาค่าการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ พบว่าในอาสาสมัครคนเดียวกันทำการทดลองซ้ำเป็นจำนวน 10 ครั้ง ตัวอย่างสเปกตรัมของสัญญาณความดัน สเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันมีค่า ICC มากกว่า 0.90 แสดงให้เห็นถึงความน่าเชื่อถือของระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบขึ้น ว่า

สามารถหาวัตต์สัญญาณความดันของอาสาสมัครคนเดียวกันได้อย่างแม่นยำ รวมทั้งผลการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณช่วงความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ ความดันมีแนวโน้มเดียวกัน อธิบายได้จากการเปลี่ยนแปลงสัญญาณ สเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลงและค่าความน่าเชื่อถือ ICC ที่มีค่ามากกว่า 0.90 บ่งชี้ว่าระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือสามารถนำมาใช้วัดสัญญาณความดันเพื่อตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของจังหวะการบีบคลายของหัวใจจากสัญญาณที่วัดได้พร้อมทั้งสามารถหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงพัลส์ความดันได้ และนอกจากนี้ยังสามารถนำไปวัดความดันกับบุคคลอื่นๆ เพื่อดูลักษณะและการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดันได้ทุกเพศ ทุกวัย อีกด้วย

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 บทสรุปงานวิจัย

ความดันโลหิตเป็นข้อมูลสำคัญทางการแพทย์ ซึ่งอาจบ่งชี้ความเป็นตายในผู้ป่วยหนักหรือบ่งชี้ถึงคามผิดปกติของระบบหลอดเลือดและหมุนเวียนโลหิตในผู้ป่วยทั่วไป ความดันโลหิตคือความดันของของเหลวที่บรรจุอยู่ในภายในหลอดเลือดซึ่งเป็นระบบปิด เกิดจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ เพื่อสูบฉีดให้โลหิตหมุนเวียนไปเลี้ยงเซลล์และอวัยวะต่างๆในระบบหลอดเลือดแดงและการหมุนเวียนโลหิตกลับเพื่อทำความสะอาดและเติมออกซิเจนในระบบหลอดเลือดดำ ซึ่งความดันโลหิตจะเกิดในลักษณะเป็นห้วงหรือพัลส์ความดันตามจังหวะการเต้นของหัวใจเรียกว่าพัลส์ความดัน โดยมีความดันต่ำสุดเป็นความดันพื้นฐานหรือไดแอสโตลิก และความดันสูงสุดเรียกว่า ซิสโตลิก พัลส์ความดันจะเกิดขึ้นต่อเนื่องตั้งแต่แรกเกิดจนหมดลมหายใจ

การวัดความดันโลหิตในรูปแบบสัญญาณไฟฟ้าทำได้โดยตรงโดยการสอดใส่เซ็นเซอร์วัดความดันเข้าไปในหลอดเลือดหรือถ่ายเทความดันผ่านแคทีเตอร์ไปยังเซ็นเซอร์ที่ติดตั้งภายนอก การวัดความดันโลหิตทางตรงทั้งสองแบบเป็นการวัดแบบรุกรานและเสี่ยงต่อการติดเชื้อ จึงมักใช้เฉพาะในกรณีฉุกเฉิน ในห้องปลอดเชื้อและต้องการตรวจวัดความดันอย่างต่อเนื่องเช่นในขณะผ่าตัดใหญ่หรือการวิจัยทางการแพทย์ เป็นต้น

มีการพัฒนาระบบวัดความดันแบบทางอ้อมและไม่รุกรานกันอย่างต่อเนื่อง เครื่องวัดความดันที่เรียกว่า ส�피กโมเมทรอนมิเตอร์ ใช้การบีบ-คลายเส้นเลือดด้วยถุงอากาศอัดความดันที่พันรอบต้นแขน และฟังเสียงจากการคลายแรงกดตั้งแต่ปิดกั้นเลือดโดยสนิทจนเกิดเสียงครั้งแรกที่เกิดจากการหมุนวนของเลือดเมื่อไหลผ่านจุดปิดกั้น และเสียงสุดท้ายเมื่อการปิดกั้นสิ้นสุดลง ความดันที่วัดได้คือความดันในถุงลมประเมนเป็นค่าความดันของเลือดในหลอดเลือดในตำแหน่งที่ถูกปิดกั้น ซึ่งสามารถแสดงค่าประมาณของความดันได้สองค่า คือความดันสูงและความดันต่ำ การวัดทางอ้อมอีกวิธีหนึ่งและนิยมใช้ในการประเมินความดันในปัจจุบัน เรียกว่าระบบออสซิลอเมตริกวิธีนี้ใช้ถุงผ้าอัดความดันปิดกั้นการไหลในเส้นเลือดจนหยุดและค่อยๆคลายความดันลง จากนั้นวัดการสั่นของอากาศภายในถุงผ้า ตั้งแต่เริ่มการไหลเวียนของเลือดอีกครั้งจนสิ้นสุดการสั่น ระบบอิเล็กทรอนิกส์ใช้ในการประมวลผลความดันจากรูปคลื่นความดันและแสดงผลเป็นตัวเลขแบบดิจิทัล ข้อดีของวิธีหลังคือสามารถวัดความดันได้หลายตำแหน่ง อย่างไรก็ตามเครื่องวัดทั้งสองวิธียังมีจุดบกพร่องคือ ไม่สามารถวัดคลื่นของสัญญาณความดันได้ และยังมีข้อจำกัดในการนำมาใช้ในการวัดความดันแบบต่อเนื่อง

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนากระบวนการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกรานและสามารถแสดงรูปคลื่นของพัลส์ความดันที่ตำแหน่งข้อมืออย่างต่อเนื่องตามหลักการโทโนเมตริกทรานสดิวเซอร์ โดยออกแบบให้มีขนาดเหมาะสมกับการวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ ซึ่งประกอบด้วย ก้านวัด แผ่นกั้นรับแรง ช่องกักอากาศ เซ็นเซอร์วัดแรงดันอากาศและวงจรขยายสัญญาณ โดยก้านวัดเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบาเหมาะสำหรับการใช้เป็นตัวส่งผ่านแรงดันระหว่างปลายของก้านวัดกับแผ่นกั้นรับแรงที่ถูกติดตั้งไว้ที่ปลายอีกด้านหนึ่ง โดยแผ่นกั้นรับแรงนี้เป็นวัสดุประเภทเยื่อบางและมีความยืดหยุ่นเพื่อให้มีความไวต่อแรงดันที่มากกระทำต่อปลายของก้านวัด

ส่วนช่องกักอากาศเป็นส่วนสำหรับถ่ายเทแรงดันอากาศที่มาจากแรงดันที่ปลายก้านวัดไปยังเซ็นเซอร์วัดความดันอากาศ จากนั้นแปลงค่าแรงดันให้เป็นสัญญาณดิจิตอลผ่านตัวแปลงเข้าสู่คอมพิวเตอร์ แล้วจึงนำสัญญาณที่วัดได้ไปวิเคราะห์หาค่าการเปลี่ยนแปลงต่างๆในโดเมนของเวลาเช่น การเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน และนำสัญญาณดังกล่าวไปวิเคราะห์ในโดเมนความถี่โดยการหาค่าสเปกตรัมของสัญญาณ อีกทั้งยังสามารถเก็บบันทึกผลข้อมูลและอ่านค่าข้อมูลผ่านโปรแกรม LabVIEW™ และ Microsoft Excel™ ได้

ในส่วนการทดสอบทางเทคนิคจะแบ่งเป็นส่วนการใช้งานและความสามารถของเซ็นเซอร์ MPXV5004G (เซ็นเซอร์วัดความดันบนทรานสดิวเซอร์) และ TMPSI10B (เซ็นเซอร์วัดความดันที่นำมาทดสอบกับระบบโดยเทียบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดัน) โดยในส่วนการทดสอบนั้นทำการทดสอบวัดความไวของเซ็นเซอร์โดยการป้อนความดันจากเครื่องวัดความดันสปิกโมเมะนีอิมิตอร์แล้วหาค่าความสัมพันธ์ของแรงดัน จากผลการทดลองสรุปว่าค่าแรงดันที่ป้อนเข้ากับความดันที่วัดได้จากเซ็นเซอร์มีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นจึงสามารถนำมาใช้ในการวัดความดันสำหรับงานวิจัยนี้ได้ และจากการทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดันพบว่าสัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบขึ้นมีลักษณะคล้ายกับสัญญาณที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณความดัน โดยเปรียบเทียบผ่านสเปกตรัมของสัญญาณซึ่งอาจกล่าวได้ว่าการวัดความดันด้วยทรานสดิวเซอร์สามารถอ้างอิงถึงการวัดความดันภายในหลอดเลือดได้

ส่วนการทดสอบทางคลินิกทำการวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติเพื่อดูลักษณะของสัญญาณความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือพร้อมกับควบคุมการหายใจ โดยแบ่งการหายใจออกเป็น 2 ระดับคือหายใจช้า (6 ครั้งต่อนาที) และหายใจเร็ว (12 ครั้งต่อนาที) ในการทดสอบให้อาสาสมัครวัดความดันโดยหายใจปกติสลับกับควบคุมการหายใจเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดัน ในการทดสอบจะวัดกับอาสาสมัคร 1 คนแล้วทำซ้ำทั้งหมด 10 ครั้ง เป็นการเปรียบเทียบสัญญาณของอาสาสมัคร 1 คนในกรณีที่มีการควบคุมทุกอย่างเหมือนกัน สรุปได้ว่าการวัดความดันอาสาสมัคร 1 คนจำนวน 10 ครั้ง ได้ลักษณะของสัญญาณความดัน พร้อมทั้งสเปกตรัมของสัญญาณที่เหมือนกัน และนอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และการเปลี่ยนแปลงสัญญาณพัลส์ความดัน พร้อมทั้งผลการวิเคราะห์สเปกตรัม มีลักษณะคล้ายกันทั้งหมด 10 ครั้ง พร้อมทั้งหาค่าความน่าเชื่อถือหรือ ICC มีค่ามากกว่า 0.9 กล่าวได้ว่าในการวัดคนเดียวสามารถให้ผลการวัดที่เหมือนเดิม และยังได้ทำการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติอีกหลายคนเพื่อดูลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆ ซึ่งสามารถนำไปใช้ในทางคลินิกได้

6.2 วิจารณ์และข้อเสนอแนะ

ระบบการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือตามหลักการของโทโนเมตรีโดยใช้ก้านวัดกดบนเส้นเลือดนั้น ถึงแม้ว่าจะมีผลิตจำหน่ายจากต่างประเทศ (ในราคาสูง) แต่หลักการและเทคนิคที่ใช้ไม่ปรากฏชัดเจนในวรรณกรรม จึงสามารถกล่าวได้ว่าเป็นการใช้ความรู้ที่มีอยู่สร้างองค์ความรู้ใหม่ขึ้นมา เมื่อพบว่าระบบที่ได้ออกแบบขึ้นมานั้น สามารถวัดสัญญาณความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องพร้อมทั้งวิเคราะห์ถึงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆได้ อย่างไรก็ตามการออกแบบและการวัดความดันด้วยอุปกรณ์นั้นได้พบปัญหาต่างๆ ดังนี้

6.2.1 ในการวัดความดันจำเป็นต้องอาศัยความชำนาญของผู้วัดในการหาตำแหน่งหลอดเลือดบริเวณข้อมือที่เหมาะสม หากเลือกตำแหน่งไม่ดีอาจทำให้สัญญาณมีคลื่นรบกวน ลักษณะของสัญญาณผิดปกติ หรือมีขนาดเล็กจนไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้

6.2.2 อุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้นอาจเกิดความเสียหายในกรณีที่เกิด หรือตามระยะเวลาการใช้งานเนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นจากวัสดุที่หาง่าย

6.2.3 การเชื่อมต่อกับโดยโปรแกรม LabVIEW[®] อาจทำให้เกิดความล่าช้าในการวัดและการประมวลผลเนื่องจากโปรแกรมที่ทำการออกแบบนั้นค่อนข้างใช้เวลาในการเปิดและการวิเคราะห์ อีกทั้งตัวโปรแกรมเองได้มีข้อจำกัดบางอย่างในการใช้งานเช่น อาจต้องทำการเลือกพอร์ทใหม่ทุกครั้งก่อนการใช้งาน หรืออาจจะต้องปิดและเปิดเครื่องใหม่เพื่อทำการรีเซตโปรแกรม

6.2.4 ในการใช้งานมีการเชื่อมต่อสายด้วย USB และต่อกับเครื่องสร้างสัญญาณควบคุมการหายใจ อาจทำให้เกิดความไม่สะดวกในการใช้งาน

6.2.5 ซอฟต์แวร์ที่แสดงผลนั้นได้ถูกทดสอบและใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Windows 7 32 bit และคุณสมบัติของคอมพิวเตอร์ควรมี CPU มากกว่า 2 GHz RAM ไม่ต่ำกว่า 2 GB และอาจเกิดปัญหาได้กับระบบปฏิบัติการอื่นๆ

เอกสารอ้างอิง

- [1] วรมนต์ ตรีพรหม. 2537. **สัญญาณชีพ**. กรุงเทพฯ. โอ. เอส. พริ้นติ้ง เฮาส์.
- [2] ลลิตา อาชานานุกาพ. 2522. **ชีพจร**. นิตยสารหมอชาวบ้าน. เล่มที่ 3.
- [3] นิพนธ์ ศรีนฤมล. 2533. **การทำงานของระบบประสาท**. สรุปลัทธิวิทยา ม. ปลาย.
- [4] ธราธร ดุรงค์พันธุ์. 2552. **บทฟื้นฟูวิชาการ: การวัดสัญญาณชีพ**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.taem.or.th/node/156>.
- [5] อ. อุไรรัตน์ สิงหนาท. **การตรวจประเมินชีพจร**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.thaimed-spa.net/th/index.php?option=com_content&task=view&id=70&Itemid=42.
- [6] A.C. Dornhorst, M.D., P. Howard, M.B., and G.L. Leathart, M.B. “**Respiratory Variation in Blood Pressure**”, *Circulation*, 1952;6 pp 553-558.
- [7] Sheldon Magder, “**Clinical Usefulness of Respiratory Variations in Arterial Pressure**”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol 169, 2004, pp 151-155.
- [8] นางสาวอุทุมพร แสนสี. **ระบบหายใจ**. บทเรียนคอมพิวเตอร์ช่วยสอนบนเครือข่ายอินเทอร์เน็ต [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/human/lesson/lesson3.php>.
- [9] ศูนย์หัวใจสิริกิติ์ภาคตะวันออกเฉียงเหนือ. **ความดันโลหิต**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.nakhonphc.go.th/datacenter/doc_download/Hypertension.pdf.
- [10] สมศรี ดาวฉาย. 2537. **ความดันเลือด**. จุลสารชมรม อุปกณ์การแพทย์ ปีที่ 5. ฉบับที่ 14. หน้า 17-28
- [11] med.uc.edu, **Difference between Systolic Dysfunction and Diastolic Dysfunction**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.differencebetween.info/difference-between-systolic-dysfunction-and-diastolic-dysfunction>.
- [12] **วิธีการวัดความดันโลหิต**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.il.mahidol.ac.th/e-media/health1/vitalsub_bp_method.swf.
- [13] ลลิตา อาชานานุกาพ. 2522. **วิธีการวัดความดันโลหิต**. นิตยสารหมอชาวบ้าน. เล่มที่ 6
- [14] เขตศักดิ์ แวดประเสริฐ/ สาธิต นฤทัย. **เครื่องวัดความดันโลหิต**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://medi.moph.go.th/education/Tpum.pdf>.
- [15] Caridovascular Laboratory. **Blood Pressure Auscultatory Method**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/cardio/auscul.htm>.
- [16] Bersten and Soni's. **Anatomy of the arterial line waveform**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.derangedphysiology.com/php/Art-Line/Intensive-Care----Normal-arterial-line-waveforms.php>.
- [17] Rosmina Jaafar, Hisham Mohanad Desa, Zulkifi Mahmoodin, Muhammad Rosli Abdullah, Zarimin Zaharudin, “**Noninvasive Blood Pressure (NIBP) Measurement by Oscillometric Principle**”, *IEEE Indonesia*, Nov 2011.

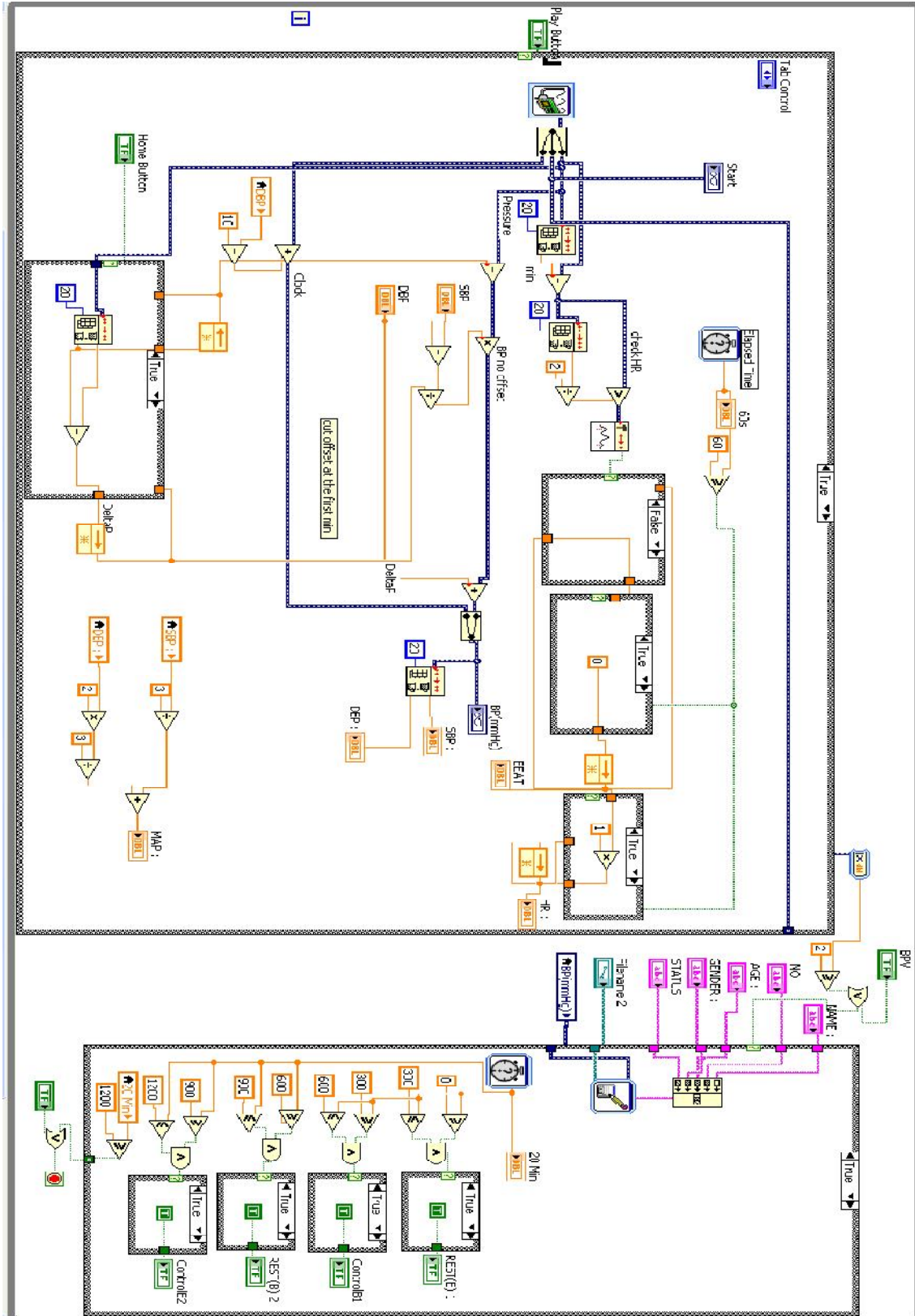
- [18] Elena Chung, Gue Clen, Brenton Alexander, Maxime Cannesson, “**Non-Invasive Continuous Blood Pressure Monitoring: a review of current applications**”, Front Med, 2013, 7(1): 91-101.
- [19] Hien Mattias, R. L. Reuben, J. Hammer, R. W. Else, C. Muir, “**Physical and dynamic models of the eye for tonometry applications**”, Springer Link, Volume 22, 2009, pp 2223-2227.
- [20] **The Cardiovascular System: Blood Vessels**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://classes.midlandstech.edu/carterp/Courses/bio211/chap19/chap19.html>.
- [21] M. Beals, L. Gross, S. Harrell. **Tension in Blood Vessels: Laplace’s Equation**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.tiem.utk.edu/~gross/bioed/webmodules/tensionblood.htm>.
- [22] Jichi Medical University Health Care Center, “**Clinical Assessment of Central Blood Pressure**” Miyashita H – Curr Hypertens Rev (1012).
- [23] บุญรอด วงษ์สวาท. **กฎของบอยล์**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.promma.ac.th/main/chemistry/solid_liquid_gas/Boyle_Law_1.htm.
- [24] สมศักดิ์ ชุ่มช่วย. **สัญญาณและระบบ**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.kmitl.ac.th/~kchsomsa/somsak/crse_mdsp/mdsp_c2_signal.pdf.
- [25] Randolph L. Moses, “**Introduction to Spectral Analysis**”, Prentice-Hall, Inc. Chapter2, P23-26.
- [26] Randolph L. Moses, “**Introduction to Spectral Analysis**”, Prentice-Hall, Inc. Chapter3, P83-90.
- [27] Gary Drzewiecki, “**Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics**”, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [28] Eun Guen Kim, Ki Chang Nam, Hyun Heo, and Young Huh, “**Development of Arterial Tonometry Sensor**”, 31st Annual International Conference of IEEE EMBS, September 2-6, 2009.
- [29] Ron Dueck, Oliver Goedje, Paul Clopton, “**Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry**”, Springer Link, January 2012, 26:75-83.
- [30] Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, “**Blood Pressure Variability (BPV) Analysis**”, university of eastern Finland.
- [31] ผศ. พญ. นุชนารถ บุญจิ่งมงคล ผศ. พญ. ตันหยง พิพานเมฆาภรณ์. **Advanced Hemodynamic**.
- [32] Michard, Frédéric M.D., Ph.D. *Changes*, “**Change in Arterial Pressure during Mechanical Ventilation**”, Anesthesiology, Volume: 103, page(s) 419-428, August 2005.

- [33] N.Siegenthaler, “**How to explain simply: Pulse Pressure Variation(PPV)**”, Geneva Hemodynamic research Group, 2014.
- [34] Nassim Tayari, “**Pulse Pressure Variation Estimation to Predict Fluid Responsiveness**”, Chalmers, 2010.
- [35] Chacko N. Joseph, Cesare Porta, Gaia Casucci, Nadia Casiraghi, Mara Maffeis, Marco Rossi, Luciano ernardi, “**Slow Breathing Improves Arterial Baroreflex Sensitivity and Decreases Blood Pressure in Essential Hypertension**”, Hypertension, Vol 46, 2005, pp714-718.
- [36] Mohamed Faisal Lutfi, “**Heart rate variability**”, Sudan Journal of Medical Science, Volumn 6, March 2011, P43-50.
- [37] Medcalc Software bvba, **Intraclass Correlation coefficient**, [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.medcalc.org/manual/intraclasscorrelation.php>.

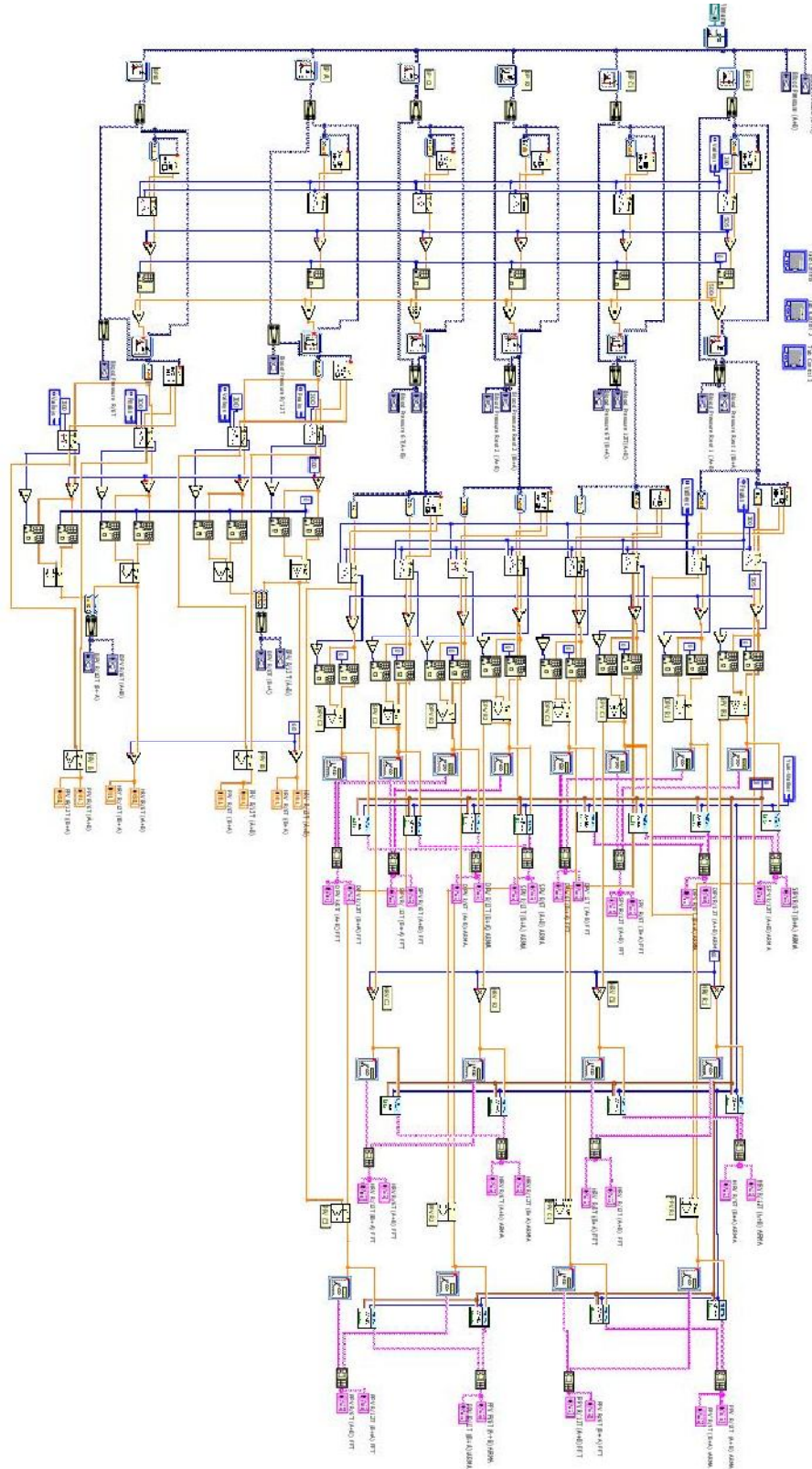
ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

รายละเอียดโปรแกรมการทำงานของระบบการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องที่บริเวณ
ข้อมือตามหลักการโทโนเมตรี



ภาคผนวก ข.
รายละเอียดโปรแกรมการวิเคราะห์สัญญาณของระบบการวัดความดันโลหิต
แบบต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือตามหลักการโทเนเมตรี



ภาคผนวก ค.
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Chollitha Ariyadamrongkwan, Kitiphol Chitsakul and Suradej Treeriluxana. Continuous Non-invasive Blood Pressure Monitoring Based on Applanation Tonometry. The 4th Joint International Conference on Internation and Communication Technology, Electronic and Electrical Engineering (JICTEE); 3-5 March 2014; Chiang Rai, Thailand.
2. ชลธิธา อริยะดำรงขวัญ, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณะ, จิรัฏฐ์ เนียมสงค์, กมลฉัตร อภิวัฒน์กุล และ ญัฐวรรณ กาญจนสุวรรณ. ทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรี. The 5th Biomedical Engineer Conference; 1 พฤศจิกายน 2556; กรุงเทพฯ.

ภาคผนวก ง.
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์และได้รับรางวัล

1. ชลลิตา อริยะดำรงค์ขวัญ, กิติพล ชิตสกุล และ สุรเดช ตรีไตรลักษณ์. การพัฒนาระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรี. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 6; 26-28 มีนาคม 2557; กระบี่

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล	นางสาวชลธิชา อริยะดำรงค์ขวัญ
วัน เดือน ปีเกิด	29 พฤษภาคม พ.ศ.2533
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่	42/141 หมู่บ้านพนาสนธ์การ์เด้นโฮม 4 ซ.นิมิตรใหม่6/1 ถนนนิมิตรใหม่ แขวงมีนบุรี เขตมีนบุรี กรุงเทพมหานคร รหัสไปรษณีย์ 10510 โทร.090-985-2129 อีเมลล์ chollitha29@gmail.com
วุฒิการศึกษา	2554 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์

- 2013 Attend The 5th Biomedical Engineer Conference (BMECON 2013) in titled “A Continuous Blood Pressure Transducer using Applanation Tonometry”.
- 2014 Attend The 4th Joint International Conference on Information and Communication Technology, Electronic and Electrical Engineering (JICTEE) in titled “Continuous Non-Invasive Blood Pressure Monitoring Based on Applanation Tonometry”, at Chiang Rai, Thailand.
- 2014 Attend The 6th Conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology (EENET2014) in titled “Development of Continuous Blood Pressure System Based on Applanation Tonometry” at Krabi, Thailand.