

การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนใน
เลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง

MOTION ARTIFACT REDUCTION IN PULSE OXIMETER USING
ADAPTIVE FILTER AND LIGHT SENSOR

พัฒนะ คัยนันท์
PATTANA KAINAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2559
KMITL-2016-EN-M-010-133

MOTION ARTIFACT REDUCTION IN PULSE OXIMETER USING
ADAPTIVE FILTER AND LIGHT SENSOR

PATTANA KAINAN

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN TELECOMMUNICATIONS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2016
KMITL-2016-EN-M-010-133

COPYRIGHT 2016

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด
โดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง

Thesis Title Motion Artifact Reduction in Pulse Oximeter using Adaptive Filter and Light
Sensor

นักศึกษา นายพัฒนะ คัยนันท์






รหัสประจำตัว 57601141

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2016-EN-M-010-133

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.วิภา	แสงพิสิทธิ์	
รศ.ดร.จิรสุดา	โกษิยาภรณ์	
รศ.ดร.มนตรี	ศิริปรัชญานันท์	
ผศ.ดร.ศรวัฒน์	ชีวปรีชา	
รศ.ดร.ปราโมทย์	วาดเขียน	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพุธที่ 6 กรกฎาคม พ.ศ. 2559 เวลา 13.00-14.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคารเฉลิมพระเกียรติ ห้อง HM-303

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 6 กรกฎาคม พ.ศ. 2559

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง
นักศึกษา	นายพัฒนะ คัยนันท์
รหัสประจำตัว	57601141
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมโทรคมนาคม
พ.ศ.	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอวิธีการลดการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือด โดยการออกแบบอยู่ภายใต้สมมติฐานว่าเมื่อมีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้นขณะวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดแสงภายนอกจะไปกระทำให้สัญญาณที่ตัวรับแสงภายในหัววัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นในการลดการปนเปื้อนจะประยุกต์ใช้เซนเซอร์วัดความเข้มแสงภายนอกวัดความเข้มแสงภายนอกโดยติดไว้ที่หัววัด และนำสัญญาณแสงที่วัดได้ไปใช้งานเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้สัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือดจะมีสัญญาณของสัญญาณเป็นค่าคงที่มากขึ้น ซึ่งส่งผลให้ค่าความอิมตัวออกซิเจนในเลือดมีค่าความผิดพลาดน้อยลงโดยวัดผลจากค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยโดยการเคลื่อนไหวในแนวตั้งความผิดพลาดจะลดลงจาก 4.47% เหลือ 1.22% การเคลื่อนไหวในแนวนอนความผิดพลาดจะลดลงจาก 4.60% เหลือ 1.63% การเคลื่อนไหวแบบมีอิสระความผิดพลาดจะลดลงจาก 3.43% เหลือ 1.18% และการเคลื่อนไหวแบบงอนิ้วมือความผิดพลาดจะลดลงจาก 5.91% เหลือ 1.61% ในการจำลองระบบตัวกรองแบบปรับตัวได้จะใช้งานโปรแกรมแมทแลบโดยจะนำสัญญาณเข้าผ่านทางบอร์ด NI PCI-6014 BASIC MULTIFUNCTION I/O BOARD ต่อร่วมกับคอมพิวเตอร์ที่มีหน่วยประมวลผล Intel Core i7 3770 หน่วยความจำ 4 กิกะไบต์ หน่วยประมวลผลภาพ Intel HD Graphics 4000

Thesis Title	Motion Artifact Reduction in Pulse Oximeter using Adaptive Filter and Light Sensor
Student	Mr.Pattana Kainan
Student ID.	57601141
Degree	Master of Engineering
Program	Telecommunications Engineering
Year	2016
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Pramote Wardkein

ABSTRACT

This thesis proposes the technique to reduce motion artifact in pulse oximetry signal. The methodology is designed under the assumption that the motion artifact is caused by external light interference while movement occurring. The removal of the motion artifact signal is accomplished by mounting a light sensor on the probe of pulse oximeter. The light sensor is used to measure the light intensity and intensity output is fed to least mean square (LMS) adaptive filter as a reference signal. By using this method, it results in the improved pulse oximetry signal which has a constant base line signal and fewer error blood oxygen saturation percentage, based on the mean absolute percentage error. In addition this method is simulated on MATLAB by using NI PCI-6014 BASIC MULTIFUNCTION I/O BOARD connected with Intel core i7 3770 processor, 4 gigabytes memory, and Intel graphic HD 4000 graphic processor computer.

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอแสดงความขอบพระคุณ รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ให้แนวคิด คำแนะนำต่างๆ ในการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ รวมถึง รศ.ดร.จิรสุดา โกษียาภรณ์ ที่ให้คำปรึกษาในด้านการเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ รวมไปถึงอาจารย์หลายๆ ท่านในภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้แก่ข้าพเจ้าเป็นผลให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ลุล่วงไปได้

ข้าพเจ้าขอแสดงความขอบคุณ คุณศักรินทร์ สิ้นไชยที่ช่วยเหลือข้าพเจ้าในช่วงเวลาที่ข้าพเจ้าประสบกับปัญหา

ข้าพเจ้าขอแสดงความขอบคุณแต่พ่อ แม่ และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ให้สนับสนุนในทุกๆ ด้าน

ข้าพเจ้าขอขอบคุณพี่ๆ น้องๆ เพื่อนๆ ในภาควิชาโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทุกท่านที่คอยให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆ ทั้งเรื่องงาน และความบันเทิง

ข้าพเจ้าขอขอบคุณงานทุกงานที่ข้าพเจ้าทำ บทเพลงทุกบทเพลงที่ข้าพเจ้าได้ยิน ทุกแรงผลักดันทุกกำลังใจ จากทุกคนที่กล่าวถึง และไม่ได้กล่าวถึงในที่นี้ ซึ่งมีส่วนสนับสนุนให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

สุดท้ายนี้คุณค่า และประโยชน์ที่เกิดขึ้นจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ข้าพเจ้าขอมอบให้แก่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

พัฒนาะ คัยนันท์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา	1
1.2 จุดมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา	2
1.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 กล่าวนำ	4
2.2 การวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด	4
2.3 โฟโตไดโอด	17
2.4 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน.....	18
2.5 การมอดูเลตพัลส์.....	18
2.6 การมัลติเพิล็กซ์สัญญาณ	21
2.7 วงจรกรองสัญญาณแบบอนาล็อก.....	21
2.8 ตัวกรองสัญญาณเชิงเลข	25
2.9 สหสัมพันธ์	27
2.10 ตัวกรองปรับตัวได้	29
บทที่ 3 การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิมิตัวออกซิเจน ในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง	35
3.1 กล่าวนำ	35
3.2 การออกแบบวงจรวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด	36

สารบัญ

	หน้า
3.3 การสร้างสัญญาณอ้างอิงสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้	45
3.4 การออกแบบตัวกรองแบบปรับตัวได้	45
3.5 การออกแบบการทดลอง และการบันทึกผลการทดลอง	49
บทที่ 4 ผลการทดลอง	51
4.1 กล่าวนำ	51
4.2 ผลการวัดสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือด	51
4.3 ผลการทดสอบแนวโน้มของแสงที่มีผลต่อสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือด..	54
4.4 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของสัญญาณอ้างอิง	57
4.5 การคำนวณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่มี และไม่มี การเคลื่อนไหว	60
4.6 การคำนวณเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด	60
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะ	62
5.1 กล่าวนำ	62
5.2 ผลการวัดสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือด	63
เอกสารอ้างอิง	64
ภาคผนวก	65
ประวัติผู้เขียน	75

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	การดูดซับแสงของส่วนที่ไม่ใช่เลือด	5
2.2	การดูดซับแสงของเลือด	6
2.3	การดูดซับแสงของน้ำ	7
2.4	การดูดซับแสงของเลือด	8
2.5	การดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ ของออกซีฮีโมโกลบิน และดีออกซีฮีโมโกลบิน	9
2.6	ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดซับของแสง และความอืดัวออกซิเจนในเลือด	10
2.7	การเปลี่ยนแปลงของแสงที่ผ่านออกมาเทียบกับเวลา	10
2.8	การเปลี่ยนแปลงกระแสเทียบกับเวลา	16
2.9	สัญญาณลักษณะของโพโตไดโอด	18
2.10	วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน	18
2.11	ความสัมพันธ์ของข้อมูลข่าวสารกับสัญญาณพีเอเอ็ม	19
2.12	สัญญาณการมอดูเลตพัลส์ลักษณะต่างๆ	20
2.13	การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลาด้วยระบบพีเอเอ็ม	21
2.14	วงจรตีมัลติเพล็กซ์สัญญาณมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา	21
2.15	ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	22
2.16	โครงสร้างของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	23
2.17	ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรรองความถี่สูงผ่าน	23
2.18	โครงสร้างของวงจรรองความถี่สูงผ่าน	24
2.19	ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรรองความถี่แถบผ่าน	24
2.20	ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรรองความถี่แถบไม่ผ่าน	25
2.21	โครงสร้างของระบบเอฟไออาร์	26
2.22	โครงสร้างของระบบไอไออาร์	27
2.23	โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้	29
2.24	โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้	30
2.25	โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้แบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด	32
3.1	บล็อกไดอะแกรมของระบบ	35
3.2	พอร์ทการเชื่อมต่อของหัววัดความอืดัวออกซิเจนในเลือด	36
3.3	โครงสร้างวงจรวัดความอืดัวออกซิเจนในเลือด	36
3.4	ไทม์มิงไดอะแกรม	37
3.5	ผังการทำงานของโปรแกรมสร้างพัลส์	38
3.6	วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน.....	39
3.7	วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน.....	43

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
3.8	โครงสร้างของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	44
3.9	การใช้งานเซนเซอร์วัดความเข้มแสง	45
3.10	ผังการทำงานของโปรแกรมส่วนการบันทึกผลสัญญาณ	47
3.11	ผังการทำงานของโปรแกรมส่วนกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้	48
3.12	สภาวะภายในห้องทดลอง	39
4.1	สัญญาณจากวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน	51
4.2	สัญญาณพีเอเอ็มที่ผ่านการออกจากอนาล็อกสวิทช์	52
4.3	สัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด	52
4.4	สัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด	53
4.5	สัญญาณเมื่อวัดขณะที่มีการเคลื่อนไหวในแนวตั้ง	54
4.6	สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.01	55
4.7	สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.001	55
4.8	สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.0001	56
4.9	สปรกตรัมของสัญญาณ	56
4.10	สปรกตรัมของสัญญาณ	57
4.11	สัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด	58
4.12	สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยสัญญาณอ้างอิง	58
4.13	สัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด	59
4.14	สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยสัญญาณอ้างอิง	59

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
4.1	แสดงค่าสหสัมพันธ์ไขว้ของสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้	60
4.2	ความอิมพัลส์ออกซิเจนในเลือดก่อน และหลังการทำกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้	60
4.3	แสดงร้อยละความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย.....	61

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

เทคโนโลยีทางการแพทย์ในปัจจุบันได้ถูกพัฒนาเป็นอย่างมากทั้งในแง่ของการตรวจสอบแบบเวลาจริง (Real Time Monitoring) และการใช้งานแบบไร้สาย (Wireless) ที่สำคัญคือในการตรวจสอบจะไม่มีกรรูกล้ำผู้ป่วย (Non Invasive) เช่น ไม่จำเป็นต้องเจาะเลือดเพื่อนำไปตรวจสอบ รวมไปถึงสามารถที่จะตรวจสอบได้ในขณะที่มีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้น

การทำโฟโตเพลธิสมोगราฟี หรือพีพีจี (Photoplethysmography: PPG) ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อที่จะอนุมานข้อมูลที่สำคัญทางด้านสุขภาพได้ เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO_2) เป็นต้น การทำพีพีจีเป็นการทำโดยการส่องแสงผ่านเนื้อเยื่อเพื่อตรวจจับการประกอบทางแสงที่ฝั่งรับได้รับ ในทางการแพทย์การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจะวัดได้โดยใช้หัววัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดวัดที่บริเวณปลายนิ้วมือ หรือติ่งหู

ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเป็นข้อมูลทางด้านสุขภาพชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญเนื่องจากจะบ่งบอกถึงปริมาณออกซิเจนที่อิ่มตัวอยู่ในเลือด เพื่อที่ว่าในร่างกายมีปริมาณออกซิเจนมาก หรือน้อย โดยที่ในการวัดจะมีข้อจำกัดอยู่ เช่น ความเข้มของสีผิว การทาสีที่บริเวณเล็บมือ หรือขณะวัดมีการเคลื่อนไหว เนื่องจากการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจะให้ผลที่แม่นยำมากที่สุดจะต้องเป็นการวัดในสภาวะที่ผู้ถูกวัดไม่มีการเคลื่อนไหว สาเหตุเพราะว่าหากขณะวัดมีการเคลื่อนไหวจะเกิดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในสัญญาณ (Motion Artifact) ซึ่งข้อจำกัดที่ระบุมาข้างต้นจะส่งผลให้สัญญาณที่วัดได้มีความผิดพลาดเกิดขึ้นรวมไปถึงจะทำให้การคำนวณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดมีความผิดพลาดไปจนอาจจะเกิดการผิดพลาดในการวินิจฉัยโรคได้

1.2 จุดมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อที่จะนำเสนอวิธีการลดการปนเปื้อนที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับค่าได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสงโดยอาศัยหลักการของตัวกรองแบบปรับค่าได้ที่มีอัลกอริธึมในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดมาประยุกต์ใช้ โดยจะทำงานร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสงในการวัดความเข้มแสงภายนอก โดยที่ระบบจะมีกระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ไม่ซับซ้อน

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ปัญหาของการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดที่พบโดยทั่วไปคือ สัญญาณที่วัดได้มีการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ส่งผลให้ค่าความอิมตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดได้นั้นมีความผิดพลาด โดยสัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด และสัญญาณที่มาปนเปื้อนนั้น จะอยู่ในช่วงความถี่ที่ใกล้เคียงกัน จึงเป็นไปได้ยากที่จะใช้ตัวกรองทั่วไปในการกรองสัญญาณที่มาปนเปื้อนออกไป ดังนั้นจึงเลือกใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้มากรองสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดขึ้น แต่สิ่งที่จำเป็นของตัวกรองแบบปรับตัวได้นั้นคือจำเป็นจะต้องมีสัญญาณอ้างอิงสัญญาณปนเปื้อนเพื่อให้ตัวกรองสามารถปรับตัวเข้าสู่สภาวะคงตัว จากการสังเกตจะพบว่าเมื่อทำการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดที่สภาวะแสงภายนอกมีความแตกต่างกันจะทำให้เส้นฐานของสัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดได้มีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น จึงมีความเป็นไปได้ว่าขณะที่เกิดการเคลื่อนไหวนั้น แสงภายนอกจะมีผลไปกระทำต่อตัวรับแสงที่อยู่ภายในหัววัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือด ดังนั้นหากทำการวัดความเข้มแสงภายนอกขณะวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดที่มีการเคลื่อนไหว สัญญาณที่เซนเซอร์วัดแสงวัดได้จะสามารถนำไปเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้

1.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดในช่วงแรกจะใช้วิธีการเจาะเลือดเพื่อนำไปทดสอบในห้องปฏิบัติการ โดยในการทดสอบนั้นจะเป็นการทดสอบหาอัตราส่วนของความเข้มข้นฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนต่อความเข้มข้นของออกซิเจนทั้งหมดในเลือดจนกระทั่งในช่วงปี 1944 Glenn A. Millikan ได้ประดิษฐ์เครื่องวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือด โดยใช้แสงสีแดง และสีเขียวส่งแสงผ่านไบฮูไปยังเซลล์รับแสงที่มีตัวกรองสีแดง และสีเขียวอยู่ เพื่อดูการดูดซับของแสงที่เปลี่ยนไป แต่วิธีการนี้ไม่ได้ใช้งานในเชิงการแพทย์ [1] ถัดมาในปี 1972 Robert F. Shaw คิดวิธีการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้แหล่งกำเนิดแสง 3 แหล่ง ที่มีความยาวคลื่น 660, 715 และ 805 นาโนเมตร ส่งผ่านไบฮู และใช้โฟโตทรานซิสเตอร์เป็นตัวรับแสง [2] และในปี 1970 วิศวกรชาวญี่ปุ่นชื่อ Takuo Aoyagi เสนอการหาความอิมตัวออกซิเจนในเลือดจากอัตราส่วนระหว่างการดูดซับของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดโดยเลือกแสงที่มีความยาวคลื่น 630 นาโนเมตร และ 900 นาโนเมตร ซึ่งวิธีการนี้เป็นวิธีการที่ไม่มีารรุกรานผู้ป่วย (ไม่ต้องเจาะเลือด) สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่อง และตอบสนองแบบตามเวลาจริง (Real Time) [3] ปัจจุบันการวัดออกซิเจนในเลือดจะทำได้โดยการส่งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดผ่านนิ้วมือ หรือไบฮูเพื่อที่จะหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับ และไม่จับกับออกซิเจนเพื่อนำไปหาเป็นความอิมตัวออกซิเจนในเลือด แต่ในการหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินนั้นจะถูกหาอยู่ในรูปของอัตราส่วนการดูดซับของแสง ระหว่างแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด และนำอัตราส่วนการดูดซับของแสงดังกล่าวไปหาเป็นความอิมตัวออกซิเจนในเลือดได้ โดยการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดจะให้ผลที่ถูกต้องที่สุดต้องเป็นการวัดที่ไม่มีารเคลื่อนไหว เนื่องจากหาเกิดการเคลื่อนไหวค่าที่วัดได้จะมีความอิมพลาด เพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพในการวัดความอิมตัวออกซิเจนจึงมีการวิจัยเพื่อลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในปี 1996 T. L. Rusch และคณะ [4] ได้เสนอวิธีการประมวลผลสัญญาณในเชิงความถี่โดยการแปลง FFT เพื่อดูสเปกตรัมของสัญญาณ โดยสรุปได้ว่าสเปกตรัมของสัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือดจะอยู่ในช่วง $0.5-4\text{Hz}$ ซึ่งหมายความว่าความถี่ที่อยู่นอกเหนือช่วงดังกล่าวจะเป็นสัญญาณรบกวน โดยวิธีการนี้มีข้อจำกัดคือถ้าหากสัญญาณ

รบกวนเกิดอยู่ในช่วงความถี่เดียวกันกับสัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดจะไม่สามารถแก้ไขได้ ในปี 2003 Juwon Lee และคณะ [5] เสนอวิธีการออกแบบตัวกรองเพื่อลดสัญญาณปนเปื้อนในสัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือด โดยอาศัยการทำงานของ Filter Bank และ Matched Filter โดยเมื่อผ่านกระบวนการดังกล่าวสัญญาณที่ได้ออกมาที่มีความถูกต้องมากขึ้น ในปี 2005 Peter Gibbs และ H. Harry Asada [6] เสนอวิธีการลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งร่วมกับตัวกำจัดสัญญาณรบกวนแบบแอกทิฟ ซึ่งเป็นวิธีการสร้างสัญญาณรบกวนโดยอาศัยสมมติฐานว่าสัญญาณที่ปนเปื้อนในสัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดจะมีความสัมพันธ์กับสัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเร่งสร้างขึ้นเพื่อไปลดสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดขึ้น โดยวิธีนี้จำเป็นต้องอาศัยการเพิ่มอุปกรณ์เข้าไปในขณะวัด ในปีเดียวกัน Yong-sheng Yan และคณะ [7] เสนอวิธีการลดสัญญาณปนเปื้อนโดยการประยุกต์ใช้ Wigner-Ville Distribution ขนาดสูงสุดของ Wigner-Ville Distribution ในย่านความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจจะสามารถนำไปคำนวณความถี่ต่ำออกซิเจนได้ ในปี 2007 K. A. Reddy และคณะ [8] ได้เสนอวิธีการสังเคราะห์สัญญาณ Motion Artifact จากสัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดโดยการประมวลผลสัญญาณโดยใช้วิธีการทำเอสวีดี (Singular Value Decomposition: SVD) ซึ่งเป็นวิธีการทางพีชคณิตเชิงเส้นที่สำคัญโดยที่เมื่อแยกองค์ประกอบจะทำให้ได้ค่าซิงกูลาร์ ซึ่งค่าซิงกูลาร์นั้นจะประกอบไปด้วยข้อมูลของสัญญาณรบกวน (Motion Artifact) ในปี 2012 M. Raghu Ram และคณะ [9] ได้เสนอวิธีการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) โดยที่ในการใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้นั้นจำเป็นต้องใช้สัญญาณอ้างอิง (Reference Signal) ในการสร้างสัญญาณอ้างอิงสำหรับสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวซึ่งวิธีที่กล่าวมาเป็นการประมวลผลสัญญาณซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อได้รับสัญญาณที่มีความผิดพลาดของข้อมูลมาทำการแก้ไขสัญญาณให้ถูกต้อง

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการลดการปนเปื้อนที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวในการวัดความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง โดยระบบที่นำเสนอจะมีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ที่ไม่ยุ่งยาก โดยจะทำการจำลองระบบตัวกรองแบบปรับตัวได้ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ MATLAB โดยจะนำสัญญาณเข้าผ่านทางบอร์ด NI PCI-6014 BASIC MULTIFUNCTION I/O BOARD และคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานมีการใช้งานหน่วยประมวลผล Intel Core i7 3770 หน่วยความจำ 4 กิกะไบต์ หน่วยประมวลผลภาพ Intel HD Graphics 4000 โดยที่สัญญาณที่จะนำเข้าไปประมวลผลจะเป็นสัญญาณที่ได้จากวงจรวัดความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือด และสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์วัดแสง TSL12SM รวมไปถึงจะเปรียบเทียบการทำงานร่วมกับการใช้งานสัญญาณอ้างอิงที่ได้จากเซนเซอร์วัดความเร่ง MMA7331L เพื่อยืนยันการทำงานของระบบว่าสามารถใช้งานได้จริง

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยจะมีเนื้อหาเกี่ยวกับกระบวนการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากซีพจร วงจรไฟฟ้าต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างวงจรวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด รวมไปถึงการประมวลผลสัญญาณเชิงเลข ตัวกรองปรับตัวได้ และวิธีการในการเปรียบเทียบสัญญาณต่างๆ

2.2 การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximetry)

ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเป็นการหาอัตราส่วนความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin, HbO_2) ต่อความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน (Total Hemoglobin) ที่มีทั้งหมดในเลือดซึ่งสามารถเขียนแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.1

$$Fractional SaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{totalhemoglobin}} \times 100\% \quad (2.1)$$

โดยที่ $Fractional SaO_2$ คือ ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

C_{HbO_2} คือ ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน

$C_{totalhemoglobin}$ คือ ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินทั้งหมด

วิธีที่จะใช้หาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินนั้นจะใช้วิธีการส่องแสงผ่านนิ้วมือเพื่อหาความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น โดยที่การเปลี่ยนแปลงของแสงที่เกิดขึ้นจะเป็นไปตาม กฎของเบียร์ และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert's Law) โดยกฎของเบียร์ และแลมเบิร์ตกล่าวว่า เมื่อแสงเดินทางผ่านตัวกลางเนื้อเดียว ความเข้มแสงที่ผ่านตัวกลางจะลดลงอย่างเป็นเอ็กซ์โพเนนเชียล ดังสมการที่ 2.2

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.2)$$

โดยที่ I_0 คือ ความเข้มของแสงที่ตกกระทบ

I คือ ความเข้มของแสงที่ส่งผ่าน

$\varepsilon(\lambda)$ คือ ค่าคงที่การดูดซับแสง (Extinction Coefficient) ที่ความยาวคลื่น λ

c คือ ความเข้มข้นของสาร

d คือ ระยะทางที่แสงเดินทาง (Optical Path Length)

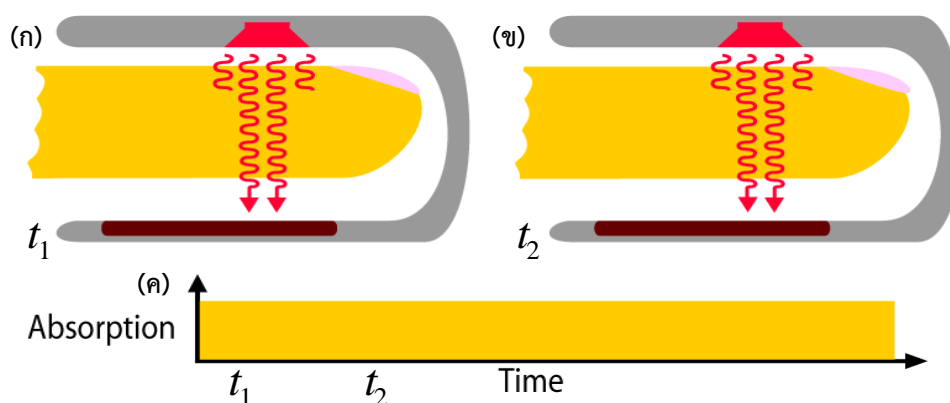
ค่าการส่งผ่าน (Transmittance: T) คือ อัตราส่วนระหว่างความเข้มแสงที่ส่งผ่าน ต่อความเข้มแสงที่ตกกระทบ สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.3

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.3)$$

ค่าการดูดซับแสง (Absorbance: A) สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.4

$$A = -\ln(T) = \varepsilon(\lambda)cd \quad (2.4)$$

โดยจากที่กล่าวไว้ข้างต้นว่าในการวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดนั้นจะทำได้โดยการส่องแสงผ่านนิ้วมือ โดยขณะที่ทำการส่องแสงผ่านนิ้วมือ แสงจะผ่านองค์ประกอบ 2 ส่วนคือ ส่วนที่ไม่ใช่เลือด (Tissue) และส่วนที่เป็นเลือด (Blood) โดยการดูดซับแสงของส่วนที่ไม่ใช่เลือด จะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.1 ซึ่งการดูดซับแสงของส่วนที่ไม่ใช่เลือดจะเป็นการดูดซับแสงที่มีค่าคงที่ และค่าการดูดซับแสงขององค์ประกอบของส่วนที่ไม่ใช่เลือดสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.5

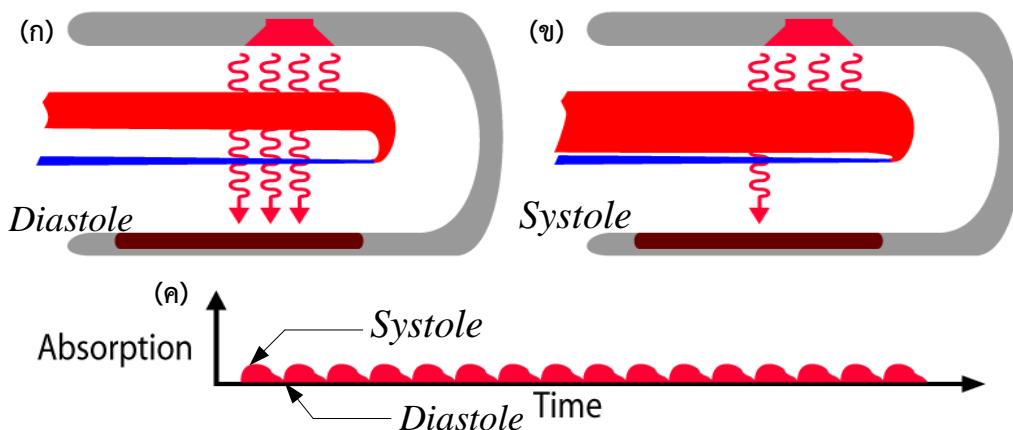


รูปที่ 2.1 การดูดซับแสงของส่วนที่ไม่ใช่เลือด (ก) ที่เวลา t_1 (ข) ที่เวลา t_2
(ค) กราฟการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อเทียบกับเวลา

$$A_{Tissue} = \varepsilon_{Tissue}(\lambda)c_{Tissue}d_{Tissue} \quad (2.5)$$

โดยที่	A_{Tissue}	คือ การดูดซับแสงของเนื้อเยื่อ
	$\varepsilon_{Tissue}(\lambda)$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อที่ความยาวคลื่น λ
	c_{Tissue}	คือ ความเข้มข้นของเนื้อเยื่อ
	d_{Tissue}	คือ ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ

สำหรับการดูดซับแสงของเลือดจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การดูดซับแสงของเลือด (ก) ช่วงที่หัวใจคลายตัว (ข) ช่วงที่หัวใจบีบตัว
(ค) กราฟการดูดซับแสงของเลือดเทียบกับเวลา

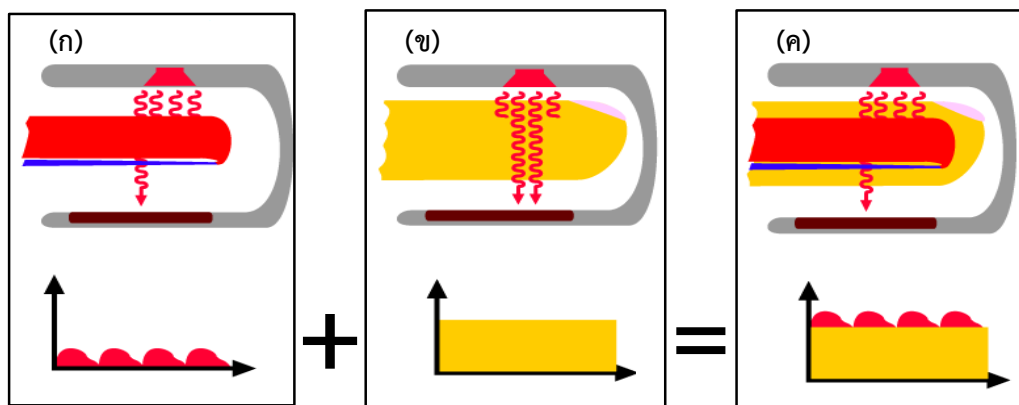
จากรูปที่ 2.2 จะเห็นว่าการดูดซับแสงของเลือดจะมีความเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นอันเนื่องมาจากจังหวะของชีพจร (Pulsatile Arterial) ซึ่งจะถูกแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่หัวใจคลายตัว (Diastole) และช่วงที่หัวใจบีบตัว (Systole) โดยในช่วงที่หัวใจคลายตัวจะถูกมองว่าเป็นช่วงที่มีเลือดไหลผ่านน้อยเป็นผลให้ระยะทางที่แสงเดินทางมีค่าน้อยที่สุด (d_{\min}) ในทางกลับกันในช่วงที่หัวใจบีบตัวจะถูกมองว่าเป็นช่วงที่มีเลือดไหลผ่านมากเป็นผลให้ระยะทางที่แสงเดินทางมีค่ามากที่สุด (d_{\max}) สามารถแสดงค่าการดูดซับแสงของเลือดในช่วงที่หัวใจคลายตัว และบีบตัวได้ดังสมการที่ 2.6 และ 2.7 ตามลำดับ

$$A_{\text{Blood,Diastole}} = \varepsilon_{\text{Blood}}(\lambda) c_{\text{Blood}} d_{\min} \quad (2.6)$$

$$A_{\text{Blood,Systole}} = \varepsilon_{\text{Blood}}(\lambda) c_{\text{Blood}} d_{\max} \quad (2.7)$$

โดยที่	$A_{\text{Blood,Diastole}}$	คือ การดูดซับแสงของเลือดในช่วงที่หัวใจคลายตัว
	$A_{\text{Blood,Systole}}$	คือ การดูดซับแสงของเลือดในช่วงที่หัวใจบีบตัว
	$\varepsilon_{\text{Blood}}(\lambda)$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของเลือดที่ความยาวคลื่น λ
	c_{Blood}	คือ ความเข้มข้นของเลือด
	d_{\min}	คือ ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านเลือดที่สั้นที่สุด
	d_{\max}	คือ ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านเลือดที่ยาวที่สุด

ดังนั้นการดูดซับแสงรวมของนี้จะเป็นผลรวมของการดูดซับแสงของส่วนที่ไม่ใช่เลือด และการดูดซับแสงของเลือด สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 การดูดซับแสงของน้ำ (ก) ของเลือด (ข) ของส่วนที่ไม่ใช่เลือด (ค) การดูดซับแสงสุทธิ

และสามารถแสดงค่าการดูดซับแสงรวมของน้ำในช่วงที่หัวใจคลายตัว และบีบตัวได้ดังสมการที่ 2.8 และ 2.9 ตามลำดับ

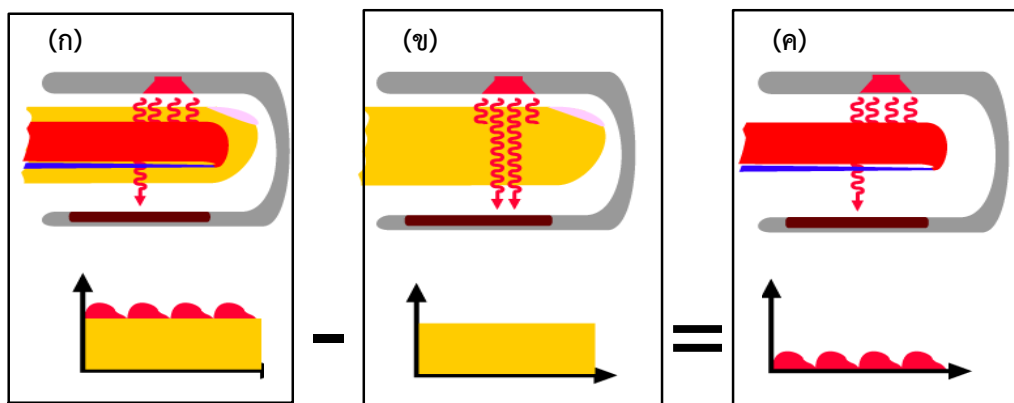
$$A_{T,Diastole} = \varepsilon_{Tissue}(\lambda)c_{Tissue}d_{Tissue} + \varepsilon_{Blood}(\lambda)c_{Blood}d_{min} \quad (2.8)$$

$$A_{T,Systole} = \varepsilon_{Tissue}(\lambda)c_{Tissue}d_{Tissue} + \varepsilon_{Blood}(\lambda)c_{Blood}d_{max} \quad (2.9)$$

โดยที่ $A_{T,Diastole}$ คือ การดูดซับแสงรวมของน้ำในช่วงที่หัวใจคลายตัว

$A_{T,Systole}$ คือ การดูดซับแสงรวมของน้ำในช่วงที่หัวใจบีบตัว

ที่การจะหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินในเลือดนั้นสิ่งที่ต้องการคือการหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินในเลือด ซึ่งจะสามารถหาได้จากการดูดซับแสงของเลือด แต่จากรูปที่ 2.3 จะเห็นว่าเมื่อส่องแสงผ่านน้ำมีสิ่งที่ได้ คือ การดูดซับแสงรวมของน้ำซึ่งประกอบไปด้วยการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อ และการดูดซับแสงของเลือด ดังนั้นค่าการดูดซับแสงของเลือดจะหาได้จากผลต่างของค่าการดูดซับแสงรวมของน้ำในช่วงที่หัวใจบีบตัว และคลายตัว ซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.4 และสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.10



รูปที่ 2.4 การดูดซับแสงของเลือด (ก) การดูดซับแสงสุทธิ (ข) ของเนื้อเยื่อ (ค) ของเลือด

$$A_{T,Blood} = A_{T,Systole} - A_{T,Diastole} = \varepsilon_{Blood}(\lambda)c_{Blood}\Delta d \quad (2.10)$$

โดยที่ $A_{T,Blood}$ คือ การดูดซับแสงรวมของเลือด

Δd คือ ผลต่างของระยะทางที่แสงเดินทางในช่วงที่หัวใจบีบตัว และคลายตัว

จากสมการที่ 2.10 แสดงให้เห็นว่าอิทธิพลของการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อถูกกำจัดออกไปแล้ว และเมื่อพิจารณาการดูดซับแสงของเลือด พบว่าขึ้นอยู่กับองค์ประกอบภายในของเลือดซึ่งจะประกอบไปด้วยฮีโมโกลบิน โดยฮีโมโกลบินจะถูกแบ่งออกเป็นหลายชนิดตามการทำพันธะทางเคมีของโมเลกุลฮีโมโกลบิน เช่น ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน ฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (Reduced Hemoglobin) ฮีโมโกลบินที่จับกับคาร์บอนมอนอกไซด์ (Carboxyhemoglobin) แต่ฮีโมโกลบินที่มีผลต่อการดูดซับของแสงมากนั้นจะมีเฉพาะ ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน ดังนั้นจึงสามารถเขียนสมการที่ 2.10 ใหม่ได้เป็นสมการที่ 2.11

$$A_{T,Blood} = (\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb})\Delta d \quad (2.11)$$

โดยที่ $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$ คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ

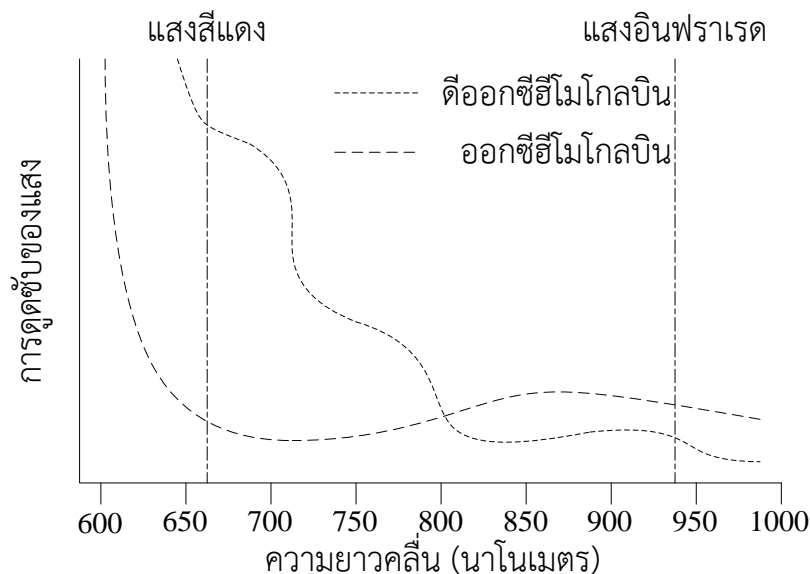
$\varepsilon_{Hb}(\lambda)$ คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ

c_{HbO_2} คือ ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน

c_{Hb} คือ ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน

วิธีการที่จะหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนนั้นจะถูกพิจารณาให้อยู่ในรูปของการหาอัตราส่วนระหว่างค่าการดูดซับแสงของเลือดที่ใช้แสงที่มีความยาวคลื่นแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาความสัมพันธ์จากค่าคงตัวการดูดซับแสงของ

ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน กับแสงที่มีความยาวคลื่นต่างๆ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 การดูดซับแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ ของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน

รูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นว่าในช่วงแสงสีแดง ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนจะดูดซับได้น้อยกว่าฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน และในช่วงแสงอินฟราเรด ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนจะดูดซับแสงได้มากกว่าฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน ดังนั้นในการหาอัตราส่วนการดูดซับแสงจึงเป็นการหาอัตราส่วนของการดูดซับแสงสีแดง กับแสงอินฟราเรดที่ถูกดูดซับโดยเลือดสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.12

$$R = \frac{A_{T,Blood,R}}{A_{T,Blood,IR}} \quad (2.12)$$

โดยที่ R คือ อัตราส่วนการดูดซับของแสง
 $A_{T,Blood,R}$ คือ การดูดซับแสงสีแดงรวมของเลือด
 $A_{T,Blood,IR}$ คือ การดูดซับแสงอินฟราเรดรวมของเลือด

เมื่อแทนค่าการดูดซับแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดของเลือดลงในสมการที่ 2.12 จะได้ว่า

$$R = \frac{[(\epsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}) + (\epsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb})]\Delta d_R}{[(\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}) + (\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb})]\Delta d_{IR}} \quad (2.13)$$

โดยที่	$\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ_R
	$\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ_R
	$\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ_{IR}
	$\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})$	คือ ค่าคงตัวการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนที่ความยาวคลื่น λ_{IR}
	Δd_R	คือ ผลต่างของระยะทางที่แสงสีแดงเดินทางในช่วงที่หัวใจบีบตัวและคลายตัว
	Δd_{IR}	คือ ผลต่างของระยะทางที่แสงอินฟราเรดเดินทางในช่วงที่หัวใจบีบตัว และคลายตัว

โดยที่ระยะทางที่แสงสีแดง และแสงอินฟราเรดเดินทางมีระยะเท่ากัน $\Delta d_R = \Delta d_{IR} = \Delta d$ จึงพิจารณาสมการที่ 2.13 ใหม่เป็น

$$R = \frac{[(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}) + (\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb})]}{[(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}) + (\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb})]} \quad (2.14)$$

พิจารณาเฉพาะฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน จะสามารถแสดงสมการความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดได้ใหม่ได้ดังสมการที่ 2.15

$$Functional SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\% \quad (2.15)$$

โดยที่ $Functional SaO_2$ คือ ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด (SaO_2)

ดังนั้นจึงสามารถเขียนความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนให้อยู่ในรูปของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด และความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนในรูปของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.16 และ 2.17 ตามลำดับ

$$c_{HbO_2} = SaO_2 (c_{Hb} + c_{HbO_2}) \quad (2.16)$$

$$c_{Hb} = (1 - SaO_2)(c_{Hb} + c_{HbO_2}) \quad (2.17)$$

ทำการแทนค่าความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนลงในสมการที่ 2.14 จะได้

$$R = \frac{[(\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)(1 - SaO_2)) + (\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)SaO_2)]}{[(\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})(1 - SaO_2)) + (\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})SaO_2)]} \quad (2.18)$$

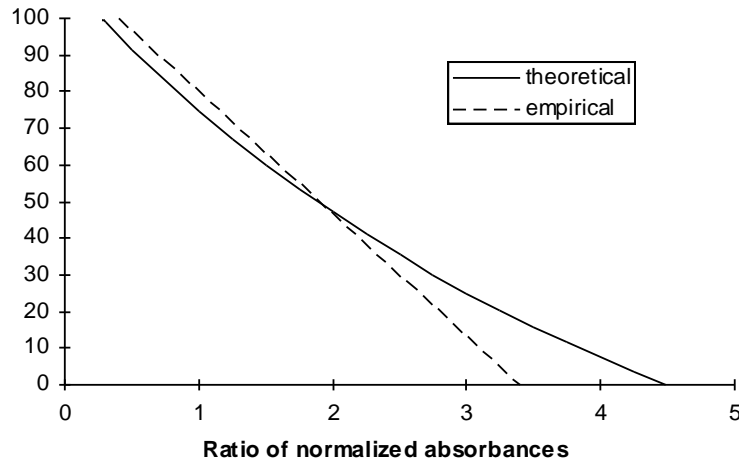
จัดรูปสมการที่ 2.18 จะได้

$$R = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)]SaO_2}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]SaO_2} \quad (2.19)$$

จากสมการที่ 2.19 สามารถเขียนความสัมพันธ์ของความอิมตัวออกซิเจนในเลือด กับ อัตราส่วนการดูดซับของแสงแสงดังได้ดังสมการที่ 2.20

$$SaO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})R}{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)] + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]R} \times 100\% \quad (2.20)$$

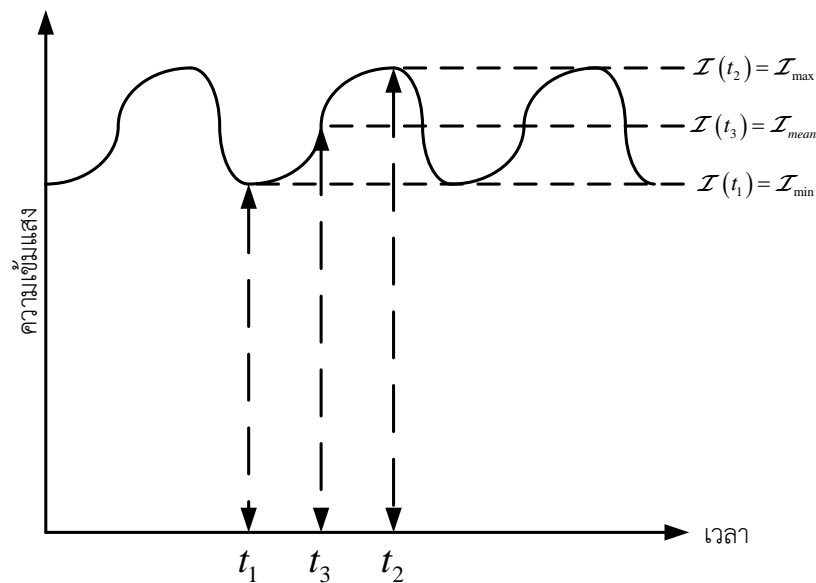
สมการที่ 2.20 แสดงให้เห็นถึงกระบวนการวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดว่า ในการที่จะวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดนั้นไม่จำเป็นจะต้องหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนเพื่อนำมาหาอัตราส่วนความเข้มข้น เพียงแต่หาเฉพาะอัตราส่วนการดูดซับของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด โดยสามารถเขียนเป็นกราฟความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดซับของแสง และความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด

ในการวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดจะใช้หัววัด (Probe) ที่มีแหล่งกำเนิดแสงสีแดงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรดความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร และตัวรับแสง (Photodetector) ซึ่งค่าที่ได้จากตัวรับแสงจะอยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า ดังนั้นในการหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงจะถูกหาได้ในอีกวิธีหนึ่งซึ่งจะอธิบายดังต่อไปนี้

จากที่ได้กล่าวไปข้างต้นว่าการดูดซับแสงของเลือดนั้นจะเปลี่ยนแปลงตามจังหวะของชีพจร ซึ่งจะมีช่วงที่หัวใจบีบตัว และหัวใจคลายตัว ส่งผลให้ระยะทางที่แสงเดินทางมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นตามเวลาซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.7 ทำให้สามารถเขียนระยะทางที่แสงเดินทางได้ใหม่เป็น $d = L(t)$ การเปลี่ยนแปลงของระยะทางที่แสงเดินทางนี้ทำให้ความเข้มแสงที่ผ่านออกมา มีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นตามเวลา ดังนั้นสมการที่ 2.2 สามารถเขียนได้ใหม่เป็นสมการที่ 2.21



รูปที่ 2.7 การเปลี่ยนแปลงของแสงที่ผ่านออกมาเทียบกับเวลา

$$\mathcal{I}(t) = \mathcal{I}_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cL(t)} \quad (2.21)$$

เมื่อทำอนุพันธ์สมการที่ 2.21 จะได้

$$\frac{d\mathcal{I}(t)}{dt} = \mathcal{I}_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cL(t)} (-\varepsilon(\lambda)c) \left(\frac{dL(t)}{dt} \right) \quad (2.22)$$

โดยที่ $\mathcal{I}_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cL(t)} = \mathcal{I}(t)$ ดังนั้นสมการที่ 2.22 สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\frac{d\mathcal{I}(t)}{dt} = \mathcal{I}(t) (-\varepsilon(\lambda)c) \left(\frac{dL(t)}{dt} \right) \quad (2.23)$$

นำ $\mathcal{I}(t)$ ทหารตลอดจะได้

$$\frac{d\mathcal{I}(t)/dt}{\mathcal{I}(t)} = -\varepsilon(\lambda)c \left(\frac{dL(t)}{dt} \right) \quad (2.24)$$

จากสมการที่ 2.24 เมื่อแทนค่าการดูดซับแสงสุทธิด้วยค่าการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน ($\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}dL(t)$) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน ($\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}dL(t)$) สามารถเขียนสมการที่ 2.24 ได้ใหม่

$$\frac{d\mathcal{I}(t)/dt}{\mathcal{I}(t)} = -(\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}) \left(\frac{dL(t)}{dt} \right) \quad (2.25)$$

โดยในการหาความเข้มข้นของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน จะถูกพิจารณาให้อยู่ในรูปของอัตราส่วนการดูดซับของแสง (R) โดยใช้แสง 2 ความยาวคลื่นสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.26

$$\frac{\frac{d\mathcal{I}_R(t)/dt}{\mathcal{I}_R(t)}}{\frac{d\mathcal{I}_{IR}(t)/dt}{\mathcal{I}_{IR}(t)}} = \frac{(\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}) \left(\frac{dL_R(t)}{dt} \right)}{(\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}) \left(\frac{dL_{IR}(t)}{dt} \right)} \quad (2.26)$$

โดยที่ $\mathcal{I}_R(t)$ คือ ความเข้มแสงของแสงสีแดง

$\mathcal{I}_{IR}(t)$ คือ ความเข้มแสงของแสงอินฟราเรด

$L_R(t)$ คือ ระยะทางที่แสงสีแดงเดินทาง

$L_{IR}(t)$ คือ ระยะทางที่แสงอินฟราเรดเดินทาง

อนุพันธ์ของระยะทางที่แสงสีแดง และแสงอินฟราเรดเดินทางเท่ากัน $\left(\frac{dL_R(t)}{dt}\right) = \left(\frac{dL_{IR}(t)}{dt}\right) = \left(\frac{dL(t)}{dt}\right)$ จะ
ได้

$$\frac{\frac{d\mathcal{I}_R(t)/dt}{\mathcal{I}_R(t)}}{\frac{d\mathcal{I}_{IR}(t)/dt}{\mathcal{I}_{IR}(t)}} = \frac{(\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2})}{(\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2})} \quad (2.27)$$

จากสมการที่ 2.14 อัตราส่วนการดูดซับแสง $R = \frac{[(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}) + (\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb})]}{[(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}) + (\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb})]}$ ดังนั้นจะได้

ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการดูดซับของแสงกับอัตราส่วนของอนุพันธ์ความเข้มแสงสามารถแสดงได้
ดังสมการที่ 2.28

$$R = \frac{\frac{d\mathcal{I}_R(t)/dt}{\mathcal{I}_R(t)}}{\frac{d\mathcal{I}_{IR}(t)/dt}{\mathcal{I}_{IR}(t)}} \quad (2.28)$$

ทำการประมาณค่าอนุพันธ์ความเข้มแสงของแสงสีแดง โดยพิจารณาจากรูปที่ 2.7 จะได้

$$\frac{d\mathcal{I}_R(t)}{dt} \approx \frac{\mathcal{I}_R(t_2) - \mathcal{I}_R(t_1)}{t_2 - t_1} \quad (2.29)$$

และ

$$\mathcal{I}_R(t) = \mathcal{I}_R(t_3) \quad (2.30)$$

ในทำนองเดียวกันทำการประมาณค่าอนุพันธ์ความเข้มแสงของแสงอินฟราเรด โดยพิจารณาจากรูปที่
2.7 จะได้

$$\frac{d\mathcal{I}_{IR}(t)}{dt} \approx \frac{\mathcal{I}_{IR}(t_2) - \mathcal{I}_{IR}(t_1)}{t_2 - t_1} \quad (2.31)$$

และ

$$\mathcal{I}_{IR}(t) = \mathcal{I}_{IR}(t_3) \quad (2.32)$$

แทนค่าสมการที่ 2.29 2.30 2.31 และ 2.32 ลงในสมการที่ 2.28 จะได้

$$R = \frac{\frac{\mathcal{I}_R(t_2) - \mathcal{I}_R(t_1)}{\mathcal{I}_R(t_3)} / (t_2 - t_1)}{\frac{\mathcal{I}_{IR}(t_2) - \mathcal{I}_{IR}(t_1)}{\mathcal{I}_{IR}(t_3)} / (t_2 - t_1)}{\mathcal{I}_{IR}(t_3)}} = \frac{\frac{\mathcal{I}_R(t_2) - \mathcal{I}_R(t_1)}{\mathcal{I}_R(t_3)}}{\frac{\mathcal{I}_{IR}(t_2) - \mathcal{I}_{IR}(t_1)}{\mathcal{I}_{IR}(t_3)}}{\mathcal{I}_{IR}(t_3)}} \quad (2.33)$$

จากสมการที่ 2.33 เมื่อแสงจากแหล่งกำเนิดของหัววัดเดินทางผ่านนิวตทกกระทบตัวโฟโตไดโอด หรือ โฟโตทรานซิสเตอร์ความเข้มแสงจะถูกเปลี่ยนให้เป็นกระแสไฟฟ้า ดังนั้นอัตราส่วนการดูดซับของแสง (R) สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของกระแสไฟฟ้าได้โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้า (I) กับความเข้มแสงตามสมการที่ 2.34

$$I = E\mathcal{I} \quad (2.34)$$

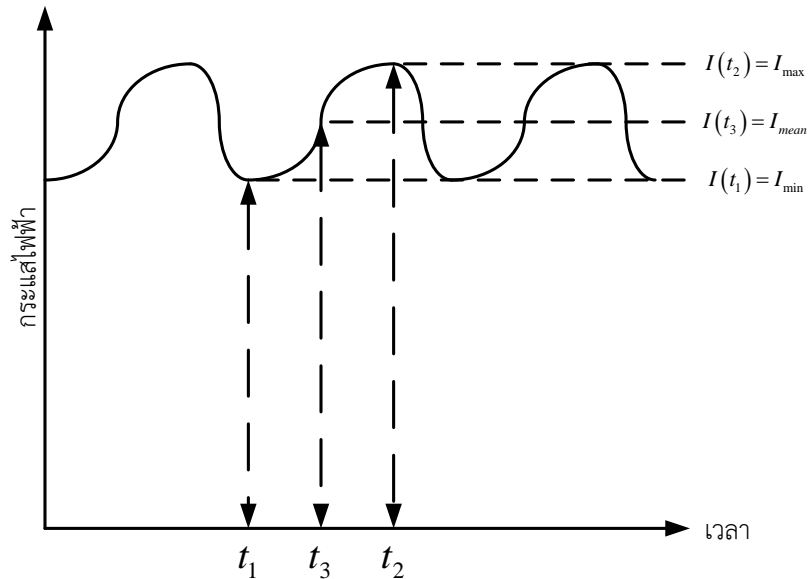
โดยที่ I คือ กระแสไฟฟ้า
 E คือ ความไวของตัวรับแสง
 \mathcal{I} คือ ความเข้มแสง

เมื่อทำการแทนค่าความสัมพันธ์ของกระแสกับความเข้มแสงจากสมการที่ 2.34 ลงในสมการที่ 2.33 จะได้อัตราส่วนการดูดซับในรูปของกระแสไฟฟ้าแสดงได้ดังสมการที่ 2.35

$$R = \frac{\frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_R(t_3)}}{\frac{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)}{I_{IR}(t_3)}} \quad (2.35)$$

โดยที่ I_R คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับของแสงสีแดง
 I_{IR} คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับของแสงอินฟราเรด

โดยที่กระแสที่เวลา t_1 t_2 และ t_3 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.8 และมีค่าแสดงได้ดังสมการที่ 2.36 2.37 และ 2.38 ตามลำดับ



รูปที่ 2.8 การเปลี่ยนแปลงกระแสเทียบกับเวลา

$$I(t_1) = I_{\min} \quad (2.36)$$

$$I(t_2) = I_{\max} \quad (2.37)$$

$$I(t_3) = I_{\text{mean}} \quad (2.38)$$

โดยที่ I_{\max} คือ กระแสไฟฟ้าสูงสุด
 I_{\min} คือ กระแสไฟฟ้าต่ำสุด
 I_{mean} คือ กระแสไฟฟ้าเฉลี่ย

แทนค่าสมการที่ 2.36 2.37 และ 2.38 ลงในสมการที่ 2.35 จะได้

$$R = \frac{\frac{I_{\max,R} - I_{\min,R}}{I_{\text{mean},R}}}{\frac{I_{\max,IR} - I_{\min,IR}}{I_{\text{mean},IR}}} \quad (2.39)$$

โดยที่ $I_{\max,R}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับสูงสุดของแสงสีแดง
 $I_{\min,R}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับต่ำสุดของแสงสีแดง
 $I_{\text{mean},R}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับเฉลี่ยของแสงสีแดง
 $I_{\max,IR}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับสูงสุดของแสงอินฟราเรด
 $I_{\min,IR}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับต่ำสุดของแสงอินฟราเรด
 $I_{\text{mean},IR}$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ตัวรับเฉลี่ยของแสงอินฟราเรด

และเมื่อเปลี่ยนกระแสให้เป็นแรงดันจะสามารถเขียนความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดซับของแสง (R) ในรูปของแรงดันไฟฟ้าได้ดังสมการที่ 2.40

$$R = \frac{\frac{V_{\max,R} - V_{\min,R}}{V_{\text{mean},R}}}{\frac{V_{\max,IR} - V_{\min,IR}}{V_{\text{mean},IR}}} \quad (2.40)$$

โดยที่	$V_{\max,R}$	คือ แรงดันสูงสุดของแสงสีแดง
	$V_{\min,R}$	คือ แรงดันต่ำสุดของแสงสีแดง
	$V_{\text{mean},R}$	คือ แรงดันเฉลี่ยของแสงสีแดง
	$V_{\max,IR}$	คือ แรงดันสูงสุดของแสงอินฟราเรด
	$V_{\min,IR}$	คือ แรงดันต่ำสุดของแสงอินฟราเรด
	$V_{\text{mean},IR}$	คือ แรงดันเฉลี่ยของแสงอินฟราเรด

โดยในทางปฏิบัติความสัมพันธ์ของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด และอัตราส่วนการดูดซับของแสงโดยทั่วไปจะสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.41

$$SpO_2 = 110 - (25R) \times 100\% \quad (2.41)$$

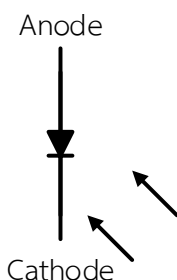
โดยที่ SpO_2 คือ ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจากซีพจร

ดังนั้นในการหาความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดสามารถทำได้โดยการส่องแสงผ่านนิ้วมือเพื่อหาอัตราส่วนการดูดซับของแสง โดยที่อิทธิพลของการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อจะถูกกำจัดไปได้โดยการหาผลต่างของการดูดซับแสงรวมของนิ้วมือในช่วงที่หัวใจบีบตัว และหัวใจคลายตัว อีกทั้งอิทธิพลของระยะทางที่แสงเดินทางของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะถูกกำจัดโดยการหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงซึ่งทำให้การหาความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดนั้นจะไม่ขึ้นอยู่กับขนาดของนิ้วมือที่ทำการวัด และอิทธิพลของความเข้มแสงจากแหล่งกำเนิดแสงทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะถูกกำจัดไปได้โดยวิธีการหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงในรูปของอัตราส่วนของอนุพันธ์ของแสงที่ตกกระทบซึ่งวิธีการหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงในลักษณะนี้ทำให้สามารถที่จะแปลงความเข้มแสงที่ตกกระทบที่ตัวรับแสงในช่วงเวลาต่างๆ ให้อยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้าเป็นผลให้สามารถหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงจากสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดได้ และสามารถคำนวณหาความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดได้

2.3 โฟโตไดโอด (Photodiode)

ในการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจะเป็นการส่องแสงจากแหล่งกำเนิดแสง ผ่านนิ้วมือไปกระทบยังตัวรับแสงที่เป็นโฟโตไดโอด โฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่จะเปลี่ยนสัญญาณทางแสง เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยเมื่อแสงตกกระทบอิเล็กทรอนิกส์ที่อยู่กับอิเล็กทรอนิกส์ในผลึกขายจะหลุด

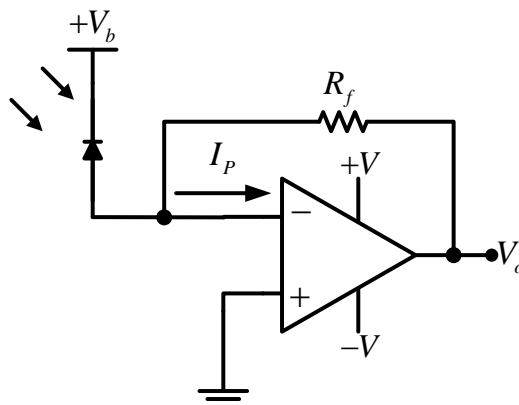
จึงเกิดเป็นอิเล็กตรอนอิสระ และโฮลอิสระขึ้น อิเล็กตรอน และโฮลดังกล่าวจะเคลื่อนที่เข้าไปในเขตหลอดพาหะจึงเกิดเป็นกระแสไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามปริมาณความเข้มแสงที่มีชื่อเรียกว่ากระแสโฟโต (I_p) โดยสัญลักษณ์ทางไฟฟ้าของโฟโตไดโอดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.9 ซึ่งการใช้งานโฟโตไดโอดจะใช้งานในลักษณะเป็นเซนเซอร์วัดความเข้มแสง



รูปที่ 2.9 สัญลักษณ์ของโฟโตไดโอด

2.4 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน (Current-to-Voltage Converter)

การแปลงกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากโฟโตไดโอดให้อยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า จะใช้งานวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน ซึ่งเป็นวงจรที่จะขยายขนาดของกระแสให้อยู่ในรูปของแรงดัน ซึ่งเป็นวงจรที่มีการใช้งานออปแอมป์ โดยที่ลักษณะของวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

จากวงจรจะสามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ของกระแสขาเข้า และแรงดันขาออกได้ดังสมการที่ 2.42

$$V_o = -R_f I_p \tag{2.42}$$

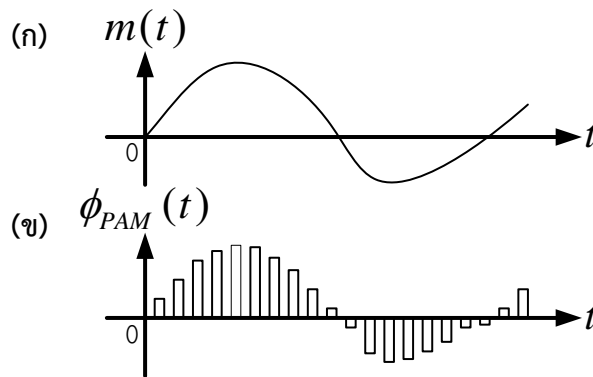
2.5 การมอดูเลตพัลส์ (Pulse Modulation)

โดยทั่วไปการมอดูเลตสัญญาณ หรือการฝากข้อมูลข่าวสารจากสัญญาณแบนด์พื้นฐาน (Baseband Signal) ไปกับคลื่นพาหะ (Carrier Signal) จะเป็นการมอดูเลตสัญญาณแบบต่อเนื่อง กล่าวคือสัญญาณคลื่นพาหะที่ใช้จะเป็นสัญญาณไซน์ (Sinusoidal Signal) ซึ่งจะทำให้พารามิเตอร์ต่างๆ ของคลื่นพาหะเปลี่ยนแปลงไปตามขนาดของข้อมูลข่าวสาร แต่สัญญาณอีกชนิดหนึ่งที่ยินยอมใช้เป็น

สัญญาณคลื่นพาร์นั้นคือสัญญาณพัลส์ (Pulse) โดยที่จะใช้ชั้ค่าตัวอย่างที่ได้จากการสุ่ม (Sampling) จากสัญญาณข้อมูลข่าวสารไปใช้ควบคุมค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของขบวนพัลส์ (Pulse Train) ซึ่งจะเรียกการมอดูเลตในลักษณะนี้ว่าการมอดูเลตพัลส์ โดยจะขอแบ่งการมอดูเลตพัลส์ออกเป็น 2 ลักษณะ คือ การมอดูเลตพัลส์เชิงขนาด (Pulse Amplitude Modulation: *PAM*) และการมอดูเลตพัลส์เชิงเวลา (Pulse-Timing Modulation)

2.5.1 การมอดูเลตพัลส์เชิงขนาด

การมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดนั้นค่าแอมพลิจูดของพัลส์ที่มีความกว้างของแต่ละพัลส์คงที่นั้นจะถูกควบคุมให้มีการเปลี่ยนแปลงตามสัญญาณข้อมูลข่าวสารที่ถูกชั้ค่าออกมาตามทฤษฎีการสุ่มตัวอย่างด้วยความถี่ที่เท่ากับความถี่ของการเกิดพัลส์ในขบวนพัลส์นั้น หรือกล่าวได้ว่าความถี่ในการชั้ตัวอย่างของสัญญาณข้อมูลข่าวสารจะต้องมีการประสานจังหวะ (Synchronize) กันกับความถี่ของขบวนพัลส์ โดยที่ความสัมพันธ์ของสัญญาณข้อมูลข่าวสาร $m(t)$ และสัญญาณพีเอเอ็ม $\phi_{PAM}(t)$ จะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ความสัมพันธ์ของข้อมูลข่าวสารกับสัญญาณพีเอเอ็ม (ก) สัญญาณข้อมูลข่าวสาร (ข) สัญญาณพีเอเอ็ม

สามารถพิจารณาสัญญาณพีเอเอ็มได้โดย เมื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณข้อมูลข่าวสาร $m(t)$ ที่เป็นสัญญาณที่มีแบนด์จำกัด ซึ่งจะมีค่าองค์ประกอบของความถี่สูงสุด f_m ดังนั้นความถี่ในการชั้ตัวอย่างต้องเป็นไปตาม $f_s \geq 2f_m$ ซึ่งจะทำให้ทราบค่าคาบเวลาในการชั้ตัวอย่าง $T_s = \frac{1}{f_s}$ ดังนั้นจึงสามารถเขียนสมการของสัญญาณที่เกิดจากการชั้ตัวอย่างได้ดังสมการที่

2.43

$$m_s(t) = m(t) \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - nT_s) \quad (2.43)$$

$$m_s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} m(nT_s) \delta(t - nT_s) \quad (2.44)$$

ในที่นี้ $m(nT_s)$ คือ ค่าของสัญญาณข้อมูลข่าวสาร $m(t)$ ที่เกิดขึ้นเมื่อเวลา $t = nT_s$ เมื่อนำ ขบวนการของสัญญาณข้อมูลข่าวสารที่ผ่านการซีกตัวอย่างไปผ่านวงจรที่มีผลตอบสนองอิมพัลส์ (Impulse Respond) เป็นฟังก์ชันเกต $q(t) = p\left(\frac{t}{T}\right)$ โดยที่ $T < T_s$ จะทำให้ได้สัญญาณ พีเอเอ็มคือ

$$\phi_{PAM}(t) = m_s(t) * q(t) \quad (2.45)$$

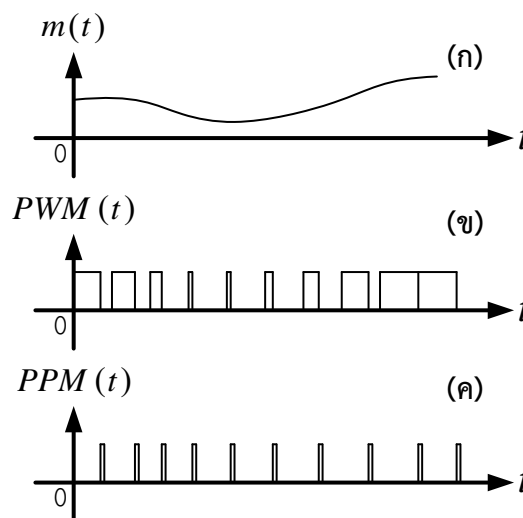
$$\phi_{PAM}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} m(nT_s) \delta(t - nT_s) * q(t) \quad (2.46)$$

$$\phi_{PAM}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} m(nT_s) q(t - nT_s) \quad (2.47)$$

จากสมการที่ 2.47 จะเห็นได้ว่าที่เวลาที่ t ขนาดของฟังก์ชันเกตจะเท่ากับขนาดของ สัญญาณข้อมูลข่าวสารที่ผ่านการซีกค่าที่เวลา nT_s ซึ่งแสดงให้เห็นว่าขนาดของฟังก์ชันเกต จะมีความเปลี่ยนแปลงตามขนาดของสัญญาณข้อมูลข่าวสารก่อให้เกิดเป็นสัญญาณพีเอเอ็ม ขึ้น

2.5.2 การมอดูเลตพัลส์เชิงเวลา

การมอดูเลตพัลส์อีกรูปวิธีหนึ่งเป็นการมอดูเลตที่สัญญาณข้อมูลข่าวสารไปทำให้ ค่าพารามิเตอร์ในเชิงเวลาของสัญญาณพัลส์เปลี่ยนแปลงไป โดยสามารถแบ่งการมอดูเลต พัลส์เชิงเวลาได้เป็น 2 ลักษณะ คือ การมอดูเลตความกว้างพัลส์ (Pulse Width Modulation: *PWM*) และการมอดูเลตตำแหน่งพัลส์ (Pulse Position Modulation: *PPM*) โดยสามารถแสดงสัญญาณการมอดูเลตพัลส์แบบต่างๆ ได้ดังรูปที่ 2.12



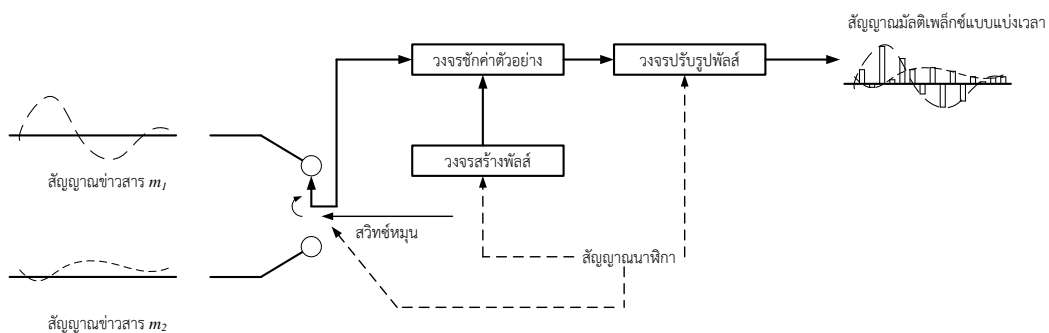
รูปที่ 2.12 สัญญาณการมอดูเลตพัลส์ลักษณะต่างๆ (ก) สัญญาณข้อมูลข่าวสาร (ข) สัญญาณการมอดูเลตความกว้างพัลส์ (ค) สัญญาณการมอดูเลตตำแหน่งพัลส์

2.6 การมัลติเพล็กซ์สัญญาณ (Multiplex)

ในระบบการสื่อสารมีความจำเป็นจะต้องส่งสัญญาณต่างๆ รวมไปถึงในตัวกลางตัวเดียวโดยที่ในการส่งจะต้องสามารถรับ และแยกข้อมูลข่าวสารต่างๆ ออกจากกันได้ โดยการรวมสัญญาณจะเรียกว่า การมัลติเพล็กซ์สัญญาณ และการแยกสัญญาณออกจากกันเรียกว่าการดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณ (Demultiplex) โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะขอกล่าวถึงการมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา

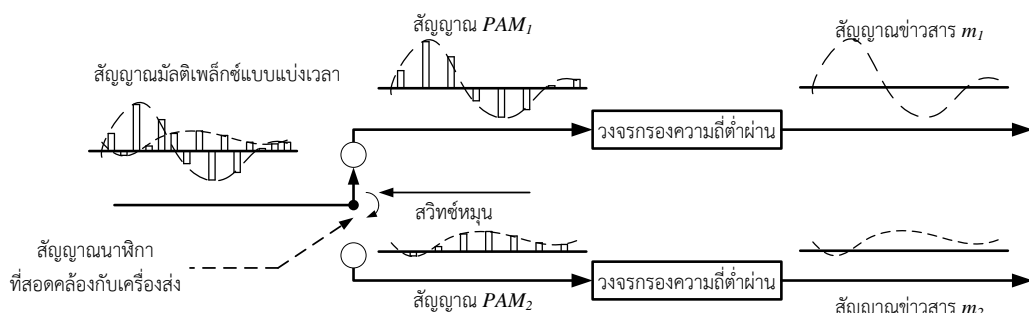
2.6.1 การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา (Time Division Multiplex: TDM)

จะเห็นได้ว่าเมื่อทำการมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดนั้นความกว้างของพัลส์ที่ออกมาจะมีช่วงที่แคบ จึงทำให้เหลือช่องว่างระหว่างพัลส์ข้างเคียงจึงสามารถที่จะแทรกสัญญาณพัลส์ที่ได้จากการทำมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดสัญญาณอื่นเข้าไปในช่องสัญญาณได้ กล่าวคือสัญญาณพีเอเอ็มทั้ง 2 จะถูกแบ่งเวลาในการส่งให้สัญญาณไม่มีการซ้อนทับกัน โดยจะสามารถแสดงการมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลาด้วยระบบพีเอเอ็มได้ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลาด้วยระบบพีเอเอ็ม

ในการที่จะดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณนั้นจะสามารถทำได้โดยการใช้สวิทช์ที่มีการประสานเวลาที่สอดคล้องกับด้านเครื่องส่งจึงจะสามารถทำการดีมัลติเพล็กซ์ได้ โดยจะสามารถแสดงวงจรในการดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณที่ถูกมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลาได้ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 วงจรดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา

2.7 วงจรกรองสัญญาณแบบอนาล็อก (Analog Filter)

ในการวัดความถี่ของสัญญาณในเลือดอาจจะมีองค์ประกอบของสัญญาณที่มีความถี่อื่นๆ มารบกวนโดยวิธีการกำจัดสัญญาณที่มารบกวนนั้นจะทำได้โดยใช้วงจรกรองแบบอนาล็อก วงจรกรอง

สัญญาณเรียกได้ว่าเป็นส่วนหนึ่งที่สำคัญในระบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยหลักการพื้นฐานแล้ววงจรจะยอมให้สัญญาณที่มีความถี่ในช่วงเฉพาะบางช่วงผ่านไปได้ จึงเสมือนเป็นการกรองสัญญาณว่าให้สัญญาณผ่านไปได้ หรือไม่ได้ โดยทั่วไปสามารถจำแนกลักษณะของวงจรกรองสัญญาณได้ 2 ลักษณะใหญ่ๆ คือ วงจรกรองประเภทพาสซีฟ (Passive Filter) และวงจรกรองประเภทแอคทีฟ (Active Filter) โดยทั่วไปวงจรกรองแบบพาสซีฟจะใช้อุปกรณ์ประเภทตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำเป็นหลัก แต่วงจรกรองแบบแอคทีฟนั้นจะมีการใช้งานออปแอมป์ร่วมกับตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำ โดยค่าพารามิเตอร์ของตัวกรองที่สำคัญมีดังนี้ คือ

1. ความถี่ตัด (Cut-Off Frequency: f_c) ความถี่ตัดเป็นความถี่ที่ทำให้ขนาดของอัตราขยายแรงดันของวงจรลดลง $\frac{1}{\sqrt{2}}$ เท่า
2. แบนด์วิดท์ (Bandwidth: BW) เป็นความกว้างของช่วงความถี่ตั้งแต่ความถี่ตัดทางด้านต่ำ (f_{c_L}) ถึงความถี่ตัดทางด้านสูง (f_{c_H}) โดยที่สามารถหาค่าแบนด์วิดท์ได้ดังนี้

$$BW = f_{c_H} - f_{c_L} \text{ Hz} \quad (2.48)$$

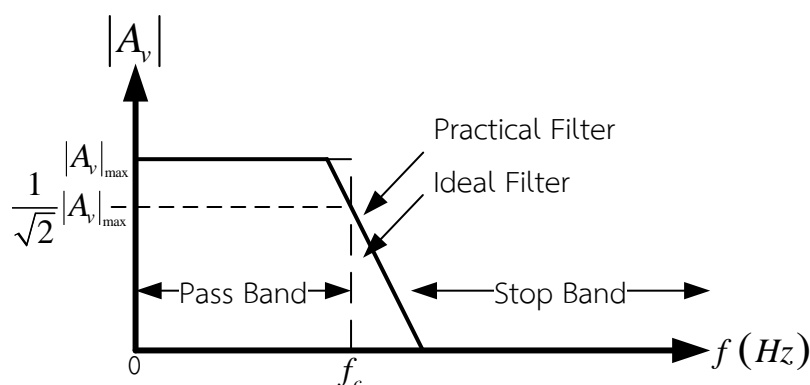
3. คอวลิตี้แฟกเตอร์ (Quality Factor: Q) เป็นค่าที่บอกถึงความรวดเร็วในการเปลี่ยนค่าของอัตราขยายในช่วงที่ให้ผ่าน (Pass Band) และช่วงที่ไม่ให้ผ่าน (Stop Band)
4. ความถี่ศูนย์กลาง (Center Frequency: f_0) คือค่าความถี่ศูนย์กลางของแบนด์วิดท์โดยที่สามารถหาค่าความถี่ศูนย์กลางได้ดังนี้

$$f_0 = \sqrt{f_{c_H} f_{c_L}} \text{ Hz.} \quad (2.49)$$

2.7.1 รูปแบบของวงจรกรองสัญญาณ และฟังก์ชันส่งผ่าน

2.7.1.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter: LPF)

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเป็นวงจรที่จะยอมให้ความถี่ที่อยู่ต่ำกว่าความถี่ตัดผ่านไปได้ และไม่ยอมให้ความถี่ที่อยู่สูงกว่าความถี่ตัดผ่านไปได้ สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านได้ดังรูปที่ 2.15

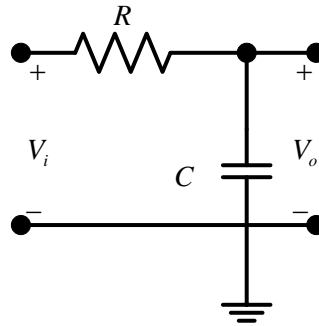


รูปที่ 2.15 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

โดยสามารถแสดงฟังก์ชันส่งผ่านของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านได้ดังสมการที่ 2.50

$$T_{LPF}(s) = \frac{\omega_c}{s + \omega_c} \quad (2.50)$$

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 1 สามารถแสดงโครงสร้างของวงจรได้ดังรูปที่ 2.16



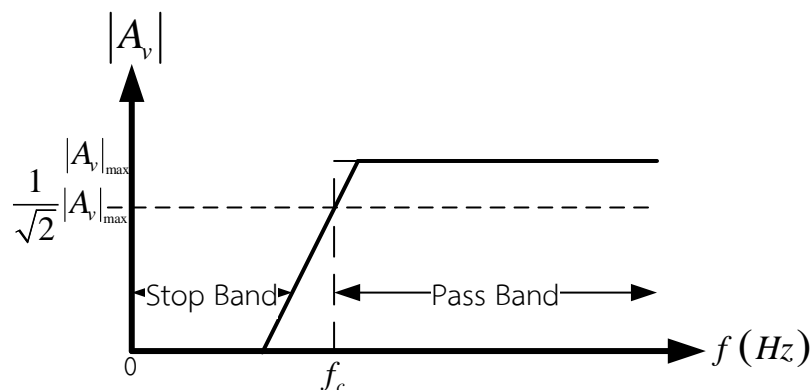
รูปที่ 2.16 โครงสร้างของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 1

จากรูปที่ 2.16 สามารถหาความถี่ตัดได้ดังสมการที่ 2.51

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Hz} \quad (2.51)$$

2.7.1.2 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter: HPF)

วงจรกรองความถี่สูงผ่านเป็นวงจรที่จะยอมให้ความถี่ที่อยู่สูงกว่าความถี่ตัดผ่านไปได้ และไม่ยอมให้ความถี่ที่อยู่ต่ำกว่าความถี่ตัดผ่านไปได้ สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านได้ดังรูปที่ 2.17

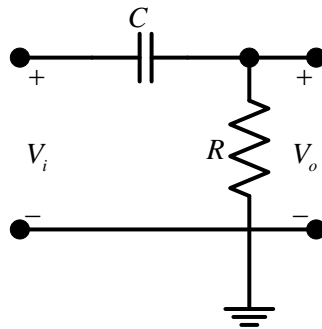


รูปที่ 2.17 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

โดยสามารถแสดงฟังก์ชันส่งผ่านของวงจรกรองความถี่สูงผ่านได้ดังสมการที่ 2.52

$$T_{HPF}(s) = \frac{s}{s + \omega_c} \quad (2.52)$$

วงจรกรองความถี่สูงผ่านอันดับที่ 1 สามารถแสดงโครงสร้างของวงจรได้ดังรูปที่ 2.18



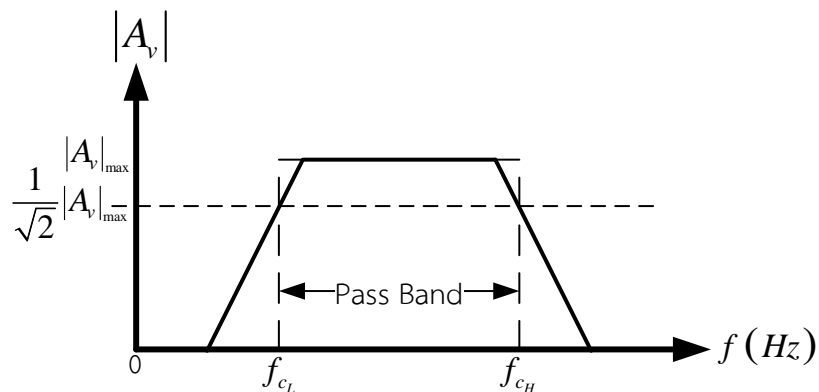
รูปที่ 2.18 โครงสร้างของวงจรกรองความถี่สูงผ่านอันดับที่ 1

จากรูปที่ 2.18 สามารถหาความถี่ตัดได้ดังสมการที่ 2.53

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Hz} \quad (2.53)$$

2.7.1.3 วงจรกรองความถี่แถบผ่าน (Band Pass Filter: BPF)

วงจรกรองความถี่แถบผ่านเป็นวงจรที่จะยอมให้ความถี่ในย่านใดย่านหนึ่งผ่านไปได้นั้นบางช่วงผ่านไปได้ สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แถบผ่านได้ดังรูปที่ 2.19



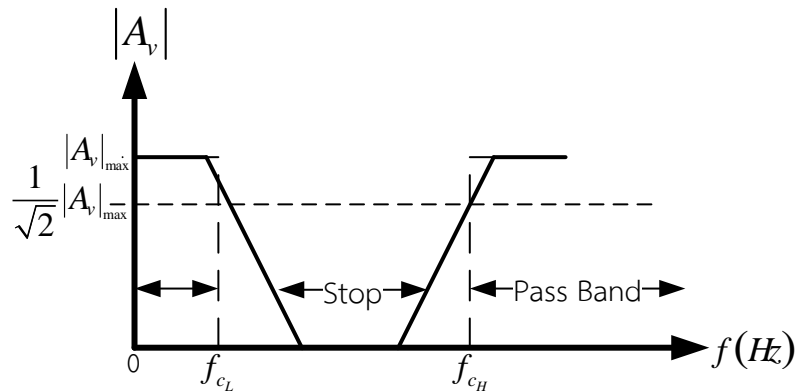
รูปที่ 2.19 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แถบผ่าน

โดยสามารถแสดงฟังก์ชันส่งผ่านของวงจรกรองความถี่แถบผ่านอันดับสองได้ดังสมการที่ 2.54

$$T_{BPF}(s) = \frac{\left(\frac{\omega_0}{Q}\right)s}{s^2 + \left(\frac{\omega_0}{Q}\right)s + \omega_0^2} \tag{2.54}$$

2.7.1.4 วงจรกรองความถี่แถบไม่ผ่าน (Band Stop Filter: BSF)

วงจรกรองความถี่แถบไม่ผ่านเป็นวงจรที่จะไม่ยอมให้ความถี่ในย่านใดย่านหนึ่งผ่านไปได้ โดยที่จะยอมให้ความถี่ย่านอื่นๆ ที่เหลือผ่านไปได้ สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แถบไม่ผ่านได้ดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แถบไม่ผ่าน

โดยสามารถแสดงฟังก์ชันส่งผ่านของวงจรกรองความถี่แถบไม่ผ่านอันดับสองได้ดังสมการที่ 2.55

$$T_{BSF}(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_0}{Q}\right)s + \omega_0^2} \tag{2.55}$$

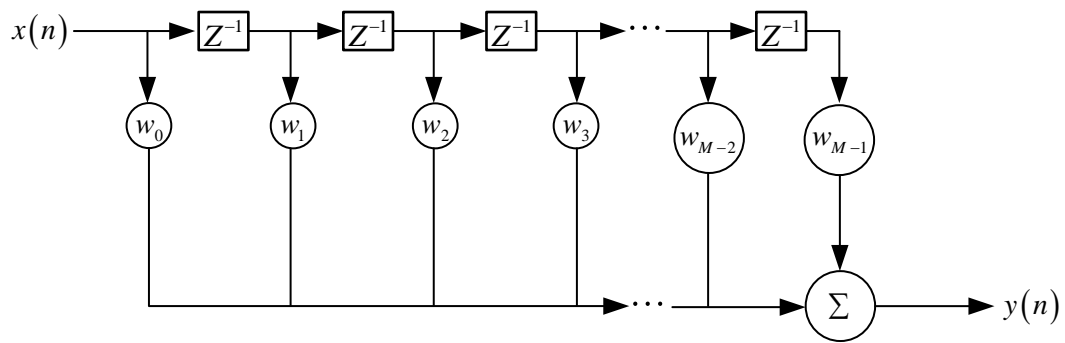
2.8 ตัวกรองสัญญาณเชิงเลข (Digital Filter)

นอกจากวงจรกรองแบบอนาล็อกแล้วยังมีตัวกรองในอีกลักษณะหนึ่งนั่นคือ ตัวกรองสัญญาณเชิงเลข ตัวกรองสัญญาณเชิงเลขเป็นตัวกรองที่อาศัยการทำงานของกระบวนการทางคณิตศาสตร์มาใช้ในการวิเคราะห์ และสังเคราะห์ฟังก์ชันส่งผ่านของตัวกรอง ซึ่งจะมีความแตกต่างกับตัวกรองแบบอนาล็อกที่ฟังก์ชันส่งผ่านของตัวกรองจะสามารถวิเคราะห์ได้จากอุปกรณ์ที่ต่อรวมอยู่ในตัวกรอง

ตัวกรองเชิงเลขนั้นแบ่งแยกได้หลายวิธี โดยหนึ่งในวิธีที่ใช้จำแนกชนิดของตัวกรองเชิงเลขคือวิธีการศึกษาผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองซึ่งจะสามารถแยกตัวกรองเชิงเลขได้ 2 ลักษณะดังนี้

2.8.1 ระบบแบบผลตอบสนองอิมพัลส์จำกัด (Finite Impulse Response System: FIR System)

โครงสร้างของระบบเอฟไออาร์สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 โครงสร้างของระบบเอฟไออาร์

จากโครงสร้างของระบบเอฟไออาร์จะสามารถแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณขาเข้า และสัญญาณขาออกได้ดังนี้

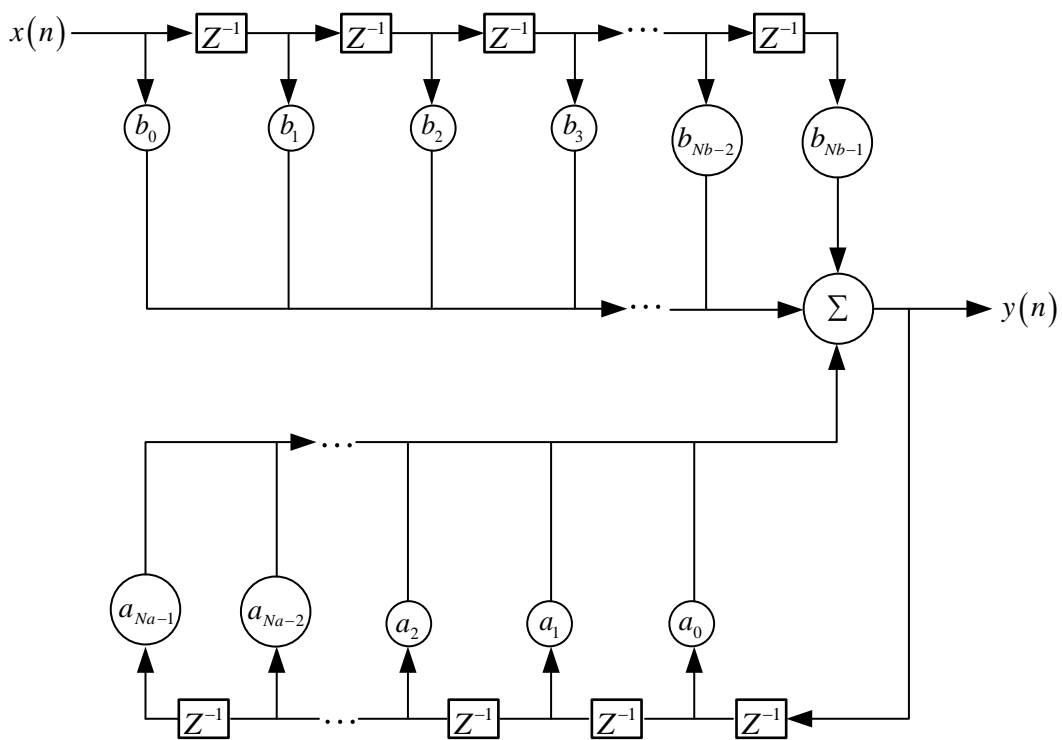
$$y(n) = \sum_{i=0}^{M-1} w_i x(n-i) \quad (2.56)$$

โดยที่ $x(n)$ คือ สัญญาณขาเข้า
 $y(n)$ คือ สัญญาณขาออก
 w_i คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ
 M คือ อันดับของระบบ

จะเห็นได้ว่าสัญญาณขาออก $y(n)$ จะเกิดจากผลรวมที่ได้จากการคูณกันของข้อมูลขาเข้าในสถานะก่อนหน้า กับค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ w_i โดย $i=0, \dots, M-1$ และโครงสร้างลักษณะนี้จะมีเฉพาะโครงสร้างป้อนไปข้างหน้า (Feed Forward) เท่านั้น โดยในบางครั้งจะเรียกว่าโครงสร้างระบบแบบไม่มีการวนกลับ (Non-Recursive Filter)

2.8.2 ระบบแบบผลตอบสนองอิมพัลส์ไม่จำกัด (Infinite Impulse Response System: IIR System)

โครงสร้างของระบบไออาร์สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 โครงสร้างของระบบไอโออาร์

จากโครงสร้างของระบบไอโออาร์จะสามารถแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณขาเข้า และสัญญาณขาออกได้ดังนี้

$$y(n) = \sum_{i=0}^{Nb-1} b_i x(n-i) - \sum_{j=0}^{Na-1} a_j y(n-j) \quad (2.57)$$

โดยที่	$x(n)$	คือ สัญญาณขาเข้า
	$y(n)$	คือ สัญญาณขาออก
	a_j, b_i	คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ
	Na, Nb	คือ อันดับของระบบ

จะเห็นว่าสัญญาณขาออก $y(n)$ จะเกิดจากผลรวมที่ได้จากผลรวมที่ได้จากการคูณกันของ ข้อมูลขาเข้าในสถานะก่อนหน้า กับค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ b_i โดย $i=0, \dots, Nb-1$ รวม กับผลคูณที่ได้จากข้อมูลขาออกในสถานะก่อนหน้า กับค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ a_j โดย $j=0, \dots, Na-1$ และโครงสร้างลักษณะนี้จะมีโครงสร้างแบบป้อนกลับ (Feedback) โดยใน บางครั้งจะเรียกว่าโครงสร้างระบบแบบวนกลับ (Recursive Filter)

2.9 สหสัมพันธ์ (Correlation)

นอกจากตัวกรองสัญญาณเชิงเลขแบบต่างๆ ไปยังมีตัวกรองสัญญาณเชิงเลขอีกชนิดที่สามารถ ปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองได้นั้นคือ ตัวกรองแบบปรับตัวได้ แต่ก่อนจะกล่าวถึงตัวกรองปรับตัว ได้จะขอกล่าวถึงสหสัมพันธ์ของตัวแปรสุ่มก่อน สหสัมพันธ์ของตัวแปรสุ่ม คือ การวิเคราะห์หาค่า

ความสัมพันธ์ของตัวแปรสุ่มตั้งแต่ 2 ตัวแปร หรือชุดของข้อมูล 2 ชุดขึ้นไป โดยทั่วไปแล้วค่าสหสัมพันธ์ของตัวแปรสุ่มจะมีหลายชนิด โดยจะขอยกตัวอย่างเฉพาะสหสัมพันธ์ในตัวเอง (Autocorrelation) และสหสัมพันธ์ไขว้ (Cross-Correlation)

2.9.1 สหสัมพันธ์ในตัวเอง

สหสัมพันธ์ในตัวเองจะถูกอธิบายอยู่ในแง่ของการประมวลผลสัญญาณ หรือหมายถึง วัดค่าความเหมือน (Similarity) ของสัญญาณปัจจุบัน กับสัญญาณก่อนหน้า โดยที่ถ้าค่าสหสัมพันธ์ในตัวเองมีค่ามากนั้นจะหมายถึงค่าสัญญาณที่วัดได้ล่าสุดมีความเหมือนกับค่าสัญญาณที่วัดได้ก่อนหน้าโดยค่าสหสัมพันธ์ในตัวเองจะสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.58

$$R_{xx}[m] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (x[n]x[n+m]) \quad (2.58)$$

หรือสามารถเขียนอยู่ในอีกรูปดังสมการที่ 2.59

$$R_{xx}[m] = E(x[n]x[n+m]) \quad (2.59)$$

โดยที่ $R_{xx}[m]$ คือ ค่าสหสัมพันธ์ในตัวเองที่ได้จากสัญญาณ x ที่เวลา n และสัญญาณ x ที่เวลา $n+m$
 $x[n]$ คือ ค่าสัญญาณ x ที่เวลา n
 $x[n+m]$ คือ ค่าสัญญาณ x ที่เวลา $n+m$

2.9.2 สหสัมพันธ์ไขว้

สหสัมพันธ์ไขว้มีลักษณะการวัดที่เหมือนกับสหสัมพันธ์ในตัวเอง แต่จะแตกต่างกันที่ สหสัมพันธ์ไขว้นั้นจะใช้วัดความเหมือนของสัญญาณ 2 สัญญาณ โดยที่ถ้าค่าสหสัมพันธ์ไขว้มีค่ามากนั้นจะหมายถึงค่าสัญญาณที่วัดทั้ง 2 สัญญาณมีความเหมือนกันโดยค่าสหสัมพันธ์ไขว้จะสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.60

$$r_{xy}[m] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (x[n]y[n+m]) \quad (2.60)$$

หรือสามารถเขียนอยู่ในอีกรูปดังสมการที่ 2.61

$$r_{xy}[m] = E(x[n]y[n+m]) \quad (2.61)$$

โดยที่ $r_{xy}[m]$ คือ ค่าสหสัมพันธ์ไขว้ที่ได้จากสัญญาณ x ที่เวลา n และสัญญาณ y ที่เวลา $n+m$

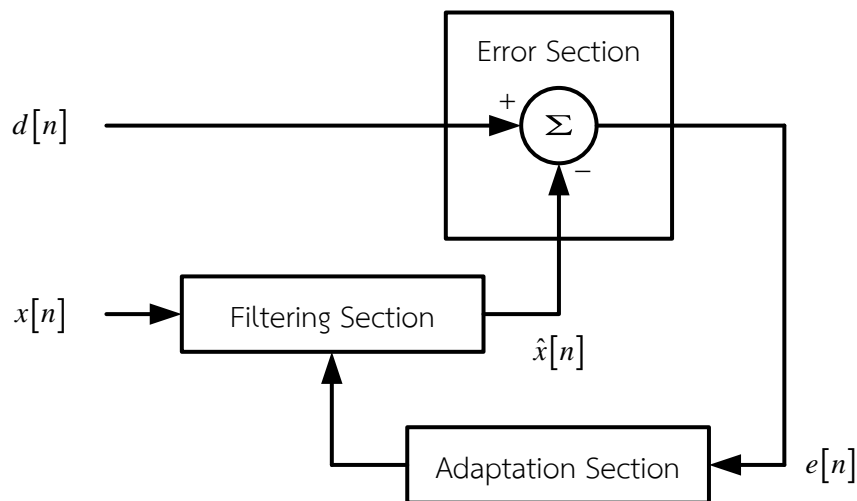
$x[n]$ คือ ค่าสัญญาณ x ที่เวลา n
 $y[n+m]$ คือ ค่าสัญญาณ y ที่เวลา $n+m$

2.10 ตัวกรองปรับตัวได้ (Adaptive Filter)

หลังจากที่ได้ทำความเข้าใจเกี่ยวกับสหสัมพันธ์ของตัวแปรสุ่มหัวข้อนี้จะอธิบายถึงตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยตัวกรองแบบปรับตัวได้คือตัวกรองที่มีความสามารถในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับเงื่อนไขทางสถิติของสัญญาณ และสภาพแวดล้อม โดยทั่วไปจะใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้ใน 2 ลักษณะ คือ

1. เมื่อสัญญาณรบกวน และสัญญาณที่ต้องการมีค่าความถี่ที่ทับซ้อนกันซึ่งหากใช้ตัวกรองแบบธรรมดาจะทำให้สัญญาณที่ต้องการสูญเสียองค์ประกอบความถี่บางส่วนไป
2. เมื่อไม่ทราบถึงลักษณะที่แน่นอนของสัญญาณรบกวน

ซึ่งตัวกรองแบบปรับตัวได้มีองค์ประกอบอยู่ 3 ส่วน คือ ส่วนตัวกรอง ส่วนคำนวณค่าความผิดพลาด และส่วนการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง โดยสามารถแสดงองค์ประกอบได้ดังรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้

รูปที่ 2.23 จะอธิบายองค์ประกอบในส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

1. ส่วนตัวกรอง

ในส่วนนี้ตัวกรองจะผลิตสัญญาณเอาต์พุต $\hat{x}[n]$ จากสัญญาณขาเข้า $x[n]$ โดยที่สัญญาณเอาต์พุตตัวนี้จะเป็นสัญญาณที่ถูกประมาณค่าเพื่อให้ได้สัญญาณที่ต้องการ $d[n]$

2. ส่วนคำนวณค่าความผิดพลาด

ในส่วนนี้จะเป็นการหาค่าความผิดพลาดของสัญญาณที่ถูกประมาณค่า กับสัญญาณที่ต้องการ ซึ่งค่าความผิดพลาดตัวนี้จะบ่งบอกถึงความแตกต่างของสัญญาณที่ถูกประมาณค่า และสัญญาณที่ต้องการโดยที่ค่าความผิดพลาดนี้จะถูกนำไปใช้สำหรับการคำนวณในส่วนถัดไป

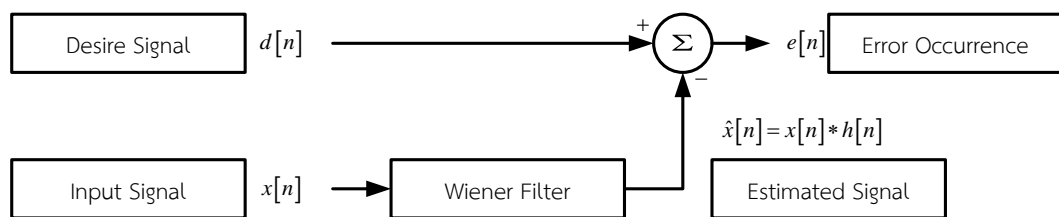
3. ส่วนปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง

ในส่วนนี้จะเป็นการนำค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างสัญญาณที่ถูกประมาณ กับสัญญาณที่ต้องการ มาใช้ในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเพื่อให้สัญญาณที่ถูกประมาณค่ามีค่าใกล้เคียงสัญญาณที่ต้องการมากที่สุด

เพื่อให้เข้าใจถึงกระบวนการในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองนั้น จะอธิบายถึงระบบตัวกรองเชิงเส้นในสถานะที่เหมาะสม (Linear Optimum Filter) ซึ่งตัวกรองเชิงเส้นในสถานะที่เหมาะสมที่มีการใช้งานแพร่หลายจะเป็นระบบของตัวกรองวีเนอร์ และเมื่อเข้าใจถึงระบบตัวกรองวีเนอร์ในส่วนถัดไปจะเป็นการอธิบายอัลกอริทึมของตัวกรองแบบปรับตัวได้แบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด (Least Mean Square Error Algorithm: LMS Algorithm)

2.10.1 ตัวกรองวีเนอร์ (Wiener Filter)

โครงสร้างของตัวกรองวีเนอร์จะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้

จากรูปที่ 2.24 จะได้ว่า

$d[n]$ คือ สัญญาณที่ต้องการ หรือเป็นสัญญาณอ้างอิง (Desired Signal)

$x[n]$ คือ สัญญาณอินพุต

$h[n]$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ (Wiener Filter Coefficient)

$\hat{x}[n]$ คือ สัญญาณที่ถูกประมาณค่าโดยตัวกรองวีเนอร์ (Estimated Signal)

$e[n]$ คือ ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณที่ถูกประมาณค่า (Error Occurrence)

โดยที่ค่า $e[n]$ สามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.62

$$e[n] = d[n] - \hat{x}[n] \quad (2.62)$$

ค่า $\hat{x}[n]$ สามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.63

$$\hat{x}[n] = x[n] * h[n] \quad (2.63)$$

ซึ่งการที่จะทำให้ค่า $e[n]$ มีค่าที่ต่ำที่สุดนั้น ในการใช้โครงสร้างตัวกรองแบบปรับค่าได้ พื้นฐาน $e[n]$ และ $x[n]$ ต้องมีคุณสมบัติตั้งฉากต่อกัน (Orthogonality) ทำให้ค่าคาดหวัง (Expected Value) ของผลคูณของ $e[n]$ และ $x[n]$ มีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.64

$$E(e[n]x[n]) = 0 \quad (2.64)$$

จากนั้นนำสมการที่ 2.63 แทนลงในสมการที่ 2.62 จะได้สมการที่ 2.65

$$e[n] = d[n] - x[n] * h[n] \quad (2.65)$$

และนำสมการที่ 2.65 แทนลงในสมการที่ 2.64 จะได้สมการที่ 2.66

$$E(\{d[n] - x[n] * h[n]\}x[n]) = 0 \quad (2.66)$$

ทำการจัดรูปสมการที่ 2.66 ใหม่ จะได้เป็นสมการที่ 2.67

$$E(d[n]x[n]) = h[n] * E(x[n]x[n]) \quad (2.67)$$

เมื่อนำสมการที่ 2.67 พิจารณาร่วมกับสมการที่ 2.59 และ สมการที่ 2.61 จะได้สมการที่ 2.68

$$r_{dx} = h[n]R_{xx} \quad (2.68)$$

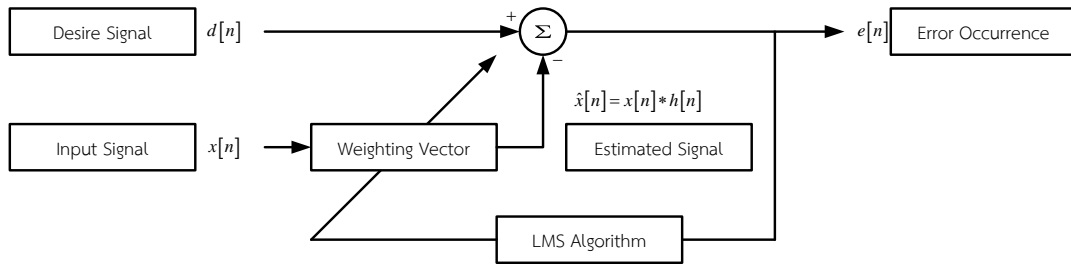
เมื่อทำการจัดรูปสมการที่ 2.68 ใหม่จะได้สมการที่ 2.69

$$h[n] = r_{dx}R_{xx}^{-1} \quad (2.69)$$

จากสมการที่ 2.69 กล่าวได้ว่าระบบที่มีสภาวะเหมาะสมที่สุดคือระบบที่มีสัมประสิทธิ์ของระบบเป็นค่าสหสัมพันธ์ไขว้หารด้วยค่าสหสัมพันธ์ในตัวเอง

2.10.2 ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่มีอัลกอริทึมแบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย น้อยที่สุด (LMS Adaptive Filter)

ในหัวข้อที่ผ่านมาได้อธิบายหลักของตัวกรองวีเนอร์ แต่ในการคำนวณค่าต่างๆ ของตัวกรองวีเนอร์นั้นมีความซับซ้อน ดังนั้นจึงมีการใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้อีกแบบหนึ่งที่มีอัลกอริทึมแบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดซึ่งจะอธิบายได้ดังต่อไปนี้ โครงสร้างของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่มีอัลกอริทึมแบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.25 โครงสร้างของตัวกรองปรับตัวได้แบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด

จากโครงสร้างในรูปที่ 2.25 ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจะถูกนำมาใช้ปรับค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ และความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.70 โดยในที่นี้ถ้าพิจารณาตัวกรองแบบปรับตัวได้อันดับที่ 1

$$h[n+1] = h[n] - \mu \frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} \quad (2.70)$$

โดยที่ $h[n+1]$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของระบบหลังจากถูกปรับค่า
 $h[n]$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของระบบก่อนถูกปรับค่า
 μ คือ ค่าขั้นบันไดในการปรับค่า (Step Size)
 $J_{MSE}[n]$ คือ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง

ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 2.71

$$J_{MSE}[n] = E(e[n]^2) \quad (2.71)$$

จัดรูปสมการที่ 2.71 ให้อยู่ในรูปของสมการที่ 2.62 จะได้สมการที่ 2.72

$$J_{MSE}[n] = E((d[n] - \hat{x}[n])^2) \quad (2.72)$$

แทนค่าสมการที่ 2.63 ลงในสมการที่ 2.72 จะได้

$$J_{MSE}[n] = E((d[n] - x[n]h[n])^2) \quad (2.73)$$

จัดรูปสมการที่ 2.73 จะได้

$$J_{MSE}[n] = E(d[n]^2 - 2d[n]x[n]h[n] + x[n]^2 h[n]^2) \quad (2.74)$$

ดังนั้นจะเขียนให้อยู่ในรูปของสหสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.75

$$J_{MSE}[n] = R_{dd} - 2h[n]r_{dx} + h[n]^2 R_{xx} \quad (2.75)$$

ในการจะหาค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสอง $J_{MSE}[n]$ ที่ต่ำที่สุด (Least Mean Square Error) นั้นจะทำได้โดยการทำอนุพันธ์สมการที่ 2.75 เทียบกับค่าสัมประสิทธิ์ของระบบ $h[n]$ เท่ากับ 0 จะได้ดังสมการที่ 2.76

$$\frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} = \frac{d(R_{dd} - 2h[n]r_{dx} + h[n]^2 R_{xx})}{dh[n]} = 0 \quad (2.76)$$

จะได้

$$\frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} = -2r_{dx} + 2h[n]R_{xx} \quad (2.77)$$

โดยที่ $r_{dx} = E[d[n]x[n]]$ และ $R_{xx} = E[x[n]x[n]]$ แทนลงในสมการที่ 2.77 จะได้

$$\frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} = -2E[d[n]x[n]] + 2h[n]E[x[n]x[n]] \quad (2.78)$$

จัดรูปสมการที่ 2.78 จะได้

$$\frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} = 2E[h[n]x[n]x[n] - d[n]x[n]] \quad (2.79)$$

โดยที่ $h[n]x[n] = \hat{x}[n]$ จะได้

$$\begin{aligned} \frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} &= 2E[\hat{x}[n]x[n] - d[n]x[n]] \\ \frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} &= 2E[x[n][\hat{x}[n] - d[n]]] \\ \frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} &= 2E[x[n][-[d[n] - \hat{x}[n]]]] \end{aligned} \quad (2.80)$$

โดยที่ $d[n] - \hat{x}[n] = e[n]$ แทนค่าลงในสมการที่ 2.80 จะได้

$$\begin{aligned}\frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} &= 2E[-x[n]e[n]] \\ \frac{dJ_{MSE}[n]}{dh[n]} &= -2E[x[n]e[n]]\end{aligned}\quad (2.81)$$

นำสมการที่ 2.81 แทนค่ากลับไปลงในสมการที่ 2.70 จะได้ว่า

$$h[n+1] = h[n] - \mu[-2E[x[n]e[n]]] \quad (2.82)$$

ทำการประมาณค่า $E[x[n]e[n]]$ จะได้

$$E[x[n]e[n]] \approx x[n]e[n] \quad (2.83)$$

แทนค่าสมการที่ 2.83 ลงในสมการที่ 2.82 จะได้สมการในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง

$$h[n+1] \approx h[n] + 2\mu x[n]e[n] \quad (2.84)$$

และ

$$h[n] \approx h[n-1] + 2\mu x[n-1]e[n] \quad (2.85)$$

เมื่อได้สมการการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองสามารถสรุปเป็นอัลกอริทึมได้ดังต่อไปนี้

1. ที่เวลา n สัมประสิทธิ์ของตัวกรองจะมีค่าเป็น $h[n]$
2. คำนวนค่าที่ถูกประมาณ $\hat{x}[n] = h[n]x[n]$
3. คำนวนค่าความผิดพลาด $e[n] = d[n] - \hat{x}[n]$
4. คำนวนค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองที่เวลา $n+1$ จะได้ $h[n+1] \approx h[n] + 2\mu x[n]e[n]$
5. เริ่มต้นกระบวนการใหม่โดย $n \rightarrow n+1$

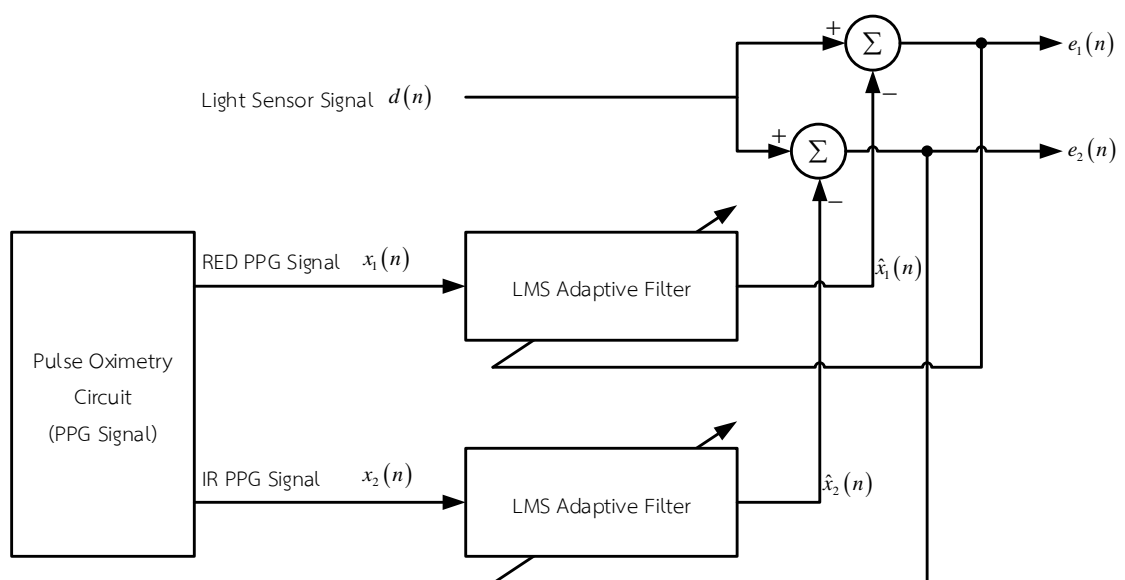
บทที่ 3

การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความ อิ่มตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับ เซนเซอร์วัดความเข้มแสง

3.1 กล่าวนำ

จากที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดสามารถทำได้โดยการส่องแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดผ่านนิ้วมือไปยังตัวรับแสงที่อยู่ในหัววัดซึ่งการวัดจะให้ค่าที่แม่นยำที่สุดก็ต่อเมื่อการวัดเกิดขึ้นโดยปราศจากการเคลื่อนไหวเพราะหากเกิดการเคลื่อนไหวจะเกิดการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวขึ้น จากการสังเกตพบว่าเมื่อทำการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่สภาวะความเข้มแสงภายนอกมีความแตกต่างกัน สัญญาณที่ได้มีระดับสัญญาณที่ต่างกันไป ซึ่งถ้ามองว่าขณะที่มีความเคลื่อนไหวเกิดขึ้นแสงจากภายนอกจะไปมีผลกระทบท่อตัวรับแสงที่อยู่ในหัววัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดเป็นผลให้เกิดเป็นการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวขึ้น จึงเป็นไปได้ว่าถ้าทำการวัดความเข้มแสงภายนอกไปพร้อมๆ กับการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด โดยใช้เซนเซอร์วัดแสงติดตั้งไว้กับหัววัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด สัญญาณที่เซนเซอร์วัดแสงสร้างขึ้นจะมีความสอดคล้องกับสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น และสามารถใช้งานเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบการลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง โดยที่การออกแบบของระบบดังกล่าวจะถูกแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ประกอบไปด้วย ส่วนการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด ส่วนการสร้างสัญญาณอ้างอิง และส่วนการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ซึ่งสามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบได้ดังรูปที่ 3.1

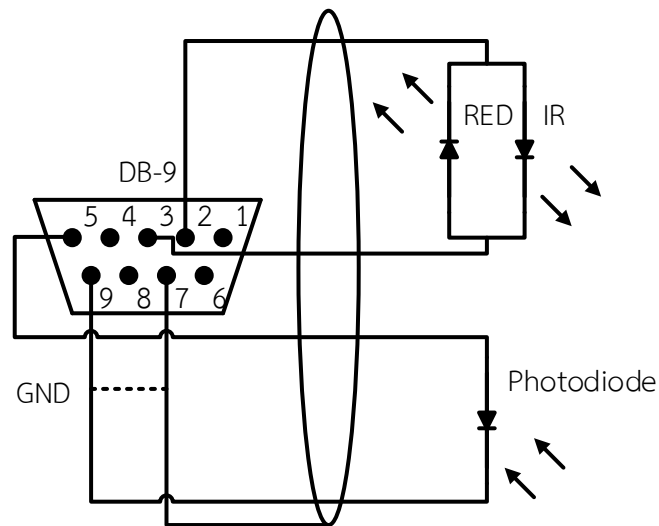


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบ

จากบล็อกไดอะแกรมสัญญาณที่วัดได้จากวงจรวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะถูกป้อนเป็นสัญญาณอินพุต $x_1(n)$ และ $x_2(n)$ ของตัวกรองปรับตัวได้ตามลำดับ สัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงจะถูกป้อนเป็นสัญญาณ $d(n)$ ของตัวกรองแบบปรับตัวได้ และสัญญาณที่ถูกลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะเป็นสัญญาณ $e_1(n)$ และ $e_2(n)$ ตามลำดับโดยรายละเอียดในการออกแบบในส่วนต่างๆ จะขออธิบายในหัวข้อดังต่อไปนี้

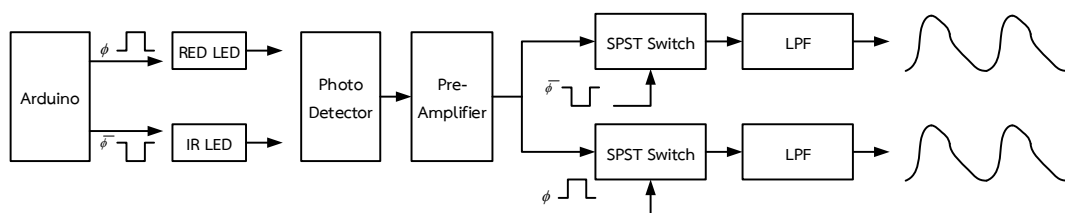
3.2 การสร้างวงจรวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด

ในหัวข้อนี้จะอธิบายถึงการออกแบบวงจรสำหรับวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด โดยในการวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดนั้นจะทำการส่องแสงผ่านนิ้วมือ ซึ่งจะใช้หัววัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดยี่ห้อ Nellcor ที่ภายในจะประกอบไปด้วยแหล่งกำเนิดแสงสีแดง 1 ตัว แหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรด 1 ตัว และตัวรับแสงจำนวน 1 ตัว โดยที่พอร์ตในการเชื่อมต่อของหัววัดดังกล่าวจะมีลักษณะเป็นคอนเน็คเตอร์แบบดีบี 9 (DB-9) โดยสามารถแสดงพอร์ตการเชื่อมต่อได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 พอร์ตการเชื่อมต่อของหัววัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด

ซึ่งโครงสร้างวงจรสำหรับวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.3

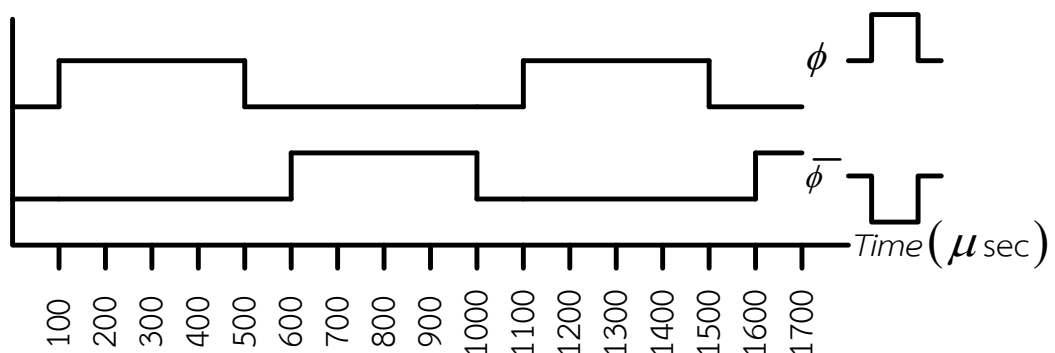


รูปที่ 3.3 โครงสร้างวงจรวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด

จากรูปที่ 3.3 จะเห็นว่าวงจรวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดประกอบไปด้วย วงจรขับหลอดแอลอีดี ที่มีการควบคุมจังหวะการทำงานให้หลอดแอลอีดีสีแดง และอินฟราเรดทำงานในช่วงเวลาที่แตกต่างกัน กล่าวคือเมื่อสีแดงทำงานอินฟราเรดจะไม่ทำงาน และเมื่ออินฟราเรดทำงานสีแดงจะไม่ทำงาน และเมื่อแสงเดินทางผ่านนิ้วมือไปยังตัวรับแสงจะใช้วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันซึ่งตัวรับแสงที่อยู่ภายในหัววัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดนั้นมีเพียง 1 ตัวตั้งสัญญาณที่ตัวรับแสงวัดได้จึงเป็นสัญญาณของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่แยกช่วงเวลากัน ดังนั้นในการแยกสัญญาณทั้ง 2 ออกจากกันจะใช้งานอนาล็อกสวิตช์เบอร์ HEF4066 ที่ใช้สัญญาณในการควบคุมเดียวกันกับตัวควบคุมหลอดแอลอีดี และเมื่อทำการแยกสัญญาณทั้ง 2 ได้จะนำสัญญาณเข้าสู่วงจรรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อให้ได้สัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดสำหรับนำไปประมวลผล โดยรายละเอียดการออกแบบ และการวิเคราะห์วงจรต่างๆ ภายในวงจรวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดสามารถได้ดังนี้

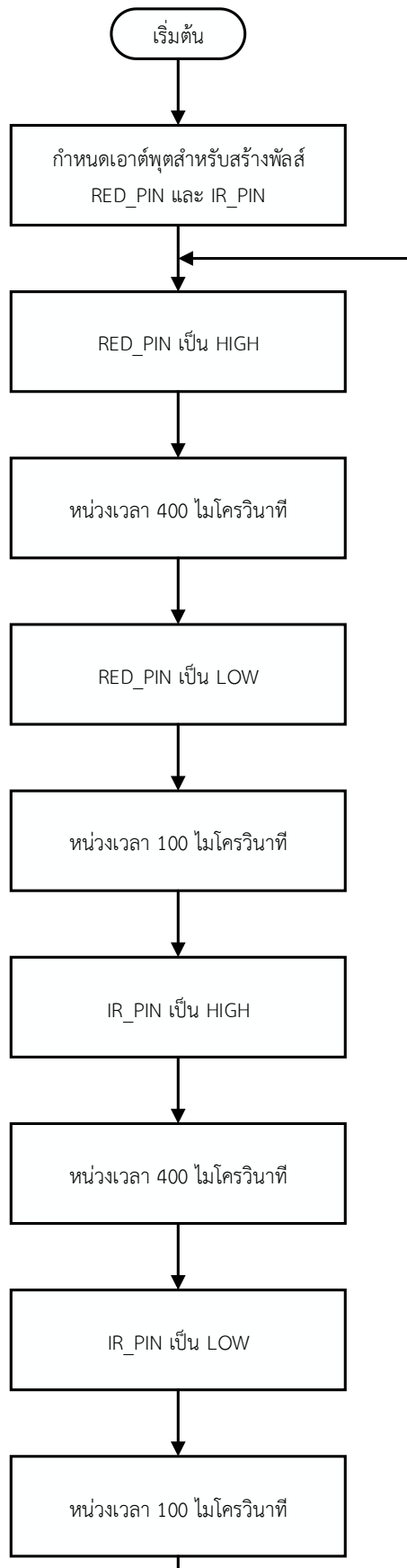
3.2.1 การสร้างสัญญาณควบคุมการทำงานของหลอดแอลอีดี

เนื่องจากตัวรับแสงภายในหัววัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดมีเพียง 1 ตัวดังนั้นในการวัดสัญญาณจะทำได้โดยการกำหนดจังหวะการทำงานของแหล่งกำเนิดแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดให้ทำงานต่างช่วงเวลากัน โดยที่สัญญาณควบคุมจะเป็นสัญญาณพัลส์ที่มีความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ และมีการหน่วงเวลาระหว่างแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดเป็นระยะเวลา 100 ไมโครวินาที โดยสามารถแสดงไทม์มิงไดอะแกรม (Timing Diagram) ได้ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ไทม์มิงไดอะแกรม

โดยในการสร้างสัญญาณพัลส์ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้สร้างสัญญาณพัลส์จากไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอาดูรีโน่ โดยสามารถแสดงผังการทำงานของโปรแกรมได้ดังรูปที่ 3.5



```

int RED_PIN = 3;
int IR_PIN = 2;

void setup()
{
  pinMode(RED_PIN, OUTPUT);
  pinMode(IR_PIN, OUTPUT);
}

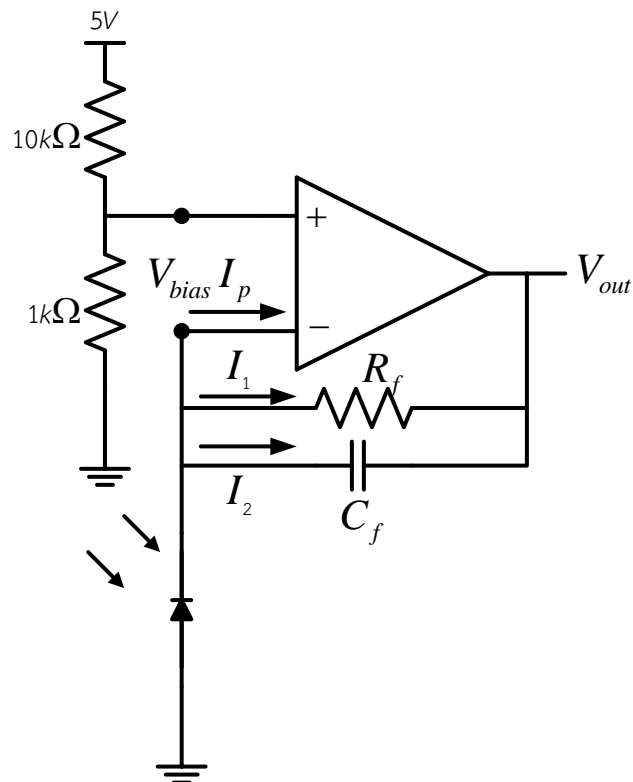
void loop()
{
  digitalWrite(RED_PIN, HIGH);
  delayMicroseconds(400);
  digitalWrite(RED_PIN, LOW);
  delayMicroseconds(100);
  digitalWrite(IR_PIN, HIGH);
  delayMicroseconds(400);
  digitalWrite(IR_PIN, LOW);
  delayMicroseconds(100);
}
  
```

รูปที่ 3.5 การทำงานของโปรแกรมสร้างพัลส์ (ซ้าย) ผังการทำงาน (ขวา) คำสั่งการทำงาน

จากนั้นเมื่อทำการสร้างสัญญาณพัลส์เพื่อควบคุมการทำงานของหลอดแอลอีดีของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด แสงจะเดินทางผ่านนิ้วมือไปยังตัวรับแสงซึ่งวงจรในการแปลงกระแสที่ได้จากตัวรับแสงเป็นแรงดันจะถูกอธิบายไว้ในหัวข้อถัดไป

3.2.2 การวิเคราะห์วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

เมื่อแสงเดินทางจากแหล่งกำเนิดมายังตัวรับแสง ความเข้มแสงจะถูกเปลี่ยนเป็นกระแสไฟฟ้า โดยในการที่จะแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันจะใช้นวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน ในการออกแบบวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันต้องการวงจรที่มีอัตราขยายเป็น -5×10^6 โวลต์ต่อแอมป์ ใช้วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 2.3 และจะออกแบบให้วงจรมีฟังก์ชันส่งผ่านเป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีความถี่ตัด 3000 เฮิรตซ์ ด้วยการต่อตัวเก็บประจุขนานไปกับตัวต้านทาน R_f และทำการไบแอสกลับตัวโฟโตไดโอดด้วยแรงดันขนาด 500 มิลลิโวลต์ ที่ขาอินพุตบวกของตัวออปแอมป์ บ่อนไฟเลี้ยงให้ตัวออปแอมป์ขนาด ± 12 โวลต์ ดังนั้นวงจรที่ออกแบบจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

ในการคำนวณหาค่าความต้านทาน R_f ของวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันจะหาได้ดังนี้ พิจารณาที่โหนด V_{bias} จะได้

$$I_p = I_1 + I_2 \quad (3.1)$$

โดยที่ $I_1 = \frac{V_{bias} - V_{out}}{R_f}$ และ $I_2 = \frac{V_{bias} - V_{out}}{Z_{c_f}}$ ทำให้เขียนสมการที่ 3.1 ได้ใหม่เป็น

$$I_p = \frac{V_{bias} - V_{out}}{R_f} + \frac{V_{bias} - V_{out}}{Z_{c_f}} \quad (3.2)$$

โดยที่ $Z_{c_f} = \frac{1}{sC_f}$ จะได้

$$I_p = \frac{V_{bias} - V_{out}}{R_f} + (V_{bias} - V_{out})sC_f \quad (3.3)$$

จัดรูปสมการที่ 3.3 ใหม่จะได้

$$I_p = \frac{V_{bias}}{R_f} + V_{bias}sC_f - \left(\frac{V_{out}}{R_f} + V_{out}sC_f \right) \quad (3.4)$$

โดยกำหนดให้ $I_p = I_{p_1} + I_{p_2}$ สามารถจัดรูปสมการที่ 3.4 ได้เป็น

$$I_{p_1} + I_{p_2} = \frac{V_{bias}}{R_f} + V_{bias}sC_f - \left(\frac{V_{out}}{R_f} + V_{out}sC_f \right) \quad (3.5)$$

ดังนั้นจะได้เป็น

$$I_{p_1} = \frac{V_{bias}}{R_f} + V_{bias}sC_f \quad (3.6)$$

$$I_{p_2} = - \left(\frac{V_{out}}{R_f} + V_{out}sC_f \right)$$

$$I_{p_2} = -V_{out} \left(\frac{1}{R_f} + sC_f \right) \quad (3.7)$$

ซึ่งสมการที่ 3.6 จะแสดงให้เห็นถึงการไบแอสของวงจร และสมการที่ 3.7 จะเป็นสมการในการแปลงกระแสเป็นแรงดัน สามารถหาอัตราขยายของวงจรได้ดังนี้ ทำการจัดรูปสมการที่ 3.7 จะได้

$$\begin{aligned} -\frac{V_{out}}{I_{P_2}} &= \frac{1}{\left(\frac{1}{R_f} + SC_f\right)} \\ -\frac{V_{out}}{I_{P_2}} &= \frac{1}{\left(\frac{1+SC_fR_f}{R_f}\right)} \\ -\frac{V_{out}}{I_{P_2}} &= \frac{R_f}{1+SC_fR_f} \end{aligned} \quad (3.8)$$

โดยที่ $S = j\omega$ แทนค่าลงในสมการที่ 3.8 จะได้

$$-\frac{V_{out}}{I_{P_2}} = \frac{R_f}{1+j\omega C_f R_f} \quad (3.9)$$

เมื่อพิจารณาให้เป็นการขยายแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงจะทำให้ $\omega = 0$ จะได้

$$-\frac{V_{out}}{I_{P_2}} = R_f \quad (3.10)$$

โดยอัตราขยายที่กำหนดไว้มีค่า -5×10^6 โวลต์ต่อแอมป์ จะทำให้ได้ความต้านทาน R_f ดังนี้

$$R_f = 5 \times 10^6 \Omega \quad (3.11)$$

จากสมการที่ 3.11 ทำให้ได้ความต้านทาน $R_f = 5 \times 10^6 \Omega$ จากนั้นจะทำการคำนวณหาค่าตัวเก็บประจุ C_f ที่จะทำให้ได้ความถี่ตัด 3000 เฮิรตซ์ โดยพิจารณาจากสมการที่ 3.8 ทำการหาค่าผลตอบสนองเชิงขนาด (Magnitude Response)

$$\left| -\frac{V_{out}}{I_{P_2}} \right| = \left| \frac{R_f}{1+j\omega C_f R_f} \right| \quad (3.12)$$

โดยที่ความถี่ตัดผลตอบสนองเชิงขนาดของอัตราขยายจะลดลง $\frac{1}{\sqrt{2}}$ เท่า จะได้

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \times \left| -\frac{V_{out}}{I_{P_2}} \right|_{\max} = \left| \frac{R_f}{1+j\omega_c C_f R_f} \right| \quad (3.13)$$

แทนค่าอัตราขยาย -5×10^6 โวลต์ต่อแอมป์ ค่าความต้านทาน $R_f = 5 \times 10^6 \Omega$ และความถี่ตัดโดยที่ $\omega_c = 2\pi 3000$ ลงในสมการที่ 3.13 จะได้

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \times |5 \times 10^6| = \left| \frac{5 \times 10^6}{1 + j2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6} \right| \quad (3.14)$$

จากสมการที่ 3.14 จะได้

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \times \sqrt{(5 \times 10^6)^2} = \frac{\sqrt{(5 \times 10^6)^2}}{\sqrt{1^2 + (2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6)^2}} \quad (3.15)$$

จัดรูปสมการที่ 3.15 ใหม่จะได้

$$\begin{aligned} 2 &= 1 + (2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6)^2 \\ 1 &= (2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6)^2 \end{aligned} \quad (3.16)$$

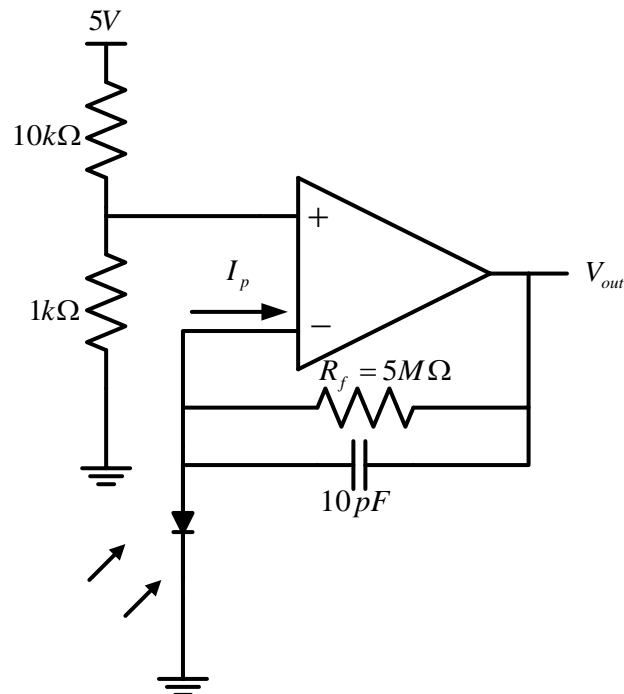
หารากที่ 2 ทั้งสองข้างของสมการ จะได้

$$\begin{aligned} \sqrt{1} &= \sqrt{(2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6)^2} \\ 1 &= 2\pi 3000 C_f 5 \times 10^6 \end{aligned} \quad (3.17)$$

จัดรูปสมการที่ 3.17 เพื่อหาค่าตัวเก็บประจุจะได้

$$\begin{aligned} C_f &= \frac{1}{2\pi 3000 \times 5 \times 10^6} \\ C_f &= 10.606 \times 10^{-12} F \end{aligned} \quad (3.18)$$

ดังนั้นจากการคำนวณค่าความต้านทาน และตัวเก็บประจุ จะได้ค่าความต้านทาน $R_f = 5 M \Omega$ และตัวเก็บประจุ $C_f = 10.606 pF$ โดยในทางปฏิบัติจะเลือกใช้งานตัวเก็บประจุที่มีค่าใกล้เคียงคือ $C_f = 10 pF$ จะทำให้ได้วงจรกระแสเป็นแรงดันที่ออกแบบดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

สามารถคำนวณความถี่ตัดได้ใหม่เป็น

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 10 \times 10^{-12} \times 5 \times 10^6}$$

$$f_c = 3181 \text{ Hz} \quad (3.19)$$

ดังนั้นวงจรที่ออกแบบได้จะเป็นวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันที่มีอัตราขยายเป็น -5×10^6 โวลต์ต่อแอมป์ และมีฟังก์ชันส่งผ่านที่เป็นลักษณะของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีความถี่ตัดอยู่ที่ 3.181 กิโลเฮิรตซ์ ซึ่งสัญญาณที่ออกจากวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันจะอยู่ในลักษณะของสัญญาณที่เป็นการมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา ซึ่งจะประกอบไปด้วยสัญญาณการมอดูเลตพัลส์เชิงขนาด 2 สัญญาณ คือ สัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดของสัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และสัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดของสัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด ดังนั้นในการแยกสัญญาณทั้ง 2 ออกจากกันจึงเลือกใช้งานอนาล็อกสวิตช์เบอร์ HEF4066 ซึ่งมีการควบคุมจังหวะการทำงานที่สอดคล้องกับการทำงานของหลอดแอลอีดีสีแดง และอินฟราเรด โดยในการดีมอดูเลตสัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดนั้นจะนำไปเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังอธิบายในหัวข้อถัดไป

3.2.3 การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เมื่อแยกสัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาด 2 สัญญาณออกจากกันได้ จะทำการดีมอดูเลตสัญญาณโดยการนำไปผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยที่สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดจะมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5 – 4 เฮิรตซ์ ดังนั้นในการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

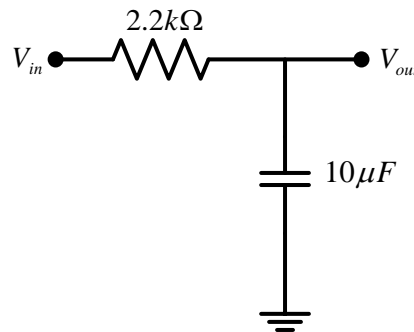
ให้มีความถี่ตัดอยู่ที่ 7 เฮิร์ตซ์ ซึ่งวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งานจะใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1 แบบ RC Low Pass Filter ที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 2.7.1 จากสมการที่ 2.51 ทำการกำหนดค่าตัวเก็บประจุให้มีค่า $C = 10\mu F$ และทำการคำนวณหาค่าความต้านทานได้ดังนี้

$$7 = \frac{1}{2\pi(R)(10 \times 10^{-6})}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(7)(10 \times 10^{-6})}$$

$$R = 2273.64 \Omega \quad (3.20)$$

จากสมการที่ 3.20 จะได้ค่าความต้านทานมีค่า $R = 2273.64 \Omega$ โดยในทางปฏิบัติจะเลือกใช้ค่าความต้านทานที่มีค่าใกล้เคียงคือใช้ค่าความต้านทาน $R = 2.2 k\Omega$ ดังนั้นจะสามารถแสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งานสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 โครงสร้างของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

จากรูปที่ 3.7 สามารถคำนวณความถี่ตัดใหม่โดยแทนค่า $R = 2.2k\Omega$ และ $C = 10\mu F$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi(2200)(10 \times 10^{-6})}$$

$$f_c = 7.2343 \text{ Hz} \quad (3.21)$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ตัดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอยู่ที่ 7.2343 เฮิร์ตซ์ และเมื่อนำสัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดของสัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดไปผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านจะได้สัญญาณความถี่ต่ำออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดออกมา

3.3 การสร้างสัญญาณอ้างอิงสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้

ในหัวข้อก่อนหน้านี้ได้อธิบายการออกแบบวงจรวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดเพื่อที่จะได้สัญญาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงสร้างสัญญาณอ้างอิงที่จะนำไปใช้งานกับตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยในการสร้างสัญญาณอ้างอิงสำหรับนำไปใช้งานร่วมกับตัวกรองแบบปรับตัวได้นั้นจะเลือกใช้งานเซนเซอร์วัดความเข้มแสงเบอร์ TSL125M เพื่อวัดความเข้มแสงภายนอก โดยจะทำการติดตั้งตัวเซนเซอร์วัดแสงไว้ที่บริเวณหัววัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด โดยตัวเซนเซอร์วัดแสงนั้นจะมีทั้งหมด 3 ขาดังแสดงในรูปที่ 3.9(ก) และการใช้งานนั้นสามารถทำได้โดยการป้อนไฟ 5 โวลต์เข้าที่ขา V_{in} และนำสัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเข้มแสงวัดได้ที่ขา V_{out} ไปเป็นสัญญาณอ้างอิงสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้แสดงการติดตั้งเซนเซอร์ได้ดังรูปที่ 3.9(ข)



รูปที่ 3.9 การใช้งานเซนเซอร์วัดความเข้มแสง (ก) ขาของเซนเซอร์ (ข) ตตตำแหน่งการติดตั้ง

จากที่ได้กล่าวมาจะได้สัญญาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด รวมไปถึงสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสง ในหัวข้อถัดไปจะกล่าวถึงการออกแบบตัวกรองปรับตัวได้เพื่อจะมาใช้ในการกำจัดสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว

3.4 การออกแบบตัวกรองแบบปรับตัวได้

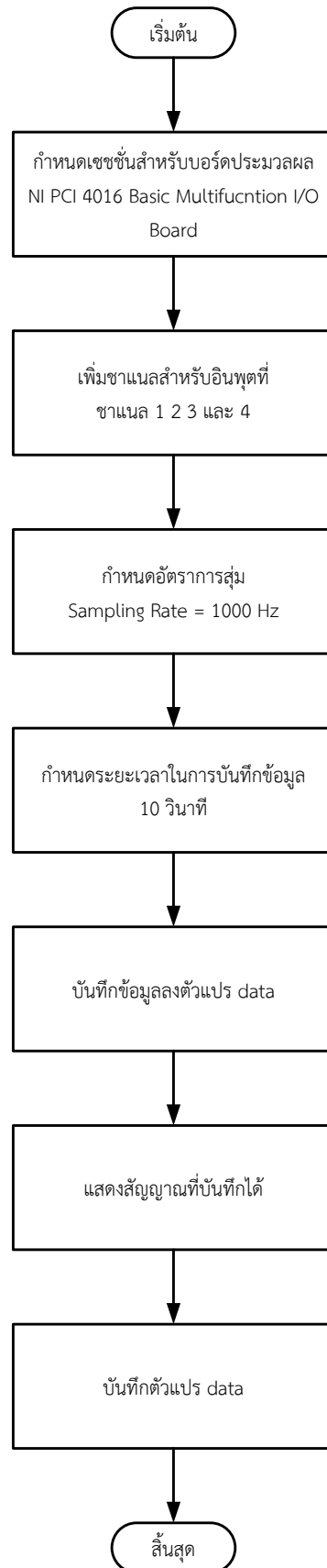
หลังจากที่ได้สัญญาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด และสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสงแล้ว ในหัวข้อนี้จะเป็นการอธิบายถึงกระบวนการในการประมวลผลสัญญาณโดยบล็อกไดอะแกรมจากรูปที่ 3.1 จะสามารถอธิบายสัญญาณในส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

$x_1(n), x_2(n)$	คือ	สัญญาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่วัดได้ (สัญญาณที่มีการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว)
$d(n)$	คือ	สัญญาณอ้างอิงสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้ที่วัดได้จากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงภายนอก
$h_1(n), h_2(n)$	คือ	สัมประสิทธิ์ของตัวกรอง
$\hat{x}_1(n), \hat{x}_2(n)$	คือ	ค่าที่ถูกประมาณโดยตัวกรอง

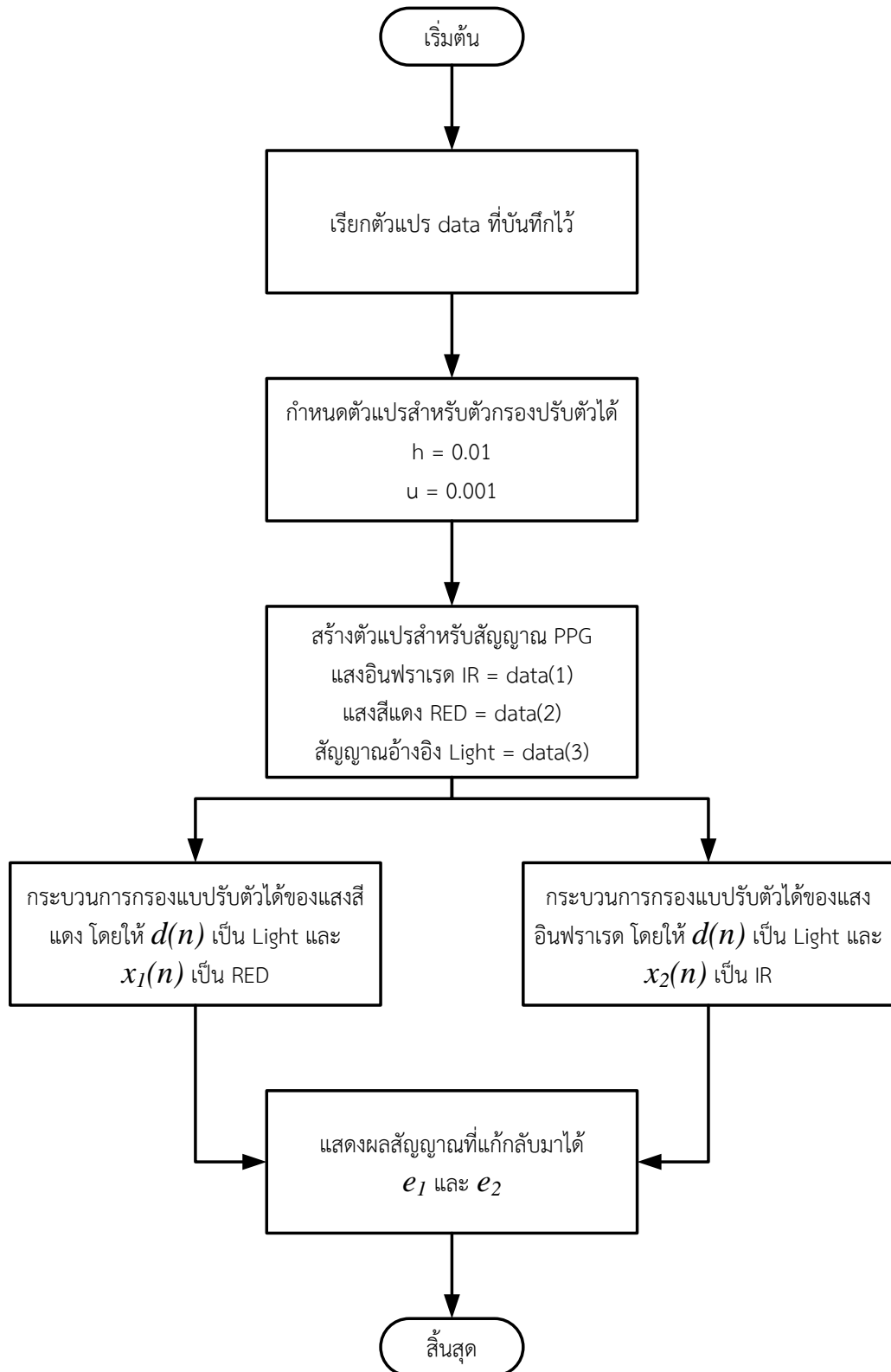
$e_1(n), e_2(n)$ คือ ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจน
ในเลือด กับสัญญาณที่ถูกประมาณค่า

จากบล็อกไดอะแกรมสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดที่กำจัดการปนเปื้อนที่เกิดจาก
การเคลื่อนไหวออกไปคือสัญญาณ $e_1(n)$ และ $e_2(n)$

ในการจำลองการทำงานของระบบ จะทำการประมวลผลสัญญาณบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์
MATLAB โดยจะแบ่งการทำงานของโปรแกรมออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ 1. ส่วนการบันทึกสัญญาณ
และ 2. ส่วนการทำกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ ซึ่งจะสามารถแสดงกระบวนการทำงานของ
โปรแกรมการบันทึกสัญญาณ และโปรแกรมการทำกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ดังรูปที่ 3.10
และ 3.11 ตามลำดับ



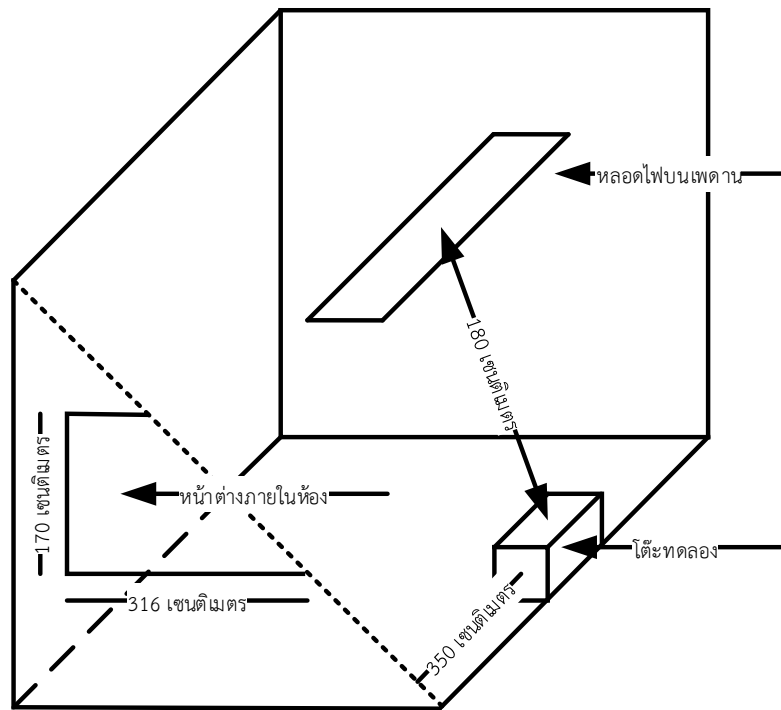
รูปที่ 3.10 ผังการทำงานของโปรแกรมส่วนการบันทึกผลสัญญาณ



รูปที่ 3.11 ผังการทำงานของโปรแกรมส่วนกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้

3.5 การออกแบบการทดลอง และการบันทึกผลการทดลอง

ในส่วนนี้จะเป็นการกล่าวถึงการออกแบบการทดลอง และผลการทดลองโดยที่ในการทดลอง จะทำการทดลองในห้องทดลองที่มีสถานะของแสงดังนี้ คือ แสงจากหลอดไฟที่ติดอยู่บนเพดานที่มี ระยะห่างจากหัววัดเป็นระยะ 180 เซนติเมตร และห่างจากหน้าต่างเป็นระยะ 350 เซนติเมตร สามารถ แสดงได้ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 สถานะภายในห้องทดลอง

3.5.1 ทดสอบวัดสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือด

การทดลองนี้จะเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ โดยจะทำการวัดสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่ผู้วัดอยู่นิ่ง และคำนวณความอืดตัวออกซิเจน

3.5.2 ทดสอบแนวโน้มของแสงที่มีผลต่อสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือด

เมื่อทำการทดลองวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่หยุดนิ่งแล้ว การทดลอง ถัดมาจะทำการทดสอบแนวโน้มที่แสงภายนอกมีผลกระทบท่อสัญญาณความอืดตัวออกซิเจน ในเลือดขณะที่วัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือด และมีการเคลื่อนไหวโดยการเคลื่อนไหวจะเป็นการเคลื่อนไหวในแนวตั้งโดยการขยับมือขึ้น - ลงโดยมีระยะการเคลื่อนไหว 20 เซนติเมตร และนำสัญญาณที่ได้ไปเข้าสู่กระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ โดยตัวกรองแบบ ปรับตัวได้ที่ใช้งานจะเป็นตัวกรองอันดับที่ 1 (1st Order Adaptive Filter) โดยกำหนดให้ สัมประสิทธิ์ของตัวกรองเริ่มต้นเป็น 1 และทดลองใช้ค่าขั้นบันไดเป็น 0.01 0.001 และ 0.0001 ในการทดสอบเพื่อหาค่าขั้นบันไดที่สามารถกรองสัญญาณออกมาได้มีประสิทธิภาพ

บทที่ 4

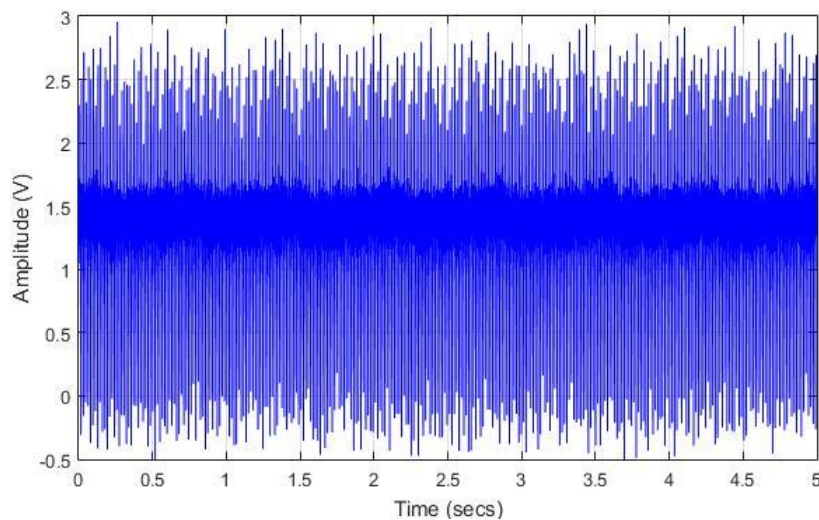
ผลการทดลอง

4.1 กล่าวนำ

จากที่ได้กล่าวถึงการออกแบบการทดลอง และบันทึกผลการทดลองไว้ในหัวข้อที่ 3.5 ในหัวข้อนี้จะเป็นการแสดงถึงผลการทดลองของระบบที่นำเสนอ โดยจะทำการจำลองระบบตัวกรองแบบปรับตัวได้ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ MATLAB โดยจะนำสัญญาณเข้าผ่านทางบอร์ด NI PCI-6014 BASIC MULTIFUNCTION I/O BOARD และคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานมีการใช้งานหน่วยประมวลผล Intel Core i7 3770 หน่วยความจำ 4 กิกะไบต์ หน่วยประมวลผลภาพ Intel HD Graphics 4000 ซึ่งจะแสดงผลการทดลองได้ดังหัวข้อต่อไปนี้

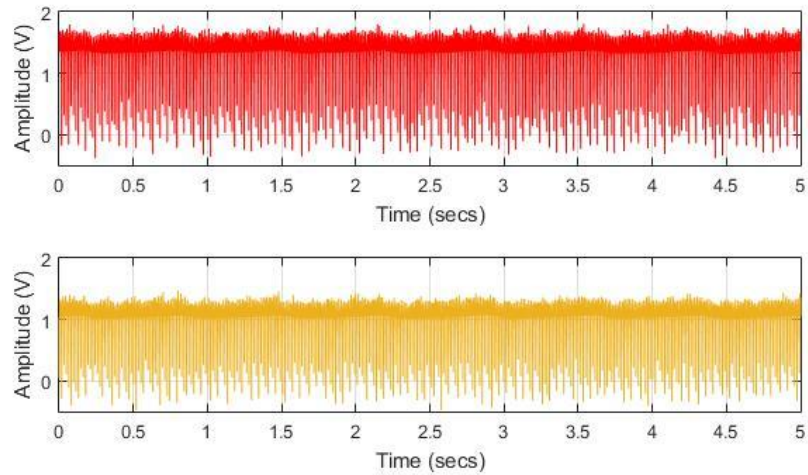
4.2 ผลการทดลองวัดสัญญาณความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือด

การทดลองวัดสัญญาณความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือด จะได้ผลการทดลองดังนี้ เมื่อทำการทดสอบวงจรวัดความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือดเพื่อดูสัญญาณที่ออกจากแต่ละส่วนของวงจรในรูปที่ 3.3 ซึ่งสัญญาณที่ได้จากวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.1



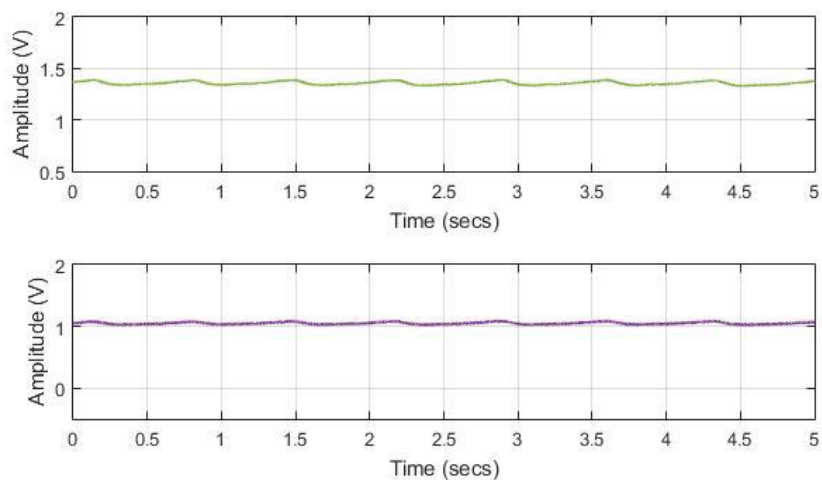
รูปที่ 4.1 สัญญาณจากวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

ซึ่งสัญญาณดังกล่าวเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นสัญญาณมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดที่มีการมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลาจึงทำการแยกสัญญาณออกโดยการใช้อนาล็อกสวิตช์ที่มีจังหวะการทำงานสอดคล้องกับตัวควบคุมแหล่งกำเนิดแสง โดยสามารถแสดงสัญญาณที่ถูกแยกได้ดังรูปที่ 4.2



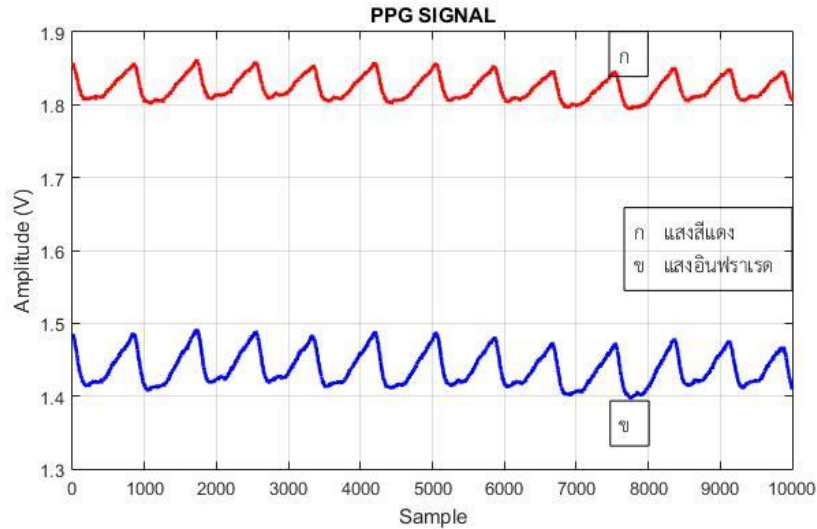
รูปที่ 4.2 สัญญาณพีเอเอ็มที่ผ่านการออกจากรอกสลิตสวิทช์ (บน) แสงสีแดง (ล่าง) แสงอินฟราเรด

โดยเมื่อแยกสัญญาณตามทั้ง 2 ออกจากกันจะได้สัญญาณที่เป็นสัญญาณการมอดูเลตพัลส์เชิงขนาดของสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือด จากนั้นจะทำการตีมอดูเลตสัญญาณพีเอเอ็มโดยการนำไปเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านจะได้สัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด แสดงได้ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 สัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดของ (บน) แสงสีแดง (ล่าง) แสงอินฟราเรด

จากการทดสอบวงจรวัดความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดนั้นสามารถวัดสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดได้ ในส่วนถัดไปจะเป็นการทดสอบวัดสัญญาณความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดนั้นจะทำการวัดความถี่ตัวออกซิเจนในเลือดในสภาวะที่ผู้ถูกวัดไม่มีการเคลื่อนไหวโดยที่สัญญาณที่วัดได้จะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของ (ก) แสงสีแดง (ข) แสงอินฟราเรด

จากรูปที่ 4.4 จะทำให้ทราบถึงองค์ประกอบทางแสงของสัญญาณ ดังนี้

$$V_{\max,R} - V_{\min,R} = 0.0701 \text{ V}$$

$$V_{\text{mean},R} = 1.8232 \text{ V}$$

$$V_{\max,IR} - V_{\min,IR} = 0.0966 \text{ V}$$

$$V_{\text{mean},IR} = 1.4385 \text{ V}$$

แทนค่าองค์ประกอบทางแสงของสัญญาณที่ได้ลงในสมการที่ 2.1 เพื่อหาอัตราส่วนการดูดซับของแสงจะได้

$$R = \frac{\left(\frac{0.0701}{1.8232}\right)}{\left(\frac{0.0966}{1.4385}\right)}$$

$$R = 0.5726 \quad (4.1)$$

เมื่อได้อัตราส่วนการดูดซับของแสง $R = 0.5726$ นำไปแทนค่าสมการหาความเข้มตัวออกซิเจนจะได้ความเข้มตัวออกซิเจน ดังนี้

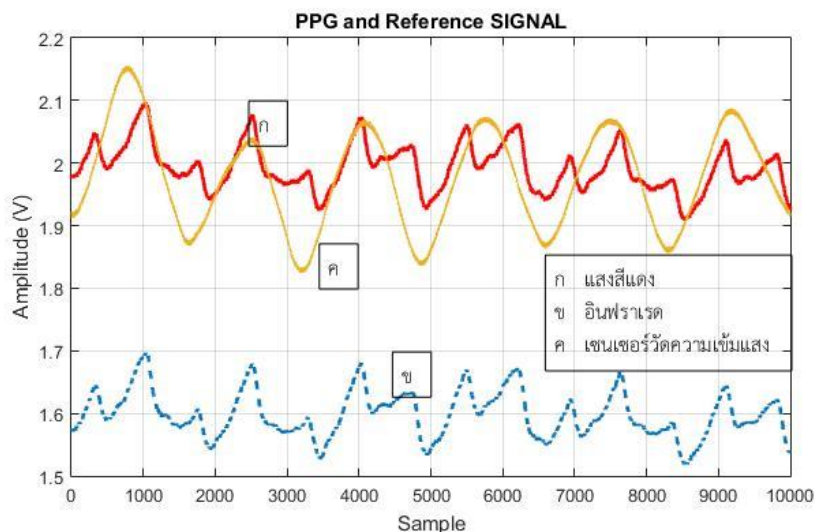
$$\%SpO_2 = (110 - (25 \times 0.5726))$$

$$\%SpO_2 = 95.6 \quad \% \quad (4.3)$$

ดังนั้นความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดได้มีค่าเท่ากับ 95.6 % จากการทดลองนี้แสดงให้เห็นว่าวงจรวัดความเข้มตัวออกซิเจนนั้นสามารถที่จะวัด และคำนวณหาความเข้มตัวออกซิเจนได้ เพื่อเป็นการทดสอบสมมติฐานที่ตั้งไว้ว่าเมื่อมีการเคลื่อนไหวแสงภายนอกจะไม่มีผลกระทาต่อตัวรับแสงภายในหัววัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดก่อให้เกิดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในหัวข้อถัดไปจะแสดงถึงผลการทดลองว่าสัญญาณจากเซนเซอร์วัดแสงสามารถนำไปเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้

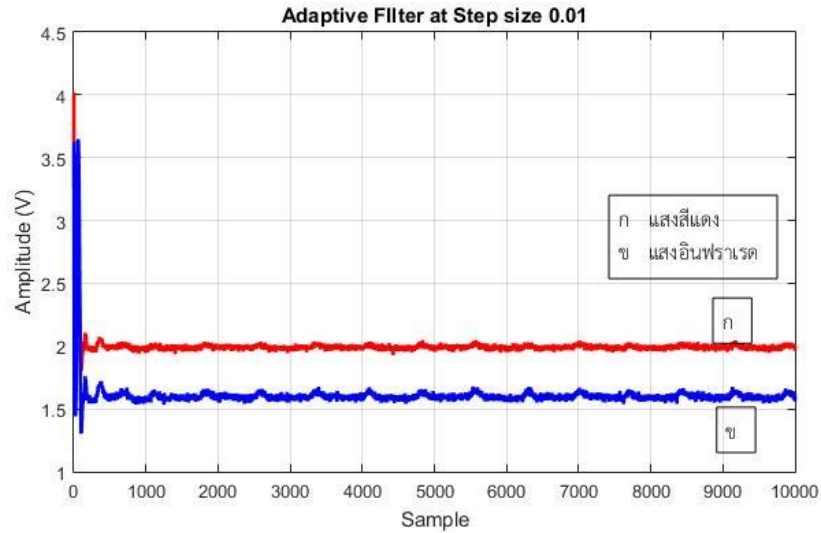
4.3 ผลการทดสอบแนวโน้มของแสงที่มีผลต่อสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือด

จากผลการทดลองในหัวข้อที่ 4.2 จะเห็นว่าวงจรที่ออกแบบสามารถวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดได้ เพื่อเป็นการพิสูจน์ว่าสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวมีผลมาจากแสงภายนอกที่ไปกระทำต่อตัวรับแสงภายในจึงทำการทดสอบโดยวัดความอืดตัวออกซิเจนในเลือดขณะที่มีการเคลื่อนไหวในแนวตั้งโดยการเคลื่อนไหวมือในแนวขึ้น – ลงในระยะ 20 เซนติเมตร จะได้สัญญาณดังรูปที่ 4.5

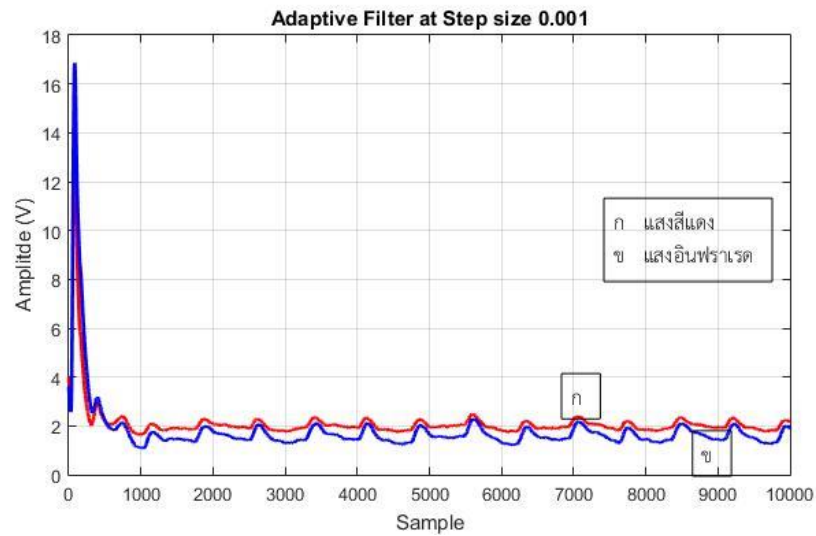


รูปที่ 4.5 สัญญาณเมื่อวัดขณะที่มีการเคลื่อนไหวในแนวตั้ง (ก) สัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง (ข) สัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด (ค) สัญญาณเซนเซอร์วัดแสง

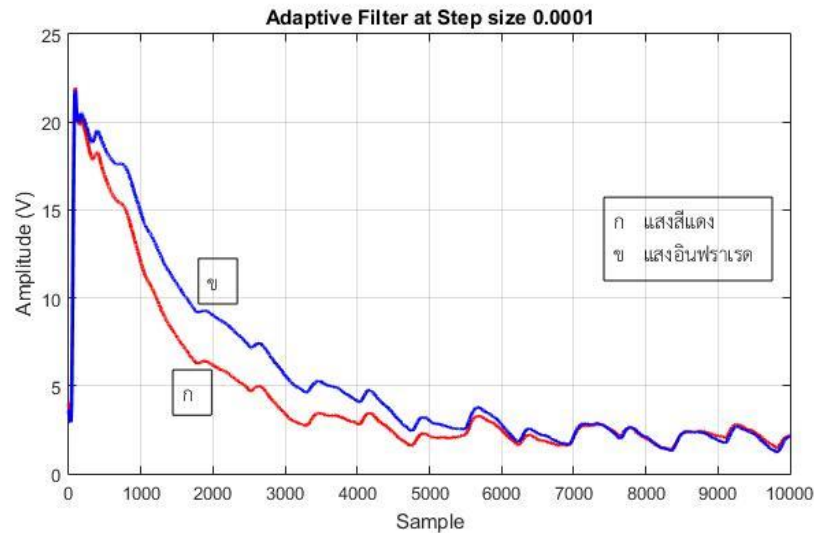
จากรูปที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าเส้นฐานของสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดในขณะที่มีการเคลื่อนไหว จะมีการเปลี่ยนแปลงของเส้นฐานของสัญญาณสอดคล้องกับค่าที่เซนเซอร์วัดความเข้มแสงสร้างขึ้น จากนั้นนำสัญญาณความอืดตัวออกซิเจนในเลือด และสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงไปเข้าสู่กระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ที่มีค่าขั้นบันไดแตกต่างกัน โดยจะใช้ค่าขั้นบันไดเป็น 0.01 0.001 และ 0.0001 โดยสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองที่มีค่าขั้นบันไดเป็น 0.01 0.001 และ 0.0001 จะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.6 4.7 และ 4.8



รูปที่ 4.6 สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.01
 (ก) สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง (ข) สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด

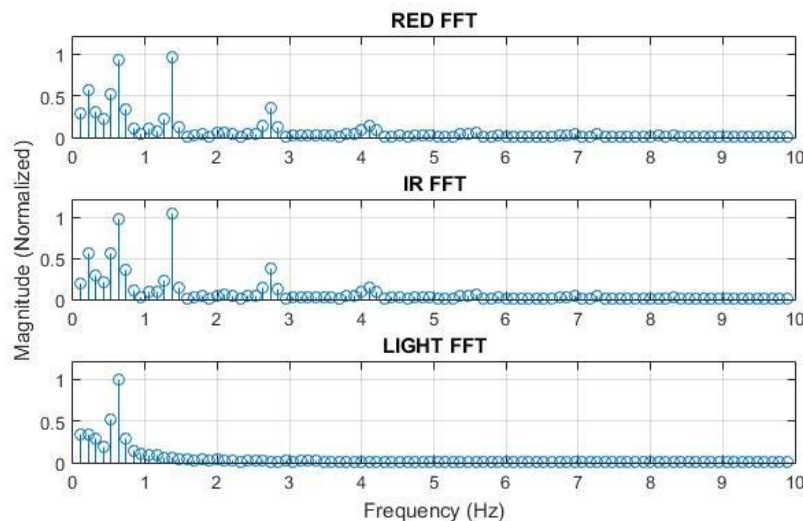


รูปที่ 4.7 สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.001
 (ก) สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง (ข) สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด



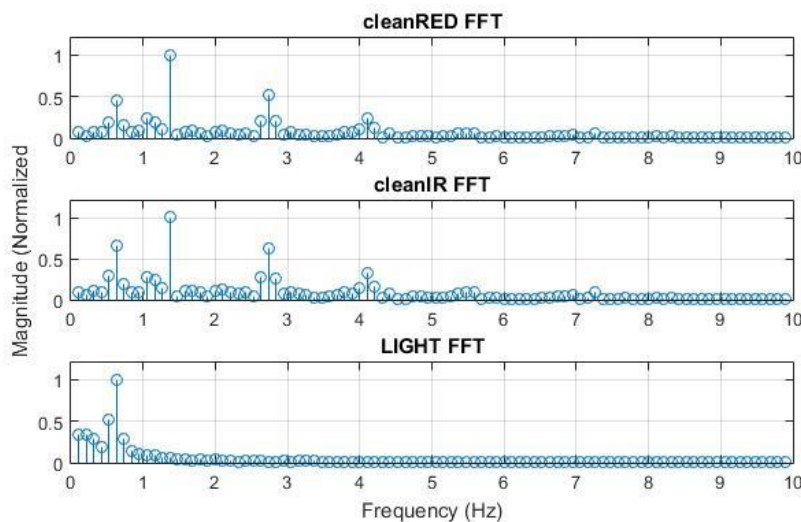
รูปที่ 4.8 สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยค่าขั้นบันได 0.0001
(ก) สัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง (ข) สัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด

รูปที่ 4.6 4.7 และ 4.8 สัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ที่ค่าขั้นบันไดแตกต่างกัน 3 ค่า นั่นคือ 0.01 0.001 และ 0.0001 จะเห็นได้ว่าค่าขั้นบันไดที่มีค่ามากจะทำให้ตัวกรองแบบปรับตัวได้เข้าสู่สภาวะคงตัวเร็ว แต่สัญญาณที่กรองออกมาได้จะสูญเสียรายละเอียดของสัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือด และหากค่าขั้นบันไดมีค่าน้อยเกินไปจะทำให้ตัวกรองแบบปรับตัวได้เข้าสู่สภาวะคงตัวช้า และสัญญาณที่กรองออกมาได้ยังมีสัญญาณปนเปื้อนอยู่ในสัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือด ดังนั้นจากการทดลองค่าขั้นบันไดทั้ง 3 ค่าจะเห็นว่าค่าขั้นบันไดมีค่า 0.001 มีความเหมาะสม และสัญญาณที่กรองออกมาได้ออกมายังมีรายละเอียดของสัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดโดยเมื่อทำการวัดสเปกตรัมของสัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดก่อนผ่านการกรอง และสเปกตรัมของสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงแสงได้ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 สเปกตรัมของสัญญาณ (บน) ความถี่ออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดง
(กลาง) ความถี่ออกซิเจนในเลือดของแสงอินฟราเรด (ล่าง) เซนเซอร์วัดความเข้มแสง

จะเห็นได้ว่าสัญญาณความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือดของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะมีองค์ประกอบของสัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเข้มแสงวัดได้รวมอยู่ด้วย ซึ่งองค์ประกอบที่รวมอยู่นั้นคือองค์ประกอบที่เป็นการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว เมื่อผ่านการกรองจะสามารถวัดสเปกตรัมแสดงได้ดังรูปที่ 4.10 ซึ่งจะเห็นว่าสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้นั้นจะมีองค์ประกอบของการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวลดลง นั่นหมายความว่าตัวกรองแบบปรับตัวได้สามารถกรองสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวออกไปได้

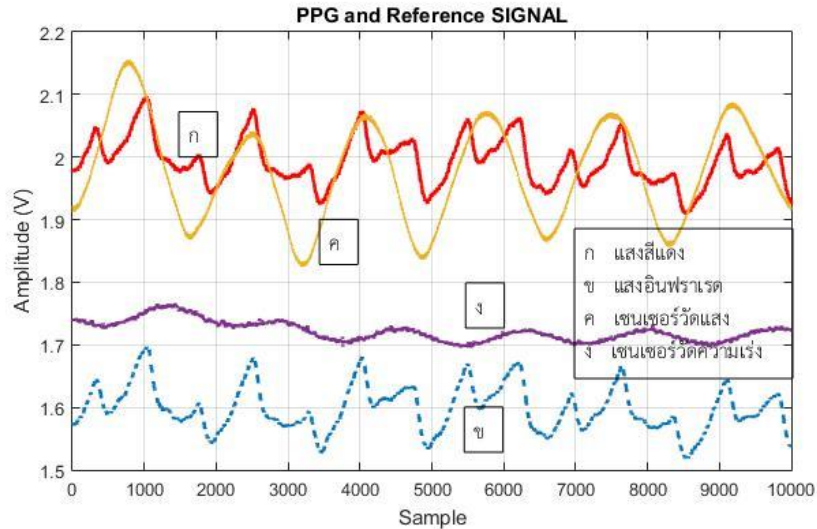


รูปที่ 4.10 สเปกตรัมของสัญญาณ (บน) ความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือดของแสงสีแดง (กลาง) ความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือดของแสงอินฟราเรด (ล่าง) เซนเซอร์วัดความเข้มแสงที่ผ่านการกรอง

จากการทดลองจะแสดงให้เห็นว่าสัญญาณอ้างอิงที่ได้จากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงสามารถลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวได้ เพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสง จะทดสอบเปรียบเทียบระหว่างการใช้งานสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสง และเซนเซอร์วัดความถี่ในหัวข้อต่อไป

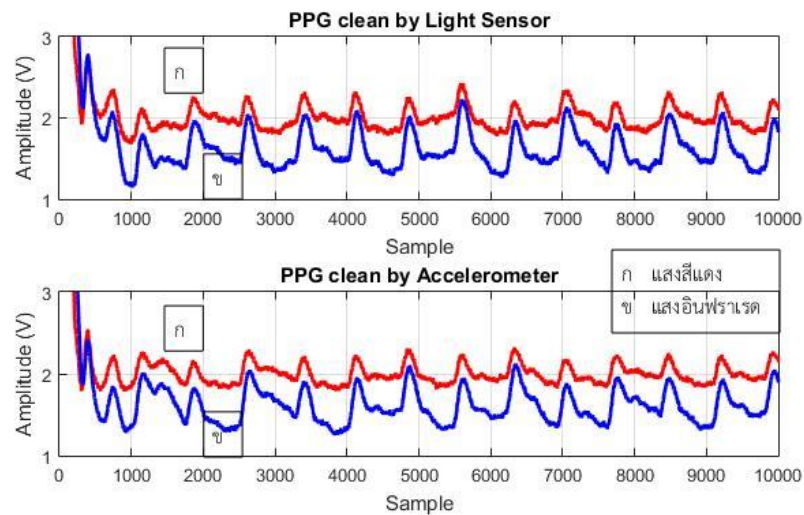
4.4 ผลการทดลองทดสอบประสิทธิภาพของสัญญาณอ้างอิง

จากผลการทดลองในหัวข้อที่ 4.3 จะเห็นได้ว่าแสงจากภายนอกมีผลต่อสัญญาณความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือด ดังนั้นจึงสามารถใช้เซนเซอร์วัดความเข้มแสงเป็นสัญญาณอ้างอิงสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวได้ และเพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของสัญญาณอ้างอิงจึงนำไปทดสอบเปรียบเทียบกับการใช้งานสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความถี่เป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยทำการวัดความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือดในขณะที่มีการเคลื่อนไหวในแนวตั้งโดยมีระยะการเคลื่อนไหว 20 เซนติเมตร จะได้สัญญาณความถี่ของสัญญาณความถี่ในเลือด สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสง และเซนเซอร์วัดความถี่แสดงได้ดังรูปที่ 4.11



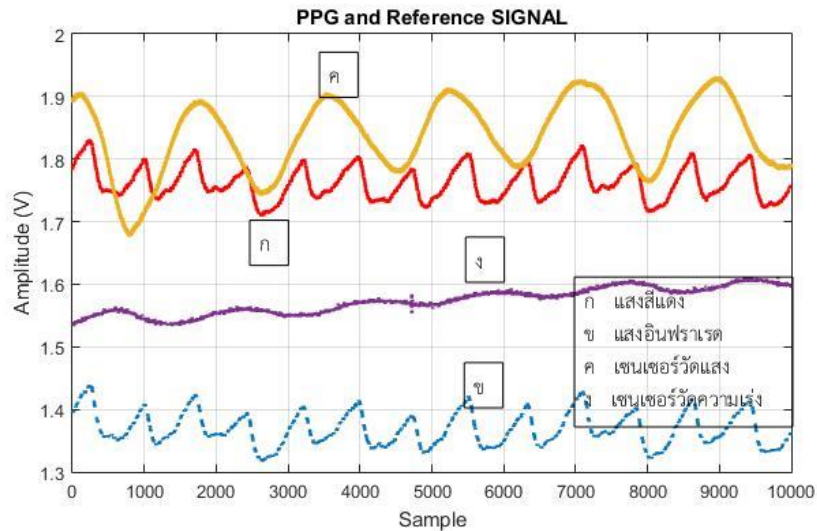
รูปที่ 4.11 สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของ (ก) แสงสีแดง (ข) แสงอินฟราเรด และ สัญญาณอ้างอิง (ค) เซนเซอร์วัดความเข้มแสง (ง) เซนเซอร์วัดความเร่ง

จากนั้นนำสัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดงไปเข้าสู่ตัวกรองแบบปรับตัวได้โดยใช้ เซนเซอร์วัดความเข้มแสง และเซนเซอร์วัดความเร่งเป็นสัญญาณอ้างอิงจะได้สัญญาณที่ถูกกรองดังรูป ที่ 4.12



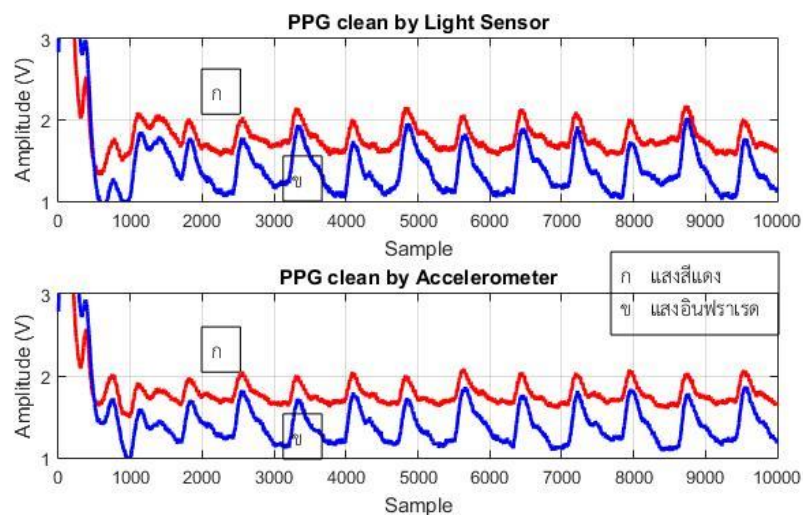
รูปที่ 4.12 สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยสัญญาณอ้างอิงจาก (บน) เซนเซอร์ วัดแสง (ล่าง) เซนเซอร์วัดความเร่ง

จากรูปที่ 4.12 จะเห็นได้สัญญาณที่ถูกกำจัดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวจากนั้นทำการวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือดในอีกกรณีหนึ่งคือ วัดในขณะที่มีการเคลื่อนไหวในแนวนอนโดยมีระยะการ เคลื่อนไหว 20 เซนติเมตร จะได้สัญญาณความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์ วัดความเข้มแสง และเซนเซอร์วัดความเร่งแสดงได้ดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 สัญญาณความอิมพัลส์ออกซิเจนในเลือดของ (ก) แสงสีแดง (ข) แสงอินฟราเรด และ สัญญาณอ้างอิง (ค) เซนเซอร์วัดความเข้มแสง (ง) เซนเซอร์วัดความเร่ง

จากนั้นนำสัญญาณความอิมพัลส์ออกซิเจนในเลือดของแสงสีแดงไปเข้าสู่ตัวกรองแบบปรับตัวได้โดยใช้ เซนเซอร์วัดความเข้มแสง และเซนเซอร์วัดความเร่งเป็นสัญญาณอ้างอิงจะได้สัญญาณที่ถูกกรองดังรูป ที่ 4.14



รูปที่ 4.14 สัญญาณเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ด้วยสัญญาณอ้างอิงจาก (บน) เซนเซอร์ วัดแสง (ล่าง) เซนเซอร์วัดความเร่ง

เมื่อผ่านกระบวนการกรองจะนำสัญญาณที่ผ่านการกรองด้วยเซนเซอร์วัดความเข้มแสง และ เซนเซอร์วัดความเร่งไปหาสหสัมพันธ์ไขว้กับสัญญาณความอิมพัลส์ออกซิเจนในเลือดที่วัดขณะที่ไม่มีการเคลื่อนไหวโดยที่ค่าสหสัมพันธ์ไขว้ของสัญญาณจะสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าสัมพัทธ์ไขว้ของสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้

ค่าสัมพัทธ์ไขว้ ($\%SpO_2$) ²		
สัญญาณอ้างอิงที่ใช้	การเคลื่อนไหวในแนวตั้ง (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)	การเคลื่อนไหวในแนวนอน (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)
เซนเซอร์วัดความเข้มแสง	327 (72.77)	413 (126.84)
เซนเซอร์วัดความเร่ง	320 (135.35)	405 (155.91)

จากตารางที่ 4.1 แสดงให้เห็นว่าสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองด้วยเซนเซอร์วัดความเข้มแสงจะได้ค่าสัมพัทธ์ไขว้มากกว่าสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง ดังนั้นเพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอจะทำการวัด และคำนวณความอิมตัวออกซิเจนในขณะที่มีและไม่มีการเคลื่อนไหว และคำนวณหาความผิดพลาดที่เกิดขึ้น ก่อน และหลังการกรองด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้

4.5 การคำนวณความอิมตัวออกซิเจนในเลือดขณะที่มี และไม่มีการเคลื่อนไหว เพื่อหาค่าความผิดพลาด

จากผลการทดลองในหัวข้อที่ 4.3 เห็นได้ว่าสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงสามารถนำไปเป็นสัญญาณอ้างอิงในการลดการปนเปื้อนในสัญญาณความอิมตัวออกซิเจนสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้จึงทำการทดลองวัดสัญญาณความอิมตัวออกซิเจนในเลือด และคำนวณความอิมตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่ไม่มีการเคลื่อนไหว มีการเคลื่อนไหวแนวตั้ง มีการเคลื่อนไหวแนวนอน จะได้ค่าความอิมตัวออกซิเจนในเลือดแสดงได้ดังตารางที่ 4.2 โดยค่าที่แสดงเป็นค่าเฉลี่ยจากจำนวนตัวอย่าง 8 ตัวอย่างของแต่ละการทดลอง

ตารางที่ 4.2 ความอิมตัวออกซิเจนในเลือดก่อน และหลังการทำกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้

ร้อยละความอิมตัวออกซิเจนในเลือด (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)			
ไม่มีการเคลื่อนไหว	95.13 (2.03)		
มีการเคลื่อนไหว	ก่อนผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้	หลังผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้	
			(ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)
	แนวตั้ง	90.88 (1.64)	95.38 (1.5)
	แนวนอน	90.75 (0.88)	96.38 (1.59)
	ลักษณะมือสั้น	90.90 (0.87)	94.60 (1.26)
	การอนิ้วมือ	89.50 (1.19)	94.25 (2.12)

4.6 การคำนวณเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

นำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.2 ไปทำการหาความคลาดเคลื่อนโดยใช้ค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยจะได้ค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยแสดงได้ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 แสดงร้อยละความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย

ความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย (%)		
การเคลื่อนไหว	ก่อนผ่านกระบวนการกรอง แบบปรับตัวได้	หลังผ่านกระบวนการกรอง แบบปรับตัวได้
แนวตั้ง	4.47	1.22
แนวนอน	4.60	1.63
ลักษณะมือสั้น	4.34	1.18
การงอนิ้วมือ	5.91	1.61

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสนอการลดการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดแสง โดยมองว่าการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นขณะวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดจะทำให้แสงภายนอกไปมีผลต่อตัวรับแสงที่อยู่ภายในหัววัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดทำให้เกิดเป็นสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว โดยที่เมื่อใช้เซนเซอร์วัดความเข้มแสง TSL12SM วัดแสงภายนอกในขณะที่เกิดการเคลื่อนไหว สัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเข้มแสงวัดได้จะสอดคล้องกับการเคลื่อนไหว และเมื่อนำสัญญาณความเข้มแสงไปเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้สัญญาณที่ถูกรองจะมีความถูกต้องมากขึ้น

จากวิธีการที่นำเสนอจะไปทดสอบเทียบกับวิธีการที่ใช้งานเซนเซอร์วัดความเร่งเป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยในการเปรียบเทียบจะนำสัญญาณที่ผ่านการกรองแบบปรับตัวได้ไปทำการหาค่าสหสัมพันธ์ไขว้กับสัญญาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดในขณะที่ไม่มีการเคลื่อนไหว โดยที่เมื่อทำการหาค่าสหสัมพันธ์ไขว้ของสัญญาณที่มีการเคลื่อนไหวในแนวตั้ง และแนวนอน สัญญาณที่ถูกรองด้วยสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเข้มแสงจะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 327 และ 413 ตามลำดับ ซึ่งเมื่อเทียบกับสัญญาณที่ถูกรองด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งจะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 320 และ 405 ตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าการลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวโดยการประยุกต์ใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสงจะให้ผลที่ดีกว่าการใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง ดังนั้นสัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเข้มแสงวัดได้จะสามารถนำไปเป็นสัญญาณอ้างอิงในการลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวได้

เมื่อทำการคำนวณค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่มี และไม่มี การเคลื่อนไหวเพื่อดูความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยที่เกิดขึ้นจะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวในแนวตั้งความผิดพลาดจะลดลงจาก 4.47% เหลือ 1.22% การเคลื่อนไหวในแนวนอนความผิดพลาดจะลดลงจาก 4.60% เหลือ 1.63% การเคลื่อนไหวแบบมือสั่นความผิดพลาดจะลดลงจาก 3.43% เหลือ 1.18% และการเคลื่อนไหวแบบงอนิ้วมือความผิดพลาดจะลดลงจาก 5.91% เหลือ 1.61%

จากผลลัพธ์ที่ได้จะเห็นได้ว่าเมื่อผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้โดยใช้เซนเซอร์วัดความเข้มแสงเป็นสัญญาณอ้างอิงจะทำให้ความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ยลดลงแสดงให้เห็นว่าวิธีการที่นำเสนอนั้นมีประสิทธิภาพ และช่วยลดความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้ ดังนั้นเซนเซอร์วัดความเข้มแสงนั้นสามารถนำไปใช้งานในลักษณะเป็นสัญญาณอ้างอิงในการลดการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวสำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้

5.2 ข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการเสนอวิธีการลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง ซึ่งมีส่วนที่เป็น การออกแบบวงจรวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด โดยในส่วนวงจรนี้จำเป็นจะต้องมีการ คาลิเบรทตัววงจรวัดความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดเพื่อให้ค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดออกมา ได้มีความแม่นยำมากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

- [1] Millikan, G. A. **Oxygen Meter**. United State of America. U.S. patent no. 2,358,992. 26 September 1944.
- [2] Shaw, R. F. **Oximeter and Method for In Vivo Determination of Oxygen Saturation in Blood Using Three or More Different Wavelength**. United States of America. U.S. patent no. 3,638,640. 1 February 1972.
- [3] Aoyagi, T. 2003. "Pulse Oximetry: its invention, theory, and future." **Journal of Anesthesia**. 17(4) : 259 – 266.
- [4] Rusch, T. L., Sankar, R. and Scharf, J. E. 1996. "Signal Processing Methods for Pulse Oximetry." **Computers in Biology and Medicine**. 26(2) : 143 – 159.
- [5] Lee, J., Jung, W., Kang, I., Kim, Y. and Lee, G. 2004. "Design of Filter to Reject Motion Artifact of PulseOximetry." **Computer Standards & Interface**. 26(3) : 241 – 249.
- [6] Gibbs, P. and Asada, H. H. 2005. "Reducing Motion Artifact in Wearable Bio-Sensors Using MEMS Accelerometer for Active Noise Cancellation." **Proceedings of the 2005 American Control Conference**. 1581 – 1586.
- [7] Yan, Y., Poon, C CY. and Zhang, Y. 2005. "Reduction of Motion Artifact in Pulse Oximetry by Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution." **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. 2(3).
- [8] Reddy, K. A. and Kumar, V. J. 2007. "Motion Artifact Reduction in Photoplethysmgraphy Signals Using Singular Value Decomposition." **Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings (IMTC)**. 1 – 4.
- [9] Ram, M. R., Madhav, V., Krishna, H., Komalla, N. R. and Reddy, K. A. 2012. "A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signal Based on AS-LMS Adaptive Filter." **IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement**. 61(5) : 1445 – 1457.
- [10] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. (2549). การวัดความอิมพัลส์ออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่. **สงขลานครินทร์เวชสาร**, 24(3), 245 – 252.

ภาคผนวก

คำสั่งสำหรับบันทึกข้อมูล

```
clear all;
close all;
clc;

s = daq.createSession('ni');
addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 0, 'Voltage');
addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 1, 'Voltage');
addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 2, 'Voltage');
addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 3, 'Voltage');
%addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 4, 'Voltage');

s.Rate = 2000;
data = s.inputSingleScan

s.DurationInSeconds = 10;

s
[data,time] = s.startForeground;
plot(time,data);
xlabel('Time (secs)');
ylabel('Voltage')
```

คำสั่งในการประมวลผลสัญญาณ

```

close all; clc;

fs = 1000;

N=length(data(:,1));

u = 0.001;
h = 0.01;
y = ones(1,N);
e = zeros(1,N);
e1 = zeros(1,N);
e2 = zeros(1,N);

IR = data(:,1);
RED = data(:,2);
light = data(:,3);

[B,A] = butter(8,0.03);
light = filter(B,A,light);

light1 = wden(light*10, 'sqrtwolog', 's', 'one', 11, 'sym8');

h=0.01;
ref = RED;
d = light1;
for j=1:N

    y(j) = h*ref(j);
    e(j) = d(j) - y(j);
    h = h+(2*u*e(j)*ref(j));
end
e1 = e+mean(RED);

h=0.01;
ref = IR;
d = light1;
for j=1:N
    y(j) = h*ref(j);
    e(j) = d(j) - y(j);
    h = h+(2*u*e(j)*ref(j));
end
e2= e+mean(IR);

figure; plot(e1, 'b'); hold on; plot(e2, 'k');

```

คำสั่งในการคำนวณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

```

iz = 1001;
izz = 2000;
for p = 1:9

    eIR=max(e2(iz:izz))-min(e2(iz:izz));
    edcIR = min(e2(iz:izz));
    eR = max(e1(iz:izz)) - min(e1(iz:izz));
    edcR = min(e1(iz:izz));
    eR1 = eR/edcR;
    eR2 = eIR/edcIR;
    eeR = eR1/eR2;

    HRED(p) = max(e1(iz:izz));
    LRED(p) = min(e1(iz:izz));
    HIR(p) = max(e2(iz:izz));
    LIR(p) = min(e2(iz:izz));
    spo2(p) = 110-(25*eeR);

    iz = iz + 1000;
    izz = izz + 1000;
end

eIR = mean(HIR) - mean(LIR);
edcIR = mean(LIR);
eR = mean(HRED) - mean(LRED);
edcR = mean(LRED);
eR1 = eR/edcR;
eR2 = eIR/edcIR;
eeR = eR1/eR2;

cleanavepeakspo2 = 110-(25*eeR) %max1,2,3,... min1,2,3,...
cleanavespo2 = mean(spo2) %SpO2 1,2,3,...

```

การลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวในการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด โดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดความเข้มแสง Motion Artifact Reduction in Pulse Oximeter using Light Sensor Signal as a Reference Signal for Adaptive Filter

พัฒนนะ คัยนันท์*, ศักรินทร์ สินไชย และปราโมทย์ วาดเขียน

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
*poi.poiizz@gmail.com

บทคัดย่อ

การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากซีพจรจะให้ผลลัพธ์ที่แม่นยำที่สุดเมื่อการวัดเกิดขึ้นในขณะที่ไม่มีการเคลื่อนไหว แต่ในทางปฏิบัติพบว่าการเคลื่อนไหวจะเกิดขึ้นเสมอในขณะทำการวัดจึงทำให้เกิดความผิดพลาดของสัญญาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่เรียกว่าการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว โดยที่การปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวเกิดจากการที่แสงภายนอกไปรบกวนสัญญาณในขณะเคลื่อนไหว เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากซีพจรเซนเซอร์วัดความเข้มแสงได้ถูกนำมาใช้เป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองแบบปรับตัวได้ และเพื่อแสดงถึงประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอได้ทำการเปรียบเทียบผลการทดลองของวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการที่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเร่ง ผลการทดลองที่ได้จากวิธีการที่นำเสนอมีความใกล้เคียงกับสัญญาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ไม่ถูกรบกวนมากกว่า

คำสำคัญ: ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด, สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว, ตัวกรองแบบปรับตัวได้, เซนเซอร์วัดแสง

Abstract

Pulse oximetry performs accurately when no movement is involved. However, in practical, movement while measuring always occurs. Hence, the measured pulse oximetry signal is corrupted with movement noises called motion artifacts. Motion artifacts are surmised to be external light interference while movement occurring. To improve the corrupted pulse oximetry signal, a light sensor is used as a reference signal to a least mean squares (LMS) adaptive filter to cancel those motion artifacts. Also, to show the performance of the presented method, the result of this method is compared with that of technique using an accelerometer sensor as a reference signal to the LMS adaptive filter. The recovered results have shown that the proposed technique is more similar to the uncorrupted signal than the compared technique.

Keywords: pulse oximetry, motion artifact, adaptive filter, light sensor

1. บทนำ

มนุษย์ และสิ่งมีชีวิตเกือบทุกชนิดต้องการออกซิเจนในระดับที่เหมาะสมเพื่อดำรงชีพ กล่าวคือถ้าร่างกายมนุษย์ได้รับออกซิเจนต่ำกว่าระดับที่เหมาะสม อวัยวะต่างๆ ในร่างกายจะค่อยๆ ทำงานล้มเหลว และในที่สุดก็จะไม่สามารถดำรงชีพต่อไปได้ ภาวะออกซิเจนในร่างกายต่ำเป็นภาวะที่ต้องการการวินิจฉัยอย่างทันทีว่งที่ และรักษาอย่างถูกต้องเพื่อลดอัตราการเสียชีวิตจากการขาดออกซิเจน (บดินทร์ ขวัญนิมิตร, 2549) ปกติแล้วการวัดปริมาณออกซิเจนในร่างกายจะวัดปริมาณออกซิเจนที่อยู่ใน

เม็ดเลือดแดง ซึ่งสามารถทำได้โดยการเจาะเลือดเก็บตัวอย่างแล้วนำไปตรวจสอบในห้องทดลอง การใช้วิธีการนี้ถึงแม้จะให้ผลลัพธ์ที่แม่นยำแต่มีค่าใช้จ่ายสูง และใช้ระยะเวลาการตรวจสอบยาวนานกว่าจะได้ผลลัพธ์ออกมา ส่งผลทำให้การวินิจฉัยไม่สามารถทำได้อย่างทันที่ ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (Pulse Oximeter) (Millikan, G.A., 1944, Shaw, R.F., 1972) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานง่าย และไม่จำเป็นต้องเจาะเลือดซึ่งอุปกรณ์ในการวัดจะใช้หัววัดแสงที่ประกอบไปด้วยแหล่งกำเนิดแสง 2 แหล่ง (Aoyagi, T., 2003) ที่มีการดูดซับภายใต้อิทธิพลของปริมาณออกซิเจนในเลือดที่แตกต่างกัน (แสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 630 นาโนเมตร และอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 900 นาโนเมตร) ยิ่งผ่านปลายนิ้ว หรือตึ่งหู และใช้ตัวรับแสง (Detector) ตรวจจับความเข้มของแสงในรูปแบบของสัญญาณไฟฟ้าของแสงทั้ง 2 สีที่ถูกยิงผ่านมาดังกล่าวข้างต้น และนำสัญญาณไฟฟ้าที่ตรวจจับได้จากแหล่งกำเนิดแสงทั้ง 2 สีไปคำนวณหาปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ด้วยการใช้วิธีนี้การวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดสามารถทำได้อย่างต่อเนื่อง และให้การตอบสนองแบบตามเวลาจริง (Real Time) จึงทำให้เทคนิคนี้เป็นที่นิยมใช้จนถึงทุกวันนี้

การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจะให้ผลที่แม่นยำมากที่สุดเมื่อการวัดเกิดขึ้นแบบหยุดนิ่ง หรือปราศจากการเคลื่อนไหวของร่างกาย เมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหวจะทำให้เกิดการปนเปื้อนขึ้น (Motion Artifact) ซึ่งจะส่งผลให้ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่วัดได้เกิดการคลาดเคลื่อน

เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนจึงมีการวิจัยเพื่อลดการปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหว Rusch et al. (1996) ได้เสนอวิธีการประมวลผลสัญญาณในเชิงความถี่โดยทำการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) เพื่อดูสเปกตรัมของสัญญาณ โดยสรุปได้ว่าสเปกตรัมของสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด (Photoplethysmographic Signal: PPG) หรือเรียกว่าสัญญาณพีพีจีจะอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 4 เฮิรตซ์ ซึ่งหมายความว่าความถี่ที่อยู่นอกเหนือช่วงดังกล่าวจะเป็นสัญญาณรบกวน โดยวิธีการนี้มีข้อจำกัดคือถ้าหากสัญญาณรบกวนเกิดอยู่ในช่วงความถี่เดียวกันกับสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจะไม่สามารถแก้ไขได้ และเพื่อแก้ไขข้อจำกัดข้างต้น Lee et al. (2003) จึงออกแบบตัวกรองเพื่อลดสัญญาณปนเปื้อนในสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด ซึ่งอาศัยการทำงานของฟิลเตอร์แบงก์ (Filter Bank) และตัวกรองแมทช์ (Matched Filter) โดยเมื่อผ่านกระบวนการดังกล่าวสัญญาณที่ได้ออกมามีความถูกต้องมากขึ้น

ในปี 2005 Gibbs และ Asada (2005) เสนอวิธีการลดสัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งร่วมกับตัวกำจัดสัญญาณรบกวนแบบแอกทีฟ ซึ่งเป็นวิธีการสร้างสัญญาณรบกวนโดยอาศัยสมมติฐานว่าสัญญาณที่ปนเปื้อนในสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจะมีความสัมพันธ์กับสัญญาณที่เซนเซอร์วัดความเร่งสร้างขึ้นเพื่อไปลดสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดขึ้น โดยวิธีนี้จำเป็นต้องอาศัยการเพิ่มอุปกรณ์เข้าไปในขณะวัด ในปีเดียวกัน Yan et al. (2005) นำเสนอเทคนิคลดสัญญาณปนเปื้อนโดยการประยุกต์ใช้การกระจายแบบ Wigner-Ville ขนาดสูงสุดของการกระจายแบบ Wigner-Ville ในย่านความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจจะสามารถนำไปคำนวณความอิ่มตัวออกซิเจนได้

ในปี 2007 Reddy et al. (2007) ได้เสนอวิธีการสังเคราะห์สัญญาณปนเปื้อนจากการเคลื่อนไหวจากสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดโดยการประมวลผลสัญญาณโดยใช้วิธีการทำเอสวีดี (Singular Value Decomposition: SVD) ซึ่งเป็นวิธีการทางพีชคณิตเชิงเส้นที่สำคัญโดยที่เมื่อแยกองค์ประกอบจะทำให้ได้ค่าซิงกูลาร์ซึ่งค่าซิงกูลาร์นั้นจะประกอบไปด้วยข้อมูลของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว

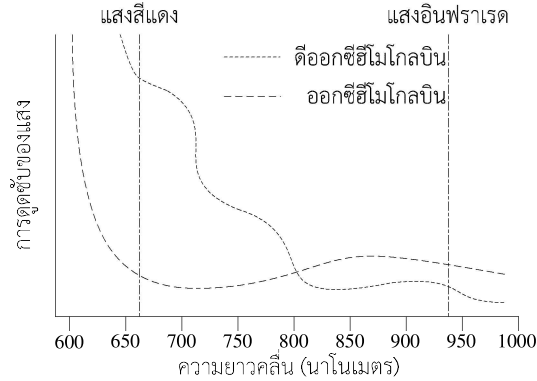
ในปี 2012 Ram et al. (2012) ได้เสนอเทคนิคการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) โดยในการใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้นั้นจำเป็นต้องใช้สัญญาณอ้างอิง (Reference Signal) สำหรับกำจัดสัญญาณออกไป ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้สังเคราะห์สัญญาณรบกวนเพื่อใช้เป็นสัญญาณอ้างอิงในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เจือปนอยู่ในสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด

แต่อย่างไรก็ตามจากการสังเกตพบว่าการวัดสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดในสภาพแวดล้อมที่ความเข้มแสงภายนอกแตกต่างกันจะส่งผลกระทบต่อระดับสัญญาณไฟตรงของสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด ทั้งนี้เนื่องมาจากสัญญาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดเกิดจากตัวรับแสง จึงมีความเป็นไปได้ที่สัญญาณรบกวนส่วนใหญ่จะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของแสงจากภายนอกที่เข้าไปรบกวนตัวรับแสง ดังนั้นในบทความนี้จึงได้นำเสนอการสร้างสัญญาณอ้างอิงสัญญาณรบกวนด้วยการตรวจจับความเข้มแสงภายนอกพร้อมกับการใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน โดยที่บทความนี้ประกอบไปด้วย ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง หลักการทำงาน การทดลอง ผลการทดลอง และสรุปผลการทดลอง

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (Pulse Oximeter)

การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดจากชีพจรจะอาศัยคุณสมบัติในการดูดซับแสงของเลือด (Hemoglobin) ที่แตกต่างกัน ระหว่างเลือดที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin, HbO₂) และเลือดที่ไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin, Hb) โดยที่ออกซิโมโกโลบีนจะมีคุณสมบัติในการดูดซับแสงในช่วงความยาวคลื่น 600 – 750 นาโนเมตรได้ดี และดีออกซิโมโกโลบีนจะดูดซับแสงในช่วงความยาวคลื่น 850 – 1000 นาโนเมตรได้ดี (บดินทร์ ขวัญนิมิตร, 2549) โดยสามารถแสดงคุณสมบัติการดูดซับแสงของเลือดได้ดังรูปภาพที่ 1



รูปภาพที่ 1 การดูดซับแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ ของออกซิโมโกโลบีน และดีออกซิโมโกโลบีน

โดยที่ในการวัดจะใช้หัววัด (Probe) ที่มีแหล่งกำเนิดแสงสีแดงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร แสงอินฟราเรดความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร และตัวรับแสง (Photodetector) ซึ่งค่าที่ได้จากตัวรับแสงจะประกอบไปด้วย 2 องค์ประกอบ คือ องค์ประกอบดีซี (DC Component) เป็นช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (Non-Pulsatile Flow) ในช่วงนี้แสงจะถูกดูดซับไปโดยเนื้อเยื่อ กระดูกอ่อน และองค์ประกอบเอซี (AC Component) เป็นช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (Pulsatile Flow) สามารถแสดงได้ดังรูปภาพที่ 2 โดยอัตราส่วนการดูดซับของแสงสามารถหาได้จากสมการที่ 1

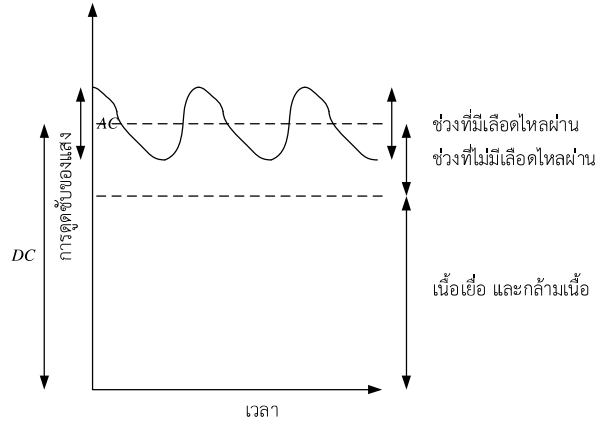
$$R = \frac{\left(\frac{AC_{red}}{DC_{red}} \right)}{\left(\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}} \right)} \quad (1)$$

AC_{red} และ AC_{IR} คือ สัญญาณพัลส์ในช่วงที่มีเลือดไหลผ่านของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดตามลำดับ

DC_{red} และ DC_{IR} คือ สัญญาณพัลส์ในช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดตามลำดับ

โดยที่ความสัมพันธ์ระหว่างความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด ($\%SpO_2$) กับอัตราส่วนการดูดซับของแสงสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2 ซึ่งสัญญาณพีพีจีที่จะนำไปใช้ในการหาความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดนั้นเป็นสัญญาณที่ถูกรบกวนได้ง่ายถ้าเกิดการเคลื่อนไหว ส่งผลให้การหาความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดผิดเพี้ยนไป

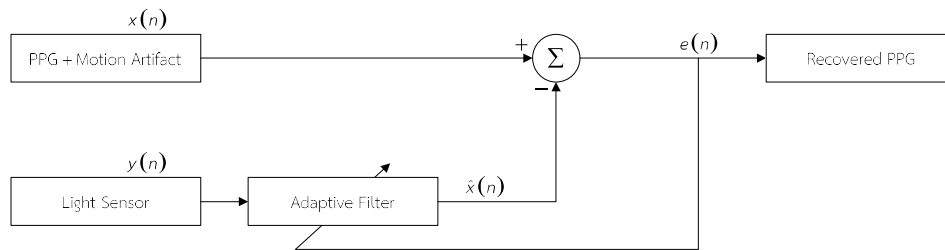
$$\%SpO_2 = (110 - 25R) \times 100 \quad (2)$$



รูปภาพที่ 2 องค์ประกอบของแสงที่ตัวรับแสงได้รับ

2.2 ตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter)

ในการประยุกต์ใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ในการแก้ไขสัญญาณพีพีจีที่ถูกรบกวนเมื่อมีการเคลื่อนไหวนั้นจะใช้เซนเซอร์วัดความเข้มแสงในการสร้างสัญญาณอ้างอิงสำหรับตัวกรองซึ่งสามารถเขียนโครงสร้างของตัวกรองแบบปรับค่าได้ดังรูปภาพที่ 3 โดยในการทำงานของตัวกรองแบบปรับตัวได้จะอาศัยสมการที่ 3 4 และ 5 ในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง $h(n)$



รูปภาพที่ 3 โครงสร้างของตัวกรองแบบปรับตัวได้โดยทั่วไปของวิธีการที่นำเสนอ

$$\hat{x}(n) = h(n)y(n) \tag{3}$$

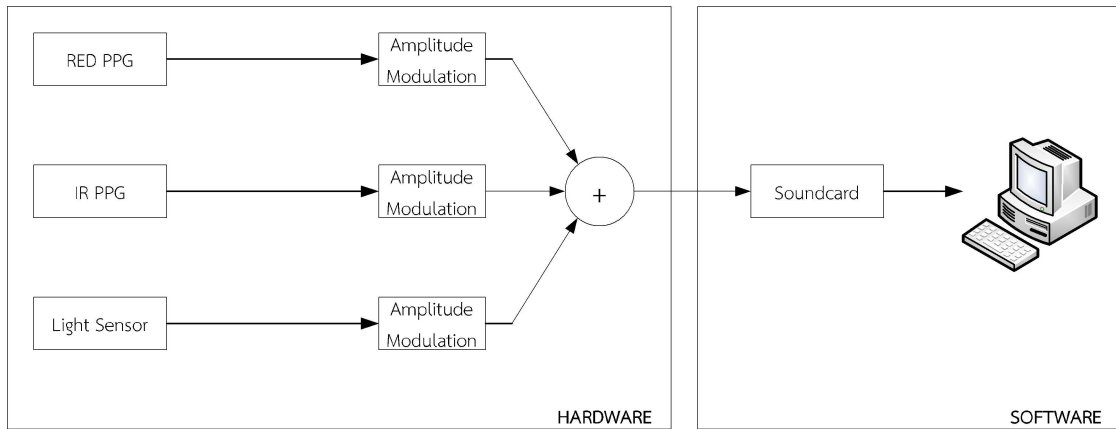
$$e(n) = x(n) - \hat{x}(n) \tag{4}$$

$$h(n+1) = h(n) + 2\mu e(n)y(n) \tag{5}$$

โดยที่ $x(n)$ คือ สัญญาณพีพีจีที่มีการรบกวนจาก Motion Artifact $y(n)$ คือ สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสง $h(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ตัวกรองสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวก่อนถูกปรับค่า $h(n+1)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ตัวกรองสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวหลังถูกปรับค่า $\hat{x}(n)$ คือ ค่าสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ถูกประมาณค่า $e(n)$ คือ สัญญาณพีพีจีที่กู้กลับมาได้ และ μ คือ ค่าขั้นบันไดในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ตัวกรอง (Step Size)

3. หลักการทำงาน

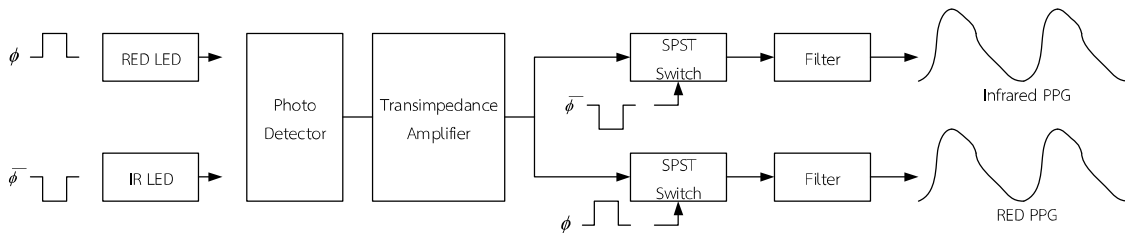
การทำงานของวิธีการที่นำเสนอจะเป็นการประยุกต์ใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้ในการลดการปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในสัญญาณพีพีจีใช้งานร่วมกับเซนเซอร์วัดแสง โดยที่โครงสร้างของระบบสามารถแสดงได้ดังรูปภาพที่ 4 โดยโครงสร้างของระบบจะมี 2 ส่วนคือส่วนการตรวจจับสัญญาณ และส่วนการประมวลผลสัญญาณ



รูปภาพที่ 4 โครงสร้างของระบบที่นำเสนอ

3.1 การตรวจจับสัญญาณ

การตรวจจับสัญญาณนั้นจะเป็นการตรวจจับสัญญาณพีพีจี และสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสง TSL250R เมื่อได้สัญญาณพีพีจี และสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสงจะนำสัญญาณที่ได้ไปเข้าสู่การประมวลผลสัญญาณซึ่งสามารถแสดงโครงสร้างของชุดการตรวจจับสัญญาณพีพีจีได้ดังรูปภาพที่ 5 โดยในบทความนี้จะทดสอบประสิทธิภาพของสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเร่ง และเซนเซอร์วัดแสง

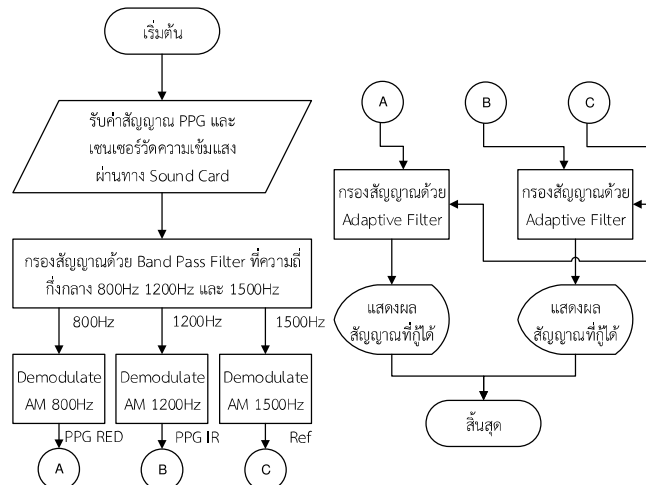


รูปภาพที่ 5 โครงสร้างของชุดการตรวจจับสัญญาณพีพีจี

เนื่องจากสัญญาณดังกล่าวมีสเปกตรัมของสัญญาณอยู่ในช่วงเดียวกันจึงทำการมอดูเลตเชิงขนาดแบบคลื่นพาห้ขนาดใหญ่ (Amplitude Modulation Large Carrier: AM) เพื่อให้สเปกตรัมของสัญญาณอยู่ในช่วงความถี่ที่แตกต่างกัน โดยสัญญาณพีพีจีมอดูเลตด้วยความถี่ 800 เฮิรตซ์ สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเร่งมอดูเลตด้วยความถี่ 1200 เฮิรตซ์ และสัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสงมอดูเลตด้วยความถี่ 1500 เฮิรตซ์ จากนั้นนำสัญญาณเอเอ็มทั้ง 3 เข้าสู่กระบวนการประมวลผลสัญญาณโดยผ่านทางซาวการ์ด (Sound Card)

3.2 การประมวลผลสัญญาณ

การประมวลผลสัญญาณจะทำการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB ซึ่งอัลกอริทึมของการประมวลผลสัญญาณสามารถแสดงได้ดังรูปภาพที่ 6 โดยในการออกแบบตัวกรองแบบปรับตัวได้จะให้สัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดเป็นสัญญาณอินพุตหลัก สัญญาณจากเซนเซอร์เป็นสัญญาณอินพุตอ้างอิง และสัญญาณที่รู้ได้คือค่าความผิดพลาดของตัวกรองแบบปรับตัวได้

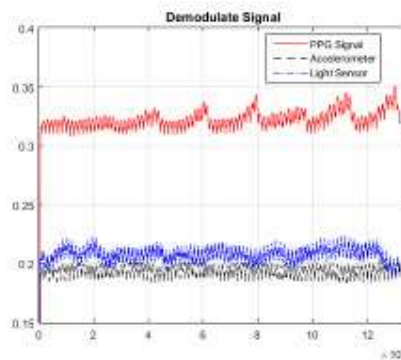


รูปภาพที่ 6 อัลกอริทึมของการประมวลผลสัญญาณ

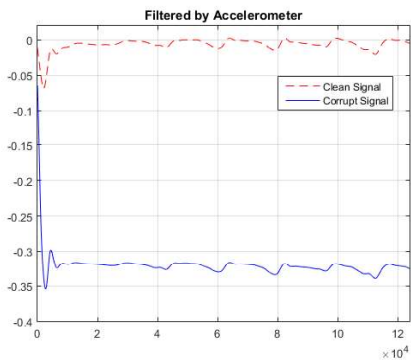
4. การทดลอง และผลการทดลอง

ในบทความนี้ทำการทดลองโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง MMA7331L และเซนเซอร์วัดแสง TSL250R โดยใช้คอมพิวเตอร์ HP ความเร็ว 2.0 GHz หน่วยความจำ 8 GB ระบบปฏิบัติการ Window 10 64 Bits ใช้โปรแกรม Matlab ประมวลผล โดยทำการวัดสัญญาณพีพีจีของแสงสีแดงที่มีการเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (เคลื่อนขึ้นลง) เพื่อทำการทดสอบวิธีการที่นำเสนอซึ่งทำการเปรียบเทียบสัญญาณอ้างอิงที่มาจากแสง และสัญญาณอ้างอิงที่ได้มาจากเซนเซอร์วัดความเร่ง 3 แกนไปเข้าสู่กระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ โดยใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้ลำดับที่ 1 และใช้ค่าขั้นบันได 0.0001 และนำสัญญาณที่ผ่านกระบวนการกรองแบบปรับตัวได้ของทั้ง 2 การทดสอบไปหาค่าสหสัมพันธ์ไขว้ (Cross-Correlation) เทียบกับสัญญาณความถี่ออกซิเจนในเลือดที่ไม่มีการเคลื่อนไหวเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอ

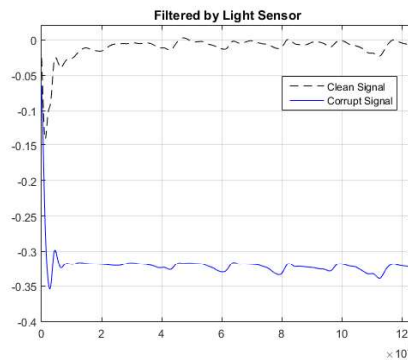
โดยเมื่อทำการตีמודูเลตสัญญาณเอเอ็ม ที่มอดูเลตมาด้วยสัญญาณพีพีจีที่ถูกบวกรวม สัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเร่ง และสัญญาณจากเซนเซอร์วัดแสง จะสามารถแสดงสัญญาณได้ดังรูปภาพที่ 7 โดยสัญญาณจะแสดงถึงแนวโน้มที่แสงภายนอกมีผลกระทบทำต่อเส้นฐานของสัญญาณพีพีจี (Baseline) ให้ผลสอดคล้องกับสัญญาณที่เซนเซอร์วัดแสงวัดได้ จากนั้นจึงทำการนำเอาสัญญาณพีพีจีที่ถูกบวกรวม และสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์ ไปเข้าสู่กระบวนการกรองแบบปรับตัวได้โดยสามารถแสดงผลการกรองได้ดังรูปภาพที่ 8 จะเห็นได้ว่าเมื่อผ่านการกรองแบบปรับตัวได้สัญญาณจะมีเส้นฐานของสัญญาณคงที่มากขึ้นโดยเพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอจะนำสัญญาณที่ผ่านการกรองไปเทียบกับสัญญาณพีพีจีที่ไม่มีการบวกรวมดังแสดงในรูปภาพที่ 9 ทำการหาค่าสหสัมพันธ์ไขว้เพื่อเปรียบเทียบสัญญาณที่ผ่านการกรองแบบปรับตัวได้เทียบกับสัญญาณพีพีจีที่ไม่มีการบวกรวมจะทำให้ได้สัญญาณแสดงในรูปภาพที่ 10 โดยที่ค่าสูงสุดของสหสัมพันธ์ไขว้ของสัญญาณที่ผ่านการกรองโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง และเซนเซอร์วัดแสงจะได้เป็น 2.5410 และ 2.9651 ตามลำดับ



รูปภาพที่ 7 สัญญาณที่ตีמודูเลตได้ (บน) สัญญาณพีพีจี (กลาง) เซนเซอร์วัดความเข้มแสง (ล่าง) เซนเซอร์วัดความเร่ง

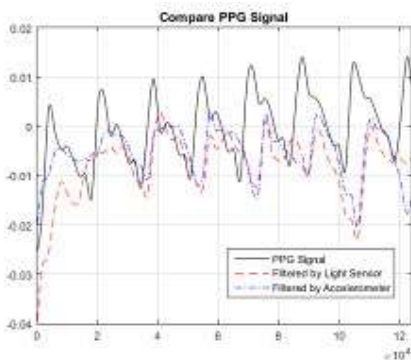


(ก)

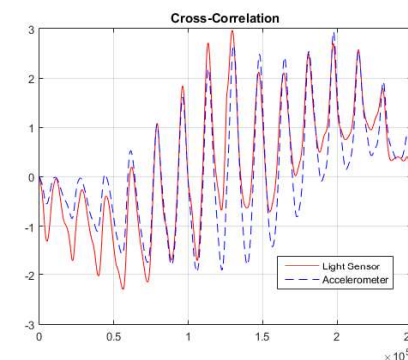


(ข)

รูปภาพที่ 8 สัญญาณที่ผ่านการกรองแบบปรับตัวได้โดยใช้ (ก) สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดความเร่ง (ข) สัญญาณอ้างอิงจากเซนเซอร์วัดแสง



รูปภาพที่ 9 เปรียบเทียบสัญญาณพีพีจี



รูปภาพที่ 10 เปรียบเทียบค่าสหสัมพันธ์ไขว้

เพื่อทดสอบว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถนำไปใช้ได้จริงจึงได้ทำการทดลองกับอาสาสมัครสุขภาพปกติจำนวน 6 คน เป็นเพศชาย 3 คน และเพศหญิง 3 คน อายุอยู่ในช่วง 20 ถึง 23 ปี โดยทำการทดลองวัดสัญญาณพีพีจีของอาสาสมัครทั้งหมด ในขณะที่ไม่มีการเคลื่อนไหว เคลื่อนไหวในแนวตั้ง และเคลื่อนไหวในแนวนอน ภายใต้สภาวะเดียวกัน จากนั้นนำค่าที่ได้ไปคำนวณหาความอืดตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้สมการที่ 1 และ 2 ตามลำดับ และได้ผลดังตารางที่ 1

จากตารางที่ 1 ความอืดตัวออกซิเจนในเลือดที่มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวในแนวตั้ง และในแนวนอนมีค่าคลาดเคลื่อนจากสภาวะที่ไม่มีการเคลื่อนไหวเป็น 5.6 เปอร์เซ็นต์ และ 4.5 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ หลังจากกู้สัญญาณที่ถูกปนเปื้อนในแนวตั้ง และแนวนอนกลับคืนมาพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนลดลงเหลือ 3.1 เปอร์เซ็นต์ และ 2.5 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนที่คำนวณได้เป็นค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Percentage Error)

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยความอืดตัวออกซิเจนในเลือด

ค่าเฉลี่ยความอืดตัวออกซิเจนในเลือด (เปอร์เซ็นต์)				
ไม่มีการเคลื่อนไหว	เคลื่อนไหวในแนวตั้ง	สัญญาณที่ถูกลบมาในแนวตั้ง	เคลื่อนไหวในแนวนอน	สัญญาณที่ถูกลบมาในแนวนอน
94.86	89.55	91.92	90.58	92.46

5. สรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะ

บทความนี้ได้นำเสนอวิธีการลดสัญญาณปนเปื้อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในสัญญาณพีพีจีโดยการใช้งานตัวกรองแบบปรับตัวได้ร่วมกับเซนเซอร์วัดแสง TSL250R เป็นสัญญาณอ้างอิงให้กับตัวกรองปรับค่าได้ โดยเมื่อผ่านการกรองแบบปรับตัวได้พบว่าสัญญาณพีพีจีจะมีเสถียรของสัญญาณคงที่มากขึ้น เมื่อทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอเทียบกับ

วิธีการที่ใช้เซนเซอร์วัดความแรงโดยการหาความสัมพันธ์ไขว้ผลที่ได้คือวิธีการที่นำเสนอมีค่าสหสัมพันธ์ไขว้มากกว่า และทดสอบกับอาสาสมัครที่มีการเคลื่อนไหวในแบบต่างๆ พบว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถลดความผิดพลาดได้ ดังนั้นเซนเซอร์วัดความเข้มแสงจึงสามารถนำไปใช้เป็นสัญญาณอ้างอิงในการลดสัญญาณปนเปื้อนในสัญญาณพีพีจีได้

6. เอกสารอ้างอิง

- บดีนทร์ ขวัญนิมิตร. (2549). การวัดความอึดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่. *สงขลานครินทร์เวชสาร*, 24(3), 245 – 252.
- Aoyagi, T. (2003). Pulse Oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of Anesthesia*, 17(4), 259 – 266.
- Gibbs, P. and Asada, H. H. (2005). **Reducing Motion Artifact in Wearable Bio-Sensors Using MEMS Accelerometer for Active Noise Cancellation**. Proceedings of the 2005 American Control Conference., 1581 – 1586.
- Lee, J., Jung, W., Kang, I., Kim, Y. and Lee, G. (2004). Design of Filter to Reject Motion Artifact of Pulse Oximetry. *Computer Standards & Interface*, 26(3), 241 – 249.
- Millikan, G. A. (1944). **Oxygen Meter**. United State of America 2,358,992.
- Shaw, R. F. (1972). **Oximeter and Method for In Vivo Determination of Oxygen Saturation in Blood Using Three or More Different Wavelength**. United States of America 3,638,640.
- Ram, M. R., Madhav, V., Krishna, H., Komalla, N. R. and Reddy, K. A. (2012). A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signal Based on AS-LMS Adaptive Filter. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 61(5), 1445 – 1457.
- Reddy, K. A. and Kumar, V. J. (2007). **Motion Artifact Reduction in Photoplethysmgraphy Signals Using Singular Value Decomposition**. Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings (IMTC), 1 – 4.
- Rusch, T. L., Sankar, R. and Scharf, J. E. (1996). Signal Processing Methods for Pulse Oximetry. *Computers in Biology and Medicine*, 26(2), 143 – 159.
- Yan, Y., Poon, C. Y. and Zhang, Y. (2005). Reduction of Motion Artifact in Pulse Oximetry by Smoothed Pseudo Wigner-ville Distribution. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(3).

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ - นามสกุล	นายพัฒน ภัยนันท์
วัน เดือน ปีเกิด	3 กันยายน พ.ศ.2535
ที่อยู่	111/10 สายไหม 68 ถนนสายไหม เขตสายไหม จังหวัดกรุงเทพมหานคร 10220
ประวัติการศึกษา	2556 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1) การออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ 2) เขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์