

การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณชีพจรของสัญญาณโฟโตเพลทิสโมแกรมและการผันแปรของความดันโลหิตในผู้ที่มีสุขภาพดี

Study of the Relationship between Photoplethysmogram Morphology and Blood Pressure Fluctuations in Healthy Subjects

ปาไลดา ประจักษ์ชัยกุล และ อภิวัฒน์ เล็กอุทัย*

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย palida.prajakchaikul@gmail.com apiwat.l@chula.ac.th*

บทคัดย่อ

การวัดค่าความดันโลหิตแบบมาตรฐานที่ใช้ปลอกแขน เป็นกระบวนการที่ไม่สะดวกสบายเท่าใดนัก จึงมีความพยายามคิดค้นหาวิธีทางเลือก หนึ่งในวิธีที่นิยมคือ การใช้สัญญาณโฟโตเพลทิสโมแกรม (PPG) ทดแทนวิธีการวัดแบบใช้ปลอกแขนในปัจจุบัน งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณชีพจรของสัญญาณ PPG กับการผันแปรของค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว (SYS) และคลายตัว (DIA) เพื่อนำไปประมาณค่าความดันโลหิตเฉพาะบุคคลแบบไร้ปลอกแขน โดยใช้อาสาสมัครในกลุ่มสุขภาพดีจำนวน 10 คน ในการเก็บสัญญาณ PPG ผลการวิเคราะห์ในเชิงคุณภาพพบว่า ลักษณะรูปลักษณ์สัญญาณ PPG มีแนวโน้มเปลี่ยนแปลงไปอย่างชัดเจนเมื่อความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น จากนั้นเป็นการใช้สมการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นในการสร้างความสัมพันธ์เชิงปริมาณ และใช้ค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAD) ในการประเมินความแม่นยำ พบว่าค่า MAD ของความดัน SYS เท่ากับ 5.47 ± 4.15 mmHg และของค่าความดัน DIA เท่ากับ 4.68 ± 3.54 mmHg เมื่อนำผลที่ได้เปรียบเทียบกับมาตรฐาน IEEE พบว่า ความดัน SYS และ DIA ที่ประมาณได้มีความแม่นยำในระดับเกรด B และเกรด A ตามลำดับ

คำสำคัญ: การวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขน สัญญาณโฟโตเพลทิสโมแกรม การถดถอยเชิงเส้น

Abstract

Standard blood pressure measurement using an inflatable cuff is often inconvenient, prompting efforts to develop alternative methods. One widely explored approach is the use of photoplethysmogram (PPG) signals to replace the conventional cuff-based technique. This research aims to investigate the relationship between PPG morphology characteristics and fluctuation of systolic (SYS) / diastolic (DIA) blood pressure, with the goal of enabling personalized cuffless blood pressure estimation. PPG signals were collected from 10 healthy volunteers. Qualitative analysis revealed that the PPG waveform shape changes noticeably as blood pressure increases. Subsequently, linear regression analysis was employed to establish quantitative relationships, and the mean

absolute difference (MAD) was used to evaluate accuracy. The results indicated that the MAD for SYS was 5.47 ± 4.15 mmHg, while the MAD for DIA was 4.68 ± 3.54 mmHg. Comparing these results to the IEEE standard, the estimated SYS achieved Grade B accuracy, and the estimated DIA achieved Grade A accuracy.

Keywords: Photoplethysmogram, Cuffless Blood Pressure Estimation, Linear Regression

1. บทนำ

โรคความดันโลหิตสูงถือเป็นภัยเงียบ เนื่องจากคนส่วนใหญ่เป็นโรคนี้โดยไม่รู้ตัว และหากปล่อยไว้โดยไม่ได้รับการรักษา อาจนำไปสู่โรคอื่นๆ ที่เป็นอันตรายต่อชีวิตได้ เช่น โรคหลอดเลือดในสมอง โรคอัมพาต โรคหัวใจขาดเลือด โรคไตวาย หลอดเลือดแดงใหญ่โป่งพอง เป็นต้น ข้อมูลจากกรมควบคุมโรคมีการประมาณการว่า 20% ของประชากรไทยในปัจจุบันเป็นโรคความดันโลหิตสูง [1]

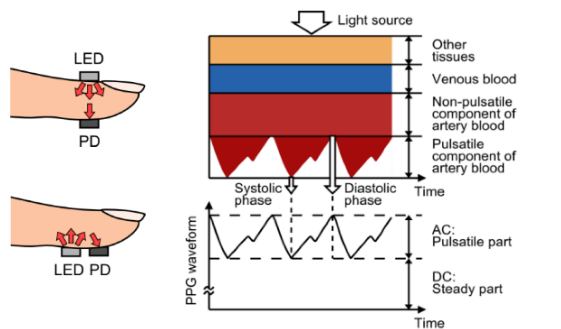
ผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้ จำเป็นต้องตรวจวัดความดันอย่างสม่ำเสมอ วิธีการวัดความดันแบบมาตรฐานในปัจจุบันคือ วิธีออสซิลโลเมตริกที่พบได้ในเครื่องวัดความดันแบบอัตโนมัติทั่วไป ซึ่งใช้งานง่ายเพียงกดปุ่มแค่ครั้งเดียว แต่หากจำเป็นต้องตรวจวัดความดันวันละหลายครั้ง ส่วนปลอกแขนที่พองลมจะบีบรัดต้นแขนผู้วัดให้แน่น ก่อให้เกิดความเจ็บปวดหรือเกิดรอยฟกช้ำขึ้นได้ กระบวนการดังกล่าวจึงไม่สะดวกสบายต่อผู้ป่วยเท่าใดนัก

ที่ผ่านมามีงานวิจัยจำนวนมากที่ศึกษาและคิดค้นวิธีการวัดความดันโลหิตแบบไร้ปลอกแขนเป็นวิธีทางเลือกเพื่อแก้จุดด้อยของวิธีมาตรฐานสังเกตได้จากจำนวนอุปกรณ์แบบพกพาหลากหลายรูปแบบ เช่น สมาร์ทวอตช์ ที่ใช้กันแพร่หลายในปัจจุบันที่สามารถวัดความดันได้อย่างสะดวกสบายและต่อเนื่อง หากแต่มีข้อสงสัยในเรื่องความแม่นยำ หนึ่งในเทคนิคที่น่าจับตามองคือ การใช้สัญญาณโฟโตเพลทิสโมแกรม (Photoplethysmogram หรือ PPG) ในการประมาณค่าความดัน เนื่องจากสัญญาณ PPG สามารถแสดงถึงพลวัตการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดแดง ที่มีความสัมพันธ์ใกล้ชิดกับค่าความดันโลหิต นอกจากนี้ PPG เช่น เซ็นเซอร์ยังอินทิเกรตเข้ากับอุปกรณ์สวมใส่ได้อย่างง่ายดาย ทำให้การตรวจวัดความดันอย่างต่อเนื่องโดยไม่ต้องใช้ปลอกแขนด้วยเทคนิคการวัดสัญญาณ PPG ได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางในแวดวงการแพทย์ [2]

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะรูปร่างของสัญญาณ PPG ที่วัดจากปลายนิ้วมือกับค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว (systolic, SYS) และขณะที่หัวใจคลายตัว (diastolic, DIA) ที่เปลี่ยนแปลงทั้งในเชิงคุณภาพและในเชิงปริมาณ รวมถึงการพัฒนาขั้นตอนวิธีการประมวลผลแบบดิจิทัลเพื่อประมาณค่าความดันโลหิตแบบเฉพาะบุคคลด้วย PPG เพียงช่องสัญญาณเดียว

2. หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

Photoplethysmography (PPG) คือกระบวนการวัดความเปลี่ยนแปลงของปริมาตรด้วยวิธีทางแสง สามารถใช้ในการตรวจวัดความเปลี่ยนแปลงปริมาณของเลือดในหลอดเลือดแดงซึ่งจะขยายและหดตัวตามจังหวะของชีพจร หลักการวัดสัญญาณ PPG มีองค์ประกอบสำคัญคือ ใช้แหล่งกำเนิดแสงจาก LED และใช้โฟโตไดโอด (photodiode, PD) ในการรับแสงดังรูปที่ 1 โดยสามารถวัดได้ 2 รูปแบบคือ โหมดส่องผ่าน และโหมดสะท้อนกลับ



รูปที่ 1 หลักการตรวจวัด และที่มาของสัญญาณ PPG [3]

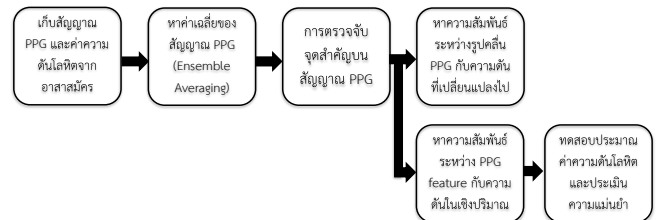
การวัดในโหมดส่องผ่าน LED และ PD จะอยู่ฝั่งตรงข้ามกัน เป็นโหมดที่สามารถเก็บสัญญาณได้คุณภาพดี จึงนิยมใช้ในอุปกรณ์ทางการแพทย์เช่น โพรบวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนแบบหนีบนิ้ว แต่ข้อจำกัดคือ สามารถวัดกับอวัยวะส่วนที่แสงสามารถส่องผ่านได้ เช่น นิ้วมือ ต่หู เป็นต้น ส่วนการวัดโหมดสะท้อนกลับ LED และ PD จะอยู่ฝั่งเดียวกัน จึงสามารถวัดได้หลากหลายตำแหน่งมากขึ้น เช่น หน้าผาก ข้อมือ ต้นแขน พบเห็นทั่วไปในสมาร์ตวอตช์ แต่มีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพสัญญาณได้ ไม่ว่าจะเป็นวัดในโหมดใด สัญญาณ PPG ที่ได้จะแสดงถึงการขยายและหดตัวของเส้นเลือดแดงตามจังหวะของชีพจร

สัญญาณ PPG ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ได้มาจากการวัดในโหมดส่องผ่านที่ปลายนิ้วมือ โดยใช้โพรบทางการแพทย์ที่ใช้วัด SpO₂ รุ่น DS-100A (NELLCOR compatible) ที่ต่อเข้ากับอุปกรณ์ต้นแบบที่ประกอบด้วยวงจรขยายสัญญาณ และ NATIONAL INSTRUMENTS DAQ รุ่น USB-6001 ที่ใช้แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (ADC 14-bit และความถี่ในการสุ่มตัวอย่าง 1 kHz) ที่พัฒนาขึ้นจากงานวิจัยก่อนหน้านี้ [4]

3. วิธีการดำเนินงาน

ภาพรวมของงานนี้แสดงในรูปที่ 2 เริ่มจากการเก็บตัวอย่างสัญญาณ PPG พร้อมกับวัดค่าความดันจากอาสาสมัคร จากนั้นนำสัญญาณที่บันทึก

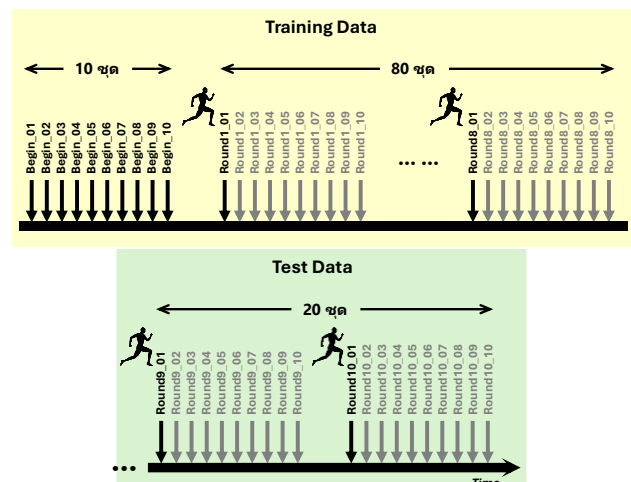
ได้ไปประมวลผลแบบดิจิทัล เพื่อนำไปวิเคราะห์ในเชิงคุณภาพว่า ค่าความดันโลหิตที่เปลี่ยนแปลงไปนั้น มีผลต่อลักษณะรูปลักษณ์ของ PPG อย่างไร จากนั้นเป็นการหาความสัมพันธ์ในเชิงปริมาณระหว่างลักษณะเด่นต่างๆ ที่สกัดได้จาก PPG กับค่าความดัน สุดท้ายเป็นการทดสอบและประเมินความแม่นยำของค่าความดันที่ประมาณได้จากสัญญาณ PPG



รูปที่ 2 ภาพรวมและขั้นตอนการดำเนินงานของงานวิจัยนี้

3.1 การเก็บสัญญาณ PPG และค่าความดันจากอาสาสมัคร

กลุ่มอาสาสมัครจำนวนทั้งหมด 10 คน เป็นผู้ที่มีสุขภาพดี (หมายถึง ออกกำลังกายสม่ำเสมอ) ประกอบไปด้วย เพศชาย (อายุ 19-23 ปี) จำนวน 7 คน (อายุ 60 ปี) จำนวน 1 คน และเพศหญิง (อายุ 19-23 ปี) จำนวน 2 คน โดยมีขั้นตอนในการเก็บข้อมูลดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ขั้นตอนและจำนวนการเก็บข้อมูล ต่ออาสาสมัคร 1 คน

อาสาสมัครในงานวิจัยนี้จะถูกเก็บสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้วข้างหนึ่งจากอุปกรณ์ต้นแบบ พร้อมกับการวัดค่าความดันโลหิตที่ต้นแขน (อีกข้างหนึ่ง) ด้วยเครื่อง OMRON รุ่น HEM-8712 ที่ผ่านการตรวจสอบความแม่นยำด้วยเครื่องจำลองสัญญาณชีพ FLUKE รุ่น ProSim 4 ได้ค่า MAD = 2 mmHg [4] โดยแต่ละคนจะถูกวัดสัญญาณจำนวนทั้งสิ้น 110 ชุด (ความยาวชุดละ 30 วินาที) ซึ่งประกอบไปด้วยข้อมูล 2 ส่วน ได้แก่

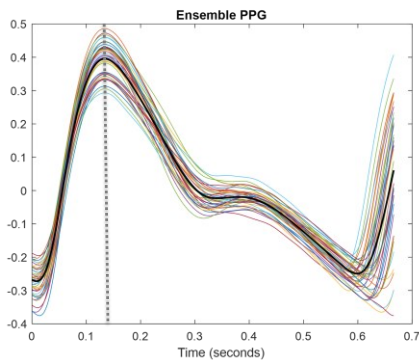
- ชุดข้อมูลเรียนรู้ (training data) จำนวน 90 ชุด แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ 10 ชุดแรก วัดโดยให้อาสาสมัครนั่งนิ่งๆ ซึ่งเป็นการวัดสัญญาณและค่าความดันพื้นฐานในภาวะปกติ จากนั้น 80 ชุดหลัง มาจากการกระตุ้นให้อาสาสมัครเพิ่มความดันด้วยการวิ่งออกกำลังกาย (ระยะทางประมาณ 100-120 เมตร) จากนั้นจึงวัดสัญญาณต่อเนื่องกัน 10 ชุด และทวนซ้ำเช่นนี้ 8 รอบ

- ชุดข้อมูลทดสอบ (test data) จำนวน 20 ชุด แบบกระตุ้นให้เพิ่มความดัน 10 ชุด และทวนซ้ำ 2 รอบ ดังนั้นจึงได้จำนวนชุดข้อมูลในการเรียนรู้ ต่อชุดข้อมูลในการทดสอบ คิดเป็นอัตราส่วนประมาณ 82:18 สำหรับอาสาสมัคร 1 คน

3.2 หาค่าเฉลี่ยของสัญญาณ PPG แบบ Ensemble

ก่อนนำสัญญาณที่บันทึกจากอาสาสมัครไปประมวลผล จำเป็นต้องกำจัดสัญญาณรบกวนใน PPG ซึ่งได้แก่ สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว และสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน 50 Hz ออกเสียก่อน ในงานนี้เลือกใช้ตัวกรองดิจิทัลแบบผ่านแถบที่มีความถี่ตัด 0.2-20 Hz ซึ่งเป็นไปตามคำแนะนำของ [5] เพื่อให้มีผลกระทบต่อความกว้างแถบความถี่ของ PPG น้อยที่สุดเท่าที่จำเป็น จากนั้นทำการตรวจจับจุดต่ำสุดของ PPG ในแต่ละคาบ เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการตัดสัญญาณแต่ละคาบออกจากกัน

จากนั้นนำสัญญาณแต่ละคาบมาเรียงทับกันโดยใช้จุดสูงสุดของ PPG ในแต่ละคาบเป็นจุดอ้างอิงในการจัดเรียงรูปคลื่นแต่ละลูกให้ตรงกันตามแนวเส้นประดังแสดงในรูปที่ 4 ผลจากการนำ PPG ที่เรียงทับกันมาหาค่าเฉลี่ยจะได้ผลลัพธ์เป็น PPG 1 ลูก (เส้นสีดำหนา) ที่เป็นตัวแทนของสัญญาณทั้งชุด สุดท้ายเป็นการ normalized สัญญาณให้มีขนาดแอมพลิจูดระหว่าง 0-1 เท่ากันทั้งหมดเพื่อสามารถเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของลักษณะรูปคลื่นของสัญญาณในเชิงคุณภาพได้

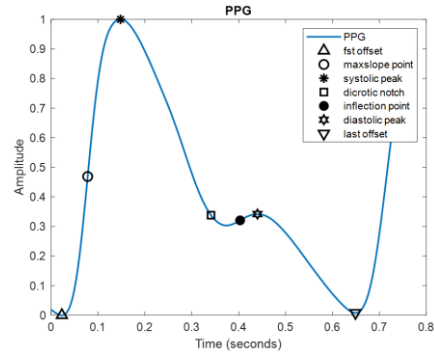


รูปที่ 4 ตัวอย่างการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณ PPG แบบ Ensemble จากข้อมูล 1 ชุดที่มีความยาว 30 วินาที

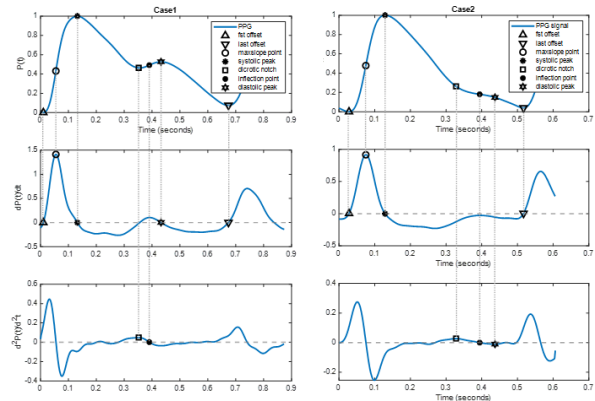
3.3 การตรวจจับจุดสำคัญของสัญญาณ PPG

Hasanzadeh และคณะ [6] ได้นิยามจุดสำคัญของสัญญาณ PPG จำนวน 7 จุด ซึ่งได้แก่ First offset, Maximum slope, Systolic peak, Dicrotic notch, Inflection point, Diastolic peak และ Last offset ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 5

จากนั้นเป็นวิธีการตรวจจับจุดสำคัญ โดยใช้ความสัมพันธ์ของสัญญาณ PPG: $P(t)$, อนุพันธ์อันดับหนึ่ง: $dP(t)/dt$ และอนุพันธ์อันดับสอง: $d^2P(t)/dt^2$ ของสัญญาณ วิธีนี้สามารถตรวจจับจุดสำคัญของสัญญาณ PPG ที่มีลักษณะแตกต่างกันได้หลายรูปแบบ ดังแสดงรูปที่ 6



รูปที่ 5 จุดสำคัญของสัญญาณ PPG จำนวน 7 จุด



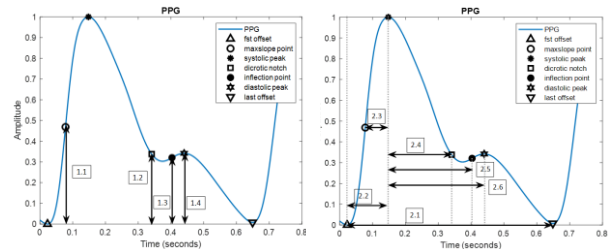
รูปที่ 6 ตัวอย่างการตรวจจับจุดสำคัญของ PPG ที่มีรูปแบบต่างกัน โดยใช้สัญญาณอนุพันธ์อันดับหนึ่ง และอันดับสองตามนิยามของ [6]

3.4 การสกัดลักษณะเด่น (Feature) จากสัญญาณ PPG

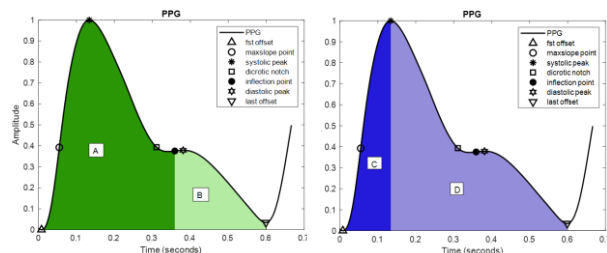
จากจุดอ้างอิงที่ตรวจจับได้จากสัญญาณ PPG ทั้ง 7 จุด นำมาใช้สกัดลักษณะเด่นได้ทั้งหมด 4 กลุ่มใหญ่ โดย feature บางส่วนได้แนวคิดมาจาก [6] และบางส่วนผู้วิจัยได้นิยามขึ้นเอง มีจำนวนทั้งหมด 21 ตัว ได้แก่

1) ขนาดแอมพลิจูด กล่าวคือ ความสูงในแนวแกน y ของจุดต่างๆ จำนวน 4 ตัว ได้แก่ จุด Maximum slope, Dicrotic notch, Inflection point และ Diastolic Peak (รูปที่ 7-ซ้าย)

2) ระยะห่างในแนวแกนเวลาระหว่างจุด 2 จุด จำนวน 6 ตัว ได้แก่ จุด Systolic→Diastolic peak, First→Last offset, Systolic peak→Inflection point, Maximum slope→Systolic peak, Systolic peak→Dicrotic notch และ First offset→Systolic peak (รูปที่ 7-ขวา)



รูปที่ 7 feature เชิงแอมพลิจูด (ซ้าย) และ feature เชิงเวลา (ขวา)



รูปที่ 8 ตัวอย่าง feature พื้นที่ใต้กราฟ (บางตัว)

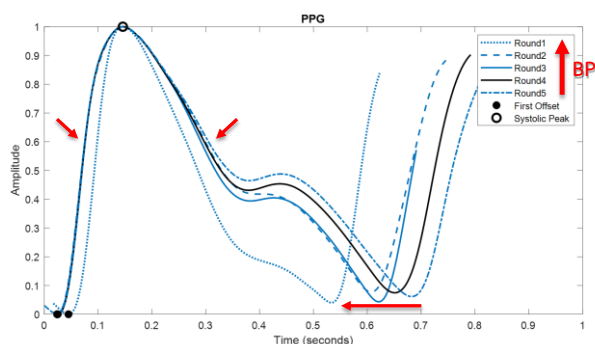
3) พื้นที่ใต้กราฟระหว่างจุด 2 จุด จำนวน 9 ตัว ได้แก่ พื้นที่ใต้กราฟระหว่าง First offset→Systolic peak (C), Systolic peak→Dicrotic notch, Dicrotic notch→Inflection point, Inflection point→Diastolic peak, Diastolic peak→Last offset, First offset→Inflection point (A), Inflection point→Last offset (B), Systolic peak→Last offset (D) และ First→Last offset ดังแสดงในรูปที่ 8 บางส่วน

4) อัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ จำนวน 2 ตัว ได้แก่ อัตราส่วน B/A (รูปที่ 8-ซ้าย) และ D/C (รูปที่ 8-ขวา)

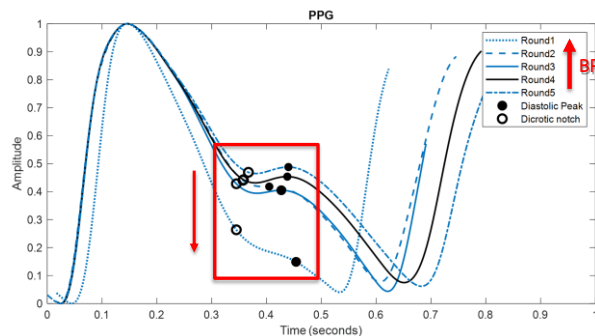
4. ผลการทดลอง

4.1 ความสัมพันธ์เชิงคุณภาพระหว่างลักษณะรูปคลื่น PPG กับการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต

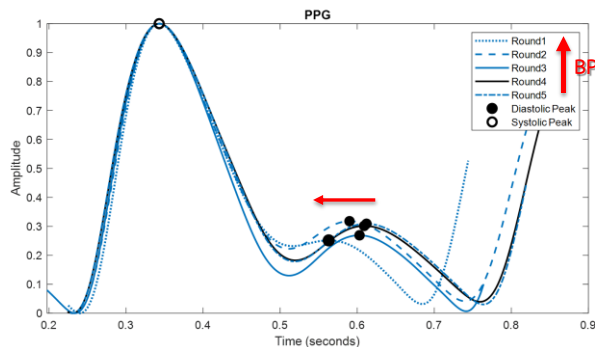
จากการวิเคราะห์โดยการสังเกตตำแหน่งของจุดสำคัญบนสัญญาณ PPG ที่ผ่านการ normalized ขนาดแอมพลิจูดระหว่าง 0-1 ทั้ง 7 จุดที่มีแนวโน้มเปลี่ยนแปลงไปเมื่อความดันโลหิตสูงขึ้น (หมายเหตุ: ลำดับการเก็บข้อมูลหลังการวิ่งทำการวัด Round_01 ก่อน จึงมีความดันสูงสุด และลดลงเรื่อยๆ จนถึงการทำ Round_05 ซึ่งมีความดันต่ำสุด) ดังที่แสดงและอธิบายในรูปที่ 9-11 ซึ่งพบว่าแนวโน้มความเปลี่ยนแปลงทางสัญญาณวิทยาดังนี้



รูปที่ 9 กรณีตัวอย่างแนวโน้มของลักษณะรูปคลื่น PPG ที่แสดงถึง คาบของสัญญาณ PPG ที่สั้นลงเนื่องจากหัวใจเต้นเร็วขึ้น นอกจากนี้รูปคลื่นของ Systolic peak ยังมีแนวโน้มแคบลง หรือกล่าวได้ว่า Systolic peak มีความชันมากขึ้นและขาหลังที่ชันมากขึ้น เมื่อความดันโลหิต (BP) มีค่าสูงขึ้นตามทิศทางลูกศร



รูปที่ 10 กรณีตัวอย่างแนวโน้มของตำแหน่ง Dicrotic notch และ Diastolic peak ที่มีค่าแอมพลิจูดลดลงเรื่อยๆ ส่งผลให้ความชัดเจนของ Dicrotic notch (หรือตำแหน่ง local minimum) และ Diastolic peak (หรือตำแหน่ง local maximum) มีความชัดเจนลดลงจนหายไปได้เมื่อความดันโลหิต (BP) มีค่าสูงขึ้นตามทิศทางลูกศร



รูปที่ 11 กรณีตัวอย่างแนวโน้มของตำแหน่ง Diastolic peak ที่เลื่อนไปทางขวา ซึ่งหมายถึง ระยะห่างระหว่าง Systolic→Diastolic peak มีแนวโน้มสั้นลงเมื่อความดันโลหิต (BP) มีค่าสูงขึ้นตามทิศทางลูกศร

4.2 ความสัมพันธ์เชิงปริมาณระหว่าง PPG feature กับการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต

จาก PPG feature ที่สกัดขึ้นได้ในหัวข้อ 3.4 จำนวน 21 ตัวนี้ ได้นำมาวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression) ด้วยโปรแกรม SPSS เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ของ feature แต่ละตัวว่า เมื่อความดันโลหิตมีค่าเพิ่มขึ้น มี feature ไດ่บ้างที่มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นหรือมีแนวโน้มลดลง โดยทำการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ 2 ครั้ง กับค่าความดันขณะหัวใจบีบตัว (SYS) และขณะหัวใจคลายตัว (DIA) โดยใช้ชุดข้อมูลเรียนรู้

ผลการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นจากข้อมูลอาสาสมัครผู้ที่มีสุขภาพดีทั้ง 10 คน พบว่า PPG feature ที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของค่าความดัน SYS มากที่สุด 2 อันดับแรก คือ Ratio_B/A และ Amp_Dias ตามลำดับดังตารางที่ 1-บน โดยเป็นความสัมพันธ์ในลักษณะผกผันทั้งคู่

ส่วน PPG feature ที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของค่าความดัน DIA มากที่สุด 2 อันดับแรก คือ Area_Inf-Last และ Area_Dias-Last ตามลำดับดังตารางที่ 1-ล่าง โดยเป็นความสัมพันธ์ในลักษณะผกผันทั้งคู่เช่นกัน

ตารางที่ 1: ค่าสัมประสิทธิ์เชิงเส้นของ PPG feature 21 ตัวที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของค่าความดัน SYS (บน) และความดัน DIA (ล่าง)

PPG features	Subj-01	Subj-02	Subj-03	Subj-04	Subj-05	Subj-06	Subj-07	Subj-08	Subj-09	Subj-10
Amp_MaxSlope	9.22	17.46	1.84	49.19	2.39	-59.84	-9.67	44.45	-55.88	49.54
Amp_Dicro	-4.55	-5.23	-41.47	-33.84	-4.79	-8.90	26.75	1.21	-22.50	46.06
Amp_Inflection	-16.45	-11.22	-54.23	-67.27	-37.29	-22.33	19.85	-15.48	-37.33	14.75
Amp_Dias	-33.57	-15.31	-65.15	-72.42	-48.07	-30.72	-9.27	-48.93	-45.42	-24.58
Time_Sys-Last	100.78	-10.93	56.55	-268.32	64.71	67.27	-49.34	-384.92	-184.61	-199.25
Time_Fst-Last	-22.68	-57.23	-115.71	-143.03	-123.02	-59.48	23.23	-160.72	-86.45	-45.88
Time_Sys-Inf	75.44	-70.28	216.43	-271.06	22.80	-184.13	43.20	-518.55	-162.15	-162.07
Time_Sys-MaxSlope	-114.85	57.21	-669.24	-202.67	-539.41	282.43	143.14	-416.90	-59.66	-220.11
Time_Sys-Dicro	72.66	-11.74	218.42	-185.12	-12.19	10.80	123.64	-79.44	-201.87	66.47
Time_Fst-Sys	-54.43	81.43	-509.13	-142.50	-668.24	189.57	35.12	-505.55	-23.95	37.83
Area_Fst-Sys	-132.68	110.30	-1024.57	-224.20	-690.74	416.80	207.45	-747.52	-54.07	-209.56
Area_Sys-Dicro	119.63	-40.93	-164.97	-164.83	4.01	57.16	208.50	-143.68	-246.82	232.98
Area_Dicro-Inf	-245.85	-59.04	-866.90	-405.55	-21.36	-205.01	5.82	-203.17	-650.81	-227.07
Area_Inf-Dias	121.16	68.83	-881.48	-1149.38	-293.21	287.47	-201.07	-1345.11	-581.90	-364.59
Area_Dias-Last	-124.06	-84.52	-348.40	-319.85	-307.85	-157.20	24.87	-351.13	-240.54	-130.79
Area_Fst-Inf	29.04	-22.72	-239.48	-141.71	-120.46	81.68	155.49	-175.69	-142.74	61.81
Area_Inf-Last	-99.59	-80.31	-291.15	-329.81	-280.33	-118.46	11.08	-318.94	-207.04	-142.08
Area_Sys-Last	-20.10	-43.41	-187.29	-198.40	-149.45	-63.51	37.98	-119.90	-144.24	-65.79
Area_Fst-Last	-25.07	-28.47	-167.62	-167.17	-131.25	-25.61	36.13	-137.23	-116.23	-64.43
Ratio_(B/A)	-43.14	-35.42	-69.36	-92.77	-66.25	-42.43	-14.60	-66.88	-46.45	-42.55
Ratio_(D/C)	0.53	-3.07	-14.03	-16.57	-7.50	-8.51	1.68	-2.69	-12.20	0.88

PPG features	Subj-01	Subj-02	Subj-03	Subj-04	Subj-05	Subj-06	Subj-07	Subj-08	Subj-09	Subj-10
Amp_MaxSlope	-4.36	23.08	-40.07	60.81	-78.48	-9.09	28.25	25.40	-99.68	35.20
Amp_Dicro	12.66	-9.65	3.45	-44.70	26.98	-2.52	13.79	-6.24	10.35	49.14
Amp_Inflection	6.60	-15.12	-0.28	-50.69	11.65	-3.51	11.53	-13.19	6.67	48.25
Amp_Dias	-4.35	-18.85	-4.19	-43.75	2.60	-7.63	-1.83	-32.63	4.11	39.82
Time_Sys-Dias	43.23	32.38	-115.73	-132.09	-188.99	22.85	-29.20	-280.52	-211.14	-77.70
Time_Fst-Last	-1.50	-49.56	-13.33	-72.46	-56.09	-43.41	6.56	-118.03	-37.20	15.33
Time_Sys-Inf	38.65	24.67	-72.34	-224.74	-173.87	-73.71	26.02	-404.22	-213.54	-37.60
Time_Sys-MaxSlope	12.88	-53.02	33.11	-233.49	72.09	-64.22	-213.50	-319.52	231.21	-113.50
Time_Sys-Dicro	48.52	30.59	-68.74	-184.25	-53.71	41.95	70.43	-42.87	-250.73	60.34
Time_Fst-Sys	76.63	-14.14	18.78	-170.72	-92.32	-133.37	-106.00	-478.51	50.40	20.84
Area_Fst-Sys	14.56	-48.37	4.88	-248.22	23.16	-162.56	-201.38	-617.72	117.22	96.21
Area_Sys-Dicro	101.93	7.70	-36.63	-312.13	-0.84	51.24	99.66	-127.38	-225.66	206.67
Area_Dicro-Inf	-118.73	-72.05	-0.52	-298.25	118.83	-137.31	17.27	-260.94	-146.19	-2.29
Area_Inf-Dias	59.72	-19.08	-101.08	-511.39	-205.05	128.11	-118.00	-940.84	-72.00	-47.06
Area_Dias-Last	-23.04	-103.03	-21.28	-183.96	-33.89	-43.21	-3.54	-242.05	-43.69	83.80
Area_Fst-Inf	70.36	-38.64	-11.17	-197.85	62.08	-47.86	41.34	-159.37	-91.75	201.07
Area_Inf-Last	-15.58	-104.98	-21.35	-180.05	-41.37	-46.65	-10.89	-221.02	-36.06	70.22
Area_Sys-Last	12.71	-43.83	-13.90	-133.04	-4.09	-24.96	11.11	-93.23	-53.99	81.76
Area_Fst-Last	11.97	-36.92	-10.94	-115.14	-2.14	-29.51	4.35	-107.98	-39.14	71.71
Ratio_(B/A)	-15.12	-43.62	-6.41	-45.75	-14.58	-12.27	-10.20	-44.24	-1.30	9.93
Ratio_(D/C)	0.43	-1.22	-2.04	-9.88	-1.66	0.93	3.52	-2.05	-6.73	2.58

4.3 ทดสอบความแม่นยำของการประมาณค่าความดัน

โลหิต

จากผลวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น ทำให้ได้ PPG feature ที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงความดัน SYS มากที่สุด 2 อันดับแรก และความดัน DIA มากที่สุด 2 อันดับแรก จึงนำมาทดสอบการประมาณค่าความดันโลหิตกับชุดข้อมูลทดสอบ โดยใช้ค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ย หรือ Mean Absolute Difference (MAD) ในการประเมินความแม่นยำดังสมการที่ 1

$$\text{ค่า MAD (mmHg)} = \frac{\sum_{i=1}^n |\text{ความดันจริง}_i - \text{ความดันจากการประมาณ}_i|}{\text{จำนวนข้อมูล } (n)} \quad (1)$$

ตารางที่ 2-บน แสดงค่า MAD $\pm$ SD ซึ่งแสดงถึงประสิทธิภาพในการประมาณค่าความดัน SYS ด้วย feature อัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟคือ Ratio_(B/A) ที่สามารถประมาณค่า SYS ได้แม่นยำที่สุด โดยมีค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ยเท่ากับ 5.47 ± 4.15 mmHg สำหรับการประมาณค่าความดัน DIA ด้วย feature พื้นที่ใต้กราฟระหว่างจุด 2 จุดคือ Area_Inf-Last ที่สามารถประมาณค่า DIA ได้แม่นยำที่สุด โดยมีค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ยเท่ากับ 4.68 ± 3.54 mmHg ดังแสดงในตารางที่ 2-ล่าง

ค่า MAD ที่คำนวณได้ หากนำไปประเมินเฉพาะในด้านความแม่นยำโดยอ้างอิงตามเกณฑ์มาตรฐานของ IEEE สำหรับอุปกรณ์วัดความดันโลหิต

แบบพกพาที่ไม่ใช้บล็อกแซน [7] ซึ่งใช้เกณฑ์ดังต่อไปนี้: $MAD \leq 5$ mmHg ได้เกรด A, $MAD = 5-6$ mmHg ได้เกรด B, $MAD = 6-7$ mmHg ได้เกรด C และ $MAD \geq 7$ mmHg ได้เกรด D ดังนั้น ค่าความดัน SYS ที่ประมาณได้จาก Ratio_(B/A) มีความแม่นยำในระดับเกรด B และค่าความดัน DIA ที่ประมาณได้จาก Area_Inf-Last มีความแม่นยำในระดับเกรด A

ตารางที่ 2: PPG feature ที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของค่าความดัน SYS (บน) และความดัน DIA (ล่าง) มากที่สุด 2 อันดับแรก โดยใช้ค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAD) เป็นตัวชี้วัด

SYS Estimation	ค่า MAD (mmHg)	$\pm$ SD (mmHg)
Ratio_(B/A)	5.47	4.15
Amp_Dias	6.02	4.39

DIA Estimation	ค่า MAD (mmHg)	$\pm$ SD (mmHg)
Area_Inf-Last	4.68	3.54
Area_Dias-Last	4.70	3.52

หากนำขั้นตอนวิธีและผลลัพธ์จากงานนี้ ไปเปรียบเทียบกับ Hasanzadeh และคณะ [6] ซึ่งเป็นที่มาของแนวคิดสำหรับกระบวนการสกัด feature ในงานนี้ พบว่างานทั้งสองมีความแตกต่างกันหลายด้าน ได้แก่ ที่มาของชุดข้อมูล ขั้นตอนวิธีในการประมวลผลสัญญาณ PPG ประเภทและจำนวน feature ที่ใช้ และวิธีการวิเคราะห์การถดถอย เป็นต้น จะเห็นได้ว่างานวิจัยนี้ใช้วิธีการที่มีความซับซ้อนน้อยกว่า หากเปรียบเทียบเฉพาะความแม่นยำของผลลัพธ์การประมาณค่าความดัน พบว่างานวิจัยนี้ได้ความแม่นยำของค่าความดัน SYS ในระดับที่สูงกว่า ส่วนค่าความดัน DIA ได้ความแม่นยำอยู่ในระดับที่มากเท่ากัน

เนื่องจากแนวคิดในการสกัด PPG feature ในงานนี้ มาจากพารามิเตอร์ทางสัณฐานวิทยาที่มาจากสัญญาณที่ผ่านการ normalized ขนาดแอมพลิจูดแล้วเท่านั้น อาจเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้ค่าความดัน SYS ยังแม่นยำในระดับปานกลาง แนวทางในการพัฒนาการประมาณค่าความดัน SYS ให้มีความแม่นยำสูงขึ้น อาจนำค่าแอมพลิจูดจริงของสัญญาณ PPG มาร่วมสร้างความสัมพันธ์แบบถดถอยด้วย เนื่องจากเป็นตัวแปรที่เกี่ยวข้องโดยตรงกับค่าความดันที่สูงขึ้นในทางสรีรวิทยา นอกจากนี้ยังสามารถเพิ่มจำนวน feature ของตัวแปรต้นในการวิเคราะห์การถดถอยให้มากกว่า 1 ตัวได้อีกด้วย

5. สรุป

งานวิจัยนี้ต้องการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะรูปคลื่นของสัญญาณ PPG และการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตทั้งในเชิงคุณภาพและเชิงปริมาณ โดยผู้วิจัยดำเนินการเก็บสัญญาณ PPG จากปลายนิ้วมือพร้อมกับค่าความดันอ้างอิงจากอาสาสมัครผู้ที่มีสุขภาพดีจำนวน 10 คน ผลการศึกษาพบว่า สัญญาณ PPG มีลักษณะรูปคลื่นที่เปลี่ยนแปลงไปเป็นแนวโน้มอย่างชัดเจนเมื่อความดันเพิ่มขึ้น จากนั้นได้สกัด feature จากสัญญาณ PPG จำนวน 21 ตัว เพื่อนำมาวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นเพื่อหา feature เพียงตัวเดียวที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดัน SYS และ

ความดัน DIA มากที่สุด และนำ feature ที่ได้มาประมาณค่าความดัน ผลการทดสอบพบว่า สามารถประมาณค่าความดัน SYS และ DIA ได้แม่นยำในระดับเกรด B และ A ตามลำดับ ซึ่งถือว่าเป็นที่ยอมรับได้ในทางการแพทย์ งานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า การสกัด feature เพียงไม่กี่ตัวจากสัญญาณ PPG ช่องเดียวเพื่อนำไปประมาณค่าความดันโลหิต เป็นวิธีการที่มีศักยภาพที่สามารถทดแทนการวัดความดันมาตรฐานแบบใช้ปลอกแขนในกลุ่มผู้ที่มีสุขภาพดีได้

6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้เป็นการนำรายงานฉบับสมบูรณ์ของวิชา 2102499 โครงการวิศวกรรมไฟฟ้า ปีการศึกษา 2565 มาเรียบเรียงขึ้นใหม่ ข้าพเจ้าขอขอบคุณกลุ่มอาสาสมัครทั้ง 10 ท่าน อันประกอบไปด้วยนิสิตคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รวมทั้งญาติของลูกศิษย์ข้าพเจ้า ที่ได้สละเวลาอันมีค่าให้ผู้วิจัยได้เก็บตัวอย่างสัญญาณ PPG และตรวจวัดความดันโลหิต เพื่อนำมาเป็นชุดข้อมูลในการเรียนรู้ และทดสอบการประมาณค่าความดันโลหิต ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงตามวัตถุประสงค์ด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- [1] กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข, “โรคความดันโลหิตสูง (Hypertention)” Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online.] Available: https://www.ddc.moph.go.th/disease_detail.php?d=52
- [2] B. Henry, M. Merz, H. Hoang, G. Abdulkarim, J. Wosik, and P. Schoettker, “Cuffless Blood Pressure in clinical practice: challenges, opportunities and current limits.” *Blood pressure*, 33(1), 2024, 2304190.
- [3] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable photoplethysmographic sensors — past and present.” *Electronics* 3.2, 2014, pp. 282-302.
- [4] T. Vajanarat, and A. Lek-uthai, “A comparison of cuff-less blood pressure estimation between pulse arrival time and pulse transit time using photoplethysmography.” *2020 17th International Conference on Electrical Engineering/ Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON). IEEE*, 2020.
- [5] J. Allen, and A. Murray, “Effects of filtering on multisite photoplethysmography pulse waveform characteristics” In *Computers in Cardiology*, 2004, pp. 485-488.
- [6] N. Hasanzadeh, M. Ahmadi, and H. Mohammadzade, “Blood pressure estimation using photoplethysmogram signal and its morphological features.” *IEEE Sensors Journal*, 20(8), 2019, pp. 4300-4310.

- [7] IEEE Standard Association, “IEEE standard 1708-2014 for wearable cuffless blood pressure measuring devices.” *IEEE Std*, 2014, pp. 1708-2014.



ปาลิดา ประจักษ์ชัยกุล สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี หลักสูตรวิศวกรรมบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี พ.ศ. 2566 ปัจจุบันประกอบธุรกิจส่วนตัว



อภิวัฒน์ เล็กอุทัย ปัจจุบันเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีความเชี่ยวชาญด้านเครื่องมือแพทย์ การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณทางชีวการแพทย์