รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

เครื่องมือในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง
The Apparatus for Hematocrit Monitoring by Optical Method

นายพิมล ผลพฤกษา
นายอิทธิพล พจนสัจ
นายอรรถศาสตร์ นาคเทวัญ
นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปีงบประมาณ 2555
วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

เครื่องมือในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง
The Apparatus for Hematocrit Monitoring by Optical Method

นายพิมล ผลพฤกษา
นายอิทธิพล พจนสัจ
นายอรรถศาสตร์ นาคเทวัญ
นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

สจหมู่.....
เลขทะเบียน 142872
รับ.เดือน.ปี - 6 มิ.ย. 2559

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปีงบประมาณ 2555
วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ(ภาษาไทย) เครื่องมือในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง
แหล่งเงิน ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดิน
ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2555 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 308,800 บาท
ระยะเวลาทำวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 1 ตุลาคม 2554 ถึง 30 กันยายน 2555

ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการวิจัย และผู้ร่วมโครงการวิจัย
นายพิมล ผลพฤกษา
นายอิทธิพล พจนสัจ
นายอรรถศาสตร์ นาคเทวัญ
นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษา ผลตอบสนองการส่งผ่าน (transmittance) ของแสงเพื่อหาสมการแบบเชิงเส้นสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตจากความยาวคลื่นแสงในช่วงแสงสีน้ำเงิน 420 nm ถึงแสงในย่านอินฟาเรด 970 nm โดยวัดจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกความยาวคลื่นที่เหมาะสมสำหรับสร้างสมการ และ เครื่องมือตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง งานวิจัยนี้ได้สร้างเครื่องมือและหัวตรวจ เพื่อหาสเปคตรัมการส่งผ่าน โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสง และใช้ Photo Diode เป็นตัวรับแสงที่ส่งผ่านออกมาอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้ว จากนั้นนำมาเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) จากการวิเคราะห์กราฟข้อมูลที่ได้ พบว่าความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาสร้างเครื่องมือตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง อยู่ในช่วง 525 – 610 nm และในช่วง 700 – 950 nm สำหรับวัดค่าการส่งผ่านและสร้างสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากสมการแบบเชิงเส้นโดยใช้แสงสองความยาวคลื่น สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริต เปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง จากข้อมูล 180 ครั้ง มีความผิดพลาดน้อยกว่า 10 % ถูกต้องเป็นจำนวนมากกว่า 130 ครั้ง (70 % จาก 180 ครั้ง)

คำสำคัญ: แสง, ฮีมาโตคริต, การส่งผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Research Title: The Apparatus for Hematocrit Monitoring by Optical Method
Researcher: Mr. Phimon Phonphruksa
Mr. Itiphol Potejanasaja
Mr. Autthasat Naktawan
Mr. Montre Chaichanyut

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang Prince of Chumphon Campus

ABSTRACT

The objective of the present study is to investigate an optical transmittance system for prediction of hematocrit level by linear equation from the wavelength in the range of 420 nm to 970 nm. We constructed a simplified system with a light detecting finger clip probe to determine the transmittance spectra. We compared the results from our simplified measurement system with the hematocrit levels measured with the centrifuge using blood sample drawn from patients. From the analysis, we discovered that wavelengths between 525 nm to 610 nm, and between 700 to 950 nm are potential optimal choices for use to predict the hematocrit value. We calibrated our system with the 180 sample hematocrit levels measured clinically by the centrifuge to obtain the linear equation model. We compared the results of our linear equation model for predicting the hematocrit levels with measured hematocrit levels from the centrifuge. From our analysis, the error obtained from the linear equation was less than 10% in more than 70% of the 180 collected data from patients.

Keywords: Light, Hematocrit, Transmittane

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจาก สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2555

และขอขอบคุณแผนกออร์โธปิดิกส์ คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการเก็บข้อมูลการวิจัยเป็นอย่างดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากงานวิจัยนี้ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

นายพิมล ผลพฤกษา
นายอิทธิพล พจนสัจ
นายอรรถศาสตร์ นาคเทวัญ
นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญตาราง.....V
สารบัญภาพ.....VI
บทที่ 1 บทนำ.....1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....4
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....4
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....4
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....5
1.7 ฮีมาโตคริตและวิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต.....5
1.8 ฮีมาโตคริต หน้าที่ของเม็ดเลือดแดงและค่าฮีมาโตคริตปกติในคนทั่วไป.....5
1.9 วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต.....6
บทที่ 2 สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง.....8
2.1 Beer's Law.....8
2.2 การส่งผ่าน (Transmittance) และการดูดกลืนของแสง (Absorbance).....9
2.3 Spectrophotometers.....10
2.4 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต.....11
2.5 สมการในการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง.....12
2.6 การหาสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือด้วยค่าการส่งผ่านแสง.....13
บทที่ 3 ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด วงจรขยายสัญญาณและรูปแบบของหัวตรวจ.....18
3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode).....18
3.2 วงจรขับ LED.....18
3.3 โฟโตไดโอด (Photo Diode).....19
3.4 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (Spectral Response).....20
3.5 วงจรขยายสัญญาณ.....21
3.6 วงจรขยายสัญญาณ Transimpedance แบบพื้นฐาน.....21
3.7 หัวตรวจ (Probes).....21
3.8 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน (Transmittance Probes).....22
3.9 หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes).....22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 4 เครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดหาค่าการส่งผ่าน.....24
4.1 Block diagram และการทำงานของเครื่อง.....24
4.2 หัวตรวจ (Probe).....25
4.3 Specifications ของไดโอดเปล่งแสง (LEDs).....25
4.4 Specifications ของ Photo Diode.....26
4.5 วงจรขยายภาคเอ้าท์พุทและการทำงาน.....27
4.6 วงจรขยายแบบ differential transimpedance Amplifier.....27
บทที่ 5 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต.....29
5.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองและผู้ป่วย.....29
5.2 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....30
5.3 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต.....30
5.4 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต.....31
5.5 การเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต.....32
5.6 สมการการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875 และ 950 nm.....33
5.7 ตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต.....34
5.8 ค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจากข้อมูล ที่เก็บมาได้.....35
5.9 การกระจายของตัวแปรค่าคงที่ K.....36
บทที่ 6 สรุปผลการทดลอง ค่าความผิดพลาด และข้อเสนอแนะ.....40
6.1 ความแม่นยำของสมการ.....40
6.2 ความแม่นยำในการทำนายของสมการเมื่อจำนวนข้อมูลมี 180 ค่า.....41
6.3 การเปรียบเทียบสมการโดยใช้สถิติ T-TEST.....42
6.4 **ความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ของคนปกติ**.....43
6.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....44
6.6 **สรุปผลการทดลองและสรุปงานวิจัย**.....45
เอกสารอ้างอิง.....46
ภาคผนวก สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินโครงการวิจัย.....47

ประวัตินักวิจัย.....49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

1.1 ค่าฮีมาโตคริตของคนในวัยต่างๆ....6
4.1 รายละเอียดของ LEDs ที่ใช้ในการทดลอง....26
4.2 รายละเอียด Photo Diode ที่ใช้ในการทดลอง....27
5.1 จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลอง....30
5.2 ตัวอย่างเปอร์เซ็นต์อัตราส่วนการส่งผ่านจากความยาวคลื่นแสงทั้งสี่....33
5.3 ตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการจากจำนวนข้อมูล 180 ค่า....35
5.4 การเปรียบเทียบตัวแปรค่าคงที่ในสมการจากข้อมูล 180 ค่า....36
5.5 การเปรียบเทียบสมการแทนการกระจายของข้อมูลค่าคงที่ K โดยใช้ค่า R^2....36
6.1 ค่าความผิดพลาดเมื่อมีจำนวนข้อมูล 180 ค่า....42
6.2 การเปรียบเทียบค่า t จากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่....43
6.3 ค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากวิธีพิจารณาระดับค่าฮีมาโตคริตปกติ....44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

1.1 องค์ประกอบหลักของเลือด....2
1.2 เครื่องเหวี่ยงที่ใช้ในการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น....7
1.3 ลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต....7
2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซนต์การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสง....11
2.2 การดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆต่อความยาวคลื่นแสง....12
2.3 องค์ประกอบของปลายนิ้วมือที่มีผลต่อค่าการส่งผ่านแสง....13
3.1 การจัดวงจรขับ LED แบบพื้นฐาน....19
3.2 โฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N เมื่อได้รับแสง....19
3.3 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ VTB8440....20
3.4 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022....20
3.5 วงจรขยาย transimpedance แบบพื้นฐาน....21
3.6 หัวตรวจชนิดตรวจรับค่าการส่งผ่าน....22
3.7 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ....23
4.2 วงจร Differential Transimpedance Amplifier....28
5.1 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700 - 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกัน....31
5.2 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700 - 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28 %....31
5.3 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 - 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกัน....32
5.4 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 - 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28 %....32
5.5 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875, และ 950 nm....34
5.6 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm....37
5.7 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm....37
5.8 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm....38
5.9 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm....38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

ในบทนี้จะได้กล่าวถึงแนวความคิดและพื้นฐานและความเป็นมา รวมทั้งทฤษฎีที่สำคัญโดยทั่วๆไป หลักการในการออกแบบ การทดลองและแนวทางในการศึกษาวิจัย โดยจะได้กล่าวถึงวิธีการแบบเดิมในการวัดหาค่าฮีมาโตคริต (hematocrit) ที่ปฏิบัติกันมา ปัญหาที่เกิดขึ้นขั้นตอนและวิธีการในการวัดหาค่า ข้อด้อยของวิธีการแบบเดิม และจะได้นำเสนอแนวความคิดใหม่โดยใช้วิธีการทางแสงสำหรับการวิจัยในครั้งนี้ ข้อได้เปรียบของวิธีการใหม่ที่นำเสนอ ทฤษฎีที่สำคัญที่ใช้ในการทดลอง ขอบเขตของการวิจัย จุดประสงค์และความมุ่งหมายของงานวิจัย การเก็บข้อมูลรวมทั้งขั้นตอนในการทำวิจัยโดยสรุป

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ฮีมาโตคริตคือกลุ่มของเม็ดเลือดแดง (Red Blood Cell) อัดแน่นต่อปริมาณของเลือดตัวอย่างทั้งหมด เลือดจะมีองค์ประกอบหลักๆหลายอย่างด้วยกัน และองค์ประกอบที่สำคัญได้แสดงไว้ในรูปที่ 1.1 คือเม็ดเลือดแดง (RBC) เม็ดเลือดขาว เกล็ดเลือดและพลาสมา [1-3] โดยการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตในทางการแพทย์ สามารถบ่งบอกพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ วิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตสามารถวัดได้โดยตรงด้วยวิธีใดวิธีหนึ่งในหลายวิธี แต่วิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายคือการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) จากนั้นทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้นโดยใช้เครื่องเหวี่ยง (centrifuge) เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้น ส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่างของหลอดแก้วและจะถูกปกคลุมบางๆ ด้วยส่วนของเม็ดเลือดขาวและเกร็ดเลือด ด้านบนสุดของหลอดแก้วจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือเรียกอีกอย่างว่าพลาสมา (plasma) ค่าฮีมาโตคริตได้จากการอ่านค่าเป็นร้อยละของปริมาณเม็ดเลือดแดงอัดแน่น ต่อปริมาณเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด การหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงนี้จะมีข้อด้อยคือ

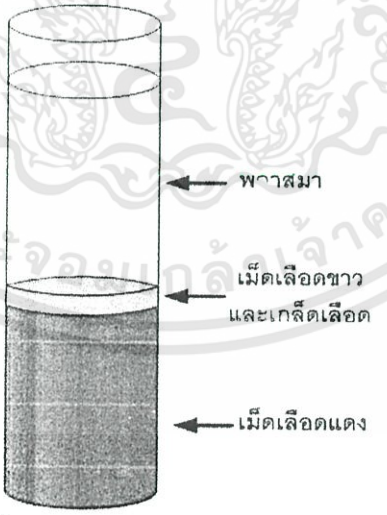
1. ต้องมีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด
2. ผู้ป่วยเสียเลือดและเจ็บตัว
3. ใช้เวลาในขั้นตอนการตรวจวัดหาค่ามาก
4. ต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในขั้นตอนการตรวจวัดหาค่า
5. มีโอกาสติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด

ในการพิจารณาวัดหาค่าฮีมาโตคริต โดยวิธีการทางแสงนั้นจะมีความยุ่งยาก ในการหาค่าการกระจายของแสงจากองค์ประกอบต่างๆ ของพลาสมาซึ่งจะแตกต่างกันไปในแต่ละคน ทำให้ยุ่งยากในการหาค่าฮีมาโตคริต [4-5] แต่มีความยาวคลื่นแสงบางช่วง ที่อาจมีความเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีทางแสง จะทำให้มีข้อได้เปรียบวิธีการแบบเดิมที่ใช้กันมาคือ

1. สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่องและรวดเร็ว
2. ผู้ป่วยไม่เสียเลือดและเจ็บตัว
3. ไม่ต้องใช้ผู้ที่มีความชำนาญในการตรวจวัดหาค่า
4. ลดโอกาสในการติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด
5. สามารถวัดได้บ่อยครั้งโดยไม่มีผลกระทบกับผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คล้ายกับ Pulse Oximeter ที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน [6-7] ในส่วนของการวัดหาสเปคตรัมการดูดกลืน (absorbance) หรือการส่งผ่านของแสง (transmittance) จากองค์ประกอบต่างๆในเลือดนั้น ส่วนใหญ่จะทำการเจาะเก็บเลือดตัวอย่าง จากนั้นทำการสแกนด้วยเครื่อง Spectrophotometer [8-9] โดยส่งแสงผ่าน Fiber Optic ไปยังเลือดตัวอย่างและใช้ Fiber Optic รับแสงที่ส่งผ่านตัวกลางออกมา เพื่อดูสเปคตรัมการดูดกลืนหรือการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆ โดยส่วนมาก Spectrophotometer จะมีขนาดใหญ่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้โดยสะดวก และต้องเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากผู้ป่วย เพื่อนำมาดูผลตอบสนองขององค์ประกอบภายในเลือดที่สนใจต่อความยาวคลื่นแสงตลอดช่วงที่ต้องการศึกษา จึงเป็นการยากที่จะทำการเก็บข้อมูลจากตัวผู้ป่วยโดยตรง งานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาและสร้างเครื่องมือ สำหรับตรวจวัดหาสเปคตรัมการส่งผ่านความยาวคลื่นแสงโดยใช้หัวตรวจ (probe) แบบหนีบ (finger clip probe) ที่สามารถนำไปใช้กับปลายนิ้วมือของผู้ป่วยได้โดยตรง โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงจากไดโอดเปล่งแสง LED (Light Emitting Diode)และใช้โฟโตไดโอด (Photo Diode) เป็นตัวรับแสง [10-11] เหตุผลที่เลือกตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านแสงจากบริเวณปลายนิ้วมือ ไม่ใช้บริเวณอื่นของร่างกายเช่นบริเวณติ่งหู ประการแรกเนื่องจากเป็นการเก็บข้อมูลจากตัวผู้ป่วยโดยตรง การตรวจวัดบริเวณปลายนิ้วมือจะเป็นการรบกวนผู้ป่วยน้อยกว่าการตรวจวัดบริเวณติ่งหู ประการที่สองในคนไข้ผู้หญิงส่วนใหญ่มักจะมีการเจาะบริเวณติ่งหูและใส่ตุ้มหู จึงต้องทำการถอดออกก่อนทำการวัดและอาจมีแสงเล็ดลอดไปสู่ตัวรับแสงได้โดยตรงโดยไม่ผ่านเนื้อเยื่อ ประการสุดท้ายการออกแบบหัวตรวจที่มี LED หลายดวงประกอบอยู่ภายในจะสามารถทำได้ง่ายกว่าหัวตรวจที่ใช้วัดบริเวณติ่งหู นอกจากนี้บริเวณปลายนิ้วมือจะมีขนาดพื้นที่ให้เลือกมากกว่า ค่าการส่งผ่านแสงที่ได้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสม ในการนำมาสร้างสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต และสร้างเครื่องมือสำหรับตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ ไม่ต้องทำการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดต่อไป



รูปที่ 1.1 องค์ประกอบหลักของเลือด

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ เป็นการศึกษาหาวิธีการและความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยไม่ต้องทำการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย โดยใช้หลักการส่งผ่านแสง (transmittance) บริเวณปลายนิ้วมือ และนำค่าการส่งผ่านแสงมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้น (linear equation) โดยใช้การส่งผ่านจากแสงสองความยาวคลื่น วิธีนี้จะทำให้สามารถหาค่าฮีมาโตคริตได้อย่างสะดวกต่อเนื่องและรวดเร็ว ผู้ป่วยไม่เสียเลือดและเจ็บตัว นอกจากนี้ยังไม่ต้องอาศัยผู้ที่มีความชำนาญการเท่านั้น ในขั้นตอนของการหาค่าฮีมาโตคริตโดยเฉพาะในขั้นตอนการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดจากผู้ป่วย อีกทั้งยังลดโอกาสการติดเชื้อจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดลงได้ โดยในการทดลองจะเริ่มจากสร้างเครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านแสงโดยตรงบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยในช่วงความยาวคลื่นแสงที่สนใจ และสามารถหาแหล่งกำเนิดแสงได้ง่าย เพื่อหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมที่สุดในช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสง ให้เหลือเพียงความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุดสองความยาวคลื่นแสง สำหรับใช้ในสมการแบบเชิงเส้น เพื่อทำนายค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะทำการเก็บข้อมูลเพื่อทดสอบดูความแม่นยำ ของสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงผ่านบริเวณปลายนิ้วมือจากภายนอกร่างกายโดยไม่ต้องมีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดต่อไป

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

ในการศึกษาครั้งนี้อาศัยคุณสมบัติของแสงเมื่อเดินทางผ่านตัวกลาง จะมีการดูดกลืน (absorption) และการกระจาย (scattering) ทำให้แสงจากแหล่งกำเนิดที่ส่งผ่านตัวกลางมีค่าลดลงเปลี่ยนแปลงไปขึ้นกับปริมาณของการกระจายและการดูดกลืน ในแต่ละความยาวคลื่นแสงจะมีค่าการกระจายและการดูดกลืนไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของตัวกลางแต่ละชนิดว่าสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงใดดีกว่ากัน โดยลักษณะการดูดกลืนหรือการกระจายนี้จะมีลักษณะเฉพาะไม่เหมือนกันในสสารแต่ละแบบ สำหรับการทดลองครั้งนี้ตัวกลางที่ใช้ในการทดลองคือเลือด โดยเลือดเป็นของเหลวที่มีองค์ประกอบหลายอย่างด้วยกัน แต่ส่วนประกอบหลักๆคือพลาสมาและองค์ประกอบอื่นที่ลอยปะปนอยู่ในพลาสมาเช่น เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว เกล็ดเลือด รวมทั้งออกซิเจนที่จับตัวอยู่กับเม็ดเลือดแดงเป็นต้น โดยองค์ประกอบต่างๆแต่ละองค์ประกอบภายในเลือดนี้จะมีปริมาณความหนาแน่นไม่เท่ากัน และนอกจากนี้จะมีคุณสมบัติการดูดกลืนและการกระจายที่ความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีความยาวคลื่นแสงบางค่าที่มีการดูดกลืนหรือการส่งผ่าน เปลี่ยนแปลงขึ้นกับความหนาแน่นขององค์ประกอบภายในเลือดที่สนใจ และต้องการทราบปริมาณค่าความหนาแน่น เช่นในการทดลองครั้งนี้ต้องการทราบปริมาณค่าความหนาแน่นของฮีมาโตคริตภายในเลือด ดังที่ได้กล่าวแล้วว่าฮีมาโตคริตคือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นต่อปริมาตรของเลือดทั้งหมด ดังนั้นในการทดลองครั้งนี้ จึงต้องการทราบปริมาณของเม็ดเลือดแดงที่ลอยปะปนอยู่ในเลือดทั้งหมดนั่นเอง ในขณะที่ความยาวคลื่นแสงค่าอื่นจะมีการส่งผ่านหรือการดูดกลืน ไม่ขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นขององค์ประกอบที่ต้องการหาค่า ตัวอย่างเช่น ความยาวคลื่นแสง 660 nm มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าเปอร์เซนต์ความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดมาก ในขณะที่ความยาวคลื่นแสงในช่วง 800 – 950 nm จะมีการเปลี่ยนแปลงตามปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดน้อย ซึ่งความยาวคลื่นแสงสองช่วงที่กล่าวถึงนี้ เป็นความยาวคลื่นแสง ที่ใช้ในเครื่องมือตรวจวัดหาค่าเปอร์เซนต์ความอิ่มตัวออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกาย ผ่านปลายนิ้วมือหรือติ่งหูของผู้ป่วยโดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด แต่ในการศึกษาครั้งนี้เป็นการหาค่าฮีมาโตคริต ดังนั้นจึงต้องหาความยาวคลื่นแสงสองช่วงด้วยกัน คือความยาวคลื่นแสงช่วงแรกจะมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่ง จะเป็นความยาวคลื่นแสงช่วงที่ไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป หรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อยกว่าความยาวคลื่นแสงช่วงแรกมาก และความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงที่กล่าวถึงนี้ต้องไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวนจากค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่เปลี่ยนแปลงไป อันจะทำให้การทำนายค่าฮีมาโตคริตมีความผิดพลาดได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้ใช้พื้นฐานทฤษฎีของ Beer's Law [11] ที่กล่าวถึงการดูดกลืนและการส่งผ่านแสง ผ่านตัวกลางที่เป็นของเหลวที่มีสสารบางอย่างเป็นองค์ประกอบอยู่ด้วยโดยค่าการส่งผ่านของแสงจะมีค่าลดลงอย่างเอ็กซ์โปแนนเชียลกับระยะทาง และค่าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาได้จะเปลี่ยนแปลงแบบเป็นเชิงเส้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยสสารแต่ละชนิดจะมีค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนในแต่ละความยาวคลื่นแสงแตกต่างกันไป ดังนั้นถ้าต้องการหาค่าปริมาณความหนาแน่นของสสารที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในของเหลวนั้นก็สามารถหาได้โดยหาความยาวคลื่นแสงสองค่า ความยาวคลื่นแสงค่าแรกจะมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น และความยาวคลื่นแสงอีกค่าหนึ่งสามารถส่งผ่านของเหลวได้ โดยไม่ขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้น โดยความยาวคลื่นแสงค่านี้จะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง เมื่อใช้ค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนของความยาวคลื่นแสงทั้งสองมาคำนวณประกอบกันก็สามารถหาค่าปริมาณความหนาแน่น ของสารประกอบที่อยู่ในของเหลวนั้นได้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ขอบเขตในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จะศึกษาครอบคลุมดังต่อไปนี้ โดยในการทดลองจะเริ่มจากการสร้างเครื่องมือและหัวตรวจแบบหนีบบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วย (finger clip probe) สำหรับหาค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ ในขั้นตอนนี้เป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นได้สำหรับการวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง จากนั้นจะทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมออกมาสองช่วง ความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงที่กล่าวถึงจะมีลักษณะดังนี้ คือช่วงแรกเป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต สำหรับสมการที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้เป็นสมการแบบเชิงเส้นโดยใช้ความยาวคลื่นแสงสองค่า ดังนั้นจึงต้องทำการเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมที่สุดให้เหลือเพียงสองความยาวคลื่น เพื่อจะได้นำมาใช้ในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป จากนั้นเมื่อได้สมการและความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมแล้ว ก็จะทำการเก็บข้อมูลเพื่อทดสอบความแม่นยำของสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากสมการแบบเชิงเส้นที่ได้ เปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงที่ใช้เป็นค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง เพื่อเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดและวิเคราะห์ผลการทดลองรวมทั้งสรุปผลการทดลองต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 ขั้นตอนการศึกษา

ในการศึกษาครั้งนี้ สามารถแบ่งลำดับขั้นในการทดลองและการเก็บข้อมูลออกได้เป็นสามขั้นตอนหลักๆด้วยกันคือ

ขั้นตอนแรกประกอบด้วยเนื้อหา 3 บทด้วยกันคือ บทที่ 2 บทที่ 3 และบทที่ 4 เป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ ในการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง โดยในบทที่ 2 จะกล่าวถึงทฤษฎีการดูดกลืนและการส่งผ่านแสง รวมทั้งสมการและการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ ในบทที่ 3 จะพูดถึงพื้นฐานการทำงานและทฤษฎีของอุปกรณ์ที่สำคัญในการทดลอง และในบทที่ 4 เป็นขั้นตอนการออกแบบสร้างเครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) แบบหนีบที่ปลายนิ้วมือของผู้ป่วยโดยตรง (Finger clip probe) สำหรับหาค่าการส่งผ่านแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงช่วงแสงสีน้ำเงิน 420 nm จนถึงความยาวคลื่นแสงในย่านอินฟราเรด 970 nmโดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงจำนวน 20 ดวงและใช้ Photo Diode จำนวน 2 ตัว เป็นตัวรับแสงและนำค่าการส่งผ่านมาทำการวาดกราฟ เปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด และนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง ผลการทดลองที่ได้ในขั้นตอนนี้ จะใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการตัดสินใจเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาเก็บข้อมูลเพื่อหาสมการในการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป

ขั้นตอนที่สองเป็นส่วนของเนื้อหาในบทที่ 5 และ บทที่ โดยในบทที่ 6 เป็นการวิเคราะห์เปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดและสรุปผลการทดลอง ระหว่างการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการทางแสงและค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงโดยใช้หลักทางสถิติ และวิเคราะห์ผลการทดลอง เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกความยาวคลื่นแสง ที่มีความสามารถในการทำนายได้ถูกต้องมากที่สุด จากช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทำการทดลอง รวมทั้งพิจารณาปัญหาและหาแนวทางการปรับปรุงเพื่อให้สมการมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น การสรุปผลการทดลองและเสนอแนะแนวทางสำหรับการวิจัยต่อไป

1.7 ฮีมาโตคริตและวิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานว่าฮีมาโตคริตคืออะไร และทำไมจึงต้องมีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริตแบบเดิมที่ใช้กันเป็นอย่างไร และระดับค่าปกติของฮีมาโตคริตสำหรับคนในวัยต่างๆมีค่าเท่าไร รวมทั้งเครื่องมือและหลักการที่ใช้ในการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

1.8 ฮีมาโตคริต หน้าที่ของเม็ดเลือดแดงและค่าฮีมาโตคริตปกติในคนทั่วไป

ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่า ฮีมาโตคริตคือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงต่อปริมาตรของเลือดทั้งหมด หน้าที่หลักของเม็ดเลือดแดงคือการนำออกซิเจนไปเลี้ยงเนื้อเยื่อส่วนต่างๆของร่างกาย และนำคาร์บอนไดออกไซด์จากเนื้อเยื่อมาสู่ปอด พร้อมกับทำหน้าที่ช่วยรักษาดุลกรดด่างภายในเลือดไปด้วยในตัว ค่าฮีมาโตคริตที่ต่ำเกินกว่าระดับปกติ หมายถึงว่าบุคคลนั้นอาจมีการเสียเลือดเช่นมีการผ่าตัดหรือเกิดบาดแผล หรือเป็นโรคผิดปกติทางเลือด (anemia) หรือว่าไขกระดูกซึ่งเป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดงมีความผิดปกติ แต่ถ้าค่าฮีมาโตคริตมีค่าสูงกว่าระดับปกติอาจหมายถึงบุคคลนั้นอาศัยอยู่ในพื้นที่สูงกว่าระดับน้ำทะเลมาก เกิดการเสียน้ำ บุคคลนั้นมีการสูบบุหรี่ เป็นโรคปอด หรือมีความผิดปกติที่ไขกระดูกที่เป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดง โดยค่าฮีมาโตคริตของคนปกติที่เป็นผู้ใหญ่เพศชายอยู่ในช่วงประมาณ 42-54% และผู้ใหญ่เพศหญิงอยู่ในช่วงประมาณ 38-46% ดังนั้นในทางการแพทย์การ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตจึงสามารถบ่งบอกถึงพยาธิสภาพที่ผิดปกติบางอย่างของร่างกายได้ โดยค่าฮีมาโตคริตในคนปกติจะขึ้นอยู่กับเพศและอายุซึ่งในแต่ละวัยจะมีค่าไม่เท่ากัน โดยมีค่าปกติในวัยต่างๆ แสดงในตารางที่ 1.1

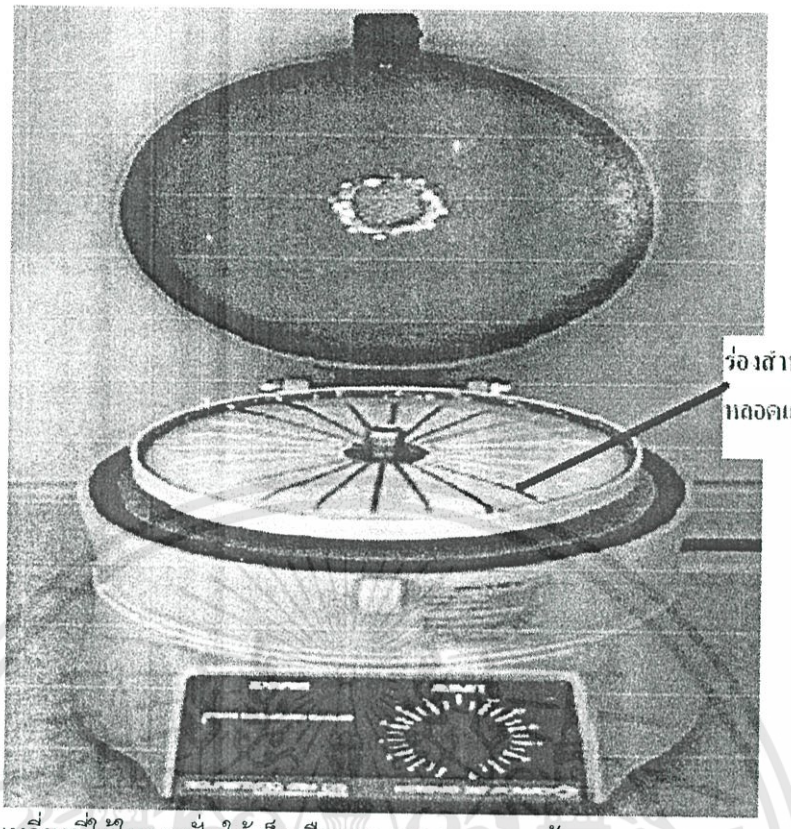
ตารางที่ 1.1 ค่าฮีมาโตคริตของคนในวัยต่างๆ

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

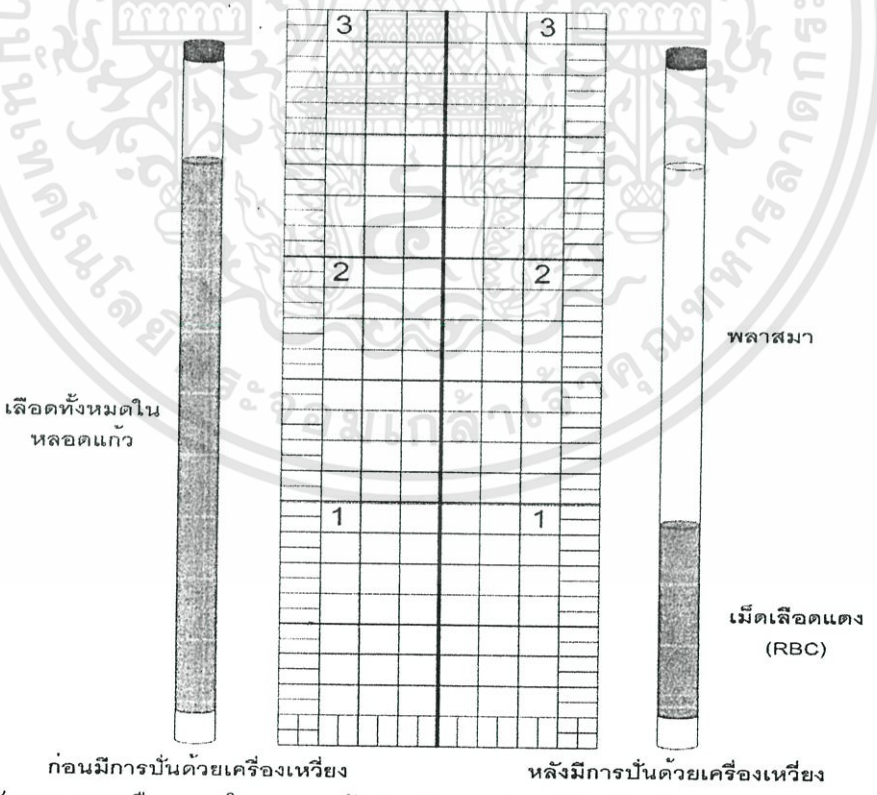
1.9 วิธีการวัดหาค่าฮีมาโตคริต

วิธีการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตที่นิยมใช้กันนั้น จะเริ่มจากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดใส่ในหลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) จากนั้นจะนำไปปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง (centrifuge) เลือดที่ทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้วนั้นส่วนของเม็ดเลือดแดงจะตกลงสู่ด้านล่าง และถูกปกคลุมบางๆด้วยชั้นของเม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด ด้านบนสุดจะเป็นส่วนของน้ำเลือดหรือพลาสมา ในส่วนของการอ่านค่าฮีมาโตคริตก็คือ อ่านค่าความสูงในส่วนของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นที่ตกลงไปอยู่ด้านล่างของหลอดแก้วต่อปริมาณความสูงของเลือดตัวอย่างในหลอดแก้วทั้งหมด รูปที่ 1.2 แสดงเครื่องเหวี่ยงที่ใช้สำหรับการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น ภายในเครื่องจะประกอบด้วยถาดอลูมิเนียมที่มีร่องสำหรับใส่หลอดแก้วเล็กๆ (capillary tube) ที่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดอยู่ภายในเรียบร้อยแล้ว โดยภายในหลอดแก้วอาจมีการเคลือบสารกันเลือดแข็งตัวเล็กน้อยเช่น heparin ก่อนที่จะปิดฝาและทำการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้นโดยระยะเวลาและความเร็วรอบในการปั่น ขึ้นกับประสบการณ์ความชำนาญของผู้ที่ทำการวัดหาค่าฮีมาโตคริต ในรูปที่ 1.3 แสดงเลือดก่อนที่จะปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงและหลังจากปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงแล้ว โดยด้านซ้ายมือแสดงลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วเล็กๆ ก่อนที่จะทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง และด้านขวามือ แสดงลักษณะของเลือดหลังจากทำการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น พร้อมสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต โดยจะเห็นการแยกกันอย่างชัดเจนระหว่างส่วนของเม็ดเลือดแดงและพลาสมา ทำให้สามารถอ่านค่าฮีมาโตคริตได้อย่างง่ายดาย ในการอ่านค่าฮีมาโตคริต, จะดูจากสเกลความสูงของเม็ดเลือดแดงเป็นอัตราส่วนต่อค่าความสูงของปริมาณเลือดในหลอดแก้วทั้งหมดที่ยังคงมีขนาดความสูงเท่าเดิม เหมือนกับเลือดภายในหลอดแก้วก่อนจะมีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.2 เครื่องเหวี่ยงที่ใช้ในการปั่นให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น



รูปที่ 1.3 ลักษณะของเลือดภายในหลอดแก้วสำหรับการอ่านค่าฮีมาโตคริต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง

ในบทนี้จะกล่าวถึงสมการที่สำคัญ สำหรับนำมาคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือโดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือด เริ่มจากสมการพื้นฐานของ Beer's Law จากนั้นจะได้กล่าวถึงการส่งผ่านและการดูดกลืนของแสง การนำสมการของ Beer's Law มาประยุกต์ใช้สำหรับหาสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในบทนี้ได้นำเสนอสมการสองรูปแบบคือ สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตจากค่าการดูดกลืน (absorbance) [4] และอีกสมการหนึ่งใช้ค่าการส่งผ่าน (transmittance) ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต โดยในการทดลองครั้งนี้จะเน้นการทำนายฮีมาโตคริตจากค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือเป็นหลัก

2.1 Beer's Law

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

$$A = \varepsilon(\lambda)cd \tag{2.1}$$

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

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

เมื่อแสงที่ส่งผ่านเป็นแสงความยาวคลื่นเดียว (monochrome) และแสงที่ตกกระทบ (incident light) มีความเข้มแสงเป็น I_0 แสงที่ตกกระทบตัวกลางจะแยกออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆด้วยกัน คือแสงส่วนหนึ่งจะส่งผ่านออกไปสู่อีกด้านหนึ่งของตัวกลาง (transmitted) แสงอีกส่วนหนึ่งจะถูกดูดกลืน (absorbed) จากตัวกลาง ถ้าความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางคือ I ความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางนี้จะมีค่าลดลงแบบเอ็กซ์โปแนนเชียล ตามระยะทางความยาวของตัวกลาง เมื่อ $\varepsilon(\lambda)$ คือ extinction coefficient หรือความสามารถในการดูดกลืนของสสารที่ค่าความยาวคลื่นแสงนั้นๆ c เป็นความเข้มข้นหรือความหนาแน่นของตัวกลาง และ d เป็นระยะทางของตัวกลางที่แสงส่งผ่านโดยค่าความเข้มข้นของตัวกลางจะวัดในหน่วยของ mmol L^{-1} และ extinction coefficient จะคิดในหน่วย L $mmol^{-1}$ cm^{-1} Beer's Law มีพื้นฐานมาจากคุณสมบัติการรวมกันของแสงที่ส่งผ่านตัวกลางและแสงที่ถูกดูดกลืนจากตัวกลางที่ต้องมีค่าเท่ากับแสงที่ตกกระทบ เมื่อไม่รวมแสงที่เกิดจากการสะท้อน (reflection) บริเวณผิวหน้าของตัวกลางและแสงที่เกิดการกระจาย (scattering) ออกไปจากตัวกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ค่าการส่งผ่านแสง (Transmittance) และค่าการดูดกลืนแสง (Absorbance)

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

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

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

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd \tag{2.4}$$

การดูดกลืนของแสงหลายความยาวคลื่น จากตัวกลางที่มีสสารประกอบอยู่ด้วยหลายแบบจากคุณสมบัติของ Beer's Law การดูดกลืนแสงจากสสารในตัวกลางมากกว่าหนึ่งชนิดนั้นจะเป็นผลรวมของการดูดกลืนแสง ในแต่ละความยาวคลื่นแสงจากสสารแต่ละชนิดเข้าด้วยกันเป็นการดูดกลืนสุทธิ โดยสามารถแทนการดูดกลืนนั้นด้วยสมการทางคณิตศาสตร์แบบการวางซ้อน (super position) จากการดูดกลืนของแสงแต่ละส่วนเข้าด้วยกัน ผลที่ได้ก็จะเป็นการดูดกลืนของแสงทั้งหมด (A_t) เมื่อมีการส่งแสงผ่านเข้าไปในตัวกลางที่มีสารประกอบหลายๆ ชนิดการดูดกลืนจากสสาร n แบบก็จะมีค่าเท่ากับผลรวมของการดูดกลืน n ค่าเข้าด้วยกันดังสมการที่ (2.5) โดยสามารถเขียนอยู่ในรูปผลรวมของความหนาแน่นจากสารประกอบแต่ละแบบที่ค่า extinction coefficient ของความยาวคลื่นแสงแต่ละความยาวคลื่น

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

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

2.3 Spectrophotometers

Spectrophotometer [5-7] เป็นเครื่องมือพื้นฐานที่ใช้วัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆภายในของเหลว โดยได้มีการนำมาใช้เก็บข้อมูล เพื่อวิเคราะห์หาความยาวคลื่นแสงที่สามารถนำมาใช้วัดค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่างๆ ภายในเลือดจากภายนอกร่างกายเช่น ค่าความอิ่มตัวออกซิเจน หรือค่าฮีมาโตคริตดังที่จะได้กล่าวถึงในการทดลองครั้งนี้ โดยทั่วไปอะตอมของสสารแต่ละอย่างจะมีการสั่นและกำเนิดความถี่ออกมาเป็นรูปแบบที่มีลักษณะเฉพาะ (specific patterns) ดังนั้นจึงสามารถใช้ลักษณะเฉพาะของความถี่นี้ในการจำแนกสสารแต่ละชนิดได้ โดยนำรูปแบบของความถี่ที่กำเนิดออกมาจากสสารแต่ละชนิดเปรียบเทียบกับรูปแบบมาตรฐานที่มีอยู่แล้ว นอกจากนี้เมื่อมีการส่งแสงผ่านสสารนั้นๆ รูปแบบลักษณะการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงก็จะคล้ายกับความถี่ที่เกิดจากการสั่น spectrophotometer จึงเป็นเครื่องมือที่ใช้ตรวจวัดหาความเข้มของแสงที่ส่งผ่านสสารในแต่ละความยาวคลื่น สัดส่วนของการส่งผ่าน (transmitted) จะแปรผกผันกับการดูดกลืน (absorbed) โดยการดูดกลืนจะถูกกำหนดจากความสามารถในการดูดกลืน (absorptivity) หรือ extinction coefficient ของสสารนั้นๆ ค่า extinction coefficient ของสสารต่างๆสามารถหาได้โดยการวาดกราฟเพื่อดูลักษณะการดูดกลืนที่หลายๆความยาวคลื่นแสง โดยสเปคตรัมการดูดกลืนจะมีลักษณะเฉพาะไม่เหมือนกันสำหรับสสารแต่ละอย่าง

Photodetector [8-10] เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนความเข้มของแสงที่มาตกกระทบให้เป็นกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสไฟฟ้าที่ได้จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มของแสงที่ส่งผ่านออกมาตกกระทบตัวโฟโตดีเทคเตอร์ ในการวัดจะให้ความเข้มของแสงที่ตกกระทบตัวกลาง (incident light) แทนด้วย I_0 และแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลาง (transmitted light) แทนด้วย I ค่าการส่งผ่าน (transmittance) แทนด้วย T จะสามารถคำนวณค่าการส่งผ่านได้ดังสมการที่ (2.6)

$$T = \frac{I}{I_0} \tag{2.6}$$

เนื่องจากว่าในแต่ละ molecule ของสสารชนิดเดียวกันจะมีสัดส่วนการดูดกลืนแสงที่เท่ากันดังนั้นการดูดกลืนของแสงที่ส่งผ่านสสารแต่ละแบบจะมีความเป็นเชิงเส้น (linear) กับเปอร์เซนต์ค่าความเข้มข้นของสสารนั้น จากค่าการส่งผ่านแสง (T) เมื่อให้ความเข้มของแสงตกกระทบก่อนผ่านตัวกลาง (I_0) มีค่าเท่ากับ 100 % ค่าการดูดกลืนแสง (A) เมื่อไม่คิดแสงที่เกิดการกระจายจากตัวกลาง (unscattered absorbance) จะเท่ากับค่า logarithm ฐานสิบของความเข้มแสงก่อนผ่านตัวกลางลบด้วย logarithm ฐานสิบของเปอร์เซนต์ความเข้มแสงที่สามารถส่งผ่านตัวกลางไปได้ (% T) ดังสมการที่ (2.7)

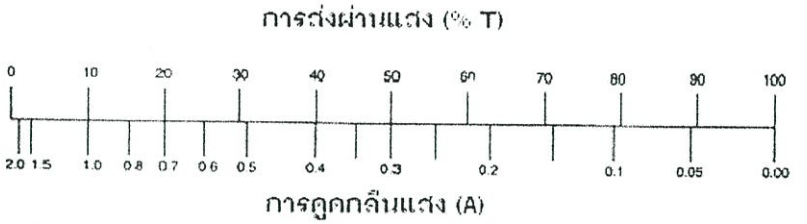
$$A = 2 - \log(\%\, T) \tag{2.7}$$

เมื่อนำ Beer's Law มาใช้ประกอบเพื่อหาปริมาณของสสารที่ประกอบอยู่ในของเหลวนั้นก็จะสามารถหาได้ดังสมการที่ (2.8)

$$A = \varepsilon(\lambda)cd \tag{2.8}$$

ในรูปที่ 2.1 แสดงอัตราส่วนของการส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสง เมื่อแสงสามารถส่งผ่านตัวกลางได้ทั้งหมด 100 % นั่นคือค่าการดูดกลืนเท่ากับ 0 แต่ถ้าแสงไม่สามารถส่งผ่านตัวกลางได้เลยนั่นคือมีการดูดกลืนจากตัวกลางจนหมดทำให้สมการไม่สามารถใช้ในกรณีนี้ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

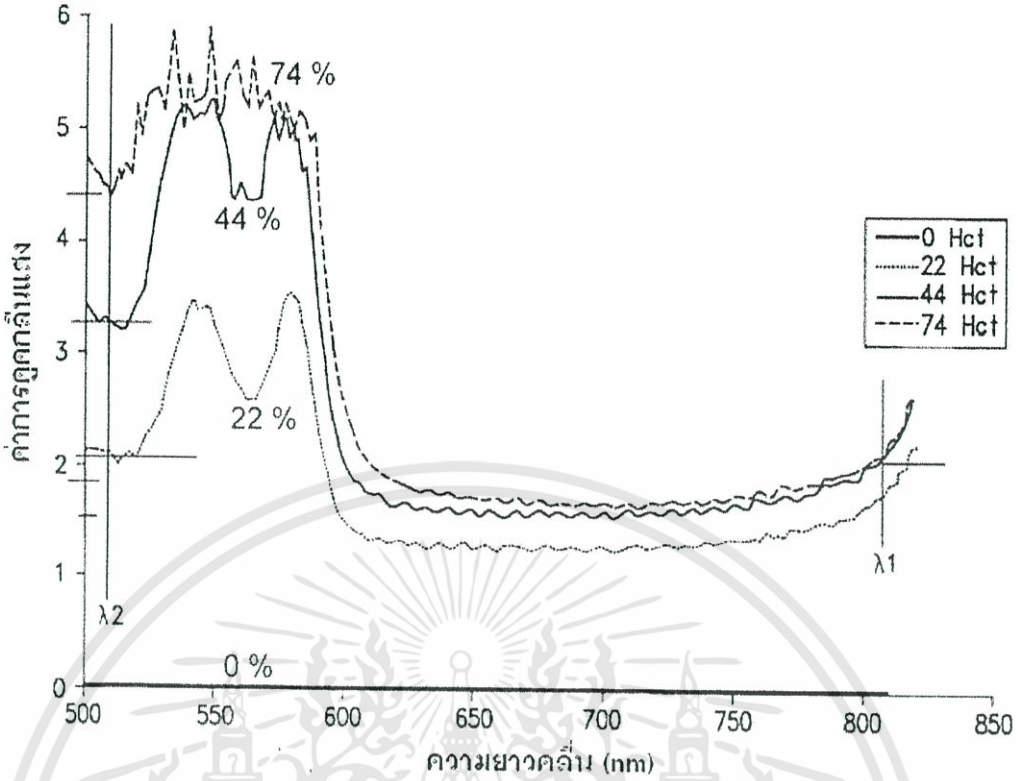


รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซนต์การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสง

2.4 การเลือกความยาวคลื่นแสงสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตนั้น สิ่งที่ต้องคำนึงถึงคือฮีโมโกลบินมีอยู่หลายรูปแบบแต่ที่จะพิจารณามีอยู่สองรูปแบบที่สำคัญและมีจำนวนมากที่สุดคือส่วนที่จับตัวอยู่กับออกซิเจน และที่ไม่ได้จับตัวอยู่กับออกซิเจน ดังนั้นในการหาค่าฮีมาโตคริตสำหรับการทดลองในครั้งนี้ก็คือการหาฮีโมโกลบินทั้งสองส่วนนี้ ปัญหาประการแรกที่สำคัญคือต้องกำจัดการรบกวนจากออกซิเจนที่จับตัวอยู่กับฮีโมโกลบินออกไปให้หมด ดังนั้นความยาวคลื่นแสง ที่นำมาใช้ในการหาค่าฮีมาโตคริตจึงต้องเป็นความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ reduced hemoglobin และ oxyhemoglobin มีค่า extinction coefficient เท่ากัน นั่นคือจุดที่มีการตัดกันของกราฟค่าความอิ่มตัวออกซิเจนที่ 100 % และ 0 % นั่นเอง นอกจากนี้ความยาวคลื่นแสงที่ใช้สำหรับหาค่าฮีมาโตคริต ต้องมีความยาวคลื่นแสงค่าหนึ่งมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงขึ้นกับค่าฮีมาโตคริตมาก และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งต้องไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตหรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อยมากเพื่อใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคืออัตราส่วนการดูดกลืนหรือการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงทั้งสองนี้ต้องมีค่าไม่เท่ากัน อีกประการหนึ่งคือการดูดกลืนหรือการส่งผ่านในช่วงความยาวคลื่นที่เลือกนั้น ควรจะมีลักษณะกราฟเกือบเป็นเส้นตรงเนื่องจากเป็นช่วงที่การดูดกลืนหรือการส่งผ่านค่อนข้างคงที่ เพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดจากการที่ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจากแหล่งกำเนิดแสงมีค่าผิดไปจากค่าความยาวคลื่นแสงที่เลือก ในรูปที่ 2.2 ความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการดูดกลืนต่างกันมาก น่าจะมีความเป็นไปได้ในการนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริต อยู่ในช่วงประมาณ 500-600 nm และอีกช่วงหนึ่งที่ค่าการดูดกลืนค่อนข้างคงที่ และมีค่าแตกต่างกันน้อยกว่าความยาวคลื่นในช่วงแรกสำหรับเป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงอยู่ในช่วงประมาณ 800-950 nm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



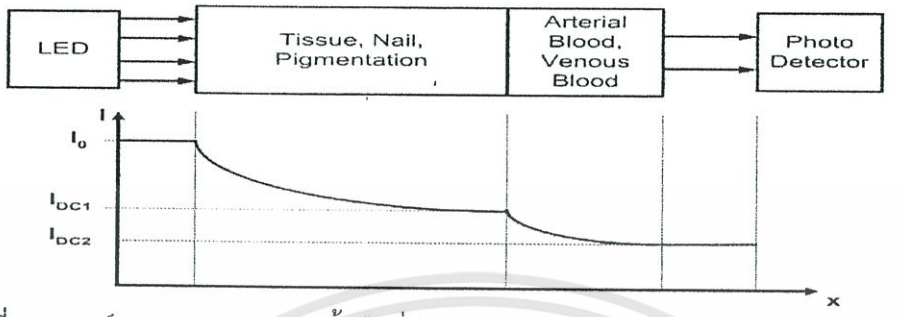
รูปที่ 2.2 การดูดกลืนของฮีมาโตคริตค่าต่างๆต่อความยาวคลื่นแสง

2.5 สมการในการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง

การวัดหาค่าฮีมาโตคริตภายในเลือดจากปลายนิ้วมือโดยใช้การส่งผ่านแสง โดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดสำหรับการทดลองครั้งนี้ เป็นการวัดค่าปริมาณการส่งผ่านของแสงจากบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยโดยใช้แสงสองความยาวคลื่น ที่มีคุณสมบัติการส่งผ่านแสงขึ้นกับปริมาณความหนาแน่นของฮีมาโตคริตภายในเลือดต่างกัน เพื่อใช้เป็นค่าการส่งผ่านแสงแทนลงไปในสมการแบบเชิงเส้นที่จะได้กล่าวถึงต่อไป สำหรับในการทดลองครั้งนี้จะเป็นการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ไม่ใช้สัญญาณพัลส์ภายในหลอดเลือดที่เกิดจากการสูบฉีดเลือดของหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มาพิจารณาประกอบในสมการ ในครั้งแรก จะพิจารณาหาความยาวคลื่นแสงที่มีค่าการส่งผ่านแสงเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตต่างกันสองค่าคือ ความยาวคลื่นแสงค่าแรกจะมีอัตราการเปลี่ยนแปลงน้อยเมื่อฮีมาโตคริตเปลี่ยนค่าไปเป็นจะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง และอีกความยาวคลื่นแสงหนึ่งจะเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไป มากกว่าความยาวคลื่นแสงแรก เพื่อใช้เป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะได้นำทั้งสองความยาวคลื่นแสงที่เลือก มาสร้างสมการสำหรับทำนายหาค่าฮีมาโตคริตต่อไป เมื่อพิจารณาองค์ประกอบของปลายนิ้วมือส่วนที่มีผลต่อการส่งผ่านของแสง โดยเริ่มพิจารณาจากแหล่งกำเนิดแสงจนส่งผ่านไปยังตัวรับแสงที่อยู่ฝั่งตรงกันข้ามของปลายนิ้วมือดังรูปที่ 2.3 การส่งผ่านจะประกอบด้วยสองส่วนใหญ่ๆที่ได้กล่าวไว้แล้ว เช่นในกรณีของการพิจารณาในเครื่องมือสำหรับวัดหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือดจากบริเวณปลายนิ้วมือ [11] คือส่วนที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ และส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ แต่ในการทดลองครั้งนี้เนื่องจากเป็นการเก็บข้อมูลในรูปของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง จึงแบ่งออกเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ไม่มีเม็ดเลือดแดงเป็นองค์ประกอบและส่วนที่มีเม็ดเลือดแดงเป็นองค์ประกอบ ลักษณะการลดลงของค่าความเข้มแสงเป็นแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล (exponential) กับระยะทาง



รูปที่ 2.3 องค์ประกอบของปลายนิ้วมือที่มีผลต่อค่าการส่งผ่านแสง

เมื่อให้ความยาวคลื่นแสงที่เลือกมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่มีค่าเปลี่ยนแปลงไป โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามองค์ประกอบอื่นของปลายนิ้วมือ สามารถหารูปแบบของสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือโดยในที่นี้จะแสดงให้เห็นสองแบบด้วยกัน แบบแรกเป็นการใช้ค่าการดูดกลืนจากฮีโมโกลบินสองรูปแบบที่ต่างกันสองความยาวคลื่นแสงมาสร้างเป็นสมการ [4] โดยวิธีนี้มีข้อเสียคือต้องมีการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นการดูดกลืนก่อน ดังนั้นที่การส่งผ่านมีค่าเป็นศูนย์แสงจะถูกดูดกลืนจนหมดทำให้สมการไม่สามารถใช้ได้ นอกจากนี้ในขั้นตอนการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นการดูดกลืนยังมีการปัดเศษของจุดทศนิยมอันอาจทำให้สมการมีความผิดพลาดสูงขึ้นได้ อีกวิธีหนึ่งเป็นการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้การส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือ โดยให้ความยาวคลื่นแสงที่เลือกทั้งสองความยาวคลื่นมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตเพียงอย่างเดียว ในส่วนการเปลี่ยนแปลงจากองค์ประกอบอื่นให้เป็นค่าคงที่และมีค่าเท่ากันจากทั้งสองความยาวคลื่น โดยวิธีนี้จะมีข้อดีคือ ไม่ต้องมีการแปลงค่าการส่งผ่านเป็นค่าการดูดกลืนก่อน แต่จะทำการประมาณค่าเทอม exponential ในสมการการส่งผ่านเพื่อลดรูป exponential ลงโดยใช้อนุกรมเทเลอร์ (Taylor Series Expansion) [11] ในขั้นตอนการหาสมการจากความยาวคลื่นแสงทั้งสอง จะได้แสดงให้เห็นการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือทั้งสองรูปแบบอย่างละเอียดต่อไป

2.6 การหาสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือด้วยค่าการส่งผ่านแสง

จากสมการเริ่มต้นพื้นฐานของ Beer's Law แสงที่ตกกระทบและสามารถส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือไปยังอีกด้านหนึ่งก็จะมีรูปแบบสมการ เช่นเดียวกับกรณีของการหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงแต่ใช้ค่าการดูดกลืน เมื่อนำมาเขียนเป็นสมการตั้งต้นได้คือ

แสงที่ส่งผ่าน =แสงตกกระทบ exp (การดูดกลืน + การกระจาย) d

หรือในรูปสมการ Exponential จะมีรูปแบบดังนี้

$$I = I_0 e^{-\{a\times[HbO]+b\times[Hb]+S_{RBC}+S_{plasma}+S_{nail}+S_{tissue}+S_{pigmentation}\}\times d} \quad (2.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าในการหาสมการสำหรับการทดลองในครั้งนี้ ค่าการส่งผ่านหรือการดูดกลืนจะไม่ขึ้นกับอัตราการเต้นของหัวใจโดยคิดในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นเมื่อรวมการกระจายที่สมมุติให้มีค่าคงที่เข้าด้วยกันและเลือกความยาวแสงที่มีค่า Extinction coefficient ของฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจนและไม่จับตัวกับออกซิเจนเท่ากันจากทั้งสองความยาวคลื่นแสง จึงทำให้ สัมประสิทธ์ตัวคูณ a และ b มีค่าเท่ากันและจากการที่ค่าฮีมาโตคริตก็คือปริมาตรของเม็ดเลือดแดงทั้งหมด ดังนั้นเมื่อกำหนดเงื่อนไขทั้งสามประการดังต่อไปนี้ลงในสมการที่ (2.9) จะสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (2.10)

เงื่อนไขที่ 1

$$a = b = ai \tag{2.10}$$

เงื่อนไขที่ 2

$$HbO + Hb = Hbt = Hct \tag{2.11}$$

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

เงื่อนไขที่ 3

ให้การกระจายของแสงจากองค์ประกอบอื่นบริเวณปลายนิ้วมือเป็นค่าคงที่ นอกจากการกระจายของฮีโมโกลบินและพลาสมาเท่านั้นที่มีค่าเปลี่ยนแปลง

$$S_{nail} + S_{tissue} + S_{pigmentation} = S_{cont} \tag{2.12}$$

ดังนั้นสมการที่ (2.12) เมื่อแทนเงื่อนไขทั้งสามประการ ลงไป สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$I = I_0 e^{-\{ai \times [Hbt] + sHbt + S_{plasma} + S_{const}\} \times d} \tag{2.13}$$

สมการที่ (2.13) เมื่อจัดรูปใหม่สามารถเขียนได้เป็น

$$I = I_0 e^{-\{(ai+s)[Hbt] + S_{plasma} + S_{const}\} \times d} \tag{2.14}$$

กระจายสมการที่ (2.14) ได้เป็นสมการที่ (2.15)

$$I = I_0 e^{-\{(ai+s) \times d \times [Hbt] + d \times (Splasma + Sconst)\}} \tag{2.15}$$

ให้ค่าคงที่ K =(ai + s)d และ

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

สมการ(2.15) สามารถเขียนอยู่ในรูปอย่างง่ายได้ดังสมการที่ (2.16)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = I_0 e^{-(K \times Hbt + S)} \tag{2.16}$$

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

$$e^{-x} = 1 - x + \frac{x^2}{2!} - \frac{x^3}{3!} + \frac{x^4}{4!} \ldots\ldots\ldots \tag{2.17}$$

เมื่อแทนค่า x ที่มีรูปแบบดังสมการ (2.16) ด้วยเทอม exponential และใช้สองเทอมแรกจากการประมาณค่าด้วย Taylor Series Expansion ดังสมการที่ (2.17)จะได้เป็น

$$e^{-(K \times Hbt + S)} = 1 - (K \times Hbt + S) \tag{2.18}$$

ดังนั้นเมื่อแทนเทอมเอ็กซ์โปเนนเชียลที่ได้ทำการประมาณค่าแล้วด้วยอนุกรมเทเลอร์ ดังในสมการที่ (2.18) กลับลงไปในสมการ (2.28) จะได้สมการการส่งผ่านแสงดังสมการที่ (2.19)

$$I = I_0[(1 - (K \times Hbt + S))] \tag{2.19}$$

เมื่อ I_0 เป็นค่าการส่งผ่านแสงก่อนผ่านตัวกลางและมีค่าเท่ากับ 100 % เมื่อจัดรูปสมการก็จะได้เปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านแสง (% T) ดังนั้นสมการที่ (2.20) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\%T = \frac{I}{I_0} = (1 - (K \times Hbt + S) \tag{2.20}$$

ในส่วนของเทอมการกระจายของแสงจาก เนื้อเยื่อ สีผิว และเล็บจะสมมุติให้มีค่าคงที่และมีค่าเท่ากันจากทั้งสองความยาวคลื่นแสง แต่สำหรับการกระจายจากน้ำเลือด (plasma) จะมีค่าไม่คงที่ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าขึ้นกับตัวแปรหลายประการเช่น สภาพทางร่างกาย อาหารที่รับประทาน อย่างไรก็ตามเมื่อเราใช้ความยาวคลื่นแสงสองความยาวคลื่นที่มีค่าการส่งผ่านที่แตกต่างกัน และประมาณว่าค่าการส่งผ่านที่มีปัจจัยการเปลี่ยนแปลงมาจากพลาสมา ของทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าใกล้เคียงกันมากก็สามารถประมาณค่าสมการเพื่อชดเชยการกระจายในส่วนนี้ได้ สำหรับคุณสมบัติของความยาวคลื่นแสงทั้งสองที่ใช้หาค่าฮีมาโตคริตจากค่าการส่งผ่านนี้ ยังคงมีเงื่อนไขในการเลือกความยาวคลื่นแสงเช่นเดียวกับการหาค่าฮีมาโตคริตจากค่าการดูดกลืน คือต้องเป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการดูดกลืนที่ความอิ่มตัวออกซิเจน 0 % และ 100 % เท่ากันและความไวในการส่งผ่านแสงต่อฮีมาโตคริตที่มีค่าเปลี่ยนไปของทั้งสองความยาวคลื่นแสงต้องมีค่าต่างกัน นั่นคือยังคงเป็นความยาวคลื่นแสงประมาณ 500 – 600 nm และอีกช่วงหนึ่งยังอยู่ในช่วงประมาณ 800 – 950 nm สมการที่ได้จากความยาวคลื่นแสงทั้งสอง เช่นในกรณีเลือกความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 875 nm โดยให้ความยาวคลื่นแสง 875 nm เป็นค่าความยาวคลื่นแสงอ้างอิง สามารถเขียนเป็นสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้สองความยาวคลื่นแสง เมื่อ T แทนเปอร์เซนต์ค่าการส่งผ่านแสง (% T) จากการประมาณค่าด้วย Taylor Series expansion ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$T_1 = (1 - (K_1 \times Hbt + S_1)|_{875nm}| \quad (2.21)$$

และ

$$T_2 = (1 - (K_2 \times Hbt + S_2)|_{525nm} \quad (2.22)$$

ให้ R คืออัตราส่วนความแตกต่างของแสงที่มีการกระจายจากตัวกลางของความยาวคลื่นแสงที่ 1 (S1) และความยาวคลื่นแสงที่ 2 (S2)

$$R = \frac{S_1}{S_2} \quad (2.23)$$

สมการที่ (2.23) จะเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$T_1 = (1 - (K_1 \times Hbt + RS_2) \quad (2.24)$$

จัดรูปสมการที่ (2.23) เพื่อหาค่า S_2 และแทนลงไปในสมการที่ (2.24)

$$T_1 = 1 - K_1 Hbt + R(T_2 - 1 + K_2 Hbt) \quad (2.25)$$

จัดรูปสมการที่ (2.25) เพื่อหาค่า Hbt

$$Hbt = \frac{T_1 - 1 - R(T_2 - 1)}{RK_2 - K_1} \quad (2.26)$$

และเมื่อสมมุติให้ค่าฮีโมโกลบินทั้งหมด (Hbt) คือค่าฮีมาโตคริต (Hct) ถ้าค่า R ที่เป็นอัตราส่วนความแตกต่างของแสงที่มีการกระจาย (S) จากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าเท่ากับ 1 หรือใกล้เคียง 1 มากๆสมการก็จะมีความถูกต้องโดยค่า R จะเท่ากับ 1 ได้ระยะทางระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงต้องมีค่าน้อยๆ แต่ในที่นี้ตัวกลางคือปลายนิ้วมือซึ่งมีความกว้างประมาณ 1 เซนติเมตร ดังนั้นค่า R จึงอาจมีค่าไม่เท่ากับ 1 แต่ถ้าประมาณว่าค่าการกระจายจากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าต่างกันน้อยมาก จนประมาณได้ว่ามีค่าเท่ากันทำให้ค่า R มีค่าเป็น 1 และกำหนดให้ค่าความแตกต่างระหว่าง K_2 และ K_1 เป็นค่าคงที่ K ตัวใหม่ จากสมการที่ (2.26) ก็จะได้สมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต ที่ใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือโดยไม่มีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดดังสมการที่ (2.27)

$$Hct = \frac{T_1 - T_2}{K} \quad (2.27)$$

สำหรับในขั้นตอนการหาตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการหาค่าฮีมาโตคริตโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสง จะได้ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากเครื่องมือ สำหรับหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือที่ได้ประดิษฐ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ขึ้นมา จากทั้งสองความยาวคลื่นแสง ในส่วนของการหาค่ายีมาโตคริตสำหรับเป็นค่าอ้างอิง ยังคงใช้วิธีการหาค่าด้วยวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น โดยสมการที่ (2.27) จะใช้เป็นสมการสำหรับหาค่ายีมาโตคริตจากค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือในการทดลองต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

142872

บทที่ 3
ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด วงจรขยายสัญญาณและรูปแบบของหัวตรวจ

ในบทนี้ได้กล่าวถึงพื้นฐานการทำงานของ ไดโอดเปล่งแสงที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือไปยังอีกด้านหนึ่งโดยใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสง (Photo diode) และได้กล่าวถึงวงจรขยายสัญญาณที่นิยมใช้ ในการแปลงสัญญาณค่ากระแสไฟฟ้าที่ออกมาจากโฟโตไดโอดเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้า ในส่วนสุดท้ายเป็นชนิดของหัวตรวจ (probe) ที่นิยมใช้วัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆบริเวณร่างกายทั้งสองแบบคือ ชนิดตรวจวัดค่าการส่งผ่าน (transmittance probe) และชนิดตรวจวัดหาค่าการกระจาย (scattering probe)

3.1 ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode)

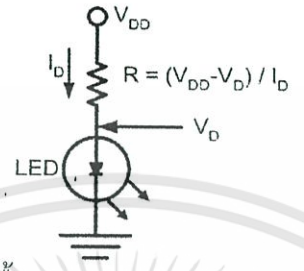
ในส่วนของแหล่งกำเนิดแสงสำหรับในการทดลองครั้งนี้ใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) การเลือก LED เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือหรือสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตนั้น ความเข้มของแสงสว่างหรือว่ากำลังงานที่กำเนิดจาก LED จะต้องสามารถให้ความเข้มแสงออกมา เพียงพอที่จะส่งผ่านเนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือที่มีความกว้างมากกว่า 1 cm ได้ นอกจากนี้ยังต้องมีขนาดเล็กเพื่อให้สามารถวางในหัวตรวจ (probe) ที่มีพื้นที่จำกัดได้ ในส่วนนี้จะพูดถึงพื้นฐานการทำงานและคุณสมบัติของ LED หลักการในการกำเนิดแสงของ LED ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาและโครงสร้างพื้นฐานของ LED ก่อนที่จะพูดถึงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสง จะขอกล่าวถึงข้อกำหนดหลักๆในการพิจารณาเลือก LED ประการแรกคือแสงที่กำเนิดจาก LED ต้องมีความเข้มแสง (light output) เพียงพอที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือได้ ประการที่สองคือขนาดของ LED ต้องมีขนาดเล็กพอที่จะวางลงใน probe ที่มีพื้นที่จำกัดได้ พลังงานแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED จะวัดในหน่วยเป็นมิลลิวัตต์ (milliwatts) โดย LED ที่เลือกใช้ควรเป็นชนิด high-bright หรือ super bright เท่านั้น เพื่อให้มีความเข้มแสงพอเพียงสำหรับการส่งผ่านปลายนิ้วมืออย่างเช่น ในเครื่องมือสำหรับหาค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดโดยใช้การส่งแสงผ่านบริเวณปลายนิ้วมือ [10] มีกำลังงานแสงที่กำเนิดออกมาประมาณ 1 mW ที่กระแสไบอัสตรงประมาณ 20 mA แต่ LED ที่ให้ความเข้มแสงมากกว่านี้ก็สามารถนำมาใช้ได้ โดยปกติมักมีค่าพลังงานความเข้มแสงไม่เกิน 10 mW ประการที่สามคือความยาวคลื่นที่ LED ให้กำลังงานสูงสุด (λpeak) ประการที่สี่คือช่วงของความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมาจาก (λrange) ประการสุดท้ายคือมุมของแสงที่ LED กำเนิดออกมา (view angle) ในปัจจุบันโรงงานผลิต LED สามารถสร้าง LED ให้มีขนาดเล็กลงมาก โดยมีขนาดพื้นที่ประมาณ 1 ตารางมิลลิเมตร และยังคงให้พลังงานแสงที่เพียงพอในการส่งผ่านปลายนิ้วมือ ในการทดลองครั้งนี้ใช้ LED ที่มีขายตามท้องตลาดทั่วไปคือรูปร่างภายนอกมีลักษณะกลมแบบทรงกระบอกปลายมนและมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3 mm

3.2 วงจรขับ LED

วงจรในรูปที่ 3.1 เป็นวงจรพื้นฐานในการใช้งานเพื่อขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาโดยค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมอยู่กับ LED จะเป็นตัวจำกัดกระแสที่ไหลผ่าน LED ไม่ให้เกิดความเสียหายและเป็นตัวจำกัดค่าความเข้มแสงที่กำเนิดออกมา สามารถคำนวณได้โดยใช้แรงดันไฟเลี้ยงของวงจรลบด้วยค่าแรงดันไบอัสตรงของ LED หารด้วยค่ากระแสที่เราต้องการให้ไหลผ่าน LED ซึ่งต้องมีค่าเพียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

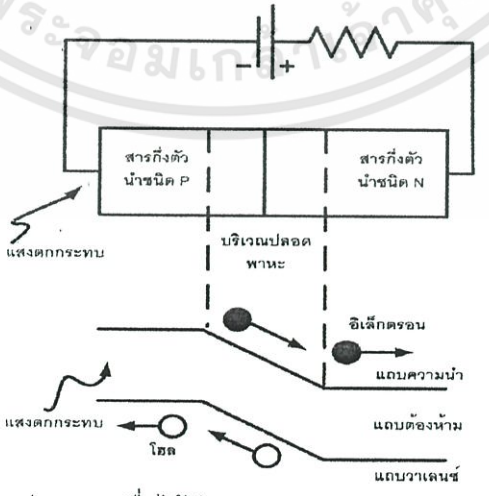
พอที่จะทำให้ LED เปล่งแสงออกมาและต้องไม่ให้ค่ากระแสในขณะไบอัสตรงมีค่ามากเกินไปจนเกิดความเสียหาย โดยค่าของแรงดันไบอัสตรงและค่ากระแสที่ LED ยอมให้ไหลผ่านได้โดยไม่เกิดความเสียหายสามารถดูได้จาก specifications ของ LED แต่ละตัว นอกจากนี้ค่าความต้านทานที่ต่ออนุกรมกับ LED ยังทำหน้าที่เป็นตัวจำกัดกระแสไบอัสกลับไม่ให้มีค่ามากเกินไปจน LED เกิดความเสียหาย หากแหล่งจ่ายไฟมีการเปลี่ยนขั้วเช่นกรณีที่นำ LED ไปใช้งานกับแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ



รูปที่ 3.1 การจัดวงจรขับ LED แบบพื้นฐาน

3.3 โฟโตไดโอด (Photo Diode)

ในการทดลองครั้งนี้ ได้เลือกอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงให้เป็นพลังงานไฟฟ้าโดยใช้โฟโตไดโอด เนื่องจากค่าของกระแสหรือแรงดันที่ออกมาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบการใช้งานไม่ยุ่งยากและมีความไว (response time) ในการตอบสนองต่อแสงที่มาตกกระทบเร็ว โฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n จะประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด n และอีกด้านหนึ่งจะเป็นสารกึ่งตัวนำชนิด p ดังรูปที่ 3.2 แสดงพื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n เมื่อบริเวณรอยต่อ p-n ได้รับโฟตอนจากแสงที่มีพลังงานเพียงพอตกกระทบจะทำให้เกิดคู่อิเล็กตรอน-โฮล ใหม่เกิดขึ้น (electron- hole pair) ทำให้มีอิเล็กตรอนจากฝั่ง p เคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะ (depletion region) ไปยังฝั่ง n ในขณะที่โฮล จากฝั่ง n ก็จะเคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะไปยังฝั่ง p ผลก็คือเกิดกระแสไฟฟ้าไหลขึ้น นอกจากนี้โฟโตไดโอดยังเป็นอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีราคาไม่สูงมากนัก และกระแสเอ้าท์พุทที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบ

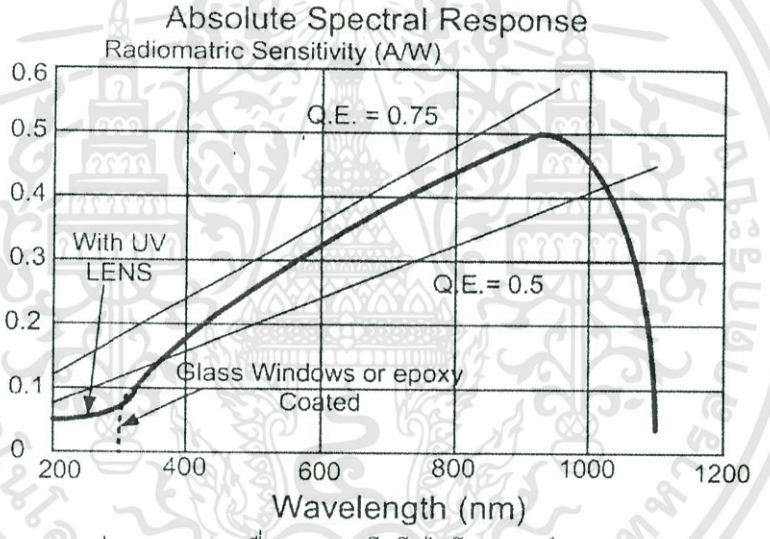


รูปที่ 3.2 โฟโตไดโอดแบบรอยต่อ P-N เมื่อได้รับแสง

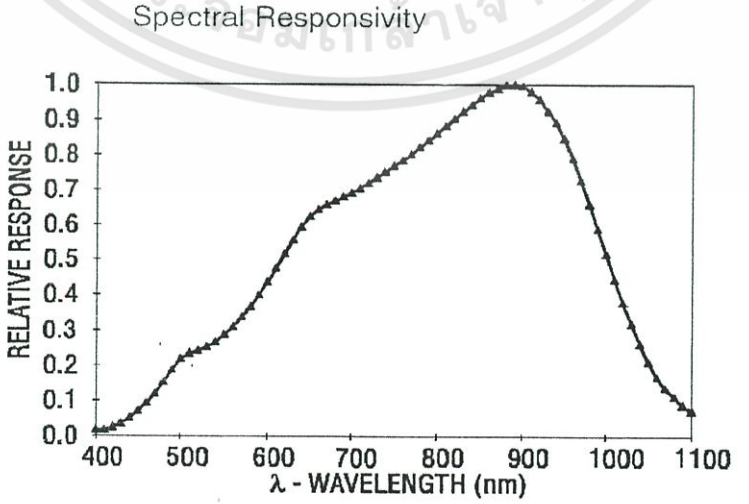
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง (Spectral Response)

ในรูปที่ 3.3 แสดงการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ VTB8440 และในรูปที่ 3.4 เป็นการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022 เป็นโฟโตไดโอดที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงนี้มีความสำคัญในการเลือกโฟโตไดโอดให้สามารถตอบสนองต่อความความยาวคลื่นแสงที่ต้องการได้ตลอดช่วง โดยปกติโรงงานผู้ผลิต จะบอกค่าการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสง ของโฟโตไดโอดว่ามีความไวสูงสุดที่ความยาวคลื่นใด (peak sensitivity) ผู้ออกแบบต้องพิจารณาเลือกโฟโตโอดที่มีความเหมาะสมเอง โดยพิจารณาจากกราฟการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดจาก specifications ที่ได้จากผู้ผลิต สำหรับในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตจะใช้ความยาวคลื่นแสงสองช่วง คือในช่วงประมาณ 400- 600 nm และ 800- 970 nm โฟโตไดโอดที่เลือกใช้ควรจะสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงทั้งสองช่วงได้ดี นอกจากนี้การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอด ยังสามารถกำจัดความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่ต้องการได้โดยการใส่ฟิลเตอร์ (filter) ให้มีการตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ต้องการได้ดีขึ้น



รูปที่ 3.3 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ VTB8440



รูปที่ 3.4 การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอดเบอร์ HFD3022

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

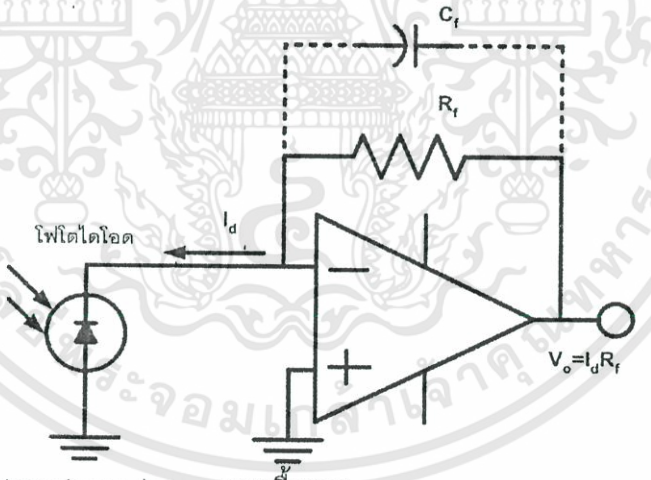
3.5 วงจรขยายสัญญาณ

เมื่อโฟโตไดโอดเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว วงจรขยายสัญญาณจะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดัน เพื่อบันทึกเป็นข้อมูลสำหรับหาค่าฮีมาโตคริตต่อไป ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้วงจรขยายแบบ Transimpedance เป็นวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดัน แต่ก็สามารถใช้วงจรขยายแบบอื่นสำหรับแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันได้ แต่วงจรขยายแบบ transimpedance เป็นที่นิยมใช้ในเครื่องมือที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสงและแปลงค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันอย่างเช่น เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือดจากภายนอกร่างกายโดยไม่มีการเจาะเลือดเป็นต้น

3.6 วงจรขยายสัญญาณ Transimpedance แบบพื้นฐาน

รูปที่ 3.11 เป็นวงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบ transimpedance โดยวงจรจะทำหน้าที่แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดให้เป็นแรงดันที่เอ้าท์พุทได้ จากการที่กราวด์เสมือน (visual ground) ระหว่างอินพุทบวกและอินพุทลบของออปแอมป์จะทำให้แรงดันที่ตกคร่อมโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์โวลต์ ดังนั้นค่ากระแสที่กำเนิดจากโฟโตไดโอดจึงไหลผ่านความต้านทานที่ทำหน้าที่ป้อนกลับระหว่างเอ้าท์พุทและอินพุทลบของออปแอมป์ กลายเป็นแรงดันที่เอ้าท์พุทโดยจะมีค่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มาตกกระทบตัวโฟโตไดโอดจะมีค่าดังสมการ

$$V_o = I_d R_f \tag{3.1}$$



รูปที่ 3.5 วงจรขยาย transimpedance แบบพื้นฐาน

3.7 หัวตรวจ (Probes)

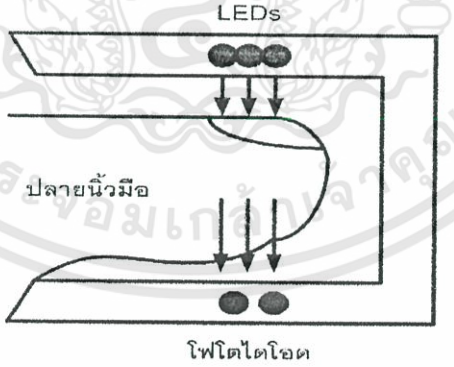
หัวตรวจที่มีใช้กันอยู่อย่างแพร่หลายในปัจจุบันมีสองแบบหลักๆคือ หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่านและหัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ แต่ถ้าแบ่งตามรูปแบบการใช้งานก็สามารถแบ่งได้สองแบบ คือเป็นแบบที่สามารถนำมาใช้ซ้ำได้ (reusable probes) และแบบที่ใช้เพียงครั้งเดียว (disposable probes) แต่ทั้งสองรูปแบบนี้ก็มีหลักการทำงานตรวจวัดหาค่าองค์ประกอบที่ต้องการทราบค่าโดยการตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านหรือตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับนั่นเอง ในหัวตรวจแบบรับค่าการส่งผ่าน แหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงจะอยู่ตรงกันข้ามคนละด้านของวัตถุที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต้องการตรวจวัดหาค่าการส่งผ่าน ในขณะที่หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงจะอยู่ด้านเดียวกันของวัตถุที่ต้องการหาค่าการสะท้อนกลับในส่วนนี้จะได้กล่าวถึงพื้นฐานการทำงานของหัวตรวจทั้งสองแบบ ในการวัดหาค่าองค์ประกอบต่างๆภายในเลือดนั้นสามารถออกแบบและใช้หัวตรวจได้ทั้งสองแบบ โดยในการออกแบบหัวตรวจยังมีสิ่งที่ต้องคำนึงถึงเช่น การรบกวนจากแสงภายนอกที่จะเล็ดลอดเข้าสู่ตัวโฟโตไดโอดภาครับ อุณหภูมิจากปลายนิ้วมือที่อาจทำให้คุณสมบัติการทำงานของ LED และโฟโตไดโอดเปลี่ยนไป นอกจากนี้ในบางกรณียังมีหัวตรวจที่ต้องการการออกแบบเป็นพิเศษเช่น หัวตรวจที่จะนำไปใช้งานใกล้เครื่อง MRI (magnetic resonant imaging) หรือบริเวณที่มีสนามแม่เหล็กสูงเป็นต้น ในการทดลองเพื่อหาค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือโดยไม่ต้องเจาะเก็บตัวอย่างเลือดในครั้งนี้ จะออกแบบโดยใช้หัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านที่ใช้งานแบบทั่วๆไป เนื่องจากมีความสะดวกมากกว่าหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับเนื่องจากหัวตรวจที่ออกแบบต้องมีการใช้ LED และโฟโตไดโอดหลายๆดวงประกอบอยู่ภายใน โดยจะออกแบบหัวตรวจในลักษณะที่มีการหนีบติดกับปลายนิ้วมือโดยให้ตัวรับแสงและแหล่งกำเนิดแสงอยู่คนละด้านตรงกันข้ามกันบริเวณปลายนิ้วมือ

3.8 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน (Transmittance Probes)

ลักษณะหัวตรวจในรูปแบบนี้จะใช้แสงส่งผ่านปลายนิ้วมือ หรือวัตถุที่เราต้องการทราบองค์ประกอบภายใน โดยให้แหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงอยู่ตรงกันข้ามคนละด้านของปลายนิ้วมือดังรูปที่ 3.6 ได้แสดงการวางตัวของโฟโตไดโอดรับแสงและ LED ที่ทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดแสงโดยทั่วไปภายในหัวตรวจจะประกอบด้วยโฟโตไดโอดและจำนวน LED ตามค่าความยาวคลื่นแสงที่เราต้องการ แสงที่กำเนิดจาก LED ต้องมีความเข้มมากพอที่จะส่งผ่านปลายนิ้วมือไปยังอีกด้านหนึ่งได้ในการทดลองนี้ได้เลือก LED ชนิดที่เป็นแบบ super bright หรือ high bright เพื่อให้มีความเข้มแสงที่มากพอและรับประกันได้ว่าแสงที่กำเนิดจาก LED สามารถส่งผ่านปลายนิ้วมือได้อย่างแน่นอน



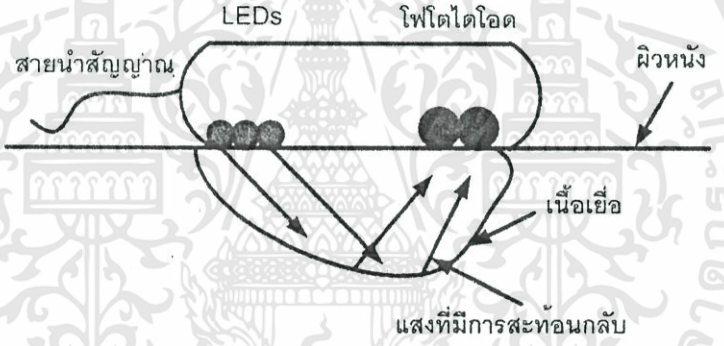
รูปที่ 3.6 หัวตรวจชนิดตรวจรับค่าการส่งผ่าน

3.9 หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes)

ในบางกรณีหรือบางจุดของร่างกาย หัวตรวจแบบตรวจวัดค่าการส่งผ่านไม่สามารถใช้งานได้เช่นกรณีของเด็กหรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถนำหัวตรวจไปหนีบที่ปลายนิ้วมือได้ จำเป็นต้องทำการตรวจวัดที่ตำแหน่งอื่นของร่างกายเช่นบริเวณขมับ ข้อมือหรือบริเวณอื่นของร่างกายที่ไม่สามารถใช้หัวตรวจแบบหนีบได้เป็นต้น สำหรับสมการในการคำนวณเพื่อหาค่าองค์ประกอบภายในเลือดที่เรา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต้องการก็จะแตกต่างไปจากกรณีของหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการส่งผ่าน ในหัวตรวจแบบนี้จะตรวจรับปริมาณความเข้มในการสะท้อนกลับ ของแสงที่กำเนิดและส่งออกไปจากแหล่งกำเนิดแสง (back scattered) จากเนื้อเยื่อของร่างกาย ข้อได้เปรียบในการวัดหาค่าองค์ประกอบภายในเลือดของหัวตรวจแบบนี้ คือสามารถวางที่ตำแหน่งใดก็ได้ภายในร่างกายแต่มีข้อเสียเปรียบอยู่ที่ความยากในการคำนวณหาค่าที่ต้องการ การปรับเทียบ (calibration) และข้อจำกัดด้านความแม่นยำ (accuracy) ที่ด้อยกว่าหัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน โดยยังคงเป็นปัญหาหลักของหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับจากผิวหนัง ความเข้มของแสงที่สะท้อนกลับจากผิวหนังไม่ได้ขึ้นกับค่าการดูดกลืน (absorption) จากองค์ประกอบภายในเลือดเพียงอย่างเดียวเท่านั้นแต่ยังขึ้นอยู่กับโครงสร้างและสีของผิวหนังบริเวณนั้นด้วย ในส่วนการวางตัว LED และโฟโตไดโอดในหัวตรวจแบบนี้จะอยู่ด้านเดียวกันบนผิวหนังบริเวณใดก็ได้ภายในร่างกายดังรูปที่ 3.7 โดยปกติที่มีขายและใช้กันทั่วไป โฟโตไดโอดตัวรับจะอยู่ด้านหน้าแต่ก็ไม่มีข้อบ่งบอกว่าเมื่อวางสลับตำแหน่งกันแล้วจะทำให้มีข้อผิดพลาดหรือประสิทธิภาพลดลงแต่อย่างใด นอกจากนี้ในหัวตรวจแบบนี้สิ่งที่ต้องคำนึงถึงเหมือนกับหัวตรวจแบบตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านคือ การรบกวนของแสงจากภายนอก อุณหภูมิจากผิวหนังของร่างกาย ระยะห่างที่เหมาะสมระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตไดโอดที่ใช้รับแสง



รูปที่ 3.7 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการสะท้อนกลับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

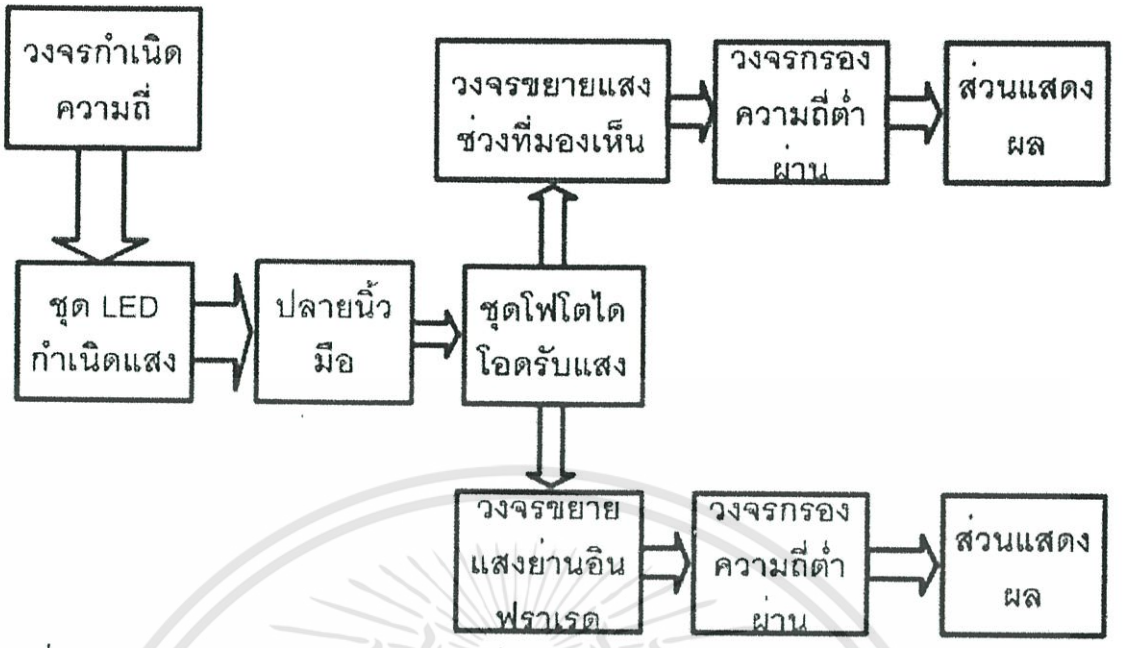
บทที่ 4
เครื่องมือและหัวตรวจ (Probe) สำหรับวัดหาค่าการส่งผ่าน

แสงที่กำเนิดจากไดโอดเปล่งแสง (LED) เมื่อเดินทางเข้าสู่ปลายนิ้วมือจะแยกออกเป็นหลายส่วนด้วยกันเช่น มีการสะท้อนกลับ บางส่วนส่งผ่านไปได้ บางส่วนถูกดูดกลืน รวมทั้งมีการกระจายจากผิวหนังและเนื้อเยื่อหรือจากเลือดก่อนที่จะถึงตัวรับแสง ในบทนี้จะกล่าวถึงการหาค่าการส่งผ่านของแสงบริเวณปลายนิ้วมือ การออกแบบวงจรและการสร้างหัวตรวจแบบตรวจวัดค่าการส่งผ่าน โดยใช้ LED เป็นแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตไดโอดทำหน้าที่รับแสงโดยจะวางอยู่ฝั่งตรงกันข้ามคนละด้านของปลายนิ้วมือ โดยจะได้กล่าวถึงการออกแบบและการทำงานของเครื่องอย่างละเอียดในหัวข้อต่อไป ในขั้นตอนแรกจะเป็นการสร้างหัวตรวจจาก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงทั้งหมดจำนวน 20 ดวงที่มีความยาวคลื่นแสงค่าต่างๆกันตั้งแต่ 420-970 nm และใช้โฟโตไดโอดสำหรับทำหน้าที่รับแสงสองตัวด้วยกันคืออยู่ในช่วงแสงที่มองเห็นได้และในย่านแสงอินฟราเรด เมื่อทำการวิเคราะห์โดยการวาดกราฟการส่งผ่านเพื่อดูการตอบสนองของฮีมาโตคริตกับความยาวคลื่นแสงทั้ง 20 ค่าแล้ว หลังจากพิจารณาเลือกค่าความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาสร้างสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตจากปลายนิ้วมือ ก็จะเหลือเพียง LED ที่กำเนิดความยาวคลื่นแสงค่านั้นๆออกมาสร้างหัวตรวจใหม่ โดยจำนวน LED ที่ใช้ในหัวตรวจตัวใหม่นี้จะลดลงเหลือเพียงความยาวคลื่นแสง ที่วิเคราะห์และพิจารณาเลือกแล้วว่ามีความเป็นไปได้ สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือมากที่สุด สำหรับความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาเลือกแล้วจะได้นำไปใช้ในการทดลองหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตต่อไป

4.1 Block diagram และการทำงานของเครื่อง

รูปที่ 4.1 แสดง block diagram การทำงานของเครื่องมือในการหาค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือ เริ่มจากการเลือก LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงทีละดวง จากความยาวคลื่นแสงมากสุด 970 nm เรียงลำดับเรื่อยไปจนถึงค่าความยาวคลื่นแสงน้อยสุด 420 nm ในครั้งแรกได้ใช้จำนวน 20 ดวง ประกอบอยู่ในหัวตรวจ โดยใช้วงจรกำเนิดพัลส์สี่เหลี่ยมความถี่ประมาณ 5 kHz duty cycle ประมาณ 25 % ในการขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาเพื่อเป็นการยืดอายุการใช้งานของ LED และลดสัญญาณรบกวนจากความถี่ของแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ ส่วน Photo Diode ภาครับสองตัวทำหน้าที่รับแสงในย่านแสงที่มองเห็นได้ และอีกตัวหนึ่งจะทำหน้าที่รับแสงในช่วงแสงอินฟราเรดโดยวางอยู่ด้านตรงกันข้ามกับ LED ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสง สำหรับรับแสงและแปลงความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาเป็นสัญญาณกระแสไฟฟ้าเข้ามายังวงจรขยายสัญญาณ จากการที่ผลตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของ Photo Diode ในแต่ละช่วงมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นในบางครั้งจึงจำเป็นต้องใช้วงจรที่มีอัตราการขยายสัญญาณแรงดันที่ต่างกันในแต่ละช่วงความยาวคลื่น ก่อนที่จะส่งผ่านมายังวงจรกรองความถี่ต่ำ เพื่อแปลงสัญญาณความเข้มแสงที่ได้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงออกสู่ภาคแสดงผล หรือส่วนบันทึกข้อมูลก่อนที่จะนำค่าที่ได้ไปวิเคราะห์ โดยวาดกราฟอัตราส่วนการส่งผ่าน (transmittance) โดยจะได้อธิบายถึงรายละเอียดของ block diagram แต่ละส่วนต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 Block diagram การทำงานของเครื่องมือสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่าน

4.2 หัวตรวจ (Probe)

ในการวางตำแหน่งของ LED และโฟโตไดโอดภายในหัวตรวจ จะเลือก LED ที่มีมุม view angle มากกว่าไว้ด้านนอก และที่มีค่ามุม view angle น้อยกว่าไว้ด้านใน LED ทุกดวงมีขนาด 3 mm เป็นแบบ super bright หรือ high bright เส้นรอบวงภายนอกเมื่อวาง LED ทั้ง 20 ดวงลงไปแล้วมีขนาดประมาณ 16 mm นั่นคือทำให้ไม่สามารถใช้หัวตรวจนี้เก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือของเด็กได้เนื่องด้วยหัวตรวจที่มี LED อยู่ภายในถึง 20 ดวงมีขนาดโตกว่าปลายนิ้วมือของเด็ก อันจะทำให้แสงจาก LED ถูกส่งผ่านไปยังโฟโตไดโอดตัวรับได้โดยตรงไม่ผ่านเนื้อเยื่อบริเวณปลายนิ้วมือ ระยะห่างระหว่าง LED และโฟโตไดโอดประมาณ 15 mm เพื่อให้ปลายนิ้วมือที่มีขนาดโดยทั่วไปไม่มีการสัมผัสโดยตรงกับตัว LED และโฟโตโดโอด บริเวณพื้นที่รับแสงของโฟโตไดโอดและบริเวณที่วางตัว LED ลงไปควรมีลักษณะเป็นแอ่งบุ๋มลงเล็กน้อย นอกจากนี้แรงที่กดลงบนปลายนิ้วมือเมื่อนำหัวตรวจไปหนีบต้องไม่มากเกินไปจนทำให้รู้สึกปวด และไม่น้อยเกินไปจนหนีบไม่อยู่ วัสดุที่บุภายในตัวหัวตรวจจึงควรมีความนุ่มกระชับกับปลายนิ้วมือ เช่นซิลิโคนหรือฟองน้ำที่มีความนิ่ม รวมทั้งต้องกำจัดแสงจากภายนอกที่จะเข้ามารบกวนโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสง โดยใช้วัสดุที่มีความทึบแสงในการสร้างหัวตรวจ เช่นพลาสติกสีเข้มหรืออลูมิเนียมเป็นต้น

4.3 Specifications ของไดโอดเปล่งแสง (LED)

LED ที่ใช้ในการทดลองนี้สามารถหาซื้อได้ในราคาไม่สูงนัก ตารางที่ 4.1 แสดงความยาวคลื่นแสงของ LED ทั้ง 20 ดวงที่ใช้ในการทดลองจากหลายบริษัท เริ่มจากความยาวคลื่นแสงน้อยสุดคือ 420 nm เป็นแสงสีน้ำเงินจนถึงความคลื่นแสงมากสุดที่ใช้ในการทดลองคือ 970 nm เป็นความยาวคลื่นแสงย่านอินฟราเรดในการเลือก LED สำหรับใช้งานในครั้งนี้มีขนาดเล็กเพียง 3 mm ทำให้สามารถวาง LED ภายใน หัวตรวจ ได้หลายๆดวงโดยมีพื้นที่เส้นรอบวงน้อย เพื่อให้แสงจาก LED ในช่วงที่ให้พลังงานสูงสุดส่วนใหญ่ตกลงบนปลายนิ้วมือก่อนส่งผ่านไปสู่โฟโตไดโอด โดยไม่เล็ดลอดออกทางด้านข้างของปลายนิ้วมือ อันอาจทำให้ค่าการส่งผ่านที่ได้จากการเก็บข้อมูลมีความผิดพลาดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ต้องพิจารณาเป็นหลักคือความยาวคลื่นแสงค่ากลางที่ LED กำเนิดออกมามีค่าพลังงานสูงสุด (λpeak) และค่ามุม view angle จะใช้สำหรับพิจารณาเลือกวางตำแหน่งของ LED ภายในหัวตรวจโดยใช้ LED ที่มีมุม view angle มากกว่าไว้ด้านนอกและที่มีมุม view angle น้อยกว่าไว้ด้านใน ในส่วนช่วงความกว้างของความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมา (λrange) หรือเรียกอีกอย่างว่า (λ/2) คือค่าความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมาแล้วพลังงานแสงลดลงเหลือเพียงครึ่งหนึ่งของค่าความยาวคลื่นแสงที่ LED ให้ค่าพลังงานสูงสุดไม่กว้างมากนักโดยคุณสมบัติข้อนี้จะมีผลในสมการสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตอันอาจทำให้สมการมีค่าความผิดพลาดได้

ตารางที่ 4.1 รายละเอียดของ LEDs ที่ใช้ในการทดลอง

ชื่อบริษัท	ความถี่ (λp) (nm)	สีของแสงที่กำเนิดออกมา	สีของตัว LED	มุมกระจายแสง (degree)
Agilent Tech.	420	น้ำเงิน	ใส	25
Multicomp	426	น้ำเงิน	น้ำเงิน	60
MARL	470	น้ำเงิน	ใส	20
L.E.D. Tech.	520	เขียว	เขียว	74
L.E.D. Tech.	535	เขียว	เหลือง	74
L.E.D. Tech.	545	เหลือง	เหลืองออกส้ม	74
HP	570	เหลืองออกส้ม	ใส	60
HP	600	เหลืองออกส้ม	ใส	60
L.E.D. Tech.	615	ส้มออกแดง	แดง	74
L.E.D. Tech.	635	ส้มออกแดง	ใส	50
OMC	655	แดง	แดง	74
TEMIC semi.	680	แดง	ใส	20
Infineon Tech.	700	แดง	ใส	15
TEMIC Semi.	720	แดง	น้ำเงิน	16
L.E.D. Tech.	750	แดง	ใส	25
L.E.D. Tech.	800	อินฟราเรด	ใส	25
TEMIC semi.	850	อินฟราเรด	ใส	25
TEMIC semi.	900	อินฟราเรด	ใส	25
Agilent Tech.	950	อินฟราเรด	ใส	25
Agilent Tech.	970	อินฟราเรด	ใส	25

4.4 Specifications ของ Photo Diode

โฟโตไดโอดที่ใช้ในการทดลองนี้มีอยู่สองตัวด้วยกันคือตัวแรกจะตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในย่านอินฟราเรด (infrared) และตัวที่สองตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงที่มองเห็นได้ (visible light) ในครั้งแรกจะใช้โฟโตไดโอดทั้งสองตัว เพื่อให้มั่นใจได้ว่าสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่ต้องการหาค่าการส่งผ่านได้ตลอดช่วง โฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในย่านอินฟราเรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีค่า λpeak อยู่ที่ 850 nm และสามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงได้ในช่วงตั้งแต่ประมาณ 750 – 950 nm ในส่วนโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในช่วงที่มองเห็นได้มีค่า λpeak อยู่ที่ 580 nm และสามารถตอบสนองได้ตั้งแต่ความยาวคลื่นแสงประมาณ 330 - 720 nm จาก specifications ของโฟโตไดโอดทั้งสองตัว จะเห็นว่าโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสงในช่วงแสงที่มองเห็นได้คือเบอร์ VTB8440 เมื่อไม่มีอินฟราเรดฟิลเตอร์สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงในช่วงประมาณ 500-970 nm ได้

ตารางที่ 4.2 รายละเอียด Photo Diode ที่ใช้ในการทดลอง

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

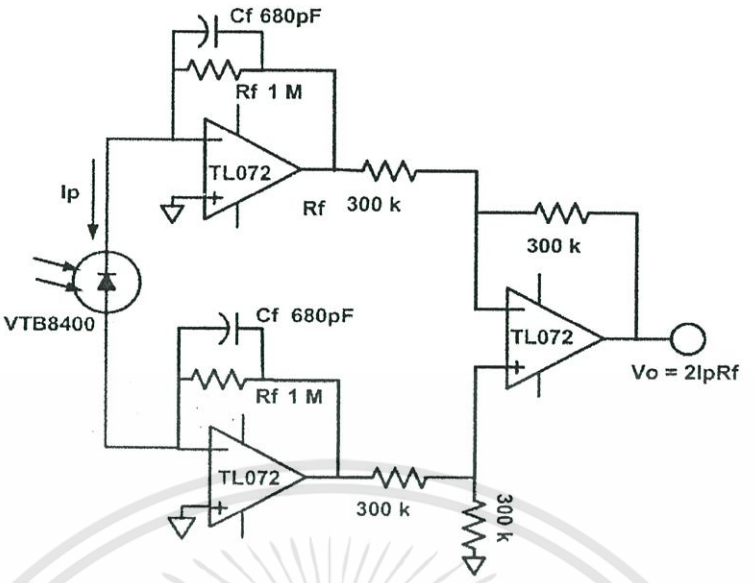
4.5 วงจรขยายภาคเอ้าท์พุทและการทำงาน

ในรูปที่ 4.2 เป็นวงจร differential transimpedance amplifier เนื่องจากวงจรขยายต้องใช้ค่าความต้านทานป้อนกลับที่มีค่าสูง เมื่อวงจรมีอัตราการขยายสัญญาณเพิ่มขึ้นเป็นสองเท่า ถ้าต้องการอัตราการขยายสัญญาณเท่าเดิมค่าความต้านทานป้อนกลับจึงเหลือเพียงครึ่งเดียว ผลคือทำให้สัญญาณรบกวนที่เกิดจากตัวความต้านทานลดลงไปด้วย นอกจากนี้วงจรยังสามารถลดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทางอินพุทของวงจร เช่นจากสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับหรือสัญญาณความถี่วิทยุได้ดีขึ้น จากการใช้วงจรขยายแบบ differential amplifier ที่มีค่า CMRR (common mode rejection ratio) สูงมาต่อร่วมกัน

4.6 วงจรขยายแบบ differential transimpedance amplifier

การทำงานของวงจรในรูปที่ 4.2 คือเมื่อโฟโตไดโอดได้รับแสง และแปลงสัญญาณความเข้มแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว กระแสไฟฟ้าจะเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์สองตัวที่ทำหน้าที่แปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน เป็นอินพุทของออปแอมป์อีกหนึ่งตัวที่ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายความแตกต่างค่ากระแสไฟฟ้าจากโฟโตไดโอดที่ไหลเข้ามายังอินพุทของออปแอมป์ทั้งสองตัวนี้จะมีเฟสต่างกัน 180 องศา ถ้าค่าความต้านทานป้อนกลับที่ต่อกับออปแอมป์ทั้งสองมีขนาดเท่ากันค่าแรงดันเอ้าท์พุทที่ได้จะมีขนาดเท่ากันแต่มีเฟสต่างกันอยู่ 180 องศา เมื่อผ่านวงจรขยายความแตกต่าง แรงดันเอ้าท์พุทจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นเป็นสองเท่าของวงจรขยายแบบ transimpedance ที่ใช้ออปแอมป์เพียงตัวเดียว สัญญาณที่ได้จากการขยายสัญญาณแล้วจะถูกกรองด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำ (passive lowpass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ (cutoff frequency) ประมาณ 0.1 Hz ประกอบด้วยค่าความต้านทานต่อร่วมกับตัวเก็บประจุลงกราวด์ โดยใช้ค่าความต้านทาน 100K และตัวเก็บประจุขนาด 10μF สัญญาณที่ผ่านการกรองด้วยวงจร low pass filter แล้วจะกลายเป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ที่แปรเปลี่ยนตามความเข้มแสงที่ส่งผ่านเข้ามาตกกระทบยังโฟโตไดโอดตัวรับที่อยู่ภายในหัวตรวจ เพื่อเข้าสู่วงจรส่วนแสดงผลและบันทึกข้อมูลต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 วงจร Differential Transimpedance Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้สำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ สำหรับนำมาทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง เมื่อได้ความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาเลือกแล้วว่ามีความเป็นไปได้สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต จากนั้นจะนำความยาวคลื่นแสงที่ได้นี้มาเก็บข้อมูลอีกครั้งหนึ่งเพื่อหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการ โดยนำเอาความยาวคลื่นแสงที่เลือกมาสร้างหัวตรวจและเครื่องมือสำหรับวัดหาค่าการส่งผ่านใหม่ เพื่อทำการวัดหาค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมืออีกครั้งหนึ่ง โดยการทดลองจะมีอยู่สองช่วงด้วยกัน คือครั้งแรกจะเป็นการหาความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุด สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในการทดลองในครั้งนี้ต้องการหาความยาวคลื่นแสงแสงช่วงด้วยกันคือ ความยาวคลื่นแสงช่วงแรกต้องมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และความยาวคลื่นแสงอีกช่วงหนึ่งเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และการทดลองในครั้งที่สองจะเป็นการนำเอาความยาวคลื่นแสงที่พิจารณาแล้วว่ามีความเป็นได้ สำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงมากที่สุดจากการทดลองครั้งแรก มาทำการเก็บข้อมูลเพื่อหาสมการและตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตและจะทำการทดสอบความแม่นยำต่อไป

5.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองและผู้ป่วย

เครื่องมือที่สำคัญ สำหรับการทดลองเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือมีสองอย่างด้วยกันคือ

1. เครื่องเหวี่ยง
2. เครื่องมือที่สร้างขึ้นมาสำหรับหาค่าการส่งผ่านดังรายละเอียดในบทที่ 4

จำนวนผู้ป่วยในการทดลองสามารถแบ่งออกเป็นสองช่วงตามการทดลองคือ ในหัวข้อ 5.1.1 การทดลองครั้งแรกจำนวนผู้ป่วยสำหรับการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านยังไม่ต้องการมากนัก เพราะเป็นเพียงการหาความยาวคลื่นแสงที่มีแนวโน้มความเป็นไปได้ ในการนำมาตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงว่ามีความยาวคลื่นใดบ้าง จากนั้นหลังจากทำการวาดกราฟการส่งผ่าน และพิจารณาเลือกความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุดแล้ว จึงทำการสร้างหัวตรวจแบบหนีบบริเวณปลายนิ้วมือของผู้ป่วยใหม่ (finger clip probe) โดยภายในหัวตรวจใหม่จะประกอบด้วย LED เฉพาะความยาวคลื่นแสงที่เลือกออกมาจากการทดลองครั้งแรก การทดลองเมื่อ จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านแสง จะเพิ่มจำนวนมากกว่าการทดลองครั้งแรก เนื่องจาก เป็นการเก็บข้อมูลเพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่า แทนลงไปในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสง ดังนั้นจึงต้องการจำนวนข้อมูลที่มากขึ้นเพื่อลดค่าความผิดพลาด จากการประมาณค่าตัวแปรในสมการให้มีค่าน้อยลง ในส่วนของการวาดกราฟได้ใช้โปรแกรม Microsoft Excel เป็นเครื่องมือสำหรับวาดกราฟการส่งผ่านค่าฮีมาโตคริตที่ใช้อ้างอิงทุกช่วงการทดลองในครั้งนี้ จะใช้วิธีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงให้เม็ดเลือดแดงตกลงมานอนก้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโตคริต

ในการทดลองนี้ เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองครั้งแรกนี้ที่สำคัญมีสองอย่างด้วยกันคือ อย่างแรกเป็นเครื่องเหวี่ยง (Centrifuge) IEC Micro-MB centrifuge (International Equipment Company) ของแผนกออร์โธปิดิกส์ คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ใช้ในการหาค่าฮีมาโตคริตอ้างอิง และอย่างที่สองคือเครื่องมือรวมทั้งหัวตรวจที่สร้างขึ้นมา ใช้สำหรับเก็บข้อมูลค่าการส่งผ่านจากปลายนิ้วมือของผู้ป่วย โดยความเข้มแสงก่อนที่จะใส่นิ้วมือผู้ป่วยเข้าไปในหัวตรวจให้เป็นความเข้มแสงตกกระทบ (I_0) และหลังจากใส่นิ้วมือผู้ป่วยเข้าไปภายในหัวตรวจ ให้เป็นความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาได้ (I) หลังจากได้ข้อมูลแล้วจะทำการวิเคราะห์ข้อมูล โดยการวาดกราฟวิเคราะห์อัตราส่วนการส่งผ่านระหว่างแสงตกกระทบก่อนผ่านปลายนิ้วมือ (I_0) และแสงที่ส่งผ่านปลายนิ้วมือออกมาแล้ว (I) โดยใช้โปรแกรม Microsoft Excel คำนวณเปรียบเทียบกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดและปั่นเครื่องเหวี่ยง จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในครั้งแรกนี้มี 105 คน แบ่งเป็นเพศชายจำนวน 84 คน อายุระหว่าง 28 ถึง 74 ปี เพศหญิงจำนวน 96 คนอายุระหว่าง 25 ถึง 69 ปี โดยทั้งหมดเป็นผู้ป่วยจากแผนกออร์โธปิดิกส์ คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ดังแสดงในตารางที่ 5.1 ลักษณะของผู้ป่วยจะมีการผ่าตัดทำให้เกิดการเสียเลือดดังนั้นฮีมาโตคริตจึงมีค่าต่ำลง หลังจากนั้นค่าฮีมาโตคริตจะค่อยๆสูงขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป หรือมีการให้เลือดทดแทนจนกระทั่งฮีมาโตคริตกลับสู่ในระดับปกติ จึงสามารถเก็บข้อมูลฮีมาโตคริตที่แตกต่างกันหลายๆค่าได้

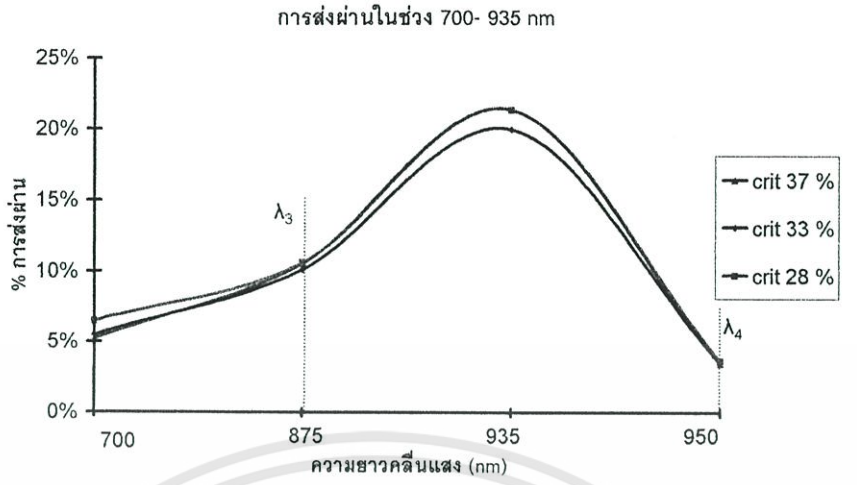
ตารางที่ 5.1 จำนวนผู้ป่วยที่ทำการเก็บข้อมูลในการทดลอง

เพศ	ชาย	หญิง
อายุ (ปี)	28-74	25-69
จำนวน (คน)	50	55
ลักษณะผู้ป่วย	เสียเลือดจากการผ่าตัด	เสียเลือดจากการผ่าตัด

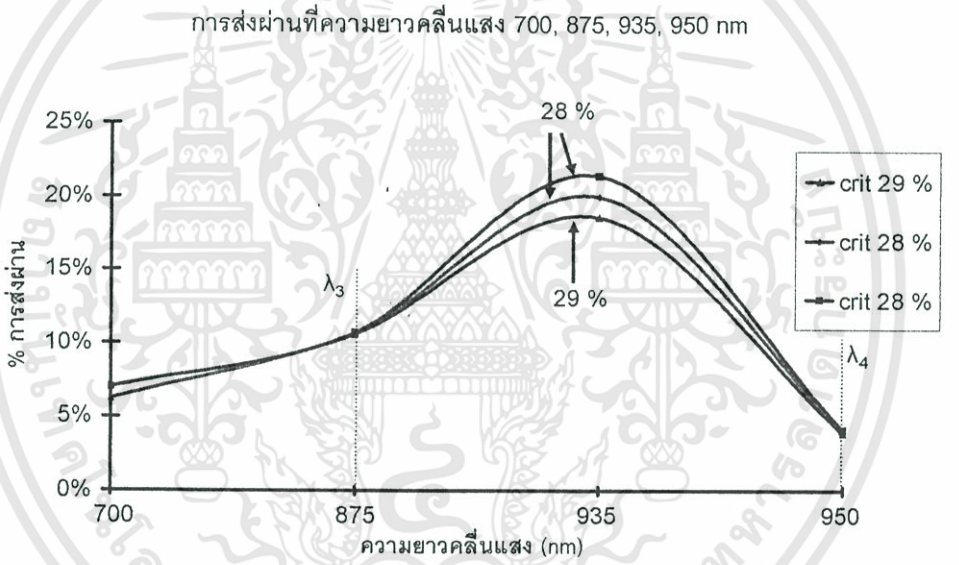
5.3 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

จากการทดลองความยาวคลื่นแสงช่วงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต อยู่ในช่วงความยาวคลื่นแสงระหว่าง 700-950 nm โดยความยาวคลื่นแสงช่วงนี้จะใช้เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิง กราฟในรูปที่ 5.3 เป็นการวาดกราฟโดยใช้ข้อมูลเดียวกับข้อมูลในกราฟรูปที่ 5.1 จะเห็นว่าที่ความยาวคลื่นแสง 700 nm 875 nm 935 nm และ 950 nm มีค่าการส่งผ่านใกล้เคียงกัน โดยเฉพาะความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm กราฟรูปที่ 5.1 จะมีค่าการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วงประมาณ 10 - 10.5% ที่ 875 nm และ 4 - 4.5% ที่ 950 nm ตามลำดับ และในกราฟรูปที่ 5.2 ที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm เส้นกราฟจะซ้อนทับกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700 - 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกัน



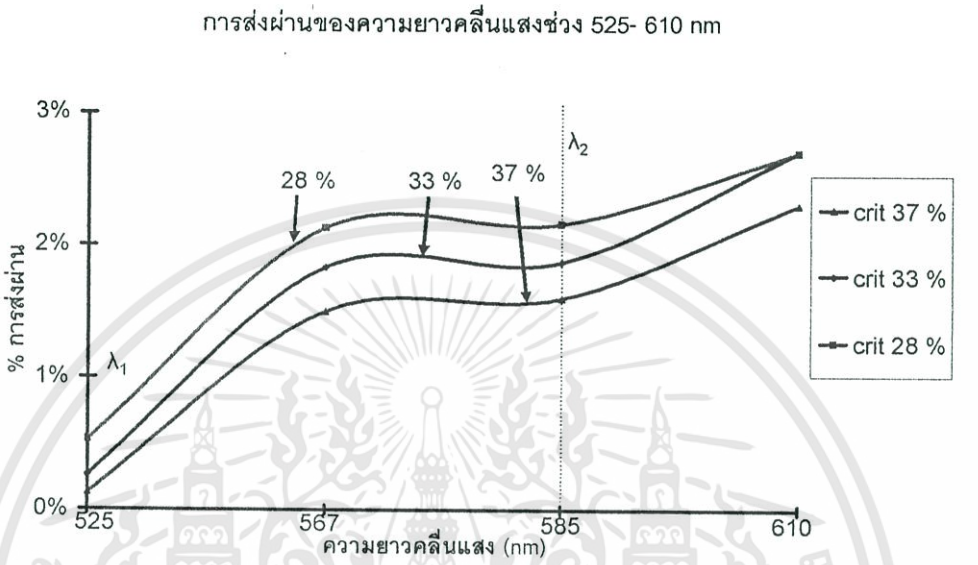
รูปที่ 5.2 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสง 700 - 950 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28 %

5.4 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต

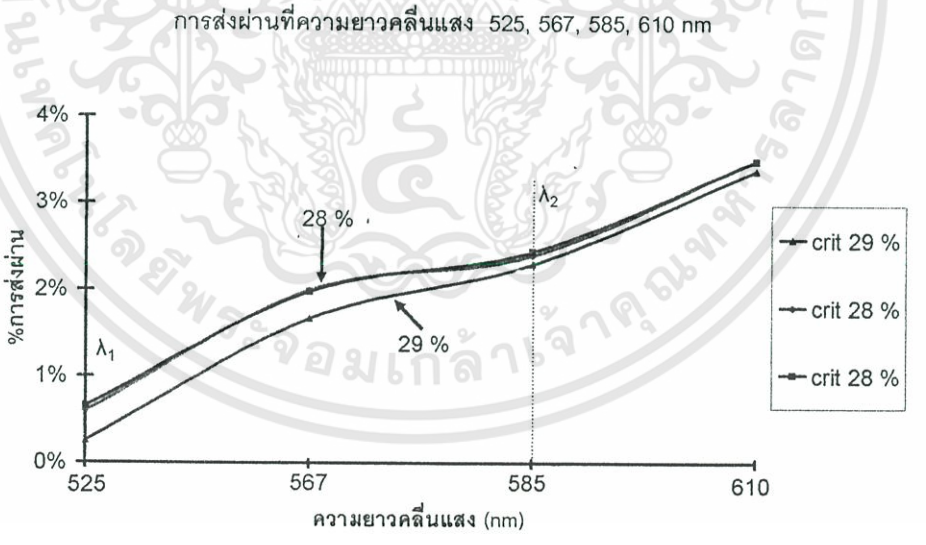
จากการพิจารณากราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วง 420 – 970 nm จะเห็นว่าความยาวคลื่นแสงในช่วงประมาณ 525 – 610 nm มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตแบบแปรผกผันคือเมื่อฮีมาโตคริตมีค่าสูงขึ้นค่าการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงในช่วงนี้จะมีค่าลดลง ดังในรูปที่ 5.3 จากกราฟในรูปที่ 5.2 จะเห็นว่าเมื่อค่าฮีมาโตคริตสูงขึ้น ค่าการส่งผ่านที่ได้จะลดลง โดยที่ฮีมาโตคริต 28 % ค่าการส่งผ่านจะมากที่สุดคือประมาณ 0.5 % ที่ 525 nm 2 % ที่ 567 nm และ 585 nm และ 2.5 % ที่ 610 nm ในขณะที่กราฟของฮีมาโตคริต 37 % ค่าการส่งผ่านจะน้อยกว่าคือ 0.2 % ที่ 525 nm 1.5 % ที่ 567 nm และ 585 nm และ 2 % ที่ 610 nm และจากกราฟการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสงที่ 567 nm และ 585 nm มีค่าการส่งผ่านที่ใกล้เคียงกันจนลักษณะกราฟในช่วงนี้เกือบเป็นเส้นตรง นั่นคือ ถ้าเลือกความยาวคลื่นแสงในช่วงนี้สำหรับวัดหาค่าฮีมาโตคริต ค่าความผิดพลาดจากการที่ LED กำเนิดแสงออกมาไม่ตรงกับความยาวคลื่นแสงค่ากลางที่ LED ให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลังงานออกมาสูงสุด (λpeak) ดังที่กำหนดไว้ใน specifications ก็จะมีผลกระทบกับสมการและทำให้เกิดค่าความผิดพลาดจากกรณีนี้น้อยลง ในส่วนของกราฟในรูปที่ 5.4 จะเห็นว่าค่าการส่งผ่านที่ฮีมาโตคริต 28 % เส้นกราฟจะซ้อนทับกัน และที่ฮีมาโตคริต 29 % ค่าการส่งผ่านจะน้อยกว่าคือ 0.3 % ที่ 525 nm 1.8 % ที่ 567 nm 2 % ที่ 585 nm และ 3 % ที่ 610 nm ตามลำดับ



รูปที่ 5.3 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 - 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกัน



รูปที่ 5.4 การส่งผ่านความยาวคลื่นแสงในช่วง 525 - 610 nm ของผู้ป่วยที่มีค่าฮีมาโตคริต 28 %

5.5 การเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการหาสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต

การเลือกความยาวคลื่นแสง จะเลือกออกมาจำนวนสีความยาวคลื่นด้วยกัน คือในช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตสองความยาวคลื่นแสงคือ 525 nm (สีเขียว) และ 585 nm (สีเหลือง) เนื่องจากความยาวคลื่นแสง 567 nm และ 585 nm จากกราฟในรูปที่ 5.2 และ รูปที่ 5.4 จะเห็นว่ามีค่าการส่งผ่านเกือบเป็นเส้นตรง และความยาวคลื่นแสงมีค่าใกล้เคียงกันจึงเลือกความยาวคลื่นแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

585 nm มาเพียงความยาวคลื่นเดียว ในส่วนของความยาวคลื่นแสง 610 nm จากกราฟในรูปที่ 5.1 และกราฟรูปที่ 5.3 จะเห็นว่าเป็นช่วงที่กราฟมีการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างมาก ถ้าหากค่าความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดจาก LED มีค่าผิดพลาดจากความยาวคลื่นแสงค่ากลาง (λpeak) มากอาจทำให้สมการที่ได้มีค่าความผิดพลาดสูงจึงไม่เลือกความยาวคลื่นแสงค่านี้ สำหรับอีกสองความยาวคลื่นแสงเป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต คือ 875 nm (อินฟราเรด) และ 950 nm (อินฟราเรด) ความยาวคลื่นแสงสองค่านี้เมื่อพิจารณาจากกราฟในรูปที่ 5.3 และกราฟในรูปที่ 5.4 เมื่อฮีมาโตคริตมีค่าต่างกัน จะเห็นว่าค่าการส่งผ่านจากความยาวคลื่นทั้งสองนี้มีค่าใกล้เคียงกันมากกว่าความยาวคลื่นแสง 700 nm และ 935 nm

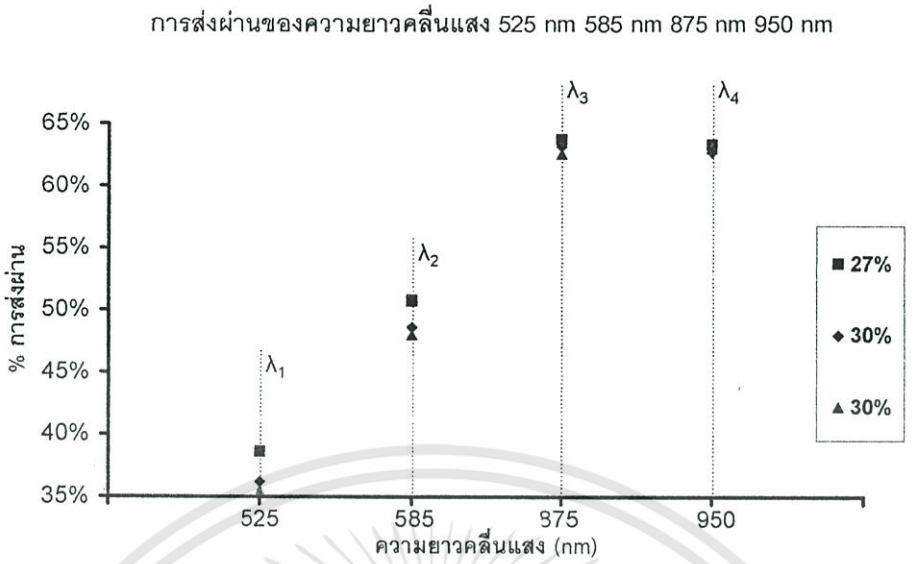
5.6 สมการการส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875 และ 950 nm

การเก็บข้อมูล เพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการสำหรับทำนายค่าฮีมาโตคริต ตามตารางที่ 5.2 เป็นตัวอย่างข้อมูลเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านจากความยาวคลื่นแสงทั้งสี่ของผู้ป่วย 5 คนที่มีค่าฮีมาโตคริตต่างกันนำมาแสดงเพียงบางส่วนจากข้อมูลทั้งหมด และในรูปที่ 5.5 เป็นตัวอย่างข้อมูลของผู้ป่วยคนเดียวกัน แต่มีค่าฮีมาโตคริต ต่างกันสามค่าคือ 27 %, 30 % และ 30 % โดยแกนตั้งเป็นเปอร์เซนต์ค่าการส่งผ่านและแกนนอนเป็นความยาวคลื่นแสงสี่ค่าด้วยกัน ในการวาดกราฟครั้งนี้จะสนใจตรงจุดของความยาวคลื่นแสงสี่ค่าเท่านั้นคือ 525 nm, 585 nm, 875 nm และ 950 nm โดยไม่คำนึงถึงความยาวคลื่นแสงในช่วงอื่น สิ่งที่ต้องการแสดงให้เห็นในกราฟนี้คือค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 585 nm จะมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนแปลงไป และที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm ค่าการส่งผ่านจะมีค่าใกล้เคียงกันไม่ขึ้นกับค่าฮีมาโตคริต หรือเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตน้อยตรงกับการทดลองในครั้งแรกเท่านั้น โดยสังเกตจากกราฟในรูปที่ 5.5 ความยาวคลื่นแสง 525 nm และ 585 nm จะมีค่าต่างกันประมาณ 3 % ในขณะที่ความยาวคลื่นแสง 875 nm และ 950 nm จะมีค่าต่างกันประมาณ 0.3 % เท่านั้น หรือต่างกันถึง 10 เท่า

ตารางที่ 5.2 ตัวอย่างเปอร์เซนต์อัตราส่วนการส่งผ่านจากความยาวคลื่นแสงทั้งสี่

ลำดับที่	ค่าการส่งผ่าน (%)				ค่าฮีมาโตคริต
	525 nm	585 nm	875 nm	950 nm	
1	0.469	0.544	0.672	0.674	25
2	0.465	0.565	0.655	0.645	27
3	0.403	0.519	0.660	0.653	30
4	0.362	0.489	0.622	0.621	33
5	0.348	0.519	0.666	0.653	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 การส่งผ่านของความยาวคลื่นแสง 525, 585, 875, และ 950 nm

5.7 ตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริต

การหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าจะเริ่มต้นจากสมการที่ได้แสดงไว้ในบทที่ 2 (สมการที่ (2.27) เป็นสมการการหาค่าฮีมาโตคริต ด้วยวิธีการทางแสงสองความยาวคลื่นโดยใช้ค่าการส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วมือ นำมาเขียนใหม่เพื่อหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าเป็นสมการที่ (5.1) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_1 - T_2}{K} \tag{5.1}$$

เมื่อ Hct เป็นค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง T_1และ T_2 เป็นเปอร์เซ็นต์ค่าการส่งผ่านที่ได้จากเครื่องมือที่สร้างขึ้นดังรายละเอียดในบทที่ 4 โดย T_1 เป็นเปอร์เซนต์ค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงแรก ในที่นี้ให้เป็นความยาวคลื่นแสงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต (875 nm และ 950 nm) ให้เป็นค่าความยาวคลื่นแสงอ้างอิง และ T_2 เป็นเปอร์เซนต์ค่าการส่งผ่านที่ความยาวคลื่นแสงที่สองที่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริต (525 nm และ 585 nm) จากความยาวคลื่นแสงทั้งสี่ค่าสมการที่ (5.1) จึงสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (5.2), (5.3), (5.4) และ (5.5) ดังนี้

$$Hct = \frac{T_{875nm} - T_{525nm}}{K} \tag{5.2}$$

$$Hct = \frac{T_{875nm} - T_{585nm}}{K} \tag{5.3}$$

$$Hct = \frac{T_{950nm} - T_{525nm}}{K} \tag{5.4}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Hct = \frac{T_{950nm} - T_{585nm}}{K} \tag{5.5}$$

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

$$K_{525/875} = \frac{T_{875nm} - T_{525nm}}{Hct} \tag{5.6}$$

$$K_{585/875} = \frac{T_{875nm} - T_{585nm}}{Hct} \tag{5.7}$$

$$K_{525/950} = \frac{T_{950nm} - T_{525nm}}{Hct} \tag{5.8}$$

$$K_{585/950} = \frac{T_{950nm} - T_{585nm}}{Hct} \tag{5.9}$$

5.8 ค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจากข้อมูล ที่เก็บมาได้

เมื่อทำการหาค่าคงที่ K จากการเก็บข้อมูลแต่ละครั้งโดยใช้สมการที่ (5.6), (5.7), (5.8), และ (5.9) ตามลำดับ จากการทดลองเก็บข้อมูลทั้งหมดจำนวน 180 ค่า ตัวแปรค่าคงที่ K โดยเฉลี่ยจะมีค่าตามตารางที่ 5.3 ดังนี้

ตารางที่ 5.3 ตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการจากจำนวนข้อมูล 180 ค่า

ความยาวคลื่นแสง (nm)	ข้อมูล 80 ค่า
525 / 875	0.00789719
585 / 875	0.004433226
525 / 950	0.00773773
585 / 950	0.00427376

ในหัวข้อนี้จะพิจารณาค่าเฉลี่ยของตัวแปรค่าคงที่ K เมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นว่าจะมีค่าเฉลี่ยเปลี่ยนแปลงไปมากอย่างมีนัยสำคัญ จนอาจทำให้สมการทำนายค่าฮีมาโตคริตผิดพลาดได้หรือไม่ โดยตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้นโดยใช้การส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือนั้น จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปเล็กน้อยในทศนิยมหลักที่สี่ หรือทศนิยมในหลักที่ห้า โดยมีการเปลี่ยนแปลงไปจากค่าเดิมเฉลี่ยทั้งสี่สมการคือ 0.54 % ขั้นตอนการหาตัวแปรค่าคงที่ K ในสมการยังคงมีรูปแบบเหมือนกับสมการที่ (5.6), (5.7), (5.8), และ (5.9) ตัวแปรค่าคงที่ทั้งสี่ค่าคือ เมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 875 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงสองค่า และเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 950 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอ้างอิงสองค่า ได้แสดงไว้ในตารางที่ 5.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.4 การเปรียบเทียบตัวแปรค่าคงที่ในสมการจากข้อมูล 180 ค่า

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

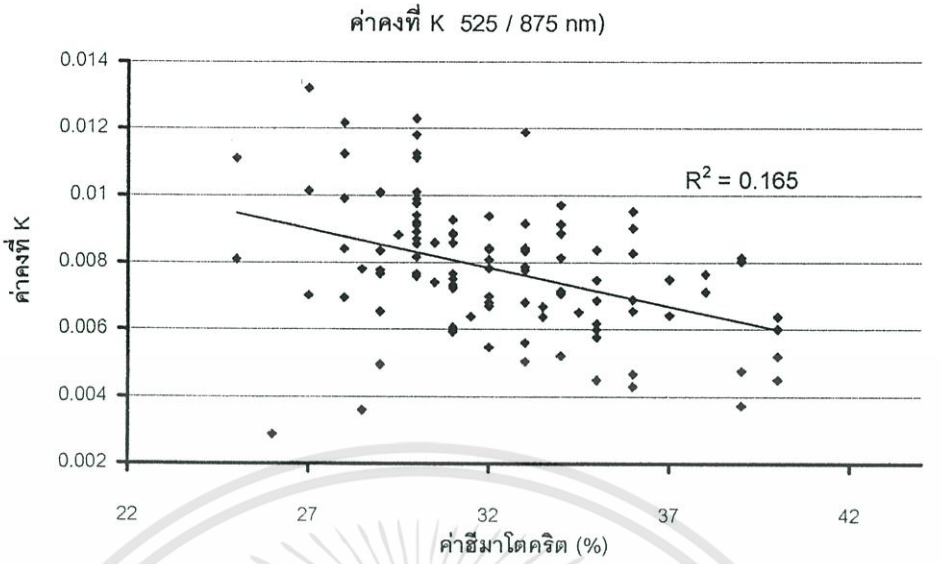
5.9 การกระจายของตัวแปรค่าคงที่ K

การพิจารณาการกระจายของค่าคงที่ K ครั้งนี้ ใช้คำสั่งเพิ่มเส้นแนวโน้ม (regression) จากการวาดกราฟในโปรแกรม Microsoft Excel เพื่อพิจารณาค่า R^2 ว่าให้ค่าสูงสุดจากการแทนด้วยเส้นแนวโน้มแบบใด เมื่อค่า R^2 เท่ากับ 1 นั่นคือสมการที่ได้จะผ่านจุดทุกจุดของข้อมูล โดยสมการแบบเชิงเส้น (linear) จะได้ค่า R^2 ใกล้เคียงกับสมการแบบโพลิโนเมียล (polynomial) กำลังสอง ดังแสดงในตารางที่ 5.5 และได้แสดงลักษณะการกระจายของข้อมูล จากแต่ละคู่ความยาวคลื่นแสง ในกราฟรูปที่ 5.8, 5.9, 5.10 และ 5.11 โดยในรูปที่ 5.6 เป็นกราฟการกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm รูปที่ 5.7 เป็นกราฟจากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm รูปที่ 5.8 เป็นกราฟการกระจายจากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm และ รูปที่ 5.9 เป็นกราฟการกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm ตามลำดับ

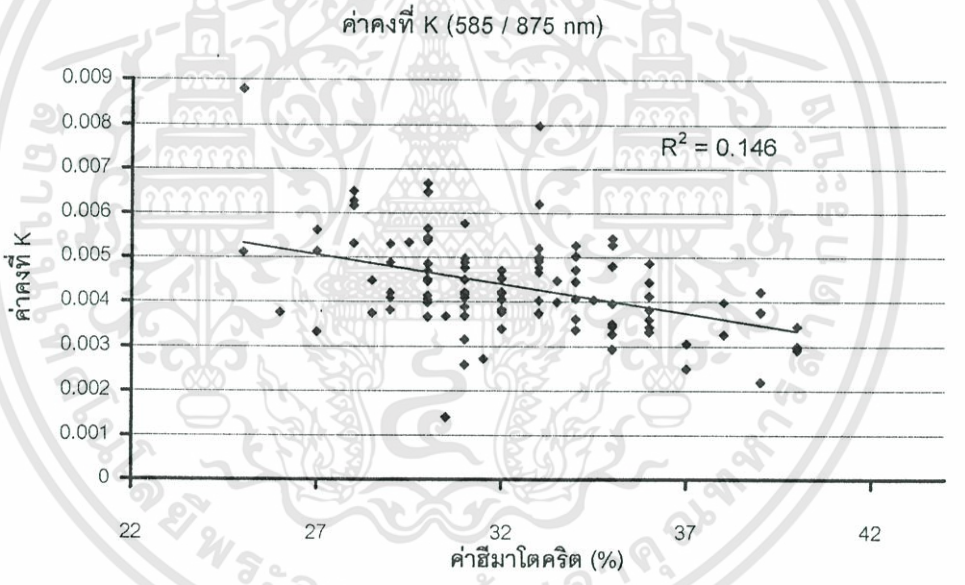
ตารางที่ 5.5 การเปรียบเทียบสมการแทนการกระจายของข้อมูลค่าคงที่ K โดยใช้ค่า R^2

สมการ	ค่า R^2			
	525 /875 nm	585 / 875 nm	525 / 950 nm	585 / 950 nm
เชิงเส้น	0.165	0.146	0.155	0.119
โพลิโนเมียล กำลังสอง	0.167	0.146	0.160	0.120
ลอการึทึม	0.161	0.145	0.150	0.117

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

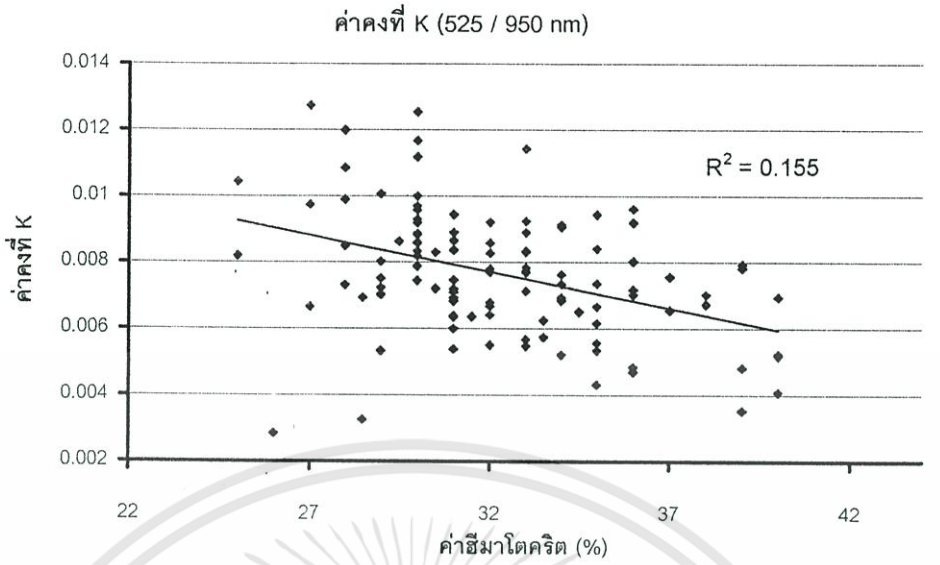


รูปที่ 5.6 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm

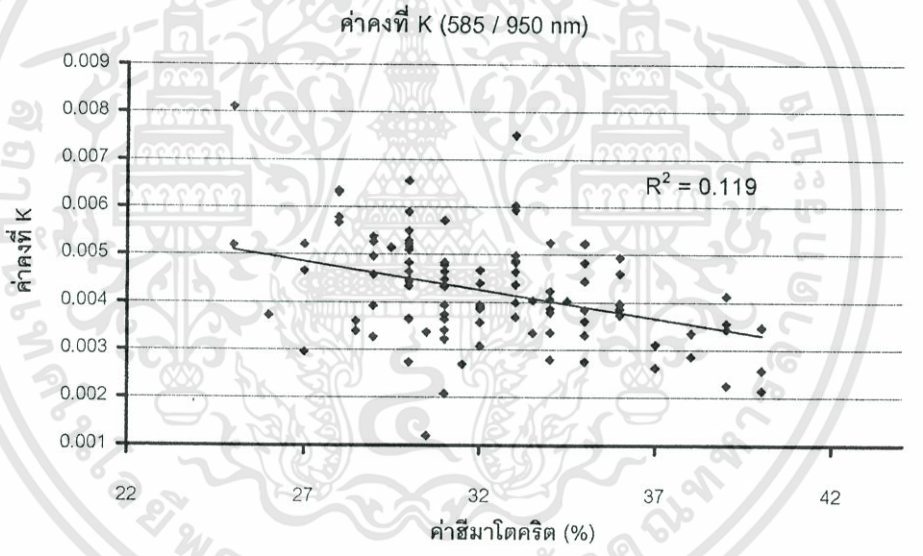


รูปที่ 5.7 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm



รูปที่ 5.9 การกระจายของค่าคงที่ K จากคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm

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

$$Hct = \frac{T_{875\ nm} - T_{525\ nm}}{0.00789719} \tag{5.10}$$

$$Hct = \frac{T_{875nm} - T_{585nm}}{0.004433226} \tag{5.11}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Hct = \frac{T_{950\ nm} - T_{525\ nm}}{0.00773773} \tag{5.12}$$

$$Hct = \frac{T_{950\ nm} - T_{585\ nm}}{0.00427376} \tag{5.13}$$

โดยสมการทั้งสี่นี้จะได้นำไปทดสอบเปรียบเทียบความแม่นยำ เพื่อเลือกคู่ความยาวคลื่นแสงเพียงคู่เดียวที่สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องมากที่สุด และมีความแปรปรวนของค่าความผิดพลาดจากการทำนายน้อยสุด เพื่อใช้ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6
สรุปผลการทดลองและค่าความผิดพลาด

ในบทนี้กล่าวถึงการวิเคราะห์ผลการทดลอง ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น ค่าความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมรับได้ และความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมในการทำนายค่าฮีมาโตคริตมากที่สุดจากความยาวคลื่นแสงในช่วงที่ทำการทดลอง

6.1 ความแม่นยำของสมการ

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

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

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

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

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

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

$$95\ \%\ confidence\ \ limit = 1.96 \times SD \approx 2 \times SD \tag{6.3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

$$Hct = \frac{T_{875\ nm} - T_{525\ nm}}{0.00789719} \tag{6.4}$$

$$Hct = \frac{T_{875\,nm} - T_{585\,nm}}{0.004433226} \tag{6.5}$$

$$Hct = \frac{T_{950\ nm} - T_{525\ nm}}{0.00773773} \tag{6.6}$$

$$Hct = \frac{T_{950\ nm} - T_{585\ nm}}{0.00427376} \tag{6.7}$$

โดยจะทำการทดสอบความแม่นยำและความเที่ยงตรงของแต่ละสมการ เปรียบเทียบกันเพื่อพิจารณาหาคู่ของความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมมากที่สุด เพียงสองความยาวคลื่นแสงสำหรับใช้ในสมการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงต่อไป

6.2 ความแม่นยำในการทำนายของสมการเมื่อจำนวนข้อมูลมี 180 ค่า

ในการเปรียบเทียบความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการทดลองครั้งนี้ ได้พิจารณาที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (95 % confidence limit) และข้อมูลทางสถิติในส่วนของความแม่นยำและความเที่ยงตรงของสมการทั้งสี่ได้แสดงไว้ในตารางที่ 6.1 ก่อนที่จะทำการเปรียบเทียบสมการทั้งสี่จะได้กล่าวถึงความหมายของตัวเลขทางสถิติภายในตารางก่อนดังนี้ ตัวอย่างเช่นเมื่อพิจารณาที่คู่ของความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm จะได้ว่าคู่ความยาวคลื่นแสงนี้มีค่าความผิดพลาดเฉลี่ย 0.5546 % หมายความว่าการทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้สมการทางแสง จะประมาณค่าออกมามากกว่าค่าจริง (overestimate) คือจากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยงในทางบวก (positive bias) และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % มีค่าเท่ากับ 15.82 % หมายความว่าการทำนายค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงจะให้ค่าออกมาอยู่ในช่วงระหว่าง 0.5546 - 15.82 % และ 0.5546 + 15.82 % หรืออยู่ในช่วงระหว่าง -15.26 % และ 16.37 % จากค่าจริง (ค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากวิธีการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง) โดยมีความน่าจะเป็น (probability) คือ 0.95

การใช้ค่าความเบี่ยงเบน และค่าความเที่ยงตรงจะช่วยให้เห็นถึงความสามารถของแต่ละสมการได้ดีและง่ายขึ้น รวมทั้งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับสมการอื่นจะเห็นความแตกต่างที่ชัดเจน โดยภาพรวมของสมการทั้งสี่จะเห็นว่าความเบี่ยงเบนจะมีค่าน้อยนั่นคือความแม่นยำสูง แต่การเปลี่ยนแปลงของค่าที่ทำนายออกมาได้ มีช่วงค่อนข้างกว้างนั่นคือมีความเที่ยงตรงค่อนข้างต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเปรียบเทียบความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการทำนายของแต่ละสมการ เมื่อจำนวนข้อมูลมีมากขึ้นก็เพื่อใช้ในการพิจารณาประกอบว่าคู่ของความยาวคลื่นแสงใด สามารถทำนายได้ถูกต้องโดยมีความเที่ยงตรงมากสุดและมีค่าความผิดพลาดเบี่ยงเบนไปจากเดิมน้อยสุด ในตารางที่ 6.2 จะเห็นว่าคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm แม้ว่าจะมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยต่ำสุดคือ 0.223 % แต่ก็มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมากที่สุดคือ 8.175 % ในขณะที่คู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm จะมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยสูงกว่าคือ 0.4085 % แต่มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่ำสุดคือ 7.527 % สอดคล้องกับในกรณีที่มีจำนวนข้อมูลเพียง '180 ค่าดังในตารางที่ 6.1

ตารางที่ 6.1 ค่าความผิดพลาดเมื่อมีจำนวนข้อมูล 180 ค่า

	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
ข้อมูลทางสถิติ	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)	0.5409	0.3058	0.4085	0.223
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	7.683	7.90	7.527	8.175
ระดับความเชื่อมั่น 95 %	15.05	15.48	14.75	16.02
ช่วงค่าที่จะทำนายออกมา (%)	-14.50 – 15.59	-15.17 – 15 78	-14.34 – 15.15	-15.79 – 16.24

6.3 การเปรียบเทียบสมการโดยใช้สถิติ T-TEST

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

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

เมื่อ t คือเปอร์เซนต์โอกาสในการกระจายของข้อมูลที่จะเหมือนกันกับข้อมูลมาตรฐาน n เป็นจำนวนตัวอย่างของข้อมูล s เป็นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน μ คือค่าเฉลี่ยของประชากรมาตรฐาน ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้สูตร TTEST ที่มีอยู่ในโปรแกรม Microsoft Excel คำนวณหาค่า t โดยค่าที่ได้เมื่อจำนวนข้อมูลมี 180 ครั้งแสดงดังตารางที่ 6.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 6.2 การเปรียบเทียบค่า t จากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่

	ความยาวคลื่นแสง (nm)			
ข้อมูลทางสถิติ	525 / 875	585 / 875	525 / 950	585 / 950
ค่า t (%)	0.263	0.338	0.279	0.384

จากตัวเลขค่า t ในตารางที่ 6.2 มีความหมายว่า การทำนายค่าฮีมาโตคริตจากคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 875 nm มีโอกาสที่การกระจายของข้อมูลจะเหมือนกับค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากการปั่นด้วยเครื่องเหวี่ยง ประมาณ 26.3 % คู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 875 nm มีโอกาส 33.8 % คู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm มีโอกาส 27.9 % และคู่ความยาวคลื่นแสง 585 / 950 nm มีโอกาส 38.4 % ตามลำดับ

6.4 ความผิดพลาดในการทำนายค่าฮีมาโตคริตในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ของคนปกติ

เนื่องจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติที่มีช่วงค่อนข้างกว้าง ดังนั้นจึงไม่มีการกล่าวถึงค่าความผิดพลาดในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากการทำนายค่าฮีมาโตคริต ในหัวข้อนี้จึงได้มีการเสนอแนวทางพิจารณาด้วยกันสองแนวทาง คืออันดับแรกจะทำการพิจารณาจากช่วงค่าฮีมาโตคริตของคนปกติและอีกแนวทางหนึ่งที่นำเสนอในการทดลองครั้งนี้ ได้จากแบบสอบถามความเห็นผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต เช่น แพทย์ พยาบาล และเจ้าหน้าที่ ที่ทำงานในโรงพยาบาลเป็นต้น โดยการตอบแบบสอบถามครั้งนี้จะขึ้นกับความรู้สึกหรือดุลพินิจของผู้ตอบแบบสอบถามเป็นสำคัญ ไม่มีกฎเกณฑ์ข้อกำหนดแต่อย่างใด ในการตรวจวัดค่าฮีมาโตคริตนั้นแม้ว่าค่าฮีมาโตคริตจะมีค่าต่ำกว่าหรือสูงกว่าระดับปกติ ก็จะมีการพิจารณาพยาธิสภาพทางร่างกายอย่างอื่นของผู้ป่วยร่วมด้วย ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วว่าฮีมาโตคริตขึ้นกับปัจจัยหลายประการด้วยกัน เช่นในกรณีของผู้ที่ทำการผ่าตัด แม้ว่าฮีมาโตคริตจะมีค่าต่ำกว่าระดับปกติเล็กน้อยแต่ถ้าไม่มีการเสียเลือดเพิ่มอีกก็จะไม่มีการให้เลือดทดแทนเป็นต้น ทั้งนี้ขึ้นกับการวินิจฉัยของแพทย์ที่ทำการตรวจรักษาเป็นหลัก

ในหัวข้อนี้จะพิจารณาค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากระดับค่าฮีมาโตคริตของผู้ใหญ่ที่มีร่างกายปกติเป็นหลัก เนื่องจากในการเก็บข้อมูลสำหรับการทำนายค่าฮีมาโตคริต จะใช้ค่าฮีมาโตคริตที่ได้จากผู้ป่วยเพศชายและเพศหญิงในวัยผู้ใหญ่ทั้งหมด โดยผู้ใหญ่เพศชายจะมีค่าฮีมาโตคริตในระดับปกติช่วง 42 – 54 % และในผู้ใหญ่เพศหญิงจะมีค่าฮีมาโตคริตปกติอยู่ในช่วง 38 – 46 % จากช่วงค่าปกติของฮีมาโตคริตที่ค่อนข้างกว้าง ในการพิจารณาด้วยวิธีนี้จะใช้หลักทางสถิติในการหาค่าความผิดพลาดเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาร่วมพิจารณา โดยให้ค่ากลางจากช่วงของฮีมาโตคริตในคนปกติเป็นจุดที่ค่าความผิดพลาด 0 % โดยในเพศชาย ค่ากลางจะอยู่ที่ฮีมาโตคริตเท่ากับ 48 % และในเพศหญิงจะอยู่ที่ค่าฮีมาโตคริต 42 % และให้จุดต่ำสุดและจุดสูงสุดของค่าฮีมาโตคริตในระดับปกติเป็นจุดที่มีค่าความผิดพลาดได้มากที่สุด ตารางที่ 6.3 แสดงค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุ ค่ากลาง รวมทั้งค่าความแตกต่างเฉลี่ยและค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากการคำนวณทางสถิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 6.3 ค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากวิธีพิจารณาระดับค่าฮีมาโตคริตปกติ

อายุ	ค่าฮีมาโตคริต	ค่ากลาง	ค่าสูง - ค่ากลาง
newborn	55-68 %	61.5	6.5
1 week	47-65 %	56	9
1 month	37-49 %	43	6
3 month	30-36 %	33	3
1 year	29-41 %	35	6
10 year	36-40 %	38	2
Adult Male	42-54 %	48	6
Adult Female	38-46 %	42	4
ค่าความแตกต่างเฉลี่ย (%)			5.3125
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) (%)			2.219

ค่าความแตกต่างเฉลี่ยหรือค่าเบี่ยงเบน (bias) จากตารางที่ 6.3 คือ 5.3125 % ตัวเลขที่ได้นี้ทำให้เห็นว่าเมื่อคิดจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุเข้าด้วยกัน โอกาสที่จะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมามากกว่าค่ากลางเนื่องจากมีค่าเป็นบวก ในขณะที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคือ 2.219 % ถ้าคิดที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % หรือประมาณ 2 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) จะมีค่าเท่ากับ 4.438 % นั่นคือจะมีการทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาในช่วงประมาณ 5.3125 - 4.438 % ถึง 5.3125 + 4.438 % หรืออยู่ในช่วง 1.093 – 9.75 % หรือประมาณ 10 % ดังนั้นถ้าพิจารณาจากค่าฮีมาโตคริตของคนปกติทุกช่วงอายุเพียงอย่างเดียว การทำนายค่าฮีมาโตคริตไม่ควรจะมีค่าความผิดพลาดมากเกินกว่า 10 % นั่นเอง

6.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในการวิเคราะห์ผลการทดลองครั้งนี้ จะเน้นไปที่ความสามารถในการทำนายค่าฮีมาโตคริตของสมการได้อย่างถูกต้อง โดยในการวิเคราะห์ผลการทดลองจะดูที่ค่าความผิดพลาดและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากการคำนวณทางสถิติ ในส่วนค่าความผิดพลาดในช่วงที่ยอมให้เกิดขึ้นได้จากการพิจารณาด้วยวิธีสังเกตค่าฮีมาโตคริตของคนปกติในวัยต่างๆ และจากการใช้แบบสอบถามผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการตรวจวัดหาค่าฮีมาโตคริต คืออยู่ในช่วงไม่เกิน 10 % โดยที่ค่าความผิดพลาดที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ 10 % สมการสามารถทำนายได้ถูกต้องประมาณ 130 ครั้งจากข้อมูล 180 ครั้ง (70 % จากข้อมูล 180 ครั้ง) หรือสามารถดูจากข้อมูลทางสถิติ (ตารางที่ 6.1 และ 6.2) ที่ระดับความเชื่อมั่น 70 % (70 % confidence limit) จะมีค่าประมาณ 1 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (1 SD) สมการจะทำนายค่าฮีมาโตคริต ออกมาอยู่ในช่วงประมาณ -8 – +8 % โดยมีความน่าจะเป็นคือ 0.7 แต่ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (2 SD) สมการจะทำนายค่าฮีมาโตคริตออกมาอยู่ในช่วงประมาณ -15 – +15 % โดยมีความน่าจะเป็นคือ 0.95 ในส่วนของค่าความแม่นยำเมื่อดูจากความผิดพลาดเฉลี่ยหรือค่าเบี่ยงเบน (bias) ที่มีค่าประมาณ 0.4 % แสดงว่าสมการมีความแม่นยำค่อนข้างมาก แต่มีความเที่ยงตรงค่อนข้างต่ำเมื่อดูจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ที่มีค่าประมาณ 8 % โดยค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น อาจมาจากการที่สมการละเลยบางอย่างไปดังที่ได้กล่าวไว้แล้วเช่น การสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายจากหัวใจ ทำให้ปริมาณของเลือดในหลอดเลือดแดงบริเวณปลายนิ้วมือ มีการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ที่ในการทดลองนี้ไม่ได้นำมาพิจารณาร่วมด้วย โดยใช้วิธีการวัดหาค่าการส่งผ่านความเข้มแสงในรูปของแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ไดโอดเปล่งแสงที่ใช้อาจมีค่าความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาคลาดเคลื่อนไม่ตรงตามที่ระบุไว้ใน specifications เนื่องจากเป็นไดโอดสำหรับใช้งานทั่วไป (general purpose) ไม่ใช่ระดับคุณภาพสูง (medical grade หรือ military grade) เนื่องจากมีราคาแพงและหาได้ยาก มีการประมาณว่าการตอบสนองต่อค่าการส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือของเนื้อเยื่อ เล็บ สีผิว ฯลฯ จากความยาวคลื่นแสงทั้งสองมีค่าเท่ากันและให้เป็นค่าคงที่ ผู้ป่วยที่มีพยาธิสภาพทางร่างกายอย่างอื่นร่วมด้วย นอกจากเสียเลือดจากการผ่าตัดเพียงอย่างเดียวเช่น กรณีของผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งร่วมอยู่ด้วยก็อาจทำให้การทำนายค่าฮีมาโตคริตมีความผิดพลาดสูงขึ้น และในการหาค่าการส่งผ่านที่หัวตรวจมี LED ประกอบอยู่ภายในจำนวนมากอาจมีแสงเล็ดลอดไปถึงตัวรับแสงได้โดยไม่ผ่านบริเวณปลายนิ้วมือได้ง่าย

6.6 สรุปผลการทดลองและสรุปงานวิจัย

ในการทดลองหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ (transmittance) ด้วยสมการแบบเชิงเส้นจากแสงสองความยาวคลื่น และทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าการดูดกลืน (extinction coefficient) ของความอิ่มตัวออกซิเจนที่ 0 % และ 100 % เท่ากัน ได้เลือกความยาวคลื่นแสงสี่ค่า (525, 585, 875 และ 950 nm) จากช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทำการทดลองคือ 420 – 970 nm เป็นความยาวคลื่นแสงที่มีการตอบสนองต่อค่าฮีมาโตคริตต่างกันจากสองช่วงความยาวคลื่นแสง คือความยาวคลื่นแสงช่วงแรกมีการส่งผ่านเปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไปมาก (525 – 610 nm) ความยาวคลื่นแสงช่วงที่สองการส่งผ่านไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโตคริตที่เปลี่ยนค่าไป หรือเปลี่ยนแปลงแต่น้อย (700 – 950 nm) สมการจากคู่ความยาวคลื่นแสงทั้งสี่ (525 / 875 nm, 585 / 875 nm, 525 / 950 nm, 585 / 950 nm) สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้โดยไม่มีความแตกต่างอย่างชัดเจน ทั้งทางด้านความแม่นยำและความเที่ยงตรง โดยมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยประมาณ 0.4 % และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ระดับความเชื่อมั่น 95 % (2 SD) ประมาณ 15 % สมการทั้งสี่สามารถทำนายค่าฮีมาโตคริตได้ถูกต้องอยู่ในช่วงประมาณ -8 - +8 % ได130 ครั้งจากข้อมูล 180 ครั้ง (70 % จาก 180 ครั้ง) ในการทดลองครั้งนี้ ความยาวคลื่นแสงที่มีความเหมาะสมมากที่สุด เมื่อพิจารณาจากค่าความเที่ยงตรงที่มีค่ามากสุดจากตารางที่ 6.1 คือคู่ความยาวคลื่นแสง 525 / 950 nm

ในส่วนของข้อเสนอแนะสำหรับการทำวิจัยต่อไป จะพิจารณาจากตัวแปรที่สมการแบบเชิงเส้น (linear equation) ได้ละทิ้งไปเช่น คิดค่าการส่งผ่านเป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง สัญญาณพัลส์การสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย การประมาณว่าค่าการส่งผ่านจากองค์ประกอบของปลายนิ้วมือเช่น เล็บ เนื้อเยื่อและสีผิว ของทั้งสองความยาวคลื่นแสงมีค่าการส่งผ่านเป็นค่าคงที่และมีค่าเท่ากัน ความยาวคลื่นแสงจาก LED ยังไม่สามารถหาที่กำเนิดความยาวคลื่นแสงตรงจุดที่มีค่า extinction coefficient ของความอิ่มตัวออกซิเจนเท่ากันและมีขายโดยทั่วไปได้ ใช้ความยาวคลื่นแสงเพียงสองความยาวคลื่น หัวตรวจสำหรับตรวจวัดหาค่าการส่งผ่านที่มี LED ประกอบอยู่ภายในถึง 14 ดวงสามารถใช้ได้กับนิ้วมือของผู้ใหญ่เท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้กับนิ้วมือของเด็กที่มีขนาดเล็กได้ และในกรณีของหัวตรวจที่ใช้กับเด็กเล็กจะนิยมใช้ชนิดตรวจรับค่าการกระจาย (scattering probe) มากกว่าเนื่องจากสามารถนำไปติดที่บริเวณใดของร่างกายก็ได้ โดยวิธีการคำนวณหาค่าฮีมาโตคริตก็จะแตกต่างจากการใช้ค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] สุภา ณ นคร **โลหิตวิทยา** สำนักพิมพ์อักษร สัมพันธ์ กรุงเทพฯ, , บทที่ 1 หน้า: 2-19. 2511.

[2] นิเวศ นันทจิต และ วีระศักดิ์ นาวารวงศ์ **คู่มือการตรวจทางโลหิตวิทยา** หน่วยโลหิตวิทยา ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2526.

[3] Wintrobe M.M. **Clinical Hematology** 5th edition, Lea & Febiger, Philadelphia. 1961.

[4] Wylie I. Lee, Jason E. Alderete, William V. Fower "Optical Measurement of blood Hematocrit incorporating a self calibration Algorithm" US. Patent No. 6064474 May. 16, 2000.

[5] James R. Braing, Daniel S. Goldberger, Berhard B. Sterling " Self-Emission Noninvasive Infrared Spectrophotometer with body Temperature Compensation" US. Patent No. 5615672 Apr. 1, 1997

[6] Luis Oppenheimer "Spectrophotometrice Blood Analysis" US. Patent No.5331958, Jul. 26, 1994.

[7] Kouhei Kabuki, Yoshisada Ebata, Tadashi Suzuki, Atsushi Hiyama "Spectrophotometer" US.Patent No. 2002/ 0050560, May. 2, 2002.

[8] Kanaan Kano **Semiconductor Device** Prentice Hall, 1995 pp: 429-453. 1961.

[9] John Wilson, John Hawkes **Opto Electronics an Introduction** Prentice Hall 1998 pp: 141-156, 325-334.

[10] Brian A. Keller "Shedding Light on the Subject" Mathematics Teacher 91, Department of mathematics Iowa state University, December, 1998, pp: 756-771.

[11] Robert W. Ricci, Mauri A. Ditzler, and Lisa P. Nestor " Discovering the beer-Lambert Law" Journal of chemical Education 71" Nov. 1994 pp: 983-985. [4] Yitzhak Mendelson, Yi Wang, Brian D. Gross " Noninvasive measurement of Hematocrit and Hemoglobin content by Differential optical Analysis" Us. Patent No. 5277181 Jan. 11, 1994.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รหัสโครงการ/รหัสสัญญา 2555-A118-02136

แบบรายงานการใช้จ่ายเงินโครงการวิจัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

☑ **แหล่งงบประมาณแผ่นดิน (แบบปกติ)** ☐ **แหล่งเงินรายได้**

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) เครื่องมือในการวัดหาค่าฮีมาโตคริตด้วยวิธีการทางแสง

(ภาษาอังกฤษ) The Apparatus for Hematocrit Monitoring by Optical Method

ชื่อ-สกุลหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน/ผู้วิจัย นายพิมล ผลพฤกษา

รายงานในช่วงตั้งแต่วันที่ 1 ตุลาคม 2554 ถึงวันที่ 30 กันยายน 2555

ระยะเวลาดำเนินการ 1 ปี ตั้งแต่วันที่ 1 ตุลาคม 2554 ถึงวันที่ 30 กันยายน 2555

ข้อมูลการรายงานค่าใช้จ่ายงบประมาณโครงการวิจัย

1. การเบิกจ่ายงบประมาณ (กรณีการจ่ายเงินถ้าจ่ายงวดเดียวให้ลบข้อที่ไม่เกี่ยวข้องออก)

งวดที่ 1 308,800 บาท 100 % วันที่ได้รับอนุมัติให้เบิกจ่ายเงิน วันที่ 1 มีนาคม 2555

2. <u>สรุปงบประมาณค่าใช้จ่าย</u>ที่ใช้นับตั้งแต่เริ่มทำการวิจัยถึงปัจจุบัน (จำแนกตามหมวดค่าใช้จ่าย)

หมวดค่าใช้จ่าย	งบประมาณรวมทั้งโครงการ	ค่าใช้จ่าย (บาท)	คงเหลือ (หรือเกิน)
งบบุคลากร : ค่าจ้างชั่วคราว	95,280	95,280	-
งบดำเนินงาน : ค่าตอบแทน			-
ค่าใช้สอย	8,520	8,520	-
ค่าวัสดุ	205.000	205.000	-
ค่าสาธารณูปโภค			-
งบลงทุน: ค่าครุภัณฑ์			-
รวม	308,800	308,800	-

.....

(.....)

ลงนามหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน

30 / ก.ย. / 55

.....

(.....)

ลงนามเจ้าหน้าที่การเงิน/เจ้าหน้าที่ที่เกี่ยวข้อง

...../...../.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

ประวัติส่วนตัว

1.1 ชื่อ (ภาษาไทย) นายพิมล ผลพฤกษา

(อังกฤษ) MR. PHIMON PHONPHRUKSA

1.2 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน: 3860100763241

1.3 ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ระดับ 6

1.4 หน่วยงานที่สังกัด

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ,
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร
17/1 หมู่ 6 ต.ชุมโค อ.ปะทิว จ.ชุมพร 86160
โทรศัพท์ 077-506422 โทรสาร 077-506410
Email: kpphimon@kmitl.ac.th

1.5 ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	อักษรย่อปริญญา	สาขาวิชา	วิชาเอก	ชื่อสถาบันการศึกษา	ประเทศ
2546	โท	วศ.ม.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	อิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย
2544	ตรี	วศ.บ.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	อิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย

1.6 สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา) ระบุสาขาวิชา

- อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์และการประมวลผลสัญญาณ
- วิศวกรรมคอมพิวเตอร์ และการประมวลผล

1.7 ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

1.7.1 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว

- พิมล ผลพฤกษา และ สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น *"วิธีการและเครื่องมือในการวัดหาค่าผลตอบสนองการส่งผ่านของยีมาโตคริตโดยวิธีการทางแสง"*, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 25 (EECON-25) มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2545 หน้า EL 94-98.

- Phimon Phonphruksa and Supan Tungjitkusolmun, *"A Photoplethysmographic Method For real time Hematocrit monitoring"*, International Congress on Biological and Medical Engineering (ICBME), Singapore, 2002.

- Phimon Phonphruksa, I. Potejanasaja, A. Naktawan, M. Chaichanyut, S. Tungjitkusolmun,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

"Linear Equation Method for Hematocrit Monitoring by Optical Transmittance", World

Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, (WC-2006), Seoul, Korea,

August 27- September 1, 2006.

- P. Phonphruksa, M.Chaichanyut, I. Potejanasaja, A. Naktawan and S. Tungjitkusolmun,

"A PHOTOPLETHYSMOGRAHPIC BY TWO WAVELENGTHS METHOD FOR REAL TIME HEMATOCRIT MONITORING", 15th INTERNATIONAL CONFERENCE ON MECHANICS IN MEDICINE AND BIOLOGY (ICMMB-15th), Singapore, 6-8th December 2006.

2. **ผู้ร่วมวิจัย**

2.1 ชื่อ (ภาษาไทย) นายอิทธิพล พจนสัจ

(อังกฤษ) MR.ITIPOL POTEJANASAJA

2.2 หมายเลขประจำตัวประชาชน : 3100903418006

2.3 ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ ระดับ 5

2.4 หน่วยงานที่สังกัด

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร

17/1 หมู่ 6 ต.ชุมโค อ.ปะทิว จ.ชุมพร 86160

โทรศัพท์ 0-7759-1448 โทรสาร 0-7750-6410

email : kpitipol@kmitl.ac.th

2.5 ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา		อักษรย่อปริญญา	สาขาวิชา	วิชาเอก	ชื่อสถาบันการศึกษา	
2541	โท	วศ.ม.	วิศวกรรม-ไฟฟ้า	อิเล็กทรอนิกส์	.สจล.	ไทย
2533	ตรี	วทบ.	ฟิสิกส์	ฟิสิกส์	มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์	ไทย

2.6 สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา) ระบุสาขาวิชา

- วิศวกรรมคอมพิวเตอร์ และการประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทลเลอร์
- วิศวกรรมระบบควบคุม

2.7 ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

2.7.1 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อิทธิพล พจนสัจ, ประภากร สุวรรณะ และมนัส สังวรศิลป์, "เครื่องตรวจสอบแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 14 (EECON'14) มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2534.
- อิทธิพล พจนสัจ, ประภากร สุวรรณะ และมนัส สังวรศิลป์, "เครื่องชุมสายโทรศัพท์ปลายทางแบบไร้สายใช้เทคนิกเลือกช่องความถี่ที่ว่าง", วารสารวิจัยและพัฒนา สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี,2539. ปีที่ 19 ฉบับที่ 1.
- อิทธิพล พจนสัจ, ประภากร สุวรรณะ และมนัส สังวรศิลป์, "เครื่องชุมสายโทรศัพท์ปลายทางแบบไร้สายใช้เทคนิกเลือกช่องความถี่ที่ว่าง", การประชุมทางวิชาการของมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ครั้งที่ 35, 2540.

3. ผู้ร่วมวิจัย

3.1 ชื่อ (ภาษาไทย) นายอรรถศาสตร์ นาคเทวัญ
(ภาษาอังกฤษ) Mr. Athasart Narkthewan

3.2 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน: 3809700050448

3.3 ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ ระดับ 5

3.4 หน่วยงานที่สังกัด

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร

17/1 หมู่ 6 ตำบลชุมโค อำเภอปะทิว จังหวัดชุมพร 86160
โทรศัพท์ 0-7750-6422 โทรสาร 0-7750-6410
Email: knathasa@kmitl.ac.th

3.5 ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	อักษรย่อปริญญา	สาขาวิชา	วิชาเอก	ชื่อสถาบันการศึกษา	ประเทศ
2545	โท	วศม.	วิศวกรรมไฟฟ้า	อิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย
2536	ตรี	คอบ.	ครุศาสตร์วิศวกรรม	อิเล็กฯและคอมพิวเตอร์	สจล.	ไทย

3.6 สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา) ระบุสาขาวิชา

- Image Processing
- Pattern Recognition

3.7 ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

3.7.1 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว

- อรรถศาสตร์ นาคเทวัญ และ กิติพล ชิตสกุล. "การตรวจหาสิ่งผิดปกติในเท็กเจอร์ของผ้าไหมโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต." การประชุมทางวิชาการของมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ครั้งที่ 41, 3-7 กุมภาพันธ์ 2546.

- อรรถศาสตร์ นาคเทวัญ และ กิติพล ชิตสกุล. "การวิเคราะห์เท็กเจอร์โดยใช้การแปลงเวฟเล็ต." การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 20 (EECON-20), พฤศจิกายน 2540. หน้า 530-535.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อรรถศาสตร์ นาคเทวัญ ชัยชาญ มัคคุ้น กิติพล ชิตสกุล มนัส สังวรศิลป์. “การแก้ไขรายละเอียดของภาพโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต.” วิศวสารลาดกระบัง คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีที่ 13, ฉบับที่ 2, เมษายน 2540. หน้า 44-50.

4. ผู้ร่วมวิจัย

4.1 ชื่อ (ภาษาไทย) นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

(อังกฤษ) MR. Montre Chaichanyut

4.2 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 3 9001 00182 80 8

4.3 ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ระดับ 4

4.4. หน่วยงานที่อยู่ที่ติดต่อได้

แผนก/ภาควิชา ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ **กอง/คณะ** วิทยาเขตชุมพร
กรม/มหาวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ที่อยู่ หมู่ 6 ต.ชุมโค อ.ปะทิว จ.ชุมพร 86160
โทรศัพท์ 077-591-445
โทรสาร 077-506-410
Email: kcmontre@kmitl.ac.th

4.5 ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	อักษรย่อปริญญา	สาขาวิชา	วิชาเอก	ชื่อสถาบันการศึกษา	ประเทศ
2547	โท	วศ.ม.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	อิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย
2545	ตรี	วศ.บ.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	อิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย

4.6 สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา) ระบุสาขาวิชา

- อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์และการประมวลผลสัญญาณ
- วิศวกรรมระบบควบคุมและอิเล็กทรอนิกส์กำลัง

4.7 ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

4.7.1 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว

- S. Tungjitkusolmun, M. Chaichanyut, P. Lertprasert, M. Krairiksh, “Finite Element Method for Analyses of Magnetic and Electric Field Distributions of Monopole Antennas in Liver Tissue”, IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON BIOMEDICAL CIRCUITS&SYSTEMS, DECEMBER 1-3, 2004, SINGAPORE, 2004

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- A. Boontaram[1], S. Tungjitkusolmun[1], M. Chaichanyut[1], P. Lertprasert[1], M. Krairiksh[2], "Finite Element Analyses for a study of Hepatic cancer tissue destruction using monopolar and bipolar Radio-frequency Ablation", ISBME INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMEDICAL ENGINEERING,November 16-18, 2004

- มนตรี ไชยชาญยุทธ์ พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น โยธิน สุริยพงศ์ "ระบบเก็บข้อมูลสำหรับอุณหภูมิและความชื้น", การประชุมวิชาการสมาคมวิศวกรรมการเกษตรแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 5, 2547

4.7.2 งานวิจัยที่กำลังจะทำ

- **ชื่อเรื่อง** "การสร้างเครื่องควบคุมอุณหภูมิและฉายแสงอัตโนมัติสำหรับเด็กแรกเกิด"
  สถานภาพในการทำวิจัย ผู้ร่วมวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

T142872

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้