เครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง

A PULSE OXIMETER WITH BLOOD PRESSURE MEASUREMENTS

ปรารถนา ศรีจันทรนนท์

PRATANA SRICHANNON

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2551

KMITL-2008-EN-M-045-394

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง

A PULSE OXIMETER WITH BLOOD PRESSURE MEASUREMENTS

T087096

ปรารถนา ศรีจันทรนนท์

PRATANA SRICHANNON

เลขหมู่......................
เลขทะเบียน 87096
วัน,เดือน,ปี 30 ส.ค. 2552

.b..........................
.i...........................

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2551

KMITL-2008-EN-M-045-394

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A PULSE OXIMETER WITH BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

PRATANA SRICHANNON

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2008

KMITL-2008-EN-M-045-394

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COPYRIGHT 2008
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY
LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องวัดความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง
	A Pulse Oximeter with Blood Pressure Measurements
นักศึกษา	นางสาวปรารถนา ศรีจันทรนนท์
รหัสประจำตัว	48061451
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.สุริภณ สมควรพาณิชย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ดร.ศิริเดช	บุญแสง	
ผศ.ดร.สุพันธุ์	ตั้งจิตกุศลมั่น	
ผศ.ดร.วรากร	เจริญสุข	
รศ.ขนิษฐา	แซ่ตั้ง	
รศ.ดร.สุริภณ	สมควรพาณิชย์	

วัน / เดือน/ ปี ที่สอบ 22 พฤษภาคม 2551 เวลา 14.00-16.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 2

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.รวีวรรณ ชินะตระกูล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่....28.....**เดือน**...กรกฎาคม.....**พ.ศ.**...2551...

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง
นักศึกษา	นางสาวปรารถนา ศรีจันทรนนท์
รหัสประจำตัว	48061451
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2551
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ. ดร. สุริภณ สมควรพาณิชย์

บทคัดย่อ

เครื่องมือวัดปริมาณการใช้อ็อกซิเจนในเนื้อเยื่อได้นำไปพัฒนาในการทดลองแต่ละอันที่แตกต่างกันไป โดยที่ใช้แสงในช่วงใกล้อินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่นที่ 660 และ 940 นาโนเมตร ในช่วงนี้เพื่อหาผลที่ได้จากการวัดทางแสงและวิธีการที่จะใช้หาช่วงคลื่นๆหนึ่งที่ตอบสนองต่อก๊าซที่ได้จากการศึกษาของเครื่องวัดความอิ่มตัวของอ๊อกซิเจนในเลือดสำหรับทางการคลีนิคเพื่อที่จะใช้คำนวณค่าที่ได้จากการวัดที่ไม่ทำลายเนื้อเยื่อนี้

จากผลการทดลองที่ได้จะเห็นได้ชัดว่าในช่วงคลื่นความถี่นี้ เราจะเห็นชัดเจนว่าจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงที่คงที่เกิดขึ้นในสเปกตรัมของคลื่น จากสมการแลมเบิร์ตปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเส้นเลือดแดงและเส้นเลือด (Oxygen Saturation in arterial blood flow: SaO_2, Oxygen Saturation in blood: SpO_2) ที่จะใช้สำหรับเพื่อหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate: HR) และนำสมการก๊าซการแลกเปลี่ยนก๊าซภายในช่องปอดมาใช้ในการคำนวณหาค่าความดันเลือด (Blood Pressure: BP) ในตัวเครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสงนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	A pulse oximeter with blood pressure measurements
Student	Miss Pratana Srichannon
Student ID.	48061451
Degree	Master of Engineering
Program	Electronics, Biomedical Electronics
Year	2008
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Suripon Somkuarnpanit

ABSTRACT

Numbers of the applications of the tissue oxygen consumption measurement methods based on Near Infrared of 660 and 940nm wavelength region photoplethysmographic of the *in vivo* studies of pulse oximeter for clinicians concerns to the interpretation of noninvasive measurements.

From the experimental results, it is significant that in these wavelength regions, there is no dramatically change in the results of the spectra. The Beer Lambert's (Oxygen Saturation in arterial blood flow: SaO_2. Oxygen Saturation in blood: SpO_2) is used for the heart rate (HR) calculation and the use of the alveolar gaseous exchange analysis is used to calculated blood pressure (BP) calculation in this pulse oximeter experiment.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.สุริภณ สมควรพาณิชย์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ดร. ศิริเดช บุญแสง และ ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น กรรมการสอบหัวข้อและโครงร่างวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนข้อชี้แนะ และหัวข้อของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ครบถ้วนและเสร็จลุล่วงสมบรูณ์ลงได้

ขอขอบคุณ ความช่วยเหลือจากเพื่อนๆไม่ว่าจะเป็นคุณธีระศักดิ์ จันวิเมลือง ที่ให้คำแนะนำ คุณยุทธนา ปิติธีรภาพ คุณอนุวัฒน์ ศรีสงวน และ น้องๆประจำในห้องปฏิบัติการคอมพิวเตอร์ที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในด้านสถานที่และอุปกรณ์ในการทดลองและการจัดทำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดนี้

สุดท้ายนี้ต้องขอขอบคุณผู้ที่เกี่ยวข้องในการแนะนำและข้อมูลจากแหล่งต่างๆที่ปรากฏอยู่ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้อย่างคล้องจองและเหมาะสม

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดาและญาติซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ปรารถนา ศรีจันทรนนท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ……..……………………………………………….…………….I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ……………………………………………...…..………...II

กิตติกรรมประกาศ………………………………………………….…..………..III

สารบัญ………………………………………………………………..……........IV

สารบัญตาราง………………………………………………..………..……….... VI

สารบัญรูป……………………………………………...…………………….VII

บทที่ 1 บทนำ……………………………………………………..……………..1

1.1 การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจน..1

1.2 หลักการในการออกแบบอุปกรณ์ออกซิมิเตอร์...2

1.3 ส่วนประกอบที่สำคัญของอุปกรณ์ออกซิมิเตอร์...4

บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง……………………………………..…………..…….9

2.1 ทฤษฎีของเครื่องวัดความอิ่มตัวและปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดและการออกแบบวงจร……………………………………………………………………………9

2.1.1 การวัดปริมาณแก๊สและการอิ่มตัวในเลือดชื่อหัวข้อย่อยความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา……………….……………..……………..…9

2.2 อัลกอริทึมของเครื่องวัดออกซิมิเตอร์สำหรับความยาวคลื่นแสง NIR สองคลื่น…………………………………………………………………..........................16

บทที่ 3 สถาปัตยกรรมการออกแบบเครื่องออกซิมิเตอร์…………..…..…………….23

3.1 การออกแบบสถาปัตยกรรมทางวงจรอิเล็กทรอนิกส์………..……………….23

3.1.1 CY8C27443…………………………...………………....26

3.2 การออกแบบ Autocad สำหรับตัววัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง..27

3.3 การจัดเรียงอุปกรณ์เพื่อติดตามสัญญาณชีพจรในห้องผู้ป่วย….……………..27

บทที่ 4 อัลกอริทึมและผลการทดลอง 30

4.1 อัลกอริทึมของซอฟท์แวร์ที่ใช้ใน PSOC Microcontroller………….……….30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดลอง......32
4.2.1 ขั้นตอนการปรับค่าเพื่อให้มีความแม่นยำ สำหรับ SpO_2 และการแสดงผลกราฟ ECG......35

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ......38

บรรณานุกรม......43

ภาคผนวก......45
ก ไมโครคอนโทรเลอร์ CY8C27443 28-pin PSOC Datasheet......45
ข. ซอร์สโค้ดที่ใช้ในตัวไมโครคอลโทรเลอร์ เป็นภาษา C......46
ค. ซอร์สโค้ดที่ใช้ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การดูดซับของแสงของ HbO_2 จากเครื่องมือวัด Cal-Ox......63
ง. ซอร์ดโค้ดโมดูลอื่นๆ......67
จ. อัลกอริทึม Gaussian Elimination เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ทางแสง......68
ฉ. ซอร์ดโค้ดที่ใช้ในเลือกพอร์ตระหว่างช่องสื่อสารของตัว CalOx กับพอร์ต RS232 เพื่อบันทึกข้อมูลเพื่อแสดงผลโดยภาษาจาวาบนเวป......69
ช. วารสารที่ได้รับการตีพิมพ์......80

ประวัติผู้เขียน......81

พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

1.1 แสดงค่าการเปรียบเทียบความแม่นยำของค่าที่ได้จากการวัดค่าปริมาณอ็อกซิเจนในเม็ดเลือดแดง 4

1.2 แสดงค่าพารามิเตอร์ต่อผลวงจร LED สำหรับ IR-emitter diode 7

2.1 แสดงค่าสัมประสิทธ์การดูดซับของ millimolar ที่ความยาวคลื่นλ ของสารประกอบฮีโมที่แตกต่างกัน 11

2.2 การคำนวณหาค่าพารามิเตอร์อื่นที่จำเป็นในการคำนวณสมการก๊าซแอลวิโอล่าร์ 14

2.3 ค่าสัมประสิทธ์การดูดซับ ที่ความยาวคลื่นλ ของที่ชั้นเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน 18

3.1 อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการประกอบออกซิมิเตอร์ (CalOx-2006) 26

4.1 เปรียบเทียบค่าที่วัดได้จริงจากวงจรและค่าที่วัดจากเครื่องที่ได้มาตรฐานของค่า SpO_2 33

4.2 เปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์ของเครื่องวัดที่ทำการปรับเทียบค่าเมื่อให้อัตราส่วนของความเข้มแสงเป็นร้อยเปอร์เซ็นต์ 37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

1.1 Heritage of the Tissue-Bed Oximeter: 2
First Conventional Pulse Oximeter

1.2 Discrete Signal Transform ของค่าที่ได้จากการวัด ECG โดยตรงจากค่าความยาวคลื่น 3
ทั้งสองค่า และเมื่อนำไปเทียบกับค่าที่วัดได้ระหว่างที่ค่า Oxygen Saturation (SpO_2)
ที่ได้จากการทดลองและนำไป correlate กับสัญญาณที่ได้เพื่อลบสัญญาณ crosstalk ออก
โดยจะใช้ Transfer function ของสัญญาณกำลังค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนที่ได้จาก
ความยาวคลื่นสองคลื่นเป็นค่าสเปกตรัมต่างๆ ของแสง

1.3 ลักษณะของความยาวคลื่นและปริมาณของอุณหภูมิของแสงเทียบเป็นพลังงานของแสง
ในจำนวนคลื่นแสงทั้งหมด 6

2.1 เส้นกราฟของฮีโมโกลบินที่ได้จากการวัดด้วยแสงตามลำดับค่าดูดซับเป็นค่าความยาว
คลื่นต่างๆ 10

2.2 กราฟแสดงค่า PaO_2 ที่แปรผันตาม SaO_2 และค่า pH 15

2.3 ขั้นตอนกระบวนการแปลงค่าทางแสงและวัดค่าเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2 17

3.1ก วงจร Schematic แสดง Components ที่ใช้เพื่อและวัดค่าเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2 24
(Calox-2006)

3.1ข วงจรที่ออกแบบรวมเพื่อใช้วัดค่าและเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2 (Calox-2006) 25

3.2 วงจรรวมของเครื่องวัดค่า SpO_2 (Calox-2006) 27

3.3 วงจร Zx-Bluetooth ที่มีการต่อขา TxD กับ RxD โดยตรงกับวงจรที่มากับ 28
ขาออกของ RS232

3.4 การจัดวางเครื่องลูกข่ายออกซิมิเตอร์และเครื่อง central monitor มาสเตอร์ 29

4.1 อัลกอริทึมของซอฟท์แวร์ที่ใช้ในการทดลองวัดค่า SpO_2 แบบ Real-time 31

4.2 กราฟ ECG ที่วัดได้จากข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม จากความเข้มแสงที่ใช้วัดค่า SpO_2 33

4.3 กราฟที่ได้จากผลการทดลองที่ยังไม่ได้มีการเทียบค่าจริงจากการวัดค่าจากกราฟที่วัดได้
จากตัวรับสัญญาณแสง 34

5.1 แสดงช่วงสเปกตรัมของสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสงของฮีโมโกลบิน (Hb & HbO_2)
41

5.2 แสดงช่วงสเปกตรัมของสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสงของก๊าซไฮโดรเจนซัลไฟด์ (H_2S)
42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง

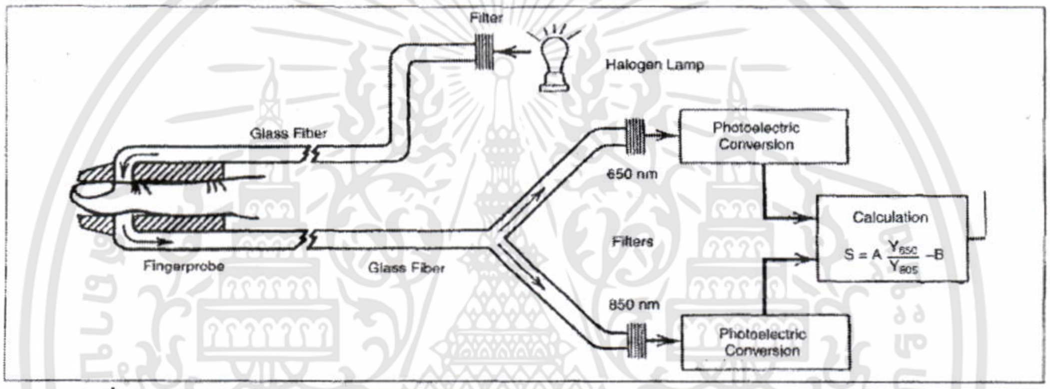
1.1 การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง

เครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจนและชีพจรถูกสร้างขึ้นมาเพื่อใช้วัดปริมาณของสสารต่างๆเช่นปริมาณอ็อกซิเจน เพื่อผลในทางปฏิบัติทางคลินิกทั่วไป และจุดประสงค์หลักที่แตกต่างจากเครื่องวัดปริมาณสสารอื่นๆที่มีไว้ใช้ในทางปฏิบัติเหมือนกันก็คือการวัดการเต้นของหัวใจอย่างแม่นยำ เช่นเดียวกันกับระบบที่ใช้วัดการหายใจและชีพจรทั่วไปตามที่เห็นในปัจจุบัน เครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจนหรือที่เราเรียกกันว่าเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด (Oximeter) ได้ถูกประดิษฐ์ขึ้นมาในปี 2001 ตามสิทธิบัตรของสหรัฐอเมริกาเลขที่ 6963767 ดังเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการค้าซึ่งอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดตัวนี้ได้อธิบายรายละเอียดของการวัดปริมาณของอ็อกซิเจนในเลือดวัดได้จากปริมาณสัญญาณรบกวน ภายในตัวเซนเซอร์หรือตัวรับสัญญาณทางแสงซึ่งมักจะมีความผิดพลาดที่เกิดจากการรวมตัวกันของความจุไฟฟ้า การนำไฟฟ้า และการเหนี่ยวนำไฟฟ้าที่ไม่ต้องการจากด้านส่งสัญญาณของตัวลูกคลื่นสัญญาณไฟฟ้าไปยังตัวเซนเซอร์หรือตัวรับสัญญาณทางแสงซึ่งสัญญาณรบกวนต่างๆที่ได้นอกเหนือไปจากฝั่งส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังตัวเซนเซอร์หรือตัวรับสัญญาณทางแสงทั้งหมด และเป็นการวัดปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดเป็นหลัก ในช่วงแรกในการออกแบบอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจะเป็นการออกแบบเพื่อให้มีการจำกัดจำนวนครอสทอล์คภายในช่องสัญญาณที่ได้ออกไป และหาวิธีการใหม่ๆที่จะนำมาควบคุมการวัดสัญญาณที่ได้โดยไม่คิดถึงค่ารบกวนต่างๆที่ได้กล่าวมาของอุปกรณ์วัดไม่ว่าจะเป็นการสั่นสะเทือนการออกแบบตัวชุดอุปกรณ์วัด เนื่องจากถือว่าได้มีการออกแบบให้อยู่ในรูปแบบที่อยู่กับที่ (Stationery) อุปกรณ์ประเภทนี้แบ่งออกได้เป็นสองประเภทคือประเภทที่วัดแสงจากการส่งผ่านโดยใช้ตัวรับแสงเป็นอุปกรณ์ที่อยู่ฝังลงไปในด้านตรงข้ามกับแหล่งกำเนิดแสง (Tissue-Bed Oximeter) และอุปกรณ์ที่วัดแสงโดยการสะท้อนกลับ (Reflectance Pulse Oximeter) โดยใช้หลักการเดียวกันคือการดูดซับความยาวคลื่นของแสงที่ส่งออกไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 หลักการในการออกแบบอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด

อุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดได้ดัดแปลงมาจากเครื่องสเปกโตรมิเตอร์ (Spectrometer) เพื่อที่จะแยกคุณสมบัติของสสารต่อความยาวคลื่นที่ส่งผ่านเพื่อบอกว่าเป็นสสารประเภทใดในที่นี้อุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดโดยใช้การส่งคลื่นแสงไปยังเนื้อเยื่อและค่าการหักเหและการดูดซับความยาวคลื่นหรือจำนวนคลื่นที่แปรเปลี่ยนไปจากความยาวคลื่นเดิมที่ได้โดยหลักจะใช้วัดตามความยาวคลื่นสองคลื่นเป็นหลักเพื่อที่จะวัดปริมาณอ็อกซิเจนและการเต้นของหัวใจในที่นี้ดังแสงไว้ในรูปที่ 1.1

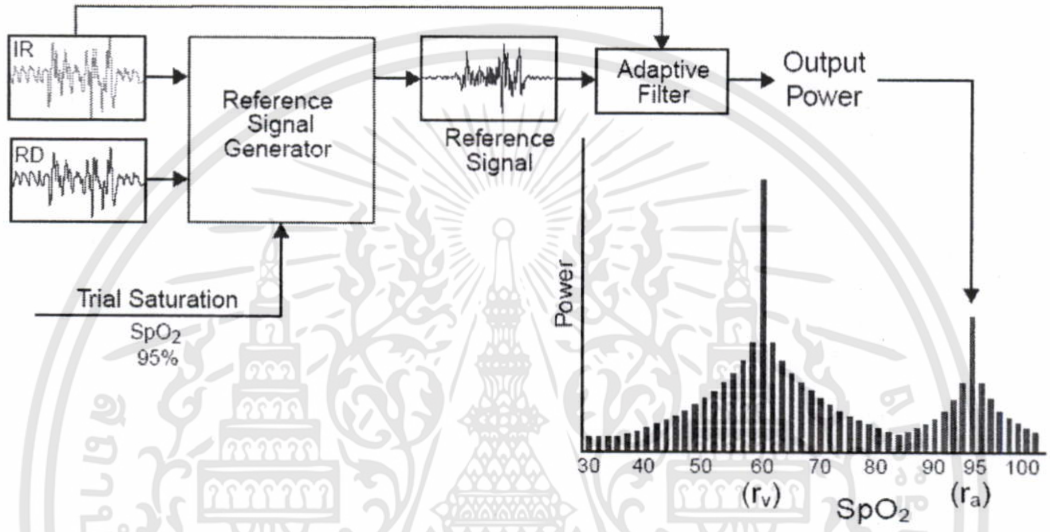


รูปที่ 1.1 Heritage of the Tissue-Bed Oximeter: First Conventional Pulse Oximeter

อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดค่าอ็อกซิเจนเป็นอุปกรณ์ที่ไม่มีผลกระทบและทำลายเนื้อเยื่อและถูกนำมาใช้เพียงเพื่อวัดความแดงของเลือด[2] หรือก็คือปริมาณอ็อกซิเจนที่ละลายอยู่ในเลือด ประวัติการพัฒนาเครื่องวัดที่ได้ต่างๆจนมาถึงเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดในปัจจุบันที่มีความละเอียดค่าหนึ่งได้อธิบายไว้ [17] เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดตัวแรกประดิษฐ์ขึ้นโดย Comroe และ Botelho (1974) ซึ่งเป็นอุปกรณ์วัดจากเนื้อเยื่อ โดยแสดงให้เห็นว่าทางคลินิกไม่สามารถวัดภาวะที่เนื้อเยื่อขาดแคลนอ็อกซิเจนจนกว่าปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจะตกมาที่ค่าร้อยละ 80 หรือร้อยละ 85 และยังแสดงให้เห็นเพิ่มขึ้นไปอีกว่าจะไม่สามารถวัดปริมาณเนื้อเยื่อขาดแคลนอ็อกซิเจนโดยตรงจนกว่าปริมาณการสะสมอ็อกซิเจนจะตกลงไปที่ประมาณร้อยละ 70 และร้อยละ 75 ในปัจจุบันปริมาณค่าอ็อกซิเจนที่วัดได้จากชั้นผิวหนังต่างๆกันไปสามารถทำให้มีความแม่นยำมากขึ้นไปได้อีก โดยการใช้เครื่องวัดที่มีค่าความยาวคลื่นมากกว่าสองคลื่น เช่น สามหรือห้าคลื่นได้ใช้วิธีการสหสัมพันธ์ (correlation) และนำมากรองสัญญาณโดยกระทำเป็นคู่ๆ และแยกสัญญาณออกโดยวิธีการทางคำนวณและการกรองออกมาเป็นช่วงสเปกตรัมต่างๆกันในช่วงความถี่ของค่าแสงตามความยาวคลื่นแสงดังรูปที่ 2 รายละเอียดของการจัดการทางสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และวิธีการในขั้นตอนการวัดสัญญาณจะอธิบายไว้ในบทที่ 2 และการได้มาซึ่งสัญญาณทางดิจิตอล จะต้องมีการสุ่มสัญญาณที่มีค่าเหมาะสมในแต่ละที่มีค่าความแม่นยำไปแล้วแต่ค่าที่ได้รับมาจากตัวเซนเซอร์เป็นค่าที่ได้จากที่เป็นแอนาล็อกที่เป็นค่าเรียบและส่งไปยังส่วนควบคุม และแปลงเป็นค่าดิจิตอลดังนั้นค่าที่ได้ก่อนจะนำไปคิดเป็นค่าความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจึงต้องมีความเหมาะสมต่อค่าในกวิสส์ ดังนั้นการตระหนักถึงขั้นตอนการคำนึงค่าที่ต้องนำค่าที่ได้ก่อนนำไปคิดค่าสุ่มที่ต้องการและค่าที่ต้องนำไปใช้เพื่อทำให้เครื่องทำงานได้ตามปรกติได้นั้นกับทุกๆ ครั้งจึงเป็นความจำเป็นที่จะต้องกระทำ



รูปที่ 1.2 การแปลงสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง ของค่าที่ได้จากการวัด ECG โดยตรงจากค่าความยาวคลื่นทั้งสองค่า และเมื่อนำไปเทียบกับค่าที่วัดได้ระหว่างที่ค่า Oxygen Saturation (SpO_2) ที่ได้จากการทดลองและนำไปสหสัมพันธ์กับสัญญาณที่ได้เพื่อลบสัญญาณแทรกสอดออกจะ โดยใช้ฟังก์ชันส่งผ่าน ของสัญญาณกำลังค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด ที่ได้จากความยาวคลื่นสองคลื่นเป็นค่าสเปกตรัมต่างๆของแสง

โดยผลที่ได้ ที่ได้จากความยาวคลื่นมากกว่าสองคลื่นไม่มีความแตกต่างมากกว่ากันนักในด้านความแม่นยำเมื่อใช้ความยาวคลื่นเพียงสองคลื่นหรือที่เรียกกันว่า Conventional Pulse Oximeter: CPO และนำมากรองสัญญาณและแยกเป็นช่วงสเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากความยาวคลื่นแต่ละอันจะได้ความแม่นยำขึ้นในระดับที่มากกว่าร้อยละ 80 ของสัญญาณที่ได้จากแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ ตามตารางที่ 1 จะแสดงการเปรียบเทียบของค่าที่ได้จากอุปกรณ์วัดต่างๆกัน รายละเอียดจะกล่าวต่อไปในขั้นตอนการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1.1 แสดงค่าการเปรียบเทียบความแม่นยำของค่าที่ได้จากการวัดค่าปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดแดงของเครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดของบริษัทต่างๆ[18]

Oximeter	SpO_2 Sensitivity	SpO_2 Specificity	Drop Out
Masimo SET	99%	97%	0.0%
Agilent Viridia 24 C	78%	90%	1.6%
Agilent CMS Rev B	70%	83%	3.7%
Nellcor N-395	70%	73%	4.0%
Novametrix MARS	40%	42%	2.4%

1.3 ส่วนประกอบที่สำคัญของอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด

ตามมาตรฐานของเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด (Oximeter) ที่เป็นอุปกรณ์ที่ไม่มีการทำลายเนื้อเยื่อแต่จะต้องการเพื่อที่จะนำมาวัดค่าของการดูดซับของสสารหรือวัตถุที่ต้องการวัดของความยาวคลื่นแสงหนึ่งๆเป็นอย่างน้อย โดยหลักการแล้วอุปกรณ์จะประกอบด้วยตัวกำเนิดแสงสำหรับปล่อยแสงที่มีความยาวคลื่นอย่างน้อยหนึ่งค่าแสงของความยาวคลื่นที่แตกต่างกันสองค่า โดยจะเรียกค่าความยาวคลื่นของแสงที่ได้จากอุปกรณ์ที่ประกอบให้เป็นที่จ่ายกำลังงานของตัวกำเนิดแสง โดยเรียกว่าสัญญาณไว้จ่ายการปล่อยค่าแสง หรืออีกนัยหนึ่งก็คือสัญญาณของแสงที่ได้มาจากส่วนประกอบของลูกคลื่นเป็นช่วงในโดเมนเวลา เป็นค่าสองค่าใดจากที่มีลูกคลื่นที่มีค่าขนาดของคลื่นเป็นค่าความต่างศักย์ของกำลังที่ไม่เพียงพอที่จะให้เกิดแสงต่อของสัญญาณหรือค่าของกระแสไฟฟ้าที่เป็นค่าของขนาดของคลื่นด้วยซึ่งจะเป็นค่าศูนย์หรือค่าหนึ่งอย่างน้อยหนึ่งครั้งซึ่งจะทำให้วงจรตรวจจับสัญญาณที่ได้ออกมาที่ค่าความยาวคลื่นใดๆให้แปลงอยู่ในรูปของสัญญาณกระแสไฟฟ้าซึ่งเมื่อได้ตัวอย่างค่าของสัญญาณมาแล้ว จะนำมาประมวลสัญญาณที่ได้เพื่อประมาณค่าที่ได้ออกมาและสัญญาณแทรกสอดที่จับค่าได้เพื่อที่จะนำมาพิจารณาถึงว่าค่าต่างๆที่ได้จากการที่เกิดจากแทรกสอดสัญญาณที่ใช้ในการปล่อยแสงเป็นค่าของกำลังในการขับตัวกำเนิดแสงเป็นค่าของสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นนำไปวิเคราะห์เพื่อที่จะนำไปตรวจสอบว่าค่าสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้เกินกว่าค่าที่เป็นขีดกำจัด (Predetermined threshold electrical signal) หรือไม่ ทางไฟฟ้าไม่ว่าจะเป็นขนาดความต่างศักย์และค่าขนาดของคลื่นของกระแสไฟฟ้ามีค่าเกินที่ได้เตรียมไว้ของค่าขีดกำจัดเมื่อขนาดของขนาดของคลื่นของกระแสมีค่าเป็นศูนย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนประกอบหลักส่วนที่สองของเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด (Pulse oximeter devices peripheral) ในการใช้วัดชีพจรจะประกอบไปด้วยส่วนวัดทางคอมพิวเตอร์ซึ่งจะต่อจากส่วนที่เป็นตัววัดจากผู้ที่ใช้วัดในการทดลองหรือคนไข้ ไว้ตามส่วนต่างๆเช่นนิ้วหรือส่วนใบหู ตัววัดจะมีตัวปล่อยความยาวคลื่นและตัวดักจับสัญญาณเพื่อส่งสัญญาณไปยังส่วนต่างๆของเนื้อเยื่อเพื่อวัดความดูดซับค่าความยาวคลื่นของแสง ซึ่งเราจะสามารถวัดค่านี้และค่าที่ได้จากสัญญาณที่ส่งออกและสัญญาณที่ได้รับจากตัววัดค่าแสง ค่าแสงที่ได้จากการดูดซับจากเนื้อเยื่อจะสามารถกำหนดได้ ระหว่างส่วนที่เป็นค่าสัญญาณทางชีพจรในรอบหนึ่งจะทำให้แสงที่ถูกดูดซับในเนื้อเยื่อเปลี่ยนค่าไปได้ด้วย ระหว่างนั้นช่วงที่หัวใจมีหรือไม่มีเลือดอยู่การดูดซับจะเกิดขึ้นจากเส้นโลหิตดำ เนื้อเยื่อ กระดูกและส่วนของเม็ดสี ขณะที่ระหว่างหัวใจปล่อยเลือดทำให้เกิดการดูดซับของแสงเพิ่มมากขึ้น ซึ่งเกิดจากการ ไหลเข้ามาของเลือดแดงในเนื้อเยื่อที่มีค่าอ็อกซิเจนสูง โดยที่อุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจะเน้นในการวัดของเลือดแดงที่พึ่งได้ออกมาจากการแลกเปลี่ยนอ็อกซิเจนกับปอดหรือจากการฟอกเลือด โดยกำหนดให้ค่าความแตกต่างของค่าสูงสุดและค่าคงที่การที่เลือดกลับเข้าสู่หัวใจ โดยเครื่องเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจะวัดค่าการค่าช่วงชีพจรที่ได้จากพื้นฐานของการดูดซับจากเลือดแดงเท่านั้น

ค่าแสงที่ส่งผ่านตัวอย่างที่จะทำหน้าที่ดูดซับแสงในอุดมคติจะสามารถแสดงได้ด้วยสมการแลมเบิร์ต-เบียร์เป็นไปตามนี้:

$$I_{in} = I_{out} C\varepsilon(\lambda) D \tag{1.1}$$

โดยที่ให้ I_{in} คือความเข้มของแสงที่เข้ามาในตัวอย่าง และ I_{out} คือปริมาณความเข้มของแสงที่ได้รับจากตัวอย่าง D คือความยาวของเส้นทางผ่านตัวอย่าง ขณะที่ ε คือค่าของสัมประสิทธิ์ความแตกต่างเฉพาะของสสารตัวอย่างที่วิเคราะห์ที่ความยาวคลื่นหนึ่งๆ และ C คือความเข้มข้นของตัวสสารที่วิเคราะห์ เมื่อคำนวณหาค่า I_{in} และ D และ ε ได้แล้ว และเมื่อได้ค่า I_{out} ที่วัดมาได้แล้วจะสามารถคำนวณความเข้มข้นของสสารที่แทนด้วยค่า C ได้

ในตัววัดปริมาณอ็อกซิเจน เพื่อที่จะแยกชนิดของตัวฮีโมโกลบินระหว่าง Oxyhemoglobin (HbO_2) และ deoxyhemoglobin (RHb) ตัวกลางที่ดูดซับแสงจะต้องวัดที่ความยาวคลื่นที่แตกต่างกันสองความยาวคลื่นด้วยกัน นั่นคือตัวปล่อยแสงจะต้องมีไดโอดที่เปล่งแสงได้สองความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ที่ค่าความยาวคลื่นที่เป็นนิยมใช้จะอยู่ในช่วงความยาวคลื่นย่านใกล้อินฟราเรด (NIR) นั่นคือความยาวคลื่นที่มีความยาวคลื่นสีแดง 660 nm และที่ความยาวคลื่นอินฟราเรดที่ความยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

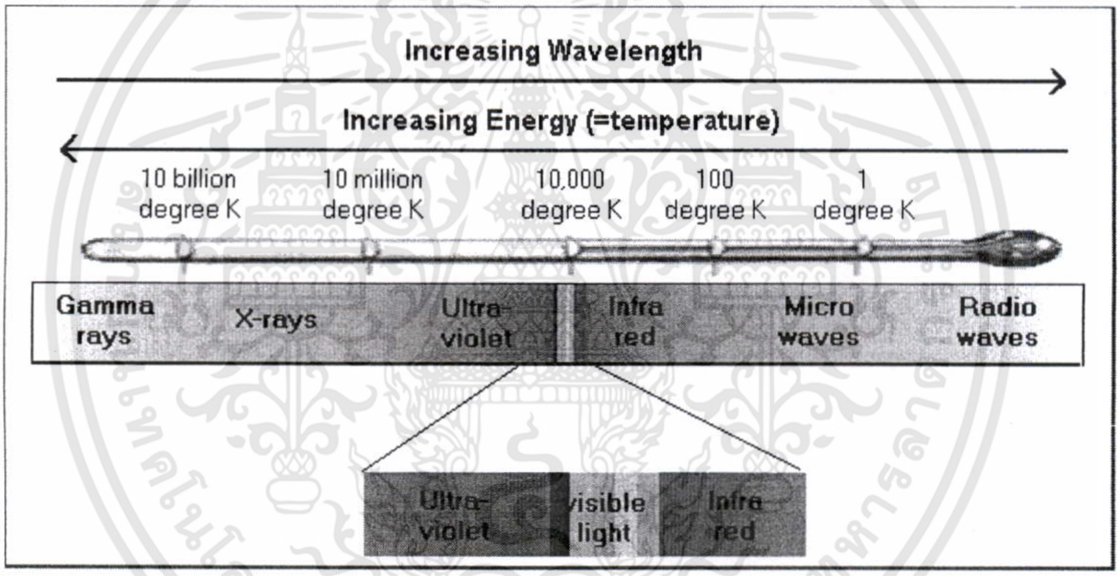
คลื่น 940 nm เนื่องจากที่ฮีโมโกลบินต่างชนิดกันสองชนิดนี้จะมีปริมาณการดูดซับค่าความยาวคลื่นที่ความยาวคลื่นเหล่านี้ แต่ละ LED จะมีการเรืองแสงที่ความถี่ต่างกันและอยู่ในแถบความถี่ระดับร้อยเฮิร์ส โดยที่ระดับของแสงในช่วงอินฟราเรดจะมีค่าตั้งแต่ 760-10,000 nm โดยแบ่งย่านอินฟราเรดเป็นสามย่านด้วยกันคือ

ก. Infrared A (IRA) - 760nm-1400 นาโนเมตร

ข. Infrared B (IRB) - 1400nm-3000 นาโนเมตร

ค. Infrared C (IRC) - 3000nm-10,000 นาโนเมตร

ขณะที่ความยาวคลื่นของแสงสีแดงถือว่าอยู่ในช่วงความยาวคลื่นที่ตามองเห็นได้ และมีความยาวคลื่นในช่วงตั้งแต่ 400 – 760 นาโนเมตร



รูปที่ 1.3 ลักษณะของความยาวคลื่นและปริมาณของอุณหภูมิของแสงเทียบเป็นพลังงานของแสงในจำนวนคลื่นแสงทั้งหมด

ในสสารต่างๆจะมีคุณสมบัติที่แตกต่างกันไปในการดูดซับ กระจายหรือหักเหของแสงในวัตถุนั้น เราสามารถหาค่าความหักเหของแสงผ่านน้ำได้จากการวัดตำแหน่งวัตถุที่เห็นจริงในน้ำหรือของเหลวและหาค่ามุมที่เปลี่ยนไปจากตำแหน่งที่เห็นเดิมจะได้ค่าการหักเหของแสงหรือวัดค่าความยาวคลื่นที่เปลี่ยนไปในเมื่อผ่านสสารนั้น ในทำนองเดียวกันกับในสสารที่เป็นของแข็งก็มีคุณสมบัติที่สามารถดูดซับและสะท้อนแสงได้เช่นเดียวกัน ในการวัดค่าที่ได้ออกมาของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) จะมีค่าความถี่แตกต่างกันไปตามความยาวคลื่นและค่าที่ได้จากกำลังงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จ่ายเป็นอัตราส่วนของกำลังทางไฟฟ้าที่จ่ายเข้าไปออกมาเป็นจำนวนเท่ากับสมการเมื่อคิดจากตาราง LED ของตัวจ่ายในช่วงคลื่นแสงอินฟราเรดที่ 940 นาโนเมตร

ตารางที่ 1.2 แสดงค่าพารามิเตอร์ต่อผลวงจร LED สำหรับ IR-emitter diode

Parameter	Symbol	Data		Unit	Test Condition	
		IR	Red		IR	Red
Peak wavelength	λ_p	940	660	nm	I_F = 50 mA	Same
Spectrum width with Half Value	$\Delta\lambda$	50	50	nm	I_F = 50 mA	Same
Radiated Intensity	$I_e(_{Typ.})$	20	20	mW/sr	Distance: 10cm I_F = 50 mA Detector Area: 1cm^2	Same

ซึ่งค่านี้เป็นค่าที่ใช้ในการทดลองสำหรับค่าความถี่หรือกำลังงาน ซึ่งจำนวนค่าความเข้มจะมีผลต่อขนาดของคลื่นของค่าทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ตัววัดค่าทางแสงจะวัดได้และค่าของความยาวคลื่นที่วัดได้จะขึ้นอยู่กับพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการดูดซับของสสารที่นำไปวัด นั่นคือค่าปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด ที่มีสองช่วงจังหวะในการแบ่งค่าที่วัดได้จากเลือดดำและเลือดแดง ดังนั้นค่าที่วัดได้คือค่าปริมาณอ็อกซิเจนอิ่มตัว หรือที่มีความเข้มข้นของอ็อกซิเจนสูงนั่นจะทำให้ค่าปริมาณที่ได้นั้นวัดมาจากค่าเลือดแดง ดังนั้นค่าสูงสุดที่ได้จากค่าที่จะต้องสร้างวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์เพื่อทำการควบคุมจะกล่าวต่อไปในบทที่เป็นเนื้อหาของวงจรที่เป็นตัวขับ LED และวงจรรวมทั้งหมด

ความแม่นยำในการวัดปริมาณอ็อกซิเจนด้วยเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดสามารถกำหนดได้จากองค์ประกอบหลายประการด้วยกันยกตัวอย่างเช่น

1. ส่วนประกอบของดีสฮีโมโกลบิน (dyshemoglobin) ซึ่งจะทำหน้าที่ไม่ให้มีส่วนร่วมในการเคลื่อนย้ายอ็อกซิเจน ยกตัวอย่างก็คือเมททิลฮีโมลโกลบิน (Methemoglobin: MetHb) และคาร์บอกซีฮีโมโกลบิน (Carboxyhemoglobin: CoHb) ซึ่งดูดซับแสงที่ความยาวคลื่นตามที่ใช้ในการวัดเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด จะตั้งให้วัดปริมาณอ็อกซิเจนที่อิ่มตัวโดยตั้งสมมติฐานที่ให้ผู้ป่วยจะมีปริมาณส่วนประกอบของเลือดเป็นปริมาณที่มีอยู่เช่นเดียวกับผู้ที่มีสุขภาพแข็งแรงและเป็นผู้ไม่สูบบุหรี่ ดังนั้นถ้าชนิดต่างๆของฮีโมโกลบินจะอยู่ในปริมาณที่สูงเข้มข้นกว่าปรกติ และตัวเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดอาจจะทำให้แสดงให้เห็นว่ามีข้อมูลที่ผิดพลาดแสดงไว้อยู่แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. สารย้อมหรือสารตัวอย่างที่มีสีเหมือนเลือดภายในหลอดเลือดดำที่ใช้เป็นจุดประสงค์ในการวิเคราะห์ปัญหาที่อาจจะทำให้เกิดความแตกต่างในตัวอ่านเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด

3. สำหรับอุปกรณ์ที่เป็น tissue-bed ความทึบแสงของเล็บจะทำให้เกิดผลต่อการวัดสัญญาณที่ได้ในตัวเซนเซอร์ แต่การดูดซึมที่เกิดขึ้นจะเป็นค่าคงที่ และไม่เป็นค่าที่แปรผันได้และดังนั้นแล้วในทางทฤษฎีมันจะไม่มีผลต่อความแม่นยำ

4. สัญญาณทางแสงอาจจะไม่ทำให้ลดค่าลงโดยทั้งเสียงรบกวนและลักษณะการเคลื่อนที่ สิ่งหนึ่งที่จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนคือการที่แสงภายนอกในสิ่งแวดล้อมอาจจะรับได้ด้วยตัววัดปริมาณแสง คำตอบหลายๆอย่างที่จะได้จากการแยกเอาจุดประสงค์ที่ได้รับออกจากผลของการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยต่อสัญญาณที่ได้และความสามารถของตัววัดที่จะทำงานได้อย่างปรกติในทางที่เกิดขึ้นได้ต่อผู้ป่วยขึ้นอยู่กับการออกแบบของเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดได้ หนทางหนึ่งที่จะยกเลิกออกจากการเอาการแกว่งของจังหวะท่าทางของผู้ป่วย ทางหนึ่งที่จะกำจัดปัญหานี้ได้คือการเพิ่มจำนวนความยาวคลื่นอีกค่าหนึ่งสำหรับจุดประสงค์นี้โดยเฉพาะ

5. สิ่งที่จะทำให้เกิดความแม่นยำหรือความผิดพลาดของเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดนี้จะทำให้สัญญาณแทรกสอดทางไฟฟ้าของตัวเซนเซอร์โดยตรงระหว่างวงจรที่ไว้ขับ LED และวงจรที่ทำหน้าที่รับสัญญาณจากตัวดักจับสัญญาณ เนื่องจากการแทรกสอดของประเภทนี้จะทำให้เกิดสัญญาณที่ไม่ใช่สัญญาณทางแสงอาจจะทำให้เกิดการเพิ่มค่าของสัญญาณที่ได้รับและดังนั้นจะทำให้เกิดค่าที่อ่านได้ทำให้ตัวค่าปริมาณอ็อกซิเจนที่อิ่มตัวผิดไป ปัญหานี้ไม่เกิดขึ้นกับตัววัดค่าเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดที่มีปริมาณความห่างของค่าที่จุดสูงสุด-ต่ำสุดกว้าง แต่มันจะทำให้พื้นผิวหน้าที่นำด้วยกระแสที่มีแนวโน้มที่จะทำให้มีการใช้กำลังงานน้อยลงซึ่งมีความสำคัญของแบตเตอรี่ที่ใช้ กำลังงานที่ใช้จะน้อยลงถ้าจำนวนคลื่นที่มีค่าแคบลง แต่จะทำให้เกิดค่าแทรกสอดทางสัญญาณไฟฟ้ามากขึ้น ปัญหาที่เกิดขึ้นจะทำให้เกิดจะมีต่อผลของความหนาเนื้อเยื่อของผู้ป่วยด้วยถ้ามีความหนามากก็จะทำให้สัญญาณลดลงกว่าปรกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีของเครื่องวัดความอิ่มตัวและปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด

2.1.1 การวัดปริมาณแก๊สและการอิ่มตัวในเลือด

โดยปรกติตัวอย่างเลือดที่ได้จะนำมาถูกวิเคราะห์โดยตรงในห้องทดลองนั้นเป็นตัวอย่างเลือดที่ได้มาจากเส้นโลหิตดำและแดง ดังนั้นถ้าตัวอย่างโลหิตที่ได้มาจากเส้นเลือดแดงจำนวนก๊าซและปริมาณเลือดที่ได้จะมาจากหลอดโลหิตแดงที่นำโลหิตดำจากห้องหัวใจล่างข้างขวาไปยังปอด (pulmonary artery or main pulmonary artery) ตัวอย่างจะมาจากเส้นโลหิตดำจะเป็นตัวอย่างเลือดที่มาจากหลอดเลือดดำขนาดใหญ่ (superior vena cava: SVC) โดยใช้ท่อหลอดเลือดดำขนาดใหญ่เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา โดยผ่านทางหลอดเลือดแดง (pulmonary artery catheter) ตัวอย่างเลือดที่ได้มาจากหลอดเลือดแดง (pulmonary catheter) มักจะเป็นตัวอย่างเลือดที่สามารถนำไปวัดค่าที่มีค่าของสสารต่างๆที่แม่นยำและเป็นค่าที่เกิดขึ้นจริงในเส้นเลือดต่างๆรวมกันของผู้ป่วย ซึ่งต่างกันกับตัวอย่างเลือดที่ได้จากเส้นเลือดดำใหญ่หรือ SVC และ IVC (inferior vena cava) ซึ่งจะมีค่าปริมาณอ็อกซิเจนที่แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด ในการวิเคราะห์เลือดและฮีโมโกลบินนั้นจะมีตัวประกอบหลักที่สำคัญที่จะกำหนดค่าที่ได้วัดออกมาว่าเป็นค่าปริมาณอ็อกซิเจนที่มีอยู่ในเลือดมาจากที่ใด

วัตถุประสงค์หลักของการประดิษฐ์นี้คือวัดค่าของการแทรกสอดที่ได้จากการวัดความเข้มของแสงและปริมาณของแสงที่ดูดซับโดยอยู่ในร้อยละของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดโดยที่ประมาณความยาวคลื่นในช่วงแสงสีแดงจะมีตัวประกอบที่ทำให้เกิดการดูดซับและความแม่นยำของการวัดในช่วงของย่านใกล้อินฟราเรด NIR (Near Infrared) จะไม่ทำให้เกิดปริมาณแทรกสอดที่ทำให้เกิดความผิดพลาดที่อ่านได้จากค่าตัวอย่าง

โดยหลักการแล้วเครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจนหรือเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดจะทำงานได้โดยใช้แสงส่องผ่านเนื้อเยื่อที่ทำเป็นตัววัดและตัวกำเนิดแสงที่ออกแบบเป็นเตียงวัดสำหรับเส้นเลือดแดงและจะทำหน้าที่ที่จะประเมินการดูดซับของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด เครื่องเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดมีหลักการหลักๆสองประการ อย่างแรกคือการดูดซับของแสงของฮีโมโกลบินที่มีความอิ่มตัวของอ็อกซิเจน (HbO_2) ที่แตกต่างจากปริมาณของฮีโมโกลบินที่ลดลง (Hb) ที่ความยาวคลื่นสองความยาวของตัวเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 2.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

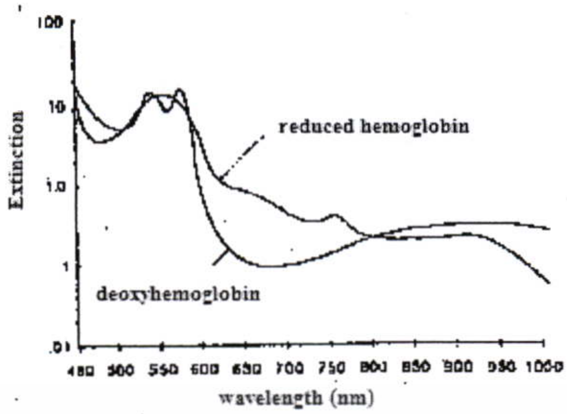


FIG1. Hemoglobin Extinction Curves

รูปที่ 2.1 เส้นกราฟของฮีโมโกลบินที่ได้จากการวัดด้วยแสงตามลำดับค่าสัมประสิทธิ์การดูดซับเป็นค่าความยาวคลื่นต่างๆ

ประการที่สองคือการดูดซับที่ความยาวคลื่นทั้งสองมีส่วนประกอบที่เป็น AC ซึ่งจะทำให้มีผลที่เกิดขึ้นเป็นปริมาณที่แกว่งไปมาของปริมาณเลือดในหลอดเลือดแดงระหว่างแหล่งกำเนิดและตัวเซนเซอรทางแสง แสงที่ได้ออกมาที่ความยาวคลื่นแต่ละคลื่นจะประกอบด้วยสองส่วนด้วยกัน ส่วนแรกคือส่วนลูกคลื่นที่แปรไปกับจังหวะการเต้นของหัวใจ อย่างที่สองจะมีค่ามาก คือเป็นค่าคงที่ของระดับความเข้มของแสงที่ได้ออกมา นั่นก็คือแสงที่ผ่านไปตามเนื้อเยื่อโดยไม่มีการดูดซับหรือกระจัดกระจาย อาจจะทำให้เกิดขึ้นได้ว่าเป็นสัดส่วน AC และ DC ตามลำดับ ปริมาณลูกคลื่นและขนาดของระดับ DC และ AC จะมีสัดส่วนขึ้นตรงกับปริมาณของแสงที่ตกกระทบ โดยที่ปริมาณสัดส่วนของระดับ AC ด้วย DC (ที่แต่ละช่วงคลื่น) ได้ให้ค่าปริมาณระดับ AC ที่ถูกต้องโดยไม่ได้เป็นค่าฟังก์ชันของแสงที่ตกกระทบ ปริมาณระดับ AC ที่ถูกต้องนี้คือค่าฟังก์ชันเดียวของจำนวนทั้งสองชนิดของฮีโมโกลบินและความยาวของจำนวนเส้นทางของเส้นเลือดผ่านสิ่งที่แสงตกกระทบดังที่จะหาได้ก่อนหน้าที่เป็นอัตราส่วนได้ใช้อัตราส่วนที่ถูกต้องในระดับของแสง AC เป็นดังนี้

$$R/IR = (AC_1/DC_1)/(AC_2/DC_2) \quad (2.1)$$

ในสมการนี้ จะได้ว่าตัวห้อยหมายเลข 1 คือค่าความยาวคลื่นของแสงสีแดงและตัวห้อยหมายเลข 2 คือค่าความยาวคลื่นของอินฟราเรด จะเห็นได้ว่าส่วนนี้เป็นอัตราส่วนของค่าคงที่ต่อค่าสูงสุดของความยาวคลื่นทั้งสองดังนี้ ตามกฎของ Beer-Lambert's Law จะเห็นได้ว่าเมื่อให้ฮีโมโกลบินจากความเข้มข้นต่างๆกัน จะได้ค่าสัมประสิทธิ์ความแตกต่างดังที่จะได้จากการคำนวณดังนี้

$$A(\lambda) = C\varepsilon(\lambda)d \quad (2.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ $A(\lambda)$ คือปริมาณการดูดซับที่ความยาวคลื่น λ และ C คือค่าความเข้มข้นของสสารตัวอย่าง แสดงในหน่วยของ mmol/l และ $\varepsilon(\lambda)$ เป็นค่าการดูดซับเฉพาะของ millimolar ที่ความยาวคลื่น λ ดังแสดงในตารางที่ 3 $mmol^{-1}$ x 1 x cm^{-1} และ d คือระยะการเดินทางของแสงในหน่วยเซนติเมตร ความสัมพันธ์นี้จะมีค่าเป็นไปได้ต่อแสงแบบโมโนโครมาติกที่ใช้และวัสดุที่เป็นที่ใช้ทดลองไม่ได้ทำให้แสงกระจัดกระจาย

ตารางที่ 2.1 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดซับของ millimolar ที่ความยาวคลื่น λ ของสารประกอบฮีโมโกลบินที่แตกต่างกัน

ค่าสัมประสิทธิ์ของการดูดซับมิลิโมล่าร์ที่ค่าความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน

	Hb		HbO_2	
λ	A	F	A	F
660nm	0.85	0.90	0.12	0.16
940nm	0.20	0.20	0.29	0.30

**at 84umol in adult measurement from absorbance spectral*

***A: ADULT, and ***F: Fetal*

เพื่อที่จะเปลี่ยนค่าการดูดซับที่วัดได้ต่อเส้นทางของแสงมาตรฐาน 1.0 เซนติเมตร ค่าการดูดซับโดยเฉลี่ยจะวัดได้ที่ค่าความยาวคลื่นที่หารได้ด้วยระยะทางของแสงของอุปกรณ์คูเวต (cuvette) ที่ใช้ 1 มิลลิเมตร เมื่อฮีโมโกลบินมีจำนวนกรุ๊ปของเหล็กทั้งสี่ชนิด เมื่อสัมประสิทธิ์ความแตกต่างที่ได้จะอ้างอิงจากกลุ่มฮิมีกลุ่มหนึ่งรวมกับโกลบินอีกครึ่งหนึ่ง นั่นก็คือจำนวนหนึ่งในสี่ของน้ำหนักโมเลกุลของ Hb tetramer จะเห็นได้ตามตารางว่าผลที่ได้เป็นค่าที่วัดตามหน่วยมิลิโมล่าร์ในการวัดของแสงย่านใกล้อินฟราเรด จะมีค่าสัดส่วนปริมาณการดูดซับความอิ่มตัวของอ็อกซิเจน และที่ย่านอัลตราไวโอเล็ตเป็นการวัดการดูดซับความอิ่มตัวของไฮโดรเจนซัลไฟด์ ในปริมาณที่แสงสีแดง 600 nm มีค่าการดูดซับของสารประกอบฮีโมของฮีโมลโกลบินที่ไม่มีอ็อกซิเจนได้มากกว่าแสงอินฟราเรดที่มีความสามารถในการดูดซับของสารประกอบฮีโมลโกลบินทั้งที่มีอ็อกซิเจนและไม่มีอ็อกซิเจนเมื่อคิดเป็นสเปกตรัมในย่านความถี่ได้พอๆกัน

สำหรับจุดประสงค์ของการทำให้เกิดความผิดพลาดพวกนี้ในปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจน (SpO_2) เนื่องจากค่าความแตกต่างในสัมประสิทธิ์ความแตกต่างของ *HbA* และ *HbF* ความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ที่ง่ายที่สุดที่จะได้ดังต่อไปนี้

ยกตัวอย่างกฎของเบียร์-แลมเบิร์ต (Beer-Lambert's) จะสามารถอธิบายถึงความแตกต่างในความหนาแน่นของแสงของจังหวะการเต้นของหลอดเลือดในเนื้อเยื่อ และแสงที่เดินทางผ่านส่วนผสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบเดียวกันของเลือดและเนื้อเยื่อที่ไม่มีเลือดเลย จำนวนการดูดซับทั้งหมดของเนื้อเยื่อจะเท่ากับการรวมค่าของการดูดซับทางแสงของแต่ละหน่วยชิ้น ถ้า *C(Hb)*, *Ɛ(Hb)* และ *d(Hb)* เพื่อแสดงความเข้มข้น สัมประสิทธิ์ความแตกต่างและ ความยาวของทางเดินแสงของส่วนประกอบของเลือด Hb โดยที่ $C(HbO_2)$, $\varepsilon(HbO_2)$ และ $d(\mathrm{HbO_2})$ แสดงความเข้มข้น สัมประสิทธิ์ความแตกต่างและระยะทางแสงของ HbO_2 และ $C(t)$, $\varepsilon(t)$ และ d(t) แสดงความเข้มข้น สัมประสิทธิ์ความแตกต่างและความยาวของระยะทางแสงขององค์ประกอบเนื้อเยื่อที่ไร้เลือด ดังนั้นค่ารวมของการดูดซับของเนื้อเยื่อ (A_T) มีค่าเท่ากับ

$$
\begin{aligned}
A_T \quad = \quad & C(Hb)\,\varepsilon(Hb)\,d(Hb) \\
& + C(HbO_2)\,\varepsilon(HbO_2)\,d(HbO_2) \\
& + C(t)\,\varepsilon(t)\,d(t)
\end{aligned}
\qquad (2.2)
$$

จากสมการ (2.2) เมื่อทำอนุพันธ์สมการ โดยเทียบกับเวลาเราจะได้

$$
\begin{aligned}
& \frac{dA_T}{dt} = \frac{d}{dt}[C(Hb)\varepsilon(Hb)d(Hb) \\
& + C(HbO_2)\varepsilon(HbO_2)d(HbO_2)] \\
& + \frac{d}{dt}[C(t)\varepsilon(t)d(t)]
\end{aligned}
\qquad (2.3)
$$

จะสังเกตได้ว่าที่เทอมที่สามของสมการด้านบนเป็นค่าคงที่ดังนั้นเมื่อคิดอนุพันธ์เทียบกับเวลาและแทนอัตราความเข้มของแสงที่เคลื่อนผ่านด้วย $-\ln(I_t / I_0)$ โดยที่ I_t และ I_0 แทนด้วยความเข้มของแสงที่ส่งไปเป็นสมการขึ้นกับเวลาและความเข้มของแสงที่ตกกระทบไม่ขึ้นกับเวลา ตามลำดับดังเขียนได้ตามสมการต่อไปนี้

$$
-\frac{d(InI_t)}{dt} = \frac{d}{dt}[C(Hb)\varepsilon(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\varepsilon(HbO_2)d(HbO_2)] \qquad (2.4)
$$

เมื่อนำอัตราส่วนของความเข้มของแสงที่ส่งของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด เราจะได้เป็นอัตราส่วนที่ว่า

$$
\frac{\frac{d}{dt}[InI_t(R)]}{\frac{d}{dt}[InI_t(Ir)]} = \frac{\frac{d}{dt}[C(Hb)\varepsilon_R(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\varepsilon_R(HbO_2)d(HbO_2)]}{\frac{d}{dt}[C(Hb)\varepsilon_{IR}(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\varepsilon_{IR}(HbO_2)d(HbO_2)]}
$$

(2.5)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราจะได้ว่าอัตราส่วนของ *R/IR* จะเป็นไปได้ว่า

$$SpO_2 = \frac{C(HbO_2)}{C(Hb) + C(HbO_2)} \tag{2.6}$$

และ

$$d(Hb) = d(HbO_2) \tag{2.7}$$

ดังนั้นแทนค่าในสมการสัมประสิทธิ์การดูดซับจะได้ว่า

$$SpO_2 = \left[\frac{-\varepsilon_R(Hb) + \varepsilon_{IR}(Hb) * (R/IR)}{[\varepsilon_R(HbO_2) - \varepsilon_R(Hb)] + [\varepsilon_{IR}(Hb) - \varepsilon_{IR}(HbO_2)] * (R/IR)}\right] \tag{2.8}$$

เป็นปริมาณการละลายแบบอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดที่วัดได้จากใช้ความยาวคลื่นแสงสองคลื่นในฮีโมโกลบิน

ในการคำนวณจากความยาวคลื่นทั้งสองโดยเป็นอัตราส่วนซึ่งกันและกันจะทำให้ค่าที่เป็นค่าเฉลี่ยของค่าสัมประสิทธิ์ที่ไม่ขึ้นกับเวลา ดังนั้นเมื่อต้องการที่จะได้ค่าคงที่ที่เป็นค่าความดันของเลือดเราอาจจะหาได้จากสมการที่เกี่ยวข้องกับความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนและความดันในกระแสเลือด

สำหรับชั้นบรรยากาศความกดอากาศมีค่าเท่ากับ 760 mmHg (มิลลิเมตรปรอท) เราจะหาความสัมพันธ์ของปริมาณอ็อกซิเจนที่มีอยู่ในเลือดทั้งหมดได้เท่ากับปริมาณเลือดแดงคิดเป็น mg/dl (Hemoglobin in blood: Hb) และจะหาความสัมพันธ์ของปริมาณความดันอ็อกซิเจนในเส้นเลือดได้ ซึ่งจะสามารถนำไปวิเคราะห์ในทางคลินิกทางเลือดได้ (Hematology Analysis for Blood Gas Analysis) ซึ่งผู้ป่วยที่มีความสัมพันธ์ที่ไม่สมดุลกันของสามตัวประกอบนี้จะสามารถนำไปวินิจฉัยโรคที่เกิดขึ้นจากเลือดได้

$$CaO_2 = Hb\ (gm/dl) * 1.34\ ml\ O_2/gm\ Hb * SaO_2 + PaO_2 * (.003\ ml\ O_2/mm\ Hg/dl) \tag{2.9}$$

สำหรับ Arterial PO_2 (ตัว 'a') ให้ข้อมูลเกี่ยวกับปริมาณแก๊สที่เพียงพอที่จะแลกเปลี่ยนในปอด เมื่อ (และเพียงแค่เมื่อ) จะใช้ไว้หักออกจากสมการแอลวิโอล่าร์ alveolar PO_2 (ตัว A) เราจะได้สมการแก๊สแอลวิโอล่าร์ (Alveolar Gas Equation) เพื่อหา PO_2 ในปอด (PAO_2)

$$PAO_2 = FIO_2(BP - 47) - 1.2PCO_2 \tag{2.10}$$

โดยที่ FIO_2 (fraction of inspired oxygen) = 0.21 ที่ 'อากาศในห้องปรกติ' และเราสามารถที่จะเปลี่ยนข้อมูลปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดที่เป็นเปอร์เซ็นต์ให้อยู่ในรูปสัดส่วนค่าของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

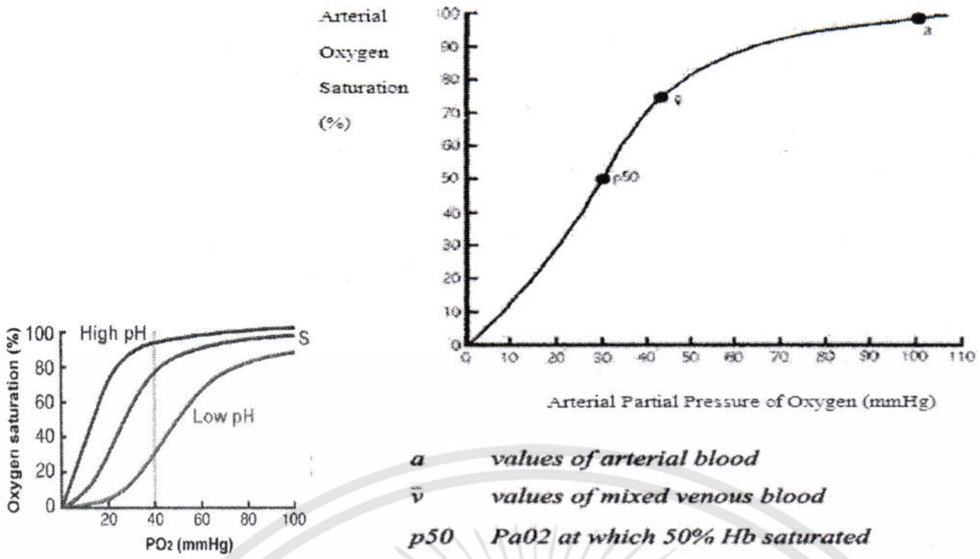
PaO_2 และ PCO_2 ได้เป็นข้อมูลเพื่อนำไปวิเคราะห์วินิจฉัยโรค ตามตารางที่ 2.2 โดยที่ค่าปรกติของ PCO_2 ในหลอดเลือดแดงจะมีค่าเท่ากับ 40 mmHg

ตารางที่ 2.2 การคำนวณหาค่าพารามิเตอร์อื่นที่จำเป็นในการคำนวณสมการก๊าซที่เส้นเลือดไปยังปอด (Alveolar)

ค่าที่วัด	**ปริมาณสัดส่วนในเลือด**		**อัตราส่วนที่เทียบได้กับค่า PaO_2**	
SaO_2	95-100%		80-100 mmHg	
	90%		60 mmHg	
	80%		50 mmHg	
	70-75%		40 mmHg	
PCO_2 mmHg	***ภาวะปรกติ***	***ภาวะสมองขาดอ็อกซิเจน***	***ภาวะปรกติ***	***ภาวะคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดสูง***
	37.5±1.8	35.7±2.0	39.4±1.6	53.7±1.6

จากสมการด้านบนเราสามารถหาค่า PAO_2 สัมพัทธ์ในหลอดเลือดแดงได้เมื่อเทียบจากค่า SaO_2 ในเลือดที่วัดได้จากการทดลอง และให้ในบรรยากาศมีค่าความดันเป็น 760 mmHg และมีความเข้มข้นของอ็อกซิเจนในบรรยากาศเป็น 21% ดังนั้นเมื่อคิดออกมาได้จะเป็นค่าอ็อกซิเจนที่ SaO_2 เท่ากับ 98% จะมีค่า PAO_2 ในหลอดเลือดแดงจะมีค่าที่อธิบายได้ดังกราฟในรูปที่ 2.2 จะมีค่าแปรผันตามค่า pH ดังภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 กราฟแสดงค่า PaO_2 ที่แปรผันตาม SaO_2 และค่า pH

ในแต่ละโมเลกุลของฮีโมโกลบินจะมีอะตอมไอออนบวกสองประจุของธาตุเหล็กในฮีโมโกลบิน Fe^{++}heme สี่อะตอมไซท์ด้วยกันสำหรับจับอะตอมอ็อกซิเจนในตารางธาตุหมู่หก ดังนั้นเมื่อไม่มีการรบกวน (ไม่ว่าจะเป็นจากคาร์บอนมอนอกไซค์เป็นต้น) จำนวนโมเลกุลอ็อกซิเจนที่มีอยู่ในแต่ละไซท์จะรวมตัวกันได้อย่างเต็มที่ จำนวนเปอร์เซ็นต์ของไซท์รวมกันที่จะรวมตัวกับอ็อกซิเจนจะเป็นค่าคงที่ และจะเรียกว่า 'ปริมาณอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด' โดยที่ SvO_2 และSaO_2 เป็นค่าของปริมาณอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในวงจรเลือดดำใหญ่และเลือดแดงตามลำดับและสามารถแทนได้ด้วยสมการกำลังหก

$$PaO_2 = -1E\text{-}0.6x^6 + 0.0006x^5 - 0.1124x^4 + 11.673x^3 - 674.79x^2 + 20557x - 257421 \qquad (2.11)$$

โดยที่ค่า x คือค่าปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดหรือ SpO_2

ในการพัฒนารูปแบบการนำไปใช้ของสมการการหาค่า PaO_2 นี้สามารถนำไปใช้หาความสัมพันธ์ความเป็นกรด-ด่างของสภาวะเลือดได้อีกด้วย เมื่อนำไปวัดที่ใช้ความสามารถในการหาความดันเลือดโดยตรงและมีค่าอื่นที่เป็นข้อมูลช่วยในการเทียบค่าจากกราฟที่ได้จากผลทดลองจากการนำค่าเลือดที่ได้จากการวัดค่าเลือดของเลือดจากการทดลองจากเครื่องมือวัด จะได้เลือดที่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า SaO_2 และ PaO_2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

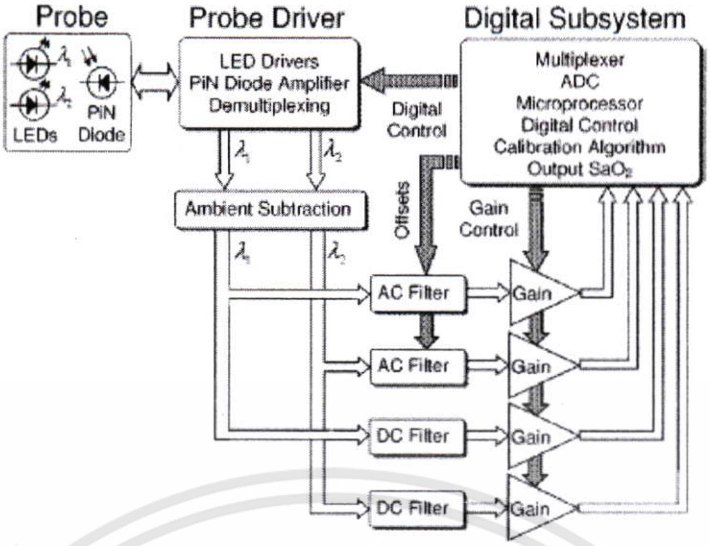
2.2 อัลกอริทึมของเครื่องวัดเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดสำหรับความยาวคลื่นแสง NIR สองคลื่น

ค่าที่ได้จากการทดลองที่มีการตรวจผ่านความยาวคลื่นสองคลื่นที่ได้อยู่ในรูปแบบลูกคลื่นในแกนเวลาโดยที่ช่วงเวลาเปิดปิดของ LED จะมีผลต่อการตรวจจับค่าที่ถูกต้องได้ เราจะได้ว่าที่ความยาวคลื่นใดๆกราฟที่ได้มาจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของตัวดักจับสัญญาณจะมีค่าไม่คงที่เนื่องจากการดูดซับและปริมาณของอ็อกซิเจนในเส้นเลือดดำและเลือดแดงขณะที่ออกมา หรือเข้าไปในหัวใจมีลักษณะที่แตกต่างกัน แต่ค่าที่วัดจะเป็นค่าปริมาณอ็อกซิเจนที่ความเข้มข้นร้อยละ 95 จะได้ค่าที่ถูกต้องออกมา ดังนั้นเริ่มต้นการวัดค่าในอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดรุ่นใหม่อาจจะมีวิธีการหาค่าโดยกำหนดให้มีการเปิดปิดของแสงอย่างเป็นจังหวะ โดยที่กำหนดหาช่วงระยะการหายใจเฉลี่ยของมนุษย์ โดยที่ค่าที่ได้จากแสงที่ตัวดักจับสัญญาณจะต้องอยู่ในช่วงที่หายใจออกหรือช่วงจังหวะที่หัวใจบีบเลือดแดงออกดังนั้นความยาวของจุดสูงสุดของคลื่นจึงควรมีค่าความถี่น้อยโดยที่มีค่าช่วงปิดของคลื่นจุดต่ำสุดล่างของแสงที่ส่งออกมามีค่าในช่วงสั้นๆ

ในการประมวลค่าแสงที่วัดได้จากคลื่นแสงทั้งสองที่ตัวแปลงสัญญาณแสงแล้วตัวกลางที่จะทำหน้าที่เป็นตัวคำนวณในค่าอัตราส่วนต่างๆที่ได้จากการวัดความเข้มของแสงจะอยู่ที่ส่วนโพรเซสเซอร์โดยที่จะส่งค่าความเข้มไปที่ตัวเปลี่ยนสัญญาณแอนาล็อก สัญญาณทางไฟฟ้าไปเป็นสัญญาณทางดิจิตอลและประมวลผลโดยที่ปรกติสัญญาณที่ได้จากตัววัดจะอยู่ในช่องสัญญาณเดียวกัน โดยแต่ละช่วงของแสงจะถูกแปลงในอยู่ในรูปสัญญาณทางไฟฟ้าแอนาล็อก จากนั้นให้ทำการแยกช่วงความยาวคลื่นต่อความเข้มที่ได้ตามความเข้มของกระแสไฟฟ้าให้เป็นในทางดิจิตอลและหาค่าโดยตัดค่าที่ได้จากสิ่งแวดล้อมและสิ่งรบกวนโดยแต่ละความยาวคลื่นจะถูกกรองเพื่อหาอัตราส่วน AC/DC โดยผ่านตัวกรองสัญญาณหาค่า DC และ AC ตามลำดับแต่เพื่อไม่ให้สัญญาณอ่อนเกินไปจะต้องผ่านตัวทำหน้าที่ขยายสัญญาณและจึงนำไปคำนวณตามสมการที่ได้กล่าวไปใน 2.1.1 ในรูปจะแสดงให้เห็นถึงวิธีการในการทดลองนี้ ตามรูปที่ 2.3[1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง



รูปที่ 2.3 ขั้นตอนกระบวนการแปลงค่าทางแสงและวัดค่าเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2

เมื่อได้ค่าที่กรองออกมาจาก AC Filter ตามแกนเวลาจะได้ว่า v_{ac} (t) จะมีค่าเท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจจะได้กราฟของการเต้นของหัวใจ โดยที่จากสองความยาวคลื่นเมื่อนำมาแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) จะได้ $V_{ac}(\omega)$ จะหาค่าได้ที่ center frequency ของสองคลื่นจะได้อัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ย โดยที่เมื่อนำสเปกตรัมที่ได้ตัดความถี่ที่ไม่ต้องการทิ้งไปและนำมาคำนวณจะได้กราฟการเต้นของหัวใจที่ไม่มีการรบกวนดังกราฟที่ได้จาก

87096

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 ค่าสัมประสิทธ์การดูดซับ ที่ความยาวคลื่น λ ของชั้นเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน

คุณสมบัติทางแสงของส่วนประกอบของเนื้อเยื่อ

Var.	**meaning**	**660nm**	**940nm**
$\mu_a(HHb)$	*Absorption, deoxygenated Hb*	17.139	1.868
$\mu_a(O_2Hb)$	*Absorption, oxygenated Hb*	1.692	7.312
$\mu_a(tissue)$	*Absorption, non-blood tissue*	0.285	0.236
$\mu_a(melanin)$	*Absorption, melanin*	269.440	62.627
μ_s	Scattering, blood & tissue	71.5	38.63
g	anisotropy	0.8	
n	Refractive indices (internal)	1.3	

ความเข้มของแสงจากสมการ [2] จะได้เทอมที่เพิ่มขึ้นมาของการโพลาไรเซชันของแสงในเนื้อเยื่อจากสมการ

$$I(t,\lambda) = I_o(\lambda)\exp\{-[S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] * z(t) - \mu_{static}d\} \tag{2.12}$$

ตามข้อมูลในตารางที่ 2.3 จะได้

$$I(t,\lambda) = I_o(\lambda)\exp\{-[S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] * z(t) - \mu_o(\lambda)d + \mu_{g,scatter}(\lambda)d' gn_{i/air}\} \tag{2.13}$$

โดยที่ $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$, $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$ เป็นสัมประสิทธิ์การดูดซับที่แตกต่างของมิลิโมล์ล่าร์โมเลกุลฮีโมโกลบินทั้งสองคือ ที่มีอ็อกซิเจนและที่ไม่มีอ็อกซิเจนตามลำดับ

Z(t) เป็นฟังก์ชันไดนามิกของความยาวของทางเดินแสงทางกายภาพต่อเลือดแดงและความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน

$\mu_{static}d$ คือความหนาแน่นทางแสงของเนื้อเยื่อและองค์ประกอบทางกายภาพต่างๆ

$\mu_{g,scatter}d' gn_{i/air}(\lambda)$ คือความสามารถของแสงที่กระจัดกระจายได้ตามความหักเหของเนื้อเยื่อชั้นต่างๆ โดยที่มีค่าคงที่ของตัวประกอบทางโครงสร้างแบบวัสดุแอนไอโซทรอปิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(anisotropy) g และค่าสัมพัทธ์ของการหักเหของแสงของเนื้อเยื่อที่ความลึกหรือความหนา *d'* (relative reflective index: $n_{i/air}$) [3]

เทอมเฉพาะในส่วนที่ดูดซับของอ็อกซิเจนในเลือดและส่วนประกอบของเลือดจะได้เป็นเมื่อ

$$P_j(t) = -\Delta Z(t)\mu_{blood}(\lambda_j)$$
$$\mu_{blood}(\lambda_j) = [S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] \tag{2.14}$$

$$\begin{bmatrix} P_j(t,\lambda)_{HbO_2} \\ P_j(t,\lambda)_{Hb} \end{bmatrix} = -\Delta Z(t)\begin{bmatrix} S & 0 \\ 0 & 1-S \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda) \end{bmatrix} \tag{2.15}$$

$$\det\left(\begin{bmatrix} S & 0 \\ 0 & 1-S \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda) \end{bmatrix} - \kappa I\right) = 0 \tag{2.16}$$
$$\det\left(\begin{bmatrix} -\mu_0(\lambda_1) & \mu_{scatter}(\lambda_1)gn_{i/air} \\ -\mu_0(\lambda_2) & \mu_{scatter}(\lambda_2)gn_{i/air} \end{bmatrix}\begin{bmatrix} d \\ d' \end{bmatrix}\right) = 0$$

หาค่าลักษณะเฉพาะ *(eigenvalue)* *k =+-(u1-u2sgn)+root2((u1-u2sgn)^2-4*1*gn(u2us1-u1us2))/2* ดังนั้นเราจะหาเมตริกซ์ที่คล้ายคลึงกันกับสัมประสิทธิ์ที่ได้เป็นค่า $TcPO_2$ (Transcutaneous Arterial Oxygen Tension) คือค่าที่เราสามารถหาได้เมื่อสารละลายเลือดไม่มีค่าอ็อกซิเจนเหลืออยู่เลย (Zero-O_2 solution) เมื่อนำมารวมกันของคลื่นสองคลื่นจะได้ดังสมการที่

$$v_{jk}^{ac}(t,\lambda) = -v_o\Delta z(t)\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{blood}(\lambda_k)\right] \tag{2.17}$$

แสดงถึงปริมาณที่อ็อกซิเจนในเลือดดูดซับแสงและฮีโมโกลบินที่อยู่ในเลือดที่ดูดซับแสงเป็นสมการของคลื่นและเวลา จากสมการด้านบนมาจากการวัดและการศึกษาทางกายภาพของวงจรและสัญญาณไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับการดูดซับความเข้มของแสงในเลือดได้ว่าจะเขียนได้ดังสมการในโดเมนเวลา จะได้ว่าดังนี้

$$\frac{\partial v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial t} = -v_o\frac{\partial\Delta z(t)}{\partial t}\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{blood}(\lambda_k)\right]$$
$$\frac{\partial v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial \lambda} = -v_o\frac{\partial}{\partial \lambda}\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{blood}(\lambda_k)\right]$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{\partial^2 v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial\lambda\partial t} = -v_o$$

จะได้ค่าความเข้มแสงที่ได้จากตัววัดสัญญาณ เมื่อนำไปหาสัมประสิทธิค่าประสิทธิภาพของเครื่องวัดความอิ่มตัวปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดหรือตัวเซนเซอร์จะได้ โดยที่ค่าลบแสดงทิศทางตรงกันข้ามกันแสงที่ออกมาจากตัวปล่อยแสง แต่เนื่องจากตัวปล่อยแสงและตัวดักจับแสงไม่ได้อยู่ในแนวเส้นตรงเดียวกันค่าที่ได้จะเป็นค่าประสิทธิภาพของเครื่องวัดความอิ่มตัวปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดหรือตัวเซนเซอร์และตัวกำเนิดแสง จากการหักเหของดัชนีแสงที่ได้ในเนื้อเยื่อและจากการโพลาไรเซชั่นเพียงอย่างเดียว

ในกรณีที่จากการวัดโดยตรงของตัวดักจับสัญญาณทางแสงเราจะแยกสัญญาณ v^{ac}ที่ได้ออกเป็นสองส่วนดังนั้นในกรณีที่ได้สมการเป็นข้อมูลดิบ จากการรับส่งเมื่อนำไปคำนวณหาการแปลงสัญญาณฟูเรียร์อย่างเร็วโดยใช้วิธีการเฉลี่ยแบบเคลื่อนที่ (moving average) จากการแยกช่องสัญญาณแสงออกเป็นสองช่องคือสองช่วงสัญญาณแสงจะได้ค่าที่ได้เมื่อคิดเป็นพลังงานของสเปกตรัม และกฎการอนุรักษ์ของพลังงาน (Conservation of Energy Law) เมื่อเอาส่วนค่าที่ขึ้นกับเวลามาคิดจะได้

$$\frac{\left|\Delta Z(\omega_{\lambda_j})\right|^2}{\left|\Delta Z(\omega_{\lambda_1})\right|^2 + \left|\Delta Z(\omega_{\lambda_k})\right|^2} = \left|\Delta R(\omega_{j/k})\right|^2$$

normalized energy function (2.18)

เราจะได้สมการที่ (2.14) เมื่อนำไปส่วนกลับการแปลงสัญญาณฟูเรียร์อย่างเร็ว (IFFT) จะได้กราฟแทนความถี่คลื่นหัวใจที่ความถี่ที่เกิดจากการบีบของหัวใจ แต่เมื่อนำค่าที่ได้มาหากลับกัน เราจะได้ค่า

$$\text{Dynamic Range of acoustic wave} = \left\|\Delta R(\omega_{j/k})\right|^2 - \left|\Delta R(\omega_{k/j})\right|^2\right| \quad (2.19)$$

คือค่าความแตกต่างของปริมาณแสงที่วัดได้เป็นปริมาณของการดูดซับของอ็อกซิเจนที่วัดได้จากคลื่นสองความยาว และนำมาหาส่วนกลับการแปลงสัญญาณฟูเรียร์อย่างเร็ว จะได้ค่าที่เป็นค่าเฉพาะที่ได้จากการบีบของหัวใจของสองคลื่นโดยที่ $\left\|\Delta Z(\omega_{\lambda_1})\right|^2 - \left|\Delta Z(\omega_{\lambda_2})\right|^2\right|$ เป็นค่าที่ได้จากการแปลงสัญญาณฟูเรียร์อย่างเร็ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กรณีที่ I. โดยสมมติว่า $\omega_{j/k} \approx \omega_{k/j}$ จะไม่มีความผิดพลาดในการวัดและสิ่งรบกวนการสิ่งแวดล้อมและองค์ประกอบทางการเคลื่อนไหวที่ทำให้ค่าผิดเพี้ยนไป

กรณีที่ II. ให้ค่า $\omega_{j/k} = k\omega_{k/j}$ ที่เป็นไปได้

ดังนั้นจะเทียบค่าที่ได้มาจากค่าทั้งสองค่านี้กับอัตราส่วนของสัมประสิทธิของการดูดซับตามตารางที่ 2.3 จะสามารถหาค่าความหนาแน่นของเม็ดเลือดแดงต่างชนิดกันได้ ดังนั้นเมื่อจำนวนค่าที่วัดได้จากค่าแตกต่างของอัตราส่วนของสเปกตรัมเทียบได้กับค่าปริมาณของอ็อกซิเจนที่ดูดซับได้ในเลือดแดง สมการความผิดพลาดจะได้เท่ากับ $error(t) = IFFT\left|\left|\Delta R(\omega_{j/k})\right|^2 - \left|\Delta R(\omega_{k/j})\right|^2\right|$ จะแสดงค่าที่มีความผิดพลาดของแต่ละคลื่นแสงแต่ต้องมีความคล้ายคลึงกัน และเป็นค่าที่ได้จากการเคลื่อนไหวหรือการรบกวนอื่นๆ

เมื่อนำสมการที่ (2.14) มาคิดหาและแทนค่าในตารางที่ 2.3 และเมื่อเทียบกับสมการ (2.13) ที่ค่าสูงสุดและต่ำสุดจะได้

$$\begin{aligned} P_j\,peak - top(t) &= -\Delta Z(t)\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) \\ P_j\,peak - bottom(t) &= -\Delta Z(t)\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) \end{aligned} \tag{2.20}$$

$$v_{jk}^{ac}(t) =$$
$$-v_o\Delta z(t)\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\right] \tag{2.21}$$

เมื่อนำสมการด้านบนมาอินทิเกรตหรือหาการแปลงสัญญาณฟูเรียร์อย่างต่อเนื่อง CT-Fourier Transform และหาส่วนกลับการแปลงสัญญาณฟูเรียร์ที่ได้ จะได้ค่าที่แสดงตำแหน่งของค่าความเปลี่ยนแปลงของการบีบตัวของผนังหลอดเลือดต่อการเต้นของหัวใจต่อการเดินทางของแสง

$$s_{jk}^{ac}(t) =$$
$$-v_o\Delta x(t)\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\right] \tag{2.22}$$

ค่าที่ได้จะเป็นค่าที่แสดงความสัมพันธ์ต่อตารางที่ 2.3 ($\varepsilon(\lambda)$) โดยที่

$\varepsilon(\lambda)$*

$$= \frac{\Delta x(t)}{\partial\lambda j,k}\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\right] \tag{2.23}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าที่ได้จากการทดลองสัญญาณอาจนำเอาไปบีบอัดสัญญาณ เพื่อประโยชน์ในการนำไปวิเคราะห์ สร้างสัญญาณที่ได้ให้มีความละเอียดต่อสัญญาณรบกวนได้ โดยไม่จำเป็นต้องหาค่าสัญญาณที่ได้ต่อสัญญาณรบกวนเนื่องจากสัญญาณที่เลือกไปทำการบีบอัดสัญญาณจะเป็นข้อมูลที่สำคัญเท่านั้น ซึ่งสัญญาณที่ได้แบบ ECG (Electrocardiogram) นำไปสุ่มที่สัญญาณ N-point และนำไปทดสัญญาณแบบ N/m-point decimation และนำไปเข้าเครื่องเก็บข้อมูลหรือเก็บค่าไว้เป็นสัมประสิทธิ์ที่ได้ในเมตริกซ์ และนำข้อมูลที่ได้ไปทำการส่วนกลับเพื่อสร้างกราฟใหม่โดยหาเมทริกซ์เสมือน (similar matrix) ของ N-point inverse transform, A^{-1} ด้วย N/m transform coefficients และ N-N/m zero จำนวน harmonic ที่ได้ของสัญญาณที่แปลงสัญญาณฟูเรียร์แล้วจะหาได้จากขบวนการ zero padding detection ของ Transfer function เพื่อหาค่าจำนวน harmonic ที่เพียงพอในการสร้างสัญญาณที่ได้อย่างสมบูรณ์ในช่วงสัญญาณคลื่นจริงหนึ่งคาบ ในซอร์สโค้ดที่ใช้ในการทดลองนี้ใช้เพื่อวัดสัญญาณทั้งหมด 11 ครั้งของการเต้นหัวใจดังนั้นจึงมีเวลาที่พอเพียงในการเก็บสะสมค่าที่ได้แต่ยังมากเกินไปทำให้ที่จะให้เกิดความละเอียด ดังนั้นเราสามารถสร้างการเก็บข้อมูลแบบสัญญาณแอนาล็อกของค่าทุกค่าที่วัดได้ในเมตริกซ์เพียงช่วงคาบเดียวซึ่งอาจเป็นเศษส่วนหรือเสี้ยวของวินาที และนำมาหาค่าที่สมควรในการเก็บค่าที่ได้ แต่เพียงนำมาเทียบในกรณีเกิดความผิดพลาดในการเคลื่อนที่หรือการดักจับสัญญาณการใช้จำนวนครั้งในการเต้นของหัวใจเพื่อเก็บค่าที่ได้มาคิดค่า SpO_2 (SaO_2) จึงเป็นค่าที่ได้จากยอดของสัญญาณขณะที่หัวใจสูบเลือดออกเป็นค่าปริมาณอ็อกซิเจนของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การออกแบบเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด

3.1 การออกแบบสถาปัตยกรรมทางวงจรอิเล็กทรอนิกส์

จากการทดลองอุปกรณ์ที่ใช้ในการคำนวณค่าปริมาณความเข้มข้นของอ็อกซิเจนในเลือดในบทความนี้ใช้อุปกรณ์ของ Cypress semiconductors แบบ 28 pin เพื่อทำการแปลงสัญญาณทางไฟฟ้าให้อยู่ในรูปของดิจิตอลและนำไปคำนวณได้

วงจรประกอบด้วยส่วนหลักๆ 5 ส่วนคือ

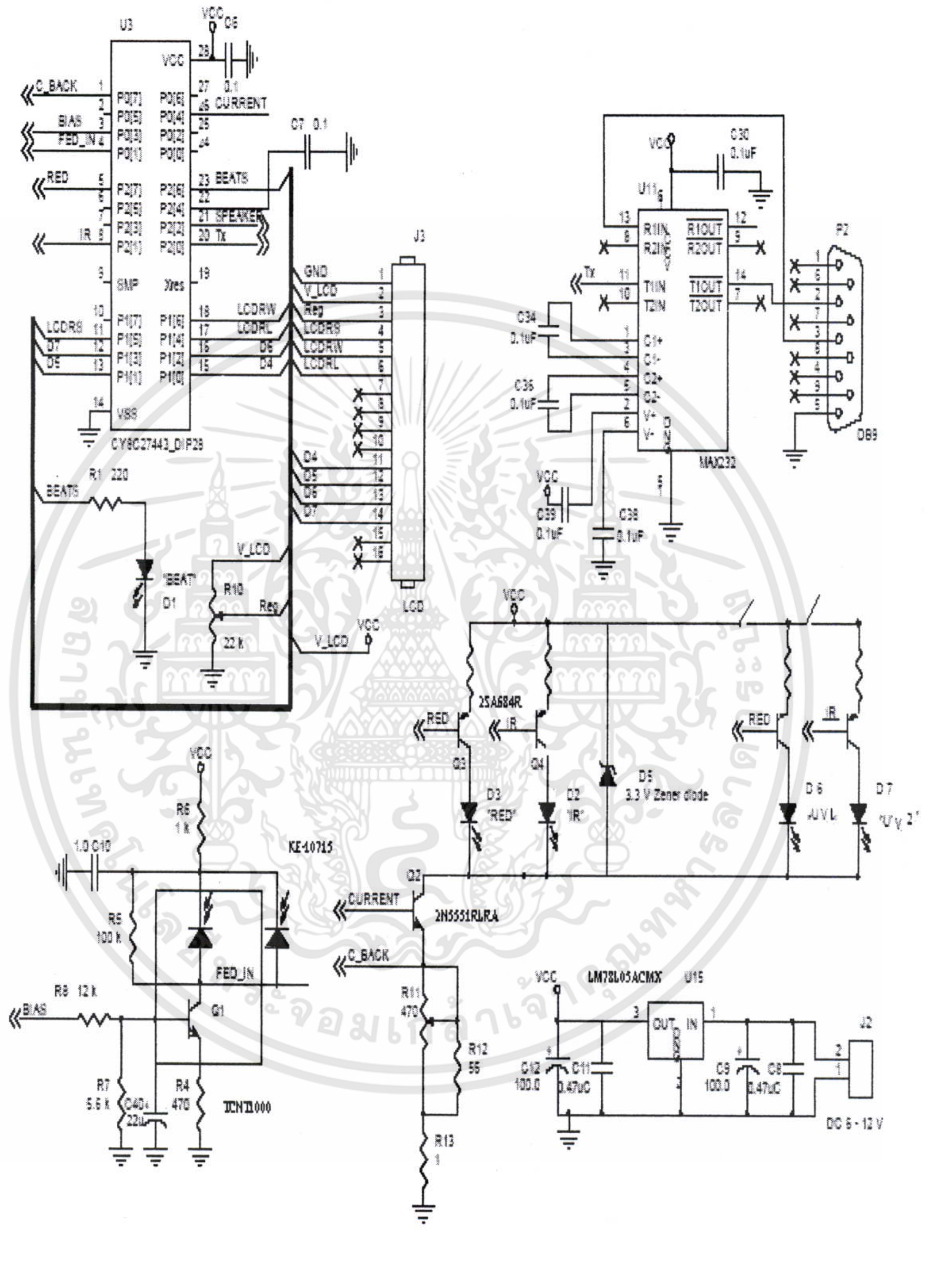
1. CY8C27443 เป็นส่วน ALU และส่ง data ผ่านขา Tx
2. ส่วนต่อ LCD เพื่อแสดงค่าที่ประมวลผลได้

Photodetector Module ประกอบไปด้วยส่วน 2 ส่วนคือดักแสงอินฟราเรดและย่าน NIR

3. RS-232 Connector การต่อเพื่อแสดงผลกับทางจอคอมพิวเตอร์
4. Infrared & Red LEDs วงจรที่ใช้ต่อเพื่อจ่ายไฟโดยที่จะใช้ไฟจ่ายจาก CY8C27443

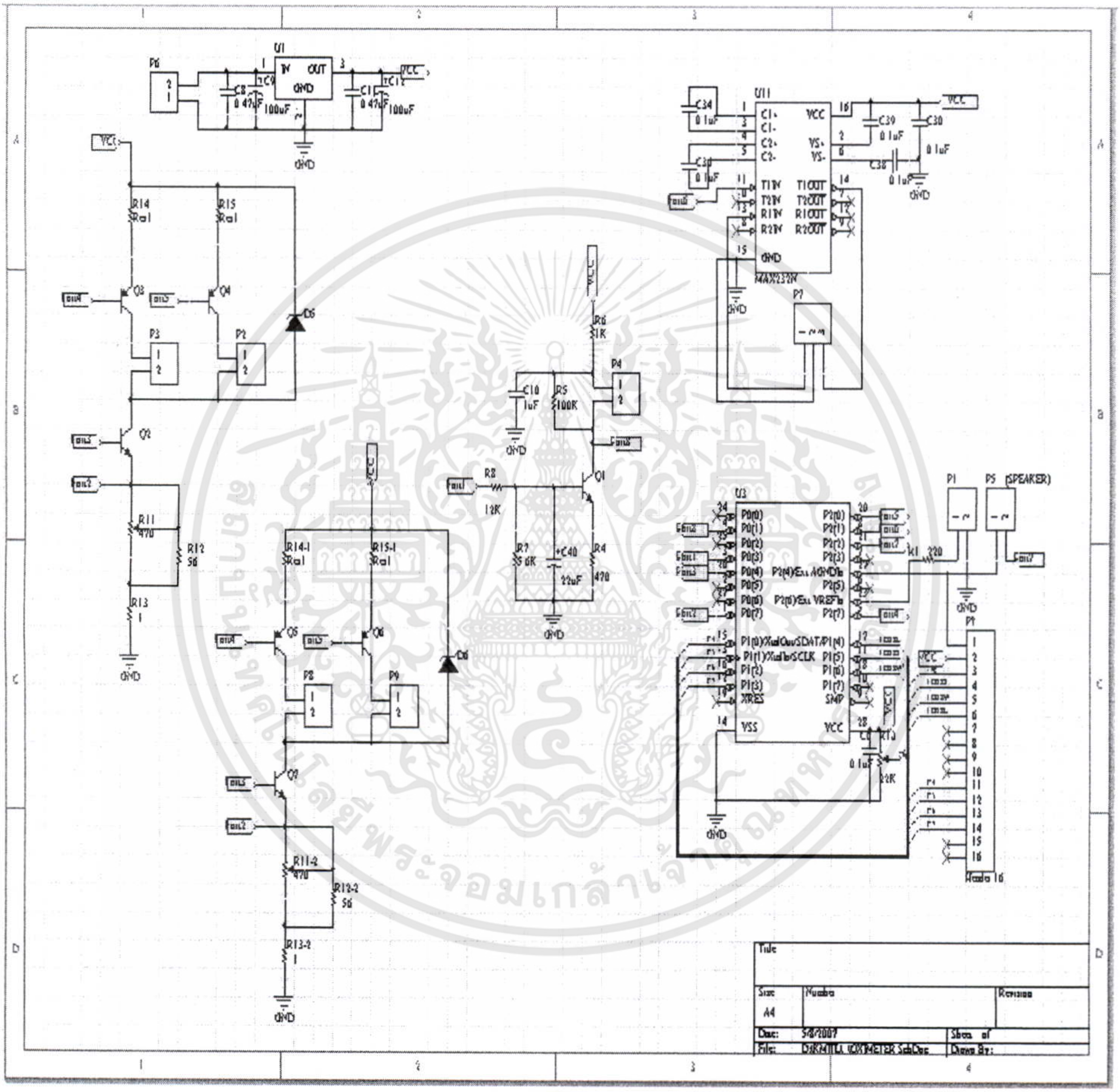
รายละเอียด datasheet ทั้งหมดสามารถหาได้ในภาคผนวก ก. ตามตารางที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.1ก วงจรวางแบบแสดงอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้เพื่อวัดค่าและเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2 Calculate-Blood Pressure Oximeter หรือตามที่จะเรียกในวิทยานิพนธ์นี้ว่า Calox-2006

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.1ข วงจรที่ออกแบบรวมเพื่อใช้วัดค่าและเพื่อคำนวณหาค่า SpO_2 (Calox-2006)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการประกอบเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือด (CalOx-2006)

รายการ	ชื่ออุปกรณ์	ชื่อย่อ	จำนวน	หมายเหตุ
1	PSoc Microcontroller	CY8C27443	1	
2	LCD Display	LCD-16	1	
3	PNP transistor	2SA684R	2	
4	NPN transistor	2N5551RLRA	2	
5	Red LED	LH2040	2	660 nm
6	IR LED	TOIR-30A94CXAA	2	940 nm
7	RS-232 Controller	MAX232CPE	1	
8	IR Photodetector	TCNT1000	1	
9	Light dependent resistor	KE-10715	1	
10	Voltage Regulator	LM78L05ACMX	1	
11	3.3 V Zener diode	1N4728A-TAP	1	
12	Potentiometer	PT10LV-1M-A	2	

3.1.1 CY8C27443

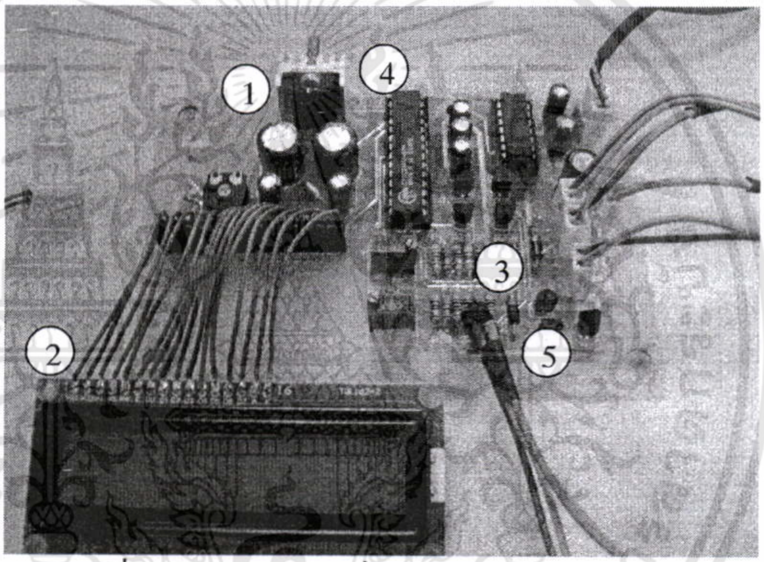
เป็นตัวชิปแบบ PSOC ที่ใช้ในการเป็น Voltage controlled current sources ในการจ่ายไฟให้กับทั้งวงจร โดยที่มีตัวจ่ายไฟกระแสตรง LP2950-5 โดยสามารถจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงได้ในระดับ 5V-12V ตัวชิปสามารถนำไปโปรแกรมผ่านทาง PSOC Controller set ได้และซอสโค้ดสามารถดูได้ในภาคผนวก

โดยที่อัลกอริทึมที่ใช้ในการทดลองได้ถูกดัดแปลงเพื่อรองรับสองช่องสัญญาณของคลื่นแสงเนื่องจากมีตัว Photodetector สองตัวด้วยกันตามที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การออกแบบ Autocad สำหรับตัววัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดด้วยแสง

ยังไม่มีการออกแบบลักษณะภายนอกของอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดนี้แต่จะออกแบบให้มีความสามารถในการพับงอและมีขนาดที่สามารถใช้กับสายข้อมือยางหรือไว้สวมนิ้วได้ แต่ในตลาดอุปกรณ์เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดที่มีชื่อมีหลายยี่ห้อได้มีการออกแบบเรียบร้อยเป็นระบบแยกโดยที่ระบบวัดแสงและระบบที่ทำหน้าที่แยกและคำนวณสัญญาณจะแยกออกจากกัน และอุปกรณ์ที่ออกแบบที่พับงอได้จุดประสงค์เพื่อใช้เพียงครั้งเดียวแล้วทิ้ง ซึ่งอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐานทางอุตสาหกรรมและที่มีอยู่ในตลาดจะสามารถนำมาใช้ได้กับวงจรในรูปที่ 3.1b โดยแทนที่โมดูล 5 ทั้งหมด โดยมีรูปดังแสดงได้ดังในภาพที่ 3.2

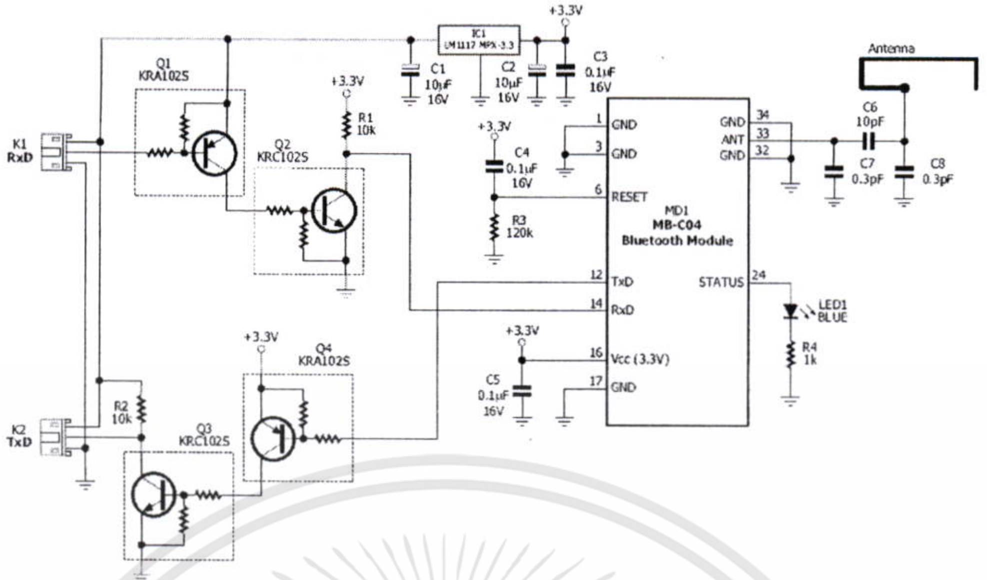


รูปที่ 3.2 วงจรรวมของเครื่องวัดค่า SpO_2 (Calox-2006)

3.3 การจัดเรียงอุปกรณ์เพื่อติดตามสัญญาณชีพจรในห้องผู้ป่วย

ในการทดลองเราจัดอุปกรณ์ที่เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดของผู้ป่วยที่ต้องการวัดชีพจร และประกอบส่วนที่เป็นส่วนคอมมูนิเคชั่นหรือสื่อสารประกอบไปด้วยส่วนของการส่งดาต้าแบบอนุกรมกับพอร์ต RS232 ต่อกับอุปกรณ์ไร้สายติดต่อแบบใช้ Bluetooth ดังรูปที่ 3.3

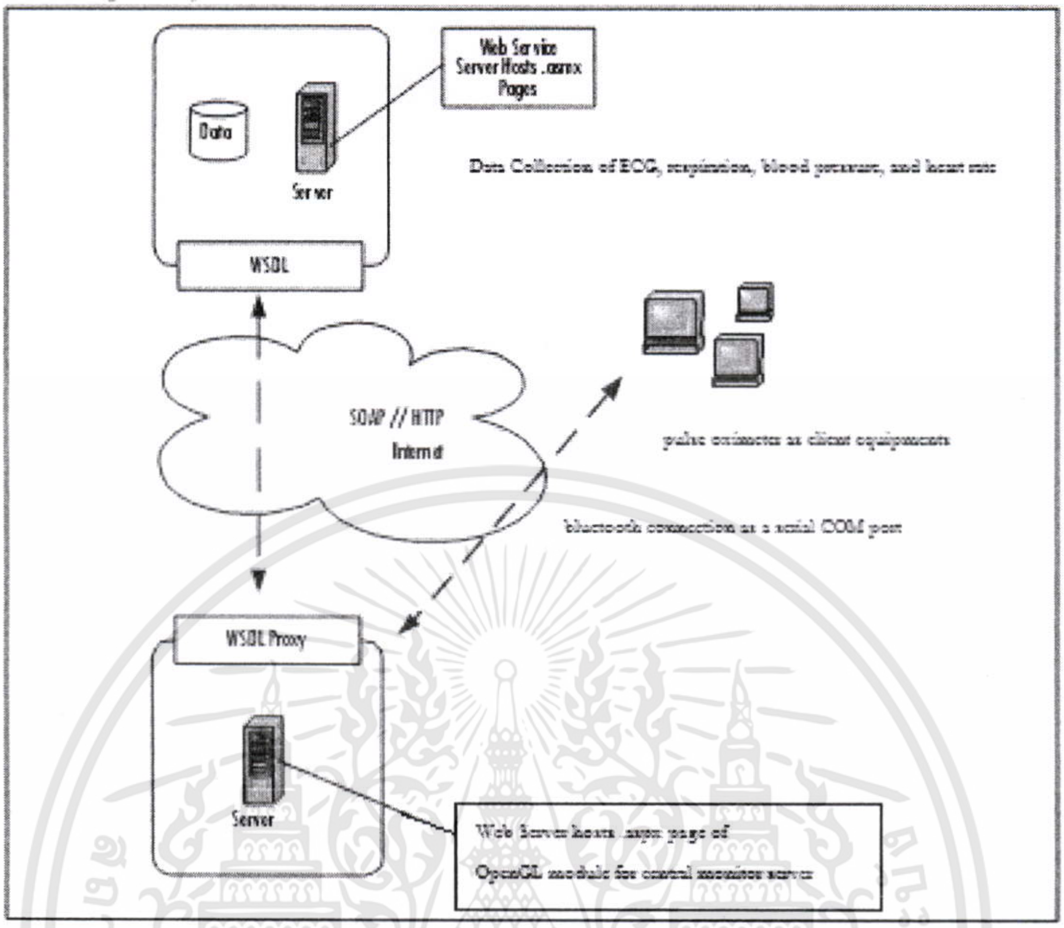
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 วงจร Zx-Bluetooth ที่มีการต่อขา TxD กับ RxD โดยตรงกับวงจรที่มากับขาออกของ RS232

โดยต่อกับพอร์ตอนุกรม เมื่อติดต่อสื่อสารได้โปรแกรมที่สำหรับติดตั้งและเชื่อมต่อจะระบุพอร์ตเป็นพอร์ตอนุกรมเป็นพอร์ต COM## แล้วตามด้วยเลขของพอร์ตที่ต้องการ และเราสามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์ลูกข่ายที่เป็นเครื่องสเลฟเข้ากับอุปกรณ์เครือข่ายที่เป็นมาสเตอร์และเป็นเวปเซอร์เวอร์เพื่อทำการเก็บข้อมูลการวัดผลสัญญาณชีพจร (Electrocardiogram: ECG) และอัตราการเต้นของหัวใจและการหายใจของผู้ป่วยในห้องฉุกเฉินได้ โดยมีเครื่องศูนย์กลางไว้คอยตรวจดูผลที่ได้จากการวัดจากเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดในห้องผู้ป่วยรวมดังรูป 3.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 การจัดวางเครื่องลูกข่ายเครื่องวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดและเครื่อง central monitor มาสเตอร์

ขณะที่เราต้องการรับผลข้อมูลผ่านทางพอร์ตอนุกรมแบบไร้สายและแสดงผลบนจอภาพผ่านโปรแกรมเครื่องมือเสมือนหรือ virtual instrument ของ Labview ซึ่งจะแสดงผลค่าที่ได้ผ่านทางพอร์ตอนุกรม และแสดงภาพค่า ECG และอัตราการหายใจ และการเต้นของหัวใจ รวมทั้งปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดผ่านทางโปรแกรม จากนั้นเราจะส่งค่าที่ได้จากค่าพล็อตที่ได้จาก Labview ที่ผ่านมาทางข้อมูลพอร์ตอนุกรมไปเก็บเป็นฐานข้อมูล และเรียกดูแบบตามเวลาจริงผ่านทางเวปไซต์แสดงผลในเครื่องที่เรียกดูระบบรวมโดยการจัดรูปแบบของเวปไซต์ดังปรากฏในภาพที่ 3.4 ยังจะแสดงให้เห็นได้ว่าการจัดวางรูปแบบของเวปไซต์ในส่วนของที่เป็นเวปเซปเวอร์จะเป็นรูปแบบโดยง่ายที่จะแสดงผลไปยังเครื่องลูกข่ายใดๆที่เรียกเข้าดูข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 3.4 ในลักษณะนี้โดยที่โปรแกรมเวปไซต์แสดงผลจะรวบรวมไว้ในภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

อัลกอริทึมและผลการทดลอง

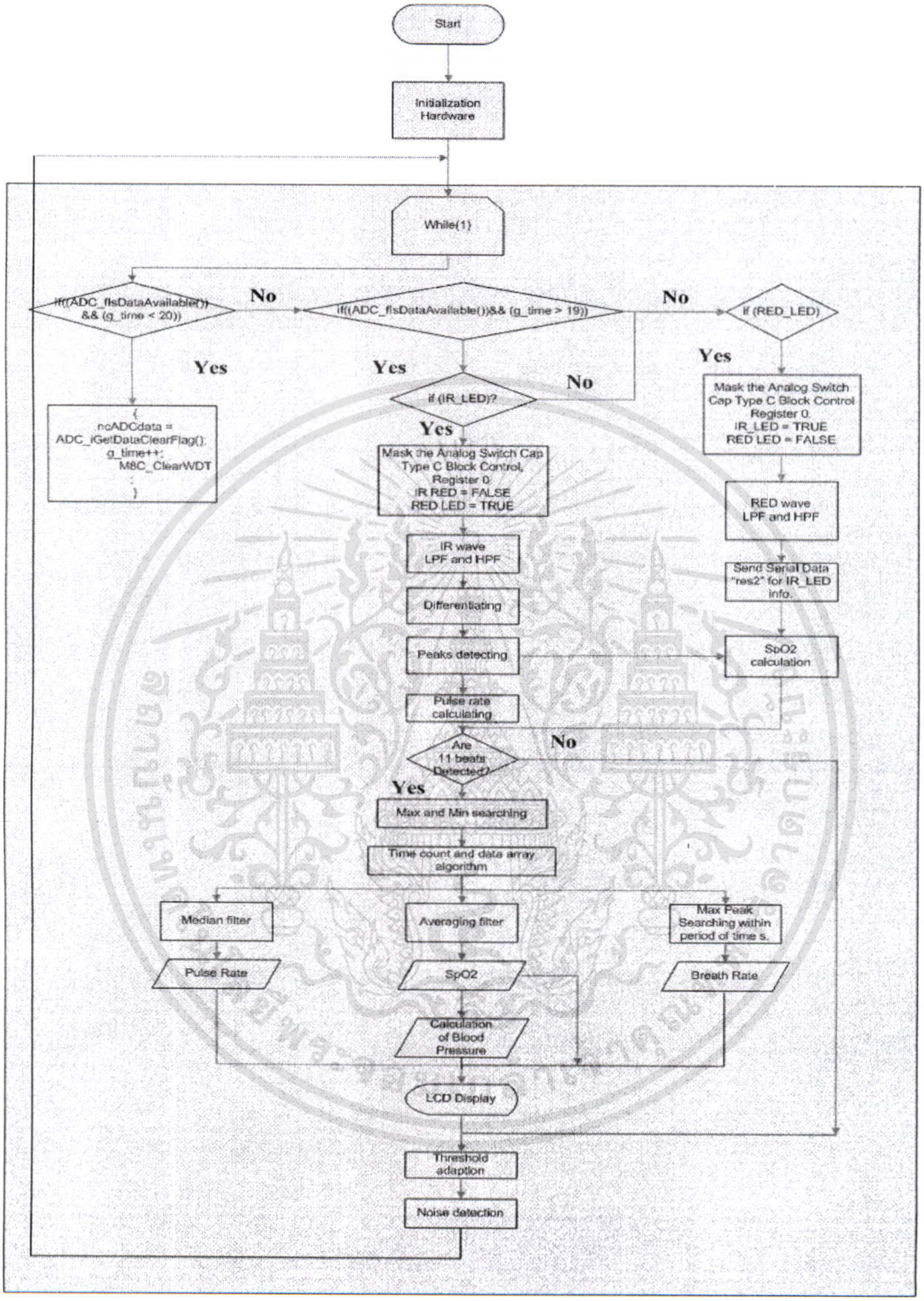
4.1 อัลกอริทึมของซอฟท์แวร์ที่ใช้ใน PSOC Microcontroller

ในการเขียนข้อมูลสำหรับแยกสัญญาณที่ได้จากตัวดักจับสัญญาณทางแสงจะแยกออกเป็นสี่ส่วนใหญ่ ในที่นี้เราต้องการทราบว่าอุปกรณ์สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องจึงต้องมีการแยกส่วน Controller ที่ได้ออกเป็น ดังแสดงในรูปที่ 4.1

1. ส่วนที่ดูแลตัวปล่อยแสงให้มีความถี่ที่สมควรและตัวดักจับแสง
2. ส่วนที่แสดงผล LCD
3. ส่วนที่ทำหน้าที่ปรับแต่งข้อมูลและทำหน้าที่แปลงสัญญาณดิจิตอลจากสัญญาณทางแสงที่เป็นแบบแอนาล็อกแบบที่เป็นตามจังหวะชีพจรเพื่อทำหน้าที่เพื่อที่จะหาค่าที่แท้จริงและตัดสัญญาณที่เป็นสัญญาณรบกวนและไม่ถูกต้องออกไป
4. ส่วนที่ต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อทำหน้าที่แสดงผลเพื่อติดต่อกับ RS-232 และได้ข้อมูล

ในส่วนสุดท้ายนี้สามารถออกแบบอุปกรณ์ที่มีหน้าจอ LCD ขนาดใหญ่หรือสามารถที่จะสื่อสารได้ด้วยตัวต่อเชื่อม แบบที่ส่งออกมาจากตัวไมโครคอลโทรเลอร์ ต่อเข้ากันเพื่อแสดงการวัดชีพจรและส่วนประกอบอื่นได้ รูปแบบที่ใช้ในการออกแบบอัลกอริทึมคือรูปแบบทั่วไปที่ใช้ในการหาค่า SpO_2[4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 อัลกอริทึมของซอฟท์แวร์ที่ใช้ในการทดลองวัดค่า SpO_2 แบบ Real-time

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ (2.14)

$$\left|\Delta Z(\omega_{j/k}) - \Delta Z(\omega_{j/k}|_{w=0}) - \Delta Z(w_{j/k}|_{\omega ref})\right| \tag{4.1}$$

คือค่าสูงสุดของช่วงความถี่ของสเปกตรัมภายหลังช่วงระยะเวลาที่กำหนดโดยที่ให้ลบอัตราที่จากตัว DC ไปในกรณีนี้เอาออกได้โดยการใช้วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter: HPF) โดยที่จะทำหน้าที่เอา DC component ออกในช่วงความที่ 0.5 MHz และใช้วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter: LPF) ที่ความถี่ 3 MHz เพื่อนำเอา reference signal ออก เมื่อแสดงความแตกต่างอัตราส่วนที่วัดได้ ของปริมาณแสงที่วัดได้เป็นปริมาณของการดูดซับของอ็อกซิเจนที่วัดได้จากคลื่นสองความยาวคลื่น และนำมา IFFT จะได้ค่าที่เป็นค่าเฉพาะที่ได้จากการบีบของหัวใจของสองคลื่นมาทำการความสัมพันธ์ร่วม (correlation) กัน วิธีการนี้สามารถนำสองคลื่นที่ได้มาทำ autocorrelation เพื่อหาค่ากลางของสองคลื่นที่ได้เป็นอัตราการบีบตัวของหัวใจ เป็นต้น

4.2 ผลการทดลอง

ค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดจะเป็นค่าที่ได้จากตัวรับความเข้มของแสงและอยู่ในรูปของความเข้มของโฟตอนหรือตามอัตราความสว่างของแสง ในการทดลองนี้เราจะแสดงค่าที่ได้ในรูปคลื่นของอัตราการเต้นของหัวใจ โดยที่ขนาดของคลื่นแสดงค่าที่ขึ้นกับความเข้มของแสงของแสงอินฟราเรดและแสงสีแดงตามลำดับ รูปกราฟที่สามแสดงค่าที่เป็นค่าที่ได้จากการทำอนุพันธ์ค่าที่วัดได้จากแสงอินฟราเรด แสดงค่าที่เวลาใดๆต่อความเข้มของแสงที่เปลี่ยนไปในการวัด ดังนั้นเมื่อเราคำนึงถึงค่าที่วัดได้จริงตามที่แสดงไว้ดังรูปที่ 4.2 เราจะได้ว่าการวัดความเข้มของแสงที่เราต้องการหาค่ากราฟอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่ขึ้นกับค่าความเข้มแสงเริ่มต้นจะแสดงอยู่ในรูปกราฟที่สามในรูป 4.2 เราจะวัดค่าความผิดพลาดและสามารถเทียบค่าที่วัดได้กับเครื่องมือวัดปริมาณความเข้มของแสงที่มีอยู่ในปัจจุบันและได้มาตรฐาน โดยเทียบจากเครื่องอ็อกซิมิเตอร์เชิงพาณิชย์บริษัท NellCor รุ่น N-180 โดยในที่นี้จะเรียกโดยแทนเพียงชื่อเครื่องของบริษัทโดยย่อว่า จากบริษัท NellCor โดยการวัดจะมีการสุ่มจากการวัดผู้ทดลองเดียวกันในขณะเดียวกัน และบันทึกค่าเปรียบเทียบค่าที่ได้ เพื่อทำการปรับค่าที่ได้จริงให้มีประสิทธิภาพในการวัดเพิ่มมากขึ้นถึงระดับที่เป็นมาตรฐานปัจจุบันคือร้อยละ 99 (NellCor) และการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์จะยึดตามมาตรฐาน ISO IEEE 11703 สำหรับการสื่อสารของอุปกรณ์การแพทย์ในระหว่างการวัดกำหนดให้ผู้ที่ถูกวัด ได้ปฏิบัติตามขั้นตอนการทดลอง ที่กำหนดอัตราการหายใจเข้า-ออก และหาค่าที่วัดได้จากเครื่องมือวัดทั้งสอง

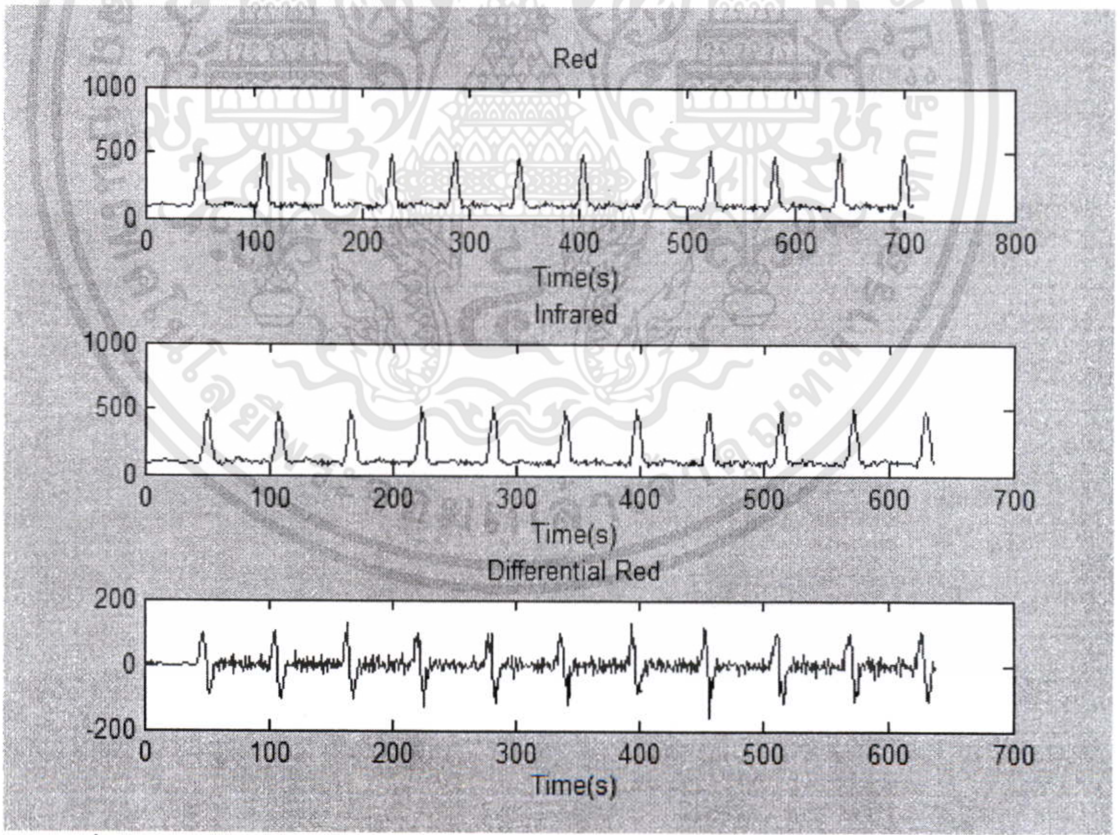
การวัดและปรับค่าความผิดผลาดสามารถกระทำได้โดยจากการแก้ไขในส่วนควบคุม จะได้ค่าที่วัดได้ออกมาจากวงจรเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดเป็นค่าที่มีความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมบูรณ์และแม่นยำหรืออาจจะไปแก้ไขในส่วนของซอฟท์แวร์ที่ใช้ได้ ในกรณีนี้จะเลือกใช้การแก้ไขในซอฟท์แวร์เพื่อความสะดวกในการปรับค่าที่วัดได้ตามสมการที่เราใช้หาค่าสัมประสิทธิ์ในการหาค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดตามตารางที่ 4.1 ด้านล่างจากค่าที่วัดได้จริงจากส่วนควบคุม และค่าที่วัดได้จากเครื่องที่ได้มาตรฐาน

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่าที่วัดได้จริงจากวงจรและค่าที่วัดจากเครื่องที่ได้มาตรฐานของค่า SpO_2

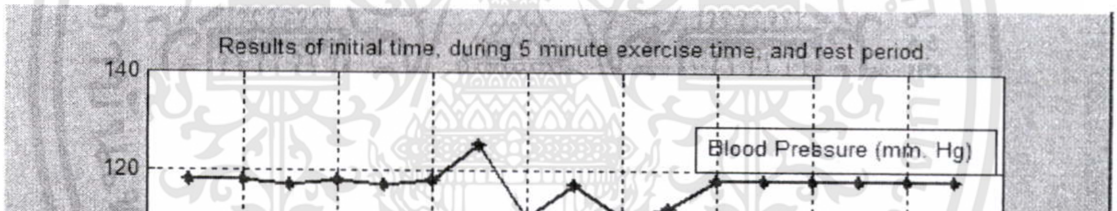
ค่าที่วัดได้จาก Cal-Ox 2006		ค่าที่วัดได้จาก NellCor		ค่าความผิดพลาด (%)
SpO_2	**R/IR**	**SpO_2**	**R/IR**	**SpO_2**
97.5%	0.897	98.0%	0.897	-0.513%
82.5%	0.791	83.7%	0.802	-1.454%
81.2%	0.786	82.8%	0.802	-1.970%
98.1%	0.913	98.7%	0.918	-0.612%
96.5%	0.862	97.7%	0.872	-1.244%
95.7%	0.856	96.3%	0.861	-0.627%
97.7%	0.920	98.7%	0.920	-1.03%



รูปที่ 4.2 กราฟ ECG ที่วัดได้จากข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม จากความเข้มแสงที่ใช้วัดค่า SpO_2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากข้อมูลที่ได้จากตารางที่ 4.1 และค่าที่วัดได้จากกราฟ ECG จะมีค่าที่วัดได้ และค่าที่เกิดจากคลื่นรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวและปัจจัยอื่นๆทางแสงและอุปกรณ์ดังนั้นเราจะได้กราฟที่ได้เมื่อนำค่าที่ได้ไปผ่านค่าตัวกรองสัญญาณรบกวนออก ซึ่งจะใช้เพื่อแก้ไขกราฟ ECG แต่อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจเป็นภาพรวมและค่าเฉลี่ยของระบบ จึงไม่มีความผิดพลาดเกิดขึ้น โดยค่าที่วัดได้จากค่าคือค่า R และ IR จะแสดงดังในกราฟเราจะสามารถหาอัตราส่วนได้จากกราฟ เมื่อคิดค่าได้ค่าอัตราส่วนในเวลาเดียวกัน และเราสามารถอ่านค่า R/IR ที่ได้จากค่าแสดงใน LCD ที่ส่งออกมาจากฝั่งตัวไมโครคอนโทรเลอร์และนำมาเทียบกันค่าที่วัดได้ กับค่าของค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดของเครื่อง NellCor เมื่อสมมติให้ค่า a และ b เท่ากับ 110 และ 64 ตามลำดับ จะทำให้เราทราบค่าของอัตราส่วนของค่าของแสงในเครื่องมาตรฐาน NellCor ได้ และนำมาเทียบกับค่าที่วัดได้จากกราฟเพื่อวัดหาความแม่นยำของค่า a และค่า b ที่จะต้องนำมาปรับเพื่อให้ความแม่นยำเทียบเท่าพอๆกับเครื่องมาตรฐานที่ทำการวัด รูปที่ 4.3 แสดงกราฟที่ได้จากการวัดจากเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดโดยทำการพล็อตผ่านพอร์ตซีเรียล RS-232 ตามเวลาดังรูป เมื่อมีการออกกำลังกายเป็นเวลา 5 นาทีโดยที่จะพล็อตค่าความดันเลือดที่คำนวณได้ในช่วงเวลาต่างๆกันออกมา รวมทั้งค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ



รูปที่ 4.3 กราฟที่ได้จากผลการทดลองที่ยังไม่ได้มีการเทียบค่าจริงจากการวัดค่าจากกราฟที่วัดได้จากตัวรับสัญญาณแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1 ขั้นตอนการปรับค่าความแม่นยำสำหรับ SpO_2 และการแสดงผลกราฟ ECG

เนื่องจากเราได้กล่าวถึงการเคลื่อนไหวที่มีผลต่อความแม่นยำของเครื่องสามารถกำจัดได้จากการนำค่ากราฟที่ได้จากทั้งสองช่วงมาคำนวณ ตามสมการที่ 2.18 และ 2.19 เราจะได้ผลสรุปตามความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนไหวที่วัดได้และสามารถนำกลับมาแก้ไขได้ โดยการหาค่าความสัมพันธ์ที่เกิดจากแสงทั้งสอง ตามค่าของ $v_{jk}^{ac}(t,\lambda)$ นั่นคือสมการที่ (2.17) โดยที่เราจะทำการสร้างสัญญาณที่ได้ใหม่ในโปรแกรมที่ทำการพล็อตสัญญาณแสดงทางคอมพิวเตอร์

เราจะสรุปขั้นตอนต่างๆที่ใช้ในการทดลองเพื่อทำการปรับค่าของเครื่องออกซิมิเตอร์เป็น:

ก. การวัดค่าคลื่นรบกวนและประสิทธิภาพของวงจรแหล่งจ่ายและตัวเซนเซอร์

- ตัวรับและแหล่งจ่ายแสง

ทำการวัดค่าที่ได้จากการนำเครื่องกีดขวางทางแสงระหว่างแหล่งจ่ายแสงและตัวรับ เราจะเห็นได้ว่าโปรแกรมจะเตือนข้อผิดพลาดที่เกี่ยวกับการรับส่งค่าของกราฟ ถ้าผลออกมาไม่แสดงผลหรือแสดงตอบรับว่าไม่มีการส่งข้อมูล แสดงว่าโปรแกรมสามารถทำงานได้โดยไม่มีข้อผิดพลาด

- การแสดงกราฟเมื่อมีการวัดจากแหล่งกำเนิดโดยตรง

ให้นำแสงสีแดงและอินฟราเรดมาทดสอบหาการรับค่าความเข้มสัมบูรณ์แยกเป็นขั้นๆเพื่อทำขั้นตอนถัดไป ในการทดลองวัดจริงเพื่อให้ได้ค่าที่สมบูรณ์ ในกรณีที่มีความผิดพลาดเกิดขึ้น แสดงว่ากราฟที่ได้เกิดจากการมีคลื่นรบกวนสัญญาณทางแสงดังนั้นเราอาจจะปรับระดับลิมิตของแสงและผลการแสดงให้เพื่อทำให้คลื่นรบกวนที่ทำให้การรับส่งคลื่นแสงไม่สมบูรณ์ถูกกำจัดออกไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

- ในด้านการทดสอบวงจร

เราสามารถที่จะแยกส่วนในการทดสอบทั้งทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ วัดปริมาณการจ่ายกระแสและความดันกระแส รวมทั้งการเชื่อมต่อ โดยที่เมื่อตัดส่วนภาครับไปวงจรยังคงสามารถทำงานได้ และโปรแกรมไม่แสดงผลกราฟออกมาเนื่องจากไม่มีข้อมูลขาเข้า แสดงว่าวงจรไม่มีความผิดพลาดทางด้านคลื่นรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ในการรับและเปลี่ยนค่ากระแสเป็นข้อมูล

ข. ค่าสัมประสิทธิ์ในการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดเพื่อการปรับค่าเครื่องมือวัด

เมื่อพิจารณาค่าที่ได้จากการวัดของเครื่องและการวัดจากเครื่องที่ใช้เปรียบเทียบและปรับค่าเราจะสามารถปรับสมการการหาค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดได้ โดยการทำการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรับสัมประสิทธิ์ในโปรแกรมคำนวณโดยที่เราได้กล่าวถึงความสัมพันธ์ของสัมประสิทธิ์กับทฤษฎีทางกายภาพไว้แล้วในบทที่ 2 เราจะเขียนได้เป็น

$$SpO_2 = \boldsymbol{a} - \boldsymbol{b}R \qquad (4.2)$$

โดยที่ค่า a และ b เป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการวัดเพื่อทำการ linear regression ระหว่างค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดของตัวเครื่องที่ต้องการนำมาวัดเทียบกับตัวเครื่องที่เป็นมาตรฐานหรือภายในตัวของส่วนที่ใช้ในการปรับค่าเพื่อความแม่นยำในการวัดในส่วนของตัวไมโครคอนโทรเลอร์ เพื่อทำการปรับเทียบค่าให้มีผลแม่นยำขึ้น และ R คืออัตราส่วนระหว่างคลื่นแสงสีแดงและคลื่นแสงอินฟราเรด เทียบได้กับสมการใน (2.5)

จากตารางที่ 4.1 เมื่อนำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.1 มาทำการพล็อตเป็นเส้นตรง เราจะได้สมการที่จะหาค่าสัมประสิทธิ์ที่แม่นยำมากขึ้น โดยที่เราสมมติให้อัตราส่วนของแสงทั้งสองคงที่ในเครื่องวัดทั้งสองเครื่องมีค่าเป็นร้อยเปอร์เซ็นต์ เราจะได้ผลตามสมการ (4.2) ได้เป็นค่าสัมประสิทธิ์ของเครื่องที่ควรจะทำการปรับค่า เราจะได้เป็นค่าความแตกต่างแบบการหาผลต่างกำลังสอง แทนค่าได้ในสมการ (4.3 ก) และสมการ (4.3 ข) เขียนได้เป็น

$$a = \frac{\sum_{i=1}^{n} S_i \sum_{i=1}^{n} R_i^2 - \sum_{i=1}^{n} R_i \sum_{i=1}^{n} R_i S_i}{n\sum_{i=1}^{n} R_i^2 - \left(\sum_{i}^{n} R_i\right)^2} \qquad (4.3\ ก)$$

$$b = \frac{n\sum_{i=1}^{n} R_i S_i - \sum_{i=1}^{n} R_i \sum_{i=1}^{n} S_i}{n\sum_{i=1}^{n} R_i^2 - \left(\sum_{i}^{n} R_i\right)^2} \qquad (4.3\ ข)$$

เราจะได้ผลตามตารางที่ 4.2 ดังต่อไปนี้ เมื่อนำค่าที่ได้จากการวัดมาหาค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์เราจะได้ค่าที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ในการปรับค่าสำหรับเครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์ของเครื่องวัดที่ทำการปรับเทียบค่าเมื่อให้อัตราส่วนของความเข้มแสงเป็นร้อยเปอร์เซ็นต์

	ค่าสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสงของเครื่องมือวัด					
ชื่อเครื่องมือวัด	$\sum_{i=1}^{n} S_i$	$\sum_{i=1}^{n} S_i$	$\sum_{i=1}^{n} S_i$	$n\sum_{i=1}^{n} R_i^2 - \left(\sum_{i}^{n} R_i\right)^2$	**a**	**b**
Cal-Ox	649.20%	6.016118	5.60229	0.1225921	1648.24	1.300192
NellCor	655.90%	6.070132	5.70773	0.102536799	2025.634	1.366496

สำหรับเครื่อง Cal-Ox 2006 จะมีขั้นตอนการหาค่าสัมประสิทธิ์ใหม่โดยทำการเซ็ตค่าสัมประสิทธิ์ที่ต้องการไว้ได้ที่ EEPROM ของส่วนควบคุมเพื่อที่ทำการปรับค่าที่ได้จากการวัด โดยที่อัตราส่วนที่วัดได้จะมีการเทียบค่าตามสมการ (4.3 ก และ 4.3 ข) ตามลำดับและการปรับค่าของปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดจะมีค่าตามสมการ (4.2) เมื่อเพิ่มขั้นตอนการคิดค่าสัมประสิทธิ์ทำให้ผลการวัดมีประสิทธิภาพและความแม่นยำเพิ่มขึ้น เราจะสามารถสรุปได้ว่าเครื่องมือวัดที่มีประสิทธิภาพต่างกันอาจจะเป็นไปได้ว่ามาจากความสามารถของแหล่งจ่ายแสงและตัวเซนเซอร์รูปร่างทางเรขาคณิตของตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงไม่เป็นแบบรูปร่างไอโซทรอปิก จะมีผลต่อค่าและประสิทธิภาพที่วัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในบทความนี้เครื่องวัดปริมาณอ็อกซิเจนได้ให้ประโยชน์ในทางปฏิบัติเพื่อนำไปใช้ในทางคลินิก และสามารถดัดแปลงให้เกิดความสะดวกและมีขนาดเล็ก ให้สามารถไปใช้ได้จริงหรือไว้ใช้เพื่อดัดแปลงเป็นเครื่องเตือนแทนเครื่อง ECG ที่ใช้กันโดยทั่วไป เมื่อค่าที่ต้องการมีค่าลดลงหรือเกินกว่าค่าที่เป็นจริงส่วนประกอบหลักที่จะทำงานได้ประกอบกับสามส่วนคือ

1. ส่วนของวงจรที่เป็นส่วนจ่ายไฟฟ้าและเป็นส่วนที่ให้แสงและอุปกรณ์ดักจับแสง
2. ส่วนที่เป็นส่วนประมวลผลส่วนวัด
3. ส่วนที่ทำหน้าที่ติดต่อสื่อสาร

ส่วนที่สามารถนำไปดัดแปลงได้เพื่อนำไปใช้ให้มีประโยชน์เพิ่มมากขึ้นจะสามารถทำได้ในส่วนที่สองโดยความสามารถในการประมวลผล เราสามารถออกแบบวงจรให้สามารถส่งกระแสไฟออกมาได้ที่ขา I/O pin ที่ไม่ใช่ขา Tx (data) เพื่อที่จะจ่ายไฟเมื่อถึงระดับที่กำหนด แล้วแต่สถานการณ์ ส่วนด้านติดต่อสื่อสารสามารถนำไปใช้ได้กับเครื่องอุปกรณ์คอมพิวเตอร์แบบพกพาเพื่อติดต่อได้ในรูปแบบของ IrDA และแบบ Bluetooth ซึ่งสามารถทำได้ถ้าซื้ออุปกรณ์ออกแบบวงจรเพิ่ม ดังนั้นความสามารถในการเพิ่มความสามารถของตัวเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดให้เป็นอุปกรณ์อัจฉริยะจึงเป็นไปได้ในหลายแบบ นอกจากนั้นการออกแบบอุปกรณ์ที่ง่ายและมีอยู่ไม่กี่ส่วนแยกกันได้ยังสามารถนำไปใช้เพื่อวัดความดันหรือดัดแปลงให้ใช้ตามส่วนต่างๆของร่างกายได้รวมทั้งความสามารถของการนำเอาอุปกรณ์ Laser และ NIR ไปใช้เพื่อตรวจคุณสมบัติของสสารก็เป็นไปอย่างแพร่หลายและนำไปใช้เพื่อออกแบบอุปกรณ์ Spectrometer แบบง่ายๆได้ แต่อุปกรณ์ทางแสงที่ดีควรจะมีความสามารถในการเปลี่ยนค่าและความเข้มของแสงและความถี่ได้ตามรูปแบบที่ต้องการ

การดัดแปลงเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดให้มีความแม่นยำสูงขึ้นเป็นสิ่งที่จำเป็นและมีวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่จะสามารถทำให้ความแม่นยำของเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดเป็นอุปกรณ์ที่ติดไว้ตามส่วนต่างๆของร่างกายดังนั้นความสามารถที่จะลดความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้ของอุปกรณ์วัดขณะที่มีการเคลื่อนไหวปรับปรุงให้มีความสามารถที่ดีขึ้นได้โดย

1. เครื่องเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดที่ดีสามารถให้ความแม่นยำได้แม้มีเพียงอุปกรณ์น้อยส่วน การออกแบบที่ดีจะสามารถลดความจำเป็นที่จะทำให้เกิดการผิดพลาดที่จะเกิดขึ้นได้ในการวัด ดังนั้นควรออกแบบให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดมีขนาดพอสมควรและอยู่ติดกับร่างกาย

2. เนื้อเยื่อและส่วนที่เกี่ยวข้องในการวัดค่าความเข้มของแสงกับส่วนต่างๆของร่างกายมีผลต่อความแม่นยำของเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดดังนั้นแทนที่จะวัดในส่วนของเล็บและนิ้วเอง แต่เครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดสามารถออกแบบให้มีความห่างและระยะทางพอดีที่ในส่วนที่จะไม่มีสิ่งกีดขวางระหว่างเนื้อเยื่อกับตัวเปล่งแสงและดักจับสัญญาณแสงได้เช่นข้อนิ้ว

3. การออกแบบเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของปริมาณอ็อกซิเจนในเลือดให้มีความสามารถเช่นเดียวกับ Biometric sensor สามารถทำได้เมื่อออกแบบให้ใช้กับดวงตาแต่เนื่องจากจะต้องมีตัวทำหน้าที่สแกนเส้นเลือดที่มีอยู่ในดวงตาและรูปแบบของเนื้อเยื่อรอบดวงตาด้วย จึงต้องมีส่วนประกอบที่ติดกับคอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์ประมวลผลขนาดใหญ่ และ ไม่ทำให้ดวงตาได้รับอันตราย

4. ความสามารถในการปรับความเข้มของแสงสำหรับวัดกับบริเวณที่มีความหนาของชั้นผิวหนังมากๆ

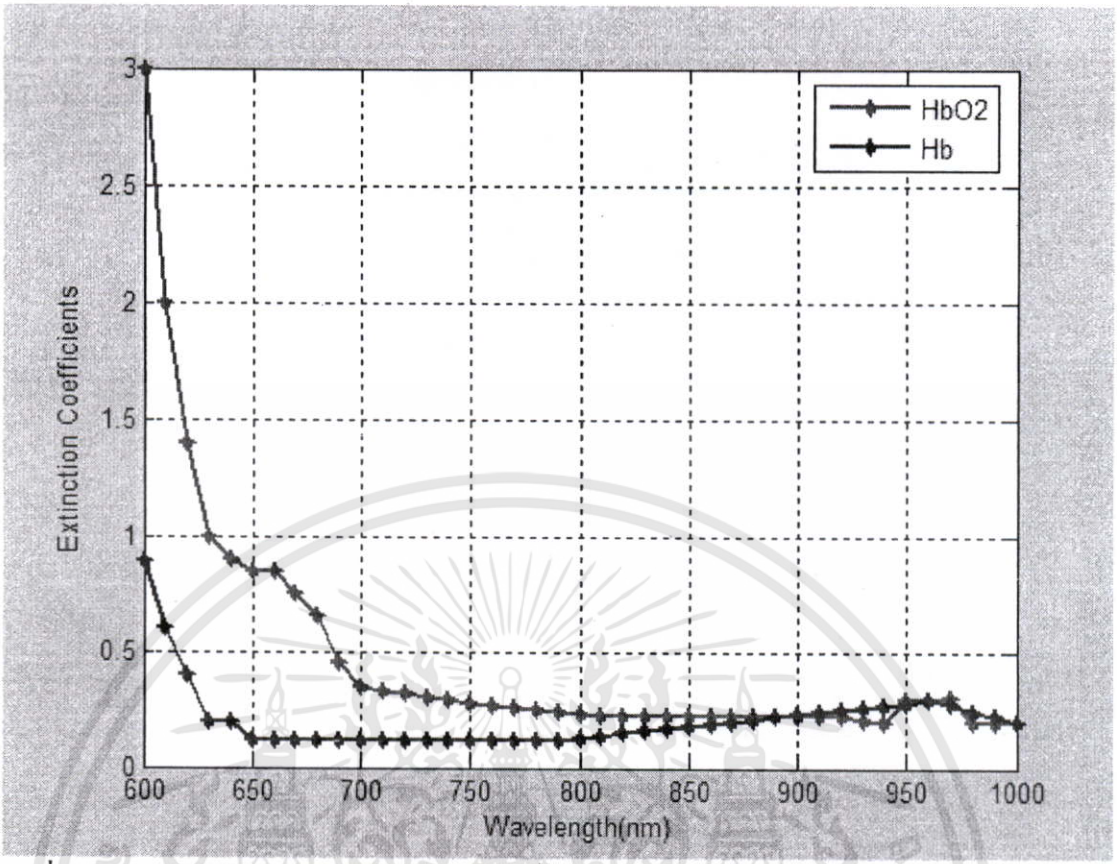
5. ความสามารถในทางคลินิก ในการวัดปริมาณของสสารในเลือด โดยมีพื้นฐานมาจาก Beer Lambert's Law และเพื่อที่จะสามารถส่งค่าที่วัดได้ไปยังฐานเก็บข้อมูลแบบ Telemedicine เพื่อความอำนวยความสะดวกในการวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยในห้องพยาบาลและฉุกเฉิน และเพิ่มความสามารถในการใช้เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการ Monitoring และอาจเพิ่มความสามารถในการเป็นเครื่องกระตุ้นหัวใจ (Defibrillator devices) สำหรับรวมกับเทคโนโลยีเน็ตเวิร์คไร้สายในปัจจุบันเพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการดูแลผู้ป่วยและในการเก็บข้อมูลเพื่อการวิเคราะห์ - (Blood Gas Analysis Interpretation Intelligent System)

ในการออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด ปัจจัยที่สำคัญคือความสามารถในการวัดทางแสงของระบบของเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดรวมทั้งอุปกรณ์หลักๆที่เป็นองค์ประกอบหลักของเครื่อง เครื่องที่มีประสิทธิภาพจะต้องมีขั้นตอนการวัดค่าที่แม่นยำและเป็นระบบที่อยู่ติดกับตัวคนไข้ ดังนั้นกราฟที่วัดได้และความละเอียดจะขึ้นอยู่กับการสุ่มค่าและการจัดเรียงค่าในช่วงเวลาหนึ่งๆ การแสดงผลของกราฟที่ได้จะสามารถนำไปวิเคราะห์ถึงปัญหาที่เกิดขึ้นของผู้ป่วยหรือผู้ที่ทำการวัดได้ดังนั้น เครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดจะสามารถใช้เป็นอุปกรณ์หลักที่เป็นเครื่องมือวัดมาตรฐานทางแสงในปัจจุบัน ที่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่นๆในการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับเม็ดเลือดแดงและภาวะการเต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของหัวใจ หรือการหายใจของผู้ป่วยที่ต้องการจะวัดได้ความละเอียดของค่าที่วัดได้กับสเปกตรัมของแสงและองค์ประกอบอื่นๆของเลือด อันได้แก่ปริมาณน้ำ กลูโคส จะสามารถนำมาวิเคราะห์และวิจัยในทำนองเดียวกันเมื่อใช้แสงเป็นเครื่องมือวัด และจะได้การตอบสนองแตกต่างกันไปซึ่งเราสามารถนำมาวิเคราะห์โดยการใช้เครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดที่มีคุณสมบัติทางแสงที่มีแสงหลากความยาวคลื่น ดังจะเรียกเป็นเครื่องวิเคราะห์เลือดทางแสงของระบบเลือด (Hematology spectrometer) เพื่อที่จะวัดผลตอบสนองทางสเปกตรัมของสารประกอบอื่นๆในเลือด ซึ่งเครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดจะใช้วัดปริมาณความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจเป็นหลักเท่านั้น เราจะสามารถหาการตอบสนองของค่าที่ได้จากแสงที่มีความยาวคลื่นอื่นๆอีก เช่นในที่ความยาวคลื่นที่ 220 และ 260 นาโนเมตร เราจะสามารถวัดค่าคุณสมบัติของก๊าซไฮโดรเจนซัลไฟด์ (H_2S) ได้ในช่วงคลื่นดังกล่าว จากผลการทดลองทำให้เราสามารถสรุปได้ว่าปริมาณความดันที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงในผู้ป่วยมีผลต่อก๊าซและก๊าซนี้มีผลต่อการดูดซับของแสงของสสาร (Optical extinction coefficient of matters) จากกราฟที่ 5.1 และ 5.2 แสดงให้เห็นดังต่อไปนี้เป็นการแสดงสเปกตรัมของสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสง เราจะวัดค่าที่ได้จากค่าเดี่ยวๆ ของสัมประสิทธิ์ทางแสงได้จากตารางที่ 2.4 ดังหาค่าได้โดยสมการ (2.2) และสมการ (2.8) เราจะได้ว่า ค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงของ Hb จะสามารถหาได้จากค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากค่าความอิ่มตัวของสารละลายอ็อกซิเจนหรือ SpO_2 แล้วนำไปหารด้วยค่าอัตราส่วนทางแสงของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด โดยที่สัมประสิทธิ์ของแสงอินฟราเรดจะเป็นตัวส่วนสัมประสิทธิ์ และสัมประสิทธิ์ของแสงสีแดงจะเป็นค่าผลต่าง ดังนั้นเราจะได้กราฟดังต่อไปนี้ โดยที่เมื่อพิจารณาปริมาณอัตราส่วนทางแสงและสัมประสิทธิ์ของเลือดที่เป็นแบบมีอ็อกซิเจนละลายอยู่ (oxygenated hemoglobin) แล้วเราจะหาค่าส่วนกลับของค่าความอิ่มตัวของสารละลายอ็อกซิเจนและหาค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงของ HbO_2 ในแสงสีแดงและย่านอินฟราเรดหรือเขียนได้เป็น $\varepsilon_R(HbO_2)$ และ $\varepsilon_{IR}(HbO_2)$ และส่วนประกอบของค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงของฮีโมโกลบินที่ไม่มีอ็อกซิเจนละลายอยู่ (deoxygenated hemoglobin: Hb) หรือเขียนได้เป็น $\varepsilon_R(Hb)$ และ $\varepsilon_{IR}(Hb)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 แสดงช่วงสเปกตรัมของสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสงของฮีโมโกลบินที่วัดได้ (Hb & HbO_2)

จากสมการที่ (2.8) เราสามารถเขียนอัลกอรึทึมที่เราสามารถใช้ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงที่ได้จากการวัดความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือดได้เป็น

อัลกอริทึม 5.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงของฮีโมโกลบินในเลือด

while(1):

for i = 0 to 3: 'เก็บค่าจากทุกๆค่าที่วัดทุกๆ 4 ค่าเพื่อทำการคำนวณ'

จากค่าความอิ่มตัวของอ็อกซิเจนในเลือด Sp_O2 ที่ได้จากการวัด -> Sp_O2_array

จากค่าอัตราส่วนของแสงในเลือดที่ได้จากการวัด -> R_array

end

'จากสมการ (2.8) เราจะเขียนได้เป็น $SpO_2 = K1+K2*R/K3+K4*R$'

'ใช้ parallel gaussian elimination, Ax = b'

// ([k3_11, k3_21, k3_31, k3_41] + [k4_11, k4_21, k4_31, k4_41]*R)*[spo2_1, spo2_2, spo2_3,

//spo2_4] = [k1_11, k1_21, k1_31, k1_41] + [k2_11, k2_21, k2_31, k2_41]*[R];

//K3*SpO2 + K4*R*SpO2 – K1 – K2*R = 0;

//[C]*[K4] + [A]*[K3] – [K2]*[B] – [K1] = 0;

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

//System [K4; K3; K2; K1] = [C; A; -B; -1|0];

//where A = SpO2;

// B = R;

// C = R*SpO2;

เริ่มการทำงาน

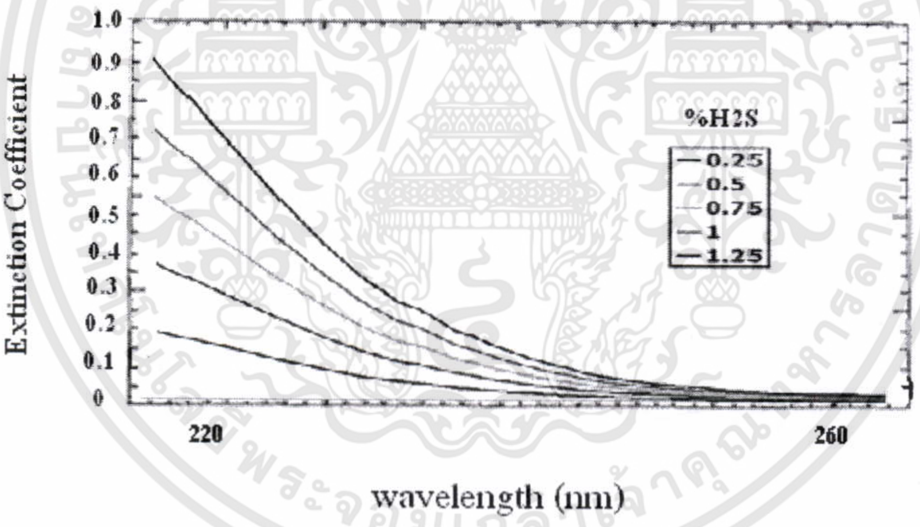
ตัดด้านซ้ายออก, ทำการคูณหรือหารหรือบวกหรือลบด้วยวิธีการเดียวกันทางด้านขวามือ;

ทำให้สองด้านเท่ากัน;

เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้;

จบการทำงาน

เราจะได้จากสมการทั้งหมดเป็นค่าสัมประสิทธิ์และในทำนองเดียวกัน เราสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์ทางแสงของสสารอื่นๆได้ดังกราฟ



รูปที่ 5.2 แสดงช่วงสเปกตรัมของสัมประสิทธิ์การดูดซับทางแสงของก๊าซไฮโดรเจนซัลไฟด์ (H_2S)

ดังนั้นเราจะสรุปได้ว่าในขั้นตอนการหาค่าสัมประสิทธิ์มีการหาค่าที่ได้จากค่าที่วัดได้ยกตัวอย่างจากค่า SpO_2 หรือค่าความอิ่มตัวของสสารใดๆเป็นจำนวนร้อยละ และทำการแก้สมการโดยหาค่าสัมประสิทธิ์และอัตราส่วนของแสงของความยาวคลื่นใดๆที่เป็นคุณสมบัติเฉพาะของสสารนั้นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. Matthew James Hayes and Peter R. Smith, *"A New Method for Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity to Artifact*", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 48, No. 4, April 2001.

2. P.F. Stetson, *"Independent Component Analysis of Pulse Oximetry Signals"*, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS.

3. N. Ghosh, H. S. Patel, P. K. Gupta, *"Depolarization of light in tissue phantoms effect of a distribution in the size of scatterers"*, OPTICS EXPRESS 2199, Vol. 11, No. 18.

4. *Pulse Oximeter Applications*, Cypress Semiconductors.

5. P. Jalan, B.R. Bracio, P.J. Rider, H. Toniolo, *"Rapid Prototyping of Pulse Oximeter,"* Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, pp. 5579-5582, Aug 30 – Sept 2006.

6. M. Nogawa, S. Tanaka, M. Shibata* and K. Yamakoshi, *"Development of a Tissue Oxygen Consumption Measurement Method Based on Near-infrared Phtoplethysmography,"* Proceedings of the 26th IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, pp. 2227-2231, September 1-5 2004.

7. Jianchu Yao and Steve Warren, *"A Novel Algorithm to Separate Motion Artifacts from Phtoplethysmographic Signals Obtained with a Reflectance Pulse Oximeter,"* Proceedings of the 26th IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, pp. 2253-2256, September 1-5 2004.

8. Serhiy Matviyenko, *"Pulse Oximeter,"* Cypress Semiconductors, AN2313 Applications Notes.

9. N. Ghosh, H. S. Patel, P. K. Gupta, *"Depolarization of light in tissue phantoms effect of a distribution in the size of scatterers," OPTICS EXPRESS 1199*, Vol. 11, No. 18.

10. W. Zilstra, A. Buursma, W. Meeuwesen-vsn der Roest, *"Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin," Clin. Chem.*, vol. 37, no. 9, pp. 1633-1638, 1991.

11. P. D. Mannheiner, J. R. Casciani and M. E. Fein, *"Wavelengths selection for low-saturation pulse oximetry," IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 3, pp. 148-158, Mar. 1997.

12. Schmitt, J. M. *"Simple photon diffusion analysis of the effects of multiple scattering on pulse oximetry."* IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 38, No. 12, pp. 1194-1203, December, 1991.

13. Jatinder S. Virdee, Shuaib Quraishi, Marika Collin, Chris Thiemermann Adrian J. Hobbs & Amrita Ahluwalia, *"Interaction Between Hydrogen Sulphide and Nitric Oxide in the regulation of vascular tone,"* Proceedings of the British Pharmacological Society at http://www.pA2online.org/abstracts/Vol3Issue4abst044P.pdf

14. Panayiotis A. Kyriacou, Sarah Powell, Richard M. Langford, and Deric P. Jones, *"Esophageal Pulse Oximetry Utilizing Reflectance Photoplethysmography,"* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 11, pp. 1360 –1368, November, 2002.

15. John M. Capek, Rob J. Roy, *"Noninvasive Measurement of Cardiac Output Using Partial CO2 Rebreathing,"* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 9, pp. 653-661, September, 1988.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

16. Lawrence Martin, M.D., *"All You Really Need to Know to Interpret Arterial Blood Gases,"* 2nd edition, Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
17. Nakajima et al. and Yoshiya et al., *"Heritage of the tissue-bed oximeter,"* Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE Vol. 16, Issue 2, pp. 87 – 91, Mar/Apr 1997.
18. Barker SJ. Anesthesia and Analgesia, *"Motion and Low Perfusion Study,"* 2002;94(S1):S17-2, http://www.masimo.co.jp/technology/testresu.htm

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

ก. ไมโครคอนโทรเลอร์ CY8C27443 28-pin PSOC Datasheet

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

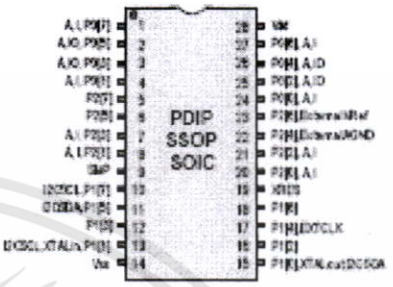
1.1.3 28-Pin Part Pinout

Table 1-3. 28-Pin Part Pinout (PDIP, SSOP, SOIC)

Pin No.	Type		Pin Name	Description
	Digital	Analog		
1	IO	I	P0[7]	Analog column mux input.
2	IO	IO	P0[5]	Analog column mux input and column output.
3	IO	IO	P0[3]	Analog column mux input and column output.
4	IO	I	P0[1]	Analog column mux input.
5	IO		P2[7]	
6	IO		P2[5]	
7	IO	I	P2[3]	Direct switched capacitor block input.
8	IO	I	P2[1]	Direct switched capacitor block input.
9	Power		SMP	Switch Mode Pump (SMP) connection to external components required.
10	IO		P1[7]	I2C Serial Clock (SCL).
11	IO		P1[5]	I2C Serial Data (SDA).
12	IO		P1[3]	
13	IO		P1[1]	Crystal Input (XTALin), I2C Serial Clock (SCL), ISSP-SCLK*.
14	Power		Vss	Ground connection.
15	IO		P1[0]	Crystal Output (XTALout), I2C Serial Data (SDA), ISSP-SDATA*.
16	IO		P1[2]	
17	IO		P1[4]	Optional External Clock Input (EXTCLK).
18	IO		P1[6]	
19	Input		XRES	Active high external reset with internal pull down.
20	IO	I	P2[0]	Direct switched capacitor block input.
21	IO	I	P2[2]	Direct switched capacitor block input.
22	IO		P2[4]	External Analog Ground (AGND).
23	IO		P2[6]	External Voltage Reference (VRef).
24	IO	I	P0[0]	Analog column mux input.
25	IO	IO	P0[2]	Analog column mux input and column output.
26	IO	IO	P0[4]	Analog column mux input and column output.
27	IO	I	P0[6]	Analog column mux input.
28	Power		Vdd	Supply voltage.

LEGEND: A = Analog, I = Input, and O = Output.
* These are the ISSP pins, which are not High Z at POR (Power On Reset). See the *PSoC Mixed-Signal Array Technical Reference Manual* for details.

CY8C27443 28-Pin PSoC Device



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข. ซอร์สโค้ดที่ใช้ในตัวไมโครคอลโทรเลอร์ เป็นภาษา C

โปรแกรมหลัก main.c

```
//--------------------------------------------------------------------------------------------
// Program for making the RED/IR LED control and calculation of SpO2
//--------------------------------------------------------------------------------------------

#include <m8c.h>        // part specific constants and macros
#include "PSoCAPI.h"    // PSoC API definitions for all User Modules
#include "utils.h"
#include "stdlib.h"
#include "string.h"
#include <FlashBlock.h>
#include <math.h>

#define BUTTONS_PORT PRT2DR
#define BUTTON_RESET_BIT 3
#define BUTTON_MODE_BIT 5

#define LED_PORT PRT2DR
#define LED_BIT 6
#define IR_LED_BIT 1
#define RED_LED_BIT 7
#define SPEAKER_BIT 2
#define a 110
#define b 64
#define RED_CURRENT 3
#define INFRARED_CURRENT 20

char pulse_lcd[8]; // Define RAM string
char BH_lcd[8];
char BP_lcd[8];
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
int ncADCdata, nADCdata1, nADCdata2;
int lpf_data1, lpf_data2;
int hpf_data, hpf_data1, hpf_data2;
int mypeak = 0;      //data is maximum
int bb_rate = 0;     // breathing rate
unsigned int g_time =0;      // time counter
unsigned int g_time_old = 0;  // time counter when rqs detected
unsigned int Q_threshold_low = 6;  // low threshold value
unsigned int prev_Q_threshold_low = 6;
unsigned int rr_array_counter = 0;  // counter for median filter
unsigned int t_pulse_rate = 0;  // pulse rate
int rr = 0;
int arr = 0;
int R = 0;
unsigned int rr_interval[9] = {0,0,0,0,0,0,0,0,0};
unsigned int Sp_O2_mf[9] = {0,0,0,0,0,0,0,0,0};
unsigned int counter_1200_msec = 0;  // the time after rqs detected
BOOL counter_1200_msec_enable = FALSE;
BOOL noise_detected = FALSE;
BOOL first_af = TRUE;
BOOL first_p = TRUE;
BOOL IR_LED = TRUE;
BOOL RED_LED = FALSE;
unsigned int max_200_msec; // the maximum value after 200 msec when rqs detected
unsigned int hpfdataIR[9];
unsigned int threshold_counter = 0;
int s_max = 0, s_max_r = 0;
int s_min = 32767, s_min_r = 32767;
unsigned int Sp_O2 = 0;
unsigned int Ars = 0;
unsigned int x = 0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
unsigned long PaO2 = 0;
unsigned long BPF = 0;
unsigned int BP = 0;
unsigned int BH = 0;


//----------------------------------------------------------
void Init_Hardware(void)
{

 LCD_1_Start();            // Initialize LCD
 LCD_1_Position(1,0);             // Place LCD cursor at row 0, col 0.
 LCD_1_PrCString("Please wait");  // Print "Please wait" on the LCD  ;
 LCD_1_Position(1,2);             // Place LCD cursor at row 0, col 0.
 LCD_1_PrCString(" SpO2CalOx-2006 ");  // Print "PSoC  pulsometer" on the   LCD  ;

 Buffer_Start(Buffer_HIGHPOWER);


 Faux_Start(Faux_HIGHPOWER);


  In_PGA_Start(In_PGA_HIGHPOWER);
  Carrier_Timer_Start();
  LPF_Start(LPF_HIGHPOWER);
  DigBuf_Start();
 Baud_Start();
 TX_SERIAL_Start(TX_SERIAL_PARITY_NONE);
  AMD_CR0 |= 0x01; // -- comparator bus driven from Global Output Bus, even bus bit 1
(GOE[1])
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                                    //(Analog modulation control signal selection for
column 0.)
 //ASC12CR0 &= 0xE0; // mask the Analog Switch Cap Type C Block Control Register 0
 //ASC12CR0 |= 20;  // 0...31  - set the LED current


  M8C_EnableGInt;

  ADC_Start(ADC_HIGHPOWER);
  ADC_GetSamples(0);
//  CLEARBIT(PRT2DM2, RED_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT);
SETBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT); //RED_LED - strong drive
//CLEARBIT(PRT2DM2, IR_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT);
SETBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT);  //IR_LED - strong drive
//SETBIT(PRT2DM2, RED_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT);
CLEARBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT); //RED_LED - High Impedance
//SETBIT(PRT2DM2, IR_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT);
CLEARBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT); //IR_LED - High Impedance
CLEARBIT(PRT2DM2, IR_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT);
CLEARBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT);  //IR_LED - Resistive Pull Down
CLEARBIT(PRT2DM2, RED_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT);
CLEARBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT); //RED_LED - Resistive Pull Down
}


//-----------------------------------------------------------
int lpf (int x) // second order low pass filter f0 = 5 hz
{
  static long xn_1, xn_2, yn_1, yn_2;
  long diff1;
  int y;
  diff1 = yn_1<<16;  // 0.5 + 0.25  * 65536  = (diff1>>1) + (diff1>>2)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
 y = ( (((x + xn_2)<<16)>>4) + ((xn_1<<16)>>3) + (diff1>>1) + (diff1>>2) -
((yn_2<<16)>>2))>>16;
 xn_2 = xn_1;
 xn_1 = x;
 yn_2 = yn_1;
 yn_1 = y;
 return y;
}

//-------------------------------------------------------------
int lpf2 (int x) // second order low pass filter f0 = 5 hz
{
 static long xn2_1, xn2_2, yn2_1, yn2_2;
 long diff2;
 int y;
 diff2 = yn2_1<<16;  // 0.5 + 0.25  * 65536  = (diff2>>1) + (diff2>>2)
 y = ( (((x + xn2_2)<<16)>>4) + ((xn2_1<<16)>>3) + (diff2>>1) + (diff2>>2) -
((yn2_2<<16)>>2))>>16;
 xn2_2 = xn2_1;
 xn2_1 = x;
 yn2_2 = yn2_1;
 yn2_1 = y;
 return y;
}

//-------------------------------------------------------------
int hpf_IR (int x) // first order high pass filter fs = 25 Hz f0 = 0.5 Hz
{
 static long x_hpf_IR_1, y_hpf_IR_1;
 long diff1;
 int y;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
diff1 = y_hpf_IR_1<<16;
y = ((((x - x_hpf_IR_1)<<16)>>1) + (diff1>>1) + (diff1>>2) + (diff1>>3) + (diff1>>4)) >> 16;
x_hpf_IR_1 = x;
y_hpf_IR_1 = y;
return y;
}

//-----------------------------------------------------------
int hpf_RED (int x) // first order high pass filter fs = 25 Hz f0 = 0.5 Hz
{
 static long x_hpf_RED_1, y_hpf_RED_1;
 long diff_RED;
 int y;
 diff_RED = y_hpf_RED_1<<16;
 y = ((((x - x_hpf_RED_1)<<16)>>1) + (diff_RED>>1) + (diff_RED>>2) + (diff_RED>>3) +
(diff_RED>>4)) >> 16;
 x_hpf_RED_1 = x;
 y_hpf_RED_1 = y;
 return y;
}

//-----------------------------------------------------------
int hpf1 (int x) // first order high pass filter fs = 25 Hz f0 = 0.5 Hz  (differentiator)
{
 static long x_hpf1_1, y_hpf1_1;
 int y;
 y = ((((x - x_hpf1_1)<<16)>>1) + ((y_hpf1_1<<16)>>3)) >> 16;
 x_hpf1_1 = x;
 y_hpf1_1 = y;
 return y;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
int median_filter(unsigned int *x)
{
unsigned int k; // current element of array
unsigned int buf;// buffer for rearrangements of elements of array
BOOL changed = TRUE; // TRUE, if in the current cycle the rearrangements are occured
// array sorting

while (changed){

                    changed = FALSE; // let there are no rearrangements in the
current cycle
for (k=0; k<=7; k++)
    {
    if (x[k+1] < x[k]) { // rearrangement of k and k+1 elements

            buf = x[k];

            x[k] = x[k+1];

            x[k+1] = buf;

            changed = TRUE;

            }

                                        }
                    }
if (((x[6] - x[4])<<4) > x[5]) return 0;   // return error
return (x[5]);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
//------------------------------------------------------------
int OxiMovingAverage(int x) // four order averaging filter
{
static BYTE x1, x2, x3;
INT res;
if (first_p) { x1 = x2 = x3 = x;  first_p = FALSE;}
res = (x + x1 + x2 + x3)>>2;
x3 = x2;
x2 = x1;
x1 = x;
return res;
}



//------------------------------------------------------------
int af (int xa) // two order averaging filter
{
 unsigned int ya = 0;
 static unsigned int x_af_1;
 if (first_af) { x_af_1 = xa; first_af = FALSE;}
 ya = (xa + x_af_1) >> 1;
 x_af_1 = xa;
 return ya;
}


int peak(unsigned int *x)
{
unsigned int I;
unsigned int ref[2] = {0, 0};
int mypeak = 1;   //current element of array
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
unsigned int buf; //buffer for rearrangements of elements of array
BOOL changed = TRUE; //TRUE, if in the current cycle the rearrangements are occurred
//array sorting
while(changed) {
changed = FALSE; //let there are no rearrangements in the current cycle //first data is maximum.
for (I=0; I<=7; I++) {
        if(x[I+1] > x[I]) {ref[1] = x[I+1];}
        else{ref[1] = x[I];}
        if((ref[1] > ref[0])||(ref[1] = ref[0])) {
                mypeak++;
                ref[0] = ref[1];
                }
        }
        }
        return mypeak;
}


void main()
{
Init_Hardware();


while(1)
{


 if((ADC_fIsDataAvailable()) && (g_time < 20))
  {
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
ncADCdata = ADC_iGetDataClearFlag();
g_time++;
        M8C_ClearWDT;
}
else
if((ADC_fIsDataAvailable())&& (g_time > 19)) // Wait for data to be ready
{

            if (IR_LED) // switch off the IR_LED
              {
              nADCdata1 = (ADC_iGetDataClearFlag())<<1;

              ASC12CR0 &= 0xE0;  // mask the Analog Switch Cap Type C Block Control Register 0
                 ASC12CR0 |= RED_CURRENT;   // 0...31   - set the RED LED current
                 PRT2GS &= 0xFD; // mask the Port Global Select Register (IR_LED - off)
                 PRT2GS |= 0x80; // RED_LED - on
                 //SETBIT(PRT2DM2, IR_LED_BIT);  SETBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT); //IR_LED - High Impedance
                 //CLEARBIT(PRT2DM2, RED_LED_BIT); CLEARBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT); //RED_LED - strong drive
                 //CLEARBIT(PRT2DM2, RED_LED_BIT);  SETBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT); //RED_LED - Resistive Pull Up

              lpf_data1 = (lpf(nADCdata1))<<1;
              hpf_data1 = ((hpf_IR(lpf_data1))<<1);
                 hpf_data = (hpf1 (lpf_data1))<<1;
                 IR_LED = FALSE;
                 RED_LED = TRUE;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                TX_SERIAL_CPutString("res1");
                TX_SERIAL_PutSHexInt(nADCdata1+10000);
                TX_SERIAL_PutCRLF();

        }
    else
    if (RED_LED) // switch off the RED_LED
        {// RED_LED
        nADCdata2 = (ADC_iGetDataClearFlag())<<1;

        ASC12CR0 &= 0xE0;  // mask the Analog Switch Cap Type C Block Control Register 0
        ASC12CR0  |= INFRARED_CURRENT;   // 0...31   - set the IR LED current
        PRT2GS  &=  0x7F;   //  mask  the  Port  Global  Select  Register (RED_LED - off)
        PRT2GS |= 0x02;  // IR_LED - on

        //SETBIT(PRT2DM2,    RED_LED_BIT);      SETBIT(PRT2DM1, RED_LED_BIT);  CLEARBIT(PRT2DM0, RED_LED_BIT);  //RED_LED - High Impedance
        //CLEARBIT(PRT2DM2,   IR_LED_BIT);   CLEARBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT);  //IR_LED - strong drive
        //CLEARBIT(PRT2DM2,     IR_LED_BIT);     SETBIT(PRT2DM1, IR_LED_BIT); SETBIT(PRT2DM0, IR_LED_BIT);  //IR_LED - Resistive Pull Up

        lpf_data2 = (lpf2(nADCdata2))<<1;
        hpf_data2 = (hpf_RED(lpf_data2))<<1;
        RED_LED = FALSE;
        IR_LED = TRUE;

                TX_SERIAL_CPutString("res2");
                TX_SERIAL_PutSHexInt(nADCdata2+10000);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
TX_SERIAL_PutCRLF();
}

//max and min searching
if (IR_LED){
        if (hpf_data1 >= s_max) s_max = hpf_data1;
        if (hpf_data1 <= s_min) s_min = hpf_data1;
    }
else if (RED_LED)        {
        if (hpf_data2 >= s_max_r) s_max_r = hpf_data2;
        if (hpf_data2 <= s_min_r) s_min_r = hpf_data2;
        }

 if (hpf_data < 0) hpf_data = 0;
    // rqs detection
if ((hpf_data > (Q_threshold_low)) && (hpf_data < 200) && (g_time > 100))
{
    if (counter_1200_msec < 1)
    {
    max_200_msec = hpf_data;  // lets the first data is maximum
    counter_1200_msec_enable = TRUE;

     if (!noise_detected)
        {
        rr_interval[rr_array_counter] = af(g_time - g_time_old);

        hpfdataIR[rr_array_counter] =hpf_data;
        bb_rate = peak(hpfdataIR);

        g_time_old = g_time;
        SETBIT(LED_PORT, LED_BIT);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                    CLEARBIT(PRT2DM2,   SPEAKER_BIT);   CLEARBIT(PRT2DM1,
SPEAKER_BIT); SETBIT(PRT2DM0, SPEAKER_BIT);   //SPEAKER - strong drive
                    }     // end if noise_detected


    rr_array_counter++;
    noise_detected = FALSE;

    if (rr_array_counter > 8)
        {
        first_p = TRUE;
        t_pulse_rate = median_filter(rr_interval);

        Sp_O2 = median_filter(Sp_O2_mf);

        rr_array_counter = 0;

        if ((t_pulse_rate > 4) && (t_pulse_rate < 150))
            {

            LCD_1_Position(0,9);
            LCD_1_PrCString("     ");
            LCD_1_Position(0,0);          // Place LCD cursor at row 0, col 0
            LCD_1_PrCString("Pulse: ");   // Print "Pulse: " on the LCD  ;
            rr = 1500 / t_pulse_rate;
            //arr = af(rr);
            itoa(pulse_lcd, rr,10); // Converts an integer to a string.
            LCD_1_PrString(pulse_lcd);   // Print pulse value (RR duration)on the
LCD  ;
            LCD_1_PrCString(" beats/min");
            LCD_1_Position(1,0);          // Place LCD cursor at ...
            if ((Sp_O2 < 101) && (Sp_O2 > 0))
                                            {
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
if ((Sp_O2 >= 100) && (Sp_O2 <=
103)) Sp_O2 = 99;
itoa(pulse_lcd,      Sp_O2,10);      //
Converts an integer to a string.
LCD_1_PrCString("SpO2 ");  // Print
"  " on the LCD ;
LCD_1_PrString(pulse_lcd);  // Print
the value on the LCD  ;
LCD_1_PrCString("   %");
}
        else LCD_1_PrCString("SpO2 error  ");
            }
        } // end if ( rr_array_counter > 6)
    // SpO2

arr = (((long)lpf_data1)<<4)/lpf_data2;
R = (((long)(s_max_r-s_min_r))*arr)/(s_max-s_min);
// send the relative R value to PC
        TX_SERIAL_CPutString("res3");
    TX_SERIAL_PutSHexInt(R);
    TX_SERIAL_PutCRLF();
        if (!noise_detected) arr = (a - ((b*R)>>4));
        //if (arr > 102) if (rr_array_counter > 1) Sp_O2_mf[rr_array_counter] =
Sp_O2_mf[rr_array_counter-1];
        Sp_O2_mf[rr_array_counter] = OxiMovingAverage(arr);
        Ars = Sp_O2_mf[rr_array_counter] = OxiMovingAverage(arr);
        x = Ars;
        PaO2 = ((long)exp(6)*pow(x,6)+0.0006*pow(x,5)-0.1124*pow(x,4)+11.673*pow(x,3)-
674.79*pow(x,2)+20557*pow(x,1)-257421);
        BPF = ((long)(PaO2+1.2*(37.5))/0.21+47);
        BP = ceil(BPF);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
BH = bb_rate;


LCD_1_Position(0,9);
LCD_1_PrCString("      ");
LCD_1_Position(0,0);          // Place LCD cursor at row 0, col 5.
LCD_1_PrCString("Breath Rate: ");   // Print "Pulse: " on the LCD  ;
itoa(BH_lcd, BH,10); // Converts an integer to a string.
LCD_1_PrCString(BH_lcd);  // Print pulse value (RR duration)on the LCD  ;
LCD_1_PrCString(" breathe/min");
LCD_1_Position(0,9);
LCD_1_PrCString("      ");
LCD_1_Position(0,0);          // Place LCD cursor at row 0, col 5.
LCD_1_PrCString("Blood Pressure: ");   // Print "Pulse: " on the LCD  ;
itoa(BP_lcd, BP,10); // Converts an integer to a string.
LCD_1_PrString(BP_lcd);  // Print pulse value (RR duration)on the LCD  ;
LCD_1_PrCString(" mmHg");
LCD_1_Position(1,0);
s_min = 32767;
s_max = 0;
s_min_r = 32767;
s_max_r = 0;
}  // end if(counter_1200_msec < 1)
else if ((counter_1200_msec < 14) && (hpf_data > max_200_msec))   //for  varying threshold adaptive algorithm
{
max_200_msec = hpf_data;
}   // end else if ((counter_1200_msec < 14)
else if (counter_1200_msec > 14)  // Error
{


LCD_1_Position(0,0);          // Place LCD cursor at row 0, col 0.
LCD_1_PrCString("- Pulse Error - ");  // Print "Noise detected" on the LCD  ;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        noise_detected = TRUE;
        Q_threshold_low = Q_threshold_low + 8;
        if (rr_array_counter > 2) rr_array_counter--;
        } // end else if ((counter_1200_msec > 14)

        //varying threshold adaptive algorithm
        Q_threshold_low = (max_200_msec >> 1) + (max_200_msec >> 2) ;
        if (Q_threshold_low > (prev_Q_threshold_low << 1)) Q_threshold_low = prev_Q_threshold_low << 1;
        prev_Q_threshold_low = Q_threshold_low;



}   // end if (hpf_data > Q_threshold_low)


//end of max and min searching


threshold_counter++;
if (threshold_counter > 16)
{
if (Q_threshold_low > 1000) Q_threshold_low = Q_threshold_low - 300;
else if (Q_threshold_low > 100) Q_threshold_low = Q_threshold_low - 60;
else if (Q_threshold_low > 40) Q_threshold_low = Q_threshold_low - 10;
else if (Q_threshold_low > 20) Q_threshold_low = Q_threshold_low - 2;
else if (Q_threshold_low > 8) Q_threshold_low = Q_threshold_low - 1;
threshold_counter = 0;
}

if (counter_1200_msec_enable) counter_1200_msec++;
if (counter_1200_msec > 20)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
{

counter_1200_msec = 0;
counter_1200_msec_enable = FALSE;
}


        M8C_ClearWDT;
        if (IR_LED) g_time++;
        CLEARBIT(LED_PORT, LED_BIT);  // led is off
        SETBIT(PRT2DM2,    SPEAKER_BIT);       SETBIT(PRT2DM1,    SPEAKER_BIT);
CLEARBIT(PRT2DM0, SPEAKER_BIT);  //SPEAKER - High Impedance
} // end if(ADCINC14_1_fIsDataAvailable()

 }

}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค. ซอร์สโค้ดที่ใช้ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การดูดซับของแสงของ HbO_2 จากเครื่องมือวัด Cal-Ox 2006

%ecgsim.m (Matlab)

```
%Pulse Oximeter algorithm of SpO2 Calculation and Blood Pressure
%Pulse Oximeter algorithm for optical extinction coefficient calculation.
%Calculation by CalOximeter by Pratana Srichannon.
%June. 2007
%
close all; clear all;
%s = serial('COM2');
%set(s,'BaudRate',9600);
%fopen(s);

fprintf('| Printing the Electrocardiogram |\n');
fprintf('| Making the histogram of the heart rate and the blood pressure of the patient |\n');

obj1 = instrfind('Type', 'serial', 'Port', 'COM7', 'Tag', '');
s = serial('COM7');          %// close old opened port
fclose(s);
delete(s);
clear s;

s = serial('COM7');
set(s,'BaudRate',9600);
fopen(s);
whos s
get(s,{'BaudRate','DataBits','Parity','StopBits','Terminator'})

%[R count]=fscanf(s,'%c');

%Nt = 1:400;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
%Dt_ref = count;
%normDt = 0.5;
%for nt=1:Nt       %// Marching-on-in-time loop
Fig = figure(1);
%//define parameter
g_time =0;      %// time counter
g_time_old = 0;  %// time counter when rqs detected
Q_threshold_low = 6;  %// low threshold value
prev_Q_threshold_low = 6;
rr_array_counter = 0;  %// counter for median filter
t_pulse_rate = 0;  %// pulse rate
rr = 0;
arr = 0;
R = 0;
rr_interval = [0,0,0,0,0,0,0,0,0];
Sp_O2_mf = [0,0,0,0,0,0,0,0,0];
counter_1200_msec = 0;  %// the time after rqs detected
counter_1200_msec_enable = 0;  %//False
noise_detected = 0;    %//False
first_af = 1;        %//True
first_p = 1;         %//True

%Actual time
while(1)
    R = fread(s);              %// This first bytes is from the RED LED information.
    maxR = max(R);
    minR = min(R);
    meanR = mean(R);
    IR = fread(s);             %// This second bytes is from the IR line information
    maxIR = max(IR);
    minIR = min(IR);
    meanIR = mean(IR);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
   dIR = diff(IR);
   HR = fread(s);              %// The Mux sends the third byte as the HR5
   subplot(3,1,1); plot(meanR(:)); hold on;
   xlabel('Time(s)');Title('Red');
   pause(0.001);
   subplot(3,1,2); plot(meanIR(:)); hold on;
   xlabel('Time(s)');Title('Infrared');
   pause(0.001);
   subplot(3,1,3); plot(meandR(:)); hold on;
   xlabel('Time(s)');ylabel('Differential Red');
   pause(0.001);
end;
```

%BPsim.m (Matlab)

```
%Pulse Oximeter algorithm of Blood Pressure Calculation and Heart Rate, and Respiratory Plot
%Pulse Oximeter algorithm for optical extinction coefficient calculation.
%Calculation by CalOximeter by Pratana Srichannon.
%June, 2007
%
while(1)
if (IR != NaN)
   g_time = t_1;
   g_time_old = 100;  % rqs detection
   xa = g_time-g_time_old;
   rr_interval[rr_array_counter] = af(xa,first_af);
   g_time_old = g_time;
end;
rr_array_counter = rr_array_counter + 1;
noise_detected = 0;

if(rr_array_counter > 8)
   first_p = 1;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  t_pulse_rate = median_filter(rr_interval);
% Calculation of SpO2
  Sp_O2 = median_filter(Sp_O2_mf);
  rr_array_counter = 0;
% Finding Heart Rate
  if ((t_pulse_rate > 4) & (t_pulse_rate < 70))
    rr = 1500/t_pulse_rate;
    if ((Sp_02 <101) & (Sp_O2 > 0))
      if ((Sp_O2 >= 100) & (Sp_02 <= 103))
        Sp_O2 = 99;
      end;
    end;
  end;
end;

% Find Blood Pressure
%Plot data
Sp_02m = mean(Sp_02);
%Sp_O2_mf calibrated
x = Sp_02m;
PaO2 = exp(6).*x^6 + 0.0006.*x^5 - 0.1124.*x^4 + 11.673.*x^3 -674.79.*x^2 + 20557.*x -
257421;
BPF = ((PaO2+1.2*37.5)/0.21) + 47;
BP = ceil(BPF);
BH = peak(meanR);

figure(2);
%plot(trr,rr,'-*r','LineWidth',2);  hold on;
plot(Sp_O2m(:), '-*r', 'LineWidth', 2); hold on;
pause(0.001);
plot( BP(:),'-*b','LineWidth',2); hold on;
pause(0.001);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
plot(BH(:),'-*g','LineWidth',2); hold on;
pause(0.001);
end;

fclose(s);
delete(s);
clear s;
```

ง. ซอร์ดโค้ดโมดูลอื่นๆ

% af.m

```
function ya = af(i, first_af)
% Two order averaging filter
ya = 0;
x_af_1 = 0;
if(first_af)
    x_af_1 = i; first_af = FALSE;
    ya = (i+x_af_1)/2;
    x_af_1 = i;
    return ya;
end;
```

%median_filter.m

```
function x[5] = median_filter(x)
changed = 1;
while(changed)
    changed = 0;
    for k = 0:7
        if(x[k+1] < x[k])
            buf = x[k];
            x[k] = x[k+1];
            x[k+1] = buf;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            changed = 1;
        end;
    end;
    diff = x[6]-x[4];
    d = diff*2^4;
    if(d > x[5]) return 0; %//return error
    return x[5];
end;
```

```
%peak.m
function y = peak(x)
 y = 1;
for k = 1:1:length(x)-1
 if(x(k+1) < x(k))
    y = y;
 else if (x(k+1) > x(k))
    y = y +1;
    end;
 end;
end;
```

จ. อัลกอริทึม Gaussian Elimination เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ทางแสง

```
%guass9e.m
function [L,U] = gauss9e(R)
%Compute LU decomposesition without pivoting and without disturbing A
N = length(R);
L = eye(n);
U = R;
for k =1:n-1
  for j = k+1:n
      L(j,k) = U(j,k)/U(k,k);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
 end
 for i=k+1:n
     for j =k+1:n
         U(i,j) = U(i,j)-L(i,k)*U(k,j);
     end
end
end
U = triu(U);
[L,U]
Norm(R-L*U);
```

ฉ. ซอร์ดโค้ดที่ใช้ในเลือกพอร์ตระหว่างช่องสื่อสารของตัว CalOx 2006 กับพอร์ต RS232เพื่อบันทึกข้อมูลเพื่อแสดงผลโดยภาษาจาวาบนเวป

```
%Form.VB
%Written By Pratana Srichannon
%@2008
%For Communicate with RS232 for FileStream Reading from CalOximeter
%Serial Data Transmission to File Writer Port on PC.
%Output: ECG.dat, ECG1.DAT, ECG2.DAT for (RED, IR, and Diff_RED ECG)
%

Imports System.IO
Public Class Form1
    Dim WithEvents serialPort As New IO.Ports.SerialPort
    Dim MyFileStream As FileStream
    Dim MyFileStream1 As FileStream
    Dim MyFileStream2 As FileStream
    Private Sub Form1_Load(ByVal sender As System.Object, ByVal e As System.EventArgs)
Handles MyBase.Load

        For i As Integer = 0 To _
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        My.Computer.Ports.SerialPortNames.Count - 1
      cbbComPorts.Items.Add( _
        My.Computer.Ports.SerialPortNames(i))
    Next i
    btnDisconnect.Enabled = False

    Try
      'Open the file
      MyFileStream = New FileStream("\ECG.dat", FileMode.Create, FileAccess.ReadWrite)
      MyFileStream1 = New FileStream("\ECG1.dat", FileMode.Create, FileAccess.ReadWrite)
      MyFileStream2 = New FileStream("\ECG2.dat", FileMode.Create, FileAccess.ReadWrite)

    Catch ex As Exception
      MsgBox("Failed to create/open file stream with error: " & ex.Message)
    End Try

End Sub
'-------------------------------------------
' Event handler for the Connect button
'-------------------------------------------
Private Sub btnConnect_Click( _
   ByVal sender As System.Object, _
   ByVal e As System.EventArgs) _
   Handles btnConnect.Click

    If serialPort.IsOpen Then
      serialPort.Close()
    End If

    Try
      With serialPort
        .PortName = cbbComPorts.Text
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            .BaudRate = 9600
            .Parity = IO.Ports.Parity.None
            .DataBits = 8
            .StopBits = IO.Ports.StopBits.One
        End With
        serialPort.Open()

        lblMessage.Text = cbbComPorts.Text & " connected."
        btnConnect.Enabled = False
        btnDisconnect.Enabled = True
    Catch ex As Exception
        MsgBox(ex.ToString)
    End Try

End Sub

'-------------------------------------------
' Event handler for the Disconnect button
'-------------------------------------------
Private Sub btnDisconnect_Click( _
   ByVal sender As System.Object, _
   ByVal e As System.EventArgs) _
   Handles btnDisconnect.Click
    Try
        serialPort.Close()
        lblMessage.Text = serialPort.PortName & " disconnected."
        btnConnect.Enabled = True
        btnDisconnect.Enabled = False
    Catch ex As Exception
        MsgBox(ex.ToString)
    Finally
        MyFileStream.Close()
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  End Try
End Sub


'------------------------------------------
' Event handler for the DataReceived
'------------------------------------------
Private Sub DataReceived( _
  ByVal sender As Object, _
  ByVal e As System.IO.Ports.SerialDataReceivedEventArgs) _
  Handles serialPort.DataReceived
   txtDataReceived.Invoke(New _
           myDelegate(AddressOf updateTextBox), _
           New Object() {})


End Sub

'----------------------------------------------------
' Delegate and subroutine to update the Textbox control
'----------------------------------------------------
Public Delegate Sub myDelegate()
Public Sub updateTextBox()
   With txtDataReceived
     .Font = New Font("Garamond", 12.0!, FontStyle.Bold)
     .AppendText(serialPort.ReadExisting)
     .ScrollToCaret()
   End With
   Dim CharRead As String
   Dim MyBufferArray As Byte
   Dim MyByteArray(10) As Byte
   Dim MyByteArray1(10) As Byte
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Dim MyByteArray2(10) As Byte
Dim i As Short


For i = MyByteArray.GetLowerBound(0) To Val(MyByteArray.GetUpperBound(0) - 1)
    If serialPort.IsOpen Then
        CharRead = serialPort.ReadExisting
        If CharRead.Contains("res1") And Not (CharRead.Contains("res2")) And Not
(CharRead.Contains("res3")) Then
            MyBufferArray = Convert.ToByte(CharRead)
            MyByteArray(i) = MyBufferArray
        ElseIf Not (CharRead.Contains("res1")) And (CharRead.Contains("res2")) And Not
(CharRead.Contains("res3")) Then
            MyBufferArray = Convert.ToByte(CharRead)
            MyByteArray1(i) = MyBufferArray
        ElseIf Not (CharRead.Contains("res1")) And Not (CharRead.Contains("res2")) And
(CharRead.Contains("res3")) Then
            MyBufferArray = Convert.ToByte(CharRead)
            MyByteArray2(i) = MyBufferArray
        End If

    End If
Next i

Try
    MyFileStream.Write(MyByteArray, 0, _
        MyByteArray.GetUpperBound(0))
Catch ex As Exception
    MsgBox("Write failed with error: " & ex.Message)
End Try
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        Try
           MyFileStream1.Write(MyByteArray1, 0, _
              MyByteArray1.GetUpperBound(0))
        Catch ex As Exception
           MsgBox("Write failed with error: " & ex.Message)
        End Try



        Try
           MyFileStream2.Write(MyByteArray2, 0, _
              MyByteArray2.GetUpperBound(0))
        Catch ex As Exception
           MsgBox("Write failed with error: " & ex.Message)
        End Try

    End Sub
End Class
```

```
%ecg.java
%Written By Pratana Srichannon Modified from example sources on Java2DPaint.
%@2008
%Read DAT File from Stream Reader File and Paint 2D Image to display ECG as
%an applet on the web.
%

import java.awt.*;
import javax.swing.*;
import java.awt.event.*;
import javax.swing.event.*;
import java.awt.image.BufferedImage;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
import java.awt.geom.*;
import java.math.*;
import java.util.*;
import java.io.*;    // for File I/O
import java.util.Date;    // for converting time in millis to date
import java.applet.*;
import java.net.*;
import java.math.BigInteger;
import java.math.BigDecimal;
import java.applet.Applet;
public class ecg extends JApplet
{
        myView view = new myView();
        Vector vr   = new Vector();

public ecg()
{
        getContentPane().add(view);
        getContentPane().setLayout(null);
}
public void init()
{
        data a = new data(vr);
}
public void start()
{
        setVisible(true);
        while (true)
        {
        try
        {
                view.move_1();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
                repaint();
                Thread.sleep(100);
            } catch (InterruptedException e) {}
            }

}
public class myView extends JComponent
{
            BufferedImage I;
            Graphics2D G;
            Point p1;
            Point p2;
            int   width   = 600;
            int   hight   = 301;
            int   point_s = 4;
            Color bcolor  = new Color(220,180,160);

public myView()
{
            setBounds(10,10,width,hight);
            I = new BufferedImage(width,hight,BufferedImage.TYPE_INT_ARGB);
            G = I.createGraphics();
            G.setRenderingHint(RenderingHints.KEY_ANTIALIASING,RenderingHints.VALUE_AN
TIALIAS_ON);
            clear(0,width);
}
public void move_1()
{
            if (vr.size() < 2) return;
            G.drawImage(I,0,0,width-point_s,hight,point_s,0,width,hight,null);
            clear(width-point_s,point_s);
            p1 = (Point)vr.get(0);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        p2 = (Point)vr.get(1);
        G.setColor(Color.darkGray);
        G.drawLine(width-point_s-1,p1.y+hight/2,width-1,p2.y+hight/2);
        vr.remove(0);
}
public void clear(int x, int w)
{
        G.setColor(bcolor);
        G.fillRect(x,0,w,hight);
        G.setColor(Color.lightGray);
        for (int y=0; y < 11; y++) G.fillRect(x,y*30,w,1);
}
public void paint(Graphics g)
{
        g.drawImage(I,0,0,null);
}

}

public class data extends Thread
{
        InputStream is = null;
        BufferedReader ib;
        Vector dv;

public data(Vector v)
{
        super();
        dv = v;
        this.start();
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
private String read()
{
        if (is == null)
        {
        URL u1 = null;
                try{
                        u1 = new URL(getDocumentBase(), "ECG.dat");
                }
                catch(Exception e) {return(null);
                }
                try{
                        is = u1.openStream();
                        ib = new BufferedReader(new InputStreamReader(is));

                }
                catch(IOException e) {return(null);
                }
        }
        try
        {
        return(ib.readLine());
        }
        catch(IOException e) {
        }
        return(null);
}

public void run()
{
        int p = 0;
        String s = " ";
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
while (true)
{
try
{
        while (dv.size() < 240 && s != null)
        {
                s = read();
                try
                {
                        p = Integer.parseInt(s);
                        dv.add(new Point(0, p-130));
                }
                catch(NumberFormatException e){
                }
        }
        try
        {
                Thread.sleep(2000);
        }
        catch (InterruptedException e) {}
}
catch (Exception e){}
}

}
}

}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช. วารสารที่ได้รับการตีพิมพ์

P. Srichannon, S. Somkuarnpanit, International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology, “A Pulse Oximeter for Measuring of Lowering Blood Pressure and Actual Blood Flow and Heart Rate during Alveolar Gas Exchange”, November 2007, Bangkok, Thailand.

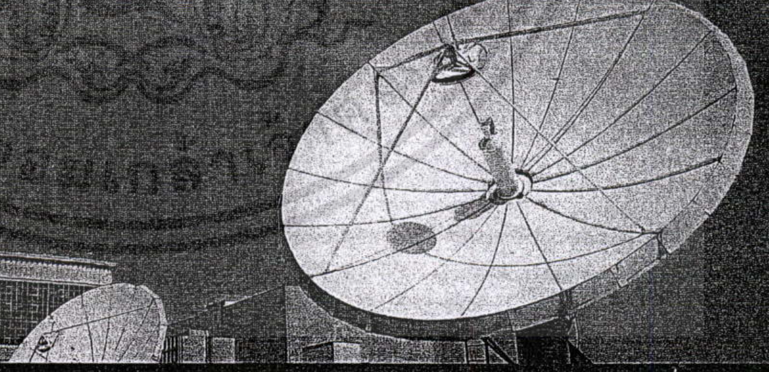
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ICEAST 2007

International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology

November 21 – 23, 2007

The Swissôtel Le Concorde, Bangkok, Thailand



Organized by:
Research Center for Communications and Information Technology,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

ICROS SICE NiCT IEEE THAILAND SECTION NECTEC JICA

A Pulse Oximeter for Measuring of Lowering Blood Pressure and Actual Blood Flow and Heart Rate during Alveolar Gas Exchange

P. Srichantranon, S. Somkuarnpanit
Department of Electronics (Biomedical Engineering Research), Faculty of Engineering,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520 Thailand
Email: kssuripo@kmitl.ac.th

***Abstract*—Numbers of the applications of the tissue oxygen consumption measurement methods based on Near Infrared of 660 and 940nm wavelength region photoplethysmographic and another gaseous-light detection has been observed with the similar results with the ultraviolet ranges of 220 and 260nm wavelength region to have the same behaviour to lower the normal blood pressure and is able to perceive the actual difference levels of the blood pressure of the *in vivo* studies of pulse oximeter for clinicians concerns to the interpretation of noninvasive measurements.**

From the experimental results, it is significant that in these wavelength regions, there is no dramatically change in the results of the spectra. The Fick equation (VO_2) and Beer Lambert's (SaO_2, SpO_2) is used for the heart rate (HR) calculation. The lowering level of blood pressure is calculated from the H2S within the KTP channel in the alveolar gaseous blood.

Keywords—**Fick equation, Beer Lambert's, H2S, KTP-channel, Transcutaneous Arterial Oxygen Tension**

I. INTRODUCTION

Many applications of the tissue oxygen consumption measurement methods of the NIR of 660 and 940nm wavelength is commonly used due to no change of the spectra and the results of the heart rate is the ratio of the IR and Red as of the Beer's formula is well known. [1]

$$R/IR = (AC_1/DC_1)/(AC_2/DC_2) \quad (1)$$

and

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2} x100\% \quad (2)$$

The accuracy of the measurements could be adjusted and designed from the method of reflectance or transmission designed with the motion artifacts and the feed back control and the software for the calculation for peak of duration in limited of time could interpret the average of breathing rate. This means that the circulation by the definition in arterial blood by definition:

[Hb] is the concentration of deoxygenated hemoglobin, [HbO_2] is the concentration of oxygenated hemoglobin, and the Oxygen saturation is of SpO_2. In main application areas of oximetry the diagnosis of cardiac and vascular anomalies. In this experiment we mainly discuss in the result of the blood pressure of and the heart rate of the another wavelength range that have the same behaviour that give no changes of the spectra and the ratio of the two formulas and will be known to be effective to lower the blood rate and to be able to identify the actual blood pressure. Applying Beer-Lambert's model of a light absorbing medium of concentration *C* and thickness *b*, the intensity of transmitted light *I* is related to the incident light I_0, as follows [3]:

$$I = I_0 e^{KCb}$$
$$I = I_0 (e^{-\mu_{ai} T})(e^{-\mu_{av} T})(e^{-\mu_{aa} T}) \quad (3)$$

where *K* is known as the extinction coefficient and varies as a function of the substance and the wavelength of light. The quantity *KCb* is called the absorbance *A* for transmitted light.

In this paper, it is mainly discussed about the algorithm that we could extracted the blood pressure from the same method from the conventional pulse oximeter. (i) The main circuit consists on LEDs of NIR consisting of RED and IR of 660 and 940 nm wavelengths, (ii) microcontroller for FFT processor and LED control process, and LCD control. This includes the PC interface for processing with the serial or any peripheral communications with the PC. Section 2, shows the circuit designed methodology and derive the equations for the endogenous gaseous analysis. It also identifies the photo detector array of the pulse oximeter to be connected within the circuit to detect all the incoming reflected light and differentiated results of the incident lights from the detected sources. Section 3 shows the experimental results. The conclusion and discussion and conclusion and discussion are given in last section, Section 4 and 5, respectively.

II. METHODOLOGY

A. Design of the Circuitry of Pulse Oximetry

The circuit composes of four main components (i) microcontroller circuit (ii) LED of two parts of 660nm and 940nm; 160nm and 260nm. (iii) display and communications parts (iv) photo detectors of two parts. The flow of the software in microcontroller is using PSoC Cypress Semiconductor which is available with microcontroller CY8C27443 [4].

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

978-974-8308-56-2 ©2007 KMITL

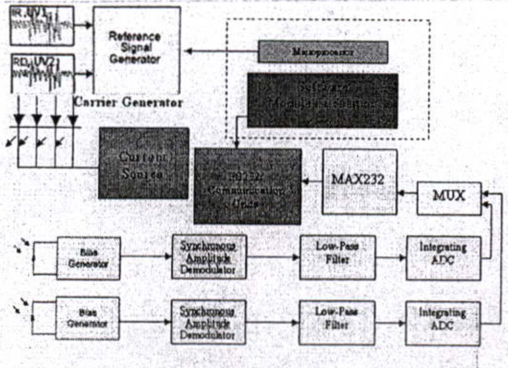


Fig. 1. Design of the circuitry of the Pulse Oximetry

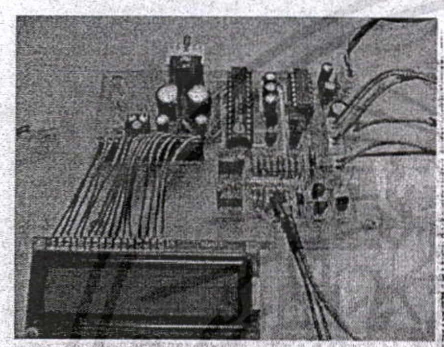


Fig. 2. Components of the circuitry of CalOximeter.

B. Software Module

In this experiment the software is implemented by MATLAB 7.0 for the interface of RS232 communications and the calculations of the pulse and heart rate including the blood pressure.

C. Endogenous Gaseous Analysis

For reflection oximetry of *in vitro* study from the motion artifacts, the basic idea is based on the scattering of the light by the erythrocytes. For the light scattered from the unhaemolyzed blood sample. The same principle is given out the form of the UV light for wavelength 160nm and 260nm the ratios of these two wavelengths is a constants and the differentiations of these two wavelengths of haemolyzed blood sample is not stable and will be not identified as SpO_2 factor, but of H_2S level saturation to lower blood pressure. The alveolar gaseous equation is written as:

$$PaO_2 = FIO_2(BP - 47) - 1.2PCO_2 \qquad (4)$$

where FIO_2 is a fraction of inspired oxygen and equals to 0.21 in normal room temperature. The term PaO_2 is an arterial oxygen tension and PCO_2 is the partial arterial pressure of carbon dioxide.

We assume in this experiment the tissue vessel tension and the difference of the artery-venous of the hydrogen sulfide occurs during the measurement of which the increment of this gaseous in the endogenous H_2S production lowers the blood pressures in human beings. The tensions of the blood vessels and blood flow is therefore could be measured by the mean of the saturation of the blood of the oxygen by differentiating the Fick equation [2] and setting the endogenous H_2S gas to be initially to zero. The Optical characteristics of the tissue constituents could be obtained by the means of the measurements of the oxygen saturation in the blood artery as depicted in Table I.

TABLE I
OPTICAL CHARACTERISTICS OF THE TISSUE CONSTITUENTS

Var.	meaning	660nm	940nm
$\mu_a(HHb)$	Absorption, deoxygenated Hb	17.139	1.868
$\mu_a(O_2Hb)$	absorption, oxygenated Hb	1.692	7.312
$\mu_a(tissue)$	absorption, non-blood tissue	0.285	0.236
$\mu_a(melanin)$	absorption, melanin	269.440	62.627
μ_s	Scattering, blood &tissue	71.5	38.63
g	anisotropy	0.8	
n	Refractive indices (internal)	1.3	

Therefore, it can be written as for three-dimensional photon diffusion equation:

$$\nabla^2\psi(r) - \frac{\mu_a}{D}(r) - \frac{\mu_s}{D}(r) = \frac{S_0(r)}{D} + 3\nabla \cdot S_1(r) - S_2(r) \qquad (5)$$

where S_2 is the term of the saturation of the endogenous H_2S.

Accounting to the others parameters for the optical characteristics of the tissue constituents we can used the fick equation as indicated in [2] from

$$\dot{VO}_2 = q \cdot k \cdot [Hb] \cdot (SaO_2 - SvO_2) \qquad (6)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{\dot{VO_2}}{\dot{DO_2}} = 1 - \frac{SaO_2}{SvO_2} \tag{7}$$

where as

VO_2/DO_2 is unit less and equivalent to those of μ_s in equation (3).

From the above equations we could find all parameters, in stead we could see that it could interchange the terms q, k and [Hb] to g, n, and [Hb], and some texts the SaO_2 with the HbO_2.

Differentiating both equations (and setting S_2 term to be zero then we have the mean of the blood pressure the tension of the blood vessel at instantaneous time.

$$\frac{\partial^2}{\partial t}\Delta^2\psi(r) - \frac{\partial\mu_a}{\partial tD}(r) - \frac{\partial\mu_s}{\partial tD}(r) =$$

$$\frac{\partial S_0(r)}{\partial tD} + 3\frac{\partial}{\partial t}\nabla\cdot S_1(r) - \frac{\partial S_2}{\partial t}(r) \tag{8}$$

Thus,

$$\ddot{VO_2} = q\cdot k\cdot\frac{\partial}{\partial t}[Hb]\cdot(SaO_2 - SvO_2) \tag{9}$$

$$\frac{\ddot{VO_2}}{\ddot{DO_2}} = -\frac{\partial SaO_2}{\partial tSvO_2} \tag{10}$$

We get from the equation (3) the intensity of the light the additional term of the additional from the polarization of the light in the tissue oxygen saturations, therefore:

$$I(t,\lambda) = I_o(\lambda)\exp\{-[S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] * z(t) - \mu_{static}d\} \tag{11}$$

with the information in the Table I
we get,

$$I(t,\lambda) = I_o(\lambda)\exp\{-[S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] * z(t) - \mu_a(\lambda)d + \mu_{g,scatter}(\lambda)d' gn_{i/air}\} \tag{12}$$

the equation from the equation (7) and (8) as the differentiating (SaO_2-SvO_2) and with S_0, S_1, S_2 terms to zero.

where as

$\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$, $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$ are the difference absorbance coefficients of millimolar of hemoglobin molecule of oxygenated and deoxygenated, respectively.

z(t) is a dynamic function of the physical light path of artery and concentration of hemoglobin.

$\mu_{static}d$ is light properties of tissue density and others physiologies properties.

$\mu_{g,scatter}d' gn_{i/air}(\lambda)$ is an abilities of scattering of tissue in anisotropy structure: g, and reflection coefficients of light at tissue of depth or thick d' with relative reflective index: $n_{i/air}$.[5]

The term is for the absorbance coefficients of hemoglobin and other substances of hemoglobin are written as:

$$\begin{aligned} P_j(t) &= -\Delta Z(t)\mu_{blood}(\lambda_j) \\ \mu_{blood}(\lambda_j) &= [S\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1-S)\varepsilon_{Hb}(\lambda)] \end{aligned} \tag{13}$$

$$\begin{bmatrix} P_j(t,\lambda)_{HbO_2} \\ P_j(t,\lambda)_{Hb} \end{bmatrix} = -\Delta Z(t)\begin{bmatrix} S & 0 \\ 0 & 1-S \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda) \end{bmatrix} \tag{14}$$

$$\det\left(\begin{bmatrix} S & 0 \\ 0 & 1-S \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda) \end{bmatrix} - \kappa I\right) = 0 \tag{15}$$

$$\det\left(\begin{bmatrix} -\mu_a(\lambda_1) & \mu_{scatter}(\lambda_1)gn_{i/air} \\ -\mu_a(\lambda_2) & \mu_{scatter}(\lambda_2)gn_{i/air} \end{bmatrix}\begin{bmatrix} d \\ d' \end{bmatrix}\right) = 0$$

Find the eigenvalue of the above equation (14), it could be stated as

$$\kappa = \pm(u_0(\lambda_1) - \mu_{scatter}(\lambda_2)gn_{i/air}) + \sqrt{(u_0(\lambda_1) - \mu_{scatter}(\lambda_2)gn_{i/air}))^2 - 4gn_{i/air}(u_0(\lambda_2)\mu_{scatter}(\lambda_1) - u_0(\lambda_1)\mu_{scatter}(\lambda_2))}/2$$

……………………………………………………………(16)

Therefore, we could find the similar matrix that of the coefficient that is the same value as the $TcPO_2$ or Transcutaneous Arterial Oxygen Tension which we can find at zero-oxygen solution (Zero-O_2 solution). Combining two solutions (9) and (15),

$$v_{jk}^{ac}(t,\lambda) = -v_o\Delta z(t)\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{a,blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{a,blood}(\lambda_k)\right]$$

……………………………………………………………(17)

indicates the oxygen contents in blood that is absorbed with light and hemoglobin within the blood that absorbed the light as the equation of wave and time. The above equation is from the measurements and physical study of the circuitry and the electrical signal implementations relating

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

to the absorbance of light intensity in blood. To verify the graph in time domain, it could be proved that

$$\frac{\partial v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial t} = -v_o \frac{\partial \Delta z(t)}{\partial t}\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{a,blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{a,blood}(\lambda_k)\right] \quad \text{...(18)}$$

$$\frac{\partial v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial \lambda} = -v_o \frac{\partial}{\partial \lambda}\left[\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{a,blood}(\lambda_j) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{a,blood}(\lambda_k)\right]$$

$$\frac{\partial^2 v_{jk}^{ac}(t,\lambda)}{\partial \lambda \partial t} = -v_o \qquad (19)$$

Finally, the measurement of intensity of absorbed light in blood is from the photo detector of the reflectance oximeter. To find the exact coefficients and the accurate efficient of the detector and the accurate reflective index of the tissue and polarization alone, the photo detector and the light sources does not come out of the same linear alignment.

In the case that we need to detect the signal of the light emitting we detect the signal of two parts of v^{ac}. To calculate the z(t) component we used the moving average of the spectrum, therefore we get the normalized energy function

$$\frac{\left|\Delta Z(\omega_{\lambda_j})\right|^2}{\left|\Delta Z(\omega_{\lambda_1})\right|^2 + \left|\Delta Z(\omega_{\lambda_k})\right|^2} = \left|\Delta R(\omega_{j/k})\right|^2 \quad \text{...(20)}$$

from the v^{ac}, raw data with FFT with moving average. This could be of dynamic wavelengths. The differential terms of the S_2 if exists, then it tends to lower the actual blood pressure follows equation (7).
General Blood Flow equation:

$$v_{jk}^{ac}(t) = -v_o \Delta z(t)\begin{bmatrix}\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) \\ -\frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\end{bmatrix} \qquad (21)$$

General Capillary walls, heart squeeze, and heart beat due to the light path:

$$s_{jk}^{ac}(t) = -v_o \Delta x(t)\begin{bmatrix}\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) \\ -\frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\end{bmatrix} \qquad (22)$$

The following shows the relations of the millimolar of λ at different wavelengths as show in Table II when apply different wavelengths.

$$\varepsilon(\lambda)^* = \frac{\Delta \partial x(t)}{\partial \lambda j,k}\begin{bmatrix}\frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_j) + \frac{\gamma_i}{\beta_j}\mu_{bloodHHb}(\lambda_j) \\ -\frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHbO2}(\lambda_k) - \frac{\gamma_k}{\beta_k}\mu_{bloodHHb}(\lambda_k)\end{bmatrix} \qquad (23)$$

TABLE II
MILLIMOLLAR ABSORBANT COEFFICIENTS AT DIFFERENT WAVELENGTHS

	Hb		HbO_2		H_2S*
λ	A	F	A	F	A
660nm	0.85	0.90	0.12	0.16	unstable
940nm	0.20	0.20	0.29	0.30	unstable
220nm	unstable	unstable	unstable	unstable	0.1
260nm	unstable	unstable	unstable	unstable	0.01

at 84umol in adult measurement from absorbance spectral

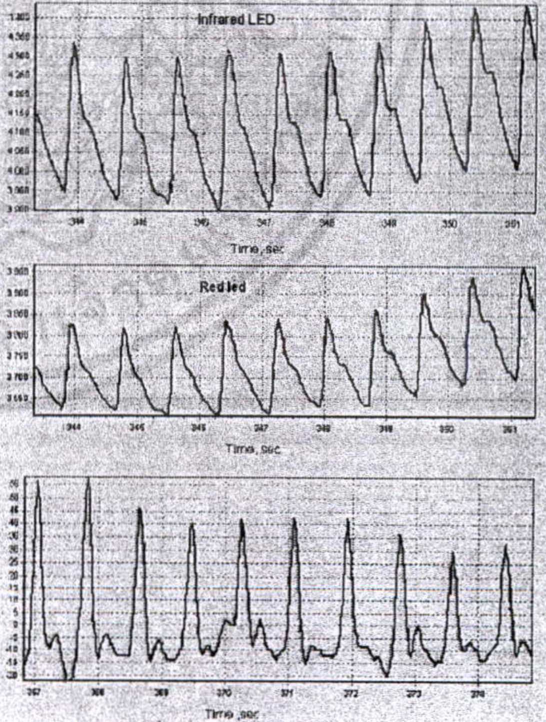


Fig. 3. ECG Graph of CalOximeter.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

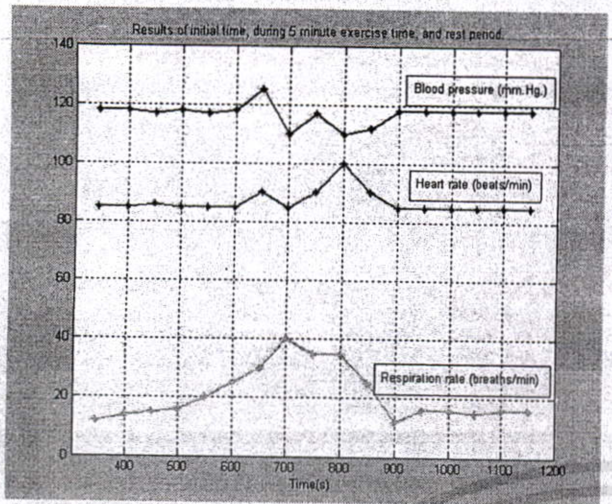


Fig. 4. Heart Rate, SpO_2 and Blood Pressure versus Time of CalOximeter.

III. EXPERIMENTAL RESULTS

Figure 3 shows the ECG of the Red and IR and differential wave, respectively. Figure 4 shows the results of the heart rate and the blood pressure versus time of real and the actual of the one being measured from the equipment.

IV. CONCLUSION

From the experimental results the linearity results of the graph could be significantly seen from the absorption coefficients through the equations from the results in Table I and II and the formulas shown in this report to the wavelengths.

V. DISCUSSION

It could be clearly stated that by using the alveolar gaseous analysis equation, it could approximate the measurement of the blood pressure of the arterial. This includes in this experimental result to be dependent with the blood flow from the analysis in Section 2, and the oxygen saturation from the experimental results depicted in figure 4.

REFERENCES

[1] P. Jalan, B.R. Bracio, P.J. Rider, H. Toniolo, "Rapid Prototyping of Pulse Oximeter," Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, pp. 5579-5582, Aug 30-Sept 2006.

[2] M. Nogawa, S. Tanaka, M. Shibata* and K. Yamakoshi, "Development of a Tissue Oxygen Consumption Measurement Method Based on Near-infrared Photoplethysmography," Proceedings of the 26th IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, pp. 2227-2231, September 1-5 2004.

[3] Jianchu Yao and Steve Warren, "A Novel Algorithm to Separate Motion Artifacts from Photoplethysmographic Signals Obtained with a Reflectance Pulse Oximeter," Proceedings of the 26th IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, pp. 2253-2256, September 1-5 2004.

[4] Serhiy Matviyenko, "Pulse Oximeter," Cypress Semiconductors, AN2313 Application Notes.

[5] N. Ghosh, H. S. Patel, P. K. Gupta, "*Depolarization of light in tissue phantoms effect of a distribution in the size of scatterers,*" *OPTICS EXPRESS 2199, Vol. 11, No. 18.*

[6] W. Zilstra, A. Buursma, W. Meeuwesen-vsn der Roest, "Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin," *Clin. Chem.*, vol. 37, no. 9, pp. 1633-1638, 1991.

[7] P. D. Mannheiner, J. R. Casciani and M. E. Fein, "Wavelengths selection for low-saturation pulse oximetry," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 3, pp. 148-158, Mar. 1997.

[8] Schmitt, J. M, "Simple photon diffusion analysis of the effects of multiple scattering on pulse oximetry." IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 38, No. 12, pp. 1194-1203, December, 1991.

[9] Jatinder S. Virdee, Shuaib Quraishi, Marika Collin, Chris Thiemermann Adrian J. Hobbs & Amrita Ahluwalia, "Interaction Between Hydrogen Sulphide and Nitric Oxide in the regulation of vascular tone," Proceedings of the British Pharmacological Society at http://www.pA2online.org/abstracts/Vol3Issue4abst044P.pdf

[10] Panayiotis A. Kyriacou, Sarah Powell, Richard M. Langford, and Deric P. Jones, "Esophageal Pulse Oximetry Utilizing Reflectance Photoplethysmography," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 11, pp. 1360 –1368, November, 2002.

[11] John M. Capek, Rob J. Roy, "Noninvasive Measurement of Cardiac Output Using Partial CO_2 Rebreathing," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 9, pp. 653-661, September, 1988.

[12] Lawrence Martin, M.D., "All You Really Need to Know to Interpret Arterial Blood Gases," 2nd edition, Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวปรารถนา ศรีจันทรนนท์
วัน เดือน ปีเกิด	7 มีนาคม 2521 ที่กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่	22/479 อาคารเอเวอร์กรีนวิวทาว์เวอร์ ถ. บางนา-ตราด กม.5 แขวงบางนา เขตบางนา กรุงเทพฯ 10260 โทร. 02-7514511-15 ต่อ 2479
ประวัติการศึกษา	2544 วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาโทรคมนาคม สถาบันเทคโนโลยีนานาชาติสิรินทร มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1) มาตรฐานโทรคมนาคม 2) การออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ VLSI 3) ระบบควบคุม

ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย

พ.ศ. 2546 ตำแหน่งนักศึกษาฝึกงานบริษัท Deutsche Bahn, AG, Munich, Germany

- เขียนโปรแกรมดาต้าเบสโดยใช้ Delphi

พ.ศ. 2546-2548 ตำแหน่งผู้ควบคุมห้องทดลองวิชาวงจรพื้นฐานทางอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีนานาชาติสิรินทร

ตำแหน่งวิศวกรทดลองบริษัท Philips Semiconductors, Kaohsiung, Taiwan R.O.C.

- ทดสอบอุปกรณ์ไอซี

พ.ศ. 2544 ทำงานวิจัยทางด้านออกแบบวงจรทางด้าน Physical Level ในงานปริญญานิพนธ์จากงานทุนวิจัยจากทางเนคเทคสำหรับการออกแบบวงจรรวมขนาดใหญ่ (VLSI) สำหรับวงจร Cipher Chip สำหรับใช้ในรัฐสภาเพื่อใช้ในการเข้ารหัสสัญญาณเสียง โดยใช้เทคโนโลยีออกแบบวงจรจาก Euro Practice Alcatel Mietec 0.5uC

ปัจจุบัน ตำแหน่งวิศวกรบริษัท ทีโอที จำกัด มหาชน

- มาตรฐานโครงข่ายวิศวกรรมโทรคมนาคม

พ.ศ. 2541 ทุนครึ่งจากสถาบันเทคโนโลยีนานาชาติสิรินทร ประจำภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2541

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้