



การศึกษาระบบวัดความดันหลอดเลือดแดงโดยปราศจากปลอกรัดแขน
ด้วยเทคนิควิธีโครงข่ายประสาทเทียม
**Investigation of Cuffless Blood Pressure Measurement
Using Artificial Neural Network**

โสฬส เองสมบุญ
Soros Engsombun

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Electrical Engineering
Prince of Songkla University**

2554

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาระบบวัดความดันหลอดเลือดแดง โดยปราศจากปลอกรัดแขน ด้วย
เทคนิควิธี โคร่งข่ายประสาทเทียม

ผู้เขียน นายโสฬส เองสมบุญ

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ปีการศึกษา 2554

บทคัดย่อ

โรคหัวใจและหลอดเลือดถือว่าเป็นปัญหาระดับโลกที่มีผลกระทบต่อประเทศที่พัฒนาแล้วและกำลังพัฒนา ต้นเหตุของการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือดที่พบบ่อยที่สุดคือโรคความดันโลหิตสูงซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญต่อการพัฒนาสู่โรคอื่นๆ ดังนั้นความดันโลหิตจึงเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญสำหรับการตรวจสอบการทำงานของหลอดเลือดและหัวใจ วิทยานิพนธ์นี้ได้ทำการศึกษา ระบบวัดความดันหลอดเลือดแดง โดยปราศจากปลอกรัดแขน ซึ่งเป็นวิธีการที่สะดวกในการวัดความดันเลือด โดยใช้หลักการของการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือดแดง โดยใช้เทคนิคเชิงแสงและการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อหาค่า Pulse arrival time (PAT) ค่า PAT สามารถวัดจาก R-wave ของสัญญาณ ECG จนถึงยอดคลื่นของสัญญาณ PPG โคร่งข่ายประสาทเทียมถูกใช้ในการประเมินค่าความดันเลือด สำหรับโคร่งข่ายประสาทเทียมที่นำมาทดสอบเป็นโคร่งข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบมีผู้สอน โดยที่ข้อมูลที่ถูกใช้ในชั้นอินพุตคือ ค่า PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal (ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากโปรแกรม LabVIEW) ข้อมูลที่ถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบ (Target) กับข้อมูลเอาต์พุตของระบบคือ ค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว และค่าความดันเลือด ผลการศึกษาวิจัยพบว่า หนึ่งในปัจจัยสำคัญที่สามารถช่วยเพิ่มความแม่นยำในการประเมินค่าความดันเลือดคือค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งส่งผลให้ค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดจากการประเมินค่าความดันเลือดเมื่อใช้จำนวนข้อมูลทั้ง 4 อินพุต เปรียบเทียบกับค่า SBP และ MAP มีค่าเท่ากับ 1.967 ± 2.9 mmHg และ 1.562 ± 2.044 mmHg ตามลำดับ ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นมีค่าต่ำกว่ามาตรฐานของ Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) ที่กำหนดไว้สำหรับการประเมินค่าความดันเลือด โดยกำหนดให้ค่า mean of estimation error ต่ำกว่า $|5|$ mmHg และค่า standard deviation estimation error ต่ำกว่า $|8|$ mmHg

คำสำคัญ: ความดันเลือด, คลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือดแดง โดยใช้เทคนิคเชิงแสง, Pulse arrival time

Thesis Title	Investigation of Cuffless Blood Pressure Measurement Using Artificial Neural Network
Author	MR. Soros Engombun
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2010

ABSTRACT

Most countries confront high and increasing rates of cardiovascular disease (CVD) that is a major cause of death. The most common form of cardiovascular disease is hypertension, which is a significant risk factor for the development of other diseases. Thus, the blood pressure (BP) is an important vital sign for monitoring the vascular and heart functions. This thesis investigate of cuffless blood pressure measurement is non-invasive cuffless blood pressure, which is a convenient method in measuring blood pressure. The principle of this method is to measure the blood pressure from the photoplethysmograph (PPG) signal and the electrocardiogram (ECG) signal. This technique calculated the blood pressure using Pulse arrival time (PAT). PAT is the time interval from the peak of R wave of ECG signal to the peak of PPG signal within the same cardiac cycle. Artificial neural network (ANN) is used to evaluate blood pressure. It is tested with supervised learning process. The input layer consists of PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 and HR_cal (Heart rate obtained from LabVIEW), while output layer (target) consists of Systolic blood pressure (SBP) and Mean arterial blood pressure (MAP). The results of our research found that one of key factors that can lead to increase the accuracy for evaluating blood pressure is heart rate. As a result, the minimum errors of evaluation of blood pressure are 1.967 ± 2.9 mmHg (SBP) and 1.562 ± 2.044 mmHg (MAP), respectively. These values are lower than standard of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI). AAMI requirement for BP estimation indicates that the mean of the estimation error has to be lower than 5 mmHg in absolute value, and the standard deviation of the error has to be below 8 mmHg

Keyword: Blood pressure, Electrocardiogram, Photoplethysmograph, Pulse arrival time

กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงคำขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการที่ปรึกษางานวิจัย ผู้ช่วยศาสตราจารย์สาวิตรี ตัณฑนุช และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษภักทรานนท์ กรรมการที่ปรึกษางานวิจัยที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาให้การสนับสนุนการทำวิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่างๆเป็นอย่างดี รวมทั้งขัดเกลากระบวนการคิดและให้กำลังใจในการแก้ปัญหาตลอดจนตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุนทร วิฑูสรพจน์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาคำแนะนำและให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในงานวิจัยรวมถึงเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร.อจลวิษุทธิ์ ฉันทวีโรจน์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาคำแนะนำและให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในงานวิจัยรวมถึงเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ได้ให้สถานที่สำหรับการศึกษาหาความรู้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่างๆ

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบคุณ นายต๋าย บัณฑิตศักดิ์ นายทวีพงษ์ แซ่ลิ้ว นางสาวกมลวรรณ ยุทธาวรกุล นายอภิเดช บุรณวงศ์ นางสาวเจียรระโน พลนุ้ย รวมถึงพี่ๆและเพื่อนๆมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่านที่ได้ให้คำแนะนำ คำปรึกษา และกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าขอโน้มรำลึกถึงพระคุณของ คุณย่า เพ็ญศรี เองสมบุญ บิดา มารดาและครอบครัว ที่ส่งเสริมสนับสนุน ให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา ให้กำลังใจ และทุนทรัพย์แก่ข้าพเจ้าตลอดมาจนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จ

นายโสฬส เองสมบุญ

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(6)
รายการตาราง	(9)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย	1
1.2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	2
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	12
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	12
1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย.....	12
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	14
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	15
2.1 หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด.....	15
2.1.1 คุณลักษณะของเลือด.....	15
2.1.2 หลอดเลือด.....	15
2.1.3 ความดันเลือด.....	16
2.1.4 การวัดการเปลี่ยนแปลงพยาธิสภาพของหลอดเลือดใต้ผิวหนัง.....	18
2.1.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	18
2.2 ความสัมพันธ์ของ ECG และ PPG ต่อการวัดความดันเลือด.....	21
2.3 ความรู้พื้นฐานวงจรอิเล็กทรอนิกส์.....	22
2.3.1 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน.....	22
2.3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส.....	23
2.3.3 วงจรกรองความถี่.....	24

สารบัญ (ต่อ)

2.4	โครงข่ายประสาทเทียม.....	26
2.4.1	แบบจำลองของนิวรอน.....	27
2.4.2	สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาท.....	29
2.4.3	อัลกอริทึมการแพร่กลับ.....	32
2.5	การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก.....	33
2.5.1	คำนวณค่าเฉลี่ยของภาพในแต่ละหลัก.....	34
2.5.2	คำนวณค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพใบหน้า.....	34
2.5.3	สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวน.....	34
2.5.4	คำนวณค่าไอเกน.....	34
2.5.5	คำนวณเวกเตอร์ไอเกน.....	34
3.	วัสดุ อุปกรณ์และการทดลอง.....	35
3.1	การทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	35
3.1.1	การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	35
3.2	การออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG.....	35
3.2.1	การออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG.....	36
3.2.2	การทดลองวัดสัญญาณ PPG.....	36
3.3	การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการแสดงสัญญาณ ECG,PPG และค่า PAT	37
3.3.1	การรับสัญญาณ ECG,PPG และบันทึกสัญญาณ.....	37
3.3.2	การคำนวณหาค่า PAT.....	40
3.3.3	หน้าจอการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW.....	42
3.4	การเก็บสัญญาณ ECG และ PPG จากอาสาสมัคร.....	44
3.4.1	การเก็บสัญญาณจากอาสาสมัคร.....	44
3.4.1.1	การทดลองเก็บสัญญาณจากอาสาสมัคร.....	41
3.5	การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม.....	46

สารบัญ (ต่อ)

4. ผลการทดลอง.....	47
4.1 ผลการทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	47
4.2 ผลการทดสอบวงจรวัดสัญญาณ PPG.....	48
4.3 การทดลองโดยใช้โปรแกรม SPSS.....	49
4.4 ผลการทดลองประเมินระดับ SBP และ MAP โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มี อัตราการเต้นของหัวใจร่วมเป็นอินพุตของระบบ.....	50
4.5 ผลการทดลองประเมินระดับ SBP และ MAP โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่มีอัตรา การเต้นของหัวใจร่วมเป็นอินพุตของระบบ.....	53
4.6 การเปรียบเทียบโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมกับ โครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูล.....	68
4.7 สรุปการทดลองการหาค่าความสัมพันธ์ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีอัตราการเต้น ของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูล.....	68
4.8 การเปรียบเทียบจำนวนของอินพุตที่ใช้ในโครงข่าย.....	70
5. สรุปและวิจารณ์.....	72
5.5 สรุปผลการวิจัย.....	72
5.6 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	73
5.6.1 ปัญหา.....	73
5.6.2 ข้อเสนอแนะ.....	73
บรรณานุกรม.....	74
ภาคผนวก.....	76
ประวัติผู้เขียน.....	96

รายการตาราง

ตาราง	หน้า	
1-1	สรุปการทบทวนการตรวจเอกสาร บทความ และงานที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย.....	10
4-1	ค่าสหสัมพันธ์ของข้อมูลจากโปรแกรม SPSS.....	50
4-2	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP.....	51
4-3	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p2 กับเอาต์พุต คือ SBP.....	51
4-4	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP.....	51
4-5	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP.....	52
4-6	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP.....	52
4-7	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1และ PAT-p2 กับเอาต์พุต คือ MAP.....	52
4-8	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP.....	53
4-9	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP.....	53
4-10	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP.....	54
4-11	ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP.....	55

รายการตาราง(ต่อ)

ตาราง	หน้า
4-12 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP.....	56
4-13 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP.....	57
4-14 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP	58
4-15 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP	59
4-16 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP	60
4-17 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	61
4-18 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	62
4-19 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	63
4-20 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	64
4-21 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p1 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	65
4-22 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	66
4-23 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มีอินพุต คือ PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP.....	67

รายการภาพประกอบ

	ภาพประกอบ	หน้า
1-1	ความหมายของค่า PWTT.....	3
1-2	ระบบที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณ ECG และ PPG.....	3
1-3	สัญญาณ ECG, PPG บริเวณต้นแขน และ PPG บริเวณนิ้ว.....	4
1-4	คุณลักษณะสำหรับสัญญาณ ECG และ PPG	5
1-5	ระบบและการประมวลผลของสัญญาณ ECG และ PPG.....	6
1-6	ตัวอย่างของเครือข่ายกายสัมพันธ์.....	7
1-7	ค่า PAT วัดจาก R-wave ของสัญญาณ PPG ถึงตำแหน่งเฉพาะของสัญญาณ PPG.....	7
1-8	โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแบบ 2 ชั้นซ่อน.....	8
1-9	การเปรียบเทียบพารามิเตอร์ของความยืดหยุ่นของหลอดเลือดในสัญญาณ PPG.....	9
1-10	พารามิเตอร์สำหรับการประเมินค่าความดันโลหิตโดยใช้การวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณ	10
1-11	รูปแบบการติดอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณ ECG.....	13
2-1	โครงสร้างของหลอดเลือด.....	16
2-2	ระบบการไหลเวียนของเลือด.....	17
2-3	การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหลอดเลือดเนื่องจากความดันสัมพันธ์.....	18
2-4	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	19
2-5	วิธีการวัดค่า PAT.....	22
2-6	วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน.....	23
2-7	วงจร Inverting Amplifier.....	23
2-8	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	24
2-9	วงจรของความถี่ต่ำผ่าน ลำดับที่หนึ่ง.....	25
2-10	วงจรของความถี่ต่ำผ่าน ลำดับที่สอง.....	25
2-11	(a) นิเวรอนที่มีอินพุตเพียงอินพุตเดียว โดยไม่นำค่าไบอัสมาคิด.....	27
	(b) นิเวรอนที่มีอินพุตเพียงอินพุตเดียวโดยนำค่าไบอัสมาคิด.....	27
2-12	นิเวรอนที่มีหลายอินพุต.....	28

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
2-13 นิเวรอนที่มีอินพุต R อินพุตแบบย่อ.....	29
2-14 โครงข่ายแบบชั้นเดียวที่มีนิเวรอนจำนวน S นิเวรอน.....	29
2-15 โครงข่ายแบบชั้นเดียวที่มีนิเวรอนจำนวน S นิเวรอนแบบย่อ.....	30
2-16 โครงข่ายแบบ 3 ชั้น.....	31
2-17 โครงข่ายแบบ 3 ชั้นแบบย่อ.....	31
2-18 โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ.....	32
3-1 เครื่องวัดสัญญาณ PPG รุ่น DS-100A.....	36
3-2 ขาเอาต์พุตของ DS-100A.....	36
3-3 โปรแกรมส่วนรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณ.....	38
3-4 แผนภูมิขั้นตอนการรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณของโปรแกรม.....	39
3-5 โปรแกรมส่วนของการตรวจสอบสัญญาณและคำนวณค่า PAT.....	40
3-6 แผนภูมิขั้นตอนส่วนของการตรวจสอบสัญญาณและคำนวณค่า PAT.....	41
3-7 สัญญาณ ECG และ PPG ก่อนทำการบันทึก.....	42
3-8 การบอกตำแหน่ง peak ของสัญญาณ ECG.....	43
3-9 การบอกตำแหน่ง peak ของสัญญาณ PPG และค่า PAT-p.....	43
3-10 การบอกตำแหน่ง valley ของสัญญาณ PPG และค่า PAT-f.....	44
3-11 วางแขนซ้ายให้อยู่ในระดับเดียวกับหัวใจ.....	45
3-12 ยึดแขนซ้ายให้ตั้งฉากกับลำตัว.....	45
3-13 ทิ้งแขนซ้ายดิ่งลงให้ขนานกับลำตัว.....	45
3-14 การทำงานของโครงข่ายประสาทเทียม.....	46
4-1 ผลการวัดสัญญาณ ECG จากอาสาสมัคร.....	47
4-2 สัญญาณ ECG จากทฤษฎีเปรียบเทียบกับสัญญาณ ECG จากอาสาสมัคร.....	48
4-3 สัญญาณ PPG จากอาสาสมัครคนที่หนึ่ง.....	48

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4-4 สัญญาณ PPG จากอาสาสมัครคนที่สอง.....	49
4-5 สัญญาณ PPG จากทฤษฎีเปรียบเทียบกับสัญญาณ PPG จากอาสาสมัคร.....	49
4-6 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-16-13-1.....	54
4-7 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	55
4-8 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	56
4-9 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	57
4-10 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	58
4-11 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	59
4-12 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	60
4-13 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-15-12-1.....	61
4-14 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	62
4-15 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	63
4-16 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1.....	64

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4-17 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	65
4-18 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	66
4-19 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1.....	67
4-20 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินเทียบกับจำนวนของโหนด.....	68
4-21 ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า SBP เทียบกับค่าสหสัมพันธ์.....	69
4-22 ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า MAP เทียบกับค่าสหสัมพันธ์.....	69
4-23 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินเทียบกับค่าสหสัมพันธ์ของโครงข่ายที่นำมาใช้ในงานวิจัย.....	70
4-24 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมิน SBP เทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย.....	71
4-25 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมิน MAP เทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย.....	71

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

โรคหัวใจและหลอดเลือดถือได้ว่าเป็นปัญหาระดับโลกที่มีผลกระทบต่อประเทศที่พัฒนาแล้วและกำลังพัฒนา ในความเป็นจริงพบว่าประชากรทั่วโลกมีคนเป็นโรคหัวใจมากกว่าโรคมะเร็ง นอกจากนี้ยังไม่ได้มีเฉพาะผู้สูงอายุเท่านั้นที่มีความเสี่ยงที่จะเกิดโรคนี้แต่ยังสามารถเกิดขึ้นได้กับทุกวัย องค์การอนามัยโลกได้รายงานพบผู้เสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดประมาณ 17.5 ล้านคน ในปี พ.ศ.2548 ซึ่งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งของทั่วโลก และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง คาดว่าในปี พ.ศ. 2558 การเสียชีวิตจากโรคนี้จะเพิ่มขึ้นเป็น 20 ล้านคน [1]

ในประเทศไทยพบอัตราผู้เสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดคิดอันดับ 1 ใน 3 มาโดยตลอด สำหรับปี พ.ศ. 2552 มีผู้เสียชีวิต 35,050 ราย หรือกล่าวได้ว่ามีผู้ที่เสียชีวิตจาก โรคนี้เฉลี่ยชั่วโมงละ 4 คน ส่วนผู้ป่วยที่นอนรักษาตัวด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดในรอบ 10 ปี (พ.ศ.2542-2551) เพิ่มขึ้นถึง 3 เท่า [2] ต้นเหตุที่พบบ่อยที่สุดของโรคหัวใจและหลอดเลือดคือ โรคความดันเลือดสูงซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญสำหรับการพัฒนาโรคอื่น ๆ รวมทั้งหัวใจวายและโรคหลอดเลือดสมอง ดังนั้นความดันเลือดเป็นสัญญาณชีพที่มีความสำคัญสำหรับการตรวจสอบการทำงานของหลอดเลือดและหัวใจ

วิธีการวัดความดันเลือดแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ การวัดความดันเลือดแบบรุกล้ำ (Invasive blood pressure, IBP) วิธีการวัดนี้ถือเป็นวิธีการวัดตามมาตรฐานสากล การวัดความดันเลือดวิธีนี้ทำได้โดยการสอดใส่ท่อเข้าไปในหลอดเลือด ข้อดีของวิธีการนี้คือ สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องและแม่นยำ แต่ข้อจำกัดคือผู้ป่วยจะได้รับความเจ็บปวดและมีความเสี่ยงต่อการติดเชื้อและภาวะแทรกซ้อน อีกประเภทหนึ่งคือ การวัดความดันเลือดแบบไม่รุกล้ำ (Non-invasive blood pressure, NIBP) ผ่านการใช้ปลอกรัด (Cuff) พันทับหลอดเลือดบริเวณแขนและขาเพื่อประเมินค่าความดันเลือด ซึ่งเป็นการวัดภายนอกร่างกายและเป็นวิธีการที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ข้อดีของวิธีการนี้คือ มีความสะดวกและง่ายต่อการใช้ แต่ข้อจำกัดคือปลอกรัดแขนจะต้องอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดความแม่นยำในการวัด ซึ่งจำเป็นต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในการวัด ค่าความดันเลือดที่วัดได้หมายถึง ความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (Systolic blood pressure, SBP) และความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (Diastolic blood pressure, DBP) ค่าความดันเลือดปกติมีค่าประมาณ 120/80 mmHg ค่าความดันสามารถบอกถึงความเป็นปกติในการเต้นของหัวใจและการทำงานของระบบไหลเวียนเลือดที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของ

ร่างกาย ถ้าค่าความดันเลือดที่วัดได้มีค่าสูงกว่า 140/90 mmHg ทางกายการแพทย์ระบุว่ามีความเสี่ยงต่อการเป็นโรคความดันโลหิตสูง โรคความดันโลหิตสูงเป็นโรคที่ถูกระบุว่า “ฆาตกรเงียบ” โรคความดันโลหิตสูงยังเป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดโรคแทรกซ้อนอีกหลายชนิด เช่น หลอดเลือดตีบตามอวัยวะต่างๆ อัมพาต และโรคหัวใจ ถ้าค่าความดันโลหิตที่วัดได้มีค่าต่ำกว่า 90/50 mmHg ทางกายการแพทย์ระบุว่ามีความเสี่ยงต่อการเป็นโรคความดันโลหิตต่ำและจะทำให้การไหลเวียนเลือดไปเลี้ยงอวัยวะสำคัญของร่างกายไม่ทันทำให้ขาดอาหาร ออกซิเจน อาจทำให้เป็นลมและมีอันตรายต่อชีวิต

งานวิจัยนี้นำเสนอการศึกษาวิธีการวัดความดันเลือดโดยปราศจากปลอกรัดแขน (Investigation cuffless blood pressure measurement) โดยใช้หลักการของการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือดแดงเชิงแสง (Photoplethysmograph, PPG) และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) วิธีการวัดทั้งสองวิธีทำได้โดยการสัมผัสที่ผิวหนัง โดยปกติอุปกรณ์วัดสัญญาณ ECG และ PPG จะถูกติดไว้กับตัวของผู้ป่วยที่อยู่ในหน่วยอภิบาล (Intensive care unit, ICU) การวัดความดันเลือดของผู้ป่วยที่พักรักษาในหน่วยอภิบาลคือ พยาบาลจะมาวัดความดันเลือดทุกๆ 30 นาที และในบางครั้งอาจจะเกิดความไม่สะดวกขึ้นกับผู้ป่วย เนื่องจากต้องใส่ปลอกรัดแขนพันทับบริเวณต้นแขนของผู้ป่วย งานวิจัยนี้เสนอวิธีการวัดความดันเลือดโดยใช้อุปกรณ์ที่มีอยู่ในหน่วยอภิบาล ซึ่งก็คือ อุปกรณ์วัดสัญญาณ ECG และ PPG เพื่อประเมินค่าความดันเลือด วิธีการที่นำเสนอเป็นวิธีการสะดวกต่อการใช้งานและการไม่ใส่ปลอกรัดแขนทำให้สามารถเฝ้าระวังค่าความดันเลือดได้อย่างต่อเนื่อง

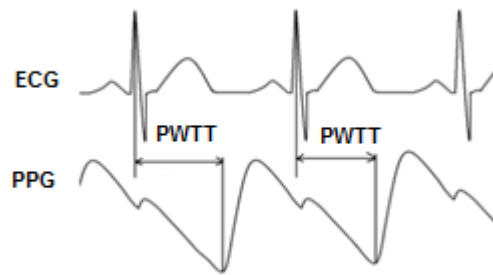
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย

จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาการวัดค่าความดันเลือดแบบไม่รุกราน และปราศจากปลอกรัดแขน งานวิจัยที่เกี่ยวข้องมีดังต่อไปนี้

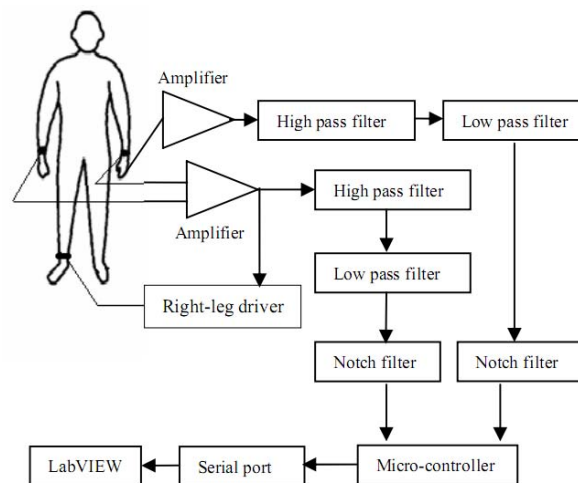
1.2.1 A LabVIEW Based Measure System for Pulse Wave Transit Time [3]

บทความนี้เสนอระบบที่สามารถประมาณค่าความดันเลือดโดยใช้เทคนิคการหาค่า Pulse wave transit time (PWTT) ค่า PWTT คือเทคนิคที่ใช้ในการประมาณค่าความดันเลือดแบบไม่รุกรานและปราศจากปลอกรัดแขน ค่า PWTT สามารถหาได้จาก R-wave ของสัญญาณ ECG จนถึงท้องถิ่นของสัญญาณ PPG ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-1 ระบบที่นำเสนอถูกออกแบบเพื่อวัดค่า PWTT จากการเฝ้าระวังสัญญาณ ECG และ PPG อย่างต่อเนื่อง ระบบที่ทำการออกแบบคือ สัญญาณอนาล็อกในวงจร PCB, ส่วนแสดงผลสัญญาณ และขั้นตอนการประมวลผลข้อมูลดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-2 อุปกรณ์ Photoplethysmograph (PPG) ที่นำประกอบด้วย Infrared Photodiode วงจรขยายสัญญาณ และวงจรกรองสัญญาณ วงจรขยายสัญญาณที่ออกแบบประกอบด้วย วงจรกรองความถี่สูงผ่านที่ความถี่ 0.01 Hz วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 75 Hz และวงจรตัดแถบความถี่ที่ความถี่ 50 Hz สัญญาณ ECG

และ PPG ที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณและวงจรถ่ายสัญญาณที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และถูกส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์ โปรแกรม LabVIEW ถูกใช้ในการรับสัญญาณแสดงผลสัญญาณประมวลผลข้อมูลและคำนวณค่า PWTT บทความนี้วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PWTT กับค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (SBP) โดยใช้การวิเคราะห์แบบถดถอยเฉพาะรายบุคคล (Individual linear regression) จากผลการทดลองพบว่าค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า SBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 8.26 และ 1.58 mmHg ตามลำดับ



ภาพประกอบ 1-1 ความหมายของค่า PWTT [1]

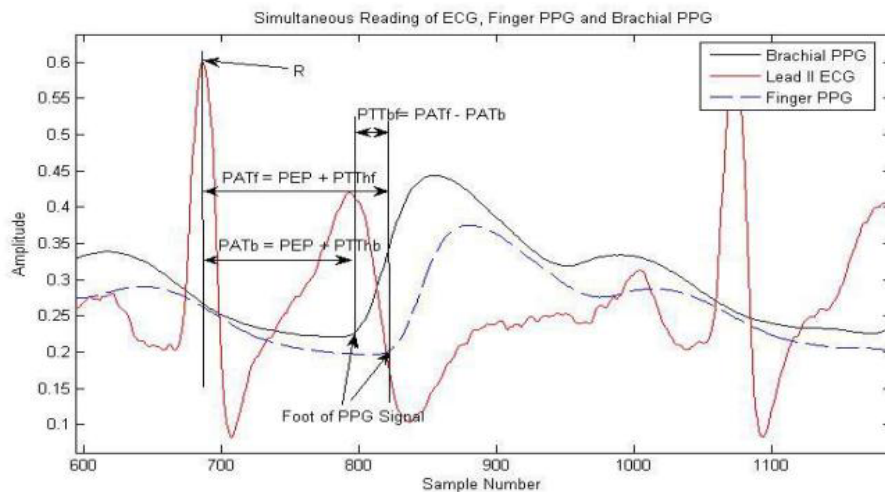


ภาพประกอบ 1-2 ระบบที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณ ECG และ PPG

1.2.2 Cuff-less Estimation of Blood Pressure using Pulse Transit Time and Pre-ejection Period [4]

บทความนี้นำเสนอการวัดความดันเลือดแบบไม่รูก้าวและปราศจากปลอกรัดแขน สำหรับการเฝ้าระวังผู้ป่วยแบบต่อเนื่อง เทคนิคที่ใช้ประมาณค่าความดันเลือดมีอยู่ด้วยกันหลายเทคนิค หนึ่งในเทคนิคที่มีความน่าเชื่อถือมากที่สุดคือการหาค่า Pulse arrival time (PAT) ค่าความดันเลือดที่มีการเปลี่ยนแปลงจะมีผลต่อค่า PTT และ Pre-ejection-period (PEP) ดังสมการที่ 1.1 บทความนี้เสนอการวัดค่า PAT โดยใช้การวัดสัญญาณ PPG ที่บริเวณนิ้วมือและบริเวณต้นแขน การวัดสัญญาณ PPG และ ECG ร่วมกันเพื่อบันทึกสัญญาณทั้งสองตำแหน่งที่ต่างกันดังภาพประกอบ 1-3 และแสดงให้เห็นว่าสามารถลดจำนวนสมมติฐาน เช่น ค่า PEP บทความนี้วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT กับค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (SBP) โดยใช้การวิเคราะห์แบบถดถอยเฉพาะรายบุคคล (Individual linear regression) จากผลการทดลองพบว่าค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า SBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 11.61 และ 2.7 mmHg ตามลำดับ

$$PAT = PTT + PEP \quad (1.1)$$

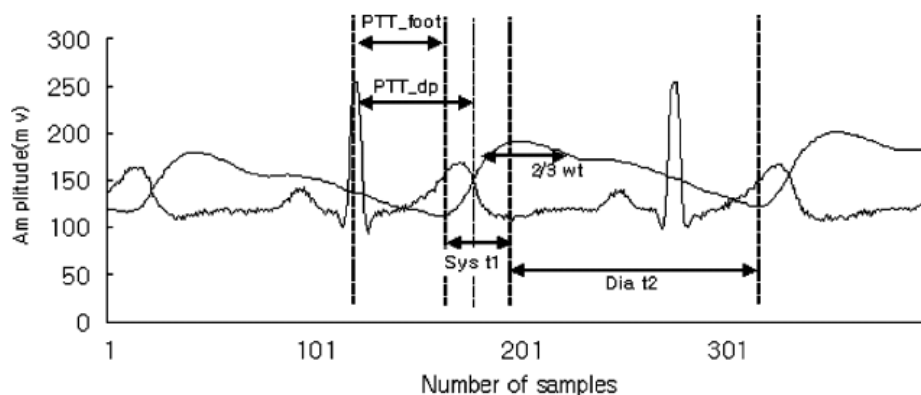


ภาพประกอบ 1-3 สัญญาณ ECG, PPG บริเวณต้นแขน และ PPG บริเวณนิ้ว

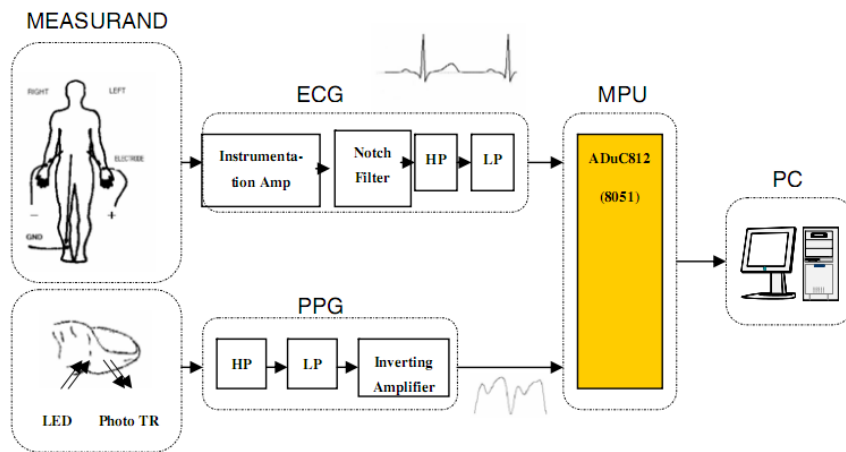
1.2.3 Non-constrained Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare [5]

ค่าความดันเลือดเป็นหนึ่งในสัญญาณชีพที่สำคัญที่ต้องได้รับการดูแลเฉพาะรายบุคคล ค่าความดันเลือดถูกประมาณจากค่า Pulse Transit Time (PTT) และ สัญญาณ PPG วิธีการนี้ไม่จำเป็นต้อง

ใช้ปัลออกไซด์แทนทำให้ไม่เกิดความไม่สะดวกต่อผู้ใช้งาน ค่า PTT คำนวณจากช่วงเวลาระหว่าง R-wave ของสัญญาณ ECG จนถึงจุดที่มีความชันมากที่สุดของสัญญาณ PPG (PTT_dp) จากภาพประกอบ 1-4 พบว่าค่า PTT_dp จะมีความสัมพันธ์กับค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (SBP) ($R=0.712$) เมื่อเทียบกับ PTT_foot, Sys_t1, 2/3wt และค่า Diastolic time (Dia_t1) มีความสัมพันธ์สูงสุดกับค่าความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (DBP) ($R=0.764$) บทความนี้วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PTT กับค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (SBP) และค่าความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (DBP) โดยใช้การวิเคราะห์แบบถดถอยเฉพาะรายบุคคล (Individual linear regression) และการวิเคราะห์แบบถดถอยจากอาสาสมัครทั้งหมด (Total linear regression) จากผลการทดลองเมื่อวิเคราะห์โดยใช้ Individual linear regression พบว่าค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า SBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ (Mean±sd) 14 ± 9 และ 9 ± 7 mmHg ตามลำดับ ค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า DBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 10 ± 6 และ 6 ± 5 mmHg ตามลำดับ เมื่อวิเคราะห์โดยใช้ Total linear regression พบว่าค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า SBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 11 ± 8 และ 4 ± 2 mmHg ตามลำดับ ค่าความผิดพลาดจากการประเมินค่า DBP มากที่สุดและน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 10 ± 6 และ 5 ± 4 mmHg ตามลำดับ



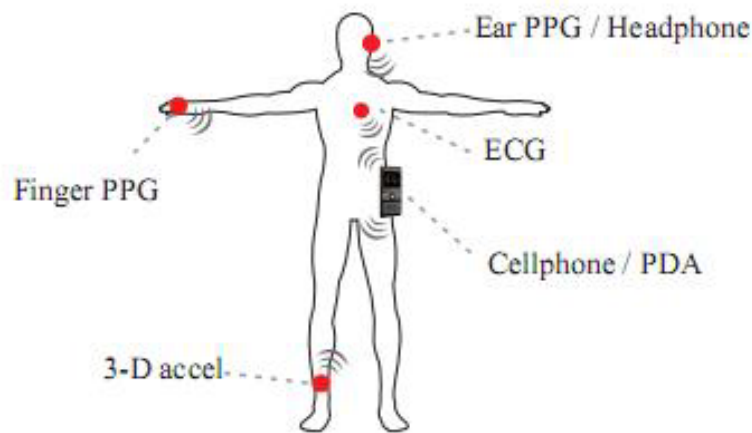
ภาพประกอบ 1-4 คุณลักษณะสำหรับสัญญาณ ECG และ PPG



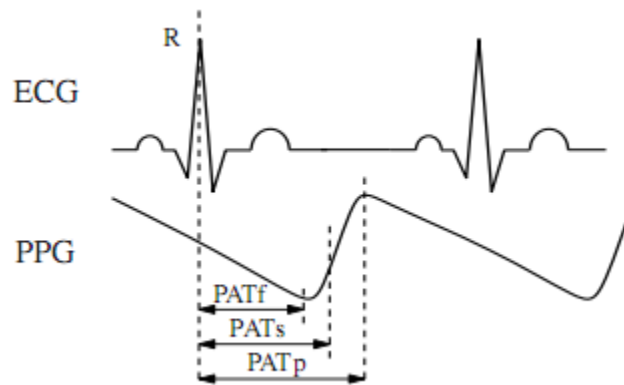
ภาพประกอบ 1-5 ระบบและการประมวลผลของสัญญาณ ECG และ PPG

1.2.4 Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration [6]

บทความนี้ศึกษาปัญหาของการประเมินค่าความดันเลือดแบบไม่รุกราน โดยปราศจากปลอกแขนรัดซึ่งเป็นที่น่าสนใจสำหรับการเฝ้าระวังค่าความดันเลือดอย่างต่อเนื่องทั่วร่างกายสัมผัส (Body area networks) ดังตัวอย่างของเครือข่ายสัมผัสในภาพประกอบ 1-6 จากภาพประกอบ 1-7 พบว่าค่า Pulse arrival time (PAT) สามารถประเมินจากช่วงเวลาระหว่างยอดคลื่นของสัญญาณ ECG ถึงตำแหน่งเฉพาะของสัญญาณ PPG ค่า PAT สามารถประมาณค่าความดันเลือดสูงสุดขณะที่หัวใจบีบตัว และค่าความดันเลือดต่ำสุดขณะที่หัวใจคลายตัว จุดประสงค์ของบทความนี้คือ วิเคราะห์ประสิทธิภาพของวิธีการดังกล่าวโดยใช้ MIMIC database ขณะเดียวกันสามารถพัฒนาประสิทธิภาพของวิธีการวัดที่ยังคงมีอยู่ วิธีการที่นำเสนอสามารถนำมาประมาณค่าความดันเลือดจากการหาค่า PAT และอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งดีกว่าการใช้ค่า PAT เพียงค่าเดียว บทความนี้ยังแสดงให้เห็นถึงการ recalibration โดยใช้วิธี RLS adaptive algorithm สุดท้ายสามารถแก้ปัญหากรณีใช้ ECG และ PPG ติดต่อกันแบบไร้สายเพื่อรวบรวมข้อมูลและศึกษาผลของความคลาดเคลื่อนของการประมาณค่าความดันเลือด



ภาพประกอบ 1-6 ตัวอย่างของเครือข่ายกายสัมผัส

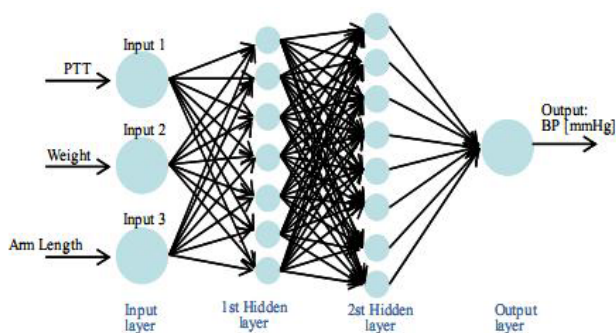


ภาพประกอบ 1-7 ค่า PAT วัดจาก R-wave ของสัญญาณ PPG ถึงตำแหน่งเฉพาะของสัญญาณ PPG

1.2.5 Comparative study on artificial neural network with multiple regressions for continuous estimation of blood pressure [7]

บทความนี้นำเสนอวิธีการสร้างแบบจำลองที่สามารถประมาณค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวอย่าง สะดวกและ ไม่ยุ่งยาก โดยใช้เทคนิค Pulse transit time (PTT) และค่า Biometric บางชนิด การทดลองนี้มีอาสาสมัคร 45 คน ค่า PTT สามารถวัดจากสัญญาณสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าสัญญาณจนถึงสัญญาณ PPG และวัดพารามิเตอร์ Biometric เช่น น้ำหนัก, ความสูง, ค่าดัชนีมวลกาย (BMI), ความยาวของแขนและเส้นรอบวงของแขน ก่อนเริ่มต้น สร้างแบบจำลองจำเป็นที่ต้องเลือกตัวแปรที่เป็นตัวพยากรณ์ โดยสามารถทำการเลือกจากการวิเคราะห์ทางสถิติ หลังจากนั้น นำพารามิเตอร์มาทำการ

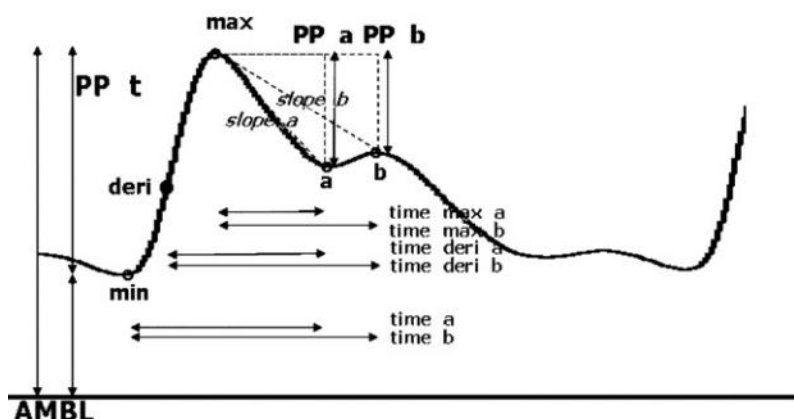
เปรียบเทียบระหว่างการใช้โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial neural network, ANN) กับการวิเคราะห์แบบ Multiple linear logistic regression เสมือนเป็นวิธีการประมาณค่าความดันเลือด โครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้เป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบแพร่กลับ โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมถูกแสดงดังภาพประกอบ 1-8 การวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean \pm sd) ระหว่างค่าที่ประมาณได้กับค่าอ้างอิงที่ได้มาจากอุปกรณ์ KFDA จากผลการทดลองพบว่า การใช้โครงข่ายประสาทเทียม (4.53 ± 2.68 mmHg) ให้ค่าความแม่นยำที่ดีกว่าการใช้การวิเคราะห์แบบ Multiple linear logistic regression (6.31 ± 3.89 mmHg) ค่าที่ประมาณจากโครงข่ายประสาทเทียมทำให้ต่ำกว่ามาตรฐาน Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) ที่ระบุว่าค่า Mean estimation error $< |5|$ mmHg และ Standard deviation error $< |8|$ mmHg



ภาพประกอบ 1-8 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแบบ 2 ชั้นซ่อน

1.2.6 Effect of confounding factors on blood pressure estimation using pulse arrival time [8]

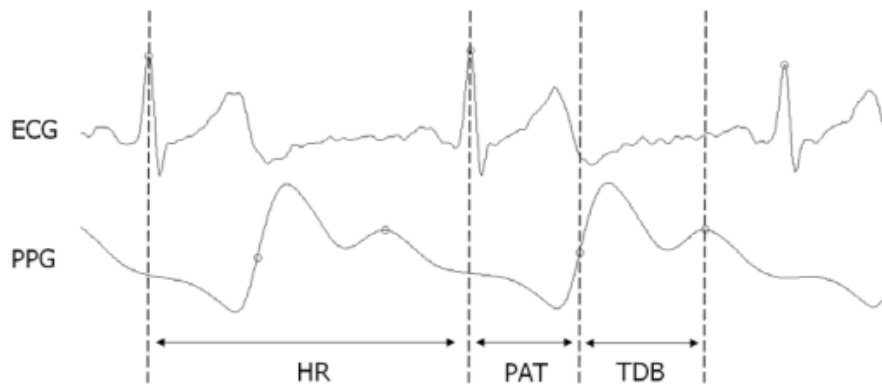
บทความนี้นำเสนอการประเมินค่าความดันเลือดโดยใช้ค่า Pulse arrival time (PAT) สำหรับแต่ละบุคคลโดยใช้สองปัจจัยที่ถูกเลือกและนำมาวิเคราะห์ ค่าอัตราการเต้นหัวใจและระยะเวลาจากจุดอนุพันธ์สูงสุดจนถึง diastolic peak ในสัญญาณ PPG (Time derivative) โดยหาได้จากภาพประกอบ 1-9 การพิจารณาปัจจัยทั้งสองกับค่า PAT ด้วยการวิเคราะห์แบบการถดถอยพหุคูณสามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการประเมินค่าความดันเลือดอย่างมีนัยสำคัญทำให้สามารถประมาณค่าความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัวดีกว่าค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว ความสัมพันธ์ระหว่างการประมาณและการวัดความดันเลือดลดลงเล็กน้อย แต่ยังคงสมเหตุสมผลกับค่าที่ได้จากการทดสอบ ($r \approx 0.8$) จากผลการทดลองพบว่าค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า SBP มีค่ามากที่สุดและน้อยที่สุดเท่ากับ 0.949 และ 0.749 ตามลำดับ และค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า DBP มีค่ามากที่สุดและน้อยที่สุดเท่ากับ 0.932 และ 0.629 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 1-9 การเปรียบเทียบพารามิเตอร์ของความยืดหยุ่นของหลอดเลือดในสัญญาณ PPG

1.2.7 Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors [9]

บทความนี้นำเสนอวิธีการใหม่ในการประมาณความดันเลือดโดยใช้การวิเคราะห์แบบถดถอยพหุคูณกับค่า Pulse Arrival Time (PAT) ค่าอัตราการเต้นหัวใจและระยะเวลาจากจุดอนุพันธ์สูงสุดจนถึง dicrotic peak ในสัญญาณ PPG (Time deri b) ดังภาพประกอบ 1-10 การวิเคราะห์ส่วนแรกทำการทดลองกับอาสาสมัครในคลินิกทันตกรรมที่โคเนตติคัต การวิเคราะห์ส่วนที่สองทำการทดลองทั้งหมด 3 Application ประกอบด้วย ขณะนั่งในห้องน้ำ ขณะนั่งหน้าจอคอมพิวเตอร์ และขณะนั่งขับรถ จากผลการทดลองกับอาสาสมัครในคลินิกทันตกรรมพบว่าค่าสหสัมพันธ์เฉลี่ยระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า SBP และ DBP เท่ากับ 0.922 และ 0.855 ตามลำดับ ขณะที่อาสาสมัครนั่งในห้องน้ำพบว่าค่าสหสัมพันธ์เฉลี่ยระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า SBP และ DBP เท่ากับ 0.806 และ 0.851 ตามลำดับ ขณะที่อาสาสมัครนั่งหน้าคอมพิวเตอร์พบว่าค่าสหสัมพันธ์เฉลี่ยระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า SBP และ DBP เท่ากับ 0.799 และ 0.711 ตามลำดับ และขณะที่อาสาสมัครนั่งขับรถพบว่าค่าสหสัมพันธ์เฉลี่ยระหว่างอินพุตทั้งสามกับค่า SBP และ DBP เท่ากับ 0.779 และ 0.746 ตามลำดับ จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าการประเมินค่าความดันเลือดแบบไม่รุกรานสามารถนำมาใช้ทั้งในสถานการณ์ทางการแพทย์และการดูแลสุขภาพประจำวัน



ภาพประกอบ 1-10 ค่าพารามิเตอร์ที่ถูกเลือกสำหรับการประเมิน
ค่าความดันเลือดโดยใช้การวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณ

ตารางที่ 1-1 สรุปการทบทวนการตรวจเอกสาร บทความ และงานที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย

บทความ	เทคนิค	กระบวนการ วิเคราะห์	ผลลัพธ์
1	Pulse wave transit time (PWTT)	Individual linear regression	∅ Maximum and minimum estimation error of SBP 8.26 and 1.58 mmHg
2	Pulse arrival time (PAT)	Individual linear regression	∅ Maximum and minimum estimation error of SBP 11.61 and 2.67 mmHg
3	Pulse transit time (PTT_dp) for SBP Diastolic time (Dia_t2) for DBP	Individual linear regression	∅ Maximum and minimum estimation error of SBP 11±8 and 4±2 mmHg ∅ Maximum and minimum estimation error of DBP 10±6 and 5±4 mmHg
4	Pulse arrival time combination with heart rate	Mimic database	∅ Maximum and minimum of standard deviation error of SBP and DBP 7.77 and 4.96 mmHg
5	Pulse transit time weight and arm length	Artificial neural network	∅ Minimum estimation error of SBP 4.53±2.68 mmHg

6	Pulse arrival time, Heart rate and time_der_i_b	Individual multiple regression	<p>☒ Maximum and minimum correlation coefficient (R) of SBP 0.949 and 0.749</p> <p>☒ Maximum and minimum correlation coefficient of DBP 0.932 and 0.629</p>
7	Pulse arrival time, Heart rate and time_der_i_b	Individual multiple regression	<p>☒ Dental anesthesia Mean correlation coefficient (R) of SBP and DBP 0.922 and 0.855</p> <p>☒ Toilet seat application Mean correlation coefficient (R) of SBP and DBP 0.806 and 0.851</p> <p>☒ Computer desk application Mean correlation coefficient (R) of SBP and DBP 0.799 and 0.711</p> <p>☒ Vehicle application Mean correlation coefficient (R) of SBP and DBP 0.779 and 0.746</p>
Purposed method	Pulse arrival time from three physical examinations and Heart rate	Artificial neural network	<p>☒ Maximum and minimum estimation error of SBP 4.53 ± 3.67 and 1.97 ± 2.9 mmHg</p> <p>☒ Maximum and minimum estimation error of MAP 1.56 ± 2.04 and 3.58 ± 3.24 mmHg</p>

จากการทบทวนการตรวจเอกสาร บทความและงานที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัยพบว่าค่า PAT สามารถประเมินค่าความดันเลือดได้ แต่ถ้าต้องการเพิ่มความแม่นยำในการประเมินค่าความดันเลือดสามารถเพิ่มค่าอัตราการเต้นของหัวใจร่วมกับค่า PAT เป็นอินพุตของข้อมูล นอกจากนี้พบว่าการใช้โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial neural network) สามารถให้ความแม่นยำที่ดีกว่าการใช้การวิเคราะห์แบบถดถอยเชิงเส้น (linear regression) และการวิเคราะห์แบบถดถอยพหุคูณ (Multiple regression) เนื่องจากโครงข่ายประสาทเทียมเป็นอัลกอริทึมที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อเรียนแบบการทำงานของสมองมนุษย์ เหมาะสำหรับวิเคราะห์ข้อมูลที่มีความซับซ้อนค่อนข้างมาก

1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.3.1 เพื่อหาค่าความสัมพันธ์และประมาณค่าความดันเลือดโดยใช้หลักการของ Pulse arrival time (PAT)

1.3.2 เพื่อออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบสำหรับวัดค่าความดันเลือดโดยใช้หลักการของ PAT

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ทำการทดลองและเก็บข้อมูลค่า PAT จากอาสาสมัคร 15 คน จำนวน 100 ข้อมูล เพื่อนำไปวิเคราะห์หาความสัมพันธ์กับค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (SBP), ความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (DBP) และ ความดันเลือดเฉลี่ย (MAP)

1.4.2 ทำการทดลองและเก็บข้อมูลค่า PAT จากอาสาสมัครเพศชายที่มีสุขภาพร่างกายแข็งแรง ช่วงอายุ 20-30 ปี

1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับการวัดความดันเลือด

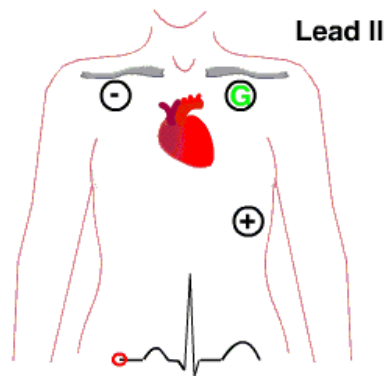
วัตถุประสงค์ คือทำการศึกษาในส่วนของเทคนิคการวัดความดันเลือด จากการศึกษาพบว่าวิธีการวัดความดันเลือดสามารถแบ่งเป็น 2 วิธี คือการวัดความดันเลือดแบบรุกราน (Invasive blood pressure, IBP) การวัดโดยวิธีนี้มีการใส่ท่อเข้าไปในหลอดเลือด อีกประเภทหนึ่งคือ การวัดความดันเลือดแบบไม่รุกราน (Non-invasive blood pressure, NIBP) การวัดวิธีนี้เป็นการวัดภายนอกร่างกายและเป็นวิธีที่นิยมใช้ในปัจจุบัน สำหรับวิธีการที่นำเสนอเป็นการวัดความดันเลือดแบบไม่รุกรานและปราศจากปดออก รัดแขน ข้อดีของวิธีการนี้เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ NIBP ในกรณีที่ผู้ป่วยเข้ารับการรักษาตัวใน หน่วยอภิบาลคือ สะดวก ง่ายและสามารถวัดความดันเลือดได้อย่างต่อเนื่อง เนื่องจากการใช้ปลอกรัด แขนพันทับหลอดเลือดแดงบริเวณต้นแขนของผู้ป่วย ในบางครั้งสามารถสร้างความไม่สะดวกให้ผู้ป่วยที่นอนพักรักษาตัว และการใช้ปลอกรัดแขนทำให้ไม่สามารถเฝ้าระวังค่าความดันเลือดได้อย่างต่อเนื่อง

1.5.2 ศึกษาและออกแบบวงจรวัดสัญญาณ ECG และ PPG

วัตถุประสงค์เพื่อนำวงจร ECG และ PPG มาวัดสัญญาณกับอาสาสมัครเพศชายเพื่อนำไปหาค่า PAT ค่า PAT จะถูกนำไปวิเคราะห์เพื่อหาค่าความสัมพันธ์กับค่าความดันเลือดโดยใช้ โครงข่ายประสาทเทียม ค่า PAT สามารถวัดจาก R-wave ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจนถึงท้องคลื่น ของสัญญาณ PPG

1.5.3 ทดลองวัดสัญญาณ ECG และ PPG เพื่อหาค่า PAT จากอาสาสมัคร

การวัดสัญญาณ ECG standard limb lead II เพื่อทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตำแหน่งของการติดอิเล็กโทรดจะติดบริเวณหน้าอกด้านซ้าย, ด้านขวา และบริเวณด้านล่างซ้ายบริเวณ ท้องคังแสดงในภาพประกอบ 1-11 การวัดสัญญาณ PPG สามารถวัดได้จากอุปกรณ์ Nellcor DS-100A finger sensor



ภาพประกอบ 1-11 รูปแบบการติดอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณ ECG

1.5.4 ศึกษาและออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อบันทึกสัญญาณ ECG, PPG และคำนวณค่า PAT

โปรแกรม LabVIEW ถูกใช้ในการรับสัญญาณ ECG และ PPG เพื่อนำทั้งสองสัญญาณมา คำนวณหาค่า PAT โปรแกรม LabVIEW ที่ออกแบบสามารถแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็น ขั้นตอนการรับสัญญาณ ECG และ PPG และบันทึกสัญญาณ ส่วนที่สองจะเป็นขั้นตอนในการหาค่า PAT

1.5.5 หาค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT กับค่า SBP และ MAP

ศึกษาและเก็บค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT กับค่า SBP และ MAP การหาค่า ความสัมพันธ์จะถูกวิเคราะห์โดยการใช้โครงข่ายประสาทเทียม โครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาทดสอบ เป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervised learning) โดยที่กระบวนการเรียนรู้ เป็นแบบแพร่กลับ (Back propagation) และใช้กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle component analysis, PCA) เข้ามาช่วยในการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูล โครงข่ายประสาทเทียมถูก ออกแบบให้มีลักษณะเป็น Multilayer neural network โดยมี Transfer function ในชั้นอินพุตและชั้น ซ่อน เป็น Tansig และชั้นเอาต์พุตเป็น Purelin

1.5.6 ตรวจสอบสรุปผลและจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว ความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว ความดันเลือดเฉลี่ย และค่า PAT

1.6.2 โครงข่ายประสาทเทียมสำหรับประเมินค่าความดันเลือดที่มีค่าตามมาตรฐานของ Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI)

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

ในงานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นเป็นการหาค่าความดันเลือดด้วยเทคนิคการหาค่า PTT หรือ PAT ผู้วิจัยได้แบ่งทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยดังต่อไปนี้ 1) หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด 2) ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ ECG และ PPG ต่อการวัดความดันเลือด 3) ความรู้พื้นฐานวงจรอิเล็กทรอนิกส์ 4) โครงข่ายประสาทเทียม 5) การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle component analysis, PCA)

2.1 หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด

2.1.1 คุณลักษณะของเลือด

ร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยเลือดประมาณ 6,000 ลูกบาศก์เซนติเมตร เลือดประกอบด้วยของเหลวคือน้ำเลือด (Plasma) กับของแข็งคือ เซลล์เม็ดเลือดแดง (Red blood cells), เซลล์เม็ดเลือดขาว (White blood cells) และเกล็ดเลือด (Platelet) เซลล์เม็ดเลือดแดงประกอบด้วยฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ซึ่งมีฮีม (Heme) เป็นส่วนประกอบให้อะตอมของธาตุเหล็กจับกับออกซิเจนเพื่อส่งไปทั่วร่างกาย สีแดงของเลือดมาจากเม็ดเลือดแดง บางครั้งสีของเม็ดเลือดแดงอาจเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นอยู่กับสถานะของฮีโมโกลบินคือ เมื่อฮีโมโกลบินจับกับออกซิเจนจะได้ ออกซิฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin) ซึ่งมีสีแดงและเมื่อฮีโมโกลบินไม่จับกับออกซิเจนจะได้ คือออกซิฮีโมโกลบิน (Deoxyhemoglobin) ซึ่งมีสีคล้ำเมื่อมองผ่านเส้นเลือดจะเห็นมีสีเขียวหรือน้ำเงิน [10]

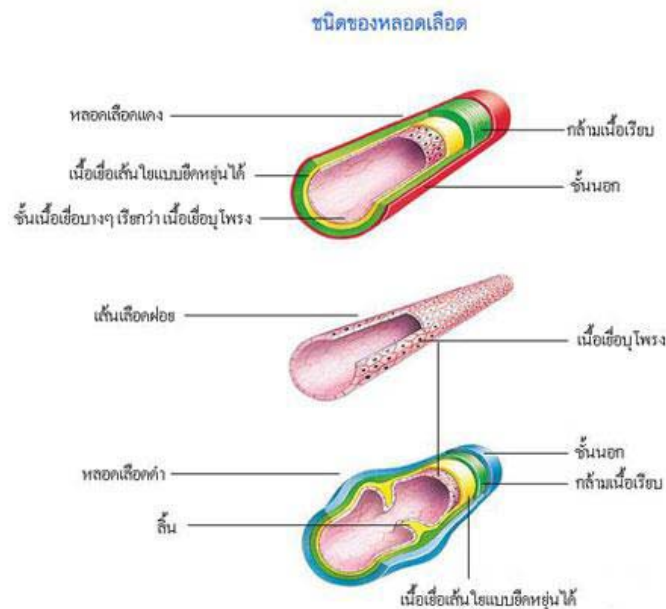
2.1.2 หลอดเลือด [11]

หลอดเลือดทำหน้าที่ลำเลียงเลือดจากหัวใจไปยังอวัยวะส่วนต่างๆทั่วร่างกายและเป็นเส้นทางให้เลือดจากอวัยวะต่างๆทั่วร่างกายไหลกลับเข้าสู่หัวใจ โครงสร้างของหลอดเลือดต่างๆสามารถดูได้ดังภาพประกอบ 2-1 หลอดเลือดสามารถจำแนกได้เป็น 3 ชนิด คือ หลอดเลือดแดง (Artery), หลอดเลือดฝอย (Capillary) และหลอดเลือดดำ (Vein)

1. หลอดเลือดแดง เป็นหลอดเลือดที่นำเลือดดีจากหัวใจไปสู่เซลล์ต่างๆของร่างกาย หลอดเลือดแดงมีผนังหนาแข็งแรงและไม่มีลิ้นกั้นภายใน เลือดที่อยู่ในหลอดเลือดแดงเป็นเลือดที่มีปริมาณแก๊สออกซิเจนสูงหรือเรียกว่า “เลือดแดง” ยกเว้นหลอด

เลือดแดงที่นำเลือดออกจากหัวใจไปยังปอดภายในเป็นเลือดที่มีปริมาณแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์มากหรือเรียกว่า “เลือดดำ”

2. หลอดเลือดดำ เป็นหลอดเลือดที่นำเลือดดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายเข้าสู่หัวใจ หลอดเลือดมีผนังบางกว่าหลอดเลือดแดง มีลิ้นกั้นภายในเพื่อป้องกันเลือดไหลย้อนกลับ เลือดที่ไหลอยู่ภายในหลอดเลือดจะเป็นเลือดที่มีปริมาณแก๊สออกซิเจนต่ำ ยกเว้นหลอดเลือดดำที่นำเลือดจากปอดเข้าสู่หัวใจจะเป็นเลือดแดง
3. หลอดเลือดฝอย เป็นหลอดเลือดที่เชื่อมต่อระหว่างหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำสานเป็นร่างแหแทรกอยู่ตามเนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกาย มีขนาดเล็กและละเอียด เป็นฝอยและมีผนังบางมากเป็นแหล่งที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซและสารต่างๆ ระหว่างเลือดกับเซลล์



ภาพประกอบ 2-1 โครงสร้างของหลอดเลือด

2.1.3 ความดันเลือด

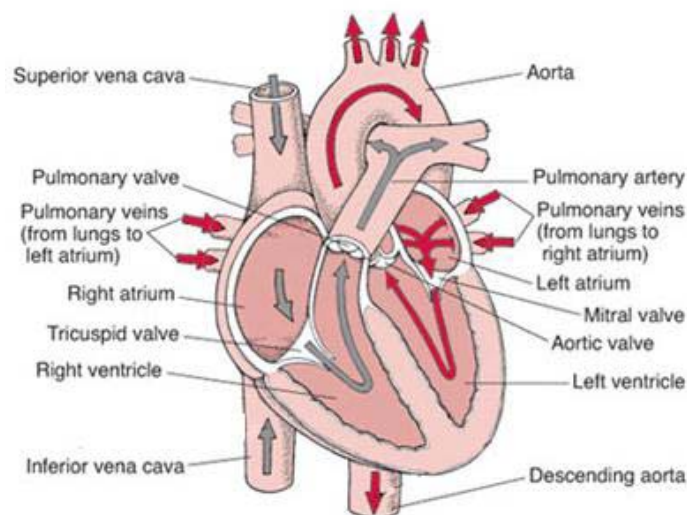
ความดันเลือดที่ใช้กันทั่วไปหมายถึงค่าความดันหลอดเลือดแดง (Arterial blood pressure) ในระบบวงจรถ่ายเลือดทั่วร่างกาย (Systemic circulation) เมื่อหัวใจบีบตัวและเลือดในห้องหัวใจถูกส่งไปยังหลอดเลือด ทำให้เกิดความดันในหลอดเลือดขึ้น ดังนั้นค่าความดันที่หลอดเลือดต่างๆ โดยทั่วไป ความดันเลือดแดงที่ส่งจากหัวใจจุดแรกจะมีความดันสูงสุด ต่อจากนั้นจะค่อยๆ ลดลงจนถึงหลอดเลือดดำใหญ่ที่จะเข้าสู่หัวใจซึ่งจะมีความดันต่ำที่สุด [12] ดังภาพประกอบ 2-2

การที่หลอดเลือดต้องมีความดันก็เพราะหลอดเลือดมีหน้าที่เป็นท่อส่งหรือท่อลำเลียงเลือดที่ส่งออกจากหัวใจไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆทั่วร่างกาย ความดันเลือดแดงในระบบไหลเวียนทั่วร่างกายสูงกว่าระบบไหลเวียนผ่านปอด (Pulmonary circulation) ความดันเลือดที่วัดได้จะถูกจำแนกออกเป็น 4 ประเภท คือ [13]

1. ความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (Systolic blood pressure, SBP)
2. ความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (Diastolic blood pressure, DBP)
3. ผลต่างของความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวและความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (Pulse pressure)
4. ความดันเลือดเฉลี่ย (Mean arterial pressure, MAP)

ค่าความดันเลือดปกติคือ 120 mmHg สำหรับความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวหรือที่เรียกโดยทั่วไปว่าความดันตัวบน และ 80 mmHg สำหรับความดันเลือดต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัวหรือที่เรียกโดยทั่วไปว่าความดันตัวล่าง

การวัดความดันเลือดในปัจจุบันสามารถแบ่งเป็น 2 วิธี คือ การวัดความดันหลอดเลือดแดงโดยตรงหรือการวัดความดันเลือดแบบรุกราน (Invasive blood pressure, IBP) การวัดโดยวิธีนี้มีการใส่ท่อเข้าไปในหลอดเลือดอีกประเภทหนึ่งคือ การวัดความดันหลอดเลือดแดงโดยหรือการวัดความดันเลือดแบบไม่รุกราน (Non-invasive blood pressure, NIBP) การวัดวิธีนี้เป็นการวัดภายนอกร่างกายและเป็นวิธีที่นิยมใช้ในปัจจุบัน [12]



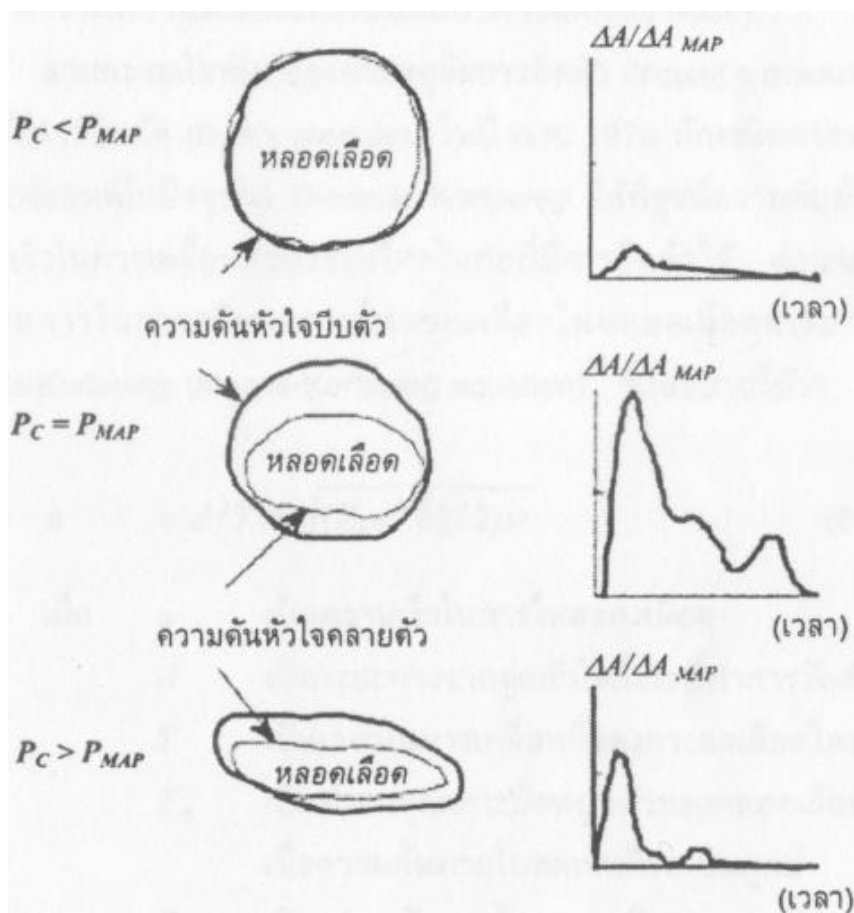
ภาพประกอบ 2-2 การไหลเวียนของเลือดผ่านหัวใจและปอด

[ที่มา http://www.ipeccp.ac.th/cgi-bin/Circulatory/program/unit2/p1_1.html]

2.1.4 การวัดการเปลี่ยนแปลงพยาธิสภาพของหลอดเลือดใต้ผิวหนัง [14]

หลักการของวิธีการวัดสัญญาณ Photoplethysmograph (PPG) คือขณะที่หลอดเลือดแดงขยายตัวแสงที่ส่องผ่านนี้จะถูกดูดกลืนทำให้ตัวรับแสงรับแสงได้น้อย แต่ในขณะที่หลอดเลือดแดงหดตัวลง แสงที่ส่องผ่านนี้จึงผ่านได้สะดวกทำให้ตัวรับแสงสามารถรับแสงได้ในปริมาณมาก

จากภาพประกอบ 2-3 แสดงให้เห็นว่าเมื่อความดันในหลอดเลือดนี้ (P_c) ต่ำกว่าความดันเฉลี่ยของหลอดเลือด (P_{MAP}) หลอดเลือดจะขยายตัวทั้งขณะหัวใจบีบตัวและหัวใจคลายตัวในรูปแบบที่แตกต่างกัน แสงที่ส่องผ่านนี้จึงถูกดูดกลืนทำให้ตัวรับแสงรับแสงได้แตกต่างกันตามการขยายตัวของหลอดเลือด เมื่อความดันหลอดเลือดสูงเท่ากับความดันเฉลี่ยหลอดเลือด แสงที่ส่องผ่านนี้จะมีการเปลี่ยนแปลงตามขนาดของหลอดเลือดโดยช่วงที่หัวใจบีบตัวหลอดเลือดจะขยายตัวทำให้แสงผ่านได้น้อย เมื่อหัวใจคลายตัวหลอดเลือดจะหดตัวลง แสงจึงส่องผ่านได้สะดวกขึ้น และเมื่อเพิ่มความดันจนกระทั่งเท่ากับความดันหัวใจบีบตัว หลอดเลือดจะหดตัวทำให้แสงสามารถส่องผ่านนี้ได้ง่ายขึ้นทั้งภาวะที่หัวใจบีบตัวและคลายตัว

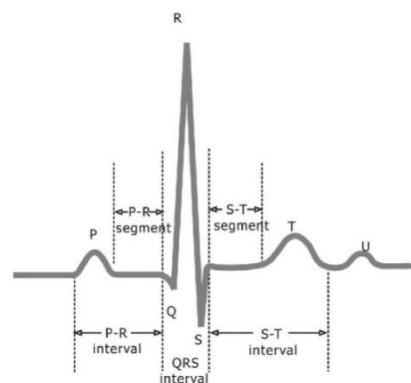


ภาพประกอบ 2-3 การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหลอดเลือดเนื่องจากความดันสัมพันธ์

2.1.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ [14]

Electrocardiography (ECG) คือการบันทึกการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า (potential) ที่ผิวของร่างกายซึ่งเกิดจาก depolarization และ repolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจ depolarization เมื่อเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น โซเดียมไอออนจากภายนอกเซลล์เมมเบรนจะเคลื่อนผ่านเข้าไปในเซลล์ ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าภายในเซลล์กลายเป็นบวก ภายนอกเซลล์กลายเป็นลบ สนามไฟฟ้าจะเกิดบริเวณระหว่าง depolarize และ polarized ของกล้ามเนื้อหัวใจ

แผนภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดตำแหน่งของยอดคลื่นย่อยๆ เป็น P, Q, R, S และ T การแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาศัยการพิจารณาความลักษณะของสัญญาณที่ปรากฏ ความสูงของแต่ละยอดคลื่น และช่วงเวลาการเกิดคลื่นดังภาพประกอบ 2-4



ภาพประกอบ 2-4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในช่วงคลื่น P จะเกิดจากสถานะ Depolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนามาก จึงมีความสูงของยอดสัญญาณไม่มากนัก ในหัวใจที่เป็นปกติจะใช้เวลาในการเกิดคลื่นนี้ประมาณ 0.08-0.11 วินาที

คลื่น QRS เกิดภาวะ Depolarization ของผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างเนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีความหนา จึงมีความสูงของยอดสัญญาณมากกว่าคลื่นอื่นๆ ในกรณีที่ผนังหัวใจห้องล่างหนามากช่วงเวลาจากยอดคลื่น Q ถึงยอดคลื่น R จะใช้เวลามาก สำหรับหัวใจที่เป็นปกติจะใช้เวลาในการเกิดคลื่น QRS ประมาณ 0.06-0.10 วินาที และการเกิดสัญญาณในช่วงคลื่น P ถึงคลื่น R (P-R interval) จะใช้เวลาประมาณ 0.12-0.20 วินาที

คลื่น T เกิดจากภาวะ Repolarization ของผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างยอดคลื่นมีความสูงประมาณ $\frac{1}{8}$ – $\frac{2}{3}$ ของยอดคลื่น R การเกิดสัญญาณในช่วงคลื่น Q ถึงคลื่น T จะใช้เวลาประมาณ 0.20-0.40 วินาที

ระบบขั้วต่อ (Lead system) ปกติคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผิวหนังนอกร่างกายเป็นผลรวม (Summation) ของการนำคลื่นไฟฟ้าทั้งหมดที่เกิดขึ้นในแต่ละเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจ ในทางคลินิกการบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่ออกจากหัวใจจะใช้ระบบขั้วต่อชนิดสองขั้ว (Bipolar leads) และขั้วต่อชนิดขั้วเดียว (Unipolar leads)

ระบบขั้วต่อชนิดสองขั้วอิเล็กโทรด (Electrode) ทั้งคู่จะอยู่ในสนามไฟฟ้าที่ส่งออกจากหัวใจเครื่องบันทึกไฟฟ้าหัวใจ (ECG) จะบันทึกความแตกต่างระหว่าง 2 ขั้ว ของอิเล็กโทรดที่เป็นบวกและอิเล็กโทรดที่เป็นลบ

ระบบขั้วต่อชนิดขั้วเดียวอิเล็กโทรดขั้วหนึ่งจะถูกสร้างให้มีค่าไฟฟ้าเป็นศูนย์เรียก Indifferent electrode อิเล็กโทรดอีกขั้วจะบันทึกศักย์ไฟฟ้าอย่างสมบูรณ์เพียงขั้วเดียวเรียก Exploring electrode

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าโดยสมบูรณ์นิยมบันทึกด้วย 12 ขั้ว (Lead) ประกอบด้วยแขนขา 6 ขั้วต่อ ทรวงอก 6 ขั้วต่อ เพื่อที่จะให้เข้าใจลำดับขั้วต่อง่ายขึ้น ให้เปรียบเทียบร่างกายของคนเป็นรูปทรงกระบอกในแนวยืนแล้วแบ่งรูปทรงกระบอกออกเป็น 3 ระนาบ (Plane) ได้แก่ Frontal plane, Horizontal plane และ Saggital plane

ขั้วต่อมาตรฐานแขนขา (Standard Limb Lead หรือ Bipolar leads) ได้แก่ Lead I, II และ III บันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าในลักษณะ Frontal plane ซึ่ง Einthoven เป็นผู้คิดริเริ่มโดยวางอิเล็กโทรดขั้ว (+) และอิเล็กโทรดขั้ว (-) ลงบนแขนขวา, แขนซ้าย และขาซ้าย บันทึกศักย์ไฟฟ้าระหว่าง 2 ขั้ว

Lead I บันทึกศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนขวา (-) และแขนซ้าย (+)

Lead II บันทึกศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนขวา (-) และเท้าซ้าย (+)

Lead III บันทึกศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนซ้าย (-) และเท้าซ้าย (+)

ขั้วต่อมาตรฐานทั้ง 3 คู่เมื่อนำมาต่อกันแล้วจะได้สามเหลี่ยมด้านเท่าทางไฟฟ้าเรียก Einthoven triangle โดยมีหัวใจอยู่จุดศูนย์กลางของสามเหลี่ยมซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ ตามกฎของ Einthoven จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างขั้วต่อ I, II และ III เป็นสมการดังนี้

$$\text{Lead II} = \text{Lead I} + \text{Lead III}$$

จากสมการนี้ทำให้เราทราบว่า P wave ใน Lead II จะเป็น P wave ที่สูงสุดถ้าคลื่น P ของทั้งสาม Lead ขึ้นบนหมด

โดยปกติเครื่องวัดสัญญาณ ECG และ PPG จะถูกติดไว้วัดกับผู้ป่วยที่อยู่ในห้องฉุกเฉิน เพราะฉะนั้นเมื่อผู้ป่วยเข้ารับการรักษาพยาบาลก็จะนำเครื่องมือทั้งสองมาติดเข้ากับตัวของคนไข้จนกว่าจะออกจากห้องฉุกเฉิน ในขณะที่ผู้ป่วยอยู่ในหน่วยอภิบาล (Intensive care unit, ICU) จะมีพยาบาลเข้ามาทำการวัดความดันเลือดของผู้ป่วยโดยใช้เครื่องมือวัดความดันซึ่งจะเป็นเครื่องมือที่มีปลอกรัดแขนทำให้เกิดความไม่สะดวกขึ้นกับผู้ป่วยซึ่งบางครั้งอาจจะหมดสติอยู่ แต่วิธีการที่น่าเสนอจะใช้อุปกรณ์ที่มีอยู่ใน

หน่วยอภิบาลซึ่งก็คือ ECG และ PPG มาบอกค่าความดันเลือดของผู้ป่วยและไม่เป็นการรบกวนผู้ป่วยอีกด้วย เพราะทั้ง ECG และ PPG ถูกคิดไว้กับผู้ป่วยอยู่ก่อนแล้ว

2.2 ความสัมพันธ์ของ ECG และ PPG ต่อการวัดความดันเลือด [14]

จากความสัมพันธ์ของค่ามอดูลัสของยัง (Young's modulus) และค่าโมดูลัสของแรงบีบอัด (Bulk's modulus) นักวิทยาศาสตร์ชาวดัตช์ Diederik Korteweg ได้พิสูจน์ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการเคลื่อนที่ของไหลในท่อที่มีการยืดตัวได้ ต่อมาถูกนำมาใช้เป็นสมการอธิบายการไหลของเลือดในหลอดเลือดที่เรียกว่าสมการ Moens-Korteweg (Moens-Korteweg equation) ดังสมการที่ 2.1 ซึ่งอธิบายได้ดังนี้

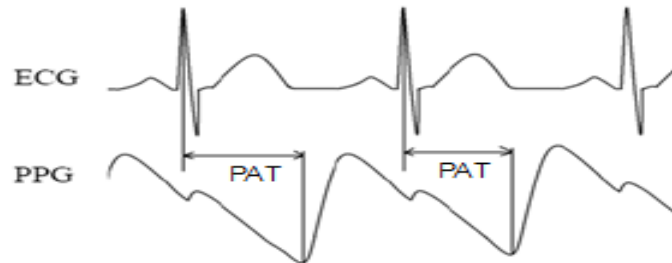
$$u = \frac{d}{T} = \sqrt{\frac{E_0 e^{\gamma h}}{2\rho r}} \quad (2.1)$$

เมื่อ	u	เป็นความเร็วในการไหลของเลือด
	d	เป็นระยะทางจากจุดหัวใจถึงจุดที่ทำการวัดค่า
	T	เป็นเวลาในการไหลของกระแสเลือด
	E_0	เป็นค่ามอดูลัสการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือดเมื่อความดันภายในหลอดเลือดเป็นศูนย์
	P	เป็นค่าความดันเลือดเฉลี่ย (MAP)
	γ	เป็นค่าคงที่ใดๆของการเปลี่ยนแปลงความดัน
	h	เป็นค่าความหนาของผนังหลอดเลือด
	ρ	เป็นค่าความหนาแน่นของเลือด
	r	เป็นรัศมีภายในผนังหลอดเลือด

จากสมการที่ 2.1 จะสังเกตได้ว่าความเร็วในการไหลของเลือด (u หรือ Pulse wave velocity, PWV) มีความสัมพันธ์กับเวลาในการไหลของกระแสเลือด (T หรือ Pulse transit time, PTT) และความดันเลือดเฉลี่ย (P หรือ Mean arterial blood pressure, MAP) โดยที่ความดันเลือดเฉลี่ยสามารถหาได้จากสมการที่ 2.2 จากสมการนี้ทำให้ตัวแปรหนึ่งที่มีผลต่อความดันเลือดเฉลี่ยก็คือ PTT ซึ่งถ้าสามารถหาค่า PTT ได้ก็จะสามารถหาค่าความดันเลือดเฉลี่ยได้เช่นกัน

$$P = 1/\gamma \left[\ln \left(\frac{d^2 2\rho r}{E_0 h} \right) - 2 \ln T \right] \quad (2.2)$$

Pulse arrival time (PAT) สามารถประเมินเปรียบเทียบจากผลต่างเวลาระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) กับชีพจรที่วัดได้จากการเปลี่ยนรูปร่างของหลอดเลือดผ่านการดูคลื่นและสะท้อนแสง (PPG) ดังภาพประกอบ 2-5



ภาพประกอบ 2-5 วิธีการวัดค่า PAT

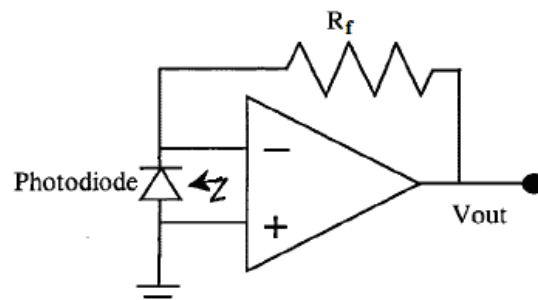
ค่า PAT มีความสัมพันธ์กับค่า PTT โดยมีสมการแสดงความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.3 จากสมการจะพบว่ามียีกหนึ่งพารามิเตอร์คือ Pre-ejection period (PEP) ค่า PEP เป็นค่าที่ไม่คงที่สามารถเปลี่ยนแปลงตาม อารมณ์, ความเครียด และท่าทางที่ใช้ในการวัด

$$PAT = PEP + PTT \quad (2.3)$$

2.3 ความรู้พื้นฐานวงจรอิเล็กทรอนิกส์

2.3.1 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

หลักการทำงานของวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน คือขาบวกของออปแอมป์ถูกต่อลงกราวด์ ขาลบจึงเปรียบเสมือนถูกต่อลงกราวด์ด้วยโฟโตไดโอด (Photodiode) จะถูกไบอัสย้อนกลับ ในขณะที่ไม่มีแสงสว่าง โฟโตไดโอดจะนำกระแสรั่วขนาดน้อยๆเป็นนาโนแอมป์ แต่ก็ยังขึ้นกับพลังงานที่มากระทบด้วย ดังนั้นกระแสจึงขึ้นอยู่กับการพลังงานที่มากกระทบ โฟโตไดโอดเท่านั้น กระแสนี้จะถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันโดย R_f วงจรนี้ถูกใช้ในการแปลงกระแสไฟฟ้าของ โฟโตไดโอดให้กลายเป็นแรงดัน เพื่อนำสัญญาณที่ได้ไปทำการขยายสัญญาณและผ่านวงจรกรองความถี่ [15]

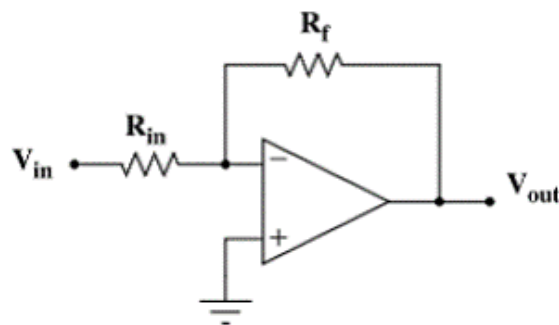


ภาพประกอบ 2-6 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

2.3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) [16]

วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟสเป็นวงจรขยายสัญญาณที่มีสัญญาณทางด้านขาออกตรงกันข้ามกับสัญญาณทางด้านขาเข้า จากภาพประกอบ 2-7 จากกฎของ Kirchhoff Current Law เมื่อหาสัญญาณบวกต่อลงกราวด์ของวงจร สามารถหาอัตราขยายของวงจรได้ดังสมการที่ 2.4 วงจรนี้ถูกใช้ในการขยายและกลับเฟสของสัญญาณ PPG

$$V_{out} = -V_{in} \left(\frac{R_f}{R_{in}} \right) \quad (2.4)$$

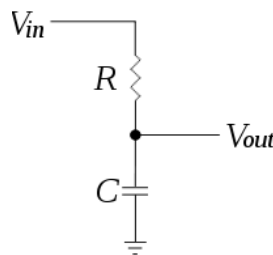


ภาพประกอบ 2-7 วงจร Inverting Amplifier

2.3.3 วงจรกรองความถี่ [16]

วงจรกรองความถี่ (Filters) สามารถแบ่งออกเป็น 2 แบบใหญ่ๆ คือ แบบพาสซีฟ (Passive filters) และแบบแอคทีฟ (Active filters) วงจรกรองความถี่เป็นวงจรที่สามารถทำหน้าที่เลือกความถี่ที่ต้องการหรือตัดความถี่ที่ไม่ต้องการออกได้ ถ้าเป็นวงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟจะใช้ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำ ส่วนในวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะใช้ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ และอุปกรณ์ที่สามารถทำการขยายสัญญาณ เช่น ออปแอมป์ วงจรกรองความถี่ที่นำมาใช้ได้แก่ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter, LPF) และ วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter, HPF) ลำดับของวงจรกรองความถี่มีตั้งแต่ลำดับ (Order) ที่ 1, 2, 3, 4 ไปเรื่อยๆ จนถึงลำดับที่ n การเปลี่ยนแปลงของลำดับจะมีผลต่อการตอบสนองความถี่ของวงจรพบว่าวงจรกรองความถี่ที่ตอบสนองความถี่ได้ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุดคือ ลำดับที่ 3 แต่ในการใช้งานจริงนิยมใช้ลำดับที่ 2 (Second order) เพราะใช้ออปแอมป์เพียงตัวเดียว

2.3.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Passive)

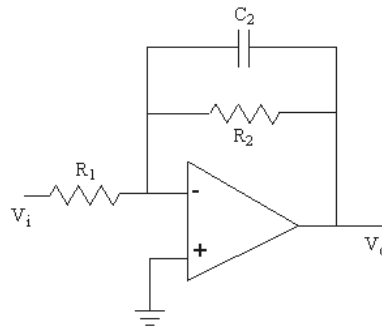


ภาพประกอบ 2-8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

$$f_c = \frac{0.1591}{RC} \quad (2.5)$$

2.3.3.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่หนึ่ง (First order)

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่หนึ่งดังภาพประกอบ 2-9 ออปแอมป์ต่อเป็นวงจรตามแรงดันเพื่อให้เอาต์พุตอิมพีแดนซ์ของวงจรกรองความถี่มีค่าต่ำ โดยค่าความถี่ตัด (f_c) สามารถกำหนดได้จากอุปกรณ์ภายนอกดังสมการที่ 2.6

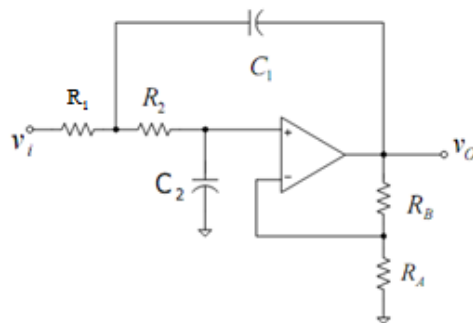


ภาพประกอบ 2-9 วงจรของความถี่ต่ำผ่านลำดับที่หนึ่ง

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (2.6)$$

2.3.3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สอง (Second order)

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สองสามารถสร้างได้ง่ายโดยใช้โอปแอมป์เพียงตัวเดียว ดังแสดงในภาพประกอบ 2-14 วงจรนี้อาจจะเรียกว่า วงจรกรองความถี่แบบ Sallen and Key ซึ่งตั้งชื่อตามผู้ออกแบบวงจร สำหรับวงจรมีความถี่ตัด (cut off frequency, f_c) สามารถกำหนดได้จากค่าอุปกรณ์ที่ต่ออยู่ภายนอกตามสมการ 2.7



ภาพประกอบ 2-10 วงจรของความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สอง

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.7)$$

ถ้าหากกำหนดให้ $R_1 = R_2 = R$ และ $C_1 = C_2 = C$ สมการ (2.7) สามารถลดรูปได้เป็น

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.8)$$

2.4 โครงข่ายประสาทเทียม [18]

โครงข่ายประสาทเทียมเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ได้รับการพัฒนาโดยอาศัยหลักการการทำงานของระบบประสาททางชีววิทยา จากลักษณะการทำงานของเซลล์ประสาทที่ได้ อธิบายมาแล้วนั้นสามารถเปรียบเทียบขั้นตอนต่างๆ ระหว่าง เซลล์ประสาททางชีววิทยากับเซลล์ประสาทเทียมได้ดังต่อไปนี้

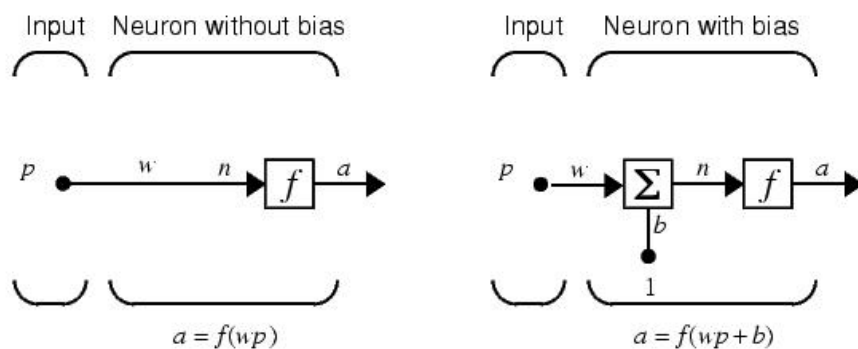
โครงสร้างของเซลล์ประสาทมีการเชื่อมต่อกันอย่างมากมาด้วยการส่งสัญญาณไฟฟ้าทางเคมี (Electrochemical) จากเซลล์หนึ่ง ไปอีกเซลล์หนึ่งผ่านใยประสาทนำเข้า ซึ่งเปรียบเสมือนเป็นสัญญาณอินพุต (Input) ผ่านจุดประสานประสาท ซึ่งเปรียบเสมือนเป็นค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งเข้าไปกระบวนการประมวลผล ซึ่งประกอบไปด้วยหน่วยประมวลผล (Processing elements) ที่เรียกว่า เซลล์ประสาทหรือนิวรอน (Neurons) ยูนิต (Units) เซลล์ (Cells) และ โหนด (Nodes) ภายในตัวเซลล์หลังจากนั้นจะส่งสัญญาณผ่านแอกซอน (Axon) ซึ่งเปรียบเสมือนเป็นสัญญาณเอาต์พุต (Output) ไปยังเซลล์อื่นๆ ต่อไปในลักษณะการเชื่อมต่อแบบเดียวกันนี้เรื่อยๆ ไป ซึ่งถ้าเกิดการไซแนปส์เป็นแบบการกระตุ้น (Excitatory synapse) มีผลทำให้สัญญาณมีความถี่สูงขึ้น แต่ถ้าเกิดการไซแนปส์เป็นแบบยับยั้ง (Inhibitory) มีผลทำให้สัญญาณมีความถี่ต่ำลง การเชื่อมต่อนี้เองจะมีการปรับค่าถ่วงน้ำหนักของแต่ละจุดของการเชื่อมต่อเพื่อให้ได้ค่าถ่วงน้ำหนักที่เหมาะสมในการนำโครงข่ายประสาทเทียมไปประยุกต์ เพื่อให้สอดคล้องในการแก้ไขปัญหาต่างๆ เช่น การเรียนรู้และจดจำรูปแบบ (Pattern recognition) การประมวลผลสัญญาณ (Signal processing) เป็นต้น โครงข่ายประสาทเทียมจะประกอบด้วยส่วนสำคัญทั้งหมด 3 ส่วน ดังนี้

1. รูปแบบของนิวรอน (Neuron model)
 - 1.1 นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุต (Single input neuron)
 - 1.2 นิวรอนที่มีหลายอินพุต (Multiple input neuron)
2. สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาท (Neural network architectures)
 - 2.1 โครงข่ายแบบชั้นเดียวของนิวรอน (A layer of neurons)
 - 2.2 โครงข่ายแบบหลายชั้นของนิวรอน (Multiple layers of neurons)
3. อัลกอริทึมการแพร่กลับ (Back-propagation)

2.4.1 รูปแบบของนิวรอน (Neuron model)

2.4.1.1 นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุต (Single input neuron)

นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุตเป็นรูปแบบของนิวรอนอย่างง่าย ๆ มีค่าอินพุต (p) เพียงค่าเดียวเท่านั้น ซึ่งค่าอินพุตในกรณีนี้จะเป็นปริมาณสเกลาร์ จากภาพประกอบ 2-11(a) นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุตในกรณีที่ไม่มีค่าไบอัส (b) ส่วนภาพประกอบ 2-11(b) แสดงนิวรอนที่มีหนึ่งอินพุตในกรณีที่มีค่าไบอัส



ภาพประกอบ 2-11 (a) นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุตโดยไม่นำค่าไบอัสมาคิด

(b) นิวรอนที่มีหนึ่งอินพุตโดยนำค่าไบอัสมาคิด [13]

จากภาพประกอบ 2-11 จะเห็นได้ว่ามีค่าอินพุตถูกส่งผ่าน นำไปคูณด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก (w) เป็นปริมาณสเกลาร์กำหนดอยู่ในแต่ละการเชื่อมต่อ ผลคูณที่ได้อยู่ในรูป wp นำค่าที่ได้นี้ ไปรวมกับค่าไบอัสจะได้ผลรวมกันของค่าที่ได้เรียกว่า ค่า Net input (n) จากนั้นถูกส่งผ่านไปยังฟังก์ชันการถ่ายโอน (Transfer or activation function) ผลลัพธ์ที่ได้ออกมาเป็นค่าเอาต์พุต (a) เป็นปริมาณสเกลาร์ จากรูปสามารถเขียนสมการของค่าอินพุตและเอาต์พุตได้ดังนี้

$$a = f(wp + b) \quad (2.9)$$

$$n = wp + b \quad (2.10)$$

$$a = f(n) \quad (2.11)$$

ค่าไบอัสมีลักษณะเหมือนกับค่าถ่วงน้ำหนัก แต่จะกำหนดให้มีค่าเป็น 1 ในตอนเริ่มต้น หรือไม่ต้องการกำหนดให้มีค่าไบอัสก็ได้เช่นกัน ค่าถ่วงน้ำหนักและค่าไบอัสจะถูกปรับให้มีความสัมพันธ์กับฟังก์ชันการถ่ายโอนที่เลือกใช้ การปรับค่าดังกล่าวขึ้นอยู่กับความสามารถในการเรียนรู้

ของโครงข่ายนั้นๆ และค่าที่แท้จริงของเอาต์พุตจะขึ้นอยู่กับฟังก์ชันการถ่ายโอน เพราะฉะนั้นการเลือกฟังก์ชันการถ่ายโอนให้เหมาะสมจึงเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่ง ฟังก์ชันการถ่ายโอน (Transfer function) อาจเป็นฟังก์ชันแบบเชิงเส้น (Linear function) หรือเป็นฟังก์ชันแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Non-linear function) ก็ได้ ฟังก์ชันการถ่ายโอนมีให้เลือกใช้อยู่อย่างมากมาย แต่มีฟังก์ชันการถ่ายโอนอยู่ 3 รูปแบบที่ถูกเลือกใช้อยู่เสมอได้แก่ ฟังก์ชันแบบ Hard limit (hardlim(n)), Linear (purelin(n)) และ Log-sigmoid (logsig(n)) เป็นต้น

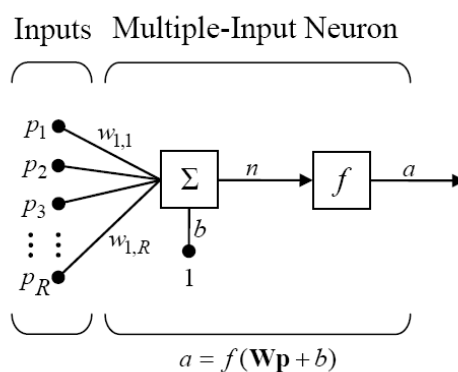
2.4.1.2 นิวรอนที่มีหลายอินพุต (Multiple input neuron)

นิวรอนที่มีหลายอินพุตเป็นแบบจำลองนิวรอนที่มีจำนวนอินพุตมากกว่า 1 อินพุต ซึ่งเป็นเวกเตอร์อินพุต สามารถเขียนได้ดังนี้ p_1, p_2, \dots, p_R โดยที่ R แทนจำนวนของสมาชิกในเวกเตอร์อินพุต สมาชิกทุกตัวในเวกเตอร์อินพุตคูณอยู่กับค่าถ่วงน้ำหนัก $w_{1,1}, w_{1,2}, \dots, w_{1,R}$ จากนั้นค่าทั้งหมดจะถูกนำมารวมกันที่ Summing junction ถ้ามีค่าไบอัสก็จะถูกนำมารวมด้วย ณ จุดนี้ ค่าผลรวมที่ได้คือค่า Net input หลังจากนั้นจะส่งไปยังฟังก์ชันการถ่ายโอน เพื่อหาค่าเอาต์พุต สามารถเขียนให้อยู่ในรูปสมการได้ดังนี้

$$n = w_{1,1}p_1 + w_{1,2}p_2 + \dots + w_{1,R}p_R + b \quad (2.12)$$

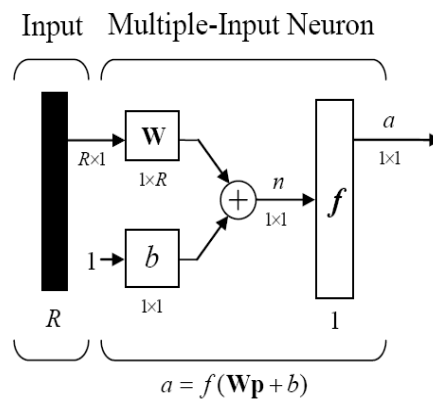
$$n = \mathbf{Wp} + b \quad (2.13)$$

$$a = f(\mathbf{Wp} + b) \quad (2.14)$$



ภาพประกอบ 2-12 นิวรอนที่มีหลายอินพุต

จากภาพประกอบ 2-12 นิวรอนเพียงนิวรอนเดี่ยวข้างบน ประกอบไปด้วยรายละเอียดที่มากมายเมื่อพิจารณาถึงโครงข่ายที่ประกอบไปด้วยนิวรอนจำนวนมาก มีจำนวนของชั้นหลายๆ ก็ยังมีรายละเอียดที่มากขึ้นไปอีก ดังนั้นจึงมีการใช้สัญลักษณ์ย่อ (Abbreviated notation) เพื่อทำให้ง่ายต่อความเข้าใจแสดงดังภาพประกอบ 2-13



ภาพประกอบ 2-13 นิวรอนที่มีอินพุต R อินพุตแบบย่อ

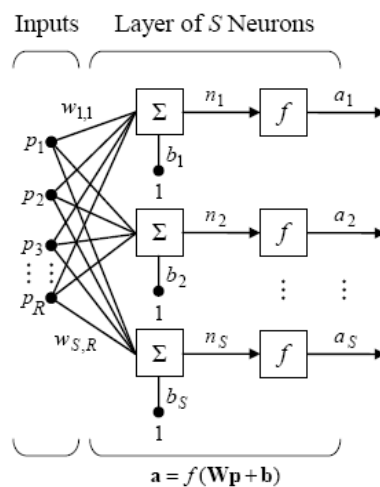
จากภาพประกอบ 2-13 ค่าอินพุตเวกเตอร์แทนด้วยแท่งสี่เหลี่ยมทึบแนวตั้งทางด้านซ้ายมือ มีขนาดของเวกเตอร์เท่ากับ $R \times 1$ นำไปคูณกับเวกเตอร์ของค่าถ่วงน้ำหนัก ซึ่งมีขนาดเท่ากับ $1 \times R$ แล้วนำค่าไปอัสที่มีขนาดเท่ากับ 1×1 มาบวกรวมไปด้วยที่ Summing junction ก่อนที่จะส่งผลรวมนี้ ซึ่งมีขนาดเท่ากับ 1×1 ไปยังฟังก์ชันการถ่ายโอนเพื่อให้ได้ค่าเอาต์พุตออกมา ในกรณีนี้ค่าเอาต์พุตที่ได้จะมีขนาดเท่ากับ 1×1 เป็นปริมาณสเกลาร์ แต่ถ้ามีจำนวนนิวรอนมากกว่า 1 นิวรอนค่าเอาต์พุตที่ได้จะเป็นปริมาณเวกเตอร์

2.4.2 สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาท (Neural network architectures)

ชั้นของโครงข่ายจะต้องประกอบด้วย การรวมกันของค่าถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กระบวนการคูณและการบวกเขียนอยู่ในรูปของเวกเตอร์ \mathbf{Wp} การบวกด้วยค่าไบอัส และการส่งผลรวมที่ได้ไปยังฟังก์ชันการถ่ายโอน ทั้งหมดที่กล่าวมาคือคุณสมบัติที่สามารถเรียกว่า ชั้น (Layer) ได้ เพราะฉะนั้นจึงไม่นับอินพุตว่าเป็น “ชั้น” รูปแบบการเชื่อมต่อของนิวรอนภายใน และระหว่างชั้น เรียกว่า สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาท สามารถแบ่งออกได้ 3 แบบคือ

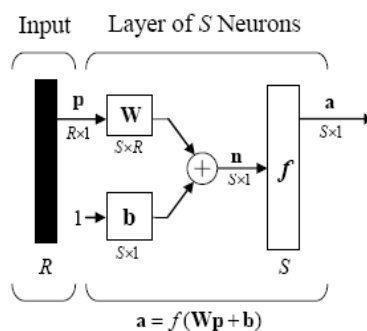
2.4.2.1 โครงข่ายแบบชั้นเดียวของนิวรอน (A layer of neurons)

โครงข่ายแบบนี้จะประกอบด้วยอินพุตเวกเตอร์ (p) แต่ละนิวรอนเชื่อมต่อไปยัง Summing junction โดยมีเมตริกซ์ของค่าถ่วงน้ำหนัก (w) เป็นค่าที่กำหนดการเชื่อมต่อ ลำดับการเชื่อมต่อของนิวรอน (i) ซึ่งแต่ละเซลล์ประสาทประกอบไปด้วยค่าไบอัส (b_i), Summing node, ฟังก์ชันการถ่ายโอน (f) และค่าเอาต์พุต (a_i) โดยปกติแล้วจำนวนของอินพุตจะมีจำนวนที่ไม่เท่ากับจำนวนของ นิวรอน ($R \neq S$) และสามารถสร้างชั้นของนิวรอนให้มีฟังก์ชันการถ่ายโอนที่แตกต่างกันได้เช่นกัน ซึ่งมีลักษณะโครงข่ายที่ขนานกัน เพื่อหาค่าเอาต์พุต



ภาพประกอบ 2-14 โครงข่ายแบบชั้นเดียวที่มีนิวรอนจำนวน S นิวรอน

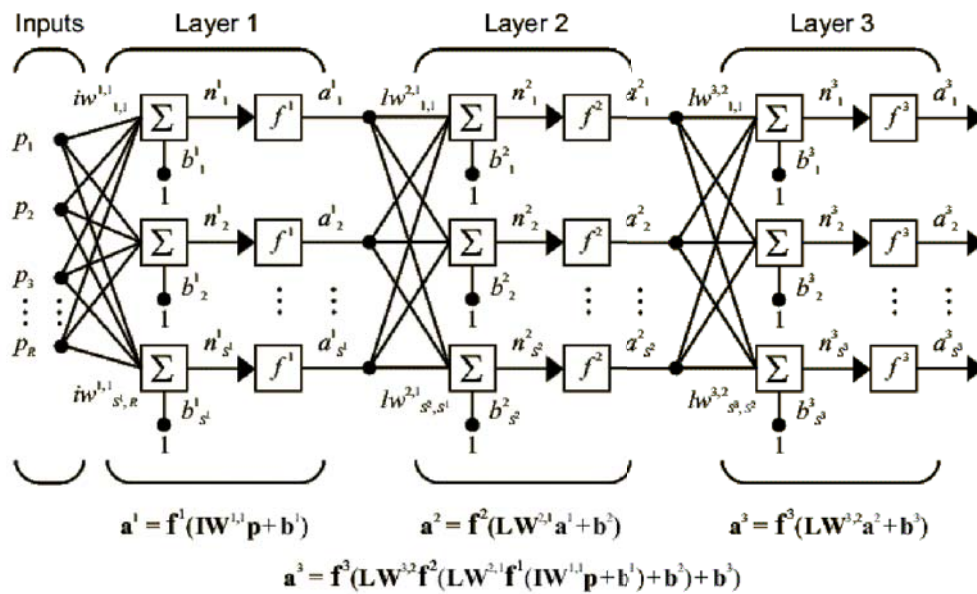
ถ้าจะวาดรูปของโครงข่ายที่มี S นิวรอน R อินพุต ของโครงข่ายแบบชั้นเดียว สามารถเขียนโครงข่ายอย่างย่อได้แสดงดังภาพประกอบ 2-15



ภาพประกอบ 2-15 โครงข่ายแบบชั้นเดียวที่มีนิวรอนจำนวน S นิวรอนแบบย่อ

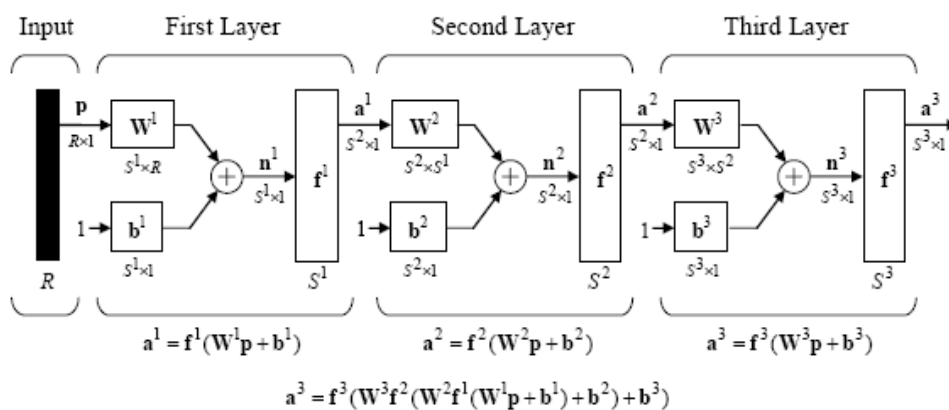
2.4.2.2 โครงข่ายแบบหลายชั้นของนิวรอน (Multiple layers of neurons)

โครงข่ายแบบนี้สามารถมีจำนวนชั้นของโครงข่ายได้มากกว่า 1 ชั้น ในแต่ละชั้นจะมีเมตริกซ์ของค่าถ่วงน้ำหนัก ไปอัสเวกเตอร์ และเอาต์พุตเวกเตอร์ ในชั้นๆ นั้น เช่น w^1 คือเมตริกซ์ของค่าถ่วงน้ำหนักของชั้นแรก ส่วน w^2 คือ เมตริกซ์ของค่าถ่วงน้ำหนักของชั้นที่ 2 สัญลักษณ์ดังกล่าวนี้แสดงอยู่ในภาพประกอบ 2-16 ซึ่งมีจำนวนชั้นอยู่ทั้งหมด 3 ชั้น เรียกว่า Three-layer network



ภาพประกอบ 2-16 โครงข่ายแบบ 3 ชั้น

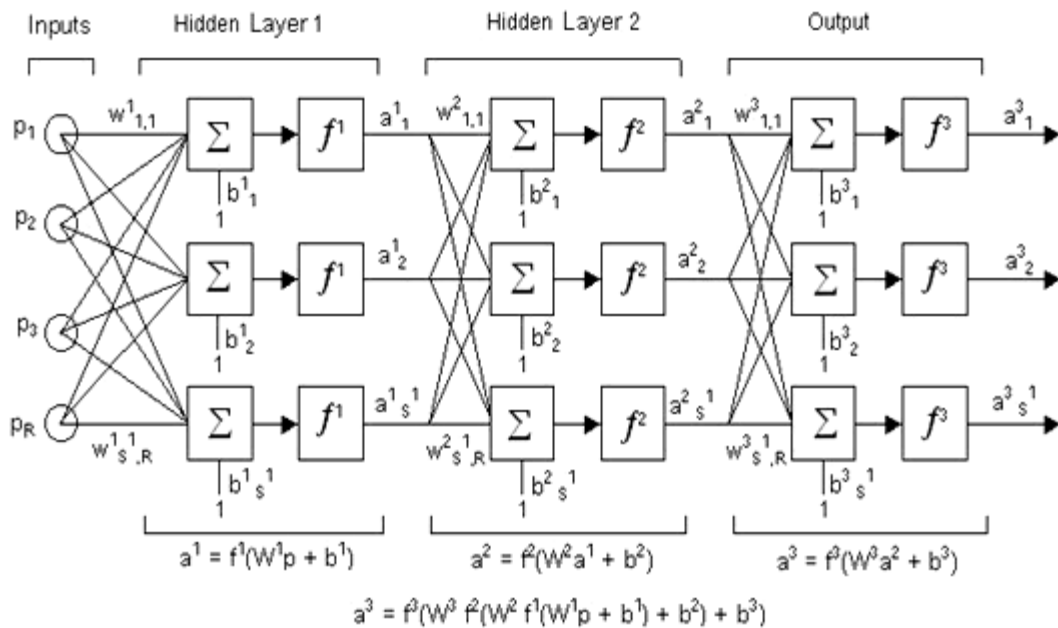
สามารถเขียนโครงข่ายอย่างย่อได้ดังภาพประกอบ 2-17



ภาพประกอบ 2-17 โครงข่ายแบบ 3 ชั้นแบบย่อ

โครงข่ายแบบหลายชั้นนี้สามารถประยุกต์ใช้ในการแก้ปัญหาที่มีความซับซ้อนกัน ได้ดีกว่าโครงข่ายแบบชั้นเดียว และสามารถนำไปประยุกต์ร่วมกับการเรียนรู้แบบแพร่กระจายย้อนกลับ (Back-propagation) ได้อีกด้วย

2.4.3 อัลกอริทึมการแพร่กลับ (Back-propagation)



ภาพประกอบ 2-18 โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ

การพัฒนาอัลกอริทึมการแพร่กลับจะใช้โครงข่าย 2 ชั้นดังภาพประกอบ 2-18 สำหรับโครงข่ายหลายชั้น เอาต์พุตของชั้นหนึ่งจะกลายเป็นอินพุตของชั้นถัดไป ซึ่งสามารถอธิบายได้ด้วยสมการต่อไปนี้

$$a^{m+1} = f^{m+1}(w^{m+1} a^m + b^{m+1}) \text{ เมื่อ } m = 0, 1, 2, \dots, n-1 \quad (2.15)$$

เมื่อ m คือจำนวนชั้นของโครงข่ายและเซลล์ประสาทชั้นที่หนึ่งจะรับอินพุตจาก

ภายนอก

$$a^0 = p \quad (2.16)$$

เอาที่พูดของเซลล์ประสาทของชั้นสุดท้ายคือเอาที่พูดของโครงข่าย

$$a = a^m \quad (2.17)$$

เมื่อ $a =$ สัญญาณของโครงข่าย
 $w =$ ค่าน้ำหนัก
 $b =$ ไบอัส

2.5 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal component analysis: PCA)

วิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักเป็นวิธีการทางสถิติใช้สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวนร่วม (Covariance matrix) จากข้อมูลภาพ ถูกนำไปใช้ในการบีบอัดข้อมูลและการสร้างภาพใบหน้าไอเกน (Eigen Faces) เรานำการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักมาใช้ลดขนาดข้อมูล ข้อมูลของแพกเก็ตนั้นอยู่ในรูปของเวกเตอร์ 1 มิติอยู่แล้ว นำเวกเตอร์ของทุกชุดข้อมูลมาจัดให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์โดยเวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 1 จะเป็นแถวที่ 1 ของเมทริกซ์ เวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 2 จะเป็นแถวที่ 2 ของเมทริกซ์จนถึง เวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ n จะเป็นแถวที่ n ของ เมทริกซ์ ดังนั้นจะได้เมทริกซ์ A มีมิติ n เป็น i และ j โดยที่ i หมายถึงลำดับของชุดข้อมูล และ j หมายถึงลำดับของมิติ ดังสมการที่ 2.27

$$\begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{1m} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{2m} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{3m} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ A_{n1} & A_{n2} & A_{n3} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{nm} \end{pmatrix} \quad m = w * h; n = \text{จำนวนรูปแบบ} \quad (2.27)$$

หลังจากเตรียมข้อมูลเรียบร้อยแล้ว สามารถทำการคำนวณได้ตามขั้นตอนดังนี้

2.5.1 คำนวณค่าเฉลี่ยของภาพในแต่ละหลัก

$$M_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_{ij} \quad 1 \leq j \leq m \quad (2.28)$$

2.5.2 คำนวณค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพใบหน้า

$$C_{ij} = A_{ij} - M_j \quad 1 \leq i \leq n \leq j \leq m \quad (2.29)$$

2.5.3 สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวน

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i C_i^T \quad (2.30)$$

2.5.4 คำนวณค่าไอเกน

$$\lambda = SS^T \quad (2.31)$$

2.5.5 คำนวณเวกเตอร์ไอเกน

$$e = \frac{CS}{\sqrt{\lambda}} \quad \text{เมื่อ } C = [C_{ij}] \quad (2.31)$$

ผลลัพธ์จะได้ค่าไอเกน และเวกเตอร์ไอเกน ข้อมูลทั้ง 2 มีความสมนัยกัน (correspondence) ซึ่งกันและกัน เวกเตอร์ไอเกนเป็นข้อมูลที่เปลี่ยนรูปแล้ว ไม่สามารถเห็นเป็นเวกเตอร์แพกเก็ตแบบเดิมได้ การนำข้อมูลเดิมกลับมาต้องนำเวกเตอร์ไอเกนมาคำนวณอีกครั้ง ดังสมการที่ 2.32

$$F_k = e_k^T (A - M) \quad (2.32)$$

$$\text{เมื่อ } A = [A_{ij}], M = [M_{ij}]$$

ไอเกนแพกเก็ตแรก (1st eigen Package) คือการเลือกเวกเตอร์ไอเกนแรกของทุกเวกเตอร์ข้อมูลมาคำนวณ ส่วนไอเกนแพกเก็ตอื่นๆก็ทำในรูปแบบเดียวกัน

บทที่ 3

วัสดุ อุปกรณ์และการทดลอง

บทนี้จะกล่าวถึงวิธีดำเนินการในการทำวิทยานิพนธ์ โดยที่สามารถแบ่งหัวข้อออกเป็น 5 หัวข้อดังนี้ 1) การทดสอบวัดสัญญาณ ECG 2) การออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG 3) การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อแสดงสัญญาณ ECG, PPG และ PAT 4) การเก็บสัญญาณ ECG และ PPG จากอาสาสมัคร 5) การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

3.1 การทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

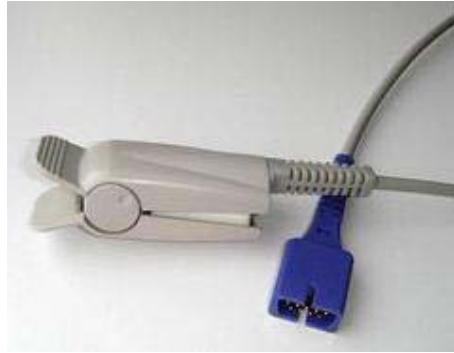
ในการทดสอบวงจรเพื่อจะวัดสัญญาณ ECG จะใช้เครื่อง PS420 Multimeter simulator ในการทดสอบเบื้องต้นเนื่องจากสามารถสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสามารถปรับค่าอัตราการเต้นของหัวใจ PS420 Multimeter simulator เปรียบเสมือนเครื่องจำลองอาการของผู้ป่วย ดังนั้นการทดสอบวงจรวัดสัญญาณ ECG จะใช้ PS420 Multimeter simulator ปรับค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อทำการทดสอบและพบว่าวงจรสามารถที่จะวัดสัญญาณ ECG ได้จึงจะทำการทดลองวัดกับอาสาสมัคร

3.1.1 การทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

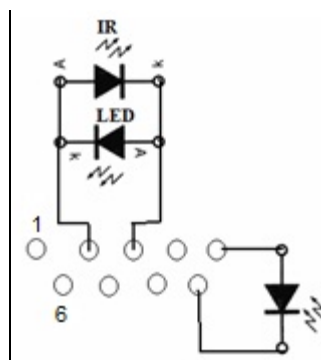
1. กำหนดให้เครื่อง PS420 patient multimeter simulator สร้างอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที
2. นำสัญญาณที่ได้จากเครื่อง simulator มาเปรียบเทียบกับสัญญาณของ ECG จากทฤษฎี
3. ทดสอบวัดสัญญาณ ECG ในอาสาสมัคร

3.2 การออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG

เครื่องมือที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณ PPG (Nellcor รุ่น DS-100A) ดังภาพประกอบ 3-1 และภาพประกอบ 3-2 แสดงถึงขาเอาต์พุตของ DS-100A



ภาพประกอบ 3-1 เครื่องวัดสัญญาณ PPG รุ่น DS-100A



ภาพประกอบ 3-2 ขาเอาต์พุตของ DS-100A

3.2.1 การออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG

ขั้นตอนนี้นับบอกถึงวิธีการออกแบบวงจรวัดสัญญาณ PPG ซึ่งวงจรที่ได้ทำการออกแบบเพื่อทำการวัดสัญญาณ PPG ประกอบด้วย วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน, วงจร low-pass filter, วงจร high-pass filter และวงจร inverting Amplifier

3.2.2 การทดลองวัดสัญญาณ PPG

1. นำวงจรวัดสัญญาณ PPG ที่ทำการออกแบบมาต่อกับอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG (DS-100A)
2. ทดสอบวัดสัญญาณ PPG ในอาสาสมัคร โดยหนีบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ไว้ที่นิ้วชี้และวางแขนให้อยู่แนวเดียวกับระดับหัวใจ
3. นำสัญญาณที่ได้จากอาสาสมัครมาเปรียบเทียบกับสัญญาณของ PPG จากทฤษฎี

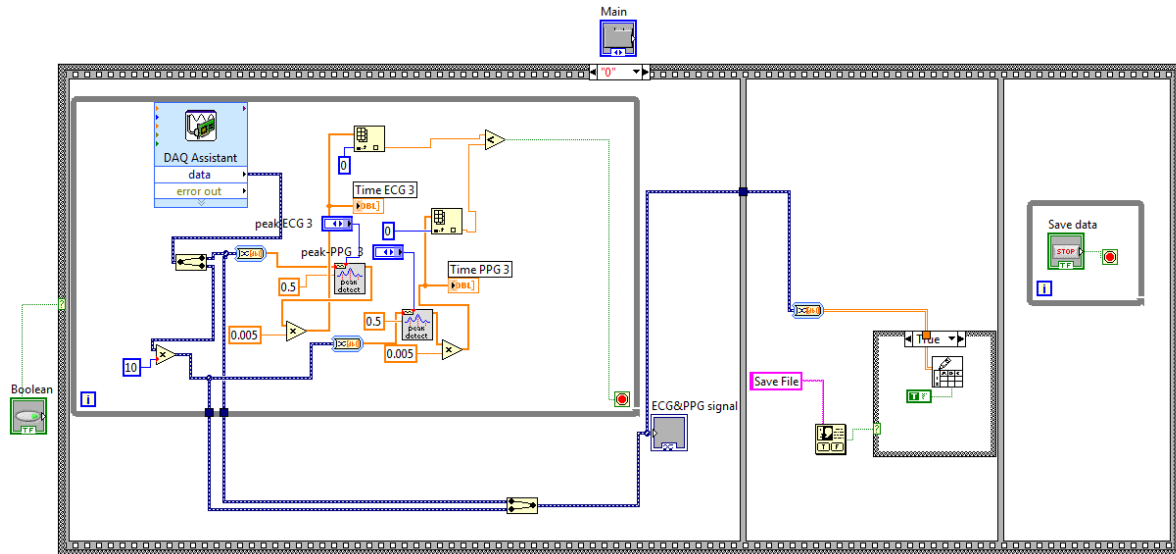
3.3 การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการแสดงสัญญาณ ECG, PPG และค่า PAT

โปรแกรม LabVIEW ที่ได้ทำการออกแบบสามารถแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นขั้นตอนการรับสัญญาณ ECG และ PPG และบันทึกสัญญาณ ส่วนที่สองจะเป็นขั้นตอนในการหาค่า PAT

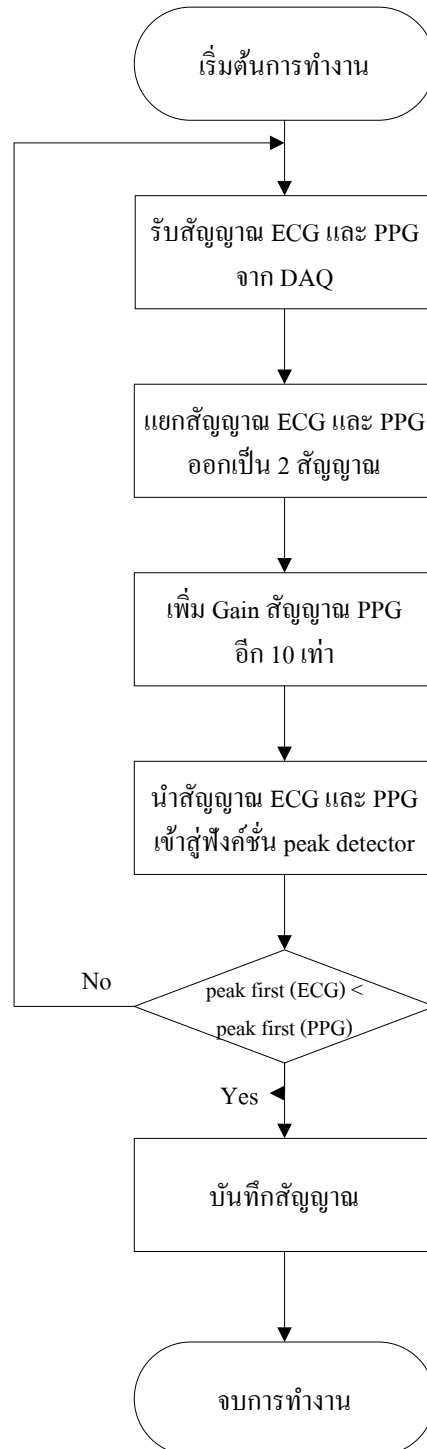
3.3.1 การรับสัญญาณ ECG, PPG และบันทึกสัญญาณ

ขั้นตอนนี้จะบอกถึงวิธีการรับสัญญาณจากเครื่องวัดสัญญาณ ECG และ PPG เพื่อนำมาแสดงผลใน โปรแกรมที่ออกแบบ โปรแกรมที่ออกแบบและขั้นตอนการทำงานสามารถดูได้จากภาพประกอบ 3-3 และ 3-4 ขั้นตอนการทำงานในแต่ละส่วนถูกอธิบายได้ดังนี้

1. รับสัญญาณ ECG และ PPG มาแสดงผลโดยผ่านทางอุปกรณ์ DAQ (data acquisition) เพื่อนำมาแสดงผลทางหน้าจอของโปรแกรม Labview
2. สัญญาณที่โปรแกรมอ่านได้ประกอบด้วยสัญญาณ 2 ชนิด จึงต้องทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกันเพื่อนำไปประมวลผลในลำดับต่อไป ในขั้นตอนนี้มีการเพิ่มอัตราขยาย (gain) ของสัญญาณ PPG อีก 10 เท่า เนื่องจากสัญญาณ PPG ที่อ่านได้มีความสูงของสัญญาณ (amplitude) ที่ต่ำ
3. นำสัญญาณ ECG และ PPG เข้าสู่ฟังก์ชัน peak detector เพื่อทำหน้าที่ในการหาเวลาและ amplitude ของยอดคลื่นหรือท้องคลื่นของสัญญาณ ในขั้นตอนนี้จะทำการหาค่าสูงสุดค่าแรกของทั้งสองสัญญาณ ถ้าพบว่าค่าสูงสุดค่าแรกของสัญญาณ ECG มีค่าน้อยกว่าค่าสูงสุดค่าแรกของสัญญาณ PPG จึงสามารถผ่านขั้นตอนนี้ได้ แต่ถ้าพบว่าไม่น้อยกว่าก็โปรแกรมจะกลับไปเริ่มขั้นตอนแรกสุดใหม่
4. เมื่อได้สัญญาณที่ต้องการตามเงื่อนไขในหัวข้อ 3 โปรแกรมที่ทำการออกแบบจะทำการบันทึกสัญญาณนี้เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณหาค่า PAT-p และ PAT-f ในขั้นตอนต่อไป



ภาพประกอบ 3-3 โปรแกรมส่วนรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณ

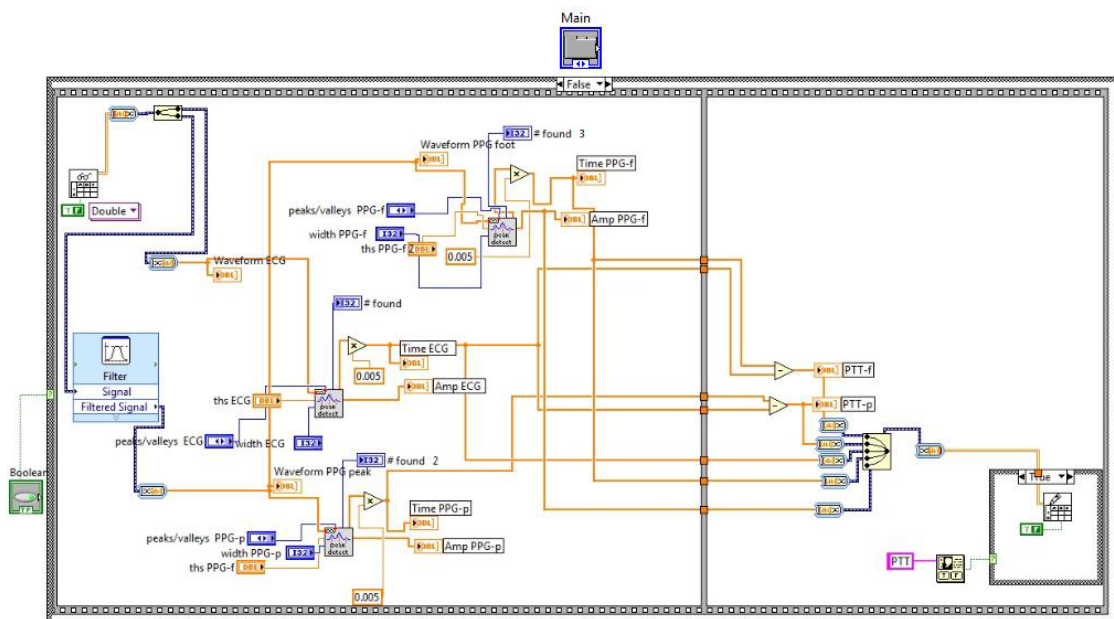


ภาพประกอบ 3-4 แผนภูมิขั้นตอนการรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณของโปรแกรม

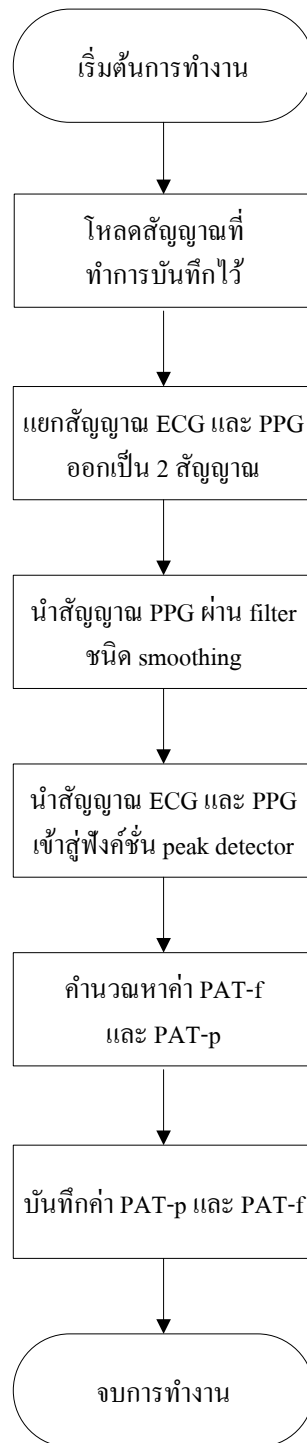
3.3.2 การคำนวณหาค่า PAT

ขั้นตอนนี้บอกถึงวิธีไหลคสัญญาณจากขั้นตอนก่อนหน้านี้และวิธีคำนวณหาค่า PAT-p และ PAT-f โปรแกรมที่ทำการออกแบบและขั้นตอนการทำงานสามารถดูได้จากภาพประกอบ 3-5 และ 3-6 ขั้นตอนการทำงานในแต่ละส่วนถูกอธิบายได้ดังนี้

1. โหลดสัญญาณที่ถูกบันทึกในขั้นตอนก่อนหน้านี้
2. ทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกัน และนำสัญญาณ PPG ผ่านตัวกรองสัญญาณแล้วเลือกแบบ smoothing เพื่อทำการปรับสัญญาณให้มีความเรียบขึ้น
3. นำสัญญาณ ECG เข้าสู่ฟังก์ชัน peak detector โดยกำหนดให้หายอดคลื่นของสัญญาณ และนำสัญญาณ PPG เข้าสู่ฟังก์ชัน peak detector โดยกำหนดให้หาทั้งยอดคลื่นและท้องคลื่นของสัญญาณ โดยกำหนดให้โปรแกรมจะทำการเก็บค่าเวลาและ amplitude ที่เกิดยอดคลื่นของสัญญาณ ECG และเก็บค่าเวลาและ amplitude ที่เกิดยอดคลื่นและท้องคลื่นของสัญญาณ PPG
4. คำนวณหาค่า PAT-p และ PAT-f โดยที่การหาค่า PAT-p สามารถคำนวณจากค่าเวลาที่เกิดยอดคลื่นของสัญญาณ PPG มาลบกับค่าเวลาที่เกิดยอดคลื่นของสัญญาณ ECG และการหาค่า PAT-f สามารถคำนวณจากค่าเวลาที่เกิดท้องคลื่นของสัญญาณ PPG มาลบกับค่าเวลาที่เกิดยอดคลื่นของสัญญาณ ECG
5. ทำการบันทึกค่า PAT-f และ PAT-p



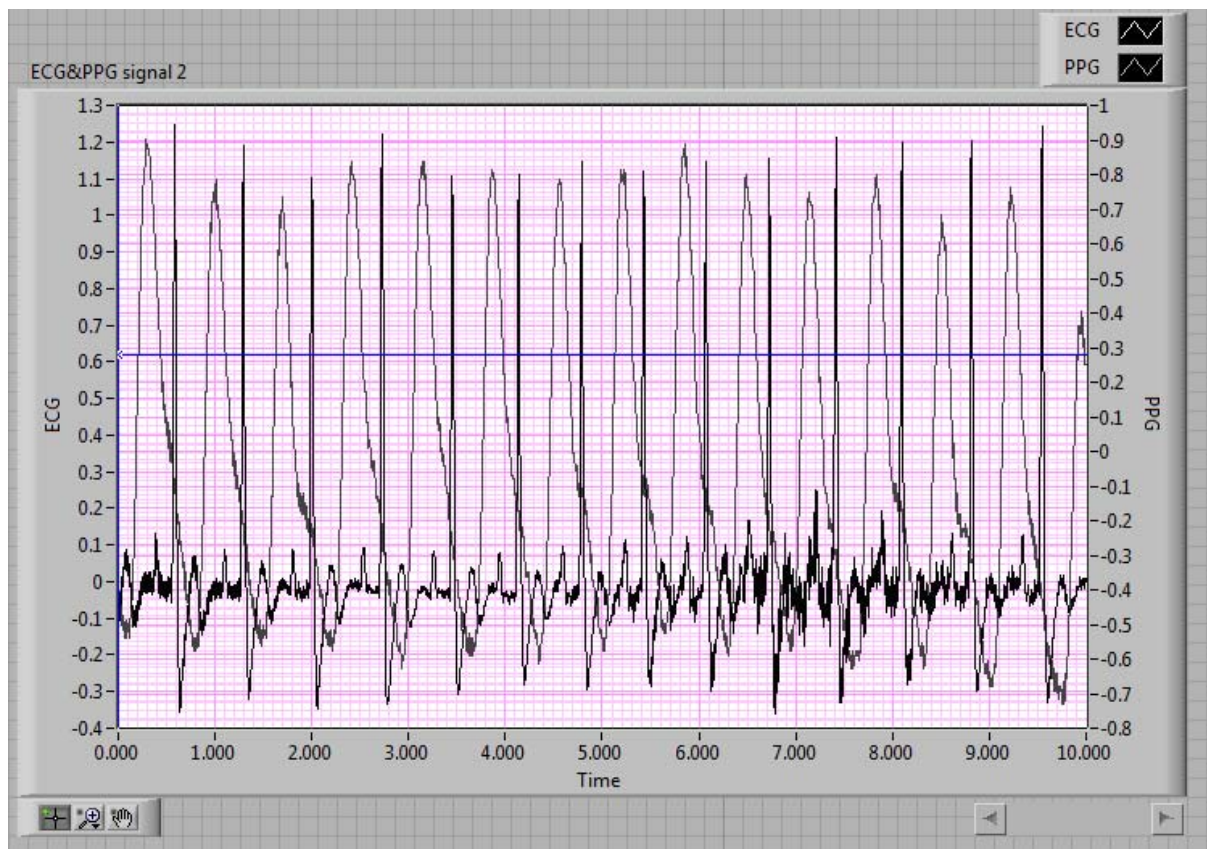
ภาพประกอบ 3-5 โปรแกรมส่วนของการตรวจสอบสัญญาณและคำนวณค่า PAT



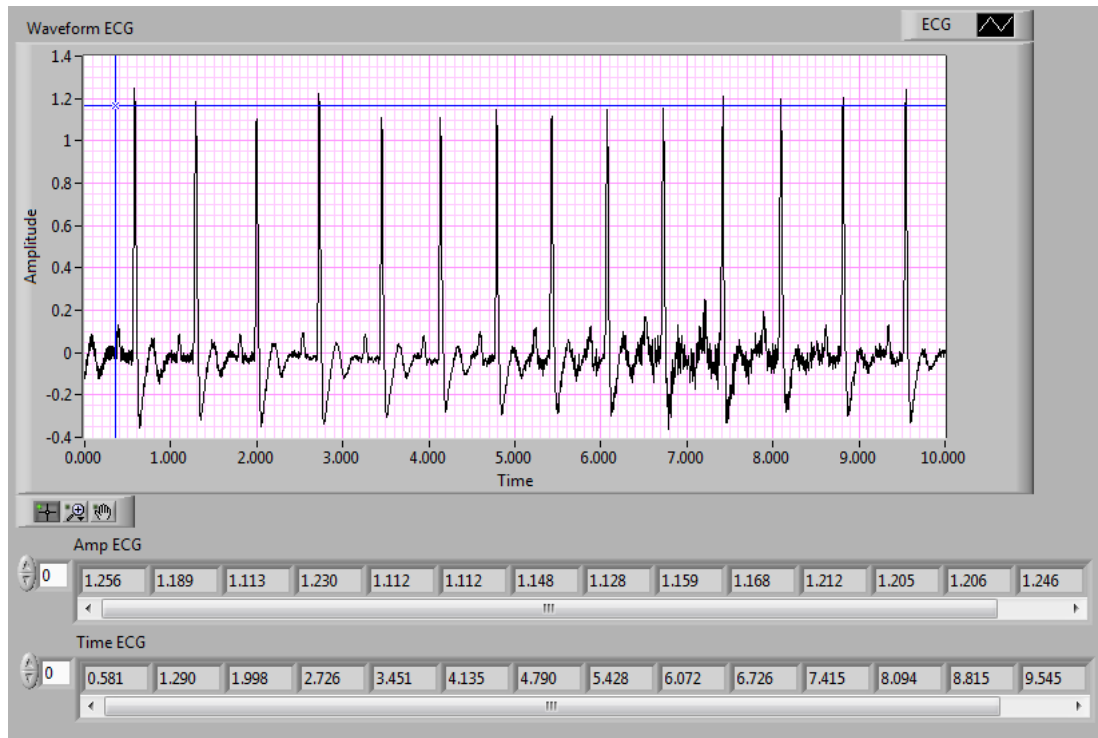
ภาพประกอบ 3-6 แผนภูมิขั้นตอนส่วนของการตรวจสอบสัญญาณและคำนวณค่า PAT

3.3.3 หน้าจอการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW

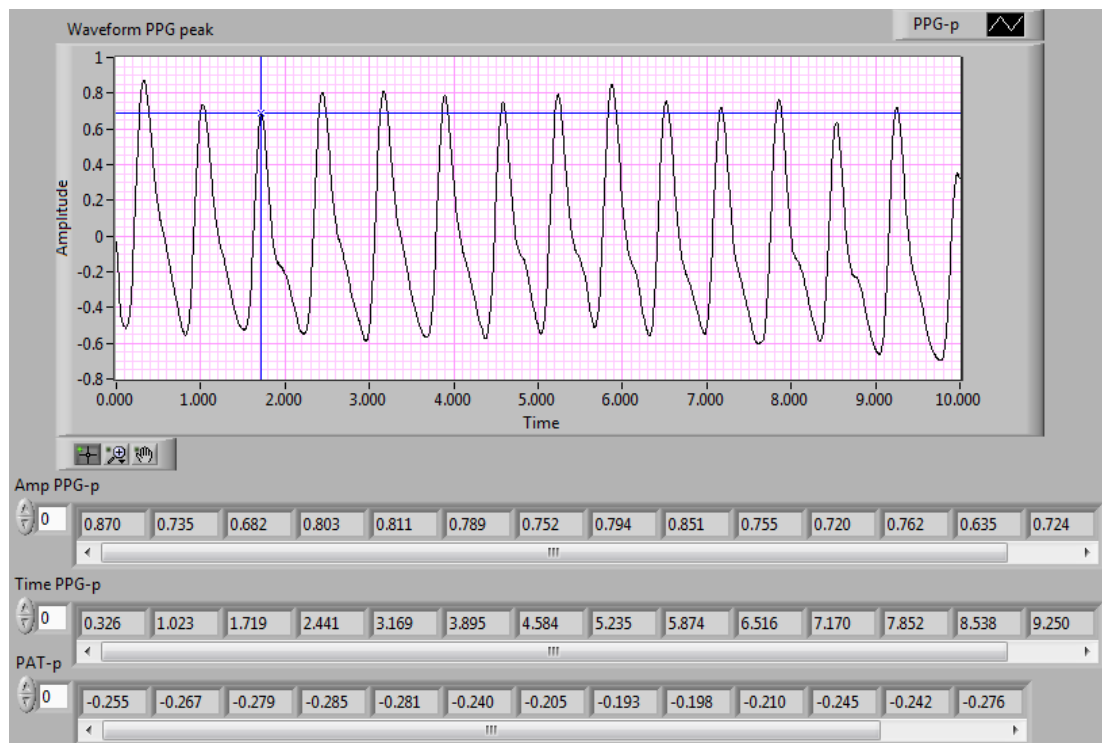
หน้าจอการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW แบ่งออกเป็น 4 หน้าดังนี้ หน้าแรกจะเป็นการแสดงผลสัญญาณ ECG, PPG และบันทึกสัญญาณดังภาพประกอบ 3-7 หน้าที่สองจะเป็นการแสดงผลค่าเวลาและ amplitude ของการเกิดขดคลื่นของสัญญาณ ECG ดังภาพประกอบ 3-8 หน้าสามจะเป็นการแสดงผลค่าเวลา, amplitude ของการเกิดขดคลื่นของสัญญาณ PPG และค่า PAT-p ดังภาพประกอบ 3-9 หน้าสี่จะเป็นการแสดงผลค่าเวลา, amplitude ของการเกิดท่วงคลื่นของสัญญาณ PPG และค่า PAT-f ดังภาพประกอบ 3-10



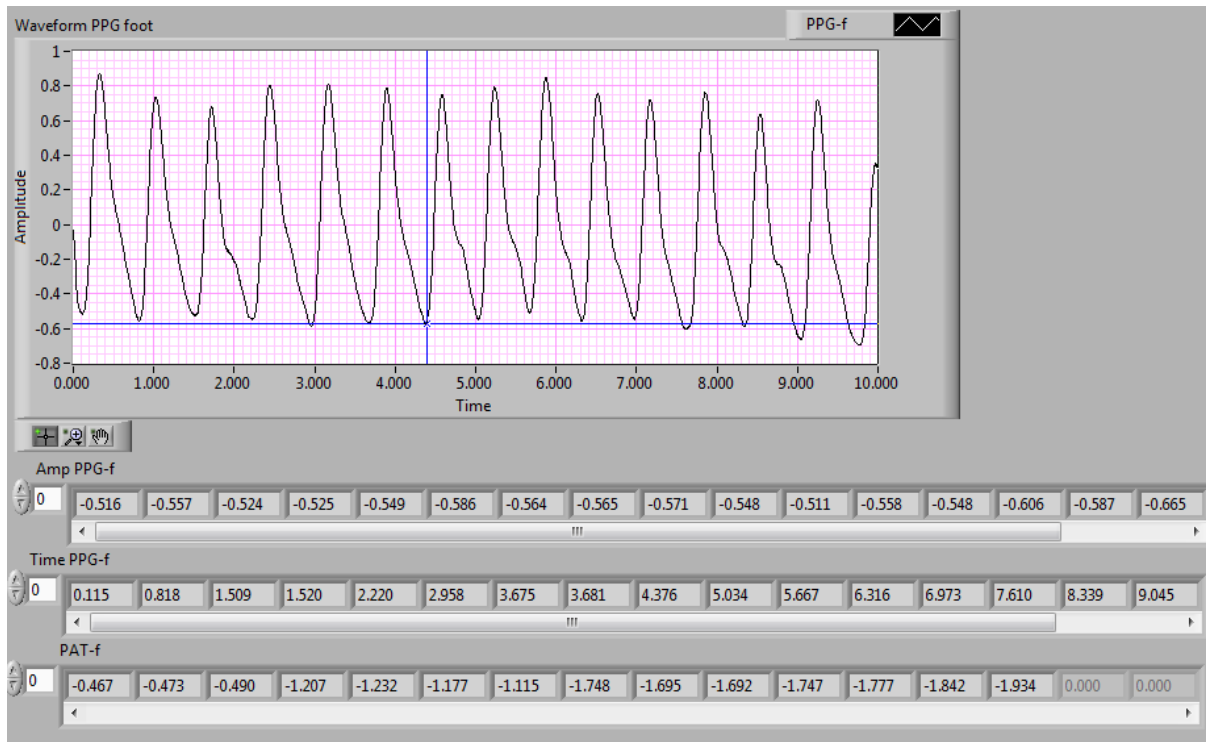
ภาพประกอบ 3-7 สัญญาณ ECG และ PPG ก่อนทำการบันทึก



ภาพประกอบ 3-8 การบอกตำแหน่ง peak ของสัญญาณ ECG



ภาพประกอบ 3-9 การบอกตำแหน่ง peak ของสัญญาณ PPG และค่า PAT-p



ภาพประกอบ 3-9 การบอกตำแหน่ง valley ของสัญญาณ PPG และค่า PAT-f

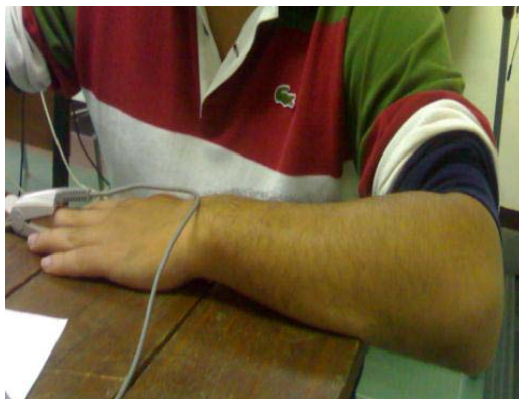
3.4 การเก็บสัญญาณ ECG และ PPG จากอาสาสมัคร

3.4.1 การเก็บสัญญาณจากอาสาสมัคร

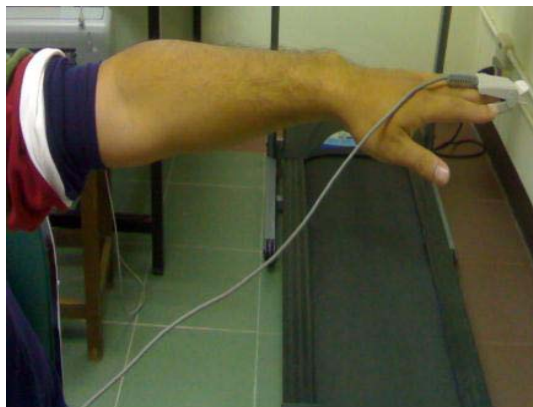
ทำการเก็บสัญญาณจากอาสาสมัครจำนวน 15 คน ทั้งหมด 100 ข้อมูลจากอาสาสมัคร 15 คน อายุ 25 ± 5 ปีการทดลองนี้วัดอาสาสมัครทั้งหมด 3 ท่าทาง ท่าที่หนึ่งคือ วางแขนซ้ายให้อยู่ในระดับเดียวกับหัวใจ ท่าที่สองคือ ยึดแขนซ้ายให้ตั้งฉากกับลำตัว และท่าที่สามคือ ทิ้งแขนซ้ายดิ่งลงให้ขนานกับลำตัวดังภาพประกอบ 3-11, ภาพประกอบ 3-12 และภาพประกอบ 3-13 ตามลำดับ

3.4.1.1 การทดลองเก็บสัญญาณจากอาสาสมัคร

1. ให้อาสาสมัครนั่งผ่อนคลายประมาณ 5 นาที
2. วัดสัญญาณ ECG และ PPG จากทั้งสามท่าทางและเก็บค่า PAT จากทั้งสามท่าทาง
3. วัดค่าความดันเลือดจากเครื่อง OMRON SEM-1 ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดความดันเลือดอัตโนมัติ



ภาพประกอบ 3-11 วางแขนซ้ายให้อยู่ในระดับเดียวกับหัวใจ



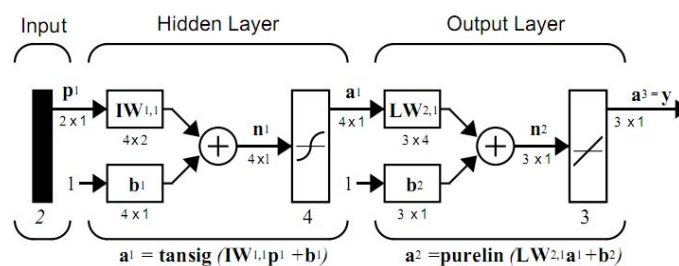
ภาพประกอบ 3-12 ยึดแขนซ้ายให้ตั้งฉากกับลำตัว



ภาพประกอบ 3-13 ทิ้งแขนซ้ายตั้งลงให้ขนานกับลำตัว

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

การนำโครงข่ายประสาทเทียมเข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ เพื่อช่วยในการหาค่าความสัมพันธ์ของข้อมูล โครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาทดสอบเป็น โครงข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervised learning) โดยที่กระบวนการเรียนรู้เป็นแบบแพร่กลับและใช้กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle component analysis, PCA) เข้ามาช่วยในการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูล โครงข่ายประสาทเทียมถูกออกแบบให้มีลักษณะเป็น Multilayer neural network ประกอบด้วย ชั้นอินพุต, ชั้นซ่อน และชั้นเอาต์พุต โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอนในชั้นอินพุตและชั้นซ่อนเป็น Tansig และ Purelin ในชั้นเอาต์พุตดังภาพประกอบ 3-14 การจัดกลุ่มของข้อมูล ข้อมูลจำนวน 100 ข้อมูลได้ถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ใช้ในการสอน (Learning) ประกอบด้วยข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 80 ข้อมูล และกลุ่มที่ใช้ในการทดสอบ (Test) ประกอบด้วยจำนวนข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 20 ข้อมูล โดยที่ข้อมูลที่ถูกใช้ในชั้นอินพุต คือ ค่า PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal (ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากโปรแกรม LabVIEW) ข้อมูลที่ถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบ (Target) กับข้อมูลเอาต์พุตของระบบ คือ ค่า SBP และ MAP



ภาพประกอบ 3-14 การทำงานของโครงข่ายประสาทเทียม

บทที่ 4

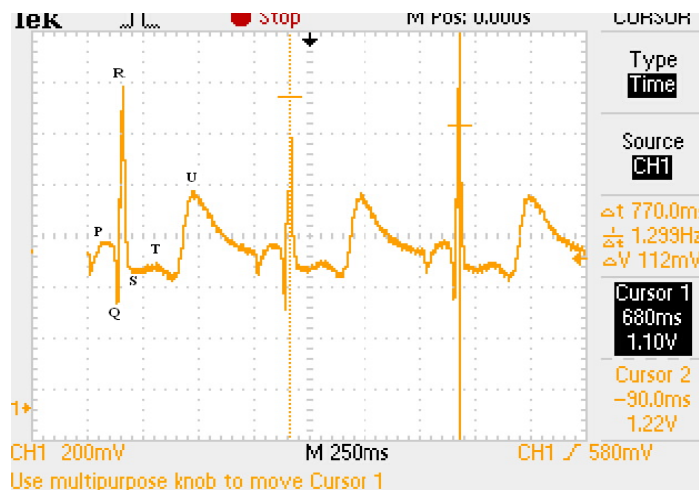
ผลการทดลอง

4.1 ผลการทดลองวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

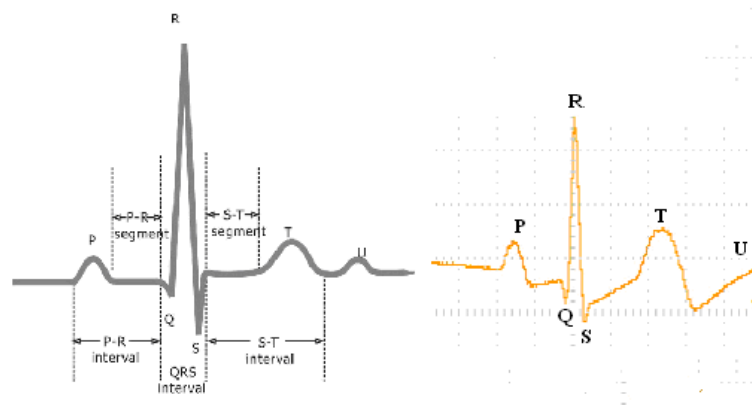
การทดลองนี้เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรวัดสัญญาณ ECG และทดลองวัดสัญญาณ ECG กับอาสาสมัครซึ่งสัญญาณแสดงดังภาพประกอบ 4-1 สัญญาณมีอัตราการเต้นของหัวใจประมาณ 78 ครั้ง/นาที วิธีการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจจากสมการที่ 3.1 เมื่อนำสัญญาณที่วัดจากอาสาสมัครเปรียบเทียบกับสัญญาณของ ECG จากทฤษฎีพบว่าสัญญาณที่ได้เป็นไปตามทฤษฎีแสดงดังภาพประกอบ 4-2

$$HR_{cal} = 60(f_2 - f_1) \quad (3.1)$$

โดยที่ HR_{cal} = อัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้
 f_2 = ความถี่ยอดคลื่นที่สองสัญญาณ
 f_1 = ความถี่ยอดคลื่นที่หนึ่งสัญญาณ



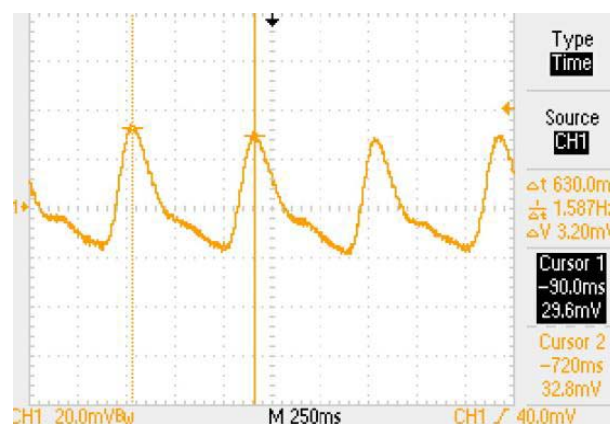
ภาพประกอบ 4-1 ผลการวัดสัญญาณ ECG จากอาสาสมัคร



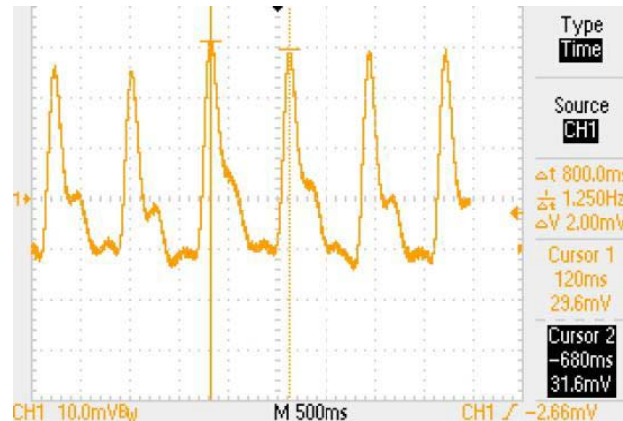
ภาพประกอบ 4-2 สัญญาณ ECG จากทฤษฎีเปรียบเทียบกับสัญญาณ ECG จากอาสาสมัคร

4.2 ผลการทดสอบวงจรวัดสัญญาณ PPG

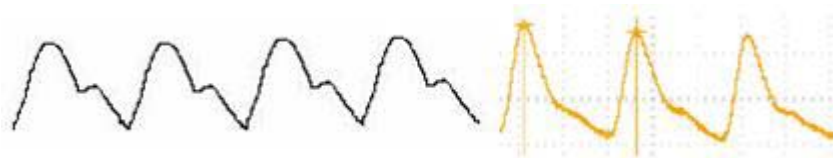
การทดลองนี้เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรวัดสัญญาณ PPG และทดลองวัดสัญญาณ PPG กับอาสาสมัครซึ่งสัญญาณแสดงดังภาพประกอบ 4-3 และ ภาพประกอบ 4-4 เมื่อนำสัญญาณที่วัดจากอาสาสมัครเปรียบเทียบกับสัญญาณของ PPG จากทฤษฎีพบว่าสัญญาณที่ได้เป็นไปตามทฤษฎีแสดงดังภาพประกอบ 4-5



ภาพประกอบ 4-3 สัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอาสาสมัครคนหนึ่ง



ภาพประกอบ 4-4 สัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอาสาสมัครคนที่สอง



ภาพประกอบ 4-5 สัญญาณ PPG จากทฤษฎีเปรียบเทียบกับสัญญาณ PPG จากอาสาสมัคร

4.3 การทดลองโดยใช้โปรแกรม SPSS

การทดลองนี้เพื่อหาค่าสหสัมพันธ์ โดยใช้หลักการทางสถิติ โดยการนำพารามิเตอร์ต่างๆที่วัดได้มาทำการวิเคราะห์ค่าสหสัมพันธ์เบื้องต้น เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนา Algorithm โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ผลการทดลองที่เป็นข้อมูลดิบสามารถดูได้จากเอกสารในภาคผนวก โปรแกรม SPSS ถูกเลือกนำมาวิเคราะห์หาค่าความสัมพันธ์ของข้อมูลระหว่างค่า PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal (ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้) ค่า SBP, DBP และ MAP

จากตารางที่ 1 พบว่าค่า SBP มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 โดยมีค่าสหสัมพันธ์ -0.359, -0.532 และ -0.294 ตามลำดับ ที่ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.01 ($p < 0.01$) ค่า DBP มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p2 โดยมีค่าสหสัมพันธ์ -0.265 ที่ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.01 ($p < 0.01$) ค่า MAP มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p1 และ PAT-p3 โดยมีค่าสหสัมพันธ์ -0.342 และ -0.364 ตามลำดับ ที่ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.01 ($p < 0.01$) ค่า HR_cal มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p1 และ PAT-p3 โดยมีค่าสหสัมพันธ์ -0.381 และ -0.388 ตามลำดับ ที่ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.01 ($p < 0.01$)

การประเมินค่าความดันเลือดไม่จำเป็นต้องหาทั้งสามค่า (SBP, DBP และ MAP) ประเมินเพียงสองค่าก็สามารถหาอีกหนึ่งค่าได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกค่าแรกเป็นค่า SBP เพราะจากผลการทดลองพบว่าค่า SBP จะมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p ทั้งสามค่า อีกหนึ่งค่า คือค่า MAP เพราะค่า MAP มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p1 และ PAT-p2 สำหรับค่า DBP ที่ไม่ถูกเลือกเพราะค่า MAP มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า PAT-p2 เพียงค่าเดียวเท่านั้น

ตารางที่ 4-1 ค่าสหสัมพันธ์ของข้อมูลจากโปรแกรม SPSS

		PAT1	PAT2	PAT3	HRcal	SBP	DBP	MAP	HR
PAT1	Pearson Correlation	1	.790**	.761**	-.381**	-.359**	-.139	-.342**	-.240*
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000	.167	.000	.016
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
PAT2	Pearson Correlation	.790**	1	.685**	-.156	-.532**	-.265**	-.155	-.397**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.122	.000	.008	.124	.000
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
PAT3	Pearson Correlation	.761**	.685**	1	-.388**	-.294**	-.027	-.364**	-.137
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000	.003	.791	.000	.173
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
HRcal	Pearson Correlation	-.381**	-.156	-.388**	1	.041	.227*	.939**	.172
	Sig. (2-tailed)	.000	.122	.000		.683	.023	.000	.087
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
SBP	Pearson Correlation	-.359**	-.532**	-.294**	.041	1	.661**	.039	.858**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.003	.683		.000	.700	.000
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
DBP	Pearson Correlation	-.139	-.265**	-.027	.227*	.661**	1	.280**	.953**
	Sig. (2-tailed)	.167	.008	.791	.023	.000		.009	.000
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
MAP	Pearson Correlation	-.342**	-.155	-.364**	.939**	.039	.280**	1	.194
	Sig. (2-tailed)	.000	.124	.000	.000	.700	.009		.053
	N	100	100	100	100	100	100	100	100
HR	Pearson Correlation	-.240*	-.397**	-.137	.172	.858**	.953**	.194	1
	Sig. (2-tailed)	.016	.000	.173	.087	.000	.000	.053	
	N	100	100	100	100	100	100	100	100

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

4.4 ผลการทดลองประเมินระดับ SBP และ MAP โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีอัตราการเรียนรู้ของหัวใจร่วมเป็นอินพุตของระบบ

การทดลองนี้เพื่อทำการหาค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบด้วย PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 เป็นหลัก เทียบกับค่าความดันเลือด (SBP และ MAP) นอกจากนั้นการทดลองนี้ได้ทำการปรับลดขนาดของโครงข่าย เพื่อหาโครงข่ายที่เหมาะสมกับการประเมินค่า SBP และ MAP โครงข่ายได้รับการออกแบบให้มีลักษณะ Multilayer neural network ซึ่งมีการเรียนรู้แบบแพร่กลับ โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอนในชั้นอินพุตและชั้นซ่อน คือ Tansig และ ฟังก์ชันถ่ายโอนในชั้นเอาต์พุต คือ Purelin โครงสร้างของชั้นอินพุต ชั้นซ่อน ชั้นเอาต์พุต โดยผลการทดลองของ

โครงข่ายเทียบกับ SBP ดังแสดงในตารางที่ 4-2, 4-3, 4-4 และ 4-5 ผลการทดลองของโครงข่ายเทียบกับ MAP ดังแสดงในตารางที่ 4-6, 4-7, 4-8 และ 4-9

ตารางที่ 4-2 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP

Node	R
3-16-13-1	0.9256
3-6-1	0.8642
3-4-1	0.8423
3-2-2-1	0.7699

ตารางที่ 4-3 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p2 กับเอาต์พุต คือ SBP

Node	R
2-15-12-1	0.8975
2-8-6-1	0.7839
2-4-4-1	0.7773
2-2-2-1	0.6684

ตารางที่ 4-4 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP

Node	R
2-15-12-1	0.8772
2-8-6-1	0.7839
2-6-1	0.7053
2-2-2-1	0.6282

ตารางที่ 4-5 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ SBP

Node	R
2-15-12-1	0.9106
2-8-6-1	0.7842
2-6-1	0.7377
2-2-2-1	0.6769

ตารางที่ 4-6 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP

Node	R
3-16-13-1	0.9011
3-8-6-1	0.8821
3-4-1	0.7993
3-2-2-1	0.7929

ตารางที่ 4-7 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p2 กับเอาต์พุต คือ MAP

Node	R
2-15-12-1	0.9218
2-8-6-1	0.8454
2-4-4-1	0.7694
2-6-1	0.7214

ตารางที่ 4-8 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP

Node	R
2-15-12-1	0.8106
2-8-6-1	0.7417
2-9-1	0.7002
2-2-2-1	0.6267

ตารางที่ 4-9 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2 และ PAT-p3 กับเอาต์พุต คือ MAP

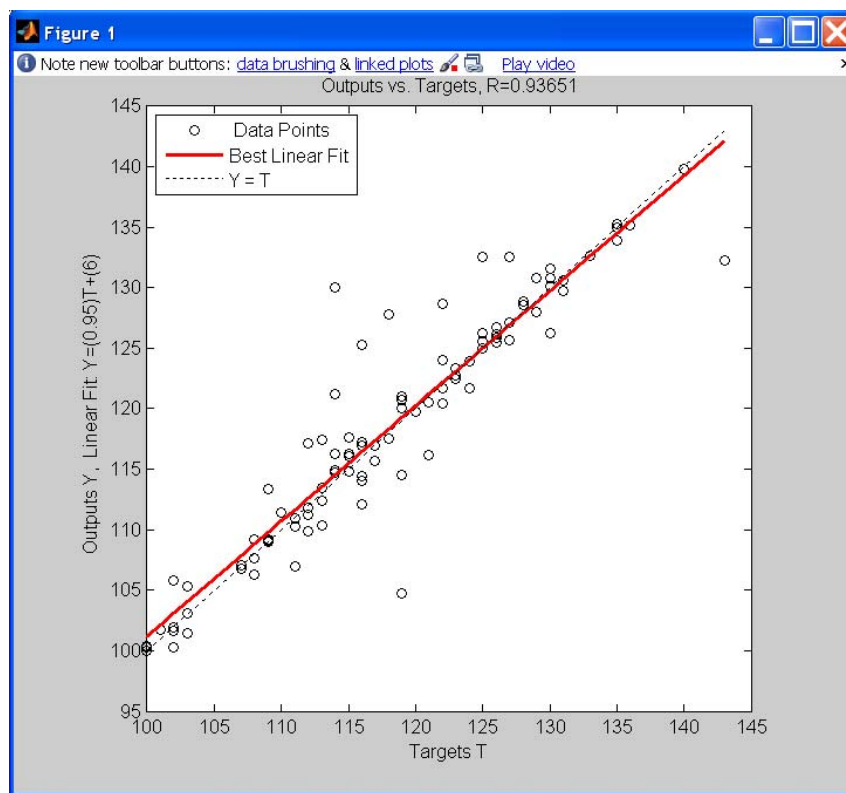
Node	R
2-15-12-1	0.8195
2-8-6-1	0.8550
2-4-4-1	0.7499
2-6-1	0.7126

4.5 ผลการทดลองประเมินระดับ SBP และ MAP โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่มีอัตราการเต้นของหัวใจร่วมเป็นอินพุตของระบบ

การทดลองนี้เพื่อทำการหาค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียม ประกอบด้วย PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal (ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้จากโปรแกรม LabVIEW) เป็นหลักเทียบกับค่าความดันเลือด (SBP และ MAP) นอกจากนั้นได้ลดขนาดของโครงข่ายเพื่อหา ระบบที่เหมาะสมกับการประเมินค่า ความดันเลือด โครงข่ายประสาทเทียมถูกออกแบบให้มีลักษณะเดียวกับ โครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีอัตราการเต้นของหัวใจร่วมเป็นอินพุตของระบบ โดยผลการทดลองของ โครงข่ายเทียบกับ SBP ดังแสดงในตารางที่ 4-10, 4-11, 4-12, 4-13, 4-14, 4-15 และ 4-16 ผลการทดลองของ โครงข่ายเทียบกับ MAP ดังแสดงในตารางที่ 4-17, 4-18, 4-19, 4-20, 4-21, 4-22 และ 4-23

ตารางที่ 4-10 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

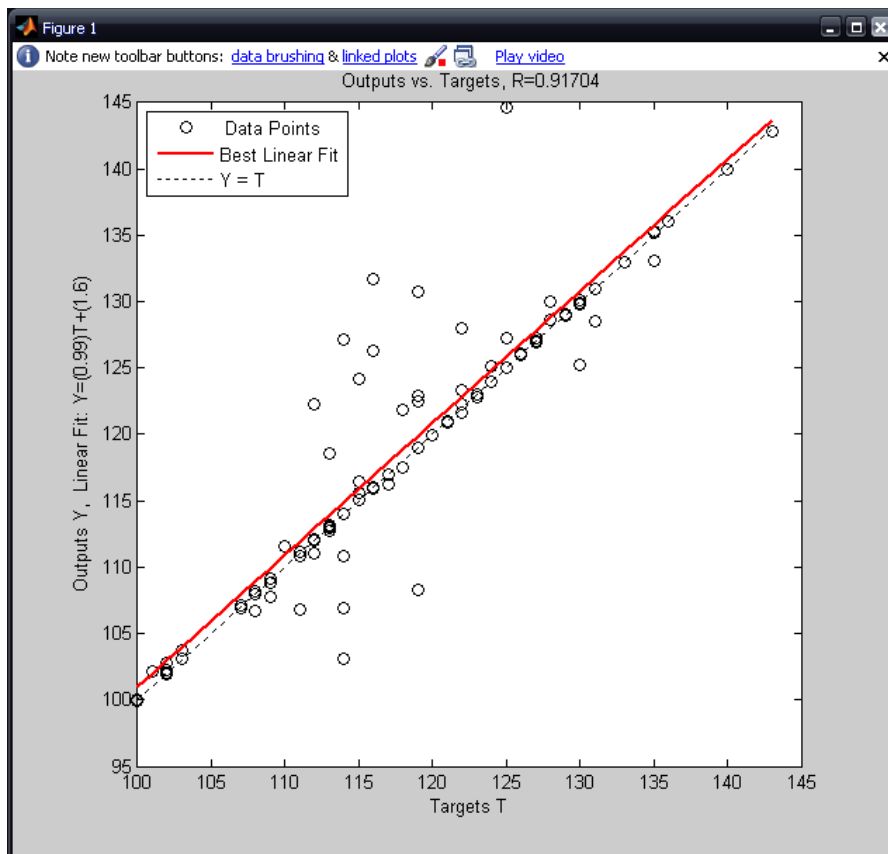
Node	R
4-16-13-1	0.9365
4-6-1	0.8933
4-4-1	0.8650
4-2-2-1	0.8409



ภาพประกอบ 4-6 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-16-13-1

ตารางที่ 4-11 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

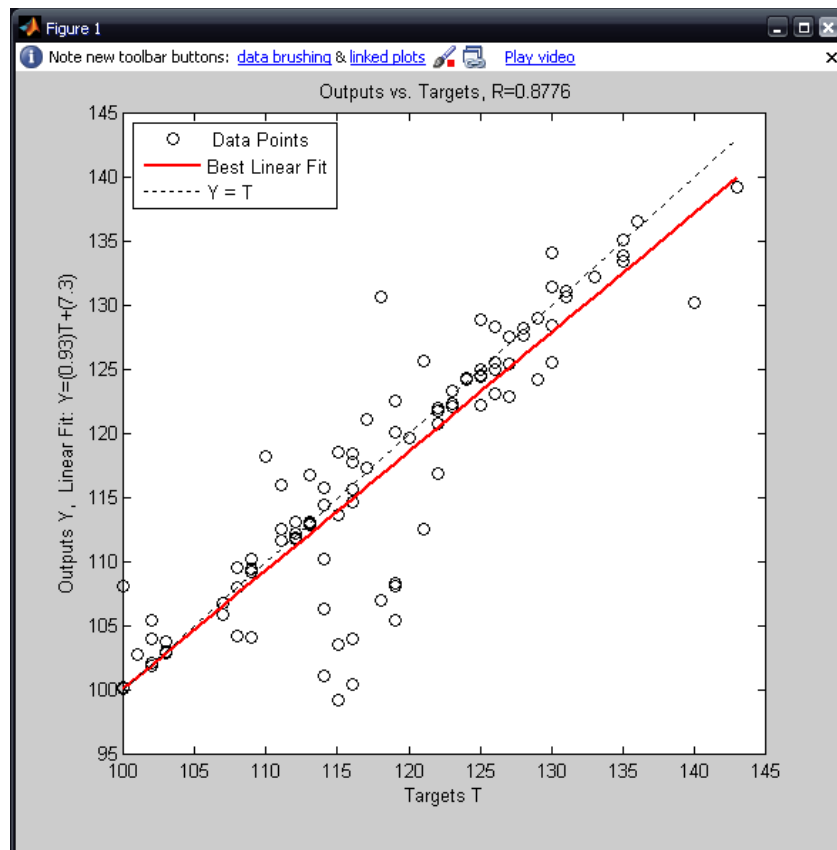
Node	R
3-15-12-1	0.9170
3-4-4-1	0.8420
3-6-1	0.8378
3-4-1	0.8265
3-4-2-1	0.7964
3-2-2-1	0.7844



ภาพประกอบ 4-7 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-12 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

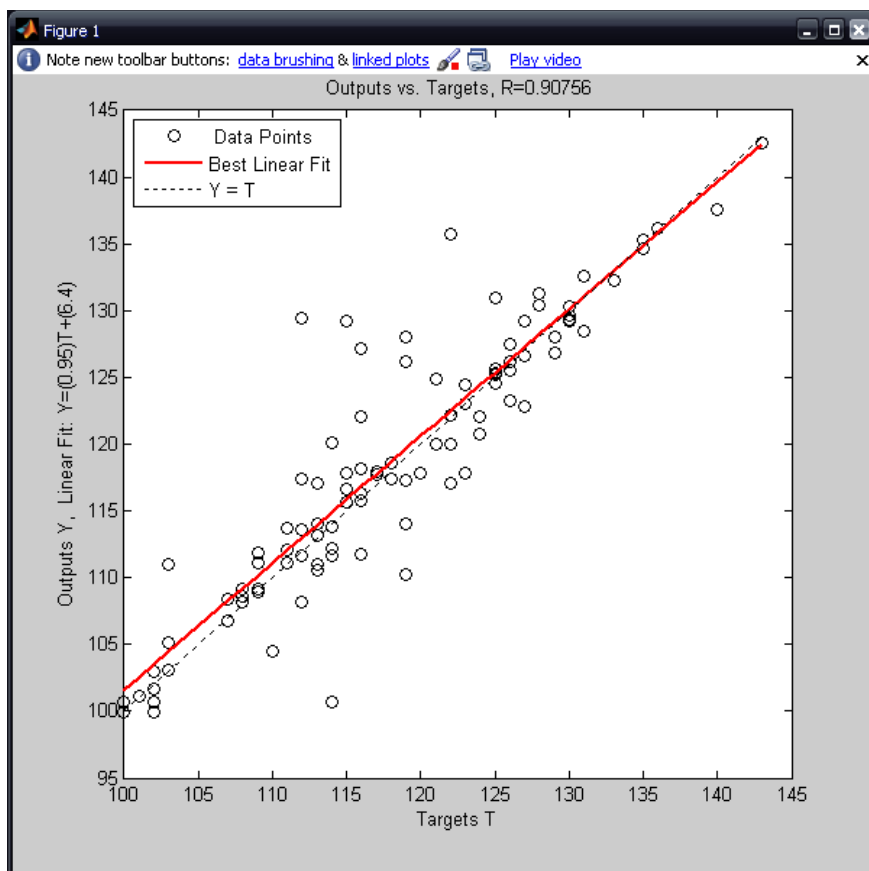
Node	R
3-15-12-1	0.8776
3-8-1	0.8228
3-4-1	0.8069
3-3-1	0.7535
3-4-2-1	0.7454
3-2-2-1	0.7087



ภาพประกอบ 4-8 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-13 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

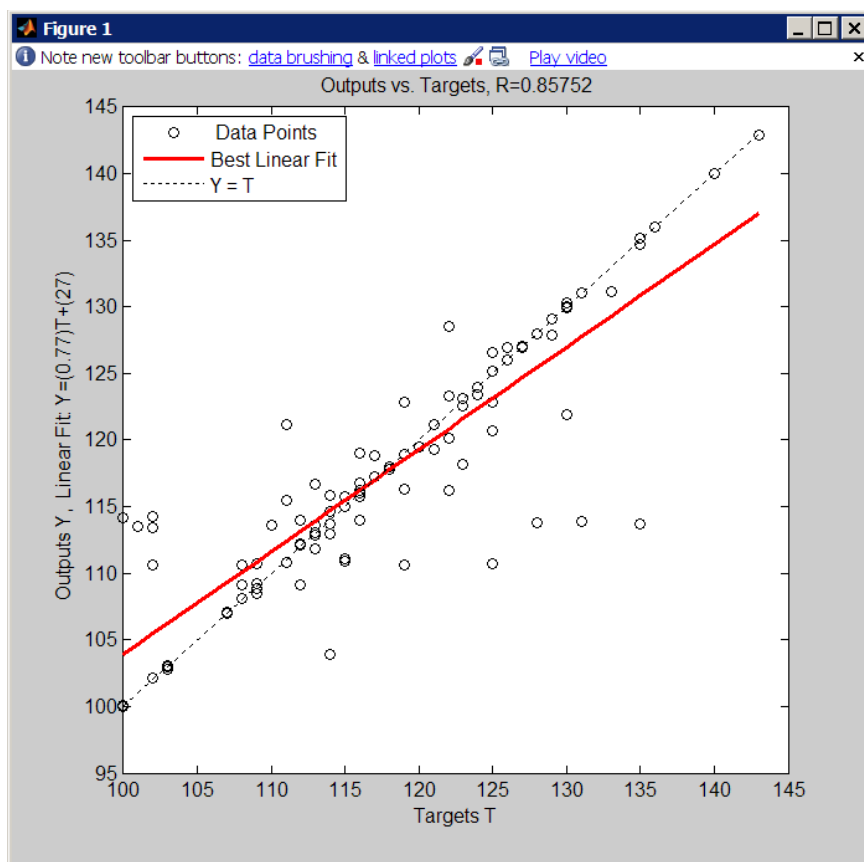
Node	R
3-15-12-1	0.9076
3-6-1	0.8342
3-4-1	0.7930
3-2-2-1	0.7822



ภาพประกอบ 4-9 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-14 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

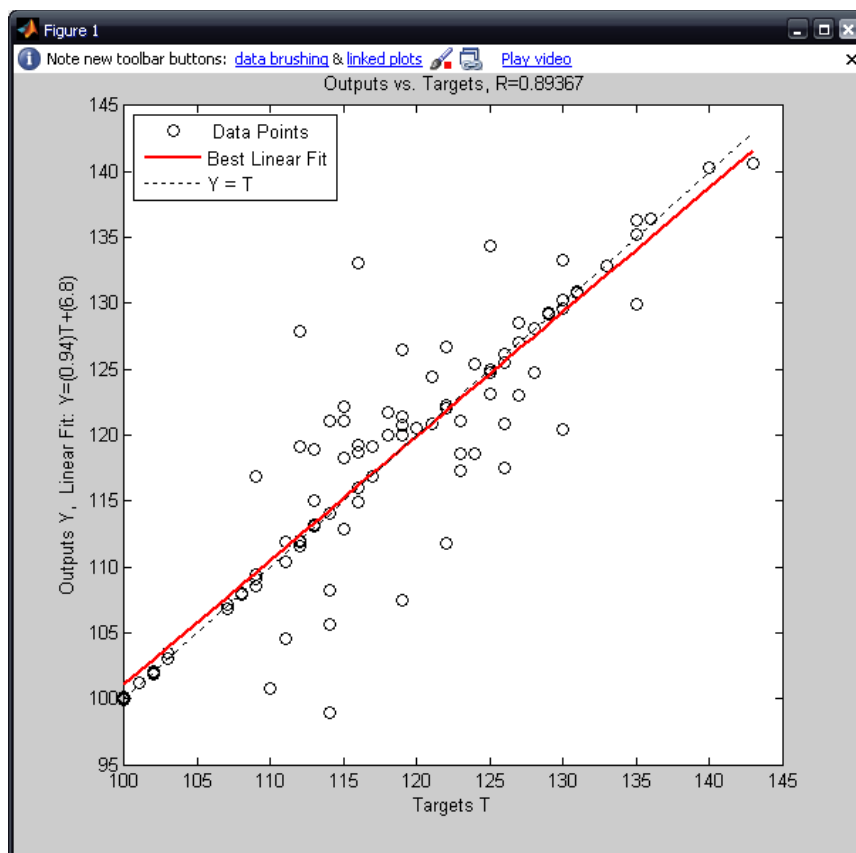
Node	R
2-15-12-1	0.8575
2-10-8-1	0.8044
2-5-4-1	0.7425
2-8-1	0.7189



ภาพประกอบ 4-10 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

ตารางที่ 4-15 ค่าสัมพันธัระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

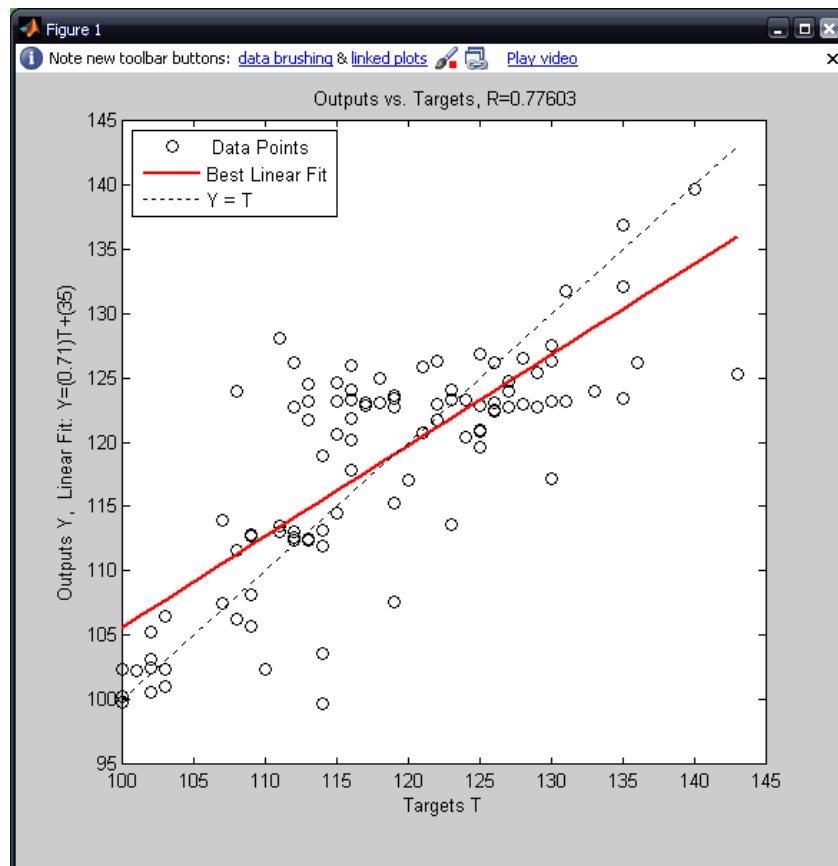
Node	R
2-15-12-1	0.8973
2-5-4-1	0.8441
2-8-1	0.8087
2-4-1	0.7588



ภาพประกอบ 4-11 ค่าสัมพันธัระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

ตารางที่ 4-16 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ SBP

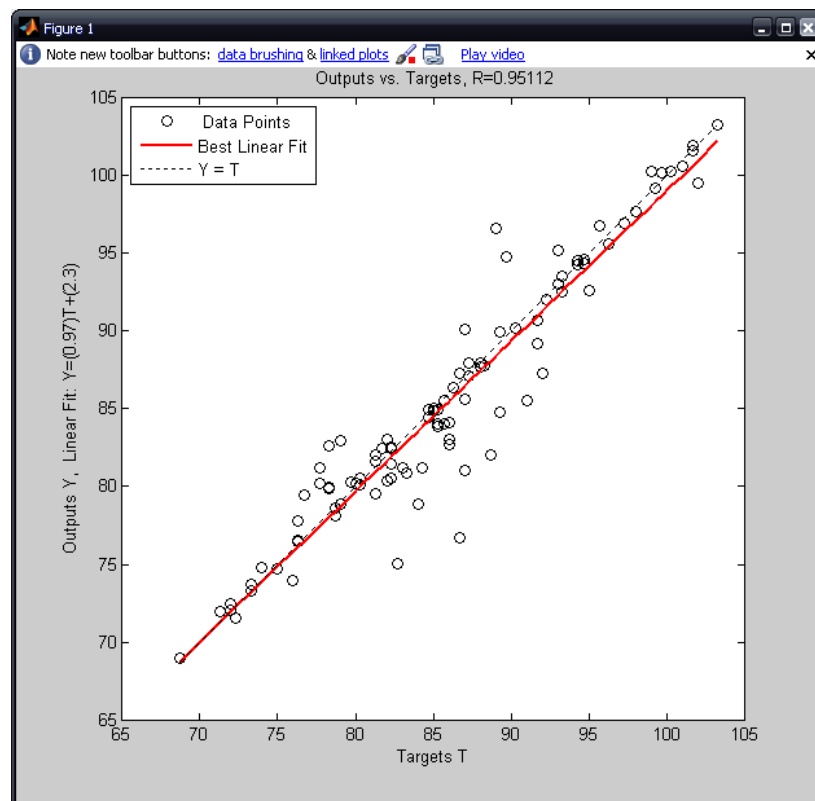
Node	R
2-15-12-1	0.7760
2-8-1	0.6534
2-4-1	0.6204



ภาพประกอบ 4-12 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

ตารางที่ 4-17 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

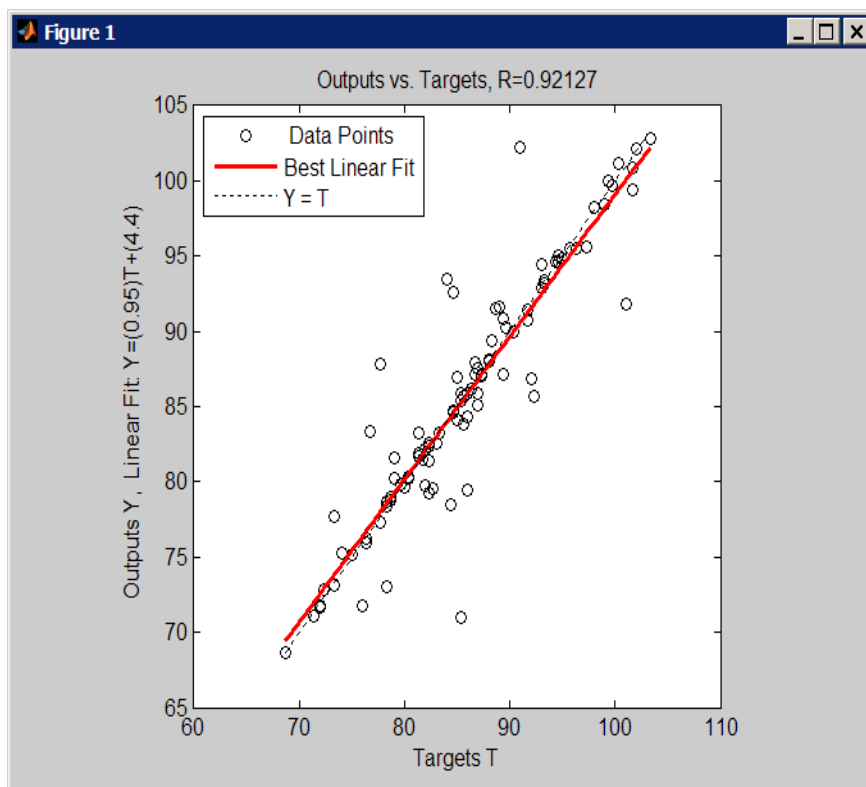
Node	R
4-16-13-1	0.9511
4-8-6-1	0.9318
4-4-3-1	0.8751
4-4-1	0.8738
4-2-2-1	0.8458



ภาพประกอบ 4-13 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-15-12-1

ตารางที่ 4-18 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

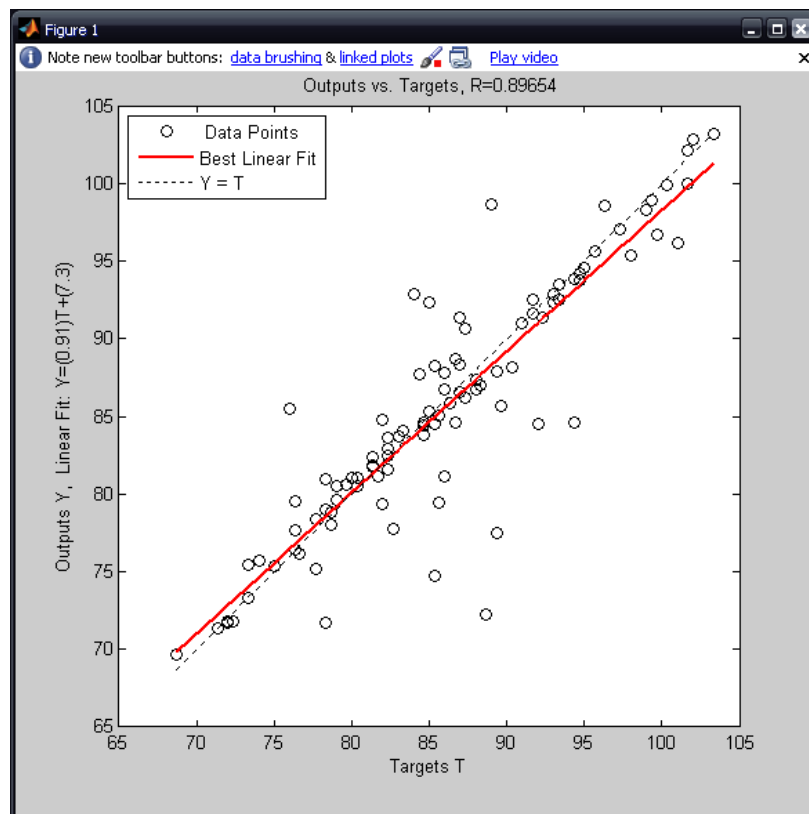
Node	R
3-15-12-1	0.9213
3-8-6-1	0.8809
3-6-1	0.8491
3-4-4-1	0.8353
3-2-2-1	0.7672



ภาพประกอบ 4-14 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-19 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

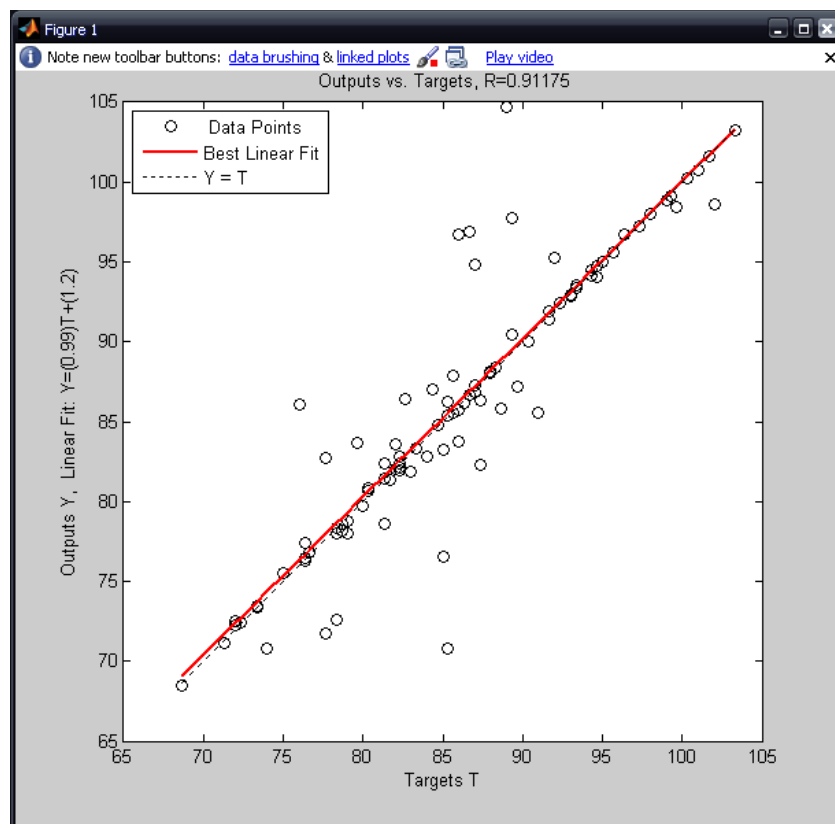
Node	R
3-15-12-1	0.8965
3-9-1	0.7910
3-4-4-1	0.7743
3-6-1	0.7320
3-4-1	0.7087



ภาพประกอบ 4-15 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-20 ค่าสัมพันธัระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2, PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

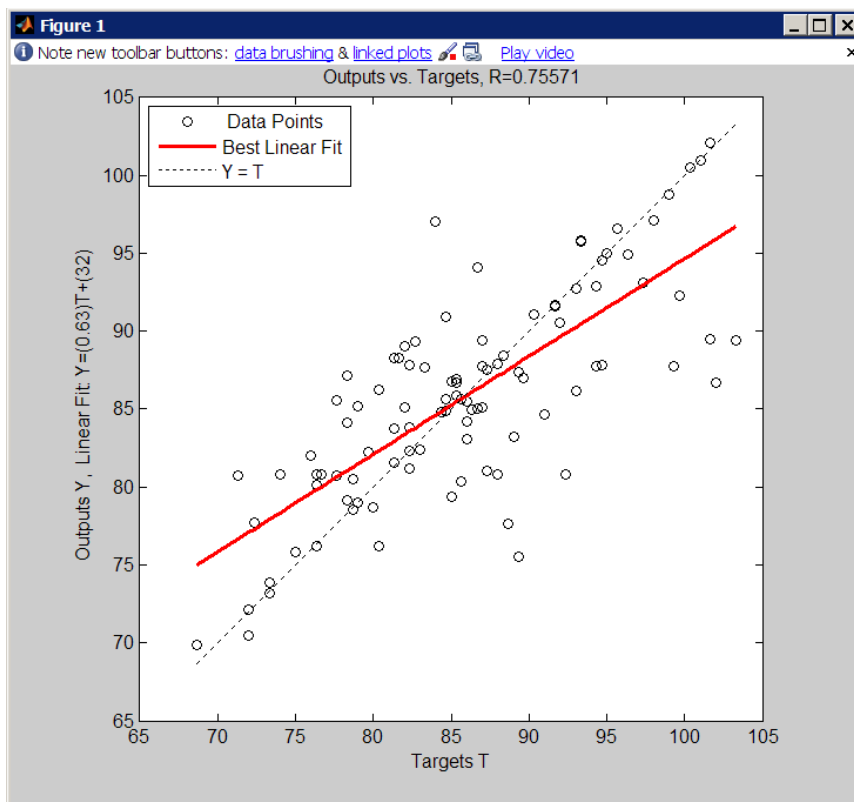
Node	R
3-15-12-1	0.9118
3-8-6-1	0.8568
3-4-4-1	0.8095
3-6-1	0.7964



ภาพประกอบ 4-16 ค่าสัมพันธัระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-15-12-1

ตารางที่ 4-21 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p1 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

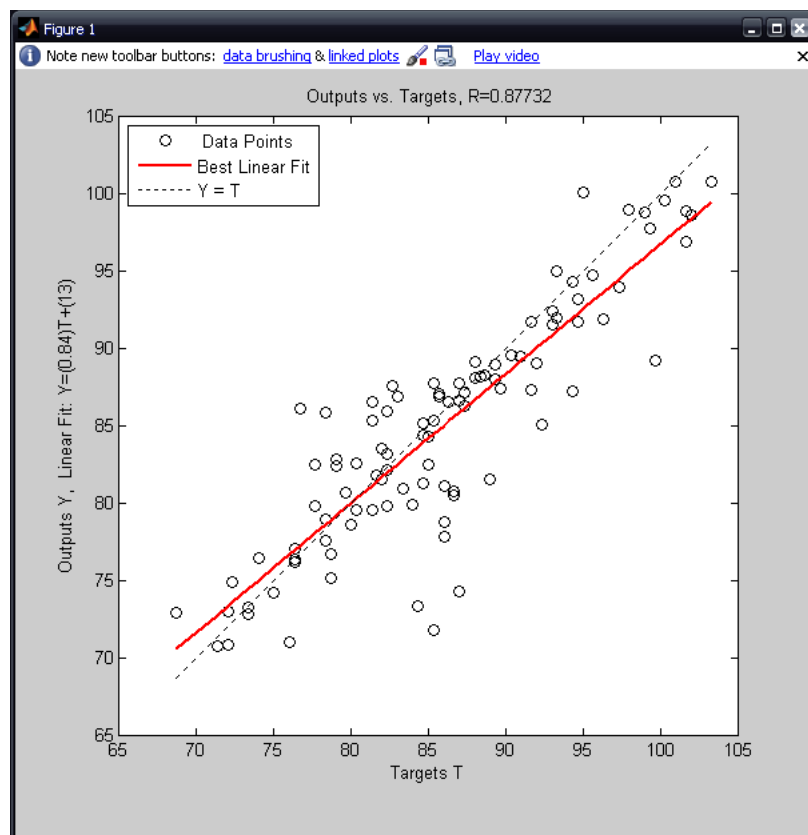
Node	R
2-15-12-1	0.7557
2-10-8-1	0.6877
2-5-4-1	0.6866
2-8-1	0.6359



ภาพประกอบ 4-17 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

ตารางที่ 4-22 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p2 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

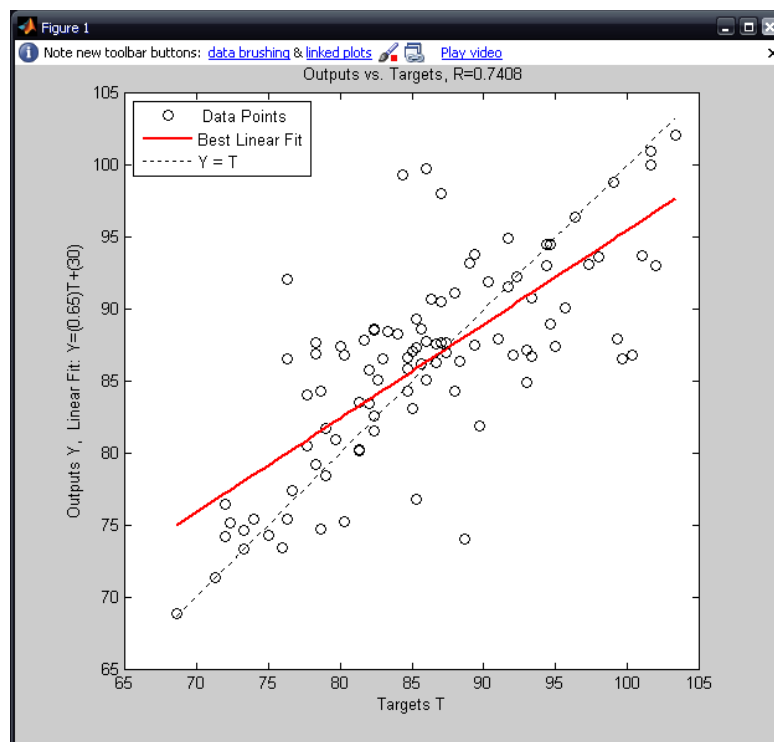
Node	R
2-15-12-1	0.8773
2-10-8-1	0.8081
2-9-1	0.7962
2-4-1	0.7281



ภาพประกอบ 4-18 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

ตารางที่ 4-23 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target ในกรณีที่มี
อินพุต คือ PAT-p3 และ HR_cal กับเอาต์พุต คือ MAP

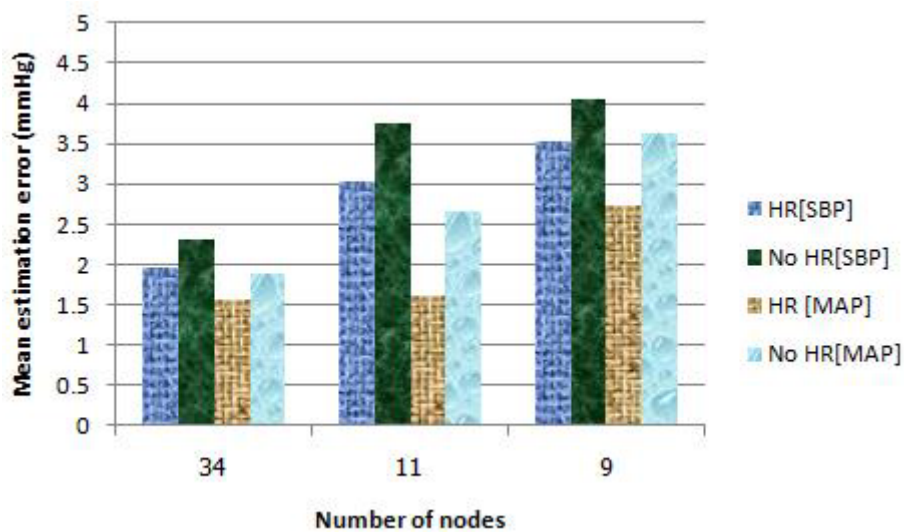
Node	R
2-15-12-1	0.7408
2-8-6-1	0.6498
2-9-1	0.6088
2-4-1	0.5108



ภาพประกอบ 4-19 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างค่าเอาต์พุตและค่า Target
โดยโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมคือ 2-15-12-1

4.6 การเปรียบเทียบโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมกับโครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูล

การเปรียบเทียบนี้ทำการเปรียบเทียบโดยใช้โครงข่ายที่มีลักษณะคล้ายกันต่างกันที่จำนวนของอินพุต ผลการเปรียบเทียบถูกแสดงดังภาพประกอบ 4-20 พบว่าโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูลมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินต่ำกว่าโครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีค่าอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูลทั้งกรณีที่เป็น SBP และ MAP



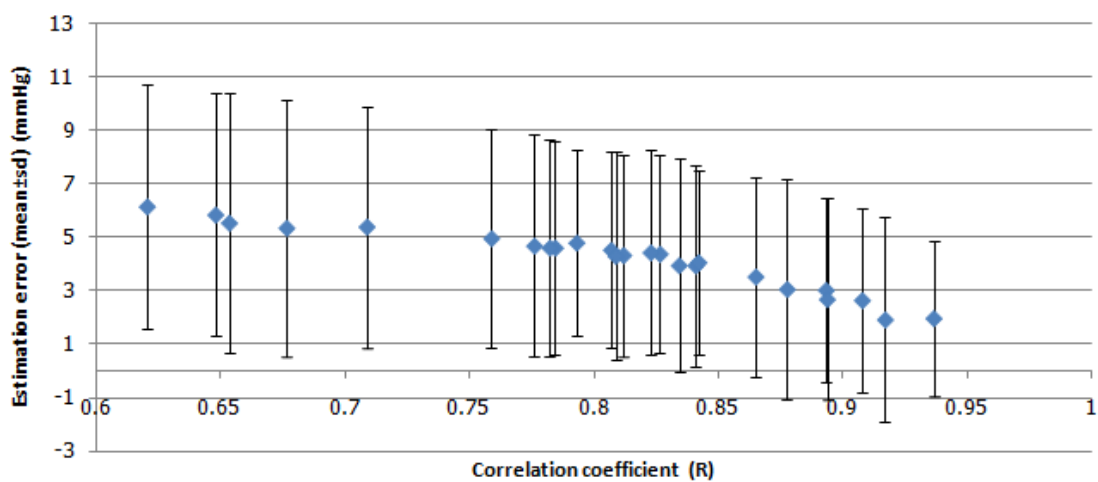
ภาพประกอบ 4-20 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินเทียบกับจำนวนของโหนด

4.7 สรุปการทดลองการหาค่าความสัมพันธ์ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอินพุตร่วมของข้อมูล

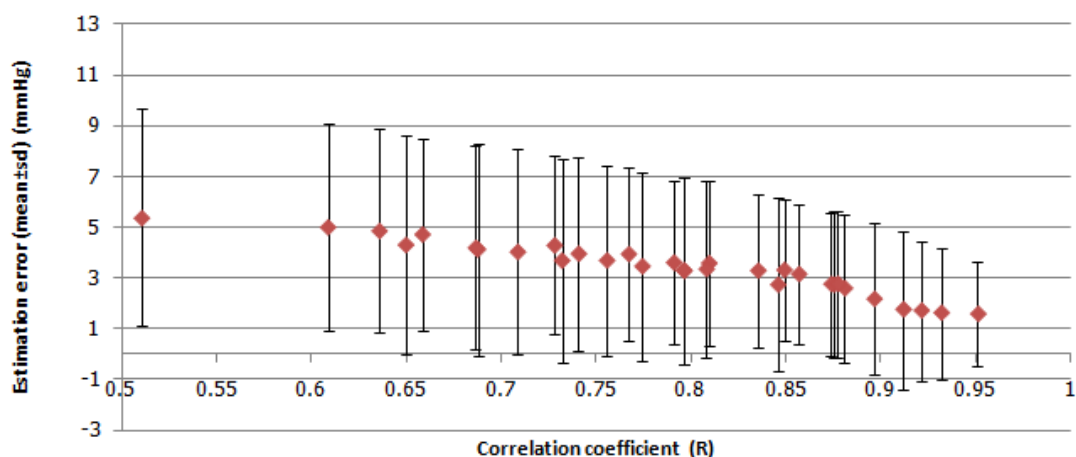
โครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาทดสอบเป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervised learning) โดยที่กระบวนการเรียนรู้เป็นแบบแพร์กลับและใช้กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle component analysis, PCA) เข้ามาช่วยในการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูล การจัดกลุ่มของข้อมูลได้ถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ใช้ในการสอนประกอบด้วยข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 80 ข้อมูล และกลุ่มที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยจำนวนข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 20 ข้อมูล โดยที่ข้อมูลในชั้นอินพุต คือ ค่า PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR ข้อมูลที่ถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบ (Target) คือ ค่า SBP และ MAP มาตรฐานสำหรับการประเมินค่าความดัน

เลือกของ Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) ระบุว่าค่า mean of estimation error ต้องต่ำกว่า $|5|$ mmHg และค่า standard deviation estimation error ต้องต่ำกว่า $|8|$ mmHg

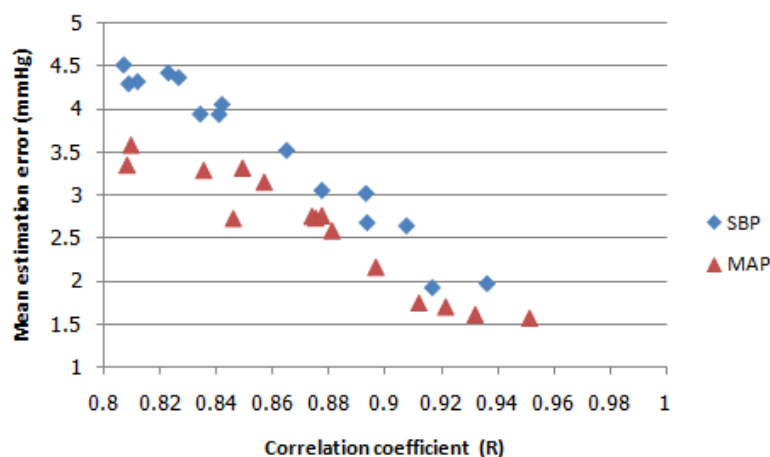
จากภาพประกอบ 4-21 และ 4-22 แสดงค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า SBP และ MAP เทียบกับค่าสหสัมพันธ์ตามลำดับ พบว่าค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า SBP และ MAP มีทั้งที่สูงกว่าและต่ำกว่าตามมาตรฐานของ AAMI กำหนด แต่เมื่อทำการพิจารณาผลการทดลองที่เกิดขึ้นจะพบว่าช่วงของค่าสหสัมพันธ์ตั้งแต่ 0.8 เป็นต้นไป จะให้ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินที่ต่ำกว่าตามที่มาตรฐานกำหนด ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะใช้โครงข่ายที่มีค่าสหสัมพันธ์ตั้งแต่ 0.8 เป็นต้นไปดังแสดงในภาพประกอบ 4-23



ภาพประกอบ 4-21 ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า SBP เทียบกับค่าสหสัมพันธ์



ภาพประกอบ 4-22 ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า MAP เทียบกับค่าสหสัมพันธ์



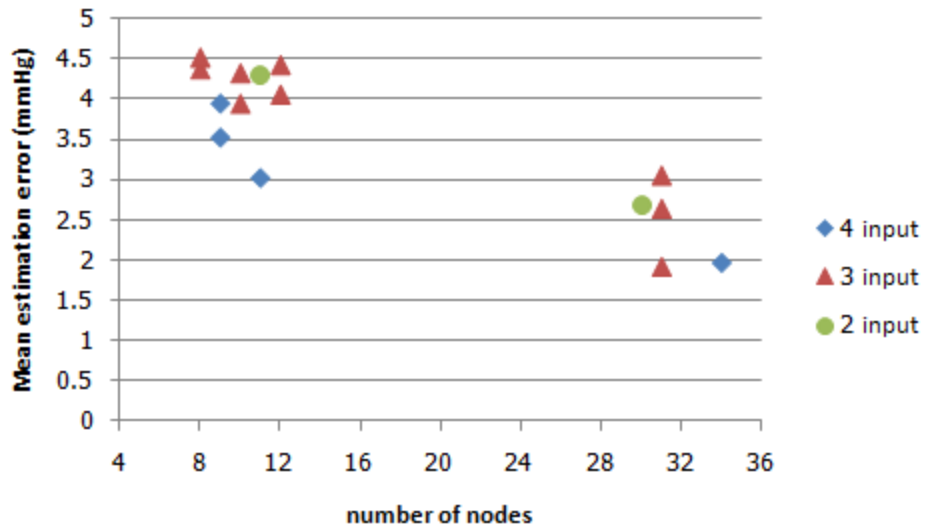
ภาพประกอบ 4-23 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินเทียบกับค่าสหสัมพันธ์ของ เครื่องข่ายที่นำมาใช้ในงานวิจัย

4.8 การเปรียบเทียบจำนวนของอินพุตที่ใช้ในโครงข่าย

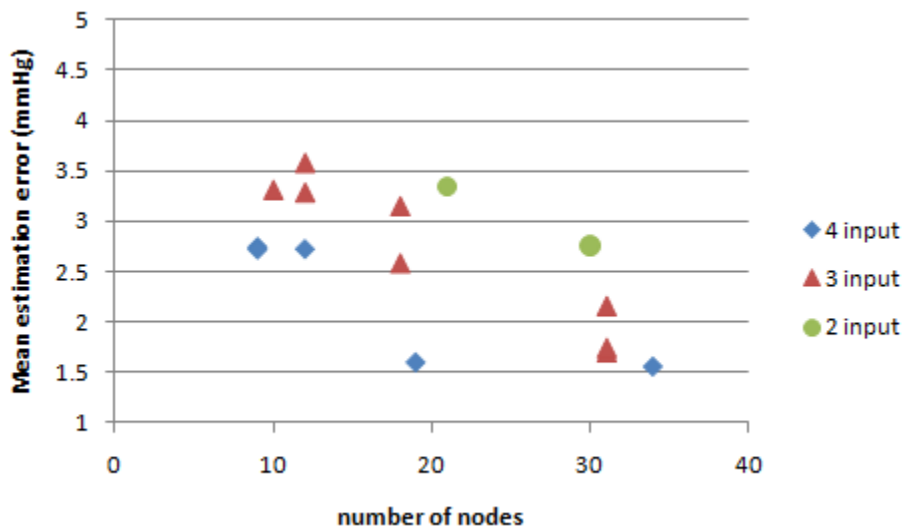
การทดลองที่ออกแบบจะประกอบด้วย 3 เงื่อนไขคือ

1. กรณี 4 อินพุตประกอบด้วย PAT-p1, PAT-p2, PAT-p3 และ HR
2. กรณี 3 อินพุตประกอบด้วย 3 เงื่อนไข คือ
 - a. PAT-p1, PAT-p2 และ HR
 - b. PAT-p2, PAT-p3 และ HR
 - c. PAT-p1, PAT-p3 และ HR
3. กรณี 2 อินพุตประกอบด้วย 3 เงื่อนไขคือ
 - a. PAT-p1 และ HR
 - b. PAT-p2 และ HR
 - c. PAT-p3 และ HR

จากภาพประกอบ 4-24 และ 4-25 แสดงถึงค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมิน SBP และ MAP เทียบกับจำนวนของ โหนดที่ใช้ในโครงข่ายตามลำดับ พบว่ากรณีที่ใส่ 4 อินพุต เมื่อทำการออกแบบให้โครงข่ายมีขนาดใหญ่ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินจะมีค่าต่ำที่สุด และเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายให้มีขนาดเล็กค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมินมีค่าต่ำกว่ากรณีที่ใส่ 3 อินพุตและ 2 อินพุต แต่ในกรณีที่ใส่ 2 อินพุตมีเพียงเงื่อนไขเดียวที่สามารถนำมาใช้ในงานวิจัยนี้คือ PAT-p2 และ HR



ภาพประกอบ 4-24 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมิน SBP เทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย



ภาพประกอบ 4-25 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดจากการประเมิน MAP เทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ผลจากการศึกษาวิจัยแสดงให้เห็นว่า วิธีการวัดความดันเลือดภายนอกร่างกายโดยปราศจากปลอกรัดแขน โดยใช้หลักการของการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือดแดงเชิงแสงและการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อหาค่าความสัมพันธ์และประเมินค่าความดันเลือด พบว่าค่าความดันเลือดที่ประเมินมีความแม่นยำอยู่ในระดับที่ได้ตามมาตรฐานของ AAMI

จากผลจากการศึกษาวิจัยโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสมจะต้องมีค่าอัตราการเต้นของหัวใจรวมเป็นอินพุตของข้อมูล ถ้าต้องการออกแบบระบบให้มีค่าความแม่นยำที่สูงจะต้องใช้จำนวนข้อมูล 4 อินพุตและออกแบบให้ระบบมีโครงข่ายขนาดใหญ่ในงานวิจัยนี้ออกแบบโครงข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดในชั้นซ่อน 16 และ 13 โหนดตามลำดับ แต่ถ้าต้องการให้ระบบมีขนาดเล็กและค่าความแม่นยำอยู่ในระดับที่ได้ตามมาตรฐานของ AAMI ในงานวิจัยนี้ออกแบบโครงข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดในชั้นซ่อน 2 และ 2 โหนดตามลำดับ แต่ข้อจำกัดของการใช้ 4 อินพุตคือ ผู้ป่วยจะต้องมีการขยับท่าทาง 3 ท่าทางเพื่อวัดค่า PAT ในบางครั้งอาจจะทำให้เกิดความไม่สะดวกกับผู้ป่วย ถ้าไม่ต้องการให้ผู้ป่วยมีการขยับหลายท่าทางก็สามารถเลือกใช้ 2 อินพุตคือค่า PAT-p2 และ HR การใช้ 2 อินพุตถ้าต้องการให้ระบบมีความแม่นยำสูง ในงานวิจัยนี้ออกแบบโครงข่าย 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดในชั้นซ่อน 15 และ 12 โหนดตามลำดับ แต่ถ้าต้องการลดขนาดของโครงข่ายให้มีขนาดเล็กและค่าความแม่นยำอยู่ในระดับที่ได้ตามมาตรฐานของ AAMI ในงานวิจัยนี้ออกแบบโครงข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดในชั้นซ่อน 10 และ 8 โหนดตามลำดับ ข้อจำกัดของวิธีการนี้คือ ค่าความแม่นยำมีน้อยกว่ากรณีใช้ 4 อินพุต

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

5.2.1 ปัญหา

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาและพัฒนาาระบบวัดความดันหลอดเลือดแดงภายนอกร่างกาย โดยปราศจากปลอกรัดแขน โดยผู้วิจัยทำการวัดความดันเลือดจากอาสาสมัครเพศชาย อายุ 25 ± 5 ปี เท่านั้น ไม่ได้ทำการทดลองวัดความดันเลือดจากอาสาสมัครเพศหญิงและอาสาสมัครเพศชายที่ช่วงอายุอื่น เนื่องจากผู้วิจัยไม่สะดวกในการวัดความดันเลือดในอาสาสมัครเพศหญิง และงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเบื้องต้นเพื่อความสะดวกในการเก็บข้อมูลจึงเลือกช่วงอายุนี้ในการทดลอง ทำให้ผลการทดลองที่เกิดขึ้นอาจจะครอบคลุมเฉพาะในช่วงอายุที่ทำการทดลองเท่านั้น

5.2.2 ข้อเสนอแนะ

จากการทำวิจัยผู้วิจัยพบว่าข้อเสนอแนะต่อไปนี้จะเป็แนวทางในการพัฒนาระบบวัดความดันหลอดเลือดแดงภายนอกร่างกายโดยปราศจากปลอกรัดแขน ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

5.2.2.1 ควรขออนุญาตจากคณะกรรมการจริยธรรมเพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วยโรคความดันโลหิตสูงในโรงพยาบาล การที่สามารถเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่เป็นโรคความดันโลหิตสูงจะทำให้เรามีตัวอย่างของข้อมูลเพิ่มมากขึ้น ซึ่งจะช่วยให้สามารถช่วยในการวิเคราะห์ได้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

5.2.2.2 โรคความดันโลหิตสูงมีสาเหตุมาจากหลอดเลือดแข็งตัวทำให้เลือดไปเลี้ยงหัวใจไม่พอ ทำให้เกิดการขาดเลือดจะพบมากในผู้สูงอายุเพราะความยืดหยุ่นของหลอดเลือดจะลดลง ดังนั้น ถ้าสามารถวัดค่าความยืดหยุ่นของหลอดเลือด (arterial stiffness) จะสามารถบอกได้ถึงการทำงานของหัวใจและสามารถที่จะบอกได้ถึงโอกาสที่บุคคลนั้นจะเป็นโรคความดันโลหิตสูง

บรรณานุกรม

- [1] Y.Hong, “Burden of cardiovascular disease in Asia: Big challenges and ample opportunities for action and making a difference,” *Clinical Chemistry* pp.1450–1452, 2009.
- [2] ASTVผู้จัดการออนไลน์, “สรุปละเผยโรคหัวใจและหลอดเลือดคร่าคนไทย ชม 4 รายแนะปรับพฤติกรรมสุขภาพ”: <http://www.manager.co.th/Ool/ViewNews.aspx?NewsID=9530000133708>, OCT.10, 2010.
- [3] J. M. Zhang, P. F. Wei and Y. Li “A Labview Based Measure System for Pulse Wave Transit Time,” *Information Technology and Applications in Biomedicine, ITAB*, 2008.
- [4] 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,” *International Conference on Convergence Information Technology, ICCIT*, pp. 941-944, 2007.
- [5] Y. Yoon, J. H. Cho and G. Yoon “Non-constrained Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare,” *JMedSyst*, Vol.33, pp. 261–266, 2009.
- [6] F. S. Cattivelli and H. Garudadri, “Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration,” *Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, bsn*, pp.114-119, 2009.
- [7] J.Y.KIM, B.H.Cho, S.M.Im, M.J.Jeon, Y.Kim and S.I.Kim, “Comparative study on artificial neural network with multiple regressions for continuous estimation of blood pressure,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6942-6945, 2005.
- [8] H. J. Baek, K. K. Kim, J. S. Kim, B. Lee and K. S. Park, “Effect of confounding factors on blood pressure estimation using pulse arrival time,” *Physiological Measurement*, Vol.29, pp.615-624, 2008.
- [9] H. J. Baek, K. K. Kim, J. S. Kim, B. Lee and K. S. Park, “Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors”, *Physiological Measurement*, Vol.31, No.2, pp.145-157, 2010.
- [10] “ระบบไหลเวียนเลือด การหมุนเวียนของเลือด”:
<http://www.nookjung.com/health/34/comment-page-1>, Mar.16, 2009.
- [11] “บทที่ 2 หัวใจและระบบหมุนเวียนเลือด”:
<http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/human/lesson/lesson.2.php>, Mar.16, 2009.

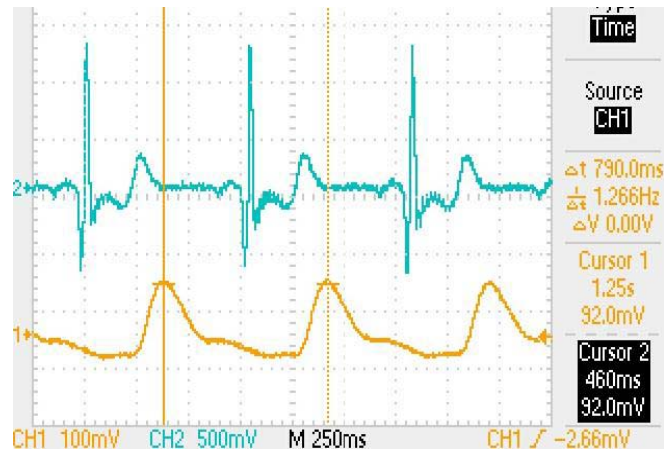
- [12] สมศรี ดาวฉาย “การวัดค่าความดันเลือดแดงชนิดไม่รุกราน (Noninvasive Arterial Blood Pressure Measurement)” โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยมหิดล
- [13] เชิดศักดิ์ แวดประเสริฐ และ สาธิต นฤภัย “เครื่องวัดความดันโลหิต”:
<http://medi.moph.go.th/education/Tpum.pdf>, Mar.16, 2009.
- [14] ผ.ศ.สาวิตรี ตัณฑนุช “บทที่ 6 หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด” ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หน้า 1-62
- [15] กิตติคุณ เลอเกียรติ และ โกวิท จูติวงศ์เสวต. ปีการศึกษา 2545 “การออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดระดับออกซิเจนในผิวหนังและวัดอัตราการเต้นของหัวใจ”, ปริญญานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- [16] มนตรี ศิริปรัชญานันท์ “วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟเบื้องต้น” ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
- [17] N.T. Hagan, Neural network design Boston:Thomas/Learning, 1996.

ภาคผนวก

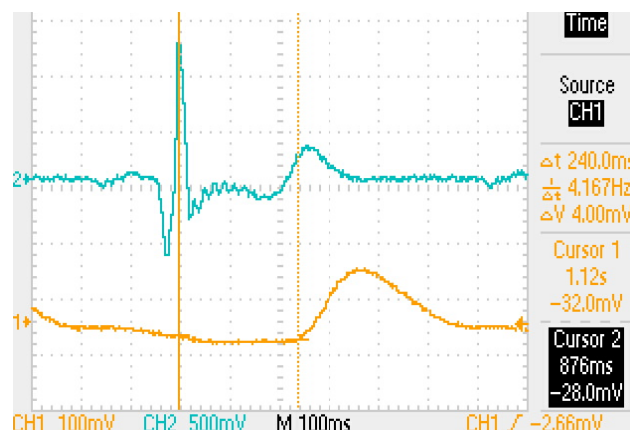
ภาคผนวก ก การทดลองวัดสัญญาณ ECG และ PPG เบื้องต้น

ก1. ผลการทดลองวัดสัญญาณ ECG และ PPG โดยใช้ oscilloscope แสดงผลของสัญญาณ

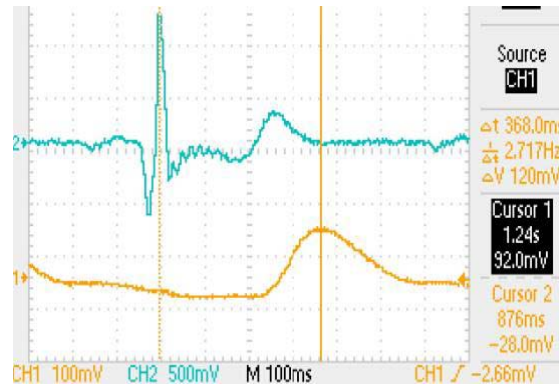
การทดลองนี้วัดประสงค์เพื่อวัดค่า PAT ค่า PAT เป็นหนึ่งในพารามิเตอร์ที่สามารถประเมินค่าความดันเลือด ผลการทดสอบวัดสัญญาณ ECG และ PPG จากอาสาสมัคร โดยแสดงผลกับ oscilloscope แสดงในภาพประกอบ ก-1 ผลการทดสอบการวัดค่า PAT-f และ PAT-p จากอาสาสมัคร โดยแสดงผลกับ oscilloscope แสดงในภาพประกอบ ก-2 และ ก-3



ภาพประกอบ ก-1 สัญญาณ ECG และ PPG ของอาสาสมัคร

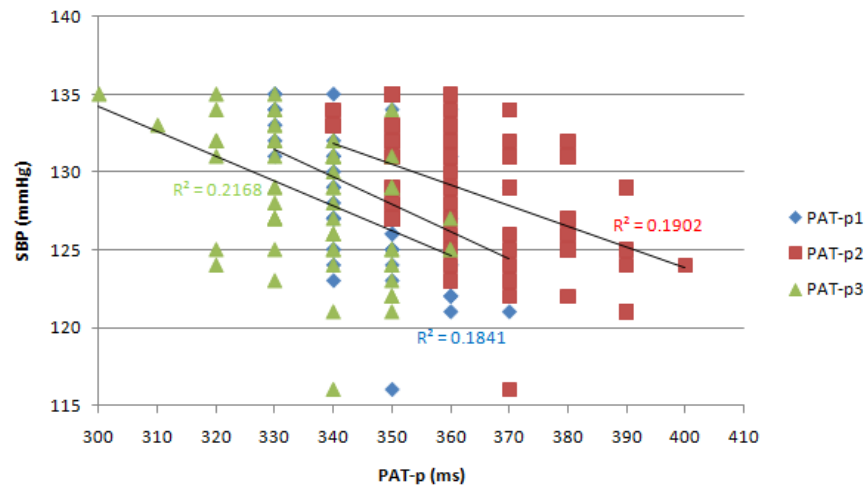


ภาพประกอบ ก-2 ค่า PAT-f ของอาสาสมัคร

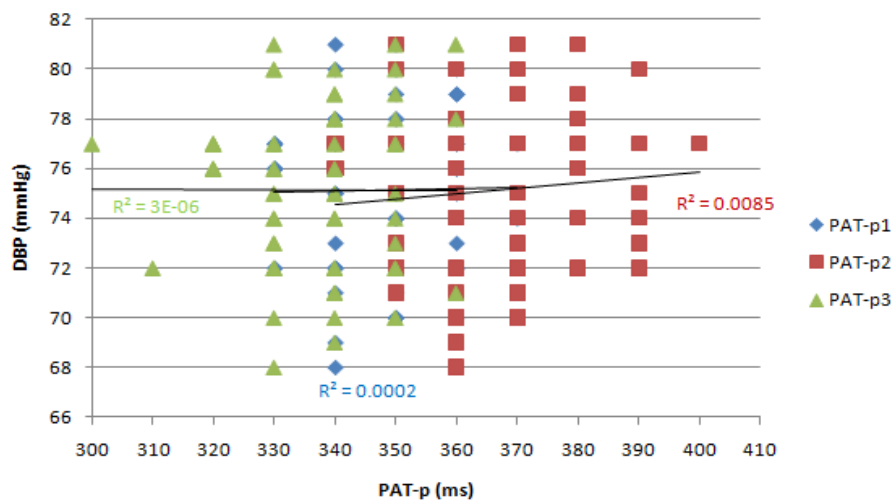


ภาพประกอบ ก-3 ค่า PAT-p ของอาสาสมัคร

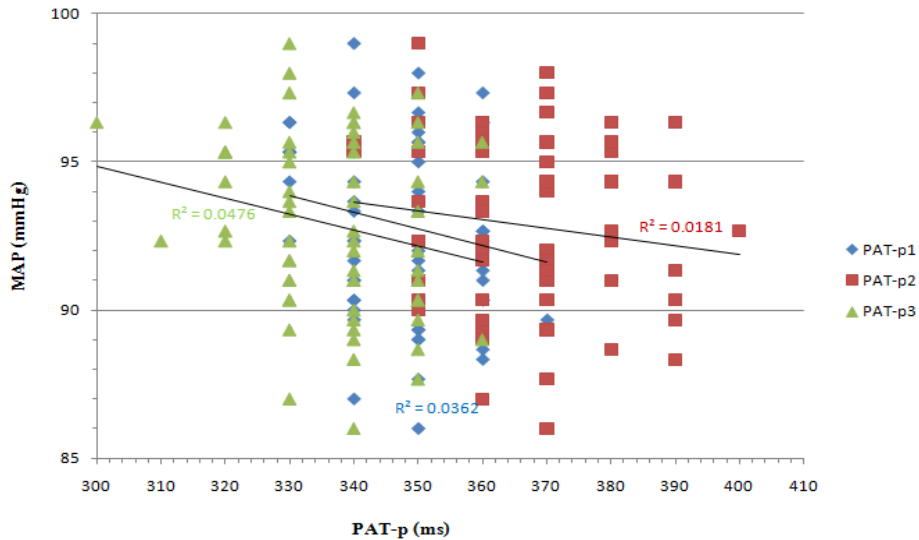
การทดลองนี้เพื่อหาค่าความสัมพันธ์เบื้องต้นระหว่างค่า PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับ SBP, DBP และ MAP ตามลำดับ โดยใช้สมการถอย (linear regression) และผลการทดลองที่นำมาแสดงนี้เป็นเพียงส่วนหนึ่งของการทดลองเพื่อแสดงให้เห็นถึงปัญหาที่เกิดขึ้นจากการใช้ oscilloscope ในการแสดงผลของสัญญาณ ปัญหาที่เกิดขึ้นคือ ข้อมูลมีค่าซ้อนทับกันเป็นจำนวนมากเนื่องจากเมื่อทำการเลื่อนตำแหน่งของเคอร์เซอร์เพื่อที่จะวัดค่าทั้ง PAT-p และ PAT-f เคอร์เซอร์จะเลื่อนครั้งหนึ่งมีค่าเท่ากับ 10 ms ซึ่งทำให้ค่าที่ได้มีความละเอียดในการวัดต่ำ จึงทำให้มีข้อมูลที่ซ้ำกันอยู่เป็นจำนวนมาก จากภาพประกอบ ก-4 พบว่าค่า R-squares ระหว่าง PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับ SBP มีค่าเท่ากับ 0.1841, 0.1902 และ 0.2168 ตามลำดับ เมื่อแปลงเป็นค่า R จะมีค่าเท่ากับ 0.429, 0.436 และ 0.466 ตามลำดับ จากภาพประกอบ ก-5 พบว่าค่า R-squares ระหว่าง PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับ DBP มีค่าเท่ากับ 0.0002, 0.0085 และ 0.00003 ตามลำดับ เมื่อแปลงเป็นค่า R จะมีค่าเท่ากับ 0.014, 0.092 และ 0.001 ตามลำดับ จากภาพประกอบ ก-6 พบว่าค่า R-squares ระหว่าง PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 กับ SBP มีค่าเท่ากับ 0.0362, 0.0181 และ 0.0476 ตามลำดับ เมื่อแปลงเป็นค่า R จะมีค่าเท่ากับ 0.19, 0.135 และ 0.218 ตามลำดับ



ภาพประกอบ ก-4 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p ทั้งสามท่าทางกับค่า SBP



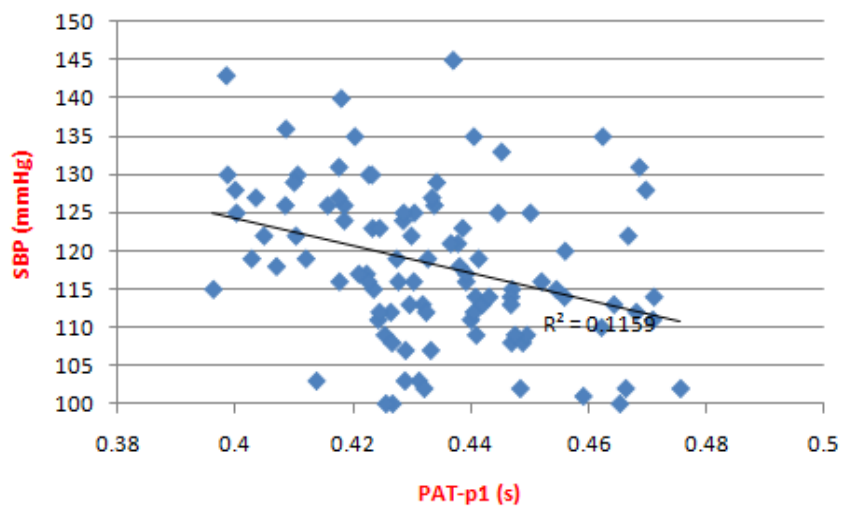
ภาพประกอบ ก-5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p ทั้งสามท่าทางกับค่า DBP



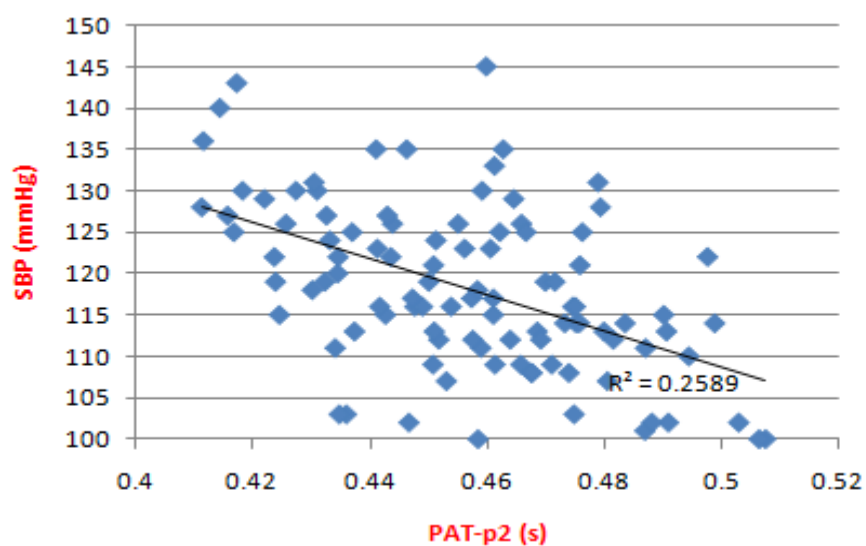
ภาพประกอบ ก-6 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p ทั้งสามท่าทางกับค่า MAP

ก2. ผลการทดลองวัดสัญญาณ ECG และ PPG โดยใช้ LabVIEW ในการแสดงผลของสัญญาณ

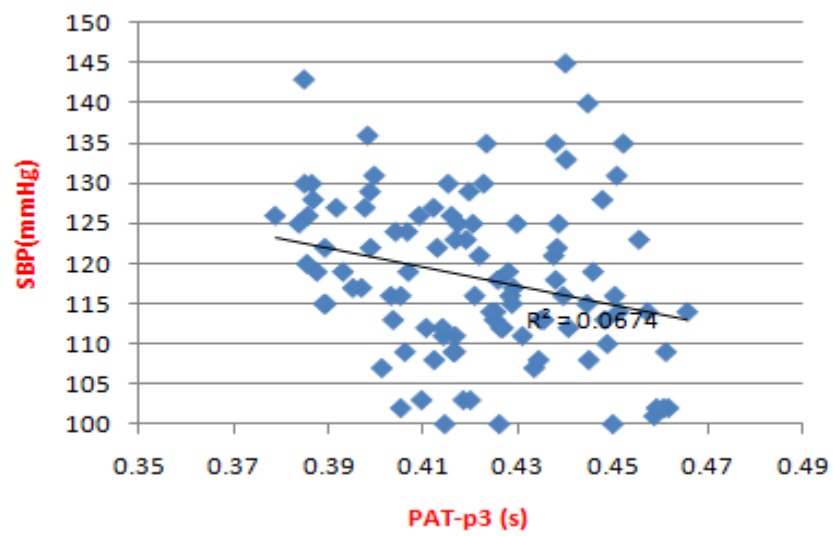
การทดลองนี้วัตถุประสงค์เพื่อแก้ปัญหาที่เกิดขึ้นเมื่อใช้ oscilloscope ในการแสดงผลของสัญญาณ โดยปัญหาที่เกิดขึ้นคือ ค่า PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 มีข้อมูลซ้อนทับกันทำให้สันนิษฐานว่าเป็นสาเหตุที่ทำให้ค่าความสัมพันธ์มีค่าต่ำ การทดลองนี้ทดลองนำค่า PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 มาหาความสัมพันธ์กับค่า SBP จากภาพประกอบ ก-7 พบว่าค่า R-squared ระหว่างค่า PAT-p1 กับ SBP มีค่าเท่ากับ 0.1159 เมื่อแปลงเป็นค่า R มีค่าเท่ากับ 0.34 จากภาพประกอบ ก-8 พบว่าค่า R-squared ระหว่างค่า PAT-p2 กับ SBP มีค่าเท่ากับ 0.2589 เมื่อแปลงเป็นค่า R มีค่าเท่ากับ 0.509 จากภาพประกอบ ก-9 พบว่าค่า R-squared ระหว่างค่า PAT-p3 กับ SBP มีค่าเท่ากับ 0.0674 เมื่อแปลงเป็นค่า R มีค่าเท่ากับ 0.26 จากผลการทดลองพบว่าค่า PAT-p1, PAT-p2 และ PAT-p3 จะไม่มีข้อมูลที่ซ้อนทับกันเหมือนกับเมื่อใช้ oscilloscope ในการแสดงผลของสัญญาณ



ภาพประกอบ ก-7 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p1 กับค่า SBP



ภาพประกอบ ก-8 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p2 กับค่า SBP



ภาพประกอบ ก-9 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p3 กับค่า SBP

ภาคผนวก ข ข้อมูลที่วัดได้จากอาสาสมัคร

ข1. ข้อมูลที่วัดได้จากอาสาสมัคร

ข้อมูลที่วัดได้จากอาสาสมัคร							
ท่าทางในการวัด			HR_cal	ค่าความดันเลือดจากเครื่องวัด			
PAT-p1	PAT-p2	PAT-p3		SBP	DBP	HR	MAP
0.4084	0.455	0.3856	73.3676	126	60	68	82
0.4184	0.4658	0.3787	71.736	126	59	65	81.33333
0.4273	0.45	0.393	62.7032	119	58	64	78.33333
0.4222	0.4573	0.3969	62.4285	117	65	64	82.33333
0.4234	0.4426	0.3894	73.0816	115	61	78	79
0.4242	0.434	0.4167	65.1891	111	62	66	78.33333
0.4559	0.4344	0.3854	81.6412	120	68	85	85.33333
0.4399	0.4589	0.4142	77.821	111	64	74	79.66667
0.4404	0.4575	0.414	74.5931	112	67	75	82
0.4468	0.4739	0.4123	69.5975	108	66	73	80
0.4469	0.461	0.4445	69.8782	115	70	70	85
0.4487	0.4675	0.4449	62.0333	108	56	61	73.33333
0.4445	0.4762	0.4385	65.9413	125	61	63	82.33333
0.4407	0.4751	0.4252	62.2084	114	58	60	76.66667
0.4544	0.4901	0.4287	60.5013	115	59	59	77.66667
0.4467	0.4732	0.4512	61.5474	114	54	61	74
0.4621	0.4944	0.4488	63.9591	110	59	63	76
0.4069	0.4301	0.4257	78.982	118	68	73	84.66667
0.438	0.4583	0.4379	68.5793	118	67	65	84
0.4519	0.4538	0.4504	69.4364	116	71	70	86
0.4391	0.4746	0.4395	65.9341	116	66	63	82.66667
0.4494	0.471	0.4612	67.0616	109	66	68	80.33333
0.4404	0.4462	0.4233	69.5249	135	84	64	101
0.4623	0.4627	0.4522	64.2674	135	85	62	101.6667
0.4685	0.4789	0.4508	63.2986	131	79	64	96.33333
0.4696	0.4793	0.4478	62.7878	128	78	65	94.66667
0.4284	0.4512	0.4066	77.8816	124	60	74	81.33333
0.4408	0.4507	0.4061	79.1666	109	60	74	76.33333
0.4337	0.4438	0.4159	73.991	126	67	71	86.66667
0.4317	0.4373	0.4036	69.8035	113	58	68	76.33333

0.4263	0.4517	0.4268	67.273	112	62	69	78.66667
0.4333	0.4429	0.4121	69.6774	127	79	62	95
0.4202	0.441	0.4378	70.6252	135	85	72	101.6667
0.4341	0.4645	0.4196	74.3648	129	85	76	99.66667
0.4391	0.461	0.429	77.4417	117	74	71	88.33333
0.4303	0.4621	0.4297	72.8942	125	73	67	90.33333
0.4385	0.4605	0.4555	74.551	123	80	76	94.33333
0.4226	0.4591	0.4152	80.8716	130	88	80	102
0.4326	0.4699	0.4458	79.5756	119	74	83	89
0.45	0.4666	0.4173	66.3309	125	75	62	91.66667
0.4377	0.4758	0.4375	61.9124	121	78	56	92.33333
0.4231	0.4273	0.4227	64.5621	130	81	63	97.33333
0.4288	0.4805	0.4334	81.081	107	63	76	77.66667
0.4419	0.4799	0.4354	84.1121	113	67	76	82.33333
0.4253	0.4657	0.4167	78.0996	109	64	75	79
0.4265	0.4676	0.4343	80.0019	108	73	79	84.66667
0.4295	0.4685	0.425	76.2308	113	68	83	83
0.4232	0.4561	0.419	76.882	123	78	77	93
0.4323	0.4639	0.4263	75.6533	112	75	76	87.33333
0.4302	0.475	0.4283	73.5595	116	70	71	85.33333
0.4027	0.4238	0.3875	85.9031	119	64	87	82.33333
0.3962	0.4245	0.389	84.0336	115	65	83	81.66667
0.4225	0.4476	0.4031	75.5747	116	64	77	81.33333
0.4176	0.4489	0.4052	80.9536	116	76	82	89.33333
0.4209	0.4472	0.3951	79.2777	117	69	77	85
0.443	0.4757	0.4243	84.9858	114	72	79	86
0.4244	0.4691	0.4106	87.9567	112	75	86	87.33333
0.4474	0.4613	0.4163	82.5783	109	74	83	85.66667
0.4708	0.487	0.4309	67.3703	111	71	68	84.33333
0.4642	0.4906	0.4483	69.2201	113	74	67	87
0.4666	0.4976	0.4382	72.1562	122	68	74	86
0.4558	0.4988	0.4573	65.6934	114	71	67	85.33333
0.4365	0.4508	0.4218	72.7613	121	70	73	87
0.4244	0.4412	0.4167	68.1246	123	69	66	87

0.4119	0.4322	0.4068	64.0547	119	70	64	86.33333
0.4285	0.4369	0.4204	63.2156	125	75	64	91.66667
0.3999	0.4112	0.3867	86.5489	128	78	88	94.66667
0.4105	0.4309	0.3864	83.7612	130	84	84	99.33333
0.4034	0.4156	0.3976	65.6146	127	76	64	93
0.4175	0.4304	0.3996	60.7657	131	78	61	95.66667
0.468	0.4815	0.4406	63.6513	112	78	62	89.33333
0.471	0.4835	0.4657	62.2732	114	76	62	88.66667
0.4467	0.4509	0.4348	63.1673	113	72	64	85.66667
0.4276	0.4416	0.4208	74.6632	116	69	75	84.66667
0.4085	0.4115	0.3982	76.7537	136	79	73	98
0.4451	0.4612	0.4401	64.0618	133	82	62	99
0.4184	0.4331	0.4041	62.7633	124	78	63	93.33333
0.4099	0.4219	0.3987	68.9921	129	68	64	88.33333
0.3986	0.4182	0.3849	79.036	130	75	81	93.33333
0.4102	0.4236	0.3892	78.4381	122	77	79	92
0.4156	0.4256	0.4091	63.7562	126	69	61	88
0.4298	0.4435	0.4129	61.2891	122	71	61	88
0.4048	0.4345	0.3988	64.6533	122	69	62	86.66667
0.4001	0.4167	0.3837	72.8913	125	72	73	89.66667
0.4175	0.4325	0.3916	75.7678	127	78	74	94.33333
0.4412	0.4715	0.4279	74.7621	119	77	74	91
0.4331	0.453	0.4012	80.8709	107	64	79	78.33333
0.3984	0.4172	0.3848	77.5578	143	79	78	100.3333
0.4266	0.4584	0.426	61.8982	100	60	62	73.33333
0.4137	0.4359	0.4184	65.1466	103	61	60	75
0.4255	0.5075	0.4145	90.7716	100	75	93	83.33333
0.4311	0.4748	0.4096	83.5412	103	69	81	80.33333
0.4179	0.4143	0.4447	76.8738	140	85	77	103.3333
0.4369	0.4598	0.44	71.8371	145	84	67	104.3333
0.4652	0.5064	0.45	64.8088	100	53	59	68.66667
0.459	0.4869	0.4587	65.2331	101	58	64	72.33333
0.4483	0.4909	0.4617	68.0132	102	57	64	72
0.4662	0.5029	0.4607	61.8769	102	57	64	72

0.432	0.4466	0.4052	60.1321	102	56	57	71.33333
0.4287	0.4347	0.4199	59.5487	103	63	55	76.33333

วิธีการใหม่ในการประมาณค่าความดันเลือดแบบไม่ลุกล้ำและปราศจากปลอกรัดแขน

A novel method to evaluate non-invasive blood pressure using cuff-less

โสฬส เองสมบุญ, สาวิตร์ คัมขานุช และ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

15 ถ.กาญจนวนิชย์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90110 โทรศัพท์ : 074-282000 E-mail: Soros.eng@gmail.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอวิธีการใหม่ในการประมาณค่าความดันเลือดแบบไม่ลุกล้ำและปราศจากปลอกรัดแขน เพื่อใช้ตรวจสอบค่าความดันเลือดแบบต่อเนื่องใช้หลักการของการหาค่า pulse arrival time (PAT) ข้อมูลที่นำมาทดสอบมีทั้งหมด 85 ข้อมูล จากอาสาสมัครเพศชายสุขภาพแข็งแรงจำนวน 15 คน อายุ 25 ± 5 ปี สัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) และ photoplethysmograph (PPG) ที่วัดจากอาสาสมัครถูกประมวลผลผ่านโปรแกรม LabVIEW จากผลการทดลองพบว่าค่าความสัมพันธ์ทางสถิติระหว่างค่า PAT-p มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่าความดันเลือดสูง สูดขณะหัวใจบีบตัว ($r = -0.499$, $p < 0.01$) และค่าความดันเลือดเฉลี่ย (mean arterial blood pressure, MAP) ($r = -0.339$, $p < 0.01$) ตามลำดับ แต่ไม่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่าความดันเลือดต่ำ สูดขณะหัวใจคลายตัว (diastolic blood pressure, DBP) ($r = -0.221$, $p < 0.05$) เมื่อนำค่า PAT-p มาประมาณค่าความดันเลือดพบว่ามีความผิดพลาดเฉลี่ยเท่ากับ 6.06 mmHg

คำสำคัญ: ความดันเลือด, คลื่นไฟฟ้าหัวใจ, PPG, PAT

Abstract

This paper presents a novel method to evaluate non-invasive blood pressure using cuff-less for continuous blood pressure monitoring based on the pulse arrival time (PAT). The 15 healthy males, aged 25 ± 5 , are the subjects with 85 records. The electrocardiogram (ECG) and photoplethysmograph (PPG) signals are captured and processed to PAT with LabVIEW. The experimental result shows that there are statistically correlation between PAT-p and SBP ($r = -0.499$, $p < 0.01$) and MAP ($r = -0.339$, $p < 0.01$), respectively. But, there is no statistically correlation between PAT-p and DBP ($r = -0.221$, $p < 0.05$). Moreover, the evaluated SBP from PAT-p is ± 6.06 mmHg.

Keywords: blood pressure, electrocardiogram, PPG, PAT

1. บทนำ

โรคหัวใจและหลอดเลือดถือได้ว่าเป็นปัญหาระดับโลกที่มีผลกระทบต่อประเทศที่พัฒนาแล้วและกำลังพัฒนา ในทศวรรษที่ผ่านมาโรคหัวใจและหลอดเลือดได้กลายเป็นสาเหตุหลักของการเสียชีวิตที่เกิดขึ้นในวัยเด็กและผู้สูงอายุ [1] องค์การอนามัยโลกได้รายงานพบผู้เสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดประมาณ 17.5 ล้านคน ซึ่งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งของทั่วโลก และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง คาดว่าในปี 2558 การเสียชีวิตจากโรคนี้จะเพิ่มเป็น 20 ล้านคนสำหรับประเทศไทย พบว่าอัตราการเสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดคิดอันดับ 1 ใน 3 มาโดยตลอด สำหรับปี 2552 มีผู้เสียชีวิต 35,050 ราย หรือกล่าวได้ว่ามีผู้เสียชีวิตจากโรคนี้เฉลี่ยชั่วโมงละ 4 คน ส่วนผู้ป่วยที่นอนรักษาตัวด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดในรอบ 10 ปี (พ.ศ. 2542-2551) เพิ่มขึ้นถึง 3 เท่า [2] จากการที่มีผู้เสียชีวิตเป็นจำนวนมากทำให้จำเป็นต้องรู้จักวิธีการป้องกันเบื้องต้น เพื่อที่จะลดโอกาสในการที่จะเกิดโรคดังกล่าว หนึ่งในวิธีการป้องกันเบื้องต้นที่สามารถทำได้ง่ายและทำได้ด้วยตนเอง คือการวัดค่าความดันเลือด

ปัจจุบันวิธีการวัดความดันเลือดแบบไม่ลุกล้ำถูกใช้กันอย่างแพร่หลาย แต่สำหรับการวัดโดยปราศจากปลอกรัดแขนถือว่าเป็นวิธีการวัดแบบใหม่ซึ่งเริ่มมีนักวิจัยเป็นจำนวนมากที่ทำการศึกษาค้นคว้า [3], [4], [5] และ [6]

บทความนี้เสนอวิธีการประมาณค่าความดันเลือดแบบไม่ลุกล้ำและปราศจากปลอกรัดแขน โดยการศึกษาความสัมพันธ์ทางสถิติระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP ซึ่งจะเป็ประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการดูแลผู้ป่วยในหออภิบาลผู้ป่วยหนัก (intensive care unit, ICU)

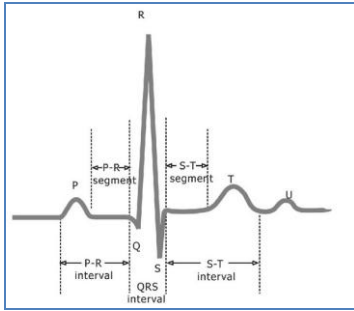
2. ทฤษฎีและหลักการ

2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiography, ECG)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือการตรวจจับกระแสไฟฟ้าที่ออกมาจากหัวใจ การที่กล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานบีบตัวได้นั้นจะต้องอาศัยไฟฟ้ากระตุ้น จากหัวใจห้องบนขวาไปยังหัวใจห้องล่าง ขณะที่ไฟฟ้าผ่านกล้ามเนื้อหัวใจ กล้ามเนื้อหัวใจจะเกิดการหดตัวและตามมาด้วยการคลายตัว หัวใจจึงบีบตัวไล่เลือดจากห้องบนมายังห้องล่างอย่างสัมพันธ์กัน

เมื่อเรานำเอาตัวจับสัญญาณไฟฟ้า (electrode) มาวางไว้ที่หน้าอกใกล้หัวใจ เราก็สามารถบันทึกไฟฟ้าที่ออกจากหัวใจได้

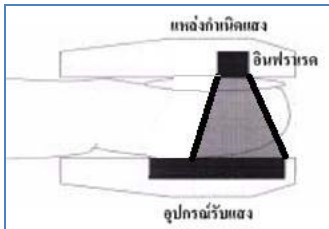
แผนภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดตำแหน่งของยอดคลื่นย่อยๆเป็น P, Q, R, S และ T การแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาศัยการพิจารณาความลักษณะของสัญญาณที่ปรากฏ ความสูงของแต่ละยอดคลื่น และช่วงเวลาการเกิดคลื่นดังแสดงในรูปที่ 1 [7]



รูปที่ 1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2 Photoplethysmograph (PPG)

PPG เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงพาริสภาพของหลอดเลือดใต้ผิวหนัง โดยใช้คุณสมบัติเชิงแสงซึ่งประกอบด้วย การดูดกลืน, สะท้อนส่งผ่าน และการกระจาย ของแสงผ่านเนื้อเยื่อและเลือด โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงและใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสงดังแสดงในรูปที่ 2 [8]



รูปที่ 2 ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสง

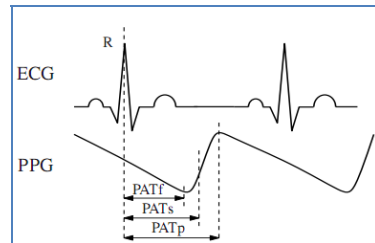
2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ ECG และ PPG ต่อการประมาณค่าความดันเลือด

จากความสัมพันธ์ของค่ามอดุลัสการยืดตัว (Young's modulus) และค่ามอดุลัสการบีบอัด (Bulk's modulus) ในปี ค.ศ. 1878 [7] ซึ่งพิสูจน์ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่มีการยืดตัวได้ ต่อมาถูกนำมาใช้เป็นสมการอธิบายการไหลของเลือดในหลอดเลือดที่เรียกว่าสมการ Moens-Korteweg (Moens-Korteweg equation) ตามความสัมพันธ์ดังสมการที่ 1

$$u = \frac{d}{T} = \sqrt{(E_0 e^{P\alpha h}) / 2\rho r}, \tag{1}$$

- โดยที่ u คือความเร็วในการไหลของเลือด (pulse wave velocity, PWV)
- d คือระยะทางจากจุดหัวใจถึงจุดที่ทำการวัดค่า
- T คือความเร็วในการไหลของกระแสเลือด (PTT)
- E_0 คือค่ามอดุลัสการยืดตัวของหลอดเลือด
- P คือความดันเฉลี่ยภายในหลอดเลือด (MAP)
- α คือค่าคงที่ใดๆของการเปลี่ยนแปลงความดัน
- h คือค่าความหนาของผนังหลอดเลือด
- ρ คือค่าความหนาแน่นของเลือด
- r คือรัศมีภายในผนังหลอดเลือด

ค่า PTT สัมพันธ์กับค่า PAT ดังสมการที่ 2 PAT สามารถวัดจากช่วงเวลาระหว่าง R peak ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถึงตำแหน่งเฉพาะของสัญญาณ PPG เช่น ตำแหน่งท้องคลื่น (PAT-f) ตำแหน่งยอดคลื่น (PAT-p) ตำแหน่งที่ความชันมากที่สุด (PAT-s) ดังรูปที่ 3 บทความที่นำเสนอใช้ค่า PAT-p ในการนำไปวิเคราะห์ความสัมพันธ์และประมาณค่าความดันเลือด เนื่องจากโปรแกรม LabVIEW ที่ออกแบบบอกค่าที่คลื่อนมากกว่าหนึ่งค่าทำให้ไม่สามารถหาค่า PAT-f ที่เหมาะสมได้ แต่ค่ายอดคลื่นมีเพียงหนึ่งค่าจึงเลือกค่า PAT-p มาใช้ในการวิเคราะห์



รูปที่ 3 การวัดค่า PAT จาก R peak ของสัญญาณ ECG จนถึงตำแหน่งเฉพาะของสัญญาณ PPG [5]

$$PAT = PEP + PTT, \tag{2}$$

โดยที่ PEP คือ pre-ejection period เป็นค่าที่ไม่คงที่สามารถเปลี่ยนแปลงตาม อารมณ์, ความเครียด และท่าทางการวัด

จากความสัมพันธ์ที่กล่าวมาจะพบว่า ค่า PTT มีความสัมพันธ์กับค่า MAP และค่า PAT มีความสัมพันธ์กับค่า SBP จากสมการที่ 3 พบว่าถ้าทราบค่า SBP และ MAP ก็จะสามารถประมาณค่า DBP ได้

$$MAP = DBP + \frac{SBP - DBP}{3}, \tag{3}$$

3. การทดลอง

3.1 การออกแบบการทดลอง

การทดลองนี้ทำการวัดสัญญาณจากอาสาสมัครเพศชาย สุขภาพแข็งแรงจำนวน 15 คน อายุ 25 ± 5 ปี ชั้นแรกของการทดลองคือ ให้อาสาสมัครนั่งผ่อนคลายประมาณ 5 นาที ขั้นตอนที่สอง ทำการวัดสัญญาณ ECG จากวงจรที่ทำกรออกแบบ, PPG จากเครื่อง Nellcor DS-100A finger sensor และเก็บค่า PAT-p ขึ้นตอนสุดท้าย วัดค่าความดันเลือดจากเครื่องวัดความดันเลือดอัตโนมัติเพื่อเป็นค่าอ้างอิง โดยใช้เครื่อง Omron SEM-1 ทำหน้าที่ใช้สำหรับการวัดสัญญาณคือ วางแขนซ้ายให้อยู่ในระดับเดียวกับหัวใจ โปรแกรม LabVIEW เป็นโปรแกรมที่ถูกใช้ในการเก็บสัญญาณ ECG, PPG และคำนวณหาค่า PAT-p ในการทดลองนี้จะใช้เวลา 10 วินาทีในการเก็บและบันทึกสัญญาณ ตัวอย่างของสัญญาณ ECG และ PPG ที่วัดและทำการบันทึกจากอาสาสมัครโดยใช้โปรแกรม LabVIEW ดังแสดง ในรูปที่ 4 ขั้นตอนการรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณของโปรแกรม LabVIEW ถูกแสดงผลในภาคผนวก รูป ก.

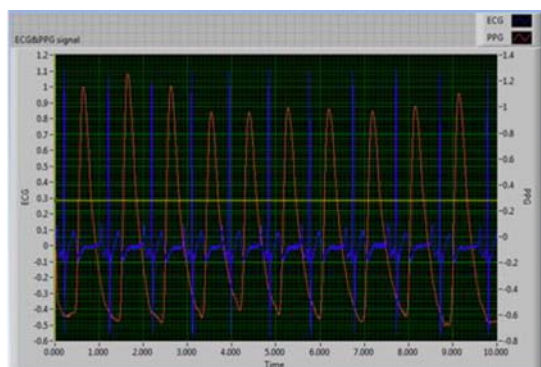
4. ผลการทดลอง

4.1 การวิเคราะห์ค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP

ตารางที่ 1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP

Correlations					
		PATp	SBP	DBP	MAP
PATp	Pearson Correlation	1	-.499**	-.221*	-.339**
	Sig. (2-tailed)		.000	.042	.002
	N	85	85	85	85
SBP	Pearson Correlation	-.499**	1	.730**	.879**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000
	N	85	85	85	85
DBP	Pearson Correlation	-.221*	.730**	1	.967**
	Sig. (2-tailed)	.042	.000		.000
	N	85	85	85	85
MAP	Pearson Correlation	-.339**	.879**	.967**	1
	Sig. (2-tailed)	.002	.000	.000	
	N	85	85	85	85

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).
* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).



รูปที่ 4 สัญญาณ ECG และ PPG ที่วัดและทำการบันทึกจากอาสาสมัคร

จากตารางที่ 1 แสดงถึงค่า PAT-p มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า SBP และ MAP โดยมีค่าความสัมพันธ์ (r) เป็น -0.499 และ -0.339 ตามลำดับ และมีระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.01 ($p < 0.01$) นอกจากนั้นค่า PAT-p แต่ไม่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า DBP โดยมีค่าความสัมพันธ์ (r) เป็น -0.221 และมีระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.05 ($p < 0.05$) กรณีที่ค่าความสัมพันธ์มีค่าติดลบ หมายถึงข้อมูลมีความสัมพันธ์กันทางลบหรือมีความสัมพันธ์แปรผกผัน

4.2 การหาค่าสัมพันธ์กับค่าความผิดพลาดระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP

จากตารางที่ 2 แสดงถึงค่าความผิดพลาดจากการนำค่า PAT-p มาประมาณค่า SBP, DBP และ MAP เปรียบเทียบกับค่าความดันเลือดที่ได้จากเครื่องวัดความดันเลือดอัตโนมัติ พบว่าค่าความผิดพลาดที่มีค่าน้อยที่สุดคือ ค่าความสัมพันธ์ระหว่าง PAT-p กับ SBP โดยมีค่าความผิดพลาด (mean \pm sd) เป็น 6.06 ± 4.73 mmHg และค่าความผิดพลาดที่มีค่ามากที่สุดคือ ค่าความสัมพันธ์ระหว่าง PAT-p กับ DBP โดยมีค่าความผิดพลาดเป็น 6.91 ± 4.31 mmHg

ตารางที่ 2 ความผิดพลาดของความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP

Correlation	Error (mmHg)
PAT-p กับ SBP	6.06 ± 4.73
PAT-p กับ DBP	6.91 ± 4.31
PAT-p กับ MAP	6.33 ± 4.05

5. วิจัยรณ์และสรุปผลการทดลอง

บทความฉบับนี้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกจะแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP, DBP และ MAP ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ทางสถิติจะพบว่า ค่า PAT-p จะมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า SBP และ MAP จากสมการที่ 3 จะพบว่า ถ้าสามารถประมาณค่า SBP และ MAP ได้ก็จะสามารถประมาณค่า DBP ได้เช่นกัน การวิเคราะห์ความสัมพันธ์นี้สามารถเป็นแนวทางที่จะนำไปสู่การประมาณค่าความดันเลือดได้ ส่วนที่สองจะแสดงถึงค่าความผิดพลาดจากค่าความดันเลือดที่ประมาณได้เปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง พบว่าค่า PAT-p กับ SBP และ MAP มีค่าความผิดพลาดที่น้อยกว่าค่า DBP ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองที่ 1 มาตรฐานของ Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) สำหรับการประมาณค่าความดันเลือดระบุไว้ว่าค่า mean of estimation error ต้องต่ำกว่า $|5|$ mmHg และค่า standard deviation estimation error ต้องต่ำกว่า 8 mmHg มาตรฐานนี้เป็นถูกใช้เป็นข้อกำหนดสำหรับประมาณค่า SBP และ DBP จากตารางที่ 2 พบว่าค่าความผิดพลาดของความสัมพันธ์ระหว่างค่า PAT-p กับค่า SBP,

DBP และ MAP ที่ได้สูงเกินกว่าที่มาตรฐานกำหนด ดังนั้นแนวทางที่จะพัฒนาครั้งต่อไปอาจจะทำการเพิ่มพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ เช่นทำการเพิ่มค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ในการวิเคราะห์ค่าความสัมพันธ์ เพราะค่าอัตราการเต้นของหัวใจมีความสัมพันธ์กับค่า PAT และค่าความดันเลือด

6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจาก สถานวิจัยวิศวกรรมฟื้นฟู คณะวิศวกรรมศาสตร์ และบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

เอกสารอ้างอิง

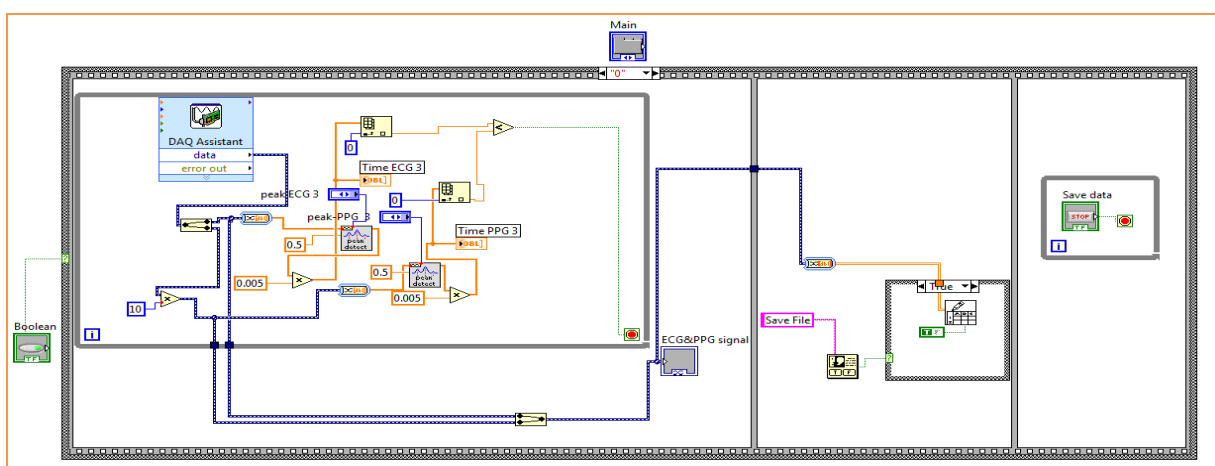
[1] H. J. Baek, K. K. Kim, J. S. Kim, B. Lee and K. S. Park, "Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors", *Physiological Measurement*, Vol.31, No.2, pp.145-157, 2010.
 [2] ASTV ผู้จัดการออนไลน์, "ศส. เผยโรคหัวใจและหลอดเลือดคร่าคนไทย ชม.ละ 4 ราย เน้นปรับพฤติกรรมสุขภาพ", (2010), [available on: <http://www.manager.co.th/Qol/ViewNews.aspx?NewsID=9530000133708>] [25/10/2010]
 [3] M. Y. M. Wong, E. Pickwell-Macpherson, Y. T. Zhang and J. C. Y. Cheng, "The effects of pre-ejection period on post-exercise systolic blood pressure estimation using the pulse arrival time technique", *Eur J Appl Physiol*, Sep 2010.
 [4] J. S. Kim, Y. J. Chee, J. W. Park, J. W. Choi, and K. S. Park, "A new approach for nonintrusive monitoring of blood pressure on a toilet seat", *Physiol. Meas.*, vol. 27, pp. 203–211, Feb 2006.

[5] F. S. Cattivelli and H. Garudadri, "Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration", 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, bsn, pp.114-119, 2009
 [6] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi and T. Togawa, "Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 38, 2000.
 [7] ผ.ศ.สาวิตรี ต้มจามุข. *Biomedical Instrumentation*, บทที่ 6 "หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด" ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หน้า 27-45
 [8] K. Pilt, K. Meigas, M. Rosmann, J. Lass and J. Kaik, "An Experimental Study of PPG Probe Efficiency Coefficient Determination on Human Body" *IFMBE Proceedings*, 2008, Vol 20, Part 4, pp. 311-314, 2008
 [9] 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," *International Conference on Convergence Information Technology (ICCIT 2007)*, pp. 941-944, 2007



จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า จากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ เมื่อปี 2549 ปัจจุบันกำลังศึกษาต่อระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ภาคผนวก



รูป ก โปรแกรมรับสัญญาณและบันทึกสัญญาณ ECG และ PPG



A novel method to evaluate non-invasive blood pressure using cuff-less for blood pressure monitoring based on the pulse arrival time

Soros Engsobun¹, Sawit Tanthanuch, Booncharoen Wongkittisuksa

Prince of Songkla University, Faculty of Engineering, Thailand

15 Kanjanawanit Rd. Hatyai, Songkhla, 90110 email: soros.eng@gmail.com¹

Abstract: *This paper aims to present a novel method to evaluate non-invasive blood pressure without arm cuff. The propose method investigates the blood pressure from the photoplethysmogram (PPG) and the electrocardiogram (ECG) based on the pulse arrival time (PAT). The LabVIEW is involved to record the ECG and the PPG and process to the pulse arrival time (PAT) and the heart rate (HR). PAT and HR are used to analyze for evaluating SBP and mean arterial blood pressure (MAP) by artificial neural networks. The 15 healthy males, aged 25 ± 5 , are the subjects with 100 records. The experimental results show that using two inputs ($r = 0.8675$, $r = 0.7557$) will have higher correlation than only one input ($r = 0.7796$, $r = 0.6843$). The results confirm that adding HR in our experiment can lead to increase the accuracy for evaluating blood pressure.*

Key Words: *blood pressure, electrocardiogram, PPG, PAT, artificial neural networks*

1. INTRODUCTION

Most countries confront high and increasing rates of cardiovascular disease (CVD) that is a major cause of death [1]. In fact, the worldwide increase in the heart disease is rather than the cancer. Moreover, not only the elderly but also the youth have a high risk as well. It is the most common cost of long term care, of which a vast minority if cost fir medication The World Health Organization (WHO) has forecasted that there will be more than 20 million globally people died because of CVD in 2015 [2]. The most common form of cardiovascular disease is hypertension, which is a significant risk factor for the development of others, including congestive heart failure and cerebrovascular disease. Thus, the blood pressure (BP) is an important vital sign for monitoring the vascular and heart functions.

The gold standard for BP measurement is to stabbing catheter into an artery. This can be measured continuously and precisely, but it takes the risk of infection and complications. On the other hand, the non-

invasive blood pressure monitoring using wrapped cuff around an upper arm is widely employed because of convenience and ease [3], [4], [5] and [6]. This method can interpret a systolic blood pressure (SBP) and a diastolic blood pressure (DBP) from blood flow of brachial artery.

This paper proposes a novel method to evaluate non-invasive blood pressure without arm cuff. Our method investigates the blood pressure from the photoplethysmogram (PPG) and the electrocardiogram (ECG). The custom-made instrumentation amplifiers are used to capture ECG and PPG. The LabVIEW is involved to record the ECG and the PPG and process to the pulse arrival time (PAT) and the heart rate (HR). The PAT is defined by the time interval between the R wave of ECG and peak of PPG within the same cardiac cycle; meanwhile the HR is defined by the time interval of the R wave of ECG between the current cardiac cycle and the next cardiac cycle.

2. THEORY

2.1. Electrocardiogram (ECG)

An electrocardiogram is a detecting of the small electric waves being generated during heart activity. Heart muscle will squeeze the required electrical stimulation from right atria to down ventricles. While electricity through the heart muscle heart muscle will contract and followed by relaxation. The heart is squeezing blood out from atrium to ventricle mutually. Electrodes are placed on your chest to record electrocardiogram signal [7].

2.2. Photoplethysmograph (PPG)

Photo-plethysmograph (PPG) is a non-invasive method to detect cardio-vascular pulse wave that propagates through the body by a light source and a detector. PPG signal indicates the volume changes in the blood vessels. PPG sensor is put on finger-tip to acquire the reliable and stable PPG signal from people as illustrated in Fig. 2. [8].

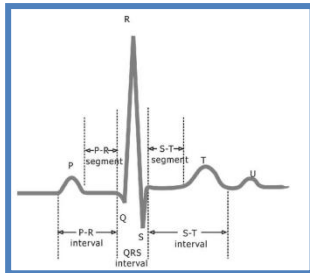


Fig. 1. Illustration of the electrocardiogram signal

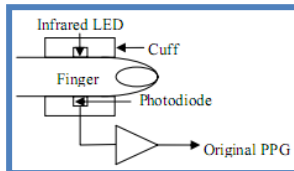


Fig. 2. Illustration of the PPG Sensor on finger-tip

2.3 THE RELATIONSHIP BETWEEN ECG AND PPG TO ESTIMATED BLOOD PRESSURE

The theoretical framework that outlines the relationship between PTT and blood pressure has been presented by W. Chen [6]. Moens–Korteweg’s formula connects the pulsewave velocity with the dimensions of the vessel and the distensibility of the vessel wall as follows equation 1.

$$u = \frac{d}{T} = \sqrt{(E_0 e^{\alpha h}) / 2pr}, \quad (1)$$

Where u is pulse wave velocity (PWV)
 d is the length of the vessel
 T is pulse transit time (PTT)
 E_0 is the modulus of wall elasticity (Young’s modulus)
 P is blood pressure arterial blood Mean (pressure)
 α is coefficient ranging from 0.016 to 0.018 (mmHg^{-1})
 h is the vessel thickness
 ρ is density of the contained blood within the vessel
 r is the inner radius of the vessel

PTT is typically measured indirectly through a related quantity known as Pulse Arrival Time (PAT). PAT is calculated as the delay between the R peak of ECG and valley of the photoplethysmogram (PPG) signal (see in Fig. 3.). PAT is related to PTT as follows equation 2 [5].

$$\text{PAT} = \text{PEP} + \text{PTT} \quad (2)$$

Where PEP is a non-constant additive delay, which changes rapidly in response to stress, emotion and physical efforts.

Systolic blood pressure (SBP) and Diastolic blood pressure (DBP) are related to Mean arterial blood pressure (MAP) as follows equation 3.

$$\text{MAP} = \text{DBP} + \frac{\text{SBP} - \text{DBP}}{3} \quad (3)$$

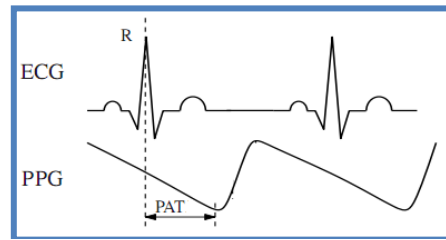


Fig. 3. Illustration of the definition of PAT

2.4. ARTIFICIAL NEURAL NETWORK

Artificial Neural Network (ANN) is type of massively parallel computing architecture based on brain like behaviors. In other words, ANN is attempt to create a machine that work in a similar way as human brain using components that behave like biological neuron. The human brain computes in an entirely different way to the highly successful conventional digital computer, yet it very efficiently. The brain basically learns from experience. In ANN, learning is typically achieved through progressive adjustment of the weighted interconnections of neurons and other network parameters, guided by learning algorithm [10].

2.5 Back-propagation

The most widely used method is the back propagation algorithm and is a learning rule for multi-layered Neural Networks. Back-Propagation networks are fully connected, layered, feed forward networks, in which activations flow from the input layer through the hidden layer(s) and then to the output layer. Back propagation uses supervised learning in which the network is trained using data for which inputs as well as desired outputs are known. In order to train a neural network to perform some task, the weight of each unit must be adjusted, in such a way that the error between the desired output and the actual output is reduced. [11]

3. EXPERIMENTAL

3.1 Experimental design

The 15 healthy males, aged 25 ± 5 , are the subjects with 100 records. Placed in the left arm to heart level. LabVIEW Software used to collect signals ECG, PPG and calculate the PAT in this experiment will take 10 seconds to collect and record the signal.

The experiment is conducted in following steps.

- 1) Let the subject relax for about 5 minutes
- 2) Measure Lead II ECG along with finger PPG and store data for 10 seconds.
- 3) Measure BP with digital BP monitor

3.2 Structure of Artificial Neural Network

The ANN used in this study is a standard feed-forward back-propagation neural network. The multi-layer perceptron (MLP) with back-propagation (BP) training is used to determine correlation between the inputs (PAT and HR) and the targets (SBP and MAP) with supervised learning process. The transfer function for the input layer and the

hidden layer are defined as the tansig, whereas the transfer function for the output layer is defined as the purelin. ANN consists of input layer, hidden layer and output layer, in our study. The example of ANN architecture has 2 input neurons (PAT and HR) in the input layer, 5 and 4 hidden neurons in the hidden layer and 1 output neurons (SBP) in the output layer as shown in Fig. 4.

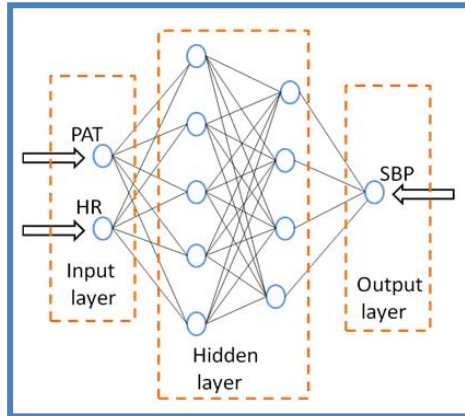


Fig. 4. Illustration of the structure of ANN

4. EXPERIMENTAL RESULT

4.1 RELATIONSHIP BETWEEN INPUT (PAT AND HR) COMPARE WITH TARGET (SBP)

Table 1. *Experimental results*

		SBP	
PAT and HR		PAT	
2-15-12-1	0.8675	1-15-12-1	0.7796
2-10-8-1	0.8044	1-10-8-1	0.7326
2-5-4-1	0.7425	1-5-4-1	0.6520

Table 1 show that the case of two inputs (PAT and HR) maximum correlation and minimum correlation are equal to 0.8675 and 0.7425 respectively. However in case of one input (PAT) maximum correlation and minimum correlation are equal to 0.7796 and 0.6520 respectively.

4.2 RELATIONSHIP BETWEEN INPUT (PAT AND HR) COMPARE WITH TARGET (MAP)

Table 2. *Experimental results*

		MAP	
PAT and HR		PAT	
2-15-12-1	0.7557	1-15-12-1	0.6843
2-10-8-1	0.6877	1-10-8-1	0.6117
2-5-4-1	0.6866	1-5-4-1	0.5113

Table 2 shown that the case of two inputs (PAT and HR) maximum correlation and minimum correlation are equal to 0.7557 and 0.6866 respectively. However in case of one input (PAT) maximum correlation and

minimum correlation are equal to 0.6843 and 0.5113 respectively.

5. CONCLUSION AND DISCUSSION

The results show that there are correlation between PAT-p and HR with SBP ($r=0.8675$) while PAT-p and HR with MAP ($r=0.7557$). In case of using only one input (without HR), there are correlation between PAT-p with SBP ($r=0.7796$) while PAT-p with MAP ($r=0.6843$). We found that using two inputs will have higher correlation than only one input. Therefore, adding HR in our experiment can lead to increase the accuracy for evaluating blood pressure.

4. REFERENCES

- [1] H. J. Baek, K. K. Kim, J. S. Kim, B. Lee and K. S. Park, "Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors", *Physiological Measurement*, 2010, Vol.31, No.2, pp.145-157.
- [2] ASTV online newspaper managers, [available on: <http://www.manager.co.th/Qol/ViewNews.aspx?NewsID=9530000133708>] [25/10/2010]
- [3] M. Y. M. Wong, E. Pickwell-Macpherson, Y. T. Zhang and J. C. Y. Cheng, "The effects of pre-ejection period on post-exercise systolic blood pressure estimation using the pulse arrival time technique", *Eur J Appl Physiol*, Sep 2010.
- [4] J. S. Kim, Y. J. Chee, J. W. Park, J. W. Choi, and K. S. Park, "A new approach for noninvasive monitoring of blood pressure on a toilet seat", *Physiol. Meas.*, Feb 2006, vol. 27, pp. 203–211.
- [5] F. S. Cattivelli and H. Garudadri, "Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration", 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, bsn, 2009 pp. 114-119.
- [6] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi and T. Togawa, "Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2000, vol. 38.
- [7] Asst. Prof. Sawit Tanthanuch . *Biomedical Instrumentation*, chapter 6 "Heart and circulation", Department of Electrical Engineering Faculty of Engineering Prince of Songkla University, pp. 27-45.
- [8] J. Zhang, P. Wei and Y. Li, "A LabVIEW Based Measure System for Pulse Wave Transit Time" The 5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, ITAB 2008. 2008, pp. 477-480.
- [9] C. Ahlstrom, A. Johansson, F. Uhlin, T. Länne and P. Ask, "Noninvasive investigation of blood pressure changes using the pulse wave transit time: a novel approach in the monitoring of hemodialysis patients", *Journal of Artificial Organs*, 2005, vol. 8, pp. 192-197.
- [10] J. Farhanah, and M. Darmawaty, "Diabetes Mellitus Forecast Using Artificial Neural Networks (ANN)", *IEEE Asian Conf.*, 2005.
- [11] B. Sumathi and A. Santhakumaran "Pre-Diagnosis of Hypertension Using Artificial Neural Network", *GJCST*, 2011 vol. 11 Issue 2 pp. 26-41.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายโสภส เองสมบุญ		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5010120084		
วุฒิการศึกษา			
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา	
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2550	

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

- [1] โสภส เองสมบุญ, สาวิตร์ ตันthanuch และ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา, “วิธีการใหม่ในการประมาณค่าความดันเลือดแบบไม่ลุกล้ำและปราศจากปลอกรัดแขน,” Electrical Engineering Network 2011 (EENET 2011), pp. 299-302, (2011).
- [2] S. Engsombun, S.Tanhanuch and B. Wongkittisuksa, “A novel method to evaluate non-invasive blood pressure using cuff-less for blood pressure monitoring based on the pulse arrival time,” The 5th PSU-UNS International Conference on Engineering and technology (ICET-2011), (2011)