

อุปกรณ์ตรวจสอบความยืดหยุ่นของหลอดเลือดโดยพัลส์ทรานซิสไทม์
จากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจร

Vascular elasticity test equipment by detecting PTT from
electrocardiograph and photoplethysmography

กุลชรีย์ วงอ่อน
KULCHAREE WONGON

ณฤดี สุธรรมศิรินุกูล
NARUDEE SUTHAMSIRINUKUL

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์ตรวจสอบความยืดหยุ่นของหลอดเลือดโดยพัลส์ทรานซิสไทม์
จากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจร

Vascular elasticity test equipment by detecting PTT from
electrocardiograph and photoplethysmography

กุลชรีย์ วงอ่อน

KULCHAREE WONGON

ณฤดี สุธรรมศิรินุกูล

NARUDEE SUTHAMSIRINUKUL

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

อุปกรณ์ตรวจสอบความยืดหยุ่นของหลอดเลือดโดย
พัลส์ทรานซิสไทม์ จากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
และสัญญาณชีพจร

นักศึกษา

นางสาวกุลชรีย์ วงอ่อน

รหัสประจำตัว

59010137

นักศึกษา

นางสาวณฤดี สุธรรมศิรินุกุล

รหัสประจำตัว

59010390

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

ปีการศึกษา

2562

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์(ร่วม)

ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล

รายงานนี้ผ่านการตรวจโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ

(ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

อาจารย์ที่ปรึกษา

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

อุปกรณ์ตรวจสอบความยืดหยุ่นของหลอดเลือดโดยพัลส์ทรานซิสไทม์ จากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจร

นักศึกษา

นางสาวกุลชรีย์ วงอ่อน 59010137
นางสาวณฤดี สุธรรมศิริบุญกุล 59010390

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

ปีการศึกษา

2562

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์(ร่วม)

ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

ผลงานการวิจัยนี้ถูกจัดทำขึ้นเพื่อเป็นอุปกรณ์วัดค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ (Pulse transit time - PTT) ซึ่งเป็นค่าพารามิเตอร์หนึ่ง ที่ใช้ในการตรวจวัดความผิดปกติของหลอดเลือดด้วยวิธีการไม่รุกร้าเข้าสู่ร่างกาย (Non-Invasive) วิธีการนี้จะไม่สามารถให้ข้อมูลในเชิงลึกแต่มันจะสามารถบอกกับแพทย์ในเบื้องต้นได้ว่ามีบางอย่างผิดปกติกับหลอดเลือด ซึ่งข้อดีของวิธีการนี้คือสามารถเข้าถึงผู้ป่วยได้ง่ายและมีราคาต่ำมากเมื่อเทียบกับการใช้เทคนิคการถ่ายภาพขั้นสูงในการตรวจหาความปกติ โดยอุปกรณ์นี้จะเป็นอุปกรณ์ในการคัดกรองผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของหลอดเลือดในเบื้องต้นให้แก่แพทย์เพื่อใช้ในการรักษาขั้นต่อไป ซึ่งค่าพารามิเตอร์ Pulse Transit time (PTT) เป็นช่วงเวลาที่ได้จากการคำนวณระหว่างช่วงการทำงานการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง (R-Wave) และการเดินทางของเลือดมาถึงที่ปลายนิ้ว (Pulse Wave) ทำให้ทราบความเร็วของการเดินทางของเลือดจากหัวใจมาถึงปลายนิ้ว ซึ่งค่าพัลส์ทรานซิสไทม์นี้สะท้อนถึงคุณสมบัติของผนังหลอดเลือด ความแข็งของหลอดเลือดและสามารถใช้ช่วงเวลานี้เพื่อป้องกันถึงความผิดปกติของการยืดหยุ่นของหลอดเลือดได้

อุปกรณ์ชิ้นนี้ถูกออกแบบให้สามารถตรวจวัดและแสดงค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจรแสดงผลออกเป็นกราฟในหน้าจอดีเหมือนกันแบบเรียลไทม์ เพื่อที่จะสามารถนำมาคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสไทม์จากจุดสูงสุดระหว่างกราฟทั้งสอง และบ่งบอกถึงค่าความยืดหยุ่นของหลอดเลือดได้

Thesis	Vascular elasticity test equipment by detecting Pulse Transit Time(PTT) from electrocardiograph and photoplethysmography	
Student	Kulcharee Wong-on	59010137
	Narudee Suthamsirinukul	59010390
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2019	
Thesis Advisor	Dr. Suradej Tretriluxana	
Thesis Co-Advisor	Asst.Prof.Dr. Kitiphon Chitsakul	

ABSTRACT

This contribution deals with the Pulse Transition Time (PTT) as a marker that can predict some cardiovascular problems. The PTT is calculated from the ECG and PPG signals measured on a finger. Pulse transit time (PTT) is a parameter used to measure abnormal blood vessels by non-invasive methods. This method will not provide in-depth information, but it will be able to initially tell the doctor that something is wrong with the blood vessels. The advantage of these methods is that intervention to patient is needed and also the low price in comparison with advanced imaging techniques. It makes it wide available for doctors and home care. This device will be a device for screening patients with abnormal blood vessels initially for doctors to use for further treatment.

Pulse transit time (PTT) is the calculation time during heart contraction, which represents the work of left ventricular muscle (R-Wave) and the traveling of the blood come to the fingertips (Pulse Wave). The value of PTT reflects properties, mechanics of blood vessel wall that changes lead to vascular stiffness and can use this time period to indicate the variability of blood pressure . For measuring PTT, we need to record the synchronous ECG and PPG signals.

This device is designed to be able to measure and display ECG and pulse waveforms in the same screen in real time. So that it can be used to calculate the PTT from the peak between the two graphs and can indicate the elasticity of the blood vessels.



กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาและความช่วยเหลือเป็นอย่างดีจากอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ที่ให้เป็นที่ปรึกษาโครงการวิจัยและให้ความรู้ ให้คำแนะนำ และให้ข้อคิดในการแก้ไขปัญหางานในงานวิจัย ชื่นนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้จะไม่สำเร็จสมบูรณ์หากปราศจากคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษา ค้นคว้าจาก ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้ความรู้และสนับสนุนการทำงานจนสามารถนำความรู้มาบูรณาการใช้ในการวิจัยครั้งนี้

ขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และญาติพี่น้องทุกคน ที่เป็นกำลังใจหลักในการทำปริญญาานิพนธ์ครั้งนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณพี่ๆ เพื่อนๆรวมทั้งอาสาสมัครทุกคนทั้งในและนอกห้องปฏิบัติการวัดและประเมินผลทางชีวการแพทย์ (BMCL) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน ที่เป็นกำลังใจ ให้คำแนะนำ และให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากการทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดา มารดา ผู้ที่เป็นรักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สั่งสอน มอบวิชาความรู้ และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

นางสาวกุลชรีย์ วงอ่อน
นางสาวณฤดี สุธรรมศิริกุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	IV
สารบัญ.....	V
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	1
1.3 ขั้สมมติฐาน.....	2
1.4 ขอบเขตงานวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา.....	2
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.7 แผนการดำเนินงาน.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	5
2.1 สรีรของหัวใจ.....	5
2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ.....	5
2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ.....	6
2.1.3 ลิ้นหัวใจ.....	8
2.1.4 หลอดเลือดหัวใจ.....	9
2.1.5 ตัวควบคุมจังหวะหัวใจ.....	10
2.1.6 กล้ามเนื้อหัวใจ.....	11
2.1.7 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	15
2.2.1 หลักการทำงาน.....	16
2.2.2 หลักการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	17
2.3 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยแสง(PPG).....	20

2.3.1. หลักการของเนียอินฟาเรด.....	20
2.3.2 การวัดคลื่นสัญญาณชีพจรโดยหลักการ Photoplethysmography....	21
2.4. ความดันโลหิต	22
2.4.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความดัน.....	25
2.4.2 โรคความดันสูง หรือ โรคความดันโลหิตสูง.....	25
2.4.3 โรคความดันต่ำ.....	27
2.5 หลอดเลือด	30
2.5.1 หลอดเลือดแดง (Artery).....	30
2.5.2 หลอดเลือดดำ (Vein).....	31
2.5.3 หลอดเลือดฝอย Capillary	32
2.5.4 การยืดขยายและความหยุ่นตัวของหลอดเลือด.....	33
2.5.5 ความแข็งของหลอดเลือดแดง (Arterial stiffness).....	35
2.5.6 การวัดความเร็วคลื่นชีพจร (pulse wave velocity ,PWV).....	37
2.5.7 การประมาณความดันโลหิต.....	37
2.6 Pulse transit time (PTT).....	39
2.7 Microcontroller.....	40
2.7.1 โครงสร้างและส่วนประกอบ.....	40
2.7.2 ประโยชน์ของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	40
2.7.3 ทรานซิสเตอร์ (AVR).....	41
2.7.4 ทรานซิสเตอร์ (Peripheral Interface Controller-PIC).....	41
2.7.5 Arduino Uno R3	42
2.7.6 โมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Module AD8232).....	43
2.7.7 โมดูลวัดคลื่นสัญญาณชีพจร.....	44
2.8 โปรแกรมที่ใช้ในการประมวลผล.....	45
2.8.1 โปรแกรมอาร์ดูโน้(Arduino Program).....	45
2.8.2 โปรแกรมสตูดิโอโค้ด(Visual Studio Code Program).....	46
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	48
3.1. เครื่องมือและอุปกรณ์.....	48
3.2. การทดสอบการทำงานของอาร์ดูโน้ฮาร์ดแวร์สาม (Arduino Uno R3).....	49

3.3. การทดสอบการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Module - AD8232) กับอาร์ดูโนโอโนอาร์สาม (Arduino UNO R3)	49
3.4. การทดสอบการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจรกับอาร์ดูโนโอ	53
3.5. การปรับปรุงสัญญาณชีพจรด้วยการออกแบบเฮาส์ซิง.....	55
3.6. ทดลองการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, โมดูลคลื่นสัญญาณชีพจรและอาร์ดูโนโอ.....	57
3.7. การใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ดและภาษาไพธอนในการรวมสองสัญญาณ เพื่อแสดงผลในหน้าจอเดียวกัน	57
3.8. การตรวจจับจุดสูงสุดของกราฟของกราฟอ็ชีจีและกราฟพีพีจี.....	60
3.9 การใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด ในการนำข้อมูลจากการตรวจจับจุดสูงสุดระหว่าง กราฟอ็ชีจีและกราฟพีพีจีเพื่อทำการคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสใหม่.....	61
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน.....	63
4.1. การแสดงผลของกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากโมดูล AD8232.....	63
4.2. การแสดงผลของสัญญาณพัลส์จากโมดูล GY-Max30100.....	65
4.3. การแสดงผลของพัลส์เวฟจากโมดูล GY-Max30100 โดยการใส่เฮาส์ซิง.....	66
4.4. การแสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกราฟพัลส์เวฟแบบเรียลไทม์.....	67
4.5. การคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสใหม่จากการตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรด้วยโปรแกรมวิซวลสตูดิโอ.....	68
4.6. การเก็บข้อมูลค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ในเอ็กเซลไฟล์เพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูล.....	69
4.7 ผลการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์โดยการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่าง	70
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	72
5.1. บทสรุป.....	72
5.2. ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	73
เอกสารอ้างอิง	XI

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 แผนการดำเนินงานภาคการศึกษาที่ 1.....	3
1.2 แผนการดำเนินงานภาคการศึกษาที่ 2.....	3-4
2.1 แสดงค่าระหว่างความดันโลหิตในช่วงบิบบัวและคลายตัวกับประเภทของความดันเลือด.....	24
3.1 การเชื่อมต่อสายไฟระหว่างโมดูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับไมโครคอนโทรลเลอร์.....	50
3.2 การเชื่อมต่อสายไฟระหว่างโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจรกับอาร์ดูโน้.....	54
4.1 แสดงค่าพัลส์ทรานซิสไทน์จากกลุ่มตัวอย่าง.....	70



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างเยื่อหุ้มหัวใจ.....	5
2.2 ลักษณะห้องหัวใจ.....	6
2.3 ลักษณะของลิ้นภายในหัวใจตัดตามขวาง.....	7
2.4 โครงสร้างของตัวควบคุมจังหวะของหัวใจ.....	11
2.5 ประจุไฟฟ้าภายในและภายนอกเซลล์ระยะพัก.....	12
2.6 ขั้นตอนการเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า.....	13
2.7 กราฟแสดงระยะต่างๆของศักยะงาน(Action potential)	14
2.8 กราฟการเกิดศักยะงาน(Action potential)	14
2.9 กราฟคลื่นหัวใจ.....	15
2.10 ตำแหน่งของการวางขั้วไฟฟ้าแบบEinthoven's triangle.....	18
2.11 การวัดลีดแขนขาเสริม.....	19
2.12 การติดลีดหัวใจส่วนหน้า.	19
2.13 หลักการทำงานของโฟโตเพลสโมกราฟฟี(Photoplethysmography)	20
2.14 ลักษณะกราฟโฟโตเพลสโมกราฟฟี(Photoplethysmography)	21
2.15 โครงสร้างหลอดเลือดแต่ละประเภท.....	30
2.16 ลักษณะหลอดเลือดแดง.....	31
2.17 ลักษณะหลอดเลือดฝอย.....	32
2.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์การยืดขยายและความหย่นตัวของหลอดเลือด.....	35
2.19 แสดงลักษณะคลื่นแรงดันจากออร์ติก(Aortic pulse pressure wave form).....	36
2.20 แสดงวิธีการวัดค่า พัลส์ทรานซิสไมน์จากกราฟอีซีจีและพีพีจี.	39
2.21 ส่วนประกอบของไมโครคอนโทรลเลอร์(microcontroller).....	41
2.22 ส่วนประกอบอาร์ดูโนว์ ยูโนว์ อาร์สาม (Arduino Uno R3)	42
2.23 ส่วนประกอบโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (AD8232).....	43
2.24 ส่วนประกอบโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร.....	44
2.25 หน้าจอของโปรแกรมอาร์ดูโน.....	45
2.26 หน้าจอของโปรแกรมวิซัสตูดิโอโค้ด.....	46

3.1 การตั้งค่าการเชื่อมต่ออาร์ดูโน้กับโปรแกรมอาร์ดูโน่.....	47
3.2 การเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับอาร์ดูโน่ไมโครคอนโทรเลอร์.....	49
3.3 ตำแหน่งในการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ทรานซันด์และการเชื่อมต่อสายนำส่งสัญญาณเข้าสู่โมดูล..	50
3.4 การติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ทรานซันด์เพื่อนำสัญญาณเข้าสู่โมดูลและการเชื่อมต่อโมดูลกับอาร์ดูโน่.....	51
3.5 การเชื่อมต่อระหว่างเครื่องจำลองสัญญาณและโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	51
3.6 โค้ดสำหรับการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	52
3.7 การเชื่อมต่ออาร์ดูโน่กับโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร.....	53
3.8 โค้ดการรับสัญญาณชีพจรจากโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร.....	55
3.9 การออกแบบเข้าซึ่งสำหรับโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร.....	56
3.10 เสาซึ่งสำหรับโมดูลหลังจากปรับด้วยเครื่องปรับสามมิติ.....	56
3.11 การเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจรกับอาร์ดูโน่....	57
3.12 โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด (Visual Studio Code).....	58
3.13 การเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาไพธอนในการกำหนดหน้าจแสดงผล.....	58
3.14 หน้าจแสดงผลจากการออกแบบโดยใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด.....	59
3.15 การสร้างโค้ดเชื่อมต่ออาร์ดูโน่โปรแกรมและวิซวลสตูดิโอโค้ดเพื่อส่งต่อสัญญาณในการแสดงผล.....	60
4.1 การทดลองพล็อตกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านการจำลองสัญญาณด้วยเครื่องจำลองสัญญาณโดยการเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอาร์ดูโน่.....	63
4.2 กราฟสัญญาณอีซีจีที่ได้จากการใช้โมดูลอีซีจี (AD8232) เชื่อมต่อกับเครื่องจำลองสัญญาณ....	64
4.3 กราฟสัญญาณอีซีจีจากการรับสัญญาณจากร่างกาย.....	64
4.4 กราฟสัญญาณพัลส์เวฟที่ได้จากการทดลองใช้โมดูลพีพีจี (GY-Max30100).....	65
4.5 การวัดสัญญาณพัลส์เวฟโดยเชื่อมต่อโมดูลพีพีจีกับอาร์ดูโน่ โดยการสวมใส่แฮสซึ่ง.....	66
4.6 กราฟสัญญาณพัลส์เวฟที่ได้จากการใช้โมดูลพีพีจี (GY-Max30100) หลังจากใส่แฮสซึ่ง.....	66
4.7 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรบนหน้าจเดียวกันแบบเรียลไทม์.....	67
4.8 หน้าจแสดงผลค่าพัลส์ทรานซิสไทม์แบบเรียลไทม์ในหน่วยมิลลิวินาที	68
4.9 ข้อมูลที่ถูกบันทึกโดยเอกเซลไฟล์จากการแสดงผลบนหน้าจแบบเรียลไทม์.....	69
4.10 การหาค่าเฉลี่ยของพัลส์ทรานซิสไทม์จากข้อมูลที่ถูกบันทึกไว้.....	70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

จากรายงานของเว็บไซต์ our world in data ในปี 2012 - 2017 [1].พบว่าโรคหลอดเลือดและหัวใจเป็นสาเหตุการเสียชีวิตของประชากรมากที่สุดเป็นอันดับหนึ่งของโลก ซึ่งข้อสันนิษฐานเบื้องต้นที่สามารถลดอัตราการตายของสาเหตุดังกล่าว คือการตรวจหาและรักษาให้ได้ในขั้นต้น โดยปกติแล้วจะสามารถตรวจสอบความผิดปกติของระบบหัวใจและหลอดเลือดได้ด้วยวิธีการทั้งแบบรุกร้าเข้าร่างกายและไม่รุกร้าเข้าร่างกายและการถ่ายภาพ เช่น CT และ MRI ซึ่งการวัดแบบไม่รุกร้าเข้าร่างกายนั้นไม่สามารถที่จะให้ข้อมูลเชิงลึกได้แต่สามารถบอกกับแพทย์ได้ว่ามีบางอย่างผิดปกติกับหลอดเลือด ข้อดีของวิธีการนี้คือสามารถเข้าถึงกลุ่มประชากรได้อย่างทั่วถึง มีราคาต่ำมากเมื่อเทียบกับเทคนิคการถ่ายภาพขั้นสูง รวมถึงวิธีการนี้ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดจากร่างกาย โดยหนึ่งในวิธีการวัดแบบไม่รุกร้าคือการวัดจากพัลส์ทรานซิสไทม์ (Pulse Transit Time) ซึ่งเป็นหนึ่งในพารามิเตอร์ที่สามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติของหลอดเลือดในเบื้องต้นได้ พัลส์ทรานซิสไทม์สามารถวัดได้จากการคำนวณหาระยะเวลาระหว่างขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว (R-Wave) และขณะที่เลือดเดินทางมาถึงปลายนิ้ว (Pulse wave) ซึ่งเป็นระยะเวลาที่บอกความเร็วของการเดินทางของเลือด โดยค่าพัลส์ทรานซิสไทม์จะแปรผกผันกับความแข็งของหลอดเลือด ซึ่งค่าพัลส์ทรานซิสไทม์จะหาได้จากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG) และคลื่นสัญญาณชีพจร (Pulse wave)

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 เพื่อศึกษากระบวนการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และคลื่นสัญญาณชีพจร (Pulse wave)
- 1.2.2 เพื่อศึกษาการทำงานของพัลส์ทรานซิสไทม์ (PTT)
- 1.2.3 เพื่อนำค่าที่ได้แสดงผลทางหน้าจอแบบเรียลไทม์ (Real Time)
- 1.2.4 เครื่องมือสามารถตรวจสอบคัดกรองความผิดปกติของหลอดเลือดในเบื้องต้นได้

1.3 ข้อสมมติฐาน

- 1.3.1 สามารถตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณชีพจร(Pulse wave)
- 1.3.2 กราฟที่ได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกราฟคลื่นสัญญาณชีพจรสามารถบ่งบอกค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ (Pulse Transit Time - PTT)

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

- 1.4.1 คุณสมบัติด้านฮาร์ดแวร์จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AD8232 เพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และคลื่นสัญญาณชีพจรที่ปลายนิ้ว (Pulse wave)
- 1.4.2 คุณสมบัติด้านซอฟต์แวร์จะใช้โปรแกรมอาร์ดูโน้ (Arduino program) และโปรแกรมมิชวลสตูดิโอโค้ด (Visual studio code) ในการพัฒนาโปรแกรม

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

- ศึกษาความสำคัญของพารามิเตอร์พัลส์ทรานซิสไทม์ (Pulse Transit Time - PTT)
- 1.5.1 ศึกษาวิธีการทำงานการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นสัญญาณชีพจรเพื่อใช้ในการพัฒนาพารามิเตอร์พัลส์ทรานซิสไทม์
 - 1.5.2 ศึกษาการเขียนโปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลของกราฟ
 - 1.5.3 ทดสอบสัญญาณการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และคลื่นสัญญาณชีพจร (Pulse wave) จากเครื่องให้กำเนิดสัญญาณ
 - 1.5.4 ทดลองเก็บค่าที่ได้และทำการปรับปรุงข้อบกพร่อง
 - 1.5.5 ทดสอบการประมวลผลจากกลุ่มตัวอย่าง

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 เครื่องที่นักศึกษาประดิษฐ์มีขนาดกะทัดรัด สามารถพกพาได้
- 1.6.2 ช่วยประหยัดค่าใช้จ่ายในการตรวจรักษาจากอุปกรณ์
- 1.6.3 ได้ศึกษาและพัฒนาโปรแกรมอาร์ดูโน้
- 1.6.4 ช่วยให้การทำงานของแพทย์สะดวกต่อการวินิจฉัยมากยิ่งขึ้น
- 1.6.5 สร้างเครื่องมือที่สามารถตรวจสอบความผิดปกติของหลอดเลือดในขั้นต้นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 แผนการดำเนินงาน

การดำเนินงานเริ่มต้นจากเดือนสิงหาคม พ.ศ.2562 ถึงเดือนเมษายน พ.ศ.2563 โดย แผนการดำเนินงานแบ่งเป็น 2 ภาคการศึกษา ดังตารางที่ 1.1 และ 1.2

ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานภาคการศึกษาที่ 1

แผนการดำเนินงาน	ภาคเรียนที่ 1															
	สิงหาคม				กันยายน				ตุลาคม				พฤศจิกายน			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ศึกษาข้อมูลการจัดทำโครงการและออกแบบแผนผังการทำงาน รวมทั้งจัดเตรียมและสั่งซื้ออุปกรณ์																
ทดลองการปฏิบัติงานโดยการต่อวงจรทั้งวงจร ECG และ PPG																
ศึกษาการทำงานของวงฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์																
เขียนโปรแกรมการนำข้อมูลของกราฟ ECG และ PPG จากอาร์ดูโน้ไปแสดงผลบนหน้าจอ																
จัดทำรูปเล่มปริยฐานิพนธ์ บทที่ 1-3																

ตารางที่ 1.2 แผนการดำเนินงานภาคการศึกษาที่ 2

แผนการดำเนินงาน	ภาคเรียนที่ 2															
	มกราคม				กุมภาพันธ์				มีนาคม				เมษายน			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
เขียนโปรแกรมแสดงการตรวจสอบหาพารามิเตอร์ของ PTT																

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรับปรุงและแสดงการประมาณผลของ กราฟ ECG ,PPG,PTT ทางหน้าจอ																				
ทดสอบเครื่องมือและเก็บข้อมูลตัวอย่าง																				
ปรับปรุงและแก้ไขข้อผิดพลาด																				
จัดทำรูปเล่มปริญญาบัตรฉบับสมบูรณ์																				

ตารางที่ 1.2 แผนการดำเนินงานภาคการศึกษาที่ 2 (ต่อ)



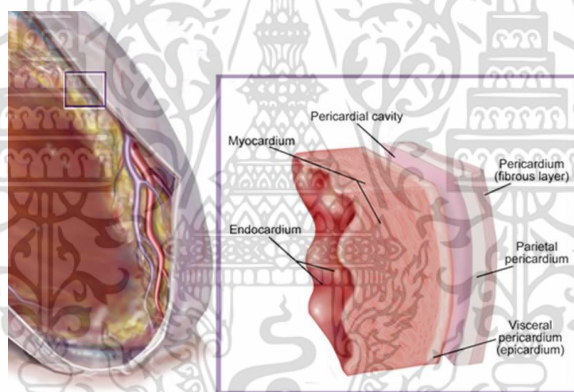
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 สรีรของหัวใจ

เป็นอวัยวะกล้ามเนื้อตั้งอยู่ภายในกึ่งกลางทรวงอก (mediastinum) รูปร่างทรงกรวย มีขนาดประมาณเท่ากำปั้นโดยขึ้นอยู่กับเพศและอายุส่วนปลายเรียวเล็กลงเรียก เอเปก (Apex) มีทิศชี้ลงค่อนข้างไปทางซ้ายส่วนบนเป็นฐานกว้างประกอบด้วยหลอดเลือดใหญ่มาเปิดระหว่างหัวใจซีกขวาและซีกซ้ายมีกล้ามเนื้อเป็นผนังกัน

2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ



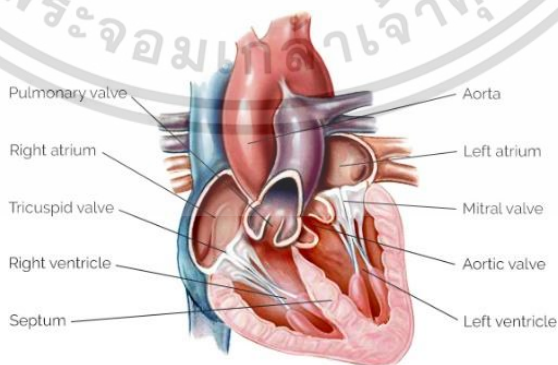
รูปที่ 2.1 โครงสร้างเยื่อหุ้มหัวใจ

เยื่อหุ้มหัวใจหรือเยื่อหุ้มหัวใจ เป็นเนื้อเยื่อบาง ๆ ที่บุภายในหัวใจทั้งหมดรวมทั้งกล้ามเนื้อและลิ้นหัวใจ มีหน้าที่ปกป้องไม่ให้เลือดซึมผ่านเข้ากล้ามเนื้อหัวใจ และหล่อลื่นลิ้นหัวใจให้ทำงานอย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ยังมีเนื้อเยื่อที่ส่งกระแสไฟฟ้าเพื่อปรับและควบคุมการทำงานหรือการเต้นของกล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าหัวใจขาดเลือด อาจลุกลามทำให้เยื่อหุ้มหัวใจขาดเลือดได้ ซึ่งภาวะนี้อันตรายกว่าภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด เพราะเมื่อเนื้อเยื่อหุ้มหัวใจตาย จะส่งผลให้หัวใจเต้นผิดปกติและอาจเสียชีวิตทันทีเยื่อหุ้มหัวใจสามารถเกิดอาการอักเสบง่าย โดยเฉพาะการติดเชื้อแบคทีเรียในกระแสโลหิตเมื่อร่างกายมีบาดแผลหรือมีแหล่งเชื้อโรค เช่น ช่องปากไม่สะอาด หรือติดเชื้อจากการใช้เข็มฉีดยาที่ไม่สะอาด เป็นต้น

โดยโครงสร้างของเยื่อหุ้มหัวใจ ประกอบไปด้วย

- ชั้นอีพิการ์เดียม (epicardium) เป็นชั้นนอกสุด เป็นชั้นของเยื่อหุ้มหัวใจ (pericardium) ซึ่งแยกเป็น 2 ชั้น ได้แก่ วิสเซอร์อล เพอริคาร์เดียม (visceral pericardium) เป็นเยื่อซีรัส (serous membrane) อยู่ชั้นใน และพับซ้อนต่อเนื่องออกมาที่บริเวณส่วนฐานของหัวใจเป็นส่วนของชั้นพาริโธล เพอริคาร์เดียม (parietal pericardium) อยู่ชั้นนอก ชั้นนี้เป็นเยื่อเส้นใย ระหว่าง 2 ชั้นนี้เป็นช่องว่างมีของเหลวใส (serous fluid) ทำหน้าที่ป้องกันการกระแทกกระเทือน หรือเป็นเบาะเพื่อลดแรงกระแทกกระทึกในขณะที่หัวใจทำงาน
- ชั้นไมโอคาร์เดียม (myocardium) เป็นชั้นกลาง เป็นชั้นกล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ แต่มีเนื้อเยื่อบางส่วนเปลี่ยนแปลงไปทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าของหัวใจซึ่งมี 2 กลุ่ม กลุ่มแรกเป็นเซลล์พิเศษทำหน้าที่สร้างคลื่นไฟฟ้า ได้แก่ ไฮโนเอเทรียล โหนด เป็นเซลล์เริ่มต้นการทำงาน บางทีเรียกว่า โหนดล เซลล์ (nodal cells) เซลล์อีกกลุ่มหนึ่งได้แก่ เอเทรียโอเวนตริคิวลาร์ โหนด (atrioventricular node ; A-V node) เป็นกลุ่มเซลล์ที่ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้กระจายไปทั่วทั้งหัวใจเรียกว่า ระบบเหนี่ยวนำพิเศษ (special conducting system) ได้แก่ เอ-วี บันเดิล (A-V bundle) และเส้นใยเพอร์คินเจ (Perkinje fiber)
- ชั้นในสุดเรียกว่า ชั้นเอนโดคาร์เดียม (endocardium) เป็นชั้นเยื่อบุภายในผนังของหัวใจ ประกอบด้วยเซลล์เอนโดทีเลียลบุไปถึงลิ้นหัวใจ และบุไปถึงผนังด้านในของหลอดเลือดรวมไปถึงหลอดเลือดฝอยที่เหลือชั้นนี้เพียงชั้นเดียว ม้วนตัวประกบกันเป็นท่อ

2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ



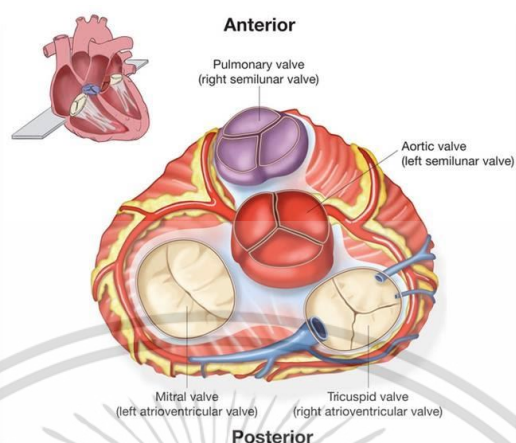
รูปที่ 2.2 ลักษณะห้องหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) เป็นเนื้อเยื่อเกือบทั้งหมดของหัวใจ แบ่งเป็น 4 ห้อง ได้แก่ ห้องบนขวา ห้องล่างขวา ห้องบนซ้าย และห้องล่างซ้าย มีหน้าที่บีบตัวเพื่อให้เกิดการไหลเวียนของโลหิตโดยจะประกอบไปด้วย

- หัวใจห้องบนขวา มีผนังบางกว่าห้องบนซ้ายรับเลือดดำจากรับเลือดจากหลอดเลือดเวนาคาวา ด้านบน(superior venacava),หลอดเลือดเวนาคาวาด้านล่าง(inferior venacava, coronary sinus) ซึ่งเป็นเลือดที่มีก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์สูง เมื่อหัวใจบีบตัวจะส่งเลือดดำเหล่านี้ผ่านลิ้นหัวใจเข้าสู่ห้องหัวใจล่างขวา
- หัวใจห้องล่างขวา มีลักษณะส่วนปลายขยายออกพื้นที่เต็มไปด้วยกล้ามเนื้อโดยรับเลือดจากห้องบนขวาผ่านทางลิ้นหัวใจซึ่งกั้นระหว่างห้องบนกับล่าง คือมีลิ้นหัวใจเพื่อป้องกันเลือดจากห้องล่างขวาไหลย้อนกลับขึ้นไปห้องบนขวา หลังจากนั้นในช่วงกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัว เลือดดำจากห้องล่างขวาจะเข้าสู่หลอดเลือดปอดเพื่อฟอกให้เป็นเลือดแดง คือเลือดที่มีออกซิเจนสูง เพื่อให้เซลล์ต่างๆ ใช้เป็นพลังงานในการดำรงชีวิต
- หัวใจห้องบนซ้าย มีลักษณะใหญ่กว่าหัวใจห้องบนขวา และมีผนังหนากว่า แยกจากหัวใจห้องบนขวาโดย ผนังกั้นหัวใจส่วนบน ซึ่งรับเลือดแดงจากหลอดเลือดปอด และส่งเลือดแดงในช่วงหัวใจบีบตัวผ่านลิ้นหัวใจ
- หัวใจห้องล่างซ้าย รับเลือดแดงจากห้องบนซ้าย และส่งผ่านเข้าหลอดเลือดแดงเอออร์ตา (Aorta) ช่วงหัวใจบีบตัว โดยผ่านทางลิ้นหัวใจซึ่งกั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายและหลอดเลือดแดงเอออร์ตา

2.1.3 ลิ้นหัวใจ



รูปที่ 2.3 ลักษณะของลิ้นภายในหัวใจตัดตามขวาง

ลิ้นหัวใจ (Heart valve) ลิ้นหัวใจ เป็นเนื้อเยื่อที่กั้นห้องของหัวใจทั้ง 4 ห้อง ทำหน้าที่คือกั้นให้เลือดไหลไปในทิศทางที่ถูกต้อง ทำให้ระบบไหลเวียนเลือดเป็นปกติ ป้องกันไม่ให้เลือดที่ไหลออกจากห้องต่างๆ ไปแล้วย้อนกลับเข้ามาในห้องเดิมอีก ลิ้นหัวใจมีทั้งหมด 4 ลิ้น กั้นอยู่ระหว่างห้องต่างๆ ของหัวใจโดยแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ

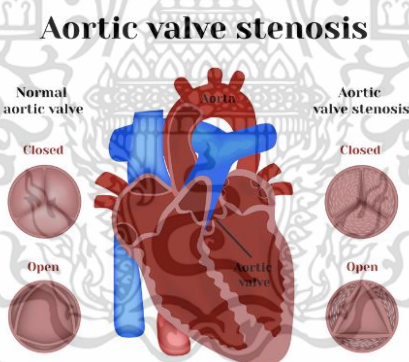
2.1.3.1 ลิ้นหัวใจที่มีลักษณะเป็นแฉก เรียกว่า คัสปิดวาล์ว (Cuspid Valve) จะกั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่าง โดยลิ้นนี้มีกล้ามเนื้อที่ เรียกว่า คอร์ดเท็นดีน (Chordae tendinae) ทำหน้าที่ช่วยดึงและกั้นไม่ให้ลิ้นเปิดย้อนทางมีอยู่ 2 แห่ง คือ

- ลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนขวา และห้องล่างขวา แผ่นลิ้นหัวใจรูปสามเหลี่ยม 3 แผ่นจะเปิดในจังหวะหัวใจคลายตัวทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนขวาสู่ห้องล่างขวาและจะปิดสนิทไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับขึ้นไปสู่ห้องบนขวา
- ลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral Valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่างซ้าย เป็นลิ้นหัวใจส่วนที่พบความผิดปกติมากที่สุด

2.1.3.2 ลิ้นหัวใจที่มีลักษณะคล้ายพระจันทร์ครึ่งซีก เรียกว่า เซมิลูนาร์ วาล์ว (Semilunar Valve) เป็นลิ้นที่กั้นระหว่างห้องหัวใจกับหลอดเลือด มีอยู่ 2 แห่ง คือ

- ลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวาและหลอดเลือดปอด
- ลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic Valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายกับหลอดเลือดแดงเอออร์ตา

การปิดและเปิดของลิ้นหัวใจขึ้นอยู่กับความแตกต่างระหว่างความดันทั้งสองข้างลิ้นหัวใจเป็นสำคัญ เช่น การทำงานของลิ้นอะตริโอเวนตริคูลาร์ เมื่อถึงระยะเอเทรียลซิสโตลี (Atrial systole) ลิ้นจะอยู่ในสภาพที่อยู่กึ่งกลางระหว่างเปิดและปิด คือ เลือดที่ไหลจากเอเทรียมลงไปยังเวนตริเคิลจะทำให้ลิ้นเปิด ส่วนกระแสไหลวนของเลือดที่ไหลลงไปในเวนตริเคิลจะมีส่วนช่วยดันลิ้นขึ้นมาให้ปิดแต่เมื่อเอเทรียมหยุดบีบตัวแล้วจะทำให้ช่วยดันลิ้นขึ้นมาให้ปิด แต่เมื่อเอเทรียมหยุดบีบตัวแล้วจะทำให้ลิ้นปิดเพราะแรงของกระแสเลือด แต่ต่อมาเมื่อความดันของเวนตริเคิลมากพอและยังเวนตริเคิลบีบตัวลิ้นจะโป่งขึ้นไปทางด้านเอเทรียม แต่ก็ยังปิดสนิทอยู่ ทั้งนี้เพราะมี คอร์ดเทนดีนียึดไว้ ถ้าลิ้นปิดไม่สนิทเลือดไหลย้อนกลับขึ้นไปได้เรียกว่าลิ้นหัวใจรั่ว (Regurgitation) หรือ มีสาเหตุใดก็ตามที่ทำให้รูของลิ้นเล็กไปเลือดไหลลงไม่สะดวกเรียกว่า ลิ้นหัวใจตีบ (Stenosis)



รูปที่ 2.3.1 ลักษณะการเปิดปิดของลิ้นหัวใจ

2.1.4 หลอดเลือดหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีหลอดเลือดหล่อเลี้ยงเฉพาะของตัวเอง โดยแบ่งเป็นหลอดเลือดด้านซ้ายและด้านขวา นอกจากนั้นยังมีแขนงหลอดเลือดฝอยเล็ก ๆ ล้อมรอบกล้ามเนื้อหัวใจ โดยแทรกกระจายระหว่างหลอดเลือดหัวใจทั้งสองเส้น ทำหน้าที่เป็นหลอดเลือดหลัก หรือหลอดเลือดสำรอง ซึ่งในภาวะปกติหลอดเลือด

เลือดฝอยเหล่านี้จะไม่ทำงาน ยกเว้นหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจตีบตันหรืออุดตัน หลอดเลือดฝอยเหล่านี้จึงจะนำเลือดไปหล่อเลี้ยงหัวใจแทนหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ(Coronary Artery)

2.1.4.1 เลฟเมนโคโรนารีอาร์เทอร์รี่ (Left main coronary artery - LAD)

- เลฟแอนเทอเรียเดสเซนดิงโคโรนารีอาร์เทอร์รี่ (Left anterior descending coronary artery- LAD) ซึ่งเลี้ยงหัวใจด้านหน้าและเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจสำคัญของหัวใจห้องซ้ายล่าง
- เลฟเซอร์คัมเฟล็กซ์อาร์เทอร์รี่(Left circumflex artery) เลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ ด้านหลังและด้านล่าง

2.1.4.2 ไรท์โคโรนารีอาร์เทอร์รี่(Right coronary artery - RCA) จะเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจด้านขวาและด้านล่าง

2.1.5 ตัวควบคุมจังหวะของหัวใจ

- พีซเมกเกอร์เซลล์(Pacemaker cells) เป็นเซลล์ชนิดหนึ่งซึ่งมีหน้าที่ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ พบได้ที่เนื้อเยื่อหัวใจ (heart tissue) โดยสามารถเกิด เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) หรือสร้างกระแสประสาท (action potential) ได้เองแบ่งเป็น 2 ชนิด ได้แก่ จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวาบน (SA node) และตัวควบคุมจังหวะหัวใจ(AV junction)
- จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวาบน (SA node) เป็นกลุ่มของเซลล์ที่อยู่บนผนังหัวใจของหัวใจห้องบนขวา ใกล้กับทางออกของหลอดเลือดดำเวนาคาวาบน (superior vena cava) เป็นเซลล์เพซเมกเกอร์ที่อยู่สูงที่สุด และจัดเป็นเซลล์เพซเมกเกอร์ที่ 1 (primary pacemaker) ซึ่งสามารถสร้างกระแสประสาทในภาวะปกติได้ประมาณ 70-80 ครั้งต่อนาที
- ตัวควบคุมจังหวะหัวใจ(AV junction)พบได้ที่บริเวณระหว่างหัวใจห้องบนซ้าย (left atrium) และหัวใจห้องล่างขวา (right ventricle) ภายในผนังกั้นห้องหัวใจ (atrial septum) หรืออยู่ถัดลงมาจาก จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวาบน(SA node) โดยจัดเป็นเซลล์เพซเมกเกอร์ที่ 2 (secondary pacemaker) มีความเร็วในการสร้างกระแสประสาทรองจากจุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวาบน (SA node) คือ 40-60 ครั้งต่อนาที
- มัดเส้นใยประสาท(Bundle of His) เชื่อมต่อกับส่วนปลายของตัวควบคุมจังหวะหัวใจ(AV junction) ลักษณะเป็นทางยาวลงมาวัดได้ 20 มิลลิเมตร เส้นผ่าศูนย์กลางสูงสุด 4 มิลลิเมตร เริ่มจากผนัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจห้องบนขวาทางด้าน หน้า(anterior) รับเลือดจากเพื่อออกไปจากตัวคุมจังหวะหัวใจ(AV junction)เข้าไปในเนื้อของผนังกันระหว่างห้องล่างแยกเป็น 2 แขนง

- เพอร์คินจีไฟเบอร์(Purkinje fiber) เป็นเส้นใยแยกออกจากแขนงเส้นใยประสาททั้งสองข้างแผ่กระจายไปทั่ว หัวใจห้องล่างแต่ละข้าง โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงมา โดยมีอัตราการเต้นหัวใจอยู่ที่ 20-40 อัตราการเต้นของหัวใจจำนวนครั้งต่อนาที(bpm)



รูปที่ 2.4 โครงสร้างของตัวควบคุมจังหวะของหัวใจ

2.1.6 กล้ามเนื้อหัวใจ

แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ

2.1.6.1 เซลล์ไฟฟ้า (Electrical cells)

- ทำหน้าที่ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Impulse formation) ที่สำคัญ ได้แก่จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวาบน(SA node), คุมจังหวะหัวใจ(AV junction)
- ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Impulse conduction) ที่สำคัญ ได้แก่เพอร์คินจีไฟเบอร์ (Purkinje fiber)

2.1.6.2 เซลล์ทางกล(Mechanical cells)

ทำหน้าที่หดตัวตอบสนองต่อแรงกระตุ้นจากกระแสไฟฟ้าเป็นผลทำให้หัวใจมีการบีบตัว ได้แก่ เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทั่วไปทั้งที่หัวใจห้องบนและห้องล่าง

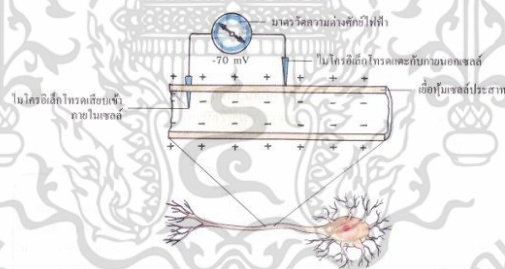
2.1.7 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(Action potential)

การส่งสัญญาณประสาท (nerve signal) อาศัยการแพร่ของศักยะงาน(action potential) ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วของ ศักย์เยื่อหุ้มเซลล์(membrane potential) โดยแต่ละศักยะงาน (action potential) จะเกิดขึ้นตามขั้นตอนดังนี้

- ระยะเวลาที่เซลล์ประสาทไม่ถูกกระตุ้น (Resting membrane potential)

เยื่อหุ้มเซลล์มีโปรตีนทำหน้าที่ควบคุมการเข้าออกของไอออนบางชนิด เช่น โซเดียมไอออน เรียกว่าช่องโซเดียม โพแทสเซียมไอออนเรียกว่าช่องโพแทสเซียม

ในระยะเวลาพัก ความเข้มข้นของโซเดียมไอออนภายนอกเซลล์มากกว่าภายในเซลล์ แต่ความเข้มข้นของ โพแทสเซียมไอออนภายในเซลล์มากกว่าภายนอกเซลล์ ทำให้ โซเดียมไอออนจึงแพร่เข้าไปในเซลล์ผ่านช่องโซเดียม ในขณะที่ โพแทสเซียมไอออนแพร่ออกนอกเซลล์ผ่านช่องโพแทสเซียม แต่เซลล์ก็ยังสามารถดำรงความแตกต่างของความเข้มข้นในแต่ละบริเวณไว้ได้ เนื่องจากอาศัยพลังงานจากเอทีพีในการที่จะผลัก โซเดียมไอออนไปข้างนอกและดึง โพแทสเซียมไอออนเข้ามาในเซลล์ ในอัตราส่วน 3 โซเดียมไอออนต่อ 2 โพแทสเซียมไอออนเรียกกระบวนการนี้ว่า โซเดียมโพแทสเซียมปั๊ม(Sodium Potassium Pump)

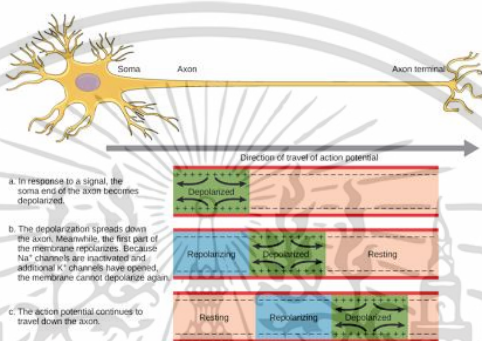


รูปที่ 2.5 ประจุไฟฟ้าภายในและภายนอกเซลล์ระยะพัก

- การเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization)

เมื่อมีสิ่งเร้ามากระตุ้นเซลล์ประสาทในระดับที่เซลล์สามารถตอบสนองได้ (Threshold Potential)จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของศักย์เยื่อเซลล์มีการเปลี่ยนศักย์ไฟฟ้าทำให้ช่องโซเดียมเปิด โซเดียมไอออนจึงพุ่งเข้าไปในเซลล์ ภายในเซลล์จะเป็นลบน้อยลง และมีความเป็น

บวกมากขึ้น ความต่างศักย์ที่เยื่อเซลล์จะเปลี่ยนจาก -70 มิลลิโวลต์เป็น $+50$ มิลลิโวลต์ซึ่งเรียกว่าการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) ซึ่งเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วมากในเวลา น้อยกว่า 0.1 มิลลิวินาที การเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้านี้เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงที่เยื่อหุ้มเซลล์ ให้ ทำให้ โซเดียมไอออนจำนวนมากไหลเข้าสู่ภายในเซลล์มีผลทำให้ค่าความเป็นลประยะพักที่เซลล์ประสาทไม่ถูกกระตุ้นลดลง และเมื่อวัดด้วยอุปกรณ์วัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่มัก จะเกิดเป็นค่าสูงกว่าปกติคือศักยะจะเพิ่มขึ้นจนเกิน 0 และขึ้นไปถึงประมาณ $+35$ มิลลิโวลต์.

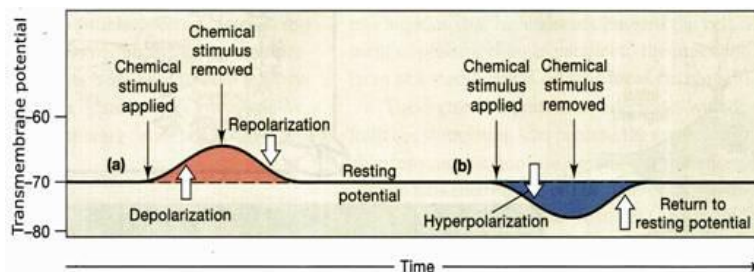


รูปที่ 2.6 ขั้นตอนการเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า

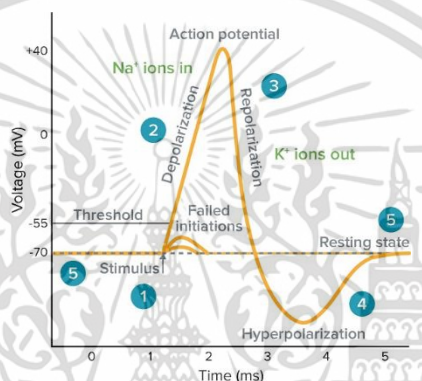
- การคืนความเป็นขั้ว (Repolarization)

เป็นการเปลี่ยนศักย์ไฟฟ้าจากการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (depolarization) ให้กลับเข้าสู่ระยะพัก ปกติ โดยภายในเวลา 0.2 มิลลิวินาทีหลังจาก เยื่อหุ้มเซลล์มีการเปลี่ยนแปลงโซเดียมไอออนจะเข้าช่องโซเดียม และระยะนี้เยื่อหุ้มเซลล์จะยอมให้ช่องโพแทสเซียมจะถูกปล่อยออก โพแทสเซียมไอออนภายนอกเซลล์ทำให้ภายในเซลล์กลับเข้าสู่ความดันที่เป็นลบ นั่นคือประจุภายในเซลล์ประสาทกลับไปเป็นลบดังเดิม
- การเพิ่มขั้ว(Hyperpolarization)

เป็นภาวะที่ศักย์เยื่อหุ้มเซลล์(membrane potential) มีความเป็นลบเพิ่มมากขึ้นจากระยะพัก เนื่องจากการสูบกลับโซเดียมออกนอกเซลล์มากกว่าปกติ ซึ่งเกิดจากช่องโพแทสเซียม ปิดอย่างช้า ๆ หรือบาง ช่องยังคงเปิดอยู่ทำให้มีการรั่วไหลของโพแทสเซียมไอออนออกนอก cell หลังจากช่วงการคืนความเป็นขั้ว ดังนั้นขั้นตอนนี้จึงมีผลยับยั้งการเกิดและนำคลื่นประสาท



รูปที่ 2.7 กราฟแสดงระยะต่างๆของศักยะงาน(Action potential)



รูปที่ 2.8 กราฟการเกิดศักยะงาน(Action potential)

- ระยะดื้อ(Refractory period)

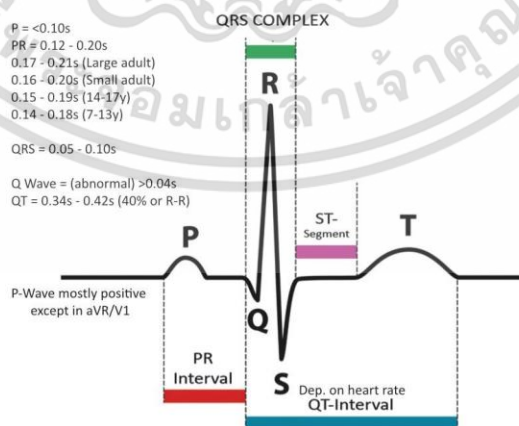
เมื่อเกิดศักยะงานอันแรกแล้วอันใหม่จะไม่สามารถเกิดขึ้นมาอีกก่อนที่การเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) อันแรกจะสิ้นสุดลงไปแล้วเนื่องจากหลังจากเกิดศักยะงานแล้วช่องโซเดียมหรือช่องแคลเซียมจะไม่เกิดการกระตุ้นใด ๆ จะไม่สามารถทำให้ช่องนี้เปิดได้ จึงไม่สามารถเกิด ศักยะงาน(action potential)อันใหม่ได้ ช่วงเวลาที่ ศักยะงาน(action potential) อันใหม่ไม่สามารถถูกกระตุ้นให้เกิดได้แม้จะใช้แรงกระตุ้นมากเพียงใดก็ตามเรียกว่าระยะดื้อสัมบูรณ์ (absolute refractory period) ซึ่งช่วงนี้ หากใช้แรงกระตุ้นสูงอาจสามารถกระตุ้นให้เกิดศักยะงาน(action potential)อันใหม่ขึ้นได้สาเหตุของการเกิดระยะดื้อ(Refractory period) มี 2 ประการคือ

- ที่ช่วงนี้ช่องโซเดียมไอออนบางอันยังอยู่ในสถานะไม่ถูกกระตุ้น อยู่จึงกระตุ้นได้ยาก
- ช่องโพแทสเซียมโดยปกติจะยังคงเปิดกว้างอยู่ในช่วงนี้ยังคงมีโพแทสเซียมไอออนไหลออกไปนอกเซลล์ทำให้เกิดการเพิ่มขั้ว(Hyperpolarization)hyperpolarizationจึงยากต่อการกระตุ้น

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram (EKG หรือ ECG))

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หมายถึงการทดสอบสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งจะถูกล่อออกมาและส่งผ่านไปทั่วทั้งหัวใจ ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยจะเรียกสัญญาณไฟฟ้านี้ว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะเป็นการตรวจทางการแพทย์โดยดูกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจตลอดช่วงระยะเวลาหนึ่งด้วยการรับสัญญาณไฟฟ้าผ่านขั้วไฟฟ้าที่ติดบนผิวหนังบริเวณหน้าอกและบนทักหรือแสดงบนจอภาพด้วยอุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกาย การตรวจนี้เป็น การตรวจแบบภายนอกโดยไม่ต้องเจาะเข้าไปภายในร่างกาย

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกใช้ในการวัดระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ โดยรับแรงกระตุ้นไฟฟ้าที่เกิดจากการไหลเวียนของเซลล์และดีโพลาไรเซชัน(การสลับขั้ว)ของเนื้อเยื่อหัวใจและแปลให้เป็นรูปคลื่น จากนั้นรูปคลื่นจะถูกใช้ในการวัดอัตราและความสม่ำเสมอของการเต้นของหัวใจ และยังใช้วัดขนาดและตำแหน่งของห้องหัวใจ, การปรากฏตัวของความเสียหายใดๆที่เกิดกับหัวใจและผลกระทบของยาหรืออุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมหัวใจเช่นเครื่องกระตุ้นหัวใจ



รูปที่ 2.9 กราฟคลื่นหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- พี เวฟ(P wave) เกิดจากจุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวบน(SA node)ส่งกระแสมากระตุ้นที่หัวใจห้องบนซ้ายและขวาเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) เกิดก่อนที่หัวใจห้องบนทั้งสองข้างจะบีบตัว
- พิวาร์ อินเทอร์วอล(PR interval) เป็นระยะทางที่เริ่มจาก จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ผนังห้องขวบน(SA node)ส่งคลื่นไฟฟ้ามากระตุ้น ที่หัวใจห้องบนเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) จากนั้นลงสู่เพอร์คินจีไฟเบอร์(Purkinje fiber)
- คิวอาร์เอส คอมเพล็กซ์(QRS complex) เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) ของ หัวใจห้องล่างซ้ายและขวา เกิดก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองข้างจะบีบตัว
- ที เวฟ(T wave)เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากการคืนความเป็นขั้ว (Repolarization)ของหัวใจห้องล่างสำหรับการคืนความเป็นขั้ว (Repolarization)ของ หัวใจห้องบนมักไม่เห็น เพราะเกิดในช่วงเกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) ของventricleจึงถูกบดบังไป
- เอสที เซกเมนต์(ST segment) เป็นการเริ่มการบีบตัวของห้องล่างทั้งซ้ายและขวาเกิดการคืนความเป็นขั้ว (Repolarization)นับจากจุดสิ้นสุดของคิวอาร์เอส คอมเพล็กซ์(QRS complex) จุดต่อตรงนี้เรียกว่า เจ พ้อย (j point) ไปจนถึงจุดเริ่มต้นทีเวฟ(T wave)
- คิวที อินเทอร์วอล(QT interval) เป็นระยะเวลารวมของทั้ง เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) และคืนความเป็นขั้ว (Repolarization) รวมกันวัดตั้งแต่เริ่มคิวอาร์เอส คอมเพล็กซ์(QRS complex) ไปจนถึงสิ้นสุดที เวฟ(T wave)

2.2.1 หลักการทำงาน

อุปกรณ์จะตรวจจับและขยายสัญญาณจากการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าเล็ก ๆ บนผิวหนังที่เกิดขึ้นเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจdepolarizes ในระหว่างการเต้นของหัวใจแต่ละครั้ง ในขณะที่อยู่เฉยๆ, เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจแต่ละเซลล์จะมีประจุลบ ที่เรียกว่าศักยภาพเมมเบรนทั่วเยื่อหุ้มเซลล์การ เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) หมายถึงการปรับลดประจุลบให้มีค่าเป็นศูนย์โดยการป้อนประจุบวก โซเดียมไอออนและ แคลเซียมไอออนเป็นการสั่งให้กลไกในเซลล์ทำงานโดยทำให้มันหดตัวในระหว่างการเต้นของหัวใจแต่ละครั้งหัวใจที่มีสุขภาพดีจะมีสัญญาณของคลื่น เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (Depolarization) เป็นระเบียบและจะถูกกระตุ้นให้ทำงานโดยเซลล์ใน sinoatrial node กระจายออกไปทั่วผ่านหัวใจห้องบนขวาผ่านมายังหัวใจห้องบนซ้าย(atrioventricular node) จากนั้นก็แพร่กระจายไปทั่ว

หัวใจห้องล่าง กระแสคลื่นเหล่านี้จะถูกตรวจจับเป็นการเพิ่มขึ้นหรือลดลงเล็กน้อย ๆ ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างสองขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่ด้านข้างด้านใดด้านหนึ่งของหัวใจซึ่งจะแสดงผลเป็นเส้นหยักทั้งบนหน้าจอหรือบนกระดาษการแสดงผลนี้แสดงให้เห็นจังหวะโดยรวมของหัวใจและจุดอ่อนในชิ้นส่วนที่แตกต่างกันของกล้ามเนื้อหัวใจ.

คลื่นและช่วงเวลา การตามรอยของอีซีจีทั่วไปของการเต้นของหัวใจหนึ่งวงรอบประกอบด้วยคลื่น P, QRS complex, คลื่น T, และคลื่น U, ซึ่งปกติจะสามารถเห็นได้ใน 50 ถึง 75 เปอร์เซ็นต์ ของ อีซีจี เพราะมันจะถูกบังโดยคลื่น T และคลื่น P ใหม่ที่กำลังเกิดขึ้น เส้นฐาน (baseline) ของการแสดงผลภาพไฟฟ้าของหัวใจ (electrocardiogram) ถูกวัดว่าเป็นส่วนของการตามรอยหลังคลื่น T และก่อนหน้าคลื่น P ตัวต่อมาและ segment ระหว่างคลื่น P และ QRS complex ที่ตามมา (PR segment) ในหัวใจที่มีสุขภาพดีปกติค่ามาตรฐาน เป็นมีค่า 0 มิลลิโวลต์และแทนค่าช่วงเวลาในวงรอบการเต้นของหัวใจเมื่อไม่มีกระแสไหลไปทางปลายบวกหรือปลายลบของสายขั้วไฟฟ้าของ อีซีจี อย่างไรก็ตามในหัวใจที่เป็นโรคมาตรฐานอาจถูกกดลง (เช่น หัวใจขาดเลือด) หรือถูกยกขึ้น (เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย)

2.2.2 หลักการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลีด หมายถึงการตามรอยของความแตกต่างของแรงดันไฟฟ้าระหว่างสองขั้วไฟฟ้าและเป็นสิ่งที่มีการผลิตขึ้นจริงโดยเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. แต่ละลีดจะมีชื่อเฉพาะ. ตัวอย่างเช่น "ลีด I" เป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าแขนขวาและขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้ายในขณะที่ "ลีด II" เป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่างแขนขวาและขาซ้าย. (นิยามแบบนี้กลายเป็นที่ซับซ้อนมากขึ้นอย่างรวดเร็วเมื่อหนึ่งใน "ขั้วไฟฟ้า" ในความเป็นจริงอาจเป็นส่วนผสมของสัญญาณไฟฟ้าจากการรวมกันของขั้วไฟฟ้าอีกขั้วหนึ่ง) ลีดมีทั้งหมดสิบสองชนิดเป็นรูปแบบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ "12 ลีด".

ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า

ขั้วไฟฟ้าสิบขั้วจะถูกใช้สำหรับ ECG 12-ลีด ขั้วไฟฟ้ามักจะประกอบด้วยเจลนำไฟฟ้าฝังอยู่ในตรงกลางของแผ่นกาวในตัวเองติดบนคลิปลงสายเคเบิลโดย ขั้วชื่อขั้วไฟฟ้า (ในสหรัฐอเมริกา) การจัดวางขั้วไฟฟ้า

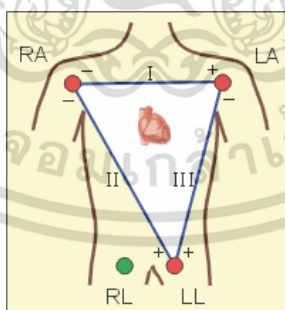
RA	ที่แขนขวาหลักเฉียงกล้ามเนื้อหน้า
LA	ในตำแหน่งเดียวกับที่วาง RA แต่บนแขนซ้าย
RL	ที่ขาขวากล้ามเนื้อน่องด้านข้าง
LL	ในสถานที่เดียวกับที่วาง RL แต่ในขาซ้าย

- V1 ในที่ว่างตรงสี่โครงที่สี่ (ระหว่างสี่โครงที่ 4 และที่ 5) ด้านขวาของกระดูกหน้าอก
- V2 ในที่ว่างตรงสี่โครงที่สี่ (ระหว่างสี่โครงที่ 4 และที่ 5) ด้านซ้ายของกระดูกหน้าอก
- V3 ระหว่าง leads V2 and V4.
- V4 ในที่ว่างตรงสี่โครงที่ห้า ในแนวกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า
- V5 แนวนอนเสมอกับ V4 ในแนวรักแร้ด้านหน้าซ้าย.
- V6 แนวนอนเสมอกับ V4 และ V5 ในแนวรักแร้.

- การวัดแบบ ลีด แชนชา (Limb lead)

ในรูปแบบการทำงานของ 12 ลีด, ลีด I, II และ III จะเรียกว่าลีดแชนชา. ขั้วไฟฟ้าที่สร้างรูปสัญญาณเหล่านี้จะถูกกำหนดที่ตั้งให้อยู่บนแขนขา--หนึ่งขั้วไฟฟ้าบนแต่ละแขนและอีกหนึ่งขั้วไฟฟ้าอยู่บนขาซ้าย ลีดแชนชาสร้างจุดต่อกันเป็นสิ่งที่เรียกว่าสามเหลี่ยมของ Einthoven

- Lead I เป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้าย (LA) (บวก)และขั้วไฟฟ้าที่แขนขวา (RA)
- Lead II เป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้าย (LL) (บวก)และขั้วไฟฟ้าที่แขนขวา (RA)
- Lead III เป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้าย (LL) (บวก) และขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้าย (LA)

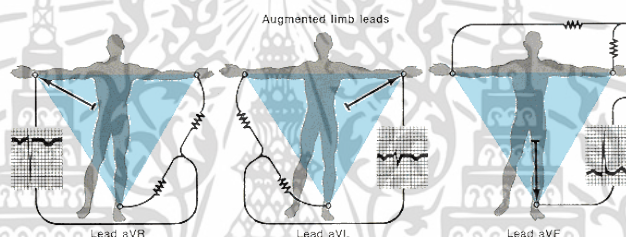


รูปที่ 2.10 ตำแหน่งของการวางขั้วไฟฟ้าแบบEinthoven's triangle

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

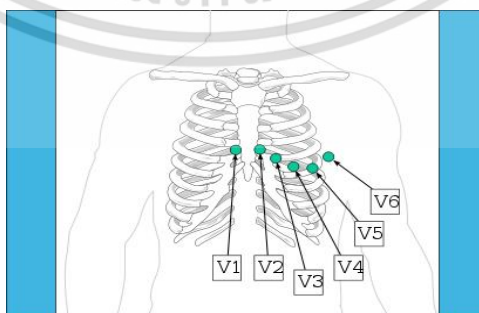
- ลีดแขนขาเสริม (Augmented limb leads)

ลีด aVR, aVL, และ aVF เป็นลีดแขนขาเสริมพวกมันได้มาจากสามขั้วไฟฟ้าเหมือนกันกับลีด I, II และ III. อย่างไรก็ตามพวกมันดูการเต้นของหัวใจจากมุม (หรือเวกเตอร์) ที่แตกต่างกัน เพราะขั้วไฟฟ้าลบสำหรับลีดพวกนี้คือการปรับแปลงของขั้วกลางของวิลสันวิธีการนี้จะทำขั้วไฟฟ้าลบให้เป็นศูนย์และช่วยให้ขั้วไฟฟ้าบวกกลายเป็น "ขั้วการสำรวจ". สิ่งนี้เป็นไปได้เพราะกฎของ อีโทเฟนต์ (Einthoven) ระบุว่า $I + (-II) + III = 0$ สมการนี้ยังสามารถเขียนใหม่ว่า $I + III = II$. มันถูกเขียนแบบนี้ (แทนที่จะเป็น $I - II + III = 0$) เพราะ Einthoven กลับขั้วของลีด II ในสามเหลี่ยมของอีโทเฟนต์ (Einthoven) อาจจะเป็นเพราะเขาชอบที่จะดูสัญญาณ QRS คอมเพล็กซ์หัวขึ้น. ขั้วกลางของวิลสันปูทางสำหรับการพัฒนาลีดแขนขาเสริม aVR, aVL, aVF และลีดหน้าหัวใจ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6.



รูปที่ 2.11 การวัดลีดแขนขาเสริม

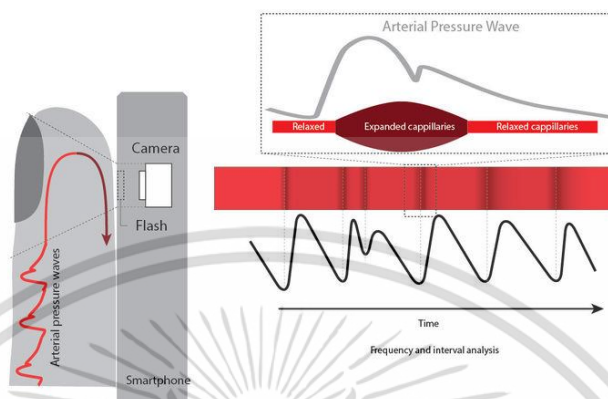
ขั้วไฟฟ้าสำหรับลีดหัวใจส่วนหน้า (V₁, V₂, V₃, V₄, V₅ และ V₆) จะถูกวางโดยตรงบนหน้าอก เพราะความที่มันใกล้กับหัวใจพวกเขาจึงไม่จำเป็นต้องเสริมขั้วกลางของวิลสันจะใช้สำหรับขั้วไฟฟ้าลบและลีดเหล่านี้จะถือว่าเป็นแบบขั้วเดี่ยวลีดหัวใจส่วนหน้าดูกิจกรรมไฟฟ้าของหัวใจในระนาบแนวอนแกนไฟฟ้าของหัวใจในระนาบแนวอนถูกอ้างถึงว่าเป็นแกน Z



รูปที่ 2.12 การติดลีดหัวใจส่วนหน้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยแสง Photoplethysmography (PPG)



รูปที่ 2.13 หลักการทำงานของโฟโตเพลสโมกราฟี(Photoplethysmography)

โฟโตเพลสโมกราฟี(Photoplethysmography - PPG) เป็นเทคนิคทางแสงที่ใช้ในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรในเลือดในการไหลเวียนของอุปกรณ์ต่อพ่วง เป็นวิธีการไม่รุกรานที่ทำให้การวัดที่ผิวของผิวหนัง เทคนิคนี้ให้ข้อมูลที่มีค่าเกี่ยวกับระบบหัวใจและหลอดเลือดของเรา พีพีจีใช้แสงอินฟราเรดความเข้มต่ำ เมื่อแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อจะถูกดูดซึมโดยกระดูกเมดูลารีผิวและเลือดจากหลอดเลือดดำและเส้นเลือดดำ เนื่องจากแสงถูกดูดซึมโดยเลือดมากกว่าเนื้อเยื่อที่อยู่รอบตัวจึงสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของการไหลเวียนของเลือดได้โดยเซ็นเซอร์พีพีจีเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสงสัญญาณแรงดันจากพีพีจีเป็นส่วนสัมพันธ์กับปริมาณเลือดที่ไหลผ่านหลอดเลือด แม้แต่การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดสามารถตรวจพบได้โดยใช้วิธีนี้แม้ว่าจะไม่สามารถนำมาใช้เพื่อหาจำนวนปริมาณเลือดได้สัญญาณพีพีจีมีองค์ประกอบหลายอย่างรวมถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรในเส้นเลือดแดงที่เกี่ยวข้องกับกิจกรรมของหัวใจการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดดำที่ปรับสัญญาณพีพีจีที่แสดงคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อและการเปลี่ยนแปลงพลังงานที่บอบบางในร่างกาย เทคโนโลยีพีพีจีใช้ในการวัดความอึดตัวของออกซิเจนความดันโลหิตและผลการเต้นของหัวใจการประเมินการทำงานของระบบอัตโนมัติและการตรวจหาโรคหลอดเลือดบริเวณหน้าท้อง

2.3.1 หลักการของเนียร์อินฟราเรด (Near-InfraRed, NIR)

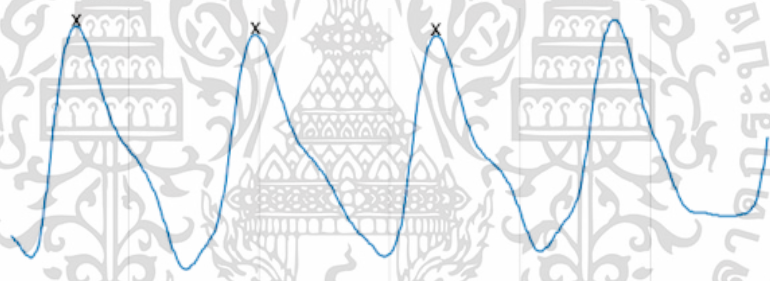
หลักการของเนียร์อินฟราเรด(Near-InfraRed, NIR) ได้แก่ วิธีการทางสเปกโตรสโกปีที่ใช้พื้นที่ใกล้อินฟราเรดของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า มันขึ้นอยู่กับ overtones และการรวมกันของการสั่นสะเทือนใน

โมเลกุล ในสเปกโตรสโกปี NIR สารที่ไม่รู้จักจะถูกส่องสว่างด้วยคลื่นแสงอินฟราเรดแบบกว้าง ๆ ซึ่งสามารถดูดซึมส่งถ่ายสะท้อนหรือกระจายโดยกลุ่มตัวอย่างที่น่าสนใจ

ความเข้มของแสงตามหน้าที่ของความยาวคลื่นวัดได้ก่อนและหลังการโต้ตอบกับตัวอย่างและการกระจายตัวของการกระจายตัวการดูดกลืนแสงและการกระเจิงที่เกิดจากตัวอย่างจะถูกคำนวณบางส่วนของรังสีเนียร์อินฟราเรดถูกดูดซึมโดยโมเลกุลของน้ำในผิว นี้จะเพิ่มอุณหภูมิของน้ำและผลในการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อรอบที่ถูกตรวจพบโดยเส้นประสาทในผิว

การประยุกต์ใช้หลักของเนียร์อินฟราเรด กับร่างกายมนุษย์ใช้ข้อเท็จจริงที่ว่า การส่งผ่านและการดูดซึมของแสงเนียร์อินฟราเรดในเนื้อเยื่อของมนุษย์มีข้อมูลเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน การถ่ายภาพด้วยแสงสามารถวัดตำแหน่งและกิจกรรมของบริเวณเฉพาะของสมองได้โดยการตรวจสอบระดับฮีโมโกลบินในเลือดอย่างต่อเนื่องโดยการกำหนดค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสง

2.3.2 การวัดคลื่นสัญญาณชีพจรโดยหลักการ (Photoplethysmography PPG)



รูปที่ 2.14 ลักษณะกราฟโฟโตเพลสโมกราฟี (Photoplethysmography)

โฟโตเพลสโมกราฟี (Photoplethysmography-PPG) เป็นการวัดสัญญาณที่ได้จากการวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณของเลือดหรืออวัยวะเพื่อนำมาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งเราสามารถทำการวัดได้ที่ ดิ่งหู แขน นิ้ว ข้อมือ หรือแม้กระทั่งสมอง เหมือนที่คุณหมอใช้วัดตามโรงพยาบาล ที่เป็นแสงสีแดงๆ แต่ในนาฬิกาสำหรับออกกำลังกาย ส่วนใหญ่จะเป็นสีเขียวนั่นเองเป็นเทคนิคทางแสงที่ใช้ในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรในเลือดในการไหลเวียน

พีพีจีใช้แสงอินฟราเรดความเข้มต่ำเมื่อแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อจะถูกดูดซึมโดยกระดูกเม็ดสีผิวและเลือดจากหลอดเลือดดำและเส้นเลือดดำเนื่องจากแสงถูกดูดซึมโดยเลือดมากกว่าเนื้อเยื่อที่อยู่รอบตัว จึงสามารถตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของการไหลเวียนของเลือดได้โดยเซ็นเซอร์พีพีจี เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสงสัญญาณแรงดันจากพีพีจีเป็นส่วนสัมพันธ์กับปริมาณเลือดที่ไหลผ่านหลอดเลือด

แม้แต่การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดสามารถตรวจพบได้โดยใช้วิธีนี้แม้ว่าจะไม่สามารถนำมาใช้เพื่อหาจำนวนปริมาณเลือดได้

กล่าวโดยสรุปคือเทคนิคของพีพีจีนั้นก็คือการวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณของหลอดเลือดฝอยโดยใช้ลำแสงและเซนเซอร์วัดขนาดของหลอดเลือดที่อยู่ใต้ผิวหนัง โดยมีขั้นตอนการวัดดังนี้

- หลอดไฟจะส่องแสงที่มีความคงที่ลงบนผิวหนัง และจะเกิดปรากฏการณ์สะท้อนและกระเจิงของแสง
- เมื่อหัวใจบีบตัวก็จะเกิดแรงดันหรือ ซีพจนผ่านไปยังหลอดเลือด
- ปริมาณของแสงที่รับได้ที่ไดโอดเซ็นเซอร์ก็จะมีการเปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะของซีพจร
- ระบบจะติดตามการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาและจังหวะของซีพจรแต่ละครั้งและคำนวณกลับเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ

2.4 ความดันโลหิต

ความดันโลหิต หมายถึง เป็นความดันที่เกิดจากเลือดหมุนเวียนกระทำต่อผนังหลอดเลือด และเป็นหนึ่งในอาการแสดงชีพที่สำคัญ คำว่า "ความดันเลือด" โดยไม่เจาะจงปกติหมายถึงความดันเลือดแดงของการไหลเวียนเลือดทั่วกาย ระหว่างหัวใจเต้นแต่ละครั้ง ความดันเลือดแปรผันระหว่างความดันสูงสุด (ช่วงการบีบตัวของหัวใจ) และความดันต่ำสุด (ช่วงหัวใจคลายตัว) ความดันเลือดในการไหลเวียนเลือดเกิดจากการสูบของหัวใจเป็นหลัก ผลต่างของความดันเลือดเฉลี่ยเป็นผลให้เลือดไหลจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่งในการไหลเวียนเลือด อัตราการไหลของเลือดเฉลี่ยขึ้นอยู่กับทั้งความดันเลือดและความต้านทานต่อการไหลของหลอดเลือด ความดันเลือดเฉลี่ยลดลงเมื่อเลือดไหลเวียนเคลื่อนห่างจากหัวใจผ่านหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดฝอย เนื่องจากการสูญเสียพลังงานกับความหนืด ความดันเลือดเฉลี่ยลดลงตลอดทั้งการไหลเวียนเลือด แม้ส่วนมากจะตกลงในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดแดงฝอย (arteriole) ความโน้มถ่วงมีผลต่อความดันเลือดผ่านและลึนในหลอดเลือดดำการหายใจและการสูบจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อลายยังผลต่อความดันในหลอดเลือดดำแรงดันของกระแสเลือดที่กระทบต่อผนังหลอดเลือดแดง ซึ่งเกิดจากการสูบฉีดของหัวใจ นอกจากนั้นสามารถวัดได้โดยใช้เครื่องวัดความดัน (Sphygmomanometer) วัดที่แขน และมีค่าที่วัดได้ 2 ค่า คือ

- ความดันช่วงบน หรือ ความดันซิสโตลิก (Systolic blood pressure) หมายถึง แรงดันเลือดในขณะหัวใจบีบตัว ซึ่งอาจจะสูงตามอายุ และความดันช่วงบนของคนคนเดียวกัน อาจมีค่าที่ต่างกันออกไป ตามท่าเคลื่อนไหวของร่างกาย การเปลี่ยนแปลงของอารมณ์ และปริมาณของการออกกำลังกาย

- ความดันช่วงล่าง หรือ ความดันไดแอสโตลิก (Diastolic blood pressure) หมายถึง แรงดันเลือดในขณะที่หัวใจคลายตัว

การวัดความดันของเลือดจะวัดค่าเป็นหน่วยมิลลิเมตรของปรอท ปัจจุบันการวัดความดันเลือดของสัตว์ วัดโดยการสอดท่อที่เรียกว่า ทิวบ์ แคนนูลา (tube cannula) เข้าไปในคาโรติด อาร์เทอร์รี่แล้วต่อเข้ากับท่อวัดความดัน หรือทรานส์ดักเตอร์ (transducer) ซึ่งจะเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแสไฟฟ้าผ่านเข้าสู่แอมพลิไฟเออร์ (amplifier) และเข้าสู่เครื่องบันทึก เพื่อบันทึกลง

ในกระดาดกราฟหรือออกมาเป็นตัวเลขบนจอ ค่าของความดันนิยมใช้เพียงค่าซิสโตลิก/ไดแอสโตลิกเท่านั้น เช่น ม้า 80/50 โค 134/88 แกะ 114/68 สุนัข 160/108 และสุนัข 148/100 เป็นต้นแต่ละครั้งของการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายจะดันเลือดส่วนใหญ่เข้าหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่และอาร์เทอร์โวล ซึ่งถูกบรรจุอยู่ด้วยเลือดภายใต้แรงดันไดแอสโตลิก เลือดที่ถูกขับเข้าไปในแต่ละครั้งของการบีบตัวนี้ จะทำให้หลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ขยายตัวคลื่นของแรงดันซิสโตลิกจะกระจายไปตามเครือข่ายของหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ (arterial network) ทำให้เกิดชีพจร (pulse หรือ pulse wave) ซึ่งสัมผัสได้ที่หลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ที่อยู่ใกล้ผิวหนังของร่างกาย โดยเฉพาะหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ที่มีกระดูกรองรับอยู่ด้านล่างและเป็นบริเวณที่มีกล้ามเนื้อน้อยจะจับชีพจรได้ง่าย

การควบคุมความดันของเลือดการควบคุมความดันของเลือดในหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ขั้นต้นอยู่ที่หัวใจ นอกจากนี้ยังมีรีเซพเตอร์เรียกว่า บารอรีเซพเตอร์ (baroreceptors) ซึ่งทำหน้าที่รับรู้แรงดันในหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ บารอรีเซพเตอร์มีอยู่ 2 แห่งได้แก่ ส่วนแรกเรียกว่า คาโรติด ไซนัส (carotid sinus) ซึ่งเป็นส่วนที่โป่งออกของหลอดเลือดคอมมอน คาโรติด อาร์เทอร์รี่(เป็นหลอดเลือดที่อยู่ด้านข้างของคอ) รีเซพเตอร์นี้มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงการเหยียดออก เนื่องจากความดันของหลอดเลือด และมีปลายประสาทมาเลี้ยง ส่วนที่สองของรีเซพเตอร์มีลักษณะคล้ายคลึงกันคือ เอออร์ติก อาร์ค บารอรีเซพเตอร์ (aortic arch baroreceptor) เป็นรีเซพเตอร์ที่อยู่ส่วนโค้งของหลอดเลือดเอออร์ตา ซึ่งมีปลายประสาทมาเลี้ยงเช่นกันเมื่อรีเซพเตอร์ถูกกระตุ้นจะส่งคลื่นประสาทไปยังกลุ่มของเซลล์ประสาทในศูนย์กลางการควบคุมหลอดเลือด (cardiovascular control center) ที่อยู่ในก้านสมองในส่วนเมดัลลา (brainstem medulla oblongata) คลื่นประสาทที่อยู่ในเซลล์ประสาทนำเข้าสู่เซลล์เดียวจะทำหน้าที่จำและทำให้เกิดการตอบสนองของบารอรีเซพเตอร์ตามการเปลี่ยนแปลงของแรงดันของเลือดเพื่อควบคุมความดันของเลือดให้อยู่ในสภาวะปกติ หรือเป็นไปตามสภาวะที่ถูกกระตุ้นจากสภาวะแวดล้อมภายนอกหรือภายในร่างกายการทำงานของศูนย์กลางการควบคุมหลอดเลือดและหัวใจนี้เป็นรีเฟล็กซ์ ถ้ามี

สัญญาณจากรีเซพเตอร์มากจะลดความแรงของคลื่นประสาทซิมพาเทติกที่ไปเลี้ยงหัวใจหลอดเลือดอาร์-เทอริโอล และหลอดเลือดเวน และเพิ่มความแรงของคลื่นประสาทพาราซิมพาเทติก แต่ถ้ามียสัญญาณจากรีเซพเตอร์น้อยก็จะมีผลตรงกันข้ามนอกจากบาโรรีเซพเตอร์ที่กล่าวถึงข้างต้นแล้วยังมีบาโรรีเซพเตอร์อื่นที่ร่วมทำงานในการควบคุมความดันเลือด บาโรรีเซพเตอร์ดังกล่าวพบอยู่ในหลอดเลือดขนาดใหญ่ของร่างกายในหลอดเลือดที่เกี่ยวข้องกับวงจรกิจการไหลเวียนของเลือดผ่านปอด (pulmonary vessels) และในผนังของหัวใจในปัจจุบันได้มีการกำหนดค่าความดันโลหิตปกติ และระดับความรุนแรงของโรคความดันโลหิตสูง

ตารางที่ 2.1 แสดงค่าระหว่างความดันโลหิตในช่วงบีบตัวและคลายตัวกับประเภทของความดัน เลือด

ประเภท	ความดันช่วงหัวใจบีบ, มิลลิเมตรปรอท	ความดันช่วงหัวใจคลาย, มิลลิเมตร ปรอท
ความดันเลือดต่ำ	< 90	<60
ปกติ	90-119	60-79
ก่อนความดันเลือดสูง	120-139	80-89
ความดันเลือดสูงระยะที่ 1	140-159	90-99
ความดันเลือดสูงระยะที่ 2	160-179	100-109
ภาวะฉุกเฉินเหตุความดันเลือด สูง	>180	>110

2.4.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความดัน

ความดันโลหิตมีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา ตามปัจจัยต่าง ๆ เช่น

- อายุ เมื่ออายุมากขึ้นความดันโลหิตมักสูงขึ้น
- เพศ ชายมักพบความดันโลหิตสูงบ่อยกว่าหญิง
- พันธุกรรม และสิ่งแวดล้อม ผู้ที่บิดา มารดา มีความดันโลหิตสูง มีแนวโน้มเป็นโรคนี้อีกมากขึ้น
- ความอ้วน และขาดการออกกำลังกาย
- สภาวะทางอารมณ์ เช่น เครียด โกรธ เจ็บปวด เสียใจ ตื่นเต้น ส่งผลต่อความดันโลหิตทั้งสิ้น ซึ่งสามารถกลับเป็นปกติ เมื่อผ่านพ้นภาวะนั้น ๆ
- อาหาร เช่น เกลือ และส่วนประกอบของเกลือที่อาจนึกไม่ถึง เช่น ซีอิ๊ว น้ำปลา ผงชูรส ผงฟู ก้อนชูป
- บุหรี่ สุรา และกาแฟ
- สมุนไพรและเครื่องเทศบางชนิดบางชนิด เช่น อบเชย
- ผลของยา เช่น ฮอร์โมนคุมกำเนิด ยากลุ่ม nonsteroidal anti-inflammation drugs (NSAIDs)

2.4.2 โรคความดันสูงหรือโรคความดันโลหิตสูง

เป็นภาวะความดันเลือดภายในหลอดเลือดแดงสูงกว่าปกติตลอดเวลา หากไม่ได้รับการรักษาที่ถูกต้องจะส่งผลให้เกิดปัญหาสุขภาพร้ายแรงตามมา จนอาจถึงขั้นเสียชีวิตได้ สถานการณ์ของโรคความดันสูงทั่วโลกมีแนวโน้มที่รุนแรงมากขึ้น เพราะเป็นหนึ่งในสาเหตุการเสียชีวิตของคนทั่วโลกถึง 9.4 ล้านคน และยังพบว่าเป็นสาเหตุของการเกิดโรคแทรกซ้อนอื่น ๆ เช่น โรคหัวใจ โรคหลอดเลือดในสมอง และภาวะหัวใจล้มเหลวได้ถึง 50 เปอร์เซ็นต์ นอกจากนี้ยังพบว่าผู้ที่มีอายุมากกว่า 25 ปีประมาณ 4 ใน 10 คน เป็นโรคความดันสูง และในหลายประเทศยังพบอีกว่าประมาณ 1 ใน 5 คนเป็นกลุ่มเสี่ยงในโรคความดันสูง ด้วยเหตุนี้จึงทำให้สมาพันธ์ความดันโลหิตสูงโลกสมาคมโรคความดันโลหิตสูงนานาชาติ (International Society of Hypertension) ได้กำหนดให้วันที่ 17 พฤษภาคม ของทุกปี เป็นวันความดันโลหิตสูงโลก เพื่อให้ผู้คนทั่วโลกตระหนักถึงความร้ายแรงของโรคนี้อีกขึ้น สำหรับในประเทศไทยข้อมูลจากกระทรวงสาธารณสุขรายงานว่า จำนวนผู้ป่วยและอัตราการเสียชีวิตจากโรคความดันสูงเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องโดยในปี 2550 พบอัตราผู้ป่วยในต่อประชากรแสนคนที่เข้ารับการักษาโรคความดันสูงจาก 1,025.44 เพิ่มขึ้นเป็น 1,561.42 ในปี 2557 และมีอัตราการเสียชีวิตโรคนี้อต่อประชากรแสนคนเป็น 3.64 ในปี 2550 เพิ่มขึ้นเป็น 10.95 ในปี 2557

- อาการของโรคความดันสูง
โรคความดันสูงส่วนใหญ่ไม่ค่อยแสดงอาการผิดปกติ ยกเว้นในผู้ป่วยที่เป็นโรคความดันสูงระยะรุนแรงก็อาจมีอาการแสดง เช่น ปวดศีรษะรุนแรง หายใจสั้น เลือดกำเดาไหล ซึ่งอาการเหล่านี้ยังถือว่าเป็นอาการที่ไม่เฉพาะเจาะจงและบอกไม่ได้ชัดเจน หรือในบางรายทราบเมื่อตรวจพบภาวะแทรกซ้อนจากโรคความดันสูงขึ้นแล้ว ทำให้ต้องหมั่นมีการตรวจสอบสุขภาพและวัดค่าความดันโลหิตอย่างสม่ำเสมอ จึงทำให้โรคนี้อาจถูกเรียกว่าเป็นฆาตกรเงียบ (Silent Killer) ที่ทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้อย่างไม่ทันระวังตัว
- สาเหตุของโรคความดันสูงโรคความดันสูงแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ ชนิดที่ยังไม่ทราบสาเหตุที่แน่ชัด (Primary Hypertension หรือ Essential Hypertension) ซึ่งไม่สามารถระบุถึงต้นเหตุการเกิดได้ และชนิดที่ทราบสาเหตุ (Secondary Hypertension) ซึ่งอาจเกิดได้จากหลายสภาวะ เช่น ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โรคไต ปัญหาต่อมไทรอยด์ เนื้องอกที่ต่อมหมวกไต หลอดเลือดผิดปกติแต่กำเนิด การใช้ยาบางชนิด การใช้สารเสพติด หรือแอลกอฮอล์
- การวินิจฉัยโรคความดันสูง
แพทย์จะวินิจฉัยโรคความดันสูงโดยดูจากการวัดค่าความดันโลหิตของผู้ป่วยเป็นหลัก และมีการตรวจวัดหลายครั้ง เพื่อความแม่นยำของผลการตรวจ ซึ่งค่าความดันโลหิตที่วัดได้จะแบ่งออกเป็น 2 ค่า โดยตัวแรก (หรือตัวบน) เรียกว่า ค่าความดันซิสโตลิก (Systolic) เป็นความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงขณะที่หัวใจบีบตัวและตัวที่สองเรียกว่าค่าความดันไดแอสโตลิก (Diastolic) เป็นค่าความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงขณะหัวใจคลายตัว โดยในปี ค.ศ. 2017 สมาคมหัวใจของประเทศสหรัฐอเมริกา (American Heart Association- AHA) ได้ให้คำนิยามของโรคความดันสูงว่าเป็นภาวะที่ตรวจพบความดันเลือดในหลอดเลือดแดงสูงกว่า 130/80 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไป แต่หากวัดค่าความดันโลหิตได้ตั้งแต่ 120-129/น้อยกว่า 80 มิลลิเมตรปรอทแพทย์จะวินิจฉัยว่าผู้ป่วยอยู่ในภาวะก่อนความดันสูง ซึ่งเสี่ยงต่อการเป็นโรคความดันสูงในอนาคต
- ภาวะแทรกซ้อนของโรคความดันสูง
หากปล่อยให้เกิดโรคความดันสูงเป็นระยะเวลานานและดูแลรักษาสุขภาพไม่ถูกต้อง อาจส่งผลให้เกิดปัญหาสุขภาพตามมา โดยมักจะพบโรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือดแดง โรคหลอดเลือดสมองโป่งพอง โรคไตเรื้อรัง เกิดความเปลี่ยนแปลงทางสมองในด้านความจำ มีปัญหาทางด้าน

สายตา หรือโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน ก่อให้เกิดความเสียหายจนถึงขั้นเสียชีวิต ซึ่งมีสาเหตุทั้งจากโรคความดันสูงโดยตรงหรือโรคแทรกซ้อนที่ร้ายแรง

- การรักษาโรคความดันสูง

แพทย์จะแนะนำให้ผู้ป่วยปรับเปลี่ยนพฤติกรรมในด้านการรับประทานอาหารเบื้องต้น โดยการลดอาหารประเภทโซเดียมสูง เน้นรับประทานผักและผลไม้ที่มีกากใยสูง ธัญพืช ปลาที่อุดมไปด้วยกรดไขมันที่ดีต่อร่างกาย หลีกเลี่ยงเนื้อสัตว์ประเภทเนื้อแดง ไม่ดื่มแอลกอฮอล์ ควบคู่ไปกับการออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอและการใช้ยาร่วมด้วย เพื่อช่วยปรับค่าความดันโลหิตให้ลดลงอยู่ในระดับปกติ ทั้งนี้การรักษาจะต้องคำนึงถึงชนิดของโรคด้วย เพราะหากเป็นชนิดที่ทราบสาเหตุ ผู้ป่วยมีโอกาสในการรักษาหายได้มากกว่าชนิดที่ไม่ทราบสาเหตุ

- การป้องกันโรคความดันสูง

การควบคุมความดันโลหิตในระยะยาวสามารถทำได้โดยการปรับพฤติกรรมการดำเนินชีวิต ทั้งในเรื่องของการรับประทานอาหาร ออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ ไม่สูบบุหรี่ และควบคุมน้ำหนักให้อยู่ในเกณฑ์ปกติเป็นพื้นฐาน รวมไปถึงการหมั่นตรวจสุขภาพเป็นประจำเพื่อตรวจดูว่าความดันโลหิตให้อยู่ในระดับปกติ

2.4.3 โรคความดันต่ำ

ระดับความดันโลหิตจะแตกต่างกันไปตามอิริยาบถของร่างกาย จังหวะการหายใจ สภาพร่างกาย ระดับความเครียด อาหารหรือเครื่องดื่มที่บริโภค และช่วงเวลาในแต่ละวัน ซึ่งโดยปกติความดันโลหิตมักลดต่ำลงในเวลากลางคืนและเพิ่มขึ้นเมื่อตื่นนอน ส่วนสาเหตุอื่น ๆ ที่อาจทำให้ความดันต่ำ ได้แก่ กรรมพันธุ์ อายุที่เพิ่มมากขึ้น การใช้ยาบางชนิด เช่น ยาเบต้า-บล็อกเกอร์ ยาแอลฟา-บล็อกเกอร์ ยาลดความดันโลหิต และยาขับปัสสาวะ รวมไปถึงโรคหรือภาวะต่าง ๆ ที่มีผลต่อระดับความดันโลหิต เช่น การตั้งครรภ์ ภาวะขาดน้ำ การป่วยติดเชื้อรุนแรง อาการแพ้รุนแรง โรคโลหิตจาง โรคหัวใจ โรคพาร์กินสัน การวัดค่าความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงมีค่าความดันโลหิตตัวบน (Systolic Pressure) เป็นแรงดันในขณะที่หัวใจกำลังบีบตัวหรือสูบฉีดเลือดไปหล่อเลี้ยงร่างกาย และค่าความดันโลหิตตัวล่าง (Diastolic Pressure) เป็นค่าแรงดันในขณะที่หัวใจกำลังคลายตัว โดยระดับความดันโลหิตปกติจะอยู่ที่ 120/80 มิลลิเมตรปรอท ส่วนภาวะความดันโลหิตต่ำ แพทย์จะวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีภาวะนี้ต่อเมื่อมีค่าความดันโลหิตต่ำกว่า 90/60 มิลลิเมตรปรอท แล้วมีอาการป่วยแสดงออกมา สำหรับผู้ที่มีความดันต่ำ แต่ไม่พบอาการผิดปกติใด ๆ ในทางการแพทย์ยังจัดว่าสุขภาพเป็นปกติดี ไม่จำเป็นต้องเข้ารับการรักษา

วิธีการป้องกันและดูแลตนเอง

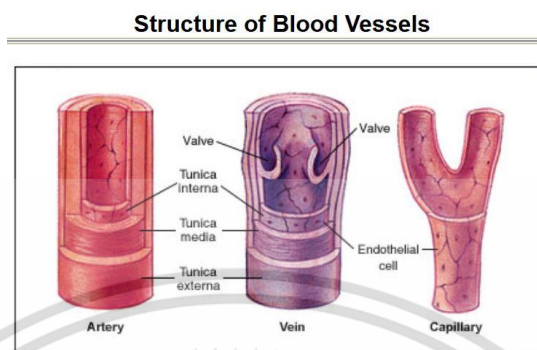
เมื่อพบว่าตนเองมีอาการของภาวะความดันต่ำ ผู้ป่วยควรหยุดกิจกรรมทุกอย่างที่กำลังทำอยู่ให้นั่งพักหรือนอนลง ดื่มน้ำหรือน้ำเกลือแร่ หากเวียนศีรษะให้นั่งลงแล้วก้มศีรษะไว้ระหว่างหัวเข่า เพื่อช่วยให้ความดันโลหิตกลับเป็นปกติ โดยอาการมักจะดีขึ้นภายในไม่กี่นาทีนอกจากนั้น อาจปฏิบัติตามคำแนะนำต่อไปนี้ เพื่อป้องกันและดูแลตนเองจากอาการป่วยของภาวะความดันต่ำ

- ค่อย ๆ ลุกขึ้นยืน ควรลุกจากที่นั่งหรือลุกออกจากเตียงช้า ๆ โดยเฉพาะเวลาตื่นนอนตอนเช้า หากกำลังนอนอยู่ผู้ป่วยอาจขยับเท้าขึ้นลงเพื่อช่วยการไหลเวียนโลหิต จากนั้นจึงค่อย ๆ ลุกขึ้นช้า ๆ อาจนั่งที่ขอบเตียงก่อนแล้วจึงค่อยยืนขึ้น และผู้ป่วยอาจเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อเพิ่มจังหวะการเต้นของหัวใจและการไหลเวียนโลหิตของร่างกายได้ เช่น ยืดเหยียดร่างกายบนเตียงก่อนลุกขึ้นยืน หรือหากกำลังนั่งอยู่และจะลุกขึ้นยืน ให้ไขว่ห้างสลับขาไปมาก่อนแล้วค่อยลุกขึ้น
- หลีกเลี่ยงการยืนเป็นเวลานาน จะช่วยป้องกันความดันต่ำประเภทที่เกิดจากการยืนเป็นเวลานาน (Neurally Mediated Hypotension) หรือความดันต่ำจากการสื่อสารที่ผิดพลาดระหว่างสมองและหัวใจ
- รับประทานอาหารปริมาณน้อยแต่บ่อยครั้ง แทนการรับประทานอาหารปริมาณมากในครั้งเดียว เพื่อป้องกันความดันต่ำชนิดที่เกิดขึ้นหลังจากรับประทานอาหาร (Postprandial Hypotension) หรือเอนตัวนอนหรือนั่งลงสักพักหลังรับประทานอาหารอาจช่วยบรรเทาอาการลงได้
- ดื่มน้ำมาก ๆ เพื่อช่วยเพิ่มปริมาณเลือด และป้องกันการเกิดภาวะขาดน้ำ
- หลีกเลี่ยงการบริโภคเครื่องดื่มหรืออาหารที่มีคาเฟอีน เช่น กาแฟ ชา ช็อกโกแลต โดยเฉพาะในเวลากลางคืน
- งดหรือจำกัดปริมาณการดื่มแอลกอฮอล์ เพื่อป้องกันการเกิดภาวะขาดน้ำ ซึ่งเป็นสาเหตุหนึ่งของความดันโลหิตต่ำ
- สวมถุงน่องที่กระตุ้นการไหลเวียนโลหิต เป็นถุงน่องชนิดที่บีบรัดให้เกิดแรงดันบริเวณเท้า ขา และท้อง ซึ่งจะช่วยเพิ่มการไหลเวียนโลหิตและเพิ่มระดับความดันโลหิต แต่ถุงน่องชนิดนี้อาจไม่เหมาะกับผู้ป่วยทุกราย จึงควรขอคำแนะนำจากแพทย์ก่อนใช้งานเสมอ

หากดูแลตนเองแล้วอาการไม่ดีขึ้น ผู้ป่วยควรรีบไปพบแพทย์ โดยแพทย์มักรักษาตามสาเหตุที่ทำให้ความดันต่ำ เช่น

- ให้อารมณ์ความดันโลหิตต่ำ เช่น ยาฟลูโดรคอร์ติโซน ซึ่งจะช่วยให้เพิ่มปริมาณเลือดในร่างกาย มักใช้รักษาความดันต่ำที่เกิดจากการยื่นหรือการเปลี่ยนท่าทาง และยามิโดทริน ซึ่งจะช่วยให้เพิ่มความดันโลหิต ในกรณีที่ผู้ป่วยความดันต่ำเรื้อรังจากการยื่นหรือการเปลี่ยนท่าทาง
- รักษาโรคที่เป็นสาเหตุของความดันต่ำ เช่น หากความดันต่ำจากความผิดปกติของฮอร์โมน แพทย์อาจส่งตัวผู้ป่วยให้ผู้เชี่ยวชาญหรือนักวิทยาศาสตร์ที่ต่อ ซึ่งผู้ป่วยอาจได้รับการรักษาด้วยยาทดแทนฮอร์โมน ให้อาบน้ำอุ่นเพื่อรักษาการติดเชื้อ หรือใช้ยาปรับฮอร์โมนไทรอยด์เป็นต้น
- หากแพทย์วินิจฉัยว่าความดันต่ำจากการใช้ยาบางชนิด แพทย์อาจปรับปริมาณยา หรือให้เปลี่ยนไปใช้ยาชนิดอื่น ๆ แทน และหากผู้ป่วยกำลังใช้ยาที่มีผลข้างเคียงทำให้ความดันต่ำ ควรตรวจวัดความดันเป็นระยะ หรือไปพบแพทย์เพื่อปรึกษาเกี่ยวกับการใช้ยานอกจากนี้ แพทย์อาจแนะนำให้ผู้ป่วยเพิ่มระดับความดันโลหิตด้วยวิธีการดังต่อไปนี้
- ควบคุมอาหาร โดยรับประทานอาหารน้อยลงกว่าปกติ และแบ่งเป็นหลายมื้อ จำกัดอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรต ควรนั่งพักหลังรับประทานอาหาร และหลีกเลี่ยงการรับประทานยาลดความดันก่อนมื้ออาหาร
- รับประทานอาหารที่มีส่วนประกอบของเกลือ เพราะโซเดียมจะทำให้ความดันโลหิตเพิ่มสูงขึ้น แต่ควรได้รับคำแนะนำจากแพทย์เสมอ เนื่องจากอาหารที่มีเกลือมากเกินไปอาจไม่เหมาะกับผู้ป่วยบางประเภท
- หากอยู่ในสภาพอากาศร้อน หรือป่วยด้วยการติดเชื้อไวรัส เช่น เป็นหวัด หรือไข้หวัด ให้ดื่มน้ำมากขึ้นเพื่อทดแทนน้ำที่เสียไปจากร่างกาย
- ออกกำลังกายอย่างเหมาะสมเป็นประจำ เพื่อช่วยกระตุ้นการไหลเวียนโลหิต
- ระวังระวังเมื่อต้องเปลี่ยนอิริยาบถไปทำอื่น โดยเฉพาะขณะลุกขึ้นยืนจากท่านั่งหรือนอน
- หลีกเลี่ยงการยืนเป็นเวลานาน และหลีกเลี่ยงการยกของหนัก
- ขณะขับถ่าย ไม่ควรเกร็งท้องหรือดึงเครียดมากเกินไป
- ควรยกระดับศีรษะในขณะนอน อาจใช้ก้อนอิฐหรือแท่งไม้วางรองไว้ใต้หมอน เพื่อช่วยให้ศีรษะอยู่สูงกว่าปกติ
- ไม่ให้ร่างกายสัมผัสกับน้ำร้อนเป็นเวลานาน เช่น ไม่แช่น้ำร้อนหรือทำสปาเป็นเวลานาน หากรู้สึกเวียนศีรษะให้นั่งลง และอาจเตรียมเก้าอี้แบบกันลื่นไว้ในห้องน้ำด้วย

2.5 หลอดเลือด



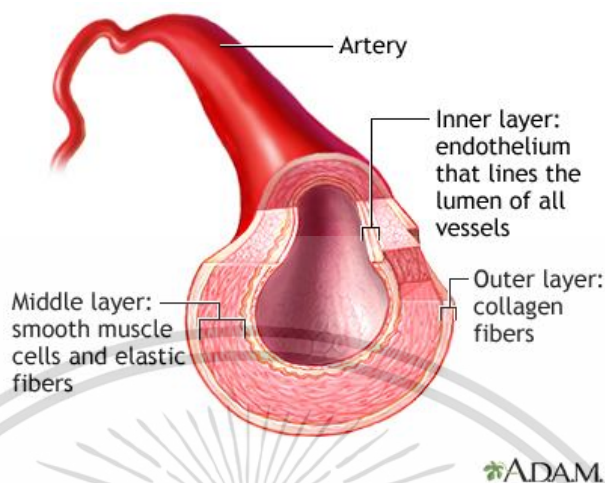
รูปที่ 2.15 โครงสร้างหลอดเลือดแต่ละประเภท

หลอดเลือด (Blood vessel) เป็นส่วนของระบบไหลเวียนโลหิต ทำหน้าที่ในการขนส่งเลือดไปยังส่วนต่างๆ ในร่างกาย เมื่อไปถึงเซลล์จะมีการแลกเปลี่ยนอาหารและก๊าซต่างๆ ถ้านำหลอดเลือดในร่างกายมาต่อกันจะมีความยาวประมาณ 100,000 ไมล์หลอดเลือดในร่างกาย แบ่งออกเป็น 3 ประเภท ได้แก่ หลอดเลือดแดง (artery) ทำหน้าที่ขนส่งเลือดออกจากหัวใจ และหลอดเลือดดำ (vein) ขนส่งเลือดเข้าสู่หัวใจและหลอดเลือดฝอย (capillary)

2.5.1 หลอดเลือดแดง (Artery)

หลอดเลือดแดง (Artery) หมายถึง หลอดเลือดที่นำเลือดออกจากหัวใจ ซึ่งจะเป็นเลือดที่มีปริมาณออกซิเจนสูงเป็นเลือดที่มีสีแดงสด ไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆทั่วร่างกายยกเว้นหลอดเลือดที่ไปสู่ปอดชื่อ pulmonary artery ซึ่งจะนำเลือดดำจากหัวใจที่มีคาร์บอนไดออกไซด์สูงไปพอกที่ปอดหลอดเลือดแดง (artery) เป็นหลอดเลือดที่นำเลือดออกจากหัวใจไปยังทุกส่วนของร่างกาย หลอดเลือดแดงส่วนใหญ่ขนส่งเลือดที่มีออกซิเจน ยกเว้นหลอดเลือดแดงสู่ปอด (pulmonary artery) และหลอดเลือดแดงอัมบิลิคัล (umbilical artery) ที่แม้จะชื่อหลอดเลือดแดง แต่ขนส่งเลือดที่มีออกซิเจนต่ำไปยังอวัยวะที่เต็มออกซิเจน ระบบไหลเวียนโลหิตเป็นระบบที่สำคัญมากในการดำรงชีวิต หน้าที่โดยทั่วไปของระบบนี้คือการขนส่งออกซิเจนและสารอาหารไปยังเซลล์ต่างๆ รวมทั้งขนส่งคาร์บอนไดออกไซด์และของเสียออกจากเนื้อเยื่อรักษา pH ให้เหมาะกับการดำรงชีวิต รวมถึงการขนส่งสาร โปรตีนอาทียีโมโกลบิน และเซลล์ในระบบภูมิคุ้มกัน ในประเทศที่พัฒนาแล้ว สาเหตุของการเสียชีวิต 2 อันดับแรกคือโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial infarction) และโรคหลอดเลือดสมอง (stroke) ซึ่งทั้งคู่ต่างเป็นผลมาจากความผิดปกติของการไหลของเลือดซึ่งเสื่อมสภาพไปตามอายุ (ดูเพิ่มที่ โรคหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดแดงแข็ง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 ลักษณะหลอดเลือดแดง

2.5.1.1 ลักษณะของหลอดเลือดแดง

- มีผนังหนา โดยจะมีลักษณะเป็นชั้นกล้ามเนื้อที่หนาและยืดหยุ่น ประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อ 3 ชั้นคือเนื้อเยื่อชั้นในสุดเป็นเนื้อเยื่อบุผิว ชั้นกลางเป็นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อที่สามารถยืดหยุ่นได้ เนื้อเยื่อชั้นนอกเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่ยืดหยุ่นได้

2.5.1.2 หลอดเลือดแดงมี 3 ขนาด เรียงจากขนาดใหญ่ไปขนาดเล็ก คือ

- เออร์ตา (aorta) หลอดเลือดแดงขนาดใหญ่ที่สุด ทำหน้าที่ลำเลียงเลือดแดงที่ถูกสูบฉีดออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายโค้งไปทางด้านหลัง ทอดผ่านช่องอกและช่องท้อง ขนาดใหญ่สุดมีเส้นผ่านศูนย์กลาง ประมาณ 1 นิ้ว
- อาร์เทอรี (artery) หลอดเลือดแดง ทำหน้าที่นำเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย หลอดเลือดมีผนังกล้ามเนื้อหนาเพื่อให้ทนต่อแรงดันเลือด
- อาร์เทอริโอล (arteriole) หลอดเลือดแดงเล็ก ซึ่งสามารถจะขยายตัวหรือหดตัวได้ เพื่อบังคับการไหลของเลือด

2.5.2 หลอดเลือดดำ (Vein)

หลอดเลือดดำ (Vein) หมายถึง หลอดเลือดที่นำเลือดที่มีของเสีย และคาร์บอนไดออกไซด์ (เลือดดำ) ที่ร่างกายใช้แล้วจากส่วนต่างๆ ของร่างกายกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนขวา (Right atrium) เพื่อ

นำกลับไปปอดที่ปอด ยกเว้นหลอดเลือดดำปอด (pulmonary vein) ซึ่งจะนำเลือดแดงที่ผ่านการพอกจากปอดแล้วนำกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายภายในหลอดเลือดดำจะมีความดันต่ำ ถ้าหลอดเลือดดำฉีกขาดเลือดที่ไหลออกมาจะไหลรินๆคงที่และสม่ำเสมอห้ามเลือดหยุดได้ง่ายกว่าหลอดเลือดแดงฉีกขาด ในระบบไหลเวียนโลหิต หลอดเลือดดำ (vein) เป็นหลอดเลือดที่นำพาเลือดกลับเข้าสู่หัวใจ หน้าที่หลักของหลอดเลือดดำคือการขนส่งเลือดที่มีออกซิเจนต่ำจากเนื้อเยื่อกลับเข้าสู่หัวใจ ยกเว้นหลอดเลือดดำจากปอด (pulmonary vein) และหลอดเลือดดำอัมบิลิคัล (umbilical vein) ที่ขนส่งเลือดที่มีออกซิเจนสูง

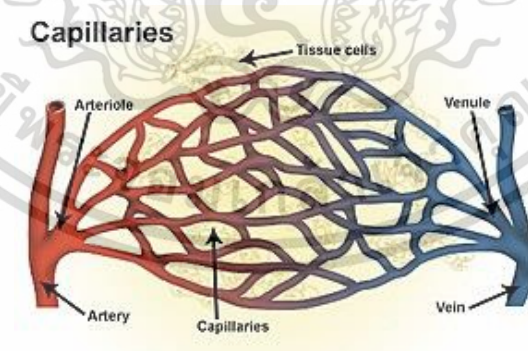
2.5.2.1 ลักษณะของเส้นเลือดดำ

ผนังของหลอดเลือดดำจะมีผนังบางกว่าหลอดเลือดแดง ประกอบด้วยเนื้อเยื่ออีลาสติกและกล้ามเนื้อเรียบน้อยกว่า นอกจากนี้หลอดเลือดดำยังมีความดันโลหิตภายใน ต่ำมากกว่าหลอดเลือดแดง อีกทั้งชั้นลูเมน (lumen) ของหลอดเลือดดำยังมีขนาดใหญ่กว่าหลอดเลือดแดงอีกด้วย

- มีผนังบาง ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ 3 ชั้น เช่นเดียวกับหลอดเลือดแดงแต่บางกว่า
- ผนังมีความยืดหยุ่นได้น้อย เพราะมีเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ และเนื้อเยื่อเกี่ยวพันน้อย

2.5.3 หลอดเลือดฝอย Capillary

หลอดเลือดฝอย (Capillary) หมายถึง หลอดเลือดที่เชื่อมต่อระหว่างหลอดเลือดแดงขนาดเล็กไปยังหลอดเลือดดำขนาดเล็ก โดยจะแทรกอยู่ในเนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกาย เช่น ผิวหนัง กล้ามเนื้อ สมอง และอวัยวะอื่นๆ ยกเว้นเส้นผม และเล็บจะไม่มีหลอดเลือดฝอย



รูปที่ 2.17 ลักษณะหลอดเลือดฝอย

2.5.3.1 ลักษณะของเส้นเลือดฝอย

- หลอดเลือดฝอยเป็นหลอดเลือดที่มีขนาดเล็กที่สุดในร่างกายมีทั้งเส้นเลือดแดงฝอย และเส้นเลือดดำฝอย
- มีเนื้อเยื่อบางมาก มีจำนวนมากเพราะเป็นส่วนที่ต้องแยกไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย มีผนังบาง มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 7 ไมโครเมตร
- ประกอบด้วยเซลล์เพียงชั้นเดียว มีหน้าที่เป็นแหล่งที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซ และสารต่างๆระหว่างเลือดกับเซลล์ของร่างกายโดยวิธีการแพร่

2.5.4 การยืดขยายและความหยุ่นตัวของหลอดเลือด

ในการเปรียบเทียบความสามารถที่แท้จริงในการยืดขยายตัวของหลอดเลือดว่าหลอดเลือดใดสามารถยืดขยายได้มากกว่ากันนั้นสามารถทำได้โดยการเปรียบเทียบสัดส่วนการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของหลอดเลือด ต่อการเปลี่ยนแปลงของความดันไปหนึ่งหน่วยหากเอาหลอดเลือดแดงหรือ หลอดเลือดดำใหญ่ออกมาจากร่างกายแล้วนำมาผูกปลายทั้งสองข้าง หลังจากนั้นเอาเลือดหรือสารน้ำฉีดเข้าไปซ้ำๆ เข้าไปภายในท่อกลางของหลอดเลือดที่ผูกปลายอยู่ จะมีการเพิ่มขึ้นของปริมาตรเลือดหรือสารน้ำภายในไปพร้อมกันกับการเพิ่มความดันภายในหลอดเลือด เราสามารถนำเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกับความดันภายในหลอดเลือดมาสร้างกราฟได้

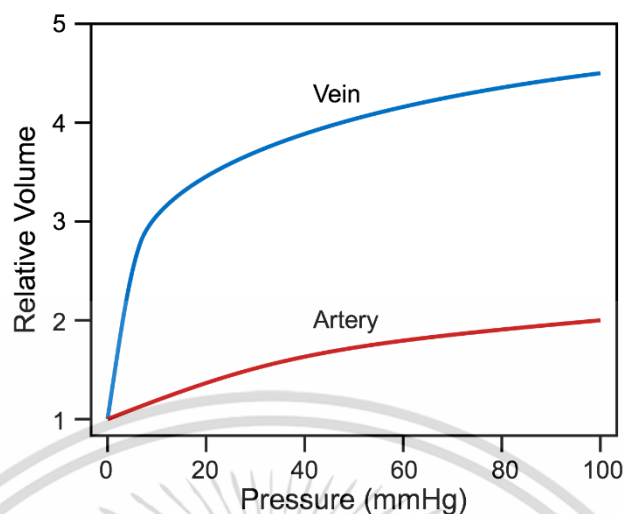
ความชัน (slope) ที่จุดใดๆ ซึ่งเป็นสัดส่วนระหว่างเปอร์เซ็นต์ของการเพิ่มขึ้นของปริมาตรต่อการเพิ่มขึ้นของความดัน ซึ่งก็คือค่าของความสามารถในการยืดขยายตัว (distensibility) โดยที่การยืดขยายตัว (distensibility) = [ปริมาตรที่เปลี่ยนไป] / [ค่าปริมาตรเริ่มต้น x ความดันที่เปลี่ยนไป] ค่าของความชันหรือความยืดหยุ่นจำกัดนี้จะเปลี่ยนแปลงไป ตามความหนาและปริมาณอิลาสตินในผนังหลอดเลือด รวมทั้งขึ้นกับความมาก - น้อย ในการเพิ่มขึ้นของปริมาตรด้วย คือหากมีปริมาตรเพิ่มขึ้นมากแล้ว ค่า ความยืดหยุ่นจำกัดก็จะลดลงได้ หลอดเลือดเอออร์ตา ในคนอายุน้อยจะมี ความยืดหยุ่นจำกัดสูง และมีการหดกลับสู่สภาวะเดิม (recoil) ได้ดีในช่วงของความดันประมาณ 75 - 150 มิลลิเมตรปรอทหากความดันสูงกว่านี้ เช่นที่ 200 มิลลิเมตรปรอทเมื่อมีการเพิ่มปริมาตร มากเกินไป ผนังหลอดเลือดจะมีความตึงแข็ง (rigid) จะเห็นเส้นกราฟมีความชันน้อยลง หมายถึงการมีความยืดหยุ่นจำกัดลดลง และการหดกลับคืน (recoil) ไม่ดี เนื่องจากเมื่อมีการยืด (stretch) ของคอลลาเจนและกล้ามเนื้อเรียบถึงจุดหนึ่งจะทำให้มีการต้านไม่ให้มีการ ยืดขยายตัวต่อไป

หลอดเลือดดำมีค่าการยืดขยายตัวสูงเมื่อประเมินที่ความดันปกติ (0-10 มิลลิเมตรปรอท) พบว่ามีค่าประมาณ 6-8 เท่าของค่าของหลอดเลือดแดง แต่หลอดเลือดจะไม่แสดงคุณสมบัติการมีความยืดหยุ่นจำกัดสูง ให้เห็นหากไม่มีการเพิ่มปริมาตรเลือดหรือสารน้ำ เนื่องจากหลอดเลือดดำมีปริมาตรเป็น 3-4 เท่า

ของ หลอดเลือดแดง ความสามารถในการรับเลือดของระบบหลอดเลือดดำมีประมาณ 25-30 เท่าของ หลอดเลือดแดง ดังนั้นหน้าที่หลักของหลอดเลือดดำที่จะเป็นแหล่งเก็บเลือด(volume storer) ของระบบไหลเวียน

ความหยุ่นตาม (compliance) หรือ ความจุ (capacitance) ทั้งสองเป็นค่าที่ความหมายคล้ายกัน มักใช้แทนกันได้แต่มีความแตกต่างจากค่าการยืดขยายตัวกล่าวความหยุ่นตาม (compliance) หรือ ความจุ (capacitance) หมายถึงการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรต่อหนึ่งหน่วยที่เปลี่ยนไปของความดัน เมื่อมีการเพิ่มปริมาตรเลือดหรือสารน้ำเข้าไปในหลอดเลือดโดยมิได้คำนึงถึงขนาดเริ่มต้นของหลอดเลือด โดยที่ค่าการยืดขยายตัว จะคำนึงถึงขนาดเริ่มต้นของหลอดเลือดด้วย ทั้ง ความหยุ่นตามและค่าการยืดขยายตัวมักใช้ในการอธิบาย ถึงความสามารถในการขยาย(expandability) ของหลอดเลือดหรืออวัยวะ เช่น ปอด อย่างไรก็ตามทั้งความหยุ่นตามและค่าการยืดขยายตัวมีข้อดี-ข้อเสียในการนำไปใช้ ต่างกัน ได้แก่ เมื่อต้องการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของความดันกับปริมาตร ระหว่างหลอดเลือดที่ต่างกัน หากมิได้คำนึงถึงขนาดของหลอดเลือด จะไม่สามารถเปรียบเทียบได้อย่างยุติธรรม ซึ่งจริงๆ แล้วในหลอดเลือดขนาดเล็ก การเพิ่มของปริมาตรที่เท่ากันจะทำให้มีการเพิ่มความดันขึ้นได้มากกว่าเมื่อเทียบกับหลอดเลือดขนาดใหญ่ ดังนั้นเห็นได้ว่าหลอดเลือดขนาดเล็กมีความหยุ่นตาม น้อยกว่า ด้วยเหตุนี้ค่าการยืดขยายตัวจึงทำให้เปรียบเทียบคุณลักษณะจำเพาะของหลอดเลือดต่างชนิดกันหรือต่างขนาดได้ดีกว่า แต่ความหยุ่นตาม ก็มีข้อดีอยู่ในกรณีที่ต้องการทราบวาระบบหลอดเลือดใดสามารถที่จะจุเลือดได้มากกว่ากัน ซึ่งมีความสำคัญมากกว่าในแง่สรีรวิทยาและการนำไปใช้

ค่าการยืดขยายตัวยังสามารถเปลี่ยนแปลงไปได้ตามอายุ โรค การกระตุ้นของประสาทอัตโนมัติ และยาหลายชนิด ผนังหลอดเลือดในคนสูงอายุจะมีการสะสมของ เนื้อเยื่อเส้นใยที่มีความยืดหยุ่นน้อย ทำให้เกิดการยึดและขาดความยืดหยุ่นของหลอดเลือด การเปลี่ยนแปลงตามอายุนี้ส่งผลต่อความสัมพันธ์ระหว่าง ความดันกับปริมาตรการไหลของหลอดเลือดแดงทั้งระบบ อย่างไรก็ตามเมื่ออายุมากขึ้นขนาดของ หลอดเลือดแดงเอออร์ตามักมีขนาดใหญ่ขึ้นด้วย ซึ่งอาจมีผลทำให้มีการชะลอการลดลงของ ค่าการยืดขยายตัว จากการที่มีการเพิ่มขนาดนี้เองทำให้หลอดเลือดเอออร์ตาสามารถรับเลือดที่ส่งออกมาจาก หัวใจห้องล่างซ้ายได้โดยมีการเพิ่มของความดันไม่มากนัก



รูปที่ 2.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์การยืดขยายและความหยุ่นตัวของหลอดเลือด

2.5.5 ความแข็งของหลอดเลือดแดง (Arterial stiffness)

เป็นภาวะที่ผนังหลอดเลือดมีความยืดหยุ่นลดลงจากการที่หลอดเลือดมีการสร้างเส้นใยคอลลาเจน ในปริมาณที่มากกว่าภาวะปกติ ร่วมกับการลดลงของปริมาณอีลาสตินทำให้หลอดเลือดเกิดการแข็งตัวปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อการเพิ่มขึ้นของหลอดเลือดแดงแข็ง ได้แก่ อายุ, ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดหัวใจอื่นๆ อันได้แก่ ความอ้วน, สูบบุหรี่, ความดันโลหิตสูง, ไขมันในเลือดสูง, กลุ่มอาการเมตาบอลิก (metabolic syndrome), เบาหวาน, ระดับโฮโมซิสเตอีนในเลือดสูง (hyperhomocysteinaemia), ระดับซีอาร์พีสูง (high CRP level), โรคทางหลอดเลือดหัวใจ ได้แก่ โรคหลอดเลือดสมองที่เป็นเหตุให้ถึงตาย (fatal stroke) และโรคอื่นๆ ได้แก่ ไตวายเรื้อรังระยะสุดท้าย (End Stage Renal Disease, ESRD), โรคข้อรูมาตอยด์ (rheumatoid arthritis), ภาวะหลอดเลือดอักเสบทั่วร่างกาย (systemic vasculitis), โรคซิสทีมิคลูปัส อิริทีมาโทซีส (systemic lupus erythematosus) และปัจจัยทางพันธุกรรม ได้แก่ การมีประวัติครอบครัวเป็นความดันโลหิตสูง, โรคเบาหวาน, โรคหัวใจขาดเลือด รวมถึงปัจจัยทางสรีรวิทยาอื่นๆ เช่น น้ำหนักเมื่อแรกเกิดน้อย (low birth weight), รอบประจำเดือน (menstrual cycle), ภาวะหมดประจำเดือน (menopausal status), การตรวจประเมินความแข็งของหลอดเลือดแดงเป็นการประเมินทางโครงสร้างของหลอดเลือดในด้านค่าการยืดขยายตัว, ความหยุ่นตามโดยสามารถประเมินได้ 3 แบบ คือ

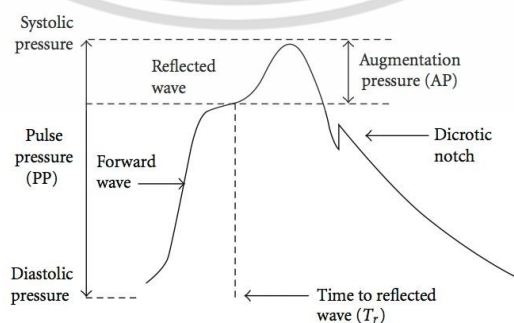
- ความแข็งของหลอดเลือดแดงเฉพาะที่ (local arterial stiffness) เป็นการดูการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ของหลอดเลือดต่อแรงดันที่เพิ่มขึ้นโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (ultrasound) และการตรวจ

ด้วยภาพเอ็มอาร์ อย่างไรก็ตามวิธีการตรวจดังกล่าวจะต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการตรวจโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง และการตรวจด้วยภาพเอ็มอาร์จึงเป็นการตรวจที่ใช้ค่าใช้จ่ายสูง

- ความแข็งของหลอดเลือดแดงในบางส่วนของร่างกาย (regional arterial stiffness) โดยดูจาก อัตราความเร็วของคลื่นชีพจรที่เคลื่อนที่ไปตามหลอดเลือด (pulse wave velocity) สามารถวัดความเร็วดังกล่าวได้ด้วยอุปกรณ์การตรวจซึ่งมีหลายชนิดการวัดสัญญาณชีพจรจากปลายนิ้ว ทำการตรวจวัดคลื่นชีพจรที่หลอดเลือดส่วนปลายสองตำแหน่งหรือทำการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดคลื่นชีพจรในตำแหน่งหลอดเลือดส่วนปลาย 1 ตำแหน่งเพื่อประเมินความแข็งของหลอดเลือดแดงในบางส่วนของร่างกาย

- ความแข็งของหลอดเลือดแดงทั้งระบบของร่างกาย (systemic arterial stiffness) โดยดูจากการวิเคราะห์คลื่นชีพจร (pulse wave analysis) วิธีที่นิยมตรวจวัดเพื่อประเมินความยืดหยุ่นของหลอดเลือดในปัจจุบันคือการวัดความเร็วคลื่นชีพจรหลอดเลือดและการวิเคราะห์คลื่นชีพจร สำหรับการวัดความเร็วคลื่นชีพจร (pulse wave velocity, PWV) ถือเป็นวิธีการตรวจวัดความแข็งของหลอดเลือดแดงที่เป็นมาตรฐาน, ทำได้ง่าย ไม่เป็นอันตราย (non-invasive), มีความถูกต้อง และความแม่นยำในการทำซ้ำ(reproducible)

การวิเคราะห์คลื่นชีพจร (pulse wave analysis) เป็นการตรวจวิเคราะห์ความแข็งของหลอดเลือดแดงทั้งระบบของร่างกาย โดยทำการวิเคราะห์จากกราฟของแรงดันในหลอดเลือดแดง (arterial pressure wave form) ซึ่งเป็นผลรวมของแรงดันในหลอดเลือดจากการบีบตัวของหัวใจด้านซ้าย (forward wave) และแรงดันที่ได้จากการสะท้อนกลับ (reflected wave) จากหลอดเลือดส่วนปลาย ในภาวะที่หลอดเลือดที่มีความยืดหยุ่นสูงหลอดเลือดแข็งตัวน้อยการเคลื่อนที่ของรูปแบบคลื่นชีพจร (pulse wave form) จะช้าและแรงดันสะท้อนกลับจากหลอดเลือดส่วนปลายจะสะท้อนกลับถึงบริเวณเออร์ติกในช่วงหัวใจคลายตัว (diastole) พอดีในทางกลับกันถ้าหากหลอดเลือดมีความแข็งตัวสูงความยืดหยุ่นของหลอดเลือดจะน้อยการเคลื่อนที่ของรูปแบบคลื่นชีพจรจะเร็วส่งผลให้เกิดแรงดันสะท้อนกลับเร็วกว่าภาวะปกติทำให้แรงดันรวมในหลอดเลือดแดงสูงขึ้น (augmented pressure, AP)



รูปที่ 2.19 ลักษณะคลื่นแรงดันจากออร์ติก (Aortic pulse pressure wave form)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์คลื่นชีพจรสามารถวิเคราะห์ได้จากหลอดเลือด 2 ตำแหน่งคือหลอดเลือดแดงข้อมือ (radial artery) และหลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติด (common carotid artery) โดยนิยมตรวจวัดที่หลอดเลือดแดงข้อมือมากกว่าเนื่องจากสามารถวางหัวตรวจปลายคล้ายดินสอด (pencil probe) บนกระดูกปลายแขนท่อนนอก (radius) ได้สะดวกในขณะที่หลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติด (common carotid artery) ในผู้ป่วยที่อ้วนมากหรือมีหลอดเลือดแข็ง (atherosclerotic plaque) หรือหลอดเลือดแดงมีหินปูนเกาะ (calcified artery) การวิเคราะห์ทำได้ลำบากกว่าและต้องใช้ความชำนาญสูง โดยทำการตรวจวิเคราะห์ชีพจรความดันเลือดแดง (arterial pressure wave) จากหลอดเลือดแดงข้อมือโดยใช้เครื่องตรวจวัดความดันหลอดเลือดแดงข้อมือ (radial artery tonometry) ร่วมกับอุปกรณ์ส่งถ่ายข้อมูล (Sphygmocor) ในการช่วยวิเคราะห์ข้อมูล โดยปัจจัยที่มีผลต่อ Aix ได้แก่ การเพิ่มขึ้นของ mean arterial pressure ความสูงและอัตราการเต้นของหัวใจพบว่าทุกๆอัตราการเต้นของหัวใจที่เพิ่มขึ้น 10 ครั้งต่อนาทีส่งผลให้ Aix ลดลงร้อยละ 4 ปัจจุบันวิธีการตรวจวิเคราะห์คลื่นชีพจรถือเป็นวิธีที่ทำได้ง่ายไม่เป็นอันตราย (noninvasive) ให้ความถูกต้อง (validity) และความเชื่อมั่น (reliability) ของข้อมูลสูง

2.5.6 การวัดความเร็วคลื่นชีพจร (pulse wave velocity ,PWV)

ความเร็วคลื่นความดันเลือดแดงเป็นการประเมินหลอดเลือดแดงแข็งแบบไม่รุกรานและทำนายโรคหลอดเลือดแดงแข็งในผู้สูงอายุองค์ประกอบของกลุ่มอาการเมตาบอลิกเป็นปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือด ความเร็วคลื่นความดันเลือดแดง (Pulse Wave Velocity,PWV) เป็นดัชนีชี้วัดทางคลินิกสำหรับการตรวจประเมินโรคหลอดเลือดแดงแข็ง และ เป็นการพยากรณ์ความเสี่ยงในการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือดดังนั้น จึงมีการนำ PWV มาใช้กันอย่างแพร่หลายเนื่องจากเป็นวิธีการตรวจประเมินหลอดเลือดแดงชนิดไม่รุกราน (Non-Invasive) ราคาไม่แพงและได้ค่าที่มีความแม่นยำ

2.5.7 การประมาณความดันโลหิต

เมื่อเลือดไหลผ่านหลอดเลือดแดงคลื่นความดันจะแพร่กระจายด้วยความเร็วที่เรียกว่าชีพจรคลื่นความเร็ว (PWV) ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติความยืดหยุ่นของทั้งหลอดเลือดแดงและเลือดจาก สมการ Moens-Korteweg กำหนดชีพจรคลื่นความเร็ว (PWV) เป็นฟังก์ชันของหลอดเลือดและคุณสมบัติของของเหลว

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2r\rho}} \quad (2.1)$$

เมื่อ L คือความยาวของหลอดเลือดพื้ที่ เป็นเวลาที่ชีพจรความดันใช้ในการส่งผ่านความยาวนั้น ρ คือความหนาแน่นของเลือด r คือรัศมีภายในของหลอดเลือด h คือความหนาของผนังหลอดเลือดและ E คือโมดูลัสยืดหยุ่น ของผนังหลอดเลือด ในสมการนี้พารามิเตอร์ elasticity E นั้นสัมพันธ์กับ BP ตามสมการต่อไปนี้

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2.2)$$

โดยที่ α เป็นค่าคงที่, E_0 คือโมดูลัสความดันศูนย์ของผนังหลอดเลือด, P คือค่าความดันภายในหลอดเลือด จากสมการทั้งสองนี้ความดันเลือดสามารถคำนวณได้จาก PTT โดยสมมติว่าพารามิเตอร์อื่น ๆ ทั้งหมดคงที่ จากสมการที่ (1) และ (2) เราสามารถได้รับการอ้างอิงลอการิทึมระหว่าง BP และ PTT:

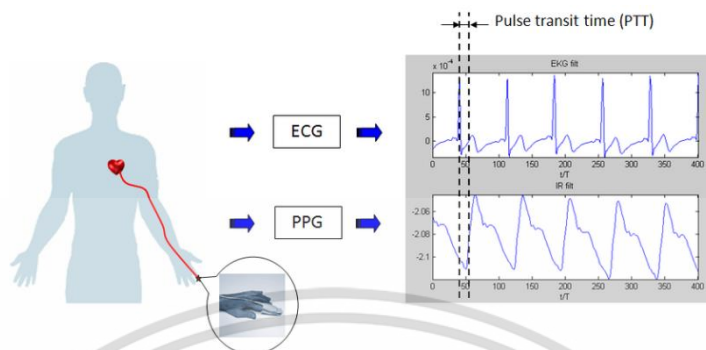
$$BP = -\frac{2}{\alpha} \times \ln PTT + \frac{\ln \frac{2r\rho L^2}{hE_0}}{\alpha} \quad (2.3)$$

มีปัจจัยทางกายภาพหลายอย่างที่มีผลต่อการเต้นของหัวใจและความดันโลหิตเช่นปริมาณเลือด, ความต้านทานของหลอดเลือด, ความหนาของเลือด ความดันโลหิตเป็นผลผลิตของการเต้นของหัวใจและความต้านทานในหลอดเลือดในทางปฏิบัติระบบประสาทอัตโนมัติของแต่ละคนจะตอบสนองปัจจัยทั้งหมดต่างๆ เหล่านี้ โดยเมื่อความดันโลหิตลดลงระบบประสาทจะถูกกระตุ้น ในทางกลับกัน Heart Rate จะเพิ่มการเต้นของหัวใจและผนังหลอดเลือดแดงเพื่อเพิ่มความดันโลหิต กล่าวอีกนัยหนึ่งความดันโลหิตนั้นเกี่ยวข้องกับทั้ง Heart Rate และ BP ก่อนหน้าดังนั้นเราจึงกำหนดฟังก์ชันการประมาณค่า BP ดังนี้:

$$BP_n = a \cdot \ln PTT + b \cdot HR + c \cdot BP_{n-1} + d \quad (2.4)$$

โดยที่ PTT เกิดจากความแตกต่างของเวลาระหว่างสัญญาณ ECG และ PPG, Heart Rate สามารถวัดได้จาก ECG และ $BP_{(n-1)}$ เป็นค่าประมาณของ BP ก่อนหน้า สามารถคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ทั้งสี่ (a , b , c และ d) ได้โดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด

2.6 Pulse transit time (PTT)



รูปที่ 2.20 แสดงวิธีการวัดค่าพัลส์ทรานซิสใหม่จากกราฟพีซีจีและพีพีจี

พัลส์ทรานซิสใหม่ (Pulse transit time) หมายถึงเป็นเทคนิคการวัดเวลาที่คลื่นความดันใช้ในการเคลื่อนที่จากเอออร์ตาไปยังปลายแขนนั้นมีความสัมพันธ์กับความดันระยะหัวใจบีบตัว จึงมีการพัฒนาเครื่องมือวัดความดันเลือดต่อเนื่องแบบไม่รุกรานกล่าวโดยสรุป คือ เคลื่อนที่เวลาที่ใช้วัดการเคลื่อนที่ของชีพจรโดยแสดงการเคลื่อนที่เป็นคลื่นความดันโลหิตที่เริ่มต้นจากการบีบตัวของหัวใจจนถึงส่วนปลายนิ้ว เป็นการคำนวณเวลาระหว่างช่วงที่หัวใจบีบตัวซึ่งแสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายและการเดินทางของชีพจรมาที่ปลายนิ้ว ซึ่งสามารถใช้ช่วงเวลานี้บอกถึงความแปรปรวนของความดันโลหิตได้ โดยความเร็วที่คลื่นความดันโลหิตเดินทางไปแปรผันตรงกับความดันโลหิต ดังนั้นถ้าความดันโลหิตสูงขึ้นอย่างรวดเร็วเป็นสาเหตุให้เสียงของหลอดเลือดดังเพิ่มขึ้นด้วยเหตุนี้ผนังของหลอดเลือดจะแข็งตัวนั้นจะทำให้ค่าพีทีที มีขนาดสั้นลง ในทางตรงกันข้าม ถ้าความดันโลหิตต่ำลง เสียงของหลอดเลือดก็จะเบาลงแต่ค่าพีทีที จะเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามนักวิจัย ได้ทำการศึกษารายงานการเปรียบเทียบระหว่างค่าพีทีที กับการใช้ที่วัดปลายนิ้ว ซึ่งเป็นเครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกร้าเข้าสู่ร่างกายซึ่งพบว่าค่า พีทีที มีสัดส่วนผกผันกับความดันโลหิต ค่าสัมบูรณ์ของ พีทีที ไม่สามารถประมาณค่าเป็นค่าสัมบูรณ์ของความดันโลหิต ณ เวลาใดเวลาหนึ่งได้ แต่ค่า พีทีทีสามารถทำนายการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตในช่วงเวลาสั้นๆได้ ในปี 1970 ค่า พีทีที ถูกใช้ในแผนการการรักษาแบบไม่สอดอุปกรณ์เข้าสู่ร่างกายโดยใช้เป็นเครื่องหมายแทนการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต ซึ่งใช้ในการศึกษาผู้ป่วยที่มีภาวะการหายใจขณะนอนหลับที่ผิดปกติ ค่า พีทีที ได้รับการเสนอว่าเป็นวิธีการวัดปริมาณความพยายามในการหายใจโดยใช้เครื่องตรวจจับวัดการเปลี่ยนแปลงความผันผวนของความดันโลหิตที่เกี่ยวข้องกับการแกว่งของความดันเยื่อหุ้มปอด ในทำนองเดียวกัน ค่าความดันโลหิตที่เพิ่มสูงขึ้นเกี่ยวข้องกับการที่สมองถูกกระตุ้นให้ตื่นซึ่งสามารถตรวจพบได้โดยใช้ค่า พีทีทีวินิจฉัยได้ ดังนั้นจึงมีความเป็นไปได้ในการประเมินผลโดยไม่จำเป็นต้องบันทึกค่าอ็อกซี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยค่าพีทีทีถูกวัดโดยใช้การบันทึกค่าของช่วงเวลาระหว่างช่วงคลื่นพัลส์ของหลอดเลือดแดงจนไปถึงปลายนิ้ว ในปัจจุบันนี้เพื่อให้สะดวกต่อการวัด จึงใช้คลื่นหัวใจ R wave หรือ Q wave เป็นจุดเริ่มต้นในการประเมินผลเนื่องจากเป็นช่วงเวลาโดยประมาณที่สอดคล้องกับการเปิดลิ้นหัวใจออร์ติก

ความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีช่วยให้สามารถประมาณค่าการเคลื่อนที่พัลส์ได้อย่างแม่นยำในบริเวณรอบนอกเช่นนิ้วโดยใช้การวัดที่ปลายนิ้ว เรียกว่าโฟโต้เพอร์สโมกราฟี (photoplethysmography) ซึ่งเป็น 25% หรือ 50% (ขึ้นอยู่กับอุปกรณ์ที่ใช้) ของความสูงของค่าสูงสุดจะถูกนำมาเพื่อบ่งชี้ถึงการมาถึงของคลื่นชีพจร

2.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ถูกรวมไว้ในชิปเดียวประกอบด้วย หน่วยประมวลผลกลาง (CPU) วงจรอินพุต/เอาต์พุต หน่วยความจำ แรมและแฟลช ตัวจับเวลา ตัวนับ เป็นต้น

2.7.1 โครงสร้างและส่วนประกอบ

- หน่วยประมวลผลกลาง (CPU)
- หน่วยความจำ (Memory)
- ช่องสำหรับเสียบสายเคเบิล (Port)
- วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา
- ส่วนประกอบอื่น ๆ

2.7.2 ประโยชน์ของไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้าหรือระบบอิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นเปรียบเสมือนคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กอยากให้มันทำอะไรเราก็เขียนโปรแกรมที่เราต้องการยึดใส่ลงไป ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็เลยเข้ามาเกี่ยวข้องเพื่อรองรับกับความอยากนำไปควบคุมระบบที่ความรู้ความเข้าใจที่พวกเราอยากได้โดยให้มีขนาดเล็กที่สุดแต่ไม่ใช่เพียงขนาดเล็กแค่นั้น มันยังสามารถบ่อนชุดคำสั่งให้สามารถปฏิบัติงานได้อย่างอัตโนมัติ ด้วยแบบการเขียนโปรแกรมภาษาต่างๆตามความชำนาญ นักออกแบบ พัฒนาผลิตภัณฑ์ ตลอดจนถึงประดิษฐ์ทั้งหลายต่างหลีกเลี่ยงไม่ได้เลยที่จะต้องอาศัยวงจรอิเล็กทรอนิกส์เข้าไปมีส่วนเกี่ยวข้องในการควบคุมแต่ครั้งวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาต่ออนุกรมเพื่อความสามารถที่เราต้องการ นั่นก็ใหญ่โตเสียเหลือเกินดูเหมือนจะขัดแย้งกับความต้องการของผู้บริโภคและหลักการออกแบบผลิตภัณฑ์

2.7.3 ทรูกลเอวีอาร์ (AVR)

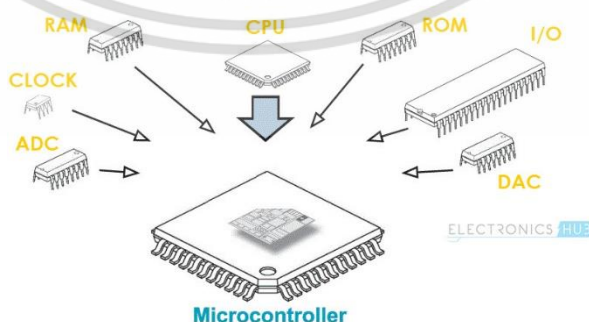
AVR เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลหนึ่งผลิตโดยบริษัทสถาปัตยกรรมแบบ RISC มีความเร็วในการประมวลผล 1 คำสั่ง ต่อ 1 สัญญาณนาฬิกา ใช้พลังงานต่ำโดยบางรุ่นใช้ไฟเพียง 1.5 V – 5.5 V เท่านั้นและยังมีโหมดประหยัดพลังงานอีก 6 โหมด ในบทความนี้ผมจะใช้ AVR เบอร์ ATmega48 ซึ่งเป็นรุ่นเล็กสุดในกลุ่ม ATmega สำหรับโปรแกรมที่ใช้เขียนนั้นจะใช้ mikroC for AVR

2.7.4 ทรูกลพีไอซี(Peripheral Interface Controller-PIC)

เพอริเฟอรัล อินเทอร์เฟซ คอนโทรลเลอร์(Peripheral Interface Controller-PIC) คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์อีกตระกูลหนึ่ง ซึ่งวิธีคิดของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลพีไอซีจะรวมเอาทุกๆ สิ่งทุกอย่างไว้ในตัวของมันไม่ว่าจะเป็นโปรแกรม(PROGRAM), หน่วยความจำ(MEMROY), ไอแอสคิวซี(I2C) อื่นๆ อีกมากมายโดยไม่จำเป็นต้องต่อเครื่องมืออื่นเพิ่มเติม

พีไอซีเป็นครอบครัวที่เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ทำโดยเทคโนโลยีไมโครชิพมาจากการพัฒนามาจากเครื่องดนตรีทั่วไปส่วนไมโครอิเล็กทรอนิกส์ ชื่อพีไอซีแรกเรียกว่าเพอริเฟอรัล อินเทอร์เฟซแบบควบคุม ส่วนแรกของครอบครัวที่มีอยู่ในปี 1976 ซึ่งในปี 2013 บริษัท ได้จัดส่งกว่าสิบล้านชิ้นขึ้นส่วนบุคคลที่ใช้ในความหลากหลายของระบบฝังตัว

รุ่นแรกของพีไอซีได้รวม(ROM)โปรแกรมสำหรับการจัดเก็บโปรแกรมบางคนที่มิชอบปฏิบัติสำหรับการลบหน่วยความจำ ทุกวันนี้ในปัจจุบันใช้หน่วยความจำแฟลชสำหรับการจัดเก็บข้อมูลของโปรแกรมและรูปแบบใหม่ให้พีไอซีคือหน่วยความจำโปรแกรมและหน่วยความจำข้อมูลจะถูกแยกออกจากกัน หน่วยความจำข้อมูลเป็น 8 บิต 16 บิตและในรุ่นล่าสุด 32 บิตกว้าง คำแนะนำการใช้โปรแกรมแตกต่างกันในบิตนับจากคนในครอบครัวของ PIC และอาจจะเป็น 12, 14, 16 หรือ 24 บิต ชุดคำสั่งยังแตกต่างกันโดยรุ่นที่มีชิปมีประสิทธิภาพมากขึ้นการเพิ่มฟังก์ชันคำแนะนำสำหรับการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล



รูปที่ 2.21 ส่วนประกอบของไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.5 Arduino Uno R3

อะดูโน้ (Arduino) คือบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เน้นการใช้งานที่ง่ายที่ฮาร์ดแวร์ (hardware) และซอฟต์แวร์ (software) อะดูโน้ได้รับสมอบของหลายพันโครงการจากวัตถุในชีวิตประจำวันได้ใช้เครื่องมือทางวิทยาศาสตร์ที่ซับซ้อนชุมชนทั่วโลกของผู้ผลิต,นักเรียน, มือสมัครเล่น,โปรแกรมเมอร์และผู้เชี่ยวชาญด้านได้รวมตัวกันรอบแพลตฟอร์มเปิดแหล่งที่มาที่ผลงานของพวกเขาได้เพิ่มขึ้นเป็นจำนวนเงินที่เหลือเชื่อของความรู้ที่สามารถเข้าถึงได้ที่สามารถช่วยที่ดีของสามเณรและผู้เชี่ยวชาญเหมือนกัน

อะดูโน้ (Arduino) คือ โครงการที่นำชิปไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลต่างๆ มาใช้ร่วมกันในภาษาซีซึ่งภาษาซี นี้เป็นลักษณะเฉพาะ คือมีการเขียนไวยากรณ์ของ Arduino ขึ้นมาเพื่อให้การสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ที่แตกต่างกัน สามารถใช้งานโค้ดตัวเดียวกันได้ โดยตัวโครงการได้ออกบอร์ดทดลองมาหลายรูปแบบ เพื่อใช้งานกับไอดีอี ของตนเอง สาเหตุหลักที่ทำให้ Arduino เป็นนิยมมาก เป็นเพราะซอฟต์แวร์ที่ใช้งานร่วมกันสามารถโหลดได้ฟรีและตัวบอร์ดทดลองยังถูกแจกแปลา ทำให้ผู้ผลิตจินนำไปผลิตและขายออกตลาดมาในราคาที่ถูกลงโดยบอร์ดที่ถูกที่สุดในตอนนี้คือบอร์ดอะดูโน้ เป็นบอร์ดอะดูโน้ ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจากราคาไม่แพง ส่วนใหญ่โปรเจกต์และไวยากรณ์ต่างๆ ที่พัฒนาขึ้นมาช่วยพัฒนา จะอ้างอิงกับบอร์ดนี้เป็นหลักเนื่องจากเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการเริ่มต้นเรียนรู้อะดูโน้และมีที่шил (Shields) ให้เลือกใช้งานได้มากกว่าบอร์ดอะดูโน้รุ่นอื่นๆ ที่ออกแบบมาเฉพาะมากกว่า โดยบอร์ด อะดูโน้ ยูโน่ (Arduino Uno)



รูปที่ 2.22 ส่วนประกอบอาร์ดูโน้ ยูโน่ อาร์สาม (Arduino Uno R3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.6 โมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Module AD8232)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ EKG) เป็นไมโครคอนเทรลเลอร์ที่ใช้ในการวินิจฉัยที่ใช้เป็นประจำเพื่อประเมินการทำงานของระบบไฟฟ้าและกล้ามเนื้อของหัวใจ

เอดี8232 ไบโพลาร์ ไฮว พาส ฟิลเตอร์(AD8232 bipolar high-pass filter) ฟิวเตอร์จะกรองสัญญาณที่มีความถี่สูงๆให้ระบบเพื่อขยายเสียงซึ่งช่วยให้สามารถรับสัญญาณได้สูงประหยัดพื้นที่และค่าใช้จ่าย โดยอุปกรณ์นี้ไม่ใช่อุปกรณ์ทางการแพทย์และไม่ได้มีจุดประสงค์ในการใช้รักษา



รูปที่ 2.23 ส่วนประกอบโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (AD8232)

2.7.2.1 คุณสมบัติ

- ออกแบบมาเพื่อแยกขยายและกรองสัญญาณ biopotential ขนาดเล็กในที่มีสถานะที่มีเสียงดังเช่นที่สร้างขึ้นโดยการเคลื่อนที่หรือตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าระยะไกล
- Single Lead Heart Rate Monitor เป็นบอร์ดประหยัดค่าใช้จ่ายที่ใช้วัดกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ
- AD8232 เป็นชุดควบคุมสัญญาณแบบสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, biopotential อื่น ๆ
- ECGs อาจมีเสียงรบกวนมาก AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor ทำหน้าที่เป็น op amp เพื่อช่วยในการรับสัญญาณที่ชัดเจนจากช่วง PR และ QT ได้อย่างง่ายดาย
- กิจกรรมทางไฟฟ้านี้สามารถทำเป็น ECG หรือ Electrocardiogram และเอาท์พุทเป็นแบบอ่านอนาล็อก

2.7.2.2 ข้อมูลจำเพาะ

- ช่วงอุณหภูมิที่ตั้งไว้: 0 ถึง 70 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ช่วงอุณหภูมิในการทำงาน: -40 ถึง 85 องศา
- รองรับแรงดัน DC 3.3V
- สัญญาณที่ได้เป็นแบบ Analog

2.7.7 โมดูลวัดคลื่นสัญญาณชีพจร(MAX30100 Pulse Oximeter SpO2 and Heart-Rate Sensor Module)



รูปที่ 2.24 แสดงส่วนประกอบโมดูลวัดคลื่นสัญญาณชีพจร

แมกซ์ 30100(MAX30100) เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนและการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ประกอบด้วยไฟแอลอีดีสองดวงเครื่องตรวจจับแสงเลนส์ปรับแสงและการประมวลผลสัญญาณสัญญาณอนาลอกมีเสียงรบกวนต่ำเพื่อตรวจจับสัญญาณชีพจรออกซิเจนและสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจ MAX30100 ทำงานจากอุปกรณ์จ่ายไฟ 1.8V และ 3.3V และสามารถใช้งานได้โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่มีกระแสไฟสำรองเพียงเล็กน้อยเพื่อให้สามารถต่อสายไฟได้ตลอดเวลา

2.7.3.1 ประโยชน์และคุณลักษณะ:

- เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนและอัตราการเต้นของหัวใจ เซนเซอร์
- มีการวิธีการแก้ปัญหาของระบบเพื่อช่วยลดความซับซ้อนในการออกแบบ
- เซ็นเซอร์รับภาพและสัญญาณอนาลอกประสิทธิภาพสูงด้านหน้า - ปลาย
- ขนาดเล็ก 5.6 มม. x 2.8 มม. x 1.2
- ใช้กระแสไฟในการปิดเครื่องเพียง 0.7uA
- ความสามารถในการรับส่งข้อมูลที่รวดเร็ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 โปรแกรมที่ใช้ในการประมวลผล

```

ArduinoISP | Arduino 1.0.1
File Edit Sketch Tools Help
ArduinoISP
// ArduinoISP version 04m3
// Copyright (c) 2008-2011 Randall Bohn
// If you require a license, see
// http://www.opensource.org/licenses/bsd-license.php
//
// This sketch turns the Arduino into a AVRISP
// using the following arduino pins:
//
// pin name:   not-mega:      mega(1280 and 2560)
// slave reset: 10:           53
// MOSI:       11:           51
// MISO:       12:           50
// SCK:        13:           52
//
// Put an LED (with resistor) on the following pins:
// 9: Heartbeat - shows the programmer is running
// 8: Error     - lights up if something goes wrong (use red if
// 7: Programming - In communication with the slave
//
//
//

```

รูปที่ 2.25 หน้าจอของโปรแกรมอาร์ดูโน

2.8.1 โปรแกรมอาร์ดูโน(Arduino Program)

โปรแกรมอาร์ดูโนได้พัฒนาส่วนของระบบการเขียนโปรแกรมหรือที่เรียกว่าอินทิกรัล เดโวลอปเม้นท์ เอ็นไวรอนเมนต์(Integrated Development Environment- IDE) ซึ่งจะช่วยให้เราฝังคำสั่งลงในบอร์ดอาร์ดูโนชนิดต่างๆได้ ซึ่งในส่วนของซอฟต์แวร์นี้ยังสามารถดาวน์โหลดไลบรารีเพิ่มได้จากอินเทอร์เน็ตซึ่งทำให้เราเขียนโปรแกรมกับคอนเทเลอร์ชนิดอื่นๆ ไม่จำกัดอยู่แค่อาร์ดูโนอีกด้วย ภาษาอาร์ดูโนใช้สำหรับเขียนโปรแกรมควบคุมเป็นเครื่องมือสำหรับเขียนโปรแกรมด้วยภาษาอาร์ดูโน(Arduino), คอมไพล์โปรแกรม (Compile) และอัปโหลดโปรแกรมลงบอร์ด (Upload)

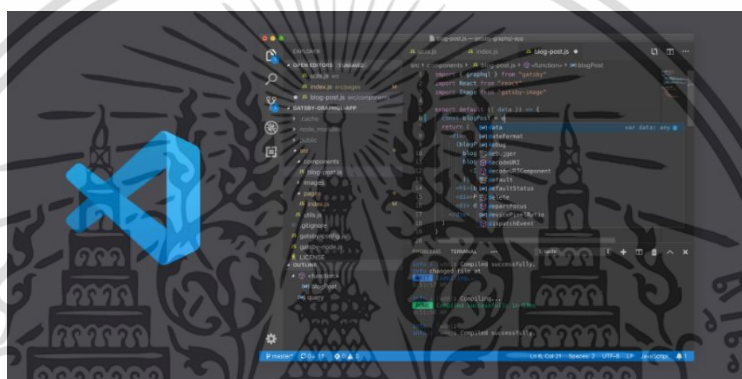
อาร์ดูโนถูกใช้ประโยชน์ในลักษณะเดียวกับเอ็มซียูคือใช้ติดต่อสื่อสารและควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้าอื่นๆ ด้วยการเขียนโปรแกรมให้กับเอ็มซียูเพื่อควบคุมการรับส่งสัญญาณทางไฟฟ้าตามเงื่อนไขต่างๆ ตัวอย่าง การประยุกต์ใช้อาร์ดูโนในชีวิตประจำวัน เช่น ระบบเปิด/ปิดไฟในบ้านอัตโนมัติ, ระบบรดน้ำต้นไม้อัตโนมัติ, ระบบเปิด/ปิดประตูอัตโนมัติ, ระบบเครื่องซักผ้าหยอดเหรียญหรือใช้ควบคุมความเร็วและทิศทางการหมุนของมอเตอร์ เป็นต้น

โดยอาร์ดูโนกำลังเป็นที่นิยมและเป็นที่สนใจ สำหรับนักอิเล็กทรอนิกส์ทั้งมือใหม่และมือเก่าทำให้เราสามารถหาอ่านคู่มือ วิธีใช้ วิธีแก้ปัญหาต่างๆ ได้ง่ายบนอินเทอร์เน็ตอาร์ดูโนพร้อมใช้งานทันที เพราะบอร์ดอาร์ดูโนติดตั้งอุปกรณ์จำเป็นพื้นฐานมาให้หมดแล้วอาร์ดูโนสามารถเขียนโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สั่งงานด้วยไวยากรณ์ภาษาซีซึ่งง่ายสำหรับผู้ที่มีพื้นฐานด้านการเขียนโปรแกรมอยู่บ้างแล้ว แต่สำหรับผู้ที่ไม่เคยเขียนโปรแกรมมาก่อน ก็สามารถเริ่มต้นศึกษา และหาหนังสืออ่านได้ไม่ยาก นอกจากนี้ยังมีไลบรารี(Library)ให้เลือกใช้มากมายทำให้การเขียนโปรแกรมทำได้ง่ายและรวดเร็วขึ้นมีข้อได้เปรียบอีกอย่างนั่นคืออาร์ดูโน้ราคาไม่แพงเกินไปสำหรับผู้ที่ยอยากจะทำเริ่มต้นใช้งาน การอัปเดตโปรแกรมที่เขียนบนคอมพิวเตอร์ลงไปที่อาร์ดูโน้ก็ทำได้โดยง่าย แค่ใช้สายยูเอสบีต่อบอร์ดอาร์ดูโน้เข้ากับคอมพิวเตอร์ แล้วอัปเดตด้วยโปรแกรมอาร์ดูโน้ ไอดีอี

2.8.2 โปรแกรมสตูดิโอโค้ด(Visual Studio Code Program)



รูปที่ 2.26 หน้าจอของโปรแกรมวิช่วสตูดิโอโค้ด

เป็นโปรแกรมแก้ไขซอร์สโค้ดที่พัฒนาโดยไมโครซอฟท์สำหรับวินโดวส์(Windows), ลินุกซ์(Linux) และ มีการสนับสนุนสำหรับการติ๊ก การควบคุมกิต(Git) ในตัวและกิตฮับ(GitHub) การเน้นไวยากรณ์ การเติมโค้ดอัจฉริยะ ตัวอย่าง และโค้ด รีเฟล็กทอริง (code refactoring) มันสามารถปรับแต่งได้หลายอย่าง ให้ผู้ใช้สามารถเปลี่ยนธีม แป้นพิมพ์ลัด การตั้งค่า และติดตั้งส่วนขยายที่เพิ่มฟังก์ชันการทำงานเพิ่มเติม ซอร์สโค้ดนั้นฟรีและโอเพนซอร์สและเผยแพร่ภายใต้สิทธิ์การใช้งานเอ็มไอที (MIT) ใบนารีที่คอมไพล์แล้วเป็นฟรีแวร์และฟรีสำหรับการใช้ส่วนตัวหรือเพื่อการค้า

วิช่ว สตูดิโอ โค้ด(Visual Studio Code) เป็นโปรแกรมแก้ไขซอร์สโค้ดที่สามารถใช้กับภาษาการเขียนโปรแกรมที่หลากหลายรวมถึงจาวา(Java), จาวาสคิป(JavaScript), โนดเจส(Node.js) และซีพลัสพลัส(C++) ซึ่งใช้ในการพัฒนาโนดเจส(Node.js) เว็บแอปที่ทำงานบนเอนจินบลิ้ง แม้ว่าจะใช้เฟรมเวิร์กอิเล็กทรอนิกส์ ซอฟต์แวร์ไม่ได้ใช้อะตอมและใช้คอมโพเนนต์ตัวแก้ไขเดียวกันซึ่งรหัสว่า "โมนาโก"ที่ใช้ใน Azure DevOps โปรแกรมนี้ช่วยให้ผู้ใช้เปิดได้หลายโดเมนทอรีซึ่งสามารถบันทึกในเว็สเปซ (workspaces) นำมาใช้ใหม่ใน ซึ่งตรงกันข้ามกับไมโครซอฟวิช่วสตูดิโอ(Microsoft Visual Studio) ซึ่งใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

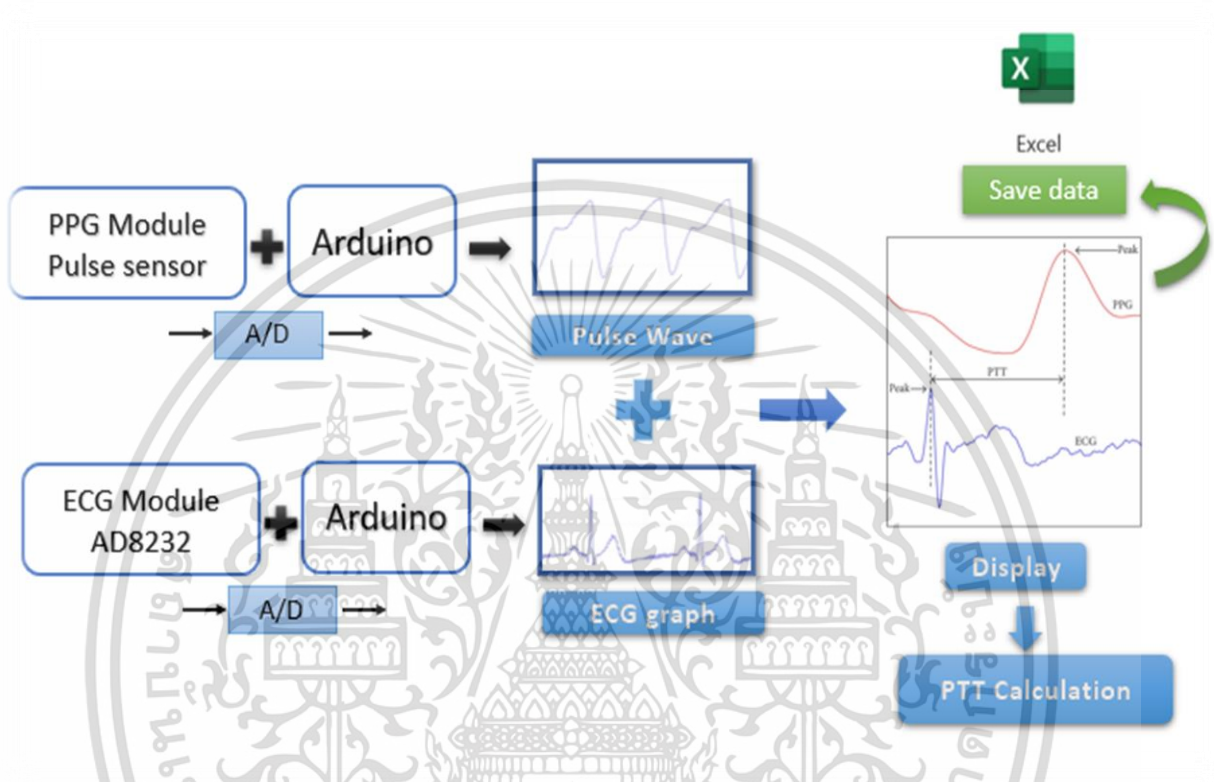
ไฟล์โซลูชัน. sln ที่เป็นกรรมสิทธิ์และไฟล์โครงการเฉพาะโครงการ รองรับภาษาการเขียนโปรแกรมจำนวนหนึ่งและชุดคุณสมบัติที่แตกต่างกันในแต่ละภาษา ไฟล์และโพลเดอร์ที่ไม่ต้องการสามารถแยกออกจากแผนผังโครงการผ่านการตั้งค่า พีเจอร์ วิซิวสตูดิโอโค้ดหลายอย่างไม่ปรากฏในเมนูหรือส่วนต่อประสานผู้ใช้ แต่สามารถเข้าถึงได้ผ่านชุดคำสั่ง วิซิวสตูดิโอโค้ดมีหลายนามสกุลสำหรับเอฟทีพีทำให้ซอฟต์แวร์สามารถใช้เป็นทางเลือกฟรีสำหรับการพัฒนาเว็บไซต์ รหัสสามารถซิงค์ระหว่างเครื่องมือแก้ไขและเซิร์ฟเวอร์โดยไม่ต้องดาวน์โหลดซอฟต์แวร์เพิ่มเติมใด ๆ วิซิวสตูดิโอโค้ดอนุญาตให้ผู้ใช้ตั้งค่าโค้ดเพจที่บันทึกเอกสารที่ใช้งานอยู่อักขระบรรทัดใหม่และภาษาการเขียนโปรแกรมของเอกสารที่ใช้งานอยู่เพื่อให้สามารถใช้กับแพลตฟอร์มใด ๆ ในโลกออนไลน์ใด ๆ และสำหรับการเขียนโปรแกรมหรือ ภาษาใด ๆ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน



แผนผังการดำเนินงาน

3.1. เครื่องมือและอุปกรณ์

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการดำเนินงาน

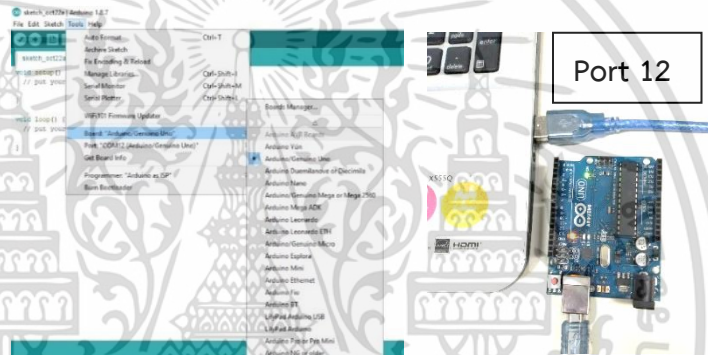
1. อาร์ดูโนโอโน่ อาร์สาม (Arduino UNO R3)
2. โมดูลวัดค่าอีซีจี ECG (AD8232)
3. โมดูลวัดค่าพีพีจี PPG (GY-MAX30100)
4. อีซีจีอีเล็กโทรด (ECG Electrodes)
5. อีเล็กโทรด (ECG Electrode Connector 3.5 mm)
6. เครื่อง TechPatient CARDIO V4 ECG simulator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2. การทดสอบการทำงานของอาร์ดูโน้โออาร์สาม (Arduino Uno R3)

3.2.1. การทำงานของอาร์ดูโน้โอและโปรแกรม Arduino

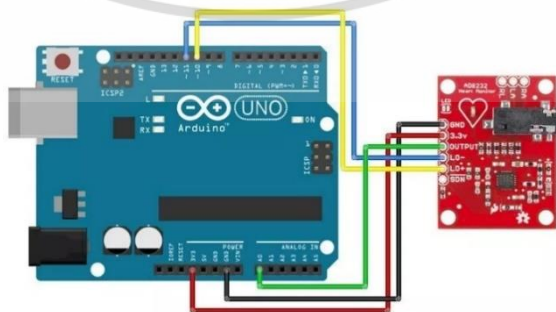
เริ่มจากเชื่อมต่ออาร์ดูโน้กับคอมพิวเตอร์ โดยเชื่อมต่อสาย USB จากอาร์ดูโน้เข้าสู่พอร์ตของคอมพิวเตอร์ ซึ่งอาร์ดูโน้จะมีไฟสีเขียวและสีแดงปรากฏขึ้นแสดงว่าอาร์ดูโน้ได้ถูกเชื่อมต่อและพร้อมใช้งานแล้ว จากนั้นทำการเปิดโปรแกรม Arduino จะมีหน้าต่างปรากฏขึ้นมา จากนั้นเลือกการตั้งค่า >> Tools โดยทำการเลือก Board เป็น Board : “Arduino/Genuino Uno” และทำการเลือก Port ให้ตรงกับช่องที่เราเสียบเชื่อมต่อระหว่างพอร์ตคอมพิวเตอร์และอาร์ดูโน้ ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 การตั้งค่าการเชื่อมต่ออาร์ดูโน้กับโปรแกรมอาร์ดูโน้

3.3. การทดสอบการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Module - AD8232) กับอาร์ดูโน้โออาร์สาม (Arduino UNO R3)

3.3.1. การเชื่อมต่อระหว่างโมดูล ECG AD8232 กับ Arduino Uno R3



รูปที่ 3.2 การเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับอาร์ดูโน้โอไมโครคอนโทรลเลอร์

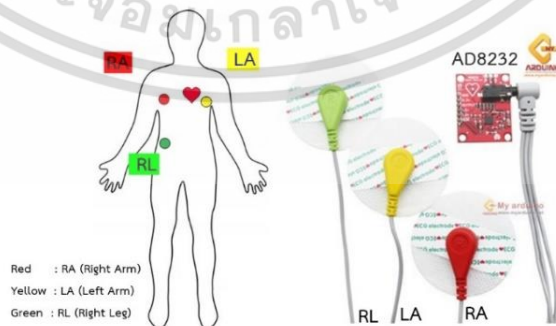
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เป็นโมดูลที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อรับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย โดยสามารถรับสัญญาณและสร้างเป็นแผนภูมิรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Graph) ได้ ซึ่งถูกออกแบบมาเพื่อทำให้สามารถขยายสัญญาณที่มีขนาดเล็ก ๆ และเพื่อปรับปรุงให้สามารถกรองสัญญาณทางชีวภาพขนาดเล็กในสภาวะที่มีเสียงดัง โดยเอาต์พุตเป็นการส่งค่าแบบอนาล็อก จึงต้องการเชื่อมต่อกับอาร์ดูโนที่เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อแปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปแบบสัญญาณดิจิทัล โดยทำการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลอีซีจีกับตัวไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูโนอยู่โน้ตามรูปที่ 3.2 และเมื่อต่อสายไฟเข้ากับแหล่งจ่ายไฟแล้ว ไฟบนโมดูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะกระพริบเร็ว ซึ่งเป็นการเข้าสู่โหมดการทำงานปกติ โดยที่โมดูลนี้จะไม่ได้รับสัญญาณใด ๆ จากร่างกายจนกว่าจะมีการติดตั้งอิเล็กโทรด (electrode) เพื่อรับสัญญาณ

ตารางที่ 3.1 การเชื่อมต่อสายไฟระหว่างโมดูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับไมโครคอนโทรลเลอร์

Board Label	Pin Function	Arduino Connection
GND	Ground	GND
3.3v	3.3v Power Supply	3.3v
OUTPUT	Output Signal	A0
LO-	Leads-off Detect -	11
LO+	Leads-off Detect +	10
SDN	Shutdown	Not used

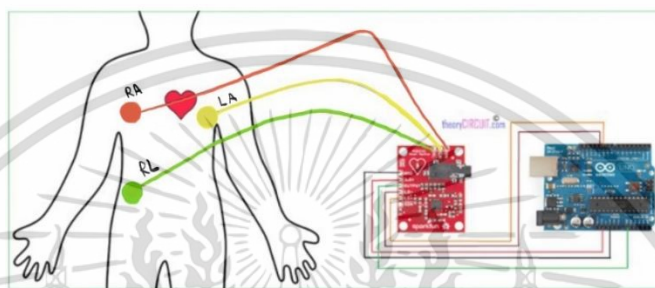
3.3.2. การรับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเข้าสู่โมดูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.3 ตำแหน่งในการติดตั้งอิเล็กโทรดบนร่างกายและการเชื่อมต่อสายนำส่งสัญญาณเข้าสู่โมดูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

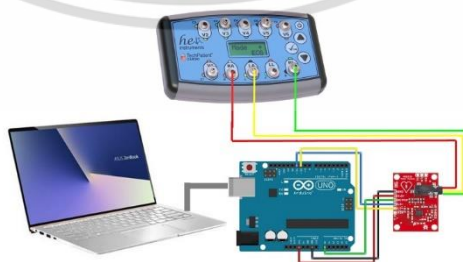
ในการติดอิเล็กโทรด (Electrode) เพื่อรับสัญญาณจากร่างกายต้องทำการติดในตำแหน่งที่ถูกต้องและถูกวิธี ทำความสะอาดและเช็ดคราบเหงื่อออกจากร่างกายทุกครั้งก่อนติดอิเล็กโทรด เพื่อลดอิมพีแดนซ์ (Impedance) ที่อาจเกิดขึ้น โดยสายนำส่งสัญญาณที่ใช้ในการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดจะมีสีบอกตำแหน่งที่ต้องติดในตำแหน่งต่างๆ โดยเราจะทำการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายตามตำแหน่ง ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.4 การติดตั้งอิเล็กโทรดเพื่อนำสัญญาณเข้าสู่โมดูลและการเชื่อมต่อโมดูลกับบอร์ดยูโน

โมดูลอีซีจีจะได้รับกระแสไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟจากบอร์ดยูโน โดยทำการเชื่อมต่อบอร์ดยูโนเข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์ เพื่อนำส่งแหล่งจ่ายไฟและนำส่งสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเข้าสู่บอร์ดยูโนโปรแกรมในรูปแบบดิจิทัล และแสดงผลในรูปแบบของกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG graph)

3.3.3. การทดสอบการรับสัญญาณและการประมวลผลสัญญาณไฟฟ้าของร่างกายด้วยโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Module- AD8232) โดยการจำลองสัญญาณจากเครื่องจำลองสัญญาณ(TechPatient CARDIQ V4 ECG simulator) ผ่านโปรแกรมบอร์ดยูโน (Arduino program)



รูปที่ 3.5 การเชื่อมต่อระหว่างเครื่องจำลองสัญญาณและโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับบอร์ดยูโน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อโมดูลวัดค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ถูกเชื่อมต่อเข้ากับอาร์ดูโนและคอมพิวเตอร์ จะทำให้เกิดการจ่ายกระแสไฟฟ้าเข้าสู่โมดูล เมื่อโมดูลเริ่มทำงานจะเกิดไฟกระพริบที่แผงของโมดูล จากนั้นโมดูลจะรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนร่างกาย เข้าสู่กระบวนการปรับปรุงสัญญาณ ซึ่งโมดูลนี้ถูกออกแบบมาเพื่อขยายและกรองสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ (Biopotential) ขนาดเล็กในที่มีมีสภาวะที่มีเสียงดังหมายความว่าแม้ในสภาวะที่ขณะการวัดมีเสียงดังรบกวนก็ยังสามารถทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยในการทดสอบเบื้องต้นนี้เราใช้เครื่องมือจำลองสัญญาณ (TechPatient CARDIO V4 ECG simulator) จำลองสัญญาณไฟฟ้าร่างกายแทนการวัดจากคนจริง เนื่องจากสามารถควบคุมและดูสัญญาณเบื้องต้นได้ง่ายและสะดวกต่อการใช้งานก่อนจะนำไปวัดกับคนจริง โดยเริ่มจากการเชื่อมต่อเครื่องจำลองสัญญาณกับโมดูลวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ด้วยสายส่งสัญญาณ ตามรูปที่ 3.5 จากนั้นทำการกดเปิดเครื่องที่ปุ่มบนขวา และทำการเลือกโหมดการจำลองสัญญาณเป็นโหมดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 80 ครั้งต่อนาที (ECG 80 bpm) เมื่อสัญญาณนี้ผ่านกระบวนการปรับปรุงสัญญาณจากโมดูล(ECG Module AD8238) แล้วจะส่งสัญญาณเอาต์พุตออกมาในรูปของสัญญาณอนาล็อกและถูกส่งต่อไปยังอาร์ดูโนเพื่อทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล เข้าสู่โปรแกรมอาร์ดูโนเพื่อทำการพลอตกราฟผ่านหน้าแสดงผล (Display)

```

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(10, INPUT);
  pinMode(11, INPUT);
}

void loop() {
  if((digitalRead(10) == 1) || (digitalRead(11) == 1)){
    Serial.println('1');
  }
  else{
    Serial.println(analogRead(A0));
  }

  printForFlexiPlot("P0", "MQ2 Sensors", "255,0,0", (double) 45);
  delay(10);
}

```

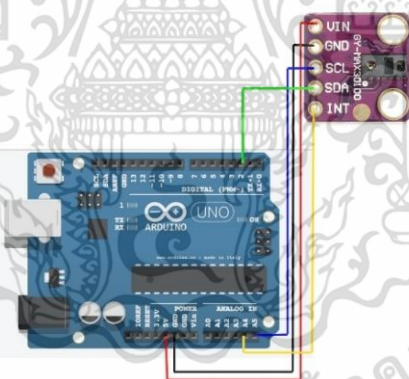
รูปที่ 3.6 โค้ดสำหรับการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทดสอบการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยการเขียนโค้ดนำคำสั่งผ่านโปรแกรมอาร์ดูโน้ เพื่อรับสัญญาณเข้าตัวพืทแบบอนาลอกจากโมดูลเข้าสู่พินขา A0 ของอาร์ดูโน้แล้วแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอล และแสดงผลโดยการพลอตกราฟของสัญญาณบนจอแสดงผล (Display) หากกราฟที่ได้เป็นกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีแบบฟอร์มของกราฟ(PQRS wave)ที่สมบูรณ์ แสดงว่าอาร์ดูโน้และโมดูลนั้น ทำงานร่วมกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

3.4. การทดสอบการทำงานของโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) กับไมโครคอนโทรเลอร์อาร์ดูโน้ (Arduino UNO R3)

เป็นการเชื่อมต่อการทำงานระหว่างโมดูลวัดค่าชีพจร PPG (GY-Max30100) และอาร์ดูโน้ เพื่อทดสอบการทำงานและสัญญาณที่ได้ว่ามีความถูกต้องสมบูรณ์และเชื่อถือได้

3.4.1. การเชื่อมต่อระหว่างโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) กับอาร์ดูโน้ (Arduin)



รูปที่ 3.7 การเชื่อมต่ออาร์ดูโน้กับโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร

โมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) เป็นอุปกรณ์ที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้ในการคำนวณเพื่อหาค่าความเข้มข้นของออกซิเจนในกระแสเลือด แต่ในขณะเดียวกันนั้นโมดูลชนิดนี้สามารถนำมาใช้ในการคำนวณเพื่อแสดงค่าการเต้นของหัวใจหรือพัลส์เวฟ (Pulse wave) ซึ่งให้ค่าความแม่นยำมาก แตกต่างจากโมดูลพัลส์เซ็นเซอร์ เนื่องจากพัลส์เซ็นเซอร์ใช้แสงอินฟราเรด (Infrared light) เพียงอย่างเดียวในการคำนวณ โดยพัลส์เซ็นเซอร์นั้นจะทำการวิเคราะห์ในขณะที่เลือดถูกส่งผ่านมายังบริเวณปลายนิ้วว่ามีการขยายตัวของหลอดเลือดหรือไม่ หากมีการขยายของหลอดเลือดจะส่งผลให้

ปริมาณเลือดในบริเวณนั้นเพิ่มมากขึ้น แสงอินฟราเรดที่ถูกปล่อยออกมา ผ่านเข้าสู่บริเวณนั้นแสงจะถูกดูดซับโดยเลือดและสะท้อนกลับในปริมาณที่น้อย ในทางตรงข้ามขณะที่เส้นเลือดหดตัว เลือดมีปริมาณลดลง ส่งผลให้แสงอินฟราเรดสะท้อนกลับได้มากขึ้น ซึ่งหลักการนี้ใช้หลักการดูดซับของแสงจากปริมาณของเลือด แต่โมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) นั้นใช้หลักการดูดซับแสงจากปริมาณออกซิเจน โดยภายในโมดูลประกอบด้วยแสงสีแดง (Red light) และแสงอินฟราเรด (Infrared light) ซึ่งเมื่อหัวใจทำการสูบฉีดเลือดส่งมายังบริเวณปลายนิ้ว ปริมาณเลือดจะเพิ่มขึ้นและตรวจพบปริมาณออกซิเจนที่มากับเลือดนั้นเพิ่มมากขึ้นด้วย ออกซิเจนเหล่านี้จะดูดซับแสงทำให้แสงสะท้อนกลับในปริมาณที่น้อย และเมื่อเลือดไหลกลับเข้าหัวใจ ทำให้ปริมาณออกซิเจนบริเวณนั้นลดลงไปด้วย ส่งผลให้แสงสามารถสะท้อนกลับได้ในปริมาณที่มากขึ้น โดยกระบวนการนี้จะสามารถนำไปพล็อตเป็นกราฟเพื่อดูปริมาณของแสงที่สะท้อนกลับ ทำให้ทราบเวลาที่หลอดเลือดขยายตัวจากการเพิ่มขึ้นของปริมาณเลือดบริเวณปลายนิ้วที่ถูกส่งมาจากหัวใจ และขณะที่หลอดเลือดหดตัวส่งเลือดกลับเข้าสู่หัวใจ ซึ่งโมดูลนี้จะให้เอาต์พุตออกมาในรูปแบบของสัญญาณอนาล็อก จึงต้องมีการเชื่อมต่อกับอาร์ดูโน้ เพื่อแปลงสัญญาณอนาล็อกนี้ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล โดยการเชื่อมต่อวงจรระหว่างอาร์ดูโน้และโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2. การเชื่อมต่อสายไฟระหว่างโมดูลวัดค่าคลื่นสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) กับอาร์ดูโน้ (Arduino Uno)

Purple MAX30100 Module	Arduino UNO/Nano
VIN	5V
GND	GND
SCL	A5
SDA	A4
INT	D2

3.4.2. การทดสอบการรับสัญญาณชีพจร(Pulse wave) ด้วยโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) ผ่านโปรแกรมอาร์ดูโน้ (Arduino program)

เป็นการนำโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) เชื่อมต่อกับอาร์ดูโน้และคอมพิวเตอร์เพื่อใช้โปรแกรมอาร์ดูโน้ในการแสดงกราฟและการประมวลผลแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

```

#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h
#define SAMPLING_RATE           MAX30100_SAMPRATE_100HZ
#define IR_LED_CURRENT          MAX30100_LED_CURR_50MA
#define RED_LED_CURRENT         MAX30100_LED_CURR_27_1MA
#define PULSE_WIDTH             MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS
#define HIGHRES_MODE           true

MAX30100 sensor;

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.print("Initializing MAX30100..");

  if (!sensor.begin()) {
    Serial.println("FAILED");
    for(;;);
  } else {
    Serial.println("SUCCESS");
  }

  sensor.setMode(MAX30100_MODE_SPO2_HR);
  sensor.setLedsCurrent(IR_LED_CURRENT, RED_LED_CURRENT);
  sensor.setLedsPulseWidth(PULSE_WIDTH);
  sensor.setSamplingRate(SAMPLING_RATE);
  sensor.setHighresModeEnabled(HIGHRES_MODE);
}

void loop()
{
  uint16_t ir, red;

  sensor.update();

  while (sensor.getRawValues(&ir, &red)) {
    // Serial.print(ir);
    Serial.print('\t');
    Serial.println(red);
  }
}

```

รูปที่ 3.8. โค้ดการรับสัญญาณชีพจรจากโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100) เพื่อแสดงผลผ่านจอแสดงผลโดยโปรแกรมอาร์ดูโน

3.5. การปรับปรุงสัญญาณชีพจร ด้วยการออกแบบเฮาส์ซิง(Housing) สำหรับโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร (PPG Module GY-Max30100)

เนื่องจากการวัดค่าจากโมดูล (GY-Max30100) อาศัยหลักการการดูดซับความเข้มชั้นของแสงเพื่อนำมาประมวลผล แต่โมดูลที่ใช้เป็นเพียงแผงวงจรเปลือย ทำให้เกิดแสงรบกวนจากสิ่งแวดล้อมรอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้างเข้ามารบกวน ส่งผลให้การประมวลผลผิดพลาด เนื่องจากปริมาณแสงที่ดูดซับเป็นแสงที่ไม่ได้มาก จากแหล่งกำเนิดแสงภายในโมดูลเพียงอย่างเดียว แต่เป็นแสงสว่างจากภายนอกด้วย ดังนั้นจึงได้ทำการ ออกแบบเฮาส์ซิง (Housing) สำหรับโมดูล (GY-max30100) เพื่อป้องกันแสงสว่างที่จะเข้ามารบกวน ภายในระบบ โดยใช้โปรแกรม ออโต้เดสก์อินเวนเตอร์ โพรเฟสชันนอล (Autodesk Inventor Professional 2020) ในการออกแบบ ซึ่งโปรแกรมนี้มีความสะดวกต่อการปรับเปลี่ยนขนาดของตัว เฮาส์ซิง เพื่อความสะดวกในการแก้ไขปรับขนาดให้เหมาะสมกับการติดตั้งโมดูลได้



รูปที่ 3.9. การออกแบบเฮาส์ซิงสำหรับโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจร

การกำหนดขนาดของเฮาส์ซิง คำนวณจากขนาดต้นแบบมาตรฐาน หลังจากนั้นเมื่อการ ออกแบบสำเร็จ นำไปปรี้นด้วยเครื่องปรี้นสามมิติ (3D Printer) ได้ดังรูปที่ 3.9 โดยทำการ ลือคอปุกรณ์การเชื่อมต่อให้แข็งแรงพร้อมใช้งานในตำแหน่งการเชื่อมต่อต่าง ๆ ของอุปกรณ์

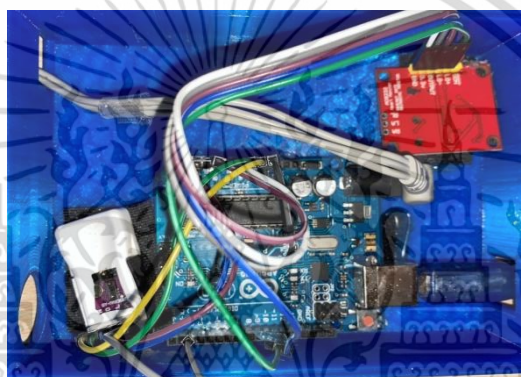


รูปที่ 3.10 เฮาส์ซิงสำหรับโมดูลหลังจากปรี้นด้วยเครื่องปรี้นสามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6. ทดลองการทำงานของโมดูลวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (AD8232), โมดูลคลื่นสัญญาณชีพจร(GY-Max30100) และอาร์ดูโนโอโน่ (Arduino Uno)

จากที่ได้ทำการทดสอบโมดูลทั้งสองตัวกับอาร์ดูโน่แล้ว พบว่าสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและให้ค่าที่ค่อนข้างแม่นยำ ต่อมาในขั้นตอนนี้จึงเป็นขั้นตอนของการทดสอบการทำงานของโมดูลทั้งสองตัวว่าสามารถทำงานร่วมกันในขณะที่มีไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวเดียวกันได้หรือไม่ ซึ่งเริ่มจากการเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจรกับอาร์ดูโน่



รูปที่ 3.11 การเชื่อมต่อโมดูลวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและโมดูลวัดค่าสัญญาณชีพจรกับอาร์ดูโน่

เปิดการเชื่อมต่อโมดูลทั้งสองและอาร์ดูโน่ จากนั้นนำผ่านเข้าสู่พอร์ตคอมพิวเตอร์แล้วเริ่มการทำงานของโปรแกรมอาร์ดูโน่ โดยการใช้โค้ดที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.6 สำหรับการทดสอบผลของกราฟจากโมดูลอีซีจี และใช้โค้ดที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.8 สำหรับการทดสอบผลกราฟจากโมดูลพีพีจี ซึ่งหากทั้งสองโมดูลสามารถแสดงกราฟที่ถูกต้องสมบูรณ์ได้ดังที่กล่าวไว้ในข้างต้น แสดงว่าโมดูลทั้งสองสามารถใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่โอโน่ตัวเดียวกัน เพื่อแสดงผลของสัญญาณทั้งสองร่วมกันได้

3.7. การใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด(Visual Studio Code) และภาษาไพธอน (Python programming language) ในการรวมสองสัญญาณเพื่อแสดงผลในหน้าจอเดียวกัน

เมื่อได้ตรวจสอบแล้วว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณคลื่นชีพจรจากโมดูลที่รับค่าสัญญาณมาจากร่างกายทั้งสองนั้นสามารถทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวเดียวกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ และกราฟมีความถูกต้องสมบูรณ์แล้วนั้น จำเป็นต้องออกแบบการแสดงผลของค่า

สัญญาณทั้งสอง โดยเลือกใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด ซึ่งเป็นการเขียนโค้ดด้วยภาษาไพธอน ซึ่งไพธอนเป็นภาษาเขียนโปรแกรมระดับสูงที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในการเขียนโปรแกรมสำหรับวัตถุประสงค์ทั่วไป ถูกออกแบบโดยมีปรัชญาที่จะทำให้โค้ดอ่านได้ง่ายขึ้น และโครงสร้างของภาษานั้นจะทำให้โปรแกรมเมอร์สามารถเข้าใจแนวคิดการเขียนโค้ดโดยใช้บรรทัดที่น้อยกว่าภาษาอย่างภาษาซี (C++) และจาวา (Java) ซึ่งภาษานั้นถูกกำหนดให้มีโครงสร้างที่ตั้งใจให้การเขียนโค้ดเข้าใจง่ายทั้งในโปรแกรมเล็กไปจนถึงโปรแกรมขนาดใหญ่



รูปที่ 3.12 โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด (Visual Studio Code)

3.7.1 การออกแบบและการสร้างรูปแบบหน้าจอแสดงผล

การสร้างหน้าจอแสดงผล จะต้องนำเข้าไลบรารีที่เกี่ยวข้องในการกำหนดข้อมูล เพื่อสร้างจอแสดงผลในการแสดงกราฟอ็ซิจีและกราฟพีพีจี ซึ่งกระบวนการสร้างหน้าจอแสดงผลต้องสร้างคลาสและกำหนดคุณสมบัติตามกระบวนการทำงานของโปรแกรมในการเรียกใช้งานอ่านโค้ดจากภาษาไพธอนในโปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด

```

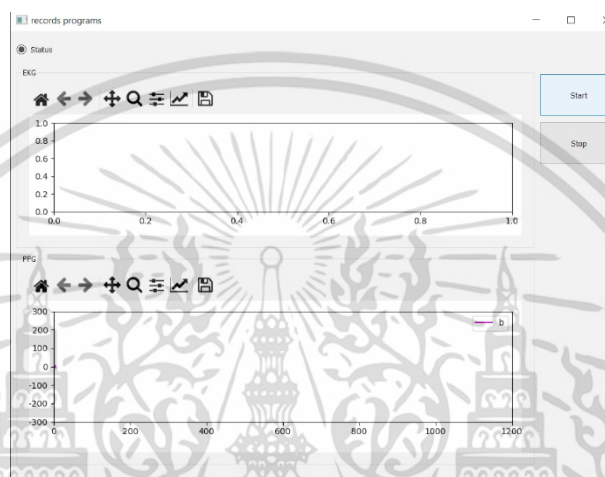
29
30
31 class program(QtWidgets.QMainWindow):
32     def __init__(self):
33         super(program, self).__init__() # Call the inherited classes __init__ method
34         loadUi("main.ui", self)
35         self.setWindowTitle("PTT Project")
36
37         self.thread = QtCore.QThread()
38         self.worker = Worker(self, COM="COM10", Baud=115200)
39         self.worker.moveToThread(self.thread)
40         self.thread.started.connect(self.worker.task)
41         self.worker.finished.connect(self.thread.quit)
42
43         self.radioButton.toggled.connect(self.handlebutton)
44         self.pushButton.clicked.connect(self.Start) # Start
45         self.pushButton_2.clicked.connect(self.Stop) # Stop
46         # self.pushButtonPeak.clicked.connect(self.GenPeak) # test Peak
47         self.pushButtonPeak.setVisible(False)
48

```

รูปที่ 3.13 การเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาไพธอนในการกำหนดหน้าจอแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดค่าตัวแปรและรูปแบบของหน้าจอแสดงผลจะถูกกำหนดการทำงานในส่วนของการสร้างคลาส โดยจะทำการสร้างส่วนแสดงผลสองส่วน เพื่อใช้ดึงค่าไอซีจีและค่าพีพีจีในการแสดงผลด้วยการสร้างกราฟ โดยส่วนแรกจะเป็นการแสดงผลของกราฟไอซีจี และส่วนที่สองเป็นการแสดงผลของกราฟพีพีจี กำหนดให้มีปุ่มกดมุมบนขวาของหน้าจอแสดงผล เพื่อใช้ในการสั่งให้เริ่มการทำงานของอุปกรณ์และการหยุดการทำงานของอุปกรณ์



รูปที่ 3.14 หน้าจอแสดงผลจากการออกแบบโดยใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด

3.7.2 การเชื่อมต่อและส่งต่อสัญญาณจากอาตุโนโปรแกรมกับวิซวลสตูดิโอโค้ดโปรแกรม

การเชื่อมต่อระหว่างอาตุโนกับโมดูลไอซีจีและโมดูลพีพีจี โดยใช้โปรแกรมอาตุโนจะทำให้สามารถแปลงค่าอนาล็อกเป็นค่าดิจิทัล แสดงผลเป็นกราฟในโปรแกรมได้ แต่การที่จะนำกราฟทั้งสองมารวมกันเพื่อแสดงออกบนหน้าจอเดียวกันนั้น จำเป็นต้องใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด ในขั้นตอนนี้จะเป็นการเชื่อมต่อสัญญาณโดยการส่งผ่านจากอาตุโนเข้าสู่โปรแกรมวิซวลสตูดิโอ เพื่อที่จะสามารถแสดงกราฟไอซีจีและกราฟพีพีจีบนหน้าจอเดียวกันได้

```

self.thread = QtCore.QThread()
self.worker = Worker(self, COM="COM10", Baud=115200)
self.worker.moveToThread(self.thread)
self.thread.started.connect(self.worker.task)
self.worker.finished.connect(self.thread.quit)

self.radioButton.toggled.connect(self.handleButton)
self.pushButton.clicked.connect(self.Start) # Start
self.pushButton_2.clicked.connect(self.Stop) # Stop

```

รูปที่ 3.15 การสร้างโค้ดเชื่อมต่อฮาร์ดแวร์โปรแกรมและวิซวลสตูดิโอโค้ดเพื่อส่งต่อสัญญาณในการแสดงผล

เชื่อมต่อโดยการกำหนดการใช้ซีเรียลพอร์ต (serial port) ในการสื่อสารระหว่างโปรแกรมเพื่อใช้ส่งสัญญาณของข้อมูลจากโมดูลทั้งสอง โดยในส่วนสุดท้ายจากรูปที่ 3.18 เป็นการกำหนดคำสั่งให้กับปุ่มกดบริเวณมุมบนขวาของหน้าจอแสดงผลที่ถูกออกแบบขึ้นมาในรูปที่ 3.17 ซึ่งปุ่มสตาร์ท (Start) ถูกสร้างขึ้นมาเมื่อมีการคลิกจะนำคำสั่ง ในการดึงข้อมูลจากโมดูลทั้งสองให้แสดงค่าและผลของกราฟออกมาในรูปแบบกราฟอ็วซีจีและกราฟพีพีจีตามลำดับ

3.8. การตรวจจับจุดสูงสุดของกราฟของกราฟอ็วซีจีและกราฟพีพีจี

กระบวนการตรวจจับค่าสูงสุดของกราฟ ณ เวลาใด ๆ นั้น เป็นการกำหนดการทำงานที่มีความซับซ้อนเป็นอย่างมาก เนื่องจากทุกคนมีจังหวะการเต้นของหัวใจที่แตกต่างกัน รวมทั้งอิมพีแดนซ์ (Impedance) ในร่างกายของแต่ละคนที่มีส่วนทำให้กราฟอ็วซีจีมีความแตกต่างกัน โดยเราจะต้องทำการสร้างและวางแผนแนวทางการตรวจจับค่าสูงสุด(ค่าพีค)ของกราฟ ที่สามารถปรับเปลี่ยนขึ้นกับแต่ละตัวบุคคลได้ โดยในที่นี้เราจะทำการตรวจจับค่าสูงสุดของกราฟโดยการดีเท็ค (Detect) จากจุดสูงสุดของกราฟ (Peak) ที่แสดงผลแบบเรียลไทม์ในขณะนั้นๆ อาทิเช่น เมื่อร่างกายมีการขยับตัวในขณะที่มีการวัด จะทำให้กราฟอ็วซีจีขยับขึ้นลงและค่าการดีเท็คจะไม่สามารถตรวจวัดได้ในขณะนั้น ทำให้ข้อมูลที่เราบันทึกอาจจะเป็นข้อมูลที่ไม่ถูกต้อง และหากอ็วซีจีกราฟและพีพีจีกราฟมีการคลาดเคลื่อน ทำให้กราฟทั้งสองไม่สัมพันธ์กัน ค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ที่ได้จะเป็นค่าที่ไม่ถูกต้องด้วย เราจึงจำเป็นต้องมีการสร้างอัลกอริทึมขึ้นมาเพื่อกำหนดคุณสมบัติในการตรวจจับพีคของกราฟทั้งสอง

3.8.1. การสร้างอัลกอริทึม (Algorithm) ในการสร้างการตรวจจับพีคของกราฟ

อัลกอริทึมถูกสร้างขึ้นมาเพื่อเป็นการกำหนดแนวทางในการตรวจจับค่าสูงสุดของกราฟให้มีประสิทธิภาพสูงสุด รวมถึงสามารถวัดข้อมูลได้อย่างถูกต้องแม่นยำ แม้ว่าผู้ถูกวัดจะมีค่าอ็วซีจีและพีพีจีที่

มีความแตกต่างกัน และยังจำเป็นต้องตรวจจับค่าที่ถูกต้องที่สุดเพื่อเตรียมหาค่าพีทีที เนื่องจากหากตรวจจับค่ากราฟทั้งสองได้ไม่ถูกต้อง การที่จะนำค่าทั้งสองที่ได้ไปคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสไทม์นั้นจะทำให้ข้อมูลที่ได้ไม่เป็นจริง

โดยขั้นตอนการสร้างอัลกอริทึมคือการรับสัญญาณข้อมูลจากพอร์ตอนุกรม (serial port) จากนั้นแสดงเป็นกราฟบนหน้าจอแสดงผลซึ่งกระบวนการตรวจจับค่าสูงสุดของกราฟคือ เมื่อค่าที่รับเข้ามาจากพอร์ตอนุกรม(serial port) โดยค่าข้อมูลที่เข้ามาในโปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ดจะต้องเป็นค่าที่เสถียรแล้วจึงเริ่มนำค่านั้นมาวิเคราะห์ คลาสของอัลกอริทึมนี้จะพยายามเก็บค่าสูงสุดและค่าที่ต่ำที่สุดเพื่อนำค่าทั้งสองค่ามาหาค่ากลาง ถ้าหากค่าข้อมูลที่รับเข้ามาใหม่มีค่ามากกว่าค่ากลางข้อมูลนี้จะกลายเป็นค่าที่สูงสุดของกราฟ ซึ่งจะแสดงผลและถูกบันทึกเก็บค่าไว้ แต่ในทางกลับกันถ้าค่าข้อมูลที่รับเข้ามาใหม่มีค่าน้อยกว่าค่ากลางค่าข้อมูลจะแสดงผลแต่ไม่ถูกเก็บค่าเอาไว้ เนื่องจากข้อมูลเหล่านี้เป็นค่าที่ไม่จำเป็นในการประมวลผล

3.9 การใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด ในการนำข้อมูลจากการตรวจจับจุดสูงสุดระหว่างกราฟพีซีจีและกราฟพีพีจีเพื่อทำการคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ (Pulse transit time – PTT)

ขั้นตอนนี้เป็นการนำค่าจากกราฟที่เราสามารถตรวจจับพีคได้ มาทำการคำนวณหาพัลส์ทรานซิสไทม์ โดยสามารถสร้างผลต่างของเวลาระหว่างพีคพีซีจีและพีคพีพีจี และแสดงผลแบบเรียลไทม์เป็นค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ในขณะที่ตรวจวัดนั้น ๆ แต่ในความเป็นจริงแล้วกราฟตรวจจับพีคดังกล่าวจะมีความแม่นยำก็ต่อเมื่อถูกนำมาเก็บข้อมูลในระยะเวลาช่วงหนึ่ง ทำให้ได้ข้อมูลที่มากพอในการนำมาเพื่อหาค่าเฉลี่ย จึงจะได้ค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ที่แม่นยำมากที่สุด ซึ่งในที่นี้เราจะทำการบันทึกข้อมูลในรูปแบบของเอ็กซ์เซลไฟล์เพื่อสามารถนำข้อมูลที่ได้มาทำการเรียกดูข้อมูลและวิเคราะห์ในภายหลังได้

ซึ่งความยากของขั้นตอนนี้คือการกำหนดวิธีการที่จะตรวจจับค่าพีคของกราฟทั้งสองเพื่อนำมาหาค่าผลต่างของเวลานั้น เนื่องจากเมื่อค่าพีคพีซีจีถูกตรวจจับแต่ค่าของพีคพีพีจีไม่ถูกตรวจจับ จะทำให้จำนวนค่าของข้อมูลที่ได้ไม่สัมพันธ์กัน อีกทั้งหากขณะทำการวัดข้อมูลกราฟมีการขยับขึ้นลง ทำให้การตรวจจับกราฟผิดหรือมีพีคเกินจำนวนขึ้นมา อาจส่งผลให้หาค่าคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ผิดตำแหน่งแสดงถึงข้อมูลที่ได้มาเป็นข้อมูลที่คลาดเคลื่อนและไม่มีความถูกต้อง จึงจำเป็นที่จะต้องใช้การกำหนดอัลกอริทึมในการคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ทั้งแบบเรียลไทม์และบันทึกค่าเก็บในเอ็กซ์เซลไฟล์

3.9.1 การสร้างอัลกอริทึม (Algorithm) ในการคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสใหม่

ในการสร้างอัลกอริทึมเพื่อคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสใหม่จำเป็นต้องใช้อัลกอริทึมในการตรวจจับพีคของกราฟเพื่อที่เราจะใช้ตรวจสอบระยะเวลาของกราฟอีซีจีและพีพีจีได้ถูกต้องซึ่งขั้นตอนในการตรวจสอบคือเมื่อสัญญาณที่เข้ามานั้นถูกวิเคราะห์ว่าเป็นค่าสูงสุดของกราฟทั้งสัญญาณของกราฟอีซีจีและพีพีจี ตามทฤษฎีแล้วช่วงที่หัวใจบีบตัวแสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจจากนั้นเลือดจะเดินทางที่ปลายนิ้วจึงเกิดค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ซึ่งจากทฤษฎีดังกล่าวทำให้เราคิดอัลกอริทึมว่ากราฟของสัญญาณอีซีจีจะเกิดก่อน เวลาที่เกิดกราฟจะมีค่าน้อยกว่าส่วนสัญญาณพีพีจีเกิดทีหลัง เวลาที่เกิดกราฟจะมีค่ามากกว่าดังนั้นจะดูความแตกต่างของระยะเวลาที่เกิดพีคทั้งสองของกราฟได้ ถ้าหากสัญญาณพีพีจีซึ่งใช้ระยะเวลามากกว่าสัญญาณอีซีจีก็สามารถรู้ระยะเวลาห่างของเวลาได้หรือรู้ค่าพัลส์ทรานซิสใหม่

ทั้งนี้หากระบบไม่สามารถตรวจจับค่าพีคได้หรือสามารถตรวจจับค่าพีคของสัญญาณใดได้เพียงสัญญาณหนึ่งระบบจะไม่ถูกประมวลผลเพราะข้อมูลชุดนี้ไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ผลเนื่องจากการหาค่าพัลส์ทรานซิสใหม่เกิดจากค่าสูงสุดของกราฟของสัญญาณอีซีจีและสัญญาณพีพีจีโดยนำระยะห่างของเวลาที่เกิดพีคทั้งสองมาหาความต่างกันเพื่อแสดงค่าพัลส์ทรานซิสใหม่

3.9.2 การสร้างอัลกอริทึม(Algorithm)ในการบันทึกค่าข้อมูลในเอ็กซ์เซลไฟล์

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรให้แสดงค่าพร้อมกันบนหน้าจอแสดงผลแบบเรียลไทม์ ซึ่งข้อมูลที่วัดค่าเข้ามามีจำนวนมาก และถ้าเก็บข้อมูลด้วยตาเปล่าอาจทำให้เกิดความผิดพลาดจากการเก็บข้อมูลส่งผลต่อความน่าเชื่อถือของระบบ จึงต้องคิดวิธีการสร้างอัลกอริทึมในการบันทึกค่าข้อมูลพัลส์ทรานซิสใหม่ลงในเอ็กซ์เซลไฟล์เพราะโปรแกรมนี้สามารถวิเคราะห์ คำนวณ การจัดการข้อมูลในรูปแบบตาราง โดยค่าข้อมูลที่เก็บจะเก็บจากเซนเซอร์ทั้งสองชนิดเป็นแบบเรียลไทม์ กล่าวคือเมื่อทำการวัดสัญญาณอีซีจีและพีพีจีพร้อมกันข้อมูลที่ได้อาจแสดงผลบนหน้าจอและเก็บค่าข้อมูลอัตโนมัติซึ่งอัลกอริทึมนี้จะให้โปรแกรมเอ็กซ์เซลแสดงผลออกมาเป็นตัวเลขไม่ว่าจะเป็นค่าพีคอีซีจี พีคพีพีจี เวลาที่เริ่มจับสัญญาณจนถึงจับสัญญาณเสร็จสิ้น และ ค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ ซึ่งขั้นตอนนี้จะช่วยให้การเก็บข้อมูลเป็นไปได้อย่างรวดเร็วขึ้น แสดงให้เห็นข้อมูลโดยภาพรวม ง่ายต่อการวิเคราะห์ผล และทำให้ข้อมูลที่ได้รับความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

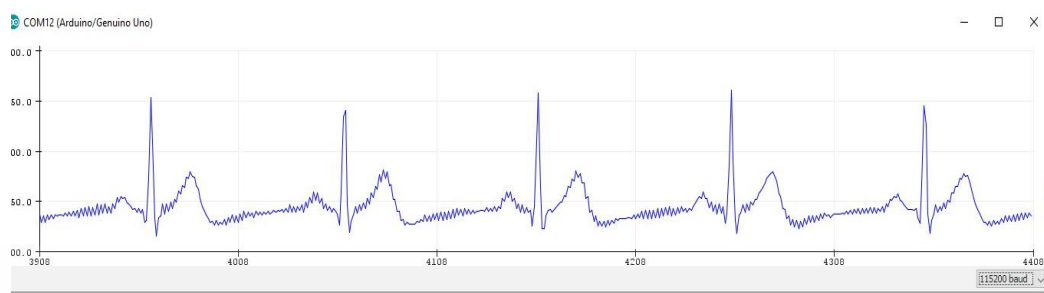
การทำงานของระบบภายในอุปกรณ์ประกอบด้วยการนำสัญญาณอีซีจีจากโมดูล (AD8232) แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยโปรแกรมอาร์ดูโน้ จากนั้นเชื่อมต่อโมดูลพีพีจี (GY-Max30100) เข้ากับอาร์ดูโน้แล้วแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ในขั้นตอนนี้จะทำให้ได้สัญญาณดิจิทัลทั้งหมดสองสัญญาณ คือสัญญาณอีซีจีที่มีรูปแบบของกราฟที่ถูกต้องสมบูรณ์ตามแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณพัลส์เวฟจากโมดูลพีพีจีโดยมีกราฟเป็นรูปคลื่นที่มีพีคของกราฟชัดเจน เมื่อได้ทั้งสองสัญญาณที่มีความถูกต้องแม่นยำแล้ว ผลจากกราฟทั้งสองจะถูกนำมาแสดงผลในหน้าจอเดียวกันแบบเรียลไทม์เพื่อคำนวณค่าพัลส์ทราเนซิสไทม์โดยการใช้ภาษาไพธอนในโปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด

4.1. การแสดงผลของกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG) จากโมดูล AD8232

เมื่อต่อแหล่งจ่ายไฟให้แก่อาร์ดูโน้ที่เชื่อมต่อกับโมดูล AD8232 ทำให้โมดูลเริ่มต้นการทำงาน โดยโมดูลจะข้อมูลจากสายนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Lead wires cable) ที่เชื่อมต่อกับอิเล็กโทรดที่ติดบนร่างกาย จากนั้นจะนำสัญญาณที่ได้ส่งเข้าไปที่อาร์ดูโน้ โดยอาร์ดูโน้จะเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกนี้ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล และทำการพล็อตกราฟเพื่อแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการเขียนโค้ดภายในโปรแกรมอาร์ดูโน้เพื่อแสดงผล ผลที่ได้จากการวัด ECG เป็นดังรูปที่ 4.2

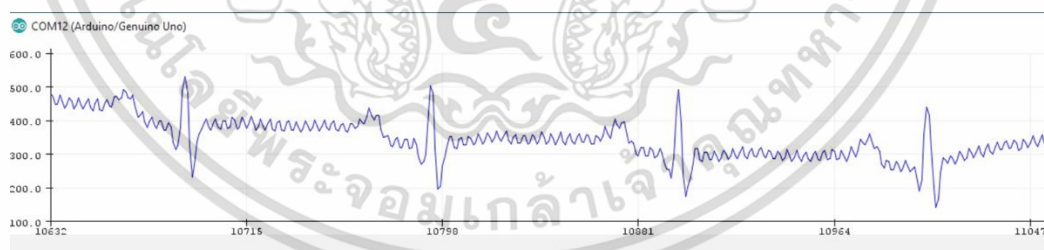


รูปที่ 4.1 การทดลองพล็อตกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านการจำลองสัญญาณด้วยเครื่อง TechPatient CARDIO V4 ECG simulator โดยการเชื่อมต่อโมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอาร์ดูโน้



รูปที่ 4.2 กราฟสัญญาณอีซีจีที่ได้จากการใช้โมดูลอีซีจี (AD8232)เชื่อมต่อกับเครื่องจำลองสัญญาณ

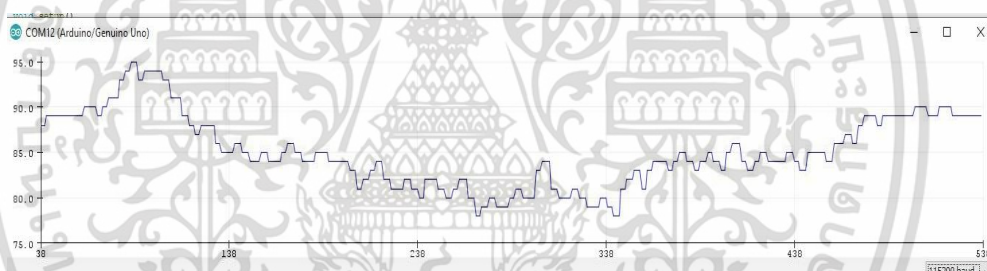
การเชื่อมต่อของโมดูลอีซีจี (AD 8232) กับบอร์ดยูโน้เพื่อการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากร่างกาย ได้กราฟที่สมบูรณ์ เห็นรูปแบบของคลื่นชัดเจนตามแบบฟอร์มของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่เนื่องด้วยรูปที่ 4.2 เป็นกราฟสัญญาณที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณ จึงเป็นกราฟที่มีความแน่นอนแม่นยำและมีความเสถียรสูง ส่วนผลจากกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากร่างกายของคน มีความเสถียรเช่นเดียวกัน แต่บางช่วงเวลาที่มีการขยับหรือเคลื่อนไหวในลักษณะที่ไม่มากนักก็ส่งผลให้เกิดการคลาดเคลื่อนของกราฟ โดยกราฟจะขยับขึ้นลงในช่วงเวลาสั้นๆที่มีการเคลื่อนไหวขณะนั้นๆ ดังรูปที่ 4.3 รวมทั้งอิมพีแดนซ์ในร่างกายของแต่ละคนมีส่วนส่งผลต่อความเสถียรของกราฟและอาจทำให้เกิดสัญญาณรบกวน (Noise) ได้



รูปที่ 4.3 กราฟสัญญาณอีซีจีจากการรับสัญญาณจากร่างกาย

4.2. การแสดงผลของสัญญาณพัลส์จากโมดูลพีพีจี(GY-Max30100)

เมื่อต่อแหล่งจ่ายไฟให้แก่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เชื่อมต่อกับโมดูลพีพีจี (GY-Max30100) ทำให้โมดูลเริ่มต้นการทำงาน โดยเปล่งแสงอินฟราเรด (Infrared light) และแสงสีแดง (Red light) เพื่อรับสัญญาณจากนิ้วมือที่สัมผัสลงบนบนหลอดจ่ายไฟนั้น โดยมีเซ็นเซอร์ตรวจจับการสะท้อนกลับของแสง เพื่อนำข้อมูลมาทำการคำนวณก่อน ว่ามีการปล่อยแสงในปริมาณเท่าใดและสะท้อนกลับในปริมาณเท่าใด เนื่องจากหลักการทำงานของการดูดกลืนของแสง ทำให้ทราบภาวะขณะมีการขยายของหลอดเลือดเมื่อเลือดเดินทางมาถึงและภาวะขณะมีการหดตัวของหลอดเลือดเมื่อเลือดเดินทางกลับสู่หัวใจ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้เข้าสู่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกนี้ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล และทำการพล็อตกราฟเพื่อแสดงผลบนหน้าจอบอร์ดคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการเขียนโค้ดภายในโปรแกรมเพื่อแสดงผล ผลที่ได้จากการวัดสัญญาณพีพีจีได้เป็นกราฟพัลส์เวฟ ดังรูปที่ 4.4

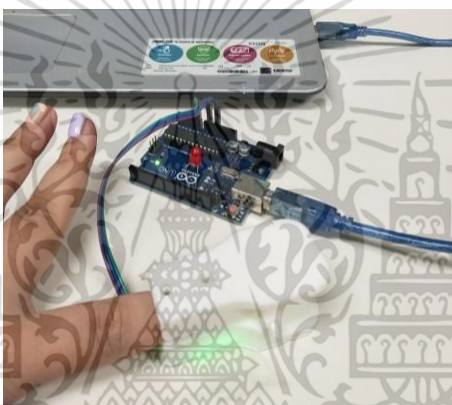


รูปที่ 4.4 กราฟสัญญาณพัลส์เวฟที่ได้จากการทดลองใช้โมดูลพีพีจี (GY-Max30100)

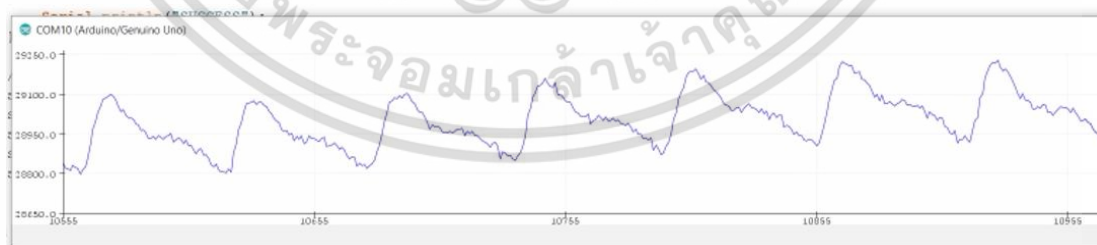
สัญญาณที่ได้จากการทดลองเป็นกราฟที่ไม่มีความเสถียรเนื่องจากมีนอยส์ (Noise) จำนวนมาก และมีการรบกวนสัญญาณจากภายนอก ส่งผลให้ตัวรับแสงที่อยู่ในโมดูล ดูดซับแสงจากภายนอกเข้ามาในบางช่วง ทำให้กราฟมีการขยับขึ้นลงและมีรูปร่างที่ผิดแปลกไปเป็นกราฟที่ไม่มีความถูกต้องและไม่แม่นยำ

4.3. การแสดงผลของพัลส์เวฟจากโมดูลพีพีจี (GY-Max30100) โดยการใส่เฮาส์ซิ่ง (Housing)

เมื่อได้กราฟพีพีจีที่มีการรบกวนจากสัญญาณภายนอก จึงทำการออกแบบเฮาส์ซิ่งเพื่อใช้ในการปรับปรุงสัญญาณ เนื่องจากจะช่วยลดสัญญาณรบกวนจากภายนอก และลดแสงจากภายนอกที่มีผลทำให้ตัวรับการสะท้อนกลับของแสงคลาดเคลื่อน เพื่อให้ค่าที่ได้มีความถูกต้องและแม่นยำมากที่สุด เพราะจะเป็นการป้องกันแสงรบกวนและเชื่อถือได้ว่าแสงที่สะท้อนกลับมาเป็นแสงจากแหล่งกำเนิดแสงจากโมดูลจริงที่สะท้อนกลับจากการถูกดูดกลืนโดยน้ำเลือด



รูปที่ 4.5. การวัดสัญญาณพัลส์เวฟโดยเชื่อมต่อโมดูลพีพีจี (GY-Max30100) กับอาร์ดูโน้ โดยการสวมใส่เฮาส์ซิ่ง

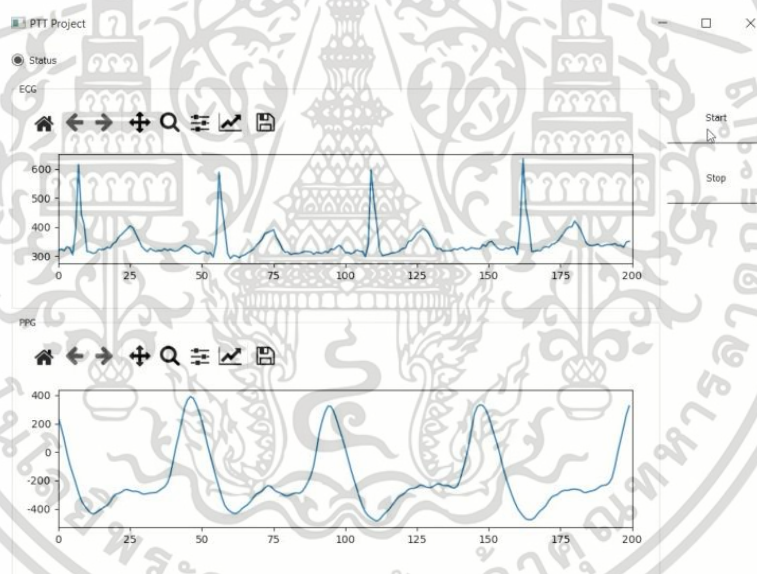


รูปที่ 4.6 กราฟสัญญาณพัลส์เวฟที่ได้จากการใช้โมดูลพีพีจี (GY-Max30100) หลังจากใส่เฮาส์ซิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4. การแสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกราฟพัลส์เวฟบนหน้าจอเดียวกันแบบเรียลไทม์

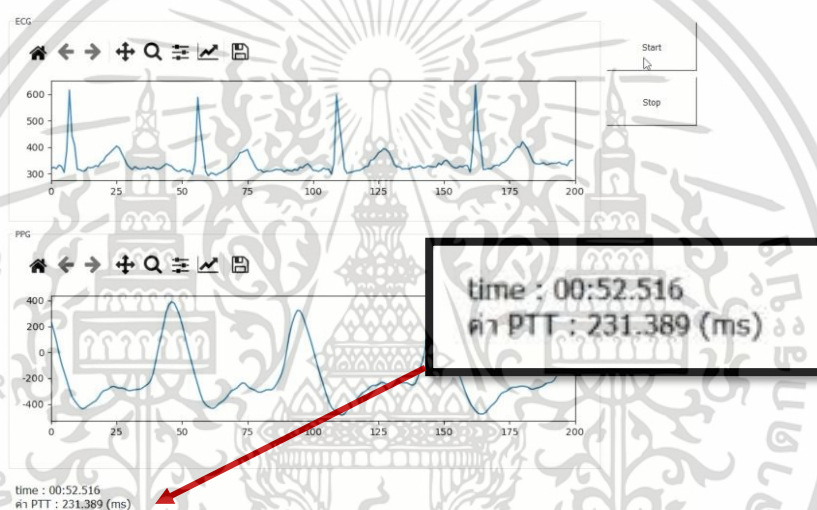
เมื่อได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรที่มีความเสถียรแล้วจึงนำสัญญาณสองสัญญาณมารวมกันให้แสดงผลบนหน้าจอเดียวกันแบบเรียลไทม์โดยใช้โปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ด (Visual studio code) ในการรวมสัญญาณทั้งสองเข้าด้วยกัน ซึ่งโปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ดเป็นโปรแกรมที่สามารถแสดงผลของกราฟทั้งสองพร้อมกันได้แบบเรียลไทม์ ตามรูปแบบที่เราต้องการออกแบบในการแสดงผล เมื่อลองนำสัญญาณทั้งสองเข้าด้วยกันผลเป็นดังรูปที่ 4.7 พบว่ากราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นกราฟที่แสดงค่าได้ถูกต้องค่อนข้างสมบูรณ์และมีความเสถียร ส่วนกราฟสัญญาณชีพจรเป็นกราฟที่เห็นค่าของสัญญาณขณะที่หลอดเลือดปลายนิ้วหดและขยายได้ค่อนข้างสมบูรณ์ แต่โมดูลไม่ค่อยเสถียรทำให้เมื่อมีการขยับหรือเคลื่อนไหว จะทำให้กราฟคลาดเคลื่อนในช่วงเวลานั้น ๆ



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรบนหน้าจอเดียวกันแบบเรียลไทม์

4.5. การคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสไทม์(Pulse transit time - PTT) จากการตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณชีพจรด้วยโปรแกรมมิวอลสตูดิโอ

ค่าสูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าสูงสุดของสัญญาณชีพจร สามารถนำมาหาค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ได้จากการหาช่วงเวลาระหว่างค่าค่าสูงสุดของกราฟทั้งสอง โดยเราสามารถบันทึกค่าพัลส์ที่ได้ในเอกเซลไฟล์เพื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์ในภายหลังได้ นอกจากนี้เราสามารถที่จะนำข้อมูลการคำนวณหาค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ในขณะนั้นๆ ให้แสดงผลออกมาแบบเรียลไทม์ได้ ดังภาพที่ 4.8



รูปที่ 4.8 หน้าจอแสดงผลค่าพัลส์ทรานซิสไทม์แบบเรียลไทม์ในหน่วยมิลลิวินาที

ค่าพัลส์ทรานซิสไทม์ที่ได้เป็นค่าที่ไม่มีความแม่นยำมากพอที่จะสามารถนำมาใช้ในการสรุปความยืดหยุ่นของหลอดเลือดได้ เพราะค่าที่แสดงแบบเรียลไทม์เป็นการวัดข้อมูล ณ ช่วงเวลาหนึ่งเท่านั้น ดังนั้นการที่จะทราบค่าพัลส์ทรานซิสไทม์แบบแม่นยำ จำเป็นต้องเก็บข้อมูลที่มากพอสมควรเพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยให้ได้ค่าที่แม่นยำมากที่สุด

4.6. การเก็บข้อมูลค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ในเอ็กเซลไฟล์(Excel File) เพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูล

การที่จะสามารถทำการบันทึกผลของกราฟเพื่อคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสใหม่นั้น จำเป็นจะต้องเก็บข้อมูลในระยะเวลาช่วงหนึ่งเพื่อให้ได้ข้อมูลที่แม่นยำมากที่สุด จึงทำการเขียนโค้ดเพื่อบันทึกข้อมูลจากหน้าจอแสดงผล เก็บค่าข้อมูลไว้ที่เอ็กเซลไฟล์เพื่อที่จะสามารถนำข้อมูลมาวิเคราะห์ในภายหลังได้ ซึ่งข้อมูลจากการบันทึกในเอ็กเซลไฟล์แสดงดังรูปที่ 4.9

	A	B	C	D	E	F	G	H
16	4/18/2020 19:16:16.937	333	4/18/2020 19:16:17.169	304.8864	231.389		0.231	
17	4/18/2020 19:16:56.053	428	4/18/2020 19:17:02.511	401.3755	457.73		0.458	
18	4/18/2020 19:17:29.094	218	4/18/2020 19:17:29.572	121.7521	477.725		0.478	
19	4/18/2020 19:17:48.642	340	4/18/2020 19:17:49.006	93.46964	364.025		0.364	
20	4/18/2020 19:17:58.733	313	4/18/2020 19:18:00.345	227.6262	611.69		0.612	
21	4/18/2020 19:18:07.508	327	4/18/2020 19:18:08.653	289.5468	145.901		0.146	
22	4/18/2020 19:18:16.428	352	4/18/2020 19:18:19.652	131.2161	224.343		0.224	
23	4/18/2020 19:18:25.953	326	4/18/2020 19:18:27.906	142.8443	952.765		0.953	
24	4/18/2020 19:19:27.300	340	4/18/2020 19:19:27.445	14.68058	148.644		0.149	
25	4/18/2020 19:19:43.222	329	4/18/2020 19:19:43.538	156.2199	316.154		0.316	
26	4/18/2020 19:19:50.804	336	4/18/2020 19:19:51.517	192.5648	713.128		0.713	
27	4/18/2020 19:20:35.424	326	4/18/2020 19:20:35.784	79.81508	310.21		0.310	
28	4/18/2020 19:20:43.028	336	4/18/2020 19:20:43.656	90.67955	628.338		0.628	
29	4/18/2020 19:20:50.800	344	4/18/2020 19:20:51.129	77.20366	329.088		0.329	
30	4/18/2020 19:21:20.283	334	4/18/2020 19:21:21.701	67.79941	418.204		0.418	
31	4/18/2020 19:21:25.644	375	4/18/2020 19:21:28.970	17.58819	326.108		0.326	
32	4/18/2020 19:21:39.913	328	4/18/2020 19:21:40.436	89.04813	522.61		0.523	
33	4/18/2020 19:21:46.713	353	4/18/2020 19:21:48.164	113.1325	451.12		0.451	
34	4/18/2020 19:21:58.677	330	4/18/2020 19:21:59.170	250.728	492.742		0.493	
35	4/18/2020 19:22:03.908	300	4/18/2020 19:22:07.121	237.7772	212.406		0.212	
36	4/18/2020 19:22:16.122	339	4/18/2020 19:22:16.778	54.70546	656.246		0.656	
37	4/18/2020 19:22:24.361	327	4/18/2020 19:22:25.021	65.79324	660.251		0.660	

รูปที่ 4.9. ข้อมูลที่ถูกบันทึกโดยเอ็กเซลไฟล์จากการแสดงผลบนหน้าจอแบบเรียลไทม์

จากภาพที่ 4.9 เป็นการที่โปรแกรมได้ทำการส่งค่าข้อมูลขณะที่มีการตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจรและทำการคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสใหม่จากระยะห่างระหว่างช่วงเวลาดังกล่าว แล้วเก็บบันทึกเข้าไปในเอ็กเซลไฟล์ในเวลา ขณะนั้นๆ โดยคอลัมน์ที่หนึ่ง (A column) และคอลัมน์ที่สาม (C column)แสดงเวลาในขณะที่มีการตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจรตามลำดับ ส่วนคอลัมน์ที่สอง(B column)และคอลัมน์ที่สี่(D column) เป็นค่าแอมพลิจูดสูงสุดหรือค่าสูงสุดของกราฟที่สามารถตรวจจับได้ของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจร และในส่วนคอลัมน์ที่ห้า(E column)และคอลัมน์ที่หก (G column) แสดงค่าผลลัพธ์พัลส์ทรานซิสใหม่ที่ได้จากการคำนวณค่าผลต่างของเวลาระหว่างที่ตรวจจับค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจร ในหน่วยมิลลิวินาทีและหน่วยวินาที ตามลำดับ โดยการที่เราจะสามารถทราบค่าพัลส์ทรานซิสใหม่ที่แม่นยำมากที่สุด จะต้องนำเอาข้อมูลทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ย โดยพบว่าคนปกติควรมีค่าพัลส์ทรานซิสใหม่อยู่ระหว่างประมาณ 0.2-0.3 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
4	4/18/2020 15:57:25.220	379	4/18/2020 15:57:25.534	409.2002	314.248		0.314		
5	4/18/2020 15:57:33.663	310	4/18/2020 15:57:33.840	371.5424	177.047		0.177		
6	4/18/2020 15:57:50.483	494	4/18/2020 15:57:50.795	376.381	311.601		0.312		
7	4/18/2020 15:58:06.510	414	4/18/2020 15:58:06.806	391.0177	295.873		0.296		ค่าเฉลี่ย
8	4/18/2020 15:58:10.533	369	4/18/2020 15:58:10.698	819.3999	165.747		0.166		0.28
9	4/18/2020 15:58:26.454	445	4/18/2020 15:58:26.766	394.5101	311.873		0.312		
10	4/18/2020 15:58:29.051	245	4/18/2020 15:58:29.671	911.553	619.835		0.62		
11	4/18/2020 15:58:33.513	318	4/18/2020 15:58:33.685	311.4287	171.575		0.172		
12	4/18/2020 15:58:36.321	360	4/18/2020 15:58:36.469	684.87	148.728		0.149		
13	4/18/2020 15:58:40.645	399	4/18/2020 15:58:40.805	844.4241	159.766		0.16		
14	4/18/2020 15:58:53.604	359	4/18/2020 15:58:53.922	387.7805	318.387		0.318		
15	4/18/2020 15:58:55.678	366	4/18/2020 15:58:55.998	917.6414	320.101		0.32		
16	4/18/2020 15:59:01.036	408	4/18/2020 15:59:01.208	361.6276	171.775		0.172		
17	4/18/2020 15:59:09.574	291	4/18/2020 15:59:09.754	396.0383	180.358		0.18		
18	4/18/2020 15:59:28.660	396	4/18/2020 15:59:29.211	357.5394	551.285		0.551		
19	4/18/2020 15:59:32.352	473	4/18/2020 15:59:32.661	896.8622	309.242		0.309		
20	4/18/2020 15:59:32.808	416	4/18/2020 15:59:33.939	925.4463	131.469		0.131		
21	4/18/2020 16:00:34.626	339	4/18/2020 16:00:34.814	1822.791	188.345		0.188		
22	4/18/2020 16:00:37.873	500	4/18/2020 16:00:38.505	753.2113	631.323		0.631		
23	4/18/2020 16:00:41.272	400	4/18/2020 16:00:41.463	555.4437	191.225		0.191		
24	4/18/2020 16:00:44.133	366	4/18/2020 16:00:44.285	830.8062	151.938		0.152		

รูปที่ 4.10. การหาค่าเฉลี่ยของพัลส์ทรานซิสใหม่จากข้อมูลที่ถูกรับบันทึกไว้

4.7 ผลการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์โดยการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่าง

ในการที่เราจะทราบผลการทำงานของอุปกรณ์ว่ามีความถูกต้องแม่นยำนั้น จำเป็นต้องทำการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างเพื่อนำมาทดสอบและเปรียบเทียบข้อมูล เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากที่สุดและเพื่อเป็นการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ว่ามีประสิทธิภาพมากพอในการนำมาใช้งานจริงหรือไม่ โดยผลข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างเป็นดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าพัลส์ทรานซิสใหม่จากกลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่าง	เพศ	อายุ	สูบบุหรี่	ค่าเฉลี่ย PTT (s)
1	ชาย	23	/	0.371
2	ชาย	23	/	0.295
3	ชาย	23	-	0.268
4	ชาย	23	-	0.275
5	หญิง	23	-	0.280
6	หญิง	23	-	0.389
7	หญิง	23	-	0.295
8	หญิง	23	-	0.462

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กลุ่มที่ 1 เพศชายอายุ 23 ปี จำนวน 4 คน มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ 0.371, 0.295, 0.268, 0.275 ตามลำดับ
- กลุ่มที่ 2 เพศหญิง อายุ 23 ปี จำนวน 4 คน มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ 0.280, 0.389, 0.295, 0.462 ตามลำดับ
- กลุ่มที่ 3 เพศชาย อายุ 23 ปีจำนวน 2 คนที่สูบบุหรี่ มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ 0.371, 0.295 ตามลำดับ
- กลุ่มที่ 4 เพศชาย อายุ 23 ปีจำนวน 2 คนที่ไม่สูบบุหรี่ มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ 0.268, 0.275 ตามลำดับ

สามารถสรุปได้ว่าจากข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างที่ตรวจหาค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ พบว่า กลุ่มตัวอย่างที่ 1 2 3 และ 4 มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ที่ใกล้เคียงกันมาก โดยอยู่ระหว่าง 0.2-0.3 วินาที ซึ่งสอดคล้องกับทฤษฎีข้างต้นที่ได้กล่าวไว้ และเพศหญิงและเพศชายมีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ที่ไม่แตกต่างกัน ผู้ที่สูบบุหรี่และผู้ที่ไม่สูบบุหรี่มีค่าพัลส์ทรานซิสโทรม์ที่ไม่ต่างกัน แต่ในความเป็นจริงแล้วผู้ที่สูบบุหรี่จะมีความแข็งแรงของหลอดเลือดที่มากกว่า แต่ในการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างในครั้งนี้ เป็นกลุ่มตัวอย่างที่อายุน้อย ทำให้ความยืดหยุ่นของหลอดเลือดยังอยู่ในเกณฑ์ที่มีคุณภาพ

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1. บทสรุป

ความดันโลหิต คือ แรงดันของกระแสโลหิตที่เกิดขึ้นภายในหลอดเลือดแดงที่กระทบต่อผนังหลอดเลือดเกิดจากการที่หัวใจสูบฉีดโลหิตให้ไหลเวียนไปเลี้ยงอวัยวะส่วนต่างๆ ของร่างกาย การวัดความดันแบบไม่รุกรานมีข้อดีคือสะดวก ผู้ป่วยไม่ต้องเจ็บตัว ปลอดภัย ประหยัดค่าใช้จ่าย ข้อเสียคือข้อมูลที่ได้อาจมีความคลาดเคลื่อนพอสมควร แต่ยังสามารถบอกข้อมูลเบื้องต้นหรืออาการผิดปกติได้ จุดประสงค์หลักของคณะผู้จัดทำคือการวัดเวลาในการเคลื่อนที่ของคลื่นความดันหรือเรียกว่า Pulse Transition Time (PTT) โดยเวลาที่คลื่นความดันเคลื่อนที่จากออร์ตาไปปลายนิ้ว มีความสัมพันธ์กับความดันระยะหัวใจบีบตัว

การเปลี่ยนแปลงของค่าการเคลื่อนที่ของชีพจรที่เริ่มต้นจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจถูกปล่อยออกมาและส่งผ่านไปทั่วทั้งหัวใจ ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยขณะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัว (Ventricular Depolarization) ซึ่งจะเกิดกราฟ (R wave) และความดันโลหิตเกิดจากแรงดันภายในหลอดเลือดมากระทบกับผนังหลอดเลือด ซึ่งเกิดจากการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งการที่คลื่นชีพจรเดินทางมาที่ปลายนิ้วเรียกว่า (pulse wave) อย่างไรก็ตามการเต้นของหัวใจจะอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทอัตโนมัติ เพื่อรักษาความดันให้เหมาะสมกับสภาพร่างกายในขณะนั้นๆ ดังนั้นจะเห็นว่าค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของหัวใจจะสัมพันธ์กัน ซึ่งคณะผู้จัดทำจะใช้ช่วงเวลาระหว่างพีคของ R wave และ พีคของ pulse wave เป็นตัวบ่งบอกถึงความแปรปรวนของความดันโลหิต (PTT) มาผ่านกระบวนการคำนวณการและวิเคราะห์ในรูปแบบต่างๆ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการออกแบบเพื่อทำการตรวจจับช่วงเวลาของ Pulse Transit time (PTT) ซึ่งเป็นตัวบ่งบอกความแปรปรวนของความดันโลหิต และความยืดหยุ่นของหลอดเลือด โดยคณะผู้จัดทำทำการวัดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบวัด 2 สิตโดยติดอิเล็กโทรด 3 จุด คือขาซ้าย (Left Leg : LL) แขนขวา (Right Arm : RA) และ แขนซ้าย (Left Arm : LA) โดยการใช้เซ็นเซอร์วัดสัญญาณชีพจรหัวใจ electrocardiogram ECG Heart Rate Monitor Kit AD8232 ซึ่งภายในวงจรออกแบบมาเพื่อแยกขยายและกรองสัญญาณ biopotential ต่างๆ ส่วนการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องจะใช้ เซ็นเซอร์วัดอัตรา

การเต้นของหัวใจ MAX30100 เป็นเซนเซอร์ที่ใช้วัดสัญญาณจากคน ภายในโมดูลจะตัดสัญญาณรบกวนจากภายนอกและโมดูลนี้มีขนาดเล็กและใช้พลังงานน้อยที่สุด

ส่วนการทดสอบทางเทคนิคเริ่มจากการการวัด ECG โดยใช้ Techpatient Cardio ซึ่งเป็นเครื่องจำลองมาตรฐานอัตราการเต้นของหัวใจของหัวใจ,จังหวะการเต้นของหัวใจ,รูปแบบของคลื่นหัวใจได้ที่เชื่อถือได้ ซึ่งคณะผู้จัดทำได้ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 ลีด ไปทดสอบกับเครื่องดังกล่าว จากการนำระบบมาทดสอบพบว่าระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบไว้สามารถแสดงรูปคลื่นได้อย่างถูกต้องในการตรวจวัดสัญญาณ ส่วนการทดสอบการวัดความดันโลหิตเมื่อนำระบบไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณจากการนำระบบมาทดสอบพบว่าระบบมีความใกล้เคียงกับเครื่องจำลองสัญญาณ

จากการทดลองพบว่า เมื่อหัวใจบีบตัว ปริมาตรของเลือดเพิ่มขึ้น ความดันหลอดเลือดระยะที่หัวใจบีบตัวจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นส่งผลให้คุณสมบัติรูปร่างของผนังหลอดเลือดนำไปสู่การเพิ่มขึ้นของความแข็งตัวกล่าวคือหลอดเลือดมีความแข็งตัวมากยิ่งขึ้น(ความยืดหยุ่นหลอดเลือดลดลง)ทำให้คลื่นชีพจรที่เริ่มจากการบีบตัวของหัวใจจนถึงปลายนิ้วที่ได้จากการวัด(PTT) มีค่าลดลง ในทางตรงกันข้าม เมื่อหัวใจคลายตัว ปริมาตรของเลือดลดลง ความดันหลอดเลือดระยะที่หัวใจคลายตัวจะมีค่าลดลงส่งผลให้หลอดเลือดมีความแข็งตัวลดลง(ความยืดหยุ่นหลอดเลือดเพิ่มขึ้น)ทำให้คลื่นชีพจรที่เริ่มจากการคลายตัวของหัวใจจนถึงปลายนิ้วที่ได้จากการวัด(PTT) มีค่านานยิ่งขึ้น ทั้งนี้ค่า PTT ยังขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่างเช่นอายุ,เพศ, น้ำหนัก, พันธุกรรม เป็นต้น

5.2 ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง

จากการออกแบบสร้างเครื่องวัด Pulse Transit Time(PTT) โดยใช้ค่าการเคลื่อนที่ของชีพจรที่เริ่มต้น จากการบีบตัวของหัวใจจนถึงส่วนปลายนิ้วแสดงผลได้อย่างต่อเนื่องและบันทึกผลได้ รวมถึงการนำข้อมูลที่ได้อภิเคราะห์และประมวลผลนั้นได้พบปัญหาและข้อบกพร่องที่จะต้องปรับปรุงแก้ไขและพัฒนา ดังนี้

5.2.1 ในการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการติดอิเล็กโทรดให้ตรงตามมตำแหน่งที่กำหนด หากติดตั้งไม่ตรงตามตำแหน่งที่กำหนดอาจส่งผลกระทบต่อารเกิดสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณที่มีความผิดปกติ

5.2.2 การเชื่อมต่อระหว่างโมดูลที่ใช้กับโปรแกรมเมื่อทำการประมวลผลควรถอดสายอุปกรณ์ที่ไม่เกี่ยวข้องเนื่องจากเป็นการรบกวนสัญญาณที่มาจากโมดูลส่งผลให้เกิดสัญญาณรบกวน

5.2.3 ทั้งสองสัญญาณมีค่า sampling rate ที่ต่างกันจึงทำให้ความละเอียดของกราฟมีค่าแตกต่างกัน

5.2.4 เมื่อวัดสัญญาณความดันโลหิต(pulse wave) กับเซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ MAX 30100 ซึ่งค่าที่ได้มีความผิดพลาดเนื่องจากมีแสงรบกวนจากด้านนอกทำให้ค่าการดูดกลืนแสงที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนไม่แม่นยำ

5.2.5 สายไฟที่ใช้ควรใช้สายสายคอนโทรลที่มีชีลด์เนื่องจากสายชีลด์นั้นมีการนำไฟฟ้าที่ดีและมีไว้ป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอกส่งเข้ามารบกวนสัญญาณภายในสายไฟ

5.2.6 ผู้ทำการทดลองเมื่อทำการตรวจวัดควรอยู่ในลักษณะที่เหมาะสมเนื่องจากการขยับตัวของผู้ทำการทดลองมีผลต่อการวัดสัญญาณ

5.2.7 จำนวนกลุ่มประชากรที่ทำการทดลองมีจำนวนน้อยส่งผลต่อความน่าเชื่อถือของระบบปฏิบัติการ

บรรณานุกรม

- [1] Number of deaths by cause, World [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 30 กันยายน 2562]. จาก <https://ourworldindata.org/grapher/annual-number-of-deaths-by-cause>
- [2] การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 30 กันยายน 2562]. จาก <http://m.siamhealth.net/cardio/lab/ecg.html#.Xa7xxHduJPY>
- [3] เยื่อหุ้มหัวใจ [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 30 กันยายน 2019]. จาก <https://www.honestdocs.co/heart-organ-composition>
- [4] โครงสร้างของหัวใจ [ออนไลน์]. 2556 [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2562]. จาก <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/structure%20of%20heart.htm>
- [5] ลิ้นหัวใจ [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2562]. จาก https://ww2.bangkokhospital.com/hearthospital/th/heart-health-info/heart-disease-and-treatment/111/full_detail/disease
- [6] ลิ้นหัวใจ [ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2562]. จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ลิ้นหัวใจ>
- [7] ลักษณะ โครงสร้าง และหน้าที่ของหัวใจ [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2562]. จาก http://www.ipecp.ac.th/ipecp/cgi-binn/Circulatory/program/unit1/p4_1.html
- [8] หลอดเลือดหัวใจ [ออนไลน์]. 2532 [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.doctor.or.th/article/detail/4337>
- [9] ตัวคุมจังหวะหัวใจ [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 2 ตุลาคม 2562] จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ตัวคุมจังหวะหัวใจ>
- [10] การทำงานของเซลล์ประสาท. [ออนไลน์]. 2558. [สืบค้นวันที่ 2 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.slideshare.net/DewSirethon/ss-49652310>

- [11] สรีรวิทยาของคลื่นประสาท. [ออนไลน์]. 2556. [สืบค้นวันที่ 2 ตุลาคม 2562]. จาก <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/my%20nerve%20site/nerve%20physiology.htm>
- [12] ไมโครคอนโทรลเลอร์ . [ออนไลน์]. 2554. [สืบค้นวันที่ 2 ตุลาคม 2562]. จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ไมโครคอนโทรลเลอร์>
- [13] ไมโครคอนโทรลเลอร์ . [ออนไลน์]. 2552. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <http://www.123microcontroller.com/>
- [14] Membrane potentials & Action potential. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <http://ativm15.tripod.com/lesson201.html>
- [15] Arduino. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/basic-electronics/what-is-arduino-ch1.html>
- [16] Arduino คืออะไร [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <https://sites.google.com/site/karanwinatkttech/unit1>
- [17] Arduino [ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>
- [18] ประโยชน์ของไมโครคอนโทรลเลอร์ . [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 3 ตุลาคม 2562]. จาก <http://www.moro.co.th//ไมโครคอนโทรลเลอร์/>
- [19] เซ็นเซอร์วัดสัญญาณชีพจรหัวใจ. [ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 4 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.myarduino.net/product/2026//เซ็นเซอร์วัดสัญญาณชีพจรหัวใจ-electrocardiogram-ecg-heart-rate-monitor-kit-ad8232>
- [20] AD8232 ECG Electrocardiogram Heart Rate Monitor Kit ตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. [ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 4 ตุลาคม 2562]. จาก <https://www.ab.in.th/product/146/ad8232-ecg-electrocardiogram-heart-rate-monitor-kit--ตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ>
- [21] Arduino คืออะไร. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 4 ตุลาคม 2562]. จาก <https://poundxi.com/arduino-arduinoคืออะไร>

- [22] **Arduino คืออะไร** .[ออนไลน์]. 2560. [สืบค้นวันที่ 4 ตุลาคม 2562]. จาก <https://thaiarduino.club/what-is-arduino/>
- [23] **Photoplethysmogram**.[ออนไลน์]. 2560. [สืบค้นวันที่ 5 ธันวาคม 2562]. จาก <https://www.vinasport.co.th/opticalhr-knowledge/>
- [25] **hypertension**.[ออนไลน์].[สืบค้นวันที่ 5 ธันวาคม 2562]. จาก <https://www.bumrungrad.com/en/centers/hypertension-clinic-bangkok-thailand>
- [26] **เปรียบเทียบ Electrocardiogram ECG VS PPG Photoplethysmogram** .[ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://www.vinasport.co.th/opticalhr-knowledge/>
- [27] **ความดันเลือด**. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ความดันเลือด>
- [28] **ความดันเลือดคืออะไร**. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/blood%20pressure.htm>
- [29] **Hypertension**. [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://www.bumrungrad.com/en/centers/hypertension-clinic-bangkok-thailand>
- [30] **ความดันโลหิตสูง**. [ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://www.pobpad.com/ความดันโลหิตสูง>
- [31] **ความดันต่ำ**.[ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://www.pobpad.com/ความดันต่ำ>
- [32] **หลอดเลือด**.[ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 2 มกราคม2562]. จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/หลอดเลือด>
- [33] **หลอดเลือดดำ**.[ออนไลน์]. 2562. [สืบค้นวันที่ 11 มกราคม2562]. จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/หลอดเลือดดำ>
- [34] **หลอดเลือดต่าง ๆ ในร่างกาย**.[ออนไลน์]. 2560. [สืบค้นวันที่ 11 มกราคม2562]. จาก <https://www.truelookpanya.com/knowledge/content/56245/-scibio-sci->

- [35] หลอดเลือดดำ.[ออนไลน์]. 2562.[สืบค้นวันที่ 11 มกราคม2562]. จาก
<https://www.posttoday.com/life/healthy/513973>
- [36] การยืดขยายและความหยุ่นตัวของหลอดเลือด.[ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 11 มกราคม2562]. จาก
<http://www.cai.md.chula.ac.th/lesson/lesson4607/lesson/main8.html>
- [37] ความแข็งของหลอดเลือดแดง [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 11 มกราคม2562]. จาก :
<http://cuir.car.chula.ac.th/dspace/bitstream/123456789/43518/1/5574209030.pdf>
- [38] การประมาณความดันโลหิต [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 13 มกราคม2562]. จาก :
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4512231/>
- [39] Pulse transit time [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 13 มกราคม2562]. จาก :
http://202.28.95.5/physio/wpcontent/uploads/2018/01/cvs_3_SR.pdf
- [40] Visual Studio Code [ออนไลน์]. [สืบค้นวันที่ 13 มกราคม2562]. จาก :
https://en.wikipedia.org/wiki/Visual_Studio_Code



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

ข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างที่ทำการเก็บค่าพัลส์ทรานซิสไม้ม

คนที่ 1 เพศชาย อายุ 23 สิบบุหรี ค่าเฉลี่ย PTT = 0.371 วินาที

4/18/2020 19:14:47.729	316	4/18/2020 19:14:48.717	126.7444	688.452		0.688
4/18/2020 19:14:50.595	329	4/18/2020 19:14:51.149	41.79227	553.518		0.554
4/18/2020 19:14:54.883	347	4/18/2020 19:14:54.993	34.38246	109.671		0.110
4/18/2020 19:14:57.109	329	4/18/2020 19:14:58.135	21.7567	26.255		0.026
4/18/2020 19:14:59.889	1	4/18/2020 19:15:01.389	582.4	411.3		0.411
4/18/2020 19:15:02.889	395	4/18/2020 19:15:04.401	26.98438	511.996		0.512
4/18/2020 19:15:10.424	109	4/18/2020 19:15:10.425	29.10176	0.998		0.001
4/18/2020 19:15:10.553	334	4/18/2020 19:15:10.554	14.78891	0.999		0.001
4/18/2020 19:15:13.487	659	4/18/2020 19:15:13.823	2.169624	336.101		0.336
4/18/2020 19:15:16.255	426	4/18/2020 19:15:16.902	10.57716	647.27		0.647
4/18/2020 19:15:19.229	659	4/18/2020 19:15:19.869	20.35336	487.011		0.487
4/18/2020 19:15:21.653	460	4/18/2020 19:15:22.912	20.06435	259.631		0.260
4/18/2020 19:15:26.563	397	4/18/2020 19:15:27.015	4275.77	452.787		0.453
4/18/2020 19:15:36.405	288	4/18/2020 19:15:36.976	644.8562	570.475		0.570
4/18/2020 19:16:06.637	325	4/18/2020 19:16:08.049	1205.579	412.225		0.412
4/18/2020 19:16:16.937	333	4/18/2020 19:16:17.169	304.8864	231.389		0.231
4/18/2020 19:16:56.053	428	4/18/2020 19:17:02.511	10.545	457.73		0.458
4/18/2020 19:17:29.094	218	4/18/2020 19:17:29.572	121.7521	477.725		0.478
4/18/2020 19:17:48.642	340	4/18/2020 19:17:49.006	93.46964	745.11		0.745
4/18/2020 19:17:58.733	157	4/18/2020 19:18:00.345	227.6262	745.452		0.745
4/18/2020 19:18:07.508	327	4/18/2020 19:18:08.653	289.5468	145.901		0.146
4/18/2020 19:18:16.428	352	4/18/2020 19:18:19.652	1245.555	224.343		0.224
4/18/2020 19:18:25.953	326	4/18/2020 19:18:27.906	142.8443	150.45		0.150
4/18/2020 19:18:35.586	353	4/18/2020 19:18:38.660	121.2072	73.83		0.074
4/18/2020 19:19:27.300	340	4/18/2020 19:19:27.449	14.68058	148.644		0.149
4/18/2020 19:19:43.222	457	4/18/2020 19:19:43.538	156.2199	316.154		0.316
4/18/2020 19:19:50.804	336	4/18/2020 19:19:51.517	192.5648	713.128		0.713
4/18/2020 19:20:32.037	335	4/18/2020 19:20:33.008	-7.68842	78.045		0.078
4/18/2020 19:20:35.424	326	4/18/2020 19:20:35.734	79.81508	310.21		0.310
4/18/2020 19:20:43.028	336	4/18/2020 19:20:43.656	90.67955	628.338		0.628
4/18/2020 19:20:50.800	344	4/18/2020 19:20:51.129	77.20366	329.088		0.329
4/18/2020 19:21:20.283	334	4/18/2020 19:21:21.701	67.79941	418.204		0.418
4/18/2020 19:21:25.644	375	4/18/2020 19:21:28.970	17.58819	326.108		0.326
4/18/2020 19:21:39.913	328	4/18/2020 19:21:40.436	89.04813	522.61		0.523
4/18/2020 19:21:46.713	353	4/18/2020 19:21:48.164	113.1325	451.12		0.451
4/18/2020 19:21:49.024	608	4/18/2020 19:21:52.148	-259.058	123.646		0.124

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 19:22:03.908	300	4/18/2020 19:22:07.121	78.21	212.408		0.212
4/18/2020 19:22:16.122	339	4/18/2020 19:22:16.778	54.70546	500.45		0.500
4/18/2020 19:22:24.361	327	4/18/2020 19:22:25.021	65.79324	660.251		0.660
4/18/2020 19:22:32.209	333	4/18/2020 19:22:33.961	243.4034	752.318		0.752
4/18/2020 19:22:34.164	317	4/18/2020 19:22:34.165	187.667	0.996		0.001
4/18/2020 19:22:48.932	757	4/18/2020 19:22:49.576	185.0384	644.278		0.644
4/18/2020 19:23:02.407	314	4/18/2020 19:23:02.408	179.3231	0.999		0.001
4/18/2020 19:23:08.938	324	4/18/2020 19:23:09.614	133.6206	676.191		0.676
4/18/2020 19:23:16.162	100	4/18/2020 19:23:16.163	108.189	0.989		0.001
4/18/2020 19:23:23.341	321	4/18/2020 19:23:23.343	71.11909	1.99		0.002
4/18/2020 19:23:30.298	329	4/18/2020 19:23:30.644	67.43187	346.075		0.346
4/18/2020 19:23:43.763	339	4/18/2020 19:23:45.499	85.40854	736.327		0.736
4/18/2020 19:23:51.417	330	4/18/2020 19:23:52.257	-103.336	184.45		0.184
4/18/2020 19:24:03.089	330	4/18/2020 19:24:03.270	69.47353	180.518		0.181
4/18/2020 19:24:10.304	317	4/18/2020 19:24:10.305	13.97648	0.999		0.001
4/18/2020 19:24:28.627	334	4/18/2020 19:24:29.642	9.615209	15.286		0.015
4/18/2020 19:24:30.338	587	4/18/2020 19:24:31.317	-55.239	978.384		0.978
4/18/2020 19:24:41.577	120	4/18/2020 19:24:42.402	63.97025	824.802		0.825
4/18/2020 19:24:55.129	352	4/18/2020 19:24:55.468	56.66452	339.091		0.339
4/18/2020 19:25:03.684	332	4/18/2020 19:25:03.685	79.58175	0.998		0.001
4/18/2020 19:25:10.277	321	4/18/2020 19:25:10.607	-56.1319	782.462		0.782
4/18/2020 19:25:15.652	327	4/18/2020 19:25:16.452	84.64189	799.858		0.800
4/18/2020 19:25:41.811	330	4/18/2020 19:25:41.812	-11.4022	0.572		0.001
4/18/2020 19:25:49.807	328	4/18/2020 19:25:49.994	-39.9522	187.461		0.187
4/18/2020 19:25:53.823	340	4/18/2020 19:25:55.430	-33.1695	606.703		0.607
ค่าเฉลี่ย						0.371

คนที่ 2 เพศชาย อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.295 วินาที

4/18/2020 16:27:37.610	657	4/18/2020 16:27:37.820	134.7011	210.399		0.210
4/18/2020 16:27:51.244	649	4/18/2020 16:27:52.010	214.6213	765.915		0.766
4/18/2020 16:27:57.863	315	4/18/2020 16:27:58.177	195.6161	314.116		0.314
4/18/2020 16:28:01.484	211	4/18/2020 16:28:01.485	184.2923	0.996		0.001
4/18/2020 16:28:13.024	674	4/18/2020 16:28:13.810	198.7139	785.899		0.786
4/18/2020 16:28:19.138	391	4/18/2020 16:28:19.467	129.2295	329.119		0.329
4/18/2020 16:37:40.552	412	4/18/2020 16:37:40.553	121.2707	0.996		0.001
4/18/2020 16:37:42.064	309	4/18/2020 16:37:42.274	-129.8757	210.477		0.210
4/18/2020 16:37:51.416	389	4/18/2020 16:37:51.554	20.31517	138.554		0.139
4/18/2020 16:38:14.163	360	4/18/2020 16:38:15.140	113.2631	976.35		0.976

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 16:38:18.254	655	4/18/2020 16:38:18.729	91.35869	475.727		0.476
4/18/2020 16:38:20.172	358	4/18/2020 16:38:20.173	111.9249	0.997		0.001
4/18/2020 16:38:25.029	236	4/18/2020 16:38:25.046	74.53862	16.956		0.017
4/18/2020 16:38:25.518	245	4/18/2020 16:38:25.519	61.30016	0.995		0.001
4/18/2020 16:38:29.544	167	4/18/2020 16:38:29.718	60.14542	174.532		0.175
4/18/2020 16:38:30.864	177	4/18/2020 16:38:30.865	4.380522	0.998		0.001
4/18/2020 16:38:31.242	199	4/18/2020 16:38:31.243	-88.64655	0.998		0.001
4/18/2020 16:38:31.733	165	4/18/2020 16:38:31.913	-1360.46	180.516		0.181
4/18/2020 16:38:36.637	305	4/18/2020 16:38:36.789	10322.57	152.251		0.152
4/18/2020 16:38:38.757	340	4/18/2020 16:38:38.758	2866.716	0.998		0.001
4/18/2020 16:38:42.002	433	4/18/2020 16:38:42.165	1856.45	163.563		0.164
4/18/2020 16:38:44.519	425	4/18/2020 16:38:45.265	1501.35	746.005		0.746
4/18/2020 16:38:49.354	453	4/18/2020 16:38:49.503	1140.469	149.598		0.150
4/18/2020 16:38:53.158	362	4/18/2020 16:38:53.159	1138.052	0.996		0.001
4/18/2020 16:39:02.311	310	4/18/2020 16:39:02.450	1038.458	138.59		0.139
4/18/2020 16:39:04.334	577	4/18/2020 16:39:05.648	231.3185	314.525		0.315
4/18/2020 16:39:09.577	395	4/18/2020 16:39:09.579	145.7684	2.006		0.002
4/18/2020 16:39:21.396	350	4/18/2020 16:39:21.711	530.3644	315.155		0.315
4/18/2020 16:39:26.952	364	4/18/2020 16:39:26.953	807.714	0.998		0.001
4/18/2020 16:39:35.463	377	4/18/2020 16:39:35.791	692.3232	328.126		0.328
4/18/2020 16:39:35.946	392	4/18/2020 16:39:35.947	506.2585	1.022		0.001
4/18/2020 16:39:43.363	344	4/18/2020 16:39:44.293	596.4977	929.515		0.930
4/18/2020 16:39:48.450	350	4/18/2020 16:39:48.607	767.3354	156.582		0.157
4/18/2020 16:40:04.747	317	4/18/2020 16:40:05.062	323.5988	315.194		0.315
4/18/2020 16:40:06.459	415	4/18/2020 16:40:06.772	693.2391	313.165		0.313
4/18/2020 16:40:16.018	656	4/18/2020 16:40:18.018	163.1942	999.647		1.000
4/18/2020 16:40:28.823	353	4/18/2020 16:40:28.979	90.66453	155.584		0.156
4/18/2020 16:40:33.577	309	4/18/2020 16:40:33.578	693.2357	0.999		0.001
4/18/2020 16:40:44.978	66	4/18/2020 16:40:45.165	0	187.497		0.187
4/18/2020 16:40:47.827	292	4/18/2020 16:40:48.019	-34.7961	191.487		0.191
4/18/2020 16:41:00.391	379	4/18/2020 16:41:00.392	626.1379	0.997		0.001
4/18/2020 16:41:06.510	397	4/18/2020 16:41:06.511	790.5944	0.997		0.001
4/18/2020 16:41:18.666	412	4/18/2020 16:41:19.007	5.920071	341.089		0.341
4/18/2020 16:41:22.922	402	4/18/2020 16:41:23.263	579.4039	341.088		0.341
4/18/2020 16:41:34.443	373	4/18/2020 16:41:34.444	563.2031	0.996		0.001
4/18/2020 16:41:37.905	362	4/18/2020 16:41:38.072	-0.123991	166.557		0.167
4/18/2020 16:41:42.632	355	4/18/2020 16:41:42.946	552.9346	314.16		0.314
4/18/2020 16:41:46.239	358	4/18/2020 16:41:46.728	937.1964	488.692		0.489
4/18/2020 16:42:03.756	397	4/18/2020 16:42:03.922	637.8202	165.556		0.166
4/18/2020 16:42:20.860	479	4/18/2020 16:42:21.040	355.9797	179.852		0.180
4/18/2020 16:42:27.322	346	4/18/2020 16:42:27.323	54.89869	1.001		0.001
4/18/2020 16:42:30.993	377	4/18/2020 16:42:31.168	670.4162	175.53		0.176
4/18/2020 16:42:43.254	390	4/18/2020 16:42:43.430	104.2363	175.537		0.176

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 16:42:46.325	315	4/18/2020 16:42:47.552	413.9353	226.715		0.227
4/18/2020 16:42:59.543	401	4/18/2020 16:42:59.691	697.9807	148.573		0.149
4/18/2020 16:43:06.872	350	4/18/2020 16:43:07.734	949.5035	861.697		0.862
4/18/2020 16:43:10.592	385	4/18/2020 16:43:10.765	879.4371	172.532		0.173
4/18/2020 16:43:14.588	402	4/18/2020 16:43:14.762	65.21829	174.532		0.175
4/18/2020 16:43:18.551	390	4/18/2020 16:43:18.769	578.7743	217.416		0.217
4/18/2020 16:43:22.163	397	4/18/2020 16:43:22.507	-17.91792	344.079		0.344
4/18/2020 16:43:29.172	657	4/18/2020 16:43:31.327	-4.858564	155.23		0.155
4/18/2020 16:43:34.938	343	4/18/2020 16:43:35.977	483.2	38.239		0.038
4/18/2020 16:43:39.753	394	4/18/2020 16:43:40.099	-64.27979	346.077		0.346
4/18/2020 16:43:44.021	352	4/18/2020 16:43:44.350	583.6243	329.122		0.329
4/18/2020 16:43:46.527	637	4/18/2020 16:43:48.099	187.1965	571.794		0.572
4/18/2020 16:43:51.110	650	4/18/2020 16:43:52.737	17.26697	626.648		0.627
4/18/2020 16:44:05.618	15	4/18/2020 16:44:06.105	443.1339	486.703		0.487
4/18/2020 16:44:07.227	103	4/18/2020 16:44:09.286	-42.64936	58.495		0.058
4/18/2020 16:44:30.905	345	4/18/2020 16:44:31.567	491.4588	661.234		0.661
4/18/2020 16:44:32.258	349	4/18/2020 16:44:35.358	-45.99854	100.711		0.101
4/18/2020 16:44:39.954	344	4/18/2020 16:44:40.130	457.1806	175.496		0.175
4/18/2020 16:44:48.425	252	4/18/2020 16:44:49.269	615.3379	843.743		0.844
4/18/2020 16:44:51.393	369	4/18/2020 16:44:51.394	497.8148	1.001		0.001
4/18/2020 16:44:54.860	395	4/18/2020 16:44:55.039	26.60549	178.522		0.179
4/18/2020 16:44:59.317	398	4/18/2020 16:44:59.504	508.6857	186.501		0.187
4/18/2020 16:45:16.226	283	4/18/2020 16:45:16.555	7.313353	329.121		0.329
4/18/2020 16:45:20.600	93	4/18/2020 16:45:20.749	331.2117	148.638		0.149
4/18/2020 16:45:24.206	186	4/18/2020 16:45:24.207	-51.48864	0.997		0.001
4/18/2020 16:45:28.035	357	4/18/2020 16:45:28.363	480.1005	328.124		0.328
4/18/2020 16:45:33.623	392	4/18/2020 16:45:33.965	406.4413	342.088		0.342
4/18/2020 16:45:41.542	342	4/18/2020 16:45:41.878	449.935	336.112		0.336
4/18/2020 16:45:49.080	400	4/18/2020 16:45:49.415	404.1991	335.087		0.335
4/18/2020 16:45:53.366	407	4/18/2020 16:45:53.539	397.1704	173.537		0.174
4/18/2020 16:45:58.064	333	4/18/2020 16:45:58.738	-5.495988	674.179		0.674
4/18/2020 16:46:01.497	353	4/18/2020 16:46:01.658	320.9597	160.569		0.161
4/18/2020 16:46:10.074	379	4/18/2020 16:46:10.076	421.8125	1.994		0.002
4/18/2020 16:46:30.654	321	4/18/2020 16:46:30.824	98.01431	169.544		0.170
4/18/2020 16:46:47.294	335	4/18/2020 16:46:47.296	252.4868	1.995		0.002
4/18/2020 16:46:59.849	410	4/18/2020 16:47:00.520	-9.159222	671.205		0.671
4/18/2020 16:47:00.720	399	4/18/2020 16:47:00.721	-25.48444	0.997		0.001
4/18/2020 16:47:05.827	585	4/18/2020 16:47:06.948	33.63326	121		0.121
4/18/2020 16:47:11.085	327	4/18/2020 16:47:11.441	290.1597	356.041		0.356
4/18/2020 16:47:17.795	285	4/18/2020 16:47:18.448	512.383	653.285		0.653
4/18/2020 16:47:34.020	245	4/18/2020 16:47:34.674	410.7742	653.239		0.653
4/18/2020 16:47:42.099	316	4/18/2020 16:47:43.052	520.1316	953.445		0.953
4/18/2020 16:47:45.379	530	4/18/2020 16:47:47.258	15.16893	878.949		0.879

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 16:47:51.932	388	4/18/2020 16:47:51.933	1226.246	0.997		0.001
4/18/2020 16:47:54.763	382	4/18/2020 16:47:54.956	397.9099	193.45		0.193
4/18/2020 16:47:59.101	327	4/18/2020 16:47:59.266	-18.06064	164.56		0.165
4/18/2020 16:48:05.789	328	4/18/2020 16:48:06.179	-9.669389	389.958		0.390
ค่าเฉลี่ย						0.265

คนที่ 3 เพศชาย อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.268 วินาที

4/18/2020 17:40:51.010	446	4/18/2020 17:40:51.122	1004.035	111.819		0.112
4/18/2020 17:40:53.299	669	4/18/2020 17:40:53.507	319.079	207.714		0.208
4/18/2020 17:40:59.555	519	4/18/2020 17:41:00.187	12.75711	632.398		0.632
4/18/2020 17:41:00.305	352	4/18/2020 17:41:00.640	-3.388728	335.553		0.336
4/18/2020 17:41:05.655	481	4/18/2020 17:41:06.422	61.33353	767.421		0.767
4/18/2020 17:41:13.370	442	4/18/2020 17:41:13.374	33.42619	3.992		0.004
4/18/2020 17:41:16.632	343	4/18/2020 17:41:16.760	223.8652	127.829		0.128
4/18/2020 17:41:18.626	439	4/18/2020 17:41:19.210	45.10416	583.188		0.583
4/18/2020 17:41:20.168	405	4/18/2020 17:41:20.384	-4.269367	215.71		0.216
4/18/2020 17:41:59.739	379	4/18/2020 17:41:59.975	695.4796	235.723		0.236
4/18/2020 17:42:11.646	374	4/18/2020 17:42:12.277	274.5355	631.158		0.631
4/18/2020 17:42:13.748	465	4/18/2020 17:42:14.595	-6.803357	846.876		0.847
4/18/2020 17:42:20.595	346	4/18/2020 17:42:20.707	-0.289993	111.855		0.112
4/18/2020 17:42:21.171	413	4/18/2020 17:42:21.282	-44.0308	111.891		0.112
4/18/2020 17:42:24.106	417	4/18/2020 17:42:24.329	205.8444	223.657		0.224
4/18/2020 17:43:50.318	368	4/18/2020 17:43:50.817	413.2158	499.322		0.499
4/18/2020 17:43:57.825	378	4/18/2020 17:43:58.141	73.13751	315.58		0.316
4/18/2020 17:44:06.201	407	4/18/2020 17:44:06.377	147.8174	175.803		0.176
4/18/2020 17:44:44.371	414	4/18/2020 17:44:44.690	571.603	319.536		0.320
4/18/2020 17:44:53.225	349	4/18/2020 17:44:53.868	267.7571	643.141		0.643
4/18/2020 17:45:02.330	367	4/18/2020 17:45:02.969	227.7592	639.148		0.639
4/18/2020 17:45:10.932	347	4/18/2020 17:45:11.089	454.4998	156.952		0.157
4/18/2020 17:45:16.678	346	4/18/2020 17:45:16.858	244.3549	179.705		0.180
4/18/2020 17:45:30.681	365	4/18/2020 17:45:30.865	0	183.713		0.184
4/18/2020 17:45:50.599	375	4/18/2020 17:45:51.238	177.3728	639.142		0.639
4/18/2020 17:46:22.633	347	4/18/2020 17:46:22.793	343.5019	159.781		0.160
4/18/2020 17:46:35.334	419	4/18/2020 17:46:35.494	274.1992	160.625		0.161
4/18/2020 17:47:10.460	361	4/18/2020 17:47:10.463	688.6783	3.955		0.004
4/18/2020 17:47:35.760	375	4/18/2020 17:47:35.762	299.5855	1.909		0.002
4/18/2020 17:47:43.975	363	4/18/2020 17:47:44.311	284.6334	335.596		0.336
4/18/2020 17:48:06.451	375	4/18/2020 17:48:06.771	247.8558	319.618		0.320
4/18/2020 17:48:29.452	357	4/18/2020 17:48:30.203	-55.16768	750.998		0.751
4/18/2020 17:48:34.275	385	4/18/2020 17:48:34.279	471.7541	3.997		0.004

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 17:48:42.008	375	4/18/2020 17:48:42.172	467.1141	163.764		0.164
4/18/2020 17:48:49.489	415	4/18/2020 17:48:49.493	595.9056	3.996		0.004
4/18/2020 17:49:02.451	333	4/18/2020 17:49:02.902	295.0217	451.394		0.451
4/18/2020 17:49:22.099	436	4/18/2020 17:49:22.103	393.557	3.957		0.004
4/18/2020 17:49:53.749	361	4/18/2020 17:49:53.901	377.8896	151.836		0.152
4/18/2020 17:50:01.764	443	4/18/2020 17:50:02.080	544.6497	315.576		0.316
4/18/2020 17:50:15.559	404	4/18/2020 17:50:15.891	406.2734	331.559		0.332
4/18/2020 17:50:24.341	357	4/18/2020 17:50:24.543	407.58	201.805		0.202
4/18/2020 17:50:29.288	416	4/18/2020 17:50:29.608	390.8003	319.717		0.320
4/18/2020 17:50:37.331	413	4/18/2020 17:50:37.495	291.8904	163.96		0.164
4/18/2020 17:50:48.130	431	4/18/2020 17:50:48.473	420.7456	343.536		0.344
4/18/2020 17:50:57.180	422	4/18/2020 17:50:57.527	339.9166	347.534		0.348
4/18/2020 17:51:06.514	343	4/18/2020 17:51:06.686	422.3133	171.728		0.172
4/18/2020 17:51:24.592	358	4/18/2020 17:51:25.140	209.0706	547.271		0.547
4/18/2020 17:51:36.966	342	4/18/2020 17:51:37.326	236.7696	359.524		0.360
4/18/2020 17:52:05.927	361	4/18/2020 17:52:06.602	321.758	675.11		0.675
4/18/2020 17:52:31.807	389	4/18/2020 17:52:31.983	-302.8621	175.787		0.176
4/18/2020 17:52:58.969	345	4/18/2020 17:52:59.497	512.1533	527.887		0.528
4/18/2020 17:53:46.051	359	4/18/2020 17:53:46.562	166.8706	511.28		0.511
4/18/2020 17:53:53.562	263	4/18/2020 17:53:54.257	-62.62189	694.855		0.695
ค่าเฉลี่ย						0.268

คนที่ 4 เพศชาย อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.275 วินาที

4/18/2020 0:17:13.167	295	4/18/2020 0:17:13.507	101.0846	340.087		0.340
4/18/2020 0:17:13.706	279	4/18/2020 0:17:14.163	89.12833	456.586		0.457
4/18/2020 0:17:17.673	659	4/18/2020 0:17:18.516	77.70474	842.664		0.843
4/18/2020 0:17:24.959	338	4/18/2020 0:17:24.961	17.02266	2.002		0.002
4/18/2020 0:17:25.603	351	4/18/2020 0:17:25.986	-8.673456	383.342		0.383
4/18/2020 0:17:29.231	376	4/18/2020 0:17:29.416	4.942864	185.278		0.185
4/18/2020 0:17:29.736	377	4/18/2020 0:17:30.287	-28.999	550.77		0.551
4/18/2020 0:17:36.494	341	4/18/2020 0:17:37.182	6.642083	688.626		0.689
4/18/2020 0:17:40.340	334	4/18/2020 0:17:40.781	363.8148	441.388		0.441
4/18/2020 0:18:22.292	366	4/18/2020 0:18:22.462	114.2741	170.224		0.170
4/18/2020 0:18:25.642	373	4/18/2020 0:18:25.974	96.05867	331.366		0.331
4/18/2020 0:18:27.391	367	4/18/2020 0:18:27.582	96.08028	190.178		0.190
4/18/2020 0:18:27.896	353	4/18/2020 0:18:28.078	67.33589	181.402		0.181
4/18/2020 0:18:32.895	338	4/18/2020 0:18:33.096	9.362187	200.308		0.200
4/18/2020 0:18:33.765	256	4/18/2020 0:18:34.396	-4.076532	630.964		0.631
4/18/2020 0:18:37.094	289	4/18/2020 0:18:37.270	30.07468	176.192		0.176
4/18/2020 0:18:38.463	310	4/18/2020 0:18:38.631	-5.681905	168.103		0.168
4/18/2020 0:18:41.322	351	4/18/2020 0:18:42.103	38.46306	780.725		0.781

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 0:18:42.445	516	4/18/2020 0:18:42.741	15.36614	296.01		0.296
4/18/2020 0:18:46.658	396	4/18/2020 0:18:46.809	34.91239	150.354		0.150
4/18/2020 0:18:47.584	396	4/18/2020 0:18:47.754	-0.452634	170.152		0.170
4/18/2020 0:18:48.383	482	4/18/2020 0:18:48.538	-30.14443	154.874		0.155
4/18/2020 0:18:51.948	499	4/18/2020 0:18:52.274	27.87471	326.715		0.327
4/18/2020 0:18:57.085	388	4/18/2020 0:18:57.249	41.11802	163.962		0.164
4/18/2020 0:19:00.066	431	4/18/2020 0:19:00.387	-43.57299	320.216		0.320
4/18/2020 0:19:08.944	357	4/18/2020 0:19:09.102	3160.325	158.47		0.158
4/18/2020 0:19:11.565	383	4/18/2020 0:19:11.723	5835.303	158.78		0.159
4/18/2020 0:19:14.175	411	4/18/2020 0:19:14.353	-993.2555	178.25		0.178
4/18/2020 0:19:17.146	336	4/18/2020 0:19:17.471	59.70126	325.553		0.326
4/18/2020 0:19:21.463	372	4/18/2020 0:19:22.579	5.674031	116.238		0.116
4/18/2020 0:19:23.579	663	4/18/2020 0:19:23.919	-5.371413	340.244		0.340
4/18/2020 0:19:27.096	333	4/18/2020 0:19:27.448	-1.445221	351.817		0.352
4/18/2020 0:19:27.935	340	4/18/2020 0:19:28.114	1.997711	178.326		0.178
4/18/2020 0:19:33.594	351	4/18/2020 0:19:34.539	-18.6772	944.565		0.945
4/18/2020 0:19:37.880	345	4/18/2020 0:19:38.182	19.14991	301.853		0.302
4/18/2020 0:19:38.354	352	4/18/2020 0:19:38.785	17.57385	430.135		0.430
4/18/2020 0:19:39.839	353	4/18/2020 0:19:40.143	1.325638	304.341		0.304
4/18/2020 0:19:41.041	340	4/18/2020 0:19:41.357	-5.164701	315.657		0.316
4/18/2020 0:19:41.819	651	4/18/2020 0:19:43.502	23.05288	682.4		0.682
4/18/2020 0:19:43.702	320	4/18/2020 0:19:44.192	22.43824	490.334		0.490
4/18/2020 0:19:44.556	323	4/18/2020 0:19:44.721	21.61053	164.731		0.165
4/18/2020 0:19:48.795	334	4/18/2020 0:19:48.970	33.09224	175.32		0.175
4/18/2020 0:19:52.769	337	4/18/2020 0:19:53.119	-5.602281	349.093		0.349
4/18/2020 0:19:53.609	665	4/18/2020 0:19:54.589	21.80868	979.881		0.980
4/18/2020 0:20:00.325	344	4/18/2020 0:20:00.808	49.51353	483.76		0.484
4/18/2020 0:20:01.949	346	4/18/2020 0:20:02.898	-3.440425	949.331		0.949
4/18/2020 0:20:03.235	354	4/18/2020 0:20:03.563	-10.88526	327.974		0.328
4/18/2020 0:20:06.984	658	4/18/2020 0:20:08.474	0.110121	490.584		0.491
4/18/2020 0:20:09.795	333	4/18/2020 0:20:10.605	11.76523	810.525		0.811
4/18/2020 0:20:12.039	335	4/18/2020 0:20:12.203	30.72768	163.625		0.164
4/18/2020 0:20:13.423	332	4/18/2020 0:20:13.593	19.45443	170.072		0.170
4/18/2020 0:20:14.278	335	4/18/2020 0:20:14.458	10.3185	180.51		0.181
4/18/2020 0:20:15.652	337	4/18/2020 0:20:15.832	4.165781	180.083		0.180
4/18/2020 0:20:16.175	330	4/18/2020 0:20:16.495	6.67112	319.937		0.320
4/18/2020 0:20:18.304	342	4/18/2020 0:20:18.496	1.4403	191.407		0.191
4/18/2020 0:20:19.667	332	4/18/2020 0:20:19.988	19.67402	321.871		0.322
4/18/2020 0:20:20.543	337	4/18/2020 0:20:20.704	28.59442	160.532		0.161
4/18/2020 0:20:21.058	335	4/18/2020 0:20:21.568	-4.621334	510.544		0.511
4/18/2020 0:20:24.838	352	4/18/2020 0:20:25.027	23.07335	188.857		0.189
4/18/2020 0:20:27.120	341	4/18/2020 0:20:27.939	-6.067266	818.658		0.819
4/18/2020 0:20:28.095	633	4/18/2020 0:20:29.455	-0.129786	359.491		0.359

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 0:20:29.780	311	4/18/2020 0:20:30.773	36.56557	993.08		0.993
4/18/2020 0:20:31.406	333	4/18/2020 0:20:31.416	35.77638	9.998		0.010
4/18/2020 0:20:34.087	327	4/18/2020 0:20:34.248	-2.70078	161.735		0.162
4/18/2020 0:20:38.136	338	4/18/2020 0:20:38.298	23.40482	162.022		0.162
4/18/2020 0:20:39.447	341	4/18/2020 0:20:39.771	0.42983	323.728		0.324
4/18/2020 0:20:40.263	346	4/18/2020 0:20:40.425	-0.204145	161.703		0.162
4/18/2020 0:20:43.809	351	4/18/2020 0:20:43.978	42.22993	169.368		0.169
4/18/2020 0:20:44.614	353	4/18/2020 0:20:45.265	32.95066	650.994		0.651
4/18/2020 0:20:45.450	669	4/18/2020 0:20:45.932	-4.956505	481.331		0.481
4/18/2020 0:20:49.650	346	4/18/2020 0:20:49.957	32.67495	306.707		0.307
4/18/2020 0:20:50.126	343	4/18/2020 0:20:50.803	2.924234	677.679		0.678
4/18/2020 0:20:53.545	337	4/18/2020 0:20:54.184	11.50901	638.981		0.639
4/18/2020 0:20:55.672	368	4/18/2020 0:20:56.309	7.008863	637.761		0.638
4/18/2020 0:20:56.478	360	4/18/2020 0:20:57.131	-5.380188	653.581		0.654
4/18/2020 0:20:57.566	327	4/18/2020 0:20:57.736	0	170.151		0.170
4/18/2020 0:21:03.089	340	4/18/2020 0:21:03.093	-8.579206	4.199		0.004
4/18/2020 0:21:06.580	348	4/18/2020 0:21:07.197	41.55473	616.655		0.617
4/18/2020 0:21:10.773	347	4/18/2020 0:21:11.276	14.15592	502.513		0.503
4/18/2020 0:21:11.897	526	4/18/2020 0:21:12.085	9.404089	188.549		0.189
4/18/2020 0:21:14.582	328	4/18/2020 0:21:14.989	-11.18678	406.607		0.407
4/18/2020 0:21:17.405	331	4/18/2020 0:21:17.952	5.686848	547.321		0.547
4/18/2020 0:21:19.300	353	4/18/2020 0:21:19.700	28.8238	399.938		0.400
4/18/2020 0:21:20.739	449	4/18/2020 0:21:21.058	21.14371	319.371		0.319
4/18/2020 0:21:24.985	347	4/18/2020 0:21:25.187	-21.75681	201.896		0.202
4/18/2020 0:21:25.373	339	4/18/2020 0:21:25.383	4.400891	9.994		0.010
4/18/2020 0:21:26.694	335	4/18/2020 0:21:27.326	19.49403	631.688		0.632
4/18/2020 0:21:27.995	334	4/18/2020 0:21:28.167	-1.653544	171.543		0.172
4/18/2020 0:21:30.194	344	4/18/2020 0:21:30.865	12.76456	670.306		0.670
4/18/2020 0:21:32.353	367	4/18/2020 0:21:32.988	26.50633	635.008		0.635
4/18/2020 0:21:33.142	351	4/18/2020 0:21:33.636	25.14184	493.569		0.494
4/18/2020 0:21:33.986	346	4/18/2020 0:21:34.477	6.600003	491.774		0.492
4/18/2020 0:21:34.818	662	4/18/2020 0:21:34.985	5.110436	167.14		0.167
4/18/2020 0:21:37.472	329	4/18/2020 0:21:37.787	9.999271	314.466		0.314
4/18/2020 0:21:38.763	338	4/18/2020 0:21:39.385	26.63824	621.84		0.622
4/18/2020 0:21:41.675	354	4/18/2020 0:21:41.997	14.11691	321.705		0.322
4/18/2020 0:21:43.853	524	4/18/2020 0:21:44.346	14.0183	493.175		0.493
4/18/2020 0:21:45.461	323	4/18/2020 0:21:45.641	13.3738	179.942		0.180
4/18/2020 0:21:46.282	337	4/18/2020 0:21:46.957	7.956721	674.796		0.675
4/18/2020 0:21:53.276	345	4/18/2020 0:21:53.957	10.61435	681.096		0.681
4/18/2020 0:21:54.454	357	4/18/2020 0:21:54.793	8.668177	339.788		0.340
4/18/2020 0:21:55.777	344	4/18/2020 0:21:55.945	6.662807	168.083		0.168
4/18/2020 0:21:56.584	666	4/18/2020 0:21:56.759	-3.294048	174.937		0.175
4/18/2020 0:21:58.382	316	4/18/2020 0:21:58.919	39.06538	536.866		0.537

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 0:21:59.271	326	4/18/2020 0:21:59.781	21.05578	509.893		0.510
4/18/2020 0:21:59.961	330	4/18/2020 0:22:00.294	21.05578	332.942		0.333
4/18/2020 0:22:00.465	330	4/18/2020 0:22:01.019	24.6519	554.446		0.554
4/18/2020 0:22:02.174	341	4/18/2020 0:22:02.500	11.69635	326.034		0.326
4/18/2020 0:22:03.483	344	4/18/2020 0:22:03.843	11.14046	359.797		0.360
4/18/2020 0:22:05.655	342	4/18/2020 0:22:06.008	-3.790059	352.602		0.353
4/18/2020 0:22:07.316	649	4/18/2020 0:22:07.477	-13.11951	160.686		0.161
4/18/2020 0:22:09.865	329	4/18/2020 0:22:10.773	24.36322	908.337		0.908
4/18/2020 0:22:11.922	334	4/18/2020 0:22:12.097	7.684264	174.724		0.175
4/18/2020 0:22:14.752	338	4/18/2020 0:22:14.762	44.5299	9.994		0.010
4/18/2020 0:22:15.273	340	4/18/2020 0:22:15.433	39.73572	160.15		0.160
4/18/2020 0:22:17.604	355	4/18/2020 0:22:18.098	6.762787	493.635		0.494
4/18/2020 0:22:18.880	367	4/18/2020 0:22:19.500	5.451798	619.514		0.620
4/18/2020 0:22:18.880	345	4/18/2020 0:22:21.475	24.42435	672.046		0.672
4/18/2020 0:22:21.633	667	4/18/2020 0:22:22.130	10.06548	497.678		0.498
4/18/2020 0:22:26.765	337	4/18/2020 0:22:26.913	-24.10691	148.136		0.148
4/18/2020 0:22:27.274	344	4/18/2020 0:22:27.737	27.73796	462.874		0.463
4/18/2020 0:22:28.065	338	4/18/2020 0:22:28.552	-6.299475	487.887		0.488
4/18/2020 0:22:30.985	345	4/18/2020 0:22:31.173	14.78589	188.136		0.188
4/18/2020 0:22:32.304	348	4/18/2020 0:22:33.254	38.32325	950.164		0.950
4/18/2020 0:22:35.560	658	4/18/2020 0:22:36.700	7.01904	139.527		0.140
4/18/2020 0:22:43.563	331	4/18/2020 0:22:43.891	782.4127	328.475		0.328
4/18/2020 0:22:55.569	330	4/18/2020 0:22:56.837	871.5577	267.923		0.268
4/18/2020 0:23:07.177	459	4/18/2020 0:23:09.948	-179.7314	770.633		0.771
4/18/2020 0:23:13.291	342	4/18/2020 0:23:13.771	1280.413	480.832		0.481
4/18/2020 0:23:21.105	325	4/18/2020 0:23:21.435	861.1306	329.873		0.330
4/18/2020 0:23:28.202	666	4/18/2020 0:23:30.204	-28.29504	2.356		0.002
4/18/2020 0:23:37.172	344	4/18/2020 0:23:38.269	472.7945	97.06		0.097
4/18/2020 0:23:51.070	344	4/18/2020 0:23:52.904	893.0229	833.858		0.834
4/18/2020 0:24:08.967	661	4/18/2020 0:24:10.541	-18.56129	573.912		0.574
4/18/2020 0:24:23.069	625	4/18/2020 0:24:23.689	13.12105	620.394		0.620
4/18/2020 0:24:25.614	321	4/18/2020 0:24:25.785	18.31688	170.117		0.170
4/18/2020 0:24:27.662	334	4/18/2020 0:24:29.404	996.2283	741.798		0.742
4/18/2020 0:24:47.264	665	4/18/2020 0:24:47.434	6.701146	170.147		0.170
4/18/2020 0:24:55.373	338	4/18/2020 0:24:56.653	66.42817	280.107		0.280
4/18/2020 0:25:06.662	662	4/18/2020 0:25:09.468	29.96323	805.917		0.806
4/18/2020 0:25:12.027	335	4/18/2020 0:25:12.994	981.2444	966.612		0.967
4/18/2020 0:25:43.338	331	4/18/2020 0:25:43.990	42.76497	652.227		0.652
4/18/2020 0:25:55.441	330	4/18/2020 0:25:55.750	973.858	309.07		0.309
4/18/2020 0:26:07.018	341	4/18/2020 0:26:07.913	60.28541	894.197		0.894
4/18/2020 0:26:08.253	333	4/18/2020 0:26:09.974	934.5719	721.182		0.721
4/18/2020 0:26:15.779	416	4/18/2020 0:26:18.367	32.49018	588.604		0.589
4/18/2020 0:26:32.048	329	4/18/2020 0:26:32.186	-39.01217	137.369		0.137

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 0:26:41.724	538	4/18/2020 0:26:41.881	5.60004	157.16		0.157
4/18/2020 0:26:45.835	341	4/18/2020 0:26:45.989	67.25144	153.802		0.154
4/18/2020 0:26:47.453	335	4/18/2020 0:26:48.094	760.5386	640.968		0.641
4/18/2020 0:26:55.413	488	4/18/2020 0:26:58.795	53.51794	381.731		0.382
4/18/2020 0:27:08.544	657	4/18/2020 0:27:08.993	50.15185	448.729		0.449
4/18/2020 0:27:17.644	625	4/18/2020 0:27:19.894	7.229907	250.362		0.250
4/18/2020 0:27:21.778	338	4/18/2020 0:27:23.769	551.9124	991.197		0.991
4/18/2020 0:27:27.211	346	4/18/2020 0:27:27.399	-96.51149	187.273		0.187
4/18/2020 0:27:38.633	586	4/18/2020 0:27:40.178	16.85626	544.998		0.545
4/18/2020 0:27:50.757	437	4/18/2020 0:27:51.249	26.4302	492.766		0.493
4/18/2020 0:28:04.557	345	4/18/2020 0:28:04.713	23.77995	156.48		0.156
4/18/2020 0:28:05.303	661	4/18/2020 0:28:06.104	26.93925	800.986		0.801
4/18/2020 0:28:18.912	349	4/18/2020 0:28:19.086	-2.246654	173.88		0.174
4/18/2020 0:28:19.757	654	4/18/2020 0:28:21.067	25.79575	309.937		0.310
4/18/2020 0:28:32.585	659	4/18/2020 0:28:32.905	-4.371643	320.071		0.320
4/18/2020 0:28:38.703	338	4/18/2020 0:28:39.193	629.9783	489.974		0.490
4/18/2020 0:28:44.862	547	4/18/2020 0:28:47.745	14.44035	882.766		0.883
4/18/2020 0:28:59.293	659	4/18/2020 0:29:00.163	11.67847	869.387		0.869
4/18/2020 0:29:20.235	542	4/18/2020 0:29:21.635	40.24823	400.142		0.400
4/18/2020 0:29:43.463	573	4/18/2020 0:29:44.940	18.82198	476.707		0.477
4/18/2020 0:29:46.433	334	4/18/2020 0:29:47.114	17.93305	680.922		0.681
4/18/2020 0:29:59.997	652	4/18/2020 0:30:01.783	3.27211	786.335		0.786
4/18/2020 0:30:14.927	670	4/18/2020 0:30:19.202	56.34696	275.18		0.275
4/18/2020 0:30:29.293	550	4/18/2020 0:30:29.945	-21.48175	651.812		0.652
4/18/2020 0:30:33.687	280	4/18/2020 0:30:34.184	-1.712879	497.473		0.497
4/18/2020 0:30:51.366	336	4/18/2020 0:30:51.836	-4.750577	470.104		0.470
4/18/2020 0:30:52.158	325	4/18/2020 0:30:52.666	246.9635	508.157		0.508
4/18/2020 0:31:14.352	322	4/18/2020 0:31:15.816	670.2295	464.23		0.464
4/18/2020 0:31:23.644	659	4/18/2020 0:31:24.273	-33.85216	628.507		0.629
4/18/2020 0:31:34.364	323	4/18/2020 0:31:34.998	714.2218	634.866		0.635
4/18/2020 0:32:10.445	289	4/18/2020 0:32:12.145	927.6509	699.5		0.700
4/18/2020 0:32:32.236	266	4/18/2020 0:32:32.384	0	147.588		0.148
ค่าเฉลี่ย						0.275

คนที่ 5 เพศหญิง อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.280 วินาที

4/18/2020 15:57:19.066	417	4/18/2020 15:57:19.268	510.5068	201.335		0.201
4/18/2020 15:57:25.220	379	4/18/2020 15:57:25.534	409.2002	314.248		0.314
4/18/2020 15:57:33.663	310	4/18/2020 15:57:33.840	371.5424	177.047		0.177
4/18/2020 15:57:50.483	494	4/18/2020 15:57:50.795	376.381	311.601		0.312
4/18/2020 15:58:06.510	414	4/18/2020 15:58:06.806	391.0177	295.873		0.296

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 15:58:10.533	369	4/18/2020 15:58:10.698	819.3999	165.747		0.166
4/18/2020 15:58:15.346	430	4/18/2020 15:58:15.505	381.5054	159.826		0.16
4/18/2020 15:58:26.454	445	4/18/2020 15:58:26.766	394.5101	311.873		0.312
4/18/2020 15:58:29.051	245	4/18/2020 15:58:29.671	911.553	619.835		0.62
4/18/2020 15:58:33.513	318	4/18/2020 15:58:33.685	311.4287	171.575		0.172
4/18/2020 15:58:36.321	360	4/18/2020 15:58:36.469	684.87	148.728		0.149
4/18/2020 15:58:40.645	399	4/18/2020 15:58:40.805	844.4241	159.766		0.16
4/18/2020 15:58:53.604	359	4/18/2020 15:58:53.922	387.7805	318.387		0.318
4/18/2020 15:58:55.678	366	4/18/2020 15:58:55.998	917.6414	320.101		0.32
4/18/2020 15:59:01.036	408	4/18/2020 15:59:01.208	361.6276	171.775		0.172
4/18/2020 15:59:09.574	291	4/18/2020 15:59:09.754	396.0383	180.358		0.18
4/18/2020 15:59:12.771	312	4/18/2020 15:59:13.071	834.9279	300.01		0.3
4/18/2020 15:59:28.660	396	4/18/2020 15:59:29.211	357.5394	551.285		0.551
4/18/2020 15:59:32.352	473	4/18/2020 15:59:32.661	896.8622	309.242		0.309
4/18/2020 15:59:32.808	416	4/18/2020 15:59:33.939	925.4463	131.469		0.131
4/18/2020 16:00:34.626	339	4/18/2020 16:00:34.814	1822.791	188.345		0.188
4/18/2020 16:00:37.873	500	4/18/2020 16:00:38.505	753.2113	631.323		0.631
4/18/2020 16:00:41.272	400	4/18/2020 16:00:41.463	555.4437	191.25		0.191
4/18/2020 16:00:44.133	366	4/18/2020 16:00:44.285	830.8062	151.938		0.152
4/18/2020 16:00:56.044	371	4/18/2020 16:00:56.508	627.2061	463.821		0.464
4/18/2020 16:01:11.987	354	4/18/2020 16:01:12.473	262.5428	485.436		0.485
4/18/2020 16:01:21.681	361	4/18/2020 16:01:21.852	446.2131	171.113		0.171
4/18/2020 16:01:23.316	395	4/18/2020 16:01:23.636	438.6012	320.551		0.321
4/18/2020 16:01:30.406	395	4/18/2020 16:01:30.587	406.6813	181.176		0.181
4/18/2020 16:01:34.138	376	4/18/2020 16:01:34.475	909.5498	337.097		0.337
4/18/2020 16:01:37.875	385	4/18/2020 16:01:38.246	369.6892	371.783		0.372
4/18/2020 16:01:38.732	401	4/18/2020 16:01:38.920	373.4297	188.058		0.188
4/18/2020 16:01:47.854	381	4/18/2020 16:01:48.193	880.3676	338.785		0.339
4/18/2020 16:01:51.615	372	4/18/2020 16:01:51.775	420.6081	160.389		0.16
4/18/2020 16:01:55.706	394	4/18/2020 16:01:56.013	856.7918	307.88		0.308
4/18/2020 16:02:00.751	384	4/18/2020 16:02:01.081	411.8828	329.799		0.33
4/18/2020 16:02:05.182	406	4/18/2020 16:02:05.494	952.3986	311.43		0.311
4/18/2020 16:02:17.753	396	4/18/2020 16:02:17.937	538.3116	183.627		0.184
4/18/2020 16:02:44.713	402	4/18/2020 16:02:45.337	1043.378	624.705		0.625
4/18/2020 16:02:56.556	371	4/18/2020 16:02:56.736	276.6864	180.069		0.18
4/18/2020 16:03:07.924	368	4/18/2020 16:03:08.382	1274.3	457.358		0.457
4/18/2020 16:03:17.036	349	4/18/2020 16:03:17.046	1227.98	9.993		0.01
4/18/2020 16:03:19.913	364	4/18/2020 16:03:20.834	202.801	920.483		0.92
4/18/2020 16:03:27.976	351	4/18/2020 16:03:28.166	352.3369	190.273		0.19
4/18/2020 16:03:43.290	394	4/18/2020 16:03:43.614	882.9642	324.075		0.324
4/18/2020 16:03:55.451	365	4/18/2020 16:03:55.607	454.8453	156.009		0.156
4/18/2020 16:04:03.264	397	4/18/2020 16:04:03.450	888.3983	186.112		0.186
4/18/2020 16:04:07.535	382	4/18/2020 16:04:07.690	447.4134	154.786		0.155

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 16:04:08.349	385	4/18/2020 16:04:08.524	464.4438	174.915		0.175
4/18/2020 16:04:17.017	420	4/18/2020 16:04:17.027	439.6493	9.988		0.01
4/18/2020 16:04:19.515	380	4/18/2020 16:04:19.662	819.8755	147.741		0.148
4/18/2020 16:04:22.654	361	4/18/2020 16:04:22.804	446.3172	149.983		0.15
4/18/2020 16:04:28.843	342	4/18/2020 16:04:28.988	479.3444	145.364		0.145
4/18/2020 16:04:32.181	374	4/18/2020 16:04:32.515	748.6828	334.034		0.334
4/18/2020 16:04:28.843	342	4/18/2020 16:04:28.988	479.3444	145.364		0.145
4/18/2020 16:04:32.181	374	4/18/2020 16:04:32.515	748.6828	334.034		0.334
4/18/2020 16:04:36.873	390	4/18/2020 16:04:37.047	441.4883	173.988		0.174
4/18/2020 16:04:40.441	343	4/18/2020 16:04:40.941	809.946	499.784		0.5
4/18/2020 16:04:43.503	381	4/18/2020 16:04:43.683	475.748	180.26		0.18
4/18/2020 16:04:44.833	374	4/18/2020 16:04:44.973	436.0383	139.98		0.14
4/18/2020 16:04:45.655	351	4/18/2020 16:04:45.806	383.8006	151.628		0.152
4/18/2020 16:04:56.583	352	4/18/2020 16:04:56.751	1001.033	167.827		0.168
4/18/2020 16:05:06.132	362	4/18/2020 16:05:06.439	1084.479	306.864		0.307
4/18/2020 16:05:13.736	344	4/18/2020 16:05:14.212	1096.396	476.034		0.476
4/18/2020 16:05:17.893	365	4/18/2020 16:05:18.080	324.2154	186.737		0.187
4/18/2020 16:05:21.806	325	4/18/2020 16:05:22.282	589.9233	476.137		0.476
4/18/2020 16:05:25.173	347	4/18/2020 16:05:25.363	303.9767	190.167		0.19
4/18/2020 16:05:47.673	379	4/18/2020 16:05:47.855	396.0034	181.693		0.182
4/18/2020 16:05:55.238	367	4/18/2020 16:05:55.398	322.8275	160.241		0.16
4/18/2020 16:06:02.665	2317	4/18/2020 16:06:03.945	855.3907	280.549		0.281
4/18/2020 16:06:07.138	541	4/18/2020 16:06:07.742	417.7952	604.406		0.604
4/18/2020 16:06:21.946	359	4/18/2020 16:06:22.438	823.7312	491.921		0.492
4/18/2020 16:06:25.947	404	4/18/2020 16:06:26.110	1015.17	163.425		0.163
4/18/2020 16:07:04.365	362	4/18/2020 16:07:04.685	797.0609	319.854		0.32
4/18/2020 16:07:19.448	390	4/18/2020 16:07:19.757	785.2395	308.66		0.309
4/18/2020 16:07:27.252	357	4/18/2020 16:07:27.412	399.6568	160.129		0.16
4/18/2020 16:07:38.389	366	4/18/2020 16:07:38.561	800.7656	171.972		0.172
4/18/2020 16:07:42.165	367	4/18/2020 16:07:42.362	413.1226	196.245		0.196
4/18/2020 16:07:42.964	375	4/18/2020 16:07:43.276	418.2565	312.466		0.312
4/18/2020 16:07:44.214	374	4/18/2020 16:07:44.552	395.9095	338.839		0.339
4/18/2020 16:07:51.948	367	4/18/2020 16:07:52.261	404.5	312.396		0.312
4/18/2020 16:07:58.455	384	4/18/2020 16:07:58.830	396.3964	374.312		0.374
4/18/2020 16:07:59.310	394	4/18/2020 16:07:59.633	383.0977	322.364		0.322
4/18/2020 16:08:01.838	407	4/18/2020 16:08:02.353	844.6255	514.138		0.514
4/18/2020 16:08:06.003	375	4/18/2020 16:08:06.343	437.7871	339.988		0.34
4/18/2020 16:08:06.824	377	4/18/2020 16:08:07.144	412.956	320.226		0.32
4/18/2020 16:08:10.027	404	4/18/2020 16:08:10.203	762.8863	176.102		0.176
4/18/2020 16:08:21.476	375	4/18/2020 16:08:21.941	392.0205	465.33		0.465
4/18/2020 16:08:27.201	396	4/18/2020 16:08:27.815	898.3627	614.281		0.614
4/18/2020 16:08:32.536	396	4/18/2020 16:08:32.688	498.1478	151.819		0.152
ค่าเฉลี่ย						0.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ 6 เพศหญิง อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.389 วินาที

4/18/2020 19:14:47.729	316	4/18/2020 19:14:48.717	126.7444	987.964		0.988
4/18/2020 19:14:50.595	329	4/18/2020 19:14:51.149	41.79227	553.518		0.554
4/18/2020 19:14:54.883	347	4/18/2020 19:14:54.993	34.38246	109.671		0.110
4/18/2020 19:14:57.109	329	4/18/2020 19:14:58.135	21.7567	26.255		0.026
4/18/2020 19:14:59.889	1	4/18/2020 19:15:01.389	16.73277	499.988		0.500
4/18/2020 19:15:02.889	395	4/18/2020 19:15:04.401	26.98438	511.996		0.512
4/18/2020 19:15:10.424	397	4/18/2020 19:15:10.425	29.10176	0.998		0.001
4/18/2020 19:15:10.553	334	4/18/2020 19:15:10.554	14.78891	0.999		0.001
4/18/2020 19:15:13.487	659	4/18/2020 19:15:13.823	2.169624	336.101		0.336
4/18/2020 19:15:16.255	426	4/18/2020 19:15:16.902	10.57716	647.27		0.647
4/18/2020 19:15:19.229	659	4/18/2020 19:15:19.869	20.35336	640.289		0.640
4/18/2020 19:15:21.653	460	4/18/2020 19:15:22.912	20.06435	259.631		0.260
4/18/2020 19:15:26.563	375	4/18/2020 19:15:27.015	605.5692	452.787		0.453
4/18/2020 19:15:36.405	288	4/18/2020 19:15:36.976	644.8562	570.475		0.570
4/18/2020 19:16:06.637	325	4/18/2020 19:16:08.049	1205.579	412.225		0.412
4/18/2020 19:16:16.937	333	4/18/2020 19:16:17.169	304.8864	231.389		0.231
4/18/2020 19:16:56.053	428	4/18/2020 19:17:02.511	101.3755	457.73		0.458
4/18/2020 19:17:29.094	218	4/18/2020 19:17:29.572	121.7521	477.725		0.478
4/18/2020 19:17:48.642	340	4/18/2020 19:17:49.006	93.46964	364.025		0.364
4/18/2020 19:17:58.733	313	4/18/2020 19:18:00.345	227.6262	611.69		0.612
4/18/2020 19:18:07.508	327	4/18/2020 19:18:08.653	289.5468	145.901		0.146
4/18/2020 19:18:16.428	352	4/18/2020 19:18:19.652	131.2161	224.343		0.224
4/18/2020 19:18:25.953	326	4/18/2020 19:18:27.906	142.8443	952.765		0.953
4/18/2020 19:18:35.586	353	4/18/2020 19:18:38.660	121.2072	73.83		0.074
4/18/2020 19:19:27.300	340	4/18/2020 19:19:27.449	14.68058	148.644		0.149
4/18/2020 19:19:43.222	329	4/18/2020 19:19:43.538	156.2199	316.154		0.316
4/18/2020 19:19:50.804	336	4/18/2020 19:19:51.517	192.5648	713.128		0.713
4/18/2020 19:20:32.037	335	4/18/2020 19:20:33.008	-7.68842	970.404		0.970
4/18/2020 19:20:35.424	326	4/18/2020 19:20:35.734	79.81508	310.21		0.310
4/18/2020 19:20:43.028	336	4/18/2020 19:20:43.656	90.67955	628.338		0.628
4/18/2020 19:20:50.800	344	4/18/2020 19:20:51.129	77.20366	329.088		0.329
4/18/2020 19:21:20.283	334	4/18/2020 19:21:21.701	67.79941	418.204		0.418
4/18/2020 19:21:25.644	375	4/18/2020 19:21:28.970	17.58819	326.108		0.326
4/18/2020 19:21:39.913	328	4/18/2020 19:21:40.436	89.04813	522.61		0.523
4/18/2020 19:21:46.713	353	4/18/2020 19:21:48.164	113.1325	451.12		0.451
4/18/2020 19:21:49.024	608	4/18/2020 19:21:52.148	-259.058	123.646		0.124
4/18/2020 19:21:58.677	330	4/18/2020 19:21:59.170	250.728	492.742		0.493

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 19:22:03.908	300	4/18/2020 19:22:07.121	237.7772	212.408		0.212
4/18/2020 19:22:16.122	339	4/18/2020 19:22:16.778	54.70546	656.246		0.656
4/18/2020 19:22:24.361	327	4/18/2020 19:22:25.021	65.79324	660.251		0.660
4/18/2020 19:22:32.209	333	4/18/2020 19:22:33.961	243.4034	752.318		0.752
4/18/2020 19:22:34.164	317	4/18/2020 19:22:34.165	187.667	0.996		0.001
4/18/2020 19:22:48.932	330	4/18/2020 19:22:49.576	185.0384	644.278		0.644
4/18/2020 19:23:02.407	314	4/18/2020 19:23:02.408	179.3231	0.999		0.001
4/18/2020 19:23:08.938	324	4/18/2020 19:23:09.614	133.6206	676.191		0.676
4/18/2020 19:23:16.162	321	4/18/2020 19:23:16.163	108.189	0.989		0.001
4/18/2020 19:23:23.341	321	4/18/2020 19:23:23.343	71.11909	1.99		0.002
4/18/2020 19:23:30.298	329	4/18/2020 19:23:30.644	67.43187	346.075		0.346
4/18/2020 19:23:43.763	339	4/18/2020 19:23:45.499	85.40854	736.327		0.736
4/18/2020 19:23:51.417	330	4/18/2020 19:23:52.257	-103.336	840.765		0.841
4/18/2020 19:24:03.089	330	4/18/2020 19:24:03.270	69.47353	180.518		0.181
4/18/2020 19:24:10.304	317	4/18/2020 19:24:10.305	13.97648	0.999		0.001
4/18/2020 19:24:28.627	334	4/18/2020 19:24:29.642	9.615209	15.286		0.015
4/18/2020 19:24:30.338	587	4/18/2020 19:24:31.317	-55.239	978.384		0.978
4/18/2020 19:24:41.577	331	4/18/2020 19:24:42.402	63.97025	824.802		0.825
4/18/2020 19:24:55.129	352	4/18/2020 19:24:55.468	56.66452	339.091		0.339
4/18/2020 19:25:03.684	332	4/18/2020 19:25:03.685	79.58175	0.998		0.001
4/18/2020 19:25:10.277	321	4/18/2020 19:25:10.607	-56.1319	330.121		0.330
4/18/2020 19:25:15.652	327	4/18/2020 19:25:16.452	84.64189	799.858		0.800
4/18/2020 19:25:41.811	330	4/18/2020 19:25:41.812	-11.4022	0.999		0.001
4/18/2020 19:25:49.807	328	4/18/2020 19:25:49.994	-39.9522	187.461		0.187
4/18/2020 19:25:53.823	340	4/18/2020 19:25:55.430	-33.1695	606.703		0.607
ค่าเฉลี่ย						0.389

คนที่ 7 เพศหญิง อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.295 วินาที

4/18/2020 20:45:44.499	299	4/18/2020 20:45:45.944	159.3234	445.134		0.445
4/18/2020 20:45:59.916	630	4/18/2020 20:46:00.567	22.52231	651.258		0.651
4/18/2020 20:48:51.569	318	4/18/2020 20:48:52.589	52.30802	19.32		0.019
4/18/2020 20:48:55.686	367	4/18/2020 20:48:55.787	66.03946	100.731		0.101
4/18/2020 20:48:56.412	354	4/18/2020 20:48:56.618	72.68546	205.452		0.205
4/18/2020 20:48:57.029	539	4/18/2020 20:48:57.622	11.76226	593.414		0.593
4/18/2020 20:48:59.005	366	4/18/2020 20:48:59.724	42.7256	719.076		0.719
4/18/2020 20:49:00.136	317	4/18/2020 20:49:00.241	20.17268	105.715		0.106
4/18/2020 20:49:03.277	560	4/18/2020 20:49:06.131	6.330611	854.368		0.854
4/18/2020 20:49:11.060	434	4/18/2020 20:49:11.061	53.3793	0.997		0.001
4/18/2020 20:49:14.507	282	4/18/2020 20:49:14.801	-109.895	294.212		0.294
4/18/2020 20:49:25.019	214	4/18/2020 20:49:25.623	863.9124	604.385		0.604
4/18/2020 20:49:36.149	521	4/18/2020 20:49:36.842	-29.0836	693.147		0.693

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 20:49:38.181	239	4/18/2020 20:49:40.423	405.6496	242.003		0.242
4/18/2020 20:49:44.019	301	4/18/2020 20:49:46.451	369.9659	432.493		0.432
4/18/2020 20:49:50.316	421	4/18/2020 20:49:51.482	8.236662	165.935		0.166
4/18/2020 20:49:59.291	316	4/18/2020 20:49:59.900	340.2297	609.36		0.609
4/18/2020 20:50:05.005	307	4/18/2020 20:50:05.006	137.163	0.91		0.001
4/18/2020 20:50:08.728	334	4/18/2020 20:50:10.968	443.0114	240.011		0.240
4/18/2020 20:50:17.347	350	4/18/2020 20:50:21.508	549.5592	160.873		0.161
4/18/2020 20:50:27.342	346	4/18/2020 20:50:27.850	528.1826	507.681		0.508
4/18/2020 20:50:29.551	660	4/18/2020 20:50:30.549	-58.49	998.33		0.998
4/18/2020 20:50:33.621	307	4/18/2020 20:50:34.029	491.3169	407.869		0.408
4/18/2020 20:50:53.639	305	4/18/2020 20:50:55.584	-50.5825	944.797		0.945
4/18/2020 20:50:56.829	523	4/18/2020 20:50:57.548	-14.8098	719.075		0.719
4/18/2020 20:51:00.296	326	4/18/2020 20:51:00.402	346.6892	105.719		0.106
4/18/2020 20:51:11.935	354	4/18/2020 20:51:14.149	383.648	214.08		0.214
4/18/2020 20:51:25.292	595	4/18/2020 20:51:25.999	-28.2182	707.11		0.707
4/18/2020 20:51:27.345	378	4/18/2020 20:51:29.426	330.7236	81.445		0.081
4/18/2020 20:51:34.783	322	4/18/2020 20:51:35.826	275.801	43.21		0.043
4/18/2020 20:51:36.047	338	4/18/2020 20:51:36.080	124.8635	32.224		0.032
4/18/2020 20:51:40.425	305	4/18/2020 20:51:40.632	308.1431	206.444		0.206
4/18/2020 20:51:46.960	346	4/18/2020 20:51:47.268	310.4437	308.173		0.308
4/18/2020 20:51:49.032	355	4/18/2020 20:51:49.703	-57.3306	671.205		0.671
4/18/2020 20:52:00.106	366	4/18/2020 20:52:02.502	418.6058	395.593		0.396
4/18/2020 20:52:14.686	322	4/18/2020 20:52:15.211	309.9995	524.597		0.525
4/18/2020 20:52:17.702	314	4/18/2020 20:52:19.244	-32.9063	541.877		0.542
4/18/2020 20:52:22.043	306	4/18/2020 20:52:22.447	328.4965	403.921		0.404
4/18/2020 20:52:24.160	654	4/18/2020 20:52:25.060	3.226601	899.555		0.900
4/18/2020 20:52:28.073	326	4/18/2020 20:52:28.486	356.8832	413.85		0.414
4/18/2020 20:52:29.835	328	4/18/2020 20:52:31.115	274.6917	279.577		0.280
4/18/2020 20:52:38.471	351	4/18/2020 20:52:39.845	-37.1899	374.323		0.374
4/18/2020 20:52:42.295	324	4/18/2020 20:52:42.502	327.6313	207.446		0.207
4/18/2020 20:52:46.142	649	4/18/2020 20:52:47.218	-31.9185	76.121		0.076
4/18/2020 20:52:56.702	613	4/18/2020 20:52:57.893	-28.0041	190.849		0.191
4/18/2020 20:52:58.726	359	4/18/2020 20:53:00.943	282.5562	217.072		0.217
4/18/2020 20:53:06.405	345	4/18/2020 20:53:07.178	277.7185	772.934		0.773
4/18/2020 20:53:12.548	329	4/18/2020 20:53:12.657	216.7978	108.715		0.109
4/18/2020 20:53:16.092	380	4/18/2020 20:53:18.723	211.8249	631.003		0.631
4/18/2020 20:53:22.314	377	4/18/2020 20:53:22.945	70.04991	631.276		0.631
4/18/2020 20:53:23.280	330	4/18/2020 20:53:23.281	70.04991	1.013		0.001
4/18/2020 20:53:30.673	308	4/18/2020 20:53:31.086	249.6794	412.937		0.413
4/18/2020 20:53:33.731	533	4/18/2020 20:53:33.732	-16.6384	0.997		0.001
4/18/2020 20:53:36.761	397	4/18/2020 20:53:37.461	-15.3901	700.172		0.700
4/18/2020 20:53:43.328	360	4/18/2020 20:53:44.021	-2.79361	693.101		0.693
4/18/2020 20:53:47.772	578	4/18/2020 20:53:48.373	-26.0013	601.38		0.601
4/18/2020 20:53:49.410	624	4/18/2020 20:53:49.721	-7.69636	310.17		0.310
4/18/2020 20:53:51.465	427	4/18/2020 20:53:51.870	-5.39386	404.917		0.405
4/18/2020 20:53:53.409	384	4/18/2020 20:53:53.627	204.0256	218.415		0.218
4/18/2020 20:53:55.965	584	4/18/2020 20:53:56.294	0.481904	329.119		0.329

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/18/2020 20:54:04.362	654	4/18/2020 20:54:04.875	-24.5463	512.63		0.513
4/18/2020 20:54:06.521	386	4/18/2020 20:54:08.731	240.654	210.09		0.210
4/18/2020 20:54:11.132	659	4/18/2020 20:54:11.543	-20.7196	410.901		0.411
4/18/2020 20:54:13.323	394	4/18/2020 20:54:15.373	287.4476	49.555		0.050
4/18/2020 20:54:22.228	361	4/18/2020 20:54:24.329	283.441	100.345		0.100
4/18/2020 20:54:29.402	625	4/18/2020 20:54:30.632	-41.1443	229.749		0.230
4/18/2020 20:54:31.448	377	4/18/2020 20:54:33.646	168.658	198.122		0.198
4/18/2020 20:54:35.356	645	4/18/2020 20:54:35.939	-31.3615	582.457		0.582
4/18/2020 20:54:41.738	327	4/18/2020 20:54:42.353	8.32364	615.354		0.615
4/18/2020 20:54:43.680	651	4/18/2020 20:54:44.676	6.916155	996.335		0.996
4/18/2020 20:54:49.589	650	4/18/2020 20:54:50.301	-30.184	712.094		0.712
4/18/2020 20:54:51.729	340	4/18/2020 20:54:53.814	261.5681	84.462		0.084
4/18/2020 20:54:54.022	301	4/18/2020 20:54:54.314	-41.7094	292.218		0.292
4/18/2020 20:54:55.463	352	4/18/2020 20:54:55.975	268.8781	511.59		0.512
4/18/2020 20:54:57.837	657	4/18/2020 20:54:58.656	-14.84	818.811		0.819
4/18/2020 20:55:03.600	654	4/18/2020 20:55:04.481	-29.0309	881.64		0.882
4/18/2020 20:55:06.986	272	4/18/2020 20:55:07.585	327.557	598.393		0.598
4/18/2020 20:55:12.289	660	4/18/2020 20:55:13.500	-21.6252	210.803		0.211
4/18/2020 20:55:20.326	429	4/18/2020 20:55:21.628	-33.6602	302.519		0.303
4/18/2020 20:55:22.937	423	4/18/2020 20:55:25.016	244.1471	79.442		0.079
4/18/2020 20:55:33.903	383	4/18/2020 20:55:33.904	-47.8414	0.976		0.001
4/18/2020 20:55:34.209	383	4/18/2020 20:55:36.279	269.1071	70.434		0.070
4/18/2020 20:55:37.923	607	4/18/2020 20:55:38.984	-53.3533	61.143		0.061
4/18/2020 20:55:41.820	375	4/18/2020 20:55:41.926	270.0987	105.717		0.106
4/18/2020 20:55:43.324	652	4/18/2020 20:55:44.561	-21.5166	236.692		0.237
4/18/2020 20:55:45.267	349	4/18/2020 20:55:47.327	8.35442	59.494		0.059
4/18/2020 20:55:48.407	304	4/18/2020 20:55:48.703	416.9809	296.209		0.296
4/18/2020 20:55:51.106	669	4/18/2020 20:55:51.313	-53.7935	206.448		0.206
4/18/2020 20:56:00.314	649	4/18/2020 20:56:01.644	17.80624	330.442		0.330
4/18/2020 20:56:17.391	250	4/18/2020 20:56:18.192	506.3419	800.888		0.801
4/18/2020 20:56:26.688	368	4/18/2020 20:56:28.791	378.1514	102.377		0.102
4/18/2020 20:56:34.939	393	4/18/2020 20:56:35.571	478.643	631.314		0.631
4/18/2020 20:56:38.239	606	4/18/2020 20:56:39.038	-110.283	798.864		0.799
4/18/2020 20:57:03.313	666	4/18/2020 20:57:04.284	-51.8811	970.403		0.970
4/18/2020 20:57:18.264	348	4/18/2020 20:57:18.265	613.317	0.998		0.001
ค่าเฉลี่ย						0.295

คนที่ 8 เพศหญิง อายุ 23 ไม่สูบบุหรี่ ค่าเฉลี่ย PTT = 0.462 วินาที

4/17/2020 23:36:44.109	373	4/17/2020 23:36:44.119	98.28497	9.955		0.010
4/17/2020 23:36:48.567	374	4/17/2020 23:36:48.895	120.5932	327.836		0.328
4/17/2020 23:36:50.372	364	4/17/2020 23:36:50.592	52.8527	219.915		0.220
4/17/2020 23:36:53.455	352	4/17/2020 23:36:54.165	29.14048	709.886		0.710
4/17/2020 23:36:54.678	589	4/17/2020 23:36:55.877	-17.15298	199.328		0.199
4/17/2020 23:37:00.049	375	4/17/2020 23:37:00.712	0.365967	663.653		0.664

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/17/2020 23:37:02.715	608	4/17/2020 23:37:04.029	27.52858	313.337		0.313
4/17/2020 23:37:04.358	362	4/17/2020 23:37:05.009	10.10748	651.212		0.651
4/17/2020 23:37:05.638	378	4/17/2020 23:37:06.218	-11.38729	580.145		0.580
4/17/2020 23:37:07.148	390	4/17/2020 23:37:08.175	26.55233	27.112		0.027
4/17/2020 23:37:08.775	390	4/17/2020 23:37:09.445	8.404003	670.605		0.671
4/17/2020 23:37:10.433	426	4/17/2020 23:37:11.562	1.473174	129.589		0.130
4/17/2020 23:37:12.765	353	4/17/2020 23:37:13.703	12.38579	937.743		0.938
4/17/2020 23:37:16.043	411	4/17/2020 23:37:17.432	20.08993	389.342		0.389
4/17/2020 23:37:20.003	556	4/17/2020 23:37:20.154	2.391729	150.146		0.150
4/17/2020 23:37:22.361	631	4/17/2020 23:37:22.699	44.5405	338.363		0.338
4/17/2020 23:37:26.433	594	4/17/2020 23:37:26.896	31.62817	462.295		0.462
4/17/2020 23:37:28.027	368	4/17/2020 23:37:28.416	2.59277	389.265		0.389
4/17/2020 23:37:32.139	340	4/17/2020 23:37:32.456	11.12843	316.971		0.317
4/17/2020 23:37:34.243	361	4/17/2020 23:37:34.563	23.68539	319.979		0.320
4/17/2020 23:37:34.743	569	4/17/2020 23:37:35.469	26.60612	725.722		0.726
4/17/2020 23:38:31.069	541	4/17/2020 23:38:31.556	46.20149	487.251		0.487
4/17/2020 23:38:36.536	351	4/17/2020 23:38:36.706	9052.748	170.008		0.170
4/17/2020 23:38:39.565	470	4/17/2020 23:38:40.065	3115.356	500.075		0.500
4/17/2020 23:38:45.233	341	4/17/2020 23:38:46.233	513.0248	999.963		1.000
4/17/2020 23:38:54.949	367	4/17/2020 23:38:54.953	344.027	3.954		0.004
4/17/2020 23:39:01.856	347	4/17/2020 23:39:03.639	298.7104	782.908		0.783
4/17/2020 23:39:20.540	340	4/17/2020 23:39:21.213	328.1766	673.07		0.673
4/17/2020 23:39:37.500	345	4/17/2020 23:39:37.800	261.7119	299.867		0.300
4/17/2020 23:39:45.251	369	4/17/2020 23:39:45.581	299.9034	329.813		0.330
4/17/2020 23:39:51.240	380	4/17/2020 23:39:51.422	281.1945	181.936		0.182
4/17/2020 23:39:59.147	378	4/17/2020 23:39:59.308	257.4598	161.375		0.161
4/17/2020 23:40:25.272	348	4/17/2020 23:40:25.845	325.5355	572.414		0.572
4/17/2020 23:40:30.136	352	4/17/2020 23:40:32.924	246.234	787.631		0.788
4/17/2020 23:40:40.446	342	4/17/2020 23:40:41.043	222.5056	597.313		0.597
4/17/2020 23:40:46.095	389	4/17/2020 23:40:46.551	225.9712	456.768		0.457
4/17/2020 23:41:02.686	376	4/17/2020 23:41:04.030	-28.98919	344.631		0.345
4/17/2020 23:41:09.164	344	4/17/2020 23:41:10.234	292.8427	69.811		0.070
4/17/2020 23:41:17.801	478	4/17/2020 23:41:18.455	249.5784	653.823		0.654
4/17/2020 23:41:29.929	333	4/17/2020 23:41:30.678	256.1251	748.284		0.748
4/17/2020 23:41:38.931	351	4/17/2020 23:41:39.069	198.7663	137.905		0.138
4/17/2020 23:41:48.533	334	4/17/2020 23:41:48.832	336.9786	299.314		0.299
4/17/2020 23:42:11.601	348	4/17/2020 23:42:12.524	353.0981	923.937		0.924
4/17/2020 23:42:21.204	433	4/17/2020 23:42:24.009	216.859	805.351		0.805
4/17/2020 23:42:24.925	641	4/17/2020 23:42:26.124	2.457813	198.268		0.198
4/17/2020 23:42:30.923	376	4/17/2020 23:42:31.696	176.8932	772.873		0.773
4/17/2020 23:42:38.226	482	4/17/2020 23:42:38.525	245.0636	298.62		0.299
4/17/2020 23:42:45.536	348	4/17/2020 23:42:46.134	-16.1174	598.443		0.598
4/17/2020 23:42:51.144	404	4/17/2020 23:42:54.007	32.38664	863.465		0.863

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4/17/2020 23:42:56.864	338	4/17/2020 23:42:57.506	383.3206	642.116		0.642
4/17/2020 23:43:10.143	357	4/17/2020 23:43:10.322	213.5113	179.59		0.180
4/17/2020 23:43:16.515	344	4/17/2020 23:43:16.659	0	144.231		0.144
4/17/2020 23:43:21.116	413	4/17/2020 23:43:21.434	144.1521	318.819		0.319
4/17/2020 23:43:28.984	374	4/17/2020 23:43:29.135	290.0795	150.817		0.151
4/17/2020 23:43:38.535	342	4/17/2020 23:43:39.614	222.2089	79.368		0.079
4/17/2020 23:43:40.104	353	4/17/2020 23:43:40.399	108.2685	295.742		0.296
4/17/2020 23:43:48.183	365	4/17/2020 23:43:48.513	126.5767	329.773		0.330
4/17/2020 23:44:02.939	349	4/17/2020 23:44:04.169	168.9261	229.949		0.230
4/17/2020 23:44:11.903	347	4/17/2020 23:44:12.805	193.4189	902.045		0.902
4/17/2020 23:44:17.473	362	4/17/2020 23:44:17.789	225.2015	315.396		0.315
4/17/2020 23:44:25.455	358	4/17/2020 23:44:25.623	224.4882	167.745		0.168
4/17/2020 23:44:37.053	325	4/17/2020 23:44:39.029	179.3062	975.617		0.976
4/17/2020 23:44:44.668	333	4/17/2020 23:44:46.680	217.5702	12.75		0.013
4/17/2020 23:44:57.375	342	4/17/2020 23:44:58.944	253.9188	569.097		0.569
4/17/2020 23:45:14.292	344	4/17/2020 23:45:14.452	270.6523	160.199		0.160
4/17/2020 23:45:23.869	338	4/17/2020 23:45:24.213	228.8615	344.596		0.345
4/17/2020 23:45:33.602	342	4/17/2020 23:45:33.933	211.3764	330.773		0.331
4/17/2020 23:45:50.165	358	4/17/2020 23:45:50.175	246.6564	9.958		0.010
4/17/2020 23:46:03.324	346	4/17/2020 23:46:04.604	253.2143	280.679		0.281
4/17/2020 23:46:10.441	348	4/17/2020 23:46:11.883	35.32508	441.304		0.441
4/17/2020 23:46:14.519	340	4/17/2020 23:46:14.826	148.2011	306.823		0.307
4/17/2020 23:46:22.851	338	4/17/2020 23:46:23.952	227.0809	101.054		0.101
4/17/2020 23:46:30.329	334	4/17/2020 23:46:31.749	233.8941	419.527		0.420
4/17/2020 23:46:37.273	348	4/17/2020 23:46:38.393	195.853	120.517		0.121
4/17/2020 23:46:46.907	355	4/17/2020 23:46:47.390	133.9653	483.145		0.483
4/17/2020 23:47:09.526	338	4/17/2020 23:47:10.023	132.1934	497.129		0.497
4/17/2020 23:47:10.660	294	4/17/2020 23:47:10.827	0	166.888		0.167
4/17/2020 23:47:27.811	345	4/17/2020 23:47:28.764	275.6516	952.572		0.953
4/17/2020 23:47:29.134	337	4/17/2020 23:47:30.533	105.4401	399.307		0.399
4/17/2020 23:47:31.869	346	4/17/2020 23:47:32.325	380.4879	456.075		0.456
4/17/2020 23:47:41.125	391	4/17/2020 23:47:41.300	276.749	175.071		0.175
4/17/2020 23:47:42.897	589	4/17/2020 23:47:45.705	-69.22472	807.567		0.808
4/17/2020 23:47:54.653	349	4/17/2020 23:47:58.027	370.9354	373.662		0.374
4/17/2020 23:48:05.921	352	4/17/2020 23:48:06.652	507.3336	730.424		0.730
4/17/2020 23:48:19.924	335	4/17/2020 23:48:20.892	284.0194	968.231		0.968
ค่าเฉลี่ย						0.462

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดสำหรับตรวจจับจุดสูงสุดของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นสัญญาณชีพจรและการคำนวณค่าพัลส์ทรานซิสใหม่เพื่อแสดงผลบนหน้าจอ 디스플레이แบบเรียลไทม์และบันทึกข้อมูลในเอ็กเซลไฟล์ โดยโปรแกรมวิซวลสตูดิโอและภาษาไพธอน

```
main.ui | main.py | log.csv
main.py | Worker | isPeak
1 import numpy as np
2 from PyQt5.QtWidgets import *
3 from matplotlib.backends.qt_compat import QtCore, QtWidgets
4 import matplotlib.pyplot as plt
5 import matplotlib.pylab as pylab
6 from PyQt5.QtCore import QtCore, QtGui
7 from PyQt5.uic import loadUi
8 from csv import writer
9 from serial import Serial
10 import json
11 from pylab import *
12 import time
13 from datetime import datetime
14
15
16
17
18
19 def append_log(filename, row):
20     with open("DATA\\" + filename + ".csv", "a+", newline="") as write_obj:
21         csv_writer = writer(write_obj)
22         csv_writer.writerow(row)
23
24
25 class Worker(QtCore.QObject):
26     finished = QtCore.pyqtSignal()
27     messageSent = QtCore.pyqtSignal(str)
28     MAX_SHOW = 200
29     DIFF_CALC = 10
30
31
32 def __init__(self, Project, COM, Baud):
33     super(Worker, self).__init__()
34     self.isRunning = False
35     self.project = Project
36     self.COM = COM
37     self.Baud = Baud
38     self.genPeak = False
39     self.isPeak1 = False
40     self.isPeak2 = False
41     self.time_peak_start = None
42     self.time_peak_stop = None
43     self.peak_value_a = 0
44     self.peak_value_b = 0
45
46     self.port = Serial(self.COM, self.Baud, timeout=0.5)
47
48 def isPeak(self, ECG, PPG):
49     ecg_range = ECG[-self.DIFF_CALC:]
50     if len(ecg_range) > 4:
51         adiff = (ecg_range[-2]) - (ecg_range[-1])
52         amax = 0
53         amin = 9999
54         for i in range(2, len(ecg_range) - 1):
55             if ecg_range[i] > amax:
56                 amax = ecg_range[i]
57             if ecg_range[i] < amin:
58                 amin = ecg_range[i]
59         if adiff > (amax - amin) / 2:
60             print("A peak:", self.peak_value_a)
61             self.peak_value_a = ecg_range[-2]
62             self.time_peak_start = datetime.now()
63             append_log(
64                 "ECG", [self.time_peak_start, self.peak_value_a],
65             )
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
65 ppg_range = PPG[-self.DIFF_CALC :]
66 if len(ppg_range) > 4:
67     bdiff = (ppg_range[-2]) - (ppg_range[-1])
68     bmax = 0
69     bmin = 9999
70     for i in range(2, len(ppg_range) - 1):
71         if ppg_range[i] > bmax:
72             bmax = ppg_range[i]
73         if ppg_range[i] < bmin:
74             bmin = ppg_range[i]
75     if bdiff > (bmax - bmin) / 2:
76         print("B peak:", self.peak_value_b)
77         self.peak_value_b = ppg_range[-2]
78         self.time_peak_stop = datetime.now()
79         append_log(
80             "PPG", [self.time_peak_stop
81                  , self.peak_value_b,]
82         )
83
84
85 if self.time_peak_start is not None and self.time_peak_stop is not None:
86     if self.time_peak_stop > self.time_peak_start:
87         time_diff = self.time_peak_stop - self.time_peak_start
88         print("")
89         print("Atime: ", self.time_peak_start)
90         print("Btime: ", self.time_peak_stop)
91         print("Apeak: ", self.peak_value_a)
92         print("Bpeak: ", self.peak_value_b)
93         print("time diff : ", time_diff.microseconds / 1000)
94         print("")
95         self.project.lblPTT.setText(
96             "ค่า PTT : " + str(time_diff.microseconds / 1000) + " (ms)"
97         )
98         append_log(
99             "log",
100             [
101                 self.time_peak_start,
102                 self.peak_value_a,
103                 self.time_peak_stop,
104                 self.peak_value_b,
105                 str(time_diff.microseconds / 1000),
106             ],
107         )
108         self.time_peak_start = None
109         self.time_peak_stop = None
110
111 # print(time_diff)
112 # print("A")
113 # time.sleep(0.05)
114
115 def task(self):
116     self.project.lblPTT.setText("ค่า PTT : - (ms)")
117     self.project.lblTime.setText("time : 00:00.000")
118     self.start_timer = datetime.now()
119     print("thread:", QtCore.QThread.currentThread())
120     self.isRunning = True
121     # time_stamp = []
122     buff_ECG = []
123     buff_PPG = []
124     while self.isRunning:
125         now = datetime.now() - self.start_timer
126         self.project.lblTime.setText(
127             "time : "
128             + str(int(now.seconds / 60)).zfill(2)
129             + ":"
130             + str(int(now.seconds % 60)).zfill(2)
131             + "."
132             + str(int(now.microseconds / 1000)).zfill(3)
133         )
134     try:
135         line = self.port.readline().decode("utf-8")
136         data = json.loads(line)
137         try:
138             ECG = data["ECG"]
139             cardiogram = data["cardiogram"]
140             # print(ECG)
141             # print(cardiogram)
142         except:
143             ECG = 0
144             cardiogram = 0
145
146
147
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
147
148     buff_ECG.append(ECG)
149     buff_PPG.append(Cardiogram)
150     # time_stamp.append(now.strftime("%H:%M:%S.%f"))
151
152     if len(buff_ECG) > self.MAX_SHOW:
153         buff_ECG = buff_ECG[-self.MAX_SHOW :]
154         buff_PPG = buff_PPG[-self.MAX_SHOW :]
155
156     self.project.widget.canvas.axes.clear()
157     self.project.widget.canvas.axes.plot(buff_ECG)
158     # self.project.widget.canvas.axes.legend(['buff_ECG'],loc='upper right')
159     self.project.widget.canvas.axes.set_xlim(0, self.MAX_SHOW)
160     # self.project.widget.canvas.axes.set_ylim(-1, 1)
161     self.project.widget.canvas.draw()
162
163     self.project.widget_2.canvas.axes.clear()
164     self.project.widget_2.canvas.axes.plot(buff_PPG)
165     self.project.widget_2.canvas.axes.set_xlim(0, self.MAX_SHOW)
166     # self.project.widget_2.canvas.axes.set_ylim(-700, 700)
167     self.project.widget_2.canvas.draw()
168
169     # print(ECG, Cardiogram)
170     self.isPeak(buff_ECG, buff_PPG)
171
172     self.ui.Plotwidget.canvas.draw()
173
174
175 except:
176     pass
177
178 self.finished.emit()
179
180 def stop(self):
181     self.isRunning = False
182
183
184 class program(QtWidgets.QMainWindow):
185     def __init__(self):
186         super(program, self).__init__() # Call the inherited classes __init__ method
187         loadUi("main.ui", self)
188         self.setWindowTitle("PFT Project")
189
190         self.thread = QtCore.QThread()
191         self.worker = Worker(self, COM="COM10", Baud=115200)
192         self.worker.moveToThread(self.thread)
193         self.thread.started.connect(self.worker.task)
194         self.worker.finished.connect(self.thread.quit)
195
196         self.radioButton.toggled.connect(self.handleButton)
197         self.pushButton.clicked.connect(self.Start) # start
198         self.pushButton_2.clicked.connect(self.Stop) # stop
199         # self.pushButtonPeak.clicked.connect(self.GenPeak) # test Peak
200         self.pushButtonPeak.setVisible(False)
201
202         # self.Start() # auto start
203
204     def handleButton(self, checked=False):
205         if checked:
206             self.thread.start()
207         else:
208             pass
209             self.worker.stop()
210
211     def GenPeak(self):
212         self.worker.genPeak = True
213
214     def Stop(self):
215         self.radioButton.setChecked(False)
216
217     def Start(self):
218         self.radioButton.setChecked(True)
219
220
221 app = QApplication([])
222 window = program()
223 window.show()
224 app.exec_()
225
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้