



การพัฒนาระบบวัดชีพจรด้วยเทคนิควิเคราะห์ภาพจุดกระเจิงแสง Development of Speckleplethysmography Measurement System

สุชิน ไตรรงค์จิตเหมาะ* ธนพัฒน์ สีหิน และ ธนันต์ชัย คุณพาที

Suchin Trirongjittmoah*, Thanaphat Seehin and Thananchai Khoonnapatee

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

Department of Electrical and Electronics Engineering, Faculty of Engineering, Ubon Ratchathani University

*E-mail : suchin.t@ubu.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาระบบวัดชีพจรด้วยเทคนิควิเคราะห์ภาพจุดกระเจิงแสง โดยใช้เลเซอร์ไดโอดเป็นแหล่งกำเนิดแสงและกล้อง CCD บันทึกภาพจุดกระเจิงแสง และทำการวิเคราะห์รูปแบบภาพจุดกระเจิงแสงเพื่อหาสัญญาณชีพจรด้วยเทคนิค imaging Photoplethysmography (iPPG) และเทคนิค Speckleplethysmography (SPG) โดยได้พัฒนาโปรแกรมประมวลผลและแสดงผลด้วยภาษา Python จากการทดลองพบว่าการวัดบริเวณข้อมือมีค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนสูงกว่าการวัดบริเวณข้อมือและข้อพับแขน นอกจากนี้จากการทดลองกับอาสาสมัครพบว่าค่าเวลาหน่วงเฉลี่ยระหว่างสัญญาณ SPG และ iPPG มีความสัมพันธ์กับอายุของอาสาสมัคร ผลการทดลองนี้แสดงให้เห็นความเป็นไปได้ในการพัฒนาเครื่องต้นแบบระบบวัดชีพจรเพื่อใช้ในทางการแพทย์

คำสำคัญ : ชีพจร จุดกระเจิงแสง เวลาหน่วง

Abstract

This research presents the development of a pulse measurement system using laser speckle pattern techniques. The system is composed of a laser diode as a light source and a CCD camera as a speckle pattern recorder. The obtained temporal speckle patterns were analyzed using both imaging Photoplethysmography (iPPG) and Speckleplethysmography (SPG) techniques. In this work, data processing and data visualization were developed using Python programming language. In the experiment, SPG and iPPG signals measured around the finger joint had higher signal to noise ratio than those measured around wrist and cubital fossa. Moreover, the relationship between the averaged delay time between SPG and iPPG signals and the age of the subjects was confirmed. These results show the feasibility to develop a prototype system for medical purpose.

Keywords : Pulse, Speckle, Time Delay

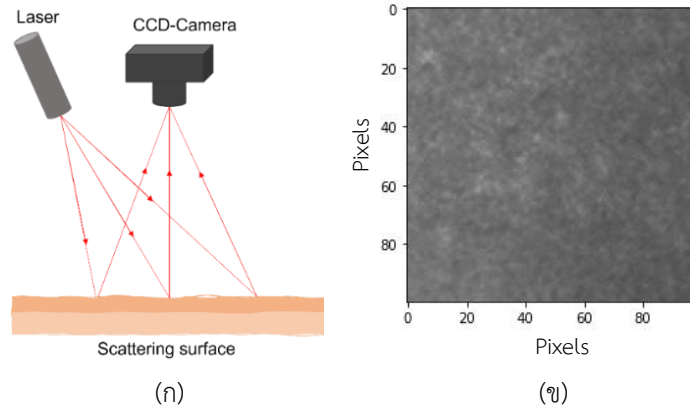


บทนำ

ชีพจรเกิดจากการบีบตัวของหัวใจเพื่อส่งเลือดไปเลี้ยงทั่วร่างกายเป็นผลให้เส้นเลือดมีการหดและขยายตัวตามจังหวะการบีบตัวของหัวใจ ดังนั้นการนับชีพจรก่อนที่จึงเท่ากับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยชีพจรจะบ่งบอกถึงประสิทธิภาพการทำงานของหัวใจและการไหลเวียนของเลือดในร่างกายได้ การวัดชีพจรจึงมีความสำคัญในการคัดกรองโรค รวมถึงการเฝ้าระวังและติดตามปัญหาสุขภาพเพื่อการป้องกันได้ทันที่ เทคนิคการวัดชีพจรมีหลายวิธีด้วยกัน การใช้มือเปล่าคลำตรงบริเวณที่หลอดเลือดแดงขนาดกลางอยู่ติดกับผิวหนัง เช่น ขมับ ขาพับ นิ้วหัวแม่เท้า ข้อมือ ข้อพับแขน และลำคอ การใช้หูฟังทางการแพทย์ (Stethoscope) เพื่อฟังเสียงภายในร่างกายโดยใช้โคอะแฟรมแนบกับลำตัวเพื่อรับสัญญาณเสียงส่งไปยังท่อนำเสียงและส่งต่อไปยังหูฟัง ในขณะที่เทคนิค Photoplethysmography (PPG) เป็นเทคนิควัดทางแสงแบบหนึ่ง ที่นิยมใช้ในอุปกรณ์สวมใส่สำหรับวัดชีพจร เช่น Smart watch เนื่องจากมีระบบที่ไม่ซับซ้อนและทำการวัดได้สะดวกรวดเร็ว โดยการใช้แสงส่องผ่านเนื้อเยื่อเพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือดตามวงรอบการทำงานของหัวใจ ซึ่งความเข้มแสงที่ตัวรับแสงวัดได้นั้นจะสัมพันธ์กับปริมาตรของเลือดที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงตามการบีบและคลายตัวของหัวใจ การวิเคราะห์สัญญาณ PPG ยังถูกนำมาใช้เป็นเครื่องมือสำหรับการอธิบายลักษณะของระบบไหลเวียนเลือด (Hemodynamic characterization) วิธีการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse oximetry) เป็นตัวอย่างหนึ่งที่ใช้ประโยชน์องค์ประกอบสัญญาณสลับ (AC components) ของสัญญาณ PPG ที่วัดด้วยแสงหลายความยาวคลื่น นอกจากนี้มีหลายงานวิจัยแสดงให้เห็นว่าเทคนิค PPG สามารถใช้ในการวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability, HRV) (Lin et al., 2014) การตรวจจับหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Arrhythmia) (Paradkar and Chowdhury, 2017) การตรวจจับภาวะ Hypovolemia (Roederer et al., 2015) และการประมาณค่าความดันโลหิต (Kurylyak et al., 2013) ได้ อย่างไรก็ตาม เทคนิค PPG ไม่สามารถใช้ศึกษาบางเรื่องได้ เช่น ความแข็งของหลอดเลือดแดง (Arterial stiffness) (Ghijssen et al., 2018)

เทคนิคการวิเคราะห์ภาพจุดกระเจิงแสงเลเซอร์ (Laser speckle imaging, LSI) เป็นเทคนิคหนึ่งที่สามารถวัดชีพจรได้ โดยระบบวัดจะประกอบไปด้วยแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่นเดียวหรือแสงเลเซอร์และตัวรับแสง เช่น CMOS หรือ CCD แสดงดังภาพที่ 1(ก) ซึ่งปรากฏการณ์การเกิดจุดกระเจิงแสง (Speckle) จะเกิดขึ้นเมื่อฉายแสงบนตัวอย่างที่มีการเคลื่อนไหวภายใน เช่น ตัวอย่างทางชีวภาพ และเกิดการแทรกสอดของแสงกระเจิงที่มาถึงตัวรับแสง ดังนั้นเมื่อทำการถ่ายภาพจะสังเกตเห็นจุดกระเจิงแสงที่มีจุดมืดสว่างกระจายตัวแบบสุ่ม เรียกว่า รูปแบบจุดกระเจิงแสง (Speckle pattern) ดังภาพที่ 1(ข) ข้อมูลการเคลื่อนที่ของอนุภาคกระเจิงแสงสามารถวิเคราะห์ได้จากรูปแบบจุดกระเจิงทั้งเชิงพื้นที่ (Spatial) และเชิงเวลา (Temporal) โดยทั่วไประบบ LSI สามารถวัดการกระจายตัวสัมพันธ์ของเลือด (Relative blood perfusion) และแสดงภาพการไหลเวียนของเลือดในระดับความลึกประมาณ 3 มิลลิเมตร (Vaz et al., 2016) ซึ่งในการใช้งานทางชีวการแพทย์จะใช้แสงเลเซอร์สีแดงหรือย่านใกล้อินฟราเรด (ความยาวคลื่น 700-1000 nm) เนื่องจากสามารถทะลุผ่านผิวหนังและเนื้อเยื่อได้ดีและเนื่องจากอัตราการไหลเวียนของเลือดจะเปลี่ยนแปลงตามวงรอบการทำงานของหัวใจ ดังนั้นจึงสามารถแสดงสัญญาณชีพจรจากการวิเคราะห์รูปแบบจุดกระเจิงแสงได้ซึ่งเรียกว่าเทคนิค Speckle plethysmography (SPG) (Dunn et al., 2018) สำหรับสัญญาณ SPG นั้นถูกนำมาประยุกต์ใช้ในลักษณะเดียวกับสัญญาณ PPG ยกตัวอย่างเช่น การวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Variability, HRV) (Dunn et al., 2019) ทั้งนี้สัญญาณ PPG และ SPG จะให้ข้อมูลที่แตกต่างกัน กล่าวคือ สัญญาณ PPG จะให้ข้อมูลชีพจรจากการขยายตัวของหลอดเลือด ในขณะที่สัญญาณ SPG จะให้ข้อมูลชีพจรจากอัตราการไหลของเลือดจากการศึกษาเปรียบเทียบระหว่างชีพจรที่วัดด้วยเทคนิค PPG และ SPG ที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์วัดแบบสัมผัสบริเวณนิ้วมือพบว่าความแตกต่างระหว่างเวลาการเกิดพัลส์จากทั้งสองวิธีและอัตราส่วนระหว่างความถี่ฮาร์โมนิกที่ 3 ต่อความถี่ฮาร์โมนิกที่ 1 ของสัญญาณ SPG มีความสัมพันธ์กับอายุของกลุ่มตัวอย่าง (Ghijssen et al., 2018) จากที่กล่าวมาข้างต้น งานวิจัยนี้จึงได้พัฒนา

ต้นแบบระบบวัดชีพจรด้วยเทคนิควิเคราะห์ภาพจุดกระเจิงแสง โดยใช้กล้อง CCD เป็นเซนเซอร์รับภาพจุดกระเจิงแสงและมีเลเซอร์ไดโอดเป็นแหล่งกำเนิดแสงเพื่อวิเคราะห์หาสัญญาณชีพจรด้วยเทคนิค SPG และเทคนิค Imaging Photoplethysmography (iPPG) ซึ่งทำการวัดแบบไม่สัมผัส ณ บริเวณข้อพับแขน ข้อมือ และข้อนิ้วเพื่อหาตำแหน่งการวัดที่เหมาะสม โดยยืนยันความถูกต้องของการวัดชีพจรเปรียบเทียบกับวิธีมาตรฐาน นอกจากนี้ได้ทำการหาค่าเวลาหน่วงระหว่างพัลส์ PPG และ SPG และศึกษาความสัมพันธ์ของค่าเวลาหน่วงกับอายุของอาสาสมัคร

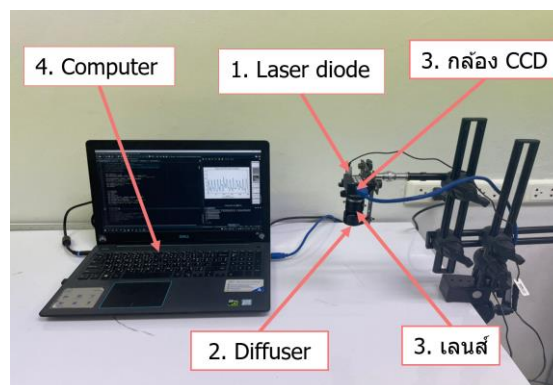


ภาพที่ 1 ระบบวัดจุดกระเจิงแสง (ก) การติดตั้งอุปกรณ์วัดแสงกระเจิงกลับ (ข) ตัวอย่างรูปแบบกระเจิงแสง

วิธีการวิจัย

1. ระบบวัดรูปแบบจุดกระเจิงแสง

ต้นแบบระบบวัดรูปแบบจุดกระเจิงแสงดังภาพที่ 2 ประกอบด้วย เลเซอร์ไดโอด (CPS 808, Thorlabs) ความยาวคลื่น 808 nm และมีกำลัง 2.5 mW ตัวกระจายแสง (Diffuser) กล้อง CCD (CM3-U3-28S4M-CS, FLIR) และเลนส์ (M118FM16, Tamron) โดยระบบจะบันทึกภาพจุดกระเจิงและนำไปประมวลผลด้วยโปรแกรมที่พัฒนาจากภาษา Python บนคอมพิวเตอร์เพื่อหาสัญญาณ SPG และสัญญาณ iPPG และทำการหาค่าเวลาหน่วงระหว่างสัญญาณทั้งสองต่อไป



ภาพที่ 2 องค์ประกอบของระบบวัดรูปแบบจุดกระเจิงแสง

ในงานวิจัยนี้จะทำการบันทึกวิดีโอจุดกระเจิงแสงด้วยกล้อง CCD ความยาว 10 วินาที ขนาดอัตราเฟรม 25 เฟรม/วินาที ด้วยซอฟต์แวร์ Spinview โดยทำการบันทึกวิดีโอระยะเวลา 10 วินาที ด้วยอัตราเฟรม 25 เฟรมต่อวินาที กำหนดค่า Exposure time



เท่ากับ 15 มิลลิวินาที และทำการปรับตั้งค่าต่าง ๆ เพื่อให้ได้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดกระเจิงแสง (D) ที่มีค่ามากกว่า 2 เท่าของขนาดพิทเชลของเซนเซอร์ เพื่อป้องกันการสูญเสียข้อมูลจากการบันทึกขนาดจุดกระเจิงแสงที่มีขนาดเล็กกว่าขนาดพิทเชลของเซนเซอร์ โดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดกระเจิงแสง หาได้จากสมการ

$$D = 2.44 \lambda(1+M) f/\# \quad (1)$$

เมื่อ λ คือความยาวคลื่นแสงเลเซอร์ (808 nm) M คือกำลังขยายของเลนส์ซึ่งหาได้จากอัตราส่วนระหว่างขนาดของเซนเซอร์ต่อขนาดของภาพจริง และ $f/\#$ คือ F-number เนื่องจากขนาดพิทเชลของเซนเซอร์เท่ากับ $3.69 \mu\text{m}$ เมื่อกำหนดค่า F-number ของเลนส์เท่ากับ 5.6 และมีระยะภาพจริงหรือระยะจากเลนส์กล้องถึงตัวอย่างการทดลองเท่ากับ 200 มิลลิเมตร จะได้ M เท่ากับ 0.075 และ จากสมการที่ (1) จะได้ว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางจุดกระเจิงแสง (D) เท่ากับ $11.87 \mu\text{m}$ ซึ่งมากกว่า $7.38 \mu\text{m}$ (2 เท่าของขนาดพิทเชลของเซนเซอร์)

จากนั้นทำการแบ่งเฟรมของวิดีโอออกเป็นรูปภาพแล้วทำการเลือกบริเวณที่สนใจ โดยกำหนดขนาด 200×200 พิกเซล สำหรับการหาสัญญาณ SPG และ 100×100 พิกเซล สำหรับการหาสัญญาณ iPPG ในการหาสัญญาณ SPG จะใช้เทคนิค Laser speckle contrast analysis (LASCA) (Ghijssen et al., 2018) โดยทำการหาค่าเฉลี่ยของความเข้มแสง ($\langle I \rangle$) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มแสง (Standard deviation, σ) ในหน้าต่างขนาด 5×5 พิกเซล และหาค่าคอนทราสต์ (K) ของภาพจุดกระเจิงแสงจากอัตราส่วนระหว่างค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มแสงกับค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงภายในหน้าต่างที่กำหนด ดังสมการที่ (2)

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \quad (2)$$

โดยค่า K จะมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 เมื่อวัตถุหยุดนิ่งและอยู่ภายใต้เงื่อนไขอุดมคติ ในทางกลับกันเมื่อวัตถุเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น ค่า K จะลดลงเข้าใกล้ 0 และแปรผกผันกับความเร็ว เมื่อได้ค่า K แล้วจะนำไปหาค่าจุดสัญญาณ SPG (Ψ_{SPG}) ดังสมการที่ (3) (Ghijssen et al., 2018)

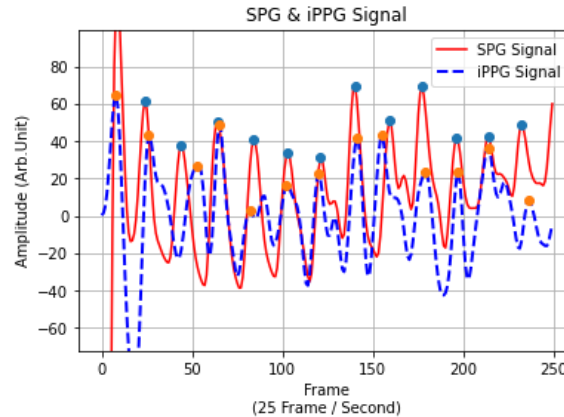
$$\Psi_{SPG} = \frac{1}{2TK^2} \quad (3)$$

โดย T คือเวลาในการเปิดรับแสง (Exposure time) จากนั้นทำการเลื่อนตำแหน่งของหน้าต่างไปทั่วทั้งรูปภาพ แล้วนำค่า Ψ_{SPG} ที่ได้ทั้งหมดมาหาค่า Ψ_{SPG} เฉลี่ยของเฟรมนั้น เมื่อทำซ้ำจนกระทั่งครบทุกเฟรมจะได้สัญญาณชีพจร SPG [3]

ส่วนการหาสัญญาณชีพจร iPPG ได้จากวิดีโอภาพจุดกระเจิงแสง โดยหาเฉลี่ยความเข้มแสงเฉลี่ยในบริเวณที่สนใจของแต่ละเฟรมจะได้ค่าจุดสัญญาณ iPPG (Ψ_{PPG}) ดังสมการที่ (4)

$$\Psi_{PPG} = \langle I \rangle \quad (4)$$

เมื่อทำซ้ำจนกระทั่งครบทุกเฟรมจะได้สัญญาณชีพจร iPPG ทั้งสัญญาณ SPG และ iPPG จะถูกนำมากำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองความถี่แบบดิจิทัลที่มีผลตอบสนองอิมพัลส์จำนวนจำกัด (FIR digital filter) ชนิดแถบความถี่ผ่าน (Band pass) อันดับ 3 ที่มีช่วงความถี่ผ่านระหว่าง 0.45-4 Hz ตัวอย่างสัญญาณ SPG และ iPPG ที่ได้จากระบบวัดที่พัฒนาขึ้นแสดงดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 ตัวอย่างสัญญาณ SPG และ iPPG

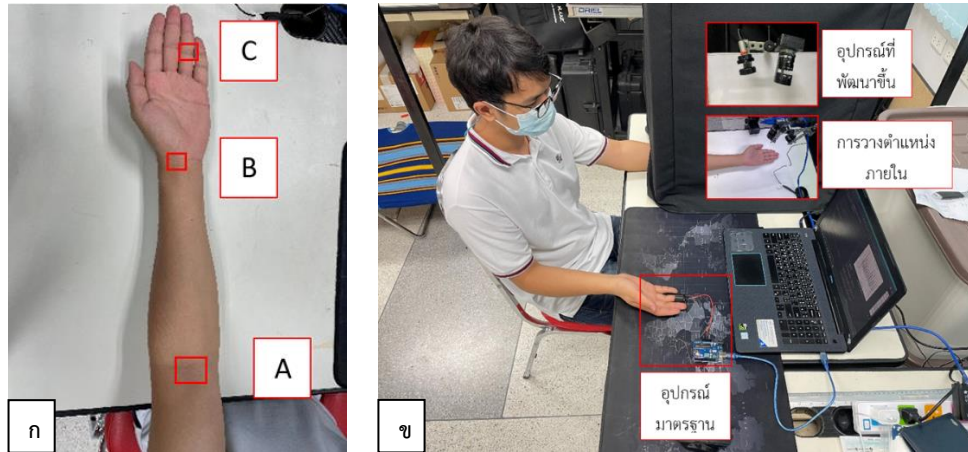
2. การหาค่าเวลาหน่วง (Time delay)

เนื่องจากตำแหน่งจุดยอดของสัญญาณ SPG และ iPPG เกิดขึ้นที่เวลาต่างกันดังแสดงในภาพที่ 3 ซึ่งช่วงเวลาที่ต่างกันหรือค่าเวลาหน่วง (Time delay, TD) นี้หาได้โดยการตรวจจับตำแหน่งจุดยอดของทั้งสองสัญญาณซึ่งจะได้ตำแหน่งเฟรมในวิดีโอ ยกตัวอย่างเช่นพิจารณาจุดยอดคู่ที่ 3 ค่าลำดับเฟรมของจุดยอดที่ 3 ของสัญญาณ SPG คือ 44 และลำดับเฟรมของจุดยอดที่ 3 ของสัญญาณ iPPG คือ 52 จากนั้นนำลำดับเฟรมของสัญญาณ iPPG ลบด้วยลำดับเฟรมของสัญญาณ SPG จะได้ผลต่างเฟรมเท่ากับ 52-44 เท่ากับ 8 เฟรม และเมื่อหารด้วย 25 เฟรม/วินาที จะได้ค่าเวลาหน่วงของจุดยอดคู่ที่ 3 เท่ากับ 0.32 วินาที แต่เนื่องจากค่าเวลาหน่วงของแต่ละคู่จุดยอดมีค่าไม่คงที่จึงทำการหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเวลาหน่วงกลางจำนวน 5 ค่า ยกตัวอย่างเช่นตำแหน่งจุดยอดของสัญญาณ SPG และ iPPG ในภาพที่ 3 มีทั้งหมด 13 คู่ จะทำการเรียงค่าเวลาหน่วงของแต่ละคู่จากค่าต่ำสุดไปยั้งค่าสูงสุด (ลำดับที่ 1-13) แล้วทำการเลือกค่าเวลาหน่วงกลางจำนวน 5 ค่า ในกรณีนี้คือตั้งแต่ลำดับที่ 5 ถึงลำดับที่ 9 เพื่อหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเวลาหน่วงระหว่างสัญญาณ SPG และ iPPG ของการวัดครั้งนั้น

ผลการวิจัย

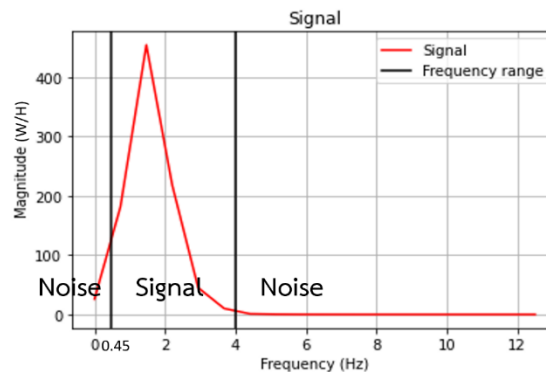
1. การเลือกตำแหน่งวัด

โดยทั่วไปการวัดสัญญาณชีพสามารถทำการวัดได้หลายบริเวณบนร่างกายขึ้นอยู่กับวิธีการและอุปกรณ์ที่ใช้ เช่น บริเวณปลายนิ้ว ข้อมือ หรือข้อพับแขน เป็นต้น ในงานวิจัยนี้จึงทำการศึกษาผลกระทบของตำแหน่งการวัดที่มีต่อการวัดสัญญาณชีพจร SPG และ iPPG โดยทำการวัด 3 บริเวณคือ บริเวณข้อพับแขน (A) บริเวณข้อมือ (B) และบริเวณข้อนิ้วมือ (C) ดังภาพที่ 4(ก) และทำการวัดสัญญาณชีพจร PPG ด้วยพัลส์เซนเซอร์รุ่น SON1303 ที่เชื่อมต่อกับบอร์ด Arduino UNO R3 ไปพร้อมกัน เพื่อเป็นข้อมูลเปรียบเทียบกรณีเกิดข้อสงสัยหรือมีความผิดปกติในสัญญาณชีพจร SPG และ iPPG ที่วัดได้ด้วยระบบที่พัฒนาขึ้น ภาพที่ 4(ข) แสดงตัวอย่างการติดตั้งอุปกรณ์ขณะทำการวัด



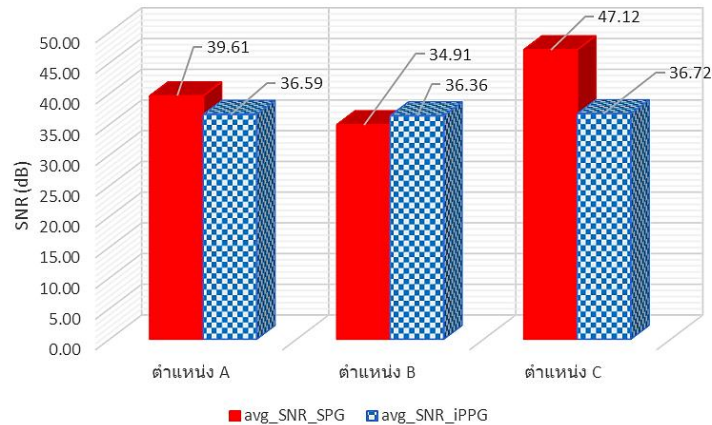
ภาพที่ 4 การวัดสัญญาณชีพจรด้วยระบบที่พัฒนาขึ้น (ก) บริเวณที่วัดสัญญาณชีพจร (ข) ตำแหน่งการติดตั้งอุปกรณ์

ผลการวัดสัญญาณชีพจร SPG และ iPPG ของทั้งสามบริเวณถูกนำมาเปรียบเทียบกันโดยพิจารณาจากค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio) ซึ่งหาได้จากอัตราส่วนของกำลังสัญญาณข้อมูลต่อกำลังของสัญญาณรบกวน โดยทำการแปลงสัญญาณชีพจรในโดเมนเวลาเป็นสัญญาณในโดเมนความถี่ ดังตัวอย่างสัญญาณจำลองมีในภาพที่ 5 โดยที่ค่ากำลังของสัญญาณข้อมูล (Signal power) หรือสัญญาณชีพจรคือบริเวณพื้นที่ใต้กราฟในช่วงความถี่ 0.45-4.00 Hz และพื้นที่ใต้กราฟที่อยู่นอกช่วงความถี่ดังกล่าวคือค่ากำลังของสัญญาณรบกวน (Noise power) เมื่อได้อัตราส่วน SNR แล้วจะแสดงผลในหน่วย dB ซึ่งคำนวณได้โดย $SNR (dB) = 10 \log_{10}(SNR)$



ภาพที่ 5 ตัวอย่างการหาค่ากำลังของสัญญาณข้อมูลต่อสัญญาณรบกวน

จากผลการทดลองศึกษาเปรียบเทียบการวัดสัญญาณชีพจร ณ บริเวณต่าง ๆ ด้วยระบบวัดที่พัฒนาขึ้น โดยทำการวัดบริเวณข้อพับแขน (A) ข้อมือ (B) และข้อนิ้วมือ (C) ของอาสาสมัคร 1 คน บริเวณละ 5 ครั้ง ภาพที่ 6 แสดงค่า SNR เฉลี่ยของสัญญาณ SPG และ iPPG ของบริเวณทั้งสาม พบว่าตำแหน่ง C หรือตำแหน่งข้อนิ้วมือ มีค่า SNR ของสัญญาณชีพจรสูงที่สุด จากผลการทดลองพบว่า SNR ของสัญญาณ iPPG ของทั้งสามบริเวณมีค่าใกล้เคียงกัน ในขณะที่ SNR ของสัญญาณ SPG ที่ตำแหน่งข้อนิ้วมือนั้นมีค่าสูงกว่าบริเวณอื่นอย่างเห็นได้ชัด ด้วยเหตุนี้จึงเลือกทำการวัดที่บริเวณข้อนิ้ว



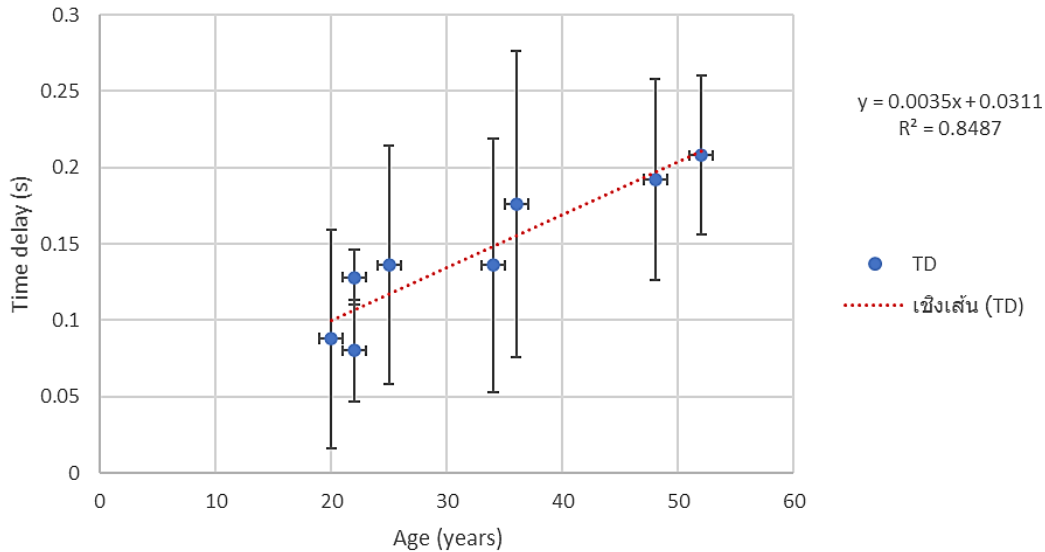
ภาพที่ 6 ค่า SNR เฉลี่ย ณ บริเวณวัดต่างกัน

2. ความสัมพันธ์ค่าเวลาหน่วงกับอายุของอาสาสมัคร

ในการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเวลาหน่วงกับอายุของอาสาสมัคร ได้ทำการเก็บข้อมูลของอาสาสมัครจำนวน 8 คน ดังรายละเอียดในตารางที่ 1 และทำการวัดอาสาสมัครคนละ 10 ครั้ง โดยเลือกข้อมูลที่มี SNR สูงสุดของอาสาสมัครแต่ละคนมาใช้ในการหาค่าเวลาหน่วงระหว่างสัญญาณ SPG และ iPPG จากการทดลองพบว่าเวลาหน่วงเฉลี่ยเพิ่มขึ้นเมื่ออาสาสมัครอายุมากขึ้นดังภาพที่ 7 ดังเช่นในอาสาสมัครอายุ 20 ปี มีเวลาหน่วงเฉลี่ยเท่ากับ 0.072 วินาที และอาสาสมัครอายุ 48 ปี มีเวลาหน่วงเฉลี่ยเท่ากับ 0.2 วินาที ซึ่งอาจเกิดจากการที่สัญญาณ SPG มีอัตราการเปลี่ยนแปลงตามปริมาณของเลือดในหลอดเลือดและเทคนิค iPPG มีอัตราการเปลี่ยนแปลงตามการหดและขยายตัวของหลอดเลือด ซึ่งเมื่ออายุมากขึ้นหลอดเลือดเกิดภาวะเสื่อม ผนังหลอดเลือดสูญเสียความยืดหยุ่น จึงทำให้อัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ iPPG ต่างกันในวัยรุ่นและผู้สูงอายุ ส่งผลให้มีค่าเวลาหน่วงที่ต่างกัน ค่าเวลาหน่วงจะเพิ่มสูงขึ้นตามอายุที่มากขึ้น แม้ว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเวลาหน่วงจะค่อนข้างกว้าง แต่ค่าเวลาหน่วงเฉลี่ยและอายุของอาสาสมัครมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญด้วยค่า R^2 เท่ากับ 0.8487

ตารางที่ 1 ข้อมูลอาสาสมัคร

อาสาสมัคร	อายุ	เพศ	โรคประจำตัว
1	20	ชาย	ไม่มี
2	22	ชาย	ไม่มี
3	22	ชาย	ไม่มี
4	25	หญิง	ไม่มี
5	34	ชาย	ไม่มี
6	36	ชาย	ไม่มี
7	48	หญิง	ไม่มี
8	52	หญิง	ไม่มี



ภาพที่ 7 ความสัมพันธ์เวลาหน่วงกับอายุของอาสาสมัคร

อภิปรายและสรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอเกี่ยวกับการพัฒนาต้นแบบระบบวัดชีพจรด้วยเทคนิควิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงภาพจุดกระเจิงแสง โดยรูปแบบของจุดกระเจิงแสงจะเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการบีบตัวของหัวใจหรือชีพจรที่ส่งผลให้เกิดการเคลื่อนไหวของเลือด ในหลอดเลือดและการหดขยายตัวของหลอดเลือดได้ผิวหนัง โดยทำการวิเคราะห์หาสัญญาณชีพจรด้วยเทคนิค SPG และ iPPG เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของเวลาหน่วงระหว่างทั้งสองสัญญาณกับอายุของอาสาสมัคร จากการทดลองเปรียบเทียบผลการวัดสัญญาณที่บริเวณข้อพับแขน ข้อมือ และข้อนิ้วมือ พบว่าการวัดสัญญาณบริเวณข้อนิ้วมือนั้นมีคุณภาพสัญญาณชีพจรสูงกว่าบริเวณข้อมือและข้อพับแขน ทั้งนี้เนื่องจากบริเวณข้อมือและข้อพับแขนมีความหนาของชั้นเนื้อเยื่อมากกว่าบริเวณข้อนิ้วมือ ส่งผลให้ความเข้มแสงที่กระเจิงจากเลือดมีค่าน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับความเข้มแสงกระเจิงจากเลือดบริเวณข้อนิ้วมือ นอกจากนี้จากการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างเวลาหน่วงกับอายุ โดยทำการทดลองกับอาสาสมัครจำนวน 8 คน พบว่า ค่าเวลาหน่วงเฉลี่ยมีความสัมพันธ์กับอายุของอาสาสมัครอย่างมีนัยยะสำคัญ สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Ghijssen et al. (2018) ซึ่งทำการวัดสัญญาณ SPG แบบสัมผัสและทำการวัดบริเวณปลายนิ้วมือของอาสาสมัคร ในขณะที่ระบบวัดที่พัฒนาขึ้นนั้นเป็นการวัดแบบไม่สัมผัสซึ่งสัญญาณ SPG จะถูกรบกวนจากการเคลื่อนไหวของผู้ถูกวัดได้ง่ายอันเป็นสาเหตุหนึ่งของความคลาดเคลื่อน ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นประสิทธิภาพของต้นแบบระบบวัดในการค่าเวลาหน่วงระหว่างสัญญาณชีพจรด้วยเทคนิค SPG และ iPPG การลดผลกระทบจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวและจากแสงรบกวนภายนอกเป็นประเด็นที่ควรศึกษาและพัฒนาเพื่อปรับปรุงเสถียรภาพของระบบวัด ซึ่งจะช่วยให้การศึกษาพัฒนาวิธีการคัดกรองผู้ที่มีความเสี่ยงโรคหัวใจและหลอดเลือดนั้นมีความเป็นไปได้

กิตติกรรมประกาศ

ผู้แต่งขอขอบคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี ที่สนับสนุนงบประมาณและสถานที่ในการทำวิจัยครั้งนี้



เอกสารอ้างอิง

- Dunn, C. E., Lertsakdadet, B., Crouzet, C., Bahani, A. and Choi, B. (2018). Comparison of speckleplethysmographic (SPG) and photoplethysmographic (PPG) imaging by Monte Carlo simulations and in vivo measurements. *Biomedical optics express*, 9(9), 4306-4316.
- Dunn, C. E., Monroe, D. C., Crouzet, C., Hicks, J. W. and Choi, B. (2019). Speckleplethysmographic (SPG) estimation of heart rate variability during an orthostatic challenge. *Scientific reports*, 9(1), 1-9.
- Ghijssen, M., Rice, T. B., Yang, B., White, S. M. and Tromberg, B. J. (2018). Wearable speckle plethysmography (SPG) for characterizing microvascular flow and resistance. *Biomedical optics express*, 9(8), 3937-3952.
- Kurylyak, Y., Lamonaca, F. and Grimaldi, D. (2013). A Neural Network-based method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal. *2013 IEEE International instrumentation and measurement technology conference (I2MTC)*. (pp. 280-283.) IEEE.
- Lin, W. H., Wu, D., Li, C., Zhang, H. and Zhang, Y. T. (2014). Comparison of heart rate variability from PPG with that from ECG. *The international conference on health informatics*. (pp. 213-215.) Springer, Cham.
- Paradkar, N. and Chowdhury, S. R. (2017). Cardiac arrhythmia detection using photoplethysmography. *In 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. (pp. 113-116.) IEEE.
- Roederer, A., Weimer, J., DiMartino, J., Gutsche, J. and Lee, I. (2015). Robust monitoring of hypovolemia in intensive care patients using photoplethysmogram signals. *In 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. (pp. 1504-1507.) IEEE.
- Vaz, P. G., Humeau-Heurtier, A., Figueiras, E., Correia, C. and Cardoso, J. (2016). Laser speckle imaging to monitor microvascular blood flow: a review. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 9, 106-120.