

การปรับปรุงวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวของเครื่องวัดความถี่
ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงโดยอาศัยเครื่องวัดความถี่

นาย สิทธิ กุลชล

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2551

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

IMPROVEMENT OF MOTION ARTIFACT REDUCTION IN PULSE OXIMETER
BASED ON ACCELEROMETER

Mr. Sitthi Kunchon

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2008

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวของเครื่องวัดความถี่ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงโดยอาศัยเครื่องวัดความถี่
โดย	นายสิทธิ กุลชล
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.ทนายท ดีสุดจิต

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศธีรวัฒน์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิฑูรย์ อัครวิเศษ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.ทนายท ดีสุดจิต)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร.ชญานา ตั้งวงศ์สานต์)

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

สิทธิ กุลชล: การปรับปรุงวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวของ
เครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงโดยอาศัยเครื่องวัดความเร่ง
(IMPROVEMENT OF MOTION ARTIFACT REDUCTION IN PULSE OXIMETER
BASED ON ACCELEROMETER) อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ.ดร.เจษฎา ชิน-
รุ่งเรือง อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ผศ.นพ. ทายาท ดีสุดจิต, 88 หน้า.

ค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือดเป็นปริมาณที่มีความสำคัญทางการแพทย์ที่ใช้ในการบ่งบอก
ว่า คนไข้ที่สนใจนั้นอยู่ในภาวะร่างกายขาดออกซิเจนหรือไม่ วิธีการที่สามารถบอกค่าออกซิเจน
อิมตัวในเลือดได้อย่างแม่นยำนั้นคือวิธีการวัดด้วยแก๊ส แต่เนื่องด้วยวิธีการวัดด้วยแก๊สนั้น เป็น
วิธีการวัดภายในซึ่งมีความซับซ้อนในการทำการวัดที่ค่อนข้างมากทำให้ไม่สามารถที่จะทำการ
สังเกตการวัดได้ตลอดเวลา วิธีการวัดค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือดจากภายนอกจึงถูกคิดค้นและ
พัฒนาขึ้น ซึ่งเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเป็นเครื่องมือที่มีใช้กันทั่วไปมาก
ที่สุด แต่ด้วยเหตุผลที่เครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทำการคำนวณค่า
ออกซิเจนอิมตัวในเลือดโดยอาศัยสัญญาณข้อมูลทางแสง จึงถูกรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการประเมินประสิทธิภาพของวิธีการลดทอนสัญญาณ
รบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวิธี
ต่างๆ กับผู้ป่วย Essential Tremor งานวิจัยได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการลดทอน
สัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่สนใจคือ กระบวนการแปลงค่าอิมตัวแบบไม่ต่อเนื่อง
ของความสัมพันธ์น้อยที่สุด วิธีวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง และ
วิธีวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด กับสัญญาณข้อมูลทางแสงที่ได้จากเครื่องวัด
ความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ถูกรบกวนด้วยการสั่นจำลองลักษณะผู้ป่วย Essential
Tremor และถูกรบกวนด้วยสัญญาณจากผู้ป่วย Essential Tremor ผลการทดสอบชี้ว่า วิธีวงจรรอง
ปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังให้ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณ
รบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงได้ดี
มากที่สุด และวิธีวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดให้ประสิทธิภาพรองลงมาและ
ดีกว่ากระบวนการแปลงค่าอิมตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ.....

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ.....ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....

ปีการศึกษา 2551

ลายมือชื่อ.....ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....

507 06302 21 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORDS : PULSE OXIMETRY / ADAPTIVE NOISE CANCELLATION / MINIMUM CORRELATION DISCRETE SATURATION TRANSFORM / ACCELEROMETERS.

SITTHI KUNCHON : IMPROVEMENT OF MOTION ARTIFACT REDUCTION IN PULSE OXIMETER BASED ON ACCELEROMETER. ADVISOR : ASSOC. PROF. DOCTOR CHEDSADA CHINRUNGRUENG, CO-ADVISOR : ASSIST. PROF. DOCTOR TAYARD DESUDCHIT, M.D. 88 pp.

Blood oxygen saturation is an important quantity for indicating whether the patient is in the state of hypoxia. The highly accurate method for measuring the blood oxygen saturation level is based on the arterial blood gas monitoring; however, such ABG measurement is an invasive process and thus complicate to carry out. Among non-invasive approaches, a pulse oximeter is most commonly used for measuring blood oxygen saturation. Since the pulse oximeter calculates the blood oxygen saturation level based on photoplethysmography technique, its accuracy is severely subjected to motion artifact and environmental noise.

In this thesis, we aim to evaluate empirically the effectiveness of adaptive filters in motion artifact cancellation for finger pulse oximeters in Essential Tremor patients. Our experiments compared the Least Mean Square (LMS) adaptive filter and the Exponentially Weighted Least Square (EWLS) adaptive filter with the Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST) in both simulated Essential Tremor movement and Essential Tremor patients signals. The experimental results indicate that both adaptive filters can perform better than the MCDST, and the EWLS adaptive filter is better than the LMS adaptive filter in motion artifact reduction

DepartmentElectrical Engineering..... Student's signature

Field of studyElectrical Engineering..... Advisor's signature

Academic year2008..... Co-Advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลืออย่างดียิ่งแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ให้คำแนะนำและช่วยเหลือในทุกเรื่องทางการแพทย์และข้อมูลเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่ใช้วิจัยในงานนี้ ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านทางคณะวิศวกรรมศาสตร์และคณะแพทยศาสตร์ที่ให้ข้อมูลที่ต้องการใช้ในการวิจัย ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้อันมีค่าให้แก่ผู้วิจัย ทำให้ผู้วิจัยสามารถเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยดี

ขอขอบคุณทุนจากกองทุนสนับสนุนการวิจัยในงานวิจัย RSA 45800027, กองทุนรัชดาภิเษกสมโภชน์ ขอขอบคุณสภาวิจัยแห่งชาติในการสนับสนุนอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ พรเลิศ ฉัตรแก้ว สำหรับคำแนะนำที่มีประโยชน์ในการวิจัย

สุดท้าย ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ คุณแม่ ที่เป็นกำลังใจ ดูแลเอาใจใส่ และพยายามให้ความช่วยเหลืออย่างดี ขอขอบคุณที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ และทำที่สุดขอขอบคุณเพื่อน ๆ ทุกคนที่ห้องปฏิบัติการทางอิเล็กทรอนิกส์ ESID ที่ให้คำแนะนำและช่วยเหลือในการปรับปรุงอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย เพื่อน ๆ ที่ห้องปฏิบัติการไฟฟ้าสื่อสารที่ให้กำลังใจและช่วยเหลือผู้วิจัยตลอดมา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	8
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	8
1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น.....	8
1.5 ข้อจำกัดของการวิจัย.....	9
1.6 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย	9
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	9
1.8 วิธีดำเนินการวิจัย.....	10
1.9 ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย.....	10
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	11
2.1 หลักการทำงานของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง... ..	11
2.2 กระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด.....	22
2.3 หลักการของเครื่องมือวัดความเร่ง	23
2.4 การปรับสัญญาณด้วยวงจรกรองปรับตัวได้แบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนัก เลขยกกำลัง.....	27
2.5 การปรับสัญญาณด้วยวงจรกรองปรับตัวได้แบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด	29

2.6 ลักษณะการสั่นของผู้ป่วย Essential Tremor.....	30
2.7 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	30
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	32
3.1 ประชากรที่ทำการศึกษา.....	32
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย.....	33
3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	34
3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	35
3.4.1 การระบุเอกลักษณ์.....	35
3.4.2 การประเมิน.....	36
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	38
4.1 ผลการเก็บข้อมูลและการคำนวณ.....	38
4.1.1 ข้อมูลจากผู้ทดลองอาสาที่ไม่ได้เป็นผู้ป่วย Essential Tremor.....	38
4.1.2 ข้อมูลจากผู้ทดลองผู้ป่วย Essential Tremor.....	47
4.2 ผลการวิเคราะห์.....	54
4.2.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ทดลองอาสาที่ไม่ป่วย Essential Tremor.....	54
4.2.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วย Essential Tremor.....	55
4.3 ผลการเปรียบเทียบ.....	55
4.4 ผลการวิเคราะห์ปัจจัย.....	56
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	57
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	57
5.2 อภิปรายผลการวิจัย.....	59
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	64
รายการอ้างอิง.....	66
ภาคผนวก.....	68
ภาคผนวก ก บทความที่ได้รับการเผยแพร่.....	69
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	75

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1 : ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่นำเชื้อถือที่สุด 3 ค่าของแต่ละช่วงทำการคำนวณ ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว.....	6
ตารางที่ 1.2 : ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่นำเชื้อถือที่สุด 3 ค่าของแต่ละช่วงทำการคำนวณ ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว.....	7
ตารางที่ 2.1 : ลักษณะการสั่นแบบ Essential Tremor.....	30
ตารางที่ 4.1 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณเมื่อ สัญญาณไม่ถูกลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว.....	43
ตารางที่ 4.2 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณด้วย วิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่า อ้างอิง.....	44
ตารางที่ 4.3 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณ สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง และค่าอ้างอิง.....	45
ตารางที่ 4.4 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณ สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และค่าอ้างอิง....	46
ตารางที่ 4.5 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณด้วย วิธีต่างกับกับค่าอ้างอิง.....	47
ตารางที่ 4.6 : ผลการคำนวณโดยสัญญาณที่กรองด้วยวงจรกรองปรับตัวได้.....	47
ตารางที่ 4.7 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO ₂) ที่ได้รับการ คำนวณเมื่อสัญญาณไม่ถูกลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ของผู้ป่วย Essential Tremor.....	52

ตารางที่ 4.8 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการ
 คำนวณด้วยวิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์
 น้อยสุดและค่าอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor.....52

ตารางที่ 4.9 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการ
 คำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลข
 ยกกำลังและค่าอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor.....53

ตารางที่ 4.10 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการ
 คำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดและค่า
 อ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor.....53

ตารางที่ 4.11 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการ
 คำนวณด้วยวิธีต่างกันกับค่าอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor... ..54

ตารางที่ 4.12 : ผลการคำนวณโดยสัญญาณที่กรองด้วยวงจรกรองปรับตัวได้
 ของผู้ป่วย Essential Tremor.....54

ตารางที่ 5.1 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณด้วย
 วิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่า
 อ้างอิงในส่วนการอธิบายผลการทดลอง..... 60

ตารางที่ 5.2 : ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ได้จากการคำนวณด้วย
 วิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่า
 อ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor ในส่วนการอธิบายผลการทดลอง 61

สารบัญภาพ

หน้า

รูปที่ 1.1	กราฟรายงานผลระดับ SpO_2 ที่วัดจากตำแหน่งติ่งหูและนิ้วมือในผู้ป่วยระดับออกซิเจนต่ำ.....	4
รูปที่ 1.2	สัญญาณจากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง.....	5
รูปที่ 1.3	สัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเมื่อคนที่ทำการวัดมีการสูดที่ความถี่ 180 ครั้งต่อนาที.....	6
รูปที่ 2.1	แสดงระบบการทำงานทั้งหมดของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง.....	12
รูปที่ 2.2	แสดงส่วนขั้นตอนการคำนวณของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง.....	3
รูปที่ 2.3	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าออกซิเจนในเลือดแดง SpO_2 และค่า R.....	13
รูปที่ 2.4	ขั้นตอนการทำงานของวิธีรากล้างสองเฉลี่ย.....	15
รูปที่ 2.5	ขั้นตอนการทำงานของวิธี correlation canceller.....	17
รูปที่ 2.6	ขั้นตอนการคำนวณของการประมาณกระบวนการร่วม.....	18
รูปที่ 2.7	ตัวอย่าง Bin Power Curve.....	20
รูปที่ 2.8	ขั้นตอนของ Oxygen Saturation Selector.....	20
รูปที่ 2.9	ผลการคำนวณด้วยการแปลงค่าอิมพัลส์แบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด	23
รูปที่ 2.10	ภาพมองจากด้านล่างและรายละเอียดของขาของเครื่องมือวัดความเร่ง.....	24
รูปที่ 2.11	แผนภาพการต่ออุปกรณ์เครื่องมือวัดความเร่ง.....	24
รูปที่ 2.12	แกนต่างๆที่อ้างอิงตามเครื่องมือวัดความเร่ง และแรงดันที่เปลี่ยนแปลงตามทิศทางความเร่งที่กระทำ.....	25
รูปที่ 2.13	แบบจำลองทางกายภาพของเครื่องมือวัดความเร่ง.....	26
รูปที่ 2.14	แรงดันของอุปกรณ์วัดความเร่งเมื่อมีการเคลื่อนไหวในทิศทางที่กำหนดตามเครื่องมือวัดความเร่ง.....	26

รูปที่ 2.15 ระบบของสัญญาณที่ใช้สำหรับงานวิจัยนี้..... 28

รูปที่ 3.1 แสดงรูปอุปกรณ์ของงานวิจัย..... 33

รูปที่ 3.2 แผนการทดลองซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนคือส่วนการระบุ เอกลักษณ์และส่วนการ
ประเมิน..... 36

รูปที่ 4.1 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้ง 2 เครื่อง..... 39

รูปที่ 4.2 สัญญาณความเร่งที่ได้จากเครื่องวัดความเร่งที่ติดไว้ที่ finger probe ของเครื่องวัด
ความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่วัดสัญญาณมือที่มีการเคลื่อนไหว..... 39

รูปที่ 4.3 ค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือด (SpO₂) ของสัญญาณทั้งมือที่ไม่มีการสั่น
และมีที่มีการสั่น..... 40

รูปที่ 4.4 สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงจากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนใน
เลือดด้วยแสงทั้งที่ลดสัญญาณรบกวนแล้วและยังไม่ลดสัญญาณรบกวน และ
สัญญาณรบกวนอ้างอิง และผลต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิง..... 41

รูปที่ 4.5 สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากเครื่องวัดความอิมตัวของ
ออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้งที่ลดสัญญาณรบกวนแล้วและยังไม่ลดสัญญาณร
กวน และสัญญาณรบกวนอ้างอิง และผลต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิง .. 42

รูปที่ 4.6 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้ง 2 เครื่องของ
ผู้ป่วย Essential Tremor..... 48

รูปที่ 4.7 สัญญาณความเร่งที่ได้จากเครื่องวัดความเร่งที่ติดไว้ที่ finger probe ของเครื่องวัด
ความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่วัดสัญญาณมือที่มีการเคลื่อนไหว
ของผู้ป่วย Essential Tremor..... 48

รูปที่ 4.8 แสดงค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือด (SpO₂) ของสัญญาณทั้งมือที่ไม่มีการสั่นและมี
ที่มีการสั่นของผู้ป่วย Essential Tremor..... 49

รูปที่ 4.9 สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงจากเครื่องวัดความอิมตัวของ ออกซิเจนใน
เลือดด้วยแสงทั้งที่ลดสัญญาณรบกวนแล้วและยังไม่ลดสัญญาณรบกวน และ
สัญญาณรบกวนอ้างอิง และผลต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิงของ
ผู้ป่วย Essential Tremor..... 50

รูปที่ 4.10 สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรด จากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้งลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วและยังไม่ลดสัญญาณรบกวน และสัญญาณอ้างอิงและผลต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor.....	51
รูปที่ 5.1 ค่าเฉลี่ยของสัญญาณทั้งสองความยาวคลื่นในแต่ละวินาทีของสัญญาณของผู้ทดลองไม่ป่วย Essential Tremor.....	62
รูปที่ 5.2 ค่าเฉลี่ยของสัญญาณทั้งสองความยาวคลื่นในแต่ละวินาทีของสัญญาณของผู้ป่วย Essential Tremor.....	62

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดเป็นปริมาณที่มีความสำคัญทางการแพทย์ที่ใช้ในการบ่งบอก ว่า คนไข้ที่สนใจนั้นอยู่ในภาวะร่างกายขาดออกซิเจนหรือไม่ วิธีการที่สามารถบอกค่าออกซิเจน อิ่มตัวในเลือดได้อย่างแม่นยำนั้นคือวิธีการวัดด้วยแก๊ส (Arterial Blood Gas Monitoring: ABG) แต่เนื่องด้วยวิธีการวัดด้วยแก๊สนั้น เป็นวิธีการวัดภายในซึ่งมีความซับซ้อนในการทำการวัดที่ ค่อนข้างมากทำให้ไม่สามารถที่จะทำการสังเกตการวัดได้ตลอดเวลา วิธีการวัดค่าออกซิเจนอิ่มตัว ในเลือดจากภายนอกจึงถูกคิดค้นและพัฒนาขึ้น ซึ่งเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ด้วยแสงเป็นเครื่องมือที่มีใช้กันทั่วไปมากที่สุด แต่ด้วยเหตุผลที่เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจน ในเลือดด้วยแสงทำการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดโดยอาศัยสัญญาณข้อมูลทางแสง (Photoplethysmography) ความแม่นยำของการวัดและคำนวณขึ้นกับการรบกวนอันเกิดจากการ เคลื่อนไหวและสัญญาณรบกวนจากภายนอก [1]

1.1.1 ข้อจำกัดของเครื่องมือและกระบวนการคำนวณออกซิเจนในเครื่องวัดความ อิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

ข้อจำกัดที่มีผลต่อความแม่นยำในการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของเครื่องวัด ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงนั้นประกอบด้วยปัจจัยทางเทคนิค หรือปัจจัยที่เกิดจาก องค์ประกอบนอกตัวผู้ถูกวัด และปัจจัยที่นอกเหนือจากปัจจัยทางเทคนิคหรือปัจจัยจากคนที่ถูกวัด รายละเอียดอธิบายได้ดังนี้ [2]

1.1.1.1 ปัจจัยทางเทคนิค

ปัจจัยทางเทคนิคหรือปัจจัยที่เกิดจากองค์ประกอบนอกตัวผู้ถูกวัด ประกอบด้วย ตำแหน่ง สัมผัส การเคลื่อนไหว แสงจากภายนอก และผลของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

1.1.1.1.1 ตำแหน่งสัมผัส

กล่าวได้ว่าบริเวณสัมผัสมีผลต่อปริมาณการดูดซับแสงของโพรบที่วัดเนื่องจาก ถ้าบริเวณที่สัมผัสมีความกว้างต่างกัน สีผิวต่างกัน ความแน่นของตัววัดที่สัมผัสนี้ซึ่งทำให้ความห่างระหว่างตัวปล่อยแสงและตัวรับแสงต่างกัน เวลาที่แสงเดินทางก่อนถึงตัวรับก็ต่างกันปริมาณแสงที่ดูดซับก็ต่างกัน ทำให้สัญญาณที่ได้มีการนำไปคำนวณที่อาจผิดพลาดได้

1.1.1.1.2 การเคลื่อนไหว

การเคลื่อนไหวทำให้ทิศทางของแสง ปริมาณแสงที่ไปถึงตัวรับแสง การกระจายความหนาแน่นของสารดูดซับแสงในผู้ที่ถูกวัดบริเวณที่ตัววัดสัมผัสอยู่เปลี่ยนไปจากค่าที่ถูกต้อง ทำให้รูปสัญญาณที่ได้ไม่สามารถนำไปทำการคำนวณค่าออกซิเจนที่ถูกต้องได้

1.1.1.1.3 แสงจากภายนอก

การที่มีแสงอื่นที่ไม่ใช่เพียงแสงจากตัวปล่อยแสงของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเพิ่มเข้ามาที่ตัวรับแสง ทำให้สัญญาณที่วัดได้มีการรบกวน การนำสัญญาณที่ได้ไปใช้จึงคำนวณได้ไม่ถูกต้อง

1.1.1.1.4 ผลของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเช่น คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากเครื่องโทรศัพท์มือถือ และเครื่องจี้ (electrocautery) สามารถทำให้เกิดการไหม้ระดับ 2 และระดับ 3 บริเวณที่ทำการวัด และเกิดความผิดพลาดในการวัดได้

1.1.1.2 ปัจจัยจากตัวคนที่ถูกวัด

ปัจจัยจากตัวคนที่ถูกวัด คือปัจจัยที่ไม่ได้เกิดจากองค์ประกอบภายนอก อาจเกิดจากองค์ประกอบภายในเลือดของผู้ถูกวัด หรือเกิดจากการปฏิบัติตัวของผู้ถูกวัดระหว่างทำการวัด สามารถอธิบายได้ว่ามีสาเหตุหลักคือ การที่ผู้ถูกวัดมีฮีโมโกลบินอื่นนอกเหนือออกซิฮีโมโกลบิน การไหลเวียนของโลหิตในร่างกายที่ภาวะต่างกัน ตำแหน่งที่ทำการวัดออกซิเจนคนละตำแหน่ง ผล

ของสารดูดแสงที่อยู่ในเลือด สีผิวของผู้ถูกวัด การที่ผู้ถูกวัดทายาทาเล็บ การที่ผู้ถูกวัดมีภาวะซีด ภาวะลิ้นหัวใจรั่วของผู้ถูกวัด การที่ผู้ถูกวัดมีไขมันในเลือดสูง

1.1.1.2.1 การที่ผู้ถูกวัดมีฮีโมโกลบินอื่นนอกเหนือออกซิฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบินที่นอกเหนือจากออกซิฮีโมโกลบินนั้นถ้ามีในการทำการวัดมากจะทำให้แสงถูกดูดซับมากกว่าที่สนใจจากการดูดซับของออกซิฮีโมโกลบินเพียงอย่างเดียว ทำให้คำนวณได้ว่ามีออกซิเจนมากกว่าที่เป็นจริงโดยประเภทของฮีโมโกลบินที่ดูดซับแสงได้มีดังนี้

- คาร์บอกซิฮีโมโกลบิน ซึ่งสามารถดูดซับแสงที่ความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร เช่นเดียวกับออกซิฮีโมโกลบิน ดังนั้นถ้าผลการคำนวณค่าออกซิเจนน่าจะสงสัยว่าอยู่ในสภาวะ carboxyhemoglobinemia ให้ส่งไปตรวจก๊าซในหลอดเลือดแดงแทน

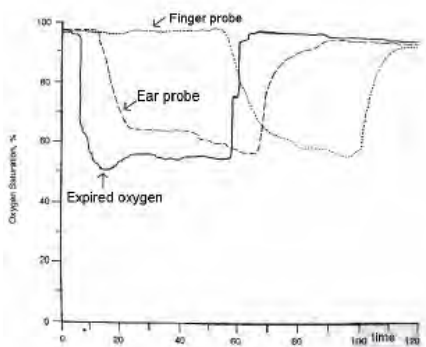
- เมธิโมโกลบินเนีย สามารถดูดซับแสงได้ที่ความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรและ 940นาโนเมตร ทำให้ค่าอัตราส่วนระหว่างค่ารากที่สองกำลังสองเฉลี่ยของสัญญาณแสงทั้งสองความยาวคลื่นที่เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงใช้ นั่นคือแสงความยาวคลื่นแสงช่วงอินฟราเรด และแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง ได้ค่าประมาณ 1 หรือเมื่อนำไปคำนวณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดได้ค่าออกซิเจนประมาณ 85 เปอร์เซ็นต์

1.1.1.2.2 การไหลเวียนของโลหิตในร่างกายที่ภาวะต่างกัน

ในบางรูปแบบการไหลเวียนของโลหิตที่ได้จากภาวะร่างกายที่ไม่ปกติจะมีผลต่อออกซิเจนในเลือดเช่น ภาวะซีดหรืออุนหภูมิในร่างกายที่ต่ำสามารถส่งผลให้เครื่องสามารถรับสัญญาณได้น้อยลงจึงไม่ที่จะนำค่าที่ได้ไปใช้กรณีที่รูปสัญญาณไม่ชัด

1.1.1.2.3 ตำแหน่งที่ทำการวัดออกซิเจนคนละตำแหน่ง

ตำแหน่งที่ต่างกันความสามารถในการวัดจะไม่เหมือนกันเช่น ที่ติ่งหูจะมีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงออกซิเจนมากกว่าที่นิ้วมือ



รูปที่ 1.1 กราฟรายงานผลระดับ SpO_2 ที่วัดจากตำแหน่งติ่งหูและนิ้วมือในผู้ป่วยระดับออกซิเจนต่ำ

จากรูปที่ 1.1 พบว่าที่ตำแหน่งติ่งหูรายงานผลหลังจากระดับออกซิเจนลดลง 10 วินาทีขณะที่ตำแหน่งนิ้วมือรายงานผลที่ 50 วินาที นอกจากนี้ลักษณะของรูปคลื่นยังแตกต่างกัน

1.1.1.2.4 ผลของสารดูดแสงที่อยู่ในเลือด

สารอื่นนอกจากฮีโมโกลบินที่สามารถดูดซับแสงได้ถ้ามีอยู่จะส่งผลให้สัญญาณมีค่าการดูดซับที่สูงประเมินว่าออกซิเจนมีค่าสูง สารที่สามารถดูดซับแสงได้เช่น

- สารสีที่ฉีดเข้าหลอดเลือดเช่น methylene blue จะส่งผลให้ค่าออกซิเจนที่อ่านได้มีค่าต่ำกว่าความเป็นจริงแต่จะส่งผลเพียง 2-1 นาทีเท่านั้นและจะไม่ส่งผลก็ต่อเมื่อมีการขับออกจากร่างกาย

- บิลิรูบิน สามารถดูดซับแสงความยาวคลื่น 450 นาโนเมตรแต่จะไม่ส่งผลถ้ามีความเข้มข้นไม่ต่ำกว่า 44 mg./dl.

1.1.1.2.5 สีผิวของผู้ถูกวัด

พบว่าคนผิวคล้ำมีค่าออกซิเจนที่ได้จากการวัดสูงขึ้นจาก melanin pigment

1.1.1.2.6 การที่ผู้ถูกวัดทายาทาเล็บ

พบว่าสียาทาเล็บมีผลต่อค่าออกซิเจนทำให้ได้ค่าลดลงเช่นสีดำร้อยละ 3 สีเขียวร้อยละ 5 สีน้ำเงินร้อยละ 6 และสีแดงไม่ทำให้ค่าออกซิเจนเปลี่ยน

1.1.1.2.7 การที่ผู้ถูกวัดมีภาวะซีด

ในบางสภาพที่ผู้ทำการวัดเกิดภาวะซีดค่าออกซิเจนที่ได้มีค่าที่ต่ำลง

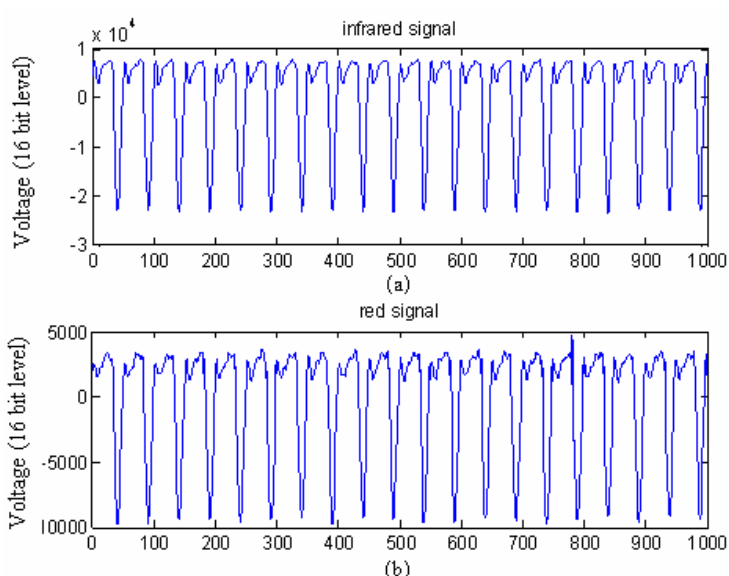
1.1.1.2.8 ภาวะลิ้นหัวใจรั่วของผู้ถูกวัด

คนถูกวัดออกซิเจนมีภาวะลิ้นหัวใจไตรคัสปิดรั่วรุนแรง (severe tricuspid regurgitation) ทำให้เลือดไหลเวียนผ่านหลอดเลือดดำมากส่งผลให้ค่าออกซิเจนอ่านได้ต่ำกว่าความจริง

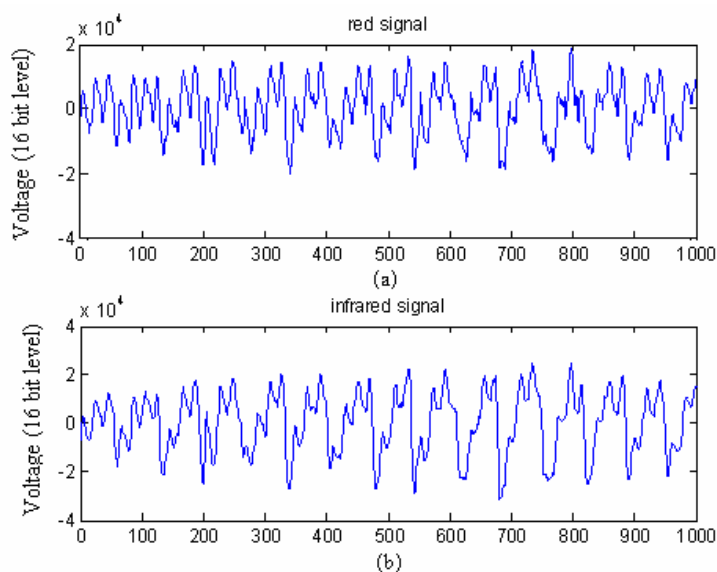
1.1.1.2.9 การที่ผู้ถูกวัดมีไขมันในเลือดสูง

การที่ไขมันในเลือดหรือมี chylomicron ในเลือดสูงสามารถรบกวนให้การดูดซับแสงที่คลาดเคลื่อนส่งผลให้ค่าออกซิเจนที่อ่านได้มีค่าที่ต่ำกว่าความเป็นจริง

จากสาเหตุที่มีผลต่อความแม่นยำในการคำนวณค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ได้กล่าวแล้วนั้น ปัจจัยที่เกิดจากตัวผู้ถูกวัดนั้นเป็นปัจจัยที่ไม่ได้พบกรณีทั่วไป ปัจจัยที่งานวิจัยสนใจที่จะพัฒนาวิธีลดทอนสัญญาณรบกวนส่วนใหญ่ของนักวิจัยคือสาเหตุที่พบโดยทั่วไปนั้นคือ การรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ดังแสดงให้เห็นได้ดังนี้



รูปที่ 1.2 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง รูป(a)เป็นสัญญาณแสงความยาวคลื่นอินฟราเรด รูป(b)เป็นสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง



รูปที่ 1.3 สัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเมื่อคนที่ทำการวัดมีการสั้นที่ความถี่ 180 ครั้งต่อวินาที รูป(a)เป็นสัญญาณแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงสีแดง รูป (b)เป็นสัญญาณแสงในช่วงความยาวคลื่นอินฟราเรด

ตารางที่ 1.1 ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่น่าเชื่อถือที่สุด 3 ค่าของแต่ละช่วงทำการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณที่ไม่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

ช่วงทำการ คำนวณ	ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด SpO ₂ ที่มีความน่าเชื่อถือมากที่สุด 3 ค่าหลังจากแบ่งข้อมูลในช่วงเป็น 5 ช่วงย่อยแล้วทำการคำนวณ(%)			ค่าความแปรปรวนของ ค่าออกซิเจนอิ่มตัวใน เลือดที่คำนวณได้ในแต่ละ ช่วง
	ค่าที่ 1	ค่าที่ 2	ค่าที่ 3	
1	99.60	99.60	99.48	4.80×10^{-7}
2	99.60	99.60	99.46	6.53×10^{-7}
3	99.60	99.60	99.60	0.00

ตารางที่ 1.2 แสดงค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่น่าเชื่อถือที่สุด 3 ค่าของแต่ละช่วงทำการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหว

ช่วงทำการคำนวณ	ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด SpO_2 ที่มีความน่าเชื่อถือมากที่สุด 3 ค่าหลังจากแบ่งข้อมูลในช่วงเป็น 5 ช่วงย่อยแล้วทำการคำนวณ (%)			ค่าความแปรปรวนของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คำนวณได้ในแต่ละช่วง
	ค่าที่ 1	ค่าที่ 2	ค่าที่ 3	
1	89.62	93.86	94.08	6.00×10^{-4}
2	88.80	94.80	95.40	1.30×10^{-3}
3	88.95	93.86	94.08	8.00×10^{-4}

จากรูปที่ 1.2 และรูปที่ 1.3 ตารางที่ 1.1 และ ตารางที่ 1.2 เห็นได้ว่าสัญญาณที่มีการเคลื่อนไหวนั้นทำให้การคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดคลาดเคลื่อน

กระบวนการหลายกระบวนการได้รับการพัฒนาเพื่อให้ผลของการรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อสัญญาณข้อมูลทางแสงของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงลดลง [3-10] วิธีการที่ใช้กันโดยทั่วไปเพื่อลดผลของการรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวคือ การใช้วงจรกรองปรับตัวได้ทำหน้าที่ในการประมาณกระบวนการร่วม (Joint Process Estimator) เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีในการวัดออกไป การกำจัดสัญญาณรบกวนแบบปรับตัวได้ (Adaptive noise cancellation) ได้เคยมีการประเมินประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่วัดสัญญาณที่ศีรษะโดยนักวิจัย Kim, Ryoo, และ Bae [4] นักวิจัยบางท่านได้ทำการเปรียบเทียบสมรรถนะของวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดและวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดเวียนเกิดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เช่น Comtois, Mendelson และ Ramuka [3] นอกจากนี้บางงานวิจัย เช่น งานของ Gibbs และ Asada ที่เสนอการใช้สัญญาณจากเครื่องมือวัดความเร่งกับวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง [5]

วิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงให้มีแค่โดยวงจรกรองปรับตัวได้เท่านั้น ยังมีนักวิจัยที่เสนอวิธีการอื่น อีก เช่น กระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด (Minimum

Correlation Discrete Saturation Transform: MCDST) [12] และการแยกค่าเชิงเดี่ยว (Singular Value Decomposition) [13]

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

-พัฒนาเครื่องมือสำหรับทำการวัดสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง และสร้างอุปกรณ์ต้นแบบวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวโดยใช้เครื่องมือวัดความเร่งเพื่อนำผลการวัดมาพิจารณาหาช่วงของสัญญาณที่ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวได้อย่างถูกต้อง และสามารถหาสัญญาณรบกวนจากสัญญาณที่วัดได้

-พัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

-เปรียบเทียบและประเมินประสิทธิภาพของวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงแต่ละวิธีที่ทำการศึกษาว่า วิธีที่ทำการศึกษาวีดิเหมาะสมกับกรณีการสั่นของคนไข้ที่เลือกพิจารณามากที่สุด

-กรณีการสั่นของคนไข้ที่เลือกพิจารณานั้นได้สนใจศึกษาการสั่นของคนไข้ Essential Tremor เนื่องจากคนไข้ทั่วไปการสั่นมีลักษณะการสั่นสองลักษณะหลักคือ การสั่นแบบ ET และการสั่นแบบพาร์กินสัน [14] รวมทั้งผู้ป่วย Essential Tremor มีจำนวนมากกว่าผู้ป่วยพาร์กินสัน 7-10 เท่า ขณะที่คนไข้พาร์กินสันก็มีจำนวนไม่น้อยนั่นคือ ประมาณ 12 ถึง 20 คนจากประชากร 100000คน [15]

1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น

-กรณีการสั่นของคนไข้ Essential Tremor นั้น ในที่นี้ทำการศึกษาดูตัวอย่างของคนไข้ Essential Tremor ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เท่านั้น

-อุปกรณ์เครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ทำการศึกษานั้น ได้ทำการศึกษาเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงของบริษัท MASIMO โดยได้นำ

เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงมาจาก คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1.5 ข้อจำกัดของการวิจัย

ข้อจำกัดของการวิจัยที่มีคือ จำนวนของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่มีจำนวนจำกัด เนื่องจากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่เป็นเครื่องของคณะแพทยศาสตร์นั้นมีจำนวนมากแต่มีไซของบริษัทเดียวกันทำให้ไม่สามารถเปรียบเทียบค่าของการคำนวณเครื่องได้

1.6 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

Pulse Oximeter	ใช้คำว่า	เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง
Blood Oxygen Saturation	ใช้คำว่า	ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด
Adaptive Noise Cancellation	ใช้คำว่า	ตัวกำจัดสัญญาณรบกวนแบบปรับตัวได้
Minimum Correlation Discrete Saturation Transform	ใช้คำว่า	กระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุด
Accelerometer	ใช้คำว่า	เครื่องมือวัดความเร่ง

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เข้าใจถึงการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง
2. ได้พัฒนาวิธีหาช่วงของการรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวของสัญญาณเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงให้ถูกต้องและเป็นประโยชน์ต่องานวิจัยอื่นๆ
3. ได้พัฒนาวิธีการลดผลการเคลื่อนไหวที่มีต่อสัญญาณเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงให้มีความสามารถสูงขึ้น
4. สามารถวิเคราะห์ได้ว่าวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบใดให้ความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนดีที่สุดในกรณีปัญหาที่พิจารณา

1.8 วิธีการดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาขั้นตอนการทำงานของเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง
2. ศึกษาการทำงานของเครื่องมือวัดความเร่งที่เลือกใช้
3. ศึกษากระบวนการวิธีการลดผลการรบกวนโดยการเคลื่อนไหวยึดต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่นำเสนอโดยนักวิจัย
4. ประกอบอุปกรณ์จับความเคลื่อนไหวยึดกับวงจรที่ใช้เพื่อนำไปใช้ในการทดลองที่ผู้วิจัยออกแบบ
5. ทำการทดลองเก็บสัญญาณจากเครื่องมือวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยแล้วนำสัญญาณมาวิเคราะห์และทดลองกับกระบวนการวิธีที่พัฒนาขึ้น
6. ประเมินประสิทธิภาพของวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว พิจารณาว่าวิธีใดมีความสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวในกรณีการสั่นของคนไข้ที่พิจารณาสูงกว่ากัน

1.9 ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

1. เสนอผลการจำลองระบบของเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงด้วยโปรแกรมว่ามีความถูกต้อง ตามที่อธิบายในคู่มือของเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงมากน้อยเพียงใด และการคำนวณมีความถูกต้องเพียงใด
2. พิจารณาผลการลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวโดยวิธีการหลักสองกลุ่มคือวิธีที่ไม่ใช้สัญญาณความเร่งจากการเคลื่อนไหว และวิธีที่ใช้สัญญาณความเร่งจากการเคลื่อนไหว ว่าวิธีการใดมีประสิทธิภาพดีกว่า โดยการรบกวนนั้นได้จากการกำหนดให้ผู้ถูกวัดมีการเคลื่อนไหว
3. นำการพิจารณาในข้อ 2. เลือกวิธีการที่มีประสิทธิภาพสูงกว่า มาพิจารณาประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง กับกรณีการสั่นของคนไข้จริง

บทที่ 2

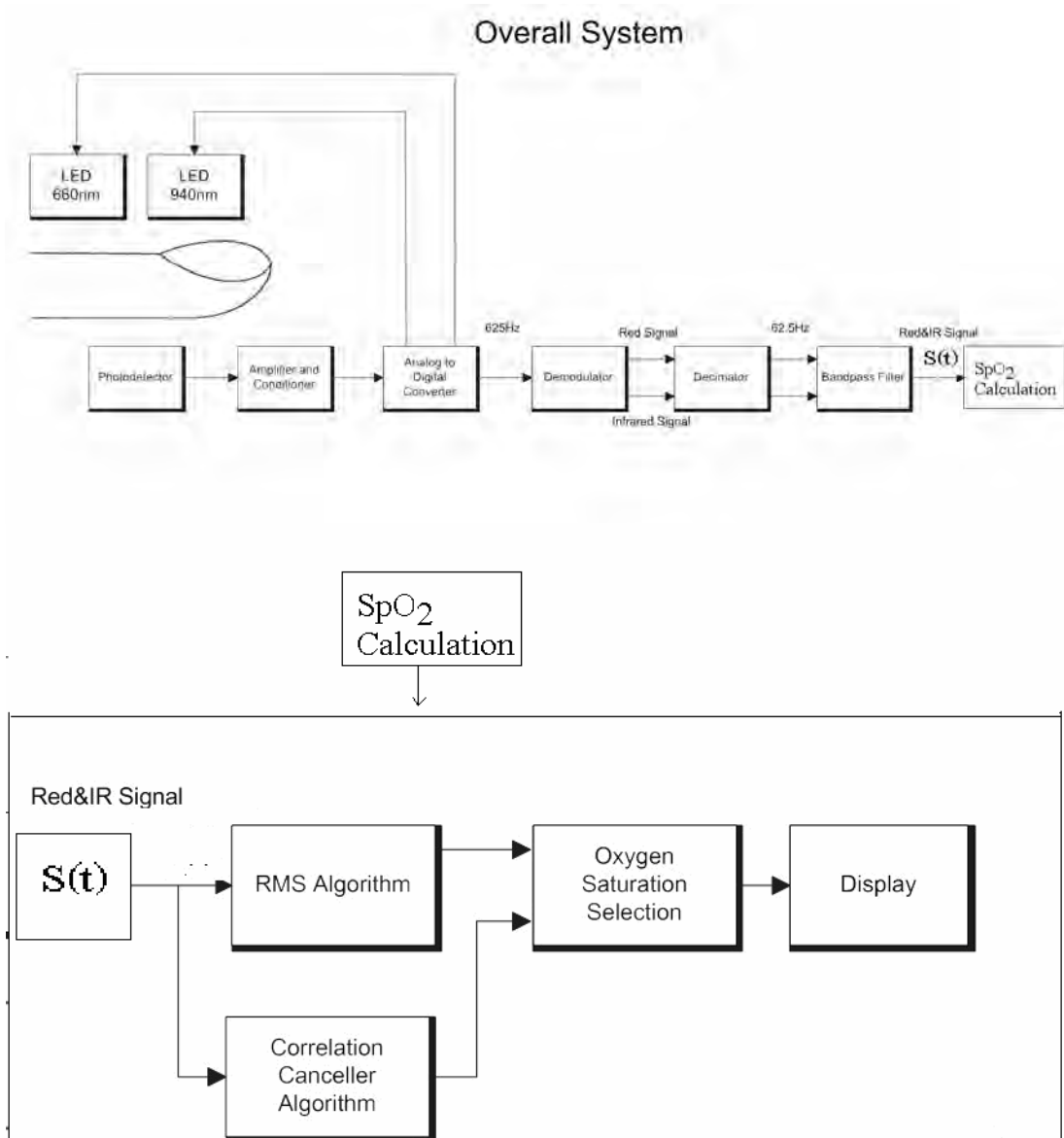
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการที่จะสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงได้อย่างมีประสิทธิภาพนั้น จำต้องมีการศึกษาให้เข้าใจถึงทฤษฎีและหลักการต่างๆที่ต้องการนำมาใช้ รวมทั้งยังต้องทราบหลักการคำนวณค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดด้วยเครื่องวัดออกซิเจนอิมิตัวในเลือดด้วยแสง เพื่อให้ทราบถึงสมมติฐานที่ใช้และข้อบกพร่องที่น่าจะสามารถแก้ไขได้ อีกทั้งยังต้องทราบถึงลักษณะของผู้ป่วยที่ต้องการศึกษาด้วย โดยหลักการและทฤษฎีที่ต้องการทราบในงานวิจัยนี้คือ

1. หลักการทำงานของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง
2. กระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด
3. หลักการของเครื่องมือวัดความเร่ง
4. การปรับสัญญาณด้วยวงจรกรองแบบปรับตัวได้แบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง
5. การปรับสัญญาณด้วยวงจรกรองแบบปรับตัวได้แบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด
6. ลักษณะการสั่นของผู้ป่วย Essential Tremor

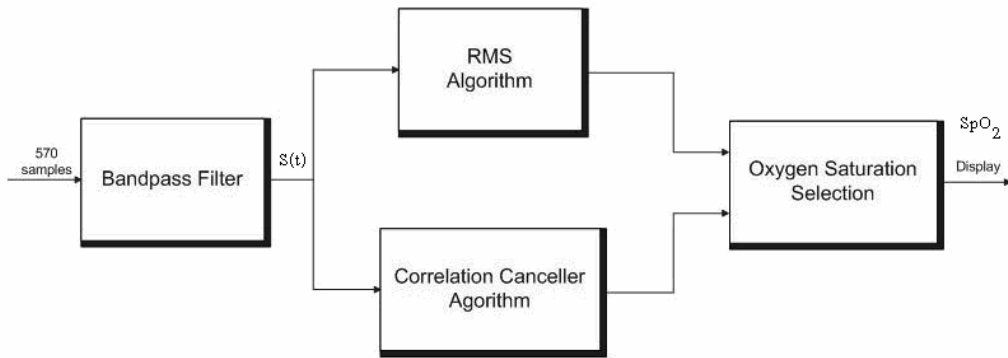
2.1 หลักการทำงานของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

ขั้นตอนการทำงานของเครื่องวัดระดับความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงแตกต่างกันไปตามบริษัทผู้ผลิตโดยในที่นี้เลือกที่จะจำลองการทำงานของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงของบริษัท Masimo ซึ่งเป็นเครื่องที่มีมาตรฐานและเป็นที่อ้างอิงของงานวิจัยโดยทั่วไปซึ่งสามารถแสดงได้ [16] ตามรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงระบบการทำงานทั้งหมดของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

วิทยานิพนธ์นี้ผู้วิจัยได้รับความช่วยเหลือจากทาง คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ให้เก็บสัญญาณจากตัวเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงได้ ซึ่งทำให้ได้สัญญาณที่ถูกต้องกว่าการใช้สัญญาณสังเคราะห์ โดยสัญญาณที่เก็บได้นั้นคือสัญญาณที่ตรงกับตำแหน่งหลังการกรองด้วยตัวกรองผ่านแถบแล้วหรือสัญญาณ $S(t)$ ตามรูปที่ 2.1 ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้สนใจตั้งแต่ส่วนของการคำนวณและแสดงผลเท่านั้นซึ่งมีขั้นตอนตามรูปที่ 2.2



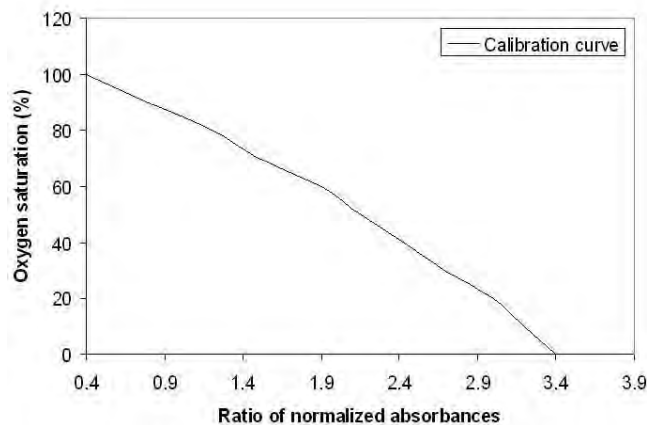
รูปที่ 2.2 แสดงส่วนขั้นตอนการคำนวณของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

2.1.1 ขั้นตอนการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดด้วยแสง

ในการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดด้วยแสงนั้นต้องอาศัยตัวแปรที่สำคัญคือตัวแปร R ซึ่งสามารถนำไปหาค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดด้วยแสงตามสมการ

$$SpO_2 = \frac{a - bR}{c - dR} \quad (2.1)$$

เมื่อ SpO_2 คือค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด และ a, b, c และ d คือค่าคงที่ซึ่งในที่นี้มีกราฟที่ทำการศึกษาทดลองหาความสัมพันธ์มาแล้วตามรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าออกซิเจนในเลือดแดง SpO_2 และค่า R

โดยเนื่องจากตามรูปที่ 2.2 การคำนวณนั้นมี 2 วิธีที่ทำกรคำนวณพร้อมกันคือวิธีรากกำลังสองเฉลี่ย (RMS Algorithm) และวิธี Correlation Canceller วิธีการที่แตกต่างกันนั้นจึงทำให้ได้ค่า R ที่แตกต่างกันไปจากนั้นนำค่า R ที่ได้มาคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดแดง SpO_2 แล้วจึงเลือกค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดแดงที่มีความน่าเชื่อถือมากที่สุดมาแสดงโดย Oxygen Saturation Selection ซึ่งก่อนที่ทำการอธิบายการคำนวณค่า R ของแต่ละวิธีนั้น ต้องทำการกำหนด

แบบจำลองของสัญญาณ $S(t)$ ที่นำมาทำการคำนวณก่อนซึ่งแบบจำลองที่ใช้กำหนดโดยสมการ (2.2) และ (2.3)

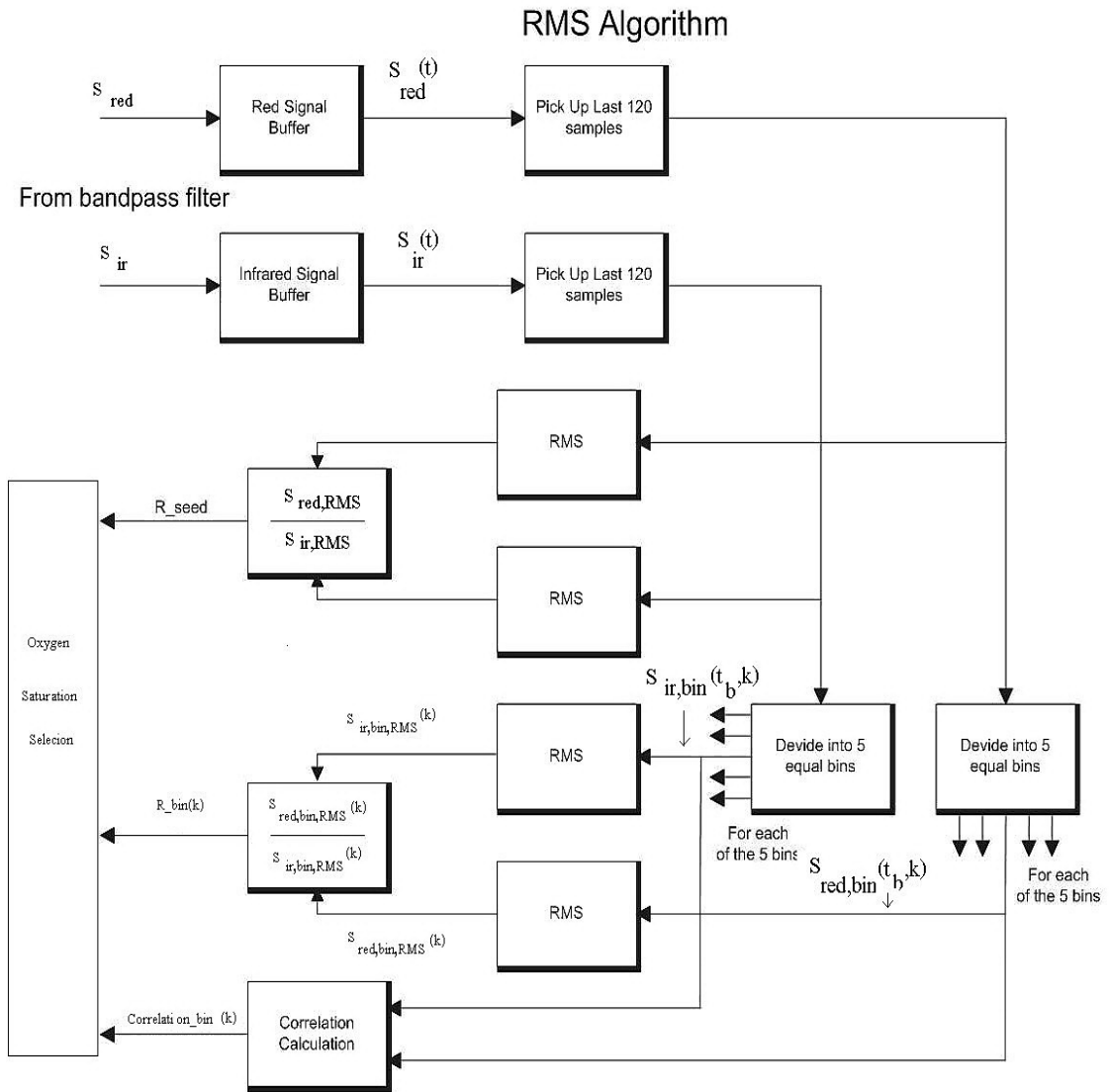
$$S_{red}(t) = s_{red}(t) + n_{red}(t) \quad (2.2)$$

$$S_{ir}(t) = s_{ir}(t) + n_{ir}(t) \quad (2.3)$$

เมื่อ $S_{red}(t)$, $S_{ir}(t)$ คือค่าความดูดซับของแสงที่ความยาวคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดตามลำดับที่เวลา t ตัวแปร $s_{red}(t)$, $s_{ir}(t)$ คือค่าความดูดซับแสงผ่านองค์ประกอบที่เราสนใจในที่นี้คือเม็ดเลือดแดงของความยาวคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดตามลำดับ และ $n_{red}(t)$, $n_{ir}(t)$ คือค่าความดูดซับของแสงผ่านองค์ประกอบที่เราไม่ต้องการในที่นี้คือเม็ดเลือดดำเนื่องจากผู้ถูกวัดมีการเคลื่อนที่ของความยาวคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดตามลำดับ และในที่นี้ $S_{red}(t)$, $S_{ir}(t)$ คือสัญญาณที่ได้หลังจากผ่านวงจรกรองผ่านแถบแล้วตามรูปที่ 2.1 และเมื่อกำหนดแบบจำลองของสัญญาณได้แล้วจากนี้ จะทำการอธิบายวิธีการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดด้วยแสงแต่ละวิธี

2.1.1.1 วิธีรากกำลังสองเฉลี่ย (RMS Algorithm)

วิธีนี้สามารถอธิบายขั้นตอนการคำนวณตามวิธีของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงของบริษัท Masimo ได้ตามรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ขั้นตอนการทำงานของวิธีรากกำลังสองเฉลี่ย

กำหนด $S_{red}(t)$ และ $S_{ir}(t)$ เป็นข้อมูลที่ถูกต้องเข้ามาอยู่ใน buffer ทั้ง 270 ตัวของสัญญาณแสงช่วงแสงสีแดงและอินฟราเรด ตามลำดับโดย $t = 1, 2, 3, \dots, 270$

กำหนด $S_{red,RMS}$ และ $S_{ir,RMS}$ คือการหาค่ากำลังสองเฉลี่ยของสัญญาณแสงใน buffer ของแสงความยาวคลื่นสีแดงและอินฟราเรด ตามลำดับ

1) นำข้อมูล 120 ตัวหลังของข้อมูลที่เข้ามา 270 ตัวเพื่อให้ผ่านช่วง settling time ของวงจรกรองผ่านต่ำของ correlation canceller แล้วมาคำนวณ $S_{red,RMS}$ และ $S_{ir,RMS}$

2) กำหนดค่า $S_{red,RMS}$ และ $S_{ir,RMS}$ ตามสมการ

$$S_{red,RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{t=151}^{270} S_{red}^2(t)}{120}} \tag{2.4}$$

$$S_{ir,RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{t=151}^{270} S_{ir}^2(t)}{120}} \quad (2.5)$$

3) นำข้อมูล 120 ข้อมูลตัวหลังของสัญญาณชุดเดียวกันทั้ง $S_{red}(t)$ และ $S_{ir}(t)$ มาแบ่งเป็น 5 ช่วงช่วงละ 24 ข้อมูลให้สัญลักษณ์ $S_{red,bin}(t_b, k)$ และ $S_{ir,bin}(t_b, k)$ แทนสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงช่วงที่ k และสัญญาณแสงอินฟราเรดช่วงที่ k ตามลำดับเมื่อ $k = 1, 2, 3, 4, 5$ และ $t_b = t - 150$ โดย t คือตำแหน่งข้อมูลตัวที่ 151 เป็นต้นไปของ $S_{red}(t)$ และ $S_{ir}(t)$ หรือกำหนดได้ตามสมการ

$$S_{red,bin}(t_b, k) = S_{red}(t_b + 150) \quad (2.6)$$

$$S_{ir,bin}(t_b, k) = S_{ir}(t_b + 150) \quad (2.7)$$

เมื่อ $24(k-1) + 1 \leq t_b \leq 24k$

4) กำหนดค่า $S_{red,bin,RMS}(k)$ และ $S_{ir,bin,RMS}(k)$ ตามสมการ

$$S_{red,bin,RMS}(k) = \sqrt{\frac{\sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} S_{red,bin}^2(t_b, k)}{24}} \quad (2.8)$$

$$S_{ir,bin,RMS}(k) = \sqrt{\frac{\sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} S_{ir,bin}^2(t_b, k)}{24}} \quad (2.9)$$

โดย $S_{red,bin,RMS}(k)$ และ $S_{ir,bin,RMS}(k)$ คือการหาค่ากำลังสองเฉลี่ยของสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงและอินฟราเรดของแต่ละช่วงตามลำดับ

5) ทุกช่วงทำการหาค่า $R_{bin}(k)$ ตามสมการ

$$R_{bin}(k) = \frac{S_{red,bin,RMS}(k)}{S_{ir,bin,RMS}(k)} \quad (2.10)$$

6) กำหนดค่า R_{seed} ตามสมการ

$$R_{seed} = \frac{S_{red,RMS}}{S_{ir,RMS}} \quad (2.11)$$

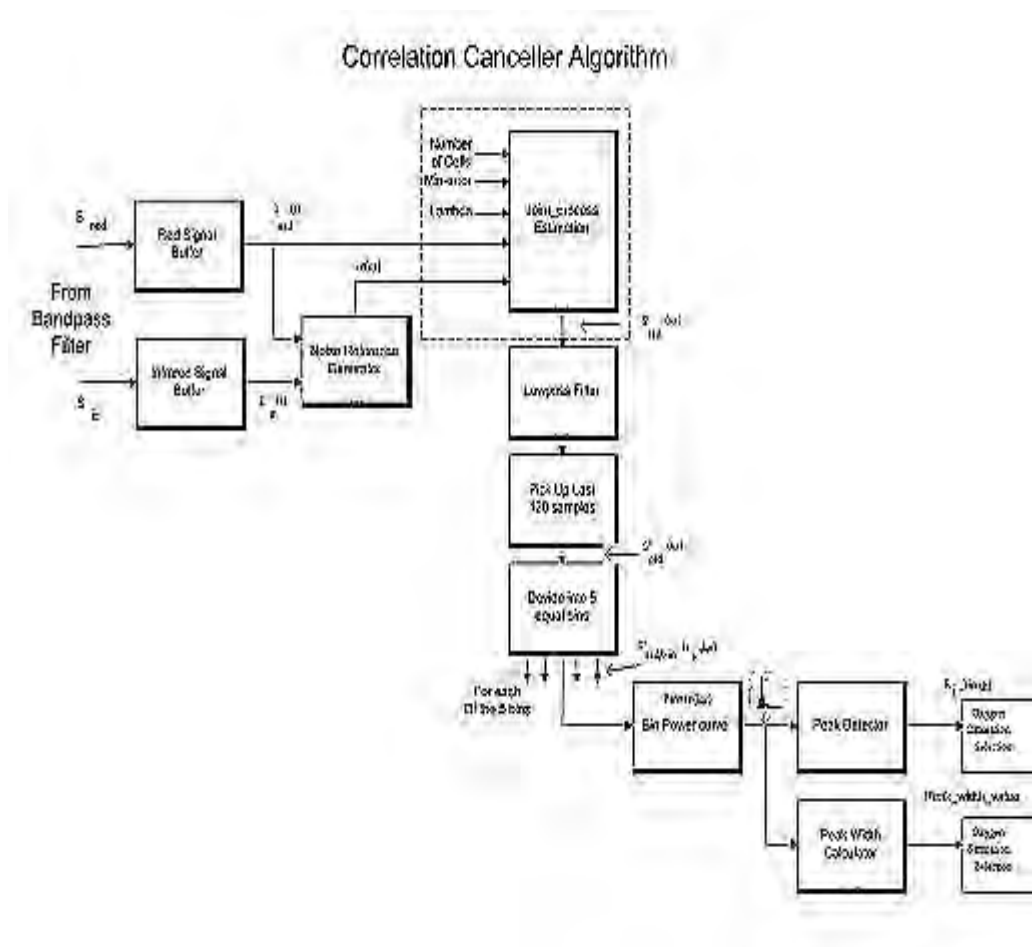
7) คำนวณค่าความน่าเชื่อถือของข้อมูลโดยทำการหาค่า Correlation ในแต่ละช่วงโดยสมการ

$$\text{Correlation}_{bin}(k) = \frac{\sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} S_{red,bin}(t_b, k) S_{ir,bin}(t_b, k)}{\sqrt{\sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} S_{red,bin}^2(t_b, k) \sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} S_{ir,bin}^2(t_b, k)}} \quad (2.12)$$

โดยค่า $\text{Correlation_bin}(k)$ ที่ทำให้ช่วงนั้นข้อมูลมีความน่าเชื่อถือคือไม่ต่ำกว่า 0.96 ซึ่งนำไปใช้ในการพิจารณาความน่าเชื่อถือของข้อมูลด้วย Oxygen Saturation Selector เมื่อทำการคำนวณค่า R เสร็จแล้วทั้งสองวิธี

2.1.1.2 วิธี correlation canceller

วิธีนี้สามารถอธิบายขั้นตอนการทำงานตามขั้นตอนของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงของบริษัท Masimo ได้ตามรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ขั้นตอนการทำงานของวิธี correlation canceller

กำหนด $S_{red}(t)$ และ $S_{ir}(t)$ เป็นข้อมูล 270 ข้อมูลที่ถูกดึงเข้ามาใส่ buffer ของสัญญาณแสงช่วงแสงสีแดงและอินฟราเรดตามลำดับ โดย $t = 1, 2, 3, \dots, 270$

กำหนด r คือค่า R ตามสมการที่ (2.5) ที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดแดง SpO_2 กับค่า R

กำหนด $n'(r, t)$ เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิงที่สร้างเพื่อส่งเข้าสู่ Correlation Canceller ที่สร้างจาก $S_{red}(t)$, $S_{ir}(t)$ และ r

1) สร้างสัญญาณรบกวนอ้างอิงหรือ noise reference ($n'(r, t)$) ทั้งหมด 117 สัญญาณตามสมการ

$$n'(r, t) = S_{red}(t) - rS_{ir}(t) \tag{2.13}$$

โดยใช้สัญญาณ $S_{red}(t)$ และ $S_{ir}(t)$ ชุดเดียวกับที่คำนวณด้วยวิธีรากลกำลังสองเฉลี่ยและเลือกค่า r 117 ค่าที่สัมพันธ์กับค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดร้อยละ 34.5 ถึง 100.5 ตามสมการ (2.5) ที่ละค่าที่แตกต่างกันโดย r แต่ละตัวนั้นสัมพันธ์กับออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่มีค่าต่างกัน โดยเลือกค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดแดงให้ต่างกันด้วยผลต่างที่เท่ากัน

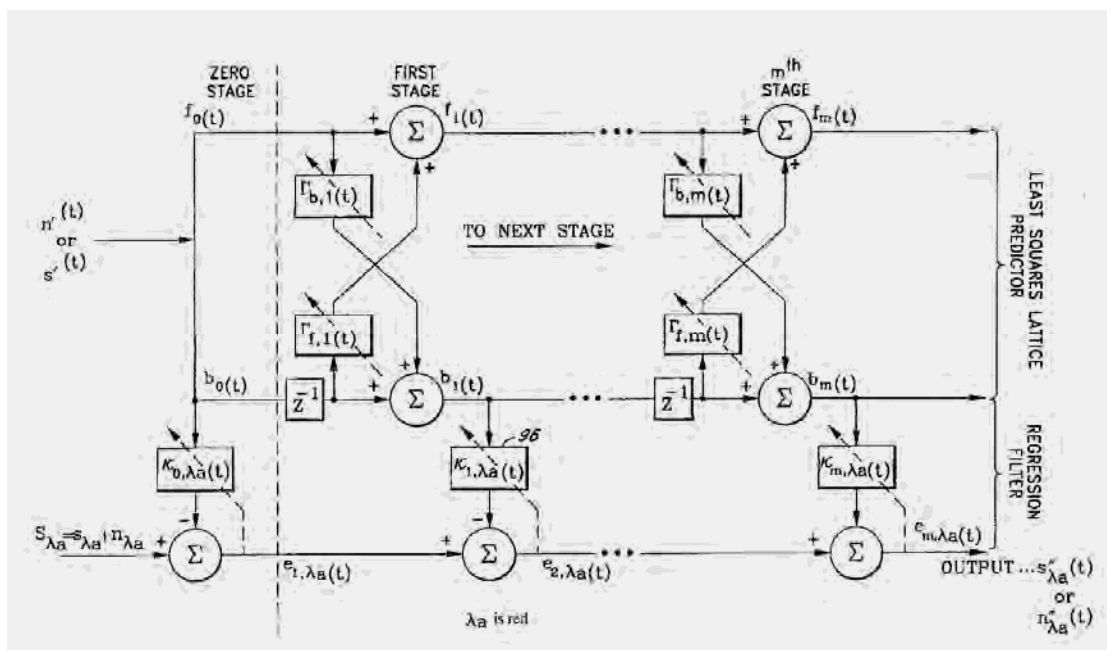
กำหนดสมมติฐานเพิ่มเติมจากสมการที่ (2.2) และ (2.3) ว่าสัญญาณจากทั้งสองความยาวคลื่นสัมพันธ์กันในแต่ละองค์ประกอบดังนี้

$$S_{red}(t) = s_{red}(t) + n_{red}(t) = R_a s_{ir}(t) + R_v n_{ir}(t) \tag{2.14}$$

$$S_{ir}(t) = s_{ir}(t) + n_{ir}(t) \tag{2.3}$$

ดังนั้นถ้าสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นโดยค่า r มีค่าที่ตรงกับ R_a เราจะได้สัญญาณรบกวนที่สร้าง $n'(r, t)$ ที่สัมพันธ์กับสัญญาณรบกวนจริง $n_{ir}(t)$ มากที่สุด

2) การคำนวณของข้อมูลหนึ่งชุด 270 ตัวนี้จะส่งเข้าการประมวลผลระบบการร่วม ซึ่งมีกระบวนการคำนวณตามรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ขั้นตอนการคำนวณของการประมวลผลระบบการร่วม

โดยการประมวลผลระบบการร่วมนี้ทำการปรับค่าสัญญาณรบกวนอ้างอิง $n'(r, t)$ ที่ส่งเข้าทำการคำนวณให้ใกล้เคียงสัญญาณรบกวนจริง $n(t)$ มากที่สุดเพื่อให้สัญญาณขาออกมีค่าใกล้เคียง

สัญญาณข้อมูล $s(t)$ มากที่สุดสัญญาณแสงช่วงแสงสีแดงที่คำนวณหนึ่งชุดนี้จะส่งเข้าการประมวลผลระบบการรวมพร้อมกับสัญญาณรบกวนอ้างอิงที่สร้างโดยสัญญาณชุดนั้นทีละสัญญาณทำจนครบ 117 สัญญาณ

3) กำหนดให้สัญญาณขาออกของการประมวลผลระบบการรวมคือ $S'_{red}(t,r)$ เมื่อสัญญาณแสงช่วงแสงสีแดงถูกส่งเข้าพร้อมกับค่า r

4) ดึงข้อมูล 120 ตัวหลังของ 270 ตัวของสัญญาณชุดที่ทำการคำนวณเพื่อผ่านช่วง settling time ของวงจรกรองแบบผ่านต่ำกำหนดเป็น $S'_{red}(t,r)$ โดย $t = 151, 152, 153, \dots, 270$

5) แบ่งข้อมูลออกเป็น 5 ช่วงช่วงละ 24 ตัวและกำหนด $S'_{red,bin}(t_b, k, r)$ แทนสัญญาณแสงช่วงแสงสีแดงที่ผ่านการประมวลผลระบบการรวมด้วยค่า r แล้วและแบ่งเป็น 5 ช่วงแล้วช่วงที่ k หรืออธิบายตามสมการ

$$S'_{red,bin}(t_b, k, r) = S'_{red}(t_b + 150, r) \quad (2.15)$$

เมื่อ $24(k-1) + 1 \leq t_b \leq 24k$

6) นำสัญญาณแต่ละช่วงที่ได้ไปสร้าง Bin Power Curve โดยที่

$$\text{Power}(k, r) = \sum_{t_b=24(k-1)+1}^{24k} (S'_{red,bin}(t_b, k, r))^2 \quad (2.16)$$

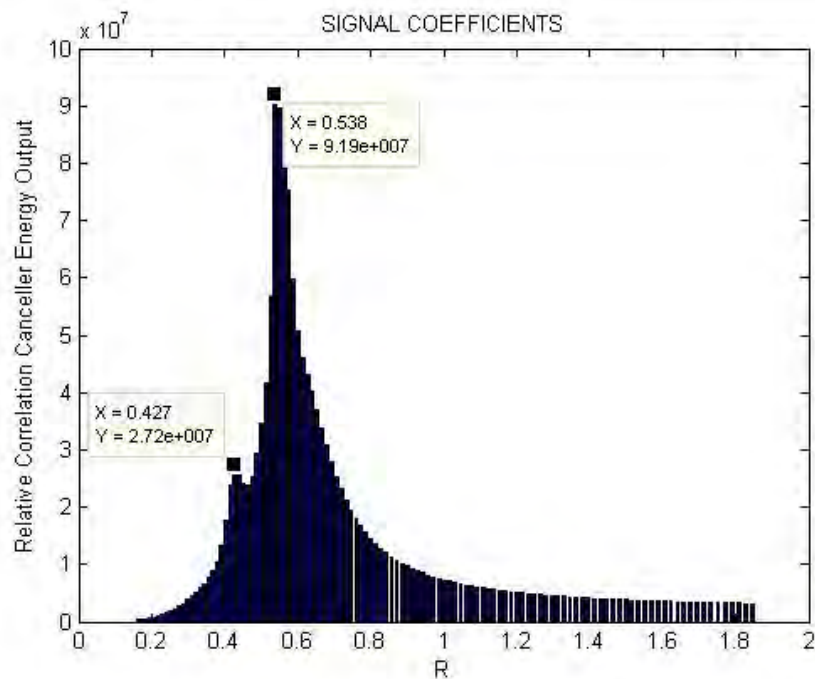
$\text{Power}(k, r)$ คือพลังงานของช่วงที่ k ซึ่งเท่ากับผลรวมของกำลังสองของข้อมูลทั้งหมด 24 ตัวโดย Bin Power Curve ได้โดยการหา $\text{Power}(k, r)$ ที่ r ทั้ง 117 ค่าแล้วนำมา plot เทียบกับค่า r 117 ค่าที่สัมพันธ์กัน

7) ค่าของ Bin Power Curve ที่กล่าวว่าเป็นค่ายอดคือค่าที่มากกว่า 2 % ของค่าสูงสุดในกราฟ และมีอนุพันธ์อันดับหนึ่งเปลี่ยนแปลงจากมากกว่าศูนย์ไปสู่ศูนย์หรือน้อยกว่าศูนย์ ค่าที่ประกอบด้วยคุณสมบัติดังนี้และสูงกว่าค่ารอบข้างจะกล่าวว่าเป็นค่ายอด โดยคุณสมบัติของการประมวลผลระบบการรวมที่ใช้ซึ่งถือว่าเป็น correlation canceller ที่ให้พลังงานสูงสุดเมื่อสัญญาณที่เข้าสัมพันธ์กันน้อยที่สุดถ้าพิจารณาจากสมการ (2.14) และ (2.3) พบว่า ทั่วไปค่ายอดมีสองค่าคือที่ $r = R_u$ และ $r = R_v$ เราเลือกให้ค่ายอดที่ตรงกับ r ที่ให้ออกซิเจนในเลือดมากกว่า $r = R_u$ เลือกให้เป็นค่า R ของช่วงที่ k เรียกว่า $R_{j_bin}(k)$ แล้วส่งไปที่ Oxygen Saturation Selection

8) หาค่า Peak_Width ซึ่งสามารถบอกถึงการถูกรบกวนถ้า Peak_Width มีค่ามากแสดงว่ามีการรบกวนมากค่า Bin_Peak_Width หาได้โดยรวมทุกค่าในช่วงที่สนใจลบด้วยจำนวนข้อมูลคูณกับข้อมูลค่าต่ำสุดของช่วงค่า Bin_Peak_Width ที่มากที่สุดในช่วงเรียกว่า Peak_Width หรือสัญลักษณ์ Peak_Width_Value ตามสมการ

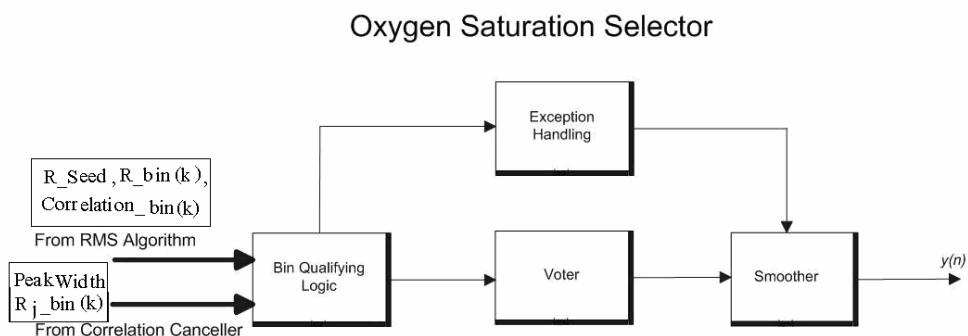
$$\text{Bin_Peak_Width}(k) = \sum_{r=1}^{117} \text{Power}(k, r) - 117(\min(\text{Power}(k, r))) \quad (2.17)$$

โดย $k = 1, 2, 3, 4, 5$



รูปที่ 2.7 ตัวอย่าง Bin Power Curve

จากการคำนวณทั้งสองวิธีจะถูกพิจารณาเลือกให้มีค่าออกซิเจนอิ่มตัวที่ถูกต้องที่สุดเพื่อแสดงผลด้วยขั้นตอน Oxygen Saturation Selector ตามรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ขั้นตอนของ Oxygen Saturation Selector

2.1.1.2.1 ขั้นตอนการทำงานของ Oxygen Saturation Selector

1. ที่ Bin Qualifying Logic ข้อมูลจากวิธีรากล้างสองเฉลี่ยซึ่งประกอบด้วย R_seed , $R_bin(1) - R_bin(5)$, $Correlation_bin(1) - Correlation_bin(5)$ จะถูกส่งต่อไปที่ Bin Quantifying Logic เช่นเดียวกับข้อมูลจาก Correlation Canceller Algorithm ซึ่งประกอบด้วย

$R_j_bin(1)$ ถึง $R_j_bin(5)$ โดย Bin Quantifying Logic จะทำหน้าที่พิจารณาค่า $R_bin(1) - R_bin(5)$ เปรียบเทียบกับค่า R_seed ถ้าค่า R_seed มีค่าน้อยกว่าค่าของ $R_bin(k)$ ไດเมื่อ $k = 1, 2, 3, 4, 5$ $R_bin(k)$ นั้นจะถูกแทนที่ด้วยค่า R_seed จากนั้นจะนำค่า $R_j_bin(1)$ เทียบกับค่า $R_bin(1)$ และเลือกข้อมูลที่มีค่าต่ำกว่า จะให้สัญลักษณ์ข้อมูลที่เป็นผลเปรียบเทียบระหว่าง $R_j_bin(1)$ และ $R_bin(1)$ เป็น $R1$ และพิจารณาเช่นเดียวกันทั้ง 5 ช่วง ทำให้ได้ $R1$ ถึง $R5$ จากนั้นจะพิจารณาค่า $Correlation_bin(k)$ เมื่อ $k = 1, 2, 3, 4, 5$ ถ้าช่วงไหนมีค่าต่ำกว่าที่กำหนด ข้อมูลช่วงนั้นจะต้องทิ้งไปเพราะขาดความน่าเชื่อถือ (ในการจำลองกำหนดว่า cross-correlation ต้องมากกว่า 0.96) และถูกแทนที่ด้วยค่าเฉลี่ยของช่วงที่มีค่า $Correlation_bin(k)$ เกินที่กำหนด ต่อจากนั้นส่งค่า $R1$ ถึง $R5$ ให้ Voter ต่อไป แต่ถ้าทั้ง 5 บินไม่มีช่วงใดมีค่า $Correlation_bin(k)$ เกินกว่าที่กำหนด Bin Qualifying Logic จะส่งข้อความไปที่ Smoother ว่าไม่สามารถหาค่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดได้

2. Voter มีหน้าที่นำค่า $R1$ ถึง $R5$ มาบันทึกลำดับทางเวลาของข้อมูลทั้งห้าตัว ก่อนจะนำ $R1$ ถึง $R5$ มาพิจารณาหาสามค่าที่ต่ำที่สุดหรือให้ค่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดสูงที่สุด และนำสามค่าดังกล่าวมาเรียงลำดับทางเวลาให้สัญลักษณ์เป็น $Rq1$ ถึง $Rq3$ ก่อนจะส่งให้ Smoother

3. Smoother จะนำค่า $Rq1$ ถึง $Rq3$ มาเปิดตารางเทียบจากค่า R เป็นระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดให้สัญลักษณ์เป็น $L1$ ถึง $L3$ โดยค่า $L1$ จะถูกเปรียบเทียบกับค่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดก่อนหน้า ถ้าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดก่อนหน้ามีค่ามากกว่า $L1$ เกิน 16 ระดับ ค่า $L1$ จะถูกปรับให้มีค่าสูงกว่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดก่อนหน้าเพียง 16 ระดับ (หรือ 16 เปอร์เซ็นต์) แต่ถ้า $L1$ มีค่าต่ำกว่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดก่อนหน้าเกิน 16 ระดับ ค่า $L1$ จะถูกปรับให้มีค่าต่ำกว่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดก่อนหน้าเพียง 16 ระดับ หลังจากพิจารณา $L1$ แล้ว $L2$ และ $L3$ จะถูกพิจารณาเช่นเดียวกับ $L1$ เช่น $L2$ จะถูกนำมาเทียบกับ $L1$ ที่ถูกพิจารณาปรับค่าแล้ว จากนั้นค่าระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดจะถูกกรองด้วยตัวกรองตามสมการที่ (2.18) แต่ถ้า $Peak_Width$ มีค่ามากแสดงว่ามีสัญญาณรบกวนมากจะใช้สมการที่ (2.19)

$$x(n) = 0.6x(n) + 0.4y(n-1) \quad (2.18)$$

$$x(n) = 0.4x(n) + 0.6y(n-1) \quad (2.19)$$

โดย $x(n)$ คือระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดตัวใหม่ $y(n)$ คือระดับความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดที่จะถูกส่งไปแสดงผลต่อไป

2.2 กระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด

วิธีการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดนี้ได้มีการเสนอโดยนักวิจัย Yan และ Zhang เป็นวิธีการพิจารณาคุณสมบัติไม่สัมพันธ์กันขององค์ประกอบ $s_{ir}(t)$ และ $n_{ir}(t)$ ของสัญญาณ โดยอาศัยวิธีการพิจารณาที่แตกต่างกับวิธีการของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงโดยทั่วไป สามารถอธิบายได้ดังนี้ [12]

1) กำหนดรูปแบบสัญญาณตามสมการ

$$S_{red}(t) = R_a s_{ir}(t) + R_v n_{ir}(t) \quad (2.14)$$

$$S_{ir}(t) = s_{ir}(t) + n_{ir}(t) \quad (2.3)$$

เช่นเดียวกับที่ใช้ในเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ใช้กันโดยทั่วไป

2) ตั้งสมมติฐานว่าองค์ประกอบที่สนใจคือเม็ดเลือดแดง $s_{ir}(t)$ และองค์ประกอบการที่ได้โดยเคลื่อนที่ $n_{ir}(t)$ ไม่มีความสัมพันธ์กันหรือกล่าวได้ว่าผลคูณใน (inner product)

$\langle s_{ir}(t), n_{ir}(t) \rangle$ เท่ากับศูนย์ ทำการกำหนดค่าคงที่โดยสมการ

$$A_{11} = \langle S_{ir}, S_{ir} \rangle = \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle + \langle s_{ir}, n_{ir} \rangle$$

$$A_{11} = \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle \quad (2.20)$$

$$A_{22} = \langle S_{red}, S_{red} \rangle = R_a^2 \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + R_v^2 \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle + 2R_a R_v \langle s_{ir}, n_{ir} \rangle$$

$$A_{22} = R_a^2 \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + R_v^2 \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle \quad (2.21)$$

$$A_{12} = \langle S_{ir}, S_{red} \rangle = R_a \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + R_v \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle + (R_a + R_v) \langle s_{ir}, n_{ir} \rangle$$

$$A_{12} = R_a \langle s_{ir}, s_{ir} \rangle + R_v \langle n_{ir}, n_{ir} \rangle \quad (2.22)$$

ซึ่งแก้ระบบสมการได้ความสัมพันธ์

$$R_a = \frac{A_{22} - A_{12} R_v}{A_{12} - A_{11} R_v} \quad (2.23)$$

3) ทำการหาค่าตัวแปรซึ่งกำหนดขึ้นใหม่ที่ใช้ในการพิจารณาความสัมพันธ์มีสมการดังนี้

$$RS = r_v S_{ir} - S_{red} \quad (2.24)$$

$$RN = r_a S_{ir} - S_{red} \quad (2.25)$$

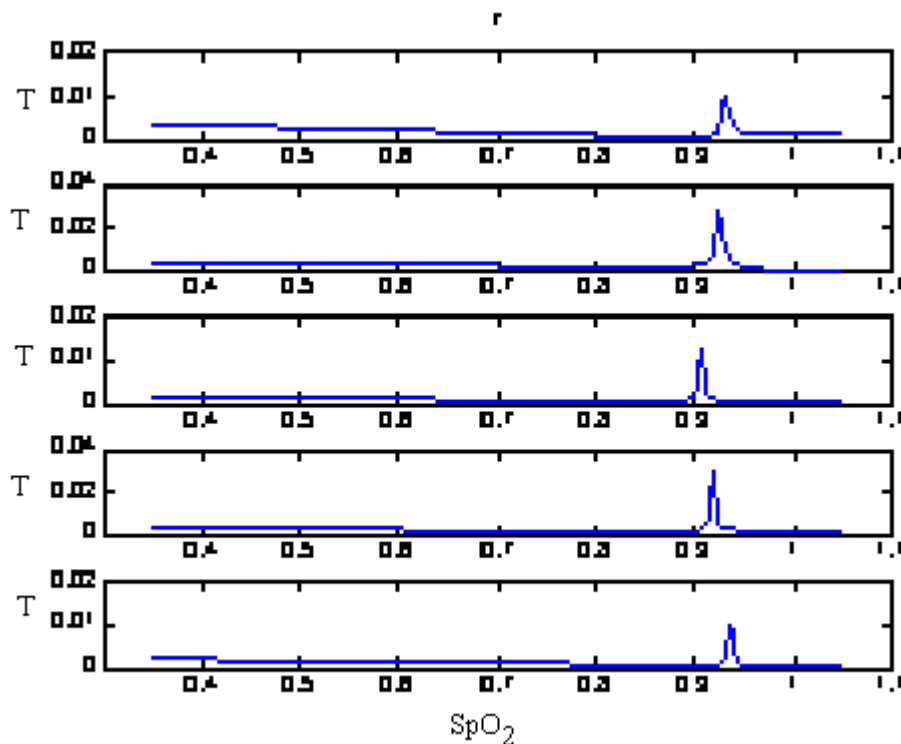
โดยเลือกค่า r_a และ r_v ที่สัมพันธ์กันตามสมการ (2.23) และให้ค่า r_a มีความละเอียดและครอบคลุมค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดตั้งแต่ 0 ถึง 100 % โดยอาศัยสมการ (2.1)

4) พิจารณาได้ว่าถ้าค่า r_u ที่เลือกนั้นมีค่าตรงกับ R_u แล้วค่า RS และ RN ที่ได้จะเหลืออยู่เพียงองค์ประกอบที่ไม่สัมพันธ์กันหรือมีมุมระหว่างกันที่ $\frac{\pi}{2}$ rad หรือถ้าพิจารณาค่าที่กำหนดโดยสมการ

$$T = \text{abs}[\text{angle}(\text{RS}(t), \text{RN}(t)) - \frac{\pi}{2}] + \sum_{\tau=1,2,3,\dots,n} \text{abs}[\text{angle}(\text{RS}(t), \text{RN}(t+\tau)) - \frac{\pi}{2}] \quad (2.26)$$

เมื่อ τ คือเวลาที่ delay แล้ว T มีค่าต่ำสุดที่ตำแหน่งนั้นโดยเลือก $r_u = R_u$ ให้ค่า T ต่ำสุดและออกซิเจนสูงสุด

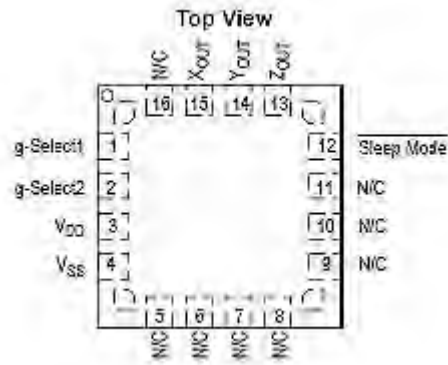
ผลการจำลองวิธีนี้โดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สามารถแสดงได้ดังนี้



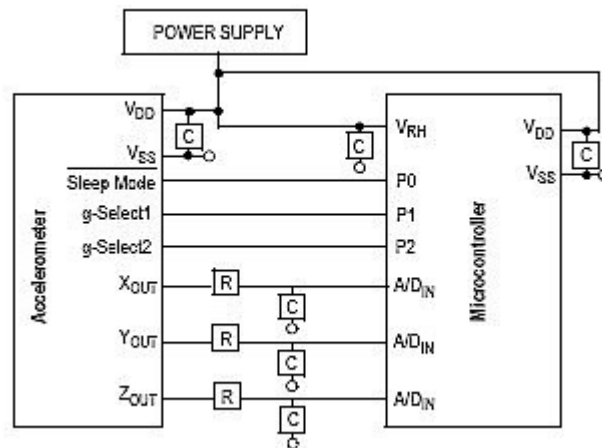
รูปที่ 2.9 ผลการคำนวณด้วยการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดโดยค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดคือค่าในแนวแกนอนที่สูงสุดที่ให้ค่าของ T ในกราฟต่ำที่สุด

2.3 หลักการของเครื่องมือวัดความเร่ง

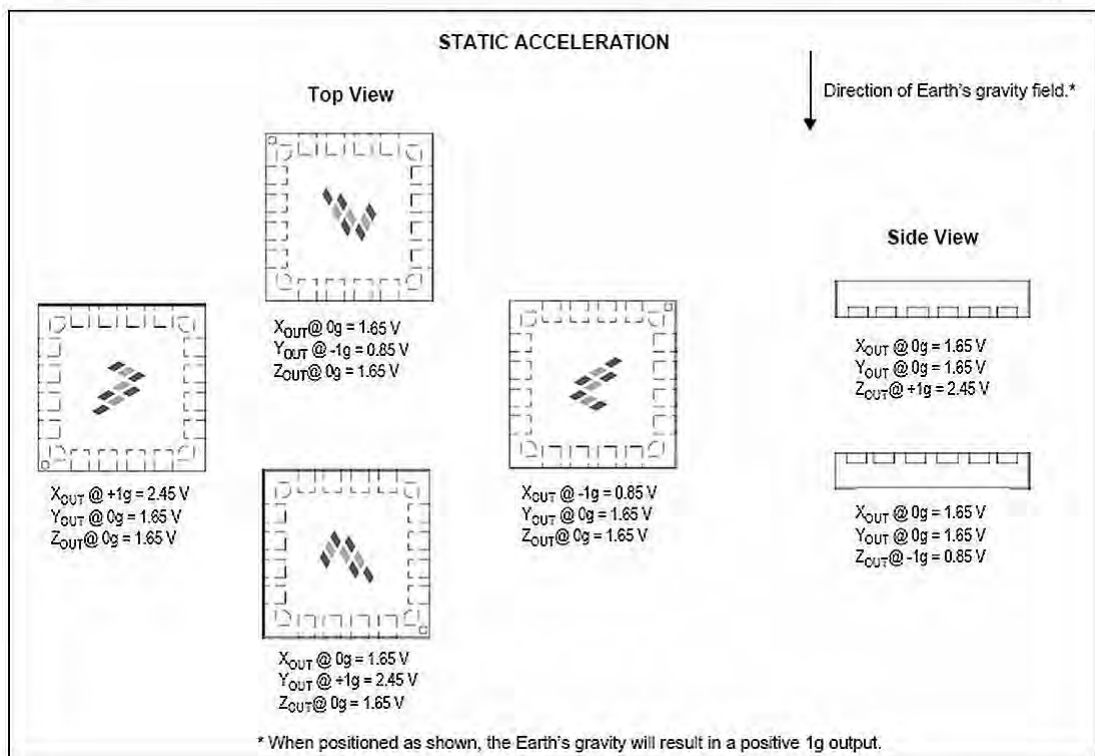
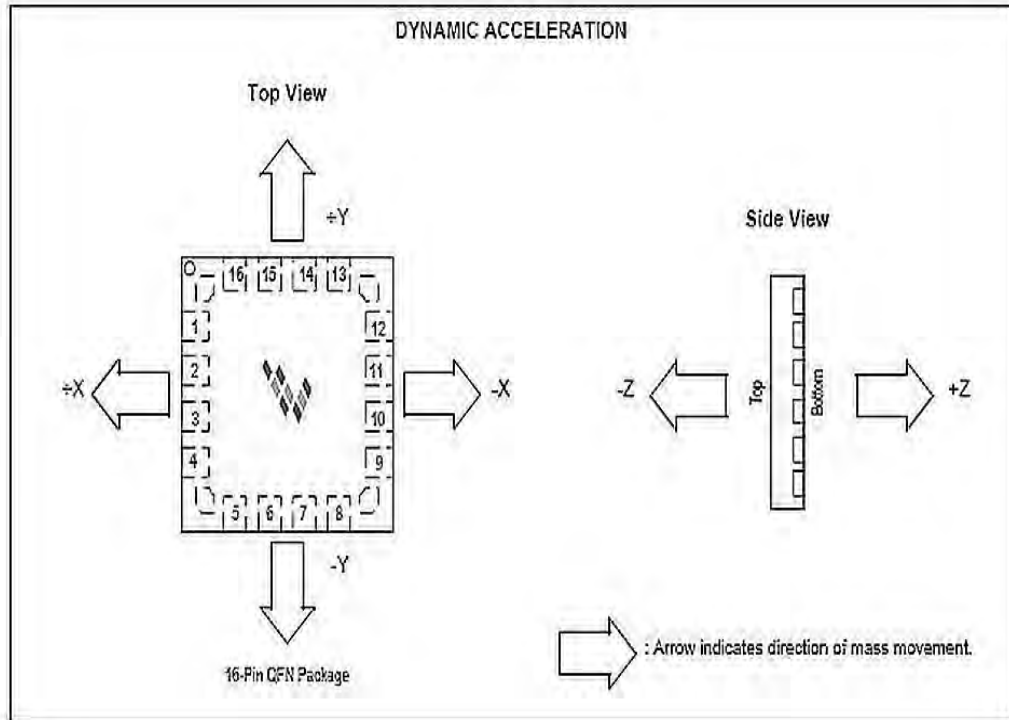
เครื่องมืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถให้แรงดันเปลี่ยนแปลงตามความเร่งที่มากกระทำต่ออุปกรณ์ โดยเครื่องมือวัดความเร่งที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือเครื่องวัดความเร่งของ Freescale Semiconductor [17] รุ่น MMA 7260 QT มีหลักการคำนวณและรายละเอียดดังนี้



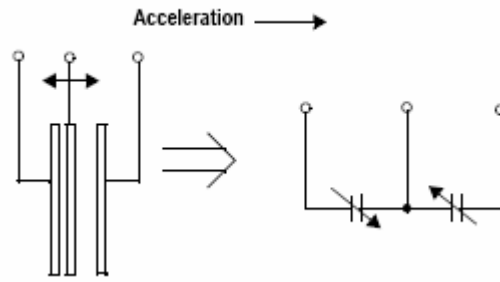
รูปที่ 2.10 ภาพมองจากด้านล่างและรายละเอียดของขาของเครื่องมือวัดความเร่ง



รูปที่ 2.11 แผนภาพการต่ออุปกรณ์เครื่องมือวัดความเร่ง



รูปที่ 2.12 แกนต่างๆที่อ้างอิงตามเครื่องมือวัดความเร่ง และแรงดันที่เปลี่ยนแปลงตามทิศทางความเร่งที่กระทำ



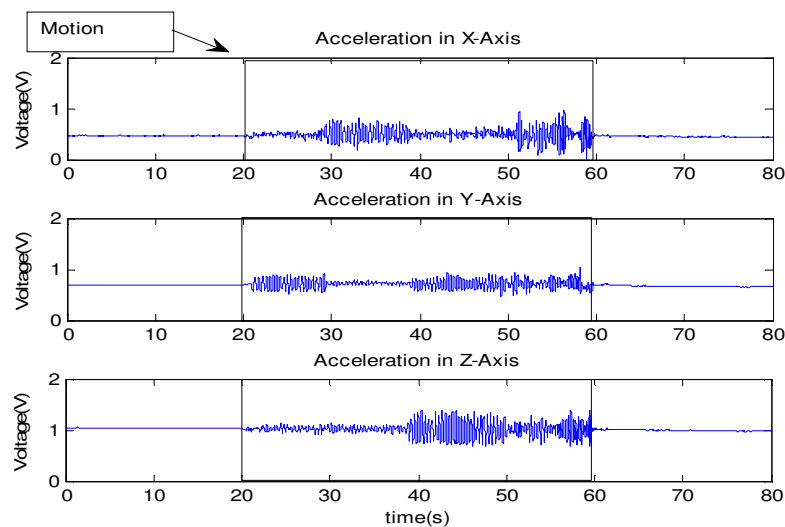
รูปที่ 2.13 แบบจำลองทางกายภาพของเครื่องมือวัดความเร่ง

จากรูปที่ 2.13 เห็นได้ว่าถ้ามีความเร่งมากกระทำกับเครื่องมือวัดความเร่งแล้ว แบบจำลองทางกายภาพที่เป็นแผ่นเพลา 3 แผ่นวางขนานกันต้องมีการเปลี่ยนแปลงของแผ่นกลาง ทำให้ระยะทางระหว่างแผ่นกลางไปยังแผ่นเพลาอีก 2 แผ่นเปลี่ยนไป ค่าความจุไฟฟ้าระหว่างแผ่นเพลาเปลี่ยนไปด้วยสมการ

$$C = \frac{A\varepsilon}{D} \quad (2.27)$$

เมื่อ C คือค่าความจุไฟฟ้า ε คือค่าคงที่ไดอิเล็กทริกส์ และ D คือระยะทางระหว่างแผ่นเพลา

ค่าความจุไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงทำให้ค่าแรงดันที่ได้จากเครื่องวัดความเร่งเปลี่ยนแปลงดังแสดงด้วยรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 แรงดันของอุปกรณ์วัดความเร่งเมื่อมีการเคลื่อนไหวในทิศทางที่กำหนดตามเครื่องมือวัดความเร่ง

2.4 การปรับสัญญาณด้วยวงจรรองปรับตัวได้แบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง

วงจรรองปรับตัวได้แบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังนี้ เป็นวงจรรองปรับตัวได้รูปแบบหนึ่ง que เลือกมาเพื่อจูนพารามิเตอร์ของวงจรรองหาสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง โดยกำหนดเงื่อนไขให้กำลังสองของผลต่างมีค่าน้อยสุด (Minimize Square Error) สามารถอธิบายดังนี้ [18]

1) กำหนดสัญญาณที่ต้องการ (Desired Signal) คือ $y(t)$

2) กำหนดสัญญาณที่ปรับได้คือ $\hat{y}(t)$ โดย

$$\hat{y}(t) = \boldsymbol{\varphi}^T(t)\boldsymbol{\theta} \quad (2.28)$$

เมื่อ $\boldsymbol{\varphi}(t)$ คือเวกเตอร์สัญญาณขาเข้าของวงจรรองและ $\boldsymbol{\theta}$ คือพารามิเตอร์ของวงจรรอง

3) ได้ผลต่างคือ $\boldsymbol{\varepsilon}(t)$ โดย

$$\boldsymbol{\varepsilon}(t) = y(t) - \hat{y}(t) \quad (2.29)$$

4) กำหนดให้ผลต่างที่ได้ถูกกรองด้วยวงจรรองเชิงเส้นที่เสถียร $L(q)$ ได้

$$\boldsymbol{\varepsilon}_F(t) = L(q)\boldsymbol{\varepsilon}(t) \quad (2.30)$$

$$1 \leq t \leq N$$

5) ให้นอร์ม $V_N(\boldsymbol{\theta})$ กำหนดโดยสมการ

$$V_N(\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N I(\boldsymbol{\varepsilon}_F(t, \boldsymbol{\theta})) \quad (2.31)$$

เมื่อ $I(\cdot)$ คือฟังก์ชันที่ให้ค่าสเกลาร์

6) ค่า $\hat{\boldsymbol{\theta}}_N$ ที่ต้องการคือค่า $\boldsymbol{\theta}$ ที่ให้นอร์มน้อยที่สุด และโดยทั่วไปค่า $I(\cdot)$ ที่เลือกคือ

$$I(\boldsymbol{\varepsilon}) = \frac{1}{2} \boldsymbol{\varepsilon}^2 \quad (2.32)$$

ถ้าเลือก $L(q) = 1$ ได้ว่า

$$V_N(\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \frac{1}{2} [y(t) - \boldsymbol{\varphi}^T(t)\boldsymbol{\theta}]^2 \quad (2.33)$$

ซึ่งกล่าวว่าเป็นรูปแบบของเงื่อนไขกำลังสองน้อยที่สุด (Least Squares Criterion) ของรีเกรสชันเชิงเส้น

7) ค่า $\boldsymbol{\theta}$ ที่ต้องการหาได้จากการหาอนุพันธ์ของ $V_N(\boldsymbol{\theta})$ เทียบกับ $\boldsymbol{\theta}$ เทียบเท่ากับศูนย์แล้วแก้สมการได้

$$\hat{\theta}_N^{LS} = \left[\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \varphi(t) \varphi^T(t) \right]^{-1} \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \varphi(t) y(t) \quad (2.34)$$

8) เงื่อนไขกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนักทำได้โดยการเพิ่มค่าถ่วงน้ำหนัก $\beta(N,t)$ ที่ค่านอร์มดังสมการ

$$V_N(\theta) = \sum_{t=1}^N \beta(N,t) [y(t) - \varphi^T(t)\theta]^2 \quad (2.35)$$

สามารถหาค่า θ ที่ต้องการได้ตามวิธีที่กล่าวมาคือการหาอนุพันธ์ของ $V_N(\theta)$ เทียบกับ θ เทียบเท่ากับศูนย์แก้สมการได้

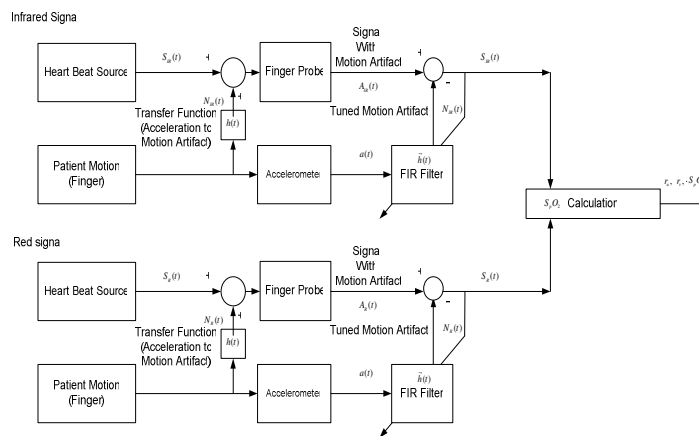
$$\theta_N^{LS} = \left[\sum_{t=1}^N \beta(N,t) \varphi(t) \varphi^T(t) \right]^{-1} \sum_{t=1}^N \beta(N,t) \varphi(t) y(t) \quad (2.36)$$

9) เงื่อนไขกำลังสองน้อยที่สุดแบบถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังทำได้โดยการเลือกค่าถ่วงน้ำหนัก $\beta(N,t)$ อยู่ในรูปเลขยกกำลังเช่น forgetting factor หรือ

$$\beta(N,t) = \eta^{N-t} \quad (2.37)$$

เมื่อ $0 \leq t \leq 1$ โดย $t = 1$ คือการไม่ forget หรือ การที่สัญญาณที่เวลา t ขึ้นกับเวลาก่อนหน้านั้นทุกตำแหน่ง

ซึ่งจากงานวิจัยซึ่งมีระบบดังนี้



รูปที่ 2.15 ระบบของสัญญาณที่ใช้สำหรับงานวิจัยนี้

จากรูปที่ 2.15 กำหนดตัวแปร N คือความยาวของสัญญาณที่ต้องการทำการกรอง $\vec{a}(t) = [a(t-1) \dots a(t-n)]^T$ คือเวกเตอร์สัญญาณความเร่งจากเครื่องมือวัดความเร่ง n คือความยาววงจรกรองหรือความยาวของเวกเตอร์สัญญาณขาเข้าและ $\vec{h}(t) = [g_1 \dots g_n]^T$ คือสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองที่เวลา t

สามารถเทียบสัญลักษณ์ตัวแปรต่างๆได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\theta &\rightarrow \bar{h} \\ \varphi(t) &\rightarrow a(t) \\ y(t) &\rightarrow y(t) - \hat{y}(t)\end{aligned}$$

ได้

$$\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} \bar{a}(t) \bar{a}^T(t)] \bar{h} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} (y(t) - \hat{y}(t)) \bar{a}(t)] \quad (2.38)$$

ซึ่งสมมติฐานที่ใช้คือ $\hat{y}(t)$ uncorrelated หรือไม่สัมพันธ์กับ $a(t)$ ทำให้ได้

$$\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} \bar{a}(t) \bar{a}^T(t)] \bar{h} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} y(t) \bar{a}(t)] \quad (2.39)$$

2.5 การปรับสัญญาณด้วยวงจรรองปรับตัวได้แบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด

วงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุดนี้ จัดเป็นวงจรรองปรับตัวได้อีกชนิดหนึ่งที่มีการนำมาใช้อย่างแพร่หลาย ทั่วไปในการลดสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณต่างๆ งานวิจัยนี้จึงได้เลือกมาเพื่อพิจารณาความเหมาะสมในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความถี่ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง หลักการปรับพารามิเตอร์ของวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุดนั้น สามารถอธิบายได้ดังนี้ [19]

กำหนดสัญลักษณ์สัญญาณต่างๆที่ใช้ในการปรับพารามิเตอร์ เหมือนกับที่ใช้กับวิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังเช่น N คือความยาวของสัญญาณที่ต้องการทำการกรอง μ คือค่าชวงก้าวที่ใช้ในการปรับ $\bar{a}(t) = [a(t-1) \dots a(t-n)]^T$ คือเวกเตอร์สัญญาณความถี่จากเครื่องมือวัดความถี่ $d(t)$ คือสัญญาณที่ต้องการที่เวลา t ไตๆ n คือความยาววงจรรองหรือความยาวของเวกเตอร์สัญญาณขาเข้าและ $\bar{h}(t) = [g_1 \dots g_n]^T$ คือสัมประสิทธิ์ของวงจรรองที่เวลา t

1. กำหนดค่าชวงก้าวโดยอสมการ

$$0 < \mu < \frac{2}{\text{tap input power}}$$

$$\text{tap input power} = \sum_{k=1}^n E[|a(t-k)|^2]$$

2. ถ้ามีค่าตั้งต้นของ $\bar{h}(t)$ ให้ใช้ค่าตั้งต้นนั้นให้ใช้ค่านั้นเป็น $\bar{h}(0)$ แต่ถ้าไม่ทราบให้ใช้

$$\bar{h}(0) = \vec{0}$$

3. คำนวณที่เวลา $t = 1, 2, 3, \dots, N$

$$e(t) = d(t) - \vec{h}^T(t)\vec{a}(t) \quad (2.40)$$

$$\vec{h}(t+1) = \vec{h}(t) - \mu\vec{a}(t)e(t) \quad (2.41)$$

สัญญาณที่ใช้กำหนดดังนี้ $d(t) = s_\lambda(t) + n_\lambda(t)$ หรือ $d(t) = S_\lambda(t)$ เมื่อ $s_\lambda(t)$ คือสัญญาณที่ไม่มีการรบกวนที่เวลา t ใดๆ $S_\lambda(t)$ คือสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่เวลา t ใดๆ $n_\lambda(t)$ คือสัญญาณการรบกวนที่เวลา t ใดๆ

2.6 ลักษณะการสั่นของผู้ป่วย Essential Tremor

โดยทั่วไปแล้วคนทั่วไปมีการสั่นได้แต่ถ้าต้องการแยกลักษณะการสั่นกันโดยรวมแล้ว การสั่นสามารถจำแนกได้ 2 ประเภทได้แก่การสั่นแบบ ET และการสั่นแบบพาร์กินสัน [14] งานวิจัยนี้เลือกที่พิจารณาผู้ป่วย Essential Tremor เนื่องจากพบได้ทั่วไป ซึ่งการสั่นมีลักษณะดังตาราง 2.1

ตาราง 2.1 ลักษณะการสั่นแบบ Essential Tremor

ลักษณะ	การสั่น Essential Tremor
สั่น	สั่น ขณะใช้มือทำงาน
ความถี่การสั่น	5-12 เฮิรตซ์
ส่วนของร่างกายที่สั่น	มือ เท้า ทั้งศีรษะ

2.7 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

กระบวนการวิธหลายกระบวนการได้รับการพัฒนาเพื่อให้ผลของการรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อสัญญาณข้อมูลทางแสงของเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงลดลง วิธีการที่ใช้กันโดยทั่วไปเพื่อลดผลของการรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวคือ การใช้วงจรกรองปรับตัวได้ทำหน้าที่ในการหาสัญญาณรบกวน [3-7, 11] เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีในการวัดออกไป การกำจัดสัญญาณรบกวนแบบปรับตัวได้ (Adaptive noise cancellation) ได้เคยมีการประเมินประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนของเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่วัดสัญญาณที่ศีรษะโดยนักวิจัย Kim, Ryoo, และ Bae [4] นักวิจัยบางท่านได้ทำการเปรียบเทียบสมรรถนะของวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดและวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดเวียนเกิดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เช่น Comtois, Mendelson และ Ramuka

[3] นอกจากนี้บางงานวิจัย เช่น งานของ Gibbs และ Asada ที่เสนอการใช้สัญญาณจากเครื่องมือวัดความเร่งกับวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง [5] นอกจากนี้งานวิจัยบางงานยังเสนอวิธีการคำนวณค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือดแบบอื่นที่ไม่ใช่การลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว แต่อาศัยว่าวิธีคำนวณดังกล่าวสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวไม่ส่งผลให้การคำนวณผิดพลาดตามหลักการที่เสนอ เช่นงานวิจัยที่เสนอโดย Yan และ Zhang [12]

บทที่ 3

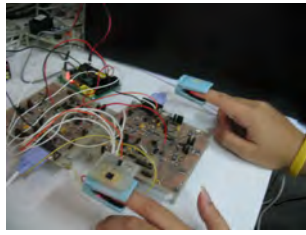
วิธีดำเนินการวิจัย

ตามที่ได้ศึกษามาแล้วพบว่าการสั่นแบบ Essential Tremor นั้นเป็นการสั่นที่พบได้โดยทั่วไป ดังนั้นการสั่นแบบ Essential Tremor จึงเป็นกรณีที่เลือกพิจารณา โดยการพิจารณาทำใน 2 ช่วง คือ ช่วงที่ 1 ให้คนที่ไม่มี Essential Tremor ทดลองทำการสั่นแบบ Essential Tremor และช่วงที่ 2 พิจารณาผู้ป่วย Essential Tremor การพิจารณาทั้ง 2 ช่วงจะพิจารณาประสิทธิภาพของวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเปรียบเทียบกันโดยใช้สัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง 2 เครื่อง เครื่องหนึ่งวัดสัญญาณมือที่มีการสั่นแล้วนำมากรองสัญญาณรบกวน ขณะที่อีกเครื่องหนึ่งวัดสัญญาณของมือที่ไม่สั่นนำมาเป็นสัญญาณอ้างอิง โดยมีรายละเอียดของการทดลองดังสามารถกล่าวได้ดังนี้

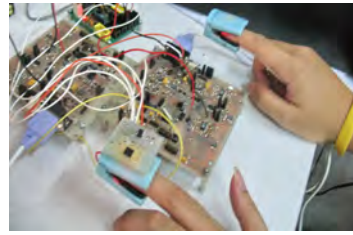
3.1 ประชากรที่ทำการศึกษา

ประชากรกลุ่มที่มุ่งศึกษาในการพัฒนา และการปรับปรุงวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวของเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง โดยอาศัยเครื่องวัดความเร่งนั้น คือประชากรผู้ป่วยโรคที่มีการสั่นที่มือ หรือส่วนที่เครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทำการวัด ซึ่งทำให้การวัดออกซิเจนมีความคลาดเคลื่อน ทางคณะวิจัยเลือก ผู้ที่มีการสั่นที่มือเนื่องจากโรค Essential Tremor มาเป็นกลุ่มที่ต้องการศึกษา ผู้ป่วยโรค Essential Tremor ที่ทำการศึกษานี้เป็นผู้ป่วยที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ซึ่งได้รับความอนุเคราะห์ทำการเก็บข้อมูลจากคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

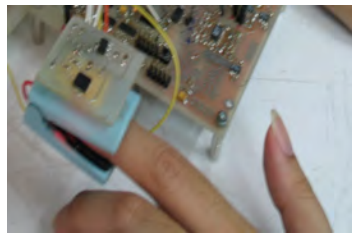
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย



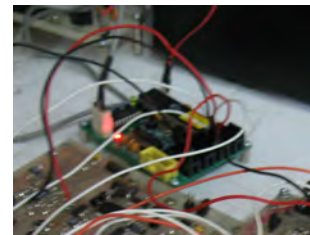
(a)



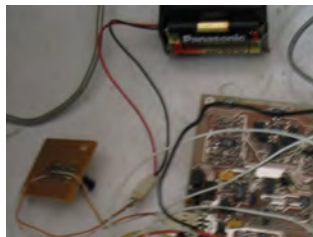
(b)



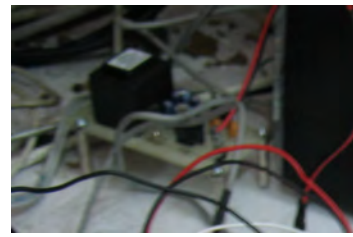
(c)



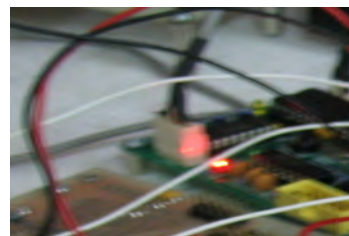
(d)



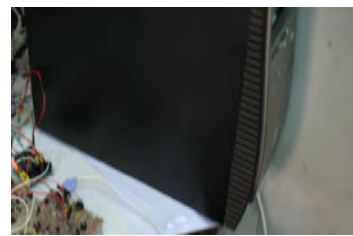
(e)



(f)



(g)



(h)

รูปที่ 3.1 แสดงรูปอุปกรณ์ของงานวิจัยโดย (a) คือ การต่ออุปกรณ์ที่ใช้ทดลอง (b) คือเครื่องวัดความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง 2 เครื่อง, (c) คือเครื่องวัดความแรง 1 เครื่อง, (d) คือไมโครคอนโทรลเลอร์ ATMEGA 8535 1 เครื่อง, (e) คือแหล่งจ่ายไฟเครื่องวัดความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง, (f) คือแหล่งจ่ายไฟไมโครคอนโทรลเลอร์, (g) คืออุปกรณ์ส่งข้อมูลเข้าสู่การคำนวณ, (h) คือเครื่องคอมพิวเตอร์

จากรูปที่ 3.1 สามารถกล่าวได้ว่าระบบที่ทำการทดลองประกอบด้วยเครื่องมือ

1. เครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง 2 เครื่อง
2. เครื่องวัดความเร่ง 1 เครื่อง
3. ไมโครคอนโทรลเลอร์ ATMEGA 8535 1 เครื่อง
4. แหล่งจ่ายไฟเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง
5. แหล่งจ่ายไฟไมโครคอนโทรลเลอร์
6. อุปกรณ์ส่งข้อมูลเข้าสู่การคำนวณ
7. เครื่องคอมพิวเตอร์

3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล

การเก็บข้อมูลนี้ทำโดยแบ่งเป็น 2 รอบ รอบที่ 1 เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครที่ไม่มีอาการสั่น แต่กำหนดให้มีการสั่นของมือที่ทำการวัดในช่วงเวลาที่เลือก รอบที่ 2 เก็บข้อมูลจากผู้ที่ป่วยด้วย พาร์กินสันหรือผู้ป่วย Essential Tremor ข้อมูลที่ทำการเก็บต้องมีข้อกำหนดดังนี้

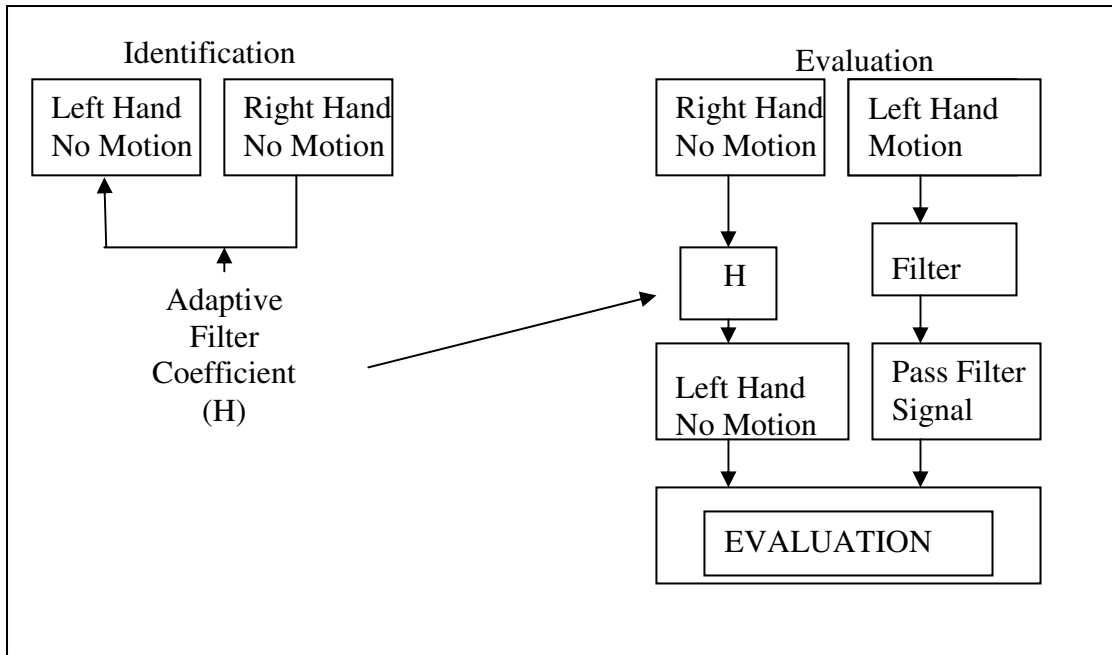
1. ข้อมูลมีความยาวพอสมควรในที่นี่เลือกให้ยาวประมาณ 60 วินาที ถึง 120 วินาที เพื่อให้ได้สัญญาณที่ผ่านการ settling time แล้ว
2. ข้อมูลได้จากการทำการทดลองในที่ที่ไม่มีแสงภายนอกรบกวนมากเกินไป
3. ข้อมูลที่ได้มีความเป็นอะนาล็อก ต้องทำการเปลี่ยนเป็นข้อมูล ดิจิทัล โดยเลือกเปลี่ยนด้วยข้อมูลดิจิทัล 10 บิต
4. ข้อมูลที่ทำการเก็บมี
 - 4.1 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้งสองเครื่อง แต่ละเครื่องมีสัญญาณแสง 2 สัญญาณคือสัญญาณแสงความยาวคลื่นช่วงแสงสีแดงและความยาวคลื่นแสงอินฟราเรด
 - 4.2 สัญญาณจากเครื่องวัดความเร่งทั้ง 3 แกนโดยแกนอ้างอิงตามเครื่องวัดความเร่ง
5. เก็บข้อมูลสัญญาณจากมือทั้งสองข้างโดยกำหนดให้มีการสั่นเพียง 1 มือเพื่อให้ได้สัญญาณที่มีการรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ใช้ทำการทดสอบ และอีก 1 มือให้อยู่นิ่งเพื่อให้ได้สัญญาณนำไปหาสัญญาณอ้างอิงของมือที่มีการสั่น

3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลที่ได้มาต้องนำมาทำการวิเคราะห์ 2 ส่วนคือ ส่วนของการระบุเอกลักษณ์ (Identification) เพื่อเปรียบเทียบสัญญาณของเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้งสองเครื่องให้สามารถเทียบกันได้ และ ส่วนของการประเมิน (Evaluation) เพื่อประเมินประสิทธิภาพของวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงแต่ละวิธี

3.4.1 การระบุเอกลักษณ์ (Identification)

เนื่องจากการประเมินว่าวิธีการที่วิเคราะห์นั้นมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดนั้น มีส่วนที่ต้องทำการเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงหรือค่าที่ถูกต้อง นั่นคือค่าจากมือที่ไม่มีการสั่น แต่ในความเป็นจริงสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง 2 เครื่องนั้นมีความเป็นไปได้ที่น้อยที่ได้สัญญาณที่เหมือนกันทุกประการ ถึงแม้เครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้งสองมีโครงสร้างที่เหมือนกัน และที่ทำการวัดมีรูปร่างใกล้เคียงกันมากหรือเหมือนกันเช่น มือซ้ายและมือขวา เนื่องจากในความเป็นจริงการควบคุมให้สัญญาณและการคำนวณ จากแหล่งข้อมูล 2 แหล่งเหมือนกันเป็นไปได้ยาก ทำให้ผู้วิจัยเลือกที่ทำการหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองปรับตัวได้มาก่อน เพื่อให้ทราบว่าในกรณีที่ไม่มีการเคลื่อนไหวนั้นสัญญาณแสงทั้งสองเครื่องนั้น สามารถเปรียบเทียบไปหากันได้อย่างไร เช่น ถ้าต้องการวิเคราะห์โดยให้มือซ้ายคือมือที่มีการสั่น และมือขวาไม่มีการสั่น นั้นสิ่งที่ต้องการทราบเพื่อเปรียบเทียบคือ สัญญาณของมือซ้ายที่ไม่มีการสั่นเพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณมือซ้ายที่มีการสั่นและกรองด้วยวงจรรองแล้ว สัญญาณมือซ้ายที่ไม่มีการสั่นเพื่อเปรียบเทียบนี้หาได้จาก การทำการทดลองในจำนวนครั้งที่มากพอ เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์วงจรรองแบบปรับตัวได้ที่ใช้ในการปรับสัญญาณจากสัญญาณมือขวาไม่มีการสั่นไปสู่สัญญาณมือซ้ายที่ไม่มีการสั่น อธิบายได้ด้วยรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แผนการทดลองซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนคือส่วนการระบุเอกลักษณ์ (Identification) และส่วนการประเมิน (Evaluation)

3.4.2 การประเมิน (Evaluation)

หลังการเลือกวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่น่าสนใจ มาทำการลดสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวของสัญญาณที่เก็บได้แล้ว สิ่งที่ต้องดำเนินการต่อไปคือการหาว่าวิธีการใดให้ประสิทธิภาพและสมรรถนะในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงได้ดีกว่า ทำให้ต้องทำการเปรียบเทียบประเมินประสิทธิภาพ วิธีที่เลือกในงานวิจัยนี้ซึ่งมี

1. กระบวนการแปลงค่าอิมพัลส์แบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด (Minimum Correlation Discrete Saturation Transform) โดยตัวแปรที่กำหนดในงานวิจัยนี้ของวิธีนี้คือ เวลาที่ทำการคำนวณแต่ละรอบคือความยาวข้อมูลยาว 1 วินาที

2. วงจรกรองแบบปรับตัวได้โดยการใช้สัญญาณเครื่องวัดความเร่งปรับหาสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวด้วยวิธี

- 2.1 กำลังสองน้อยที่สุดด้วยการถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง ซึ่งกำหนดเลือกความยาวตัววงจรกรองเป็น 20, forgetting factor คือ 0.998, ความยาวของสัญญาณที่ทำการคำนวณคือความยาวข้อมูล 1 วินาที

- 2.2 ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด ซึ่งกำหนด ความยาวตัวกรอง 20, ช่วงก้าว 0.5 ตัวแปรที่เลือกคำนวณของแต่ละวิธีมีดังนี้

กำหนดค่าที่ใช้ทำการวิเคราะห์ว่าวิธีการใดให้ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงได้ดีกว่า คือ

1. ค่าความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด SpO_2 ของค่าที่ได้จากการคำนวณของสัญญาณที่กรองแล้วจากค่าที่ได้จากการคำนวณสัญญาณมือที่ไม่มีการสั่น
2. ค่าความคลาดเคลื่อนของสัญญาณจากสัญญาณอ้างอิงซึ่งก็คือสัญญาณของมือที่ไม่มีการสั่นปรับด้วยสัมประสิทธิ์วงจรรองปรับตัวได้ที่ได้เมื่อทำการระบุเอกลักษณ์ (Identification)

บทที่ 4

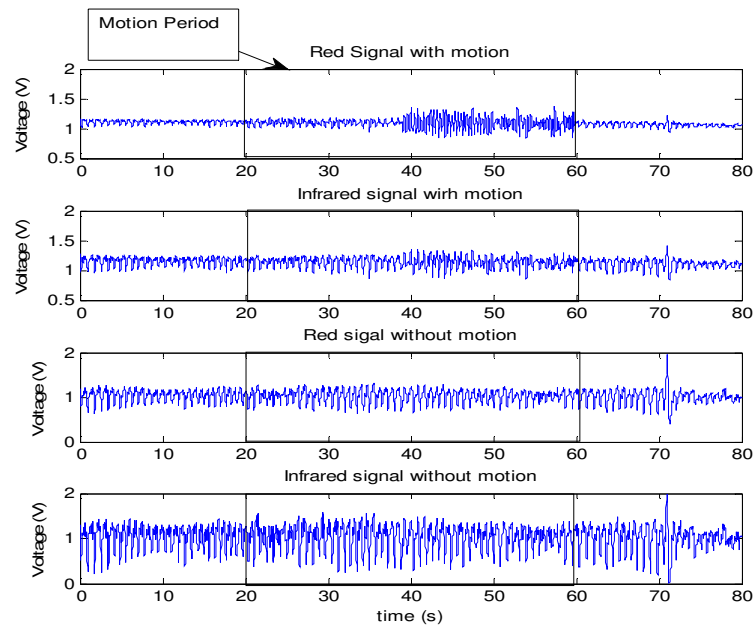
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การทดลองที่ได้กล่าวมาในบทที่ 3 นั้นมีข้อมูลและสัญญาณที่สามารถเก็บได้และประมวลผล ดังนี้ สัญญาณข้อมูลทางแสงของแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงและสัญญาณข้อมูลทางแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดของทั้งมือที่มีการสั่น และไม่มีการสั่น สัญญาณแรงดันซึ่งสัมพันธ์กับความเร่งจากเครื่องมือวัดความเร่งที่ต่อกับโพรบิวต์สัญญาณที่นิ้วมือที่วัดสัญญาณจากมือที่มีการสั่น ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณแสงของมือทั้งสองมือทั้งมือที่มีการสั่นและไม่มีการสั่น ทั้งผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวแล้วแล้วและไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ผลต่างของสัญญาณที่มีการรบกวนทั้งที่ผ่านหรือไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวกับสัญญาณอ้างอิง เวลาที่ใช้ในการคำนวณ และความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณอ้างอิง สามารถแสดงได้ดังรูปและตารางต่อไปนี้

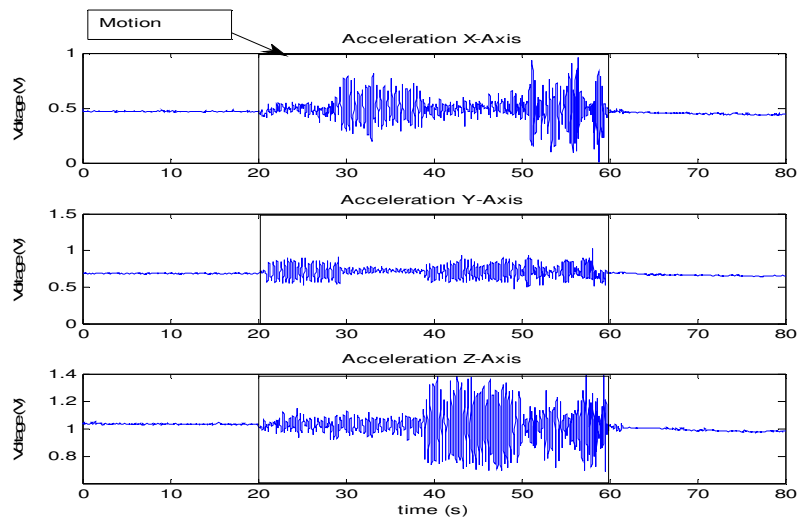
4.1 ผลการเก็บข้อมูลและการคำนวณ

ข้อมูลที่เก็บได้มี สัญญาณข้อมูลทางแสงของแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงและสัญญาณข้อมูลทางแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดของทั้งมือที่มีการสั่น และไม่มีการสั่น สัญญาณแรงดันซึ่งสัมพันธ์กับความเร่งจากเครื่องมือวัดความเร่งที่ต่อกับโพรบิวต์สัญญาณที่นิ้วมือที่วัดสัญญาณจากมือที่มีการสั่น ดังรูปต่อไปนี้

4.1.1 ข้อมูลจากผู้ทดลองอาสาที่ไม่ได้เป็นผู้ป่วย Essential Tremor

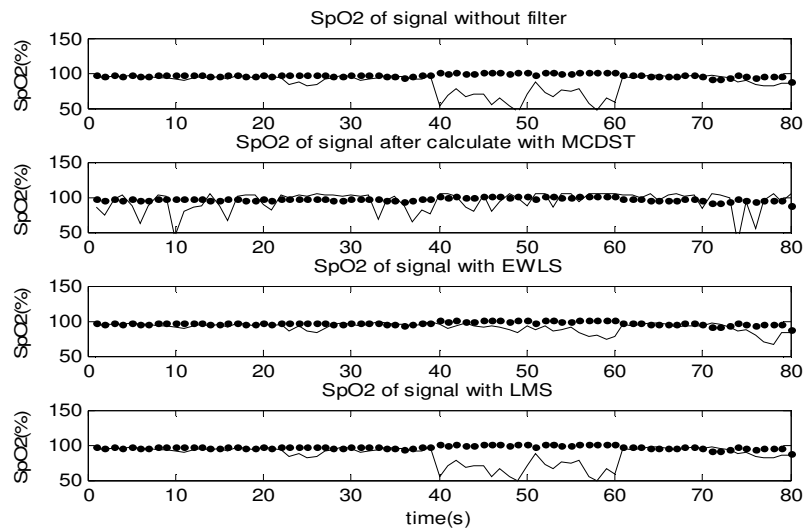


รูปที่ 4.1 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้ง 2 เครื่อง โดย 2 รูปบนคือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง และแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากมือที่มีการเคลื่อนไหวตามลำดับ และ 2 รูปล่าง คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง และแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากมือที่ไม่มีการเคลื่อนไหวตามลำดับ และแสดงช่วงที่มีการเคลื่อนไหวที่วินาที 20 ถึง วินาที 60

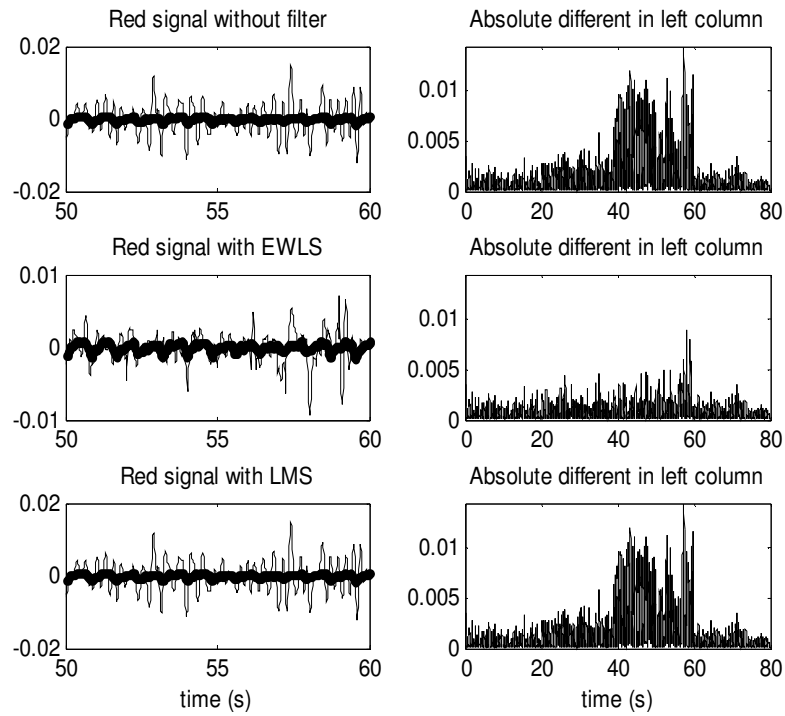


รูปที่ 4.2 สัญญาณความเร่งที่ได้จากเครื่องวัดความเร่งที่ติดไว้ที่ finger probe ของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ วัดสัญญาณมือที่มีการเคลื่อนไหว โดยสัญญาณที่แสดงจากบนลงล่างคือสัญญาณความเร่งตามแนวแกน X, แกน Y, และ แกน Z ของเครื่องวัดความเร่งตามลำดับ

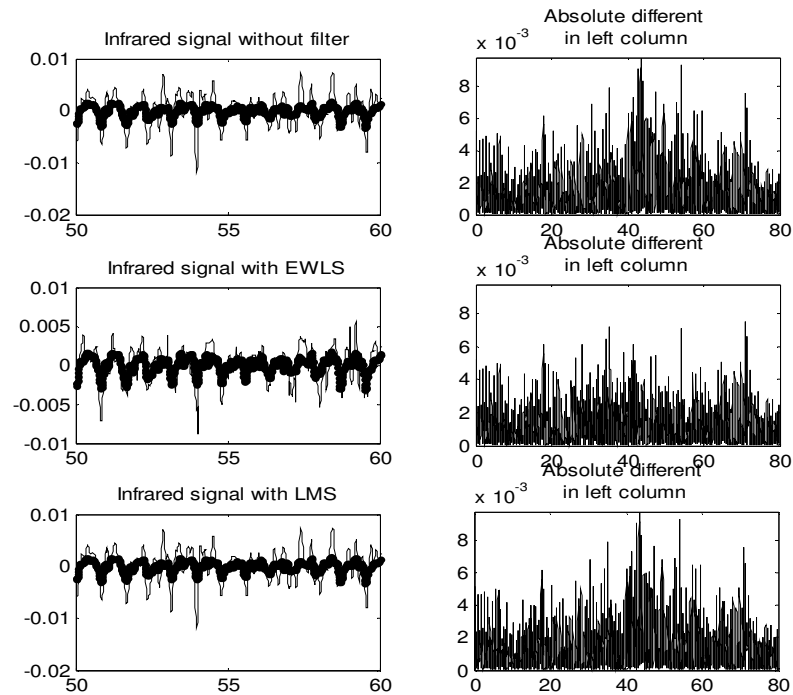
ซึ่งเมื่อนำมาทำการคำนวณค่าที่สนใจซึ่งประกอบด้วย ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของ สัญญาณแสงของมือทั้งสองมือทั้งมือที่มีการสั่นและไม่มีการสั่น ทั้งผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวแล้วแล้วและไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ผลต่างของสัญญาณที่มีการรบกวนทั้งที่ผ่านหรือไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวกับสัญญาณอ้างอิง เวลาที่ใช้ในการคำนวณ และความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณอ้างอิง ดังนี้



รูปที่ 4.3 แสดงค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ของสัญญาณทั้งมือที่ไม่มีการสั่นและมีที่มีการสั่น โดยเส้นจุด คือค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คำนวณโดยสัญญาณของมือที่ไม่มีการสั่นและใช้เป็นค่าอ้างอิง เส้นต่อเนื่องคือค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คำนวณจากมือที่มีการเคลื่อนไหว จากบนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่มีการลดทอนสัญญาณรบกวน, สัญญาณคำนวณด้วยกระบวนการแปลงค่าอิมพัลส์แบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด, สัญญาณลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยที่สุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง, สัญญาณลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด



รูปที่ 4.4 รูปในแถวทางซ้าย คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เส้นจุดคือสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น เส้นต่อเนื่องคือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่มีการสั่น บนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณ, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย วงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และรูปในแถวทางขวา คือค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของสัญญาณในแถวทางซ้าย



รูปที่ 4.5 รูปในแถวทางซ้าย คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากเครื่องวัดความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เส้นจุดคือสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น เส้นต่อเนื่องคือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่มีการสั่น บนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณ, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย วงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลข ยกกำลัง, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และรูปในแถวทางขวาคือค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของสัญญาณในแถวทางซ้าย

ตาราง 4.1

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณเมื่อสัญญาณ
ไม่ถูกลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
1	0.0145	6.0400
2	0.0182	9.5200
3	0.0242	13.9600
4	0.0224	10.0100
5	0.0193	8.9700
6	0.0166	9.0700
7	0.0194	9.3300
8	0.026	7.6700
9	0.0258	7.9700
10	0.0283	12.7900
เฉลี่ย	0.0215	9.5300

ตาราง 4.2

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี
กระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่าอ้างอิง

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
1	0.5143	10.4200
2	0.5468	12.3100
3	0.5648	8.4100
4	0.5457	10.3000
5	0.5493	7.7100
6	0.5473	10.5300
7	0.5388	8.1400
8	0.5361	10.1300
9	0.5267	10.3200
10	0.5285	10.4100
เฉลี่ย	0.5398	9.8700

ตาราง 4.3

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังและค่าอ้างอิง

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าอ้างอิง (%)
1	0.4952	2.4400
2	0.4946	4.7200
3	0.5209	3.9000
4	0.4103	3.2500
5	0.4772	3.2300
6	0.4854	3.4900
7	0.4502	3.8400
8	0.4622	2.8100
9	0.4144	3.1800
10	0.4387	5.9600
เฉลี่ย	0.4649	3.6800

ตาราง 4.4

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และค่าอ้างอิง

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าอ้างอิง (%)
1	0.5501	4.6200
2	0.5637	7.5200
3	0.5611	11.4100
4	0.4678	8.3600
5	0.5622	7.6100
6	0.5608	7.4000
7	0.4815	8.3700
8	0.5009	6.0900
9	0.4535	6.1400
10	0.4702	11.1500
เฉลี่ย	0.5172	7.8700

ตาราง 4.5

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีต่างกันกับค่าอ้างอิง

วิธีการลดทอนสัญญาณ รบกวนอันเกิดจากการ เคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัด ความอิ่มตัวของออกซิเจนใน เลือดด้วยแสง	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
ไม่ลดทอน	0.0215	9.5300
MCDST	0.5398	9.8700
EWLS	0.4649	3.6800
LMS	0.5172	7.8700

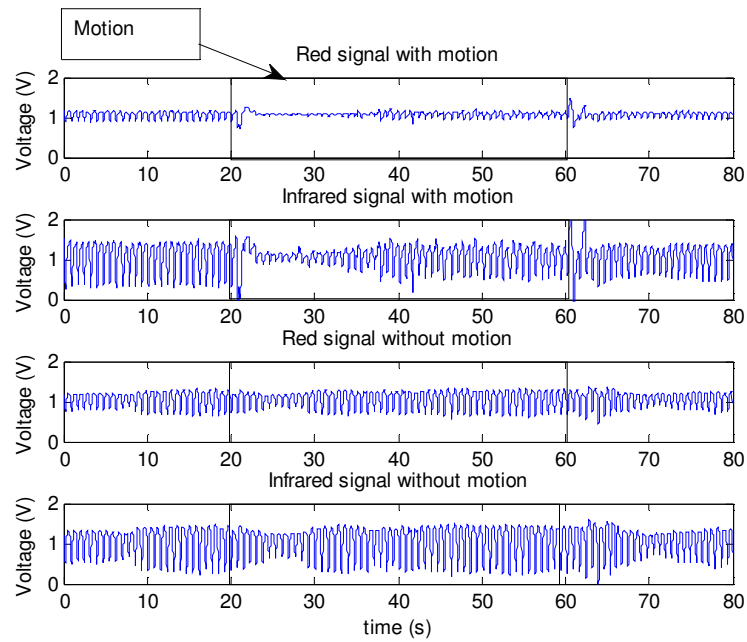
ตาราง 4.6

ผลการคำนวณโดยสัญญาณที่กรองด้วยวงจรรองปรับตัวได้

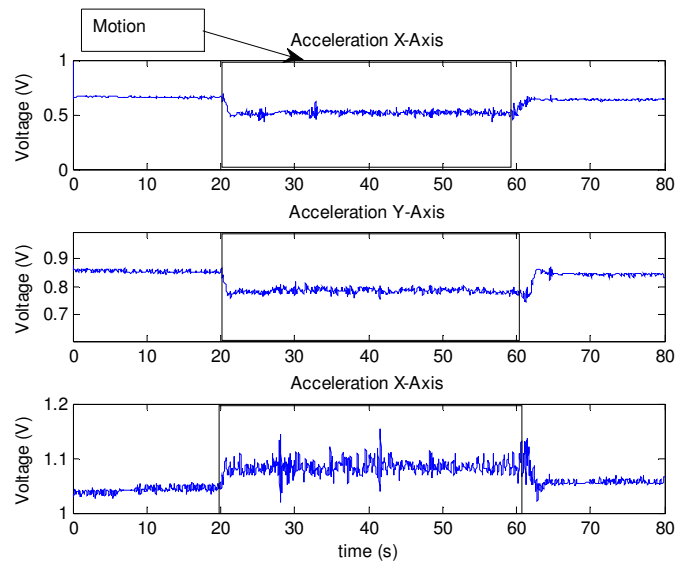
วงจรรองปรับตัว ได้	เวลาที่คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างของ สัญญาณแสง ความยาวคลื่น แสงสีแดง (V)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างของ สัญญาณแสง ความยาวคลื่น อินฟราเรด (V)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างค่า ออกซิเจนอิ่มตัว ในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
EWLS	0.4649	0.0976	0.1366	3.6800
LMS	0.5172	0.1264	0.1073	7.8700

4.1.2 ข้อมูลจากผู้ทดลองผู้ป่วย Essential Tremor

การทดลองได้รับความช่วยเหลือโดยคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยให้ทำการเก็บสัญญาณจากผู้ป่วยโรค Essential Tremor ได้ข้อมูลดังนี้

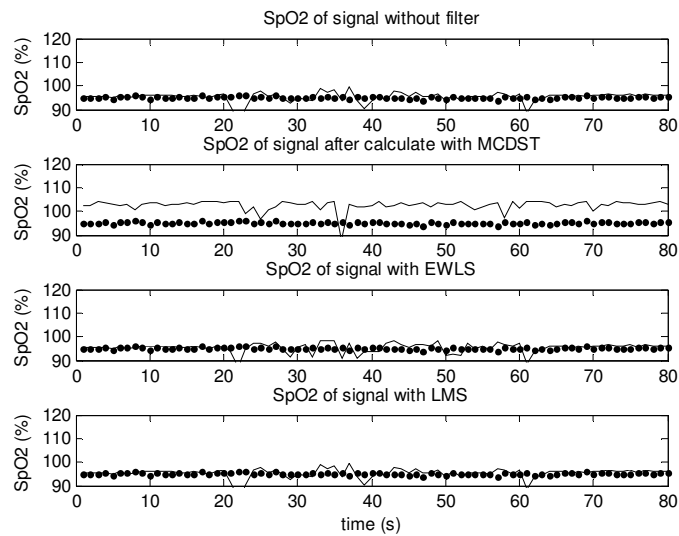


รูปที่ 4.6 สัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทั้ง 2 เครื่องของผู้ป่วย Essential Tremor โดย 2 รูปบนคือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง และแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากมือที่มีการเคลื่อนไหวตามลำดับ และ 2 รูปล่าง คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดง และแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดจากมือที่ไม่มีการเคลื่อนไหวตามลำดับ และแสดงช่วงที่มีการเคลื่อนไหวที่ วินาที 20 ถึง วินาที 60

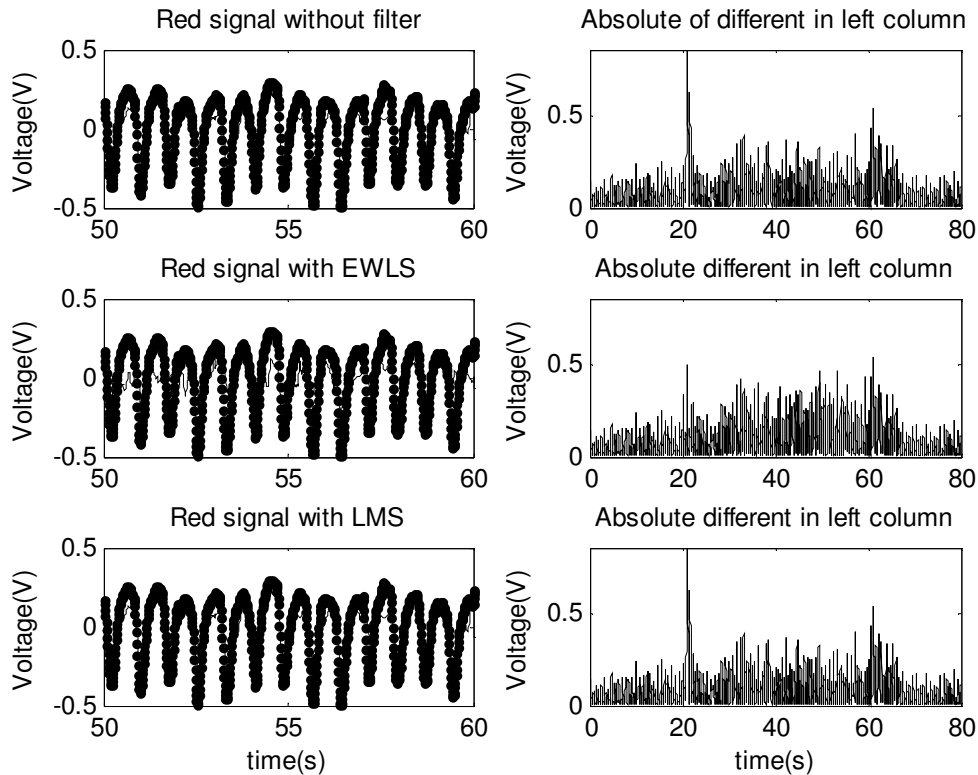


รูปที่ 4.7 สัญญาณความเร่งที่ได้จากเครื่องวัดความเร่งที่ติดไว้ที่ finger probe ของเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ วัดสัญญาณมือของผู้ป่วย Essential Tremor ที่มีการเคลื่อนไหว โดยสัญญาณที่แสดงจากบนลงล่างคือสัญญาณความเร่งตามแนวแกน X, แกน Y, และ แกน Z ของเครื่องวัดความเร่งตามลำดับ

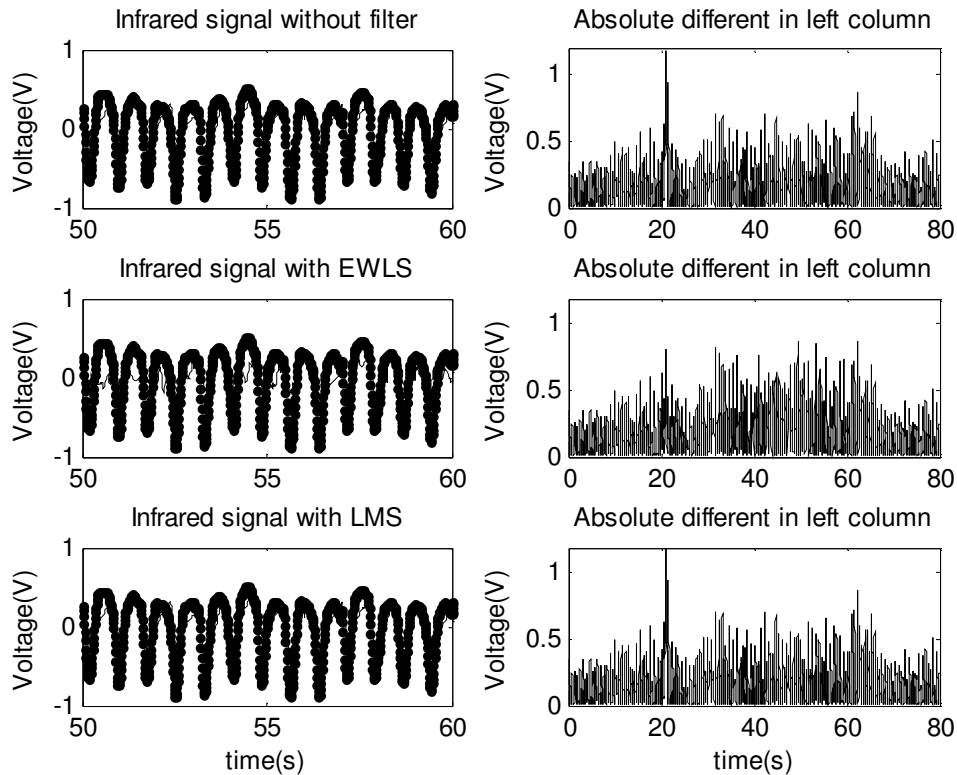
ซึ่งเมื่อนำมาทำการคำนวณค่าที่สนใจซึ่งประกอบด้วย ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณแสงของมือทั้งสองมือทั้งมือที่มีการสั่นและไม่มีการสั่น ทั้งผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวแล้วแล้วและไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหว ผลต่างของสัญญาณที่มีการรบกวนทั้งที่ผ่านหรือไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวกับสัญญาณอ้างอิง เวลาที่ใช้ในการคำนวณ และความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดของสัญญาณอ้างอิง ดังนี้



รูปที่ 4.8 แสดงค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ของสัญญาณทั้งมือที่ไม่มีการสั่นและมีที่มีการสั่น ของผู้ป่วย Essential Tremor โดยเส้นจุด คือค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คำนวณโดยสัญญาณของมือที่ไม่มีการสั่นและใช้เป็นค่าอ้างอิง เส้นต่อเนื่องคือค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คำนวณจากมือที่มีการเคลื่อนไหว จากบนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่มีการลดทอนสัญญาณรบกวน, สัญญาณคำนวณด้วยกระบวนการแปลงค่าอิมพัลส์แบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด, สัญญาณลดทอนสัญญาณรบกวน ด้วยวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยที่สุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง, สัญญาณลดทอนสัญญาณรบกวน ด้วยวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด



รูปที่ 4.9 รูปในแถวทางซ้าย คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงของผู้ป่วย Essential Tremor จากเครื่องวัดความถี่ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เส้นจุดคือสัญญาณจากเครื่องวัดความถี่ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น เส้นต่อเนื่องคือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความถี่ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่มีการสั่น บนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณ, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย วงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และรูปในแถวทางขวา คือค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของสัญญาณในแถวทางซ้าย



รูปที่ 4.10 รูปในแถวทางซ้าย คือสัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรด ของผู้ป่วย Essential Tremor จากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง เส้นจุดคือสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น เส้นต่อเนื่องคือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่มีการสั่น บนลงล่างคือสัญญาณที่ไม่ผ่านการลดทอนสัญญาณ, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย วงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง, สัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และรูปในแถวทางขวา คือค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของสัญญาณในแถวทางซ้าย

ตาราง 4.7

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณเมื่อสัญญาณ
ไม่ถูกลดทอนสัญญาณรบกวนอื่นเกิดจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย Essential Tremor

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
1	0.0466	3.3700
2	0.0500	2.5900
3	0.0274	0.6900
4	0.0248	1.3000
5	0.0274	1.4600
เฉลี่ย	0.0352	1.8820

ตาราง 4.8

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี
กระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่าอ้างอิงของผู้ป่วย

Essential Tremor

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
1	1.9175	7.0000
2	1.7215	7.7800
3	1.7342	3.4600
4	1.7182	4.0500
5	1.7265	5.4900
เฉลี่ย	1.7636	5.5560

ตาราง 4.9

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังและค่าอ้างอิงของผู้ป่วย

Essential Tremor

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าอ้างอิง (%)
1	0.5198	3.2200
2	0.2848	2.4700
3	0.2644	0.6500
4	0.2604	1.2900
5	0.2638	1.4200
เฉลี่ย	0.3186	1.8100

ตาราง 4.10

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และค่าอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่าอ้างอิง (%)
1	0.5555	3.3700
2	0.3036	2.5900
3	0.2992	0.6900
4	0.2961	1.3000
5	0.3011	1.4600
เฉลี่ย	0.3511	1.8820

ตาราง 4.11

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีต่างกันกับค่าอ้างอิงของผู้ป่วย Essential Tremor

วิธีการลดทอนสัญญาณ รบกวนอันเกิดจากการ เคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัด ความอิ่มตัวของออกซิเจนใน เลือดด้วยแสง	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
ไม่ลดทอน	0.0352	1.8820
MCDST	1.7636	5.5560
EWLS	0.3186	1.8100
LMS	0.3511	1.8820

ตาราง 4.12

ผลการคำนวณโดยสัญญาณที่กรองด้วยวงจรกรองปรับตัวได้ของผู้ป่วย Essential Tremor

วงจรกรอง ปรับตัวได้	เวลาที่คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างของ สัญญาณแสง ความยาวคลื่น แสงสีแดง (V)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างของ สัญญาณแสง ความยาวคลื่น อินฟราเรด (V)	ค่าเฉลี่ยของ ผลต่างค่า ออกซิเจนอิ่มตัว ในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
EWLS	0.2644	0.1229	0.2720	0.6500
LMS	0.2992	0.1175	0.2768	0.6900

4.2 ผลการวิเคราะห์

4.2.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ทดลองอาสาที่ไม่ป่วย Essential Tremor

จากผลการเก็บข้อมูลที่ได้ ถ้าพิจารณารูปที่ 4.3 ตาราง 4.2 ตาราง 4.3 ตาราง 4.4 และ ตาราง 4.5 พบว่าการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการประมวลผลค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่อง

ของความสัมพันธ์น้อยที่สุดนั้น ให้ผลการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คลาดเคลื่อน ด้วยจำนวนเวลาที่คลาดเคลื่อนมากกว่า การลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการหาสัญญาณรบกวนโดยสัญญาณความเร่งกับวงจรรองปรับตัวได้

จากรูปที่ 4.4 และ รูปที่ 4.5 ตาราง 4.3 ตาราง 4.4 ตาราง 4.5 และ ตาราง 4.6 ทำให้ได้ว่าวงจรรองปรับตัวได้และสัญญาณความเร่งเมื่อนำมาคำนวณหาสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวและนำไปหักออกจากสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่สั่น แล้วได้สัญญาณที่ใกล้เคียงกับสัญญาณอ้างอิงหรือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น

4.2.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วย Essential Tremor

จากผลการเก็บข้อมูลที่ได้ ถ้าพิจารณารูปที่ 4.8 ตาราง 4.8 ตาราง 4.9 ตาราง 4.10 และ ตาราง 4.11 พบว่าการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดนั้น ให้ผลการคำนวณค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่คลาดเคลื่อน ด้วยจำนวนเวลาที่คลาดเคลื่อนมากกว่า การลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการหาสัญญาณรบกวนโดยสัญญาณความเร่งกับวงจรรองปรับตัวได้

จากรูปที่ 4.9 และ รูปที่ 4.10 ตาราง 4.9 ตาราง 4.10 ตาราง 4.11 และ ตาราง 4.12 ทำให้ได้ว่าวงจรรองปรับตัวได้และสัญญาณความเร่งเมื่อนำมาคำนวณหาสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวและนำไปหักออกจากสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่สั่น แล้วได้สัญญาณที่ใกล้เคียงกับสัญญาณอ้างอิงหรือสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงวัดมือที่ไม่มีการสั่น

4.3 ผลการเปรียบเทียบ

จากรูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.8 ตาราง 4.2 ตาราง 4.3 และ ตาราง 4.4 ตาราง 4.8 ตาราง 4.9 และ ตาราง 4.10 ทำให้ได้ว่าวิธีการใช้สัญญาณความเร่งและวงจรรองปรับตัวได้นั้นให้ค่าความคลาดเคลื่อนของออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากมือที่สั่นเทียบกับการคำนวณจากมือที่ไม่สั่น น้อยกว่าการคำนวณด้วยวิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดและ ใช้เวลาในการคำนวณที่น้อยกว่า ทำให้กล่าวได้ว่าวิธีการใช้วงจรรองปรับตัวได้

สัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวนี้มี ประสิทธิภาพที่ดีกว่ากระบวนการแปลงค่าอิมพัลส์แบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด

จากรูปที่ 4.4 รูปที่ 4.5 ตาราง 4.3 ตาราง 4.4 ตาราง 4.5 และ ตาราง 4.6 ได้ว่าเมื่อเปรียบเทียบวงจรกรองปรับตัวได้กันเอง การปรับด้วยวิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังให้ความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากมือที่สั่นเทียบกับการคำนวณจากมือที่ไม่มีการสั่น น้อยกว่าวิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และใช้เวลาคำนวณที่น้อยกว่า

รูปที่ 4.9 รูปที่ 4.10 ตาราง 4.9 ตาราง 4.10 ตาราง 4.11 และตาราง 4.12 ได้ว่าเมื่อเปรียบเทียบวงจรกรองปรับตัวได้กันเองกับสัญญาณที่ได้โดยผู้ป่วย Essential Tremor ได้ว่าการปรับด้วยวิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง ให้ความคลาดเคลื่อนของค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากมือที่สั่นเทียบกับการคำนวณจากมือที่ไม่มีการสั่น น้อยกว่าวิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด และใช้เวลาคำนวณที่น้อยกว่า แต่เมื่อพิจารณาความแตกต่างระหว่างสัญญาณหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวและสัญญาณอ้างอิงแล้วกลับพบว่า วงจรกรองปรับตัวได้แบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดให้ความคลาดเคลื่อนที่ต่ำกว่า

4.4 ผลการวิเคราะห์ปัจจัย

การทำการทดลองเก็บข้อมูล ทำโดยที่ผู้ที่ถูกวัดหันหลังให้กับแสงไฟจากหลอดไฟฟ้าที่เพดาน ทำให้ลดหรือไม่มีแสงจากหลอดไฟฟ้า มารบกวนเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง สัญญาณที่นำมาคำนวณและวิเคราะห์ผลมีความน่าเชื่อถือ

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

เนื้อหาของบทนี้ประกอบด้วยส่วนสำคัญที่สุดสามส่วนคือ ผลสรุปของการทำวิจัย การอภิปรายผลการวิจัย และข้อเสนอแนะสำหรับผู้สนใจทำวิจัยในเรื่องนี้และเรื่องที่เกี่ยวข้อง

5.1 สรุปผลการวิจัย

วัตถุประสงค์งานวิจัยนี้เพื่อพัฒนาและประเมินผลวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง การที่สามารถพัฒนาแนวทางการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวได้นั้น จำเป็นที่จะต้องพิจารณาอย่างเป็นระบบ สิ่งแรกที่ต้องทำการกำหนดในการวิจัยนี้คือ สัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีผลต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่ต้องการทำการลดทอนนั้น เกิดจากสาเหตุใดเนื่องจากการสั่นของอวัยวะนั้น เกิดได้จากกลายสาเหตุและแต่ละสาเหตุนั้นมีลักษณะการสั่นที่ต่างกัน ซึ่งเมื่อได้ทำการศึกษาแล้วพบว่าข้อมูลทางการแพทย์แสดงว่าการสั่นที่พบได้ทั่วไปนั้น มีสาเหตุเนื่องจากโรคพาร์กินสัน และ Essential Tremor เมื่อทำการเลือกกรณีที่ต้องการวิจัยซึ่งเลือกผู้ป่วย Essential Tremor ได้แล้ว ได้ทำการศึกษาวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง ที่มีความเป็นไปได้และอาจมีการเสนอโดยนักวิจัยท่านอื่น เพื่อนำมาประเมินผลว่าวิธีการใดควรที่จะนำมาพัฒนาให้ใช้กับผู้ป่วย Essential Tremor ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งผลการศึกษาพบว่ามียุทธวิธี โดยวิธีที่เลือกมาในงานวิจัยนี้คือ วิธีการระบวนการแปลงค่าอึดตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด วิธีการใช้วงจรรองปรับตัวได้ทั้งวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง และวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด มาปรับสัญญาณแรงดันจากเครื่องวัดความเร่งให้เข้าสู่สัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง วิธีที่เลือกมาเหล่านี้ได้มาทำการทดลองกับการสั่นที่ใกล้เคียงกับผู้ป่วย Essential Tremor ทั้งการให้ผู้ถูกวัดที่ไม่เป็น Essential Tremor สั่นในลักษณะผู้ป่วย Essential Tremor ไม่ว่าจะด้วยความเร็วในการสั่นหรือที่สั่น และผู้ป่วยที่เป็นโรค Essential Tremor การทดลองนั้นทำการเปรียบเทียบทั้งรูปสัญญาณและค่าต่างๆ ที่สนใจไม่ว่าจะเป็นค่า

ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) เวลาที่คำนวณ อีกทั้งความคลาดเคลื่อนกับสัญญาณอ้างอิงที่ได้ในการทดลองซึ่งก็คือสัญญาณที่ได้จากมือที่ไม่มีการสั่น ข้อมูลที่เก็บได้นำมาประเมินผลได้ดังนี้

เปรียบเทียบระหว่างการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง ด้วยวิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดและ วิธีวงจรรองปรับตัวได้โดยใช้สัญญาณความเร่งจากเครื่องวัดความเร่ง เห็นได้ชัดว่าวิธีกระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดมีจำนวนเวลาที่ค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดมีความคลาดเคลื่อนจากค่าอ้างอิง มากกว่าวิธีวงจรรองปรับตัวได้ และใช้เวลาในการคำนวณที่มากกว่าสามารถกล่าวได้ว่า วิธีวงจรรองปรับตัวได้ มีความเหมาะสมกับการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง มากกว่ากระบวนการแปลงค่าอิ่มตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด

เปรียบเทียบผลการทดลองส่วนของวิธีวงจรรองปรับตัวได้ทั้งวิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง และวิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดกับสัญญาณของผู้ทดลองที่ไม่ป่วย Essential Tremor ทราบว่าวิธีวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง มีผลการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดีกว่าวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด ทั้งการพิจารณาค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) และ รูปสัญญาณ อีกทั้งวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังยังใช้เวลาในการคำนวณ ที่น้อยกว่าวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด ซึ่งสามารถกล่าวได้คือวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังมี ความเหมาะสมมากที่สุดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

เปรียบเทียบผลการทดลองส่วนของวิธีวงจรรองปรับตัวได้ทั้งวิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง และวิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดกับสัญญาณของผู้ป่วย Essential Tremor ทราบว่าวิธีวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง มีผลการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดีกว่าวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด ในการพิจารณาค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) อีกทั้งวงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังยังใช้เวลาในการคำนวณ ที่น้อยกว่าวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด แต่เมื่อพิจารณา รูปสัญญาณแล้วพบว่าวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดให้รูปสัญญาณที่ใกล้เคียงสัญญาณอ้างอิงมากกว่า ซึ่งสามารถกล่าวได้คือวงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด ความเหมาะสมมากที่สุดในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงกับกรณีผู้ป่วยจริงเนื่องจากการที่รูปสัญญาณมีความใกล้เคียงมากกว่านั้นมีความสำคัญกว่าค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด

5.2 อภิปรายผลการวิจัย

1. ความถี่การสุ่มของสัญญาณที่ใช้ในการคำนวณคือประมาณ 75 ถึง 80 เฮิร์ตซึ่งมาจากการที่การส่งข้อมูลดิจิทัลเข้า Hyper Terminal ของเครื่องคอมพิวเตอร์เลือก Baudrate ที่ 9600 บิตต่อวินาทีและข้อมูลที่เลือกส่งให้มันเลือกส่งเป็นประโยคที่ประกอบด้วย 10-11 characteristic เพื่อให้สามารถแยกได้ง่ายว่าข้อมูลมาจากส่วนใดของการทดลอง แต่ละ characteristic ประกอบด้วย 8 บิต การส่งข้อมูลส่งครั้งละ 11 บิตคือ 1 start bit, 8 data bit และ 2 stop bit ข้อมูลที่คำนวณมี 7 ช่องสัญญาณ คือ 2 ช่องสัญญาณของเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง 1 เครื่อง และ 3 ช่องสัญญาณของเครื่องวัดความแรง ข้อมูลทั้งหมดที่ส่งต่อ 1 รอบการส่ง $7(\text{channel}) \times 11(\text{bit}) \times 11(\text{characteristic}) = 847\text{bit}$ ใช้เวลาส่ง $\frac{847}{9600}$ วินาที

ต้องการหาความถี่ได้ว่าการส่งข้อมูล $\frac{9600}{847}$ รอบต่อวินาที ข้อมูลแต่ละช่องสัญญาณมีประมาณ 11.3341 ข้อมูล ทำการเพิ่มความถี่การสุ่มข้อมูลด้วย MATLAB ไป 7 เท่าเนื่องจากทราบว่าการแปลงข้อมูลจากอะนาล็อกเป็นดิจิทัลใช้แบบ Multiplexer 7 ช่องสัญญาณ ได้ว่าสัญญาณมีความถี่ประมาณ 79.3387 เฮิร์ตซ์ ข้อมูลความถี่ใกล้เคียงกับความถี่ที่คำนวณด้วยเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง MASIMO ข้อมูลที่นำมาคำนวณมีความน่าเชื่อถือ

2. การที่วิธีกระบวนการแปลงค่าอิมตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุดให้ผลการคำนวณค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือด (SpO_2) แยกว่าวิธีวงจรรองแบบปรับตัวได้ สามารถอธิบายได้จากหลักการที่อธิบายในบทที่ 2 ที่กล่าวว่าสัญญาณจากเครื่องวัดความอิมตัวของออกซิเจนทั้ง 2 ความยาวคลื่น มีองค์ประกอบ 2 องค์ประกอบที่มีความสัมพันธ์กันน้อยที่สุดหรือมีเวกเตอร์สัญญาณที่ตั้งฉากกัน โดยสมมติฐานหรือข้อกำหนดเท่านี้วิธีกระบวนการแปลงค่าอิมตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยที่สุด พยายามกำหนดเงื่อนไขเพิ่มมาอีก 1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ที่คูณแต่ละองค์ประกอบ แล้วแก้หาค่าคงที่มาคำนวณค่าออกซิเจนอิมตัวในเลือด (SpO_2) ซึ่งถ้าพิจารณาแล้วเห็นได้ชัดว่าด้วยเงื่อนไขที่มีดังกล่าวนี้ไม่สามารถแก้หาค่าตอบของสมการได้เพียงชุดเดียว เช่น สัญญาณองค์ประกอบที่เป็นข้อมูล $s_r(t)$ และส่วนที่เป็นสัญญาณรบกวน $n_r(t)$ เป็นเวกเตอร์ $N \times 1$ ทำมีตัวแปรที่ต้องการทราบค่าทั้งหมด $2N+2$ ตัวนั่นคือ $2N$ จาก $s_r(t)$ และ $n_r(t)$ และ 2 ตัวคือ r_u และ r_v และมีสมการ $2N+1$ สมการคือ $2N$ สมการของความสัมพันธ์ของแต่ละองค์ประกอบ $s_r(t)$, $n_r(t)$ กับสัญญาณรวม $S_r(t)$, $S_{red}(t)$ และ 1 สมการความสัมพันธ์ระหว่าง r_u และ r_v ซึ่งไม่สามารถกำหนดให้ได้คำตอบของสมการเพียง 1 ชุดได้ หรือกล่าวว่า อาจมีคำตอบของสมการมากกว่า 1 คำตอบที่สอดคล้องเงื่อนไขนี้และคำตอบที่ได้ อาจไม่ใกล้เคียงสัญญาณรบกวนจริงมากที่สุด ซึ่งต่างจากวิธีวงจรรองปรับตัวได้ที่สมการที่ใช้ใน

การหาสัญญาณรบกวนจริง สามารถพิสูจน์ได้ว่าสัญญาณรบกวนที่ได้มีความใกล้เคียงกับสัญญาณรบกวนจริงมากที่สุดในการพิจารณาค่าคลาดเคลื่อนยกกำลังสอง

3. วิธีกระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดนั้นเห็นได้ว่าในช่วงที่ไม่มีการผันผลการคำนวณก็มีประสิทธิภาพที่ต่ำกว่าวิธีวงจรกรองปรับตัวได้ ทางผู้วิจัยจึงได้ทดลองหาสาเหตุว่าเหตุใดวิธีที่มีนักวิจัยท่านอื่นนำเสนอถึงได้มีประสิทธิภาพน้อย โดยการทดลองเพิ่มเวลาที่ delay หรือ τ ในสมการ (2.26) จากที่เคยพยายามใช้ให้น้อยที่สุดเพื่อให้ใกล้เคียงกับการพิจารณาที่เวลาสนใจมากที่สุดเท่าที่จะมากได้ เป็นการพิจารณาทั้งข้อมูล 1 วินาทีที่คำนวณพบว่าให้ผลการคำนวณที่ดีขึ้นกับกรณีที่มีการสั่นมาก แต่ด้อยลงกับกรณีที่มีการสั่นน้อย ดังตาราง 5.1 และตาราง 5.2

ตาราง 5.1

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีกระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่าอ้างอิง

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดกับค่าอ้างอิง (%)
1	2.1523	2.9100
2	1.8436	7.4900
3	1.7159	6.2500
4	1.7140	8.2100
5	1.7091	6.1800
6	1.7175	6.8600
7	1.7330	6.3300
8	1.7260	6.9200
9	1.7378	8.2500
10	1.7144	6.6700
เฉลี่ย	1.7764	6.6070

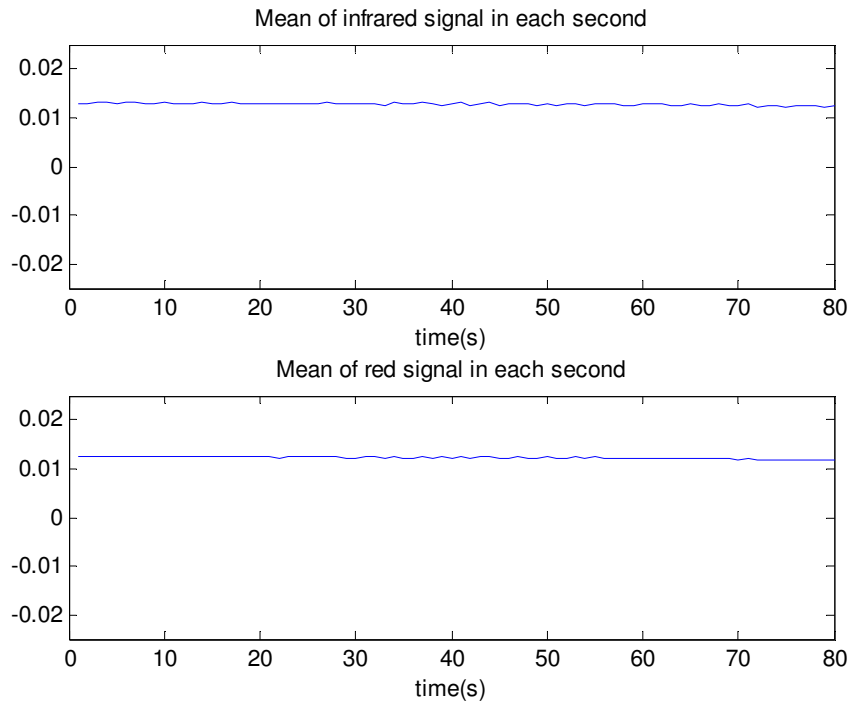
ตาราง 5.2

ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (SpO_2) ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี
กระบวนการแปลงค่าอิมิตัวแบบไม่ต่อเนื่องของความสัมพันธ์น้อยสุดและค่าอ้างอิงของผู้ป่วย

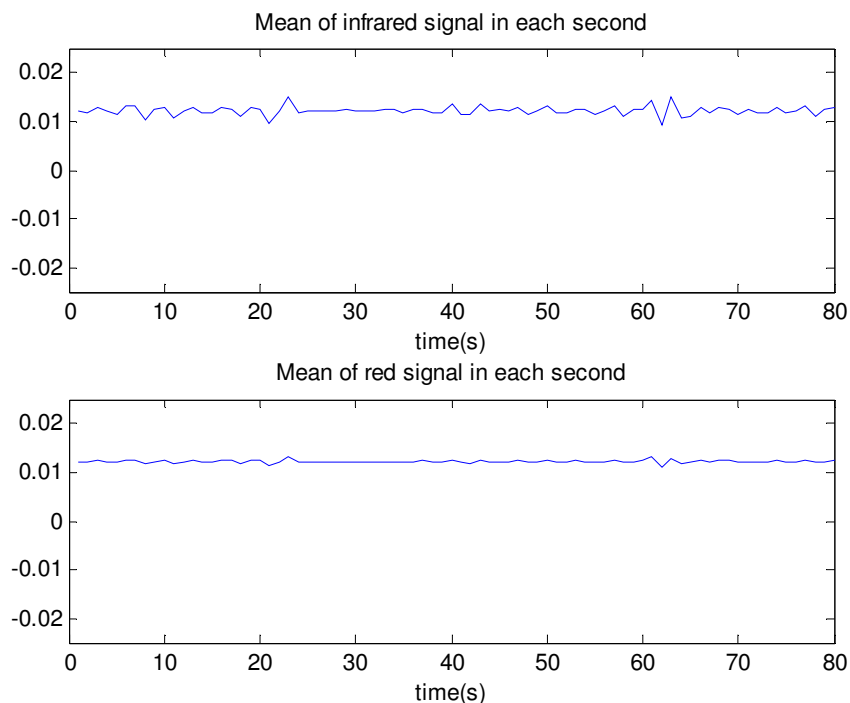
Essential Tremor

การทดลองครั้งที่	เวลาที่ใช้คำนวณ (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดกับค่า อ้างอิง (%)
1	2.0168	6.8800
2	1.7513	8.1300
3	1.7281	8.1300
4	1.7123	8.3000
5	1.7071	7.8700
เฉลี่ย	1.7831	7.8600

เห็นได้ว่ากรณีที่ผู้ทดลองไม่เป็น Essential Tremor และสั้นด้วยขนาดการสั่นที่มากพบว่า
การพิจารณาข้อมูลทั้งหมดเป็นการเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณ แต่กับการทดลองกับผู้ป่วย
Essential Tremor ที่มีการสั่นแต่สั้นด้วยขนาดการสั่นน้อยพบว่าการพิจารณาข้อมูลทั้งหมดเป็น
การเพิ่มความคลาดเคลื่อนจากเวลาที่สนใจ ทำให้ผลการคำนวณดี้อยกว่าการพิจารณาในตาราง
4.8 ที่พิจารณาเวลาใกล้เคียงเวลาที่สนใจมาก



รูปที่ 5.1 ค่าเฉลี่ยของสัญญาณทั้งสองความยาวคลื่นในแต่ละวินาทีของสัญญาณของผู้ทดลองไม่ป่วย Essential Tremor โดยรูปบนคือค่าเฉลี่ยของสัญญาณอินฟราเรดในแต่ละวินาที และรูปล่างคือค่าเฉลี่ยของสัญญาณแสงสีแดงในแต่ละวินาที



รูปที่ 5.2 ค่าเฉลี่ยของสัญญาณทั้งสองความยาวคลื่นในแต่ละวินาทีของสัญญาณผู้ป่วย Essential Tremor โดยรูปบนคือค่าเฉลี่ยของสัญญาณอินฟราเรดในแต่ละวินาที และรูปล่างคือค่าเฉลี่ยของสัญญาณแสงสีแดงในแต่ละวินาที

4. การที่วิธีวงจรรองแบบปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงมากกว่า วงจรรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดในสัญญาณผู้ทดลองที่ไม่ป่วย Essential Tremor เนื่องจากถ้าพิจารณารูปของสัญญาณแล้วพบว่าสัญญาณมีลักษณะเป็นคาบ และมีความใกล้เคียงกันในแต่ละวินาทีที่คำนวณ การที่สัญญาณแต่ละรอบการคำนวณมีค่าทางสถิติเกือบคงที่ตามรูปที่ 5.1 ทำให้วิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง ให้ผลการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงดีกว่า วิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดที่มีประสิทธิภาพกับสัญญาณที่มีค่าทางสถิติที่ไม่คงที่

5. การที่วิธีวงจรรองแบบปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงมากกว่า วงจรรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังในสัญญาณผู้ป่วย Essential Tremor เนื่องจากถ้าพิจารณารูปของสัญญาณแล้วพบว่าสัญญาณมีลักษณะเป็นคาบที่ไม่เต็มคาบ และมีความไม่ใกล้เคียงกันในแต่ละวินาทีที่คำนวณ การที่สัญญาณแต่ละรอบการคำนวณมีค่าทางสถิติเกือบไม่คงที่ตามรูปที่ 5.2 ทำให้วิธีค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด ให้ผลการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวที่มีต่อเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงดีกว่า วิธีกำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังที่มีประสิทธิภาพกับสัญญาณที่มีค่าทางสถิติที่คงที่

6. การที่รูปสัญญาณมีความใกล้เคียงกับสัญญาณอ้างอิงมากกว่าแต่มีค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือดต่างกับค่าอ้างอิงมากกว่า เนื่องจากถ้าพิจารณาสมการ (2.11) แล้วค่าอัตราส่วนที่ใช้คำนวณหาค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือดนั้นมาจากสัญญาณสองความยาวคลื่นทั้งความยาวคลื่นช่วงแสงสีแดงและความยาวคลื่นช่วงแสงอินฟราเรด และผลการทดลองในตาราง 4.6 และ ตาราง 4.12 แสดงแต่เพียงความแตกต่างของรูปสัญญาณหรือค่าสัมบูรณ์ของแอมพลิจูดของสัญญาณที่ลดทอนสัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวแล้วลบด้วยสัญญาณอ้างอิง ซึ่งไม่สามารถบอกได้ว่าผลต่างที่เกิดของสัญญาณทั้งสองความยาวคลื่นเป็นไปในทางเพิ่มหรือลด เช่น ถ้าเดิมค่าออกซิเจนอิมพัลส์ในเลือดน้อยกว่าค่าอ้างอิง แต่หลังจากลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงสีแดงมีแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณอ้างอิงแต่ต่างกับสัญญาณอ้างอิงน้อยกว่าก่อนลดทอนสัญญาณรบกวน สัญญาณแสงความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดมีแอมพลิจูดต่ำกว่าสัญญาณอ้างอิงแต่ต่างกันน้อยกว่าก่อนลดทอนสัญญาณรบกวน ทำให้ได้ค่าในตาราง 4.6 และ ตาราง 4.12 ที่น้อยลงแสดงว่ารูปสัญญาณใกล้เคียงกับสัญญาณอ้างอิงมากกว่าเดิม แต่จาก

สมการ (2.11) ค่าอัตราส่วนที่ได้มีค่าเพิ่มขึ้นซึ่งเมื่อนำไปคำนวณค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดแล้วค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดจะต่ำลง จากเดิมต่ำกว่าอยู่แล้วก็จะมีค่าที่ต่ำกว่าและต่างกับค่าอ้างอิงมากกว่าเดิม และให้ค่าในตาราง 4.6 และ ตาราง 4.12 ที่แยกว่าดั่งนั้น การพิจารณาความแตกต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิงและค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดจึงอาจแตกต่างกันได้ ตัวอย่างดังนี้

ตัวอย่าง กำหนดสัญญาณที่ต้องการมี $s_r(t) = [22]^T$ และ $s_{red}(t) = [11]^T$ ได้ค่าอัตราส่วนตาม

สมการ (2.11) มีค่า $\frac{1}{2}$ หรือ 0.5 ถ้าสัญญาณที่ได้ถูกรบกวนด้วยการเคลื่อนไหวและทำการลดทอน

สัญญาณรบกวนอันเกิดจากการเคลื่อนไหวด้วยวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดแบบถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังและค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดได้ผลดังนี้

วงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลัง $s_r(t) = [2.5 \ 1.6]^T$ และ $s_{red}(t) = [0.5 \ 1.4]^T$ ได้ค่าอัตราส่วนตามสมการ (2.11) มีค่า 0.5009

วงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด $s_r(t) = [2.4 \ 1.6]^T$ และ $s_{red}(t) = [0.6 \ 1.4]^T$ ได้ค่าอัตราส่วนตามสมการ (2.11) มีค่า 0.5281

เห็นได้ว่าวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังให้ค่าความแตกต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิงทั้งสองความยาวคลื่นที่ 0.45 ซึ่งมากกว่าวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดที่ให้ค่าความแตกต่างของสัญญาณกับสัญญาณอ้างอิงทั้งสองความยาวคลื่นที่ 0.4 แต่วงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังให้ค่าอัตราส่วนที่คำนวณค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดต่างกับค่าที่ต้องการ 0.0009 ซึ่งใกล้เคียงกว่าที่ได้โดยวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุดที่ต่างกับค่าที่ต้องการ 0.0281 แสดงว่าคำนวณค่าออกซิเจนอิมิตัวในเลือดโดยวงจรกรองปรับตัวได้กำลังสองน้อยสุดถ่วงน้ำหนักเลขยกกำลังมีค่าใกล้เคียงค่าที่ต้องการมากกว่าวงจรกรองปรับตัวได้ค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยสุด

สำหรับสาเหตุที่พิจารณาค่าสัมบูรณ์ของผลต่างสัญญาณไม่พิจารณาผลต่างของสัญญาณเนื่องจากบางกรณีผลต่างสัญญาณอาจมีค่ามากแต่มีทิศทางตรงกันข้ามเช่น +10 โวลต์ และ -10 โวลต์ซึ่งมีค่ามากแต่เฉลี่ยออกมาเท่ากับ 0 ทางกระบวนการสัญญาณดิจิทัลจึงพิจารณาค่าสัมบูรณ์ของผลต่างหรือผลต่างกำลังสอง

5.3 ข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงที่การทดลองนี้ใช้นั้น เป็นเครื่องวัดความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงรุ่นเดิม และได้ทำการแก้ไขจนสามารถใช้ได้

สัญญาณที่นำมาวิเคราะห์สามารถทำให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพสัญญาณดีกว่านี้ได้โดย การปรับปรุงเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงให้มีสภาพพร้อมใช้งานมากกว่าเดิม

2. เนื่องจากค่าพารามิเตอร์ของวงจรกรองปรับตัวได้บางค่า เช่น ช่วงกั้ว มีเพียงเงื่อนไขที่กำหนดกรอบการลู่เข้าเท่านั้น และสัญญาณที่มีเพียงชุดเดียวทำให้ไม่สามารถแก้หาช่วงการลู่เข้าได้ จึงทำการเลือกค่าที่มั่นใจว่าลู่เข้า แต่ถ้าผู้ศึกษาสนใจก็สามารถเปลี่ยนค่าได้

รายการอ้างอิง

- [1] V. Kamat, "Pulse Oximetry," *Indian Journal of Anaesthesia*, 2002; 46(4): 261-268
- [2] Khwannimit B., "Pulse Oximetry in Adult," *Songkla Med J* 2006;24(3):245-252, 2006
- [3] G. Comtois, Y. Mendelson and P. Ramuka, "A comparative evaluation of adaptive noise cancellation algorithms for minimizing motion artifact in a forehead-mount wearable pulse oximeter," *29th Annual International Conference of IEEE EMBS, Lyon, France, pp 1528-1531, 2007.*
- [4] S. H. Kim, D. W. Ryoo and C. Bae, "Adaptive noise cancellation using accelerometer for PPG signal from forehead," *29th Annual International Conference of IEEE EMBS, Lyon, France, pp 2564-2567, 2007.*
- [5] P. Gibbs and H. H. Asada, "Reducing motion artifact in Bio-Sensors Using MEMS Accelerometer for active noise cancellation," *American Control Conference, Portland, OR, USA, 2005.*
- [6] J. M. Goldman, M. T. Petterson, R. J. Kopotic and S. J. Barker, "Masimo Signal Extraction Pulse Oximetry," *J Clin Monit*, 2000.
- [7] Yorkey, Patent Number 5645060, United State Patent, 1997.
- [8] K. A. Reddy, B. George and V. J. Kumar, "Motion Artifact Reduction and Data Comprsesion of Photoplethysmographic Signal utilizing cycle by cycle Fourier Series Analysis," *Instrumentation and Measurement Technology Conference, Victoria, Vancouver Island, Canada, I²MTC 2008.*
- [9] S. Rhee, B. H. Yang and H. H. Asada, "Artifact-Resistant, Power-Efficient Design of Finger-Ring Photoplethysmographic sensors Part I: Design and Analysis," *22nd Annual EMBS International Conference, Chicago, IL, USA, pp 2792-2795, 2000.*
- [10] P. Wei, R. Guo, J. Zhang and Y. T. Zhang, " A new wristband wearable sensor using adaptive reduction filter to reduce motion artifact," *5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, in conjunction with the 2nd International Symposium and Summer School in Biomedical and Health Engineering," Shenzhen, China, 2008*

- [11] L. B. Wood and H. H. Asada, "Noise Cancellation Model Validation for Reduced Motion Artifact Wearable PPG Sensors using MEMS Accelerometer," *28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, pp 3525-3528*, 2006.
- [12] Y. S. Yan and Y. T. Zhang, "An Efficient motion resistant method for wearable pulse oximetry," *IEEE Trans Biomed Eng*, 2007.
- [13] K. A. Reddy and V. J. Kumar, "Motion Artifact Reduction in Photoplethysmographic signal using Singular Value Decomposition," *Instrument and Measurement Technology Conference, Warsaw, Poland, IMTC*, 2007.
- [14] Chulalongkorn Comprehensive Movement Disorder Centre, "Tremor," [Online]. Chulalongkorn University, Bangkok, 2008. Available from: [www_chula-parkinsons_org.htm](http://www.chula-parkinsons_org.htm). [2009, January 6]
- [15] Bandolier team, "Incidence of Parkinson's Disease," [Online]. Pain research group based in Oxford, 2008 Available from <http://www.medicine.ox.ac.uk-/bandolier/booth/neurol/incpd.html>. [2009, January 6].
- [16] M. K. Diab, Patent Number 5632272, *United State Patent*, 1997.
- [17] Freescale Semiconductor, *Document Number MMA7260QT .Rev0,10/2006*.
- [18] Ljung, *System Identification Theory For The User*.Prentice-Hall, 1987
- [19] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, *Prentice Hall*, 1996

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

บทความที่ได้รับการเผยแพร่

1. S. Kunchon, T. Desudchit and C. Chinrungrueng, "Comparative Evaluation of Adaptive Filters in Motion Artifact Cancellation for Pulse Oximetry," 5th International Colloquium on Signal Processing and Its Application (CSPA 2009) , Kuala Lumpur, Malaysia, March 6-8, 2009.

Comparative Evaluation of Adaptive Filters in Motion Artifact Cancellation for Pulse Oximetry

Sitthi Kunchon¹, Tayard Desudchit² and Chedsada Chinrungrueng¹
 Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering¹,
 Department of Pediatrics, King Chulalongkorn Memorial Hospital²,
 Chulalongkorn University,
 Bangkok, 10330, Thailand

sitthi.k@student.chula.ac.th, fmedtds@md2.md.chula.ac.th and chedsada.c@chula.ac.th

Abstract- Among non-invasive approaches, pulse oximeters are most commonly used medical equipment for measuring blood oxygen saturation level. However, their accuracy is severely subjected to motion artifact and environmental noise. In this paper, we aim to evaluate empirically the effectiveness of adaptive filters in motion artifact cancellation for finger pulse oximeters. Our experiments compared the Least Mean Square (LMS) adaptive filter and the Exponentially Weighted Least Square (EWLS) adaptive filter with the Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST). The experimental results indicate that both adaptive filters can perform better than the MCDST, and the EWLS adaptive filter better than the LMS adaptive filter in motion noise reduction.

Index Terms- Pulse oximetry, adaptive noise cancellation, minimum correlation discrete saturation transform, accelerometers.

1. INTRODUCTION

Blood oxygen saturation is an important quantity for indicating whether the patient is in the state of hypoxia. The highly accurate method for measuring the blood oxygen saturation level is based on the arterial blood gas monitoring; however, such ABG measurement is an invasive process and thus complicate to carry out. Among non-invasive approaches, a pulse oximeter is most commonly used for measuring blood oxygen saturation. Since the pulse oximeter calculates the blood oxygen saturation level based on photoplethysmography technique, its accuracy is severely subjected to motion artifact and environmental noise [1].

Several algorithms have been developed to reduce effects of motion artifact in the photoplethysmography based pulse oximeters [2-9]. One tradition approach for reducing motion artifact in the pulse oximeter is to employ an adaptive filter to act as a joint process estimator for cancelling out the noise in the measurement. This adaptive noise cancellation has been evaluated by Kim, Ryoo, and Bae in reducing noise in forehead pulse oximeter [3]. Comtois, Mendelson, and Ramuka have compared the performance of the Least Mean Square (LMS) adaptive noise canceller and the Recursive Least Squares (RLS) adaptive canceller for motion artifact reduction in pulse oximeters [2]. Gibbs and Asada have proposed to incorporate an accelerometer with the LMS

adaptive canceller in motion artifact reduction in the pulse oximeter [4].

In addition to the aforementioned adaptive noise cancellation approaches, several algorithms for reducing motion artifact for photoplethysmography based pulse oximeters have been developed, such as, the Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST) [10] and Singular Value Decomposition [11] methods.

In this paper, we thus aim to evaluate adaptive noise cancellation in reducing noise artifact in finger pulse oximeter, by empirically comparing the effectiveness of the LMS based adaptive noise cancellation and the Exponentially Weighted Least Squares (EWLS) based adaptive noise cancellation with the MCDST. We carried out the experiment to evaluate the effectiveness of both adaptive noise cancellers by considering the pulse oximeter signal obtained from the index fingers of both hands—one with motion and the other without motion. This scheme allows us to better evaluate the accuracy of the pulse oximeter by using the reading from the non-motion pulse oximeter as a reference. Such reference is expected to be more reliable in approximating the sensor signal that should occur if there is no motion since we consider the signal from the organ with close physical similarity to what the sensor measures. The experiment used the signals from an accelerometer and from the motion pulse oximeter to derive the motion artifact based on the adaptive noise cancellation described in [12]. The experiment compared the effectiveness of the adaptive noise cancellation based on the Least Mean Square (LMS) adaptive filter and based on the Exponentially Weighted Least Square (EWLS) adaptive filter, with the Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST). Section 2 describes the theories and principles used in the experiment. Section 3 describes the experiment and the results, and finally section 4 elaborate on the analysis and discussion.

2. PRINCIPLE AND THEORY

2.1. The model of conventional pulse oximetry

In the model of general pulse oximeter, the measured light intensity is describes by Beer-Lambert Law

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1)$$

where I is the light intensity after light absorbed by the medium, ε is absorption coefficient and it is a function of wavelength λ , l is the path length, c is the concentration of medium and I_0 is the intensity of incident light. According to the above definition of the light intensity, we define the absorbance $a_i(t)$ at time t by equation:

$$a_i(t) = -\ln \frac{I}{I_0} = \varepsilon(\lambda)cl. \quad (2)$$

If there are K mediums, the total absorbance $A_i(t)$, is defined by

$$A_i(t) = \sum_{i=1}^K a_{i,i}(t) = \sum_{i=1}^K \varepsilon_i(\lambda) c_i l_i. \quad (3)$$

In the pulse oximeter measurement, the total absorbance consists of two components as described by equation:

$$A_i(t) = S_i(t) + N_i(t), \quad (4)$$

when $A_i(t)$ is the total absorbance at time t , $S_i(t)$ is the absorbance that is absorbed by interested media, such as arterial blood at time t and $N_i(t)$ is the absorbance that is absorbed by uninterested media, such as venous blood from motion artifact at time t .

General pulse oximeters employ infrared and red wavelength light to calculate the oxygen saturation (S_aO_2). Define $A_{IR}(t)$ as the absorbance of infrared wavelength signal and $A_R(t)$ as the absorbance of red wavelength signal. We can relate absorbance $A_{IR}(t)$ and absorbance $A_R(t)$ through the ratio r_s and r_r by the following relationship:

$$A_{IR}(t) = S_{IR}(t) + N_{IR}(t), \quad (5)$$

$$A_R(t) = S_R(t) + N_R(t) = r_s S_{IR}(t) + r_r N_{IR}(t). \quad (6)$$

The blood oxygen saturation can then be calculated from such relationship or can be derived by calibration curve.

2.2. Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST)

The model of pulse oximetry used in the MCDST algorithm is similarly defined by equations (5) and (6). Take the inner product between two signals. Let A_{11} , A_{12} and A_{22} be the inner products between infrared and infrared signals, infrared and red signals, and red and red signals, respectively. Using the definitions defined in equation (5) and (6), we can express the aforementioned inner products as:

$$A_{11} = \langle A(\lambda_1) A(\lambda_1) \rangle$$

$$A_{12} = \langle S_{IR}(t) S_R(t) \rangle + \langle N_{IR}(t) N_R(t) \rangle + 2 \langle S_{IR}(t) N_R(t) \rangle$$

$$A_{22} = \langle A(\lambda_2) A(\lambda_2) \rangle$$

$$A_{12} = r_s \langle S_{IR}(t) S_{IR}(t) \rangle + r_r \langle N_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle + (r_s + r_r) \langle S_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle$$

$$A_{12} = \langle A(\lambda_1) A(\lambda_2) \rangle$$

$$A_{22} = r_s^2 \langle S_{IR}(t) S_{IR}(t) \rangle + r_r^2 \langle N_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle + 2 r_s r_r \langle S_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle$$

Assume that components S_{IR} and N_{IR} are uncorrelated. The inner product between these two components then becomes zero. We can thus simplify the above equation as:

$$A_{11} = \langle A(\lambda_1) A(\lambda_1) \rangle$$

$$A_{12} = \langle S_{IR}(t) S_R(t) \rangle + \langle N_{IR}(t) N_R(t) \rangle, \quad (7)$$

$$A_{22} = \langle A(\lambda_2) A(\lambda_2) \rangle$$

$$A_{12} = r_s \langle S_{IR}(t) S_{IR}(t) \rangle + r_r \langle N_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle, \quad (8)$$

$$A_{12} = \langle A(\lambda_1) A(\lambda_2) \rangle$$

$$A_{22} = r_s^2 \langle S_{IR}(t) S_{IR}(t) \rangle + r_r^2 \langle N_{IR}(t) N_{IR}(t) \rangle, \quad (9)$$

The solution r_s of the above equations is in the form:

$$r_s = \frac{A_{12} - A_{22} r_r}{A_{11} - A_{22} r_r}. \quad (10)$$

Sampling the value of r_s by stepping through a range of 0 to 100% of S_aO_2 and correspondingly compute r_r based on equation (10), the reference pulsatile signal and noise can then be computed from

$$RS = r_s A_i(\lambda_{IR}) - A_i(\lambda_{IR}), \quad (11)$$

$$RN = r_r A_i(\lambda_{IR}) - A_i(\lambda_{IR}) \quad (12)$$

From equations (5) and (6) we know that if we get correct r_s and r_r , RS will be uncorrelated with RN , and the angle between RS and RN will be nearest to $\pi/2$. To stabilize the computation process, the cost function T is defined in the form:

$$T = \text{abs}[\text{angle}(RS(t), RN(t)) - \pi/2] + \sum_{N=1}^N \text{abs}[\text{angle}(RS(t), RN(t+\tau)) - \pi/2] \quad (13)$$

where $\text{angle}(RS(t), RN(t)) = \cos^{-1}(RS(t) * RN(t))$, τ is the delay time for increase accuracy of calculation and N is the maximum delay time which suggest to be 20 position in signal [10].

2.3. Solving Motion Artifact by tuning the signal from accelerometer

MCDST assumes that components RS and RN are uncorrelated. For the real signal, it is highly difficult to find the signal with this property. To avoid this assumption, we set an experiment to collect the motion acceleration by attaching MEMS accelerometer at a finger probe, as shown in Fig. 1. Having collected the motion acceleration, we then computed motion artifact by tuning the parameters of a FIR filter based on the signals obtained from the motion pulse oximeter and motion acceleration. The block diagram of such experiment is shown in Fig. 2 (described in detail in [12]).

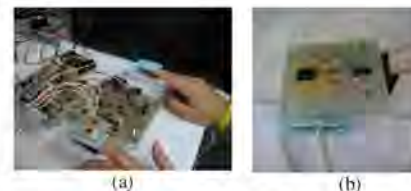


Fig. 1 (a) The experiment set has 2 pulse oximeters (1 and 2), the motion finger probe has accelerometer attached (3). (b) The accelerometer attached to the finger probe

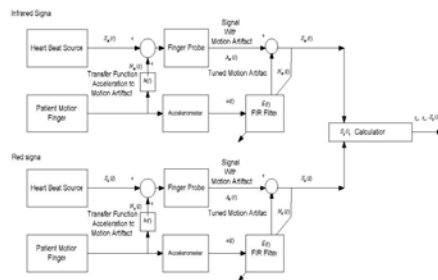


Fig. 2 System of solving motion artifact by tuning signal from accelerometer

The coefficients of the FIR filter in our experiment were computed using the Exponentially Weighted Least Squares (EWLS), and the Least Mean Square (LMS) algorithms.

2.3.1. Exponentially Weighted Least Square Algorithm

In the exponentially weighted Least Squares algorithm, the coefficients of the filter are computed using the following equation:

$$\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} \bar{a}(t) \bar{a}^T(t)] \bar{h} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [\eta^{N-t} A_s(\lambda) \bar{a}(t)]. \quad (14)$$

where $\bar{h} = [g_1 \dots g_n]^T$ is the filter coefficients, $\bar{a}(t) = [a(t-1) \dots a(t-n)]^T$ is the signal from accelerometer, $A_s(\lambda)$ is the signal from pulse oximeter, n is the filter length and η is forgetting factor which is defined in a range of $0 \leq \eta \leq 1$. According to the general model of pulse oximetry [13], we have

$$S_s(t) + \bar{h}(t) * \bar{a}(t) = A_s(\lambda), \quad (15)$$

where $S_s(t)$ is uncorrupted signal, $A_s(\lambda)$ is the signal from pulse oximeter and $\bar{h}(t) * \bar{a}(t)$ is motion artifact or $N_s(t)$. Given $\bar{h}(t)$, we can fine tune motion artifact which is uncorrelated to the pulse oximeter sensor signal. This newly obtained motion artifact will be much closer to real motion artifact than that obtained from the minimum correlation discrete saturation transform. Hence r_a can solve from equations [13]

$$r_a = \frac{S_{r,RMS}(t)}{S_{i,RMS}(t)} \quad (16)$$

where $S_{r,RMS}(t)$ and $S_{i,RMS}(t)$ are the root mean square values of the red and infrared signals at time t , and are defined by the following equations

$$S_{r,RMS}(t) = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N S_r^2(t)}{N}}, \quad (17)$$

$$S_{i,RMS}(t) = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N S_i^2(t)}{N}} \quad (18)$$

2.3.2. Least Mean Square Algorithm

The coefficients of the FIR filter are derived based on the equations in [14]. We use the same symbols of parameters as in the exponentially weighted least square method. N is the

dimension of vector we need to filter, μ is the step-size of the adaptation, $\bar{a}(t) = [a(t-1) \dots a(t-n)]^T$ is the signal from accelerometer which are used as input of the FIR filter, $d(t)$ is the desired signal at time t , n is the filter length or length of input vector, and $\bar{h}(t) = [g_1 \dots g_n]^T$ is the filter coefficients at time t . The LMS algorithm can be described by the following steps:

1. Choose the step-size μ according to the following inequality

$$0 < \mu < \frac{2}{\text{tap input power}}$$

$$\text{tap input power} = \sum_{k=1}^n E[|a(t-k)|^2]$$

2. If prior knowledge on the filter coefficient $\bar{h}(t)$ is available, use it to select an appropriate value for $\bar{h}(0)$. Otherwise, set $\bar{h}(0) = \bar{0}$

3. Computation for $t = 1, 2, 3, \dots, N$

$$e(t) = d(t) - \bar{h}^T(t) \bar{a}(t) \quad (19)$$

$$\bar{h}(t+1) = \bar{h}(t) + \mu \bar{a}(t) e(t) \quad (20)$$

The desired signal in this method is defined by $d(t) = S_s(t) + N_s(t)$ or $d(t) = A_s(t)$ where $S_s(t)$ is uncorrupted data at time t , $A_s(t)$ is the signal from pulse oximeter at time t , and $N_s(t)$ is the motion artifact at time t .

3. EXPERIMENT AND RESULTS

The experiment must be carried out in a room where the ambient light is maintained at the constant intensity so that there is no any change that affect the light intensity at the sensor of the finger probe. Our experiment aims to compare the effectiveness in reducing motion artifact of the methods described in section 2. The experiment was carried out as follow:

1.) Collect the data from two pulse oximeters as well as from the accelerometer attached to the finger probe. We simulated the motion data by moving the left index finger during the pre-allotted interval of time.

2.) From the collected data, we applied the adaptive noise cancellation based on the Least Mean Square (LMS) adaptive filter and based on the Exponentially Weighted Least Square (EWLS) adaptive filter, and the Minimum Correlation Discrete Saturation Transform (MCDST) to compute the oxygen saturation level.

In this experiment, we measured the effectiveness of the motion artifact reduction based on 2 criteria: the first was the average of the oxygen saturation ($S_r O_2$) difference between the two pulse oximeters, and the second was the average of the difference between filtered signal and reference signal, where the reference signal was defined to be signal read from the stationary finger probe.

The parameters of each method were chosen as follows: for the Exponentially Weighted Least Square-filter, length n was set to be 20, forgetting factor η to be 0.998, and the length of signal N to be 1 second data length. For the Least Mean Square algorithm, the filter length n was set to be 20 and the step size μ to be 0.5. This experiment was carried out 10 times, each lasting for 80 seconds. The results from the

experiment are demonstrated in Figs 3-6, as well as Table I and II.

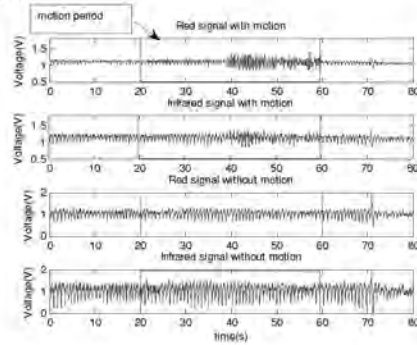


Fig. 3 Signals from the two pulse oximeters. The two upper signals portray the red and infrared signal from the motion finger, and the two lower signals portray the red and infrared signal from stationary finger. The motion interval is allotted in the interval of 20 to 60 seconds.

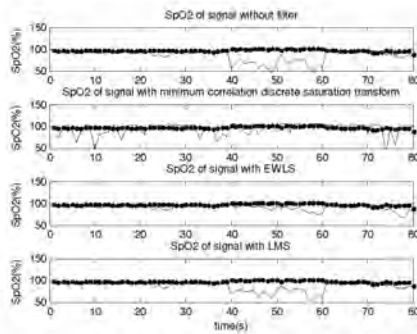


Fig. 4 The graphs shows the oxygen saturation S_pO_2 obtained directly from the pulse oximeter without motion cancellation, compared with those obtained from the pulse oximeters with motion cancellation which employ the MCDST, and the EWLS and the LMS filtering. The solid line represents the oxygen saturation of motion finger after motion cancellation and the dot line represents the reference oxygen saturation, obtained from the stationary finger.

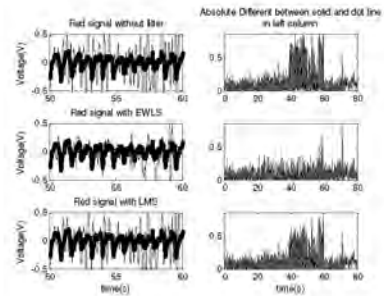


Fig. 5 The left column plots show the reference red signals and the red signals obtained directly from the pulse oximeter without motion cancellation, compared with those obtained from the pulse oximeters with motion cancellation employing the EWLS and the LMS filtering. The dot line represents the red signal after motion cancellation and the solid line represents the reference red signal, obtained from the stationary finger probe. The right column plots portray the differences between the red signal and the reference red signal.

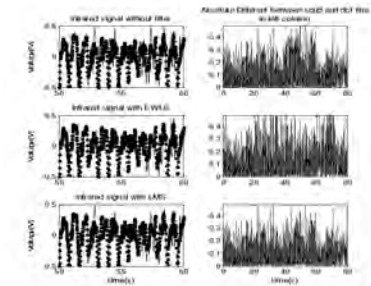


Fig. 6 The left column plots show the reference infrared signals and the infrared signals obtained directly from the pulse oximeter without motion cancellation, compared with those obtained from the pulse oximeters with motion cancellation employing the EWLS and the LMS filtering. The dot line represents the infrared signal after motion cancellation and the solid line represents the reference infrared signal, obtained from the stationary finger probe. The right column plots portray the differences between the infrared signal and the reference infrared signal.

TABLE I
THE AVERAGE OF THE S_pO_2 DIFFERENCE BETWEEN EACH METHOD FROM THE REFERENCE

The method	Time of Process (s)	Average of S_pO_2 difference (%)
No Filter	0.0175	11.7900
MCDST	0.6941	10.4100
EWLS	0.4155	5.6600
LMS	0.4584	10.1500

TABLE II
THE RESULT FROM ADAPTIVE MOTION CANCELLATION FILTERS

Adaptive filter	Time (s)	Average red signal different (V)	Average infrared signal different (V)	Average of $S_p O_2$ different from reference (%)
EWLS	0.4155	0.0976	0.1366	5.6600
LMS	0.4584	0.1264	0.1073	10.1500

4. ANALYSIS AND DISCUSSION

Table I indicates that the MCDST, the EWLS and the LMS filters have the averaged difference of oxygen saturation $S_p O_2$ equal to 10.4100%, 5.6600%, and 10.1500%, respectively. This shows that both adaptive filters can perform better than the MCDST. This conclusion also substantiates by the plots in Fig.4—the difference between the MCDST signal and the reference signal is larger than those of the adaptive filters and the reference signal.

Comparing the EWLS and the LMS adaptive filters, we see that the EWLS has a better performance than the LMS filter, as indicated by Table I and II. In addition, Table II also reveals that the EWLS adaptive filter uses less time to process, compared to the LMS adaptive filter. We believe that our evaluation is highly reliable from the fact that our reference signal was chosen from the physically similar body part (the right index finger) to the one that we measured (the left index finger) concurrently while other evaluation either measured the reference and the interested signals non-concurrently or at totally different structural parts.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by Thailand Research Fund under Grant Number RSA4580027, Ratchadaphisek Somphot Endowment, Chulalongkorn University, and National Research Council of Thailand. The authors would also like to thank Dr. Phornlert Chatrkaw of King Chulalongkorn Memorial Hospital for many fruitful advices.

REFERENCES

- [1] V. Kamat, "Pulse Oximetry," *Indian Journal of Anaesthesia*, 2002; 46(4): 261-268
- [2] G. Conitois, Y. Mendelson and P. Ranuka, "A comparative evaluation of adaptive noise cancellation algorithms for minimizing motion artifact in a forehead-mount wearable pulse oximeter," *29th Annual International Conference of IEEE EMBS, Lyon, France*, pp 1528-1531, 2007.
- [3] S. H. Kim, D. W. Ryoo and C. Bae, "Adaptive noise cancellation using accelerometer for PPG signal from forehead," *29th Annual International Conference of IEEE EMBS, Lyon, France*, pp 2564-2567, 2007.
- [4] P. Gibbs and H. H. Asada, "Reducing motion artifact in Bio-Sensors Using MEMS Accelerometer for active noise cancellation," *American Control Conference, Portland, OR, USA*, 2005.
- [5] J. M. Goldman, M. T. Peterson, R. J. Kopotic and S. J. Barker, "Masimo Signal Extraction Pulse Oximetry," *J Clin Monit*, 2000.
- [6] Yorkey, Patent Number 5645060, United State Patent, 1997.
- [7] K. A. Reddy, B. George and V. J. Kumar, "Motion Artifact Reduction and Data Compression of Photoplethysmographic Signal utilizing cycle by cycle Fourier Series Analysis," *Instrumentation and Measurement Technology Conference, Victoria, Vancouver Island, Canada, IMTC*, 2008.
- [8] S. Rhee, B. H. Yang and H. H. Asada, "Artifact-Resistant, Power-Efficient Design of Finger-Ring Photoplethysmographic sensors Part I: Design and Analysis," *22nd Annual EMBS International Conference, Chicago, IL, USA*, pp 2792-2795, 2000.
- [9] P. Wei, R. Guo, J. Zhang and Y. T. Zhang, "A new wristband wearable sensor using adaptive reduction filter to reduce motion artifact," *5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, in conjunction with the 2nd International Symposium and Summer School in Biomedical and Health Engineering*, Shenzhen, China, 2008
- [10] Y. S. Yan and Y. T. Zhang, "An Efficient motion resistant method for wearable pulse oximetry," *IEEE Trans Biomed Eng*, 2007.
- [11] K. A. Reddy and V. J. Kumar, "Motion Artifact Reduction in Photoplethysmographic signal using Singular Value Decomposition," *Instrument and Measurement Technology Conference, Warsaw, Poland, IMTC*, 2007.
- [12] L. B. Wood and H. H. Asada, "Noise Cancellation Model Validation for Reduced Motion Artifact Wearable PPG Sensors using MEMS Accelerometer," *28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA*, pp 3525-3528, 2006.
- [13] M. K. Diab, Patent Number 563227, United State Patent, 1997.
- [14] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice Hall, 1996.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ผู้เขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้คือ นายสิทธิ กุลชล นิสิตระดับปริญญาโทมหาบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า รหัสประจำตัว 5070630221 สังกัดห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย งานวิจัยระดับปริญญาโทคืองานวิจัยเกี่ยวกับการประเมินประสิทธิภาพวงจรกรองในการกรองสัญญาณรบกวนที่พบกับภาพอัลตราซาวนด์ ห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล การศึกษาระดับปริญญาตรี