

เครื่องวัดความเค็มด้วยแสงอินฟราเรด
PULSE OXIMETER



โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์
คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2558

เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
PULSE OXIMETER



โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์

คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2555

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PULSE OXIMETER



**A SPECIAL PROJECT SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIRMENT FOR THE DEGREE OF BACHELOR OF SCIENCE
IN DEPARTMENT OF APPLIED PHYSICS**

FACULTY OF SCIENCE

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

ACADEMIC YEAR 2012

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการพิเศษ เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
Pulse Oximeter
ชื่อนักศึกษา นาย นพ ศิลป์วรศาสตร์
ปริญญา วิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา ฟิสิกส์ประยุกต์
อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการพิเศษ รศ.อนุพงศ์ สรงประภา

คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อนุมัติให้
โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์
ประยุกต์ ประจำปีการศึกษา 2555

คณะกรรมการสอบ	ลายมือชื่อ
อ. กางปัญญา สุวรรณสุข	
อ. ชรรมรัตน์ แต่งตั้ง	
อ. ภูมินทร์ จินดาจิราวัฒน์	
รศ. อนุพงศ์ สรงประภา	

ลิขสิทธิ์ของคณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการพิเศษ	เครื่องวัดความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด
ชื่อนักศึกษา	นาย นพ ศิลป์วรศาสตร์
ปริญญา	วิทยาศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชา	ฟิสิกส์ประยุกต์
ปีการศึกษา	2555
อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการพิเศษ	รศ.อนุพงษ์ สรงประภา

บทคัดย่อ

เครื่องวัดความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดนี้ จะใช้แสงสองความยาวคลื่น เพื่อหาสัญญาณจากการวัดทางแสง โดยกฎของเบียร์-แลมเบิร์ต แสงทั้งสองความยาวคลื่นนี้จะตอบสนองต่อก๊าซออกซิเจนในเลือด ซึ่งจะนำไปสู่การคำนวณค่า ตลอดจนแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ

เมื่อคลื่นแสงผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงเมื่อเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างในช่วงที่ไม่มีเลือดผ่าน ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ เลือดในหลอดเลือดดำและแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบของหัวใจ จากนั้นจะนำค่ามาคำนวณในรูปอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงแล้วคำนวณเป็นความอืดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน

คำสำคัญ : เบียร์-แลมเบิร์ต, ฮีโมโกลบิน

Title	PULSE OXIMETER
Student	Mr.Nop Silpworasart
Degree	Bachelor of Science
Major Program	Applied Physics
Academic Year	2012
Advisor	Associate Professor. Anupong Srongphapa

ABSTRACT

Pulse Oximeter. It uses light two wavelengths. To measure the light output of the rules of Beer's - Lambert's. This wavelength of light, both in response to oxygen in the blood. Which will lead to the calculation. The results obtained from the calculation.

When light waves pass through tissue. Receiver to differentiate light waves travel through tissue. Receiver to distinguish where there is no blood. An absorption spectrum of the tissue. Blood in the veins and red. During the flow of blood in the arteries as the heart squeezes. It will then bring up the calculator in ratio (R) of the absorption spectrum and then calculate the oxygen saturation of hemoglobin in the blood to flow through the water.

Keywords : Beer's - Lambert's, hemoglobin

กิตติกรรมประกาศ

โครงการพิเศษฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลือจาก รศ.อนุพงษ์ ศรีงประภา อาจารย์ที่ปรึกษา ที่กรุณาให้ความรู้ คำปรึกษา คำแนะนำ และตรวจแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ตลอดระยะเวลาในการทำวิจัย

ขอขอบคุณคณาจารย์สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ตลอดระยะเวลาการศึกษา จนผู้วิจัยสามารถนำความรู้มาใช้ในการดำเนินงานวิจัยจนสำเร็จ

ขอขอบคุณ นายภาณุพล ไชลนกระ โทก นายรัชชานนท์ มั่นจันทร์ นายณรงค์ชัย ทองน้อย พี่ๆ สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่คอยช่วยเหลือ โครงการพิเศษนี้ให้ลุล่วงผ่านไปด้วยดี

ขอขอบคุณเพื่อนๆ นักศึกษาปริญญาตรี สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ให้คำปรึกษา ช่วยเหลือ และเป็นกำลังใจในการทำวิจัยครั้งนี้

สุดท้ายนี้ ขอโน้มรำลึกถึงพระคุณของบิดา มารดา และทุกๆ คนในครอบครัว ที่ให้กำลังใจ และสนับสนุนในการศึกษา จนสามารถทำวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

นายนพ ศิลปวิศวกรรม

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญ(ต่อ)	V
สารบัญรูป	VI
สารบัญรูป (ต่อ)	VII
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา	2
1.3 ขอบเขตและเนื้อหาการวิจัย	2
1.4 ขั้นตอนของการวิจัยและดำเนินงาน	3
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2 แนวคิดและหลักการวัดออกซิเจนในเลือด	
2.1 วิธีการวัดออกซิเจนในเลือดแบบต่างๆ	4
2.2 เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแบบต่างๆ	10
2.3 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร	13
บทที่ 3 การออกแบบเครื่องวัดออกซิเจนในเลือด	
3.1 ส่วนประกอบของระบบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด	22
3.2 วิธีการทดลอง	27
บทที่ 4 ผลและการวิเคราะห์ผลการทดลอง	
4.1 ผลการทดสอบการตอบสนองต่อคลื่นแสงของฮีโมโกลบินในเลือด	29
4.2 การทดสอบการมอดูเลตด้วยรูปสัญญาณแบบต่างๆ	31
4.3 ผลของวงจรในแต่ละส่วน	34

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง

5.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของ pulse oximeter

หน้า

40

เอกสารอ้างอิง

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1	The Van Slyke apparatus	5
2	Clark-type electrode	6
3	แสดงสเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความยาวคลื่นต่างๆ	8
4	คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin	14
5	ส่วนประกอบของเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร	15
6	การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ	15
7	กราฟแสดงอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง (R) และค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO ₂) พบว่า R เท่ากับ 1 SpO ₂ จะเท่ากับร้อยละ 85	16
8	รูปร่างคลื่นการไหลเวียนโลหิต (plethysmography waveform) จากเครื่อง pulse oximeter	16
9	block diagram การทำงานของเครื่องตรวจวัดออกซิเจนในเลือด	21
10	Schematic ของ Power Supply ที่ใช้ในเครื่องวัดออกซิเจนในเลือด	22
11	Universal wave generator LED Driver และ Analog switch	23
12	หัววัด (Probe)	24
13	PhotoDetector และ Pre-Amp.	24
14	Serial Port ระบบประมวลผล แบบดิจิทัล (Micro-controller) และ Display	25
15	การติดต่อของMCU กับคอมพิวเตอร์ โดยผ่าน MAX 232	25
16	การติดต่อของMCU กับ MCU	26
17	การติดต่อของMCU กับ MCU โดยผ่าน MAX 232	26
18	การทดสอบการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในเลือด	27
19	ขั้นตอนการออกแบบ Layout	28
20	รูปเครื่องวัดออกซิเจนในเลือดเมื่อลงอุปกรณ์	28
21	การทดลองวัดการดูดกลืนระหว่างอินฟราเรด กับ แสงสีเขียว	29
22	การทดลองวัดการดูดกลืนระหว่างอินฟราเรด กับ แสงสีเหลือง	29
23	ผลระหว่าง อินฟราเรด กับ แสงสีเขียว	30
24	ผลระหว่าง อินฟราเรด กับ แสงสีเหลือง	30
25	ผลระหว่าง อินฟราเรด กับ แสงสีแดง	31
26	sine wave	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
27	square wave	32
28	Saw tooth	33
29	หัว Probe การทดลองวัดผลหารูปสัญญาณ และความยาวคลื่นต่างๆ	33
30	วงจร Sine wave Generator โดย XR2206	34
31	สัญญาณที่ได้จากวงจร Sine wave Generator โดย XR2206	35
32	วงจร Invert Signal และ LED Driver	35
33	สัญญาณที่ได้จากวงจร Invert Signal และ LED Driver โดย Op-07	36
34	วงจร Detector และ Amplifier	36
35	สัญญาณที่ได้จากวงจร Detector และ Amplifier โดย Op-07	37
36	วงจรส่วน Analog ทั้งหมด	37
37	กราฟรายงานผลระดับ SpO ₂ ที่วัดตำแหน่งคิงหูกและนิ้วมือในผู้ป่วย ที่ระดับออกซิเจนต่ำ พบว่าที่ตำแหน่งคิงหูกรายงานผลถึงระดับออกซิเจน ลดลง 10 วินาที ขณะที่ตำแหน่งนิ้วมือรายงานผลที่ 50 วินาที	42

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1	เปรียบเทียบค่าที่วัดได้จริงจากวงจรและค่าที่วัดได้จากเครื่องมาตรฐานของค่า SpO ₂	39
2	ปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของการอ่านค่า SpO ₂ จาก pulse oximeter	42



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

ในโลกที่เราอาศัยอยู่กัน ในปัจจุบันล้วนแล้วแต่มีบรรยากาศที่ห่อหุ้มร่างกายอยู่รอบๆตัวของเรา ซึ่งในบรรยากาศนี้เองที่ประกอบไปด้วยก๊าซต่างๆมากมาย ทั้งมีประโยชน์และไม่มีประโยชน์ต่อการดำเนินชีวิตของมนุษย์ หนึ่งในนั้น คือ ก๊าซออกซิเจน

ก๊าซออกซิเจนเป็นก๊าซที่สิ่งมีชีวิตทั้งหลายไม่ว่ามนุษย์หรือสัตว์ใช้ในการหายใจ ร่างกายของเรามีกระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซ เพื่อนำก๊าซดังกล่าวไปใช้ในกระบวนการต่างๆของร่างกาย โดยที่ร่างกายของคนเราจะพยายามรักษาระดับของออกซิเจนนี้ให้คงที่ เพื่อให้เซลล์ต่างๆของร่างกายสามารถทำงานได้อย่างปกติ เมื่อออกซิเจนเดินทางเข้าไปสู่จุดลมที่บรรจุอยู่ในปอด จากนั้นจะถ่ายเทไปยังเส้นเลือดฝอยที่อยู่รอบๆจุดลม ออกซิเจนจะรวมตัวกับฮีโมโกลบิน การรวมตัวนี้เองที่นำมาคิดเป็นค่าความอิ่มตัว ซึ่งจะมีประมาณ 97 % ของทั้งหมด สิ่งที่มีผลต่อความอิ่มตัวได้แก่ อุณหภูมิ ค่า pH ของเลือด การออกกำลังกาย ฯลฯ จากปัจจัยดังกล่าวเซลล์จะมีความต้องการออกซิเจนมากกว่าปกติ นอกจากนี้การสูดเอาอากาศที่มีคาร์บอนมอนนอกไซด์เข้าไปในร่างกายมากเกินไปจะทำให้ ออกซิเจนรวมตัวกับฮีโมโกลบินได้น้อยลง เนื่องจากคาร์บอนมอนอกไซด์ที่เกิดจากการเผาไหม้ที่ไม่สมบูรณ์ของเชื้อเพลิงที่มีคาร์บอนเป็นส่วนประกอบนี้ จะมีความไวในการจับตัวกับฮีโมโกลบิน ได้ดีกว่าออกซิเจนถึง 20 เท่า ดังนั้น จึงมีอันตรายต่อร่างกายคนเราเป็นอย่างยิ่ง

ภาวะพร่องออกซิเจน(Hypoxia) คือ ภาวะที่ร่างกายได้รับออกซิเจนไม่เพียงพอต่อความต้องการเกิดจากสภาวะต่างๆ เช่น การเดินทางหรืออาศัยในที่สูง เดินทางในบริเวณที่อากาศเป็นมลพิษ เล่นกีฬา ออกกำลังกาย เกรียด ทานอาหารที่มีไขมันอิ่มตัวมาก สูบบุหรี่ ทางเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์ ฯลฯ จากเหตุที่กล่าวมานี้ นับว่าเป็นกิจกรรมที่ล้วนดำเนินในกิจวัตรประจำวันของเราทั้งสิ้น ภาวะพร่องออกซิเจนจะมีอาการวิงเวียนศีรษะ มึนงง ปวดศีรษะ คลื่นไส้ อาเจียร ร้อนๆหนาวๆ วูบวาบตามตัว มือเท้าชา ตาพร่ามัว เคลิ้มฝัน ถ้ามีภาวะนี้นานๆจะเกิด อ่อนเพลีย ปวดเมื่อย ซึมเศร้า กระสับกระส่าย มึนศีรษะ ความจำเสื่อมหรือสูญเสียความทรงจำ การไหลเวียนโลหิตบกพร่อง

การย่อยและดูดซึมอาหารบกพร่อง มีกรดในกระเพาะอาหารเพิ่มขึ้น ภูมิคุ้มกันต้านลดลง การคิดเชื่อง่ายขึ้น ในบางรายที่มีอาการรุนแรงอาจถึงขั้นเสียชีวิตได้

จากการที่เราทราบถึงอันตรายต่อร่างกายอันเนื่องมาจากผลการขาดออกซิเจน จึงมีความจำเป็นที่จะมีการตรวจวิเคราะห์ปริมาณออกซิเจนในเลือด ในอดีตได้มีการใช้ Spectrophotometry ซึ่งมีพื้นฐานการใช้งานมาจาก Lambert-beer's law ซึ่งดูความเข้มข้นของตัวถูกละลายจะสัมพันธ์กับความเข้มของแสงที่ส่องผ่านสารละลายไป ถ้าปริมาณของตัวถูกละลายที่ไม่ทราบปริมาณนำไปละลายในตัวในตัวทำละลายที่ทราบปริมาณก็จะสามารถหาปริมาณตัวถูกละลายได้

ออกซิเจนในเลือดต่ำ (Hypoxemia) เป็นภาวะหนึ่งที่พบบ่อย ซึ่งต้องการการวินิจฉัยและรักษาที่ถูกต้อง เพื่อลดความพิการและอัตราการตายจากการขาดออกซิเจน การสังเกตอาการจากการตรวจร่างกาย เพื่อประเมินระดับออกซิเจนในเลือดมีข้อจำกัดและมีความผิดพลาดสูง เพราะอาการเขียว(Cyanosis)จะตรวจพบเมื่อระดับ Deoxyhemoglobin สูงถึง 5 กรัมต่อเดซิลิตร อีกทั้งจะสังเกตได้ยากขึ้นหากผู้ป่วยผิวคล้ำ ระดับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงต่ำและมีการไหลเวียนเลือดบกพร่อง (poor tissue perfusion) เป็นต้น การตรวจวินิจฉัยก๊าซในเลือดแดง (arterial blood gas analysis) เป็นการตรวจมาตรฐานในการวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ แต่มีข้อจำกัดบางประการ เช่น ต้องเจาะเลือดจากหลอดเลือดแดง ค่าใช้จ่ายสูงและต้องรอผลการตรวจจึงมีการคิดเครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรขึ้นและมีการพัฒนาต่อเนื่องในระยะ 40 ปีมานี้ โดยมีการใช้กันอย่างแพร่หลายจนมีการเรียกกันว่า เป็นเสมือนสัญญาณชีพที่ห้า “fifth vital sign” (colloquially known as the “fifth vital sign”)

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มุ่งหวังเพื่อศึกษาวิธีและขั้นตอนที่เหมาะสมในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด อีกทั้งรวมถึงการออกแบบเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เพื่อช่วยในการตรวจวัดระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเม็ดเลือด โดยมีประสิทธิภาพเทียบเท่าเครื่องมือที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ แต่ต้นทุนต่ำกว่าได้

1.3 ขอบเขตและเนื้อหาการวิจัย

เป็นการศึกษาคุณสมบัติตามธรรมชาติของเลือดที่ตอบสนองต่อแสงที่มีความถี่ต่างๆ เพื่อนำมาใช้ในการออกแบบและสร้างเครื่องวัดออกซิเจนที่มีประสิทธิภาพและต้นทุนต่ำ

1.4 ขั้นตอนการวิจัยและดำเนินงาน

แผนการวิจัยแบ่งออกเป็นขั้นตอนต่างๆ ดังนี้

1. ศึกษาทฤษฎีและธรรมชาติของเลือด และทดลองการตอบสนองของแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ
2. ศึกษาวิธีการวัดออกซิเจนในเลือดที่เคยมีมาแล้วในอดีต
3. ออกแบบหัววัดออกซิเจนในเลือด และวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้อง
4. ทดสอบเครื่องวัดออกซิเจนในเลือดและแก้ไขจุดบกพร่องต่างๆ
5. สรุปผลการทดลอง
6. จัดทำเอกสารฉบับสมบูรณ์ และตรวจสอบความถูกต้อง

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. เรียนรู้วิธีการตรวจวัดออกซิเจนในเลือดแบบต่างๆ
2. เรียนรู้การใช้งานอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และcontroller
3. นำไปใช้งานได้จริง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

แนวคิดและหลักการวัดออกซิเจนในเลือด

2.1 วิธีการวัดออกซิเจนในเลือดแบบต่างๆ

1. CHEMICAL METHODS

ปริมาณออกซิเจนของเลือดจะถูกกำหนดจากตัวอย่าง โดยใช้ปฏิกิริยาเคมี เพื่อหาออกซิเจนจากเลือดวิธีนี้การตรวจวัดยังทำได้ซ้ำและเปลี่ยนแปลงตามปัจจัยอื่นๆ ดังเช่น Van Slyke method ใช้จะเวลานานถึง 20 นาทีขึ้นไป

1.1. Van Slyke method

อุปกรณ์ Van Slyke (รูปที่ 1) ใช้ในวิธีการในการวัดปริมาณออกซิเจนจากตัวอย่างเลือด โดยตัวอย่างนั้นจะถูกนำไปบรรจุในอุปกรณ์ที่ไม่มีอากาศภายนอกมาเกี่ยวข้องกับโพแทสเซียมเฟอร์ริโคเนต โพแทสเซียมเฟอร์ริโคเนตจะเป็นตัวปล่อยออกซิเจนคาร์บอนไดออกไซด์ และก๊าซอื่นๆจากตัวอย่างเลือดออกมา หลังจากแยกคาร์บอนไดออกไซด์ออกมาจากสารผสมแล้ว ก๊าซที่เหลืออยู่จะถูกบีบอัดลงในปริมาณคงที่แล้วสามารถค่าความดัน (P_1) ซึ่งได้จากมาโนมิเตอร์ ส่วนของออกซิเจนนั้นจะถูกดูดซึมด้วยน้ำยาบางประเภท เช่น โซเดียมไฮโดรซัลไฟด์ ก๊าซที่เหลืออยู่นั้นจะถูกบีบอัดเข้าไปในปริมาณคงที่เช่นเดียวกัน แล้ววัดความดันสุดท้าย (P_2)

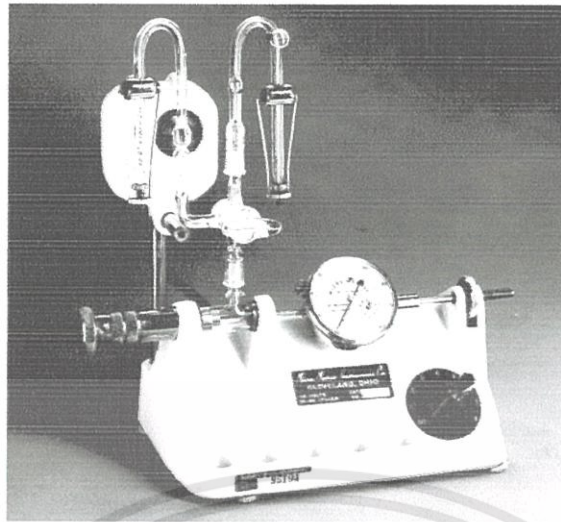
ความแตกต่างของความดันทั้งสองที่อ่านได้คือบางส่วนของความดันจากออกซิเจนที่มีอยู่ในตัวอย่างของเลือด ปริมาณของออกซิเจนในเลือด จะถูกคำนวณโดย

$$mLO_2/100mL \text{ blood} = K(P_1 - P_2) \quad (2.1)$$

เมื่อ K คือ ค่าคงที่ที่เกี่ยวข้องกับสาร อุปกรณ์ และปริมาณของตัวอย่างเลือด ฉะนั้นออกซิเจนสามารถสกัดได้จากตัวอย่างเลือดด้วยอุปกรณ์ของ Van Slyke และวิเคราะห์ได้โดยใช้ Gas Chromatograph

เทคนิคนี้ไม่ยากที่จะดำเนินการนัก โดยจะต้องประกอบไปด้วยความเชี่ยวชาญทางเทคนิค ประสบการณ์ และปฏิกิริยาเคมีนั้นจะต้องถูกต้องแม่นยำ ซึ่งมีผลลัพธ์ที่เที่ยงตรง ไม่ว่าจะอย่างไรก็ตามอุปกรณ์ของ Van Slyke นี้ก็มีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ $\pm 0.03\%$ ทั้งนี้ อุปกรณ์ของ Van Slyke นี้ก็ถือว่าเป็นอุปกรณ์มาตรฐานในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1 The Van Slyke apparatus

1.2. Mixing syringe method

mixing syringe method สามารถวัดค่าปริมาณออกซิเจนที่ปล่อยออกมาจากตัวอย่างเลือด โดยสารเคมี อุปกรณ์ประกอบไปด้วยเข็มฉีดยา 2 อัน ล็อคเข้าร่วมกับ manometer tap หนึ่ง ในเข็มฉีดยานั้นจะเป็นเข็มที่มีความแม่นยำอัด โนมิตี ซึ่งสามารถที่จะยอมรับและให้ปริมาณที่คงที่ของสาร ในเข็มฉีดยาอัด โนมิตีจะถูกเติมด้วยสารที่ปราศจากออกซิเจนและวางเปล่าแล้ว ในหลอดจะถูกบรรจุด้วยน้ำที่ปราศจากการสัมผัสกับอากาศ ออกซิเจนบางส่วนที่ปล่อยออกมาเราสามารถที่จะทราบได้จากความดัน (P_s) เข็มฉีดยาอัด โนมิตีจะดึงปริมาณเลือด (V_b) จากเข็มฉีดยาที่ผสม ปริมาณเลือดจะทราบได้จากปริมาณน้ำที่ผสม ไปมาระหว่าง 2 เข็มนี้ ความดันย่อยของสารละลายเลือด (P_r) จะถูกวิเคราะห์โดย blood-gas analyzer ออกซิเจนจะถูกคำนวณได้จากสมการ

$$mL O_2 / 100 mL blood = \alpha \frac{V_r + V_b}{V_b} \left[P_s - \left(\frac{V_r}{V_r + V_b} \right) P_r \right] \quad (2.2)$$

เมื่อ α คือ ค่าสัมประสิทธิ์การละลายของออกซิเจนในเลือด ณ อุณหภูมิหนึ่งทีวัดได้ ผลจากการทดลองจะถูกแยกตามตารางข้างล่าง

1.3. The Clark electrode

The Clark electrode ใช้พื้นฐานทางเคมีเรื่องการ Oxidation และวัดการลดลงของ PO_2 (ความดันย่อยของออกซิเจน) ในสารละลาย เมื่อออกซิเจนละลายในสารละลายจะให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 0.7 V. ระหว่าง 2 ขั้วนี้ ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเป็นไปตามสมการดังนี้



ขั้วแอโนดจะแช่อยู่ในสารละลายโพแทสเซียมจะคลอไรด์ ไอออนลบจากซิลเวอร์คลอไรด์ ปฏิกิริยาการเกิดออกซิเดชันจะคงที่เมื่อเทียบกับการไหลของอิเล็กตรอน อิเล็กโทรดแพลทินัมที่ใกล้เคียงผ่านลดปฏิกิริยาการเปลี่ยนออกซิเจนไฮดรอกซิลไอออนในสมการ (2.3) ในรูปที่ 3.2 นี้ แสดงให้เห็นว่าจำนวนอิเล็กตรอนที่ใช้ในการทำปฏิกิริยากับแพลทินัมแคโทดเป็นจะสัดส่วนโดยตรงกับ PO_2 ในอ่างนี้ ดังนั้นการวัดระหว่างสองขั้วไฟฟ้า PO_2 จะได้ค่าตามเราสนใจ

ในรูปที่ 2 แสดงถึงระบบ Clark electrode ซึ่งหุ้มด้วยโพรพิลีนซึ่งจะทำให้การแพร่ของออกซิเจนในเลือดไปยังขั้วไฟฟ้าขั้วล่าง PO_2 จะอยู่ในที่ปิดเพื่อป้องกันไฟฟ้าจากบรรยากาศ อีกทั้งจะต้องกระตุ้นเลือดที่อยู่ในหลอดทดลอง

อิเล็กโทรดคาร์บอนเป็นอุปกรณ์ตรวจวัดที่ใช้โดยทั่วไปการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดเพื่อตรวจสอบ PO_2 ในเลือด โดยใช้ความหลากหลายของขั้วไฟฟ้าที่แตกต่างกัน การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดนี้ต้องกำหนด ph และ PCO_2 ของเลือดตัวอย่างที่มีขนาด $65 \mu L$ การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดในหลอดทดลองต้องใช้ทักษะเป็นอย่างยิ่งในการตรวจสอบและโดยความผิดปกติของเครื่องในการวินิจฉัยจึงเชื่อมวิเคราะห์ก๊าซในเลือดกับคอมพิวเตอร์ช่วยให้การวัดอัตโนมัติการจับเก็บข้อมูลผู้ป่วยและการเรียกเก็บเงิน



รูปที่ 2 Clark-type electrode: (A) Pt- (B) Ag/AgCl-electrode (C) KCl electrolyte (D) Teflon membrane (E) rubber ring (F) voltage supply (G) galvanometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดชั่วอเล็กโทรดของคลาร์กยังสามารถใช้เพื่อใช้ในการวัดร่างกายเมื่อได้รับการออกแบบมาเพื่อใช้เป็นขั้วท่อสวน ขั้วท่อสวนจะได้รับการออกแบบโดยเฉพาะจึงมีขนาดเล็กและเส้นผ่านศูนย์กลางบางมาก เพื่อนำไปใช้กับเด็กทารก อีกทั้งมีรุ่นต่างๆมากมาย บางรุ่นมีขั้วบวกและขั้วลบภายในเส้นเดียวกัน แต่บางรุ่นก็จะมีขั้วอ้างอิงอยู่บนผิวหนัง

1.4. The galvanic electrode

ในส่วนขั้วไฟฟ้าจะคล้ายคลึงกับของ Clark ออกซิเจนจะผ่านข้ามขั้ว ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นจะทำให้เกิดกระแสที่มีขนาดเล็ก แต่ในกรณีนี้ขั้วแคโทดจะทำด้วยทองคำ และแอโนดจะทำด้วยตะกั่ว สารละลายในที่นี้คือ โพแทสเซียมไฮดรอกไซด์ ในขั้วไฟฟ้าของคลาร์ก ทั้งขั้วเงินและขั้วทองคำจะร่วมอยู่ในปฏิกิริยาเคมี นั่นทำให้มั่นใจได้ว่า สารอิเล็กโทรไลต์นั้นถูกเติมอยู่เสมอ แต่ในวิธีของ galvanic electrode นี้ มีวิธีในการแก้ปัญหาการเติมสารอิเล็กโทรไลต์ในช่วงที่จำกัด ซึ่งขึ้นอยู่กับ PO_2

2. TRANSCUTANEOUS PO_2 SENSORS

การวัดขั้วไฟฟ้าของคลาร์กนี้เป็นการตรวจสอบแบบไม่ทำลายเพื่อวัดปริมาณ PO_2 ของเลือด ภายใต้สภาวะปกติ ปริมาณ PO_2 บริเวณผิวหนังคือบรรยากาศ แต่อาการ hyperemia ของผิวหนังอาจทำให้เกิด $P_{tc}O_2$ ที่อาจใกล้เคียง P_aO_2 ความดันโลหิตบางส่วน อาการ hyperemia อาจเกิดจากการใช้ยา ครีม การขัดสี หรือ ความร้อน บนผิวหนัง เราสามารถทำการวัดออกซิเจนได้โดยนำขั้วไฟฟ้าของคลาร์กนี้ มาวางไว้บนผิวหนังแล้วให้ความร้อนด้วยตัวนำความร้อน ผิวหนังจะเริ่มทำการแพร่ออกซิเจน เพื่อให้ $P_{tc}O_2$ มีค่าใกล้เคียง P_aO_2 วิธีวัดโดยขั้วอเล็กโทรดนี้เป็นวิธีการที่ได้รับการยอมรับ เพราะมีความเสถียร และแนวการครีฟเล็กน้อยเท่านั้น

วิธีทำความร้อนที่ง่ายที่สุดคือการควบคุมการเหนี่ยวนำของอาการ hyperemia ร่วมกับอุปกรณ์นำความร้อนและตัววัดอุณหภูมิ ผิวหนังจะมีอุณหภูมิสูงขึ้น ระหว่าง $43^\circ C$ ถึง $44^\circ C$ นี่คือช่วงของอุณหภูมิที่เหมาะสมเพื่อให้ $P_{tc}O_2$ มีค่าใกล้เคียง P_aO_2 อีกทั้งยังทำให้ผิวหนังเสียหายน้อยที่สุด ความร้อนทำให้การไหลเวียนเลือดเพิ่มขึ้น โดยด้านที่ได้รับความร้อน เป็นสาเหตุที่การกระจายของ O_2 จะส่งผ่านไปยังพื้นที่ส่วนเกิน O_2 จะสามารถแพร่ออกมาได้ง่ายมากยิ่งขึ้น ในรูปที่ 3.4 แสดงภาคตัดขวางของ -ขั้ว transcutaneous PO_2 แสดงทั้งตัวให้ความร้อน และตัววัดอุณหภูมิ

ข้อดีอย่างหนึ่งของขั้ว transcutaneous PO_2 คือการวัด $P_{tc}O_2$ และการคำนวณไม่ได้เป็นอย่าง Pulse Oximeter ค่า $P_{tc}O_2$ อาจคิดว่าเป็นตัวแปรใหม่ PO_2 และยังไม่ได้ประเมิน P_aO_2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความขัดแย้งที่มีต่อ Pulse Oximeter ซึ่งมีค่าประมาณของ SaO_2 และความถูกต้องจะขึ้นอยู่กับการคาดการณ SaO_2 แต่เมื่อเปรียบเทียบกับ transcutaneous PO_2 จะมีข้อเสียคือการเปรียบเทียบผลชั่วไฟฟ้าของคลาร์กที่ใช้หลอดสวนและการวิเคราะห์ก๊าซ transcutaneous PO_2 เป็นวิธีวัดที่เป็นพื้นฐานที่ใช้ชั่วไฟฟ้าเคมีที่ต้องตรวจสอบความถี่กับก๊าซบางประเภท

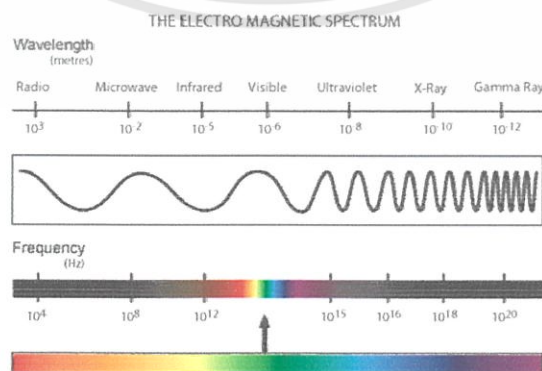
ชั่ว transcutaneous PO_2 มักพบข้อเสียคือต้องให้ความร้อนแก่เลือดในบริเวณที่จะวัดประมาณ 10 นาที และแม้จะมีตัวควบคุมอุณหภูมิซึ่งคอยควบคุมตัวให้ความร้อน แต่ก็มีความเสี่ยงที่แผลจะไหม้โดยเฉพาะในเด็กทารก จึงควรย้ายตำแหน่งทุกๆ 4 ชั่วโมง

3. IN VITRO OXIMETER

1. Spectrophotometer

spectrophotometer คือ เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวัด ปริมาณแสง ที่ทะลุผ่านหรือถูกดูดกลืน โดยตัวอย่าง ที่วางอยู่ใน เครื่องมือ ความยาวคลื่นแสง จะมีความสัมพันธ์กับ ปริมาณ และ ชนิดของ สาร ที่มีอยู่ในตัวอย่างซึ่ง โดย ส่วนใหญ่ จะเป็นสารอินทรีย์ สารประกอบ เองซ้อน และสารอนินทรีย์ที่สามารถ ดูดกลืนแสง ในช่วงความยาวคลื่นเหล่านี้ได้เครื่อง Spectrophotometer ในปัจจุบัน ได้รับการพัฒนาให้มีขนาดที่ เล็กกลง มีความ ไวมากขึ้น ให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น รวมไปถึงการ พัฒนา โปรแกรมที่ใช้ควบคุมกับเครื่องมือในการวิเคราะห์ และการพ่วงต่อกับ เทคนิคอื่นๆ จึงทำให้สามารถ นำไปใช้งาน ได้กว้างมากยิ่งขึ้น

ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมา เทคนิค spectrophotometer ได้ถูกนำไปใช้งาน ต่าง ๆ อย่างมากมาย แม้ว่าทุกวันนี้ เครื่องมือที่นำ เทคนิคนี้ไปใช้จะมีความ แตกต่างจากเครื่องมือตัวแรกเป็นอย่างมากแต่เครื่องมือเหล่านี้ ก็ทำงานบน หลักการพื้นฐานเดียวกัน คือ คุณสมบัติ ในการดูดกลืนแสงของสาร เมื่อ โมเลกุล ของตัวอย่างถูกฉายด้วยแสง ในช่วง รังสี ยูวีหรือแสงขาวที่มีพลังงานเหมาะสมจะทำให้อิเล็กตรอนภายใน อะตอมเกิดการดูดกลืนแสงแล้ว เปลี่ยนสถานะ ไปอยู่ในชั้นที่มีระดับ พลังงานสูงกว่า



รูปที่ 3 แสดงสเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความยาวคลื่นต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการวัดปริมาณ ของแสงที่ผ่านหรือสะท้อนมาจากตัวอย่างเทียบกับแสงจาก แหล่งกำเนิด ที่ความยาว คลื่นค่าต่างๆตามกฎของ Beer-Lambert ค่าการดูด กลืน แสงหรือค่า absorbance ของสารจะแปรผัน กับจำนวน โมเลกุล ที่มีการ ดูดกลืนแสง ดังนั้นจึงสามารถระบุชนิด และปริมาณ ของสารที่มีอยู่ในตัวอย่างได้

Spectrophotometer เป็นเครื่องมือที่นำเทคนิค UV-Vis spectroscopy ไปใช้งาน เครื่องมือตัวนี้ทำหน้าที่ในการตรวจวัด ความ เข้ม แสงที่ผ่านหรือสะท้อนจากตัวอย่างเปรียบเทียบกับความเข้มแสงจาก แหล่ง กำเนิด เครื่อง UV-Vis spectrophotometer โดยทั่วไปแล้วจะมีส่วน ประกอบหลักๆ ที่เหมือนกัน ได้แก่แหล่งกำเนิดแสง เกรตติงหรือ โมโน โครเมเตอร์ เซลล์ที่บรรจุ สารตัวอย่าง และเครื่องตรวจ วัดแหล่งกำเนิดแสง จะต้องให้แสงที่คงที่อย่างต่อเนื่อง ตัวที่นิยมใช้ คือ หลอดทังสเตนฮาโลเจน ซึ่งให้แสงที่มีความยาวคลื่นในช่วง 320-2,500 นาโนเมตร สำหรับ แหล่ง กำเนิดแสงในช่วงรังสียูวีนั้นจะใช้หลอดไฮโดรเจนหรือหลอด ดิวทีเรียม ซึ่งให้แสงในช่วง ความยาวคลื่น 160-375 นาโนเมตร แต่แสงที่ ได้จาก แหล่งกำเนิดนั้นจะมีความยาวคลื่นต่างๆ ดังนั้น จึงต้องใช้ โมโนโครเมเตอร์ เป็นตัวกระจายแสงออกเพื่อให้แสงที่จะผ่านไปยังตัวอย่างมีความยาว คลื่นค่า เดียวตาม ที่ต้องการหลังจากนั้นแสงความยาวคลื่นค่าเดียวจะผ่านไปยังเซลล์ที่ บรรจุสาร ตัวอย่าง และ สารเปรียบเทียบ (cuvettes) ซึ่งมีรูปร่างต่างๆ กัน ออกไป แต่โดยส่วนใหญ่จะมีลักษณะ เป็นกล่องทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่มีความกว้าง ภายใน 1 เซนติเมตร (ซึ่งค่านี้จะเป็นค่าระยะทางเดินของ แสงที่ผ่านเข้าไปใน ตัวอย่างตาม กฎของ Beer-Lambert) เครื่อง UV-Vis spectrophotometer บางรุ่น สามารถใช้ หลอดทดลองเป็น cuvettes ได้ แต่ cuvettes ที่ดีที่สุดนั้น ทำมา จากควอตซ์ที่มีคุณภาพสูง สำหรับ cuvettes ที่ทำจากแก้วหรือพลาสติกนั้น ก็เป็นที่นิยมใช้กันทั่วไป แต่สามารถใช้ได้เฉพาะ ในช่วงแสงขาวเท่านั้น เพราะ แก้ว และพลาสติกดูดกลืนแสงในช่วงรังสียูวีแสงในส่วนที่ไม่ถูก ดูดกลืน จะเดิน ทางผ่านตัวอย่างมาถึงเครื่องตรวจวัด สำหรับเครื่อง ตรวจวัดที่นิยมใช้ ได้แก่ PMT (photomultiplier tube), diode arrays และ CCDs (charge coupled devices) เครื่องจะทำการบันทึกค่า ความยาวคลื่น ร่วมกับค่ามุมของ แต่ละความยาวคลื่น ที่เกิดการดูดกลืน ผลของสเปกตรัมที่ได้ จะ แสดงในรูป ของกราฟระหว่างค่า absorbance และค่าความยาวคลื่น เครื่อง UV-Vis spectrophotometer สามารถแบ่งได้เป็น 2 ระบบ คือ แบบลำแสงเดี่ยว และแบบลำแสงคู่ สำหรับ เครื่องแบบ ลำแสงเดี่ยว เป็นเครื่องที่ใช้ ลำแสงเดี่ยว จากแหล่งกำเนิด ผ่านไปยังตัวอย่าง เครื่องมือนี้ ได้รับ การออกแบบ ให้สามารถ ใช้งานได้ง่ายสะดวก และมีราคาไม่แพงมากนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ/ปริมาณ โดยหลักการแล้ว สเปกตรัม ซึ่งเกิดจากการดูดกลืนแสงในช่วงรังสียูวีและแสงขาวของสารตัวอย่าง จะแสดงคุณสมบัติเฉพาะของสารนั้นๆ ทำให้สามารถนำไปใช้วิเคราะห์สารชนิดต่างๆ ได้ แต่ทั้งนี้ การวิเคราะห์ด้วยเทคนิคนี้เท่านั้น จะให้ผลได้เพียงคร่าวๆ เพราะลักษณะของสเปกตรัมของสาร แต่ละชนิดที่ได้จะมีความกว้างมากและยังมีรายละเอียดอีกเยอะ จึงต้องใช้เทคนิคอื่น ๆ ร่วมวิเคราะห์ด้วย สำหรับการวิเคราะห์สารในเชิงปริมาณด้วยเทคนิค UV-Vis spectroscopy สามารถทำได้โดยใช้วิธีการทำกราฟมาตรฐานระหว่างค่า absorbance และค่าความเข้มข้นแสง ดังนั้นเมื่อสามารถวัดค่า absorbance ของสาร ได้ ก็สามารถหาปริมาณของสารที่จะวิเคราะห์ได้จากกราฟ

เทคโนโลยีในปัจจุบัน เครื่อง UV-Vis spectrophotometer ในปัจจุบันได้รับการพัฒนาให้มีขนาดที่เล็กลงมีความไวมากขึ้นให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น รวมไปถึงการพัฒนาโปรแกรมที่ใช้ควบคุมกันกับเครื่องมือในการวิเคราะห์ และการพ่วงต่อกับเทคนิคอื่นๆ เช่น NIR ทำให้สามารถนำไปใช้งานได้กว้างขึ้น ในราคาที่ถูกลงผู้เขียนจะขอแนะนำตัวอย่างเทคโนโลยีปัจจุบันของเครื่องมือในแต่ละผู้ผลิต

2.2 เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแบบต่างๆ

1. Ear Oximeter

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแบบ Ear Oximeter ใช้หลักการทะลุผ่านของแสงเพื่อวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ในกรณีนี้จะวัดบริเวณใบหู โดยถือว่าเลือดที่ใบหูถูกสร้างขึ้นมาจากเลือดที่ถูกส่ง ไปเลี้ยงยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย เพื่อให้สามารถวัดได้สะดวกจึงมีการนวดใบหูเป็นเวลา 15 วินาที และทำให้ใบหูอุ่นขึ้น โดยใช้เวลาประมาณ 5- 10 นาที เลือดบริเวณใบหูจะมีการไหลเวียนมากขึ้น เทคนิคการวัดของเครื่องชนิดนี้เป็นการวัดค่าการทะลุผ่านของแสงที่ผ่านตัวกรองแสงซึ่งเลือกค่าความยาวคลื่นได้ทั้งหมด 8 ค่า ในช่วง 650 – 1050 nm โดย ear probe นี้ถูกต่อกับสายสัญญาณยาว 2.5 เมตร เพื่อเชื่อมต่อกันเข้ากับตัวเครื่อง แสงที่ทะลุผ่านถูกวัดและแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อนำไปประมวลผลและแสงค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนทางจอแสดงผล

เครื่องมือชนิดนี้ใช้กฎของเบียร์-แลมเบิร์ต ในการวัดแสงทะลุผ่าน โดยสามารถแสดงค่าการดูดกลืนทางคณิตศาสตร์ได้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_j = E_{1j}C_1D_1 + E_{2j}C_2D_2 + \dots + E_{ij}C_iD_i + \dots + E_{Nj}C_ND_N \quad (2.5)$$

เมื่อ A_j คือ ค่าการดูดกลืนรวมบริเวณใบหู

C_i คือ ค่าความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน

E_{ij} คือ ค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสีย

D_i คือ ความหนาของใบหู

ถ้าการวัดโดยใช้แสง 8 ความยาวคลื่น เราสามารถหาค่าการดูดกลืน (A_j) ที่มีความยาวคลื่นที่ j ซึ่งมีความสัมพันธ์กับค่าการทะลุผ่าน (T_j) ได้ตามสมการนี้

$$A_j = -\log T_j \quad (2.6)$$

เมื่อ $T_j = [I / I_0]_j$

I_0 คือ ความเข้มแสงที่ตกกระทบใบหู

I คือ ความเข้มแสงทะลุผ่านของแสงที่มีความยาวคลื่นที่ j

เครื่องมือชนิดนี้ ได้ถูกออกแบบเพื่อวัดเปอร์เซ็นต์การอิ่มตัวของออกซิเจนกับฮีโมโกลบิน โดยการคิดจากค่าการดูดกลืนแสงทั้ง 8 ความยาวคลื่นเขียนเป็นสมการได้เป็น

$$SO_2 = \frac{A_0 + A_1 \log T_1 + \dots + A_8 \log T_8}{B_0 + B_1 \log T_1 + \dots + B_8 \log T_8} \quad (2.7)$$

ค่าสัมประสิทธิ์ $A_0 - A_8$ และ $B_0 - B_8$ เป็นค่าคงตัวซึ่งถูกกำหนดได้จากจำนวนการวัดหลายๆครั้ง ดังนั้นเพื่อให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์เป็นอย่างที่ต้องการ จึงทำการปรับเครื่องมือชนิดนี้ให้ทำการวัด 20 ครั้ง ต่อวินาทีเพื่อให้ได้ค่าที่ถูกต้อง

การทำงานพื้นฐานของ Ear Oximeter โดยแหล่งกำเนิดแสงใช้หลอดทั้งสแตน-ไอโอไดน์ ซึ่งให้แสงออกมาในย่านนี้ต้องการ โดยมีระบบเลนส์ทำหน้าที่บีบลำแสงให้ตรงกับตัวกรองแสงเพื่อเลือกค่าความยาวคลื่นพอดี ตัวกรองแสงนี้ถูกติดตั้งในวงล้อที่มีการหมุน 1300 rpm และตัดลำแสงอย่างต่อเนื่อง แสงที่ผ่านตัวกรองจะมี fiber optic เป็นตัวนำแสงไปยังหู แสงที่ทะลุผ่านหูจะเข้าสู่สาย fiber optic ไปยังตัวตรวจแสงภายในเครื่อง ต่อมามีการพัฒนาตัวแยกแสงเพื่อแยกแสงจากแหล่งกำเนิดแสงให้ผ่านตัวกรองและไปตรวจยังตัวตรวจวัด โดยตรง ซึ่งตัวตรวจจับจะได้รับสัญญาณแสง 2 พัลส์ในแต่ละความยาวคลื่น ตัวประมวลผลจะนำอัตราส่วนของแสงทั้ง 2 พัลส์นี้ไปประมวลผลต่อไป

ในส่วนของตัวตรวจจับกระแสไฟฟ้าที่ได้ขณะรับพัลส์แสงมีค่าน้อยมาก กระแสที่ได้ถูกนำไปขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราการขยายสูงๆ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้ไปแปลง

เป็นสัญญาณดิจิทัลด้วย ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล ซึ่งการแปลงสัญญาณเป็นดิจิทัลจะทำงานสัมพันธ์การหมุนของวงล้อตัวกรองแสง ข้อมูลที่ได้นี้จะถูกนำไปเฉลี่ยค่าเพื่อเป็นการลดสัญญาณรบกวนและพักข้อมูลรอการนำไปคำนวณและแสดงผลออกทางจอแสดงผลแบบดิจิทัล

การวัดปริมาณออกซิเจนด้วยเทคนิคการใช้แสง 8 ความยาวคลื่น เป็นเทคนิคที่ให้ข้อมูลที่ชัดเจนเพียงพอที่ใช้ในการพิจารณาปริมาณออกซิเจนในคนไข้แต่ละราย เทคนิคนี้จัดว่าเป็นเทคนิคที่ง่ายและสะดวกเพียงแค่ว่าเก็บค่าความเข้มแสงเริ่มต้นของทั้ง 8 ความยาวคลื่น อย่างไรก็ตามจำเป็นต้องเพิ่มการไหลเวียนเลือดโดยการอุ่นใบหู และการใช้ ear probe ที่มีขนาดใหญ่ต่อเข้ากับ fiber optic เป็นสิ่งที่จำเป็นที่ทำให้ระบบทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2. Skin Reflectance Oximeter

สำหรับการวัดระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดบริเวณพื้นที่ที่มีข้อจำกัดของเนื้อเยื่อที่มีปริมาณออกซิเจนต่ำ เช่น แขน ข้อศอก มือ หัวไหล่ หน้าอก และศรีษะ เป็นต้น จะใช้ Skin Reflectance Oximeter ในการวัด เครื่องวัดแบบนี้มีการทำงานบนพื้นฐานของการแสดงผลทางแสง backscattered จากเนื้อเยื่อ โดยใช้แสง 2 ความยาวคลื่น ข้อมูลที่ได้จากแสง backscattered ถูกใช้ในการกำหนดระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเส้นเลือด

ในปี 1972 โทเฮนค์และวัตเวิร์ด สามารถแยกข้อมูลที่เป็นประโยชน์ออกจากความเข้มแสง backscattered จากเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์ได้ แต่เนื่องจากโครงสร้างของเนื้อเยื่อร่างกายแต่ละส่วนมีคุณสมบัติทางแสงไม่เหมือนกันจึงเป็นการยากที่จะสร้างมาตรฐานในการวัดแสง backscattered ดังนั้น โทเฮนค์และลองกินี ได้เสนอว่า ให้พิจารณาว่าเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์ประกอบขึ้นจากเนื้อเยื่อขนานกันหลายชั้นและเนื้อเยื่อนี้เป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติเหมือนกัน จากการใช้มาตรฐานเดียวกันนี้ในการเก็บข้อมูลจากเนื้อเยื่อที่ระดับออกซิเจนและปริมาตรของเลือดแตกต่างกัน จึงเป็นการนำไปสู่การออกแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนซึ่งไม่ไวต่อการตอบสนองของพารามิเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไป เช่น ปริมาตรเลือด สีผิว โครงสร้างเนื้อเยื่อ และอายุ เป็นต้น

เมื่อเปรียบเทียบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนแบบสะท้อนแสงกับแบบวัดความเข้มแสงทะลุผ่านพบว่าแบบแรกมีค่าอัตราส่วน S / N น้อยกว่าแบบหลัง ในปี 1988 เมนเคลสันได้ออกแบบเซนเซอร์ สำหรับ reflectance oximeter ให้มีโครงสร้าง เพื่อเพิ่มความเข้มของสัญญาณโดยแสงที่ใช้เลือกใช้แสงสีแดงที่ความยาวคลื่น 665 nm และแสงอินฟราเรด 935 nm แสงที่สะท้อนจากผิวทั้งสองความยาวคลื่นถูกจับด้วยโฟโตไดโอดชนิด silicon สัญญาณที่ได้จากการตรวจจับถูกประมวลผลในรูปของสัญญาณ Photolethymograph ซึ่งสามารถนำไปคำนวณหาความอิ่มตัวของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกซิเจน (SaO_2) นอกจากนี้ส่วนทำความร้อนก็เป็นส่วนประกอบของเซนเซอร์ โดยทำหน้าที่อบอุ่นเนื้อเยื่อเพื่อเพิ่มการไหลเวียนเลือด

3. Intravascular Oximeter

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนแบบ Intravascular เป็นเครื่องมือแบบใหม่ที่ใช้ประโยชน์ของ fiber optic เพื่อนำสัญญาณแสงจากเนื้อเยื่อและสัญญาณแสงที่สะท้อนจากเซลล์เม็ดเลือดแดงกลับมายังตัวตรวจจับ สำหรับการประมาณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนมักคิดค่าการสะท้อนของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดดังนั้นจึงสามารถประมาณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนได้ตามความสัมพันธ์

$$\text{SaO}_2 = A + B(R\lambda_1 / R\lambda_2) \quad (2.8)$$

เมื่อ A และ B คือค่าคงที่ที่ขึ้นกับความสามารถของสาย fiber optic และพารามิเตอร์แบบต่างๆของเลือด สมการที่ได้นี้ถือเป็นสมการพื้นฐานของหลักการวัดออกซิเจนแบบใช้การสะท้อน

ถึงแม้ว่าการคำนวณอัตราการสะท้อนที่สองความยาวคลื่นเป็นการลดผลกระทบของความไม่เป็นเชิงเส้นเนื่องจากการกระเจิงและผลกระทบจากการเปลี่ยนความจุของฮีโมโกลบินซึ่งเป็นเรื่องสำคัญ ดังนั้นเครื่องปริมาณออกซิเจนแบบใช้ fiber optic จึงใช้ประโยชน์จากแสงสองความยาวคลื่นเพื่อปรับค่าตามการเปลี่ยนแปลงความจุของฮีโมโกลบินได้อย่างเหมาะสม

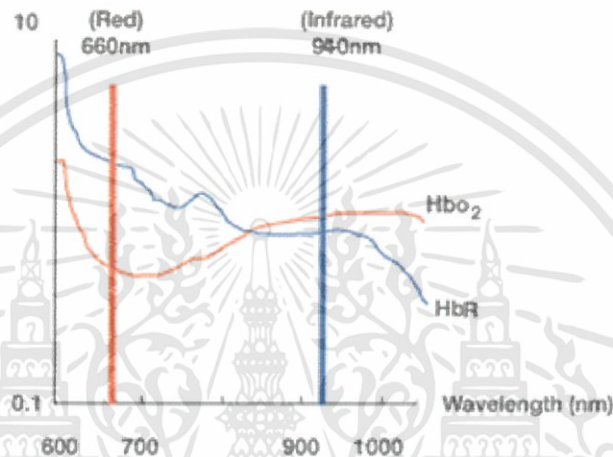
ปัญหาที่พบในเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนแบบใช้ fiber optic คือความเสียหายภายในสาย fiber optic ซึ่งทำให้ผลการวัดเกิดความผิดพลาดได้ ดังนั้นจึงมีการแก้ปัญหาโดยการพัฒนาเซนเซอร์แบบ catheter-tip ดังรูปที่.... ขึ้นมาใช้ร่วมกับเครื่องวัดออกซิเจนชนิดนี้แทน

Intravascular Oximeter โดยทั่วไปใช้วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของสารละลายในเส้นเลือดดำ โดยสารละลายเหล่านี้มีการเปลี่ยนแปลงการสะท้อนแสงแปรตามความอิ่มตัวของออกซิเจน การสูดฉีดเลือดของหัวใจปริมาณความจุของฮีโมโกลบิน และปริมาณการใช้ออกซิเจน

2.3 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร

เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร(pulse oximeter)วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial oxygen saturation) โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน(oxyhemoglobin, HbO_2)และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน(deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) HbO_2 ดูดซับเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความยาวคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600-750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) ขณะที่ HbR ดูดซับคลื่นแสงความยาวคลื่น 850-1000 นาโนเมตร(คลื่นอินฟราเรด) ดังรูปที่...เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรประกอบด้วย 2 ส่วนหลักคือ ตัวตรวจวัด(probe)ที่มีส่วนปล่อยและรับคลื่นแสงที่มีตัวปล่อยคลื่นแสง (light-emitting diode,LED)และตัวรับสัญญาณ (photodetector)และส่วนมอนิเตอร์ที่แสดงค่าและรูปคลื่นต่างๆดังรูปที่ 2 ช่วงความยาวคลื่นคือ คลื่นความยาว 660 และ 940 นาโนเมตร



รูปที่ 4 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin

เมื่อคลื่นแสงผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light ,DC)ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำและแดงกับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบของหัวใจ (pulsatile flow หรือ alternating current light,AC) ดังรูปที่ 6 นำค่าการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน(R) ของการดูดซับคลื่นแสงแล้วคำนวณเป็นความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน(pulse oxygen saturation,SpO₂) พบว่าที่ค่า R เท่ากับ 0.4, 1 และ 3.4 ค่า SpO₂ จะเท่ากับร้อยละ 100, 85 และ 0 ตามลำดับดังรูปที่ 7

$$\text{อัตราส่วน(R)} = \frac{AC660 / DC660}{AC940 / DC940} \quad (2.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



A

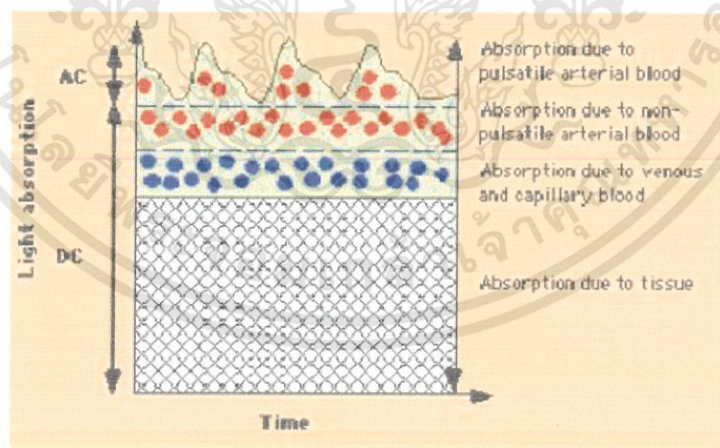


B

รูปที่ 5 ส่วนประกอบของเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร

A.ตัวตรวจวัด (Probe)

B.มอนิเตอร์แสดงค่าและรูปคลื่น

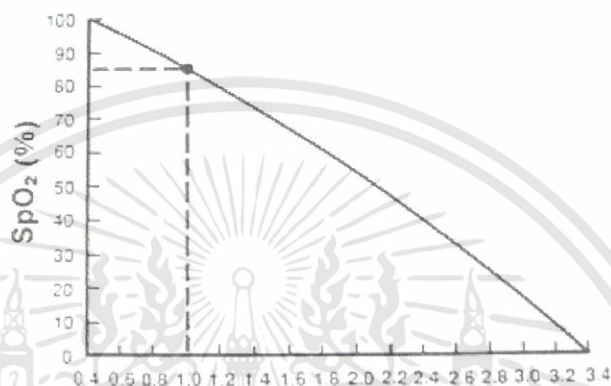


รูปที่ 6 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ DC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

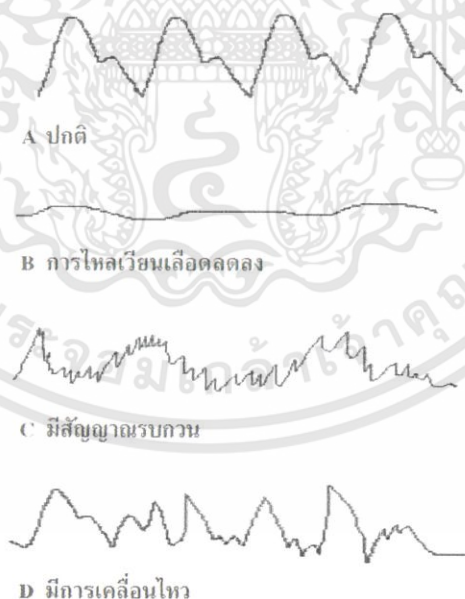
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปัจจุบันนี้เครื่อง pulse oximeter ใช้ oximetry ร่วมกับ plethymography จึงสามารถจับชีพจรและรูปร่างคลื่นการไหลเวียนโลหิต (plethysmography waveform) ซึ่งสามารถนำมาใช้แยกสัญญาณรบกวนและบอกความน่าเชื่อถือของข้อมูล ได้ดังรูปที่ 5 รวมทั้งเครื่องมือใหม่สามารถลดสัญญาณรบกวน(false alarm) และมีความถูกต้องของค่าที่วัด ได้มากกว่าเครื่องรุ่นเก่า

$$\text{อัตราส่วน (R)} = \frac{AC660/DC660}{AC940/DC940}$$



รูปที่ 7 กราฟแสดงอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง (R) และค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO_2) พบว่า R เท่ากับ 1 SpO_2 จะเท่ากับร้อยละ 85



รูปที่ 8 รูปร่างคลื่นการไหลเวียนโลหิต (plethysmography waveform) จากเครื่อง pulse oximeter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากการวัดโดยชีพจร (SpO_2) ของเครื่อง pulse oximeter มีข้อจำกัดเนื่องจากการใช้คลื่นความยาวแสงเพียงสองช่วง ดังนั้นค่าที่วัดได้จะเป็นร้อยละของ oxyhemoglobin (HbO_2) คือผลรวมของ oxyhemoglobin และ reduced hemoglobin (HbR) โดยไม่นำฮีโมโกลบินชนิดอื่นที่ไม่สามารถนำออกซิเจนมาคำนวณด้วย อาจเรียกว่า functional hemoglobin saturation

$$SpO_2(\text{functional hemoglobin saturation}) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR} \times 100 \quad (2.10)$$

ในขณะที่เครื่อง co-oximeter ซึ่งเป็นมาตรฐานในการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดง ใช้ความยาวคลื่นแสง 4 ช่วง ในการคำนวณร้อยละของ oxyhemoglobin (HbO_2) เทียบกับฮีโมโกลบินที่สำคัญ 4 ชนิดในเลือด คือ

$$SpO_2(\text{functional hemoglobin saturation}) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR + HbCO + METHb} \times 100 \quad (2.11)$$

oxyhemoglobin (HbO_2), reduced hemoglobin (HbR), carboxyhemoglobin ($HbCO$) และ methemoglobin ($METHb$)—ค่าที่ได้เรียก arterial oxygen saturation (SaO_2) หรือ fractional hemoglobin saturation

ค่า SpO_2 ที่วัดได้จาก pulse oximeter ของแต่ละบริษัทที่ผลิตออกจำหน่ายจะต้องเปรียบเทียบความถูกต้องกับค่า SaO_2 จาก co-oximeter ให้ค่าเฉลี่ยแตกต่างกันน้อยกว่าร้อยละ $1 \pm 2(\text{mean} \pm SD)$ เมื่อค่า SaO_2 มากกว่าร้อยละ 90 หรือมีความคลาดเคลื่อนได้ร้อยละ 2 เมื่อ SpO_2 ที่วัดได้อยู่ในช่วงร้อยละ 70-100 อย่างไรก็ตามค่า SaO_2 น้อยกว่าร้อยละ 80 จากการศึกษาในผู้ป่วยหนักที่เข้ารับการรักษาใน ICU พบความแตกต่างระหว่าง SpO_2 และ SaO_2 ค่อนข้างมากอยู่ที่ร้อยละ 12 ถึง 18 และ SpO_2 มีแนวโน้มที่จะมีค่าต่ำลงมากกว่าเมื่อ SaO_2 น้อยกว่าร้อยละ 80

ตัวตรวจวัด (probe) ของ pulse oximeter ส่วนใหญ่จะใช้หนีบที่นิ้วหรือคิงหู ปัจจุบันมีการพัฒนาการใช้เทคนิค light reflectance ซึ่งตัวรับสัญญาณคลื่นแสงจะอยู่ด้านเดียวกับตัวปล่อยแสง จึงไม่ต้องหนีบระหว่างเนื้อเยื่อ โดยสามารถวางบนผิวหนังบริเวณหน้าอก หน้าผาก และสามารถใช้ในเด็กแรกเกิดได้ แต่มีข้อจำกัดในกรณีผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวมากหรือมีภาวะเนื้อเยื่ออ่อนและผิวหนังบวมนี้

การคำนวณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด

โดยหลักการแล้วเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนหรือเครื่องมือวัดความอิมตัวของปริมาณออกซิเจนในเลือดจะทำงานได้โดยใช้แสงส่องผ่านเนื้อเยื่อที่ทำเป็นตัววัดและตัวกำเนิดแสงที่ออกแบบเป็นเครื่องวัด สำหรับเส้นเลือดแดงจะทำหน้าที่ที่จะประเมินการดูดซับของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด เครื่องมือวัดความอิมตัวของปริมาณออกซิเจนในเลือดมีหลักการหลักๆสองประการ

ประการแรก คือ การดูดซับของแสงฮีโมโกลบินที่มีความอิมตัวของออกซิเจน (HbO_2) ที่แตกต่างจากปริมาณของฮีโมโกลบินที่ลดลง (Hb) ที่ความยาวคลื่นสองความยาวของตัวเครื่องมือวัดความอิมตัวของปริมาณออกซิเจนในเลือด

ประการที่สอง คือ การดูดซับที่ความยาวคลื่นทั้งสองมีส่วนประกอบที่เป็น AC ซึ่งจะทำให้มีผลที่เกิดขึ้นเป็นปริมาณเลือดในหลอดเลือดแดงระหว่างแหล่งกำเนิดและตัวเซนเซอร์ทางแสง แสงที่ได้ออกมาที่ความยาวคลื่นแต่ละคลื่นจะประกอบไปด้วยสองส่วนด้วยกัน ส่วนแรกคือส่วนถูกคลื่นที่แปรไปกับจังหวะการเต้นของหัวใจ อย่างที่สองจะมีค่ามากคือเป็นค่าคงที่ของระดับความเข้มแสงที่ออกมา นั่นก็คือแสงที่ผ่านไปตามเนื้อเยื่อ โดยไม่มีการดูดซับหรือหระจัดกระจาย อาจทำให้เป็นสัดส่วน AC และ DC ตามลำดับ ปริมาณถูกคลื่นและขนาดของระดับ AC ด้วย DC (ที่แต่ละช่วงคลื่น) ให้ได้ปริมาณระดับ AC ที่ถูกต้องโดยไม่ได้เป็นค่าฟังก์ชันของแสงที่ตกกระทบ ปริมาณระดับ AC ที่ถูกต้องนี้คือค่าฟังก์ชันเดียวของจำนวนทั้งสองชนิดของฮีโมโกลบินและความยาวของจำนวนเส้นทางของเส้นเลือดผ่านสิ่งที่แสงตกกระทบ ดังที่จะหาได้ก่อนหน้าที่เป็นอัตราส่วนที่ถูกต้องในระดับของแสง AC

เพื่อที่จะเปลี่ยนค่าการดูดซับที่วัดได้ต่อเส้นทางของแสงมาตรฐาน 1.0 เซนติเมตร ค่าการดูดซับ โดยเฉลี่ยจะวัดได้ที่ค่าความยาวคลื่นที่หารได้ด้วยระยะทางของแสงอุปกรณ์วัด (Cuvette) ที่ใช้ 1 มิลลิเมตร เมื่อฮีโมโกลบินมีจำนวนกลุ่มของเหล็กสี่ชนิด เมื่อสัมพันธ์กับความแตกต่างที่ได้จะอ้างอิงจากกลุ่มฮีโมโกลบินหนึ่งร่วมกับฮีโมโกลบินอีกกลุ่มหนึ่ง นั่นก็คือจำนวนหนึ่งในสี่ของน้ำหนักโมเลกุลของ Hb tetramer จะเห็นได้ตามตารางว่าผลที่ได้เป็นค่าที่วัดตามหน่วยมิลลิโวลต์ในการวัดของแสงอินฟราเรด จะมีค่าสัดส่วนปริมาณการดูดซับความอิมตัวของออกซิเจน และที่ย่านอัลตราไวโอเล็ตเป็นการวัดการดูดซับความอิมตัวของไฮโครเจนซัลไฟด์ ในปริมาณที่แสงสีแดง 660nm มีค่าการดูดซับของสารประกอบฮีโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจนได้มากกว่าแสงอินฟราเรดที่

มีความสามารถในการดูดซับของสารประกอบฮีโมโกลบินทั้งที่มีออกซิเจนและไม่มีออกซิเจนเมื่อคิดเป็นสเปกตรัมในย่านความถี่ได้พอๆกัน

ถ้าสำหรับจุดประสงค์ของการทำให้เกิดความผิดพลาดพวกละเอียดในปริมาณความเข้มข้นของออกซิเจน (SpO_2) เนื่องจากค่าความแตกต่างในสัมประสิทธิ์ความแตกต่างของ HbA และ HbF ความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์จะเป็นดังต่อไปนี้

กฎของเบียร์-แลมเบิร์ต (Beer-Lambert's) จะสามารถอธิบายถึงความแตกต่างในความหนาแน่นของแสงของจังหวะการเดินของหลอดเลือดในเนื้อเยื่อ และแสงที่เดินทางผ่านส่วนผสมแบบเดียวกันของเลือดและเนื้อเยื่อที่ไม่มีเลือดเลย จำนวนการดูดซับทั้งหมดของเนื้อเยื่อจะเท่ากับการรวมค่าการดูดซับทางแสงของแต่ละหน่วยขึ้นถ้า $C(Hb)$, $\epsilon(Hb)$ และ $d(Hb)$ เพื่อแสดงความเข้มข้น สัมประสิทธิ์ความแตกต่างและความยาวของทางเดินแสงของส่วนประกอบของเลือด Hb โดยที่ $C(Hb)$, $\epsilon(Hb)$ และ $d(Hb)$ แสดงความเข้มข้น สัมประสิทธิ์ความแตกต่างและความยาวของระยะทางแสงขององค์ประกอบเนื้อเยื่อที่ไร้เลือด ดังนั้นค่ารวมของการดูดซับของเนื้อเยื่อ (A_T) มีค่าเท่ากับ

$$A_T = C(Hb), \epsilon(Hb)d(Hb) + C(HbO_2), \epsilon(HbO_2)d(HbO_2) + C_{(t)}\epsilon_{(t)}d_{(t)} \quad (2.11)$$

จากสมการ 2.11 เมื่อทำการอนุพันธ์เมื่อเทียบกับเวลาเราจะได้

$$\frac{dA_T}{dt} = \frac{d}{dt} [C(Hb), \epsilon(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\epsilon(HbO_2)d(HbO_2)] + \frac{d}{dt} [C_{(t)}\epsilon_{(t)}d_{(t)}] \quad (2.12)$$

จะสังเกตได้ว่าที่เทอมที่สามของสมการด้านบนเป็นค่าคงที่ดังนั้นเมื่อเกิดอนุพันธ์เทียบกับเวลาและแทนอัตราความเข้มของแสงที่เคลื่อนผ่านด้วย $-\ln(I_t/I_0)$ โดยที่ I_t และ I_0 แทนด้วยความเข้มแสงที่ส่งไปเป็นสมการขึ้นกับเวลาและความเข้มแสงที่ตกกระทบไม่ขึ้นกับเวลาตามลำดับ เขียนได้ดังสมการต่อไปนี้

$$-\frac{d(\ln I_t)}{dt} = \frac{d}{dt} [C(Hb), \epsilon(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\epsilon(HbO_2)d(HbO_2)] \quad (2.13)$$

เมื่อนำอัตราส่วนของความเข้มแสงที่ส่งของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด เราจะได้เป็นอัตราส่วนที่ว่า

$$\frac{\frac{d}{dt} [\ln I_t(R)]}{\frac{d}{dt} [\ln I_t(Ir)]} = \frac{\frac{d}{dt} [C(Hb), \epsilon_R(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\epsilon_R(HbO_2)d(HbO_2)]}{\frac{d}{dt} [C(Hb), \epsilon_{IR}(Hb)d(Hb) + C(HbO_2)\epsilon_{IR}(HbO_2)d(HbO_2)]} \quad (2.14)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราส่วนของ R/IR จะเป็นไปได้ว่า

$$SpO_2 = \frac{C(HbO_2)}{C(Hb) + C(HbO_2)} \quad (2.15)$$

และ

$$d(Hb) = d(HbO_2) \quad (2.16)$$

ดังนั้นแทนค่าในสมการสัมประสิทธิ์การดูดซับจะได้ว่า

$$SpO_2 = \left[\frac{-\epsilon_R(Hb) + \epsilon_{IR}(Hb) \times (R/IR)}{[\epsilon_R(HbO_2) - \epsilon_R(Hb)] + [\epsilon_{IR}(Hb) - \epsilon_{IR}(HbO_2)] \times (R/IR)} \right] \quad (2.17)$$

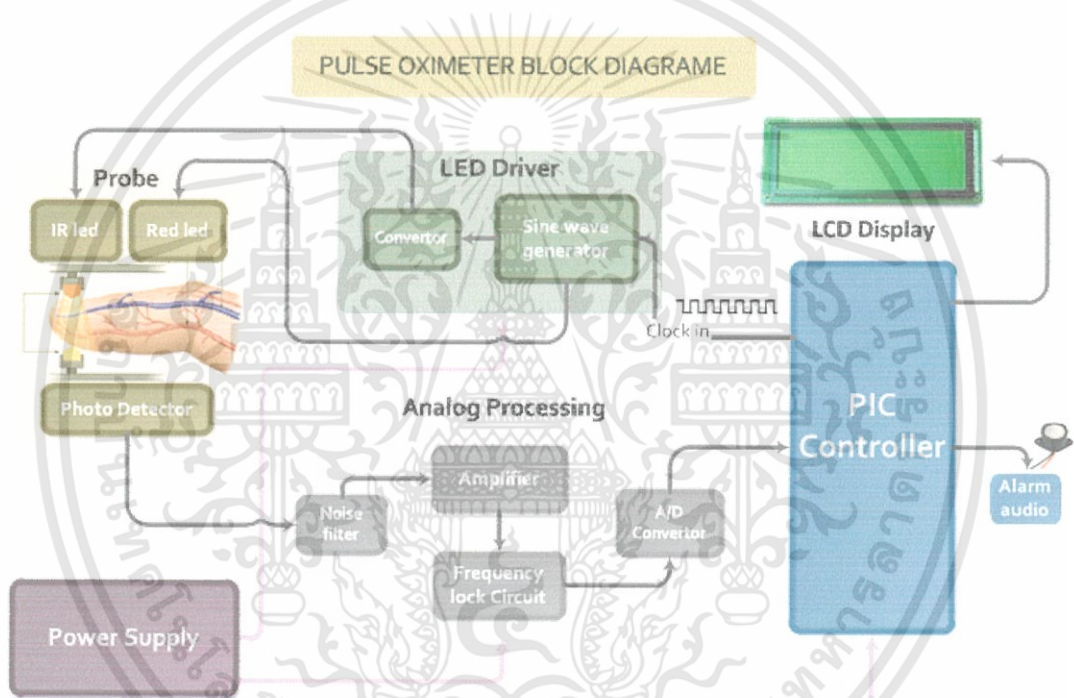
เป็นการละลายแบบอิมตัวของออกซิเจนในเลือดที่วัดได้จากใช้ความยาวคลื่นแสงสองคลื่นในฮีโมโกลบิน



บทที่ 3

การออกแบบเครื่องวัดออกซิเจนในเลือด

ในการสร้างเครื่องมือวัดออกซิเจนในเลือดขึ้นมา นั้น ต้องในองค์ประกอบสำคัญ 6 ส่วน คือ ระบบหัววัด (Probe) ระบบขับ LED (LED Driver) ระบบประมวลผลสัญญาณเชิงอะนาล็อก (Analog Processing) ระบบควบคุมและประมวลผลแบบดิจิทัล (Micro-controller) ระบบแสดงผล (LCD Display) ระบบจ่ายไฟ (Power Supply) ดังแสดงได้ดังรูปที่ 8



รูปที่ 9 block diagram การทำงานของเครื่องตรวจวัดออกซิเจนในเลือด

โพรบประกอบไปด้วยไดโอดเปล่งแสง 2 ชนิด คือ LED สีแดง และ LED อินฟราเรด ซึ่งจะติดและดับตามจังหวะที่ถูกควบคุมด้วยวงจร LED Driver ซึ่งมี IC MAX333 เป็นตัวคอมเพลกเซอร์สัญญาณระหว่างLED ทั้งสองตัว

จากนั้น เมื่อแสงผ่านนิ้วและถูกดูดกลืนจะถูกตรวจวัดด้วยตัว Photo detector ที่รับได้ตั้งแต่ย่าน IR จนถึง ย่าน visible เพื่อวัดความเข้มแสงของคลื่นแสงทั้งสอง แสงจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อปรับแต่งแล้วจึงเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อประมวลผลสัญญาณด้วย Microcontroller

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Microcontroller นั้นนอกจากจะทำหน้าที่หลักในการประมวลผลสัญญาณเพื่อคำนวณหาค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแล้วยัง ควบคุมจังหวะการทำงานของวงจรส่วน LED Driver อีกด้วย

3.1. ส่วนประกอบของระบบวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด

1. ระบบจ่ายไฟ (Power Supply)

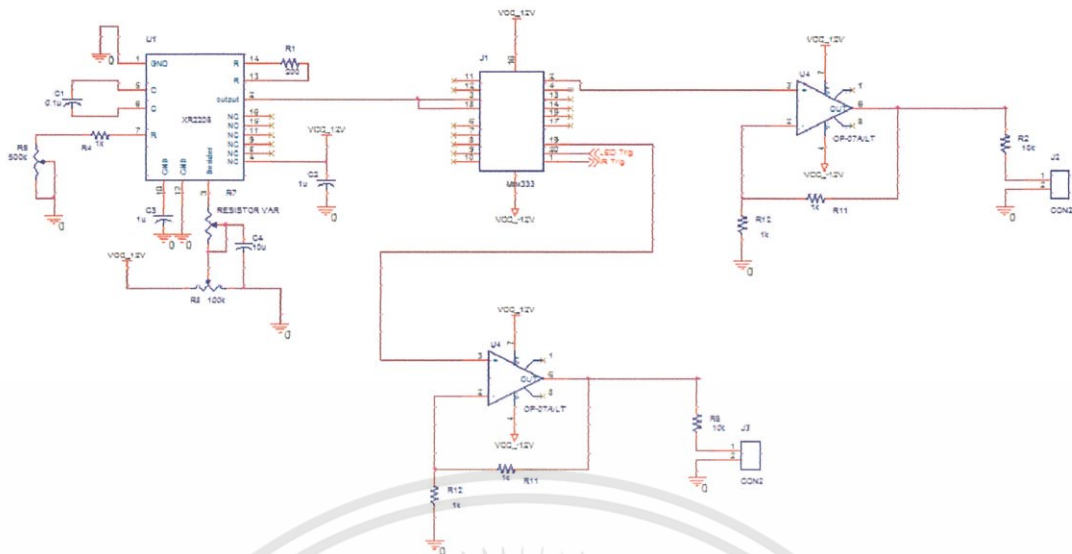
ในส่วนของแหล่งจ่ายไฟ ใช้อุปกรณ์รักษาระดับแรงดัน ทั้งหมด 3 ตัว ได้แก่ 7812 7912 และ 7805 ซึ่ง 7812 และ 7912 ใช้ในส่วนของระบบ Analog ทั้งหมด และ 7805 ใช้ในวงจรดิจิทัล



รูปที่ 10 Schematic ของ Power Supply ที่ใช้ในเครื่องวัดออกซิเจนในเลือด

2. ระบบขับ LED (LED Driver)

ใช้อุปกรณ์กำเนิดสัญญาณ (XR2206) เพื่อเป็นตัวกำเนิดสัญญาณให้กับ LED โดยมีตัว Multiplexer เลือกจ่ายสัญญาณให้กับ LED สีแดง หรือ LED อินฟราเรด



รูปที่ 11 Universal wave generator LED Driver และ Analog switch

XR 2206

XR-2206 ซึ่งเป็น โมโนลิทิก ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ มีความสามารถในการผลิตรูปคลื่นไซน์ (Sine), รูปคลื่นสามเหลี่ยม (Triangle), สี่เหลี่ยม (Square), แรมป์ (Ramp) ได้ โดยที่มีความถี่ตั้งแต่ไม่กี่ Hz จนถึงหลายร้อยกิโลเฮิร์ต โดยต่อกับวงจรภายนอกอีกนิดหน่อย นอกจากนี้ยังสามารถนำไอซี XR-2206 มาควบคุมขนาดและความถี่ (AM และ FM) และ Phase Shift or Frequency Shift Key ได้อีกด้วย

ถ้าสำหรับ XR-2206 นี้ผลิตโดยบริษัท Exar Integrated System Inc ซึ่งอยู่ในแพ็คเกจ ไอซี 16 ขา สามารถที่จะใช้กับไฟเลี้ยง (Power Supply) ตัวเดียวคือในช่วง 10 ถึง 26 volt ได้ หรืออาจจะใช้ไฟเลี้ยงคู่ได้ในช่วง 5 ถึง 13 Volt ขณะที่ต้องผลิตสัญญาณคลื่นไซน์ (Sine) นั้นค่า t. h. d. ของสัญญาณนั้นจะมีค่า 25% เมื่อยังไม่มีการปรับแต่ง แต่ก็สามารถปรับให้เหลือเพียง 0.5 % ได้ โดยการควบคุมของวงจรที่นำมาต่อรวม โดยที่สัญญาณ Output รูปไซน์นี้จะมีขนาดสูงสุด 2 V (rms) และมีเอทพุทอิมพีแดนซ์เท่ากับ 600โอห์ม

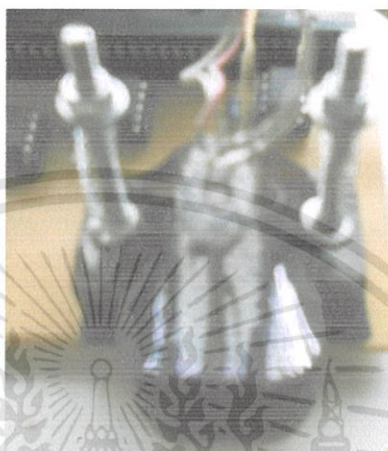
MAX 333 AEPP (Analog Switch)

ทำหน้าที่เป็นตัว Multiplexer โดยเลือกขั้วระหว่าง LED สีแดง กับ LED อินฟราเรด โดยมีเวลา Turn off Time เพียง 45 ns และ Turn On Time เพียง 90 ns

3.ระบบหัววัด (Probe)

ประกอบไปด้วยอุปกรณ์ ประเภท Opto-electronics ได้แก่ Red LED IR LED เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่น 660 nm 940 nm ตามลำดับ

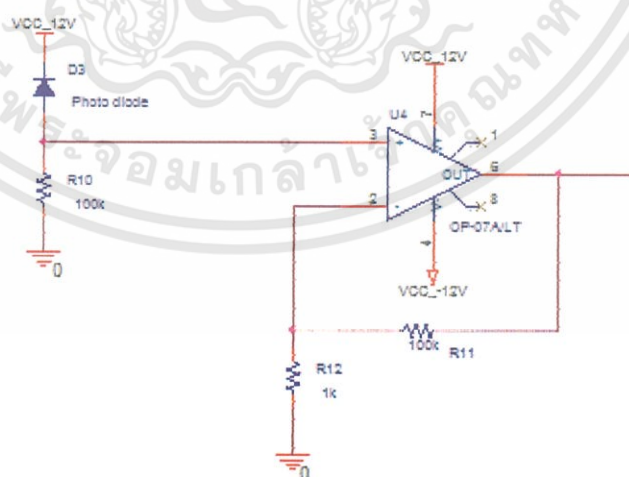
- Photo detector เป็นตัวตรวจจับสัญญาณที่เกิดจากLED ทั้งสองความยาวคลื่น



รูปที่ 12 หัววัด (Probe)

4.ระบบประมวลผลสัญญาณเชิงอะนาล็อก (Analog Processing)

ในระบบประมวลผลสัญญาณเชิงอะนาล็อกนี้มีวงจรหลักได้แก่ PreAmp. เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณก่อนที่จะถูกนำไปประมวลผล โดยระบบควบคุมและประมวลผลแบบดิจิทัล (Micro-controller)

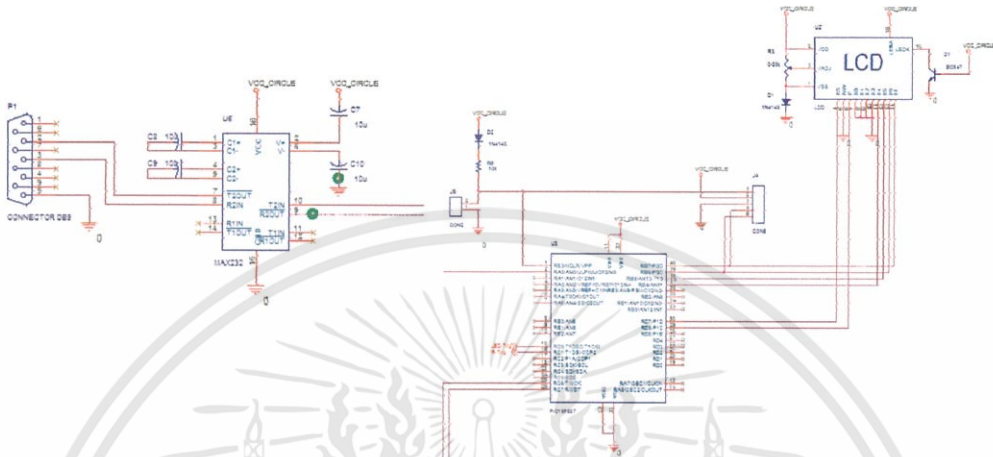


รูปที่ 13 PhotoDetector และ Pre-Amp.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. ระบบควบคุมและประมวลผลแบบดิจิทัล (Micro-controller)

ทำหน้าที่รับสัญญาณที่ถูกขยายมาจาก Pre-Amp จากนั้นจะทำการแปลง สัญญาณ Analog เป็น Digital เพื่อทำการประมวลผล เพื่อหาค่าออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด



รูปที่ 14 Serial Port ระบบประมวลผล แบบดิจิทัล (Micro-controller) และ Display

MAX 232

MAX232 เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้เพื่อติดต่อระหว่างเครื่องมือกับคอมพิวเตอร์ โดยจะเปลี่ยนเปลี่ยน TTL เป็น RS232 ในฝั่งส่ง และ เปลี่ยน RS232 เป็น TTL ในฝั่งรับ



รูปที่ 15 การติดต่อของMCU กับคอมพิวเตอร์โดยผ่าน MAX 232

จากรูปเป็นตัวอย่างการเชื่อมต่อ Microcontroller (MCU) กับ PC เนื่องจาก Serial Port ของ PC เป็น มาตรฐาน RS232 แต่ MCU เป็น TTL จึงต้องใช้ MAX232 ปรับระดับแรงดันให้อยู่ในระดับเดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 16 การติดต่อของMCU กับ MCU

จากรูปเป็นการติดต่อกัน ระหว่าง MCU 2 ตัว สามารถต่อ Rx -> Tx , Tx -> Rx กัน โดยตรงได้เลยเนื่องจาก ทั้ง 2 ตัวมีระดับแรงดันเป็น TTL เหมือนกัน

MCU ที่ใช้กัน มี 2 ระดับ คือ 0-5V และ 0-3.3V การต่อดังรูปต้องแน่ใจว่า MCU ทั้ง 2 ตัวอยู่ในระดับแรงดันที่เท่ากัน



รูปที่ 17 การติดต่อของMCU กับ MCU โดยผ่าน MAX 232

รูปนี้จะเห็นว่าจะมี MAX 232 ต่อกับ MCU ทั้ง 2 ตัว วิธีต่อแบบนี้มีข้อดีคือสามารถส่งข้อมูลผ่านสายได้ไกลมากขึ้นเนื่องจาก RS 232 ใช้แรงดันในสายสัญญาณสูงทำให้สามารถส่งได้ไกลกว่าใช้ TTL และเมื่อ MCU ตัวหนึ่งส่งข้อมูลมาในรูปแบบ มาตรฐาน RS232 ทำให้อุปกรณ์หรือ MCU อีกตัวก็ต้อง รับ และ ส่ง ข้อมูล แบบ RS232 ด้วย

จากตัวอย่างที่ได้แสดง ไปข้างต้น นั้น ได้ใช้ MCU เป็นการยกตัวอย่าง ซึ่งหากเราไปต่อใช้กับ อุปกรณ์ตัวอื่นๆที่ไม่ใช่ MCU ก็สามารถใช้หลักการข้างต้นเพื่อตัดสินใจในการต่อวงจร โดยพิจารณาจาก แรงดันเป็นหลักว่า แรงดันจากตัวที่ส่งมาอยู่ในระดับใด และ ฝั่งรับอยู่ในระดับใดและเปลี่ยนให้อยู่ในระดับเดียวกัน

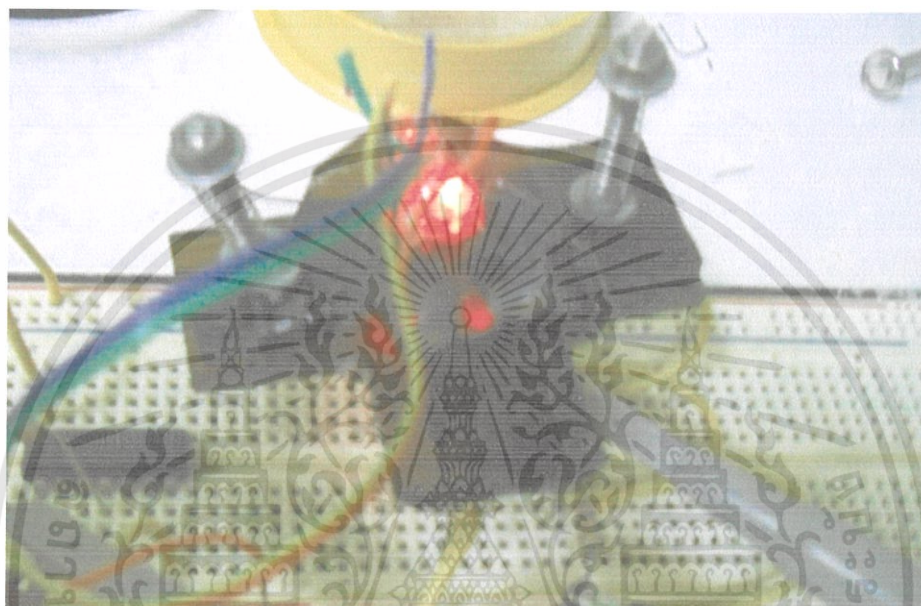
6.ระบบแสดงผล (Display)

สำหรับสัญญาณอนาลอกที่ถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล จะถูกประมวลผลโดย ไมโคร-คอนโทรลเลอร์ จำนวนเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด แสดงผ่านทางจอ LCD

3.2 วิธีการทดลอง

1. การทดสอบการตอบสนองต่อคลื่นแสงของฮีโมโกลบินในเลือด

สำหรับการทดลองการทดสอบการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในเลือดจะใช้ แหล่งกำเนิดแสงสีเหลือง (580 nm) สีเขียว (530 nm) และ สีแดง (630 nm) เพื่อทำการตรวจสอบ การตอบสนองการดูดกลืนของฮีโมโกลบินในเลือด



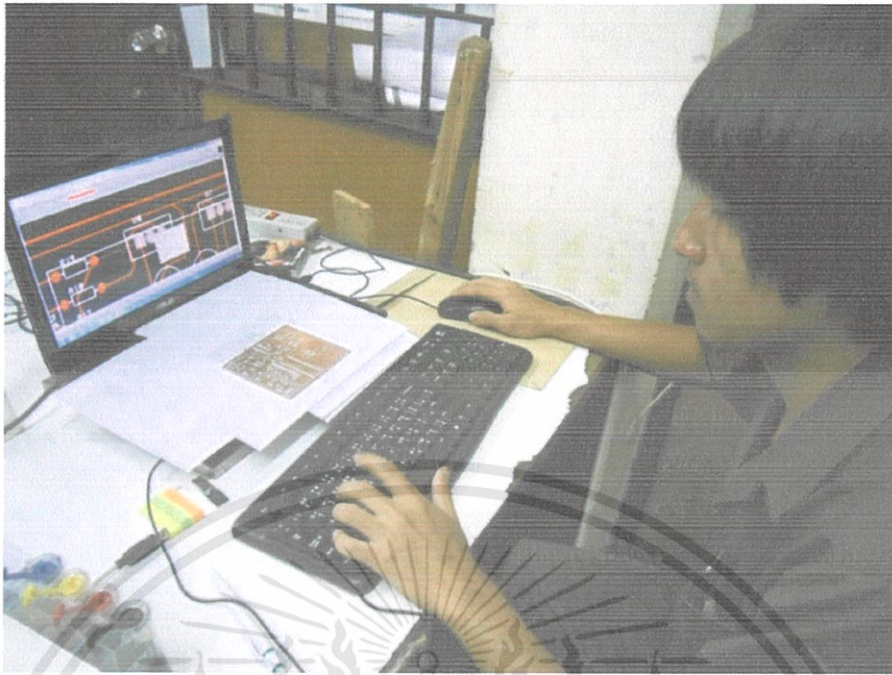
รูปที่ 18 การทดสอบการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในเลือด

2. การทดสอบการมอดูเลทด้วยรูปสัญญาณแบบต่างๆ

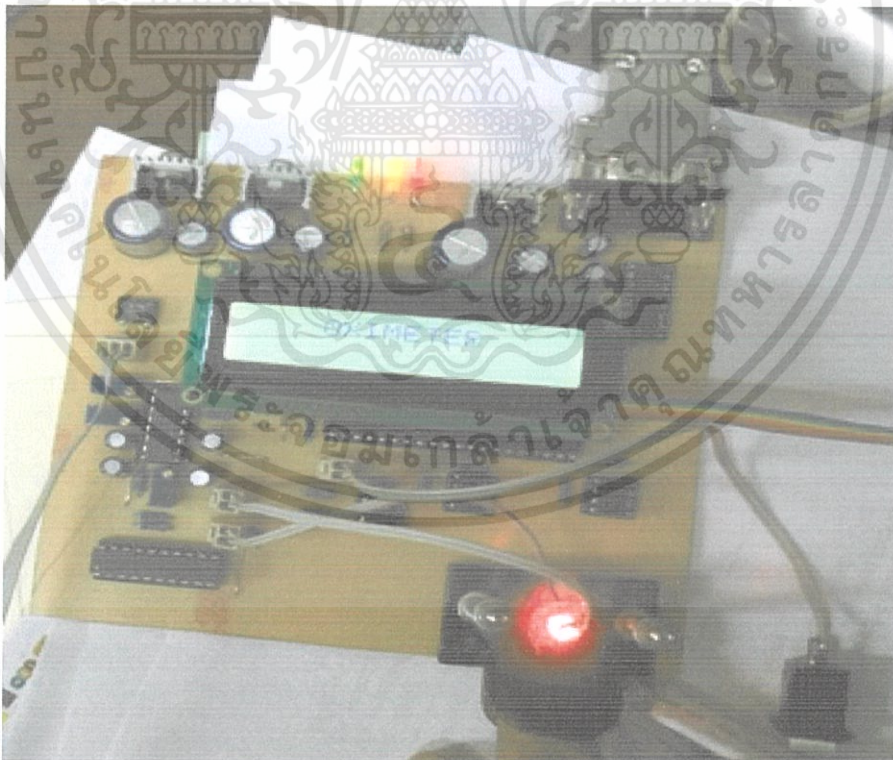
การวัดค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดด้วยวิธีการทางแสง อาศัยการมอดูเลท แหล่งกำเนิดแสง 2 ส่วน ในการตรวจวัดการดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจนและ ไม่มี ออกซิเจนเพื่อให้ระบบการวัดค่าได้ผลสมบูรณ์ที่สุด จึงต้องทำการทดสอบเปรียบรูปสัญญาณ รูปแบบต่างๆ เช่น สัญญาณรูปไซน์ สีเหลี่ยม

3. การทดสอบค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด

ทำการเปรียบเทียบค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดกับเครื่องมือมาตรฐาน



รูปที่ 19 ขั้นตอนการออกแบบ Layout



รูปที่ 20 รูปเครื่องวัดออกซิเจนในเลือดเมื่อลงอุปกรณ์

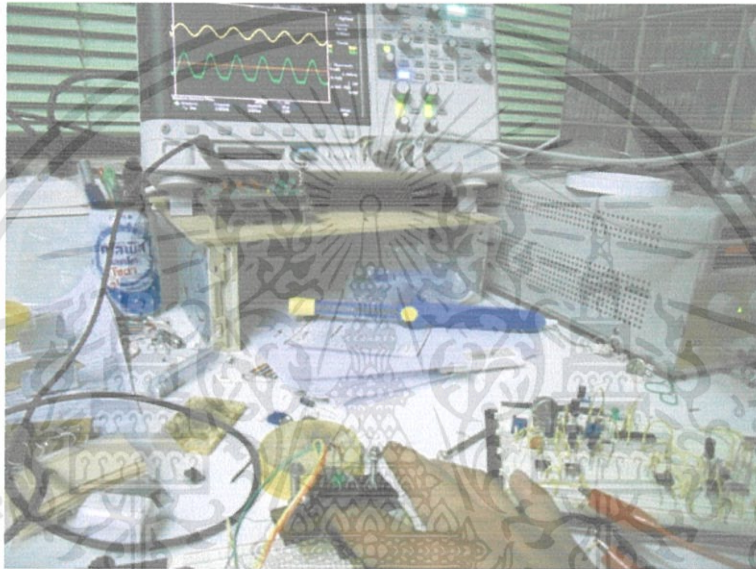
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

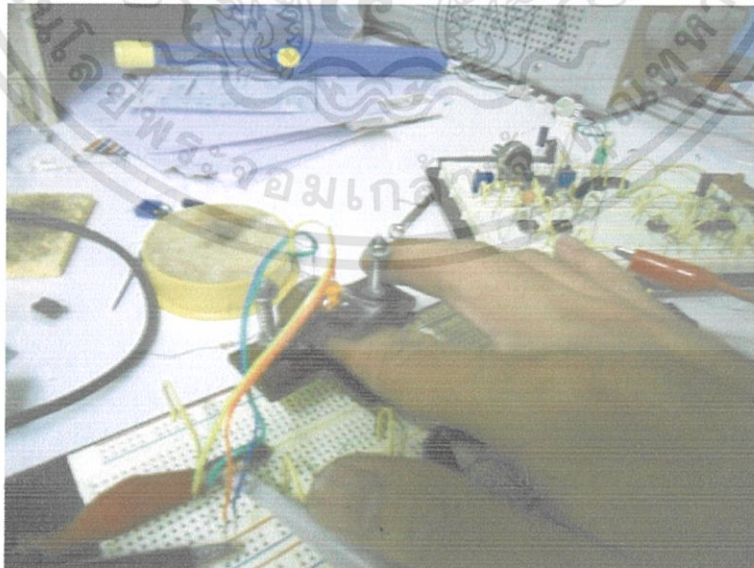
ผลและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

4.1 ผลการทดสอบการตอบสนองต่อคลื่นแสงของฮิโมโกลบินในเลือด

การทดสอบการดูดกลืนแสงของฮิโมโกลบินในเลือดจะทำการทดลองออกเป็น 3 ตอน ได้แก่ การทดสอบระหว่างอินฟราเรดกับสีเขียว อินฟราเรดกับสีเหลือง อินฟราเรดกับสีแดงซึ่งแสดงได้ รูปที่ 4.1 4.2 และ 4.4 ดังนี้

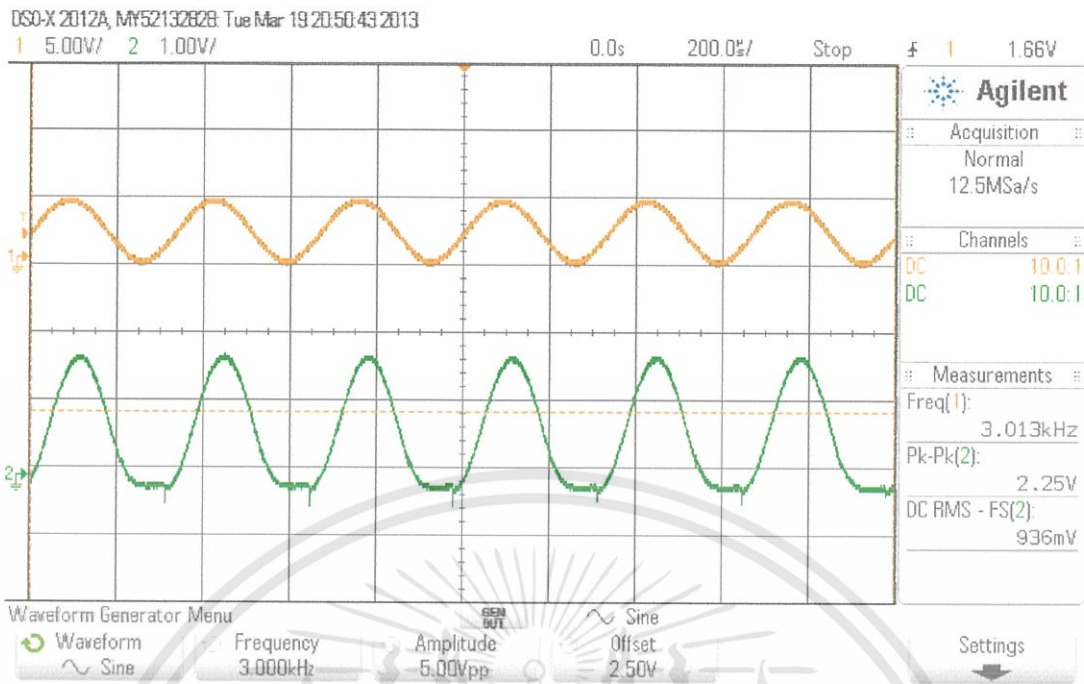


รูปที่ 21 การทดลองวัดการดูดกลืนระหว่างอินฟราเรด กับ แสงสีเขียว

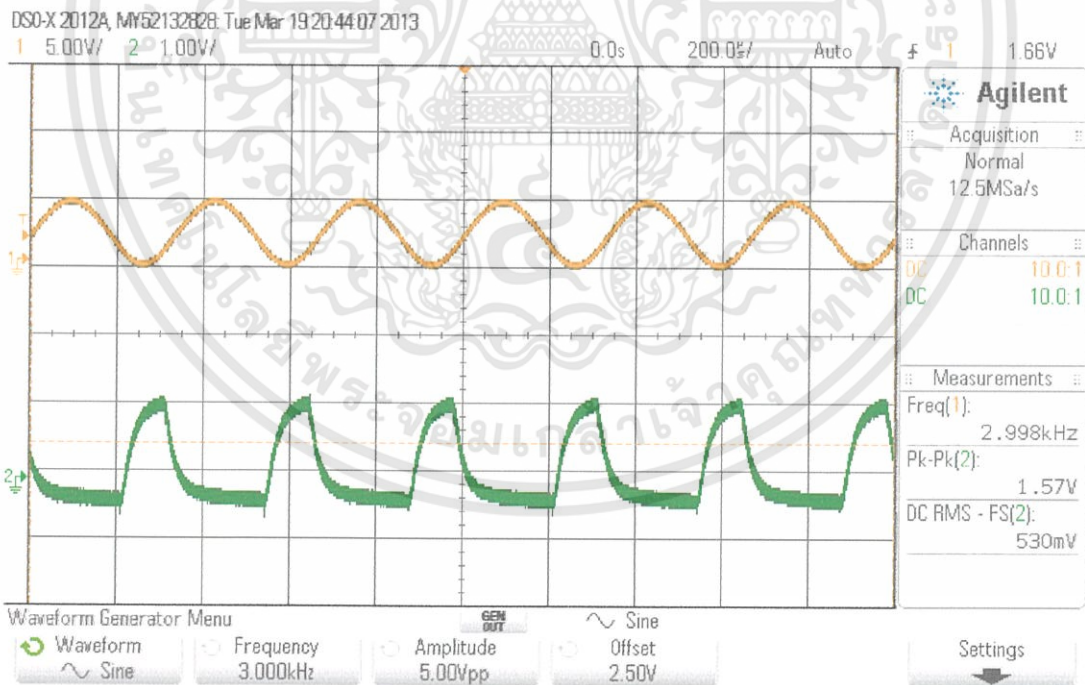


รูปที่ 22 การทดลองวัดการดูดกลืนระหว่างอินฟราเรด กับ แสงสีเหลือง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

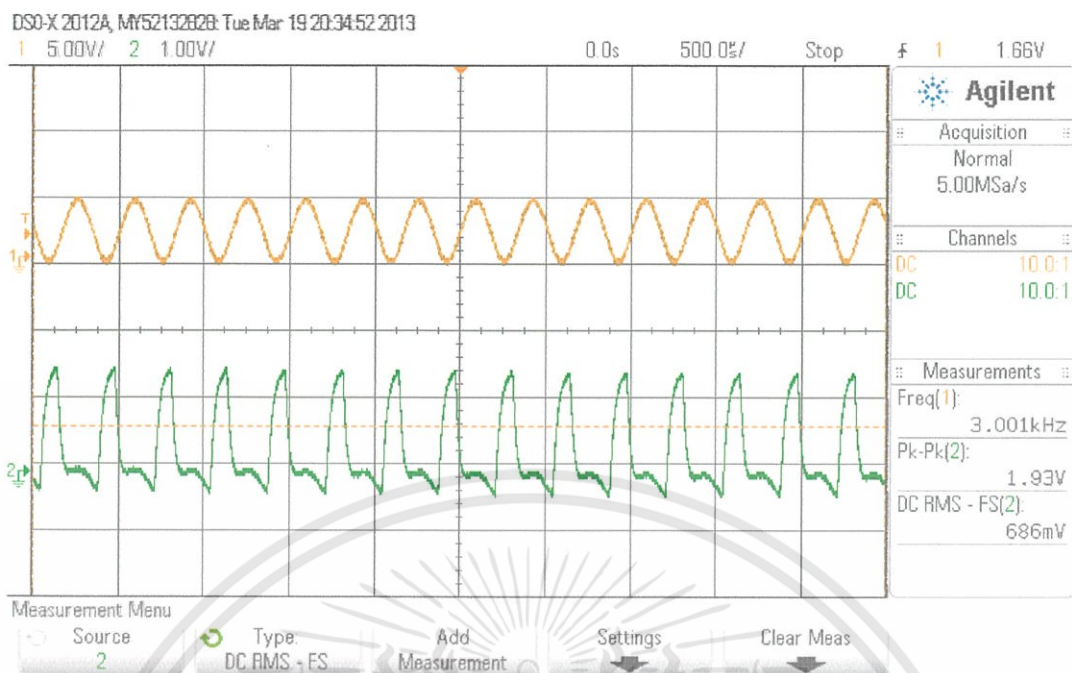


รูปที่ 23 ผลระหว่าง อินฟารด์ กับ แสงสีเขียว



รูปที่ 24 ผลระหว่าง อินฟารด์ กับ แสงสีเหลือง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

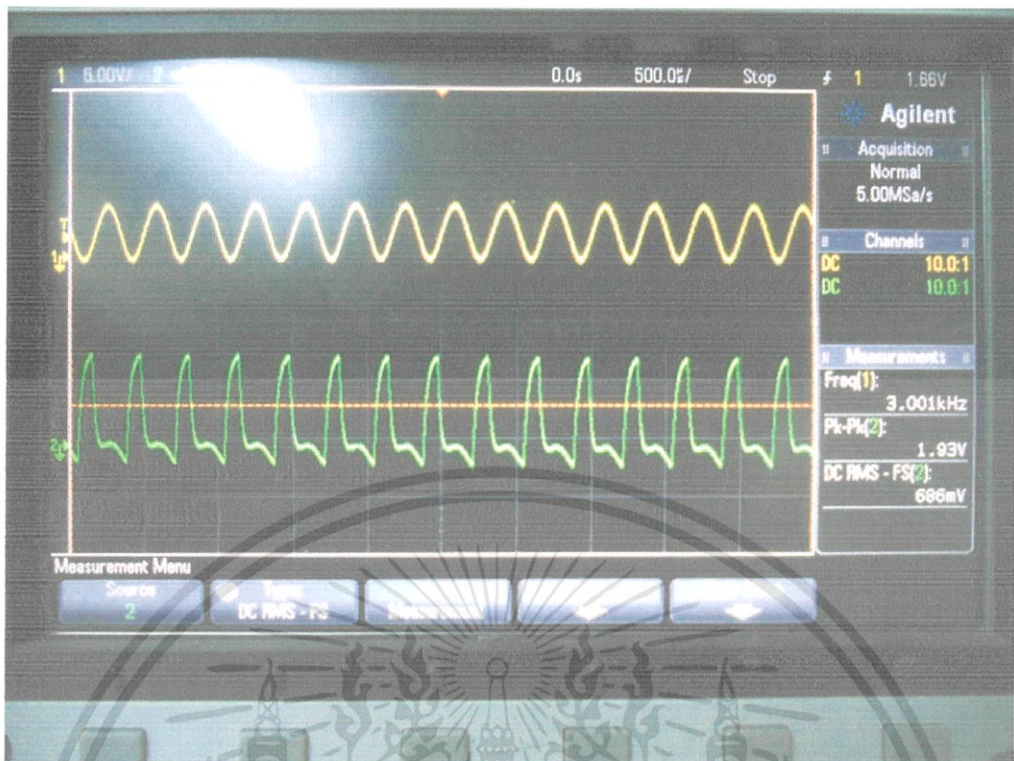


รูปที่ 25 ผลระหว่าง อินฟารด กับ แสงสีแดง

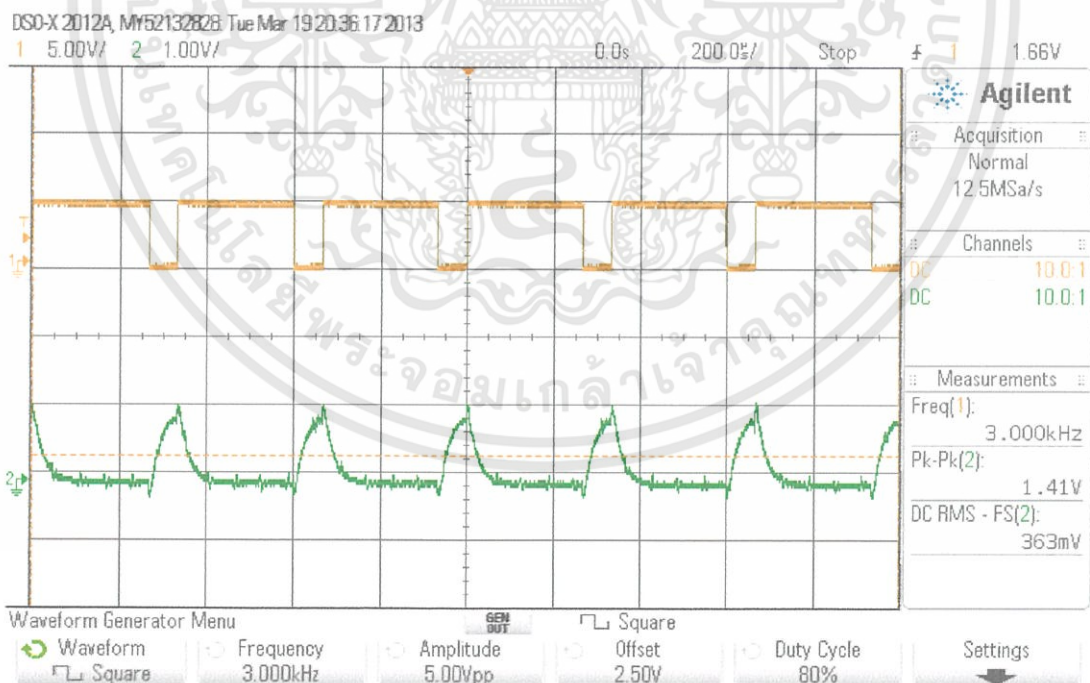
เมื่อทำการวิเคราะห์รูปสัญญาณรูปที่ 4.3 ซึ่งเป็นผลระหว่างอินฟารดกับแสงสีเขียว ยอดคลื่นใหญ่เป็นยอดคลื่นของอินฟารดมีค่าโวลต์จากยอดสู่ยอด 2.25 โวลต์ แต่แสงสีเขียวไม่มีการตอบสนองต่อฮีโมโกลบินในเลือด สังเกตจากยอดคลื่นทางด้านลบเทียบกับกราวด์ เช่นเดียวกับรูปที่ 4.4 ซึ่งเป็นผลระหว่างอินฟารดกับแสงสีเหลือง โดยยอดคลื่นของอินฟารดมีค่าโวลต์จากยอดสู่ยอด 1.57 โวลต์ แต่แสงสีเหลืองไม่มีการตอบสนอง สังเกตจากยอดคลื่นทางด้านลบเทียบกับกราวด์ แต่รูปสัญญาณที่ 4.5 เป็นผลสัญญาณระหว่างอินฟารดกับแสงสีแดงเมื่อสังเกตยอดคลื่นเล็กเทียบกับกราวด์จะเห็นว่ามี การตอบสนอง

4.2 การทดสอบการมอดูเลทด้วยรูปสัญญาณแบบต่างๆ

การวัดค่าความอิมพัลซ์ออกซิเจนในเลือดด้วยวิธีการทางแสง อาศัยการมอดูเลทแหล่งกำเนิดแสง 2 ส่วน ในการตรวจวัดการดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจนและ ไม่มีออกซิเจนเพื่อให้ระบบการวัดค่าได้ผลสมบูรณ์ที่สุด จึงต้องทำการทดสอบเปรียบรูปสัญญาณรูปแบบต่างๆ ในการทดลองนี้ได้ทดสอบรูปสัญญาณต่างๆทั้งหมด 3 รูปแบบ คือ สัญญาณรูปไซน์ (Sinusoidal) สัญญาณรูปสี่เหลี่ยม (Squa wave) และสัญญาณรูปฟันเลื่อย (Saw tooth)



รูปที่ 26 sine wave



รูปที่ 27 square wave

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DSD-X 2012A, MY52132628 Tue Mar 19 20:36:28 2013

1 5.00V/ 2 1.00V/

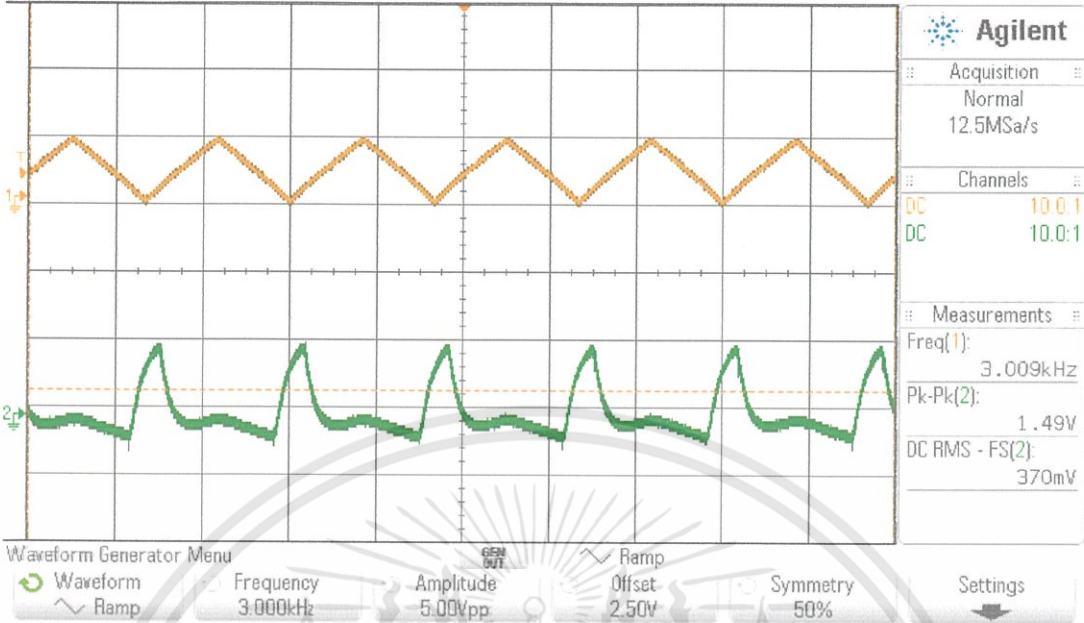
0.0s

200 0%/

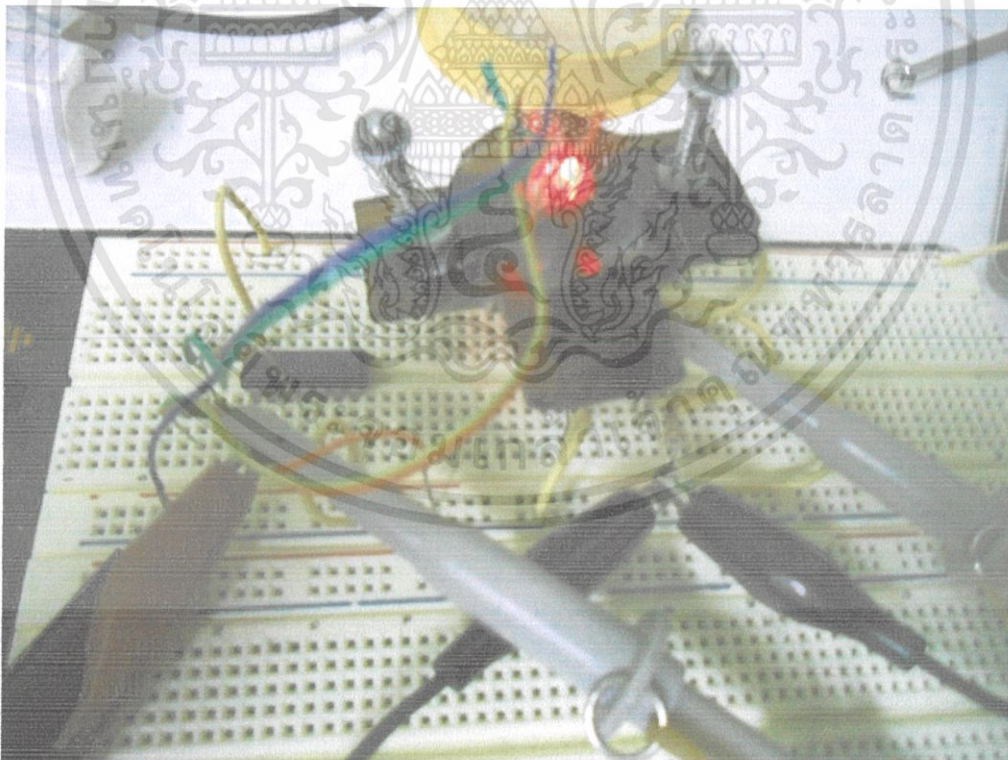
Auto

f

1 1.66V



รูปที่ 28 Saw tooth



รูปที่ 29 หัว Probe การทดลองวัดผลหารูปสัญญาณ และความยาวคลื่นต่างๆ

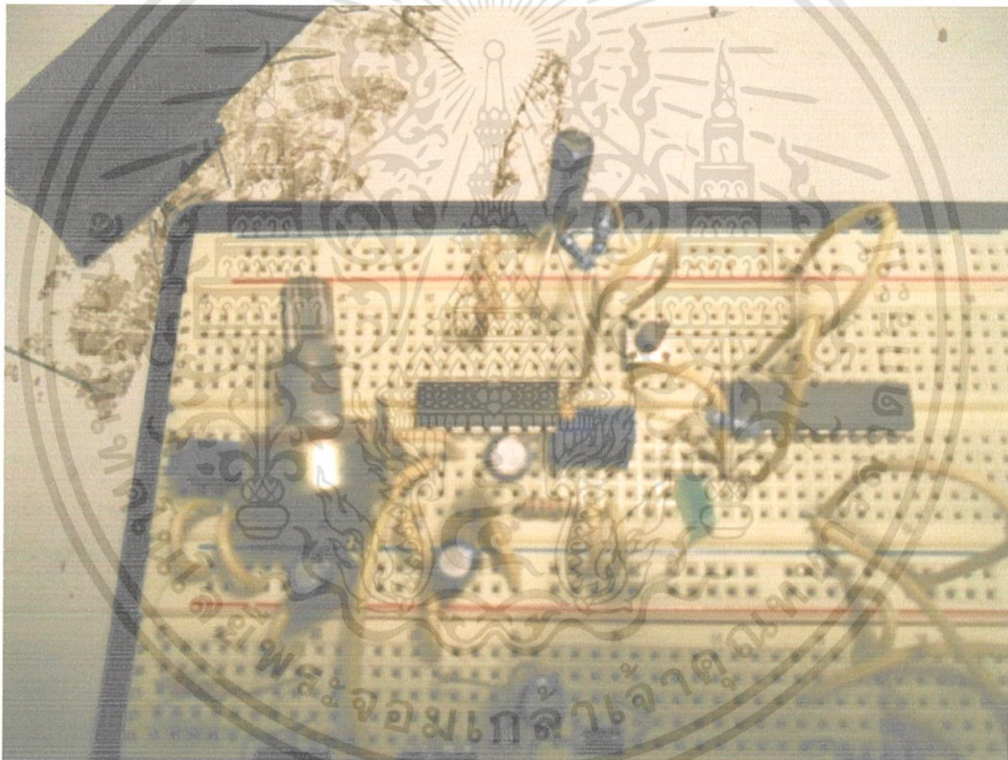
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดสอบการมอดูเลตด้วยรูปสัญญาณแบบต่างๆซึ่งปรากฏดังรูปที่ 4.6 4.7 และ 4.8 เมื่อเปรียบเทียบค่าโวลต์ยอคคลื่นผู้ยอคคลื่นระหว่าง sinewave Square wave และ saw tooth ปรากฏว่าได้ค่าโวลต์ 1.93 1.41 และ 1.49 ตามลำดับ อีกทั้งเมื่อวัดค่า off set จะได้ 686mV 363 mV และ 370 mV ตามลำดับ นั้นแสดงว่า การมอดูเลตสัญญาณด้วยสัญญาณรูปซายน์

4.3 ผลของวงจรในแต่ละส่วน

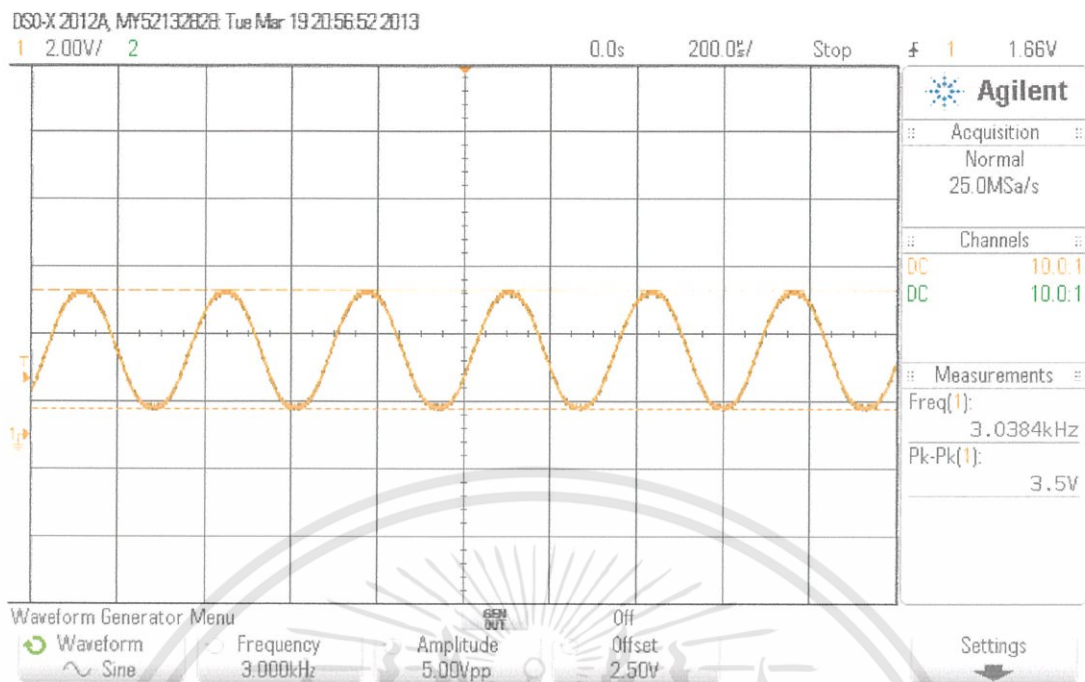
ในวงจรการทำงานของเครื่องตรวจวัดความถี่ของฮีโม โกลบินในเลือดประกอบด้วย วงจรหลายภาคส่วนสามารถแสดงการทำงานได้ดังนี้

XR2206 universal wave generator



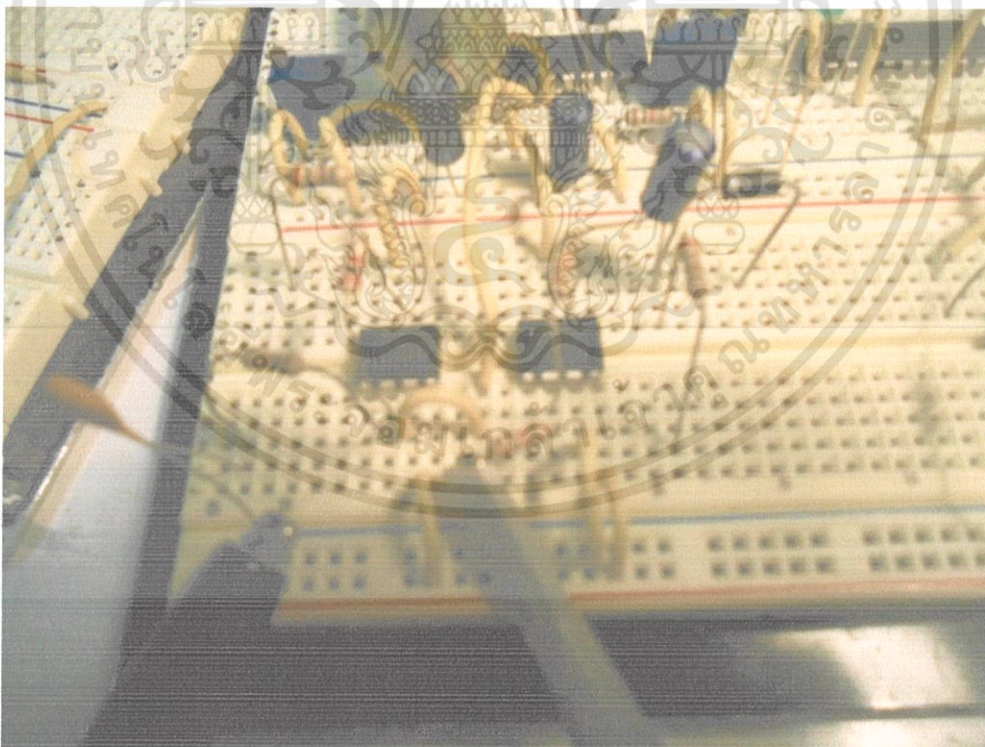
รูปที่ 30 วงจร Sine wave Generator โดย XR2206

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



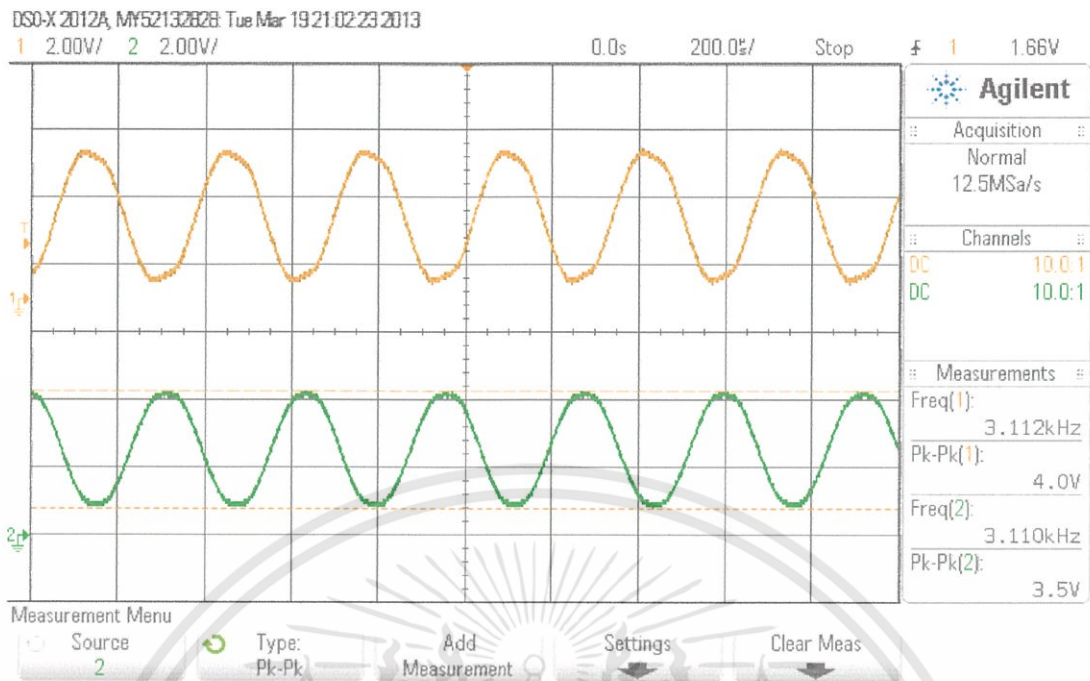
รูปที่ 31 สัญญาณที่ได้จากวงจร Sine wave Generator โดย XR2206

LED driver



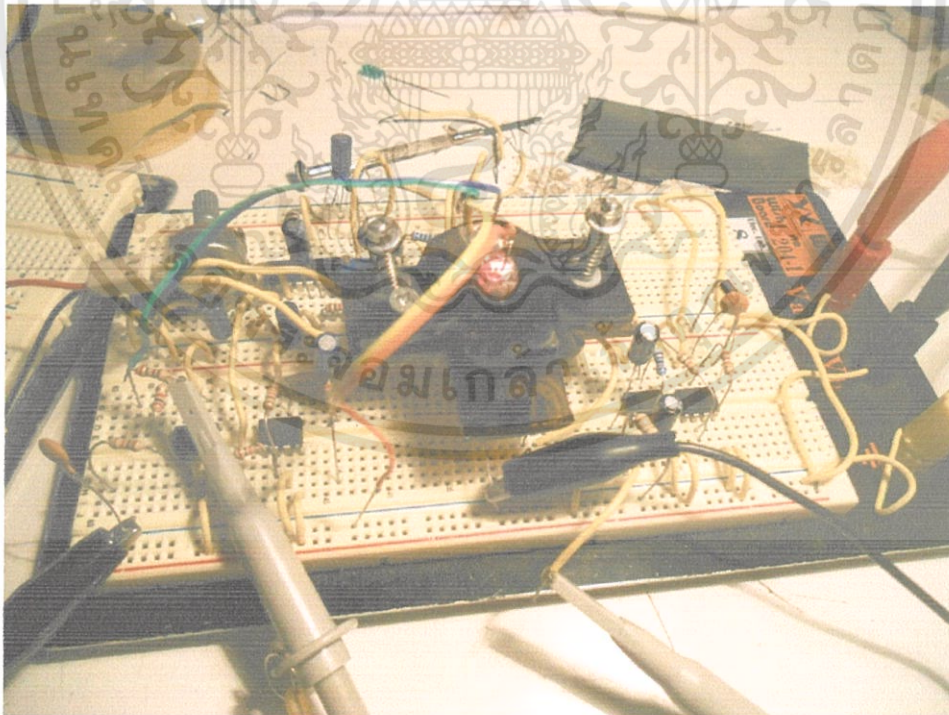
รูปที่ 32 วงจร Invert Signal และ LED Driver

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



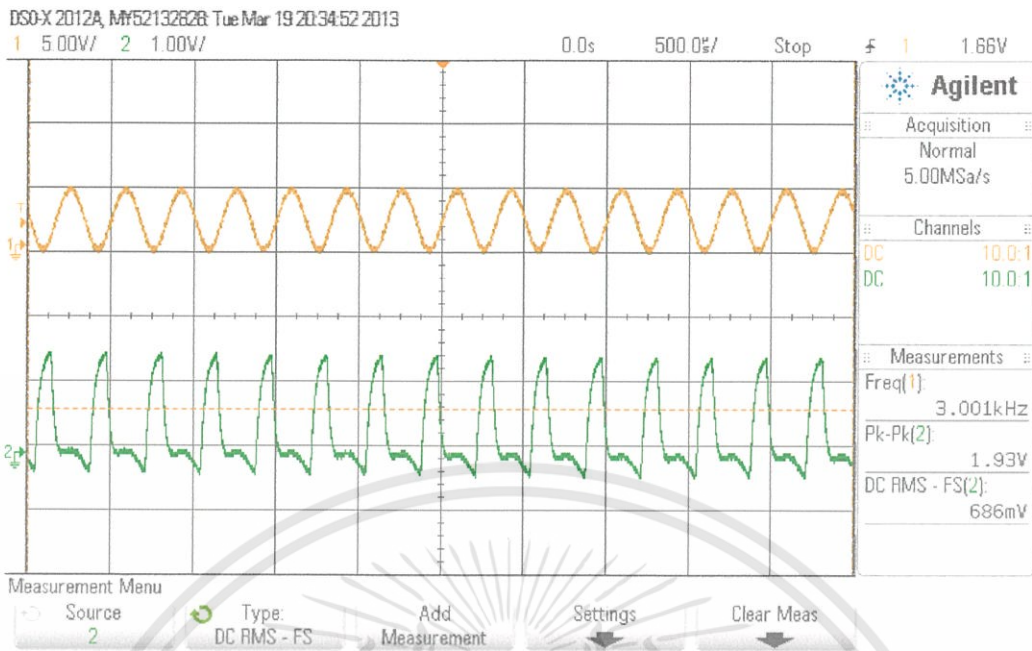
รูปที่ 33 สัญญาณที่ได้จากวงจร Invert Signal และ LED Driver โดย Op-07

Detector และ Amplifier

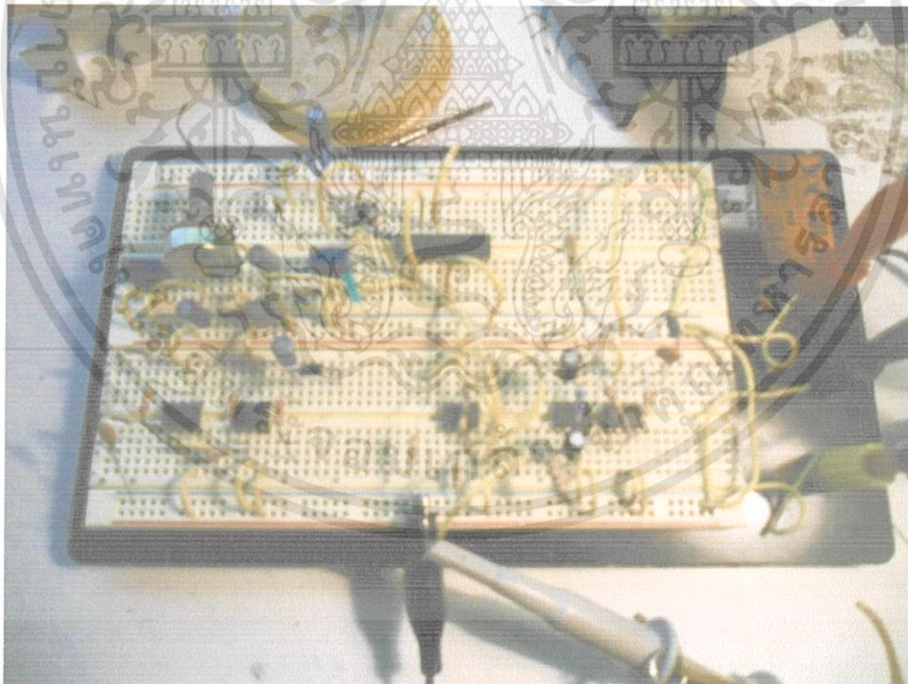


รูปที่ 34 วงจร Detector และ Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 35 สัญญาณที่ได้จากวงจร Detector และ Amplifier โดย Op-07



รูปที่ 36 วงจรส่วน Analog ทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัลกอริทึมและผลการทดลอง

ในการเขียนข้อมูลสำหรับแยกสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับสัญญาณทางแสงจะแยกออกเป็นสี่ส่วนใหญ่ ในที่นี้เราต้องการทราบว่าอุปกรณ์สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องจึงต้องมีการแยกส่วน Controller

1. ส่วนที่ดูแลตัวปล่อยแสงให้มีความถี่ที่สมควรและตัวตรวจจับแสง

2. ส่วนที่แสดงผลLCD

3. ส่วนที่ทำหน้าที่ปรับแต่งข้อมูลและทำหน้าที่แปลงสัญญาณดิจิทัลจากสัญญาณทางแสงที่เป็นแบบอนาล็อกตามจังหวะชีพจรเพื่อทำหน้าที่เพื่อที่จะหาค่าที่แท้จริงและตัดสัญญาณรบกวนและไม่ถูกต้องออกไป

4. ส่วนที่ต้องต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อทำหน้าที่แสดงผลเพื่อติดต่อกับ RS-232 และได้ข้อมูลในส่วนสุดท้ายนี้สามารถออกแบบอุปกรณ์ที่มีหน้าจอ LCD ขนาดใหญ่หรือสามารถได้ด้วยตัวเชื่อมแบบที่ส่งออกมาจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ต่อเข้ากันเพื่อแสดงการวัดชีพจรและส่วนประกอบอื่นได้ รูปแบบที่ใช้ในการออกแบบอัลกอริทึมคือรูปแบบทั่วไปที่ใช้ในการหาค่า SpO_2

ผลการทดลอง

ค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจะเป็นค่าที่ได้จากตัวรับความเข้มแสงและอยู่ในของความเข้มของโฟตอนหรือความสว่างของแสง ในการทดลองนี้เราจะแสดงค่าที่ได้เราจะแสดงค่าที่อยู่ในรูปของการเต้นของหัวใจ โดยที่ขนาดของคลื่นแสดงค่าที่ขึ้นกับความเข้มของแสงของแสงอินฟราเรดและแสงสีเขียวตามลำดับ

การวัดและปรับค่าความผิดพลาดสามารถกระทำได้โดยการแก้ไขในส่วนควบคุม จะได้ค่าที่วัดออกมาจากวงจรเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเป็นค่าที่มีความสมบูรณ์และแม่นยำ หรืออาจไปแก้ไขในส่วนของซอฟต์แวร์ที่ใช้ได้ ในกรณีเลือกแก้ไขในส่วนซอฟต์แวร์เพื่อความสะดวกในการปรับค่าที่วัดได้ตามสมการที่เราใช้หาค่าสัมประสิทธิ์ในการหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดตามตารางด้านล่างนี้ จากค่าที่วัดได้จริงจากเครื่องวัดมาตรฐาน

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบค่าที่วัดได้จริงจากวงจรและค่าที่วัดได้จากเครื่องมาตรฐานของค่า SpO₂

ค่าที่วัดได้จากเครื่อง.....		ค่าที่วัดได้จากเครื่อง.....		ค่าความผิดพลาด
SpO ₂	R/IR	SpO ₂	R/IR	SpO ₂

ขั้นตอนการปรับแต่งค่าความแม่นยำสำหรับ SpO₂

เนื่องจากเราได้กล่าวถึงการเคลื่อนไหวที่มีผลต่อความแม่นยำของเครื่องสามารถกำจัดได้จากการนำค่ากราฟที่ได้จากทั้งสองช่วงมาคำนวณตามสม เราจะได้ผลสรุปตามความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนไหวที่วัดได้และสามารถนำมาแก้ไขได้ โดยการหาค่าความสัมพันธ์ที่เกิดจากแสงทั้งสอง โดยที่เราจะสร้างสัญญาณที่ได้ใหม่ใน โปรแกรมที่ทำการพล็อตสัญญาณแสดงทางคอมพิวเตอร์ เราจะสรุปขั้นตอนต่างๆที่ใช้ในการทดลองเพื่อทำการปรับแต่งสัญญาณค่าของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเป็น

ก. การวัดค่าคลื่นรบกวนและประสิทธิภาพของวงจรแหล่งจ่ายและตัวเซนเซอร์

- ตัวรับและแหล่งจ่าย

ทำการวัดค่าที่ได้จากการนำเครื่องกีดขวางทางแสงระหว่างแหล่งจ่ายแสงและตัวรับ เราจะเห็นได้ว่าโปรแกรมจะเตือนข้อผิดพลาดที่เกี่ยวกับการรับส่งค่าของกราฟ ถ้าผลออกมาไม่แสดงผลหรือแสดงตอบรับว่าไม่มีการส่งข้อมูล แสดงว่าโปรแกรมสามารถทำงานได้โดยไม่มีข้อผิดพลาด

- ในด้านการทดสอบวงจร

เราสามารถที่จะแยกชิ้นส่วนในการทดสอบทั้งค่านิเล็กทรอนิกส์ วัดปริมาณการจ่ายกระแสและความดันกระแส รวมทั้งการเชื่อมต่อ โดยที่เมื่อตัดส่วนภาครับไป ส่วนของวงจรยังคงสามารถทำงานได้ และส่วนของประมวลผลยังสามารถประมวลผลข้อมูลได้ แสดงว่าวงจรไม่มีความผิดพลาดด้านคลื่นรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ในการรับและเปลี่ยนค่ากระแสเป็นข้อมูล

ข. ค่าสัมประสิทธิ์ในการหาค่าแปรผันของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเพื่อการปรับค่าเครื่องมือวัด

สรุปผลการทดลอง

5.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของ pulse oximeter

มีหลายปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของค่า SpO₂ ที่วัดจาก pulse oximeter ดังตารางที่ 1 ดังนั้นแพทย์และพยาบาลต้องคำนึงถึงปัจจัยต่างๆเหล่านี้ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและนำไปใช้กับผู้ป่วยอย่างเหมาะสม

1. ปัจจัยทางเทคนิค

1.1 ตัวตรวจวัดกับการสัมผัสจุดวัด เช่น ในเด็กหรือผู้ป่วยที่เคลื่อนไหวมากทำให้ตัวตรวจวัดเคลื่อนที่หรือกรณีนิ้วใหญ่เกินไปทำให้หลอดเลือดถูกกดมาก ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไป

1.2 การเคลื่อนไหว การสั่น เช่น ผู้ป่วยสั่น ชัก ระหว่างเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในรถหรือเฮลิคอปเตอร์ ทำให้สัญญาณที่วัดได้ไม่ชัด ค่าไม่ถูกต้อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อย ในปัจจุบันมีการพัฒนา pulse oximeter ที่ลดสัญญาณรบกวนจากการสั่นไหวลง ทำให้ค่าที่วัดเที่ยงตรงมากขึ้น

1.3 เครื่องของแต่ละบริษัทผู้ผลิตมีการกำจัดสัญญาณรบกวนและการวิเคราะห์สัญญาณไม่เหมือนกัน ค่าที่ได้อาจแตกต่างกัน จึงควรศึกษาให้ถี่ก่อนใช้และเลือกซื้อให้เหมาะสมกับการดูแลผู้ป่วยในสถานพยาบาลต่างๆกัน

1.4 แสงจากภายนอก เช่น แสง fluorescent , daylight, xenon และ infrared ทำให้ค่าที่วัดได้ต่างจากความเป็นจริงควรป้องกัน โดยการปกปิดตัวตรวจวัดจากแสงดังกล่าว เช่น ไฟในห้องผ่าตัด อย่างไรก็ตามพบว่าปัจจัยนี้มีผลน้อยต่อเครื่อง pulse oximeter ที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน

1.5 ผลของคลื่นแม่เหล็ก ทำให้เกิดการไหม้ระดับ 2 และ 3 ที่บริเวณตัวตรวจวัดในระหว่างที่ผู้ป่วยกำลังทำการตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance imaging, MRI) และพบว่า pulse oximeter ถูกรบกวนจากโทรศัพท์มือถือ และเครื่องจี้ (electrocautery) ได้

ตารางที่ 5.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของการอ่านค่า SpO₂ จาก pulse oximeter

Poor signal detection	
Probe malposition	Hypotension
Hypothermia	Motion
Vasoconstriction	
Falsely lowered SpO ₂	Falsely raised SpO ₂
Nail polish	Elevated carboxyhemoglobin
Very dark skin	Elevated methemoglobin
Ambient light	
Methylene blue	
Indigo carmine	
Indocyanine green	
Severe anemia (hematocrit <10%)	
Lipid infusion or elevated serum lipid	
Venous pulsation at involved area	

1.6 ผู้ใช้ขาดความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับเครื่อง pulse oximeter มีการศึกษาพบว่าร้อยละ 97 ของแพทย์และพยาบาลไม่ทราบหลักการทำงานของ pulse oximeter และพบว่าร้อยละ 30 ของแพทย์และร้อยละ 93 ของพยาบาล เข้าใจว่า pulse oximeter ใช้วัดระดับ PaCO₂ ในขณะที่พยาบาลน้อยกว่าร้อยละ 50 สามารถบอกได้ว่าการเคลื่อนไหวทำให้การวัดมีความผิดปกติ

2. ปัจจัยจากผู้ป่วย

2.1 ความผิดปกติของฮีโมโกลบิน ยกเว้น fetal hemoglobin ซึ่งไม่มีผลต่อการอ่านค่า SpO₂

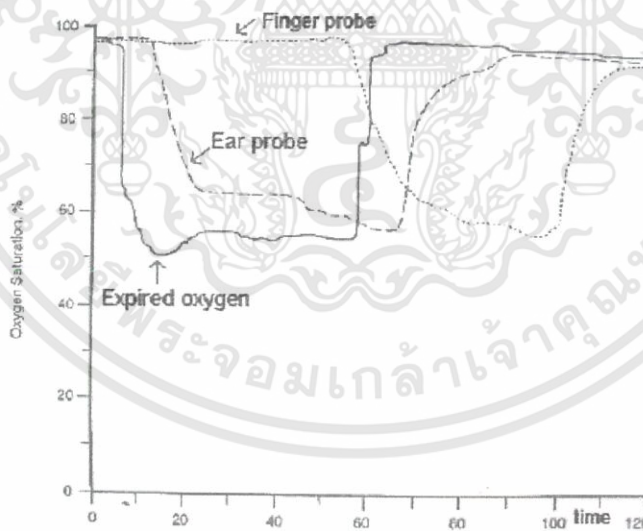
- Carboxyhemoglobin สามารถดูดซึมแสงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร ได้เช่นเดียวกับ oxyhemoglobin เครื่องจะรายงาน SpO₂ สูง ฉะนั้นเมื่อสงสัยภาวะ carboxyhemoglobin ให้ส่งตรวจก๊าซในหลอดเลือดแดงแทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-Metamoglobinemia สามารถดูดซึมแสงได้ทั้งสองช่วงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และ 940 นาโนเมตร เครื่องรับรู้ว่ามี HbO₂ และ HbR พอๆกัน ดังนั้นค่า R จะใกล้เคียง 1 จึงทำให้ค่า SpO₂ มีแนวโน้มออกมาประมาณร้อยละ 85 แต่หากตรวจวัด SaO₂ ได้น้อยกว่าร้อยละ 85 จะทำให้ SpO₂ อ่านค่าได้สูงกว่า (falsely high SpO₂)

2.2 ภาวะการไหลเวียนโลหิตบกพร่อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อยที่สุด เช่น ภาวะช็อค การได้รับ Vasopressor ขนาดสูงหรืออุณหภูมิร่างกายต่ำ จะทำให้เครื่อง pulse oximeter รับสัญญาณได้น้อยลง จึงอ่านค่าได้ไม่ถูกต้อง ดังนั้นหากไม่เห็นรูปร่างการไหลเวียนที่ชัดเจน ไม่ควรเชื่อค่าที่วัดได้ พบว่าการวัด pulse oximeter ที่คิงหูกจะมีความผิดพลาดน้อยกว่าที่ปลายนิ้ว Palve และขณะพบว่าระดับ cardiac index ที่น้อยกว่า 2.4 L / min / m² และ systemic vascular resistance ที่มากกว่า 2,930 dynes second / cm⁵ / m² จะเห็นรูปร่างการไหลเวียนเลือดที่ไม่ชัดเจนและทำให้ค่า SpO₂ ที่อ่านได้ไม่น่าเชื่อถือ

2.3 ตำแหน่งที่วัด pulse oximetry มีตัวตรวจวัดที่สามารถวัดได้หลายตำแหน่ง เช่น นิ้วมือ คิงหูก หน้าผาก สันเท้า ในผู้ใหญ่ที่นิยมคือ นิ้วมือ และคิงหูก พบว่าในผู้ป่วยที่มีภาวะขาดออกซิเจนการวัดที่ตำแหน่งคิงหูกมีความไวในการรายงานผลมากกว่าที่ตำแหน่งปลายนิ้ว



รูปที่ 37 กราฟรายงานผลระดับ SpO₂ ที่วัดตำแหน่งคิงหูกและนิ้วมือในผู้ป่วยที่ระดับออกซิเจนต่ำ พบว่าที่ตำแหน่งคิงหูกรายงานผลหลังระดับออกซิเจนลดลง 10 วินาที ขณะที่ตำแหน่งนิ้วมือ รายงานผลที่ 50 วินาที

2.4 สารดูดแสงในเลือด

- สารที่ฉีดเข้าหลอดเลือด เช่น methylene blue, indocyanide green, fluoresceine, indigo carmine และ isosulfan blue ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้ต่ำ มีรายงานว่าค่าถึงร้อยละ 65 แต่ผลของสารสินี้จะอยู่ประมาณ 1-2 นาทีแล้วหายไป เมื่อสารถูกขับออกจากร่างกาย

- บิลิรูบิน สามารถดูดซับคลื่นแสงช่วง 450 นาโนเมตรได้ จากการศึกษาพบว่าระดับบิลิรูบินที่สูงถึง 44 มก / ดล. ไม่มีผลต่อค่า SpO_2 แต่ค่า SaO_2 ที่วัดจาก co-oximeter มีค่าต่ำลง

2.5 สีผิว ตามทฤษฎีไม่น่าต่อการวัด SpO_2 เนื่องจากเป็นปัจจัยที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามการไหลเวียนโลหิตแต่มีการศึกษาพบว่าผู้ป่วยผิวคล้ำมีความแตกต่างระหว่างค่า SpO_2 และ SaO_2 ร้อยละ 0.5 เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยผิวขาว ซึ่งค่าดังกล่าวไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก และพบว่าคนผิวดำ African-american มีอุบัติการณ์ของการจับสัญญาณผิดพลาดเพิ่มขึ้นและอ่านค่าได้สูงขึ้นมากกว่าร้อยละ 4 อันเป็นผลจาก melanin pigment

2.6 ยาทาเล็บสีต่างๆ มีผลต่อค่า SpO_2 ต่างกันไป ส่วนใหญ่ทำให้อ่านค่าได้ต่ำลง การศึกษาในผู้ป่วยจำนวนน้อยพบว่า ยาทาเล็บสีดำ เขียว น้ำเงิน (dark coloured nail polish) ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้น้อยลงร้อยละ 3, 5 และ 6 ตามลำดับ ในขณะที่ทายาทาเล็บสีแดงไม่มีผลต่อการวัดค่า SpO_2 อย่างไรก็ตาม ยาทาเล็บสีต่างๆจะมีผลน้อยต่อเครื่อง pulse oximeter รุ่นใหม่ๆ

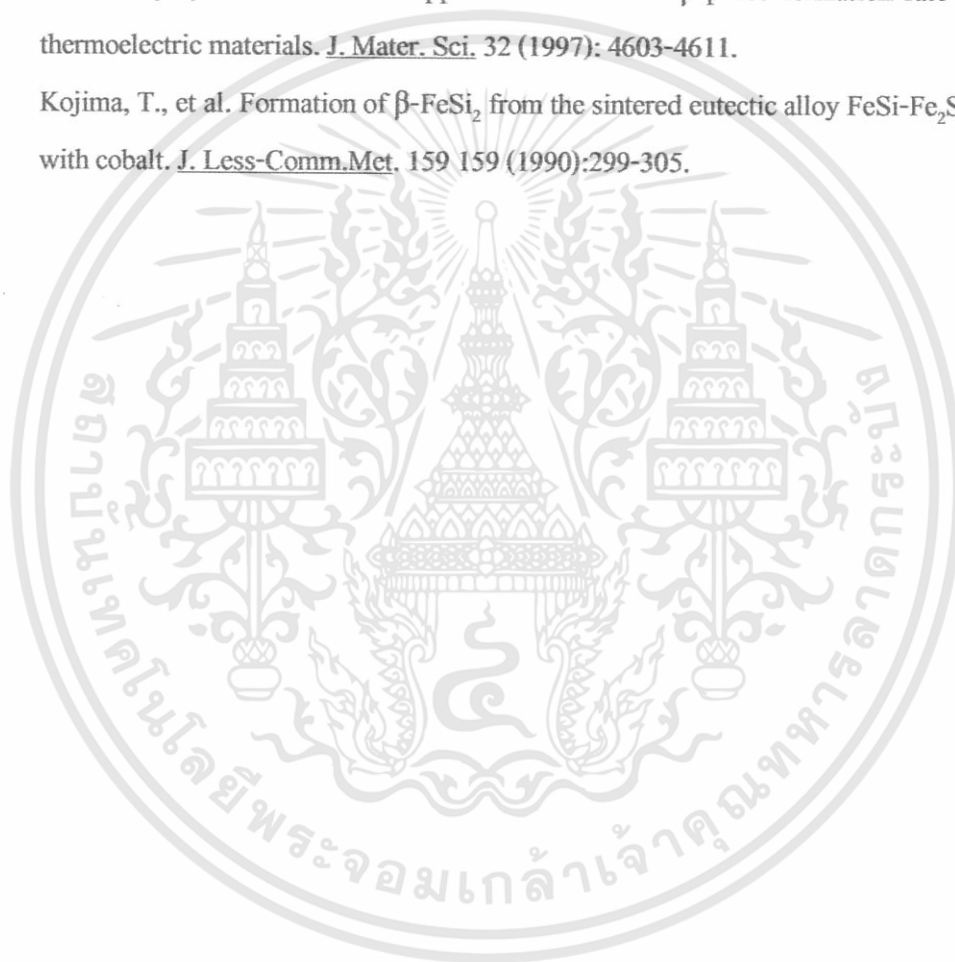
2.7 ซีด อาจมีผลต่อการอ่านค่า SpO_2 ต่ำลง มีการศึกษาในสุนัขพบว่าระดับฮีมาโตคริตน้อยกว่าร้อยละ 10 ทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำลงแต่รายงานในผู้ป่วยซิดจากการเฉื่อยเลือดในทางเดินอาหารหรืออุบัติเหตุที่มีระดับฮีมาโตคริตน้อยกว่าร้อยละ 20 พบว่ามีผลต่อค่า SpO_2 น้อยมาก

2.8 Venous pulsation ผู้ป่วยที่มีการไหลเวียนโลหิตผ่านหลอดเลือดดำมากขึ้น เช่น ภาวะลิ้นหัวใจไตรคัสปิดรั่วขั้นรุนแรง (severe tricuspid regurgitation) ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้ค่าต่ำลง

2.9 ผลของไขมัน ผู้ป่วยที่ได้สาร ไขมันเข้าเส้นเลือดหรือมี chylomicron ในเลือดสูงจะรบกวนการดูดซับคลื่นแสงทำให้อ่านค่า SpO_2 ที่อ่านได้ต่ำกว่าความเป็นจริง

เอกสารอ้างอิง

- [1] M Ito, T. Tada and S. Hara, *J. Alloy Compd.* 408 (2006), 363.
- [2] Sakata, T., et al. Studies on the formation of FeSi_2 from the $\text{FeSi-Fe}_2\text{Si}_5$ eutectic. *J. Less Common Metals* 61 (October 1978): 301-308.
- [3] Yamauchi, I., et al. Effect of Cu addition on the β -phase formation rate in Fe_2Si_5 thermoelectric materials. *J. Mater. Sci.* 33 (1998): 385-394.
- [4] Yamauchi, I., et al. Effect of copper addition on the β -phase formation rate in FeSi_2 thermoelectric materials. *J. Mater. Sci.* 32 (1997): 4603-4611.
- [5] Kojima, T., et al. Formation of β - FeSi_2 from the sintered eutectic alloy $\text{FeSi-Fe}_2\text{Si}_5$ doped with cobalt. *J. Less-Comm.Met.* 159 159 (1990):299-305.

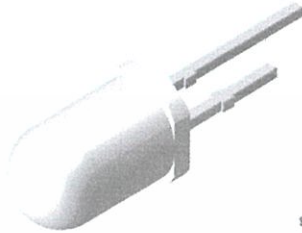


ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Silicon PIN Photodiode



94-8330

FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: T-1 $\frac{3}{4}$
- Dimensions (in mm): \varnothing 5
- Leads with stand-off
- Radiant sensitive area (in mm²): 0.78
- High photo sensitivity
- High radiant sensitivity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- High bandwidth: 250 MHz at $V_R = 12$ V
- Fast response times
- Angle of half sensitivity: $\phi = \pm 20^\circ$
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance with WEEE 2002/96/EC



DESCRIPTION

BPV10 is a PIN photodiode with high speed and high radiant sensitivity in clear, T-1 $\frac{3}{4}$ plastic package. It is sensitive to visible and near infrared radiation.

Note

** Please see document "Vishay Material Category Policy": www.vishay.com/doc?99902

APPLICATIONS

- High speed photo detector

PRODUCT SUMMARY			
COMPONENT	I_{rs} (μ A)	ϕ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPV10	70	± 20	380 to 1100

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION			
ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPV10	Bulk	MOQ: 4000 pcs, 4000 pcs/bulk	T-1 $\frac{3}{4}$

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$	P_v	215	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$
Operating temperature range		T_{amb}	- 40 to + 100	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	- 40 to + 100	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature	$t \leq 5$ s, 2 mm from body	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	R_{thJA}	350	K/W

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 50\text{ mA}$	V_F		1.0	1.3	V
Breakdown voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$, $E = 0$	$V_{(BR)}$	60			V
Reverse dark current	$V_R = 20\text{ V}$, $E = 0$	I_{ro}		1	5	nA
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		11		pF
	$V_R = 5\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		3.8		pF
Open circuit voltage	$E_A = 1\text{ klx}$	V_O		480		mV
	$E_o = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	V_O		450		mV
Short circuit current	$E_A = 1\text{ klx}$	I_K		80		μA
	$E_o = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	I_K		65		μA
Reverse light current	$E_A = 1\text{ klx}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}		85		μA
	$E_o = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}	38	70		μA
Absolute spectral sensitivity	$V_R = 5\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	$s(\lambda)$		0.55		A/W
Angle of half sensitivity		ϕ		± 20		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ_p		920		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.1}$		380 to 1100		nm
Quantum efficiency	$\lambda = 950\text{ nm}$	η		72		%
Noise equivalent power	$V_R = 20\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	NEP		3×10^{-14}		W/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Detectivity	$V_R = 20\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	D		3×10^{12}		$\text{cm}^2/\text{V}\sqrt{\text{Hz}}$
Rise time	$V_R = 50\text{ V}$, $R_L = 50\text{ }\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_r		2.5		ns
Fall time	$V_R = 50\text{ V}$, $R_L = 50\text{ }\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_f		2.5		ns

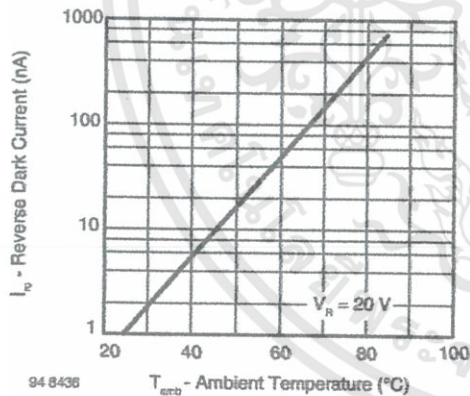
BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

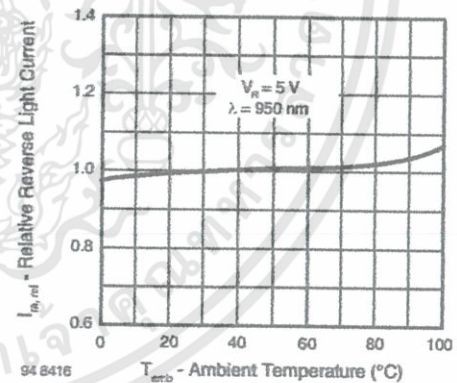
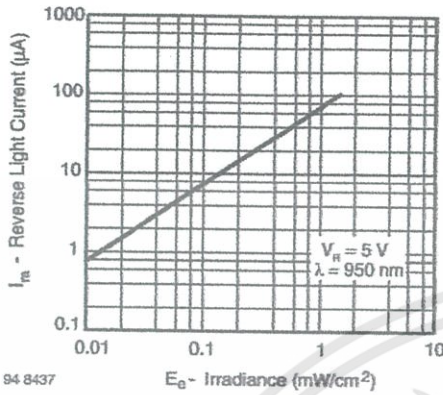
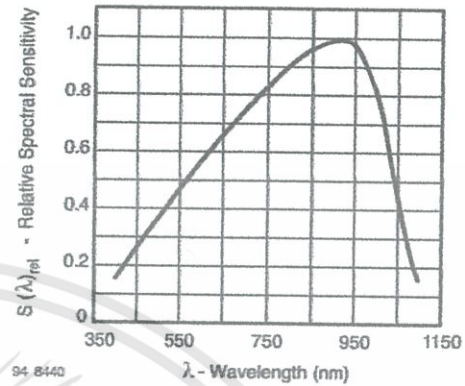


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature



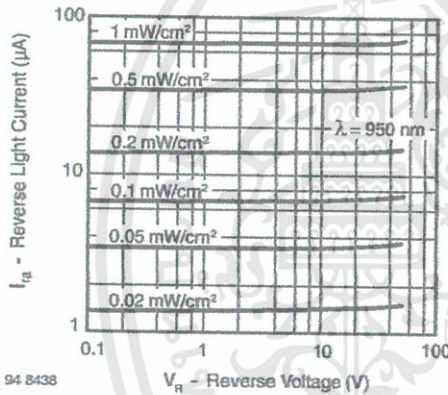
94 8437

Fig. 3 - Reverse Light Current vs. Irradiance



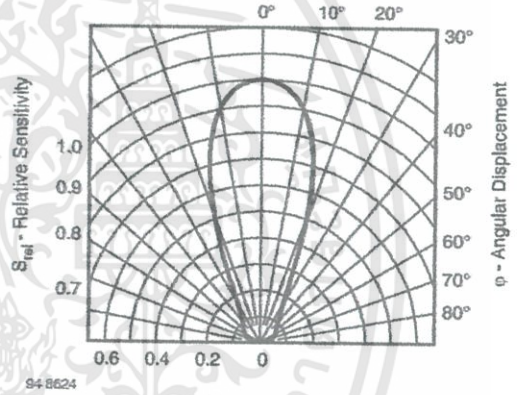
94 8440

Fig. 6 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength



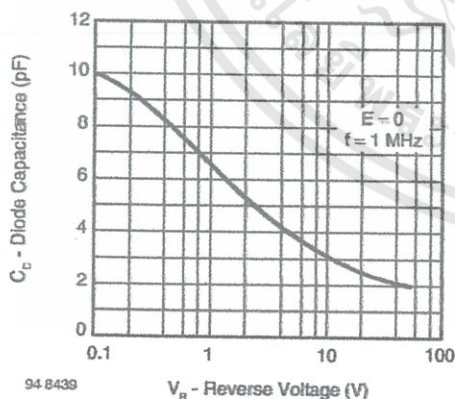
94 8438

Fig. 4 - Reverse Light Current vs. Reverse Voltage



94 8624

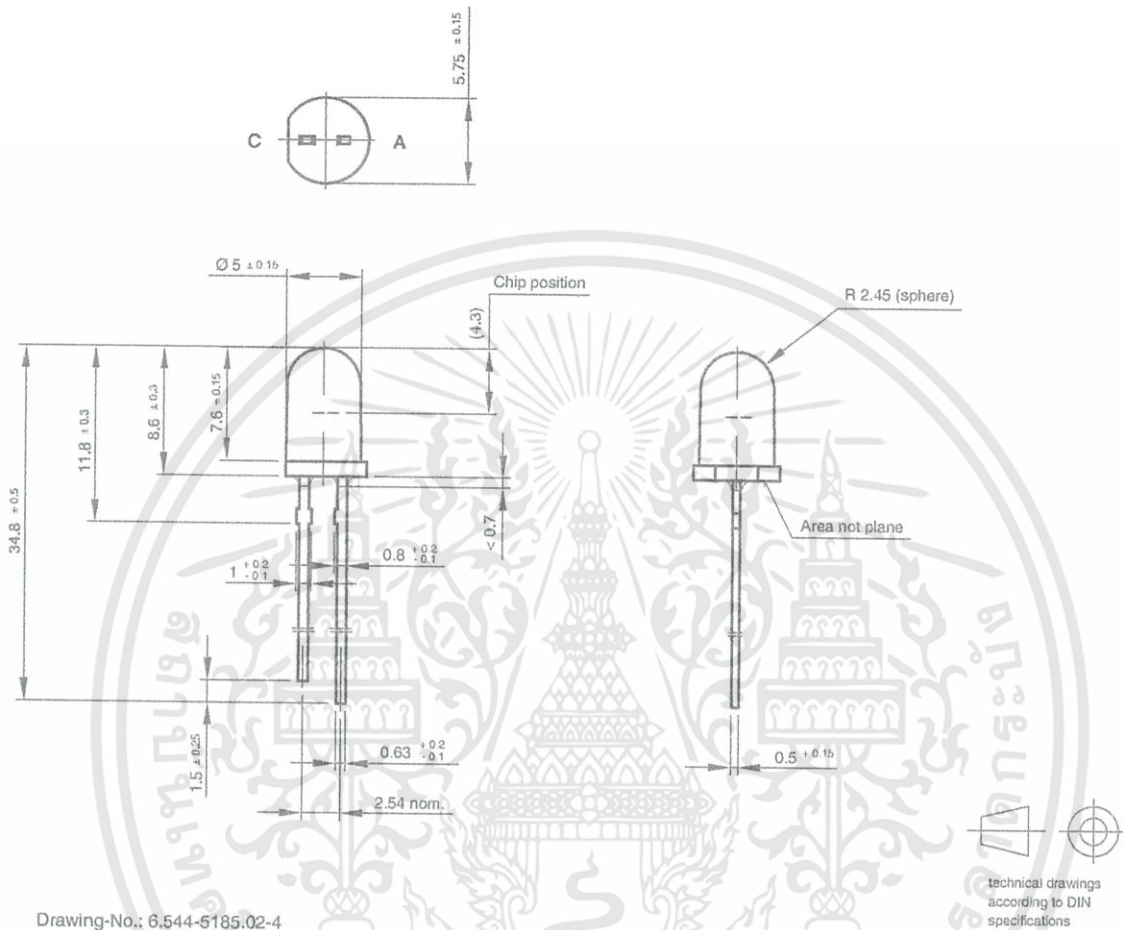
Fig. 7 - Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement



94 8439

Fig. 5 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Drawing-No.: 6.544-5185.02-4
 Issue:1; 01.07.96
 96 12199



Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and/or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

Material Category Policy

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as RoHS-Compliant fulfill the definitions and restrictions defined under Directive 2011/65/EU of The European Parliament and of the Council of June 8, 2011 on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment (EEE) - recast, unless otherwise specified as non-compliant.

Please note that some Vishay documentation may still make reference to RoHS Directive 2002/95/EC. We confirm that all the products identified as being compliant to Directive 2002/95/EC conform to Directive 2011/65/EU.

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as Halogen-Free follow Halogen-Free requirements as per JEDEC JS709A standards. Please note that some Vishay documentation may still make reference to the IEC 61249-2-21 definition. We confirm that all the products identified as being compliant to IEC 61249-2-21 conform to JEDEC JS709A standards.

June 1997-3

FEATURES

- Low-Sine Wave Distortion, 0.5%, Typical
- Excellent Temperature Stability, 20ppm/°C, Typ.
- Wide Sweep Range, 2000:1, Typical
- Low-Supply Sensitivity, 0.01%V, Typ.
- Linear Amplitude Modulation
- TTL Compatible FSK Controls
- Wide Supply Range, 10V to 26V
- Adjustable Duty Cycle, 1% TO 99%

APPLICATIONS

- Waveform Generation
- Sweep Generation
- AM/FM Generation
- V/F Conversion
- FSK Generation
- Phase-Locked Loops (VCO)

GENERAL DESCRIPTION

The XR-2206 is a monolithic function generator integrated circuit capable of producing high quality sine, square, triangle, ramp, and pulse waveforms of high-stability and accuracy. The output waveforms can be both amplitude and frequency modulated by an external voltage. Frequency of operation can be selected externally over a range of 0.01Hz to more than 1MHz.

The circuit is ideally suited for communications, instrumentation, and function generator applications requiring sinusoidal tone, AM, FM, or FSK generation. It has a typical drift specification of 20ppm/°C. The oscillator frequency can be linearly swept over a 2000:1 frequency range with an external control voltage, while maintaining low distortion.

ORDERING INFORMATION

Part No.	Package	Operating Temperature Range
XR-2206M	16 Lead 300 Mil CDIP	-55°C to +125°C
XR-2206P	16 Lead 300 Mil PDIP	-40°C to +85°C
XR-2206CP	16 Lead 300 Mil PDIP	0°C to +70°C
XR-2206D	16 Lead 300 Mil JEDEC SOIC	0°C to +70°C

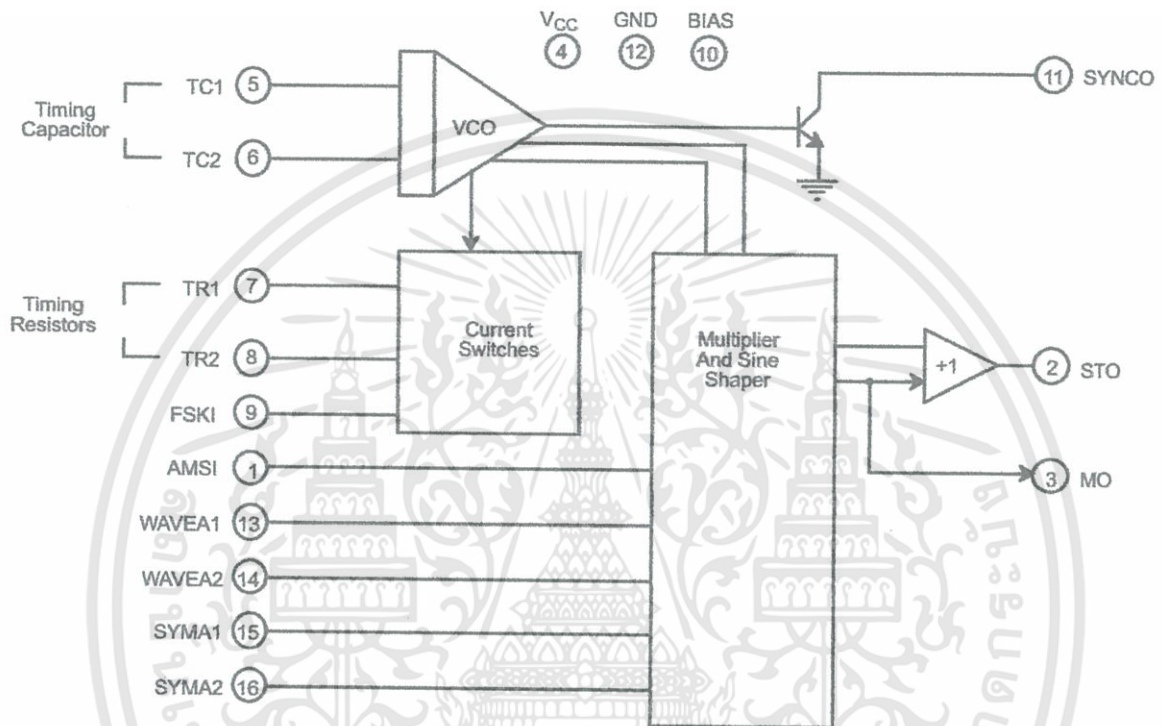
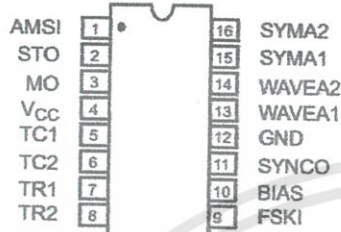
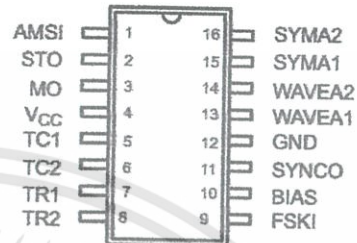


Figure 1. XR-2206 Block Diagram



16 Lead PDIP, CDIP (0.300")



16 Lead SOIC (Jedec, 0.300")

PIN DESCRIPTION

Pin #	Symbol	Type	Description
1	AMSI	I	Amplitude Modulating Signal Input.
2	STO	O	Sine or Triangle Wave Output.
3	MO	O	Multiplier Output.
4	V _{CC}		Positive Power Supply.
5	TC1	I	Timing Capacitor Input.
6	TC2	I	Timing Capacitor Input.
7	TR1	O	Timing Resistor 1 Output.
8	TR2	O	Timing Resistor 2 Output.
9	FSKI	I	Frequency Shift Keying Input.
10	BIAS	O	Internal Voltage Reference.
11	SYNCO	O	Sync Output. This output is a open collector and needs a pull up resistor to V _{CC} .
12	GND		Ground pin.
13	WAVEA1	I	Wave Form Adjust Input 1.
14	WAVEA2	I	Wave Form Adjust Input 2.
15	SYMA1	I	Wave Symetry Adjust 1.
16	SYMA2	I	Wave Symetry Adjust 2.

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Test Conditions: Test Circuit of Figure 2 $V_{CC} = 12V$, $T_A = 25^\circ C$, $C = 0.01\mu F$, $R_1 = 100k\Omega$, $R_2 = 10k\Omega$, $R_3 = 25k\Omega$
 Unless Otherwise Specified. S_1 open for triangle, closed for sine wave.

Parameters	XR-2206M/P			XR-2206CP/D			Units	Conditions
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
General Characteristics								
Single Supply Voltage	10		26	10		26	V	
Split-Supply Voltage	± 5		± 13	± 5		± 13	V	
Supply Current		12	17		14	20	mA	$R_1 \geq 10k\Omega$
Oscillator Section								
Max. Operating Frequency	0.5	1		0.5	1		MHz	$C = 1000pF$, $R_1 = 1k\Omega$
Lowest Practical Frequency		0.01			0.01		Hz	$C = 50\mu F$, $R_1 = 2M\Omega$
Frequency Accuracy		± 1	± 4		± 2		% of f_o	$f_o = 1/R_1 C$
Temperature Stability Frequency		± 10	± 50		± 20		ppm/ $^\circ C$	$0^\circ C \leq T_A \leq 70^\circ C$ $R_1 = R_2 = 20k\Omega$
Sine Wave Amplitude Stability ²		4800			4800		ppm/ $^\circ C$	
Supply Sensitivity		0.01	0.1		0.01		%/V	$V_{LOW} = 10V$, $V_{HIGH} = 20V$, $R_1 = R_2 = 20k\Omega$
Sweep Range	1000:1	2000:1			2000:1		$f_H = f_L$	$f_H @ R_1 = 1k\Omega$ $f_L @ R_1 = 2M\Omega$
Sweep Linearity								
10:1 Sweep		2			2		%	$f_L = 1kHz$, $f_H = 10kHz$
1000:1 Sweep		8			8		%	$f_L = 100Hz$, $f_H = 100kHz$
FM Distortion		0.1			0.1		%	$\pm 10\%$ Deviation
Recommended Timing Components								
Timing Capacitor: C	0.001		100	0.001		100	μF	Figure 5
Timing Resistors: R_1 & R_2	1		2000	1		2000	k Ω	
Triangle Sine Wave Output¹								
Triangle Amplitude		160			160		mV/k Ω	Figure 3
Sine Wave Amplitude	40	60	80		60		mV/k Ω	Figure 2, S_1 Open
Max. Output Swing		6			6		V _{p-p}	Figure 2, S_1 Closed
Output Impedance		600			600		Ω	
Triangle Linearity		1			1		%	
Amplitude Stability		0.5			0.5		dB	For 1000:1 Sweep
Sine Wave Distortion								
Without Adjustment		2.5			2.5		%	$R_1 = 30k\Omega$
With Adjustment		0.4	1.0		0.5	1.5	%	See Figure 7 and Figure 8

Notes

¹ Output amplitude is directly proportional to the resistance, R_3 , on Pin 3. See Figure 3.

² For maximum amplitude stability, R_3 should be a positive temperature coefficient resistor.

Bold face parameters are covered by production test and guaranteed over operating temperature range.

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (CONT'D)

Parameters	XR-2206M/P			XR-2206CP/D			Units	Conditions
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
Amplitude Modulation								
Input Impedance	50	100		50	100		kΩ	
Modulation Range		100			100		%	
Carrier Suppression		55			55		dB	
Linearity		2			2		%	For 95% modulation
Square-Wave Output								
Amplitude		12			12		Vp-p	Measured at Pin 11.
Rise Time		250			250		ns	C _L = 10pF
Fall Time		50			50		ns	C _L = 10pF
Saturation Voltage		0.2	0.4		0.2	0.6	V	I _L = 2mA
Leakage Current		0.1	20		0.1	100	μA	V _{CC} = 26V
FSK Keying Level (Pin 9)	0.8	1.4	2.4	0.8	1.4	2.4	V	See section on circuit controls
Reference Bypass Voltage	2.9	3.1	3.3	2.5	3	3.5	V	Measured at Pin 10.

Notes

¹ Output amplitude is directly proportional to the resistance, R₃, on Pin 3. See Figure 3.

² For maximum amplitude stability, R₃ should be a positive temperature coefficient resistor.

Bold face parameters are covered by production test and guaranteed over operating temperature range.

Specifications are subject to change without notice

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Power Supply 26V
 Power Dissipation 750mW
 Derate Above 25°C 5mW/°C

Total Timing Current 6mA
 Storage Temperature -65°C to +150°C

SYSTEM DESCRIPTION

The XR-2206 is comprised of four functional blocks; a voltage-controlled oscillator (VCO), an analog multiplier and sine-shaper; a unity gain buffer amplifier; and a set of current switches.

The VCO produces an output frequency proportional to an input current, which is set by a resistor from the timing

terminals to ground. With two timing pins, two discrete output frequencies can be independently produced for FSK generation applications by using the FSK input control pin. This input controls the current switches which select one of the timing resistor currents, and routes it to the VCO.

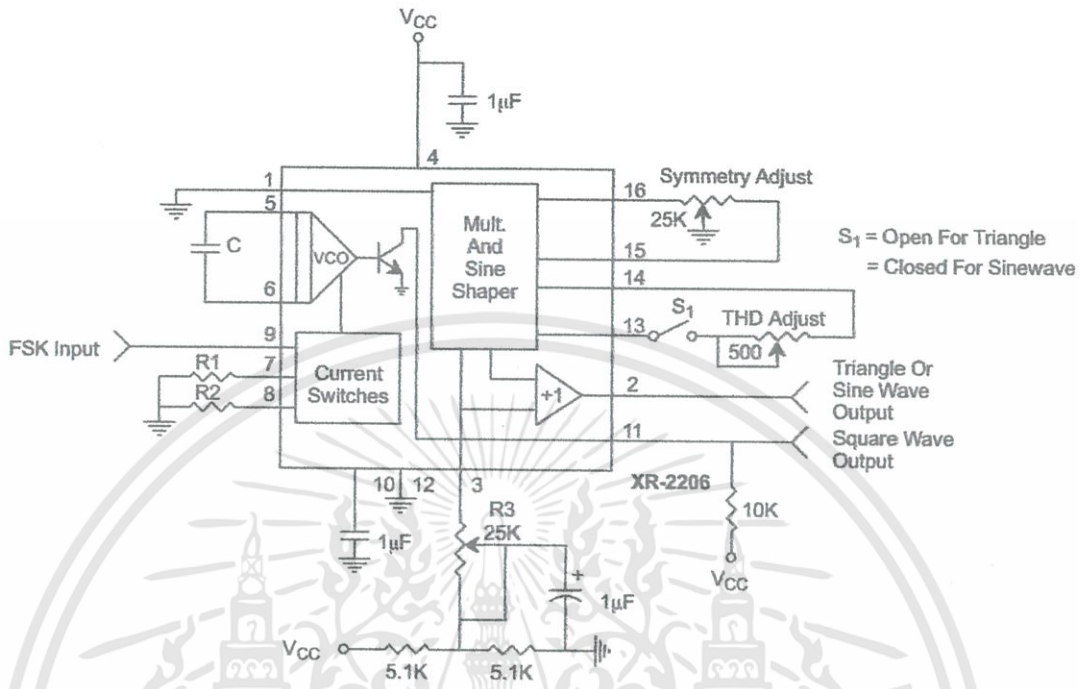


Figure 2. Basic Test Circuit

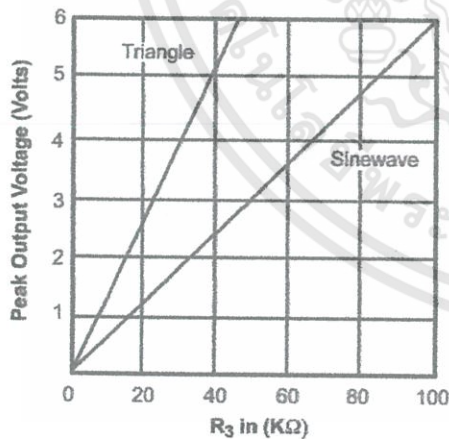


Figure 3. Output Amplitude as a Function of the Resistor, R₃, at Pin 3

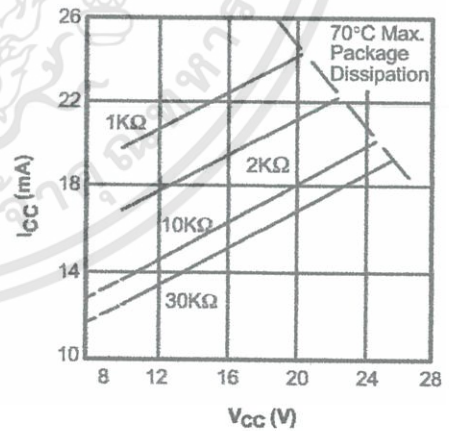


Figure 4. Supply Current vs Supply Voltage, Timing, R

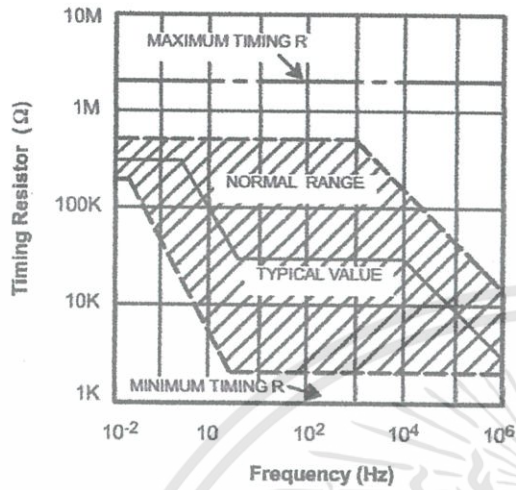


Figure 5. R versus Oscillation Frequency.

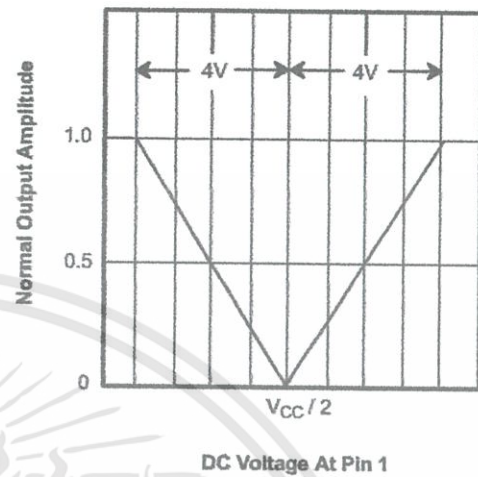


Figure 6. Normalized Output Amplitude versus DC Bias at AM Input (Pin 1)

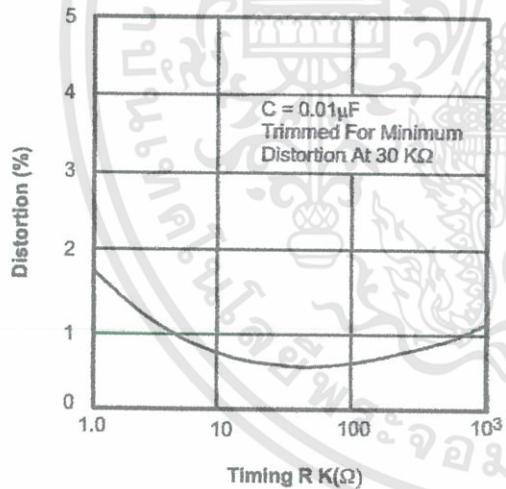


Figure 7. Trimmed Distortion versus Timing Resistor.

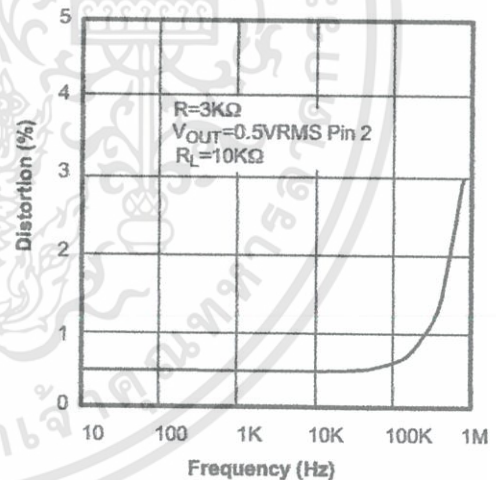


Figure 8. Sine Wave Distortion versus Operating Frequency with Timing Capacitors Varied.

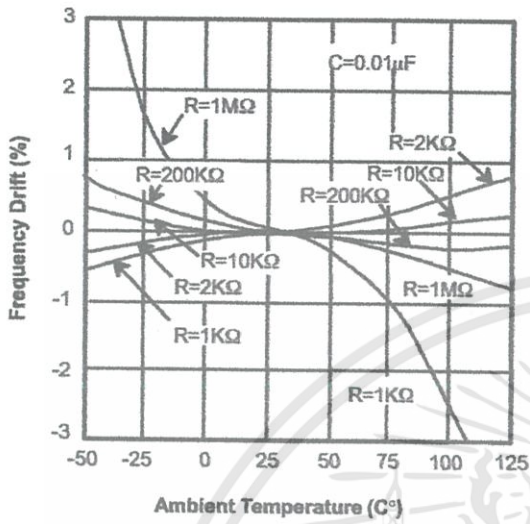


Figure 9. Frequency Drift versus Temperature.

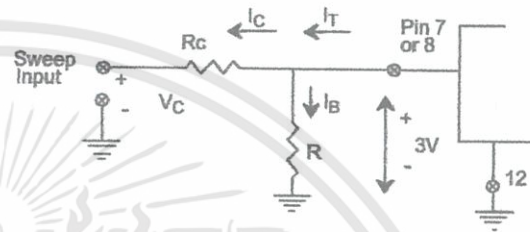


Figure 10. Circuit Connection for Frequency Sweep.

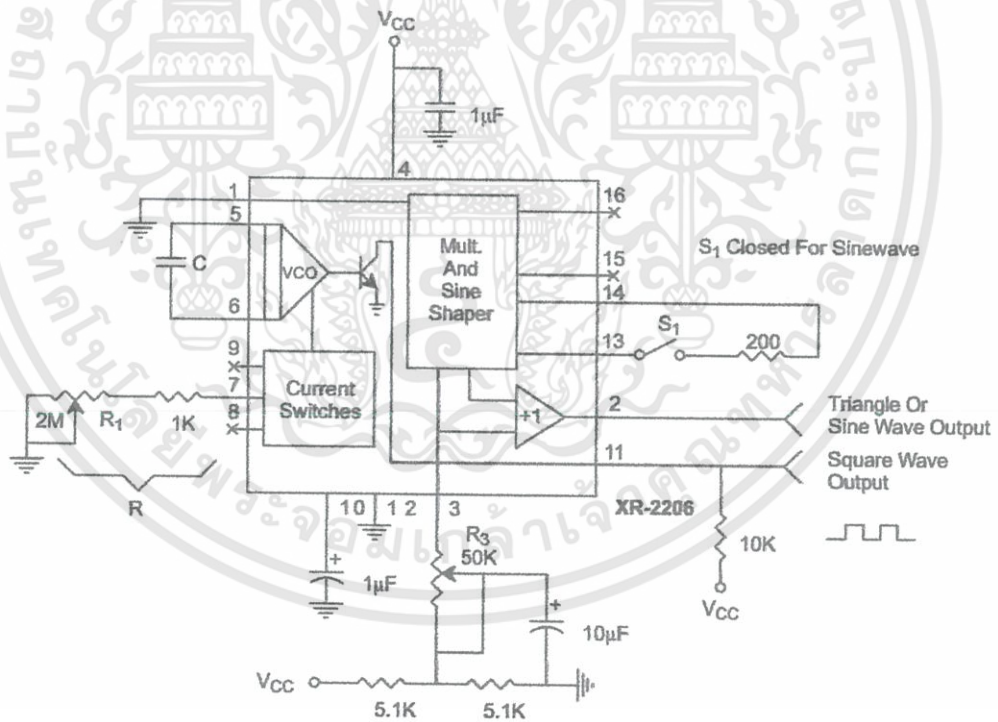


Figure 11. Circuit for Sine Wave Generation without External Adjustment. (See Figure 3 for Choice of R₃)

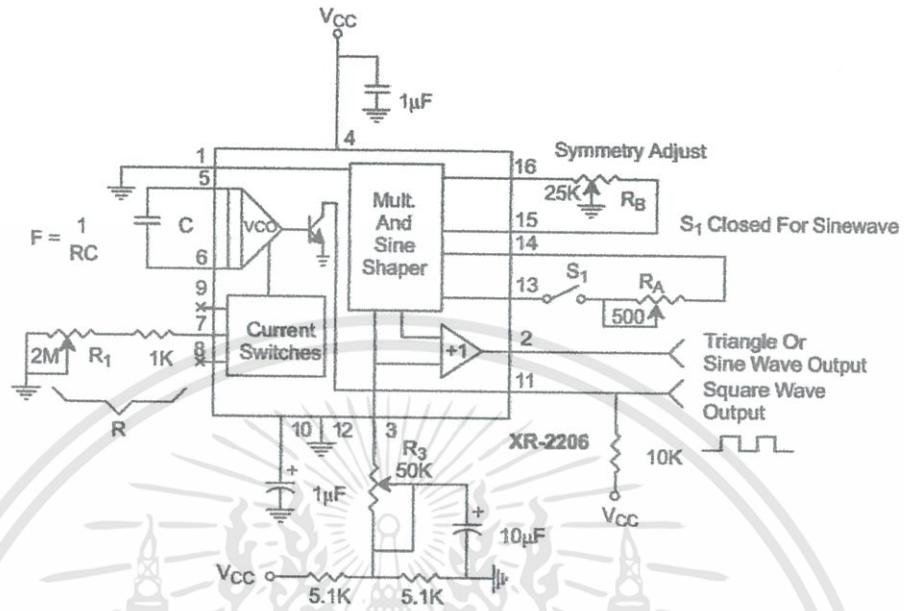


Figure 12. Circuit for Sine Wave Generation with Minimum Harmonic Distortion. (R_3 Determines Output Swing - See Figure 3)

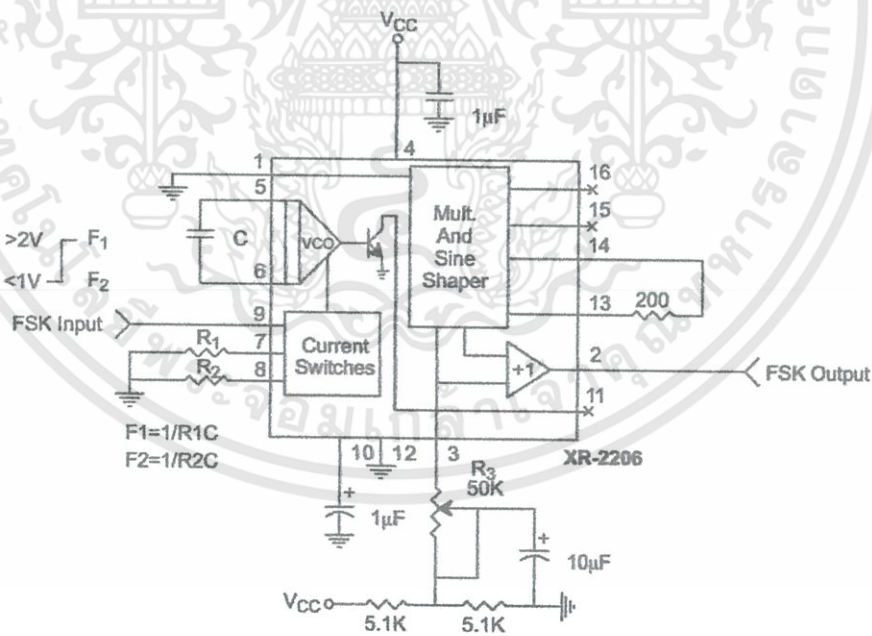
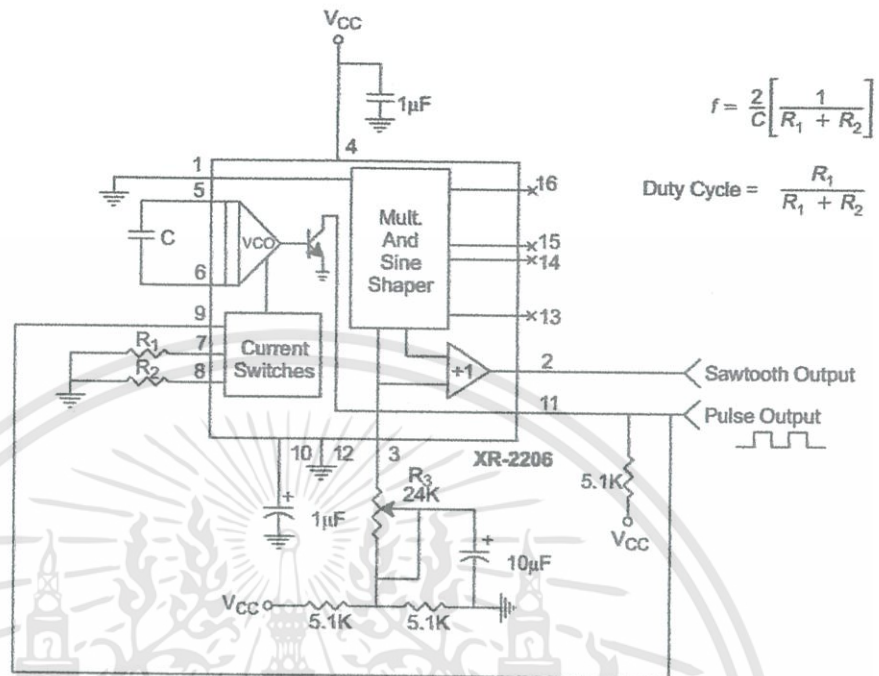


Figure 13. Sinusoidal FSK Generator



$$f = \frac{2}{C} \left[\frac{1}{R_1 + R_2} \right]$$

$$\text{Duty Cycle} = \frac{R_1}{R_1 + R_2}$$

Figure 14. Circuit for Pulse and Ramp Generation.

Frequency-Shift Keying

The XR-2206 can be operated with two separate timing resistors, R_1 and R_2 , connected to the timing Pin 7 and 8, respectively, as shown in Figure 13. Depending on the polarity of the logic signal at Pin 9, either one or the other of these timing resistors is activated. If Pin 9 is open-circuited or connected to a bias voltage $\geq 2V$, only R_1 is activated. Similarly, if the voltage level at Pin 9 is $\leq 1V$, only R_2 is activated. Thus, the output frequency can be keyed between two levels, f_1 and f_2 , as:

$$f_1 = 1/R_1C \text{ and } f_2 = 1/R_2C$$

For split-supply operation, the keying voltage at Pin 9 is referenced to V^- .

Output DC Level Control

The dc level at the output (Pin 2) is approximately the same as the dc bias at Pin 3. In Figure 11, Figure 12 and Figure 13, Pin 3 is biased midway between V^+ and ground, to give an output dc level of $\approx V^+/2$.

APPLICATIONS INFORMATION

Sine Wave Generation

Without External Adjustment

Figure 11 shows the circuit connection for generating a sinusoidal output from the XR-2206. The potentiometer, R_3 at Pin 7, provides the desired frequency tuning. The maximum output swing is greater than $V^+/2$, and the typical distortion (THD) is $< 2.5\%$. If lower sine wave distortion is desired, additional adjustments can be provided as described in the following section.

The circuit of Figure 11 can be converted to split-supply operation, simply by replacing all ground connections with V^- . For split-supply operation, R_3 can be directly connected to ground.

With External Adjustment:

The harmonic content of sinusoidal output can be reduced to -0.5% by additional adjustments as shown in *Figure 12*. The potentiometer, R_A , adjusts the sine-shaping resistor, and R_B provides the fine adjustment for the waveform symmetry. The adjustment procedure is as follows:

1. Set R_B at midpoint and adjust R_A for minimum distortion.
2. With R_A set as above, adjust R_B to further reduce distortion.

Triangle Wave Generation

The circuits of *Figure 11* and *Figure 12* can be converted to triangle wave generation, by simply open-circuiting Pin 13 and 14 (i.e., S_1 open). Amplitude of the triangle is approximately twice the sine wave output.

FSK Generation

Figure 13 shows the circuit connection for sinusoidal FSK signal operation. Mark and space frequencies can be independently adjusted by the choice of timing resistors, R_1 and R_2 ; the output is phase-continuous during transitions. The keying signal is applied to Pin 9. The circuit can be converted to split-supply operation by simply replacing ground with V_- .

Pulse and Ramp Generation

Figure 14 shows the circuit for pulse and ramp waveform generation. In this mode of operation, the FSK keying terminal (Pin 9) is shorted to the square-wave output (Pin 11), and the circuit automatically frequency-shift keys itself between two separate frequencies during the positive-going and negative-going output waveforms. The pulse width and duty cycle can be adjusted from 1% to 99% by the choice of R_1 and R_2 . The values of R_1 and R_2 should be in the range of $1k\Omega$ to $2M\Omega$.

PRINCIPLES OF OPERATION

Description of Controls

Frequency of Operation:

The frequency of oscillation, f_0 , is determined by the external timing capacitor, C , across Pin 5 and 6, and by the timing resistor, R , connected to either Pin 7 or 8. The frequency is given as:

$$f_0 = \frac{1}{RC} \text{ Hz}$$

and can be adjusted by varying either R or C . The recommended values of R , for a given frequency range, as shown in *Figure 5*. Temperature stability is optimum for $4k\Omega < R < 200k\Omega$. Recommended values of C are from $1000pF$ to $100\mu F$.

Frequency Sweep and Modulation:

Frequency of oscillation is proportional to the total timing current, I_T , drawn from Pin 7 or 8:

$$f = \frac{320I_T(\text{mA})}{C(\mu F)} \text{ Hz}$$

Timing terminals (Pin 7 or 8) are low-impedance points, and are internally biased at +3V, with respect to Pin 12. Frequency varies linearly with I_T , over a wide range of current values, from $1\mu A$ to $3mA$. The frequency can be controlled by applying a control voltage, V_C , to the activated timing pin as shown in *Figure 10*. The frequency of oscillation is related to V_C as:

$$f = \frac{1}{RC} \left(1 + \frac{R}{R_c} \left(1 - \frac{V_C}{3} \right) \right) \text{ Hz}$$

where V_C is in volts. The voltage-to-frequency conversion gain, K , is given as:

$$K = \frac{df}{dV_C} = -\frac{0.32}{R_c C} \text{ Hz/V}$$

CAUTION: For safety operation of the circuit, I_T should be limited to $\leq 3mA$.

Output Amplitude:

Maximum output amplitude is inversely proportional to the external resistor, R_3 , connected to Pin 3 (see Figure 3). For sine wave output, amplitude is approximately 60mV peak per k Ω of R_3 ; for triangle, the peak amplitude is approximately 160mV peak per k Ω of R_3 . Thus, for example, $R_3 = 50k\Omega$ would produce approximately 13V sinusoidal output amplitude.

Amplitude Modulation:

Output amplitude can be modulated by applying a dc bias and a modulating signal to Pin 1. The internal impedance

at Pin 1 is approximately 100k Ω . Output amplitude varies linearly with the applied voltage at Pin 1, for values of dc bias at this pin, within 14 volts of $V_{CC}/2$ as shown in Figure 6. As this bias level approaches $V_{CC}/2$, the phase of the output signal is reversed, and the amplitude goes through zero. This property is suitable for phase-shift keying and suppressed-carrier AM generation. Total dynamic range of amplitude modulation is approximately 55dB.

CAUTION: AM control must be used in conjunction with a well-regulated supply, since the output amplitude now becomes a function of V_{CC} .

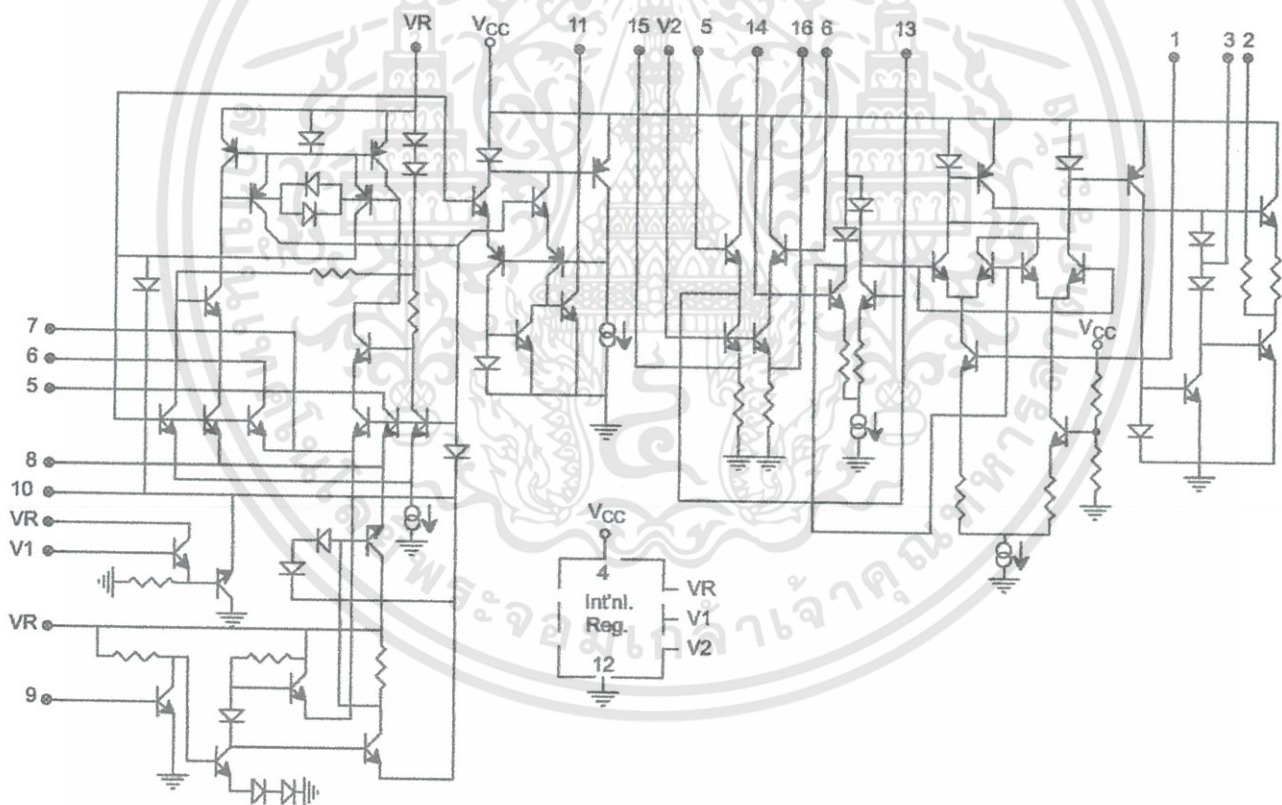
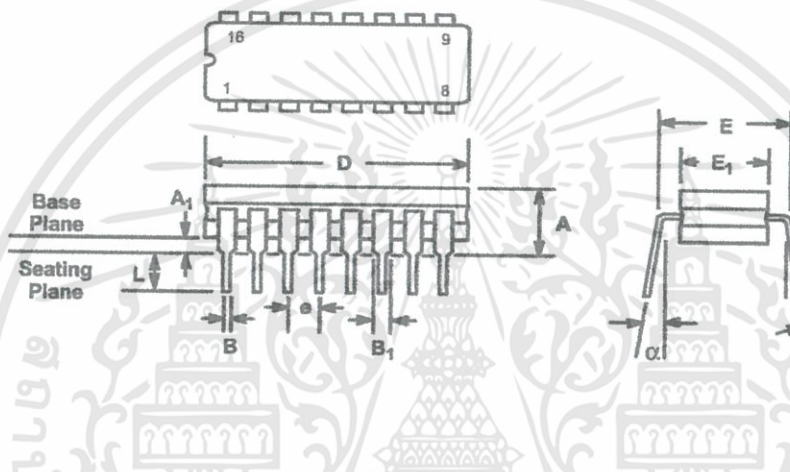


Figure 15. Equivalent Schematic Diagram

**16 LEAD CERAMIC DUAL-IN-LINE
(300 MIL CDIP)**

Rev. 1.00

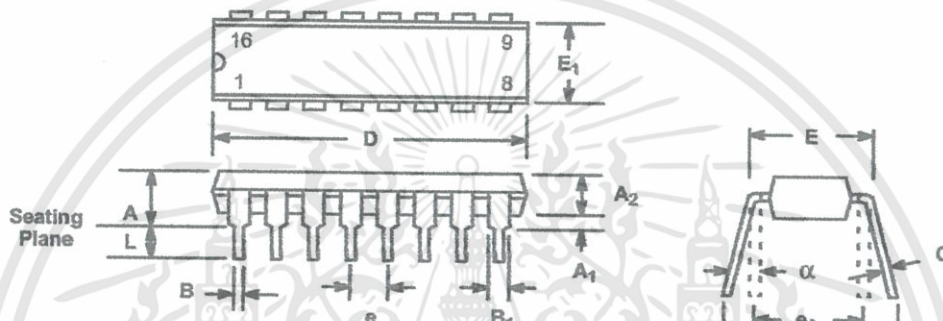


SYMBOL	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.100	0.200	2.54	5.08
A ₁	0.015	0.060	0.38	1.52
B	0.014	0.026	0.36	0.66
B ₁	0.045	0.065	1.14	1.65
c	0.008	0.018	0.20	0.46
D	0.740	0.840	18.80	21.34
E ₁	0.250	0.310	6.35	7.87
E	0.300 BSC		7.62 BSC	
e	0.100 BSC		2.54 BSC	
L	0.125	0.200	3.18	5.08
α	0°	15°	0°	15°

Note: The control dimension is the inch column

16 LEAD PLASTIC DUAL-IN-LINE
(300 MIL PDIP)

Rev. 1.00

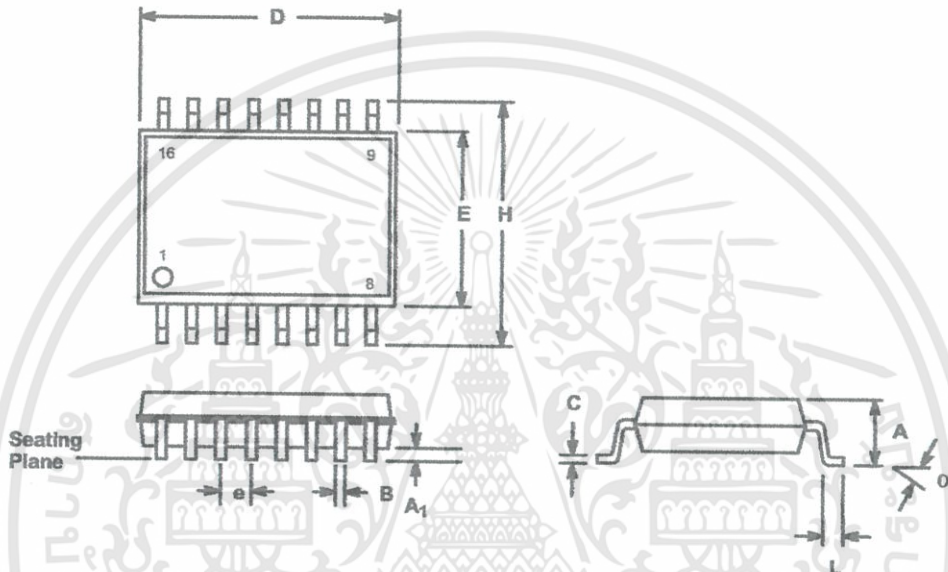


SYMBOL	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.145	0.210	3.68	5.33
A ₁	0.015	0.070	0.38	1.78
A ₂	0.115	0.195	2.92	4.95
B	0.014	0.024	0.36	0.56
B ₁	0.030	0.070	0.76	1.78
C	0.008	0.014	0.20	0.36
D	0.745	0.840	18.92	21.34
E	0.300	0.325	7.62	8.26
E ₁	0.240	0.280	6.10	7.11
e	0.100 BSC		2.54 BSC	
e _A	0.300 BSC		7.62 BSC	
e _B	0.310	0.430	7.87	10.92
L	0.115	0.160	2.92	4.06
α	0°	15°	0°	15°

Note: The control dimension is the inch column

**16 LEAD SMALL OUTLINE
(300 MIL JEDEC SOIC)**

Rev. 1.00



SYMBOL	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.093	0.104	2.35	2.65
A ₁	0.004	0.012	0.10	0.30
B	0.013	0.020	0.33	0.51
C	0.009	0.013	0.23	0.32
D	0.398	0.413	10.10	10.50
E	0.291	0.299	7.40	7.60
e	0.050 BSC		1.27 BSC	
H	0.394	0.419	10.00	10.65
L	0.016	0.050	0.40	1.27
α	0°	8°	0°	8°

Note: The control dimension is the millimeter column



NOTICE

EXAR Corporation reserves the right to make changes to the products contained in this publication in order to improve design, performance or reliability. EXAR Corporation assumes no responsibility for the use of any circuits described herein, conveys no license under any patent or other right, and makes no representation that the circuits are free of patent infringement. Charts and schedules contained here in are only for illustration purposes and may vary depending upon a user's specific application. While the information in this publication has been carefully checked; no responsibility, however, is assumed for inaccuracies.

EXAR Corporation does not recommend the use of any of its products in life support applications where the failure or malfunction of the product can reasonably be expected to cause failure of the life support system or to significantly affect its safety or effectiveness. Products are not authorized for use in such applications unless EXAR Corporation receives, in writing, assurances to its satisfaction that: (a) the risk of injury or damage has been minimized; (b) the user assumes all such risks; (c) potential liability of EXAR Corporation is adequately protected under the circumstances.

Copyright 1972 EXAR Corporation
 Datasheet June 1997

Reproduction, in part or whole, without the prior written consent of EXAR Corporation is prohibited.

MAXIM

Quad SPDT CMOS Analog Switch

MAX333

General Description

The MAX333 is a quad single-pole-double-throw (SPDT) analog switch. These four independent switches can be operated with bipolar power supplies ranging from $\pm 5V$ to $\pm 18V$, or single-ended power supplies of $+10V$ to $+30V$.

The MAX333 has break-before-make switching, (200ns typical), a maximum turn-off time of 500ns, and a maximum turn-on time of 1000ns.

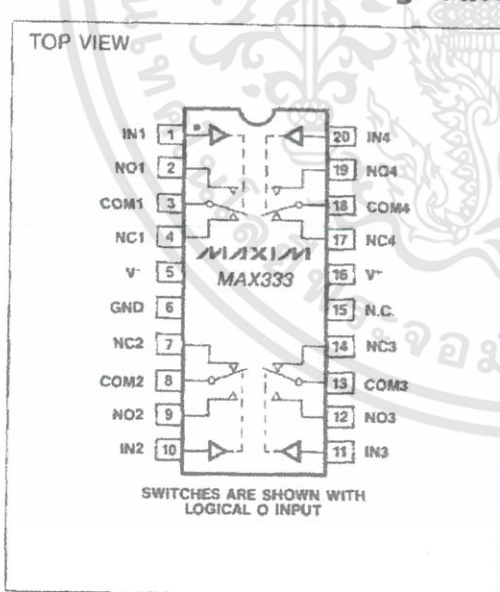
The MAX333 is ideal for portable operation since quiescent current is only $250\mu A$ maximum with all inputs high, and less with all inputs low.

Logic inputs are fully TTL and CMOS compatible and guaranteed over a $+0.8V$ to $+2.4V$ range, regardless of supply voltage. Logic inputs and switched analog signals can range anywhere between the supply voltages without damage. The MAX333 is a low-cost replacement for a DG211/DG212 pair when used as a quad SPDT switch.

Applications

Winchester Disk Drives
 Test Equipment
 Communications Systems
 PBX, PABX
 Head up Displays
 Portable Instruments

Pin Configuration



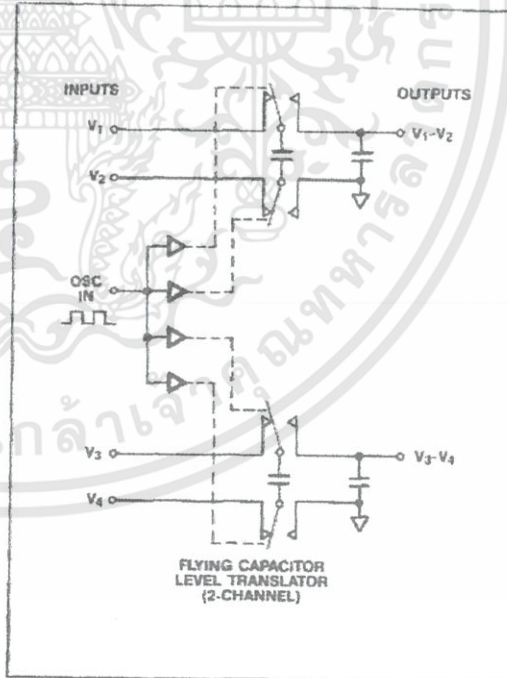
Features

- ◆ Low Cost Per Channel
- ◆ Four Independent SPDT Switches
- ◆ Break-Before-Make Switching
- ◆ Guaranteed $\pm 5V$ to $\pm 18V$ Operation
- ◆ Guaranteed $+10V$ to $+30V$ Operation (Single Supply)
- ◆ No Separate Logic Supply Required
- ◆ CMOS and TTL Logic Compatible
- ◆ Monolithic, Low Power CMOS Design

Ordering Information

PART	TEMP. RANGE	PACKAGE
MAX333CPP	$0^{\circ}C$ to $+70^{\circ}C$	20 Lead Plastic DIP
MAX333C/D	$0^{\circ}C$ to $+70^{\circ}C$	Dice
MAX333EPP	$-40^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$	20 Lead Plastic DIP
MAX333MJP	$-55^{\circ}C$ to $+125^{\circ}C$	20 Lead CERDIP
MAX333CWP	$0^{\circ}C$ to $+70^{\circ}C$	20 Lead Wide SO
MAX333EWP	$-40^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$	20 Lead Wide SO

Typical Operating Circuit



MAXIM

Maxim Integrated Products 1

Call toll free 1-800-998-8800 for free samples or literature.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Quad SPDT CMOS Analog Switch

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

V^+ to V^-	36V	Storage Temperature	-65°C to +150°C
V_{IN} , V_{COM} , V_{NO} or V_{NC}	V^+ to V^-	Power Dissipation (Note 1)	
$V_{NO} - V_{NC}$	32V	20 Pin CERDIP (Note 2)	900mW
V^+ to Ground	30V	20 Pin Plastic DIP (Note 3)	600mW
V^- to Ground	-30V	20 Pin Small Outline (WE) (Note 4)	800mW
Current, Any Terminal Except V_{COM} , V_{NO} , or V_{NC} ..	30mA	Note 1: Device mounted with all leads soldered to PC board.	
Continuous Current, V_{COM} , V_{NO} or V_{NC}	20mA	Note 2: Derate 11.1mW/°C above 70°C.	
Peak Current, V_{COM} , V_{NO} or V_{NC}	70mA	Note 3: Derate 8mW/°C above 70°C.	
(Pulsed at 1msec, 10% duty cycle max)		Note 4: Derate 10mW/°C above 70°C.	

Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum ratings conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(GND = 0V, V^+ = +15V, V^- = -15V, T_A = +25°C, unless otherwise indicated)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	LIMITS			UNITS
			MIN (Note 5)	TYP (Note 6)	MAX	
SUPPLY						
Positive Supply Current	I^+			0.13	0.25	mA
Supply Voltage Range	V^+/V^-	Dual Supply; $ V^+ = V^- $	±5		±18	V
Supply Voltage Range	V^-	Single Supply; $V^- = \text{GND}$	+10		+30	V
Negative Supply Current	I^-			0.01	0.25	mA
LOGIC INPUT						
Input Voltage Low	V_{IL}		V^-		+0.8	V
Input Voltage High	V_{IH}		2.4		V^+	V
Input Current	I_{IN}	$V_{IN} = V^+, V^-$	-10	0.0001	+10	μA
SWITCH						
Analog Signal Range	V_{ANA}		V^-		V^+	V
ON Circuit Resistance	R_{ON}	$V_{ANA} = +10V; I_{COM} = 1mA$ $V_{ANA} = -10V; I_{COM} = 1mA$		140	175	Ω
ON Circuit Leakage Current	I_{ONL}	$V_{ANA} = +14V; V_{OFF} = -14V$ $V_{ANA} = -14V; V_{OFF} = +14V$	-5	0.1	+5	nA
OFF Circuit Leakage Current	I_{OFF}	$V_{ANA} = +14V; V_{OFF} = -14V$ $V_{ANA} = -14V; V_{OFF} = +14V$	-5	0.01	+5	nA
DYNAMIC						
Turn-off Time	t_{OFF}	(See Switching Time Test Circuit)		50	500	ns
Turn-on Time	t_{ON}			460	1000	ns
Break-before-make Time	t_{OPEN}		50	200		ns
Off Capacitance	C_{OFF}	$V_{ANA} = 0V$		5		pF
On Capacitance	C_{ON}	$V_{ANA} = 0V$		5		pF
Off Isolation	OIRR	$f = 1MHz, RI = 75Ω$ $V_{ANA} = 2.3V_{RMS}$		72		dB
Crosstalk	CCRR			78		dB

Note 5: The algebraic convention whereby the most negative value is a minimum, and the most positive is a maximum, is used in this data sheet.

Note 6: Typical values are for DESIGN AID ONLY, not guaranteed nor subject to production testing.

Quad SPDT CMOS Analog Switch

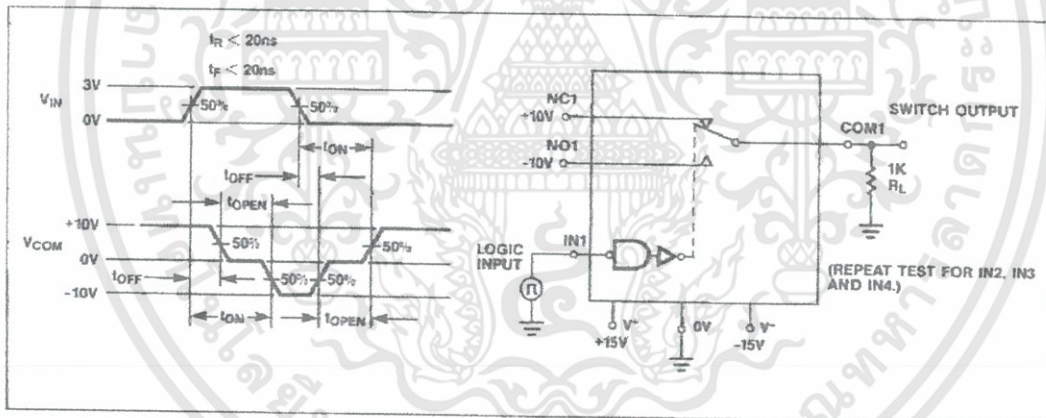
MAX333

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(GND = 0V, V⁺ = +15V, V⁻ = -15V, T_A = Full Operating Temperature Range, unless otherwise indicated)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	LIMITS			UNITS
			MIN (Note 5)	TYP (Note 6)	MAX	
LOGIC INPUT						
Input Voltage Low	V _{IL}		V ⁻		+0.8	V
Input Voltage High	V _{IH}		2.4		V ⁻	V
Input Current	I _{IN}	V _{IN} = V ⁺ , V ⁻	-10	0.0001	+10	μA
SWITCH						
Analog Signal Range	V _{ANA}		V ⁻		V ⁺	V
ON Circuit Resistance	R _{ON}	V _{ANA} = +10V; I _{COM} = 1mA V _{ANA} = -10V; I _{COM} = 1mA		200 180	250 250	Ω Ω
ON Circuit Leakage Current	I _{ONL}	V _{ANA} = +15V; V _{OFF} = -15V V _{ANA} = -15V; V _{OFF} = +15V		200 200		nA nA
OFF Circuit Leakage Current	I _{OFF}	V _{ANA} = +15V; V _{OFF} = -15V V _{ANA} = -15V; V _{OFF} = +15V		100 100		nA nA

Switching Time Test Circuit



TYPICAL R_{DS(ON)} & SUPPLY CURRENT VS. POWER SUPPLY VOLTAGE

Power Supply Voltage	R _{ON} at Analog Signal Levels (Ω)						Quiescent Supply Current (μA)	Charge Injection (pC)
	-15V	-10V	-5V	0V	+5V	+10V		
V ⁻ = -15V, V ⁺ = +15V	117			109			153	130
V ⁻ = -10V, V ⁺ = +10V		158		156		171		80
V ⁻ = -5V, V ⁺ = +5V			297	303	288			30
V ⁻ = GND, V ⁺ = +15V				200			212	115
V ⁻ = GND, V ⁺ = +10V				300	312	303		30

MAXIM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Quad SPDT CMOS Analog Switch

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Single Supply)

(GND = 0V, V⁺ = +12V, V⁻ = 0V, T_A = 25°C, unless otherwise indicated)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	LIMITS			UNITS
			MIN (Note 5)	TYP (Note 6)	MAX	
SUPPLY						
Supply Voltage Range	V ⁺	Single Supply; V ⁻ = GND	+10		+30	V
Positive Supply Current	I ⁺			0.11	0.25	mA
INPUT						
Input Voltage Low	V _{INLO}		0		+0.8	V
Input Voltage High	V _{INHI}		2.4		V ⁺	V
Input Current	I _{IN}	V _{IN} = V ⁻ , 0V			1	μA
SWITCH						
Analog Signal Range	V _{ANA}		V ⁻		V ⁺	V
ON Circuit Resistance	R _{ON}	V _{ANA} = +10V; I _{COM} = 1mA V _{ANA} = 0V; I _{GOM} = 1mA		250 240	350 350	Ω Ω
ON Circuit Leakage Current	I _{ONL}	V _{ANA} = V ⁺ ; V _{OFF} = 0V V _{ANA} = 0V; V _{OFF} = V ⁻		0.05 0.05		nA nA
OFF Circuit Leakage Current	I _{OFF}	V _{ANA} = V ⁻ V _{ANA} = 0V		0.01 0.01		nA nA
DYNAMIC						
Turn-off Time	t _{OFF}	(See Switching Time Test Circuit)		65		ns
Turn-on Time	t _{ON}			700		ns
Break-before-make Time	t _{OPEN}			200		ns
Off Isolation	OIRR	f = 1MHz, R _I = 75Ω V _{ANA} = 2.3V _{RMS}		70		dB
Crosstalk	CCRR			72		dB

Note 5: The algebraic convention whereby the most negative value is a minimum, and the most positive is a maximum, is used in this data sheet.

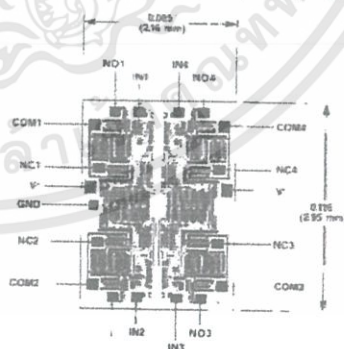
Note 6: Typical values are for DESIGN AID ONLY, not guaranteed nor subject to production testing.

Protecting Against Fault Conditions

Fault conditions occur when power supplies are turned off when input signals are still present or when over voltages occur at the inputs during normal operation. In either case, source-to-body diodes can be forward biased and conduct current from the signal source. If this current is required to be kept to low (μA) levels then the addition of external protection diodes is recommended.

To provide protection for over-voltages up to 20V above the supplies, 1N4001 or 1N914 type diodes should be placed in series with the positive and negative supplies. The addition of these diodes will reduce the analog signal range to 1 volt below the positive supply and 1 volt above the negative supply.

Chip Topography



NOTE: NCx IS CONNECTED TO COMx WHEN INx IS LOW.

Maxim cannot assume responsibility for use of any circuitry other than circuitry entirely embodied in a Maxim product. No circuit patent licenses are implied. Maxim reserves the right to change the circuitry and specifications without notice at any time.

4 Maxim Integrated Products, 120 San Gabriel Drive, Sunnyvale, CA 94086 (408) 737-7600

© 1995 Maxim Integrated Products

Printed USA

MAXIM is a registered trademark of Maxim Integrated Products.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้