

## การวัดอัตราการเต้นของชีพจรด้วยภาพวิดีโอที่ส่งผ่านใบหน้าจากกล้องดิจิทัล

### Pulse Rate Measurement using Facial Video Images from a Digital Camera

คณะศรี ตันติพิพัฒน์สกุล และ อภิวัฒน์ เล็กอุทัย\*

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย kanate.kik@gmail.com apiwat.l@chula.ac.th\*

#### บทคัดย่อ

การตรวจวัดสัญญาณชีพถือเป็นพื้นฐานในการประเมินสุขภาพเบื้องต้น งานวิจัยสมัยใหม่ได้ให้ความสนใจกับการวัดสัญญาณชีพแบบไร้การสัมผัสมากขึ้นเพื่อประโยชน์ในด้านต่าง ๆ ตั้งแต่ ด้านการแพทย์ และการบริการสุขภาพ ไปจนถึง วงการกีฬา หนึ่งในพารามิเตอร์ที่มีความสำคัญของสัญญาณชีพ คือ ค่าอัตราการเต้นของชีพจร ในโครงการนี้จึงได้พัฒนาขั้นตอนวิธีในการวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบไร้การสัมผัส นั่นคือ วิธีโฟโตเพลทิสโมกราฟีระยะไกล (rPPG) จากภาพวิดีโอที่ส่งผ่านใบหน้าที่ได้จากกล้องความละเอียด 2K เปรียบเทียบกับเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในโลหิต (pulse oximeter) เป็นค่าอ้างอิงของอัตราการเต้นของชีพจร วิธีการสกัดสัญญาณจากเฟรมภาพวิดีโออาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงของความเข้มสีที่บริเวณผิวหนังซึ่งเกิดจากการขยายและหดตัวของเส้นเลือดแดงภายใต้ผิวหนัง เนื่องจากต้องการพัฒนาให้โปรแกรมสามารถแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจรแบบเวลาจริง จึงไม่สามารถใช้ขั้นตอนวิธีที่ซับซ้อนและใช้เวลาในการประมวลผลนานได้ กระนั้นก็ตาม การประเมินผลความแม่นยำด้วยค่าเฉลี่ยของผลต่างสัมบูรณ์ (MAD) พบว่าได้ค่า MAD เท่ากับ  $2.20 \pm 2.98$  และ  $2.71 \pm 3.60$  bpm ใน 2 กลุ่มตัวอย่าง คือ กลุ่มผิวสีปกติ 4 คน และ กลุ่มผิวสีเข้ม 2 คน ตามลำดับ ซึ่งจัดอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานทางการแพทย์ที่ยอมรับได้

**คำสำคัญ:** การวัดสัญญาณชีพแบบไร้การสัมผัส, โฟโตเพลทิสโมกราฟีระยะไกล, อัตราการเต้นของชีพจร

#### Abstract

Vital signs monitoring is fundamental in assessing basic health status. Modern research has been interested in measuring contactless vital signs for various benefits ranging from medicine and healthcare services to sports. One of the essential parameters of vital signs is pulse rate. This project focuses on developing the process of measuring pulse rate using contactless methods, i.e. remote photoplethysmography (rPPG) from facial videos captured by a 2K resolution camera. The pulse oximeter was used as a reference for pulse rate measurement. The signal was extracted from the video frames using the principle of color intensity changes under the skin caused by the expansion and contraction of red blood vessels. To display real-time pulse rate values, a complex and time-

consuming processing method could not be used. However, evaluating the accuracy using mean absolute difference (MAD) showed MAD values of  $2.20 \pm 2.98$  and  $2.71 \pm 3.60$  bpm for the two sample groups, which were a regular skin tone group of four volunteers and a tanned skin tone group of two volunteers, respectively. These values were acceptable for the medical standard criteria.

**Keywords:** Contactless Vital Signs Monitoring, Remote PPG (rPPG), Pulse Rate Measurement

#### 1. บทนำ

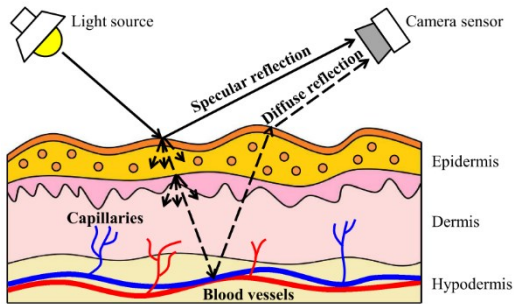
อัตราการเต้นของชีพจร (pulse rate หรือ PR) เป็นหนึ่งในสัญญาณชีพ (vital signs) ที่บ่งบอกถึงกิจกรรมทางสรีรวิทยาของร่างกายและหัวใจ ใช้ชี้วัดสุขภาพในเบื้องต้น และยังสามารถประยุกต์ใช้งานได้หลายด้าน เช่น การวินิจฉัยทางการแพทย์ การเฝ้าติดตามสุขภาพทางกายและสุขภาพจิตในชีวิตประจำวัน การกีฬาและชีวิตสมรรถภาพทางกาย เป็นต้น การตรวจวัดอัตราการเต้นของชีพจรทำได้หลากหลายวิธี ได้แก่ วิธีทางกล เช่น การจับชีพจร หรือการวัดความดันโลหิต วิธีทางไฟฟ้า เช่น การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือวิธีทางแสง เช่น การตรวจวัดชีพจรจากสัญญาณโฟโตเพลทิสโมแกรม (PPG) ที่ใช้แสงส่องผ่านผิวหนังไป วัดการดูดกลืนแสงในหลอดเลือดแดง (PPG) ที่ใช้แสงส่องผ่านผิวหนังไป วัดการดูดกลืนแสงในหลอดเลือดแดง จำเป็นต้องเกิดการสัมผัสกับผิวหนังโดยตรง อย่างไรก็ตาม การวัดแบบมีการสัมผัสกับผิวหนังดังกล่าว อาจมีข้อจำกัดและไม่สะดวกสบายเท่าใดนัก เนื่องจากต้องอาศัยตัวเซ็นเซอร์ หรือโพรบ หรืออุปกรณ์พกพาที่สัมผัสเข้ากับจุดต่างๆ ของร่างกายในขณะที่ตรวจวัด

ด้วยข้อจำกัดที่กล่าวมาข้างต้น จึงนำมาสู่การคิดค้นวิธีการวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบไร้การสัมผัส (contactless) โดยใช้ศาสตร์ของคอมพิวเตอร์วิทัศน์ (computer vision) ที่เข้ามามีบทบาทสำคัญต่องานวิจัยในเชิงสุขภาพ งานชิ้นแรกที่ใช้ใบหน้าเป็นแหล่งในการสกัดข้อมูลกิจกรรมทางสรีรวิทยา ถูกเสนอเมื่อปี ค.ศ. 2007 [1] และมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องจนถึงปัจจุบัน ในช่วง 10 ปีที่ผ่านมา การวัดชีพจรแบบไร้การสัมผัสด้วยวิธีโฟโตเพลทิสโมกราฟีระยะไกล (remote photoplethysmography หรือ rPPG) กลายเป็นหัวข้อที่ได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก จึงเกิดการพัฒนารูปแบบขั้นตอนวิธีและเทคนิคที่หลากหลาย โดยเฉพาะกระบวนการสกัดสัญญาณ PPG จากเฟรมภาพบริเวณใบหน้าขึ้นมากมาย ซึ่งงานวิจัยแต่ละชิ้นต่างมีทั้งจุดเด่นและจุดด้อยในบริบทหรือข้อจำกัดของการทดลองที่แตกต่างกันไป จึงทำให้เกิดคำถามว่า ขั้นตอนวิธีใดจะ

เหมาะสมหรือมีประสิทธิภาพที่สุดในการสกัดสัญญาณ PPG ระยะไกลจากบริเวณใบหน้า เพื่อหาอัตราการเต้นของชีพจรแบบเวลาจริงที่แม่นยำอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ ภายใต้สภาพแวดล้อมทางแสงภายในอาคารต่างๆ ไป

งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบงานวิจัยด้าน rPPG ก่อนหน้านี้ เพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีในการวัดชีพจรแบบเวลาจริงอย่างมีประสิทธิภาพขึ้นเอง ด้วยภาพวิดีโอที่ส่งมาส่วนใบหน้าจากกล้องดิจิทัล โดยใช้ภาษา Python บนคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กทั่วไป

## 2. หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง



รูปที่ 1 หลักการตรวจวัด และที่มาของสัญญาณ rPPG [2]

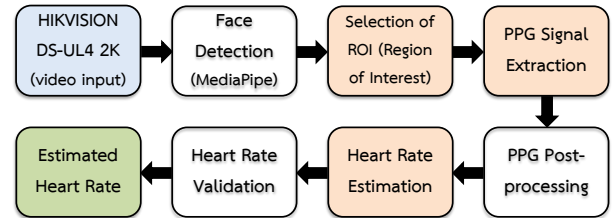
Remote photoplethysmography (rPPG) หรือโฟโตเพลทิสโมกราฟีระยะไกล เป็นวิธีการทางแสงที่สามารถตรวจวัดการทำงานของหัวใจโดยไม่จำเป็นต้องสัมผัสร่างกาย rPPG มีหลักการทั่วไปเหมือนกับ PPG เพียงแต่แหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงของ rPPG อยู่ในระยะห่างจากผิวหนังออกไป กล่าวคือ เป็นการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของสีผิวที่มีความละเอียดอ่อน ซึ่งเกิดขึ้นตามจังหวะการสูบฉีดของเลือด โดยใช้กล้องวิดีโอที่บันทึกภาพที่มีความไวต่อหลายช่วงความยาวคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 1

เมื่อมีแหล่งกำเนิดแสงส่องลงบนผิวหนังที่มีการไหลเวียนของเลือดตามจังหวะชีพจร แสงจะสะท้อนกลับไปยังกล้องที่บันทึกภาพวิดีโออยู่ระยะไกล จะได้สัญญาณภาพ 2 ส่วน คือ ส่วนที่สะท้อนจากผิวหนังโดยตรง (specular reflection) และส่วนที่เดินทางลงไปใต้ผิวหนังที่หลงเหลือจากการดูดกลืน โดยจะสะท้อนแบบแพร่กระจาย (diffuse reflection) ส่วนนี้เองที่แสดงการเปลี่ยนแปลงปริมาณของเลือดตามการขยายและหดตัวของเส้นเลือดแดงภายใต้ผิวหนัง [2] ส่วนความลึกของแสงที่สามารถเดินทางผ่านผิวหนังลงไปในร่างกายมนุษย์นั้นขึ้นอยู่กับความยาวคลื่น ( $\lambda$ ) กล่าวคือ แสงที่มี  $\lambda$  ยาว เช่น สีแดงหรืออินฟราเรด จะเดินทางลงไปได้ลึกกว่าแสงที่มี  $\lambda$  สั้น เช่น สีฟ้าหรือเขียว ซึ่งไม่ว่าแสงจะเดินทางลงไปได้ไม่ว่าจะตื้นหรือลึก เนื้อเยื่อบริเวณนั้นถูกหล่อเลี้ยงไปด้วยเส้นเลือดแดงขนาดแตกต่างกันไป [3]

## 3. วิธีการดำเนินงาน

ภาพรวมของงานนี้ มีขั้นตอนวิธีที่ต่อเนื่องกันหลายขั้นตอนดังแสดงในบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 2 โดยงานวิจัยนี้เลือกใช้กล้อง HIKVISION Webcam รุ่น DS-UL4 ที่มีความละเอียดของภาพระดับ 2K (max. resolution 2560 x 1440 @30 frame per second) ที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กทางพอร์ต USB เป็นตัวบันทึกภาพวิดีโอ จากนั้นเข้าสู่กระบวนการตรวจจับใบหน้าเพื่อเลือกบริเวณที่สนใจ (Region of Interest หรือ ROI) โดยจะประมวลผลเฉพาะใน ROI นี้เท่านั้นเพื่อสกัดสัญญาณ PPG จากเฟรมภาพ จากนั้นเข้าสู่กระบวนการ post-processing เพื่อปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะแก่การประมวลผลในเชิงความถี่ เพื่อนำมาคำนวณค่าชีพจร

สู่กระบวนการตรวจจับใบหน้าเพื่อเลือกบริเวณที่สนใจ (Region of Interest หรือ ROI) โดยจะประมวลผลเฉพาะใน ROI นี้เท่านั้นเพื่อสกัดสัญญาณ PPG จากเฟรมภาพ จากนั้นเข้าสู่กระบวนการ post-processing เพื่อปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะแก่การประมวลผลในเชิงความถี่ เพื่อนำมาคำนวณค่าชีพจร



รูปที่ 2 ภาพรวมและขั้นตอนการดำเนินงานของงานวิจัยนี้

ผู้วิจัยได้เพิ่มกระบวนการประเมินค่าชีพจรด้วยเครื่องจักรสถานะจำกัด (Finite State Machine หรือ FSM) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของชีพจรที่คำนวณได้

สุดท้ายเป็นการทดสอบความแม่นยำของชีพจร โดยงานวิจัยนี้เลือกใช้อุปกรณ์วัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดที่ปลายนิ้วมือ (pulse oximeter) แบบพกพา YUWELL รุ่น YX102 (pulse rate: 25-250 bpm, accuracy:  $\pm 1\%$  or  $\pm 1\text{bpm}$ ) เพื่อใช้เป็นค่าอ้างอิงของชีพจร

### 3.1 การตรวจจับใบหน้าด้วย MediaPipe

MediaPipe คือ เฟรมเวิร์กที่ใช้สร้างกระบวนการทำงานที่เป็นขั้นตอนอย่างต่อเนื่อง (Pipeline) ถูกพัฒนาโดย Google สามารถใช้งานได้ในคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล เซิร์ฟเวอร์ รวมทั้งในระบบปฏิบัติการ Android/iOS และในอุปกรณ์ฝังตัว เป็นต้น ใน MediaPipe มีแอปพลิเคชันทางด้านคอมพิวเตอร์วิทัศน์ ให้เลือกใช้งานมากมาย [4]

ในงานนี้ จะใช้แอปพลิเคชันการตรวจจับใบหน้า (face detection) เพื่อกำหนดกล่องขอบเขต (bounding box) และยังใช้การสร้างตาข่าย 3 มิติบนใบหน้า (face mesh) โดยจะเกิดจุดสังเกต 468 จุดแบบเวลาจริงบนใบหน้าเพื่อใช้บ่งบอกลักษณะเด่น (feature) ของใบหน้า

ทั้งกล่องขอบเขต และจุดสังเกต 468 จุดที่ตรวจจับได้บนใบหน้า จะนำไปใช้ประมวลผลเพื่อเลือกบริเวณที่สนใจ (ROI) ในขั้นตอนต่อไป

### 3.2 การเลือก ROI

ขั้นตอนนี้เป็นกระบวนการเปรียบเทียบวิธีเลือก ROI ทั้ง 3 วิธี ได้แก่ บริเวณแก้ม (cheeks) วิธีหน้ากาก (masked face) และวิธีตรวจจับผิวหนัง (skin detector) ดังแสดงในรูปที่ 3 โดยใช้ความเสถียรของสเปกตรัมในโดเมนความถี่ รวมถึงการใช้อัตราเฟรมเรต (หน่วย fps) เป็นเกณฑ์ชี้วัดถึงภาระการคำนวณที่ยังสามารถประมวลผลในเวลาจริงได้

การเลือก ROI บริเวณแก้มมีการกล่าวถึงและถูกใช้งานค่อนข้างมากในงานวิจัยมากมาย อาทิเช่น [5, 6] ซึ่งกล่าวว่าบริเวณกระดูกแก้ม (malar region) เป็นบริเวณที่มีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดตามชีพจรมากที่สุด จึงเหมาะแก่การนำไปสกัด rPPG ผลการทดสอบ

ปรากฏว่า บริเวณแก้มใช้เวลาประมวลผลเร็ว (30 fps) แต่สเปกตรัมในโดเมนความถี่ไม่เสถียรและมีความผันผวนมาก



รูปที่ 3 การเปรียบเทียบวิธีเลือกบริเวณที่สนใจ (ROI) ทั้ง 3 วิธี  
การเลือก ROI ด้วยวิธีหน้ากาก เป็นการใช้ face mesh โดยตัดพื้นที่บริเวณเข้าตาและปากออก ผลการทดสอบปรากฏว่า มีประมวลผลที่ซับซ้อนส่งผลทำให้เฟรมเรตตก (15 fps) แต่สเปกตรัมในโดเมนความถี่ค่อนข้างเสถียร

การเลือก ROI ด้วยวิธีตรวจจับผิวหนังถูกนำเสนอโดย [7] มีหลักการคือ กำหนดค่าขีดเริ่มหลายๆ ค่าของช่องสีต่างๆ ไว้ และถ้าค่าสีนั้นอยู่ในช่วงที่กำหนด พื้นที่นั้นจะถูกจัดว่าเป็นพื้นที่ที่ปกคลุมของผิวหนัง และมีโค้ดที่การพัฒนาไว้แล้วบนแพลตฟอร์ม GitHub [8] ผลการทดสอบปรากฏว่า วิธีนี้มีประสิทธิภาพสูงสุด เนื่องจากได้พื้นที่บนใบหน้าเป็นบริเวณกว้างและประมวลผลเร็ว (30 fps) อีกทั้งมีสเปกตรัมในโดเมนความถี่ที่เสถียรมากกว่า 2 วิธีก่อนหน้านี้

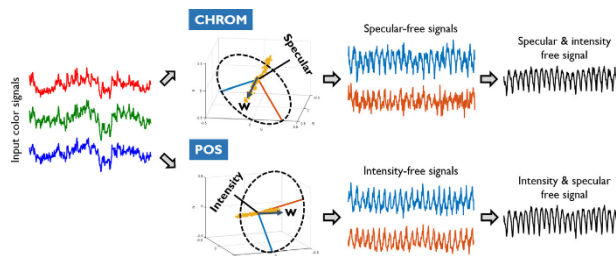
### 3.3 การสกัดสัญญาณ PPG

การสกัดสัญญาณ PPG จากเฟรมภาพหลังจากเลือก ROI นี้เป็นหัวใจสำคัญของกระบวนการสกัดชีพจร โดยวิธีส่วนใหญ่ใช้หลักการสกัดสัญญาณตามความเข้มของสี (color intensity-based signal extraction) ขั้นตอนนี้เป็น การเปรียบเทียบวิธีการสกัดสัญญาณ PPG 3 วิธี ได้แก่ วิธี Green Channel (GC), Plane-Orthogonal-to-Skin (POS) และ Chrominance-based (CHROM)

วิธีใช้ช่องสัญญาณสีเขียว (GC) เป็นวิธีการสกัดสัญญาณที่มีความซับซ้อนต่ำ โดยช่องสีเขียวจะมีความทนทาน (robustness) ของสัญญาณสูงสุด เนื่องจากออกซีโมโกบินสามารถดูดกลืนแสงในย่านแสงสีนี้ได้ดีที่สุด แต่เนื่องจากสัญญาณช่องสีเขียวที่ได้จากใบหน้ายังถูกรบกวนด้วยสีเขียวจากแหล่งอื่นอยู่ด้วย จึงต้องการการจัดการรบกวนดังกล่าวนี้โดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้แบบ NLMS โดยอาศัยการหักล้างด้วยแสงสีเขียวจากพื้นหลัง [9] ผู้วิจัยได้นำโค้ดจาก [10] มาประยุกต์ใช้ ผลการทดสอบปรากฏว่า ใช้เวลาในการประมวลผลนาน (15 fps) และสเปกตรัมมีความไวต่อแสงมากที่สุด ทำให้ไม่เสถียร ต้องควบคุมแสงโดยรอบอย่างเข้มงวด

วิธี POS และ CHROM มีหลักการที่คล้ายคลึงกัน ดังแสดงในรูปที่ 4 โดยทั้งสองวิธีมีการแยกองค์ประกอบของสีในเชิงพื้นที่ใน 3 แกน ได้แก่ แกนความเข้มแสง (intensity) แกนแสงสะท้อน (specular) และแกน pulsatility ที่มีข้อมูลของชีพจรอยู่ แต่มีของการฉาย (projection) ทิศทางของสีที่แตกต่างกันในปริภูมิ normalized RGB นอกจากนี้ยังมีวิธีการจูนตัวแปรแอลฟา ( $\alpha$ -tuning) เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่แตกต่างกัน [11]

ผลการทดสอบวิธี POS ตามบทความ [2] พบว่า ใช้เวลาในการประมวลผลมากที่สุด เนื่องจากมีขั้นตอน sliding window ในการประมวลผล ทำให้ไม่สามารถใช้งานแบบเวลาจริงได้ แต่สัญญาณ PPG ที่สกัดได้เห็นชีพจรชัดเจนมากแม้ยังไม่ได้ผ่านวงจรกรองใดๆ



รูปที่ 4 เปรียบเทียบวิธี POS และ CHROM ที่แสดงการระบายนาของการฉายทิศทางของสีที่แตกต่างกันในปริภูมิ normalized RGB [11]

ผลการทดสอบวิธี CHROM ตามบทความ [12] พบว่ามีประสิทธิภาพสูงสุด เนื่องจากมีความซับซ้อนน้อยกว่าวิธี POS จึงประมวลผลได้เร็ว (30 fps) และมีสเปกตรัมในโดเมนความถี่ค่อนข้างเสถียร

### 3.4 กระบวนการ PPG Post-processing

เนื่องจากกระบวนการพัฒนาขั้นตอนวิธีในงานนี้ มุ่งเน้นการประมวลผลแบบเวลาจริง สัญญาณ PPG ที่สกัดได้ในขั้นตอนที่แล้วจึงยังปนเปื้อนไปด้วยสัญญาณรบกวนทั้งความถี่ต่ำ/สูง และยังมีเฟรมเรตที่ไม่คงที่อีกด้วย จึงจำเป็นต้องปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสมก่อนการนำไปประมวลผลในเชิงความถี่ กระบวนการ post-processing มีขั้นตอนดังนี้

1) Detrend คือ การนำแนวโน้ม (trend) ออกจากชุดข้อมูลอนุกรมเวลา สามารถทำได้โดยวิธีทางสถิติหลายวิธี เช่น quadratic detrending, linear trending, Baxter-King filter เป็นต้น ในงานนี้ใช้วิธีแบบ linear ซึ่งค่าเริ่มต้นของคำสั่ง detrend ในภาษา Python

2) ตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (bandpass filter) โดยต้องเลือกช่วงความถี่ตัดที่เหมาะสม สำหรับการวัดชีพจร งานวิจัยส่วนใหญ่ใช้แถบผ่านอยู่ในช่วง 0.7-4 Hz [13] หรือสามารถคิดเป็นค่าอัตราการเต้นของชีพจรต่ำสุดและสูงสุด คือ 42-240 bpm ตามลำดับ

3) Interpolation เป็นวิธีการประมาณจุดที่ไม่ทราบค่าระหว่าง 2 จุดข้อมูลที่ทราบค่า นิยมใช้เพื่อประมาณจุดข้อมูลที่หายไปในช่วงการประมวลผลข้อมูล แต่การ interpolation ในงานนี้ใช้เพื่อเรียงจุดข้อมูลใหม่ เนื่องจากการประมวลผลแบบเวลาจริงต้องรอผลของเฟรมก่อนหน้านี้ให้ประมวลผลเสร็จก่อน จึงจะดึงค่าของเฟรมถัดไปได้ ทำให้เวลาที่ใช้ในแต่ละเฟรมอาจไม่เท่ากัน PPG ที่สกัดได้จึงเหมือนมีอัตราการสุ่มตัวอย่าง (sampling rate) ที่ไม่คงที่ ดังนั้นจึงเลือกใช้วิธี interpolation แบบเชิงเส้นเพื่อเรียงจุดในสัญญาณใหม่ (เสมือนการ resampling)

4) การปรับให้เรียบ (smoothing) เป็นวิธีการลดสัญญาณรบกวนความถี่สูง และทำให้สัญญาณเรียบขึ้น ในงานนี้เลือกใช้ตัวกรอง Savitzky-Golay ซึ่งนิยมใช้ในสเปกโทรสโกปี เป็นการประมาณด้วยฟังก์ชันพหุนามที่เหมาะสมด้วยวิธีกำลังสองน้อยสุด หลังจากใช้ตัวกรองนี้ สัญญาณที่ได้จาก interpolation จะกลายเป็นเส้นโค้งและเรียบขึ้น

### 3.5 การประมาณค่าชีพจรในเชิงความถี่

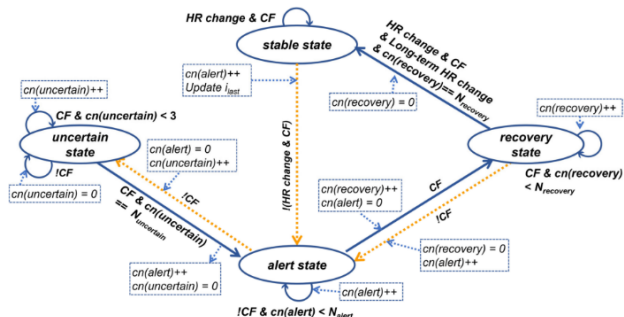
สัญญาณ PPG ที่ผ่านการ post-processing แล้ว ถูกนำไปวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ เพื่อคำนวณหาความถี่มูลฐาน (fundamental frequency) เป็นความถี่ที่ต่ำที่สุดเด่นชัดในสเปกตรัม ซึ่งก็คืออัตราชีพจรนั่นเอง เป็นที่ทราบกันดีว่า FFT เทคนิคมาตรฐานที่ใช้แปลงข้อมูลสัญญาณจากโดเมนเวลาให้เป็นโดเมนความถี่ แต่มีงานวิจัยหลายบทความอาทิเช่น [9, 14] แนะนำให้ใช้ Welch's method

วิธีของ Welch ถูกนำเสนอมากกว่า 50 ปี เป็นเทคนิคในการประมาณความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน โดยการแบ่งข้อมูลออกเป็นช่วงๆ (segment) ที่มีการเหลื่อมกันของช่วงข้อมูล (overlapping) จากนั้นนำแต่ละช่วงมาหา periodogram ซึ่งเป็นอีกเทคนิคหนึ่งที่ใช้กับข้อมูลที่มีความแปรปรวนไม่คงที่ (unequal variances) และกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีกว่า FFT ในงานนี้ผู้วิจัยได้นำได้จาก [15] มาประยุกต์ใช้

ผลการเปรียบเทียบปรากฏว่า FFT มีประสิทธิภาพสูงกว่า ถึงแม้จะกำจัดสัญญาณรบกวน และความแปรปรวนไม่คงที่ไม่ได้ แต่มีการแสดงผลในแกนความถี่ละเอียดมากเพียงพอต่อการคำนวณชีพจรได้อย่างแม่นยำ ส่วนวิธีของ Welch สามารถกำจัดสัญญาณรบกวน และความแปรปรวนไม่คงที่ได้ดีกว่า FFT แต่ความละเอียดในแกนความถี่ที่ต่ำมาก กล่าวคือจุดบนแกนความถี่ห่างกันถึง 0.1667 Hz คิดเป็นอัตราการเต้นของชีพจรที่มีความละเอียด  $\pm 10$  bpm ซึ่งไม่สามารถใช้จริงในงานนี้ได้

### 3.6 การคัดกรองค่าชีพจรด้วย Finite-state machine

จากขอบเขตของงานที่ต้องการให้เคิดสามารถประมวลผลแบบเวลาจริงได้ จึงพยายามใช้ทรัพยากรการคำนวณให้น้อยที่สุด ทำให้ค่าชีพจรที่สกัดได้มีสภาพทนทาน (robustness) ที่ต่ำ กล่าวคือ ค่าที่ไม่เสถียรเท่าใดนัก และมีค่าในบางช่วงที่ผิดพลาดอย่างเห็นได้ชัดชัดเจน จึงได้เพิ่มขั้นตอนวิธีเครื่องจักรสถานะจำกัด (finite-state machine หรือ FSM) เข้าไปเพื่อคัดกรองค่าชีพจรอีกชั้นหนึ่ง อนึ่งขั้นตอน FSM นี้ไม่ได้ช่วยให้ค่าชีพจรจากวิธี CHROM แม่นยำขึ้น เพียงแต่ช่วยกรองค่าที่ผิดพลาดจากการถูกรบกวน เช่น การเคลื่อนไหวใบหน้า การเปลี่ยนสภาพแสงอย่างฉับพลัน หรือค่าชีพจรที่คำนวณได้ ณ ขณะนั้นยังไม่เสถียรพอที่จะนำมาแสดงผล

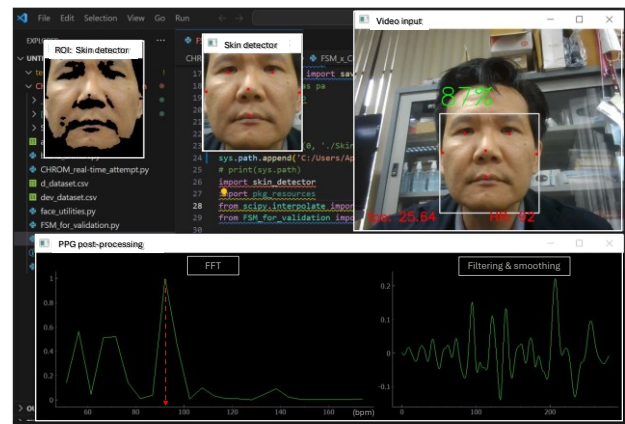


รูปที่ 5 เครื่องจักรสถานะจำกัดที่นำมาประยุกต์ใช้ในการแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ (HR) จากบทความ [16]

FSM ที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานนี้ประกอบไปด้วย 4 สถานะ ได้แก่ stable state, recovery state, alert state และ uncertain state ดัง

แสดงในรูปที่ 5 โดยใช้เงื่อนไขในการตัดสินใจเปลี่ยนสถานะ 2 ข้อคือ 1) การพิจารณาตัวประกอบยอดคลื่น (crest factor หรือ CF) และ 2) ผลต่างของค่าชีพจรปัจจุบันกับค่าก่อนหน้า กล่าวคือ หากค่า CF สูงกว่าค่าขีดเริ่มที่กำหนด และผลต่างของชีพจรในเวลา 2 วินาทีไม่เกิน 5 bpm FSM จะเปลี่ยนเข้าสู่สถานะ “stable” ซึ่งเครื่องจักรจะแสดงค่าชีพจรที่แม่นยำ ส่วนสถานะ “recovery” หมายถึง ค่าชีพจรมีความเป็นไปได้สูงที่จะแม่นยำและกำลังพิจารณาเปลี่ยนผ่านไปสู่สถานะเสถียร “alert” หมายถึง ค่าชีพจรอาจไม่ถูกต้อง และ “uncertain” หมายถึง สถานะที่ค่าชีพจรที่ประมาณได้ผิดพลาด [16]

ผลการทดสอบในห้องภายในอาคารที่มีสภาพแสงสว่างปกติทั่วไปพบว่า สเปกตรัม FFT จะมีค่ายอดที่เด่นชัดก็ต่อเมื่อค่า  $CF \geq 8$  หรือสามารถสูงถึง 30 ได้ในกรณีที่ใบหน้าผู้วัด rPPG อยู่ใกล้กล้องเว็บแคม



รูปที่ 6 ตัวอย่างภาพ screenshot ของขั้นตอนวิธีทั้งหมดที่พัฒนาขึ้นในการสกัดชีพจรจาก rPPG (ROI: skin detector, 25.64fps, HR: 92 bpm)

รูปที่ 6 แสดงตัวอย่างภาพบนจอคอมพิวเตอร์ขณะทำการการสกัดชีพจรจาก rPPG ด้วยขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นตามลำดับ ได้แก่ ภาพวิดีโอต้นอินพุต (video input, รูปที่ 6-ขวาบน) การเลือก ROI ด้วยวิธี skin detector (รูปที่ 6-ซ้ายบน) วิธีสกัดสัญญาณ PPG (CHROM) และกระบวนการประมวลผลสัญญาณ PPG (filtering & smoothing, รูปที่ 6-ขาล่าง) และการประมาณอัตราการเต้นของชีพจรด้วยวิธี FFT (รูปที่ 6-ซ้ายล่าง) จากภาพขณะนั้นได้ชีพจรเท่ากับ 92 bpm ซึ่งในขณะนั้น FSM อยู่ในสถานะ “stable” เนื่องจากค่า CF สูงเกินค่าขีดเริ่มที่กำหนด สังเกตได้จากสเปกตรัมจาก FFT (รูปที่ 6-ซ้ายล่าง) ตรงลูกศรเส้นประสีแดงที่แสดงค่ายอดของความถี่มูลฐานที่สูงกว่ายอดอื่นอย่างชัดเจน

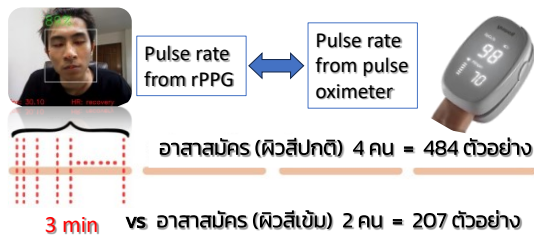
### 3.7 การทดสอบความแม่นยำ

ทดสอบขั้นตอนวิธีที่ได้โดยการเก็บข้อมูลโดยแบ่งเป็น 2 กลุ่มตัวอย่าง คือ กลุ่มตัวอย่างผิวสีปกติ และกลุ่มตัวอย่างผิวสีเข้ม เนื่องจากต้องการทดสอบสมมติฐานว่า ในกลุ่มตัวอย่างผิวสีเข้มจะจับการเปลี่ยนแปลงของสีและแสงได้ยากกว่าในกลุ่มตัวอย่างผิวสีปกติดังบทความ [17]

การเก็บข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างผิวสีปกติ เก็บจากกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครจำนวน 4 คน คนละประมาณ 3 นาที จากนั้นทำการสุ่มอ่านค่า



จากโค้ดที่พัฒนาได้ เทียบกับค่าอ้างอิงจากการวัดด้วย pulse oximeter ทุก ๆ 1-2 วินาที หรือมากกว่านั้น ดังแสดงในรูปที่ 7 โดยเฉลี่ยค่าในช่วงที่สถานะของ FSM ไม่อยู่ใน “stable state” จนสามารถเก็บจำนวนตัวอย่างได้ทั้งหมด 484 ตัวอย่าง และทำเช่นเดียวกันกับกลุ่มตัวอย่างผิวสีเข้มโดยมีอาสาสมัครจำนวน 2 คน จะได้ 207 ตัวอย่าง และเพื่อให้เห็นการกระจายตัวของค่าชีพจรที่เด่นชัดในช่วง 90-110 bpm ให้อาสาสมัครทำการออกกำลังกายแบบ HIIT (high intensity interval training) เป็นเวลา 8 นาที และวัดค่าชีพจรทันทีหลังจากการออกกำลังกาย การทดลองนี้กระทำภายใต้สภาพแสงเดียวกัน กล่าวคือ ในห้องภายในอาคารที่มีสภาพแสงสว่างปกติทั่วไป



รูปที่ 7 กระบวนการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัคร เพื่อทดสอบความแม่นยำ ค่าชีพจรที่สกัดได้ จะนำมาประเมินความแม่นยำโดยเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงโดยใช้ค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ย หรือ Mean Absolute Difference (MAD) ดังสมการที่ 1

$$\text{ค่า MAD (bpm)} = \frac{\sum_1^n |\text{ค่าชีพจรอ้างอิง} - \text{ค่าชีพจรจาก rPPG}_i|}{\text{จำนวนข้อมูล } (n)} \quad (1)$$

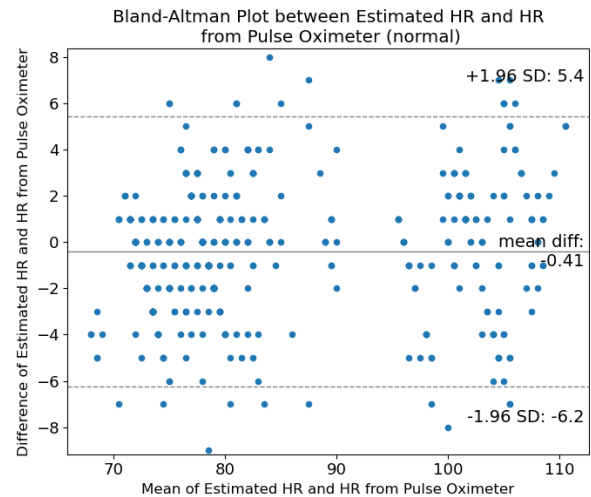
ค่า MAD ที่ได้ จะนำมาเปรียบเทียบกับตามมาตรฐานทางการแพทย์ ว่ายอมรับได้หรือไม่ตาม ANSI-AAMI EC13 (2002) [18] โดยมีความคลาดเคลื่อนสูงสุดไม่เกิน  $\pm 5\text{bpm}$  หรือ  $\pm 10\%$  (โดยเลือกใช้ค่าที่มากกว่า)

#### 4. ผลการทดลอง

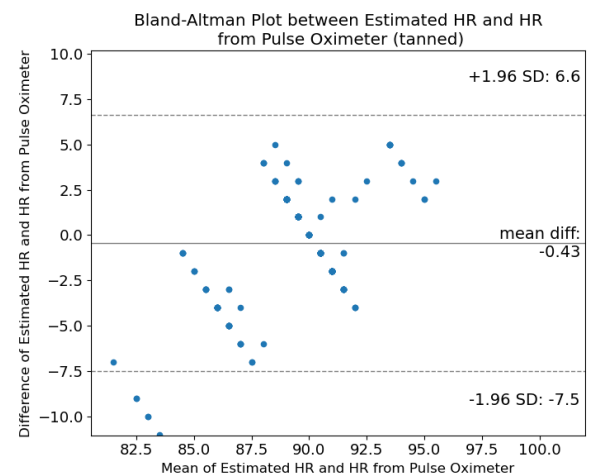
ตารางที่ 1 แสดงค่า MAD  $\pm$  SD ซึ่งแสดงถึงประสิทธิภาพในการสกัดค่าชีพจรจากอาสาสมัครทั้ง 2 กลุ่ม ผลการทดสอบในอาสาสมัครผิวสีปกติ ได้ค่า MAD เท่ากับ  $2.20 \pm 2.98$  bpm และในอาสาสมัครผิวสีเข้มได้เท่ากับ  $2.71 \pm 3.60$  bpm ทั้งสองกลุ่มอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานทางการแพทย์ที่ยอมรับได้คือ ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยน้อยกว่า 5 bpm เมื่อเปรียบเทียบผลจากทั้ง 2 กลุ่ม พบว่าค่า MAD ในกลุ่มตัวอย่างผิวสีเข้มมากกว่าเล็กน้อย แสดงให้เห็นว่าผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับสมมุติฐานที่ตั้งไว้ และงานวิจัยในอดีต [17]

ตารางที่ 1: ผลการทดสอบความแม่นยำที่แสดงค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAD)  $\pm$  SD ในหน่วย bpm

|                                              | MAD  | $\pm$ SD |
|----------------------------------------------|------|----------|
| อาสาสมัคร (สีผิวปกติ)<br>4 คน (484 ตัวอย่าง) | 2.20 | 2.98     |
| อาสาสมัคร (สีผิวเข้ม)<br>2 คน (207 ตัวอย่าง) | 2.71 | 3.60     |



รูปที่ 8 Bland-Altman plot ของอาสาสมัครสีผิวปกติ



รูปที่ 9 Bland-Altman plot ของอาสาสมัครสีผิวเข้ม

เพื่อให้ง่ายต่อการเห็นภาพรวมของการกระจายตัวของข้อมูลจึงได้เพิ่มการแสดงผลแบบกราฟ Bland-Altman plot ของอาสาสมัครที่ 2 กลุ่มดังแสดงในรูปที่ 8 และ 9 กราฟ Bland-Altman plot สามารถยืนยันได้เช่นกันว่า ความคลาดเคลื่อนร้อยละ 95 ของค่าชีพจรที่ประมาณได้ทั้งหมด จะไม่เกิน 5-8 bpm จากเส้น  $\pm 1.96$  SD

#### 5. สรุป

งานวิจัยนี้ แสดงให้เห็นถึงวิธีการพัฒนาขั้นตอนวิธีในการสกัดชีพจรแบบ rPPG แบบเวลาจริง ซึ่งเป็นกระบวนการที่ซับซ้อนและมีจำนวนขั้นตอนมากมาย ผลการศึกษาเปรียบเทียบวิธีการใน 3 ส่วนจากงานวิจัยหลายชิ้นในอดีต ได้แก่ วิธีเลือก ROI วิธีสกัดสัญญาณ PPG และวิธีประมาณค่าชีพจรในเชิงความถี่ พบว่าวิธี skin detector, CHROM และ FFT ได้ประสิทธิภาพสูงสุดตามลำดับ โดยสามารถสกัดค่าชีพจรได้แม่นยำในระดับที่ยอมรับได้ตามมาตรฐานทางการแพทย์ ผู้วิจัยได้นำโค้ดที่พัฒนาขึ้นในงานนี้ไปเผยแพร่บนแพลตฟอร์ม GitHub [19] ซึ่งหวังว่าจะเป็นประโยชน์ต่อผู้สนใจทางด้านการสกัดชีพจรแบบไร้การสัมผัสและสามารถนำไปพัฒนาเพื่อต่อยอดต่อไป

## 6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้เป็นการนำรายงานฉบับสมบูรณ์ของวิชา 2102499 โครงการวิศวกรรมไฟฟ้า ปีการศึกษา 2565 มาเรียบเรียงขึ้นใหม่ ข้าพเจ้าขอขอบคุณนิสิตคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่เป็นอาสาสมัครทั้ง 6 ท่าน ที่ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงตามวัตถุประสงค์ด้วยดี

## เอกสารอ้างอิง

- [1] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, and M. Garbey, "Interacting with human physiology." *Computer Vision and Image Understanding*, 108(1-2), 2007, pp. 150-170.
- [2] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, and G. de Haan, "Algorithmic principles of remote PPG." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(7), 2016, pp. 1479-1491.
- [3] P. A. Kyriacou, and J. Allen (Eds.), *Photoplethysmography*, Chapter 2, pp. 29-30, Academic Press, 2021.
- [4] Kukil, and P. Durai, "MediaPipe – The Ultimate Guide to Video Processing", LearnOpenCV, Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online] Available: <https://learnopencv.com/introduction-to-mediapipe>
- [5] D. Y. Kim, K. Lee, and C. B. Sohn, "Assessment of ROI selection for facial video-based rPPG." *Sensors*, 21(23), 2021, pp. 7923.
- [6] Z. Pirnar, M. Finžgar, and P. Podržaj, "Performance evaluation of rPPG approaches with and without the region-of-interest localization step." *Applied Sciences*, 11(8), 2021, pp. 3467.
- [7] F. Gasparini, and R. Schettini, "Skin segmentation using multiple thresholding." *Internet imaging VII*, Vol. 6061, 2006, pp. 128-135.
- [8] P. S. Jawahar (pavisj), "Skin Detector", GitHub, Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online] Available: <https://github.com/pavisj/rppg-pos/tree/master/SkinDetector>
- [9] X. Li, J. Chen, G. Zhao, and M. Pietikainen, "Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations." In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2014, pp. 4264-4271.
- [10] C. Matous, "Normalized Least-mean-square (NLMS)", GitHub, Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online] Available: <https://matousc89.github.io/padasip/sources/filters/nlms.html>
- [11] A. C. Den Brinker, and W. Wang, "Model-based camera-PPG: Pulse-rate monitoring in fitness". In *Contactless Vital Signs Monitoring*, Academic Press, 2022, pp. 51-78.
- [12] G. De Haan, and V. Jeanne, "Robust pulse rate from chrominance-based rPPG." *IEEE transactions on biomedical engineering*, 60(10), 2013, pp. 2878-2886.
- [13] P. V. Rouast, M. T. Adam, R. Chiong, D. Cornforth, and E. Lux, "Remote heart rate measurement using low-cost RGB face video: a technical literature review." *Frontiers of Computer Science*, 12(5), 2018, pp. 858-872.
- [14] H. Lee, H. Ko, H. Chung, Y. Nam, S. Hong, and J. Lee, J. "Real-time realizable mobile imaging photoplethysmography." *Scientific reports*, 12(1), 2022, pp. 7141.
- [15] SciPy community, "Estimate power spectral density using Welch's method.", Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online] Available: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.welch.html>
- [16] H. Chung, H. Lee, and J. Lee, "Finite state machine framework for instantaneous heart rate validation using wearable photoplethysmography during intensive exercise." *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 23(4), 2018, pp. 1595-1606.
- [17] E. M. Nowara, D. McDuff, and A. Veeraraghavan, "A meta-analysis of the impact of skin tone and gender on non-contact photoplethysmography measurements." *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, 2020, pp. 284-285.
- [18] American National Standard ANSI/AAMI EC13:2002 Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms, *Virginia: AAMI*, 2002.
- [19] K. Tantipiwattanaskul (etanak), "CHROM rPPG Implementation", GitHub, Accessed: 22 ส.ค. 2568. [Online] Available: [https://github.com/etanak/CHROM\\_rPPG\\_implementation](https://github.com/etanak/CHROM_rPPG_implementation)



**คุณศรั ทันติพิวัฒนสกุล** สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี หลักสูตรวิศวกรรมบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี พ.ศ. 2566 ปัจจุบันประกอบธุรกิจส่วนตัว



**อภิววัฒน์ เล็กอุทัย** ปัจจุบันเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีความเชี่ยวชาญด้านเครื่องมือแพทย์ การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณทางชีวการแพทย์