

วิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Motion-Resistant Pulse Oximetry Based on Time-Frequency Analysis

Mr. Theera Leeudomwong



A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Biomedical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	วิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่
โดย	นายธีระ ลีอุดมวงษ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร. เจษฎา ชินรุ่งเรือง
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยรับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร. สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ดร. เจษฎา ชินรุ่งเรือง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุพัฒน์ เอื้อทวีเกียรติ)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วิทยากร อัครวิเศษ)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยศชนัน วงศ์สวัสดิ์)

ธีระ ลีอุดมวงษ์ : วิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ (Motion-Resistant Pulse Oximetry Based on Time-Frequency Analysis) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ. ดร. เจษฎา ชินรุ่งเรือง, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ. นพ. ทายาท ดีสุดจิต, 107 หน้า.

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นปัญหาหลักอันหนึ่งของการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ไม่มีแผนการป้องกันการรบกวนจากการเคลื่อนไหว มักรายงานค่าต่ำกว่าความเป็นจริงในขณะที่สัญญาณที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว อันนำไปสู่การส่งสัญญาณเตือนที่ผิดพลาด งานวิจัยนี้เสนอแนวทางการพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจำนวน 2 แนวทาง ได้แก่ การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา และการนำตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ผลการทดลองบ่งชี้ว่า ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากกว่าขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม และการนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เมื่อนำมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ ดังนั้นแนวทางที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้จึงสามารถนำไปใช้ปรับปรุงประสิทธิภาพของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ให้มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากขึ้น โดยสามารถช่วยลดการส่งสัญญาณเตือนที่ผิดพลาด เพิ่มประสิทธิภาพในการเฝ้าระวัง และเพิ่มความปลอดภัยของผู้ป่วย อย่างเป็นลำดับ

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5671416021 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: PULSE OXIMETRY / MOTION ARTIFACT / TIME FREQUENCY ANALYSIS / CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM / ACCELEROMETER / ADAPTIVE FILTER

THEERA LEEUDOMWONG: Motion-Resistant Pulse Oximetry Based on Time-Frequency Analysis. ADVISOR: ASST. PROF. CHEDSADA CHINRUNGRUENG, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. TAYARD DESUDCHIT, M.D., 107 pp.

The motion artifact(MA) is a major problem of pulse oximetry processing. The conventional pulse oximeter usually provides false desaturation alarm when the MA is present, leading to the reduction in the efficiency of patient care. This research proposed two methods to develop the motion resistant algorithm for pulse oximetry processing. The first is the pulse oximetry processing based on time-frequency analysis, and the second is the combination of the MA cancellation using the accelerometer and the adaptive filter with the pulse oximetry processing. The experimental results indicated that the pulse oximetry processing based on time-frequency (TF) analysis has more resistant to the MA than the conventional pulse oximetry, and the combination of the MA cancellation with the pulse oximetry processing helps greatly improve on the MA resistant ability, especially when the MA cancellation is combined with the pulse oximetry processing based on the TF analysis. Consequently, the pulse oximetry processing algorithms proposed in this study can be used to improve the performance of the pulse oximeter, leading to the reduction in the false saturation alarm, the enhancement of the patient monitoring, and the increase in the patient safety, respectively.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2016

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความรู้จากอาจารย์ที่ปรึกษาหลัก รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วมผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต ขอขอบพระคุณอาจารย์ทั้งสองท่านที่รับเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา และเสียสละเวลาที่มีค่าในการรับฟัง ให้ความรู้ ให้คำปรึกษาเกี่ยวกับแนวคิดในการทำวิทยานิพนธ์ ตลอดจนให้คำแนะนำทางวิชาการที่ดีเสมอมา

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ ที่ให้ความเมตตา สละเวลารับฟัง ให้ความรู้ คำแนะนำ คำปรึกษา รวมถึงความช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน ขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพัฒนา เอื้อทวีเกียรติ ที่สละเวลารับฟังและให้มุมมองแง่คิดในการแก้ไขปัญหาการวิจัย ขอขอบคุณอาจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์ อาจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย และรองศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีระมงคลศรี รวมถึงคณาจารย์และพี่ ๆ น้อง ๆ ในสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชที่กรุณาช่วยฟังและให้ข้อเสนอแนะ ขอขอบคุณคณาจารย์ เพื่อนร่วมงานจากภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้การสนับสนุนการลาศึกษาครั้งนี้ และขอบคุณมหาวิทยาลัยพระจอมเกล้าพระนครเหนือสำหรับโอกาสที่ให้การลาศึกษาและทุนอุดหนุนการศึกษา

สุดท้ายขอขอบพระคุณ บิดา มารดา ให้การสนับสนุนในทุกด้านด้วยดีเสมอมา และที่ขาดเสียมิได้ขอบคุณครอบครัว ภรรยาและลูก ๆ ที่อยู่เคียงข้างและคอยให้กำลังใจซึ่งเป็นแรงสำคัญที่ผลักดันงานนี้ให้สำเร็จลุล่วงลงได้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ	2
บทที่ 2 การวัดปริมาณความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี.....	3
2.1 การขนส่งและการแลกเปลี่ยนก๊าซ	3
2.2 ฮีโมโกลบิน	3
2.3 นิยามความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง	4
2.4 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law)	5
2.5 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน	6
2.6 การตรวจวัดสัญญาณชีพจรด้วยแสง(Photoplethysmography).....	6
2.6.1. รูปแบบการวัด.....	7
2.6.2. ส่วนประกอบของสัญญาณ PPG.....	8
2.7 วิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม	10
2.7.1 ตัวแบบทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณ PPG.....	11
2.7.2 การดูดกลืนแสงของเลือดแดง.....	11
2.7.2.1 วิธีการหาจุดสูงสุดและต่ำสุด(peak and valley method).....	12

2.7.2.2	วิธีการทำให้อยู่รูปบรรทัดฐาน(normalization method).....	12
2.7.2.2.1	การหารด้วยระดับความเข้มแสงสูงสุด	13
2.7.2.2.2	การหารด้วยระดับความเข้มแสงเฉลี่ย	13
2.7.2.2.3	วิธีการหาอนุพันธ์ (derivative method).....	14
2.7.2.2.4	วิธีลอการิทึม (logarithmic method).....	14
2.7.3	อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงและปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง	15
2.7.4	การคำนวณหาค่าอัตราส่วน R	17
2.7.4.1.	วิธีการหาค่าเฉลี่ยแบบถ่วงน้ำหนัก(weight moving average)	18
2.7.4.2.	วิธีการหาค่าเฉลี่ยประสิทธิผล(root mean square).....	18
2.7.4.3.	วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (linear regression analysis).....	19
2.7.4.4.	วิธีการวิเคราะห์ความถี่ (Spectral analysis).....	19
2.7.5	ข้อจำกัดของวิธีพัลส์ออกซิเมทรี.....	20
2.7.5.1	ฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนและสีย้อม	20
2.7.5.2	ความแปรปรวนของความยาวคลื่นของแสงที่เปล่งออกจากแหล่งกำเนิด.....	22
2.7.5.3	แสงรบกวน	23
2.7.5.4	การไหลเวียนเลือดแดงต่ำและการเคลื่อนไหว.....	24
บทที่ 3	แนวคิด หลักการ และเหตุผล.....	26
3.1.	ทบทวนวรรณกรรม.....	26
3.2.	ขั้นตอนวิธี Discrete Saturation Transform	28
3.3.	แนวคิดของงานวิจัยนี้	32
3.3.1	การแก้ไขตัวแบบของสัญญาณ PPG	32
3.3.2	วิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่	34

3.3.2.1 การประมวลผลเบื้องต้น(preprocessing).....	35
3.3.2.2 การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน(normalization).....	35
3.3.2.3 การแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่อง(continuous wavelet transform) และ การหาค่ามัธยฐาน(median calculation)	37
3.3.2.4 การอัตราส่วนการดูดกลืนแสงระหว่างสีแดงและอินฟราเรด และค่าความ อิมพัลส์ออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง	38
3.3.3 วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยตัววัดความเร่งและตัว กรองแบบปรับตัวร่วมกับวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัย การวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่.....	39
บทที่ 4 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	44
4.1. ส่วนประกอบและหลักการทำงานของระบบการวัด.....	44
4.2. วงจรควบคุมแหล่งกำเนิดแสง	45
4.3. โพรบ 47	
4.4. วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดันและวงจรขยาย	49
4.5. ตัววัดความเร่ง	49
4.6. ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	50
4.7. การสอบเทียบ.....	53
บทที่ 5 ขั้นตอนการทดลอง และผลการทดลอง.....	55
5.1. วัตถุประสงค์ของการทดลอง.....	55
5.2. การตรวจวัดสัญญาณ.....	55
5.3. การประมวลผลสัญญาณ.....	57
5.4. การประเมินประสิทธิภาพ.....	60
5.5. ผลการทดลอง.....	61

5.5.1 ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่(Time-frequency analysis, TFA)	61
5.5.2 ผลการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ	69
5.5.2.1 ผลการประมวลผลด้วยวิธี LRA	69
5.5.2.2 ผลการประมวลผลด้วยวิธี DST	70
5.5.2.3 ผลการประมวลผลด้วยวิธี TFA	71
5.5.3 ผลการวัดค่า %SpO ₂ จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ในสถานะต่าง ๆ 76	
5.5.4 ผลการนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี	79
5.5.5 ผลการประเมินขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณ	84
5.5.6 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman	87
บทที่ 6 การอภิปรายผลการทดลองและสรุปผลการวิจัย	92
6.1. การอภิปรายผลการทดลอง	92
6.1.1. การประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่	92
6.1.2. ผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี	97
6.1.3. ผลของการนำขั้นตอนวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี	99
6.2. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	100
รายการอ้างอิง	102
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	107

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปี 1972 Takuo Aoyaki วิศวกรชาวญี่ปุ่น ได้ค้นพบวิธีการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง จากการตรวจวัดการดูดกลืนแสงของเลือดแดงโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงที่เป็นจังหวะตามชีพจร(pulse) ของเลือดแดง [1] การค้นพบนี้ส่งผลทำให้การตรวจวัดปริมาณออกซิเจนที่ถูกขนส่งไปกับเลือดแดงสามารถทำได้ง่าย สะดวก รวดเร็ว และประหยัด อีกทั้งยังสามารถทำการวัดได้อย่างต่อเนื่องและไม่รบกวนเข้าไปในร่างกาย วิธีการนี้ถูกเรียกว่า พัลส์ออกซิเมทรี (pulse oximetry) เครื่องมือวัดที่นำหลักการนี้ไปใช้ถูกเรียกว่า เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์(pulse oximeter) ซึ่งโดยปกติมักจะรายงานค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ควบคู่กับค่าอัตราการชีพจร(pulse rate)

เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ได้รับความนิยมอย่างรวดเร็วและถูกนำไปใช้อย่างแพร่หลายภายในโรงพยาบาลสำหรับการตรวจวินิจฉัยและเฝ้าระวังผู้ป่วยวิกฤติทั้งเด็กและผู้ใหญ่ อย่างไรก็ตาม ความผิดพลาดของการวัดสามารถเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ยกตัวอย่างเช่น การมีฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้(dysfunctional hemoglobin) การมีผิวสีเข้ม การมีสีทาเล็บ และการได้รับสีย้อม(dyes) รวมถึงจากการรบกวนที่เกิดขึ้นในขณะที่ทำการวัด ได้แก่ การรบกวนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การรบกวนจากแสงภายนอก การรบกวนจากการเกิดภาวะการไหลเวียนเลือดแดงต่ำ(low perfusion) และการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(motion artifact) เป็นต้น

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นปัญหาสำคัญของการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ในผู้ใหญ่การรบกวนจากการเคลื่อนไหวอาจเกิดขึ้นได้จากการเลื่อนหลุดของโพรบไปจากตำแหน่งที่ทำการวัดอันเนื่องมาจากการเคลื่อนย้าย การขยับตัว การสั่น การเกา การออกกำลังกาย รวมถึงเกิดขึ้นจากอาการของโรค ส่วนในผู้ป่วยเด็ก อาจเกิดขึ้นจากการเตะ การยึดตัว หรือการร้องไห้ เป็นต้น มีรายงานว่า การรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์เกิดการสูญเสียข้อมูล การรายงานค่าที่ไม่ถูกต้อง รวมถึงการส่งสัญญาณเตือนผิดพลาด(false alarms) [2]

การส่งสัญญาณเตือนที่ผิดพลาดของเครื่องมือพัลส์ออกซิมิเตอร์ ส่งผลกระทบอย่างมากต่อการปฏิบัติงานของเจ้าหน้าที่ทางการแพทย์และความปลอดภัยของผู้ป่วย การที่เจ้าหน้าที่ต้องให้ความสนใจกับสัญญาณเตือนที่เกิดขึ้นจากความผิดพลาดของเครื่องมือวัด นอกจากจะก่อให้เกิดความเครียดในขณะปฏิบัติงาน ยังทำให้เสียเวลาไปกับการตรวจสอบทั้งผู้ป่วยและเครื่องมือโดยไม่

จำเป็น ความเชื่อมั่นของเจ้าหน้าที่ต่อประสิทธิภาพของเครื่องมืออาจลดลงจนนำไปสู่ความไม่เชื่อถือ สัญญาณเตือนจากเครื่องมือ การละเลยสัญญาณเตือน รวมถึงการปิดสัญญาณเตือน ซึ่งส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพการดูแลผู้ป่วยและความปลอดภัยของผู้ป่วย อย่างเป็นลำดับ

ในปัจจุบัน การใช้งานเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ไม่ได้ถูกจำกัดอยู่เพียงแค่การเฝ้าระวังผู้ป่วยวิกฤติภายในโรงพยาบาลเท่านั้น แต่ยังถูกนำไปใช้ในขณะเคลื่อนย้ายผู้ป่วยภายในโรงพยาบาล และมีแนวโน้มว่าจะถูกพัฒนาให้เป็นเครื่องมือวัดแบบสวมใส่ได้(wearable device) เพื่อให้สามารถติดตามการเปลี่ยนแปลงปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินได้ในชีวิตประจำวัน การพัฒนาขีดความสามารถของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์จึงยังเป็นสิ่งจำเป็น โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ในด้านการปรับปรุงขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณ(algorithm)ให้มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาวิธีการประมวลผลสัญญาณสำหรับการหาปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี
2. เพื่อศึกษาผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวต่อการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี
3. เพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณสำหรับการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

พัฒนาขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณสำหรับการหาปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

1.4 ประโยชน์ที่จะได้รับ

1. ขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว
2. ขั้นตอนวิธีที่เพิ่มประสิทธิภาพของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ในการตรวจวัดและเฝ้าระวังปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

บทที่ 2

การวัดปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

2.1 การขนส่งและการแลกเปลี่ยนก๊าซ

ก๊าซออกซิเจนจากบรรยากาศภายนอก สามารถถูกขนส่งไปยังเซลล์ต่าง ๆ ภายในร่างกาย โดยอาศัยการทำงานของกลไกทางสรีระวิทยา 2 ระบบ ได้แก่ ระบบหายใจ(respiratory system) ซึ่งทำหน้าที่ขนส่งและแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างภายนอกกับภายในร่างกาย และระบบไหลเวียนเลือด (circulation system) ซึ่งทำหน้าที่ลำเลียงเลือดมาทำการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและขนส่งไปยังเซลล์ที่อวัยวะต่าง ๆ ทั่วร่างกาย

ด้วยกลไกการหายใจเข้า(inspiration) อากาศจากภายนอกซึ่งมีสัดส่วนของออกซิเจนสูงแต่มีสัดส่วนของคาร์บอนไดออกไซด์ต่ำ จะเคลื่อนที่จากบรรยากาศภายนอกเข้าสู่ภายในถุงลมปอด ขณะที่เลือดที่ไหลเวียนเข้ามาที่บริเวณถุงลมเป็นเลือดดำที่มีปริมาณออกซิเจนต่ำแต่คาร์บอนไดออกไซด์สูง ที่บริเวณถุงลมจะเกิดการแพร่(diffusion) ของก๊าซตามลาดความเข้มข้น(concentration gradient) โดยออกซิเจนภายในถุงลมจะแพร่เข้าสู่กระแสเลือด ส่วนคาร์บอนไดออกไซด์จะแพร่จากกระแสเลือดเข้าสู่ถุงลม และด้วยกลไกการหายใจออก(expiration) คาร์บอนไดออกไซด์จากถุงลมจะถูกขับออกสู่อากาศภายนอก

ก๊าซออกซิเจนที่แพร่เข้าสู่กระแสเลือด สามารถถูกขนส่งไปกับเลือดได้ 2 ทาง ได้แก่ ละลายไปกับพลาสมา(plasma) และจับกับฮีโมโกลบิน(hemoglobin) เนื่องจากออกซิเจนส่วนที่ถูกขนส่งโดยการละลายไปกับพลาสมามีปริมาณน้อยและไม่เพียงพอต่อความต้องการของร่างกาย ออกซิเจนส่วนใหญ่จึงถูกขนส่งไปกับกระแสเลือดโดยอาศัยการจับกับฮีโมโกลบินที่อยู่ภายในเม็ดเลือดแดง

2.2 ฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบิน เป็นโปรตีนชนิดหนึ่งที่อยู่ในเม็ดเลือดแดง ทำหน้าที่ขนส่งออกซิเจน ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุล ประกอบไปด้วย ฮีม(heme) ซึ่งเป็นอะตอมของธาตุเหล็ก (Fe^{2+}) อยู่จำนวน 4 อะตอม แต่ละอะตอมสามารถจับหรือปล่อยออกซิเจนได้ 1 โมเลกุล ดังนั้นฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุลที่อึดตัวไปด้วยออกซิเจนจึงเป็นฮีโมโกลบินจับอยู่กับออกซิเจนจำนวน 4 โมเลกุล

ฮีโมโกลบินที่มีอยู่ในร่างกายมนุษย์ สามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มฮีโมโกลบินที่สามารถทำหน้าที่ขนส่งออกซิเจน(functional hemoglobin) และกลุ่มฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถทำหน้าที่ขนส่งออกซิเจน(dysfunctional hemoglobin หรือ dyshemoglobin)

ฮีโมโกลบินในกลุ่มแรก ได้แก่ ออกซิฮีโมโกลบิน(oxyhemoglobin, HbO_2) ซึ่งเป็นฮีโมโกลบินที่จับอยู่กับออกซิเจน และดีออกซิฮีโมโกลบินหรือรีดิวซ์ฮีโมโกลบิน(deoxyhemoglobin or reduced hemoglobin, Hb) ซึ่งเป็นฮีโมโกลบินที่ปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์ไปแล้ว และพร้อมที่จะจับกับออกซิเจนได้ใหม่ ส่วนฮีโมโกลบินในกลุ่มหลังมีอยู่หลายชนิด ในสภาวะปกติจะพบฮีโมโกลบินในกลุ่มนี้ในปริมาณที่ค่อนข้างน้อย ยกตัวอย่างเช่น เมทฮีโมโกลบิน(methemoglobin, $MetHb$) และคาร์บอกซิฮีโมโกลบิน(carboxyhemoglobin, $COHb$) เป็นต้น เมทฮีโมโกลบินเป็นฮีโมโกลบินที่อะตอมของธาตุเหล็กสูญเสียอิเล็กตรอน(oxidized) โดยเปลี่ยนจาก Fe^{2+} เป็น Fe^{3+} ทำให้สูญเสียความสามารถในการจับกับออกซิเจน ภาวะการมีเมทฮีโมโกลบินในเลือดสูง(methemoglobinemia) อาจเกิดขึ้นจากการได้รับยาบางชนิด ส่วนคาร์บอกซิฮีโมโกลบิน เป็นฮีโมโกลบินที่จับอยู่กับก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์(carbon monoxide) ซึ่งเป็นก๊าซที่เกิดขึ้นจากการเผาไหม้ โดยที่ฮีโมโกลบินมีความชอบ(affinity) ที่จะจับกับคาร์บอนมอนอกไซด์สูงกว่าออกซิเจน เมื่อฮีโมโกลบินจับกับคาร์บอนมอนอกไซด์ไปแล้วจะไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้อีก

2.3 นิยามความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง(arterial hemoglobin saturation, SaO_2) เป็นปริมาณที่บ่งชี้ถึงสัดส่วนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงที่จับอยู่กับออกซิเจน โดยนิยามของปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงแบ่งออกเป็น 2 แบบ ได้แก่ Fractional hemoglobin saturation และ Functional hemoglobin saturation

Fractional hemoglobin saturation บ่งชี้ถึงสัดส่วนของฮีโมโกลบินที่จับอยู่กับออกซิเจนต่อปริมาณฮีโมโกลบินทั้งหมดในเลือด ดังนี้

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb + MetHb + COHb} \quad (2-1)$$

ส่วน Functional hemoglobin saturation บ่งชี้ถึงสัดส่วนของฮีโมโกลบินที่จับอยู่กับออกซิเจนต่อปริมาณฮีโมโกลบินทั้งหมดที่สามารถจับกับออกซิเจนได้ ดังนี้

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (2-2)$$

2.4 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law)

เมื่อเปล่งแสงสีเดียว (monochromatic light) ที่มีความยาวคลื่น λ จากแหล่งกำเนิดเข้าทางสู่ตัวกลางที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียว (homogeneous) ที่ประกอบไปด้วยสารหรือองค์ประกอบที่สามารถดูดกลืนแสงได้ และตัวกลางนี้มีคุณสมบัติไม่ก่อให้เกิดการกระเจิงของแสง ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณความเข้มแสงที่เปล่งออกจากแหล่งกำเนิด (I_0) กับปริมาณความเข้มแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางออกมา (I) สามารถอธิบายได้โดยอาศัยกฎของเบียร์และแลมเบิร์ต ดังนี้

$$I = I_0 e^{-\epsilon C L} \quad (2-3)$$

เมื่อ ϵ แทน ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสง (extinction coefficient) ที่บ่งชี้ถึงความสามารถของสารในการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น λ ส่วน C คือ ความเข้มข้นของสาร และ L แทนระยะทางที่แสงเดินทางผ่านตัวกลาง จากสมการที่ 2-3 พบว่า เมื่อความเข้มข้นของสารคงที่ ปริมาณความเข้มแสงที่เดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางจะลดลงในแบบเอกซโพเนนเชียล (exponential) ตามระยะทางการเดินทางของแสงในตัวกลางที่เพิ่มขึ้น

ค่าการส่งผ่านแสง (transmittance, T) เป็นปริมาณที่แสดงถึงความโปร่งแสงของตัวกลาง โดยนิยามคือ อัตราส่วนระหว่างปริมาณความเข้มแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางกับปริมาณความเข้มแสงจากแหล่งกำเนิดที่เดินทางเข้าสู่ตัวกลาง ดังนี้

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon C L} \quad (2-4)$$

ค่าการดูดกลืนแสง (absorbance, A) หรือค่าความหนาแน่นแสง (optical density, OD) เป็นปริมาณที่แสดงถึงความสามารถดูดกลืนแสงของตัวกลาง ดังนี้

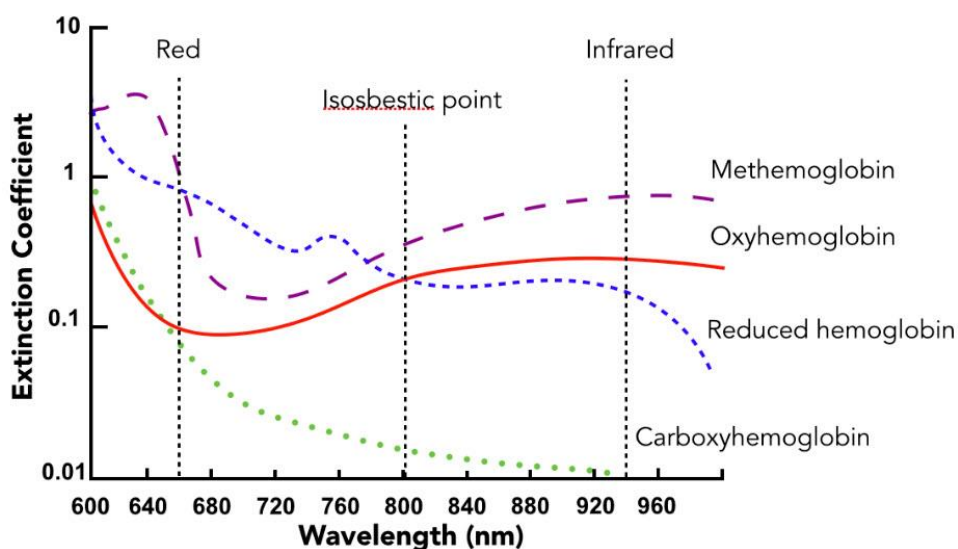
$$A = OD = -\ln \frac{I}{I_0} = \epsilon C L \quad (2-5)$$

ในกรณีที่ภายในตัวกลางที่แสงเดินทางผ่าน ประกอบด้วยสารหรือองค์ประกอบที่สามารถดูดกลืนแสงได้มากกว่าหนึ่งชนิด ค่าการดูดกลืนแสงสุทธิ (total absorbance, A_t) จะเท่ากับผลรวมของค่าการดูดกลืนแสงของสารหรือองค์ประกอบแต่ละชนิด ดังนี้

$$A_t = A_1 + A_2 + \dots + A_n = \epsilon_1 C_1 L_1 + \epsilon_2 C_2 L_2 + \dots + \epsilon_n C_n L_n \quad (2-6)$$

2.5 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบินแต่ละชนิดมีความสามารถดูดกลืนแสงได้แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับสภาวะการจับกับออกซิเจนและความยาวคลื่นของแสง ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงที่แสดงถึงความสามารถดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินชนิดต่าง ๆ ที่ความยาวคลื่นตั้งแต่ 600 nm ถึง 1000 nm แสดงในรูปที่ 2-1



รูปที่ 2-1 ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินแต่ละชนิด [3]

จากรูปที่ 2-1 พบว่า ออกซิฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงอินฟราเรดที่ความยาวคลื่น 940 nm ได้ดีกว่ารีดิวซ์ฮีโมโกลบิน ในขณะที่รีดิวซ์ฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงสีแดงที่ความยาวคลื่นประมาณ 660 nm ได้ดีกว่าออกซิฮีโมโกลบิน ทั้งออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงได้เท่ากันที่ความยาวคลื่นประมาณ 805 nm ความยาวคลื่น ณ ตำแหน่งนี้ถูกเรียกว่า isobestic point สังเกตว่า เมทฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงทั้งสองความยาวคลื่นมากกว่าออกซิฮีโมโกลบิน ส่วนคาร์บอกซีฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงสีแดงได้เกือบเท่ากับออกซิฮีโมโกลบิน แต่มีความโปร่งต่อแสงอินฟราเรด

2.6 การตรวจวัดสัญญาณชีพจรด้วยแสง(Photoplethysmography)

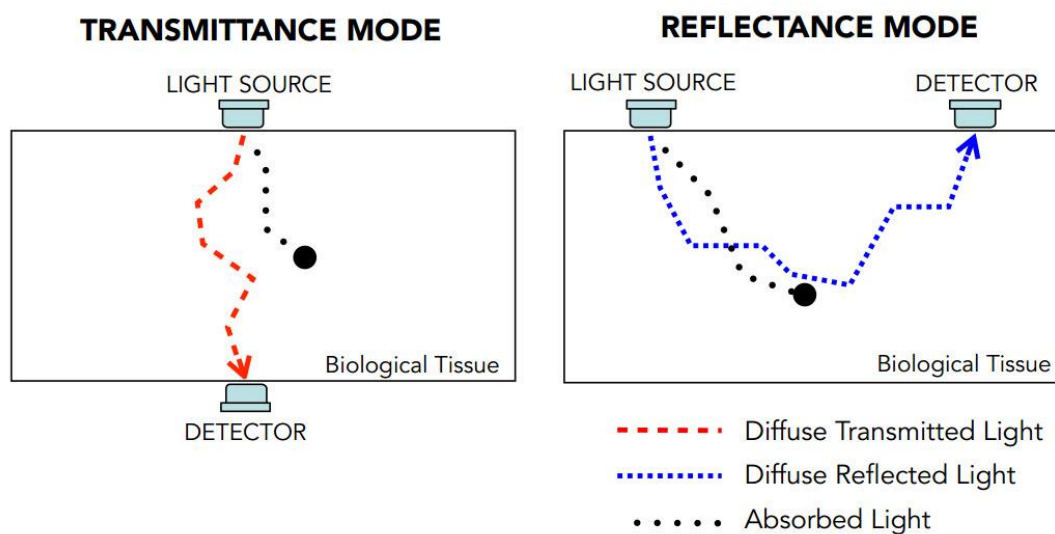
เมื่อทำการเปล่งแสงที่มีความยาวคลื่นอยู่ในย่านแสงสีแดงถึงย่านใกล้อินฟราเรดเข้าสู่เนื้อเยื่อทางชีววิทยา(biological tissue) และตรวจวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อออกมาด้วยตัวรับแสง ปริมาณความเข้มแสงที่จะตกกระทบลงบนตัวรับแสง ขึ้นอยู่กับคุณลักษณะทางแสงของเนื้อเยื่อในบริเวณที่แสงเดินทางผ่าน ซึ่งได้แก่ การกระเจิง(scattering) และการดูดกลืน(absorption) เนื้อเยื่อ

ส่วนใหญ่มีความสามารถดูดกลืนแสงในย่านนี้ได้น้อย ดังนั้นแสงในย่านนี้จึงสามารถเดินทางผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ดี เลือดแดงเป็นเนื้อเยื่อส่วนที่มีความสามารถการดูดกลืนแสงในย่านนี้ได้ดีเมื่อเปรียบเทียบกับเนื้อเยื่อชนิดอื่น การไหลเวียนของเลือดภายในหลอดเลือด โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เลือดแดง จึงเป็นปัจจัยหลักที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะทางแสงของเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัด และส่งผลกระทบต่อปริมาณแสงที่จะตรวจวัดได้ เลือดแดงที่ไหลเวียนอยู่ภายในหลอดเลือดมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรเป็นจังหวะตามการบีบและคลายตัวของหัวใจหรือชีพจร(pulse) ดังนั้นสัญญาณที่ตรวจวัดได้จึงแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงภายในเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัด วิธีการวัดสัญญาณชีพจรดังกล่าวนี้ ถูกเรียกว่า Photoplethysmography (PPG) ส่วนสัญญาณที่ตรวจวัดได้ถูกเรียกว่า photoplethysmogram หรือ สัญญาณ PPG

ปริมาณของเลือดที่ไหลเวียนอยู่ภายในหลอดเลือด นอกจากจะขึ้นอยู่กับคุณลักษณะทางกายวิภาคของระบบไหลเวียนเลือดแล้ว ยังถูกควบคุมโดยกลไกทางสรีระวิทยาทั้งจากระบบไหลเวียนเลือด ระบบหายใจ รวมถึงระบบประสาท ดังนั้นการตรวจวัดและวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณ PPG เช่น ขนาด(amplitude) หรือความถี่(frequency) จึงสามารถนำไปสู่การได้มาซึ่งข้อมูลทั้งทางด้านกายวิภาคและสรีระวิทยาหลายอย่างที่มีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการเฝ้าระวังและการตรวจวินิจฉัยพยาธิสภาพของผู้ป่วย [4]

2.6.1. รูปแบบการวัด

การวัดสัญญาณ PPG สามารถทำได้ 2 รูปแบบขึ้นอยู่กับการจัดวางตำแหน่งของตัวรับแสง ได้แก่ รูปแบบสะท้อน(reflectance mode) ซึ่งตัวรับแสงถูกจัดวางบนระนาบเดียวกับแหล่งกำเนิดแสง และรูปแบบทะลุผ่าน(transmittance mode) ซึ่งตัวรับแสงถูกจัดวางในตำแหน่งตรงกันข้ามกับแหล่งกำเนิดแสง ดังแสดงในรูปที่ 2-2

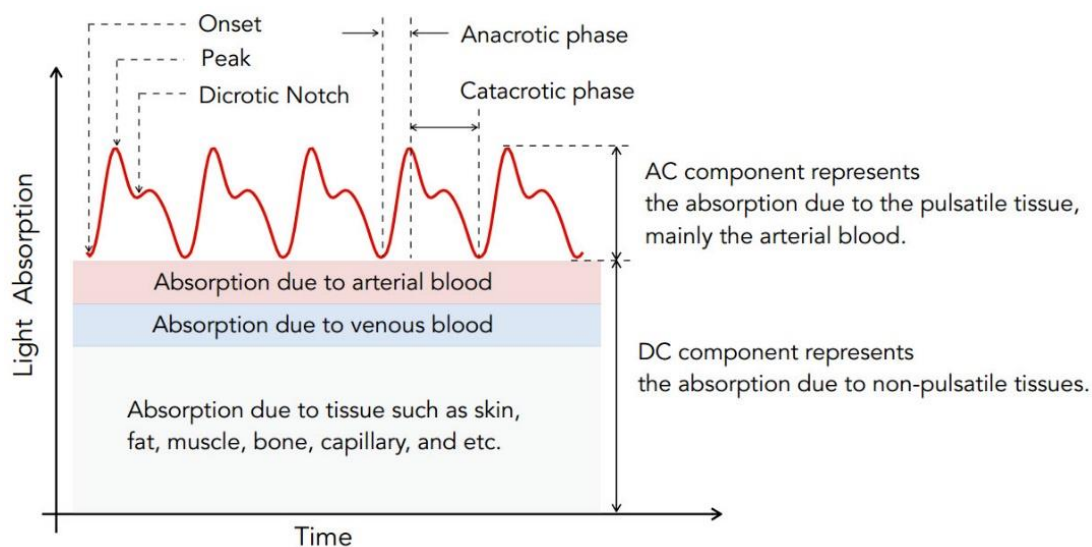


รูปที่ 2-2 รูปแบบการวัดสัญญาณ PPG

ในรูปแบบทะลุผ่าน ตัวรับแสงจะถูกจัดวางให้แนบติดกับเนื้อเยื่อหรืออวัยวะในตำแหน่งตรงกันข้ามกับแหล่งกำเนิดแสง เพื่อตรวจวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อจากด้านหนึ่งไปยังอีกด้านหนึ่ง การวัดในรูปแบบนี้เหมาะสำหรับการทำการวัดที่อวัยวะบริเวณนิ้วมือหรือเท้า จมูก หรือใบหู เป็นต้น ส่วนในรูปแบบสะท้อน ตัวรับแสงจะถูกวางบนระนาบเดียวกันกับแหล่งกำเนิดแสงในตำแหน่งที่ห่างออกไป การวัดในรูปแบบนี้เหมาะสำหรับการทำการวัดที่อวัยวะบริเวณหน้าผาก ข้อมือ หรือแขน เป็นต้น

2.6.2. ส่วนประกอบของสัญญาณ PPG

สัญญาณ PPG สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 องค์ประกอบหลัก ๆ ตามลักษณะการดุดกลืนแสงของเนื้อเยื่อ ได้แก่ องค์ประกอบเอซี(AC component) และองค์ประกอบดีซี(DC component) ดังแสดงในรูปที่ 2-3

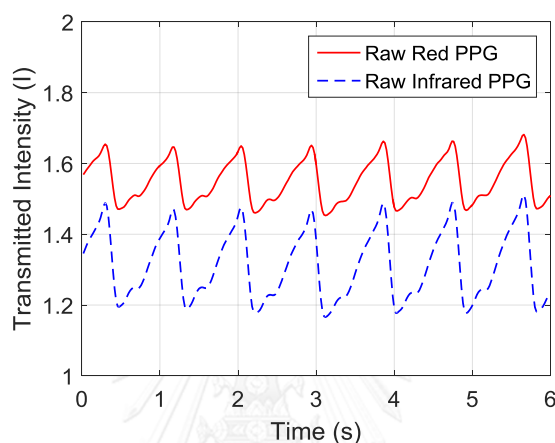


รูปที่ 2-3 ส่วนประกอบของสัญญาณ PPG

สัญญาณส่วนที่เป็นองค์ประกอบเอซี เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงเป็นจังหวะตามการบีบและคลายตัวของหัวใจ (pulsatile component) ซึ่งส่วนใหญ่ ได้แก่ เลือดแดงที่อยู่ภายในหลอดเลือดแดง ความถี่ของสัญญาณในส่วนนี้มีความสัมพันธ์กับอัตราการเต้นของหัวใจ สัญญาณในส่วนนี้แบ่งออกได้เป็น 2 ช่วง ได้แก่ ช่วงขอบขาขึ้น (anacrotic phase) ซึ่งสัมพันธ์กับระยะบีบตัวของหัวใจ (systole) และช่วงขอบขาลง (catacrotic phase) ซึ่งสัมพันธ์กับระยะคลายตัวของหัวใจ (diastole) โดยในช่วงขอบขาลงอาจสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการไหลกลับของเลือดแดงจากการปิดของลิ้นเอออดติก (aortic valve) ในขณะสิ้นสุดการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง สัญญาณที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า dicrotic notch ส่วนสัญญาณในส่วนที่เป็นองค์ประกอบแบบดีซีเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการบีบและคลายตัวของหัวใจ (non-pulsatile components) เนื้อเยื่อเหล่านี้ ได้แก่ ผิวหนัง กล้ามเนื้อ ไขมัน กระดูก หลอดเลือดดำและเลือดดำ รวมถึงหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดแดงบางส่วนที่ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการทำงานของหัวใจ องค์ประกอบแบบดีซีอาจมีการเปลี่ยนแปลงอย่างช้า ๆ ตามการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำกรวัด อันเนื่องมาจากการหายใจ (respiration) การหดตัว (vasoconstriction) และการขยายตัว (vasodilation) ของหลอดเลือดอันเนื่องมาจากการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ (vasomotor activity) ในการควบคุมความตึงตัว (tone) ของหลอดเลือดเพื่อควบคุมความดันเลือด (Traube Hering Mayer (THM) wave) รวมถึงการควบคุมอุณหภูมิ (thermoregulation) เป็นต้น

2.7 วิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม

พัลส์ออกซิเมทรี เป็นวิธีการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงในแบบ functional hemoglobin saturation ด้วยแสง ซึ่งอาศัยการตรวจวัดสัญญาณ PPG โดยการใช้แสงจำนวนสองความยาวคลื่น ได้แก่ แสงสีแดงที่มีความยาวคลื่นประมาณ 660 nm และแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่นประมาณ 940 nm ตัวอย่างของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากการใช้แสงสีแดงและแสงอินฟราเรด แสดงในรูปที่ 2-4



รูปที่ 2-4 สัญญาณ PPG ที่ได้มาจากการตรวจวัดโดยใช้แสงสีแดง(เส้นทึบ) และอินฟราเรด (เส้นประ)

การดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่ไหลเวียนอยู่ภายในหลอดเลือด เป็นปัจจัยหลักที่ส่งผลกระทบต่อขนาดของสัญญาณ PPG ฮีโมโกลบินที่อยู่ภายในเม็ดเลือดแดงมีความสามารถดูดกลืนแสงที่ขึ้นอยู่กับสถานะการจับกับออกซิเจน ดังนั้นขนาดของสัญญาณ PPG นอกจากจะเปลี่ยนแปลงไปตามปริมาตรของเลือดแดงที่ไหลเวียนอยู่ภายในหลอดเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัดแล้ว ยังขึ้นอยู่กับปริมาณออกซิเจนที่จับอยู่กับฮีโมโกลบินอีกด้วย การดูดกลืนแสงอันเนื่องมาจากฮีโมโกลบินภายในเลือดแดงสามารถแยกออกจากการดูดกลืนแสงที่เกิดจากเนื้อเยื่ออื่น ๆ ได้โดยอาศัยการเป็นจังหวะของเลือดแดงตามการทำงานของหัวใจของสัญญาณ PPG ในทางทฤษฎี อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรดมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

2.7.1 ตัวแบบทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณ PPG

เมื่อเปล่งแสงที่มีความยาวคลื่น λ จากแหล่งกำเนิดเข้าสู่เนื้อเยื่อทางชีววิทยา และตรวจวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อออกมาด้วยตัวรับแสง ภายใต้สมมติฐานว่าเนื้อเยื่อเป็นตัวกลางที่ไม่ก่อให้เกิดการกระเจิงของแสง(non-scattering medium) ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้กับปริมาณความเข้มแสงจากแหล่งกำเนิด สามารถอธิบายได้โดยการประยุกต์ใช้กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต ดังนี้

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-(A_{dc}^\lambda + A_{dc}^\lambda(t))} = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-A_{dc}^\lambda(t)} \quad (2-7)$$

เมื่อ $I^\lambda(t)$ แทน ปริมาณความเข้มแสงที่ความยาวคลื่น λ ที่ตรวจวัดได้จากตัวรับแสง

I_0^λ แทน ปริมาณความเข้มแสงที่ความยาวคลื่น λ ที่เปล่งออกมาจากแหล่งกำเนิด

A_{dc}^λ แทน การดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และ

$A_{dc}^\lambda(t)$ แทน การดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ

จากการพิจารณาว่า เลือดแดงเป็นเนื้อเยื่อเพียงส่วนเดียวที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และภายในเลือดแดงมีเพียงออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบินเท่านั้นที่เป็นตัวดูดกลืนแสง ดังนั้น

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]) L^\lambda(t)} \quad (2-8)$$

เมื่อ $\varepsilon_{HbO_2}^\lambda$ และ ε_{Hb}^λ แทน ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสง(extinction coefficient) ของออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบินที่ความยาวคลื่น λ ตามลำดับ ส่วน $[HbO_2]$ และ $[Hb]$ แทนความเข้มข้นของออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบิน ตามลำดับ และ $L^\lambda(t)$ แทน ระยะการเดินทางของแสงที่ความยาวคลื่น λ ภายในเลือดแดง ที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงเป็นจังหวะตามการทำงานของหัวใจ

2.7.2 การดูดกลืนแสงของเลือดแดง

การดูดกลืนแสงของเลือดแดงสามารถหาได้จากสัญญาณ PPG โดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่มีลักษณะเป็นจังหวะตามการทำงานของหัวใจ จากตัวแบบของสัญญาณ PPG ในสมการที่ 2-8 การดูดกลืนแสงของเลือดแดงสามารถหาได้โดยวิธีการหาจุดสูงสุดและต่ำสุด และวิธีการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน ดังนี้

2.7.2.1 วิธีิการหาจุดสูงสุดและต่ำสุด(peak and valley method)

ในขณะที่หัวใจคลายตัว (diastole) แสงจากแหล่งกำเนิดจะเดินทางผ่านเนื้อเยื่อเฉพาะส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้จึงมีปริมาณสูงสุด (I_{max}^λ)

$$I_{max}^\lambda = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} \quad (2-9)$$

ในขณะที่หัวใจบีบตัว (systole) แสงจากแหล่งกำเนิดเดินทางผ่านเนื้อเยื่อทั้งส่วนที่เปลี่ยนแปลงและไม่เปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ดังนั้นปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้มีปริมาณต่ำที่สุด (I_{min}^λ) ดังนี้

$$I_{min}^\lambda = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]) (L_{max}^\lambda - L_{min}^\lambda)} \quad (2-10)$$

เมื่อ L_{max}^λ และ L_{min}^λ แทนระยะทางที่แสงที่มีความยาวคลื่น λ เดินทางในเนื้อเยื่อในขณะที่หัวใจบีบตัวและคลายตัว ตามลำดับ ผลต่างระหว่าง L_{max}^λ กับ L_{min}^λ คือ ระยะทางที่แสงเดินทางภายในเลือดแดง

การดูดกลืนแสงของเลือดแดง (A_{ac}^λ) สามารถหาได้โดยการหาอัตราส่วนระหว่างปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจบีบตัว(systole) ต่อปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจคลายตัว(diastole) ที่ตรวจวัดได้ในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจ ได้ดังนี้

$$A_{ac}^\lambda = -\ln \frac{I_{min}^\lambda}{I_{max}^\lambda} = (\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]) (L_{max}^\lambda - L_{min}^\lambda) \quad (2-11)$$

เมื่อ I_{min}^λ แทน ปริมาณความเข้มแสงต่ำสุดที่ความยาวคลื่น λ ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจบีบตัว ซึ่งถูกพิจารณาว่าเป็นปริมาณความเข้มแสงหลังจากที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อทั้งในส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงและไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ I_{max}^λ แทน ปริมาณความเข้มแสงสูงสุดที่ความยาวคลื่น λ ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจคลายตัว ซึ่งถูกพิจารณาว่าเป็นปริมาณความเข้มแสงหลังจากที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อเฉพาะส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ

2.7.2.2 วิธีิการทำให้อยู่รูปบรรทัดฐาน(normalization method)

การทำให้อยู่รูปบรรทัดฐาน เป็นกระบวนการปรับขนาดของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ให้มีค่าเท่ากันที่ระดับหนึ่ง ในทุก ๆ รอบการทำงานของหัวใจ เพื่อให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน (normalized PPG signal) ที่ขนาด(amplitude) ของสัญญาณแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดง การทำสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานสามารถทำได้หลายวิธี

ได้แก่ การหารด้วยระดับความเข้มแสงสูงสุด การหารด้วยระดับความเข้มแสงเฉลี่ย การหาอนุพันธ์(derivative method) และวิธีลอการิทึม(logarithmic method)

2.7.2.2.1 การหารด้วยระดับความเข้มแสงสูงสุด

การหารสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ (สมการที่ 2-8) ด้วยระดับความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจคลายตัว (สมการที่ 2-9) ทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน ดังนี้

$$A_{ac}^{\lambda}(t) = -\ln \frac{I^{\lambda}(t)}{I_{max}^{\lambda}} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda} [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^{\lambda} [Hb]) L^{\lambda}(t) \quad (2-12)$$

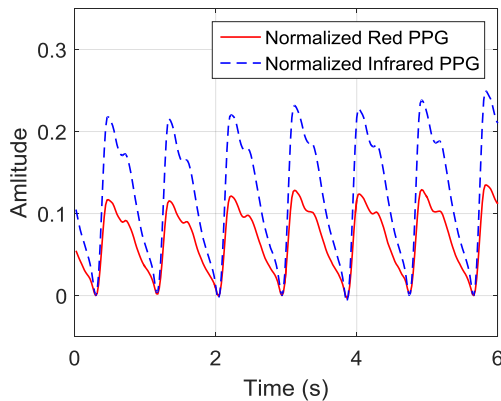
เมื่อ $A_{ac}^{\lambda}(t)$ แทน สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานที่ได้มาจากการหารสัญญาณ PPG ด้วยระดับความเข้มแสงสูงสุดที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจคลายตัว จากสมการที่ 2-12 พบว่า สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงภายในหลอดเลือดตามการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงภายในหลอดเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัด ซึ่งมีลักษณะเป็นจังหวะตามการทำงานของหัวใจ โดยที่ขนาดของสัญญาณแสดงถึงปริมาณการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่มีความยาวคลื่น λ สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานที่ได้มาจากการหารสัญญาณ PPG ด้วยระดับความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้ในขณะที่หัวใจคลายตัว แสดงในรูปที่ 2-5ก.

2.7.2.2.2 การหารด้วยระดับความเข้มแสงเฉลี่ย

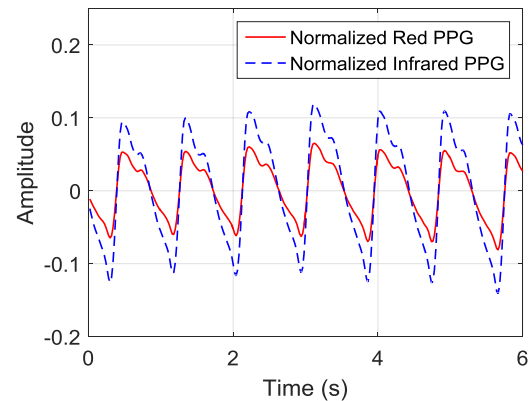
การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานยังสามารถทำได้โดยการหารสัญญาณ PPG ด้วยระดับความเข้มแสงเฉลี่ย ดังนี้

$$-\ln \frac{I^{\lambda}(t)}{I_{avg}^{\lambda}} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda} [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^{\lambda} [Hb]) (L^{\lambda}(t) - L_{avg}^{\lambda}) \quad (2-13)$$

เมื่อ I_{avg}^{λ} คือ ปริมาณความเข้มแสงเฉลี่ยที่มีความยาวคลื่น λ ที่เดินทางออกมาจากเนื้อเยื่อ และ L_{avg}^{λ} คือ ระยะทางเฉลี่ยที่แสงที่มีความยาวคลื่น λ เดินทางภายในเนื้อเยื่อ การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานโดยการหารสัญญาณ PPG ด้วยปริมาณความเข้มแสงเฉลี่ยทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงภายในหลอดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 2-5ข. โดยปริมาณการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นจากเลือดแดง สามารถพิจารณาได้จากขนาดของสัญญาณจากยอดถึงยอด(peak-to-peak)



ก) จากการหารด้วยความเข้มแสงสูงสุด



ข) จากการหารด้วยความเข้มแสงเฉลี่ย

รูปที่ 2-5 สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน สีแดง(เส้นทึบ)และอินฟราเรด(เส้นประ)

2.7.2.2.3 วิธีการหาอนุพันธ์ (derivative method)

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์ เป็นวิธีที่ทำให้ได้สัญญาณที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน ซึ่งทำได้โดยการหารอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณ PPG ด้วยสัญญาณ PPG ดังนี้

$$\frac{dA_{ac}^\lambda(t)}{dt} = -\frac{(dI^\lambda(t)/dt)}{I^\lambda(t)} = (\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]) \frac{dL^\lambda(t)}{dt} \quad (2-14)$$

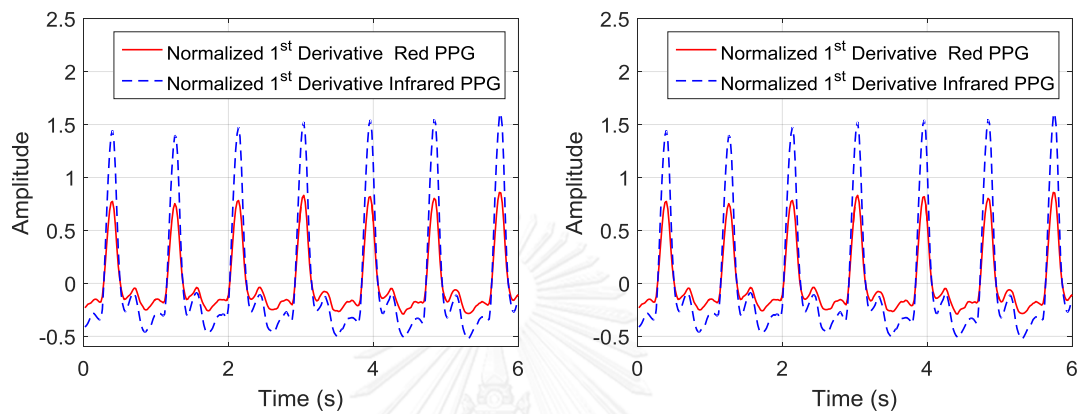
เมื่อ $\frac{dL^\lambda(t)}{dt}$ แทน การเปลี่ยนแปลงระยะทางการเดินทางของแสงภายในเนื้อเยื่อที่ความยาวคลื่น λ อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงภายในเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัด และ $-\frac{(dI^\lambda(t)/dt)}{I^\lambda(t)}$ คือ สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (the normalized 1st derivative PPG) รูปร่างของสัญญาณสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง แสดงในรูปที่ 2-6ก

2.7.2.2.4 วิธีลอการิทึม (logarithmic method)

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีลอการิทึม เป็นอีกวิธีหนึ่งที่ทำให้ได้สัญญาณที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน ซึ่งทำได้โดยการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของค่าลอการิทึมของสัญญาณ PPG ดังนี้

$$\frac{dA_{ac}^\lambda(t)}{dt} = -\frac{d(\log(I^\lambda(t)))}{dt} = (\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]) \frac{dL^\lambda(t)}{dt} \quad (2-15)$$

เมื่อ $\frac{dL^\lambda(t)}{dt}$ แทน การเปลี่ยนแปลงระยะทางการเดินทางของแสงภายในเนื้อเยื่อที่ความยาวคลื่น λ อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงภายในเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัด และ $-\frac{d(\log(I^\lambda(t)))}{dt}$ คือ สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (the normalized 1st derivative PPG) รูปร่างของสัญญาณสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง แสดงในรูปที่ 2-6



ก. จากวิธีการหาอนุพันธ์

ข. จากวิธีลอการิทึม

รูปที่ 2-6 สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง
สีแดง(เส้นทึบ)และอินฟราเรด(เส้นประ)

2.7.3 อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงและปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

จากการตรวจวัดสัญญาณ PPG ด้วยการใช้แสงจำนวนสองความยาวคลื่น ได้แก่ แสงสีแดง(λ_1) และแสงอินฟราเรด(λ_2) และพิจารณาว่าแสงทั้งสองความยาวคลื่นเดินทางภายในเลือดแดงด้วยระยะทางที่เท่ากัน อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรด หรืออัตราส่วน R สามารถหาได้โดย

$$\begin{aligned}
 R &= \frac{-\ln \frac{I_{min}^{\lambda_1}}{I_{max}^{\lambda_1}}}{-\ln \frac{I_{min}^{\lambda_2}}{I_{max}^{\lambda_2}}} = \frac{-\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{max}^{\lambda_1}}}{-\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{max}^{\lambda_2}}} = \frac{-\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{avg}^{\lambda_1}}}{-\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{avg}^{\lambda_2}}} = \frac{-\frac{(dI^{\lambda_1}(t)/dt)}{I^{\lambda_1}(t)}}{-\frac{(dI^{\lambda_2}(t)/dt)}{I^{\lambda_2}(t)}} \\
 &= \frac{-d(\log(I^{\lambda_1}(t)))/dt}{-d(\log(I^{\lambda_2}(t)))/dt} = \frac{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} [Hb]}{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} [HbO_2] + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} [Hb]}
 \end{aligned} \tag{2-16}$$

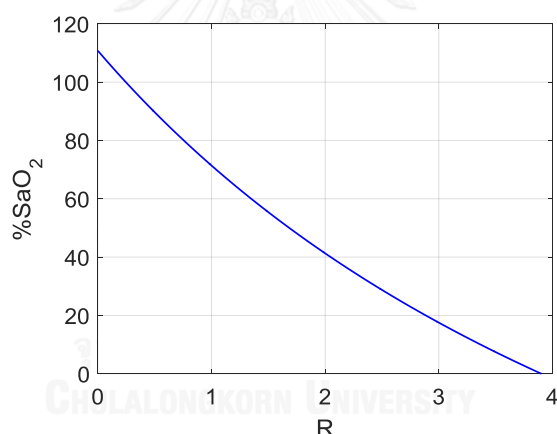
จากนิยามของ functional hemoglobin saturation ตามสมการที่ 2-2 อัตราส่วน R มีความสัมพันธ์ในทางทฤษฎีกับค่าความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ดังนี้

$$R = \frac{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} (SaO_2) + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} (1 - SaO_2)}{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} (SaO_2) + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} (1 - SaO_2)} \quad (2-17)$$

เมื่อจัดรูปใหม่แล้วคูณด้วย 100 จะทำให้ได้ความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือด ในหน่วยเปอร์เซ็นต์(%) กับอัตราส่วน R ดังนี้

$$\%SaO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} R}{\left(\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} + \left(\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}\right) R\right)} \times 100 \quad (2-18)$$

โดยการแทนค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินแต่ละชนิดตามตารางที่ 2-1 ลงในสมการที่ 2-18 ความสัมพันธ์ทางทฤษฎีระหว่างค่า $\%SaO_2$ กับอัตราส่วน R สามารถหาได้และแสดงในรูปที่ 2-7



รูปที่ 2-7 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า $\%SaO_2$ และค่าอัตราส่วน R ที่ได้จากการคำนวณ

ตารางที่ 2-1 ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบิน ที่ความยาวคลื่น 660 nm และ 940 nm [5]

ความยาวคลื่น (nm)	Specific Extinction Coefficient (mM ⁻¹ cm ⁻¹)	
	<i>HbO₂</i>	<i>Hb</i>
660 nm	0.3346	3.4408
940 nm	1.3520	0.7874

เนื่องจากความไม่เป็นอุดมคติตามทฤษฎี ทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า $\%SaO_2$ และค่าอัตราส่วน R ที่ได้มาจากการคำนวณไม่สามารถนำมาใช้ได้ ในทางปฏิบัติความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณทั้งสองได้มาจากการเปรียบเทียบผลการวัด โดยการเก็บข้อมูลระหว่างค่าอัตราส่วน R ที่ได้มาจากการตรวจวัดและประมวลผลสัญญาณ PPG กับค่า $\%SaO_2$ ที่ได้จากการเจาะเลือดไปตรวจด้วยเครื่องมือมาตรฐานในห้องปฏิบัติการ เส้นโค้งการสอบเทียบ(calibration curve) ที่อธิบายถึงความสัมพันธ์ของปริมาณทั้งสองถูกสร้างขึ้นและจัดเก็บในรูปแบบตาราง การทำให้เส้นโค้งจากการสอบเทียบอยู่ในรูปแบบสมการทางคณิตศาสตร์ ทำให้การหาค่า $\%SaO_2$ สามารถทำได้โดยการหาคำตอบของสมการทดแทนการเปิดตาราง ได้มีการนำเสนอสมการที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณทั้งสองไว้หลายรูปแบบ ในรูปแบบแรก ความสัมพันธ์ในทางทฤษฎีจากสมการที่ 2-18 ถูกนำมาปรับปรุง โดยแทนค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินด้วยค่าคงที่ k_i ดังนี้

$$\%SpO_2 = \frac{k_1 - k_2R}{k_3 - k_4R} \quad (2-19)$$

โดยที่ค่า k_i ถูกกำหนดให้ค่าความสัมพันธ์ที่ได้มีค่าใกล้เคียงกับผลการสอบเทียบมากที่สุด นอกจากนั้น ยังมีการนำเสนอสมการแสดงความสัมพันธ์ในรูปแบบสมการพหุนาม

$$\%SpO_2 = k_1 + k_2R + k_3R^2 \quad (2-20)$$

และในรูปแบบสมการเชิงเส้น

$$\%SpO_2 = 110 - 25R \quad (2-21)$$

ดังนั้น การหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงจากอัตราส่วน R จึงสามารถทำได้ 2 วิธี ได้แก่ วิธีการเปิดตาราง(look up table) และวิธีการแก้สมการที่สร้างขึ้นจากข้อมูลการสอบเทียบ สังเกตว่าสัญลักษณ์แสดงปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงที่ตรวจวัดได้ถูกเปลี่ยนจาก $\%SaO_2$ เป็น $\%SpO_2$ ก็เพื่อแสดงว่าค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงที่ตรวจวัดได้มาจากการใช้วิธีพัลส์ออกซิเมทรี

2.7.4 การคำนวณหาค่าอัตราส่วน R

อัตราส่วน R เป็นค่าที่แสดงถึงความสัมพันธ์ ระหว่างของการดูดกลืนแสงสีแดงกับการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของเลือดแดง การประมวลผลเพื่อหาค่าอัตราส่วน R สามารถทำได้หลายวิธีขึ้นอยู่กับวิธีการที่ใช้หาการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้

2.7.4.1. วิธีการหาค่าเฉลี่ยแบบถ่วงน้ำหนัก(weight moving average)

ในกรณีที่ข้อมูลการดูดกลืนแสงของเลือดแดงได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยวิธีการหาจุดสูงสุดต่ำสุด อัตราส่วน R สามารถหาได้จากคำนวณโดยใช้จุดต่ำสุดและสูงสุดของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้แต่ละรอบการทำงานของหัวใจ การเปลี่ยนแปลงขนาดของสัญญาณ PPG ไปเพียงเล็กน้อยอาจส่งผลกระทบต่อค่าการดูดกลืนแสงของเลือดแดง และค่าอัตราส่วน R ที่คำนวณได้ในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจ อย่างเป็นลำดับ การหาค่าเฉลี่ยแบบถ่วงน้ำหนักสามารถถูกนำมาใช้ร่วมกับการคำนวณหาค่าอัตราส่วน R เพื่อลดความแปรปรวนของค่าอัตราส่วน R ที่คำนวณได้ ก่อนที่จะนำไปหาค่า $\%SpO_2$ ต่อไป โดยที่

$$R_{wma} = \frac{\sum_{i=1}^n W_i R_i}{n} \quad (2-22)$$

เมื่อ	R_{wma}	แทน	ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วน R
	W_i	แทน	ค่าถ่วงน้ำหนักของข้อมูลในลำดับที่ i
	R_i	แทน	ค่าอัตราส่วน R ที่หาได้จากการใช้วิธีการหาจุดสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ PPG ในรอบการทำงานของหัวใจที่ i
และ	n	แทน	จำนวนรอบการทำงานของหัวใจทั้งหมด

2.7.4.2. วิธีการหาค่าเฉลี่ยประสิทธิผล(root mean square)

ในกรณีที่ข้อมูลการดูดกลืนแสงของเลือดแดงได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยวิธีการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน ข้อมูลการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจะอยู่ในรูปของสัญญาณการดูดกลืนแสง หรือสัญญาณ PPG ในแบบบรรทัดฐาน ในกรณีเช่นนี้ การคำนวณหาค่าอัตราส่วน R สามารถทำได้โดยอาศัยวิธีการหาค่าเฉลี่ยประสิทธิผล (root mean square, RMS) ดังนี้

$$R = \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i)^2}}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i)^2}} \quad (2-23)$$

เมื่อ	x	=	สัญญาณการดูดกลืนแสงสีแดงของเลือดแดง ซึ่งได้แก่
			$-\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{max}^{\lambda_1}}$ หรือ $-\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{avg}^{\lambda_1}}$ หรือ $-\frac{(dI^{\lambda_1}(t)/dt)}{I^{\lambda_1}(t)}$

$$\begin{aligned}
 y &= \text{สัญญาณการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของเลือดแดง ซึ่งได้แก่} \\
 &= -\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{max}^{\lambda_2}} \text{ หรือ } -\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{avg}^{\lambda_2}} \text{ หรือ } -\frac{(dI^{\lambda_2}(t)/dt)}{I^{\lambda_2}(t)} \\
 i &= \text{ลำดับของข้อมูล} \\
 \text{และ } n &= \text{จำนวนข้อมูลทั้งหมด}
 \end{aligned}$$

2.7.4.3. วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (linear regression analysis)

การหาค่าอัตราส่วน R จากข้อมูลการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่อยู่ในรูปของสัญญาณการดูดกลืนแสงยังสามารถทำได้โดยการวิเคราะห์ความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างการดูดกลืนของเลือดแดงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรด โดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น ดังนี้

$$R = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (2-24)$$

$$\begin{aligned}
 \text{เมื่อ } x &= \text{สัญญาณการดูดกลืนแสงสีแดงของเลือดแดง ซึ่งได้แก่} \\
 &= -\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{max}^{\lambda_1}} \text{ หรือ } -\ln \frac{I^{\lambda_1}(t)}{I_{avg}^{\lambda_1}} \text{ หรือ } -\frac{(dI^{\lambda_1}(t)/dt)}{I^{\lambda_1}(t)} \\
 y &= \text{สัญญาณการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของเลือดแดง ซึ่งได้แก่} \\
 &= -\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{max}^{\lambda_2}} \text{ หรือ } -\ln \frac{I^{\lambda_2}(t)}{I_{avg}^{\lambda_2}} \text{ หรือ } -\frac{(dI^{\lambda_2}(t)/dt)}{I^{\lambda_2}(t)} \\
 i &= \text{ลำดับของข้อมูล} \\
 \text{และ } n &= \text{จำนวนของข้อมูลทั้งหมด}
 \end{aligned}$$

2.7.4.4. วิธีการวิเคราะห์ความถี่ (Spectral analysis)

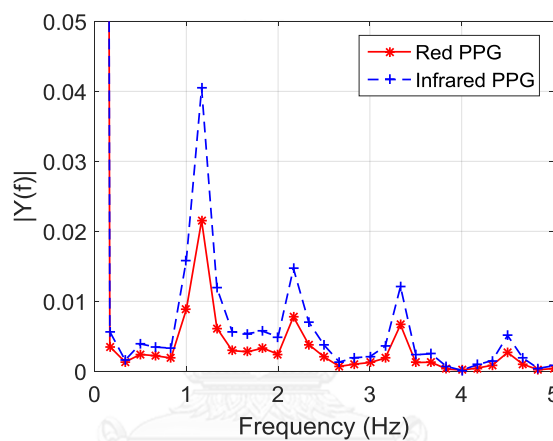
การหาค่าอัตราส่วน R ด้วยวิธีการวิเคราะห์ความถี่[6] เป็นวิธีการหนึ่งที่ถูกนำเสนอเป็นวิธีการทางเลือกสำหรับการประมวลผลสัญญาณ PPG ในการหาค่าความถี่ของฮิโมโกลบินในเลือดแดง สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ทั้งสีแดงและอินฟราเรดจะถูกแปลงให้อยู่ในโดเมนความถี่โดยอาศัยขั้นตอนวิธีการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (fast Fourier transform, FFT) ตัวอย่างของผลการแปลงสัญญาณ PPG ทั้งสีแดงและอินฟราเรดให้อยู่ในโดเมนความถี่แสดงในรูปที่ 2-8

ขนาดของสัญญาณที่สูงที่สุดที่ปรากฏในช่วงความถี่ที่สอดคล้องกับการทำงานของหัวใจ ($|Y^{\lambda}(f_h)|$) ยกตัวอย่างเช่น ในช่วงความถี่ 1 – 2 Hz ซึ่งสอดคล้องกับอัตราชีพจร 60-120 ครั้งต่อนาที ถูกพิจารณาว่าเป็นขนาดของสัญญาณส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนมีการ

เปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ (ซึ่งนั่นก็คือ เลือดแดง) หรือขนาดขององค์ประกอบเอซี (AC^λ) ในขณะที่ขนาดของสัญญาณที่ความถี่ 0 Hz ($|Y^\lambda(0)|$) ถูกพิจารณาว่าเป็นขนาดของสัญญาณส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ หรือขนาดขององค์ประกอบดีซี (DC^λ) อัตราส่วน R สามารถหาได้โดย

$$R = \frac{\frac{|Y^{\lambda_1}(f_h)|}{|Y^{\lambda_1}(0)|}}{\frac{|Y^{\lambda_2}(f_h)|}{|Y^{\lambda_2}(0)|}} = \frac{AC^{\lambda_1}}{DC^{\lambda_1}} \quad (2-25)$$

เมื่อ f_h แทนความถี่ในตำแหน่งที่ขนาดของสัญญาณมีค่าสูงสุด



รูปที่ 2-8 ผลการแปลงฟูเรียร์แบบเร็วของสัญญาณ PPG สีแดง(เส้นทึบ) และอินฟราเรด(เส้นประ)

2.7.5 ข้อจำกัดของวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

2.7.5.1 ฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนและลิย้อม

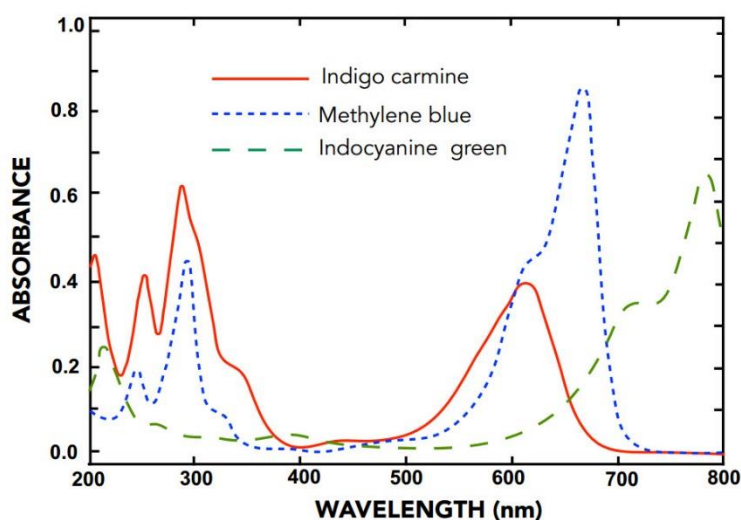
การมีองค์ประกอบอื่น ๆ ภายในเลือดแดงที่สามารถดูดกลืนแสงได้นอกจากฮีโมโกลบินทั้งสอง เป็นสาเหตุหนึ่งที่สามารถก่อให้เกิดความผิดพลาดของการวัด

ฮีโมโกลบินกลุ่มที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้ ต่างก็มีความสามารถดูดกลืนแสงในแถบความยาวคลื่นที่ใช้ในการทำการวัด จากสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในรูปที่ 2-1 จะสังเกตได้ว่า คาร์บอกซีฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงสีแดงได้มากเท่า ๆ กับออกซีฮีโมโกลบิน และมีคุณสมบัติโปร่งแสงอินฟราเรด ดังนั้นในขณะที่ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินในเลือดแดงมีปริมาณคงที่ การมีปริมาณคาร์บอกซีฮีโมโกลบินเพิ่มขึ้นจะส่งผลทำให้ปริมาณออกซีฮีโมโกลบินจะลดลง และจากการดูดกลืนแสงสีแดงของคาร์บอกซีฮีโมโกลบินที่เสมือนว่าเป็นการดูดกลืนแสงของ

ออกซิฮีโมโกลบิน ปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดที่คำนวณได้จะสูงกว่าความเป็นจริง

เมทฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงทั้งสองความยาวคลื่นได้มากกว่าทั้งออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบิน การมีเมทฮีโมโกลบินในเลือดแดงเพิ่มขึ้นจึงส่งผลกระทบต่อ การดูดกลืนแสงราวกับว่าภายในเลือดแดงมีทั้งออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบินในปริมาณที่เพิ่มขึ้น การดูดกลืนแสงของเมทฮีโมโกลบินส่งผลกระทบต่อ การคำนวณค่าอัตราส่วน R ทั้งในตัวตั้งซึ่งแสดงถึง การดูดกลืนแสงสีแดง และตัวหารซึ่งบ่งชี้ถึงการดูดกลืนแสงอินฟราเรด ทำให้ค่าอัตราส่วน R มีค่าเข้า เพิ่มขึ้นเข้าใกล้ 1 ปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงที่คำนวณได้จึงลดลงต่ำกว่าความเป็นจริง

สีย้อมที่ถูกฉีดเข้าสู่ร่างกายผ่านทางหลอดเลือดดำ(Intravenous dyes) สำหรับการตรวจวินิจฉัยอื่น ๆ เช่น สาร Methylene blue(MeBI) สาร Indocyanine green(InGr) และสาร Indigo carmine(InCa) เมื่อไหลเวียนเข้าสู่หลอดเลือดแดงจะส่งผลกระทบต่อ การตรวจวัดดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน จากรูปที่ 2-9 พบว่าสีย้อมทั้งสามมีความสามารถดูดกลืนแสงสีแดงที่ความยาวคลื่น ปริมาณ 660 nm โดยสาร Methylene blue สามารถดูดกลืนได้ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับสาร Indocyanine green และสาร Indigo carmine อย่างไรก็ตาม สีย้อมเหล่านี้จะถูกกำจัดที่ตับ ผลกระทบจากการมีสีย้อมในเลือดจึงเกิดขึ้นเพียงชั่วขณะ



รูปที่ 2-9 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของสีย้อมชนิดต่าง ๆ [7]

การมีองค์ประกอบอื่น ๆ ที่สามารถดูดกลืนแสงได้ภายในเลือดแดงอย่างเช่น ฮีโมโกลบินกลุ่มที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้ และฮี้อยอม ส่งผลกระทบอย่างเป็นลำดับ ต่อการดูดกลืนแสงทั้งสอง ความยาวคลื่น ส่งผลกระทบต่อการคำนวณค่าอัตราส่วน R และนำไปสู่การเกิดความผิดพลาดในการรายงานค่า $\%SpO_2$ ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์

2.7.5.2 ความแปรปรวนของความยาวคลื่นของแสงที่เปล่งออกจากแหล่งกำเนิด

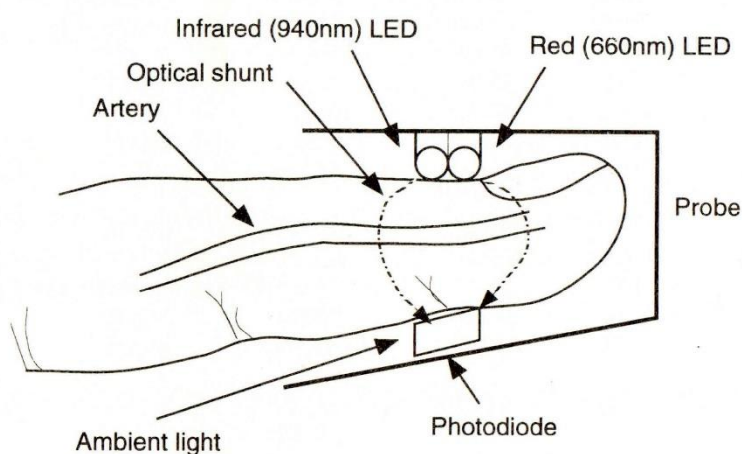
ไดโอดเปล่งแสง(Light Emitting Diode หรือ LED) ซึ่งเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่มีขนาดเล็กใช้งานง่าย และราคาไม่แพง ได้รับความนิยมในการนำมาประยุกต์ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงภายในโพรบ (probe) ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ตัวไดโอดเปล่งแสงไม่สามารถให้กำเนิดแสงสีเดียว (monochromatic light) แต่ให้กำเนิดแสงได้ดีที่สุดที่ความยาวคลื่นหนึ่งพร้อมกับความยาวคลื่นข้างเคียงในช่วงแคบ ๆ ยกตัวอย่างเช่น ไดโอดเปล่งแสงที่ให้กำเนิดแสงที่ ความยาวคลื่น 660 nm อาจให้กำเนิดแสงในช่วง 660 ± 15 nm ตำแหน่งของความยาวคลื่นที่ไดโอดเปล่งแสงสามารถให้กำเนิดได้ดีที่สุดอาจเปลี่ยนแปลงไปได้เนื่องจากในกระบวนการผลิตไม่สามารถผลิตไดโอดเปล่งแสงที่มีคุณลักษณะที่เหมือนกันทุกประการ จากรูปที่ 2-1 จะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสงส่งผลต่อค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสงจึงเป็นปัจจัยหนึ่งซึ่งผลทำให้เกิดความผิดพลาดในการรายงานค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์

ผู้ผลิตบางราย อาจทำการทดสอบไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัว และคัดแยกตัวที่ให้กำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่นเกินช่วงที่กำหนดออก ยกตัวอย่างเช่น คัดเอาเฉพาะตัวที่ให้กำเนิดแสงที่มีตำแหน่งของความยาวคลื่นที่ให้กำเนิดได้ดีที่สุดในช่วง $660 \text{ nm} \pm 5 \text{ nm}$ การกำหนดช่วงความยาวคลื่นที่ต้องการในช่วงที่แคบ ถึงแม้จะทำให้การวัดมีความถูกต้องมากขึ้น แต่ทำให้มีไดโอดเปล่งแสงจำนวนมากต้องถูกคัดออก วิธีนี้จึงมีค่าใช้จ่ายค่อนข้างสูง ในขณะที่ผู้ผลิตบางราย แก้ปัญหาด้วยการโปรแกรมให้เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์สามารถทำงานร่วมกับไดโอดเปล่งแสงที่ผลิตได้หลากหลายมากขึ้น วิธีนี้ทำให้ผู้ผลิตสามารถเลือกใช้ไดโอดเปล่งแสงได้ง่ายขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม การทำงานของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ก็มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้น

ในด้านของการจำแนกความยาวคลื่นของแสงที่ไดโอดเปล่งแสงให้กำเนิด ความยาวคลื่นของแสงจากแหล่งกำเนิดที่เปลี่ยนแปลงไปไม่ได้ส่งผลต่อประสิทธิภาพของพัลส์ออกซิมิเตอร์ในการติดตามการเปลี่ยนแปลงความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน แต่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงที่ประมวลผลได้อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนโพรบ

2.7.5.3 แสงรบกวน

แสงรบกวนเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลกระทบต่อ การตรวจวัดปริมาณความเข้มแสงที่เดินทาง จากแหล่งกำเนิดผ่านเนื้อเยื่อมาตกระบบพื้นที่รับแสง ต้นตอของแสงรบกวนอาจมาจากภายนอก (ambient light) เช่น แสงจากดวงอาทิตย์(sun light) หรือแสงจากหลอดไฟส่องสว่าง(lamp) รวมถึง แสงจากแหล่งกำเนิดที่ไม่ได้เดินทางผ่านเนื้อเยื่อ(optical shunt) ดังแสดงในรูปที่ 2-10



รูปที่ 2-10 การรบกวนจากแสงภายนอก(ambient light) และแสงจากแหล่งกำเนิดที่ไม่ได้เดินทางผ่านเนื้อเยื่อ(optical shunt) [8]

ไดโอดรับแสง(photodiode) เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่นิยมนำมาใช้ทำหน้าที่เป็นตัวรับแสง (light detector) เนื่องจากไดโอดรับแสงไม่สามารถแยกแยะความยาวคลื่นของแสงที่แตกต่างกัน ดังนั้นแหล่งกำเนิดแสงภายในโพรบซึ่งสามารถให้กำเนิดแสงจำนวนสองความยาวคลื่นจึงถูกควบคุมให้ทำงานเป็นจังหวะสลับกัน โดยที่ในแต่ละจังหวะการทำงานของไดโอดเปล่งแสง จะให้กำเนิดแสงเพียงความยาวคลื่นเดียวเข้าสู่เนื้อเยื่อ และมีอย่างน้อยหนึ่งจังหวะที่แหล่งกำเนิดทั้งสองหยุดทำงาน เพื่อทำการตรวจวัดปริมาณแสงรบกวนจากภายนอก การลดการรบกวนจากแสงภายนอกวิธีหนึ่งก็คือการหักล้างปริมาณแสงจากภายนอกที่ตรวจวัดได้ในขณะที่แหล่งกำเนิดแสงหยุดทำงานด้วยออกจากปริมาณแสงที่ตรวจวัดได้ในขณะที่แหล่งกำเนิดแสงทำงาน

เนื่องจากการวัดสามารถทำได้ หลายตำแหน่งบนร่างกาย เช่น นิ้วมือ นิ้วเท้า ใบหู หรือ หน้าผาก เป็นต้น การออกแบบโพรบให้ปกคลุมหรือห่อหุ้มบริเวณอวัยวะที่ทำการวัด และการเลือกใช้โพรบที่เหมาะสมกับอวัยวะในตำแหน่งที่ทำการวัด จึงเป็นการป้องกันแสงรบกวนได้อีกทางหนึ่ง

2.7.5.4 การไหลเวียนเลือดแดงต่ำและการเคลื่อนไหว

การบีบและคลายตัวของหัวใจที่เป็นจังหวะอย่างต่อเนื่อง ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงภายในหลอดเลือด และการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงในตำแหน่งที่ทำการวัด อันนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงปริมาณแสงที่ตรวจวัดได้ ตามหลักการของวิธีพัลส์ออกซิเมทรี การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินที่อยู่ภายในเลือดแดงสามารถหาได้โดยอาศัยการเป็นจังหวะของการเปลี่ยนแปลงปริมาณแสงที่ตรวจวัดได้นี้ ดังนั้นการลดลงของการไหลเวียนของเลือดแดงภายในหลอดเลือดรอบนอก(peripheral artery) จนไม่สามารถตรวจวัดการเป็นจังหวะที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงได้ หรือการมีสัญญาณรบกวนบดบังการเป็นจังหวะที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจนทำให้อัตราส่วนระหว่างสัญญาณที่ต้องการวัดกับสัญญาณรบกวน(signal to noise ratio) ของสัญญาณที่ตรวจวัดได้ลดลง จึงเป็นอุปสรรคต่อการตรวจวัดการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินภายในเลือดแดง และเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการรายงานค่าที่ผิดพลาดของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์

ภาวะการไหลเวียนของเลือดภายในหลอดเลือดรอบนอกต่ำ(low perfusion) อาจเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ เช่น ในภาวะที่อุณหภูมิร่างกายต่ำ(hyperthermia) ภาวะความดันเลือดต่ำ(hypotension) และภาวะที่มีการหดตัวของหลอดเลือด(vasoconstriction) เป็นต้น ในสภาวะเช่นนี้ สัญญาณการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่ตรวจวัดได้อาจน้อยมากจนไม่สามารถนำไปประมวลผลได้อย่างถูกต้อง

การเคลื่อนไหว(motion) เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นมาจากสัญญาณที่ต้องการวัด สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวอาจคล้ายกับสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่มีลักษณะเป็นจังหวะตามการทำงานของหัวใจ จนไม่สามารถแยกออกจากกันได้ การรบกวนจากการเคลื่อนไหวสามารถเกิดขึ้นได้ทั้งแบบตั้งใจ(voluntary) และไม่ได้ตั้งใจ(involuntary) ต้นตอของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวในผู้ใหญ่อาจเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวหลุดของโพรบไปจากตำแหน่งที่ทำการวัดเนื่องจากการเคลื่อนย้าย(transport) การสั่น(shivering) การเกา(scratching) การออกกำลังกาย(exercise) รวมถึงเกิดขึ้นจากอาการของโรค(seizures) เป็นต้น ส่วนในผู้ป่วยเด็ก อาจเกิดขึ้นจากการเตะ(kicking) การยืดตัว(stretching) หรือการร้องไห้(crying) เป็นต้น ในบางสถานการณ์ การรบกวนจากการเคลื่อนไหวอาจเกิดควบคู่กับภาวะการไหลเวียนของเลือดภายในหลอดเลือดแดงรอบนอกต่ำ

ในการเฝ้าระวังปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ การรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดการสูญเสียข้อมูล การรายงานค่าที่

ไม่ถูกต้อง(inaccurate readings) และการส่งสัญญาณเตือนผิดพลาด(false alarms) การให้ความสนใจกับสัญญาณเตือนที่เกิดขึ้นจากความผิดพลาดของเครื่องมือ ทำให้แพทย์ พยาบาล และเจ้าหน้าที่เสียเวลาโดยไม่จำเป็น และส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพการดูแลผู้ป่วย ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจึงทำให้คุณค่าและความน่าเชื่อถือของเครื่องพัลส์ออกซิเมทรีในการเฝ้าระวังผู้ป่วยวิกฤตลดลง



บทที่ 3

แนวคิด หลักการ และเหตุผล

3.1. ทบทวนวรรณกรรม

พัลส์ออกซิเมทรี คือ วิธีการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ด้วยการใช้แสง [1] การค้นพบวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ทำให้การตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงสามารถทำได้อย่างสะดวก รวดเร็ว ต่อเนื่อง และไม่รบกวนเข้าไปในร่างกาย เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้วิธีพัลส์ออกซิเมทรีในการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดถูกนำไปประยุกต์ใช้อย่างแพร่หลาย ทั้งในด้านการตรวจวินิจฉัย รวมถึงการเฝ้าระวัง เพื่อติดตามอาการและวิเคราะห์ผลการรักษา การตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีอาศัยการตรวจวัดและการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดโดยการใช้แสงจำนวน 2 ความยาวคลื่น การรบกวนที่เกิดขึ้นในขณะที่ทำการวัด อาจเกิดขึ้นได้จากการมีแสงรบกวนจากภายนอก การรบกวนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด สัญญาณรบกวนที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว(motion artifact) เป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความผิดพลาดในการประมวลผลและการรายงานค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ไม่มีแผนการป้องกันการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมักจะรายงานค่าต่ำกว่าความเป็นจริง และส่งสัญญาณเตือนผิดพลาดในขณะที่ได้รับการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ซึ่งส่งผลกระทบต่อความเชื่อมั่นของเจ้าหน้าที่ และความปลอดภัยของผู้ป่วย อย่างเป็นลำดับ [2]

หลายปีที่ผ่านมา มีความพยายามอย่างมากที่จะลดผลกระทบของการเคลื่อนไหวที่มีต่อการหาปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ในเบื้องต้นได้แก่ การปรับปรุงรูปแบบของโพรบให้กระชับกับอวัยวะในบริเวณที่ต้องการวัด เพื่อลดการเลื่อนหลุดและการรบกวนจากแสงภายนอก เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ในยุคแรกของบริษัท Nellcor ยกตัวอย่างเช่น รุ่น N-200 ใช้ขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณ PPG ควบคู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(C-LOCK ECG synchronization algorithm) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในด้านการค้นหาจุดสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ PPG ที่สัมพันธ์กับการบีบและคลายตัวของหัวใจ คลื่น R ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) เป็นสัญญาณส่วนที่แสดงถึงการเกิดการบีบตัวของหัวใจห้องล่างที่ทำให้เลือดแดงจากหัวใจห้องล่างซ้ายถูกสูบฉีดไปยังหลอดเลือดแดงส่วนต่าง ๆ ทั่วร่างกาย การตรวจพบคลื่น R จึงบ่งชี้ว่าจุดสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ PPG ที่สัมพันธ์กับการบีบและคลายตัวของหัวใจจะเกิดขึ้นที่เนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัดหลังจากนี้อีกไม่ช้า ระยะเวลา(time window) ถูกสร้างขึ้น

เพื่อกำหนดช่วงเวลาสำหรับการค้นหาจุดสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ PPG หลังการตรวจพบคลื่น R จุดสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ PPG ที่เกิดขึ้นภายในกรอบเวลานี้เท่านั้น ที่จะถูกนำไปพิจารณาตัดออกหรือนำไปคำนวณเพื่อหาค่า $%SpO_2$ ต่อไป นอกจากนั้นยังมีวิธีการต่าง ๆ ที่ถูกนำมาใช้เพื่อลดการส่งสัญญาณเตือนผิดพลาดของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ได้แก่ การเฉลี่ยค่า $%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้ภายในช่วงเวลาที่ยาวนานขึ้น การคงค่า $%SpO_2$ เดิมจนกว่าการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจะผ่านพ้นไป และการจัดการกับสัญญาณเตือน ซึ่งได้แก่ การลดระดับขีดเริ่ม(threshold) ของการเตือน หรือการหน่วงการส่งสัญญาณเตือนหลังจากที่มีการกระตุ้นให้เกิดการเตือน เป็นต้น [9]

การกรองสัญญาณเป็นวิธีการหนึ่งที่ถูกนำมาใช้เพื่อช่วยลดผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี นักวิจัยจำนวนหนึ่งพยายามค้นหาวิธีการกรองสัญญาณ [10-12] หรือประยุกต์ใช้วิธีการแยกองค์ประกอบสัญญาณ [13-19] เพื่อกำจัดหรือคัดแยกสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แต่เนื่องจากการเกิดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นสิ่งที่คาดคะเนได้ยากหรือไม่อาจคาดคะเนได้ อีกทั้งแถบความถี่ของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวอาจซ้อนทับกับแถบความถี่ของสัญญาณ PPG การกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวจึงทำได้ค่อนข้างยาก

ตัวกรองแบบปรับตัว(adaptive filter) เป็นเครื่องมือที่ได้รับการยอมรับว่ามีประสิทธิภาพในด้านการกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ซ้อนทับกับสัญญาณที่ต้องการ และได้รับความนิยมอย่างมากในการนำมาประยุกต์ใช้กำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ประสิทธิภาพของตัวกรองแบบปรับตัวในด้านการกำจัดสัญญาณรบกวน ส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับสัญญาณรบกวนอ้างอิง (noise reference signal) ที่ถูกนำมาป้อนให้กับตัวกรอง โดยสัญญาณรบกวนอ้างอิงจะต้องเป็นสัญญาณที่มีความสัมพันธ์ทางสถิติกับสัญญาณรบกวนที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณที่ต้องการวัด แต่ไม่มีความสัมพันธ์กับสัญญาณที่ต้องการวัด นักวิจัยจำนวนหนึ่งพยายามที่จะสังเคราะห์สัญญาณอ้างอิงขึ้นเองจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ [20-23] ในขณะที่นักวิจัยอีกส่วนหนึ่ง พยายามประยุกต์ใช้ตัววัดความเร่ง(accelerometer) ในการตรวจวัดการเคลื่อนไหวของโพรบหรืออวัยวะในตำแหน่งที่ทำการวัด และนำไปใช้เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัว โดยที่สัญญาณความเร่ง(acceleration signal) ที่ตรวจวัดได้ถูกพิจารณาว่ามีความสัมพันธ์ทางสถิติกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ปะปนอยู่กับสัญญาณ PPG [24-31]

นักวิจัยอีกส่วนหนึ่งมีความพยายามคิดค้นวิธีการประมวลผลขั้นใหม่ เพื่อทดแทนวิธีการพัลส์ออกซิเมทรีในแบบดั้งเดิม ยกตัวอย่างเช่น เช่น วิธี Fast Fourier Transform(FFT) [6] วิธี Smoothed-Pseudo Wigner-Ville Distribution(SPWD) [32] วิธี Continuous Wavelet Transform(CWT) [33] วิธี Independent Component Analysis(ICA) [34] และวิธี Principle

Component Analysis(PCA) [35] แนวคิดของการใช้วิธีการเหล่านี้ คือ การแยกองค์ประกอบของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ออกเป็นส่วน ๆ ตามความถี่หรือความสัมพันธ์ทางสถิติ องค์ประกอบที่มีความสอดคล้องกับการทำงานของหัวใจมากที่สุด จะถูกพิจารณาว่าเป็นองค์ประกอบที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดง และถูกนำไปประมวลผลเพื่อคำนวณหาการดูดกลืนแสงของเลือดแดง อัตราส่วน R และค่า $\%SpO_2$ ต่อไป อย่างไรก็ตาม การคัดแยกหรือการชี้ชัดถึงองค์ประกอบที่มีความสอดคล้องกับการทำงานของหัวใจก็เป็นสิ่งที่ทำได้ไม่ง่ายในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว

ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานการรบกวนจากการเคลื่อนไหวหลายวิธี ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัทผู้ผลิตและจำหน่ายเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ยกตัวอย่างเช่น ขั้นตอนวิธี Discrete saturation transform (DST) ซึ่งถูกพัฒนาโดยบริษัท Masimo [36] ขั้นตอนวิธี Fourier Artifact Suppression Technology (FAST) ซึ่งถูกพัฒนาโดยบริษัท Philips และขั้นตอนวิธี Variable Cardiac Gated Averaging (VCGA) ซึ่งถูกพัฒนาโดยบริษัท Nellcor เป็นต้น

3.2. ขั้นตอนวิธี Discrete Saturation Transform

ขั้นตอนวิธี DST เป็นหนึ่งในหลาย ๆ ขั้นตอนวิธีที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัท Masimo ที่ได้รับการยอมรับว่าเป็นขั้นตอนวิธีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว จากผลกระทบของการเคลื่อนไหวที่มีต่อการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม แนวคิดในการพัฒนาขั้นตอนวิธี DST เริ่มต้นจากการพิจารณาว่า การเคลื่อนไหวของอวัยวะในตำแหน่งที่ทำกรวัดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อในส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เลือดดำ (venous blood) ภายใต้แนวคิดดังกล่าว ตัวแบบของสัญญาณ PPG ถูกนำมาแก้ไขปรับปรุงใหม่โดยการเพิ่มพจน์ที่อธิบายถึงการดูดกลืนแสงของเลือดดำเข้าไปในตัวแบบ โดยที่หลังจากการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานถูกพิจารณาว่ามีความสัมพันธ์กับอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของเลือดแดงและเลือดดำ ดังนี้

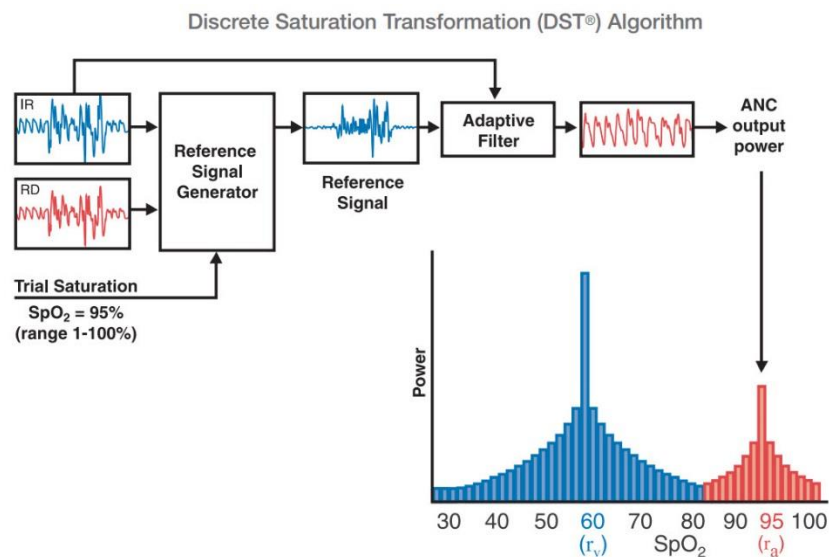
$$RD = (r_a \times S) + (r_v \times M) \quad (3-1)$$

$$IR = S + M \quad (3-2)$$

เมื่อ RD และ IR แทน สัญญาณ PPG ในรูปบรรทัดฐานที่แสดงถึงการดูดกลืนแสงสีแดงและอินฟราเรด ตามลำดับ S แทน เวกเตอร์ของสัญญาณการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นจากเลือดแดง M แทน เวกเตอร์ของสัญญาณการเคลื่อนไหวที่คาดว่าเกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดดำ

r_a คือ อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่มีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง $\%SpO_2$ และ r_v คือ อัตราส่วนการดูดกลืนแสงที่คาดว่ามีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดดำ

ขั้นตอนวิธี DST ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อค่า $\%SpO_2$ จากการใช้ตัวแบบตามสมการที่ 3-1 และ 3-2 ตัวกรองแบบปรับตัวถูกนำมาประยุกต์ใช้ในรูปแบบของการกำจัดสัญญาณรบกวน(noise cancellation) ภายใต้สมมติฐานว่าเวกเตอร์ S ไม่มีความสัมพันธ์ทางสถิติ(uncorrelated) หรือตั้งฉาก(orthogonal) กับเวกเตอร์ M ส่วนประกอบและหลักการของขั้นตอนวิธี DST ในการหาค่า $\%SpO_2$ สามารถอธิบายได้โดยอาศัยแผนภาพกล่องดังรูปที่ 3-1



รูปที่ 3-1 ขั้นตอนวิธี Discrete Saturation Transform

การหาค่า $\%SpO_2$ ด้วยวิธี DST ทำได้โดยการพิจารณาปริมาณกำลังของสัญญาณที่ปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัว ด้านขาเข้าหลักของตัวกรองแบบปรับตัว(primary input) ถูกป้อนด้วยสัญญาณ IR ในขณะที่ด้านขาเข้าอ้างอิง(reference input) ถูกป้อนด้วยสัญญาณอ้างอิง(reference signal, RS) ที่ถูกสร้างขึ้นจากสัญญาณ RD และ IR โดยที่

$$RS = r' \times IR - RD \quad (3-3)$$

เมื่อ RS แทนสัญญาณอ้างอิง และ r' แทนค่าสมมติของอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือด การนำตัวแบบตามสมการที่ 3-1 และ 3-2 แทนลงในสมการ 3-3 ทำให้ได้

$$RS = (r' - r_a)S + (r' - r_v)M \quad (3-4)$$

ในกลไกของการกำจัดสัญญาณรบกวนของตัวกรองแบบปรับตัว ตัวกรองแบบปรับตัวจะพยายามกำจัดสัญญาณส่วนที่มีความสัมพันธ์กันในทางสถิติระหว่างสัญญาณ RS กับ IR ออกจากสัญญาณ IR ดังนั้นสัญญาณ RS จึงมีบทบาทที่สำคัญต่อการปรากฏของกำลังของสัญญาณที่ด้านขาออกของตัวกรอง จากสมการที่ 3-4 จะพบว่า สัญญาณ RS กำเนิดขึ้นได้จากทั้งสัญญาณ S และ M และส่วนประกอบของสัญญาณ RS จะเปลี่ยนแปลงไปเมื่อ r' ถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับ r_a หรือ r_v ค่า $\%SpO_2$ จะสามารถทราบได้ก็ต่อเมื่อทราบค่า r_a ซึ่งสามารถหาได้โดยการใช้เทคนิคการปรับเปลี่ยนค่า r' ด้วยเทคนิคดังกล่าว สัญญาณ RS จะถูกสร้างขึ้นจากการปรับเปลี่ยนค่า r' ที่มีความสัมพันธ์กับค่า $\%SpO_2$ ในช่วงตั้งแต่ 30 - 100% ทั้งค่า r_a และค่า $\%SpO_2$ สามารถหาได้จากการพิจารณา กำลังของสัญญาณที่ปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัว แต่จะสามารถทราบได้ก็ต่อเมื่อสัญญาณ RS ที่ถูกสร้างขึ้นทั้งหมด ถูกนำไปป้อนให้กับตัวกรองแบบปรับตัวแล้วเท่านั้น

ในกรณีที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปราศจากสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว นั่นคือ ในขณะที่ $M = 0$ ตัวแบบจากสมการที่ 3-1 และ 3-2 จะลดรูปเหลือ $RD = r_a \times S$ และ $IR = S$ ตามลำดับ ส่วนสัญญาณ RS ตามสมการที่ 3-4 ลดรูปเหลือ $RS = (r' - r_a) \times S$ ในการหาค่า r_a ด้วยการปรับเปลี่ยนค่า r' จะพบว่า ในขณะที่ค่า $r' \neq r_a$ สัญญาณ RS จะกำเนิดขึ้นจากสัญญาณ S ตัวกรองแบบปรับตัวจึงกำจัดสัญญาณ S ออกจากสัญญาณ IR ส่งผลให้ไม่เหลือสัญญาณใด ๆ ปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัว แต่ในขณะที่ค่า $r' = r_a$ สัญญาณ RS เท่ากับศูนย์ ตัวกรองแบบปรับตัวไม่กำจัดสัญญาณใดๆ สัญญาณ IR ทั้งหมดจึงสามารถผ่านตัวกรองไปได้ จากการพิจารณากำลังของสัญญาณที่ปรากฏที่ได้ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัว จะพบว่า ค่า r_a ที่แสดงถึงค่า $\%SpO_2$ ก็คือ ค่า r' ในตำแหน่งที่ทำให้เกิดกำลังของสัญญาณสูงสุด ดังแสดงในรูปที่ 3-2

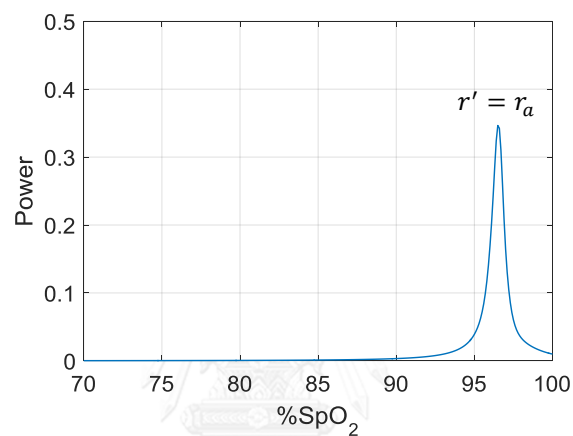
ในกรณีที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว นั่นคือ ในขณะที่ $M \neq 0$ การปรับเปลี่ยนค่า r' เพื่อหาค่า r_a ส่งผลต่อการให้กำเนิดสัญญาณ RS โดยสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 กรณี ดังนี้

กรณีที่ 1 เมื่อค่า $r' \neq r_a$ และ $r' \neq r_v$ จะส่งผลให้ $RS = (r' - r_a)S + (r' - r_v)M$ นั่นก็คือ สัญญาณ RS ถูกกำเนิดขึ้นจากทั้งสัญญาณ S และ M ทั้งสองสัญญาณจึงถูกกำจัดออกจากสัญญาณ IR ส่งผลให้ไม่เหลือสัญญาณใด ๆ ปรากฏที่ด้านขาออกของวงจรกรองแบบปรับตัว

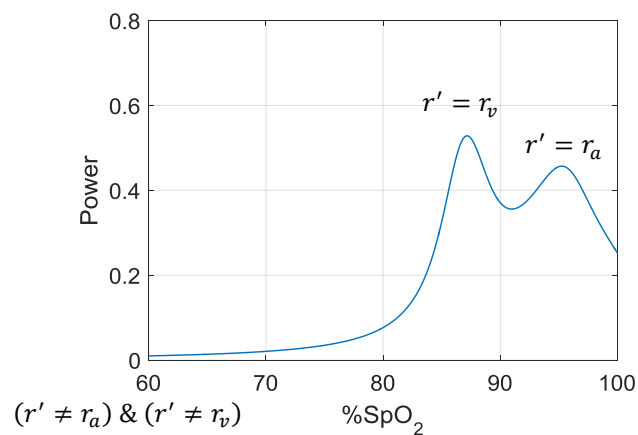
กรณีที่ 2 เมื่อค่า $r' = r_v$ จะส่งผลให้ $RS = (r' - r_a)S$ นั่นก็คือ สัญญาณ RS จะถูกกำเนิดขึ้นจากสัญญาณ S ตัวกรองแบบปรับตัวจะกำจัดสัญญาณ S ออกจากสัญญาณ IR ส่งผลให้เหลือเพียงสัญญาณ M ดังนั้นกำลังของสัญญาณที่ปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองจึงแสดงค่า r_v

และกรณีที่ 3 ค่า $r' = r_a$ ส่งผลให้ $RS = (r' - r_v)M$ นั่นก็คือ สัญญาณ RS จะถูกกำเนิดขึ้นจากสัญญาณ M ตัวกรองแบบปรับตัวจะกำจัดสัญญาณ M ออกจากสัญญาณ IR ส่งผลให้เหลือเพียงสัญญาณ S ดังนั้นกำลังของสัญญาณที่เหลือปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองจึงแสดงถึงค่า r_a ที่มีความสัมพันธ์กับค่า $\%SpO_2$

ผลการใช้ขั้นตอนวิธี DST กับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว แสดงในรูปที่ 3-3



รูปที่ 3-2 ผลการหาค่า $\%SpO_2$ โดยการใช้ขั้นตอนวิธี DST กับสัญญาณ PPG ที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว



รูปที่ 3-3 ผลการหาค่า $\%SpO_2$ โดยการใช้ขั้นตอนวิธี DST กับสัญญาณ PPG ที่ถูกรบกวนจากการเคลื่อนไหว

3.3.แนวคิดของงานวิจัยนี้

จากการศึกษาหลักการวัดและประมวลผลสัญญาณ PPG สำหรับการหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 และจากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า สิ่งสำคัญที่สุดของการหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ก็คือ การหาการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ อันนำมาซึ่งอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของเลือดแดง และปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ตามลำดับ การมีสัญญาณรบกวนซึ่งเป็นสัญญาณที่ไม่ได้เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงปะปนมาพร้อมกับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง สัญญาณรบกวนที่มีต้นกำเนิดมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดเป็นอุปสรรคที่สำคัญต่อการหาการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG และเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความผิดพลาดของการวัดด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม

เป้าหมายของงานวิจัยนี้ คือ การพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว โดยมีแนวทางเริ่มต้นจากการปรับเปลี่ยนมุมมองที่มีต่อสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ภายใต้แนวคิดที่ว่า นอกเหนือจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงตามจังหวะชีพจรแล้ว การเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงกับตัวรับแสง จากแนวคิดดังกล่าว ตัวแบบของสัญญาณ PPG ถูกนำมาปรับปรุงแก้ไขโดยการเพิ่มพจน์ที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลาง ที่เกิดขึ้นในขณะที่มีการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ภายใต้การใช้ตัวแบบที่ได้รับการแก้ไข งานวิจัยนี้เสนอวิธีการพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจำนวน 2 วิธี ได้แก่ การประมวลผลวิธีพัลส์ออกซิเมทรีโดยอาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ และการใช้การกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวร่วมกับการประมวลผลวิธีพัลส์ออกซิเมทรี โดยเฉพาะอย่างยิ่ง วิธีการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่

3.3.1 การแก้ไขตัวแบบของสัญญาณ PPG

สัญญาณ PPG เป็นสัญญาณที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัด การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงตามจังหวะการทำงานของหัวใจเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงระยะการเดินทางของแสงภายในเนื้อเยื่อ อันนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ในการหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ตัวแบบของสัญญาณ PPG ถูกสร้างขึ้นโดยอาศัย Beer-Lambert's

law ภายใต้สมมติฐานที่ว่า สัญญาณส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ซึ่งได้แก่ เลือดแดง เท่านั้น ในขณะที่สัญญาณส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาถูกพิจารณาว่าเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อในส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ การดูดกลืนแสงของเลือดแดงจึงสามารถหาได้จากการใช้ตัวแบบที่ถูกสร้างขึ้น โดยในทางทฤษฎี อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรดมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

เนื่องจากตัวแบบของสัญญาณ PPG ที่ใช้ในการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ไม่ได้อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อในส่วนอื่น ๆ นอกเหนือจากเลือดแดง การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ตรวจวัดได้ทั้งหมดจึงถูกพิจารณาว่าเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเท่านั้น ดังนั้นการมีสัญญาณรบกวนซึ่งเป็นสัญญาณที่ไม่ได้มีต้นกำเนิดมาจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงปะปนมาพร้อมกับสัญญาณที่ตรวจวัดได้จึงเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความผิดพลาดของการวัด

การเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดถูกพิจารณาว่าเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความผิดพลาดในการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวอาจเกิดขึ้นได้จากการเลื่อนของโพรบออกจากผิวหนังในบริเวณที่ทำการวัด การเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของเนื้อเยื่อจากการได้รับแรงจากภายนอก รวมถึงการเปลี่ยนแปลงทางสรีระวิทยาภายในเนื้อเยื่อ ซึ่งนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสง และก่อให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวปะปนมาพร้อมกับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ในงานวิจัยนี้ ตัวแบบดั้งเดิมของสัญญาณ PPG ตามสมการที่ 2-7 ถูกนำมาแก้ไขด้วยการเพิ่มพจน์ที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลางที่มีต้นกำเนิดมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ดังนี้

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-(A_{dc}^\lambda + A_{ac}^\lambda(t) + A_m^\lambda(t))} + n(t) \quad (3-5)$$

เมื่อ $A_m^\lambda(t)$ แทน การดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น λ ของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ส่วน $n(t)$ แทน สัญญาณรบกวนที่มีความถี่อยู่นอกแถบความถี่ของสัญญาณ PPG ยกตัวอย่างเช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากแสงภายนอก สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการตรวจวัด เป็นต้น

จากการพิจารณาว่า เลือดแดง เป็นเนื้อเยื่อเพียงส่วนเดียวที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และภายในเลือดแดงประกอบด้วย HbO_2 และ Hb เท่านั้น ดังนั้น

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\epsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \epsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a) L_a^\lambda(t)} e^{-\mu_m^\lambda L_m^\lambda(t)} + n(t) \quad (3-6)$$

เมื่อ μ_m^λ และ $L_m^\lambda(t)$ แทนสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงและระยะการเดินทางของแสงภายในตัวกลางที่มีการเปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด

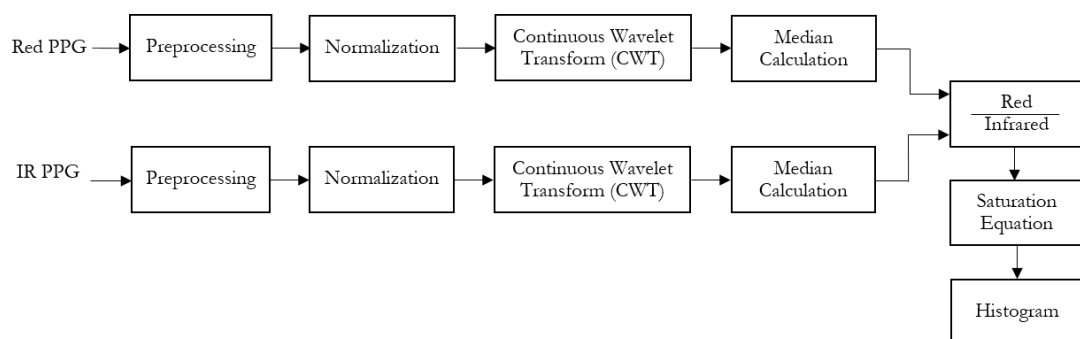
3.3.2 วิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่

จากแนวคิดของบริษัท Masimo ที่ว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะในตำแหน่งที่ทำการวัด ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อในส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เลือดดำ (venous blood) ตัวแบบของสัญญาณ PPG ตามสมการที่ 3-6 ถูกนำมาแก้ไขโดยการพิจารณาว่า ตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงและระยะการเดินทางของแสงภายในตัวกลางที่มีการเปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด คือ เลือดดำ และภายในเลือดดำ ประกอบด้วย HbO_2 และ Hb เท่านั้น นั่นคือ

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\epsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \epsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a) L_a^\lambda(t)} e^{-(\epsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_v + \epsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_v) L_v^\lambda(t)} + n(t) \quad (3-7)$$

เมื่อตัวอักษรห้อย a และ v แทนเลือดแดงและเลือดดำ ตามลำดับ

ภายใต้การพิจารณาว่าสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้มีตัวแบบตามสมการที่ 3-7 งานวิจัยนี้เสนอวิธีการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ โดยอาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ แนวคิดและขั้นตอนการประมวลผลสามารถอธิบายได้โดยอาศัยแผนภูมิกล่องดังรูปที่ 3-4



รูปที่ 3-4 แผนภาพกล่องแสดงส่วนประกอบของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่

3.3.2.1 การประมวลผลเบื้องต้น(preprocessing)

การประมวลผลเบื้องต้นมีจุดประสงค์เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่นอกแถบความถี่ของสัญญาณ PPG และเพื่อเตรียมสัญญาณหรือข้อมูลที่จำเป็นสำหรับขั้นตอนการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน (normalization) ในขั้นตอนนี้ตัวกรองซาวิตซ์กี-โกลีย์ (Savitzky-Golay filter) ถูกนำมาประยุกต์ใช้ทำหน้าที่เป็นตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (low-pass filter) จากการพิจารณาว่าสัญญาณ PPG เป็นสัญญาณที่มีความถี่อยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.5 ถึง 4 Hz ซึ่งสัมพันธ์กับอัตราชีพจรตั้งแต่ 30 ถึง 240 ครั้งต่อนาที ความถี่คัทออฟ (cutoff frequency) ของตัวกรองถูกกำหนดให้เท่ากับ 5 Hz ซึ่งครอบคลุมความถี่สูงสุดของสัญญาณ PPG ที่ต้องการวัด สัมประสิทธิ์ของตัวกรอง (filter coefficient) ถูกออกแบบให้มีจำนวน 2 ชุด เพื่อให้ได้สัญญาณ PPG นั่นคือ $I^\lambda(t)$ และสัญญาณ PPG ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง ซึ่งได้แก่ $dI^\lambda(t)/dt$ พร้อมกับที่ด้านขาออก(output) ของตัวกรอง ทั้งสองสัญญาณมีความจำเป็นสำหรับการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานในขั้นตอนต่อไป สัญญาณ PPG ที่ผ่านการประมวลผลเบื้องต้นถูกพิจารณาว่าอยู่ในรูปที่สามารถอธิบายได้โดยสมการดังนี้

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a)L_a^\lambda(t)} e^{-(\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_v + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_v)L_v^\lambda(t)} \quad (3-8)$$

3.3.2.2 การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน(normalization)

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานเป็นขั้นตอนที่ช่วยกำจัดสัญญาณส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีมีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ซึ่งได้แก่ A_{dc}^λ และเปลี่ยนรูปของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวซึ่งโดยปกติอยู่ในรูปของการคูณให้อยู่ในรูปของการบวก การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานสามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่ วิธีการหารด้วยความเข้มแสงสูงสุดที่ตรวจวัดได้ วิธีการหารด้วยความเข้มแสงเฉลี่ยที่ตรวจวัดได้ วิธีการหาอนุพันธ์ และวิธีลอการิทึม ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์ ซึ่งทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งซึ่งแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสง ดังนี้

$$-\frac{(dI^\lambda(t)/dt)}{I^\lambda(t)} = (\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a) \frac{dL_a^\lambda(t)}{dt} + (\varepsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_v + \varepsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_v) \frac{dL_v^\lambda(t)}{dt} \quad (3-9)$$

จากสมการที่ 3-9 จะสังเกตได้ว่า ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($\frac{dL_v^\lambda(t)}{dt} = 0$) สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งจะประกอบด้วยพจน์ที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดง

เท่านั้น แต่เมื่อมีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($\frac{dL_v^\lambda(t)}{dt} \neq 0$) สัญญาณจะเป็นผลรวมพจน์ที่แสดงถึงการดูดกลืนแสงทั้งที่เกิดขึ้นจากเลือดแดงซึ่งเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และจากเลือดดำซึ่งเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหว

จากการใช้แสงจำนวนสองความยาวคลื่น สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง สามารถเขียนอยู่ในรูปสมการเชิงเส้นอย่างง่ายจำนวน 2 สมการ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} p_1(t) &= a_{11}s(t) + a_{12}m(t) \\ p_2(t) &= a_{21}s(t) + a_{22}m(t) \end{aligned} \quad (3-10)$$

โดยที่ $p_1(t)$ คือ สัญญาณ PPG สีแดงแบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง

$$\text{โดยที่ } p_1(t) = -\frac{(dI^{\lambda_1}(t)/dt)}{I^{\lambda_1}(t)}$$

$p_2(t)$ คือ สัญญาณ PPG อินฟราเรดแบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง

$$\text{โดยที่ } p_2(t) = -\frac{(dI^{\lambda_2}(t)/dt)}{I^{\lambda_2}(t)}$$

a_{11} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงสีแดงของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{11} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} [Hb]_a)$$

a_{12} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงสีแดงของฮีโมโกลบินในเลือดดำ

$$\text{โดยที่ } a_{12} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} [HbO_2]_v + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} [Hb]_v)$$

a_{21} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงอินฟราเรดของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{21} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} [Hb]_a)$$

a_{22} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงอินฟราเรดของฮีโมโกลบินในเลือดดำ

$$\text{โดยที่ } a_{22} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} [HbO_2]_v + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} [Hb]_v)$$

$s(t)$ คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะการเดินทางของแสงภายในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } s(t) = \frac{dL_a^{\lambda_1}(t)}{dt} = \frac{dL_a^{\lambda_2}(t)}{dt}$$

$m(t)$ คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะการเดินทางของแสงภายในเลือดดำ

$$\text{โดยที่ } m(t) = \frac{dL_v^{\lambda_1}(t)}{dt} = \frac{dL_v^{\lambda_2}(t)}{dt}$$

เมื่อพิจารณาว่าปริมาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดมีค่าคงที่ตลอดช่วงเวลาที่สนใจ สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดตามสมการที่ 3-10 สามารถเขียนให้ในรูปโดเมนความถี่ได้ ดังนี้

$$\begin{aligned} X_1(f) &= a_{11}S(f) + a_{12}M(f) \\ X_2(f) &= a_{21}S(f) + a_{22}M(f) \end{aligned} \quad (3-11)$$

เมื่อ $X_1(f)$ $X_2(f)$ $S(f)$ และ $M(f)$ แทนสัญญาณ $x_1(t)$ $x_2(t)$ $s(t)$ และ $m(t)$ ในโดเมนความถี่ ตามลำดับ

3.3.2.3 การแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่อง(continuous wavelet transform) และการหาค่ามัธยฐาน(median calculation)

ในการหาส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทั้งสี่แตรและอินฟราเรดให้อยู่ในโดเมนความถี่ตามสมการที่ 3-11 งานวิจัยนี้เสนอวิธีการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนเวลาและความถี่ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน (median) ทดแทนการใช้วิธี FFT เนื่องจากวิธี FFT มีข้อจำกัดในด้านการให้ความละเอียดของข้อมูลในแกนความถี่ ซึ่งส่งผลกระทบต่อผลการวัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในขณะที่ยังสัญญาณที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว การแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องเป็นวิธีการที่ถูกนำมาใช้ในการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนเวลาและความถี่ โดยการแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องของ สัญญาณอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณ PPG ในรูปบรรทัดฐาน ($p_i(t)$) มีนิยามดังนี้

$$T_i(\alpha, \beta) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{\infty} p_i(t) \psi^* \left(\frac{t - \beta}{\alpha} \right) dt \quad (3-12)$$

เมื่อ $\psi^*(t)$ คือ คอนจูเกตเชิงซ้อน(complex conjugate) ของฟังก์ชันเวฟเลท $\psi(t)$ ชนิดมอเลท (Morlet) ส่วน α และ β คือ พารามิเตอร์ที่กำหนดขนาดและตำแหน่งของฟังก์ชันเวฟเลท ซึ่งมีความสัมพันธ์กับความถี่ และเวลา ตามลำดับ การหาส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทำได้โดยการหาค่ามัธยฐานของค่าเวฟเลทมอดุลัส (wavelet modulus, $|T_i(\alpha, \beta)|$) ตลอดแนวแกน β โดยที่ α มีความสัมพันธ์เป็นสัดส่วนผกผันกับความถี่ ดังนี้

$$f = \frac{f_c}{\alpha} \quad (3-13)$$

เมื่อ f_c คือความถี่ของเวฟเลทชนิดมอเลท

3.3.2.4 การอัตราส่วนการดูดกลืนแสงระหว่างสีแดงและอินฟราเรด และค่าความอิ่มตัว ออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

จากสมการที่ 3-11 เป้าหมายของการประมวลผลสัญญาณ คือ การหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (%SpO₂) จากอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง โดยที่

$$r_a = \frac{a_{11}}{a_{21}} \quad (3-14)$$

และ

$$r_v = \frac{a_{12}}{a_{22}} \quad (3-15)$$

เมื่อ r_a แทนอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดง ซึ่งมีความสัมพันธ์กับค่า %SpO₂ ในขณะที่ r_v แทนอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดดำ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดดำ ในขณะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($M(f) = 0$) ดังนั้น

$$\begin{aligned} X_1(f) &= a_{11}S(f) \\ X_2(f) &= a_{21}S(f) \end{aligned} \quad (3-16)$$

จากสมการที่ 3-16 จะพบว่า ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ความถี่ของสัญญาณที่ประกอบกันเป็นสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทั้งหมดเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเท่านั้น ดังนั้นอัตราส่วนของขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงต่อขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งอินฟราเรดในทุก ๆ ความถี่ ($R(f)$) คือ ค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของเลือดแดง (r_a) นั่นคือ

$$R(f) = \frac{a_{11}S(f)}{a_{21}S(f)} = r_a(f) \quad (3-17)$$

แต่ในกรณีที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($M(f) \neq 0$) ความถี่ของสัญญาณที่ประกอบกันขึ้นเป็นสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง เกิดขึ้นได้จากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงและเลือดดำ ในสถานการณ์เช่นนี้ โดยการตั้งสมมติฐานว่า ความถี่ที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดง (f_a) แตกต่างจากความถี่ที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดดำ (f_v) นั่นคือ $f_a \neq f_v$ อัตราส่วนของขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงต่อขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งอินฟราเรดในแต่ละความถี่ จึงเป็นอันใดอันหนึ่งระหว่างอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของเลือดแดง (r_a) หรืออัตราส่วนการดูดกลืนแสงของเลือดดำ (r_v) นั่นคือ

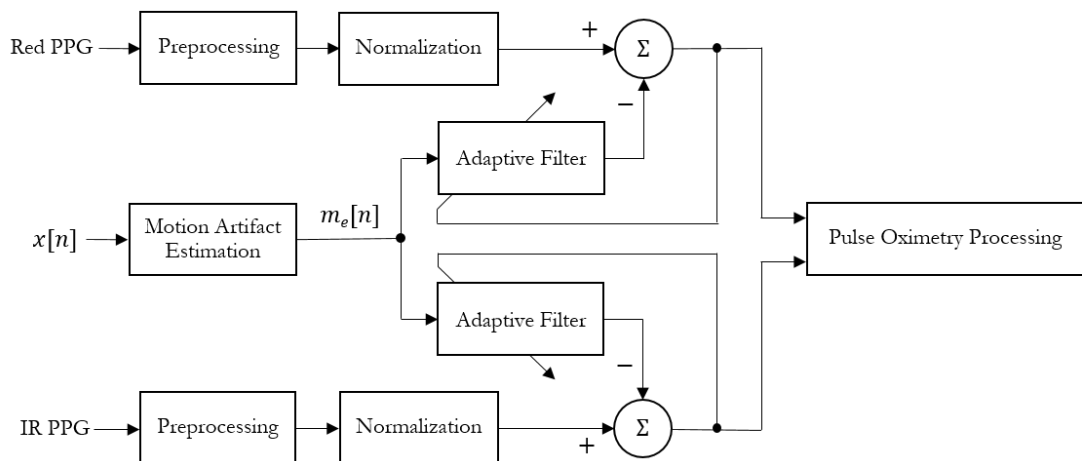
$$R(f) = \frac{a_{11}S(f_a)}{a_{21}S(f_a)} + \frac{a_{12}M(f_v)}{a_{22}M(f_v)} = r_a(f_a) + r_v(f_v) \quad (3-18)$$

เมื่อความถี่ที่กำลังพิจารณาเป็นความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดง นั่นคือ f_a อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงที่ความถี่นั้นมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดง แต่เมื่อความถี่ที่กำลังพิจารณาเป็นความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้นการรบกวนจากการเคลื่อนไหว นั่นคือ f_v อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงที่ความถี่นั้นถูกพิจารณาว่ามีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดดำ

การประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ ทำได้โดยการหาอัตราส่วน $R(f)$ ซึ่งสามารถคำนวณได้โดยการนำขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงในแต่ละความถี่มาหารด้วยขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งอินฟราเรด จากนั้นเปลี่ยนค่า $R(f)$ ในแต่ละความถี่เป็นค่าความอิ่มตัวออกซิเจนโดยใช้ เส้นโค้งการสอบเทียบ (calibration curve) หรือสมการความอิ่มตัวออกซิเจน (saturation equation) ที่ได้มาจากการสอบเทียบ ต่อมา นำเอาข้อมูลความอิ่มตัวออกซิเจนทั้งหมดไปแจกแจงความถี่โดยใช้แผนภูมิฮิสโทแกรม เนื่องจากโดยปกติค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงจะมีค่าสูงกว่าเลือดดำ ดังนั้นค่าความอิ่มตัวสูงที่สุดที่มีจำนวนการเกิดมากที่สุดในแผนภูมิฮิสโทแกรมจึงถูกพิจารณาว่าเป็นค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ($\%SpO_2$)

3.3.3 วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวร่วมกับวิธีฟิลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่

การกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ก่อนที่จะนำไปประมวลผลโดยวิธีฟิลส์ออกซิเมทรีเป็นอีกแนวทางหนึ่งที่น่าสนใจที่สามารถช่วยลดความผิดพลาดของการวัดอันเกิดจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ในงานวิจัยนี้ตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวถูกนำมาประยุกต์ใช้ร่วมกันในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (normalized first derivative PPG) ก่อนที่จะถูกนำไปประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ ด้วยวิธีฟิลส์ออกซิเมทรี แนวคิดของการประมวลผลสัญญาณสามารถอธิบายได้โดยอาศัยแผนภูมิก่อร่างในรูปที่ 3-5



รูปที่ 3-5 แผนภูมิกล่องแสดงแนวคิดของการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานก่อนการนำไปประมวลผลด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

ในการออกแบบตัวกรองแบบปรับตัวเพื่อการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ทั้งจากการใช้แสงสีแดงและอินฟราเรดถูกพิจารณาว่าเป็นสัญญาณที่สามารถอธิบายได้โดยอาศัยตัวแบบตามสมการที่ 3-6 การประมวลผลเบื้องต้นมีจุดประสงค์เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่นอกแถบความถี่ของสัญญาณ PPG และเพื่อเตรียมสัญญาณหรือข้อมูลที่เป็นจำเป็นสำหรับขั้นตอนการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน (normalization) สัญญาณ PPG ที่ผ่านการประมวลผลเบื้องต้นถูกพิจารณาว่าอยู่ในรูปที่สามารถอธิบายได้โดยสมการดังนี้

$$I^\lambda(t) = I_0^\lambda e^{-A_{dc}^\lambda} e^{-(\epsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \epsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a) L_a^\lambda(t)} e^{-\mu_m^\lambda L_m^\lambda(t)} \quad (3-19)$$

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน(normalization) เป็นขั้นตอนที่ช่วยกำจัดสัญญาณส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ซึ่งได้แก่ A_{dc}^λ และเปลี่ยนรูปของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวซึ่งโดยปกติอยู่ในรูปของการคูณให้อยู่ในรูปของการบวก ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์ ซึ่งทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง ดังนี้

$$-\frac{dI^\lambda(t)/dt}{I^\lambda(t)} = (\epsilon_{HbO_2}^\lambda [HbO_2]_a + \epsilon_{Hb}^\lambda [Hb]_a) \frac{dL_a^\lambda(t)}{dt} + \mu_m^\lambda \frac{dL_m^\lambda(t)}{dt} \quad (3-20)$$

จากสมการที่ 3-20 พจน์ $\mu_m^\lambda \frac{dL_m^\lambda(t)}{dt}$ ถูกพิจารณาว่าเป็นสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว โดยจะสังเกตได้ว่า ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($\frac{dL_m^\lambda(t)}{dt} = 0$) สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งจะประกอบด้วยพจน์ที่อธิบายถึงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเท่านั้น แต่

เมื่อมีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ($\frac{dL_m^\lambda(t)}{dt} \neq 0$) สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งจะเป็นผลรวมของพจน์ที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดงที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรตามการทำงานของหัวใจ และการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของตัวกลางอื่นที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหว

จากการตรวจวัดโดยใช้แสงจำนวนสองความยาวคลื่น และการพิจารณาว่าการเปลี่ยนแปลงระยะการเดินทางของแสงทั้งสองความยาวคลื่นในตัวกลางมีค่าเท่ากัน นั่นคือ

$$\frac{dL_a^{\lambda_1}(t)}{dt} = \frac{dL_a^{\lambda_2}(t)}{dt} = s(t)$$

และ

$$\frac{dL_m^{\lambda_1}(t)}{dt} = \frac{dL_m^{\lambda_2}(t)}{dt} = m(t)$$

ดังนั้น สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทั้งสีแดงและอินฟราเรดจึงสามารถเขียนอยู่ในรูปสมการเชิงเส้นอย่างง่ายจำนวน 2 สมการ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} p_1(t) &= a_{11}s(t) + a_{12}m(t) \\ p_2(t) &= a_{21}s(t) + a_{22}m(t) \end{aligned} \quad (3-21)$$

โดยที่ $p_1(t)$ คือ สัญญาณ PPG สีแดงแบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง

$$\text{โดยที่ } p_1(t) = -\frac{(dI^{\lambda_1}(t)/dt)}{I^{\lambda_1}(t)}$$

$p_2(t)$ คือ สัญญาณ PPG อินฟราเรดแบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง

$$\text{โดยที่ } p_2(t) = -\frac{(dI^{\lambda_2}(t)/dt)}{I^{\lambda_2}(t)}$$

a_{11} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงสีแดงของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{11} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} [Hb]_a)$$

a_{12} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงสีแดงของตัวกลางที่ไม่ใช่เลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{12} = \mu_m^{\lambda_1}$$

a_{21} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงอินฟราเรดของฮีโมโกลบินในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{21} = (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} [HbO_2]_a + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} [Hb]_a)$$

a_{22} คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงอินฟราเรดของตัวกลางที่ไม่ใช่เลือดแดง

$$\text{โดยที่ } a_{22} = \mu_m^{\lambda_2}$$

$s(t)$ คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะการเดินทางของแสงภายในเลือดแดง

$$\text{โดยที่ } s(t) = \frac{dL_a^{\lambda 1}(t)}{dt} = \frac{dL_a^{\lambda 2}(t)}{dt}$$

$m(t)$ คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงระยะการเดินทางของแสงภายในตัวกลางที่ไม่ใช่

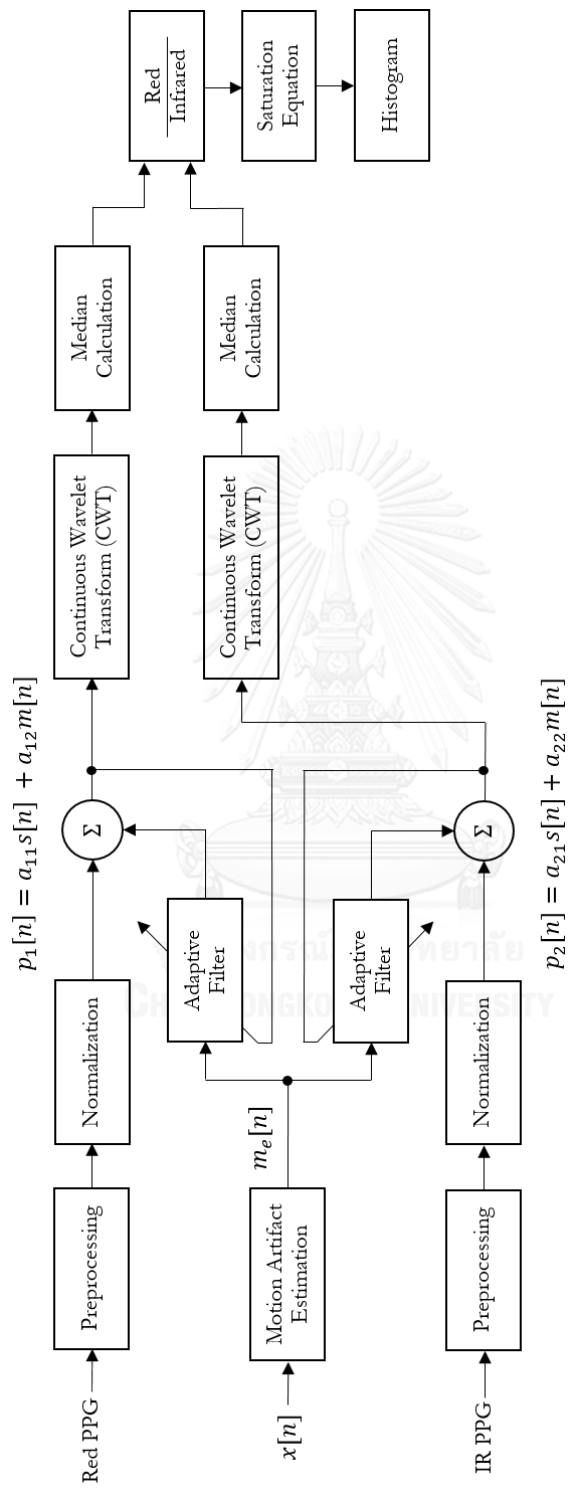
$$\text{เลือดแดง โดยที่ } m(t) = \frac{dL_m^{\lambda 1}(t)}{dt} = \frac{dL_m^{\lambda 2}(t)}{dt}$$

ตัวกรองแบบปรับตัว(adaptive filter) ถูกนำมาประยุกต์ใช้ร่วมกับตัววัดความเร่ง (accelerometer) ในด้านการกำจัดสัญญาณรบกวน (noise cancellation) เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง ด้านขาเข้าหลัก (primary input) ของตัวกรองแบบปรับตัวถูกป้อนด้วยสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ในขณะที่ด้านขาเข้าอ้างอิง(reference input) ถูกป้อนด้วยสัญญาณรบกวนอ้างอิง(noise reference signal) ในงานวิจัยนี้ สัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้จากตัววัดความเร่งในแนวแกนที่ขนานกับหลอดเลือดในบริเวณที่ทำการวัด นั่นคือ $x(t)$ ถูกนำมาใช้สร้างสัญญาณรบกวนอ้างอิง โดยมีสมมติฐานว่า สัญญาณ $x(t)$ มีความสัมพันธ์กับระยะการเดินทางของแสงภายในตัวกลางที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการเคลื่อนไหว นั่นคือ $L_m^\lambda(t)$ จากสมการที่ 3-20 พบว่า สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวอยู่ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งของการเปลี่ยนแปลงระยะการเดินทางของแสงภายในตัวกลาง นั่นคือ $\frac{dL_m^\lambda(t)}{dt}$ ดังนั้นสัญญาณรบกวนอ้างอิง ($m_e(t)$) จึงถูกสร้างขึ้นจากการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ในแนวแกนที่ขนานกับหลอดเลือดในบริเวณที่ทำการวัด ดังนี้

$$m_e(t) = -\frac{dx(t)}{dt} \quad (3-22)$$

หลังจากผ่านตัวกรองแบบปรับตัว สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งถูกนำมาประมวลผลเพื่อค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ($\%SpO_2$) ต่อไปโดยใช้ขั้นตอนวิธีฟัลส์ออกซิเมทรี ดังแสดงในรูปที่ 3-5

การที่ตัวกรองแบบปรับตัวช่วยกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งย่อมมีส่วนช่วยให้การประมวลผลด้วยวิธีฟัลส์ออกซิเมทรีมีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวเพิ่มมากขึ้น ในงานวิจัยนี้เสนอการนำวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวไปใช้ร่วมกับวิธีฟัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ โดยการนำสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัวไปป้อนเป็นสัญญาณขาเข้าให้กับขั้นตอนวิธีฟัลส์ออกซิเมทรีที่ต้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ ดังแสดงในรูปที่ 3-6



รูปที่ 3-6 แผนภูมิกล่องแสดงแนวคิดของการใช้ขั้นตอนวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยตัววัดความถี่และตัวกรองแบบปรับตัวร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่ด้านทานต่อการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่

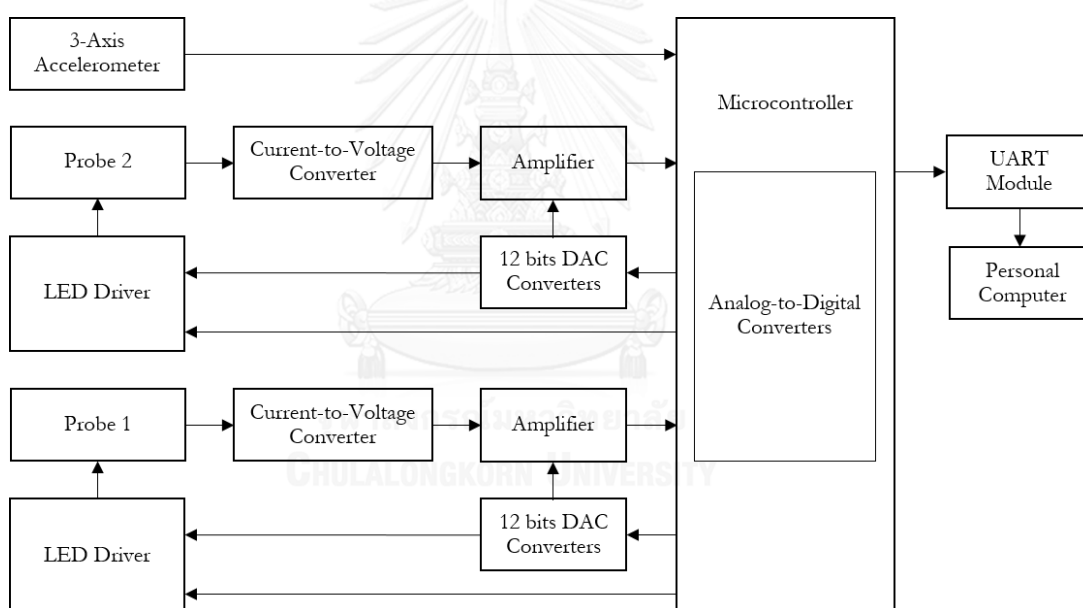
บทที่ 4

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

บทนี้กล่าวถึง ระบบการวัดที่ถูกออกแบบและสร้างขึ้นสำหรับการตรวจวัดและบันทึกสัญญาณ PPG โดยสัญญาณที่ตรวจวัดได้จะถูกนำไปทดสอบแนวคิดของการประมวลผลสัญญาณที่ได้ นำเสนอในบทที่ 3 รายละเอียดของระบบการวัดที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นมีดังต่อไปนี้

4.1. ส่วนประกอบและหลักการทำงานของระบบการวัด

ส่วนประกอบและหลักการทำงานของระบบการวัดที่ได้สร้างขึ้น สามารถอธิบายได้โดยอาศัยแผนภูมิกล่อง ดังแสดงในรูปที่ 4-1



รูปที่ 4-1 แผนภูมิกล่องแสดงส่วนประกอบของระบบการวัด

จากรูปที่ 4-1 ระบบการวัดสัญญาณที่ถูกออกแบบและสร้างขึ้น สามารถตรวจวัดสัญญาณ PPG ได้จำนวน 2 ช่องการวัด เพื่อให้สามารถทำการวัดได้พร้อมกัน 2 ตำแหน่ง โดยที่แต่ละช่องการวัดสามารถตรวจวัดสัญญาณ PPG ทั้งสีแดงและอินฟราเรดได้พร้อมกัน การวัดสัญญาณ PPG ในแต่ละช่องการวัด ใช้โพรบสำเร็จรูปของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ซึ่งภายในประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสง (light emitting diode, LED) ทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดแสง และไดโอดรับแสง (photodiode) ทำ

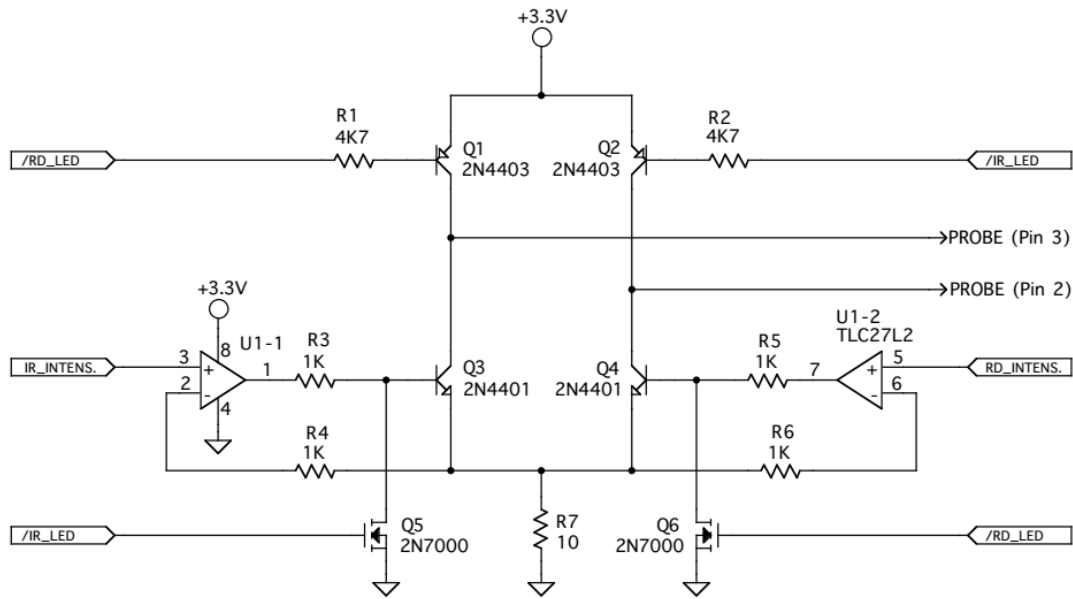
หน้าที่เป็นตัวรับแสง การทำงานของแหล่งกำเนิดแสงภายในโพรบ ซึ่งได้แก่ การติดดับและปริมาณ ความเข้มแสง ถูกควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์(microcontroller) ผ่านทางวงจรควบคุมการ ทำงานของแหล่งกำเนิดแสง(LED driver) แสงจากไดโอดเปล่งแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อมาตกระทบ ที่ไดโอดรับแสง จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวไดโอดรับแสงในปริมาณที่ ขึ้นอยู่กับปริมาณแสงที่มาตกระทบ การเปลี่ยนแปลงปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ตรวจวัดได้ถูกเปลี่ยนให้ อยู่ในรูปของการเปลี่ยนแปลงแรงดันโดยวงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน(current-to-voltage converter) และถูกนำไปขยายโดยวงจรขยาย(amplifier) ไมโครคอนโทรลเลอร์มีการส่งสัญญาณใน รูปของแรงดันไฟฟ้ามาที่วงจรขยาย เพื่อควบคุมระดับของสัญญาณให้ตกอยู่ในช่วงที่สามารถจะทำการ วัดได้ จากนั้นสัญญาณจากวงจรขยายจะถูกแปลงให้อยู่ในรูปของสัญญาณดิจิทัลโดยตัวแปลง สัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัลที่อยู่ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ก่อนที่สัญญาณที่ตรวจวัดได้ ทั้งหมดจะถูกนำไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผลต่อไป ตัววัดความเร่งแบบ 3 แกน (3-axis accelerometer) ถูกนำมาใช้เพื่อตรวจวัดการเคลื่อนไหวของโพรบ โดยสัญญาณการ เคลื่อนไหวที่ตรวจวัดได้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล และส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์ สำหรับการ ประมวลผลร่วมกับสัญญาณ PPG

4.2. วงจรควบคุมแหล่งกำเนิดแสง

วงจรควบคุมแหล่งกำเนิดแสงทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการทำหน้าที่ควบคุม การติดดับและความเข้มแสงของไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัวที่อยู่ภายในโพรบ ส่วนประกอบของวงจร ควบคุมแหล่งกำเนิดแสง แสดงในรูปที่ 4-2

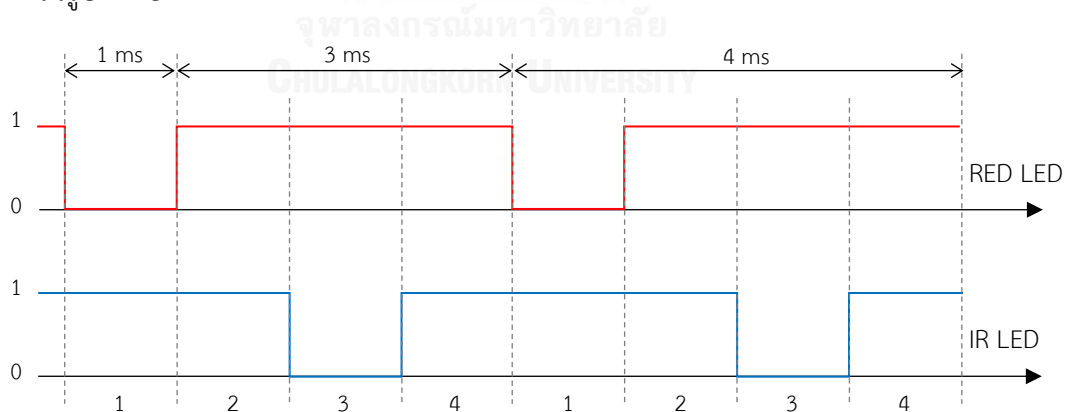
เนื่องจากไดโอดรับแสงไม่สามารถแยกแยะความยาวคลื่นของแสงที่มาตกระทบ เพื่อให้ สามารถตรวจวัดปริมาณแสงจากแหล่งกำเนิดที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อออกมาได้ทั้งแสงสีแดงและ อินฟราเรด ไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัวที่อยู่ภายในโพรบถูกกำหนดให้ทำงานสลับกัน โดยแบ่งการ ทำงานออกได้เป็น 4 ระยะ แต่ละระยะเป็นเวลา 1 มิลลิวินาที ดังนี้

ระยะที่ 1	แสงสีแดงติด
ระยะที่ 2	ดับทั้งคู่
ระยะที่ 3	แสงอินฟราเรดติด
ระยะที่ 4	ดับทั้งคู่



รูปที่ 4-2 วงจรควบคุมแหล่งกำเนิดแสง

ไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกโปรแกรมให้กำเนิดสัญญาณควบคุมการติดดับของไดโอดเปล่งแสงทั้งสอง ได้แก่ สัญญาณ /RD_LED และ /IR_LED ซึ่งเป็นสัญญาณควบคุมการทำงานของไดโอดเปล่งแสงสีแดง และอินฟราเรดตามลำดับ สัญญาณทั้งสองถูกป้อนให้กับทรานซิสเตอร์ Q1 Q2 Q5 และ Q6 ซึ่งทำหน้าที่เป็นสวิตช์ การเปลี่ยนแปลงสถานะของสัญญาณทั้งสองในระยะต่าง ๆ แสดงในรูปที่ 4-3



รูปที่ 4-3 สัญญาณควบคุมการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัวที่อยู่ภายในโพรบ

ในระยะที่ 1 แสงสีแดงติด สัญญาณ /RD_LED และ /IR_LED มีสถานะเป็น 0 และ 1 ตามลำดับ ทรานซิสเตอร์ Q1 จะทำงานในสถานะอิ่มตัว(saturation) ส่วน Q2 จะทำงานในสถานะคัท

ออฟ(cut off) กระแสไฟฟ้าจะเดินทางผ่านทรานซิสเตอร์ Q1 ไปยังไดโอดเปล่งแสงที่อยู่ภายในโพรบ ในสภาวะนี้ ไดโอดเปล่งแสงสีแดงจะติดเนื่องจากได้รับไบอัสตรง(forward bias) ในขณะที่ ไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดจะดับเนื่องจากได้รับไบอัสกลับ(reverse bias)

ในระยะเวลาที่ 2 ทั้งสัญญาณ /RD_LED และ /IR_LED มีสภาวะเป็น 1 ทั้งทรานซิสเตอร์ Q1 และ Q2 ทำงานในสภาวะคัทออฟ ไดโอดเปล่งแสงทั้งสองที่อยู่ภายในโพรบอยู่ในสภาวะดับทั้งคู่

ในระยะเวลาที่ 3 แสงอินฟราเรดติด สัญญาณ /RD_LED และ /IR_LED มีสภาวะเป็น 1 และ 0 ตามลำดับ ทรานซิสเตอร์ Q1 จะทำงานในสภาวะคัทออฟ ส่วน Q2 จะทำงานในสภาวะอิ่มตัว กระแสไฟฟ้าจะเดินทางผ่านทรานซิสเตอร์ Q2 ไปยังไดโอดเปล่งแสงที่อยู่ภายในโพรบ ในสภาวะนี้ ไดโอดเปล่งอินฟราเรดจะทำงานเนื่องจากได้รับไบอัสตรง(forward bias) ในขณะที่ไดโอดเปล่งสีแดงจะดับเนื่องจากได้รับไบอัสกลับ(reverse bias)

ในระยะเวลาที่ 4 เหมือนกับระยะเวลาที่ 2 คือ ทั้งสัญญาณ /RD_LED และ /IR_LED มีสภาวะเป็น 1 ไดโอดเปล่งแสงที่อยู่ภายในโพรบอยู่ในสภาวะดับทั้งคู่

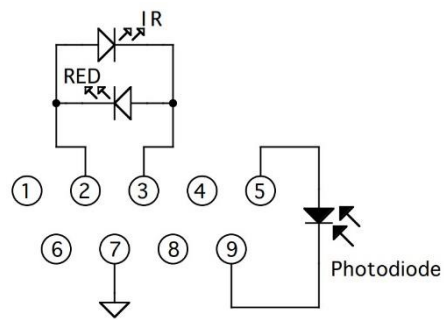
ปริมาณความเข้มของแสงที่ไดโอดเปล่งแสงจะให้กำเนิดขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่ไหลผ่านตัว ไดโอดเปล่งแสง ซึ่งสามารถควบคุมได้จากการป้อนแรงดันไฟฟ้าที่ขา RD_INTENS หรือ IR_INTENS ที่ป้อนให้กับ U1 สำหรับไดโอดเปล่งแสงสีแดงและอินฟราเรด ตามลำดับ โดยที่

$$I_{LED} = \frac{V_{INTENS}}{R7} \quad (4-1)$$

เมื่อ I_{LED} คือ ปริมาณกระแสไหลผ่านไดโอดเปล่งแสง V_{INTENS} คือ ระดับแรงดัน RD_INTENS หรือ IR_INTENS เพื่อป้องกันการชำรุดของไดโอดเปล่งแสง ปริมาณกระแสสูงสุดที่สามารถปรับได้ คือ 50 mA

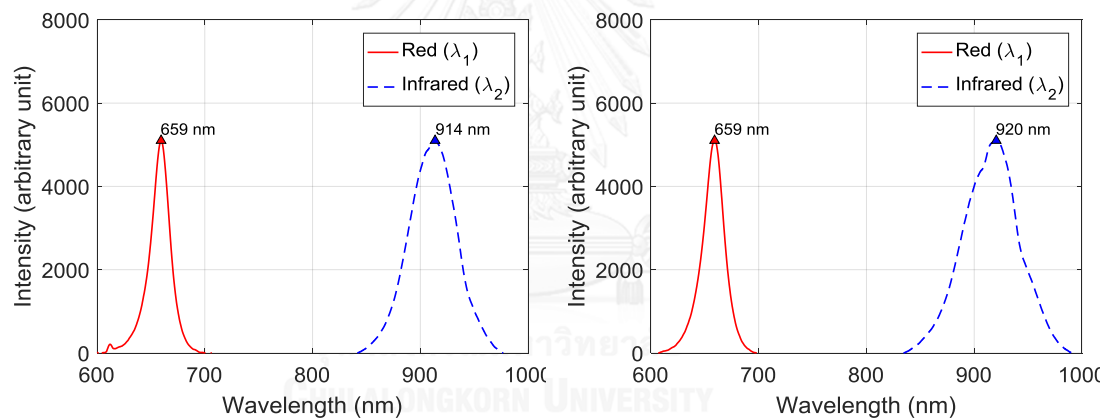
4.3. โพรบ

ระบบการวัดสัญญาณที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ใช้โพรบสำเร็จรูปของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ สำหรับการตรวจวัดที่นิ้วมือ จำนวน 2 โพรบ ภายในโพรบแต่ละอันประกอบด้วยตัวไดโอดเปล่งแสงและไดโอดรับแสง โดยที่ไดโอดเปล่งแสงสามารถให้กำเนิดแสงจำนวน 2 ความยาวคลื่นได้แก่ แสงสีแดง และแสงอินฟราเรด โครงสร้างของโพรบแสดงในรูปที่ 4-4



รูปที่ 4-4 โครงสร้างของโพรบ

ไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัวที่อยู่ภายในโพรบแต่ละอันถูกนำมาตรวจวัดแถบความยาวคลื่นของแสงที่สามารถให้กำเนิดได้ด้วยเครื่อง spectrometer รุ่น USB4000-UV-VIS Ocean Optics แถบความยาวคลื่นของแสงที่เปล่งออกมาจากไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัว และตำแหน่งความยาวคลื่นที่มีความเข้มสูงสุด แสดงในรูปที่ 4-5

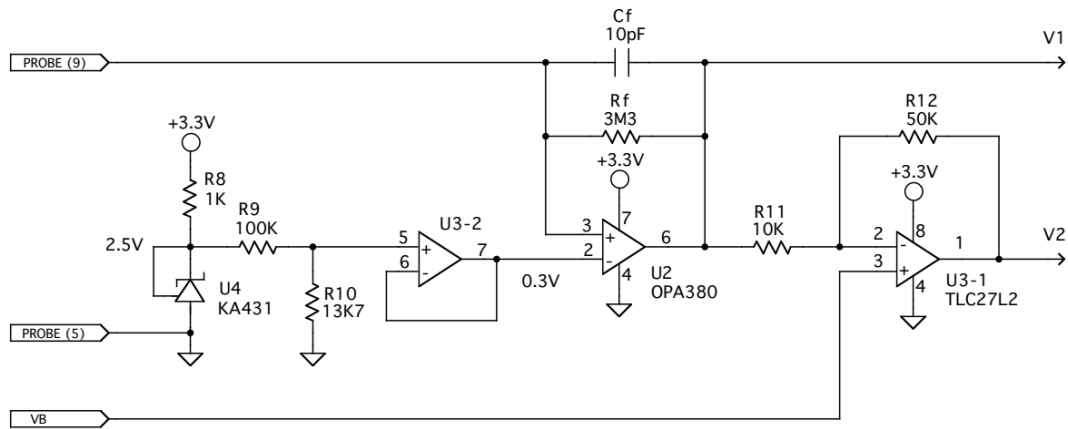


ก) โพรบอันที่ 1

ข) โพรบอันที่ 2

รูปที่ 4-5 แถบความยาวคลื่นของแสงที่โพรบแต่ละอันให้กำเนิด

4.4. วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดันและวงจรถ่าย



รูปที่ 4-6 วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดันและวงจรถ่าย

แสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อมาตกกระทบที่ไดโอดเปล่งแสง จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวไดโอดเปล่งแสง (I_f) โดยขึ้นอยู่กับปริมาณแสงที่ตกกระทบ การเปลี่ยนแปลงปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวไดโอดเปล่งแสงจะถูกเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของการเปลี่ยนแปลงระดับแรงดันไฟฟ้าโดยการใช้วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน และถูกขยายโดยวงจรถ่าย ดังแสดงในรูปที่ 4-6 โดยที่

$$V_1 = I_f \times R_f - 0.3 \quad (4-2)$$

และ

$$V_2 = \left(\frac{R_{11} + R_{12}}{R_{11}} \right) V_B - \left(\frac{R_{12}}{R_{11}} \right) V_1 \quad (4-3)$$

4.5. ตัววัดความเร่ง

ตัววัดความเร่ง (accelerometer) เป็นอุปกรณ์ที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อตรวจวัดการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ในงานนี้ ตัววัดความเร่ง MMA7361 ถูกเลือกใช้โดยนำมาติดตั้งบนไมโครบอร์ดเพื่อตรวจวัดการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ลักษณะของตัววัดความเร่งและการติดตั้งบนไมโครบอร์ดแสดงในรูปที่ 4-7 สัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล และถูกส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อการบันทึกและประมวลผลควบคู่กับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในภายหลังต่อไป



ก) ตัววัดความเร่ง MMA7361

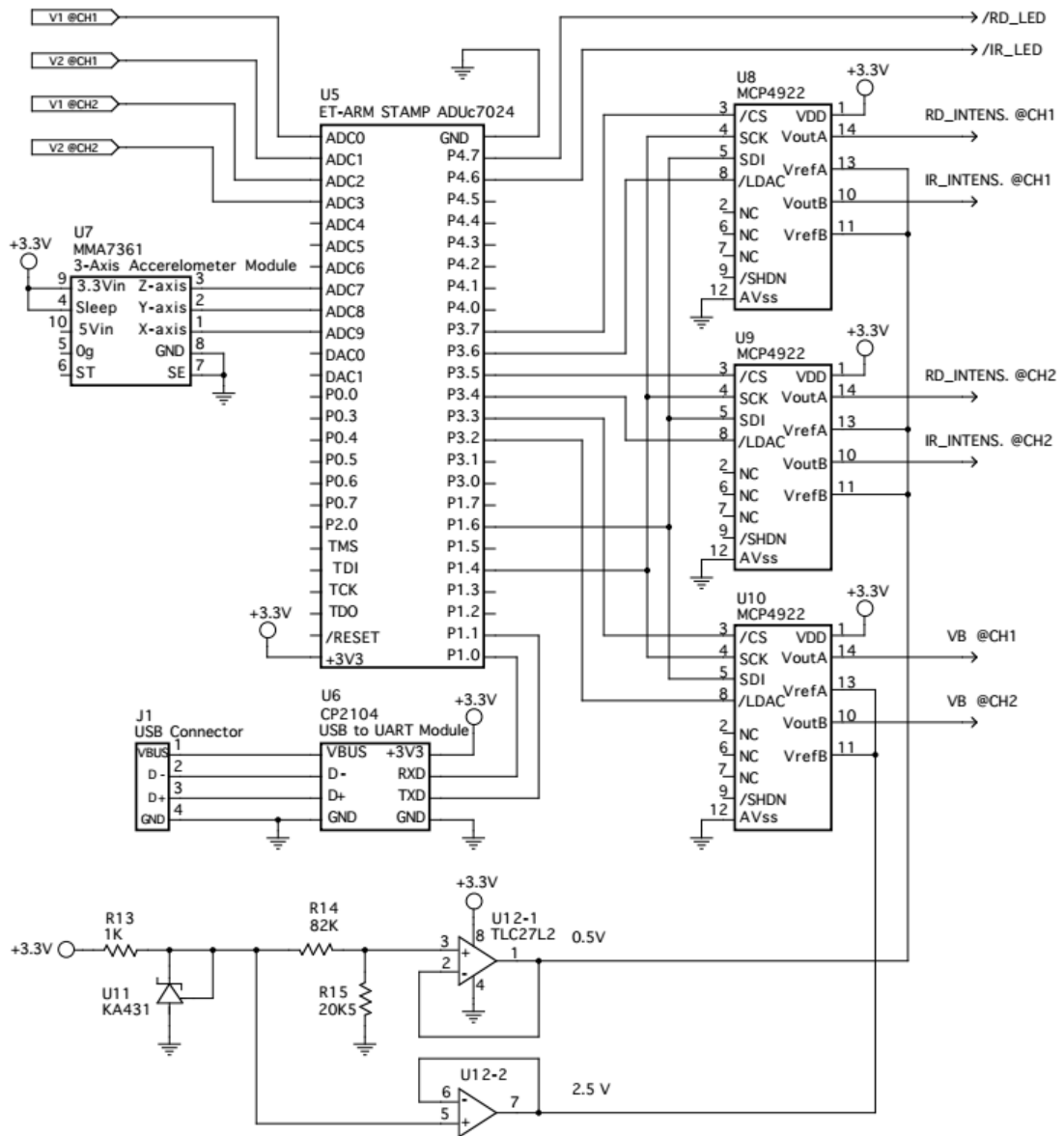
ข) การนำไปติดตั้งลงบนบอร์ด

รูปที่ 4-7 ตัววัดความเร่ง MMA7361และการนำไปติดตั้งลงบนบอร์ด

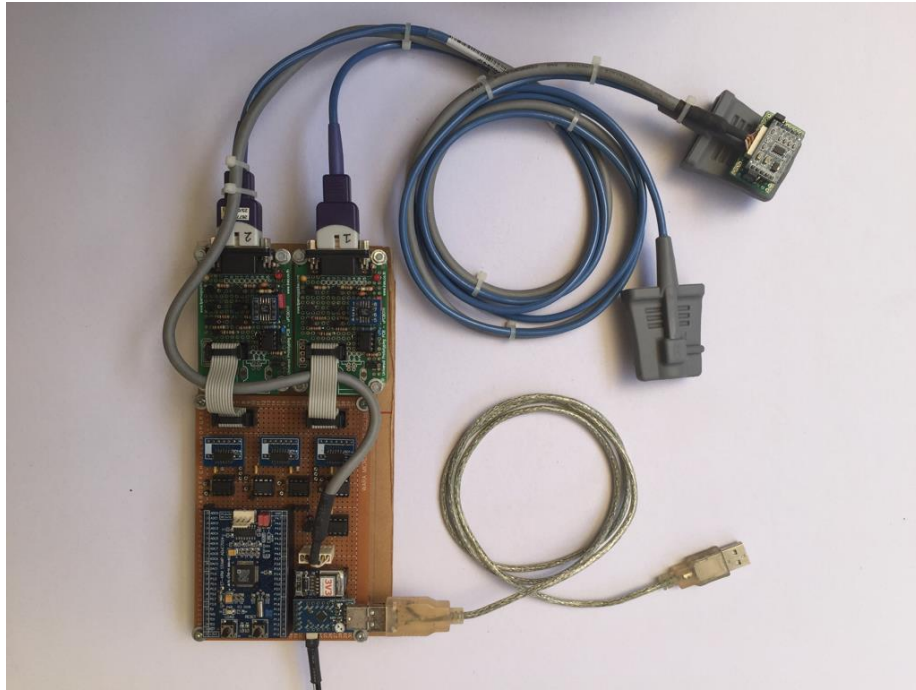
4.6. ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานทั้งหมดของระบบการวัด ในระบบการวัดที่สร้างขึ้นนี้ใช้บอร์ด ET-ARM STAMP ADUc7024 ซึ่งถูกนำไปใช้ร่วมกับตัวแปลงสัญญาณจากดิจิทัลเป็นอนาล็อกเบอร์ MCP4922 เพื่อกำหนดสัญญาณไปควบคุมความเข้มแสงของไดโอดเปล่งแสงแต่ละตัวที่อยู่ภายในโพรบ และควบคุมระดับของสัญญาณที่วงจรถยาย และถูกนำไปใช้ทำงานร่วมกับวงจรรวมเบอร์ CP2104 สำหรับการส่งข้อมูลที่วัดได้ทั้งหมดเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 4-8

ในขณะที่ทำการวัด ไมโครคอนโทรลเลอร์จะให้กำเนิดสัญญาณเพื่อควบคุมการติดดับของไดโอดเปล่งแสงสีแดงและอินฟราเรด ตามแผนภาพในรูปที่ 4-3 ในแต่ละจังหวะการทำงานของไดโอดเปล่งแสง ไมโครคอนโทรลเลอร์จะควบคุมปริมาณความเข้มแสงและระดับแรงดันที่ป้อนให้กับวงจรถยาย เพื่อให้ระดับสัญญาณที่ด้านขาออกของวงจรถยายไม่เกิดการอิมิตัว และอยู่ในช่วงที่สามารถตรวจวัดได้ ในขณะเดียวกัน สัญญาณด้านขาออกจากวงจรถยายและสัญญาณความเร่งจากตัววัดความเร่งถูกนำมาแปลงจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลโดยมีอัตราการสุ่มข้อมูล (sampling rate) เท่ากับ 50 Hz และข้อมูลทั้งหมดถูกนำส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อการบันทึกและประมวลผลในภายหลังต่อไป ระบบการวัดที่ได้สร้างขึ้นแสดงในรูปที่ 4-9



รูปที่ 4-8 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 4-9 ระบบการวัดสัญญาณ PPG และสัญญาณความเร่งที่ได้สร้างขึ้น

4.7. การสอบเทียบ

การสอบเทียบถูกจัดทำขึ้นเพื่อหาเส้นโค้งความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน R กับค่า $\%SpO_2$ ที่เหมาะสมสำหรับโพรบแต่ละอัน โดยใช้เครื่อง Fluke Biomedical SpO_2 Simulator ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ทำหน้าที่เสมือนนิ้วเทียม ดังแสดงในรูปที่ 4-10 ปลายด้านหนึ่งของโพรบแต่ละอันจะถูกเชื่อมต่อกับระบบการวัดสัญญาณ PPG ที่ได้สร้างขึ้น ในขณะที่ปลายอีกด้านหนึ่งถูกนำมาตรวจวัดสัญญาณ PPG จากเครื่อง Fluke Biomedical SpO_2 Simulator ที่ถูกปรับให้สร้างสัญญาณที่เหมาะสมกับโพรบที่ใช้กับเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ของบริษัท Nellcor ระดับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินถูกปรับเปลี่ยนตั้งแต่ 36% - 100% ครั้งละ 2% ในขณะที่ อัตราชีพจรถูกกำหนดไว้คงที่ที่ 75 ครั้งต่อนาที

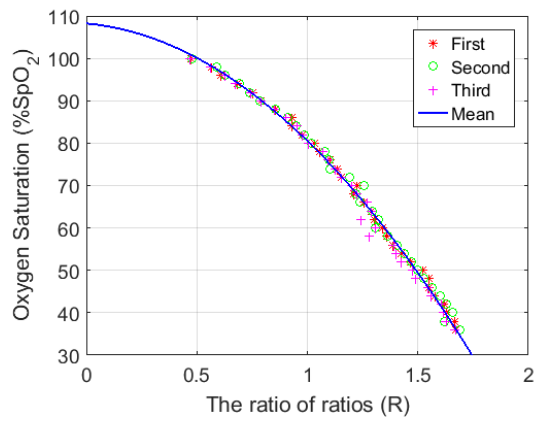


รูปที่ 4-10 เครื่อง Fluke Biomedical SpO_2 Simulator

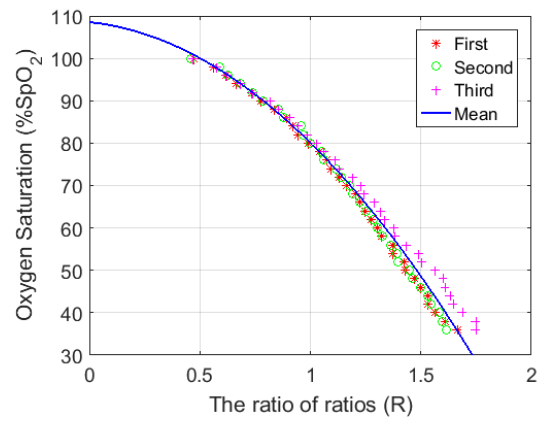
ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วน R กับค่า $\%SpO_2$ ที่ได้จากการสอบเทียบโพรบแต่ละอัน แสดงในรูปที่ 4-11 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณทั้งสองถูกนำมาหาความสัมพันธ์ในรูปสมการพหุนามอันดับที่ 2 ผลที่ได้ คือ สมการที่ 4-4 และ 4-5 ซึ่งเป็นสมการสำหรับการคำนวณหาค่า $\%SpO_2$ จากค่าอัตราส่วน R ที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดด้วยโพรบอันที่ 1 และ 2 ตามลำดับ

$$\%SpO_2 = -22.97R^2 - 5.49R + 108.54 \quad (4-4)$$

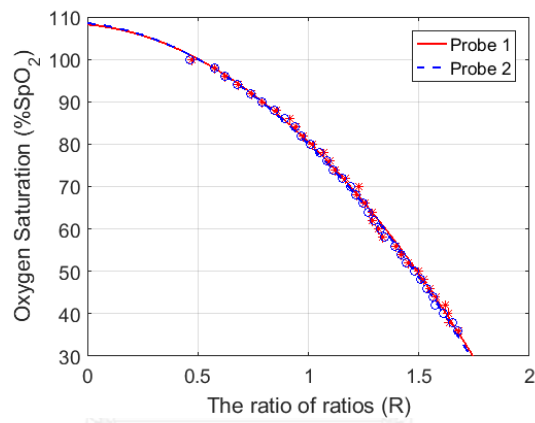
$$\%SpO_2 = -22.96R^2 - 4.76R + 108.22 \quad (4-5)$$



ก) ผลการสองเทียบโพรบ 1



ข) ผลการสอบเทียบโพรบ 2



ค) เส้นโค้งการสอบเทียบของโพรบทั้งสอง

รูปที่ 4-11 เส้นโค้งความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วน R กับค่า $\%SpO_2$ ที่ได้จากการสอบเทียบ

บทที่ 5

ขั้นตอนการทดลอง และผลการทดลอง

การทดลองถูกจัดทำขึ้นเพื่อทดสอบวิธีการประมวลผลสัญญาณที่ได้นำเสนอในบทที่ 3 โดยการนำระบบการวัดที่ได้สร้างขึ้นมาทำการตรวจวัดสัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือซ้ายและขวาพร้อมกัน การวัดสัญญาณถูกทำขึ้นในขณะที่นิ้วชี้มือซ้ายอยู่นิ่ง แต่นิ้วชี้มือขวามีการเคลื่อนไหวเพื่อทำให้เกิดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากทั้งสองตำแหน่งถูกนำมาประมวลผลโดยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ เพื่อหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (%SpO₂) ประสิทธิภาพของแต่ละขั้นตอนวิธีที่นำมาใช้ถูกประเมินโดยการวิเคราะห์ผลต่างเฉลี่ยของค่า %SpO₂ ที่ตรวจวัดได้โดยการใช้ค่าที่ตรวจวัดได้จากมือข้างที่อยู่หนึ่งเป็นค่าอ้างอิง รายละเอียดเกี่ยวกับการทดลอง และผลการทดลองมีดังต่อไปนี้

5.1. วัตถุประสงค์ของการทดลอง

1. เพื่อศึกษาผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อการประมวลผลสัญญาณ PPG ในการหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี
2. เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่(time-frequency analysis, TFA) เปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม(conventional pulse oximetry, CPO) และขั้นตอนวิธี discrete saturation transform (DST)
3. เพื่อศึกษาผลของการใช้ตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความเร่งในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA

5.2. การตรวจวัดสัญญาณ

ระบบการวัดสัญญาณ PPG ที่ได้สร้างขึ้นถูกนำมาใช้ตรวจวัดสัญญาณ PPG ที่บริเวณนิ้วชี้มือซ้ายและขวาพร้อมกัน ช่องการวัดที่ 1 ซึ่งมีตัววัดความเร่งติดตั้งอยู่บนโพรบตรวจวัดสัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือขวา ในขณะที่ช่องการวัดที่ 2 ตรวจวัดสัญญาณที่นิ้วชี้มือซ้าย การตรวจวัดถูกจัดทำขึ้นทั้งหมด 3 รูปแบบ ได้แก่ การตรวจวัดในสภาวะพัก (resting) การตรวจวัดในสภาวะที่เกิดการรบกวนจากการ

เคลื่อนไหวชั่วขณะ (transient motion artifact) และการตรวจวัดในสภาวะที่เกิดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง (periodic motion artifact) โดยการรบกวนจากการเคลื่อนไหวถูกกระทำที่นิ้วชี้มือขวาเท่านั้น การงอนิ้ว (finger bend) ถูกเลือกให้เป็นวิธีการสร้างสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวให้ปะปนกับสัญญาณ PPG เนื่องจาก การงอนิ้วเป็นวิธีที่ก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนได้มาก และสามารถทำได้ง่าย เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่น ๆ เช่น การแกว่งแขน หรือข้อมือ รายละเอียดของการตรวจวัดสัญญาณในแต่ละรูปแบบมีดังนี้

5.1.1 การตรวจวัดในสภาวะพัก

1. ตรวจวัดสัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรดที่นิ้วชี้มือขวาและซ้าย รวมถึงสัญญาณความเร่ง พร้อมกัน
2. บันทึกสัญญาณในขณะที่มือทั้งสองอยู่นิ่ง

5.1.2 การตรวจวัดในสภาวะที่มีการเคลื่อนไหวของอวัยวะในตำแหน่งที่ทำการวัดแบบชั่วขณะ

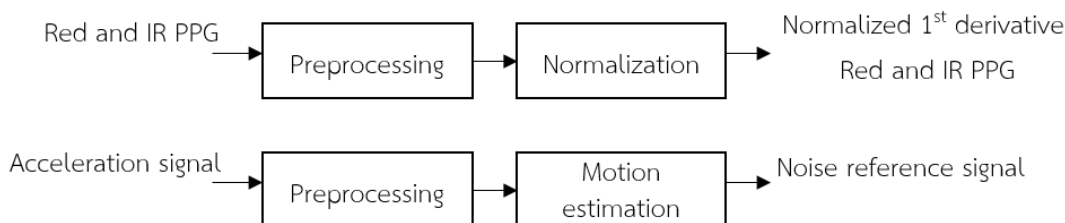
1. ตรวจวัดสัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรดที่นิ้วชี้มือขวาและซ้าย รวมถึงสัญญาณความเร่ง พร้อมกัน
2. บันทึกสัญญาณทั้งหมด ในขณะที่สร้างสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยการงอนิ้วชี้มือขวาหนึ่งครั้ง เพื่อจำลองการเกิดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวชั่วขณะ (transient motion artifact)

5.1.3 การตรวจวัดในสภาวะที่มีการเคลื่อนไหวของอวัยวะในตำแหน่งที่ทำการวัดแบบต่อเนื่อง

1. ตรวจวัดสัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรดที่นิ้วชี้มือขวาและซ้าย รวมถึงสัญญาณความเร่ง พร้อมกัน
2. บันทึกสัญญาณทั้งหมด ในขณะที่มีการสร้างสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยการงอนิ้วชี้มือขวาซ้ำ ๆ ตามจังหวะของเครื่องเคาะจังหวะ (metronome) ด้วยความถี่ 1 Hz เพื่อจำลองการเกิดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง (periodic motion artifact)
3. ทำการทดลองซ้ำในข้อ 2 โดยเปลี่ยนความถี่ของการงอนิ้วเป็น 2 และ 3 Hz ตามลำดับ

5.3. การประมวลผลสัญญาณ

สัญญาณที่ตรวจวัดได้ทั้งหมดถูกนำไปประมวลผลเพื่อหาค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง(% SpO_2) ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ โดยมีลำดับขั้นตอนการประมวลผลที่สามารถอธิบายได้โดยอาศัยแผนภาพกล่องดังแสดงในดังแสดงรูปที่ 5-1 และรูปที่ 5-3



รูปที่ 5-1 แผนภาพกล่องแสดงลำดับการประมวลผลสัญญาณในส่วนต้น

1. การประมวลผลเบื้องต้น(preprocessing)

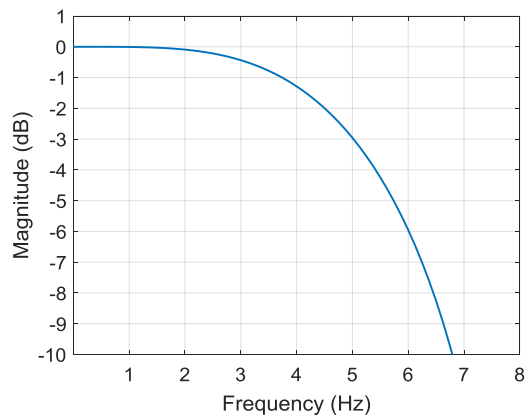
อันดับแรก สัญญาณที่ตรวจวัดได้ ซึ่งได้แก่ สัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรด รวมถึงสัญญาณความเร่ง ถูกนำมาประมวลเบื้องต้น ดังแสดงในรูปที่ 5-1 ตัวกรองซาวิตส์กี-โกลีย์(Savitzky-Golay filter) ถูกเลือกใช้ให้ทำหน้าที่เป็นตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน จากการพิจารณาว่า สัญญาณ PPG เป็นสัญญาณที่มีความถี่อยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.5 - 4 Hz ซึ่งสัมพันธ์กับอัตราชีพจรตั้งแต่ 30 ถึง 240 ครั้งต่อนาที อันดับ(order) และกรอบความกว้างของข้อมูล(frame size) ของตัวกรองถูกกำหนดให้เท่ากับ 2 และ 53 ตามลำดับ เพื่อให้ได้แถบความถี่ผ่าน(bandwidth) ของตัวกรองมีค่าประมาณ 5 Hz ซึ่งครอบคลุมความถี่สูงสุดของสัญญาณที่ต้องการวัด ดังแสดงในรูปที่ 5-2

2. การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน (normalization)

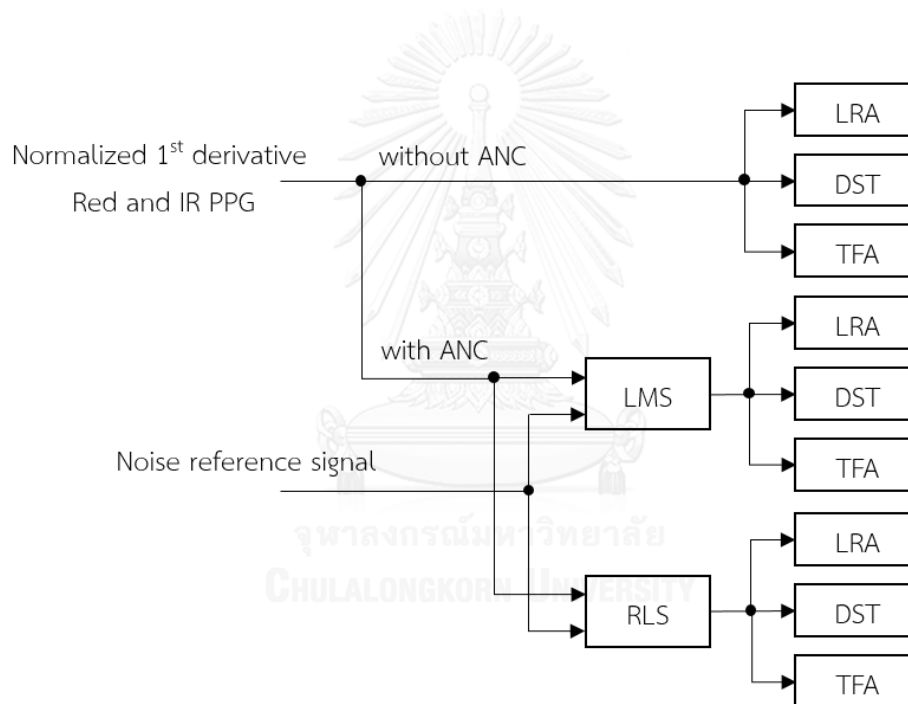
หลังจากผ่านการประมวลผลเบื้องต้น สัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรด จะถูกนำมาทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์ ซึ่งทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง(normalized first derivative PPG) ก่อนที่จะถูกก่อนที่จะถูกนำไปประมวลผลเพื่อหาค่า % SpO_2 ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 5-3

3. การสร้างสัญญาณรบกวนอ้างอิง

หลังจากผ่านการประมวลผลเบื้องต้น สัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้จากแนวแกน X ของตัววัดความเร่งถูกนำมาสร้างเป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิง(noise reference signal) ตามสมการที่ 3-22 เพื่อนำไปป้อนเป็นสัญญาณเข้าอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัว



รูปที่ 5-2 การตอบสนองความถี่ของตัวกรองซาวีส์กี-โกเลย์



Adaptive Noise Cancellation (ANC) Pulse Oximetry Processing

รูปที่ 5-3 แผนภาพกล่องแสดงขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ที่ใช้ในการประมวลผลหาค่า $\%SpO_2$

เมื่อ	LRA	แทนขั้นตอนวิธี	Linear Regression Analysis
	DST	แทนขั้นตอนวิธี	Discrete Saturation Transform
	TFA	แทนขั้นตอนวิธี	Time Frequency Analysis
	LMS	แทนขั้นตอนวิธี	Least Mean Square
	RLS	แทนขั้นตอนวิธี	Recursive Least Square

4. การกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว

การนำขั้นตอนวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัว และตัววัดความเร่ง มาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกเมทรี มีแนวคิดตามที่ได้อธิบายในหัวข้อที่ 3.3.3

หลังจากผ่านการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐาน สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งถูกนำไปป้อนเข้าที่ด้านขาเข้าหลักของตัวกรองแบบปรับตัว ในขณะที่สัญญาณรบกวนอ้างอิงถูกป้อนเข้าที่ด้านขาเข้าอ้างอิง ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองที่ถูกนำมาทดลองใช้ มี 2 ขั้นตอนวิธี ได้แก่ ขั้นตอนวิธีปรับค่ากำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด(least mean square (LMS) adaptive algorithm) ซึ่งสัมประสิทธิ์ของตัวกรองมีการปรับตัวตามสมการที่ 5-1 ดังนี้

$$\hat{\mathbf{w}}[n + 1] = \hat{\mathbf{w}}[n] + \mu \mathbf{u}[n]e^*[n] \quad 5-1$$

โดยที่ค่าช่วงก้าวในการปรับตัว(μ) ถูกกำหนดให้มีค่าคงที่เท่ากับ 0.004 และขั้นตอนวิธีปรับค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบเวียนเกิด(recursive least square (RLS) adaptive algorithm) ซึ่งสัมประสิทธิ์ของตัวกรองมีการปรับตัวตามสมการที่ 5-2 ดังนี้

$$\begin{aligned} \mathbf{P}[n] &= \lambda^{-1}\mathbf{P}[n - 1] - \lambda^{-1}\mathbf{k}[n]\mathbf{u}^T[n]\mathbf{P}[n - 1] \\ \mathbf{k}[n] &= \frac{\lambda^{-1}\mathbf{P}[n - 1]\mathbf{u}[n]}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{u}^T[n]\mathbf{P}[n - 1]\mathbf{u}[n]} \\ \hat{\mathbf{w}}[n] &= \hat{\mathbf{w}}[n - 1] + \mathbf{k}[n] \end{aligned} \quad 5-2$$

โดยที่ค่าตัวประกอบลืม(forgetting factor, λ) ถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.99 และค่า $\mathbf{P}[0] = \delta^{-1}\mathbf{I}$ เมื่อ δ ถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.1

5. การประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่า %SpO₂

สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรด ทั้งที่ผ่านและไม่ผ่านกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว จะถูกนำมาประมวลผลเพื่อหาค่า %SpO₂ โดยใช้ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีต่าง ๆ ได้แก่ ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม (conventional pulse oximetry, CPO) ขั้นตอนวิธี discrete saturation transform(DST) และขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่(Time-Frequency analysis, TFA) ที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ ขั้นตอนวิธี linear regression analysis (LRA) ถูกใช้เป็นตัวแทนของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ดังแสดงในรูปที่ 5-3

ในการนำสัญญาณเข้าสู่การประมวลผลเพื่อหาค่า %SpO₂ กรอบข้อมูล(window) ถูกสร้างขึ้นเพื่อกำหนดขอบเขตของสัญญาณที่จะถูกนำเข้าสู่กระบวนการประมวลผล โดยกำหนดไว้ในช่วงเวลาครั้งละ 6 วินาที หรือครั้งละ 300 ข้อมูล หลังจากการประมวลผลเสร็จสิ้น กรอบข้อมูลจะถูก

เลื่อนไปตามแกนเวลาของสัญญาณครั้งละ 1 วินาที ข้อมูลเก่าจะถูกกำจัดออกไปครั้งละ 50 ข้อมูลพร้อม ๆ กับการนำข้อมูลใหม่เข้าสู่กระบวนการประมวลผลต่อไป

การหาค่า $\%SpO_2$ ด้วยขั้นตอนวิธี LRA ทำได้โดยการวิเคราะห์ความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรด ความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการวิเคราะห์แสดงค่าอัตราส่วน R ซึ่งสามารถหาได้โดยใช้สมการที่ 2-24 หลังจากนั้น ค่าอัตราส่วน R ถูกเปลี่ยนเป็นค่า $\%SpO_2$ โดยใช้สมการที่ 4-4 หรือ 4-5 ขึ้นอยู่กับโพรบที่ใช้

การประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอน DST มีรายละเอียดตามที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 3.2 ในกรทดลองนี้ ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง(adaptive algorithm) ที่เลือกใช้ คือ ขั้นตอนวิธี normalized least mean square (NLMS) ซึ่งการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเป็นไปตามสมการที่ 5-3 ดังนี้

$$\hat{\mathbf{w}}[n + 1] = \hat{\mathbf{w}}[n] + \frac{\tilde{\mu}}{a + \|\mathbf{u}[n]\|^2} \mathbf{u}[n]e^*[n] \quad 5-3$$

โดยที่อันดับของตัวกรอง (filter order, M) ค่าคงที่(a) และค่าช่วงก้าวในการปรับตัว(step size, $\tilde{\mu}$) ถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 150 1 และ 0.001 ตามลำดับ

ส่วนการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี TFA มีแนวคิดและขั้นตอนการประมวลผลตามที่ได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อที่ 3.3.2

5.4. การประเมินประสิทธิภาพ

การประเมินประสิทธิภาพของแต่ละขั้นตอนวิธีที่ถูกนำมาใช้ในการประมวลผลหาค่า $\%SpO_2$ ทำได้โดยการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากขั้นตอนวิธีที่ต้องการประเมินกับค่า $\%SpO_2$ อ้างอิง ซึ่งได้แก่ ค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม (นั่นก็คือ ขั้นตอนวิธี LRA) วิธีการวิเคราะห์ที่ถูกนำมาใช้ในการประเมินมี 2 วิธี ได้แก่ การหาค่ารากที่สองของความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย(root mean square error, $RMSE$) และการวิเคราะห์ Bland-Altman (Bland-Altman analysis)

ค่า $RMSE$ ถูกนำมาใช้เป็นดัชนีสำหรับการประเมินความสามารถของขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ในการต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ขั้นตอนวิธีที่ให้ค่า $RMSE$ ต่ำที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นขั้นตอนวิธีที่มีประสิทธิภาพสูงสุดหรือมีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากที่สุด การคำนวณหาค่า $RMSE$ สามารถทำได้ดังนี้

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad 5-4$$

เมื่อ	N	แทน	จำนวนข้อมูลทั้งหมด
	i	แทน	ลำดับของข้อมูล
	y_i	แทน	ค่า %SpO ₂ ที่ได้มาจากการใช้ขั้นตอนวิธีที่อยู่ภายใต้การประเมิน
	\hat{y}_i	แทน	ค่า %SpO ₂ อ้างอิง

การวิเคราะห์ Bland-Altman [37] เป็นเครื่องมือทางสถิติอันหนึ่งที่มีถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบระหว่างผลการวัดที่ได้จากวิธีการใหม่กับผลการวัดที่ได้จากวิธีมาตรฐาน โดยในงานวิจัยนี้ การวิเคราะห์ Bland-Altman ถูกนำมาใช้เปรียบเทียบผลการวัด %SpO₂ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีการใหม่ เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากวิธีการแบบดั้งเดิม ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ประกอบด้วยการหาค่าไบอัส(bias, \bar{d}) ซึ่งถูกนิยามว่าเป็นค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างวิธีการวัดทั้งสองวิธี ค่าความเที่ยง(precision, s) ซึ่งถูกนิยามว่าเป็นค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าไบอัส และค่าขอบเขตการยอมรับ(limits of agreement, LOA) เป็นค่าที่แสดงถึงขอบเขต 95% ของค่าไบอัส โดยถูกนิยามว่าเท่ากับ $\bar{d} \pm 1.96 s$ ในการทดลองนี้ การวิเคราะห์ Bland-Altman ถูกนำมาใช้เพื่อประเมินของเขตของค่าผลต่างเฉลี่ยระหว่างค่า %SpO₂ ที่ได้มาจากขั้นตอนวิธีที่ถูกประเมินกับค่าอ้างอิง โดยค่า LOA ที่ยอมรับได้อยู่ในช่วง $\pm 3\%$ [8]

5.5. ผลการทดลอง

5.5.1 ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่(Time-frequency analysis, TFA)

รูปที่ 5-4 รูปที่ 5-5 และรูปที่ 5-6 แสดงผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในแต่ละภาวะ ได้แก่ ภาวะพัก ภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะและภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ตามลำดับ ด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่อาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ โดยที่

รูป ก แสดงสัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรด

รูป ข แสดงสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง สีแดงและอินฟราเรด

รูป ค และ ง แสดง ผลการแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องของสัญญาณ PPG

- แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรด ตามลำดับ
- รูป จ แสดง ส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐาน
ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดที่ได้มาจากการวิเคราะห์
ในโดเมนเวลาและความถี่ร่วมกับการหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลา
- รูป ฉ แสดง ผลการหาค่าความถี่ตัวออกซิเจนในแต่ละความถี่ และ
- รูป ช แสดง ฮิสโทแกรมที่แสดงความถี่ของการเกิดค่าความถี่ตัวออกซิเจน
พร้อมกับตำแหน่งที่ถูกบ่งชี้ว่าแสดงค่า $%SpO_2$

รูปที่ 5-4(ก) แสดงสัญญาณ PPG สีแดงและอินฟราเรดที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพัก การเปลี่ยนแปลงปริมาณความเข้มแสงที่ตรวจวัดได้แสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงที่ไหลเวียนอยู่ภายในหลอดเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัดตามจังหวะการบีบและคลายตัวของหัวใจ

การหาปริมาณความถี่ตัวออกซิเจนของเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม อาศัยแนวคิดที่ว่า สัญญาณ PPG ส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงเป็นจังหวะตามการทำงานของหัวใจเกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเท่านั้น ดังนั้นโดยอาศัยการเป็นจังหวะของสัญญาณส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ปริมาณการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจึงสามารถหาได้และสามารถแยกออกจากการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นจากเนื้อเยื่อส่วนอื่น ๆ

ขนาดของสัญญาณ PPG ส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการทำงานของหัวใจขึ้นอยู่กับปริมาณการดูดกลืนแสงของเลือดแดง เนื่องจากภายในเม็ดเลือดแดงประกอบด้วยฮีโมโกลบินที่มีความสามารถด้านการดูดกลืนแสงต่างกันขึ้นอยู่กับสภาวะการจับกับออกซิเจน ออกซิฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงอินฟราเรดมากกว่าแสงสีแดง ในขณะที่รีดิวซ์ฮีโมโกลบินมีความสามารถดูดกลืนแสงสีแดงมากกว่าออกซิฮีโมโกลบิน ดังแสดงในรูปที่ 2-1 ในสภาวะปกติ เลือดแดงมีความอิ่มตัวออกซิเจนสูง หมายความว่าเลือดแดงมีปริมาณออกซิฮีโมโกลบินมากกว่ารีดิวซ์ฮีโมโกลบินอยู่มาก ดังนั้นขนาดของสัญญาณ PPG อินฟราเรดส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจจึงมีขนาดโตกว่าขนาดของสัญญาณ PPG สีแดง ดังแสดงในรูปที่ 5-4(ก) แต่เมื่อเลือดแดงมีความอิ่มตัวออกซิเจนลดลง จากการที่มีปริมาณออกซิฮีโมโกลบินลดลงพร้อมกับปริมาณรีดิวซ์ฮีโมโกลบินที่เพิ่มขึ้นขนาดของสัญญาณ PPG สีแดงส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจจะมีขนาดเพิ่มขึ้นและขนาดของสัญญาณ PPG อินฟราเรดจะมีขนาดลดลง

การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของตัวกลางที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสง อันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะ

ของสัญญาณที่ตรวจวัดได้ทั้งในด้านขนาด รูปร่าง และความถี่ สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยการงอนิ้วแบบชั่วขณะและแบบต่อเนื่อง แสดงในรูปที่ 5-5(ก) และ 5-6(ก) ตามลำดับ

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวอาจเกิดขึ้นได้จากการเลื่อนของโพรบไปจากตำแหน่งที่ทำการวัด หรือการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเนื้อเยื่อจากการได้รับแรงกระทำจากภายนอก ดังนั้นสัญญาณส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาจึงอาจไม่ได้เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเพียงอย่างเดียวอีกต่อไป การประมวลผลสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวเสมือนว่าเป็นสัญญาณ PPG ที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเป็นสาเหตุหลักของความผิดพลาดในการหาปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานเป็นกระบวนการที่ช่วยกำจัดสัญญาณส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนอื่น ๆ ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจออกจากสัญญาณส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และเป็นกระบวนการที่เปลี่ยนรูปทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณ PPG กับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว จากในรูปผลคูณให้อยู่ในรูปผลบวกซึ่งทำให้ง่ายแก่การประมวลผลมากกว่า การทำสัญญาณให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์ทำให้รูปร่างของสัญญาณ PPG เปลี่ยนแปลงไปจากเดิมที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงเป็นสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งซึ่งแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการไหลของเลือดแดงภายในหลอดเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัด แต่ถึงกระนั้น ขนาดของสัญญาณยังมีความสัมพันธ์กับปริมาณการจับกับออกซิเจนของฮีโมโกลบินอยู่เช่นเดิม สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในสภาวะพัก ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ และในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง แสดงในรูปที่ 5-4(ข) 5-5(ข) และ 5-6(ข) ตามลำดับ

การแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องถูกนำมาใช้เพื่อแยกองค์ประกอบของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งให้อยู่ในโดเมนเวลาและความถี่ ค่าเวฟเลทมอดุลัส ($|T_i(\alpha, \beta)|$) ในแต่ละเวลาและความถี่แสดงถึงระดับความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งกับฟังก์ชันเวฟเลทชนิดมอเลท(Morlet function) ในแต่ละค่าของ β และ α ซึ่งมีความสัมพันธ์กับเวลาและความถี่ ตามลำดับ ค่าเวฟเลทมอดุลัสที่ได้มาจากการแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดบน

ระนาบเวลาและความถี่ แสดงในรูปย่อย (ค) และ (ง) ของรูปที่ 5-4 รูปที่ 5-5 และรูปที่ 5-6 สำหรับสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในสภาวะพัก ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ และในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ตามลำดับ

การหาค่ามัธยฐาน(median) ของค่าเวฟเลทมอดูลัสในแนวแกนเวลา ทำให้เห็นถึงส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในโดเมนความถี่ที่สามารถอธิบายได้ตามสมการที่ 3-11 ส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดในสภาวะพัก ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ และในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ที่ได้มาจากการหาค่ามัธยฐานของค่าเวฟเลทมอดูลัสตลอดแนวแกนเวลา แสดงในรูปที่ 5-4(จ) รูปที่ 5-5(จ) และรูปที่ 5-6(จ) ตามลำดับ

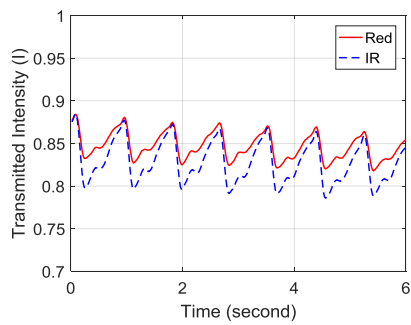
จำนวนข้อมูลในแนวแกนความถี่มีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการประมวลผลเพื่อหาค่า $%SpO_2$ ในขั้นตอนต่อไป โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ในสภาวะที่สัญญาณที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว การหาส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งด้วยวิธีการแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่องร่วมกับการหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลา ทำให้ได้ความละเอียดของข้อมูลในแนวแกนความถี่ที่สูงมาก นอกจากนี้ การหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลายังมีส่วนช่วยในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ ดังแสดงในรูปที่ 5-5(จ) จะสังเกตได้ว่า ค่าเวฟเลทมอดูลัสที่เกิดขึ้นจากการมีสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะบนระนาบเวลาและความถี่ถูกกำจัดออกไปหลังจากการหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลา แต่ถึงกระนั้นการหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลาไม่สามารถช่วยกำจัดผลของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ดังแสดงในรูปที่ 5-6(จ)

ค่าเวฟเลทมอดูลัสของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในแต่ละความถี่ ถูกนำมาคำนวณหาอัตราส่วน $R(f)$ โดยการหารค่าเวฟเลทมอดูลัสของสัญญาณสีแดงในแต่ละความถี่ด้วยค่าเวฟเลทมอดูลัสของสัญญาณอินฟราเรด หลังจากนั้น ค่าอัตราส่วน $R(f)$ ถูกเปลี่ยนเป็นค่าความอิมิตัวออกซิเจนโดยใช้สมการที่ 4-4 หรือ 4-5 ขึ้นอยู่กับโพรบที่ใช้ ค่าความอิมิตัวออกซิเจนในแต่ละความถี่ตั้งแต่ 0.5 Hz ถึง 5 Hz ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพัก ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ และในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง แสดงในรูปที่ 5-4(ฉ) รูปที่ 5-5(ฉ) และรูปที่ 5-6(ฉ) ตามลำดับ จะสังเกตได้ว่า ตลอดช่วงความถี่ ตั้งแต่ 0.5 Hz ถึง 5 Hz ค่าความอิมิตัวออกซิเจนในแต่ละความถี่ที่ได้

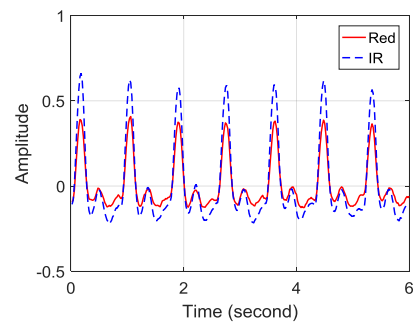
จากการประมวลผลสัญญาณที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพักมีค่าใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 5-4(ฉ) การรบกวนจากการเคลื่อนไหวทำให้เกิดการลดลงของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนไปในบางความถี่ดังแสดงในรูปที่ 5-5(ฉ) และรูปที่ 5-6(ฉ)

ในการประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ ข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนที่คำนวณได้จากค่าอัตราส่วน $R(f)$ ในแต่ละความถี่ถูกนำไปแจกแจงโดยใช้แผนภูมิฮิสโทแกรม ค่า $\%SpO_2$ สามารถหาได้จากการวิเคราะห์การกระจายของข้อมูลและจำนวนความถี่ของข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจน แผนภูมิฮิสโทแกรมของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพัก ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ และในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง แสดงในรูปที่ 5-4(ช) รูปที่ 5-5(ช) และรูปที่ 5-6(ช) ตามลำดับ

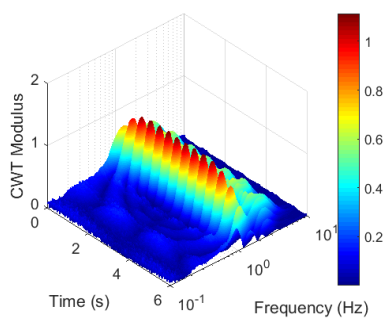
ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนทั้งหมดมีการกระจายตัวใกล้เคียงกัน ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในตำแหน่งที่มีจำนวนข้อมูลมากที่สุดจึงถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $\%SpO_2$ ดังแสดงในรูปที่ 5-4(ช) การกระจายของข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนมีการเปลี่ยนแปลงไปเมื่อมีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนส่วนหนึ่งมีการกระจายตัวไปยังค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ลดลง แต่ถึงกระนั้นก็ตาม ข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนที่แสดงถึงค่า $\%SpO_2$ ยังคงอยู่ตำแหน่งเดิม ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในตำแหน่งสูงสุดที่มีจำนวนข้อมูลมากที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $\%SpO_2$ ดังแสดงในรูปที่ 5-5(ช) และรูปที่ 5-6(ช)



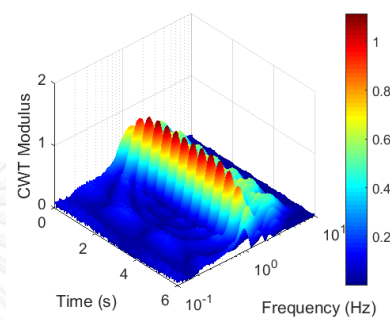
ก)



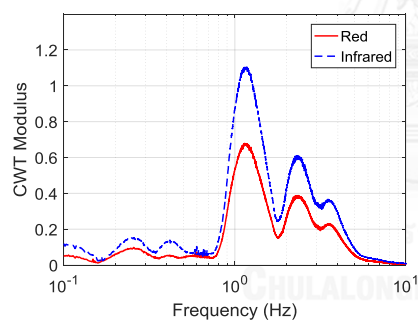
ข)



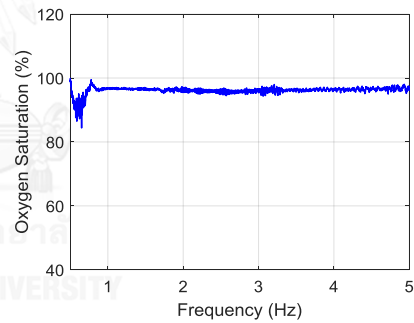
ค)



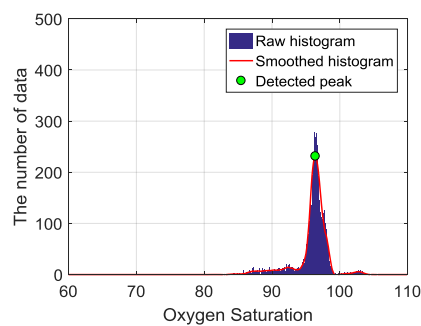
ง)



จ)

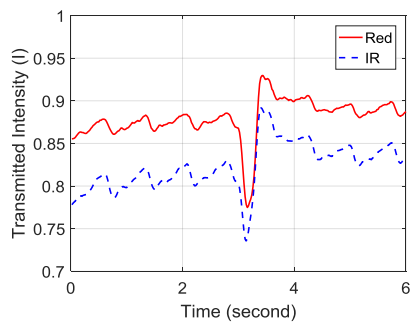


ฉ)

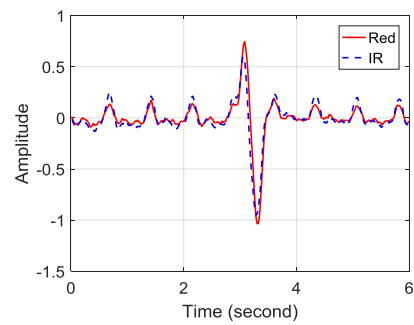


ช)

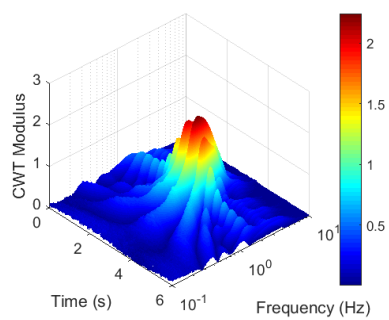
รูปที่ 5-4 ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง
ที่ตรวจวัดได้ในขณะอยู่นิ่งด้วยวิธี TFA



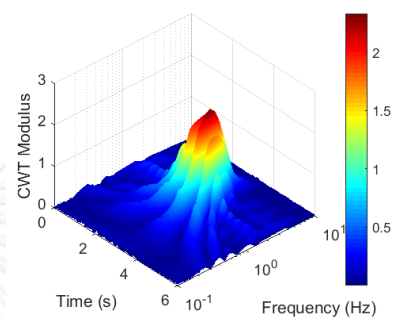
ก)



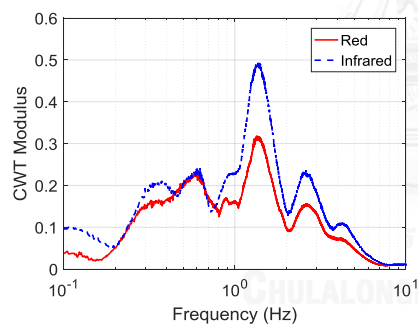
ข)



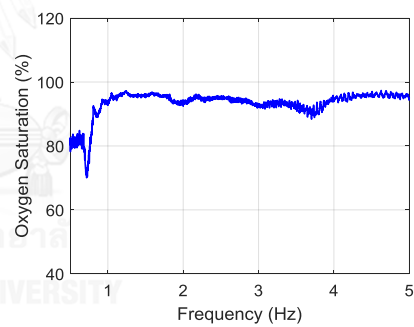
ค)



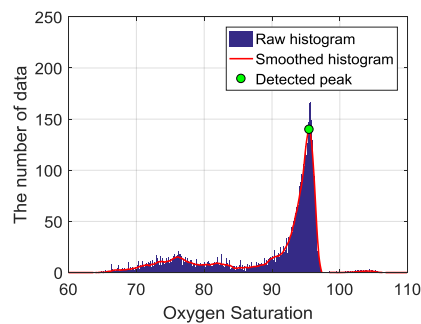
ง)



จ)

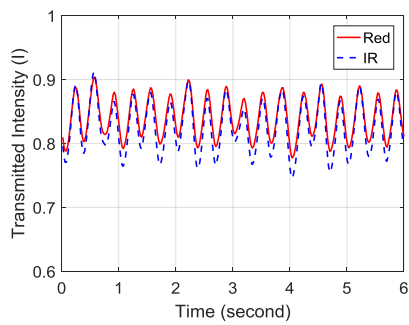


ฉ)

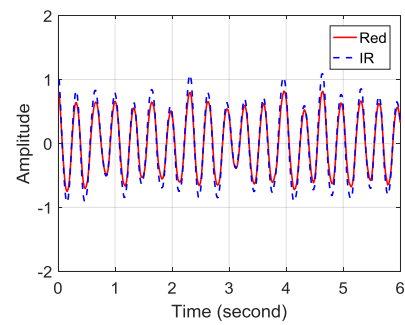


ช)

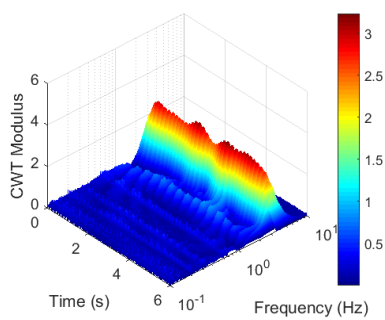
รูปที่ 5-5 ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง
ที่ตรวจวัดได้ในขณะขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะด้วยวิธี TFA



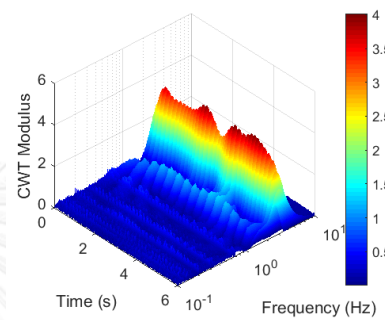
ก)



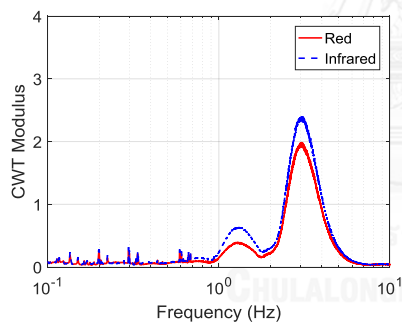
ข)



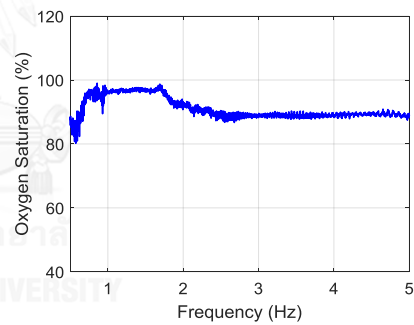
ค)



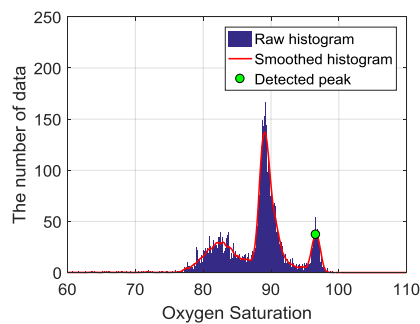
ง)



จ)



ฉ)



ช)

รูปที่ 5-6 ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง
ที่ตรวจวัดได้ในขณะขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องด้วยวิธี TFA

5.5.2 ผลการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ

ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีต่าง ๆ ถูกนำมาแสดงเปรียบเทียบกัน เพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของแต่ละขั้นตอนวิธีในการประมวลผลสัญญาณภายใต้สภาวะที่มีและไม่มี การรบกวนจากการเคลื่อนไหว รูปที่ 5-7 รูปที่ 5-8 และรูปที่ 5-9 แสดงผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวชั่วขณะ และในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ตามลำดับ แต่ละรูปประกอบด้วยรูปย่อย (ก) (ข) และ (ค) ที่แสดงผลการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ในแต่ละรูปย่อยประกอบด้วยผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(Left as reference) ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวา(Right without ANC) และผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัว (Right with ANC) ตามลำดับ ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายถูกใช้เป็นผลอ้างอิง

5.5.2.1 ผลการประมวลผลด้วยวิธี LRA

ในงานวิจัยนี้ ค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี LRA ถูกพิจารณาว่าเป็นตัวแทนของค่าที่ได้มาจากการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม(conventional pulse oximetry, CPO) โดยในกระบวนการประมวลผลด้วยวิธี LRA เส้นตรงถูกสร้างขึ้นจากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรด ค่าความชันของเส้นตรงแสดงถึงค่าอัตราส่วน R ซึ่งมีความสัมพันธ์กับค่า $\%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้ รูปที่ 5-7(ก) แสดงผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ความชันของเส้นตรงแต่ละเส้นมีค่าใกล้เคียงกัน นั่นบ่งชี้ว่า ค่า $\%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(เส้นทึบ) จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวา(เส้นประ) และจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัว(เส้นจุดประ) มีค่าใกล้เคียงกัน

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วขณะและแบบต่อเนื่องส่งผลกระทบต่อผลการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี LRA ความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นประ) มีค่าเพิ่มขึ้น

เมื่อเปรียบเทียบกับผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นทึบ) ดังแสดงในรูปที่ 5-8(ก) และรูปที่ 5-9(ก) ตามลำดับ การเพิ่มขึ้นของค่าความความชันของเส้นตรงบ่งชี้ว่าค่า $\%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้จากการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี LRA มีแนวโน้มลดลงต่ำกว่าความเป็นจริงในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ไม่มีส่วนช่วยในการประมวลผลสัญญาณที่ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ แต่มีส่วนช่วยในการประมวลผลสัญญาณที่ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง

รูปที่ 5-8(ก) แสดงให้เห็นว่า การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ไม่มีส่วนช่วยในการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ ความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่ไม่ได้ผ่านกระบวนการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นประ) และผ่านกระบวนการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นจุดประ) เพิ่มขึ้นเท่า ๆ กัน เมื่อเปรียบเทียบกับความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(เส้นทึบ)

รูปที่ 5-9(ก) แสดงให้เห็นว่า การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA มีส่วนช่วยในการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่ผ่านกระบวนการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นจุดประ) ยังคงอยู่ในตำแหน่งใกล้เคียงกับเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(เส้นทึบ) ในขณะที่ความชันของเส้นตรงที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่ไม่ผ่านกระบวนการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นประ) มีค่าเพิ่มขึ้น

5.5.2.2 ผลการประมวลผลด้วยวิธี DST

การประมวลผลสัญญาณ PPG ด้วยขั้นตอนวิธี DST ทำให้ได้เส้นโค้ง DST ที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับกำลังของสัญญาณที่ปรากฏที่ด้านขาออกของตัวกรองแบบปรับตัวกับค่าความอิมิตัวออกซิเจน โดยที่ค่าความอิมิตัวออกซิเจนสูงสุดที่สุดที่มีระดับกำลังของสัญญาณมากที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $\%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้

รูปที่ 5-7(ข) แสดงผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ด้วยวิธี DST ในขณะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว จะสังเกตเห็นได้ว่า ตำแหน่งจุดยอดของเส้นโค้ง DST ซึ่งเป็นจุด

บ่งชี้ถึงค่า $%SpO_2$ อยู่ในตำแหน่งเดียวกันหรือใกล้เคียงกัน นั้นแสดงว่า ค่า $%SpO_2$ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(เส้นทึบ) จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวา(เส้นประ) และจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัว(เส้นจุดประ) มีค่าเท่ากันหรือใกล้เคียงกัน

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วขณะและแบบต่อเนื่อง ส่งผลกระทบต่อการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี DST โดยทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเส้นโค้ง DST ดังแสดงในรูปที่ 5-8(ข) และรูปที่ 5-9(ข) แต่ถึงกระนั้น จากการพิจารณาว่า ค่า $%SpO_2$ คือ ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนสูงสุดที่มีระดับกำลังของสัญญาณมากที่สุด ตำแหน่งที่บ่งชี้ถึงค่า $%SpO_2$ บนเส้นโค้ง DST ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นประ) ยังคงใกล้เคียงกับตำแหน่งบนเส้นโค้ง DST ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(เส้นทึบ) นั้นแสดงให้เห็นว่า ขั้นตอนวิธี DST เป็นขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณที่มีความสามารถต้านทานการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี DST มีส่วนช่วยในการปรับรูปร่างและตำแหน่งของเส้นโค้ง DST (นั่นคือ จากเส้นประกลายเป็นเส้นจุดประ) ดังแสดงในรูปที่ 5-8(ข) และรูปที่ 5-9(ข) จะสังเกตได้ว่า การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับวิธี DST มีส่วนช่วยให้ตำแหน่งของค่า $%SpO_2$ บนเส้นโค้ง DST ปรากฏชัดเจนมากยิ่งขึ้น

5.5.2.3 ผลการประมวลผลด้วยวิธี TFA

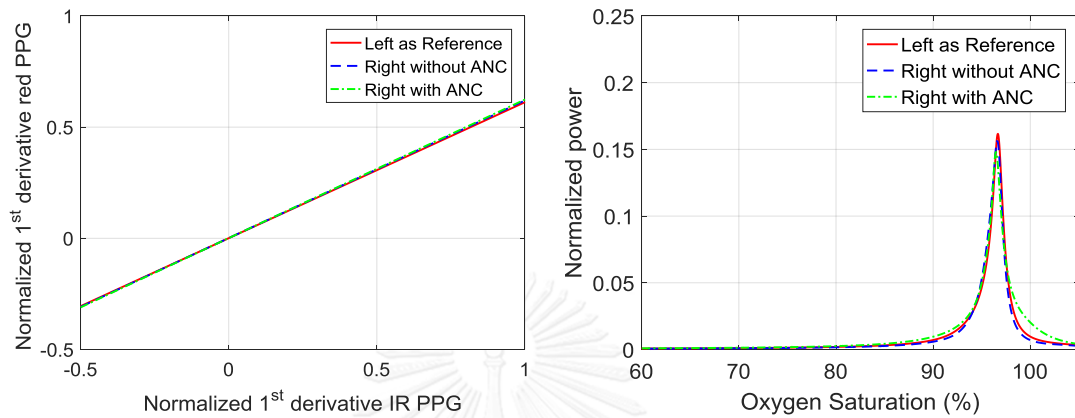
การประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี TFA ทำให้ได้แผนภูมิฮิสโทแกรมที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนข้อมูลความอิ่มตัวออกซิเจนกับระดับความอิ่มตัวออกซิเจน โดยที่ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนสูงสุดที่มีจำนวนข้อมูลมากที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $%SpO_2$ ที่ตรวจวัดได้

รูปที่ 5-7(ค) แสดงผลการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยขั้นตอนวิธี TFA สังเกตได้ว่า จุดยอดของฮิสโทแกรมที่บ่งชี้ถึงค่า $%SpO_2$ อยู่ในตำแหน่งเดียวกันหรือใกล้เคียงกัน นั้นแสดงว่า ค่า $%SpO_2$ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย(เส้นทึบ) จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวา(เส้นประ) และจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาที่มีการ

กำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วยตัวกรองแบบปรับตัว(เส้นจุดประ) มีค่าเท่ากันหรือใกล้เคียงกัน

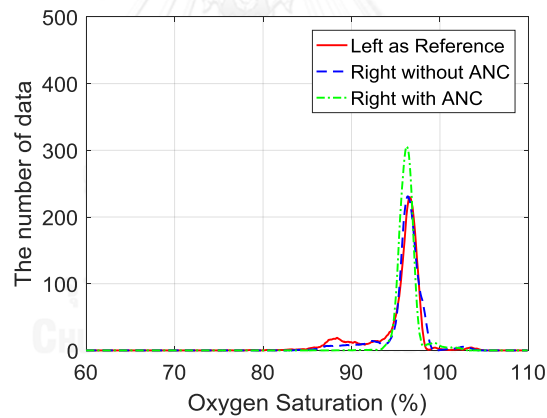
รูปที่ 5-8(ค) และรูปที่ 5-9(ค) แสดงฮิสโทแกรมที่เป็นผลของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวา(เส้นประ) ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะและแบบต่อเนื่องตามลำดับ พบว่าข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนส่วนหนึ่งมีการกระจายตัวไปยังค่าที่ลดลง แต่ถึงกระนั้น จุดยอดที่แสดงถึงค่า $\%SpO_2$ บนฮิสโทแกรมยังปรากฏอย่างชัดเจน โดยมีความแตกต่างไปจากผลอ้างอิง(เส้นทึบ)เล็กน้อย นั่นแสดงให้เห็นว่าขั้นตอนวิธี TFA เป็นขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมตรีอีกวิธีหนึ่งที่มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะส่งผลกระทบต่อการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี TFA น้อยกว่าแบบต่อเนื่อง ทั้งนี้ก็เพราะการหาค่ามัธยฐานในขั้นตอนวิธี TFA มีส่วนช่วยในการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะออกไปก่อนที่จะนำมาเข้าสู่กระบวนการประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA มีส่วนช่วยปรับการกระจายตัวของข้อมูลความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮิสโทแกรม (นั่นคือ จากเส้นประกลายเป็นเส้นจุดประ) ดังแสดงในรูปที่ 5-8(ค) และรูปที่ 5-9(ค) โดยช่วยให้ค่า $\%SpO_2$ ปรากฏบนฮิสโทแกรมได้ชัดเจนยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตาม พบว่า การนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับวิธี TFA ไม่ได้มีส่วนช่วยในการประมวลผลสัญญาณที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะได้มากเท่ากับแบบต่อเนื่อง



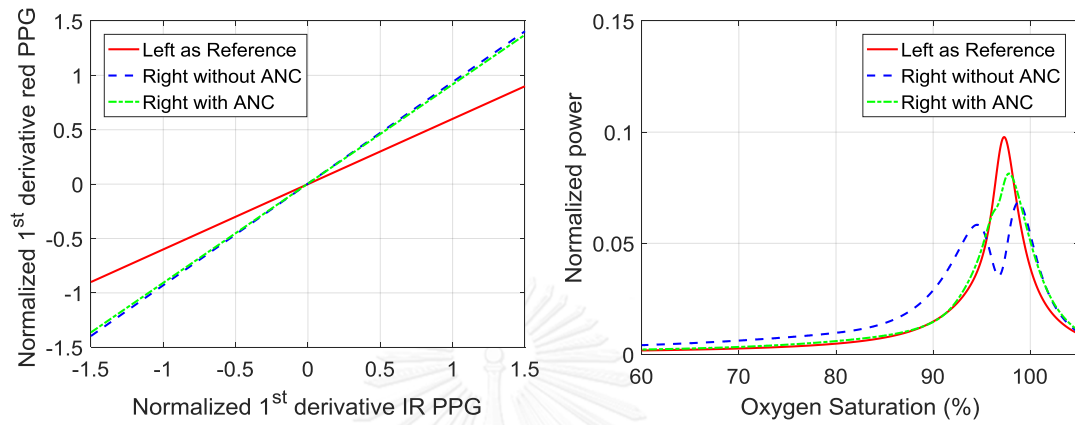
ก) วิธี LRA

ข) วิธี DST



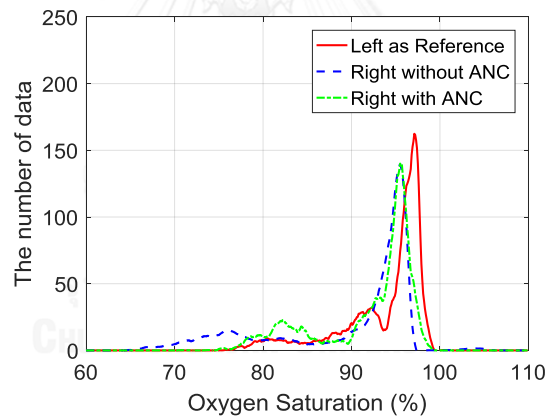
ค) TFA

รูปที่ 5-7 ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายและขวาในขณะที่อยู่นิ่ง



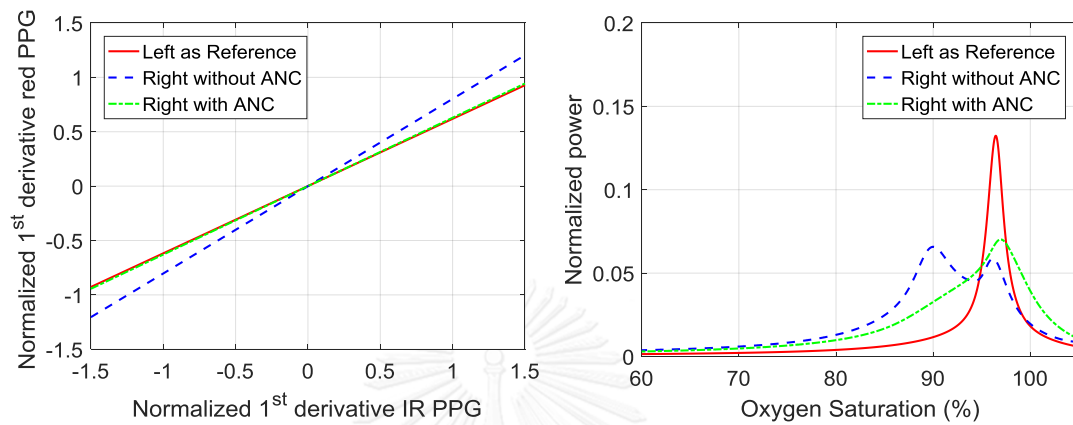
ก) วิธี LRA

ข) วิธี DST



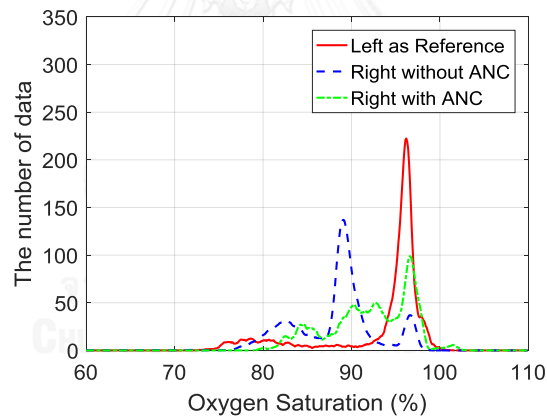
ค) TFA

รูปที่ 5-8 ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ได้ตรวจวัดได้จากนิ้วซ้่มือซ้ายและขวาในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ



ก) วิธี LRA

ข) วิธี DST



ค) TFA

รูปที่ 5-9 ผลการประมวลผลสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ตรวจวัดได้จากนิ้วมือซ้ายและขวาในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง

5.5.3 ผลการวัดค่า $\%SpO_2$ จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ในสถานะต่าง ๆ

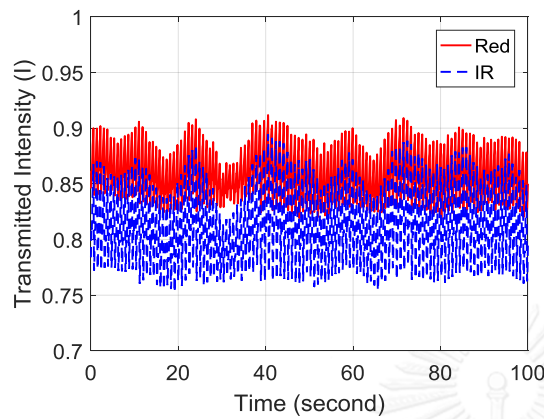
ตัวอย่างของผลการหาค่า $\%SpO_2$ จากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสถานะพัก ในสถานะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วคราว และในสถานะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง แสดงในรูปที่ 5-10 รูปที่ 5-11 และรูปที่ 5-12 ตามลำดับ แต่ละรูปประกอบด้วยรูปย่อย (ก) ถึง (ง) โดยที่รูป (ก) และ (ข) แสดงสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายและขวา ตามลำดับ ส่วนรูป (ค) และ (ง) แสดงผลการหาค่า $\%SpO_2$ จากการประมวลผลสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายและขวา ตามลำดับ ด้วยขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA

ในสถานะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว การประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ให้ผลการวัด $\%SpO_2$ ที่ใกล้เคียงกัน ผลการวัดที่ได้จากนิ้วชี้มือซ้ายใกล้เคียงกับผลการวัดที่ได้จากนิ้วชี้มือขวา ดังแสดงในรูปที่ 5-10(ค) รูปที่ 5-10(ง) ตามลำดับ

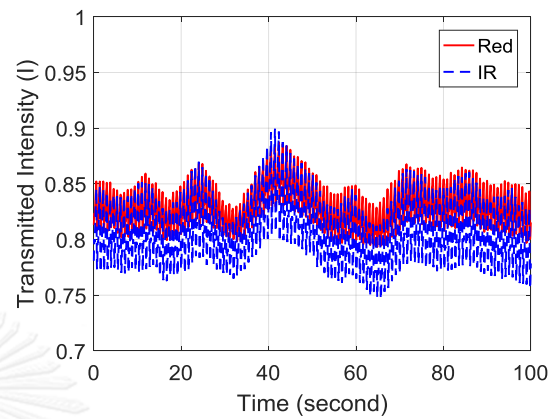
การประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี LRA มีความอ่อนไหวต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากกว่าการประมวลผลขั้นตอนวิธี DST และวิธี TFA ค่า $\%SpO_2$ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาด้วยขั้นตอนวิธี LRA ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วคราวและแบบต่อเนื่อง(วงกลม) ลดต่ำกว่าความเป็นจริง เมื่อเปรียบเทียบกับผลการวัดค่า $\%SpO_2$ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 5-11(ง) และรูปที่ 5-12(ง)

ผลการหาค่า $\%SpO_2$ จากการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี DST (กากะบาท) และวิธี TFA (บวก) แสดงให้เห็นว่า ทั้งสองขั้นตอนวิธีมีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วคราวและแบบต่อเนื่อง ดังแสดงในรูปที่ 5-11(ง) และรูปที่ 5-12(ง) ตามลำดับ แต่สังเกตได้ว่า ขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องได้ดีกว่า ขั้นตอนวิธี DST เนื่องจากค่า $\%SpO_2$ บางค่าที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี DST ลดต่ำกว่าปกติในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง อย่างไรก็ตาม ประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธี DST สามารถปรับปรุงได้และขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ยกตัวอย่างเช่น อันดับของตัวกรอง ขั้นตอนวิธีการปรับตัวที่เลือกใช้ และขนาดช่วงก้าวการปรับตัว เป็นต้น ค่าพารามิเตอร์ของขั้นตอนวิธี DST ที่ใช้ในการทดลองนี้ได้มาจากการทดลองเชิงประจักษ์(empirical experiment) ดังนั้นการปรับ

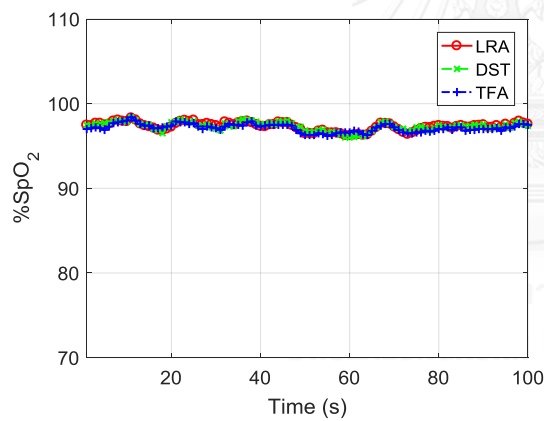
พารามิเตอร์ของตัวกรองแบบปรับตัวที่เหมาะสมกว่านี้อาจทำให้ได้ขั้นตอนวิธี DST ที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้น



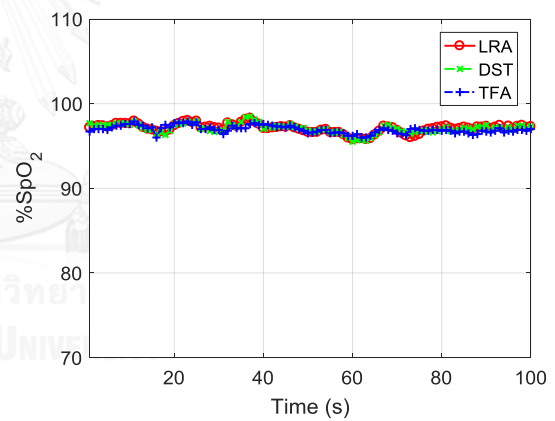
ก) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือซ้าย



ข) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือขวา

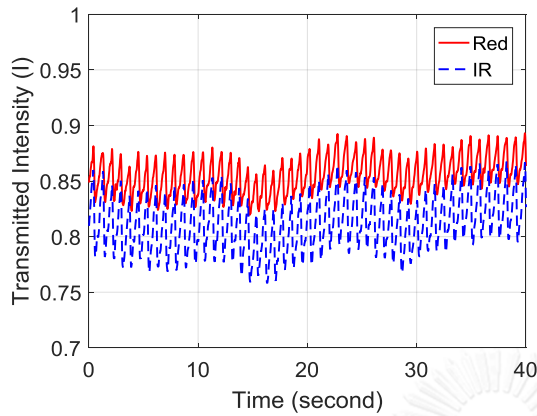


ค) ค่า $\%SpO_2$ ที่นิ้วชี้มือซ้าย

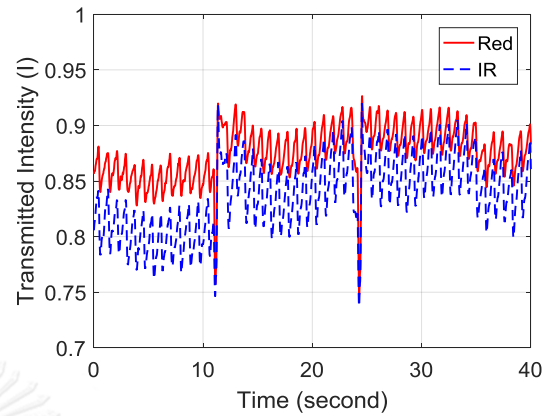


ง) ค่า $\%SpO_2$ ที่นิ้วชี้มือขวา

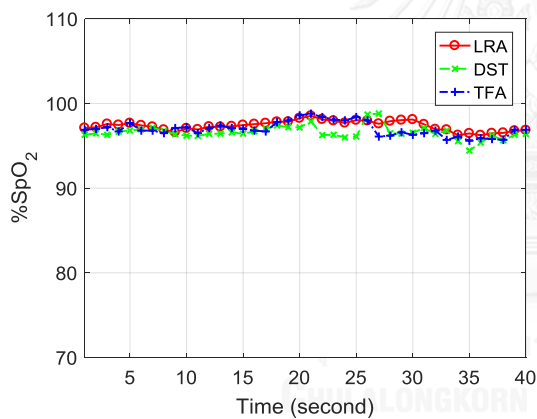
รูปที่ 5-10 ตัวอย่างของผลการหาค่า $\%SpO_2$ ที่นิ้วมือซ้ายและขวาขณะอยู่นิ่งโดยใช้ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA



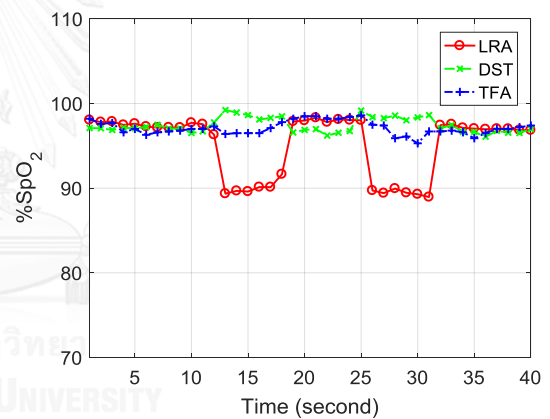
ก) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือซ้าย



ข) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือขวา

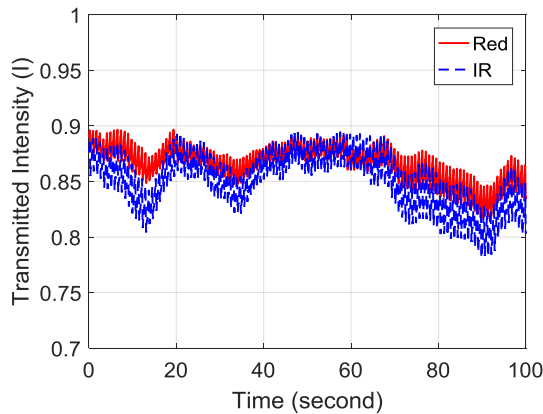


ค) ค่า % SpO_2 ที่นิ้วชี้มือซ้าย

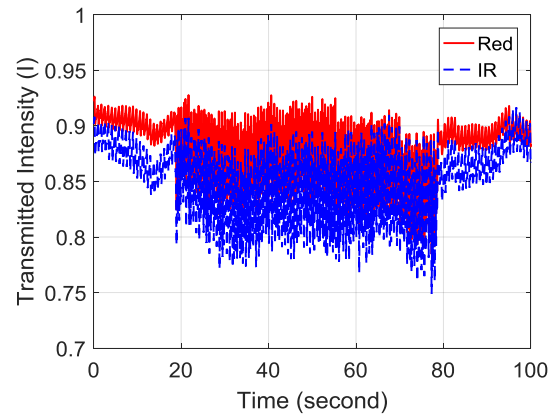


ง) ค่า % SpO_2 ที่นิ้วชี้มือขวา

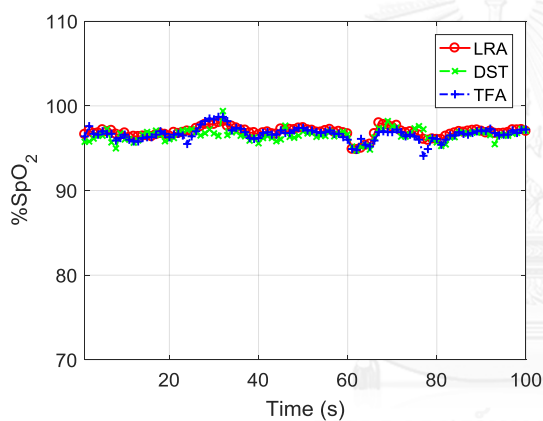
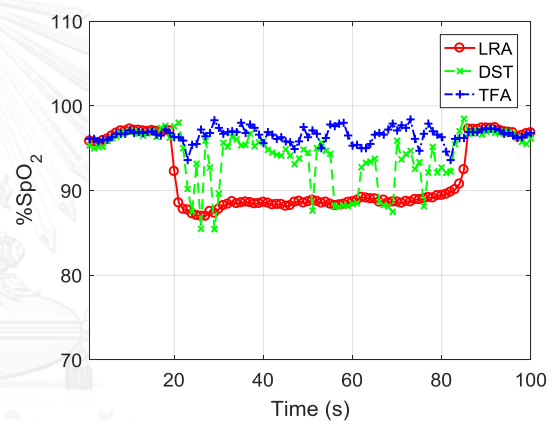
รูปที่ 5-11 ตัวอย่างของผลการหาค่า % SpO_2 ที่นิ้วมือซ้ายและขวาขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะโดยใช้ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA



ก) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือซ้าย



ข) สัญญาณ PPG ที่นิ้วชี้มือขวา

ค) ค่า %SpO₂ ที่นิ้วชี้มือซ้ายง) ค่า %SpO₂ ที่นิ้วชี้มือขวา

รูปที่ 5-12 ตัวอย่างของผลการหาค่า %SpO₂ ที่นิ้วมือซ้ายและขวาขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องโดยใช้ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA

5.5.4 ผลการนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

จากการนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความถี่มาใช้ร่วมกับการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี หัวข้อนี้แสดงผลของการเลือกใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง และอันดับของตัวกรอง ที่มีต่อการประมวลผลหาค่า %SpO₂

ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองที่ถูกนำมาทดลองใช้มีจำนวน 2 ขั้นตอนวิธี ได้แก่ ขั้นตอนวิธีปรับค่ากำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด(least mean square (LMS) adaptive algorithm) และ ขั้นตอนวิธีปรับค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบเวียนเกิด(recursive least square (RLS) adaptive algorithm) ในการทดลอง อันดับของตัวกรองถูกปรับเปลี่ยนไปจำนวน 6 ระดับได้แก่ 2 4 8 16 32 และ 64 และสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ผ่านกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวถูกนำไปใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีจำนวน 3 ขั้นตอนวิธี ได้แก่ ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ดังแสดงในรูปที่ 5-3

สัญญาณ PPG ที่ถูกนำมาประมวลผลประกอบด้วย สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพัก (No MA) ในภาวะที่มีการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องที่มีความถี่ 1 Hz 2 Hz และ 3 Hz และในภาวะที่มีการเคลื่อนไหวแบบต่อชั่วขณะ(Transient) ประสิทธิภาพของแต่ละขั้นตอนวิธีพิจารณาจากค่า RMSE ซึ่งเป็นค่าผลต่างระหว่างค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ กับค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายในสภาวะพักด้วยขั้นตอนวิธี LRA ซึ่งเป็นค่าอ้างอิง ค่า RMSE สุทธิ คือ ผลรวมของค่า RMSE ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว จำนวน 500 ข้อมูล การประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ที่ความถี่ 1 Hz 2 Hz และ 3 Hz จำนวนอย่างละ 110 ข้อมูล และการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะจำนวน 110 ข้อมูล

ตารางที่ 5-1 ตารางที่ 5-2 และตารางที่ 5-3 แสดงค่า RMSE ที่เป็นผลมาจากการใช้การใช้ตัวกรองแบบปรับตัวที่ใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ LMS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตามลำดับ ส่วนตารางที่ 5-4 ตารางที่ 5-5 และตารางที่ 5-6 แสดงค่า RMSE ที่เป็นผลมาจากการใช้ตัวกรองแบบปรับตัวที่ใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตามลำดับ ค่า RMSE สุทธิจากตารางที่ 5-1 ตารางที่ 5-2 และตารางที่ 5-3 ถูกนำมาเขียนเป็นแผนภูมิได้ดังรูปที่ 5-13(ก) ส่วนค่า RMSE สุทธิจากตารางที่ 5-4 ตารางที่ 5-5 และตารางที่ 5-6 ถูกนำมาเขียนเป็นแผนภูมิได้ดังรูปที่ 5-13(ข)

ตารางที่ 5-1 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี LMS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA

RMSE	LMS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32
1 Hz	16.10	15.68	15.50	14.67	12.65	11.92
2 Hz	11.05	11.19	10.44	7.46	6.46	5.81
3 Hz	7.22	8.54	6.80	6.29	6.12	6.13
Transient	7.23	7.89	7.67	7.61	7.60	7.60
Total	25.50	27.62	24.91	21.36	20.17	19.54

ตารางที่ 5-2 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี LMS ร่วมกับขั้นตอนวิธี DST

RMSE	LMS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.43	0.43	0.43	0.43	0.43	0.43
1 Hz	17.36	16.41	17.06	15.78	14.12	12.83
2 Hz	8.21	9.82	7.09	4.06	3.39	3.96
3 Hz	7.51	8.95	7.06	6.16	5.90	5.79
Transient	2.36	2.50	2.37	2.28	2.21	2.29
Total	18.07	21.27	16.53	12.49	11.51	12.05

ตารางที่ 5-3 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี LMS ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA

RMSE	LMS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.46	0.47	0.46	0.47	0.47	0.46
1 Hz	8.18	7.67	6.78	7.67	6.36	5.68
2 Hz	2.17	2.60	1.87	1.72	1.56	1.70
3 Hz	1.82	1.83	1.84	1.85	1.68	1.70
Transient	1.52	1.72	1.68	1.84	1.66	1.84
Total	13.69	13.82	12.18	13.08	11.26	10.91

ตารางที่ 5-4 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA

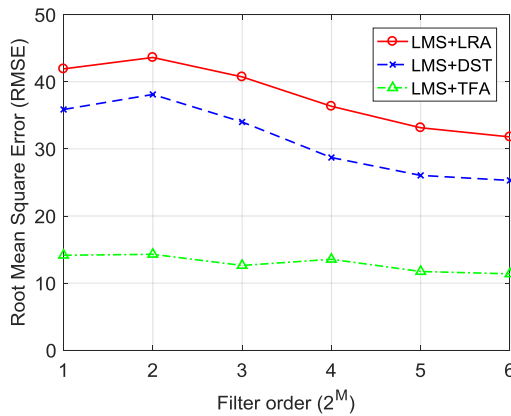
RMSE	RLS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.33	0.33	0.33	0.34	0.36	0.40
1 Hz	9.85	9.25	9.21	3.82	3.29	3.19
2 Hz	8.24	8.37	6.37	3.25	2.94	2.82
3 Hz	5.07	4.59	3.26	3.05	3.04	3.14
Transient	6.37	7.11	8.35	9.18	11.06	13.41
Total	19.68	20.07	17.97	15.47	17.04	19.38

ตารางที่ 5-5 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี DST

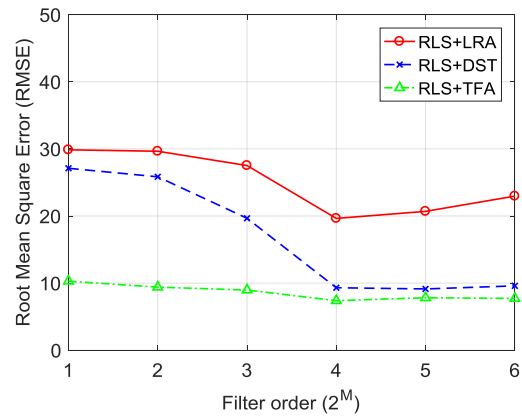
RMSE	RLS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.44	0.44	0.44	0.44	0.45	0.48
1 Hz	12.36	11.81	12.18	2.40	2.33	2.55
2 Hz	6.40	5.80	1.78	1.48	1.67	1.41
3 Hz	5.55	5.29	2.89	2.71	2.47	2.86
Transient	2.36	2.50	2.37	2.28	2.21	2.29
Total	14.30	13.60	7.04	6.47	6.35	6.57

ตารางที่ 5-6 ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธี RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA

RMSE	RLS Filter order					
	2	4	8	16	32	64
No MA	0.51	0.47	0.50	0.47	0.51	0.54
1 Hz	5.18	4.30	3.88	2.01	2.32	1.95
2 Hz	1.47	1.42	1.37	1.35	1.65	1.67
3 Hz	1.61	1.49	1.54	1.71	1.68	1.72
Transient	1.52	1.72	1.68	1.84	1.66	1.84
Total	9.79	8.93	8.47	6.91	7.31	7.18



ก) ขั้นตอนวิธี LMS



ข) ขั้นตอนวิธี RLS

รูปที่ 5-13 ค่า RMSE สุทธิจากการใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ LMS และ RLS ที่อันดับของตัวกรองต่าง ๆ

ในการนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความเร่งมาใช้ร่วมกับการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ค่า RMSE สุทธิที่เป็นผลมาจากการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ในรูปที่ 5-13 แสดงให้เห็นว่า การใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ทำให้ได้ค่า RMSE ต่ำกว่าการใช้ขั้นตอนวิธีแบบ LMS โดยอันดับของตัวกรองที่ทำให้ได้ค่า RMSE น้อยที่สุด มีค่าเท่ากับ 16 กล่าวได้ว่า จากการนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความเร่งมาใช้ร่วมกับการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี การใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS อันดับของตัวกรอง เท่ากับ 16 เป็นวิธีที่ทำให้การประมวลผลมีประสิทธิภาพสูงสุด ดังนั้น ค่า RMSE ที่เป็นผลมาจากการใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ที่อันดับของตัวกรอง เท่ากับ 16 จึงถูกนำไปเปรียบเทียบกับ ค่า RMSE ที่เป็นผลมาจากการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีอื่น ๆ ในหัวข้อถัดไป เพื่อตรวจสอบว่าขั้นตอนวิธีไหนมีประสิทธิภาพสูงสุด

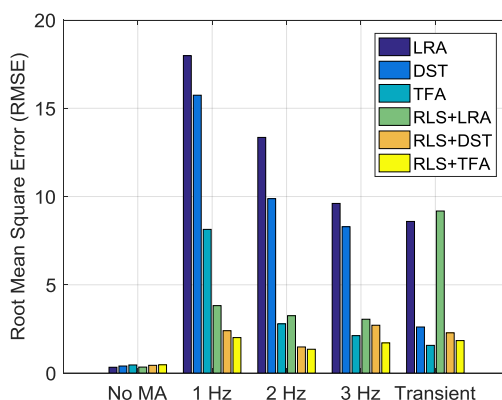
5.5.5 ผลการประเมินขั้นตอนวิธีการประมวลผลสัญญาณ

ประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ที่ถูกนำมาใช้ในการประมวลผลเพื่อหาค่า $%SpO_2$ ถูกประเมินร่วมกันโดยพิจารณาจากค่า RMSE ซึ่งเป็นค่าที่แสดงผลต่างเฉลี่ยระหว่างค่า $%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ กับค่า $%SpO_2$ อ้างอิงที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายในสภาวะพักด้วยขั้นตอนวิธี LRA

ตารางที่ 5-7 แสดงค่า RMSE ที่เป็นผลจากการประมวลผลสัญญาณ PPG เพื่อหาค่า ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ จำนวน 6 ขั้นตอนวิธี ได้แก่ ขั้นตอนวิธี LRA (LRA) ขั้นตอนวิธี DST (DST) ขั้นตอนวิธี TFA (TFA) ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA (RLS+LRA) ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี DST (RLS+DST) และขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA (RLS+TFA) โดยที่แต่ละขั้นตอนวิธีถูกนำไปประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพักจำนวน 500 ข้อมูล สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ที่ความถี่ 1 Hz 2 Hz และ 3 Hz จำนวนอย่างละ 110 ข้อมูล และสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะจำนวน 110 ข้อมูล ข้อมูลทั้งหมดในตารางที่ 5-7 ถูกนำมาใส่ลงในแผนภูมิแท่ง ดังแสดงในรูปที่ 5-14

ตารางที่ 5-7 ค่า RMSE ที่เป็นผลมาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ

RMSE	LRA	DST	TFA	RLS+LRA	RLS+DST	RLS+TFA
No MA	0.33	0.40	0.46	0.34	0.44	0.47
1 Hz	17.98	15.74	8.14	3.82	2.40	2.01
2 Hz	13.35	9.88	2.79	3.25	1.48	1.35
3 Hz	9.61	8.29	2.12	3.05	2.71	1.71
Transient MA	8.59	2.61	1.57	9.18	2.28	1.84



รูปที่ 5-14 เปรียบเทียบค่า RMSE ของการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในแต่ละสถานะ ด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ

จากรูปที่ 5-14 พบว่า ในสถานะพัก(No MA) ค่า RMSE ของแต่ละขั้นตอนวิธีมีค่าใกล้เคียงกัน นั่นบ่งชี้ว่า แต่ละขั้นตอนวิธีมีประสิทธิภาพในการประมวลผลสัญญาณ PPG ในสถานะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกัน

ในสถานะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง ขั้นตอนวิธี TFA (แห่งที่ 3) ให้ค่า RMSE ต่ำที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธี DST (แห่งที่สอง) และขั้นตอนวิธี LRA (แห่งที่แรก) การนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีมีส่วนช่วยให้ค่า RMSE ลดลงอย่างมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อนำไปใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA (แห่งที่ 4) และขั้นตอนวิธี DST (แห่งที่ 5) อย่างไรก็ตาม การนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA ทำให้ค่า RMSE มีค่าน้อยที่สุด (แห่งที่ 6) กล่าวได้ว่า ขั้นตอนวิธี TFA เป็นขั้นตอนวิธีที่มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากที่สุดเมื่อเทียบกับขั้นตอนวิธี LRA และขั้นตอนวิธี DST ประสิทธิภาพหรือความสามารถต้านทานต่อการเคลื่อนไหวของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีเพิ่มขึ้นเมื่อนำวิธีการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีต่าง ๆ และการนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA เป็นวิธีที่มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องได้ดีที่สุด

ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า ค่า RMSE ของขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ความถี่ 1 Hz มีค่าสูงกว่าที่ความถี่ 2 Hz และ 3 Hz อย่างเป็นลำดับ เป็นนัยว่า ประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแต่ละวิธีขึ้นอยู่กับความถี่ของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ปะปนมากับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ สันนิษฐานได้ว่า ค่า RMSE ที่เพิ่มขึ้นในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ความถี่ 1 Hz เนื่องจากความถี่ของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมีค่าใกล้เคียงกับความถี่มูลฐาน (fundamental frequency) ของสัญญาณ PPG ซึ่งเป็นความถี่หลักของการเป็นจังหวะของเลือดแดงตามจังหวะการทำงานของหัวใจมากขึ้น

ในสถานะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถต้านทานต่อการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะได้ดีกว่าขั้นตอนวิธี LRA พบว่า การนำ การกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีทั้งสาม ไม่ได้มีส่วนช่วยให้ ขั้นตอนวิธีทั้งสามมีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะได้มากขึ้น อย่างเห็นได้ชัด แต่ในทางกลับกัน พบว่า ค่า RMSE มีค่าสูงขึ้นจากเดิมเล็กน้อยหลังจากการใช้การ กำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA และขั้นตอนวิธี TFA



5.5.6 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman

การวิเคราะห์ Bland-Altman เป็นอีกวิธีหนึ่งที่ถูกนำมาใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ที่นำมาใช้ในการประมวลผลหาค่า %SpO₂ จากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ทั้งในขณะที่มีและไม่มี การรบกวนจากการเคลื่อนไหว ผลต่างเฉลี่ยระหว่างค่า %SpO₂ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาด้วยขั้นตอนวิธีต่าง ๆ กับค่า %SpO₂ อ้างอิงซึ่งได้มาจากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายในสภาวะพักด้วยขั้นตอนวิธี LRA ถูกประเมิน โดยค่าขอบเขตการยอมรับ(Limit of agreement, LOA) ที่สามารถยอมรับได้ถูกกำหนดไว้ที่ $\pm 3\%$

ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในสภาวะพัก แสดงในตารางที่ 5-8 ในสภาวะที่มีการรบกวนแบบชั่วขณะแสดงในตารางที่ 5-9 และในสภาวะที่มีการรบกวนแบบต่อเนื่องที่มีความถี่ 3 Hz 2 Hz และ 1 Hz แสดงในตารางที่ 5-10 ตารางที่ 5-11 และตารางที่ 5-12 ตามลำดับ

ตารางที่ 5-8 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในสภาวะพัก

	LRA	DST	TFA	ANC+LRA	ANC+DST	ANC+TFA
Bias	0.17	0.16	0.01	0.17	0.41	-0.02
Precision	0.28	0.36	0.46	0.32	0.99	0.51
+LOA	0.71	0.88	0.92	0.79	2.34	0.99
-LOA	-0.37	-0.56	-0.90	-0.45	-1.52	-1.03

ตารางที่ 5-9 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบชั่วขณะ

	LRA	DST	TFA	ANC+LRA	ANC+DST	ANC+TFA
Bias	-8.02	0.64	-1.01	-9.76	0.55	-1.10
Precision	3.09	2.50	1.20	5.22	2.13	1.29
+LOA	-1.97	5.53	1.34	0.47	4.73	1.42
-LOA	-14.07	-4.26	-3.37	-19.99	-3.63	-3.63

ตารางที่ 5-10 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องที่มีความถี่ 3 Hz

	LRA	DST	TFA	ANC+LRA	ANC+DST	ANC+TFA
Bias	-9.53	-4.78	-0.82	-2.80	-1.11	-0.35
Precision	1.20	4.42	1.96	1.19	2.05	1.65
+LOA	-7.17	3.89	3.02	-0.47	2.91	2.88
-LOA	-11.89	-13.45	-4.66	-5.13	-5.13	-3.58

ตารางที่ 5-11 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องที่มีความถี่ 2 Hz

	LRA	DST	TFA	ANC+LRA	ANC+DST	ANC+TFA
Bias	-13.30	-6.44	-1.48	-2.36	-0.01	0.83
Precision	1.17	7.00	2.37	1.76	2.62	1.43
+LOA	-11.00	7.28	3.17	1.09	5.13	3.63
-LOA	-15.59	-20.16	-6.13	-5.82	-5.15	-1.98

ตารางที่ 5-12 ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ของผลการวัดในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องที่มีความถี่ 1 Hz

	LRA	DST	TFA	ANC+LRA	ANC+DST	ANC+TFA
Bias	-17.91	-14.10	-3.94	-3.09	-0.91	-0.51
Precision	1.60	7.50	7.16	1.13	2.21	2.28
+LOA	-14.77	0.61	10.09	-0.88	3.42	3.96
-LOA	-21.04	-28.81	-17.97	-5.31	-5.24	-4.97

ข้อมูลการวิเคราะห์ Bland-Altman ที่ได้จากการวัดในแต่ละสถานะ ในตารางที่ 5-8 ถึง 5-12 ถูกนำมาคัดแยกและแสดงเป็นผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ที่ได้มาจากการใช้แต่ละขั้นตอนวิธีในการประมวลผล ดังแสดงในรูปที่ 5-15 โดยมีรูปย่อย (ก) ถึง (ค) แสดงผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ที่ได้มาจากการใช้ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตามลำดับ และรูปย่อย (ง) ถึง (ฉ) แสดงผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ที่ได้มาจากการนำตัวกรองแบบปรับตัวที่ใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์แบบ RLS มาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตามลำดับ จุดวงกลมตรงกลางแสดงถึงค่าไบอัสหรือค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า $\%SpO_2$ ซีดบนและล่างแสดงค่า LOA ขอบบนและล่าง ตามลำดับ แถบสีที่ปรากฏในแต่ละรูปแสดงถึงขอบเขตในช่วง $\pm 3\%$

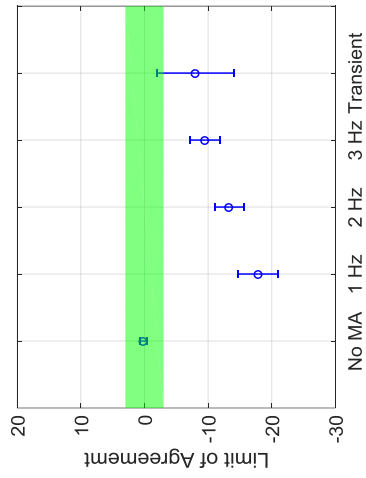
ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ในรูปที่ 5-15(ก) รูปที่ 5-15(ข) และรูปที่ 5-15(ค) แสดงให้เห็นว่า ในสถานะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว(No MA) ค่าไบอัสและค่า LOA ซึ่งเป็นผลมาจากการใช้ขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ นั่นหมายความว่า การประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาโดยการใช้ขั้นตอนวิธีทั้งสาม ให้ค่า $\%SpO_2$ ไม่แตกต่างกันไปจากค่าอ้างอิงที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้ายโดยการใช้ขั้นตอนวิธี LRA จึงอาจกล่าวได้ว่า ในสถานะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือขวาไม่แตกต่างกันไปจากค่าที่ตรวจวัดได้จากนิ้วชี้มือซ้าย ค่า $\%SpO_2$ ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ด้วยขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญและสามารถนำมาใช้รายงานทดแทนกันได้

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วคราวและแบบต่อเนื่อง ส่งผลกระทบต่อทั้งสามขั้นตอนวิธีในการประมวลผลหาค่า $\%SpO_2$ การเบี่ยงเบนของค่าไบอัสซึ่งส่วนใหญ่มีทิศทางไปทางด้านลบบ่งชี้ว่า ทั้งสามขั้นตอนวิธีทั้งสามมีแนวโน้มที่จะให้ค่า $\%SpO_2$ ต่ำกว่าความเป็นจริง ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว อย่างไรก็ตาม พบว่าขั้นตอนวิธี TFA มีการเบี่ยงเบนของค่าไบอัสน้อยที่สุด และค่า LAO ยังตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้มากที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธี LRA และขั้นตอนวิธี DST บ่งชี้ว่าขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้ดีที่สุด

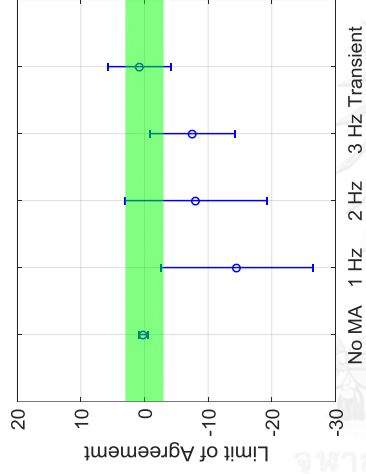
การนำตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความเร่งมาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวก่อนที่จะนำเข้าสู่การประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ มีส่วนช่วยให้แต่ละขั้นตอนวิธีมี

ความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวเพิ่มขึ้นอย่างมาก ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman ในรูปที่ 5-15(ง) รูปที่ 5-15(จ) และรูปที่ 5-15(ฉ) แสดงให้เห็นว่า มีการเบี่ยงเบนของค่าไบอัสและขอบเขตของค่า LOA มีปริมาณลดลงจากการใช้ตัวกรองแบบปรับตัวที่ใช้ขั้นตอนวิธีการปรับตัวแบบ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี LRA ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ตามลำดับ วิธีที่มีความต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากที่สุด คือ วิธีที่ทำให้ได้ค่าไบอัส และค่า LOA ต่ำที่สุด นั่นก็คือ วิธีที่ใช้ตัวกรองแบบปรับตัวที่ใช้ขั้นตอนวิธีการปรับตัวแบบ RLS ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA

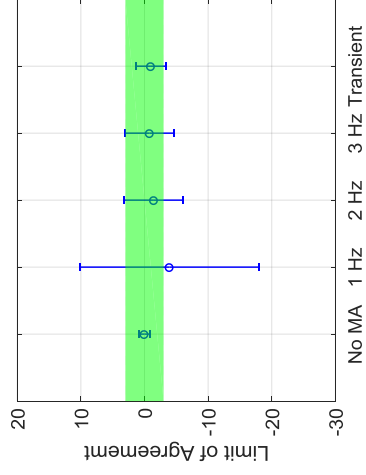




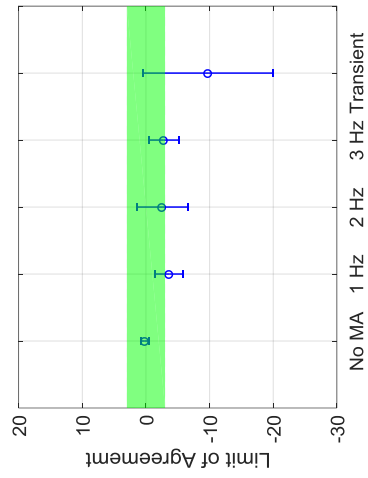
ก) ค่า LOA จากการใช้ขั้นตอนวิธี LRA



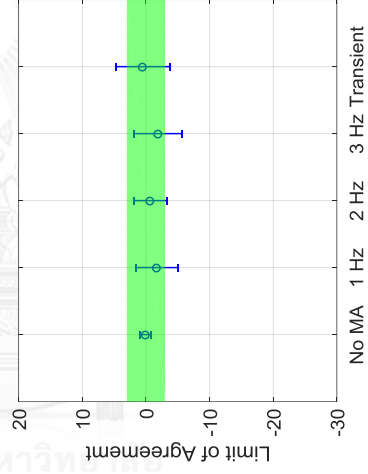
ข) ค่า LOA จากการใช้ขั้นตอนวิธี DST



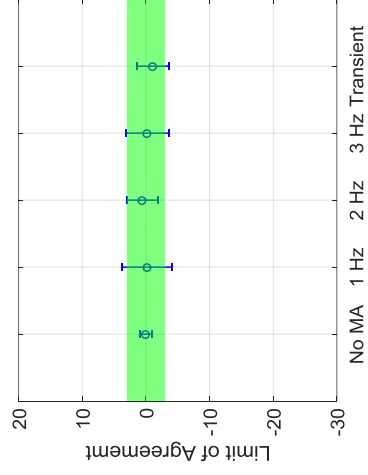
ค) ค่า LOA จากการใช้ขั้นตอนวิธี TFA



ง) ค่า LOA จากการใช้ RLS + TFA



จ) ค่า LOA จากการใช้ RLS + DST



ฉ) ค่า LOA จากการใช้ RLS + TFA

รูปที่ 5-15 ผลการประเมินค่า LOA จากการวิเคราะห์ Bland-Altman

บทที่ 6

การอภิปรายผลการทดลองและสรุปผลการวิจัย

6.1. การอภิปรายผลการทดลอง

6.1.1. การประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีโดยอาศัยการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่

การพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวเป็นหนึ่งในวิธีการลดผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อการตรวจวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี จุดเริ่มต้นของการพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีให้มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว คือ การปรับปรุงตัวแบบของสัญญาณ PPG ให้มีส่วนที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นในขณะที่มีการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ถึงแม้ว่าจะยังไม่มีหลักฐานที่สนับสนุนอย่างชัดเจน แต่การทดลองที่ผิดพลาดของค่า $\%SpO_2$ (false desaturation) ที่ตรวจวัดได้ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ก็มีสนับสนุนและทำให้เชื่อแนวคิดที่ได้มีการนำเสนอมาก่อนหน้านี้ที่ว่า การเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เลือดดำ ในงานวิจัยนี้ ตัวแบบดั้งเดิมที่ถูกสร้างขึ้นจากการประยุกต์ใช้กฎของ Beer-Lambert จึงถูกนำมาปรับปรุงแก้ไขโดยการเพิ่มพจน์ที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ภายใต้การพิจารณาว่า การเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดดำ

สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ถูกพิจารณาว่าเป็นสัญญาณที่มีความถี่ในช่วง 0.5 – 4 Hz ซึ่งสัมพันธ์กับอัตราชีพจรเท่ากับ 30 ถึง 240 ครั้งต่อนาที การประมวลผลเบื้องต้นโดยการใช้ตัวกรองชาวิสกี้-โคเลย์ช่วยกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่อยู่นอกแถบความถี่ของสัญญาณ PPG สัมประสิทธิ์ของตัวกรองถูกออกแบบให้มีจำนวน 2 ชุดเพื่อให้ได้สัญญาณ PPG ควบคู่กับสัญญาณ PPG .ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งพร้อมกันที่ด้านขาออกของตัวกรอง ซึ่งทั้งสองสัญญาณมีความจำเป็นสำหรับการทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานในขั้นตอนต่อไป

การทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานเป็นกระบวนการที่ช่วยกำจัดการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นจากเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ และเปลี่ยนรูปของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจากในรูปผลคูณเป็นรูปของผลบวก ซึ่งช่วยให้การประมวลผลสามารถทำได้ได้ง่ายขึ้น การ

ทำให้อยู่ในรูปบรรทัดฐานสามารถทำได้หลายวิธี ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการทำให้อยู่ในรูปอนุพันธ์ เนื่องจากความง่าย โดยสามารถทำได้โดยการหาผลหารระหว่างสัญญาณ PPG ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งกับสัญญาณ PPG ได้โดยไม่ต้องอาศัยการประมวลผลใด ๆ เพิ่มเติม ยกตัวอย่างเช่น การหาค่าเฉลี่ย หรือการหาจุดต่ำสุดสูงสุดของสัญญาณ ผลของการทำให้อยู่ในรูปแบบบรรทัดฐานด้วยวิธีการหาอนุพันธ์แสดงให้เห็นว่ารูปร่างของสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ในสภาวะพักเปลี่ยนไปจากที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตร(volume)ของเลือดแดงเป็นการเปลี่ยนแปลงการไหล(flow)ของเลือดแดง ภายในเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่ทำการวัด อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่ารูปร่างของสัญญาณ PPG จะเปลี่ยนแปลงไป แต่ความหมายที่อยู่ภายใต้การเปลี่ยนแปลงนั้นก็ยังสามารถนำไปประมวลผลเพื่อหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดงต่อไปได้

เป้าหมายที่แท้จริงของการประมวลผลสัญญาณ PPG วิธีการพัลส์ออกซิเมทรี ก็คือ การหาการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ซึ่งนำไปสู่การได้มาซึ่งอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรด และค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง อย่างเป็นลำดับ การประมวลผลสัญญาณโดยการแยกองค์ประกอบของสัญญาณออกเป็นความถี่ต่าง ๆ หรือการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนความถี่เป็นวิธีการหนึ่งที่ถูกนำเสนอเป็นขั้นตอนวิธีทางเลือกในการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี [6] (ตามที่ได้อธิบายในหัวข้อ 2.7.4.4) อย่างไรก็ตาม การมีสัญญาณรบกวนปะปนมากับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ และสัญญาณรบกวนนั้น มีองค์ประกอบความถี่ที่ทับซ้อนกับสัญญาณ PPG ก็ยังเป็นปัญหาหลักของการหาการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ แนวคิดของการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงจากตัวแบบที่ได้รับการแก้ไขเริ่มต้นจากการพิจารณาตัวแบบของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทั้งในโดเมนเวลาและความถี่ ตามสมการที่ 3-10 และ 3-11 ตามลำดับ และสังเกตได้ว่า ในสภาวะพัก ขนาดของสัญญาณในทุก ๆ ความถี่ที่ประกอบกันขึ้นเป็นสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งเกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเลือดแดงตามการทำงานของหัวใจตามสมการที่ 3-16 ดังนั้นการนำขนาด(Magnitude)ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงในแต่ละความถี่ มาหารด้วยขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งอินฟราเรดที่ความถี่เดียวกัน จึงทำให้ได้ค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดงระหว่างสีแดงกับอินฟราเรดที่เกิดขึ้นในแต่ละความถี่ ดังแสดงในสมการที่ 3-18 และทั้งหมดมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง แต่ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทั้งในโดเมนเวลาและความถี่ประกอบด้วยส่วนที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของทั้งเลือดแดงและเลือดดำตามสมการที่ 3-10 และ 3-11 ตามลำดับ ในกรณีเช่นนี้ ความถี่ของสัญญาณที่

เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงจึงเป็นแค่บางส่วน หรืออาจไม่มีเลย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับ การรบกวนที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณที่ตรวจวัดได้ โดยความถี่ที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดง อาจซ้อนทับกับความถี่ของการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวก็เป็นได้ ดังนั้นมันจึงเป็นไปได้ยากที่จะทราบได้ว่าที่ความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการดูดกลืนแสงของเลือดแดงเกิดขึ้นที่ตำแหน่งไหนบ้าง อย่างไรก็ตาม ภายใต้การตั้งสมมติฐานว่าความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดแดง (f_a) แตกต่างไปจากความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของเลือดดำ (f_v) นั่นคือ $f_a \neq f_v$ ดังนั้น อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงในแต่ละความถี่จึงเป็นอันใดอันหนึ่งระหว่าง อัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดแดง (r_a) หรืออัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของเลือดดำ (r_v) เท่านั้น ตามสมการที่ 3-18 หลังจากการแปลงอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงในแต่ละความถี่เป็นค่าความอิมพัลส์ออกซิเจน โดยอาศัยการใช้สมการการปรับเทียบ (calibration equation) การคัดแยกและบ่งชี้ค่าความอิมพัลส์ออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (% SpO_2) จึงสามารถทำได้โดยอาศัยการแจกแจงจำนวนการเกิดค่าความอิมพัลส์ออกซิเจนโดยใช้แผนภูมิฮิสโทแกรม

ถึงแม้ว่า การแปลงวิธีการแปลง Fourier แบบเร็ว (fast Fourier transform, FFT) จะเป็นวิธีการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนความถี่ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด แต่ถึงกระนั้นวิธี FFT ไม่เหมาะสำหรับการนำมาประยุกต์ใช้ในงานนี้ เนื่องจากความละเอียดของข้อมูลในแนวแกนความถี่ที่ได้มาจากการใช้วิธี FFT นั้นค่อนข้างจำกัด ซึ่งส่งผลกระทบต่อจำนวนของข้อมูลการดูดกลืนแสงที่จะนำมาใช้ในการคำนวณหาอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง และส่งผลกระทบต่อค่าการหาค่า % SpO_2 โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

การแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่อง (continuous wavelet transform, CWT) ซึ่งเป็นวิธีการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนเวลาและความถี่วิธีการหนึ่ง ถูกนำมาใช้ร่วมกับการหาค่ามัธยฐานในแนวแกนเวลาเพื่อหาส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งทดแทนการใช้วิธี FFT ในการแปลงเวฟเลทแบบต่อเนื่อง ตามนิยามในสมการที่ 3-12 พารามิเตอร์ที่กำหนดขนาดของเวฟเลทฟังก์ชัน (นั่นก็คือ α) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับความถี่สามารถกำหนดได้ ดังนั้นความละเอียดของค่าเวฟเลทมอดุลัสบนระนาบเวลาและความถี่จึงสามารถปรับได้ตามต้องการ ฟังก์ชันมอเลท (Morlet function) ถูกเลือกใช้เป็นฟังก์ชันเวฟเลทเนื่องจากการศึกษาก่อนหน้านี้แสดงให้เห็นว่า อัตราส่วนของค่าเวฟเลทมอดุลัสที่ได้มาจากการใช้ฟังก์ชันมอเลท มีความสัมพันธ์กับค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสง และสามารถนำมาคำนวณเป็นค่า % SpO_2 [33]

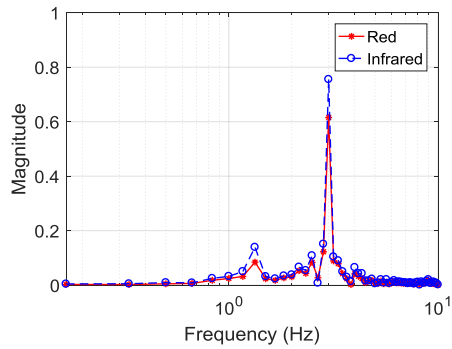
การหาค่ามัธยฐานของค่าเวฟเลทมอดุลัสในแนวแกนเวลา ทำให้ได้สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในโดเมนความถี่ ตัวอย่างของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูป

อนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดในโดเมนความถี่ที่ได้มาจากวิธี FFT และวิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน แสดงในรูปที่ 6-1 โดยจะสังเกตเห็นได้ว่า สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งในโดเมนความถี่ที่ได้มาจากการใช้วิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐานมีความละเอียดของข้อมูลในแกนความถี่สูงกว่าวิธี FFT อยู่มาก ดังนั้นหลังจากการหาค่าอัตราส่วนการดุดกลืนแสง โดยการนำขนาดของสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงหารด้วยอินฟราเรด และแปลงอัตราส่วนการดุดกลืนแสงเป็นค่าความอิมพัลส์ออกซิเจน จำนวนของข้อมูลความอิมพัลส์ออกซิเจนที่ได้มาจากการใช้วิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐานจึงมีความละเอียดของข้อมูลมากกว่าวิธี FFT ดังแสดงในรูปที่ 6-2

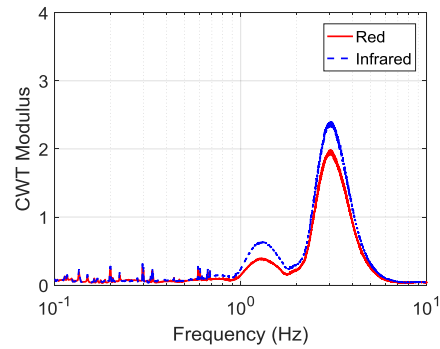
การลดลงของค่าความอิมพัลส์ออกซิเจนในบางความถี่ในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ดังแสดงในรูปที่ 6-2(ข) แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของการเคลื่อนไหวที่มีต่อการวัดและการประมวลผลสัญญาณ และความเป็นไปได้ของสมมติฐานที่ว่า การเคลื่อนไหวทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดุดกลืนแสงของเนื้อเยื่อในส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เลือดดำ ทั้งนี้เนื่องจากเลือดดำมีค่าความอิมพัลส์ออกซิเจนต่ำกว่าเลือดแดง อย่างไรก็ตามยังไม่มีหลักฐานและการพิสูจน์ให้เห็นแน่ชัด ค่าความอิมพัลส์ออกซิเจนที่ลดลงอาจเกิดขึ้นจากการดุดกลืนแสงของเนื้อเยื่ออื่นร่วมด้วยและอาจไม่ได้เป็นค่าที่แสดงถึงความอิมพัลส์ออกซิเจนของเลือดดำอย่างเดียวก็เป็นได้

การนำข้อมูลความอิมพัลส์ออกซิเจนที่ได้มาจากการประมวลผลโดยวิธี FFT และวิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐานมาใส่ลงในแผนภูมิฮิสโทแกรมได้ผลดังแสดงรูปที่ 6-3 พบว่า การปรากฏของค่า $\%SpO_2$ บนฮิสโทแกรมที่จำนวนข้อมูลความอิมพัลส์ออกซิเจนทั้งหมดได้มาจากการประมวลผลด้วยวิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน ดังแสดงในรูปที่ 6-3(ข) ชัดเจนกว่าฮิสโทแกรมที่จำนวนข้อมูลความอิมพัลส์ออกซิเจนทั้งหมดได้มาจากการประมวลผลด้วยวิธี FFT ดังแสดงในรูปที่ 6-3(ก)

จากผลการทดลอง พบว่า ค่า RMSE จากการใช้ขั้นตอนวิธีการวิเคราะห์ในโดเมนเวลาและความถี่ (TFA) มีค่าต่ำกว่าขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม นอกจากนี้ค่า LOA จากการใช้ขั้นตอนวิธี TFA ยังอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้มากกว่าขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม นั้นบ่งชี้ว่า ในบรรดาสามขั้นตอนวิธีนี้ ขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถต้านทานต่อการเคลื่อนไหวมากที่สุด

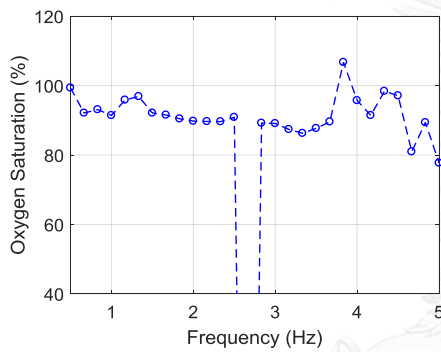


ก) วิธี FFT

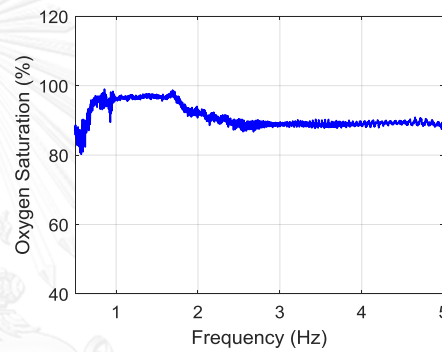


ข) วิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน

รูปที่ 6-1 สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งสีแดงและอินฟราเรดในโดเมนความถี่ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ความถี่ 3 Hz

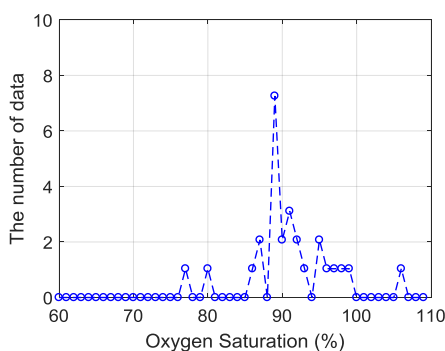


ก) วิธี FFT

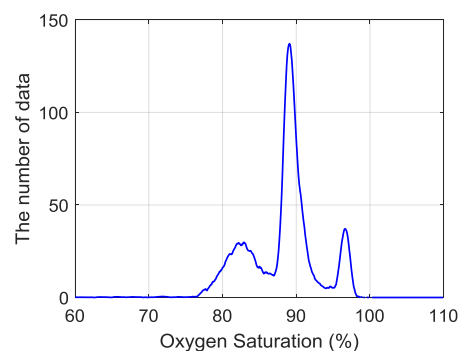


ข) วิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน

รูปที่ 6-2 ข้อมูลความอิ่มตัวออกซิเจนที่ได้มาจากความถี่ต่าง ๆ ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ความถี่ 3 Hz



ก) วิธี FFT



ข) วิธี CWT ร่วมกับการหาค่ามัธยฐาน

รูปที่ 6-3 ฮิสโทแกรมแสดงการกระจายข้อมูลความอิ่มตัวออกซิเจนที่ตรวจวัดได้ในสภาวะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ความถี่ 3 Hz

6.1.2. ผลกระทบของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

จากการศึกษาหลักการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดงด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี พบว่า สิ่งสำคัญที่สุดในการประมวลผลสัญญาณ ก็คือ การตรวจหาการดุดกิ้นแสงของเลือดแดงจากสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ ซึ่งในทางทฤษฎี อัตราส่วนของการดุดกิ้นแสงของเลือดแดงระหว่างแสงสีแดงกับอินฟราเรด มีความสัมพันธ์กับค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ($%SpO_2$) ในการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ตัวแบบของสัญญาณ PPG ถูกสร้างขึ้นจากการประยุกต์ใช้กฎของ Beer-Lambert ภายใต้สมมติฐานว่า สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้เกิดขึ้นจากการดุดกิ้นแสงของเนื้อเยื่อเพียง 2 ส่วนหลัก ๆ ได้แก่ ส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ยกตัวอย่างเช่น ไขมัน กล้ามเนื้อ และผิวหนัง เป็นต้น และส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการทำงานของหัวใจ ซึ่งได้แก่ เลือดแดงที่ภายในประกอบด้วยออกซิฮีโมโกลบินและรีดิวซ์ฮีโมโกลบินเท่านั้น การดุดกิ้นแสงของเลือดแดงจึงสามารถตรวจวัดและคัดแยกออกจากการดุดกิ้นแสงของเนื้อเยื่ออื่น ๆ ได้โดยอาศัยการเป็นจังหวะของเลือดแดงที่มีการเปลี่ยนแปลงจังหวะตามการทำงานของหัวใจ อย่างไรก็ตาม ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิมสามารถใช้งานได้ดีเฉพาะในกรณีที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปราศจากสัญญาณรบกวนเท่านั้น ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า ค่า $%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิมจะลดลงอย่างผิดปกติ (false desaturation) ในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวน โดยเฉพาะอย่างยิ่ง สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวทั้งแบบชั่วขณะและแบบต่อเนื่อง ทั้งนี้เนื่องจากการนำสัญญาณ PPG ที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนเข้าสู่การประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิมก่อให้เกิดการละเมิดสมมติฐานตั้งต้นของหลักการวัด นั่นคือ สัญญาณรบกวนที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ไม่ได้มีต้นกำเนิดมาจากการดุดกิ้นแสงของเลือดแดงแต่ถูกประมวลผลเสมือนว่าเป็นสัญญาณที่เกิดขึ้นจากการดุดกิ้นแสงของเลือดแดง ดังนั้นความผิดพลาดของการวัดจึงเกิดขึ้น

ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA มีแนวคิดเริ่มต้นแตกต่างไปจากขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ตัวแบบของสัญญาณ PPG ที่ใช้ในการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA มีความคล้ายคลึงกัน นั่นคือ ตัวแบบมีการเพิ่มพจน์ที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงการดุดกิ้นแสงที่เกิดขึ้นในขณะที่เกิดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวภายใต้การพิจารณาว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการดุดกิ้นแสงของเลือดดำ อย่างไรก็ตาม ทั้งสองขั้นตอนวิธีมีแนวทางในการประมวลผลเพื่อหาค่า $%SpO_2$ แตกต่างกัน ขั้นตอนวิธี DST แก้ปัญหาโดยการประยุกต์ใช้ตัวกรองแบบปรับตัว ในขณะที่ขั้นตอนวิธี TFA อาศัยการวิเคราะห์

สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ ผลการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธี DST คือ เส้นโค้ง DST ที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของสัญญาณที่ปรากฏด้านขาออกของตัวกรองกับค่าความถี่ออกซิเจนที่ระดับต่าง ๆ โดยที่ ค่าความถี่ออกซิเจนสูงสุดที่มีระดับกำลังมากที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $\%SpO_2$ ในขณะที่ผลการประมวลผลสัญญาณด้วยวิธี TFA คือ ฮิสโทแกรมที่แสดงจำนวนข้อมูลความถี่ออกซิเจนที่เกิดขึ้นที่ระดับความถี่ออกซิเจนต่าง ๆ โดยที่ค่าความถี่ออกซิเจนสูงสุดที่จำนวนข้อมูลมากที่สุดถูกพิจารณาว่าเป็นค่า $\%SpO_2$ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า ในสภาวะที่ปราศจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหว ทั้งสามขั้นตอนวิธี ได้แก่ ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ให้ผลการวัดค่า $\%SpO_2$ ที่ใกล้เคียงกับ ผลการวิเคราะห์ Bland-Altman บ่งชี้ว่าค่า $\%SpO_2$ ที่ได้มาจากการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ไม่แตกต่างกันไปจากค่าอ้างอิงอย่างมีนัยสำคัญ และสามารถนำมาใช้รายงานทดแทนกันได้

การรบกวนจากการเคลื่อนไหวส่งผลกระทบต่อผลการประมวลผลทั้งกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม ขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA ความชันของเส้นตรงที่ได้มาจากการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นโดยใช้ขั้นตอนวิธี LRA ซึ่งเป็นตัวแทนของขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม เพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัดในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวซึ่งส่งผลทำให้ได้ค่า $\%SpO_2$ ที่ต่ำกว่าความเป็นจริง เส้นโค้ง DST ที่เป็นผลของการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี DST และฮิสโทแกรมที่เป็นผลของการประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธี TFA ก็มีการเปลี่ยนรูปร่างในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว แต่ถึงกระนั้น ตำแหน่งความถี่ออกซิเจนที่แสดงถึงค่า $\%SpO_2$ ก็ยังปรากฏอยู่ที่ตำแหน่งเดิม ซึ่งนั่นแสดงให้เห็นว่า ทั้งขั้นตอนวิธี DST และขั้นตอนวิธี TFA เป็นขั้นตอนวิธีที่มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมากกว่าขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม

6.1.3. ผลของการนำขั้นตอนวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับ ขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี

ในงานวิจัยนี้ ตัวกรองแบบปรับตัวถูกนำมาใช้ร่วมกับตัววัดความเร่งในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ซึ่งประสิทธิภาพของการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของตัวกรองแบบปรับตัว ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ได้แก่ สัญญาณรบกวนอ้างอิง ขั้นตอนวิธีปรับตัวของตัวกรอง และอันดับของตัวกรอง เป็นต้น

ในด้านการกำจัดสัญญาณรบกวน สัญญาณรบกวนอ้างอิงที่ถูกนำมาป้อนเข้าที่ด้านขาเข้าอ้างอิงของตัวกรองแบบปรับตัวมีข้อพิจารณาก็คือ จะต้องเป็นสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวแต่ไม่มีความสัมพันธ์กับสัญญาณ PPG สำหรับการตรวจวัดบริเวณนิ้วมือ สัญญาณที่ได้จากตัววัดความเร่งในแนวแกนที่ขนานกับนิ้วเพียงแนวแกนเดียวถูกพิจารณาว่าเพียงพอสำหรับการนำไปใช้เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิง[25, 26, 28] แต่ในกรณีที่การตรวจวัดถูกกระทำที่บริเวณอื่น เช่น หน้าผาก สัญญาณรบกวนอ้างอิงอาจสามารถสร้างขึ้นได้จากผลรวมของสัญญาณความเร่งที่ได้มาจากตัววัดความเร่งในทั้งสามแนวแกน[31] การตรวจวัดสัญญาณ PPG ในงานวิจัยนี้ ถูกกระทำที่บริเวณนิ้วมือ ดังนั้นสัญญาณรบกวนอ้างอิงจึงถูกสร้างขึ้นจากสัญญาณความเร่งเพียงสัญญาณเดียวที่ตรวจวัดได้ในแนวแกนที่ขนานกับทิศทางการไหลของเลือดในบริเวณที่ทำการวัด (นั่นคือสัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ในแนวแกน x) ภายใต้การพิจารณาว่า สัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ในแนวแกนที่ขนานกับทิศทางการไหลของเลือดในตำแหน่งที่ทำการวัดในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมีความสัมพันธ์กับระยะเวลาการเดินทางของแสงในตัวกลางที่เปลี่ยนแปลงไป (นั่นคือ $L_m^\lambda(t)$) เนื่องจากสัญญาณที่ถูกนำเข้าสู่การประมวลผลด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี คือ สัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งซึ่งจากตัวแบบตามสมการที่ 3-20 ซึ่งจะสังเกตได้ว่า สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวอยู่ในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งของการเปลี่ยนแปลงระยะเวลาการเดินทางของแสงในตัวกลางอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด (นั่นคือ $\frac{dL_m^\lambda(t)}{dt}$) ดังนั้นสัญญาณรบกวนอ้างอิงสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวจึงถูกสร้างขึ้นโดยการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ในแนวแกนที่ขนานกับทิศทางการไหลของเลือด ตามสมการที่ 3-22

การนำตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวก่อนการประมวลผลสัญญาณด้วยขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีมีส่วนช่วยลดความผิดพลาดของค่า $\%SpO_2$ ได้เป็นอย่างมากในขณะที่สัญญาณ PPG ที่ตรวจวัดได้ปะปนมาพร้อมกับการรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยเฉพาะอย่างยิ่งแบบต่อเนื่อง ทั้งนี้เป็นเพราะตัวกรองแบบปรับตัวสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนจากเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องซึ่งเป็นสัญญาณแบบสเตชันนารี(stationary signal) ได้ดีกว่าแบบชั่วขณะซึ่งเป็นสัญญาณแบบไม่สเตชันนารี(non-stationary)

สัญญาณรบกวนอ้างอิงที่ได้มาจากการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของสัญญาณความเร่งที่ตรวจวัดได้ในแนวแกนที่ขนานกับนิ้วมีความสัมพันธ์กับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ปะปนมาพร้อมกับสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่ได้มาจากการตรวจวัดบริเวณนิ้วมือ และสามารถนำมาใช้เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวออกจากสัญญาณ PPG แบบบรรทัดฐานในรูปอนุพันธ์อันดับหนึ่ง พบว่า การใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ทำให้ได้ประสิทธิภาพในการวัดค่า $%SpO_2$ ที่ดีกว่าการใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ LMS แต่ก็ต้องแลกมาด้วยการประมวลผลที่ซับซ้อนมากกว่า โดยเฉพาะอย่างยิ่งในขณะที่อันดับของตัวกรองเพิ่มมากขึ้น จากการพิจารณาค่า RMSE พบว่าประสิทธิภาพของการนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวไปใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรีต่าง ๆ สูงสุดเมื่อใช้ขั้นตอนวิธีการปรับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบ RLS ที่อันดับของตัวกรองเท่ากับ 16

6.2. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

การรบกวนจากการเคลื่อนไหว เป็นปัญหาหลักของการใช้งานเครื่องฟลัสออกซิเมตรีในการตรวจวัดและเฝ้าระวังปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ($%SpO_2$) เครื่องฟลัสออกซิเมตรีที่ไม่มีแผนการจัดการกับการรบกวนจากการเคลื่อนไหวมักจะรายงานค่าต่ำกว่าความเป็นจริงและส่งสัญญาณเตือนผิดพลาด ซึ่งส่งผลกระทบต่อการดูแลผู้ป่วยของเจ้าหน้าที่ และความปลอดภัยของผู้ป่วยอย่างเห็นได้ชัด งานวิจัยนี้เสนอแนวทางการพัฒนาประสิทธิภาพของเครื่องฟลัสออกซิเมตรีให้มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวจำนวน 2 แนวทาง ได้แก่ การพัฒนาขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรีที่อาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ และการนำการกำจัดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยอาศัยการใช้ตัวกรองแบบปรับตัวและตัววัดความเร่งมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรี

ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า ขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรีที่อาศัยการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ (TFA) มีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้มากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรีแบบดั้งเดิม และขั้นตอนวิธี DST การนำการกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีฟลัสออกซิเมตรีทั้งสาม ช่วยให้ทั้งสามขั้นตอนวิธีมีความสามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวเพิ่มขึ้นอย่างมาก โดยที่การนำมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธี TFA ทำให้ได้ประสิทธิภาพในการต้านทานต่อการเคลื่อนไหวมากที่สุด

ข้อได้เปรียบของขั้นตอนวิธี TFA ก็คือ ไม่ต้องการอุปกรณ์เสริมจากภายนอกสำหรับตรวจวัดการเคลื่อนไหวของอวัยวะในบริเวณที่ทำการวัด ดังนั้นขั้นตอนวิธีนี้จึงสามารถนำไปพัฒนาปรับปรุงเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่มีอยู่เดิมได้ ด้วยการปรับปรุงเพียงแค่ส่วนชุดคำสั่ง (software) เท่านั้น อย่างไรก็ตาม ความซับซ้อนในการคำนวณที่สูงขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม อาจเป็นข้อจำกัดในการนำไปปรับปรุงเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ขนาดเล็กที่มีความสามารถด้านการประมวลผลที่จำกัด เช่นเดียวกัน การนำตัววัดความเร่งและตัวกรองแบบปรับตัวมาใช้ร่วมกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ถึงแม้ว่าจะช่วยให้ประสิทธิภาพด้านความต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวสูงขึ้น แต่ก็ต้องแลกมาด้วยการเพิ่มอุปกรณ์จากภายนอกและความซับซ้อนในการคำนวณที่สูงขึ้น ความซับซ้อนในการคำนวณที่สูงขึ้น

นอกจากนั้น ถึงแม้ว่าขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถในการต้านทานกับการเคลื่อนไหวมากที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีแบบดั้งเดิม และขั้นตอนวิธี DST แต่ถึงกระนั้น การรบกวนจากการเคลื่อนไหวไม่ได้เป็นปัญหาเดียวที่สามารถส่งผลกระทบต่อผลการประมวลผลสัญญาณ PPG เพื่อหาค่า $\%SpO_2$ ด้วยวิธีพัลส์ออกซิเมทรี ความผิดพลาดของการวัดยังอาจเกิดขึ้นได้จากการมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio, SNR) ที่ต่ำอันเนื่องมาจากปัญหาอื่นร่วมด้วย เช่น การรบกวนจากแสงภายนอก หรือการรบกวนที่เกิดขึ้นจากภาวะที่มีเลือดแดงไหลเวียนอยู่ที่อวัยวะในบริเวณที่ทำการวัดต่ำ (low perfusion) ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้จากการมีอุณหภูมิแวดล้อมที่เย็นทำให้หลอดเลือดในบริเวณที่ทำการวัดหดตัว (vasoconstriction) เป็นต้น ดังนั้นการที่ขั้นตอนวิธี TFA มีความสามารถด้านทานต่อการเคลื่อนไหวได้ดีกว่าขั้นตอนวิธี DST จึงไม่ได้หมายความว่าขั้นตอนวิธี TFA จะสามารถให้ผลการวัดได้ดีกว่าขั้นตอนวิธี DST ในสภาวะที่มีการไหลเวียนของเลือดแดงต่ำ ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่การรบกวนทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน ดังนั้นเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ดีควรมีขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีมากกว่าหนึ่งขั้นตอนวิธีสำหรับการประมวลผลเพื่อหาค่า $\%SpO_2$ และเลือกใช้ค่าที่มีความน่าเชื่อถือที่สุดมารายงานผล

จากผลการวิจัยทั้งหมด กล่าวได้ว่า แนวทางการพัฒนาขั้นตอนวิธีพัลส์ออกซิเมทรีที่สามารถต้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ สามารถช่วยลดความผิดพลาดของการวัดค่า $\%SpO_2$ ในขณะที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว และสามารถนำไปใช้เพิ่มประสิทธิภาพของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ให้มีความสามารถด้านทานต่อการรบกวนจากการเคลื่อนไหว อันจะนำไปสู่การลดการส่งสัญญาณเตือนผิดพลาดของเครื่อง การส่งเสริมการทำงานของเจ้าหน้าที่ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น และความปลอดภัยของผู้ป่วยที่เพิ่มมากขึ้น อย่างเป็นลำดับ

รายการอ้างอิง

1. Aoyagi, T., *Pulse oximetry: its invention, theory, and future*. Journal of Anesthesia, 2003. **17**(4): p. 259-266.
2. Petterson, M.T., V.L. Begnoche, and J.M. Graybeal, *The effect of motion on pulse oximetry and its clinical significance*. Anesth Analg, 2007. **105**(6 Suppl): p. S78-84.
3. Tremper, K.K. and S.J. Barker, *Pulse oximetry*. Anesthesiology, 1989. **70**(1): p. 98-108.
4. Allen, J., *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. Physiol Meas, 2007. **28**(3): p. R1-39.
5. Cope, M., *The Application of Near Infrared Spectroscopy to Non Invasive Monitoring of Cerebral Oxygenation in the Newborn Infant*, in *Department of Medical Physics and Bioengineering*. 1991, University College London.
6. Rusch, T.L., R. Sankar, and J.E. Scharf, *Signal processing methods for pulse oximetry*. Comput Biol Med, 1996. **26**(2): p. 143-59.
7. Scheller, M.S., R.J. Unger, and M.J. Kelner, *Effects of intravenously administered dyes on pulse oximetry readings*. Anesthesiology, 1986. **65**(5): p. 550-2.
8. Tungjitkusolmun, S., *Accuracy and Errors*, in *Design of Pulse Oximeters*, J.G. Webster, Editor. 1997, Institute of Physics Publishing.
9. Palreddy, S., *Signal Processing Algorithms*, in *Design of Pulse Oximeter*, J.G. Webster, Editor. 1997, Institute of Physics Publishing.
10. Lee, J., et al., *Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry*. Computer Standards & Interfaces, 2004. **26**(3): p. 241-249.
11. Reddy, K.A., B. George, and V.J. Kumar, *Use of Fourier Series Analysis for Motion Artifact Reduction and Data Compression of Photoplethysmographic Signals*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2009. **58**(5): p. 1706-1711.

12. Lee, B., et al. *Adaptive comb filtering for motion artifact reduction from PPG with a structure of adaptive lattice IIR notch filter*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011.
13. Lee, C.M. and Y.T. Zhang. *Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach*. in *IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 2003*. 2003.
14. Kim, B.S. and S.K. Yoo, *Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006. **53**(3): p. 566-568.
15. Reddy, K.A. and V.J. Kumar. *Motion Artifact Reduction in Photoplethysmographic Signals using Singular Value Decomposition*. in *2007 IEEE Instrumentation & Measurement Technology Conference IMTC 2007*. 2007.
16. Wang, Q., P. Yang, and Y. Zhang. *Artifact reduction based on Empirical Mode Decomposition (EMD) in photoplethysmography for pulse rate detection*. in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010.
17. Ram, M.R., et al. *Use of Multi-Scale Principal Component Analysis for motion artifact reduction of PPG signals*. in *2011 IEEE Recent Advances in Intelligent Computational Systems*. 2011.
18. Raghuram, M., et al. *Dual-tree complex wavelet transform for motion artifact reduction of PPG signals*. in *2012 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings*. 2012.
19. Raghuram, M., et al. *HHT based signal decomposition for reduction of motion artifacts in photoplethysmographic signals*. in *2012 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*. 2012.
20. Ram, M.R., et al., *A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signals Based on AS-LMS Adaptive Filter*. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2012. **61**(5): p. 1445-1457.

21. Peng, F., et al., *Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter*. Biomed Eng Online, 2014. **13**: p. 50.
22. Krishnan, R., B. Natarajan, and S. Warren, *Two-Stage Approach for Detection and Reduction of Motion Artifacts in Photoplethysmographic Data*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010. **57**(8): p. 1867-1876.
23. Yousefi, R., et al., *A Motion-Tolerant Adaptive Algorithm for Wearable Photoplethysmographic Biosensors*. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2014. **18**(2): p. 670-681.
24. Relente, A.R. and L.G. Sison. *Characterization and adaptive filtering of motion artifacts in pulse oximetry using accelerometers*. in *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society* [Engineering in Medicine and Biology. 2002.
25. Asada, H.H., J. Hong-Hui, and P. Gibbs. *Active noise cancellation using MEMS accelerometers for motion-tolerant wearable bio-sensors*. in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2004.
26. Gibbs, P. and H.H. Asada. *Reducing motion artifact in wearable bio-sensors using MEMS accelerometers for active noise cancellation*. in *Proceedings of the 2005, American Control Conference, 2005*. 2005.
27. Foo, J.Y. and S.J. Wilson, *A computational system to optimise noise rejection in photoplethysmography signals during motion or poor perfusion states*. Med Biol Eng Comput, 2006. **44**(1-2): p. 140-5.
28. Wood, L.B. and H.H. Asada. *Noise Cancellation Model Validation for Reduced Motion Artifact Wearable PPG Sensors Using MEMS Accelerometers*. in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2006.
29. Kim, S.H., D.W. Ryoo, and C. Bae, *Adaptive noise cancellation using accelerometers for the PPG signal from forehead*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007. **2007**: p. 2564-7.

30. Han, H., M.J. Kim, and J. Kim, *Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007. **2007**: p. 1538-41.
31. Comtois, G., Y. Mendelson, and P. Ramuka, *A comparative evaluation of adaptive noise cancellation algorithms for minimizing motion artifacts in a forehead-mounted wearable pulse oximeter*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007. **2007**: p. 1528-31.
32. Yan, Y.-s., C.C. Poon, and Y.-t. Zhang, *Reduction of motion artifact in pulse oximetry by smoothed pseudo Wigner-Ville distribution*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2005. **2**(1): p. 1-9.
33. Addison, P.S. and J.N. Watson, *Oxygen saturation determined using a novel wavelet ratio surface*. Med Eng Phys, 2005. **27**(3): p. 245-8.
34. Jensen, T., et al. *Independent component analysis applied to pulse oximetry in the estimation of the arterial oxygen saturation (SpO₂) - a comparative study*. in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009.
35. Li, K. and S. Warren. *Principle component analysis on photoplethysmograms: Blood oxygen saturation estimation and signal segmentation*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011. CHULALONGKORN UNIVERSITY
36. Goldman, J.M., et al., *Masimo Signal Extraction Pulse Oximetry*. Journal of Clinical Monitoring and Computing, 2000. **16**(7): p. 475-483.
37. Bland, J.M. and D.G. Altman, *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet, 1986. **1**(8476): p. 307-10.

ภาคผนวก

การเผยแพร่บทความวิจัย

1. Theera Leeudomwong, Tayard Deesudchit, and Chedsada Chinrungrueng, *Motion-Resistant Pulse Oximetry Processing Based on Time-Frequency Analysis*, Engineering Journal, In press.
2. Theera Leeudomwong, Tayard Deesudchit, and Chedsada Chinrungrueng, *Combining Accelerometry-Based Motion Artifact Cancellation with Pulse Oximetry Processing*, Engineering and Applied Science Research, In review.



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายธีระ ลีอุดมวงษ์ สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์
อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ ในปี 2538 จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนคร
เหนือ และสำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ ในปี
2542 จากมหาวิทยาลัยมหิดล ปัจจุบันเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและ
อุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

