

การพัฒนาระบบวัดช่วงเวลาเดินทางผ่านของซีพจรสำหรับการประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้  
ปลอกแขน



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2562  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Development of a Pulse Transit Time Measurement System for Cuffless Blood Pressure Estimation



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

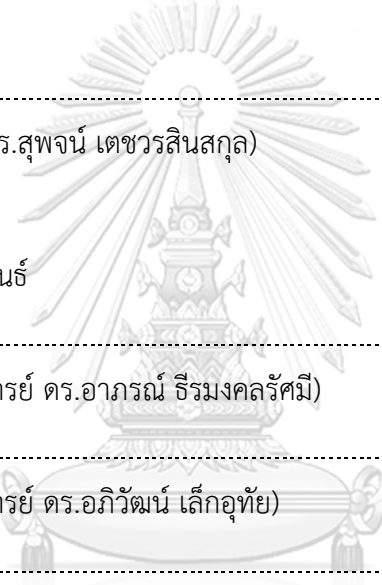
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบวัดช่วงเวลาเดินทางผ่านของซีพจรสำหรับการ
	การประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน
โดย	น.ส.ทิพย์นิรินทร์ วัจนะรัตน์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

	.....	คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
	(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		
	.....	ประธานกรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรี)	
	.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)	
	.....	กรรมการ
	(อาจารย์ ดร.ภาควงศ์ สมบูรณ์)	
	.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปกรณ์ ยุบลโกศล)	



มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ทิพย์นิรินทร์ วัจนะรัตน์ : การพัฒนาระบบวัดช่วงเวลาเดินทางผ่านของชีพจรสำหรับการ  
ประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน. (

Development of a Pulse Transit Time Measurement System for Cuffless Blood Pressure Estimation) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย

การวัดความดันโลหิตด้วยเครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริกเป็นวิธีที่ถูกใช้งาน  
ในทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย แต่ด้วยข้อจำกัดของการมีปลอกแขนทำให้ไม่สามารถใช้วัดความ  
ดันโลหิตในผู้ป่วยบางกลุ่มได้ งานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงมีจุดมุ่งหมายพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบในการ  
บันทึกสัญญาณโฟโตเพลตทีสโมแกรม (PPG) 2 ช่องพร้อมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) เพื่อ  
นำไปประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนด้วยเทคนิคการวัด pulse arrival time (PAT)  
เปรียบเทียบกับ pulse transit time (PTT) โดย PAT เป็นช่วงเวลาระหว่าง R-wave ของ ECG  
กับจุดยอดของ PPG ที่ปลายนิ้ว และ PTT เป็นช่วงเวลาระหว่างจุดยอดของ PPG ที่ข้อพับบริเวณ  
ข้อศอก กับ PPG ที่ปลายนิ้ว โดยให้อาสาสมัครจำนวน 5 คนออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความดันโลหิต  
และวัดสัญญาณ ทั้งนี้ได้ออกแบบการทดลองและประเมินความแม่นยำภายใต้แนวทางของ  
มาตรฐาน IEEE Std 1708™-2014 ผลการทดลองการประมาณค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว  
(SBP) พบว่า PAT มีแนวโน้มผกผันกับ SBP เป็นไปตามทฤษฎี ในขณะที่ PTT ไม่แสดงถึง  
ความสัมพันธ์กับ SBP ที่ชัดเจน การประมาณค่าความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัว (DBP) ไม่แสดง  
ถึงแนวโน้มความสัมพันธ์กับทั้ง PAT และ PTT ส่วนผลการทดลองประมาณค่า SBP ซ้ำภายใน 90  
วันพบว่าเฉพาะ PAT มีความสามารถในการวัดซ้ำได้ดี โดยสรุปแล้ว PAT มีความสามารถในการ  
ประมาณค่าความดันโลหิต SBP แสดงให้เห็นถึงศักยภาพในการพัฒนาระบบการวัดความดันโลหิต  
แบบไร้ปลอกแขนให้แม่นยำมากขึ้นเพื่อประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ในอนาคต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

# # 5970389921 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORD: cuff-less blood pressure measurement, pulse arrival time, pulse transit time, photoplethysmogram

Tipnirin Vajanarat :

Development of a Pulse Transit Time Measurement System for Cuffless Blood Pressure Estimation. Advisor: Asst. Prof. APIWAT LEK-UTHAI

Blood pressure (BP) measurement by oscillometric blood pressure devices is a widely used clinical diagnostics method. However, its inflatable cuff requirement prevents the measurement in some groups of patients. Thus, this thesis aimed to develop a two-channel photoplethysmogram (PPG) and an electrocardiogram (ECG) measurement prototype to estimate the BP with a cuff-less method using pulse arrival time (PAT) and pulse transit time (PTT) approach. PAT is the time interval between the R-wave of ECG and a peak of finger PPG. PTT is the time between a peak of elbow PPG and another at the index finger. Five volunteers were asked to exercise and collected the signal and BP. We designed the experiments and evaluated the accuracy under IEEE Std 1708™-2014 guidelines. The estimation results showed that the estimated systolic blood pressure (SBP) had a strong inverse relationship with PAT and agreed with the theory. In contrast, PTT had a vague relationship with SBP. The diastolic blood pressure (DBP) estimation results indicated that both PAT and PTT did not show any certain tendency with DBP. The SBP reproducibility test in 90 days results showed that only PAT is reproducible. In conclusion, PAT presented SBP measurement's adequacy and showed high potential in cuff-less BP measurement systems in clinical applications with further development.

Field of Study: Electrical Engineering

Student's Signature .....

Academic Year: 2019

Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีด้วยความกรุณาอย่างสูงจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อารมณ์ ธีรมงคลรัศมี ที่ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษาค้นคว้า และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำปรึกษา ชี้แนะ และสั่งสอนในทฤษฎีด้านที่ผู้วิจัย ไม่เชี่ยวชาญตั้งแต่พื้นฐาน

ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อาจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปกรณ์ ยุบลโกศล กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

ขอขอบคุณเพื่อน พี่ และน้องทุกท่านที่สละเวลาเพื่อเป็นอาสาสมัครสำหรับการทดลอง รวมถึงรุ่นพี่ และเพื่อนนิสิตภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าที่ให้กำลังใจและช่วยเหลือเกื้อกูลกันมาโดยตลอด

ขอบคุณครอบครัวสำหรับการสนับสนุนด้านทุนการศึกษาต่อระดับปริญญาโทในครั้งนี้ ทั้งโรงเรียนสกลา archive of our own สุข และแม่ที่บ้านที่คอยให้ความสุขตลอดระยะเวลาในการศึกษาวิจัยจนเสร็จสมบูรณ์

ทิพย์นิรินทร์ วัจนะรัตน์



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย.....	3
1.6 ผลงานตีพิมพ์จากงานวิจัย.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 โรคความดันโลหิต.....	4
2.1.1 ความดันโลหิตสูง.....	4
2.1.2 ความดันโลหิตต่ำ.....	5
2.2 Photoplethysmography (PPG).....	5
2.3 Electrocardiography.....	7

2.4 การวัดความดันโลหิต .....	8
2.4.1 การวัดความดันโลหิตแบบมีปลอกแขน .....	8
2.4.2 การวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน .....	10
2.5 สมการเส้นปรับเทียบความดันโลหิต (calibration model).....	11
2.5.1 สมการเส้นตรง (linear regression model) .....	11
2.5.2 สมการเส้นโค้ง (non-linear model).....	11
2.6 เกณฑ์การประเมินผล.....	13
2.6.1 Root Mean Square Error (RMSE).....	13
2.6.2 Mean Absolute Difference (MAD) .....	13
บทที่ 3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	15
บทที่ 4 การทดลอง .....	17
4.1 ภาพรวมและอุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบ .....	17
4.1.1 วงจร.....	19
4.1.1.1 วงจร LED และวงจร transimpedance amplifier (TIA) .....	19
4.1.1.2 วงจรกรองและขยายสำหรับสัญญาณ PPG.....	20
4.1.1.3 วงจรกรองและขยายสำหรับสัญญาณ ECG.....	23
4.1.1.4 อุปกรณ์ต้นแบบที่พัฒนาขึ้น.....	24
4.1.2 เครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก .....	26
4.2 ขั้นตอนวิธีในการประมวลผลสัญญาณทางดิจิทัล .....	27
4.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของ PAT และ PTT .....	32
4.4 ขั้นตอนการทดลอง .....	33
4.4.1 การสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต .....	35
4.4.2 การประมาณค่าความดันโลหิต.....	35
4.4.3 การตรวจสอบความแม่นยำด้วยการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ .....	36



บทที่ 5 ผลการทดลอง .....	37
5.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP .....	37
5.1.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP ด้วย PAT .....	37
5.1.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP ด้วย PTT .....	38
5.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP .....	39
5.2.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP ด้วย PAT .....	39
5.2.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP ด้วย PTT .....	40
5.3 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP .....	41
5.3.1 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT .....	41
5.3.2 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PTT .....	42
5.4 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP .....	43
5.4.1 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT .....	43
5.4.2 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PTT .....	44
5.5 สรุปผลการทดลองการสร้างเส้นปรับเทียบและประมาณค่าความดันโลหิตด้วย PAT และ PTT .....	45
5.6 การทดสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ .....	45
5.6.1 ผลการตรวจสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำด้วย PAT .....	46
5.6.2 ผลการตรวจสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำด้วย PTT .....	47
บทที่ 6 การอภิปรายและสรุปผลการทดลอง .....	48
6.1 การอภิปรายผลการทดลอง .....	48
6.1.1 การประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT/PTT .....	48
6.1.2 การประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT/PTT .....	49
6.1.3 การคุณภาพของสัญญาณ PPG ในโหมดสะท้อนกลับ .....	49
6.1.4 อาสาสมัครที่ไม่สามารถทำการวัดสัญญาณ PPG ได้ .....	52

6.1.5 เปรียบเทียบผลการทดลองกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	53
6.2 สรุปผลการทดลอง .....	54
บรรณานุกรม.....	56
ภาคผนวก.....	59
ก. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับกระบวนการสร้างเส้นปรับเปลี่ยน .....	59
ข. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับการประมาณค่าความดันโลหิต .....	61
ค. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับการตรวจสอบความแม่นยำด้วยการ ประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ.....	63
ประวัติผู้เขียน.....	64



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 นิยามค่าความดันโลหิตในช่วงต่าง ๆ [3].....	4
ตารางที่ 2 เกณฑ์ในการประเมินความแม่นยำ .....	14
ตารางที่ 3 ผลการทดสอบความแม่นยำของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริกด้วยเครื่อง จำลองสัญญาณชีพ .....	26
ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ PAT และ PTT ขณะอยู่นิ่ง.....	32
ตารางที่ 5 แสดงค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบด้วยสมการเส้นตรง (linear model) และ สมการเส้นโค้ง (non-linear model) ในความดันโลหิต SBP.....	37
ตารางที่ 6 แสดงค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบด้วยสมการเส้นตรง (linear model) และ สมการเส้นโค้ง (non-linear model) ในความดันโลหิต DBP .....	39
ตารางที่ 7 แสดงค่า MAD ประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT และ PTT.....	41
ตารางที่ 8 แสดงค่า MAD ประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT และ PTT.....	43
ตารางที่ 9 ตารางสรุปผลความแม่นยำของการสร้างเส้นปรับเทียบและการประมาณค่าความดันโลหิต ด้วย PAT และ PTT .....	45
ตารางที่ 10 แสดงค่า MAD ประเมินความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำภายใน 90 วัน ด้วย SBP จากอาสาสมัครจำนวน 2 คน.....	46
ตารางที่ 11 เปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต SBP/DBP ในสองอาสาสมัคร .....	49
ตารางที่ 12 อาสาสมัครกลุ่มที่ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ PPG และเพิ่มความดันโลหิตตามเกณฑ์ได้ .....	53
ตารางที่ 13 เปรียบเทียบผลการทดลองความดันโลหิต SBP กับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	54

## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 สัญญาณ PPG .....	6
รูปที่ 2 การวัดสัญญาณ PPG โหมดส่องผ่าน .....	6
รูปที่ 3 การวัดสัญญาณ PPG โหมดสะท้อนกลับ .....	7
รูปที่ 4 องค์ประกอบของสัญญาณ ECG .....	8
รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่าง PAT PTT และ PEP .....	10
รูปที่ 6 บล็อกไดอะแกรมระบบบันทึกสัญญาณ PPG และ ECG ที่พัฒนาขึ้น .....	17
รูปที่ 7 Universal 7 pin forehead adhesive SpO <sub>2</sub> สำหรับวัดสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขน.....	18
รูปที่ 8 NELLCOR compatible SpO <sub>2</sub> finger sensor สำหรับวัดสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้ว .....	18
รูปที่ 9 อิเล็กโทรด Ambu Blue Sensor electrodes รุ่น L-00-S สำหรับวัดสัญญาณ ECG [27].	19
รูปที่ 10 วงจร LED และวงจร TIA .....	19
รูปที่ 11 วงจรแบ่งแรงดัน.....	20
รูปที่ 12 วงจร band pass filter สำหรับสัญญาณ PPG.....	20
รูปที่ 13 กราฟตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร PPG แรกที่มีความถี่ตัดเป็น 0.3 และ 20 เฮิรตซ์ ตามลำดับ.....	22
รูปที่ 14 กราฟตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร PPG ที่สอง ที่มีความถี่ตัดเป็น 0.3 และ 20 เฮิรตซ์ ตามลำดับ.....	22
รูปที่ 15 วงจร band pass filter สำหรับสัญญาณ ECG.....	23
รูปที่ 16 กราฟตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร ECG.....	24
รูปที่ 17 วงจรพิมพ์.....	25
รูปที่ 18 แผ่นวงจรพิมพ์และ DAQ ที่ถูกติดตั้งลงบนกล่องอะคริลิกที่ออกแบบไว้.....	25
รูปที่ 19 การตรวจสอบความถี่ของสัญญาณรบกวนใน PPG ด้วยการแปลงฟูรีเยอย่างรวดเร็ว .....	27
รูปที่ 20 สัญญาณ ECG และ PPG ที่ยังมีสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ ปะปน.....	28

รูปที่ 21 สัญญาณ ECG และ PPG ที่ถูกรองสัญญาณรบกวนออกแล้วและผ่านขั้นตอนวิธีการหาจุดยอด.....	28
รูปที่ 22 สัญญาณ ECG และสัญญาณ PPG ในระยะเวลา 30 วินาทีหลังจากผ่านการประมวลผลทางดิจิทัล .....	30
รูปที่ 23 ตัวอย่างของสัญญาณ PPG ที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปน ....	31
รูปที่ 24 การพล็อตฮิสโทแกรมเพื่อสังเกตการกระจายตัวของค่า PAT/PTT เพื่อกรองข้อมูลที่ผิดปกติออก.....	32
รูปที่ 25 การทดสอบความเที่ยงตรงของ PAT กับ PTT เมื่อความดันโลหิตของอาสาสมัครมีค่าปกติ	33
รูปที่ 26 อุปกรณ์และตำแหน่งขณะเก็บสัญญาณและค่าความดันโลหิต.....	34
รูปที่ 27 การทำเครื่องหมายตำแหน่งที่วัดสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขน .....	34
รูปที่ 28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ SBP จาก PAT (Cal) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF) .....	38
รูปที่ 29 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ SBP จาก PTT (Cal) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF) .....	39
รูปที่ 30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ DBP จาก PAT (Ca) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPreF) .....	40
รูปที่ 31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ DBP จาก PTT (Cal) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPreF).....	41
รูปที่ 32 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PAT (BPEst) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF).....	42
รูปที่ 33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PTT (BPEst) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF).....	43
รูปที่ 34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต DBP จาก PAT (BPEst) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPreF) .....	44
รูปที่ 35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต DBP จาก PTT (BPEst) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPreF) .....	44

รูปที่ 36 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PAT (BPEst) กับ ความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) และความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดภายใน 90 วัน (BPrep).....	46
รูปที่ 37 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PTT (BPEst) กับ ความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) ความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดภายใน 90 วัน (BPrep).....	47
รูปที่ 38 สัญญาณ PPG ที่ไม่ปรากฏ dicrotic notch ที่ชัดเจน.....	50
รูปที่ 39 สัญญาณ PPG ที่ขยับเซ็นเซอร์เพื่อให้มี dicrotic notch ปรากฏชัดเจน .....	51
รูปที่ 40 สัญญาณ PPG ลักษณะผิดปกติที่ตรวจจับได้จากข้อพับแขน.....	51
รูปที่ 41 เส้นโลหิตต่าง ๆ ที่แขน [29].....	52



## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ความดันโลหิต คือ แรงดันของกระแสโลหิตที่กระทำต่อผนังหลอดเลือดแดง ถือเป็นหนึ่งในพารามิเตอร์พื้นฐานที่สำคัญในการวินิจฉัยโรค โรคความดันโลหิตเป็นโรคที่พบได้ทั่วไป มีโอกาสเกิดขึ้นได้กับมนุษย์ทุกคน แต่อาจส่งผลร้ายแรงได้จนถึงเสียชีวิต จากรายงานขององค์การอนามัยโลก กล่าวว่า ในทุก ๆ ปี มีผู้ป่วยที่มีอาการแทรกซ้อนของโรคความดันโลหิตสูงเสียชีวิตกว่า 9.4 ล้านคนทั่วโลก โดยโรคความดันโลหิตสูงยังสามารถตรวจพบได้ในประชากรของประเทศกำลังพัฒนามากกว่าประชากรในประเทศที่พัฒนาแล้ว ทั้งปัจจัยจากการขาดเครื่องมือในการตรวจความดันโลหิต หรือขาดการรักษาที่เหมาะสม [1]

การพัฒนากระบวนการวัดความดันโลหิตเพื่อให้การตรวจวัดครอบคลุมถึงผู้ป่วยมากยิ่งขึ้นจึงเป็นสิ่งจำเป็น เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการวินิจฉัยและรักษาก่อนจะเกิดภาวะแทรกซ้อนที่ร้ายแรงจนถึงแก่ชีวิตได้ โดยทั่วไปวิธีการวัดความดันโลหิตสามารถแบ่งออกเป็นสองประเภทใหญ่ ๆ ได้คือ การวัดความดันโลหิตแบบรุกล้ำ (invasive) และการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกล้ำ (non-invasive) แม้ว่าการวัดความดันโลหิตแบบรุกล้ำจะสามารถวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องและแม่นยำ แต่มีความไม่สะดวกสบายเนื่องจากจำเป็นต้องเจาะทะลุผนังหลอดเลือดแดง ซึ่งผู้ป่วยไม่สามารถวัดได้ด้วยตนเอง และอาจเกิดการติดเชื้อได้ ส่วนการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกล้ำที่นิยมใช้อย่างแพร่หลาย คือ ความดันโลหิตแบบวิธีฟัง (auscultatory) มีข้อจำกัดคือต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญที่ได้รับการฝึกฝนเพื่อวัดค่าความดันโลหิต และสามารถวัดได้ในที่เงียบไม่มีเสียงรบกวนเท่านั้น ส่วนการวัดความดันโลหิตด้วยเครื่องวัดแบบออสซิลโลเมตริก (oscillometric blood pressure device) ที่แม้ว่าผู้ป่วยจะสามารถวัดได้เองโดยไม่จำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ แต่การวัดความดันโลหิตด้วยวิธีข้างต้นทั้งสองยังมีข้อเสียคือ เป็นระบบวัดที่ต้องใช้ปลอกแขนสูบลม อาจทำให้ผู้ป่วยเกิดความไม่สะดวกสบายหรือเจ็บปวดในขณะที่ปลอกแขนรัดแน่น อีกทั้งยังไม่สามารถวัดความดันโลหิตในทารก หรือวัดความดันโลหิตขณะนอนหลับได้

เป้าหมายของงานวิจัยในยุคต่อมามีได้มุ่งไปที่การพัฒนากระบวนการวัดและบันทึกความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน เพื่อให้สามารถก้าวข้ามขีดจำกัดในวิธีการวัดแบบเดิมได้ เช่น การประมาณค่าความดันโลหิตด้วยการวัดช่วงเวลาชีพจรเดินทางจากหัวใจไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกายด้วยพารามิเตอร์

pulse arrival time (PAT) และ pulse transit time (PTT) อย่างไรก็ตาม มีงานวิจัยจำนวนมากเน้นไปที่การประมาณค่าความดันโลหิตด้วยการวัดค่า PAT ระหว่าง electrocardiogram (ECG) และ photoplethysmogram (PPG) และมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการประมาณค่าความดันโลหิตจากการวัด PTT ไม่มากนัก ซึ่งการวัดค่า PTT สามารถวัดได้ระหว่าง PPG จำนวนสองช่องสัญญาณ โดยที่ยังไม่มีงานวิจัยใดที่ได้ทำการเปรียบเทียบการประมาณค่าทั้งความดันโลหิตช่วงหัวใจบีบตัว หรือ systolic blood pressure (SBP) และการประมาณค่าความดันโลหิตช่วงหัวใจคลายตัว หรือ diastolic blood pressure (DBP) ด้วย PAT และ ที่ออกแบบการทดลองภายใต้แนวทางของมาตรฐาน IEEE standard for wearable, cuffless blood pressure measuring devices (IEEE std 1708™-2014) [2]

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ในการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบเพื่อใช้บันทึกสัญญาณ PPG 2 ช่องพร้อมกับ ECG เพื่อนำไปประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนด้วยวิธีการวัด PTT เปรียบเทียบกับ PAT โดยคาดหวังว่าการพัฒนาระบบวัดความดันโลหิตนี้ จะสามารถต่อยอดเพื่อพัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนให้เป็นวิธีการวัดที่แม่นยำ และสามารถนำไปประยุกต์ในทางการแพทย์ได้

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. พัฒนาระบบในการบันทึกสัญญาณ PPG เพื่อวัดค่า pulse transit time (PTT)
2. สร้างองค์ความรู้ในการวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนด้วยกระบวนการวัด pulse transit time (PTT)

## 1.3 ขอบเขตการวิจัย

1. วัดสัญญาณ PPG จากสองตำแหน่งบริเวณแขน เพื่อนำมาวัดค่า PTT และนำมาวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต
2. กระบวนการทดสอบประสิทธิภาพความแม่นยำเทียบเคียงจาก IEEE standard for wearable, cuffless blood pressure measuring devices (IEEE Std 1708™-2014)

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. องค์ความรู้ในการพัฒนาวิธีการวัดความดันโลหิตด้วย pulse arrival time และ pulse transit time



2. องค์ความรู้ในการนำสัญญาณ ECG และ PPG มาใช้สำหรับการประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน

### 1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาและทบทวนวรรณกรรม
2. ออกแบบ สร้างระบบวัดความดันโลหิต
3. สอบหัวข้อวิทยานิพนธ์
4. เก็บตัวอย่างสัญญาณจากอาสาสมัคร
5. หาค่าความดันโลหิตจากการคำนวณด้วยค่า PAT และ PTT ที่วัดได้
6. วิเคราะห์ผลการศึกษา
7. เขียนบทความเพื่อตีพิมพ์ผลงานทางวิชาการ
8. เก็บตัวอย่างสัญญาณจากอาสาสมัครเพิ่มเติม
9. สรุปผลและเขียนวิทยานิพนธ์

### 1.6 ผลงานตีพิมพ์จากงานวิจัย

Tipnirin Vajanarat and Apiwat Lek-uthai, “ A Comparison of Cuff-less Blood Pressure Estimation Between Pulse Arrival Time and Pulse Transit Time Using Photoplethysmography” ในงานประชุมวิชาการทางไกล (Virtual Conference) The 17th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON 2020) จัดขึ้นโดย วิทยาลัยการคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ระหว่างวันที่ 24 ถึง 27 มิถุนายน 2563

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 โรคความดันโลหิต

โรคเกี่ยวกับความดันโลหิตที่พบได้มากที่สุด คือ โรคความดันโลหิตสูง (hypertension) และโรคความดันโลหิตต่ำ (hypotension) ซึ่งมีสาเหตุการเกิดได้หลายอย่าง และส่งผลต่อสุขภาพร่างกายได้เล็กน้อยไปจนถึงเสียชีวิต

ตารางที่ 1 นิยามค่าความดันโลหิตในช่วงต่าง ๆ [3]

Blood Pressure Classification	Systolic Blood Pressure (mmHg)		Diastolic Blood Pressure (mmHg)
Optimal	<120	and	<80
Normal	120–129	and/or	80–84
High normal	130–139	and/or	85–89
Grade 1 hypertension	140–159	and/or	90–99
Grade 2 hypertension	160–179	and/or	100–109
Grade 3 hypertension	≥180	and/or	≥110

##### 2.1.1 ความดันโลหิตสูง

โรคความดันโลหิตสูงเกิดขึ้นเมื่อความดันโลหิตในเส้นโลหิตแดงก่อความเครียดสูงเกินไปต่อผนังหลอดเลือด ทำให้หัวใจทำงานหนักขึ้นและเกิดการสร้างเนื้อเยื่อในผนังหลอดเลือด ซึ่งจะส่งผลให้ผนังหัวใจหนาขึ้น และกล้ามเนื้อหัวใจอ่อนแรงลง

จาก 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension, 2018 ได้นิยามเกี่ยวกับค่าความดันโลหิตสูงไว้ว่า คนที่มีความดันโลหิตปกติ คือมีค่าความดันโลหิต 129/84 มิลลิเมตรปรอทลงไป และหากมีความดันโลหิต 140/90 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไป จะถือว่าเป็นผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตสูง [4] ดังแสดงในตารางที่ 1 ความดันโลหิตสามารถมีค่าเพิ่มขึ้นสูงเมื่อมีอายุมากขึ้น แต่โดยทั่วไปแล้วสาเหตุของความดันโลหิตสูงยังไม่สามารถระบุได้อย่างชัดเจน มักจะปรากฏอาการร่วมกับโรคอื่น ๆ เช่น โรคเบาหวาน อาการฮอริโมนผิดปกติ และมักเกิดกับคนที่มีพฤติกรรมสูบบุหรี่เป็นประจำ ดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ หรือ ไม่ออกกำลังกาย เป็นต้น [5]

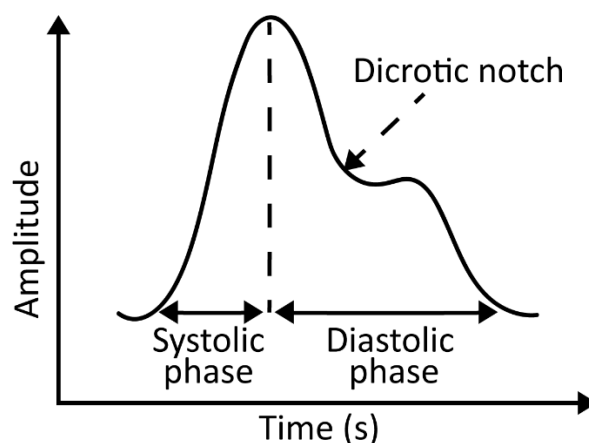
### 2.1.2 ความดันโลหิตต่ำ

ค่าความดันโลหิตที่ต่ำกว่า 90/60 มิลลิเมตรปรอท จะถือว่าผู้ป่วยนั้นมีอาการความดันโลหิตต่ำ โดยทั่วไปแล้วภาวะความดันโลหิตต่ำไม่ถือว่าเป็นอันตรายต่อร่างกายเท่ากับภาวะความดันโลหิตสูงหากไม่มีอาการอื่นแทรกซ้อนร่วมด้วย เช่น วิงเวียนศีรษะ หรือหมดสติ นอกจากนี้ความดันโลหิตสามารถควบคุมให้มีค่าต่ำได้ในบางกรณี เช่น ควบคุมให้ผู้ป่วยสูบฉีดโลหิตน้อยลงขณะผ่าตัดเพื่อลดอัตราการเสียโลหิต [6]

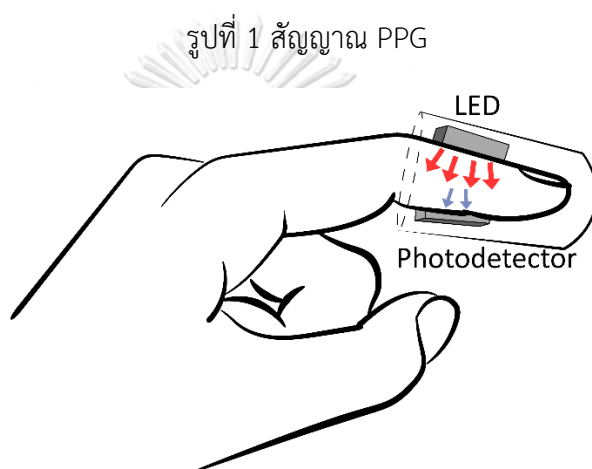
### 2.2 Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography (PPG) คือ กระบวนการการวัดทางแสงที่วัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรโลหิตภายในหลอดเลือดแดง [7] โดยมีองค์ประกอบคือ แหล่งกำเนิดแสง และ ตัวตรวจจับแสง (photodetector) หลักการทำงานคือ เมื่อแสงจากแหล่งกำเนิด เช่น LED ฉายลงไปยังส่วนของร่างกาย แสงจะถูกดูดกลืนโดยเนื้อเยื่อ กระดูก สารสีบนผิวหนัง หรือโลหิต โดยแสงจะถูกดูดกลืนได้มากที่สุดบริเวณที่ฉายลงบนโลหิต ซึ่งในระยะหัวใจบีบตัวเส้นโลหิตแดงจะมีปริมาตรโลหิตมากกว่าระยะหัวใจคลายตัว ทำให้ตัวตรวจจับแสงจับได้ถึงความเข้มแสงที่เปลี่ยนแปลง และสามารถทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของกระแสโลหิตในหลอดเลือดแดงในบริเวณนั้นได้ [8]

สัญญาณ PPG แสดงถึงรอบทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) จากรูปที่ 1 สัญญาณแบ่งเป็นสองช่วง ได้แก่ สัญญาณขาขึ้นที่ขึ้นในช่วงแรกจนถึงจุดยอด คือ ช่วงที่หัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัวและโลหิตเกิดการสูบฉีดไปยังร่างกายและความดันของชีพจรเดินทางไปถึงยังเส้นโลหิตที่มีเซ็นเซอร์ตรวจจับ สัญญาณช่วงที่สองเป็นช่วงขาลงจากจุดยอด คือ ช่วงที่หัวใจคลายตัว ส่วน dicrotic notch นั้นเกิดจากสาเหตุที่ลิ้นหัวใจเอออร์ติกปิดทำให้เกิดการชะงักของการไหลเวียนโลหิตชั่วขณะ ทั้งนี้ปัจจัยที่ส่งผลต่อรูปร่างของสัญญาณ PPG มีทั้งความแข็งตัวของหลอดเลือด ภาวะหัวใจล้มเหลว โรคลิ้นหัวใจ [9] หรืออาจขึ้นจากการวัดในบริเวณร่างกายที่ไม่เหมาะสมต่อการวัด ได้แก่ การวางเซ็นเซอร์ในตำแหน่งที่ไม่มีเส้นโลหิตแดงใหญ่ ทำให้ไม่สามารถตรวจวัดชีพจรได้ชัดเจน

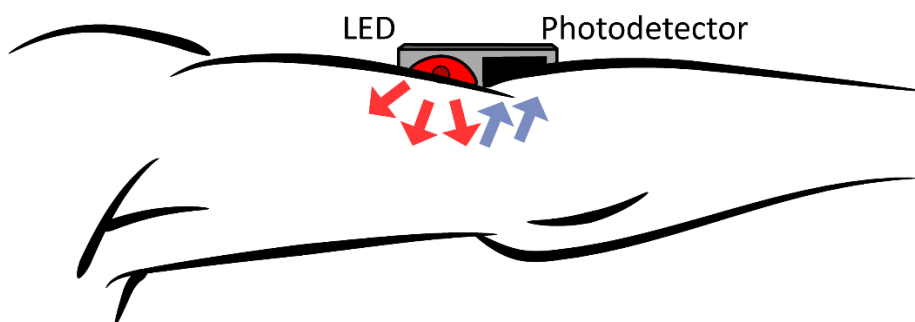


รูปที่ 1 สัญญาณ PPG



รูปที่ 2 การวัดสัญญาณ PPG โหมดส่องผ่าน

การวัดสัญญาณ PPG มีสองแบบ คือ โหมดส่องผ่าน (transmission mode) และโหมดสะท้อนกลับ (reflectance mode) ดังที่แสดงในรูปที่ 2 การวัดในโหมดส่องผ่าน จะใช้ LED ที่มีความเข้มเพื่อส่องผ่านส่วนของร่างกายที่ไม่หนามาก และถูกตรวจจับโดยตัวตรวจรับแสง ที่อยู่อีกด้านหนึ่ง มีข้อดีคือให้สัญญาณที่มีคุณภาพดี แต่ตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการวัดจำกัดอยู่เฉพาะบางบริเวณของร่างกายเท่านั้น โดยเซ็นเซอร์จะต้องถูกติดตั้งอยู่บริเวณอวัยวะที่มีความหนาไม่มาก ทำให้แสงสามารถส่องผ่านและถูกตรวจจับได้ เช่น ปลายนิ้ว แก้ม ลิ้น ผนังกันโพรงจมูก หรือใบหู เป็นต้น นอกจากนี้หากจะทำการวัดที่บริเวณผนังกันโพรงจมูก แก้ม และลิ้น จะมีประสิทธิภาพในการวัดก็ต่อเมื่อกลุ่มตัวอย่างถูกวางยาสลบเท่านั้น ส่วนบริเวณปลายนิ้วและใบหูเป็นที่นิยมใช้ในการตรวจวัดมากกว่า อย่างไรก็ตาม การวัดในโหมดนี้ยังมีข้อเสียคือ มีการตอบสนองไวต่ออุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง อีกทั้งที่เซ็นเซอร์ที่ปลายนิ้วสามารถถูกรบกวนด้วยกิจกรรมประจำวันได้ [8]



รูปที่ 3 การวัดสัญญาณ PPG โหมดสะท้อนกลับ

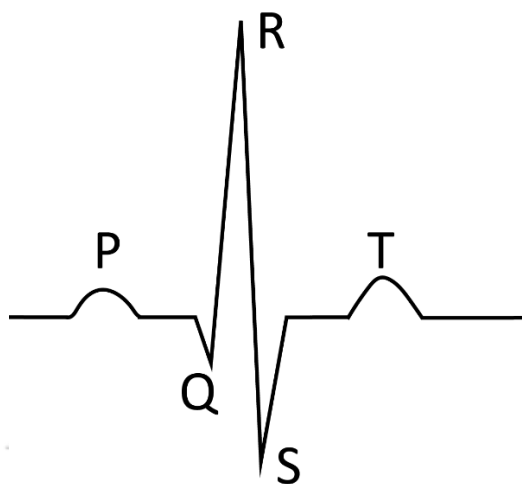
การวัดสัญญาณ PPG โหมดสะท้อนกลับ ดังแสดงในรูปที่ 3 ตัวตรวจรับแสงจะตรวจจับแสงที่สะท้อนจากเนื้อเยื่อ กระดูก หรือเส้นโลหิต การวัดในโหมดสะท้อนกลับสามารถแก้ไขปัญหาด้านตำแหน่งในการตรวจจับที่จำกัดที่เกิดกับแบบส่องผ่านได้ คือ สามารถตรวจจับได้กับส่วนต่าง ๆ ของร่างกายที่หลากหลายมากขึ้น เช่น หน้าผาก แขนท่อนล่าง ท่อนขา หรือข้อมือ เป็นต้น อย่างไรก็ตาม โหมดสะท้อนกลับสามารถถูกรบกวนได้เช่นเดียวกันหากผู้วัดเคลื่อนไหวร่างกาย อีกทั้งสัญญาณ PPG ที่สะท้อนกลับก็อาจจะถูกรบกวนได้หากกดตัวเซ็นเซอร์บนผิวหนังด้วยแรงที่มากเกินไปจนทำให้เกิดแรงกดหลอดโลหิตบริเวณที่ทำการวัดสัญญาณ [8]

### 2.3 Electrocardiography

Electrocardiography เป็นกระบวนการที่บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ electrocardiogram (ECG) ที่เกิดขึ้นจากกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ โดยกิจกรรมทางไฟฟ้านี้ กระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการบีบตัวและสูบฉีดโลหิตไปยังทั่วร่างกายและถูกตรวจจับได้ด้วย อิเล็กโทรดบนผิวหนัง สัญญาณ ECG สามารถบ่งบอกได้ถึงอัตราการเต้นของหัวใจ และความผิดปกติของหัวใจ เช่น โรคกล้ามเนื้อหัวใจโต เป็นต้น [10]

สัญญาณ ECG ประกอบไปด้วยส่วนประกอบหลัก ๆ คือ P-wave QRS-complex และ T-wave ดังที่แสดงในรูปที่ 4 โดย P-wave เป็นองค์ประกอบแรกบนสัญญาณ ECG ที่สามารถเห็นได้ชัดเจน บ่งบอกถึงการเริ่มต้นการทำงานของหัวใจห้องบนทั้งสองข้าง ส่วนถัดมาเป็น QRS-complex ที่เป็นองค์ประกอบรวมกันระหว่าง Q-wave R-wave และ S-wave สามารถเห็นได้ชัดเจนที่สุดในสัญญาณ ECG โดยบ่งบอกถึงสัญญาณทางไฟฟ้าที่กระตุ้นให้หัวใจห้องล่างเกิดการบีบตัว ส่วน T-wave คือช่วงรีโพลารไรเซชัน หรือหัวใจห้องล่างกลับสู่ระยะพัก [11]

เมื่อสนามไฟฟ้าที่ถูกสร้างขึ้นและแพร่มายังผิวหนังจะถูกตรวจจับด้วยอิเล็กโทรดที่ถูกติดอยู่ตามตำแหน่งเฉพาะเจาะจงของร่างกาย เช่น หัวไหล่ หรือ ออก สัญญาณความต่างศักย์บนผิวหนังดังกล่าวจะถูกนำมาขยาย กรอง และแสดงผลบนอุปกรณ์ต่าง ๆ [11]



รูปที่ 4 องค์ประกอบของสัญญาณ ECG

## 2.4 การวัดความดันโลหิต

### 2.4.1 การวัดความดันโลหิตแบบมีปลอกแขน

การวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน (non-invasive) โดยใช้ sphygmomanometer ถูกคิดค้นครั้งแรกโดย Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch ในปี 1881 ต่อมา Riva Rocci ได้พัฒนาโดยเพิ่มปลอกแขนในปี 1896 ถัดมาในปี 1905 Nikolai Korotkov ได้ค้นพบวิธีการฟังเสียงที่มีลักษณะคล้ายเสียงเคาะ (Korotkoff sound) ทำให้ได้ระบบการวัดความดันโลหิตแบบวิธีฟัง (auscultatory) ที่สมบูรณ์ และต่อมาได้ถูกพัฒนาเป็นการวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก ที่ใช้ปลอกแขนเช่นเดียวกับการวัดความดันโลหิตแบบวิธีฟัง และมีเซ็นเซอร์วัดความดันตรวจจับการแกว่งของความดันตามจังหวะของชีพจรเพื่อหาค่า mean arterial pressure (MAP) และนำไปคำนวณโดยอัลกอริทึมเพื่อหาค่าความดันช่วงหัวใจบีบตัวและความดันช่วงหัวใจคลายตัว ซึ่งเป็นที่นิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากใช้งานได้สะดวกและไม่จำเป็นต้องพึ่งผู้เชี่ยวชาญในการวัด [12]

วิธีการวัดค่าความดันโลหิตแบบวิธีฟัง (auscultatory) ถือเป็นวิธีมาตรฐาน (gold standard) ของการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน [13] ด้วยการฟังเสียงเคาะที่ปรากฏระหว่างช่วงหัวใจบีบตัวและช่วงหัวใจคลายตัว โดยมีหลักการคือ เส้นโลหิตแดงที่มีความดันภายในเมื่อถูกรัดด้วยปลอกแขนของอุปกรณ์เครื่องวัดความดันปรอท (mercury sphygmomanometer) ที่ถูกสูบลมให้มีความดัน

มากกว่าความดันช่วงหัวใจบีบตัวจะทำให้โลหิตไม่สามารถไหลผ่านท่อแขน จากนั้นเมื่อค่อย ๆ ลดความดันภายในปลอกแขนลงมาต่ำกว่าความดันช่วงหัวใจบีบตัว จะทำให้เส้นโลหิตแดงจะสามารถสูบฉีดโลหิตได้ตามจังหวะการเต้นของหัวใจอีกครั้ง ในจังหวะที่เส้นโลหิตแดงกลับมาสูบฉีดโลหิตตามจังหวะการเต้นของหัวใจได้นี้เอง จะเกิดเสียงที่สามารถได้ยินผ่านหูฟังแพทย์ (stethoscope) เรียกว่า Korotkoff sound โดยจะมีลักษณะคล้ายการเคาะ เสียงเคาะที่ปรากฏขึ้นครั้งแรกขณะความดันของปลอกแขนตกลง ณ จุดนั้นคือความดันช่วงหัวใจบีบตัว หรือ systolic blood pressure (SBP) เสียงเคาะที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดเป็นจังหวะสลับกับช่วงเงียบ และเมื่อความดันของปลอกแขนลดต่ำกว่าค่าความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัว หรือ diastolic blood pressure (DBP) เสียงจะหายไปเนื่องจากเส้นโลหิตไม่ได้ถูกปลอกแขนบีบรัดอีกต่อไป ค่าความดัน ณ จุดที่เกิดเสียงเป็นครั้งสุดท้ายจึงนับเป็นค่าความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัว [14]

อย่างไรก็ดี แม้ว่าการวัดความดันโลหิตแบบวิธีฟังจะเป็นวิธีมาตรฐานสำหรับการวัดภายนอก แต่ก็มีข้อเสียต่าง ๆ เช่น ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการวัดทำให้เกิดความยุ่งยาก และค่าความดันโลหิตที่ได้ อาจมีค่าไม่เที่ยงตรงหากผู้วัดไม่มีความเชี่ยวชาญพอ อีกทั้งการวัดแต่ละครั้งไม่สามารถวัดแบบต่อเนื่องได้ นอกจากนี้วิธีนี้ยังเป็นวิธีแบบใช้ปลอกแขน ซึ่งอาจทำให้เกิดความไม่สบายตัวต่อผู้ป่วย [15]

การวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก (oscillometric measurement) เป็นอีกวิธีหนึ่งที่ได้รับนิยมนิยมและยังถือเป็นการวัดความดันโลหิตแบบมาตรฐานสำหรับคลินิก (clinical standard) เนื่องจากความสะดวกสบายในการใช้งานโดยที่ไม่ต้องมีผู้เชี่ยวชาญแบบการวัดความดันโลหิตแบบวิธีฟัง โดยการวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริกจะคำนวณค่าความดันโลหิตจากการวัดการแกว่งของความดันที่เกิดจากการเพิ่มและลดลงของความดันในปลอกแขน แต่เนื่องจากไม่มีออสซิลโลเมตริกซีฟเจอร์ที่สัมพันธ์กับเสียงเคาะแรกและเสียงสุดท้าย หรือ SBP และ DBP โดยตรง ทำให้วิธีการวัดนี้จะเป็นการวิเคราะห์แอมพลิจูดของออสซิลโลเมตริกซีฟเจอร์แล้วจึงค่อยนำมาคำนวณเป็นค่า SBP และ DBP ซึ่งแต่ละบริษัทจะมีอัลกอริทึมที่แตกต่างกันไป เพื่อให้ได้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้ใกล้เคียงกับการวัดแบบวิธีมาตรฐานที่สุด [16]

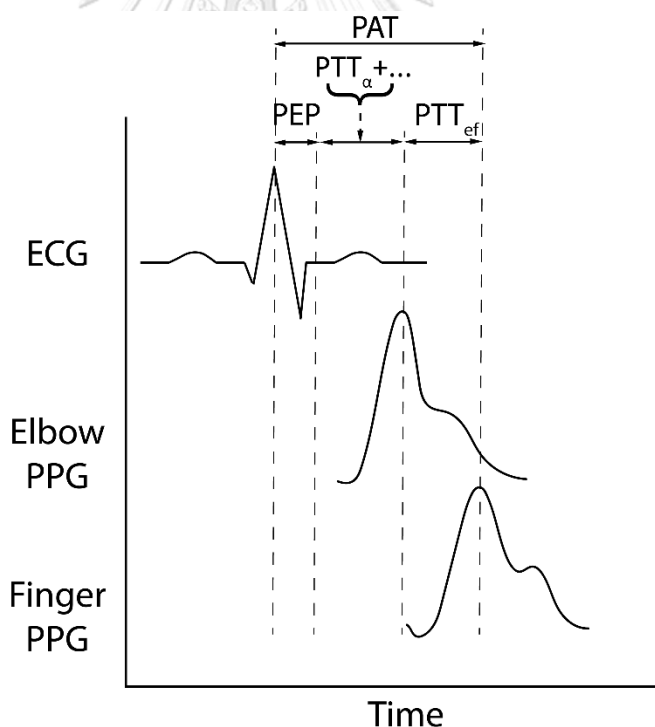
ในงานวิจัยนี้จะใช้การวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริกเพื่อใช้เทียบเคียงความแม่นยำกับการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต (calibration) จากนั้นใช้เทียบเคียงความแม่นยำอีกทีหนึ่งกับความดันโลหิตที่ประมาณจากการวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน

## 2.4.2 การวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน

การวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนด้วยวิธีการต่าง ๆ ในปัจจุบันยังอยู่ในขั้นตอนของการวิจัย โดยในงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นในการประมาณค่าความดันโลหิตด้วยการวัดค่า pulse arrival time (PAT) และ pulse transit time (PTT)

โดยทั่วไป PAT สามารถหาได้จากช่วงเวลาระหว่าง R-wave ของ ECG และความดันชีพจรที่เดินทางไปถึงยังเส้นโลหิตแดงที่ส่วนปลายของร่างกาย และถูกตรวจจับด้วยเซ็นเซอร์ต่าง ๆ [17] โดยในงานวิจัยนี้จะวัด PAT ระหว่าง R-wave จนถึงจุดยอดของสัญญาณ PPG ดังรูปที่ 5

PTT คือ ช่วงเวลาเดินทางผ่านของชีพจรจากจุดที่สนใจภายในเส้นโลหิตแดงจุดหนึ่งไปยังส่วนปลายอีกจุดหนึ่งในการสูบฉีดโลหิตครั้งหนึ่ง ๆ [18] วิธีนี้เป็นวิธีการที่จะทำการคำนวณเวลาที่ได้จากการวัดสัญญาณ PPG เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการเดินทางและความดันโลหิต โดยในงานวิจัยนี้จะวัดค่า PTT ระหว่างจุดยอดของ PPG ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่าง PAT PTT และ PEP

ความสัมพันธ์ระหว่าง PAT และ PTT เป็นไปตามสมการที่ 1 [17] โดยที่ pre-ejection period (PEP) คือช่วงเวลาที่ยอดหัวใจเอออร์ติกเปิดก่อนเกิดการหมุนเวียนโลหิต [19]

$$PAT = PTT + PEP \quad (1)$$



ในงานวิจัยนี้จะทำการวัดคลื่นชีพจรโดยเซ็นเซอร์ PPG ที่วางลงบนเส้นโลหิตบริเวณข้อพับแขนและปลายนิ้วเพื่อคำนวณเป็น  $PTT_{ef}$  ดังนั้นสมการที่ 1 จึงสามารถขยายพจน์ออกไปได้เป็นสมการที่ 2 ดังนี้

$$PAT = PEP + PTT_{\alpha} + \dots + PTT_{ef} \quad (2)$$

โดย  $PTT_{\alpha}$  และพจน์อื่น ๆ หมายถึงการวัด PTT ของชีพจรที่เดินทางจากหัวใจไปจนถึงข้อพับแขน หรือจุดสิ้นสุดของ PEP ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของพจน์  $PTT_{ef}$

## 2.5 สมการเส้นปรับเทียบความดันโลหิต (calibration model)

### 2.5.1 สมการเส้นตรง (linear regression model)

สมการเส้นตรงใช้ในการสร้างเส้นปรับเทียบจากสมการพื้นฐานในการสังเกตความสัมพันธ์ระหว่างสองพารามิเตอร์ ในงานวิจัยนี้จึงได้ใช้สมการเส้นตรงในการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตบนสมมติฐานคือความดันโลหิตมีค่าเปลี่ยนแปลงตาม PAT และ PTT ดังสมการที่ 3 โดยมี  $m$  และ  $c$  เป็นค่าคงที่ของสมการ

$$BP = -m \cdot (PAT \text{ or } PTT) + c \quad (3)$$

### 2.5.2 สมการเส้นโค้ง (non-linear model)

สมการเส้นโค้งแบบผกผันกำลังสอง สามารถพิสูจน์เพื่อหาสมการสำหรับการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตได้หลากหลายแบบ ในงานวิจัยนี้ได้อ้างอิงสมการจาก Muehlsteff et al. [17] โดยพิสูจน์จากสมการ Moen-Korteweg ซึ่งเป็นหนึ่งในวิธีที่เป็นที่นิยมที่สุด โดยอธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ชีพจรเดินทาง หรือ pulse wave velocity (PWV) และโมดูลัสความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือด ดังสมการที่ 4

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (4)$$

โดยที่  $E$  = โมดูลัสความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือด

$h$  = ความหนาของผนังหลอดเลือด

$r$  = รัศมีหลอดเลือด

$\rho$  = ความหนาแน่นโลหิต

และจากสมการความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วและเวลาจะได้ว่า

$$PWV = \frac{S}{T} \quad (5)$$

เมื่อ  $S$  คือความยาวของหลอดโลหิต ส่วน  $T$  คือเวลา PAT หรือ PTT จะได้ว่า

$$\frac{S}{T} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (6)$$

หากประมาณว่า  $h$   $r$  และ  $\rho$  มีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากและนับเป็นค่าคงที่ และจากสมการของ Hughes et al. ที่พบว่าโมดูลัสยืดหยุ่นผนังหลอดโลหิตมีค่าเพิ่มขึ้นแบบเอกซ์โพเนนเชียลเมื่อความดันโลหิตเพิ่มขึ้นดังสมการที่ 7 [20]

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (7)$$

โดยที่  $E_0$  = โมดูลัสความยืดหยุ่นที่ความดันเป็นศูนย์  
 $\alpha$  = ค่าคงที่ มีค่าประมาณ 0.016–0.018 มิลลิเมตรปรอท<sup>-1</sup>  
 $P$  = ความดันโลหิต

เมื่อจัดรูปสมการ 6 ด้วยการแทนค่าด้วยสมการที่ 8 เพื่อกำจัดเอกซ์โพเนนเชียล [21]

$$E \approx E_0(1 + \alpha P) \quad (8)$$

จะได้ว่า

$$P = \sqrt{\frac{2r\rho}{h}} \frac{S^2}{E_0\alpha} \left(\frac{1}{T}\right)^2 - \frac{1}{\alpha} \quad (9)$$

จัดรูปสมการแล้วจะได้สมการเส้นปรับเทียบความดันโลหิตแบบเส้นโค้ง คือ

$$\therefore BP = A \left(\frac{1}{T}\right)^2 + B \quad (10)$$

โดยที่  $A$  และ  $B$  เป็นค่าคงที่ และ  $T$  คือ PAT และ PTT

## 2.6 เกณฑ์การประเมินผล

ในงานวิจัยนี้จะใช้สองพารามิเตอร์เพื่อใช้เป็นเกณฑ์ประเมินผลที่ได้จากการทดลอง ได้แก่ root mean square error (RMSE) สำหรับประเมินผลการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต และ mean absolute difference (MAD) สำหรับประเมินความแม่นยำจากการประมาณค่าความดันโลหิต

### 2.6.1 Root Mean Square Error (RMSE)

รากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง หรือ root mean square error (RMSE) มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg) คือ พารามิเตอร์ที่ใช้ในการประเมินค่าความแม่นยำในการทำนายผลการทดลองเทียบกับค่าข้อมูลที่แท้จริง มีข้อดีคือ ทำให้สามารถเห็นภาพมุมกว้างในการกระจายตัวของความผิดพลาด [22] และเมื่อมีค่าใกล้ 0 จะแสดงว่าการทำนายผลมีความแม่นยำสูง ดังสมการที่ 11

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (BP_{Ref} - BP_{Cal})^2}{n}} \quad (11)$$

โดยที่  $BP_{Ref}$  = ความดันโลหิตที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก (มิลลิเมตรปรอท)

$BP_{Cal}$  = ความดันโลหิตที่ได้จากเส้นปรับเทียบความดันโลหิต (มิลลิเมตรปรอท)

จากงานวิจัยโดย J. Muehlsteff et al. พบว่าอาสาสมัครแต่ละคนมีแนวโน้มของเส้นปรับเทียบความดันโลหิตแตกต่างกันไปตามปัจจัยทางร่างกาย [17] ดังนั้นงานวิจัยนี้จะสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตของทุกอาสาสมัครทั้งจากสมการเส้นตรง และสมการเส้นโค้ง จากนั้นจึงใช้ RMSE ประเมินและเลือกสมการเส้นปรับเทียบที่เหมาะสมแต่ละอาสาสมัคร จากนั้นนำเส้นปรับเทียบและค่าคงที่ไปประมาณค่าความดันโลหิตต่อไป

### 2.6.2 Mean Absolute Difference (MAD)

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดสัมบูรณ์ หรือ mean absolute difference (MAD) ดังสมการที่ 12

$$MAD = \frac{[\sum_{i=1}^n |BP_{Ref} - BP_{Est}|]}{n} \quad (12)$$

โดยที่  $BP_{Est}$  = ความดันโลหิตที่ได้จากการประมาณค่าด้วยเส้นปรับเทียบความดันโลหิต (มิลลิเมตรปรอท)

ในการประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิตจาก PAT และ PTT ทั้งนี้ IEEE standard [2] ได้จำแนกเกณฑ์ในการประเมินความแม่นยำไว้ในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 เกณฑ์ในการประเมินความแม่นยำ

MAD (mmHg)	Grading
$\leq 5$	A
5-6	B
6-7	C
$\geq 7$	D

### บทที่ 3

#### งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าม้งานวิจัยหลายงานที่ได้ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิตและ PTT โดยได้นิยามการหาค่า PTT ที่แตกต่างกันไป ระหว่าง

- R-wave ของ ECG ไปจนถึงจุดยอดหรือจุดต่ำสุดของ PPG
- R-wave ของ ECG ไปจนถึงจุดยอดของอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของสัญญาณ PPG และ
- ช่วงเวลาระหว่าง PPG

ทั้งนี้ นิยาม PAT ที่ถูกต้องคือ R-wave ของ ECG ไปจนถึงจุดบนสัญญาณ PPG ซึ่งจะประกอบไปด้วย PEP และ PTT [12] ในงานวิจัยนี้จึงเลือกทบทวนวรรณกรรมด้วยขอบเขตของการวัด PTT ตามนิยามที่ได้กล่าวไปด้วยสัญญาณ PPG สองช่องสัญญาณดังต่อไปนี้

Deb et al. (2007) ทำการวัด PAT จากเวลาระหว่าง R-wave ของ ECG ไปจนถึงจุดต่ำสุดของจุดเริ่มต้น systolic phase ในสัญญาณ PPG ที่ตรวจจับจากเซ็นเซอร์ที่ปลายนิ้ว และวัด PTT ระหว่างสัญญาณ PPG ที่เส้นโลหิตแดงที่ข้อศอก (brachial artery) ไปจนถึงสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้ว ด้วย sampling rate 500 เฮิร์ตซ์ โดยทดลองในอาสาสมัครชาย 4 คน และหญิง 1 คน แต่ละอาสาสมัครจะทำการเก็บข้อมูล SBP-PAT และ SBP-PTT เพื่อหาเส้นปรับเทียบจากสมการเส้นตรง 2 จุด คือขณะอยู่นิ่งและหลังออกกำลังกาย จากนั้นข้อมูลจุดที่สาม คือ ขณะพักฟื้นหลังออกกำลังกายนำมาใช้ในการประมาณค่าเพื่อทดสอบความแม่นยำ ผลการทดลองพบว่าความดันโลหิต SBP มีความสอดคล้องกับค่า PAT มากกว่าค่า โดย PAT มีความผิดพลาด 4.96–11.98 มิลลิเมตรปรอท ส่วน PTT มีความผิดพลาด 10.00–25.00 มิลลิเมตรปรอท เมื่อเทียบกับความดันโลหิตจากเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริก [23]

Heravi et al. (2014) ทำการวัด PTT ด้วยการวัดช่วงเวลาระหว่างจุดยอดของสัญญาณ PPG ที่นิ้วสองจุดห่างกัน 55 มิลลิเมตร ด้วย sampling rate 50 เฮิร์ตซ์ ในอาสาสมัคร ชาย 10 คน และหญิง 5 คน โดยทำการเพิ่มความดันโลหิตด้วยการออกกำลังกายแล้วบันทึก SBP-PTT และ DBP-PTT พบว่าค่า PTT มีความสอดคล้องกับความดันโลหิต SBP มากกว่า DBP เมื่อเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริก [24]

Heravi et al. (2016) ทำการวัด PTT ด้วยการเวลาระหว่างจุดยอดของสัญญาณ PPG ที่นิ้ว สองจุดห่างกัน 55 มิลลิเมตร ด้วย sampling rate 50 เฮิร์ตซ์ ในอาสาสมัครสุขภาพปกติ 8 คน, และ อาสาสมัครกลุ่มที่ฟอกโลหิต (hemodialysis) 8 คน เพื่อตรวจหาอาการความดันโลหิตต่ำแบบ ฉับพลัน (sudden hypotension) ในผู้ป่วยฟอกโลหิต โดยทำการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตด้วยการยกแขนสามระดับ  $90^{\circ}$   $0^{\circ}$  และ  $-90^{\circ}$  เมื่อเทียบกับหัวไหล่ พบว่าความดันโลหิต SBP ที่ได้จาก PTT มีความผิดพลาดมากที่สุดที่ 16 มิลลิเมตรปรอท เมื่อเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริก [25]

Zaki et al. (2016) ทำการวัด PAT จากเวลาระหว่าง R-wave ของ ECG ไปจนถึงจุดยอดใน สัญญาณ PPG ที่ตรวจจับจากเซ็นเซอร์ที่ปลายนิ้ว และวัด PTT ระหว่างจุดยอดสัญญาณ PPG ที่เส้น โลหิตแดงที่ข้อศอก (brachial artery) ไปจนถึงสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้ว ในอาสาสมัครเพศชาย 1 คน ทดลองโดยทำการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตสองส่วน ส่วนแรกด้วยการยกแขนสูงจากระดับ หัวใจ 0 15 30 45 และ 60 เซนติเมตร ส่วนที่สองคือ การทำวอลซอลวา (Valsalva maneuver) จากการทดลองส่วนแรกพบว่าแขนข้างที่ถูกวัด PAT ด้วยเซ็นเซอร์ PPG แล้วทำการยกแขนในระดับ ต่าง ๆ มีการเปลี่ยนแปลงตามความดันโลหิต SBP ส่วนอีกแขนหนึ่งที่ไม่ได้ทำการยกแขนและใช้ สำหรับวัดความดันโลหิต SBP จากเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริกไม่มีการเปลี่ยนแปลง ผล การทดลองการทำวอลซอลวาพบว่าไม่พบความสัมพันธ์ระหว่าง PTT และความดันโลหิต SBP แต่ สามารถเห็นความสัมพันธ์การเปลี่ยนแปลงของ PAT ตามความดันโลหิต SBP ได้ชัดเจน [26]

โดยสรุปแล้ว จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการวิจัยต่าง ๆ ได้ทำการวัด PAT และ PTT เพื่อ ประเมินความดันโลหิต SBP หรือ DBP เพียงอย่างเดียว หรือเพียงสังเกตความสัมพันธ์โดยที่ไม่ได้ ทดลองความสามารถในการประเมิน อีกทั้งในบางงานวิจัยยังสร้างข้อกังขาสำหรับความแม่นยำของ ผลการทดลอง ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงมีจุดมุ่งหมายในการประมาณค่าความดันโลหิตทั้ง SBP และ DBP จาก PAT และ PTT เพื่อเปรียบเทียบความแม่นยำ และความสามารถในการประเมิน โดย ออกแบบการทดลองภายใต้แนวทางของมาตรฐาน IEEE std 1708™-2014

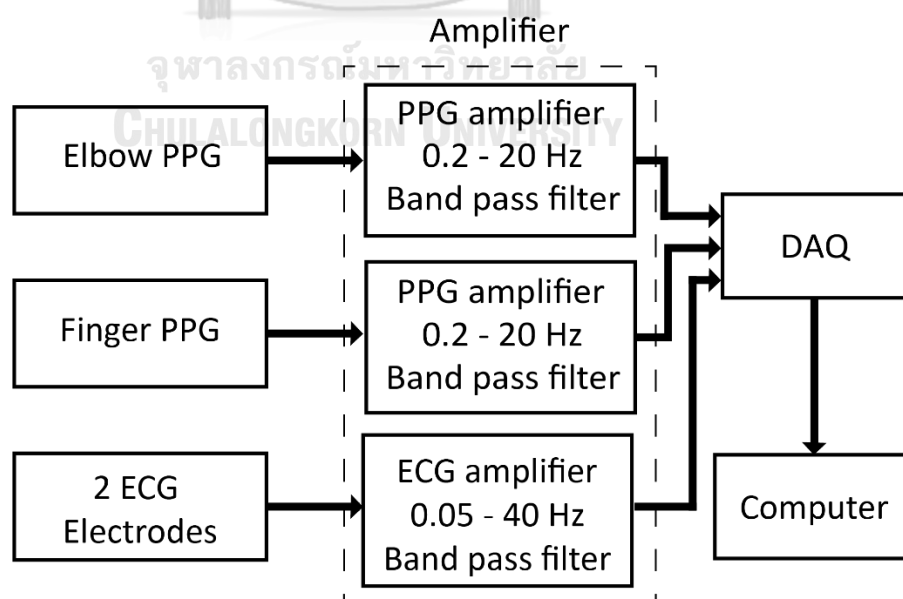
## บทที่ 4

### การทดลอง

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้เริ่มจากการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์บันทึกสัญญาณ PPG 2 ช่องพร้อม กับ ECG ขึ้น รวมไปถึงอุปกรณ์อื่น ๆ ที่ใช้ในการทดลอง จะอธิบายในหัวข้อ 4.1) จากนั้นเป็นการ พัฒนาขั้นตอนวิธีในการประมวลผลสัญญาณทางดิจิทัลเพื่อคำนวณหาค่า PAT/PTT ในหัวข้อที่ 4.2) และสุดท้ายเป็นการนำทั้งฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น ไปทำการทดลองกับอาสาสมัครเพื่อ สร้างเส้นเปรียบเทียบความดันโลหิตระหว่างค่าความดันโลหิตกับค่า PAT/PTT และประเมินผลความ แม่นยำของการประมาณค่าความดัน ที่จะอธิบายในหัวข้อ 4.3)

#### 4.1 ภาพรวมและอุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบ

งานวิจัยนี้ได้ทำการตรวจวัดสัญญาณ PPG สองตำแหน่งบริเวณแขนและปลายนิ้วมือด้วย เซ็นเซอร์ทางแสง พร้อมกับตรวจวัดสัญญาณ ECG หนึ่งช่องแบบสองอิเล็กโทรด จากนั้นสัญญาณทั้ง สามจะถูกส่งผ่านไปยังวงจรกรองและวงจรถยาย เพื่อกรองสัญญาณรบกวนในเวลาที่ไม่ต้องการออก และขยายสัญญาณ จากนั้นจึงส่งผ่านไปยัง data acquisition (DAQ) ที่มีความถี่ในการสุ่มสัญญาณ (sampling rate) 2 กิโลเฮิร์ตซ์ โดยการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ที่ทำการบันทึกสัญญาณเพื่อจะนำไป ประมวลผลด้วยซอฟต์แวร์ต่อไป ดังรูปที่ 6



รูปที่ 6 บล็อกไดอะแกรมระบบบันทึกสัญญาณ PPG และ ECG ที่พัฒนาขึ้น

ในการวัด PPG สำหรับช่องสัญญาณแรกนั้น จะทำการวัดสัญญาณในบริเวณตำแหน่งข้อพับแขน ด้วยเซ็นเซอร์ universal 7 pin SpO<sub>2</sub> forehead adhesive sensor รุ่น CD008D-F ที่ทำการดัดแปลงจาก LED แสงอินฟราเรดด้วย LED สีเขียว รุ่น DDT-HJS-VW1-1 ในโหมดสะท้อนกลับ เนื่องจากโลหิตมีความสามารถในการดูดซับแสงสีเขียวได้ดีกว่าแสงอินฟราเรด [8] ดังรูปที่ 7 ส่วนช่องสัญญาณที่สองนั้น จะใช้ NELLCOR compatible SpO<sub>2</sub> finger sensor รุ่น DS-100A ในโหมดแสงอินฟราเรดเพื่อวัด PPG ที่นิ้วชี้ดังรูปที่ 8 ส่วนการตรวจวัดสัญญาณ ECG ได้ใช้อิเล็กโทรด Ambu Blue Sensor รุ่น L-00-S ในรูปที่ 9 ติดที่บริเวณหน้าอกหรือชายโครงทั้งสองข้าง ซึ่งเป็นการวัดใน lead I หรือ lead II แล้วแต่ขนาดของคลื่น QRS complex ของอาสาสมัคร



รูปที่ 7 Universal 7 pin forehead adhesive SpO<sub>2</sub> สำหรับวัดสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขน



รูปที่ 8 NELLCOR compatible SpO<sub>2</sub> finger sensor สำหรับวัดสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้ว





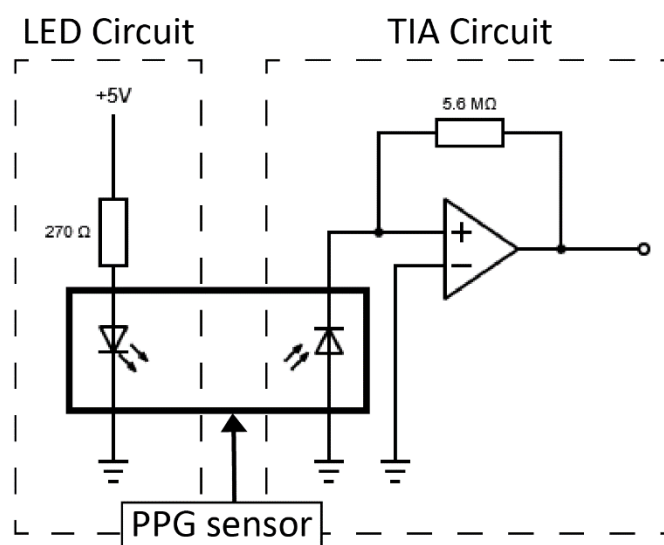
รูปที่ 9 อิเล็กโทรด Ambu Blue Sensor electrodes รุ่น L-00-S สำหรับวัดสัญญาณ ECG [27]

#### 4.1.1 วงจร

วงจรที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้ ประกอบไปด้วยสองส่วน คือ วงจรขยายสัญญาณ PPG จำนวนสองวงจร และวงจรขยายสัญญาณ ECG

##### 4.1.1.1 วงจร LED และวงจร transimpedance amplifier (TIA)

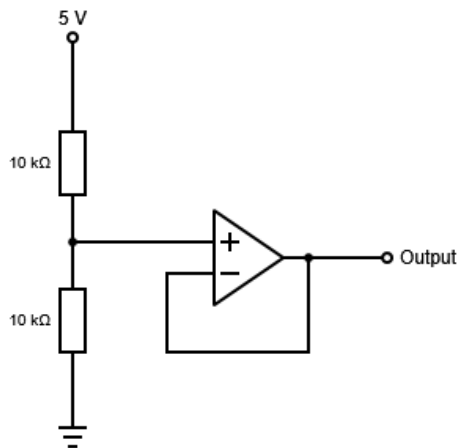
เซ็นเซอร์ PPG ใช้ความต้านทาน LED ( $R_{LED}$ ) เท่ากับ 270 โอห์ม สำหรับเซ็นเซอร์ PPG ที่ปลายนิ้ว และ  $R_{LED} = 1$  กิโลโอห์ม สำหรับเซ็นเซอร์ที่ข้อพับแขน เมื่อแสง LED เดินทางผ่านตัวกลางจะสะท้อนกลับมายัง photo detector ในวงจร transimpedance amplifier circuit ที่มีความต้านทานป้อนกลับเท่ากับ 5.6 เมกะโอห์ม ดังรูปที่ 10



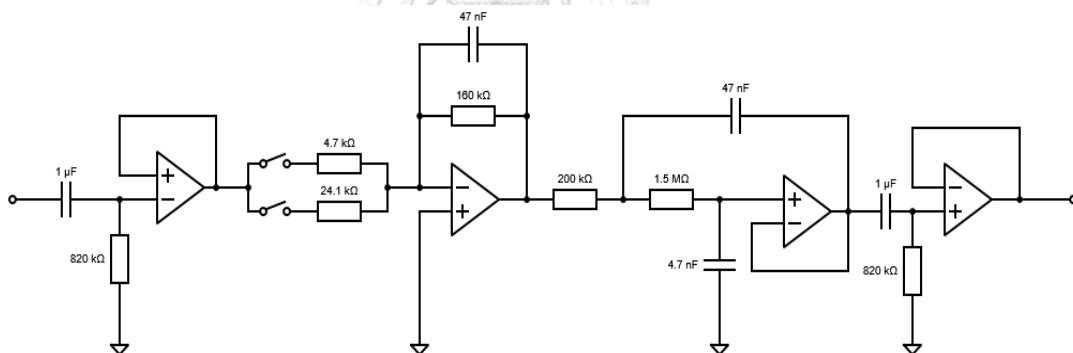
รูปที่ 10 วงจร LED และวงจร TIA

#### 4.1.1.2 วงจรกรองและขยายสำหรับสัญญาณ PPG

ขาออกของวงจร TIA จะต่อเข้ากับวงจร band pass filter ในรูปที่ 12 ที่มีแรงดันอินพุต 5 โวลต์ และ แรงดันออฟเซต 2.5 โวลต์ โดยวงจรแบ่งแรงดัน ดังที่แสดงในรูปที่ 11



รูปที่ 11 วงจรแบ่งแรงดัน



รูปที่ 12 วงจร band pass filter สำหรับสัญญาณ PPG

วงจรกรองและวงจรขยายสำหรับ PPG แบ่งออกเป็นสี่ภาค โดยภาคแรกคือวงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่ 1 (first order high pass filter) ที่ประกอบไปด้วยตัวเก็บประจุขนาด 1 ไมโครฟารัด และตัวต้านทานขนาด 820 กิโลโอห์ม จากสูตรความถี่ตัดหรือ cut-off frequency ( $f_c$ ) ตามสมการที่ 13 ทำให้มีความถี่ตัดเท่ากับ 0.2 เฮิรตซ์

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (13)$$

ภาคที่สองคือวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 1 (first order low pass filter) ที่มีสวิตช์เลือกตัวต้านทานขนาด 4.7 กิโลโอห์ม และ 24.1 กิโลโอห์ม เพื่อปรับขนาดกำลังขยายสัญญาณให้เหมาะสม โดยสามารถคำนวณได้จากสมการ 14

$$A_v = -\frac{R_f}{R_{in}} \quad (14)$$

เมื่อ  $R_{in}$  มีค่าเป็น 160 โอห์ม หากเลือกให้  $R_f$  มีค่าเท่ากับ 4.7 กิโลโอห์ม วงจรนี้จะมีอัตราขยายเป็น 34 และหากเลือกให้  $R_f$  มีค่าเท่ากับ 24.1 กิโลโอห์ม วงจรนี้จะมีอัตราขยายเป็น 6.6 และเนื่องจากวงจรนี้เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ประกอบไปด้วยตัวเก็บประจุขนาด 47 นาโนฟารัด และตัวต้านทานขนาด 160 กิโลโอห์ม ทำให้มีความถี่ตัดเท่ากับ 21.2 เฮิรตซ์

ภาคที่สามคือวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2 (second order low pass frequency) สามารถคำนวณความถี่ตัดได้จากสมการ ที่ 15 คือ

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (15)$$

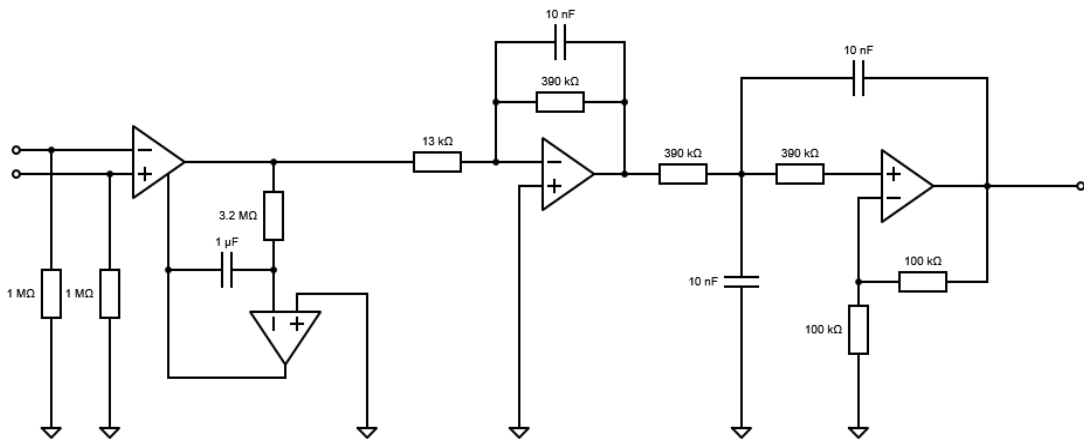
ดังนั้นวงจรความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2 ที่ประกอบไปด้วยตัวต้านทานขนาด 200 กิโลโอห์ม และ 1.5 เมกะโอห์ม และตัวเก็บประจุขนาด 47 นาโนฟารัด และ 4.7 นาโนฟารัด มีความถี่ตัดคือ 19.5 เฮิรตซ์

ลำดับถัดมาคือวงจรภาคสุดท้าย คือวงจรความถี่สูงผ่านลำดับที่ 1 ที่มีองค์ประกอบเดียวกันกับวงจรส่วนแรกคือมีความถี่ตัดเท่ากับ 0.2 เฮิรตซ์

รูปที่ 13 แสดงการตอบสนองเชิงความถี่ (frequency response) โดยผู้วิจัยได้เปลี่ยนให้ความต้านทานแบบปรับกำลังขยายในวงจรภาคที่สองให้มีค่า 160 โอห์ม ทำให้มีกำลังขยายเป็น 1 เพื่อให้สะดวกต่อการทดสอบ สำหรับวงจรกรองและวงจรขยาย PPG วงจรแรกได้ออกแบบไว้ให้มีความถี่ตัดอยู่ในช่วง 0.2–20 เฮิรตซ์ หลังจากทดลองวัดแรงดันเอาต์พุตในช่วงความถี่ต่าง ๆ แล้วพบว่าวงจร PPG ลำดับแรกมีความถี่ตัดประมาณ 0.3 เฮิรตซ์ ที่กำลังขยาย (gain) เท่ากับ -2.76 dB และ 20 เฮิรตซ์ ที่กำลังขยาย -3.38 dB



#### 4.1.1.3 วงจรกรองและขยายสำหรับสัญญาณ ECG



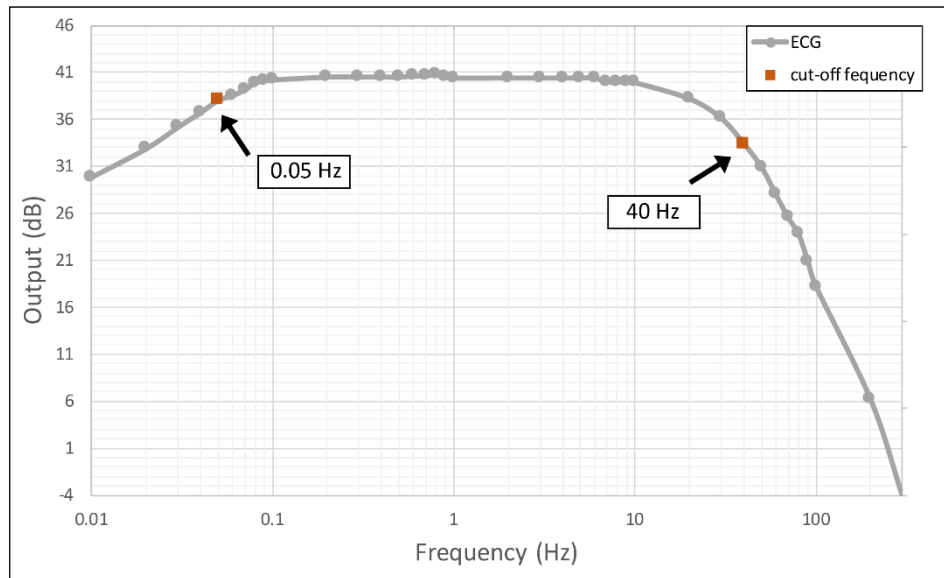
รูปที่ 15 วงจร band pass filter สำหรับสัญญาณ ECG

สำหรับวงจรกรองและวงจขยายสัญญาณ ECG งานวิจัยนี้ได้ใช้วงจรที่ถูกพัฒนาขึ้นโดย ผศ. ดร.อาภรณ์ ชีรมงคลรัมย์ และคณะ [28] โดยมี inverting terminal of external gain-setting resistor ( $R_G$ ) ของ Instrumentation Amplifier AD623 เท่ากับ 24 กิโลโอห์ม จากสูตร

$$\text{Gain} = 1 + \frac{100 \text{ k}}{R_G} \quad (16)$$

ทำให้มีอัตราขยายเป็น 5.2 เมื่อนำมาคำนวณรวมกับอัตราขยายจากวงจรกรองต่ำผ่านส่วนที่สองที่มี  $R_{in}$  และ  $R_f$  มีค่าเป็น 13 กิโลโอห์ม และ 390 กิโลโอห์ม ตามลำดับ จะทำให้วงจรกรองและวงจขยายสัญญาณ ECG มีอัตราขยายรวมเป็น 156 เท่า และมีความถี่ตัดเป็น 0.05–40.8 เฮิรตซ์

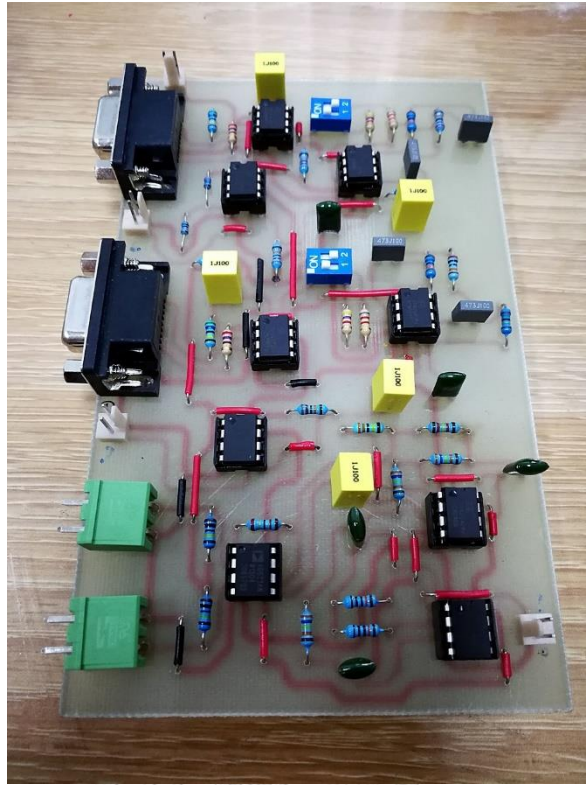
เมื่อหลังจากทดลองวัดแรงดันเอาต์พุตในช่วงความถี่ต่าง ๆ แล้วพบว่าวงจร ECG มีความถี่ตัดประมาณ 0.05 เฮิรตซ์ ที่กำลังขยายเท่ากับ 41.40 dB และ 40 เฮิรตซ์ ที่กำลังขยาย 36.39 dB ดังที่แสดงในรูปที่ 16



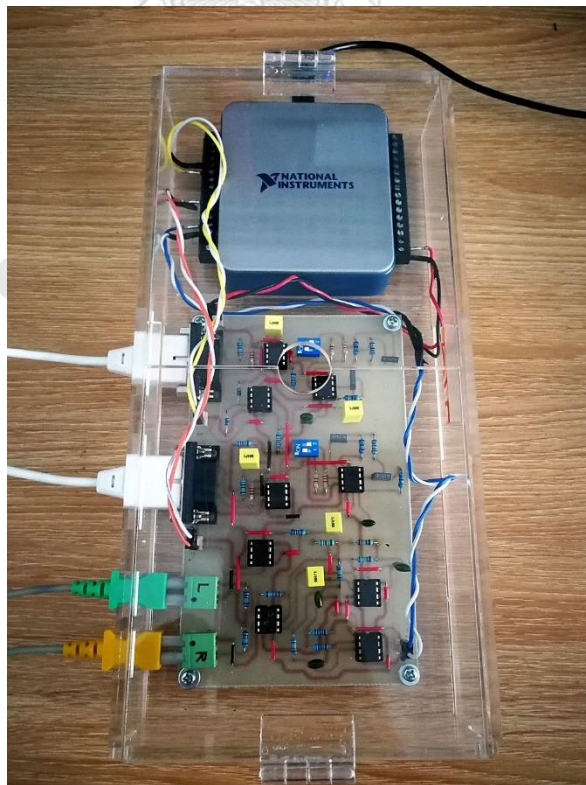
รูปที่ 16 กราฟตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร ECG

#### 4.1.1.4 อุปกรณ์ต้นแบบที่พัฒนาขึ้น

วงจรที่ถูกออกแบบและทดสอบเรียบร้อยแล้วจะถูกบัดกรีลงบนแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) ในรูปที่ 17 จากนั้นติดตั้งแผ่นวงจรพิมพ์ลงในกล่องอะคริลิกที่ได้ออกแบบเช่นกัน ร่วมกับ DAQ รุ่น NI USB-6001 ที่มีความละเอียดของ ADC 14-bit ในรูปที่ 18



รูปที่ 17 วงจรพิมพ์



รูปที่ 18 แผ่นวงจรพิมพ์และ DAQ ที่ถูกติดตั้งลงบนกล่องอะคริลิกที่ออกแบบไว้

#### 4.1.2 เครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริก

ในการทดลองประมาณค่าความดันโลหิตจาก PAT และ PTT ได้ใช้เครื่องวัดความดันโลหิต OMRON รุ่น HEM-8712 เพื่อใช้เป็นค่าความดันโลหิตอ้างอิง ซึ่งได้ถูกทดสอบความแม่นยำด้วยเครื่องจำลองสัญญาณชีพ FLUKE รุ่น ProSim 4 ที่สามารถจำลองสัญญาณความดันแบบออสซิลโลเมตริกได้ โดยได้จำลองความดัน SBP/DBP ที่ค่าต่าง ๆ กันจำนวน 4 คู่ ได้แก่ 60/30, 120/80, 150/100 และ 200/150 มิลลิเมตรปรอท ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 80 ครั้งต่อนาที และมีผลการทดสอบดังตารางที่

3

ตารางที่ 3 ผลการทดสอบความแม่นยำของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริกด้วยเครื่องจำลองสัญญาณชีพ

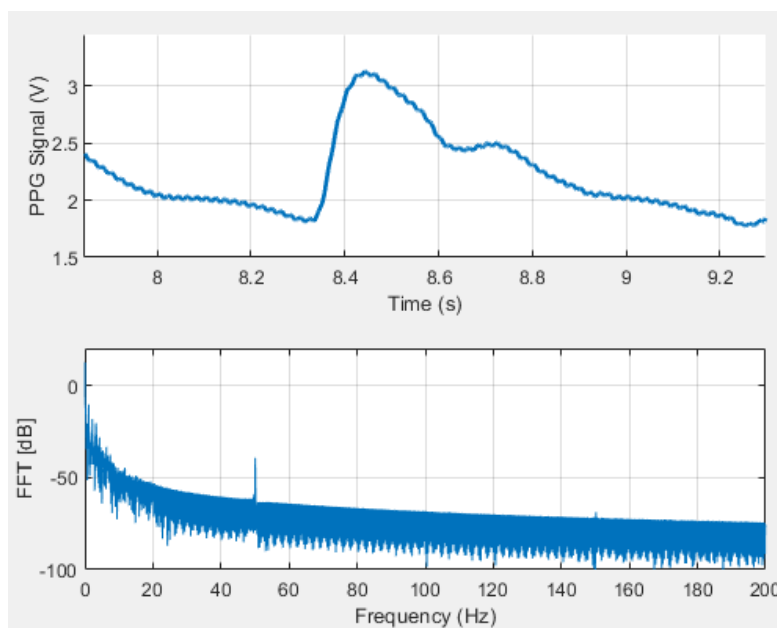
		SBP (mmHg)	DBP (mmHg)
#1	Simulator	60	30
	Omron 1 <sup>st</sup> time	61	33
	Omron 2 <sup>nd</sup> time	61	33
#2	Simulator	120	80
	Omron 1 <sup>st</sup> time	122	83
	Omron 2 <sup>nd</sup> time	121	83
#3	Simulator	150	100
	Omron 1 <sup>st</sup> time	154	103
	Omron 2 <sup>nd</sup> time	153	104
#4	Simulator	200	150
	Omron 1 <sup>st</sup> time	202	153
	Omron 2 <sup>nd</sup> time	203	154

จากผลการทดสอบและนำไปคำนวณค่า MAD มีค่าเป็น  $3.25 \pm 0.46$  มิลลิเมตรปรอท ซึ่งมีค่าน้อยกว่า 4 มิลลิเมตรปรอท โดยตามเกณฑ์ของมาตรฐาน IEEE Std 1708™-2014 จัดว่า ค่า MAD ดังกล่าวอยู่ในระดับความแม่นยำ grade A สรุปได้ว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบออสซิลโลเมตริกที่ใช้ทำการทดลองในงานวิจัยนี้ มีความแม่นยำอยู่ในเกณฑ์เหมาะสมที่จะใช้เป็นค่าอ้างอิงได้



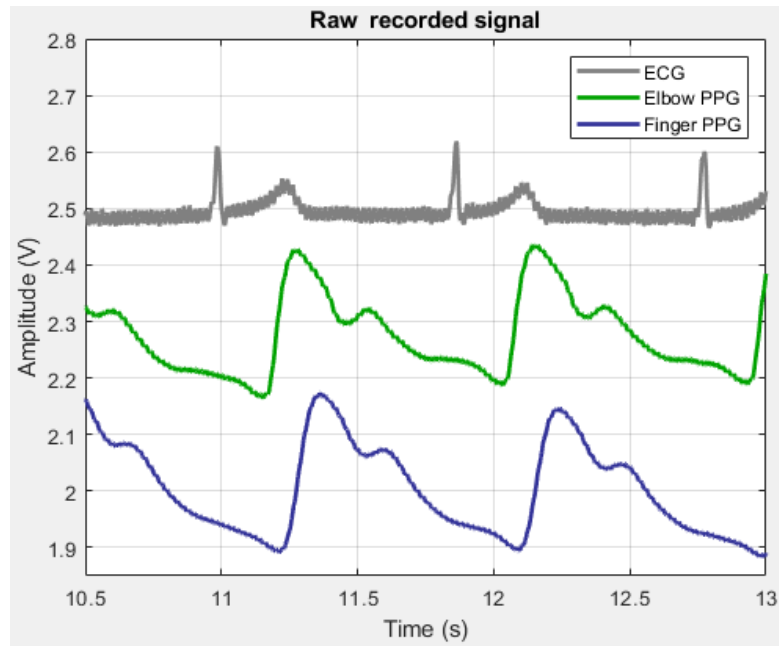
#### 4.2 ขั้นตอนวิธีในการประมวลผลสัญญาณทางดิจิทัล

สัญญาณ PPG และ ECG ที่ต่อเข้ากับ DAQ จะถูกบันทึกด้วยโปรแกรม NI DAQExpress เป็นเวลา 30 วินาที เพื่อนำมาประมวลผลทางดิจิทัลด้วยขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้น ด้วยโปรแกรม MATLAB R2018a เพื่อให้สามารถคำนวณค่า PAT และ PTT ในทางสถิติได้อย่างอัตโนมัติ

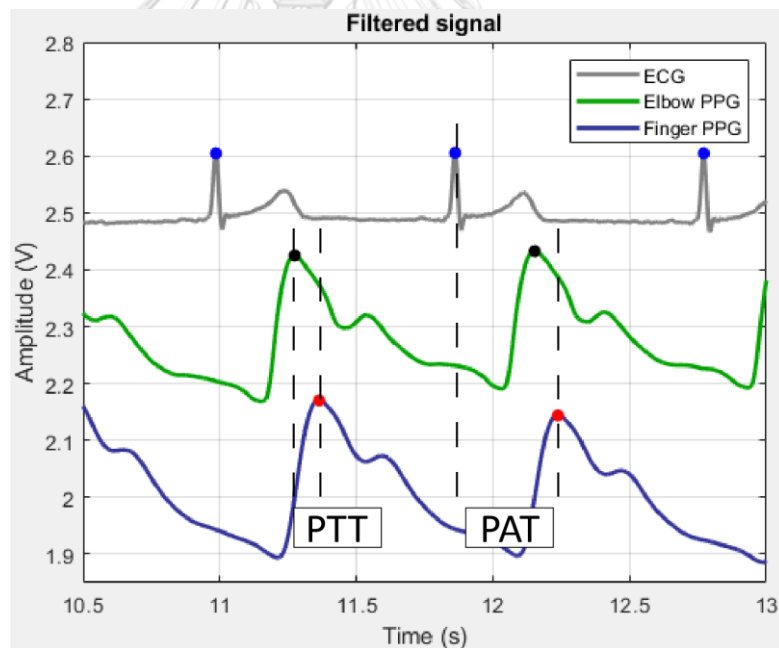


รูปที่ 19 การตรวจสอบความถี่ของสัญญาณรบกวนใน PPG ด้วยการแปลงฟูรีเยอย่างรวดเร็ว

ทั้งสัญญาณ PPG และ ECG ถูกนำมาวิเคราะห์หองค์ประกอบเชิงความถี่ด้วยการแปลงฟูรีเยอย่างรวดเร็ว (fast fourier transform) เพื่อตรวจสอบความถี่ของสัญญาณรบกวน ในรูปที่ 19 จะเห็นได้ว่ามีส่วนของสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านที่ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ปะปนอยู่ จากนั้นจึงใช้ notch filter เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนออก ขั้นตอนถัดไปสัญญาณ PPG ที่ถูกรองแล้วถูกประมวลผลด้วยอัลกอริทึมเพื่อหาตำแหน่งจุดยอดของสัญญาณด้วยฟังก์ชัน find peak ส่วนสัญญาณ ECG ที่ถูกรองแล้วจะนำมาหาตำแหน่งจุดยอดบน R-wave ด้วยการตัดแปลงอัลกอริทึม steep-slope [28] ที่ใช้ตรวจจับคลื่น QRS complex ที่พัฒนาโดยอาจารย์ที่ปรึกษา การเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณที่ถูกบันทึกจากวงจรและสัญญาณที่ถูกรองสัญญาณรบกวนและหาตำแหน่งจุดยอดแสดงให้เห็นในรูปที่ 20 และรูปที่ 21 ตามลำดับ



รูปที่ 20 สัญญาณ ECG และ PPG ที่ยังมีสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ ปะปน

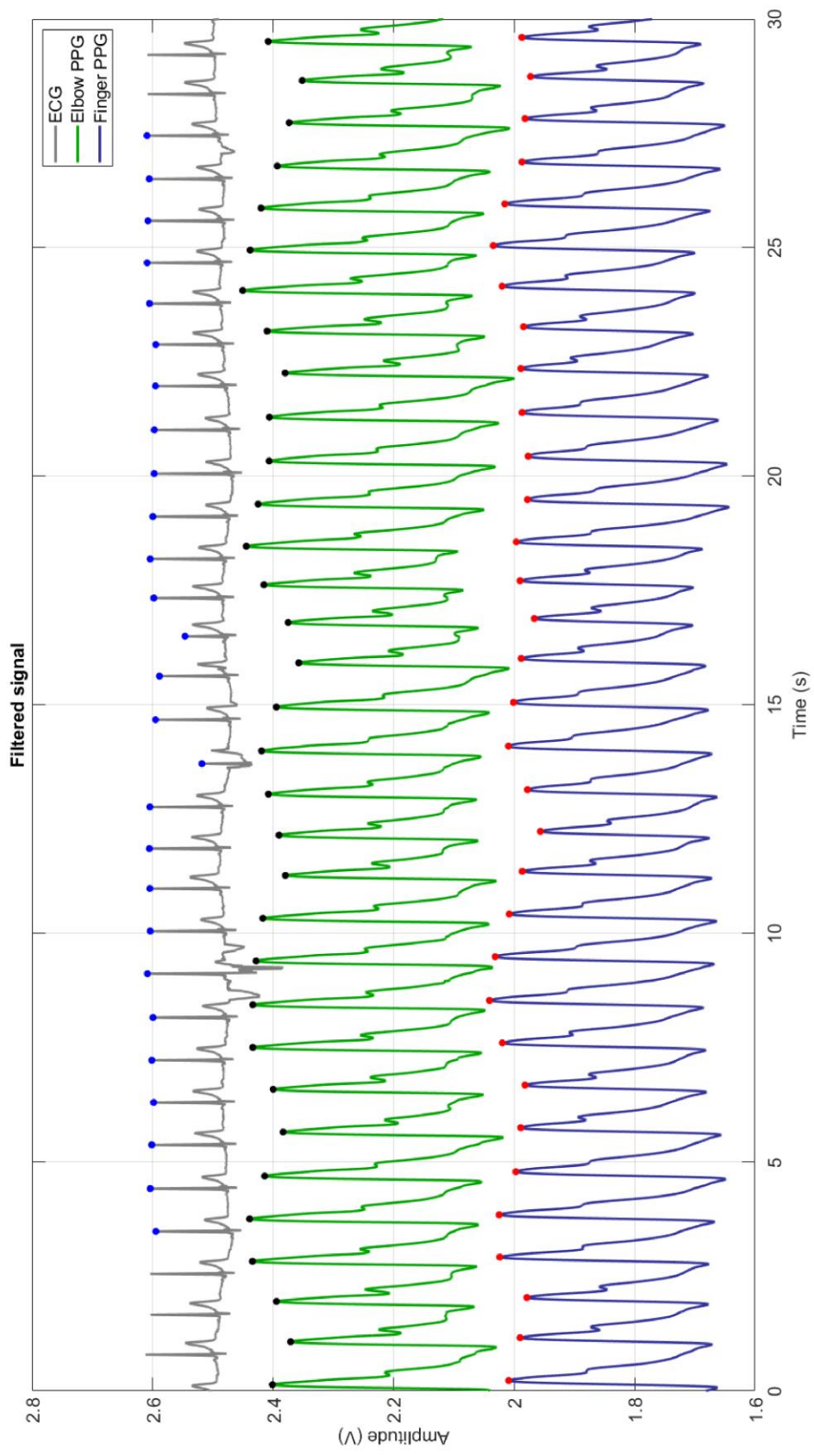


รูปที่ 21 สัญญาณ ECG และ PPG ที่ถูกกรองสัญญาณรบกวนออกแล้วและผ่านขั้นตอนวิธีการหาจุดยอด

รูปที่ 22 คือบันทึกสัญญาณในระยะเวลา 30 วินาที จะเห็นได้ว่าบันทึกสัญญาณมีลักษณะของสัญญาณ PPG ที่มีจุดยอดลักษณะแหลมที่เห็นได้ชัดเจน เหมาะสมในการนำมาคำนวณเป็นค่า PAT และ PTT จากนั้นเป็นการคำนวณเวลาระหว่างจุดยอด R-wave กับเวลาของจุดยอด PPG ที่-

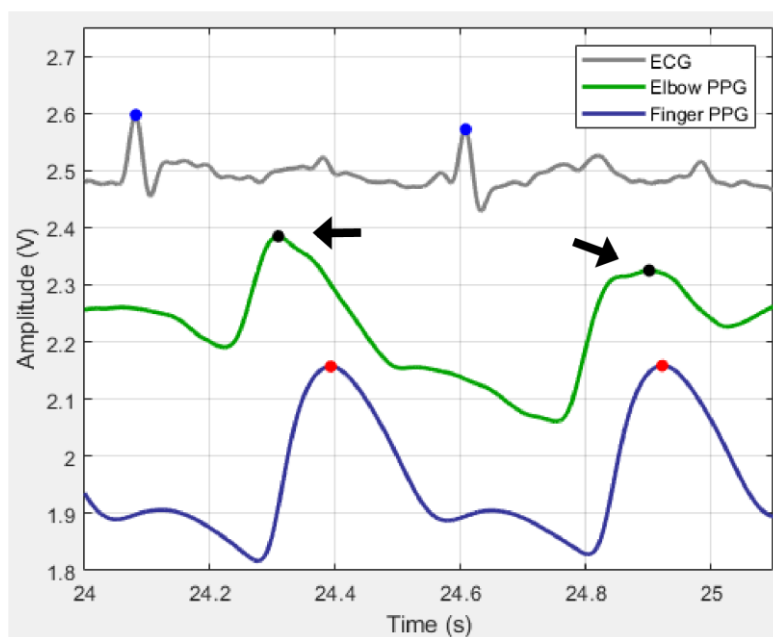
ปลายนิ้วเป็นค่า PAT และเวลาระหว่าง PPG เป็นค่า PTT ซึ่งจะได้ค่า PAT และ PTT จำนวน 25-50  
ค่า





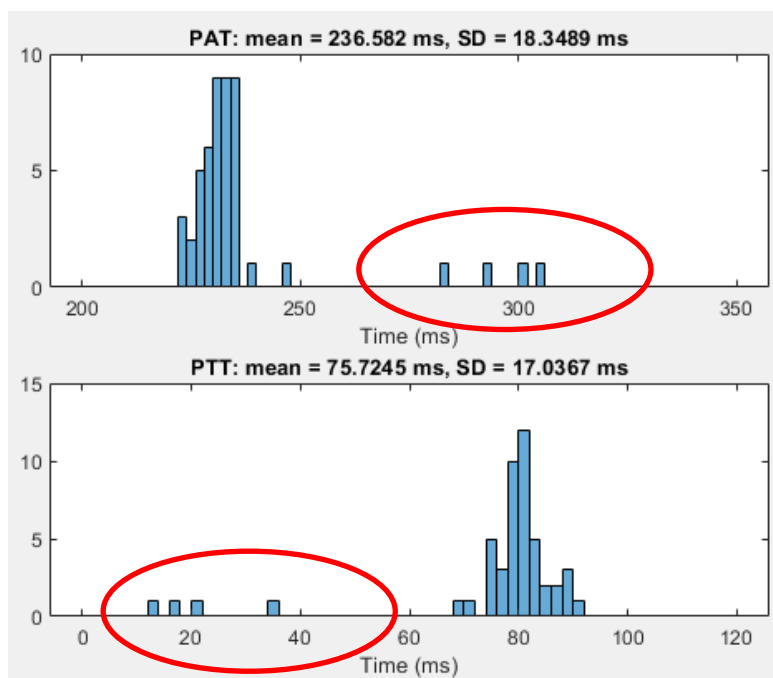
รูปที่ 22 สัญญาณ ECG และสัญญาณ PPG ในระยะเวลา 30 วินาทีหลังจากผ่านกระบวนการประมวลผลทางดิจิทัล

อย่างไรก็ดี ในการบันทึกสัญญาณในระยะเวลา 30 วินาที โดยเฉพาะหลังจากที่อาสาสมัคร ออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความดันโลหิตนั้น จะมีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายแบบ ชั่วครู่ในขณะวัดปะปนอยู่ด้วย และก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการคำนวณค่า PAT และ PTT เห็นได้จากตัวอย่างในรูปที่ 23 จุดยอดของสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขนมีตำแหน่งจุดยอดที่เคลื่อนไป จากจุดที่ควรเป็น ทำให้ค่า PTT ที่คำนวณได้มีค่าน้อยลง



รูปที่ 23 ตัวอย่างของสัญญาณ PPG ที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปน

จากสาเหตุดังกล่าว ส่งผลให้กระบวนการหาจุดยอดของสัญญาณ ECG และ PPG แบบ อัตโนมัติ มีความผิดพลาดและคลาดเคลื่อนบ้างในบางจุด จึงจำเป็นต้องพัฒนาขั้นตอนวิธีในเชิงสถิติ เพื่อคัดกรองค่า PAT และ PTT ที่เป็นข้อมูลที่ผิดปกติ (outliers) ออกก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการ สร้างเส้นเปรียบเทียบความดันโลหิต ด้วยการใช้อัลกอริทึมเพื่อให้เห็นลักษณะการกระจายตัวของข้อมูล PAT และ PTT แล้วให้ผู้วิจัยเป็นผู้พิจารณาคัดกรองข้อมูลที่ผิดปกตินั้นออก ดังตัวอย่างฮิสโทแกรมใน รูปที่ 24 แสดงให้เห็นถึงข้อมูลบางส่วนใน PAT และ PTT ที่มีค่าออกห่างจากข้อมูลส่วนใหญ่ ภายหลัง กระบวนการคัดกรองดังกล่าวทำให้เหลือข้อมูล PAT และ PTT ประมาณ 20-40 ค่า จากนั้นนำ ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ PAT PTT และค่าความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดด้วยเครื่องวัดความ ดันโลหิตออสซิลโลเมตริกไปวิเคราะห์ในขั้นตอนการสร้างเส้นเปรียบเทียบความดันโลหิตและประมาณ ค่าความดันโลหิตต่อไป



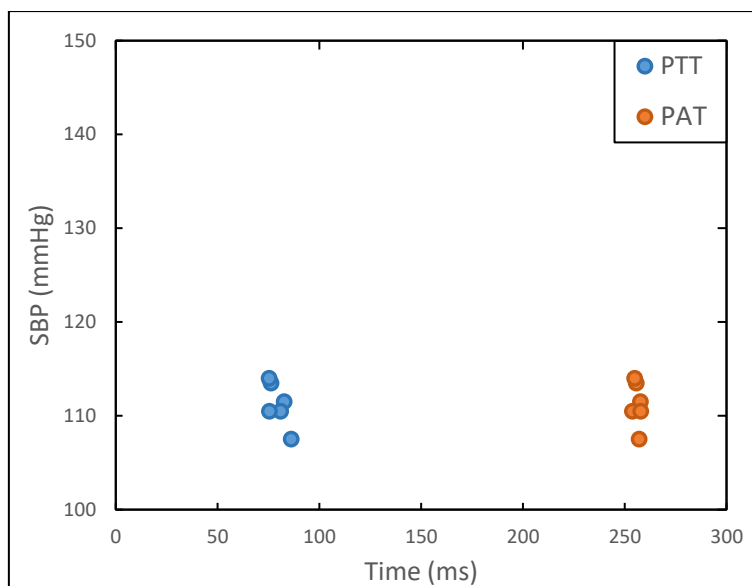
รูปที่ 24 การพล็อตฮิสโทแกรมเพื่อสังเกตการกระจายตัวของค่า PAT/PTT เพื่อกรองข้อมูลที่ผิดปกติออก

#### 4.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของ PAT และ PTT

ก่อนการทำการทดลองเพื่อทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิตกับ PAT และ PTT ได้ทำการทดสอบความเที่ยงตรงของระบบวัดและกระบวนการประมวลผล ด้วยการให้อาสาสมัครหนึ่งคนทำการบันทึกสัญญาณ ECG และ PPG ทั้งหมดหกครั้ง โดยวัดห่างกันครั้งละ 3 นาที ขณะนั่งอยู่กับที่และมีค่าความดันโลหิตอยู่ในช่วงปกติ คือมีความดันโลหิต SBP เท่ากับ 108–114 มิลลิเมตรปรอท ค่า PAT และ PTT ที่ได้แสดงในตารางที่ 4 และรูปที่ 25 จะเห็นได้ว่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ PAT มีค่า 1.67 มิลลิวินาที แสดงถึงความเที่ยงตรงสูง ส่วน PTT มีค่ามากกว่าคือ 4.47 มิลลิวินาที แต่โดยภาพรวมแล้วยังอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ PAT และ PTT ขณะอยู่นิ่ง

SBP (mmHg)	PAT (ms)	PTT (ms)
111 ± 2.36	256 ± 1.67	79 ± 4.47



รูปที่ 25 การทดสอบความเที่ยงตรงของ PAT กับ PTT เมื่อความดันโลหิตของอาสาสมัครมีค่าปกติ

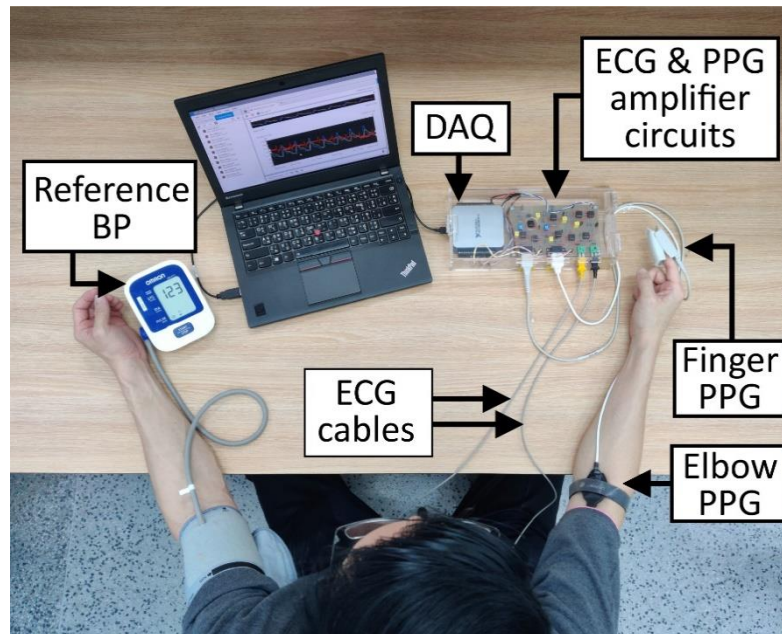
#### 4.4 ขั้นตอนการทดลอง

งานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองในอาสาสมัครเพศชายสุขภาพแข็งแรง 5 คน อายุ 17 22 26 27 และ 45 ปี โดยมีค่าเฉลี่ย BMI =  $20 \pm 1.3$  กิโลกรัม/เมตร<sup>2</sup> ในอุณหภูมิห้อง (ประมาณ 25 องศาเซลเซียส) การบันทึกค่าสัญญาณ PPG ECG และวัดค่าความดันโลหิตอ้างอิงแต่ละครั้ง จะดำเนินขั้นตอนดังนี้คือ

1. วัดค่าความดันโลหิตด้วยเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริก
2. บันทึกสัญญาณ PPG และ ECG เป็นเวลา 30 วินาที
3. วัดความดันโลหิตอีกครั้งหนึ่ง

ทั้งนี้เนื่องจากความดันโลหิตระหว่างการทดลองลดระดับลงอย่างรวดเร็วภายในเวลา 30 วินาทีขณะบันทึกสัญญาณ PPG และ ECG จึงได้วัดค่าความดันโลหิตสองครั้งเพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยเป็นค่าความดันโลหิตอ้างอิง โดยตำแหน่งอุปกรณ์และท่าทางขณะนั่งเพื่อเก็บสัญญาณเป็นไปตามรูปที่ 26 ทั้งนี้ในการทดลองได้ใช้ พลาสติกฝ้าที่มีความยืดหยุ่นในการระบุตำแหน่งที่ติดเซ็นเซอร์ PPG บริเวณข้อพับแขนแสดงในรูปที่ 27





รูปที่ 26 อุปกรณ์และตำแหน่งขณะเก็บสัญญาณและค่าความดันโลหิต



รูปที่ 27 การทำเครื่องหมายตำแหน่งที่วัดสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขน



## การทดลองแบ่งออกเป็นสามส่วน ได้แก่

### 4.4.1 การสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต

ในขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตอาสาสมัครจะถูกขอให้วิ่งเพื่อเพิ่มความดันโลหิต จากนั้นจึงนั่งเพื่อบันทึกสัญญาณ PPG และ ECG และวัดค่าความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. นั่งพักเป็นเวลา 10 นาที
2. วัด BPref บันทึกสัญญาณ PPG และ ECG เป็นเวลา 30 วินาที โดยมีลำดับการวัดดังที่อธิบายข้างต้น
3. วิ่งเพื่อเพิ่มความดันโลหิตอย่างน้อย  $\geq 30$  มิลลิเมตรปรอท
4. ปฏิบัติตามข้อ 2 ซ้ำทุก ๆ 1-2 นาที จนกว่าความดันโลหิตจะลดลงจนถึงค่าปกติ

สัญญาณ PPG ECG และค่าความดันโลหิตอ้างอิงของแต่ละอาสาสมัครจะถูกบันทึก 4-7 ค่า ขึ้นอยู่กับอัตราการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตที่ลดลง จากนั้นค่าต่าง ๆ จะถูกนำไปประมวลผลด้วยซอฟต์แวร์ที่ได้กล่าวไป เพื่อคำนวณเป็น PAT และ PTT จากนั้นจึงสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตจากสมการเส้นตรง และสมการเส้นโค้ง เพื่อหาตัวแปรค่าคงที่ที่ขึ้นกับอาสาสมัคร (subject-dependent constant variables) สำหรับขั้นตอนการประมาณค่าความดันโลหิต

### 4.4.2 การประมาณค่าความดันโลหิต

ในการประมาณค่าความดันโลหิตมีการดำเนินการใกล้เคียงกับขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตดังนี้

1. วิ่งเพื่อเพิ่มความดันโลหิต
2. วัด BPref บันทึกสัญญาณ PPG และ ECG เป็นเวลา 30 วินาที
3. ปฏิบัติตามข้อ 2 ซ้ำทุก ๆ 1-2 นาที จนกว่าความดันโลหิตจะลดลงจนถึงค่าปกติ

สัญญาณ PPG ECG และ BPref ของแต่ละอาสาสมัครจะถูกบันทึกทั้งสิ้น 4 ค่า เมื่อนำค่าต่าง ๆ มาคำนวณเป็น PAT และ PTT แล้ว นำตัวแปรค่าคงที่จากขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตมาใช้คำนวณจะได้เป็นค่าความดันโลหิตจากการประมาณ (BPEst)

#### 4.4.3 การตรวจสอบความแม่นยำด้วยการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ

IEEE Std 1708™-2014 ได้กำหนดให้ทำการทดลองความสามารถในการวัดซ้ำ (reproducibility) ในช่วงระยะเวลาหนึ่งหลังจากการประมาณค่าความดันโลหิตในขั้นตอนที่แล้ว ในงานวิจัยนี้จึงได้ขอให้อาสาสมัครบางส่วนทำการทดลองประมาณค่าความดันโลหิตอีกครั้งหนึ่ง ภายในระยะเวลา 90 วัน โดยมีขั้นตอนเช่นเดียวกัน คือ วึ่งเพื่อเพิ่มความดันโลหิต จากนั้นบันทึกสัญญาณ PPG ECG และค่าความดันโลหิตอ้างอิง (BPrep) ทั้งสิ้น 4 ค่า แล้วใช้ตัวแปรค่าคงที่เดิมจากขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตมาประมาณค่าความดันโลหิตจาก PAT และ PTT และเปรียบเทียบกับ BPrep หรือความดันโลหิตอ้างอิงที่ได้จากการวัดในขั้นตอนที่แล้วเพื่อประเมินความสามารถในการวัดซ้ำ



## บทที่ 5

### ผลการทดลอง

ในหัวข้อนี้ จะเริ่มต้นจากการแสดงผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างค่าความดันโลหิต SBP ในหัวข้อ 5.1) และ DBP ในหัวข้อ 5.2) กับค่า PAT หรือ PTT ที่วัดได้ในอาสาสมัครแต่ละคน จากนั้นเป็นการแสดงผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ในหัวข้อ 5.3) และ DBP ในหัวข้อ 5.4) จากเส้นปรับเทียบรวมทั้งผลของการประเมินความแม่นยำ ถัดมาในหัวข้อ 5.5) เป็นการแสดงตารางภาพรวมเพื่อเปรียบเทียบผลการทดลองในหัวข้อ 5.1)-5.4) และสุดท้ายในหัวข้อ 5.6) เป็นการแสดงผลการทดสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ

#### 5.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP

ตารางที่ 5 แสดงค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบด้วยสมการเส้นตรง (linear model) และสมการเส้นโค้ง (non-linear model) ในความดันโลหิต SBP

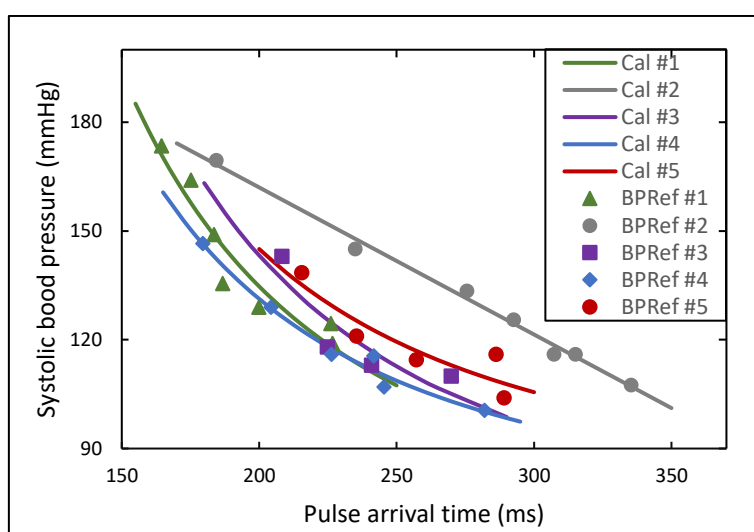
Subject	PAT RMSE (mmHg)		PTT RMSE (mmHg)	
	Linear model	Non-linear model	Linear model	Non-linear model
1	7.60	5.71	18.64	18.70
2	1.78	4.61	12.64	14.79
3	7.16	5.89	11.09	11.03
4	4.07	2.20	12.22	12.62
5	5.32	4.58	6.53	6.14

##### 5.1.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP ด้วย PAT

ตารางที่ 5 แสดงผลความแม่นยำของการเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP ด้วยการเปรียบเทียบ RMSE ระหว่างสมการเส้นตรงและสมการเส้นโค้งในอาสาสมัครทั้งห้าคน โดย RMSE ที่มีค่าน้อยจะแสดงถึงการที่เส้นปรับเทียบนั้นมีความใกล้เคียงกับค่าความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดได้จากเครื่องออสซิลโลเมตริกจากนั้นได้ทำการเลือกสมการเส้นปรับเทียบในแต่ละอาสาสมัครอ้างอิงจากค่า RMSE ที่น้อยกว่า กล่าวคือ ในอาสาสมัครลำดับที่ 1 3 4 และ 5 มีค่า RMSE เส้นปรับเทียบในสมการเส้นโค้งน้อยกว่าสมการเส้นตรง มีเพียง RMSE สมการเส้นโค้งเท่ากับ 2.20–5.89 มิลลิเมตรปรอท

ส่วนอาสาสมัครลำดับที่ 2 มีค่า ค่า RMSE เส้นปรับเทียบในสมการเส้นตรงน้อยกว่าสมการเส้นโค้ง มี RMSE สมการเส้นตรงเท่ากับ 1.78 มิลลิเมตรปรอท

รูปที่ 28 แสดงถึงความสัมพันธ์แบบผกผันระหว่างความดันโลหิต SBP และ PAT โดยเส้นตรง และเส้นโค้งคือเส้นปรับเทียบ ส่วนจุดข้อมูลคือค่าความดันโลหิต SBP ที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริกในแต่ละอาสาสมัคร จะเห็นได้ว่าเมื่อความดันโลหิต SBP มีค่าน้อย PAT จะมีค่ามาก ส่วนเมื่อความดันโลหิต SBP มีค่ามาก PAT จะมีค่าน้อย แสดงถึงความสัมพันธ์แบบผกผันสอดคล้องตามทฤษฎี

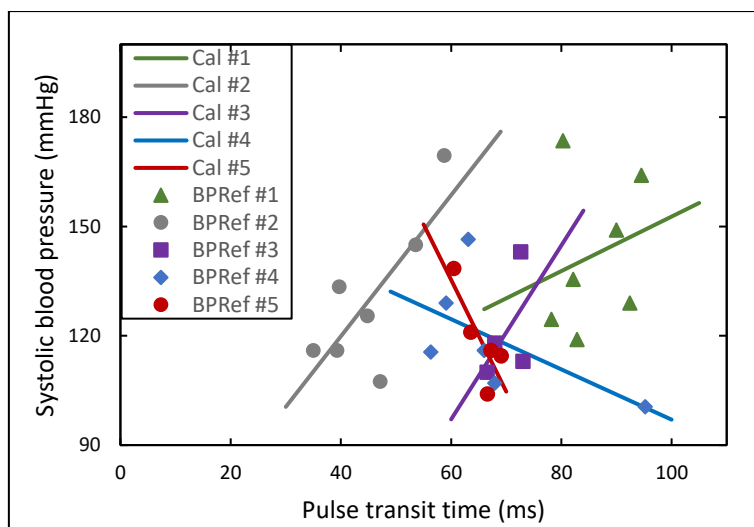


รูปที่ 28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ SBP จาก PAT (Cal) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreRef)

### 5.1.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต SBP ด้วย PTT

ผลของการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต SBP ด้วย PTT จากตารางที่ 5 จะเห็นได้ว่า RMSE มีค่าสูงกว่า PAT อย่างชัดเจนในทุกกรณี แสดงถึงความไม่แม่นยำในความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิต SBP และ PTT เนื่องจากมีความแตกต่างระหว่างความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดได้และเส้นปรับเทียบมาก โดย RMSE ของสมการเส้นตรงมีพิสัยเท่ากับ 6.53–18.64 มิลลิเมตรปรอท และ RMSE ของสมการเส้นโค้งมีพิสัยเท่ากับ 6.14–18.70 มิลลิเมตรปรอท

และเนื่องจากข้อมูลมีการกระจายตัวมากและไม่แสดงถึงแนวโน้มของสมการใด ๆ ที่ชัดเจน สอดคล้องกับค่า RMSE ของสมการทั้งสองชนิดที่ไม่ต่างกันมากนัก ผู้วิจัยจึงได้ใช้สมการเส้นตรงเพื่อสร้างเส้นปรับเทียบในการพล็อตจุดแสดงความสัมพันธ์ร่วมกับความดันโลหิต SBP ดังรูปที่ 29



รูปที่ 29 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ SBP จาก PTT (Cal) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF)

## 5.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP

ตารางที่ 6 แสดงค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบด้วยสมการเส้นตรง (linear model) และสมการเส้นโค้ง (non-linear model) ในความดันโลหิต DBP

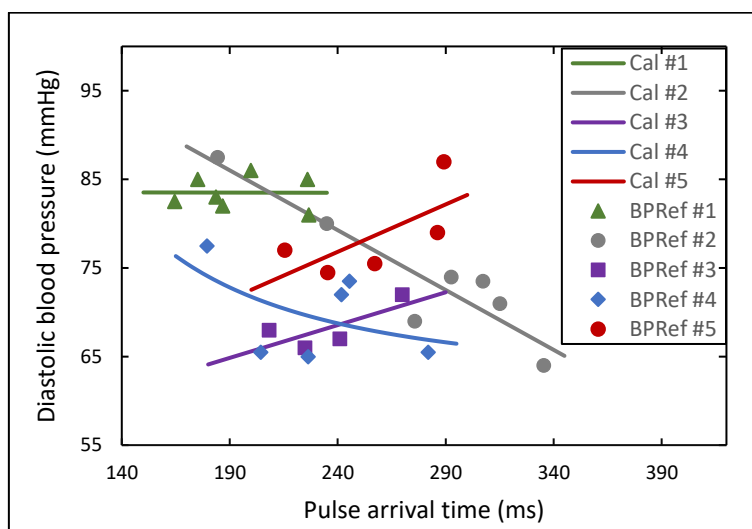
Subject	PAT RMSE (mmHg)		PTT RMSE (mmHg)	
	Linear model	Non-linear model	Linear model	Non-linear model
1	1.71	1.71	1.50	1.54
2	2.77	2.97	5.20	5.99
3	1.53	1.73	1.98	1.96
4	4.33	4.19	4.47	4.56
5	3.26	3.52	1.36	4.34

### 5.2.1 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP ด้วย PAT

ในการทดลองเพิ่มความดันโลหิตและวัดค่า DBP หลังจากการออกกำลังกายในเวลาต่าง ๆ กันโดยทิ้งช่วงห่างเป็นระยะ พบว่าอาสาสมัครส่วนใหญ่มีค่าความดันโลหิต DBP เพิ่มขึ้นไม่มาก ในบางอาสาสมัครมีค่าเพิ่มขึ้นเพียง 4 มิลลิเมตรปรอท ในขณะที่ความดันโลหิต SBP เพิ่มขึ้นมากกว่า 30 มิลลิเมตรปรอท จากตารางที่ 6 จะเห็นได้ว่าค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบ DBP ด้วย PAT จากทั้งสองสมการมีค่าน้อยเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิต DBP ไม่มากนักเอง โดยใช้

เกณฑ์เดิมในการเลือกสมการสำหรับการสร้างเส้นปรับเทียบ คือ สมการเส้นตรงสำหรับอาสาสมัคร ลำดับที่ 1 2 3 และ 5 ที่มีพิสัย RMSE เท่ากับ 1.53–3.26 มิลลิเมตรปรอท และสมการเส้นโค้ง สำหรับอาสาสมัครลำดับที่ 4 มี RMSE เท่ากับ 4.19 มิลลิเมตรปรอท

เมื่อนำข้อมูลมาพล็อตความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ DBP จาก PAT และความดันโลหิต DBP อ้างอิง จากรูปที่ 30 จะเห็นได้ชัดเจนว่าความดันโลหิต DBP มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในพิสัยแคบ และมีการจับตัวของข้อมูลเป็นกลุ่ม

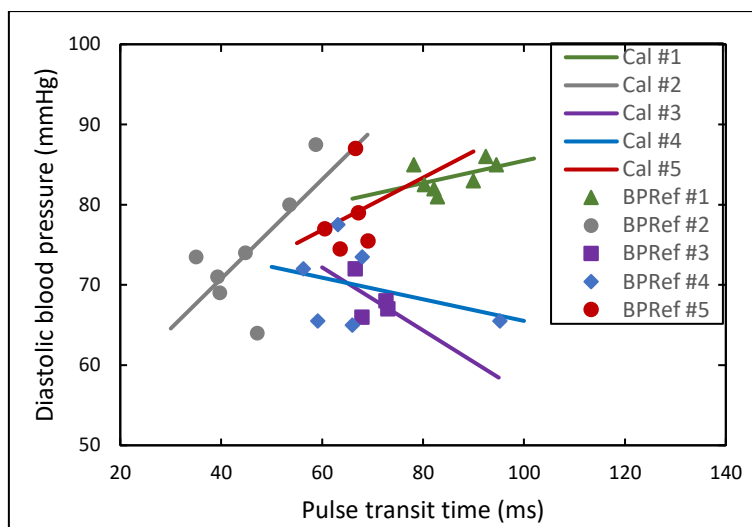


รูปที่ 30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ DBP จาก PAT (Ca) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPref)

## 5.2.2 ผลการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP ด้วย PTT

จากตารางที่ 6 จะเห็นได้ว่าอาสาสมัครมีค่า RMSE ใกล้เคียงกันมากในทั้งสองสมการสำหรับการสร้างเส้นปรับเทียบ โดยมีพิสัย 1.36–5.20 มิลลิเมตรปรอท ในสมการเส้นตรง และพิสัย 1.54–5.99 มิลลิเมตรปรอท ในสมการเส้นโค้ง ดังนั้นการสร้างเส้นปรับเทียบระหว่างความดันโลหิต DBP จึงได้ใช้เกณฑ์เช่นเดียวกับการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิต SBP ใน PTT โดยใช้สมการเส้นตรงในทุกอาสาสมัคร

จากนั้นนำเส้นปรับเทียบและความดันโลหิตอ้างอิงพล็อตกราฟสังเกตความสัมพันธ์ จากรูปที่ 31 จะเห็นได้ว่าความดันโลหิต DBP มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในพิสัยแคบ และมีการจับตัวของข้อมูลเป็นกลุ่ม



รูปที่ 31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบ DBP จาก PTT (Cal) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPrefer)

### 5.3 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP

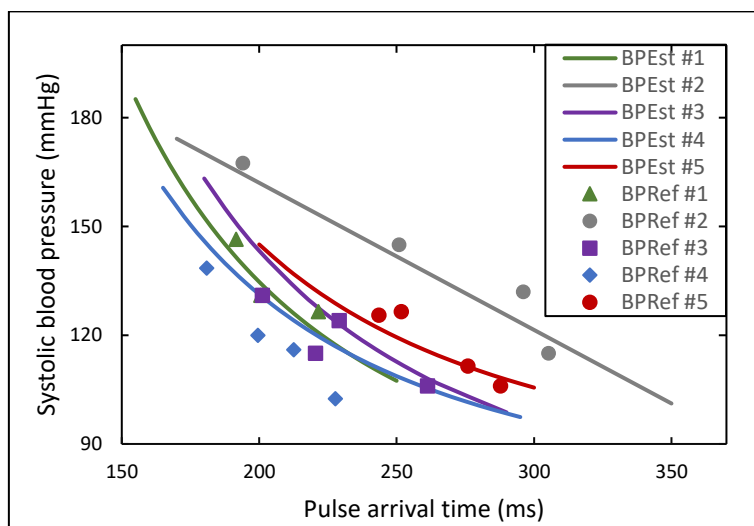
ตารางที่ 7 แสดงค่า MAD ประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT และ PTT

Subject	PAT				PTT			
	Model	MAD (mmHg)	SD	Grade	Model	MAD (mmHg)	SD	Grade
1	Non-linear	4.69	1.29	A	Linear	7.82	3.61	D
2	Linear	4.97	2.69	A	Linear	9.81	10.18	D
3	Non-linear	6.89	6.26	C	Linear	14.65	8.14	D
4	Non-linear	10.19	3.49	D	Linear	12.14	8.21	D
5	Non-linear	3.44	3.14	A	Linear	39.27	16.40	D

#### 5.3.1 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT

หลังจากประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วยตัวแปรค่าคงที่จากขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบแล้ว จึงนำมาประเมินผลความแม่นยำด้วย MAD แสดงผลดังตารางที่ 7 จากตารางแสดงให้เห็นว่าค่าความดันโลหิต SBP จากการประมาณด้วย PAT มีความแม่นยำ กล่าวคือ จากอาสาสมัคร 5 คน ประเมินได้เกรด A จำนวน 3 คน ส่วนเกรด C และเกรด D จำนวนอย่างละ 1 คน

ความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP ด้วย PAT เทียบกับความดันโลหิตอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริกแสดงให้เห็นในรูปที่ 32 จะเห็นได้ว่าความดันโลหิตอ้างอิงและความดันโลหิตที่ได้จากการประมาณมีแนวโน้มใกล้เคียงกัน

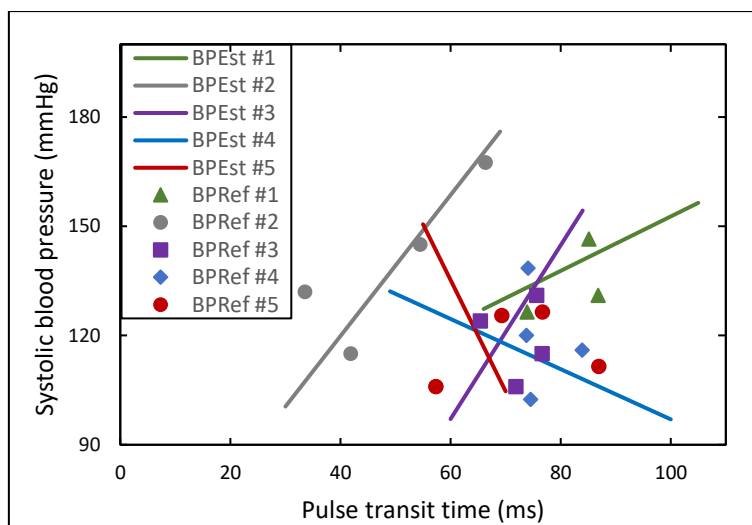


รูปที่ 32 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PAT (BPEst) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPref)

### 5.3.2 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PTT

ส่วนการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PTT จากเดิมผลการสร้างเส้นปรับเทียบมีค่า RMSE สูง ซึ่งแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นปรับเทียบและความดันโลหิต SBP ต่ำ ทำให้การประมาณค่าความดันโลหิตมีความผิดพลาดสูง จากตารางที่ 7 การประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PTT มีค่า MAD สูงกว่า 7 มิลลิเมตรปรอท และได้เกรด D ในทุกอาสาสมัคร ส่วนรูปที่ 33 จะเห็นได้ว่าความดันโลหิต SBP ที่แปรผันตาม PTT มีการกระจายตัวของข้อมูลมาก และไม่ปรากฏแนวโน้มของสมการใด ๆ ที่ชัดเจน





รูปที่ 33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PTT (BPEst) กับความดันโลหิต SBP อ้างอิง (BPreF)

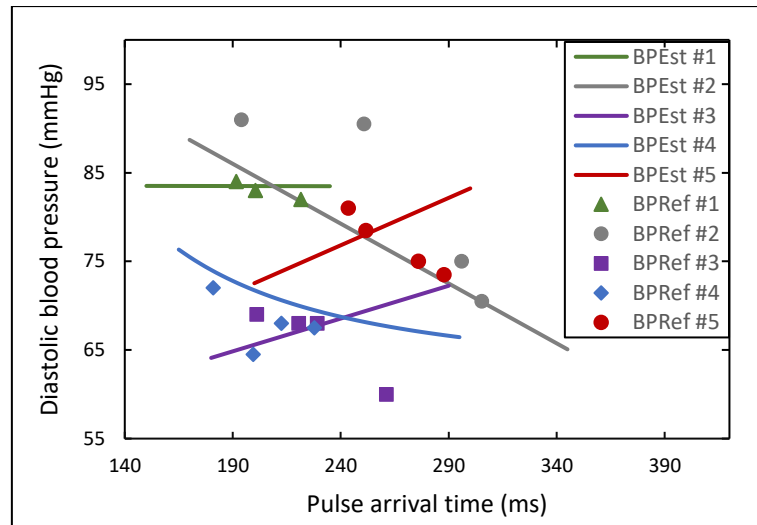
#### 5.4 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP

ตารางที่ 8 แสดงค่า MAD ประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT และ PTT

Subject	PAT			PTT		
	MAD (mmHg)	SD	Grade	MAD (mmHg)	SD	Grade
1	0.83	0.57	A	0.46	0.27	A
2	5.40	5.36	B	6.08	4.21	B
3	3.65	4.51	A	3.72	2.56	A
4	3.41	2.71	A	2.33	1.84	A
5	4.58	3.36	A	4.50	4.23	A

##### 5.4.1 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT

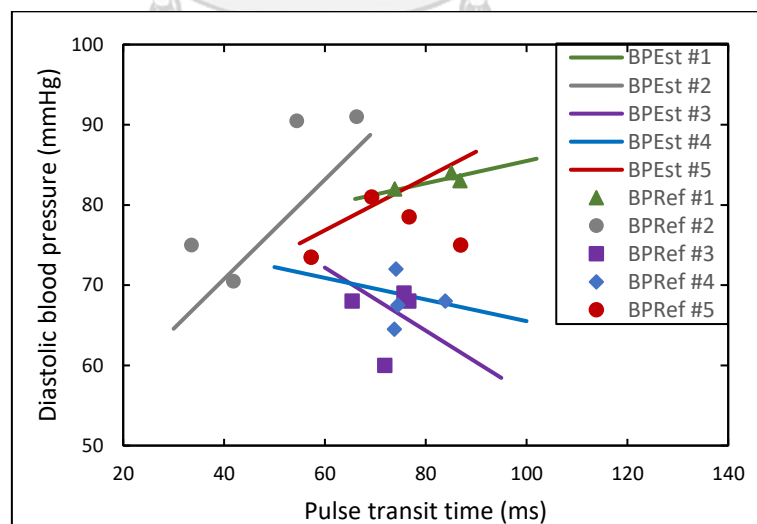
จากตารางที่ 8 แสดงผลการประเมินความแม่นยำของการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT พบว่าการประมาณค่ามีความแม่นยำสูง ได้เกรด A ในอาสาสมัคร 4 คน จาก 5 คน อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่าข้อมูลมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงแม้ว่าจะมีค่า MAD ต่ำ ผลการเปรียบเทียบระหว่างเส้นประมาณค่าความดันโลหิต DBP และค่าความดันโลหิตอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิต ออสซิล-โลเมตริกแสดงในรูปที่ 34



รูปที่ 34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต DBP จาก PAT (BPEst) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPref)

#### 5.4.2 ผลการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PTT

จากตารางที่ 8 ผลการประเมินความแม่นยำการประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PTT มีความแม่นยำเช่นเดียวกับ PAT คือได้เกรด A ในอาสาสมัคร 4 คน จาก 5 คน อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 35 จะเห็นได้ว่าการกระจายตัวของข้อมูลมีค่อนข้างสูง ทำให้เห็นแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของ PTT ตามความดันโลหิต DBP ไม่ชัดเจนเมื่อเทียบจากเส้นจากการประมาณ



รูปที่ 35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต DBP จาก PTT (BPEst) กับความดันโลหิต DBP อ้างอิง (BPref)

## 5.5 สรุปผลการทดลองการสร้างเส้นปรับเทียบและประมาณค่าความดันโลหิตด้วย PAT และ PTT

ตารางที่ 9 ตารางสรุปผลความแม่นยำของการสร้างเส้นปรับเทียบและการประมาณค่าความดันโลหิตด้วย PAT และ PTT

Blood pressure	Parameters	Calibration	Estimation
		RMSE (mmHg)	MAD (mmHg)
SBP	PAT	1.78–5.89	3.44–10.19
	PTT	6.53–18.64	7.82–39.27
DBP	PAT	1.53–4.19	0.83–5.40
	PTT	1.36–5.20	0.46–6.08

ตารางที่ 9 แสดงผลสรุปความแม่นยำในการสร้างเส้นปรับเทียบความดันโลหิตจาก PAT และ PTT ด้วยพารามิเตอร์ RMSE และความแม่นยำในการประมาณความดันโลหิตด้วยพารามิเตอร์ MAD จากตารางจะเห็นได้ว่าโดยภาพรวม PAT มีค่า RMSE และ MAD ที่น้อยกว่าเสมอเมื่อเทียบกับ PTT ในการทดลองความดันโลหิต SBP แสดงถึงความแม่นยำที่มากกว่า ส่วน RMSE และ MAD ใน PAT และ PTT ในความดันโลหิต DBP มีค่าใกล้เคียงกัน

## 5.6 การทดสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ<sup>1</sup>

หลังจากทดลองประมาณค่าความดันโลหิตด้วยการออกกำลังกายเพื่อบันทึกสัญญาณ PPG ECG และความดันโลหิตในขั้นตอนการประมาณค่าความดันโลหิตแล้ว จากนั้นภายในระยะเวลา 90 วัน อาสาสมัครบางส่วนได้ทดลองออกกำลังกายเพิ่มความดันโลหิตและประมาณค่า SBP ด้วย PAT และ PTT อีกครั้งหนึ่งเพื่อทดสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ

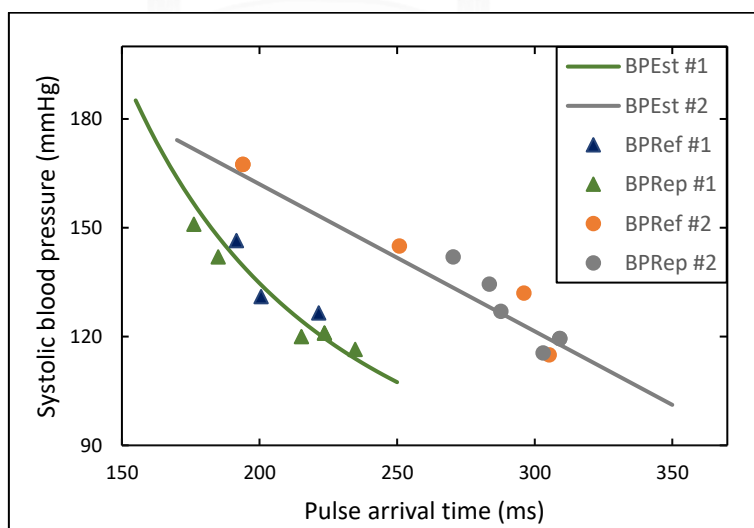
<sup>1</sup> จากสถานการณ์การแพร่ระบาดของโรค COVID-19 ในปี พ.ศ. 2563 ทำให้ไม่สามารถทดสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำได้ในอาสาสมัครทุกคน จึงมีผลการทดลองจากอาสาสมัครเพียง 2 คน

ตารางที่ 10 แสดงค่า MAD ประเมินความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำภายใน 90 วันด้วย SBP จากอาสาสมัครจำนวน 2 คน

Subject	PAT				PTT			
	Model	MAD	SD	Grade	Model	MAD	SD	Grade
1	Non-linear	3.90	1.83	A	Linear	14.31	11.85	D
2	Linear	4.37	0.52	A	Linear	30.63	5.22	D

### 5.6.1 ผลการตรวจสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำด้วย PAT

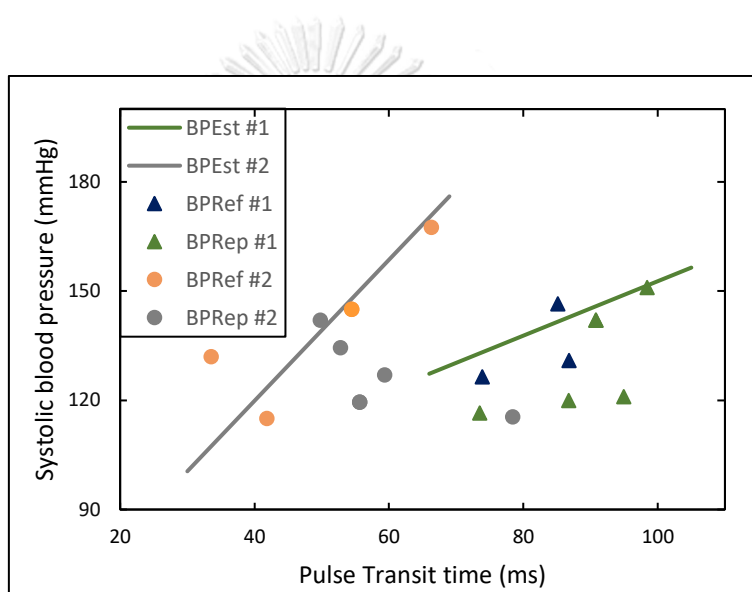
จากตารางที่ 10 ความดันโลหิต SBP ที่ได้จากการประมาณด้วย PAT มีความแม่นยำอยู่ในเกณฑ์ที่ดี มี MAD เท่ากับ 3.90 และ 4.37 มิลลิเมตรปรอท และได้เกรด A ในทั้งสองอาสาสมัคร รูปที่ 36 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิตประมาณ ความดันโลหิตอ้างอิง และความดันโลหิตที่วัดซ้ำ โดยเส้นตรงและเส้นโค้งคือเส้นที่ได้จากการประมาณค่าจากขั้นตอนการสร้างเส้นปรับเทียบ (BPEst) จุดข้อมูลความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) ที่ได้เครื่องวัดความดันโลหิตออสซิลโลเมตริกสำหรับการประมาณค่าครั้งแรก และจุดข้อมูลความดันโลหิตจากการวัดซ้ำ (BPrep) ที่ได้จากการวัดครั้งที่สองภายในเวลา 90 วัน จะเห็นได้ว่าความดันโลหิต SBP จากการวัดทั้งสองครั้งมีการเกาะกลุ่มของข้อมูลดี สามารถเห็นแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงแบบเส้นตรงและเส้นโค้งได้ชัดเจนในทั้งสองอาสาสมัคร แสดงให้เห็นถึงความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ซ้ำ



รูปที่ 36 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PAT (BPEst) กับความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) และความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดภายใน 90 วัน (BPrep)

### 5.6.2 ผลการตรวจสอบความสามารถในการประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำด้วย PTT

จากตารางที่ 10 ความดันโลหิต SBP ที่ประมาณด้วย PTT มี MAD สูงถึง 14.31 และ 30.63 มิลลิเมตรปรอท แสดงถึงความไม่แม่นยำ และได้เกรด D ในทั้งสองอาสาสมัครเช่นเดียวกันกับการประมาณค่าครั้งแรก จากรูปที่ 37 ความดันโลหิต อ้างอิง (BPref) และความดันโลหิตที่วัดภายใน 90 วัน (BPrep) มีการกระจายตัวของข้อมูลไปจากเส้นประมาณความดันโลหิต (Es) มาก และไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิต SBP และ PTT แสดงให้เห็นว่า PTT ไม่มีความสามารถในการประมาณความดันโลหิต SBP



รูปที่ 37 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเส้นประมาณความดันโลหิต SBP จาก PTT (BPEst) กับความดันโลหิตอ้างอิง (BPref) ความดันโลหิตอ้างอิงที่วัดภายใน 90 วัน (BPrep)

## บทที่ 6

### การอภิปรายและสรุปผลการทดลอง

#### 6.1 การอภิปรายผลการทดลอง

##### 6.1.1 การประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT/PTT

จากการทดลองเปรียบเทียบการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ด้วย PAT และ PTT พบว่า PAT มีความแม่นยำในการประมาณค่าความดันโลหิต SBP มากกว่า PTT โดย PAT มีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงที่ผกผันกับ SBP ทั้งแบบเส้นตรงและเส้นโค้งชัดเจนในทุกอาสาสมัคร ซึ่งผลการทดลองในงานวิจัยนี้ได้สอดคล้องกับผลการทดลองโดย Zaki et al. และ Muehlsteff et al. [17, 26] สาเหตุของการที่ PAT สามารถประมาณค่า SBP ในงานวิจัยนี้ได้ดี เกิดจากกระบวนการวัดที่มีความแม่นยำ กล่าวคือ การหาจุดยอดของสัญญาณ QRS complex และจุดยอดของสัญญาณ PPG จากปลายนิ้วที่วัดด้วยเซ็นเซอร์ในลักษณะหนีบนิ้วด้วยโหมดส่องผ่านนั้น สามารถทนต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้ดี

สาเหตุของการที่ PTT ไม่สามารถประมาณค่า SBP ในงานวิจัยนี้ได้ดี เกิดจาก 2 สาเหตุหลัก ดังนี้

- ประการแรก ค่าคงที่ของเวลาภายในช่วงเวลาที่ชีพจรเดินทางผ่านและเปลี่ยนแปลงตามความดันโลหิต SBP อาจอยู่ภายในพารามิเตอร์ PEP แทน PTT [26] อ้างอิงจากจากสมการที่ (1) ผลรวมของ PEP และ PTT มีค่าเท่ากับ PAT โดย PTT ที่วัดได้ในงานวิจัยนี้จากข้อพับแขนจนถึงปลายนิ้วมีช่วงเวลาประมาณ 35–100 ms ซึ่งเป็นเวลาที่แคบกว่า PAT หลายเท่าตัวมาก คือประมาณ 165–335 ms
- กระบวนการวัด PTT มีค่าผิดปกติเข้ามาปะปนได้ง่ายกว่า ดังที่จะเห็นได้จากการทดสอบความเที่ยงตรงในหัวข้อที่ 4.3 ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของการวัด PTT ขณะอยู่นิ่งมีค่ามากกว่า PAT โดยสาเหตุหลักเกิดจากการวัดสัญญาณ PPG ในโหมดสะท้อนกลับด้วยเซ็นเซอร์แบบแปะบนผิวหนัง ซึ่งทนต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้ไม่ดีนัก ถึงแม้จะมีกระบวนการควบคุมคุณภาพของการวัดสัญญาณดังที่จะกล่าวต่อไปในหัวข้อ 6.1.3

### 6.1.2 การประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT/PTT

จากการทดลองสร้างเส้นปรับเทียบและประมาณค่าความดันโลหิต DBP ด้วย PAT และ PTT พบว่า ถึงแม้ค่า RMSE ของการสร้างเส้นปรับเทียบ รวมทั้งค่า MAD ของการประมาณค่าความดันโลหิตจะมีค่าน้อยทั้งคู่ ก็ไม่อาจสรุปได้ว่าการประมาณ DBP มีความแม่นยำ เนื่องจาก DBP หลังจากรอกำลังกายในอาสาสมัครส่วนใหญ่มีการเปลี่ยนแปลงที่เพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยและไม่แสดงแนวโน้มความเปลี่ยนแปลงกับ PAT/PTT ที่ชัดเจน ดังตัวอย่างที่แสดงในตารางที่ 11 จะเห็นได้ว่าหลังออกกำลังกาย SBP ของอาสาสมัครลำดับแรกเพิ่มขึ้น 54 มิลลิเมตรปรอท แต่ DBP กลับเพิ่มขึ้นเพียง 5 มิลลิเมตรปรอท และไม่ได้มีค่าสูงที่สุดหลังออกกำลังกาย ในขณะที่อาสาสมัครลำดับที่สองมี SBP เพิ่มขึ้น 62 มิลลิเมตรปรอท และ DBP เพิ่มขึ้น 23 มิลลิเมตรปรอท หลังออกกำลังกาย

ตารางที่ 11 เปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต SBP/DBP ในสองอาสาสมัคร

Subject 1		Subject 2	
SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)
<u>173</u>	82	<u>169</u>	<u>87</u>
164	85	145	80
149	83	133	69
135	82	125	74
129	<u>86</u>	116	73
124	85	116	71
<u>119</u>	<u>81</u>	<u>107</u>	<u>64</u>

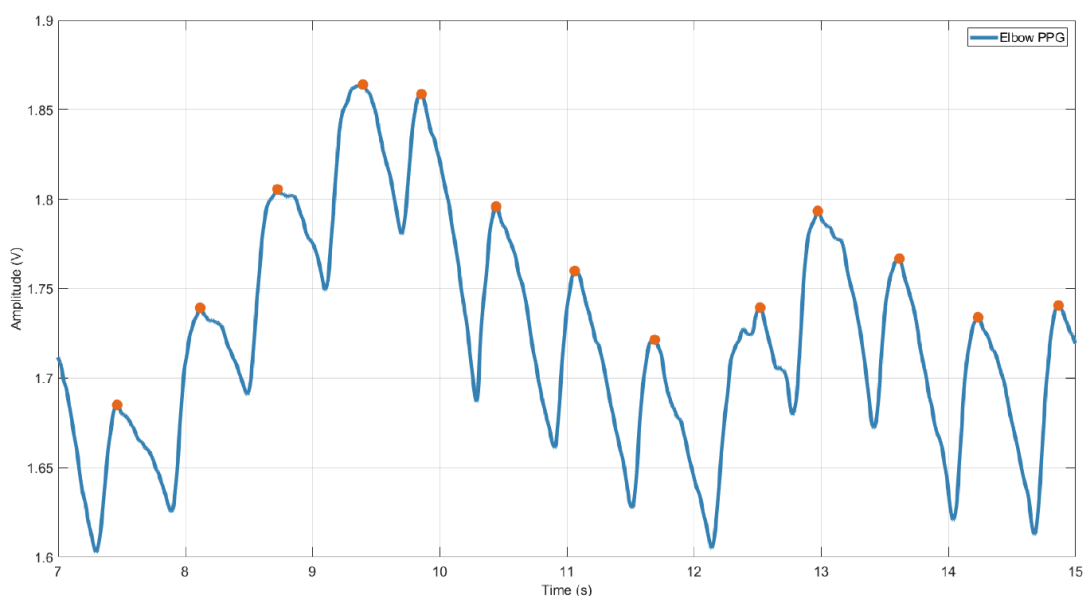
### 6.1.3 การคุณภาพของสัญญาณ PPG ในโหมดสะท้อนกลับ

การวัด PPG ในโหมดสะท้อนกลับให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพดี ขึ้นอยู่กับปัจจัยที่หลากหลาย เช่น ตำแหน่ง หรือแรงกดที่เหมาะสมที่ไม่ก่อให้เกิดแรงกดหลอดเลือดบริเวณที่ทำการวัดสัญญาณ [8] ดังนั้นในงานวิจัยนี้ ได้มีกระบวนการที่ควบคุมการบันทึกสัญญาณ PPG ให้มีคุณภาพดี ได้แก่

การใช้แถบผ้าแบบตีนตุ๊กแกในการรัดเซ็นเซอร์กับแขน ดังที่แสดงในรูปที่ 27 เพื่อควบคุมแรงกดที่พอเหมาะและสม่ำเสมอในระหว่างการบันทึกสัญญาณ, การแจ้งอาสาสมัครให้นั่งนิ่งๆ และห้ามพูดในขณะที่บันทึกสัญญาณเพื่อลดการรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว, การคลำชีพจรและใช้พลาสติกมัดติดที่ผิวหนังบริเวณข้อพับแขนเพื่อควบคุมตำแหน่งของเซ็นเซอร์ เป็นต้น อย่างไรก็ตาม

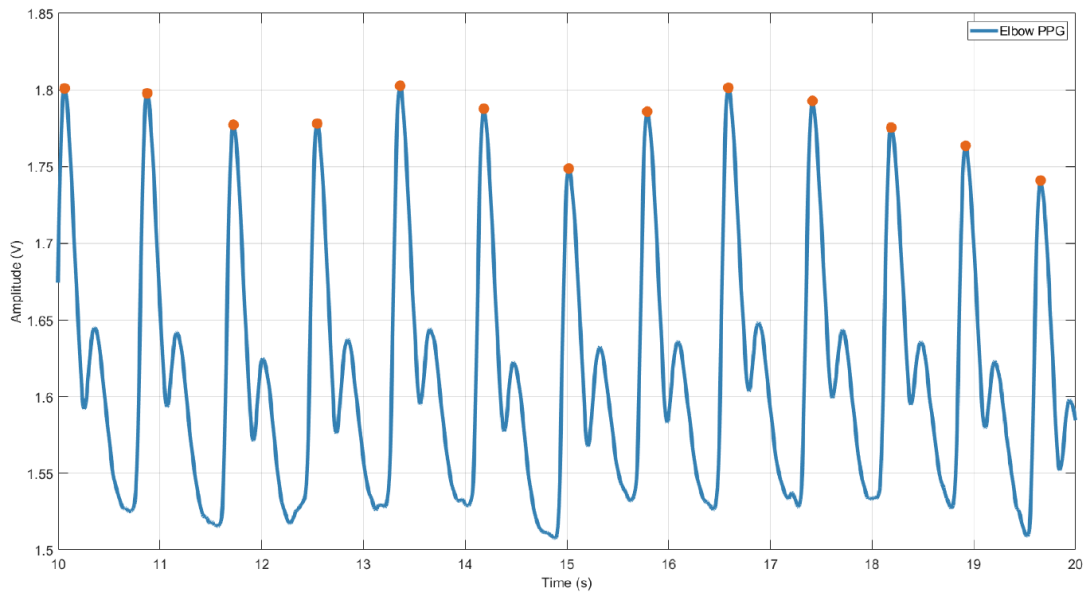
ผู้วิจัยยังจำเป็นต้องอาศัยการสังเกตรูปร่าง (morphology) ของสัญญาณ PPG ประกอบในขณะทำการบันทึกสัญญาณ เพื่อให้มั่นใจว่า สัญญาณ PPG ที่วัดได้ เป็นสัญญาณที่สะท้อนมาจากการขยายและหดตัวของเส้นเลือดแดงใหญ่บริเวณข้อพับแขน

การใช้ **dicrotic notch** เป็นเกณฑ์ในการควบคุมคุณภาพสัญญาณ เนื่องจาก dicrotic notch จะปรากฏชัดเจนก็ต่อเมื่อติดเซ็นเซอร์บนผิวหนังบริเวณที่มีเส้นโลหิตแดงใหญ่เท่านั้น โดยเส้นโลหิตแดงใหญ่มีความต้านทานการไหล (flow resistance) ต่ำ ส่งผลให้ชีพจรเดินทางได้เร็ว [9] ทำให้สัญญาณ PPG จะมีแอมพลิจูดสูงและจะเห็น dicrotic notch ได้ชัดเจน ในการทดลองวัดหาค่าสัญญาณ PPG ไม่ปรากฏ dicrotic notch ดังตัวอย่างในรูปที่ 38 ก็จะเปลี่ยนตำแหน่งเซ็นเซอร์จนกว่าจะสามารถตรวจจับสัญญาณที่มีรูปร่าง PPG ตามเกณฑ์ได้ในรูปที่ 39



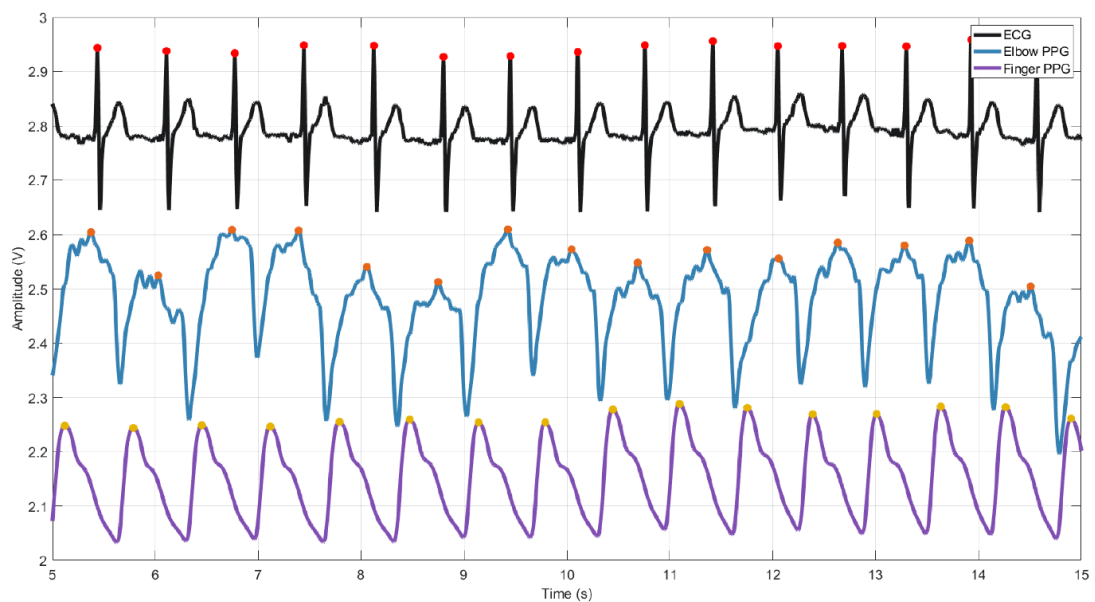
รูปที่ 38 สัญญาณ PPG ที่ไม่ปรากฏ dicrotic notch ที่ชัดเจน



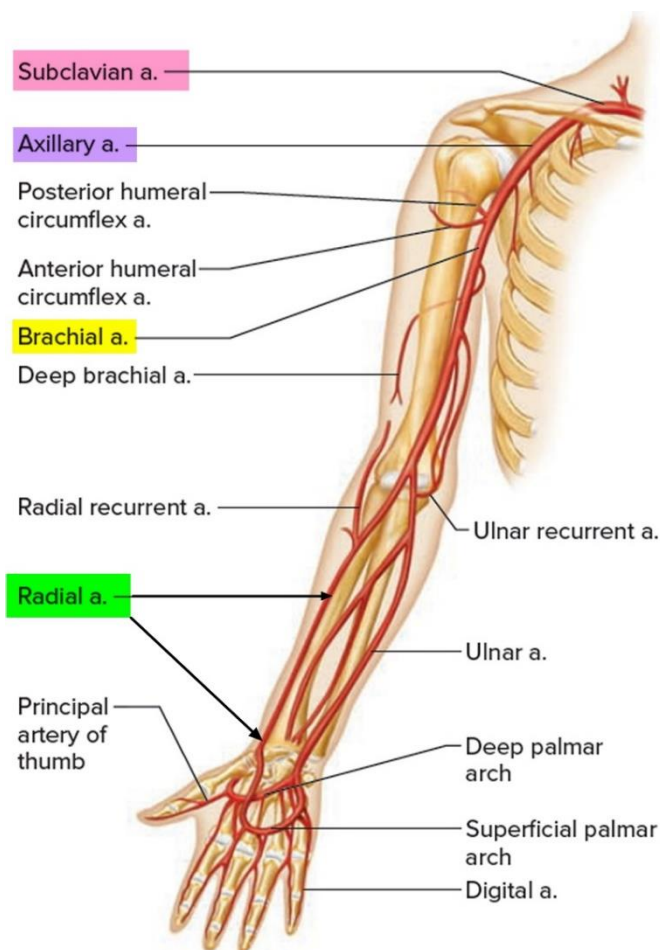


รูปที่ 39 สัญญาณ PPG ที่ขยับเซ็นเซอร์เพื่อให้มี dicotic notch ปรากฏชัดเจน

รูปที่ 40 จะเห็นได้ชัดเจนว่าสัญญาณ PPG จากข้อพับแขนมีลักษณะผิดปกติและมีจุดยอดเลื้อนไปทางขวา ซึ่งสัญญาณลักษณะดังกล่าวอาจเกิดจากการทับซ้อน (superposition) กันของสัญญาณ PPG ที่สะท้อนมาจากเส้นโลหิตแดงใหญ่มากกว่าหนึ่งแหล่งในบริเวณใกล้เคียงกัน เช่น brachial, radial, ulnar หรือ ulnar recurrent เป็นต้น ดังรูปที่ 41



รูปที่ 40 สัญญาณ PPG ลักษณะผิดปกติที่ตรวจจับได้จากข้อพับแขน



รูปที่ 41 เส้นโลหิตต่าง ๆ ที่แขน [29]

#### 6.1.4 อาสาสมัครที่ไม่สามารถทำการวัดสัญญาณ PPG ได้

สำหรับการทดลองในงานวิจัยนี้ อาสาสมัครที่สามารถนำข้อมูลสัญญาณและความดันโลหิตมาใช้ในการทดลองจะต้องมีคุณสมบัติ 2 ข้อ คือ 1. สามารถตรวจจับสัญญาณ PPG ด้วยเซ็นเซอร์โหมดสะท้อนกลับได้อย่างชัดเจน และ 2. สามารถออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความดันโลหิต SBP ให้มากกว่า 30 มิลลิเมตรปรอทได้ จากการทดลองในอาสาสมัครทั้งสิ้น 11 คน คือเพศชาย 6 คน และเพศหญิง 5 คน มีผู้ที่ผ่านเกณฑ์ดังกล่าวเป็นเพศชายจำนวน 5 คน

ปัญหาหลักที่พบในการทดลองคือไม่สามารถตรวจวัดสัญญาณ PPG ในอาสาสมัครเพศหญิงส่วนใหญ่ได้ อีกทั้งในอาสาสมัครที่มีรูปร่างท้วม จะมีเส้นโลหิตแดงที่ข้อพับแขนอยู่ลึกลงไปจากชั้นผิวหนัง ทำให้ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ PPG ได้อย่างสิ้นเชิง โดยผู้วิจัยได้ทดลองวัดสัญญาณจากเซ็นเซอร์ PPG โหมดสะท้อนกลับทั้งจากเซ็นเซอร์ LED แสงอินฟราเรด และเซ็นเซอร์ที่ได้ดัดแปลง

ด้วย LED สีเขียว ซึ่งมีคุณสมบัติในการเดินทางผ่านชั้นผิวหนัง เนื้อเยื่อ และโลหิตต่างกัน แต่ไม่สามารถวัดสัญญาณ PPG กับอาสาสมัครบางคนเพื่อนำไปประมวลผลต่อได้

ปัญหาที่สองคือการเพิ่มความดันโลหิต อาสาสมัครบางส่วนที่สามารถตรวจวัดสัญญาณ PPG ที่ข้อพับแขนได้อย่างชัดเจน แต่หากว่าไม่ได้ออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ ก็จะไม่สามารถออกกำลังกายเพื่อให้ความดัน SBP เพิ่มขึ้นสูงกว่า 30 มิลลิเมตรปรอท โดยพบว่าอาสาสมัครกลุ่มดังกล่าวมีความดันโลหิต SBP เพิ่มขึ้นหลังออกกำลังกายเพียง 10–15 มิลลิเมตรปรอท จึงไม่เข้าเกณฑ์ที่จะทำการทดลองได้ โดยตารางที่ 12 แสดงข้อมูลอายุและดัชนีมวลกายของอาสาสมัครที่ไม่สามารถทำการทดลองได้ โดยจะเห็นได้ว่าอาสาสมัครส่วนใหญ่เป็นเพศหญิง

ตารางที่ 12 อาสาสมัครกลุ่มที่ไม่สามารถตรวจวัดสัญญาณ PPG และเพิ่มความดันโลหิตตามเกณฑ์ได้

Sex	Age (year)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
M	27	24.5
F	23	17.6
F	28	17.6
F	32	26.5
F	33	22.0
F	34	19.7

#### 6.1.5 เปรียบเทียบผลการทดลองกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ตารางที่ 13 แสดงการเปรียบเทียบผลการประมาณค่าความดันโลหิต SBP ในงานวิจัยนี้กับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ตารางที่ 13 เปรียบเทียบผลการทดลองความดันโลหิต SBP กับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Study	Sampling rate (Hz)	Samples	SBP estimation error (mmHg)
Deb et al. [23]	500	4 males and 1 female	Error (PAT <sub>finger</sub> ) = 4.96–11.98 Error (PTT) = 10.00–25.00
Heravi et al [24]	50	15 males and 5 females	Error (PTT) = 3–13
Our work	2,000	5 males	MAD (PAT <sub>finger</sub> ) = 4.69–10.19 MAD (PTT) = 7.35–14.32

Deb et al. ได้ทำการวิจัยโดยวัด PAT ระหว่าง R-wave กับ PPG ปลายนิ้ว และ PTT ระหว่าง PPG brachial และ ปลายนิ้ว ในอาสาสมัคร 5 คน ส่วน Heravi et al. ได้วัด PTT สองช่องสัญญาณในตัวอย่าง 20 คน ในงานวิจัยนี้ได้พัฒนาความแม่นยำด้วยการเพิ่ม sampling rate เป็น 2 กิโลเฮิร์ตซ์ ตามที่ Deb at al. ได้เสนอแนะ [23] อีกทั้งผู้วิจัยยังได้เพิ่มข้อมูล SBP-PAT และ SBP-PTT สำหรับการสร้างเส้นเปรียบเทียบในแต่ละอาสาสมัคร 4–7 จุด ในขณะที่ Deb at al. สร้างเส้นเปรียบเทียบจากข้อมูล 2 จุด ส่วน Heravi et al. ไม่มีข้อมูล

## 6.2 สรุปผลการทดลอง

งานวิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบในการบันทึกสัญญาณโฟโตเพลตที่สโม่แกรม (PPG) 2 ช่องพร้อมทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) เพื่อนำไปประมาณค่าความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนด้วยเทคนิคการวัด pulse arrival time (PAT) เปรียบเทียบกับ pulse transit time (PTT) โดยออกแบบการทดลองและประเมินความแม่นยำภายใต้แนวทางของมาตรฐาน IEEE Std 1708™-2014 ผลการทดลองประมาณค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว (SBP) ด้วย PAT พบว่ามีความสัมพันธ์แบบผกผันสอดคล้องตามทฤษฎี ในขณะที่ PTT ไม่แสดงถึงแนวโน้มความสัมพันธ์กับ SBP ที่ชัดเจน ส่วนการประมาณค่าความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัว (DBP) ไม่แสดงถึงแนวโน้มความสัมพันธ์กับทั้ง PAT และ PTT ผลการทดลองความสามารถในการประมาณค่า SBP ซ้ำภายใน 90 วันจากอาสาสมัครจำนวน 2 คน พบว่า ทั้ง PAT และ PTT มีผลการทดลองสอดคล้องกับการ

ทดลองครั้งแรก กล่าวคือ PAT มีความสามารถในการวัดซ้ำได้ดี ส่วน PTT ไม่สามารถประมาณค่า SBP ได้อย่างแม่นยำและไม่มีความสามารถในการวัดซ้ำ โดยสรุปแล้ว PAT มีความสัมพันธ์กับ SBP อย่างชัดเจน สามารถประมาณค่าความดันโลหิต SBP ได้อย่างดี แสดงให้เห็นถึงศักยภาพในการพัฒนาระบบการวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนให้มีความแม่นยำมากขึ้นสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ในอนาคต



## บรรณานุกรม

- [1] W. H. Organization, "A global brief on hypertension: silent killer, global public health crisis: World Health Day 2013," World Health Organization 2013.
- [2] I. S. Association, "IEEE standard for wearable cuffless blood pressure measuring devices," *IEEE Std*, pp. 1708-2014, 2014.
- [3] S. Guideline, "1999 World Health Organization-International Society of Hypertension guidelines for the management of hypertension," *J Hypertens*, vol. 17, pp. 151-184, 1999.
- [4] B. Williams *et al.*, "2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension," *European heart journal*, vol. 39, no. 33, pp. 3021-3104, 2018.
- [5] N. M. Kaplan, *Kaplan's clinical hypertension*. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [6] C.-S. Degoute, "Controlled hypotension," *Drugs*, vol. 67, no. 7, pp. 1053-1076, 2007.
- [7] A. Challoner and C. Ramsay, "A photoelectric plethysmograph for the measurement of cutaneous blood flow," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 19, no. 3, p. 317, 1974.
- [8] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable photoplethysmographic sensors—past and present," *Electronics*, vol. 3, no. 2, pp. 282-302, 2014.
- [9] G. J. Crystal, S. I. Assaad, and P. M. Heerd, "Cardiovascular physiology: integrative function," in *Pharmacology and Physiology for Anesthesia*: Elsevier, 2019, pp. 473-519.
- [10] G. S. Wagner, *Marriott's practical electrocardiography*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [11] D. M. Mirvis and A. L. Goldberger, "Electrocardiography," *Heart disease*, vol. 1, pp. 82-128, 2001.
- [12] M. Sharma *et al.*, "Cuff-less and continuous blood pressure monitoring: a methodological review," *Technologies*, vol. 5, no. 2, p. 21, 2017.
- [13] L. Peter, N. Noury, and M. Cerny, "A review of methods for non-invasive and

- continuous blood pressure monitoring: Pulse transit time method is promising?," *Irbm*, vol. 35, no. 5, pp. 271-282, 2014.
- [14] S. McGee, *Evidence-based physical diagnosis e-book*. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [15] J. Lass, I. Meigas, D. Karai, R. Kattai, J. Kaik, and M. Rossmann, "Continuous blood pressure monitoring during exercise using pulse wave transit time measurement," in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004, vol. 1, pp. 2239-2242: IEEE.
- [16] B. S. Alpert, D. Quinn, and D. Gallick, "Oscillometric blood pressure: a review for clinicians," *Journal of the American Society of Hypertension*, vol. 8, no. 12, pp. 930-938, 2014.
- [17] J. Muehlsteff, X. Aubert, and M. Schuett, "Cuffless estimation of systolic blood pressure for short effort bicycle tests: the prominent role of the pre-ejection period," in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, pp. 5088-5092: IEEE.
- [18] A. Zienkiewicz, "Blood pressure estimation using pulse transit time models," *Diss.*, 2017.
- [19] D. B. Newlin and R. W. Levenson, "Pre-ejection period: Measuring beta-adrenergic influences upon the heart," *Psychophysiology*, vol. 16, no. 6, pp. 546-552, 1979.
- [20] D. Hughes, C. F. Babbs, L. Geddes, and J. Bourland, "Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound," *Ultrasonic Imaging*, vol. 1, no. 4, pp. 356-367, 1979.
- [21] C. C. Poon, Y.-T. Zhang, and Y. Liu, "Modeling of pulse transit time under the effects of hydrostatic pressure for cuffless blood pressure measurements," in *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, 2006, pp. 65-68: IEEE.
- [22] T. Chai and R. R. Draxler, "Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)?--Arguments against avoiding RMSE in the literature," *Geoscientific model development*, vol. 7, no. 3, pp. 1247-1250, 2014.

- [23] S. Deb, C. Nanda, D. Goswami, J. Mukhopadhyay, and S. Chakrabarti, "Cuff-less estimation of blood pressure using pulse transit time and pre-ejection period," in *2007 International Conference on Convergence Information Technology (ICCIT 2007)*, 2007, pp. 941-944: IEEE.
- [24] M. A. Younessi Heravi and M. A. Khalilzadeh, "Designing and constructing an optical system to measure continuous and cuffless blood pressure using two pulse signals," *Iranian Journal of Medical Physics*, vol. 11, no. 1, pp. 215-223, 2014.
- [25] Y. H. Mohamad Amin, G. Ebrahim, and J. Sima, "A new approach for detecting sudden hypotension in hemodialysis by using dual-channel optical system," *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, vol. 10, no. 01, p. 1650033, 2017.
- [26] W. S. W. Zaki, R. Correia, S. Korposh, B. R. Hayes-Gill, and S. P. Morgan, "Cuff-Less Continuous Blood Pressure Monitoring System Using Pulse Transit Time Techniques," *International Journal of Integrated Engineering*, vol. 8, no. 1, 2016.
- [27] Ambu. Ambu® BlueSensor R. Available: <https://www.ambu.com/cardiology/ecg-electrodes/product/ambu-bluesensor-r>
- [28] A. Teeramongkonrasmee, P. Somboon, and A. Lek-uthai, "Performance of a QRS detector on self-collected database using a handheld two-electrode ECG," in *2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, 2017, pp. 1-5: IEEE.
- [29] H. J. TEAM. Radial artery. Available: <https://healthjade.com/radial-artery/>



## ภาคผนวก

ก. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับกระบวนการสร้างเส้นปรับเทียบ

อาสาสมัครลำดับที่ 1

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
119	81	227	7	83	8
173	82	164	4	80	4
164	85	175	2	95	3
149	83	184	3	90	5
135	82	187	3	82	7
129	86	200	7	92	7
124	85	226	10	78	10

อาสาสมัครลำดับที่ 2

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
107	64	335	8	47	6
169	87	184	3	59	3
145	80	235	8	54	8
133	69	276	6	40	6
125	74	293	6	45	5
166	73	307	6	35	8
166	71	315	8	39	5

อาสาสมัครลำดับที่ 3

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
107	64	335	8	47	6
169	87	184	3	59	3
145	80	235	8	54	8
133	69	276	6	40	6

อาสาสมัครลำดับที่ 4

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
116	79	286	9	67	6
138	77	216	9	61	7
121	74	235	7	64	8
114	75	257	8	69	9
104	87	289	12	67	10

อาสาสมัครลำดับที่ 5

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
100	65	282	7	95	5
146	77	179	5	63	2
129	65	204	5	59	3
116	65	226	4	66	3

115	72	242	6	56	6
107	73	245	4	67	5

ข. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับการประมาณค่าความดันโลหิต

อาสาสมัครลำดับที่ 1

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
146	84	192	5	85	4
131	83	201	3	87	3
126	82	222	7	74	6

อาสาสมัครลำดับที่ 2

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
167	91	194	5	66	5
145	90	251	9	54	8
132	75	296	11	34	9
115	70	305	7	42	9

อาสาสมัครลำดับที่ 3

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
124	68	229	9	65	9
131	69	201	14	76	9
115	68	221	15	77	8
106	60	261	6	72	3

อาสาสมัครลำดับที่ 4

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
125	81	244	10	69	7
126	78	252	9	77	10
111	75	276	10	87	9
106	73	288	8	57	12

อาสาสมัครลำดับที่ 5

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
138	72	181	9	74	7
120	64	200	9	74	6
116	68	213	4	84	3
102	67	228	7	75	5

ค. ผลการวัดค่าความดันโลหิต PAT และ PTT สำหรับการตรวจสอบความแม่นยำด้วยการ  
ประมาณค่าความดันโลหิตซ้ำ

อาสาสมัครลำดับที่ 1

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
121	77	224	6	95	6
151	76	176	5	98	4
142	76	185	5	91	7
120	80	215	9	87	8
116	79	235	8	74	7

อาสาสมัครลำดับที่ 2

Blood pressure (mmHg)		PAT (ms)		PTT (ms)	
SBP	DBP	Mean	SD	Mean	SD
115	64	303	5	78	2
142	73	270	4	50	5
134	71	283	5	53	6
127	73	288	4	59	4
119	68	309	4	56	5

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ทิพย์นิรินทร์ วัจนะรัตน์
วัน เดือน ปี เกิด	12 ตุลาคม 2534
วุฒิการศึกษา	วิทยาศาสตรบัณฑิต (วท.บ.) สาขาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พ.ศ. 2558
ที่อยู่ปัจจุบัน	69/15 ถนนวุฒากาศ แขวงบางค้อ เขตจอมทอง กทม.
ผลงานตีพิมพ์	T. Vajanarat and A. Lek-uthai, “A Comparison of Cuff-less Blood Pressure Estimation Between Pulse Arrival Time and Pulse Transit Time Using Photoplethysmography”, The 17th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON 2020)



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY