

วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ

**MEASUREMENT OF HEMATOCRIT FROM FINGERTIP USING
OPTICAL METHOD**

พิมณ ผลพุกษา

PHIMON PHONPHRUKSA

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2546

ISBN 974-324-648-7

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ

MEASUREMENT OF HEMATOCRIT FROM FINGERTIP USING OPTICAL
METHOD



พิมล ผลพุกษา

PHIMON PHONPHUKSA

เลขที่
47705
22

เลขหนังสือ.....
เลขทะเบียน..... 47705
วัน, เดือน, ปี..... 22 ส.ค. 2546

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

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2546

ISBN 974 -324 -648 -7

**MEASUREMENT OF HEMATOCRIT FROM FINGERTIP USING OPTICAL
METHOD**

PHIMON PHONPHRUKSA

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2003

ISBN 974 -324 -648 -7

COPYRIGHT 2003

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ
MEASUREMENT OF HEMATOCRIT FROM FINGERTIP USING
OPTICAL
METHOD
ชื่อนักศึกษา นายพิมล ผลพุกษา
รหัสประจำตัว 44061304
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.วิสุทธิ์	จิตรุ่งเรือง	
รศ.ดร.สุริภณ	สมควรพาณิชย์	
ผศ.พิชัย	คูศิริวานิชกร	
รศ.ดร.สุรพันธ์	เอื้อไพบูลย์	
ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุศลมั่น	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 23 พฤษภาคม 2546 เวลา 14.00-16.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น 4 (ห้อง E12-403)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.บุญวัฒน์ อัคร)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่.....๒๕.....เดือน.....พฤษภาคม.....พ.ศ.....๒๕๔๖.....

หัวข้อวิทยานิพนธ์	วิธีการวัดค่าสีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ
นักศึกษา	นายพิมล ผลพุกญา
รหัสนักศึกษา	44061304
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2546
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมัน

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษา ผลตอบสนองการส่งผ่าน (transmittance) ของแสงเพื่อหาสมการแบบเชิงเส้นสำหรับทำนายค่าสีมาโตคริตจากความยาวคลื่นแสงในช่วงแสงสีน้ำเงิน 426 nm ถึงแสงในย่านอินฟราเรด 950 nm โดยวัดจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกความยาวคลื่นที่เหมาะสมสำหรับสร้างสมการ และ เครื่องมือตรวจวัดค่าสีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง งานวิจัยนี้ได้สร้างเครื่องมือและหัวตรวจ เพื่อหาสเปกตรัมการส่งผ่าน โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสง และใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสงที่ส่งผ่านออกมาอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้ว จากนั้นนำมาเปรียบเทียบกับค่าสีมาโตคริตโดยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) จากการวิเคราะห์กราฟข้อมูลที่ได้ พบว่าความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับนำมาสร้างเครื่องมือตรวจวัดค่าสีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง อยู่ในช่วง 525 – 610 nm และในช่วง 700 – 950 nm จากนั้นได้เลือกความยาวคลื่นแสง 525 nm (เขียว) 585 nm (เหลือง) 875 nm (อินฟราเรด) และ 950 nm (อินฟราเรด) สำหรับวัดค่าการส่งผ่านและสร้างสมการในการทำนายค่าสีมาโตคริต จากสมการแบบเชิงเส้นโดยใช้แสงสองความยาวคลื่น สามารถทำนายค่าสีมาโตคริตเปรียบเทียบกับค่าสีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง จากข้อมูล 117 ครั้ง มีความผิดพลาดน้อยกว่า 10 % ถูกต้องเป็นจำนวนมากกว่า 80 ครั้ง (70 % จาก 117 ครั้ง)

Thesis Title	MEASUREMENT OF HEMATOCRIT FROM FINGERTIP USING OPTICAL METHOD
Student	MR. PHIMON PHONPHRUKSA
Student ID.	44061304
Degree	MASTER ENGINEERING
Programme	ELECTRONICS ENGINEERING
Year	2003
Thesis Advisor Dr.	SUPAN TUNGJITKUSOLMUN

ABSTRACT

The objective of the present study is to investigate an optical transmittance system for prediction of hematocrit level by linear equation from the wavelength in the range of 426 nm to 950 nm. We constructed a simplified system with a light detecting finger clip probe to determine the transmittance spectra. We compared the results from our simplified measurement system with the hematocrit levels measured with the centrifuge using blood sample drawn from patients. From the analysis, we discovered that wavelengths between 525 nm to 610 nm, and between 700 to 950 nm are potential optimal choices for use to predict the hematocrit value. Then, four LEDs (525 nm, 585 nm, 875, and 950 nm) were used as the source which shone light through a finger, while the photodiode was placed at the opposite side of the finger for light transmission detection. We calibrated our system with the 117 sample hematocrit levels measured clinically by the centrifuge to obtain the linear equation model. We compared the results of our linear equation model for predicting the hematocrit levels with measured hematocrit levels from the centrifuge. From our analysis, the error obtained from the linear equation was less than 10% in more than 70% of the 117 collected data from patients.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างดี ด้วยคำแนะนำและคำปรึกษาเกี่ยวกับการทำนายคำฮิมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ รวมทั้งการตรวจทานแก้ไขจาก ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น ซึ่งเป็นอาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านของแผนกออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี โดยเฉพาะ นายแพทย์ธเนศ วัฒนะวงศ์ คุณเพ็ญศรี เลาสวัสดิ์ชัยกุล และ คุณกุลลาภ ทำขวัญ ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการเก็บข้อมูล รวมทั้งคำแนะนำที่ดีและเป็นประโยชน์สำหรับงานวิจัยเป็นอย่างมาก

ขอขอบคุณอาจารย์ของภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ทุกท่านที่ให้คำแนะนำ ช่วยเหลือและแก้ไขในการอธิบายปัญหาบางจุดที่ผู้วิจัยติดปัญหาบางอย่าง ซึ่งมีส่วนช่วยให้ผู้วิจัยเข้าใจปัญหานั้น

ขอขอบคุณเพื่อนๆทุกท่านที่ช่วยเหลือให้คำแนะนำต่างๆ รวมทั้งเป็นกำลังใจให้แก่ผู้วิจัยด้วยดีเสมอมา

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

พิมล ผลพุกษา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	4
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	5
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....	6
1.7 ซีมาโตคริตและวิธีการตรวจวัดหาค่าซีมาโตคริต.....	7
1.7.1 ซีมาโตคริต หน้าที่ของเม็ดเลือดแดงและค่าซีมาโตคริตปกติในคนทั่วไป.....	7
1.7.2 วิธีการวัดหาค่าซีมาโตคริต.....	8
บทที่ 2 สมการสำหรับทำนายค่าซีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง.....	10
2.1 Beer's Law.....	10
2.1.1 การส่งผ่าน (Transmittance) และการดูดกลืนของแสง (Absorbance).....	11
2.1.2 Spectrophotometers.....	12
2.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน.....	14
2.2.1 รูปแบบของฮีโมโกลบิน.....	14
2.2.2 ความยาวคลื่นแสงในการหาค่าความเข้มข้นตัวออกซิเจนภายในเลือด.....	15
2.2.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับทำนายค่าซีมาโตคริต.....	16
2.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ.....	17
2.3 สมการในการคำนวณหาค่าซีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง.....	18
2.3.1 สมการทำนายค่าซีมาโตคริตจากค่าการดูดกลืน.....	19
2.3.2 การหาสมการทำนายค่าซีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือด้วยค่าการส่งผ่านแสง.....	22

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 3 ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด วงจรขยายสัญญาณและรูปแบบของหัวตรวจ.....	27
3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode).....	27
3.1.1 พื้นฐานการทำงานของไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode).....	28
3.1.2 ความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจาก LED.....	29
3.1.3 แรงดันไบอัสตรง (forward voltage).....	30
3.1.4 กระแสไบอัสตรง.....	30
3.1.5 แรงดันไบอัสกลับ (Reverse breakdown voltage).....	31
3.1.6 กระแสไบอัสกลับ (Reverse current).....	31
3.1.7 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED (Beam angle).....	32
3.1.8 วงจรขับ LED.....	32
3.2 โฟโตไดโอด (Photo Diode).....	33
3.2.1 พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด.....	34
3.2.2 ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (junction capacitance).....	37
3.2.3 Dark current.....	37
3.2.4 ความไว (Sensitivity).....	38
3.2.5 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (Spectral Response).....	38
3.3 วงจรขยายสัญญาณ.....	40
3.3.1 วงจรขยายสัญญาณ Transimpedance แบบพื้นฐาน.....	40
3.4 การพิจารณาออกแบบวงจรขยายสัญญาณ.....	41
3.4.1 ตัวเก็บประจุของโฟโตไดโอด (photodiode capacitance).....	41
3.4.2 ขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอด (photodiode active area).....	41
3.4.3 ค่าความต้านทานป้อนกลับ (feedback resistor).....	41
3.4.4 ออปแอมป์ (Op amp).....	42
3.4.5 ค่าตัวเก็บประจุป้อนกลับ (Feedback capacitor).....	42
3.4.6 การชีลวงจรขยายสัญญาณ (shielding).....	43
3.5 หัวตรวจ (Probes).....	44
3.5.1 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน (Transmittance Probes).....	44
3.5.2 หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes).....	45

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 4 เครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดค่าการส่งผ่าน.....	47
4.1 Block diagram และการทำงานของเครื่อง.....	49
4.2 หัวตรวจ (Probe).....	50
4.2.1 Specifications ของไดโอดเปล่งแสง (LED).....	51
4.2.2 Specifications ของ Photo Diode.....	52
4.3 วงจรภาคอินพุท.....	53
4.3.1 วงจรขับ LED.....	53
4.3.2 วงจรรับสัญญาณการกด Switch เล็ก LED.....	55
4.4 วงจรขยายภาคเอาต์พุทและการทำงาน.....	56
4.4.1 วงจรขยายแบบ differential transimpedance amplifier.....	57
4.4.2 วงจรส่วนแสดงผล.....	58
4.3.3 วงจรเพิ่มเติมสำหรับการทดลองเมื่อ LED เหลือเพียงสี่ดวง.....	59
บทที่ 5 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	62
5.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองและผู้ป่วย.....	62
5.1.1 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	63
5.1.2 การหาตัวแปรที่ไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	64
5.2 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 426 nm จนถึง 950 nm (การทดลองที่ 1)	64
5.2.1 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต.....	66
5.2.2 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต....	68
5.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	69
5.4 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875 และ 950 nm (การทดลองที่ 2)	70
5.5 ตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าสำหรับสมการทำนายฮีมาโตคริต.....	71
5.5.1 ค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจากข้อมูล 80 ค่า.....	72
5.5.2 ตัวแปรค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยเมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นเป็น 117 ค่า.....	73
5.5.3 การกระจายของตัวแปรค่าคงที่ K จากข้อมูล 117 ค่า.....	73

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 6 การวิเคราะห์ผลการทดลองและค่าความผิดพลาด.....	77
6.1 ความแม่นยำของสมการ.....	77
6.1.1 สถิติของความแม่นยำ ค่าเบี่ยงเบน ความเที่ยงตรง และระดับความเชื่อมั่น.....	77
6.1.2 ความแม่นยำในการทำนายของสมการเมื่อจำนวนข้อมูลมี 80 ค่า.....	78
6.1.3 ความแม่นยำของสมการเมื่อมีผู้เก็บข้อมูลค่าฮีมาโตคริตเพียงคนเดียว.....	79
6.1.4 การเปรียบเทียบความแม่นยำเมื่อข้อมูลเพิ่มจาก 80 ค่าเป็น 117 ค่า.....	80
6.1.5 การเปรียบเทียบสมการโดยใช้สถิติ T-TEST.....	81
6.2 ความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้.....	82
6.2.1 ความผิดพลาดที่ยอมรับได้จากการสังเกตระดับค่าฮีมาโตคริตของคนปกติ.....	82
6.2.2 ความผิดพลาดที่ยอมรับได้จากการสอบถามความเห็นของผู้ที่เกี่ยวข้อง.....	83
6.3 ความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมในการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากช่วงที่ทำการทดลอง.....	84
6.4 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	85
บทที่ 7 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	87
เอกสารอ้างอิง.....	88
ภาคผนวก ก specifications ของ LEDs และ Photo diodes.....	90
ภาคผนวก ข ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์และได้รับการตีพิมพ์.....	112
ประวัติผู้เขียน.....	122

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะได้กล่าวถึงแนวความคิดและพื้นฐานและความเป็นมา รวมทั้งทฤษฎีที่สำคัญ โดยทั่วไป หลักการในการออกแบบ การทดลองและแนวทางในการศึกษาวิจัย โดยจะได้อธิบายถึงวิธีการแบบเดิมในการวัดค่าฮีมาโตคริต (hematocrit) ที่ปฏิบัติกันมา ปัญหาที่เกิดขึ้นขั้นตอนและวิธีการในการวัดค่า ข้อดีของวิธีการแบบเดิม และจะได้นำเสนอแนวความคิดใหม่โดยใช้วิธีการทางแสงสำหรับการวิจัยในครั้งนี้ ข้อได้เปรียบของวิธีการใหม่ที่น่าสนใจ ทฤษฎีที่สำคัญที่ใช้ในการทดลอง ขอบเขตของการวิจัย จุดประสงค์และความมุ่งหมายของงานวิจัย การเก็บข้อมูลรวมทั้งขั้นตอนในการทำวิจัยโดยสรุป

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ฮีมาโตคริตคือกลุ่มของเม็ดเลือดแดง (Red Blood Cell) อัดแน่นต่อปริมาณของเลือดตัวอย่างทั้งหมด เลือดจะมียอดประกอบหลักๆหลายอย่างด้วยกัน และองค์ประกอบที่สำคัญได้แสดงไว้ในรูปที่ 1.1 คือเม็ดเลือดแดง (RBC) เม็ดเลือดขาว เกล็ดเลือดและพลาสมา [1-3] โดยการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตในทางการแพทย์ สามารถบ่งบอกพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ วิธีการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตสามารถวัดได้โดยตรงด้วยวิธีใดวิธีหนึ่งในหลายวิธี แต่วิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายคือการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) จากนั้นทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนก้นโดยใช้เครื่องเหวี่ยง (centrifuge) เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้น ส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่างของหลอดแก้วและจะถูกปกคลุมบางๆ ด้วยส่วนของเม็ดเลือดขาวและเกร็ดเลือด ด้านบนสุดของหลอดแก้วจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือเรียกอีกอย่างว่าพลาสมา (plasma) ค่าฮีมาโตคริตได้จากการอ่านค่าเป็นร้อยละของปริมาณเม็ดเลือดแดงอัดแน่น ต่อปริมาณเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด การหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงนี้มีข้อดีคือ

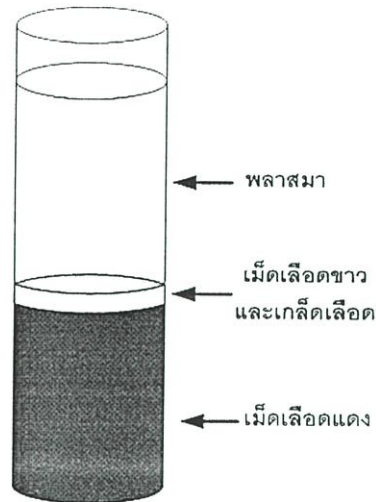
1. ต้องมีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด
2. ผู้ป่วยเสียเลือดและเจ็บตัว
3. ใช้เวลาในขั้นตอนการตรวจวัดค่ามาก
4. ต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในขั้นตอนการตรวจวัดค่า
5. มีโอกาสติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด

ในการพิจารณาวัดค่าฮีมาโตคริต โดยวิธีการทางแสงนั้นจะมีความยุ่งยาก ในการหาค่าการกระจายของแสงจากองค์ประกอบต่างๆ ของพลาสมาซึ่งจะแตกต่างกันไปในแต่ละคน ทำให้ยุ่งยาก

ในการหาค่าฮีมาโตคริต [4–9] แต่มีความยาวคลื่นแสงบางช่วง ที่อาจมีความเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีทางแสง และจะทำให้มีข้อได้เปรียบวิธีการแบบเดิมที่ใช้กันมากคือ

1. สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องและรวดเร็ว
2. ผู้ป่วยไม่เสียเลือดและเจ็บตัว
3. ไม่ต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในการตรวจวัดค่า
4. ลดโอกาสในการติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด
5. สามารถวัดได้บ่อยครั้งโดยไม่มีผลกระทบต่อผู้ป่วย

คล้ายกับ Pulse Oximeter ที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน [10–15] ในส่วนของการวัดหาสเปกตรัมการดูดกลืน (absorbance) หรือการส่งผ่านของแสง (transmittance) จากองค์ประกอบต่างๆ ในเลือดนั้น ส่วนใหญ่จะทำการเจาะเก็บเลือดตัวอย่าง จากนั้นทำการสแกนด้วยเครื่อง Spectrophotometer [16–18] โดยส่งแสงผ่าน Fiber Optic ไปยังเลือดตัวอย่างและใช้ Fiber Optic รับแสงที่ส่งผ่านตัวกลางออกมา เพื่อดูสเปกตรัมการดูดกลืนหรือการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆ โดยส่วนมาก Spectrophotometer จะมีขนาดใหญ่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้โดยสะดวก และต้องเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากผู้ป่วย เพื่อนำมาทดสอบขององค์ประกอบภายในเลือดที่สนใจต่อความยาวคลื่นแสงตลอดช่วงที่ต้องการศึกษา จึงเป็นการยากที่จะทำการเก็บข้อมูลจากตัวผู้ป่วยโดยตรง งานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาและสร้างเครื่องมือ สำหรับตรวจวัดหาสเปกตรัมการส่งผ่านความยาวคลื่นแสงโดยใช้หัวตรวจ (probe) แบบหนีบ (finger clip probe) ที่สามารถนำไปใช้กับปลายนิ้วมือของผู้ป่วยได้โดยตรง โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงจากไดโอดเปล่งแสง LED (Light Emitting Diode) และใช้โฟโตไดโอด (Photo Diode) เป็นตัวรับแสง [19–20] เหตุผลที่เลือกตรวจวัดค่าการส่งผ่านแสงจากบริเวณปลายนิ้วมือ ไม่ใช่บริเวณอื่นของร่างกายเช่นบริเวณคิงหู ประการแรกเนื่องจากเป็นการเก็บข้อมูลจากตัวผู้ป่วยโดยตรง การตรวจวัดบริเวณปลายนิ้วมือจะเป็นการรบกวนผู้ป่วยน้อยกว่าการตรวจวัดบริเวณคิงหู ประการที่สองในคนไข้ผู้หญิงส่วนใหญ่จะมีการเจาะบริเวณคิงหูและใส่คัมพู จึงต้องทำการถอดออกก่อนทำการวัดและอาจมีแสงเล็ดลอดไปสู่ตัวรับแสงได้โดยตรงโดยไม่ผ่านเนื้อเยื่อ ประการสุดท้ายการออกแบบหัวตรวจที่มี LED หลายดวงประกอบอยู่ภายในจะสามารถทำได้ง่ายกว่าหัวตรวจที่ใช้วัดบริเวณคิงหู นอกจากนี้บริเวณปลายนิ้วมือจะมีขนาดพื้นที่ให้เลือกมากกว่า ค่าการส่งผ่านแสงที่ได้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสม ในการนำมาสร้างสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต และสร้างเครื่องมือสำหรับตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ ไม่ต้องทำการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดต่อไป



รูปที่ 1.1 องค์ประกอบหลักของเลือด

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ เป็นการศึกษาหาวิธีการและความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยไม่ต้องทำการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย โดยใช้หลักการส่งผ่านแสง (transmittance) บริเวณปลายนิ้วมือ และนำค่าการส่งผ่านแสงมาคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้น (linear equation) โดยใช้การส่งผ่านจากแสงสองความยาวคลื่น วิธีนี้จะทำให้สามารถหาค่าฮีมาโตคริตได้อย่างสะดวกต่อเนื่องและรวดเร็ว ผู้ป่วยไม่เสียเลือดและเจ็บตัว นอกจากนี้ยังไม่ต้องอาศัยผู้ที่มีความชำนาญการเท่านั้น ในขั้นตอนของการหาค่าฮีมาโตคริตโดยเฉพาะในขั้นตอนการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากผู้ป่วย อีกทั้งยังลดโอกาสการติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดลงได้ โดยในการทดลองจะเริ่มจากสร้างเครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านแสงโดยตรงบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยในช่วงความยาวคลื่นแสงที่สนใจและสามารถหาแหล่งกำเนิดแสงได้ง่าย เพื่อหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมที่สุดในช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสง ให้เหลือเพียงความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุดสองความยาวคลื่นแสง สำหรับใช้ในสมการแบบเชิงเส้น เพื่อทำนายค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะทำการเก็บข้อมูลเพื่อทดสอบดูความแม่นยำ ของสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงผ่านบริเวณปลายนิ้วมือจากภายนอกร่างกายโดยไม่ต้องมีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดต่อไป

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

ในการศึกษาครั้งนี้อาศัยคุณสมบัติของแสงเมื่อเดินทางผ่านตัวกลาง จะมีการดูดกลืน (absorption) และการกระจาย (scattering) ทำให้แสงจากแหล่งกำเนิดที่ส่งผ่านตัวกลางมีค่าลดลง เปลี่ยนแปลงไปขึ้นกับปริมาณของการกระจายและการดูดกลืน ในแต่ละความยาวคลื่นแสงจะมีค่าการกระจายและการดูดกลืนไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของตัวกลางแต่ละชนิดว่าสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงใดดีกว่ากัน โดยลักษณะการดูดกลืนหรือการกระจายนี้จะมีลักษณะเฉพาะไม่เหมือนกันในสสารแต่ละแบบ สำหรับการทดลองครั้งนี้ตัวกลางที่ใช้ในการทดลองคือเลือด โดยเลือดเป็นของเหลวที่มีองค์ประกอบหลายอย่างด้วยกัน แต่ส่วนประกอบหลักๆ คือพลาสมาและองค์ประกอบอื่นที่ลอยปะปนอยู่ในพลาสมาเช่น เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว เกล็ดเลือด รวมทั้งออกซิเจนที่จับตัวอยู่กับเม็ดเลือดแดงเป็นต้น โดยองค์ประกอบต่างๆแต่ละองค์ประกอบภายในเลือดนี้จะมีปริมาณความหนาแน่นไม่เท่ากัน และนอกจากนี้จะมีคุณสมบัติการดูดกลืนและการกระจายที่ความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีความยาวคลื่นแสงบางค่าที่มีการดูดกลืนหรือการส่งผ่าน เปลี่ยนแปลงขึ้นกับความหนาแน่นขององค์ประกอบภายในเลือดที่สนใจ และต้องการทราบปริมาณค่าความหนาแน่น เช่นในการทดลองครั้งนี้ต้องการทราบปริมาณค่าความหนาแน่นของฮีมาโตคริตภายในเลือด ดังที่ได้กล่าวแล้วว่าฮีมาโตคริตคือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นต่อปริมาตรของเลือดทั้งหมด ดังนั้นในการทดลองครั้งนี้ จึงต้องการทราบปริมาณของเม็ดเลือดแดงที่ลอยปะปนอยู่ในเลือดทั้งหมดนั่นเอง ในขณะที่ความยาวคลื่นแสงค่าอื่นจะมีการส่งผ่านหรือการดูดกลืน ไม่ขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นขององค์ประกอบที่ต้องการหาค่า ตัวอย่างเช่น ความยาวคลื่นแสง 660 nm มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดมาก ในขณะที่ความยาวคลื่นแสงในช่วง 800 – 950 nm จะมีการเปลี่ยนแปลงตามปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดน้อย ซึ่งความยาวคลื่นแสงสองช่วงที่กล่าวถึงนี้ เป็นความยาวคลื่นแสง ที่ใช้ในเครื่องมือตรวจวัดค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกาย ผ่านปลายนิ้วมือหรือติ่งหูของผู้ป่วยโดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด แต่ในการศึกษาครั้งนี้เป็นการหาค่าฮีมาโตคริต ดังนั้นจึงต้องหาความยาวคลื่นแสงสองช่วงด้วยกัน คือความยาวคลื่นแสงช่วงแรกจะมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่ง จะเป็นความยาวคลื่นแสงช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไปหรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อยกว่าความยาวคลื่นแสงช่วงแรกมาก และความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงที่กล่าวถึงนี้ต้องไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวนจากค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่เปลี่ยนแปลงไป อันจะทำให้การทำนายค่าฮีมาโตคริตมีความผิดพลาดได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้ใช้พื้นฐานทฤษฎีของ Beer's Law [21–22] ที่กล่าวถึงการดูดกลืนและการส่งผ่านแสง ผ่านตัวกลางที่เป็นของเหลวที่มีสสารบางอย่างเป็นองค์ประกอบอยู่ด้วย โดยค่าการส่งผ่านของแสงจะมีค่าลดลงอย่างเอ็กซ์โปเนนเชียลกับระยะทาง และค่าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาได้ จะเปลี่ยนแปลงแบบเป็นเชิงเส้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยสสารแต่ละชนิดจะมีค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนในแต่ละความยาวคลื่นแสงแตกต่างกันไป ดังนั้นถ้าต้องการหาค่าปริมาณความหนาแน่นของสสารที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในของเหลวนั้นก็สามารถหาได้โดยหาความยาวคลื่นแสงสองค่า ความยาวคลื่นแสงค่าแรกจะมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น และความยาวคลื่นแสงอีกค่าหนึ่งสามารถส่งผ่านของเหลวได้ โดยไม่ขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยความยาวคลื่นแสงค่านี้จะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง เมื่อใช้ค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสงทั้งสองมาคำนวณประกอบกันก็สามารถหาค่าปริมาณความหนาแน่น ของสารประกอบที่อยู่ในของเหลวนั้นได้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ขอบเขตในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จะศึกษาครอบคลุมดังต่อไปนี้ โดยในการทดลองจะเริ่มจากการสร้างเครื่องมือและหัตถตรวจแบบหนีบบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วย (finger clip probe) สำหรับหาค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ ในขั้นตอนนี้เป็นการศึกษาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับการวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง จากนั้นจะทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมออกมาสองช่วง ความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงที่กล่าวถึงจะมีลักษณะดังนี้ คือช่วงแรกเป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต สำหรับสมการที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้เป็นสมการแบบเชิงเส้น โดยใช้ความยาวคลื่นแสงสองค่า ดังนั้นจึงต้องทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมที่สุดให้เหลือเพียงสองความยาวคลื่น เพื่อจะได้นำมาใช้ในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป จากนั้นเมื่อได้สมการและความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมแล้ว ก็จะทำการเก็บข้อมูลเพื่อทดสอบความแม่นยำของสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากสมการแบบเชิงเส้นที่ได้เปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงที่ใช้เป็นค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง เพื่อเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดและวิเคราะห์ผลการทดลองรวมทั้งสรุปผลการทดลองต่อไป

1.6 ขั้นตอนการศึกษา

ในการศึกษารุ่นนี้ สามารถแบ่งลำดับขั้นในการทดลองและการเก็บข้อมูลออกได้เป็นสามขั้นตอนหลักๆด้วยกันคือ-

ขั้นตอนแรกประกอบด้วยเนื้อหา 3 บทด้วยกันคือ บทที่ 2 บทที่ 3 และบทที่ 4 เป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ ในการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง โดยในบทที่ 2 จะกล่าวถึงทฤษฎีการดูดกลืนและการส่งผ่านแสง รวมทั้งสมการและการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ ในบทที่ 3 จะพูดถึงพื้นฐานการทำงานและทฤษฎีของอุปกรณ์ที่สำคัญในการทดลอง และในบทที่ 4 เป็นขั้นตอนการออกแบบสร้างเครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) แบบหนีบที่ปลายนิ้วมือของผู้ป่วยโดยตรง (Finger clip probe) สำหรับหาค่าการส่งผ่านแสง ในช่วงความยาวคลื่นแสงช่วงแสงสีน้ำเงิน 426 nm จนถึงความยาวคลื่นแสงในย่านอินฟราเรด 950 nm โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงจำนวน 14 ดวงและใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสงและนำค่าการส่งผ่านมาทำการวาดกราฟเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และนำไปป้อนด้วยเครื่องหิว้ง ผลการทดลองที่ได้ในขั้นตอนนี้ จะใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการตัดสินใจเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาเก็บข้อมูลเพื่อหาสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป

ขั้นตอนที่สองเป็นเนื้อหาของบทที่ 5 ทั้งหมด เป็นการเลือกความยาวคลื่นแสงจากจำนวนความยาวคลื่นแสง 14 ค่าที่ได้จาก LED ทั้ง 14 ดวง จากการเก็บข้อมูลที่มีความเป็นไปได้มากที่สุด ในขั้นตอนแรก มาทำการสร้างหัวตรวจสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านอีกครั้ง ในการทดลองครั้งนี้ได้เลือกความยาวคลื่นแสงออกมาจำนวนสี่ความยาวคลื่น จากทั้งสองช่วงที่กล่าวถึง โดยเป็นความยาวคลื่นแสง ในช่วงที่มีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตสองความยาวคลื่นแสง และความยาวคลื่นแสง ในช่วงที่มีค่าการส่งผ่านไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตสองความยาวคลื่นแสง เพื่อเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านเพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่า จากนั้นจะทำการวิเคราะห์หาค่าตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าและแทนลงไป ในสมการเพื่อทดสอบความแม่นยำต่อไป

ขั้นตอนที่สามเป็นส่วนหนึ่งของเนื้อหาในบทที่ 6 และบทที่ 7 โดยในบทที่ 6 เป็นการวิเคราะห์เปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาด ระหว่างการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการทางแสงและค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการป้อนด้วยเครื่องหิว้งโดยใช้หลักทางสถิติ และวิเคราะห์ผลการทดลองเพื่อเป็นแนวทางในการเลือกความยาวคลื่นแสง ที่มีความสามารถในการทำนายได้ถูกต้องมากที่สุด จากช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทำการทดลอง รวมทั้งพิจารณาปัญหาและหาแนวทางการปรับปรุง เพื่อให้สมการมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น ในส่วนสุดท้ายคือบทที่ 7 เป็นการสรุปผลการทดลองและการเสนอแนะแนวทางสำหรับการวิจัยต่อไป

1.7 ฮีมาโตคริตและวิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานว่าฮีมาโตคริตคืออะไร และทำไมจึงต้องมีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริตแบบเดิมที่ใช้กันเป็นอย่างไร และระดับค่าปกติของฮีมาโตคริตสำหรับคนในวัยต่างๆมีค่าเท่าไร รวมทั้งเครื่องมือและหลักการที่ใช้ในการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

1.7.1 ฮีมาโตคริต หน้าที่ของเม็ดเลือดแดงและค่าฮีมาโตคริตปกติในคนทั่วไป

ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่า ฮีมาโตคริตคือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงต่อปริมาตรของเลือดทั้งหมด หน้าที่หลักของเม็ดเลือดแดงคือการนำออกซิเจนไปเลี้ยงเนื้อเยื่อส่วนต่างๆของร่างกาย และนำคาร์บอนไดออกไซด์จากเนื้อเยื่อมาสู่ปอด พร้อมกับทำหน้าที่ช่วยรักษาสมดุลกรดด่างภายในเลือดไปด้วยในตัว ค่าฮีมาโตคริตที่ต่ำเกินกว่าระดับปกติ หมายถึงว่าบุคคลนั้นอาจมีการเสียเลือดเช่นมีการผ่าตัดหรือเกิดบาดแผล หรือเป็นโรคผิดปกติทางเลือด (anemia) หรือว่าไขกระดูกซึ่งเป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดงมีความผิดปกติ แต่ถ้าค่าฮีมาโตคริตมีค่าสูงกว่าระดับปกติอาจหมายถึงบุคคลนั้นอาศัยอยู่ในพื้นที่สูงกว่าระดับน้ำทะเลมาก เกิดการเสียน้ำ บุคคลนั้นมีการสูบบุหรี่ เป็นโรคปอด หรือมีความผิดปกติที่ไขกระดูกที่เป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดง โดยค่าฮีมาโตคริตของคนปกติที่เป็นผู้ใหญ่เพศชายอยู่ในช่วงประมาณ 42–54% และผู้ใหญ่เพศหญิงอยู่ในช่วงประมาณ 38–46% ดังนั้นในทางการแพทย์การตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต จึงสามารถบ่งบอกถึงพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ โดยค่าฮีมาโตคริตในคนปกติจะขึ้นอยู่กับเพศและอายุซึ่งในแต่ละวัยจะมีค่าไม่เท่ากัน โดยมีค่าปกติในวัยต่างๆ แสดงในตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 ค่าฮีมาโตคริตของคนในวัยต่างๆ

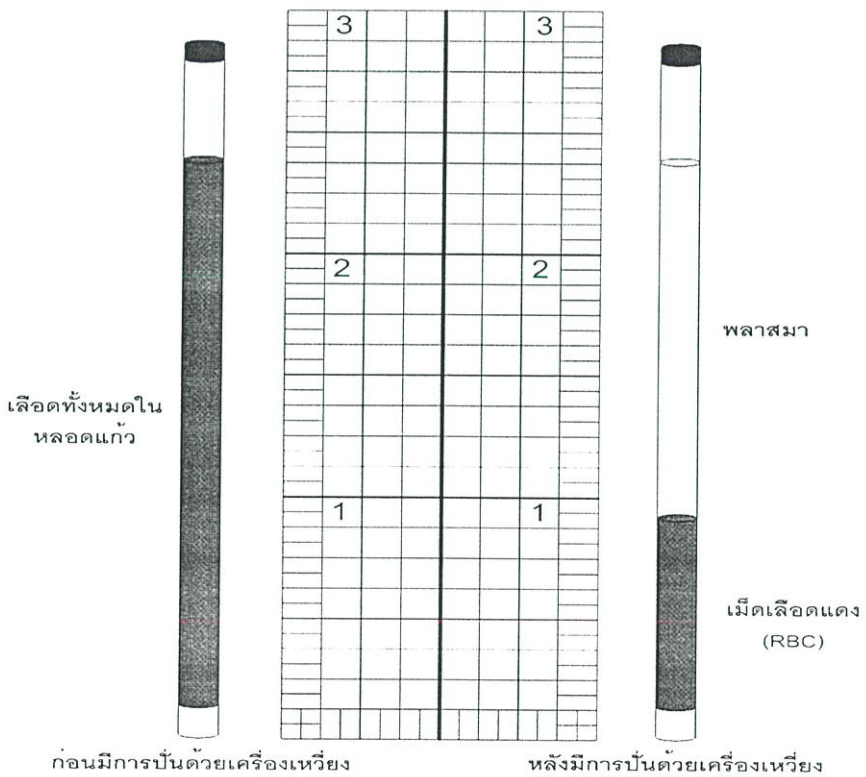
อายุ	ค่าฮีมาโตคริต
เด็กเกิดใหม่	55–68 %
1 สัปดาห์	47– 65 %
1 เดือน	37– 49 %
3 เดือน	30– 36 %
1 ปี	29– 41 %
10 ปี	36– 40 %
ผู้ใหญ่เพศชาย	42– 54 %
ผู้ใหญ่เพศหญิง	38– 46 %

1.7.2 วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

วิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตที่นิยมใช้กันนั้น จะเริ่มจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) จากนั้นจะนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้นส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่าง และถูกปกคลุมบางๆ ด้วยชั้นของเม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด ด้านบนสุดจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือพลาสมา ในส่วนของการอ่านค่าฮีมาโตคริตก็คือ อ่านค่าความสูงในส่วนของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นที่ตกลงไปอยู่ด้านล่างของหลอดแก้วต่อปริมาณความสูงของเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด รูปที่ 1.2 แสดงเครื่องเหวี่ยงที่ใช้สำหรับการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน ภายในเครื่องจะประกอบด้วยถาดอลูมิเนียมที่มีร่องสำหรับใส่หลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) ที่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดอยู่ในเรียบร้อยแล้ว โดยภายในหลอดแก้วอาจมีการเคลือบสารกันเลือดแข็งตัวเล็กน้อยเช่น heparin ก่อนที่จะปิดฝาและทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน โดยระยะเวลาและความเร็วรอบในการปั่น ขึ้นกับประสบการณ์ความชำนาญของผู้ที่ทำการวัดหาค่าฮีมาโตคริต ในรูปที่ 1.3 แสดงเลือดก่อนที่จะปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงและหลังจากปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้ว โดยด้านซ้ายมือแสดงลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วเล็กๆก่อนที่จะทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง และด้านขวามือ แสดงลักษณะของเลือดหลังจากทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน พร้อมสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต โดยจะเห็นการแยกกันอย่างชัดเจนระหว่างส่วนของเม็ดเลือดแดงและพลาสมา ทำให้สามารถอ่านค่าฮีมาโตคริตได้อย่างง่ายดาย ในการอ่านค่าฮีมาโตคริต จะดูจากสเกลความสูงของเม็ดเลือดแดง เป็นอัตราส่วนต่อค่าความสูงของปริมาณเลือดในหลอดแก้วทั้งหมดที่ยังคงมีขนาดความสูงเท่าเดิม เหมือนกับเลือดภายในหลอดแก้วก่อนจะมีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง



รูปที่ 1.2 เครื่องเหวี่ยงที่ใช้ในการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนก้น



รูปที่ 1.3 ลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต

บทที่ 2

สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริตด้วยวิธีทางแสง

ในบทนี้จะกล่าวถึงสมการที่สำคัญ สำหรับนำมาคำนวณหาฮีมาโทคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ โดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด เริ่มจากสมการพื้นฐานของ Beer's Law จากนั้นจะได้กล่าวถึงการส่งผ่านและการดูดกลืนของแสง การนำสมการของ Beer's Law มาประยุกต์ใช้สำหรับหาสมการทำนายค่าฮีมาโทคริต ในบทนี้ได้นำเสนอสมการสองรูปแบบคือ สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริตจากค่าการดูดกลืน (absorbance) [4] และอีกสมการหนึ่งใช้ค่าการส่งผ่าน (transmittance) ในการทำนายค่าฮีมาโทคริต โดยในการทดลองครั้งนี้จะเน้นการทำนายฮีมาโทคริตจากค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือเป็นหลัก

2.1 Beer's Law

Beer's Law กล่าวถึงการลดทอนลงของแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางที่มีความสม่ำเสมอ (uniform) แสงจะถูกดูดกลืนจากสารประกอบที่อยู่ในตัวกลาง การดูดกลืนจะมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้น (linear) กับความเข้มข้น (concentration) ของสารประกอบในตัวกลางนั้น สามารถเขียนสมการ Beer's Law ในรูปทั่วไปของการดูดกลืนได้ดังนี้

$$A = \varepsilon(\lambda)cd \quad (2.1)$$

เมื่อ A คือการดูดกลืน $\varepsilon(\lambda)$ เป็นสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่ขึ้นกับแต่ละความยาวคลื่นแสง c เป็นความเข้มข้นของสารละลายในตัวกลางและ d เป็นความยาวของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน โดยทั่วไปในการวัดหาค่าความเข้มข้น มักจะใช้สมการในรูปของการส่งผ่านโดยสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

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

เมื่อแสงที่ส่งผ่านเป็นแสงความยาวคลื่นเดียว (monochrome) และแสงที่ตกกระทบ (incident light) มีความเข้มแสงเป็น I_0 แสงที่ตกกระทบตัวกลางจะแยกออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆด้วยกัน คือแสงส่วนหนึ่งจะส่งผ่านออกไปสู่อีกด้านหนึ่งของตัวกลาง (transmitted) แสงอีกส่วนหนึ่งจะถูกดูดกลืน (absorbed) จากตัวกลาง ถ้าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางคือ I ความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางนี้จะมีค่าลดลงแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล ตามระยะทางความยาวของตัวกลาง เมื่อ $\varepsilon(\lambda)$ คือ

extinction coefficient หรือความสามารถในการดูดกลืนของสสารที่ค่าความยาวคลื่นแสงนั้นๆ c เป็นความเข้มข้นหรือความหนาแน่นของตัวกลาง และ d เป็นระยะทางของตัวกลางที่แสงส่งผ่านโดยค่าความเข้มข้นของตัวกลางจะวัดในหน่วยของ mmol L^{-1} และ extinction coefficient จะคิดในหน่วย $\text{L mmol}^{-1} \text{cm}^{-1}$ Beer's Law มีพื้นฐานมาจากคุณสมบัติการรวมกันของแสงที่ส่งผ่านตัวกลางและแสงที่ถูกดูดกลืนจากตัวกลางที่ต้องมีค่าเท่ากับแสงที่ตกกระทบ เมื่อไม่รวมแสงที่เกิดจากการสะท้อน (reflection) บริเวณผิวหน้าของตัวกลางและแสงที่เกิดการกระจาย (scattering) ออกไปจากตัวกลาง

2.1.1 ค่าการส่งผ่านแสง (Transmittance) และค่าการดูดกลืนแสง (Absorbance)

ค่าการส่งผ่านแสง (T) เป็นอัตราส่วนของความเข้มแสงผ่านทะลุตัวกลาง (I) ต่อความเข้มแสงตกกระทบตัวกลาง (I_0)

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

ค่าการดูดกลืนแสง (A) เมื่อไม่คิดการกระจายของแสงออกจากตัวกลาง (unscattered absorbance) จะมีค่าเท่ากับค่าลบของ natural logarithm ของค่าการส่งผ่านแสง (T) ดังสมการที่ (2.4) สำหรับค่าการดูดกลืนแสงบางครั้งเราก็เรียกว่าเป็นคุณสมบัติความหนาแน่นทางแสงของตัวกลาง (optical density of a medium)

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

การดูดกลืนของแสงหลายความยาวคลื่น จากตัวกลางที่มีสสารประกอบอยู่ด้วยหลายแบบจากคุณสมบัติของ Beer's Law การดูดกลืนแสงจากสสารในตัวกลางมากกว่าหนึ่งชนิดนั้นจะเป็นผลรวมของการดูดกลืนแสง ในแต่ละความยาวคลื่นแสงจากสสารแต่ละชนิดเข้าด้วยกันเป็นการดูดกลืนสุทธิต่อสามารถแทนการดูดกลืนนั้นด้วยสมการทางคณิตศาสตร์แบบการวางซ้อน (super position) จากการดูดกลืนของแสงแต่ละส่วนเข้าด้วยกัน ผลที่ได้ก็จะเป็นการดูดกลืนของแสงทั้งหมด (A_t) เมื่อมีการส่งแสงผ่านเข้าไปในตัวกลางที่มีสสารประกอบหลายๆ ชนิดการดูดกลืนจากสสาร n แบบก็จะมีค่าเท่ากับผลรวมของการดูดกลืน n ค่าเข้าด้วยกันดังสมการที่ (2.5) โดยสามารถเขียนอยู่ในรูปผลรวมของความหนาแน่นจากสสารประกอบแต่ละแบบที่ค่า extinction coefficient ของความยาวคลื่นแสงแต่ละความยาวคลื่น

$$A_t = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (2.5)$$

เมื่อ $\varepsilon_i(\lambda)$ และ c_i แทน extinction coefficient และความหนาแน่นของสารในตัวกลางที่ i และ d_i แทนความยาวตลอดช่วงที่มีการดูดกลืนจากตัวกลางที่แสงส่งผ่าน ซึ่งจะมีความแตกต่างกันไปจากสารที่ประกอบอยู่ในตัวกลางแต่ละแบบ โดย Beer's Law จะเป็นการหาความหนาแน่นของสารแต่ละแบบที่แตกต่างกัน n ชนิดที่รวมกันอยู่ในตัวกลางเดียวกัน ถ้าเราวัดการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นแสงแตกต่างกัน n ค่าและรู้ค่า extinction coefficient ของสารประกอบแต่ละตัวที่รวมอยู่ในตัวกลางนั้น ก็จะทราบค่าความหนาแน่นของสารประกอบแต่ละชนิดที่ประกอบอยู่ในตัวกลางนั้นได้

2.1.2 Spectrophotometers

Spectrophotometer [16–18] เป็นเครื่องมือพื้นฐานที่ใช้วัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆภายในของเหลว โดยได้มีการนำมาใช้เก็บข้อมูล เพื่อวิเคราะห์หาความยาวคลื่นแสงที่สามารถนำมาใช้วัดค่าต่างๆ ภายในเลือดจากภายนอกร่างกายเช่น ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน หรือค่าฮีมาโตคริตดั่งที่จะได้กล่าวถึงในการทดลองครั้งนี้ โดยทั่วไปอะตอมของสารแต่ละอย่างจะมีการสั่นและกำเนิดความถี่ออกมาเป็นรูปแบบที่มีลักษณะเฉพาะ (specific patterns) ดังนั้นจึงสามารถใช้ลักษณะเฉพาะของความถี่ในการจำแนกสารแต่ละชนิดได้ โดยนำรูปแบบของความถี่ที่กำเนิดออกมาจากสารแต่ละชนิดเปรียบเทียบกับรูปแบบมาตรฐานที่มีอยู่แล้ว นอกจากนี้เมื่อมีการส่งแสงผ่านสารนั้นๆ รูปแบบลักษณะการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงก็จะคล้ายกับความถี่ที่เกิดจากการสั่น spectrophotometer จึงเป็นเครื่องมือที่ใช้ตรวจวัดหาความเข้มของแสงที่ส่งผ่านสารในแต่ละความยาวคลื่น สัดส่วนของการส่งผ่าน (transmitted) จะแปรผกผันกับการดูดกลืน (absorbed) โดยการดูดกลืนจะถูกกำหนดจากความสามารถในการดูดกลืน (absorptivity) หรือ extinction coefficient ของสารนั้นๆ ค่า extinction coefficient ของสารต่างๆ สามารถหาได้โดยการวาดกราฟเพื่อดูลักษณะการดูดกลืนที่หลายๆความยาวคลื่นแสง โดยสเปกตรัมการดูดกลืนจะมีลักษณะเฉพาะไม่เหมือนกันสำหรับสารแต่ละอย่าง

Photodetector [19–20] เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนความเข้มของแสงที่มากกระทบให้เป็นกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสไฟฟ้าที่ได้จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาตกกระทบตัวโฟโตดีเทคเตอร์ ในการวัดจะให้ความเข้มของแสงที่ตกกระทบตัวกลาง (incident light) แทนด้วย I_0 และแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลาง (transmitted light) แทนด้วย I ค่าการส่งผ่าน (transmittance) แทนด้วย T จะสามารถคำนวณค่าการส่งผ่านได้ดังสมการที่ (2.6)

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (2.6)$$

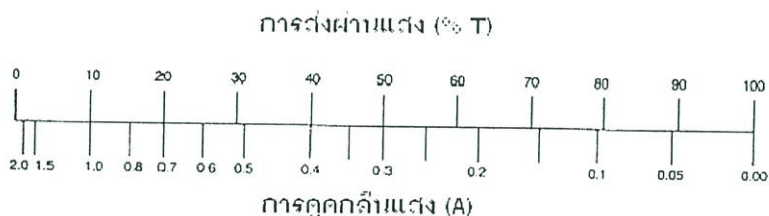
เนื่องจากว่าในแต่ละ molecule ของสารชนิดเดียวกันจะมีสัดส่วนการดูดกลืนแสงที่เท่ากัน ดังนั้นการดูดกลืนของแสงที่ส่งผ่านสารแต่ละแบบจะมีความเป็นเชิงเส้น (linear) กับเปอร์เซ็นต์ค่าความเข้มข้นของสารนั้น จากค่าการส่งผ่านแสง (T) เมื่อให้ความเข้มของแสงตกกระทบบนผ่านตัวกลาง (I_0) มีค่าเท่ากับ 100 % ค่าการดูดกลืนแสง (A) เมื่อไม่คิดแสงที่เกิดการกระจายจากตัวกลาง (unscattered absorbance) จะเท่ากับค่า logarithm ฐานสิบของความเข้มแสงก่อนผ่านตัวกลางลบด้วย logarithm ฐานสิบของเปอร์เซ็นต์ความเข้มแสงที่สามารถส่งผ่านตัวกลางไปได้ (% T) ดังสมการที่ (2.7)

$$A = 2 - \log(\% T) \quad (2.7)$$

เมื่อนำ Beer's Law มาใช้ประกอบเพื่อหาปริมาณของสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้นก็จะสามารถหาได้ดังสมการที่ (2.8)

$$A = \epsilon(\lambda)cd \quad (2.8)$$

ในรูปที่ 2.1 แสดงอัตราส่วนของการส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสง เมื่อแสงสามารถส่งผ่านตัวกลางได้ทั้งหมด 100 % นั่นคือค่าการดูดกลืนเท่ากับ 0 แต่ถ้าแสงไม่สามารถส่งผ่านตัวกลางได้เลย นั่นคือมีการดูดกลืนจากตัวกลางจนหมดทำให้สมการไม่สามารถใช้ในกรณีนี้ได้



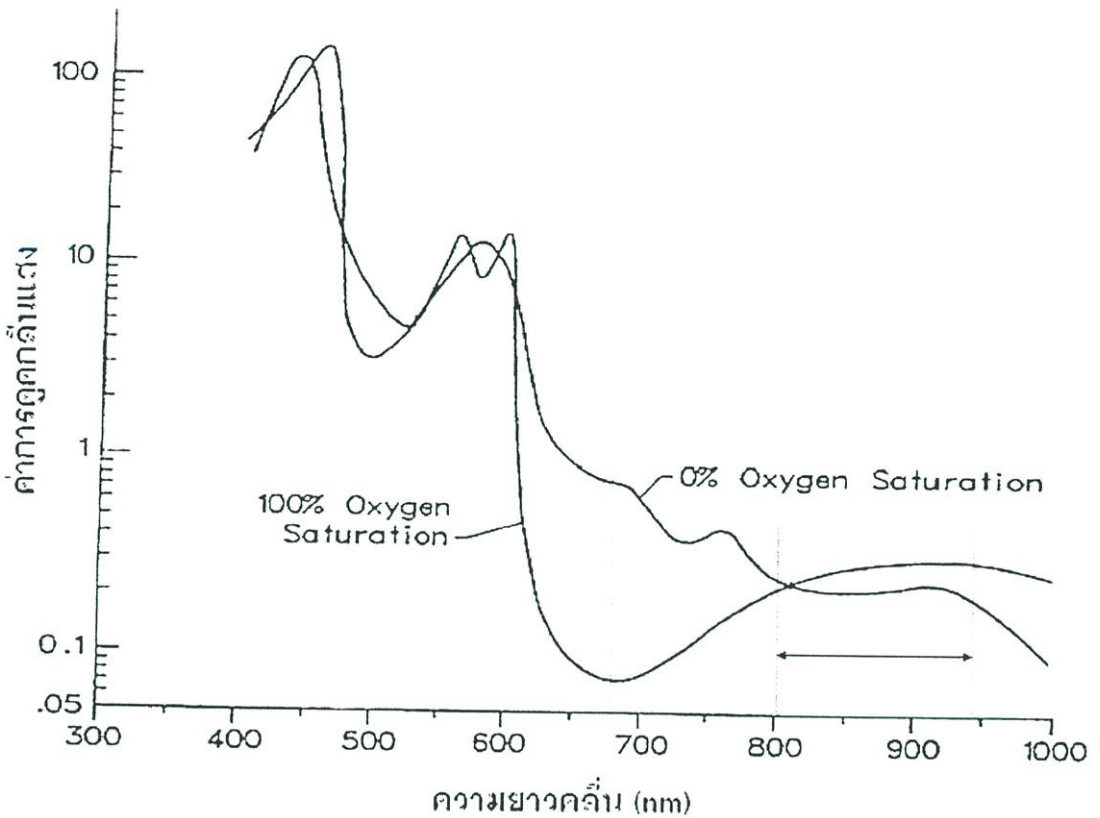
รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซ็นต์การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสง

2.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

ในส่วนนี้จะพูดถึงรูปแบบของฮีโมโกลบินในรูปแบบต่างๆ และดูว่าฮีโมโกลบินในรูปแบบใดที่มีความสำคัญสำหรับการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต นอกจากนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติในการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินรูปแบบที่สำคัญสำหรับการหาฮีมาโตคริต การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับวัดค่าฮีมาโตคริต การพิจารณาหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับนำมาสร้างสมการ เพื่อหาฮีมาโตคริตว่าอยู่ในช่วงใด และฮีโมโกลบินรูปแบบที่มีความสำคัญต่อฮีมาโตคริตภายในเลือดควรมีคุณสมบัติการดูดกลืน หรือว่าการส่งผ่านแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงที่ได้ทำการทดลองเป็นอย่างไร

2.2.1 รูปแบบของฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบินที่เป็นองค์ประกอบหลักของเลือดภายในร่างกายของคนเรา สามารถแบ่งได้เป็นสี่รูปแบบด้วยกัน [1-3] คือฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (oxyhemoglobin) ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับคาร์บอนไดออกไซด์ (carboxyhemoglobin) ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวทั้งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ (reduced hemoglobin) และอีกรูปแบบหนึ่งเป็นฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ได้คือ (methemoglobin) ฮีโมโกลบินที่มีบทบาทหลัก มีสองรูปแบบด้วยกันคือ oxyhemoglobin และ reduced hemoglobin เพราะมีอัตราส่วนมากที่สุดในฮีโมโกลบินทั้งสี่รูปแบบ เป็นฮีโมโกลบินส่วนที่ต้องการหาในงานวิจัยนี้เพื่อนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริต ในคนปกติค่า carboxyhemoglobin จะมีค่าต่ำกว่า 2% และ methemoglobin จะมีค่าต่ำกว่า 0.6% ของฮีโมโกลบินทั้งหมดและอาจมีปริมาณเปลี่ยนแปลงอยู่ในอัตราประมาณ 2 - 3% ระหว่างวัน รูปที่ 2.2 แสดงกราฟ extinction coefficient ของฮีโมโกลบินในรูปแบบที่สำคัญทั้งสองแบบคือ reduced hemoglobin และ oxyhemoglobin ในช่วงความยาวคลื่นแสง 400 - 1000 nm [4] แทนตั้งเป็นค่าการดูดกลืนและแทนนอนเป็นความยาวคลื่นแสง โดยกราฟนี้จะใช้เป็นองค์ประกอบในการพิจารณาเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือซึ่งจะได้กล่าวถึงต่อไป



รูปที่ 2.2 การดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (HbO_2) และไม่จับตัวกับออกซิเจน (Hb)

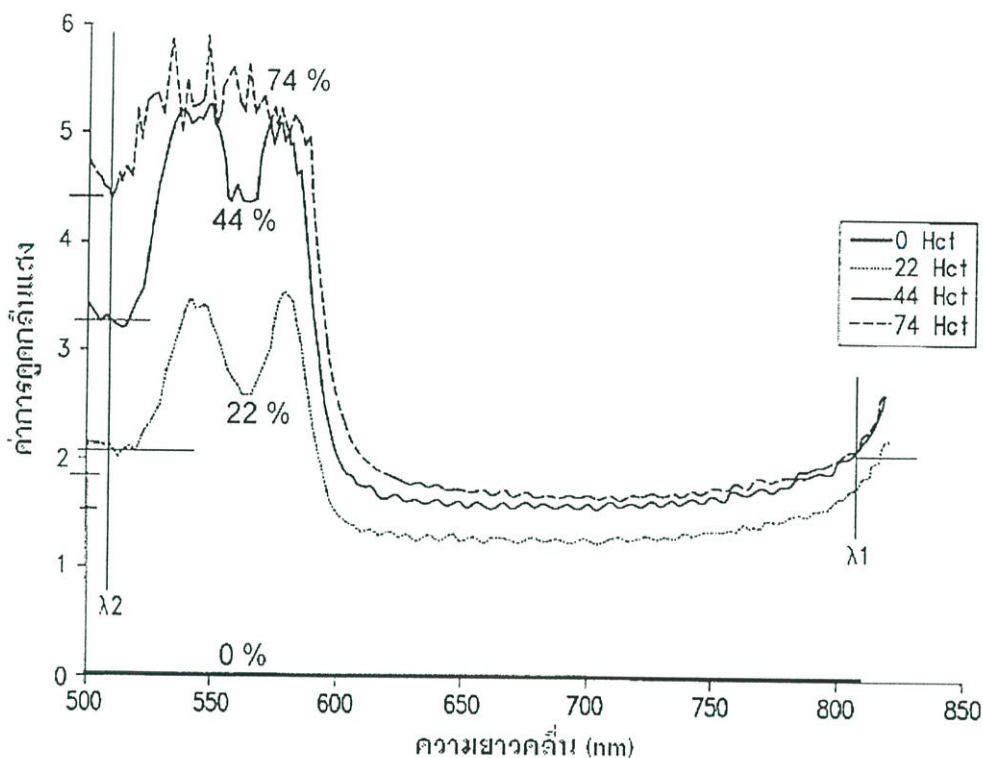
2.2.2 ความยาวคลื่นแสงในการหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด

เครื่องมือในการวัดหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด (Pulse Oximeter) จากภายนอก ร่างกายโดยใช้แสงสองความยาวคลื่นนั้นมีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน โดยใช้แสงส่งผ่าน บริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วย ในการเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับวัดค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของ ออกซิเจนภายในเลือดนั้น จะเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการดูดกลืนที่แตกต่างกันสองความยาวคลื่น ความยาวคลื่นแสงแรก เป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนมากที่สุด และความยาวคลื่นที่สองเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนหรือมีการเปลี่ยนแปลงแต่น้อย และความยาวคลื่นแสงทั้งสองควรมีค่าการดูดกลืนค่อนข้างเป็นเส้นตรงในช่วงกว้าง เพราะเมื่อความยาวคลื่นแสงจากแหล่งกำเนิดแสงมีค่าผิดไปจากเดิมเช่นเปลี่ยน LED สำหรับ กำเนิดแสงตัวใหม่ หรือเปลี่ยน probe อันใหม่ สมการที่ใช้สำหรับทำนายค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายใน เลือดก็ยังคงมีความถูกต้อง โดยเมื่อพิจารณาจากกราฟการดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน ทั้งหมด 100 % (HbO_2) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน (Hb) จากกราฟในรูปที่ 2.2 จะเห็นว่า การดูดกลืนของฮีโมโกลบินทั้งสองรูปแบบ มีการดูดกลืนแตกต่างกันมากที่สุดที่ความยาวคลื่นแสง ประมาณ 660 nm ดังนั้นความยาวคลื่นแสงนี้จึงใช้เป็นความยาวคลื่นสำหรับให้เปลี่ยนแปลงตามค่า

ความอิมตัวของออกซิเจนภายในเลือดที่มีการเปลี่ยนแปลง และความยาวคลื่นแสงอีกค่าหนึ่งที่ใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงจะอยู่ในช่วงประมาณ 800 – 950 nm ซึ่งเป็นช่วงที่มีการตัดกันของเส้นกราฟความยาวคลื่นแสงในช่วงนี้จะเปลี่ยนแปลงตามค่าความอิมตัวของออกซิเจน 0% และ 100 % ภายในเลือดน้อยและมีความแตกต่างระหว่างเส้นกราฟทั้งสองค่อนข้างคงที่

2.2.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการวัดค่าฮีมาโตคริตนั้น สิ่งที่ต้องคำนึงถึงคือฮีโมโกลบินมีอยู่หลายรูปแบบแต่ที่จะพิจารณามีอยู่สองรูปแบบที่สำคัญและมีจำนวนมากที่สุดคือส่วนที่จับตัวอยู่กับออกซิเจน และที่ไม่ได้จับตัวอยู่กับออกซิเจน ดังนั้นในการหาฮีมาโตคริตสำหรับการทดลองในครั้งนี้ก็คือการหาฮีโมโกลบินทั้งสองส่วนนี้ ปัญหาประการแรกที่สำคัญคือต้องกำจัดการรบกวนจากออกซิเจนที่จับตัวอยู่กับฮีโมโกลบินออกไปให้หมด ดังนั้นความยาวคลื่นแสงที่นำมาใช้ในการหาฮีมาโตคริตจึงต้องเป็นความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ reduced hemoglobin และ oxyhemoglobin มีค่า extinction coefficient เท่ากัน นั่นคือจุดที่มีการตัดกันของกราฟค่าความอิมตัวของออกซิเจนที่ 100 % และ 0 % นั่นเอง นอกจากนี้ความยาวคลื่นแสงที่ใช้สำหรับหาฮีมาโตคริต ต้องมีความยาวคลื่นแสงค่าหนึ่งมีการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงขึ้นกับฮีมาโตคริตมาก และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งต้องไม่เปลี่ยนแปลงตามฮีมาโตคริตหรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อยมากเพื่อใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคืออัตราส่วนการดูดกลืนหรือการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงทั้งสองนี้ต้องมีค่าไม่เท่ากัน อีกประการหนึ่งคือการดูดกลืนหรือการส่งผ่านในช่วงความยาวคลื่นที่เลือกนั้น ควรจะมีลักษณะกราฟเกือบเป็นเส้นตรงเนื่องจากเป็นช่วงที่การดูดกลืนหรือการส่งผ่านค่อนข้างคงที่ เพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดจากการที่ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจากแหล่งกำเนิดแสงมีค่าผิดไปจากค่าความยาวคลื่นแสงที่เลือก ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วเช่นกรณีของการเปลี่ยน LED ตัวใหม่หรือการเปลี่ยน probe อันใหม่เป็นต้น จากกราฟการดูดกลืนความอิมตัวของออกซิเจนในรูปที่ 2.2 จุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟความอิมตัวของออกซิเจน 0 % และ 100 % เช่นที่ความยาวคลื่นแสงประมาณ 500 – 600 nm และอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรดความยาวคลื่นประมาณ 800 nm และกราฟการดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆ ในรูปที่ 2.3 ความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการดูดกลืนต่างกันมาก น่าจะมีความเป็นไปได้ในการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริต อยู่ในช่วงประมาณ 500 – 600 nm และอีกช่วงหนึ่งที่ค่าการดูดกลืนค่อนข้างคงที่และมีค่าแตกต่างกันน้อยกว่าความยาวคลื่นในช่วงแรกสำหรับเป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงอยู่ในช่วงประมาณ 800 – 950 nm



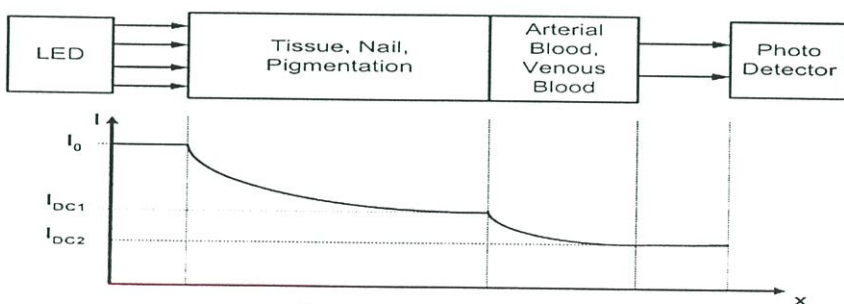
รูปที่ 2.3 การดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆต่อความยาวคลื่นแสง

2.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

การดูดกลืนหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือของคนเรานั้น สามารถแบ่งออกได้เป็นสองส่วน ใหญ่ๆ คือส่วนที่เป็นค่าคงที่ไม่มีเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ เช่นการดูดกลืนจากเนื้อเยื่อ หลอดเลือดดำ เลือดในหลอดเลือดดำ เล็บ และสีของผิวหนังเป็นต้น ส่วนการดูดกลืนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจเช่น จากการที่หลอดเลือดแดงมีการขยายตัวตามจังหวะของการสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ปริมาณเลือดภายในหลอดเลือดแดงที่มีการเปลี่ยนแปลงเป็นต้น สำหรับในการทดลองครั้งนี้จะทำการวิเคราะห์ค่าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาจากปลายนิ้วมือในรูปของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นจึงสมมุติให้ค่าการดูดกลืนหรือค่าการส่งผ่านแสงที่มีการเปลี่ยนแปลง ตามจังหวะอัตราการเต้นของหัวใจจากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าเท่ากันและเป็นค่าคงที่ โดยจะให้ความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาเลือกทั้งสองมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงจากฮีมาโตคริตที่มีค่าเปลี่ยนแปลงไปเพียงปัจจัยเดียว และในการทดลองครั้งนี้จะคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงจากปลายนิ้วมือเป็นหลัก

2.3 สมการในการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง

การวัดค่าฮีมาโตคริตภายในเลือดจากปลายนิ้วมือโดยใช้การส่งผ่านแสง โดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดสำหรับการทดลองครั้งนี้ เป็นการวัดค่าปริมาณการส่งผ่านของแสงจากบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยโดยใช้แสงสองความยาวคลื่น ที่มีคุณสมบัติการส่งผ่านแสงขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของฮีมาโตคริตภายในเลือดต่างกัน เพื่อใช้เป็นค่าการส่งผ่านแสงแทนลงไปในการสมการแบบเชิงเส้นที่จะได้กล่าวถึงต่อไป สำหรับการทดลองครั้งนี้จะเป็นการคำนวณหาฮีมาโตคริตในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ไม่ใช่สัญญาณพัลส์ภายในหลอดเลือดที่เกิดจากการสูบฉีดเลือดของหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มาพิจารณาประกอบในสมการ ในครั้งแรก จะพิจารณาหาความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการส่งผ่านแสงเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตต่างกันสองค่าคือ ความยาวคลื่นแสงค่าแรกจะมีอัตราการเปลี่ยนแปลงน้อยเมื่อฮีมาโตคริตเปลี่ยนค่าไปเป็นจะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง และอีกความยาวคลื่นแสงหนึ่งจะเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไป มากกว่าความยาวคลื่นแสงแรก เพื่อใช้เป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะได้นำทั้งสองความยาวคลื่นแสงที่เลือก มาสร้างสมการสำหรับทำนายหาฮีมาโตคริตต่อไป เมื่อพิจารณาองค์ประกอบของปลายนิ้วมือส่วนที่มีผลต่อการส่งผ่านของแสง โดยเริ่มพิจารณาจากแหล่งกำเนิดแสงจนส่งผ่านไปยังตัวรับแสงที่อยู่ฝั่งตรงกันข้ามของปลายนิ้วมือนัดรูปที่ 2.4 การส่งผ่านจะประกอบด้วยสองส่วนใหญ่ๆที่ได้กล่าวไว้แล้ว เช่นในกรณีของการพิจารณาในเครื่องมือสำหรับวัดค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนภายในเลือดจากบริเวณปลายนิ้วมือ [10] คือส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ และส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ แต่ในการทดลองครั้งนี้เนื่องจากการเก็บข้อมูลในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง จึงแบ่งออกเป็นส่วนที่ไม่มีเม็ดเลือดแดงเป็นองค์ประกอบและส่วนที่มีเม็ดเลือดแดงเป็นองค์ประกอบ ลักษณะการลดลงของค่าความเข้มแสงเป็นแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล (exponential) ก็บระยะทาง



รูปที่ 2.4 องค์ประกอบของปลายนิ้วมือที่มีผลต่อค่าการส่งผ่านแสง

เมื่อให้ความยาวคลื่นแสงที่เลือกมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโทคริตที่มีค่าเปลี่ยนแปลงไป โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามองค์ประกอบอื่นของปลายนิ้วมือ สามารถหารูปแบบของสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริตจากปลายนิ้วมือโดยในที่นี้จะแสดงให้เห็นสองแบบด้วยกัน แบบแรกเป็นการใช้ค่าการดูดกลืนจากฮีโมโกลบินสองรูปแบบที่ต่างกันสองความยาวคลื่นแสงมาสร้างเป็นสมการ [4] โดยวิธีนี้มีข้อเสียคือต้องมีการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นการดูดกลืนก่อน ดังนั้นที่การส่งผ่านมีค่าเป็นศูนย์แสงจะถูกดูดกลืนจนหมดทำให้สมการไม่สามารถใช้ได้ นอกจากนี้ในขั้นตอนการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นการดูดกลืนยังมีการปิดเศษของจุดทศนิยมอันอาจทำให้สมการมีความผิดพลาดสูงขึ้นได้ อีกวิธีหนึ่งเป็นการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยใช้การส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือ โดยให้ความยาวคลื่นแสงที่เลือกทั้งสองความยาวคลื่นมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโทคริตเพียงอย่างเดียว ในส่วนการเปลี่ยนแปลงจากองค์ประกอบอื่นให้เป็นค่าคงที่และมีค่าเท่ากันจากทั้งสองความยาวคลื่น โดยวิธีนี้จะมีข้อดีคือ ไม่ต้องมีการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นค่าการดูดกลืนก่อน แต่จะทำการประมาณค่าเทอม exponential ในสมการการส่งผ่านเพื่อลดรูปเทอม exponential โดยใช้สองเทอมแรกจากการประมาณค่าด้วยอนุกรมเทเลอร์ (Taylor Series Expansion) [23] โดยวิธีนี้อาจทำให้สมการมีความผิดพลาดบ้างแต่สมการก็มีความง่ายมากขึ้น ในขั้นตอนการหาสมการจากความยาวคลื่นแสงทั้งสอง จะได้แสดงให้เห็นการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริต ด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือทั้งสองรูปแบบอย่างละเอียดต่อไป

2.3.1 สมการทำนายค่าฮีมาโทคริตจากค่าการดูดกลืน

ก่อนจะกล่าวถึงสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโทคริต จะได้นำย้มาถึงสมการสำหรับหาค่าการส่งผ่านของ Beer– Lambert’s Law [21– 22] โดยจะมีรูปแบบสมการดังนี้

$$I = I_0 e^{(-T)} \quad (2.9)$$

เมื่อ I_0 เป็นความเข้มของแสงที่ตกกระทบตัวกลาง และ T เป็นสัมประสิทธิ์การดูดกลืน (absorption coefficient) ของตัวกลางเมื่อตัวกลางนั้นคือบริเวณปลายนิ้วมือของคนเราสัมประสิทธิ์การดูดกลืนจะมีค่าเท่ากับสมการที่ (2.10) ดังนี้

$$T = \{a \times [HbO] + b \times [Hb] + S_{RBC} + S_{plasma} + S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation}\} \times d \quad (2.10)$$

เมื่อ a และ b เป็น extinction coefficient ของเม็ดเลือดแดงที่จับกับออกซิเจน (HbO) และที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน (Hb) ตามลำดับ S_{RBC} เป็นค่าการกระจายของแสงจากเม็ดเลือดแดง S_{plasma} เป็นค่าการกระจาย

ของแสงจากน้ำเลือด S_{nail} เป็นการกระจายของแสงจากเล็บ S_{issue} เป็นการกระจายของแสงจากเนื้อเยื่อ และ $S_{pigmentation}$ เป็นการกระจายของแสงจากสีผิว d เป็นระยะทางที่แสงส่งผ่าน เมื่อให้ปริมาณของเม็ดเลือดแดงทั้งหมด (Hbt) คือฮีโมโกลบินทั้งสองรูปแบบ ($HbO + Hb$) ค่าการกระจายของแสงจากเม็ดเลือดแดง (S_{RBC}) จะสามารถประมาณค่าใหม่ได้ดังนี้

$$S_{RBC} = S_c[RBC] = s \times [Hbt] \quad (2.11)$$

โดย s คือค่าการกระจายของแสงจากเม็ดเลือดแดง เมื่อเลือกความยาวคลื่นแสงที่ค่าการดูดกลืนแสงจากเม็ดเลือดแดงที่จับตัวกับออกซิเจน และไม่จับตัวกับออกซิเจนมีค่าเท่ากัน (isobestic wavelength) ดังนั้นค่าของ $a = b = a_i$ สมการ (2.10) สามารถเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (2.12)

$$Ti = \{a_i \times [Hbt] + s \times [Hbt] + S_{plasma} + S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation}\} \times d \quad (2.12)$$

หรือสามารถจัดรูปใหม่ได้ดังสมการที่ (2.13)

$$Ti = (a_i + s) \times d \times [Hbt] + (S_{plasma} + S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation}) \times d \quad (2.13)$$

เมื่อรวมการกระจายทั้งหมดที่สมมติให้เป็นค่าคงที่เข้าด้วยกัน โดยยังคงให้การกระจายของแสงจากพลาสมาเท่านั้นที่มีการเปลี่ยนแปลง สมการที่ (2.13) สามารถเขียนอยู่ในรูปร่างง่ายเป็น

$$Ti = (K \times Hct) + S \quad (2.14)$$

เมื่อ K คือค่าคงที่ในสมการมีค่าเท่ากับ $(a_i + s) d$, S คือค่าการกระจายของแสงจากพลาสมาที่มีการเปลี่ยนแปลง รวมกับค่าการกระจายของแสงจากองค์ประกอบบริเวณปลายนิ้วมือ ที่สมมติให้เป็นค่าคงที่ $(S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation}) Hct$ คือค่าฮีมาโตคริต ($Hct = Hbt = HbO + Hb$)

ในส่วนการกระจายของแสง (S) จากพลาสมา นั้น การเปลี่ยนแปลงมาจากปัจจัยหลายประการด้วยกันและจะแตกต่างกันไปในแต่ละบุคคล เช่นจากพยาธิสภาพของร่างกายหรือจากอาหารที่รับประทานเข้าไป แต่การกระจายของแสงเหล่านี้สามารถชดเชยได้จากสมการดังจะได้แสดงต่อไป เมื่อใช้ความยาวคลื่นแสงสองความยาวคลื่นตรงจุดที่มีการดูดกลืนของค่าความอิ่มตัวออกซิเจนที่ 0 % และ 100 % เท่ากันจากกราฟในรูปที่ 2.2 เช่นความยาวคลื่นแสงประมาณ 500 nm และ 800 nm เป็นต้น สามารถนำการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นแสงทั้งสองมาเขียนสมการได้ดังนี้

$$Ti_1 = (K_1 \times Hct) + S_1 \quad |_{\lambda,1 = 800nm} \quad (2.15)$$

$$Ti_2 = (K_2 \times Hct) + S_2 \quad |_{\lambda,2 = 500nm} \quad (2.16)$$

โดยอัตราส่วนความแตกต่างจากการกระจายของความยาวคลื่นแสงทั้งสองจะมีค่าดังสมการที่ (2.17)

$$R = \frac{S_1}{S_2} \quad (2.17)$$

ถ้าระยะทางของตัวรับแสงและแหล่งกำเนิดแสงมีค่าน้อยกว่า R ก็จะมีค่าใกล้เคียง 1 มากยิ่งขึ้นสมการที่ได้นี้ก็มีความถูกต้องมากขึ้นแต่ในความเป็นจริงค่า R อาจจะมีค่าไม่เท่ากับ 1 เนื่องจากบริเวณปลายนิ้วมือมีระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงมีค่ามากประมาณ 1 ซม. แต่ถ้าประมาณว่าค่า R ใกล้เคียง 1 ดังนั้นค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นแรกสามารถเขียนใหม่ได้จะมีค่าดังนี้

$$Ti_1 = (K_1 \times Hct) + (R \times S_2) \quad (2.18)$$

และค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นแสงที่สองก็จะมีค่าเป็น

$$Ti_2 = (K_2 \times Hct) + S_2 \quad (2.19)$$

ดังนั้นเมื่อจัดรูปสมการที่ (2.19) หา S_2 เพื่อแทนลงไปในสมการที่ (2.18) ก็จะได้สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตดังสมการที่ (2.20)

$$Hct = \frac{(Ti_{1,1} - R \times Ti_{1,2})}{(K_1 - R \times K_2)} \quad (2.20)$$

ถ้าประมาณว่าการกระจายของแสงจากพลาสมา จากทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าเท่ากันนั่นคือค่า R จะมีค่าเป็น 1 จากนั้นผลต่างของค่าคงที่ K_1 และ K_2 ให้เป็นค่าคงที่ K ตัวใหม่สมการที่ (2.20) จะเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (2.21) ดังนี้

$$Hct = \frac{Ti_{1,1} - Ti_{1,2}}{K} \quad (2.21)$$

ในขั้นตอนการหาค่า K จะอาศัยการเก็บข้อมูลค่าฮีมาโตคริตจริงจากการหาค่าโดยใช้เครื่องเหวี่ยงปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน และค่าการส่งผ่านที่ได้จากเครื่องมือที่สร้างขึ้น ก่อนจะแปลงค่าการส่งผ่านนั้นเป็นค่าการดูดกลืนและทำการประมาณค่า K ออกมา

2.3.2 การหาสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือด้วยค่าการส่งผ่านแสง

จากสมการเริ่มต้นพื้นฐานของ Beer's Law แสงที่ตกกระทบและสามารถส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือไปยังอีกด้านหนึ่งก็จะมีรูปแบบสมการ เช่นเดียวกับกรณีของการหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงแต่ใช้ค่าการดูดกลืน เมื่อนำมาเขียนเป็นสมการตั้งต้นได้คือ

แสงที่ส่งผ่าน = แสงตกกระทบ \exp (การดูดกลืน + การกระจาย) d

หรือในรูปสมการ exponential จะมีรูปแบบดังนี้

$$I = I_{0e}^{-\{a \times [HbO] + b \times [Hb] + S_{RBC} + S_{plasma} + S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation}\} \times d} \quad (2.22)$$

จากที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าในการหาสมการสำหรับการทดลองในครั้งนี้ ค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนจะไม่ขึ้นกับอัตราการเต้นของหัวใจโดยคิดในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นเมื่อรวมการกระจายที่สมมุติให้มีค่าคงที่เข้าด้วยกันและเลือกความยาวแสงที่มีค่า extinction coefficient ของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจนและไม่จับตัวกับออกซิเจนเท่ากันจากทั้งสองความยาวคลื่นแสง จึงทำให้สัมประสิทธิ์ตัวคูณ a และ b มีค่าเท่ากันและจากการที่ค่าฮีมาโตคริตก็คือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงทั้งหมด ดังนั้นเมื่อกำหนดเงื่อนไขทั้งสามประการดังต่อไปนี้ลงในสมการที่ (2.22) จะสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (2.26)

เงื่อนไขที่ 1

$$a = b = ai \quad (2.23)$$

เงื่อนไขที่ 2

$$HbO + Hb = Hbt = Hct \quad (2.24)$$

เมื่อ Hbt คือฮีโมโกลบินทั้งสองรูปแบบ ($HbO + Hb$) และมีค่าเท่ากับค่าฮีมาโตคริต (Hct)

เงื่อนไขที่ 3

ให้การกระจายของแสงจากองค์ประกอบอื่นบริเวณปลายนิ้วมือเป็นค่าคงที่ นอกจากการกระจายของฮีโมโกลบินและพลาสมาเท่านั้นที่มีค่าเปลี่ยนแปลง

$$S_{\text{snail}} + S_{\text{tissue}} + S_{\text{pigmentation}} = S_{\text{cont}} \quad (2.25)$$

ดังนั้นสมการที่ (2.22) เมื่อแทนเงื่อนไขทั้งสามประการ (สมการ (2.23), (2.24), (2.25)) ลงไป สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$I = I_0 e^{-\{ai \times [Hbt] + sHbt + S_{\text{plasma}} + S_{\text{const}}\} \times d} \quad (2.26)$$

สมการที่ (2.26) เมื่อจัดรูปใหม่สามารถเขียนได้เป็น

$$I = I_0 e^{-\{(ai+s)[Hbt] + S_{\text{plasma}} + S_{\text{const}}\} \times d} \quad (2.27)$$

กระจายสมการที่ (2.27) ได้เป็นสมการที่ (2.28)

$$I = I_0 e^{-\{(ai+s) \times d \times [Hbt] + d \times (S_{\text{plasma}} + S_{\text{const}})\}} \quad (2.28)$$

ให้ค่าคงที่ $K = (ai + s)d$ และ

การกระจายทั้งหมดของแสง $S = (S_{\text{plasma}} + S_{\text{cont}})d$

สมการ(2.28) สามารถเขียนอยู่ในรูปอย่างง่ายได้ดังสมการที่ (2.29)

$$I = I_0 e^{-(K \times Hbt + S)} \quad (2.29)$$

และจากรูปทั่วไปของอนุกรมเทเลอร์ (Taylor Series Expansion) รอบจุด 0 ของ e^{-x} คือ

$$e^{-x} = 1 - x + \frac{x^2}{2!} - \frac{x^3}{3!} + \frac{x^4}{4!} \dots \dots \dots \quad (2.30)$$

เมื่อแทนค่า x ที่มีรูปแบบดังสมการ (2.29) ด้วยทอม exponential และใช้สองทอมแรกจากการประมาณค่าด้วย Taylor Series Expansion ดังสมการที่ (2.30) จะได้เป็น

$$e^{-(K \times Hbt + S)} = 1 - (K \times Hbt + S) \quad (2.31)$$

ดังนั้นเมื่อแทนทอมเอ็กซ์โพเนนเชียลที่ได้ทำการประมาณค่าแล้วด้วยอนุกรมเทเลอร์ ดังในสมการที่ (2.31) กลับลงไปในสมการ (2.28) จะได้สมการการส่งผ่านแสงดังสมการที่ (2.32)

$$I = I_0[1 - (K \times Hbt + S)] \quad (2.32)$$

เมื่อ I_0 เป็นค่าการส่งผ่านแสงก่อนผ่านตัวกลางและมีค่าเท่ากับ 100 % เมื่อจัดรูปสมการก็จะได้เปอร์เซ็นต์การส่งผ่านแสง (% T) ดังนั้นสมการที่ (2.32) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\%T = \frac{I}{I_0} = (1 - (K \times Hbt + S)) \quad (2.33)$$

ในส่วนของทอมการกระจายของแสงจาก เนื้อเยื่อ สีผิว และเล็บจะสมมุติให้มีค่าคงที่และมีค่าเท่ากัน จากทั้งสองความยาวคลื่นแสง แต่สำหรับการกระจายจากน้ำเลือด (plasma) จะมีค่าไม่คงที่ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าขึ้นกับตัวแปรหลายประการเช่น สภาพทางร่างกาย อาหารที่รับประทาน อย่างไรก็ตามเมื่อเราใช้ความยาวคลื่นแสงสองความยาวคลื่นที่มีค่าการส่งผ่านที่แตกต่างกัน และประมาณว่าค่าการส่งผ่านที่มีปัจจัยการเปลี่ยนแปลงมาจากพลาสมา ของทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าใกล้เคียงกันมาก ก็สามารถประมาณค่าสมการเพื่อชดเชยการกระจายในส่วนนี้ได้ สำหรับคุณสมบัติของความยาวคลื่นแสงทั้งสองที่ใช้หาค่าฮีมาโตคริตจากค่าการส่งผ่านนี้ ยังคงมีเงื่อนไขในการเลือกความยาวคลื่นแสงเช่นเดียวกับการหาค่าฮีมาโตคริตจากค่าการดูดกลืน คือต้องเป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการดูดกลืนที่ความอ้อมตัวออกซิเจน 0 % และ 100 % เท่ากันและความไวในการส่งผ่านแสงต่อฮีมาโตคริตที่มีค่าเปลี่ยนไปของทั้งสองความยาวคลื่นแสงต้องมีค่าต่างกัน นั่นคือยังคงเป็นความยาวคลื่นแสงประมาณ 500 – 600 nm และอีกช่วงหนึ่งยังอยู่ในช่วงประมาณ 800 – 950 nm สมการที่ได้จากความยาวคลื่นแสงทั้งสอง เช่นในกรณีเลือกความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 875 nm โดยให้ความยาวคลื่นแสง 875 nm เป็นค่าความยาวคลื่นแสงอ้างอิง สามารถเขียนเป็นสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้สองความยาวคลื่นแสง เมื่อ T แทนเปอร์เซ็นต์การส่งผ่านแสง (% T) จากการประมาณค่าด้วย Taylor Series expansion ได้ดังนี้

$$T_1 = (1 - (K_1 \times Hbt + S_1))|_{875nm} \quad (2.34)$$

และ

$$T_2 = (1 - (K_2 \times Hbt + S_2))|_{525nm} \quad (2.35)$$

ให้ R คืออัตราส่วนความแตกต่างของแสงที่มีการกระจายจากตัวกลางของความยาวคลื่นแสงที่ 1 (S_1) และความยาวคลื่นแสงที่ 2 (S_2)

$$R = \frac{S_1}{S_2} \quad (2.36)$$

สมการที่ (2.34) จะเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$T_1 = (1 - (K_1 \times Hbt + RS_2)) \quad (2.37)$$

จัดรูปสมการที่ (2.35) เพื่อหาค่า S_2 และแทนลงไปในสมการที่ (2.37)

$$T_1 = 1 - K_1 Hbt + R(T_2 - 1 + K_2 Hbt) \quad (2.38)$$

จัดรูปสมการที่ (2.38) เพื่อหาค่า Hbt

$$Hbt = \frac{T_1 - 1 - R(T_2 - 1)}{RK_2 - K_1} \quad (2.39)$$

และเมื่อสมมุติให้ค่าฮีโมโกลบินทั้งหมด (Hbt) คือค่าฮีมาโตคริต (Hct) ถ้าค่า R ที่เป็นอัตราส่วนความแตกต่างของแสงที่มีการกระจาย (S) จากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าเท่ากับ 1 หรือใกล้เคียง 1 มากๆ สมการก็จะมีความถูกต้องโดยค่า R จะเท่ากับ 1 ได้ระยะทางระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงต้องมีค่าน้อยๆ แต่ในที่นี้ตัวกลางคือปลายนิ้วมือซึ่งมีความกว้างประมาณ 1 เซนติเมตร ดังนั้นค่า R จึงอาจมีค่าไม่เท่ากับ 1 แต่ถ้าประมาณว่าค่าการกระจายจากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าต่างกันน้อยมากจนประมาณได้ว่ามีค่าเท่ากันทำให้ค่า R มีค่าเป็น 1 และกำหนดให้ค่าความแตกต่างระหว่าง K_2 และ K_1 เป็นค่าคงที่ K ตัวใหม่ จากสมการที่ (2.39) ก็จะได้สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต ที่ใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือโดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดดังสมการที่ (2.40)

$$Hct = \frac{T_1 - T_2}{K} \quad (2.40)$$

สำหรับในขั้นตอนการหาตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการหาค่าฮีมาโตคริตโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสง จะได้ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากเครื่องมือ สำหรับหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือที่ได้ประดิษฐ์

ขึ้นมา จากทั้งสองความยาวคลื่นแสง ในส่วนของการหาค่าฮีมาโตคริตสำหรับเป็นค่าอ้างอิง ยังคงใช้วิธีการหาค่าด้วยวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน โดยสมการที่ (2.40) จะใช้เป็นสมการสำหรับหาค่าฮีมาโตคริตจากค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือในการทดลองต่อไป

บทที่ 3

ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด วงจรขยายสัญญาณและรูปแบบของ หัวตรวจ

ในบทนี้ได้กล่าวถึงพื้นฐานการทำงานของ ไดโอดเปล่งแสงที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ ไปยังอีกด้านหนึ่งโดยใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสง (photo diode) และได้กล่าวถึงวงจรขยายสัญญาณที่นิยมใช้ ในการแปลงสัญญาณค่ากระแสไฟฟ้าที่ออกมาจากโฟโตไดโอดเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้า ในส่วนสุดท้ายเป็นชนิดของหัวตรวจ (probe) ที่นิยมใช้วัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆบริเวณร่างกายทั้งสองแบบคือ ชนิดตรวจวัดค่าการส่งผ่าน (transmittance probe) และชนิดตรวจวัดค่าการกระจาย (scattering probe)

3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode)

ในส่วนของแหล่งกำเนิดแสงสำหรับการทดลองครั้งนี้ใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) การเลือก LED เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือหรือสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตนั้น ความเข้มของแสงสว่างหรือกำลังงานที่กำเนิดจาก LED จะต้องสามารถให้ความเข้มแสงออกมาเพียงพอที่จะส่งผ่านเนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือที่มีความกว้างมากกว่า 1 cm ได้ นอกจากนี้ยังต้องมีขนาดเล็กเพื่อให้สามารถวางในหัวตรวจ (probe) ที่มีพื้นที่จำกัดได้ ในส่วนนี้จะพูดถึงพื้นฐานการทำงานและคุณสมบัติของ LED หลักการในการกำเนิดแสงของ LED ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาและโครงสร้างพื้นฐานของ LED ก่อนที่จะพูดถึงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสง จะขอกล่าวถึงข้อกำหนดหลักๆในการพิจารณาเลือก LED ประการแรกคือแสงที่กำเนิดจาก LED ต้องมีความเข้มแสง (light output) เพียงพอที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือได้ ประการที่สองคือขนาดของ LED ต้องมีขนาดเล็กพอที่จะวางลงใน probe ที่มีพื้นที่จำกัดได้ พลังงานแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED จะวัดในหน่วยเป็นมิลลิวัตต์ (milliwatts) โดย LED ที่เลือกใช้ควรเป็นชนิด high-bright หรือ super bright เท่านั้น เพื่อให้มีความเข้มแสงพอเพียงสำหรับการส่งผ่านปลายนิ้วมืออย่างเช่น ในเครื่องมือสำหรับหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้การส่งแสงผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ [10] มีกำลังงานแสงที่กำเนิดออกมาประมาณ 1 mW ที่กระแสไบอัสตรงประมาณ 20 mA แต่ LED ที่ให้ความเข้มแสงมากกว่านี้ก็สามารถนำมาใช้ได้ โดยปกติมักมีค่าพลังงานความเข้มแสงไม่เกิน 10 mW ประการที่สามคือความยาวคลื่นที่ LED ให้กำลังงานสูงสุด (λ_{peak}) ประการที่สี่คือช่วงของความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมา (λ_{range}) ประการสุดท้ายคือมุมของแสงที่ LED กำเนิดออกมา (view angle) ในปัจจุบัน โรงงานผลิต LED สามารถสร้าง LED ให้มีขนาดเล็กลง

มากโดยมีขนาดพื้นที่ประมาณ 1 ตารางมิลลิเมตร และยังคงให้พลังงานแสงที่เพียงพอในการส่งผ่านปลายนิ้วมือ ในการทดลองครั้งนี้ใช้ LED ที่มีขายตามท้องตลาดทั่วไปคือรูปร่างภายนอกมีลักษณะกลมแบบทรงกระบอกปลายมนและมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3 mm

3.1.1 พื้นฐานการทำงานของไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode)

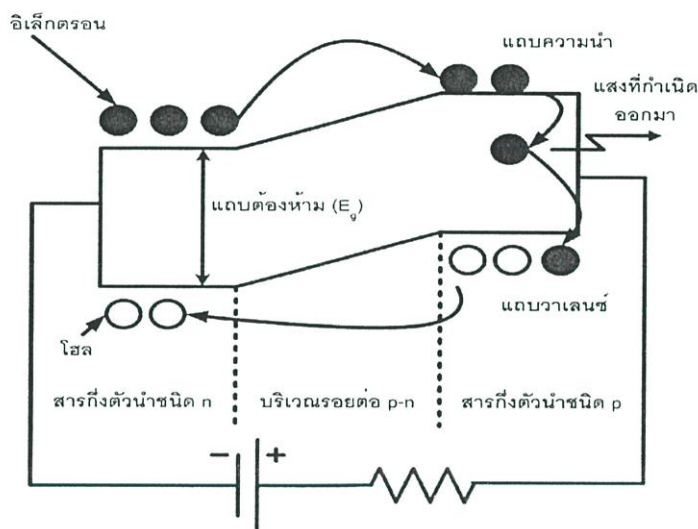
ไดโอดเปล่งแสงมักเป็นตัวเลือกอันดับแรกๆ ในการใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงเพื่อตรวจจับสัญญาณหรือตรวจวัดค่าต่างๆ ในเครื่องมือที่ใช้วิธีการทางแสง แต่ไม่ต้องการพลังงานแสงมากนัก เนื่องจากการใช้งานที่ง่ายไม่ยุ่งยาก เช่นเครื่องมือในการวัดหาค่าเปอร์เซ็นต์ความอิมิตตัวของออกซิเจนภายในเลือด ผ่านปลายนิ้วมือหรือว่าดิงหูที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันเนื่องจาก LED มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ราคาไม่แพง ความเข้มแสงที่เปล่งออกมาพอเพียงที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือได้ มีความยาวคลื่นแสงให้เลือกมากมายความยาวคลื่นในช่วงตั้งแต่แสงสีน้ำเงินจนถึงแสงย่านอินฟราเรด นอกจากนี้การออกแบบวงจรขับ LED ให้เปล่งแสงออกมายังสามารถทำได้โดยง่าย ใช้พลังงานไม่มากเทคนิคไม่ซับซ้อนจนเกินไป

LED เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สารกึ่งตัวนำทางแสง (optoelectronics) ที่กำเนิดแสงจากการปลดปล่อยพลังงานของอิเล็กตรอน แล้วให้ความยาวคลื่นแสง (photon) ออกมาจากการรวมตัวกันของพาหะส่วนน้อยบริเวณรอยต่อ p-n ในขณะที่ได้รับไบอัสตรง LED ส่วนใหญ่จะทำจากสารกึ่งตัวนำธาตุหมู่ III-V, II-VI และหมู่ IV โดยส่วนมากมักจะทำมาจาก Gallium Arsenide Phosphide (GaAsP) Gallium Phosphide (GaP) และ Gallium Arsenide (GaAs) LED ที่ทำมาจาก GaAsP และ GaP จะให้แสงในย่านที่มองเห็นได้ (visible light) (ประมาณ 380 – 780 nm) ในขณะที่ LED ที่ทำมาจาก GaAs จะให้แสงย่านอินฟราเรด สารประกอบอีกชนิดหนึ่งที่สามารถให้แสงได้ทั้งสองช่วงคือแสงที่มองเห็นได้และแสงอินฟราเรดแต่ยังไม่เป็นที่นิยมแพร่หลายคือ Gallium Aluminum Arsenide (GaAlAs)

รูปที่ 3.1 แสดงหลักการพื้นฐานในการกำเนิดแสงของ LED เมื่ออิเล็กตรอนมีพลังงานมากพอที่จะข้ามบริเวณแถบต้องห้าม (forbidden energy gap, E_g) ขึ้นไปอยู่บริเวณแถบตัวนำ (conduction band) หลังจากนั้นเมื่ออิเล็กตรอนที่ขึ้นไปอยู่บริเวณแถบตัวนำมีพลังงานลดลงและตกกลับลงมาที่สถานะพลังงานที่ต่ำกว่า บริเวณแถบ valence band อิเล็กตรอนดังกล่าวจะปล่อยพลังงานออกมาในรูปของพลังงานโฟตอน (photon) โดยความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมาจากการตกกลับลงมาของอิเล็กตรอนหรือเป็นความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมานั้นเองจะสามารถหาได้จากสมการที่ (3.1)

$$E_g = \frac{hc}{\lambda} \quad (3.1)$$

เมื่อ E_g เป็นความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามในหน่วยอิเล็กตรอน โวลต์ h เป็นค่าคงที่ของพลังค์ (Planck's constant) มีค่าเท่ากับ 6.626×10^{-34} J s) ในส่วน c เป็นความเร็วของแสงในสุญญากาศ (3×10^8 m/s) และ λ เป็นความยาวคลื่นแสงที่ได้จากการคายพลังงานโฟตอนของอิเล็กตรอนออกมา ค่าของ E_g เป็นคุณสมบัติเฉพาะของธาตุ หรือสารประกอบที่นำมาทำ LED ซึ่งเป็นค่าคงที่ โดยธาตุหรือสารประกอบแต่ละชนิดจะมีค่าไม่เท่ากันและเป็นตัวกำหนดความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมาจาก LED เมื่อมีการป้อนไบอัสตรง



รูปที่ 3.1 พื้นฐานการทำงานของ LED

3.1.2 ความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่เกิดจาก LED

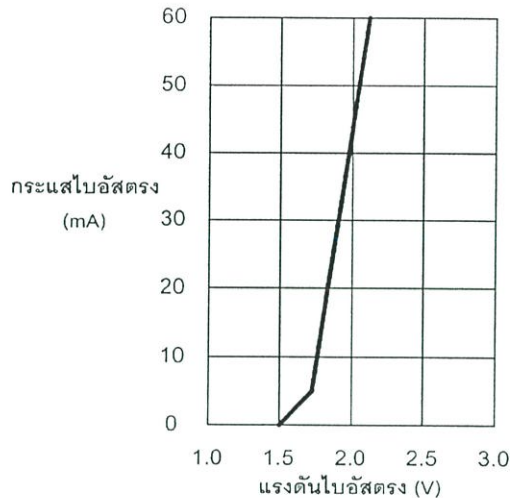
สิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาอีกประการหนึ่งคือ ช่วงความกว้างของความยาวคลื่นแสง (band width consideration) ที่กำเนิดจาก LED เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบจากค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนภายในเลือดให้มีค่าน้อยสุด เพราะในการหาค่าฮีมาโตคริตจะอาศัยความยาวคลื่นแสงบริเวณจุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟความอิมพัลส์ของออกซิเจน 0 % และ 100 % ดังนั้นถ้าหากความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมามีค่าผิดไปจากจุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟ ผลของค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนก็จะเข้ามารบกวนได้มากโดยเฉพาะความยาวคลื่นแสงในช่วงประมาณ 500–600 nm เนื่องจากกราฟการดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจนและไม่จับตัวกับออกซิเจนบริเวณนี้ มีลักษณะเปลี่ยนแปลงค่อนข้างรวดเร็ว ดังนั้น LED ที่นำมาใช้สำหรับสร้างหัวตรวจ (Probe) ต้องมี bandwidth แคบ แต่ในช่วงความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรด (800–950 nm) LED ที่นำมาใช้ในย่านความยาวคลื่นแสงช่วงนี้ไม่มีความจำเป็นที่ต้องมี bandwidth แคบมากนักเนื่องจากการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของฮีโมโกลบินทั้งสองรูปแบบในช่วงนี้มีลักษณะค่อนข้างเป็นเส้นตรงทำให้สามารถเลือก LED ที่มี spectral bandwidth กว้างมากกว่าความยาวคลื่นแสงช่วง 500 – 600 nm ได้

3.1.3 แรงดันไบอัสตรง (forward voltage)

แรงดันไบอัสตรงของไดโอดปกติจะกำหนดจากค่าแรงดันตกคร่อมรอยต่อ p-n ของไดโอดชนิดนั้นโดยวัดจากขั้วแอโนด (anode) ไปยังขั้วแคโทด (cathode) ค่าของแรงดันไบอัสตรงนี้จะแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับชนิดของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง ไดโอดสำหรับใช้งานทั่วไปชนิดที่ทำมาจากซิลิกอน (silicon) จะมีแรงดันไบอัสตรงประมาณ 0.7 โวลต์ และมีค่าประมาณ 0.3 โวลต์สำหรับชนิดที่ทำมาจากเจอร์มาเนียม (germanium) แต่แรงดันไบอัสตรงของ LED จะมีช่วงกว้างมากกว่าคืออยู่ในช่วงประมาณ 0.9–2.5 โวลต์ จากสมการที่ 3.1 แสดงให้เห็นว่าความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้าม (E_g) จะแปรผกผันกันกับความยาวคลื่นแสง (λ) ของพลังงานโฟตอน (photon) ที่กำเนิดจาก LED โดยเมื่อความกว้างของ E_g มีค่ามากความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาก็จะมีค่าน้อย และแรงดันไบอัสตรงของ LED ก็แปรผันตรงกับความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED ดังนั้นจึงทำให้ LED ที่มีแรงดันไบอัสตรงน้อย ก็มาจากการที่ธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED นั้นมีค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามน้อยด้วย ทำให้ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาเมื่อได้รับไบอัสตรงมีค่ามาก (เช่น เปล่งแสงออกมาในย่านอินฟราเรด) ในทางกลับกัน LED ที่มีค่าแรงดันไบอัสตรงมากก็จะมีค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามมากด้วย ทำให้ได้ค่าความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าน้อย หรือมีความถี่สูงนั่นเอง (เช่น กำเนิดออกมาในช่วงแสงสีน้ำเงินหรือว่าสีเขียว)

3.1.4 กระแสไบอัสตรง

กระแสไบอัสตรงกำหนดจากค่ากระแสที่ไหลผ่าน LED จากขั้วแอโนด ไปยังขั้วแคโทดของ LED เมื่อ LED มีค่ากระแสไบอัสตรงไหลผ่านเพียงพอที่จะกำเนิดแสงออกมา โดยค่ากระแสไบอัสตรงนี้เป็นคุณสมบัติที่สำคัญประการหนึ่งของ LED เกี่ยวกับความเข้มของพลังงานแสงที่ LED สามารถกำเนิดออกมาได้ โดยค่าพลังงานแสงที่กำเนิดออกมาในช่วงแรกโดยประมาณมีความเป็นเชิงเส้นกับกระแสไบอัสตรงที่ไหลผ่าน LED ซึ่งจะเป็นช่วงที่มีการใช้งาน โดยปกติค่ากระแสไบอัสตรงของ LED จะมีช่วงกว้างมากจากประมาณ 2 – 50 mA รูปที่ 3.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไบอัสตรงและแรงดันของ LED ที่กำเนิดแสงออกมาที่ความยาวคลื่น 660 nm



รูปที่ 3.2 กราฟกระแสและแรงดันในขณะที่ได้รับไบอัสตรงของ LED

3.1.5 แรงดันไบอัสกลับ (Reverse breakdown voltage)

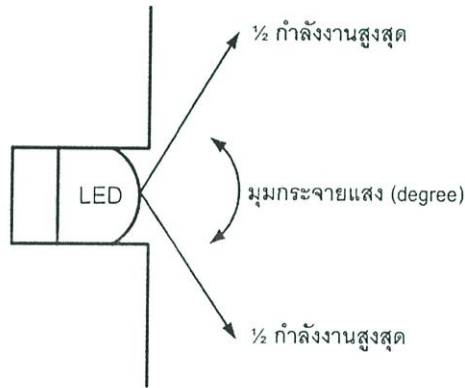
โดยทั่วไปเมื่อไดโอดได้รับการไบอัสกลับจะไม่มีกระแสไหลผ่านข้ามรอยต่อ p-n จนกว่าแรงดันไบอัสกลับนั้นจะมีค่ามากถึงระดับแรงดันพังทลาย (breakdown voltage) ของไดโอดตัวนั้น ที่ระดับแรงดันพังทลายนี้จะมีกระแสจำนวนมากไหลผ่านรอยต่อ p-n อันจะทำให้ไดโอดได้รับความเสียหาย นอกเสียจากว่าจะมีค่าความต้านทาน (resistor) เป็นตัวจำกัดกระแสต่ออนุกรมอยู่ด้วย โดย LED ส่วนมากจะมีคุณสมบัติด้านแรงดันไบอัสกลับนี้ค่อนข้างต่ำกว่าไดโอดสำหรับใช้งานทั่วไปมากมักจะอยู่ในช่วงประมาณ 3-5 โวลต์ คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญในการเลือกและออกแบบวงจรขับ LED ให้สามารถทำงานได้ดีโดยไม่เกิดความเสียหายขึ้น

3.1.6 กระแสไบอัสกลับ (Reverse current)

ในทางอุดมคติจะไม่มีกระแสไหลผ่านในขณะที่รอยต่อ p-n อยู่ในสภาวะที่ได้รับแรงดันไบอัสกลับ แต่ในความเป็นจริงจะมีกระแสรั่วค่าน้อยๆไหลผ่าน LED โดยมีค่าประมาณอยู่ในช่วง 0.01-10 μA แต่กระแสที่ไหลผ่านค่านี้นี้เมื่อเปรียบเทียบกับกระแสไบอัสตรงที่มีค่าน้อยมาก ทำให้สามารถตัดผลของค่ากระแสที่ไหลในช่วงไบอัสกลับนี้ทิ้งไปได้

3.1.7 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED (Beam angle)

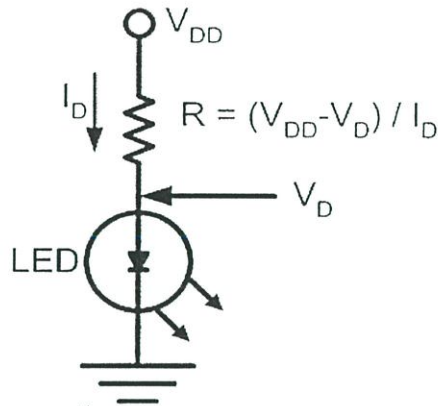
รูปที่ 3.3 แสดงมุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED กำหนดจากมุมที่การเปล่งแสงของ LED และมีพลังงานลดลงเหลือครึ่งหนึ่งจากค่าพลังงานสูงสุดจากด้านหนึ่งไปสู่อีกด้านหนึ่ง (beam angle) หรือเรียกอีกอย่างว่ามุมกระจายแสง (view angle) ในการวัดหาจุดโฟกัสเพื่อหาจุดที่ LED กำเนิดแสงพลังงานสูงสุดปัจจุบันนี้ทำได้ง่ายไม่ยุ่งยาก และ LED ที่มีขายในท้องตลาดในปัจจุบันจะมีค่ามุมของแสงที่เปล่งออกมานี้ได้ตั้งแต่ไม่กี่องศาจนถึง 180 องศา ในการเลือก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงผ่านปลายนิ้วมือนั้นจะเลือกใช้ที่มีค่ามุมไม่มากนัก เพื่อให้ได้พลังงานแสงที่มีค่าสูงสุดส่งผ่านออกไปอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ โดยแสงจะมีการกระจายเมื่อเดินทางผ่านเนื้อเยื่อและเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้พลังงานแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าลดลงก่อนเดินทางไปถึงตัวรับอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ



รูปที่ 3.3 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED

3.1.8 วงจรขับ LED

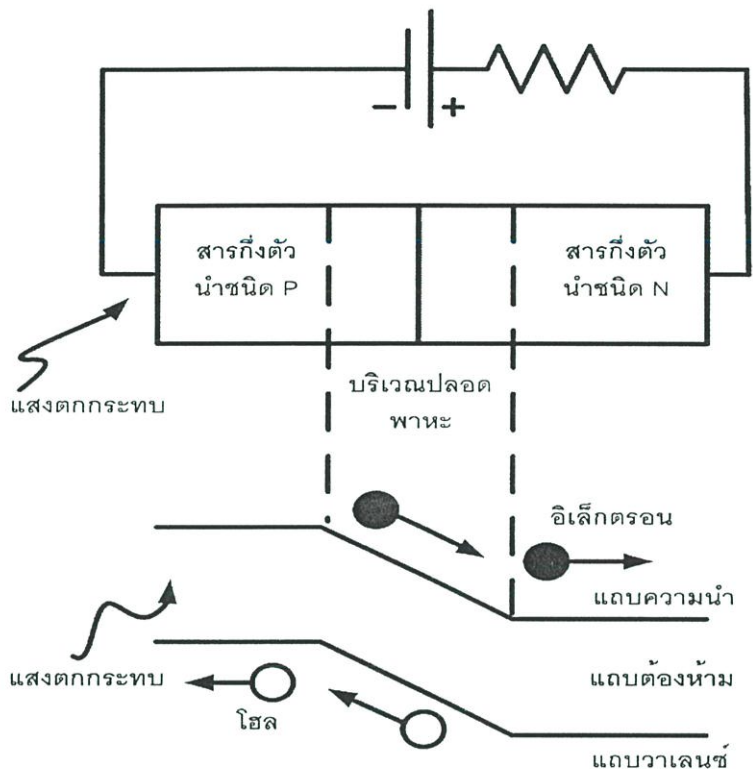
วงจรในรูปที่ 3.4 เป็นวงจรพื้นฐานในการใช้งานเพื่อขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาโดยค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมอยู่กับ LED จะเป็นตัวจำกัดกระแสที่ไหลผ่าน LED ไม่ให้เกิดความเสียหายและเป็นตัวจำกัดค่าความเข้มแสงที่กำเนิดออกมา สามารถคำนวณได้โดยใช้แรงดันไฟเลี้ยงของวงจรลบด้วยค่าแรงดันไบอัสตรงของ LEDหารด้วยค่ากระแสที่เราต้องการให้ไหลผ่าน LED ซึ่งต้องมีค่าเพียงพอที่จะทำให้ LED เปล่งแสงออกมาและต้องไม่ให้ค่ากระแสในขณะไบอัสตรงมีค่ามากเกินไปจนเกิดความเสียหาย โดยค่าของแรงดันไบอัสตรงและค่ากระแสที่ LED ขอมให้ไหลผ่านได้โดยไม่เกิดความเสียหายสามารถดูได้จาก specifications ของ LED แต่ละตัว นอกจากนี้ค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมกับ LED ยังทำหน้าที่เป็นตัวจำกัดกระแสไบอัสกลับไม่ให้มีค่ามากเกินไปจน LED เกิดความเสียหาย หากแหล่งจ่ายไฟมีการเปลี่ยนขั้วเช่นกรณีที่น่า LED ไปใช้งานกับแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ



รูปที่ 3.4 การจัดวงจรขับ LED แบบพื้นฐาน

3.2 โฟโตไดโอด (Photo Diode)

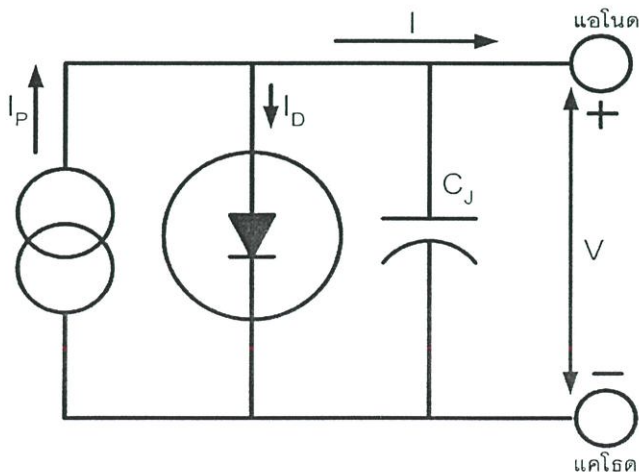
ในการทดลองครั้งนี้ ได้เลือกอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงให้เป็นพลังงานไฟฟ้าโดยใช้โฟโตไดโอด เนื่องจากค่าของกระแสหรือแรงดันที่ออกมาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบการใช้งานไม่ยุ่งยากและมีความไว (response time) ในการตอบสนองต่อแสงที่มากกระทบบเร็ว โฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n จะประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด n และอีกด้านหนึ่งจะเป็นสารกึ่งตัวนำชนิด p ดังรูปที่ 3.5 แสดงพื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n เมื่อบริเวณรอยต่อ p-n ได้รับโฟตอนจากแสงที่มีพลังงานเพียงพอตกกระทบบจะทำให้เกิดคู่อิเล็กตรอน-โฮล ใหม่เกิดขึ้น (electron-hole pair) ทำให้มีอิเล็กตรอนจากฝั่ง p เคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะ (depletion region) ไปยังฝั่ง n ในขณะที่โฮล จากฝั่ง n ก็จะเคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะไปยังฝั่ง p ผลก็คือเกิดกระแสไฟฟ้าไหลขึ้น นอกจากนี้โฟโตไดโอดยังเป็นอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีราคาไม่สูงมากนัก และกระแสเข้าที่พุทที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบ



รูปที่ 3.5 โฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N เมื่อได้รับแสง

3.2.1 พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด

พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N แสดงดังรูปที่ 3.6 เป็นรูปแบบจำลอง พื้นฐานของโฟโตไดโอดจะประกอบไปด้วยการขนานกันของแหล่งจ่ายกระแส ไดโอดในอุดมคติ (ideal diode) และค่าคาปาซิแตนซ์ของรอยต่อ (junction capacitance)



รูปที่ 3.6 พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด

จากรูปที่ 3.6 เมื่อทำการวิเคราะห์หาค่ากระแสสุทธิที่จ่ายออกมาจากโฟโตไดโอด (I) สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$I = I_p - I_D \quad (3.2)$$

โดยค่ากระแส photocurrent (I_p) สามารถหาได้จาก

$$I_p = SE \quad (3.3)$$

เมื่อ S เป็นความไว (sensitivity) หรือเรียกอีกอย่างว่าเป็นค่ากระแส photocurrent ที่กำเนิดออกมาต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ที่มีแสงตกกระทบ E เป็นความสว่างของแสงที่มากตกกระทบบริเวณรอยต่อ p-n ในส่วนของค่ากระแสที่ไหลผ่านไดโอด I_D สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$I_D = I_0 \left[e^{\frac{qV}{kT}} - 1 \right] \quad (3.4)$$

เมื่อ I_0 เป็นค่ากระแสอิ่มตัวเมื่อไดโอดได้รับไบอัสกลับ V เป็นแรงดันที่ตกคร่อมไดโอด k เป็นค่าคงที่ของโบลซ์แมน (Boltzmann constant) และ T เป็นอุณหภูมิในหน่วยเคลวิน (Kelvin)

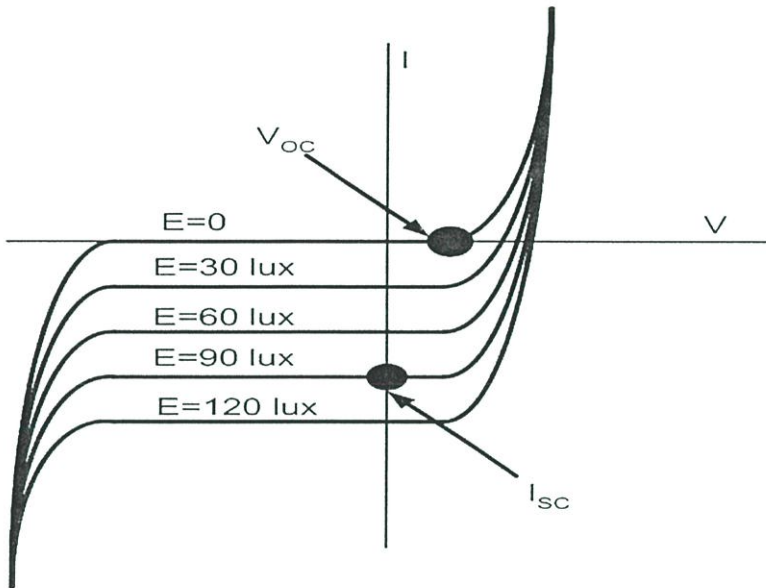
โฟโตไดโอดจะมีการทำงานอยู่สองรูปแบบด้วยกันคือ รูปแบบแรกเป็นการทำงานแบบ photovoltaic โดยทำงานเหมือนกับแหล่งจ่ายแรงดันเมื่อมีแสงมาตกกระทบ ค่าแรงดันในขณะเปิดวงจร (open circuit) ที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดนี้จะไม่เป็นเชิงเส้นกับความเข้มของแสงที่มากตกกระทบ โดยคิดในขณะเปิดวงจรและไม่มีกระแสไหลออกจากตัวโฟโตไดโอด ($I=0$) ค่าแรงดันเอาท์พุทจะหาได้จากสมการ

$$V_{OC} = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_p}{I_D} + 1\right) \quad (3.5)$$

อีกรูปแบบหนึ่งเป็นการทำงานแบบ photoconductive นั่นคือแสงที่มากตกกระทบทำให้เกิดกระแสขึ้นในตัวโฟโตไดโอดไหลออกมาภายนอกเมื่อต่อวงจร โดยคิดขณะที่แรงดันตกคร่อมตัวโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์ในขณะลัดวงจร (short circuit) ($V=0$) หรือมีค่าคงที่เป็นค่าๆเปลี่ยนแปลงตามความเข้มแสง การทำงานรูปแบบนี้ค่ากระแสที่เกิดขึ้นจากตัวโฟโตไดโอดจะเป็นสัดส่วนแบบเชิงเส้นโดยตรงกับแสงที่มากตกกระทบบริเวณรอยต่อ p-n รูปที่ 3.7 แสดงให้เห็นกราฟคุณสมบัติ

กระแสและแรงดันของโฟโตไดโอดที่ความเข้มแสงค่าต่างๆ จะมีลักษณะเป็นเชิงเส้นต่อค่าความเข้มแสงที่เข้ามาตกกระทบ โดยค่ากระแสเข้าที่พุดสามารถหาได้จากสมการที่ (3.6) ดังนี้

$$I_{sc} = SE \quad (3.6)$$



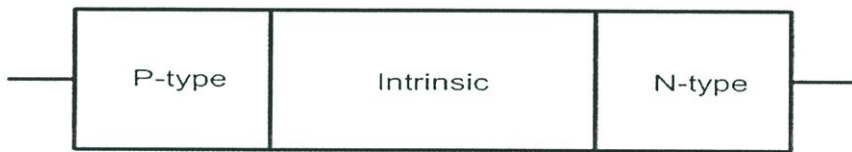
รูปที่ 3.7 กราฟกระแสเข้าที่พุดที่ความเข้มแสงค่าต่างๆของโฟโตไดโอด

จากรูปที่ 3.7 เมื่อโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ p-n ใช้งานในรูปแบบ photoconductive จะเห็นว่ามีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกับความเข้มของแสงที่ตกกระทบบนข้างมาก โดยดูได้ระหว่างแกนของความเข้มแสงและค่ากระแสเข้าที่พุดจะให้ค่าความไวของโฟโตไดโอดโดยปกติจะมีค่าเปลี่ยนแปลงประมาณ 0.05 % ตลอดช่วงแต่สามารถเพิ่มได้ประมาณ 2-3 % ที่ค่าความเข้มแสงและค่ากระแสสูงๆ นอกจากนี้ความไวของโฟโตไดโอดยังขึ้นกับความยาวคลื่นแสงที่มากกระทบบด้วย ค่าการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงนี้ (spectral response) จะขึ้นกับชนิดของธาตุหรือสารประกอบที่ใช้สร้างรวมทั้งความลึกของรอยต่อ p-n โฟโตไดโอดเมื่อใช้งานในรูปแบบ photoconductive จะมีความไวต่ออุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปค่อนข้างน้อย โดยทั่วไปจะมีค่าความไวต่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงโดยประมาณ $+0.2\% / ^\circ\text{C}$ นอกจากนี้โฟโตไดโอดมีการตอบสนอง (response time) ต่อแสงที่มากกระทบบค่อนข้างเร็วเมื่อเทียบกับ photo cell โดยมีระยะเวลาประมาณ $20\ \mu\text{s}$ และโฟโตไดโอดยังมีราคาไม่แพงและการออกแบบวงจรประกอบการใช้งานไม่ยุ่งยาก

โฟโตไดโอดมีอยู่หลายแบบที่แตกต่างจากโฟโตไดโอดพื้นฐานแบบรอยต่อ p-n เช่น โฟโตไดโอดแบบ p-i-n ที่มีการนำเอาสารกึ่งตัวนำบริสุทธิ์ (intrinsic) มาคั่นกลางระหว่างสารกึ่งตัวนำชนิด p และชนิด n เพื่อลดค่าของตัวเก็บประจุบริเวณรอยต่อ (junction capacitance) ให้มีค่าน้อยลงและเพิ่มพื้นที่รับแสง รวมทั้งการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่มีค่ามากได้ดีขึ้น โฟโตไดโอด

แบบ shottky ที่มี response time สูงทำให้สามารถทำงานที่ความยาวคลื่นแสงน้อยๆได้ดี หรือโฟโตไดโอดแบบ metal–semiconductor–metal และโฟโตไดโอดแบบ avalanche โดยโฟโตไดโอดแบบ p–i–n ก็มีการใช้งานในเครื่องวัดความอึมตัวของออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกายและในการทดลองครั้งนี้ก็ได้ทดลองใช้โฟโตไดโอดชนิด p–i–n เป็นตัวรับความเข้มแสงที่ส่งผ่านปลายนิ้วมือและแปลงเป็นกระแสไฟฟ้า รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของ p–i–n ไดโอด

จากที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าโฟโตไดโอดแบบ p–i–n จะมีสารกึ่งตัวนำบริสุทธิ์ (intrinsic) กั้นอยู่ตรงกลางระหว่างชั้นของ สาร p และสาร n จากโครงสร้างที่ได้รับการปรับปรุงนี้ผลก็คือทำให้ค่าคาปาซิแตนซ์ของรอยต่อมีค่าต่ำกว่าไดโอดแบบรอยต่อ p–n ที่มีพื้นที่รับแสงเท่ากันทำให้โฟโตไดโอดแบบ p–i–n มีการตอบสนองต่อแสงเร็วขึ้นนอกจากนี้ยังมี bandwidth ในการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่กว้างขึ้น ทำให้สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงตลอดช่วงที่ทำการทดลองในครั้งนี้ได้ (426 – 950 nm) โดยใช้โฟโตไดโอดเพียงตัวเดียว ที่สำคัญเมื่อขนาดของตัวโฟโตไดโอดแบบ p–i–n มีขนาดเท่ากับโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ p–n ราคาในท้องตลาดก็ไม่ต่างกัน



รูปที่ 3.8 ลักษณะของ P–I–N โฟโตไดโอด

3.2.2 ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (junction capacitance)

ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อของโฟโตไดโอด เป็นค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญอย่างหนึ่งโดยจะมีค่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพื้นที่รอยต่อของโฟโตไดโอด แต่จะมีค่าลดลงได้เมื่อมีการเพิ่มแรงดันไบอัสย้อนกลับ แต่ก็มีข้อจำกัดเนื่องจากค่าแรงดันพังทลายของโฟโตไดโอดมีค่าจำกัด ความไวในการตอบสนองต่อแสงของโฟโตไดโอดจะขึ้นอยู่กับค่าคงที่ RC บริเวณรอยต่อ (RC time constant) และค่าความต้านทานที่นำมาต่อเป็นโหลดให้กับตัวโฟโตไดโอด อย่างไรก็ตามค่าความไวของโฟโตไดโอดก็สามารถเพิ่มได้ โดยการเพิ่มแรงดันไบอัสย้อนกลับให้สูงแต่วิธีการนี้ไม่เป็นที่นิยมใช้ในการนำโฟโตไดโอดมาใช้งาน

3.2.3 Dark current

Dark current เป็นค่ากระแสรั่วย้อนกลับที่ไหลในตัวโฟโตไดโอดขณะที่ไม่มีแสงมาตกกระทบกระแสที่ไหลในขณะที่ไม่มีแสงมาตกกระทบตัวโฟโตไดโอดนี้ จะมีค่าเฉพาะและขึ้นกับแรงดันไบอัสย้อนกลับที่จ่ายให้กับตัวโฟโตไดโอด ในขณะที่ยังไม่มีแสงมาตกกระทบตัวโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์จะมี

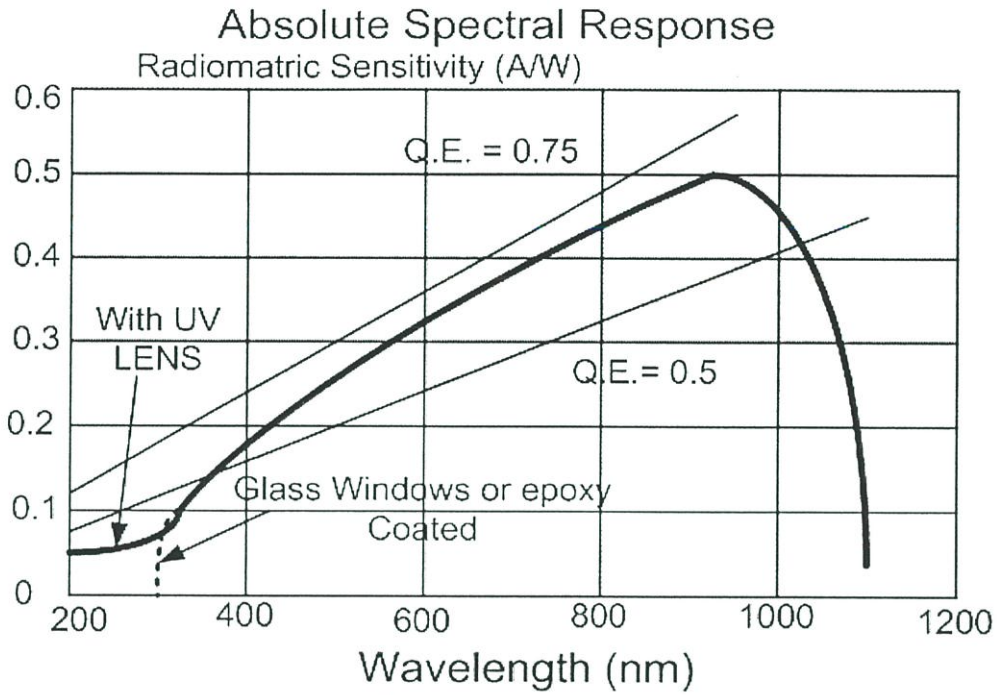
แรงดันตกคร่อมตัวโฟโตไดโอดค่าน้อยๆเหมือนกับแรงดัน offset ใน op amp โดยค่ากระแส dark current นี้จะมีค่าเพิ่มขึ้นตามแรงดันไบอัสย้อนกลับหรืออุณหภูมิที่โฟโตไดโอดได้รับมีค่าเพิ่มขึ้น

3.2.4 ความไว (Sensitivity)

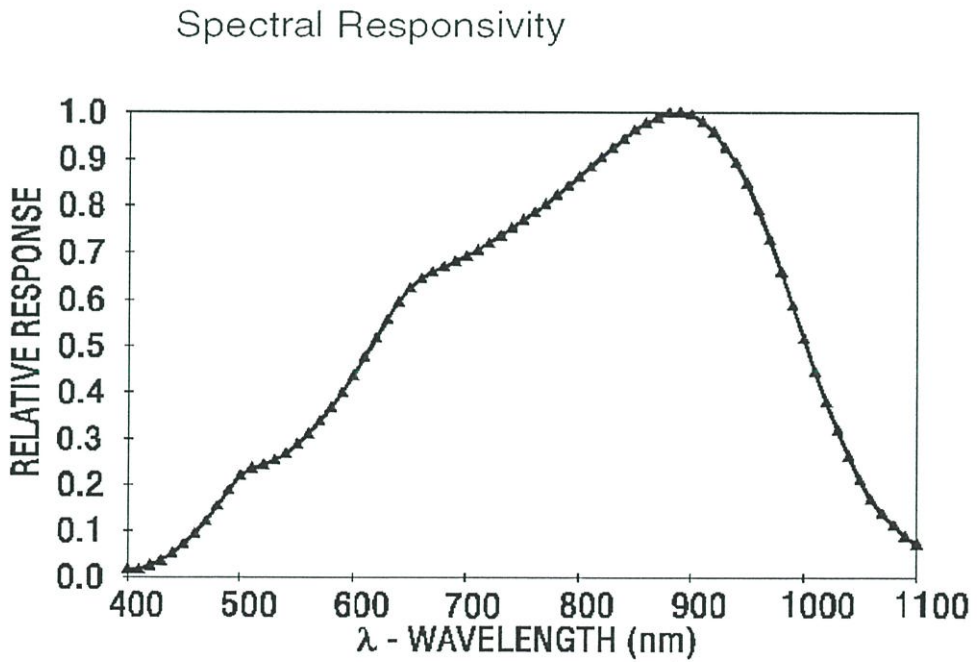
ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่า ค่าของกระแสเข้าที่พุทของโฟโตไดโอดเมื่อใช้งานในรูปแบบ photoconductive จะมีความเป็นเชิงเส้น ดังนั้นความไวก็คือค่ากระแสเข้าที่พุทกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบในขณะที่มีอุณหภูมิคงที่อยู่ที่ค่าหนึ่ง ในการหาคุณสมบัติข้อนี้ของโฟโตไดโอดมีการใช้แหล่งกำเนิดแสงหลายแบบด้วยกัน แตกต่างกันในแต่ละโรงงาน บางกรณีใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงโดยดูความยาวคลื่นแสงค่ากลาง (center frequency) ที่กำเนิดออกมาใน specification ของ LED ในกรณีนี้ความเข้มของแสงจะมีหน่วยเป็น mW/cm^2 แต่ถ้าเป็นการทดสอบตามมาตรฐานของ International Commission on Illumination (CIE) จะมีหน่วยของความสว่างเป็นลักซ์ (lux) และแหล่งกำเนิดแสงมักใช้หลอดทังสแตน (tungsten lamp)

3.2.5 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (Spectral Response)

ในรูปที่ 3.9 แสดงการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ VTB8440 และในรูปที่ 3.10 เป็นการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022 เป็นโฟโตไดโอดที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงนี้มีความสำคัญในการเลือกโฟโตไดโอด ให้สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่ต้องการได้ตลอดช่วง โดยปกติโรงงานผู้ผลิต จะบอกค่าการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดว่ามีความไวสูงสุดที่ความยาวคลื่นใด (peak sensitivity) ผู้ออกแบบต้องพิจารณาเลือกโฟโตไดโอดที่มีความเหมาะสมเอง โดยพิจารณาจากกราฟการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดจาก specifications ที่ได้จากผู้ผลิต สำหรับในการวัดค่าฮิมาโตคริตจะใช้ความยาวคลื่นแสงสองช่วง คือในช่วงประมาณ 500–600 nm และ 800–950 nm โฟโตไดโอดที่เลือกใช้ควรจะสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงได้ดี นอกจากนี้การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอด ยังสามารถกำจัดความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่ต้องการได้โดยการใส่ฟิลเตอร์ (filter) ให้มีการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ต้องการได้ดีขึ้น



รูปที่ 3.9 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ VTB8440



รูปที่ 3.10 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022

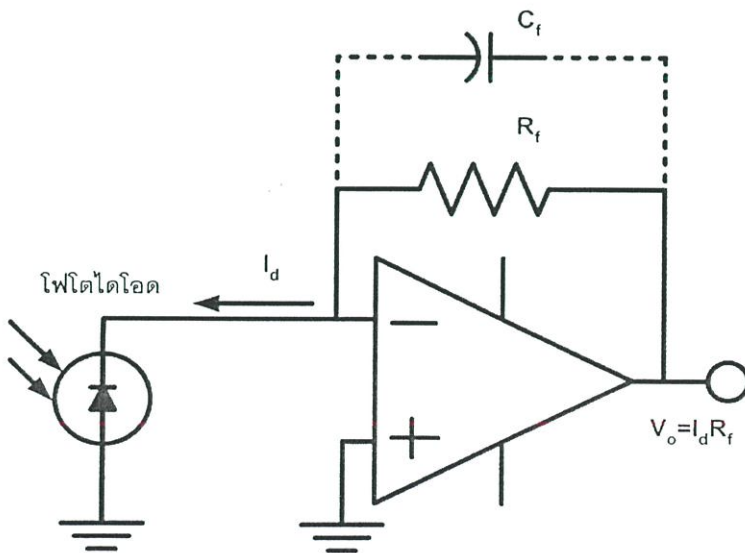
3.3 วงจรขยายสัญญาณ

เมื่อโฟโตไดโอดเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว วงจรขยายสัญญาณจะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดัน เพื่อบันทึกเป็นข้อมูลสำหรับหาค่าฮิมาโตคริตต่อไป ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้วงจรขยายแบบ Transimpedance เป็นวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดัน แต่ก็สามารถใช้วงจรขยายแบบอื่นสำหรับแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันได้ แต่วงจรขยายแบบ transimpedance เป็นที่นิยมใช้ในเครื่องมือที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสงและแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันอย่างเช่น เครื่องวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอก ร่างกายโดยไม่มีการเจาะเลือด เป็นต้น

3.3.1 วงจรขยายสัญญาณ Transimpedance แบบพื้นฐาน

รูปที่ 3.11 เป็นวงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบ transimpedance โดยวงจรจะทำหน้าที่แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดให้เป็นแรงดันที่เข้าที่พู่ทได้ จากการที่กราวด์เสมือน (visual ground) ระหว่างอินพุตบวกและอินพุตลบของออปแอมป์จะทำให้แรงดันที่ตกคร่อมโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์โวลต์ ดังนั้นค่ากระแสที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดจึงไหลผ่านความต้านทานที่ทำหน้าที่ป้อนกลับระหว่างเข้าที่พู่ทและอินพุตลบของออปแอมป์ กลายเป็นแรงดันที่เข้าที่พู่ทโดยจะมีค่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบตัวโฟโตไดโอดจะมีค่าดังสมการ

$$V_o = I_d R_f \quad (3.7)$$



รูปที่ 3.11 วงจรขยาย transimpedance แบบพื้นฐาน

สมการที่ (3.7) แสดงให้เห็นว่าอัตราขยายสัญญาณของวงจร transimpedance จะมีค่าเท่ากับ ค่าความต้านทานป้อนกลับ โดยปกติแสงที่ส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือออกมาจะมีค่าไม่เกิน 5 % จากการใช้ LED แบบ superbright ดังนั้นวงจรและโฟโตไดโอดจะทำงานที่ความเข้มแสงค่อนข้างต่ำ อย่างไรก็ตามวงจร transimpedance ที่แสดงอย่างง่ายนี้ก็มีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้งานเพื่อหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ โดยยังมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงสำหรับการออกแบบวงจรขยายแบบ transimpedance อีกหลายประการเช่น ความถี่ที่ใช้งาน อัตราขยาย เป็นต้น

3.4 การพิจารณาออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์รับแสง ในรูปแบบ photoconductive ที่ให้ค่าเอาต์พุตกระแสไฟฟ้าออกมาเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบนั้นจะใช้วงจร transimpedance แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดันไฟฟ้า ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่ายังมีสิ่งที่จะต้องพิจารณาหลายประการด้วยกัน เช่นลักษณะของตัวโฟโตไดโอด ความถี่ที่จะใช้งาน ค่าความต้านทานป้อนกลับ ค่าตัวเก็บประจุที่ต่อรวมในวงจรรวมทั้งออปแอมป์ที่ใช้ในการขยายสัญญาณ

3.4.1 ตัวเก็บประจุของโฟโตไดโอด (photodiode capacitance)

ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อของโฟโตไดโอด (junction capacitance) ควรจะมีค่าต่ำสุดเท่าที่จะเป็นไปได้โดยสามารถเลือกดูได้จาก specifications ของโฟโตไดโอดที่ได้จากผู้ผลิต ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อของโฟโตไดโอดนี้ จะทำให้มีผลต่อช่วงการตอบสนองต่อความถี่ (bandwidth) ของวงจร

3.4.2 ขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอด (photodiode active area)

ขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอดควรจะขนาดเล็กเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อให้มีค่า signal to noise ratio สูง นอกจากนี้ขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอดยังเป็นสัดส่วนโดยตรงต่อค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ

3.4.3 ค่าความต้านทานป้อนกลับ (feedback resistor)

ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่ามาก ๆ จะเป็นตัวสร้างสัญญาณรบกวนที่สำคัญในวงจร โดยค่าของความต้านทานจะแปรผันกับค่า thermal noise ดังสมการที่ (3.8)

$$\text{thermal noise} = \sqrt{4kTBR} \quad (3.8)$$

เมื่อ k เป็นค่าคงที่ของโบลซ์แมน T เป็นอุณหภูมิในหน่วยของสเคลวิน (Kelvin) B เป็น noise bandwidth (Hz) และ R เป็นค่าความต้านทานป้อนกลับมีหน่วยเป็นโอห์ม (ohm, Ω) จากสมการ (3.7) ค่าแรงดันเอาต์พุตจะเพิ่มขึ้นแปรผันตรงกับ R ดังนั้น ค่า signal to noise ratio จะมีค่าดีขึ้น เพราะว่าสัญญาณรบกวนจะแปรผันในลักษณะ square root ของค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูงขึ้น แต่ถ้าวิเคราะห์วงจรในรูปที่ 3.11 โดยใช้วงจรเทียบเคียงแบบตัวที (T network) ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูงจะทำให้ค่า signal to noise ratio ของสัญญาณรบกวนทางด้านกระแส (current noise) มีค่าต่ำนอกจากนี้ยังทำให้เอาต์พุตของวงจรมีค่าแรงดันออฟเซต (offset voltage) สูง

3.4.4 ออปแอมป์ (Op amp)

ออปแอมป์ที่ใช้ในวงจร transimpedance นี้ต้องการชนิดที่กระแสอินพุตมีค่าน้อยหรือมีค่า input impedance สูงนั่นเองเนื่องจากค่าความต้านทานของโฟโตไดโอดขณะได้รับไบอัสกลับมีค่าสูงและค่ากระแสที่กำเนิดออกมาจากโฟโตไดโอดมีค่าน้อย รวมทั้งวงจรยังทำงานที่ความเข้มแสงต่ำอีกด้วย ดังนั้นจึงต้องการอัตราการขยายสัญญาณที่สูง ออปแอมป์ที่มีอินพุตเป็น field effect transistor (FET) น่าจะเหมาะสมสำหรับใช้ในวงจรนี้มากกว่าที่มีอินพุตเป็นไบโพลาร์ทรานซิสเตอร์

3.4.5 ค่าตัวเก็บประจุป้อนกลับ (Feedback capacitor)

คาปาซิเตอร์ที่ป้อนกลับในวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดอัตราการขยายสัญญาณไม่ให้ loop gain มีค่าสูงมากนัก เพื่อเป็นการรักษาเสถียรภาพของวงจรและป้องกันการ oscillate ในการเลือกค่าคาปาซิเตอร์นี้ได้มีการวิเคราะห์ไว้เรียบร้อยแล้ว โดยได้แสดงไว้เป็นสูตรสำหรับหาค่าตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ป้อนกลับ (C_f) ที่เหมาะสม [24] เมื่อขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอดมีขนาดใหญ่ โดยค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อควรจะมีขนาดใหญ่กว่าค่าตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ป้อนกลับ

$$C_f = \sqrt{\frac{C_I}{2\pi R_f f_c}} \quad (3.9)$$

เมื่อ f_c เป็นค่าความถี่ที่อัตราการขยายของออปแอมป์มีค่าเท่ากับ 1 (unity gain) C_I เป็นค่าตัวเก็บประจุทั้งหมดที่อินพุตของวงจร (ค่าตัวเก็บประจุที่อินพุต = ค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อของโฟโตไดโอด + ค่าตัวเก็บประจุที่อินพุตของออปแอมป์) R_f เป็นค่าความต้านทานป้อนกลับ โดยสามารถเขียนในรูปสูตรทั่วไปเมื่อค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อของโฟโตไดโอดมีขนาดเล็กได้ดังนี้

$$C_f = \frac{1}{4\pi R_f f_c} (1 + \sqrt{1 + 8\pi R_f C_I f_c}) \quad (3.10)$$

เมื่อค่าตัวเก็บประจุมีขนาดใหญ่จะทำให้ bandwidth ของวงจรมีค่าลดลงโดยค่า bandwidth ของวงจรสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$BW = 1.4 f_p \quad (3.11)$$

เมื่อ f_p คือความถี่ที่วงจรมีอัตราการขยายสัญญาณสูงสุดโดยจะมีค่าดังสมการ (3.12)

$$f_p = \sqrt{\frac{fc}{2\pi R_f(C_i + C_f)}} \quad (3.12)$$

3.4.6 การชิลด์วงจรขยายสัญญาณ (shielding)

วงจรที่ได้กล่าวถึงนี้เป็นวงจรที่มีความไวสูง และมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ที่สูงด้วยดังนั้นวงจร transimpedance นี้จะมีสัญญาณรบกวนเข้ามาได้ง่าย จากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กไฟฟ้า (electrostatic coupling) แม่เหล็ก (magnetic coupling) และจากสัญญาณความถี่วิทยุ (radio frequency interference)

สัญญาณรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กไฟฟ้า มักจะเข้ามาทางแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสสลับของวงจร ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นในตัวโฟโตไดโอดและวงจร transimpedance ได้ การลดสัญญาณรบกวนรูปแบบนี้ บางครั้งจำเป็นต้องมีการหุ้มตัวโฟโตไดโอดและวงจรด้วยโลหะ โดยจะเปิดเฉพาะบริเวณที่ทำหน้าที่รับแสงเท่านั้น แต่สิ่งหนึ่งที่จะเข้ามาเกี่ยวข้องเมื่อทำการหุ้มด้วยโลหะคือจะเกิดค่าตัวเก็บประจุระหว่างวงจรรขยายและกราวด์อันอาจมีผลต่อการทำงานของระบบได้

สัญญาณรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก เช่นกรณีใช้งานใกล้เครื่อง magnetic resonant imaging (MRI) ที่มีสนามแม่เหล็กสูง จะมีความยากในการควบคุมมากกว่าการรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กไฟฟ้าที่สามารถป้องกันได้โดยการชิลด์ แต่สัญญาณรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กวิธีการชิลด์จะไม่สามารถป้องกันได้ วิธีที่สามารถทำได้คือต้องทำให้พื้นที่ของวงจรรขยายมีค่าน้อยที่สุด ค่าความต้านทานสูงๆก็จะมีผลไวในการรับสัญญาณรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กได้เช่นกัน ดังนั้นขั้วต่อและการเดินสายระหว่างตัวความต้านทานและออปแอมป์ควรจะมีระยะสั้นสุดเท่าที่จะเป็นไปได้

การรบกวนจากคลื่นวิทยุ (radio frequency interference, RFI) การรบกวนนี้อาจมาจากเครื่องมือที่ใช้คลื่นวิทยุในการสื่อสาร หรือจากอุปกรณ์อื่นๆที่ใช้ในการวินิจฉัยและรักษาผู้ป่วยในบริเวณใกล้เคียงการป้องกันการรบกวนจากคลื่นวิทยุที่ดีคือใช้การชิลด์และใช้วงจรกรองความถี่ การใช้สายชิลด์ใน probe โดยเฉพาะสายตัวนำที่นำสัญญาณจากโฟโตไดโอดกลับมายังวงจรรขยาย หรือการออกแบบวงจรให้โฟโตไดโอดทำงานในย่านความถี่ที่ไม่อยู่ในช่วงความถี่คลื่นวิทยุเป็นต้น

3.5 หัวตรวจ (Probes)

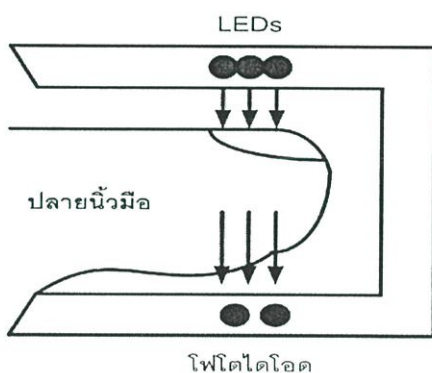
หัวตรวจที่มีใช้กันอยู่อย่างแพร่หลายในปัจจุบันมีสองแบบหลักๆคือ หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่านและหัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ แต่ถ้าแบ่งตามรูปแบบการใช้งานก็สามารถแบ่งได้สองแบบ คือเป็นแบบที่สามารถนำมาใช้ซ้ำได้ (reusable probes) และแบบที่ใช้เพียงครั้งเดียว (disposable probes) แต่ทั้งสองรูปแบบนี้ก็ยังมีหลักการงานตรวจวัดหาค่าองค์ประกอบที่ต้องการทราบค่าโดยการตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านหรือตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับนั่นเอง ในหัวตรวจแบบรับค่าการส่งผ่าน แหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงจะอยู่ตรงกันข้ามคนละด้านของวัตถุที่ต้องการตรวจวัดหาค่าการส่งผ่าน ในขณะที่หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับแหล่งกำเนิดแสง และตัวรับแสงจะอยู่ด้านเดียวกันของวัตถุที่ต้องการหาค่าการสะท้อนกลับในส่วนนี้จะได้กล่าวถึงพื้นฐานการทำงานของหัวตรวจทั้งสองแบบ ในการวัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆภายในเลือดนั้นสามารถออกแบบและใช้หัวตรวจได้ทั้งสองแบบ โดยในการออกแบบหัวตรวจยังมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงเช่น การรบกวนจากแสงภายนอกที่จะเล็ดลอดเข้าสู่ตัวโฟโตไดโอดภาครับ อุณหภูมิจากปลายนิ้วมือที่อาจทำให้คุณสมบัติการทำงานของ LED และโฟโตไดโอดเปลี่ยนไป นอกจากนี้ในบางกรณียังมีหัวตรวจที่ต้องการการออกแบบเป็นพิเศษเช่น หัวตรวจที่จะนำไปใช้งานใกล้เครื่อง MRI (magnetic resonant imaging) หรือบริเวณที่มีสนามแม่เหล็กสูงเป็นต้น ในการทดลองเพื่อหาค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือโดยไม่ต้องเจาะเก็บตัวอย่างเลือดในครั้งนี้ จะออกแบบโดยใช้หัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านที่ใช้งานแบบทั่วไป เนื่องจากมีความสะดวกมากกว่าหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับ เนื่องจากหัวตรวจที่ออกแบบต้องมีการใช้ LED และโฟโตไดโอดหลายๆดวงประกอบอยู่ภายใน โดยจะออกแบบหัวตรวจในลักษณะที่มีการหนีบติดกับปลายนิ้วมือโดยให้ตัวรับแสงและแหล่งกำเนิดแสงอยู่คนละด้านตรงกันข้ามกันบริเวณปลายนิ้วมือ

3.5.1 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน (Transmittance Probes)

ลักษณะหัวตรวจในรูปแบบนี้จะใช้แสงส่งผ่านปลายนิ้วมือ หรือวัตถุที่เราต้องการทราบองค์ประกอบภายใน โดยให้แหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงอยู่ตรงกันข้ามคนละด้านของปลายนิ้วมืองดรูปที่ 3.12 ได้แสดงการวางตัวของโฟโตไดโอดรับแสงและ LED ที่ทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดแสง โดยทั่วไปภายในหัวตรวจจะประกอบด้วยโฟโตไดโอดและจำนวน LED ตามค่าความยาวคลื่นแสงที่เราต้องการเช่นในครั้งแรกที่ทำการทดลองนี้จะมีจำนวน LED มากถึง 14 ดวงจากนั้นเมื่อทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมแล้วก็จะเหลือ LED เพียง 4 ดวงเท่านั้น ส่วนโฟโตไดโอดในการทดลองครั้งแรกจะใช้สองตัวด้วยกัน คือตัวแรกจะตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่มองเห็นได้ และตัวที่สองจะตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรด แสงที่กำเนิดจาก LED ต้องมีความเข้มมากพอที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือไปยังอีกด้านหนึ่งได้ในการทดลองนี้ได้

เลือก LED ชนิดที่เป็นแบบ super bright หรือ high bright เพื่อให้มีความเข้มแสงที่มากพอและรับประกันได้ว่าแสงที่กำเนิดจาก LED สามารถส่งผ่านปลายนิ้วมือได้อย่างแน่นอน

การวางตำแหน่งของ LED และโฟโตไดโอดควรอยู่ในตำแหน่งที่ตรงกันมากที่สุดเพื่อจะได้รับพลังงานแสงที่กำเนิดจาก LED สูงสุดอีกทั้งควรมีระยะใกล้กันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้และไม่ควรให้ตัวโฟโตไดโอดและ LED สัมผัสกับผิวหนังของผู้ป่วยโดยตรงเพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวนจากอุณหภูมิของร่างกาย นอกจากนี้แรงที่กดลงบนปลายนิ้วของผู้ป่วยควรกระจายออกไปทั่วทั้งปลายนิ้วไม่กดลงเฉพาะบางจุดเท่านั้น และแรงจากการหนีบของหัวตรวจควรมีค่าไม่มากจนทำให้เกิดความเจ็บปวด หรือมีค่าน้อยเกินไปจนไม่สามารถหนีบติดกับปลายนิ้วมือได้

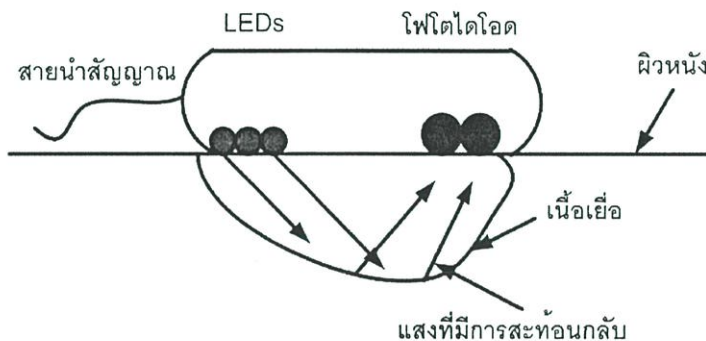


รูปที่ 3.12 หัวตรวจชนิดตรวจรับค่าการส่งผ่าน

3.5.2 หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes)

ในบางกรณีหรือบางจุดของร่างกาย หัวตรวจแบบตรวจวัดค่าการส่งผ่านไม่สามารถใช้งานได้ เช่นกรณีของเด็กหรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถนำหัวตรวจไปหนีบที่ปลายนิ้วมือได้ จำเป็นต้องทำการตรวจวัดที่ตำแหน่งอื่นของร่างกายเช่นบริเวณขมับ ข้อมือหรือบริเวณอื่นของร่างกายที่ไม่สามารถใช้หัวตรวจแบบหนีบได้เป็นต้น สำหรับสมการในการคำนวณเพื่อหาค่าองค์ประกอบภายในเลือดที่เราต้องการก็จะแตกต่างไปจากกรณีของหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการส่งผ่าน ในหัวตรวจแบบนี้จะตรวจรับปริมาณความเข้มในการสะท้อนกลับ ของแสงที่กำเนิดและส่งออกมาจากแหล่งกำเนิดแสง (back scattered) จากเนื้อเยื่อของร่างกาย ข้อได้เปรียบในการวัดหาค่าองค์ประกอบภายในเลือดของหัวตรวจแบบนี้ คือสามารถวางที่ตำแหน่งใดก็ได้ภายในร่างกายแต่มีข้อเสียเปรียบอยู่ที่ความยากในการคำนวณหาค่าที่ต้องการ การปรับเทียบ (calibration) และข้อจำกัดด้านความแม่นยำ (accuracy) ที่น้อยกว่าหัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน โดยยังคงเป็นปัญหาหลักของหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับจากผิวหนัง ความเข้มของแสงที่สะท้อนกลับจากผิวหนังไม่ได้ขึ้นกับค่าการดูดกลืน (absorption) จากองค์ประกอบภายในเลือดเพียงอย่างเดียวเท่านั้นแต่ยังขึ้นอยู่กับโครงสร้างและสีของผิวหนังบริเวณนั้นด้วย ในส่วนการวางตัว LED และโฟโตไดโอดในหัวตรวจแบบนี้จะอยู่

ด้านเดียวกันบนผิวหนังบริเวณใดก็ได้ภายในร่างกายดังรูปที่ 3.13 โดยปกติที่มีขายและใช้กันทั่วไป โฟโตไดโอดตัวรับจะอยู่ด้านหน้าแต่ก็ไม่มีข้อบ่งบอกว่าเมื่อวางสลับตำแหน่งกันแล้วจะทำให้มีข้อผิดพลาดหรือประสิทธิภาพลดลงแต่อย่างใด นอกจากนี้ในหัวตรวจแบบนี้สิ่งที่จะต้องคำนึงถึง เหมือนกับหัวตรวจแบบตรวจวัดค่าการส่งผ่านคือ การรบกวนของแสงจากภายนอก อุณหภูมิจากผิวหนังของร่างกาย ระยะห่างที่เหมาะสมระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตไดโอดที่ใช้รับแสง



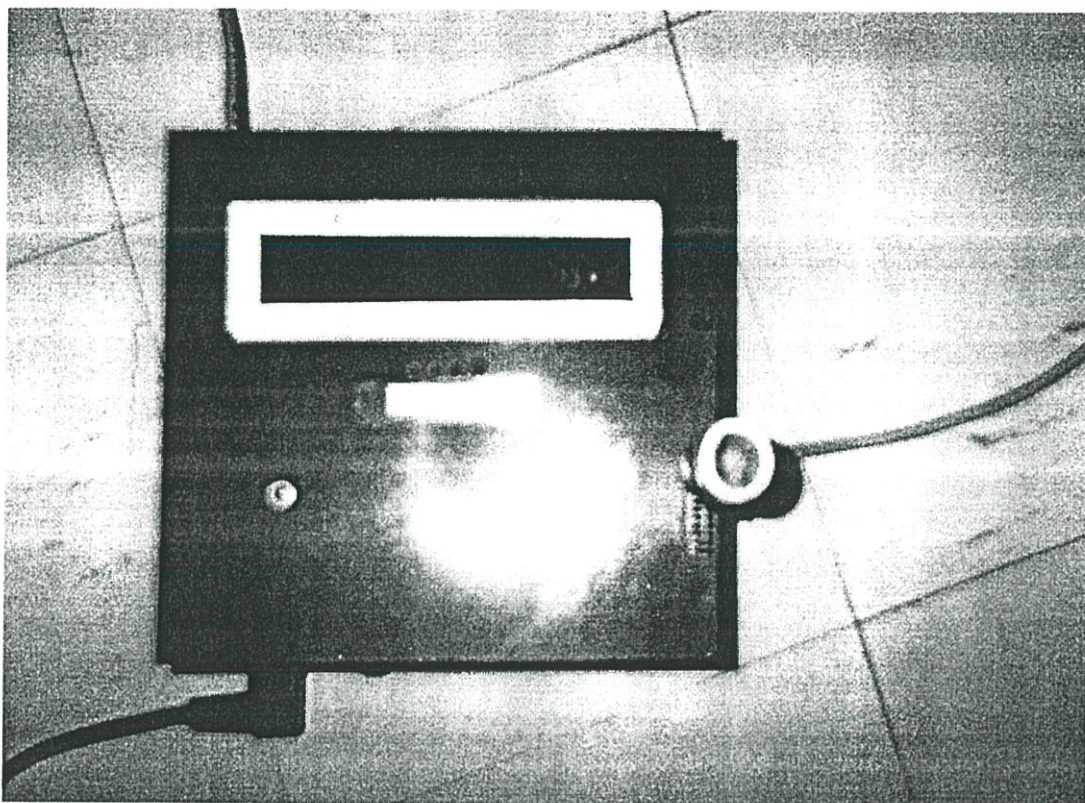
รูปที่ 3.13 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ

บทที่ 4

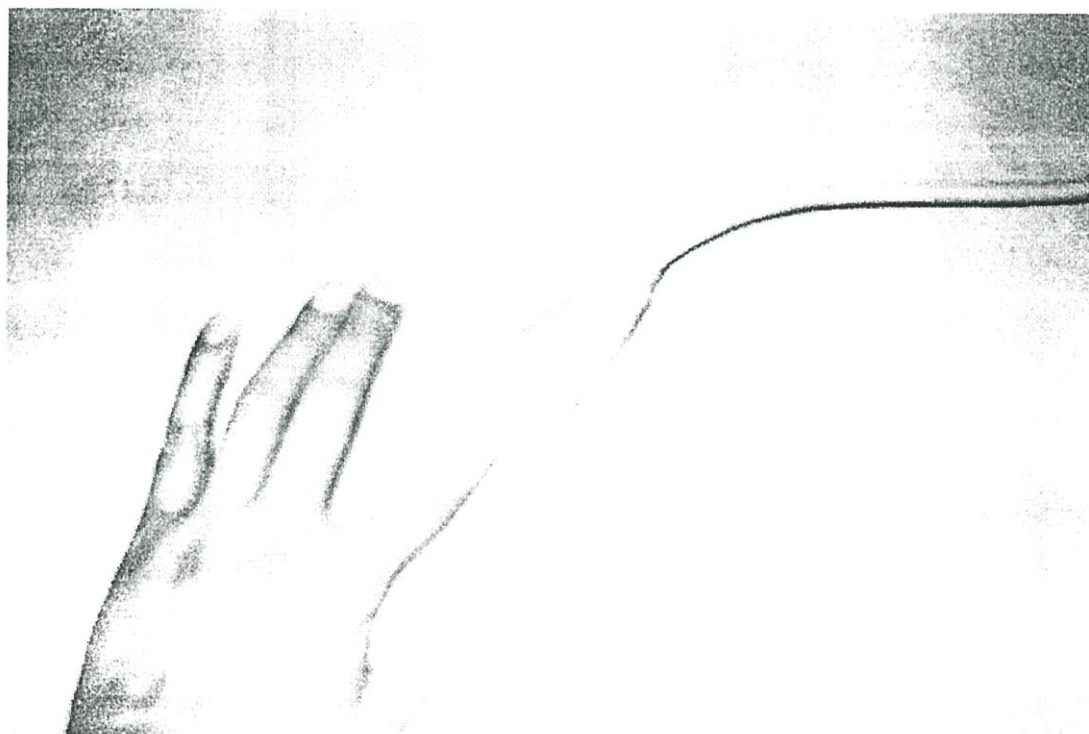
เครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดหาค่าการส่งผ่าน

แสงที่กำเนิดจากไดโอดเปล่งแสง (LED) เมื่อเดินทางเข้าสู่ปลายนิ้วมือจะแยกออกเป็นหลายส่วนด้วยกันเช่น มีการสะท้อนกลับ บางส่วนส่งผ่านไปได้ บางส่วนถูกดูดกลืน รวมทั้งมีการกระจาย จากผิวหนังและเนื้อเยื่อหรือจากเลือดก่อนที่จะถึงตัวรับแสง ในบทนี้จะกล่าวถึงการหาค่าการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วมือ การออกแบบวงจรและการสร้างหัวตรวจแบบตรวจวัดค่าการส่งผ่าน โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตไดโอดทำหน้าที่รับแสงโดยจะวางอยู่ฝั่งตรงกันข้ามคนละด้านของปลายนิ้วมือ ดังแสดงในรูปที่ 4.1 เป็นรูปของเครื่องมือและหัวตรวจที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นมาเพื่อหาค่าการส่งผ่าน รูปที่ 4.2 เป็นวิธีการใช้งานโดยหนีบหัวตรวจเข้ากับปลายนิ้วมือ โดยจะได้กล่าวถึงการออกแบบและการทำงานของเครื่องอย่างละเอียดในหัวข้อต่อไป

ในขั้นตอนแรกจะเป็นการสร้างหัวตรวจจาก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงทั้งหมดจำนวน 14 ดวงที่มีความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆกันตั้งแต่ 426–950 nm และใช้โฟโตไดโอดสำหรับทำหน้าที่รับแสงสองตัวด้วยกันคืออยู่ในช่วงแสงที่มองเห็นได้และในย่านแสงอินฟราเรด เมื่อทำการวิเคราะห์โดยการวาดกราฟการส่งผ่านเพื่อดูการตอบสนองของฮีมาโตคริตกับความยาวคลื่นแสงทั้ง 14 ค่าแล้วหลังจากพิจารณาเลือกค่าความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาสร้างสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือ ก็จะเหลือเพียง LED ที่กำเนิดความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆออกมาสร้างหัวตรวจใหม่ โดยจำนวน LED ที่ใช้ในหัวตรวจตัวใหม่นี้จะลดลงเหลือเพียงความยาวคลื่นแสงที่วิเคราะห์และพิจารณาเลือกแล้วว่ามีความเป็นไปได้ สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือมากที่สุด สำหรับความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาเลือกแล้วจะได้นำไปใช้ในการทดลองหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป



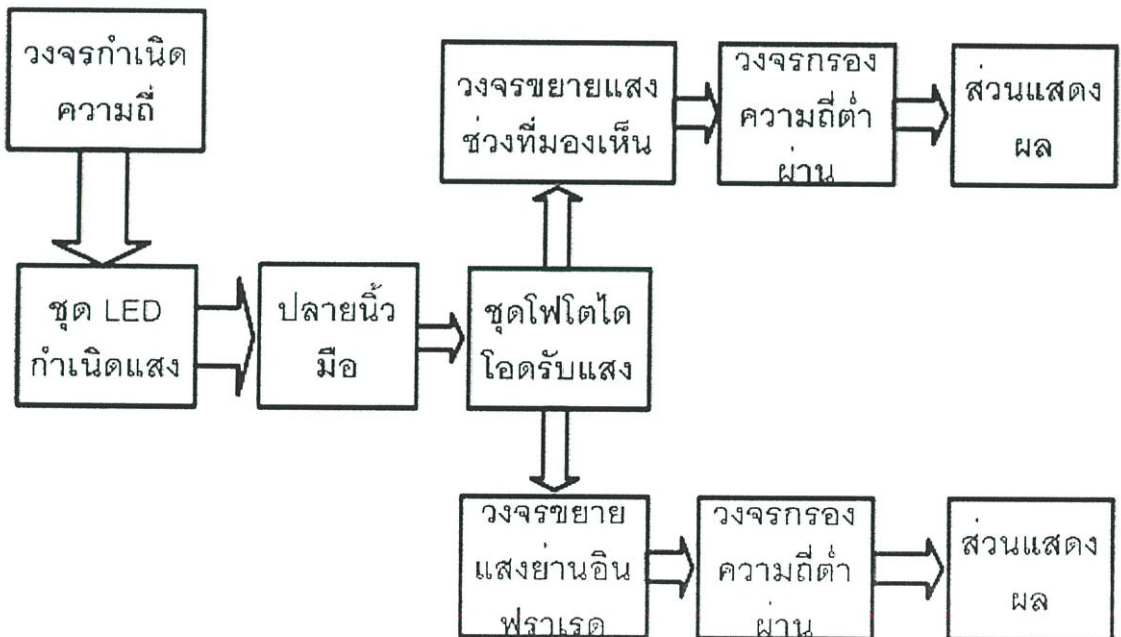
รูปที่ 4.1 เครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือ



รูปที่ 4.2 หัวตรวจและลักษณะการใช้งาน

4.1 Block diagram และการทำงานของเครื่อง

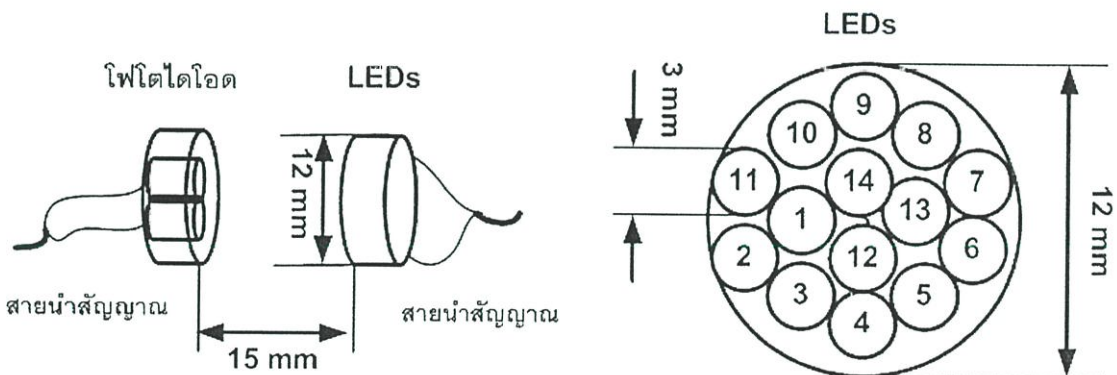
รูปที่ 4.3 แสดง block diagram การทำงานของเครื่องมือในการหาค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือ เริ่มจากการเลือก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงที่ละดวง จากความยาวคลื่นแสงมากที่สุด 950 nm เรียงลำดับเรื่อยไปจนถึงค่าความยาวคลื่นแสงน้อยสุด 426 nm ในครั้งแรกได้ใช้จำนวน 14 ดวง ประกอบอยู่ในหัวตรวจ โดยใช้วงจรกำเนิดพัลส์ที่เปลี่ยนความถี่ประมาณ 5 kHz duty cycle ประมาณ 25 % ในการขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาเพื่อเป็นการยืดอายุการใช้งานของ LED และลดสัญญาณรบกวนจากความถี่ของแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ ส่วน Photo Diode ภาครับสองตัวทำหน้าที่รับแสงในย่านแสงที่มองเห็นได้ และอีกตัวหนึ่งจะทำหน้าที่รับแสงในช่วงแสงอินฟราเรด โดยวางอยู่ด้านตรงกันข้ามกับ LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสง สำหรับรับแสงและแปลงความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาเป็นสัญญาณกระแสไฟฟ้าเข้ามายังวงจรรขยายสัญญาณ จากการที่ผลตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของ Photo Diode ในแต่ละช่วงมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นในบางครั้งจึงจำเป็นต้องใช้วงจรที่มีอัตราการขยายสัญญาณแรงดันที่ต่างกันในแต่ละช่วงความยาวคลื่น ก่อนที่จะส่งผ่านมายังวงจรรองความถี่ต่ำ เพื่อแปลงสัญญาณความเข้มแสงที่ได้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงออกสู่ภาคแสดงผล หรือส่วนบันทึกข้อมูลก่อนที่จะนำค่าที่ได้ไปวิเคราะห์ โดยวาดกราฟอัตราส่วนการส่งผ่าน (transmittance) โดยจะได้อธิบายถึงรายละเอียดของ block diagram แต่ละส่วนต่อไป



รูปที่ 4.3 Block diagram การทำงานของเครื่องมือสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่าน

4.2 หัวตรวจ (Probe)

รูปที่ 4.4 แสดงลักษณะในการวางตำแหน่งของ LED และโฟโตไดโอดภายในหัวตรวจ โดยจะเลือก LED ที่มีมุม view angle มากกว่าไว้ด้านนอก และที่มีค่ามุม view angle น้อยกว่าไว้ด้านใน LED ทุกดวงมีขนาด 3 mm เป็นแบบ super bright หรือ high bright เส้นรอบวงภายนอกเมื่อวาง LED ทั้ง 14 ดวงลงไปแล้วมีขนาดประมาณ 12 mm นั่นคือทำให้ไม่สามารถใช้หัวตรวจนี้เก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือของเด็กได้เนื่องด้วยหัวตรวจที่มี LED อยู่ภายในถึง 14 ดวงมีขนาดโตกว่าปลายนิ้วมือของเด็กอันจะทำให้แสงจาก LED ถูกส่งผ่านไปยังโฟโตไดโอดตัวรับได้โดยตรงไม่ผ่านเนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือ ระยะห่างระหว่าง LED และโฟโตไดโอดประมาณ 15 mm เพื่อให้ปลายนิ้วมือที่มีขนาดโดยทั่วไปไม่มีการสัมผัสโดยตรงกับตัว LED และโฟโตไดโอด บริเวณพื้นที่รับแสงของโฟโตไดโอดและบริเวณที่วางตัว LED ลงไปควรมีลักษณะเป็นแอ่งขุมลงเล็กน้อย นอกจากนี้แรงที่กดลงบนปลายนิ้วมือเมื่อนำหัวตรวจไปหนีบต้องไม่มากเกินไปจนทำให้รู้สึกปวดและไม่บ่อยเกินไปจนหนีบไม่อยู่ วัสดุที่บุภายในตัวหัวตรวจจึงควรมีความนุ่มกระชับกับปลายนิ้วมือ เช่นซิลิโคนหรือฟองน้ำที่มีความนิ่ม รวมทั้งต้องกำจัดแสงจากภายนอกที่จะเข้ามารบกวนโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสง โดยใช้วัสดุที่มีความทึบแสงในการสร้างหัวตรวจ เช่นพลาสติกสีเข้มหรืออลูมิเนียมเป็นต้น



1 = 950 nm	2 = 935 nm	3 = 875 nm	4 = 700 nm
5 = 660 nm	6 = 635 nm	7 = 625 nm	8 = 615 nm
9 = 610 nm	10 = 585 nm	11 = 567 nm	12 = 525 nm
13 = 470 nm	14 = 430 nm		

รูปที่ 4.4 ลักษณะการวางตัวของ LED และโฟโตไดโอด

4.2.1 Specifications ของไดโอดเปล่งแสง (LED)

LED ที่ใช้ในการทดลองนี้สามารถหาซื้อได้ในราคาไม่สูงนัก ตารางที่ 1 แสดงความยาวคลื่นแสงของ LED ทั้ง 14 ดวงที่ใช้ในการทดลองจากหลายบริษัท เริ่มจากความยาวคลื่นแสงน้อยสุดคือ 426 nm เป็นแสงสีน้ำเงินจนถึงความคลื่นแสงมากที่สุดที่ใช้ในการทดลองคือ 950 nm เป็นความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรดในการเลือก LED สำหรับใช้งานในครั้งนี้มีขนาดเล็กเพียง 3 mm ทำให้สามารถวาง LED ภายใน หัวตรวจ ได้หลายๆดวงโดยมีพื้นที่เส้นรอบวงน้อย เพื่อให้แสงจาก LED ในช่วงที่ให้พลังงานสูงสุดส่วนใหญ่ตกลงบนปลายนิ้วมือก่อนส่งผ่านไปสู่อุปกรณ์โฟโตไดโอด โดยไม่เล็ดลอดออกทางด้านข้างของปลายนิ้วมือ อันอาจทำให้ค่าการส่งผ่านที่ได้จากการเก็บข้อมูลมีความผิดพลาดได้

ส่วนที่ต้องพิจารณาเป็นหลักคือความยาวคลื่นแสงค่ากลางที่ LED กำเนิดออกมามีค่าพลังงานสูงสุด (λ_{peak}) และค่ามุม view angle จะใช้สำหรับพิจารณาเลือกวางตำแหน่งของ LED ภายในหัวตรวจโดยใช้ LED ที่มีมุม view angle มากกว่าไว้ด้านนอกและที่มีมุม view angle น้อยกว่าไว้ด้านในในส่วนช่วงความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมา (λ_{range}) หรือเรียกอีกอย่างว่า ($\lambda/2$) คือค่าความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมาแล้วพลังงานแสงลดลงเหลือเพียงครึ่งหนึ่งของค่าความยาวคลื่นแสงที่ LED ให้ค่าพลังงานสูงสุดไม่กว้างมากนักโดยคุณสมบัติข้อนี้จะมีผลในสมการสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตอันอาจทำให้สมการมีค่าความผิดพลาดได้ ในส่วนรายละเอียด (specifications) ของ LED ที่ใช้ในการทดลองแสดงอยู่ในภาคผนวก ก โดยแสดงรายละเอียดของ LED จากที่พิจารณาเลือกออกจากการทดลองครั้งแรกคือ 525 nm (สีเขียว), 585 nm (สีเหลืองออกส้ม) , 875 nm (อินฟราเรด) และ 950 nm (อินฟราเรด) ที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านสำหรับการทดลองครั้งที่สอง

ตารางที่ 4.1 รายละเอียดของ LEDs ที่ใช้ในการทดลอง

ชื่อบริษัท	ความถี่ (λ_p) (nm)	สีของแสงที่ กำเนิดออกมา	สีของตัว LED	มุมกระจายแสง (degree)
Agilent Tech.	426	น้ำเงิน	ใส	25
Multicomp	470	น้ำเงิน	น้ำเงิน	60
MARL	525	เขียว	ใส	20
L.E.D. Tech.	567	เขียว	เขียว	74
L.E.D. Tech.	585	เหลือง	เหลือง	74
L.E.D. Tech.	610	เหลืองออกส้ม	เหลืองออกส้ม	74
HP	615	ส้มออกแดง	ใส	60
HP	626	แดง	ใส	60
L.E.D. Tech.	635	แดง	แดง	74
L.E.D. Tech.	660	แดง	ใส	50
OMC	700	แดง	แดง	74
TEMIC semi.	875	อินฟราเรด	ใส	20
Infineon Tech.	935	อินฟราเรด	ใส	15
TEMIC Semi.	950	อินฟราเรด	น้ำเงิน	16

4.2.2 Specifications ของ Photo Diode

โฟโตไดโอดที่ใช้ในการทดลองนี้มีอยู่สองตัวด้วยกันคือตัวแรกจะตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในย่านอินฟราเรด (infrared) และตัวที่สองตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่มองเห็นได้ (visible light) ในครั้งแรกจะใช้โฟโตไดโอดทั้งสองตัว เพื่อให้มั่นใจได้ว่าสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่ต้องการหาค่าการส่งผ่านได้ตลอดช่วง โฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในย่านอินฟราเรดมีค่า λ_{peak} อยู่ที่ 850 nm และสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงได้ในช่วงตั้งแต่ประมาณ 750 – 950 nm ในส่วนโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในช่วงที่มองเห็นได้มีค่า λ_{peak} อยู่ที่ 580 nm และสามารถตอบสนองได้ตั้งแต่ความยาวคลื่นแสงประมาณ 330–720 nm จาก specifications ของโฟโตไดโอดทั้งสองตัว จะเห็นว่าโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในช่วงแสงที่มองเห็นได้คือเบอร์ VTB8440 เมื่อไม่มีอินฟราเรดฟิลเตอร์สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงประมาณ 500–950 nm ได้ โดยมีความแตกต่างของค่าความไวในการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (sensitivity) ในช่วง 500 – 950 nm น้อยกว่าโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022 และความยาวคลื่นแสงที่วิเคราะห์และพิจารณาเลือกมาจากการทดลองครั้งแรก เพื่อทำการเก็บข้อมูลในการ

ทดลองครั้งที่สองก็มีความยาวคลื่นแสงอยู่ในช่วงนี้ทั้งสี่ค่าคือ 525 nm, 585 nm, 875 nm และ 950 nm ดังนั้นในการทดลองครั้งที่สองภายในหัวตรวจอันใหม่จึงเหลือ LED เพียงสี่ดวงตามความยาวคลื่นแสงที่ได้พิจารณาเลือกแล้ว และใช้โฟโตไดโอดสำหรับรับแสงเพียงตัวเดียวคือเบอร์ VTB8440

ตารางที่ 4.2 รายละเอียด Photo Diode ที่ใช้ในการทดลอง

บริษัท	รุ่น / เบอร์	λ_p (nm)	λ Range (nm)
Honeywell	HFD3022	850	750–950
EG&G VACTEC	VTB8440B	580	330–720

4.3 วงจรภาคอินพุท

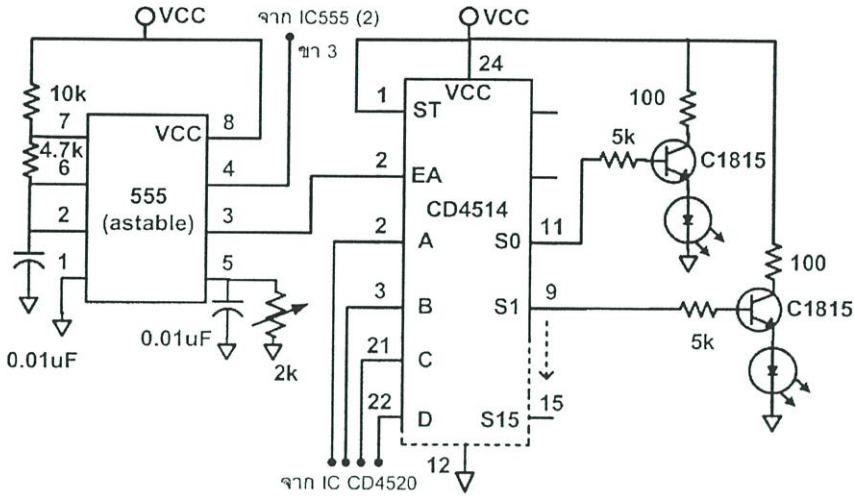
วงจรในภาคอินพุทนี้มีหลักๆอยู่สองส่วนด้วยกัน คือส่วนแรกเป็นวงจรสร้างสัญญาณพัลส์สำหรับขับ LED อีกส่วนหนึ่งเป็นวงจรรับสัญญาณอินพุทการกดปุ่มจาก switch ที่ใช้สำหรับเลือก LED ให้กำเนิดแสงทีละดวง โดยนับสัญญาณพัลส์ทีละลูกจากการกด switch และแปลงเป็นสัญญาณเลขฐานสองจำนวนสี่บิตด้วยกันเพื่อเป็นอินพุทให้กับไอซี (Integrated Circuit, IC) latch decoder 4 to 16 บิต เบอร์ CD4514 ที่สามารถถอดรหัสเลขฐานสองได้ถึง 16 ค่าโดยให้เอาท์พุทเป็นค่าสูงและคงค่าไว้จนกว่าจะมีการกด switch ครั้งต่อไปเรียงลำดับทีละบิตจนครบทั้ง 16 บิตเพื่อเป็นสัญญาณสำหรับเลือก LED ทีละดวงก่อนที่จะจ่ายไปเป็นสัญญาณอินพุทให้กับทรานซิสเตอร์ที่ทำหน้าที่ขับ LED ให้กำเนิดแสงออกมาต่อไป

4.3.1 วงจรขับ LED

วงจรสำหรับขับ LED ในรูปที่ 4.5 ประกอบด้วยสองส่วน คือส่วนกำเนิดสัญญาณพัลส์ (IC555) และวงจรอีกส่วนหนึ่งที่จะทำหน้าที่เลือก LED เรียงลำดับในการเปล่งแสงทีละดวง (IC 4514) จากความยาวคลื่นแสงมากที่สุดจนถึงความยาวคลื่นแสงน้อยสุดจนครบทั้ง 14 ดวง และวนกลับมาที่ดวงแรกอีกครั้ง

โดยในส่วนของวงจรสร้างสัญญาณพัลส์สี่เหลี่ยมใช้ IC555 ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณพัลส์ ความถี่ประมาณ 5 KHz ในการทดลองนี้ได้ใส่ค่าความต้านทานปรับค่าได้ไว้ที่ขา 5 ของ IC555 ซึ่งเป็นขาควบคุมแรงดันเพื่อให้สามารถปรับค่า duty cycle ที่มีค่าน้อยกว่า 50 % ได้สะดวกโดยมีผลกับค่าความถี่ที่จะเปลี่ยนแปลงไปน้อยกว่าการใส่ตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ ขา 7 โดยในการทดลองครั้งนี้ได้ปรับค่า duty cycle ไว้ที่ประมาณ 25 % เมื่อใช้แรงดันไฟเลี้ยง 12 โวลต์ ค่ากระแสเฉลี่ยที่ไหลผ่าน LED จะมีค่าประมาณ 20 mA ความถี่ที่กำเนิดออกมาจาก IC555 ขึ้นอยู่กับค่าของความต้านทานที่ต่ออยู่ที่ขา 6 และขา 7 และตัวเก็บประจุที่ต่ออยู่ที่ขา 2 สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (4.1)

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C} \quad (4.1)$$



รูปที่ 4.5 วงจรสร้างสัญญาณพัลส์และส่วนที่ทำหน้าที่เลือก LED ทีละดวง

R_A คือค่าความต้านทานที่ต่อระหว่างขา 7 ของ IC555 กับแรงดันไฟเลี้ยง R_B เป็นค่าความต้านทานที่ต่ออยู่ระหว่างขา 6 และขา 7 และ C คือตัวเก็บประจุที่ต่อระหว่างขา 2 และกราวด์ดังในรูปที่ 4.5 ที่แสดงรายละเอียดของวงจรขับ LED และเรียงลำดับ LED ให้กำเนิดแสงออกมา โดยช่วงเวลาที่มีสัญญาณเข้าที่พุทเป็นบวก (t_{high}) จะมีค่าดังสมการ (4.2)

$$t_{high} = 0.693(R_A + R_B)C \quad (4.2)$$

และช่วงเวลาที่เข้าที่พุทมีค่าต่ำหรือเป็นศูนย์ (t_{low}) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (4.3)

$$t_{low} = 0.693R_B C \quad (4.3)$$

ในส่วนของ Duty cycle คือค่าของคาบเวลาที่เข้าที่พุทมีค่าเป็นแรงดันค่าต่ำหรือเป็นศูนย์ (t_{low}) หารด้วยคาบเวลาทั้งหมดคือค่าเวลาทั้งสองช่วง ($t_{high} + t_{low}$) โดยเป็นการอ้างอิงจากข้อมูลใน specifications จากบริษัท National ซึ่งเป็นผู้ผลิต IC555 รายหนึ่งที่ยังอิงค่า duty cycle ตามค่าของสัญญาณเข้าที่พุทที่มีค่าต่ำกว่าแต่ในหนังสืออ้างอิงบางเล่มกล่าวว่ค่า duty cycle จะหมายถึงอัตราส่วนของค่าเวลาเมื่อสัญญาณเข้าที่พุทมีค่าสูง (t_{high}) ต่อคาบเวลาทั้งหมด สำหรับค่า duty cycle ในการคำนวณครั้งนี้จะอ้างอิงตาม specifications ของบริษัท National โดยจะมีค่าดังสมการที่ (4.4)

$$D = \frac{t_{low}}{T} = \frac{R_B}{R_A + 2R_B} \quad (4.4)$$

ในส่วนของไอซีเบอร์ CD4514 (latch decoder 4 to 16 line) ที่สามารถถอดรหัสเลขฐานสองได้ถึง 16 ค่า โดยเอาที่พุทจะเปลี่ยนเป็นค่าสูง (high) ครั้งละบิตเรียงลำดับไปจนครบทั้งหมด 16 บิต และวนกลับมาที่บิตแรกใหม่ ในการทดลองครั้งแรกนี้ใช้ LED จำนวนถึง 14 ดวงจึงต้องใช้ IC Binary counter ที่สามารถนับได้ถึง 16 ค่า โดยไอซี CD4514 รับอินพุทที่เป็นเลขฐานสองจำนวนสี่บิตจากไอซี up-counter CD4520 (รูปที่ 4.6)

4.3.2 วงจรรับสัญญาณการกด Switch เลือกลง LED

วงจรรับสัญญาณอินพุทจากการกด switch นี้ประกอบด้วยสองส่วนดังแสดงในรูปที่ 4.6 ส่วนแรก เป็นวงจรโมโนสเตเบิล (mono stable) ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณพัลส์หนึ่งลูกเมื่อมีการกด switch หนึ่งครั้งโดยใช้ IC555 (ตัวที่ 1) ที่มีการเพิ่มเติมวงจรเพื่อตัดสัญญาณรบกวนจากการกด switch แล้วมีการกระเพื่อมของหน้าสัมผัสก่อนที่จะติดกันอย่างสนิท (bounce) ให้เหลือสัญญาณพัลส์เพียงลูกเดียว โดยปกติ IC555 จะทำงานที่ขอบขาลงของสัญญาณพัลส์ที่เข้ามากระตุ้น การทำงานของวงจรที่เพิ่มเข้าไปนี้ คือในสถานะเริ่มต้นสัญญาณอินพุทที่ขา 2 ของ IC555 จะมีแรงดันเท่ากับแรงดันไฟเลี้ยง เมื่อมีการกด switch กระแสจะไหลผ่านความต้านทาน 10K ที่ขา 2 ผ่านตัวเก็บประจุ 0.1 μ F ที่ต่ออนุกรมกันลงกราวด์ทำให้แรงดันที่ขา 2 ลดลงเป็นศูนย์ เกิดเป็นสัญญาณพัลส์ขอบขาลงไปกระตุ้นวงจรโมโนสเตเบิล จากนั้นแรงดันที่ขา 2 จะค่อยๆเพิ่มสูงขึ้นจนกระทั่งเท่ากับแรงดันไฟเลี้ยงดั้งเดิม ความเร็วในการ charge ตัวเก็บประจุจนแรงดันสูงขึ้นเท่ากับไฟเลี้ยงนี้ ขึ้นอยู่กับค่าของตัวเก็บประจุและค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมกัน และถ้ามีการกด switch ค้างไว้ ตัวเก็บประจุจะ charge จนเต็ม กระแสจะไหลผ่านค่าความต้านทาน 100K ที่ต่ออนุกรมอยู่กับ switch แทนขนาดความกว้างของสัญญาณพัลส์ที่ออกมาจากเอาต์พุทของวงจรโมโนสเตเบิล สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (4.5)

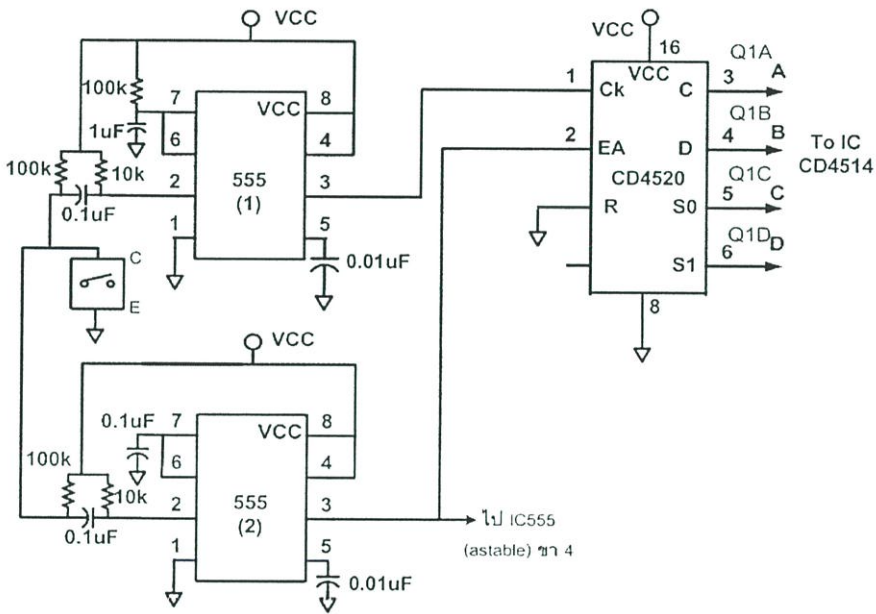
$$t_{high} = 1.1R_A C \quad (4.5)$$

เมื่อ R_A และ C คือค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุที่ต่อกับขา 7 ของ IC555

ในส่วนของ IC555 ตัวที่ 2 ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณเริ่มต้นการทำงานของวงจรขับ LED โดยรับสัญญาณกระตุ้นจาก switch ตัวเดียวกับที่ใช้สำหรับเลือก LED ให้เปล่งแสงทีละดวง การทำงานจะคล้ายกับวงจรโมโนสเตเบิล ที่ต่างกันคือไม่ได้ต่อค่าความต้านทานระหว่างขา 7 และแรงดันไฟเลี้ยง เมื่อมีการจ่ายแรงดันไฟเลี้ยง ในสถานะเริ่มต้นเอาต์พุทของวงจรจะมีแรงดันเป็นศูนย์ จนกว่าจะมี

สัญญาณพัลส์มากระตุ้นที่ขา 2 เอ้าท์พุทจึงมีค่าสูง (t_{high}) และจะคงค่านี้ตลอดไปจนกว่าจะมีการตัดแรงดันไฟเลี้ยงของวงจร

อีกส่วนหนึ่งเป็นวงจรนับขึ้น (up-counter) ใช้ไอซีเบอร์ CD4520 ทำหน้าที่นับจำนวนพัลส์จากเอ้าท์พุทของวงจร โมโนสเตเบิล (IC555 ตัวที่ 1) และรับสัญญาณเริ่มต้นการทำงานจาก IC555 ตัวที่ 2 โดยไอซี CD4520 ให้เอ้าท์พุทเป็นเลขฐานสองจำนวนสี่บิตเพื่อเป็นอินพุทให้กับ IC latch decoder 4 to 16 line เบอร์ CD4514 (รูปที่ 4.5)



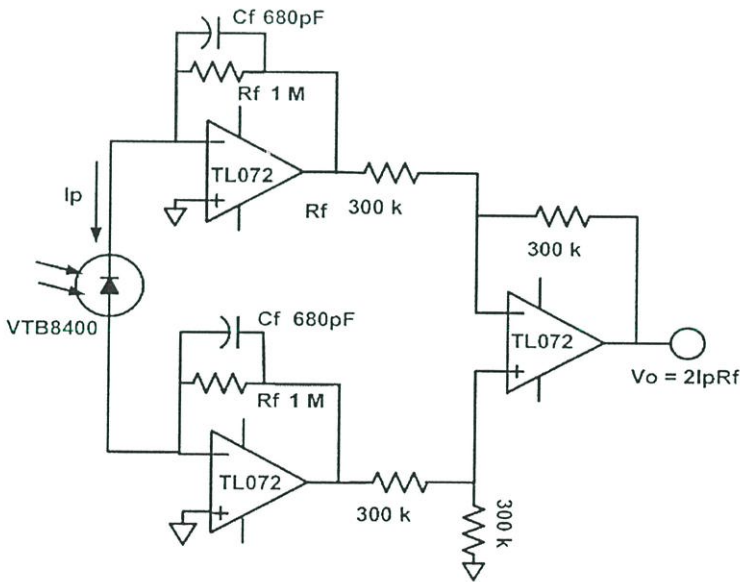
รูปที่ 4.6 วงจรรับสัญญาณอินพุทจากการกด switch เลือกลง LED ให้เปล่งแสง

4.4 วงจรขยายภาคเอ้าท์พุทและการทำงาน

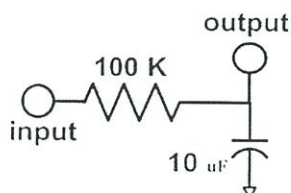
ในส่วนของวงจรขยายภาคเอ้าท์พุทเป็นวงจร differential transimpedance amplifier ที่ได้มีการปรับปรุงมาจากวงจรขยายแบบ transimpedance ที่กล่าวถึงไว้ในบทที่ 3 (รูปที่ 3.11) โดยเพิ่มออปแอมป์สำหรับทำหน้าที่เป็นวงจรขยายความแตกต่างหนึ่งตัว เนื่องจากวงจรขยายต้องใช้ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูง เมื่อวงจรมีอัตราขยายสัญญาณเพิ่มขึ้นเป็นสองเท่า ถ้าต้องการอัตราการขยายสัญญาณเท่าเดิมค่าความต้านทานป้อนกลับจึงเหลือเพียงครึ่งเดียว ผลคือทำให้สัญญาณรบกวนที่เกิดจากตัวความต้านทานลดลงไปด้วย นอกจากนี้วงจรยังสามารถลดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทางอินพุทของวงจร เช่น จากสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับหรือสัญญาณความถี่วิทยุได้ดีขึ้น จากการใช้วงจรขยายแบบ differential amplifier ที่มีค่า CMRR (common mode rejection ratio) สูงมาต่อร่วมกัน

4.4.1 วงจรขยายแบบ differential transimpedance amplifier

การทำงานของวงจรในรูปที่ 4.7 คือเมื่อโฟโตไดโอดได้รับแสง และแปลงสัญญาณความเข้มแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว กระแสไฟฟ้าจะเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์สองตัวที่ทำหน้าที่แปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน เป็นอินพุทของออปแอมป์อีกหนึ่งตัวที่ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายความแตกต่าง ค่ากระแสไฟฟ้าจากโฟโตไดโอดที่ไหลเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์ทั้งสองตัวนี้จะมีเฟสต่างกัน 180 องศา ถ้าค่าความต้านทานป้อนกลับที่ต่อกับออปแอมป์ทั้งสองมีขนาดเท่ากันค่าแรงดันเอาต์พุทที่ได้จะมีขนาดเท่ากันแต่มีเฟสต่างกันอยู่ 180 องศา เมื่อผ่านวงจรขยายความแตกต่างแรงดันเอาต์พุทจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นเป็นสองเท่าของวงจรขยายแบบ transimpedance ที่ใช้ออปแอมป์เพียงตัวเดียว สัญญาณที่ได้จากการขยายสัญญาณแล้วจะถูกกรองด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำ (passive lowpass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ (cutoff frequency) ประมาณ 0.1 Hz ประกอบด้วยค่าความต้านทานต่อร่วมกับตัวเก็บประจุลงกราวด์ดังรูปที่ 4.8 โดยใช้ค่าความต้านทาน 100K และตัวเก็บประจุขนาด 10 μ F สัญญาณที่ผ่านการกรองด้วยวงจร low pass filter แล้วจะกลายเป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ที่แปรเปลี่ยนตามความเข้มแสงที่ส่งผ่านเข้ามาตกระบบยังโฟโตไดโอดตัวรับที่อยู่ภายในหัวตรวจ เพื่อเข้าสู่วงจรส่วนแสดงผลและบันทึกข้อมูลต่อไป



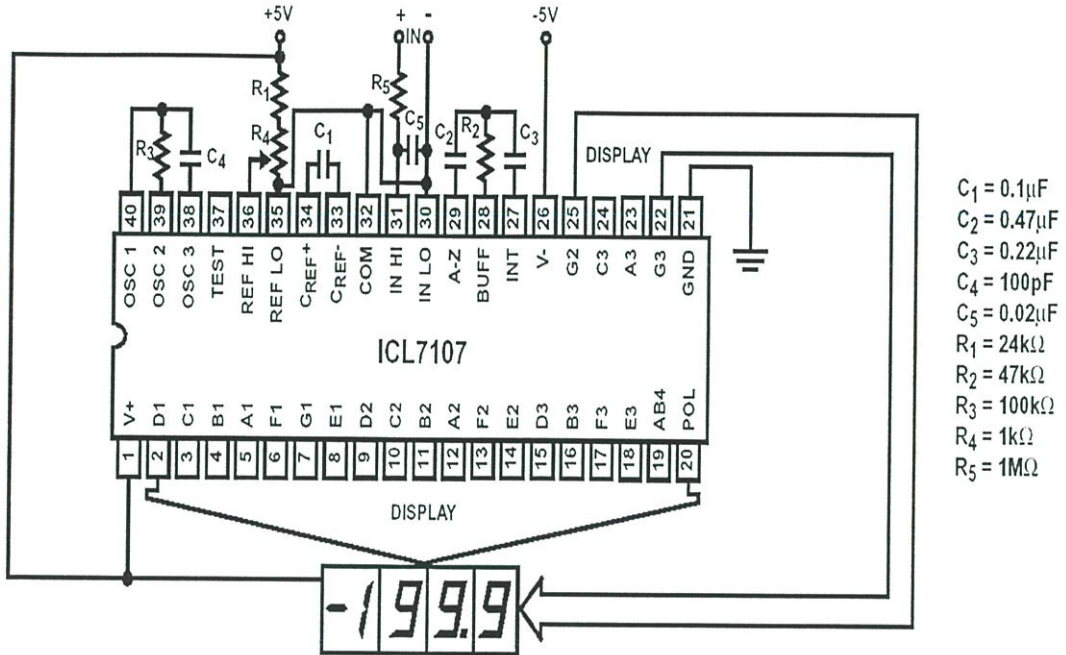
รูปที่ 4.7 วงจร Differential Transimpedance Amplifier



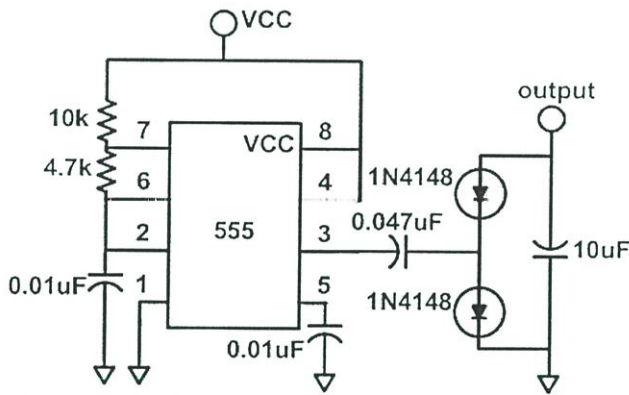
รูปที่ 4.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (passive low pass filter)

4.4.2 วงจรส่วนแสดงผล

ในการทดลองนี้วงจรส่วนแสดงผลในรูปที่ 4.9 ใช้ไอซีเบอร์ ICL7107 ที่สามารถแสดงผลเป็นตัวเลขได้สามหลักครึ่งผ่าน LED seven segments ($3 \frac{1}{2}$ digit A/D converters) สัญญาณอินพุตที่ป้อนให้กับวงจรส่วนแสดงผล มาจากแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงที่ผ่านการขยายสัญญาณแล้วด้วยวงจรขยายแบบ differential transimpedance amplifier สำหรับความละเอียดในการแสดงผลอยู่ที่ทศนิยมสองตำแหน่ง ดังนั้นแรงดันที่สามารถแสดงผลได้จะอยู่ในช่วง -19 โวลต์ถึง $+19$ โวลต์ การต่ออุปกรณ์ประกอบของ ICL7107 ตามตัวอย่างในคู่มือการใช้งานจากรูปจะเห็นว่าจำเป็นต้องต่อแรงดันไฟลบเข้าที่ขา 26 ของไอซี เนื่องจากกระแสที่จ่ายให้กับไอซี ICL7107 ที่ขา 26 นี้ไม่ต้องการมากนักจึงไม่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟลบจากภายนอกก็ได้ วงจรสำหรับสร้างแรงดันไฟลบได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.10 ในที่นี้ใช้ไอซีเบอร์ 555 ทำหน้าที่เป็นวงจรกำเนิดความถี่ (astable) ประมาณ 5KHz ต่อร่วมกับตัวเก็บประจุและไดโอด สำหรับแปลงสัญญาณพัลส์ให้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง โดยปกติเอาท์พุทจากไอซี 555 จะมีค่าอยู่ระหว่างแรงดันไฟเลี้ยงและกราวด์ดังนั้นในการทำแรงดันไฟลบจึงนำสัญญาณพัลส์ที่ได้นี้ผ่านตัวเก็บประจุ $0.047 \mu\text{F}$ ซึ่งสัญญาณพัลส์หลังจากผ่านตัวเก็บประจุแล้วจะถูกเลื่อนลงมาทำให้มีทั้งซิกนอลบวกและซิกนอลลบ จากนั้นนำสัญญาณพัลส์ที่ได้นี้ไปกรองให้เป็นแรงดันไฟตรงด้วยไดโอดสองตัว ในการเลือกไดโอดสำหรับกรองสัญญาณพัลส์ในวงจรนี้ควรเลือกที่สามารถตอบสนองต่อความถี่ได้มากกว่าความถี่ที่กำเนิดออกมาจากวงจร astable เมื่อทำการแปลงให้เป็นแรงดันไฟตรงแล้ว ก็ทำการกรองด้วยตัวเก็บประจุอีกครั้งหนึ่งเพื่อให้แรงดันไฟตรงที่ได้มีความเรียบยิ่งขึ้น จากนั้นนำแรงดันบริเวณจุดต่อที่ขั้วบวกของตัวเก็บประจุต่อเข้ากับกราวด์ และนำแรงดันบริเวณจุดต่อที่ขั้วลบของตัวเก็บประจุต่อเข้ากับขา 26 ของไอซี ICL7107 ก็จะได้แรงดันไฟลบสำหรับจ่ายให้กับวงจรแสดงผลตามต้องการ



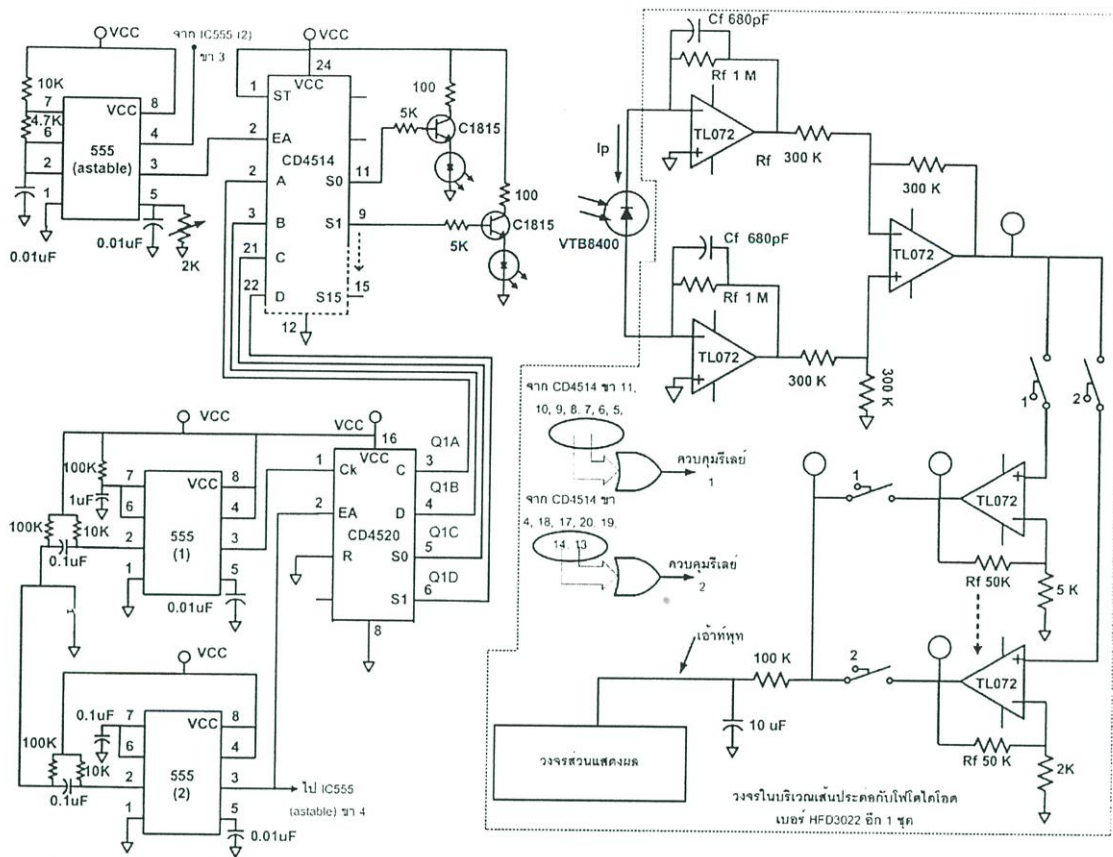
รูปที่ 4.9 วงจรแสดงผลโดยใช้ไอซี ICL7107



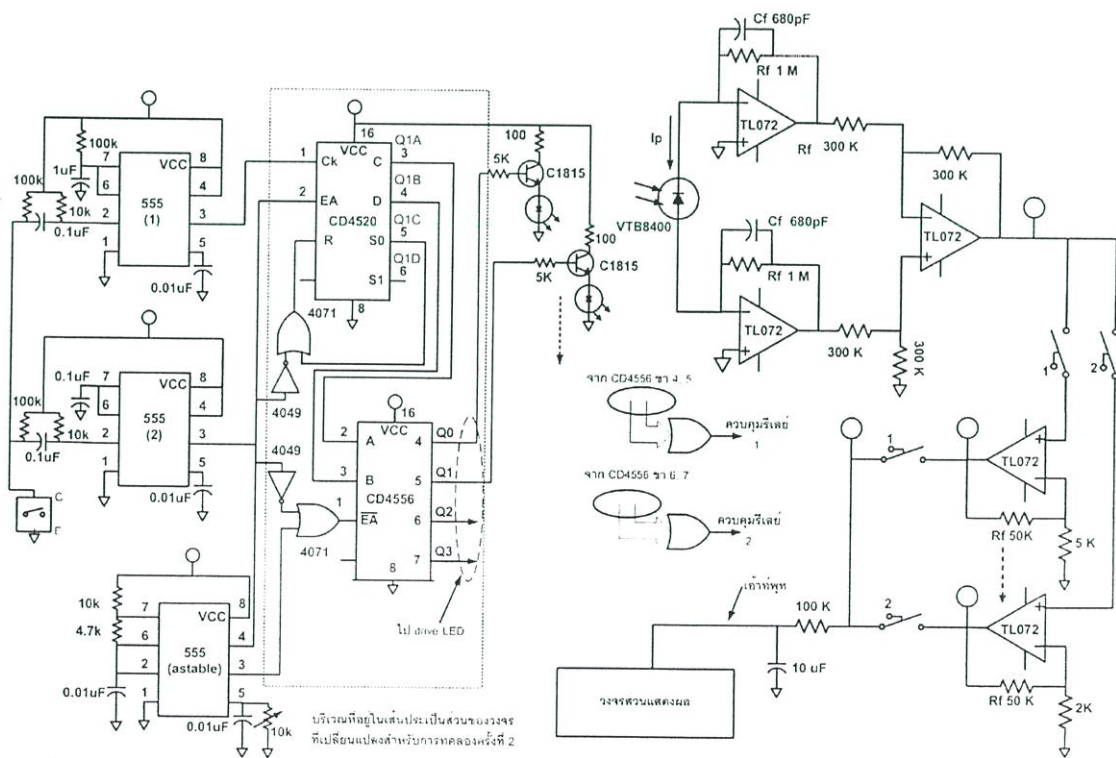
รูปที่ 4.10 วงจรกำเนิดไฟลอปสำหรับจ่ายให้ขา 26 ของ ICL7107

4.5 วงจรเพิ่มเติมสำหรับการทดลองเมื่อ LED เหลือเพียงสี่ดวง

รูปที่ 4.11 ส่วนที่อยู่ในเส้นประเป็นวงจรที่มีการเปลี่ยนแปลงและเพิ่มเติมสำหรับการทดลองครั้งที่ 2 หลังจากได้เลือกความยาวคลื่นแสงออกมาสี่ค่า (จาก 14 ค่า) เพื่อสร้างหัวตรวจใหม่ที่มี LED ประกอบอยู่ในหัวตรวจเพียงสี่ดวง จึงได้เปลี่ยนเบอร์ไอซีที่ทำหน้าที่ latch decoder สำหรับเลือก LED ที่หลอดจากเบอร์ CD4514 เป็นเบอร์ CD4556 ที่สามารถถอดรหัสเลขฐานสองได้สี่ค่า จึงต้องเพิ่มเติมวงจรสำหรับรีเซ็ต (reset) ไอซี up counter เบอร์ CD4520 ที่ทำหน้าที่นับสัญญาณการกด switch จากเข้าที่พุทของวงจร โมโนสเตเบิล (IC555 ตัวที่ 1) เมื่อนับครบสองบิต (4 ค่า) จากที่นับได้ถึงสี่บิต (16 ค่า)



รูปที่ 4.12 วงจรสำหรับเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสงจาก LED จำนวน 14 ดวง



รูปที่ 4.13 วงจรสำหรับการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสงจาก LED จำนวน 4 ดวง

บทที่ 5

ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง เมื่อได้ความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาแล้วว่ามีความเป็นไปได้ สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะนำความยาวคลื่นแสงที่ได้นี้มาเก็บข้อมูลอีกครั้งหนึ่ง เพื่อหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการ โดยนำเอาความยาวคลื่นแสงที่เลือกมาสร้างหัวตรวจและเครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านใหม่ เพื่อทำการวัดค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมืออีกครั้งหนึ่ง โดยการทดลองจะมีอยู่สองช่วงด้วยกัน คือครั้งแรกจะเป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุด สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในการทดลองในครั้งนี้ต้องการหาความยาวคลื่นแสงช่วงด้วยกันคือ ความยาวคลื่นแสงช่วงแรกต้องมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และการทดลองในครั้งที่สองจะเป็นการนำเอาความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาแล้วว่ามีความเป็นไปได้ สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงมากที่สุดจากการทดลองครั้งแรก มาทำการเก็บข้อมูลเพื่อหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตและจะทำการทดสอบความแม่นยำต่อไป

5.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองและผู้ป่วย

เครื่องมือที่สำคัญ สำหรับการทดลองเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือมีสองอย่างด้วยกันคือ

1. เครื่องเหวี่ยง
2. เครื่องมือที่สร้างขึ้นมาสำหรับหาค่าการส่งผ่านดังรายละเอียดในบทที่ 4

จำนวนผู้ป่วยในการทดลองสามารถแบ่งออกเป็นสองช่วงตามการทดลองคือ ในหัวข้อ 5.1.1 การทดลองครั้งแรกจำนวนผู้ป่วยสำหรับการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านยังไม่ต้องการมากนัก เพราะเป็นเพียงการหาความยาวคลื่นแสงที่มีแนวโน้มความเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงว่ามีความยาวคลื่นใดบ้าง จากนั้นหลังจากทำการวาดกราฟการส่งผ่าน และพิจารณาเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุดแล้ว จึงทำการสร้างหัวตรวจแบบหนีบบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยใหม่ (finger clip probe) โดยภายในหัวตรวจใหม่จะประกอบด้วย LED เฉพาะความยาวคลื่นแสงที่เลือกออกจากการทดลองครั้งแรก การทดลองครั้งที่ 2 ในหัวข้อ 5.1.2 จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสง จะเพิ่มจำนวนมากกว่าการทดลองครั้งแรก เนื่องจาก เป็นการเก็บข้อมูลเพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่า แทนลงไป ในสมการสำหรับทำนาย

ค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง ดังนั้นจึงต้องการจำนวนข้อมูลที่มากขึ้นเพื่อลดค่าความผิดพลาดจากการประมาณค่าตัวแปรในสมการให้มีค่าน้อยลง ในส่วนของการวาดกราฟได้ใช้โปรแกรม Microsoft Excel เป็นเครื่องมือสำหรับวาดกราฟการส่งผ่าน ค่าฮีมาโตคริตที่ใช้อ้างอิงทุกช่วงการทดลองในครั้งนี้ จะใช้วิธีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนกัน

5.1.1 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการทดลองครั้งที่ 1 นี้ เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองครั้งแรกนี้ที่สำคัญมีสองอย่างด้วยกันคือ อย่างแรกเป็นเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) IEC Micro-MB centrifuge (International Equipment Company) ของแผนกออร์โธปีดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ใช้ในการหาค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง และอย่างที่สองคือเครื่องมือรวมทั้งหัวตรวจที่สร้างขึ้นมา ใช้สำหรับเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย โดยความเข้มแสงก่อนที่จะใส่นิ้วมือผู้ป่วยเข้าไปในหัวตรวจให้เป็นความเข้มแสงตกกระทบ (I_0) และหลังจากใส่นิ้วมือผู้ป่วยเข้าไปภายในหัวตรวจ ให้เป็นความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาได้ (I) หลังจากได้ข้อมูลแล้วจะทำการวิเคราะห์ข้อมูล โดยการวาดกราฟวิเคราะห์อัตราส่วนการส่งผ่านระหว่างแสงตกกระทบก่อนผ่านปลายนิ้วมือ (I_0) และแสงที่ส่งผ่านปลายนิ้วมือออกมาแล้ว (I) โดยใช้โปรแกรม Microsoft Excel คำนวณเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและปั่นเครื่องเหวี่ยง จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในครั้งแรกนี้มี 25 คนแบ่งเป็นเพศชายจำนวน 12 คน อายุระหว่าง 28 ถึง 74 ปี เพศหญิงจำนวน 13 คนอายุระหว่าง 25 ถึง 69 ปี โดยทั้งหมดเป็นผู้ป่วยจากแผนกออร์โธปีดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ดังแสดงในตารางที่ 5.1 ลักษณะของผู้ป่วยจะมีการผ่าตัดทำให้เกิดการเสียเลือดดังนั้นฮีมาโตคริตจึงมีค่าต่ำลง หลังจากนั้นค่าฮีมาโตคริตจะค่อยๆสูงขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป หรือมีการให้เลือดทดแทน จนกระทั่งฮีมาโตคริตกลับสู่ในระดับปกติ ทำให้สามารถเก็บข้อมูลฮีมาโตคริตที่แตกต่างกันหลายๆค่าได้

ตารางที่ 5.1 จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลองครั้งที่ 1

เพศ	ชาย	หญิง
อายุ (ปี)	28-74	25-69
จำนวน (คน)	12	13
ลักษณะผู้ป่วย	เสียเลือดจากการผ่าตัด	เสียเลือดจากการผ่าตัด

5.1.2 การหาตัวแปรที่ไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการทดลองครั้งที่สองนี้ ผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลยังเป็นผู้ป่วยจากแผนกอร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี กรุงเทพฯ ฯ และเป็นผู้ป่วยที่มีการเสียเลือดจากการผ่าตัด จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลองครั้งที่สองนี้มีจำนวนเพิ่มขึ้นเป็น 54 คน แบ่งเป็นเพศชาย 20 คน อายุระหว่าง 28–71 ปี และเพศหญิง 34 คน อายุระหว่าง 17–84 ปี เครื่องมือที่สำคัญในการทดลองครั้งที่สองนี้ ยังคงใช้เครื่องเหวี่ยงเพื่อหาค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง อย่างที่สองเป็นเครื่องมือและหัวตรวจที่สร้างขึ้นใหม่ โดยที่ภายในประกอบด้วย LED ตามความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาเลือกจากการทดลองครั้งแรก 4 ดวงด้วยกัน ลักษณะยังเป็นหัวตรวจแบบหนีบบริเวณปลายนิ้วมือ ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่ค่าที่เลือกคือ 525 nm, 585 nm, 875 nm และ 950 nm ตารางที่ 5.2 แสดงรายละเอียดและจำนวนของผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลองครั้งที่ 2

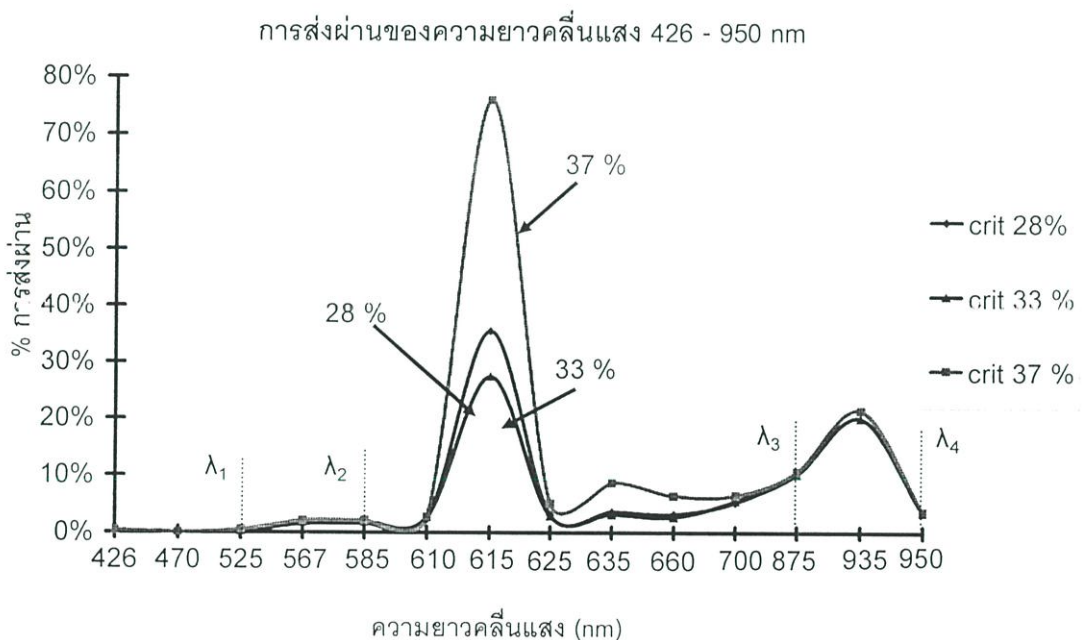
ตารางที่ 5.2 จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลองครั้งที่ 2

เพศ	ชาย	หญิง
อายุ (ปี)	28 – 71	17– 84
จำนวน (คน)	20	34
ลักษณะผู้ป่วย	เสียเลือดจากการผ่าตัด	เสียเลือดจากการผ่าตัด

5.2 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 426 nm จนถึง 950 nm (การทดลองที่ 1)

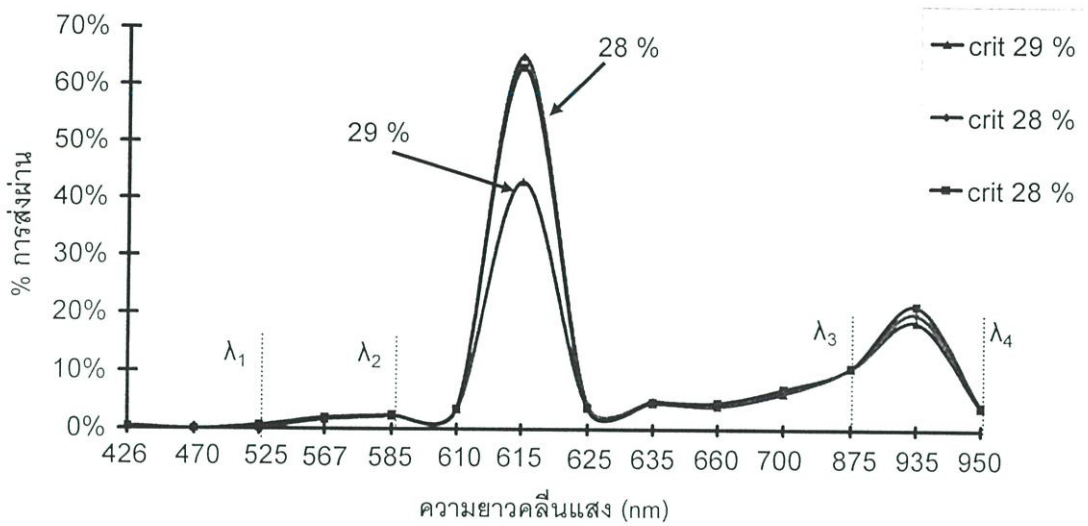
กราฟอัตราส่วนการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วย จากช่วงความยาวคลื่นแสงที่เลือกมาทำการทดลองคือ 426 – 950 nm ได้เลือกมานำเสนอเพียงบางส่วนแต่ลักษณะกราฟจากผู้ป่วยทุกคนจะมีรูปร่างคล้ายกัน การวาดกราฟจะให้แกนนอนเป็นความยาวคลื่นแสง และแกนตั้งเป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่าน กราฟแต่ละเส้นจะแทนฮีมาโตคริตหนึ่งค่าที่ได้จากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง ข้อมูลในครั้งแรกที่ทำการบันทึกไว้มีจำนวน 35 ครั้ง โดยไม่ได้แยกเพศชายและเพศหญิง มีค่าฮีมาโตคริตต่ำสุดคือ 22 % และสูงสุดคือ 48 % โดยในการวาดกราฟต้องการแสดงให้เห็นการตอบสนอง บริเวณตรงจุดของค่าความยาวคลื่นแสงที่เลือกมาทำการเก็บข้อมูลเป็นสำคัญ ลักษณะกราฟการส่งผ่านที่ได้จากเครื่องมือสำหรับหาค่าการส่งผ่านที่ประดิษฐ์ขึ้นแสดงในรูปที่ 5.1 เป็นกราฟของผู้ป่วยคนเดียวกันแต่มีฮีมาโตคริตต่างกัน 3 ค่า คือ 28 %, 33 % และ 37 % และในรูปที่ 5.2 เป็นกราฟของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตจากการเก็บข้อมูลสามครั้งมีค่า 28 % เท่ากันสองครั้ง และ 29 % หนึ่งครั้ง ดังที่ได้กล่าวแล้วว่าการทดลองนี้เป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับนำมาสร้างสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง จากช่วงความยาวคลื่นแสงที่เลือกมา

ทำการทดลองคือ 426–950 nm ดังนั้นในการทดลองครั้งแรกนี้ต้องการหาความยาวคลื่นแสงสองช่วงด้วยกันคือ ความยาวคลื่นแสงช่วงแรกมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นลงตามค่าฮาร์มอนิก จากกราฟผลการทดลองที่ได้จะเห็นว่า ความยาวคลื่นแสงช่วงแรกอยู่ในช่วงประมาณ 525–610 nm (525 nm, 567 nm, 585 nm และ 610 nm) เป็นความยาวคลื่นแสงสีเขียวจนถึงความยาวคลื่นแสงช่วงสีเหลืองออกส้ม และอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรดความยาวคลื่นแสงประมาณ 700 – 950 nm (700 nm, 875 nm, 935 nm และ 950 nm) เป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮาร์มอนิก หรือมีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับความยาวคลื่นแสงช่วงแรก ในส่วนของความยาวคลื่นแสงอื่นนอกเหนือจากช่วงที่กล่าวถึงนั้นมีการเปลี่ยนแปลงไม่แน่นอน และเปลี่ยนแปลงขึ้นกับองค์ประกอบอื่นบริเวณปลายนิ้วมือมากกว่าค่าฮาร์มอนิก สำหรับความยาวคลื่นแสงสองช่วงที่มีความเป็นไปได้สำหรับนำมาทำนายค่าฮาร์มอนิก จะได้กล่าวถึงอย่างละเอียดต่อไป



รูปที่ 5.1 ลักษณะกราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วง 426 – 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮาร์มอนิกต่างกัน

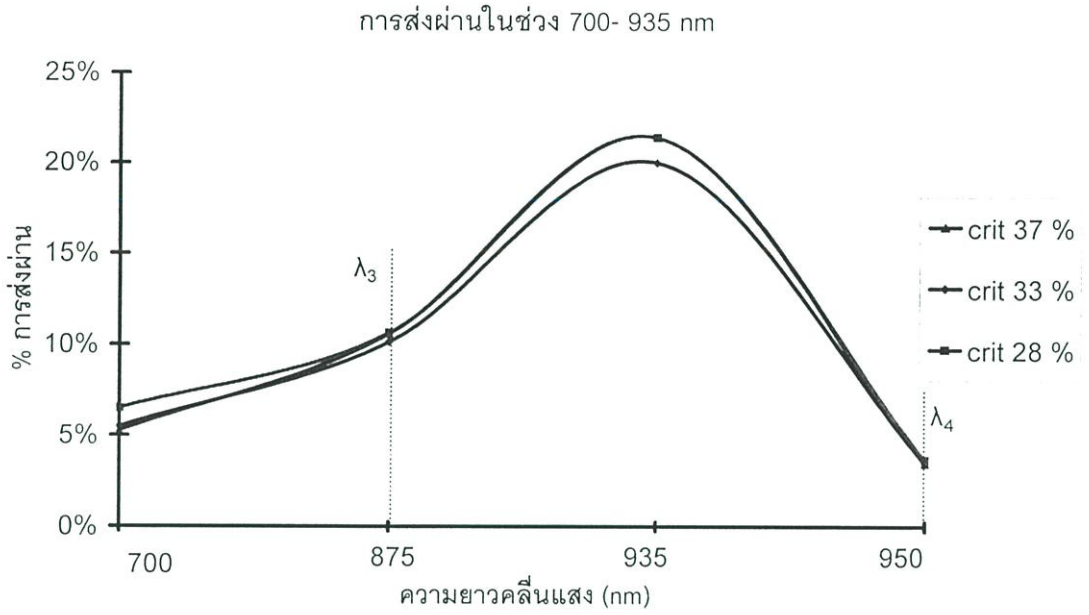
กราฟการส่งผ่านของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตเท่ากัน



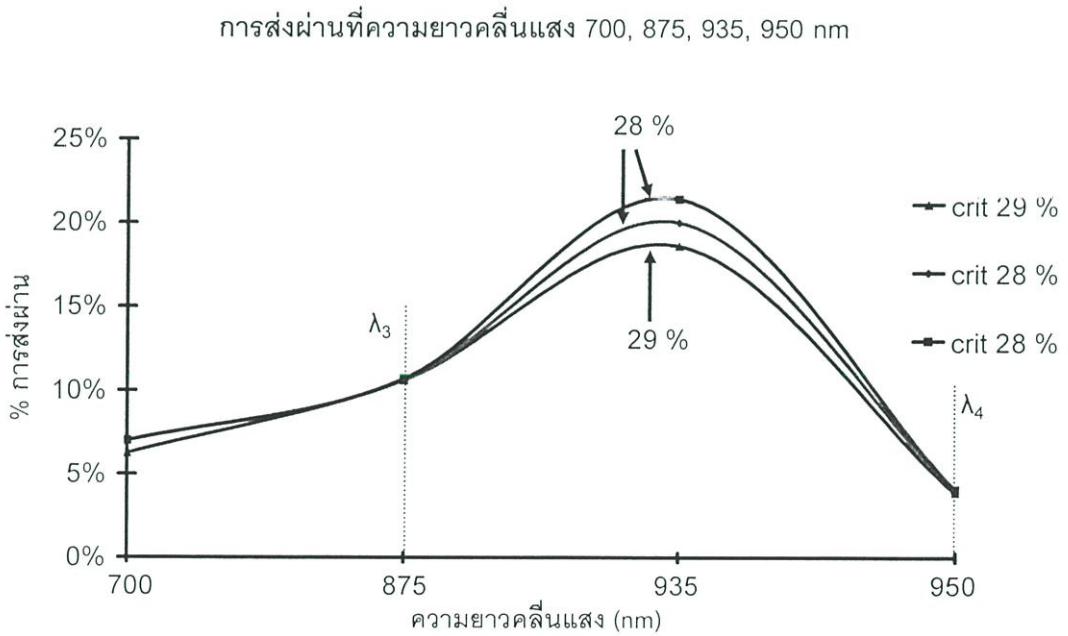
รูปที่ 5.2 ลักษณะกราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วง 426 – 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28 % เท่ากันสองครั้ง

5.2.1 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

จากการทดลองความยาวคลื่นแสงช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต อยู่ในช่วงความยาวคลื่นแสงระหว่าง 700–950 nm โดยความยาวคลื่นแสงช่วงนี้จะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง กราฟในรูปที่ 5.3 เป็นการวาดกราฟโดยใช้ข้อมูลเดียวกับข้อมูลในกราฟรูปที่ 5.1 และกราฟในรูปที่ 5.4 เป็นการวาดกราฟโดยใช้ข้อมูลเดียวกับกราฟในรูปที่ 5.2 แต่ทำการขยายสเกลใหม่เพื่อให้เห็นค่าการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงได้ชัดเจนยิ่งขึ้น จะเห็นว่าที่ความยาวคลื่นแสง 700 nm 875 nm 935 nm และ 950 nm มีค่าการส่งผ่านใกล้เคียงกัน โดยเฉพาะความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm ดังแสดงในกราฟรูปที่ 5.3 จะมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วงประมาณ 10–10.5% ที่ 875 nm และ 4–4.5% ที่ 950 nm ตามลำดับ และในกราฟรูปที่ 5.4 ที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm เส้นกราฟจะซ้อนทับกัน



รูปที่ 5.3 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700– 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโทคริตต่างกัน

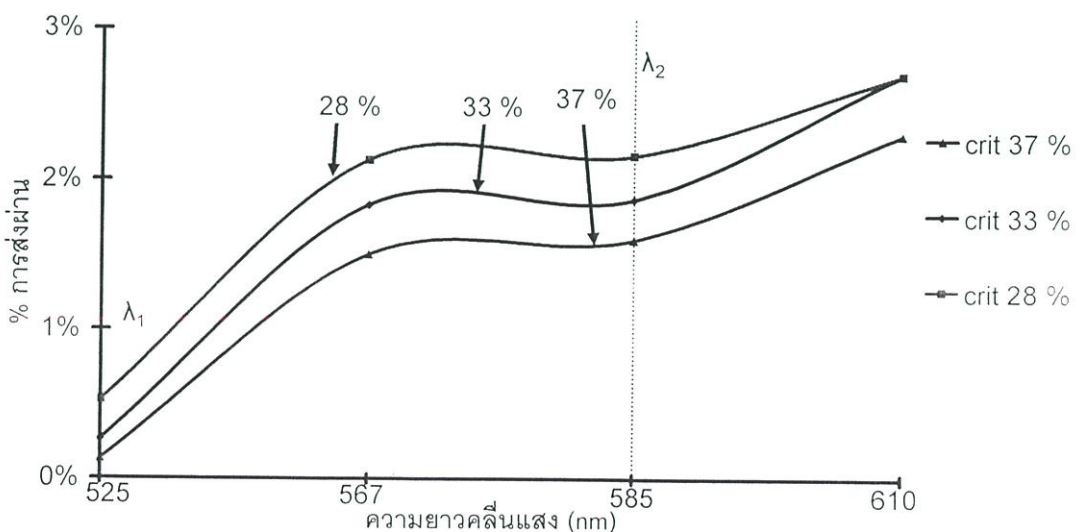


รูปที่ 5.4 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700 – 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโทคริต 28 % เท่ากันสองครั้ง

5.2.2 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

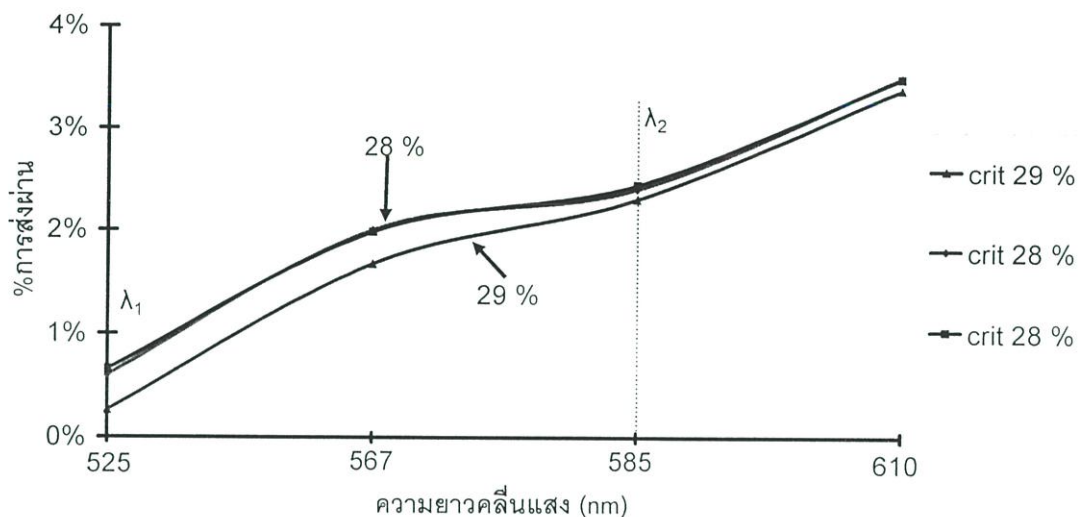
จากการพิจารณากราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วง 426 – 950 nm จะเห็นว่าความยาวคลื่นแสงในช่วงประมาณ 525 – 610 nm มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตแบบแปรผกผัน คือเมื่อฮีมาโตคริตมีค่าสูงขึ้นค่าการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงนี้จะมีค่าลดลง ดังในรูปที่ 5.5 เป็นกราฟของผู้ป่วยคนเดียวกับกราฟในรูปที่ 5.1 และในรูปที่ 5.6 เป็นการวาดกราฟจากข้อมูลชุดเดียวกันกับกราฟในรูปที่ 5.2 แต่มีการขยายสเกลให้เห็นค่าการส่งผ่านในช่วงความยาวคลื่นแสง 525 – 610 nm ชัดเจนยิ่งขึ้น จากกราฟในรูปที่ 5.5 จะเห็นว่าเมื่อค่าฮีมาโตคริตสูงขึ้น ค่าการส่งผ่านที่ได้จะลดลง โดยที่ฮีมาโตคริต 28 % ค่าการส่งผ่านจะมากที่สุดคือประมาณ 0.5 % ที่ 525 nm 2 % ที่ 567 nm และ 585 nm และ 2.5 % ที่ 610 nm ในขณะที่กราฟของฮีมาโตคริต 37 % ค่าการส่งผ่านจะน้อยกว่าคือ 0.2 % ที่ 525 nm 1.5 % ที่ 567 nm และ 585 nm และ 2 % ที่ 610 nm และจากกราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงที่ 567 nm และ 585 nm มีค่าการส่งผ่านที่ใกล้เคียงกัน จนลักษณะกราฟในช่วงนี้เกือบเป็นเส้นตรง นั่นคือ ถ้าเลือกความยาวคลื่นแสงในช่วงนี้สำหรับวัดค่าฮีมาโตคริต ค่าความผิดพลาดจากการที่ LED กำเนิดแสงออกมาไม่ตรงกับความยาวคลื่นแสงค่ากลางที่ LED ให้พลังงานออกมาสูงสุด (λ_{peak}) ดังที่กำหนดไว้ใน specifications ก็จะมีผลกระทบกับสมการและทำให้เกิดค่าความผิดพลาดจากกรณีนี้ลดลง ในส่วนของกราฟในรูปที่ 5.6 จะเห็นว่าค่าการส่งผ่านที่ฮีมาโตคริต 28 % เส้นกราฟจะซ้อนทับกัน และที่ฮีมาโตคริต 29 % ค่าการส่งผ่านจะน้อยกว่าคือ 0.3 % ที่ 525 nm 1.8 % ที่ 567 nm 2 % ที่ 585 nm และ 3 % ที่ 610 nm ตามลำดับ

การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงช่วง 525- 610 nm



รูปที่ 5.5 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 – 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกัน

การส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสง 525, 567, 585, 610 nm



รูปที่ 5.6 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 – 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮิมาโตคริต 28 % เท่ากันสองครั้ง

5.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮิมาโตคริต

การเลือกความยาวคลื่นแสงเพื่อทำการทดลองในครั้งนี้จะเลือกออกมาจำนวนสี่ความยาวคลื่นด้วยกัน คือในช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮิมาโตคริตสองความยาวคลื่นแสงคือ 525 nm (สีเขียว) และ 585 nm (สีเหลือง) เนื่องจากความยาวคลื่นแสง 567 nm และ 585 nm จากกราฟในรูปที่ 5.5 และ รูปที่ 5.6 จะเห็นว่ามีการส่งผ่านเกือบเป็นเส้นตรง และความยาวคลื่นแสงมีค่าใกล้เคียงกันจึงเลือกความยาวคลื่นแสง 585 nm มาเพียงความยาวคลื่นเดียว ในส่วนของความยาวคลื่นแสง 610 nm จากกราฟในรูปที่ 5.1 และกราฟรูปที่ 5.2 จะเห็นว่าเป็นช่วงที่กราฟมีการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างมาก ถ้าหากค่าความยาวคลื่นแสงที่กำหนดจาก LED มีค่าผิดพลาดจากความยาวคลื่นแสงค่ากลาง (λ_{peak}) มากอาจทำให้สมการที่ได้มีค่าความผิดพลาดสูงจึงไม่เลือกความยาวคลื่นแสงค่านี้สำหรับอีกสองความยาวคลื่นแสงเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮิมาโตคริต คือ 875 nm (อินฟราเรด) และ 950 nm (อินฟราเรด) ความยาวคลื่นแสงสองค่านี้เมื่อพิจารณาจากกราฟในรูปที่ 5.3 และกราฟในรูปที่ 5.4 เมื่อฮิมาโตคริตมีค่าต่างกัน จะเห็นว่าค่าการส่งผ่านจากความยาวคลื่นทั้งสองนี้มีค่าใกล้เคียงกันมากกว่าความยาวคลื่นแสง 700 nm และ 935 nm ในส่วนของหลักการเบื้องต้นสำหรับเลือกความยาวคลื่นแสง เพื่อใช้ในการทำนายค่าฮิมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงนั้น ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 หัวข้อ 2.2.3

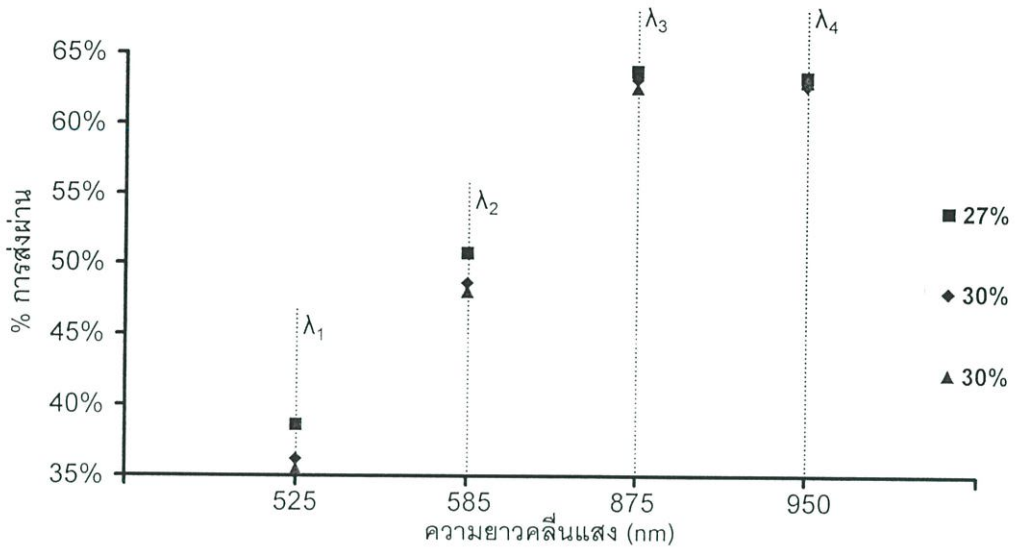
5.4 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875 และ 950 nm (การทดลองที่ 2)

การเก็บข้อมูลในการทดลองครั้งที่สอง เพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต มีจำนวน 80 ครั้งด้วยกัน ตารางที่ 5.3 เป็นตัวอย่างข้อมูลเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านจากความยาวคลื่นแสงทั้งสิ้นของผู้ป่วย 5 คนที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกันนำมาแสดงเพียงบางส่วนจากข้อมูลทั้งหมด 117 ค่า และในรูปที่ 5.7 เป็นตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยคนเดียวกัน แต่มีค่าฮีมาโตคริตสามค่าคือ 27 %, 30 % และ 30 % เป็นกราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงสี่ค่าที่เลือกมาจากการทดลองครั้งแรก โดยแกนตั้งเป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านและแกนนอนเป็นความยาวคลื่นแสงสี่ค่าด้วยกัน ในการวาดกราฟครั้งนี้จะสนใจตรงจุดของความยาวคลื่นแสงสี่ค่าเท่านั้นคือ 525 nm, 585 nm, 875 nm และ 950 nm โดยไม่คำนึงถึงความยาวคลื่นแสงในช่วงอื่น สิ่งที่ต้องการแสดงให้เห็นในกราฟนี้คือค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 585 nm จะมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm ค่าการส่งผ่านจะมีค่าใกล้เคียงกันไม่ขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต หรือเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตน้อยตรงกับการทดลองในครั้งแรกเท่านั้น โดยสังเกตจากกราฟในรูปที่ 5.7 ความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 585 nm จะมีค่าต่างกันประมาณ 3 % ในขณะที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm จะมีค่าต่างกันประมาณ 0.3 % เท่านั้น

ตารางที่ 5.3 ตัวอย่างเปอร์เซ็นต์อัตราส่วนการส่งผ่านจากความยาวคลื่นแสงทั้งสิ้น

ลำดับที่	ค่าการส่งผ่าน (%)				ค่าฮีมาโตคริต
	525 nm	585 nm	875 nm	950 nm	
1	0.47	0.54	0.67	0.67	25
2	0.46	0.56	0.65	0.64	27
3	0.40	0.52	0.66	0.65	30
4	0.36	0.49	0.62	0.62	33
5	0.35	0.52	0.67	0.65	39

การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525 nm 585 nm 875 nm 950 nm



รูปที่ 5.7 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875, และ 950 nm

5.5 ตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต

การหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าจะเริ่มต้นจากสมการที่ได้แสดงไว้ในบทที่ 2 (สมการที่ (2.40)) เป็นสมการการหาค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสงสองความยาวคลื่นโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือ นำมาเขียนใหม่เพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าเป็นสมการที่ (5.1) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_1 - T_2}{K} \quad (5.1)$$

เมื่อ Hct เป็นค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง T_1 และ T_2 เป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านที่ได้จากเครื่องมือที่สร้างขึ้นดังรายละเอียดในบทที่ 4 โดย T_1 เป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงแรก ในที่นี้ให้เป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต (875 nm และ 950 nm) ให้เป็นค่าความยาวคลื่นแสงอ้างอิง และ T_2 เป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงที่สองที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต (525 nm และ 585 nm) จากความยาวคลื่นแสงทั้งคู่ ค่าสมการที่ (5.1) จึงสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (5.2), (5.3), (5.4) และ (5.5) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_{875nm} - T_{525nm}}{K} \quad (5.2)$$

$$Hct = \frac{T_{875nm} - T_{585nm}}{K} \quad (5.3)$$

$$Hct = \frac{T_{950nm} - T_{525nm}}{K} \quad (5.4)$$

$$Hct = \frac{T_{950nm} - T_{585nm}}{K} \quad (5.5)$$

จากสมการที่ (5.2), (5.3), (5.4) และ (5.5) มีตัวแปร K เท่านั้นที่ยังไม่ทราบค่า นอกนั้นได้จากข้อมูลในการทดลองครั้งที่สองจึงทำการจัดรูปสมการเพื่อหาค่า K สมการทั้งสี่สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$K_{525/875} = \frac{T_{875nm} - T_{525nm}}{Hct} \quad (5.6)$$

$$K_{585/875} = \frac{T_{875nm} - T_{585nm}}{Hct} \quad (5.7)$$

$$K_{525/950} = \frac{T_{950nm} - T_{525nm}}{Hct} \quad (5.8)$$

$$K_{585/950} = \frac{T_{950nm} - T_{585nm}}{Hct} \quad (5.9)$$

5.5.1 ค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจากข้อมูล 80 ค่า

เมื่อทำการหาค่าคงที่ K จากการเก็บข้อมูลแต่ละครั้งโดยใช้สมการที่ (5.6), (5.7), (5.8), และ (5.9) ตามลำดับ จากการทดลองเก็บข้อมูลครั้งที่สองทั้งหมดจำนวน 80 ค่า ตัวแปรค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจะมีค่าตามตารางที่ 5.3 ดังนี้

ตารางที่ 5.3 ตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการจากจำนวนข้อมูล 80 ค่า

ความยาวคลื่นแสง (nm)	ข้อมูล 80 ค่า
525 / 875	0.00789719
585 / 875	0.00443323
525 / 950	0.00773773
585 / 950	0.00427376

5.5.2 ตัวแปรค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยเมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นเป็น 117 ค่า

ในหัวข้อนี้จะพิจารณาค่าเฉลี่ยของตัวแปรค่าคงที่ K เมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นว่าจะมีค่าเฉลี่ยเปลี่ยนแปลงไปมากน้อยอย่างไรบ้าง จงอาจทำให้สมการทำนายค่าสีมาโตคริตผิดพลาดได้หรือไม่ โดยตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการทำนายค่าสีมาโตคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้น โดยให้การส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือนั้น จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปเล็กน้อยในทศนิยมหลักที่สี่ หรือทศนิยมในหลักที่ห้า โดยมีการเปลี่ยนแปลงไปจากค่าเดิมเฉลี่ยทั้งสี่สมการคือ 0.54 % ขั้นตอนการหาตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการยังคงมีรูปแบบเหมือนกับสมการที่ (5.6), (5.7), (5.8), และ (5.9) เพียงแต่จำนวนของข้อมูลที่นำมาใช้ในสมการเพิ่มขึ้นจากเดิมที่ใช้ข้อมูล 80 ค่า แต่ในครั้งนี้นี้จำนวนข้อมูลจะเพิ่มอีก 37 ค่า รวมเป็น 117 ค่า ตัวแปรค่าคงที่ทั้งสี่ค่าคือเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 875 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงสองค่า และเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 950 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงสองค่า ได้แสดงไว้ในตารางที่ 5.4

ตารางที่ 5.4 การเปรียบเทียบตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการเมื่อข้อมูลเพิ่มมากขึ้นจาก 80 ค่า เป็น 117 ค่า

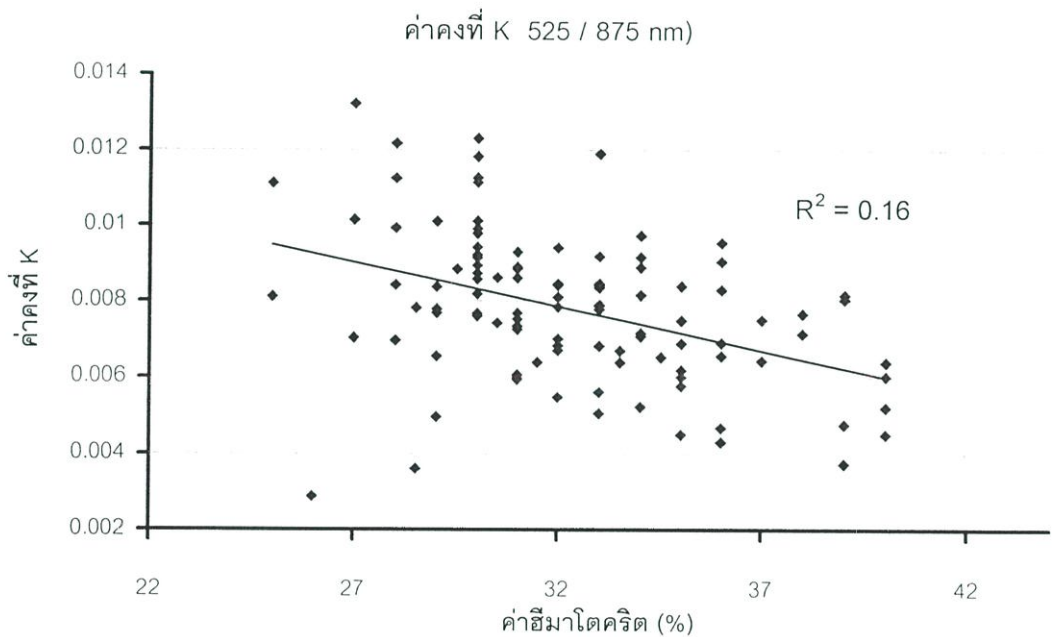
ความยาวคลื่นแสง (nm)	ข้อมูล 80 ค่า	ข้อมูล 117 ค่า	% ที่เปลี่ยนแปลงไป จากค่าเดิม
525 / 875	0.00789719	0.007844387	0.36 %
585 / 875	0.004433226	0.004365866	0.76 %
525 / 950	0.00773773	0.007687958	0.30 %
585 / 950	0.00427376	0.004209437	0.76 %

5.5.3 การกระจายของตัวแปรค่าคงที่ K จากข้อมูล 117 ค่า

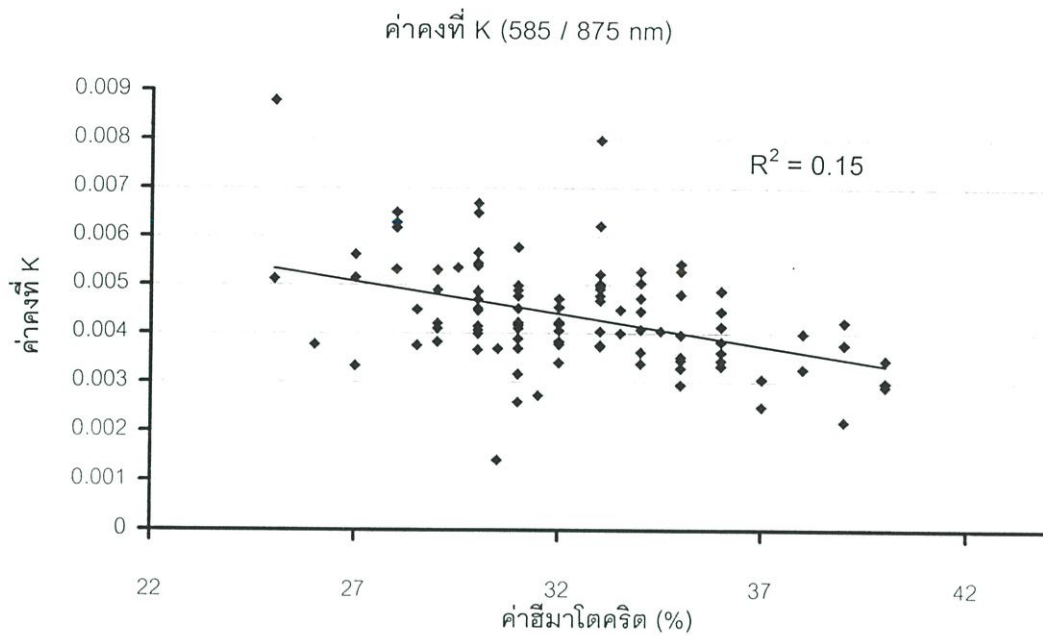
การพิจารณาการกระจายของค่าคงที่ K ครั้งนี้ ใช้คำสั่งเพิ่มเส้นแนวโน้ม (regression) จากกราฟในโปรแกรม Microsoft Excel เพื่อพิจารณาค่า R^2 (R-square) ว่าให้ค่าสูงสุดจากการแทนด้วยเส้นแนวโน้มแบบใด เมื่อค่า R^2 เท่ากับ 1 นั่นคือสมการที่ได้จะผ่านจุดทุกจุดของข้อมูล โดยสมการแบบเชิงเส้น (linear) จะได้ค่า R^2 ใกล้เคียงกับสมการแบบโพลิโนเมียล (polynomial) กำลังสอง ดังแสดงในตารางที่ 5.5 และได้แสดงลักษณะการกระจายของข้อมูล จากแต่ละคู่ความยาวคลื่นแสง ในกราฟรูปที่ 5.8, 5.9, 5.10 และ 5.11 โดยในรูปที่ 5.8 เป็นกราฟการกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm รูปที่ 5.9 เป็นกราฟจากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm รูปที่ 5.10 เป็นกราฟการกระจายจากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm และ รูปที่ 5.11 เป็นกราฟการกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm ตามลำดับ

ตารางที่ 5.5 การเปรียบเทียบสมการแทนการกระจายของข้อมูลค่าคงที่ K โดยใช้ค่า R^2

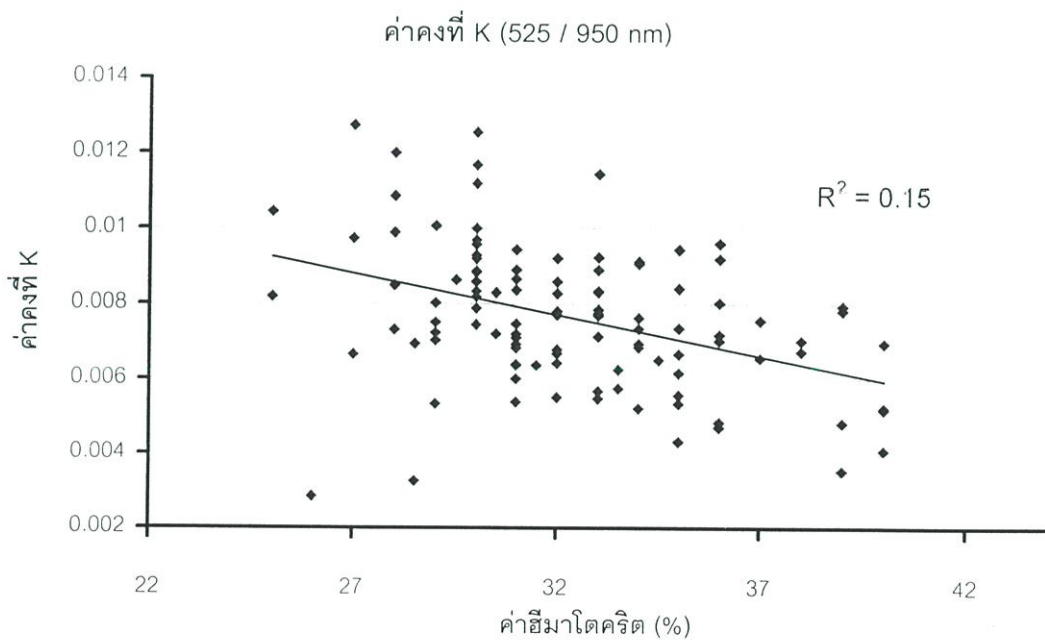
สมการ	ค่า R^2			
	525 / 875 nm	585 / 875 nm	525 / 950 nm	585 / 950 nm
เชิงเส้น	0.16	0.15	0.15	0.12
โพลีโนเมียล กำลังสอง	0.17	0.15	0.16	0.12
ลอการิทึม	0.16	0.14	0.15	0.12



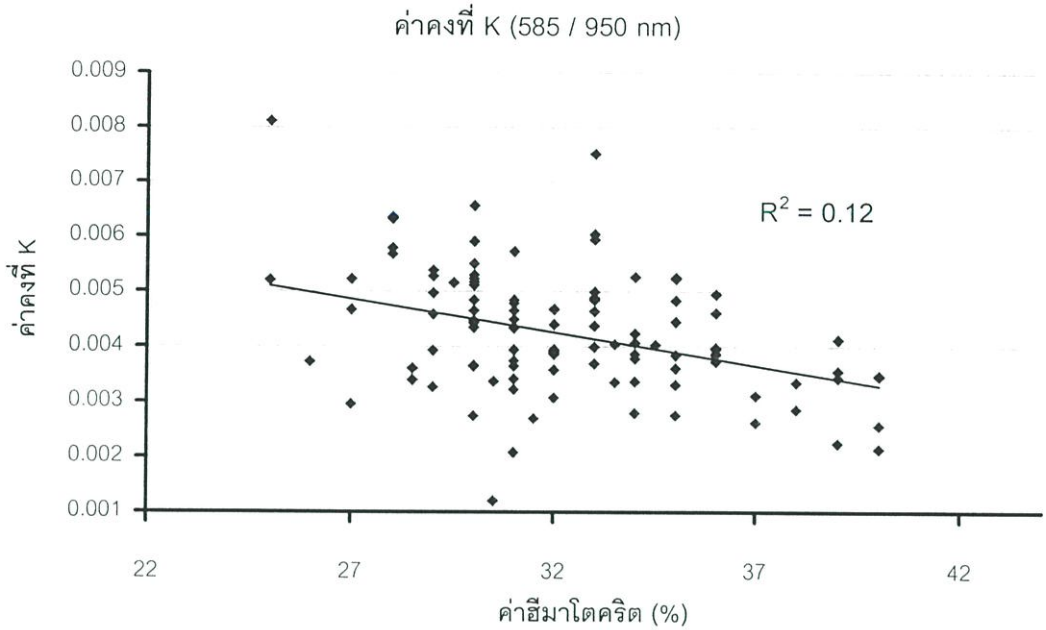
รูปที่ 5.8 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm



รูปที่ 5.9 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm



รูปที่ 5.10 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm



รูปที่ 5.11 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm

เมื่อแทนค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยกลับลงไปในสมการที่ (5.2), (5.3), (5.4), และ (5.5) ก็จะได้สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ โดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและเป็นการใช้ค่าการส่งผ่านแสงมาทำนายค่าฮีมาโตคริตจำนวนสี่สมการดังสมการที่ (5.10), (5.11), (5.12), และ (5.13) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_{875 \text{ nm}} - T_{525 \text{ nm}}}{0.00789719} \quad (5.10)$$

$$Hct = \frac{T_{875 \text{ nm}} - T_{585 \text{ nm}}}{0.004433226} \quad (5.11)$$

$$Hct = \frac{T_{950 \text{ nm}} - T_{525 \text{ nm}}}{0.00773773} \quad (5.12)$$

$$Hct = \frac{T_{950 \text{ nm}} - T_{585 \text{ nm}}}{0.00427376} \quad (5.13)$$

โดยสมการทั้งสี่นี้จะได้นำไปทดสอบเปรียบเทียบความแม่นยำ เพื่อเลือกคู่ความยาวคลื่นแสงเพียงคู่เดียวที่สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องมากที่สุด และมีความแปรปรวนของค่าความผิดพลาดจากการทำนายน้อยสุด เพื่อใช้ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงต่อไป

บทที่ 6

การวิเคราะห์ผลการทดลองและค่าความผิดพลาด

ในบทนี้กล่าวถึงการวิเคราะห์ผลการทดลอง ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น ค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมรับได้ และความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมในการทำนายค่าฮีมาโตคริตมากที่สุดจากความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ทำการทดลอง

6.1 ความแม่นยำของสมการ

6.1.1 สถิติของความแม่นยำ ค่าเบี่ยงเบน ความเที่ยงตรง และระดับความเชื่อมั่น

ความแม่นยำ (accuracy) จะเป็นการตรวจวัดหาค่าความผิดพลาด (error) หรือว่าค่าความแปรปรวนของระบบ ถ้าความผิดพลาดมีค่ามากความแม่นยำก็จะต่ำ ค่าความแม่นยำของการวัดจะเป็นการเปรียบเทียบค่าจริงกับค่าที่วัดได้ว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างไร โดยค่าเฉลี่ยของความผิดพลาด (mean error) จะเป็นตัวบ่งบอกความแม่นยำของการวัดนั้น ในการทดลองครั้งนี้ค่าฮีมาโตคริตที่ใช้สำหรับอ้างอิงจะได้จากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง ดังนั้นค่าเบี่ยงเบน (bias) ก็คือค่าเฉลี่ยของความแตกต่างระหว่างค่าฮีมาโตคริต ที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง และที่ทำนายด้วยวิธีทางแสง สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$bias = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} = \bar{x} \quad (6.1)$$

เมื่อ x_i สามารถคำนวณได้จากการนำค่าที่วัดได้จากเครื่องเหวี่ยงครั้งที่ i^{th} ลบด้วยค่าที่อ่านได้จากการทำนายด้วยวิธีทางแสงตามลำดับ โดยจะมีหน่วยในการวัดเป็นเปอร์เซ็นต์ N เป็นจำนวนครั้งของการวัดทั้งหมด

ค่าความเที่ยงตรง (precision) เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของค่าความผิดพลาดแบบสุ่ม (random error) การกระจายของจุดรอบๆค่ากลาง (mean) จะเป็นตัวกำหนดค่าความเที่ยงตรงของการวัด ค่าความเที่ยงตรงในทางสถิติจะเรียกว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation, SD) ค่าความแตกต่างระหว่างการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้สมการทางแสง และค่าฮีมาโตคริตที่อ่านได้จากเครื่องเหวี่ยงสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (6.2) ดังนี้

$$precision = SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (6.2)$$

ในงานวิจัยส่วนใหญ่มักจะใช้ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (95 % confidence limit) โดยจากการกระจายแบบปกติ (normal distribution) จะมีค่าเท่ากับ 1.96 เท่าของค่า SD

$$95 \% \text{ confidence limit} = 1.96 \times SD \approx 2 \times SD \quad (6.3)$$

จากสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงที่กล่าวถึงในบทที่ 5 คือสมการที่ (5.10), (5.11), (5.12), และสมการที่ (5.13) นำมาเขียนใหม่เป็นสมการที่ (6.4), (6.5), (6.6), และ สมการที่ (6.7) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_{875 \text{ nm}} - T_{525 \text{ nm}}}{0.00789719} \quad (6.4)$$

$$Hct = \frac{T_{875 \text{ nm}} - T_{585 \text{ nm}}}{0.004433226} \quad (6.5)$$

$$Hct = \frac{T_{950 \text{ nm}} - T_{525 \text{ nm}}}{0.00773773} \quad (6.6)$$

$$Hct = \frac{T_{950 \text{ nm}} - T_{585 \text{ nm}}}{0.00427376} \quad (6.7)$$

โดยจะทำการทดสอบความแม่นยำและความเที่ยงตรงของแต่ละสมการ เปรียบเทียบกันเพื่อพิจารณาหาว่าของความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมมากที่สุด เพียงสองความยาวคลื่นแสงสำหรับใช้ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงต่อไป

6.1.2 ความแม่นยำในการทำนายของสมการเมื่อจำนวนข้อมูลมี 80 ค่า

ในการเปรียบเทียบความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการทดลองครั้งนี้ ได้พิจารณาที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (95 % confidence limit) และข้อมูลทางสถิติในส่วนของความแม่นยำและความเที่ยงตรงของสมการทั้งสี่ที่ได้แสดงไว้ในตารางที่ 6.1 ก่อนที่จะทำการเปรียบเทียบสมการทั้งสี่จะได้กล่าวถึงความหมายของตัวเลขทางสถิติภายในตารางก่อนดังนี้ ตัวอย่างเช่นเมื่อพิจารณาที่ของความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm จะได้ว่าค่าของความยาวคลื่นแสงนี้มีค่าความผิดพลาดเฉลี่ย 0.5546 %

หมายความว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้สมการทางแสง จะประมาณค่าออกมามากกว่าค่าจริง (overestimate) คือจากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงในทางบวก (positive bias) และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % มีค่าเท่ากับ 15.82 % หมายความว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงจะให้ค่าออกมาอยู่ในช่วงระหว่าง 0.55 – 15.82 % และ 0.55 + 15.82 % หรืออยู่ในช่วงระหว่าง -15.27 % และ 16.37 % จากค่าจริง (ค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง) โดยมีความน่าจะเป็น (probability) คือ 0.95

การใช้ค่าความเบี่ยงเบน และค่าความเที่ยงตรงจะช่วยให้เห็นถึงความสามารถของแต่ละสมการได้ดีและง่ายขึ้น รวมทั้งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับสมการอื่นจะเห็นความแตกต่างที่ชัดเจน โดยภาพรวมของสมการทั้งสี่จะเห็นว่าความเบี่ยงเบนจะมีค่าน้อย นั่นคือความแม่นยำสูง แต่การเปลี่ยนแปลงของค่าที่ทำนายออกมาได้มีช่วงค่อนข้างกว้าง นั่นคือมีความเที่ยงตรงค่อนข้างต่ำ

ตารางที่ 6.1 การเปรียบเทียบค่าความแม่นยำและความเที่ยงตรงของสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงเมื่อจำนวนข้อมูลมี 80 ค่า

ข้อมูลทางสถิติ	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)	0.55	0.28	0.51	0.19
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	8.07	8.11	7.86	8.29
ระดับความเชื่อมั่น 95 %	15.82	15.89	15.40	16.25
ช่วงค่าที่จะทำนายออกมา (%)	-15.26 – 16.37	-15.61 – 16.16	-14.88 – 15.91	-16.25 – 16.44

6.1.3 ความแม่นยำของสมการเมื่อมีผู้เก็บข้อมูลค่าฮีมาโตคริตเพียงคนเดียว

เนื่องจากในขั้นตอนการเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยโดยมีผู้ร่วมเก็บข้อมูลหลายคน อาจมีความผิดพลาดจากเทคนิคในขั้นตอนการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และขั้นตอนการใช้เครื่องเหวี่ยงในการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน รวมทั้งในขั้นตอนการอ่านค่าฮีมาโตคริตจากหลอดแก้วที่บรรจุเลือด อันอาจเป็นสาเหตุให้ค่าฮีมาโตคริตที่ใช้อ้างอิงในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงมีความผิดพลาดได้ ดังนั้นในหัวข้อนี้จะเป็นการทดลองใช้สมการทางแสงทำนายค่าฮีมาโตคริตเปรียบเทียบกับข้อมูลค่าฮีมาโตคริต ที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและนำไปปั่นด้วยเครื่อง

เหรียญ โดยมีผู้เก็บรวบรวมข้อมูลเพียงคนเดียวเท่านั้น โดยมีการเก็บข้อมูลเพิ่มเติมอีกจำนวน 37 ค่า ค่าตัวเลขทางสถิติที่แสดงถึงความเบี่ยงเบนและความเที่ยงตรงของสมการแสดงในตารางที่ 6.2

ตารางที่ 6.2 ค่าความสามารถในการทำนายจากข้อมูลโดยผู้เก็บข้อมูลคนเดียวจำนวน 37 ค่า

ข้อมูลทางสถิติ	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)	0.43	0.41	0.39	0.34
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	10.40	9.85	10.09	10.31
ระดับความเชื่อมั่น 95 %	20.38	19.30	19.77	20.21
ช่วงค่าที่จะทำนายออกมา (%)	-19.95 – 20.80	-18.89 – 19.70	-19.37 – 20.16	-19.87 – 20.55

จากตารางที่ 6.2 จะเห็นว่าความผิดพลาดเฉลี่ยมีค่าลดลงเล็กน้อยเท่านั้นแต่ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % ช่วงค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายออกมากลับสูงขึ้น โดยอาจมาจากขั้นตอนการเก็บข้อมูลที่ผิดพลาด แต่ก็แสดงให้เห็นว่าการเก็บข้อมูลจากผู้รวบรวมข้อมูลหลายคน ไม่ใช่สาเหตุที่ทำให้สมการมีความผิดพลาดสูงขึ้น

6.1.3 การเปรียบเทียบความแม่นยำเมื่อข้อมูลเพิ่มจาก 80 ค่าเป็น 117 ค่า

การเปรียบเทียบความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการทำนายของแต่ละสมการ เมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นก็เพื่อใช้ในการพิจารณาประกอบว่าค่าของความยาวคลื่นแสงใด สามารถทำนายได้ถูกต้อง โดยมีความเที่ยงตรงมากที่สุดและมีค่าความผิดพลาดเบี่ยงเบนไปจากเดิมน้อยสุด ในตารางที่ 6.4 จะเห็นว่าค่าความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm แม้ว่าจะมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยต่ำสุดคือ 0.22 % แต่ก็มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมากที่สุดคือ 8.17 % ในขณะที่ค่าความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm จะมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยสูงกว่าคือ 0.41 % แต่มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่ำสุดคือ 7.53 % สอดคล้องกับในกรณีที่มีจำนวนข้อมูลเพียง 80 ค่าดังในตารางที่ 6.1

ตารางที่ 6.3 ค่าความผิดพลาดเมื่อมีจำนวนข้อมูลเพิ่มมากขึ้นเป็น 117 ค่า

ข้อมูลทางสถิติ	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)	0.54	0.31	0.41	0.22
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	7.68	7.90	7.53	8.17
ระดับความเชื่อมั่น 95 %	15.05	15.48	14.75	16.02
ช่วงค่าที่จะทำนายออกมา (%)	-14.50 – 15.59	-15.17 – 15.78	-14.34 – 15.15	-15.79 – 16.24

6.1.4 การเปรียบเทียบสมการโดยใช้สถิติ T-TEST

การใช้สถิติ T-TEST (student T distribution) เพื่อเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์การกระจายของข้อมูลสองกลุ่ม คือข้อมูลที่ได้จากสมการการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง ว่ามีโอกาสในการกระจายของข้อมูลเหมือนกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงอย่างไร โดย t จะมีค่าดังสมการที่ (6.8)

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s\sqrt{n}} \quad (6.8)$$

เมื่อ t คือเปอร์เซ็นต์โอกาสในการกระจายของข้อมูลที่จะเหมือนกันกับข้อมูลมาตรฐาน n เป็นจำนวนตัวอย่างของข้อมูล s เป็นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน μ คือค่าเฉลี่ยของประชากรมาตรฐาน ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้สูตร TTEST ที่มีอยู่ในโปรแกรม Microsoft Excel คำนวณหาค่า t โดยค่าที่ได้เมื่อจำนวนข้อมูลมี 117 ครั้งแสดงดังตารางที่ 6.4

ตารางที่ 6.4 การเปรียบเทียบค่า t จากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสิ้น

ข้อมูลทางสถิติ	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่า t (%)	0.26	0.34	0.28	0.38

จากตัวเลขค่า t ในตารางที่ 6.4 มีความหมายว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตจากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm มีโอกาสที่การกระจายของข้อมูลจะเหมือนกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง ประมาณ 26 % คู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm มีโอกาส 34 % คู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm มีโอกาส 28 % และคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm มีโอกาส 38 % ตามลำดับ

6.2 ความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้

เนื่องจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติที่มีช่วงค่อนข้างกว้าง ดังนั้นจึงไม่มีการกล่าวถึงค่าความผิดพลาดในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในหัวข้อนี้จึงได้มีการเสนอแนวทางพิจารณาด้วยกันสองแนวทาง คืออันดับแรกจะทำการพิจารณาจากช่วงค่าฮีมาโตคริตของคนปกติ และอีกแนวทางหนึ่งที่น่าสนใจในการทดลองครั้งนี้ ได้จากแบบสอบถามความเห็นผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต เช่น แพทย์ พยาบาล และเจ้าหน้าที่ ที่ทำงานในโรงพยาบาลเป็นต้น โดยการตอบแบบสอบถามครั้งนี้จะขึ้นกับความรู้สึกรู้สึกหรือดุลพินิจของผู้ตอบแบบสอบถามเป็นสำคัญ ไม่มีกฎเกณฑ์ข้อกำหนดแต่อย่างใด ในการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตนั้นแม้ว่าค่าฮีมาโตคริตจะมีค่าต่ำกว่าหรือสูงกว่าระดับปกติ ก็จะมีการพิจารณาพยาธิสภาพทางร่างกายอย่างอื่นของผู้ป่วยร่วมด้วย ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าฮีมาโตคริตขึ้นกับปัจจัยหลายประการด้วยกัน เช่น ในกรณีของผู้ที่ทำการผ่าตัด แม้ว่าฮีมาโตคริตจะมีค่าต่ำกว่าระดับปกติเล็กน้อยแต่ถ้าไม่มีการเสียเลือดเพิ่มอีกก็จะไม่มีการให้เลือดทดแทนเป็นต้น ทั้งนี้ขึ้นกับการวินิจฉัยของแพทย์ที่ทำการตรวจรักษาเป็นหลัก

6.2.1 ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้จากการสังเกตระดับค่าฮีมาโตคริตของคนปกติ

ในหัวข้อนี้จะพิจารณาค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากระดับค่าฮีมาโตคริตของผู้ใหญ่ที่มีร่างกายปกติเป็นหลัก เนื่องจากในการเก็บข้อมูลสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต จะใช้ค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากผู้ป่วยเพศชายและเพศหญิงในวัยผู้ใหญ่ทั้งหมด โดยผู้ใหญ่เพศชายจะมีค่าฮีมาโตคริตในระดับปกติช่วง 42 – 54 % และในผู้ใหญ่เพศหญิงจะมีค่าฮีมาโตคริตปกติอยู่ในช่วง 38 – 46 % จากช่วงค่าปกติของฮีมาโตคริตที่ค่อนข้างกว้าง ในการพิจารณาดังวิธีนี้จะใช้หลักทางสถิติในการหาค่าความผิดพลาดเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาร่วมพิจารณา โดยให้ค่ากลางจากช่วงของฮีมาโตคริตในคนปกติเป็นจุดที่ค่าความผิดพลาด 0 % โดยในเพศชาย ค่ากลางจะอยู่ที่ฮีมาโตคริตเท่ากับ 48 % และในเพศหญิงจะอยู่ที่ค่าฮีมาโตคริต 42 % และให้จุดต่ำสุดและจุดสูงสุดของค่าฮีมาโตคริตในระดับปกติเป็นจุดที่มีค่าความผิดพลาดได้มากที่สุด ตารางที่ 6.5 แสดงค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุ ค่ากลาง รวมทั้งค่าความแตกต่างเฉลี่ยและค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากการคำนวณทางสถิติ

ตารางที่ 6.5 ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้เกิดขึ้นได้จากวิธีพิจารณาระดับค่าฮีมาโตคริตปกติ

อายุ	ค่าฮีมาโตคริต	ค่ากลาง	ค่าสูง – ค่ากลาง
newborn	55–68 %	61.5	6.5
1 week	47–65 %	56	9
1 month	37–49 %	43	6
3 month	30–36 %	33	3
1 year	29–41 %	35	6
10 year	36–40 %	38	2
Adult Male	42–54 %	48	6
Adult Female	38–46 %	42	4
ค่าความแตกต่างเฉลี่ย (%)			5.31
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) (%)			2.22

ค่าความแตกต่างเฉลี่ยหรือค่าเบี่ยงเบน (bias) จากตารางที่ 6.5 คือ 5.31 % ตัวเลขที่ได้นี้ทำให้เห็นว่าเมื่อคิดจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุเข้าด้วยกัน โอกาสที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมา มากกว่าค่ากลางเนื่องจากมีค่าเป็นบวก ในขณะที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคือ 2.22 % ถ้าคิดที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % หรือประมาณ 2 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) จะมีค่าเท่ากับ 4.44 % นั่นก็จะมีการทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาในช่วงประมาณ 5.31–4.44 % ถึง 5.31 + 4.44 % หรืออยู่ในช่วง 0.87 – 9.75 % หรือประมาณ 10 % ดังนั้นถ้าพิจารณาจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุเพียงอย่างเดียว การทำนายค่าฮีมาโตคริตไม่ควรจะมีค่าความผิดพลาดมากเกินกว่า 10 % นั่นเอง

6.2.2 ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้จากการสอบถามความเห็นของผู้ที่เกี่ยวข้อง

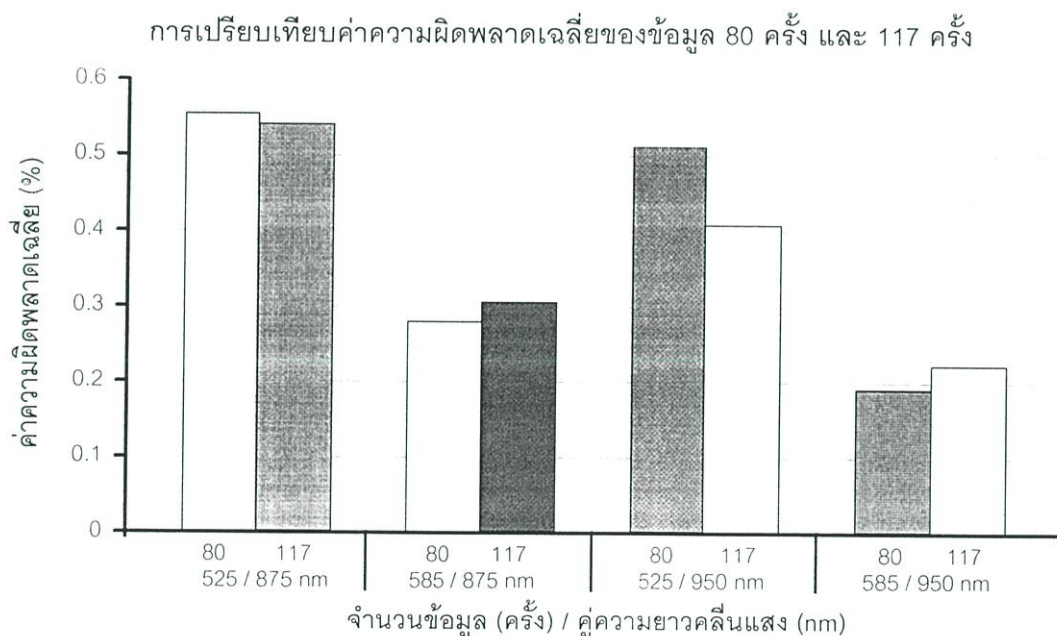
ในส่วนของการพิจารณาค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ จากการสอบถามผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต จำนวน 57 ท่าน จากแพทย์จำนวน 17 ท่าน พยาบาล 30 ท่าน และเจ้าหน้าที่ 10 ท่าน จากผู้ที่ทำงานในโรงพยาบาล 3 แห่ง ในเขตกรุงเทพมหานคร คือ โรงพยาบาลรามาธิบดี โรงพยาบาลราชวิถี และโรงพยาบาลประสาท ฯ ความเห็นโดยส่วนมากอยู่ที่ไม่เกิน 5 % รองลงมาคือน้อยกว่า 10 % และมีเพียงแพทย์ 2 ท่านเท่านั้นที่ตอบว่าควรน้อยกว่า 15 % ดังแสดงไว้ในตารางที่ 6.6 โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 6.31 % จากข้อมูลทั้งหมด 57 ค่า

ตารางที่ 6.6 ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับให้เกิดขึ้นได้จากแบบสอบถาม

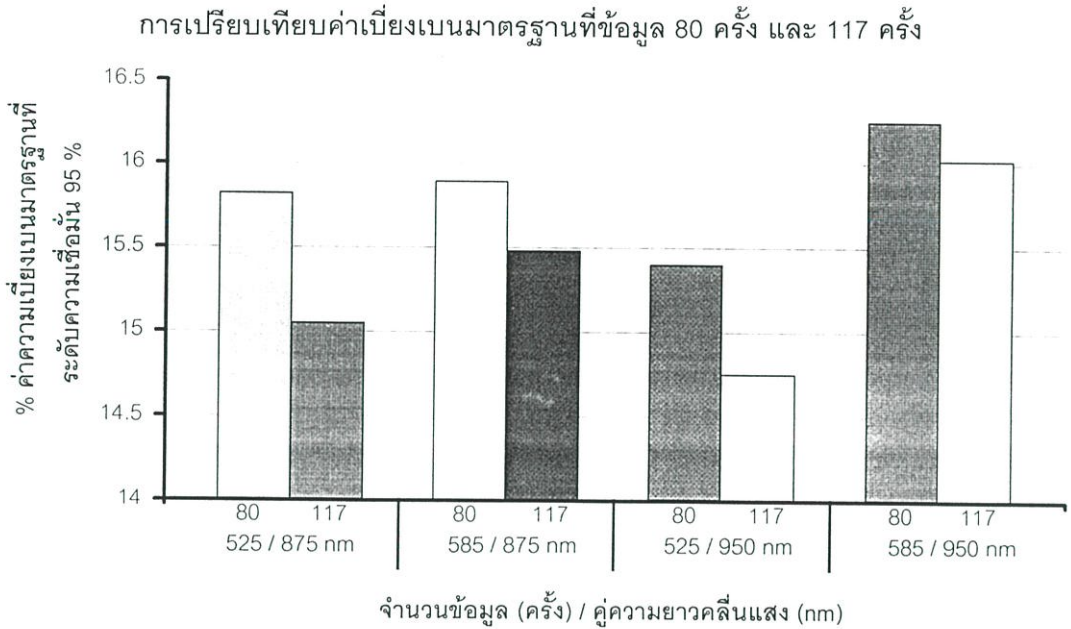
ค่าความผิดพลาด น้อยกว่า (%)	จำนวนผู้ตอบแบบสอบถาม 57 ท่าน				
	แพทย์ 17 ท่าน	พยาบาล 30 ท่าน	เจ้าหน้าที่ 10 ท่าน	รวมทั้งหมด (ท่าน)	คิดเป็น % ทั้งหมด
5 %	10	26	8	44	77.2
10 %	5	4	2	11	19.3
15 %	2	–	–	2	3.5

6.3 ความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมในการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากช่วงที่ทำกรทดสอบ

รูปที่ 6.1 และรูปที่ 6.2 เป็นการนำข้อมูลทางสถิติที่ได้จากตารางที่ 6.1 และตารางที่ 6.3 มาวาดกราฟเพื่อเปรียบเทียบหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมมากที่สุด สองความยาวคลื่นแสงสำหรับนำมาใช้ในสมการหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง โดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ



รูปที่ 6.1 ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยเมื่อข้อมูลมี 80 ค่าและเพิ่มเป็น 117 ค่า



รูปที่ 6.2 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % ของข้อมูล 80 ค่าและ 117 ค่า

จากรูปที่ 6.1 และรูปที่ 6.2 จะเห็นว่าค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของทุกคู่ความยาวคลื่นแสงมีค่าประมาณ 0.4 % ทำให้ไม่มีความแตกต่างทางด้านความแม่นยำในการทำนายจากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่อย่างชัดเจน และเมื่อพิจารณาจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเมื่อจำนวนข้อมูลมี 80 ค่า มีค่าประมาณ 10 % และเพิ่มเป็น 117 ครั้งมีค่าประมาณ 8 % ทุกคู่ความยาวคลื่นแสง นั่นคือทุกคู่ความยาวคลื่นแสง ที่แสดงในตารางที่ 6.1 หรือตารางที่ 6.3 สามารถนำมาใช้ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตได้โดยไม่มีความแตกต่างทางด้านความแม่นยำและความเที่ยงตรงอย่างชัดเจน แต่ถ้าพิจารณาในการทดลองครั้งนี้โดยดูที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % คู่ของความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm จะมีความเหมาะสมมากที่สุด เมื่อดูจากช่วงค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายออกมาได้ มีค่าน้อยสุดหรือก็คือมีความแม่นยำมากที่สุดจากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่ อยู่ในช่วงประมาณ -14.88 - 15.91 % เมื่อข้อมูลมี 80 ครั้ง และ -14.34 - 15.15 % เมื่อจำนวนข้อมูลมี 117 ค่า

6.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในการวิเคราะห์ผลการทดลองครั้งนี้ จะเน้นไปที่ความสามารถในการทำนายค่าฮีมาโตคริตของสมการได้อย่างถูกต้อง โดยในการวิเคราะห์ผลการทดลองจะดูที่ค่าความผิดพลาดและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากการคำนวณทางสถิติ ในส่วนค่าความผิดพลาดในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากการพิจารณาด้วยวิธีสังเกตค่าฮีมาโตคริตของคนปกติในวัยต่างๆ และจากการใช้แบบสอบถามผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต คืออยู่ในช่วงไม่เกิน 10 % โดยที่ค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ 10 % สมการสามารถทำนายได้ถูกต้องประมาณ 80 ครั้งจากข้อมูล 117 ครั้ง (70 %

จากข้อมูล 117 ครั้ง) หรือสามารถดูจากข้อมูลทางสถิติ (ตารางที่ 6.1 และ 6.3) ที่ระดับความเชื่อมั่น 70 % (70 % confidence limit) จะมีค่าประมาณ 1 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (1 SD) สมการจะทำนายค่าฮีมาโตคริต ออกมาอยู่ในช่วงประมาณ $-8 - +8$ % โดยมีความน่าจะเป็นคือ 0.7 แต่ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (2 SD) สมการจะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาอยู่ในช่วงประมาณ $-15 - +15$ % โดยมีความน่าจะเป็นคือ 0.95 ในส่วนของค่าความแม่นยำเมื่อดูจากความผิดพลาดเฉลี่ยหรือค่าเบี่ยงเบน (bias) ที่มีค่าประมาณ 0.4 % แสดงว่าสมการมีความแม่นยำค่อนข้างมาก แต่มีความเที่ยงตรงค่อนข้างต่ำเมื่อดูจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ที่มีค่าประมาณ 8 % โดยค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น อาจมาจากการที่สมการละเอียดบางอย่างไม่ได้กล่าวไว้แล้วเช่น การสูบบุหรี่โลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายจากหัวใจ ทำให้ปริมาณของเลือดในหลอดเลือดแดงบริเวณปลายนิ้วมือมีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ที่ในการทดลองนี้ไม่ได้นำมาพิจารณาร่วมด้วย โดยใช้วิธีการวัดค่าการส่งผ่านความเข้มแสงในรูปของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ไดโอดเปล่งแสงที่ใช้ อาจมีค่าความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาคลาดเคลื่อนไม่ตรงตามที่ระบุไว้ใน specifications เนื่องจากเป็นไดโอดสำหรับใช้งานทั่วไป (general purpose) ไม่ใช่ระดับคุณภาพสูง (medical grade หรือ military grade) เนื่องจากมีราคาแพงและหาได้ยาก มีการประมาณว่าการตอบสนองต่อค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือของเนื้อเยื่อ เล็บ สิว ฯลฯ จากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าเท่ากันและให้เป็นค่าคงที่ ผู้ป่วยที่มีพยาธิสภาพทางร่างกายอย่างอื่นร่วมด้วย นอกจากเสียเลือดจากการผ่าตัดเพียงอย่างเดียวเช่น กรณีของผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งร่วมอยู่ด้วยก็อาจทำให้การทำนายค่าฮีมาโตคริตมีความผิดพลาดสูงขึ้น และในการหาค่าการส่งผ่านที่หัวตรวจมี LED ประกอบอยู่ภายในจำนวนมาก อาจมีแสงเล็ดลอดไปถึงตัวรับแสงได้โดยไม่ผ่านบริเวณปลายนิ้วมือได้ง่าย

บทที่ 7

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในการทดลองหาค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้น จากการส่งผ่านแสงสองความยาวคลื่นผ่านปลายนิ้วมือ เริ่มจากการหาค่าการส่งผ่านในช่วงความยาวคลื่นแสง 426 – 950 nm เพื่อหาความยาวคลื่นแสงสองช่วงคือ ความยาวคลื่นแสงช่วงแรก มีการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไปมาก ในการทดลองนี้อยู่ในช่วง 525 – 610 nm และความยาวคลื่นแสงช่วงที่สองค่าการส่งผ่านไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไป หรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อย ในการทดลองครั้งนี้อยู่ในช่วง 700 – 950 nm จากนั้นได้เลือกความยาวคลื่นแสง 525 และ 585 nm จากความยาวคลื่นแสงช่วงแรก และความยาวคลื่นแสง 875 และ 950 nm จากความยาวคลื่นแสงช่วงที่สอง เมื่อทำการจับคู่โดยให้ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงจะได้สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตสี่สมการดังที่ได้กล่าวในหัวข้อ 6.1 (525 / 875 nm, 585 / 875 nm, 525 / 950 nm, 585 / 950 nm) จากผลการทดลองสมการทั้งสี่ สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้โดยไม่มีความแตกต่างอย่างชัดเจน ทั้งทางด้านความแม่นยำและความเที่ยงตรง โดยมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยประมาณ 0.4 % และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (2 SD) ประมาณ 15 % เมื่อพิจารณาจากค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ไม่เกิน 10 % สมการทั้งสี่สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องอยู่ในช่วงไม่เกิน ± 10 % ได้ประมาณ 80 ครั้งจากข้อมูล 117 ครั้ง (70 % จาก 117 ครั้ง) หรือจากข้อมูลในตารางที่ 6.3 ที่ระดับความเชื่อมั่น 70 % (1 SD) ค่าที่ทำนายออกมากจะอยู่ในช่วงประมาณ -8 – 8 % และในการทดลองครั้งนี้ความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมมากที่สุด เมื่อพิจารณาจากความเที่ยงตรงที่มากที่สุด ในตารางที่ 6.1 และ 6.3 คือคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm

ในส่วน of ข้อเสนอแนะสำหรับการทำวิจัยต่อไป จะพิจารณาจากตัวแปรที่สมการแบบเชิงเส้น (linear equation) ที่กล่าวในหัวข้อ 2.3.2 ได้ละทิ้งไปเช่น การคิดค่าการส่งผ่านเป็นแรงดันไฟฟ้า กระแสตรง สัญญาณพัลส์ของการสูบลม โลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย การประมาณว่าค่าการส่งผ่านจากองค์ประกอบของปลายนิ้วมือเช่น เล็บ เนื้อเยื่อและสีผิว ของทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าการส่งผ่านเป็นค่าคงที่และมีค่าเท่ากัน หัวตรวจสำหรับตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านที่มี LED ประกอบอยู่ภายในถึง 14 ดวงสามารถใช้ได้กับนิ้วมือของผู้ใหญ่เท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้กับนิ้วมือของเด็กที่มีขนาดเล็กได้ และในกรณีของหัวตรวจที่ใช้กับเด็กเล็กจะนิยมใช้ชนิดตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ (reflectance probe) มากกว่าเนื่องจากสามารถนำไปติดที่บริเวณใดของร่างกายก็ได้ โดยวิธีการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตก็จะแตกต่างจากการใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

เอกสารอ้างอิง

- [1] สุภาณ นคร โลहितวิทยา สำนักพิมพ์อักษรสัมพันธ์ กรุงเทพฯ, 2511.
- [2] นิเวศ นันทจิต และ วีระศักดิ์ นาวารวงศ์ คู่มือการตรวจทางโลหิตวิทยา หน่วยโลหิตวิทยา ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2526.
- [3] Wintrobe M.M. **Clinical Hematology** 5th edition, Lea & Febiger, Philadelphia. 1961.
- [4] Wylie I. Lee, Jason E. Alderete, William V. Fower “Optical Measurement of blood Hematocrit incorporating a self calibration Algorithm” US. Patent No. 6064474 May. 16, 2000.
- [5] David L. Maynard “Apparatus for Monitoring Hematocrit Levels of blood” US. Patent No. 5385539, Jan.31 1995.
- [6] Kurt P. Weckstrom, Kimmo J. Ristolainen “Non-invasive optical Measuring sensor and Measurement method” US. Patent No. 6041247 Mar. 21, 2000.
- [7] Omar S. Khalil “Method and Device for the noninvasive Determination of Hemoglobin and Hematocrit” PCT WO 0187151 A2, Nov.22, 2001.
- [8] Takuo Aoyagi, Masayoshi Fuse, Michio Kanemoto, Cheng Tai Xia “Aparatus for Measuring Hemoglobin” US. Patent No. 5720284 Feb. 24, 1998.
- [9] William S. Haworth, Mark S. Goodin, Mark A. Thomson “ Apparatus and Method for Determine blood Parameter” US. Patent No. 6144444 Nov 7, 2000.
- [10] J G Webster “Design of Pulse Oximeter” Department of Electrical and Computer Engineering, University of Winconsin-madison, IOP Publishing Ltd. 1997.
- [11] Yitzhak Mendelson “Pulse oximeter and method of operation” US. Patent No.2002/0042558, Apr.11, 2002.
- [12] Eric Kinast “Pulse Oximeter” US. Patent No.5995858,Nov.30, 1999.
- [13] Teiji Ukawa, Kazumasa Ito, Tadashi Nakayama “Pulse Oximeter” US. Patent No. 5355882, Oct.18, 1994.
- [14] Margaret S. Mortz “ System for Pulse Oximetry SPO2 Determination” US. Patent No. 6385471 May. 7, 2002.
- [15] Thomas Edrich, M. Flaig, Reinhold Knitza, and Gerhard Rall “Pulse Oximeter: An Improved In Vitro Model that Reduces Blood Flow-Related Artifacts” IEEE Transaction on Biomedical Engineering Vol. 47 Nov.3 March, 2000.

- [16] James R. Braing, Daniel S. Goldberger, Berhard B. Sterling “ Self-Emission Noninvasive Infrared Spectrophotometer with body Temperature Compensation” US. Patent No. 5615672 Apr. 1, 1997
- [17] Luis Oppenheimer “Spectrophotometric Blood Analysis” US. Patent No.5331958, Jul. 26, 1994.
- [18] Kouhei Kabuki, Yoshisada Ebata, Tadashi Suzuki, Atsushi Hiyama “Spectrophotometer” US.Patent No. 2002/ 0050560, May. 2, 2002.
- [19] Kanaan Kano **Semiconductor Device** Prentice Hall, 1995 pp: 429-453.
- [20] John Wilson, John Hawkes **Opto Electronics an Introduction** Prentice Hall 1998 pp: 141-156, 325-334.
- [21] Brian A. Keller “Shedding Light on the Subject” Mathematics Teacher 91, Department of mathematics Iowa state University, December, 1998, pp: 756-771.
- [22] Robert W. Ricci, Mauri A. Ditzler, and Lisa P. Nestor “ Discovering the beer-Lambert Law” Journal of chemical Education 71” Nov. 1994 pp: 983-985. [4] Yitzhak Mendelson, Yi Wang, Brian D. Gross “ Noninvasive measurement of Hematocrit and Hemoglobin content by Differential optical Analysis” Us. Patent No. 5277181 Jan. 11, 1994.
- [23] Dale Varberg and Edwin J. Purcell **Calculus with Analytic Geometry** 6th edition Prentice Hall Inc 1992 pp:445-458.
- [24] Graeme J. “Phase compensation optimizes photodiode bandwidth EDN” 7 May, 1992 pp:177-184.

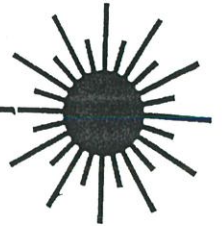
ภาคผนวก ก

Specifications ของ LEDs และ Photo Diodes

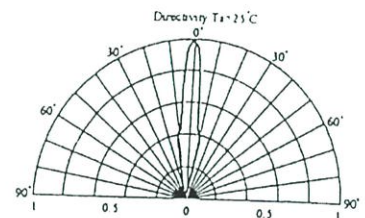
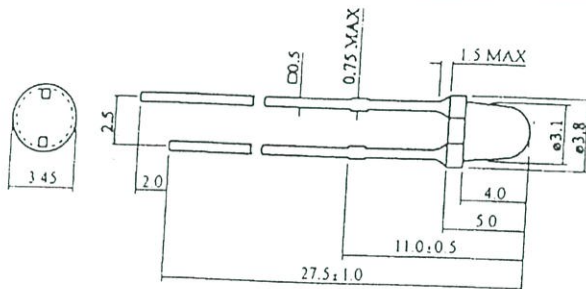
MARL OPTOSOURCE

Ulverston, Cumbria, LA12 7RY, England.

Tel: +44 (01229) 582430 Fax: +44 (01229) 580595 EMAIL:100666.2154@COMPUSERVE.COM



3 mm Green Discrete LED



- Solid state reliability
- High luminous intensity
- Also available in LED Bulb Replacement and LED Panel Lamp styles

Tolerance ± 0.25 UNOS
Unit: mm

Technical and Ordering Information

Optical / Electrical Characteristics ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Order Code	Colour	Typ Fwd Voltage $V_f @ I_{opr}$	Max Fwd Voltage $V_f @ I_{opr}$	Forward Current I_{opr}	Max Rev Current $I_r (V_r=5V)$	Luminous Intensity $I_v @ I_{opr}$	Peak Wavelength $\lambda_p @ I_{opr}$	Viewing Angle $2\theta_{1/2}$
100047-01	High Power Green	3.5	4.0	20	50	3400	525	20
	Water Clear	V	V	mA	μA	md	nm	deg

Absolute Maximum Ratings ($T_a = 25^\circ\text{C}$)

Order Code	Colour	Forward Current I_{opr} Max	Peak Forward Current I_{fp}	Reverse Voltage V_r Max	Power Dissipation P_d Max	Operating Temp T_{opr}	Storage Temp T_{stg}
100047-01	High Power Green	30	100	5.0	120	-20 to +80	-30 to +100
	Water Clear	mA	mA	V	mW	$^\circ\text{C}$	$^\circ\text{C}$

Duty Cycle $\leq 1/10$
Pulse Width ≤ 10 msec

Marl International Limited
Ulverston
Cumbria
LA12 7RY
England

Tel: 01229 582430 Fax: 01229 585155
International Tel: +44 1229 582430
International Fax: +44 1229 585155
EMAIL: marl@compuserve.com

Opto-Electronic Design and Manufacture

The Company's services are recognised to the International Quality Standard BS EN ISO 9001:1994

The information provided does not constitute part of any order or contract and should not be regarded as a representation relating to other products or services. No responsibility can be assumed for inaccuracies or printing errors. Marl International Limited reserves the right to alter without notice the specifications or any conditions of supply for products or services.

L.E.D. TECHNOLOGY

UNDERSTANDING THE SUBJECT IS CUSTOMER SERVICE

L.E.D. TECHNOLOGY, UNIT 8, POOL INDUSTRIAL ESTATE, DRUIDS ROAD, REDUTH, CORNWALL TR15 3RH.
 TEL : (0209) 215424 TELEX : 45273 FIBDAT-G FAX : (Redruth) 215197

LOW COST T1 L.E.D.'s

TECHNICAL INFORMATION SHEET

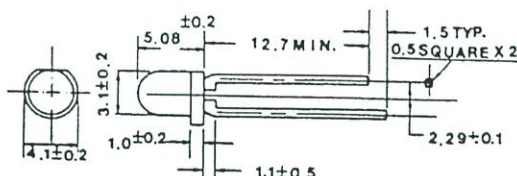
ref: LT1001

date of issue: 8/8/89

Features :

- * CHOICE OF SEVERAL HIGH PERFORMANCE COLOURS.
- * GOOD VIEWING ANGLES
- * AVAILABLE IN A CHOICE OF EPOXY
COLOUR DIFFUSED
WHITE DIFFUSED
WATER CLEAR
COLOUR TRANSPARENT
- * INDUSTRY STANDARD T1 STYLE
- * IDEAL FOR STATUS INDICATOR APPLICATIONS

Mechanical Dimensions :



MAXIMUM RECOMMENDED RATINGS @ 25 deg C

PARAMETER	RED	GREEN	YELLOW	H.E RED	ORANGE	BRIGHT RED	UNITS
Reverse Voltage V_R	3	5	5	5	5	4	V
Average Forward Current I_F	25	25	25	25	25	25	mA
Peak Forward Current I_{FSM} <small>1/10 SEC PULSE, 0.5% DUTY CYCLE</small>	1000	1000	1000	1000	1000	1000	mA
Power Dissipation P_T	100	85	85	85	85	70	mW
Derate Linearly From 30 deg C	0.45	0.45	0.45	0.45	0.45	0.45	mW/°C

Lead Solder Temperature (1.6mm From Body) 230 deg C For 5 Seconds

Operating and Storage Temperature Range -40 deg C TO +85 deg C

ELECTRICAL/OPTICAL CHARACTERISTICS (Ta=25 deg C): $I_F=20mA$

Forward Voltage V_F Typical	1.7	2.1	2.1	2.1	2.1	1.7	V
Forward Voltage V_F Maximum	2	3	3	3	3	2.2	V
Reverse Current I_R @ $V_R=5V$	100	100	100	100	100	100	μA
	<small>$V_R=3V$</small>					<small>$V_R=4V$</small>	
Wavelength @ Peak Emission	655	567	585	635	610	660	nM
Spectral Line Halfwidth	45	50	45	45	35	50	nM
Luminous Intensity Typical	2	4.6	4	6	5	9	mCD

HOW TO ORDER:

LT 3 X Y Z

X - 1: RED, 2: GREEN, 3: YELLOW, 4: H.E. RED, 7: BRIGHT RED, 8: ORANGE.

Y - 1: COLOUR DIFFUSED, 2: WHITE DIFFUSED, 3: WATER CLEAR, 4: COLOUR TRANSPARENT

Z - R: H.E. RED

L.E.D TECHNOLOGY

UNDERSTANDING THE SUBJECT IS CUSTOMER SERVICE.

ELECTRICAL/OPTICAL CHARACTERISTICS

TECHNICAL INFORMATION SHEET

ref: LTI001

date of issue: 8/8/89

FIGURE 1
FORWARD CURRENT VS. FORWARD VOLTAGE

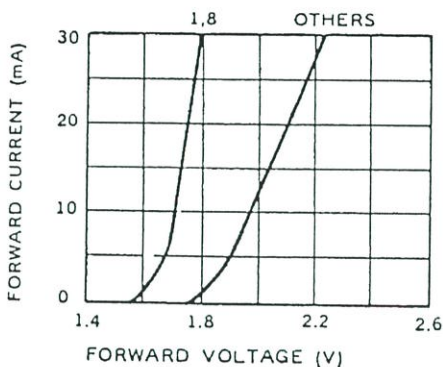


FIGURE 2
RELATIVE LUMINOUS INTENSITY VS. FORWARD CURRENT

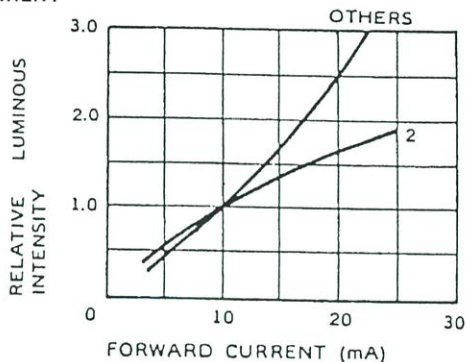


FIGURE 3
MAX PEAK CURRENT VS. DUTY CYCLE

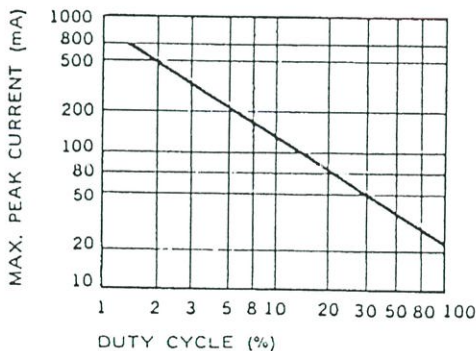


FIGURE 4
MAX FORWARD CURRENT VS. TEMPERATURE

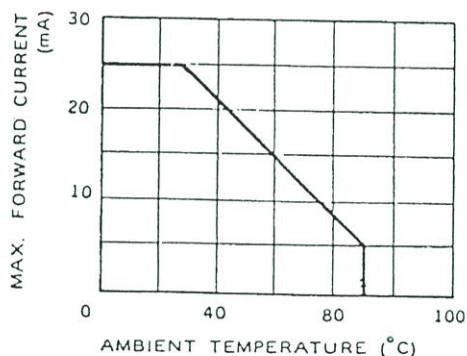
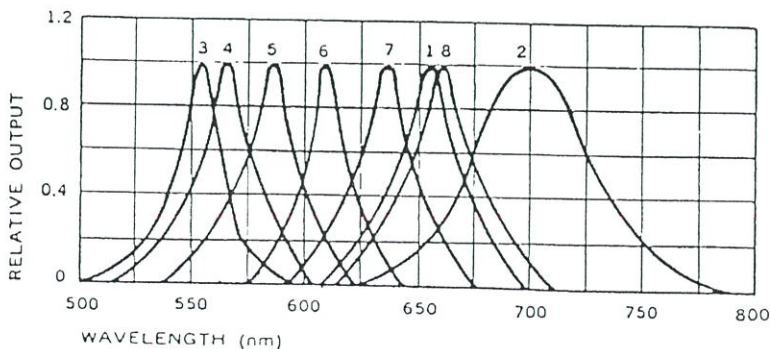


FIGURE 5
SPECTRAL RESPONSE



NOTE:

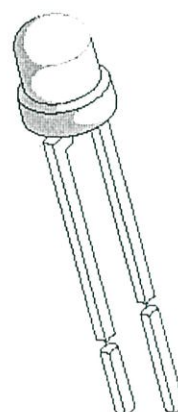
- 1: GaAsp RED
- 2: Gap RED
- 3: PURE GREEN
- 4: GREEN
- 5: YELLOW
- 6: AMBER
- 7: ORANGE/Hi-EFF. RED
- 8: SUPERBRIGHT

GaAlAs Infrared Emitting Diodes in \varnothing 3 mm (T-1) Package

Description

The TSHA44 series are high efficiency infrared emitting diodes in GaAlAs on GaAs technology, molded in a clear, untinted plastic package.

In comparison with the standard GaAs on GaAs technology these high intensity emitters feature about 50 % radiant power improvement.



94 8306

Features

- Extra high radiant power
- High radiant intensity for long transmission distance
- Suitable for high pulse current operation
- Standard T-1 (\varnothing 3 mm) package for low space application
- Angle of half intensity $\theta_p = \pm 20^\circ$
- Peak wavelength $\lambda_p = 875$ nm
- High reliability
- Good spectral matching to Si photodetectors

Applications

Infrared remote control and free air transmission systems with high power requirements in combination with PIN photodiodes or phototransistors.

Because of the very low radiance absorption in glass at the wavelength of 875 nm, this emitter series is also suitable for systems with panes in the transmission range between emitter and detector.

Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	5	V
Forward Current		I_F	100	mA
Peak Forward Current	$t_p \leq 0.5, I_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FM}	200	mA
Surge Forward Current	$t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FSM}	2	A
Power Dissipation		P_V	180	mW
Junction Temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range		T_{amb}	-55 - 100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	-55 - 100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t_{\text{ref}} \leq 5 \text{ sec.}, 2 \text{ mm from case}$	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction-Ambient		R_{thJA}	450	K/W

TSHA440.

Basic Characteristics

 $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

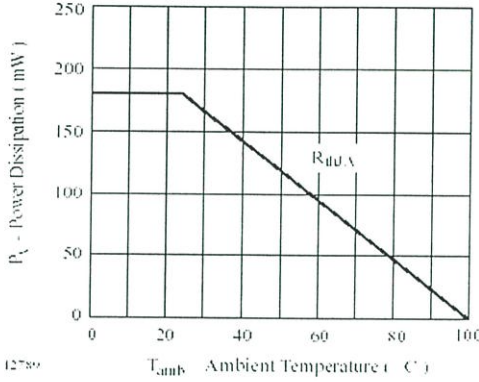
Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	V_F		1.5	1.8	V
	$I_F = 1.5\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	V_F		3.2	4.9	V
Temp. Coefficient of V_F	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{V_F}		1.6		mV/K
Reverse Current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R			100	μA
Junction Capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	C_j		20		pF
Temp. Coefficient of ϕ_e	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{ϕ_e}		0.7		%/K
Angle of Half Intensity		φ		± 20		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		875		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		80		nm
Temp. Coefficient of λ_p	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{λ_p}		0.2		nm/K
Rise Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_r		600		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_r		300		ns
Fall Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_f		600		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_f		300		ns

Type Dedicated Characteristics

 $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

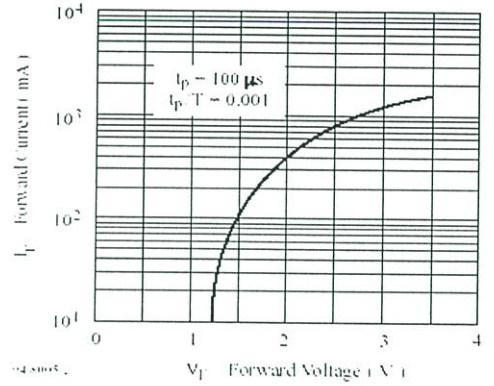
Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Radiant Intensity	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	TSHA4400	I_e	12	20		mW/sr
		TSHA4401	I_e	16	30		mW/sr
	$I_F = 1.5\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	TSHA4400	I_e	140	240		mW/sr
		TSHA4401	I_e	190	360		mW/sr
Radiant Power	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	TSHA4400	ϕ_e		20		mW
		TSHA4401	ϕ_e		24		mW

Typical Characteristics ($T_{amb} = 25^{\circ}C$ unless otherwise specified)



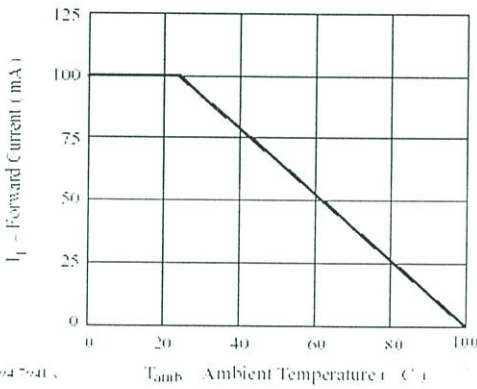
12789

Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature



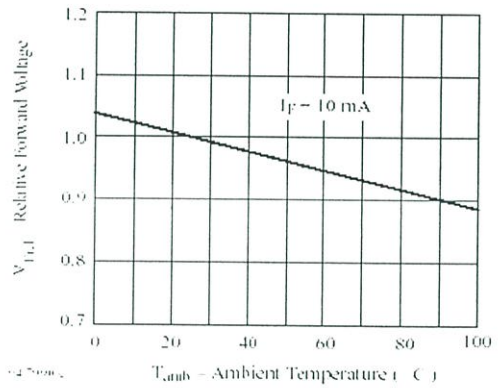
945005

Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage



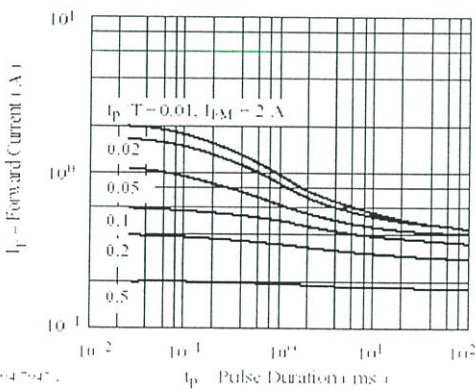
947940

Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature



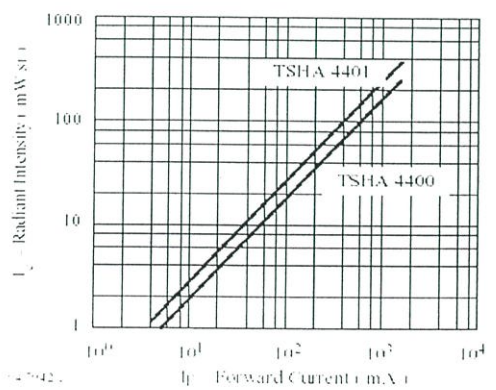
947996

Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature



947947

Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration



947942

Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current

TSHA440.

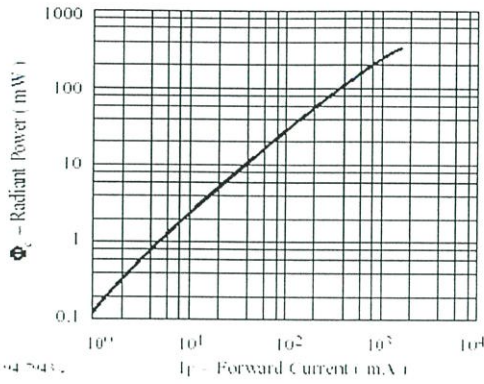


Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current

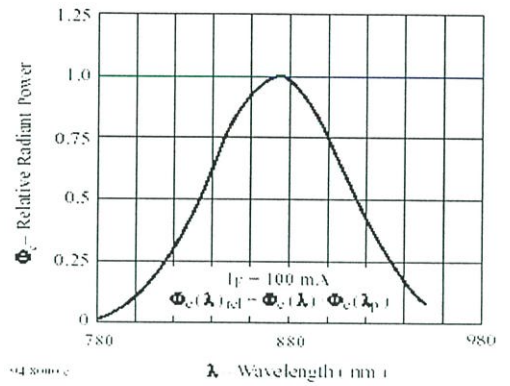


Figure 9. Relative Radiant Power vs. Wavelength

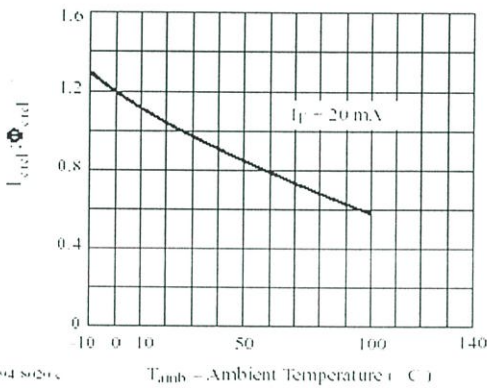


Figure 8. Rel. Radiant Intensity Power vs. Ambient Temperature

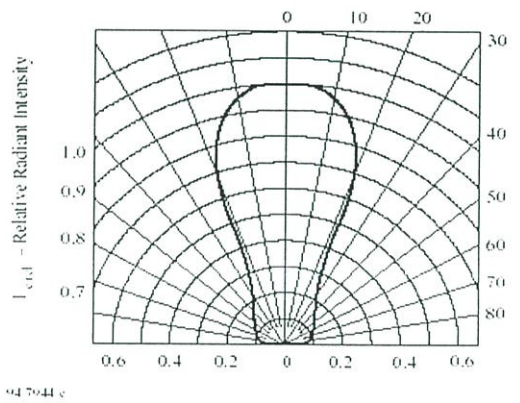
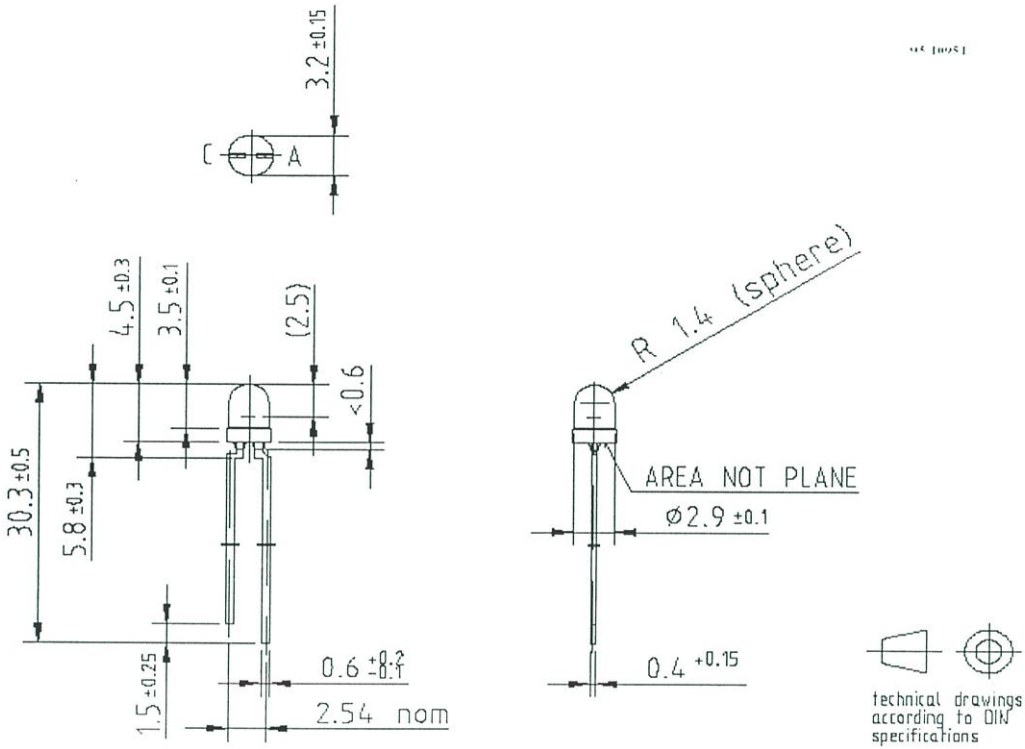


Figure 10. Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

Dimensions in mm



TSHA440.

TEMIC
Semiconductors

Ozone Depleting Substances Policy Statement

It is the policy of **TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH** to

1. Meet all present and future national and international statutory requirements
2. Regularly and continuously improve the performance of our products, processes, distribution and operating systems with respect to their impact on the health and safety of our employees and the public, as well as their impact on the environment

It is particular concern to control or eliminate releases of those substances into the atmosphere which are known as ozone depleting substances (ODS).

The Montreal Protocol (1987) and its London Amendments (1990) intend to severely restrict the use of ODS and forbid their use within the next ten years. Various national and international initiatives are pressing for an earlier ban on these substances.

TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH semiconductor division has been able to use its policy of continuous improvements to eliminate the use of ODSS listed in the following documents:

1. Annex A, B and list of transitional substances of the Montreal Protocol and the London Amendments respectively
2. Class I and II ozone depleting substances in the Clean Air Act Amendments of 1990 by the Environmental Protection Agency (EPA) in the USA
3. Council Decision 88/540/EEC and 91/690/EEC Annex A, B and C (transitional substances) respectively

TEMIC can certify that our semiconductors are not manufactured with ozone-depleting substances and do not contain such substances.

We reserve the right to make changes to improve technical design and may do so without further notice

Parameters can vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by the customer. Should the buyer use **TEMIC** products for any unintended or unauthorized application, the buyer shall indemnify **TEMIC** against all claims, costs, damages, and expenses, arising out of, directly or indirectly, any claim of personal damage, injury or death associated with such unintended or unauthorized use.

TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH, P.O. Box 3535, D-74025 Heilbronn, Germany
Telephone: 49 (0) 7131 67 2831 Fax number: 49 (0) 7131 67 2423

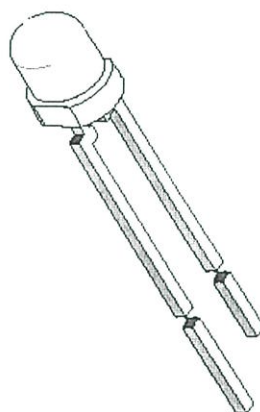
GaAs Infrared Emitting Diode in ϕ 3 mm (T-1) Package

Description

TSUS4300 is an infrared emitting diode in standard GaAs on GaAs technology, molded in a clear, blue tinted plastic package. Its lens provides a high radiant intensity without external optics.

Features

- High radiant power and radiant intensity
- Low forward voltage
- Suitable for DC and high pulse current operation
- Standard T-1 (ϕ 3 mm) package
- Angle of half intensity $\theta_p = \pm 16^\circ$
- Peak wavelength $\lambda_p = 950$ nm
- High reliability
- Good spectral matching to Si photodetectors



94 86 76

Applications

Infrared remote control systems with small package and low cost requirements in combination with silicon photo detectors. Infrared source in reflective sensors, tape end detection. Excellent matching with photo-transistor TEF14300.

Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	5	V
Forward Current		I_F	100	mA
Peak Forward Current	$t_p = 1 - 0.5, t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FM}	200	mA
Surge Forward Current	$t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FSM}	2	A
Power Dissipation		P_V	170	mW
Junction Temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range		T_{amb}	55 - 100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	55 - 100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t \leq 5$ sec, 2 mm from case	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction-Ambient		R_{thJA}	450	K/W

TSUS4300

TEMIC
Semiconductors

Basic Characteristics

$T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	V_F		1.3	1.7	V
	$I_F = 1.5\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	V_F		2.2		V
Temp. Coefficient of V_F	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{V_F}		1.3		mV/K
Reverse Current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R			100	μA
Breakdown Voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$	$V_{(BR)}$	5	40		
Junction Capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, I_c = 0$	C_j		30		pF
Radiant Intensity	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	I_e	7	18		mW/sr
	$I_F = 1.5\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_e		160		mW/sr
Radiant Power	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	ϕ_e		1.3		mW
Temp. Coefficient of ϕ_e	$I_F = 20\text{ mA}$	TK_{ϕ_e}		0.8		%/K
Angle of Half Intensity		φ		± 16		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		950		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		50		nm
Temp. Coefficient of λ_p	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{λ_p}		0.2		nm/K
Rise Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_r		800		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_r		400		ns
Fall Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_f		800		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_f		400		ns

Typical Characteristics ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified)

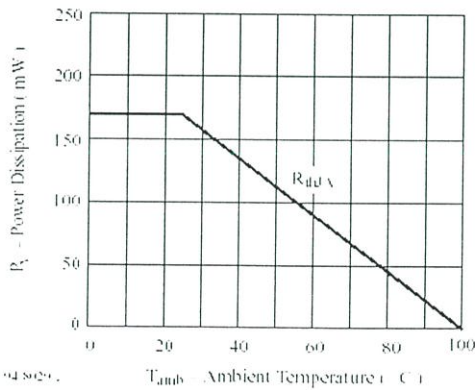


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

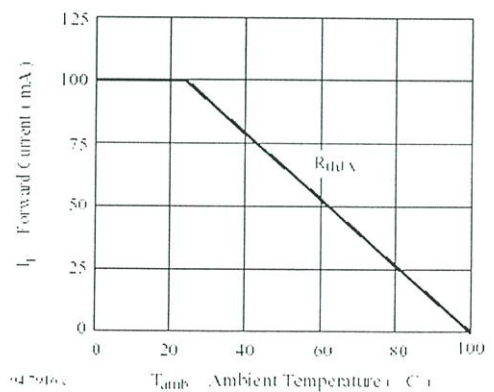


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature

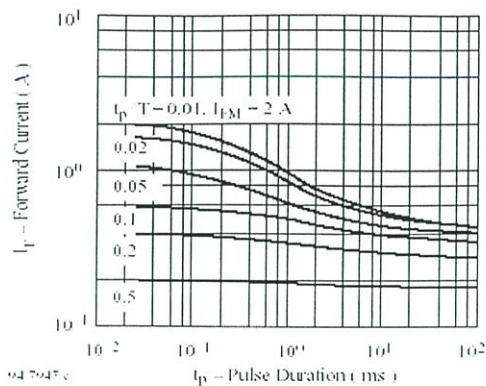


Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration

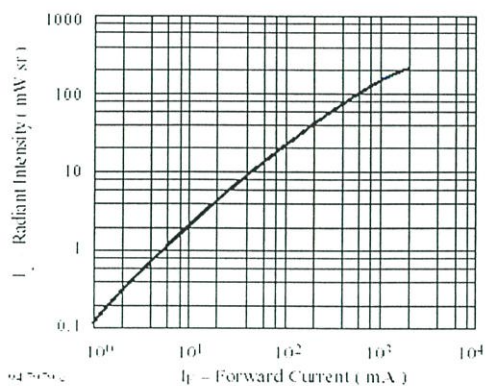


Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current

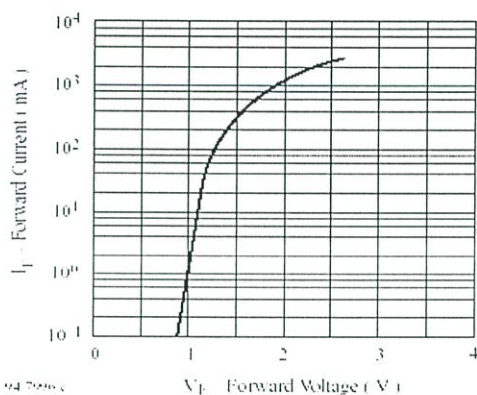


Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage

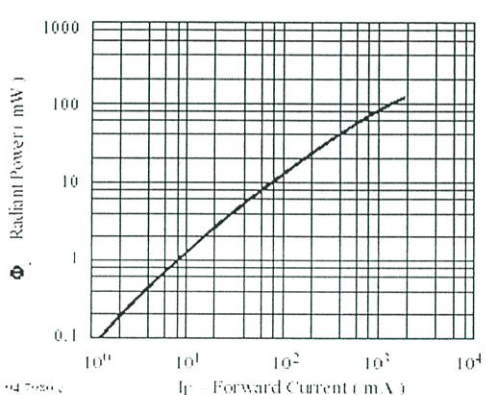


Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current

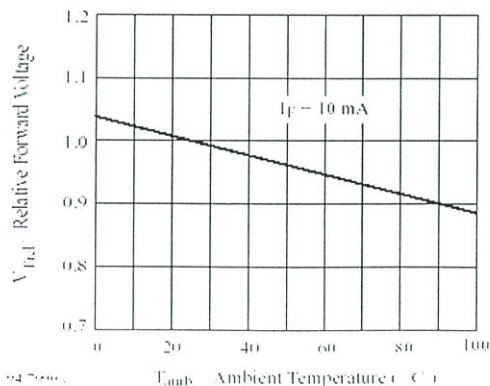


Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature

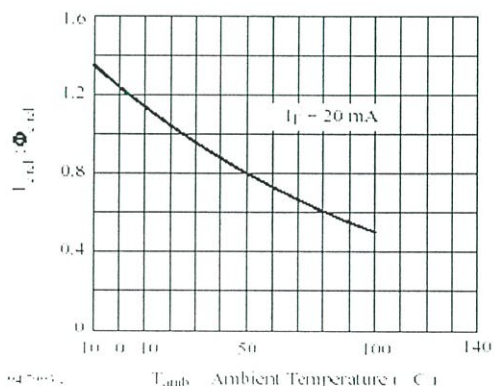


Figure 8. Rel. Radiant Intensity Power vs. Ambient Temperature

TSUS4300

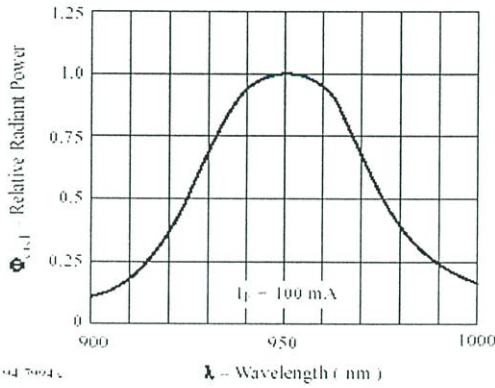


Figure 9. Relative Radiant Power vs. Wavelength

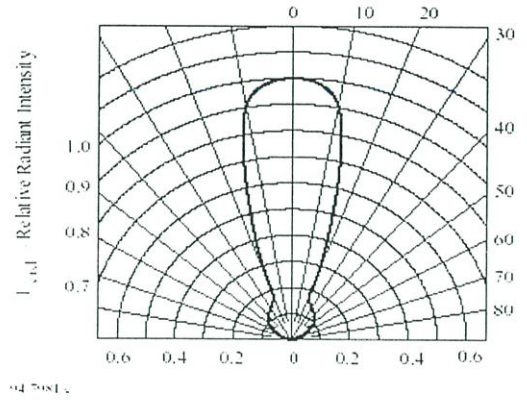
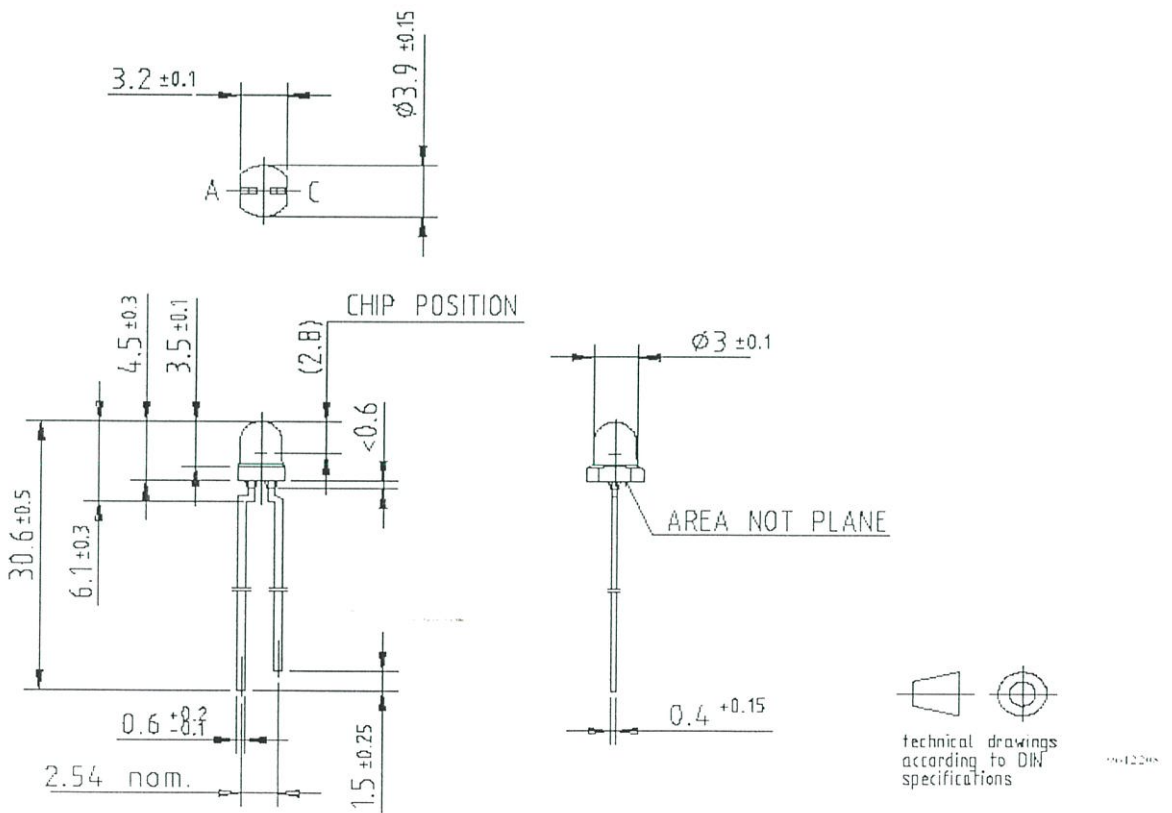


Figure 10. Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

Dimensions in mm



Ozone Depleting Substances Policy Statement

It is the policy of **TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH** to

1. Meet all present and future national and international statutory requirements.
2. Regularly and continuously improve the performance of our products, processes, distribution and operating systems with respect to their impact on the health and safety of our employees and the public, as well as their impact on the environment.

It is particular concern to control or eliminate releases of those substances into the atmosphere which are known as ozone depleting substances (ODSs).

The Montreal Protocol (1987) and its London Amendments (1990) intend to severely restrict the use of ODSs and forbid their use within the next ten years. Various national and international initiatives are pressing for an earlier ban on these substances.

TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH semiconductor division has been able to use its policy of continuous improvements to eliminate the use of ODSs listed in the following documents.

1. Annex A, B and list of transitional substances of the Montreal Protocol and the London Amendments respectively.
2. Class I and II ozone depleting substances in the Clean Air Act Amendments of 1990 by the Environmental Protection Agency (EPA) in the USA.
3. Council Decision 88/540/EEC and 91/690/EEC Annex A, B and C (transitional substances) respectively.

TEMIC can certify that our semiconductors are not manufactured with ozone depleting substances and do not contain such substances.

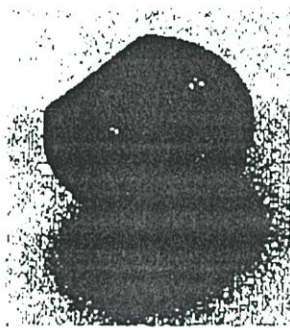
We reserve the right to make changes to improve technical design and may do so without further notice

Parameters can vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by the customer. Should the buyer use **TEMIC** products for any unintended or unauthorized application, the buyer shall indemnify **TEMIC** against all claims, costs, damages, and expenses, arising out of, directly or indirectly, any claim of personal damage, injury or death associated with such unintended or unauthorized use.

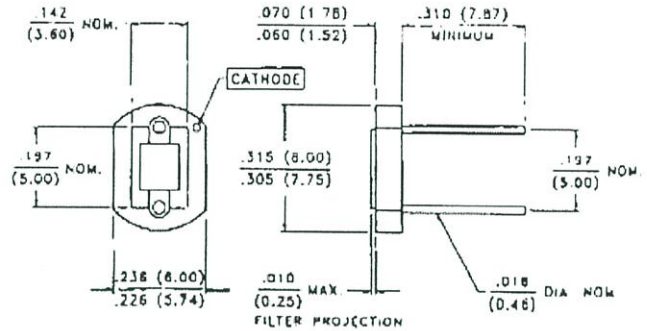
TEMIC TELEFUNKEN microelectronic GmbH, P.O.B. 3535, D-74025 Heilbronn, Germany
 Telephone: +910 7131 67 2831, Fax number: +910 7131 67 2423

VTB Process Photodiodes

VTB8440B, 8441B



PACKAGE DIMENSIONS inch (mm)



PRODUCT DESCRIPTION

Planar silicon photodiode in a recessed ceramic package. The package incorporates an infrared rejection filter. These diodes have very high shunt resistance and good blue response.

CASE 21F 8 mm CERAMIC
CHIP ACTIVE AREA: .008 in² (5.16 mm²)

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Storage Temperature: -20°C to 75°C

Operating Temperature: -20°C to 75°C

ELECTRO-OPTICAL CHARACTERISTICS @ 25°C (See also VTB curves, pages 12-13)

SYMBOL	CHARACTERISTIC	TEST CONDITIONS	VTB8440B			VTB8441B			UNITS
			Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
I _{SC}	Short Circuit Current	H = 100 fc, 2850 K	4	5		4	5		μA
TC I _{SC}	I _{SC} Temperature Coefficient	2850 K		.02	.08		.02	.08	% / °C
V _{OC}	Open Circuit Voltage	H = 100 fc, 2850 K		420			420		mV
TC V _{OC}	V _{OC} Temperature Coefficient	2850 K		-2.0			-2.0		mV / °C
I _D	Dark Current	H = 0, V _R = 2.0 V			2000			100	pA
R _{SH}	Shunt Resistance	H = 0, V = 10 mV		.07			1.4		GΩ
TC R _{SH}	R _{SH} Temperature Coefficient	H = 0, V = 10 mV		-8.0			-8.0		% / °C
C _J	Junction Capacitance	H = 0, V = 0		1.0			1.0		nF
λ _{range}	Spectral Application Range		330		720	330		720	nm
λ ₀	Spectral Response - Peak			580			580		nm
V _{BR}	Breakdown Voltage		2	40		2	40		V
θ _{1/2}	Angular Resp. - 50% Resp. Pt.			±50			±50		Degrees
NEP	Noise Equivalent Power			1.1 × 10 ⁻¹³ (Typ.)			2.4 × 10 ⁻¹⁴ (Typ.)		W/√Hz
D*	Specific Detectivity			2.2 × 10 ¹² (Typ.)			9.7 × 10 ¹² (Typ.)		cm√Hz / W

VTB Process Photodiodes

VTB PROCESS BLUE ENHANCED, ULTRA HIGH DARK RESISTANCE

FEATURES

- Enhanced UV to IR spectral range
- Integral IR rejection filters available
- Response @ 220 nm, 0.06 A/W, typical with UV window
- Response @ 365 nm, 0.14 A/W typical
- High open circuit voltage @ low light levels
- 1 to 2% linearity over 7 to 9 decades
- Very low dark current & high shunt resistance

PRODUCT DESCRIPTION

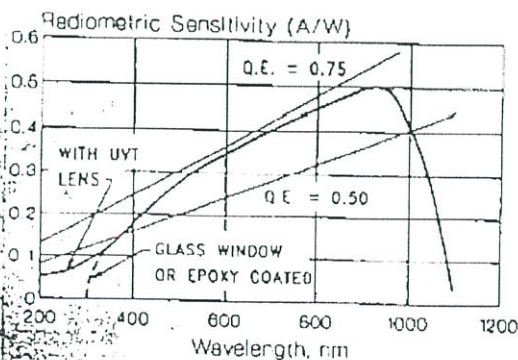
This series of P on N silicon planar photodiodes have been designed to maximize their response through the visible part of the spectrum. Those units with UV transmitting windows also exhibit excellent response in the UV region and are characterized at 220 nm.

"B" series devices have a built-in infrared rejection filter for those applications where a detector is needed that approximates the human eye. Typical transmission of wavelengths greater than 750 nm is less than 3% when measured with an incandescent source operating at 2850 K.

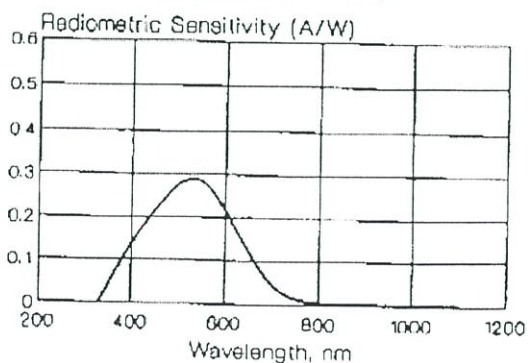
Diodes made with the VTB process are primarily intended for use in the photovoltaic mode but may be used with a small reverse bias. All photodiodes in this series exhibit very high shunt resistance. This characteristic leads to very low offsets when the diodes are used in high gain transimpedance op-amp circuits.

TYPICAL CHARACTERISTIC CURVES @ 25°C (UNLESS OTHERWISE NOTED)

ABSOLUTE SPECTRAL RESPONSE

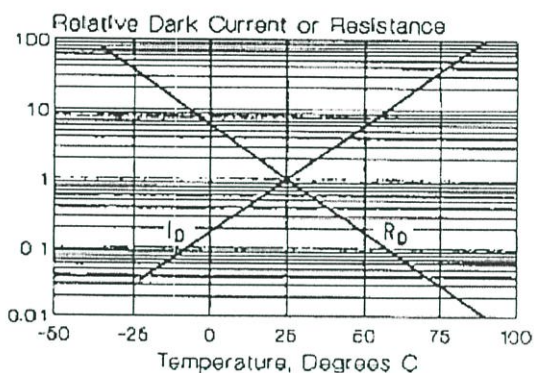


ABSOLUTE SPECTRAL RESPONSE "B" SERIES (FILTERED)

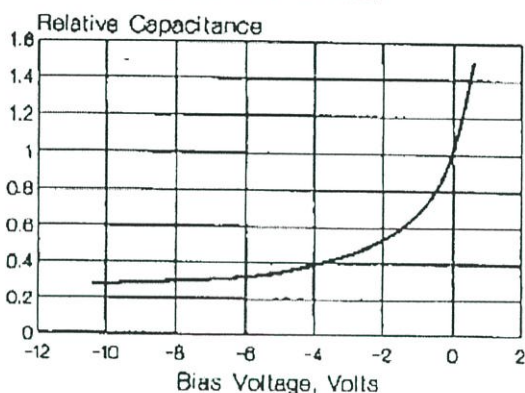


VTB Process Photodiodes

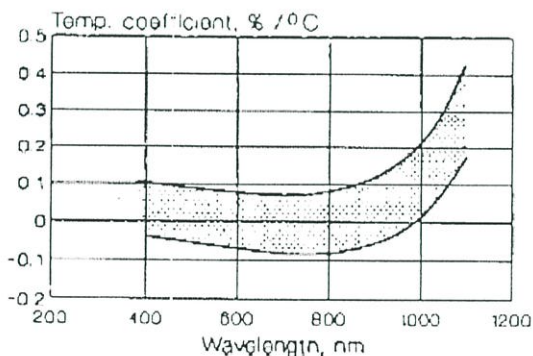
RELATIVE DARK CURRENT OR RESISTANCE vs TEMPERATURE
(REFERRED TO 25°C)



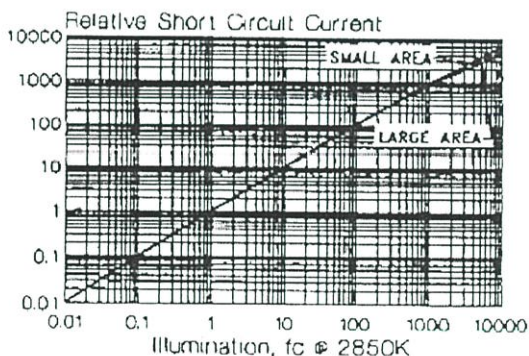
RELATIVE JUNCTION CAPACITANCE vs VOLTAGE
(REFERRED TO ZERO BIAS)



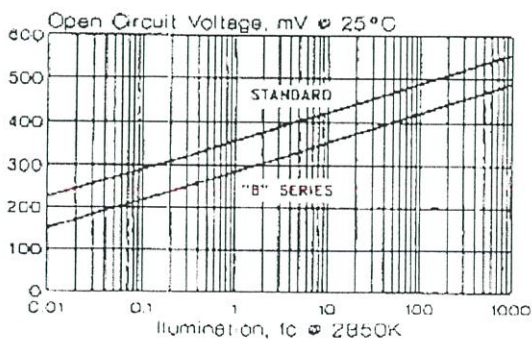
TEMPERATURE COEFFICIENT OF LIGHT CURRENT vs WAVELENGTH



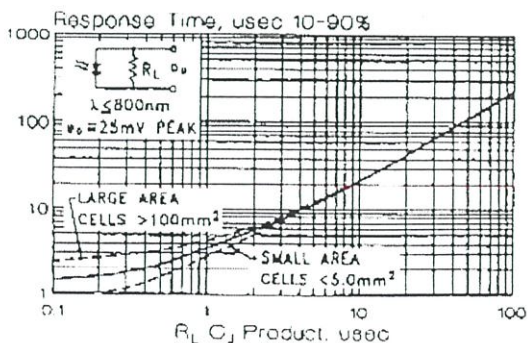
RELATIVE SHORT CIRCUIT CURRENT vs ILLUMINATION



OPEN CIRCUIT VOLTAGE vs ILLUMINATION



RISE/FALL TIMES - NON SATURATED



HFD3022

Silicon PIN Photodiode

FEATURES

- Plastic cap with TO-18 header
- Low capacitance
- High speed: $t_r = 90$ ns max. @ 5 V

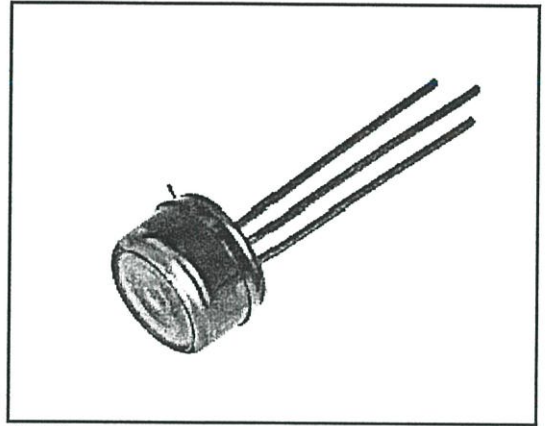


FIGURE 14

OUTLINE DIMENSIONS in inches (mm)

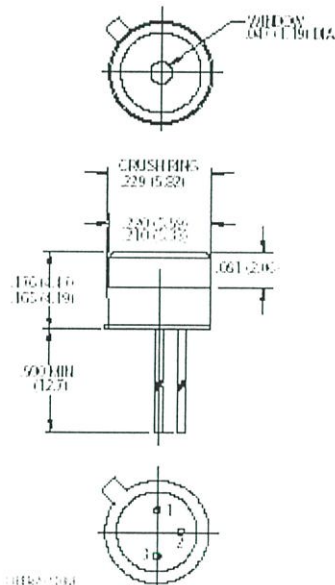


FIGURE 15

Pinout

1. Anode
2. Cathode
3. Not connected

Notes

1. Detector chip active area is 0.03 in. (0.76 mm) diameter.
2. Detector chip active area surface is located 0.035 in. (0.89 mm) below package front surface.

Honeywell reserves the right to make changes in order to improve design and supply the best products possible.

Honeywell

267

HFD3022

Silicon PIN Photodiode

ELECTRO-OPTICAL CHARACTERISTICS ($T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise stated)

PARAMETER	SYMBOL	MIN	TYP	MAX	UNITS	TEST CONDITIONS
Peak Response Wavelength	λ_p		850		nm	
Flux Responsivity, $\lambda = 850\text{ nm}$	R		0.58		A/W	
		0.45	0.58			50 μm , 0.20 NA fiber
			0.52			100 μm , 0.28 NA fiber
			0.25			200 μm , 0.40 NA fiber
						1000 μm , 0.53 NA fiber
Dark Leakage Current	I_D		0.05	2.0	nA	$V_R = 5\text{ V}$
Reverse Breakdown Voltage	E_{VR}	110	250		V	$I_R = 10\text{ mA}$
Response Time	t_R				ns	
10-90%			17.0	30.0		$V_R = 5\text{ V}$
			5.0	10.0		$V_R = 15\text{ V}$
			1.0			$V_R = 90\text{ V}$
Package Capacitance	C		2.1		pF	$V_R = 5\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$
Field of View	FoV		110		Degrees	

Notes

- Responsivity is measured with a fiber optic cable centered on mechanical axis, using an 850 nm HFD4000 LED as the optical source to the fiber. Fiber length is nominally 3 meters.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

(25°C Free-Air Temperature unless otherwise noted)

Storage temperature	-40 to +100 $^\circ\text{C}$
Operating temperature	-40 to +100 $^\circ\text{C}$
Lead solder temperature	240 $^\circ\text{C}$, 3 min.
	260 $^\circ\text{C}$, 10 s
Reverse voltage	110 V

Stresses greater than those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods of time may affect reliability.

HFD3022

Silicon PIN Photodiode

ORDER GUIDE

Description	Catalog Listing
Standard silicon PIN photodiode	HFD3022-002

This package is also available in special interface receptacles for interfacing to standard fiber optic cables.

CAUTION

The inherent design of this component causes it to be sensitive to electrostatic discharge (ESD). To prevent ESD-induced damage and/or degradation to equipment, take normal ESD precautions when handling this product.



FIBER INTERFACE

Honeywell detectors are designed to interface with multimode fibers with sizes (core/cladding diameters) ranging from 50/125 to 200/230 microns. Honeywell performs final tests using 100/140 micron core fiber. The fiber chosen by the end user will depend upon a number of application issues (distance, link budget, cable attenuation, splice attenuation, and safety margin). The 50/125 and 62.5/125 micron fibers have the advantages of high bandwidth and low cost, making them ideal for higher bandwidth installations. The use of 100/140 and 200/230 micron core fibers results in greater power being coupled by the transmitter, making it easier to splice or connect in bulkhead areas. Optical cables can be purchased from a number of sources.

Fig. 1 Rise/Fall Time vs Reverse Bias Voltage

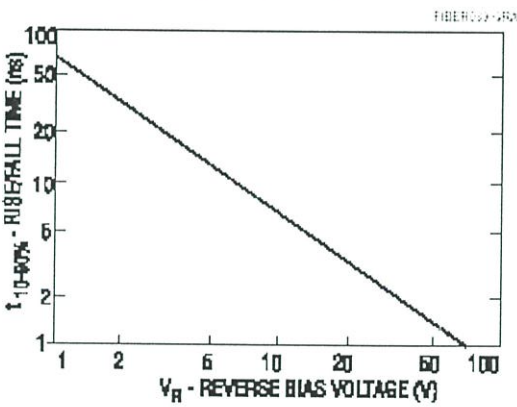


Fig. 2 Package Capacitance vs Reverse Bias Voltage

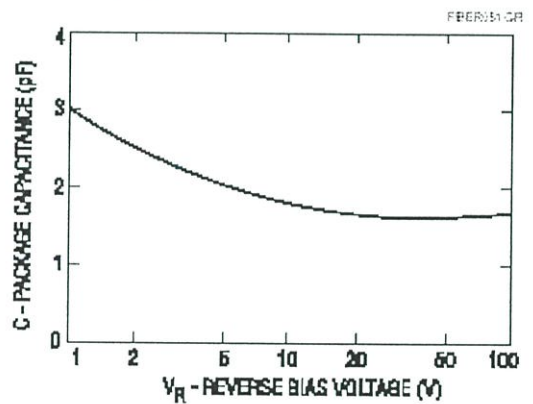


Fig. 3 Spectral Responsivity

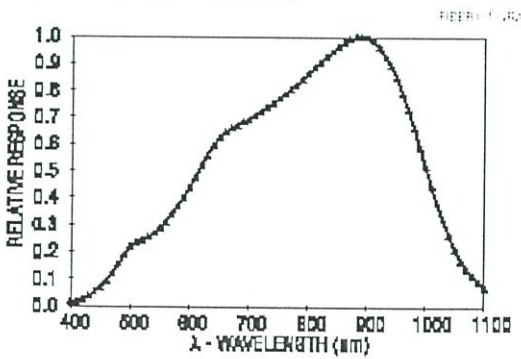
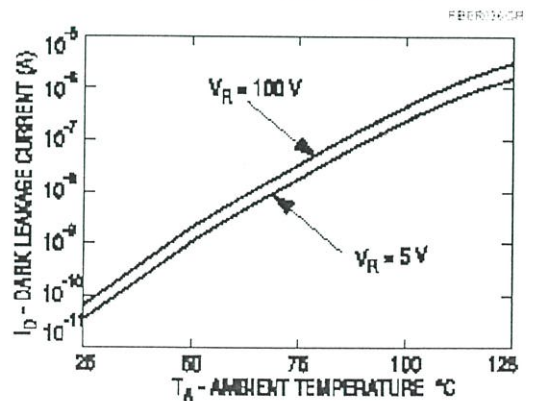


Fig. 4 Dark Leakage Current vs Temperature



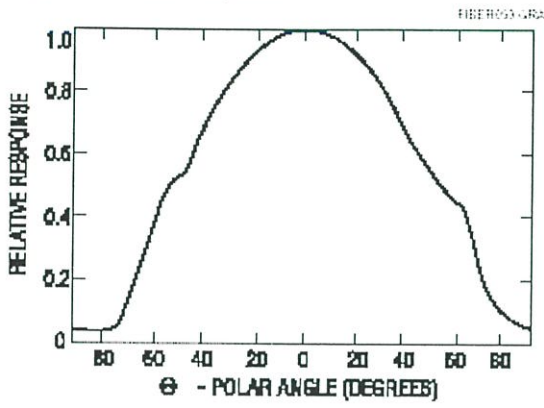
Honeywell reserves the right to make changes in order to improve design and supply the best products possible.

Honeywell

HFD3022

Silicon PIN Photodiode

Fig. 5 Angular Response



ภาคผนวก ข

ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์และได้รับการตีพิมพ์



International Congress on Biological and Medical Engineering

The Bio-Era: New Frontiers, New Challenges

Jointly organised by



NATIONAL UNIVERSITY OF SINGAPORE



ASSOCIATION OF CLINICAL ENGINEERS

Endorsed by



INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS



EUROPEAN MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING ASSOCIATION

A PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC METHOD FOR REAL TIME HEMATOCRIT MONITORING

Phimon Phonphruksa and Supan Tungjitkusolmun

Department of Electronics, Faculty of Engineering,

Research Center for Communications and Information Technology (ReCCIT),

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.

Email: ktsupan@kmitl.ac.th

Abstract

The objective of the present study is to investigate the optical transmittance of hematocrit for wavelengths in the range of 430 nm to 950 nm measured transcutaneously across the finger. The acquired information will be used to determine the optimal wavelengths for use in the algorithm and the design of a real-time hematocrit monitoring system. We constructed a simplified system with a light detecting finger probe to measure the transmittance spectra. The LED was used as the light source and two photodiodes were placed at the other side of the finger. We compared the results from our simplified measurement system with the hematocrit levels measured with the centrifuge using blood sample drawn from orthopaedic patients. From the preliminary experimental results, we discovered that wavelengths between 700 nm to 950 nm, and between 525 to 610 nm are potential optimal choices for use in non-invasive real-time hematocrit monitoring system.

Introduction

Blood hematocrit refers to the packed red blood cells (RBC) volume of the whole blood sample. Blood is made up of red and white blood cells and plasma [1]. Hematocrit can be measured by various invasive methods. The blood drawn from a fingertip is often used for hematocrit testing. The blood fills a tiny tube, which is then spun in a centrifuge. As the tube spins, the RBC accumulate at to the bottom of the tube, and the white blood cells cover RBC in a thin layer, while the liquid plasma rises to the top. The hematocrit level can be determined using the scale provided is measured as percentage of the total blood column—the higher the column of the RBC, the higher the hematocrit level. Hematocrit level in an adult female ranges between 38 to 46%. Lower hematocrit level might indicate certain forms of illness such as anemia.

With regard to the determination of the hematocrit via optical method, it is well known that the transmission of light through blood is complicated by scattering components from plasma. The scattering from plasma vary from person to person, thereby complicating the determination of hematocrit. However, some wavelengths are possible for optical hematocrit monitoring as have been reported in the literature [2–5]. The optical method has an advantage over the traditional method due to its faster response time, an ability to report the hematocrit level in real time, and a possibility for non-invasive measurement system.

Previous methods collected blood sample and used spectrophotometer for optical blood constituents

transmittance spectrum [2–6]. The large and heavy spectrophotometer and a need for puncturing the skin to drawn blood sample are some of the disadvantages of the previously proposed methods. In the present study, we constructed a simplified system to measure the transmittance spectra across the finger from 430–950 nm. The principle of noninvasive hematocrit measurement adopted in this study is similar to the technique used in pulse oximeters [7–8]. Fourteen LEDs were used as light source and two photodiodes was place across from the LEDs to detect the light intensity. The goal of our study is to obtain optimal wavelengths that could be implemented in a non-invasive real-time optical hematocrit monitoring system.

Methods

Figure (1) shows the system and probe used in our study. Figure (2) illustrates the schematic block diagram of the measurement system. Fourteen LEDs were placed in the probe and were designed to turn on one at a time from 430 nm to 950 nm. A 5-kHz oscillator pulse with 25% duty cycle was used for noise reduction and longevity of LEDs. Two photodiodes were placed on the other side for visible light and infrared light detection and before converting light intensity into an electric current. The transmittance (T) and absorbance (A) equation from Beer's law are as follows:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (1)$$

$$A = 2 - \log(\%T) \quad (2)$$

where I_0 is the intensity of the incident light, I is the intensity of transmittance light, d is the optical path length, c is the concentration of the substance and $\varepsilon(\lambda)$ is the extinction coefficient at a given wavelength. In this study, we collected the light transmittance information in dc voltage and determined the ratio of transmitted light to the incident light.

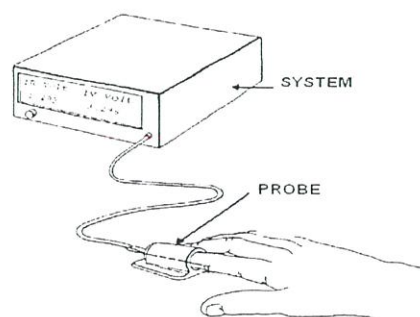


Figure (1) System and probe used in the present study.

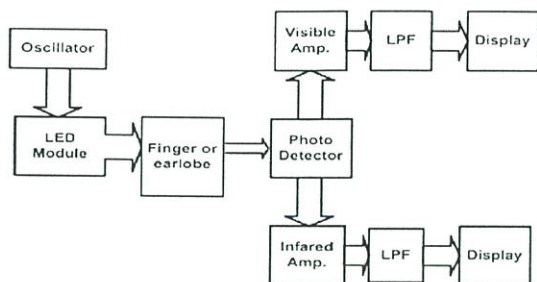


Figure (2) Schematic block diagram of the system.

Experiment and results

This experiment used the IEC Micro-MB centrifuge (International Equipment Company) as the benchmark for the accurate hematocrit values and the system and probe presented in the previous sections to obtain the light transmittance spectra from finger. We calculated and plotted transmittance graphs and compared the results with measured hematocrit levels from the centrifuge. The sample patients (12 male, and 13 female) with age ranging from 25–74 years old, were from the Department of Orthopedics, Ramathibodi Hospital, Bangkok Thailand. Figure (3) shows the transmittance spectra from 430 nm to 950 nm of samples with hematocrit levels of 31.7% and 32% (measured by the centrifuge). Figure 4 plots the transmittance spectra from 430 nm to 950 nm for samples with hematocrit levels of 25% and 31%. Both figures illustrate that wavelengths in the range of 700 nm to 950 are insensitive to hematocrit level and wavelengths between 525 nm to 610 nm are sensitive to hematocrit level. When the hematocrit levels were approximately 31.7% and 32% as shown in Figure (3), the differences between their transmittances at 525 nm, and 585 nm were close to 0%, and the difference was only 0.3% at 610 nm. Figure (4) shows graphs at 525 nm, 585 nm, and 610 nm, which have differences in transmittance values for 25% and 31% hematocrit levels at 14%, 3%, and 6%, respectively, but the differences at 875 nm, 935 nm, and 950 nm were still less than 1%, similar to the results in Figure (3). From this experiment, we discovered that wavelength between 700 nm to 950 nm and between 525 nm to 610 nm are possible choices for used in optical hematocrit monitoring.

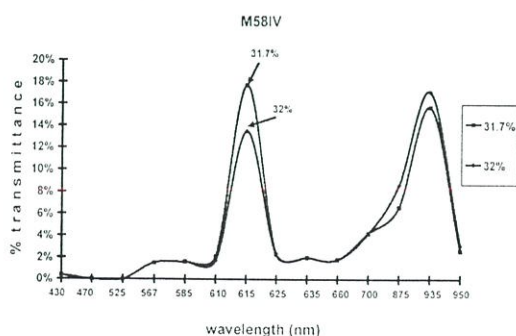


Figure (3) Transmittance spectra for hematocrit levels of 31.7% and 32%

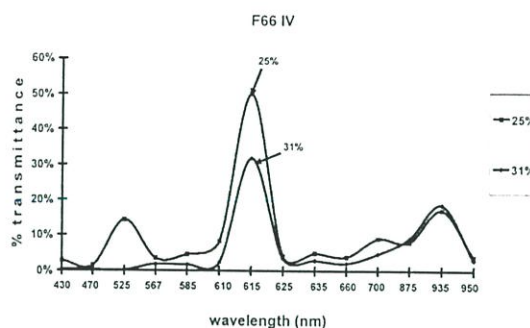


Figure (4) Transmittance spectra for hematocrit levels of 25% and 31%.

Conclusion

The system and probe described in this study can be used to obtain the optical transmittance of hematocrit for wavelengths in the range of 430 nm to 950 nm. Wavelengths between 525 nm and 610 nm are sensitive to hematocrit level and wavelengths between 700 nm and 950 nm are practically insensitive to a change in hematocrit level. These wavelengths have the potential to be used as light sources for optical measurement of the hematocrit levels and we are currently conducting more experiments and modifying our system for noninvasive determination of hematocrit levels with acceptable accuracy.

Acknowledgment

The authors would like to thank the Department of Orthopedics Ramathibodi Hospital for their assistance in conducting experiments.

References

- [1] Wintrobe, MM, "Clinical Hematology," 5th edition, Lea & Febiger, Philadelphia, 1961.
- [2] Lee, WI, Alderete, JE, and Fower, WV, "Optical measurement of blood hematocrit incorporating a self calibration algorithm," US. Patent No. 6064474 May 16, 2000.
- [3] Maynard, DL, "Apparatus for monitoring hematocrit levels of blood" US. Patent No. 5385539, Jan.31, 1995.
- [4] Khalil, OS, "Method and Device for the noninvasive determination of hemoglobin and hematocrit," PCT WO 0187151 A2, Nov.22, 2001.
- [5] Aoyagi, T, Fuse, M, Kanemoto, M, and Xia, CT, "Aparatus for measuring haemoglobin," US. Patent No. 57200284, Feb.24, 1998.
- [6] Oppenheimer, L, "Spectrophotometric blood analysis," US. Patent No.5331958, Jul.26, 1994
- [7] Mendelson, Y, "Pulse oximeter and method of operation," US. Patent No. 2002/0042558, Apr.11, 2002.
- [8] Kinast, E, "Pulse Oximeter," US. Patent No.5995858, Nov.30, 1999.

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 25

25th Electrical Engineering Conference



21-22 พฤศจิกายน 2545

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

หาดใหญ่ สงขลา

- ไฟฟ้ากำลัง (PW)
- อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)
- ไฟฟ้าสื่อสาร (CM)
- อิเล็กทรอนิกส์ (EL)
- การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)
- ระบบควบคุมและการวัดคุม (CT)
- วิศวกรรมคอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CP)
- งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมไฟฟ้า (GN)

November 21-22, 2002. Prince of Songkla University, Hatyai, Songkhla, Thailand.

วิธีการและเครื่องมือในการวัดค่าผลตอบสนองการส่งผ่านของฮีมาโตคริตโดยวิธีการทางแสง

Method and Apparatus for Optical transmittance Hematocrit Monitoring

พิมพ์ ผลพุดา และ สุพันธุ์ ตั้งจิตกุลสมัน

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนฉลองกรุง ลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 Email: kpphimon@kmitl.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษา ผลตอบสนองการส่งผ่าน (transmittance) ของฮีมาโตคริตจากความยาวคลื่นแสงในช่วงแสงสีน้ำเงิน 430 nm ถึงแสงอินฟราเรด 950 nm โดยวัดจากปลายนิ้วหรือคิงหูของผู้ป่วย เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกความยาวคลื่นที่เหมาะสมสำหรับสร้างสมการ และ เครื่องมือตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง งานวิจัยนี้ได้สร้างเครื่องมือและโปรแกรม เพื่อตรวจวัดหาสเปกตรัมการส่งผ่าน โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสง และใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสงที่ส่งผ่านออกมาอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้ว หรือ คิงหูผู้ป่วยเปรียบเทียบกับฮีมาโตคริตโดยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) จากการวิเคราะห์กราฟข้อมูลที่ได้ พบความยาวคลื่นที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาสร้างเครื่องมือตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง อยู่ใน ช่วง 950 nm ถึง 700 nm และในช่วง 610 nm ถึง 470 nm

Abstract

The objective of the present study is to investigate the optical transmittance of hematocrit for wavelengths in the range of 430 nm to 950 nm measured transcutaneously across the finger or the earlobe. The acquired information will be used to determine the optimal wavelengths for use in the algorithm and the design of a real-time hematocrit monitoring system. We constructed a simplified system with a light detecting finger probe to measure the transmittance spectra. The LED was used as the light source and a photodiode was placed at the other side of the finger. We compared the results from our simplified measurement system with the hematocrit levels measured with the centrifuge using blood sample drawn from patients. From the analysis, we discovered that wavelengths between 700 nm to 950 nm, and between 470 to 610 nm are potential optimal choices for use in the real-time optical hematocrit monitoring system.

Keyword: hematocrit, hemoglobin, light transmittance, light scattering, light absorbance

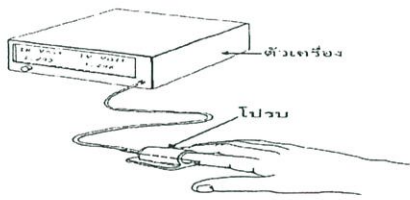
1. บทนำ

ฮีมาโตคริตคือ กลุ่มของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นต่อปริมาตรเลือด ตัวอย่างทั้งหมด เลือดจะมีองค์ประกอบหลักๆคือ เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว เกร็ดเลือด และพลาสมา [1] ค่าฮีมาโตคริตสามารถวัดได้โดยตรงด้วยวิธีใดวิธีหนึ่งในหลายวิธีแต่วิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายคือ การปั่นให้เม็ดเลือดแดง (RCB) ตกลงมานานกั้นในหลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) โดยใช้เครื่องเหวี่ยง (centrifuge) แล้วอ่านค่าเป็นร้อยละของปริมาตรเม็ดเลือดแดงอัดแน่น ต่อปริมาตรเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด [2] ในการพิจารณาวัดค่าฮีมาโตคริต โดยวิธีการทางแสงนั้น จะมีความยุ่งยาก ในการหาค่าการกระจายของแสงจากองค์ประกอบต่างๆของพลาสมา ซึ่งจะแตกต่างกันไปในแต่ละคน ทำให้ยุ่งยากในการหาค่าฮีมาโตคริต แต่มีความยาวคลื่นแสงบางช่วง ที่มีความเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสง และมีข้อได้เปรียบวิธีการแบบเดิม ที่ใช้กันมาคือ สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องและรวดเร็ว ไม่ต้องทำการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด ผู้ป่วยไม่เสียดเลือดและเจ็บตัวคล้ายกับ Pulse Oximeter ที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน [3-5] ในส่วนของ การวัดหาสเปกตรัมการส่งผ่านของแสง จากองค์ประกอบต่างๆในเลือดนั้น ส่วนใหญ่จะทำการเจาะเก็บเลือดตัวอย่าง จากนั้น ทำการสแกนด้วยเครื่อง Spectrophotometer [6-7] โดยส่งแสงผ่าน Fiber Optic ไปยังเลือดตัวอย่างและใช้ Fiber Optic รับแสงที่ส่งผ่านตัวกลางออกมาเพื่ออุปสรรคการส่งผ่าน ที่ความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆ [8-11] โดยส่วนมาก Spectrophotometer จะมีขนาดใหญ่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้โดยสะดวก และต้องเจาะตัวอย่างเลือดจากผู้ป่วย จึงเป็นการยากที่จะทำการเก็บข้อมูลจากตัวผู้ป่วยโดยตรง งานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาและสร้างเครื่องมือ สำหรับตรวจวัดหาสเปกตรัมการส่งผ่านความยาวคลื่นแสง ที่สามารถนำไปใช้กับปลายนิ้วหรือคิงหูของผู้ป่วยโดยตรง โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงจาก LED และใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสง [12] ผลที่ได้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานในการสร้างเครื่องมือ สำหรับตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสงต่อไป

2. วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

2.1 เครื่องมือและโพรบ

ในงานวิจัยนี้ได้สร้างเครื่องมือและโพรบ สำหรับตรวจวัดสเปกตรัมการส่งผ่าน จากปลายนิ้วหรือคิ้วของผู้ป่วยโดยตรงโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงจาก LED ความยาวคลื่นแสงตั้งแต่ย่านอินฟราเรด 950 nm จนถึงแสงในช่วงสีน้ำเงิน 430 nm ในการทดลองนี้ได้เลือก LED ที่มี ความยาวคลื่นแสงต่างกันจำนวน 14 ดวง ถ้าต้องการความละเอียดมากขึ้นก็สามารถเพิ่มจำนวน LED ให้มากกว่านี้ได้ ส่วนภาครับใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสงที่ส่งผ่านออกมา จากปลายนิ้วหรือคิ้วอีกด้านหนึ่งของผู้ป่วย โดยจะเก็บข้อมูลและแสดงผลออกมา ในรูปของแรงดันไฟฟ้า กระแสตรง



รูปที่ 1 เครื่องมือและโพรบที่ใช้ในงานวิจัย

2.2 LED และ Photo Diode

LED และ Photo Diode ที่ใช้ในการทดลองนี้สามารถหาซื้อได้ในราคาไม่สูงนัก LED ใช้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3 mm ชนิด high bright หรือ super bright ดังตารางที่ 1 จากนั้นนำ LED ทั้ง 14 ดวงมาจัดเรียงเป็นวงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 12 mm โดยวาง LED ที่มีมุม view angle น้อยไว้ตรงกลางและระยะห่างจาก Photo Diode 15 mm ดังรูปที่ 2 ในส่วนของ Photo Diode มีสองตัวด้วยกัน ตัวแรกอยู่ในย่านของแสงอินฟราเรด มีค่า peak response wavelength (λ_p) 850 nm และตัวที่สองในช่วงแสงที่มองเห็น λ_p 580 nm ดังตารางที่ 2 โดยวางอยู่ด้านตรงกันข้ามกับ LED

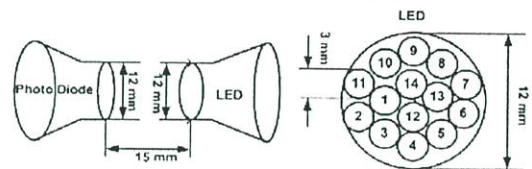
company	λ_p (nm)	emitting colour	lens colour	View angle
Agilent Tech.	426	blue	clear	25° c
Multicomp	470	blue	blue	60° c
MARL	525	Green	clear	20° c
L.E.D. Tech.	567	Green	Green	74° c
L.E.D. Tech.	585	Yellow	Yellow	74° c
L.E.D. Tech.	610	Amber	Amber	74° c
HP	615	Red-Org	clear	60° c
HP	626	Red	clear	60° c

L.E.D. Tech.	635	Red	Red	74° c
L.E.D. Tech.	660	Red	clear	50° c
OMC	700	Red	Red	74° c
TEMIC semi.	875	IR	clear	20° c
Infineon Tech.	935	IR	clear	15° c
TEMIC Semi.	950	IR	blue	16° c

ตารางที่ 1 รายละเอียด LED ที่ใช้ในการทดลอง

company	model	λ_p (nm)	λ Range (nm)
Honeywell	HFD3022	850	750-950
EG&G VACTEC	VTB8440	580	330-720

ตารางที่ 2 รายละเอียด Photo Diode ที่ใช้ในการทดลอง

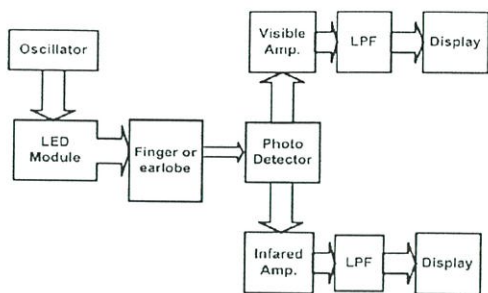


1 = 950 nm	2 = 935 nm	3 = 875 nm	4 = 700 nm
5 = 660 nm	6 = 635 nm	7 = 625 nm	8 = 615 nm
9 = 610 nm	10 = 585 nm	11 = 567 nm	12 = 525 nm
13 = 470 nm	14 = 430 nm		

รูปที่ 2 การวางตำแหน่งของ LED ในโพรบ

2.3 การทำงานของเครื่อง

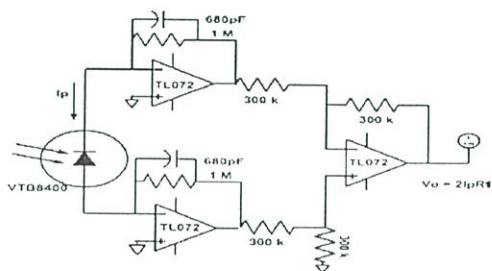
เริ่มจากการเลือก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงทีละดวง จากความยาวคลื่นมากที่สุด 950 nm เรียงลำดับเรียงไปจนถึงค่าความยาวคลื่นแสงน้อยสุด 430 nm จำนวน 14 ดวงที่ประกอบอยู่ในโพรบ โดยใช้วงจรกำเนิดพัลส์สี่เหลี่ยมความถี่ประมาณ 5 kHz duty cycle ประมาณ 25 % เพื่อขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาเป็นการชีตอายุการใช้งาน และลดสัญญาณรบกวน ส่วน Photo Diode ภาครับจะวางอยู่ตรงกันข้ามกับ LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสง สำหรับรับแสง และแปลงความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาเป็นสัญญาณ ไฟฟ้า เข้ามายังวงจรขยายสัญญาณ จากการที่ผลตอบสนองของ Photo Diode ในแต่ละช่วงความยาวคลื่นแสงมีค่าไม่เท่ากันดังนั้น จึงต้องใช้อัตราขยายแรงดันต่างกันในแต่ละช่วงความยาวคลื่น ก่อนที่จะส่งผ่านมายังวงจรรองความถี่ต่ำ เพื่อแปลงเป็นแรงดันไฟฟ้าที่กระแสตรงออกสู่ภาคแสดงผล หรือส่วนบันทึกข้อมูลก่อนที่จะนำค่าที่ได้ไปวิเคราะห์ โดยการวาดกราฟอัตราส่วนการส่งผ่านหรือการดูดกลืน (absorbance) ต่อไป



รูปที่ 3 Block Diagram ของเครื่องวัดสเปคตรัมการส่งผ่านจากปลายนิ้วหรือคิ้วของผู้ป่วย

2.4 วงจรการรับแสง

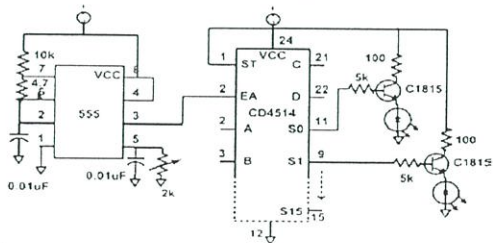
การทดลองนี้ใช้วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน ร่วมกับวงจรขยายความแตกต่าง (Differential transimpedance amplifier) ในการรับความเข้มแสงที่เข้ามาตกกระทบ Photo Diode และแปลงกระแสที่ไหลผ่าน Photo Diode เป็นแรงดันไฟฟ้าก่อนเข้าสู่วงจรภาคต่อไป



รูปที่ 4 วงจรการรับแสง

2.5 วงจรขับ LED

ในทวนนี้ใช้ไอซี 555 กำหนดความถี่ประมาณ 5 KHz duty cycle ประมาณ 25% และใช้ไอซี binary counter สำหรับเลือก LED ทีละดวงโดยใช้ทรานซิสเตอร์ในการเพิ่มกระแสขับ LED



รูปที่ 5 วงจรขับ LED

3. สมการที่เกี่ยวข้องในการวาดกราฟ

3.1 Beer's Law

Beer's Law กล่าวถึงความเข้มของแสงความยาวคลื่นเดียวที่ส่งผ่านตัวกลางที่มีลักษณะเหมือนกันตลอดระยะที่แสงผ่านความเข้มแสงจะมีค่าลดลง ในลักษณะเอ็กซ์โปเนนเชียลกับระยะทางดังสมการที่ 1 [13]

$$I = I_0 e^{-c(\lambda)cd} \tag{1}$$

เมื่อ I_0 เป็นความเข้มของแสงตกกระทบบนก่อนผ่านตัวกลาง I เป็นความเข้มของแสงหลังผ่านตัวกลาง $c(\lambda)$ เป็น extinction coefficient wavelength c เป็นความหนาแน่นของตัวกลางและ d (mm) เป็นระยะทางที่แสงส่งผ่าน

3.2 การส่งผ่านและการดูดกลืนของแสง

แสงที่ส่งผ่านตัวกลาง (transmittance) จะเป็นอัตราส่วนของความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลาง ต่อความเข้มแสงตกกระทบบนก่อนผ่านตัวกลางดังสมการที่ 2

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-c(\lambda)cd} \tag{2}$$

T เป็นค่าการส่งผ่าน (transmittance) I_0 เป็นความเข้มแสงตกกระทบบนก่อนผ่านตัวกลาง I เป็นความเข้มแสงหลังผ่านตัวกลางเมื่อคูณด้วยเลข 100 ก็จะได้เป็นเปอร์เซ็นต์การส่งผ่าน ($T\%$) ถ้าไม่คิดการกระจายของแสงจากตัวกลาง (scattering) การดูดกลืน จะเท่ากับค่าลบของลอการิทึมฐานสิบของการส่งผ่าน (T) หรือคิดเป็นเปอร์เซ็นต์การดูดกลืน ($A\%$) จะมีค่าเท่ากับ 100 ลบด้วยเปอร์เซ็นต์การส่งผ่าน ($T\%$)

$$A = -\log(T) = c(\lambda)cd \tag{3}$$

$$= \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \tag{4}$$

$$A\% = 100 - T\% \tag{5}$$

เมื่อ A เป็นค่าการดูดกลืน ในการทดลองนี้จะใช้สมการที่ 2 สำหรับวิเคราะห์ข้อมูลและวาดกราฟ

4. การทดลอง

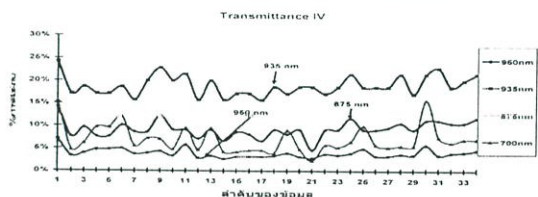
จุดประสงค์ของการทดลองนี้ เป็นการเก็บข้อมูลเพื่อวิเคราะห์หาความยาวคลื่นแสง ที่มีความเป็นไปได้ในการนำมาใช้สร้างเครื่องมือสำหรับวัดค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสง โดยใช้เครื่องมือของ (centrifuge) IEC Micro-MB centrifuge (International Equipment Company) ของ แผนกออโรโรปิติกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ในการหาฮีมาโตคริตของผู้ป่วย และใช้เครื่องมือรวมทั้งโปรแกรมที่สร้างขึ้น เก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านก่อนใส่ตัวมีผู้ป่วยและหลังจากใส่ตัวมีผู้ป่วย จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาวาดกราฟวิเคราะห์อัตราส่วนการส่งผ่านโดยใช้โปรแกรม Microsoft excel ในการคำนวณ

เปรียบเทียบ กับค่าที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และใช้เครื่อง เหวี่ยงในการหาค่า ฮีมาโตคริต จำนวนผู้ป่วยที่ทำกรเก็บข้อมูลในครั้งนี้ มี 25 คนแบ่งเป็นเพศชาย 12 คน อายุระหว่าง 28 ถึง 74 ปี เพศหญิง 13 คนอายุระหว่าง 25 ถึง 69 ปี มีจำนวนผู้ป่วยเพศชาย 3 คนและเพศหญิง 3 คนที่ทำกรเก็บข้อมูลมากกว่า 1 ครั้ง โดยเป็นผู้ป่วยจาก แผนกออโรโรปี ดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี

5. ผลการทดลอง

5.1 ผลของความยาวคลื่นแสงในช่วง 950 nm จนถึง 700 nm ที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

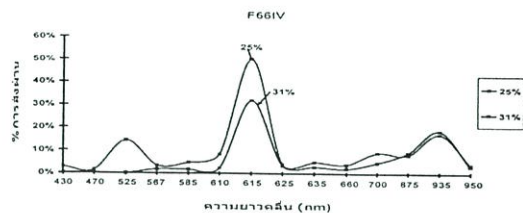
ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ ในการนำมาเป็นความยาวคลื่นอ้างอิงนั้น ควรมีการส่งผ่านที่ใกล้เคียงกัน โดยไม่ขึ้นอยู่กับค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไปจากจำนวนผู้ป่วย 25 คน ดังกราฟในรูปที่ 3 แกนตั้งเป็นเปอร์เซ็นต์การส่งผ่าน แกนนอนเป็นจำนวนข้อมูลที่ได้จากการเก็บข้อมูลจำนวน 35 ครั้งโดยไม่ได้แยกเพศชายและหญิงและมีค่าฮีมาโตคริตค่าสุดคือ 24 % และสูงที่สุดคือ 40 % จะเห็นว่าความยาวคลื่นแสงในช่วง 950 nm 935 nm 875 nm และ 700 nm มีค่าการส่งผ่านใกล้เคียงกันและเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตน้อย อยู่ในช่วงไม่เกิน 10% เป็นความยาวคลื่นที่มีความเป็นไปได้ สำหรับใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง โดยเฉพาะความยาวคลื่นในช่วง 950 nm 935 nm และ 875 nm ที่มีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง 4% ถึง 7% ที่ 950 nm 15% ถึง 25% ที่ 935 nm และ 5% ถึง 15% ที่ 875 nm ตามลำดับ



รูปที่ 6 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 950, 935, 875 และ 700 nm

5.2 ผลของความยาวคลื่นแสงในช่วง 610 nm จนถึง 525 nm ที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

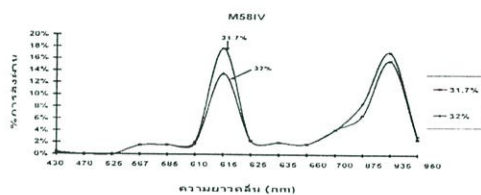
การวิเคราะห์นี้เพื่อหาความยาวคลื่นแสง ที่มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต และความยาวคลื่นแสงที่ไม่ขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต เพื่อเปรียบเทียบความยาวคลื่นแสงอ้างอิงจากผู้ป่วยคนเดียวกัน ที่มีค่าฮีมาโตคริต ต่างกันคือ 25% และ 31% จากรูปที่ 4 ความยาวคลื่นแสงในช่วง 950 nm จนถึง 875 nm เส้นกราฟเกือบจะซ้อนทับกัน หรือมีค่าต่างกันเพียง 0.8% ที่ 950 nm 1.5% ที่ 935 nm และ 1% ที่ 875 nm ในขณะที่ความยาวคลื่นแสงในช่วง 610 nm ถึง 525 nm มีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตเมื่อฮีมาโตคริตมีค่ามาก ค่าการส่งผ่านก็จะลดลงคือ 6% ที่ 610 nm 3% ที่ 585 nm 2.9% ที่ 567 nm และ 14% ที่ 525 nm



รูปที่ 7 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 610 nm ถึง 525 nm ที่มีกรเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

5.3 ผลของความยาวคลื่นแสงเมื่อฮีมาโตคริตมีค่าใกล้เคียงกันในผู้ป่วยคนเดียว

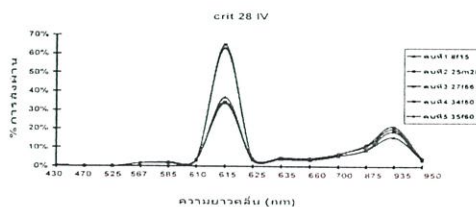
การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง เมื่อฮีมาโตคริตมีค่าใกล้เคียงกัน ในรูปที่ 5 คือ 31.7% และ 32% จากวิธี CBC [14] ในผู้ป่วยคนเดียว เส้นกราฟที่ได้มีค่าใกล้เคียงและซ้อนทับกันในช่วงความยาวคลื่น 950 nm และ 935 nm ที่ไม่ขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต ในช่วงความยาวคลื่น 585 nm 567 nm 525 nm ที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตก็ซ้อนทับกันมีเฉพาะที่ 610 nm ที่มีค่าแตกต่างกัน 0.3% เท่านั้น ในส่วนของความยาวคลื่นนอกจากช่วงที่กล่าวถึง กราฟมีการเปลี่ยนแปลงไม่แน่นอนและไม่ขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต



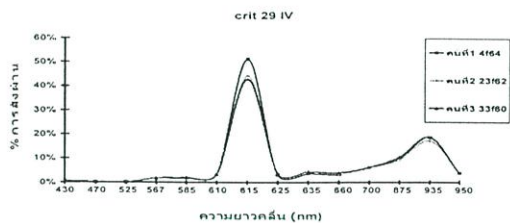
รูปที่ 8 เส้นกราฟของผู้ป่วยคนเดียวกันที่มีค่าฮีมาโตคริต 31.7% และ 32%

5.4 ผลของความยาวคลื่นแสง เมื่อฮีมาโตคริตมีค่าต่างกันจากจำนวนผู้ป่วยมากกว่า 1 คน

ในรูปที่ 6 เป็นกราฟของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28% เท่ากัน จำนวน 5 คน เส้นกราฟมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน เหมือนกับ กราฟในรูปที่ 7 ของผู้ป่วย 3 คนที่มีค่าฮีมาโตคริต 29% เท่ากัน แม้ว่าเส้นกราฟจะไม่ซ้อนทับกันในช่วงความยาวคลื่น 950 nm ถึง 700 nm แต่มีความแตกต่างกันมากที่สุดที่ 935 nm คือ 5.7% และ 585 nm คือ 0.5% เท่านั้น



รูปที่ 9 การส่งผ่านแสงที่ค่าฮีมาโตคริต 28% ของผู้ป่วย 5 คน



รูปที่ 10 การส่งผ่านแสงที่ลำฮีมาโตคริต 29% ของผู้ป่วย 3 คน

6. สรุป

จากการทดลองสิ่งประดิษฐ์ในงานวิจัยนี้ สามารถหาผลตอบสนองการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสง 950 nm ถึง 430 nm ได้คล้ายกับการใช้เครื่อง Spectrophotometer [6-7] และจากกราฟการส่งผ่านของปลายนิ้วผู้ป่วย จะเห็นว่ามีความยาวคลื่นแสงสองช่วงคือ ในช่วง 950 nm จนถึง 700 nm และ 610 nm จนถึง 470 nm เป็นความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ที่จะนำมาใช้ประดิษฐ์เครื่องมือวัดค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง ดังข้อมูลที่ได้ในการทดลองนี้ เช่นที่ความยาวคลื่น 950 nm 935 nm และ 875 nm แต่ที่น่าสนใจมากที่สุดคือ 935 nm เพราะมีการเปลี่ยนแปลงน้อย และการส่งผ่านมากสุดในช่วงความยาวคลื่นแสงที่กล่าวถึง ในจำนวนผู้ป่วย 25 คนที่ทำการเก็บข้อมูล ค่าความยาวคลื่นที่มีความเป็นไปได้ที่จะนำมาใช้เป็นค่าอ้างอิง สำหรับสร้างสมการและเครื่องมือวัดค่าฮีมาโตคริต [8] และ ความยาวคลื่นอีกช่วงหนึ่งที่น่าสนใจ ในการนำมาประดิษฐ์เครื่องมือสำหรับวัดค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสงคือช่วงความยาวคลื่น 610 nm 585 nm 567 nm และ 525 nm จากกราฟรูปที่ 4 จะเห็นว่ามีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่ต่างกันค่อนข้างชัดเจน และเมื่อตรวจสอบกับกราฟการดูดกลืนความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือด ที่ได้มีการวิจัยไว้แล้วดังในเอกสาร อ้างอิง [8] ความยาวคลื่นที่กล่าวถึงนี้จะเป็นจุด Isobestic ของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วย นั่นคือ หากเราใช้ความยาวคลื่นในช่วงนี้ ตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสงก็จะมีผลของความเข้มตัวของออกซิเจน เข้ามามีเกี่ยวข้องด้วยซึ่งจะได้ทำการทดลองต่อไป

7. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ และ บุคลากรทุกท่านของแผนกออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี สำหรับอุปการะที่ใช้ในงานวิจัย รวมทั้งคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่างๆพร้อมทั้งช่วยเหลือเป็นอย่างดีในการเก็บข้อมูลค่าฮีมาโตคริต และใช้เครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นมาในการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วของผู้ป่วย

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] สุภาณ นคร "โลหิตวิทยา" สำนักพิมพ์อักษร สัมพันธ์ กรุงเทพฯ. 2511, บทที่ 1 หน้า: 2-19.
- [2] นิเวศ นันทจิต. วีระศักดิ์ นาวารวงศ์ "คู่มือการตรวจทางโลหิตวิทยา" หน่วยโลหิตวิทยา ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2526.
- [3] Yitzhak Mendelson "Pulse oximeter and method of operation" US. Patent No.2002/0042558, Apr.11. 2002.
- [4] Eric Kinast "Pulse Oximeter" US. Patent No.5995858.Nov.30. 1999.
- [5] Teiji Ukawa, Kazumasa Ito, Tadashi Nakayama "Pulse Oximeter" US. Patent No. 5355882, Oct.18. 1994.
- [6] Luis Oppenheimer "Spectrophotometric Blood Analysis" US. Patent No.5331958, Jul.26. 1994.
- [7] Kouhei Kabuki, Yoshisada Ebata, Tadashi Suzuki, Atsushi Hiyama "Spectrophotometer" US.Patent No. 2002/ 0050560, May. 2. 2002.
- [8] Wylie I. Lee, Jason E. Alderete, William V. Fower "Optical Measurement of blood Hematocrit incorporating a self calibration Algorithm" US. Patent No. 6064474 May. 16. 2000.
- [9] David L. Maynard "Apparatus for Monitoring Hematocrit Levels of blood" US. Patent No. 5385539, Jan.31 1995.
- [10] Omar S. Khalil "Method and Device for the noninvasive Determination of Hemoglobin and Hematocrit" PCT WO 0187151 A2. Nov.22. 2001.
- [11] Takuo Aoyagi, Masayoshi Fuse, Michio Kanemoto, Cheng Tai Xia " Aparatus for Measuring Hemoglobin" US. Patent No. 57200284. Feb.24. 1998.
- [12] Kanaan Kano "Semiconductor Device" Prentice Hall, 1995 pp: 429-453.
- [13] Brian A. Keller "Shedding Light on the Subject" Mathematics Teacher 91. Department of mathematics Iowa state University. December. 1998, pp: 756-771.
- [14] Patrick O' Neil, Esther Vital, Noemi Betancourt- Loria, Dinah Montes "Performance Evaluation of the Complete Blood Countand White Blood cell Differential Parameters on the Act 5diff Hematology Analyzer" Beckman Coulter Inc. Laboratory, Carden Jennings Publishing Co.Ltd. 2001. pp: 116-124.

ประวัติผู้เขียน

นายพิมล ผลพฤษา เกิดเมื่อวันที่ 3 กุมภาพันธ์ 2515 ที่จังหวัดชุมพร สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (อิเล็กทรอนิกส์) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2543 และประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง (อุปกรณ์ชีวการแพทย์) จากมหาวิทยาลัยมหิดล ปีการศึกษา 2535