

การทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยการใช้ค่าการดูดกลืนแสงของเลือด  
บริเวณปลายนิ้วมือที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

HEMATOCRIT PREDICTION USING TIME-VARYING LIGHT  
ABSORBANCE OF BLOOD AT THE FINGER TIP



เกียรติศักดิ์ แสงสุวรรณ  
KEATTISAK SANGSUWAN

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน 61242  
วัน,เดือน,ปี 17 ก.ค. 2549

b. 11595176  
i. ....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
บัณฑิตวิทยาลัย  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2548

ISBN 974 - 15 -1972 - 9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**HEMATOCRIT PREDICTION USING TIME-VARYING LIGHT  
ABSORBANCE OF BLOOD AT THE FINGER TIP**



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

**2005**

**ISBN 974 - 15 -1972 - 9**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใช้ค่าการดูดกลืนแสงของเลือดบริเวณปลายนิ้วมือที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา
นักศึกษา	นายเกียรติศักดิ์ แสงสุวรรณ
รหัสนักศึกษา	46060502
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2548
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

### บทคัดย่อ

งานวิจัยชิ้นนี้เป็นการศึกษาถึงการใช้คู่ความยาวคลื่นแสงในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยเป็นการนำสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิค (Photoplethysmographic Signal) มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในการศึกษาทดลองได้เลือกใช้ค่าความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร ขั้นตอนการทดลองได้แบ่งเป็นสองตอน โดยขั้นตอนแรกเป็นการหาค่าคงที่ซึ่งติดอยู่ในสมการ โดยการใช้ค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของสองคู่ความยาวคลื่น คือ 525/875 และ 525/950 กับ ค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือดจำนวน 63 ค่า จากนั้นในขั้นตอนที่สองของการทดลองเป็นการนำสมการที่สมบูรณ์มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากตัวอย่างค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือดจำนวน 125 ค่า เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้สมการค่าการดูดกลืนแสง พบว่ามีความเป็นไปได้สูงถึง 95 เปอร์เซ็นต์ สำหรับการใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาแล้วค่าฮีมาโตคริตที่ได้คลาดเคลื่อนไปจากค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด 15 เปอร์เซ็นต์ และยังพบต่อไปว่าการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีค่าความแม่นยำสูงกว่าการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950

**Thesis Title** HEMATOCRIT PREDICTION USING TIME-VARYING LIGHT  
ABSORBANCE OF BLOOD AT THE FINGER TIP.

**Student** Mr.Keattisak Sangsuwan

**Student ID.** 46060502

**Degree** Master of Engineering

**Programme** Electronics Engineering

**Year** 2005

**Thesis advisor** Asst.Prof.Dr. Supan Tungjitkusolmun

### ABSTRACT

This thesis presents a study of hematocrit prediction using two wave-length optical method. The photoplethysmographic signal was used in our study to improve the accuracy. We selected three wavelengths to perform the study—525 nm, 875 nm and 950 nm. The experiment was separated into two parts. First, we calculated all the required parameters for the prediction equations by using light absorbance ratios (525/875 and 525/950) and referenced hematocrit levels (by using centrifugation method) measured from 63 patients. In the second part, we used that equations to predict hematocrit levels from light absorbance ratios. After performing statical analysis of 125 samples, we found that using wavelength pairs of 525/875 nm or 525/950 nm can predict hematocrit levels with error less than or equal to 15 percent when compared to hematocrit levels measured by using centrifugation method. In addition, hematocrit prediction using a wavelength pair of 525/875 nm is better than that of pair of 525/950 nm.

# กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะสำเร็จลุล่วงไปด้วยดีเสียไปมิได้ถ้าหากขาดความอุปการะจากบุคคล  
หลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบพระคุณอย่างยิ่ง สำหรับทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ที่ให้การสนับสนุนอุปการะเลี้ยงดู อบรมสั่งสอน ให้อภัย  
ผิดชอบชั่วดี มีความรับผิดชอบ และให้กำลังใจเสมอมา

ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น อาจารย์ที่ปรึกษา และ อ.พลศาสตร์ เลิศ  
ประเสริฐ ผู้คอยให้คำปรึกษาแนะนำทั้งในแนววิชาการและการปฏิบัติในการทำงานวิจัยชิ้นนี้

ขอขอบคุณ คุณพิมพ์ ผลพฤษยา สำหรับข้อมูลของงานวิจัยที่ใช้เป็นจุดเริ่มต้นทั้งหมด รวมทั้ง  
ให้คำแนะนำในการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อความสำเร็จลุล่วงในงานวิจัย

ขอขอบคุณ คุณป้อ คุณเป้ คุณหญิงโรงพยาบาลกรรณาพิทักษ์ และพี่นาโรงพยาบาลหลวงพ่  
ทวีศักดิ์ชูดิษฐ์ โรอุทิส ที่เอื้อเฟื้อ ช่วยเหลือ ประสานงาน ในการเก็บข้อมูล

ขอกราบขอบพระคุณท่านผู้ช่วยอาสาสมัครทุกท่าน ไม่ว่าจะเป็นเด็กช่างกลที่โดนสะเก็ดระเบิด  
คุณป้าที่ชอบนอนโรงพยาบาลบ่อย ๆ ทั้งที่ไม่ป่วย แรงงานสาวชาวพม่า และ ทุกๆ ท่าน ที่ยินยอม  
ให้ทำการเก็บข้อมูลในการทดลอง

สุดท้ายที่ใหญ่ยิ่ง ขอขอบคุณคณาจารย์ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ ที่ก่อให้เกิดจุดเริ่มต้นแต่ไม่มี  
จุดสิ้นสุดในการ ค้นคว้า สร้างสรรค์ พัฒนา หากความรู้ความสามารถ อันประเมินค่ามิได้

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอบอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

เกียรติศักดิ์ แสงสุวรรณ

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัย.....	3
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	4
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....	5
1.7 ฮีมาโตคริตและวิธีการวัดค่าฮีมาโตคริต.....	6
1.7.1 ความสำคัญของฮีมาโตคริต.....	6
1.7.2 วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริต.....	6
บทที่ 2 สมการสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง.....	9
2.1 Beer Lambert law หรือ Beer's Law.....	9
2.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน.....	10
2.2.1 รูปแบบของฮีโมโกลบิน.....	10
2.2.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมือ.....	11
2.2.3 สัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟีฟิค (Photoplethysmographic Signal).....	12
2.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	13
2.4 สมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง.....	15
บทที่ 3 ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด และวงจรขยายสัญญาณ.....	19
3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode : LED).....	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา IV และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ(ต่อ)

หน้า

3.1.1	พื้นฐานการทำงานของ LED.....	19
3.1.2	ความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจาก LED .....	21
3.1.3	แรงดันไบอัสตรง (Forward Voltage).....	22
3.1.4	กระแสไบอัสตรง (Forward Current).....	22
3.1.5	แรงดันไบอัสกลับ (Reverse Breakdown Voltage).....	23
3.1.6	กระแสไบอัสกลับ (Reverse Current).....	23
3.1.7	มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED (Beam Angle).....	23
3.1.8	วงจรขับ LED.....	24
3.2	โฟโตไดโอด (Photo Diode).....	25
3.2.1	พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด.....	26
3.2.2	ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (Junction Capacitance).....	29
3.2.3	Dark current.....	30
3.2.4	ความไว (Sensitivity).....	30
3.2.5	การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง(Spectral Response).....	31
3.3	วงจรรขยายสัญญาณ.....	31
3.3.1	วงจรรขยายสัญญาณทรานส์อิมพีแดนซ์แบบพื้นฐาน.....	31
3.4	การพิจารณาออกแบบวงจรรขยายสัญญาณ.....	32
3.4.1	ตัวเก็บประจุของโฟโตไดโอด (Photodiode Capacitance).....	33
3.4.2	ขนาดพื้นที่ของโฟโตไดโอด (Photodiode Active Area).....	33
3.4.3	ค่าความต้านทานป้อนกลับ (Feedback Resistor).....	33
3.4.4	ออปแอมป์ (Op Amp).....	33
3.4.5	ค่าตัวเก็บประจุป้อนกลับ (Feedback Capacitor).....	34
3.4.6	การชิลด์วงจรรขยายสัญญาณ (shielding).....	34
บทที่ 4	เครื่องมือสำหรับการวัดค่าการดูดกลืนแสง.....	36
4.1	บล็อกไดอะแกรมและการทำงานของเครื่อง.....	37
4.2	วงจรส่วนต่าง ๆ.....	39
4.2.1	วงจรรักษาควบคุมและแสดงผล.....	40
4.2.2	วงจรรักษาขับ LEDs.....	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา V และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ(ต่อ)

หน้า

4.2.3 วงจรขยายแบบ Differential Transimpedance Amplifier.....	43
<b>บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง.....</b>	<b>44</b>
5.1 สัญญาณโฟโตพลีทีสโมกราฟฟิค (Photoplethysmographic Signal).....	44
5.2 การใช้สัญญาณโฟโตพลีทีสโมกราฟฟิคที่ได้ในการหาค่าการดูดกลืน.....	46
5.3 การหาค่าคงที่.....	48
5.4 การนำสมการไปใช้งาน.....	48
5.5 ผลการทดลอง.....	49
5.5.1 ค่าการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริต.....	49
5.5.1.1 ค่าการดูดกลืนแสงเมื่อแบ่งกลุ่มตัวอย่างตามอายุ.....	53
5.5.1.2 ค่าการดูดกลืนแสงเมื่อแบ่งกลุ่มตัวอย่างตามเพศ.....	56
5.5.2 อัตราส่วนของค่าการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริต.....	59
5.5.3 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยการใช้ค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสง.....	61
5.5.3.1 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/875.....	61
5.5.3.2 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/950.....	65
5.5.4 การทดลองเพิ่มเติมการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยการใช้ค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร.....	68
<b>บทที่ 6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....</b>	<b>72</b>
6.1 ทดสอบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....	72
6.2 ทดสอบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในการทำนายค่าฮีมาโตคริตเมื่อคิดในรูปร้อยละ .....	73
6.3 ทดสอบค่าการแจกแจงของค่าผิดพลาดเฉลี่ย.....	74
6.4 ทดสอบเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในรูปร้อยละ.....	75
6.5 ทดสอบความแตกต่างของค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในรูปร้อยละ.....	75
6.6 การประมาณค่าความผิดพลาดเฉลี่ยโดยใช้ทฤษฎีลิมิตสู่ส่วนกลาง (Central Limit Theorem).....	76
6.7 สรุปผลการทดสอบ.....	77
<b>บทที่ 7 สรุปผลการศึกษาวิจัยและข้อเสนอแนะ.....</b>	<b>78</b>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา VI และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

หน้า

7.1 สรุปผลการศึกษาทดลอง.....78

7.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนา.....79

บรรณานุกรม.....80

ภาคผนวก ก Specifications ของ LEDs และ Photodiode.....82

ภาคผนวก ข ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....95

ประวัติผู้เขียน.....101



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **VII** ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ค่าฮีมาโตคริตของคนในวัยต่างๆ.....	7
5.1 จำนวนผู้ป่วยอาสาสมัครที่ได้เก็บข้อมูลเพิ่มเติมแบ่งตามกลุ่มอายุ.....	49
5.2 ค่าค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ. ....	55
5.3 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุโดยแยก ค่าฮีมาโตคริตในช่วงปกติประมาณ 37%- 47%.....	56
5.4 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามเพศ.....	58
5.5 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามเพศ โดยเลือก นำมาพิจารณาเฉพาะค่าฮีมาโตคริตในช่วงประมาณ 37%- 47%.....	59



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **VIII** ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 องค์ประกอบหลักของเลือด.....	2
1.2 แสดงถึงการดูดกลืนแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการเต้นของหัวใจ.....	4
1.3 เครื่องเหวี่ยงที่ใช้ในการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนกัน.....	8
1.4 ลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต.....	8
2.1 การลดทอนความเข้มของแสงบริเวณปลายนิ้วมือตาม Beer's Law.....	10
2.2 การดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน ( $HbO_2$ ) และไม่จับตัวกับออกซิเจน (Hb)....	11
2.3 สัญญาณความเข้มแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการขยายตัวของหลอดเลือด.....	12
2.4 การดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆ ณ ความยาวคลื่นแสงใดๆ.....	14
2.5 การส่งผ่านของฮีมาโตคริตค่าต่างๆ ณ ความยาวคลื่นแสงใด ๆ.....	14
3.1 พื้นฐานการทำงานของ LED.....	21
3.2 ช่วงความยาวคลื่นที่กำเนิดออกมาจาก LED ความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร.....	21
3.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไบอัสตรงและกำลังงานที่กำเนิดจาก LED.....	23
3.4 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED.....	24
3.5 การจัดวงจรขับ LED แบบพื้นฐาน.....	24
3.6 โฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N เมื่อได้รับแสง.....	25
3.7 พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด.....	26
3.8 กราฟกระแสเข้าที่พุ่มที่ความเข้มแสงค่าต่างๆของโฟโตไดโอด.....	27
3.9 ลักษณะของ P-I-N โฟโตไดโอด.....	29
3.10 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความจุไฟฟ้าและแรงดันไบอัสของ โฟโตไดโอดเบอร์ OSD15 -5T.....	29
3.11 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ OSD15 - 5T.....	31
3.12 วงจรขยายทรานส์อิมพีแดนซ์ แบบพื้นฐาน.....	32
4.1 เครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ.....	36
4.2 ลักษณะการวัดค่าการส่งผ่านแสงที่ปลายนิ้วมือ.....	37
4.3 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของเครื่องวัดค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ.....	38
4.4 แสดงลักษณะตำแหน่งการวัดและ การวาง LEDs และ โฟโตไดโอด (Photodiode).....	38
4.5 รายละเอียดขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 16F877.....	39
4.6 วงจรหลักส่วนการควบคุมและแสดงผล.....	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ซึ่งการขโมยหรือการศึกษานี้ ไม่อนุญาตให้แก้ไขหรือเปลี่ยนแปลงเนื้อหา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.7 วงจรส่วนของภาคขับ LEDs.....	42
4.8 วงจร Differential Transimpedance Amplifier.....	43
4.9 วงจรความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Active Filter).....	43
5.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิกของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้ที่ ตำแหน่งต่าง ๆ	45
5.2 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมแกรม ของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้.....	46
5.3 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมแกรม ของความยาวคลื่น 925 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้.....	46
5.4 ค่าการดูดกลืนแสงที่มีการเปลี่ยนแปลง ณ ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ.....	50
5.5 ค่าการดูดกลืนแสงที่มีการเปลี่ยนแปลง ณ ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ.....	51
5.6 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 875 และ 950 นาโนเมตร.....	51
5.7 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 875 และ 950 นาโนเมตร.....	52
5.8 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ.....	54
5.9 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ.....	54
5.10 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ.....	55
5.11 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 875 นาโนเมตร ของเพศชาย.....	56
5.12 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 950 นาโนเมตร ของเพศชาย.....	57
5.13 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 875 นาโนเมตร ของเพศหญิง.....	57
5.14 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 950 นาโนเมตร ของเพศหญิง.....	58
5.15 ลำดับวิธีการหาค่าอัตราส่วนของค่าการดูดกลืนแสง.....	59
5.16 ค่า R และค่าฮีมาโตคริตที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 นาโนเมตร.....	60
5.17 ค่า R และค่าฮีมาโตคริตที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร.....	60
5.18 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 .....	62
5.19 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 5 เปอร์เซ็นต์.....	64
5.20 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 10 เปอร์เซ็นต์.....	64
5.21 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 20 เปอร์เซ็นต์.....	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา X ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.22 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร.....	67
5.23 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 5 เปอร์เซ็นต์.....	67
5.24 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 10 เปอร์เซ็นต์.....	67
5.25 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 20 เปอร์เซ็นต์.....	68
5.26 ค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ที่ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ.....	69
5.27 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยสมการเชิงเส้นที่สร้างขึ้นบนแนวแกนตั้ง และค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยการใช้วิธีการปั่นเลือดแสดงบนแกนแนวนอน.....	70
5.28 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 5 เปอร์เซ็นต์.....	70
5.29 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 10 เปอร์เซ็นต์.....	71
5.30 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 20 เปอร์เซ็นต์.....	71

# บทที่ 1

## บทนำ

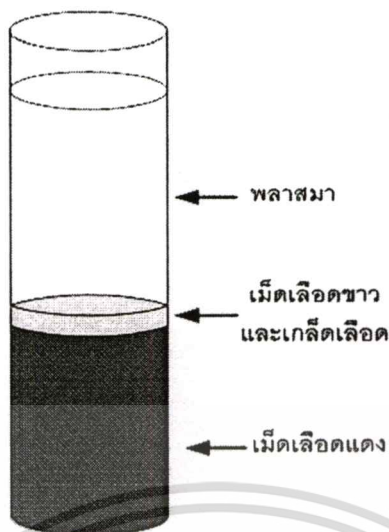
ในบทนี้จะได้กล่าวถึงแนวความคิดและพื้นฐานและความเป็นมา รวมทั้ง ทฤษฎีพื้นฐานที่สำคัญโดยทั่วไป หลักการในการออกแบบ การทดลองและแนวทางในการศึกษาวิจัย โดยจะได้กล่าวถึงวิธีการในการวัดค่าฮีมาโตคริต (Hematocrit) โดยการใช้เครื่องปั่นเลือด หรือ เครื่องเหวี่ยง (Centrifuge) และวิธีการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยการอาศัยการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วมือที่มีการวิจัยไว้แล้วก่อนหน้า [1] รวมถึงปัญหาและ ข้อด้อยต่าง ๆ ที่เกิดขึ้น จากนั้นก็จะกล่าวถึงหลักการและวิธีการแบบใหม่ที่น่าสนใจ รวมทั้งทฤษฎีที่สำคัญที่ใช้ในการทดลอง ขอบเขตของการวิจัย จุดประสงค์ ความมุ่งหมายของงานวิจัย การเก็บข้อมูลรวมทั้งขั้นตอนในการทำวิจัย โดยสรุป

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ฮีมาโตคริตคือกลุ่มของเม็ดเลือดแดง (Red Blood Cell : RBC) อัดแน่นต่อปริมาณของเลือด ตัวอย่างทั้งหมด เลือดจะมีองค์ประกอบหลักๆ หลายอย่างด้วยกัน และองค์ประกอบที่สำคัญได้แสดงไว้ในรูปที่ 1.1 คือเม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว เกล็ดเลือดและพลาสมา [2-4] โดยการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตในทางการแพทย์ สามารถบ่งบอกพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ วิธีการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตสามารถวัดได้โดยตรงด้วยวิธีใดวิธีหนึ่งในหลายวิธี แต่วิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายคือ การเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ (Capillary Tube) จากนั้นทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น โดยใช้เครื่องเหวี่ยง เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้น ส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่างของหลอดแก้วและจะถูกปกคลุมบางๆ ด้วยส่วนของเม็ดเลือดขาว (White Blood Cell) และเกล็ดเลือด (Platelet) ด้านบนสุดของหลอดแก้วจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือเรียกอีกอย่างว่าพลาสมา (Plasma) ค่าฮีมาโตคริตได้จากการอ่านค่าเป็นร้อยละของปริมาณเม็ดเลือดแดงอัดแน่น ต่อปริมาณเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด การหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงนี้จะมีข้อด้อย คือ

1. ต้องการตัวอย่างเลือดจากตัวผู้ป่วยซึ่งต้องการทำการเจาะเลือดออกมา
2. ผู้ป่วยมีการเสียเลือดและต้องเจ็บตัวอันเนื่องมาจากการเจาะเลือด
3. เวลาที่ใช้ในการตรวจวัดค่า ต้องใช้เวลานาน
4. ต้องอาศัยผู้ชำนาญการในเก็บตัวอย่าง และ การตรวจวัดค่า
5. ผู้ป่วยอาจมีโอกาสดีใจได้ เนื่องจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.1 องค์ประกอบหลักของเลือด

ในการพิจารณาวิเคราะห์ค่าฮีมาโตคริต โดยวิธีการทางแสงนั้นค่อนข้างที่จะยุ่งยากแต่ก็มีความพยายามในการศึกษาถึงการใช้แสงในการทำนายค่าฮีมาโตคริตอยู่เสมอ [5–10] ในการหาค่าการกระจายของแสงจากองค์ประกอบต่างๆ ของพลาสมาซึ่งจะแตกต่างกันไปในแต่ละคน ทำให้มีความยุ่งยากในการหาฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง แต่ก็มี ความยาวคลื่นแสงบางช่วง ที่น่าจะเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต ซึ่งจะมีข้อได้เปรียบมากกว่าวิธีการแบบเดิมที่ใช้กันหลายอย่างด้วยกัน คือ

1. สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องและรวดเร็วในลักษณะของ เวลาจริง
2. ผู้ป่วยไม่มีการเสียบเลือดและเจ็บตัวจากการเจาะเลือด
3. ไม่จำเป็นต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในการตรวจวัดค่า
4. ลดโอกาสในการติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด
5. สามารถวัดได้บ่อยครั้งที่ต้องการ โดยไม่มีผลกระทบใดๆ กับผู้ป่วย

สำหรับงานวิจัยที่ได้มีการศึกษาไว้โดย นายพิมล ผลพุกษา ซึ่งเป็นการศึกษาถึง ความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง โดยการใช้ค่าการส่งผ่านแสงเฉลี่ยบริเวณปลายนิ้วมือ ได้มีการนำเอาค่าความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆ ที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต มาวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ จากนั้นก็ได้เลือกเอาค่าความยาวคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าการส่งผ่านที่มีนัยสำคัญที่สุดต่อระดับฮีมาโตคริตคือ 525 และ 585 นาโนเมตร โดยใช้ความยาวคลื่นอ้างอิงคือ 875 และ 950 นาโนเมตร มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากผลการศึกษาที่ได้พบว่า ที่คู่ความยาวคลื่นที่ดีที่สุด ที่ค่าความผิดพลาดน้อยที่สุด คือการใช้ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร และ ใช้ค่าความยาวคลื่นอ้างอิงคือ 875 หรือ 950 นาโนเมตร พบว่ายังมีค่าความผิดพลาดที่ค่อนข้างสูง โดย เมื่อคิดค่าความผิดพลาดที่เปอร์เซ็นต์ความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ สามารถที่จะ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำนายได้ ถูกต้องเพียงแค่ 33.3 เปอร์เซ็นต์ ทั้งที่คู่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรกับ 875 นาโนเมตร และคู่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรกับ 950 นาโนเมตร สำหรับงานวิจัยครั้งนี้ได้ทำการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อที่จะพัฒนาความแม่นยำในการทำนายให้มากขึ้น โดยการนำสัญญาณการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสงตามอัตราการเต้นของหัวใจ หรือเรียกในทางวิชาการว่า สัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟฟิค (Photoplethysmographic Signal) มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยตรง ซึ่งในงานวิจัยของนายพิมล ผลพฤษยา (ซึ่งขออนุญาตว่าเป็นการทำนายค่าฮีมาโตคริตทางแสงด้วยสมการแบบเก่า และ เรียกการวิจัยครั้งนี้ว่า เป็นการใช้สมการแบบใหม่) ได้หาค่าเฉลี่ยของสัญญาณการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสงตามอัตราการเต้นของหัวใจแล้วนำมารวมเป็นค่าการส่งผ่านเฉลี่ย แล้วนำมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ซึ่งอาจจะเป็นส่วนหนึ่งที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตขึ้น

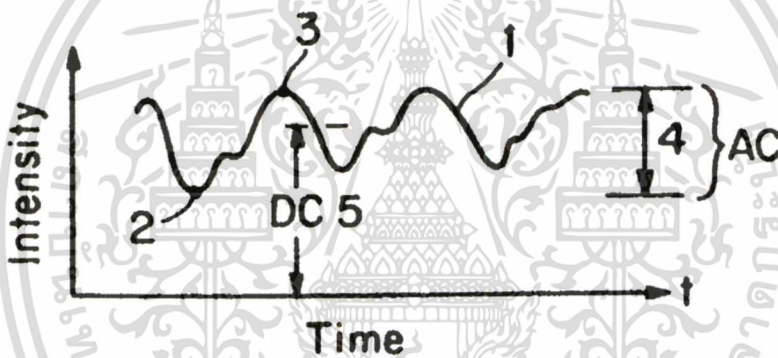
## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัย

ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ เป็นการศึกษาต่อเนื่องจากงานวิจัยเรื่องการศึกษาดัง ความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง โดยการใช้ค่าการส่งผ่านแสงเฉลี่ยบริเวณปลายนิ้วมือ [1] (ซึ่งขออนุญาตว่าเป็นการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสงโดยใช้สมการแบบเก่า) โดยในครั้งนี้เป็นการศึกษาวิจัยเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง ซึ่งอาศัยค่าการดูดกลืนของแสง (Light Absorbance) บริเวณปลายนิ้วมือ ที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาหรือเปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ โดยนำค่าการดูดกลืนแสงมาคำนวณหาฮีมาโตคริตด้วยสมการความสัมพันธ์ ระหว่างค่าอัตราการดูดกลืนแสงของสองความยาวคลื่นและฮีมาโตคริต โดยใช้การดูดกลืนแสงของสามความยาวคลื่น คือ ความยาวคลื่นที่ 525 นาโนเมตร 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร ทั้งนี้คาดว่าในการศึกษาเพิ่มเติมครั้งนี้โดยได้นำเอาสัญญาณความเข้มของแสงที่เปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยตรง โดยขออนุญาตว่าเป็นการใช้สมการแบบใหม่ แทนที่จะหาค่าเฉลี่ยแล้วนำไปรวมกับค่าการดูดกลืนคงที่ก่อนที่จะนำมาใช้ทำนายค่าฮีมาโตคริตตามวิธีการแบบเก่า ทั้งนี้ที่น่าที่จะสามารถลดค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตลงได้

## 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เมื่อแสงวิ่งผ่านตัวกลางคือ ปลายนิ้วมือซึ่งมีเลือดอยู่ภายในก็จะพบว่า ค่าการดูดกลืนของแสงบริเวณปลายนิ้วมือ นั้นมีการเปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งจะได้สัญญาณที่เรียกว่า สัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟฟิค ดังรูปที่ 1.2 ซึ่งขนาดของสัญญาณที่สูงสุดด้านบน (ตำแหน่ง 3) เกิดขึ้นเมื่อจังหวะที่หัวใจมีการสูบฉีดเลือดออกมาทำให้หลอดเลือดมีการขยายตัวมากที่สุด นั่นคือ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้ค่าการส่งผ่านมีค่าต่ำสุด กลับกัน ค่าการดูดกลืนก็จะมีค่ามากที่สุด เมื่อหลอดเลือดหดตัวกลับสู่สภาวะปกติทำให้ค่าการส่งผ่านค่อย ๆ ลดลงจากตำแหน่งที่ 3 ผ่านตำแหน่งที่ 1 สู่ตำแหน่งที่ 2 ตามลำดับ จึงได้เป็นสัญญาณส่วนที่ 4 ขึ้นมา จากรูปจะเห็นว่ามีส่วนสองส่วนด้วยกันคือส่วนที่เป็นค่าแรงดันเฉลี่ยคงที่ (5) ซึ่งส่วนนี้เป็นค่าการดูดกลืนแสงที่เกิดจากองค์ประกอบต่างๆ อย่างเช่น เนื้อเยื่อ เล็บ หรือ สีผิว ซึ่งไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา และส่วนที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (4) ซึ่งเกิดจากการสูบฉีดเลือดของหัวใจดังได้กล่าวไว้แล้วก่อนหน้า ในการศึกษาการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใช้กระบวนการทางแสงแบบเก่านั้น ได้นำสัญญาณในส่วนที่เป็นแรงดันคงที่ (5) ไปใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ซึ่งอาจจะเป็นส่วนหนึ่งของสาเหตุที่ทำให้เกิดการทำนายที่ผิดพลาดได้ ดังนั้นในการศึกษาครั้งนี้ จึงได้นำเอาเฉพาะสัญญาณโฟโตฟลิทิสโมกราฟีฟิค (ส่วนที่ 4) ซึ่งเป็นค่าการดูดกลืนแสงของเลือดเพียงอย่างเดียว มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต เพื่อที่จะลดค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากการนำเอาค่าการดูดกลืนที่เกิดจากองค์ประกอบอื่นๆ มารวมในการทำนาย



รูปที่ 1.2 แสดงถึงการดูดกลืนแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการเต้นของหัวใจ

#### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้ใช้พื้นฐานทฤษฎีของ Beer's Law [12-13] ที่กล่าวถึงการดูดกลืนและการส่งผ่านแสง ผ่านตัวกลางที่เป็นของเหลวที่มีสสารบางอย่างเป็นองค์ประกอบอยู่ด้วย โดยค่าการส่งผ่านของแสงจะมีค่าลดลงอย่างเอ็กซ์โปเนนเชียล (Exponential) กับระยะทาง และค่าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาได้ จะเปลี่ยนแปลงแบบเป็นเชิงเส้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยสสารแต่ละชนิดจะมีค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนในแต่ละความยาวคลื่นแสงแตกต่างกันไป ดังนั้นถ้าต้องการหาค่าปริมาณความหนาแน่นของสสารที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในของเหลวนั้นก็สามารถหาได้โดยหาความยาวคลื่นแสงสองค่า ความยาวคลื่นแสงค่าแรกจะมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าความหนาแน่นของสสาร ที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น และความยาวคลื่นแสงอีกค่าหนึ่งสามารถส่งผ่านของเหลวได้ โดยไม่ขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยความยาวคลื่นแสงค่านี้จะใช้เป็นการคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลื่นแสงอ้างอิง เมื่อใช้ค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสงทั้งสอง มาคำนวณประกอบกันก็สามารถหาค่าปริมาณความหนาแน่น ของสารประกอบที่อยู่ในของเหลวนั้นได้ ซึ่งหลักการดังกล่าวเป็นหลักการที่ได้ใช้ในเครื่องวัดค่าระดับความเข้มข้นออกซิเจนในเลือด [13-18] ซึ่งมีการวิจัยและพัฒนาจนสามารถใช้งานจริงในปัจจุบัน

### 1.5 ขอบเขตการวิจัย

ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ เป็นการศึกษาเพิ่มเติม ขยายผลต่อเนื่องจากงานวิจัยเดิม ซึ่งเป็นการศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยกระบวนการทางแสง โดยการใช้ค่าการส่งผ่านแสงเฉลี่ย และใช้สมการแบบเก่าในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยสามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องเพียง 33.3 เปอร์เซ็นต์ ส่วนในการศึกษาครั้งนี้เป็นการศึกษาเพื่อที่จะเพิ่มความแม่นยำในการทำนายค่าฮีมาโตคริตให้มากขึ้นจากเดิม โดยในครั้งนี้จะได้ใช้สมการที่แตกต่างกัน โดยจะนำเอาเฉพาะค่าการดูดกลืนแสงที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา มาใช้ในสมการสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต ซึ่งได้ตั้งสมมุติฐานว่าน่าจะลดค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตลงได้ โดยในการทดลองจะเริ่มจากศึกษาหาข้อมูลและสร้างสมการสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต ด้วยกระบวนการทางแสง โดยการใช้ค่าการดูดกลืนที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา จากนั้นก็เลือกค่าความยาวคลื่นแสงสองช่วงความยาวคลื่นที่เหมาะสม เพื่อใช้สำหรับการนำมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ซึ่งความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงที่เหมาะสมมีลักษณะดังนี้ คือ ช่วงแรกเป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต จากนั้นก็จะทำการสร้างเครื่องมือสำหรับการวัดค่าการส่งผ่านของแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ แล้วนำไปทำการเก็บข้อมูลต่างๆ แล้ว นำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ ทดสอบความแม่นยำของสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการและวิธีการใหม่ที่ใช้ โดยเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดแล้วนำไปป้อนด้วยเครื่องเหวี่ยงซึ่งใช้เป็นค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง ท้ายที่สุดเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการแบบใหม่ และวิธีการแบบเก่า เพื่อสรุปผลการศึกษาทดลองที่ได้รวมทั้งหาสาเหตุของความผิดพลาดที่น่าจะเกี่ยวข้อง และบ่งชี้แนวทางในการศึกษาพัฒนาต่อไปในอนาคต

### 1.6 ขั้นตอนการศึกษา

ในการศึกษาทดลอง ได้เริ่มจากศึกษาถึงพื้นฐานในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง จากนั้นก็พัฒนาสร้างสมการสำหรับใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ซึ่งเป็นสมการที่จะนำเฉพาะค่าการดูดกลืนแสงของเลือดมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยตรง ทั้งนี้ เพื่อที่จะพยายามลดค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง อันมีผลมาจากการเอาค่าการส่งผ่านเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฉลี่ย มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากนั้น เมื่อได้สมการแล้วก็ได้ทำการสร้างเครื่องมือในการวัดค่าการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วมือ เพื่อที่จะนำมาหาค่าการดูดกลืนแสงก่อนที่จะนำไปใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป โดยก่อนที่จะนำสมการมาใช้นั้น ต้องทำการหาค่าคงที่ในสมการออกมาก่อน โดยการใช้อัตราการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการปั่นมาใช้ในการหาค่าคงที่ของสมการ จากนั้นก็ใช้สมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้อัตราการดูดกลืนแสงที่วัดได้แล้ว ท้ายที่สุด คือนำค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการทำนายด้วยสมการ มาเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด เพื่อศึกษาวิเคราะห์ถึงผลการทดลองต่อไป

## 1.7 ฮีมาโตคริตและวิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานว่าฮีมาโตคริตคืออะไร และทำไมจึงต้องมีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริตในปัจจุบันทำอย่างไร และระดับค่าปกติของฮีมาโตคริตสำหรับคนในวัยต่างๆ มีค่าเท่าไร รวมทั้งเครื่องมือและหลักการที่ใช้ในการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

### 1.7.1 ความสำคัญของฮีมาโตคริต

ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่า ฮีมาโตคริต คือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงต่อปริมาตรของเลือดทั้งหมด หน้าที่หลักของเม็ดเลือดแดงคือการนำออกซิเจนไปเลี้ยงเนื้อเยื่อส่วนต่างๆของร่างกาย และนำคาร์บอนไดออกไซด์จากเนื้อเยื่อมาสู่ปอด พร้อมกับทำหน้าที่ช่วยรักษาอุณหภูมิร่างกายในเลือดไปด้วยในตัว ค่าฮีมาโตคริตที่ต่ำเกินกว่าระดับปกติ หมายถึงว่า บุคคลนั้นอาจมีการเสียเลือดเช่นมีการผ่าตัดหรือเกิดบาดแผล หรือเป็นโรคผิดปกติทางเลือด (Anemia) หรือว่าไขกระดูกซึ่งเป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดงมีความผิดปกติ แต่ถ้าค่าฮีมาโตคริตมีค่าสูงกว่าระดับปกติอาจหมายถึงบุคคลนั้นอาศัยอยู่ในพื้นที่สูงกว่าระดับน้ำทะเลมาก เกิดการเสียน้ำ บุคคลนั้นมีการสูบบุหรี่ เป็นโรคปอด หรือมีความผิดปกติที่ไขกระดูกที่เป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดง โดยค่าฮีมาโตคริตของคนปกติที่เป็นผู้ใหญ่เพศชายอยู่ในช่วงประมาณ 42–54% [1] และผู้ใหญ่หญิงอยู่ในช่วงประมาณ 38–46% [1] ดังนั้นในทางการแพทย์การตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต จึงสามารถบ่งบอกถึงพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ โดยค่าฮีมาโตคริตในคนปกติจะขึ้นอยู่กับเพศและอายุซึ่งในแต่ละวัยจะมีค่าไม่เท่ากัน โดยมีค่าปกติในวัยต่างๆ แสดงในตารางที่ 1.1

### 1.7.2 วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

วิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตที่ใช้กันนั้น จะเริ่มจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ หรือ capillary tube จากนั้นจะนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้นส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่าง และถูกปกคลุมบางๆ ด้วยชั้นของเม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด ด้านบนสุดจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือพลาสมา ในส่วนของการอ่านค่าฮีมาโตคริตก็คือ อ่านค่าความสูงในส่วนของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นที่ตกลงไปอยู่ด้านล่างของ

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่สามารถนำข้อมูลไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดเลือด ต่อ ปริมาณความสูงของเลือดตัวอย่างในหลอดเลือดทั้งหมด รูปที่ 1.2 แสดงเครื่องเหวี่ยงที่ใช้สำหรับการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนกัน ภายในเครื่องจะประกอบด้วยถาดลูมิเนียมที่มีร่องสำหรับใส่หลอดเลือดเล็กๆ ที่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดอยู่ภายในเรียบร้อยแล้ว โดยภายในหลอดเลือดอาจมีการเคลือบสารกันเลือดแข็งตัวเล็กน้อยเช่น heparin ก่อนที่จะปิดฝาและทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนกัน โดยระยะเวลาและความเร็วรอบในการปั่น ขึ้นกับประสบการณ์ความชำนาญของผู้ที่ทำการวัดค่าฮีมาโตคริต ในรูปที่ 1.3 แสดงเลือดก่อนที่จะปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงและหลังจากปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้ว โดยด้านซ้ายมือแสดงลักษณะของเลือดภายในหลอดเลือดเล็กๆ ก่อนที่จะทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง และด้านขวามือ แสดงลักษณะของเลือดหลังจากทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมาอนกัน พร้อมสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต โดยจะเห็นการแยกกันอย่างชัดเจนระหว่างส่วนของเม็ดเลือดแดงและพลาสมา ทำให้สามารถอ่านค่าฮีมาโตคริตได้อย่างง่ายดาย ในการอ่านค่าฮีมาโตคริต จะดูจากสเกลความสูงของเม็ดเลือดแดง เป็นอัตราส่วนต่อค่าความสูงของปริมาณเลือดในหลอดเลือดทั้งหมดที่ยังคงมีขนาดความสูงเท่าเดิม เหมือนกับเลือดภายในหลอดเลือดก่อนจะมีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง

ตารางที่ 1.1 ค่าฮีมาโตคริตของคนในวัยต่างๆ [1]

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 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## บทที่ 2

### สมการสำหรับการทำงานค่าสีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง

ในบทนี้จะกล่าวถึงสมการที่สำคัญ ที่นำมาใช้ในการคำนวณทำงานค่าสีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง เริ่มต้นจากสมการพื้นฐานของ Beer Lambert Law หรือ Beer's Law แล้วนำมาประยุกต์ใช้ในการทำงานค่าสีมาโตคริตโดยใช้ค่าการดูดกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

#### 2.1 Beer Lambert Law หรือ Beer's Law

Beer Lambert Law หรือ Beer's Law ในที่นี้ขอเรียกสั้น ๆ ว่า Beer's Law เป็นสมการที่กล่าวถึงการลดทอนลงของแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางที่มีความสม่ำเสมอ (uniform) จะถูกดูดกลืนจากสารประกอบที่อยู่ในตัวกลาง การดูดกลืนจะมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้น (linear) กับความหนาแน่น (concentration) ของสารประกอบในตัวกลางนั้น สามารถเขียนสมการ Beer's Law ในรูปทั่วไปได้ดังนี้

$$\alpha = \varepsilon(\lambda)CD \quad (2.1)$$

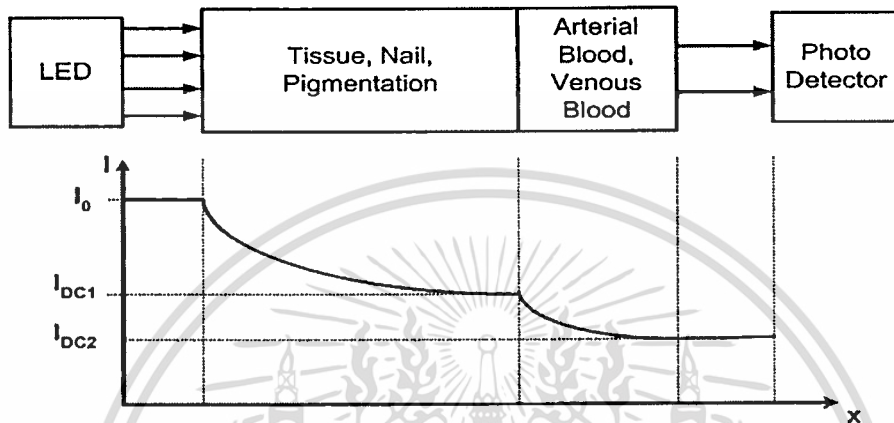
เมื่อ  $\alpha$  เป็นการวัดค่าการดูดกลืน  $\varepsilon(\lambda)$  เป็นสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่ขึ้นกับแต่ละความยาวคลื่น  $C$  เป็นความเข้มข้นของสารละลายในตัวกลาง  $D$  เป็นความยาวของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน โดยทั่วไปในการทดลองวัดค่าความเข้มข้น มักจะใช้ในรูปของการส่งผ่าน โดยสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

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

เมื่อแสงที่ส่งผ่านเป็นแสงความยาวคลื่นเดียว (monochromator) และแสงที่ตกกระทบ (incident light) มีความเข้มแสงเป็น  $I_0$  แสงที่ตกกระทบตัวกลางจะแยกออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆ ด้วยกัน คือ แสงส่วนหนึ่งจะส่งผ่านออกไปสู่อีกด้านหนึ่งของตัวกลาง (transmitted) แสงอีกส่วนหนึ่งจะถูกดูดกลืน (absorbed) จากตัวกลาง ถ้าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางคือ  $I$  ความเข้มที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางนี้จะมีค่าลดลงแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล ตามระยะทางความยาวของตัวกลาง เมื่อ  $\varepsilon(\lambda)$  คือ extinction coefficient หรือความสามารถในการดูดกลืนของสารที่ค่าความยาวคลื่นแสงนั้นๆ  $C$  เป็นความเข้มข้นหรือความหนาแน่นของตัวกลาง และ  $D$  เป็นระยะทางของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน โดยค่าความเข้มข้นของตัวกลางจะวัดในหน่วยของ  $\text{mmol L}^{-1}$  และ extinction

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

coefficient จะคิดในหน่วย  $L \text{ mmol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$  Beer's Law มีพื้นฐานมาจากคุณสมบัติการรวมกันของแสงที่ส่งผ่านตัวกลางและแสงที่ถูกดูดกลืนจากตัวกลางที่ต้องมีค่าเท่ากับแสงที่ตกกระทบ โดยไม่รวมแสงที่เกิดจากการสะท้อน (reflection) บริเวณผิวหน้าของตัวกลางและแสงที่เกิดการกระจาย (scattering) ออกไปจากตัวกลาง



รูปที่ 2.1 การลดทอนความเข้มของแสงบริเวณปลายนิ้วมือตาม Beer's Law

## 2.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

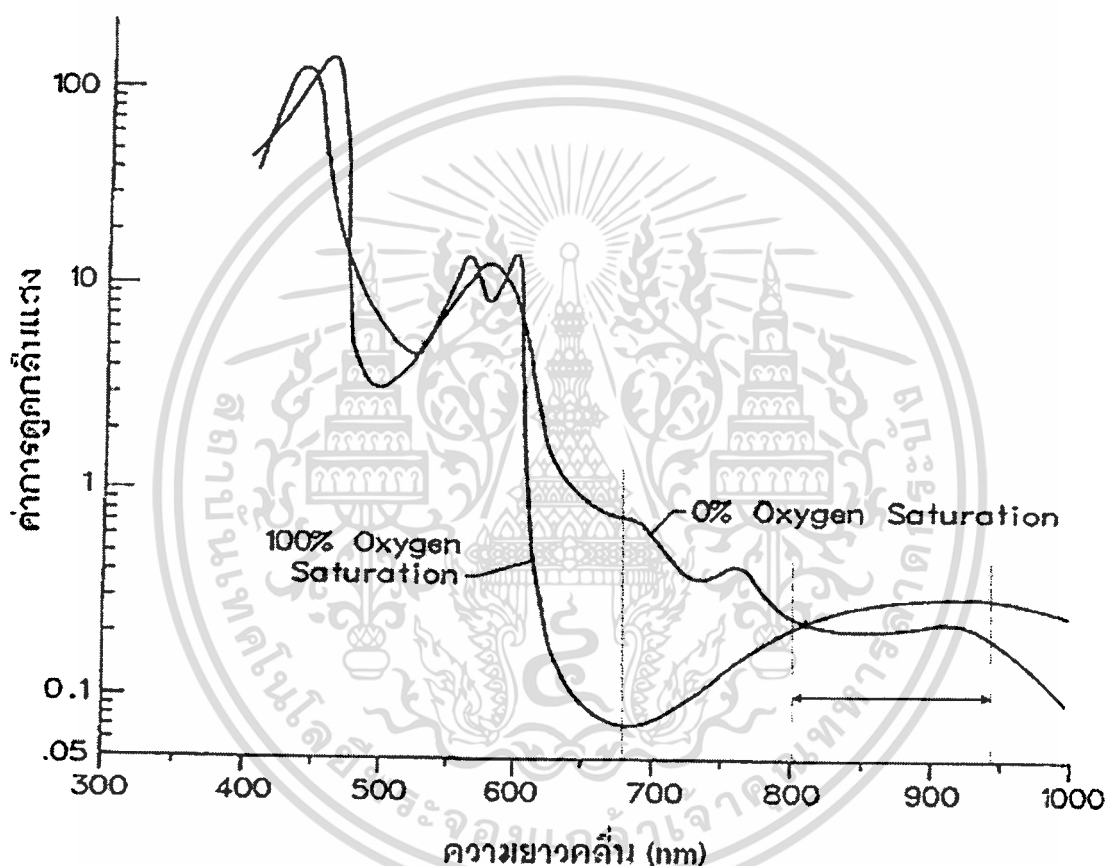
ในส่วนนี้จะพูดถึงรูปแบบของฮีโมโกลบินในรูปแบบต่างๆ และว่าฮีโมโกลบินในรูปแบบใดที่มีความสำคัญสำหรับการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริต นอกจากนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติในการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินรูปแบบที่สำคัญสำหรับการหาฮีมาโตคริต การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับวัดค่าฮีมาโตคริต การพิจารณาหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับนำมาสร้างสมการ เพื่อหาฮีมาโตคริตว่าอยู่ในช่วงใด และฮีโมโกลบินรูปแบบที่มีความสำคัญต่อฮีมาโตคริตภายในเลือดควรมีคุณสมบัติการดูดกลืน หรือว่าการส่งผ่านแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงที่ได้ทำการทดลองเป็นอย่างไร

### 2.2.1 รูปแบบของฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบินที่เป็นองค์ประกอบหลักของเลือดภายในร่างกายของคนเรา สามารถแบ่งได้เป็นสี่รูปแบบด้วยกัน [1-3][13] คือ ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin :  $\text{HbO}_2$ ) ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับคาร์บอนไดออกไซด์ (Carboxyhemoglobin) ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวทั้งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ (Reduced hemoglobin :  $\text{Hb}$ ) และอีกรูปแบบหนึ่งเป็นฮีโมโกลบินที่ไม่สามารถจับกับออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ได้คือ (Methemoglobin) ฮีโมโกลบินที่มีบทบาทหลัก มีสองรูปแบบด้วยกันคือ oxyhemoglobin และ reduced hemoglobin

เพราะมีอัตราส่วนมากที่สุดในฮีโมโกลบินทั้งสี่รูปแบบเท่าๆ เป็นฮีโมโกลบินส่วนที่ต้องการหาค่าใน  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยนี้เพื่อนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริต ในคนปกติค่า carboxyhemoglobin จะมีค่าต่ำกว่า 2% และ methemoglobin จะมีค่าต่ำกว่า 0.6% ของฮีโมโกลบินทั้งหมด และอาจมีปริมาณเปลี่ยนแปลงอยู่ในอัตราประมาณ 2–3% ในระหว่างวัน รูปที่ 2.2 แสดงกราฟ extinction coefficient ของฮีโมโกลบิน ในรูปแบบที่สำคัญทั้งสองแบบคือ reduced hemoglobin และ oxyhemoglobin ในช่วงความยาวคลื่นแสง 400 – 1000 นาโนเมตร [18] แกนตั้งเป็นค่าการดูดกลืนแสงและแกนนอนเป็นความยาวคลื่นแสง โดยกราฟนี้จะใช้เป็นองค์ประกอบในการพิจารณาเลือกความยาวคลื่นแสง สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใช้ค่าการดูดกลืนแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ ซึ่งจะได้กล่าวถึงต่อไป

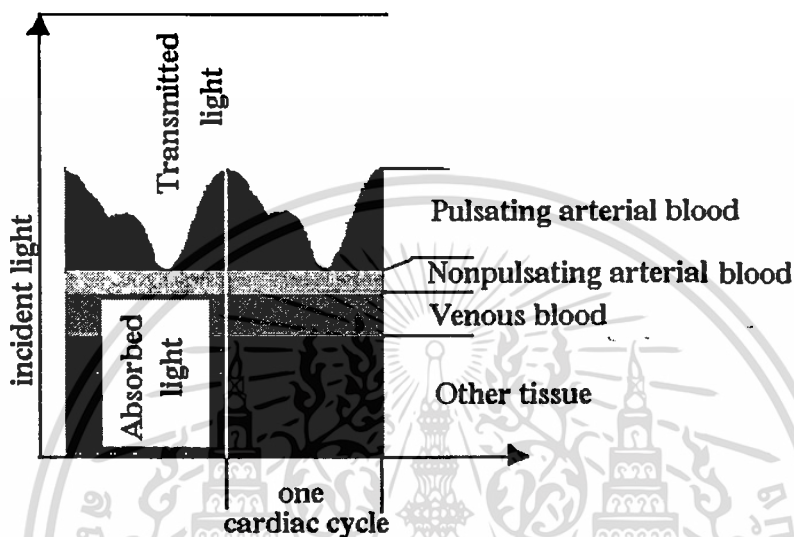


รูปที่ 2.2 การดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน ( $\text{HbO}_2$ ) และไม่จับตัวกับออกซิเจน (Hb)

### 2.2.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

การดูดกลืนหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือของคนเรานั้น สามารถแบ่งออกได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือส่วนที่เป็นค่าคงที่ไม่มีเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ เช่น การดูดกลืนจากเนื้อเยื่อ หลอดเลือดดำ เลือดในหลอดเลือดดำ เล็บ และสีของผิวหนัง เป็นต้น ส่วนการดูดกลืนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจเช่น จากการที่หลอดเลือดแดงมีการขยายตัวตามจังหวะของการสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของหัวใจ เป็นผลให้ปริมาณเลือดภายในหลอดเลือดแดงที่มีการเปลี่ยนแปลงเป็นต้น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.3 ซึ่งในการศึกษาทดลองครั้งนี้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญูญาติเหเนาไปไซประโยชน์ดานการค้ำไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ใช้สมการที่สามารถที่จะตัดองค์ประกอบของค่าการดูดกลืนแสงที่เกิดจากส่วนอื่นๆ ที่มีค่าคงที่ออกไป แล้วดึงมาใช้เฉพาะส่วนของค่าการดูดกลืนแสงที่เกิดจากการขยายตัวของหลอดเลือดเท่านั้น นั่นก็คือ นำมาใช้เฉพาะส่วนสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา หรือ สัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟฟิค ทั้งนี้ก็เพื่อที่จะลดค่าผิดพลาดในการทำนายที่เป็นผลมาจากค่าการดูดกลืนของส่วนอื่น ๆ ที่ไม่เกี่ยวข้อง ออกไป



รูปที่ 2.3 สัญญาณความเข้มแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการขยายตัวของหลอดเลือด

### 2.2.3 สัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟฟิค (Photoplethysmographic Signal)

จากรูปที่ 2.3 เป็นสัญญาณนี้ถูกเรียกว่า โฟโตพลิทิสโมกราฟฟิค ซึ่งเป็นสัญญาณที่แสดงระดับของความเข้มแสงที่เปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ สามารถที่จะอธิบายการเกิดของสัญญาณโฟโตพลิทิสโมกราฟฟิคได้โดยอาศัยสมการพื้นฐานของ Beer's Law ซึ่งสามารถอธิบายการเกิดได้ง่าย ๆ โดย ถ้าหากว่าเราปล่อยค่าความเข้มแสงค่าหนึ่งตกกระทบตัวกลาง คือ ปลายนิ้วมือ ซึ่ง ณ บริเวณปลายนิ้วมือค่าการดูดกลืนแสงก็ประกอบด้วย ค่าการดูดกลืนจากส่วนต่างๆ เช่น ค่าการดูดกลืนแสงที่เกิดจากเล็บมือ สีผิว เลือดดำ เลือดแดง ซึ่งจากสมการของ Beer's Law สมการที่ 2.2 ถ้าหากว่ากำหนดให้ค่าความเข้มข้น  $C$  และระยะทาง  $D$  คงที่เราที่จะได้ค่าความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลาง  $I$  มีค่าคงที่ไม่ว่าเวลาเปลี่ยนแปลงไปอย่างไร แต่ ในความเป็นจริงเมื่อมีการสูบฉีดเลือดของหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย รวมทั้งปลายนิ้วมือด้วย เมื่อคลื่นกระแสเลือดส่งผ่านมายังเส้นเลือดเล็กๆ บริเวณปลายนิ้วมือ จะทำให้เกิดการขยายตัวของหลอดเลือด ทำให้ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านในตัวกลาง  $D$  มีการเปลี่ยนแปลง จาก  $D$  ธรรมดา เป็น  $d_{max}$  และ  $d_{min}$  โดย  $d_{max}$  เกิดขึ้นเมื่อจังหวะที่หลอดเลือดขยายตัวสูงสุด และ  $d_{min}$  เกิดขึ้นในขณะที่หลอดเลือดคลายตัวลงเล็กน้อย ตามลำดับซึ่งจะทำให้ได้ค่าความเข้มแสงส่งผ่านสูงสุดเป็น  $I_{max}$  และ  $I_{min}$  ตามลำดับ ซึ่งสามารถสรุปง่าย ๆ ก็งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned} \text{หลดเลือคขยยตัวสูงสด } d_{\max} &\longrightarrow I_{\min} = e^{-\varepsilon(\lambda_n)Cd_{\max}} \\ \text{หลดเลือคหตตัวต่ำสด } d_{\min} &\longrightarrow I_{\max} = e^{-\varepsilon(\lambda_n)Cd_{\min}} \end{aligned}$$

จากขั้นตอนด้านบนซึ่งเป็นต้นเหตุก่อให้เกิดค่าความเข้มของแสงเปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้เกิดเป็นสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิค ดังกล่าว

### 2.3 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตนั้น สิ่งที่ต้องคำนึงถึงคือฮีโมโกลบินมีอยู่หลายรูปแบบแต่ที่จะพิจารณาเมื่ออยู่สองรูปแบบที่สำคัญและมีจำนวนมากที่สุดคือส่วนที่จับตัวอยู่กับออกซิเจน และที่ไม่ได้จับตัวอยู่กับออกซิเจน ดังนั้นในการหาค่าฮีมาโตคริตสำหรับการทดลองในครั้งนี่ก็คือการหาฮีโมโกลบินทั้งสองส่วนนี้ ปัญหาประการแรกที่สำคัญคือต้องกำจัดการรบกวนจากออกซิเจนที่จับตัวอยู่กับฮีโมโกลบินออกไปให้หมด ดังนั้นความยาวคลื่นแสงที่นำมาใช้ในการหาค่าฮีมาโตคริตจึงต้องเป็นความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ reduced hemoglobin และ oxyhemoglobin มีค่า extinction coefficient เท่ากัน นั่นคือจุดที่มีการตัดกันของกราฟค่าความอึมตัวออกซิเจนที่ 100% และ 0% นั่นเอง นอกจากนี้ความยาวคลื่นแสงที่ใช้สำหรับหาค่าฮีมาโตคริต ต้องมีความยาวคลื่นแสงค่าหนึ่งมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงขึ้นกับค่าฮีมาโตคริตมาก และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งต้องไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตหรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อยมาก เพื่อใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงหรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคืออัตราส่วนการดูดกลืนหรือการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงทั้งสองนี้ ต้องมีค่าไม่เท่ากัน อีกประการหนึ่งคือการดูดกลืนหรือการส่งผ่านในช่วงความยาวคลื่นที่เลือกนั้น ควรจะมีลักษณะกราฟเกือบเป็นเส้นตรง เนื่องจากเป็นช่วงที่การดูดกลืนหรือการส่งผ่านค่อนข้างคงที่เพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดจากการที่ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจากแหล่งกำเนิดแสงมีค่าผิดไปจากค่าความยาวคลื่นแสงที่เลือก ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วเช่นกรณีของการเปลี่ยนต้นกำเนิดแสงตัวใหม่หรือการเปลี่ยนหัวตรวจ (probe) อันใหม่เป็นต้น จากกราฟการดูดกลืนความอึมตัวออกซิเจนในรูปที่ 2.2 จุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟความอึมตัวออกซิเจน 0% และ 100% เช่นที่ความยาวคลื่นแสงประมาณ 500 – 600 นาโนเมตร และอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรดความยาวคลื่นประมาณ 800 นาโนเมตร และกราฟการดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆ ในรูปที่ 2.4 ความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการดูดกลืนต่างกันมาก น่าจะมีความเป็นไปได้ในการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริต อยู่ในช่วงประมาณ 500 – 600 นาโนเมตร และอีกช่วงหนึ่งที่ค่าการดูดกลืนค่อนข้างคงที่ และมีค่าแตกต่างกันน้อยกว่าความยาวคลื่นในช่วงแรกสำหรับเป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงอยู่ในช่วงประมาณ 800 – 950 นาโนเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



การทำนายค่าฮีมาโตคริตนั้นค่าการส่งผ่านค่อนข้างคงที่ ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตมากนัก และที่ทุกค่าความยาวคลื่นที่เลือกใช้ในการทดลองครั้งนี้ ค่าการดูดกลืนไม่ได้ขึ้นอยู่กับค่าระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเส้นเลือด

## 2.4 สมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง

ในการพิจารณาสมการเพื่อใช้สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตครั้งนี้ ได้ใช้หลักการพิจารณาคัลยาๆ หลักการของพัลส์ออกซิมิเตอร์ [13-17][19] เนื่องจากว่าต้องการที่จะนำมาพิจารณาเฉพาะส่วนของสัญญาณกระแสสลับและตัดส่วนของ การดูดกลืนคงที่ทิ้งไป แต่ได้นำหลักการของ Victor Twersky [20] เข้าช่วยพิจารณาซึ่งเป็นหลักการที่นำค่าการกระจายของแสงที่เกิดขึ้นมาร่วมพิจารณาด้วย สำหรับการตั้งต้นสมการก็ได้ใช้สมการของ Beer's Law ซึ่งเป็นสมการแสดงค่าการส่งผ่านของแสงในรูปของสมการเอ็กซ์โปเนนเชียล และ ไม่นำค่าการกระจายของแสงมาร่วมพิจารณา คือ

$$I = I_0 e^{-\alpha} \quad (2.3)$$

โดย

$I$  แทนความเข้มแสงที่ทะลุผ่านตัวกลางออกมาได้

$I_0$  แทนความเข้มของแสงที่ตกกระทบตัวกลาง

$\alpha$  แทนค่าการดูดกลืนแสงของตัวกลาง.

เมื่อพิจารณาการดูดกลืนแสงของตัวกลาง หรือ  $\alpha$  ในสมการ ซึ่งในการทดลองก็คือ เนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือ ถ้าพิจารณาการดูดกลืนแสงที่มีผลมาจากการดูดกลืนของเลือดโดยตรง ก็สามารถที่จะแยกค่าการดูดกลืนออกเป็นสองส่วน [18] ด้วยกันได้แก่ ส่วนของการดูดกลืนแสงที่เป็นไปตาม Beer's Law ซึ่งพิจารณาว่าไม่มีการกระจายของแสงเกิดขึ้นในตัวกลาง และ ส่วนที่สองเป็นส่วนของการกระจายออกจากเนื้อเยื่อ (Scattering Term) สามารถที่จะเขียนเป็นสมการ คือ

ค่าการดูดกลืนรวม = ค่าการดูดกลืนตาม Beer Lambert's Law + การกระจายตัวของแสง

ดังนั้นจะได้ค่าการดูดกลืนแสงรวม  $\alpha_{tot}$  ของตัวกลาง เมื่อพิจารณาว่ามีการกระจายของแสงเกิดขึ้นในตัวกลางด้วย โดยอ้างหลักการของ Victor Twersky ดังนั้นเราก็สามารถที่จะเขียนสมการของค่าการดูดกลืนแสงของเลือดบริเวณปลายนิ้วมือได้ คือ

$$\alpha_{tot} = \log\left(\frac{I}{I_0}\right) = \varepsilon CD - \log\left[(1-q)10^{-aDH(1-H)} + q10^{-2q'\varepsilon CDaDH(1-H)/(2\varepsilon CD+aDH(1-H))}\right] \quad (2.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยกำหนดให้

$I$  แทนความเข้มแสงที่ทะลุผ่านตัวกลางออกมาได้

$I_0$  แทนความเข้มของแสงที่ตกกระทบตัวกลาง

$\varepsilon$  แทนค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

$C$  แทนค่าความเข้มข้นของตัวกลาง

$a$  แทนค่าคงที่ที่ขึ้นอยู่กับขนาดของตัวกลาง ค่าดัชนีหักเหการกระจายแสงของฮีโมโกลบิน

$n_{Hb}$  และ พลาสมา  $n_{plasma}$  โดยที่  $a$  มีค่าเท่ากับ

$$a = \left( \frac{4\pi^2 L}{\lambda^2} \right) \left( \frac{n_{Hb}}{n_{plasma}} - 1 \right)^2 \quad (2.5)$$

เมื่อกำหนดให้  $L$  แทนองค์ประกอบทางด้านขนาดรูปร่างของ เม็ดเลือดแดง

$D$  แทนระยะทางที่แสงเดินทางผ่าน

$H$  แทน ฮีมาโตคริต

$q$  แทนค่าคงที่การกระจายของแสงที่ขึ้นอยู่กับ ดัชนีหักเหแสงของ เม็ดเลือดแดง พลาสมา ฮีโมโกลบิน และ ยังขึ้นอยู่กับ โครงสร้าง และ คุณสมบัติการรับแสงของโฟโตไดโอด

$q'$  แทนค่าคงที่การกระจายของแสงที่ขึ้นอยู่กับดัชนีหักเหแสงของ เม็ดเลือดแดง พลาสมา ฮีโมโกลบิน และขึ้นอยู่กับ โครงสร้างและคุณสมบัติของต้นกำเนิดแสง ตัวรับแสง และ สเปกโตรสโคปิกของแสงที่ตกกระทบ

จากสมการที่ (2.4) เห็นได้ว่าค่าการดูดกลืนมีอยู่สองส่วนด้วยกัน ดังที่ได้กล่าวไว้ก่อนหน้านี้ โดยส่วนแรกทางขวามือเทอม  $\varepsilon CD$  แทนส่วนของค่าการดูดกลืนแสงของตัวกลางตาม Beer's Law เมื่อพิจารณาว่า แสงเดินทางผ่านตัวกลางที่มีความเข้มข้นเป็น  $C$  ด้วยระยะทาง  $D$  มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเท่ากับ  $\varepsilon$  และ ไม่คำนึงถึงการกระจายตัวของแสงที่เกิดขึ้น ส่วนในเทอมที่สอง แสดงถึงส่วนของแสงตกกระทบที่ถูกลดทอน อันเนื่องมาจากการกระจายตัวของแสงเมื่อตกกระทบตัวกลาง ในขณะที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง ด้วยระยะทาง  $D$  โดยที่  $10^{-aDH(1-H)}$  แสดงถึงค่าของแสงที่กระจายออกอันเป็นผลมาจากเม็ดเลือดแดง  $-q10^{-aDH(1-H)}$  และ  $q10^{-2q'\varepsilon CD aDH(1-H)(2\varepsilon CD + aDH(1-H))}$  แสดงถึงค่าการกระจายของแสงที่เกี่ยวข้องกับค่าดัชนีหักเหของตัวกลางเช่น พลาสมา เม็ดเลือดแดง ฮีโมโกลบิน รวมถึงการกระจายที่เป็นผลมาจากลักษณะโครงสร้างและคุณสมบัติของแอลอีดี และ โฟโตไดโอด ซึ่งเป็นแหล่งต้นกำเนิดแสง และ ตัวรับแสง ตามลำดับ

เมื่อระยะทาง  $D$  มีขนาดเล็กลงมากๆ เป็น  $\Delta d$  ตามขนาดของหลอดเลือดเล็กๆ ที่แสงเดินทางผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ [21] ก็จะส่งผลให้ดัชนีหักเห หรือค่าการกระจายตัวของแสง (back scattering effect) ที่เกิดจากองค์ประกอบต่างๆ ภายในเลือดมีค่าน้อยลงมาก ๆ ส่งผลให้ ค่าคงที่การ

กระจายของแสงในเลือดทั้ง  $q$  และ  $q'$  มีค่าน้อยมาก ๆ หรือ สามารถพิจารณาให้เป็นศูนย์ได้ ก็จะ  
ได้สมการ ค่าการดูดกลืนแสงรวมที่บริเวณปลายนิ้วมือ คือ

$$\Delta\alpha_{tot} = \log\left(\frac{I}{I_0}\right) = \varepsilon C \Delta d - \log(10^{-a\Delta d H(1-H)}) \quad (2.6)$$

จากสมการที่ (2.6) สามารถที่จะจัดรูปใหม่เพื่อให้อยู่ในรูปที่ง่ายขึ้น ดังสมการที่ (2.7)

$$\Delta\alpha_{tot} = \varepsilon C \Delta d + ka\Delta d H(1-H) \quad (2.7)$$

กำหนดให้  $k$  แทนค่าคงที่ใด ๆ

เนื่องจากในเซลล์เม็ดเลือดแดงมีฮีโมโกลบินเป็นองค์ประกอบหลัก ดังนั้น ถ้าสมมติให้  
ฮีโมโกลบินเป็นองค์ประกอบส่วนที่มีอิทธิพลมากที่สุดต่อการดูดกลืนแสงของเลือด นั่นคือส่วน  
ของค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของตัวกลาง  $\varepsilon$  ก็จะต้องเป็นตัวแปรที่แสดงถึงค่าสัมประสิทธิ์  
การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน และค่าความเข้มข้นของตัวกลาง  $C$  ก็แสดงถึงค่าความเข้มข้นของ  
ฮีโมโกลบิน นั่นคือ จะได้

$$\varepsilon C = \varepsilon_{Hb} C_{Hb} \quad (2.8)$$

โดย  $C_{Hb}$  แทนค่าความเข้มข้นของฮีโมโกลบินในหน่วยกรัมต่อเดซิลิตร จากการศึกษพบว่า ค่า  
ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินมีความสัมพันธ์กับค่าฮีมาโตคริต [23] ตามสมการที่ (2.9) คือ

$$C_{Hb} \approx 33 * H \quad (2.9)$$

นั่นคือ จะได้สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนรวมกับค่าฮีมาโตคริต คือ

$$\Delta\alpha_{tot} = 33H\varepsilon_{Hb}\Delta d + ka\Delta d H(1-H) \quad (2.10)$$

ในการทดลองได้ใช้สองความยาวคลื่นในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ความยาวคลื่นหลักคือ 525  
นาโนเมตร. เป็นความยาวคลื่นที่ใช้ในการวัดค่าการดูดกลืนของแสง เมื่อฮีมาโตคริตเปลี่ยนแปลงไป  
ส่วนอีกความยาวคลื่นหนึ่ง ใช้เป็นค่าความยาวคลื่นแสงอ้างอิง ใช้ที่ความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร  
และ 950 นาโนเมตร. ดังนั้น สามารถที่จะหาค่าอัตราส่วนระหว่างค่าการดูดกลืนของคลื่นแสงหลัก

และ คลื่นแสงอ้างอิง ( $R_{12}$ ) เมื่อให้คลื่นแสงหลักแทนด้วย  $\lambda_1$  และ  $\lambda_2$  แทนคลื่นแสงอ้างอิง ได้ เป็น

$$R_{12} = \frac{\Delta\alpha_{tot@ \lambda_1}}{\Delta\alpha_{tot@ \lambda_2}} = \frac{33\varepsilon_{\lambda_1} + a_{\lambda_1}k_{\lambda_1}(1-H)}{33\varepsilon_{\lambda_2} + a_{\lambda_2}k_{\lambda_2}(1-H)} \quad (2.11)$$

หรือจัดรูปสมการใหม่ให้อยู่ในรูปอย่างง่ายขึ้น

$$R_{12} = \frac{k_1 + k_2H}{k_3 + k_4H} \quad (2.12)$$

ซึ่งสมการที่ (2.12) เป็นสมการที่ได้นำมาใช้งานในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยก่อนอื่นต้องทำการหาค่าคงที่  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  และ  $k_4$  ที่ติดอยู่ในสมการออกมาก่อน ซึ่งในการทดลองได้สร้างเครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านแสง แล้วนำมาคำนวณหาค่าการดูดกลืนแสงจากนั้นก็ใช้ค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสง ( $R_{12}$ ) และค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากวิธีการปั่นเลือดด้วยเครื่องปั่นนำมาหาค่าคงที่ในสมการออกมา แล้วนำค่าคงที่ที่ได้แทนกลับเข้าไปในสมการเพื่อที่จะนำสมการมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป

## บทที่ 3

# ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด และวงจรรขยายสัญญาณ

### 3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode : LED)

ในส่วนของแหล่งกำเนิดแสงสำหรับการทดลองครั้งนี้ใช้ไดโอดเปล่งแสง หรือ LED การเลือก LED เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับวัดค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือหรือสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตินั้น ความเข้มของแสงสว่างหรือว่ากำลังงานที่กำเนิดจาก LED จะต้องสามารถให้ความเข้มแสงออกมา เพียงพอที่จะส่งผ่านเนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือที่มีความกว้างมากกว่า 1 เซนติเมตรได้ นอกจากนี้ยังต้องมีขนาดเล็กเพื่อให้สามารถวางในหัวตรวจ (Probe) ที่มีพื้นที่จำกัดได้ ในส่วนนี้จะพูดถึงพื้นฐานการทำงานและคุณสมบัติของ LED หลักการในการกำเนิดแสงของ LED ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาและโครงสร้างพื้นฐานของ LED ก่อนที่จะพูดถึงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสง จะขอกล่าวถึงข้อกำหนดหลักๆในการพิจารณาเลือก LED ก่อนซึ่งสามารถแบ่งได้เป็นข้อๆ ดังนี้

ประการแรก คือ แสงที่กำเนิดจาก LED ต้องมีความเข้มแสงเพียงพอที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือได้

ประการที่สอง คือ ขนาดของ LED ต้องมีขนาดเล็กพอที่จะวางลงใน หัวตรวจที่มีพื้นที่จำกัดได้

ประการที่สาม คือ ความยาวคลื่นที่ LED ให้กำลังงานสูงสุด ( $\lambda_{peak}$ ) ต้องอยู่ในช่วงความยาวคลื่นที่ต้องการ

ประการที่สี่ คือ ช่วงของความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมา ( $\lambda_{range}$ ) ต้องไม่คลาดเคลื่อนไปจากความยาวคลื่นที่ระบุไว้

ประการสุดท้าย คือ มุมของแสงที่ LED กำเนิดออกมา (View Angle) ต้องยังคงมีกำลังงานสูงสุดอยู่ภายในมุมที่กำหนด ทั้งนี้เพื่อสะดวกในการวาง LED ลงใน หัวตรวจ

ในการทดลองครั้งนี้ใช้ LED ที่มีขายตามท้องตลาดทั่วไป คือ LED super bright รูปร่างภายนอกมีลักษณะกลมแบบทรงกระบอกปลายมนและมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร และมี view angle ประมาณ 60 องศา

#### 3.1.1 พื้นฐานการทำงานของ LED

ไดโอดเปล่งแสงมักเป็นตัวเลือกอันดับแรกๆ ในการใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงเพื่อตรวจจับสัญญาณหรือตรวจวัดค่าต่างๆในเครื่องมือที่ใช้วิธีการทางแสง แต่ไม่ต้องการพลังงานแสงมากนัก เนื่องจากการใช้งานที่ง่ายไม่ยุ่งยาก เช่น เครื่องมือในการวัดค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด ผ่านปลายนิ้วมือหรือว่าดิงหูที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันเนื่องจาก LED มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ราคาไม่แพง ความเข้มแสงที่เปล่งออกมาพอเพียงที่จะส่งผ่านปลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

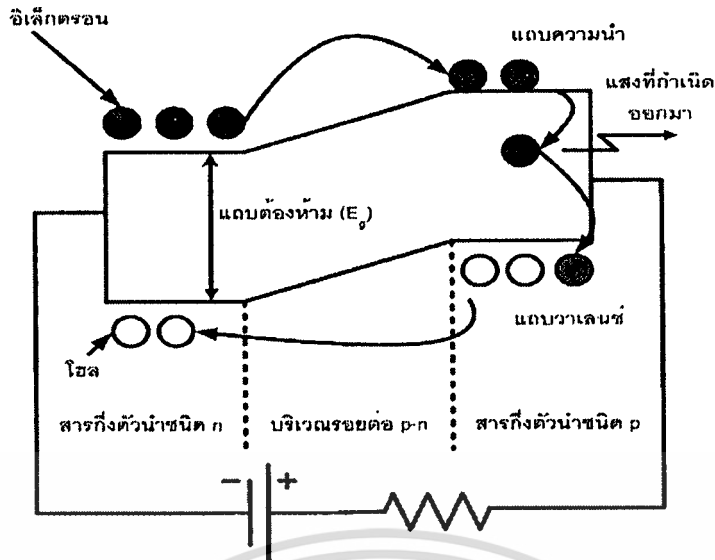
นิ้วมือได้ มีความยาวคลื่นแสงให้เลือกมากหลายความยาวคลื่นในช่วงตั้งแต่แสงสีน้ำเงินจนถึงแสงย่านอินฟราเรด นอกจากนี้การออกแบบวงจรจับ LED ให้เปล่งแสงออกมายังสามารถทำได้โดยง่าย ใช้พลังงานไม่มากเทคนิคไม่ซับซ้อนจนเกินไป

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 นาโนเมตร) 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 โดยความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมาจากการตกกลับลงมาของอิเล็กตรอนหรือเป็นความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมานั้นเองจะสามารถหาได้จากสมการที่ (3.1)

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

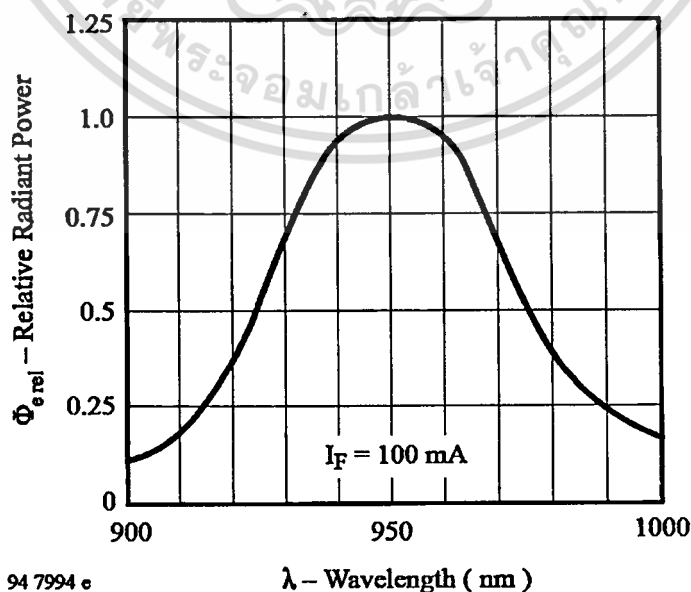
เมื่อ  $E_g$  เป็นความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามในหน่วยอิเล็กตรอนโวลต์  $h$  เป็นค่าคงที่ของพลังค์ (Planck's constant) มีค่าเท่ากับ  $6.626 \times 10^{-34}$  J S ในส่วน  $c$  เป็นความเร็วของแสงในสุญญากาศ ( $3 \times 10^8$  m/s) และ  $\lambda$  เป็นความยาวคลื่นแสงที่ได้จากการคายพลังงานโฟตอนของอิเล็กตรอนออกมา ค่าของ  $E_g$  เป็นคุณสมบัติเฉพาะของธาตุ หรือสารประกอบที่นำมาทำ LED ซึ่งเป็นค่าคงที่ โดยธาตุหรือสารประกอบแต่ละชนิดจะมีค่าไม่เท่ากันและเป็นตัวกำหนดความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมาจาก LED เมื่อมีการป้อนไบอัสตรง



รูปที่ 3.1 พื้นฐานการทำงานของ LED

### 3.1.2 ความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจาก LED

สิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาอีกประการหนึ่ง คือ ช่วงความกว้างของความยาวคลื่นแสง (bandwidth consideration) ที่กำเนิดจาก LED เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบจากค่าความอึดตัวของออกซิเจนภายในเลือดให้มีความน้อยที่สุด เพราะในการหาค่าฮีมาโตคริตจะอาศัยความยาวคลื่นแสงบริเวณจุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟความอึดตัวออกซิเจน 0% และ 100% ดังนั้นถ้าหากความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมามีค่าผิดไปจากจุดที่มีการตัดกันของเส้นกราฟ ผลของค่าความอึดตัวออกซิเจนก็จะเข้ามารบกวนได้มาก ดังนั้น LED ที่เลือกใช้จึงต้องมีช่วงความกว้างของความยาวคลื่นแสง ที่แคบที่สุด ไม่กว้างจนเกินไป เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบดังกล่าว



รูปที่ 3.2 ช่วงความยาวคลื่นที่กำเนิดออกมาจาก LED ความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร

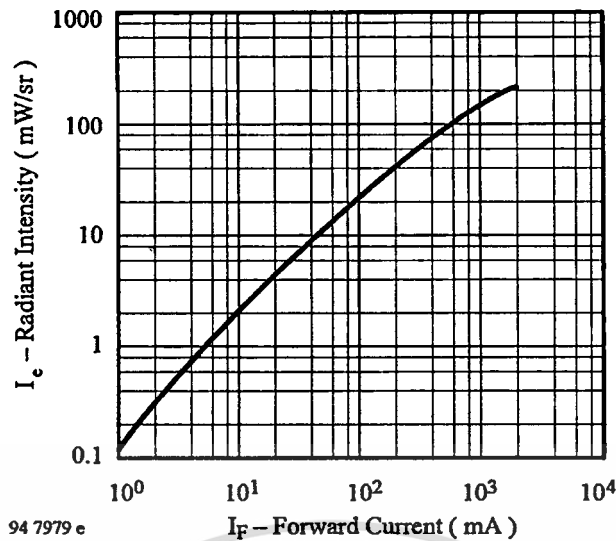
เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของกรมส่งเสริมการค้าระหว่างประเทศ กระทรวงพาณิชย์ ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.3 แรงดันไบอัสตรง (Forward Voltage)

แรงดันไบอัสตรงของไดโอดปกติจะกำหนดจากค่าแรงดันตกคร่อมรอยต่อ p-n ของไดโอดชนิดนั้น โดยวัดจากขั้วแอโนด (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 ( $\lambda$ ) ของพลังงานโฟตอน ที่กำเนิดจาก LED โดยเมื่อความกว้างของ  $E_g$  มีค่ามาก ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาก็จะมีค่าน้อย และแรงดันไบอัสตรงของ LED ก็จะมีค่าตรงกับความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED ดังนั้นจึงทำให้ LED ที่มีแรงดันไบอัสตรงน้อย ก็มาจากการที่ธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED นั้นมีค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามน้อยด้วย ทำให้ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาเมื่อได้รับไบอัสตรงมีค่ามาก (เช่น เปล่งแสงออกมาในย่านอินฟราเรด) ในทางกลับกัน LED ที่มีค่าแรงดันไบอัสตรงมากก็จะมีค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามมากด้วย ทำให้ได้ค่าความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าน้อย หรือมีความถี่สูงนั่นเอง (เช่น กำเนิดออกมาในช่วงแสงสีน้ำเงินหรือว่าสีเขียว)

### 3.1.4 กระแสไบอัสตรง (Forward Current)

กระแสไบอัสตรงกำหนดจากค่ากระแสที่ไหลผ่าน LED จากขั้วแอโนด ไปยังขั้วแคโทดของ LED เมื่อ LED มีค่ากระแสไบอัสตรงไหลผ่านเพียงพอที่จะกำเนิดแสงออกมา โดยค่ากระแสไบอัสตรงนี้เป็นคุณสมบัติที่สำคัญประการหนึ่งของ LED เกี่ยวกับความเข้มของพลังงานแสงที่ LED สามารถกำเนิดออกมาได้ โดยค่าพลังงานแสงที่กำเนิดออกมาในช่วงแรกโดยประมาณมีความเป็นเชิงเส้นกับกระแสไบอัสตรงที่ไหลผ่าน LED ซึ่งจะเป็นช่วงที่มีการใช้งาน รูปที่ 3.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไบอัสตรง และกำลังงานที่กำเนิดแสงออกมาที่ความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร



รูปที่ 3.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไบอัสตรงและกำลังงานที่กำเนิดจาก 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

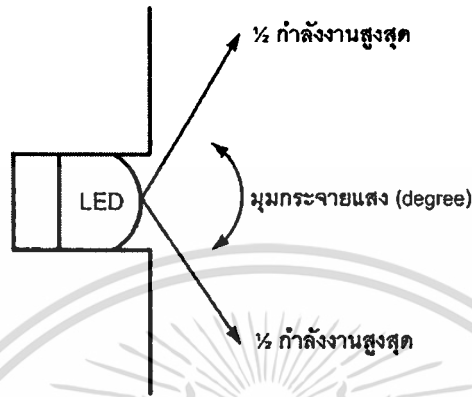
### 3.1.6 กระแสไบอัสกลับ (Reverse Current)

ในทางอุดมคติจะไม่มีกระแสไหลผ่านในขณะที่รอยต่อ p-n อยู่ในสภาวะได้รับแรงดันไบอัสกลับ แต่ในความเป็นจริงจะมีกระแสรั่วค่าน้อยๆไหลผ่าน LED โดยมีค่าประมาณอยู่ในช่วง 0.01-10  $\mu\text{A}$  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 ที่ใช้เป็นเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

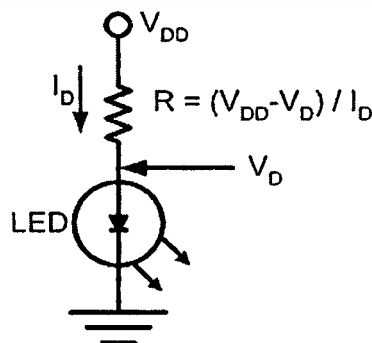
แหล่งกำเนิดแสงผ่านปลายนิ้วมือนั้นจะเลือกใช้ที่มีค่ามุมไม่มากนัก เพื่อให้ได้พลังงานแสงที่มีค่าสูงสุดส่งผ่านออกไปอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ โดยแสงจะมีการกระจายเมื่อเดินทางผ่านเนื้อเยื่อและเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้พลังงานแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าลดลงก่อนเดินทางไปถึงตัวรับอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ



รูปที่ 3.4 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED

### 3.1.8 วงจรขับ LED

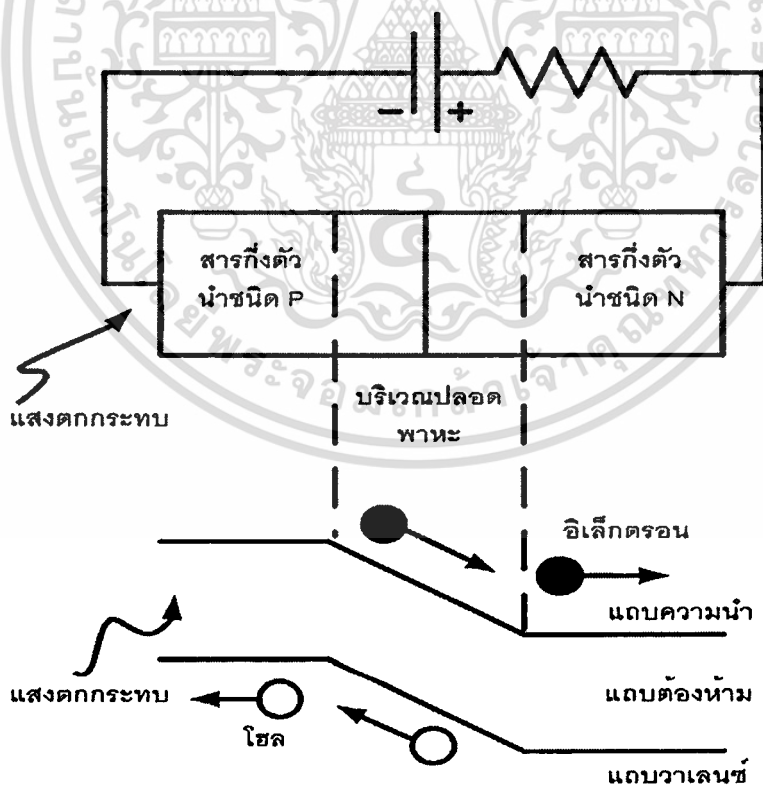
วงจรในรูปที่ 3.4 เป็นวงจรพื้นฐานในการใช้งานเพื่อขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาโดยค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมอยู่กับ LED จะเป็นตัวจำกัดกระแสที่ไหลผ่าน LED ไม่ให้เกิดความเสียหายและเป็นตัวจำกัดค่าความเข้มแสงที่กำเนิดออกมา สามารถคำนวณได้โดยใช้แรงดันไฟเลี้ยงของวงจรลบด้วยค่าแรงดันไบอัสตรงของ LED ทหารด้วยค่ากระแสที่เราต้องการให้ไหลผ่าน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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 3.5 การจัดวงจรขับ LED แบบพื้นฐาน มาดูกันว่าทำไมต้องใช้ประโยชน์ด้านการคำนวณให้ครบถ้วนทุกด้าน อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 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-โฮลใหม่เกิดขึ้น (electron - hole pair) ทำให้มีอิเล็กตรอนจากฝั่ง n เคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะ (depletion region) ไปยังฝั่ง p ในขณะที่โฮล จากฝั่ง p ก็จะเคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะไปยังฝั่ง p ผลก็คือเกิดกระแสไฟฟ้าไหลขึ้น นอกจากนี้โฟโตไดโอดยังเป็นอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีราคาไม่สูงมากนัก และกระแสเข้าที่พุดที่มีค่าเป็นเชิงเส้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบ

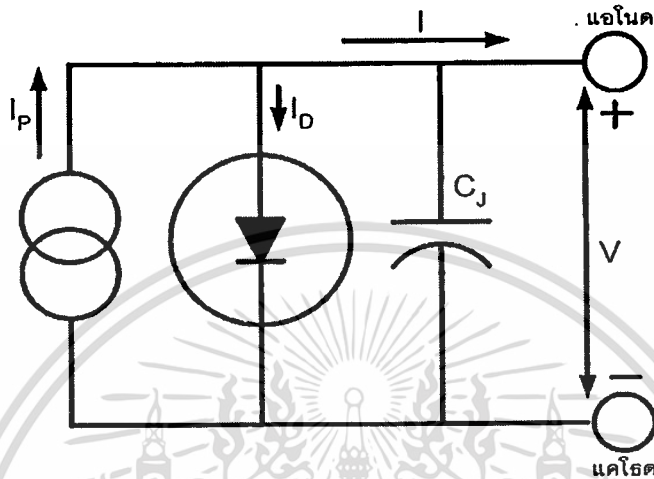


รูปที่ 3.6 โฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N เมื่อได้รับแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1 พื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอด

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



รูปที่ 3.7 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 เป็นความสว่างของแสงที่มาตกกระทบบริเวณรอยต่อ p-n ในส่วนของค่ากระแสที่ไหลผ่านไดโอด  $I_D$  สามารถคำนวณได้จากสมการ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

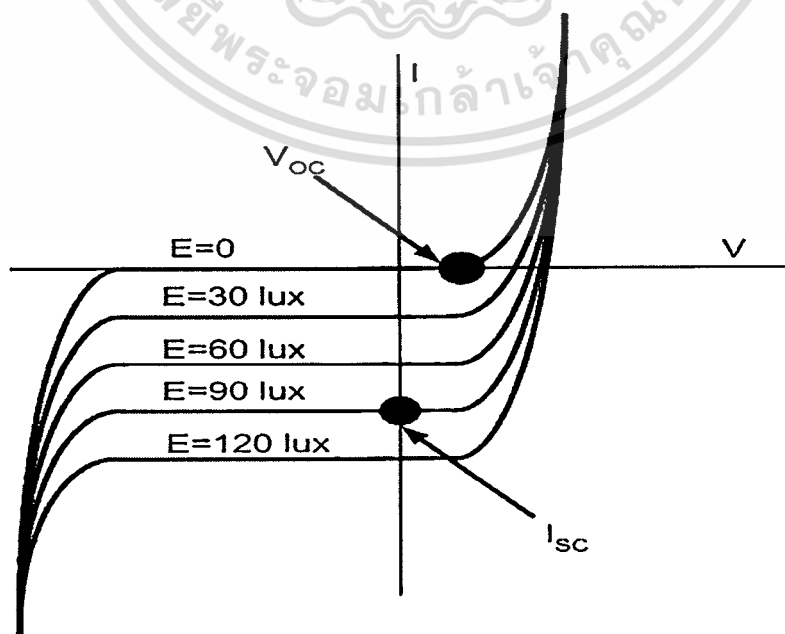
เมื่อ  $I_0$  เป็นค่ากระแสอิ่มตัวเมื่อไดโอดได้รับไบอัสกลับ  $V$  เป็นแรงดันที่ตกคร่อมไดโอด  $K$  เป็นค่าคงที่ของโบลต์ซแมน (Boltzmann constant) และ  $T$  เป็นอุณหภูมิในหน่วยเคลวิน (Kelvin)

โฟโตไดโอดจะการทำงานอยู่สองรูปแบบด้วยกันคือ รูปแบบแรกเป็นการทำงานแบบ photovoltaic โดยทำงานเหมือนกับแหล่งจ่ายแรงดันเมื่อมีแสงมาตกกระทบ ค่าแรงดันในขณะเปิดวงจร (open circuit) ที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดนี้จะไม่เป็นเชิงเส้นกับความเข้มของแสงที่มาตกกระทบ โดยคิดในขณะเปิดวงจรและไม่มีกระแสไหลออกจากตัวโฟโตไดโอด ( $I=0$ ) ค่าแรงดันเข้าที่พุดจะหาได้จากสมการ

$$V_{oc} = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_p}{I_0} + 1\right) \quad (3.5)$$

อีกรูปแบบหนึ่งเป็นการทำงานแบบ photoconductive นั่นคือแสงที่มาตกกระทบทำให้เกิดกระแสขึ้นในตัวโฟโตไดโอดไหลออกมาภายนอกเมื่อต่อวงจร โดยคิดขณะที่แรงดันตกคร่อมตัวโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์ในขณะลัดวงจร (short circuit) ( $V=0$ ) หรือมีค่าคงที่เป็นค่าๆเปลี่ยนแปลงตามความเข้มแสง การทำงานรูปแบบนี้ค่ากระแสที่เกิดขึ้นจากตัวโฟโตไดโอดจะเป็นสัดส่วนแบบเชิงเส้นโดยตรงกับแสงที่มาตกกระทบบริเวณรอยต่อ p-n รูปที่ 3.7 แสดงให้เห็นกราฟคุณสมบัติกระแสและแรงดันของโฟโตไดโอดที่ความเข้มแสงค่าต่างๆ จะมีลักษณะเป็นเชิงเส้นต่อค่าความเข้มแสงที่เข้ามากกระทบ โดยค่ากระแสเข้าที่พุดสามารถหาได้จากสมการที่ (3.6) ดังนี้

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



รูปที่ 3.8 กราฟกระแสเข้าที่พุดที่ความเข้มแสงค่าต่างๆของโฟโตไดโอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.7 เมื่อโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ p-n ใช้งานในรูปแบบ photoconductive จะเห็นว่ามีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกับความเข้มของแสงที่ตกกระทบบนช่วงมาก โดยดูได้ระหว่างแกนของความเข้มแสงและค่ากระแสเข้าที่พหุ จะให้ค่าความไวของโฟโตไดโอดโดยปกติจะมีค่าเปลี่ยนแปลงประมาณ 0.05% ตลอดช่วงแต่สามารถเพิ่มได้ประมาณ 2-3% ที่ค่าความเข้มแสงและค่ากระแสสูงๆ นอกจากนี้ความไวของโฟโตไดโอดยังขึ้นกับความยาวคลื่นแสงที่มากกระทบบด้วยค่าการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงนี้ (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 semiconductor) มาคั่นกลางระหว่างสารกึ่งตัวนำชนิด p และชนิด n เพื่อลดค่าของตัวเก็บประจุบริเวณรอยต่อ (junction capacitance) ให้มีค่าน้อยลงและเพิ่มพื้นที่รับแสง รวมทั้งการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่มีค่ามากได้ดีขึ้น โฟโตไดโอดแบบ shottky ที่มี response time สูงทำให้สามารถทำงานที่ความยาวคลื่นแสงน้อยๆ ได้ดี หรือโฟโตไดโอดแบบ metal-semiconductor-metal และโฟโตไดโอดแบบ avalanche โดยโฟโตไดโอดแบบ p-i-n ก็มีการใช้งานในเครื่องวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกายและในการทดลองครั้งนี้ก็ได้ทดลองใช้โฟโตไดโอดชนิด p-i-n เป็นตัวรับความเข้มแสงที่ส่งผ่านปลายนิ้วมือและแปลงเป็นกระแสไฟฟ้า รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของ p-i-n ไดโอด

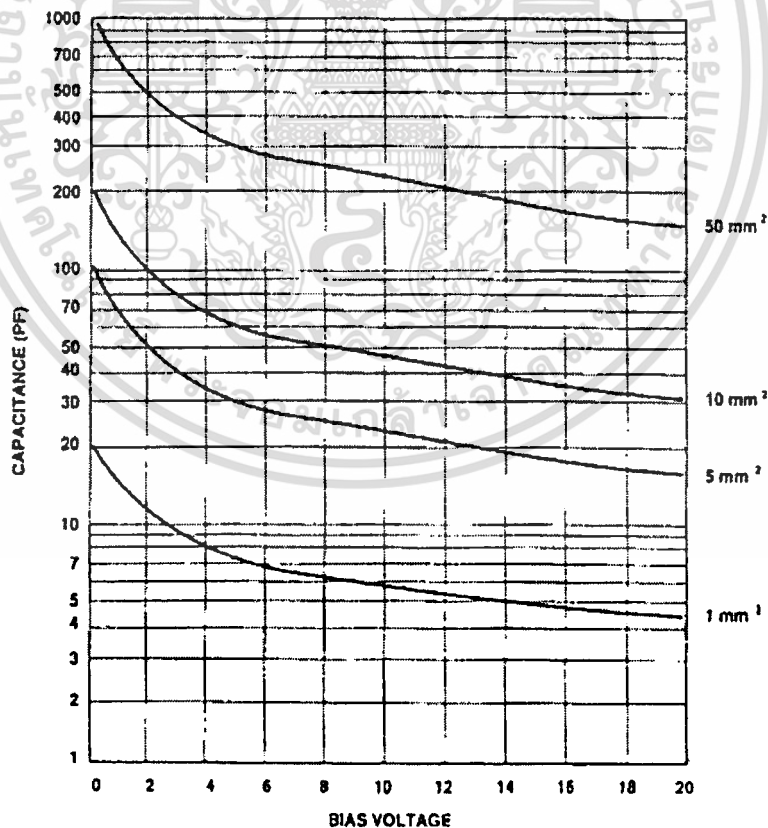
จากที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าโฟโตไดโอดแบบ p-i-n จะมีสารกึ่งตัวนำบริสุทธิ์คั่นอยู่ตรงกลางระหว่างชั้นของ สาร p และสาร n จากโครงสร้างที่ได้รับการปรับปรุงนี้ผลก็คือทำให้ค่าคาปาซิแตนซ์ของรอยต่อมีค่าต่ำกว่าโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ p-n ที่มีพื้นที่รับแสงเท่ากันทำให้โฟโตไดโอดแบบ p-i-n มีการตอบสนองต่อแสงเร็วขึ้นนอกจากนี้ยังมี bandwidth ในการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่กว้างขึ้น ทำให้สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงตลอดช่วงที่ทำการทดลองในครั้งนี้ได้ (426 - 950 นาโนเมตร) โดยใช้โฟโตไดโอดเพียงตัวเดียว ที่สำคัญเมื่อขนาดของตัวโฟโตไดโอดแบบ p-i-n มีขนาดเท่ากับโฟโตไดโอดแบบรอยต่อ p-n ราคาในท้องตลาดก็ไม่ต่างกัน



รูปที่ 3.9 ลักษณะของ P-I-N โฟโตไดโอด

### 3.2.2 ค่าความจุไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (Junction Capacitance)

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



รูปที่ 3.10 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความจุไฟฟ้าและแรงดันไบอัสของโฟโตไดโอดเบอร์

OSD15 -5T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.3 Dark Current

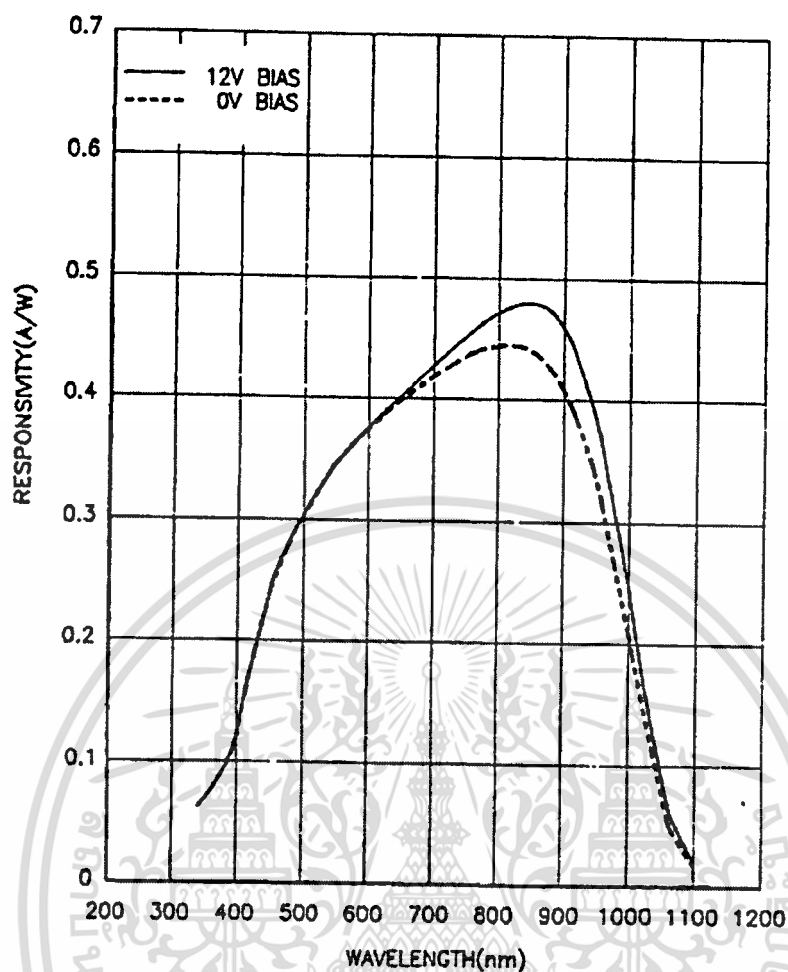
Dark current เป็นค่ากระแสรั่วย้อนกลับที่ไหลในตัวโฟโตไดโอดขณะที่ไม่มีแสงมาตกกระทบ กระแสที่ไหลในขณะที่ไม่มีแสงมาตกกระทบตัวโฟโตไดโอดนี้ จะมีค่าเฉพาะและขึ้นกับแรงดันไบอัสย้อนกลับที่จ่ายให้กับตัวโฟโตไดโอด ในขณะที่แรงดันไบอัสโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์จะมีแรงดันตกคร่อมตัวโฟโตไดโอดค่าน้อยๆเหมือนกับแรงดัน offset ในออปแอมป์ 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  $\text{mW/cm}^2$  แต่ถ้าเป็นการทดสอบตามมาตรฐานของ International Commission on Illumination (CIE) จะมีหน่วยของความสว่างเป็นลักซ์ (Lux) และแหล่งกำเนิดแสงมักใช้หลอดทั้งสแตน (tungsten lamp)

### 3.2.5 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (Spectral Response)

ในรูปที่ 3.11 เป็นการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ OSD15 -5T ซึ่งเป็นโฟโตไดโอดที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงนี้มีความสำคัญในการเลือกโฟโตไดโอด ให้สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่ต้องการได้ตลอดช่วงโดยปกติโรงงานผู้ผลิต จะบอกค่าการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดว่ามีความไวสูงสุดที่ความยาวคลื่นใด (peak sensitivity) ผู้ออกแบบต้องพิจารณาเลือกโฟโตไดโอดที่มีความเหมาะสมเอง โดยพิจารณาจากกราฟการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดจาก specifications ที่ได้จากผู้ผลิต สำหรับในการวัดหาค่าฮิมาโตคริตจะใช้ความยาวคลื่นแสงสองช่วงคือในช่วงประมาณ 500–600 นาโนเมตร และ 800–950 นาโนเมตร โฟโตไดโอดที่เลือกใช้ควรจะสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงได้ดี นอกจากนี้การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอด ยังสามารถจำกัดความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่ต้องการได้โดยการใส่ฟิลเตอร์ (filter) ให้มีการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ต้องการได้ดีขึ้น



รูปที่ 3.11 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ OSD15 - ST

### 3.3 วงจรขยายสัญญาณ

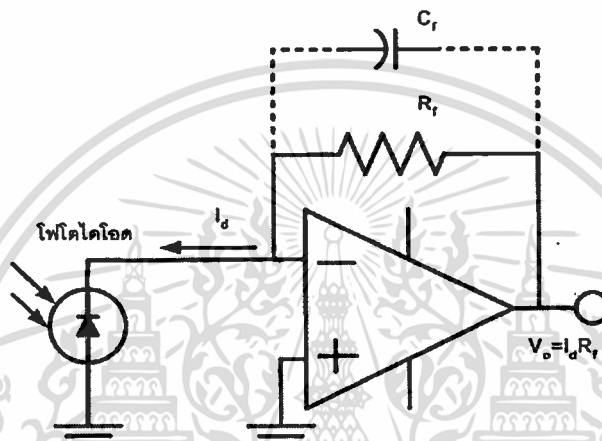
เมื่อโฟโตไดโอดเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว วงจรขยายสัญญาณจะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดัน ผ่านวงจรส่วนต่างๆ แล้วก็แสดงผลที่ได้ออกมาเป็นค่าการส่งผ่านที่หน้าจอแสดงผล ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้วงจรขยายแบบ ทรานส์อิมพีแดนซ์ (Transimpedance) เป็นวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดัน แต่ก็สามารถใช้วงจรขยายแบบอื่นสำหรับแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันได้ แต่วงจรขยายแบบ ทรานส์อิมพีแดนซ์ เป็นที่นิยมใช้ในเครื่องมือที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสงและแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันอย่างเช่น เครื่องวัดค่าความเข้มตัวของออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกายโดยไม่มีการเจาะเลือด เป็นต้น

#### 3.3.1 วงจรขยายสัญญาณทรานส์อิมพีแดนซ์ แบบพื้นฐาน

รูปที่ 3.11 เป็นวงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบทรานส์อิมพีแดนซ์ โดยวงจรจะทำหน้าที่แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดให้เป็นแรงดันที่เข้าที่พู่ทได้ จากการทำกราวด์เสมือน (visual ground) ระหว่างอินพุตบวกและอินพุตลบของออปแอมป์จะทำให้แรงดันที่ตกคร่อมโฟโตไดโอดไม่ต่ำกว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไดโอดมีค่าเป็นศูนย์โวลต์ ดังนั้นค่ากระแสที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดจึงไหลผ่านความต้านทานที่ทำหน้าที่ป้อนกลับระหว่างเอาต์พุตและอินพุตลบของออปแอมป์ กลายเป็นแรงดันที่เอาต์พุตโดยจะมีค่าเป็นสัดส่วน โดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบตัวโฟโตไดโอดจะมีค่าดังสมการ

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



รูปที่ 3.12 วงจรขยาย ทรานส์อิมพีแดนซ์แบบพื้นฐาน

สมการที่ (3.7) แสดงให้เห็นว่าอัตราขยายสัญญาณของวงจร ทรานส์อิมพีแดนซ์ จะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทานป้อนกลับ โดยปกติแสงที่ส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือออกมาจะมีค่าไม่เกิน 5% จากการใช้ LED แบบ super-bright ดังนั้นวงจรและโฟโตไดโอดจะทำงานที่ความเข้มแสงค่อนข้างต่ำ อย่างไรก็ตามวงจร ทรานส์อิมพีแดนซ์ ที่แสดงอย่างง่ายนี้ก็มีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้งานเพื่อหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ โดยยังมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงสำหรับการออกแบบวงจรขยายแบบ ทรานส์อิมพีแดนซ์ อีกหลายประการเช่น ความถี่ที่ใช้งาน อัตราขยาย เป็นต้น

### 3.4 การพิจารณาออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์รับแสง ในรูปแบบ photoconductive ที่ให้ค่าเอาต์พุตกระแสไฟฟ้าออกมาเป็นสัดส่วน โดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบนั้นจะใช้วงจรทรานส์อิมพีแดนซ์ แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดันไฟฟ้า ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่ามีสิ่งที่จะต้องพิจารณาหลายประการด้วยกัน เช่น ลักษณะของตัวโฟโตไดโอด ความถี่ที่จะใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งาน ค่าความต้านทานป้อนกลับ ค่าตัวเก็บประจุที่ต่อร่วมในวงจรรวมทั้งออปแอมป์ที่ใช้ในการขยาย สัญญาณ

#### 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)

ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่ามากจะเป็นตัวสร้างสัญญาณรบกวนที่สำคัญในวงจร โดยค่าของความต้านทานจะแปรผันกับค่า thermal noise ดังสมการที่ (3.8)

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

เมื่อ  $k$  เป็นค่าคงที่ของโบลซ์แมน  $T$  เป็นอุณหภูมิในหน่วยของสเคลวิน  $B$  เป็น noise bandwidth (Hz) และ  $R$  เป็นค่าความต้านทานป้อนกลับมีหน่วยเป็นโอห์ม (Ohm:  $\Omega$ ) จากสมการ (3.7) ค่าแรงดันเข้าที่พุทจะเพิ่มขึ้นแปรผันตรงกับ  $R$  ดังนั้น ค่า signal to noise ratio จะมีค่าดีขึ้น เพราะว่าสัญญาณรบกวนจะแปรผันในลักษณะ square root ของค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูงขึ้น แต่ถ้าวิเคราะห์วงจรในรูปที่ 3.11 โดยใช้วงจรเทียบเคียงแบบตัวที่ (T network) ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูงจะทำให้ค่า signal to noise ratio ของสัญญาณรบกวนทางด้านกระแส (current noise) มีค่าต่ำนอกจากนี้ยังทำให้เข้าที่พุทของวงจรมีค่าแรงดันออฟเซต (offset voltage) สูง

#### 3.4.4 ออปแอมป์ (Op Amp)

ออปแอมป์ที่ใช้ในวงจร ทรานส์อิมพีแดนซ์ นี้ต้องการชนิดที่กระแสอินพุทมีค่าน้อยหรือมีค่า input impedance สูงนั่นเองเนื่องจากค่าความต้านทานของโฟโตไดโอดขณะได้รับไบอัสกลับมีค่าสูงและค่ากระแสที่กำเนิดออกมาจากโฟโตไดโอดมีค่าน้อย รวมทั้งวงจรยังทำงานที่ความเข้มแสงต่ำอีกด้วย ดังนั้นจึงต้องการอัตราการขยายสัญญาณที่สูง ออปแอมป์ที่มีอินพุทเป็น Field Effect เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Transistor (FET) น่าจะเหมาะสมสำหรับใช้ในวงจรนี้มากกว่าที่มีอินพุตเป็นไบโพลาร์ทรานซิสเตอร์

### 3.4.5 ค่าตัวเก็บประจุป้อนกลับ (Feedback Capacitor)

คาปาซิเตอร์ที่ป้อนกลับในวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดอัตราการขยายสัญญาณไม่ให้ loop gain มีค่าสูงมากนัก เพื่อเป็นการรักษาเสถียรภาพของวงจรและป้องกันการ oscillate ในการเลือกค่าคาปาซิเตอร์นี้ได้มีการวิเคราะห์ไว้อย่างง่าย 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)

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

### 3.4.6 การชิลด์วงจรขยายสัญญาณ (Shielding)

วงจรทรานส์อิมพีแดนซ์ที่ได้กล่าวถึงนี้เป็นวงจรที่มีความไวสูง และมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ที่สูงด้วยดังนั้นวงจรทรานส์อิมพีแดนซ์นี้จะมีสัญญาณรบกวนเข้ามาได้ง่ายมาก กับการเหนี่ยวนำรบกวนที่มาจากกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางแม่เหล็กไฟฟ้า (electrostatic coupling) แม่เหล็ก (magnetic coupling) และจากสัญญาณความถี่วิทยุ (radio frequency interference) หรือ อื่น ๆ ดังนั้นในการใช้งานจึงจำเป็นต้องทำการชิลด์ให้ดี เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอก อันเป็นสาเหตุให้วงจรทำงานผิดพลาดได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

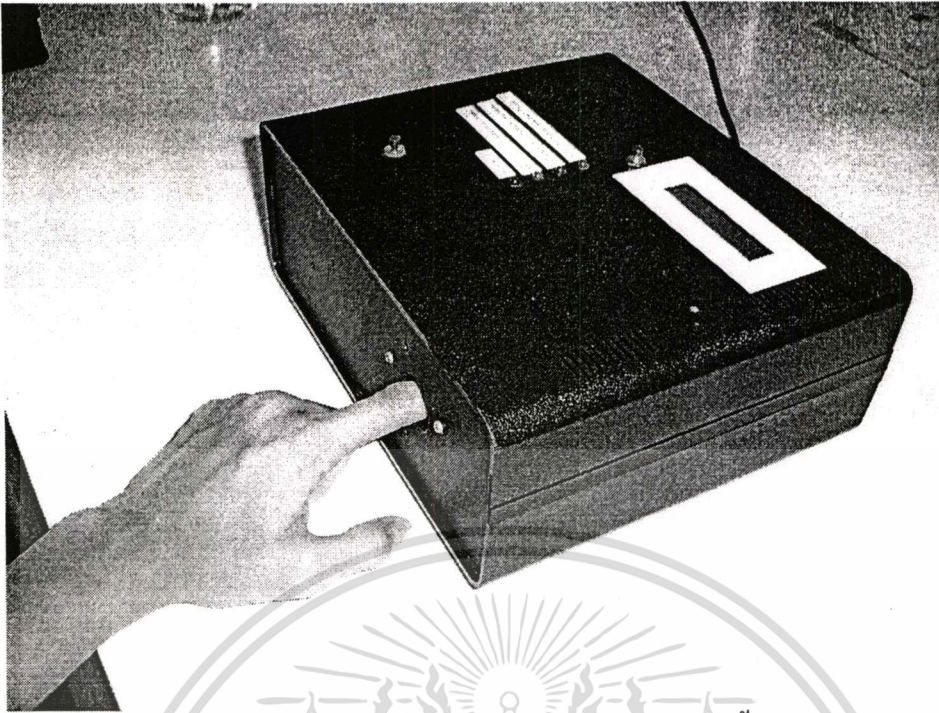
### เครื่องมือสำหรับการวัดค่าการดูดกลืนแสง

ในบทนี้จะกล่าวถึงเครื่องมือที่ได้ออกแบบและประดิษฐ์ขึ้น เพื่อใช้งานในการวัดค่าการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วมือ โดยได้อาศัยส่วนควบคุมหลักเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่ทั้งส่วนควบคุมการเลือกค่าความยาวคลื่นแสงที่ต้องการวัดค่าการส่งผ่าน การสร้างสัญญาณความถี่ส่งให้ LED การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลรวมทั้งการแสดงผลที่หน้าจอซึ่งเป็นจอแอลซีดี (Liquid Crystal Display : LCD) โดยค่าที่แสดงเป็นค่าระดับการส่งผ่าน ซึ่งการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นระบบควบคุมนี้สามารถที่จะลดขนาดและความยุ่งยากของวงจรภายนอกได้มาก ในรูปที่ 4.1 แสดงถึงลักษณะของตัวเครื่องที่ได้สร้างขึ้น โดยมีหน้าจอแอลซีดีเป็นส่วนของการแสดงผล ผ่านการควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ มีสวิตซ์สำหรับกดเพื่อเลือกค่าความยาวคลื่นที่ต้องการวัดค่าการส่งผ่าน และสวิตซ์สำหรับกดเพื่อเริ่มทำการวัดเมื่อพร้อมมี LED แสดงสถานะของค่าความยาวคลื่นที่ได้เลือก และมีช่องสำหรับสอดใส่นิ้วมือที่ต้องการวัดค่าการส่งผ่านอยู่ด้านหน้าของตัวเครื่อง ส่วนในรูปที่ 4.2 แสดงถึงลักษณะการวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ



รูปที่ 4.1 เครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 ลักษณะการวัดค่าการส่งผ่านแสงที่ปลายนิ้วมือ

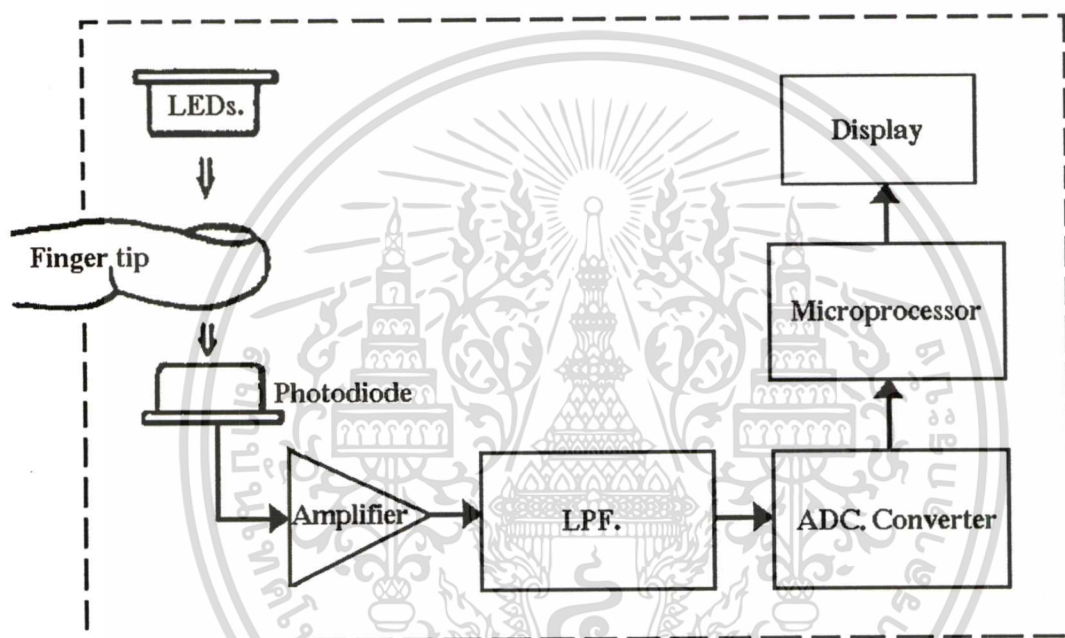
#### 4.1 บล็อกไดอะแกรม และการทำงานของเครื่อง

เครื่องมือที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น เป็นเครื่องมือวัดค่าการส่งผ่านของแสง ที่บริเวณปลายนิ้วมือโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุมการทำงานทั้งหมด ทั้งส่วนของการเลือกค่าความยาวคลื่นแสงที่ต้องการ ส่วนของการสร้างสัญญาณความถี่ให้กับ LEDs ส่วนของการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิทัลก่อนที่จะนำไปแสดงเป็นค่าการส่งผ่านออกทาง จอแอลซีดี ซึ่งก็ได้ถูกจัดระเบียบการแสดงผลค่าโดยไมโครคอนโทรลเลอร์เช่นกัน

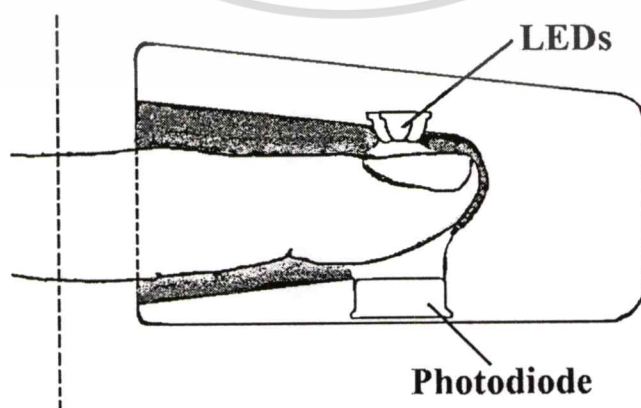
ระบบที่สร้างขึ้นนี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 16F877 ของบริษัท Microchip เป็นหัวใจหลักในการควบคุมการทำงานทั้งหมดที่เลือกใช้เบอร์นี้เนื่องจากมีฟังก์ชันหลายๆ อย่างที่ต้องการอย่างเช่น มีฟังก์ชันพัลส์วีดมอดดูเลชัน (Pulse Width Modulation : PWM) ซึ่งเป็นการมอดดูเลทด้วยวงจรภายในตัวไอซีเอง หรือเองว่า Hardware Modulation ทำให้ได้ความถี่ที่ค่อนข้างแม่นยำเที่ยงตรง และทั้งยังสามารถที่จะกำหนดค่า duty cycle ได้อย่างแม่นยำ และ ยังมีส่วนของการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลในตัวมันเองซึ่งมีความละเอียดถึง 10 บิตซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ต้องการใช้ในการศึกษาทดลองในครั้งนี้ นอกจากนี้การใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุมการทำงาน ยังสามารถที่จะออกแบบควบคุมการทำงานของระบบได้ด้วยซอฟต์แวร์ จึงลดความยุ่งยากของวงจรภายนอกลงได้มาก

การทำงานของระบบเริ่มด้วยใช้ฟังก์ชันพัลส์วีดมอด ใน ไมโครคอนโทรลเลอร์ 16F877 สร้างสัญญาณความถี่ 5 กิโลเฮิร์ต ออกมาที่ duty cycle 50 เปอร์เซ็นต์ จากนั้นก็ป้อนให้กับ LED ซึ่งเป็นแหล่งกำเนิดความยาวคลื่นแสงที่ต้องการ ความยาวคลื่นแสงก็จะถูกส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือทำไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้แสงหายไปบางส่วนอันเนื่องมาจากการดูดกลืน จึงได้เป็นสัญญาณโฟโตพลีทีสโมกราฟฟิค ซึ่งมอดดูเลทกับความถี่ 5 กิโลเฮิรตออกมา จากนั้นโฟโตไดโอดก็ทำหน้าที่แปลงสัญญาณความเข้มแสงที่ส่งทะลุผ่านปลายนิ้วมือออกมาให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ส่งต่อไปยังภาคขยายซึ่งจะขยายสัญญาณทั้งหมดที่ได้จากโฟโตไดโอด แล้วส่งต่อไปยังวงจรความถี่ต่ำทำหน้าที่คัดเอาเฉพาะสัญญาณความถี่ต่ำ นั่นก็คือสัญญาณโฟโตพลีทีสโมกราฟฟิค จากนั้นก็นำสัญญาณความถี่ต่ำที่ได้ไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลเพื่อที่จะอ่านค่าออกมาเป็นแรงดันแล้ว นำเสนอผ่านหน้าจอ แอลซีดีเป็นค่าความเข้มแสงต่อไป



รูปที่ 4.3 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของเครื่องวัดค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ



รูปที่ 4.4 แสดงลักษณะตำแหน่งการวัดและการวาง LEDs และโฟโตไดโอด (Photo Diode)

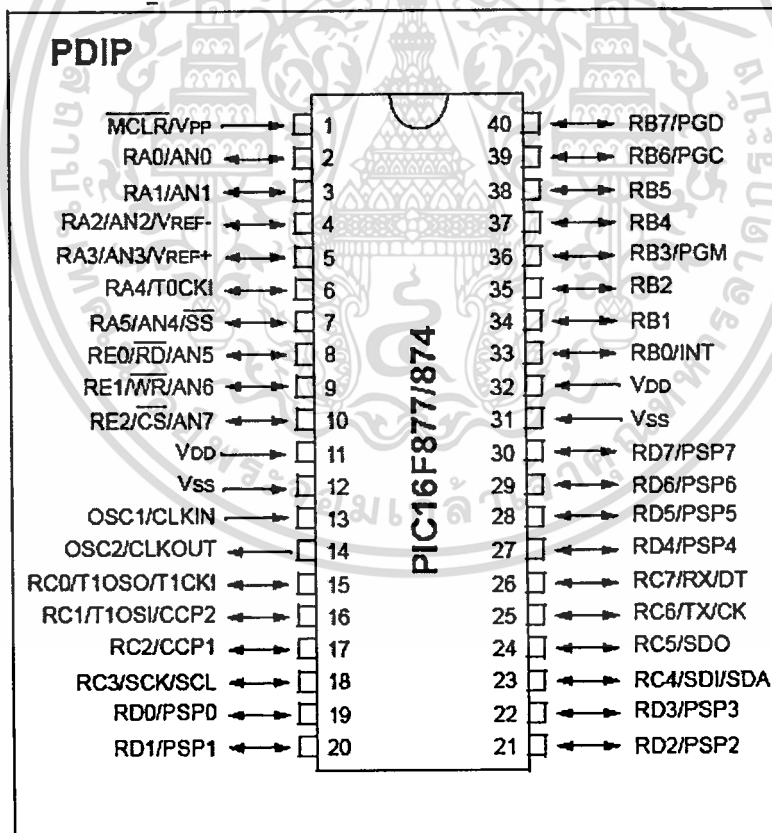
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.4 แสดงลักษณะของหัวตรวจที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น แสดงการวางตำแหน่งของ LEDs และโฟโตไดโอด ภายในหัวตรวจบุด้วยโฟมหนานุ่มสีดำเพื่อรองรับนิ้วมือที่จะสอดใส่เข้ามา ภายในหัวตรวจทั้งหมดได้ทำเป็นสีดำที่ทั้งหมด เนื่องจากไม่ต้องการให้มีการเกิดการสะท้อนของแสงภายในหัวตรวจเองและ นอกจากนั้นตัวหัวตรวจเองก็ได้วางไว้ในกล่องสีดำอีกครั้งหนึ่ง โดยในการวัดต้องสอดปลายนิ้วมือเข้าไปภายในตัวกล่อง ซึ่งทำให้สามารถลดการรบกวนของแสงจากภายนอกได้อีกระดับหนึ่ง

## 4.2 วงจรส่วนต่าง ๆ

วงจรทั้งหมดได้แยกเป็นส่วนๆ หลายส่วนด้วยกัน ประกอบด้วย ส่วนควบคุมการทำงานที่สั่งการโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนวงจรขยายสัญญาณ ส่วนวงจรความถี่ต่ำผ่าน ซึ่ง แต่ละส่วนจะแยกกล่าวถึงรายละเอียดต่อไป



รูปที่ 4.5 รายละเอียดขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 16F877

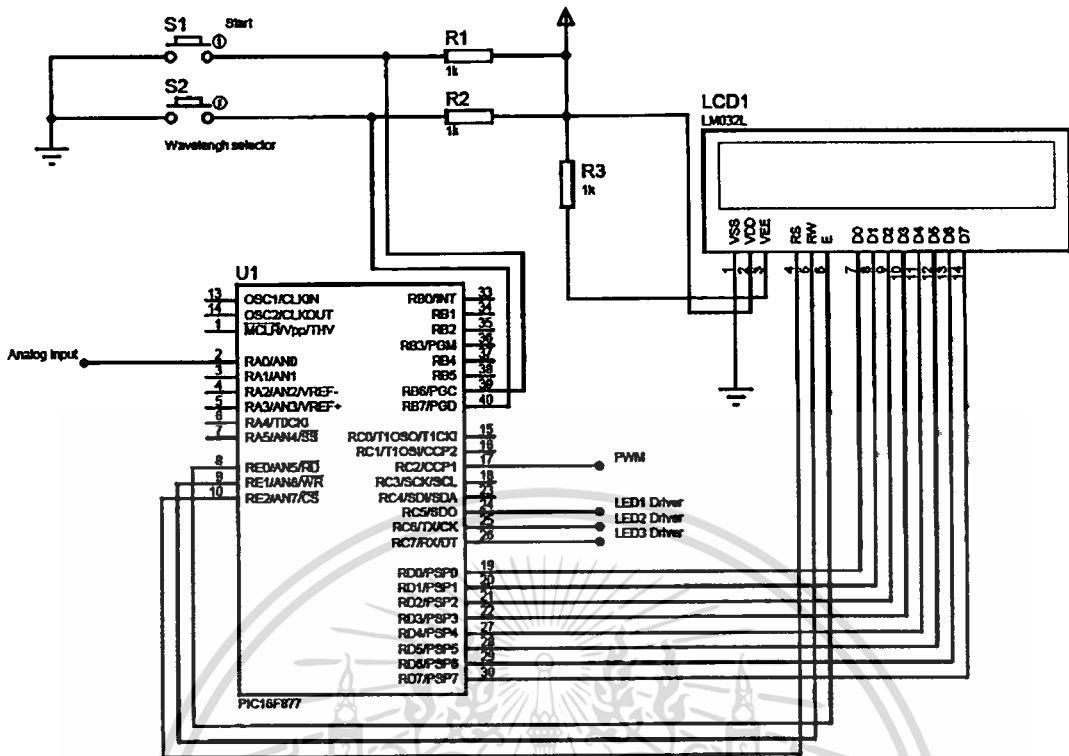
#### 4.2.1 วงจรภาคควบคุมและแสดงผล

ในส่วนนี้จะกล่าวถึงวงจรส่วนควบคุมหลักที่สั่งการโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งได้เลือกไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 16F877 ซึ่งเป็นคอนโทรลเลอร์ขนาด 8 บิต ทำงานด้วยความถี่ 4 เมกะเฮิร์ต ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 16F877 มีคุณสมบัติที่ต้องการสำหรับการออกแบบวงจรใช้งานในการควบคุมการวัดค่าการส่งผ่านแสงดังนี้

- มีฟังก์ชันพัลส์วีดมอดูเลชัน (Pulse Width Modulation : PWM) มีความละเอียดสูงสุดถึง 10 บิต ซึ่งเป็นพัลส์วีดมอดูเลชันทางฮาร์ดแวร์เป็นคุณสมบัติพิเศษของ 16F877 เพียงแค่ป้อนค่าความถี่ที่ต้องการ และ กำหนดค่า duty cycle แล้วสั่งให้เริ่มทำงานไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำงานอยู่อย่างต่อเนื่องตลอดเวลา ไม่ขึ้นกับคำสั่งใด ๆ ทางซอฟต์แวร์อีก นอกจากใช้คำสั่งหยุดหรือ ป้อนค่า duty cycle หรือ ความถี่เข้าไปใหม่ ดังนั้นจะทำให้ได้ค่าความถี่และค่า duty cycle ที่แม่นยำซึ่งจะได้ใช้ฟังก์ชันนี้สำหรับการสร้างสัญญาณพัลส์ความถี่ 5 กิโลเฮิร์ตสำหรับป้อนให้ LEDs เพื่อให้ส่งแสงออกมาเป็นพัลส์ และทั้งยังช่วยให้ LEDs มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน และ ประหยัดพลังงานอีกด้วย

- มีฟังก์ชันแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลความละเอียดสูงสุด 10 บิต (10 bits Analog to digital Converter) ซึ่งสามารถที่จะเปลี่ยนแปลงระดับแรงดันอ้างอิงได้ จาก 3.75 โวลต์ ถึง 5 โวลต์ การแปลงแรงดันอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลสามารถทำได้ง่ายมาก เพียงแค่ใช้คำสั่งให้เริ่มการทำงาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำการอ่านค่าแรงดันที่ปรากฏอยู่ที่ขาอินพุทขณะนั้น แปลงให้เป็นข้อมูลในรูปของดิจิทัลเลขฐานสองทันที โดยใช้เวลาในการแปลง เพียงแค่ 19.2 ไมโครวินาทีต่อ 10 บิต เมื่อใช้สัญญาณความถี่ปฏิบัติการที่ 20 เมกะเฮิร์ต

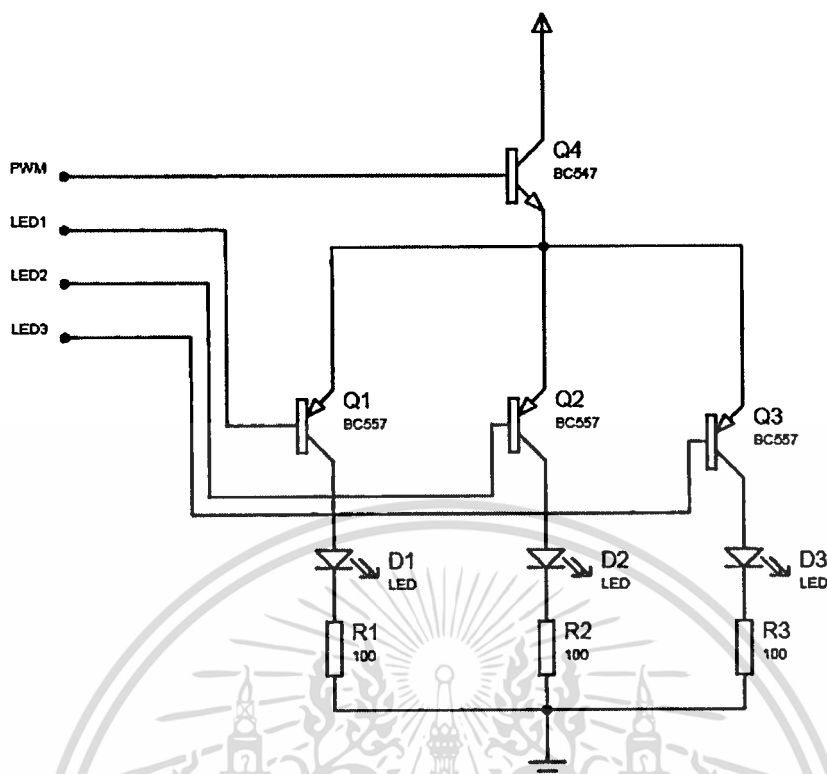
รูปที่ 4.6 แสดงถึงวงจรส่วนควบคุมการเลือกความยาวคลื่น โดย สวิตช์ S2 ทำหน้าที่ในการเลือกความยาวคลื่น ส่วน สวิตช์ S1 ทำหน้าที่ในการสั่งให้วงจรเริ่มการตรวจจับระดับแรงดันที่เข้ามาทางขาอนาลอก เพื่อที่จะอ่านค่าแรงดันที่เข้ามาแล้ว นำไปแสดงผลเป็นระดับความเข้มแสงที่หน้าจอแอลซีดี



รูปที่ 4.6 วงจรหลักส่วนการควบคุมและแสดงผล

#### 4.2.2 วงจรภาคขับ LEDs

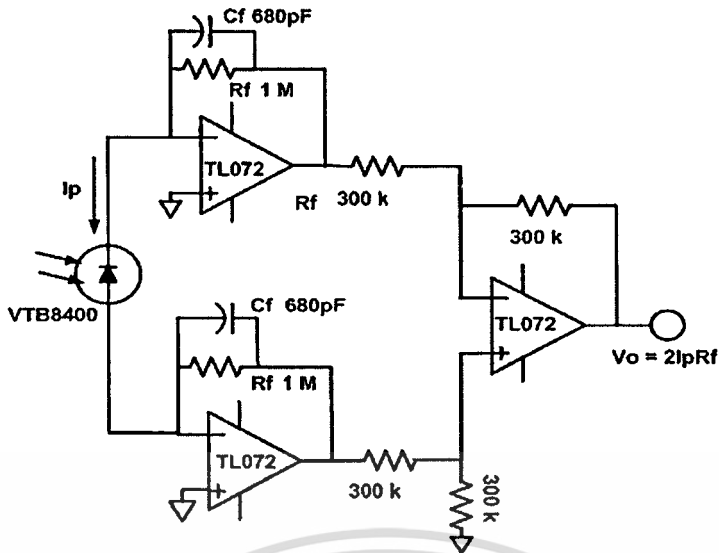
ในส่วนของวงจรภาคขับ LED นั้น เนื่องจากว่าพัลส์วิดธ์มอดดูเลชั่น 5 กิโลเฮิร์ต ที่ออกมาจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์มีเพียงแค่เอาพุทเดียว ดังนั้นจึงต้องทำการเลือกโดยการกระตุ้นการทำงานให้ LED ทีละดวง โดยการใช้ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP ในการกระตุ้นเพื่อเลือกให้ทำงานทีละดวงตามที่ได้ออกพัลส์เลือก ซึ่งสั่งงานโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยที่ทรานซิสเตอร์ Q4 จะได้รับสัญญาณความถี่ 5 กิโลเฮิร์ต เมื่อมีการกดปุ่มสแตร์ทเปิดเครื่อง จากนั้น เมื่อมีการกดปุ่มเลือกความยาวคลื่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะให้เอาพุทเป็น ศูนย์ ออกมาที่ขา drive LED1 และเมื่อมีการกดอีกครั้ง ขา drive LED1 ก็จะถูกเปลี่ยนเป็น สถานะ 1 และให้เอาพุทเป็นศูนย์ที่ขา drive LED2 และถ้าหากมีการกดเลือกค่าความยาวคลื่นอีกครั้ง drive LED2 ก็จะเป็น 1 และ ขา drive LED3 ก็จะเป็นศูนย์ นั่นก็คือ LEDจะทำงานแค่เพียงครั้งละ 1 ดวง จนการวัดเสร็จสิ้น เมื่อครบค่าความยาวคลื่นสุดท้าย หรือ drive LED3 เป็น ศูนย์ ถ้าหากมีการกดปุ่มเลือกค่าความยาวคลื่นต่อไปอีก ขาเอาพุทส่วนของ PWM ก็จะถูกขกเลิกการส่งเอาพุทออกมา ขา drive LED ทุกอันก็จะมีสถานะเป็น 1 รอจนกว่าจะมีการกดปุ่ม เริ่มการทำงานอีกครั้ง



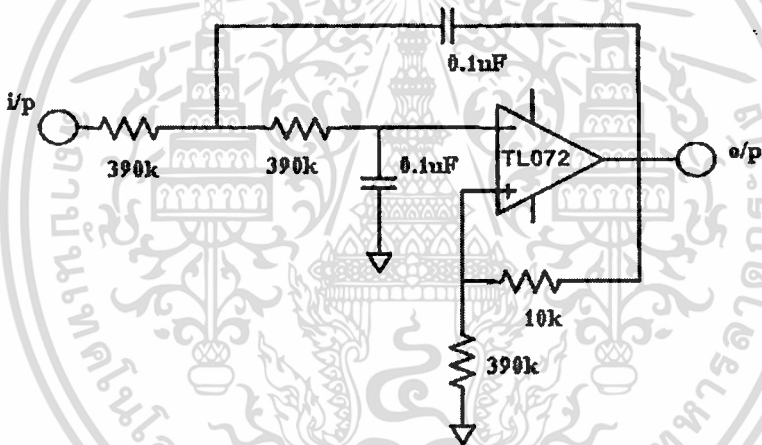
รูปที่ 4.7 วงจรส่วนของภาคขับ LEDs

#### 4.2.3 วงจรขยายแบบ Differential Transimpedance Amplifier

การทำงานของวงจรในรูปที่ 4.8 คือเมื่อโฟโตไดโอดได้รับแสง และแปลงสัญญาณความเข้มแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว กระแสไฟฟ้าจะเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์สองตัวที่ทำหน้าที่แปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน เป็นอินพุทของออปแอมป์อีกหนึ่งตัวที่ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายความแตกต่าง ค่ากระแสไฟฟ้าจากโฟโตไดโอดที่ไหลเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์ทั้งสองตัวนี้จะมีเฟสต่างกัน 180 องศา ถ้าค่าความต้านทานป้อนกลับที่ต่อกับออปแอมป์ทั้งสองมีขนาดเท่ากันค่าแรงดันเอาต์พุทที่ได้จะมีขนาดเท่ากันแต่มีเฟสต่างกันอยู่ 180 องศา เมื่อผ่านวงจรขยายความแตกต่างแรงดันเอาต์พุทจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นเป็นสองเท่าของวงจรขยายแบบทรานส์อิมพีแดนซ์ ที่ใช้ออปแอมป์เพียงตัวเดียว สัญญาณที่ได้จะถูกส่งเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยเป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟ (Active Low-Pass Filter) ซึ่งมีความถี่คัทออฟที่ 10 เฮิรตซ์ เพื่อทำหน้าที่กรองผ่านเฉพาะสัญญาณความถี่ต่ำของค่าความเข้มแสงที่เปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีความถี่ในการเต้นประมาณ 60 – 75 ครั้ง ต่อนาที หรือสัญญาณ โฟโตพลีทิสโมกราฟฟิค นั่นเอง ซึ่งเอาต์พุทที่ได้จะถูกส่งผ่านไปให้ไมโครคอนโทรลเลอร์อ่านค่าแรงดันสูงสุด และต่ำสุดต่อไปเพื่อที่จะแสดงผลออกมาเป็นค่าการส่งผ่านสูงสุดและต่ำสุดออกมาทางหน้าจอแสดงผล



รูปที่ 4.8 วงจร Differential Transimpedance Amplifier



รูปที่ 4.9 วงจรความถี่ต่ำผ่าน (Active Low-Pass Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

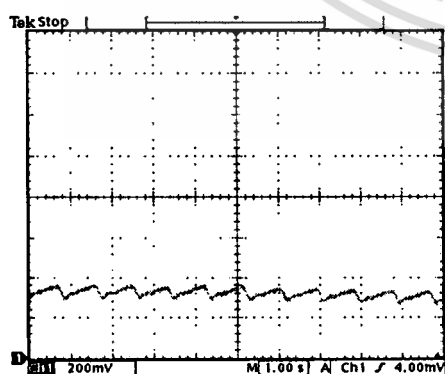
## บทที่ 5

### การทดลองและ ผลการทดลอง

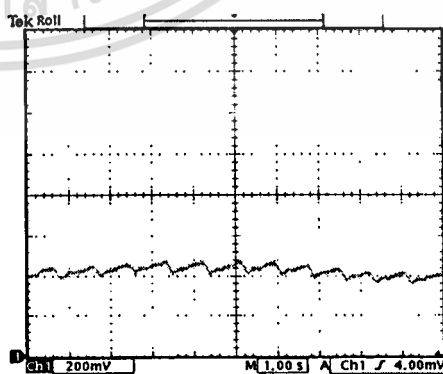
ในบทนี้จะได้กล่าวถึงรายละเอียดต่างๆ ของผลการศึกษาทดลองที่ได้ทั้งหมดจากการศึกษาทดลองการพัฒนาการเพิ่มความแม่นยำในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยกระบวนการทางแสงโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยจะกล่าวถึงรูปร่าง ลักษณะ สัญญาณ ที่ได้จากการทดลอง การหาค่าการดูดกลืนแสงโดยการใช้ค่าการส่งผ่านแสงที่วัดได้ การหาค่าคงที่ที่ติดอยู่ในสมการ การนำสมการในการทำนายฮีมาโตคริตที่สร้างขึ้นไปทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยการใช้ค่าการส่งผ่านแสงที่วัดได้จากเครื่องมือ และการเปรียบเทียบค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้ และเปรียบเทียบความถูกต้องในการใช้สมการใหม่ที่ได้สร้างขึ้นครั้งนี้ กับสมการแบบเก่า รวมถึงการวิเคราะห์ผลการทดลองว่ามีแนวโน้มไปในทิศทางใด เพื่อสรุปผลการศึกษาทดลองทั้งหมดต่อไป

#### 5.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิค (Photoplethysmographic Signal)

สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิค เป็นสัญญาณของความเข้มแสงที่เปลี่ยนแปลงระดับไปตามอัตราการเต้นของหัวใจดังที่ได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ 2 ซึ่งในการทดลองได้ทำการทดลองวัดสัญญาณดังกล่าวจากระบบด้วย โดยจากบล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดค่าการส่งผ่านแสงที่ปลายนิ้วมือ ดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 4.3 เราสามารถวัดสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิคได้หลังจากที่ผ่านวงจรความถี่ต่ำผ่านซึ่งมีความถี่คutoff ที่ 10 เฮิรตซ์

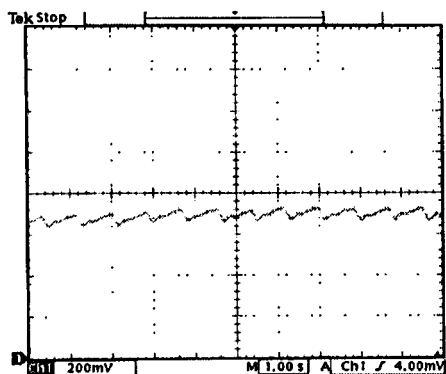


(ก) ตำแหน่ง A

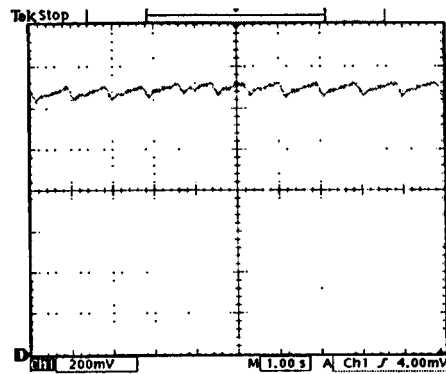


(ข) ตำแหน่ง B

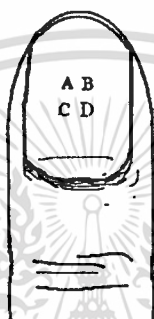
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) ตำแหน่ง C



(ง) ตำแหน่ง D



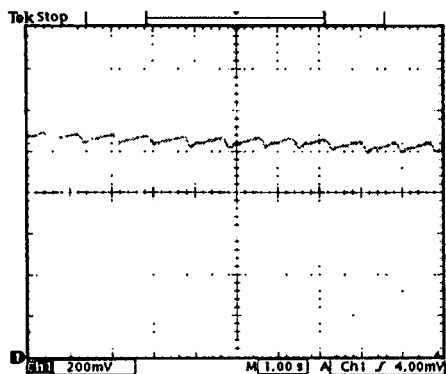
(จ)

### รูปที่ 5.1 สัญญาณ โฟโตพลีทิส โมแกรม ของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้ที่ ตำแหน่งต่าง ๆ

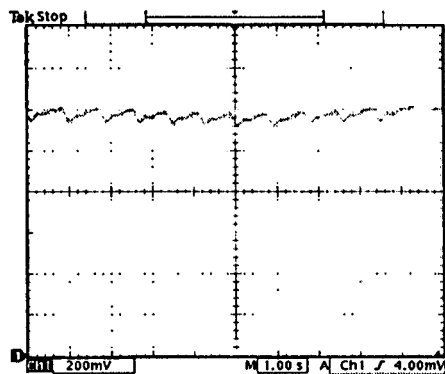
จากการศึกษาถึงการวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ ในการศึกษาทดลองได้ใช้นิ้วชี้เป็นนิ้วมือหลักสำหรับการทดลองการวัดค่าการส่งผ่านแสง เพื่อที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริต พบว่า ถ้าหากว่าตำแหน่งที่วาง LEDs บริเวณปลายนิ้วมือเปลี่ยนแปลงไป จะส่งผลให้ค่าระดับการดูดกลืนคงที่หรือ ระดับแรงดันออฟเซ็ทของสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิคเปลี่ยนแปลงไป ดังแสดงในรูปที่ 5.1 เป็นการแสดงให้เห็นถึงระดับแรงดันของโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิคที่เปลี่ยนแปลงไป โดยการใช้ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วชี้ และมีการขยับเปลี่ยนแปลงตำแหน่งไป 4 ครั้ง จากตำแหน่ง A B C และ D ในรูป (จ) โดยแสดงได้ระดับสัญญาณ ในรูป (ก) ถึง (ง) ตามลำดับ ซึ่งจากการทดลองโดยการทำเช่นนี้ 20 ครั้ง พบว่า ถ้าหากระยะทางที่แสงเดินทางผ่านมีค่ามากขึ้นหรือ ก็คือ ตำแหน่งนั้นมีความหนาของนิ้วมือมากขึ้น จะส่งผลต่อค่าการดูดกลืนให้มีค่าเพิ่มมากขึ้นด้วย

ส่วนที่ความยาวคลื่นค่าอื่น คือ 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตรก็เช่นเดียวกัน เมื่อตำแหน่งมีการขยับ นั่นคือความหนาของนิ้วมือ ณ จุดที่แสงเดินทางผ่านเปลี่ยนแปลงไป จะส่งผลให้ค่าระดับแรงดันออฟเซ็ทเปลี่ยนแปลงไปด้วยดังแสดงในรูปที่ 5.2 และ รูปที่ 5.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

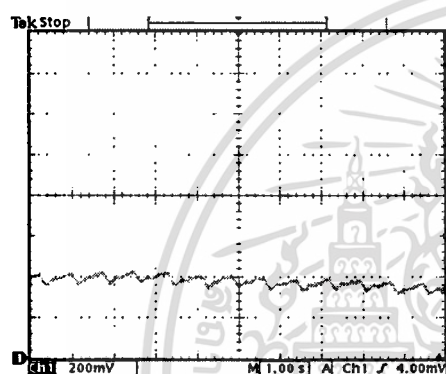


(ก) ตำแหน่ง A

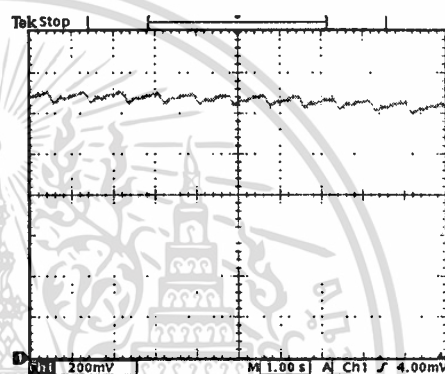


(ข) ตำแหน่ง B

รูปที่ 5.2 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟิกของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้



(ก) ตำแหน่ง A



(ข) ตำแหน่ง D

รูปที่ 5.3 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟิกของความยาวคลื่น 925 นาโนเมตร วัดที่ปลายนิ้วชี้

สำหรับวิธีการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการแบบเก่า ซึ่งสมการที่นำมาใช้ในการทำนายรวมค่าระดับแรงดันออฟเซตที่เข้าไปด้วย ซึ่งอาจจะเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดความผิดพลาดในการทำนายที่ค่อนข้างสูง ถ้าหากตำแหน่งที่ใช้ในการวัดค่าการส่งผ่านในแต่ละครั้งเปลี่ยนแปลงไปแม้เพียงนิดเดียว ซึ่งในการทำนายด้วยสมการแบบใหม่นี้ จะมีการนอร์มอลไลซ์ เพื่อขจัดค่าระดับแรงดันออฟเซตที่เกาะมากับสัญญาณออกไปก่อน เพื่อที่จะนำมาเฉพาะส่วนที่เป็นค่ากระแสกลับ มาใช้ในการคำนวณ ซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

## 5.2 การใช้สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟิกที่ได้ในการหาค่าการดูดกลืน

จากเครื่องมือที่ได้สร้างขึ้นซึ่งเป็นเครื่องมือสำหรับวัดค่าการส่งผ่านแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือ ซึ่งในการศึกษาได้ใช้นิ้วชี้ตลอดการทดลอง ซึ่งค่าที่ได้จากการใช้เครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นจะต้องนำมาหาค่าการดูดกลืนนอร์มอลไลซ์ เพื่อตัดผลกระทบจากค่าแรงดันออฟเซตที่ได้กล่าวไว้ออกไป แล้วนำมาใช้เฉพาะค่าการดูดกลืนที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ซึ่งจะได้อธิบายต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่แสดงในรูปที่ 5.1 ถึง รูปที่ 5.3 ถ้าหากอ่านค่าแรงดันสูงสุด และแรงดันต่ำสุด ซึ่งก็คือ ค่าการส่งผ่านแสงต่ำสุดและสูงสุด ซึ่งเราจะสมมุติให้ค่าแรงดันสูงสุด หรือ ค่าการส่งผ่านต่ำสุด คือ  $I_L$  เมื่อนำมาเขียนอธิบายในรูปแบบของ Beer's Law จะได้คือ

$$I_L = I_o e^{-\alpha(d_{\max})} \quad (5.1)$$

ซึ่งค่าการส่งผ่านต่ำสุด  $I_L$  เกิดขึ้นขณะที่กลัมน้ำหรือหัวใจมีการบีบตัว ทำให้หลอดเลือดมีการขยายตัวมากที่สุด ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านกลายเป็น  $d_{\max}$  ส่วนในเวลาที่หลอดเลือดหดตัว เล็กที่สุด เกิดขึ้นในขณะที่หัวใจคลายตัว ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านจะกลายเป็น  $d_{\min}$  ซึ่งจะได้ค่าการส่งผ่านสูงสุด คือ  $I_H$  ดังสมการ

$$I_H = I_o e^{-\alpha(d_{\min})} \quad (5.2)$$

ถ้าหากว่า กำหนดให้ระยะทางที่แสงเดินทางผ่านปลายนิ้วมือ

$$d_{\max} = d_{\min} + \Delta d \quad (5.3)$$

ถ้ากำหนดให้ค่าการส่งผ่านนอร์มอลไลซ์  $I_n$  คือ

$$I_n = \frac{I_L}{I_H} \quad (5.4)$$

จะได้เป็น

$$I_n = \frac{I_L}{I_H} = \frac{I_o e^{-\alpha(d_{\min} + \Delta d)}}{I_o e^{-\alpha(d_{\min})}}$$

$$= \frac{I_o e^{-\alpha d_{\min}} e^{-\alpha \Delta d}}{I_o e^{-\alpha d_{\min}}}$$

$$= e^{-\alpha \Delta d}$$

ดังนั้นจะได้ค่าการดูดกลืนที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา หรือ ค่าการดูดกลืนที่เกิดจากการดูดกลืนของเลือด คือ

$$-\ln I_n = -\ln\left(\frac{I_L}{I_H}\right) = -\ln(e^{-\alpha \Delta d}) = \Delta \alpha_{\text{tot}} \quad (5.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $\Delta\alpha_{tot}$  แทนค่าการดูดกลืนที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ที่ความยาวคลื่นใดๆ

นั่นก็คือ จะได้ค่าการดูดกลืนของแต่ละความยาวคลื่น เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณอัตราส่วนของค่าการดูดกลืน ตามสมการที่ 2.11 ดังกล่าวไว้ในบทที่ 2

### 5.3 การหาค่าคงที่

จากสมการที่ 2.12 จะเห็นว่าในสมการมีค่าคงที่  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  และ  $k_4$  ติดอยู่ในสมการดังนั้นก่อนที่จะนำสมการมาใช้งานจึงต้องทำการหาค่าคงที่ดังกล่าวออกมาจากสมการเสียก่อน โดยการทดลองได้ทำการนำเครื่องมือวัดค่าการส่งผ่านแสงที่ประดิษฐ์ขึ้น ไปทำการเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยอาสาสมัคร โดยได้ติดต่อขอเก็บข้อมูลที่โรงพยาบาลหลวงพ่อกวักคีตคุรุคินุรุ โรอุทิส ซึ่งตั้งอยู่เขตบางแค กรุงเทพมหานคร โดยครั้งแรกได้ทำการเก็บค่าการส่งผ่าน และค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีการปั่นเลือดจากผู้ป่วยอาสาสมัครจำนวน 63 คน เป็นผู้ชายอายุระหว่าง 20 - 50 ปีจำนวน 35 คน เป็นผู้หญิงอายุระหว่าง 20 - 50 ปีจำนวน 28 คน จากนั้นก็นำค่าการส่งผ่านแสงที่ได้ มาคำนวณเป็นค่าอัตราการดูดกลืนแสง  $R_{12}$  ตามสมการที่ 5.4 จากนั้นก็นำค่าอัตราการดูดกลืนแสง  $R_{12}$  และฮีมาโตคริตที่เก็บได้ ไปใช้โปรแกรม MATLAB version 6.5 ใช้ส่วนของฟังก์ชัน curve fitting tools โดยใช้สมการที่ 2.12 ซึ่งกำหนดเปอร์เซ็นต์ความเชื่อมั่นของสมการไว้ว่าต้องมีโอกาสประมาณ 95% ที่ทุกจุดจะต้องผ่านเส้นสมการดังกล่าว ซึ่งได้ค่าคงที่ทั้งสี่ค่าออกมา โดยที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 นาโนเมตร ได้ค่าคงที่  $k_1 = 87.23$   $k_2 = 95.85$   $k_3 = -22.61$  และ  $k_4 = 44.65$  มีค่า R-square = 0.517 ส่วนที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร ได้ค่าคงที่คือ  $k_1 = 50.66$   $k_2 = 129.62$   $k_3 = -28.61$  และ  $k_4 = 59.68$  มีค่า R-square = 0.462

### 5.4 การนำสมการไปใช้งาน

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการนำสมการ 2.12 และค่าคงที่ ที่ได้จากขั้นตอนในข้อ 5.3 ไปใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยในครั้งนี้ได้ทำการทดลองโดยการเก็บข้อมูลเพิ่มเติม จากผู้ป่วยอาสาสมัคร ชาย หญิง อีกจำนวน 125 คน แบ่งเป็น ชาย 57 คน และหญิงจำนวน 68 คน ซึ่งสามารถแบ่งกลุ่มอายุได้ตามตารางที่ 5.1 จากนั้นก็ได้้นำสมการซึ่งมีค่าคงที่ที่ได้จากการใช้โปรแกรม MATLAB ดังกล่าวในหัวข้อที่ 5.3 ไปใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยวิธีการก็คือ ในครั้งนี้ได้ทำการบันทึก ค่าการส่งผ่านของแสง และค่าฮีมาโตคริตที่ได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด

จากนั้นก็นำค่าการส่งผ่านแสงมาคำนวณเป็นค่าการดูดกลืนของแสง ดังอธิบายไว้ในหัวข้อ 5.2 จากนั้นก็นำค่าการดูดกลืนแสงดังกล่าวของค่าฮีมาโตคริตแต่ละค่า สำหรับผู้ป่วยแต่ละคน ไปหาค่าอัตราส่วนค่าการดูดกลืน  $R_{12}$  ตามสมการที่ 2.1 จากค่าคงที่ที่ได้ตามวิธีการในหัวข้อ 5.3 แล้ว นำค่าฮีมาโตคริตที่ได้มาทำการวิเคราะห์ผลการทดลองซึ่งจะได้กล่าวในหัวข้อต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 จำนวนผู้ป่วยอาสาสมัครที่ได้เก็บข้อมูลเพิ่มเติม แบ่งตามกลุ่มอายุ

เพศ \ อายุ	20 -29 (ปี)	30 – 39 (ปี)	40 – 49 (ปี)	รวม
ชาย	14	25	18	57
หญิง	11	24	33	68

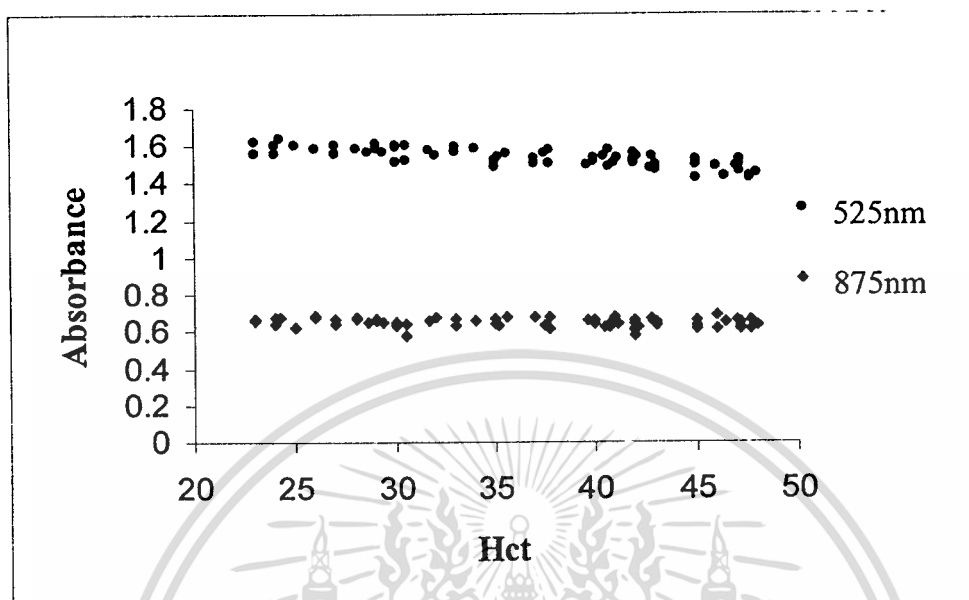
## 5.5 ผลการทดลอง

จากข้อมูลการทดลองที่ได้ สามารถนำมาวิเคราะห์ แยกแยะเป็นกลุ่ม ๆ เพื่อศึกษาความแตกต่างระหว่างกลุ่มข้อมูล เช่น แยกแยะ ช่วงอายุ แยกแยะ เพศ เป็นต้น ซึ่งจะได้นำต่อไป ในการวิเคราะห์ตอนแรกนี้จะขอนำเสนอถึง กราฟที่แสดงถึงค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆ ที่ได้ใช้ในการทดลอง คือ 525 นาโนเมตร 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร โดยค่าการดูดกลืนที่ได้คำนวณมาจากค่าการส่งผ่านแสงที่วัดจากปลายนิ้วมือ ของผู้ป่วยแต่ละคน จากนั้นนำค่าการส่งผ่านแสงมาคำนวณด้วยสมการที่ 5.4 ดังกล่าวไว้ในหัวข้อ 5.2

### 5.5.1 ค่าการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริต

ในหัวข้อนี้จะนำเสนอถึงค่าการดูดกลืนแสงและ ค่าฮีมาโตคริตในลักษณะของกราฟความสัมพันธ์ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงค่าการดูดกลืนที่มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อค่าฮีมาโตคริตเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งข้อมูลที่น่ามาเสนอเป็นข้อมูลรวมทั้งหมดไม่ได้ มีการแบ่งแยกเป็นกลุ่มอายุ หรือ เพศ ซึ่งจะได้แยกแยะวิเคราะห์ในหัวข้อต่อไป ซึ่งจะเห็นได้ว่าความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรเป็นความยาวคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงชัดเจนที่สุด ซึ่งตรงกับสมมุติฐานที่ได้คาดไว้ ส่วนที่ความยาวคลื่น 875 และ 950 นาโนเมตร ค่าการดูดกลืนค่อนข้างคงที่ไม่เปลี่ยนแปลง เมื่อเทียบกับ ความยาวคลื่นแสง 525 นาโนเมตรที่เปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจนมากกว่า ซึ่ง จะใช้ความยาวคลื่นแสง 525 นาโนเมตร เป็นความยาวคลื่นหลักในการวัดค่าฮีมาโตคริต ส่วน 875 และ/หรือ 950 นาโนเมตรนั้นจะได้ใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในรูปที่ 5.4 แสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าการดูดกลืนแสง ณ ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ จะเห็นได้ ค่อนข้างชัดเจนถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าการดูดกลืนแสง โดยแท้จริงแล้ว ค่าการดูดกลืนแสงจะมีค่าลดลงเมื่อค่าฮีมาโตคริตเพิ่มมากขึ้น แต่จากสมการที่ได้กล่าวไปข้างต้นในบทที่แล้ว จะพบว่า ค่าการดูดกลืนจะมีเครื่องหมายเป็นลบ ซึ่งในรูปที่ 5.4 นี้ ได้เอาเครื่องหมายลบออก เพื่อสะดวกในการนำเสนอ ดังนั้นค่าการดูดกลืนจึงดูเหมือนจะกลับกัน ถ้า หากดูจากรูปที่ 5.4 จะดูเหมือนค่าการดูดกลืนจะลดลงเมื่อค่าฮีมาโตคริตเพิ่มมากขึ้น แต่ถ้าหากคูณด้วยเครื่องหมายลบเข้าไปก็จะได้เห็นถึงค่าที่แท้จริงนั่น คือ ค่าการดูดกลืนที่

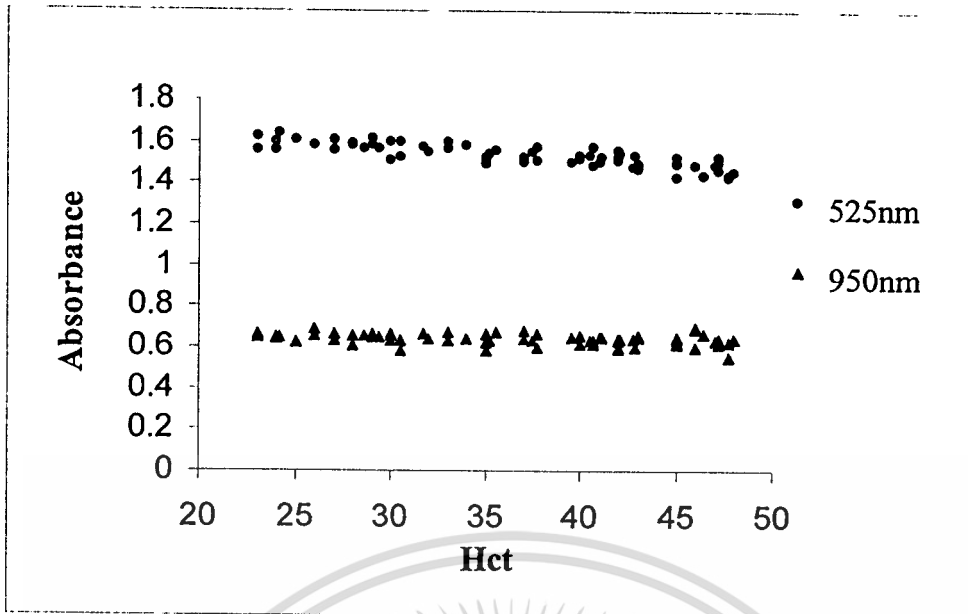
เพิ่มขึ้นเมื่อค่าฮีมาโตคริตเพิ่มขึ้น ซึ่งจากนี้ต่อไปจะได้พิจารณาในรูปแบบเดียวกันหมดคือทำให้เครื่องหมายเป็นบวกแต่ต้องระลึกไว้เสมอว่า เครื่องหมายของค่าการดูดกลืนเป็นลบ



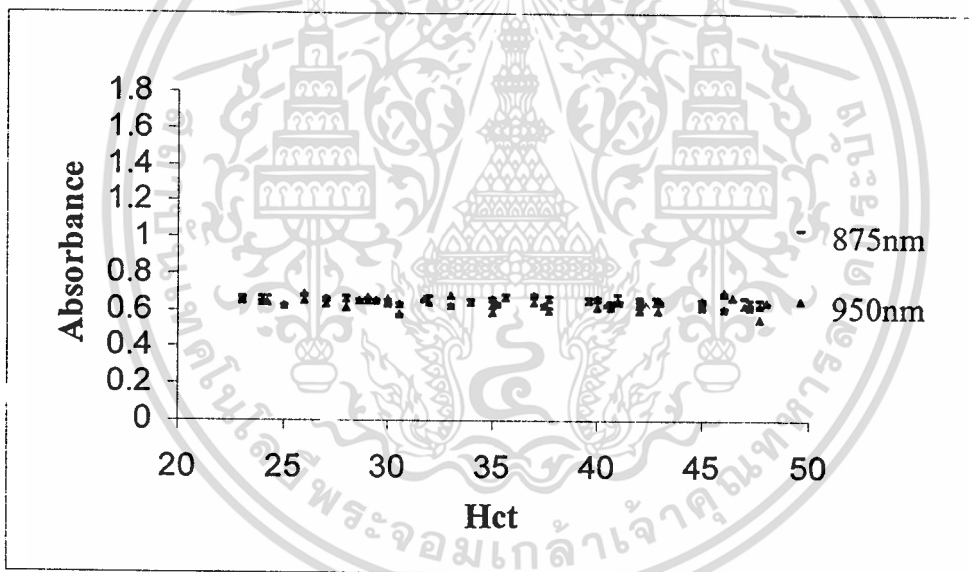
รูปที่ 5.4 ค่าการดูดกลืนแสงที่มีการเปลี่ยนแปลง ณ ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ

จากรูปที่ 5.4 แกนตั้งเป็นค่าการดูดกลืนและแกนนอนเป็นค่าฮีมาโตคริต จากรูปจะเห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร จะเห็นว่าค่าการดูดกลืนมีการเปลี่ยนแปลงที่ดูเหมือนเป็นเชิงเส้น โดยยิ่งหากเป็นเชิงเส้นมากเท่าใดก็ยิ่งเป็นประโยชน์ในการใช้สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตมากขึ้น นั่น ก็คือ หมายถึงความแม่นยำของสมการที่จะแม่นยำมากขึ้นด้วย ส่วนค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร ค่อนข้างที่จะคงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงมากนัก เมื่อเทียบกับค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร

ส่วนรูปที่ 5.5 แสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร เมื่อแสดงเทียบกับค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร เช่นเดียวกัน จะเห็นว่า ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสง 950 นาโนเมตรค่อนข้างคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต เช่นเดียวกับค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร

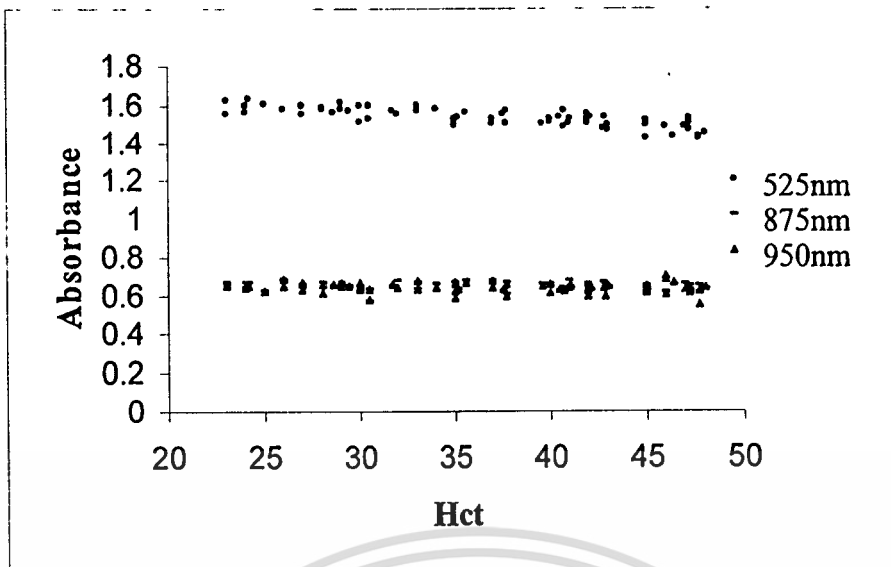


รูปที่ 5.5 ค่าการดูดกลืนแสงที่มีการเปลี่ยนแปลง ณ ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ



รูปที่ 5.6 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 875 และ 950 นาโนเมตร

จากรูปที่ 5.4 และ 5.5 แสดงให้เห็นถึงค่าการดูดกลืนของทั้งสามความยาวคลื่นที่ได้ทำการทดลองซึ่ง จะสังเกตได้ว่า ค่าการดูดกลืนของ 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร มีค่าใกล้เคียงกัน และ ค่าการดูดกลืนคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตเช่นเดียวกัน รูปที่ 5.6 เป็นการเปรียบเทียบระหว่าง ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 875 และ 950 นาโนเมตร ซึ่งจะเห็นได้ว่า ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสงคู่นี้มีค่าใกล้เคียงกัน แต่จะเห็นได้ว่า ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสง 950 นาโนเมตร มีการกระจายมากกว่า 875 นาโนเมตร ส่วนรูปที่ 5.7 เป็นการนำค่าการดูดกลืนของทั้งสามความยาวคลื่นมาแสดงบนกราฟเดียวกันเพื่อง่ายต่อการเปรียบเทียบมากขึ้น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525, 875 และ 950 นาโนเมตรที่ฮีมาโตคริตค่าต่างๆ

จากข้อมูลที่ได้ หากพิจารณาถึงค่าความแปรปรวน (Variance) ซึ่งค่าความแปรปรวนเป็นค่าที่ใช้วัดการกระจายที่ใช้กันมากที่สุด [22] โดยค่าความแปรปรวนจะพิจารณาจากผลรวมของค่าความแตกต่างระหว่างค่าการดูดกลืนของข้อมูลแต่ละค่า กับค่าการดูดกลืนเฉลี่ยที่คำนวณจากข้อมูลทั้งหมดของแต่ละกลุ่มอายุ ซึ่งสามารถที่จะคำนวณได้โดยใช้สูตรคำนวณทางสถิติ คือ

$$\sigma^2 = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{N} \quad (5.6)$$

โดยที่

$x_i$  แทนค่าการดูดกลืนตัวที่  $i$

$\bar{x}$  แทนค่าเฉลี่ยของค่าการดูดกลืนทั้งหมดในกลุ่ม

$N$  แทนจำนวนข้อมูลทั้งหมดในกลุ่ม

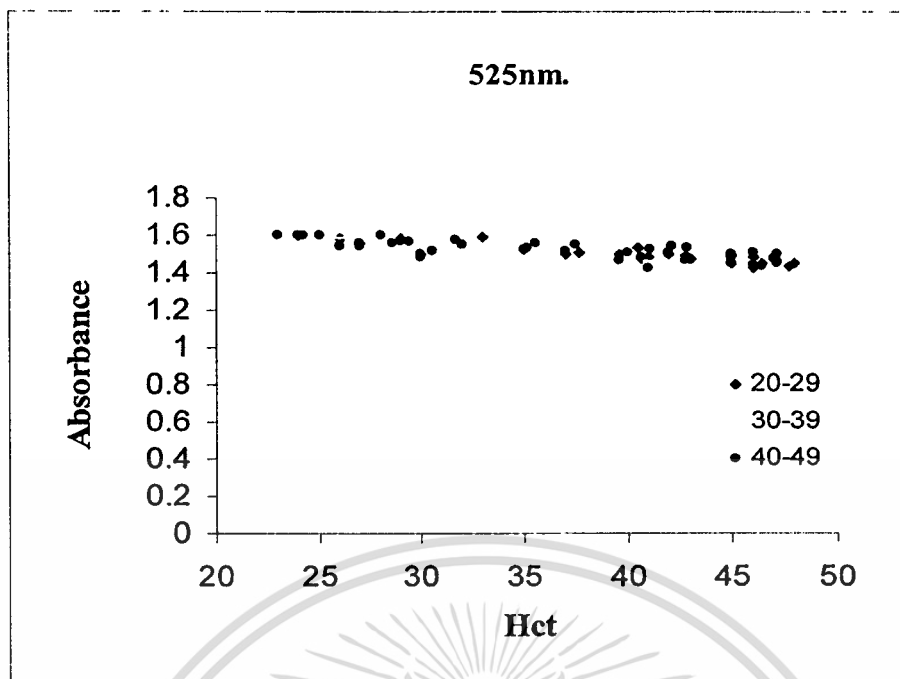
ค่าความแปรปรวนยังมีค่าน้อยแสดงถึงข้อมูลมีความแตกต่างกันไม่มากนักนั่นคือ ค่าการดูดกลืนแสงมีลักษณะที่จับกลุ่มกัน ไม่แตกต่างกันมากนัก หลังจากทำการคำนวณพบว่า ค่าความแปรปรวน ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร มีค่าประมาณ 0.002815 ส่วนของค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร มีค่าประมาณ 0.000536 ซึ่งใกล้เคียงกันกับค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร คือมีค่าประมาณ 0.000594 จากค่าความแปรปรวนทั้งสามค่าของทั้งสามความยาวคลื่น จะเห็นว่า ค่าความแปรปรวนของ 525 นาโนเมตรมีค่ามากที่สุด ทั้งนี้ เนื่องมาจากว่า ค่าการดูดกลืนของ ค่าความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป นั่นก็คือข้อมูลมีช่วงที่กว้างกว่า ที่ความยาวคลื่นไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

875 และ 950 นาโนเมตร และค่าการกระจายของข้อมูลก็มากกว่า 875 และ 950 นาโนเมตร ประมาณ 4 เท่า ส่วนที่ความยาวคลื่น 875 และ 950 นาโนเมตรนั้น จะเห็นว่า ค่าความแปรปรวนมีค่าใกล้เคียงกัน ค่าความแปรปรวนของ 950 นาโนเมตร จะมากกว่าเล็กน้อย บ่งบอกถึงว่า ที่ความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร ค่าการดูดกลืนมีการกระจายตัวมากกว่าค่าการดูดกลืนที่ค่าความยาวคลื่น 875 นาโนเมตรนั่นเอง

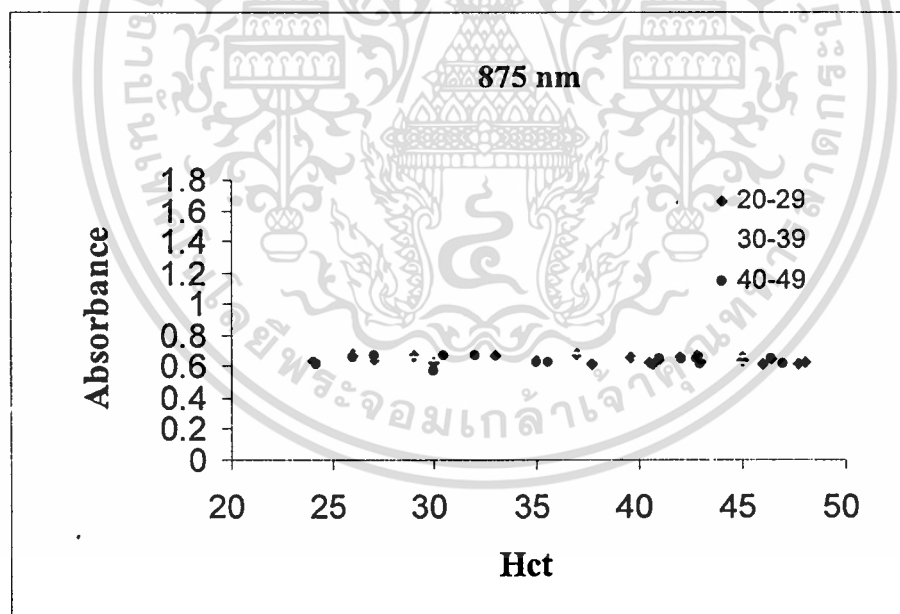
#### 5.5.1.1 ค่าการดูดกลืนแสงเมื่อแบ่งกลุ่มตัวอย่างตามอายุ

เนื่องจากข้อมูลที่ได้มาเป็นการเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยอาสาสมัครหลายๆ คน ซึ่งมีอายุระหว่าง 20- 50 ปี เพื่อให้ชัดเจนในการศึกษาจึงได้ทำการแยกกลุ่มข้อมูลออกตามกลุ่มอายุเพื่อศึกษาผลอายุว่า มีผลต่อค่าการดูดกลืนแสงหรือไม่ โดยได้แบ่งเป็นช่วงกลุ่มอายุออกเป็น สามกลุ่มด้วยกัน คือ 20-29 ปี 30-39 ปี และ 40-49 ปี ตามตารางที่ 5.1 โดยนำเสนอแยกเป็นกลุ่มความยาวคลื่นเหมือนดังที่ผ่านมา จากรูป 5.8 ถึง รูปที่ 5.10 จะเห็นได้ถึงกลุ่มของค่าการดูดกลืนที่เกาะกลุ่มกันอยู่ โดยรูปที่ 5.8 แสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงบนแกนตั้ง และ ค่าฮีมาโตคริตบนแกนนอน จากรูปที่ 5.8 จะเห็นได้ว่า ค่าการดูดกลืนแสงที่ค่าความยาวคลื่น 525 นาโนเมตรของทั้งสามช่วงกลุ่มอายุ มีค่าที่เกาะกลุ่มกันอยู่ไม่ได้แตกกลุ่มออกไปตามการแบ่งเป็นช่วงกลุ่มอายุ เช่นเดียวกับรูปที่ 5.9 และ รูปที่ 5.10 แสดงถึงค่าการดูดกลืนบนแนวแกนตั้งและค่าฮีมาโตคริตบนแนวแกนนอนของค่าความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร ตามลำดับ ซึ่งเห็นได้เช่นเดียวกันถึงกลุ่มข้อมูลที่เกาะกลุ่มกันอยู่ ดังที่กล่าวไว้ข้างต้น แต่เพื่อให้ละเอียดยิ่งขึ้น จึงนำหลักการทางสถิติมาช่วยในการวิเคราะห์ ดังหัวข้อก่อนหน้านั้นก็คือ ทำการหาค่าความแปรปรวนของข้อมูลทั้งหมด เพื่อนำค่าความแปรปรวนมาวิเคราะห์ถึงการกระจายตัวของข้อมูลแต่ละกลุ่มช่วงอายุ ทั้งสามกลุ่มดังกล่าว

จากข้อมูลในรูปที่ 5.8 ค่าการดูดกลืนของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ที่ฮีมาโตคริตต่าง ๆ สามารถนำมาคำนวณค่าความแปรปรวน ของแต่ละกลุ่มอายุได้คือ 0.002353 สำหรับกลุ่มตัวอย่างอายุ 20-29 ปี มีค่าเท่ากับ 0.002938 สำหรับกลุ่มตัวอย่างอายุ 30-39 ปี และกลุ่มสุดท้ายอายุระหว่าง 40-49 ปี มีค่าความแปรปรวนเท่ากับ 0.002327 จะเห็นได้ว่า ค่าความแปรปรวนไม่แตกต่างกันมากนักทั้งนี้ค่าที่ต่างกันเล็กน้อย แต่ก็ยังเกาะกลุ่มเดียวกันอยู่ แต่ก็ยังมีค่าของความแปรปรวนที่น้อยเท่าๆ กันกับการกระจายตัวของข้อมูลรวมที่ได้กล่าวไปหัวข้อที่แล้ว

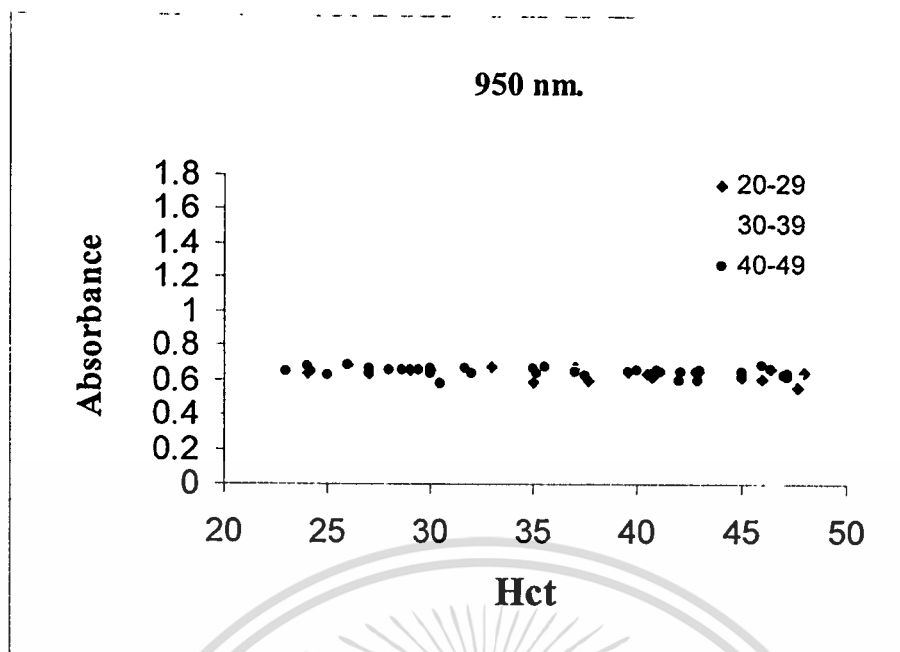


รูปที่ 5.8 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ



รูปที่ 5.9 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.10 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 950 นาโนเมตร เมื่อแบ่งตามกลุ่มอายุ

ส่วนค่าความแปรปรวนของความยาวคลื่น 875 นาโนเมตรและ 950 นาโนเมตร ก็มีค่าความแปรปรวนไม่ต่างกันมากนัก เกาะกลุ่มกันเช่นเดียวกับ ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ตารางที่ 5.2 แสดงถึงค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ ของแต่ละช่วงกลุ่มอายุ

ตารางที่ 5.2 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ เมื่อ แบ่งตามกลุ่มอายุ

ความยาวคลื่น กลุ่มอายุ	525 (nm.)	875 (nm.)	950 (nm.)
20-29 (ปี)	0.002354	0.000483	0.000569
30-39(ปี)	0.002938	0.000545	0.000539
40-49(ปี)	0.002328	0.000551	0.000555

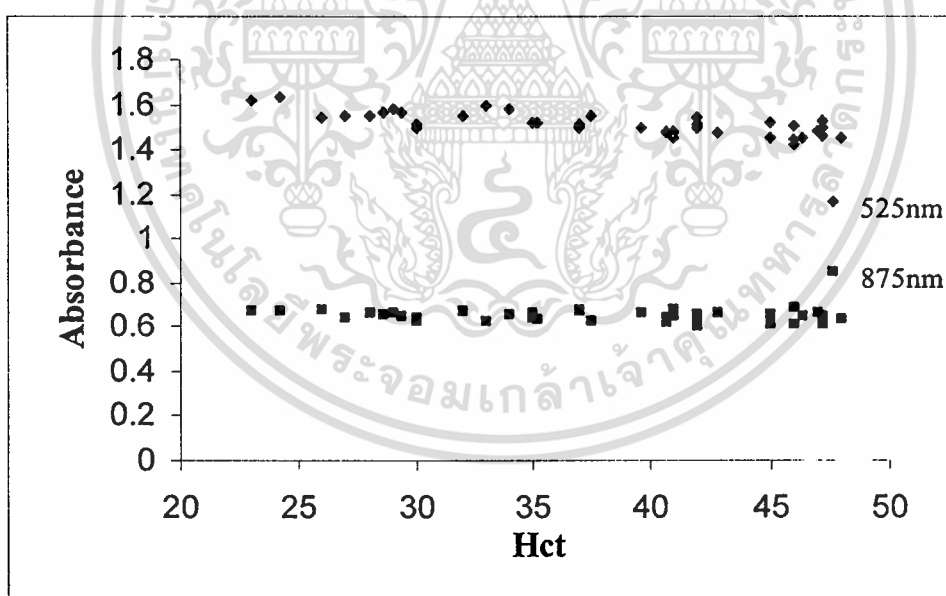
ค่าความแปรปรวนของทั้งสามความยาวคลื่น มีค่าที่ใกล้เคียงกันทั้งสามช่วงกลุ่มอายุนั้น หมายถึง ว่าข้อมูลมิได้กระจายออกจากกลุ่มมากนัก ส่วนตารางที่ 5.3 แสดงให้เห็นถึงค่าความแปรปรวนของกลุ่มอายุทั้งสามช่วง โดยการเลือกมาเฉพาะค่าฮีมาโตคริตปกติ [1] ที่อยู่ในช่วงประมาณ 37% ถึง 48% ซึ่งค่าความแปรปรวนก็อยู่ในกลุ่มช่วงเดียวกันของแต่ละกลุ่มความยาวคลื่น

ตารางที่ 5.3 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ เมื่อ แบ่งตามกลุ่มอายุ โดยแยกค่าฮีมาโตคริตในช่วงปกติประมาณ 37%-47%

ความยาวคลื่น กลุ่มอายุ	525 (nm.)	875 (nm.)	950 (nm.)
20-29 ปี	0.001463	0.000492	0.000622
30-39 ปี	0.001571	0.000663	0.000664
40-49 ปี	0.001345	0.000468	0.000535

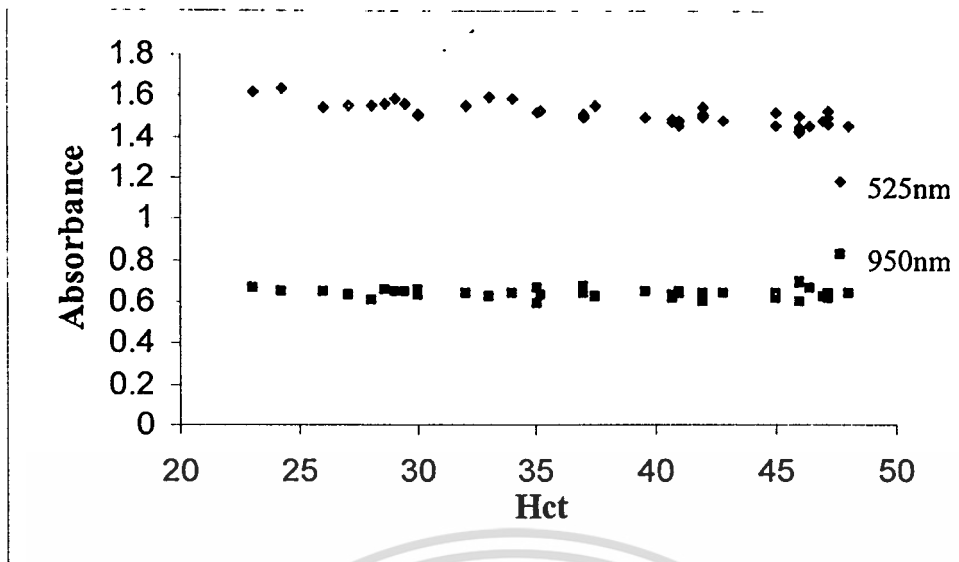
#### 5.5.1.2 ค่าการดูดกลืนแสงเมื่อแบ่งกลุ่มตัวอย่างตามเพศ

ข้อมูลของค่าการดูดกลืนและค่าฮีมาโตคริตที่เก็บมาจากกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งมีทั้งผู้ชายและผู้หญิงในหัวข้อนี้จะได้ออกแยกเพศของกลุ่มตัวอย่างออกมาวิเคราะห์ดูเพื่อที่จะสังเกตเห็นว่า เพศมีผลในการวัดค่าการดูดกลืนแสงที่บริเวณปลายนิ้วมือหรือไม่ จากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด ที่ได้เก็บเพิ่มเติม หลังจากการวิเคราะห์หาค่าคงที่จำนวน 125 คน แบ่งเป็นเพศชาย จำนวน 57 คน เพศหญิง 68 คน

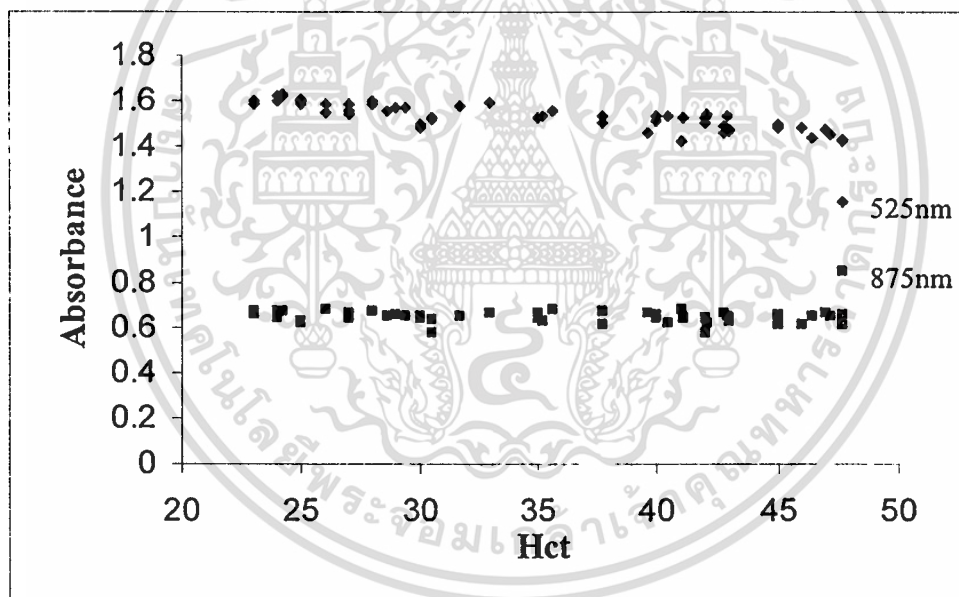


รูปที่ 5.11 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 875 นาโนเมตร ของเพศชาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

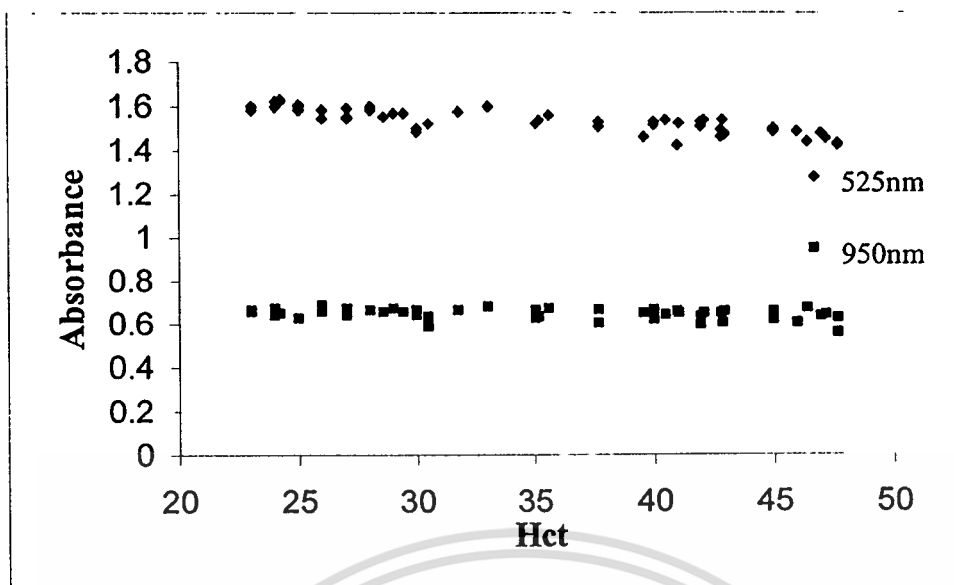


รูปที่ 5.12 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 950 นาโนเมตร ของเพศชาย



รูปที่ 5.13 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 875 นาโนเมตร ของเพศหญิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 ค่าการดูดกลืนแสงของความยาวคลื่น 525 และ 950 นาโนเมตร ของเพศหญิง

จากรูปที่ 5.11 ถึง 5.12 เป็นรูปที่แสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริตของกลุ่มความยาวคลื่น 525 และ 875 นาโนเมตร และ 525 และ 950 นาโนเมตร สำหรับเพศชาย อายุระหว่าง 20- 49 ปี ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าทั้งที่รูปมิได้แสดงความแตกต่างอะไรให้เห็นชัดเจน แต่เพื่อให้ละเอียดยิ่งขึ้นจึงต้องทำการวิเคราะห์ถึงค่าความแปรปรวนของข้อมูลต่อไป

ตารางที่ 5.4 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามเพศ

ความยาวคลื่น \ เพศ	525 (nm.)	875 (nm.)	950 (nm.)
ชาย	0.002391	0.000559	0.000585
หญิง	0.002973	0.000532	0.000619

ตารางที่ 5.4 แสดงถึงค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ ที่ได้ใช้ในการทดลองเมื่อแบ่งกลุ่มตัวอย่างตามลักษณะเพศ จะเห็นได้ว่าค่าความแปรปรวนไม่ได้แตกต่างกันมากเท่าใดนัก หมายถึงว่า กลุ่มข้อมูลมิได้มีการกระจายตัวแตกต่างกัน อาจจะแตกต่างกันบ้างซึ่งเป็นการกระจายตัวตามปกติของข้อมูล ถ้าหากเทียบกับก่อนหน้า จะเห็นว่า ที่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ค่าความแปรปรวนยังมีค่าใกล้เคียงค่าความแปรปรวนรวม คือ 0.002815 ส่วนที่ 875 และ 950 นาโนเมตร ค่าความแปรปรวนหลักมีค่าเท่ากับ 0.000536 และ 0.000594 ตามลำดับ จะเห็นว่าค่าความแปรปรวนก็ใกล้เคียงกับค่าความแปรปรวนรวม ซึ่งน่าจะหมายถึงเป็นกลุ่มข้อมูลเดียวกันนั่นเอง ตารางที่ 5.5 แสดงค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนแสง เมื่อเลือกมาเฉพาะค่าฮีมาโต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

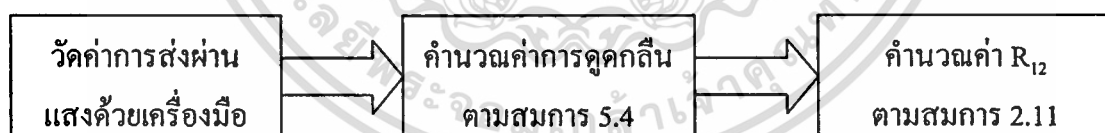
คริตในช่วงปกติของวัยผู้ใหญ่ คือ ค่าประมาณ 37%-47% ซึ่งค่าการกระจายก็ไม่ได้แตกต่างออกไป จากกลุ่มมากนัก

ตารางที่ 5.5 ค่าความแปรปรวนของค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่นต่างๆ เมื่อแบ่งตามเพศ โดยเลือก นำมาพิจารณาเฉพาะค่าฮีมาโตคริตในช่วงประมาณ 37%-47%

เพศ \ ความยาวคลื่น	525 (nm.)	875 (nm.)	950 (nm.)
ชาย	0.001077	0.000602	0.000725
หญิง	0.001034	0.000524	0.000652

### 5.5.2 อัตราส่วนของค่าการดูดกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริต

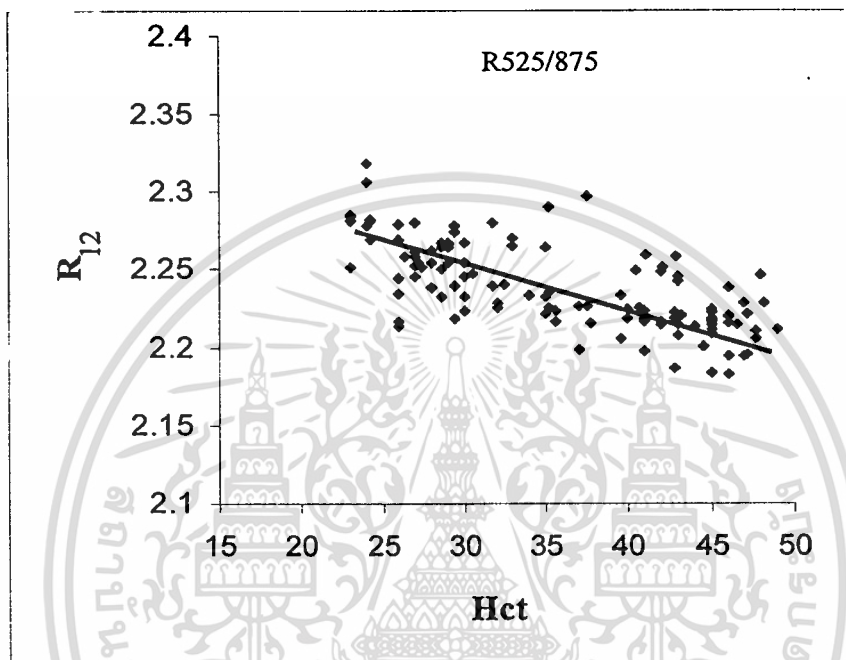
หลังจากที่ได้ค่าการดูดกลืนแสงของแต่ละความยาวคลื่น คือ 525 นาโนเมตร 875 นาโนเมตร และ 950 นาโนเมตร จากสมการที่ 5.4 จากนั้นก็นำค่าการดูดกลืนที่ได้ ไปคำนวณหาอัตราส่วนของค่าการดูดกลืน หรือ ค่า  $R_{12}$  ตามสมการที่ 2.11 โดยค่า  $R_{12}$  ที่ได้นี้คำนวณมาจากอัตราส่วนของค่าการดูดกลืนของแต่ละข้อมูล ความหมายคือ หนึ่งตัวอย่าง จะได้ค่าการดูดกลืนทั้งสามความยาวคลื่นออกมาตามสมการที่ 5.4 จากนั้นก็หาค่าอัตราส่วนของค่าการดูดกลืนของคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 ดังสมการที่ 2.11 นั่น คือ ข้อมูลทุกตัวอย่างจะมีค่า  $R_{12}$  หนึ่ง ค่า ซึ่งค่า  $R_{12}$  ตามทฤษฎีจะต้องมีค่าเป็นเชิงเส้นมากที่สุด เพื่อใช้เป็นค่าอ้างอิงในการทำนายค่าฮีมาโตคริต



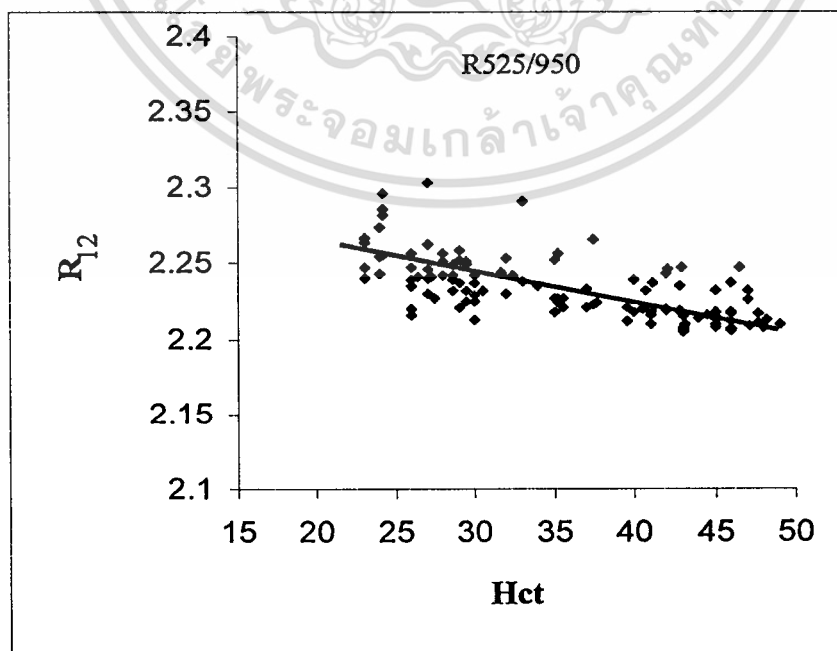
รูปที่ 5.15 ลำดับวิธีการหาค่าอัตราส่วนของค่าการดูดกลืนแสง

รูปที่ 5.16 และ รูปที่ 5.17 แสดงให้เห็นถึงค่า  $R_{12}$  ทางแกนตั้งและ ค่าฮีมาโตคริตบนแกนนอน รูปที่ 5.16 แสดงค่า  $R_{12}$  และของคู่ความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าฮีมาโตคริตต่าง ๆ จากรูปจะเห็นว่าค่า  $R_{12}$  มีการกระจายอยู่ในช่วงแคบ ๆ มีค่าความแปรปรวน 0.000783 บ่งบอกว่าข้อมูลมีการกระจายอยู่ในช่วงแคบ และมีแนวโน้มโนเชิงลดลงเมื่อค่าฮีมาโตคริตเพิ่มมากขึ้น สำหรับการนำค่า  $R_{12}$  มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตการเปลี่ยนแปลงที่เป็นเชิงเส้นของค่า  $R_{12}$  จะเป็นผลดี แต่การกระจายของค่า  $R_{12}$  ควรที่จะกระจายในช่วงแคบ ๆ และ ใกล้แกนเชิงเส้นมากที่สุด โดยที่สมการเชิงเส้นที่ได้ควรจะมีค่าความชันมาก ๆ เพื่อการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริตที่มีความแม่นยำมากที่สุด นั่นคือไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า  $R_{12}$  ต้องเรียงกันเป็นเส้นเคียวบนแกนเชิงเส้น และ แกนเชิงเส้นต้องมีความชันค่อนข้างมากถึงจะดีเยี่ยม เพราะเมื่อใช้สมการเชิงเส้นดังกล่าวมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต จะทำให้ได้ความแม่นยำสูง แต่จากรูปที่ 5.16 ค่า  $R_{12}$  ของ 525/875 ที่ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ มีการกระจายบนแกนเชิงเส้นที่ค่อนข้างกว้างเกินไป เมื่อใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตอาจเป็นสาเหตุให้เกิดค่าความผิดพลาดที่ค่อนข้างเยอะ



รูปที่ 5.16 ค่า  $R_{12}$  และค่าฮีมาโตคริตที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 นาโนเมตร



รูปที่ 5.17 ค่า  $R_{12}$  และค่าฮีมาโตคริตที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่โดยศูนย์วิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์และสาธารณสุขของกรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.17 แสดงค่า  $R_{12}$  ของคู่ความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ เช่นเดียวกับรูปที่ 5.16 จะเห็นว่าค่า  $R_{12}$  มีการกระจายที่ค่อนข้างกว้างเช่นเดียวกัน โดยที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 มีความชันของแกนเชิงเส้น -0.00241 ส่วนที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 แกนเชิงเส้นมีค่าความชันเท่ากับ -0.00176 ซึ่งค่าความชันที่น้อย และค่าการกระจายของข้อมูลมีผลต่อค่าความแม่นยำในการทำนายทั้งสิ้น

### 5.5.3 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยการใช้ค่าอัตราส่วนการดูดกลืนแสง

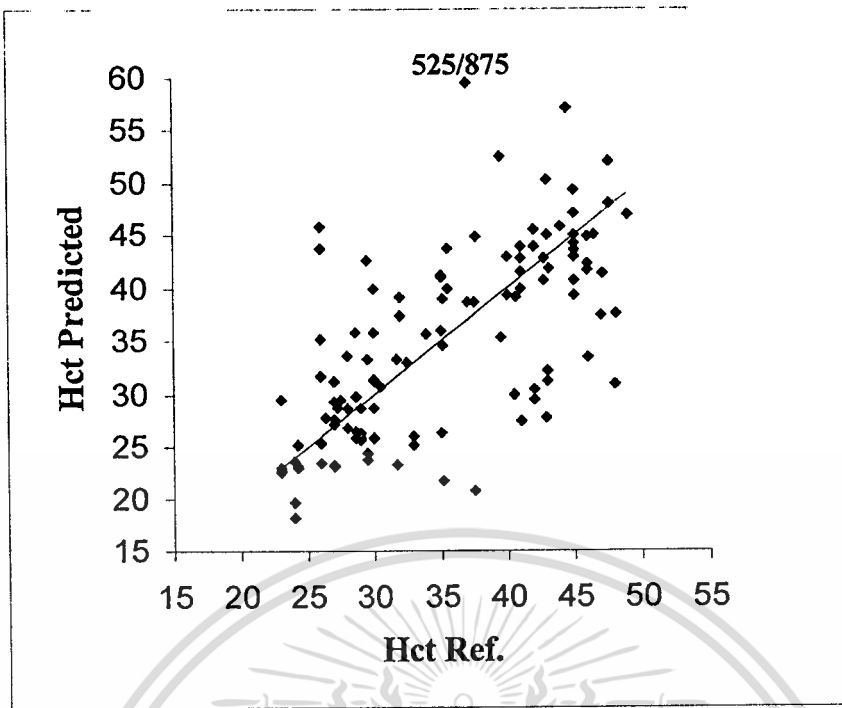
หลังจากได้ค่าคงที่ที่ติดอยู่ในสมการที่ 2.12 โดยใช้กลุ่มตัวอย่างกลุ่มแรก จากนั้นก็ได้สมการที่ 2.12 ที่เต็มรูปแบบ พร้อมสำหรับการใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตซึ่งสมการที่ได้ก็จะมีค่าคงที่สองกลุ่ม คือ กลุ่มแรก สำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ อีกกลุ่มหนึ่ง สำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/950 หลังจากได้สมการที่พร้อมแล้วก็เป็นการนำสมการมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดย เริ่มจากทำการวัดค่าการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วชี้ จากนั้นนำมาคำนวณค่าการดูดกลืนเพื่อที่จะหาอัตราส่วนค่าการดูดกลืนของคู่ความยาวคลื่นแสง หรือ ค่า  $R_{12}$  แล้วใช้ค่า  $R_{12}$  คำนวณย้อนกลับออกมาเป็นค่าฮีมาโตคริต ซึ่งสมการที่ใช้คำนวณย้อนกลับคือ

$$H = \frac{k_1 - R_{12}k_3}{R_{12}k_4 - k_2} \quad (5.7)$$

การใช้สมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตได้แบ่งเป็นสองตอน คือ ตอนที่หนึ่ง ใช้สมการสำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/875 และตอนที่สอง ใช้สมการสำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/950 ซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

#### 5.5.3.1 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875

ในตอนนี้เป็นการนำสมการที่ 5.2 พร้อมด้วยค่าคงที่กลุ่มแรกคือค่าคงที่  $k_1 = 87.23$   $k_2 = 95.85$   $k_3 = -22.61$  และ  $k_4 = 44.65$  ซึ่งเป็นค่าคงที่สำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/875 ในรูปที่ 5.18 แกนตั้งเป็นค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการทำนายด้วยสมการ แกนนอนเป็นค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการวัดโดยวิธีการปั่นเลือด ถ้าค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้จากสมการมีค่าเท่ากับหรือใกล้เคียงค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด จุดข้อมูลบนกราฟอยู่ในแนวเส้นทแยง



รูปที่ 5.18 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875

ในการวิเคราะห์ถึงค่าความแม่นยำของเครื่องมือวัด จะใช้หลักการทางสถิติเข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ ตัวแปรที่นิยมใช้ช่วยในการวิเคราะห์ค่าความแม่นยำของเครื่องมือวัดที่ใช้กันบ่อย ตัวหนึ่งคือ ค่าเฉลี่ย หรือ bias ค่าเฉลี่ยในที่นี้หมายถึง ค่าความแตกต่างระหว่างค่าฮีมาโตคริตที่อ่านได้ด้วยวิธีการปั่นเลือดและค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการทำนายด้วยสมการ ซึ่งคำนวณจาก

$$bias = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} = \bar{x} \quad (5.8)$$

โดยที่  $x_i$  คือ ผลต่างของค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการวัดด้วยวิธีการปั่นกับค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้จากสมการ  $N$  คือ จำนวนของข้อมูลทั้งหมดที่ทำการวัด ค่าความแม่นยำสามารถที่จะนำหลักการทางสถิติมาช่วยในการอธิบายโดยใช้ค่า เบี่ยงเบนมาตรฐานหรือ Standard deviation (SD) ของค่าความแตกต่างระหว่าง ค่าฮีมาโตคริตที่อ่านได้ด้วยวิธีการปั่นเลือดและค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้สมการ ซึ่งมีค่าเท่ากับ

$$precision = SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (5.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการอ้างอิงถึงค่าที่ทำนายได้กับค่าที่วัดได้ด้วยวิธีการป้อนเลือดจะอ้างอิงที่เปอร์เซ็นต์ความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ หรือ เรียกว่า confidence limit percentage ซึ่งจะมีค่าประมาณ 1.96 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน คือ

$$95\% \text{ Confidence limit} = 1.96 \times SD \approx 2 \times SD \quad (5.10)$$

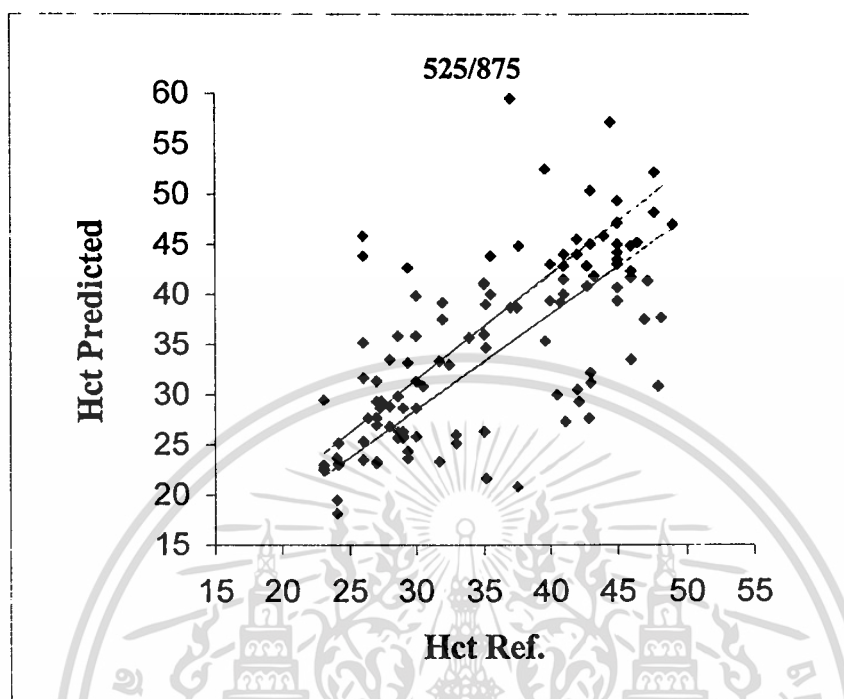
ซึ่งจะได้ใช้สมการดังกล่าวมาข้างต้นเพื่อการวิเคราะห์ค่าความแม่นยำในการทำนายต่อไป

จากข้อมูลเกี่ยวกับรูปที่ 5.18 สามารถที่จะคำนวณค่า bias ได้เท่ากับ +1.142 เปอร์เซ็นต์ ได้ ค่า SD หรือ precision เท่ากับ +9.275 เปอร์เซ็นต์ และตัวสุดท้ายคือ 95% confidence limit หรือ ค่าความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ มีค่าเท่ากับ +18.179 เปอร์เซ็นต์ ค่า bias +1.142 เปอร์เซ็นต์นั้น หมายถึงว่า สมการที่ใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตนั้น ทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาได้เกินจากค่าฮีมาโตคริตที่แท้จริงเป็นส่วนใหญ่ เนื่องจากเครื่องหมายเป็นบวก 1.142 เปอร์เซ็นต์ ค่าความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ เท่ากับ +18.179 หมายถึงว่า สมการที่ใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตสามารถที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาได้ในช่วง ระหว่าง 1.142 – 18.179 เปอร์เซ็นต์ และ 1.142 + 18.179 เปอร์เซ็นต์ หรือ ก็คือ สมการที่ใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตสามารถที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริต ออกมาได้อยู่ในช่วงระหว่าง - 17.036 เปอร์เซ็นต์ ถึง + 19.322 เปอร์เซ็นต์ จากค่าจริงด้วยความน่าจะเป็น 95 เปอร์เซ็นต์ อธิบายง่าย ๆ ก็คือ สมการที่นำมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในการศึกษาทดลองครั้งนี้ สามารถที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงคือทำนายน้อยกว่า ความเป็นจริงไป 17.036 เปอร์เซ็นต์ และทำนายเกินจากความเป็นจริง ไป 19.322 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งโอกาสที่จะทำนายได้น้อยไปจากความเป็นจริงหรือมากเกินไปจากค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการป้อนเลือดนี้ มีโอกาสเกิดขึ้น มากถึง 95 เปอร์เซ็นต์

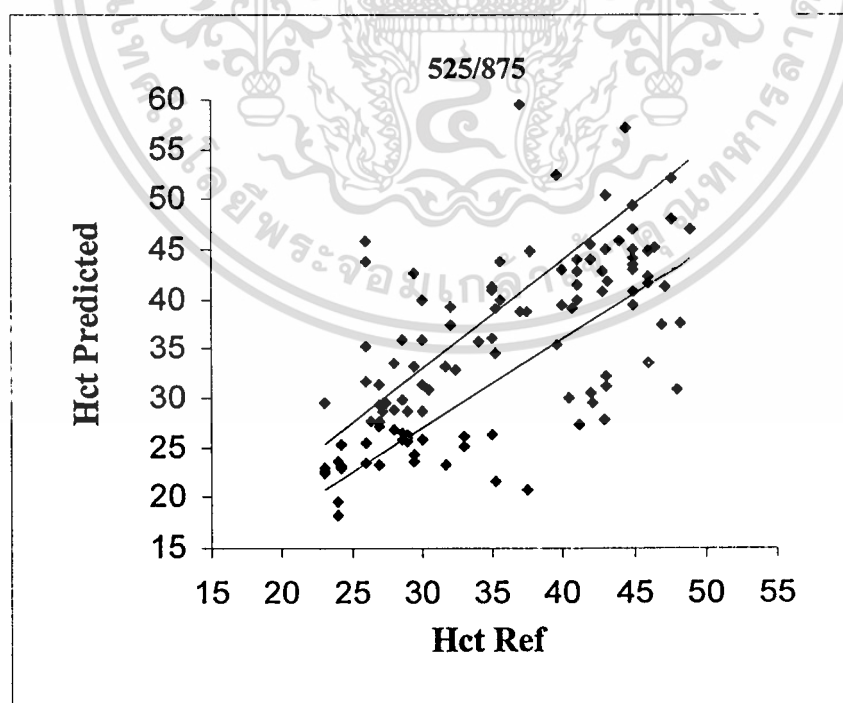
รูปที่ 5.19 เป็นรูปที่แสดงให้เห็นถึงขอบเขตของค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตที่ 5 เปอร์เซ็นต์ หมายถึง ว่าถ้าหากตั้งกำแพงว่าค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในการทำนายค่าฮีมาโตคริตสามารถที่จะยอมรับการทำนายที่คลาดเคลื่อนไปจากค่าที่ได้ด้วยวิธีการป้อนเลือดเพียงแค่ 5 เปอร์เซ็นต์ ตัวอย่างเช่น ถ้าค่าฮีมาโตคริต เท่ากับ 100 นั่นคือ สมการสามารถทำนายได้อยู่ในช่วง 95 ถึง 105 นั่นเอง

จากข้อมูลในรูปที่ 5.19 เมื่อคิดค่าความผิดพลาดที่สามารถยอมรับได้แค่ 5 เปอร์เซ็นต์ สมการสามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้อง 41.6 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับจำนวนข้อมูลตัวอย่างทั้งหมดที่เก็บมา ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับสมการแบบเก่า นั้น สมการแบบเก่าสามารถทำนายได้ถูกต้องเพียง 33.3 เปอร์เซ็นต์ ที่ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 5 เปอร์เซ็นต์เท่ากัน เมื่อคิดค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้คือ 10 เปอร์เซ็นต์ สามารถที่จะกำหนดขอบเขตแนวของความผิดพลาดได้ดังรูปที่ 5.20 จากข้อมูลชุดเดียวกันกับรูปที่ 5.18 สมการสามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ถูกต้องเพิ่มขึ้นเป็น 48.8 เปอร์เซ็นต์ และเพิ่มเป็น 70.4 เปอร์เซ็นต์เมื่อยอมรับค่าความผิดพลาดในการทำงานที่ 20 เปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 5.21

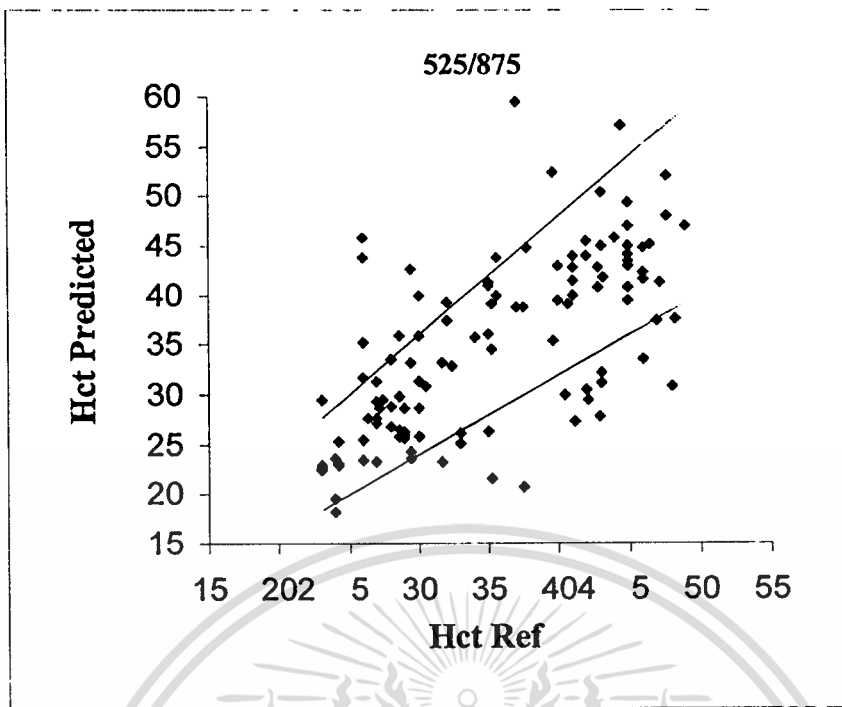


รูปที่ 5.19 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 5 เปอร์เซ็นต์



รูปที่ 5.20 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 10 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.21 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ที่ค่าความผิดพลาด 20 เปอร์เซ็นต์

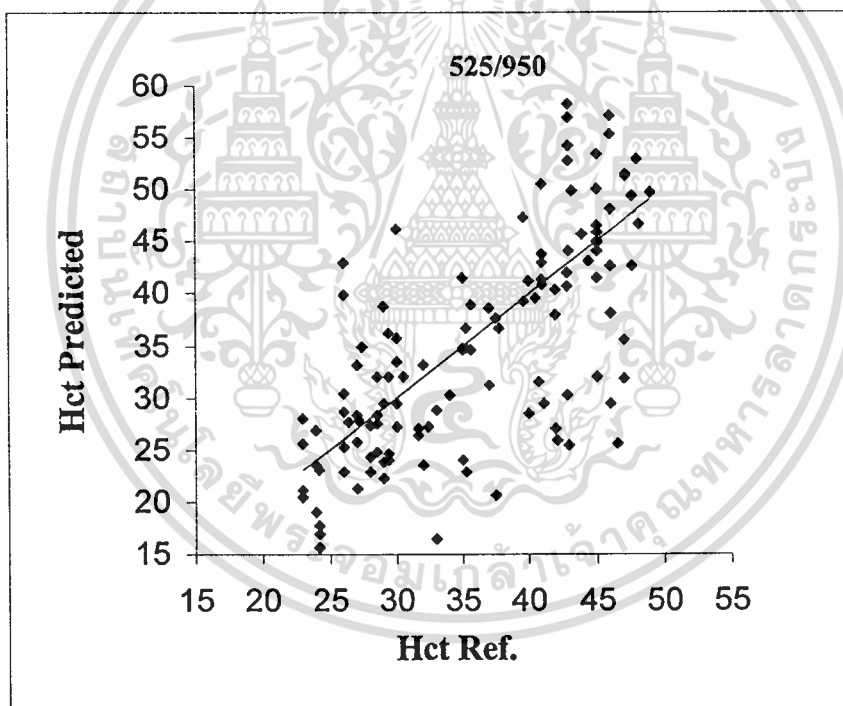
หากพิจารณาถึงค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ (Correlation Coefficient) ระหว่างค่าฮีมาโตคริตที่คำนวณได้กับค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้จากวิธีการปั่น ได้ค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เท่ากับ 0.6589 หรือ 65.89 เปอร์เซ็นต์ โดยถ้าค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์มีค่าเข้าใกล้ หนึ่ง หรือร้อยเปอร์เซ็นต์นั้นหมายความว่า ข้อมูลทั้งสองชุดที่เอามาหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เป็นข้อมูลชุดเดียวกัน

### 5.5.3.2 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950

ในการใช้สมการเพื่อการทำนายค่าฮีมาโตคริตตอนที่สองนี้ จะได้ใช้ค่าคงที่กลุ่มที่สองคือ ค่าคงที่สำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร ซึ่งค่าคงที่คือ  $k_1 = 50.66$   $k_2 = 129.62$   $k_3 = -28.61$  และ  $k_4 = 59.68$  ผลที่ได้ดังปรากฏดังรูปที่ 5.22 ต่อไปจะทำการวิเคราะห์เช่นเดียวกับหัวข้อที่ผ่านมา คือ คู่ความยาวคลื่น 525/875 ในส่วนของคู่ความยาวคลื่น 525/950 นี้ได้ค่า bias เท่ากับ -1.103 เปอร์เซ็นต์ ได้ค่า Precision หรือ SD เท่ากับ +7.330 เปอร์เซ็นต์ มีค่าเปอร์เซ็นต์ความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ เท่ากับ 14.369 เปอร์เซ็นต์ เช่นเดียวกับที่กล่าวในหัวข้อที่ผ่านมา ค่าต่าง ๆ สามารถบ่งชี้ได้ว่า สมการที่นำมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตนี้ สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตคลาดเคลื่อนจากค่าฮีมาโตคริตที่วัดด้วยวิธีการปั่นเลือด อยู่ในช่วง -14.368 ถึง +13.265 คือทำนายค่าได้น้อยกว่าการวัดด้วยวิธีการปั่นเลือด 14.386 เปอร์เซ็นต์ และ ทำนายค่าฮีมาโตคริตได้มากกว่า ค่าฮีมาโตคริตที่วัดโดยวิธีการปั่นเลือด 13.265 เปอร์เซ็นต์ โดยมีโอกาสทำนายคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงดังกล่าวสูงถึง 95 เปอร์เซ็นต์

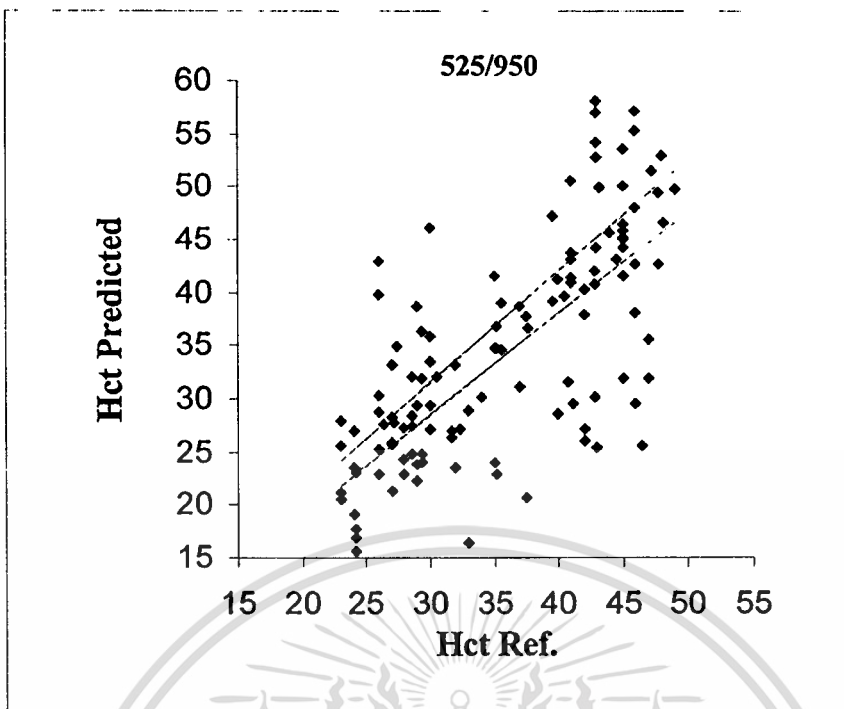
เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หากพิจารณาถึงค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์การใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 มีค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เท่ากับ 0.7175 หรือ 71.75 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมากกว่า การใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 นั้นบ่งบอกว่า ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายด้วย ค่าคงที่กลุ่มที่สอง สำหรับคู่ความยาวคลื่น 525/950 นั้น มีความสัมพันธ์ไปในทิศทางเดียวกันมากกว่าการใช้ค่าคงที่กลุ่มแรกซึ่งเป็นค่าคงที่สำหรับ 525/875 รูปที่ 5.23 เป็นรูปที่แสดงถึงขอบเขตของความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 5 เปอร์เซ็นต์ นำมาคำนวณได้เป็นค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง เท่ากับ 36.8 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งทำนายได้ถูกต้องน้อยกว่าคู่ความยาวคลื่น 525/875 แต่ เมื่อเทียบกับงานวิจัยต้นแบบซึ่งเป็นการใช้สมการแบบเก่าแล้ว ยังถูกต้องมากกว่า โดยการใช้สมการแบบเก่าสามารถทำนายได้ถูกต้องเพียง 33.3 เปอร์เซ็นต์ ที่ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 5 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเพิ่มค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้เป็น 10 เปอร์เซ็นต์ดังรูปที่ 5.24 พบว่า สามารถทำนายได้ถูกต้องเพิ่มมากขึ้นเป็น 40.8 เปอร์เซ็นต์ และเพิ่มเป็น 68 เปอร์เซ็นต์ เมื่อ ค่าความผิดพลาดในการทำนายที่ยอมรับได้เป็น 20 เปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 5.25

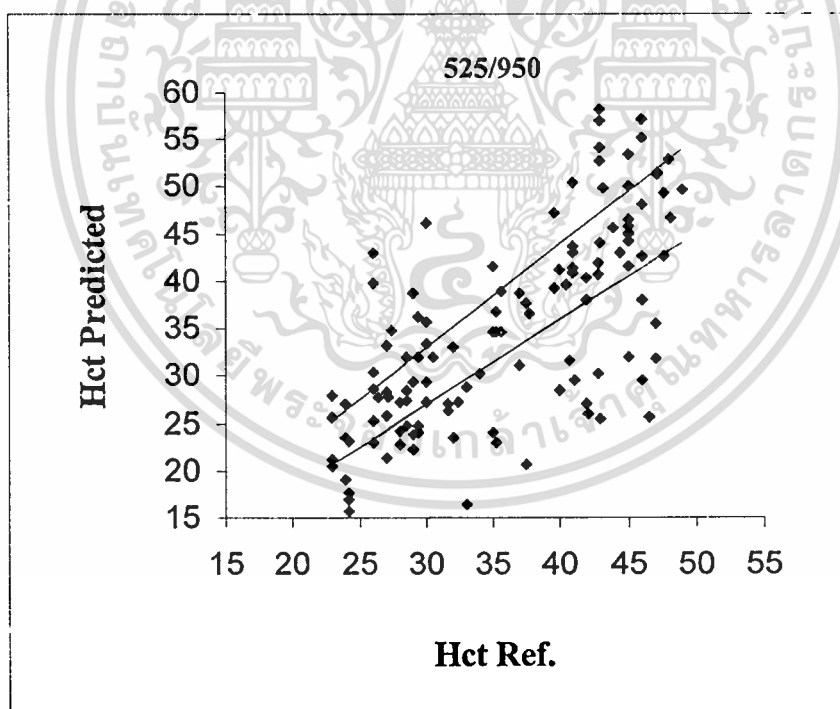


รูปที่ 5.22 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 นาโนเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

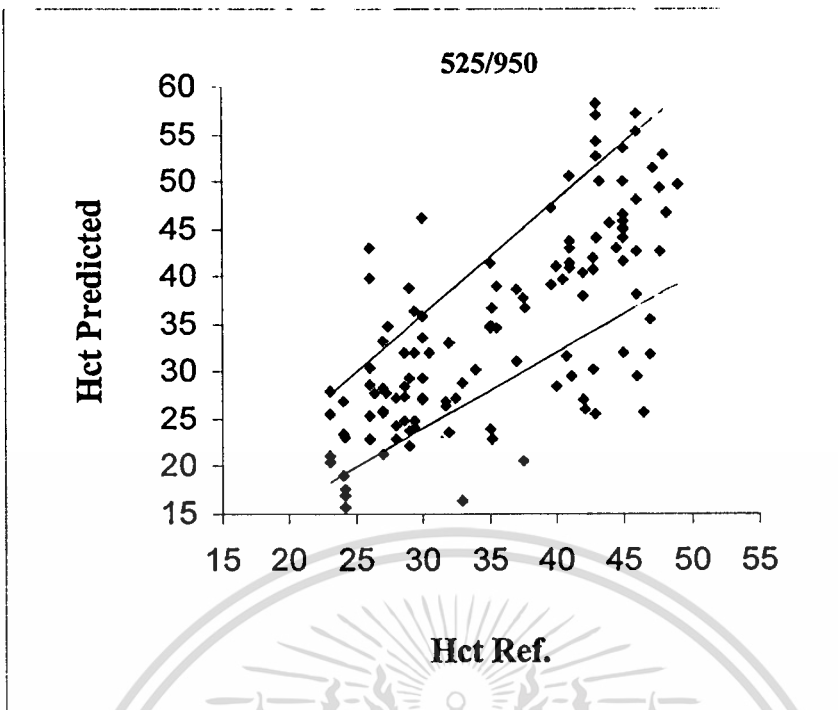


รูปที่ 5.23 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 5 เปอร์เซ็นต์



รูปที่ 5.24 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้ค่าความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 10 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



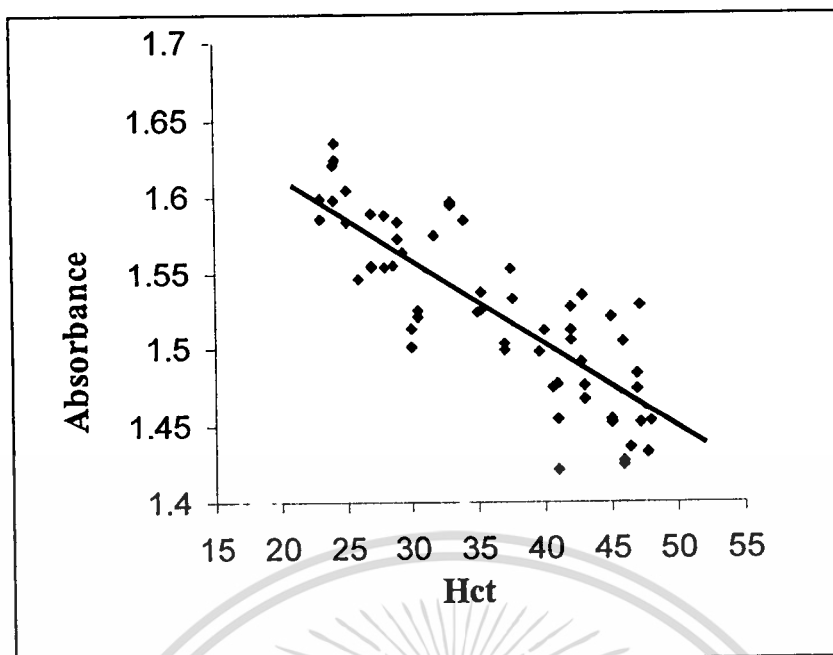
รูปที่ 5.25 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 ที่ค่าความผิดพลาด 20 เปอร์เซ็นต์

#### 5.5.4 การทดลองเพิ่มเติมการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยการใช้ค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร

เนื่องจากค่าการดูดกลืนแสงที่คำนวณได้จากค่าการดูดกลืน มีลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่ค่อนข้างเป็นเชิงเส้น ดังนั้นจึงได้ทำการทดลองเพิ่มเติมโดยนำค่าการดูดกลืนของค่าความยาวคลื่นแสง 525 นาโนเมตร มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยตรง จากค่าการดูดกลืนที่ได้ นำมาแบ่งเป็นสองส่วน ส่วนแรกจำนวน 62 ค่า นำมาใช้ในการหาค่าคงที่ในสมการเชิงเส้น และส่วนที่สองเป็นส่วนของการทดลองใช้สมการเชิงเส้น และค่าคงที่ ที่ได้มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยสมการเชิงเส้นที่ใช้เป็นสมการอย่างง่าย คือ

$$y = ax + b \quad (5.11)$$

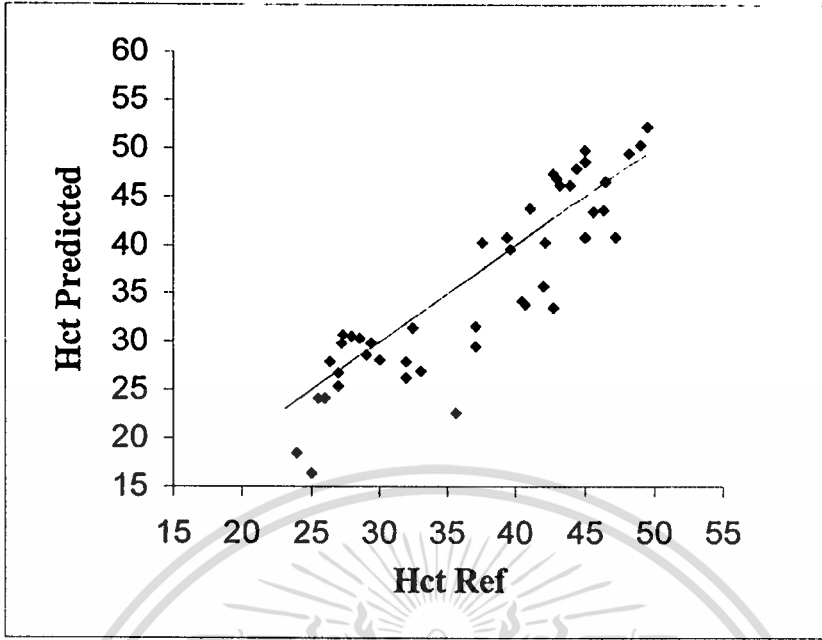
กำหนดให้  $y$  แทนค่าการดูดกลืนแสง และ  $x$  แทนค่าฮีมาโตคริต จากนั้นก็ใช้โปรแกรม MATLAB ในการหาค่าคงที่  $a$  และ  $b$  ออกมา ได้ค่า คงที่  $a$  และ  $b$  เท่ากับ  $-0.005503$  และ  $1.723$  ตามลำดับ



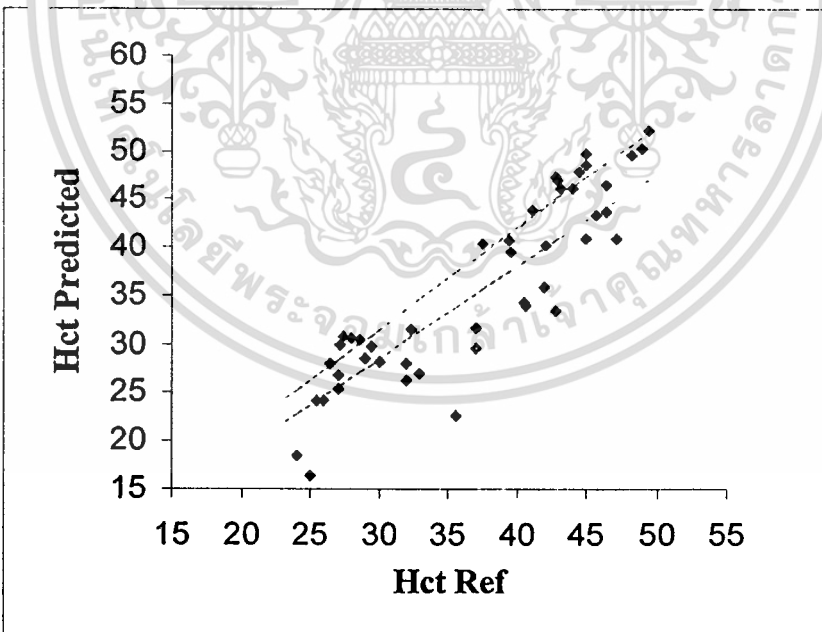
รูปที่ 5.26 ค่าการดูดกลืนที่ความยาวคลื่น 525 นาโนเมตร ที่ฮีมาโตคริตค่าต่าง ๆ

จากรูปที่ 5.26 แนวเส้นทึบเป็นแนวเส้นของสมการเชิงเส้นที่ได้สร้างขึ้นเพื่อนำมาเชื่อมโยงใช้สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต รูปที่ 5.27 แสดงค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยใช้สมการเชิงเส้นที่สร้างขึ้นแสดงบนแนวแกนตั้ง ส่วนทางแกนนอนแสดงค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้โดยการใช้วิธีการปั่นเลือด เส้นทแยงหมายถึงค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยการใช้สมการที่ค่าเท่ากับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากวิธีการปั่นเลือด ถ้าจุดอยู่ใกล้เส้นมากเท่าใดนั้นบ่งบอกว่าการใช้สมการเชิงเส้นในการทำนายนั้นสามารถทำนายได้ถูกต้องแม่นยำนั่นเอง

รูปที่ 5.28 แสดงถึงค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายโดยสมการเชิงเส้นที่สร้างขึ้นบนแนวแกนตั้ง และ ค่าฮีมาโตคริตที่ใช้เป็นค่าอ้างอิงซึ่งได้จากวิธีการวัดแบบวิธีการปั่นเลือด โดยมีขอบเขตของความผิดพลาด ที่ยอมรับได้ที่ 5 เปอร์เซ็นต์ สมการสามารถทำนายได้ถูกต้องได้ 31.75 เปอร์เซ็นต์ จากข้อมูลทั้งหมด 63 ค่าหากพิจารณาถึงค่า สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าฮีมาโตคริตที่คำนวณจากสมการเชิงเส้นที่สร้างขึ้นกับค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เท่ากับ 0.8956 หรือ 89.56 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมีค่าค่อนข้างมาก มากกว่าการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสอง คือ 525/875 ที่ 65.89 เปอร์เซ็นต์ และ 525/950 ที่ 71.75 เปอร์เซ็นต์ เมื่อกำหนดขอบเขตค่าความผิดพลาดที่ 10 เปอร์เซ็นต์ สามารถทำนายถูกต้องได้ 61.90 เปอร์เซ็นต์ ดังแสดงในรูปที่ 5.29 และถ้าหากว่าเพิ่มค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ยอมรับได้เป็น 20 เปอร์เซ็นต์ สมการก็สามารถที่จะทำนายได้ค่าฮีมาโตคริตออกมาถูกต้องถึง 93.84 เปอร์เซ็นต์ ดังแสดงในรูปที่ 5.30

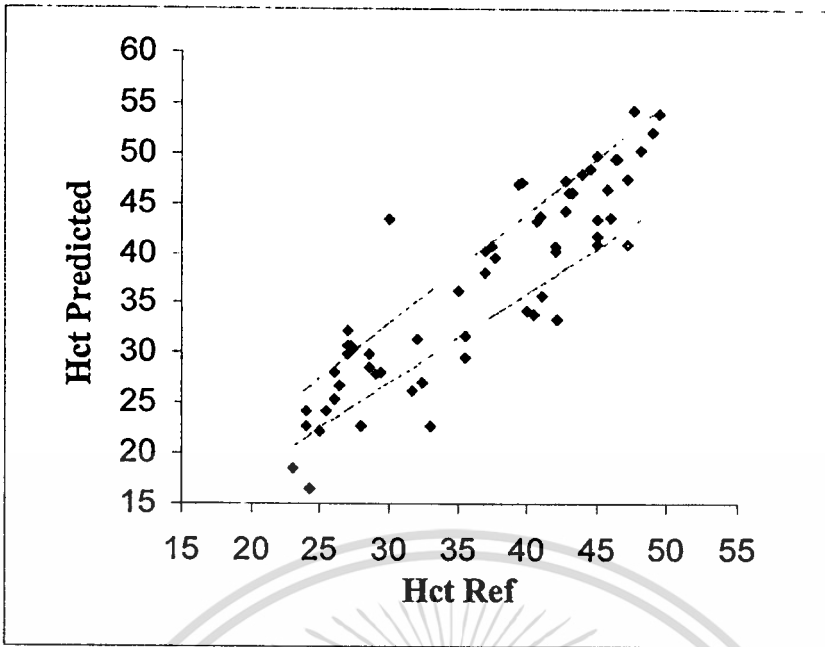


รูปที่ 5.27 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยสมการเชิงเส้นที่สร้างขึ้นบนแนวแกนตั้งและค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยการใช้วิธีการปั่นเลือดแสดงบนแกนแนวนอน

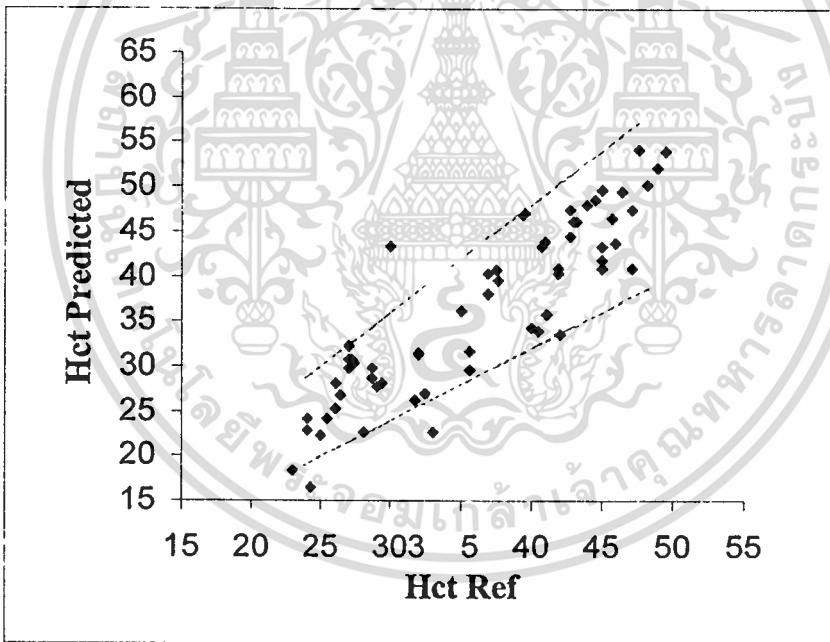


รูปที่ 5.28 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 5 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.29 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 10 เปอร์เซ็นต์



รูปที่ 5.30 ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายเมื่อกำหนดให้ค่าความผิดพลาดที่ยอมรับได้ 20 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 6

### การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในเนื้อหาบทนี้ จะเป็นการนำหลักการทางสถิติมาช่วยในการวิเคราะห์ค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริต เพื่อบ่งบอกถึงความชัดเจนและความเป็นไปได้ ในการใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยได้วิเคราะห์ถึงตัวแปรต่าง ๆ อย่างเช่น ความแปรปรวนของค่าความผิดพลาดเมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ ค่าความถูกต้องในการทำนาย ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยของการทำนายค่าฮีมาโตคริต เมื่อเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด

#### 6.1 ทดสอบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในการทำนายค่าฮีมาโตคริต

เพื่อที่จะทดสอบค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ว่าแตกต่างไปจากค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือดเท่าใด โดยการนำค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายด้วยการใช้คู่ความยาวคลื่นทั้งสอง มาหาค่าความแตกต่างจากฮีมาโตคริตที่วัดด้วยวิธีการปั่นเลือดของแต่ละตัวอย่างที่ได้เก็บมาจากนั้นใช้สมการทดสอบคือ

$$Z = \frac{\bar{x} - \mu_0}{S / \sqrt{n}} \quad (6.1)$$

เมื่อ  $Z$  คือ สถิติทดสอบ

$\bar{x}$  คือ ค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดของตัวอย่าง

$\mu_0$  คือ ค่าเฉลี่ยที่สนใจ

$S$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวอย่าง

จากนั้นนำค่า  $Z$  ที่ได้ ไปเปิดตาราง(ซึ่งมีอยู่ทั่วไปในหนังสือเกี่ยวกับการวิเคราะห์ทางด้านสถิติ) แล้วหาค่า P-value ออกมา ซึ่งค่า P-value หรือค่า Significance(Sig.) ของการทดสอบสมมุติฐานใดๆ หมายถึง ค่าที่น้อยที่สุดของระดับนัยสำคัญ ( $\alpha$ ) ที่จะทำให้สมมุติฐานนั้นๆ ถูกปฏิเสธ โดยจะได้นำค่า P-value มาใช้เพื่อการวิเคราะห์ถึงความเป็นไปได้ของสมมุติฐานต่อไป โดยมีลำดับเป็นขั้นตอนคือ

1. ตั้งสมมุติฐานว่า ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยของค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 มีค่าผิดพลาดไปจากค่าฮีมาโตคริตที่วัดด้วยวิธีการปั่นไม่น่าจะน้อยกว่าหรือเท่ากับ 6 เขียนเป็นสมการสมมุติฐานได้คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของกรมส่งเสริมการค้าระหว่างประเทศ กระทรวงพาณิชย์ หากท่านนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$H_0: \mu_0 \leq 6$  ค่าผิดพลาดน่าจะน้อยกว่า หรือเท่ากับ 6

$H_1: \mu_0 > 6$  ค่าผิดพลาดมากกว่า 6

2. กำหนดความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซนต์ว่า น่าจะเป็นไปได้ หรือ  $\alpha = 0.05$

3. ขอบเขตการปฏิเสธ  $H_0$  จะถูกปฏิเสธเมื่อ  $Z > 1.645$  หรือ P-value น้อยกว่า  $\alpha$

4. คำนวณค่า Z ได้เท่ากับ 0.12 ที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 และ ได้ ค่า  $Z = -1.23$  ที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 นำไปหา ค่า P-value ที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 ได้ ค่า P-value เท่ากับ 0.4538 ส่วนที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 ได้ค่า P-value เท่ากับ 0.1093

5. ผลการคำนวณพบว่า ค่า P-value มีค่า 0.4538 และ 0.1093 สำหรับคู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ตามลำดับ ซึ่งมีค่ามากกว่าค่า  $\alpha$  นั้นหมายถึงว่า สมมติฐาน  $H_0$  ไม่สามารถที่จะปฏิเสธได้

6. สรุปผล จากผลการคำนวณพบว่ามีความเป็นไปได้ 95 เปอร์เซนต์ที่จะใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ในการทำนายค่าสีมาโตคริตออกมาแล้วค่าแตกต่างไปจากค่าจริง  $\pm 6$  ถ้าหากสังเกตจากค่า P-value จะเห็นว่า ค่า P-value ของคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีค่ามากกว่า 525/950 ซึ่งอาจจะพอบอกได้ว่าคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีความน่าเชื่อถือสูงกว่า เนื่องจากค่า P-value มีค่าห่างจากค่า  $\alpha$  มากกว่า

## 6.2 ทดสอบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในการทำนายค่าสีมาโตคริตเมื่อคิดในรูปร้อยละ

ในหัวข้อนี้จะได้ใช้หลักการเดียวกับหัวข้อที่ 6.1 แต่ได้นำค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าสีมาโตคริตในแต่ละตัวอย่างมาคำนวณให้อยู่ในรูปของร้อยละ แล้วนำค่าร้อยละของความผิดพลาดของแต่ละตัวอย่างค่าสีมาโตคริตมาใช้ในการคำนวณโดยใช้สมการ 6.1

1. ตั้งสมมติฐานว่า ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยของค่าสีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 มีค่าผิดพลาดจากค่าสีมาโตคริตที่วัดด้วยวิธีการปั่นไม่น่าจะมากกว่า 15 % เขียนเป็นสมการสมมติฐานได้ คือ

$H_0: \mu_0 \leq 15$  ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยน่าจะน้อยกว่า หรือเท่ากับ 15%

$H_1: \mu_0 > 15$  ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยมากกว่า 15%

2. กำหนดความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซนต์ว่าน่าจะเป็นไปได้หรือ  $\alpha = 0.05$

3. ขอบเขตการปฏิเสธ  $H_0$  จะถูกปฏิเสธเมื่อ  $Z > 1.645$  หรือ P-value น้อยกว่า  $\alpha$

4. คำนวณค่า Z ได้เท่ากับ 0.9722 ที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 และ ได้ ค่า  $Z = 0.4266$  ที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 นำไปหา ค่า P-value ที่คู่ความยาวคลื่น 525/875 ได้ ค่า P-value เท่ากับ 0.1655 ส่วนที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 ได้ค่า P-value เท่ากับ 0.3348

5. ผลการคำนวณพบว่า ค่า P- value มีค่า 0.1655 และ 0. 0.3348 สำหรับคู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ตามลำดับ ซึ่งมีค่ามากกว่าค่า  $\alpha$  นั้นหมายถึงว่า สมมติฐาน  $H_0$  ไม่สามารถที่จะปฏิเสธได้

6. สรุปผล จากผลการคำนวณพบว่ามีความเป็นไปได้ 95 เปอร์เซ็นต์ที่จะใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาแล้ว มีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 15 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่วัดได้ด้วยวิธีการปั่นเลือด แต่ถ้าหากสังเกตจากค่า P- value จะเห็นว่า ค่า P- value ของคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีค่าน้อยกว่า 525/950 ซึ่งขัดแย้งกันกับสมมติฐานในหัวข้อที่ 6.1 ซึ่งจะได้ทำการทดสอบด้วยวิธีอื่นต่อไป

### 6.3 ทดสอบค่าการแจกแจงของค่าผิดพลาดเฉลี่ย

เป็นการทดสอบแบบ wilcoxon signed Rank test for the mathematic paired difference เมื่อจำนวนตัวอย่างที่ใช้ในการทดสอบมีขนาดใหญ่ หรือ มากกว่า 50 โดยการใช้ ค่าสถิติทดสอบ Z โดย Z คำนวณจาก

$$Z = \frac{T - n(n-1)/4}{\sqrt{n(n+1)(2n+1)/24}} \quad (6.2)$$

โดย T คือ ผลรวมของลำดับที่ ของผลต่างของค่าความผิดพลาดระหว่างคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 ที่มีค่าเป็นบวกและลบ[23] และ n คือ จำนวนตัวอย่างในการทดสอบ

1. ตั้งสมมติฐานในการทดสอบว่า ค่าการกระจายตัวของค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดไม่น่าที่จะแตกต่างกัน โดย

$$H_0: M_A = M_B$$

$$H_1: M_A \neq M_B$$

โดย ที่  $M_A$  แทน การแจกแจงของค่าผิดพลาดเฉลี่ยของคู่ความยาวคลื่น 525/875

$M_B$  แทน การแจกแจงของค่าผิดพลาดเฉลี่ยของคู่ความยาวคลื่น 525/950

2. กำหนดความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ ว่า น่าจะเป็นไปได้ หรือ  $\alpha = 0.05$

3. ขอบเขตการปฏิเสธ  $H_0$  จะถูกปฏิเสธเมื่อ  $|Z| > 1.645$  หรือ P- value น้อยกว่า  $\alpha$

4. คำนวณค่า Z ได้เท่ากับ -3.0136 เปิดตารางได้ค่า P- value = 0.0013

5. ผลการคำนวณพบว่า ค่า P- value มีค่า 0.0013 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าค่า  $\alpha$  นั้นหมายถึงว่า สมมติฐาน  $H_0$  ถูกปฏิเสธ

6. สรุปผลจากผลการทดสอบข้อมูลตัวอย่าง บ่งชี้ว่าค่าการกระจายตัวของเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดของคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีความแตกต่างกับคู่ความยาวคลื่น 525/950 โดยมีโอกาสเป็นไปได้สูงถึง 95 เปอร์เซ็นต์

#### 6.4 ทดสอบเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในรูปร้อยละ

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่าค่าความผิดพลาดที่คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ ระหว่าง 525/875 น้อยกว่า หรือเท่ากับ 525/950 หรือไม่ โดยใช้สถิติทดสอบเช่นเดียวกับกับหัวข้อ 6.3 สมการที่ 6.2 แต่ ค่าที่นำมาทำการเปรียบเทียบเป็นค่าร้อยละของค่าความผิดพลาด ไม่ได้เป็นค่าความผิดพลาดโดยตรงจากการทำนายเหมือนอย่างการทดสอบในหัวข้อที่ 6.3

- ตั้งสมมติฐาน โดยคิดว่า ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ไม่น่าจะมากกว่า การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/950  
 $H_0$ : ค่าความผิดพลาดในการทำนายด้วย 525/875 น้อยกว่า หรือเท่ากับ 525/950  
 $H_1$ : ค่าความผิดพลาดในการทำนายด้วย 525/875 มากกว่า 525/950
- กำหนดความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ ว่า น่าจะเป็นไปได้ หรือ  $\alpha = 0.05$
- ขอบเขตการปฏิเสธ  $H_0$  จะถูกปฏิเสธเมื่อ  $|Z| > 1.645$  หรือ P-value น้อยกว่า  $\alpha$
- คำนวณค่า Z ได้เท่ากับ 0.0948 เปิดตารางได้ค่า P-value = 0.4622
- ผลการคำนวณพบว่าค่า P-value มีค่า 0.4622 ซึ่งมีค่ามากกว่าค่า  $\alpha$  นั้นหมายถึงว่า สมมติฐาน  $H_0$  ไม่สามารถปฏิเสธได้ หรือ เป็นการยอมรับสมมติฐาน  $H_0$  นั้นเอง
- สรุปผลเนื่องจาก P-Value มากกว่า  $\alpha$  จึงไม่ปฏิเสธ  $H_0$  นั้นหมายถึงว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีโอกาสที่จะทำนายได้ถูกต้องมากกว่า การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/950 ถึง 95 เปอร์เซ็นต์ หรือ การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีความแม่นยำมากกว่า นั้นเอง ซึ่งสนับสนุนข้อสรุปในการทดสอบหัวข้อที่ 6.1 ข้อสรุปที่ 6

#### 6.5 ทดสอบความแตกต่างของค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในรูปร้อยละ

ในหัวข้อนี้เป็นการทดสอบเพื่อดูว่าค่าความผิดพลาดเฉลี่ยในรูปร้อยละของค่าความผิดพลาดมีค่าความแตกต่างหรือไม่ระหว่างค่าความผิดพลาดที่ทำนายโดยการ ใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่นแสง 525/950 โดยสถิติทดสอบ Z คำนวณจาก

$$Z = \frac{(\bar{x}_1 - \bar{x}_2) - d_0}{\sqrt{s_1^2/n_1 + s_2^2/n_2}} \quad (6.3)$$

โดยที่ นี่เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$\bar{x}_1$  คือ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดที่เป็นเปอร์เซ็นต์ของการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875

$\bar{x}_2$  คือ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดที่เป็นเปอร์เซ็นต์ของการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/950

$d_0$  คือ ค่าความแตกต่างของค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เป็นเปอร์เซ็นต์ ระหว่างการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 แต่ในการทดสอบครั้งนี้ สนใจเฉพาะว่า ค่าความผิดพลาดแตกต่างกันหรือไม่ ไม่ได้สนใจว่า แตกต่างเท่าใดเลย ให้ค่า  $d_0$  มีค่าเป็นศูนย์

$s_1^2, s_2^2$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวอย่างที่ใช้ในการทดสอบ

$n_1, n_2$  คือ จำนวนของตัวอย่างในการทดสอบ

จากข้อมูลของค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าสีมาโตคริตเมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ แล้วคำนวณค่าความแตกต่างระหว่างการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 ออกมาแล้ว ทำตามขั้นตอนการวิเคราะห์ต่อไป

1. ตั้งสมมติฐาน โดยคิดว่าค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยเมื่อคิดในรูปของร้อยละสำหรับการทำนายค่าสีมาโตคริตโดยการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 ไม่น่าจะแตกต่าง เมื่อเปรียบเทียบกับการทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/950

$H_0$ : ค่าความผิดพลาดเมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ไม่มีความแตกต่าง

$H_1$ : ค่าความผิดพลาดเมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกัน

2. กำหนดความเชื่อมั่นที่ 95 เปอร์เซ็นต์ว่า น่าจะเป็นไปได้ หรือ  $\alpha = 0.05$

3. ขอบเขตการปฏิเสธ  $H_0$  จะถูกปฏิเสธเมื่อ  $Z < 1.645$

4. คำนวณค่า  $Z$  ได้เท่ากับ 0.5078

5. ผลการคำนวณพบว่าค่า  $Z$  มีค่าน้อยกว่า 1.645 หมายถึงว่า สมมติฐาน  $H_0$  ถูกปฏิเสธ

6. สรุปผล เนื่องจากค่าสถิติทดสอบ  $Z$  ที่ได้มีค่าน้อยกว่าค่าที่ตั้ง นั่นหมายความว่า ค่าความผิดพลาดเมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ ระหว่างการทำนายค่าสีมาโตคริตด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 มีโอกาสที่จะแตกต่างกันสูงถึง 95 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งสนับสนุนบทสรุปที่ 6 ของการทดสอบหัวข้อที่ 6.1

## 6.6 การประมาณค่าความผิดพลาดเฉลี่ยโดยใช้ทฤษฎีลิมิตสู่ส่วนกลาง

### (Central Limit Theorem)

เป็นการทดลองทดสอบเพื่อหาช่วงของค่าผิดพลาดโดยเฉลี่ยของทั้งสองคู่ความยาวคลื่น โดยการใช้ ทฤษฎีลิมิตสู่ส่วนกลาง (Central Limit Theorem) โดยเป็นการประมาณว่า ถ้าหากตัวอย่างที่เก็บได้มีขนาดใหญ่มากพอ ไม่ว่าจะการแจกแจงของกลุ่มข้อมูลตัวอย่างจะเป็นแบบใดก็ตามค่าเฉลี่ยตัวอย่าง ( $\bar{x}$ ) จะมีค่าการแจกแจงเข้าสู่ปกติด้วยค่าเฉลี่ยของประชากรรวม ( $\mu$ ) โดยการใช้ค่าความแปรปรวนของกลุ่มตัวอย่างสามารถที่จะคำนวณช่วงของเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดได้จากเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\bar{x} - z_{1-\alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}} < \mu < \bar{x} + z_{1-\alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (6.4)$$

โดยที่  $s$  แทนค่าความแปรปรวนของค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกลุ่มตัวอย่าง  $n$  แทนจำนวนของตัวอย่าง  $Z$  เป็นสถิติทดสอบได้จากการกำหนดค่า  $\alpha$  โดยในการทดลองหาค่าขอบเขตของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดได้กำหนดค่า  $\alpha$  มีค่าเท่ากับ 0.05 นั่นก็คือ การกำหนดค่าความน่าจะเป็นของค่าความผิดพลาดในช่วงที่จะคำนวณไว้ที่ ความน่าจะเป็น 95 เปอร์เซ็นต์

จากผลการคำนวณเมื่อ  $\bar{x}$  ของคู่ความยาวคลื่น 525/875 มีค่าเท่ากับ 16.5648 และมีค่าความแปรปรวนของค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเท่ากับ 17.7044 ได้ค่า  $z_{0.975}$  เท่ากับ 1.96 ได้ช่วงของค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดมีค่าอยู่ในช่วง 13.45 ถึง 19.68 เปอร์เซ็นต์ ส่วนที่คู่ความยาวคลื่น 525/950 มีค่าเฉลี่ยตัวอย่าง  $\bar{x}$  เท่ากับ 15.5387 และมีค่าความแปรปรวนของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเท่ากับ 13.8897 สามารถคำนวณช่วงของค่าความผิดพลาดออกมาได้ในช่วง 13.09 ถึง 17.98 เปอร์เซ็นต์

จากผลการคำนวณด้วยข้อมูลตัวอย่างที่มีพอจะสรุปได้ว่า มีความเป็นไปได้ 95 เปอร์เซ็นต์ที่การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 มีการทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมามีอยู่ในช่วงของค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ระหว่าง 13.45 ถึง 19.68 เปอร์เซ็นต์ และ 13.09 ถึง 17.98 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ

## 6.7 สรุปผลการทดสอบ

จากการทดสอบในหัวข้อที่ 6.1 ถึง 6.6 ด้วยค่าทางสถิติและข้อมูลตัวอย่างที่มี พอที่จะสรุปได้ว่า ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้โดยการใช้สมการแบบใหม่ในการทำนาย มีค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตคลาดเคลื่อนไปจากค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง ซึ่งได้มาด้วยวิธีการวัดแบบการใช้เครื่องเหวี่ยง พบว่า มีความเป็นไปได้สูงถึง 95 เปอร์เซ็นต์ ที่การใช้สมการแบบใหม่ในการทำนายโดยการใช้คู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 ทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมา โดยได้ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดไม่เกิน 15 เปอร์เซ็นต์ หากเมื่อวิเคราะห์ถึงค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดพบว่าการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยคู่ความยาวคลื่นแสง 525/875 และ 525/950 นั้นมีช่วงของค่าความผิดพลาดที่ใกล้เคียงกัน แต่จากข้อมูลที่มีพบว่า การทำนายด้วยคู่ความยาวคลื่น 525/875 น่าจะมีความถูกต้องในการทำนายค่าฮีมาโตคริตมากกว่าการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950

## บทที่ 7

# สรุปผลการศึกษาวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาทดลองถึงการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใช้ค่าการดูกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมือที่เปลี่ยนแปลงตามเวลานั้น เป็นการศึกษาขยายผลต่อเนื่องจากงานวิจัยเดิมที่มีการศึกษาไว้ก่อน [1] ซึ่งเป็นการศึกษาเกี่ยวกับความเป็นไปได้ในการใช้วิธีการทางแสงในการทำนายค่าฮีมาโตคริต ทั้งนี้ในการศึกษาครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเพิ่มเติม ทดสอบถึงความเป็นไปได้ และเพื่อที่จะปรับปรุงพัฒนาเพิ่มความแม่นยำในการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง ซึ่งในงานศึกษาครั้งก่อนนั้น การใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 และ 525/950 สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องเพียง 33.3 เปอร์เซ็นต์ โดยการใช้สมการเชิงเส้นซึ่งได้มาจากการหาค่าเฉลี่ยของการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ ในการศึกษาครั้งนี้ ได้พยายามค้นคว้าและศึกษาเพิ่มเติมถึงสิ่งที่น่าจะเป็นสาเหตุหลัก ที่ทำให้เกิดความผิดพลาดในการทำนาย เพื่อที่จะปรับปรุงพัฒนาสมการให้มีความแม่นยำเพิ่มมากขึ้น

### 7.1 สรุปผลการศึกษาทดลอง

ในการศึกษาทดลอง หลังจากที่ได้ตั้งสมมติฐานว่าค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตที่เกิดขึ้นน่าจะมีผลมาจากการนำค่าการดูกลืนแสงเฉลี่ยมาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยค่าการดูกลืนแสงเฉลี่ยนี้ เป็นค่าการดูกลืนแสงที่รวมค่าการดูกลืนที่เกิดจากค่าการดูกลืนของเนื้อเยื่อ เล็บ และ ส่วนอื่นๆ รวมทั้งค่าการดูกลืนแสงของเลือดซึ่งเป็นสัญญาณแล้วนำมาหาค่าเฉลี่ยแล้วนำมาใช้ในสมการ ดังนั้นอาจจะเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตขึ้น ซึ่งในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้นำมาพิจารณาเฉพาะค่าการดูกลืนแสงที่ได้จากค่าการดูกลืนของเลือด ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ หรือเรียกว่าสัญญาณโฟโตพลีทีสโมกราฟีค มาใช้ในสมการ ดังที่ได้กล่าวไว้ในตอนต้น

จากผลการศึกษาทดลองพบว่า การใช้สมการแบบใหม่ในการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยได้เลือกใช้คู่ความยาวคลื่น 525/875 สามารถทำนายได้ถูกต้องประมาณ 41.6 เปอร์เซ็นต์พิจารณาเทียบจากข้อมูลตัวอย่างที่เก็บมา 125 ค่า ซึ่งการใช้สมการแบบเก่าสามารถทำนายได้ถูกต้องแค่เพียง 33.3 เปอร์เซ็นต์จากข้อมูลที่เก็บมา 116 ค่า ค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเพิ่มขึ้น 8.3 เปอร์เซ็นต์ ส่วนการใช้คู่ความยาวคลื่น 525/950 สามารถทำนายได้ถูกต้อง 36.8 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่สมการแบบเก่าสามารถทำนายได้ถูกต้อง 33.3 เปอร์เซ็นต์ สมการแบบใหม่ทำนายได้ถูกต้องเพิ่มขึ้น 3.5 เปอร์เซ็นต์ ในการศึกษาได้ทดลองแยกกลุ่มข้อมูลตัวอย่างตามกลุ่มช่วงอายุออกเป็น 3 กลุ่ม คือ 20-29 ปี 30-39 ปี และ 40-49 ปี แล้วพบว่า ไม่มีผลต่อค่าการดูกลืนแสงที่ปลายนิ้วมือ ดังได้แสดงไว้

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในบทที่ 5 เช่นเดียวกับการแบ่งกลุ่มตัวอย่างออกตามเพศก็ไม่มีผลต่อค่าการดูกลืนแสงเช่นกัน ส่วนสีผิวซึ่งมีผลต่อค่าการดูกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมือนั้น ในการศึกษาที่พยายามลดอิทธิพลโดยในการวัดค่าการส่งผ่านแสงได้วัด โดยให้แสงส่งผ่านปลายนิ้วบริเวณปลายเล็บมือ ซึ่งแต่ละคนจะมีลักษณะสีในบริเวณส่วนนี้ที่คล้ายๆ กัน ทั้งยังได้เลือกเฉพาะผู้ป่วยอาสาสมัครที่ลักษณะผิวใกล้เคียงกันเป็นผิวสีแทน ที่สำคัญ ผู้ป่วยอาสาสมัครสำหรับการทดลองในครั้งนี้ เล็บมือของแต่ละคนต้องไม่มีการทาสีเล็บนิ้วมือหรือ อื่นใดทั้งสิ้น

ผลการวิเคราะห์ทางสถิติในบทที่ 6 สามารถที่จะสรุปโดยอ้างอิงจากข้อมูลตัวอย่างที่ทำการเก็บมาพบว่า มีความเป็นไปได้ถึง 95 เปอร์เซ็นต์ที่การนำสมการแบบใหม่มาใช้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยการใส่คู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสอง คือ 525/875 และ 525/950 แล้ว ค่าฮีมาโตคริตที่ทำนายได้มีค่าความผิดพลาดน้อยกว่า หรือเท่ากับ 15 เปอร์เซ็นต์ และจากการทดสอบพบว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยการใส่คู่ความยาวคลื่น 525/875 มีความแม่นยำสูงกว่าการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยการใส่คู่ความยาวคลื่น 525/950 ตามการทดสอบในหัวข้อที่ 6.1 6.4 และ 6.5 ในบทที่ 6

## 7.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนา

ในการศึกษาการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยกระบวนการทางแสงนั้น สิ่งสำคัญคือ ต้องหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูกลืนแสงและค่าฮีมาโตคริตที่มีความเป็นเชิงเส้นกันมากที่สุด เพื่อลดค่าความผิดพลาดในการทำนายย้อนกลับ จากสมการที่นำมาใช้จะเห็นถึงการลดหรือ การคิดเชิงประมาณเพื่อตัดปัญหาความยุ่งยากจากส่วนที่ไม่ต้องการออกไป ซึ่งอาจจะเป็นส่วนหนึ่งที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดขึ้นด้วย ดังนั้นเพื่อที่จะปรับปรุงความสามารถในการทำนายค่าฮีมาโตคริตให้มีความแม่นยำมากขึ้นจำเป็นต้องศึกษาให้ละเอียดลึกซึ้งถึงปัจจัยเหล่าต่างๆ ที่มีอิทธิพลต่อค่าการดูกลืนแสง โดยแยกพิจารณาให้ละเอียดเป็นหัวข้อเป็นส่วน ๆ ต่อไป

## บรรณานุกรม

- [1] พิมพ์ ผลพฤกษา. “วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ.” วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า ลาดกระบัง. 2546.
- [2] สุภา ฌ นคร. 2511. โลหิตวิทยา. กรุงเทพฯ:สำนักพิมพ์อักษร .
- [3] นิเวศ นันทจิต และ วีระศักดิ์ นาวารวงศ์. 2526. คู่มือการตรวจทางโลหิตวิทยา เชียงใหม่:หน่วยโลหิตวิทยา ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ .
- [4] Wintrobe M.M.1961. *Clinical Hematology*. 5<sup>th</sup> edition , Philadelphia:Lea & Febiger.
- [5] David L. Maynard. “Apparatus for Monitoring Hematocrit Levels of blood.” US. Patent No.5385539, Jan.31 1995.
- [6] 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.
- [7] Kurt P. Weckstrom, Kimmo J. Ristolainen. “Non-invasive optical Measuring sensor and Measurement method.” US. Patent No. 6041247, Mar. 21, 2000.
- [8] Omar S. Khalil. “Method and Device for the noninvasive Determination of Hemoglobin and Hematocrit.” PCT WO 0187151 A2, Nov.22, 2001.
- [9] Takuo Aoyagi, Masayoshi Fuse, Michio Kanemoto, Cheng Tai Xia. “ Aparatus for Measuring Hemoglobin.” US. Patent No. 5720284 , Feb. 24, 1998.
- [10] William S. Haworth, Mark S. Goodin, Mark A. Thomson. “ Apparatus and Method for Determine blood Parameter.” US. Patent No. 6144444 Nov 7, 2000.
- [11] Brian A. Keller. “Shedding Light on the Subject” *Mathematics Teacher* 91, Department of mathematics Iowa state University, December, 1998, pp: 756-771.
- [12] 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.
- [13] J G Webster. 1997.*Design of Pulse Oximeter*. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Winconsin-madison:IOP Publishing Ltd.
- [14] Yitzhak Mendelson.“Pulse oximeter and method of operation.” US. Patent No.2002/0042558, Apr.11, 2002.
- [15] Eric Kinast.“Pulse Oximeter.” US. Patent No.5995858, Nov.30, 1999.

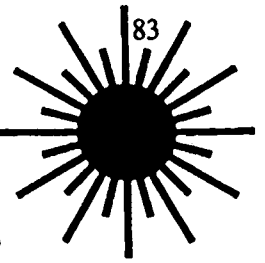
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [16] Teiji Ukawa, Kazumasa Ito, Tadashi Nakayama. **“Pulse Oximeter.”**  
US. Patent No. 5355882, Oct.18, 1994.
- [17] Margaret S. Mortz. **“System for Pulse Oximetry SPO2 Determination.”**  
US. Patent No. 6385471, May. 7, 2002.
- [18] 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.
- [19] Thomas Edrich, M. Flaig, Reinhold Knitza, and Gerhard Ral.l. **“Pulse Oximeter An Improved In Vitro Model that Reduces Blood Flow-Related Artifacts.”** **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, Vol.no. 47, Nov.3 March, 2000.
- [20] Victor Twersky. **“Multiple Scattering of Waves and Optical Phenomena.”** **Journal of the Optical Society of America**. Vol.no. 52(2), Feb 1962.
- [21] Kye-jin Jeon, Suwon, Gil-won Yoon, **“Method and apparatus for noninvasively monitoring hemoglobin concentration and oxygensaturation”** 200, US Patent No.6714805, 2004.
- [22] พรเทพ เทียนสีวาภูถ. 2544. **“โลหิตวิทยาคลินิก.”** กรุงเทพฯ:สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [23] John Wilson and John Hawkes. 1998. **“Opto Electronics an Introduction.”** New jersey: Prentice Hall.
- [24] ดร.กัลยา วานิชย์บัญชา. 2546. **“การวิเคราะห์สถิติ: สถิติสำหรับงานบริหารและวิจัย.”** กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

942-467

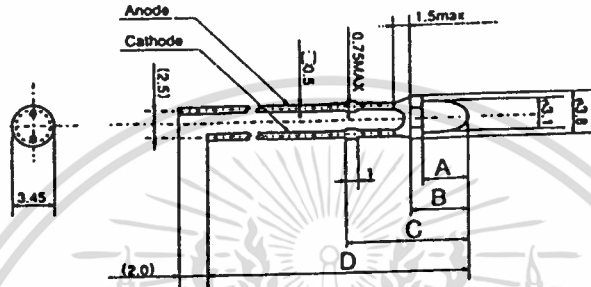


# MARL OPTOSOURCE

Ulverston, Cumbria, LA12 7RY, England.  
 Tel: +44 (01229) 582430 Fax: +44 (01229) 580595 EMAIL:100666.2154@COMPUSERVE.COM

## Discrete LED Components

### High Brightness Green LEDs



3mm Green

### ORDERING INFORMATION AND TECHNICAL CHARACTERISTICS (Ta = 25°C)

ORDER CODE	COLOUR	LENS EPOXY	WAVE LENGTH $\lambda_p$	LUMINOUS INTENSITY (20mA) Typ	FORWARD CURRENT $I_{opr}$	VIEWING ANGLE $2\theta_{1/2}$	TYP FWD VOLTAGE $V_f @ I_{opr}$	MAX FWD VOLTAGE $V_f @ I_{opr}$	OPERATING TEMP $T_{opr}$	STORAGE TEMP $T_{stg}$
100047-01	Green	Water Clear	525	3400	20	16	3.5	4.8	-20 to 80	-30 to 100
100054-01	Green	Water Clear	525	1700	20	30	3.5	4.0		
100055-01	Green	Water Clear	525	1000	20	45	3.5	4.8		
			nm	mcd	mA	deg	V	V	°C	°C

Mean Time Between Failure 100,000 hours

### DIMENSIONS

ORDER CODE	A	B	C	D
100047-01	5.0	6.0	11.0±0.5	27.5±1.0
100054-01	4.4	5.4	10.4±0.5	26.9±1.0
100055-01	4.0	5.0	9.7±0.5	26.2±1.0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

BS 5750 PART 1 APPROVED ใจกว้างก็ใจเข้ม อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารขอ ISO 9001/EN 20001 APPROVED

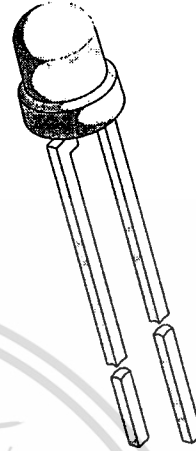
Registered Office: Stone Cross, Ulverston, LA12 7RY. Reg. No. 3160831 England.

**GaAlAs Infrared Emitting Diodes in ø 3 mm (T-1) Package**

**Description**

The TSHA44..series are high efficiency infrared emitting diodes in GaAlAs on GaAlAs 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 8398

**Features**

- Extra high radiant power
- High radiant intensity for long transmission distance
- Suitable for high pulse current operation
- Standard T-1(ø 3 mm) package for low space application
- Angle of half intensity  $\phi = \pm 20^\circ$
- Peak wavelength  $\lambda_p = 875 \text{ nm}$
- 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	$t_p/T=0.5, t_p=100 \mu\text{s}$	$I_{FM}$	200	mA
Surge Forward Current	$t_p=100 \mu\text{s}$	$I_{FSM}$	2	A
Power Dissipation		$P_V$	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	$t \leq 5\text{sec}, 2 \text{ mm from case}$	$T_{sd}$	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{thJA}$	450	K/W

## 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	$\mu\text{A}$
Junction Capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	$C_j$		20		pF
Temp. Coefficient of $\phi_e$	$I_F = 100\text{ mA}$	$TK_{\phi_e}$		-0.7		%/K
Angle of Half Intensity		$\varphi$		$\pm 20$		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	$\lambda_p$		875		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		80		nm
Temp. Coefficient of $\lambda_p$	$I_F = 100\text{ mA}$	$TK_{\lambda_p}$		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	$\phi_e$		20		mW
		TSHA4401	$\phi_e$		24		mW

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

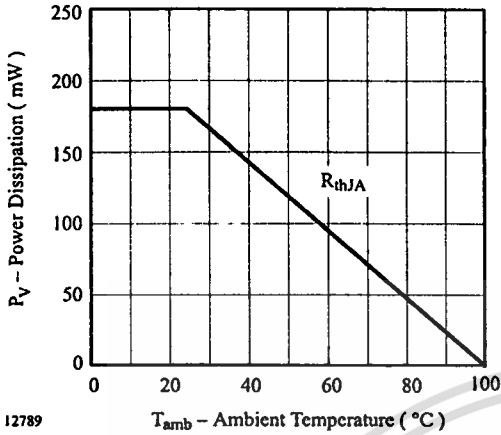


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

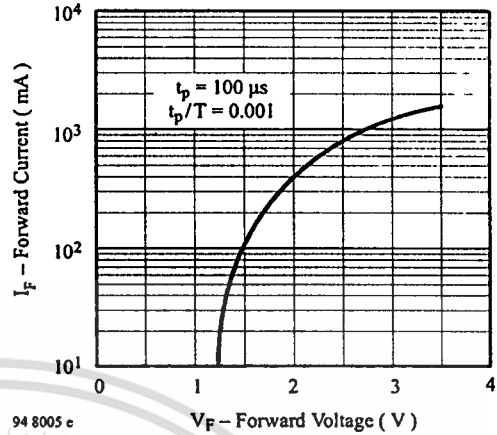


Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage

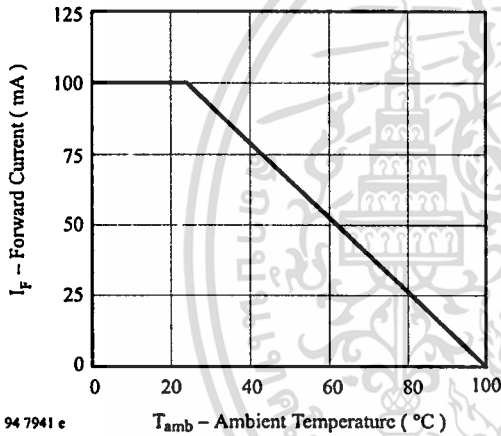


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature

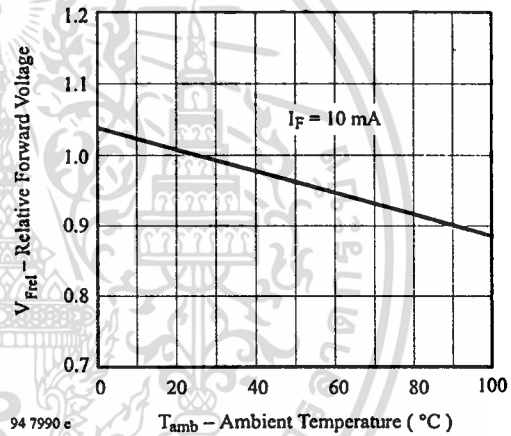


Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature

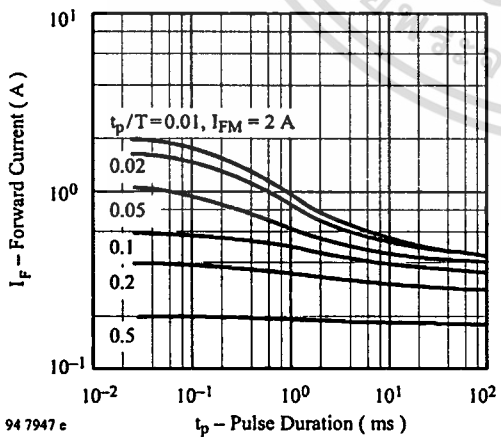


Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration

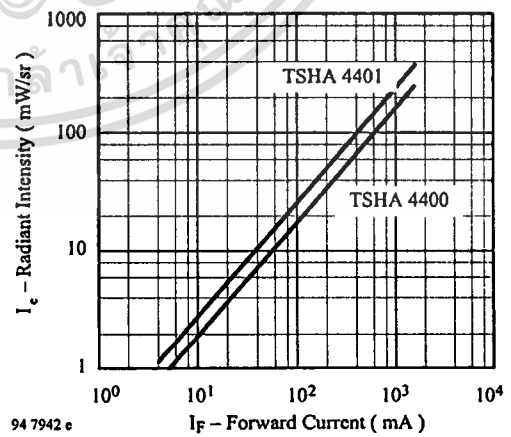


Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current

**TSHA440.**

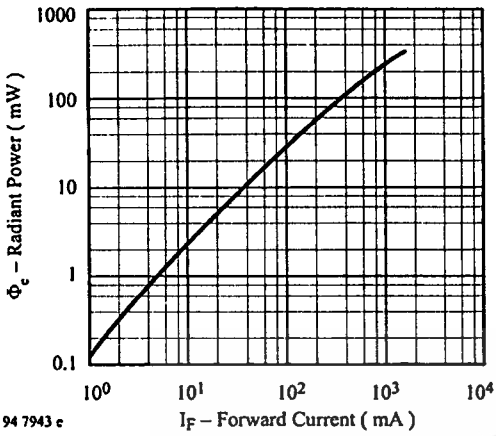


Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current

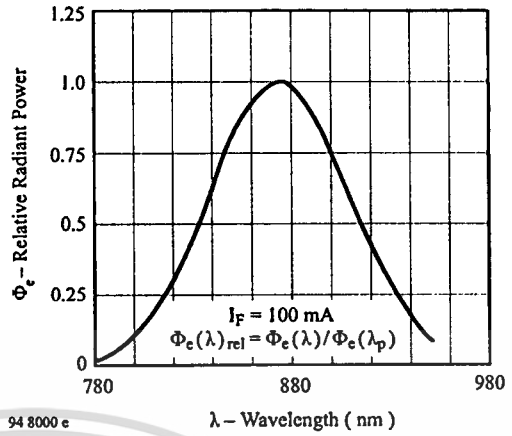


Figure 9. Relative Radiant Power vs. Wavelength

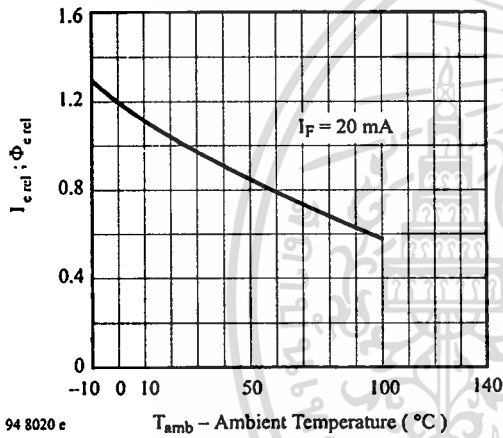


Figure 8. Rel. Radiant Intensity/Power vs. Ambient Temperature

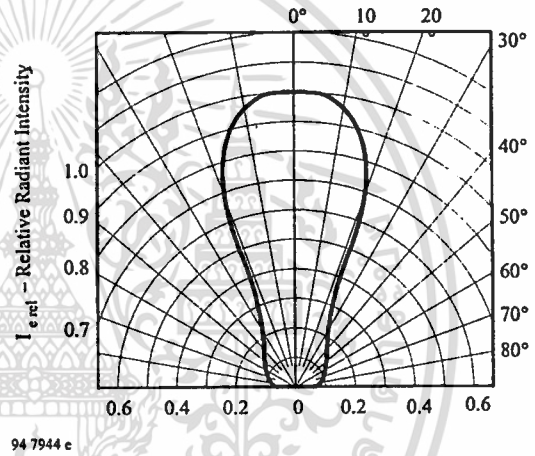
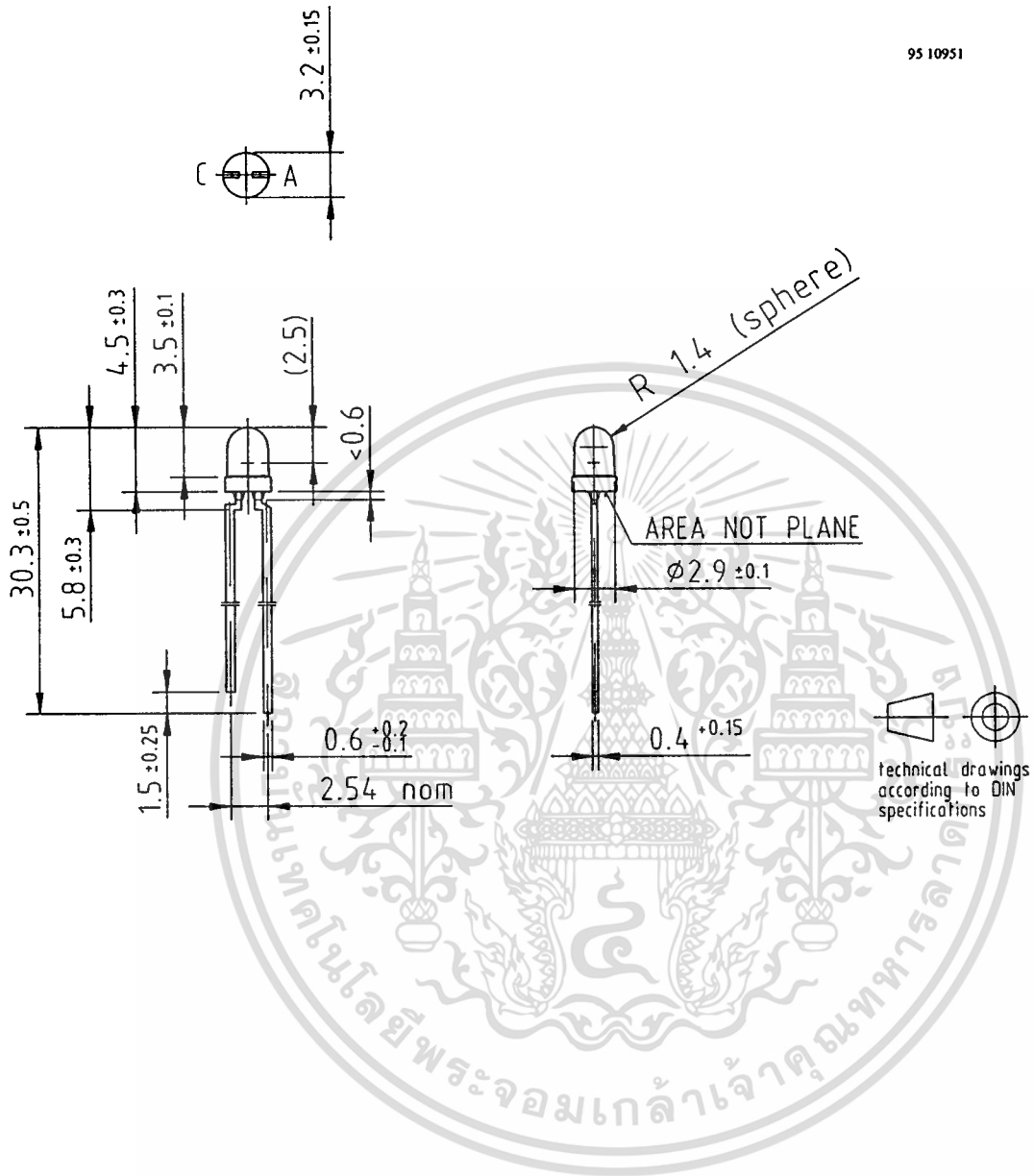


Figure 10. Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

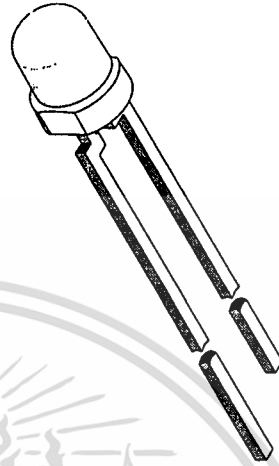
**Dimensions in mm**



**GaAs Infrared Emitting Diode in ø 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.



94 8636

**Features**

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

**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 phototransistor TEFT4300.

**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	$t_p/T=0.5, t_p=100 \mu\text{s}$	$I_{FM}$	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	$t \leq 5\text{sec}, 2 \text{ mm from case}$	$T_{sd}$	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{thJA}$	450	K/W

## 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	$\mu\text{A}$
Breakdown Voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$	$V_{(BR)}$	5	40		
Junction Capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	$C_j$		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	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	$\phi_e$		13		mW
Temp. Coefficient of $\phi_e$	$I_F = 20\text{ mA}$	$TK_{\phi_e}$		-0.8		%/K
Angle of Half Intensity		$\varphi$		$\pm 16$		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	$\lambda_p$		950		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		50		nm
Temp. Coefficient of $\lambda_p$	$I_F = 100\text{ mA}$	$TK_{\lambda_p}$		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)

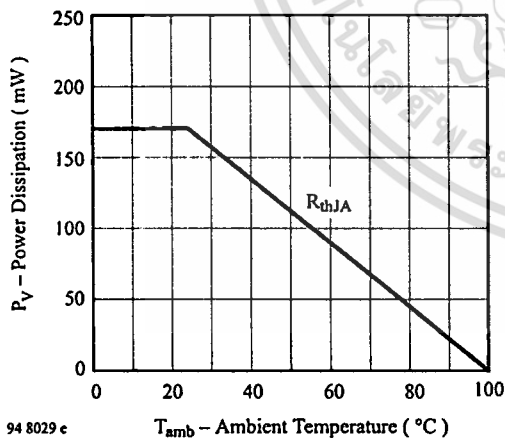


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

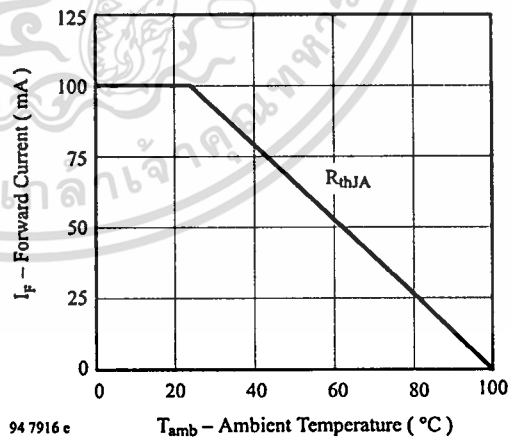
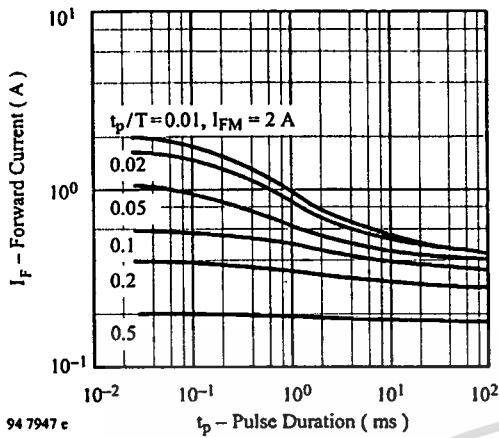
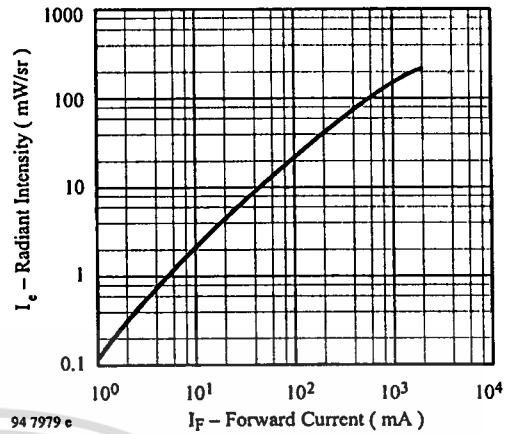


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature



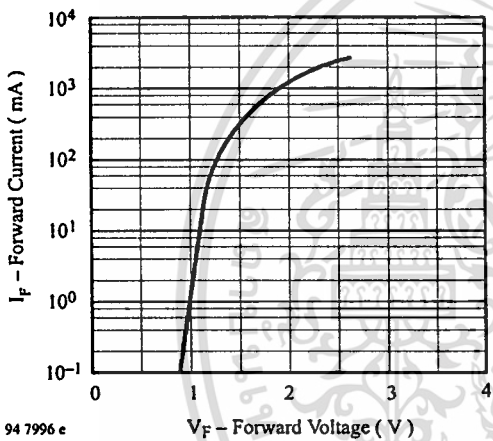
94 7947 e

Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration



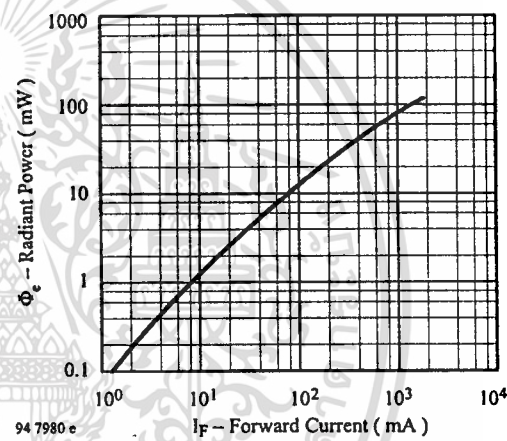
94 7979 e

Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current



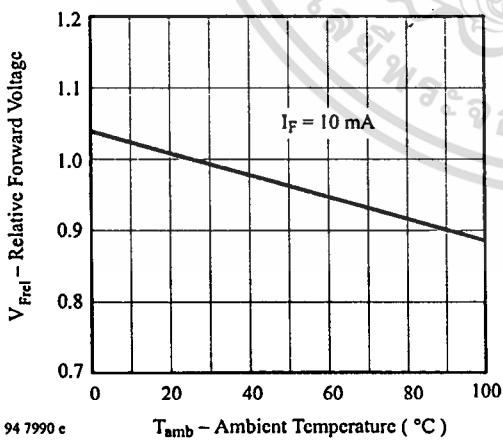
94 7996 e

Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage



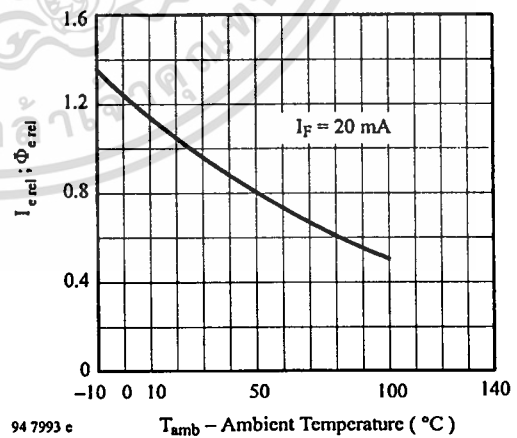
94 7980 e

Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current



94 7990 e

Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature



94 7993 e

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

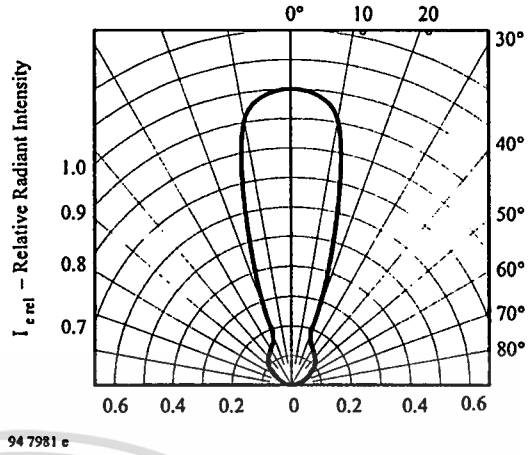
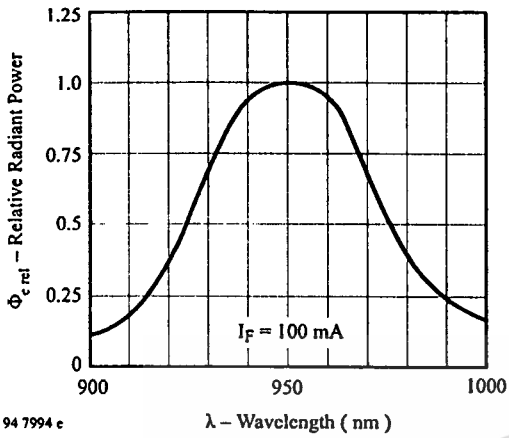
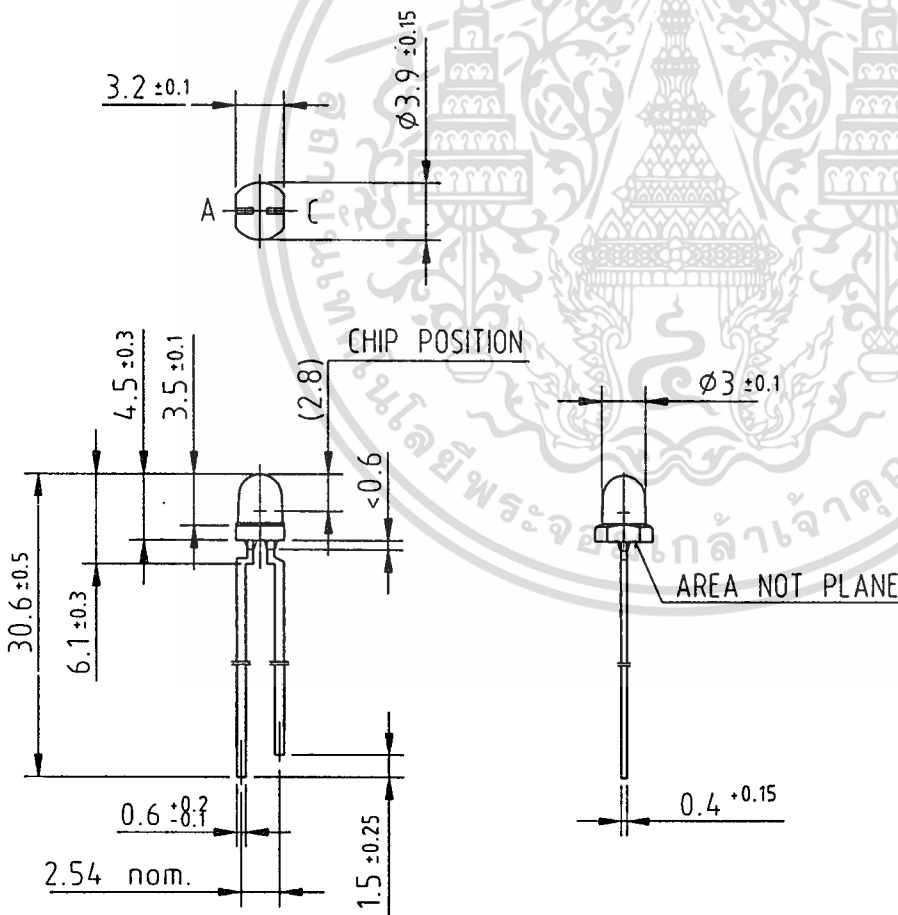


Figure 9. Relative Radiant Power vs. Wavelength

Figure 10. Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

## Dimensions in mm

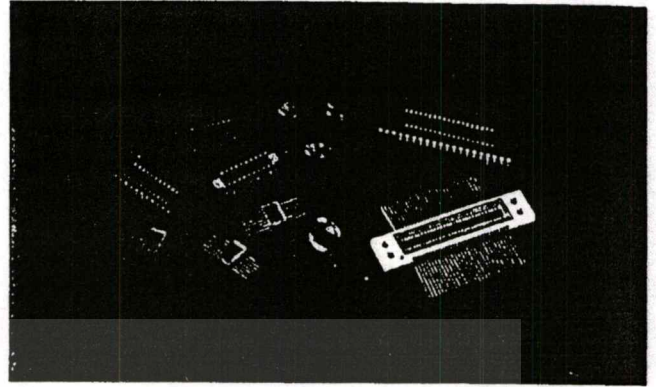


# Silicon Photodetectors

# Series 5T

## BLUE SENSITIVE FOR BIASED OR UNBIASED OPERATION

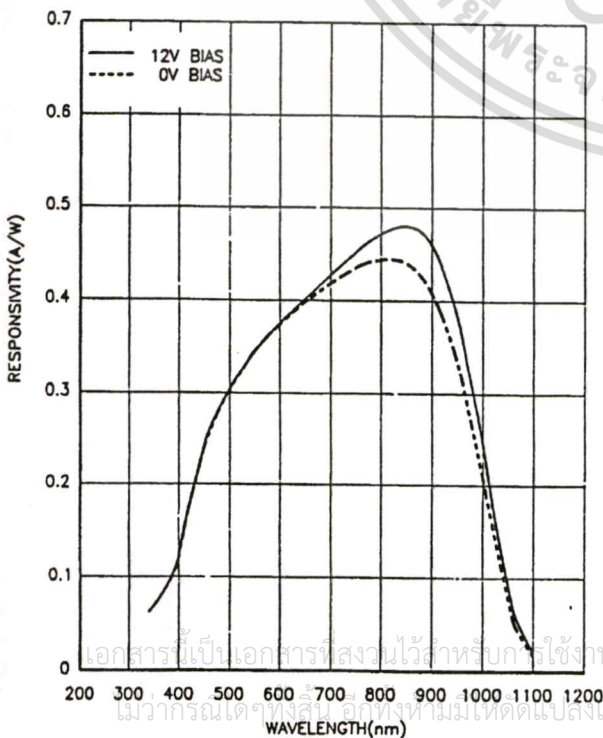
The Centronic Series 5T detectors offer high blue sensitivity coupled with high shunt resistance and low dark leakage current. They are particularly suited to low light level applications from 430-900 nm where the highest signal to noise ratio is important. They may be operated photovoltaically or with a reverse bias of up to 12V where lower capacitance is needed. The 5T range provides the most economic solution for all applications where high speed of response above 800 nm is not critical.



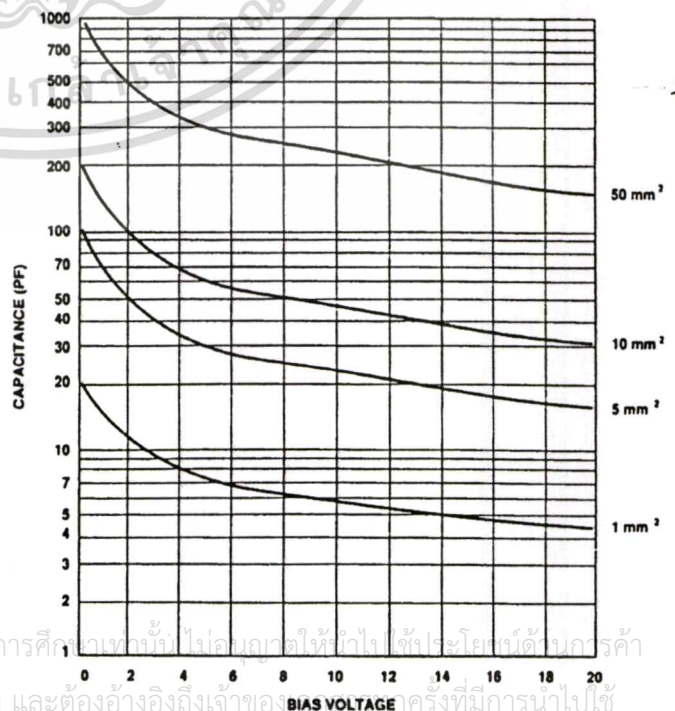
## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

	Max. Rating
DC Reverse Voltage	15V
Peak Pulse Current (1 $\mu$ s, 1% duty cycle)	200mA
Peak DC Current	10mA
Storage Temperature Range Except for those listed below.	-45°C to +100°C -25°C to +80°C
Operating Temperature Range Except for: LD12, LD16, LD20, LD35, MD25, MD100 and MD144-5T	-25°C to +75°C 0°C to +75°C
Soldering Temperature for 5 seconds max.	200°C

Series 5T - Typical Spectral Response



Series 5T - Typical Capacitance versus Bias Voltage for a given Detector Area.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำมาใช้เพื่อวัตถุประสงค์อื่นใดโดยไม่ได้รับอนุญาตจากบริษัทผู้ผลิต และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของลิขสิทธิ์ที่มีการนำไปใช้

# Silicon Photodetectors

# Series 5T

## Electrical / Optical Specifications

Characteristics measured at 22° C (±2) ambient, and a reverse bias of 12 volts, unless otherwise stated.

Shunt Resistance measured at ± 10mV.

For rise time on Quadrants, Linear and Matrix Arrays take figure for single element diodes having equivalent active area.

### Single Elements

Type No.	Active Area		Responsivity A/W $\lambda = 436 \text{ nm}$		Dark Current nA		NEP WHz $\lambda = 436 \text{ nm}$ Vr = 0V Typ.	Capacitance pF		Shunt Resistance Megohms		Risetime ns $\lambda = 820 \text{ nm}$ $R_L = 50 \Omega$ Typ.	Package
	mm <sup>2</sup>	mm	Min.	Typ.	Max.	Typ.		Vr = 0V Max.	Vr = 12V Max.	Min.	Typ.		
OSD1-5T	1	1.13 dia	0.18	0.21	2	0.5	$2.5 \times 10^{-14}$	30	6	100	1000	7	1
OSD3-5T	3	2.16 x 1.4	0.18	0.21	10	2	$3.0 \times 10^{-14}$	80	20	60	700	9	1
OSD5-5T	5	2.52 dia	0.18	0.21	10	2	$3.3 \times 10^{-14}$	130	35	40	600	9	3
OSD7.5-5T	7.5	2.75 x 2.75	0.18	0.21	10	2	$4.6 \times 10^{-14}$	150	40	30	300	10	3
OSD15-5T	15	3.8 x 3.8	0.18	0.21	10	3	$8.8 \times 10^{-14}$	390	80	25	200	12	3
OSD35-5T	35	5.9 x 5.9	0.18	0.21	20	3	$7.9 \times 10^{-14}$	950	200	10	100	20	8
OSD50-5T	50	7.98 dia	0.18	0.21	40	3	$1.6 \times 10^{-13}$	1300	270	1.5	25	26	9
OSD60-5T	62	7.9 x 7.9	0.18	0.21	50	6	$2.3 \times 10^{-13}$	1800	310	1	12	30	9
OSD100-5T	100	11.3 dia	0.18	0.21	100	8	$2.1 \times 10^{-13}$	2500	520	1	15	45	13
OSD300-5T	300	19.54 dia	0.18	0.21	500	50	$3.5 \times 10^{-13}$	7500	1500	0.5	5	125	15

### Quadrants

(Values given are per element unless otherwise stated)

Type No.	Active Area (Total)		Sep. mm	Responsivity A/W $\lambda = 436 \text{ nm}$		Dark Current nA		NEP WHz $\lambda = 436 \text{ nm}$ Vr = 0V Typ.	Capacitance pF		Shunt Resistance Megohms		Crosstalk % $\lambda = 900 \text{ nm}$		Package
	mm <sup>2</sup>	mm		Min.	Typ.	Max.	Typ.		Vr = 0V Max.	Vr = 12V Max.	Min.	Typ.	Max.	Typ.	
QD7-5T	7	2.99 dia	0.2	0.18	0.21	50	2	$2.3 \times 10^{-14}$	50	15	80	1200	5	1	7
QD50-5T	50	7.98 dia	0.2	0.18	0.21	150	10	$4.6 \times 10^{-14}$	330	18	5	300	5	1	10
QD100-5T	100	11.3 dia	0.2	0.15	0.18	200	5	$7.9 \times 10^{-14}$	650	130	2	100	1	1	11

### Linear Arrays

(Values given are per element unless otherwise stated)

Type No.	No. of Elements	Array Dimensions				Responsivity A/W $\lambda = 436 \text{ nm}$ Vr = 0V		Shunt Resistance Megohms		NEP WHz $\lambda = 436 \text{ nm}$ Typ.	Capacitance pF		Dark Current nA		Package
		Area mm <sup>2</sup>	Width mm	Lgth. mm	Sep. mm	Min.	Typ.	Min.	Typ.		Vr = 0V Max.	Vr = 12V Max.	Max.	Typ.	
LD2A-5T	2	1.00	2.7	0.5	0.05	0.18	0.21	100	1000	$2.5 \times 10^{-14}$	30	6	2	0.7	4
LD2B-5T	2	2.02	1.422	1.422	0.45	0.18	0.21	50	1000	$2.5 \times 10^{-14}$	60	12	5	1	4
LD2C-5T	2	0.483	1.27	0.38	0.05	0.15	0.18	100	1000	$2.9 \times 10^{-14}$	15	4	2	0.5	2
LD4B-5T	4	15.0	3.0	5.0	0.05	0.15	0.18	15	400	$4.5 \times 10^{-14}$	380	80	25	3	16
LD4C-5T	4	0.64	0.8	0.8	0.3	0.15	0.18	40	500	$4.0 \times 10^{-14}$	38	10	10	1	6
LD5A-5T	5	0.10	0.125	0.8	0.05	0.15	0.18	100	1000	$2.9 \times 10^{-14}$	4	2	5	0.5	6
LD12A-5T	12	0.25	0.5	0.5	0.05	0.15	0.18	100	2000	$2.0 \times 10^{-14}$	10	3	5	0.5	21
LD16-5T	16	0.035	0.2	0.175	0.035	0.15	0.18	100	2000	$2.0 \times 10^{-14}$	10	2	5	0.5	20
LD16(1.8)-5T	16	1.8	2.1	0.9	0.1	0.18	0.21	100	1500	$2.0 \times 10^{-14}$	60	11	25	1	16
LD16(2.5)-5T	16	2.5	2.5	1	0.5	0.18	0.21	100	1500	$2.0 \times 10^{-14}$	80	14	25	1	16
LD20-5T	20	3.60	4.0	0.90	0.05	0.18	0.21	10	1000	$2.5 \times 10^{-14}$	130	20	50	2	16
LD20(0.36)-5T	20	0.36	0.6	0.6	0.1	0.18	0.21	100	2000	$1.7 \times 10^{-14}$	15	5	20	1	16
LD35-5T	35	4.416	4.6	0.96	0.03	0.18	0.21	10	2000	$1.7 \times 10^{-14}$	130	25	50	2	17

### Matrix Arrays

(Values given are per element unless otherwise stated)

Type No.	No. of Elements	Array Dimensions				Responsivity A/W $\lambda = 436 \text{ nm}$		Dark Current nA		NEP WHz $\lambda = 436 \text{ nm}$ Typ.	Capacitance pF		Shunt Resistance Megohms		Package
		Area mm <sup>2</sup>	Width mm	Lgth. mm	Sep. mm	Min.	Typ.	Max.	Typ.		Vr = 0V Max.	Vr = 12V Max.	Min.	Typ.	
MD25-5T	5 x 5	7.99	2.7	2.7	0.1	0.15	0.18	50	5	$6.4 \times 10^{-14}$	240	47	5	200	18
MD100-5T	10 x 10	1.96	1.4	1.4	0.1	0.15	0.18	200	1	$4.5 \times 10^{-14}$	55	12	1	400	19
MD144-5T	12 X 12	1.96	1.4	1.4	0.1	0.15	0.18	200	1	$4.5 \times 10^{-14}$	55	12	1	400	19

Note: Recommended operating voltage range 0 to 12 volts, for all Series 5T Detectors.

Highlighted items are Centronic standard products generally available from stock



ภาคผนวก ข

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

K. Seangsuwan, and S. Tungjtkusolmun “ Noninvasive hematocrit measurement using two-wavelength optical method” , ECTI, Cholburi, Thailand, May 12 – 13, 2005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ECTI-CON 2005

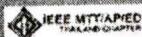
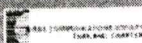
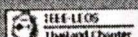
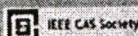
The 2005 ECTI International Conference



Proceedings of The 2005 Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications, and Information Technology (ECTI) International Conference

May 12-13, 2005

Asia Pattaya Beach Hotel, Pattaya, Cholburi, THAILAND



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Noninvasive hematocrit measurement using two-wavelength optical method

K. Seangsuwan<sup>1</sup>, S. Tungjittkusolmun<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Electronics, Faculty of engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

## ABSTRACT

This paper presents a study of an optical method for prediction of blood hematocrit values based on the variation of light absorbance properties measured across the finger tip. The light spectra used in this study were 525, 875, and 950 nm. Water absorbance is insensitive to light at 525 nm, while spectra at 875 and 950 nm are relatively sensitive to water content. However, absorbances at these three wavelengths are almost insensitive to oxygen saturation levels. In this study, lights were radiated from LEDs onto the fingertip and a photodiode was utilized as the light receiver. The photoplethysmographic signal obtained was then amplified and passed through low pass filter, analog-to-digital converter, before a microprocessor calculated and displayed light absorbance values from the fingertip. Then, we derived an equation for the relationship between light absorbances and the hematocrit values obtained from the traditional method (withdraw blood from patient into a small-diameter tube, and measure the remaining solid (packed-cell) fraction or red blood cell after centrifugation of blood sample). From the comparisons, it was discovered that the values obtained from using 525-875 nm pair yielded better correlation to the values from the traditional method (0.74727) than when using 525-950 nm (0.7227).

**Keywords:** hematocrit, hemoglobin, light transmittance, light scattering, light absorbance.

## 1. INTRODUCTION

Human blood consists of liquid plasma and three different corpuscles (i.e., red corpuscles, white corpuscles, and platelets). Blood hematocrit (Hct), a primary variable used by physicians to assess the health of a patient, is defined as the fraction of total blood volume occupied by red blood cells (RBC). Hct can be measured directly in one of several ways, for example, by spinning down the sample blood which was withdrawn from a patient into a capillary tube. Following centrifugation, the Hct can be measured as percentage of the whole blood volume.

A large number of researchers have researched about noninvasive Hct measurement method using various methods such as by measuring electrical resistivity of blood [1], or electrical impedance characteristics of blood at radio frequency [2]. However, light absorption is a method of choice for many researchers because the

properties of light absorption can change according to the contents of the blood [3]. The optical method for measurement of Hct values has the same principles as pulse oximetry [4] but uses different wavelengths. Some researchers passed patient's blood in an external small-diameter tube [5-6] and radiated light onto it. The resultant light absorbances of blood were used to calculate the Hct values. However, this method is invasive which requires withdrawal of patient's blood and is associated with infection risk. Other researchers used the principle of light reflection [7-8] in a similar fashion by placing the LEDs and light detector on the same side of a finger tip or a surface of human skin, and used light absorption properties of blood to calculate Hct values.

In this study, three LEDs were placed opposite the photodetector on the fingertip. Two pairs (525 and 875 nm, 525 and 950 nm) of wavelengths were used to calculate the Hct. Each selected pair contains one wavelength which is insensitive to water content (525 nm), while the other is highly sensitive to water content (875 and 950 nm). However, both wavelengths of the pair must be virtually independent of blood oxygen saturation levels. We used light absorbance value from each pairs of wavelengths to calculate Hct value and compare to Hct value from the traditional method. We performed statistical analyses to compare the correlation between predicted Hct values from: 525-875 nm, and 525-950 nm with those from the traditional method.

## 2. BACKGROUND

Beer-Lambert Law is the basis equation used for calculation of light absorption in a medium:

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

$I$  is the intensity of transmitted light,  
 $I_0$  is the intensity of incident light,  
 and  $\alpha$  is know as absorption coefficient.

In this study, the light absorbance of tissue is considered separately in two parts [5]:

$$\text{Absorption} = (\text{Beer - Lambert term}) + (\text{scattering term})$$

Thus, the total light attenuation can be expressed below by Twersky's equation [9]:

$$\alpha_{tot} = \log\left(\frac{I}{I_0}\right) = \epsilon CD - \log\left\{[1 - q]10^{-aDH(1-H)} + q\right\}10^{-2q'\epsilon CDaDH(1-H)(2\epsilon CD + aDH(1-H))} \quad (2)$$

where  $\epsilon$  is the extinction coefficient, C denotes the concentration of light absorbing components in blood, and a is a constant dependent upon the size of scattering particles. the refractive indexes  $n_{Hb}$  and  $n_{plasma}$  of hemoglobin and plasma, and the wave length of incident light beam and is expressed by,

$$a = \left(\frac{4\pi^2 L}{\lambda^2}\right)\left(\frac{n_{Hb}}{n_{plasma}} - 1\right)^2 \quad (3)$$

where L is the shape factor of RBC , D denotes the optical path length, H is Hct, q is a constant dependent upon the size of scattering particles, the refractive indexes  $n_{Hb}$  and  $n_{plasma}$  ,the wave length of the incident light beam ,  $q'$  is a constant dependent upon the structure of light radiating and detecting parts and light scattering and absorption by RBC and plasma and particularly dependent upon the wavelength and spectroscopic property of the incident light beam.

The first term on the right-hand side of Eq. 2 represents the amount of light absorption while passing through the optical path length D when no scattering occurs in the medium. The second term represents the amount of light absorption by scattering while passing through the optical path length D extended by light scattering .In particular,  $10^{-aDH(1-H)}$  represents the degree of light attenuation by scattering from RBC, and  $-q\}10^{-aDH(1-H)}$  and  $q\}10^{-2q'\epsilon CDaDH(1-H)(2\epsilon CD + aDH(1-H))}$  represent the amount of scattered light received by the photodiode which is dependent upon the geometrical structure of the photodiode.

When optical path length D becomes smaller ( $\Delta d$ ), the effect of light scattering q approaches zero. Eq. 2 can then be approximated by:

$$\Delta\alpha_{tot} = \epsilon C\Delta d + ka\Delta dH(1-H) \quad (4)$$

where k is a constant

If we assume that hemoglobin is the predominant absorption factor in the blood, then

$$\epsilon C = \epsilon_{Hb} C_{Hb} \quad (5)$$

where  $C_{Hb}$  is hemoglobin concentration expressed in unit g/deciliter. The Hct and hemoglobin concentration have the following relation:

$$C_{Hb} \approx 35 * H \quad (6)$$

Next, we can calculate the ratio of light attenuation ( $R_{12}$ ) between two wavelengths  $\lambda_1$  and  $\lambda_2$  as expressed by:

$$R_{12} = \frac{\Delta\alpha_{tot @ \lambda_1}}{\Delta\alpha_{tot @ \lambda_2}} = \frac{35\epsilon_{\lambda_1} + a_{\lambda_1}k_{\lambda_1}(1-H)}{35\epsilon_{\lambda_2} + a_{\lambda_2}k_{\lambda_2}(1-H)} \quad (7)$$

or simply,

$$R_{12} = \frac{k1 + k2 * Hct}{k3 + k4 * Hct} \quad (8)$$

We need to determine constants k1, k2, k3, k4 before being able to use Eq. 8 for prediction of Hct. Thus, we constructed a system for measurement of light intensities at different wavelengths from patients with different Hct, as well as measured the corresponding Hct from the traditional method. After obtaining k1, k2, k3, and k4, we can use Eq. 8 to predict Hct from measurements of light intensities. Details of the experimental procedure will be described in the following section.

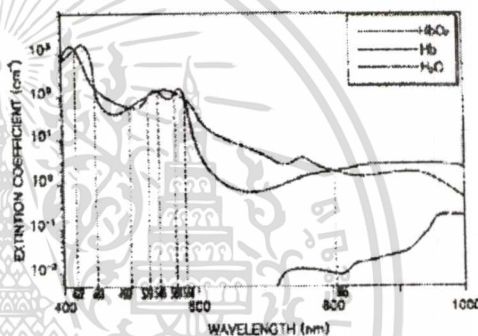


Fig.1: The relationship between extinction coefficient and wavelength from 400 nm to 1000 nm [9]

### 3. EXPERIMENT AND RESULTS

We created a system to measure light absorbance as shown in Figure 2. Three LEDs at different wavelengths (525 nm, 875 nm, and 950 nm) were placed opposite a photodiode. The received beams were then converted into electrical signals and passed to an amplifier. The amplifier increased the electrical signal output from the photodiode before passing its output to the low pass filter. Then, the low pass filter filtered low-frequency components of the electrical signals and sent them to an analog-to-digital converter. The analog-to-digital converter converts the low-frequency component, which was in an analog form into a digital form and passed it to a microprocessor. The microprocessor computed and displayed the light intensities level of each wavelength out on display panel

The experiments were separated into two parts—first finding the relationship between Hct and  $R_{12}$  (k1, k2, k3, k4) in Eq. 8, and second comparing Hct from the prediction using Eq. 8 to those from the traditional method.

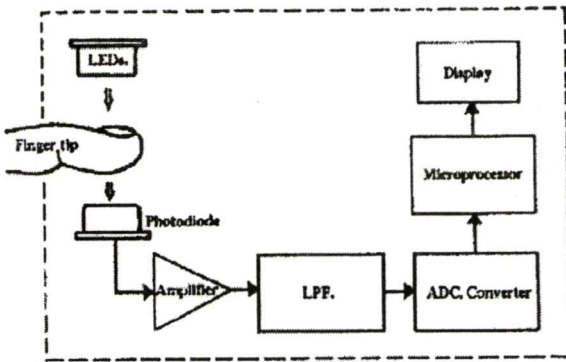


Fig. 2: The light intensity measurement system used in this experiment.

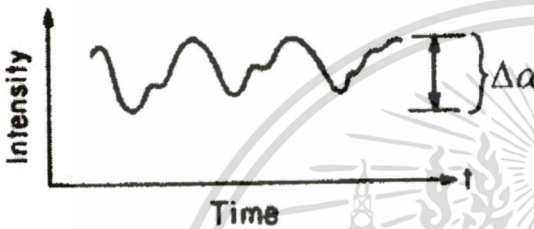


Fig. 3: The low frequency component (photoplethysmographic signal) after passing through the low-pass-filter.

(a) Determination of constants

The system described in the previous section was used to measure light intensities from a fingertip of male and female patients of age between 20-45 years old. In addition, we recorded Hct from each patient using the traditional method. Then, we calculated  $R_{12}$  from light intensities for each pair of wavelengths (525-875 nm, and 525-950 nm) as shown in Table 1.

Table 1: Sample  $R_{12}$  and actual Hct

Actual Hct (%)	R @525/875	R @525/950
47.2	2.160	2.191
45	2.196	2.205
42	2.197	2.156
40.7	2.206	2.186
35	2.213	2.072
29.4	2.240	2.244
27	2.252	2.262
23	2.272	2.256

The constants  $k_1, k_2, k_3,$  and  $k_4$  for each pair of wavelengths were calculated by performing linear regression analyses. For the 1<sup>st</sup> pair (525-875 nm), the constants were 87.23, 95.85, -22.61 and 44.65, while they

were 50.66, 129.62, -28.61 and 59.68, for the 2<sup>nd</sup> pair (525-950 nm).

(b) Using Eq. 8 to predict Hct

In the second part of the experiment, we recorded new Hct as well as  $R_{12}$  for both pairs of wavelengths from 20 volunteers with age ranging from 20 to 45 years old. Hct values were calculated by using Eq.(8) and constants obtained from the previous section. The predicted Hct and reference Hct (obtained from the traditional method) are shown in Figure 4 and 5 for different pairs of wavelengths.

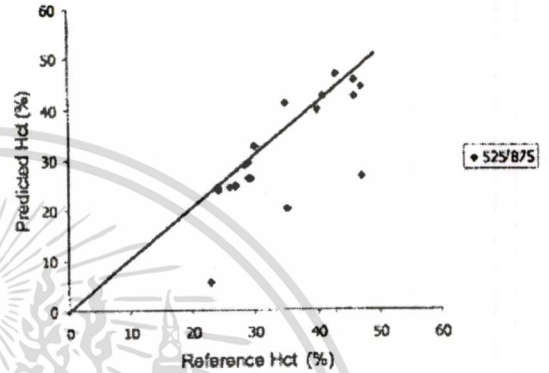


Fig.4: Reference Hct (from the traditional method) vs. predicted Hct (using wavelengths of 525 and 875 nm). The approximated linear equation is  $y = 0.9802x + 0.8024$ .

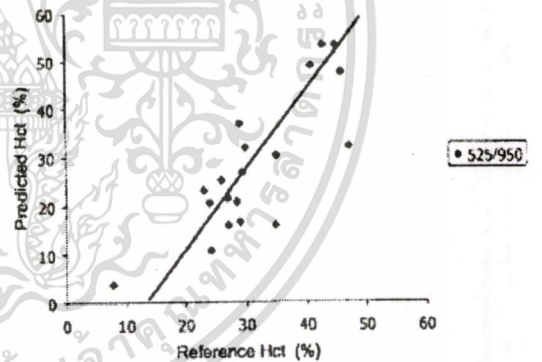


Fig. 5: Reference Hct (from the traditional method) vs. predicted Hct (using wavelengths of 525 and 950 nm). The approximated linear equation is  $y = 1.754x - 21.44$ .

4. DISCUSSION AND CONCLUSION

From the results in Figure 4 and 5, we calculated common statistical values, such as the confidence limit [4], and the correlation coefficient between reference Hct and predicted Hct.

The correlation correlation  $r_{xy}$  between reference Hct and predicted Hct both from 525-875 nm pair and 525-950 nm can be calculated from

$$r_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^n (x_n - \bar{x})(y_n - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{n=1}^n (x_n - \bar{x})^2 \sum_{n=1}^n (y_n - \bar{y})^2}}$$

$r_{xy}$  for 525-875 nm wavelength pair was 0.7462 while  $r_{xy}$  for 525-950 nm wavelength pair was 0.7227. Thus, we can conclude that predicting Hct using wavelengths at 525 nm and 875 nm has a better correlation with Hct values from the traditional method, compared to using 525 nm and 950 nm.

Thus, the optical method has a potential for use to measure hematocrit values of human blood. To increase the accuracy of this technique, we need to study the effect from other contributing factors such as light path length, ambient light, as well as motion artifacts.

## 5. REFERENCES

- [1] Toshikazu Ishihara, Hazime Inagaki, "Hematocrit measuring instrument," US Patent No.4484135, 1984.
- [2] Paul Ruben, Allan L. Kaminsky, "Method and apparatus for noninvasively determining hematocrit", US patent No.5642734, 1997
- [3] Thomas K Aldrich "Non-invasive blood component analyzer" US Patent No.6064898, 2000.
- [4] J G Webster "Design of Pulse Oximeter" IOP Publishing, Bristol, UK, 1997.
- [5] Herbert M. Cullis "Method and apparatus for making a rapid measurement of the hematocrit of blood," US Patent No.4303336, 1981.
- [6] Wylie I. Lee, Jason E. Alderete, William V. Fowler, "Optical measurement of blood hematocrit incorporating a self calibration algorithm", US Patent No.6064474, 2000.
- [7] Yitzhak mendelson et al. "noninvasive measurement of hematocrit and hemoglobin content by differential optical analysis" US Patent No. 5277181, 1994.
- [8] Omar S. Khalil, Xiaomao Wu, Shu-jen Yeh, Charles F. Hanna, Stanislaw Kantor, Tzyy-Wen Jeng "Method and device for the noninvasive determination of hemoglobin and hematocrit" PCT WO 0187151 A2, 2001.
- [9] Kye-jin Jeon, Suwon, Gil-won Yoon, "Method and apparatus for noninvasively monitoring hemoglobin concentration and oxygensaturation" 200, US Patent No.6714805, 2004.

## ประวัติผู้เขียน

นายเกียรติศักดิ์ แสงสุวรรณ เกิดเมื่อวันที่ 5 พฤษภาคม พ.ศ. 2522 ณ อำเภอละแม จังหวัดชุมพร ปีการศึกษา 2542 สำเร็จการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาช่างอิเล็กทรอนิกส์ จากวิทยาลัยเทคนิคสุราษฎร์ธานี ปีการศึกษา 2545 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้