

การทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ
PREDICTION OF HEMATOCRIT USING OPTICAL METHOD
FROM FINGERTIP

ไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์
ISOON KANJANASURAT

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมสารสนเทศ
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556

การทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ
PREDICTION OF HEMATOCRIT USING OPTICAL METHOD
FROM FINGERTIP

ไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์
ISOON KANJANASURAT

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมสารสนเทศ
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556

PREDICTION OF HEMATOCRIT USING OPTICAL METHOD
FROM FINGERTIP

ISOON KANJANASURAT

THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN INFORMATION ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2013

หัวข้อปริญญาโท
รายชื่อนักศึกษา
ปริญญา
สาขาวิชา
พ.ศ.

การทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ
นายไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์ รหัสนักศึกษา 53011971
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
วิศวกรรมสารสนเทศ
2556

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาโท ผู้ช่วยศาสตราจารย์ บุญชนะ ภูระหงษ์

ปริญญาโทฉบับนี้ ได้รับการอนุมัติให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

(ผศ.บุญชนะ ภูระหงษ์)
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาโท

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ	
รายนามนักศึกษา	นายไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์	รหัสนักศึกษา 53011971
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมสารสนเทศ	
พ.ศ.	2556	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผศ.บุญยชนะ ภูระหงษ์	

บทคัดย่อ

โครงการนี้แสดงถึงการศึกษาค่าการส่งผ่านของแสงสำหรับการทำนายค่าฮีมาโทคริตจากความยาวคลื่นแสงที่ 505 นาโนเมตรถึง 850 นาโนเมตร โดยสร้างระบบง่าย ๆ ขึ้นมาเพื่อใช้ในหัวตรวจซึ่งเป็นการตรวจรับแสงที่ผ่านปลายนิ้วมือเพื่อประมาณการส่งผ่านของแสง ในส่วนของผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือที่ใช้วัดค่าฮีมาโทคริตนั้นถูกนำมาทำการเปรียบเทียบกับการวัดค่าฮีมาโทคริตจากการปั่นเหวี่ยง โดยเครื่องปั่นเหวี่ยงโดยใช้เลือดจากอาสาสมัคร ในการทดลองได้ใช้แสงที่มีความยาวคลื่นทั้งหมด 4 ความยาวคลื่นคือ 505 นาโนเมตร 595 นาโนเมตร 830 นาโนเมตร 850 นาโนเมตร โดยใช้แสงทั้งสี่ความยาวคลื่นนี้ส่งผ่านปลายนิ้วมือซึ่งมีโพโตไดโอดหรือตัวรับแสงอยู่ด้านตรงข้ามของไดโอดเปล่งแสงเพื่อใช้รับแสงที่สำหรับการวัด การวัดและปรับของเครื่องนั้นจะใช้เทียบจากค่าฮีมาโทคริตที่ได้จากสมการเส้นตรงและค่าฮีมาโทคริตจากเครื่องปั่นเหวี่ยง จากการวิเคราะห์ผล พบว่าค่าที่ได้มีความผิดพลาดจากการใช้สมการเส้นตรงในการวัดค่าฮีมาโทคริตมากที่สุดอยู่ที่ 20%

Thesis Title	Prediction of Hematocrit using optical method from fingertip	
Student	Mr. Isoon Kanjanasurat	Student ID. 53011971
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Information Engineering	
Year	2013	
Thesis Advisor	Asst.Prof. Boonchana Purahong	

ABSTRACT

This project represents a study of the transmission of light for use in predicting hematocrit from wavelengths 505 nm to 850 nm and create a simple system for use in the probe, which estimate the transmission of light from fingertip. The results of device used to measure hematocrit are compared with the measurement of the hematocrit Centrifuge by using blood from volunteers. In experiments using light with a wavelength of 4 wavelength is 505 nm, 595 nm, 830 nm, 850 nm, using the four wavelengths are transmitted through the finger with a photodiode or light detector opposite of light emitting diodes to light for measurement. Measurement and adjustment of device will use less of hematocrit from the equation and hematocrit Centrifuge. From analysis, the error of the linear equation to measure the hematocrit of the most at 20 %.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้ เป็นผลงานที่สำคัญของผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่งเพราะผู้จัดทำได้ใช้ความมุ่งมั่นและความตั้งใจเป็นอย่างมาก หากจะสำเร็จลุล่วงไปด้วยดีเสียหากปราศจากความช่วยเหลือจากบุคคลหลายๆท่านซึ่งผู้เขียนขอขอบพระคุณอย่างยิ่งสำหรับทุกๆท่านดังต่อไปนี้

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ที่ให้การสนับสนุนอุปการะเลี้ยงดู อบรมสั่งสอนให้รู้จักผิดชอบชั่วดี มีความรับผิดชอบ คอยเป็นห่วงและให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ.บุญยชนะ ภูระหงษ์ อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาบัตร ผู้คอยให้คำปรึกษาแนะนำทั้งในแนวทางการปฏิบัติในการทำงานวิจัยขึ้นนี้รวมถึงคอยติดตามการทำงานอย่างใกล้ชิดตั้งแต่เริ่มคิดโครงการจนถึงการเตรียมตัวสอบอีกทั้งยังให้การสนับสนุนให้โครงการนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ นางสาว ไพรพนา วงศ์ศรีมีเดือน ผู้ที่คอยให้คำปรึกษาและข้อมูลทางการแพทย์สำหรับการทำโครงการนี้ รวมถึงเป็นตัวอย่างสำหรับเก็บข้อมูลและให้กำลังใจในการทำงานอย่างเสมอตลอดมา

ขอขอบคุณ นางสาว ชุตา ร่มพฤษ และนาย พิสาข์ พิพิธพร ผู้ที่ให้ข้อมูลทางการแพทย์เพื่อใช้ในการตัดสินใจในการทำโครงการนี้ รวมถึงคอยให้คำปรึกษาและให้กำลังใจในการทำโครงการนี้

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ พี่ๆ และน้องๆ ทีมมหาวิทยาลัยขอนแก่นที่คอยให้คำปรึกษาเรื่องสถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลของโครงการนี้

ขอขอบคุณเพื่อนๆทุกคนในสาขาโดยเฉพาะห้องปฏิบัติการ Independent Project Laboratory ที่ให้กำลังใจ ให้คำแนะนำในการเขียนโปรแกรม ให้คำว่าเพื่อนยังมีความหมายและคุณค่าตลอดไป

ไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา	2
1.3 สมมติฐานของโครงการ.....	2
1.4 ขอบเขตโครงการ.....	2
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.6 อุปกรณ์ที่ต้องใช้.....	3
1.6.1 ด้านฮาร์ดแวร์ (Hardware).....	3
1.6.2 ด้านซอฟต์แวร์ (Software).....	3
1.7 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐาน	5
2.1 Beer's Law.....	5
2.1.1 ค่าการส่งผ่านทางแสง (Transmittance) และค่าการดูดกลืนแสง (Absorbance)...	6
2.2 เลือด ฮีมาโทคริต ฮีโมโกลบินและสเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน	6
2.2.1 เลือด.....	6
2.2.2 ฮีมาโทคริต.....	6
2.2.3 รูปแบบของฮีโมโกลบิน	7
2.2.4 การเลือดความยาวคลื่นแสงจากฮีโมโกลบิน	8
2.2.5 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนแสงหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ	8
2.3 สมการทำนายค่าฮีมาโทคริต	9
2.3.1 สมการทำนายค่าฮีมาโทคริตจากการดูดกลืนแสง	9

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitter diode).....	11
2.4.1 ลักษณะพื้นฐานของโฟโตไดโอดเปล่งแสง.....	11
2.4.2 แรงดันไบอัสตรงของไดโอด.....	12
2.4.3 มุมของแสงที่กำเนิดจาก LED (Beam angle).....	13
2.4.4 วงจรขับ LED	13
2.5 โฟโตไดโอด (Photodiode).....	14
2.6 วงจรขยายสัญญาณ	14
2.6.1 แรงดันไบอัสตรง (Forward voltage)	14
2.7 การพิจารณาการออกแบบวงจขยาย	15
2.7.1 ออปแอมป์ (Opamp).....	15
2.7.2 ค่าตัวเก็บประจุย้อนกลับ (Feedback capacitor).....	15
2.8 หัวตรวจ.....	16
2.8.1 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าแบบส่งผ่าน (Transmittance Probes).....	16
2.9 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)	17
2.9.1 Arduino	17
2.9.2 ข้อดีของบอร์ด Arduino	17
2.9.3 บอร์ด Pro micro	18
2.9.4 หน่วยความจำ.....	19
2.9.5 พอร์ตอินพุตและเอาต์พุต	19
2.10 หน่วยแสดงผล.....	19
2.10.1 ลักษณะของแอลซีดี	19
บทที่ 3 การออกแบบ	21
3.1 Block diagram และการทำงานของเครื่องมือ.....	22
3.2 หัวตรวจ.....	23
3.2.1 ภาคส่ง	23
3.2.2 ภาครับ.....	24
3.3 วงจรส่วนต่างๆ.....	24
3.3.1 วงจรแบ่งแรงดัน.....	24

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3.2 วงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่าน.....	25
3.3.3 วงจรขับ LED.....	26
3.3.4 วงจรแสดงผล.....	26
3.4 Block diagram และการทำงานของโปรแกรม.....	27
3.4.1 ส่วนประกอบของโปรแกรม.....	27
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....	30
4.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก (Photoplethysmographic signal).....	30
4.2 ค่าคงที่จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก.....	31
4.2.1 การหาค่าคงที่จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก.....	31
4.2.2 ค่าคงที่และค่าการกระจายของค่าคงที่ K จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก.....	32
4.2.3 ค่าผิดพลาดของการทำนายค่า K.....	36
4.3 การเปรียบเทียบค่าฮีมาโทคริตจากแต่ละปลายนิ้ว.....	37
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	40
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	40
5.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนา.....	40
บรรณานุกรม.....	41
ภาคผนวก.....	42

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ค่าฮีมาโทคริตในช่วงอายุต่างๆ	7
2.2 รายละเอียด Pro micro	18
2.3 การทำงานของขาต่างๆของจอยแอลซีดี	20
3.1 ความยาวคลื่นแสงที่ตำแหน่งต่างๆและรายละเอียดของหัวตรวจ.....	24
4.1 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{830nm/505nm}$	32
4.2 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{830nm/595nm}$	33
4.3 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{850nm/505nm}$	34
4.4 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{850nm/595nm}$	35
4.5 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$	36
4.6 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$	36
4.7 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$	36
4.8 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{850nm/595nm}$	37
4.9 ค่าการแจกแจงข้อมูลของค่าฮีมาโทคริต	38
4.10 ความแปรปรวนของข้อมูลเมื่อเทียบกับค่าของค่าที่ทดลอง.....	39

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 ค่าฮีสมาโทคริต	1
2.1 ค่าการดูดกลืนคลื่นแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ.....	8
2.2 การส่งผ่านของแสงที่ชั้นผิวหนังต่างๆ.....	9
2.3 หลักการพื้นฐานในการกำเนิดแสงของ LED	12
2.4 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED	13
2.5 วงจรพื้นฐานที่ใช้ในการใช้งานเพื่อขับ LED	14
2.6 วงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบ transimpedance.....	15
2.7 ลักษณะหัตถตรวจแบบรับค่าแบบส่งผ่าน.....	16
2.8 บอร์ด Arduino แบบต่างๆที่นิยมใช้	17
2.9 บอร์ด Pro micro.....	18
2.10 ATmega32U4.....	19
2.11 หน้าจอแอลซีดี.....	20
3.1 เครื่องวัดค่าฮีสมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ	21
3.2 การใช้เครื่องวัดค่าฮีสมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ	22
3.3 การทำงานของเครื่องวัดค่าฮีสมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ.....	23
3.4 ลักษณะการวาง LED ในหัตถตรวจ.....	24
3.5 วงจรแบ่งแรงดัน	25
3.6 วงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่าน.....	25
3.7 วงจรขับ LED.....	26
3.8 วงจรใช้ในการแสดงผล.....	26
3.9 การทำงานของการแสดงผลผ่านโปรแกรม	27
3.10 โปรแกรมแสดงผลและเก็บข้อมูล	27
3.11 โค้ดสำหรับการเลือกบอดเรท (Baud rate).....	28
3.12 โค้ดสำหรับการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์และเริ่มวาดกราฟ	28
3.13 โค้ดสำหรับการตัดการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์	29
4.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก.....	30
4.2 การกระจายของค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$	32
4.3 การกระจายของค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$	33

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4 การกระจายของค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$	34
4.5 การกระจายของค่าคงที่ $K_{850nm/595nm}$	35

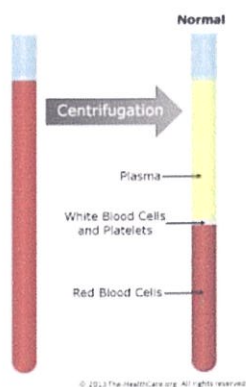
บทที่ 1

บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของการทำโครงการ จุดประสงค์ของโครงการ สมมติฐานและขอบเขตของโครงการนี้ อีกทั้งยังแสดงขั้นตอนการดำเนินรวมถึงอุปกรณ์ที่ใช้และผลที่คาดว่าจะได้รับเมื่อโครงการสำเร็จ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การวินิจฉัยโรคบางโรคหรือการติดตามโรคเพื่อทำการรักษาผู้ป่วยให้หายจากโรคของแพทย์ผู้รักษานั้น ในบางโรคเพียงวินิจฉัยจากลักษณะอาการที่ปรากฏและสอบถามจากกิจวัตรประจำวัน หรือของผู้ป่วยที่ได้กระทำมาก่อนที่จะแสดงอาการของโรคก็มีความเพียงพอที่สามารถจะวินิจฉัยได้ว่าเป็นโรคใด แต่ในบางโรคจำเป็นต้องมีการเจาะเลือดเพื่อนำผลบางค่าของเลือดมาทำการวินิจฉัย โดยหนึ่งในค่าเหล่านั้นที่ต้องทำการเจาะเลือดคือค่าฮีมาโทคริต (Hematocrit, Hct) ซึ่งค่าฮีมาโทคริตคือปริมาณเม็ดเลือดแดงอัดแน่นต่อปริมาณเลือดทั้งหมดซึ่งคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ [1] ในการวัดค่าฮีมาโทคริตทั่วไปแล้วจะทำการเจาะเลือดทางปลายนิ้วมือและนำหลอดแคปิลลารี (Capillary tube) มาเก็บเลือดแล้วจึงนำหลอดแคปิลลารีที่มีเลือดนั้นใส่ลงในเครื่องปั่นเหวี่ยง (Centrifuge) ซึ่งการปั่นเหวี่ยงจะทำให้เกิดการแยกชั้นกันของเม็ดเลือดและน้ำเลือดเนื่องจากความหนาแน่นที่ไม่เท่ากัน จากนั้นนำหลอดแคปิลลารีที่ปั่นเหวี่ยงเสร็จแล้วมาทำการวัดความสูงของปริมาณเม็ดเลือดแดงต่อปริมาณเลือดทั้งหมดดังที่แสดงในรูปที่ 1.1 โดยในการวัดค่าฮีมาโทคริตแบบทั่วไปนั้นจำเป็นต้องมีการเจาะเก็บตัวอย่างเลือดเพื่อใช้วัดค่าฮีมาโทคริตซึ่งทำให้ผู้ป่วยที่ทำการเจาะเลือดอาจจะกลัวเข็มอีกทั้งยังมีการเสียเลือดรวมถึงเจ็บตัวจากการเจาะเลือด ในการเจาะเลือดแต่ละครั้งนั้นจำเป็นต้องมีผู้เชี่ยวชาญในวิธีการและจำเป็นต้องใช้เวลามากในขั้นตอนของการตรวจวัด ในการเจาะเลือดแต่ละครั้งจำเป็นต้องใช้เข็มเพื่อเจาะซึ่งผู้ที่ต้องถูกเจาะอาจจะมีความไม่มั่นใจในอุปกรณ์ที่ใช้ว่ามีโอกาสเสี่ยงที่ติดเชื้อจากอุปกรณ์เหล่านี้หรือไม่ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่สร้างเครื่องวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงเพื่อลดความเจ็บปวดเนื่องจากการเจาะเลือดรวมถึงไม่จำเป็นต้องใช้ผู้ที่มีความเชี่ยวชาญในการเจาะอีกทั้งยังสามารถลดระยะเวลาในการตรวจวัดให้มีความรวดเร็วยิ่งขึ้น



รูปที่ 1.1 ค่าฮีมาโทคริต [1]

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์ของการศึกษาของโครงการในครั้งนี้ศึกษาวิธีการในการวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสง ความเป็นไปได้ในการทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือโดยใช้หลักการส่งผ่านของแสง (Transmittance) บริเวณปลายนิ้วมือและนำค่าการส่งผ่านของแสงมาคำนวณหาค่าฮีมาโทคริตด้วยสมการแบบเชิงเส้น (Linear equation) ซึ่งใช้การส่งผ่านของแสงจำนวนสองความยาวคลื่นซึ่งวิธีนี้จะทำให้สามารถหาค่าฮีมาโทคริตได้โดยไม่มีเจ็บจากการเจาะเลือดและเสียเลือด อีกทั้งยังสะดวกรวดเร็ว นอกจากนี้ไม่จำเป็นต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการทำเจาะเลือด โครงการนี้ใช้ความยาวคลื่นหลายความยาวคลื่นด้วยกันดังนั้นการทดลองในครั้งนี้จึงเริ่มจากการสร้างเครื่องมือ หัวตรวจเพื่อใช้สำหรับวัดข้อมูลของการส่งผ่านทางแสงและโปรแกรมเพื่อใช้สำหรับเก็บข้อมูลของค่าการส่งผ่านแสง ซึ่งในการทำหัวตรวจนั้นจะเลือกความยาวคลื่นที่สนใจและสามารถหาแหล่งกำเนิดแสงได้ง่าย เพื่อหาความยาวคลื่นแสงที่เป็นไปได้สำหรับการทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือนั้นจะเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมที่สุดในช่วงของความยาวคลื่นแสงเพื่อเก็บข้อมูลของการส่งค่าผ่านทางแสงให้เหลือเพียงความยาวคลื่นแสงที่มีความเป็นไปได้มากที่สุดสำหรับนำสมการเชิงเส้นมาทำการวิเคราะห์หาฮีมาโทคริตและเก็บข้อมูลเพื่อทดสอบความแม่นยำในการวัดค่าฮีมาโทคริตของสมการทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยใช้ค่าการส่งผ่านทางแสงผ่านบริเวณปลายนิ้วมือโดยไม่มีเจ็บตัวอย่างเลือด

1.3 สมมติฐานของโครงการ

เมื่อแสงวิ่งผ่านตัวกลางคือปลายนิ้วมือซึ่งมีเลือดไหลอยู่เป็นจังหวะตามอัตราการเต้นของหัวใจภายในหลอดเลือดปลายนิ้วนั้นจะพบว่าค่าการดูดกลืนแสงบริเวณปลายนิ้วมีการเปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งสัญญาณที่ได้เรียกว่า สัญญาณโฟโตพเลทิสโมกราฟี (Photoplethysmography signal) ซึ่งตำแหน่งของจุดบนสุดของสัญญาณแสดงถึงการสูบฉีดเลือดที่ทำให้หลอดเลือดขยายตัวมากที่สุดทำให้แสดงถึงค่าการส่งผ่านของแสงที่ต่ำที่สุดเนื่องจากมีปริมาณของเลือดไหลมามากที่สุดทำให้แสงส่งผ่านได้น้อย ในทางกลับกันที่ตำแหน่งของจุดต่ำสุดแสดงถึงการหดตัวของหลอดเลือดมากที่สุดแสดงถึงค่าการส่งผ่านของแสงที่สูงที่สุดเนื่องจากมีเลือดไหลน้อยทำให้การส่งผ่านทางแสงมากขณะหัวใจบีบตัวซึ่งการดูดกลืนนั้นจะเกิดจากองค์ประกอบหลายๆส่วน เช่น เนื้อเยื่อ เล็บ หรือสีผิวซึ่งไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาซึ่งโครงการนี้จะใช้ในส่วนของค่าสูงสุดและต่ำสุดมาใช้เพื่อการทำนายค่าฮีมาโทคริต

1.4 ขอบเขตโครงการ

โครงการครั้งนี้จะศึกษาในเรื่องของการทำนายค่าฮีมาโทคริตซึ่งใช้หลักการของการดูดกลืนคลื่นแสงและการส่งผ่านคลื่นแสงที่ผ่านปลายนิ้ว ซึ่งจะทำการออกแบบวงจรขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่เพื่อใช้ในอุปกรณ์ให้มีความถูกต้องและแม่นยำในการรับค่าของแสง อีกทั้งออกแบบลักษณะของอุปกรณ์เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถนำไปใช้ได้ง่ายไม่ยุ่งยากในการใช้งาน รวมถึงออกแบบให้มีต้นทุนที่ต่ำเพื่อให้สามารถนำไปใช้ได้อย่างกว้างขวาง

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถวัดค่าฮีมาโทคริตได้โดยไม่มีการเจาะเลือด
2. สามารถที่จะช่วยลดค่าใช้จ่ายในกระบวนการรักษาที่จำเป็นต้องใช้เลือด
3. สามารถกระจายการรักษาให้เข้าถึงชนบทมากขึ้น
4. สามารถลดความกลัวของผู้ป่วยเมื่อทำการวัดค่าฮีมาโทคริต
5. สามารถเพิ่มความเร็วในการวินิจฉัยโรคให้กับแพทย์ผู้ทำการรักษา

1.6 อุปกรณ์ที่ต้องใช้

1.6.1 ด้านฮาร์ดแวร์ (Hardware)

- ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitter Diode, LED) ความยาวคลื่น 505 นาโนเมตร
- LED ความยาวคลื่น 575 นาโนเมตร
- LED ความยาวคลื่น 830 นาโนเมตร
- LED ความยาวคลื่น 850 นาโนเมตร
- โฟโตทรานซิสเตอร์ (Phototransistor)
- Opamp TL072
- ตัวต้านทาน
- ตัวเก็บประจุ
- Pro mini
- HEF4066BP
- แหล่งจ่ายพลังงาน
- LCD 16x2

1.6.2 ด้านซอฟต์แวร์ Software

- Microsoft visual C# 2010 express

1.7 ขั้นตอนการดำเนินงาน

		มิถุนายน	กรกฎาคม	สิงหาคม	กันยายน	ตุลาคม	พฤศจิกายน	ธันวาคม	มกราคม	กุมภาพันธ์	มีนาคม
1.	ศึกษาข้อมูลเบื้องต้น	■									
2.	การทดลองครั้งที่ 1										
3.	สร้างแบบจำลองที่ 1	■									
4.	ทดลองแบบจำลองที่ 1		■								
5.	สรุปผลการทดลองแบบจำลองที่ 1			■							
6.	พัฒนาแบบจำลองที่ 1			■							
7.	ทดลองแบบจำลอง			■	■						
8.	สรุปผลการทดลองครั้งที่ 1				■						
9.	จัดทำเอกสารครั้งที่ 1				■						
10.	ศึกษาข้อมูลเพิ่มเติม					■					
11.	การทดลองครั้งที่ 2										
12.	พัฒนาแบบจำลองที่ 2					■					
13.	ทดลองแบบจำลอง						■				
14.	สรุปผลการทดลอง							■			
15.	พัฒนาแบบจำลองที่ 3								■		
16.	ทดลองแบบจำลอง									■	
17.	สรุปผลการทดลอง										■
18.	สรุปผลการทดลองครั้งที่ 2									■	
19.	จัดทำเอกสารครั้งที่ 2										■

บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐาน

บทนี้กล่าวถึงกฎของ Beer-Lambert's Law ที่ใช้ในโครงการนี้รวมถึงการแสดงค่าการดูดกลืนแสงของเลือดที่ความยาวคลื่นต่างๆของเลือดที่มีผลโดยตรงต่อการวัดค่าฮีมาโทคริต (Hematocrit) โดยวิธีการทางแสง รวมถึงลักษณะพื้นฐานของเลือดและฮีโมโกลบินต่างๆที่มีปัจจัยหรือผลกระทบอย่างไรต่อสเปกตรัม (Spectrum) ของเลือดอีกทั้งยังกล่าวถึงการเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในโครงการนี้ รวมถึงในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางอิเล็กทรอนิกส์ของไดโอดเปล่งแสงและโฟโตไดโอดหรือตัวรับแสงซึ่งอยู่ในหัวตรวจ วงจรขยายสัญญาณและกรองความถี่ อีกทั้งหน่วยประมวลผลซึ่งใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล

2.1 Beer's Law

Beer's Law กล่าวถึงการลดทอนของแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางที่มีความสม่ำเสมอ แสงจะถูกดูดกลืนจากสารที่อยู่ในตัวกลาง การดูดกลืนจะมีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นกับความเข้มข้นของสารประกอบในตัวกลางนั้นซึ่งสามารถเขียนสมการในรูปทั่วไปของการดูดกลืนได้ดังนี้

$$A = \epsilon bc \quad (2.1)$$

เมื่อ A คือค่าการดูดกลืนแสง ϵ เป็นค่าโมลาร์แอบซอร์ปทิวิตี (Molar absorptivity) b เป็นค่าความกว้างของตัวกลางที่แสงส่งผ่านและ c เป็นความเข้มข้นของสารละลาย โดยทั่วไปแล้วการหาความเข้มข้นจะใช้สมการในรูปของการส่งผ่านโดยเขียนสมการได้ดังนี้

$$I = I_0 e^{-\epsilon bc} \quad (2.2)$$

เมื่อแสงที่ส่งผ่านเป็นแสงความยาวคลื่นเดียวและแสงที่ตกกระทบมีความเข้มแสงเป็น I_0 แสงที่ตกกระทบตัวกลางจะแยกออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆด้วยกันคือแสงส่วนที่จะส่งผ่านไปสู่อีกด้านหนึ่งของตัวกลางและแสงอีกส่วนที่จะถูกดูดกลืนจากตัวกลาง ถ้าความเข้มข้นของแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางคือ I ความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมาจากตัวกลางนี้จะมีค่าลดลงแบบเอกซ์โปเนนเชียล (Exponential) ตามระยะทางความยาวของตัวกลางซึ่งแสดงสมการได้ดังสมการที่ 2.2 เมื่อ ϵ คือความสามารถในการดูดกลืนของสารที่ค่าความยาวคลื่นแสงนั้นๆ b เป็นระยะทางของตัวกลางที่แสงส่งผ่านและ c เป็นความเข้มข้นหรือความหนาแน่นของตัวกลางโดยค่าความเข้มข้นของตัวกลางจะวัดในหน่วยของ $g^{-1}dm^3$ หรือ $mmol L^{-1}$ หรือ molar และค่าของค่าโมลาร์แอบซอร์ปทิวิตีมีหน่วยคือ $dm^3 cm^{-1} g^{-1}$ Beer's Law มีพื้นฐานมาจากคุณสมบัติการรวมกันของแสงที่ส่งผ่านตัวกลางและแสงที่ถูกดูดกลืนจากตัวกลางที่ต้องมีค่าเท่ากับแสงที่ตกกระทบ เมื่อไม่รวมแสงที่เกิดจากการสะท้อนบริเวณผิวหน้าของตัวกลางและแสงที่เกิดการกระจายออกไป

2.1.1 ค่าการส่งผ่านแสง (Transmittance) และค่าการดูดกลืนแสง (Absorbance)

ค่าการส่งผ่านแสง (T) เป็นอัตราส่วนของความเข้มแสงผ่านทะลุตัวกลาง (I) ต่อความเข้มแสงตกกระทบตัวกลาง (I_0) โดยแสดงในสมการที่ 2.3

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon bc} \quad (2.3)$$

การดูดกลืนของแสงหลายความยาวคลื่น จากตัวกลางที่มีสารประกอบอยู่ด้วยหลายแบบ จากคุณสมบัติของ Beer's Law การดูดกลืนแสงจากสารในตัวกลางมากกว่าหนึ่งชนิดนั้นจะเป็นผลรวมของการดูดกลืนแสงในแต่ละความยาวคลื่นแสงจากสารแต่ละชนิดเข้าด้วยกันเป็นการดูดกลืนสุทธิโดยสามารถแทนการดูดกลืนนั้นด้วยสมการทางคณิตศาสตร์แบบการวางซ้อน (Super position) จากการดูดกลืนของแสงแต่ละส่วนเข้าด้วยกัน ผลที่ได้ก็จะเป็นการดูดกลืนแสงทั้งหมดเมื่อมีการส่งแสงผ่านเข้าไปในตัวกลางที่มีสารประกอบหลายๆชนิด การดูดกลืนจากสาร n แบบ จะมีค่าเท่ากับผลรวมของการดูดกลืน n ค่าเข้าด้วยกันโดยสามารถเขียนอยู่ในรูปผลรวมของความหนาแน่นจากสารประกอบแต่ละแบบที่ค่า ϵ ของความยาวคลื่นแสงแต่ละความยาวคลื่น

$$A_t = \epsilon_1 b_1 c_1 + \epsilon_2 b_2 c_2 + \dots + \epsilon_n b_n c_n = \sum_{i=1}^n \epsilon_i b_i c_i \quad (2.4)$$

โดย A_t คือค่าการดูดกลืนแสงทั้งหมดที่ผ่านตัวกลาง n ตัว ϵ_i และ c_i แทนค่าโมลาร์แอบซอร์ปทิวิตีและความหนาแน่นของสารในตัวกลางที่ i และ b_i แทนความยาวตลอดช่วงที่มีการดูดกลืนจากตัวกลางที่แสงส่งผ่านซึ่งมีความแตกต่างกันไปจากสารที่ประกอบอยู่ในตัวกลางแต่ละแบบ โดยเมื่อรู้แต่ละค่าก็สามารถหาค่าความหนาแน่นของสารประกอบแต่ละตัวที่รวมอยู่ในตัวกลางนั้นได้

2.2 เลือด ฮีมาโทคริต ฮีโมโกลบินและสเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

หัวข้อนี้กล่าวถึงลักษณะพื้นฐานของเลือด ฮีมาโทคริต ฮีโมโกลบิน รูปแบบของฮีโมโกลบิน และคุณสมบัติของการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในรูปแบบต่างๆ รวมถึงการเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ทำนายค่าฮีมาโทคริต

2.2.1 เลือด

เลือดภายในร่างกายของมนุษย์จะมีปริมาณโดยรวมประมาณ 5-6 ลิตร โดยประกอบไปด้วยสองส่วนใหญ่คือน้ำเลือด (Plasma) ประมาณ 55% ของปริมาณเลือดทั้งหมดและเม็ดเลือด (Formed) ประมาณ 45% ของปริมาณเลือดทั้งหมดซึ่งเม็ดเลือดนั้นจะประกอบไปด้วย 2 ส่วนคือ ส่วนของเม็ดเลือดแดง (Red blood cell) ซึ่งจะมีอยู่ประมาณ 44% ของปริมาณเลือดทั้งหมดและเม็ดเลือดขาว (White blood cell) อีกประมาณ 1% ของปริมาณเลือดทั้งหมด

2.2.2 ฮีมาโทคริต

ฮีมาโทคริตคือกลุ่มของเม็ดเลือดแดงอัดแน่นต่อปริมาณของเลือดตัวอย่างทั้งหมดหรืออาจกล่าวได้ว่าฮีมาโทคริตคือปริมาณเม็ดเลือดแดงต่อปริมาณเลือดทั้งหมด ซึ่งค่าฮีมาโทคริตในแต่ละช่วงของอายุและเพศจะมีค่าแตกต่างกันไปโดยแสดงในตารางที่ 2.1 อีกทั้งค่าของฮีมาโทคริตสามารถ

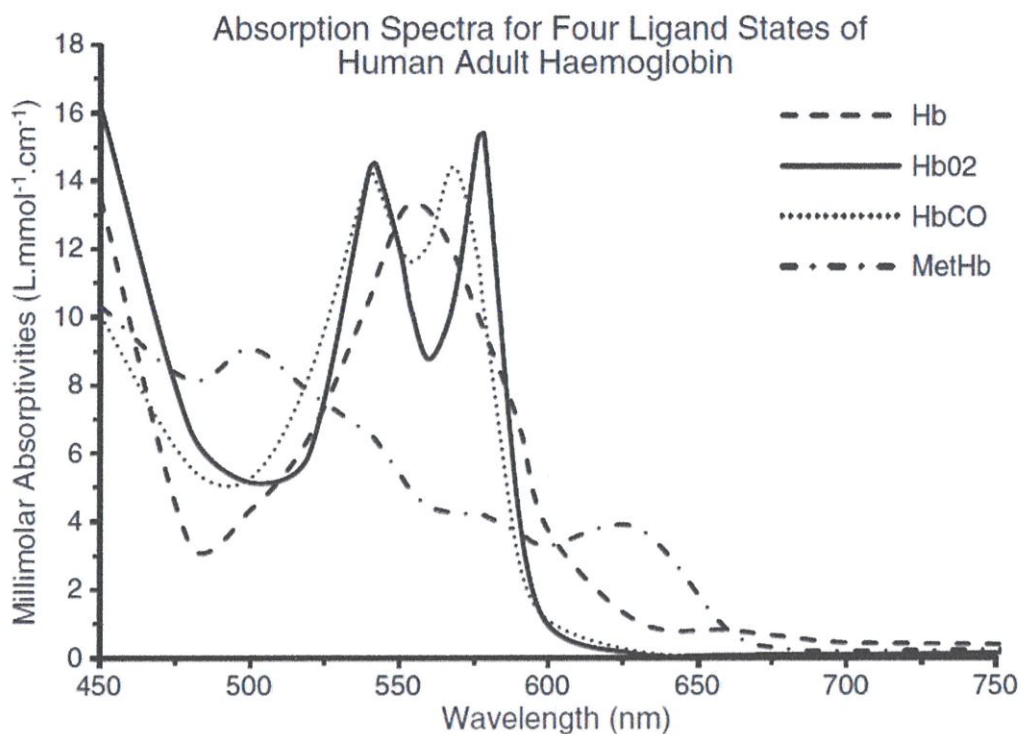
บ่งบอกความผิดปกติของร่างกายได้โดยหากหากมีค่าต่ำกว่าระดับปกติอาจจะบ่งบอกได้ว่าบุคคลนั้นมีโรคโลหิตจาง (Anemia) หรือไขกระดูกซึ่งเป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดงมีความผิดปกติและอาจเป็นไปได้ว่าบุคคลนั้นมีการเสียเลือด มีบาดแผลหรือได้รับการผ่าตัดหรือขาดสารอาหารที่เป็นสารตั้งต้นของการสร้างเม็ดเลือดแดง แต่หากค่าฮีมาโทคริตมีค่าสูงกว่าระดับปกติอาจบ่งบอกได้ว่าบุคคลนั้นมีการสูบบุหรี่ เป็นโรคปอด อยู่สูงกว่าพื้นที่สูงกว่าน้ำทะเลมากหรือมีความผิดปกติที่ไขกระดูกซึ่งเป็นตัวสร้างเม็ดเลือดแดง

ตารางที่ 2.1 ค่าฮีมาโทคริตในช่วงอายุต่างๆ [1]

อายุ	ฮีมาโทคริต (%)
0-1 วัน	48-68
2-4 วัน	48-68
5-7 วัน	50-64
8-14 วัน	46-62
15-30 วัน	38-53
1-2 เดือน	32-50
3-5 เดือน	35-51
6-11 เดือน	35-51
1-3 ปี	38-48
4-7 ปี	34-48
8-13 ปี	35-49
เพศชาย	40-54
เพศหญิง	35-49

2.2.3 รูปแบบของฮีโมโกลบิน

ฮีโมโกลบินเป็นองค์ประกอบหลักของเลือดภายในร่างกายของมนุษย์ซึ่งสามารถแบ่งฮีโมโกลบินออกได้เป็นสี่รูปแบบด้วยกันคือฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin, HbO₂) ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin, Hb) ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับคาร์บอนไดออกไซด์ (Carboxyhemoglobin, HbCO) และไม่ได้จับทั้งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ (Met hemoglobin, MetHb) ฮีโมโกลบินที่มีบทบาทเป็นหลักคือ ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน และ ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน เพราะมีอัตราส่วนในเลือดมากที่สุดในบรรดาฮีโมโกลบินทั้งสี่รูปแบบซึ่งในรูปแบบทั้งสี่นี้มีผลต่อสเปกตรัมเนื่องจากองค์ประกอบของสารต่างๆ โดยรูปที่ 2.1 แสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินแบบต่างๆในความยาวคลื่นที่ต่างกัน โดยแกนตั้งแสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินและแกนนอนแสดงถึงความยาวคลื่นแสงอีกทั้งกราฟนี้ยังใช้เพื่อพิจารณาในการเลือกความยาวคลื่นแสงเพื่อทำนายค่าฮีมาโทคริตอีกด้วย



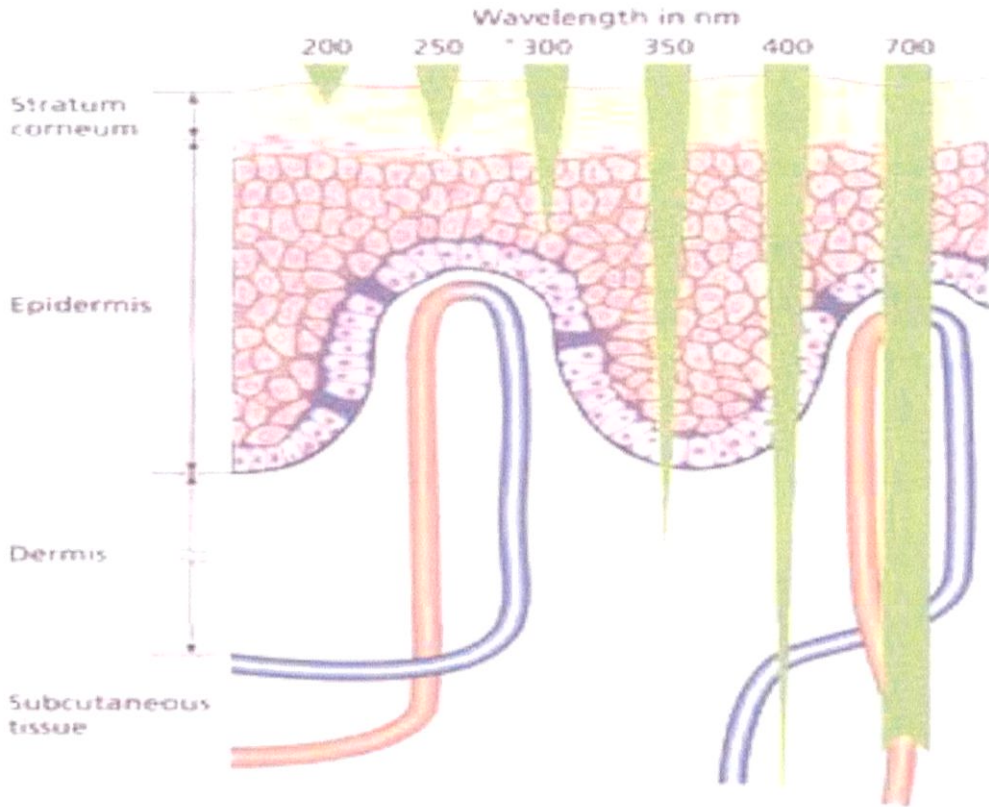
รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของการดูดกลืนคลื่นแสงและความยาวคลื่น [7]

2.2.4 การเลือกความยาวคลื่นแสงจากฮีโมโกลบิน

ในการเลือกความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการวัดค่าการส่งผ่านของแสงเพื่อหาสมการทำนายค่าฮีมาโทคริตนั้นจะพิจารณาที่องค์ประกอบของเลือดทั้งสี่ชนิดคือฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจน ฮีโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจน ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับคาร์บอนไดออกไซด์และฮีโมโกลบินที่ไม่ได้จับทั้งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ซึ่งแสดงในรูปที่ 2.1 มาพิจารณาเพื่อหาความยาวคลื่นของแสงที่ใช้ในการทดลอง โดยการเลือกความยาวคลื่นแสงเพื่อใช้ในการหาฮีมาโทคริตนั้นจะใช้วิธีที่เรียกว่า การทดลองและข้อผิดพลาด (Cut and try) ซึ่งเป็นวิธีทำการทดลองแล้วเก็บผลที่ได้เพื่อมาวิเคราะห์ความผิดพลาดนั้นๆ และนำข้อผิดพลาดนั้นมาลองใหม่เรื่อยๆ เพื่อให้ได้ผลที่แน่นอนที่สุด ซึ่งในการทดลองต้องเลือกใช้ความยาวคลื่นแสงที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไปรวมถึงต้องมีความสอดคล้องกับค่าการดูดกลืนแสง

2.2.5 ปัจจัยที่มีผลต่อการดูดกลืนแสงหรือการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วมือ

มีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อการดูดกลืนหรือส่งผ่านของแสงสามารถแบ่งได้เป็นสองปัจจัยโดยปัจจัยแรกคือปัจจัยทางเทคนิคเช่นการสัมผัสกับจุดวัด กล่าวคือในเด็กหรือบุคคลที่เคลื่อนไหวมากจะทำให้หัวตรวจมีการเคลื่อนที่ของจุดวัดหรือนิ้วใหญ่เกินไปทำให้หลอดเลือดถูกกดมากค่าที่ได้ก็จะมีความคลาดเคลื่อนไป อีกทั้งแสงจากภายนอกไม่ว่าจะเป็นแสงจากหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ (Fluorescent) แสงจากธรรมชาติและแสงจากอินฟราเรดทำให้ค่าที่ได้มีความคลาดเคลื่อนเช่นกัน อีกปัจจัยคือปัจจัยจากผู้ถูกวัดเช่นภาวะความผิดปกติการไหลเวียนโลหิต สารในองค์ประกอบของเลือด สีผิว ยาทาเล็บ และผิวหนังซึ่งผิวหนังมีผลอย่างมากต่อการส่งผ่านของแสงโดยในรูปที่ 2.2 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างการส่งผ่านของคลื่นแสงในความยาวคลื่นต่างๆและความลึกของการส่งผ่านของแสงที่ชั้นต่างๆของผิวหนัง



รูปที่ 2.2 การส่งผ่านของแสงที่ชั้นผิวหนังต่างๆ [6]

2.3 สมการทำนายค่าฮีมาโทคริต

สมการการทำนายค่าฮีมาโทคริตนั้นจะกล่าวถึงกฎของ Beer-Lambert's Law ซึ่งจะกล่าวถึงการดูดกลืนและการส่งผ่านของแสงในตัวกลางโดยสมการจะรวมค่าสัมประสิทธิ์ของปัจจัยต่างๆที่มีผลต่อการวัดค่าการดูดกลืนของแสง

2.3.1 สมการทำนายค่าฮีมาโทคริตจากการดูดกลืนแสง

สมการที่ใช้ในการทำนายค่าฮีมาโทคริตนั้นมีพื้นฐานมาจากสมการของกฎ Beer-Lambert's Law ที่กล่าวว่า

$$I = I_0 e^{-T} \quad (2.5)$$

เมื่อ I คือความเข้มแสงของการส่งผ่านแสงเมื่อผ่านตัวกลาง I_0 คือความเข้มแสงก่อนที่จะกระทบตัวกลางและ T คือค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน (Absorption coefficient) โดยค่า T นั้นสามารถหาได้จาก

$$T = \{a^*[\text{HbO}] + b^*[\text{Hb}] + S_{\text{RBC}} + S_{\text{plasma}} + S_{\text{nail}} + S_{\text{tissue}}\} * d \quad (2.6)$$

เมื่อ a และ b คือค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน S_{RBC} คือค่าการกระจายแสงของเม็ดเลือดแดง S_{plasma} คือค่าการกระจายแสงของน้ำเลือด S_{nail} คือค่าการกระจายแสงของเล็บ S_{tissue} คือค่าการกระจายแสงของเนื้อเยื่อและ d หมายถึงระยะห่างของแสงที่ส่งผ่าน โดยค่าของการดูดกลืนคลื่นแสงที่กำหนดไว้ครั้งแรกว่าค่าการดูดกลืนคลื่นแสงของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนจะมีค่าเท่ากัน เพราะฉะนั้นสามารถรวมค่าของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนแทนได้ว่า $a=b=ai$ อีกทั้งเมื่อค่าของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจนรวมกันจะได้ฮีโมโกลบินทั้งหมด (Total Hemoglobin, tHb) หรือเรียกว่า ผลรวมของฮีโมโกลบินซึ่งอนุมานได้ว่าเป็นฮีมาโทคริต อีกทั้งยังอนุมานว่าค่าการกระจายของแสงจากเม็ดเลือดแดง (S_{RBC}) สามารถประมาณค่าได้ดังสมการที่ 2.7

$$S_{RBC} = S_c[tHb]=s * [tHb] \quad (2.7)$$

และสามารถเขียนสมการใหม่จากสมการที่ 2.6 ได้ดังสมการที่ 2.8

$$T_i = \{ai*[tHb] + s*[tHb] + S_{RBC} + S_{plasma} + S_{nail} + S_{tissue}\} * d \quad (2.8)$$

เมื่อทำการรวมการกระจายแสงคือ S_{RBC} , S_{plasma} , S_{nail} , S_{tissue} ให้เป็นค่าคงที่ค่าเดียวและให้เฉพาะค่าการกระจายแสงของฮีมาโทคริตเท่านั้นที่มีการเปลี่ยนแปลงแล้วจัดรวมสมการใหม่จะได้ดังสมการที่ 2.9

$$T_i = (K * Hct) + S \quad (2.9)$$

เมื่อให้ค่า $K = (ai+S)*d$ และ S หมายถึงค่าการกระจายแสงของเม็ดเลือดแดง ค่าการกระจายแสงของน้ำเลือดและค่าการกระจายแสงของเล็บกับค่าการกระจายแสงของเนื้อเยื่อรวมกันแล้วสมมติให้เป็นค่าคงที่ซึ่งค่า S จะมีการเปลี่ยนแปลงค่าตามแต่ละบุคคลเนื่องจากสภาพต่างๆของร่างกายไม่ว่าจะเป็นสีผิว หากสมการที่ 2.9 นั้นแสดงถึงค่าการดูดกลืนแสงของที่มีความยาวคลื่นใดๆ หากระบุเจาะจงเพียงความยาวคลื่นให้คลื่นหนึ่งจะสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$T_{i1} = (K_1 * Hct) + S_1 \quad (2.10)$$

$$T_{i2} = (K_2 * Hct) + S_2 \quad (2.11)$$

และอัตราส่วนระหว่างการกระจายแสงของความยาวคลื่นที่ 1 และความยาวคลื่นที่ 2 สามารถเขียนได้ดังนี้

$$R = \frac{S_1}{S_2} \quad (2.12)$$

เมื่อค่าของระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงมีค่าแตกต่างกันน้อยก็จะทำให้ค่า R น้อยลงตามไปด้วยเนื่องจากค่าการกระจายแสงของส่วนต่างๆไม่มีผลหรือมีผลแต่น้อยมาก ทำให้สามารถอนุมานได้ว่าค่าการกระจายแสงของความยาวคลื่นที่หนึ่ง (S_1) มีค่าเท่ากับค่าการกระจายแสงของความยาวคลื่นที่สอง (S_2) และเมื่อแทนค่าของสมการที่ 2.12 ลงในสมการที่ 2.10 จะได้ว่า

$$T_{i1} = (K_1 * Hct) + (R * S_2) \quad (2.13)$$

เมื่อแทนค่าของสมการที่ 2.11 ที่จัดรูปเพื่อแทนค่าลงในสมการที่ 2.13 แล้วจึงทำการจัดรูปให้เหลือเพียงค่า Hct ที่ต้องการจะได้ว่า

$$Hct = \frac{T_{i1} - R * T_{i2}}{K_1 - R * K_2} \quad (2.14)$$

จากที่ได้กล่าวแล้วว่าสามารถอนุมานได้ว่าค่าของ R สามารถแทนได้ด้วย 1 และเมื่อค่า K_1 ลบกับ K_2 จะได้ตั้งสมการใหม่ดังนี้คือ

$$Hct = K(T_1 - T_2) \quad (2.15)$$

เมื่อ T_1 และ T_2 แสดงค่าการดูดกลืนคลื่นแสงที่ความยาวคลื่นที่หนึ่งและความยาวคลื่นที่สองและค่า K คือค่าคงที่ซึ่งนำมาใช้เพื่อการวัดค่าฮีมาโทคริต

2.4 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitter diode, LED)

แหล่งกำเนิดแสงที่ใช้ในโครงการนี้คือไดโอดเปล่งแสง (Light emitter diode, LED) ซึ่งเป็นที่นิยมใช้ในปัจจุบันเนื่องจากมีขนาดเล็ก ราคาไม่แพงและน้ำหนักเบา อีกทั้งมีหลายความยาวคลื่นให้เลือกตามความต้องการตั้งแต่ความยาวคลื่นในช่วงแสงสีน้ำเงินจนถึงแสงย่านอินฟราเรด (Infrared) นอกจากนี้การทำงานของ LED ยังไม่มีเทคนิคซับซ้อนจึงง่ายต่อการใช้งาน

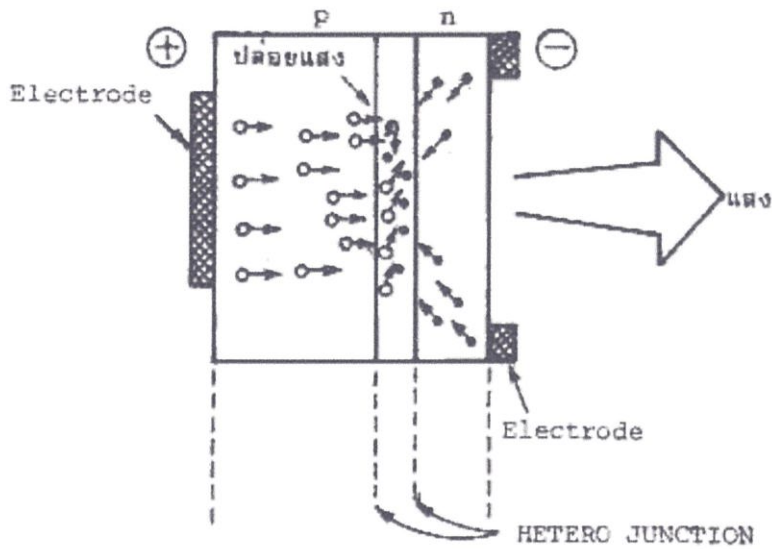
2.4.1 ลักษณะพื้นฐานของไดโอดเปล่งแสง

ไดโอดเปล่งแสงเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สารกึ่งตัวนำแสง (Optoelectronics) ที่กำเนิดแสงจากการปลดปล่อยพลังงานของอิเล็กตรอนแล้วให้ความยาวคลื่นแสงออกมาจากการรวมตัวกันของพาหะส่วนน้อยบริเวณรอยต่อ p-n ในขณะที่ได้รับไบอัสตรง LED ส่วนใหญ่ทำมาจากสารกึ่งตัวนำชนิด III-V, II-VI และหมู่ IV โดยส่วนมากจะทำมาจาก Gallium Arsenide Phosphide (GaAsP) Gallium Phosphide (GaP) และ Gallium Arsenide (GaAs) LED ที่ทำมาจาก GaAsP และ GaP จะให้แสงในย่านที่มองเห็นได้ (Visible light) ในขณะที่ LED ที่ทำมาจาก GaAs จะให้แสงย่านอินฟราเรด รูปที่ 2.3 แสดงหลักการพื้นฐานในการกำเนิดแสงของ LED เมื่ออิเล็กตรอนมีพลังงานมากพอที่จะข้ามบริเวณแถบต้องห้าม (Forbidden energy gap, E_g) ขึ้นไปอยู่บริเวณแถบตัวนำ (Conduction band) หลังจากนั้นเมื่ออิเล็กตรอนที่ขึ้นไปอยู่บริเวณแถบตัวนำมีพลังงานลดลงและตกกลับมาที่สถานะพลังงานที่ต่ำกว่า บริเวณแถบ valence band อิเล็กตรอนดังกล่าวจะปล่อยพลังงานออกมาในรูปของพลังงานโฟตอน (Photon) โดยความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมา

จากการตกกลับลงมาของอิเล็กตรอนหรือเป็นความยาวคลื่นแสงที่ LED กำเนิดออกมานั้นเองจะสามารถหาได้จากสมการที่ 3.1

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

เมื่อ E_g เป็นความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามในหน่วยอิเล็กตรอนโวลต์เมื่อ h เป็นค่าคงที่ของพลังค์ (Planck's constant) มีค่าเท่ากับ 6.62×10^{-34} J s ค่า c เป็นความเร็วแสงในสุญญากาศมีค่า 3×10^8 m/s และ λ เป็นความยาวคลื่นแสงที่ได้จากการคายพลังงานโฟตอนของอิเล็กตรอนออกมา ค่า E_g เป็นคุณสมบัติเฉพาะของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาทำ LED ซึ่งเป็นค่าคงที่ โดยธาตุหรือสารประกอบแต่ละชนิดจะมีค่าไม่เท่ากันและเป็นตัวกำหนดความยาวคลื่นแสงที่ปล่อยออกมาจาก LED เมื่อมีการป้อนไบอัสตรง



รูปที่ 2.3 หลักการพื้นฐานในการกำเนิดแสงของ LED [8]

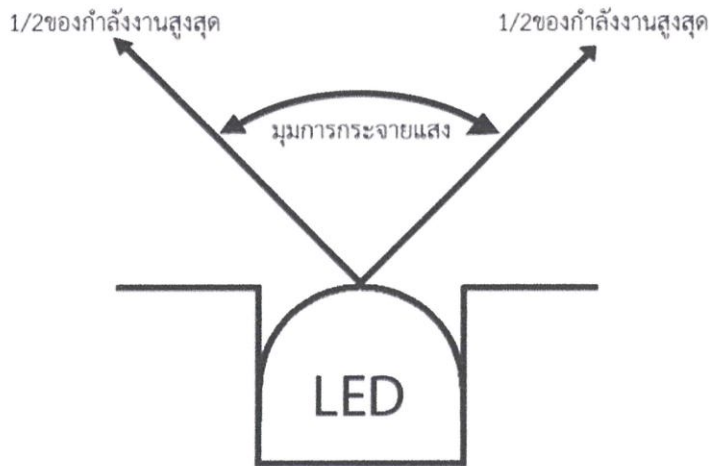
2.4.2 แรงดันไบอัสตรงของไดโอด

แรงดันไบอัสตรงของไดโอดปกติจะกำหนดจากค่าแรงดันตกคร่อมรอยต่อ p-n ของไดโอดชนิดนั้นโดยวัดจากขั้วแอโนด (Anode) ไปยังขั้วแคโทด (Cathode) ค่าของแรงดันไบอัสตรงนี้จะแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับชนิดของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง ไดโอดสำหรับใช้งานทั่วไปชนิดที่ทำมาจากซิลิกอน (Silicon) จะมีแรงดันไบอัสตรงประมาณ 0.7 โวลต์และมีค่าประมาณ 0.3 โวลต์หากทำมาจากชนิดเจอร์มาเนียม (Germanium) แต่แรงดันไบอัสตรงของ LED จะมีช่วงกว้างมากกว่าคืออยู่ในช่วงประมาณ 0.9-2.5 โวลต์ จากสมการที่ 3.1 แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้าม จะแปรผกผันกันกับความยาวคลื่นแสงของพลังงานโฟตอนที่กำเนิดจาก LED โดยเมื่อความกว้างของ E_g มีค่ามากความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดก็จะมีค่าน้อยและแรงดันไบอัสตรงของ LED ก็จะมีค่าตรงกับค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามของธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED ดังนั้นจึงทำให้ LED ที่มีแรงดันไบอัสตรงน้อย ก็มาจากการที่ธาตุหรือสารประกอบที่นำมาสร้าง LED นั้นมีค่าความกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามน้อย

ด้วยทำให้ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาเมื่อได้รับไบอัสตรงมีค่ามาก ในทางกลับกัน LED ที่มีค่าแรงดันไบอัสตรงมากก็จะมีควมกว้างของบริเวณแถบพลังงานต้องห้ามมากด้วยจึงมีผลให้ความยาวคลื่นแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าน้อย หรือมีความถี่สูงนั่นเอง

2.4.3 มุมของแสงที่กำเนิดจาก LED (Beam angle)

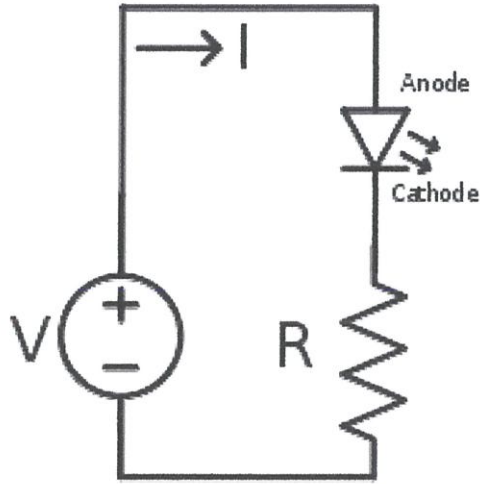
รูปที่ 2.4 แสดงมุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED กำหนดจากมุมที่การเปล่งแสงของ LED และมีพลังงานลดลงเหลือครึ่งหนึ่งจากค่าพลังงานสูงสุดจากด้านหนึ่งไปสู่อีกด้านหนึ่ง หรือเรียกอีกอย่างว่ามุมกระจายแสง (View angle) ในการวัดหาจุดโฟกัสเพื่อหาจุดที่ LED กำเนิดแสงพลังงานสูงสุดในปัจจุบันนี้ทำได้ง่ายไม่ยุ่งยาก และ LED ที่มีขายในท้องตลาดในปัจจุบันจะมีมุมของแสงที่เปล่งออกมานี้ได้ตั้งแต่องศาน้อยๆจนถึง 180 องศา ในการเลือก LED ที่ใช้ในครั้งนี้จะใช้ที่มีค่ามุมไม่มากเพื่อให้ได้พลังงานแสงที่มีค่าสูงสุดส่งผ่านออกไปอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ โดยแสงจะมีการกระจายเมื่อเดินทางผ่านเนื้อเยื่อของนิ้วและเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้พลังงานที่กำเนิดออกมาจาก LED มีค่าลดลงก่อนเดินทางไปถึงตัวรับอีกด้านหนึ่งของปลายนิ้วมือ



รูปที่ 2.4 มุมของแสงที่กำเนิดออกมาจาก LED

2.4.4 วงจรขับ LED

รูปที่ 2.5 คือวงจรพื้นฐานที่ใช้ในการใช้งานเพื่อขับ LED ให้เปล่งแสงออกมาแสดงในรูปที่ 2.5 โดยค่าความต้านที่ต่ออนุกรมอยู่กับ LED จะเป็นตัวจำกัดกระแสที่ไหลผ่าน LED ไม่ให้เกิดความเสียหายและเป็นตัวจำกัดค่าความเข้มแสงที่กำเนิดออกมาสามารถคำนวณได้โดยใช้แรงดันไฟเลี้ยงของวงจรลบด้วยค่าแรงดันไบอัสตรงของ LEDหารด้วยค่ากระแสที่ต้องการให้ไหลผ่าน LED ซึ่งต้องมีค่าเพียงพอที่จะทำให้ LED เปล่งแสงออกมาและต้องไม่ให้ค่ากระแสในขณะไบอัสตรงมีค่ามากเกินไปจนเกิดความเสียหายโดยค่าของแรงดันไบอัสตรงและค่ากระแสที่ LED ยอมให้ไหลผ่านได้โดยไม่เกิดความเสียหายสามารถดูได้จาก specification ของ LED แต่ละตัว นอกจากนี้ค่าความต้านที่ต่ออนุกรมกับ LED ยังทำหน้าที่เป็นตัวจำกัดกระแสไบอัสกลับไม่ให้มีค่ามากเกินไปจน LED เกิดความเสียหาย หากแหล่งจ่ายไฟมีการเปลี่ยนขั้วเช่นกรณีนำ LED ไปใช้งานกับแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ



รูปที่ 2.5 วงจรพื้นฐานที่ใช้ในการใช้งานเพื่อขับ LED [9]

2.5 โฟโตไดโอด (Photo diode)

อุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานของแสงให้เป็นพลังงานไฟฟ้าของโครงงานนี้คือโฟโตไดโอด เนื่องจากค่าของกระแสหรือแรงดันที่ออกมาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบ อีกทั้งการใช้งานไม่ยุ่งยากและมีความไวในการตอบสนองต่อแสงที่มากกระทบบเร็ว โฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n จะประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด n และอีกด้านหนึ่งจะเป็นสารกึ่งตัวนำชนิด p โดยในพื้นฐานของการแสดงพื้นฐานการทำงานของโฟโตไดโอดชนิดรอยต่อ p-n ได้รับโฟตอนจากแสงที่มีพลังงานเพียงพอตกกระทบบจะทำให้เกิดคู่อิเล็กตรอนและโฮลใหม่เกิดขึ้น (Electron-hole pair) ทำให้มีอิเล็กตรอนจากฝั่ง p เคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะ (Depletion region) ไปยังฝั่ง n ในขณะที่โฮลจากฝั่ง n ก็เคลื่อนที่ข้ามบริเวณปลอดพาหะไปยังฝั่ง p ผลก็คือเกิดกระแสไฟฟ้านอกจากนี้โฟโตไดโอดยังเป็นอุปกรณ์รับแสงและเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีราคาไม่สูงมากนักอีกทั้งกระแสเอาท์พุทที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นและเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบ

2.6 วงจรขยายสัญญาณ

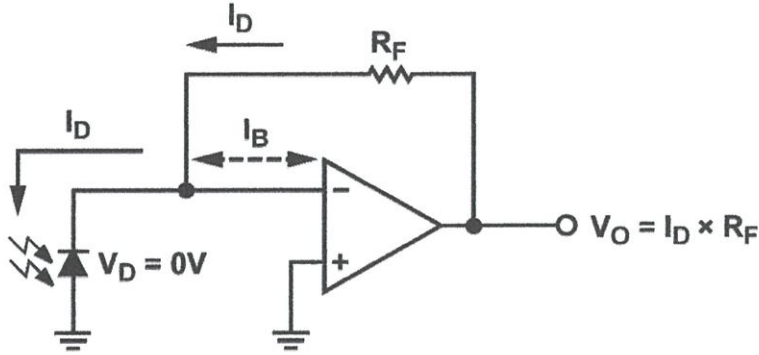
เมื่อโฟโตไดโอดเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นกระแสไฟฟ้าแล้ว วงจรขยายสัญญาณจะทำหน้าที่เปลี่ยนจากกระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดันเพื่อใช้ในการทำนายค่าฮีมาโทคริต

2.6.1 แรงดันไบอัสตรง (Forward voltage)

วงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบ transimpedance ซึ่งแสดงในรูปที่ 3.4 โดยใช้วงจรทำหน้าที่แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่กำหนดจากโฟโตไดโอดให้เป็นแรงดันที่เอาท์พุทได้จากการที่กราวด์เสมือน (Visual ground) ระหว่างอินพุทบวกและอินพุทลบของออปแอมป์จะทำให้แรงดันตกคร่อมโฟโตไดโอดมีค่าเป็นศูนย์โวลต์ ดังนั้นค่ากระแสที่กำหนดจากโฟโตไดโอดจึงไหลผ่านความต้านทานที่ทำหน้าที่ป้อนกลับระหว่างเอาท์พุทและอินพุทลบของออปแอมป์กลายเป็นแรงดันที่เอาท์พุทโดยจะมีค่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่มากกระทบบตัวโฟโตไดโอดจะมีค่าดังสมการ

$$V_o = I_d * R_f \quad (3.2)$$

สมการข้างต้นนี้แสดงให้เห็นได้ว่าอัตราการขยายสัญญาณของวงจร transimpedance จะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทานป้อนกลับ โดยปกติแสงที่ส่งผ่านบริเวณปลายนิ้วมือออกมามีค่าไม่มาก ดังนั้นวงจรและโฟโตไดโอดจะทำงานที่ความเข้มแสงต่ำ และการออกแบบวงจรขยายนี้จำเป็นที่ต้องคำนึงถึงอีกหลายประการเช่นอัตราการขยายรวมถึงความถี่ที่ใช้งาน เป็นต้น



รูปที่ 2.6 วงจรพื้นฐานของวงจรขยายแบบ transimpedance [10]

2.7 การพิจารณาการออกแบบวงจรขยาย

ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณที่ใช้โฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์รับแสง ในรูปแบบ photoconductive ที่ให้ค่าเอาต์พุตกระแสไฟฟ้าออกมาเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มแสงที่ตกมากระทบทำให้วงจร transimpedance แปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่ได้เป็นแรงดันไฟฟ้า

2.7.1 ออปแอมป์ (Opamp)

ออปแอมป์ที่ใช้ในวงจร transimpedance นี้ต้องการชนิดกระแสอินพุตที่มีค่าน้อยเนื่องจากค่าความต้านทานของโฟโตไดโอดขณะรับไบอัสกลับมีค่าสูงและค่ากระแสที่กำเนิดออกมาจากโฟโตไดโอดมีค่าน้อย รวมทั้งวงจรยังทำงานที่ความเข้มแสงต่ำอีกด้วยดังนั้นจึงมีต้องการอัตราการขยายสัญญาณที่สูง

2.7.2 ค่าตัวเก็บประจุป้อนกลับ (Feedback capacitor)

ตัวเก็บประจุที่ป้อนกลับในวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดอัตราการขยายสัญญาณไม่ให้ loop gain มีค่าสูงมากเพื่อเป็นการรักษาเสถียรภาพของวงจรและป้องกันการ oscillate ในการเลือกค่าของตัวเก็บประจุสามารถหาได้โดยใช้สมการที่ 3.3 โดยขนาดของพื้นที่ของโฟโตไดโอดมีขนาดใหญ่ โดยค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อควรมีขนาดใหญ่กว่าค่าตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ป้อนกลับ

$$C_f = \sqrt{\frac{C_l}{2\pi R_f f_c}} \quad (3.3)$$

เมื่อ f_c เป็นค่าความถี่ที่อัตราการขยายของออปแอมป์มีค่าเท่ากับ 1 (Unity gain) C_l คือค่าตัวเก็บประจุทั้งหมดที่อินพุตของวงจรซึ่งคือผลรวมของค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อของโฟโตไดโอดกับค่าตัวเก็บประจุที่อินพุตของออปแอมป์ R_f คือค่าความต้านทานป้อนกลับโดยสามารถเขียนในรูปสูตรทั่วไปเมื่อค่าตัวเก็บประจุที่รอยต่อของโฟโตไดโอดมีขนาดเล็กดังนี้

$$C_f = \frac{1}{4\pi R_f f_c} (1 + \sqrt{1 + 8\pi R_f C_1 f_c}) \quad (3.4)$$

เมื่อค่าตัวเก็บประจุมีขนาดใหญ่จะทำให้แบนด์วิดท์ของวงจรมีค่าลดลงโดยค่าของแบนด์วิดท์จากวงจรมีค่าต่ำกว่าค่านี้ได้ดังนี้

$$BW = 1.4 f_p \quad (3.5)$$

เมื่อ f_p คือความถี่ที่วงจรมีอัตราขยายสัญญาณสูงสุดโดยจะมีค่าดังสมการ

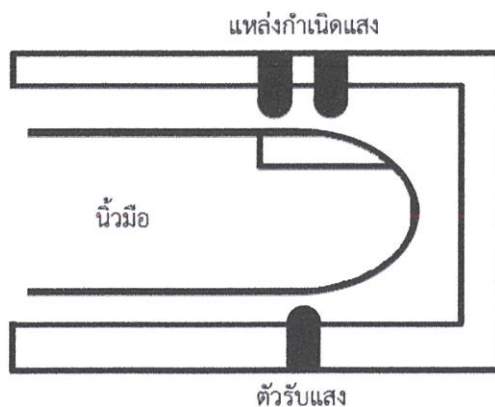
$$f_p = \sqrt{\frac{f_c}{2\pi R_f (C_1 + C_f)}} \quad (3.6)$$

2.8 หัวตรวจ

หัวตรวจที่นิยมใช้แบบแพร่หลายซึ่งเมื่อพิจารณารูปแบบจากการรับค่ามีอยู่สองแบบคือหัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่านและหัวตรวจแบบตรวจรับค่าสะท้อนกลับ ถ้าตามรูปแบบการใช้งานสามารถแบ่งได้เป็นสองแบบคือ แบบที่สามารถนำมาใช้ซ้ำได้ (Reusable probes) และแบบที่ได้ครั้งเดียว (Disposable probes) โดยทั้งสองรูปแบบนี้มีหลักการทำงานตรวจวัดหาค่าองค์ประกอบที่ต้องการทราบค่าและการวัดหาองค์ประกอบต่างๆภายในเลือดนั้นสามารถใช้ได้ทั้งสองแบบคือแบบตรวจรับค่าการส่งผ่านและแบบตรวจรับค่าสะท้อนกลับแต่ในโครงการนี้ใช้หัวตรวจแบบตรวจรับค่าแบบส่งผ่าน

2.8.1 หัวตรวจแบบตรวจรับค่าแบบส่งผ่าน (Transmittance Probes)

ลักษณะหัวตรวจแบบรับค่าแบบส่งผ่านนี้จะมีแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสงอยู่ด้านตรงข้ามกันดังรูปที่ 3.5 ซึ่งได้แสดงการวางตัวของ LED และโฟโตไดโอดซึ่งทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดแสงและรับแสง โดยทั่วไปภายในหัวตรวจจะประกอบด้วยโฟโตไดโอดและ LED ตามค่าความยาวคลื่นแสงที่ต้องการแสงที่กำเนิดมาจาก LED นั้นควรที่จะมีความเข้มมากพอที่จะส่งผ่านแสงผ่านปลายนิ้วไปยังโฟโตไดโอดได้



รูปที่ 2.7 หัวตรวจแบบรับค่าแบบส่งผ่าน

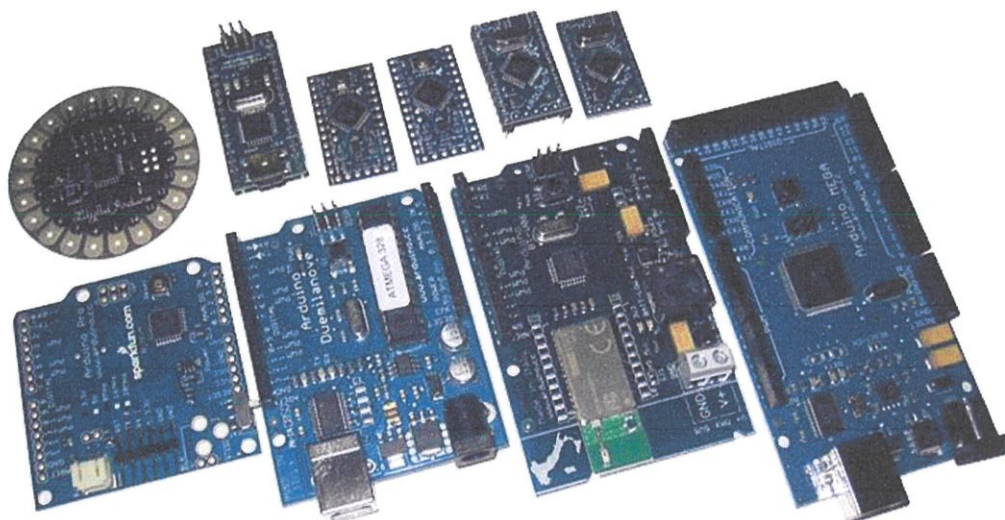
การวางตำแหน่งของ LED และโฟโตไดโอดนั้นควรจะวางอยู่ในตำแหน่งที่ตรงกันให้ได้มากที่สุด เพื่อให้ได้รับพลังงานแสงที่ส่งผ่านปลายนิ้วมือให้ได้มากที่สุด อีกทั้งไม่ควรวางโฟโตไดโอดและ LED สัมผัสกับผิวหนังโดยตรงเพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนจากอุณหภูมิของร่างกาย นอกจากนี้แรงที่กดลงบนปลายนิ้วควรจะมีการกระจายออกไปทั่วทั้งปลายนิ้ว ไม่กดลงเฉพาะจุดและแรงหนีบของหัวตรวจไม่ควรมีค่าน้อยจนไม่สามารถหนีบบริเวณปลายนิ้วหรือมีค่ามากจนทำให้เกิดความเจ็บปวดได้

2.9 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Micro controller)

โครงการนี้ได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุมและประมวลผล โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการเปิดปิดของหลอดไฟและใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการรับค่าการดูดกลืนของแสงและนำมาคำนวณหาค่าฮีมาโทคริต

2.9.1 Arduino

Arduino คือไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการควบคุมอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เพื่อใช้งานตามที่ต้องการ สามารถเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์ด้วยการเสียบสาย USB เชื่อมต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino โดยใช้ไฟเลี้ยงจากสาย USB (+5V) ทั้งนี้ Arduino ยังจัดได้ว่าเป็นรูปแบบการพัฒนาประเภทโอเพ่นซอร์ส (Open source) สามารถเรียกใช้หรือเพิ่มไลบรารีต่างๆ เพื่อสะดวกใช้งานตามจุดประสงค์ที่ต้องการ จึงทำให้ Arduino เป็นที่นิยมใช้งานมากในปัจจุบัน คุณสมบัติ Arduino สามารถใช้กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เช่น ตัววัด เซ็นเซอร์ ตัววัดอุณหภูมิ มอเตอร์ รีเลย์ แอลอีดี และอื่นๆอีกมากมาย



รูปที่ 2.8 บอร์ด Arduino แบบต่าง ๆ ที่นิยมใช้ [11]

2.9.2 ข้อดีของบอร์ด Arduino

บอร์ด Arduino มีราคาไม่แพงเมื่อเทียบกับราคาไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดอื่นๆ อีกทั้งยังมีโปรแกรมการใช้งานที่สามารถใช้งานได้หลายแพลตฟอร์ม ทั้ง Windows , Linux และ MacOSX ซึ่งลักษณะดังกล่าวมีความเหมาะสมสำหรับผู้ใช้งานเริ่มต้นเนื่องจากมีความยืดหยุ่นในการใช้งานโดยเพิ่มไลบรารีต่างๆ เพื่อสะดวกในการเรียกใช้งานฟังก์ชันต่างๆ รวมถึงการเปิดเผยซอร์สโค้ด (Source

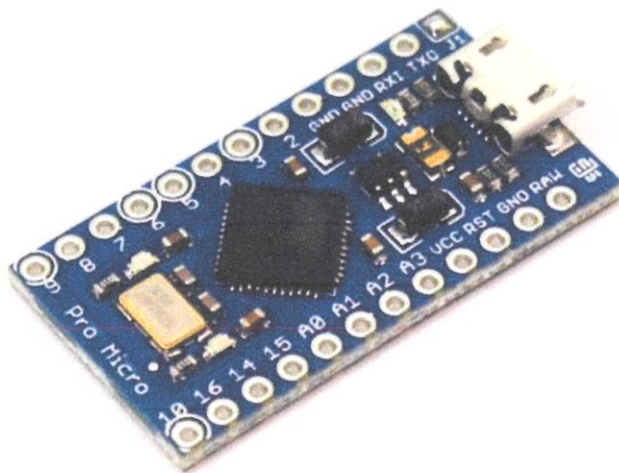
code) ที่สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดได้รวมถึงโปรแกรม Arduino ดีพิมพ์แบบเปิดเผยซอร์สโค้ด รวมถึงเพิ่มเติมความสามารถผ่าน C++ library ในส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware) Arduino มีการเปิดเผยวงจรโดยจะทำให้ผู้พัฒนาต่างๆสามารถนำไปพัฒนาขยายฮาร์ดแวร์ได้และข้อดีอีกอย่างของบอร์ด Arduino คือใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ของ Atmel ซึ่งวงจรของบอร์ดดีพิมพ์แบบเปิดเผยวงจร ภายใต้ Creative Commons License ผู้พัฒนาสามารถนำไปดัดแปลงต่อขยายและเพิ่มประสิทธิภาพ

2.9.3 บอร์ด Pro micro

ในรูปที่ 2.9 คือบอร์ด Pro micro เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega32U4 ซึ่งมีดิจิทัลอินพุต/เอาต์พุต 16 พอร์ต (มี 5 พอร์ตสามารถใช้เป็น PWM เอาต์พุต) , 4 พอร์ตอนาล็อกอินพุต, 16 MHz, USB Connection, Power jack และ ICSP Header สำหรับบอร์ด Pro micro มีรายละเอียดของตัวบอร์ดดังนี้

ตารางที่ 2.2 ตารางรายละเอียด Pro micro

Microcontroller	ATmega32U4
Operating Voltage	5V
Input Voltage (limits)	16VDC
Digital I/O Pins	12 (of which 5 provide PWM output)
Analog Input Pins	4
DC Current per I/O Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega32U4) of which 0.5 KB used by boot loader
SRAM	2.5 KB (ATmega32U4)
EEPROM	1 KB (ATmega32U4)
Clock Speed	16 MHz



รูปที่ 2.9 บอร์ด Pro micro [12]

2.9.4 หน่วยความจำ

ATmega328 มีหน่วยความจำ 32 KB (โดย 0.5 KB ใช้สำหรับ Boot loader) ซึ่งมี 2KB สำหรับ SRAM และ 1 KB สำหรับ EEPROM

2.9.5 พอร์ตอินพุตและเอาต์พุต

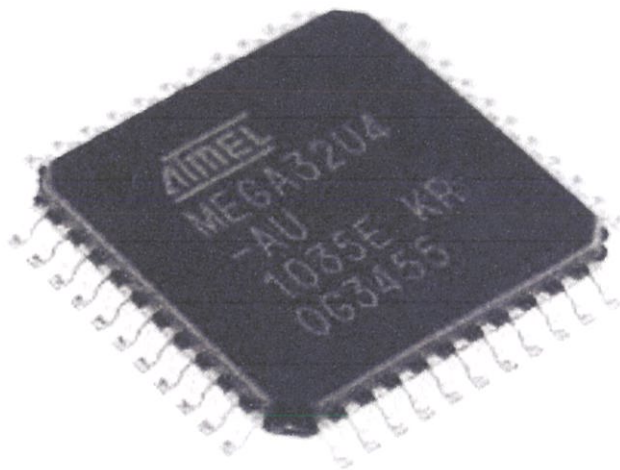
พอร์ตอินพุตและเอาต์พุตของบอร์ด Pro micro มีทั้งหมด 16 ขา สามารถใช้เป็นทั้งอินพุตและเอาต์พุตได้ โดยใช้ฟังก์ชัน pinMode() , digitalWrite() , digitalRead() โดยใช้แรงดันไฟ 5V แต่ละขาสามารถรับกระแสได้มากที่สุด 50 mA

ในรูปที่ 2.10 แสดงรายละเอียดในแต่ละขาพอร์ตดังนี้

- Serial : 0 (RX) และ 1 (TX)

ใช้สำหรับรับ (RX) และส่ง (TX) TTL Serial data แต่ละขาจะต่อตรงกันกับขาของ ATmega38U4 USB-to-TTL Serial ship

- PWM 3 , 5 , 6 , 9 และ 10 ให้เอาต์พุต 8 บิต PWM โดยใช้ฟังก์ชัน analogWrite()
- 16 (MOSI) , 14 (MISO) , 15(SCLK) ขาเหล่านี้จะสนับสนุนการสื่อสารโดยใช้ SPI
- TWI A4 หรือ SDA และ A5 หรือ SCL สนับสนุนการสื่อสารแบบ TWI โดยใช้ไลบรารี Wire
- AREF. เป็น Reference Voltage สำหรับ analog input ใช้ฟังก์ชัน analogReference()



รูปที่ 2.10 ATmege32U4 [13]

2.10 หน่วยแสดงผล

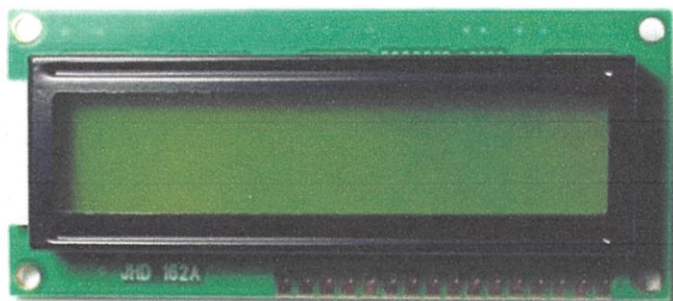
หน้าจอแอลซีดี (Liquid Crystal Display, LCD) เป็นหน่วยแสดงผลอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic) และพบได้หลากหลายในการใช้งาน โดยหน้าจอแอลซีดีขนาด 16x2 ตัวอักษรเป็นอุปกรณ์พื้นฐานและใช้งานทั่วไปในอุปกรณ์และวงจรต่างๆ หน้าจอแอลซีดีมีราคาถูก ง่ายต่อการสั่งงานเพื่อใช้งาน และไม่มีข้อจำกัดในเรื่องของการใช้ตัวอักษรพิเศษ

2.10.1 ลักษณะของแอลซีดี

ในรูปที่ 2.11 แสดงหน้าจอแอลอีดี โดยหน้าจอแอลซีดีขนาด 16x2 มีความหมายว่าสามารถแสดงผลได้ 16 อักขรในแต่ละแถว และมีทั้งหมด 2 แถว ในตัวอักษรแต่ละตัวของแอลซีดีมี

ขนาด 5x7 พิกเซล (Pixel) โดยจอแอลซีดีนั้นมีอยู่ 2 หน่วยความจำ (Registers) คือคำสั่ง (Command) และข้อมูล

ในหน่วยความจำของคำสั่งจะถูกป้อนให้แอลซีดี ซึ่งคำสั่งคือการกำหนดให้แอลซีดีทำงานตามหน้าที่เช่นการเริ่มต้นการทำงาน การล้างข้อมูล การตั้งค่าตำแหน่งของตัวชี้ และอื่นๆ ส่วนในหน่วยความจำของข้อมูลนั้นจะเก็บข้อมูลที่แสดงผลในหน้าจอลแอลซีดีไว้ โดยข้อมูลที่เก็บไว้จะเป็นข้อมูลแอสกี (ASCII) ของตัวอักษรต่างๆที่แสดงผลและในตารางที่ 2.3 แสดงถึงการทำงานของขาต่างๆของโมดูลแอลซีดี



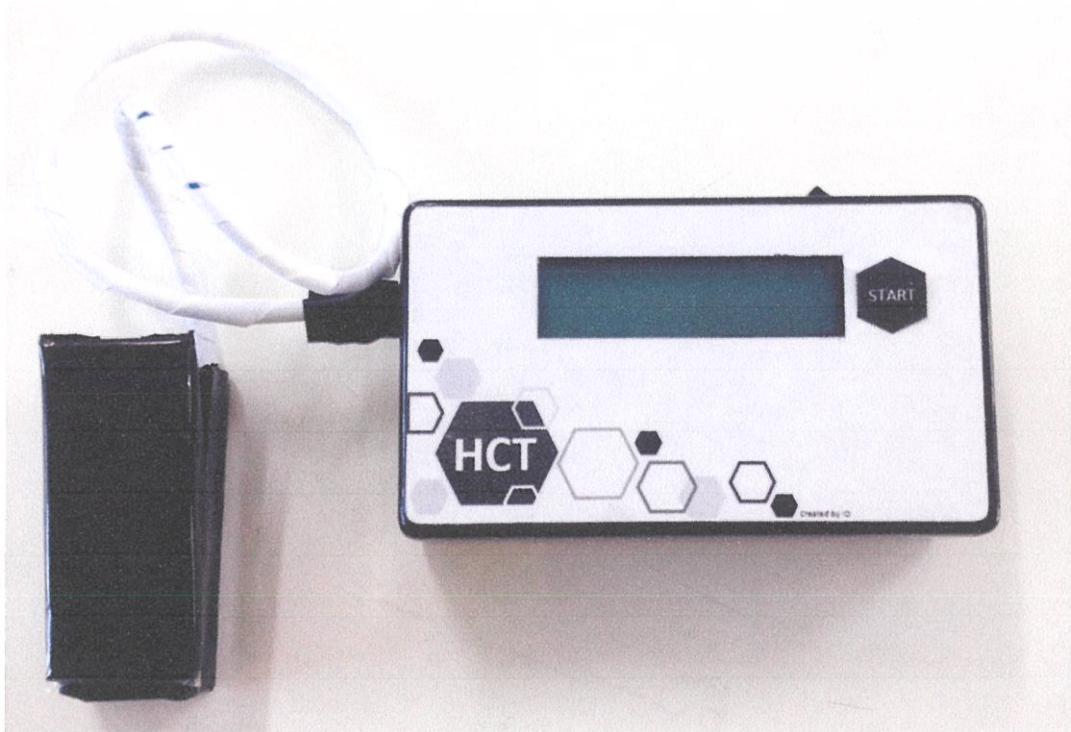
รูปที่ 2.11 หน้าจอแอลซีดี [14]

ตารางที่ 2.3 ตารางแสดงการทำงานของขาต่างๆของจอแอลซีดี

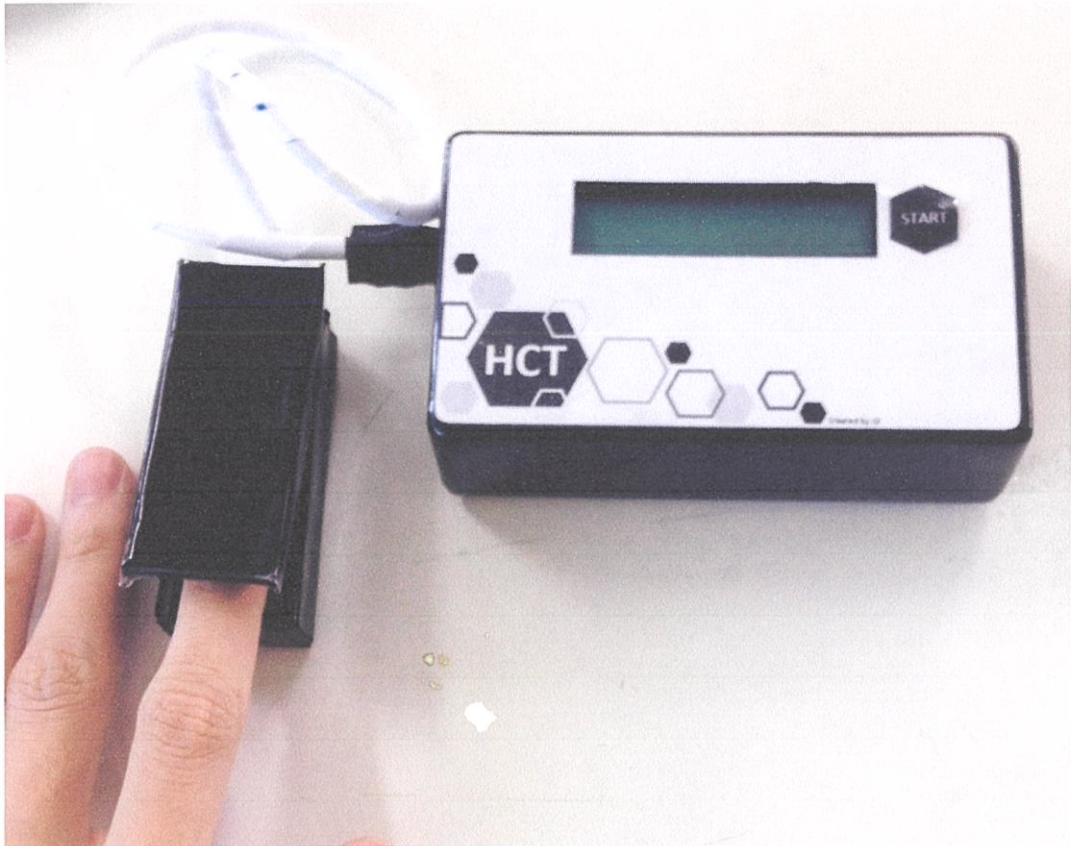
Pin No	Function	Name
1	Ground (0V)	Ground
2	Supply voltage; 5V (4.7V – 5.3V)	Vcc
3	Contrast adjustment; through a variable resistor	V _{EE}
4	Selects command register when low; and data register when high	Register Select
5	Low to write to the register; High to read from the register	Read/write
6	Sends data to data pins when a high to low pulse is given	Enable
7	8-bit data pins	DB0
8		DB1
9		DB2
10		DB3
11		DB4
12		DB5
13		DB6
14		DB7
15	Backlight V _{CC} (5V)	Led+
16	Backlight Ground (0V)	Led-

บทที่ 3 การออกแบบ

บทนี้จะแสดงถึงเครื่องมือที่ได้ออกแบบและประดิษฐ์ขึ้นเพื่อใช้ในขั้นตอนการวัดค่าการส่งผ่านแสงบริเวณปลายนิ้วโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการทำงานในขั้นตอนต่างการทำงานของเครื่องมือตรวจวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านทางปลายนิ้วมือที่ใช้วัดรวมถึงลักษณะของไดโอดเปล่งแสงที่ใช้ในหัวตรวจอีกทั้งแสดงถึงวงจรที่ใช้ในเครื่องมือ ในรูปที่ 3.1 แสดงถึงลักษณะของตัวเครื่องที่ใช้ในการวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือซึ่งมีหน้าจอแอลซีดี (Liquid Crystal Display, LCD) เป็นส่วนของการแสดงผลผ่านการควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ มีสวิทช์เพื่อเปิดและปิดเครื่องอีกทั้งมีปุ่มสำหรับกดเพื่อให้เครื่องทำการวัดค่าฮีมาโทคริต ในรูปที่ 3.2 แสดงวิธีการวัดค่าฮีมาโทคริต



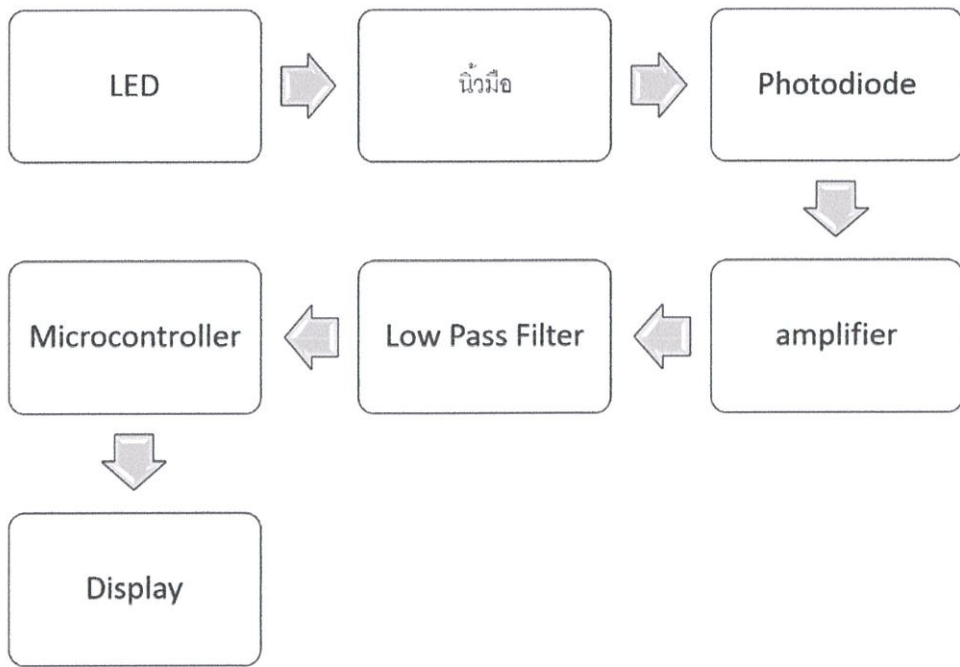
รูปที่ 3.1 เครื่องวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ



รูปที่ 3.2 การใช้เครื่องวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ

3.1 Block diagram และการทำงานของเครื่องมือ

ระบบที่สร้างขึ้นมานี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น pro micro ซึ่งเป็นของบริษัท Sparkfun เป็นตัวควบคุมกันทำงานทั้งหมดรวมถึงใช้ในการประมวลผล รูปที่3.3 แสดงถึงขั้นตอนการทำงานของเครื่องวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือโดยเริ่มจากไดโอดเปล่งแสง (Light emitter diode, LED) โดยเปล่งแสงออกมาหลังจากนั้นแสงจะส่งผ่านผ่านนิ้วมือไปยังตัวรับแสงหรือโฟโตไดโอด (Photodiode) ซึ่งอยู่ด้านตรงข้ามของ LED จากนั้นเมื่อโฟโตไดโอดซึ่งเป็นภาครับโดยทำหน้าที่รับแสงได้รับแสงที่ส่งผ่านมาทางปลายนิ้วมือแล้วสัญญาณแสงที่ได้จะถูกส่งไปยังวงจรขยายสัญญาณเพื่อทำการขยายสัญญาณเนื่องจากสัญญาณที่เข้ามาสัญญาณขนาดเล็กทำให้จำเป็นต้องขยายเพื่อให้ง่ายต่อการทำการคำนวณและเก็บข้อมูลอีกทั้งสัญญาณที่เข้ามามีสัญญาณรบกวนจึงจำเป็นต้องนำสัญญาณที่ได้มาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อให้ได้สัญญาณที่แท้จริง เมื่อได้สัญญาณแล้วนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) จะทำการประมวลผลสัญญาณที่รับมาได้ และจากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะแสดงผลของค่าที่ทำการวัดได้ผ่านทางหน่วยแสดงผลหรือหน้าจอแอลซีดี



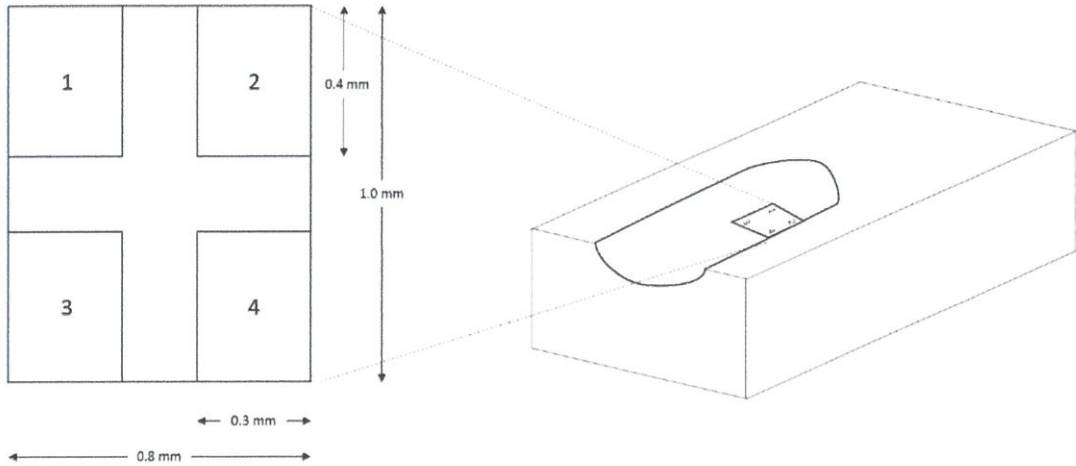
รูปที่ 3.3 การทำงานของเครื่องวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ

3.2 หัวตรวจ

หัวตรวจในโครงงานนี้ใช้หัวตรวจลักษณะแบบส่งผ่านโดยแบ่งออกเป็นสองส่วนคือส่วนภาคส่งและภาครับ

3.2.1 ภาคส่ง

รูปที่ 3.4 แสดงลักษณะการวาง LED ในหัวตรวจที่ใช้ในโครงงานนี้ โดยในรูปแสดงถึงการวางตำแหน่งของ LED และโฟโตไดโอด โดย LED มีจำนวนทั้งหมด 4 ดวงและเป็น LED ประเภท super bright ซึ่งมีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้าซึ่งแต่ละหลอดของ LED นั้นมีขนาดประมาณ 0.3x0.4 cm² เมื่อทำการวาง LED ไปในหัวตรวจนั้นจะมีขนาดทั้งหมดรวมประมาณ 0.8x1.0 cm² ซึ่งมีขนาดพอดีกับส่วนของปลายนิ้วมือ บริเวณที่วางหลอด LED นั้นมีลักษณะเป็นแอ่งบุ๋มลงเล็กน้อยเพื่อให้สามารถวางปลายนิ้วได้พอดี นอกจากนี้แรงกดซึ่งเกิดจากการหนีบของตัวหัวตรวจนั้นต้องมีแรงที่ไม่มากเกินไปจนทำให้รู้สึกเจ็บปวด รวมถึงแรงหนีบต้องไม่น้อยเกินไปจนไม่สามารถหนีบได้ ในตารางที่ 3.1 จะแสดงถึงความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในตำแหน่งต่างๆและรายละเอียดของ LED ที่ใช้ในการทดลองในครั้งนี้ โดย LED ที่ใช้เป็น LED ซึ่งสามารถหาซื้อได้ในราคาที่ไม่สูงมาก โดยหลอด LED ที่ใช้มาจากหลายบริษัทเริ่มจากความยาวคลื่นสั้นที่สุดคือ 505 nm เป็นความยาวคลื่นแสงสีเขียว ต่อมาคือ 595 nm ซึ่งเป็นแสงสีส้ม ความยาวคลื่นแสงที่ 830 nm และ 850 nm เป็นความยาวคลื่นแสงอินฟราเรด ส่วนของที่ต้องพิจารณาเป็นหลักคือความยาวคลื่นแสงที่มีพลังงานออกมาสูงสุด (λ_{peak}) และค่ามุม โดยรายละเอียดของ LED ที่ใช้อยู่ในภาคผนวก ก โดยแสดงรายละเอียดของ LED



รูปที่ 3.4 ลักษณะการวาง LED ในหัวตรวจ

ตารางที่ 3.1 ตารางความยาวคลื่นแสงที่ตำแหน่งต่างๆและรายละเอียดของหัวตรวจ

ตำแหน่ง	ชื่อบริษัท	ความยาวคลื่น (nm)	สีของ LED	มุมกระจายแสง (degree)
1	Cree, Inc.	595	ใส	60
2	Philips	505	ใส	30
3	Vishay	850	ใส	60
4	Vishay	830	ใส	60

3.2.2 ภาครับ

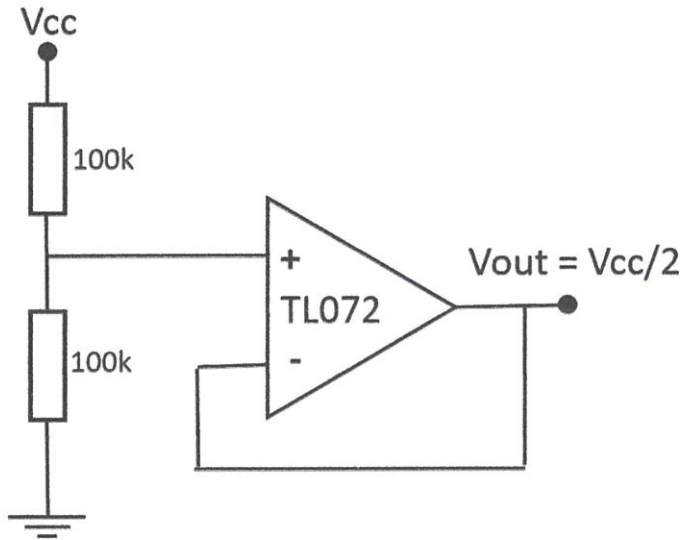
โฟโตไดโอดถูกใช้ในการทดลองนี้โดยโฟโตไดโอดที่ใช้จะตอบสนองทั้งสีความยาวคลื่นโดยโฟโตไดโอดที่ใช้สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นได้ตั้งแต่ 300 nm จนถึง 1100 nm โดยตำแหน่งของโฟโตไดโอดถูกวางให้อยู่ตรงกลางของหลอด LED ทั้งสี่พอดี เพื่อให้สามารถรับแสงที่ส่งผ่านจากปลายนิ้วมือได้เท่าๆกันทุกตัว

3.3 วงจรส่วนต่างๆ

วงจรทั้งหมดได้แยกเป็นส่วนๆหลายส่วนด้วยกัน ประกอบด้วย วงจรแบ่งแรงดัน ส่วนวงจรขยายสัญญาณ ส่วนวงจรความถี่ต่ำผ่าน วงจรควบคุมและแสดงผลที่สั่งการโดยไมโครคอนโทรลเลอร์

3.3.1 วงจรแบ่งแรงดัน

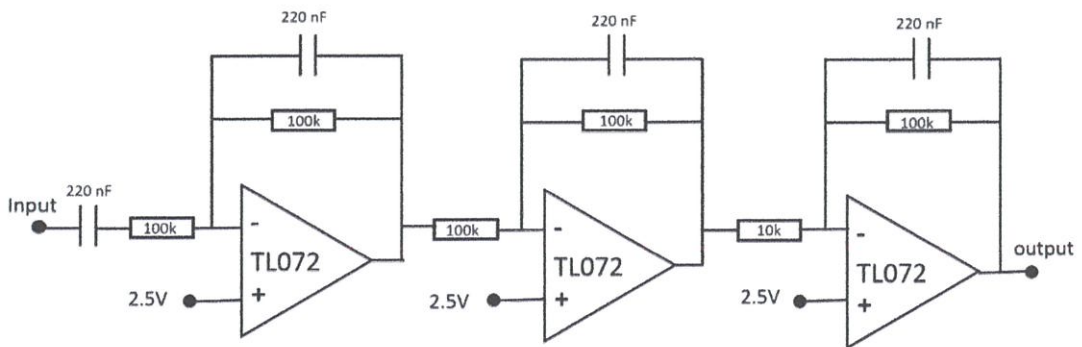
รูปที่ 3.5 แสดงวงจรของการแบ่งแรงดันโดยจะนำตัวต้านทานมาต่อกันดังรูปที่ 3.5 แล้วจึงนำสัญญาณที่ได้เข้าตัวออปแอมป์ (Opamp) เพื่อให้ได้แรงดันที่คงที่และไม่มีปัญหาที่ตัวโหลด ซึ่ง Vcc ที่ใช้มีขนาด 5 โวลต์ (Volt, V) ดังนั้นเอาต์พุต (Output) ที่ได้จะมีขนาด 2.5 V



รูปที่ 3.5 วงจรแบ่งแรงดัน

3.3.2 วงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่าน

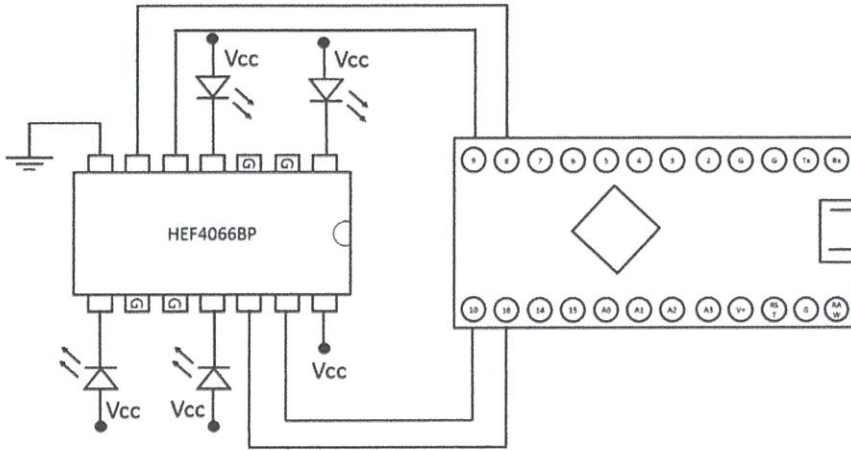
รูปที่ 3.4 แสดงวงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่าน โดยเริ่มจากสัญญาณที่รับมาจากโฟโตไดโอดมีสัญญาณเริ่มต้นอยู่ที่ 2.2 V และมีการเพิ่มและลดตามอัตราการส่งผ่านแสงอันเนื่องมาจากอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ประมาณ 0.25 V กล่าวคือสัญญาณที่ได้เป็นไฟฟ้ากระแสสลับโดยมีแอมพลิจูด (Amplitude) อยู่ที่ 0.25 V และมีค่าคงที่อยู่ที่ 2.2 V อีกทั้งมีความถี่ตามอัตราการเต้นของหัวใจ จากที่กล่าวมานี้จึงจำเป็นต้องนำตัวเก็บประจุ (Capacitor) เพื่อให้เฉพาะสัญญาณที่มีความถี่ผ่านเท่านั้น เมื่อสัญญาณผ่านตัวเก็บประจุนั้นจะถูกนำไปกรองความถี่ต่ำด้วยวงจรความถี่ต่ำผ่าน โดยมีความถี่คัทออฟ (Frequency cutoff, f_c) อยู่ที่ 5 เฮิร์ตซ์ (Hertz, Hz) จำนวนสามตัวซึ่งรวมแล้วเป็นการกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับสาม (Low pass filter order 3) โดยตัวแรกจะเป็นการกลับเฟส 180 และมีอัตราการขยายสัญญาณเท่ากับ 1 ซึ่งจะเหมือนกับส่วนของตัวถัดมา และส่วนท้ายสุดของวงจรขยายและกรองความถี่ต่ำผ่านนั้นจะมีความถี่คัทออฟอยู่ที่ 5 Hz และมีอัตราการขยายอยู่ที่ 10 เท่าของสัญญาณตั้งต้น โดยสรุปรวมแล้วทั้งวงจรเป็นวงจรที่มีอัตราการขยายอยู่ที่ 10 เท่า



รูปที่ 3.6 วงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่าน

3.3.3 วงจรขับ LED

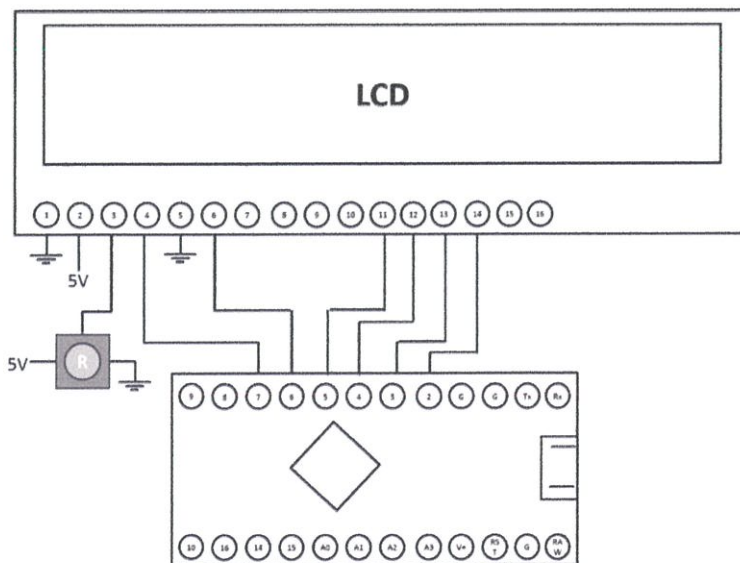
ในส่วนของวงจรขับ LED ซึ่งแสดงอยู่ในรูปที่ 3.7 นี้ แสดงให้เห็นถึงการทำงานในการสั่งงานจากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยหลอด LED จะทำงานโดยการที่ไมโครคอนโทรลเลอร์สั่งให้หลอด LED ดวงนั้นๆติดโดยสั่งผ่านพอร์ต (Port) มาที่ตัว IC HEF4066BP ซึ่งเป็นไอซีที่ทำงานเป็นสวิตช์ทำหน้าที่เปิดหรือปิดวงจรนั้นๆ อีกทั้งในการทำงานของไอซีตัวนี้คือจะมีตัวต้านทานในตัวเองทำให้ไม่จำเป็นต้องทำการต่อตัวต้านทานในวงจรเพิ่ม



รูปที่ 3.7 วงจรขับ LED

3.3.4 วงจรแสดงผล

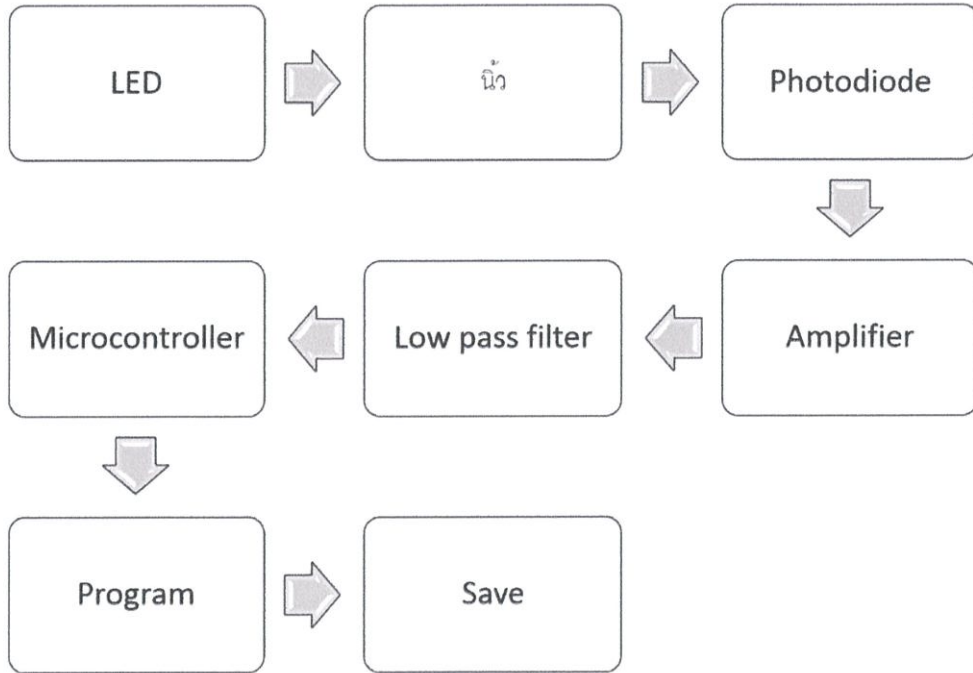
ในการแสดงผลนั้นใช้หน้าจอแอลซีดี 16x2 ตัวอักษรมาแสดงผล โดยมีการต่อวงจรดังรูปที่ 3.8 โดยต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และจะทำงานโดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งรหัสแอสกีมาที่หน่วยเก็บข้อมูลของหน้าจอแอลซีดี หลังจากนั้นหน้าจอแอลซีดีจะทำการแสดงผลของค่าฮีมาโทคริตที่วัดได้



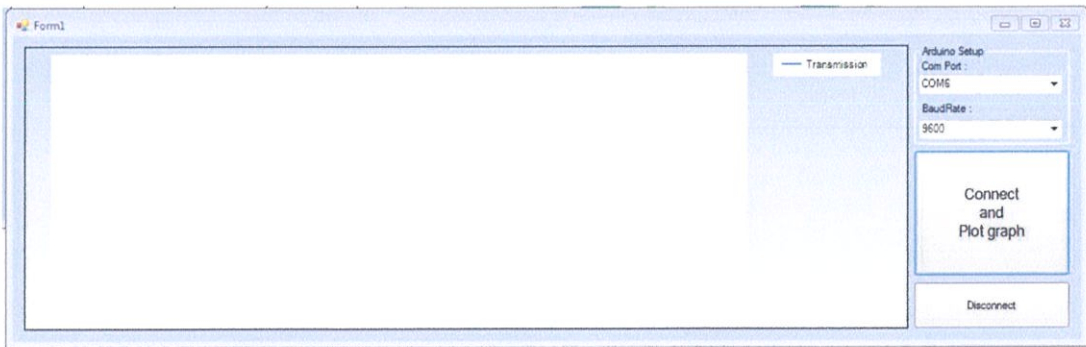
รูปที่ 3.8 วงจรใช้ในการแสดงผล

3.4 Block diagram และการทำงานของโปรแกรม

รูปที่ 3.9 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมแสดงผลผ่านโปรแกรมโดยเริ่มจากแสงของLED ส่งผ่านนิวมาที่โฟโตไดโอดผ่านวงจรขยายสัญญาณและความถี่ต่ำผ่านมายังไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลผ่านทางพอร์ตอนุกรม (Serial Port) มายังโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อทำการแสดงผลและเก็บข้อมูลซึ่งโปรแกรมแสดงผลมีลักษณะดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.9 การทำงานของการแสดงผลผ่านโปรแกรม



รูปที่ 3.10 โปรแกรมแสดงผลและเก็บข้อมูล

3.4.1 ส่วนประกอบของโปรแกรม

โดยโปรแกรมมีส่วนประกอบของ chart ซึ่งเป็นส่วนของการแสดงผล ทางด้านขวามือนั้น จะเป็นการเลือกพอร์ตที่มีการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์และอัตราการส่ง (Baud rate) ซึ่งจะมีให้เลือกตั้งแต่ 2400 จนถึง 115200 โดยมีโค้ดคำสั่งในการแสดงดังรูปที่ 3.11 ส่วนปุ่ม Connect and Plot graph นั้นจะเป็นปุ่มที่ทำหน้าที่ทำการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์และเริ่มการวาด

กราฟเมื่อมีสัญญาณเข้ามา โดยมีโค้ดในการทำคำสั่งดังกล่าวในรูปที่ 3.12 ส่วนในปุ่ม Disconnect จะทำหน้าที่ตัดการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ดังแสดงในรูปที่ 3.13

```
foreach (string s in SerialPort.GetPortNames())
{
    comPort.Items.Add(s);
}
if (comPort.Items.Count > 0)
    comPort.SelectedIndex = comPort.Items.Count - 1;
else
    comPort.SelectedIndex = 0;

baudRate.Items.Add("2400");
baudRate.Items.Add("4800");
baudRate.Items.Add("9600");
baudRate.Items.Add("14400");
baudRate.Items.Add("19200");
baudRate.Items.Add("28800");
baudRate.Items.Add("38400");
baudRate.Items.Add("57600");
baudRate.Items.Add("115200");

baudRate.SelectedIndex = 2;
```

รูปที่ 3.11 โค้ดสำหรับการเลือกบอดเรท (Baud rate)

```
private void btnConnect_Click(object sender, EventArgs e)
{
    System.ComponentModel.IContainer components = new System.ComponentModel.Container();
    port = new System.IO.Ports.SerialPort(components);
    port.PortName = comPort.SelectedItem.ToString();
    port.BaudRate = Int32.Parse(baudRate.SelectedItem.ToString());
    port.DtrEnable = true;
    port.ReadTimeout = 5000;
    port.WriteTimeout = 500;
    port.Open();

    readThread = new Thread(new ThreadStart(this.Read));
    readThread.Start();
    this.hardWorker.RunWorkerAsync();

    btnConnect.Text = "<Connected>";

    btnConnect.Enabled = false;
    comPort.Enabled = false;
    btnDisconnect.Enabled = true;

    /***** Sample at time intervals *****/
    timer1.Interval = 1; //insert time intervals
    timer1.Enabled = true;
    timer1.Start();
    /*****/
    // Save the beginning time for reference
    tickStart = Environment.TickCount;
}
```

รูปที่ 3.12 โค้ดสำหรับการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์และเริ่มวาดกราฟ

```
private void btnDisconnect_Click(object sender, EventArgs e)
{
    btnConnect.Enabled = true;
    comPort.Enabled = true;
    btnDisconnect.Enabled = false;
    port.Close();
}
```

รูปที่ 3.13 โค้ดสำหรับการตัดการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์

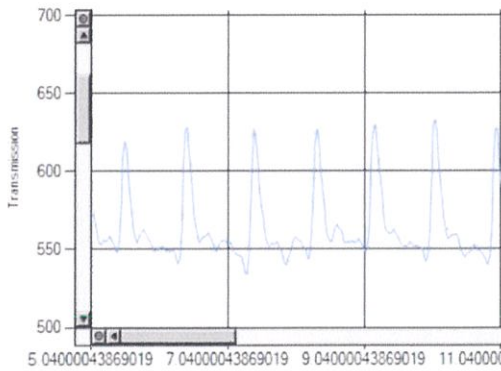
บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

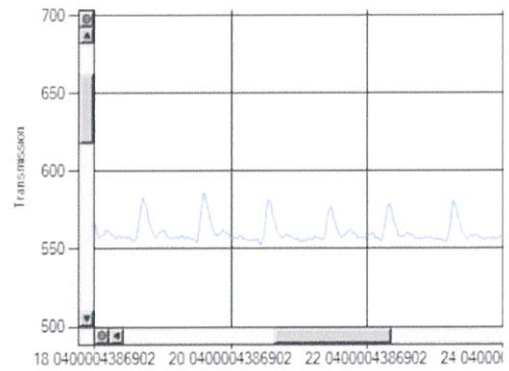
บทนี้จะแสดงถึงรายละเอียดต่างๆของผลการศึกษาที่ได้จากการทดลองการวัดค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือซึ่งจะแสดงถึงลักษณะของแสงที่ได้จากการวัดด้วยความยาวคลื่นต่างๆที่ได้จากการเก็บผลการทดลอง การหาค่าคงที่เพื่อใช้ในสมการเส้นตรงในการหาค่าฮีมาโทคริตและค่าคงที่การส่งผ่านแสงของความยาวคลื่นต่างๆ อีกทั้งแสดงค่าคงที่ในสมการเชิงเส้นของอัตราส่วนในความยาวคลื่นที่นำมาเทียบกันรวมถึงแสดงค่าความผิดพลาดของค่าการทดลองวัดค่าฮีมาโทคริต

4.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก (Photoplethysmographic signal)

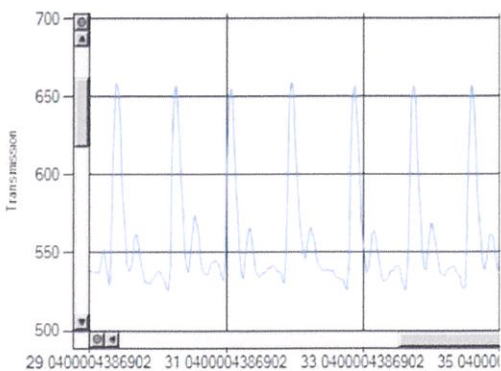
สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิกคือสัญญาณของความเข้มแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการส่งผ่านของแสงอันเกิดจากอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งในการทดลองวัดสัญญาณใช้โปรแกรมที่ได้เขียนขึ้นมาซึ่งได้แสดงไว้ในบทที่ 3 และรูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิกที่ได้จากการส่งผ่านของแสงจากนิ้วชี้ ณ ตำแหน่งเดียวกันที่ความยาวคลื่นแตกต่างกันโดยในแกนตั้งจะแสดงค่าการส่งผ่านของแสงและในแกนนอนแสดงเวลาเป็นหน่วยวินาที



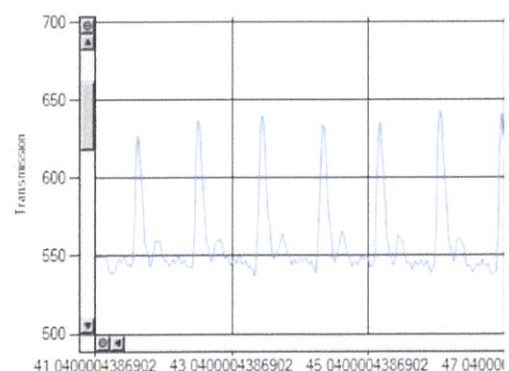
1 ความยาวคลื่น 505 nm



2 ความยาวคลื่น 595 nm



3 ความยาวคลื่น 830 nm



4 ความยาวคลื่น 850 nm

รูปที่ 4.1 สัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก

4.2 ค่าคงที่จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก

4.2.1 การหาค่าคงที่จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก

การหาค่าคงที่จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิกนั้นทำการหาค่าจากอัตราส่วนระหว่างค่าสูงสุดของสัญญาณและค่าต่ำสุดของสัญญาณซึ่งแสดงเป็นค่าของการส่งผ่านทางแสงของปลายนิ้วมือโดยโครงการนี้ใช้ทุกนิ้วมือในการเก็บค่าซึ่งเริ่มจากการหาค่าตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าดังแสดงในสมการที่ 4.1 ซึ่งมาจากบทที่ 2 สมการที่ 2.15

$$\text{Hct} = K(T_1 - T_2) \quad (4.1)$$

เมื่อค่า Hct คือค่าฮีมาโทคริตที่ได้จากการปั่นเหวี่ยงด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยง ค่า T_1 และ T_2 เป็นค่าอัตราส่วนการส่งผ่านของแสงที่ได้จากเครื่องมือที่สร้างโดยมีรายละเอียดในบทที่ 3 โดยค่า T_1 เป็นค่าอัตราส่วนของค่าการส่งผ่านแสงของความยาวคลื่นแสงแรกที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโทคริตกล่าวคือแสงอินฟราเรด (Infrared) ที่ความยาวคลื่น 830 นาโนเมตร (Nanometer, nm) และ 850 nm ให้เป็นแสงความยาวคลื่นอ้างอิงส่วน T_2 เป็นค่าอัตราส่วนของค่าการส่งผ่านแสงของความยาวคลื่นแสงแรก que เปลี่ยนแปลงตามค่าฮีมาโทคริตกล่าวคือแสงที่ตามองเห็น (Visible light) ที่ความยาวคลื่น 505 nm และ 595 nm จากความยาวคลื่นทั้งสี่นำมาเขียนเป็นสมการใหม่ที่ 4.2 4.3 4.4 และ 4.5 แสดงได้ดังนี้คือ

$$\text{Hct} = K(T_{830\text{nm}} - T_{505\text{nm}}) \quad (4.2)$$

$$\text{Hct} = K(T_{830\text{nm}} - T_{595\text{nm}}) \quad (4.3)$$

$$\text{Hct} = K(T_{850\text{nm}} - T_{505\text{nm}}) \quad (4.4)$$

$$\text{Hct} = K(T_{850\text{nm}} - T_{595\text{nm}}) \quad (4.5)$$

จากสมการที่ได้กล่าวมาแล้วมีเพียงตัวแปรของค่า K ที่ยังไม่ทราบค่า ดังจะสามารถจัดรูปของสมการเพื่อให้สามารถหาค่า K ของทั้งสี่สมการได้ โดยแสดงสมการได้ดังสมการที่ 4.6 4.7 4.8 และ 4.9 ดังนี้

$$K_{830\text{nm}/505\text{nm}} = \frac{\text{Hct}}{(T_{830\text{nm}} - T_{505\text{nm}})} \quad (4.6)$$

$$K_{830\text{nm}/595\text{nm}} = \frac{\text{Hct}}{(T_{830\text{nm}} - T_{595\text{nm}})} \quad (4.7)$$

$$K_{850\text{nm}/505\text{nm}} = \frac{\text{Hct}}{(T_{850\text{nm}} - T_{505\text{nm}})} \quad (4.8)$$

$$K_{850\text{nm}/595\text{nm}} = \frac{\text{Hct}}{(T_{850\text{nm}} - T_{595\text{nm}})} \quad (4.9)$$

4.2.2 ค่าคงที่และค่าการกระจายของค่าคงที่ K จากสัญญาณโฟโตพลีทิสโมกราฟฟิก

เมื่อการหาค่าคงที่จากการเก็บข้อมูลแต่ละครั้งโดยใช้สมการที่ 4.6 4.7 4.8 และ 4.9 ตามลำดับ โดยนำข้อมูลจำนวน 40 ค่า การพิจารณาค่าการกระจายของค่าคงที่ K ใช้โปรแกรม SPSS ในการวิเคราะห์ผลเพื่อพิจารณาค่า R^2 (R-square) ว่าให้ค่าสูงสุดอย่างไรโดยค่าที่ $R^2 = 1$ แสดงว่าสมการที่ได้มานั้นผ่านทุกจุดของข้อมูล ในการพิจารณาครั้งนี้ใช้สมการเส้นตรงในการคิดค่าคงที่ และแสดงถึงค่าคงที่ในความยาวแสงคลื่นต่างๆอีกทั้งแสดงกราฟที่แสดงการกระจายของข้อมูล

4.2.2.1 ค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$

ในตารางที่ 4.1 แสดงถึงค่า R^2 และค่าคงที่ในสมการที่ใช้ในการทำหาค่าฮีมาโทคริตและรูปที่ 4.2 แสดงรูปของการกระจายค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$

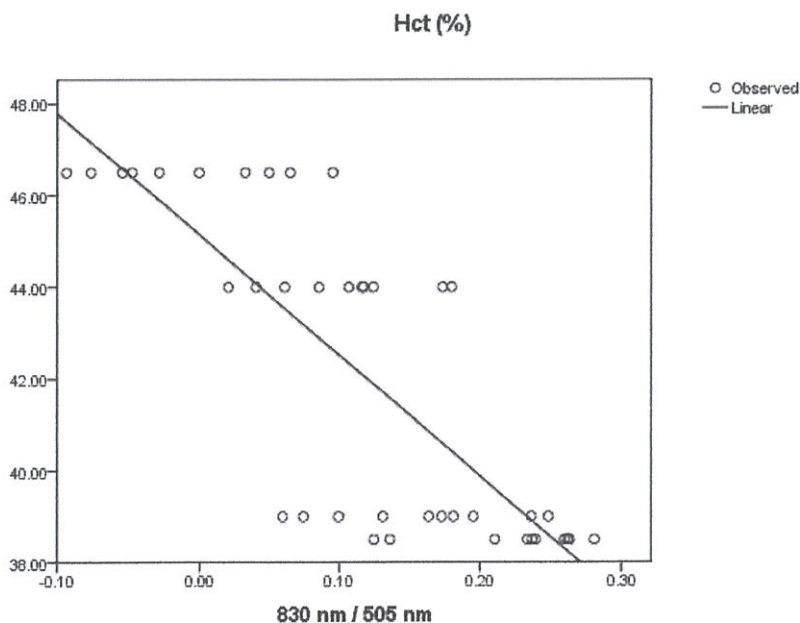
ตารางที่ 4.1 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{830nm/505nm}$

Dependent Variable: Hct (%)

Equation	Model Summary					Parameter Estimates	
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1
Linear	.622	62.649	1	38	.000	45.141	-26.299

The independent variable is 830 nm / 505 nm.

จากตารางที่ 4.1 อธิบายได้ดังนี้คือ เมื่อค่าตัวแปรของการส่งผ่านแสงความยาวแสงคลื่นที่ 830 nm / 505 nm เป็นตัวแปรอิสระ (Independent variable) และ ค่าฮีมาโทคริตเป็นตัวแปรไม่อิสระ (Dependent Variable) จะได้ว่าสมการดังกล่าวมีค่า $R^2 = 0.622$ มีค่าคงที่จะสมการเท่า 45.141 และมีค่าความชันของสมการเท่ากับ -26.299



รูปที่ 4.2 การกระจายของค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$

4.2.2.2 ค่าคงที่การกระจายของค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$

ในตารางที่ 4.2 แสดงถึงค่าค่า R^2 และค่าคงที่ในสมการที่ใช้ในการทำหาค่าฮีมาโทคริตและรูปที่ 4.3 แสดงรูปของการกระจายค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$

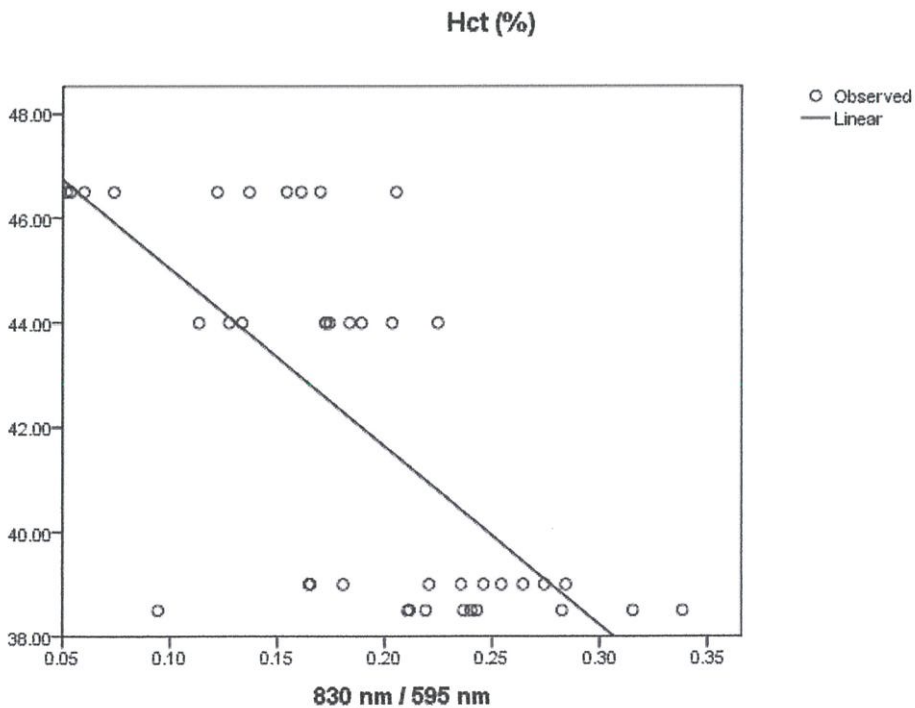
ตารางที่ 4.2 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{830nm/595nm}$

Dependent Variable: Hct (%)

Equation	Model Summary					Parameter Estimates	
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1
Linear	.486	35.936	1	38	.000	48.424	-33.978

The independent variable is 830 nm / 595 nm.

จากตารางที่ 4.2 อธิบายได้ดังนี้คือ เมื่อค่าตัวแปรของการส่งผ่านแสงความยาวแสงคลื่นที่ 830 nm / 595 nm เป็นตัวแปรอิสระ (Independent variable) และ ค่าฮีมาโทคริตเป็นตัวแปรไม่อิสระ (Dependent Variable) จะได้ว่าสมการดังกล่าวมีค่า $R^2 = 0.486$ มีค่าคงที่ที่จะสมการเท่า 48.424 และมีค่าความชันของสมการเท่ากับ -33.978



รูปที่ 4.3 การกระจายของค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$

4.2.2.3 ค่าคงที่การกระจายของค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$

ในตารางที่ 4.3 แสดงถึงค่าค่า R^2 และค่าคงที่ในสมการที่ใช้ในการทำหาค่าฮีมาโทคริตและรูปที่ 4.4 แสดงรูปของการกระจายค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$

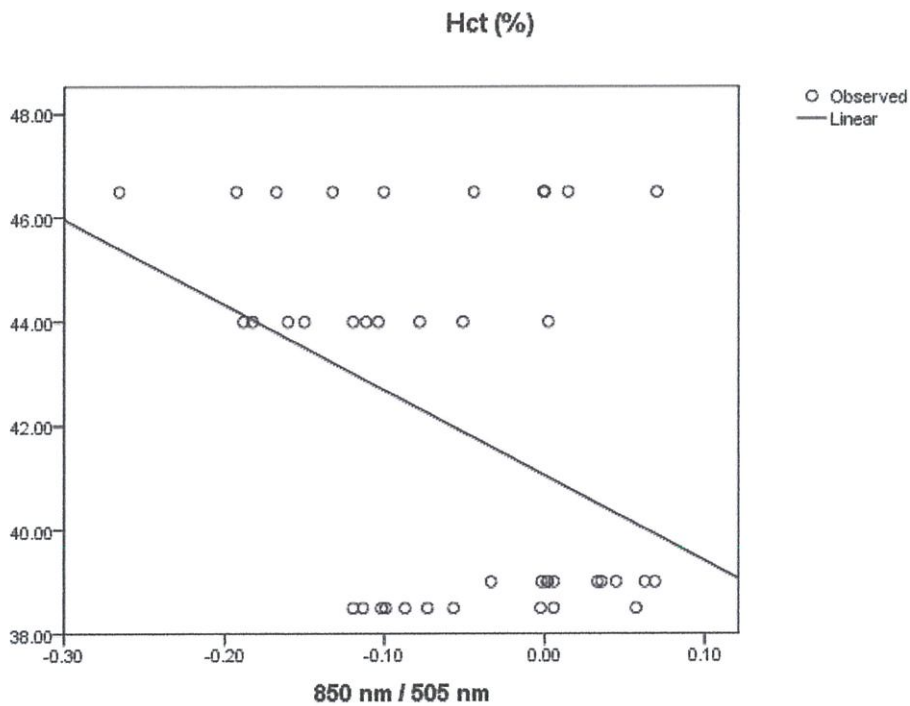
ตารางที่ 4.3 สมการเส้นตรงและค่า R^2 ของ $K_{850nm/505nm}$

Dependent Variable: Hct (%)

Equation	Model Summary					Parameter Estimates	
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1
Linear	.164	7.471	1	38	.009	41.044	-16.372

The independent variable is 850 nm / 505 nm.

จากตารางที่ 4.3 อธิบายได้ดังนี้คือ เมื่อค่าตัวแปรของการส่งผ่านแสงความยาวแสงคลื่นที่ 850 nm / 505 nm เป็นตัวแปรอิสระ (Independent variable) และ ค่าฮีมาโทคริตเป็นตัวแปรไม่อิสระ (Dependent Variable) จะได้ว่าสมการดังกล่าวมีค่า $R^2 = 0.164$ มีค่าคงที่จะสมการเท่า 41.044 และมีค่าความชันของสมการเท่ากับ -16.372



รูปที่ 4.4 การกระจายของค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$

4.2.2.4 ค่าคงที่การกระจายของค่าคงที่ $K_{850nm/595nm}$

ในตารางที่ 4.4 แสดงถึงค่า R^2 และค่าคงที่ในสมการที่ใช้ในการทำหาค่าฮีมาโทคริตและรูปที่ 4.5 แสดงรูปของการกระจายค่าคงที่ $K_{850nm/595nm}$

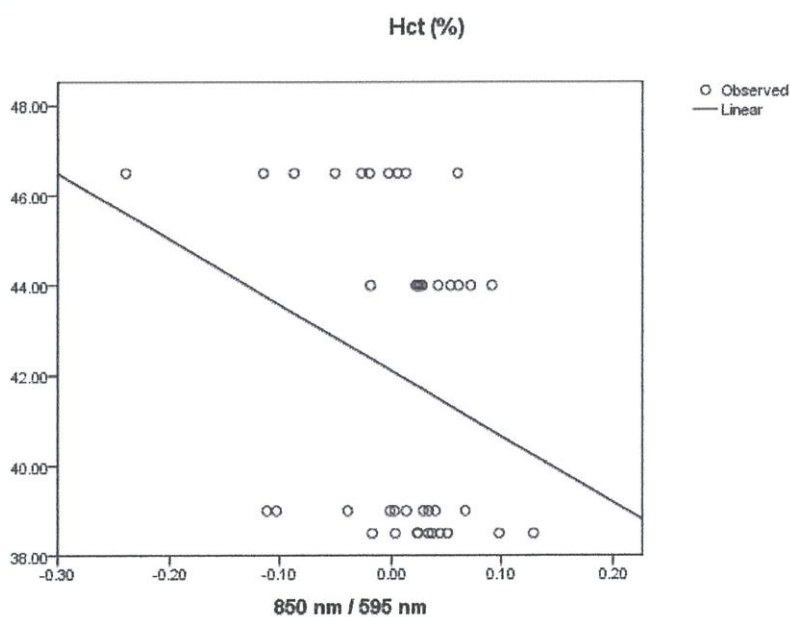
ตารางที่ 4.4 สมการเส้นตรงและค่า R² K_{850nm/595nm}

Dependent Variable: Hct (%)

Equation	Model Summary					Parameter Estimates	
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1
Linear	.082	3.404	1	38	.073	42.107	-14.585

The independent variable is 850 nm / 595 nm.

จากตารางที่ 4.4 อธิบายได้ดังนี้คือ เมื่อค่าตัวแปรของการส่งผ่านแสงเป็นตัวแปรอิสระ (Independent variable) และ ค่าฮีมาโทคริตเป็นตัวแปรไม่อิสระ (Dependent Variable) จะได้ว่าสมการดังกล่าวมีค่า R² = 0.082 มีค่าคงที่จะสมการเท่า 42.107 และมีค่าความชันของสมการเท่ากับ -14.585



รูปที่ 4.5 การกระจายของค่าคงที่ K_{850nm/595nm}

จากสมการที่ 4.6 4.7 4.8 และ 4.9 จะได้ค่าคงที่มาทั้งหมดสี่ค่าและเมื่อแทนลงไปนสมการที่ 4.2 4.3 4.4 และ 4.5 ตามลำดับแล้วเราจะได้ค่าของสมการที่ค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสง ดังสมการที่ 4.10. 4.11 4.12 และ 4.13 ซึ่งแสดงได้ดังนี้

$$\text{Hct} = -26.299(T_{830\text{nm}} - T_{505\text{nm}}) + 45.141 \quad (4.10)$$

$$\text{Hct} = -33.978(T_{830\text{nm}} - T_{595\text{nm}}) + 48.424 \quad (4.11)$$

$$\text{Hct} = -16.372(T_{850\text{nm}} - T_{505\text{nm}}) + 41.044 \quad (4.12)$$

$$\text{Hct} = -14.585(T_{850\text{nm}} - T_{595\text{nm}}) + 42.107 \quad (4.13)$$

4.2.3 ค่าผิดพลาดของการทำนายด้วย K

จากที่ได้กล่าวมาแล้วนั้นจะพบว่าค่าของ $K_{830nm/505nm}$ มีค่าของ R^2 มากที่สุดจึงทำให้เลือกใช้ค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$ ในการใช้ในการทำงานของเครื่องมือที่ได้ประดิษฐ์ขึ้นมาโดยค่าความผิดพลาดของค่าคงที่ต่างๆแสดงได้ดังตารางที่ 4.5 4.6 4.7 และ 4.8 ตามลำดับได้ดังนี้

ตารางที่ 4.5 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{830nm/505nm}$

Descriptive		Statistic	Std. Error
Error 830 nm / 505 nm	Mean	3.8372	.51154
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	2.8025
		Upper Bound	4.8719
	5% Trimmed Mean		3.6314
	Median		2.8734
	Variance		10.467
	Std. Deviation		3.23526
	Minimum		.16
	Maximum		20.12
	Range		19.96

ตารางที่ 4.6 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{830nm/595nm}$

Descriptive		Statistic	Std. Error
error 830 nm / 595 nm	Mean	4.5566	.58195
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	3.3795
		Upper Bound	5.7337
	5% Trimmed Mean		4.2639
	Median		4.2345
	Variance		13.547
	Std. Deviation		3.68059
	Minimum		.22
	Maximum		34.90
	Range		34.68

ตารางที่ 4.7 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{850nm/505nm}$

Descriptive		Statistic	Std. Error
error 850 nm / 505 nm	Mean	6.2061	.60394
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	4.9846
		Upper Bound	7.4277
	5% Trimmed Mean		6.1504
	Median		5.2475
	Variance		14.590
	Std. Deviation		3.81963
	Minimum		.08
	Maximum		28.40
	Range		27.92

ตารางที่ 4.8 ค่าทางสถิติของค่าความผิดพลาดในค่าคงที่ $K_{850nm/595nm}$

Descriptive		Statistic	Std. Error
error 850 nm / 595 nm	Mean	7.4017	.34417
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	6.7056
		Upper Bound	8.0978
	5% Trimmed Mean		7.4029
	Median		7.4462
	Variance		4.738
	Std. Deviation		2.17670
	Minimum		1.94
	Maximum		24.28
	Range		22.34

4.3 การเปรียบเทียบค่าอีมาโทคริตจากแต่ละปลายนิ้ว

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าโครงการนี้ใช้นิ้วทุกนิ้วในการเก็บข้อมูล ดังนั้นจำเป็นต้องมีการเปรียบเทียบข้อมูลทางสถิติ จึงนำ T-Test (Student t distribution) มาใช้ในการหาค่าทางสถิติเพื่อตรวจสอบในแต่ละปลายนิ้วซึ่งในการทดสอบจะวัดค่าจากคนๆเดียวซึ่งจะสามารถควบคุมตัว

แปรต่างๆได้ไม่ว่าจะเป็นค่าฮีมาโทคริตหรือลักษณะของสีผิวให้มีความคงที่และให้ค่าตัวแปรความหนาของนิ้วมีผลต่อการเปรียบเทียบในครั้งนี้ โดยสมการของ T-Test แสดงดังสมการที่ 4.14

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s/\sqrt{n}} \quad (4.14)$$

โดยค่าของ t คือเป็นค่าสถิติทดสอบ (Test statistic value) ค่าหนึ่งที่ใช้ทดสอบเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ย \bar{x} คือค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด ค่า μ เป็นค่าเฉลี่ยของประชากรมาตรฐาน s คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและ n คือค่าจำนวนของตัวอย่างข้อมูล การทดสอบความการวัดค่าฮีมาโทคริตจากปลายนิ้วในครั้งนี้ใช้คำสั่ง One sample t-test ในโปรแกรม SPSS เพื่อทดสอบสมมติฐานในการทดสอบนี้ตั้งสมมติฐานไว้ว่า

H0: ความหนาของนิ้วไม่มีผลที่ให้ค่าฮีมาโทคริตแตกต่างจากค่าฮีมาโทคริตที่ได้จากการวัดจริง

H1: ความหนาของนิ้วมีผลที่ให้ค่าฮีมาโทคริตแตกต่างจากค่าฮีมาโทคริตที่ได้จากการวัดจริง

ในการหาค่านี้จำเป็นต้องมีการแจกแจงของข้อมูลแบบปกติซึ่งในการหาค่าการแจกแจงแบบปกติของการทดลองในครั้งนี้แสดงได้ในตารางที่ 4.9 และกำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 95% ว่าน่าจะเป็นไปได้หรือ $\alpha = 0.05$ ซึ่งขอบเขตการปฏิเสธ H0 จะถูกปฏิเสธเมื่อ P-value น้อยกว่า α จากตารางที่ 4.9 สรุปได้ดังนี้คือผลการวิเคราะห์ในตารางที่ 1 โดยวิธี Kolmogorov –Smirnov ได้ sig = 0.2 และโดยวิธี Shapiro – Wilk ได้ sig = 0.869 ที่ $\alpha = 0.05$ ค่า sig ของทั้ง 2 วิธีมากกว่า α จึงสรุปผลตรงกันว่าข้อมูลทั้ง 2 ชุดมีการแจกแจงแบบปกติ เมื่อค่าที่ได้นั้นมีค่าการแจกแจงแบบปกติแล้วจำเป็นต้องทำการตรวจสอบความแปรปรวนของข้อมูลซึ่งแสดงได้ในตารางที่ 4.10 ผลการวิเคราะห์ตารางที่ 4.10 พบว่า โดยวิธี One-Sample Test ได้ sig = 0.144 ที่ $\alpha = 0.05$ ค่า sig มากกว่า α สรุปผลจากข้อมูลที่ได้แสดงมานั้นพบว่ามีความเป็นไปได้ 95% ที่ความหนาของนิ้วมือจากแต่ละนิ้วไม่มีผลต่อค่าฮีมาโทคริตที่วัดได้จากเครื่องมือ

ตารางที่ 4.9 ค่าการแจกแจงข้อมูลของค่าฮีมาโทคริต

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Hct (%)	.114	10	.200*	.968	10	.869

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

ตารางที่ 4.10 ค่าความแปรปรวนของข้อมูลเมื่อเทียบกับค่าของค่าที่ทดลอง

One-Sample Test	Test Value = 46.5					
	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
					Lower	Upper
Hct (%)	-1.602	9	.144	-.60200	-1.4520	.2480

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ในการศึกษาการทดลองหาค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านทางปลายนิ้วมือนั้น เป็นการหาค่าการส่งผ่านของแสงซึ่งเป็นค่าการส่งผ่านแสงรวมที่เกิดจากแสงเดินทางผ่านเล็บ เนื้อเยื่อ เส้นเลือดและส่วนอื่นๆ รวมทั้งค่าการส่งผ่านของแสงของเลือดซึ่งเป็นสัญญาณแล้วนำมาทำการหาค่าสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณในช่วงของแสงความยาวคลื่นนั้นๆ ดังอาจเป็นสาเหตุให้เกิดความผิดพลาดในการคำนวณหาค่าฮีมาโทคริตโดยการศึกษาในครั้งนี้ใช้เพียงค่าของการส่งผ่านของแสงซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจมาใช้ในการคำนวณเพื่อหาค่าฮีมาโทคริต

จากผลการทดลองพบว่า การใช้สมการแบบใหม่ในการหาค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงผ่านปลายนิ้วมือนั้นการเลือกใช้ความยาวคลื่นแสงที่ 830 nm และ 505 nm สามารถให้ค่าความถูกต้องของค่าฮีมาโทคริตถึง 95 เปอร์เซ็นต์ และในการทดลองพบว่าค่าฮีมาโทคริตที่ได้จากการวัดในแต่ละนิ้วไม่มีแตกต่างกันซึ่งกล่าวได้ว่า ความหนาของนิ้วหรือขนาดของนิ้วเพียงเล็กน้อยไม่มีผลต่อค่าการส่งผ่านของแสงที่ปลายนิ้วดังได้แสดงไว้ในบทที่ 4 โดยในการศึกษาพยายามที่จะลดปัจจัยแวดล้อมที่มีผลในการวัดค่าการส่งผ่านของแสงไม่ว่าจะเป็นสีของเล็บโดยอาสาสมัครนี้ไม่มีการทาสีที่เล็บนิ้วมือและในตัวอย่างของสถิติที่ได้แสดงไว้ในบทที่ 4 แล้วสามารถสรุปได้โดยอิงจากข้อมูลที่ได้กล่าวมาว่า การใช้ความยาวคลื่นแสงที่ 830 nm และ 505 nm มีความผิดพลาดน้อยกว่าความยาวคลื่นแสง 830 nm กับ 595 nm หรือ 850 nm กับ 505 nm และ 850 nm กับ 595 nm ดังแสดงไว้ในตารางที่ 4.5 4.6 4.7 และ 4.8 ตามลำดับ

5.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนา

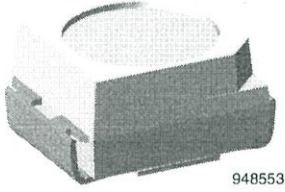
ในการศึกษาการทำนายค่าฮีมาโทคริตโดยวิธีการทางแสงนั้น สิ่งที่สำคัญที่สุดคือการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าส่งผ่านทางแสงและค่าฮีมาโทคริต เพื่อที่จะลดค่าความผิดพลาดในการคำนวณย้อนกลับ จากสมการที่แสดงให้เห็นไว้ในบทที่ 2 นั้นพบว่าจะมีการลดทอนหรือรวมบางส่วนเพื่อให้ง่ายต่อการนำมาใช้คำนวณซึ่งการทำดังกล่าวอาจทำให้เกิดความผิดพลาด อีกทั้งค่าตัวอย่างที่ได้เก็บมามีตัวอย่างที่น้อยทำให้สมการที่ได้ ไม่มีความแม่นยำดังนั้นเพื่อปรับปรุงการทำงานและกระบวนการวัดค่าให้มีความแม่นยำมากขึ้นจำเป็นต้องศึกษาปัจจัยต่างๆที่มีผลต่อค่าการส่งผ่านทางแสง

บรรณานุกรม

- [1] Rodak, Bernadette F, Hematology : clinical principles and applications, Saunders Elsevier, 2007
- [2] Haen, Peter J, Principles of hematology, Dubuque, IA : Wm.C. Brown, c1995
- [3] Marieb, Elaine N, Human anatomy & physiology, San Francisco, c2010
- [4] เกียรติศักดิ์ แสงสุวรรณ, การทำนายค่าฮีมาโตคริตโดยใช้ค่าการดูดกลืนแสงของเลือดบริเวณปลายนิ้วมือที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2548
- [5] พิมพ์ ผลพฤกษา, วิธีการวัดค่าฮีมาโตคริตโดยวิธีทางแสงผ่านปลายนิ้วมือ, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2546
- [6] Jason E. Alderete, William V. Fowler, Wylie I. Lee, Optical measurement of blood hematocrit incorporating a self-calibration algorithm ,US. PatentNo.6064474 May.16,2000
- [7] W. G. Zijlstra, Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin De-Oxyhemoglobin Carboxyhemoglobin and Methemoglobin, CLIN.CHEM.37/9, 1633-1638 (1991)
- [8] <http://www.tice.ac.th/Online/Online2-2549/electronic/Tan/N%208.htm>, ค้น ข้อมูลเมื่อวันที่ 17 กันยายน 2556
- [9] http://commons.wikimedia.org/wiki/File:LED_circuit.svg, ค้น ข้อมูล เมื่อวันที่ 17 กันยายน 2556
- [10] <http://www.analog.com/ru/circuits-from-the-lab/cn0312/vc.html>, ค้นข้อมูลเมื่อวันที่ 17 กันยายน 2556
- [11] <http://sumbu.org/wp-content/uploads/2013/10/arduino-microcontrollers.jpg>, ค้นข้อมูลเมื่อวันที่ 18 กันยายน 2556
- [12] <http://www.arduino.in.th/product/262/pro-micro>, ค้นข้อมูลเมื่อวันที่ 18 กันยายน 2556
- [13] <http://www.gravitechthai.com/guru2.php?p=214>, ค้นข้อมูลเมื่อวันที่ 18 กันยายน 2556
- [14] <http://3egadgets.com/devices/39-lcd-16x2-characters-with-green-backlight.html> ค้นข้อมูลเมื่อวันที่ 18 กันยายน 2556

ภาคผนวก

High Speed Infrared Emitting Diode, 830 nm, GaAlAs Double Hetero



FEATURES

- Package type: surface mount
- Package form: PLCC-2
- Dimensions (L x W x H in mm): 3.5 x 2.8 x 1.75
- Peak wavelength: $\lambda_p = 830$ nm
- High reliability
- High radiant power
- High radiant intensity
- Angle of half intensity: $\varphi = \pm 60^\circ$
- Low forward voltage
- Suitable for high pulse current operation
- High modulation band width: $f_c = 24$ MHz
- Good spectral matching with Si photodetectors
- Floor life: 168 h, MSL 3, acc. J-STD-020
- Lead (Pb)-free reflow soldering
- AEC-Q101 qualified
- Material categorization: For definitions of compliance please see www.vishay.com/doc?99912



DESCRIPTION

VSMG2720 is an infrared, 830 nm emitting diode in GaAlAs double hetero (DH) technology with high radiant power and high speed, molded in a PLCC-2 package for surface mounting (SMD). A 19" chip provides outstanding low forward voltage and radiant intensity even at 1 A pulse current.

APPLICATIONS

- High speed IR data transmission
- High power emitter for low space applications
- High performance transmissive or reflective sensors

PRODUCT SUMMARY

COMPONENT	I_e (mW/sr)	φ (deg)	λ_p (nm)	t_r (ns)
VSMG2720	14	± 60	830	15

Note

- Test conditions see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
VSMG2720-GS08	Tape and reel	MOQ: 7500 pcs, 1500 pcs/reel	PLCC-2
VSMG2720-GS18	Tape and reel	MOQ: 8000 pcs, 8000 pcs/reel	PLCC 2

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	100	mA
Peak forward current	$t_p/T = 0.5, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_{FM}	200	mA
Surge forward current	$t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_{FSM}	1	A
Power dissipation		P_V	160	mW
Junction temperature		T_j	100	$^{\circ}\text{C}$
Operating temperature range		T_{amb}	-40 to +85	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	-40 to +100	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature	Acc. figure 8, J-STD-020	T_{sd}	260	$^{\circ}\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient	J-STD-051, soldered on PCB	R_{thJA}	250	K/W

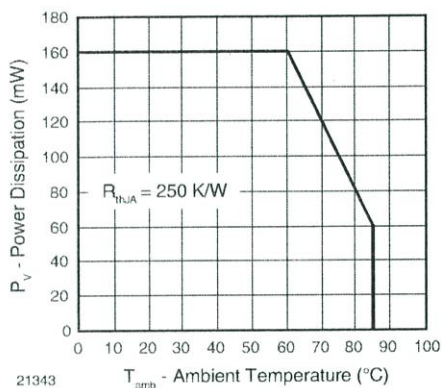


Fig. 1 - Power Dissipation Limit vs. Ambient Temperature

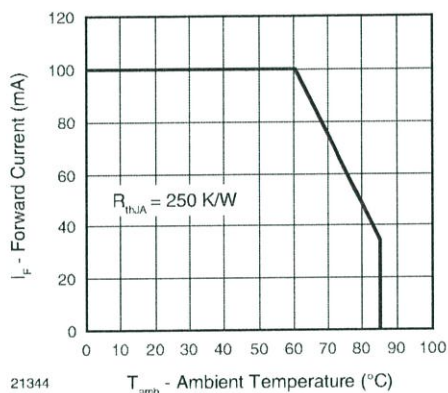


Fig. 2 - Forward Current Limit vs. Ambient Temperature

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

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	V_F		1.45	1.6	V
	$I_F = 1\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	V_F		2.1		V
Temperature coefficient of V_F	$I_F = 1\text{ mA}$	TK_{VF}		-1.8		mV/K
Reverse current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R			10	μA
Junction capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	C_j		125		pF
Radiant intensity	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	I_e	8	14	24	mW/sr
	$I_F = 1\text{ A}, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_e		135		mW/sr
Radiant power	$I_F = 100\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	ϕ_e		45		mW
Temperature coefficient of ϕ_e	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{ϕ_e}		-0.35		%/K
Angle of half intensity		ϕ		± 60		deg
Peak wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		830		nm
Spectral bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		40		nm
Temperature coefficient of λ_p	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{λ_p}		0.25		nm/K
Rise time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_r		15		ns
Fall time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_f		15		ns
Cut-off frequency	$I_{DC} = 70\text{ mA}, I_{AC} = 30\text{ mA pp}$	f_c		24		MHz
Virtual source diameter		d		0.67		mm

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

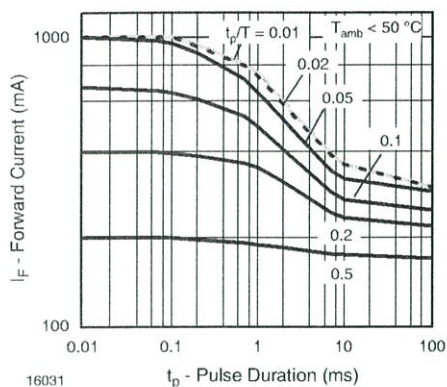


Fig. 3 - Pulse Forward Current vs. Pulse Duration

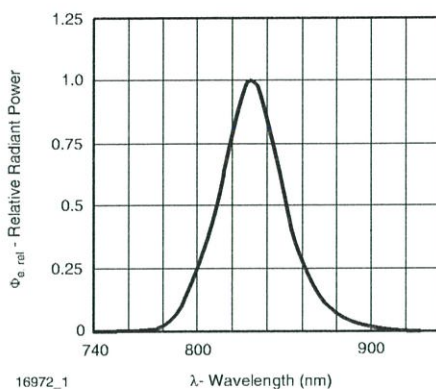


Fig. 6 - Relative Radiant Power vs. Wavelength

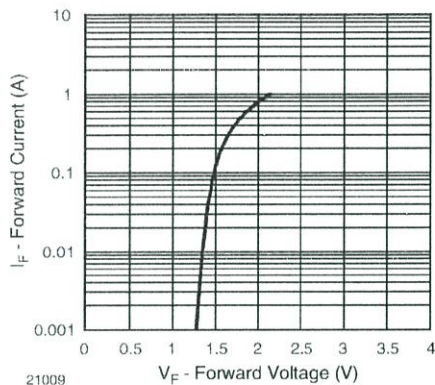


Fig. 4 - Forward Current vs. Forward Voltage

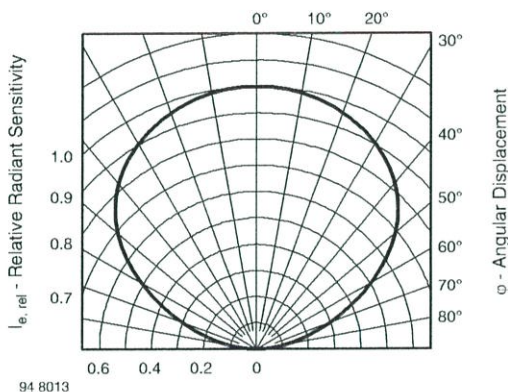


Fig. 7 - Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

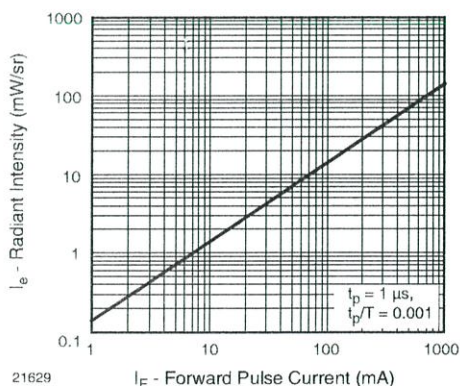
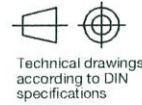
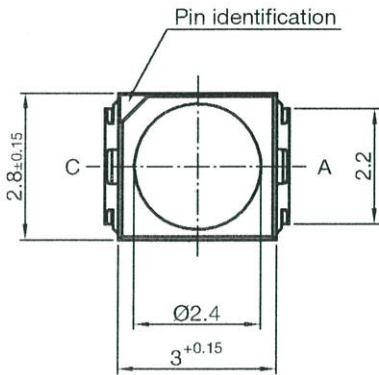
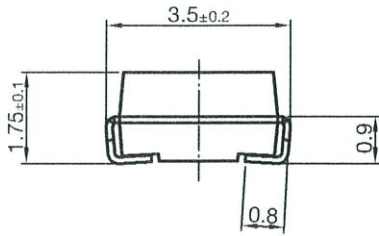


Fig. 5 - Radiant Intensity vs. Forward Current



PACKAGE DIMENSIONS in millimeters

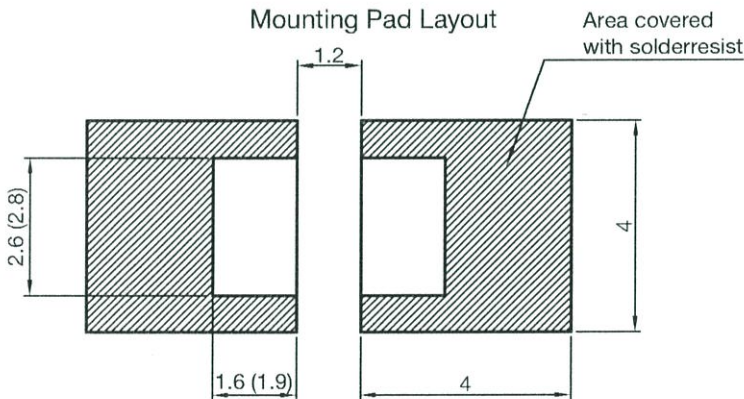


Technical drawings according to DIN specifications

Dimensions in mm

Drawing-No.: 6.541-5067.01-4
Issue: 6; 23.09.13

Mounting Pad Layout



Dimensions: Reflow and vapor phase (wave soldering)

SOLDER PROFILE

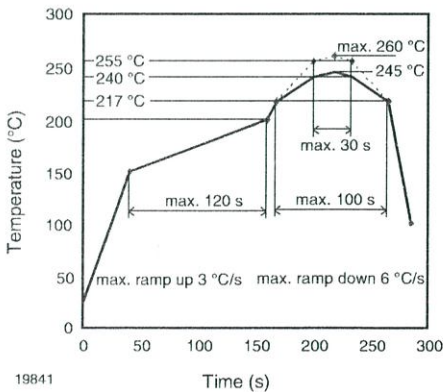


Fig. 8 - Lead (Pb)-free Reflow Solder Profile acc. J-STD-020 for Preconditioning acc. to JEDEC®, Level 3

DRYPACK

Devices are packed in moisture barrier bags (MBB) to prevent the products from moisture absorption during transportation and storage. Each bag contains a desiccant.

FLOOR LIFE

Floor life (time between soldering and removing from MBB) must not exceed the time indicated on MBB label:

Floor life: 168 h

Conditions: T_{amb} < 30 °C, RH < 60 %

Moisture sensitivity level 3, acc. to J-STD-020.

DRYING

In case of moisture absorption devices should be baked before soldering. Conditions see J-STD-020 or label. Devices taped on reel dry using recommended conditions 192 h at 40 °C (+ 5 °C), RH < 5 %.

TAPE AND REEL

PLCC-2 components are packed in antistatic blister tape (DIN IEC (CO) 564) for automatic component insertion. Cavities of blister tape are covered with adhesive tape.

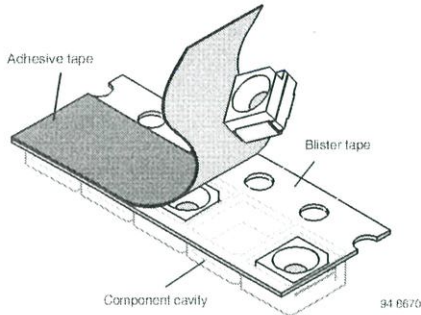


Fig. 9 - Blister Tape

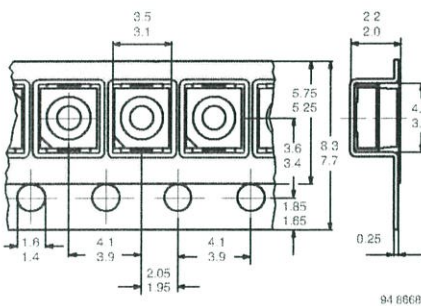


Fig. 10 - Tape Dimensions in mm for PLCC-2

MISSING DEVICES

A maximum of 0.5 % of the total number of components per reel may be missing, exclusively missing components at the beginning and at the end of the reel. A maximum of three consecutive components may be missing, provided this gap is followed by six consecutive components.

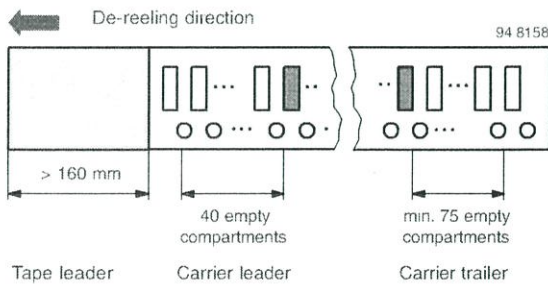


Fig. 11 - Beginning and End of Reel

The tape leader is at least 160 mm and is followed by a carrier tape leader with at least 40 empty compartments. The tape leader may include the carrier tape as long as the cover tape is not connected to the carrier tape. The least component is followed by a carrier tape trailer with a least

75 empty compartments and sealed with cover tape.

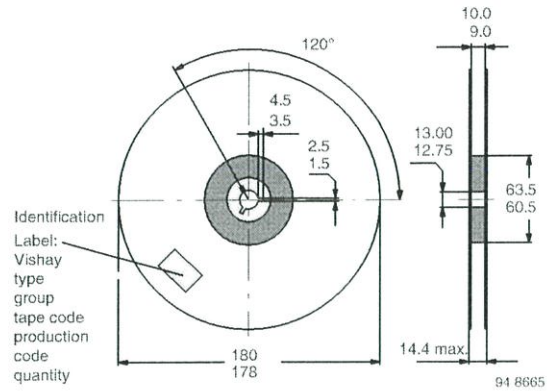


Fig. 12 - Dimensions of Reel-GS08

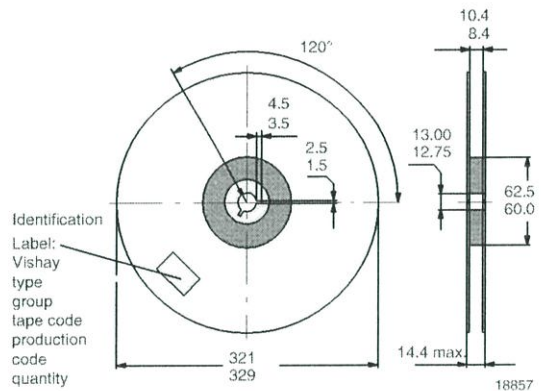


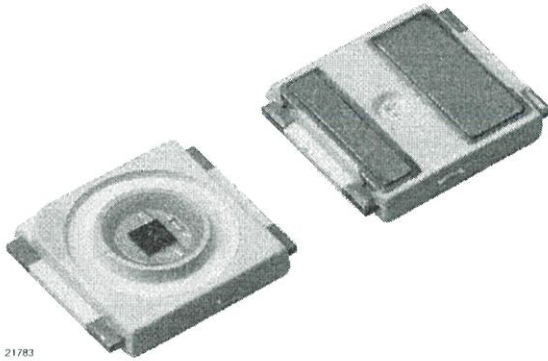
Fig. 13 - Dimensions of Reel-GS18

COVER TAPE REMOVAL FORCE

The removal force lies between 0.1 N and 1.0 N at a removal speed of 5 mm/s. In order to prevent components from popping out of the blisters, the cover tape must be pulled off at an angle of 180° with regard to the feed direction.



High Power Infrared Emitting Diode, 850 nm, Surface Emitter Technology



FEATURES

- Package type: surface mount
- Package form: Little Star®
- Dimensions (L x W x H in mm): 6.0 x 7.0 x 1.5
- Peak wavelength: $\lambda_p = 850$ nm
- High reliability
- High radiant power
- High radiant intensity
- Angle of half intensity: $\varphi = \pm 60^\circ$
- Low forward voltage
- Designed for high drive currents: Up to 1 A_{DC} and up to 5 A pulses
- Low thermal resistance: $R_{thJP} = 10$ K/W
- Floor life: 4 weeks, MSL 2a, acc. J-STD-020
- Lead (Pb)-free reflow soldering
- AEC-Q101 qualified
- Material categorization: For definitions of compliance please see www.vishay.com/doc?99912

AUTOMOTIVE
GRADERoHS
COMPLIANT
HALOGEN
FREE
GREEN
[5-2008]

DESCRIPTION

As part of the [SurfLight™](#) portfolio, the VSMY7850X01 is an infrared, 850 nm emitting diode based on surface emitter technology with high radiant power and high speed, molded in low thermal resistance Little Star package. A 42 mil chip provides outstanding low forward voltage and allows DC operation of the device up to 1 A.

APPLICATIONS

- Infrared illumination for CMOS cameras (CCTV)
- Driver assistance systems
- Machine vision IR data transmission
- 3D TV

PRODUCT SUMMARY

COMPONENT	I _e (mW/sr)	φ (deg)	λ _p (nm)	t _r (ns)
VSMY7850X01	170	± 60	850	15

Note

- Test conditions see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
VSMY7850X01-GS08	Tape and reel	MOQ: 2000 pcs, 2000 pcs/reel	Little Star

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T_{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V _R	5	V
Forward current		I _F	1	A
Peak forward current	t _p /T = 0.5, t _p = 100 μs	I _{FM}	2	A
Surge forward current	t _p = 100 μs	I _{FSM}	5	A
Power dissipation		P _V	2.5	W
Junction temperature		T _J	125	°C
Operating temperature range		T _{amb}	- 40 to + 100	°C
Storage temperature range		T _{stg}	- 40 to + 100	°C
Soldering temperature	Acc. figure 7, J-STD-20	T _{sd}	260	°C
Thermal resistance junction/pin	Acc. J-STD-051, soldered on PCB	R _{thJP}	10	K/W

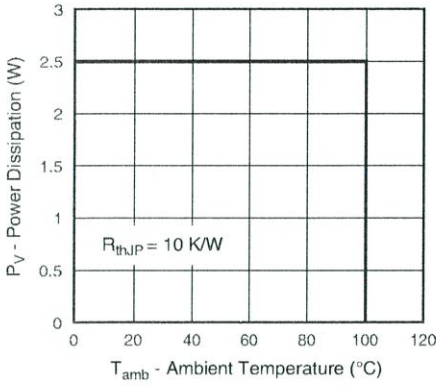


Fig. 1 - Power Dissipation Limit vs. Ambient Temperature

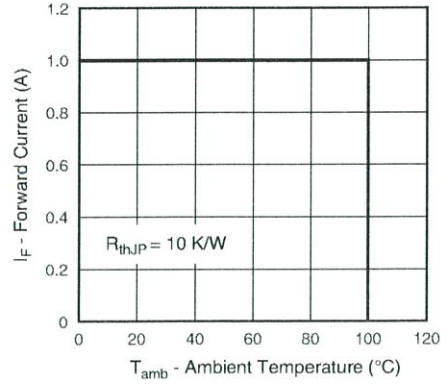


Fig. 2 - Forward Current Limit vs. Ambient Temperature

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

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 1\text{ A}$, $t_p = 20\text{ ms}$	V_F		2.0	2.5	V
	$I_F = 5\text{ A}$, $t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	V_F		3.5		V
Temperature coefficient of V_F	$I_F = 1\text{ A}$	TK_{V_F}		-0.2		mV/K
Reverse current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R	not designed for reverse operation			μA
Radiant intensity	$I_F = 1\text{ A}$, $t_p = 20\text{ ms}$	I_e	130	170	390	mW/sr
	$I_F = 5\text{ A}$, $t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_e		780		mW/sr
Radiant power	$I_F = 1\text{ A}$, $t_p = 20\text{ ms}$	ϕ_e		520		mW
Temperature coefficient of ϕ_e	$I_F = 1\text{ A}$	TK_{ϕ_e}		-0.5		%/K
Angle of half intensity		φ		± 60		deg
Peak wavelength	$I_F = 1\text{ A}$	λ_p		850		nm
Spectral bandwidth	$I_F = 1\text{ A}$	$\Delta\lambda$		30		nm
Temperature coefficient of λ_p	$I_F = 1\text{ A}$	TK_{λ_p}		0.2		nm/K
Rise time	$I_F = 1\text{ A}$	t_r		15		ns
Fall time	$I_F = 1\text{ A}$	t_f		18		ns

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

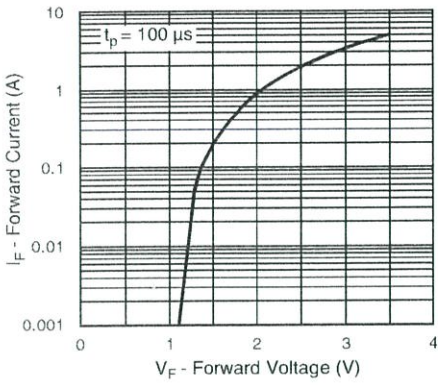


Fig. 3 - Forward Current vs. Forward Voltage

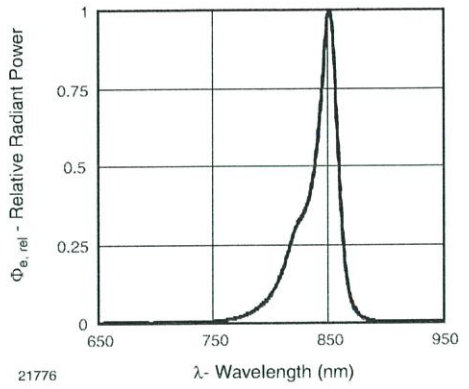


Fig. 5 - Relative Radiant Power vs. Wavelength

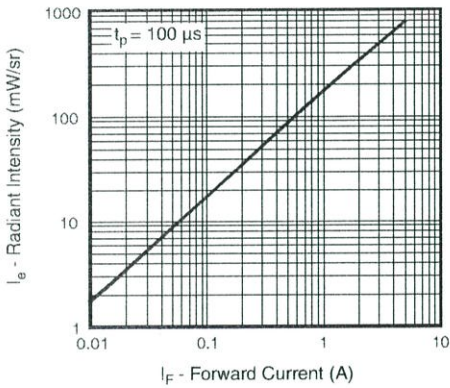


Fig. 4 - Radiant Intensity vs. Forward Current

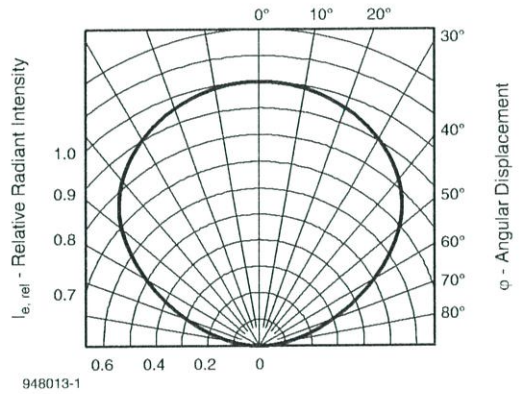
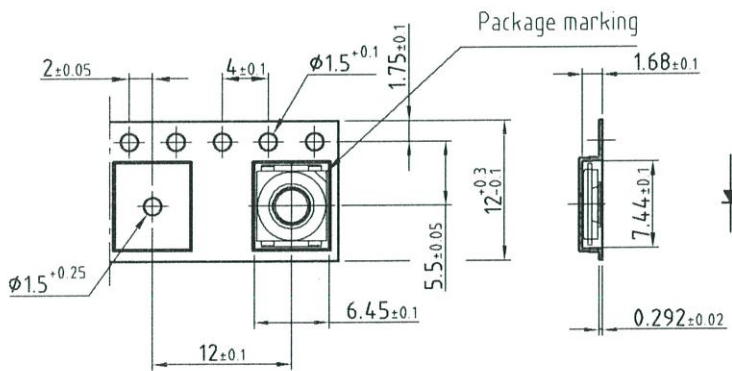
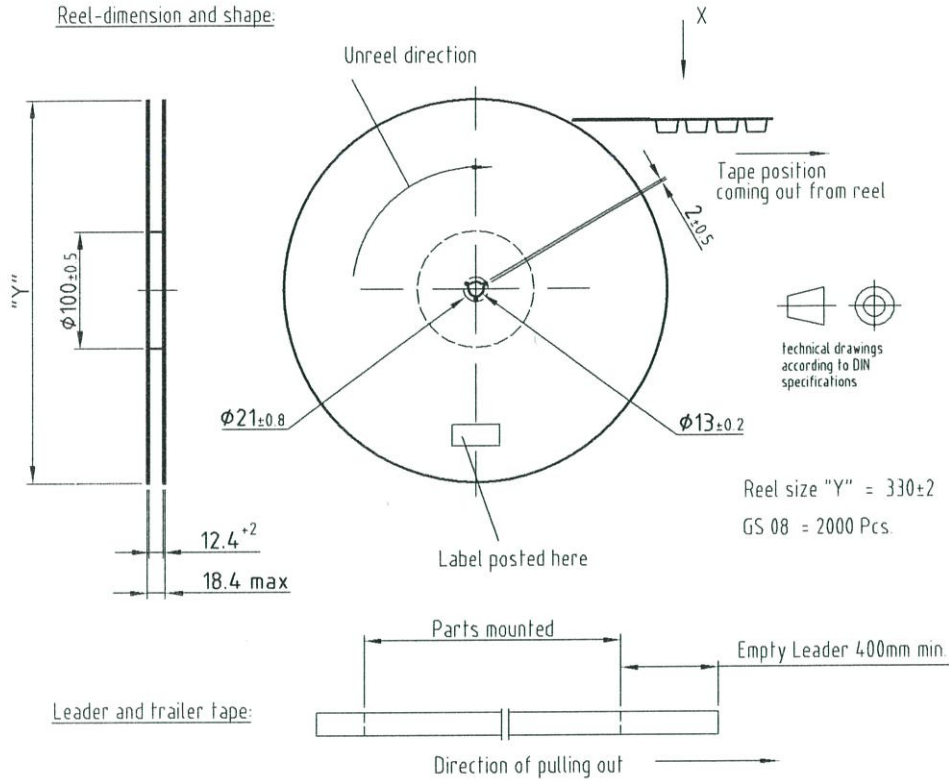


Fig. 6 - Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

TAPING DIMENSIONS in millimeters

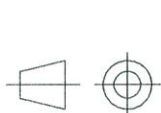
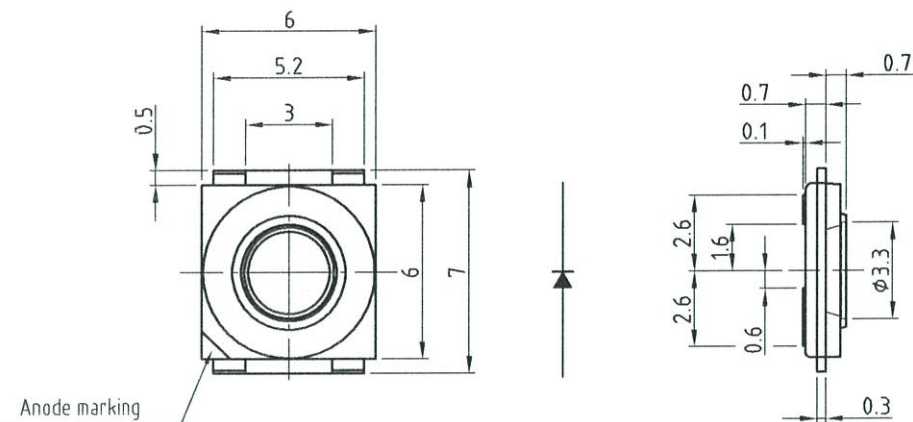


Drawing-No.: 9.800-5094.01-4

Issue: 3; 22.01.08

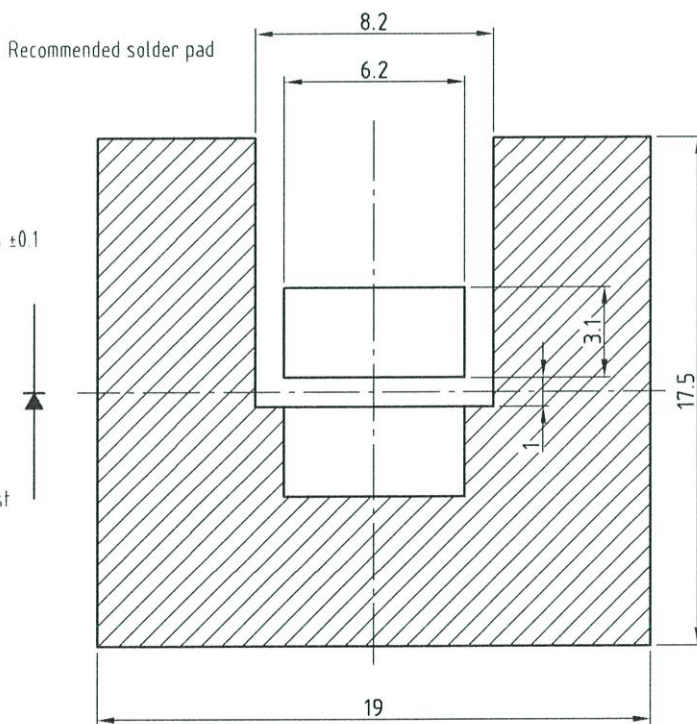
20846

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Technical drawings according to DIN specifications

Not indicated tolerances ± 0.1



Drawing-No.: 6.541-5076.01-4

Issue: 2; 28.08.07

20648

SOLDER PROFILE

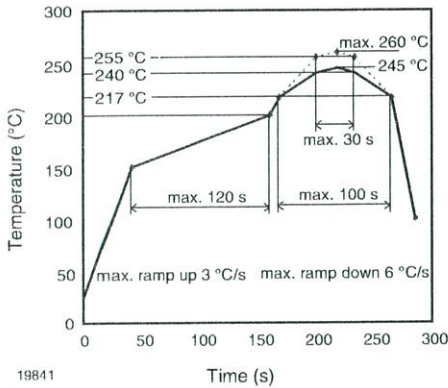


Fig. 7 - Lead (Pb)-free Reflow Solder Profile acc. J-STD-020 for Preconditioning acc. to JEDEC, Level 2a

DRYPACK

Devices are packed in moisture barrier bags (MBB) to prevent the products from moisture absorption during transportation and storage. Each bag contains a desiccant.

FLOOR LIFE

Floor life (time between soldering and removing from MBB) must not exceed the time indicated on MBB label:

Floor life: 4 weeks

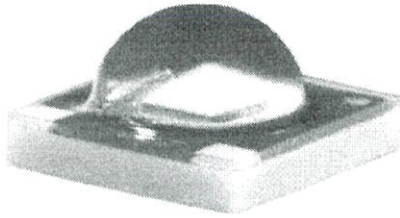
Conditions: $T_{amb} < 30\text{ }^{\circ}\text{C}$, $\text{RH} < 60\%$

Moisture sensitivity level 2a, acc. to J-STD-020B

DRYING

In case of moisture absorption devices should be baked before soldering. Conditions see J-STD-020 or label. Devices taped on reel dry using recommended conditions 192 h at $40\text{ }^{\circ}\text{C} (+ 5\text{ }^{\circ}\text{C})$, $\text{RH} < 5\%$.

Cree® XLamp® XP-E LEDs



PRODUCT DESCRIPTION

The XLamp XP-E LED combines the proven lighting-class performance and reliability of the XLamp XR-E LED in a package with 80% smaller footprint. The XLamp XP-E LED continues Cree’s history of innovation in LEDs for lighting applications with wide viewing angle, symmetrical package, unlimited floor life and electrically neutral thermal path.

Cree XLamp LEDs bring high performance and quality of light to a wide range of lighting applications, including color-changing, portable and personal, outdoor, indoor-directional, transportation, stage and studio, commercial and emergency-vehicle lighting.

FEATURES

- Available in white, outdoor white, 80-CRI, 85-CRI and 90-CRI white, royal blue, blue, green, amber, red & red-orange
- Maximum drive current: up to 1 A
- Low thermal resistance: as low as 9 °C/W
- Maximum junction temperature: 150 °C
- Wide viewing angle: 115°-130°
- Unlimited floor life at ≤ 30 °C/85% RH
- Reflow solderable - JEDEC J-STD-020C compatible
- Electrically neutral thermal path
- RoHS- and REACH-compliant
- UL-recognized component (E349212)

TABLE OF CONTENTS

Characteristics	2
Flux Characteristics - White	3
Flux Characteristics - Color	4
Relative Spectral Power Distribution.....	6
Relative Flux vs. Junction Temperature	7
Electrical Characteristics	8
Relative Flux vs. Current	9
Relative Chromaticity vs. Current and Temperature - Warm White..	10
Typical Spatial Distribution.....	11
Thermal Design	12
Reflow Soldering Characteristics ..	13
Notes.....	14
Mechanical Dimensions.....	15
Tape and Reel	16
Packaging.....	17



CHARACTERISTICS

Characteristics	Unit	Minimum	Typical	Maximum
Thermal resistance, junction to solder point - white, royal blue, blue	°C/W		9	
Thermal resistance, junction to solder point - green	°C/W		15	
Thermal resistance, junction to solder point - amber, red-orange, red	°C/W		10	
Viewing angle (FWHM) - white	degrees		115	
Viewing angle (FWHM) - royal blue, blue, green, amber, red-orange, red	degrees		130	
Temperature coefficient of voltage - white	mV/°C		-3.0	
Temperature coefficient of voltage - royal blue, blue	mV/°C		-3.3	
Temperature coefficient of voltage - green	mV/°C		-3.8	*
Temperature coefficient of voltage - amber	mV/°C		-1.2	
Temperature coefficient of voltage - red-orange, red	mV/°C		-1.8	
ESD withstand voltage (HBM per Mil-Std-883D) - white, royal blue, blue, green	V			8000
ESD classification (HBM per Mil-Std-883D) - amber, red-orange, red			Class 2	
DC forward current - white, royal blue, blue, green	mA			1000
DC forward current - amber	mA			500
DC forward current - red-orange, red	mA			700
Reverse voltage	V			5
Forward voltage (@ 350 mA) - white	V		3.05	3.9
Forward voltage (@ 350 mA) - royal blue, blue	V		3.1	3.9
Forward voltage (@ 350 mA) - green	V		3.3	3.9
Forward voltage (@ 350 mA) - amber, red-orange, red	V		2.1	2.5
Forward voltage (@ 500 mA) - amber	V		2.3	
Forward voltage (@ 700 mA) - white	V		3.3	
Forward voltage (@ 700 mA) - red-orange, red	V		2.3	
Forward voltage (@ 1000 mA) - white, royal blue, blue	V		3.5	
Forward voltage (@ 1000 mA) - green	V		3.8	
LED junction temperature	°C			150

FLUX CHARACTERISTICS ($T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$) - WHITE

The following table provides several base order codes for XLamp XP-E LEDs. It is important to note that the base order codes listed here are a subset of the total available order codes for the product family. For more order codes, as well as a complete description of the order-code nomenclature, please consult the XLamp XP Family Binning and Labeling document.

Color	CCT Range		Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.	Max.	Group	Flux (lm)	
Cool White	5000 K	10,000 K	Q4	100	XPEWHT-L1-0000-00C01
			Q5	107	XPEWHT-L1-0000-00D01
			R2	114	XPEWHT-L1-0000-00E01
			R3	122	XPEWHT-L1-0000-00F01
Outdoor White	4000 K	5300 K	Q4	100	XPEWHT-01-0000-00CC2
			Q5	107	XPEWHT-01-0000-00DC2
			R2	114	XPEWHT-01-0000-00EC2
			R3	122	XPEWHT-01-0000-00FC2
Neutral White	3700 K	5300 K	Q3	93.9	XPEWHT-L1-0000-00BE4
			Q4	100	XPEWHT-L1-0000-00CE4
			Q5	107	XPEWHT-L1-0000-00DE4
80-CRI White	2600 K	4300 K	P4	80.6	XPEWHT-H1-0000-009E7
			Q2	87.4	XPEWHT-H1-0000-00AE7
Warm White	2600 K	3700 K	P4	80.6	XPEWHT-L1-0000-009E7
			Q2	87.4	XPEWHT-L1-0000-00AE7
			Q3	93.9	XPEWHT-L1-0000-00BE7
85-CRI White	2600 K	3200 K	N4	62.0	XPEWHT-P1-0000-006E7
			P2	67.2	XPEWHT-P1-0000-007E7
			P3	73.9	XPEWHT-P1-0000-008E7
			P4	80.6	XPEWHT-P1-0000-009E7
90-CRI White	2600 K	3200 K	N4	62.0	XPEWHT-U1-0000-006E7
			P2	67.2	XPEWHT-U1-0000-007E7
			P3	73.9	XPEWHT-U1-0000-008E7

- Notes:
- Cree maintains a tolerance of $\pm 7\%$ on flux and power measurements, ± 0.005 on chromaticity (CCx, CCy) measurements and ± 2 on CRI measurements.
 - Typical CRI for Cool White (5000 K – 10,000 K CCT) is 70.
 - Typical CRI for Neutral White (3700 K – 5300 K CCT) is 75.
 - Typical CRI for Outdoor White (4000 K - 5300 K CCT) is 70.
 - Typical CRI for Warm White (2600 K – 3700 K CCT) is 80.
 - Minimum CRI for 80-CRI White is 80.
 - Minimum CRI for 85-CRI White is 85.
 - Minimum CRI for 90-CRI White is 90.

FLUX CHARACTERISTICS ($T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$) - COLOR

The following table provides several base order codes for XLamp XP-E LEDs. It is important to note that the base order codes listed here are a subset of the total available order codes for the product family. For more order codes, as well as a complete description of the order-code nomenclature, please consult the XLamp XP Family Binning and Labeling document.

Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Radiant Flux (mW) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (mW)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Royal Blue	D3	450	D5	465	14	350	XPEROY-L1-0000-00901
					15	425	XPEROY-L1-0000-00A01
					16	500	XPEROY-L1-0000-00B01

Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (lm)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Blue	B3	465	B6	485	K2	30.6	XPEBLU-L1-0000-00Y01
					K3	35.2	XPEBLU-L1-0000-00Z01
					M2	39.8	XPEBLU-L1-0000-00201

Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (lm)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Green	G2	520	G4	535	P4	80.6	XPEGRN-L1-0000-00901
					Q2	87.4	XPEGRN-L1-0000-00A01
					Q3	93.9	XPEGRN-L1-0000-00B01
					Q4	100	XPEGRN-L1-0000-00C01
					Q5	107	XPEGRN-L1-0000-00D01
					R2	114	XPEGRN-L1-0000-00E01

Note: Cree maintains a tolerance of $\pm 7\%$ on flux and power measurements and $\pm 1\text{ nm}$ on dominant wavelength measurements.

FLUX CHARACTERISTICS (T_j = 25 °C) - COLOR (CONTINUED)

Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (lm)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Amber	A2	585	A3	595	M3	45.7	XPEAMB-L1-0000-00301
					N2	51.7	XPEAMB-L1-0000-00401
					N3	56.8	XPEAMB-L1-0000-00501
					N4	62.0	XPEAMB-L1-0000-00601
					P2	67.2	XPEAMB-L1-0000-00701
					P3	73.9	XPEAMB-L1-0000-00801
					P4	80.6	XPEAMB-L1-0000-00901

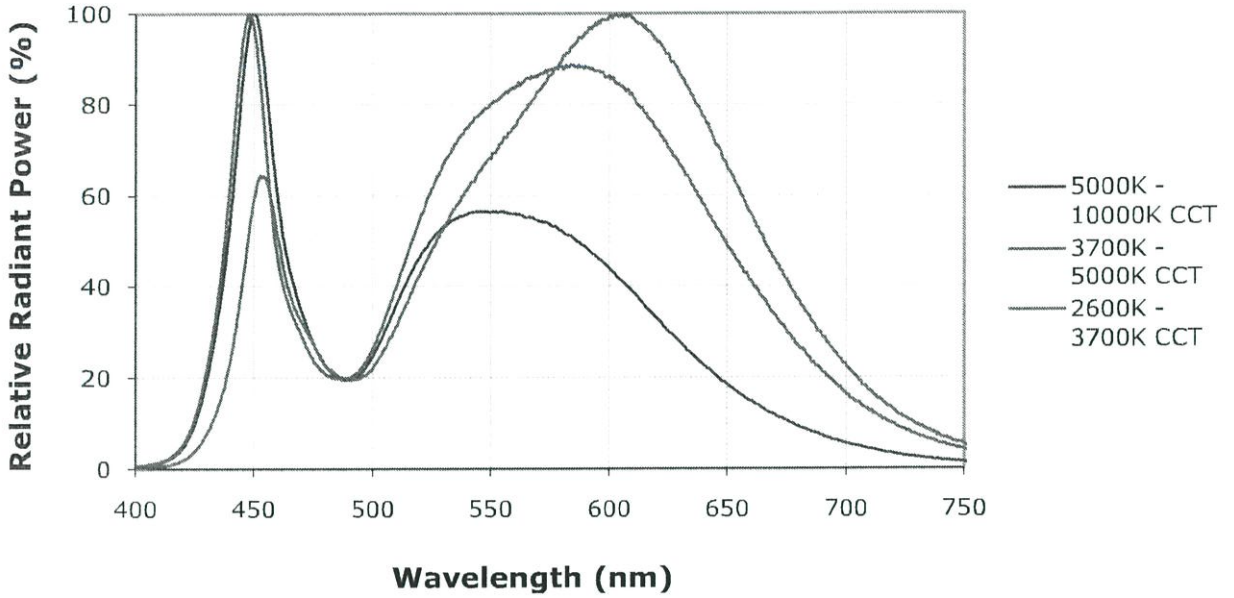
Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (lm)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Red-Orange	O3	610	O4	620	N3	56.8	XPERDO-L1-0000-00501
					N4	62.0	XPERDO-L1-0000-00601
					P2	67.2	XPERDO-L1-0000-00701
					P3	73.9	XPERDO-L1-0000-00801
					P4	80.6	XPERDO-L1-0000-00901
					Q2	87.4	XPERDO-L1-0000-00A01

Color	Dominant Wavelength Range				Base Order Codes Min. Luminous Flux (lm) @ 350 mA		Order Code
	Min.		Max.		Group	Flux (lm)	
	Group	DWL (nm)	Group	DWL (nm)			
Red	R2	620	R3	630	M3	45.7	XPERED-L1-0000-00301
					N2	51.7	XPERED-L1-0000-00401
					N3	56.8	XPERED-L1-0000-00501
					N4	62.0	XPERED-L1-0000-00601
					P2	67.2	XPERED-L1-0000-00701
					P3	73.9	XPERED-L1-0000-00801

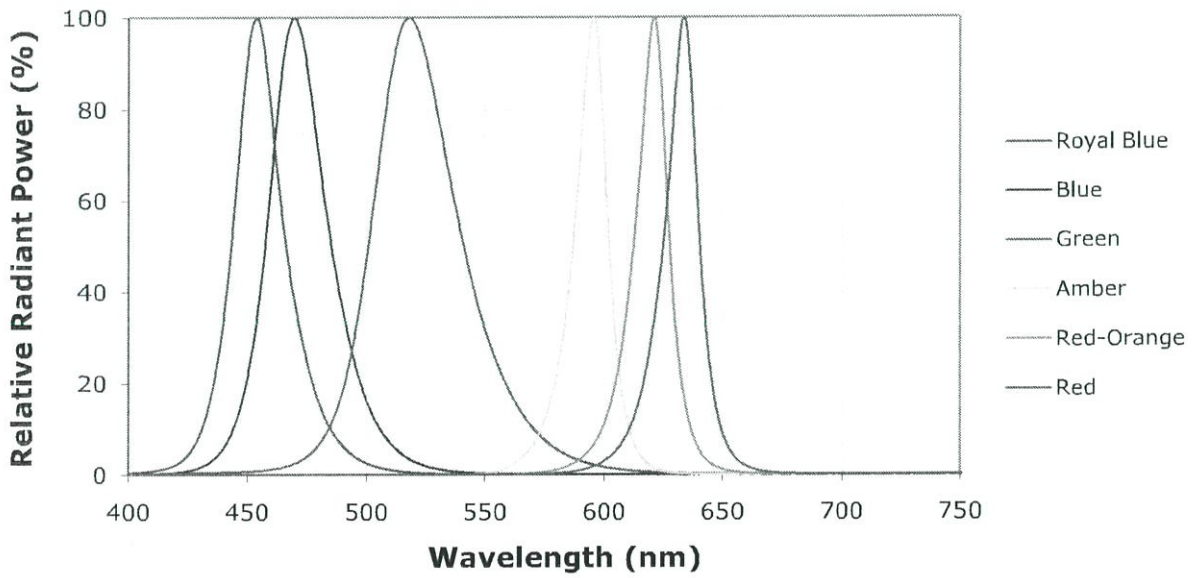
Note: Cree maintains a tolerance of ± 7% on flux and power measurements and ± 1 nm on dominant wavelength measurements.

RELATIVE SPECTRAL POWER DISTRIBUTION

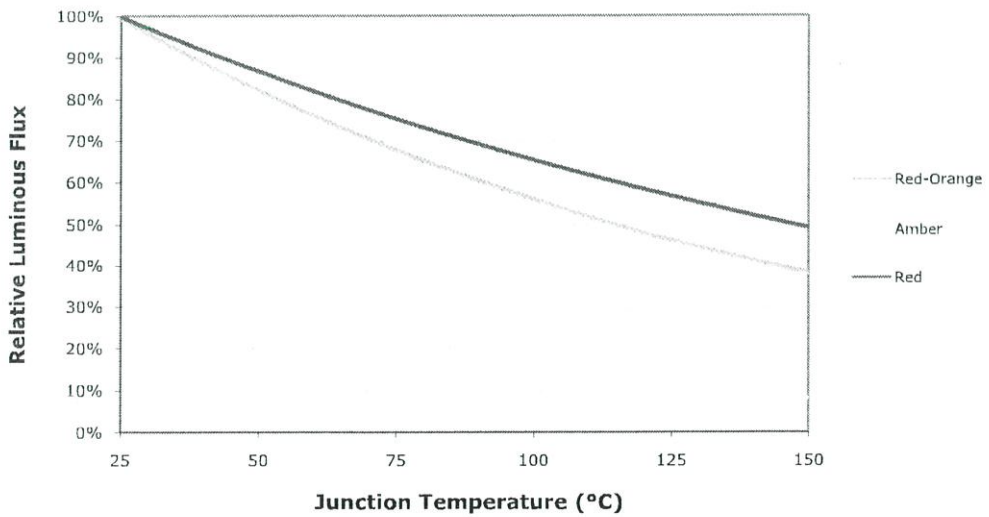
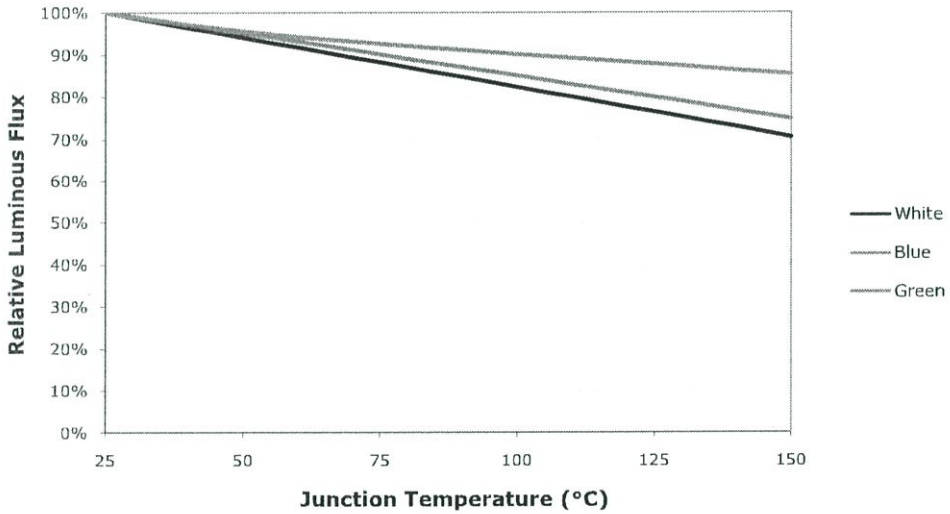
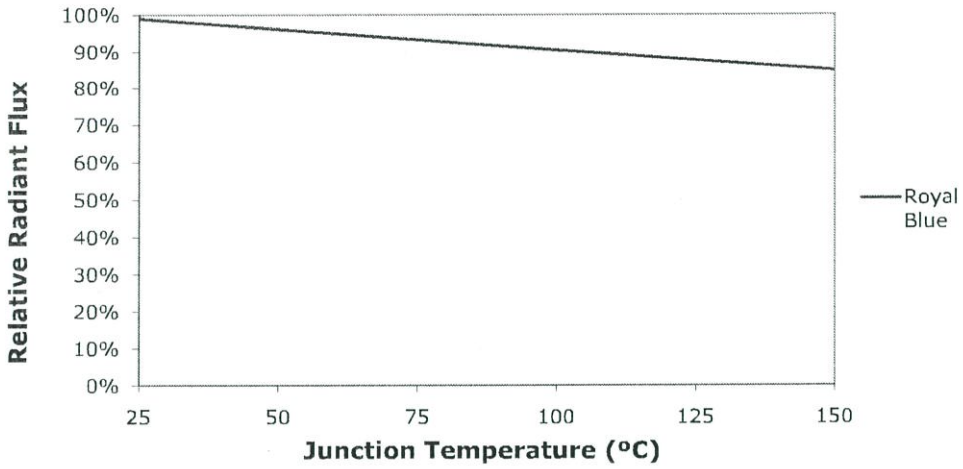
White



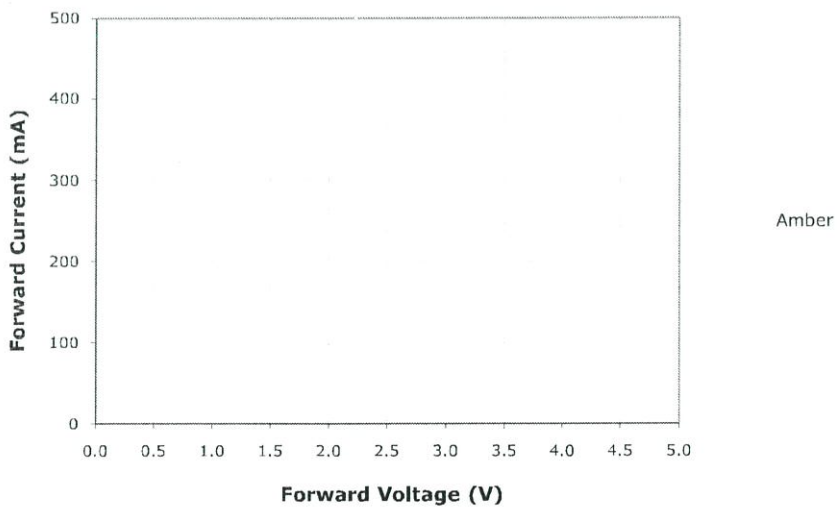
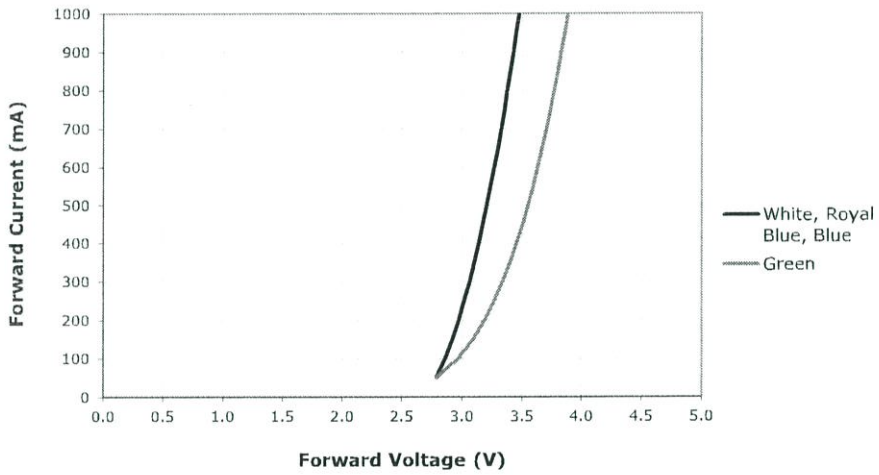
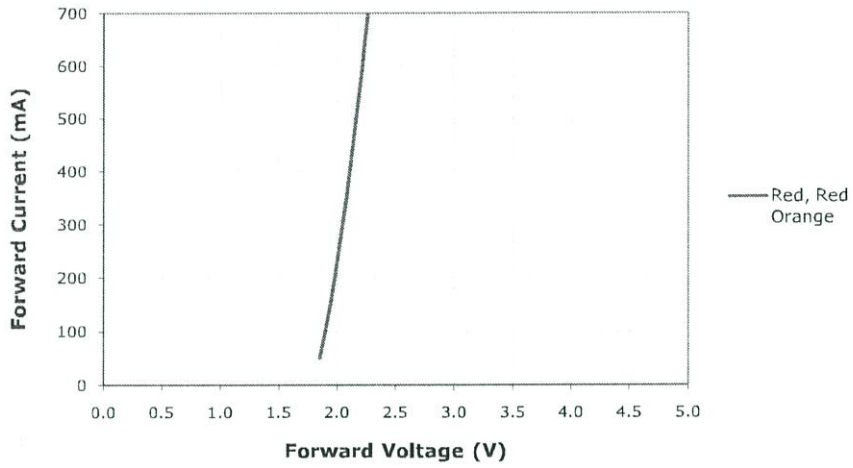
Color



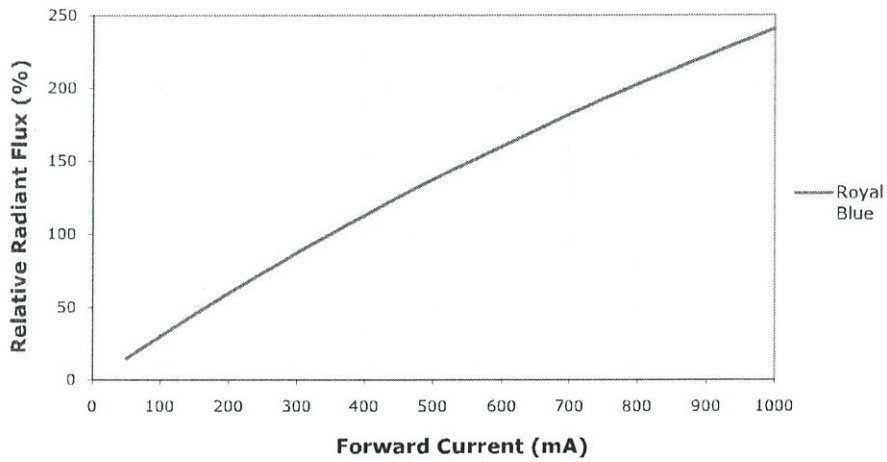
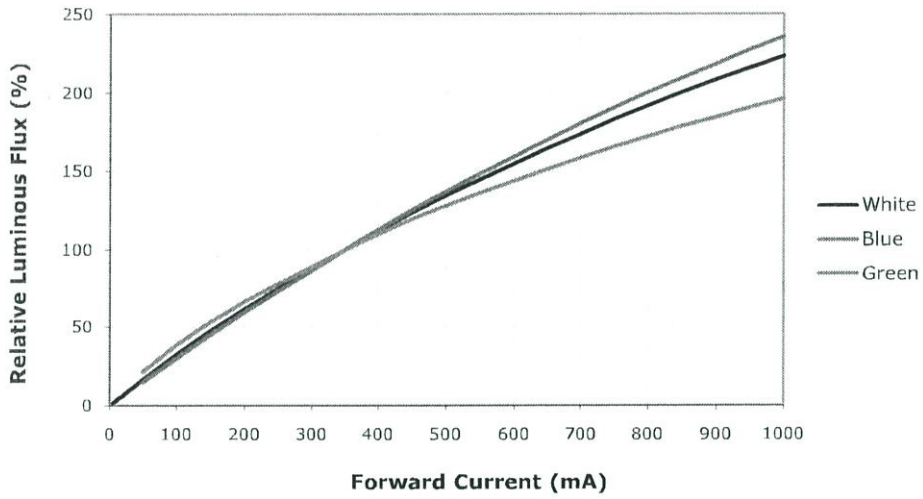
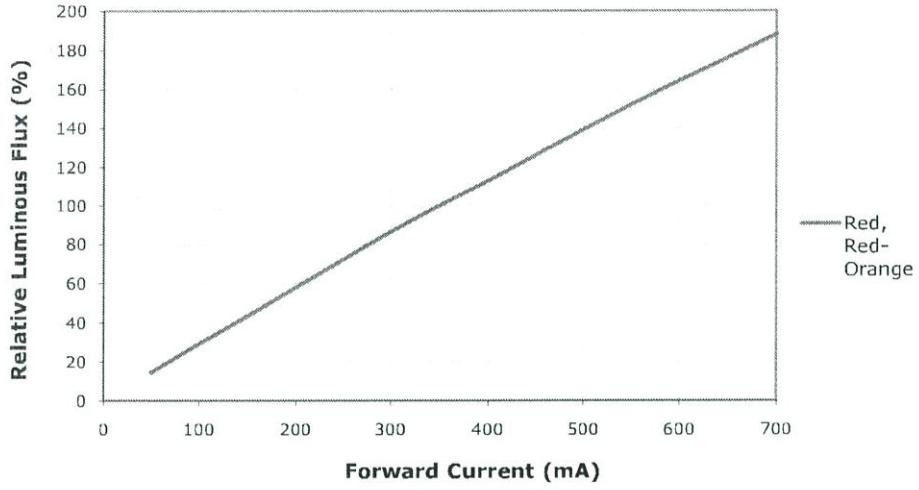
RELATIVE FLUX VS. JUNCTION TEMPERATURE ($I_f = 350$ mA)



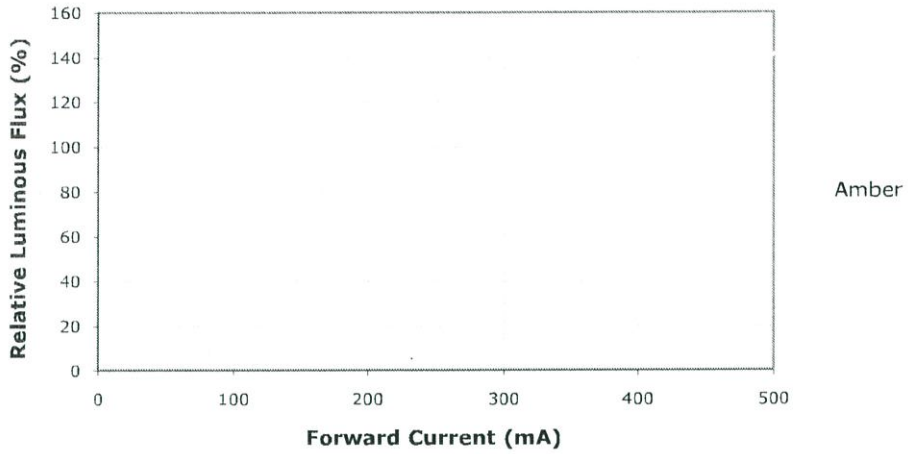
ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$)



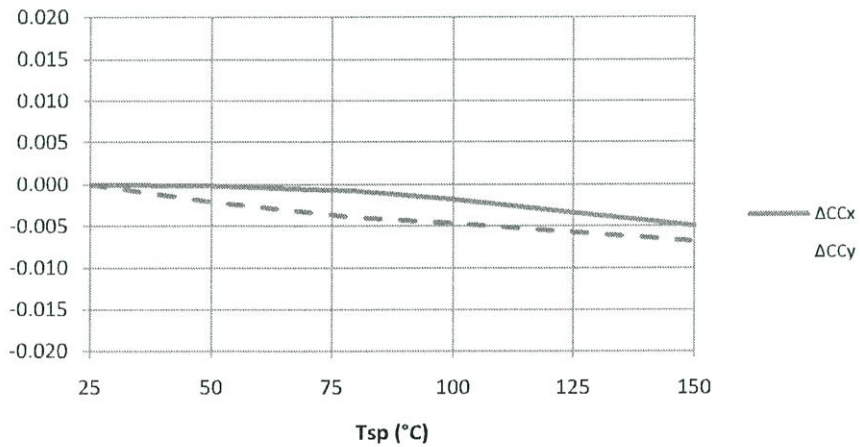
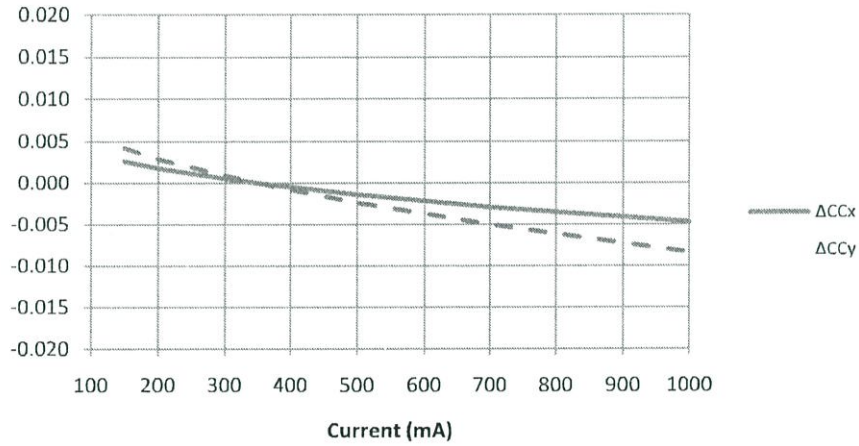
RELATIVE FLUX VS. CURRENT ($T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$)

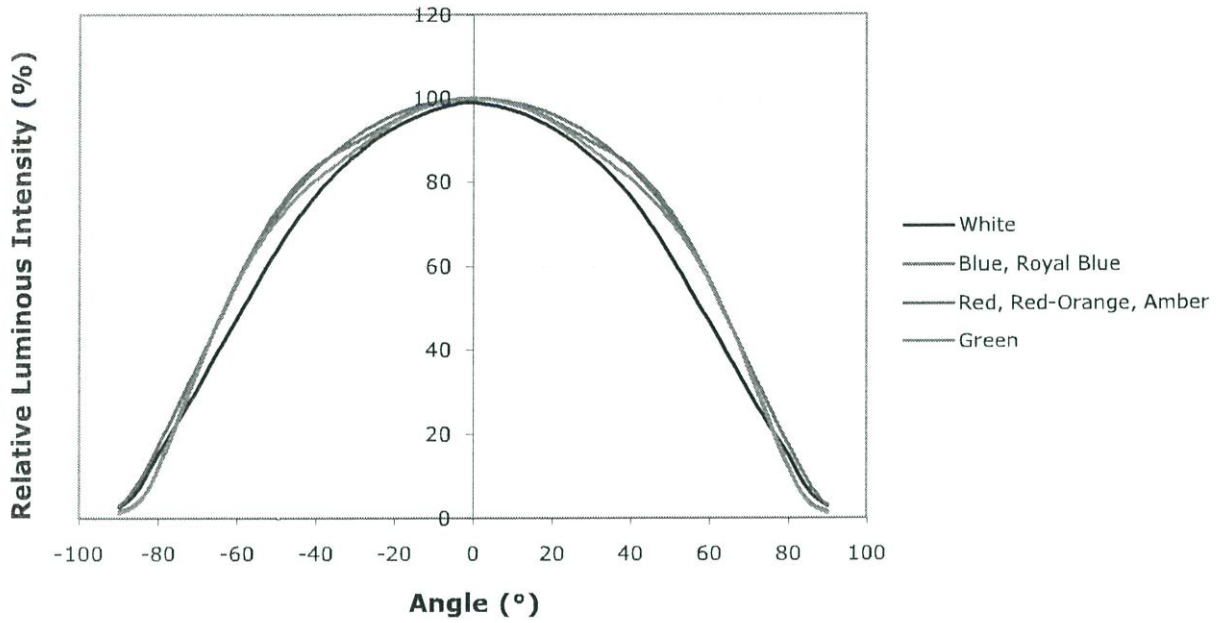


RELATIVE FLUX VS. CURRENT ($T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$) (CONTINUED)



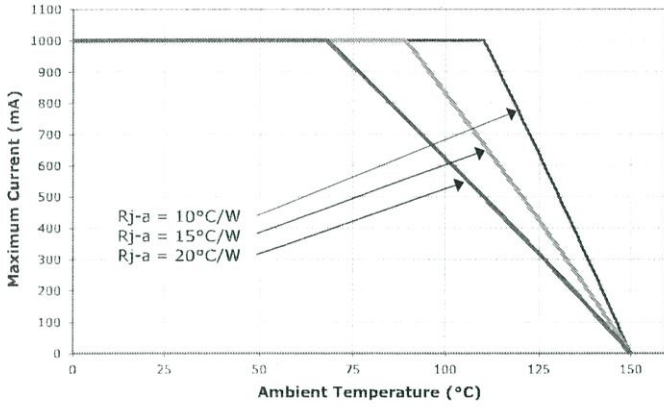
RELATIVE CHROMATICITY VS. CURRENT AND TEMPERATURE - WARM WHITE



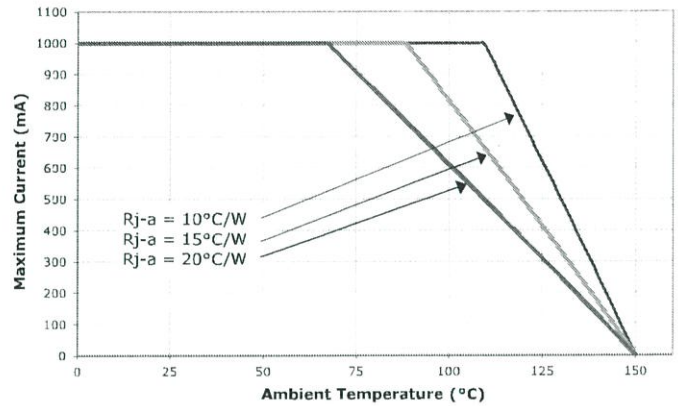
TYPICAL SPATIAL DISTRIBUTION

THERMAL DESIGN

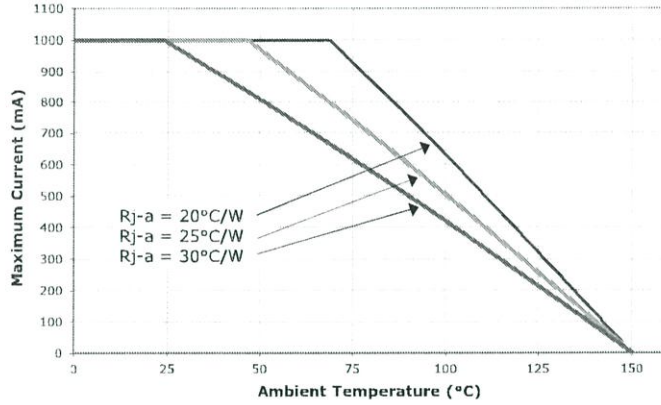
The maximum forward current is determined by the thermal resistance between the LED junction and ambient. It is crucial for the end product to be designed in a manner that minimizes the thermal resistance from the solder point to ambient in order to optimize lamp life and optical characteristics.



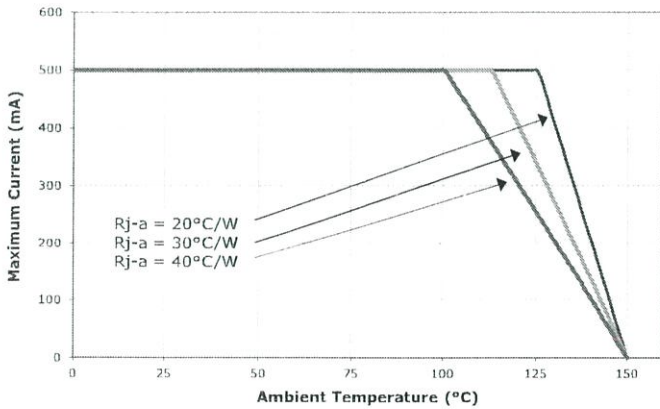
White



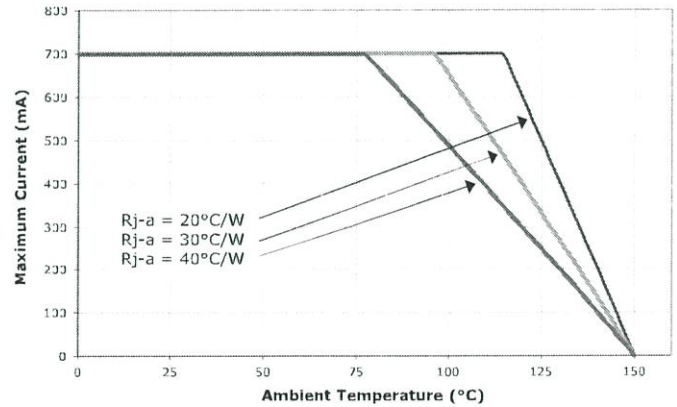
Royal Blue, Blue



Green



Amber

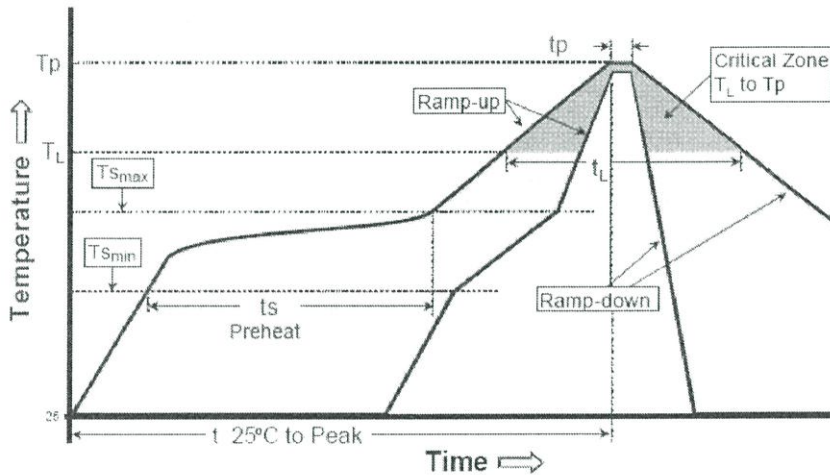


Red-Orange, Red

REFLOW SOLDERING CHARACTERISTICS

In testing, Cree has found XLamp XP-E LEDs to be compatible with JEDEC J-STD-020C, using the parameters listed below. As a general guideline, Cree recommends that users follow the recommended soldering profile provided by the manufacturer of solder paste used.

Note that this general guideline may not apply to all PCB designs and configurations of reflow soldering equipment.



IPC/JEDEC J-STD-020C

Profile Feature	Lead-Based Solder	Lead-Free Solder
Average Ramp-Up Rate (T_{smax} to T_p)	3 °C/second max.	3 °C/second max.
Preheat: Temperature Min (T_{smin})	100 °C	150 °C
Preheat: Temperature Max (T_{smax})	150 °C	200 °C
Preheat: Time (t_{smin} to t_{smax})	60-120 seconds	60-180 seconds
Time Maintained Above: Temperature (T_l)	183 °C	217 °C
Time Maintained Above: Time (t_l)	60-150 seconds	60-150 seconds
Peak/Classification Temperature (T_p)	215 °C	260 °C
Time Within 5 °C of Actual Peak Temperature (t_p)	10-30 seconds	20-40 seconds
Ramp-Down Rate	6 °C/second max.	6 °C/second max.
Time 25 °C to Peak Temperature	6 minutes max.	8 minutes max.

Note: All temperatures refer to topside of the package, measured on the package body surface.

NOTES

Lumen Maintenance Projections

Cree now uses standardized IES LM-80-08 and TM-21-11 methods for collecting long-term data and extrapolating LED lumen maintenance. For information on the specific LM-80 data sets available for this LED, refer to the public LM-80 results document at www.cree.com/xlamp_app_notes/LM80_results.

Please read the XLamp Long-Term Lumen Maintenance application note at www.cree.com/xlamp_app_notes/lumen_maintenance for more details on Cree's lumen maintenance testing and forecasting. Please read the XLamp Thermal Management application note at www.cree.com/xlamp_app_notes/thermal_management for details on how thermal design, ambient temperature, and drive current affect the LED junction temperature.

Moisture Sensitivity

In testing, Cree has found XLamp XP-C and XP-E LEDs to have unlimited floor life in conditions ≤ 30 °C/85% relative humidity (RH). Moisture testing included a 168-hour soak at 85 °C/85% RH followed by 3 reflow cycles, with visual and electrical inspections at each stage.

Cree recommends keeping XLamp LEDs in their sealed moisture-barrier packaging until immediately prior to use. Cree also recommends returning any unused LEDs to the resealable moisture-barrier bag and closing the bag immediately after use.

RoHS Compliance

The levels of RoHS restricted materials in this product are below the maximum concentration values (also referred to as the threshold limits) permitted for such substances, or are used in an exempted application, in accordance with EU Directive 2011/65/EC (RoHS2), as implemented January 2, 2013. RoHS Declarations for this product can be obtained from your Cree representative or from the Product Ecology section of www.cree.com.

REACH Compliance

REACH substances of high concern (SVHCs) information is available for this product. Since the European Chemical Agency (ECHA) has published notices of their intent to frequently revise the SVHC listing for the foreseeable future, please contact a Cree representative to insure you get the most up-to-date REACH Declaration. Historical REACH banned substance information (substances restricted or banned in the EU prior to 2010) is also available upon request.

UL Recognized Component

Level 4 enclosure consideration. The LED package or a portion thereof has been investigated as a fire and electrical enclosure per ANSI/UL 8750.

Vision Advisory Claim

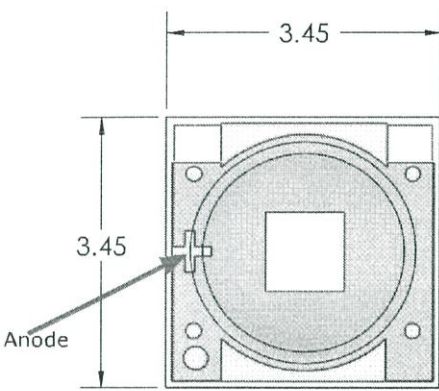
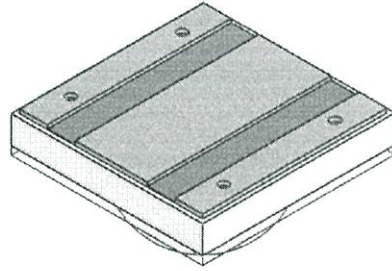
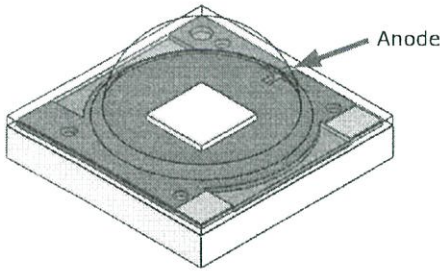
WARNING: Do not look at exposed lamp in operation. Eye injury can result. See LED Eye Safety at www.cree.com/xlamp_app_notes/led_eye_safety.

Intellectual Property

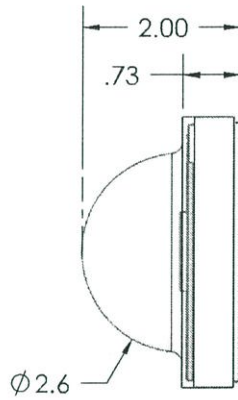
For remote phosphor applications, a separate license to certain Cree patents is required.

MECHANICAL DIMENSIONS ($T_A = 25\text{ }^\circ\text{C}$)

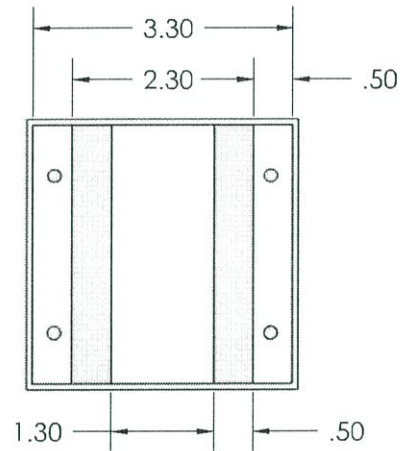
All measurements are $\pm .13\text{ mm}$ unless otherwise indicated.



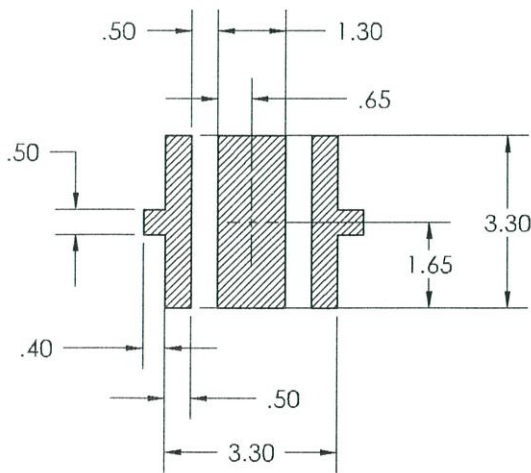
Top View



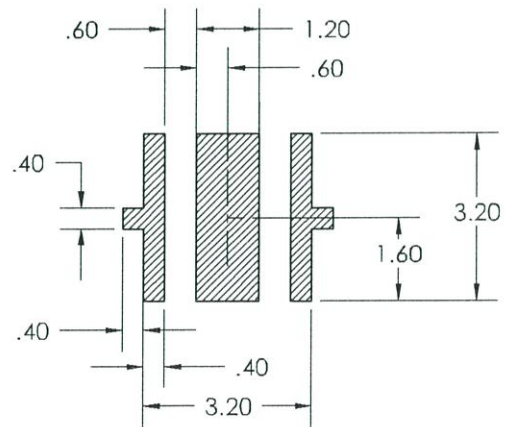
Side View



Bottom View



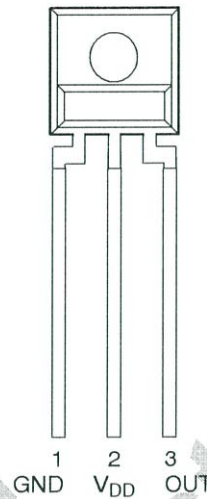
RECOMMENDED PCB SOLDER PAD



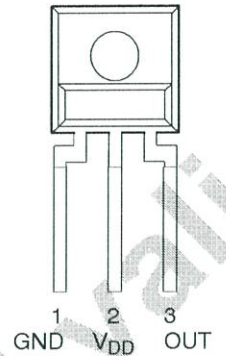
**RECOMMENDED STENCIL PATTERN
(HATCHED AREA IS OPENING)**

- Converts Light Intensity to Output Voltage
- Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Transconductance Amplifier, and Feedback Components
- Single-Supply Operation . . . 2.7 V to 5.5 V
- High Irradiance Responsivity . . . Typical 246 mV/($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) at $\lambda_p = 640 \text{ nm}$ (TSL12S)
- Low Supply Current . . . 1.1 mA Typical
- Sidelooker 3-Lead Plastic Package
- RoHS Compliant (–LF Package Only)

PACKAGE S
SIDELOOKER
(FRONT VIEW)



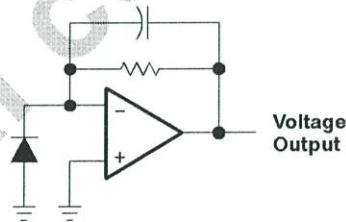
PACKAGE SM
SURFACE MOUNT
SIDELOOKER
(FRONT VIEW)



Description

The TSL12S, TSL13S, and TSL14S are cost-optimized, highly integrated light-to-voltage optical sensors, each combining a photodiode and a transimpedance amplifier (feedback resistor = 80 M Ω , 20 M Ω , and 5 M Ω , respectively) on a single monolithic integrated circuit. The photodiode active area is 0.5 mm \times 0.5 mm and the sensors respond to light in the range of 320 nm to 1050 nm. Output voltage is linear with light intensity (irradiance) incident on the sensor over a wide dynamic range. These devices are supplied in a 3-lead clear plastic sidelooker package (S). When supplied in the lead (Pb) free package, the device is RoHS compliant.

Functional Block Diagram



TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

Available Options

DEVICE	T _A	PACKAGE – LEADS	PACKAGE DESIGNATOR	ORDERING NUMBER
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL12S
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL12S-LF
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL12SM-LF
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL13S
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL13S-LF
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL13SM-LF
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL14S
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL14S-LF
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL14SM-LF

Terminal Functions

TERMINAL NAME	NO.	TYPE	DESCRIPTION
GND	1		Power supply ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
OUT	3	O	Output voltage.
V _{DD}	2		Supply voltage.

Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)[†]

Supply voltage, V _{DD} (see Note 1)	6 V
Output current, I _O	±10 mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C (see Note 2)	5 s
Operating free-air temperature range, T _A	-25°C to 85°C
Storage temperature range, T _{stg}	-25°C to 85°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds (S Package)	260°C
Reflow solder, in accordance with J-STD-020C or J-STD-020D (SM Package)	260°C

[†] Stresses beyond those listed under “absolute maximum ratings” may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under “recommended operating conditions” is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTES: 1. All voltages are with respect to GND.

2. Output may be shorted to supply.

Recommended Operating Conditions

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, V _{DD}	2.7		5.5	V
Operating free-air temperature, T _A	0		70	°C

TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

Electrical Characteristics at $V_{DD} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $\lambda_p = 640\text{ nm}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)
(see Notes 3, 4, 5)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL12S			TSL13S			TSL14S			UNIT	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
V_{OM}	Maximum output voltage	4.6	4.9		4.6	4.9		4.6	4.9		V	
V_O	Output voltage	$E_e = 8\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$	1.5	2	2.5						V	
		$E_e = 31\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.5	2	2.5				
		$E_e = 120\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$							1.5	2		2.5
		$E_e = 16\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$		4								
		$E_e = 62\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$					4					
		$E_e = 240\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$								4		
R_e	Irradiance responsivity	Note 6	248		64			16			mV/ ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	
V_{OS}	Extrapolated offset voltage	Note 6	-0.02	0.03	0.08	-0.02	0.03	0.08	-0.02	0.03	0.08	V
V_d	Dark voltage	$E_e = 0$	0	0.08		0	0.08		0	0.08		V
I_D	Supply current	$E_e = 8\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$		1.1	1.7						mA	
		$E_e = 31\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.1	1.7					
		$E_e = 120\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$						1.1	1.7			

- NOTES: 3. Measurements are made with $R_L = 10\text{ k}\Omega$ between output and ground.
4. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from an LED optical source.
5. The 640 nm input irradiance E_e is supplied by an AlInGaP LED with peak wavelength $\lambda_p = 640\text{ nm}$.
6. Irradiance responsivity is characterized over the range $V_O = 0.2$ to 4 V . The best-fit straight line of Output Voltage V_O versus irradiance E_e over this range may have a positive or negative extrapolated V_O value for $E_e = 0$. For low irradiance values, the output voltage V_O versus irradiance E_e characteristic is non linear with a deviation toward $V_O = 0$, $E_e = 0$ origin from the best-fit straight line referenced above.

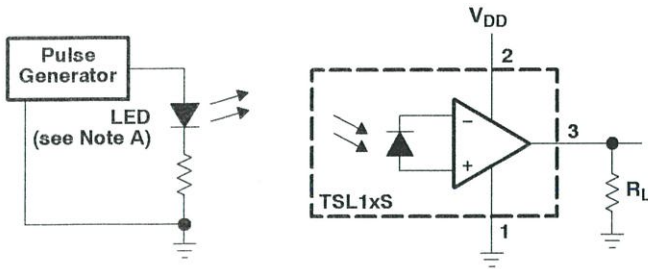
Dynamic Characteristics at $V_{DD} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $\lambda_p = 640\text{ nm}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)
(see Figure 1)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL12S			TSL13S			TSL14S			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
t_{dr}	Output pulse delay time for rising edge (0% to 10%)	Min $V_O = 0\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		13		1.7		0.9		μs	
	Min $V_O = 0.5\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.3		1.2		0.6				
t_r	Output pulse rise time (10% to 90%)	Min $V_O = 0\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		20		7.2		2.6		μs	
	Min $V_O = 0.5\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		10		6.5		2.9				
t_{df}	Output pulse delay time for falling edge (100% to 90%)	Min $V_O = 0\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.3		1.2		0.8		μs	
	Min $V_O = 0.5\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.2		1.1		0.7				
t_f	Output pulse fall time (90% to 10%)	Min $V_O = 0\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		10		6.8		2.9		μs	
	Min $V_O = 0.5\text{ V}$; Peak $V_O = 2\text{ V}$		9		6.4		2.8				

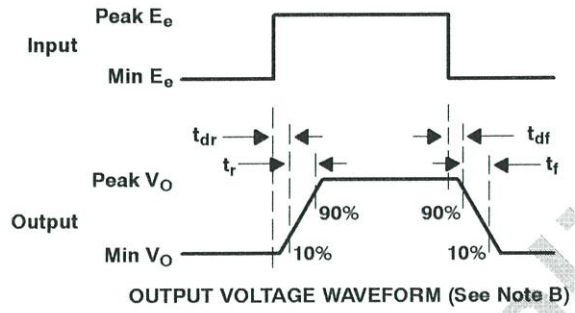
TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E - SEPTEMBER 2007

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



TEST CIRCUIT



- NOTES: A. The input irradiance is supplied by a pulsed AlInGaP light-emitting diode with the following characteristics: $\lambda_p = 640$ nm, $t_r < 1$ μ s, $t_f < 1$ μ s.
B. The output waveform is monitored on an oscilloscope with the following characteristics: $t_r < 100$ ns, $Z_i \geq 1$ M Ω , $C_i \leq 20$ pF.

Figure 1. Switching Times

TYPICAL CHARACTERISTICS

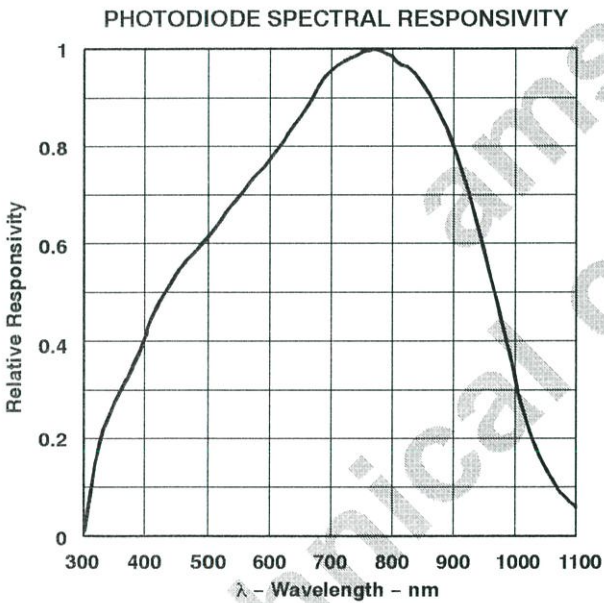


Figure 2

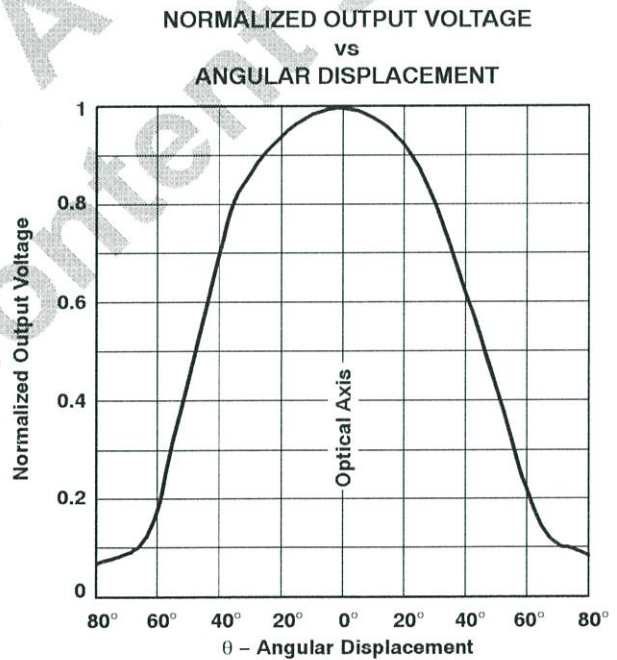


Figure 3



TYPICAL CHARACTERISTICS

TSL12S

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

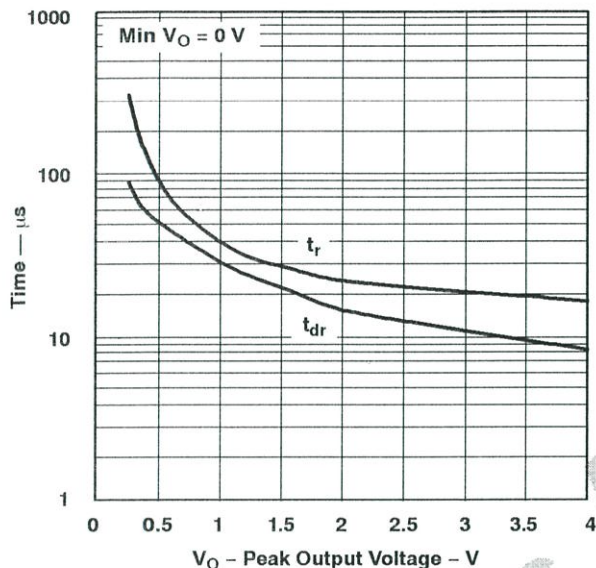


Figure 4

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

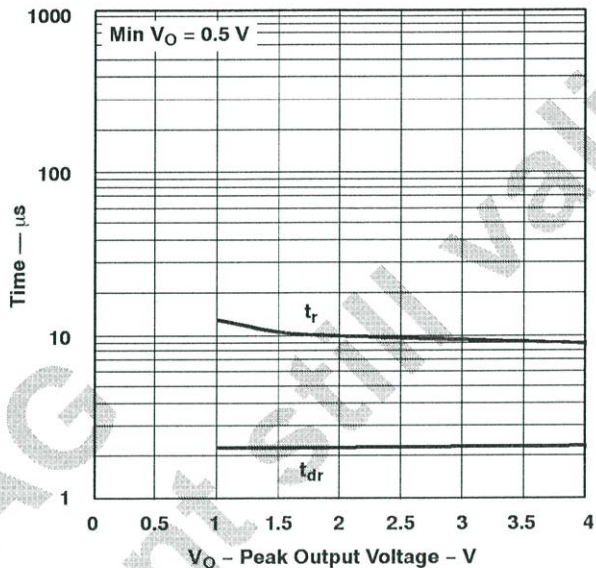


Figure 5

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

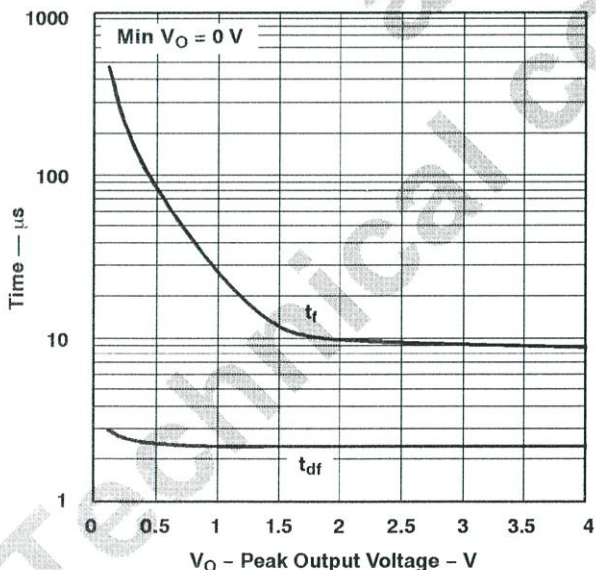


Figure 6

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

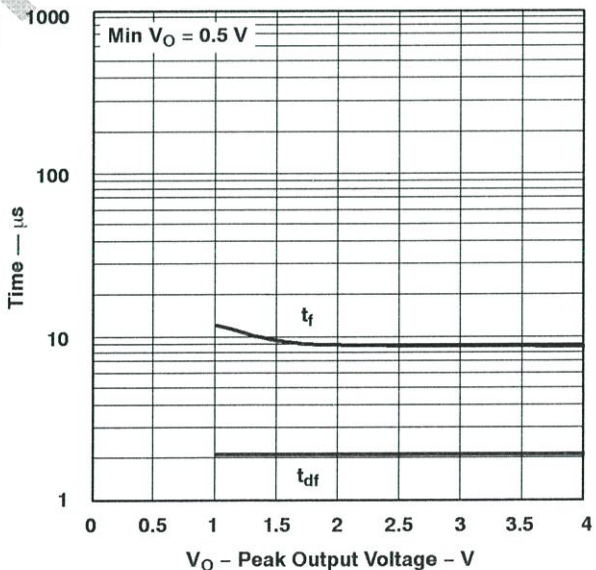


Figure 7

TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

TYPICAL CHARACTERISTICS

TSL13S

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

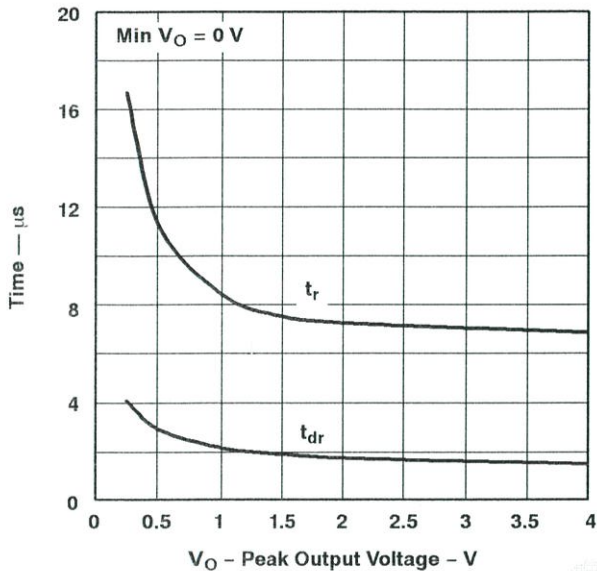


Figure 8

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

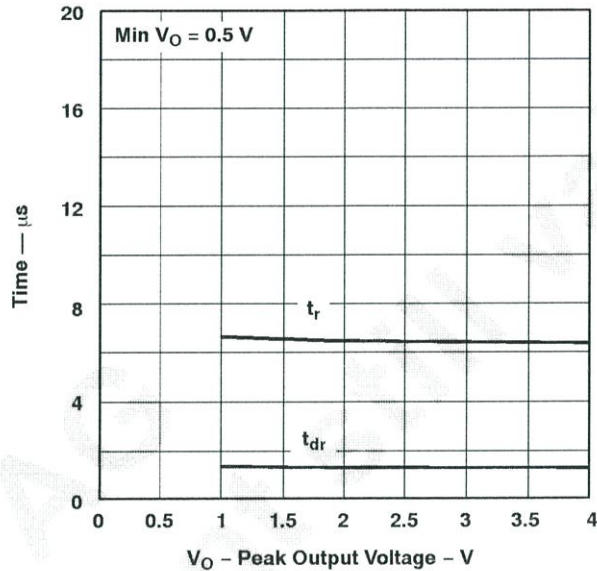


Figure 9

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

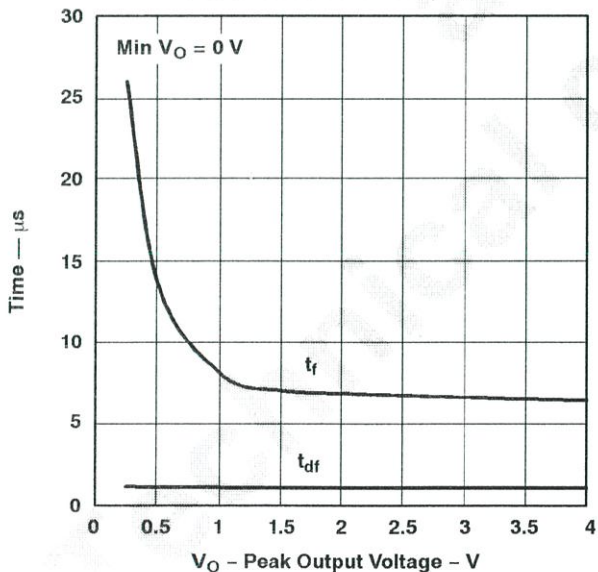


Figure 10

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

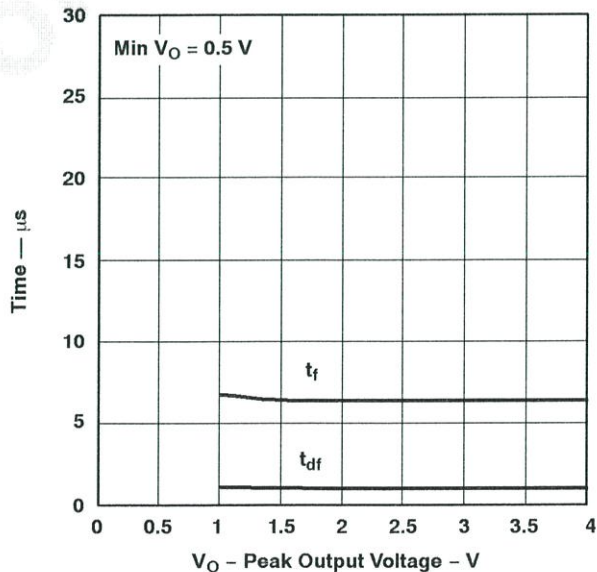


Figure 11



TYPICAL CHARACTERISTICS

TSL14S

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

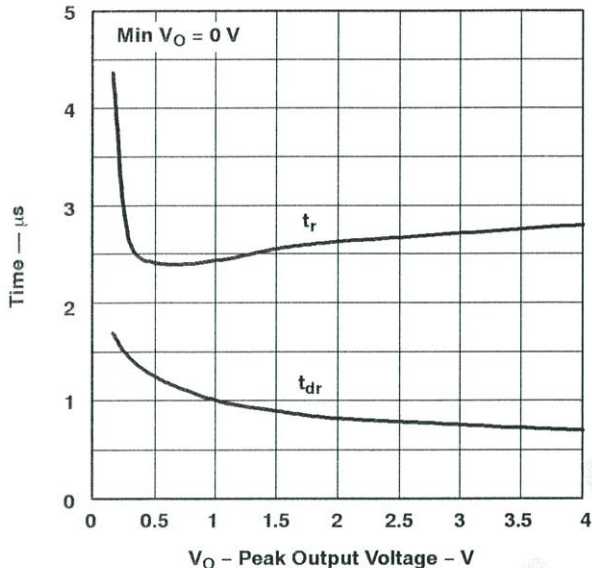


Figure 12

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

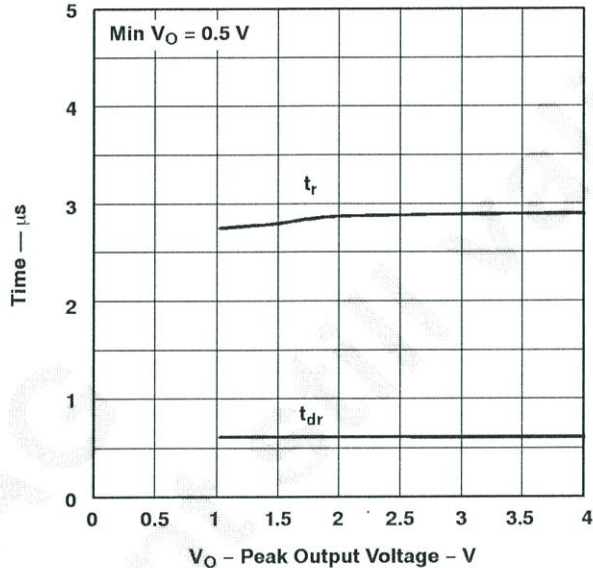


Figure 13

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

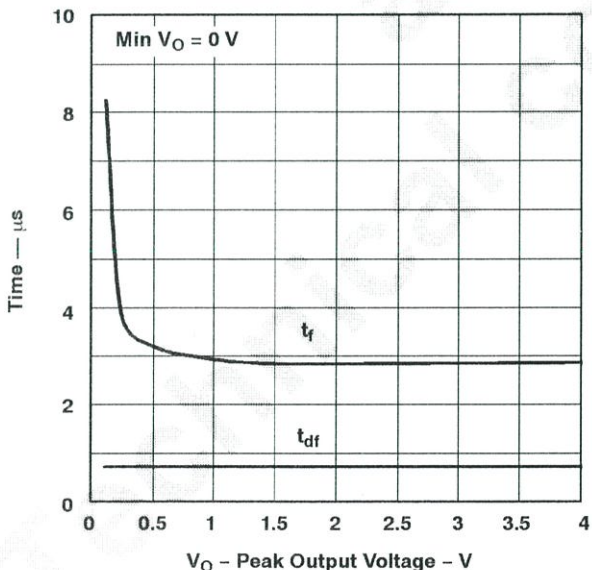


Figure 14

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS
vs.
PEAK OUTPUT VOLTAGE

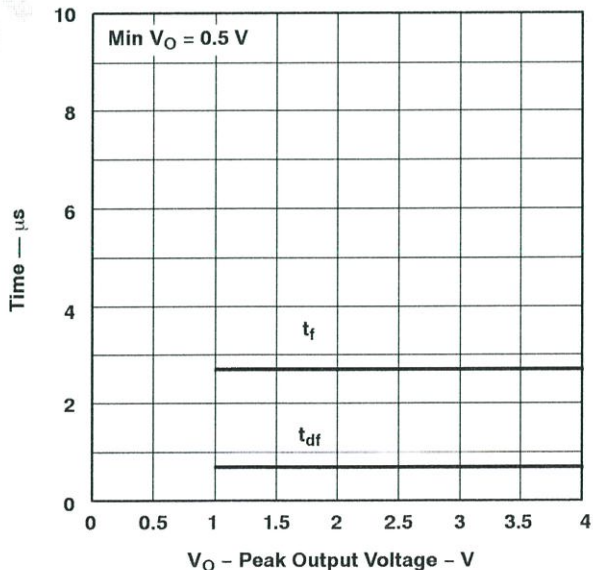
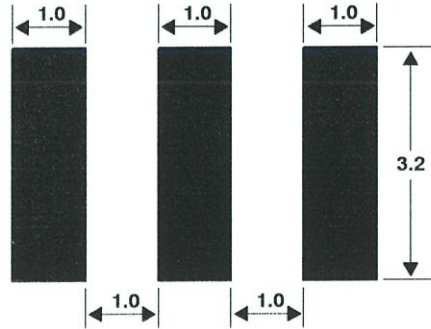


Figure 15

APPLICATION INFORMATION

PCB Pad Layout

Suggested PCB pad layout guidelines for the SM surface mount package are shown in Figure 16.



- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters.
B. This drawing is subject to change without notice.

Figure 16. Suggested SM Package PCB Layout

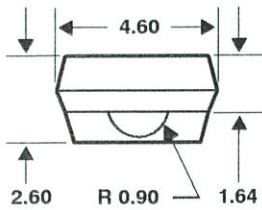
MECHANICAL DATA

The TSL12S, TSL13S, and TSL14S are supplied in a clear 3-lead through-hole package with a molded lens.

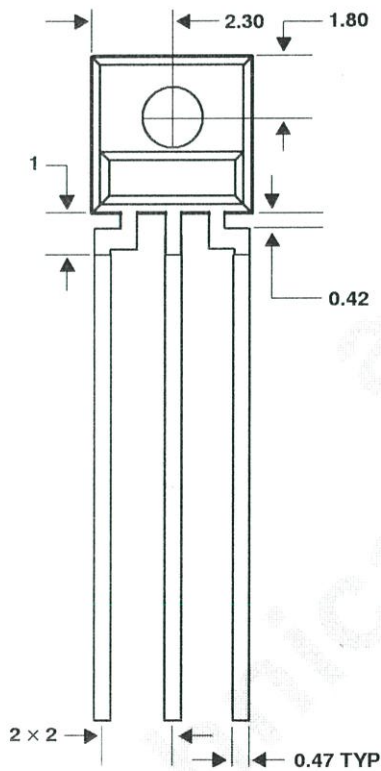
PACKAGE S

PLASTIC SINGLE-IN-LINE SIDE-LOOKER PACKAGE

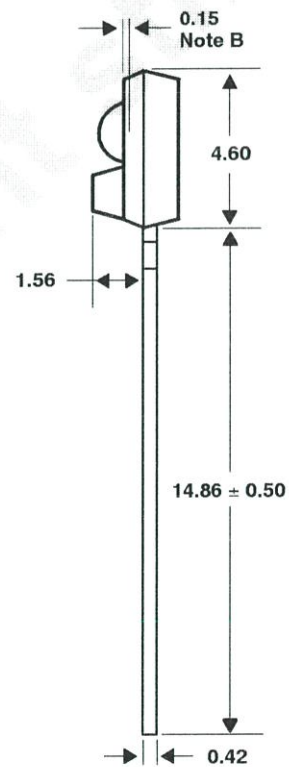
TOP VIEW



FRONT VIEW



SIDE VIEW



Lead Free Available

- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters; tolerance is ± 0.25 mm unless otherwise stated.
 B. Dimension is to center of lens arc, which is located below the package face.
 C. The 0.50 mm \times 0.50 mm integrated photodiode active area is typically located in the center of the lens and 0.97 mm below the top of the lens surface.
 D. Index of refraction of clear plastic is 1.55.
 E. Lead finish for TSL1xS: solder dipped, 63% Sn/37% Pb. Lead finish for TSL1xS-LF: solder dipped, 100% Sn.
 F. This drawing is subject to change without notice.

Figure 17. Package S — Single-In-Line Side-Looker Package Configuration

