



การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด
ฟอโตรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการผลิต
ของภาคอุตสาหกรรมไทย

โดย
นางสาวนภัทรสร รัตนปัญญา



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมพลังงาน แผน ก แบบ ก 2

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

มหาวิทยาลัยศิลปากร

ปีการศึกษา 2566

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศิลปากร

การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด
ฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการผลิต
ของภาคอุตสาหกรรมไทย



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมพลังงาน แผน ก แบบ ก 2
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยศิลปากร
ปีการศึกษา 2566
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศิลปากร

DEVELOPMENT OF A HIGH SENSITIVITY BLOOD PRESSURE MEASUREMENT
SYSTEM USING OF AN EXTRINSIC FIBER BASED FABRY-PEROT
INTERFEROMETER FOR MASS PRODUCTION IN THAI INDUSTRIES



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for Master of Engineering ENERGY ENGINEERING
Department of MECHANICAL ENGINEERING
Academic Year 2023
Copyright of Silpakorn University

หัวข้อ การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับ
ใยแก้วนำแสงชนิด
ฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการ
ผลิต
ของภาคอุตสาหกรรมไทย

โดย นางสาวนภัทรสร รัตนปัญญา

สาขาวิชา วิศวกรรมพลังงาน แผน ก แบบ ก 2

อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก รองศาสตราจารย์ ดร. สาโรช พูลเทพ

คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร ได้รับพิจารณาอนุมัติ
ให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์และ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อรุณศรี ลีจิระจำเนียร) เทคโนโลยีอุตสาหกรรม

พิจารณาเห็นชอบโดย

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ทศพล เขตเงินการ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก
(รองศาสตราจารย์ ดร. สาโรช พูลเทพ)

..... ผู้ทรงคุณวุฒิภายนอก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ประธาน บุรณศิริ)

630920028 : วิศวกรรมพลังงาน แผน ก แบบ ก 2

คำสำคัญ : วิศวกรรมชีวการแพทย์, ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์, การวัดความดันโลหิต, ความไว, การวัดโดยไม่เจาะเข้าไปในหลอดเลือด

นางสาว นภัทรสร รัตนปัญญา: การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด ฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการผลิต ของภาคอุตสาหกรรมไทย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รองศาสตราจารย์ ดร. สาโรช พูลเทพ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ โดยมีเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานเป็นเครื่องวัดอ้างอิง ขั้นตอนทดลองได้ดำเนินการออกแบบระบบตรวจวัดความดันโลหิตและพัฒนาหัววัด ซึ่งวัสดุสะท้อนแสงจำนวน 4 ชนิด ได้แก่ แผ่นอลูมิเนียมบาง ฟิล์มสะท้อนแสงบาง ชนิดปริซึม กระจกเงา และกระจกเคลือบอลูมิเนียม ถูกนำมาทดสอบด้วยเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณที่ระดับความถี่ต่าง ๆ เพื่อจำลองการเกิดชีพจรจากมนุษย์ โดยผลการทดลองพบว่า กระจกเคลือบอลูมิเนียมมีประสิทธิภาพในการสะท้อนแสงดีที่สุด และเกิดริ้วแทรกสอดชัดเจนที่สุด นอกจากนี้วัสดุยืดหยุ่น จำนวน 3 ชนิด ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร ถูกทดสอบด้วยเครื่องดึง ชนิดละ 3 ครั้ง อย่างไรก็ตาม แผ่นยางบางมีความยืดหยุ่นสูงที่สุด ดังนั้นกระจกเคลือบอลูมิเนียม และแผ่นยางบางจึงถูกนำมาใช้เป็นวัสดุในการพัฒนาหัววัดและติดตั้งบริเวณปลายสายใยแก้ว จากนั้นเก็บรวบรวมข้อมูลจากอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 86 คน อายุ 21 - 50 ปี ทดสอบซ้ำคนละ 5 ครั้ง โดยหัววัดถูกติดตั้งบริเวณลำคอข้างขวา และเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานที่ต้นแขนซ้าย ดำเนินการเก็บข้อมูลพร้อมกันครั้งละ 15 วินาที นอกจากนี้ เทคนิคการตรวจจับจุดสูงสุด (Peak detection) และการนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe counting) ถูกนำมาใช้สำหรับแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุเป็นค่าความดัน ค่าความดันชีพจร ค่าความดันโลหิต และอัตราการเต้นของหัวใจ ตามลำดับ จากการวิเคราะห์ผลข้อมูลพบว่า ระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดค่าความดันโลหิตซิสทอลิกได้ตั้งแต่ 91 - 128 มิลลิเมตรปรอท ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกตั้งแต่ 62- 85 มิลลิเมตรปรอท และค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้ตั้งแต่ 48 - 102 ครั้ง/นาที ตามลำดับ จากผลการทดลองพบว่าระบบที่พัฒนาขึ้นมีความไวเท่ากับ 56.88 นาโนเมตร/มิลลิเมตรปรอท และมีค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 2.84% จึงสามารถสรุปได้ว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพจร และความดันโลหิตได้แบบไม่รุกล้ำร่างกายและไม่สร้างความเจ็บปวด สำหรับการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุน และความอ่อนไหวของโครงการพบว่า โครงการมีความคุ้มค่าต่อการลงทุนเมื่อกำหนดกำไรที่ต้องการมากกว่า 50% ของต้นทุนการผลิตโดยเพิ่มมูลค่าทางการตลาด

สร้างการรับรู้แก่ผู้บริโภคมามากยิ่งขึ้น และสามารถนำไปพัฒนาเครื่องมือวัดทางการแพทย์ในอนาคตได้



630920028 : Major ENERGY ENGINEERING

Keyword : Biomedical engineering Fiber based Fabry-Perot interferometer Blood pressure measurement Sensitivity Non-arterial line measurement.

MISS Napatsorn RATANAPANYA : Development of a high sensitivity blood pressure measurement system using of an extrinsic fiber based Fabry-Perot interferometer for mass production in Thai industries Thesis advisor : Associate Professor Dr. SAROJ PULLTEAP

This thesis is a design and development of a blood pressure (BP) measurement system using a fiber optic-based Fabry-Perot Interferometer incorporate with a standard digital sphygmomanometer serving as a reference device. The experimental process involves designing BP measurement system and developing the sensing probe. Four types of reflective materials; aluminum foil, prismatic retroreflective thin film, plane mirror, and aluminum-coated mirror, were tested using a function generator in order to simulate the human pulse at various frequency levels. The experimental result was indicated that the aluminum-coated mirror had the highest reflectivity and clearest interference fringes. Moreover, 3 types of elastic materials such as latex thin film, natural latex thin film, and nitrile latex thin film, were operated with a tensile machine 3 times each. However, latex thin film had the highest elasticity. Therefore, the aluminum-coated mirror and latex thin film were utilized as materials for the development of sensing probe, and also were installed at the fiber end. Consequently, the testing data were collected from 86 healthy volunteers aged 21 - 50 years old with 5 times of repeatability by placing sensing probe on right side of the neck and a standard digital sphygmomanometer on the upper left arm, respectively. The data was recorded at 15-second intervals. Furthermore, peak detection and also fringe counting techniques were employed to demodulate material deflection into pressure, pulse pressure, blood pressure, and heart rate, respectively. The data analysis reveals that the developed system can measure systolic blood pressure in the range of 91 to 128 mmHg, diastolic blood pressure from 62 to 85 mmHg, and heart rate from 48 to 102 beats/min, respectively. The experimental results showed that the developed system had the sensitivity of 56.88 nm/mmHg and also average percentage error of 2.84%. To conclude, the

developed blood pressure measurement system is capable of measuring vital signs and blood pressure with non-invasively, and painlessly. The feasibility analysis and project sensitivity revealed that the project becomes profitable when the targeted profit was exceeded 50% of the production cost. However, this is achieved by adding market value, enhancing consumer awareness, and also potentially advancing medical measurement tools in the future.



กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีจากความกรุณาของรองศาสตราจารย์ ดร.สาโรช พูลเทพ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้ข้อคิดเห็น ข้อเสนอแนะ และให้ความรู้ความเข้าใจในการจัดทำ วิทยานิพนธ์ นอกจากนี้ขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทสพล เขตเจนการ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ประธาน บุรณศิริ ที่รับเป็นประธาน และคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ตามลำดับ

นอกจากนี้ขอขอบคุณพี่ ๆ และเพื่อน ๆ ที่ให้ความช่วยเหลือ และคำแนะนำในการดำเนินการ ทดลอง เพื่อให้ได้ผลการตรวจวัดที่มีประสิทธิภาพ ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ และคุณแม่ที่ทำให้กำลังใจ ตลอดมา ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยศิลปากร ที่อำนวยความสะดวกสำหรับการดำเนินงานจัดทำวิทยานิพนธ์ ซึ่งวิทยานิพนธ์นี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย และนวัตกรรมจาก สำนักงานการวิจัยแห่งชาติ (วช.) สัญญาเลขที่ วช.อว.(อ)(กบง)/359/2563 รหัสโครงการ NRCT5-RR163016-M32 และ บริษัท เร็ลทρονิกส์ (ประเทศไทย) จำกัด

นภัทรสร รัตนปัญญา



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ฉ
กิตติกรรมประกาศ.....	ช
สารบัญ.....	ฅ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูปภาพ.....	ฐ
รายการสัญลักษณ์.....	ด
บทที่ 1	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 ขอบเขตการศึกษา.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย.....	3
1.5 สถานที่ในการดำเนินงาน.....	4
1.6 งบประมาณ.....	4
1.7 ระยะเวลาในการดำเนินงาน.....	4
บทที่ 2	6
2.1 ความดันโลหิต (Blood pressure)	6
2.2 เครื่องวัดความดันโลหิต (Blood pressure measuring device)	7
2.3 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor).....	11
2.4 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์.....	15
2.5 การวิเคราะห์ความดันโลหิต (Blood pressure analysis)	18

2.6 การวิเคราะห์ต้นทุนการผลิตและหาความคุ้มค่าในการลงทุน (Feasibility analysis).....	19
2.7 วรรณกรรมวิจารณ์ (Literature reviews).....	22
บทที่ 3	38
3.1 การรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้อง	39
3.2 การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิต.....	40
3.3 ทดสอบการทำงานของระบบ.....	51
3.4 การอภิปรายและสรุปผล.....	56
บทที่ 4	57
4.1 ผลการออกแบบและพัฒนาหัววัด FFPI.....	58
4.2 ผลการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ.....	59
4.3 ผลการทดสอบหัววัดกับอาสาสมัคร	65
4.4 ผลการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม	69
4.5 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบ	75
บทที่ 5	91
5.1 สรุปผลการศึกษา.....	91
5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการดำเนินงาน	92
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	92
5.4 แนวทางในการศึกษาต่อ	93
รายการอ้างอิง	94
ภาคผนวก ก.....	100
ภาคผนวก ข.....	138
ประวัติผู้เขียน.....	145

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์	4
ตารางที่ 2.1 เกณฑ์ความดันโลหิตของมนุษย์.....	6
ตารางที่ 2.2 ข้อดีและข้อจำกัดของเครื่องวัดความดันโลหิตแต่ละประเภท.....	10
ตารางที่ 2.3 ข้อดีและข้อจำกัดของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์โพรมิเตอร์.....	14
ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์.....	28
ตารางที่ 3.1 รายการต้นทุนการผลิตระบบตรวจวัดความดันโลหิต.....	54
ตารางที่ 3.2 รายการราคาวัสดุและอุปกรณ์ของหัววัดต่อชิ้น.....	56
ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิด	61
ตารางที่ 4.2 ข้อดี - ข้อเสีย ของวัสดุสะท้อนแสงแต่ละประเภท.....	63
ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบวัสดุยืดหยุ่น	64
ตารางที่ 4.4 ผลทดลองจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน	75
ตารางที่ 4.5 ผลการวิเคราะห์กำไรที่ต้องการตลอดอายุโครงการ	81
ตารางที่ 4.6 ผลตอบแทนจากการจำหน่ายหัววัดตลอดอายุโครงการ	82
ตารางที่ 4.7 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 10% ของต้นทุน.....	82
ตารางที่ 4.8 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 10% ของต้นทุน	83
ตารางที่ 4.9 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 20% ของต้นทุน.....	84
ตารางที่ 4.10 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 20% ของต้นทุน	84
ตารางที่ 4.11 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 30% ของต้นทุน.....	85
ตารางที่ 4.12 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 30% ของต้นทุน	85
ตารางที่ 4.13 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 40% ของต้นทุน.....	86
ตารางที่ 4.14 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 40% ของต้นทุน	87

ตารางที่ 4.15 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 50% ของต้นทุน..... 88

ตารางที่ 4.16 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 50% ของต้นทุน 88

ตารางที่ 4.17 ผลการวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากกำไรที่ต้องการ ตั้งแต่ 10% - 50%. 89

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน..... 114



สารบัญรูปร่างภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 ประเภทของเครื่องวัดความดันโลหิต	7
รูปที่ 2.2 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์พีรอมิเตอร์.....	12
รูปที่ 2.3 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์พีรอมิเตอร์.....	12
รูปที่ 2.4 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดซาเนียก อินเทอร์พีรอมิเตอร์	13
รูปที่ 2.5 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์พีรอมิเตอร์	14
รูปที่ 2.6 การเกิดสัญญาณแทรกสอดภายในตัวตรวจจับ FFPI.....	15
รูปที่ 2.7 การโค้งตัวของแผ่นไดอะแฟรม; (ก) แผ่นไดอะแฟรมลักษณะปกติ และ (ข) แผ่นไดอะแฟรม เกิดการโค้งตัวเมื่อมีความดันมากกระทบ	16
รูปที่ 2.8 รูปคลื่นชีพจรหนึ่งวัฏจักรของมนุษย์	18
รูปที่ 3.1 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์	38
รูปที่ 3.2 โครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์พีรอมิเตอร์.....	40
รูปที่ 3.3 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นควบคู่กับเครื่องมือวัดอ้างอิง	41
รูปที่ 3.4 ลักษณะโครงสร้างของโมเดลหัววัด	42
รูปที่ 3.5 โครงสร้างระบบสำหรับทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ	43
รูปที่ 3.6 ประเภทวัสดุสะท้อนแสง; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเคลือบอลูมิเนียม (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเงา.....	44
รูปที่ 3.7 ตัวอย่างการติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงกับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน; (ก) แผ่นอลูมิเนียมบาง (ข) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ค) กระจกเงา และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม.....	44
รูปที่ 3.8 ตัวอย่างการติดตั้งทดสอบการสะท้อนแสงกับหัววัด FFPI.....	45
รูปที่ 3.9 ประเภทวัสดุยืดหยุ่น; (ก) ถู่มือไนไตร (ข) ถูมือยางธรรมชาติ และ (ค) ลูกโป่งยาง	46
รูปที่ 3.10 โมเดลตัวอย่างชิ้นส่วนทดสอบวัสดุยืดหยุ่น	46
รูปที่ 3.11 ผลการตัดชิ้นส่วนตัวอย่างของวัสดุแต่ละชนิด.....	47

รูปที่ 3.12 นำเข้าชิ้นส่วนทดสอบวัสดุยืดหยุ่นเข้าเครื่องดึง	47
รูปที่ 3.13 ตัวอย่างการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุทั้ง 3 ชนิด ด้วยเครื่องดึง; (ก) แผ่นยางไนไตร (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางบาง	48
รูปที่ 3.14 ตัวอย่างวัสดุยืดหยุ่นหลังจากการทดสอบด้วยเครื่องดึง.....	48
รูปที่ 3.15 ตัวอย่างหน้าโปรแกรม DAQExpress.....	49
รูปที่ 3.16 ตัวอย่างหน้าโปรแกรม MATLAB R2018a.....	50
รูปที่ 3.17 การประมวลผลข้อมูลจากหัววัด FFPI	50
รูปที่ 3.18 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์บริเวณปลายนิ้ว.....	51
รูปที่ 3.19 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์บริเวณลำคอ	52
รูปที่ 4.1 แผนผังผลการวิเคราะห์และประมวลผลการดำเนินงาน	57
รูปที่ 4.2 ลักษณะหัววัดที่พัฒนาขึ้น.....	58
รูปที่ 4.3 หัววัดที่พัฒนาขึ้น; (ก) ลักษณะหัววัดส่วนต้น และ (ข) ลักษณะหัววัดส่วนปลาย.....	58
รูปที่ 4.4 ลักษณะการใช้งานหัววัด; (ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ	59
รูปที่ 4.5 ตัวอย่างการติดตั้งระบบทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ	59
รูปที่ 4.6 ตัวอย่างสัญญาณที่ความถี่เท่ากับ 50 Hz: (ก) แผ่นอลูมิเนียมบาง (ข) ฟิล์มสะท้อนแสงบาง ชนิดปริซึม (ค) กระจกเงา และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม.....	60
รูปที่ 4.7 ตัวอย่างการติดตั้งระบบทดสอบหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์; (ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ.....	65
รูปที่ 4.8 ตัวอย่างรีวแทรกสอดของแสงจากหัววัด; (ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ.....	67
รูปที่ 4.9 เก็บค่าความดันโลหิตจากอาสาสมัคร; (ก) อาสาสมัครนั่งพัก และ (ข) อาสาสมัครสวมใส่ เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน	68
รูปที่ 4.10 หัววัด FFPI บริเวณลำคอด้านขวา	68
รูปที่ 4.11 โปรแกรม DAQExpress แสดงสัญญาณรีวแทรกสอดของแสง.....	69
รูปที่ 4.12 ตัวอย่างการนับจำนวนจุดสูงสุดรีวแทรกสอดของแสงที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้น.....	70
รูปที่ 4.13 ตัวอย่างการแสดงผลค่าการโก่งตัวของวัสดุยืดหยุ่น	71

รูปที่ 4.14 การวิเคราะห์หาค่าจุดสูงสุด (Peak) และจุดต่ำสุดของรูปคลื่น (Valley).....	72
รูปที่ 4.15 ตัวอย่างผลค่าความดันโลหิตจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม.....	73
รูปที่ 4.16 ตรวจจับและนับจำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณภายในเวลา 15 วินาที.....	74
รูปที่ 4.17 ตัวอย่างผลลัพธ์การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ.....	74
รูปที่ 4.18 ค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน.....	79
รูปที่ 4.19 ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน.....	79
รูปที่ 4.20 ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน.....	80
รูปที่ ก.1 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 1 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม.....	102
รูปที่ ก.2 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 10 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม.....	102
รูปที่ ก.3 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 50 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม.....	103
รูปที่ ก.4 สัญญาณจากวัสดุยึดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 5 Hz บริเวณปลายนิ้ว; (ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร.....	104
รูปที่ ก.5 สัญญาณจากวัสดุยึดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 10 Hz บริเวณปลายนิ้ว; (ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร.....	105
รูปที่ ก.6 สัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงจากวัสดุยึดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 5 Hz บริเวณลำคอ; (ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร.....	105
รูปที่ ก.7 สัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงจากวัสดุยึดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 10 Hz บริเวณลำคอ; (ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร.....	106
รูปที่ ก.8 ตัวอย่างสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น.....	107
รูปที่ ก.9 ตัวอย่างการกรองสัญญาณและตรวจจับจุดสูงสุดของแต่ละรบกวนแทรกสอดของแสง.....	107
รูปที่ ก.10 ตัวอย่างการแปลค่าจุดสูงสุดของรบกวนแทรกสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ.....	108
รูปที่ ก.11 ตัวอย่างการแปลค่ารบกวนแทรกสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ.....	109

รูปที่ ก.12 ตัวอย่างการแปลค่าการโค้งตัวของวัสดุเป็นความดัน	109
รูปที่ ก.13 ตัวอย่างการประมวลผลค่าความดันซีพจร	110
รูปที่ ก.14 ตัวอย่างการประมวลผลค่าความดันซีพจร (ต่อ).....	110
รูปที่ ก.15 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต.....	111
รูปที่ ก.16 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต (ต่อ)	111
รูปที่ ก.17 ตัวอย่างการประมวลผลการเปรียบเทียบข้อมูลค่าความดันโลหิตซิสทอลิก	112
รูปที่ ก.18 ตัวอย่างการการหาค่าเส้นความคลาดเคลื่อนของค่าความดันโลหิตซิสทอลิก	113
รูปที่ ก.19 ตัวอย่างการประมวลผลการเปรียบเทียบข้อมูลค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก	113
รูปที่ ก.20 ตัวอย่างการการหาค่าเส้นความคลาดเคลื่อนของค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก	114



รายการสัญลักษณ์

สัญลักษณ์	ความหมาย
I	ค่าความเข้มแสงรวม (Total intensity)
I_{ref}	ค่าความเข้มแสงของสัญญาณอ้างอิง (Reference signal)
I_{sens}	ค่าความเข้มแสงของสัญญาณวัด (Sensing signal)
$\Delta\theta$	ค่าผลต่างระหว่างเฟสของทั้งสองคลื่นแสง (Phase difference)
n	ค่าดัชนีการหักเหของแสง (Refractive index)
d	ระยะของเฟสที่เปลี่ยนแปลงไป
λ	ความยาวคลื่นแสง (Wavelength)
N	จำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe number)
d_t	ค่าการโก่งตัวของวัสดุที่เปลี่ยนไปตามเวลา
r	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (Diameter: mm)
E	ค่า Young's modulus (Young's modulus: N/m ²)
h	ความหนาของวัสดุ (Thickness: mm)
ν	อัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio)
P	ความดัน (Pressure: Pa)
PP	ความดันชีพจร (Pulse pressure: mmHg)
SBP	ค่าความดันโลหิตช่วงบนหรือซิสทอลิก (mmHg)
DBP	ค่าความดันโลหิตช่วงล่างหรือไดแอสทอลิก (mmHg)
NPV	มูลค่าปัจจุบันสุทธิ (Net Present Value)
IRR	อัตราผลตอบแทนของโครงการ (Internal rate of return)
BCR	อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (Benefit cost of ratio)
PB	ระยะเวลาคืนทุน (Payback Period)
B_t	มูลค่าของผลประโยชน์จากโครงการที่เกิดขึ้นในปีที่ t
C_t	มูลค่าของต้นทุนจากโครงการที่เกิดขึ้นในปีที่ t
r	อัตราคิดลด หรือดอกเบี้ย
t	ปีที่ดำเนินโครงการ
n	อายุของโครงการหรือปีสิ้นสุดอายุโครงการ

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ความดันโลหิต (Blood pressure: BP) คือ ความดันของเลือดที่กระทบกับผนังหลอดเลือดแดง ซึ่งเกิดจากการสูบฉีดของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อนำออกซิเจนไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การตรวจวัดความดันโลหิตสามารถแสดงผลได้ 2 ค่า ได้แก่ ค่าความดันโลหิตช่วงบน หรือซิสทอลิก (Systolic blood pressure: SBP) คือ ค่าความดันสูงสุดขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว และค่าความดันโลหิตช่วงล่าง หรือไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure: DBP) คือ ค่าความดันต่ำสุดขณะที่หัวใจห้องล่างคลายตัว โดยค่าความดันโลหิตที่ยอมรับได้สำหรับคนปกติที่มีสุขภาพดีมีค่าประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอท สำหรับความดันโลหิตซิสทอลิก และ 80 มิลลิเมตรปรอท สำหรับความดันโลหิตไดแอสทอลิก หรือสามารถเขียนผลการตรวจวัด คือ 120/80 มิลลิเมตรปรอท ซึ่งหากตรวจวัดแล้วพบว่า ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 140 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 90 มิลลิเมตรปรอท แสดงว่ามีโอกาสเป็นความดันโลหิตสูง (Hypertension) ซึ่งเป็นสาเหตุหลักของโรคไต อาจส่งผลให้ไตวาย โรคหัวใจ โรคหลอดเลือดตีบ หรือภาวะหัวใจล้มเหลวจนถึงขั้นเสียชีวิตได้ นอกจากนี้ความดันโลหิตสูงสามารถเพิ่มความเสี่ยงในการเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการที่เส้นเลือดแดงถูกทำลายหรือเกิดการแข็งตัว เป็นต้น [1] นอกจากนี้ในช่วงสามสิบปีที่ผ่านมาพบว่า ประชากรทั่วโลกช่วงอายุ 30 – 79 ปี ที่อยู่ในภาวะความดันโลหิตสูงมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นจาก 650 ล้านคน เป็น 1.28 พันล้านคน และมีอัตราการเสียชีวิตประมาณ 7.7 – 10.4 ล้านคนต่อปี ถึงกระนั้นประชากรส่วนใหญ่ไม่แสดงอาการของโรค [2-4] ซึ่งหากผู้ป่วยไม่ได้เข้ารับการรักษาคือควบคุมพฤติกรรมทางสุขภาพ อาจส่งผลทำให้อวัยวะภายในร่างกายเกิดการเสื่อมสภาพ [5] ดังนั้นการตรวจวัดความดันโลหิตอย่างถูกต้อง และเป็นประจำอย่างต่อเนื่องจึงสามารถช่วยป้องกัน พยากรณ์ระดับความเสี่ยง และทำการรักษาโรคได้อย่างเหมาะสม ปัจจุบันการตรวจวัดความดันโลหิตสามารถกระทำได้ด้วยตนเอง (Self-monitoring blood pressure: SMBP) โดยใช้เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอล (Digital sphygmomanometer) ถึงกระนั้น เครื่องวัดความดันโลหิตชนิดดังกล่าวมีข้อจำกัด คือ มีกลไกที่ซับซ้อน และราคาค่อนข้างสูงเนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศ นอกจากนี้ตัวเครื่องประกอบด้วยสายรัดแขน (Cuff) ที่อาจก่อให้เกิดความเจ็บปวดต่อผู้ใช้งาน และไม่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดระยะยาวอย่างต่อเนื่อง นอกจากนี้ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ (Fiber Optic Interferometer: FOI) จึงถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานทางด้านชีวการแพทย์มากขึ้น [6, 7] โดยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด FOI สามารถแบ่งออกเป็น

4 ประเภท ได้แก่ ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Mach-Zehnder Interferometer: MZI) ชนิดมิเคลสัน อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Michelson Interferometer: MI) ชนิดซาเนียก อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Sagnac Interferometer: SI) และ ชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Fabry-Perot Interferometer: FPI) ซึ่งตัวตรวจจับมีข้อดี คือ มีโครงสร้างไม่ซับซ้อน (Simply structure) น้ำหนักเบา (Lightweight) ขนาดเล็ก (Compact size) มีความไวและความละเอียดสูง (High sensitivity) ใช้งานง่าย (Easiness for integration) และทนทานต่อการรบกวนของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Immunity to electromagnetic interference) เป็นต้น ทำให้สามารถตรวจวัดสัญญาณได้อย่างต่อเนื่องในขณะที่มีอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทำงานอยู่ภายในบริเวณนั้นด้วย [8]

ดังนั้นจากปัญหาที่ได้กล่าวมาข้างต้น ในวิทยานิพนธ์นี้มีแนวคิดพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Fiber optic Fabry-Perot interferometer: FFPI) โดยเทคนิคการตรวจจับจุดสูงสุด (Peak detection) ของสัญญาณ และเทคนิคการนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe counting technique) ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการแปลค่าจำนวนริ้วแทรกสอดของแสงให้อยู่ในรูปคลื่นชีพจร (Pulse wave) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต (Blood pressure analysis) โดยมีค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน (Standard digital sphygmomanometer) เป็นค่าอ้างอิง (Reference) จากนั้นเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่ได้จากระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าความดันอ้างอิงเพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น (Error) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่มีความถูกต้อง แม่นยำ และไม่รุกรานร่างกายของผู้ตรวจวัด นอกจากนี้ดำเนินการวิเคราะห์หาความคุ้มค่าในการลงทุน (Feasibility analysis) ด้วยเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ ได้แก่ มูลค่าปัจจุบันสุทธิ (Net Present Value: NPV) อัตราผลตอบแทนภายใน (Internal Rate of Return: IRR) อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (Benefit cost of ratio: BCR) ระยะเวลาคืนทุน (Payback Period: PB) และค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (Life-cycle cost: LCC) เป็นต้น รวมทั้งวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการ (Sensitivity) โดยการกำหนดราคาขายตั้งแต่ 10% - 50% ของต้นทุนการผลิต สำหรับนำไปวิเคราะห์การผลิตในภาคอุตสาหกรรมไทย

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตชนิดความไวสูง (High sensitivity blood pressure instrument) ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์

1.2.2 เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการนำเอาระบบต้นแบบมาดำเนินการผลิตจริง (Mass production)

1.2.3 ศึกษาถึงต้นทุนการผลิตและหาความคุ้มค่าในการลงทุน

1.3 ขอบเขตการศึกษา

1.3.1 พัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูง (High sensitivity blood pressure measurement system) ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Extrinsic fiber based Fabry-Perot interferometer: EFFPI) โดยไม่เจาะเส้นเลือด (Arterial line) เท่านั้น

1.3.2 ใช้ปลอกแขน (Cuff pressure) ร่วมกับเกจวัดความดัน (Pressure gauge) และปั๊มลม (Pump) ในการควบคุมการไหลของโลหิตในหลอดเลือด

1.3.3 ใช้ซอฟต์แวร์ประยุกต์ทางวิศวกรรมในการประมวลผลข้อมูลที่วัดได้จากตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง และแปลงเป็นค่าความดันในรูปแบบของตัวเลข หรือกราฟ

1.3.4 ใช้เครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน (Standard digital sphygmomanometer) เป็นเครื่องมือวัดความดันโลหิตอ้างอิง (Reference instrument) ในการหาค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น

1.3.5 ผลที่ได้จากการวัดความดันโลหิตเป็นแบบค่าเดี่ยว (Discrete measurement) เท่านั้น

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับการวิจัย

1.4.1 ประโยชน์ต่อการพัฒนาเครื่องมือวัดทางด้านการแพทย์

ในงานวิจัยนี้ได้พัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ โดยที่ไม่รุกรานร่างกาย มีความไว ความถูกต้อง และแม่นยำ เมื่อเปรียบเทียบกับสายรัดข้อมือมาตรฐานในการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความดันโลหิตของผู้ที่มีสุขภาพแข็งแรงได้ โดยไม่ต้องใช้สายรัดบริเวณข้อแขน ทำให้ผู้ป่วยสามารถตรวจวัดความดันโลหิตได้บ่อยครั้งมากขึ้น รวมทั้ง สามารถลดการนำเข้าสู่เครื่องมือวัดทางการแพทย์ที่มีราคาสูงจากต่างประเทศได้อีกด้วย

1.4.2 ประโยชน์ของผู้เข้ารับการวิจัย

ประโยชน์ที่ได้จากการเข้าร่วมงานวิจัยนี้คือ ผู้เข้ารับการวิจัยจะทราบผลการวัดทั้งหมด 3 ค่า ได้แก่ 1) อัตราการเต้นของชีพจร 2) ค่าความดันโลหิตช่วงบน และ 3) ค่าความดันโลหิตช่วงล่าง ซึ่งสามารถบ่งบอกได้ว่าผู้เข้ารับการวิจัยมีระดับความดันตรงตามเกณฑ์ระดับความดันโลหิตปกติ หรือระดับความดันโลหิตที่ดีได้

1.4.3 มูลค่าทางเศรษฐศาสตร์ที่ได้จากการทำวิจัยหรือแก้ปัญหา (ในเชิงปริมาณ)

การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์โต อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ คาดว่าประเทศสามารถลดการนำเข้าอุปกรณ์จากต่างประเทศได้ อีกทั้งยังสามารถเพิ่มปริมาณการจำหน่ายและส่งออกผลิตภัณฑ์ คิดเป็นมูลค่ามากกว่า 50 ล้านบาท และสร้างรายได้ให้แก่ผู้ประกอบการ/ภาคอุตสาหกรรม ได้เป็นจำนวนมากกว่า 10 ล้านบาท/ปี

1.4.4 องค์ความรู้ใหม่

ได้องค์ความรู้ใหม่ (Body of knowledge) รวมถึงนวัตกรรม (Innovative) ใหม่ที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์โต อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ ตลอดจนได้รู้ถึงขั้นตอนในกระบวนการผลิตจริง

1.4.5 บทความตีพิมพ์

ได้รับการตีพิมพ์ผลงานวิจัยระดับนานาชาติ อย่างน้อย 1 ฉบับ

การได้มาซึ่งข้อมูลเหล่านี้สามารถนำไปสู่การวิเคราะห์และพัฒนาเครื่องมือวัดให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ซึ่งจะก่อให้เกิดประโยชน์ทั้งต่อสังคม ชุมชน และการแพทย์

1.5 สถานที่ในการดำเนินงาน

ห้องปฏิบัติการระบบฝังตัวทางกล (Mechanical Embedded System Laboratory: MESL) ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร

1.6 งบประมาณ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยและนวัตกรรมจากสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ (วช.): NRCT5-RRI63 จากโครงการพัฒนานักวิจัยและงานวิจัยเพื่ออุตสาหกรรม (พวอ.) ระดับปริญญาโท

1.7 ระยะเวลาในการดำเนินงาน

สามารถแสดงแผนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์ได้ดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์

การปฏิบัติงาน	ระยะเวลาดำเนินงาน
1. การศึกษาข้อมูลทางวิชาการและทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	กันยายน 63 - มีนาคม 64
2. การศึกษาหลักการทำงานของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง และเครื่องวัดความดันโลหิต	เมษายน 64 - กรกฎาคม 64

ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์ (ต่อ)

การปฏิบัติงาน	ระยะเวลาดำเนินงาน
3. การศึกษาเทคนิคการวิเคราะห์ความดันโลหิต	สิงหาคม 64 - พฤศจิกายน 64
4. การออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิต	ธันวาคม 64 - กุมภาพันธ์ 65
5. การจำลองการเกิดริ้วแทรกสอดของแสงในโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม	มีนาคม 65 - พฤษภาคม 65
6. การออกแบบและพัฒนาหัววัด FFPI	มิถุนายน 65 - สิงหาคม 65
7. การทดสอบหัววัดที่พัฒนาขึ้นกับวัสดุสะท้อนแสงชนิดต่าง ๆ	กันยายน 65 - ธันวาคม 65
8. การทดสอบหัววัดที่พัฒนาขึ้นกับวัสดุยืดหยุ่นชนิดต่าง ๆ	มกราคม 66 - กุมภาพันธ์ 66
9. การทดสอบหัววัด FFPI บริเวณปลายนิ้วและลำคอของมนุษย์	มีนาคม 66 - พฤษภาคม 66
10. การทดสอบหัววัด FFPI กับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน	มิถุนายน 66 - สิงหาคม 66
11. การเก็บรวบรวมข้อมูลการทดลองจากอาสาสมัคร	กันยายน 66 เป็นต้นไป
12. การวิเคราะห์ผลการทดลองและเปรียบเทียบความเที่ยงตรงจากเครื่องมือวัดอ้างอิง	กันยายน 66 - ตุลาคม 66
13. การอภิปรายและสรุปผลการดำเนินงาน	พฤศจิกายน 66 - ธันวาคม 66
14. การจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์	ธันวาคม 66 - เมษายน 67

บทที่ 2

ทฤษฎีและวรรณกรรมวิจารณ์ที่เกี่ยวข้อง

บทนี้เป็น การบรรยายถึงทฤษฎีและวรรณกรรมวิจารณ์ที่เกี่ยวข้องในการดำเนินงานวิทยานิพนธ์ “การพัฒนา ระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการผลิตของภาคอุตสาหกรรมไทย ” ซึ่งสามารถแบ่งหัวข้อได้ดังนี้

- 2.1 ความดันโลหิต (Blood pressure)
- 2.2 เครื่องวัดความดันโลหิต (Blood pressure measuring device)
- 2.3 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor)
- 2.4 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์
- 2.5 การวิเคราะห์ความดันโลหิต (Blood pressure analysis)
- 2.6 การวิเคราะห์ต้นทุนการผลิตและหาความคุ้มค่าในการลงทุน (Feasibility analysis)
- 2.7 วรรณกรรมวิจารณ์ (Literature reviews)

2.1 ความดันโลหิต (Blood pressure)

ความดันโลหิต คือ ความดันของเลือดที่กระทบกับผนังหลอดเลือดแดง ซึ่งเกิดจากการสูบฉีดของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อลำเลียงออกซิเจนไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์สามารถแสดงผล 2 ค่า ได้แก่ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก คือ ค่าความดันสูงสุดขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก คือ ค่าความดันต่ำสุดขณะที่หัวใจห้องล่างคลายตัว โดยค่าความดันโลหิตที่ยอมรับได้สำหรับคนปกติที่มีสุขภาพดีมีค่าประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอท สำหรับค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และ 80 มิลลิเมตรปรอท สำหรับค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก สามารถพิจารณาเกณฑ์ค่าความดันโลหิต [9] ได้ดังตารางที่ 2.1

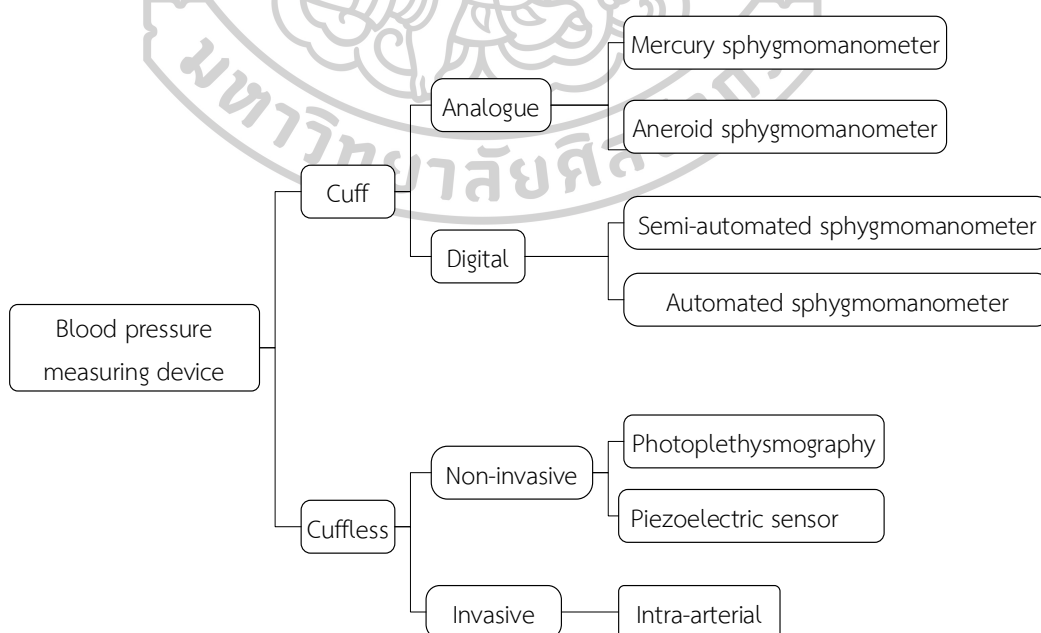
ตารางที่ 2.1 เกณฑ์ความดันโลหิตของมนุษย์

กรณี	ค่าความดันโลหิต (มิลลิเมตรปรอท)		
	ความดันซิสทอลิก	ความดันไดแอสทอลิก	ความดันเฉลี่ย
เข้ารับการรักษา	135	85	102
ได้รับการควบคุมทางการแพทย์	140 – 160	90 – 100	107 – 120

นอกจากนี้หากตรวจวัดความดันโลหิตแล้วพบว่า ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 140 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 90 มิลลิเมตรปรอท แสดงว่ามีโอกาสเป็นภาวะความดันโลหิตสูง ซึ่งความดันโลหิตสูงเป็นภัยอันตรายที่สามารถเป็นสาเหตุให้เกิดภาวะแทรกซ้อนหรือโรคต่าง ๆ เช่น โรคไต โรคหัวใจและโรคหลอดเลือด (Cardiovascular disease: CVD) และสามารถสร้างความเสียหายต่อหลอดเลือดใหญ่ได้เช่นกัน ซึ่งวิธีการที่ดีที่สุดสำหรับการป้องกันโรคแทรกซ้อนดังกล่าว คือ การควบคุมความดันโลหิต (Blood pressure control) จากทางแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ [10] ดังนั้นการตรวจวัดความดันโลหิตเป็นประจำอย่างต่อเนื่องจึงมีความสำคัญอย่างมาก

2.2 เครื่องวัดความดันโลหิต (Blood pressure measuring device)

ในช่วงที่ผ่านมาผู้ผลิตได้พัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่อง โดยนำเทคโนโลยี และนวัตกรรมใหม่ ๆ เข้ามาประยุกต์ใช้งานมากขึ้น เช่น การพัฒนาวิธีการแสดงผลค่าความดันโลหิตจากเดิมที่แสดงผลค่าความดันบนหน้าปัดนาฬิกา ซึ่งต้องใช้ทักษะการสังเกตตัวเลข และเข็มนาฬิกาเพื่ออ่านค่าผลการตรวจวัดเป็นการแสดงผลแบบดิจิทัลในรูปแบบของตัวเลข หรือกราฟซึ่งรูปแบบเรียลไทม์ เป็นต้น ถึงกระนั้นพบว่า เครื่องมือวัดความดันโลหิตแต่ละประเภทมีข้อดี และข้อจำกัดสำหรับการใช้งานในรูปแบบต่าง ๆ ซึ่งสามารถแสดงการแยกประเภทของเครื่องมือวัดความดันโลหิตได้ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ประเภทของเครื่องมือวัดความดันโลหิต

จากรูปสามารถจำแนกเครื่องวัดความดันโลหิตออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

2.2.1 เครื่องวัดความดันโลหิตชนิดมีสายรัด (Blood pressure measuring device with cuff) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ดังนี้

- เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอนาล็อก (Analogue sphygmomanometer) ได้แก่ เครื่องวัดความดันโลหิตชนิดปรอท (Mercury sphygmomanometer) เป็นเครื่องมือวัดต้นแบบที่ได้รับมาตรฐานสูงสุด (Gold standard) โดยผลจากการตรวจวัดเป็นที่ยอมรับในด้านการแพทย์ เครื่องมือวัดประกอบด้วยแท่งแก้วที่มีสารปรอทภายใน ทำหน้าที่เป็นตัวกลางสำหรับการตรวจวัดค่าความดันโลหิตโดยอาศัยหลักการแรงโน้มถ่วงของโลก ซึ่งเป็นที่มาของหน่วย “มิลลิเมตรปรอท” และเครื่องวัดความดันโลหิตชนิดขดลวด (Aneroid sphygmomanometer) ซึ่งใช้ลมเป็นตัวกลางสำหรับการตรวจวัด และแสดงผลค่าความดันโลหิตบนหน้าปัดนาฬิกาแบบเข็ม โดยเครื่องมือวัดความดันโลหิตทั้ง 2 ประเภทนี้ ต้องอาศัยหลักการฟังที่หูฟังทางการแพทย์ (Stethoscope) สำหรับฟังเสียงโลหิตภายในหลอดเลือด (Korotkoff sound) ควบคู่กับปั๊มลม (Air pump) สำหรับควบคุมการไหลเวียนของโลหิตขณะตรวจวัด ซึ่งเครื่องมือวัดทั้ง 2 ประเภท มีข้อดี คือ มีความถูกต้องและแม่นยำ ถึงกระนั้นพบว่าเครื่องมือวัดมีขนาดใหญ่ และไม่สามารถพกพาได้ นอกจากนี้เครื่องมือวัดชนิดนี้ส่วนใหญ่ถูกนำมาใช้ในสถานพยาบาล เนื่องจากผู้วัดต้องมีทักษะสำหรับการติดตั้งเครื่องมือวัด การบีบลมที่พอเหมาะ และการฟังเสียงชีพจรจากหูฟังทางการแพทย์ รวมทั้งการสังเกต และวิเคราะห์ตัวเลขแสดงผลค่าความดันโลหิตที่บริเวณหน้าปัดของเครื่องมือวัด ดังนั้นเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบอนาล็อก จึงไม่เหมาะสำหรับการใช้งานสำหรับบุคคลทั่วไป [11]

- เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัล (Digital sphygmomanometer) เครื่องมือวัดที่อาศัยหลักการบีบรัดหลอดเลือดแดงจากสายรัด (Cuff) บริเวณต้นแขนเหนือข้อศอก ขณะตรวจวัด เครื่องมือวัดจะแปลค่าความสั่นสะเทือนของคลื่นชีพจรเป็นความดันโลหิต (Oscillometry method) เครื่องมือวัดชนิดนี้ได้รับความนิยมในปัจจุบัน เนื่องจากสามารถหาซื้อได้ทั่วไป พกพาง่าย ใช้งานสะดวก และสามารถแสดงผลค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความดันโลหิตในรูปของตัวเลขบนหน้าจอดิจิทัลได้ เครื่องมือวัดชนิดนี้จึงเหมาะสำหรับการใช้งานสำหรับบุคคลทั่วไปที่ไม่มีทักษะถึงกระนั้นเครื่องมือวัดชนิดนี้มีข้อจำกัด คือ ต้องมีการเข้าถึงแหล่งพลังงานอย่างต่อเนื่อง (ไฟฟ้าหรือแบตเตอรี่) รวมทั้งไม่สามารถตรวจวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องจากการบีบรัดหลอดเลือดบริเวณต้นแขน นอกจากนี้เทคโนโลยีสายรัดบริเวณปลายนิ้ว (Finger cuff technology) ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว ซึ่งเครื่องมือวัดประกอบด้วยตัวตรวจจับทางแสงชนิดอินฟราเรด ตัวจับแสง (Photodetector) และสายรัดปลายนิ้ว (Volume clamp) เทคโนโลยีนี้อาศัยการวิเคราะห์ขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือด และปริมาตรของเลือดภายในเส้นเลือด เพื่อประมาณค่าเป็นความดันโลหิตได้อย่างมีประสิทธิภาพ [12]

2.2.2 เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไร้สายวัด (Cuffless blood pressure measuring device) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

- เครื่องวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานร่างกาย (Non-invasive blood pressure device: NIBP) เป็นเครื่องมือวัดที่นำเทคโนโลยีต่าง ๆ มาประยุกต์ใช้ เช่น ตัวตรวจจับทางแสงโฟโต-เพิลทิสโมกราฟี (Photoplethysmography: PPG) คือ ตัวตรวจจับที่ปล่อยแสงสีเขียวผ่านเนื้อเยื่อไปกระทบกับเม็ดเลือดแดง (Hemoglobin) และออกซิเจนภายในเลือด เพื่อตรวจจับปริมาตรการไหลของเลือดที่เปลี่ยนแปลงไปในระบบไหลเวียนโลหิต จากนั้นแสงดังกล่าวจะสะท้อนกลับมายังตัวจับแสง (Photodetector) เพื่อแปลงค่าความเข้มแสง (Light intensity) เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (Voltage) โดยแสดงผลในรูปของกราฟรูปคลื่นชีพจร ซึ่งประกอบด้วยจุดสูงสุดซิสทอลิก (Systolic peak) จุตรอยหยักขณะหัวใจคลายตัว (Dicrotic notch) และจุดสูงสุดไดแอสทอลิก (Diastolic peak) นอกจากนี้ตัวตรวจจับเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric sensor) ซึ่งเป็นตัวตรวจจับที่สามารถตรวจวัดแรงกล เช่น แรงสั่น แรงเครียด หรือแรงดัน เป็นต้น ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการตรวจวัดรูปคลื่นความดันชีพจร โดยวิธีการแปลงสัญญาณความดัน (Pressure) ที่กระทบต่อแผ่นคริสตัลภายในเป็นสัญญาณไฟฟ้า [13] ถึงกระนั้นพบว่า เครื่องมือวัดมีข้อจำกัดในด้านผลกระทบจากการเคลื่อนไหว (Moving artifact) ขณะตรวจวัด ระหว่างตัวตรวจจับและผิวหนังของมนุษย์ ซึ่งอาจทำให้ผลการตรวจวัดเกิดความคลาดเคลื่อนได้ ดังนั้นสำหรับการวิเคราะห์ และประมวลผลจึงต้องดำเนินการตัดทอนสัญญาณรบกวน (Denoise signal) และผ่านกระบวนการสอบเทียบ (Calibration) ก่อนพัฒนาเป็นเครื่องมือวัดสำหรับการใช้งานทั่วไปได้ [14, 15] นอกจากนี้เครื่องมือวัดถูกนำมาประยุกต์ใช้ตรวจวัดความดันโลหิตบริเวณปลายนิ้วหรือข้อมือ เช่น นาฬิกาอัจฉริยะ (Smart Watch) เป็นต้น ซึ่งสามารถหาซื้อได้โดยทั่วไป ใช้งานง่าย และสามารถตรวจวัดชีพจรหรือค่าความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่อง

- เครื่องวัดความดันโลหิตแบบรุกรานร่างกายหรือการวัดความดันโลหิตโดยตรงจากเส้นเลือดแดง (Invasive Blood Pressure: IBP) โดยการแทงเข็ม (Catheter) เจาะเข้าเส้นเลือดแดง (Intra-arterial) เพื่อตรวจวัดและติดตามค่าความดันโลหิตแบบเรียลไทม์ได้อย่างต่อเนื่อง โดยแสดงผลบนหน้าจอดิจิทัลในรูปแบบของตัวเลขและกราฟชีพจร วิธีการตรวจวัดประเภทนี้ใช้สำหรับผู้ที่อยู่ในภาวะความดันโลหิตต่ำมากหรืออยู่ในสภาวะช็อก การตรวจวัดความดันโลหิตประเภทนี้มีข้อดี คือ สามารถตรวจวัดได้อย่างต่อเนื่อง มีความเที่ยงตรง แม่นยำแม้จะอยู่ในภาวะความดันต่ำ ซึ่งได้รับมาตรฐานสูงสุด (Gold standard) เช่นกัน ถึงกระนั้นอาจทำให้เกิดความเจ็บปวดสำหรับผู้ถูกตรวจวัด และต้องตรวจวัดในสถานพยาบาลในห้องดูแลผู้ป่วยหนัก (Intensive Care Unit: ICU) เท่านั้น เนื่องจากต้องดำเนินการโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ รวมทั้งการรักษาความสะอาดไม่ให้เกิดการติดเชื้อ (Infection) จากการเจาะเส้นเลือด [16]

นอกจากนี้สามารถสรุปข้อดีและข้อจำกัดของเครื่องมือวัดความดันโลหิตแต่ละประเภท [17] ได้ดังตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ข้อดีและข้อจำกัดของเครื่องมือวัดความดันโลหิตแต่ละประเภท

ประเภทของเครื่องวัดความดันโลหิต	ข้อดี	ข้อจำกัด
เครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอท	<ul style="list-style-type: none"> - มีความแม่นยำ - ใช้เป็นเครื่องมือวัดมาตรฐาน 	<ul style="list-style-type: none"> - ผู้ตรวจวัดต้องมีทักษะและความเชี่ยวชาญ
เครื่องวัดความดันโลหิตแบบขดลวด	<ul style="list-style-type: none"> - ราคาถูกและพกพาง่าย - ไม่จำเป็นต้องใช้พลังงานไฟฟ้า 	<ul style="list-style-type: none"> - ใช้งานในสถานพยาบาล - ไม่สามารถตรวจวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่อง
เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัล	<ul style="list-style-type: none"> - ใช้งานง่าย และพกพาสะดวก - แสดงผลในรูปของตัวเลข - สามารถตรวจวัดได้ทุกที่ 	<ul style="list-style-type: none"> - ต้องใช้พลังงานไฟฟ้าสำหรับการทำงาน
เครื่องวัดความดันโลหิตโดยใช้เทคโนโลยีทางแสง	<ul style="list-style-type: none"> - สามารถตรวจวัดได้ขณะเคลื่อนไหว - พกพาง่าย สะดวกต่อการใช้งาน 	<ul style="list-style-type: none"> - มีความแม่นยำต่ำเมื่อเทียบกับเครื่องมือวัดชนิดอื่น ๆ
เครื่องวัดความดันโลหิตจากหลอดเลือดแดง	<ul style="list-style-type: none"> - มีความแม่นยำและเที่ยงตรง - ตรวจวัดความดันโลหิตระดับต่ำได้ 	<ul style="list-style-type: none"> - ผู้ถูกวัดได้รับความเจ็บปวด - ตรวจวัดในสถานพยาบาล

จากที่กล่าวมาข้างต้นจึงสามารถสรุปได้ว่า เครื่องวัดความดันโลหิตที่มีความถูกต้อง และแม่นยำสูง ได้แก่ เครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอท และการวัดความดันโลหิตโดยตรงจากการเจาะเส้นเลือดแดง ซึ่งกระบวนการตรวจวัดของทั้ง 2 วิธีนี้ ต้องกระทำโดยแพทย์ หรือพยาบาลผู้เชี่ยวชาญ เนื่องจากต้องการทักษะในการติดตั้งเครื่องมือวัด การอ่านค่าความดันโลหิต และการเจาะเส้นเลือด ซึ่งผู้ตรวจวัดไม่สามารถดำเนินการได้ด้วยตนเอง และต้องกระทำในสถานพยาบาลเท่านั้น นอกจากนี้ การตรวจวัดความดันโลหิตรูปแบบนี้อาจทำให้ผู้ป่วยได้รับความเจ็บปวดได้ ดังนั้นในวิถยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดพัฒนาตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ ที่มีความถูกต้อง และแม่นยำสูงให้สามารถตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ได้ โดยไม่สร้างความเจ็บปวดต่อผู้ตรวจวัด และไม่รุกรานร่างกาย โดยเลือกใช้เครื่องวัดความดันโลหิตดิจิทัลแบบมีสายรัด ยี่ห้อ Omron รุ่น HEM-7130 เป็นเครื่องมือวัดอ้างอิง เนื่องจากสามารถแสดงผลค่าความดันโลหิตซิสทอลิก ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก และค่าอัตราการเต้นของหัวใจในรูปของตัวเลขผ่านหน้าจอแสดงผลได้

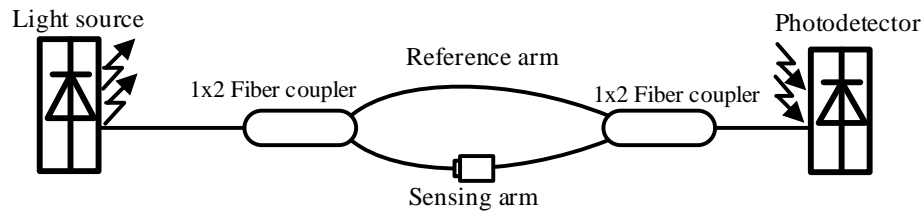
ปัจจุบันงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ได้พัฒนาตัวตรวจจับที่มีความไว ขนาดเล็ก และสามารถติดตั้งกับผิวหนังของผู้ป่วยได้ ซึ่งตัวตรวจจับที่ได้รับความสนใจ และนำมาประยุกต์ใช้ในการพัฒนาเครื่องมือวัด แบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลัก ๆ คือ ตัวตรวจจับทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic sensor) ซึ่งมีข้อดีคือ มีความเที่ยงตรง ใช้งานสะดวก และสามารถหาซื้อได้โดยทั่วไป ถึงกระนั้นตัวตรวจจับมีข้อจำกัด คือ ขณะใช้งานอาจมีผลกระทบต่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ ในขณะที่ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor) สามารถทนทานต่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ เช่น ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแบรคเกรตติ้ง (Fiber Bragg Grating: FBG) ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดรีแฟรคโตมิเตอร์ (Fiber Optic Refractometer: FOR) และตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์ฟีโรมิเตอร์ (Fiber Optic Interferometer: FOI) ซึ่งมีความยืดหยุ่นสูง ขนาดเล็ก มีความไว และความแม่นยำสูง รวมทั้งสามารถเหนียวแน่น และป้องกันการรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าขณะตรวจวัดทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับผลกระทบทางกายภาพในระยะยาว ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เลือกใช้ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงประเภทอินเทอร์ฟีโรมิเตอร์มาประยุกต์ใช้พัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ โดยไม่รุกรานร่างกายของผู้ตรวจวัด [18]

2.3 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor)

ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงเป็นอุปกรณ์ตรวจจับปริมาณทางกายภาพ เช่น อุณหภูมิ แรงดันไฟฟ้า แรงเค้น แรงเครียด ความดัน และความเร่ง เป็นต้น โดยมีเส้นใยแก้วขนาดเล็กทำหน้าที่เป็นตัวกลางสำหรับการรับ – ส่ง สัญญาณแสง โดยพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรต่าง ๆ เช่น การกระจายแสง ความยาวของคลื่นแสง ความเข้มแสง การดูดซึม และการสะท้อนแสง เป็นต้น โดยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงที่นำมาประยุกต์ใช้สำหรับการออกแบบระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ คือ ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์ฟีโรมิเตอร์ โดยสามารถจำแนกตัวตรวจจับได้เป็น 4 ประเภทได้แก่

2.3.1 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีโรมิเตอร์ (Mach-Zehnder Interferometer: MZI)

ตัวตรวจจับชนิดนี้มีโครงสร้างที่ซับซ้อน โดยแสงจากแหล่งกำเนิดแสงจะถูกป้อนเข้าสู่สายใยแก้วนำแสง จากนั้นแสงแบ่งออกเป็น 2 แขน ผ่าน 1x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์ (Fiber coupler) ซึ่งประกอบด้วยแกนด้านบน คือ แกนสัญญาณอ้างอิง (Reference arm) และแกนด้านล่าง คือ แกนสัญญาณจากการวัด (Sensing arm) จากนั้นแสงจะเดินทางกลับมารวมกันอีกครั้งผ่าน 1x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์อีกด้านหนึ่ง โดยแสดงผลเป็นสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสง (Interference signal) ที่ได้จากผลต่างระหว่างเฟสของทั้ง 2 แขน สามารถแสดงโครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีโรมิเตอร์ได้ดังรูปที่ 2.2

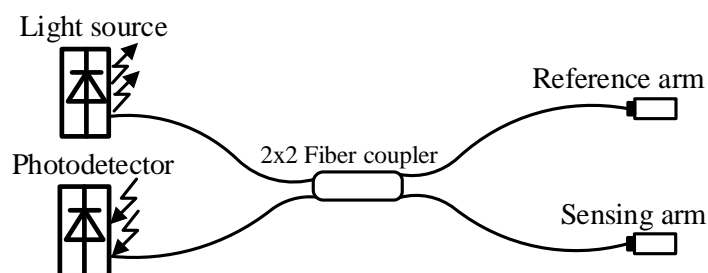


รูปที่ 2.2 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์

ตัวตรวจจับประเภทนี้นิยมนำไปประยุกต์ใช้เกี่ยวกับการตรวจวัดความเค้น อุณหภูมิ หรือ ความชื้น ซึ่งสามารถนำไปใช้ในงานเกี่ยวกับการเก็บรักษา ยา หรือสารเคมี เป็นต้น [19]

2.3.2 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Michelson Interferometer: MI)

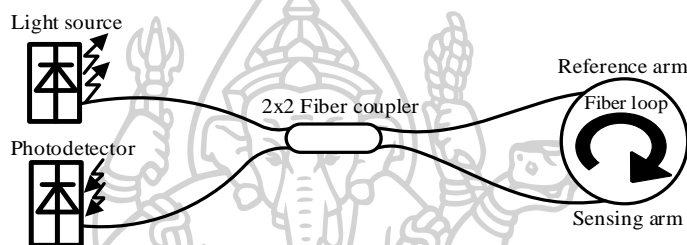
โครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ มีความคล้ายกับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ กล่าวคือ การแบ่งโครงสร้างครึ่งหนึ่งของตัวตรวจจับ ถึงกระนั้นตัวตรวจจับชนิด MI มีหลักการการทำงานที่แตกต่างกัน เนื่องจากแสงจากแหล่งกำเนิดแสงได้ถูกป้อนเข้าสู่สายใยแก้วนำแสง จากนั้นแสงจะถูกแบ่งออกเป็น 2 แขน คือ แขนสัญญาณอ้างอิง และแขนสัญญาณจากการวัด ผ่าน 2x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์ ซึ่งแสงแต่ละแขนจะสะท้อนกลับบริเวณปลายสายใยแก้ว (Fiber end) ที่มีอุปกรณ์สะท้อนแสง (Reflector) ติดตั้งอยู่ เช่น กระจก ทำให้เกิดสัญญาณแทรกสอดภายในระหว่าง 2 แขน จากนั้นแสงจะเดินทางต่อไปยังอุปกรณ์รับแสง ดังนั้นสำหรับกระบวนการติดตั้งตัวตรวจจับชนิด MI จึงต้องดำเนินการวิเคราะห์ความยาวของแขนสัญญาณอ้างอิง และแขนสัญญาณจากการวัด ให้เหมาะสมกับคลื่นแสงที่นำมาทดสอบด้วย ในขณะที่ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ ใช้หลักการรวมสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงก่อนเดินทางต่อไปยังอุปกรณ์รับแสง เป็นต้น สามารถแสดงโครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ได้ดังรูปที่ 2.3 [19]



รูปที่ 2.3 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์

2.3.3 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดซาเนียก อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ (Sagnac Interferometer: SI)

โครงสร้างของตัวตรวจจับชนิด SI ประกอบด้วยอุปกรณ์หลัก คือ ไฟเบอร์ลูป (Fiber loop) ซึ่งอาศัยหลักการทำงานที่แสงจากแหล่งกำเนิดแสงเดินทางผ่าน 2x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์ จำนวน 2 อุปกรณ์ ทำให้แสงถูกแบ่งออกเป็น 2 แขน คือ แขนสัญญาณอ้างอิง และแขนสัญญาณจากการวัด ซึ่งแสงที่เดินทางภายในสายใยแก้วจะกระจายไปในทิศทางที่สวนทางกัน คือ เดินทางตามเข็มนาฬิกา และทวนเข็มนาฬิกาภายในไฟเบอร์ลูป โดยมีสถานะโพลาไรเซชันที่แตกต่างกัน สามารถแสดงโครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดซาเนียก อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ได้ดังรูปที่ 2.4

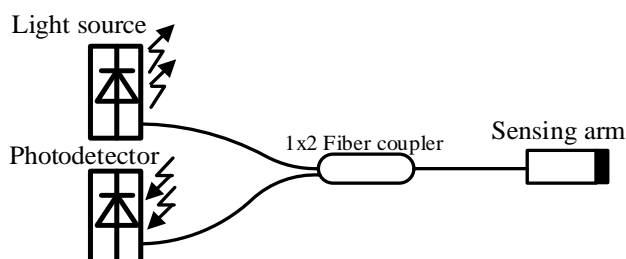


รูปที่ 2.4 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดซาเนียก อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์

ตัวตรวจจับชนิด SI มีข้อดี คือ มีโครงสร้างที่กะทัดรัด มีความเสถียรสูง และติดตั้งได้ง่าย สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor) เช่น การพัฒนาตัวตรวจจับความดัน ความเครียด หรืออุณหภูมิ เป็นต้น [20]

2.3.4 ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ (Fabry-Perot Interferometer: FPI)

ตัวตรวจจับชนิดนี้สามารถใช้ตรวจวัดปริมาณทางกายภาพ และปริมาณทางเคมีได้ เช่น ความสั้นสะท้อน ความดัน อุณหภูมิ หรือดัชนีการหักเหของแสง โดยมีข้อดี คือ มีโครงสร้างไม่ซับซ้อน มีความแม่นยำและความละเอียดสูง สามารถทนต่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และแรงดันสูงได้ นอกจากนี้ตัวตรวจจับชนิด FPI ใช้อุปกรณ์สำหรับตรวจวัดน้อยกว่าตัวตรวจจับชนิดแมส-แซนเดอร์ มิเคลสัน และ ซาเนียก อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยมีหลักการทำงาน คือ แสงจากแหล่งกำเนิดแสงถูกป้อนเข้าสู่สายใยแก้วนำแสง และเดินทางผ่าน 1x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์ ไปยังปลายสายใยแก้ว (Fiber end) ซึ่งติดตั้งอุปกรณ์สะท้อนแสง ทำให้เกิดริ้วแทรกสอดของแสงจากการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเฟส สามารถแสดงโครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 โครงสร้างตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์

จากรูปพบว่า ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด FPI สามารถตรวจจับสัญญาณการวัดได้ด้วย แขนเดียว ซึ่งสามารถช่วยลดค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์ดังกล่าวได้ สำหรับข้อดีและข้อจำกัดของ ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงแต่ละชนิด [20-24] สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 2.3

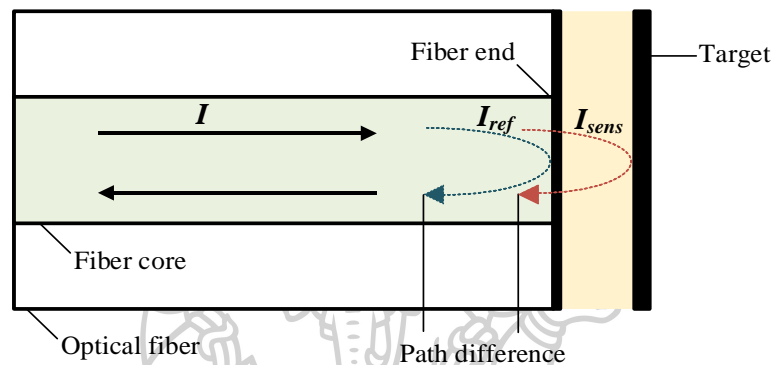
ตารางที่ 2.3 ข้อดีและข้อจำกัดของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์ฟิโรมิเตอร์

ประเภทของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์ฟิโรมิเตอร์	ข้อดี	ข้อเสีย
ชนิดฟาบรี-เปโรต์ (Fabry-Perot)	<ul style="list-style-type: none"> - มีขนาดเล็ก ใช้งานง่าย - โครงสร้างไม่ซับซ้อน - มีความไวสูง 	<ul style="list-style-type: none"> - ต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงที่ทำให้เกิดการแทรกสอดของแสง
ชนิดมิเคลสัน (Michelson)	<ul style="list-style-type: none"> - มีขนาดเล็ก - สามารถใช้แหล่งกำเนิดแสงรังสีต่ำได้ เช่น เลเซอร์ไดโอด 	<ul style="list-style-type: none"> - การตั้งค่าการเลื่อนเฟส (Phase drift) สูงทำให้เกิดข้อจำกัดสำหรับการวัดความถี่
ชนิดแมส-แซนเดอร์ (Mach-Zehnder)		
ชนิดซาเนียก (Sagnac)	<ul style="list-style-type: none"> - การตอบสนองของความถี่เป็นเส้นตรง 	<ul style="list-style-type: none"> - มีขนาดใหญ่ - ความไวเพิ่มขึ้นตามความถี่ - ไม่เหมาะสำหรับตรวจวัดการสั่นสะเทือน - ใช้ในงานเฉพาะทาง

จากตารางที่ 2.3 พบว่าตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์สามารถใช้งานง่าย มีความไวในการตรวจวัด และมีค่าความละเอียด (Resolution) สูงกว่าตัวตรวจจับชนิดอื่น ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดหลักการทำงานเพิ่มเติมได้ดังนี้

2.4 ตัวตรวจจับสนายไฟเบอร์นำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์

เป็นตัวตรวจจับสนายไฟเบอร์นำแสงประเภทหนึ่งที่อยู่อาศัยปรากฏการณ์การสะท้อนกลับของแสง และการแทรกสอดกันของแสง (Interference) จากการที่เป้าหมายเกิดการเคลื่อนที่หรือเฟสของแสงที่เปลี่ยนแปลงไป ทำให้เกิดเป็นริ้วแทรกสอด (Fringe) จากนั้นจึงส่งสัญญาณแสงหรือแปลค่าสัญญาณแสงเป็นปริมาณทางกายภาพได้ด้วยตัวจับแสง (Photodetector) เป็นต้น สามารถแสดงหลักการการทำงานของตัวตรวจจับสนายไฟเบอร์ได้ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การเกิดสัญญาณแทรกสอดภายในตัวตรวจจับสนายไฟเบอร์นำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์

จากรูปแสดงการแทรกสอดกันของแสง เมื่อแสงจากแหล่งกำเนิดแสงถูกป้อนเข้าไปในสายไฟเบอร์นำแสงส่วนหนึ่งจะสะท้อนกลับที่ปลายเส้นใยแก้ว ประมาณ 4% เรียกว่า สัญญาณอ้างอิง (Reference signal) และแสงส่วนที่เหลือจะเดินทางต่อไปยังเป้าหมายที่ต้องการวัด หรือแผ่นไดอะแฟรมที่กั้นจุดวัดคลื่นชีพจร โดยสัญญาณที่ได้เรียกว่า สัญญาณการวัด (Sensing signal) จากนั้นสะท้อนกลับมาภายในสายไฟเบอร์นำแสง โดยสามารถคำนวณค่าความเข้มแสงรวม (I) จากสัญญาณได้ดังนี้ [20, 25]

$$I = I_{ref} + I_{sens} + 2\sqrt{I_{ref} I_{sens}} \cos \Delta\theta \quad (2.1)$$

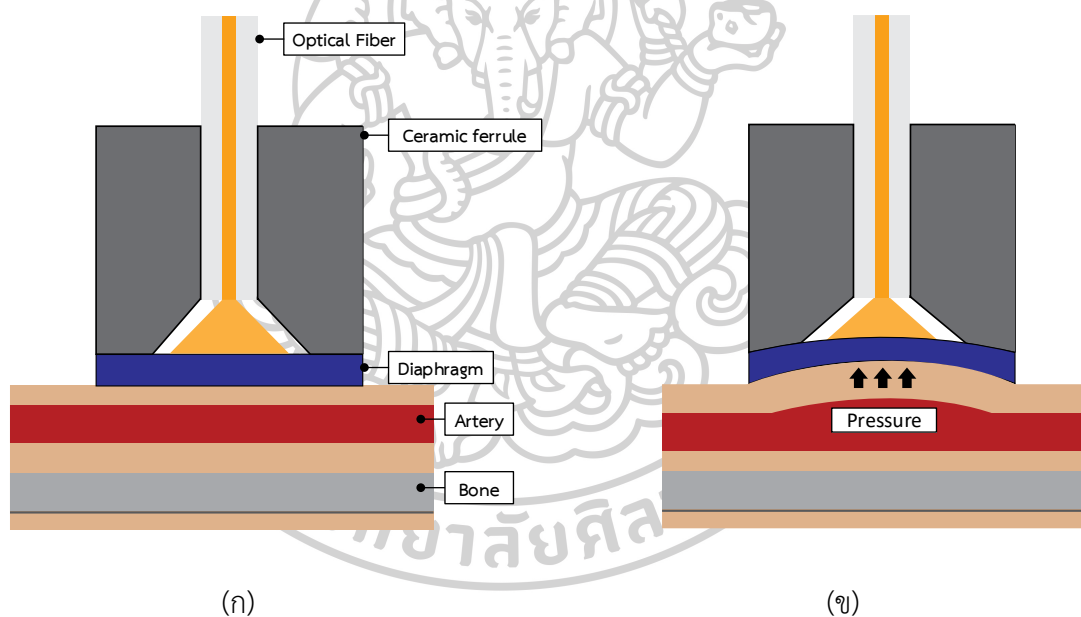
เมื่อ I คือ ค่าความเข้มแสงรวม (Total intensity), I_{ref} คือ ค่าความเข้มแสงของสัญญาณอ้างอิง (Reference signal), I_{sens} คือ ค่าความเข้มแสงของสัญญาณวัด (Sensing signal) และ $\Delta\theta$ คือ ค่าผลต่างระหว่างเฟสของทั้งสองคลื่นแสง (Phase difference) โดยความเข้มแสงที่เกิดขึ้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเฟสดัง (2.2)

$$\Delta\theta = \frac{2\pi n}{\lambda} \times 2d \quad (2.2)$$

เมื่อ n คือ ค่าดัชนีการหักเหของแสง (Refractive index) โดยในกรณีภายในหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้นจะมีค่าเท่ากับ 1 เนื่องจากตัวกลางคืออากาศ, d คือ ระยะของเฟสที่เปลี่ยนแปลงไป และ λ คือ ความยาวคลื่นแสง นอกจากนี้สามารถแสดงการนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (N) ใน 1 ช่วงเวลาของการเกิดความดันชีพจร ซึ่งเป็นสัดส่วนกับระยะขจัดจากแผ่นไดอะแฟรมได้จาก

$$\Delta d = N \frac{\lambda}{2} \quad (2.3)$$

เมื่อมีแรงดันชีพจรกระทบกับแผ่นไดอะแฟรมที่ติดอยู่กับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงส่งผลให้แผ่นไดอะแฟรมเกิดการโก่งตัว และทำให้เฟสของคลื่นแสงเปลี่ยนแปลงไป โดยสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 การโก่งตัวของแผ่นไดอะแฟรม; (ก) แผ่นไดอะแฟรมลักษณะปกติ และ (ข) แผ่นไดอะแฟรมเกิดการโก่งตัวเมื่อมีความดันมากระทบ

หลังจากวางหัววัดลงบนผิวหนังของมนุษย์ซึ่งมีเส้นเลือดแดงใหญ่ (Artery) อยู่ภายใน เมื่อหัวใจบีบตัวส่งเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ส่งผลให้เกิดแรงดันชีพจรไปกระทบกับแผ่นไดอะแฟรม (Diaphragm) ทำให้วัสดุเกิดการโก่งตัว (Material deflection) เกิดเป็นริ้วแทรกสอดของแสง (Interference fringe signal) โดยสามารถวิเคราะห์ผลได้จาก (2.4) – (2.5) ดังนี้

$$d_t = \frac{3(1-\nu^2)r^4}{16Eh^3} P \quad (2.4)$$

$$P = \frac{16Eh^3 d_t}{3r^4(1-\nu^2)} \quad (2.5)$$

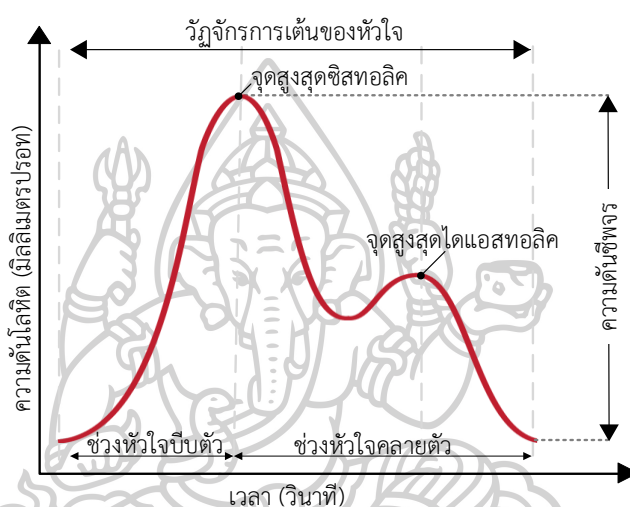
เมื่อ d_t คือ ค่าการโก่งตัวของไดอะแฟรมที่เปลี่ยนไปตามเวลาขณะทดสอบ (Deflection: μm), r คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของวัสดุ (Diameter: mm), E คือ ค่ายังมอดุลัส (Young's modulus: N/m^2), ν คือ อัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio) ของวัสดุยืดหยุ่นที่ได้จากการทดสอบก่อน - หลังการดึงวัสดุ, h คือ ค่าความหนาของวัสดุยืดหยุ่น (Thickness: mm), และ P คือ ค่าความดัน (Pressure: Pa) ที่มากระทบต่อแผ่นไดอะแฟรมหรือวัสดุยืดหยุ่น (Elastic material) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับค่าแรงดันชีพจร จากนั้นจึงดำเนินการแปลค่าความดันเป็นความดันชีพจร (Pulse pressure: PP) [26] ได้จาก (2.6)

$$PP = \frac{P}{133.322} \quad (2.6)$$

จากที่กล่าวมาข้างต้นแสดงให้เห็นว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ อาศัยหลักการเมื่อแสงเดินทางผ่านสายใยแก้วนำแสงไปยังเป้าหมายที่ต้องการวัดแสงส่วนหนึ่งจะสะท้อนกลับไปยังปลายสายใยแก้วนำแสง (สัญญาณอ้างอิง) จากนั้นแสงส่วนที่เหลือจะเดินทางต่อไปยังเป้าหมายแล้วสะท้อนกลับเข้าสู่สายใยแก้วนำแสง (สัญญาณจากการวัด) ซึ่งในโครงการนี้เป้าหมายที่ต้องการวัดคือ วัสดุยืดหยุ่น ดังนั้นเมื่อมีแรงดันบริเวณวัสดุยืดหยุ่นจะส่งผลให้วัสดุเกิดการโก่งตัว ทำให้ระยะการเดินทางของแสงเปลี่ยนแปลงไป (สัญญาณจากการวัด) ส่งผลให้เกิดการแทรกสอดกันของแสง และสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสง (Interference fringe) นอกจากนี้ระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นดำเนินการโดยการตรวจจับจุดสูงสุด และการนับจำนวนรบกวนแทรกสอดของแสงมาประมวลผลเป็นการโก่งตัวของวัสดุยืดหยุ่น (Displacement curve: d_t) จากนั้นจึงแปลค่าเป็นค่าความดันที่มากระทบกับแผ่นวัสดุยืดหยุ่น (Pressure: P) และประมาณค่าเป็นความดันชีพจร (Pulse pressure: PP) ตามลำดับสำหรับขั้นตอนต่อไป คือ การวิเคราะห์ลักษณะของรูปคลื่นความดันชีพจรเพื่อประมาณค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure) ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ผ่านโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม

2.5 การวิเคราะห์ความดันโลหิต (Blood pressure analysis)

การรายงานผลการตรวจวัดความดันโลหิตโดยทั่วไปประกอบด้วย 2 ค่า ได้แก่ ค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว และค่าความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัว โดยสามารถแสดงผลค่าความดันโลหิตในรูปของตัวเลขในหน่วยมิลลิเมตรปรอท (mm.Hg.) เช่น ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกเท่ากับ 120 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท หรือ 120/80 mm.Hg. หรือแสดงในรูปของกราฟคลื่นชีพจรได้ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 รูปคลื่นชีพจรหนึ่งวัฏจักรของมนุษย์

จากรูปแสดงวัฏจักรการเต้นของหัวใจ (Cardiac cycle) โดยการวิเคราะห์ได้จากลักษณะของรูปคลื่นชีพจรหรือคลื่นพัลส์ของหลอดเลือดแดง (Arterial pulse wave) ประกอบด้วย 2 ช่วง คือ ช่วงที่กล้ามเนื้อหัวใจบีบตัว (Systolic phase) ทำให้หลอดเลือดแดงขยาย และสร้างคลื่นกระทบกับผนังหลอดเลือดส่งผลให้เกิดเป็นแรงดันชีพจร เมื่อแรงดันเพิ่มขึ้นไปจนถึงจุดสูงสุด (Systolic peak) เรียกว่า ความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure) และเมื่อเข้าสู่ช่วงที่กล้ามเนื้อหัวใจคลายตัว (Diastolic phase) ส่งผลให้ความดันลดลงจนถึงจุดต่ำสุดของวัฏจักรเรียกว่า ความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure) โดยค่าความดันชีพจร (Pulse pressure) มีความสัมพันธ์กับค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก ดังนี้ [27]

$$PP = SBP - DBP \quad (2.7)$$

$$DBP = SBP - PP \quad (2.8)$$

เมื่อความดันชีพจร (PP) คือ ค่าความแตกต่างระหว่างความดันโลหิตสูงสุดซิสทอลิก (SBP) และความดันโลหิตต่ำสุดไดแอสทอลิก (DBP) โดยค่าความดันโลหิตสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวคำนวณได้จากจุดสูงสุดของรูปคลื่นความดันชีพจร (Systolic peak) และจาก (2.8) ผลที่ได้จากการคำนวณ คือ ค่าความดันโลหิตต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว ตามลำดับ โดยการตรวจจับจุดสูงสุดของความดันซิสทอลิก และจุดต่ำสุดของความดันไดแอสทอลิก สามารถวิเคราะห์ได้จากโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม เพื่อนำมาประมวลผลด้วย (2.7) และ (2.8) เป็นต้น

2.6 การวิเคราะห์ต้นทุนการผลิตและหาความคุ้มค่าในการลงทุน (Feasibility analysis)

2.6.1 การวิเคราะห์ต้นทุนการผลิตและการดำเนินงาน (Production and operation cost)

ต้นทุนการผลิตได้แก่ ค่าใช้จ่ายสำหรับการออกแบบ พัฒนา ผลิต และจำหน่ายระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์โต อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ประกอบด้วย

- ค่าวัสดุและอุปกรณ์ (Material cost) สำหรับพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตได้แก่ ระบบตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์โต อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ (Fiber optic Fabry-Perot interferometer) เลนส์รวมแสงขนาน (Collimating lens) วัสดุห่อหุ้มหัววัด (Housing) วัสดุสะท้อนแสง (Reflective material) อุปกรณ์เก็บรวบรวมข้อมูล และระบบแสดงผล
- ค่าแรงงาน (Labor cost) สำหรับกระบวนการผลิต เช่น ค่าจ้างพนักงาน เป็นต้น
- ค่าใช้จ่ายเบ็ดเตล็ด เช่น ค่าขนส่ง ค่าบรรจุภัณฑ์ ค่าโฆษณา หรือค่าขึ้นทะเบียนผลิตภัณฑ์ เป็นต้น

2.6.2 การวิเคราะห์หาความคุ้มค่าในการลงทุน

การศึกษาหาผลประโยชน์ และศึกษาความคุ้มค่าในการลงทุน (Cost Benefit analysis) เป็นกระบวนการที่สำคัญในการประเมินความเป็นไปได้ของโครงการ โดยใช้ข้อมูลทางเศรษฐศาสตร์ เพื่อให้สามารถตัดสินใจเกี่ยวกับการลงทุนได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการวิเคราะห์เครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ที่สำคัญดังนี้

- มูลค่าปัจจุบันสุทธิ (Net Present Value: NPV)

มูลค่าปัจจุบันสุทธิเป็นวิธีการวัดความคุ้มค่าของโครงการโดยคำนวณผลต่างระหว่างมูลค่าปัจจุบันของรายได้หรือผลประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการกับมูลค่าปัจจุบันของค่าใช้จ่ายหรือต้นทุนที่เกี่ยวข้องกับโครงการ โดยตัวแปรนี้ คือ ผลต่างระหว่างมูลค่าปัจจุบันของผลประโยชน์และมูลค่าปัจจุบันของต้นทุนของโครงการ เพื่อชี้ให้เห็นว่าโครงการนั้นจะให้ผลประโยชน์คุ้มค่าหรือไม่ สามารถคำนวณมูลค่าปัจจุบันสุทธิได้จาก (2.9) [28]

$$NPV = \sum_{t=1}^n \frac{B_t}{(1+r)^t} - \sum_{t=1}^n \frac{C_t}{(1+r)^t} \quad (2.9)$$

โดยกำหนดให้ B_t คือ มูลค่าของผลประโยชน์จากโครงการที่เกิดขึ้นในปีที่ t , C_t คือ มูลค่าของต้นทุนจากโครงการที่เกิดขึ้นในปีที่ t , r คือ อัตราคิดลด หรือดอกเบี้ยอ้างอิงจากรณาคาร์แห่งประเทศไทย ในกรณีนี้กำหนดให้เท่ากับ 6.25%, t คือ ปีที่ดำเนินโครงการ และ n คือ อายุของโครงการหรือปีสิ้นสุดอายุโครงการเท่ากับ 5 ปี เงื่อนไขเกณฑ์การพิจารณามูลค่าปัจจุบันสุทธิ

1) $NPV = 0$ หมายความว่า โครงการมีความคุ้มค่าลงทุนพอดี ซึ่งการเลือกลงทุนหรือไม่สำหรับโครงการนี้จะไม่มีผลกระทบต่อระบบเศรษฐกิจ

2) $NPV > 0$ หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าเงินลงทุน แสดงว่าโครงการนี้ให้ผลคุ้มค่าทางเศรษฐกิจและอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

3) $NPV < 0$ หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนน้อยกว่าเงินลงทุน แสดงว่าโครงการนี้ไม่อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และไม่สมควรลงทุน

- อัตราผลตอบแทนของโครงการ (Internal Rate of Return: IRR)

อัตราผลตอบแทนของโครงการ คือ การสุ่มอัตราดอกเบี้ยในการคิดลด (Discount rate) ที่ทำให้มูลค่าปัจจุบันของกระแสเงินสดรับสุทธิตลอดอายุโครงการเท่ากับเงินสดจ่ายลงทุนสุทธิพอดี หรือกล่าวคือ NPV มีค่าเท่ากับศูนย์ ซึ่ง IRR แสดงถึงอัตราผลตอบแทนที่แท้จริงของโครงการ ถ้ามีค่ามากยังมีผลประโยชน์ เพื่อพิจารณาว่าโครงการจะคืนทุนในอัตราเท่าใด โดยสามารถคำนวณหาอัตราผลตอบแทนของโครงการได้จาก (2.10) [29]

$$NPV = 0 = \sum_{t=0}^N \frac{(B_t - C_t)}{(1 + IRR)^t} \quad (2.10)$$

เงื่อนไขเกณฑ์การพิจารณาอัตราผลตอบแทนของโครงการ

1) $IRR > r$ หมายความว่า โครงการมีความคุ้มค่าในการลงทุน

2) $IRR < r$ หมายความว่า โครงการนี้ไม่สมควรลงทุน

3) $IRR = 0$ หมายความว่า โครงการไม่ก่อให้เกิดผลกระทบใดใด

- อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (Benefit cost of ratio: BCR)

อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน คือ การหาอัตราส่วนระหว่างมูลค่าของผลประโยชน์หรือรายได้ และมูลค่าของต้นทุนหรือค่าใช้จ่ายจากโครงการที่เกิดขึ้น โดยรายได้ของโครงการ คือ

ผลประโยชน์ที่จะได้รับเมื่อมีโครงการเกิดขึ้น เช่น รายได้จากการขายสินค้าหรือบริการ รายได้จากการประหยัดค่าใช้จ่าย หรือรายได้อื่น ๆ ที่เกิดขึ้นโดยตรงจากการลงทุน นอกจากนี้ค่าใช้จ่ายของโครงการคือ ค่าใช้จ่ายทางด้านการลงทุน ค่าใช้จ่ายในการดำเนินงานและบำรุงรักษา เช่น ค่าใช้จ่ายในการซื้อวัสดุอุปกรณ์ รวมถึงค่าใช้จ่ายในการดำเนินงานต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับโครงการ สามารถคำนวณหาอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุนได้จาก (2.11) [30]

$$BCR = \frac{\sum_{t=0}^N \frac{B_t}{(1+r)^t}}{\sum_{t=0}^N \frac{C_t}{(1+r)^t}} \quad (2.11)$$

เงื่อนไขเกณฑ์การพิจารณาอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน

1) $BCR > 1$ หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการจะมีค่ามากกว่าค่าใช้จ่ายที่เสียไป ผลประโยชน์ที่ได้รับจากการลงทุนมีความคุ้มค่า

2) $BCR < 1$ หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการจะมีค่าน้อยกว่าค่าใช้จ่ายที่เสียไป ผลประโยชน์ที่ได้รับจากการลงทุนไม่มีความคุ้มค่า

- ระยะเวลาคืนทุน (Payback Period: PB)

ระยะเวลาคืนทุนของโครงการ คือ ระยะเวลาหรือจำนวนปีในการดำเนินการโครงการที่ทำให้ผลตอบแทน หรือกระแสเงินสดรับสุทธิมีค่ารวมเท่ากับเงินลงทุนเริ่มแรกพอดี หากค่าของระยะเวลาคืนทุนมีค่ามากจะส่งผลให้โครงการมีความเสี่ยงเพิ่มขึ้น สามารถคำนวณได้จาก (2.12) [29]

$$\text{ระยะเวลาคืนทุน} = \frac{\text{เงินลงทุนเริ่มแรก}}{\text{ผลตอบแทนสุทธิต่อปี}} \quad (2.12)$$

ระยะเวลาคืนทุนพิจารณาจำนวนปีที่ได้รับผลประโยชน์คุ้มค่ากับค่าใช้จ่ายในการลงทุน หากผลประโยชน์คุ้มค่ากับจำนวนเงินที่ลงทุนได้รวดเร็วเป็นผลดี เพราะความเสี่ยงน้อย

ดังนั้นการใช้เครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์นี้ในการศึกษาต้นทุนการผลิตและความคุ้มค่าในการลงทุนช่วยให้สามารถวิเคราะห์โครงการหรือการลงทุนได้อย่างรอบคอบและมีประสิทธิภาพ

- ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (Life-cycle cost: LCC)

ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ ได้แก่ ต้นทุนรวมสำหรับการผลิตระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟิบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ จำนวน 30 ชิ้น/ปี

2.7 วรรณกรรมวิจารณ์ (Literature reviews)

P. Samartkit *et al.* ได้พัฒนาระบบตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันชีพจรด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยใช้เทคนิคนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe counting) และทฤษฎีของเคอร์ชอฟฟ์ (Kirchhoff Love) โดยตัวตรวจจับมีลักษณะเป็นหัววัดกดทับบริเวณข้อมือ เมื่อทดสอบซ้ำจำนวน 10 ครั้ง พบว่าตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงสามารถตรวจจับความดันชีพจรโดยมีความไวประมาณ 1.916 มิลลิเมตรปรอทต่อริ้ว และอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าผลต่างค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.24% หากเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน ดังนั้นระบบที่พัฒนาขึ้นจึงสามารถตรวจวัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ [30]

N. A. Ushakov *et al.* ได้นำเสนอแนวทางการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานร่างกายด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมัลติเพล็กซ์ฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เครเมอร์-เรโอ (Cramer-Rao) ถูกนำมาประยุกต์ใช้ร่วมกับเทคนิคการวัดความเร็ว (Pulse wave velocity) และความล่าช้าในการไหลของรูปคลื่นชีพจร (Pulse transit time:) โดยตัวตรวจจับถูกยึดติดกับผิวหนัง เพื่อดำเนินการตรวจจับคลื่นชีพจรตามตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย ได้แก่ หลอดเลือดแดงคาโรติด (Carotid artery) หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า (Subclavian vein) และหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ (Radial artery) ด้วยเทปทางการแพทย์ ผลลัพธ์จากการทดลองพบว่า ตัวตรวจจับที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้สำหรับวินิจฉัยทางการแพทย์ และการประมาณสัญญาณชีพหรือความดันโลหิตได้ [31]

S. Pullteap *et al.* ได้พัฒนาตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ สำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพ (Vital sign) คือ อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure) และความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure) โดยวิเคราะห์ผลจากการโก่งตัวของแผ่นฟิล์ม (Material deflection) และการนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe counting) แผ่นฟิล์มสะท้อนแสงถูกนำมาติดตั้งกับหัววัด และวางกดทับบริเวณข้อมือของผู้ทดสอบ ทำซ้ำจำนวน 20 ครั้ง พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจ ความดันโลหิตซิสทอลิก และความดันไดแอสทอลิกเท่ากับ 1.01, 0.94 และ 1.60% ตามลำดับ ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง 0.91 – 4.82% และมีความไวในการตรวจวัดความดันโลหิตเท่ากับ 1.913 มิลลิเมตรปรอท ซึ่งแสดงว่าตัวตรวจจับ FFPI ที่พัฒนาขึ้นมีความแม่นยำ และน่าเชื่อถือสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพ [32]

Y. Li *et al.* ได้จำลองการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยใช้สารเอทิลอัลฟา-ไซยาโนอะครีเลต (EtCNA) ซึ่งเป็นกาวใส ไม่มีสี ใช้สำหรับ

ยึดติดสายใยแก้วเข้ากับท่อแคพิลลารี (Capillary Tube) และโครงยึดรองรับ (Bracket) ทำให้ตัวตรวจจับสามารถตรวจวัดการสั่นสะเทือนของความถี่ต่ำด้วยความไวสูงได้ นอกจากนี้เมื่อติดตั้งตัวตรวจจับพร้อมขายึดบนร่างกายของมนุษย์ สามารถตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจได้อย่างแม่นยำจากการวิเคราะห์ความแปรผันของความเข้มแสงที่เกิดจากการเต้นของหัวใจ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า ตัวตรวจจับมีความไวต่อความเครียดที่ $2.57 \text{ pm}/\mu\text{N}$ โดยตอบสนองได้ดีต่อการสั่นที่ความถี่ต่ำ มีค่าเบี่ยงเบนกำลังสองเฉลี่ยสูงสุดและต่ำสุดเท่ากับ 4.434210 และ 0.667499 ตามลำดับ รวมทั้งสามารถปรับตัวได้ดีสำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น บริเวณข้อมือ หน้าอก และคอ เนื่องจากตัวตรวจจับมีข้อดี คือ มีขนาดเล็ก ต้นทุนต่ำ และไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย เป็นต้น [33]

L. Li *et al.* ได้ทดลองประดิษฐ์สายรัดข้อมือสำหรับตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง โดยสายรัดประกอบด้วยแผ่นวัสดุโพลีเมอร์โพลีไดเมทิลซิลอกเซน (Polydimethylsiloxane: PDMS) และเงิน (Ag) สำหรับตรวจจับแรงดันชีพจรจากหลอดเลือด โดยใช้เทคนิคการวัดระยะเวลาในการเคลื่อนที่ของคลื่นชีพจรควบคู่กับเทคนิคการวัดความเร็วในการไหลของคลื่นชีพจร จากการดำเนินการทดลองกับอาสาสมัครจำนวน 17 คน พบว่ามีค่าส่วนเบี่ยงเบนเฉลี่ยเท่ากับ 1 มิลลิเมตรปรอท และค่าความคลาดเคลื่อนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 3 มิลลิเมตรปรอท แสดงว่าสายรัดมีความไว และความเสถียรสูง สามารถตรวจวัดได้อย่างต่อเนื่อง และแม่นยำ [34]

A. Markvart *et al.* ได้นำเสนอวิธีการตรวจวัดคลื่นความดันชีพจรด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยปลายสายใยแก้วถูกยึดติดกับท่อแคพิลลารีที่ทำจากแก้วด้วยกาวอีพ็อกซี (Epoxy) ซึ่งเมื่อความดันโลหิตกระทบกับท่อห่อหุ้มทำให้เกิดแรงเค้นส่งผลให้ความเข้มของแสงเปลี่ยนแปลงไป และแสดงผลจากเครื่องอ่านข้อมูล พบว่า เครื่องตรวจวัดสามารถอ่านค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และบันทึกข้อมูลได้ ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ใช้ร่วมกับอุปกรณ์ทางการแพทย์ การวินิจฉัยโรคความดันโลหิตสูง โรคเบาหวาน และโรคหลอดเลือด เป็นต้น [35]

M. F. Domingues *et al.* นำเสนอการทดลองวัดสัญญาณชีพโดยการนำตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ซึ่งถูกยึดติดกับเทปที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่น และมีอุปกรณ์ห่อหุ้มสำหรับการตรวจวัดคลื่นชีพจรของหลอดเลือดแดงคาโรติด (CPW) บริเวณลำคอของอาสาสมัคร เมื่อแรงดันชีพจรกระทบกับเทป ส่งผลให้เทปยืดตัวและเสียรูปเกิดเป็นแรงเครียดทำให้เกิดการสะท้อนของแสงซึ่งแปรผันตามคลื่นชีพจร จากวิธีการที่นำเสนอแสดงให้เห็นว่าการทดลองสามารถตรวจวัด CPW ซึ่งปรากฏเป็นรูปคลื่นที่ชัดเจนประกอบด้วยความดันโลหิตซิสทอลิก จุดคลื่นความดันสะท้อน และคลื่นขณะหัวใจคลายตัว [36]

X. Guo *et al.* นำเสนอการออกแบบ การผลิต และการทดสอบตัวตรวจจับความดันชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ แบบปลายใยแก้วนำแสงซิลิกาขนาดเล็ก โดยตัวตรวจจับมีความไวต่อความดันแบบคงที่เท่ากับ 12.4 นาโนเมตร/กิโลปาสคาล นอกจากนี้การตอบสนองของตัวตรวจจับต่อความดันได้รับการทดสอบตั้งแต่ 6.9 - 48.3 กิโลปาสคาล ที่อุณหภูมิห้อง โดยสามารถแสดงผลเป็นกราฟเส้นตรงซึ่งมีความไวต่อความดันที่ 12.4 นาโนเมตร/กิโลปาสคาล และค่า R^2 เท่ากับ 0.995 ซึ่งเป็นความไวสูงสุดที่เคยบรรลุได้ในตัวตรวจจับความดันแบบปลายใยซิลิกาทั้งหมด โดยความไวต่ออุณหภูมิของตัวตรวจจับมีค่าเท่ากับ 0.41 นาโนเมตร/องศาฟาเรนไฮต์ ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าตัวตรวจจับที่พัฒนาขึ้นมีความไวต่ออุณหภูมิ และมีศักยภาพในการใช้งานที่ต้องการงานขนาดเล็กและความไวสูง เช่น งานทางการแพทย์ เป็นต้น [37]

X. Zou *et al.* ได้นำเสนอตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์แบบไฮดรอลิกยืดหยุ่นสำหรับการตรวจวัดความดันชีพจร โดยใช้โครงสร้างแคปซูลสำหรับการลดความผิดพลาดในการตรวจวัดความดันที่เกิดจากการปรับตำแหน่งตรวจวัด โครงสร้างของตัวตรวจจับประกอบด้วยใยแก้วนำแสงโหมดเดียว (Single-mode fiber) แผ่นฟิล์ม และไดอะแฟรมพอลิไดเมทิลซิลิโคน โดยตรวจวัดความดันชีพจรบริเวณข้อมือของมนุษย์ พบว่าตัวตรวจจับสามารถตรวจวัดสัญญาณคลื่นชีพจรที่อ่อนแอได้อย่างแม่นยำ และสามารถลดความผิดพลาดในการวัดความดันที่เกิดขึ้นได้ รวมทั้งสามารถนำไปใช้ในการป้องกัน และวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือดได้ [38]

W. Xu *et al.* นำเสนอตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ชนิดแมส-เซนเซอร์ ติดตั้งเข้ากับแผ่นเพียโซอิเล็กทริกแบบบาง สำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพได้ที่นอน ระบบมีความไวสูงเนื่องจากการใช้อุปกรณ์เรซิน ยางซิลิโคนที่มีค่า Young's modulus และอัตราส่วนปัวซองที่แตกต่างกันชัดเจน ดำเนินการทดลองโดยวางตัวตรวจจับไว้ได้ที่นอน แสดงผลลัพธ์ที่มีความสัมพันธ์กันสูงสำหรับการเกิดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ เมื่อเปรียบเทียบกับผลลัพธ์อ้างอิง โดยมีค่า r ของ Pearson ที่ 0.99 แสดงว่าระบบที่นำเสนอไม่ซับซ้อน ต้นทุนต่ำ ทนทานสะดวกสบาย และมีความไวสูง ทำให้เหมาะสำหรับการดูแลที่บ้าน และการรักษาในโรงพยาบาลในอนาคต [39]

M. Friedemann *et al.* นำเสนอตัวตรวจจับความดันสัมผัสโดยท่อออสโมมิเนียม-ไนไตรต์ที่ผลิตด้วยกระบวนการขึ้นรูปในระดับจุลภาค และปลายใยแก้วนำแสงแบบฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยสัญญาณแสงจากตัวตรวจจับขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงความดัน และอุณหภูมิสภาพแวดล้อม จากการทดลองพบว่า ท่อออสโมมิเนียมที่พัฒนาขึ้นมีความละเอียดประมาณ 5 มิลลิบาร์ โดยค่าความดันโลหิตมีความแม่นยำ ± 3.8 มิลลิเมตรปรอท โดยค่าที่ได้ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ

ของตัวตรวจจับ ซึ่งพบความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างอุณหภูมิ และการเปลี่ยนแปลงค่าความยาวเฉลี่ย โดยสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในระบบหลอดเลือดมนุษย์ได้ [40]

H. E. Estarki *et al.* นำเสนอการตรวจวัดความดันลดลงในช่องของไหลจุลภาคแบบไดอะแฟรม ด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ ซึ่งตัวตรวจจับประกอบด้วย ไดอะแฟรมวงกลม ซึ่งพัฒนาจากวัสดุพอลิไดเมทิลซิลิโคน โดยมีความหนาเท่ากับ 50 ไมครอนเมตร และมีรัศมีเท่ากับ 200 ไมครอนเมตร จำนวน 2 แผ่น ถูกติดตั้งโดยมีระยะห่างห่างกัน 2 เซนติเมตร ดำเนินการทดลองโดยใช้บีบีชนิด และควบคุมอัตราการไหล ความดันที่เกิดขึ้นทำให้แผ่นไดอะแฟรม PDMS เกิดการโค้งงอเปลี่ยนแปลงรูปร่างของโครงสร้าง สำหรับผลการทดลองพบว่า ตัวตรวจจับที่ พัฒนาขึ้นมีความไวเท่ากับ $30 \text{ nm. (uL/min)}^{-1}$ และ $10 \text{ nm. (uL/min)}^{-1}$ และความละเอียดของ ตัวตรวจจับเท่ากับ 33 nL/min [41]

R. Jaros *et al.* นำเสนอระบบตรวจวัดสัญญาณชีพด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง (Fiber optic sensor) โดยดำเนินการทดสอบกับอาสาสมัครจำนวน 11 คน ได้แก่ ผู้หญิงจำนวน 5 คน และผู้ชาย จำนวน 6 คน ซึ่งใช้วิธีทดสอบ 3 วิธี คือ 1) วิธีการสลายตัวของโหมดเชิงประจักษ์ (Empirical mode decomposition: EMD) 2) วิธี EMD ที่สมบูรณ์พร้อมสัญญาณรบกวนแบบปรับตัว (Complete ensemble EMD with adaptive noise: CEMDAN) และ 3) วิธีการแปลงค่าเวฟเล็ต (Wavelet transform: WT) สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับถูกนำมาเทียบกับสัญญาณอ้างอิงจากการตรวจหัวใจ ด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง (Electrocardiogram: ECG) พบว่า วิธีการ Wavelet transform เหมาะสม มากที่สุด และสัญญาณที่ได้มีค่าความถูกต้องรวมมากกว่า 95% [42]

J. Li. *et al.* พัฒนาตัวตรวจจับความโค้งใยแก้วนำแสงโหมดเดียวรูปร่าง D ซึ่งได้รับการห่อแพค ในพอลิไดเมทิลซิลิโคน โดยถูกฝังไว้ในสายนาฬิกาข้อมือ และเข็มขัด สำหรับการตรวจจับสัญญาณชีพ ที่สามารถสวมใส่ได้ ซึ่งให้ความสะดวกสบายในการสวมใส่สำหรับการตรวจวัดชีพจร และการหายใจ โดยพิจารณาจากค่าความสูญเสียในการส่งข้อมูลที่แตกต่างกัน พบว่า ตัวตรวจจับที่พัฒนาขึ้นมีความไว เท่ากับ $-7.208\%/m^{-1}$ สามารถเก็บสัญญาณได้แบบเรียลไทม์ จากการตรวจสอบความเข้มของ สัญญาณชีพจร และความถี่ก่อน - หลังการออกกำลังกายแสดงให้เห็นถึงความเพิ่มขึ้นของความเข้ม ของชีพจร และความถี่ของชีพจรซึ่งสอดคล้องกับทฤษฎีทางการแพทย์ คุณลักษณะ ในการตรวจจับความโค้งของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงรูปร่าง D ได้รับการปรับแต่ง และทดสอบให้ได้ ระบบที่มีราคาถูก [43]

X. Wang *et al.* การตรวจวัดความดันโลหิตของมนุษย์แบบเรียลไทม์ด้วยอินเทอร์เฟอริมิเตอร์ แบบผสมด้วยเลเซอร์พร้อมการเรียนรู้ขั้นสูงผ่านปัญญาประดิษฐ์ โดยดำเนินการรวบรวมข้อมูล

สัญญาณคลื่นชีพจร 80 ตัวอย่าง จากฐานข้อมูลของ MIMIC-II โดยวิธีการวิเคราะห์คลื่นชีพจร ประกอบด้วย ความสูงของคลื่นหลัก ความชันของคลื่นหลัก และคุณสมบัติรูปร่างคลื่นชีพจร ผลลัพธ์พบว่า วิธีการที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดความดันโลหิตของมนุษย์แบบเรียลไทม์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งสำหรับความคลาดเคลื่อนในการตรวจวัดความดันโลหิตซิสทอลิก และไดแอสทอลิก อยู่ในช่วงความดันไม่เกิน 5 มิลลิเมตรปรอท แสดงถึงความแม่นยำสูง และขนาดกะทัดรัด ดังนั้นวิธีการนี้แสดงให้เห็นถึงความเชื่อถือ และศักยภาพในการนำไปใช้ในการควบคุมความดันโลหิตในมนุษย์ [44]

X. Chen *et al.* ได้พัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องโดยใช้ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงที่สามารถสวมใส่บนข้อมือในรูปแบบของสายรัดได้ จากการทดลองกับอาสาสมัครจำนวน 12 คน พบว่า ช่วงเวลาการเคลื่อนที่ของคลื่นชีพจร (Pulse transit time: PTT) ถูกนำมาใช้ในการสร้างโมเดลประมาณค่าความดันโลหิต โดยใช้วิธีการหาความสัมพันธ์เชิงเส้น (Linear regression) นอกจากนี้ค่าความคลาดเคลื่อนของรากที่สองเฉลี่ยสำหรับความดันโลหิตซิสทอลิก และความดันโลหิตไดแอสทอลิก เท่ากับ 15.00 และ 18.28 ตามลำดับ [45]

M. Friedemann *et al.* เสนอตัวตรวจจับแบบท่อเสียบชนิดฟาบรี-เปอร์ด อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ และแบร์ริเกรตต์สำหรับการวัด ควบคุมความผันผวนของความดัน และการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในแบบจำลองหลอดเลือด ผลลัพธ์ยืนยันความเป็นไปได้ของการตรวจวัดความดันสัมพันธ์พร้อมการชดเชยอุณหภูมิ ซึ่งแสดงความไวต่อความดันเชิงเส้นอยู่ที่ -3 ± 0.007 pm/mbar การประกอบโพรบที่สามารถใช้เป็นตัวตรวจจับความดันสัมพันธ์พร้อมการสอบเทียบ ทำให้เหมาะสำหรับการวัดความดันแบบไม่รุกรานร่างกาย [46]

K. Huang *et al.* พัฒนาชุดตรวจวัดความดันสำหรับการตรวจวัดคลื่นชีพจรในเลือดอย่างต่อเนื่องแบบไม่รุกรานร่างกายโดยใช้อัลกอริธึม ได้แก่ Random Forest Regression (RFR), Gradient-boosting Regression (GBR) และ Adaptive Boosting Regression (ABR) ถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อประเมินหาค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (SBP) และความดันโลหิตไดแอสทอลิก (DBP) ชุดตรวจวัดความดันที่พัฒนาขึ้นมีความไวสูง เท่ากับ -0.533 kPa⁻¹ และการตอบสนองแบบไดนามิกที่รวดเร็ว อัลกอริธึมการเรียนรู้ของเครื่องจักร ถูกนำมาใช้ในการประมาณค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (SBP) และความดันโลหิตไดแอสทอลิก (DBP) จากชีพจรที่วัดได้ สามารถแสดงประสิทธิภาพที่ดีที่สุด โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.871 สำหรับ SBP และ 0.794 สำหรับ DBP ซึ่งสามารถนำมาเป็นแนวทางสำหรับประมาณความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ [47]

F. Tan *et al.* นำเสนอใยแก้วนำแสงแบบ Few-mode และ multi-core ซึ่งติดตั้งแบบอินไลน์ ในใยแก้วนำแสงแบบอินเทอร์พรีมิเตอร์ ถูกนำมาใช้ติดตามสัญญาณชีพแบบไร้สัมผัส โดยใช้เทคนิค การวิเคราะห์เชิงทดลองดำเนินการเพื่อวิเคราะห์อัตราส่วนการสูญเสีย และการสูญเสียการแทรก ภายใต้ระยะออฟเซตที่ต่างกัน รวมทั้งการกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน และความถี่สูงผ่าน กำหนดให้ เท่ากับ 0.5 Hz พบว่า อุปกรณ์สามารถตรวจจับสัญญาณการหายใจ และการเต้นของหัวใจได้สำเร็จ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงศักยภาพในการนำไปใช้งานด้านการดูแลสุขภาพได้ [48]

W. Chen *et al.* การวัดสัญญาณชีพแบบไม่รุกรานด้วยใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์พรีมิเตอร์ แบบ 7 คอร์ ที่กะทัดรัด และคุ้มต้นทุนมากขึ้น โดยมีอาสาสมัครจำนวน 11 คน เปรียบเทียบผล การวัดจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมือวัดอ้างอิง ผลการทดลองพบว่า อัตราการเต้นของหัวใจ และการหายใจที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมีความสอดคล้องกับเครื่องมือวัดอ้างอิง ซึ่งสามารถบ่งชี้ ถึงความแม่นยำของอุปกรณ์ โดยผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในสภาวะเงียบ มีสัญญาณรบกวน จากการเคลื่อนไหวน้อยที่สุด ประสิทธิภาพความเสถียรได้รับการทดสอบในช่วง 98 วัน และผลลัพธ์ แสดงให้เห็นการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และการหายใจที่สม่ำเสมอ สามารถเชื่อถือได้ สำหรับการตรวจสอบแบบเรียลไทม์ แสดงให้เห็นการตรวจจับฮาร์โมนิกที่ชัดเจน ดังนั้นสามารถสรุปว่า อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพในระยะยาว และไม่รุกรานร่างกายได้ ซึ่งเป็นทางเลือก ที่สะดวก และคุ้มค่าเมื่อเทียบกับวิธีการตรวจวัดแบบดั้งเดิม [49]



ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
1. การตรวจสอบความถูกต้องของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์-ฟีรอมิเตอร์สำหรับการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันชีพจรพร้อมกัน	P. Samartkit <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น : ระบบตรวจวัดสัญญาณชีพด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ ตัวแปรตาม: จำนวนริ้วแทรกสอด ความดันชีพจร และอัตราการเต้นของหัวใจ ตัวแปรควบคุม: อาสาสมัครที่มีสุขภาพดี ระยะเวลา และจำนวนครั้งที่ทดลอง	ตัวตรวจจับสามารถตรวจวัดความดันชีพจรได้โดยมีความไวประมาณ 1.916 มิลลิเมตรปรอทต่อริ้วแทรกสอด และอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าผลต่างค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.24% เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน ดังนั้นระบบที่พัฒนาขึ้นจึงสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพได้อย่างมีประสิทธิภาพ
2. การวัดความเร็วคลื่นชีพจรด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์-ฟีรอมิเตอร์แบบมัลติเพล็กซ์	N. A. Ushakov <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น : ระบบตรวจวัดความเร็วคลื่นชีพจรด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์แบบไม่รบกวนร่างกาย ตัวแปรตาม: ค่าความเร็วในการไหลของคลื่นชีพจร และค่าความล่าช้าในการไหลของชีพจร ตัวแปรควบคุม: อัตราการสู่มเก็บตัวอย่างเท่ากับ 1 kHz	วิธีการที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้สำหรับการวินิจฉัยทางการแพทย์ และการประมาณการสัญญาณชีพหรือความดันโลหิตได้

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
3. ตัวตรวจจับสัญญาณชีพด้วยความไวสูง โดยใช้ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์	S. Pullteap <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ สำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพ ตัวแปรตาม: อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันโลหิต ตัวแปรควบคุม: फिल्मบางสะท้อนแสงได้ 55% และติดตั้งตัวตรวจจับบริเวณข้อมือ	ตัวตรวจจับสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ความดันโลหิตช่วงบน และช่วงล่างได้ โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยที่ 1.01, 0.94 และ 1.60% ตามลำดับ และแสดงความไวสูงที่ 1.913 มิลลิเมตรปรอท ทำให้เหมาะสำหรับการวัดสัญญาณชีพได้อย่างแม่นยำ
4. ระบบตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ และสารเอทิลแอลฟาไซยานอะคริเลต	Y. Li <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ ร่วมกับเอทิลแอลฟาไซยานอะคริเลต ตัวแปรตาม: อัตราการเต้นของหัวใจ ตัวแปรควบคุม: ตำแหน่งตัวตรวจจับ เช่น ข้อมือ หน้าอก และลำคอ โดยตัวตรวจจับถูกติดตั้งในท่อแคปิลเลอรีโดยใช้สารเชื่อมเอทิลแอลฟาไซยานอะคริเลต	ตัวตรวจจับสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจอย่างแม่นยำ และมีความไวสูงต่อสัญญาณสั่นสะเทือนที่ความถี่ต่ำ 1, 2 และ 3 Hz พร้อมความไวต่อการยืดหดในอัตราส่วน 2.57 pm/ μ N

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
5. การติดตามความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องและแม่นยำด้วยอุปกรณ์สายรัดข้อมือชนิดใยแก้วนำแสงแบบสวมใส่ได้	L. Li <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยอุปกรณ์สายรัดข้อมือใยแก้วนำแสงแบบสวมใส่ได้ ตัวแปรตาม: ความดันโลหิตช่วงบน และช่วงล่าง ตัวแปรควบคุม: การเปรียบเทียบผลการทดลองระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมือวัดอ้างอิง	ค่าความคลาดเคลื่อนของความดันโลหิตช่วงบนและช่วงล่างอยู่ในช่วงที่ต้องการของสมาคมสำหรับการพัฒนาเครื่องมือการแพทย์ และสมาคมความดันโลหิตในสหราชอาณาจักร ระดับ A แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดความดันโลหิตได้และมีความแม่นยำ
6. ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ สำหรับการบันทึกคลื่นชีพจร	A. Markvart <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์สำหรับตรวจวัดคลื่นชีพจรแบบภายนอก ตัวแปรตาม: คุณลักษณะของสัญญาณคลื่นชีพจร ตัวแปรควบคุม: การวิเคราะห์ผลด้วยวิธีสเปกตรัมอินเทอร์ฟิโอมิตรี	ระบบสามารถตรวจจับความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจที่เกิดจากการหายใจ แสดงถึงความมีศักยภาพในการตรวจสอบสัญญาณชีพ ความละเอียด และความแม่นยำของระบบ ซึ่งเหมาะสมสำหรับการประยุกต์ใช้ในงานทางการแพทย์และชีววิทยา

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
7. การทดสอบแบบไดนามิกด้วยตัวตรวจจับสนามไฟฟ้าอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ด้วยเทคนิคการสอบถามทางเลือกสำหรับชีวการแพทย์	M. F. Domingues <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ตัวตรวจจับสนามไฟฟ้าอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ซึ่งถูกยึดติดกับเทปที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่น ตัวแปรตาม: รูปลักษณ์สีของหลอดเลือดแดงคาร์ดิค ตัวแปรควบคุม: ทดสอบบริเวณลำคอ	ตัวตรวจจับสนามไฟฟ้าอินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ของหลอดเลือดแดง ซึ่งปรากฏรูปลักษณ์สัญญาณที่ชัดเจน ประกอบด้วยความดันโลหิตซิสทอลิก ความดันสะท้อน และคลื่นสัญญาณขณะหัวใจคลายตัว
8. ตัวตรวจจับสนามความดันขนาดเล็กชนิดฟอโรโรมิเตอร์ มีประสิทธิภาพสูงบนปลายใยแก้วนำแสงซิลิกาทั้งหมด	X. Guo <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ความดันที่กระทำต่อหน่วยพื้นที่ ตัวแปรตาม: ความไวของตัวตรวจจับสนามจากการเปลี่ยนรูปของไดอะแฟรม ตัวแปรควบคุม: อุณหภูมิ การทดลอง	ตัวตรวจจับสนามได้รับการทดสอบตั้งแต่ 6.9 – 48.3 kPa ที่อุณหภูมิห้อง โดยมีความไวต่อความดันที่ 12.4 nm/kPa และค่า R^2 เท่ากับ 0.995 สามารถสรุปได้ว่าตัวตรวจจับสนามมีความไวต่ออุณหภูมิต่ำ และมีศักยภาพสำหรับใช้ในในงานที่มีขนาดเล็ก และความไวสูง ซึ่งเป็นความไวสูงสุดที่เคยบรรลุได้ในตัวตรวจจับสนามความดันแบบปลายใยซิลิกาทั้งหมด

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
9. ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์แบบไฮดรอลิกยึดหยุ่น สำหรับการตรวจวัดความดันชีพจร	X. Zou <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: คลื่นสัญญาณชีพจรจากตัวตรวจจับที่พัฒนาขึ้น ตัวแปรตาม: ความแม่นยำในการตรวจวัดความดันชีพจร ตัวแปรควบคุม: ตำแหน่งตัวตรวจจับ และโครงสร้างของตัวตรวจจับ	ตัวตรวจจับสามารถตรวจวัดสัญญาณคลื่นชีพจรที่อ่อนแอได้อย่างแม่นยำ และสามารถลดความผิดพลาดในการวัดความดันที่เกิดขึ้นได้ รวมทั้งสามารถนำไปใช้ในการป้องกัน และวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือดได้
10. การตรวจวัดสัญญาณชีพด้วยตัวตรวจจับเพียโซ-อิเล็กทริกแบบบางร่วมกับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนด์เคอร์อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ใต้พื้นนอน	W. Xu <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ความเข้มแสงและแรงเครียดจากตัวตรวจจับตามแนวแกน ตัวแปรตาม: ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ และการหายใจ ตัวแปรควบคุม: ความถี่แอมพลิจูดของสัญญาณและวัสดุที่ใช้ในการขึ้นรูปตัวตรวจจับ	ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจและความแปรปรวนของอัตราการหายใจ มีความสัมพันธ์กัน โดยเมื่อเปรียบเทียบกับผลลัพธ์อ้างอิง มีค่า r เท่ากับ 0.99 ซึ่งระบบที่ได้นำเสนอไม่ซับซ้อน ต้นทุนต่ำ ทนทาน สะดวกสบาย และมี ความไวสูง ทำให้เหมาะ สำหรับการดูแลรักษาที่บ้าน และโรงพยาบาลในอนาคต

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
11. ตัวตรวจจับความดันโดยท่อเมมเบรนอลูมิเนียมไนไตรด์ที่ผลิตด้วยกระบวนการขึ้นรูปจุลภาค ร่วมกับปลายใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์	M. Friedemann <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ระบบวัดความดันสัมบูรณ์ที่ถูกปรับใช้กับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ตัวแปรตาม: ค่าการเปลี่ยนแปลงจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณ ตัวแปรควบคุม: อุณหภูมิสภาพแวดล้อม	ท่ออลูมิเนียมมีความละเอียดเท่ากับ 5 mbar โดยค่าความดันโลหิตมีความแม่นยำประมาณ ± 3.8 mmHg ซึ่งพบความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างค่าอุณหภูมิและการเปลี่ยนแปลงค่าความยาวเฉลี่ย โดยสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในระบบหลอดเลือดมนุษย์
12. การวัดความดันลดลงในช่องของไหลจุลภาคด้วยฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ไดอะแฟรมวัสดุพอลิไดเมทิล และตัวตรวจจับการไหล	H. E. Estarki <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ความดันภายในระบบของไหลจุลภาค และการโก่งตัวของวัสดุไดอะแฟรม ตัวแปรตาม: ความไวและความละเอียดของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ตัวแปรควบคุม: ความหนา และรัศมีของวัสดุไดอะแฟรม	ตัวตรวจจับประกอบด้วยวัสดุพอลิไดเมทิล ความหนา 50 ไมครอน รัศมี 200 ไมครอน จำนวน 2 แผ่น ระยะห่าง 2 ซม. ทดลองโดยใช้ปั๊มฉีดควบคุมอัตราการไหล ความดันที่เกิดขึ้นทำให้ไดอะแฟรมโค้งงอ พบว่าตัวตรวจจับมีความไว $30 \text{ nm} \cdot (\text{uL}/\text{min})^{-1}$ และ $10 \text{ nm} \cdot (\text{uL}/\text{min})^{-1}$ และความละเอียดเท่ากับ $33 \text{ nL}/\text{min}$ [37]

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
13. การตรวจวัดอัตรา การเต้นของหัวใจด้วย ใยแก้วนำแสงชนิด อินเทอร์ฟิรอมเมทรี	R. Jaros <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น : ระบบ ตรวจวัดสัญญาณชีพ ด้วยตัวตรวจจับใยแก้ว นำแสง ตัวแปรตาม: สัญญาณ คลื่นเสียงหัวใจ ตัวแปรควบคุม: วิธีการ ประมวลผลสัญญาณ	จากการทดสอบการ สลายตัวของโหมด เชิงประจักษ์ (EMD) EMD ที่สมบูรณ์พร้อม สัญญาณรบกวนแบบ ปรับตัว และการแปลง เวฟเล็ต สัญญาณจาก ตัวตรวจจับถูกนำมา เทียบกับสัญญาณอ้างอิง จากการตรวจวัดหัวใจ ด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง พบว่า การแปลงเวฟเล็ต มีความเหมาะสมมาก ที่สุด และสัญญาณที่ได้ มีค่าความถูกต้องรวม มากกว่า 95%
14. ตัวตรวจจับความ โค้งใยแก้วนำแสง โหมดเดียวรูปร่าง D โดยมีต้นทุนต่ำสำหรับ การตรวจจับสัญญาณ ชีพที่สามารถสวมใส่ได้	J. Li. <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ความโค้ง ของใยแก้วนำแสงโหมด เดียวรูปร่าง D ที่ใช้ใน ตัวตรวจจับ ตัวแปรตาม: สัญญาณ ชีพจร ความเข้มของ สัญญาณชีพจร และ การหายใจ ตัวแปรควบคุม: ค่า สูญเสียในการส่งข้อมูล ของใยแก้วนำแสง	ตัวตรวจจับมีความไว $-7.208\%/m^{-1}$ สามารถ เก็บสัญญาณได้แบบ เรียลไทม์ การตรวจสอบ ความเข้มของสัญญาณ ชีพจร รวมทั้งความถี่ ก่อน และหลังการออก กำลังกายแสดงให้เห็นถึง ความเพิ่มขึ้นความถี่ของ ชีพจรที่สอดคล้องกับ ทฤษฎีทางการแพทย์

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
15. การตรวจวัดความดันโลหิตของมนุษย์แบบเรียลไทม์ด้วยอินเทอร์ฟิรอมเมทรีแบบผสม และเลเซอร์พร้อมการเรียนรู้ขั้นสูง	X. Wang <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: อินเทอร์ฟิรอมเมทรีแบบผสมตัวเองด้วยเลเซอร์ และลักษณะคลื่นชีพจร ตัวแปรตาม: ความดันโลหิตซิสโตลิก และไดแอสทอลิก ตัวแปรควบคุม: การเปลี่ยนแปลงทางออปติกแบบภายนอก และดัชนีการปรับแต่ง	ระบบสามารถตรวจวัดความดันโลหิตของมนุษย์แบบเรียลไทม์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ค่าความคลาดเคลื่อนในการวัดความดันโลหิตช่วงบน และช่วงล่างมีค่าน้อยกว่า 5 mmHg แสดงให้เห็นถึงความแม่นยำสูง น่าเชื่อถือ และมีศักยภาพในการนำไปใช้สำหรับการควบคุมความดันโลหิตได้ในมนุษย์
16. การตรวจวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องโดยใช้ใยแก้วนำแสงที่สวมใส่บนข้อมือ	X. Chen <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ใยแก้วนำแสงที่สวมใส่บนข้อมือสำหรับการตรวจวัดความดันโลหิต ตัวแปรตาม: ช่วงเวลาการเคลื่อนที่ของคลื่นชีพจร ตัวแปรควบคุม: อัตราการสุ่มข้อมูลที่ 1000 ครั้ง/วินาที และเปรียบเทียบผลที่ได้ด้วยเครื่องมือวัดอ้างอิง	จากการทดสอบพบว่าโมเดลประมาณความดันโลหิตโดยการจับคู่ค่าช่วงเวลาการเคลื่อนที่ของชีพจร และความดันโลหิตอ้างอิง โดยใช้วิธีการหาความสัมพันธ์เชิงเส้น มีค่าความคลาดเคลื่อนของรากที่สองเฉลี่ย สำหรับความดันโลหิตซิสโตลิก และไดแอสทอลิก มีค่าเท่ากับ 15.00 และ 18.28 ตามลำดับ

ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
17. ตัวตรวจจับความดันแบบท่อเสียบชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ และชนิดแบร์คเกอร์ตั้งสำหรับการวัดความดันและควบคุมอุณหภูมิ	M. Friedemann <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ตัวตรวจจับความดันชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ แบบท่อเสียบที่ปลายใยแก้วนำแสง ตัวแปรตาม: ความไวของตัวตรวจจับ ตัวแปรควบคุม: การเปลี่ยนแปลงความดัน	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงความไวต่อความดันเชิงเส้น -3 ± 0.007 pm/mbar การประกอบโพรบที่สามารถใช้เป็นตัวตรวจจับความดันสัมบูรณ์พร้อมการสอบเทียบ ทำให้เหมาะสำหรับการวัดความดันแบบไม่รุกราน
18. ชุดตรวจจับความดันที่มีความไวสูงสำหรับการประมาณความดันโลหิตด้วยการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine learning)	K. Huang <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ชุดตรวจวัดความดันสำหรับการตรวจวัดคลื่นชีพจรในเลือด ตัวแปรตาม: ความดันโลหิตซิสโตลิก และไดแอสโตลิก ตัวแปรควบคุม: อัลกอริธึมการเรียนรู้ของเครื่องที่ใช้ในการประมาณความดันโลหิต	ชุดตรวจวัดความดันมีความไวสูง 0.533 kPa ⁻¹ ตอบสนองไดนามิกรวดเร็ว อัลกอริธึมถูกนำมาใช้ประมาณค่าความดันโลหิตซิสโตลิกและไดแอสโตลิก ผลการทดลองแสดงประสิทธิภาพดี โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจความดันโลหิตซิสโตลิกและไดแอสโตลิก มีค่าเท่ากับ 0.871 และ 0.794 ตามลำดับ ซึ่งเป็นแนวทางสำหรับการประมาณความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องแบบไม่รุกรานร่างกายได้

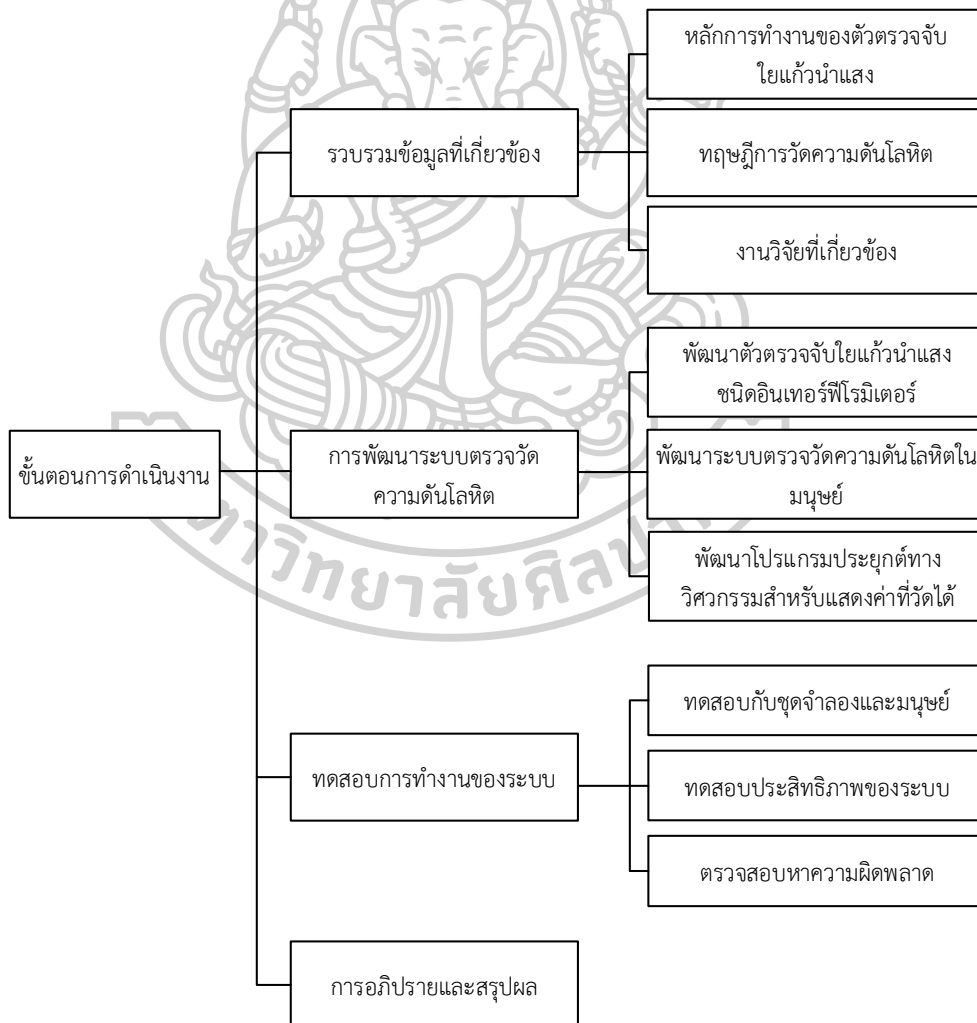
ตารางที่ 2.4 สรุปวรรณกรรมวิจารณ์ (ต่อ)

งานวิจัย	ผู้วิจัย	ตัวแปรในการวิจัย	สรุปผลการวิจัย
19. การติดตามสัญญาณชีพแบบไร้การสัมผัสด้วยใยแก้วนำแสงแบบ Few-mode และ multi-core	F. Tan <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: ประเภทของใยแก้วนำแสง ตัวแปรตาม: สัญญาณชีพจร และอัตราส่วนระหว่างการหายใจ และการเต้นหัวใจ ตัวแปรควบคุม: การวัดความโค้งงอในใยแก้วนำแสง และเทคนิคที่ใช้ประมวลผลสัญญาณแสง	สายใยแก้วนำแสง Few-mode และ multi-core ถูกติดตั้งแบบอินไลน์ อินเทอร์พรีอ-มิเตอร์ โดยตรวจจับสัญญาณ การหายใจ และการเต้นของหัวใจได้ แสดงให้เห็นถึงศักยภาพในการนำไปใช้งานด้านการดูแลสุขภาพได้
20. การวัดสัญญาณชีพแบบไม่รุกรานด้วยใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์พรีอ-มิเตอร์แบบ 7 คอร์	W. Chen <i>et al.</i>	ตัวแปรต้น: อัตราการเต้นของหัวใจ (HR) และอัตราการหายใจ (RR) โดยใช้ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงอินเทอร์พรีอ-มิเตอร์ 7 คอร์ ตัวแปรตาม: HR และ RR ตรวจวัด โดยเครื่องมือวัดอ้างอิงที่ใช้เป็นข้อมูลอ้างอิง ตัวแปรควบคุม: น้ำหนักของอาสาสมัคร การซิงโครไนซ์เวลา ระหว่างตัวตรวจจับ SCFI และอุปกรณ์เชิงพาณิชย์ และอัลกอริธึมคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ	อัตราการเต้นของหัวใจ และการหายใจ มีความสอดคล้องกับเครื่องวัดอ้างอิง ผลการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ มีสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวน้อยที่สุด โดยที่ประสิทธิภาพความเสถียรได้รับการทดสอบในช่วง 98 วัน และผลลัพธ์แสดงให้เห็นการวัด HR และ RR ที่สม่ำเสมอและเชื่อถือได้ สำหรับการตรวจสอบแบบเรียลไทม์ และแสดงให้เห็น การตรวจจับฮาร์โมนิกที่ชัดเจน

บทที่ 3

ขั้นตอนการดำเนินการ

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ ร่วมกับการพัฒนาหัววัด และทดสอบคุณสมบัติของวัสดุสะท้อนแสง และวัสดุยืดหยุ่นแต่ละชนิดสำหรับนำมาใช้ตรวจวัดชีพจรของมนุษย์แบบไม่รุกร้าร่างกาย โดยใช้เทคนิคการตรวจจับจุดสูงสุด และนับจำนวนรีเวิร์กสโอดของแสง ผ่านการวิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม โดยสามารถแสดงผลแผนผังขั้นตอนการดำเนินงานได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์

จากแผนผังสามารถอธิบายขั้นตอนการดำเนินงานและรายละเอียดเพิ่มเติมได้ดังต่อไปนี้

3.1 การรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้อง

ขั้นตอนนี้เป็นการศึกษา รวบรวม และวิเคราะห์ข้อมูลจากแหล่งต่าง ๆ เช่น ตำรา หนังสือ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง เพื่อศึกษาความเป็นไปได้สำหรับการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์เฟอริมิเตอร์ รวมทั้งศึกษาหลักการการทำงานของตัวตรวจจับแต่ละชนิด ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง วิธีการวิเคราะห์รูปคลื่นชีพจร และวิธีการตรวจวัดความดันโลหิต เพื่อเป็นแนวทางสำหรับการวิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลต่อไป นอกจากนี้ได้ศึกษาข้อมูลเพิ่มเติมดังนี้

3.1.1 การศึกษาโครงสร้าง หลักการทำงานของ อุปกรณ์ที่นำมาประยุกต์ใช้ วิธีการติดตั้งตัวตรวจจับแต่ละชนิด และข้อดี - ข้อเสีย ของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดอินเทอร์เฟอริมิเตอร์ จำนวน 4 ประเภท โดยประกอบด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดซาเนียก อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ (Sagnac fiber interferometer), ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดมิเคลสัน อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ (Michelson fiber interferometer), ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดแมส-แซนเดอร์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ (Mach-Zehnder fiber interferometer), และตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ (Fabry-Perot fiber interferometer) สำหรับประยุกต์ใช้ในงานวิจัยทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เพื่อตรวจวัดสัญญาณชีพ เช่น อุณหภูมิร่างกาย อัตราการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันโลหิต เป็นต้น โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะมุ่งเน้นไปที่งานวิจัยทางการตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์

3.1.2 การศึกษาทฤษฎีและวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย รวมทั้งวิธีการวิเคราะห์รูปคลื่นความดันชีพจร การแปลค่ารีเวิร์ทริกสโอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ (Material deflection) การประมาณค่าความดัน (Pressure) ที่มากระทบกับแผ่นวัสดุยืดหยุ่น และได้ผลลัพธ์เป็นค่าความดันโลหิต (Blood pressure) ซึ่งประกอบด้วย ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure) ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure) และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate)

3.1.3 การศึกษาวิธีการตรวจวัด หลักการทำงานของเครื่องมือวัด ประเภทเครื่องวัดความดันโลหิต และข้อดี - ข้อจำกัด สำหรับประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือวัดอ้างอิง (Reference) ในวิทยานิพนธ์

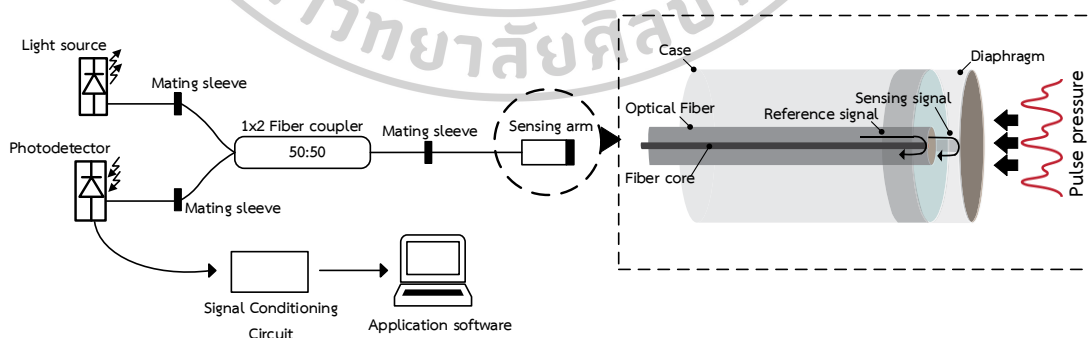
3.1.4 การศึกษาโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม (Engineering application software) ซึ่งประกอบด้วยโปรแกรมย่อย ได้แก่ โปรแกรม DAQExpress สำหรับแสดงผลสัญญาณรีเวิร์ทริกสโอดของแสงแบบเรียลไทม์ และ โปรแกรม MATLAB R2018a สำหรับการวิเคราะห์ และประมวลผลข้อมูลที่ได้จากระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้น

3.2 การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิต

สำหรับขั้นตอนการพัฒนาาระบบตรวจวัดความดันโลหิตประกอบด้วย ขั้นตอนการพัฒนาหัววัด การพัฒนาระบบตรวจจับความดันโลหิต และการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม เพื่อใช้วิเคราะห์ และแสดงผลค่าความดันโลหิตที่ได้จากตัวตรวจจับในรูปแบบของตัวเลข และกราฟได้ โดยขั้นตอนการดำเนินงานประกอบด้วย

3.2.1 การพัฒนาตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงและระบบตรวจวัดความดันโลหิตในมนุษย์

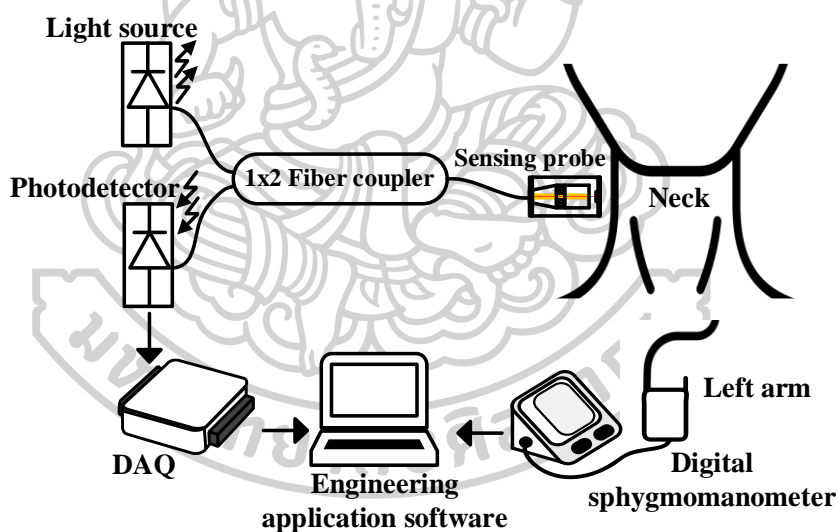
- การออกแบบระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด ฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Fiber optic based Fabry-Perot Interferometer: FFPI) ร่วมกับหัววัด โดยมีเงื่อนไข คือ ระบบตรวจวัดสามารถตรวจจับสัญญาณชีพจร (Pulse) และแปลค่าเป็นความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure) ความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ได้ โดยไม่รบกวนร่างกายของอาสาสมัคร ซึ่งกระบวนการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันประกอบด้วย การออกแบบหัววัด การทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ ประกอบด้วย การทดสอบความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุ และการทดสอบความสามารถในการยืดหยุ่นของวัสดุ จากนั้นดำเนินการทดสอบหัววัดที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์ ณ บริเวณต่าง ๆ โดยสัญญาณที่ได้จากระบบจะแสดงผลในรูปแบบของสัญญาณรบกวนสอดของแสง (Interference fringe signal) ซึ่งต้องผ่านการวิเคราะห์ และประมวลผลด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม เพื่อแปลค่ารบกวนสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ และค่าความดันโลหิตตามลำดับ โดยสามารถแสดงโครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 โครงสร้างของตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์

จากรูปแสดงโครงสร้างของระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ โดยสามารถแบ่งสัญญาณการวัดออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่

สัญญาณที่ได้รับจากระบบที่พัฒนาขึ้น โดยเมื่อลำแสงเดี่ยวจากแหล่งกำเนิดแสงถูกส่งผ่านสายใยแก้วนำแสงเข้าสู่ 1x2 ไฟเบอร์คัปเปิลเลอร์ (Fiber coupler) และส่งต่อไปยังหัววัด (Sensing arm) ซึ่งมีแผ่นไดอะแฟรมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นหรือโก่งตัวตามแรงดันชีพจรส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นแสง จากนั้นคลื่นแสงดังกล่าวจะถูกสะท้อนกลับมายังตัวตรวจจับแสง (Photodetector) เพื่อแปลงค่าสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า นอกจากนี้สัญญาณจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานได้ถูกนำมาใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการวิเคราะห์ ประมวลผล และเปรียบเทียบค่าความแม่นยำ และความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นผ่านโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม โดยสัญญาณจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นถูกส่งเข้าไปยังอุปกรณ์อ่านและบันทึกสัญญาณ (Data Acquisition Board: DAQ) สามารถแสดงระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดพลาซี-เปอร์โต อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ร่วมกับหัววัด (Sensing probe) และเครื่องมือวัดอ้างอิงเพิ่มเติมสำหรับการทดลองได้ดังรูปที่ 3.3

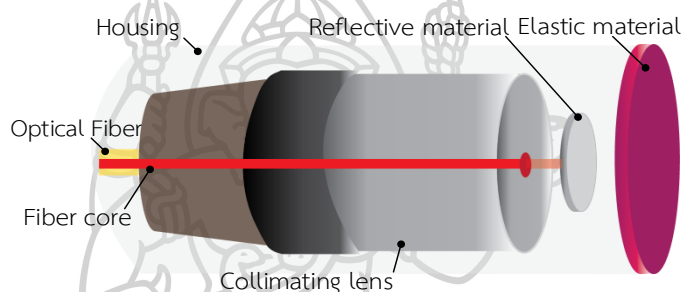


รูปที่ 3.3 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นควบคู่กับเครื่องมือวัดอ้างอิง

จากรูปเครื่องมือวัดอ้างอิงที่นำมาประยุกต์ใช้ คือ เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน (Standard digital sphygmomanometer) โดยค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก ถูกนำมาใช้สำหรับการวิเคราะห์ ประมวลผล เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น ช่วงผลการทดลองที่สามารถตรวจวัดได้ ค่าความเชื่อมั่น ค่าความไว และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานผ่านโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม

- การพัฒนาหัววัด

การออกแบบและพัฒนาหัววัดให้สามารถตรวจจับสัญญาณชีพได้ โดยไม่รบกวนร่างกายของผู้ทดสอบ โดยมีเงื่อนไข คือ ผู้ทดสอบสามารถใช้งานง่าย ไม่ต้องใช้แรงกดทับขณะใช้งาน หัววัดมีโครงสร้างไม่ซับซ้อน วัสดุสะท้อนแสง และวัสดุยืดหยุ่นแต่ละประเภทที่นำมาประยุกต์ใช้พัฒนาหัววัดต้องได้รับการทดสอบก่อนใช้งานจริง หัววัดมีความเหมาะสมต่อทุกเพศทุกวัย และมีต้นทุนต่ำ รวมทั้งหัววัดต้องสามารถตรวจวัดชีพจรและความดันโลหิตได้ โดยมีความแม่นยำ และมีความถูกต้อง สามารถแสดงการออกแบบโครงสร้างของโมเดลหัววัดสำหรับใช้งานร่วมกับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดพลาสมาเรโบริต์ อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ ได้ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ลักษณะโครงสร้างของโมเดลหัววัด

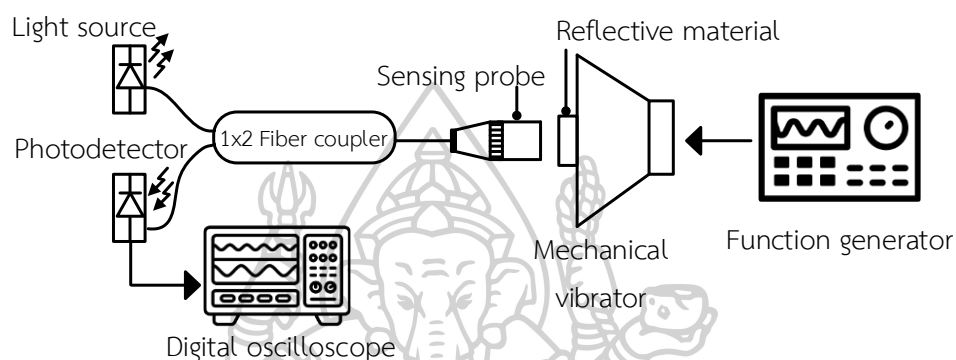
โดยลักษณะโครงสร้างของหัววัดที่พัฒนาขึ้น ประกอบด้วย แผ่นวัสดุสะท้อนแสง (Reflective material) ติดตั้งร่วมกับวัสดุยืดหยุ่น (Elastic material) บริเวณปลายสายใยแก้วนำแสง (Optical fiber end) ซึ่งอยู่ภายในเลนส์ที่ทำให้แสงจากแหล่งกำเนิดแสงเป็นแสงขนาน (Collimating lens) สำหรับขั้นตอนต่อไปในการพัฒนาหัววัด คือ การทดสอบคุณสมบัติของวัสดุเพื่อคัดเลือกวัสดุที่เหมาะสมที่สุด โดยประกอบด้วยวัสดุสะท้อนแสง และวัสดุยืดหยุ่น ดังนี้

3.2.2 การทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ (Material demonstration)

- การทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ (Reflective material demonstration)

วัสดุสะท้อนแสงจำนวน 4 ชนิด ได้แก่ 1) แผ่นอลูมิเนียมบาง (Aluminum foil) คือ ผลิตภัณฑ์ที่ใช้สำหรับการประกอบอาหาร ท่อหุ้ม ถนอมอาหาร หรือการรักษาอุณหภูมิ เป็นต้น ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นวัสดุทึบแสง สีเทา มีผิวสัมผัสมันวาว และสามารถสะท้อนแสงได้ 2) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (Prismatic retroreflective thin film: PSR film) ยี่ห้อ 3M เป็นแผ่นสะท้อนแสงแบบไมโครปริซึม โดยถูกออกแบบสำหรับการผลิตป้ายสะท้อนแสงเชิงพาณิชย์ และป้ายควบคุมการจราจร เป็นต้น 3) กระจกเงา (Plane mirror) คือ กระจกใสที่เคลือบสารสะท้อนแสง มีคุณสมบัติ

การสะท้อนเกิดเป็นภาพเหมือนของวัตถุ และ 4) กระจกเคลือบสารอลูมิเนียม (Aluminum coated mirror) คือ กระจกใสเคลือบสารอลูมิเนียม ซึ่งมีคุณสมบัติสามารถสะท้อนแสงได้ 98% ได้ถูกนำมาดำเนินการทดสอบคุณสมบัติในการสะท้อนแสง วัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิดถูกนำมาทดสอบด้วยระบบจำลองการเกิดซีพจรของมนุษย์ โดยสามารถแสดงโครงสร้างระบบทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุได้ ดังรูปที่ 3.5

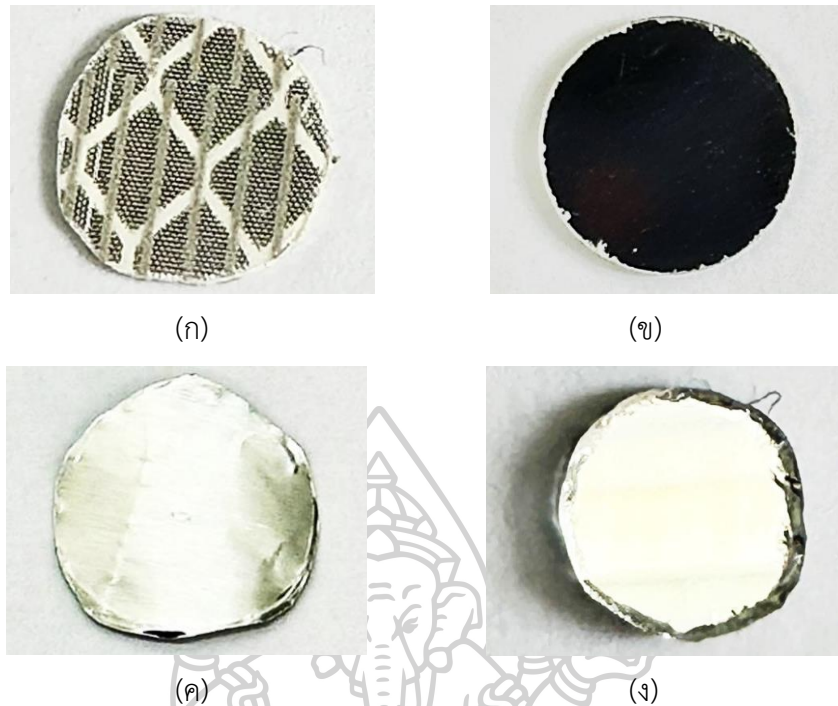


รูปที่ 3.5 โครงสร้างระบบสำหรับทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ

โดยดำเนินการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิดร่วมกับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ (Fiber optic Fabry-Perot Interferometer) อุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน (Mechanical vibrator) และเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ (Function generator) เพื่อทดสอบการเกิดริ้วแทรกสอดของแสง (Interference fringe) การเปลี่ยนแปลงของคลื่นเฟส (Phase change) และความสามารถในการสะท้อนแสง (Reflectivity) เป็นต้น เมื่อป้อนความถี่จากเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณในรูปแบบของสัญญาณคลื่นไซน์ (Sine wave) เข้าสู่อุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือนส่งผลให้หน้าสัมผัสของอุปกรณ์ และวัสดุสะท้อนแสงเกิดการเคลื่อนไหวตามจังหวะความถี่ จากนั้นตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด FFPI จะตรวจจับการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น และเกิดเป็นริ้วแทรกสอดของแสง ซึ่งดำเนินการติดตามผลสัญญาณด้วยเครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้า (Digital oscilloscope) โดยแสดงผลเป็นค่าแรงดันไฟฟ้า จากนั้นบันทึกผลการเปลี่ยนแปลงของขนาดแอมพลิจูด (Amplitude) และจำนวนการเกิดริ้วแทรกสอดของแสง จากวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิดที่แตกต่างกันในระดับความถี่ต่าง ๆ

วิธีการทดสอบความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุมีดังนี้

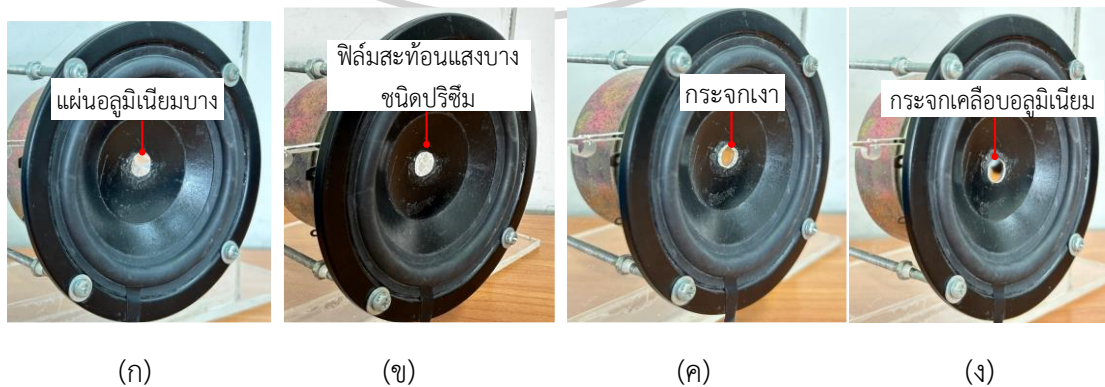
1) ตัดชิ้นส่วนวัสดุสะท้อนแสงที่นำมาทดสอบเป็นรูปวงกลม สามารถแสดงตัวอย่างวัสดุสะท้อนแสงชนิดต่าง ๆ ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ประเภทวัสดุสะท้อนแสง; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเคลือบอลูมิเนียม
(ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเงา

เนื่องจากขนาดของหัววัดมีความกว้างเท่ากับ 10 มิลลิเมตร จึงกำหนดให้วัสดุสะท้อนแสงทั้ง 4 ชนิด มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 10 มิลลิเมตร เท่ากัน

2) นำตัวอย่างวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิดติดตั้งบริเวณผิวหน้า และตำแหน่งศูนย์กลางของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 ตัวอย่างการติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงกับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน; (ก) แผ่นอลูมิเนียมบาง
(ข) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ค) กระจกเงา และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม

จากการติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงบนผิวหน้าของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน ซึ่งเชื่อมต่อกับเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณสำหรับป้องกันความถี่ และเครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้า สำหรับแสดงผลข้อมูลการทดลอง

3) ติดตั้งระบบตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ร่วมกับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือนสามารถแสดงการติดตั้งระบบได้ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 ตัวอย่างการติดตั้งทดสอบการสะท้อนแสงกับหัววัด FFPI

โดยดำเนินการติดตั้งเลนส์ของหัววัดให้มีทิศทางการเข้ากับหน้าสัมผัสของวัสดุสะท้อนแสง ซึ่งถูกยึดติดไว้กับผิวของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน ระยะห่างประมาณ 5 มิลลิเมตร

4) กำหนดระดับความถี่ให้เครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณเท่ากับ 1, 2, 5, 10, 20, และ 50 Hz ตามลำดับ

5) ติดตามผลสัญญาณด้วยเครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยแสดงผลเป็นค่าแรงดันไฟฟ้า จากนั้นบันทึกผลการเปลี่ยนแปลงของขนาดแอมพลิจูด (Amplitude) และจำนวนการเกิดรีเวิร์ทแทรกสอดของแสง จากวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิดที่แตกต่างกันในระดับความถี่ต่าง ๆ เพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุ โดยหากวัสดุใดมีผลการเกิดรีเวิร์ทแทรกสอดมาก แสดงว่าสามารถสะท้อนแสงได้ดี

- การทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุ (Elastic material demonstration)

วัสดุที่นำมาทดสอบความยืดหยุ่น (Elasticity) และการโค้งตัว จำนวน 3 ชนิด ได้แก่ ลูกโป่งยาง ถุงมือไนไตร หรือถุงมือป้องกันสารเคมี และถุงมือยางธรรมชาติ หรือถุงมือยางสำหรับการใช้งานด้านการแพทย์ สามารถแสดงตัวอย่างวัสดุยืดหยุ่นแต่ละชนิดได้ดังรูปที่ 3.9



(ก)

(ข)

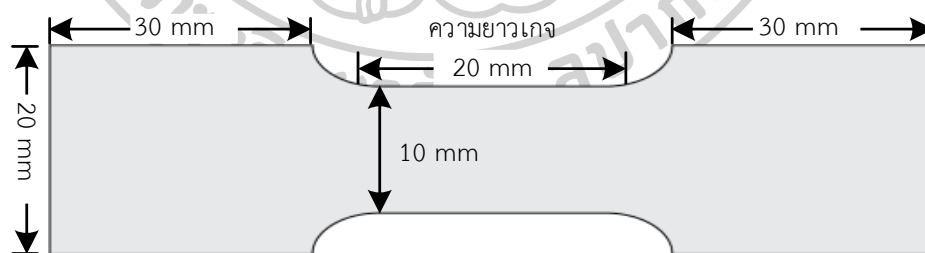
(ค)

รูปที่ 3.9 ประเภทวัสดุยืดหยุ่น; (ก) ถุงมือไนไตร (ข) ถุงมือยางธรรมชาติ และ (ค) ลูกโป่งยาง

จากรูปที่ 3.9 พบว่า วัสดุยืดหยุ่นที่จะนำมาทดสอบมีรูปร่าง ลักษณะพื้นผิวสัมผัส ความยืดหยุ่น และความหนาที่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงต้องดำเนินการทดสอบความยืดหยุ่นผ่านเครื่องดึงมาตรฐาน โดยมีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

วิธีการทดสอบความสามารถในการยืดหยุ่นของวัสดุมีดังนี้

1) ดำเนินการออกแบบโมเดลชิ้นส่วนตัวอย่างสำหรับนำไปทดสอบเข้าเครื่องดึง โดยสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 โมเดลตัวอย่างชิ้นส่วนทดสอบวัสดุยืดหยุ่น

กำหนดให้วัสดุยืดหยุ่นที่จะนำเข้าทดสอบด้วยเครื่องดึงมีขนาดความยาวเกจ (Gauge length) เท่ากับ 20 มิลลิเมตร และความกว้างเท่ากับ 10 มิลลิเมตร สำหรับขนาดสี่เหลี่ยมรอบนอกมีขนาดความกว้างเท่ากับ 20 มิลลิเมตร และความยาวรวมเท่ากับ 90 มิลลิเมตร โดยตัดชิ้นส่วนวัสดุยืดหยุ่นทั้ง 3 ชนิด

2) เมื่อตัดชิ้นส่วนตัวอย่างของวัสดุยืดหยุ่นแต่ละชนิดจากโมเดลต้นแบบแล้ว สามารถแสดงชิ้นส่วนตัวอย่างได้ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 ผลการตัดชิ้นส่วนตัวอย่างของวัสดุแต่ละชนิด

จากนั้นนำชิ้นส่วนวัสดุยืดหยุ่น ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร มาทดสอบกับเครื่องดึง ยี่ห้อ *Chun Yen* รุ่น CY-6102

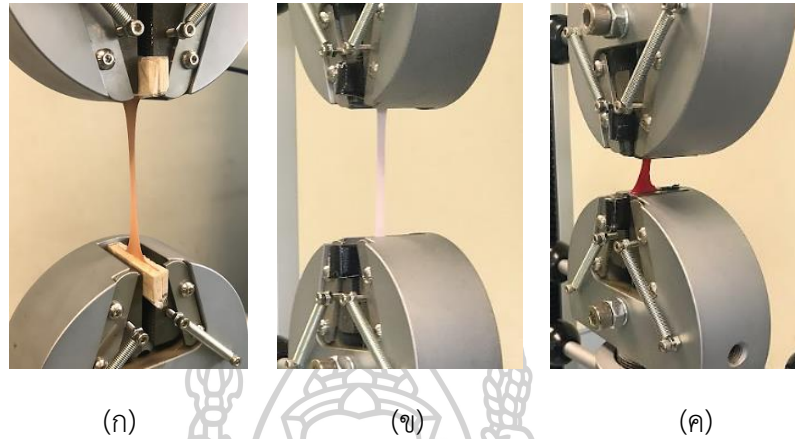
3) นำชิ้นส่วนทดสอบส่วนด้านบน และด้านล่างประกอบเข้ากับไม้อัดที่มีความหนาเท่ากับ 5 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 นำเข้าชิ้นส่วนทดสอบวัสดุยืดหยุ่นเข้าเครื่องดึง

โดยใส่ชิ้นส่วนทดสอบไว้ตรงกลางเพื่อสร้างพื้นที่หน้าสัมผัสให้กับตัวยึดจับ (Clamp) และป้องกันการเคลื่อนที่ของวัสดุขณะดึงไม่ให้หลุดจากตัวยึดจับ

4) ดำเนินการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุแต่ละชนิดด้วยเครื่องดึงซ้ำกันวัสดุละ 3 ครั้ง สามารถแสดงตัวอย่างการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุด้วยเครื่องดึงได้ดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 ตัวอย่างการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุทั้ง 3 ชนิด ด้วยเครื่องดึง; (ก) แผ่นยางไนไตร (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางบาง

เมื่อวัสดุยืดหยุ่นถูกดึงจนขาดแล้วจะปรากฏดังรูปที่ 3.14 โดยชิ้นส่วนทดสอบจะต้องถูกดึงขาด ณ บริเวณความยาวเกจเท่านั้น หากวัสดุขาดบริเวณอื่น ต้องดำเนินการทดสอบใหม่จากการทดสอบจะได้ผลค่า Young's modulus และเปอร์เซ็นต์การยืดตัวของวัสดุ



รูปที่ 3.14 ตัวอย่างวัสดุยืดหยุ่นหลังจากการทดสอบด้วยเครื่องดึง

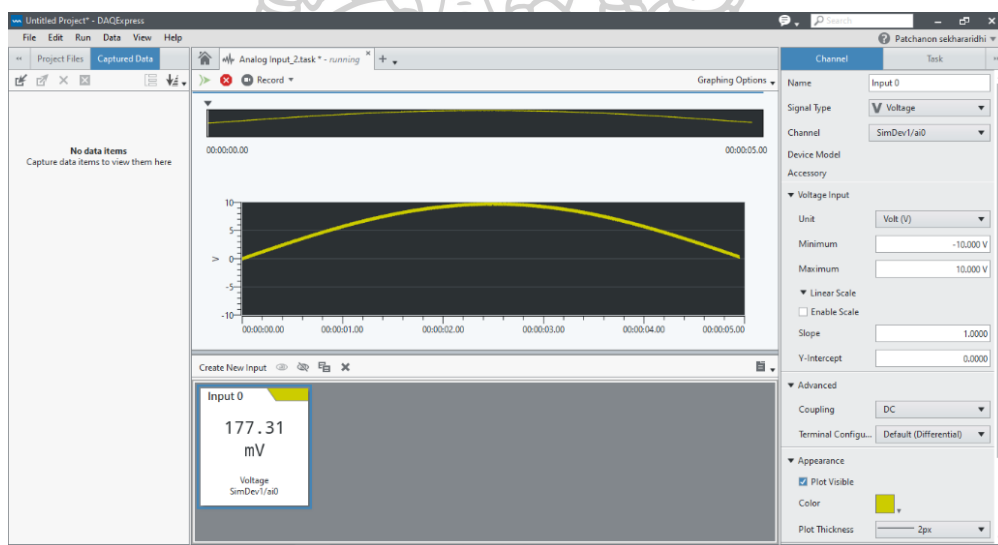
5) วิเคราะห์หาค่า Young's modulus (N/mm^2) และค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว (Percentage of elongation: mm) ของวัสดุ เพื่อเลือกวัสดุที่มีความยืดหยุ่นเหมาะสมที่สุดสำหรับประยุกต์ใช้พัฒนาหัววัด และติดตั้งบนผิวหนังของมนุษย์โดยไม่สร้างความเจ็บปวด

3.2.3 การพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรมสำหรับแสดงค่าที่วัดได้

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง ชนิดพารี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วย สัญญาณรีเวิร์กสโอดของแสงจาก หัววัด ซึ่งต้องผ่านการแปลค่าจากความดันทางไฟฟ้า (Volt) ให้เป็นค่าความดันโลหิต โดยสัญญาณ ที่ได้อาจมีคลื่นสัญญาณรบกวน (Noise) จากสิ่งแวดล้อม หรือการเคลื่อนไหวของผู้ทดสอบ (Moving artifact) จากการหายใจหรือกลืนน้ำลาย เป็นต้น ร่วมกับสัญญาณที่ต้องการ ดังนั้นจึงต้องวิเคราะห์ และประมวลผลสัญญาณผ่านโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรมย่อยได้แก่ โปรแกรม DAQExpress และโปรแกรม MATLAB R2018a เป็นต้น

- โปรแกรม DAQExpress

โดยโปรแกรมสามารถเชื่อมต่อระหว่างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น กับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้ สามารถแสดงตัวอย่างหน้าโปรแกรม DAQExpress ได้ดังรูปที่ 3.15

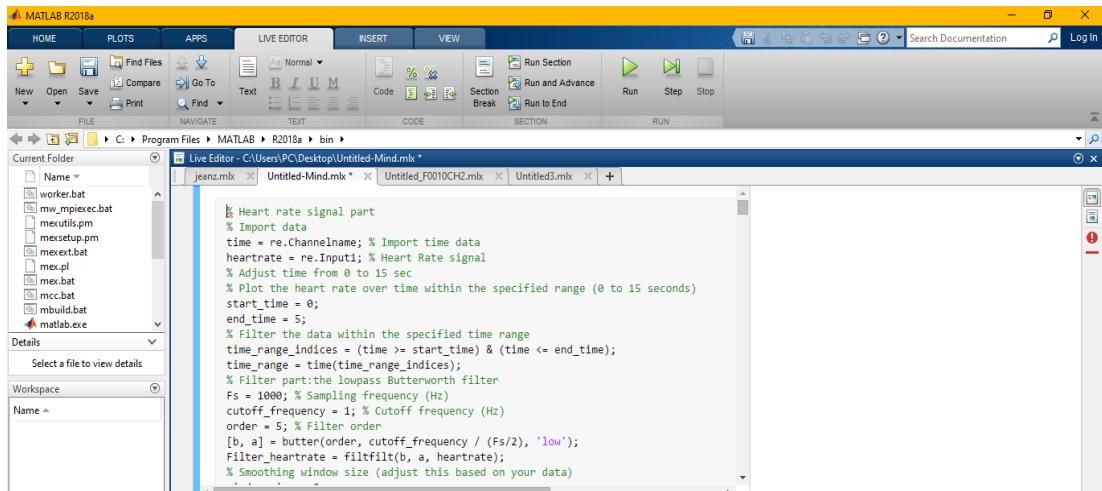


รูปที่ 3.15 ตัวอย่างหน้าโปรแกรม DAQExpress

โปรแกรมนี้ถูกใช้สำหรับแสดงผลสัญญาณรีเวิร์กสโอดของแสงที่ได้จากระบบ ตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงที่พัฒนาขึ้น และทำหน้าที่เก็บรวบรวมผลข้อมูล การทดลองจากอาสาสมัคร เป็นต้น

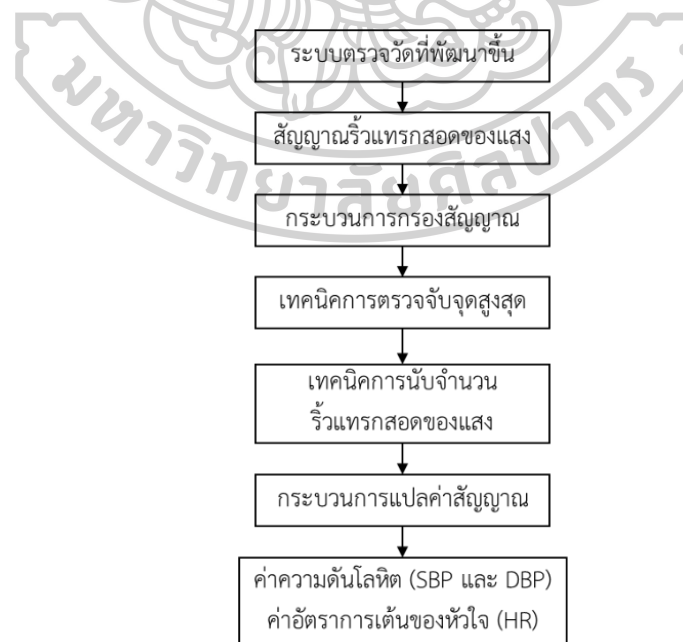
- โปรแกรม MATLAB R2018a

โปรแกรมสำหรับการแสดงผล วิเคราะห์ และประมวลผลสัญญาณรีเวิร์กสโอด ของแสง สามารถแสดงตัวอย่างหน้าโปรแกรม MATLAB R2018a ได้ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 ตัวอย่างหน้าโปรแกรม MATLAB R2018a

นอกจากนี้ผลสัญญาณจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยสัญญาณรบกวนที่แทรกสอดของแสงที่ได้จากการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเวลา 15 วินาที หากสัญญาณมีการรบกวนจากสิ่งแวดล้อมภายนอก ดังนั้นจึงต้องกรองสัญญาณรบกวนเพื่อให้ได้มาซึ่งคลื่นสัญญาณที่ชัดเจน สามารถแสดงขั้นตอนการดำเนินงาน วิเคราะห์ และประมวลผลข้อมูลจากระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้นได้ดังรูปที่ 3.17



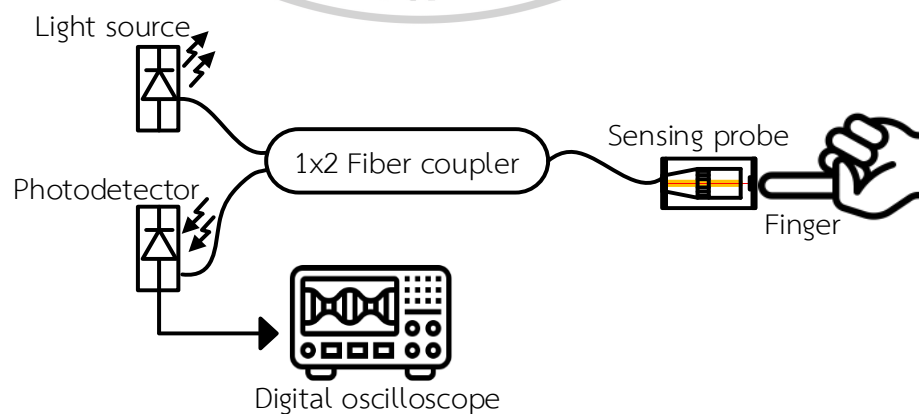
รูปที่ 3.17 การประมวลผลข้อมูลจากหัววัด FFPI

จากรูประบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นให้ผลสัญญาณรบกวนของแสง ซึ่งขณะเก็บข้อมูลการทดลองอาจมีสัญญาณรบกวน (Noise) ร่วมด้วยทำให้รูปคลื่นสัญญาณรบกวนของแสงไม่ชัดเจน และไม่สามารถตรวจจับจุดสูงสุดของรูปคลื่นได้ ดังนั้นจึงต้องใช้วิธีการกรองสัญญาณ (Signal filtering) เพื่อตัดสัญญาณรบกวนออก โดยเลือกใช้วิธีการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass filter) ร่วมกับฟังก์ชันทำให้สัญญาณเรียบ (Smoothed data) ทำให้ได้ผลสัญญาณที่ชัดเจน จากนั้นจึงใช้เทคนิคการตรวจจับจุดสูงสุด และการนับจำนวนรีวแพทกสอดของแสง สำหรับวิเคราะห์หาค่าการโก่งตัวของวัสดุ ประมวลผลเป็นค่าความดัน และแปลค่าเป็นค่าความดันชีพจรตามลำดับ นอกจากนี้เมื่อได้ผลสัญญาณค่าความดันชีพจรแล้ว จากนั้นจึงนำค่าดังกล่าวมาพล็อตเป็นกราฟเพื่อวิเคราะห์ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าจุดสูงสุดซิสทอลิกเฉลี่ย ซึ่งแสดงถึงค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าจุดต่ำสุดไดแอสทอลิกเฉลี่ย แสดงถึงค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก ขั้นตอนสุดท้ายคือ นำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่าความดันโลหิตที่ได้จากเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบมาตรฐาน เพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น

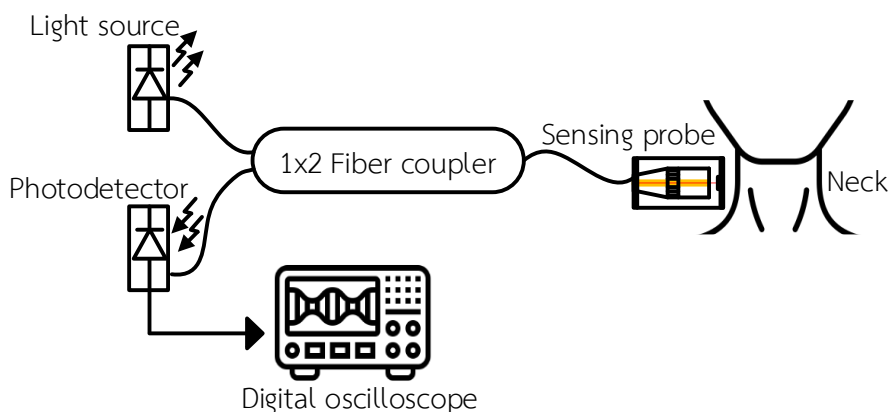
3.3 ทดสอบการทำงานของระบบ

3.3.1 การทดสอบหาวัด FFPI กับมนุษย์

เมื่อทดสอบการสะท้อนแสง และความยืดหยุ่นของวัสดุแล้ว จากนั้นเลือกวัสดุที่เหมาะสมสำหรับการพัฒนาหาวัด โดยดำเนินการติดตั้งหาวัด FFPI ที่พัฒนาขึ้นบริเวณปลายนิ้ว ซึ่งเป็นบริเวณที่มีเส้นเลือดแขนงหรือเส้นเลือดฝอย และบริเวณลำคอ ซึ่งเป็นบริเวณที่มีเส้นเลือดแดงใหญ่ เป็นต้น สามารถแสดงโครงสร้างการทดสอบระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิด FFPI กับมนุษย์บริเวณปลายนิ้วและลำคอได้ดังรูปที่ 3.18 และ 3.19 ตามลำดับ



รูปที่ 3.18 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์บริเวณปลายนิ้ว



รูปที่ 3.19 โครงสร้างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์บริเวณลำคอ

เมื่อสามารถเลือกวัสดุสะท้อนแสง วัสดุยืดหยุ่น และตำแหน่งการตรวจวัดความดันโลหิตที่เหมาะสมแล้ว จากนั้นเก็บข้อมูลจากอาสาสมัคร จำนวน 86 คน ดำเนินการทดสอบซ้ำคนละ 5 ครั้ง

3.3.2 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบ

โดยนำค่าที่ได้มาวิเคราะห์เป็นความดันโลหิตด้วยเทคนิคการวัดความดันชีพจรจากสมการ และดำเนินการทดสอบกับเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณที่มีความถี่ระดับต่าง ๆ ร่วมกับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน เช่น ลำโพง เพื่อทดสอบการโค้งตัวของวัสดุ และการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเฟส จากนั้นดำเนินการทดสอบระบบกับมนุษย์ โดยติดตั้งหัววัดบริเวณลำคอของอาสาสมัคร ซึ่งหัววัดเป็นอุปกรณ์ทางแสงทั้งหมด ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน ดังนั้นระหว่างการตรวจวัดจึงไม่เกิดการรั่วไหลของกระแสไฟฟ้า และมีความปลอดภัยสูงต่อผู้ใช้งาน โดยเกณฑ์การคัดเลือก - ออก ของผู้เข้าร่วมวิจัยมีดังนี้

3.3.3 ผู้เข้าร่วมการวิจัย

โดยเกณฑ์การคัดเลือกของประชากรกลุ่มตัวอย่างงานวิจัย ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

- เป็นผู้มีสุขภาพดี
- มีอายุตั้งแต่ 21 - 50 ปี
- ผู้ที่มีค่าความดันโลหิตที่ดี โดยมีความดันโลหิตตัวบนต่ำกว่า 120 มิลลิเมตรปรอท และความดันโลหิตตัวล่างต่ำกว่า 80 มิลลิเมตรปรอท
- ผู้ที่มีความดันโลหิตปกติ โดยมีความดันโลหิตตัวบน 120 - 129 มิลลิเมตรปรอท และ/หรือความดันโลหิตตัวล่าง 80 - 84 มิลลิเมตรปรอท
- สามารถเข้าใจภาษาไทยได้ เนื่องจากต้องดำเนินการตอบแบบสอบถาม
- ไม่อยู่ในภาวะเจ็บป่วย ไม่มีโรคประจำตัว หรือได้รับยาที่อาจส่งผลต่อความดันโลหิต
- ให้ความยินยอมเข้าร่วมการวิจัยโดยสมัครใจ

- เป็นนักศึกษา หรือบุคลากร คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร เนื่องจากโครงการวิจัยที่พัฒนาจำเป็นต้องอาศัยเครื่องมือวัดและอุปกรณ์ ดำเนินการวิจัยจากห้องปฏิบัติการระบบฝังตัวทางกล สังกัดภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร ซึ่งการเคลื่อนย้ายระบบอาจส่งผลให้เครื่องมือวัดได้รับความเสียหาย และเกิดความคลาดเคลื่อนของข้อมูลได้

โดยเกณฑ์การคัดออกผู้เข้าร่วมการวิจัย มีดังนี้

- ผู้ที่มีความบกพร่องทางร่างกายหรือจิตใจ
- ผู้ที่มีโรคประจำตัว หรือรับยาที่อาจส่งผลต่อความดันโลหิต เนื่องจากอาจทำให้ค่าที่ได้เกิดความคลาดเคลื่อน
- ผู้ที่ไม่ปฏิบัติตามคำแนะนำการเตรียมตัวก่อนวัดอัตราการเต้นชีพจรและความดันโลหิต
- ผู้ที่มีค่าความดันโลหิตต่ำหรือสูงกว่าค่าความดันปกติ

นอกจากนี้ กำหนดให้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างตามเกณฑ์มาตรฐานการวัดของ IEEE 1708a-2019 (มาตรฐานสำหรับอุปกรณ์ตรวจวัดความดันโลหิตแบบสวม) เท่ากับ 86 คน กำหนดให้เป็นผู้หญิงจำนวน 43 คน และผู้ชายจำนวน 43 คน โดยแบ่งกลุ่มตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่ม คือนักศึกษาคณะแพทยศาสตร์ และเจ้าหน้าที่คณะแพทยศาสตร์ เนื่องจากเพศ อายุ น้ำหนัก และกิจวัตรประจำวัน อาจมีความสัมพันธ์กับอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความดันโลหิตได้

วิธีการรวบรวมและเก็บข้อมูลของประชากรเป้าหมาย ประกอบด้วย

- การรวบรวมข้อมูลส่วนบุคคลโดยการทำแบบสอบถาม ซึ่งเป็นชุดคำถามเกี่ยวกับอายุ เพศ ดัชนีมวลกาย และโรคประจำตัว โดยใช้รหัสแทนอาสาสมัครแต่ละคน
- การเก็บข้อมูลความดันโลหิตโดยการใช้มาตรวัด คือ การใช้เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐานเป็นค่าอ้างอิงเปรียบเทียบกับระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้น

โดยมีขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูลดังนี้

- ผู้วิจัยกำหนดจำนวนประชากรกลุ่มตัวอย่างเป้าหมายตามมาตรฐาน IEEE 1708a-2019 (มาตรฐานสำหรับเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบสวม)
- ผู้วิจัยจัดทำแบบสอบถามข้อมูลส่วนบุคคลของผู้เข้าร่วมการวิจัย จากนั้นจึงให้อาสาสมัครตอบแบบสอบถามเพื่อคัดเข้า-ออกจากการวิจัย โดยอาสาสมัครควรเตรียมตัวก่อนตรวจวัด

ความดันตามข้อควรปฏิบัติ ดังนี้ 1) ควรงดเครื่องดื่มแอลกอฮอล์หรือเครื่องดื่มที่คาเฟอีนสูงอย่างชาและกาแฟก่อนวัดความดัน 2) ควรงดการสูบบุหรี่อย่างน้อยประมาณ 30 นาที ก่อนวัดความดัน 3) ควรนอนหลับและพักผ่อนให้เพียงพอก่อนวัดความดัน 4) งดยาทุกชนิดอย่างน้อย 24 ชั่วโมง 5) ไม่ควรทำการวัดความดันหลังทานอาหารเสร็จ ควรทิ้งระยะห่างซักพักหนึ่งก่อน และ 6) ไม่ควรพูดคุย หรือขยับตัวไปมาในระหว่างการวัดความดัน

- ผู้วิจัยดำเนินการเก็บผลการทดลองของอาสาสมัคร โดยเก็บข้อมูลจำนวน 3 ค่า คือ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตช่วงบน และค่าความดันโลหิตช่วงล่าง การทดลองกระทำซ้ำจำนวน 5 ครั้ง/คน

- ผู้วิจัยเก็บรวบรวมและบันทึกข้อมูลทั้งหมดลงในแบบบันทึกข้อมูล

3.3.4 ตรวจสอบหาความผิดพลาด

จากการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์จะได้ผลลัพธ์ คือ สัญญาณชีพจร และความดันโลหิตในมนุษย์ ซึ่งการวัดค่าความดันโลหิตไม่สามารถคำนวณได้โดยตรง เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากหัววัด FFPI คือ สัญญาณแสง ซึ่งต้องผ่านการแปลค่าเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยแสดงผลในรูปของรูปคลื่นรีวแทรกสอดทางแสง และแปลค่าเป็นความดันชีพจร จากนั้นทำการวิเคราะห์รูปคลื่นความดันชีพจร โดยจุดสูงสุดของรูปคลื่น คือ ค่าความดันโลหิตช่วงบนหรือซิสทอลิก และจุดต่ำสุดของรูปคลื่น คือ ค่าความดันโลหิตช่วงล่างหรือไดแอสทอลิก ตามลำดับ จากนั้นนับจำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณ เพื่อวิเคราะห์หาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ภายในระยะเวลา 1 นาที และดำเนินการเปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้จากระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน เพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น รวมทั้งค่าตัวแปรทางสถิติต่าง ๆ เป็นต้น

3.3.5 การวิเคราะห์ต้นทุนการผลิต (ประมาณการ) สามารถแดงได้ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 รายการต้นทุนการผลิตระบบตรวจวัดความดันโลหิต

รายการต้นทุนการผลิต	ราคา (บาท)
ค่าวัสดุและอุปกรณ์	
เครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้า	42,000
เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน	2,000
อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแสง	13,000
แหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์ไดโอด	100,000
สายใยแก้วนำแสงเดี่ยวสำหรับเชื่อมต่อจากแหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์ไดโอด	20,000

ตารางที่ 3.1 รายการต้นทุนการผลิตระบบตรวจวัดความดันโลหิต (ต่อ)

รายการต้นทุนการผลิต	ราคา (บาท)
ค่าวัสดุและอุปกรณ์ (ต่อ)	
ระบบตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์	10,000
เครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ	20,000
อุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน	200
วัสดุสะท้อนแสงชนิดแผ่นอลูมิเนียมบาง	100
วัสดุสะท้อนแสงชนิดฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม	500
วัสดุสะท้อนแสงชนิดกระจกเงา	200
วัสดุสะท้อนแสงชนิดกระจกเคลือบอลูมิเนียม	2,500
วัสดุยืดหยุ่นชนิดลูกโป่งยาง	300
วัสดุยืดหยุ่นชนิดถุงมือยางธรรมชาติ	200
อุปกรณ์อ่านและบันทึกสัญญาณ	26,000
วัสดุยืดหยุ่นชนิดถุงมือยางไนไตร	200
อุปกรณ์หุ้มหัววัด	500
ค่าใช้จ่ายการดำเนินงาน	
ค่าจ้างพนักงานผลิต (15,000×12 = 180,000 บาท/ปี)	180,000
ค่าจ้างพนักงานขาย (15,000×12 = 180,000 บาท/ปี)	180,000
ค่าโมเดลหัววัดต้นแบบ	1,000
ค่าบรรจุภัณฑ์	5,000
ค่าขนส่ง	2,000
ค่าโฆษณา	3,000
รวม	<u>608,900</u>

รวมค่าใช้จ่ายเริ่มแรก (Investment cost) สำหรับการออกแบบ พัฒนา และผลิตระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ซึ่งประกอบด้วยค่าวัสดุอุปกรณ์ เช่น ตัวตัวตรวจจับ วัสดุสะท้อนแสง วัสดุยืดหยุ่น และเครื่องมือวัดอ้างอิง เป็นต้น รวมทั้งค่าใช้จ่ายในการดำเนินงาน เช่น ค่าจ้างพนักงาน และค่าผลิตภัณฑ์ เป็นต้น เท่ากับ 608,900 บาท นอกจากนี้สามารถแสดงรายการราคาวัสดุและอุปกรณ์ของการผลิตหัววัดต่อ 1 ชิ้น ได้ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 รายการราคาวัสดุและอุปกรณ์ของหัววัดต่อชิ้น

รายการวัสดุและอุปกรณ์พัฒนาหัววัด	ราคา (บาท)
วัสดุสะท้อนแสง: กระจกเคลือบอลูมิเนียม	1,000
วัสดุยึดหยุ่น: แผ่นยางบาง	200
วัสดุห่อหุ้มหัววัด	300
ระบบตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟีโรมิเตอร์	10,000
ระบบแสดงผล	10,000
รวมค่าใช้จ่ายทั้งหมด	<u>32,500</u>

จากตารางที่ 3.2 พบว่า ต้นทุนการผลิตหัววัดต่อ 1 ชิ้น เท่ากับ 32,500 บาท เนื่องจากโครงการผลิตสินค้าจำหน่าย จึงไม่คิดค่าเสื่อมราคา และค่าบำรุงรักษาตลอดโครงการ

3.3.6 การศึกษาความคุ้มค่าในการลงทุน โดยใช้เครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ ได้แก่ มูลค่าปัจจุบันสุทธิ อัตราผลตอบแทนของโครงการ อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน และระยะเวลาคืนทุน เป็นต้น สามารถแสดงการกำหนดขอบเขตได้ดังนี้

- กำหนดระยะเวลาดำเนินการโครงการเท่ากับ 5 ปี
- กำหนดอัตราคิดลดเท่ากับ 6.25% อ้างอิงจากรณาคาร์แห่งประเทศไทย
- กำหนดยอดขายระบบตรวจวัดความดันโลหิตต่อปีเท่ากับ 30 ชิ้น
- ผลตอบแทนของโครงการ คือ รายได้ที่ได้จากการจำหน่ายหัววัดตลอดระยะเวลาดำเนินโครงการ
- กำหนดการวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการ โดยการตั้งราคาขายจากต้นทุนการผลิตที่ 10, 20, 30, 40, และ 50% ตามลำดับ

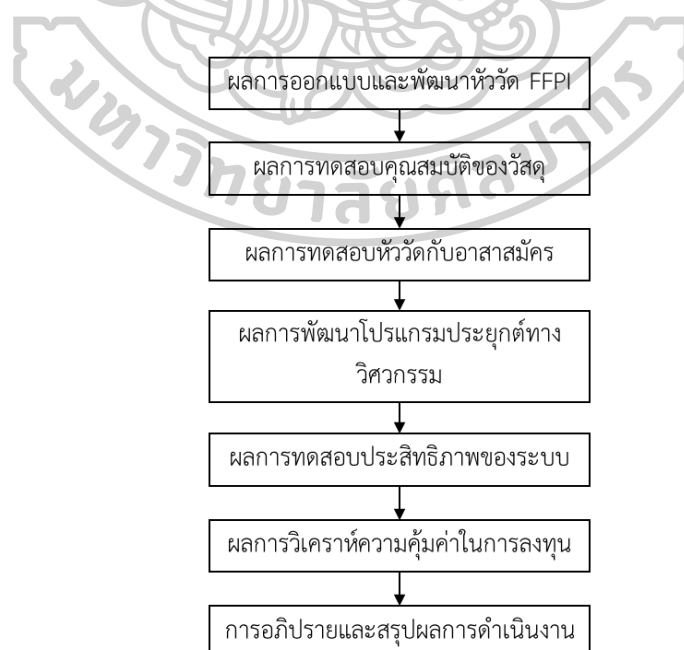
3.4 การอภิปรายและสรุปผล

สำหรับขั้นตอนการวิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลการดำเนินงาน โดยเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมือวัดมาตรฐานเพื่อหาประสิทธิภาพ (Efficiency) และค่าความผิดพลาด (Error) ที่เกิดขึ้น

บทที่ 4

ผลการดำเนินงานและอภิปรายผล

ในบทนี้ได้กล่าวถึงผลการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์นี้ จากการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Fiber optic Fabry-Perot Interferometer: FFPI) ประยุกต์ใช้ร่วมกับหัววัดที่พัฒนาขึ้น โดยเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน ถูกนำมาใช้เป็นเครื่องมือวัดอ้างอิง นอกจากนี้โปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรมได้ถูกนำมาใช้สำหรับการวิเคราะห์หาจุดสูงสุด (Peak detection) ของรูปคลื่นชีพจร และร็วแทรกสอดของแสง การนับจำนวนร็วแทรกสอดของแสง (Fringe counting) การแปลค่าร็วแทรกสอดของแสงให้เป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ (Displacement curve) ค่าความดัน (Pressure) ที่กระทบกับวัสดุยืดหยุ่น ค่าความดันชีพจร (Pulse pressure) และการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure: SBP) ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure: DBP) และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate: HR) ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม การอธิบายรายละเอียดของหัวข้อ “การพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตความไวสูงด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ สำหรับความเป็นไปได้ในการผลิตของภาคอุตสาหกรรมไทย” ได้ชี้แจงผลการวิเคราะห์และประมวลผลการดำเนินงานอย่างเป็นขั้นตอน ดังต่อไปนี้



รูปที่ 4.1 แผนผังผลการวิเคราะห์และประมวลผลการดำเนินงาน

4.1 ผลการออกแบบและพัฒนาหัววัด FFPI

จากการออกแบบ และพัฒนาหัววัด โดยหัววัดมีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอก ซึ่งออกแบบให้อาสาสมัครสามารถใช้งานได้สะดวก มีต้นทุนต่ำ โครงสร้างไม่ซับซ้อน และสามารถตรวจจับสัญญาณชีพจรบนผิวหนังของมนุษย์ได้โดยไม่รบกวนร่างกาย และไม่สร้างความเจ็บปวด โดยสามารถแสดงหัววัดที่พัฒนาขึ้นได้ดังรูปที่ 4.2



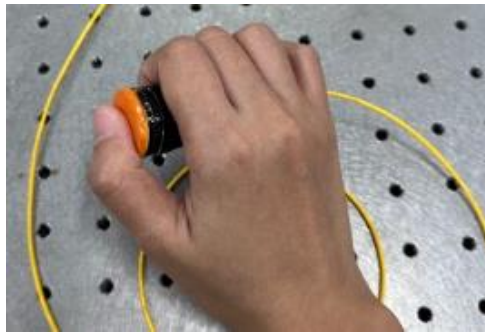
รูปที่ 4.2 ลักษณะหัววัดที่พัฒนาขึ้น

นอกจากนี้หัววัดประกอบด้วยวัสดุสะท้อนแสง (Reflective material) อยู่ภายในซึ่งถูกติดตั้งร่วมกับแผ่นวัสดุยืดหยุ่นภายนอก (Elastic material) ที่บริเวณปลายสายใยแก้วนำแสง (Fiber end) ในส่วนต้น และปิดด้วยโฟมอัดแข็งภายนอกในส่วนปลายเพื่อยึดตำแหน่งของหัววัดให้คงที่ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 หัววัดที่พัฒนาขึ้น; (ก) ลักษณะหัววัดส่วนต้น และ (ข) ลักษณะหัววัดส่วนปลาย

ผลการออกแบบหัววัดให้ผู้ตรวจวัดสามารถใช้งานง่าย โดยไม่รบกวนร่างกาย จากการวางหัววัดให้หน้าสัมผัสของวัสดุยืดหยุ่นติดกับผิวหนังของมนุษย์ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.4



(ก)



(ข)

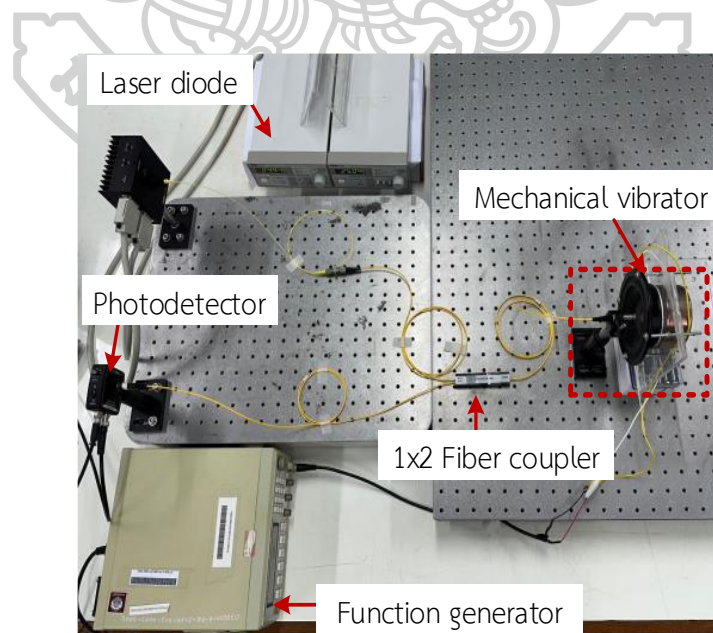
รูปที่ 4.4 ลักษณะการใช้งานหัววัด; (ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ

เมื่อผู้ใช้งานวางหัววัดลงบนบริเวณปลายนิ้ว หรือลำคอในลักษณะแนวระนาบ โดยให้วัสดุยึดหยุ่นสัมผัสกับผิวหนัง จากนั้นความดันชีพจรจากผนังหลอดเลือดจะกระทบกับแผ่นวัสดุยึดหยุ่นทำให้เกิดการโก่งตัว และเกิดริ้วแทรกสอดของแสงได้

4.2 ผลการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ

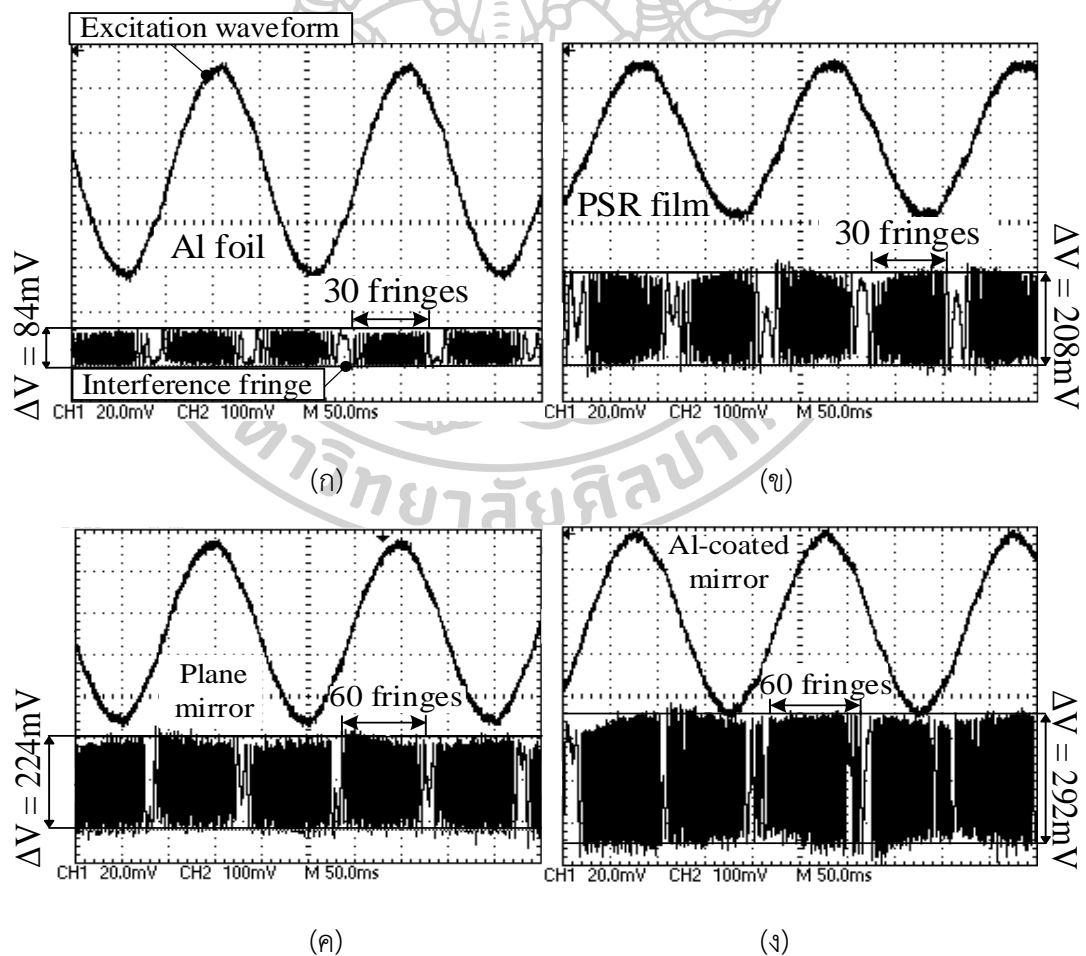
4.2.1 ผลการทดสอบของวัสดุสะท้อนแสง

สามารถแสดงผลการติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงบริเวณผิวหนังอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือนร่วมกับตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์ต์ อินเทอร์โพรมิเตอร์ ได้ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 ตัวอย่างการติดตั้งระบบทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ

กำหนดให้ดำเนินการทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุที่ระดับความถี่ที่แตกต่างกัน ได้แก่ ระดับความถี่เท่ากับ 1, 2, 5, 10, 20, และ 50 Hz ตามลำดับ โดยเมื่อป้อนความถี่จากเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ (Function generator) เข้าสู่อุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน (Mechanical vibrator) ซึ่งติดตั้งแผ่นวัสดุสะท้อนแสงบริเวณศูนย์กลางของผิวหน้าสัมผัสแล้ว ความถี่ดังกล่าวจะส่งผลให้ผิวหน้าของอุปกรณ์เกิดการสั่นสะเทือนคล้ายการเกิดความดันชีพจร (Pulse pressure) ส่งผลให้วัสดุสะท้อนแสงเกิดการเคลื่อนที่ ทำให้เฟสของแสงเปลี่ยนแปลงไป และเกิดการแทรกสอดกันของแสง (Interference fringe) โดยเครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้าได้ถูกนำมาใช้สำหรับการแสดงผลสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงเปรียบเทียบกับสัญญาณไซน์ที่ได้จากเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ โดยสามารถแสดงตัวอย่างการวิเคราะห์ผลการเปรียบเทียบรูปคลื่นความถี่ที่ป้อนให้กับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน ซึ่งติดตั้งร่วมกับวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิด โดยกำหนดให้มีความถี่เท่ากับ 50 Hz สามารถแสดงผลรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้าได้ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 ตัวอย่างสัญญาณที่ความถี่เท่ากับ 50 Hz: (ก) แผ่นอลูมิเนียมบาง (ข) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ค) กระจกเงา และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม

จากผลการทดสอบความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุสามารถแสดงผลได้ดังนี้

- แผ่นอลูมิเนียมบาง: มีขนาดแอมพลิจูดต่ำที่สุด เท่ากับ 84 mV จึงจำเป็นต้องใช้กำลังขยายสัญญาณมากกว่าวัสดุชนิดอื่น ๆ เพื่อให้มีขนาดแอมพลิจูดเพิ่มมากขึ้น และสามารถวิเคราะห์ผลได้ นอกจากนี้พบว่า สัญญาณรูปคลื่นรีวแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นมีความไม่ชัดเจน ซึ่งในการทดสอบบางครั้งแผ่นอลูมิเนียมบางไม่สามารถสะท้อนแสงได้ เนื่องจากมีรอยยับที่เกิดจากการติดตั้งหรือการทดสอบ ทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์ทิศทางของรีวแทรกสอดของแสงได้

- ฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึมและกระจกเงา: พบว่ามีขนาดแอมพลิจูดมากกว่าแผ่นอลูมิเนียมบาง คือ เท่ากับ 208 mV และ 224 mV ตามลำดับ ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการสะท้อนแสงได้ดี ถึงกระนั้นพบว่าขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณยังมีค่าน้อยกว่าวัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียม

- กระจกเคลือบอลูมิเนียม: มีขนาดแอมพลิจูดสูงสุดเท่ากับ 292 mV โดยพบว่ารีวแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นมีความเกี่ยวข้องกับรูปคลื่นความถี่ (Sine wave) ที่ป้อนจากเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ ซึ่งมีทิศทางของรูปคลื่นสัญญาณไปในทางเดียวกันได้อย่างแม่นยำ และสามารถนับจำนวนรีวแทรกสอดของแสงได้ง่าย เนื่องจากผิวกระจกที่เคลือบอลูมิเนียมมีความสามารถในการสะท้อนกลับของแสงได้มากถึง 98% ทำให้รูปคลื่นสัญญาณที่ได้มีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าวัสดุสะท้อนแสงชนิดอื่น ๆ

นอกจากนี้ผลลัพธ์ของจำนวนจุดสูงสุดของรีวแทรกสอดของแสงมีความสัมพันธ์กับชนิดของวัสดุสะท้อนแสง พบว่า แผ่นอลูมิเนียมบาง และฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม มีจำนวนรีวแทรกสอดของแสงที่ใกล้เคียงกัน คือ ประมาณ 30 รีวแทรกสอด ในขณะที่วัสดุกระจกแสดงจำนวนค่ารีวแทรกสอดของแสงประมาณ 60 รีวแทรกสอด โดยที่วัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียมมีจำนวนรีวแทรกสอดสูงสุด สามารถแสดงผลลัพธ์ของการทดสอบวัสดุสะท้อนแสงได้ในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิด

ความถี่ (Hz)	จำนวนจุดสูงสุดของรีวแทรกสอดของแสง				
	ลำดับที่	แผ่นอลูมิเนียม บาง	ฟิล์มสะท้อนแสง บางชนิดปริซึม	กระจกเงา	กระจกเคลือบ อลูมิเนียม
1	1	30	33	65	66
	2	31	34	65	65
	3	30	33	64	66
	ค่าเฉลี่ยรวม	30	33	65	66

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิด (ต่อ)

ความถี่ (Hz)	จำนวนจุดสูงสุดของรีเวิร์นแทรกสอดของแสง				
	ลำดับที่	แผ่นอลูมิเนียม บาง	ฟิล์มสะท้อนแสง บางชนิดปริซึม	กระจกเงา	กระจกเคลือบ อลูมิเนียม
2	1	30	32	60	62
	2	31	31	61	62
	3	31	32	61	61
	ค่าเฉลี่ยรวม	<u>31</u>	<u>32</u>	<u>61</u>	<u>62</u>
5	1	29	30	58	59
	2	28	29	58	59
	3	29	30	59	58
	ค่าเฉลี่ยรวม	<u>29</u>	<u>30</u>	<u>58</u>	<u>59</u>
10	1	29	29	56	58
	2	28	29	57	58
	3	28	28	57	57
	ค่าเฉลี่ยรวม	<u>28</u>	<u>29</u>	<u>57</u>	<u>58</u>
20	1	28	27	52	54
	2	28	28	53	54
	3	27	28	53	53
	ค่าเฉลี่ยรวม	<u>28</u>	<u>28</u>	<u>53</u>	<u>54</u>
50	1	29	32	65	83
	2	28	33	64	82
	3	28	32	64	83
	ค่าเฉลี่ยรวม	<u>28</u>	<u>32</u>	<u>64</u>	<u>83</u>

จากการทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุ โดยติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงบริเวณผิวหน้าสัมผัสของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน และดำเนินการทดลองซ้ำที่ระดับความถี่ละ 3 ครั้ง พบว่า วัสดุแต่ละชนิดเมื่อผ่านการทดสอบแล้วมีคุณสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกัน โดยสามารถสรุปข้อดี - ข้อเสีย คุณสมบัติของวัสดุ ผลการทดสอบ และการนำไปประยุกต์ใช้งานในการพัฒนาห้ววัด FFPI ได้ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ข้อดี - ข้อเสีย ของวัสดุสะท้อนแสงแต่ละประเภท

ประเภทวัสดุ	ข้อดี	ข้อเสีย
กระจกเคลือบอลูมิเนียม	<ul style="list-style-type: none"> - สะท้อนแสงได้ดี - วัสดุติดตั้งง่าย - รูปคลื่นสัญญาณรีฟแทรกสอดชัดเจน - รูปคลื่นรีฟแทรกสอดทางแสงมีความสัมพันธ์กับคลื่นชีพจร 	<ul style="list-style-type: none"> - คลื่นแทรกสอดมีความหนาแน่นมาก - วัสดุไม่สามารถหาซื้อได้ทั่วไป
กระจกเงา	<ul style="list-style-type: none"> - สามารถหาซื้อได้ทั่วไป - สะท้อนแสงได้ดี แต่น้อยกว่ากระจกเคลือบอลูมิเนียม 	<ul style="list-style-type: none"> - ต้องติดตั้งหัววัดที่องศาเฉพาะ - วัสดุมีความหนาแน่นกว่ากระจกเคลือบอลูมิเนียม - ไม่สามารถทำให้วัสดุกระจกเงาเป็นรูปทรงที่ต้องการได้
ฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม	<ul style="list-style-type: none"> - วัสดุมีความบาง - สามารถสะท้อนแสงได้ - ติดตั้งง่าย 	<ul style="list-style-type: none"> - รูปคลื่นรีฟแทรกสอดของแสงไม่ชัดเจน
แผ่นอลูมิเนียมบาง	<ul style="list-style-type: none"> - มีความบางมากที่สุด - สามารถหาซื้อได้ทั่วไป 	<ul style="list-style-type: none"> - ไม่สามารถคืนตัวกลับสภาพเดิม - สะท้อนแสงไม่ดี - วัสดุขยับง่าย ไม่สามารถใช้ซ้ำได้ - ในการทดสอบบางครั้ง พบว่าวัสดุไม่สามารถสะท้อนแสงกลับมาที่หัววัดได้

จากการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุสะท้อนแสงแต่ละชนิด พบว่า วัสดุสะท้อนแสงที่ไม่สามารถนำมาใช้ในการพัฒนาหัววัดได้ คือ แผ่นอลูมิเนียมบาง เนื่องจากวัสดุประกอบด้วยด้านที่มีลักษณะผิวมันวาว ซึ่งมีความสามารถในการสะท้อนแสงได้ และด้านผิวหยาบ ซึ่งไม่สามารถสะท้อนแสงได้ นอกจากนี้ขณะติดตั้งวัสดุบนอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน พบว่า วัสดุเกิดรอยยับง่าย หากเกิดรอยยับแล้วไม่สามารถนำมาทดสอบได้ เนื่องจากทำให้ผิวหน้าสัมผัสของวัสดุไม่เรียบ และไม่สามารถสะท้อนแสงได้ รวมทั้งผลรูปคลื่นสัญญาณที่ได้จากแผ่นอลูมิเนียมบางต้องใช้กำลังขยายสัญญาณ (Amplifier) มากกว่าวัสดุชนิดอื่น ๆ จึงจะสามารถเห็นรูปคลื่นสัญญาณที่ชัดเจน

สำหรับวัสดุฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม พบว่า วัสดุมีความบาง และสามารถติดตั้งได้ง่าย ถึงกระนั้นพบว่าผลรูปคลื่นสัญญาณแทรกสอดของแสงมีความไม่ชัดเจนเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุกระจก (Mirror)

ในขณะที่วัสดุกระจกเงามีวิธีการใช้งานยาก และใช้ระยะเวลาติดตั้งนาน เนื่องจากต้องติดตั้งหัววัด FFPI ที่มุมมองเฉพาะ จึงจะสามารถตรวจจับการสะท้อนของแสงได้ รวมทั้งกระจกเงาใช้สารเคลือบกระจกเป็นสารสะท้อนแสง ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับกระจกเคลือบอลูมิเนียม พบว่ากระจกเงาสามารถสะท้อนแสงได้น้อยกว่า ในขณะที่กระจกเคลือบอลูมิเนียม มีลักษณะการใช้งานง่าย สามารถสะท้อนแสงได้ดีมาก และมีรูปคลื่นสัญญาณรบกวนแทรกสอดของแสงที่ชัดเจน โดยลักษณะรบกวนแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นมีความสัมพันธ์กับคลื่นความถี่ที่ป้อนให้กับอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือน

ดังนั้นในขั้นตอนการพัฒนาหัววัด FFPI จึงได้เลือกใช้กระจกเคลือบอลูมิเนียมเป็นวัสดุสะท้อนแสง โดยกำหนดให้วัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียมมีความหนาเท่ากับ 1 มิลลิเมตร และมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 10 มิลลิเมตร จากนั้นดำเนินการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุชนิดต่าง ๆ ได้ตั้งขั้นตอนต่อไป

4.2.2 ผลการทดสอบของวัสดุยืดหยุ่น

จากการทดสอบชิ้นส่วนตัวอย่างวัสดุยืดหยุ่น ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตรกับเครื่องดิง โดยสามารถแสดงผลการทดสอบความยืดหยุ่นของวัสดุจากเครื่องดิงดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบวัสดุยืดหยุ่น

ประเภทวัสดุยืดหยุ่น	ค้ำย้งมอดุลัส (N/mm ²)	ค่าเปอร์เซ็นต์ การยืดตัว (mm)
แผ่นยางบาง (Latex thin film)	199.25	2.85
แผ่นยางธรรมชาติ (Natural latex thin film)	148.20	1.68
แผ่นยางไนไตร (Nitrile latex thin film)	84.59	1.39

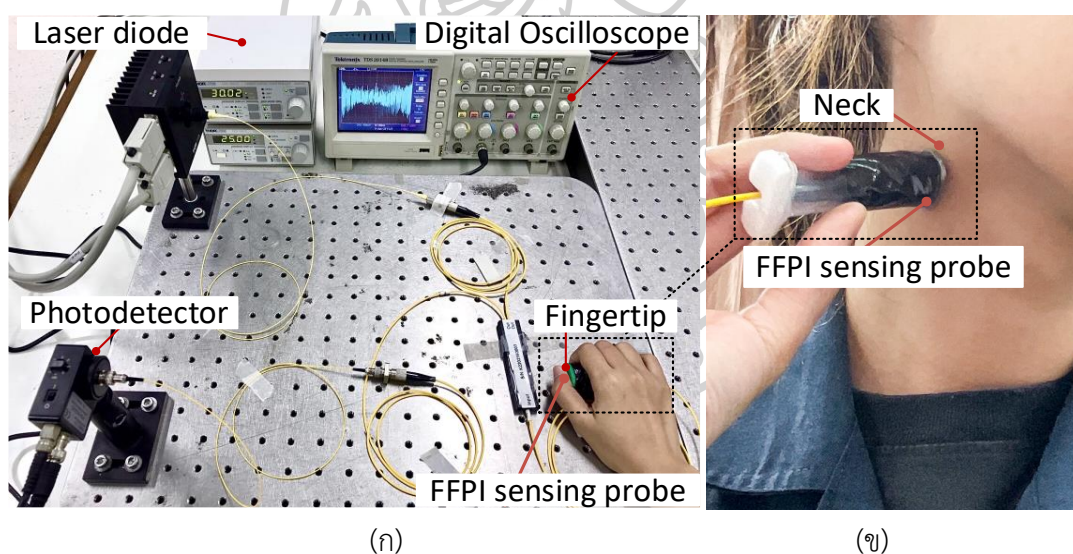
จากตารางที่ 4.3 พบว่า วัสดุแผ่นยางบางมีความยืดหยุ่นมากที่สุด โดยมีค้ำย้งมอดุลัสเท่ากับ 199.25 N/mm² และเปอร์เซ็นต์การยืดตัวเท่ากับ 2.85 mm ตามลำดับ จากนั้นดำเนินการติดตั้งวัสดุยืดหยุ่นชนิดต่าง ๆ กับหัววัด FFPI เพื่อทดสอบการตรวจจับสัญญาณซีพจรบนผิวหนังของมนุษย์ พบว่า วัสดุตัวอย่างของแผ่นยางธรรมชาติและแผ่นยางไนไตร เมื่อผ่านการทดสอบแล้ว วัสดุไม่สามารถคืนรูปกลับสู่สภาพเดิมได้ และวัสดุมีความยืดหยุ่นไม่เพียงพอที่ความดันซีพจรจะ

สามารถทำให้วัสดุเกิดการโก่งตัวได้ ส่งผลให้รีฟแทรกสอดที่เกิดขึ้นจากวัสดุทั้ง 2 ชนิดนี้ ไม่มีความสัมพันธ์กับสัญญาณซีพจร ในขณะที่แผ่นยางบางสามารถทดสอบได้มากกว่า 1 ครั้ง และกลับสู่สภาพเดิมได้ แรงดันซีพจรสามารถกระทบกับวัสดุให้เกิดการโก่งตัว และมีรูปคลื่นรีฟแทรกสอดที่ชัดเจน สามารถนำไปวิเคราะห์ต่อได้

ดังนั้นสำหรับการพัฒนาหัววัด FFPI จึงเลือกใช้วัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียมเป็นวัสดุสะท้อนแสง และแผ่นยางบางเป็นวัสดุยืดหยุ่น ติดตั้งร่วมกันบริเวณปลายสายใยแก้วนำแสง สำหรับในขั้นตอนต่อไป คือ การทดสอบหัววัดที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์ ซึ่งมีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

4.3 ผลการทดสอบหัววัดกับอาสาสมัคร

เมื่อสามารถออกแบบและเลือกวัสดุสำหรับพัฒนาหัววัด FFPI ได้แล้ว จึงนำหัววัดดังกล่าวมาทดสอบกับมนุษย์บริเวณปลายนิ้ว (Fingertip) และบริเวณลำคอ (Neck) ด้วยโครงสร้างระบบที่ออกแบบไว้ สามารถแสดงการติดตั้งระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอเมเตอร์ร่วมกับหัววัดได้ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 ตัวอย่างการติดตั้งระบบทดสอบหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์;
(ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ

จากการทดสอบการตรวจจับสัญญาณซีพจรบริเวณปลายนิ้ว และลำคอ พบว่ามีความแตกต่างกันในหลาย ๆ ด้าน โดยมีรายละเอียดเพิ่มเติมดังนี้

- ด้านการใช้งานวัสดุซ้ำ: เมื่อหัววัด FFPI ผ่านการทดสอบจำนวน 3 – 5 ครั้ง พบว่า วัสดุยืดหยุ่นแผ่นยางบางเกิดการหย่อนคล้อย ส่งผลให้ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณซีพจรได้ นอกจากนี้

ทำให้กระจกเคลือบอลูมิเนียมภายในหลอดออกจากแผ่นยางบาง เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว จึงเปลี่ยนแผ่นยางบางเมื่อทดสอบกับอาสาสมัครคนใหม่ คือ ขณะทดสอบอาสาสมัคร 1 คน/แผ่นยางบาง 1 ชิ้น

- ด้านแรงที่ใช้กดวัสดุแผ่นยางบาง: สำหรับการตรวจวัดบริเวณปลายนิ้วมือ ซึ่งประกอบด้วยเส้นเลือดแดงแขนงที่มีขนาดเล็ก (Radial artery) ดังนั้นเพื่อให้ได้มาซึ่งแรงดันชีพจรทำให้ผู้ใช้งานต้องใช้แรงกดจากปลายนิ้วหัวแม่มือลงที่แผ่นยางบางจึงจะเกิดรีฟแทรกสอดของแสง ในขณะที่บริเวณลำคอประกอบด้วยเส้นเลือดแดงใหญ่ (Carotid artery) หัววัด FFPI จึงสามารถตรวจวัดแรงดันชีพจรได้อย่างชัดเจน ดังนั้นระหว่างตรวจวัดชีพจร พบว่า แผ่นยางบางเกิดการหย่อนคล้อยจากการใช้งานบริเวณปลายนิ้วมากกว่าลำคอ เนื่องจากวัสดุเกิดการเสีรูปจึงไม่สามารถนำแผ่นยางบางใช้งานซ้ำได้

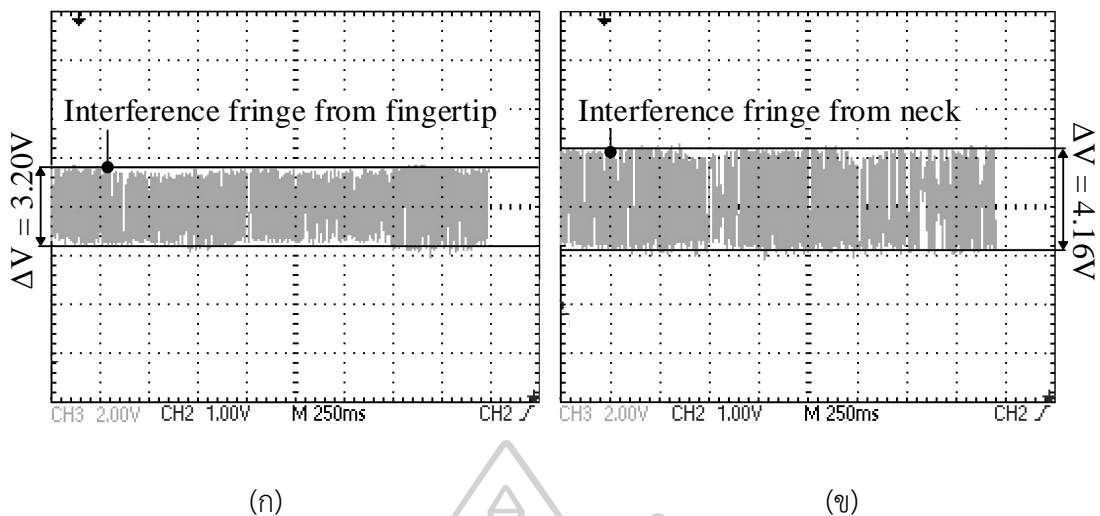
- ด้านตำแหน่งของหัววัด FFPI: หัววัด FFPI ถูกออกแบบให้ใช้งานในแนวนอนระนาบ หรือแนวนอน ดังนั้นการดำเนินการตรวจวัดชีพจรบริเวณปลายนิ้วจึงใช้งานได้สะดวกกว่าบริเวณลำคอ เนื่องจากอาสาสมัครสามารถวางมือบนโต๊ะขณะทดลองในแนวระนาบได้ ในขณะที่การทดสอบบริเวณลำคออาสาสมัครต้องถือหัววัด FFPI ให้แนบชิดกับผิวหนัง ซึ่งอาจทำให้ผู้ใช้งานเกิดความเมื่อยล้าหากดำเนินการทดลองในระยะยาวได้

- ด้านระยะเวลาขณะตรวจวัด: จากการทดลอง พบว่า บริเวณปลายนิ้วใช้ระยะเวลาตรวจจับสัญญาณชีพจรมากกว่าบริเวณลำคอ เนื่องจากต้องใช้แรงกดจากนิ้วหัวแม่มือลงบนวัสดุแผ่นยางบางที่พอเหมาะกับการสะท้อนแสงจากกระจกเคลือบอลูมิเนียม หากใช้แรงกดมากเกินไปจะส่งผลให้วัสดุยืดหยุ่นเกิดการเปลี่ยนรูปจากแรงกดไม่ใช่จากแรงดันชีพจร หรือหากใช้แรงกดน้อยเกินไปจะทำให้หัววัด FFPI ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณชีพจรได้ ในขณะที่เมื่อวางหัววัด FFPI บริเวณลำคอ พบว่าสามารถตรวจจับสัญญาณชีพจรได้ทันที โดยแสดงผลรีฟแทรกสอดของแสงที่ชัดเจน (Interference fringe) ซึ่งมีความสอดคล้องกับสัญญาณชีพจรอ้างอิง

- ขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณที่เกิดขึ้น: ผลการทดลองจากเครื่องวัดรูปคลื่นสัญญาณทางไฟฟ้า พบว่า สัญญาณจากบริเวณปลายนิ้วมีขนาดแอมพลิจูดต่ำกว่าบริเวณลำคอ เนื่องจากแรงดันชีพจรจากเส้นเลือดแขนงบริเวณปลายนิ้วไม่เพียงพอที่จะส่งผลให้แผ่นยางบางเกิดการโก่งตัวได้อย่างเต็มที่ ในขณะที่การตรวจวัดบริเวณลำคอมีแรงดันชีพจรที่สามารถกระทบกับแผ่นยางบางแล้วเกิดการโก่งตัวได้ ทำให้สัญญาณรีฟแทรกสอดของแสงมีขนาดแอมพลิจูดมากกว่าบริเวณปลายนิ้ว

- การเกิดรีฟแทรกสอดของแสง: จากการตรวจวัดชีพจรบริเวณลำคอ พบว่า เกิดรีฟแทรกสอดของแสงที่ชัดเจน และมีความสัมพันธ์กับสัญญาณชีพจร ในขณะที่บริเวณปลายนิ้วเกิดรีฟแทรกสอดของแสงซึ่งมีความสัมพันธ์กับแรงกดจากนิ้วหัวแม่มือของอาสาสมัครมากกว่าแรงดันชีพจร ทำให้ไม่สามารถนำสัญญาณรีฟแทรกสอดของแสงดังกล่าวไปวิเคราะห์ และประมวลผลต่อได้

สามารถแสดงผลการทำงานของทดสอบหัววัดโดยเปรียบเทียบผลสัญญาณระหว่างตำแหน่งการตรวจวัดบริเวณปลายนิ้ว บริเวณลำคอ และสัญญาณชีพจรอ้างอิงได้ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 ตัวอย่างรี้วแทรกสอดของแสงจากหัววัด; (ก) บริเวณปลายนิ้ว และ (ข) บริเวณลำคอ

จากการทดสอบวางหัววัด FFPI กับอาสาสมัครบริเวณปลายนิ้ว และบริเวณลำคอ สามารถสรุปผลการดำเนินงานได้ดังนี้

- บริเวณปลายนิ้ว: เมื่อวางหัววัด FFPI บริเวณปลายนิ้ว พบว่า แรงดันชีพจรจากเส้นเลือดแดงแขนงไม่เพียงพอที่จะทำให้แผ่นบางเกิดการโก่งตัว กล่าวคือ วัสดุสะท้อนแสงที่ติดตั้งร่วมกับแผ่นบางไม่เกิดการเคลื่อนที่ และคลื่นเฟสไม่มีการเปลี่ยนแปลง ส่งผลให้สัญญาณรี้วแทรกสอดของแสงที่ได้มีขนาดแอมพลิจูด (Amplitude) ของสัญญาณที่แสดงผลต่ำ ซึ่งทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์รี้วแทรกสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุได้

- บริเวณลำคอ: เมื่อวางหัววัด FFPI บริเวณลำคอ พบว่า แรงดันชีพจรจากเส้นเลือดแดงใหญ่กระทบกับแผ่นบาง ทำให้วัสดุยืดหยุ่นเกิดการโก่งตัว และวัสดุสะท้อนแสงเกิดการเคลื่อนที่จากการทดลองแสดงผลได้ว่า รี้วแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นมีขนาดแอมพลิจูดที่ชัดเจน โดยหัววัด FFPI สามารถตรวจจับสัญญาณชีพจรได้ทันที โดยไม่ต้องกดแผ่นบางเหมือนกับบริเวณปลายนิ้ว

ดังนั้นจากที่กล่าวมาข้างต้นพบว่า ตำแหน่งการทดลองที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพจรร่วมกับหัววัด FFPI คือ บริเวณลำคอ

เมื่อสามารถเลือกบริเวณที่เหมาะสมสำหรับการทดลอง ขั้นตอนต่อไป คือ การเก็บรวบรวมข้อมูลจากอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี จำนวน 86 คน โดยเป็นผู้ชายจำนวน 43 คน และผู้หญิงจำนวน 43 คน โดยดำเนินการทดลองซ้ำคนละ 5 ครั้ง สามารถแสดงขั้นตอนการดำเนินงานได้ดังนี้

1) ให้อาสาสมัครนั่งพักก่อนเริ่มการตรวจวัดประมาณ 5 – 10 นาที เพื่อให้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันโลหิตคงที่ โดยอยู่ในท่านั่งสบายวางแขนทั้ง 2 ข้างในระนาบเดียวกับหัวใจ นั่งหลังตรง และวางปลายขาทั้ง 2 ข้างลงขนานกับพื้น สามารถแสดงลักษณะท่านั่งได้ดังรูปที่ 4.9



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.9 เก็บค่าความดันโลหิตจากอาสาสมัคร; (ก) อาสาสมัครนั่งพัก และ (ข) อาสาสมัครสวมใส่
เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน

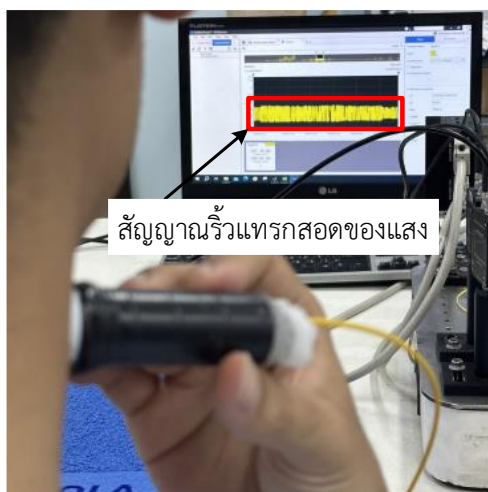
จากนั้นให้อาสาสมัครสวมใส่เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานบริเวณ
ต้นแขนข้างซ้าย เพื่อใช้สำหรับการวิเคราะห์ค่าสัญญาณอ้างอิง

2) วางหัววัด FFPI บริเวณลำคอด้านขวา ดังแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 หัววัด FFPI บริเวณลำคอด้านขวา

เมื่อติดตั้งหัววัด FFPI เรียบร้อยแล้ว จากนั้นเชื่อมต่อระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วย
ตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ เข้ากับอุปกรณ์อ่านและเก็บบันทึก
สัญญาณ (Data Acquisition Board: DAQ) แล้วนำเข้าสู่สัญญาณรีจิสเตอร์ของแสง โดยแสดงผล
บนหน้าจคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม DAQExpress ดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 โปรแกรม DAQExpress แสดงสัญญาณรบกวนของแสง

เมื่อโปรแกรม DAQExpress สามารถแสดงผลสัญญาณได้แล้ว จากนั้นจึงดำเนินการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครในลำดับถัดไป

3) ดำเนินการเก็บสัญญาณรบกวนของแสงจากหัววัด FFPI และค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานพร้อมกัน ครั้งละ 15 วินาที ดำเนินการซ้ำจำนวน 5 ครั้ง และเว้นระยะห่างครั้งละ 15 นาที

4) บันทึกผลการทดลองด้วยอุปกรณ์อ่านและเก็บบันทึกสัญญาณ (DAQ)

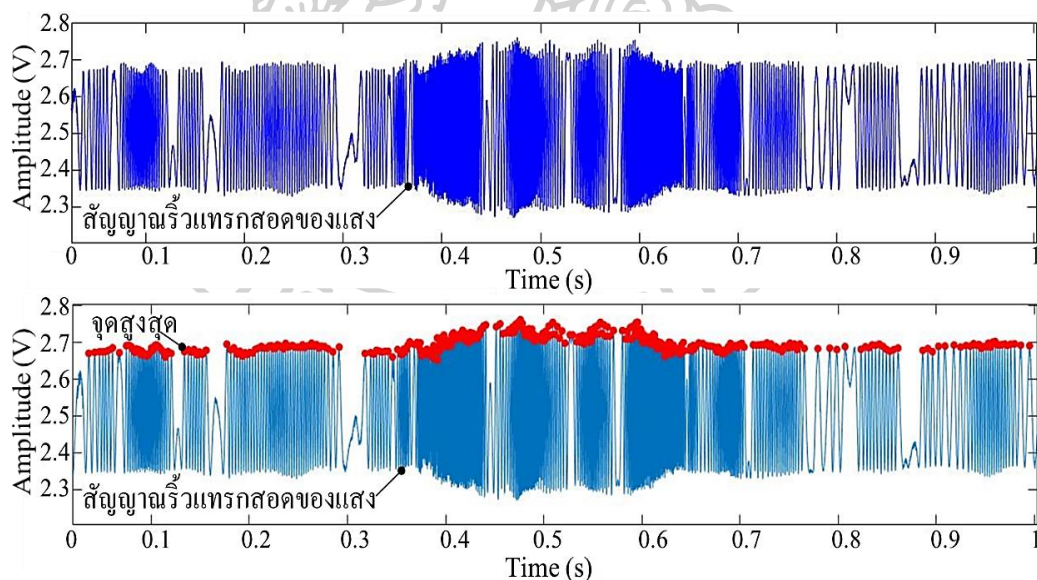
5) จากนั้นดำเนินการวิเคราะห์ และประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB R2018a โดยการกรองสัญญาณรบกวน (Signal filtering) ตรวจจับจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณ นำเข้าสมการหาค่าการโก่งตัวของวัสดุ และค่าความดันที่มากระทบกับแผ่นวัสดุยืดหยุ่น เพื่อประมวลผลเป็นค่าความดันโลหิตซิสทอลิก ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และวิเคราะห์หาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นระหว่างระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์กับค่าอ้างอิงที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานในลำดับสุดท้าย

4.4 ผลการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม

สัญญาณที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ สามารถแบ่งการแสดงผลออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ สัญญาณรบกวนของแสง บริเวณลำคอด้านขวา และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน ซึ่งถูกนำมาใช้เป็นค่าอ้างอิง

โดยสัญญาณในส่วนที่ 1 เป็นสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์อ่านและเก็บบันทึกสัญญาณ ซึ่งเป็นสัญญาณที่ยังไม่ผ่านการประมวลผล ทำให้สัญญาณที่ได้มีสัญญาณรบกวน และเป็นอุปสรรคต่อการประมวลผลลักษณะรูปคลื่นชีพจร โดยเฉพาะสัญญาณที่ได้จากการวัดซึ่งแสดงผลในรูปของรี้วแทรกสอดของแสง หากสัญญาณที่ได้มีจุดสูงสุดรอง (Secondary peak) เกิดขึ้นร่วมด้วย ส่งผลให้การตรวจจับจุดสูงสุดของรี้วแทรกสอดมีความคลาดเคลื่อน ดังนั้นจึงจำเป็นต้องผ่านกระบวนการวิเคราะห์ และประมวลผลด้วยโปรแกรม MATLAB R2018a โดยสามารถแสดงขั้นตอนการดำเนินงานได้ดังนี้

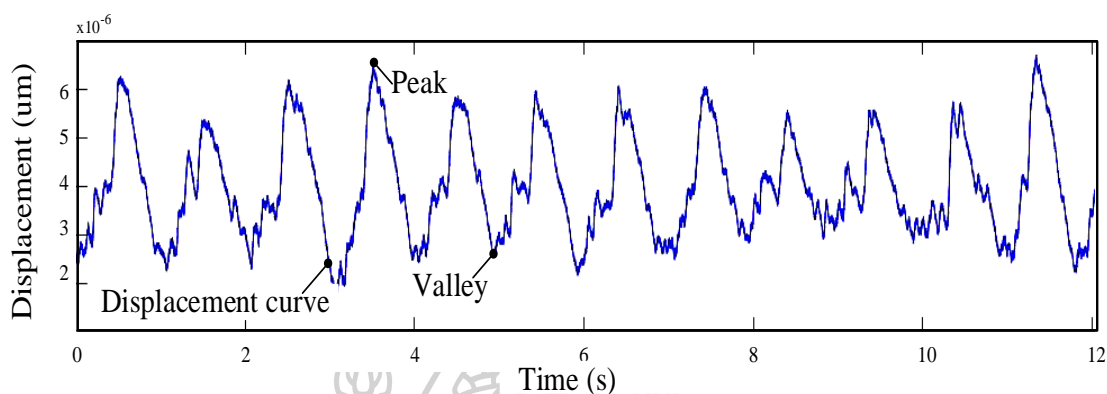
4.4.1 นำเข้าสัญญาณจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์ต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ร่วมกับหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้น โดยแสดงผลในรูปของรี้วแทรกสอดของแสง โดยพบว่าผลรูปคลื่นสัญญาณจากอาสาสมัครมีสัญญาณรบกวน (Noise) ทำให้ไม่สามารถตรวจจับจุดสูงสุดได้ชัดเจน ดังนั้นจึงต้องดำเนินการกรองสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass filter) และนับจำนวนจุดสูงสุดของแต่ละรี้วแทรกสอดของแสง (Peak detection) เพื่อนำไปแปลค่าเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ โดยสามารถแสดงผลขั้นตอนดังกล่าวได้รูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 ตัวอย่างการนับจำนวนจุดสูงสุดรี้วแทรกสอดของแสงที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้น

เมื่อสามารถนับจำนวนจุดสูงสุดของรี้วแทรกสอดของแสงได้แล้ว จากนั้นดำเนินการหาตำแหน่งของแต่ละจุดสูงสุด และประมวลผลเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุในลำดับถัดไป

4.4.2 ดำเนินการแปลค่าจุดสูงสุดของรี้วแทรกสอดของแสงให้เป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ (Displacement) สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.13



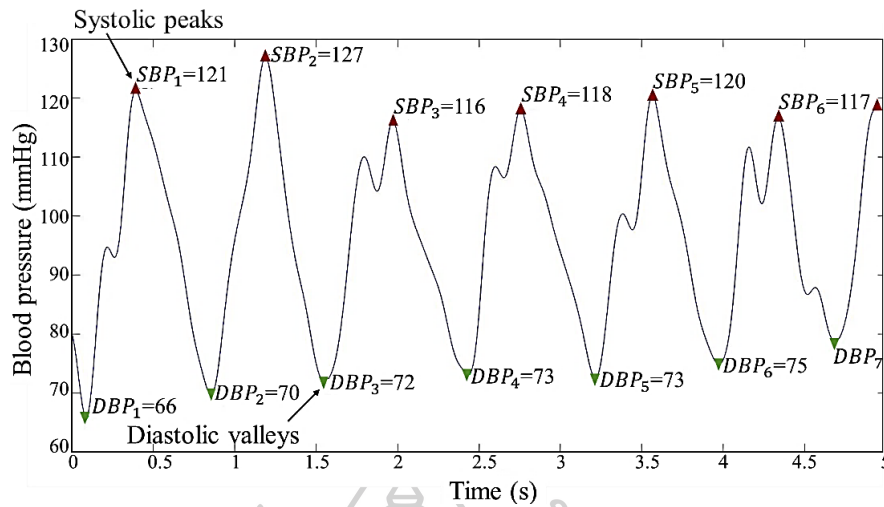
รูปที่ 4.13 ตัวอย่างการแสดงผลค่าการโก่งตัวของวัสดุยืดหยุ่น

เมื่อพิจารณาหาความสัมพันธ์ของสัญญาณ พบว่า จุดสูงสุด (Peak) และจุดต่ำสุด (Valley) ของรูปคลื่นสัญญาณมีความสัมพันธ์กัน และมีทิศทางของรูปคลื่นในทางเดียวกัน กล่าวคือ ภายในเวลา 15 วินาที มีจำนวนจุดสูงสุด (ชีพจร) ที่ใกล้เคียงกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน จากนั้นจึงดำเนินการแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุเป็นความดันที่มากระทบกับแผ่นวัสดุยืดหยุ่นในขั้นตอนต่อไป

4.4.3 การแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุเป็นค่าความดัน (Pressure) จาก (2.5) และความดันชีพจร (Pulse pressure) จาก (2.6)

โดยกำหนดให้แต่ละตัวแปรที่มีค่าคงที่ดังนี้; E คือ ค่ายังมอดุลัสของแผ่นยางบาง โดยมีค่าเท่ากับ 2.73×10^6 ปาสคาล, h คือ ค่าความหนาของแผ่นยางบาง มีค่าเท่ากับ 0.0022 เมตร, d_r คือ ค่าการโก่งตัวของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป (ไมโครเมตร), r คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแผ่นยางบาง มีค่าเท่ากับ 0.015 เมตร และ ν คือ อัตราส่วนปัวซอง มีค่าเท่ากับ 0.282 จากนั้นดำเนินการแปลค่าความดันที่มากระทบกับแผ่นยางบางเป็นค่าความดันชีพจร ซึ่งมีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท และดำเนินการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิตซิสทอลิก ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ในลำดับถัดไป

4.4.4 วิเคราะห์หาค่าความดันโลหิตซิสทอลิกจากจำนวนจุดสูงสุดซิสทอลิก (Systolic peak) และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกจากจุดต่ำสุดไดแอสทอลิก (Diastolic valley) ของรูปคลื่นดังแสดงในรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 การวิเคราะห์หาค่าจุดสูงสุด (Peak) และจุดต่ำสุดของรูปคลื่น (Valley)

สำหรับกระบวนการแปลงค่าจากความดันเป็นความดันชีพจร โดยหาค่าความดันด้วย 133.322 จาก (2.6) ในหน่วยของมิลลิเมตรปรอท (mmHg) เมื่อได้ค่าความดันชีพจรแล้วจากนั้นดำเนินการวิเคราะห์รูปคลื่นสัญญาณเพื่อประเมินค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure: SBP) และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure: DBP) ได้จาก (4.1) และ (4.2) ตามลำดับ

$$SBP = \frac{(SBP_1 + SBP_2 + \dots + SBP_n)}{\sum SBP_{peak}} \quad (4.1)$$

$$DBP = \frac{(DBP_1 + DBP_2 + \dots + DBP_n)}{\sum DBP_{valley}} \quad (4.2)$$

โดยกำหนดให้ SBP คือ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure), $SBP_1 + SBP_2 + \dots + SBP_n$ คือ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกตั้งแต่ตำแหน่งที่ 1 ถึงตำแหน่งที่ n ภายในระยะเวลา 15 วินาที จากรูปตัวอย่าง SBP_1 มีค่าเท่ากับ 121 มิลลิเมตรปรอท เป็นต้น, $\sum SBP_{peak}$ คือ จำนวนจุดสูงสุดของความดันซิสทอลิกทั้งหมด โดยจากรูปมีค่าเท่ากับ 7 ซึ่งจาก (4.1) สามารถประมาณค่าความดันโลหิตซิสทอลิกได้ ในขณะที่ DBP คือ ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure), $DBP_1 + DBP_2 + \dots + DBP_n$ คือ ความดันโลหิตไดแอสทอลิกแต่ละตำแหน่ง ภายในระยะเวลา 15 วินาที จากรูปตัวอย่าง DBP_1 มีค่าเท่ากับ 66 มิลลิเมตรปรอท เป็นต้น

และ $\sum DBP_{valley}$ คือ จำนวนจุดต่ำสุดของค่าความดันไดแอสทอลิกทั้งหมด จากรูปมีค่าเท่ากับ 7 ซึ่งจาก (4.2) สามารถประมาณค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกได้ เมื่อสามารถประมวลผลค่าความดันโลหิตได้แล้ว จากนั้นดำเนินการวิเคราะห์หาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรมดังรูปที่ 4.15

```

SBP REF (mmHg): 106.00
DBP REF (mmHg): 76.00
SBP from FFPI sensing probe (mmHg): 108.83
DBP from FFPI sensing probe (mmHg): 78.47
Error of SBP(percent): 2.67
Error of DBP(percent): 3.25

```

รูปที่ 4.15 ตัวอย่างผลค่าความดันโลหิตจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม

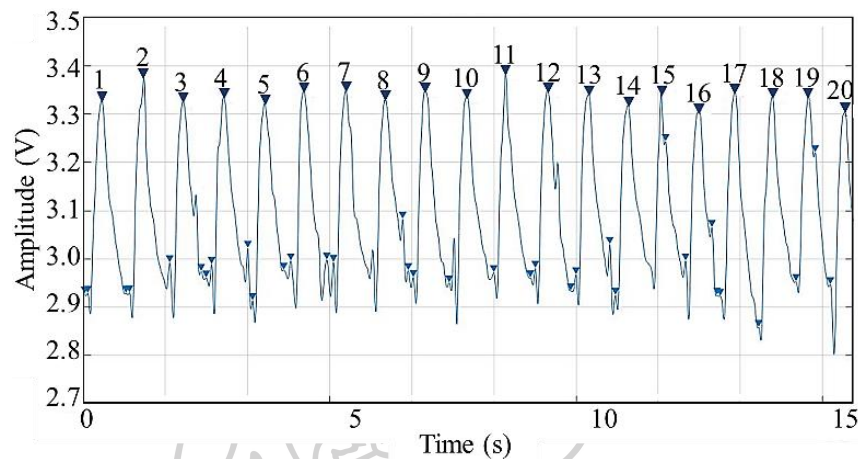
จากรูปสามารถอธิบายตัวแปรต่าง ๆ เพิ่มเติมได้ดังนี้

- *SBP REF* คือ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกอ้างอิง (Systolic blood pressure reference) จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg)
- *DBP REF* คือ ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกอ้างอิง (Diastolic blood pressure reference) จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg)
- *SBP from FFPI sensing probe* คือ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกจากหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้น มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg)
- *DBP from FFPI sensing probe* คือ ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกจากหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้น มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg)
- *Error of SBP* คือ ค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความโลหิตซิสทอลิกที่เกิดขึ้นระหว่างค่าที่ได้จากเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานกับค่าที่ได้จากหัววัด FFPI โดยมีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์
- *Error of DBP* คือ ค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความโลหิตไดแอสทอลิกที่เกิดขึ้นระหว่างค่าที่ได้จากเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานกับค่าที่ได้จากหัววัด FFPI โดยมีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์

4.4.5 วิเคราะห์ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ด้วยการนับจำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณ ได้จาก (4.3)

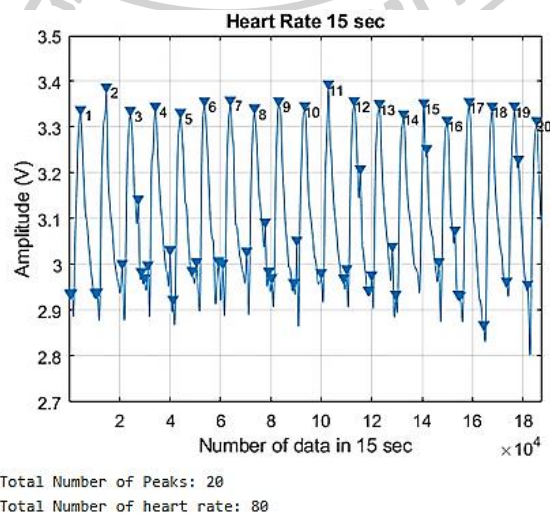
$$HR = HR_{peak} \times 4 \quad (4.3)$$

เมื่อ HR คือ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที) และ HR_{peak} คือ จำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณทั้งหมด ภายในเวลา 15 วินาที สามารถแสดงผลการตรวจจับและนับจำนวนจุดสูงสุดของสัญญาณได้ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 ตรวจจับและนับจำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณภายในเวลา 15 วินาที

จากรูปที่ 4.16 พบว่า จำนวนจุดสูงสุดของรูปคลื่นสัญญาณเท่ากับ 20 จากนั้นคูณด้วย 4 จะได้ผลจำนวนอัตราการเต้นของหัวใจทั้งหมดภายในเวลา 1 นาที สามารถแสดงผลได้ดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 ตัวอย่างผลลัพธ์การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

จากรูปแกน x คือ ชุดข้อมูลภายในเวลา 15 วินาที และแกน y คือ ขนาดแอมพลิจูดของรูปคลื่นสัญญาณ จากตัวอย่างผลลัพธ์การตรวจจับจุดสูงสุดของสัญญาณชีพจรมีค่าเท่ากับ 20 (Total number of peak) จากนั้นคูณด้วย 4 จะได้ผลอัตราการเต้นของหัวใจภายในเวลา 1 นาที ซึ่งมีค่าเท่ากับ $20 \times 4 = 80$ ครั้ง/นาที (Total number of heart rate) เมื่อสามารถวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิตซิสทอลิก ความดันโลหิตไดแอสทอลิก และค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้แล้ว จากนั้นนำค่าผลการทดลองมาเปรียบเทียบกับค่าความดันโลหิตอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน เพื่อคำนวณหาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น

4.5 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบ

จากการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟิบรี-เบรโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยนำข้อมูลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง ประสิทธิภาพของระบบ และความน่าเชื่อถือของการทดลอง สามารถแสดงผลค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากอาสาสมัครจำนวน 86 คน ได้ดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ผลทดลองจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (%)	SBP (%)	DBP (%)
1	72	108	75	70	112	77	2.79	3.53	3.78
2	72	98	69	70	101	72	3.08	2.85	4.35
3	65	88	62	63	91	65	2.21	3.40	4.49
4	104	113	82	102	112	85	1.20	2.66	2.92
5	69	97	66	68	102	68	1.73	4.96	3.05
6	89	100	72	87	103	73	1.60	2.19	1.66
7	74	107	66	73	109	66	1.36	2.80	1.53
8	67	94	64	65	96	63	2.67	2.36	2.20
9	80	106	68	78	105	70	2.48	2.83	2.06
10	80	92	66	78	93	66	2.01	1.52	1.51
11	81	108	73	80	111	76	1.72	2.97	3.84

ตารางที่ 4.4 ผลทดลองจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (%)	SBP (%)	DBP (%)
12	79	109	73	78	110	73	2.25	2.38	2.19
13	75	96	70	75	98	71	0.26	2.29	2.32
14	82	105	67	80	103	67	2.00	2.29	1.19
15	87	115	77	85	117	78	2.28	2.09	1.80
16	75	106	63	73	106	64	3.44	2.64	2.23
17	71	105	70	69	101	69	2.84	3.62	1.44
18	74	98	67	72	99	68	2.44	2.07	1.50
19	75	111	70	74	112	71	2.16	2.17	1.47
20	69	108	70	67	107	69	3.11	1.66	2.87
21	76	115	75	74	116	78	2.87	2.24	4.03
22	83	110	75	82	114	79	1.91	3.46	4.78
23	77	104	68	75	107	71	2.33	2.30	5.05
24	59	106	73	58	102	74	1.73	3.96	2.22
25	80	104	73	77	106	76	3.51	2.12	3.60
26	80	107	80	78	113	83	2.52	5.24	3.51
27	65	116	83	63	119	85	2.78	2.60	2.17
28	72	112	76	70	114	79	2.54	2.15	3.43
29	82	111	82	80	115	85	1.95	3.41	3.42
30	85	105	67	84	109	71	1.13	3.99	5.65
31	76	96	65	75	100	69	1.56	4.80	5.58
32	89	115	76	86	119	79	2.50	3.13	4.49
33	94	117	79	93	119	83	1.69	2.06	4.79
34	72	125	79	70	127	82	2.41	2.56	4.09
35	80	107	68	78	111	71	2.00	3.97	5.02
36	95	110	76	94	113	79	1.44	2.54	4.45

ตารางที่ 4.4 ผลทดลองจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

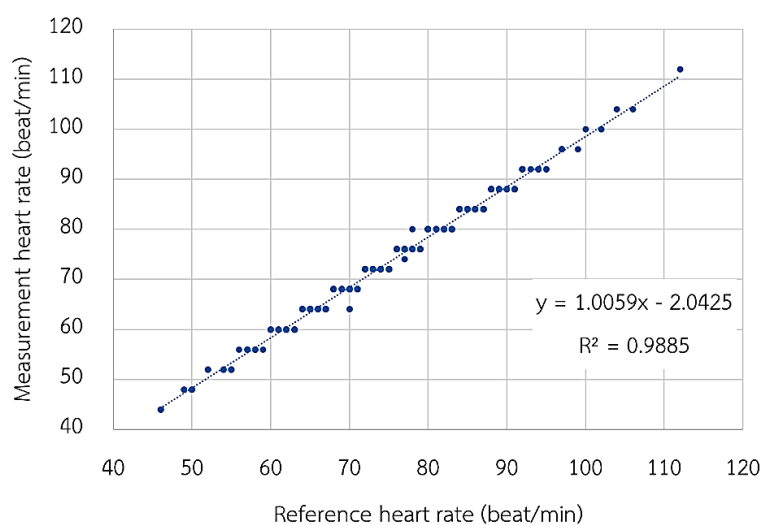
ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (%)	SBP (%)	DBP (%)
37	90	100	67	88	105	71	1.99	4.19	5.39
38	84	103	67	83	109	72	1.47	4.98	6.53
39	61	119	81	60	117	81	1.99	3.72	3.70
40	60	98	77	58	95	74	2.39	3.22	3.40
41	87	115	76	85	112	73	2.08	2.95	4.47
42	93	119	81	92	116	79	1.10	2.36	2.45
43	67	116	77	65	112	75	2.98	3.30	2.60
44	62	107	65	60	103	69	2.62	4.70	5.22
45	51	110	63	50	105	67	2.75	4.54	5.43
46	86	119	80	85	121	83	1.40	1.85	3.25
47	77	114	82	75	110	79	2.59	3.33	3.41
48	81	108	76	80	111	78	1.69	2.40	2.35
49	67	99	60	63	100	62	5.58	1.80	3.38
50	77	112	76	76	112	81	1.80	2.14	5.53
51	70	114	82	68	115	82	3.11	2.27	3.44
52	73	124	77	72	124	78	1.63	2.42	2.11
53	68	111	69	67	114	67	1.76	3.08	3.76
54	63	119	75	62	116	78	1.89	2.54	3.75
55	74	121	78	72	119	79	2.17	2.81	3.57
56	85	113	82	84	115	83	1.42	2.31	2.18
57	78	114	72	77	113	72	1.52	2.47	2.23
58	76	125	78	74	128	79	2.64	2.40	1.54
59	66	125	65	64	121	67	2.75	3.52	2.78
60	89	122	77	88	123	79	1.56	1.31	2.62
61	86	124	73	85	125	74	1.60	1.13	2.46

ตารางที่ 4.4 ผลทดลองจากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

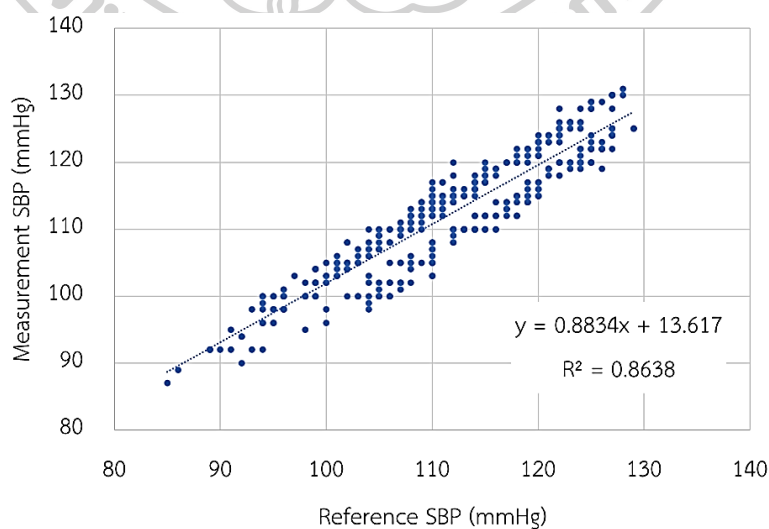
ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (ครั้ง/ นาที)	SBP (มม. ปรอท)	DBP (มม. ปรอท)	HR (%)	SBP (%)	DBP (%)
62	87	121	80	86	123	83	1.13	2.64	4.00
63	88	122	77	86	124	79	2.52	2.12	2.59
64	77	115	76	76	112	77	1.33	3.00	1.86
65	71	122	75	70	124	78	1.71	2.45	3.43
66	72	117	82	70	117	83	1.93	2.03	1.96
67	50	120	79	48	122	79	4.72	2.00	4.05
68	68	128	82	66	124	79	4.09	2.66	3.43
69	75	125	80	73	123	78	2.68	2.89	3.01
70	83	112	65	81	110	67	2.18	3.20	3.69
71	70	109	73	68	104	74	2.66	4.03	3.84
72	84	121	80	82	122	83	1.41	2.31	4.01
73	72	104	64	70	110	67	2.27	5.99	5.96
74	77	121	75	75	121	75	1.82	1.99	3.75
75	61	123	74	59	120	75	2.55	2.93	2.45
76	62	114	74	61	116	76	2.55	2.48	3.31
77	68	124	70	67	122	72	1.85	4.02	3.16
78	73	119	71	71	117	74	2.18	2.69	4.27
79	68	104	76	66	108	78	2.93	3.48	3.18
80	66	107	62	65	111	65	2.40	4.11	4.86
81	84	112	74	84	111	72	0.24	3.04	2.45
82	64	111	73	62	108	72	3.09	3.82	4.12
83	66	121	75	65	117	73	1.81	3.63	5.07
84	72	120	80	71	117	83	1.62	3.17	3.52
85	52	115	81	50	111	78	3.04	3.47	3.70
86	84	110	71	83	113	73	1.19	2.91	2.80

จากตารางพบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (Average percentage error) ของระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์ฟิรอมิเตอร์ มีค่าเท่ากับ 2.84%

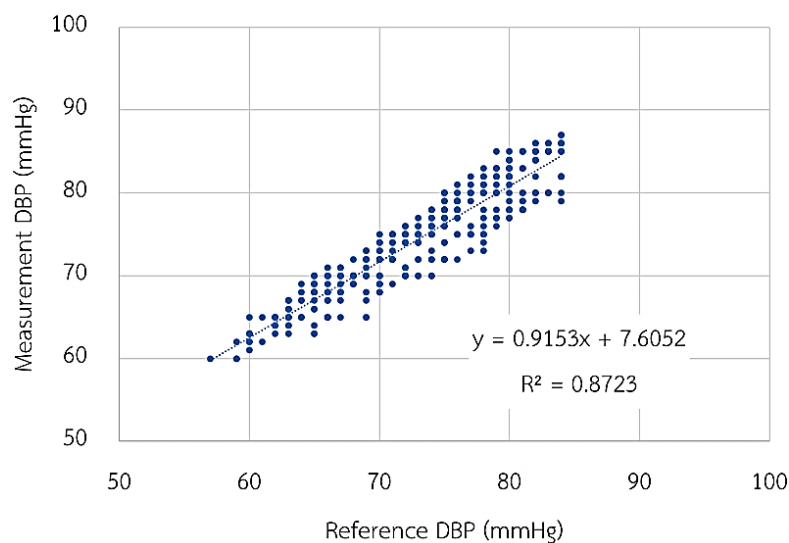
นอกจากนี้ดำเนินการวิเคราะห์หาค่าความเชื่อมั่น ค่าความไว ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าต่ำสุด - สูงสุดของค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก โดยสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดังรูปที่ 4.18 – 4.20 ตามลำดับ



รูปที่ 4.18 ค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน



รูปที่ 4.19 ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน



รูปที่ 4.20 ค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกจากระบบที่พัฒนาขึ้นเทียบกับเครื่องมือวัดมาตรฐาน

จากผลการวิเคราะห์ค่าข้อมูลทางสถิติ พบว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ มีค่าความเชื่อมั่นเท่ากับ 0.91 โดยเมื่อค่าความเชื่อมั่นมีค่าเข้าใกล้ 1 แสดงว่าข้อมูลมีความน่าเชื่อถือมาก โดยมีค่าความไวเท่ากับ 56.88 นาโนเมตร/มิลลิเมตรปรอท หมายความว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นมีความไวสูง รวมทั้งสามารถตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ตั้งแต่ 48 – 102 ครั้ง/นาที ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกได้ตั้งแต่ 91 – 128 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกได้ตั้งแต่ 62 – 85 มิลลิเมตรปรอท นอกจากนี้มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1.46 ซึ่งผลข้อมูลจากการวัดมีค่าใกล้เคียงกับค่าเฉลี่ย และค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้นมีค่าเท่ากับ 2.84% โดยแสดงถึงความแตกต่างระหว่างค่าที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกัน และมีความแม่นยำ

ดังนั้นสรุปได้ว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอริมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้น โดยตัวตรวจจับสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพจรบริเวณลำคอได้ ซึ่งสามารถแปลค่ารีเวิร์ทเรกสโตของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ ค่าความดัน ค่าความดันชีพจร ค่าความดันโลหิต และค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้ ในขณะที่เมื่อนำผลการวิเคราะห์มาเปรียบเทียบกับเครื่องมือวัดความดันโลหิตมาตรฐาน พบว่า ระบบที่พัฒนาขึ้นมีความแม่นยำ โดยไม่รบกวนร่างกาย และไม่สร้างความเจ็บปวดแก่อาสาสมัคร ซึ่งสามารถนำระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นไปพัฒนาเป็นเครื่องมือวัดทางอุตสาหกรรมด้านชีวการแพทย์ได้ในอนาคต [18]

4.6 ผลการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุน

4.6.1 ผลการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุนของโครงการ

โดยกำหนดขอบเขตการดำเนินงานดังนี้

- ค่าใช้จ่ายเริ่มแรกทั้งหมดของโครงการ ได้แก่ ต้นทุนเริ่มแรกเท่ากับ 608,900 บาท และต้นทุนการผลิตหัววัดต่อ 1 ชิ้น เท่ากับ 32,500 บาท รวมเท่ากับ 641,400 บาท
- กำหนดอายุโครงการเท่ากับ 5 ปี
- กำหนดอัตราคิดลดเท่ากับ 6.25%
- กำหนดยอดขายระบบตรวจวัดต่อปีเท่ากับ 30 ชิ้น

สามารถแสดงตัวอย่างการคำนวณราคาขายได้ดังนี้

กำหนดราคาขาย = ต้นทุนการผลิตหัววัด + กำไรที่ต้องการ

ต้นทุนการผลิตหัววัด = 32,500 บาท

กำไรที่ต้องการ = 10% ของต้นทุนการผลิตหัววัด

= $32,500 \times 10\%$ = 3,250 บาท

ราคาขาย = $32,500 + 3,250$ = 35,750 บาท

สามารถแสดงผลการวิเคราะห์กำไรที่ต้องการตลอดอายุโครงการได้ดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ผลการวิเคราะห์กำไรที่ต้องการตลอดอายุโครงการ

ปีที่	ผลตอบแทนจากการจำหน่ายหัววัด (บาท)				
	กำไร 10%	กำไร 20%	กำไร 30%	กำไร 40%	กำไร 50%
1	97,500.00	195,000.00	292,500.00	390,000.00	487,500.00
2	97,500.00	195,000.00	292,500.00	390,000.00	487,500.00
3	97,500.00	195,000.00	292,500.00	390,000.00	487,500.00
4	97,500.00	195,000.00	292,500.00	390,000.00	487,500.00
5	97,500.00	195,000.00	292,500.00	390,000.00	487,500.00
รวม	<u>487,500.00</u>	<u>975,000.00</u>	<u>1,462,500.00</u>	<u>1,950,000.00</u>	<u>2,437,500.00</u>

จากตารางพบว่า เมื่อกำหนดกำไรที่ต้องการจากต้นทุนการผลิตหัววัดที่ 10, 20, 30, 40, และ 50% มีผลตอบแทนตลอดอายุโครงการ 5 ปี เท่ากับ 487,500 975,000 1,462,500 1,950,000 และ 2,437,500 บาท ตามลำดับ โดยสามารถแสดงต้นทุนการผลิต ราคาขาย ผลตอบแทนจากการ

จำหน่ายหัววัด จำนวน 30 ชิ้น/ปี และรายได้สุทธิต่อปี จำแนกตามการกำหนดกำไรที่ต้องการได้ ดังตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 ผลตอบแทนจากการจำหน่ายหัววัดตลอดอายุโครงการ

กำไร	ต้นทุนชิ้น	กำไร/ชิ้น	ราคาขาย	ยอดขาย/ปี	ต้นทุน/ปี	รายได้/ปี
10%	32,500.00	3,250.00	35,750.00	1,072,500.00	975,000.00	877,500.00
20%	32,500.00	6,500.00	39,000.00	1,170,000.00	975,000.00	780,000.00
30%	32,500.00	9,750.00	42,250.00	1,267,500.00	975,000.00	682,500.00
40%	32,500.00	13,000.00	45,500.00	1,365,000.00	975,000.00	585,000.00
50%	32,500.00	16,250.00	48,750.00	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00

จากการวิเคราะห์ผลตอบแทนโครงการสามารถคำนวณผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ ได้แก่ มูลค่าปัจจุบันสุทธิ (NPV) อัตราผลตอบแทนภายใน (IRR) อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) ระยะเวลาคืนทุน (PB) และค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (LCC) เป็นต้น โดยสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ความอ่อนไหวในการกำหนดราคาขาย ดังนี้

4.6.2 ผลการวิเคราะห์ความอ่อนไหว (Sensitivity)

- การวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดราคาขาย 10% ของต้นทุนการผลิตหัววัด สามารถแสดงผลการคำนวณกระแสเงินสดรับ - ออก ได้ดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 10% ของต้นทุน

ปีที่	กระแสเงินสดออก (บาท)	ต้นทุนรวม (บาท)	กระแสเงินสดรับ สุทธิ (บาท)	กระแสเงินสดสะสม (บาท)
0	-641,400.00		-641,400.00	-641,400.00
1	1,072,500.00	975,000.00	97,500.00	-543,900.00
2	1,072,500.00	975,000.00	97,500.00	-446,400.00
3	1,072,500.00	975,000.00	97,500.00	-348,900.00
4	1,072,500.00	975,000.00	97,500.00	-251,400.00
5	1,072,500.00	975,000.00	97,500.00	-153,900.00
รวม	4,721,100.00	4,875,000.00	-153,900.00	

จากตารางที่ 4.7 พบว่ากระแสเงินสดออกต่อโครงการมีค่าเท่ากับ 4,721,100 บาท ซึ่งมีต้นทุนรวมทั้งหมดอยู่ที่ 4,875,000 บาท ดังนั้นรายได้สุทธิหลังหักค่าใช้จ่ายต่อปีมีค่าเท่ากับ -153,900 บาท โดยสามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์มูลค่าปัจจุบันสุทธิ (NPV) อัตราผลตอบแทนภายใน (IRR) อัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) ระยะเวลาคืนทุน (PB) และค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (LCC) ได้ดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 10% ของต้นทุน

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	อัตราคิดลด	6.25%
0	-641,400.00	-641,400.00	NPV	-233,472.75 บาท
1	97,500.00	91,764.71	IRR	-8%
2	97,500.00	86,366.78	BCR	0.97 เท่า
3	97,500.00	81,286.38	LCC	4,875,000.00 บาท
4	97,500.00	76,504.83	PB	6 ปี 6 เดือน
5	97,500.00	72,004.55		
รวม	-153,900.00	-233,472.75		

จากตารางที่ 4.8 พบว่า ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (LCC) เท่ากับ 4,875,000 บาท และมีค่ามูลค่าปัจจุบันสุทธิ (NPV) เท่ากับ -233,472.75 บาท โดยจากเงื่อนไข คือ เมื่อ NPV มีค่าน้อยกว่าศูนย์ แสดงว่าโครงการนี้ได้รับผลตอบแทนน้อยกว่าค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้น ซึ่งโครงการนี้ไม่อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และไม่สมควรลงทุน นอกจากนี้โครงการมีค่าอัตราผลตอบแทนภายใน (IRR) เท่ากับ -8% ซึ่งมีค่าน้อยกว่าอัตราคิดลด (r) หรืออัตราผลตอบแทนที่ต้องการที่ 6.25% โดยจากเงื่อนไขเมื่อ IRR มีค่าน้อยกว่าอัตราคิดลด หมายความว่า โครงการนี้ไม่สมควรลงทุน เนื่องจากโครงการได้รับอัตราผลตอบแทนน้อยกว่าที่คาดหวังไว้ สำหรับด้านระยะเวลาคืนทุนของโครงการ (PB) พบว่ามีค่าเท่ากับ 6 ปี 6 เดือน โดยกำหนดอายุของโครงการเท่ากับ 5 ปีเท่านั้น แสดงว่าภายในระยะเวลา 5 ปี โครงการนี้ไม่สามารถคืนทุนได้ หรือเกิดการขาดทุน รวมทั้งอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) มีค่าเท่ากับ 0.97 เท่า โดยจากเงื่อนไขที่ว่า $BCR < 1$ หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการมีค่าน้อยกว่าค่าใช้จ่ายที่เสียไป

ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่า การกำหนดราคาขายของหัววัดที่ 10% ของต้นทุนการผลิต ไม่มีความคุ้มค่าในการลงทุน

- การวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดราคาขาย 20% ของต้นทุนการผลิตหัววัด สามารถแสดงผลการคำนวณกระแสเงินสดรับ - ออก ได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 20% ของต้นทุน

ปีที่	กระแสเงินสดออก (บาท)	ต้นทุนรวม (บาท)	กระแสเงินสดรับ สุทธิ (บาท)	กระแสเงินสดรับ สะสม (บาท)
0	-641,400.00		-641,400.00	-641,400.00
1	1,170,000.00	975,000.00	195,000.00	-446,400.00
2	1,170,000.00	975,000.00	195,000.00	-251,400.00
3	1,170,000.00	975,000.00	195,000.00	-56,400.00
4	1,170,000.00	975,000.00	195,000.00	138,600.00
5	1,170,000.00	975,000.00	195,000.00	333,600.00
รวม	<u>5,208,600.00</u>	<u>4,875,000.00</u>	<u>333,600.00</u>	

จากตารางพบว่ากระแสเงินสดออกต่อโครงการเท่ากับ 5,208,600 บาท ซึ่งมีต้นทุนรวมทั้งหมดอยู่ที่ 4,875,000 บาท ดังนั้นรายได้สุทธิหลังหักค่าใช้จ่ายต่อปีมีค่าเท่ากับ 333,600 บาท แสดงว่าโครงการมีผลกำไร สามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ดังตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 20% ของต้นทุน

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	อัตราคิดลด	6.25%
0	-641,400.00	-641,400.00	<i>NPV</i>	174,454.50 บาท
1	195,000.00	183,529.41	<i>IRR</i>	16%
2	195,000.00	172,733.56	<i>BCR</i>	1.07 เท่า
3	195,000.00	162,572.77	<i>LCC</i>	4,875,000.00 บาท
4	195,000.00	153,009.66	<i>PB</i>	3 ปี 3 เดือน
5	195,000.00	144,009.09		
รวม	<u>333,600.00</u>	<u>174,454.50</u>		

จากตารางพบว่า ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (*LCC*) มีค่าเท่ากับ 4,875,000 บาท และมีมูลค่าปัจจุบันสุทธิ (*NPV*) เท่ากับ 174,454.50 บาท เมื่อ *MVP* มีค่ามากกว่าศูนย์ แสดงว่าโครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าเงินลงทุน นอกจากนี้โครงการมีค่าอัตราผลตอบแทนภายใน

เท่ากับ 16% ซึ่งมีค่ามากกว่าอัตราคิดลด (r) ที่ 6.25% หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าที่คาดหวังไว้ สำหรับด้านระยะเวลาคืนทุนของโครงการ (PB) มีค่าเท่ากับ 3 ปี 3 เดือน แสดงว่าภายในอายุของโครงการสามารถคืนทุน และสร้างผลกำไรได้ รวมทั้งอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) มีค่าเท่ากับ 1.07 เท่า เมื่อ BCR มีค่ามากกว่าหนึ่ง หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับมีค่ามากกว่าค่าใช้จ่ายที่เสียไป

ดังนั้นการกำหนดราคาขายของหัววัดที่ 20% ของต้นทุนการผลิต มีความคุ้มค่าในการลงทุน

- การวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดราคาขาย 30% ของต้นทุนการผลิตหัววัด สามารถแสดงผลการคำนวณกระแสเงินสดรับ - ออก ได้ดังตารางที่ 4.11

ตารางที่ 4.11 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 30% ของต้นทุน

ปีที่	กระแสเงินสดออก (บาท)	ต้นทุนรวม (บาท)	กระแสเงินสดรับ สุทธิ (บาท)	กระแสเงินสดรับ สะสม (บาท)
0	-641,400.00		-641,400.00	-641,400.00
1	1,267,500.00	975,000.00	292,500.00	-348,900.00
2	1,267,500.00	975,000.00	292,500.00	-56,400.00
3	1,267,500.00	975,000.00	292,500.00	236,100.00
4	1,267,500.00	975,000.00	292,500.00	528,600.00
5	1,267,500.00	975,000.00	292,500.00	821,100.00
รวม	<u>5,696,100.00</u>	<u>4,875,000.00</u>	<u>821,100.00</u>	

จากตารางพบว่ากระแสเงินสดออกต่อโครงการเท่ากับ 5,696,100 บาท ซึ่งมีต้นทุนรวมทั้งหมดอยู่ที่ 4,875,000 บาท ดังนั้นรายได้สุทธิหลังหักค่าใช้จ่ายต่อปีมีค่าเท่ากับ 821,100 บาท แสดงว่าโครงการนี้มีผลกำไร โดยสามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ได้ดังนี้

ตารางที่ 4.12 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 30% ของต้นทุน

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	อัตราคิดลด	6.25%
0	-641,400.00	-641,400.00	NPV	582,381.75 บาท
1	292,500.00	275,294.12	IRR	36%
2	292,500.00	259,100.35	BCR	1.17 เท่า

ตารางที่ 4.12 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 30% ของต้นทุน (ต่อ)

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	LCC	4,875,000.00 บาท
3	292,500.00	243,859.15	PB	2 ปี 2 เดือน
4	292,500.00	229,514.49		
5	292,500.00	216,013.64		
รวม	821,100.00	582,381.75		

จากตารางพบว่า ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (LCC) เท่ากับ 4,875,000 บาท และมีมูลค่าปัจจุบันสุทธิ (NPV) เท่ากับ 582,381.75 บาท เมื่อ NPV มีค่ามากกว่าศูนย์ แสดงว่าโครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าเงินลงทุน ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และโครงการนี้สามารถลงทุนได้นอกจากนี้พบว่าอัตราผลตอบแทนภายในเท่ากับ 36% ซึ่งมีความมากกว่าอัตราคิดลด (r) ที่กำหนดไว้ 6.25% หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าอัตราที่คาดหวังไว้ 29.75% สำหรับด้านระยะเวลาคืนทุนของโครงการ (PB) เท่ากับ 2 ปี 2 เดือน รวมทั้งอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) มีค่าเท่ากับ 1.17 เท่า โดยจากเงื่อนไขเมื่อ BCR มีค่ามากกว่าหนึ่ง หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการมีค่ามากกว่าค่าใช้จ่ายทั้งหมดที่ดำเนินการไป

ดังนั้นการกำหนดราคาขายของหัววัดที่ 30% ของต้นทุนการผลิต มีความคุ้มค่าในการลงทุน

- การวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดราคาขาย 40% ของต้นทุนการผลิตหัววัด สามารถแสดงผลการคำนวณกระแสเงินสดรับ - ออก ได้ดังตารางที่ 4.13

ตารางที่ 4.13 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 40% ของต้นทุน

ปีที่	กระแสเงินสดออก (บาท)	ต้นทุนรวม (บาท)	กระแสเงินสดรับ สุทธิ (บาท)	กระแสเงินสดรับ สะสม (บาท)
0	-641,400.00		-641,400.00	-641,400.00
1	1,365,000.00	975,000.00	390,000.00	-251,400.00
2	1,365,000.00	975,000.00	390,000.00	138,600.00
3	1,365,000.00	975,000.00	390,000.00	528,600.00
4	1,365,000.00	975,000.00	390,000.00	918,600.00
5	1,365,000.00	975,000.00	390,000.00	1,308,600.00
รวม	6,183,600.00	4,875,000.00	1,308,600.00	

จากตารางที่ 4.13 พบว่ากระแสเงินสดออกตลอดโครงการมีค่าเท่ากับ 6,183,600 บาท ซึ่งมีต้นทุนรวมทั้งหมดอยู่ที่ 4,875,000 บาท ดังนั้นรายได้สุทธิหลังหักค่าใช้จ่ายต่อปีมีค่าเท่ากับ 1,308,600 บาท ซึ่งมีค่าตรงกับกระแสเงินสดรับสะสม แสดงว่าโครงการนี้มีผลกำไร โดยสามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ได้ดังนี้

ตารางที่ 4.14 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 40% ของต้นทุน

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	อัตราคิดลด	6.25%
0	-641400.00	-641,400.00	NPV	990,309.00 บาท
1	390,000.00	367,058.82	IRR	54%
2	390,000.00	345,467.13	BCR	1.27 เท่า
3	390,000.00	325,145.53	LCC	4,875,000.00 บาท
4	390,000.00	306,019.32	PB	1 ปี 7 เดือน
5	390,000.00	288,018.19		
รวม	1,308,600.00	990,309.00		

จากตารางพบว่า ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (LCC) มีค่าเท่ากับ 4,875,000 บาท และมีมูลค่าปัจจุบันสุทธิ (NPV) เท่ากับ 990,309 บาท โดยจากเงื่อนไขเมื่อ NPV มีค่ามากกว่าศูนย์ แสดงว่าโครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าเงินลงทุน ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และโครงการนี้สามารถลงทุนได้ นอกจากนี้พบว่าอัตราผลตอบแทนภายในมีค่าเท่ากับ 54% ซึ่งมีค่ามากกว่าอัตราคิดลด (r) ที่ 6.25% หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าอัตราที่คาดหวังไว้ สำหรับด้านระยะเวลาคืนทุนของโครงการ (PB) เท่ากับ 1 ปี 7 เดือน แสดงว่าโครงการสามารถคืนทุนได้ภายในอายุโครงการ 5 ปี ซึ่งสามารถสร้างผลกำไรได้ รวมทั้งอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) มีค่าเท่ากับ 1.27 เท่า โดยจากเงื่อนไขเมื่อ BCR มีค่ามากกว่าหนึ่ง หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการมีค่ามากกว่าค่าใช้จ่ายทั้งหมดที่ดำเนินการไป

ดังนั้นการกำหนดราคาขายของหัววัดที่ 40% ของต้นทุนการผลิต มีความคุ้มค่าในการลงทุน

- การวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดราคาขาย 50% ของต้นทุนการผลิตหัววัด สามารถแสดงผลการคำนวณกระแสเงินสดรับ - ออก ได้ดังตารางที่ 4.15

ตารางที่ 4.15 กระแสเงินสดรับ - ออก เมื่อกำหนดราคาขายที่ 50% ของต้นทุน

ปีที่	กระแสเงินสดออก (บาท)	ต้นทุนรวม (บาท)	กระแสเงินสดรับ สุทธิ (บาท)	กระแสเงินสดรับ สะสม (บาท)
0	-641,400.00		-641,400.00	-641,400.00
1	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00	-153,900.00
2	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00	333,600.00
3	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00	821,100.00
4	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00	1,308,600.00
5	1,462,500.00	975,000.00	487,500.00	1,796,100.00
รวม	<u>6,671,100.00</u>	<u>4,875,000.00</u>	<u>1,796,100.00</u>	

จากตารางพบว่ากระแสเงินสดออกต่อโครงการเท่ากับ 6,671,100 บาท ซึ่งมีต้นทุนรวมทั้งหมดอยู่ที่ 4,875,000 บาท ดังนั้นรายได้สุทธิหลังหักค่าใช้จ่ายต่อปีมีค่าเท่ากับ 1,796,100 บาท แสดงว่าโครงการนี้มีผลกำไร โดยสามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ได้ดังตารางที่ 4.16

ตารางที่ 4.16 วิเคราะห์ผลความคุ้มค่าในการลงทุนของการกำหนดราคาขายที่ 50% ของต้นทุน

ปีที่	ผลตอบแทน (บาท)	มูลค่าปัจจุบัน (บาท)	อัตราคิดลด	6.25%
0	-641,400.00	-641,400.00	<i>NPV</i>	1,398,236.25 บาท
1	487,500.00	458,823.53	<i>IRR</i>	71%
2	487,500.00	431,833.91	<i>BCR</i>	1.37 เท่า
3	487,500.00	406,431.92	<i>LCC</i>	4,875,000.00 บาท
4	487,500.00	382,524.16	<i>PB</i>	1 ปี 4 เดือน
5	487,500.00	360,022.73		
รวม	<u>1,796,100.00</u>	<u>1,398,236.25</u>		

จากตารางที่ 4.16 พบว่า ค่าใช้จ่ายตลอดอายุโครงการ (*LCC*) เท่ากับ 4,875,000 บาท และมีมูลค่าปัจจุบันสุทธิ (*NPV*) เท่ากับ 1,398,236.25 บาท โดยจากเงื่อนไขเมื่อ *NPV* มีค่ามากกว่าศูนย์ แสดงว่าโครงการได้รับผลตอบแทนมากกว่าเงินลงทุน ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และ

โครงการนี้สมควรลงทุน นอกจากนี้พบว่าโครงการนี้ได้รับอัตราผลตอบแทนภายในเท่ากับ 71% ซึ่งมีค่ามากกว่าอัตราคิดลด (r) ที่ 6.25% หมายความว่า โครงการนี้ได้รับผลตอบแทนมากกว่าอัตราที่คาดหวังไว้ สำหรับด้านระยะเวลาคืนทุนของโครงการ (PB) มีค่าเท่ากับ 1 ปี 4 เดือน ซึ่งอยู่ภายในอายุโครงการ 5 ปี แสดงว่าภายในอายุโครงการสามารถคืนทุน และสร้างผลกำไรได้ รวมทั้งอัตราส่วนผลตอบแทนต่อต้นทุน (BCR) มีค่า 1.37 เท่า โดยจากเงื่อนไขเมื่อ BCR มีค่ามากกว่า 1 หมายความว่า ผลตอบแทนที่ได้รับจากโครงการมีค่ามากกว่าค่าใช้จ่ายที่เสียไป

ดังนั้นการกำหนดราคาขายของหัววัดที่ 50% ของต้นทุนการผลิต มีความคุ้มค่าในการลงทุน

นอกจากนี้สามารถแสดงผลการเปรียบเทียบการวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดกำไรที่ต้องการ 10, 20, 30, 40 และ 50% ของต้นทุนการผลิต ตามลำดับ และการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุนด้วยเครื่องมือทางเศรษฐศาสตร์ ได้แก่ NPV , IRR , BCR , และ PB ได้ดังตารางที่ 4.17

ตารางที่ 4.17 ผลการวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากกำไรที่ต้องการ ตั้งแต่ 10% - 50%

กำไรที่ต้องการ	NPV (บาท)	IRR	BCR (เท่า)	PB
10%	-233,472.75	-8%	0.97	6 ปี 6 เดือน
20%	174,454.50	16%	1.07	3 ปี 3 เดือน
30%	582,381.75	36%	1.17	2 ปี 2 เดือน
40%	990,309.00	54%	1.27	1 ปี 7 เดือน
50%	1,398,236.25	71%	1.37	1 ปี 4 เดือน

จากการวิเคราะห์ความอ่อนไหวของโครงการจากการกำหนดผลกำไรที่ต้องการจากต้นทุนการผลิต ได้แก่ 10, 20, 30, 40 และ 50% ตามลำดับ สำหรับการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุนของการออกแบบ และพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ พบว่า เมื่อกำหนดกำไรที่ต้องการเท่ากับ 10% ของราคาต้นทุนการผลิตพบว่า โครงการไม่สมควรลงทุน เนื่องจากได้รับผลตอบแทนน้อยกว่าเงินลงทุน ส่งผลให้โครงการขาดทุน ในขณะที่เมื่อกำหนดกำไรที่ต้องการตั้งแต่ 20% - 50% พบว่าโครงการแสดงผลกำไร และคุ้มค่าในการลงทุน โดยสามารถคืนทุนได้ภายในระยะเวลาโครงการ 5 ปี

4.6.3 การอภิปรายและสรุปผล

จากการประมาณการว่าระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นสามารถลดการนำเข้าอุปกรณ์หรือเครื่องมือวัดจากต่างประเทศ เพิ่มปริมาณการจำหน่าย และส่งออกผลิตภัณฑ์ คิดเป็นมูลค่ามากกว่า 50 ล้านบาท โดยระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นสามารถสร้างรายได้ให้แก่ผู้ประกอบการ/ภาคอุตสาหกรรม ได้เป็นจำนวนมากกว่า 10 ล้านบาท/ปี ดังนั้นเพื่อให้สอดคล้องกับรายได้ของโครงการจึงควรดำเนินการ ได้แก่ เลือกลงทุนโครงการที่กำหนดกำไรที่ต้องการมากกว่า 50% ของต้นทุนการผลิต เพิ่มปริมาณการผลิตสินค้า และกำหนดยอดขายต่อปีมากขึ้น หรือลดต้นทุนการผลิตสินค้า รวมทั้งสร้างมูลค่าทางการตลาด โดยการสร้างการรับรู้แก่ผู้บริโภคจากการโฆษณา เป็นต้น



บทที่ 5

สรุปผลการศึกษาและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการศึกษา

วิทยานิพนธ์นี้เป็นการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์ฟีรอมิเตอร์ (Fiber optic based Fabry-Perot interferometer) โดยมีเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน (Standard digital sphygmomanometer) เป็นเครื่องมือวัดอ้างอิง สำหรับขั้นตอนการดำเนินงาน ได้แก่ การออกแบบระบบตรวจวัดความดันโลหิต การออกแบบหัววัดให้สามารถตรวจจับสัญญาณชีพจรได้ โดยการตรวจวัดต้องไม่รบกวนร่างกาย ใช้งานง่าย ต้นทุนต่ำ และมีความถูกต้อง ซึ่งกระบวนการพัฒนาหัววัดดำเนินการโดยทดสอบวัสดุสะท้อนแสงจำนวน 4 ชนิด ได้แก่ แผ่นอลูมิเนียมบาง ฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม กระจกเงา และกระจกเคลือบอลูมิเนียม ผลการทดสอบวัสดุสะท้อนแสงกับเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณพบว่า กระจกเคลือบอลูมิเนียมมีคุณสมบัติที่สามารถสะท้อนแสงได้ดี และเกิดริ้วแทรกสอดที่ชัดเจน ซึ่งสามารถนำไปวิเคราะห์รูปคลื่นสัญญาณชีพจรได้ ในขณะที่วัสดุชนิดอื่น ๆ มีการเกิดริ้วแทรกสอดที่ไม่ชัดเจน ทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์จุดสูงสุดของสัญญาณได้ นอกจากนี้ดำเนินการทดสอบวัสดุยืดหยุ่นจำนวน 3 ชนิด ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร โดยตัดชิ้นส่วนวัสดุตัวอย่างนำเข้าเครื่องดึง ทดสอบชนิดละ 3 ครั้ง พบว่า วัสดุแผ่นยางบางมีความยืดหยุ่นสูงสุด ซึ่งมีค่าการยืดตัวเท่ากับ 199.25 mm และค้ำยังมอดุลัสเท่ากับ 2.85 N/mm² ดังนั้นกระจกเคลือบอลูมิเนียม และแผ่นยางบางถูกนำมาใช้เป็นวัสดุสะท้อนแสง และวัสดุยืดหยุ่นในการพัฒนาหัววัดซึ่งติดตั้งร่วมกันบริเวณปลายสายใยแก้วนำแสง จากนั้นจึงทดสอบหัววัดบริเวณปลายนิ้ว (เส้นเลือดแดงแขนง) และบริเวณลำคอ (เส้นเลือดแดงใหญ่) พบว่า ปลายนิ้วมีแรงดันชีพจรไม่เพียงพอที่จะทำให้วัสดุยืดหยุ่นเกิดการโก่งตัว ในขณะที่ลำค้อมีแรงดันชีพจรที่สามารถทำให้วัสดุยืดหยุ่นโก่งตัว และเกิดริ้วแทรกสอดของแสงที่ชัดเจนกว่าปลายนิ้ว ดังนั้นจึงเลือกดำเนินการทดสอบกับอาสาสมัครบริเวณลำคอ ขั้นตอนต่อไปดำเนินการเก็บรวบรวมข้อมูลจากอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 86 คน เป็นผู้ชายจำนวน 43 คน และผู้หญิงจำนวน 43 คน อายุ 21 - 50 ปี ซึ่งเป็นนักศึกษา หรือบุคลากร คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร ทดสอบซ้ำคนละ 5 ครั้ง โดยติดตั้งหัววัดบริเวณลำคอข้างขวา และสวมใส่เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานบริเวณต้นแขนซ้าย ดำเนินการเก็บข้อมูลทั้ง 2 ตำแหน่ง พร้อมกันครั้งละ 15 วินาที จากนั้นบันทึกข้อมูลและประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม นอกจากนี้เทคนิคการตรวจจับจุดสูงสุด

(Peak detection) และการนับจำนวนริ้วแทรกสอดของแสง (Fringe counting) ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุ (Displacement curve) เป็นค่าความดัน (Pressure) ค่าความดันชีพจร (Pulse pressure) ค่าความดันโลหิต (Blood pressure) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ตามลำดับ โดยมีค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความดันโลหิตจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐานเป็นค่าอ้างอิง จากผลการทดลอง พบว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ สามารถตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ตั้งแต่ 48 – 102 ครั้ง/นาที ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกได้ตั้งแต่ 91 – 128 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกได้ตั้งแต่ 62– 85 มิลลิเมตรปรอท โดยมีค่าความเชื่อมั่นเท่ากับ 0.91 และค่าความไวเท่ากับ 56.88 นาโนเมตร/มิลลิเมตรปรอท ซึ่งแสดงถึงความน่าเชื่อถือ และความแม่นยำของระบบตรวจวัดที่พัฒนาขึ้น นอกจากนี้มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1.46 และค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 2.84% ซึ่งบ่งบอกถึงความแม่นยำของระบบการตรวจวัดที่พัฒนาขึ้น สำหรับผลการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในการลงทุน และความอ่อนไหวของโครงการ พบว่าโครงการมีความคุ้มค่าต่อการลงทุนเมื่อกำหนดกำไรที่ต้องการมากกว่า 50% ของต้นทุนการผลิต โดยเพิ่มมูลค่าทางการตลาด และสร้างการรับรู้แก่ผู้บริโภคมากยิ่งขึ้น

ดังนั้นสามารถสรุปผลการดำเนินงานได้ว่า ระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ สามารถตรวจวัดสัญญาณชีพจร และความดันโลหิตได้ โดยไม่รุกรานร่างกาย ไม่สร้างความเจ็บปวด มีความแม่นยำ น่าเชื่อถือ คุ้มค่าต่อการลงทุน และสามารถนำระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นไปพัฒนาเครื่องมือวัดทางการแพทย์ในอนาคตได้

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการดำเนินงาน

การดำเนินการทดลองด้วยการติดตั้งหัววัด FFPI บริเวณลำคอข้างขวา ขณะที่อาสาสมัครหายใจหรือระหว่างการกลืนน้ำลาย ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อสัญญาณริ้วแทรกสอดของแสง ทำให้เกิดคลื่นสัญญาณรบกวนได้ นอกจากนี้วัสดุยึดหยุ่นที่ใช้พัฒนาหัววัด FFPI คือ แผ่นยางบาง โดยหลังจากการทดลอง พบว่า เมื่อใช้งานมากกว่า 5 ครั้ง วัสดุจะเกิดการเสียรูป และไม่สามารถกลับสู่สภาพเดิม ดังนั้นจึงจำเป็นต้องเปลี่ยนแผ่นวัสดุใหม่ ทำให้เพิ่มเวลา และค่าใช้จ่ายในการดำเนินงานมากขึ้น

5.3 ข้อเสนอแนะ

การแก้ไขปัญหาสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการหายใจหรือการกลืนน้ำลาย ดังนี้

- ปรับเปลี่ยนตำแหน่งการทดลอง เช่น บริเวณปลายนิ้วมือ หรือบริเวณข้อมือ โดยเพิ่มอัตราการขยายสัญญาณ (Amplifier) และทดสอบวัสดุยึดหยุ่นชนิดอื่น ๆ สำหรับใช้ทดแทนแผ่นยางบาง เช่น วัสดุแผ่นวัสดุโพลีเมอร์โพลีไดเมทิลซิลอกเซน (Polydimethylsiloxane: PDMS) เป็นต้น

- การออกแบบหัววัด FFPI โดยใช้วัสดุยืดหยุ่นให้มีความคงทนต่อการใช้งานมากขึ้น รวมทั้งพัฒนาตัวตรวจวัดให้สามารถทนต่อการสั่นสะเทือนเมื่ออาสาสมัครหายใจได้

5.4 แนวทางในการศึกษาต่อ

วิทยานิพนธ์นี้ดำเนินการทดสอบกับอาสาสมัครภายในห้องปฏิบัติการระบบฝังตัวทางกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกลเท่านั้น เนื่องจากไม่สามารถเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ทางแสงได้ อย่างไรก็ตาม หากสามารถออกแบบ และพัฒนาให้ระบบตรวจวัดความดันโลหิตสามารถเคลื่อนย้ายหรือพกพาได้ โดยประยุกต์ใช้งานร่วมกับหัววัด FFPI เพื่อตรวจวัดกับบุคคลภายนอกทั่วไปได้ จะสามารถสร้างความก้าวหน้าให้กับงานวิจัยด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ต่อไป



รายการอ้างอิง

- [1] D. Shimbo, N. T. Artinian, J. N. Basile, L. R. Krakoff, K. L. Margolis, M. K. Rakotz, and G. Wozniak, "Self-Measured Blood Pressure Monitoring at Home: A Joint Policy Statement From the American Heart Association and American Medical Association," *Circulation*, vol. 142, no. 4, pp. 42-63, 2020.
- [2] N. R. F. Collaboration, "Worldwide trends in hypertension prevalence and progress in treatment and control from 1990 to 2019: apooled analysis of 1201 population-representative studies with 104 million participants," *The Lancet Journal*, vol. 398, no. 10304, pp. 957-980, 2021.
- [3] G. R. F. Collaborators, "Global, regional, and national comparative risk assessment of 84 behavioural, environmental and occupational, and metabolic risks or clusters of risks for 195 countries ansteritories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017," *The Lancet Journal*, vol. 392, no. 10159, pp. 1923-1994, 2018.
- [4] W. H. Organization. "Number of people living with hypertension fast doubled to 1.28 billion since 1990." <https://www.who.int> (accessed 1 November 2021).
- [5] M. o. P. Health. "What is hypertension?" <https://www.moph.go.th> (accessed 1 November, 2021).
- [6] A. Markvart, L. Liokumovich, and N. Ushakov, "Fiber-Optic Fabry_perot Interferometric Sensor for Pulse Wave Registration," *2019 IEEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EExPolytech)*, pp. 341-343, 2019.
- [7] S. Kumari, T. Kumari, V. Roy, and A. Panda, "Comparative study of fiber optic biomedical sensors and their configuration," *International Journal of Electrical and Electronics Engineers*, vol. 8, no. 1, pp. 206-213, 2016.
- [8] J. Li, Z. Li, J. Yang, Y. Zhang, and C. Ren, "Microfiber Fabry-Perot interferometer used as a temperature sensor and an optical modulator," *Optics&Laser Technology*, vol. 129, p. 106296, 2020.

- [9] L. C. Saiz , J. Gorricho, J. Garjón, M. C. Celaya, J. Erviti, and L. Leache, "Blood pressure targets for the treatment of people with hypertension and cardiovascular disease," *Cochrane Database Syst Rev.*, vol. 11, no. 11, pp. 1465-1858, 2022.
- [10] I. C. Redondo, A. S. Lara, I. S. Dominguez, M. D. G. Guijarro, M. C. R. Grao, V. M. Vizcaino, and C. A. Bueno, "Comparative effect of eHealth interventions on hypertension management-related outcomes: A network meta-analysis," *International Journal of Nursing Studies*, vol. 124, p. 104085, 2021.
- [11] K. Farhan, S. T. S. Naqvi, S. A. H. Rizvi, A. Zafar, and M. S. Rawala, "Comparison between blood pressure readings using a mercury versus an aneroid sphygmomanometer," *Blood Press Monit*, vol. 25, no. 1, pp. 34-38, 2020.
- [12] P. Hoppe, B. Saugel, J. Y. Nicklas, K. Kouz, A. Körner, J. C. Hempel, J. J. Vos, G. Schön, and T. W. L. Scheeren, "Continuous noninvasive pulse wave analysis using finger cuff technologies for arterial blood pressure and cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine: a systematic review and meta-analysis," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 125, no. 1, pp. 25-37, 2020.
- [13] T. W. Wang, and S. F. Lin, "Wearable Piezoelectric-Based System for Continuous Beat-to-Beat Blood Pressure Measurement," *Sensors*, vol. 20, no. 3, p. 851, 2020.
- [14] N. S. Capela, D. Biswas, C. V. Hoof, and N. V. Helleputte, "Heart Rate Estimation From Wrist-Worn Photoplethysmography: A Review," *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 16, pp. 6560-6570, 2019.
- [15] H. W. Loh, S. Xu, O. Faust, C. P. Ooi, P. D. Barua, S. Chakraborty, R. S. Tanh, F. Molinari, and U. R. Acharya, "Application of photoplethysmography signals for healthcare systems: An in-depth review," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 216, no. 106677, 2022.

- [16] D. S. Picone, M. G. Schultz, X. Peng, J. A. Black, N. Dwyer, P. R. Thomson, A. Qasem, and J. E. Sharman, "Intra-arterial analysis of the best calibration methods to estimate aortic blood pressure," *Journal of Hypertension*, vol. 37, no. 2, pp. 307-315, 2019.
- [17] W. H. Organization, "WHO technical specifications for automated non-invasive blood pressure measuring devices with cuff," 2020.
- [18] N. Ratanapanya, and S. Pullteap, "Sensing Probe Development for Pulse Wave and Blood Pressure Detection using Fiber Optic Based Fabry-Perot Interferometer," *2023 8th International STEM Education Conference (iSTEM-Ed)*, pp. 1-6, 2023.
- [19] A. Miliou, "In-Fiber Interferometric-Based Sensors: Overview and Recent Advances," *Photonics*, vol. 8, no. 7, p. 265, 2021.
- [20] B. H. Lee, Y. H. Kim, K. S. Park, J. B. Eom, M. J. Kim, B. S. Rho, and H. Y. Choi, "Interferometric Fiber Optic Sensors," *Sensors*, vol. 12, no. 3, pp. 2467-2486, 2012.
- [21] B. Du, X. Xu, J. He, K. Guo, W. Huang, F. Zhang, M. Zhang, and Y. Wang, "In-Fiber Collimator-Based Fabry-Perot Interferometer with Enhanced Vibration Sensitivity," *Sensors*, vol. 19, no. 5, p. 435, 2019.
- [22] M. Stolarik, J. Nedoma, R. Martinek, E. Hrubesova, and J. Kolarik, "New Methods to Seismic Monitoring: Laboratory Comparative Study of Michelson Fiber-Optic Interferometer and Pneumatic Measurement Systems," *Photonics Journal*, vol. 8, no. 5, p. 147, 2021.
- [23] N. Ushakov, A. Markvart, D. Kulik, and L. Liokumovich, "Comparison of Pulse Wave Signal Monitoring Techniques with Different Fiber-Optic Interferometric Sensing Elements," *Photonics*, vol. 8, no. 5, p. 142, 2021.
- [24] S. Pullteap, "Fiber Optic based Fabry-Perot Interferometric Sensor Applied for Mechatronic Engineering," *The Journal of Industrial Technology*, vol. 12, no. 2, 2016.

- [25] S. Pullteap, P. Samartkit, and H. C. Seat, "Validation of Fiber Optic-Based Fabry–Perot Interferometer for Simultaneous Heart Rate and Pulse Pressure Measurements," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 5, pp. 6195-6201, 2021.
- [26] W. M. Haynes, *CRC Handbook of Chemistry and Physics, 85th ed.*; Lide, D.R., Ed.; CRC Press: Boca Raton, . 2004.
- [27] T. Athaya and S. Choi, "An Estimation Method of Continuous Non-Invasive Arterial Blood Pressure Waveform Using Photoplethysmography: A U-Net Architecture-Based Approach," *Sensors*, vol. 21, no. 5, p. 1867, 2021.
- [28] H. Gaspars-Wieloch, "Project Net Present Value estimation under uncertainty," *Cent Eur J Oper Res* 27, pp. 179-197, 2019.
- [29] H. Dai, N. Li, Y. Wang, and X. Zhao, "The Analysis of Three Main Investment Criteria: NPV IRR and Payback Period," *Proceedings of the 2022 7th International Conference on Financial Innovation and Economic Development (ICFIED), 2022.*
- [30] S. Sapkota, and S. Sanjib, "Benefit cost analysis of different rice varieties in Kapilvastu district," *International Journal of Applied Sciences and Biotechnology*, vol. 7, no. 2, pp. 222-226, 2019.
- [31] N. A. Ushakov, A. A. Markvart, and L. B. Liokumovich, "Pulse Wave Velocity Measurement With Multiplexed Fiber Optic Fabry–Perot Interferometric Sensors," *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 19, pp. 11302-11312, 2020.
- [32] S. Pullteap, and P. Samartkit, "A High Sensitivity of vital signs detector using Fiber Optic-based Fabry-Perot Interferometer," *ECTI Transactions on Electrical Engineering*," *Electronics and Communications*, vol. 18, no. 2, pp. 98-106, 2020.
- [33] Y. Li, B. Dong, E. Chen, X. Wang, and Y. Zhao, "Heart-Rate Monitoring With an Ethyl Alpha-Cyanoacrylate Based Fiber Fabry-Perot Sensor," *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 27, no. 4, p. 99, 2021.
- [34] L. Li, Y. Li, L. Yang, F. Fang, Z. Yan, and Q. Sun, "Continuous and Accurate Blood Pressure Monitoring Based on Wearable Optical Fiber Wristband," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 3, pp. 3039-3057, 2020.

- [35] A. Markvart, L. Liokumovich, and N. Ushakov, "Fiber-Optic Fabry-Perot Interferometric Sensor for Pulse Wave Registration," *2019 IEEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EExPolytech)*, pp. 341-343, 2019.
- [36] M. F. Domingues, C. Tavares, N. Alberto, A. Radwan, P. André, and P. Antunes, "High Rate Dynamic Monitoring with Fabry-Perot Interferometric Sensors: An Alternative Interrogation Technique Targeting Biomedical Applications," *Sensors*, vol. 19, no. 21, p. 4744, 2019.
- [37] X. Guo, J. Zhou, C. Du, and X. Wang, "Highly Sensitive Miniature All-Silica Fiber Tip Fabry-Perot Pressure Sensor," *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. 31, no. 9, pp. 689-692, 2019.
- [38] X. Zou, Y. Guo, F. Zhou, Y. Li, C. Zou, D. Wu, and B. Luo, "A flexible hydraulic optical Fiber sensor Based on Fabry-Perot Interferometer for Pulse Pressure Measurement," *2023 21st International Conference on Optical Communications and Networks (ICOON)*, pp. 1-3, 2023.
- [39] M. S. Rabbani, J. Churm, and A. P. Feresidis, "Fabry-Perot Beam Scanning Antenna for Remote Vital Sign Detection at 60 GHz," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 69, no. 6, pp. 3115-3124, 2021.
- [40] M. Friedemann, K. Meinel, S. Voigt, R. Hecker, D. Kriebel, K. Hiller, C. Stöckel and J. Mehner, "Pressure Sensor Catheter based on Micromachined Aluminum Nitride Membrane Fiber Tip Fabry-Perot-Interferometer," *2021 International Conference on Applied Electronics (AE)*, pp. 1-4, 2021.
- [41] H. E. Estarki, Z. S. Tareie, and H. Latifi, "Pressure drop measurement in microfluidics channel by the Fabry-Perot diaphragm-based flow sensor," *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 91, p. 102355, 2023.
- [42] R. Jaros, J. Nedoma, S. Kepak, and R. Martinek, "Fiber-Optic Interferometry-Based Heart Rate Monitoring," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 71, no. 6502315, pp. 1-15, 2022.

- [43] J. Li, B. Liu, J. Liu, J.-L. Shi, X.-D. He, J. Yuan, and Q. Wu, "Low-cost wearable device based D-shaped single mode fiber curvature sensor for vital signs monitoring," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 337, no. 113429, 2022.
- [44] X.-l. Wang, L. P. Lu, L. Hu, and W. C. Huang, "Real-time human blood pressure measurement based on laser self-mixing interferometry with extreme learning machine," *Optoelectronics Letters*, vol. 16, no. 6, pp. 467-470, 2020.
- [45] X. Chen, W. Xu, B. Dong, C. Yu, W. Zhao, Y. Wang, and W. Sun, "Continuous Blood Pressure Monitoring Based on Wearable Optical Fiber Interferometry Wristband," *26th Optoelectronics and Communications Conference, OSA Technical Digest (Optica Publishing Group, 2021)*, p. JS3F.12, 2021.
- [46] M. Friedemann, A. Voigt, and J. Mehner, "Pressure sensor catheter based on Fiber Tip Fabry-Pérot-Interferometer and Fiber Bragg Grating for temperature compensation: Fiber-optic hybrid sensor catheter for invasive pressure measuring," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 404-407, 2022.
- [47] K. H. Huang, F. Tan, T. D. Wang, and Y. J. Yang, "A Highly Sensitive Pressure-Sensing Array for Blood Pressure Estimation Assisted by Machine-Learning Techniques," *Sensors (Basel)*, vol. 19, no. 4, p. 848, 2019.
- [48] F. Tan, L. Weimin, S. Chen, Z. Liu, and C. Yu, "Contactless vital signs monitoring based on few-mode and multi-core fibers," *Opto-Electronic Advances*, vol. 3, no. 5, pp. 190034-1, 2020.
- [49] W. Chen, Y. Zhang, H. Yang, Y. Qiu, H. Li, Z. Chen, and C. Yu, "Non-Invasive Measurement of Vital Signs Based on Seven-Core Fiber Interferometer," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 9, pp. 10703-10710, 2021.



ภาคผนวก ก

ภาคผนวก ก

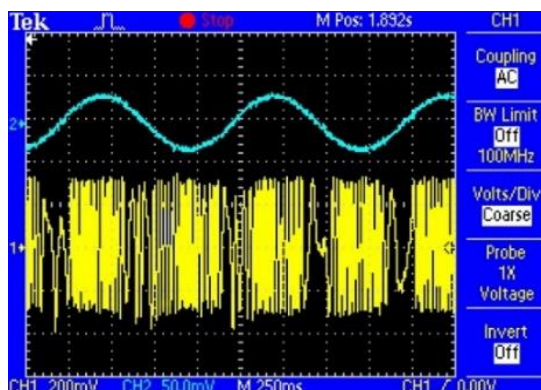
รายงานผลการทดลอง

เนื้อหาส่วนนี้แสดงผลการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสง ชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยมีค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐานเป็นค่าอ้างอิง สำหรับผลขั้นตอนการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตเพิ่มเติมประกอบด้วย

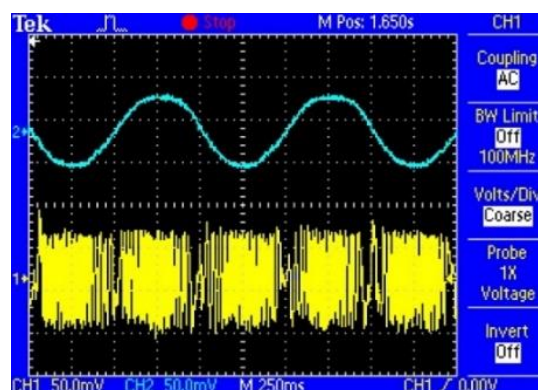
- ผลการทดสอบความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุ
- ผลการทดสอบหัววัด FFPI ร่วมกับระบบที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์
- ผลการเก็บรวบรวมข้อมูลการทดลองจากอาสาสมัคร
- ผลการประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม
- ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากอาสาสมัคร

ก.1 ผลการทดสอบความสามารถในการสะท้อนแสงของวัสดุ

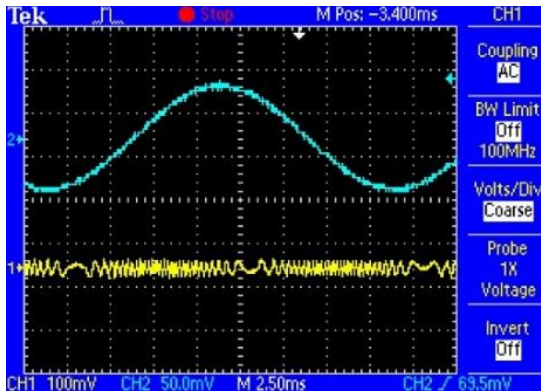
วัสดุที่นำมาทดสอบคุณสมบัติการสะท้อนแสงได้แก่ แผ่นอลูมิเนียมบาง (Aluminum foil) ฟิล์มสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (Prismatic retroreflective thin film) กระจกเงา (Plane mirror) และกระจกเคลือบอลูมิเนียม (Aluminum-coated mirror) เมื่อติดตั้งวัสดุสะท้อนแสงบนหน้าสัมผัสของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือนเรียบร้อยแล้ว จากนั้นเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณถูกนำมาประยุกต์ใช้จำลองการเกิดชีพจรของมนุษย์ และกำหนดความถี่ที่ระดับแตกต่างกัน สามารถแสดงผลการทดลองได้ดังรูปที่ ก.1 - ก.3



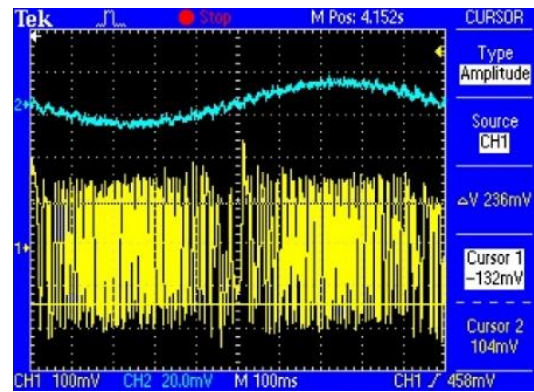
(ก)



(ข)

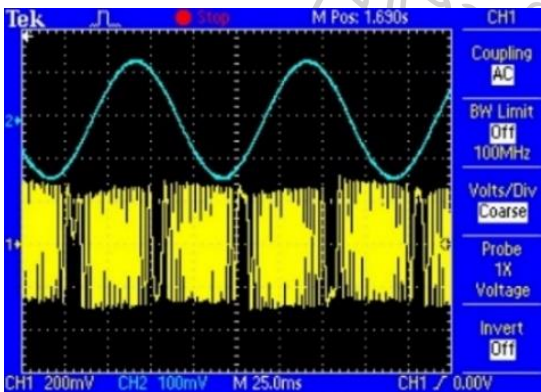


(ค)

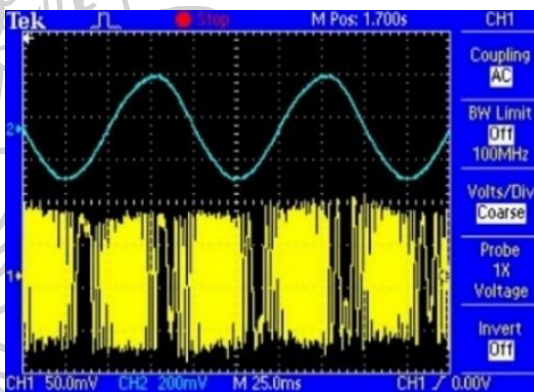


(ง)

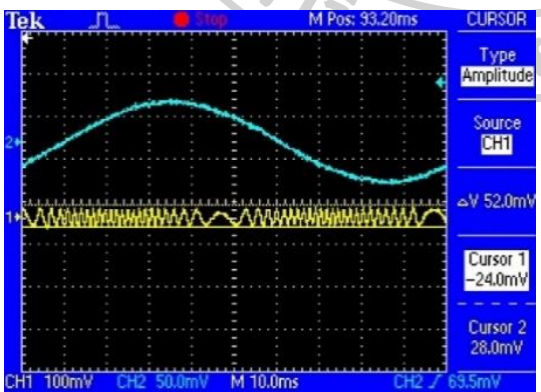
รูปที่ ก.1 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 1 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม



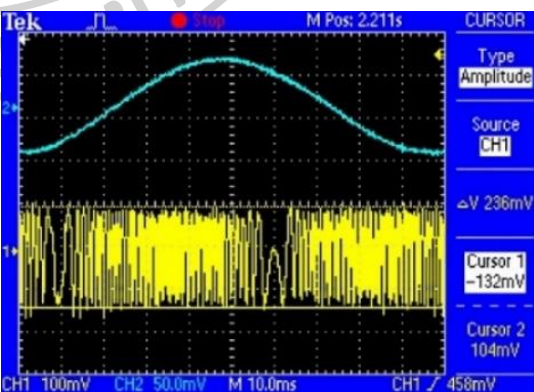
(ก)



(ข)

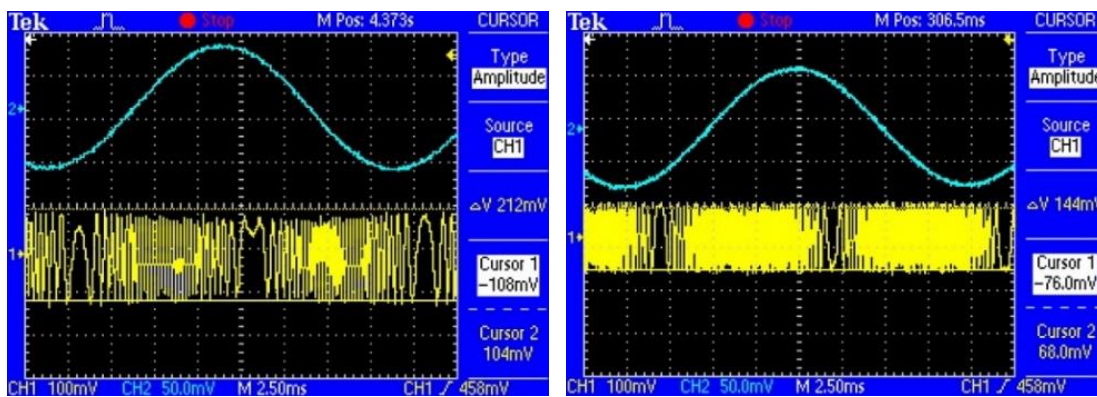


(ค)



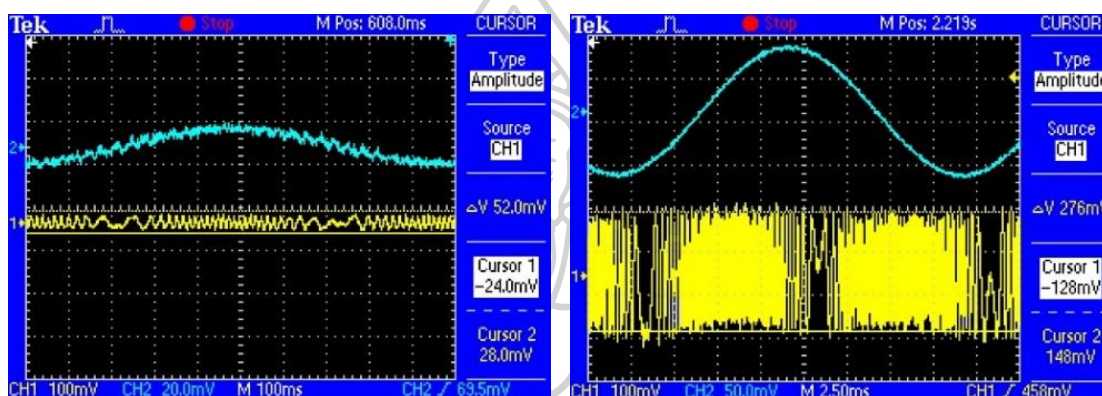
(ง)

รูปที่ ก.2 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 10 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม



(ก)

(ข)



(ค)

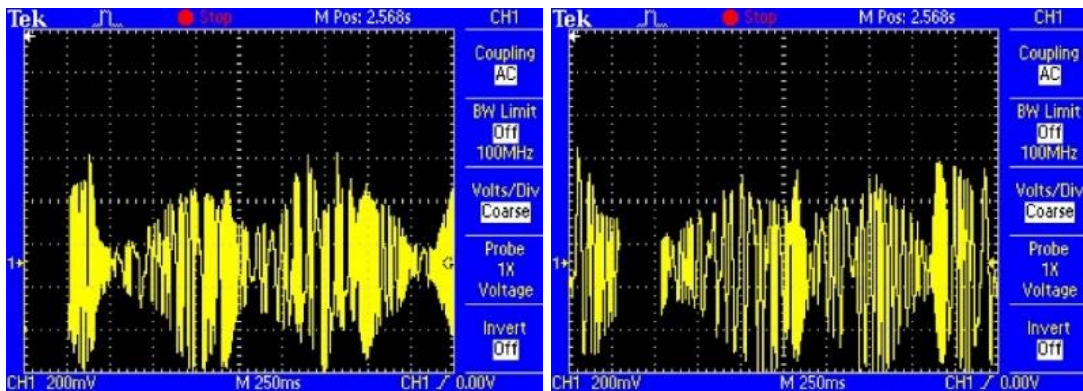
(ง)

รูปที่ ก.3 ผลสัญญาณจากวัสดุสะท้อนแสงความถี่เท่ากับ 50 Hz; (ก) फिल्मสะท้อนแสงบางชนิดปริซึม (ข) กระจกเงา (ค) แผ่นอลูมิเนียมบาง และ (ง) กระจกเคลือบอลูมิเนียม

จากการทดสอบการสะท้อนแสงของวัสดุพบว่า สัญญาณที่ได้จากวัสดุแผ่นอลูมิเนียมบางมีขนาดแอมพลิจูดต่ำที่สุด และต้องใช้ในการขยายสัญญาณเพิ่มเติม (Amplifier) ในขณะที่สัญญาณที่ได้จากวัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียม มีขนาดแอมพลิจูดสูงที่สุด รวมทั้งรั้วแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกับสัญญาณความถี่ที่ป้อนจากเครื่องกำเนิดรูปคลื่นสัญญาณ ดังนั้นในการพัฒนาหัววัด FFPI จึงได้เลือกประยุกต์ใช้กระจกเคลือบอลูมิเนียมเป็นวัสดุสะท้อนแสง

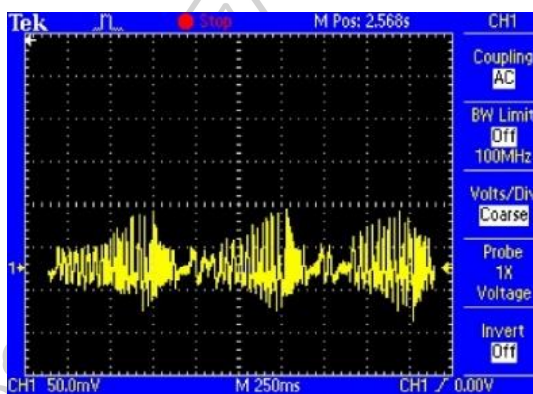
ก.2 ผลการทดสอบหัววัด FFPI ร่วมกับระบบที่พัฒนาขึ้นกับมนุษย์

โดยดำเนินการทดสอบระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับโยแก้วนนำแสงชนิดฟาบริ-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์กับมนุษย์บริเวณปลายนิ้ว และลำคอที่ระดับความถี่ต่าง ๆ ร่วมกับตัวอย่างวัสดุยืดหยุ่นทดสอบ จำนวน 3 ชนิด ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร สามารถแสดงตัวอย่างผลการทดสอบได้ดังรูปที่ ก.4 - ก.7



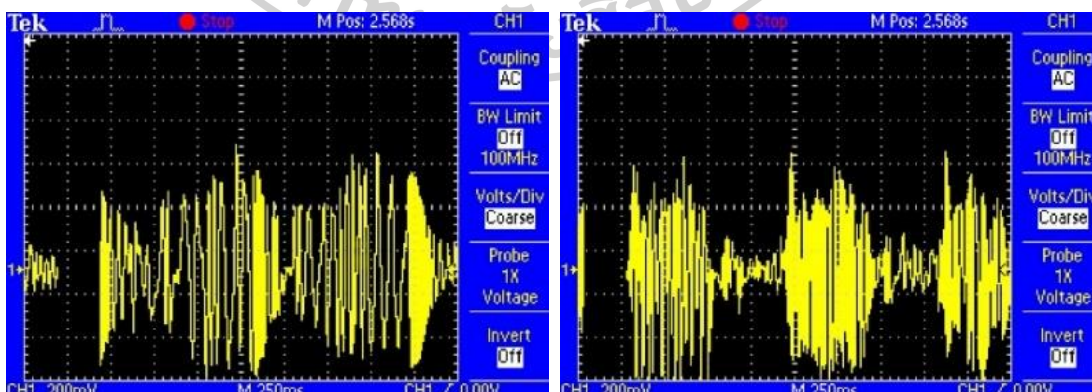
(ก)

(ข)



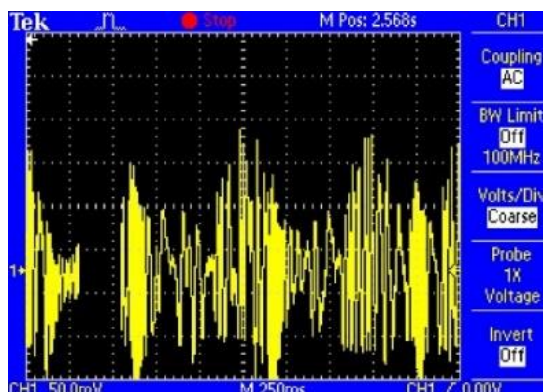
(ค)

รูปที่ ก.4 สัญญาณจากวัสดุยืดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 5 Hz บริเวณปลายนิ้ว; (ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร



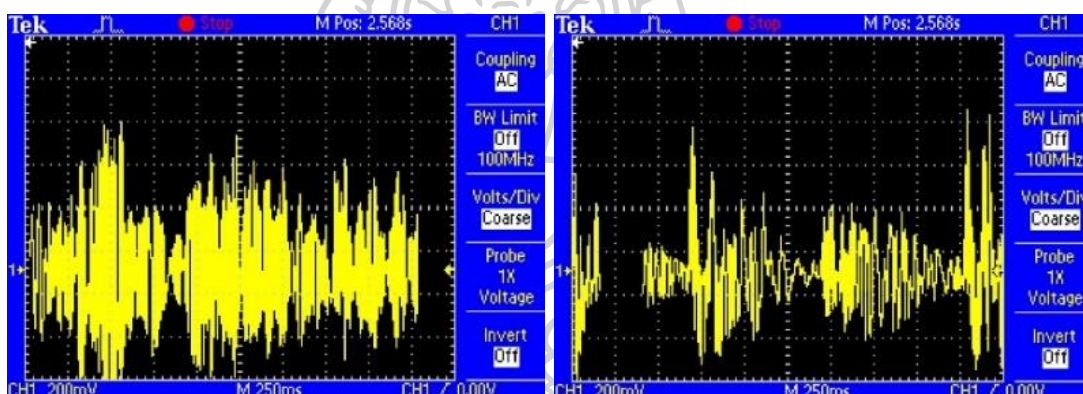
(ก)

(ข)



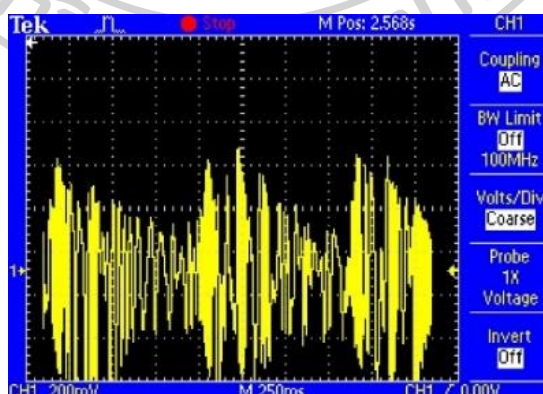
(ค)

รูปที่ ก.5 สัญญาณจากวัสดุยืดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 10 Hz บริเวณปลายนิ้ว; (ก) แผ่นยางบาง
(ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร



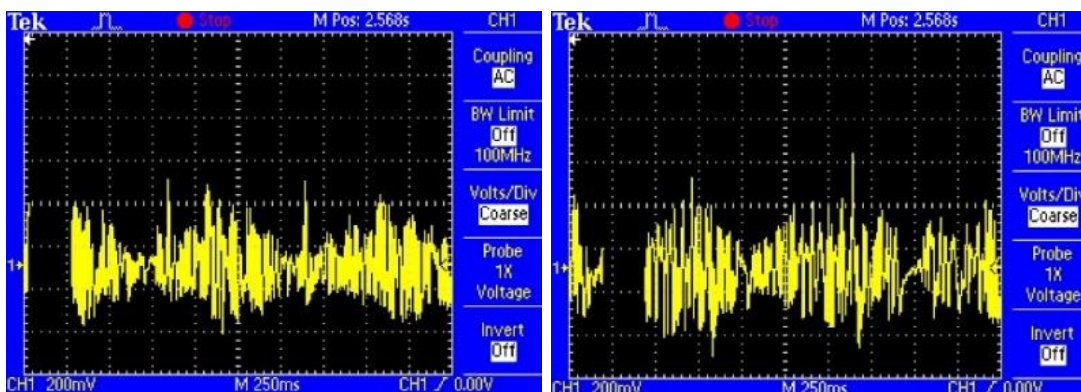
(ก)

(ข)



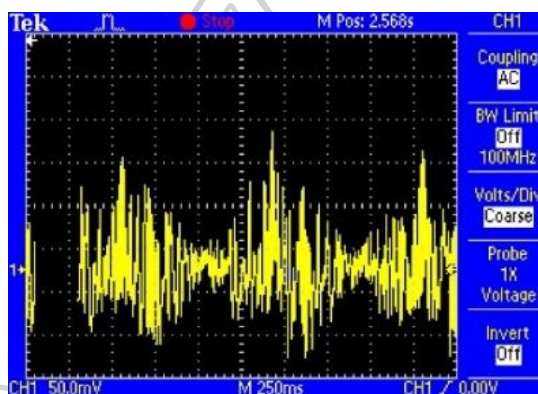
(ค)

รูปที่ ก.6 สัญญาณรีวแทรกสอดของแสงจากวัสดุยืดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 5 Hz บริเวณลำคอ;
(ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร



(ก)

(ข)



(ค)

รูปที่ ก.7 สัญญาณรบกวนที่แทรกสอดของแสงจากวัสดุยืดหยุ่นที่ระดับความถี่เท่ากับ 10 Hz บริเวณลำคอ;

(ก) แผ่นยางบาง (ข) แผ่นยางธรรมชาติ และ (ค) แผ่นยางไนไตร

จากการนำวัสดุยืดหยุ่นทั้ง 3 ชนิด ได้แก่ แผ่นยางบาง แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร ดำเนินการทดสอบกับมนุษย์บริเวณปลายนิ้ว และลำคอพบว่า

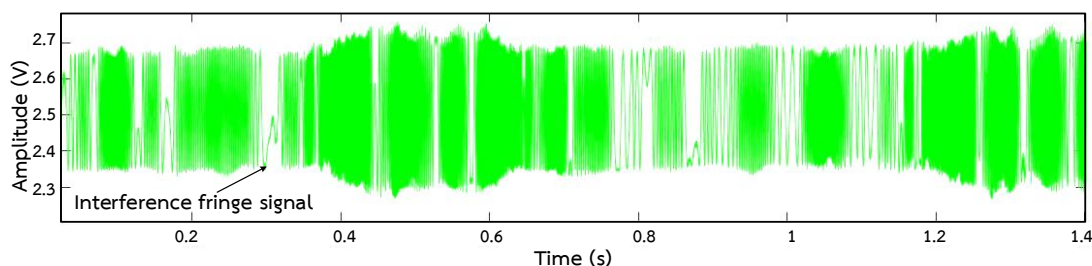
- แผ่นยางธรรมชาติ และแผ่นยางไนไตร: วัสดุสามารถตรวจจับชีพจรได้ทั้งบริเวณปลายนิ้ว และบริเวณลำคอ ถึงกระนั้นวัสดุทั้ง 2 ชนิด มีความยืดหยุ่นน้อย หลังจากการตรวจวัดชีพจรพบว่า วัสดุไม่สามารถคืนตัวกลับสภาพเดิมได้ หากทดสอบตรวจวัดชีพจรแล้ววัสดุจะเกิดการหย่อนคล้อย กล่าวคือ ในการทดลองครั้งถัดไปไม่สามารถใช้วัสดุดังกล่าวซ้ำได้ และเกิดรบกวนที่แทรกสอดของแสงไม่ชัดเจน

- แผ่นยางบาง: วัสดุสามารถตรวจจับชีพจรได้ทั้งบริเวณปลายนิ้ว และบริเวณลำคอได้เช่นกัน โดยวัสดุมีความยืดหยุ่นมากที่สุด รวมทั้งเกิดรบกวนที่แทรกสอดจากการโค้งตัวของวัสดุที่ชัดเจน

นอกจากนี้พบว่า การตรวจวัดบริเวณลำคอสามารถตรวจจับชีพจรได้ชัดเจนกว่าบริเวณปลายนิ้ว ดังนั้นในการทดลองกับมนุษย์จึงเลือกใช้แผ่นยางบางเป็นวัสดุยืดหยุ่น และทดสอบบริเวณลำคอ

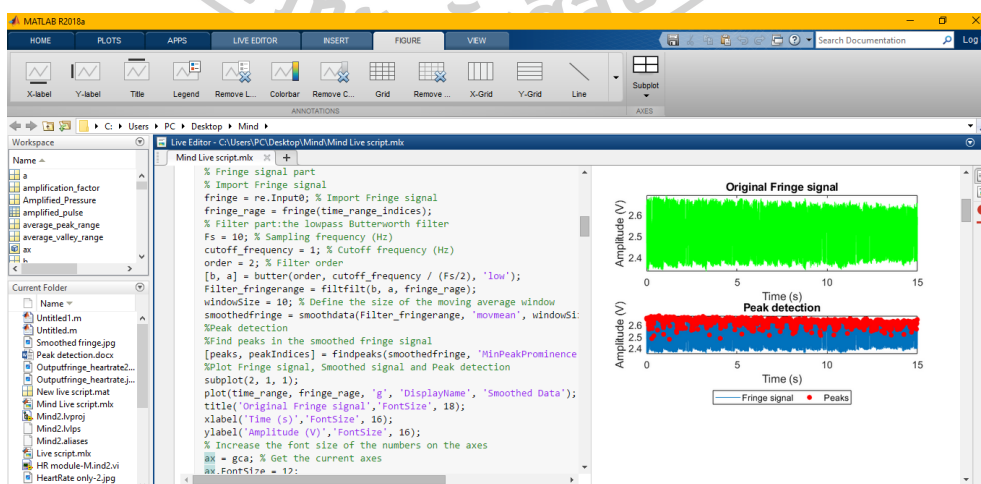
ก.3 ผลการประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรม

นำเข้าสู่สัญญาณการตรวจวัดจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบริ-เปอร์ต์ อินเทอร์ฟิโอมิเตอร์ ร่วมกับหัววัด FFPI ที่พัฒนาขึ้น โดยแสดงผลในรูปของรี้วแทรกสอดของแสง (Original fringe data) สามารถแสดงได้ดังรูปที่ ก.8



รูปที่ ก.8 ตัวอย่างสัญญาณรี้วแทรกสอดของแสงจากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น

จากรูปพบว่า รูปคลื่นแทรกสอดของแสงมีขนาดแอมพลิจูดที่ไม่เท่ากัน เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของอาสาสมัคร วัสดุยืดหยุ่นเกิดการหย่อนการสะท้อนแสงของวัสดุกระจกเคลือบอลูมิเนียมที่ไม่สม่ำเสมอ หรือสัญญาณกราวด์ด้วยแหล่งจ่ายไฟจากคอมพิวเตอร์ ปัจจัยเหล่านี้สามารถก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนได้ทั้งสิ้น ทำให้โปรแกรมไม่สามารถตรวจจับจุดสูงสุดของแต่ละรี้วแทรกสอดได้ชัดเจน ดังนั้นจึงต้องดำเนินการกรองสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการกรองความถี่ต่ำผ่าน และนับจำนวนจุดสูงสุดของแต่ละรี้วแทรกสอดของแสง เพื่อนำไปแปลค่าเป็นการโก่งตัวของวัสดุ สามารถแสดงผลของขั้นตอนดังกล่าวได้ดังรูปที่ ก.9

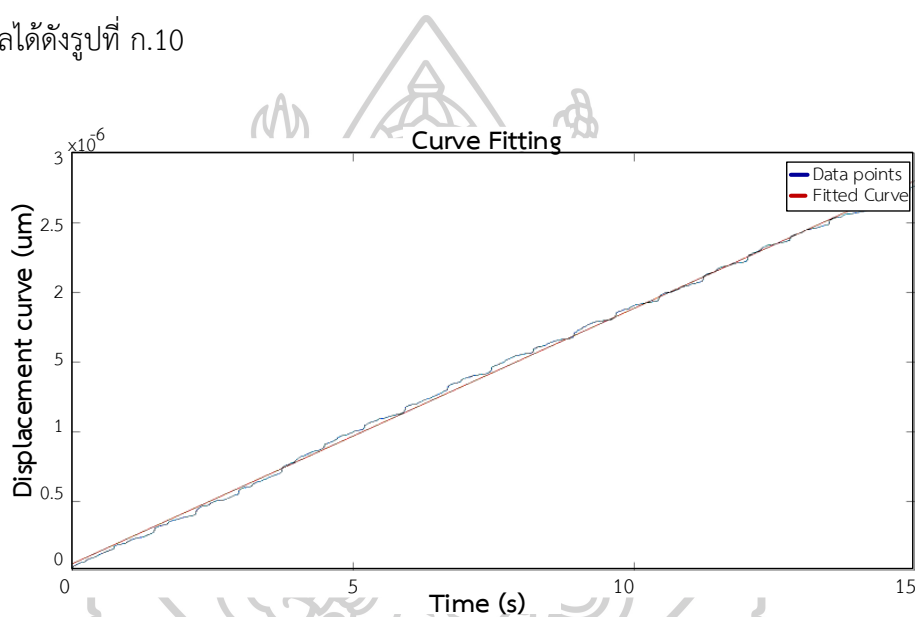


รูปที่ ก.9 ตัวอย่างการกรองสัญญาณและตรวจจับจุดสูงสุดของแต่ละรี้วแทรกสอดของแสง

จากนั้นแปลค่าจุดสูงสุดของรี้วแทรกสอดของแสงให้เป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ (Displacement curve) ได้จาก (2.3) ดังนี้

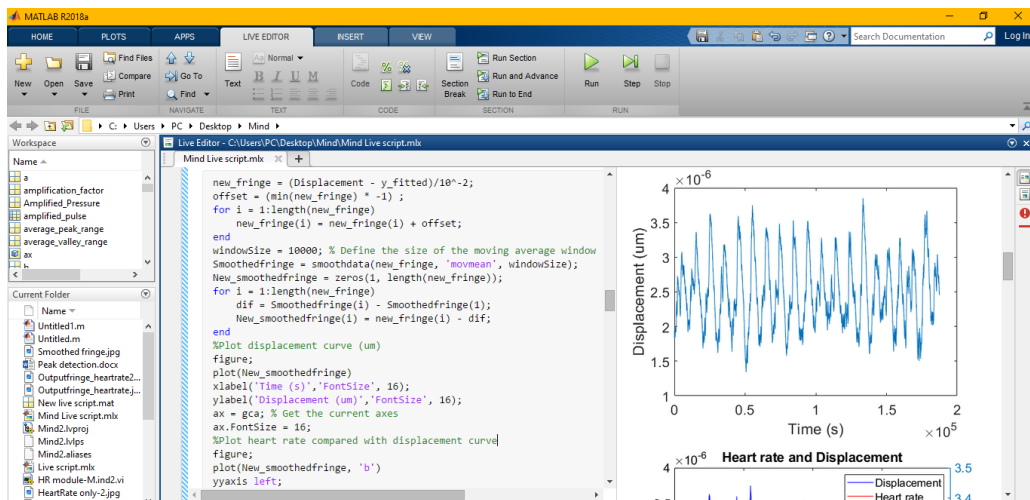
$$\Delta d = N \frac{\lambda}{2} \quad (2.3)$$

โดยกำหนดให้ Δd คือ ค่าการโก่งตัวของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงเวลาหนึ่ง ซึ่งมีหน่วยเป็น ไมโครเมตร (μm) และมีความสัมพันธ์กับจำนวนรี้วแทรกสอดของแสง (N) ที่เกิดขึ้น ในช่วงระยะเวลา 15 วินาที นอกจากนี้ λ คือ ความยาวคลื่นแสง ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1,310 นาโนเมตร สามารถแสดงผลได้ดังรูปที่ ก.10



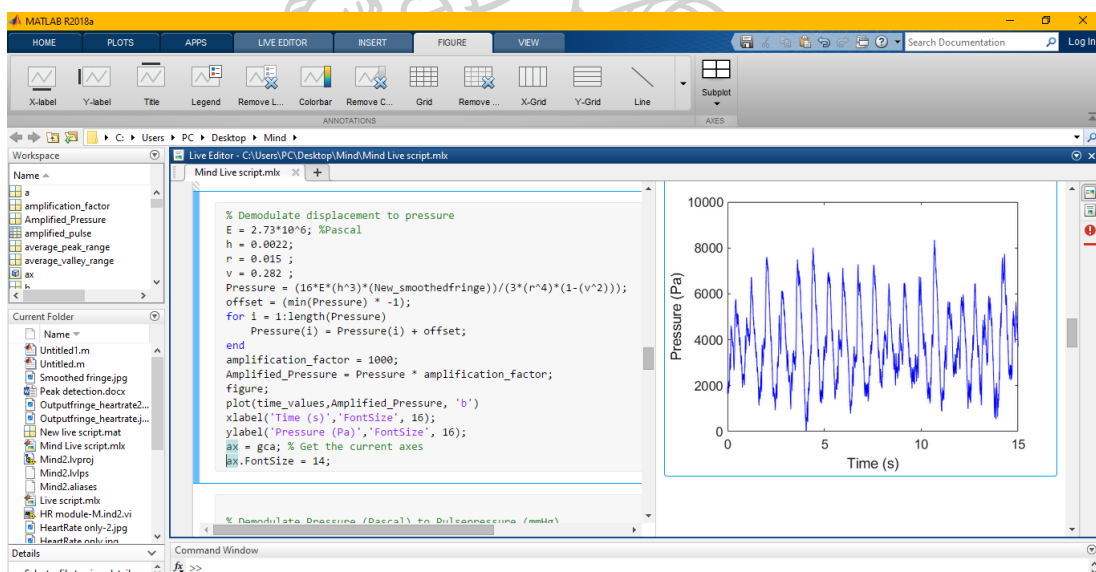
รูปที่ ก.10 ตัวอย่างการแปลค่าจุดสูงสุดของรี้วแทรกสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ

จากรูปเมื่อนำเข้าสมการดังกล่าวเข้าโปรแกรมประยุกต์ทางวิศวกรรมพบว่า ค่าการโก่งตัวของวัสดุที่ได้อยู่ในรูปของการถดถอยเชิงเส้น (Linear regression) โดยมีค่าเพิ่มขึ้นตามลำดับของชุดข้อมูล (Data point) เนื่องจาก (2.3) ไม่ได้กำหนดทิศทางการขึ้น หรือลงของรูปคลื่นสัญญาณ ส่งผลให้สัญญาณที่ได้มีรูปแบบเป็นเส้นตรง ถึงกระนั้นเมื่อสร้างเส้นส่วนโค้งที่เหมาะสม (Fitted curve) พบว่า สัญญาณที่ได้มีแนวโน้มคล้ายซีพอร์ ดังนั้นวิธีการถดถอยเชิงพหุนาม (Polynomial fitting) ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการปรับเปลี่ยนรูปแบบสัญญาณการโก่งตัวของวัสดุไม่ให้เป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงได้ โดยกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 1 นอกจากนี้เนื่องจากชุดข้อมูลเริ่มต้นจาก 0 สัญญาณที่ได้อาจมีค่าต่ำกว่า 0 หรือติดลบได้ จึงได้ตั้งค่าปรับ Offset = -1 เพื่อยกระดับสัญญาณไม่ให้ติดลบ สามารถแสดงตัวอย่างการประมวลผลได้ดังรูปที่ ก.11



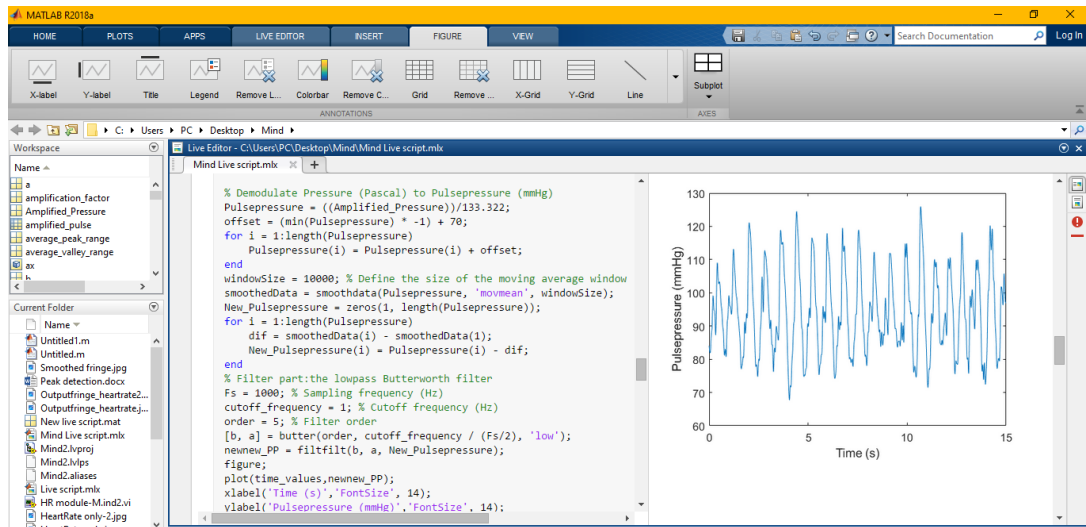
รูปที่ ก.11 ตัวอย่างการแปลค่ารีวิแทรกสอดของแสงเป็นค่าการโก่งตัวของวัสดุ

จากนั้นดำเนินการแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุเป็นความดัน (Pressure) โดยมีหน่วยเป็น ปาสคาล สามารถแสดงผลได้ดังรูปที่ ก.12

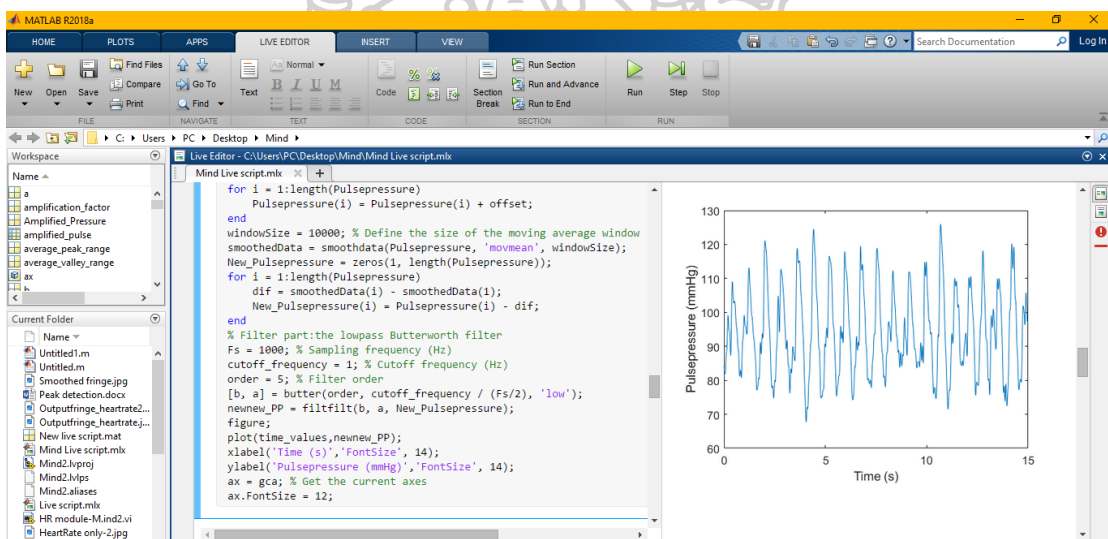


รูปที่ ก.12 ตัวอย่างการแปลค่าการโก่งตัวของวัสดุเป็นความดัน

จากรูปแสดงการประมวลผลการโก่งตัวของวัสดุเป็นค่าความดันที่มากกระทบกับแผ่นวัสดุ ยึดหยุ่น เมื่อได้ค่าความดันแล้ว จากนั้นดำเนินการประมาณค่าความดันชีพจร (Pulse pressure) โดยมีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg) สามารถแสดงตัวอย่างการประมวลผลได้ดังรูปที่ ก.13



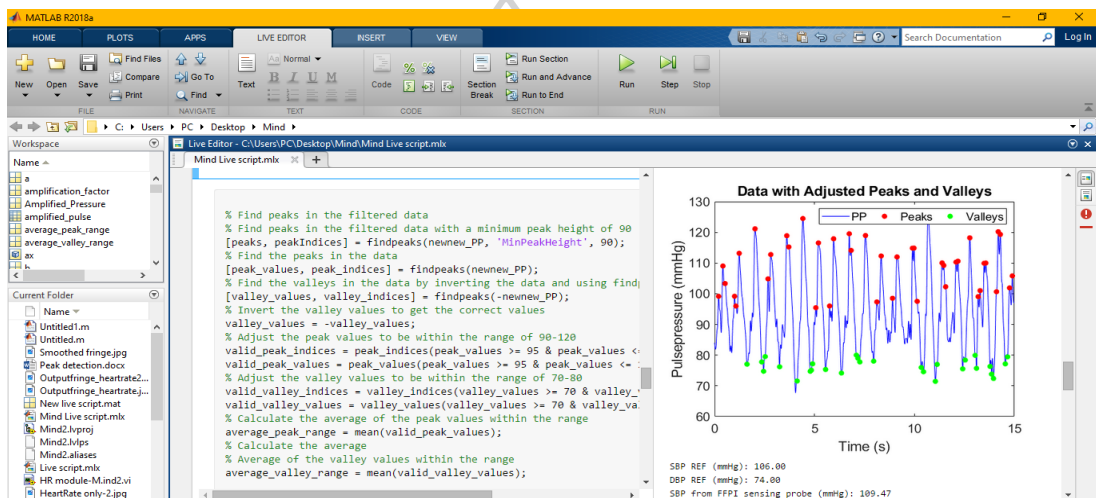
รูปที่ ก.13 ตัวอย่างการประมวลผลค่าความดันชีพจร



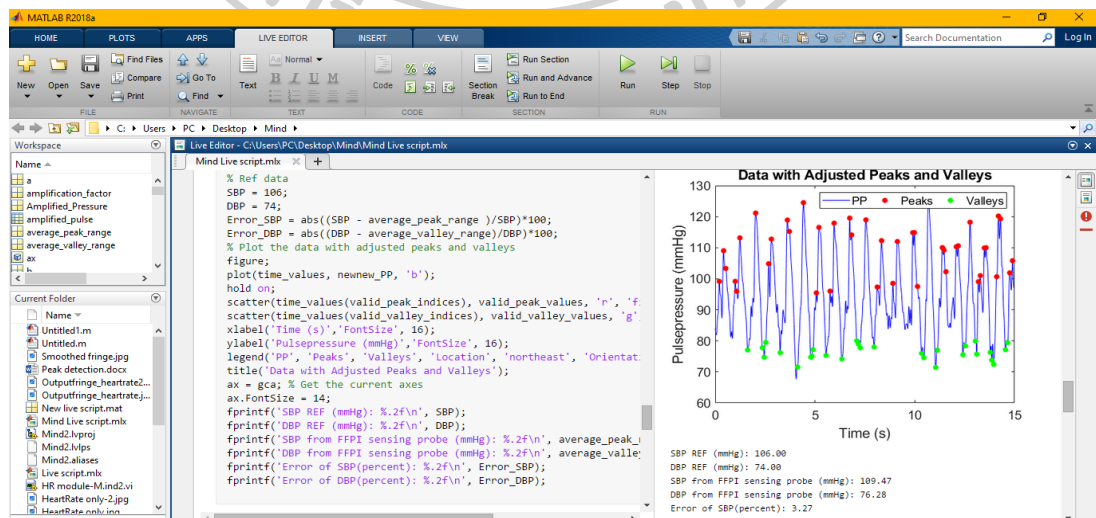
รูปที่ ก.14 ตัวอย่างการประมวลผลค่าความดันชีพจร (ต่อ)

วิธีการประมาณค่าความดันเป็นค่าความดันชีพจร โดยค่าความดันที่นำมาประมวลผลเป็นค่าความดันจากชุดข้อมูลสัญญาณภายใน 15 วินาที ที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ที่พัฒนาขึ้นร่วมกับหัววัด FFPI ซึ่งในแต่ละช่วงเวลาจะมีค่าความดันที่ไม่เท่ากัน เมื่อสามารถประมาณค่าความดันชีพจรได้แล้ว จากนั้นดำเนินการวิเคราะห์หาตำแหน่งของความดันโลหิตซิสทอลิก และความดันโลหิตไดแอสทอลิกตามลำดับ

สำหรับการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิตจากความดันชีพจร โดยจุดสูงสุดของรูปคลื่นชีพจร (Peak) แสดงถึงค่าความดันโลหิตซิสทอลิก (Systolic blood pressure: SBP) และจุดต่ำสุดของรูปคลื่นชีพจร (Valley) แสดงถึงค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก (Diastolic blood pressure: DBP) นอกจากนี้จำนวนจุดสูงสุด และต่ำสุดของรูปคลื่นชีพจรมีความสัมพันธ์กับจำนวนอัตราการเต้นของหัวใจ จากตัวอย่างชุดข้อมูลพบว่า ค่าความดันโลหิตซิสทอลิกอยู่ในช่วง 90 - 125 มิลลิเมตรปรอท และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกอยู่ในช่วง 70 - 80 มิลลิเมตรปรอท สามารถแสดงการประมวลผลได้ดังรูปที่ ก.15 และ ก.16 ตามลำดับ



รูปที่ ก.15 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต

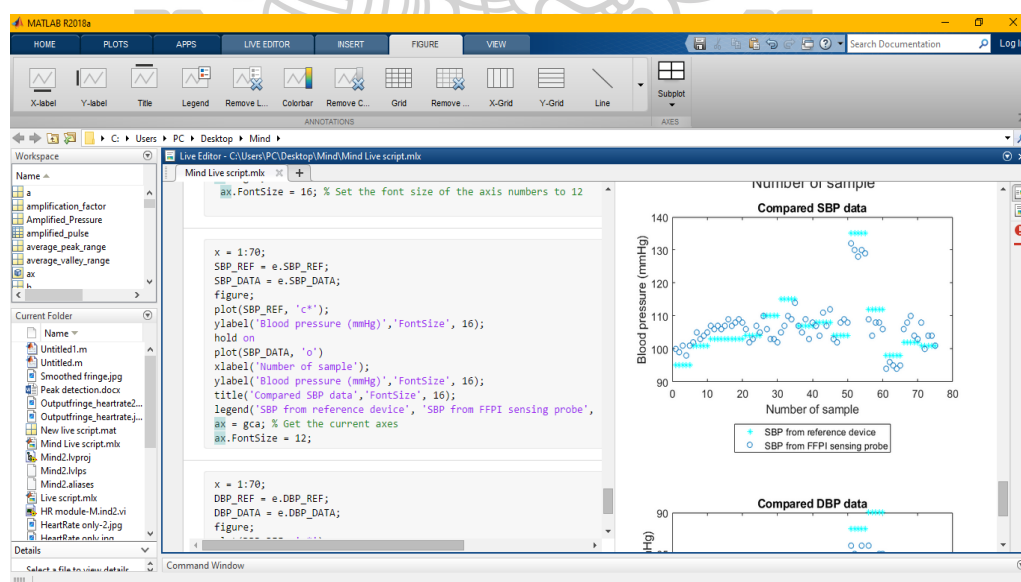


รูปที่ ก.16 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

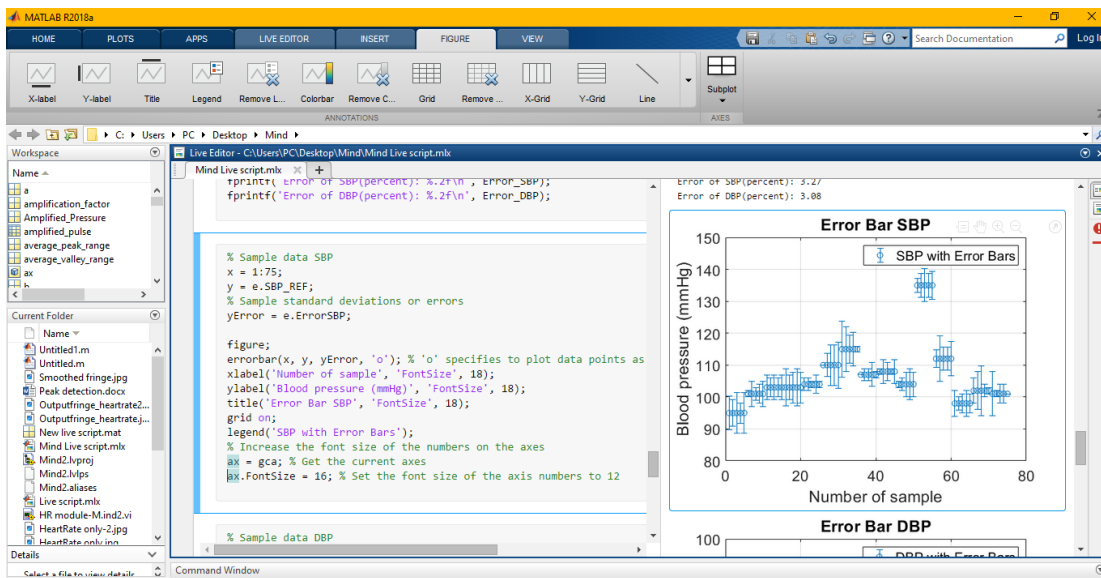
เมื่อสามารถวิเคราะห์ค่าความดันโลหิตซิสทอลิก และค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิกได้แล้ว จากนั้นนำข้อมูลที่ได้อ้างอิงไปเปรียบเทียบกับค่าความดันโลหิตอ้างอิงที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัล เพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นได้จาก

$$\text{Percentage error} = \left| \frac{\chi_{\text{mea}} - \chi_t}{\chi_t} \right| \times 100 \quad (\text{ก.1})$$

โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น (Percentage error) คือ ค่าที่ได้จากการเปรียบเทียบระหว่างค่าความดันโลหิตที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นกับค่าความดันโลหิตอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน, χ_{mea} คือ ค่าความดันโลหิตที่ได้จากระบบตรวจวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้น (Measure value) และ χ_t คือ ค่าความดันโลหิตอ้างอิงจากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน (True value) จากนั้นนำค่าความคลาดเคลื่อนดังกล่าวคูณด้วย 100 ซึ่งได้ผลในรูปของเปอร์เซ็นต์ สำหรับการเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่ได้จากระบบตรวจวัดด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปโรต์ อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ ที่พัฒนาขึ้น และค่าความดันโลหิตที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิทัลมาตรฐาน เพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนของความดันโลหิตซิสทอลิก และความดันโลหิตไดแอสทอลิก สามารถแสดงตัวอย่างการประมวลผลข้อมูลได้ดังรูปที่ ก.17 - ก.18 ตามลำดับ

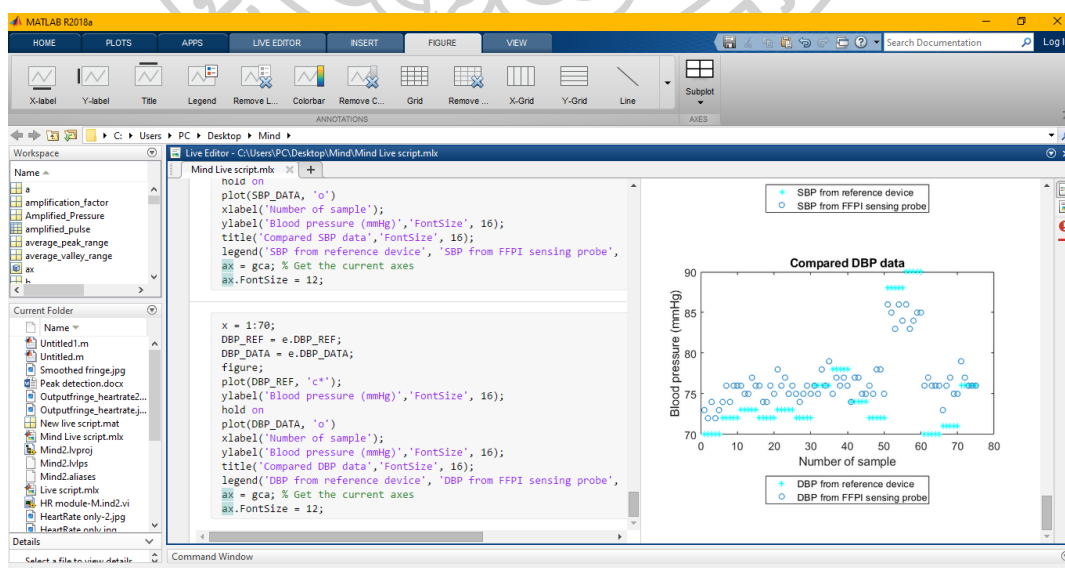


รูปที่ ก.17 ตัวอย่างการประมวลผลการเปรียบเทียบข้อมูลค่าความดันโลหิตซิสทอลิก

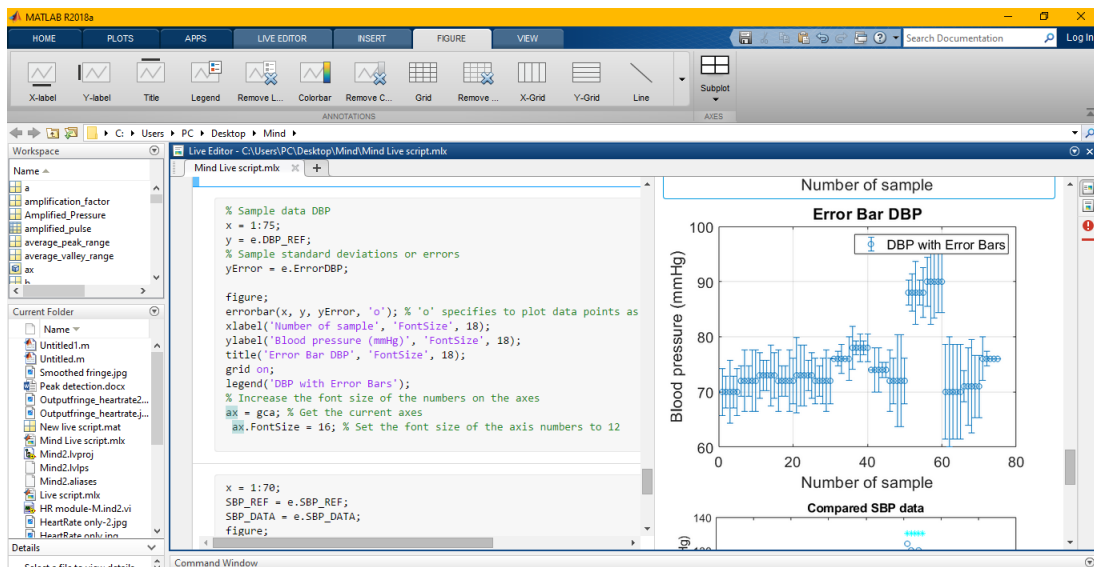


รูปที่ ก.18 ตัวอย่างการการหาค่าเส้นความคลาดเคลื่อนของค่าความดันโลหิตซิสทอลิก

การเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่ได้จากระบบตรวจวัดด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปอร์ด อินเทอร์ฟิโรมิเตอร์ ที่พัฒนาขึ้นกับค่าความดันโลหิตที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน จากนั้นดำเนินการหาค่าเส้นความคลาดเคลื่อนของความดันโลหิตไดแอสทอลิกเพื่อวิเคราะห์แนวโน้มของข้อมูล สามารถแสดงตัวอย่างการประมวลผลข้อมูลได้ดังรูปที่ ก.19 - ก.20 ตามลำดับ



รูปที่ ก.19 ตัวอย่างการประมวลผลการเปรียบเทียบข้อมูลค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก



รูปที่ ก.20 ตัวอย่างการการหาค่าเส้นความคลาดเคลื่อนของค่าความดันโลหิตไดแอสทอลิก

ก.4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากอาสาสมัคร

จากการพัฒนาระบบตรวจวัดความดันโลหิตด้วยตัวตรวจจับใยแก้วนำแสงชนิดฟาบรี-เปิร์ต อินเทอร์เฟอโรมิเตอร์ โดยนำข้อมูลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลมาตรฐาน สามารถแสดงผลค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากอาสาสมัครจำนวน 86 คน ได้ดังตารางที่ ก.1

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
1	69	110	80	68	114	83	1.45	3.64	3.75
	66	103	73	64	107	75	3.03	3.88	2.74
	78	108	71	76	112	75	2.56	3.70	5.63
	74	106	72	72	110	75	2.70	3.77	4.17
	71	114	77	68	117	75	4.23	2.63	2.60

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
2	71	94	71	68	96	75	4.23	2.13	5.63
	70	96	68	68	98	70	2.86	2.08	2.94
	71	99	67	68	102	70	4.23	3.03	4.48
	73	99	69	72	102	72	1.37	3.03	4.35
	74	101	69	72	105	72	2.70	3.96	4.35
3	64	89	65	64	92	68	0.00	3.37	4.62
	63	89	62	60	92	65	4.76	3.37	4.84
	65	91	62	64	95	65	1.54	4.40	4.84
	63	85	60	60	87	63	4.76	2.35	5.00
	68	86	63	68	89	65	0.00	3.49	3.17
4	112	118	84	112	115	87	0.00	2.54	3.57
	102	113	84	100	110	86	1.96	2.65	2.38
	106	113	80	104	110	82	1.89	2.65	2.50
	104	110	82	104	113	85	0.00	2.73	3.66
	94	110	81	92	113	83	2.13	2.73	2.47
5	69	105	71	68	110	73	1.45	4.76	2.82
	65	96	64	64	101	67	1.54	5.21	4.69
	69	94	65	68	98	67	1.45	4.26	3.08
	72	94	66	72	99	67	0.00	5.32	1.52
	71	95	63	68	100	65	4.23	5.26	3.17

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
6	83	101	70	80	103	70	3.61	1.98	0.00
	84	101	74	84	103	75	0.00	1.98	1.35
	91	99	73	88	100	75	3.30	1.01	2.74
	93	100	74	92	102	75	1.08	2.00	1.35
	92	101	70	92	105	72	0.00	3.96	2.86
7	74	113	71	72	110	72	2.70	2.65	1.41
	74	107	64	72	110	65	2.70	2.80	1.56
	73	106	64	72	108	65	1.37	1.89	1.56
	76	107	63	76	110	64	0.00	2.80	1.59
	72	104	66	72	108	65	0.00	3.85	1.52
8	64	96	60	64	98	62	0.00	2.08	3.33
	66	94	65	64	96	63	3.03	2.13	3.08
	65	94	65	64	96	63	1.54	2.13	3.08
	75	89	63	72	92	63	4.00	3.37	0.00
	63	96	66	60	98	65	4.76	2.08	1.52
9	86	113	69	84	110	70	2.33	2.65	1.45
	77	103	68	76	100	70	1.30	2.91	2.94
	78	102	66	76	104	68	2.56	1.96	3.03
	82	105	69	80	100	70	2.44	4.76	1.45
	79	109	69	76	111	70	3.80	1.83	1.45

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
10	79	93	66	76	92	65	3.80	1.08	1.52
	82	91	66	80	92	65	2.44	1.10	1.52
	81	92	66	80	94	65	1.23	2.17	1.52
	78	90	66	76	92	65	2.56	2.22	1.52
	80	95	68	80	96	69	0.00	1.05	1.47
11	78	105	72	80	108	75	2.56	2.86	4.17
	80	108	74	80	111	77	0.00	2.78	4.05
	80	110	75	80	113	77	0.00	2.73	2.67
	82	108	72	80	111	75	2.44	2.78	4.17
	83	108	72	80	112	75	3.61	3.70	4.17
12	79	113	75	76	116	77	3.80	2.65	2.67
	77	108	72	76	110	70	1.30	1.85	2.78
	77	107	72	76	110	70	1.30	2.80	2.78
	83	110	73	80	108	72	3.61	1.82	1.37
	81	108	75	80	105	74	1.23	2.78	1.33
13	77	92	68	76	94	70	1.30	2.17	2.94
	76	98	68	76	100	70	0.00	2.04	2.94
	72	98	71	72	100	72	0.00	2.04	1.41
	76	98	68	76	100	70	0.00	2.04	2.94
	76	95	74	76	98	73	0.00	3.16	1.35

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
14	78	105	67	76	101	68	2.56	3.81	1.49
	78	102	69	76	100	68	2.56	1.96	1.45
	88	107	70	88	105	69	0.00	1.87	1.43
	83	101	67	80	103	67	3.61	1.98	0.00
	81	108	64	80	106	65	1.23	1.85	1.56
15	86	122	75	84	124	76	2.33	1.64	1.33
	86	114	71	84	117	72	2.33	2.63	1.41
	87	112	74	84	114	75	3.45	1.79	1.35
	91	112	83	88	115	85	3.30	2.68	2.41
	84	115	80	84	117	82	0.00	1.74	2.50
16	74	106	66	72	108	68	2.70	1.89	3.03
	74	104	61	72	100	62	2.70	3.85	1.64
	75	103	59	72	106	60	4.00	2.91	1.69
	75	104	62	72	106	64	4.00	1.92	3.23
	79	113	65	76	110	64	3.80	2.65	1.54
17	67	105	69	64	100	67	4.48	4.76	2.90
	75	104	66	72	99	67	4.00	4.81	1.52
	70	106	70	68	102	70	2.86	3.77	0.00
	70	104	72	68	102	71	2.86	1.92	1.39
	72	105	72	72	102	71	0.00	2.86	1.39

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
18	73	104	69	72	103	70	1.37	0.96	1.45
	74	99	67	72	100	68	2.70	1.01	1.49
	74	96	67	72	98	68	2.70	2.08	1.49
	74	95	65	72	98	66	2.70	3.16	1.54
	74	95	65	72	98	66	2.70	3.16	1.54
19	77	119	79	76	117	80	1.30	1.68	1.27
	74	116	69	72	119	70	2.70	2.59	1.45
	71	108	70	68	110	70	4.23	1.85	0.00
	78	107	68	76	109	69	2.56	1.87	1.47
	76	104	63	76	107	65	0.00	2.88	3.17
20	71	102	67	68	104	69	4.23	1.96	2.99
	65	106	68	64	105	70	1.54	0.94	2.94
	75	110	70	72	108	68	4.00	1.82	2.86
	71	112	72	68	110	70	4.23	1.79	2.78
	65	112	72	64	110	70	1.54	1.79	2.78
21	83	119	75	80	114	78	3.61	4.20	4.00
	74	113	76	72	115	79	2.70	1.77	3.95
	66	114	76	64	116	79	3.03	1.75	3.95
	83	114	71	80	116	75	3.61	1.75	5.63
	73	115	77	72	117	79	1.37	1.74	2.60

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
22	86	108	79	84	112	83	2.33	3.70	5.06
	83	110	75	80	114	79	3.61	3.64	5.33
	85	109	74	84	113	78	1.18	3.67	5.41
	80	112	76	80	115	79	0.00	2.68	3.95
	82	111	72	80	115	75	2.44	3.60	4.17
23	76	105	69	76	107	72	0.00	1.90	4.35
	77	101	68	76	104	70	1.30	2.97	2.94
	79	102	66	76	104	71	3.80	1.96	7.58
	75	105	69	72	107	72	4.00	1.90	4.35
	78	108	66	76	111	70	2.56	2.78	6.06
24	58	106	79	56	102	80	3.45	3.77	1.27
	57	107	72	56	102	75	1.75	4.67	4.17
	60	105	71	60	100	72	0.00	4.76	1.41
	60	107	70	60	102	72	0.00	4.67	2.86
	58	104	71	56	106	72	3.45	1.92	1.41
25	78	104	72	76	107	75	2.56	2.88	4.17
	79	103	70	76	105	73	3.80	1.94	4.29
	79	105	70	76	107	72	3.80	1.90	2.86
	79	103	79	76	105	80	3.80	1.94	1.27
	83	103	74	80	105	78	3.61	1.94	5.41

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
26	82	110	83	80	115	85	2.44	4.55	2.41
	78	102	78	76	108	80	2.56	5.88	2.56
	79	102	77	76	108	80	3.80	5.88	3.90
	80	110	80	80	115	84	0.00	4.55	5.00
	79	112	82	76	118	85	3.80	5.36	3.66
27	65	119	83	64	122	86	1.54	2.52	3.61
	66	119	84	64	122	85	3.03	2.52	1.19
	63	110	83	60	114	85	4.76	3.64	2.41
	65	115	82	64	118	84	1.54	2.61	2.44
	66	118	84	64	120	85	3.03	1.69	1.19
28	70	115	80	68	117	82	2.86	1.74	2.50
	67	112	79	64	115	81	4.48	2.68	2.53
	73	112	72	72	115	75	1.37	2.68	4.17
	75	110	75	72	112	78	4.00	1.82	4.00
	76	110	76	76	112	79	0.00	1.82	3.95
29	82	114	83	80	118	86	2.44	3.51	3.61
	86	110	82	84	115	85	2.33	4.55	3.66
	78	111	81	76	115	85	2.56	3.60	4.94
	80	110	83	80	113	85	0.00	2.73	2.41
	82	112	80	80	115	82	2.44	2.68	2.50

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
30	85	104	69	84	110	73	1.18	5.77	5.80
	91	107	73	88	110	77	3.30	2.80	5.48
	80	109	62	80	114	65	0.00	4.59	4.84
	84	100	65	84	103	69	0.00	3.00	6.15
	85	105	67	84	109	71	1.18	3.81	5.97
31	76	96	68	76	100	69	0.00	4.17	1.47
	79	93	63	76	98	67	3.80	5.38	6.35
	74	99	63	72	104	67	2.70	5.05	6.35
	76	95	65	76	100	70	0.00	5.26	7.69
	77	96	66	76	100	70	1.30	4.17	6.06
32	89	117	75	88	120	78	1.12	2.56	4.00
	83	112	74	80	115	78	3.61	2.68	5.41
	90	115	77	88	120	80	2.22	4.35	3.90
	91	117	75	88	120	78	3.30	2.56	4.00
	90	115	78	88	119	82	2.22	3.48	5.13
33	97	118	81	96	120	85	1.03	1.69	4.94
	89	122	77	88	120	80	1.12	1.64	3.90
	94	113	78	92	115	82	2.13	1.77	5.13
	95	115	80	92	118	84	3.16	2.61	5.00
	97	117	80	96	120	84	1.03	2.56	5.00

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
34	64	127	79	64	125	83	0.00	1.57	5.06
	75	122	75	72	125	80	4.00	2.46	6.67
	73	126	79	72	129	82	1.37	2.38	3.80
	75	125	80	72	129	82	4.00	3.20	2.50
	74	125	83	72	129	85	2.70	3.20	2.41
35	74	109	70	72	114	74	2.70	4.59	5.71
	80	97	67	80	103	70	0.00	6.19	4.48
	81	108	65	80	112	69	1.23	3.70	6.15
	82	110	67	80	112	70	2.44	1.82	4.48
	83	112	70	80	116	73	3.61	3.57	4.29
36	92	108	78	92	111	83	0.00	2.78	6.41
	97	110	75	96	114	79	1.03	3.64	5.33
	99	112	79	96	115	82	3.03	2.68	3.80
	95	109	72	92	110	75	3.16	0.92	4.17
	92	111	78	92	114	76	0.00	2.70	2.56
37	85	98	66	84	102	70	1.18	4.08	6.06
	91	99	69	88	104	72	3.30	5.05	4.35
	90	100	65	88	105	69	2.22	5.00	6.15
	89	99	66	88	102	70	1.12	3.03	6.06
	94	106	69	92	110	72	2.13	3.77	4.35

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
38	87	112	70	84	120	75	3.45	7.14	7.14
	74	101	66	72	106	70	2.70	4.95	6.06
	88	99	65	88	104	70	0.00	5.05	7.69
	85	100	67	84	103	71	1.18	3.00	5.97
	88	105	69	88	110	73	0.00	4.76	5.80
39	61	120	80	60	123	78	1.64	2.50	2.50
	60	123	83	60	126	80	0.00	2.44	3.61
	59	116	81	56	110	79	5.08	5.17	2.47
	62	118	80	60	112	85	3.23	5.08	6.25
	64	117	82	64	113	85	0.00	3.42	3.66
40	61	92	75	60	90	72	1.64	2.17	4.00
	55	94	77	52	92	75	5.45	2.13	2.60
	60	105	79	60	100	77	0.00	4.76	2.53
	62	98	75	60	95	72	3.23	3.06	4.00
	61	100	78	60	96	75	1.64	4.00	3.85
41	87	117	78	84	114	75	3.45	2.56	3.85
	85	114	74	84	110	70	1.18	3.51	5.41
	86	110	74	84	112	72	2.33	1.82	2.70
	88	115	76	88	112	72	0.00	2.61	5.26
	87	117	78	84	112	74	3.45	4.27	5.13

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
42	92	114	82	92	112	80	0.00	1.75	2.44
	91	118	81	88	115	80	3.30	2.54	1.23
	100	119	79	100	116	77	0.00	2.52	2.53
	90	120	83	88	116	80	2.22	3.33	3.61
	92	122	82	92	120	80	0.00	1.64	2.44
43	62	115	77	60	110	75	3.23	4.35	2.60
	70	118	72	68	115	70	2.86	2.54	2.78
	65	118	78	64	115	75	1.54	2.54	3.85
	66	118	79	64	115	77	3.03	2.54	2.53
	71	110	79	68	105	78	4.23	4.55	1.27
44	61	106	65	60	100	68	1.64	5.66	4.62
	64	107	65	64	101	68	0.00	5.61	4.62
	62	102	65	60	105	70	3.23	2.94	7.69
	63	104	64	60	98	68	4.76	5.77	6.25
	58	114	68	56	110	70	3.45	3.51	2.94
45	49	113	67	48	110	70	2.04	2.65	4.48
	50	109	60	48	105	65	4.00	3.67	8.33
	50	106	63	48	100	66	4.00	5.66	4.76
	54	108	61	52	102	65	3.70	5.56	6.56
	52	116	66	52	110	68	0.00	5.17	3.03

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
46	86	120	78	84	121	81	2.33	0.83	3.85
	88	122	80	88	125	83	0.00	2.46	3.75
	86	120	78	84	121	80	2.33	0.83	2.56
	86	118	82	84	121	85	2.33	2.54	3.66
	84	116	82	84	119	84	0.00	2.59	2.44
47	74	117	80	72	113	78	2.70	3.42	2.50
	76	110	81	76	107	78	0.00	2.73	3.70
	78	115	81	76	110	79	2.56	4.35	2.47
	79	112	84	76	108	79	3.80	3.57	5.95
	77	117	82	74	114	80	3.90	2.56	2.44
48	81	105	76	80	107	77	1.23	1.90	1.32
	83	108	75	80	111	77	3.61	2.78	2.67
	83	110	78	80	113	80	3.61	2.73	2.56
	80	110	78	80	113	81	0.00	2.73	3.85
	80	108	74	80	110	75	0.00	1.85	1.35
49	63	95	57	60	96	60	4.76	1.05	5.26
	65	100	60	64	102	62	1.54	2.00	3.33
	67	102	62	64	105	63	4.48	2.94	1.61
	70	100	60	64	98	63	8.57	2.00	5.00
	70	99	60	64	100	61	8.57	1.01	1.67

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
50	78	114	79	76	110	80	2.56	3.51	1.27
	77	112	76	76	110	81	1.30	1.79	6.58
	77	111	77	76	112	82	1.30	0.90	6.49
	78	112	75	76	115	80	2.56	2.68	6.67
	77	111	75	76	113	80	1.30	1.80	6.67
51	75	114	80	72	116	78	4.00	1.75	2.50
	71	116	84	68	118	82	4.23	1.72	2.38
	70	117	84	68	113	82	2.86	3.42	2.38
	68	111	79	68	114	83	0.00	2.70	5.06
	67	114	82	64	116	86	4.48	1.75	4.88
52	77	124	76	76	126	78	1.30	1.61	2.63
	72	126	74	72	122	77	0.00	3.17	4.05
	75	126	78	72	123	77	4.00	2.38	1.28
	70	122	80	68	125	80	2.86	2.46	0.00
	72	122	78	72	125	80	0.00	2.46	2.56
53	68	112	67	68	115	65	0.00	2.68	2.99
	69	109	71	68	112	69	1.45	2.75	2.82
	70	110	70	68	116	69	2.86	5.45	1.43
	68	110	69	68	113	65	0.00	2.73	5.80
	67	112	69	64	114	65	4.48	1.79	5.80

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
54	62	124	76	60	121	79	3.23	2.42	3.95
	66	122	82	64	120	84	3.03	1.64	2.44
	60	115	76	60	112	80	0.00	2.61	5.26
	61	119	70	60	115	74	1.64	3.36	5.71
	65	113	71	64	110	72	1.54	2.65	1.41
55	74	123	82	72	120	84	2.70	2.44	2.44
	74	124	84	72	120	80	2.70	3.23	4.76
	74	123	78	72	126	80	2.70	2.44	2.56
	73	120	75	72	117	80	1.37	2.50	6.67
	73	116	71	72	112	72	1.37	3.45	1.41
56	86	110	80	84	113	82	2.33	2.73	2.50
	83	115	82	80	117	82	3.61	1.74	0.00
	88	114	82	88	117	80	0.00	2.63	2.44
	85	112	84	84	115	86	1.18	2.68	2.38
	84	112	84	84	114	87	0.00	1.79	3.57
57	77	116	76	76	114	75	1.30	1.72	1.32
	76	113	70	76	115	72	0.00	1.77	2.86
	77	114	68	76	110	70	1.30	3.51	2.94
	78	111	69	76	115	70	2.56	3.60	1.45
	82	114	77	80	112	75	2.44	1.75	2.60

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
58	75	121	81	72	124	80	4.00	2.48	1.23
	74	128	80	72	131	79	2.70	2.34	1.25
	74	127	78	72	130	80	2.70	2.36	2.56
	76	125	78	76	128	78	0.00	2.40	0.00
	79	125	75	76	128	77	3.80	2.40	2.67
59	65	124	63	64	120	65	1.54	3.23	3.17
	65	126	66	64	122	69	1.54	3.17	4.55
	62	126	63	60	122	65	3.23	3.17	3.17
	63	125	59	60	120	60	4.76	4.00	1.69
	74	125	75	72	120	74	2.70	4.00	1.33
60	89	125	74	88	124	77	1.12	0.80	4.05
	87	118	78	84	120	80	3.45	1.69	2.56
	94	121	81	92	123	83	2.13	1.65	2.47
	88	128	74	88	130	76	0.00	1.56	2.70
	89	119	76	88	120	77	1.12	0.84	1.32
61	85	127	73	84	128	75	1.18	0.79	2.74
	84	127	73	84	125	74	0.00	1.57	1.37
	90	122	69	88	123	71	2.22	0.82	2.90
	85	124	71	84	125	72	1.18	0.81	1.41
	87	122	77	84	124	80	3.45	1.64	3.90

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
62	90	123	80	88	120	83	2.22	2.44	3.75
	88	120	82	88	124	86	0.00	3.33	4.88
	86	120	80	84	123	84	2.33	2.50	5.00
	89	121	78	88	124	80	1.12	2.48	2.56
	84	122	79	84	125	82	0.00	2.46	3.80
63	87	127	78	84	130	80	3.45	2.36	2.56
	89	114	76	88	117	78	1.12	2.63	2.63
	87	127	78	84	130	80	3.45	2.36	2.56
	89	114	76	88	115	78	1.12	0.88	2.63
	87	127	78	84	130	80	3.45	2.36	2.56
64	76	121	80	76	119	81	0.00	1.65	1.25
	78	121	78	76	119	80	2.56	1.65	2.56
	84	115	75	84	112	76	0.00	2.61	1.33
	73	110	73	72	105	74	1.37	4.55	1.37
	74	110	72	72	105	74	2.70	4.55	2.78
65	70	120	78	68	123	81	2.86	2.50	3.85
	68	121	73	68	124	75	0.00	2.48	2.74
	69	125	73	68	122	75	1.45	2.40	2.74
	66	122	76	64	126	78	3.03	3.28	2.63
	81	124	77	80	126	81	1.23	1.61	5.19

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
66	68	126	83	68	122	85	0.00	3.17	2.41
	72	121	84	72	119	85	0.00	1.65	1.19
	71	113	77	68	115	76	4.23	1.77	1.30
	74	111	80	72	113	82	2.70	1.80	2.50
	74	115	84	72	117	86	2.70	1.74	2.38
67	46	119	76	44	121	79	4.35	1.68	3.95
	55	123	83	52	126	80	5.45	2.44	3.61
	50	115	79	48	117	76	4.00	1.74	3.80
	46	119	76	44	121	80	4.35	1.68	5.26
	55	123	83	52	126	80	5.45	2.44	3.61
68	71	129	83	68	125	80	4.23	3.10	3.61
	67	127	80	64	124	77	4.48	2.36	3.75
	66	127	80	64	124	78	3.03	2.36	2.50
	71	129	83	68	125	80	4.23	3.10	3.61
	67	127	82	64	124	79	4.48	2.36	3.66
69	76	124	81	76	128	78	0.00	3.23	3.70
	71	125	75	68	122	72	4.23	2.40	4.00
	73	127	81	72	124	78	1.37	2.36	3.70
	79	124	84	76	120	82	3.80	3.23	2.38
	75	123	79	72	119	80	4.00	3.25	1.27

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
70	83	113	63	80	110	64	3.61	2.65	1.59
	83	109	63	80	112	67	3.61	2.75	6.35
	84	108	62	84	104	64	0.00	3.70	3.23
	82	112	70	80	110	69	2.44	1.79	1.43
	81	118	68	80	112	72	1.23	5.08	5.88
71	66	110	72	64	103	76	3.03	6.36	5.56
	72	113	75	72	110	72	0.00	2.65	4.00
	67	110	72	64	103	76	4.48	6.36	5.56
	67	107	73	64	105	74	4.48	1.87	1.37
	77	103	74	76	100	72	1.30	2.91	2.70
72	82	124	78	80	120	80	2.44	3.23	2.56
	80	120	80	80	123	84	0.00	2.50	5.00
	84	119	79	84	122	85	0.00	2.52	7.59
	85	122	83	84	125	85	1.18	2.46	2.41
	87	120	80	84	121	82	3.45	0.83	2.50
73	66	110	64	64	117	69	3.03	6.36	7.81
	70	94	62	68	100	65	2.86	6.38	4.84
	77	111	65	76	117	69	1.30	5.41	6.15
	70	94	62	68	100	65	2.86	6.38	4.84
	77	111	65	76	117	69	1.30	5.41	6.15

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
74	72	125	71	72	123	74	0.00	1.60	4.23
	77	120	75	76	117	77	1.30	2.50	2.67
	80	118	73	80	120	70	0.00	1.69	4.11
	79	120	77	76	123	80	3.80	2.50	3.90
	75	122	78	72	124	75	4.00	1.64	3.85
75	63	121	83	60	123	85	4.76	1.65	2.41
	57	124	71	56	119	72	1.75	4.03	1.41
	56	120	70	56	115	72	0.00	4.17	2.86
	62	125	70	60	122	72	3.23	2.40	2.86
	66	125	74	64	122	76	3.03	2.40	2.70
76	63	123	79	60	125	80	4.76	1.63	1.27
	57	112	74	56	115	76	1.75	2.68	2.70
	66	112	71	64	115	74	3.03	2.68	4.23
	64	109	69	64	112	72	0.00	2.75	4.35
	62	112	75	60	115	78	3.23	2.68	4.00
77	63	122	74	60	128	76	4.76	4.92	2.70
	66	126	70	64	119	72	3.03	5.56	2.86
	69	120	65	68	122	68	1.45	1.67	4.62
	72	127	68	72	122	70	0.00	3.94	2.94
	72	125	74	72	120	76	0.00	4.00	2.70

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

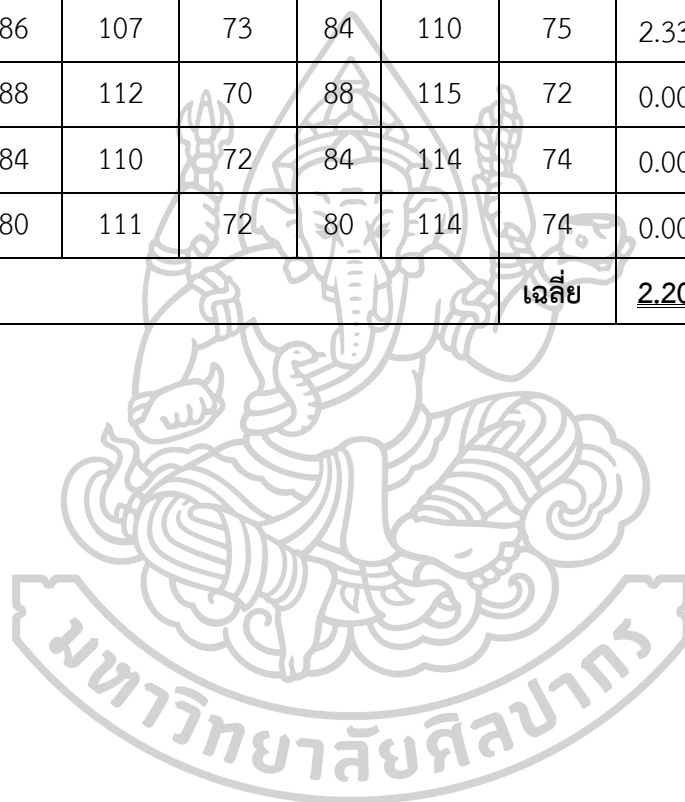
ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
78	78	124	80	76	122	83	2.56	1.61	3.75
	69	119	65	68	114	68	1.45	4.20	4.62
	70	111	65	68	113	68	2.86	1.80	4.62
	78	124	80	76	122	83	2.56	1.61	3.75
	69	119	65	68	114	68	1.45	4.20	4.62
79	70	110	78	68	113	80	2.86	2.73	2.56
	66	96	73	64	100	76	3.03	4.17	4.11
	70	110	78	68	113	80	2.86	2.73	2.56
	66	96	73	64	100	76	3.03	4.17	4.11
	70	110	78	68	114	80	2.86	3.64	2.56
80	66	110	64	64	115	67	3.03	4.55	4.69
	66	107	63	64	111	66	3.03	3.74	4.76
	65	105	59	64	109	62	1.54	3.81	5.08
	65	105	60	64	109	63	1.54	3.81	5.00
	70	108	63	68	113	66	2.86	4.63	4.76
81	88	110	72	88	107	70	0.00	2.73	2.78
	85	113	76	84	110	75	1.18	2.65	1.32
	84	112	75	84	115	72	0.00	2.68	4.00
	84	110	73	84	114	72	0.00	3.64	1.37
	80	114	72	80	110	70	0.00	3.51	2.78

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
82	66	111	71	64	114	75	3.03	2.70	5.63
	61	114	76	60	110	79	1.64	3.51	3.95
	63	106	70	60	100	68	4.76	5.66	2.86
	65	110	72	64	106	70	1.54	3.64	2.78
	67	112	74	64	108	70	4.48	3.57	5.41
83	66	125	71	64	120	75	3.03	4.00	5.63
	65	120	75	64	115	72	1.54	4.17	4.00
	64	118	73	64	114	70	0.00	3.39	4.11
	67	120	77	64	116	73	4.48	3.33	5.19
	68	122	78	68	118	73	0.00	3.28	6.41
84	72	126	84	72	122	86	0.00	3.17	2.38
	69	120	81	68	115	85	1.45	4.17	4.94
	72	121	80	72	118	83	0.00	2.48	3.75
	79	118	78	76	122	80	3.80	3.39	2.56
	70	113	76	68	110	79	2.86	2.65	3.95
85	50	119	83	48	115	80	4.00	3.36	3.61
	49	116	81	48	112	78	2.04	3.45	3.70
	52	112	81	52	109	78	0.00	2.68	3.70
	54	114	81	52	110	78	3.70	3.51	3.70
	55	115	80	52	110	77	5.45	4.35	3.75

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐาน (ต่อ)

ลำดับ	ค่าอ้างอิง			ค่าจากระบบที่พัฒนาขึ้น			ค่าความคลาดเคลื่อน		
	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP	HR	SBP	DBP
	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท	ครั้ง/ นาที	มม. ปรอท	มม. ปรอท
86	83	109	70	80	112	72	3.61	2.75	2.86
	86	107	73	84	110	75	2.33	2.80	2.74
	88	112	70	88	115	72	0.00	2.68	2.86
	84	110	72	84	114	74	0.00	3.64	2.78
	80	111	72	80	114	74	0.00	2.70	2.78
						เฉลี่ย	<u>2.20</u>	<u>2.94</u>	<u>3.38</u>





ภาคผนวก ข

ภาคผนวก ข
ผลงานวิชาการที่ถูกลดทอน

ผลงานตีพิมพ์/ประชุมวิชาการจากวิทยานิพนธ์

Author: Napatsorn Ratanapanya and Saroj Pullteap

Title: Sensing Probe Development for Pulse Wave and Blood Pressure Detection using Fiber Optic Based Fabry-Perot Interferometer

Source: 8th International STEM Education Conference, iSTEM-Ed 2023 - Proceedings

Document type: Conference Proceeding

Database: Scopus (Published)



Sensing Probe Development for Pulse Wave and Blood Pressure Detection using Fiber Optic Based Fabry-Perot Interferometer

Napatsorn Ratanapanya
*Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering
 and Industrial Technology*
Silpakorn University (Sanam Chandra Palace Campus)
 Nakhon Pathom, Thailand
 ratanapanya_n@su.ac.th

Saroj Pullteap
*Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering
 and Industrial Technology*
Silpakorn University (Sanam Chandra Palace Campus)
 Nakhon Pathom, Thailand
 saroj@su.ac.th

Abstract—A low-cost sensing probe based on fiber optic Fabry-Perot interferometer (FFPI) was designed and developed for pulse wave and blood pressure measurements. The FFPI system was comprised of the light source, sensing probe, and photodetector. To develop the sensing probe, four reflective materials and also three elastic materials were demonstrated to measure the reflectivity and elasticity, respectively. Furthermore, the probe was tested on the fingertip and neck to obtain the interference fringes with five times of repeatability. Besides, the peak detection and fringe counting techniques were employed to demodulate interference fringes into pulse waves. The results revealed that Aluminum-coated mirror provided the highest reflectivity, while a latex rubber balloon, the most elastic material, had a percentage of elongation of 199.25 mm and a Young's modulus of 2.85 MPa. To conclude, the sensing probe had the ability to detect heart pulses, paving the way for an affordable, painless, and user-friendly instrument.

Keywords—Sensing probe, Fabry-Perot interferometer, reflective material, elastic material, blood pressure measurement.

I. INTRODUCTION

The first step in clinical evaluation is monitoring vital sign. It is essential for diagnosing underlying diseases which are body temperature, respiratory rate, heart rate, and blood pressure [1, 2]. The most risk factor that can cause complications or various diseases is high blood pressure or hypertension. It can lead to a stroke, kidney disease, heart disease, vascular disease, dementia, aneurysms of the aorta, and also damage the arteries [3, 4]. In addition, the number of people aged 30-79 with hypertension has increased from 650 million to 1.28 billion over the past 30 years [5]. The mortality rate is approximately 7.7-10.4 million people per year, and it is expected that there will be an increase of 1.5 billion people by 2025 due to many patients not receiving treatment or control health behavior [6]. Currently, the blood pressure measuring devices can, mainly, be divided into 2 types. The former are the cuff-based devices such as mercury and spiral sphygmomanometers, which are required to use stethoscope in conjunction with an air pump to control intravascular flow. They have high accuracy whereas the medical doctor must possess enough skills to apply these devices effectively. In addition, digital sphygmomanometer measurement is to compress artery with a cuff and convert the pulse wave into a blood pressure. It is portable, convenient to apply, and has a display which suitable for daily use [7]. The latter is the wireless sphygmomanometer, which using photoplethysmography (PPG) technology or

pulse wave vibration sensor for detecting heart rate and blood pressure. Normally, the devices are applied on a fingertip (thumb or index finger) or wrist [8, 9]. However, the digital sphygmomanometer is the most popular whereas it has a limitation of measurement duration and the working principle of compressing arm may cause pain to the user and is not suitable for continuous monitoring [10-12]. In contrast with the fiber optic interferometric sensor (FOI), it has a high resolution, simple to operate, small size, light weight, and immunity to electromagnetic field. Besides, it can be adapted to install with a plastic tape or some materials for developing a continuous blood pressure instrument [13]. Therefore, there are several researches applied the FOI to biomedical engineering field. For instances, Ushakov *et al.* presented the noninvasive pulse wave velocity monitoring system based on the multiplexed fiber optic based Fabry-Perot interferometer (FFPI) sensor, which were attached to the skin on the carotid artery, subcutaneous vein and aorta. The experimental results revealed that the sensor had an ability to estimate pulse wave velocity (PWV) from several radial artery locations [14]. Meanwhile, Markvart *et al.* and Li *et al.* also measured blood pressure by attaching the end of a fiber optic with a capillary glass tube. The result showed that the system had a strain sensitivity of 2.57 with a maximum and minimum mean square deviation (MSD) of 4.43 and 0.67, respectively [15, 16]. In addition, L. Li *et al.* also invented a wristband device consisted of a polydimethylsiloxane (PDMS) flexible sheet. The pulse transit time (PTT) and pulse wave velocity (PWV) techniques were utilized for demodulating the output signal waveform. As a result, the average deviation was 1 mmHg and the standard deviation was 3 mmHg, which mean the device had a high stability [17]. Similar to J. Li *et al.* who investigated a microfiber sensing probe made from PDMS. Although, it had a high sensitivity, but it was expensive and also complex operation [18, 19]. As mentioned above, the FOI sensors have the ability to detect and estimate vital sign and blood pressure, which is suitable for applying in various applications especially in the biomedical field due to its high accuracy, sensitivity and resolution.

In this work, a fiber optic Fabry-Perot interferometer (FFPI) has been preliminarily applied to develop a low-cost FFPI sensing probe for measuring pulse wave and blood pressure, owing to its simple structure and high sensitivity. Moreover, the sensing probe consists of reflector and elastic material attached at the fiber end. To implement the sensing probe, four reflective materials are demonstrated with different excitation frequencies to obtain amplitudes and

This research project is supported by National Research Council of Thailand under the scholarship of Research and Researchers for Industries (RRI) grant no. NRCT-RRI63016-M32 and Realtronics (Thailand) Co., Ltd.

979-8-3503-4262-8/23/\$31.00 ©2023 IEEE

Authorized licensed use limited to: Silpakorn University provided by UniNet. Downloaded on January 08, 2024 at 04:04:30 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

capabilities. Additionally, three elastic materials are also demonstrated to determine Young's modulus and elasticity. Furthermore, the sensing probe is tested in two different body locations, the fingertip and neck, to assess repeatability of five times for each placement. Besides, this comparison aimed to evaluate the output pulse waves and identify the appropriate measurement location. The peak detection and fringe counting techniques are, next, utilized to demodulate interference fringes into the displacement curves. Moreover, the signals from the FFPI sensing probe are compared to a heart rate module and standard sphygmomanometer, which served as reference measurement devices. This work is, particularly, partially involved in a thesis subjected to provide education in the application of fiber optic sensors in biomedical engineering study.

II. RELATED THEORIES

A. Blood pressure and pulse wave

The standard of blood pressure for healthy people is systolic blood pressure (SBP) at below 120 mmHg and diastolic blood pressure (DBP) at less than 80 mmHg [20]. Generally, the human cardiac cycle can be presented in Fig.1. However, when the SBP is more than 140 mmHg and DBP is greater than 90 mmHg, it may indicate a state of being high blood pressure or hypertension [21].

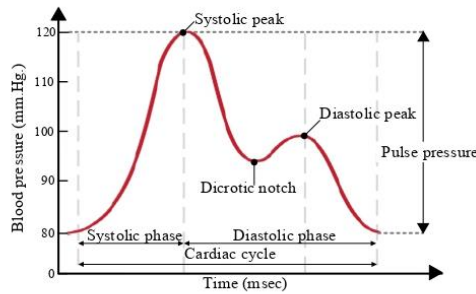


Fig. 1. Example of human pulse determinations cardiac cycle

In particular, the cardiac cycle of a pulse wave or arterial pulse wave (APW) consists of 2 phases; systolic phase, and diastolic phase. The former phase begins with the heart muscle contracts (systolic phase) the arteries to expand and generate a pressure wave against the blood vessel walls that results in a pulse pressure. The peak pressure during this phase is known as the systolic peak or systolic blood pressure (SBP). The latter is occur when the heart muscle relaxation and lead to decrease in pressure, causing the end of systolic phase and beginning of the diastolic phase (dicrotic notch). When the pressure drops to the lowest part of the cycle, it is known as the diastolic blood pressure (DBP) [22].

B. Principle of fiber optic interferometer

An optical fiber sensor is a device for detecting physical quantities such as temperature, pressure, stress, strain, humidity, voltage, and acceleration with a small fiber for transmitting optical signals. Normally, there are many types of fiber optic sensors for example fiber Bragg grating (FBG), polarization and intensity fiber optic sensor, fiber optic-based refractometer (FOR), and fiber optic interferometer (FOI) sensor. Focusing on, the FOI sensor, it can, mainly, be

divided into 4 types: Sagnac, Michelson, Mach-Zehnder, and Fabry-Perot interferometer [23]. Due to the principle and structure of the Sagnac, it has a large size, the sensitivity relies on frequency and not suitable for measuring a vibration [24]. For Michelson and Mach-Zehnder, the setting with a high drift phase will be overlimit for measuring frequency, and also found that these 3 types of interferometers need double axes for splitting light into reference signal and sensing signal, resulting in more equipment cost and also using more optical devices [24]. In contrast, the fiber optic Fabry-Perot interferometer (FFPI) measurement signal can be detected with a single axis which reduces the cost of optical device. Besides, it has very small size, simply to use, high resolution and sensitivity. Therefore, in this study, the FFPI was applied to develop the pulse wave and blood pressure measurement system. The operating principle of FFPI can be detailed in Fig. 2.

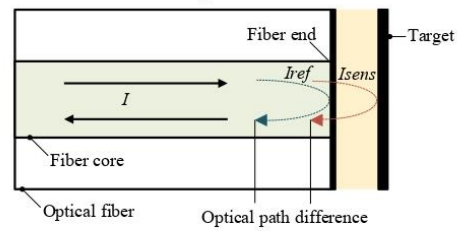


Fig. 2. Signal interference generation within fiber optic Fabry-Perot interferometer

When light from the light source is injected into the fiber cord, a part of the light is reflected about 4% at the fiber end (reference signal), and the rest of the light continues to be transmitted to the target or the elastic diaphragm that suppresses the pulse measurement point (sensing signal), and then reflected back into the fiber end. Both signals are, next, superpositioned in the output fiber obtained the interference signal. The total output interference signal can be expressed by (1):

$$I = I_{ref} + I_{sens} + 2\sqrt{I_{ref}I_{sens}} \cos \Delta\phi \quad (1)$$

where: I is the total interference signal, I_{ref} is the light intensity of the reference signal, and I_{sens} is the light intensity of the measurement signal, respectively. In addition, $\Delta\phi$ is the optical phase difference between both signals [25]. The intensity of light affects the phase change can calculate by (2):

$$\Delta\phi = \frac{2\pi N}{\lambda} \times 2d \quad (2)$$

where: n is the refractive index, λ is a wavelength, and d is the distance of phase change, respectively. The number of fringes (N) during 1 period of pulse pressure is proportional to the elimination distance of the diaphragm. While the pulse pressure is applied to the diaphragm, which attached to the detector results in deflection within the material [26] as can be shown in Fig. 3. According to the reflective mirror material, the conversion of interference fringes to displacement can be given by (3):

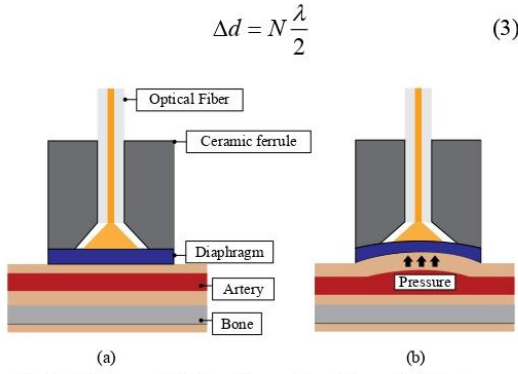


Fig. 3. Diaphragm deflection; (a) normal condition and (b) diaphragm deflection

The pressure applied to the elastic material in a period of time can be calculated by (4):

$$P = \frac{16Et^3d_i}{3(1-\nu^2)D^4} \quad (4)$$

where: P is the pressure, E is the Young's modulus, t is the thickness, d_i is the material deflection during a period of time, ν is the Poisson ratio, and D is the diameter of elastic material, respectively [27, 28].

As mentioned above, the pulse wave is measured using fiber optic Fabry-Perot interferometer by demodulating the number of interference fringes corresponding to strain values. This strain caused by the elastic material deflection results in a change of distance. Afterward, the interference fringes are processed into a displacement curve and analyze the waveform to pulse waves or pulse pressure.

III. EXPERIMENTAL SETUP

The experimental setup for developing a sensing probe to detect pulse wave based on a fiber optic Fabry-Perot interferometer is including of the design of the sensing probe, demonstration of reflective and elastic materials, and demodulation of the signal into a pulse wave, respectively. Additionally, the configuration design for developing the sensing probe can be seen in Fig. 4.

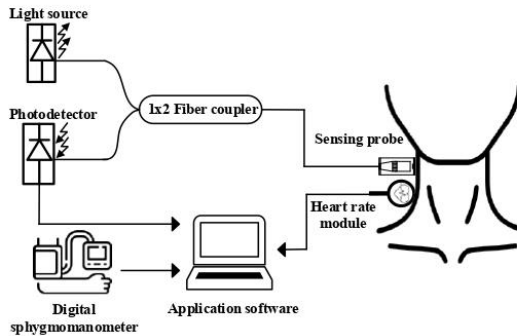


Fig. 4. Configuration of pulse wave monitoring system based on fiber optic based Fabry-Perot interferometer

As shown in Fig. 4, a monochromatic light from a laser diode light source was injected through a fiber optic cord into 1x2 fiber coupler, and then propagated to a sensing probe. Particularly, the sensing probe consists of a reflector and elastic material that deflects in accordance with the pulse pressure at the neck, resulting in phase change. Moreover, a digital oscilloscope was utilized for monitoring the interference fringe obtained from the sensing probe. Consequently, the MATLAB application software was also developed to demodulate the number of fringes into a dynamic displacement. Additionally, the pulse signal from the heart rate module, systolic blood pressure (SBP), diastolic blood pressure (DBP), and heart rate (HR) detected by the digital sphygmomanometer were employed as reference values. Furthermore, the conceptual design of the sensing probe would be able to detect pulse wave non-invasively, simply to use, low-cost, and accurate. The sensing probe structure can be illustrated in Fig. 5.

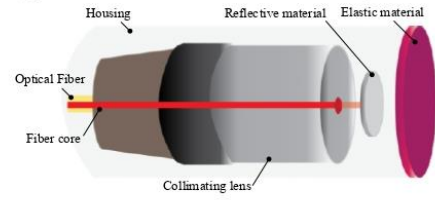


Fig. 5. Conceptual design of sensing probe

For developing the sensing probe, 4 types of reflective materials; prismatic retroreflective thin film, aluminum foil aluminum-coated mirror, and plane mirror with a diameter of 10 mm have been investigated. In particular, a classical function generator was operated for generating the excitation frequency in range of 1, 2, 5, 10, and 20 Hz to a mechanical vibrator in order to measure the excitation amplitude detected from FFPI of each material. The configuration of the materials demonstration can be shown in Fig. 6.

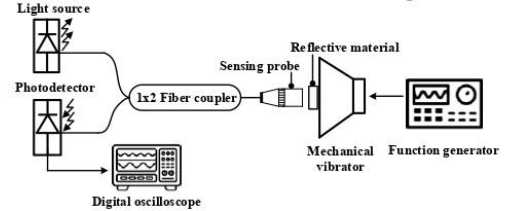


Fig. 6. Configuration of reflective materials demonstration

Furthermore, 3 elastic materials such as latex rubber balloon, natural latex gloves, and nitrile gloves were tested with a tensile tester (Chun Yen CY-6102). Meanwhile, the mentioned materials were cut into the uniaxial tensile specimens with a gauge length of 15 mm and width of 10 mm. During testing, the specimens were inserted into the grips, and subsequently pulled up until a material deformation occurred known as "yield strength" with the 3 times of repeatability for each material. However, the force exerted on the specimens was documented by measuring the displacement between the grips of the tensile tester to get a young's modulus (N/mm^2) and percentage of elongation (mm), which represented the material stretched during a period of time.

From the experimental above enable the identification of materials with the highest level of excitation amplitude and flexibility. These materials can then be specifically chosen to construct the sensing probe. However, the performance of the developed sensing probe was assessed by comparing with different placements, fingertip and neck. After the pulse wave detection from FFPI sensing probe, the signal was then analyzed by using the peak detection and fringe counting technique with MATLAB application software. The peak detection was employed for tracking number of interference peaks during a half period of time, corresponds to number of fringes (N) in (3). Consequently, the fringe counting technique was utilized for demodulating fringes into a dynamic displacement, which was related to a pulse pressure waveform.

IV. EXPERIMENTAL RESULTS AND DISCUSSION

The results reported that the four reflective materials demonstration with a signal generated by a classical function generator, the aluminum (Al) foil had the lowest excitation amplitude of 84mV. Moreover, the prismatic retroreflective thin film (PSR film), plane mirror, and aluminum (Al)-coated mirror, had the amplitude of 208, 224, and 292mV, respectively. It was implied that the aluminum (Al)-coated mirror had the highest range of amplitude related to the excitation waveform accurately, which easily to count the number of interference fringes. Furthermore, an example comparison of the excitation waveform incorporated with the interference fringe in difference reflective materials at the excitation frequency of 5 Hz can be illustrated in Fig. 7.

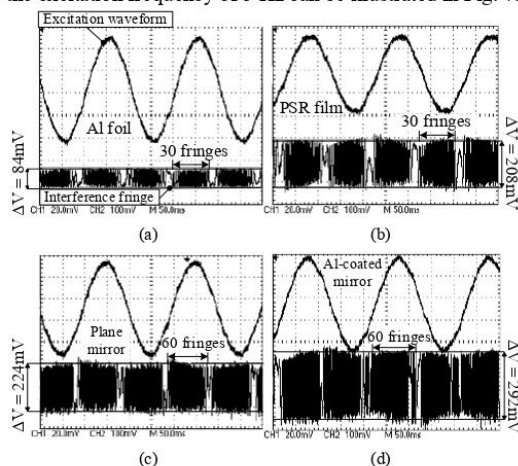


Fig. 7. Example of excitation waveform and interference fringes compared with 4 reflective materials at 5 Hz; (a) Al foil, (b) PSR film, (c) plane mirror, and (d) Al-coated mirror

Moreover, the output of interference fringes was related to the types of reflective materials. The aluminum (Al) foil and PSR film had the similar fringe values of approximately 30 fringes, whereas the two mirror materials showed double fringe values of 60 fringes due to the dual cavity of light. Among these reflective materials, the Al-coated mirror exhibited the highest number of fringes. The example result of reflective materials demonstration can be summarized in Table 1.

TABLE I. RESULTS FROM REFLECTIVE MATERIALS DEMONSTRATION

Frequency (Hz)	No. of fringe				
	No. of measurement	Al foil	PSR film	Plane mirror	Al-coated mirror
1	1	30	33	65	66
	2	31	34	65	65
	3	30	33	64	66
	Avg.	30	33	65	66
2	1	30	32	60	62
	2	31	31	61	62
	3	31	32	61	61
	Avg.	31	32	61	62
5	1	29	30	58	59
	2	28	29	58	59
	3	29	30	59	58
	Avg.	29	30	58	59
10	1	29	29	56	58
	2	28	29	57	58
	3	28	28	57	57
	Avg.	28	29	57	58
20	1	28	27	52	54
	2	28	28	53	54
	3	27	28	53	53
	Avg.	28	28	53	54

According to the experiment, each material exhibited different properties as follows:

- *Aluminum foil*: it had the lowest excitation amplitude, also easily wrinkled when once applied on the target. Moreover, it required more signal amplification than other materials to clearly obtain the output of interference fringe signal.
- *Prismatic retroreflective thin film*: it was able to reflect light, but the output interference fringe signal was not clear and complicated to count.
- *Plane mirror*: Aligning the sensing probe with the plane mirror was complicated as it required setting at a specific angle.
- *Al-coated mirror*: it had an appropriate amplitude which related to the changes of excitation waveform. It also was easy to install and provided evaluation of the interference fringes number.

In addition, the results of elastic materials demonstration were summarized in Table 2, which included the percentage of elongation (mm) and Young's Modulus (MPa) values. The latex rubber balloon, natural latex gloves, and nitrile gloves had a Young's modulus equal to 2.85, 1.68, and 1.39 MPa, respectively. Moreover, they also had a percent elongation with 199.25, 148.20 and 84.59 mm.

TABLE II. RESULT OF MATERIALS TESTING PROCESS

Materials	Elongation	Young's modulus
Latex rubber balloon	199.25	2.85
Natural latex gloves	148.20	1.68
Nitrile gloves	84.59	1.39

It indicates that the latex rubber balloon had higher elasticity than others. Moreover, after testing all elastic materials with the sensing probe placed on the neck, it was summarized that natural latex gloves and nitrile gloves were less flexible, could not return to its initial state and reused. For the latex rubber balloon, it was able to detect pulse wave clearly, more flexible and could be reused. Therefore, the Al-coated mirror and latex rubber balloon were optimize for developing the FFPI sensing probe as could be illustrated in Fig. 8.

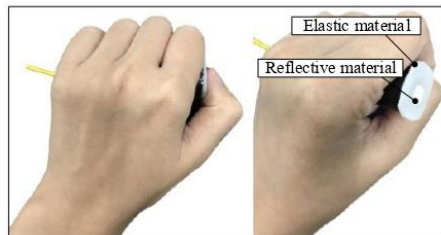


Fig. 8. Developed sensing probe applied for pulse wave and blood pressure detection

The developed sensing probe consists of an optical fiber install with a collimating lens which attached to the Al-coated mirror in a diameter of 10 mm, thickness of 1 mm, and latex rubber balloon at the fiber end. The sensing probe is placed over the fingertip (radial artery) and neck (carotid artery). The example result of interference fringe detected from the sensing probe and pulse signal from heart rate module can be illustrated in Fig. 9.

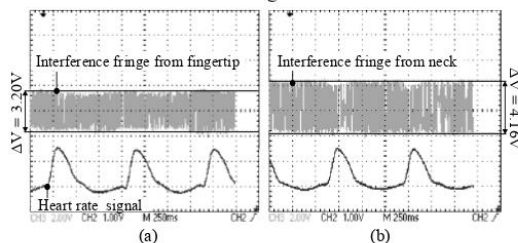


Fig. 9. Example of interference fringe and pulse signal compared with difference sensing placement: (a) fingertip and (b) neck

When the sensing probe was placed over the fingertip and neck, it was revealed that there was not enough pressure at the fingertip to deflect the latex rubber balloon. Therefore, the output signal would be obtained from the force exerted by the tester on the diaphragm, rather than the actual pulse pressure. On the other hand, when placing the sensing probe on the neck, the pulse wave could be easily detected immediately, and it exhibited an obviously interference fringe waveform, which allowed for the data analysis and estimation of the pulse wave direction, respectively. Due to these issues, the appropriate position for the sensing probe measurement was on the neck. In terms of the signal demodulation process by expression (3) - (4), it revealed that interference fringes investigated from the sensing probe were related to the material deflection as shown in Fig. 10.

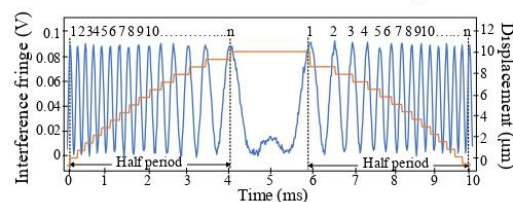


Fig. 10. Demodulation techniques via MATLAB application software

As illustrated in Fig. 10, when plotting a dynamic displacement by the output interference fringe from the sensing probe since peak 1 until end, it was indicated that

the curve had relied on each peak detected by MATLAB software, and also had a direction corresponded to the change of the excitation frequency period. By demodulating the changes in material deflection, it can be analyzed as a pulse waveform using the selected the aluminum-coated mirror and the latex rubber balloon for developing a FFPI sensing probe. It was found that the probe can detect neck pulse in real-time compare to the reference instruments.

V. CONCLUSION

The fiber optic based Fabry-Perot interferometer sensing probe applied for pulse wave and blood pressure detection was investigated. The reflective materials such as prismatic retroreflective thin film, aluminum foil, plane mirror, and Al-coated mirror were demonstrated and had a result in choosing an Al-coated mirror with a diameter of 10 mm. Besides, the elastic materials such as latex rubber balloon, natural latex gloves, and nitrile gloves were demonstrated with a tensile tester. The appropriate elastic material was latex rubber balloon with a Young's modulus equal to 2.85 MPa, and a percent elongation with 199.25 mm, respectively. These 2 materials; Al-coated mirror and latex rubber balloon were optimized for the sensing probe development. Moreover, when testing sensing probe with human, it was able to detect pulse in both fingertip and neck location. For demodulation process by using peak detection and fringe counting technique, it can preliminarily measure the dynamic pulse wave in real time.

REFERENCES

- [1] M. Kebe, R. Gadhafi, B. Mohammad, M. Sanduleanu, H. Saleh, and M. Al-Qutayri, "Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review," *Sensors*, vol. 20, no. 5, pp. 1454, 2020.
- [2] A. Sapra, A. Malik, and P. Bhandari, *Vital Sign Assessment*, in StatPearls Publishing. Treasure Island (FL), 2023.
- [3] J.-J. Song, Z. Ma, J. Wang, L.-X. Chen, and J.-C. Zhong, "Gender Differences in Hypertension," *Journal of Cardiovascular Translational Research*, vol. 13, no. 1, pp. 47-54, 2020.
- [4] G. C. Oh and H.-J. Cho, "Blood pressure and heart failure," *Clinical Hypertension*, vol. 26, no. 1, pp. 1-8, 2020.
- [5] NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC), "Worldwide trends in hypertension prevalence and progress in treatment and control from 1990 to 2019: a pooled analysis of 1201 population-representative studies with 104 million participants," *Lancet*, vol. 398, no. 10304, pp. 957-980, 2021.
- [6] B. Zhou, P. Perel, G. A. Mensah, and M. Ezzati, "Global epidemiology, health burden and effective interventions for elevated blood pressure and hypertension," *Nature Reviews Cardiology*, vol. 18, no. 11, pp. 785-802, 2021.
- [7] Y. A. Triunfo-Méndez, N. Padilla-Raygoza, V. Beltrán-Campos, C. Sandoval-Salazar, V. Benítez-Guerrero, and X. Arteaga-Herrera, "Comparison of Blood Pressure Measurement with Two Digital Sphygmomanometers," *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, vol. 30, no. 6, pp. 1-11, 2019.
- [8] World Health Organization, *WHO technical specifications for automated non-invasive blood pressure measuring devices with cuff* (WHO medical device technical series). Geneva: World Health Organization, 2020.
- [9] S. S. Mousavi, M. Firouzmand, M. Chami, M. Hemmati, M. Moghadam, and Y. Ghorbani, "Blood pressure estimation from appropriate and inappropriate PPG signals using A whole-based method," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 47, pp. 196-206, 2019.
- [10] P. Muntner, D. Shimbo, R. M. Carey, J. B. Charleston, T. Gaillard, S. Misra, M. G. Myers, G. Ogedegbe, J. E. Schwartz, R. R. Townsend, E. M. Urbina, A. J. Viera, W. B. White, and J. T. W. Jr., "Measurement of Blood Pressure in Humans: A Scientific Statement From the American Heart Association," *Hypertension*, vol. 73, no. 5, pp. e35-e66, 2019.

- [11] D. Nachman, D. Nachman, Y. Gepner, N. Goldstein, E. Kabakov, A. B. Ishay, R. Littman, Y. Azmon, E. Jaffe, and A. Eisenkraft, "Comparing blood pressure measurements between a photoplethysmography-based and a standard cuff-based manometry device," *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, pp. 16116, 2020.
- [12] F. Pan, P. He, F. Chen, J. Zhang, H. Wang, and D. Zheng, "A novel deep learning based automatic auscultatory method to measure blood pressure," *International Journal of Medical Informatics*, vol. 128, pp. 71-78, 2019.
- [13] S. Pant, S. Umesh, and S. Asokan, "A Novel Approach to Acquire the Arterial Pulse by Finger Plethysmography Using Fiber Bragg Grating Sensor," *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 11, pp. 5921-5928, 2020.
- [14] N. A. Ushakov, A. A. Markvart, and L. B. Liokumovich, "Pulse Wave Velocity Measurement With Multiplexed Fiber Optic Fabry-Perot Interferometric Sensors," *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 19, pp. 11302-11312, 2020.
- [15] Y. Li, B. Dong, E. Chen, X. Wang, and Y. Zhao, "Heart-Rate Monitoring With an Ethyl Alpha-Cyanoacrylate Based Fiber Fabry-Perot Sensor," *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 27, no. 4, pp. 1-6, 2021.
- [16] A. Markvart, L. Liokumovich, and N. Ushakov, "Fiber-Optic Fabry-Perot Interferometric Sensor for Pulse Wave Registration," in *2019 IEEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EEEPolytech)*, pp. 341-343, 2019.
- [17] L. Li, Y. Li, L. Yang, F. Fang, Z. Yan, and Q. Sun, "Continuous and Accurate Blood Pressure Monitoring Based on Wearable Optical Fiber Wristband," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 3, pp. 3049-3057, 2021.
- [18] J. Li, Z. Li, J. Yang, Y. Zhang, and C. Ren, "Microfiber Fabry-Perot interferometer used as a temperature sensor and an optical modulator," *Optics & Laser Technology*, vol. 129, pp. 106296, 2020.
- [19] R. Ariati, F. Sales, A. Souza, R. A. Lima, and J. Ribeiro, "Polydimethylsiloxane Composites Characterization and Its Applications: A Review," *Polymers*, vol. 13, no. 23, pp. 4258, 2021.
- [20] J. M. Flack and B. Adekola, "Blood pressure and the new ACC/AHA hypertension guidelines," *Trends in Cardiovascular Medicine*, vol. 30, no. 3, pp. 160-164, 2020.
- [21] A. C. Flint, C. Conell, X. Ren, N. M. Banki, S. L. Chan, V. A. Rao, R. B. Melles, and D. L. Bhatt, "Effect of Systolic and Diastolic Blood Pressure on Cardiovascular Outcomes," *N Engl J Med*, vol. 381, no. 3, pp. 243-251, 2019.
- [22] J. Solà, R. Delgado-Gonzalo (Eds.), *The Handbook of Cuffless Blood Pressure Monitoring*, Cham (Switzerland), Springer International Publishing, pp. 107-137, 2019.
- [23] X. Li, N. Chen, X. Zhou, P. Gong, S. Wang, Y. Zhang, and Y. Zhao, "A review of specialty fiber biosensors based on interferometer configuration," *J Biophotonics*, vol. 14, no. 6, pp. e202100068, 2021.
- [24] M. Stolarik, J. Nedoma, R. Martinek, S. Kepak, E. Hrušešová, M. Pinka, and J. Kolarik, "New Methods to Seismic Monitoring: Laboratory Comparative Study of Michelson Fiber-Optic Interferometer and Pneumatic Measurement Systems," *Photonics*, vol. 8, no. 5, pp. 147, 2021.
- [25] C. Zhu, H. Zheng, L. Ma, Z. Yao, B. Liu, J. Huang, and Y. Rao, "Advances in Fiber-Optic Extrinsic Fabry-Perot Interferometric Physical and Mechanical Sensors: A Review," *IEEE Sensors Journal*, vol. 23, no. 7, pp. 6406-6426, 2023.
- [26] N. Ushakov, A. Markvart, D. Kulik, and L. Liokumovich, "Comparison of Pulse Wave Signal Monitoring Techniques with Different Fiber-Optic Interferometric Sensing Elements," *Photonics*, vol. 8, no. 5, pp. 142, 2021.
- [27] A. Miliou, "In-Fiber Interferometric-Based Sensors: Overview and Recent Advances," *Photonics*, vol. 8, no. 7, pp. 265, 2021.
- [28] J. Wang, J. Wang, K. Liu, Q. Sun, X. Ni, F. Ai, S. Wang, Z. Yan, and D. Liu, "Diaphragm based optical fiber sensor for pulse wave monitoring and cardiovascular diseases diagnosis," *Journal of Biophotonics*, vol. 12, pp. e201900084, 2019.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นภัทรสร รัตนปัญญา
วุฒิการศึกษา	ปริญญาตรี มหาวิทยาลัยศิลปากร คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล สาขาธุรกิจวิศวกรรม วุฒิการศึกษา: เทคโนโลยีบัณฑิต (ทล.บ.)
ผลงานตีพิมพ์	ชื่อผู้เขียน: Napatsorn Ratanapanya and Saroj Pullteap ชื่อเรื่อง: Sensing Probe Development for Pulse Wave and Blood Pressure Detection using Fiber Optic Based Fabry-Perot Interferometer ชื่อประชุมวิชาการ: 8th International STEM Education Conference ฐานข้อมูล: Scopus รูปแบบผลงานตีพิมพ์: เอกสารรายงานตีพิมพ์สืบเนื่องจากการประชุม (Proceedings)

