

การศึกษาการวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินด้วยแสงอย่างง่าย



นายประจวบ อินทร์เพง

นางสาวอรรวรรณ สวัสดิ์วิเชียร

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 47278
วัน, เดือน, ปี. 27 ส.ย. 2546

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

โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์

คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2545

Hemoglobin Saturation Measurement Based Optical Technique



A Special Project Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the Degree of

Bachelor of Science

Department of Applied Physics

Faculty of Science

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

Academic year 2002

โครงการพิเศษเรื่อง การศึกษาการวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินด้วยแสงอย่างง่าย

นักศึกษา นายประจวบ อินทร์แพง รหัสประจำตัว 42050253

นางสาวอรวรรณ สวัสดิ์วีเชียร รหัสนประจำตัว 42050294

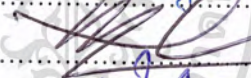
ภาควิชา ฟิสิกส์ประยุกต์

สาขาวิชา ฟิสิกส์ประยุกต์ (โซลิตอนเททอเล็กทรอนิกส์)

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ปรีชา ชูพาพิน

อาจารย์ที่ปรึกษา
อาจารย์เบญจพล ต้นสุ

ภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
อนุมัติให้โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการตรวจสอบ	ลายมือชื่อ
ประธานกรรมการ อ.สาหร่าย คุณิพงษ์	
กรรมการ รศ.ดร.ปรีชา ยุกาพิน	
กรรมการ อ.สุรศักดิ์ พิพัฒน์ศาสตร์	
กรรมการ อ.สุรชาติ กมลดีลิก	

John

(ผศ.วิชาญ เตชะติริระ)

หัวหน้าภาควิชา

ลิขสิทธิ์ของภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โครงการพิเศษเรื่อง การศึกษาการวัดความเข้มตัวของฮีโมโกลบินด้วยแสงอย่างง่าย

นักศึกษา นายประจวบ อินทร์แพง รหัสประจำตัว 42050253
นางสาวอรรณณ สวัสดิ์วีเชียร รหัสประจำตัว 42050294

ภาควิชา ฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์
สาขาวิชา ฟิสิกส์ประยุกต์(โพลีเทคนิคอิเล็กทรอนิกส์)
ปีการศึกษา 2545
อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ปรีชา ยุพาพิน
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม อาจารย์เบญจพล คັນฮู้

บทคัดย่อ

โครงการพิเศษนี้เป็นการเสนอการออกแบบและศึกษาการวัดปริมาณความเข้มฮีโมโกลบินในเลือดแบบไม่รุกรานและต่อเนื่อง ใช้หลักการทางแสงสองหลักการ คือ (1) ปริมาณความเข้มของแสงที่ผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อจะถูกดูดกลืนโดยออกซิฮีโมโกลบินและดีออกซิฮีโมโกลบินต่างกัน (2) ปริมาณของเลือดในหลอดเลือดที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการเต้นของชีพจรซึ่งมีผลต่อการดูดกลืนของแสง การศึกษาการวัดนี้ใช้ความยาวคลื่นสองความยาวคลื่น คือ ที่ช่วงความยาวคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดส่องผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ และทำการตรวจวัดความเข้มแสงที่ทะลุผ่านออกมาโดยใช้ตัวตรวจวัดแสง แล้วใช้โปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุมการทำงานและแปรผลของสัญญาณที่เราตรวจวัดได้เป็นปริมาณความเข้มของฮีโมโกลบิน

Special Project Title Hemoglobin Saturation Measurement Based Optical Technique

Name Mr. Prajuab Inpaeng
Miss Orrawan Sawatvichien

Department Applied Physics

Program Applied Physics (Solid State Electronic)

Academic year 2002

Special Project Advisor Assoc.Prof.Dr.Preecha Yupapin

Special Project co-Advisor Mr.Benjaporn Tunhoo

ABSTRACT

This special project presents a designation and investigation of a blood hemoglobin concentration measuring system .The development of non-invasive and continuously measurement is based on two principles. (1) Each light wavelength is absorbed by oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin differently. (2) Blood volume is varied by heartbeat step and effects to light absorbability. Two wavelength, red and infrared light are passed through human tissue,and detected light intensities with photodetector. The microcontroller is used to control the measurement system,and to current detected signal to the hemoglobin intensities.

กิตติกรรมประกาศ

โครงการพิเศษเล่มนี้สำเร็จลุล่วงลงได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความเมตตากรุณาเป็นอย่างยิ่งจาก รศ.ดร.ปรีชา ยูพาสิน อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการพิเศษซึ่งให้ความรู้ แนวความคิดแก้ไขปัญหา ให้คำปรึกษาและแนะนำแนวทางในการดำเนินงานเป็นอย่างดี รวมทั้งอนุเคราะห์จัดหา อุปกรณ์ และงบประมาณในการดำเนินงาน ผู้ศึกษารู้สึกทราบบ้างถึงความกรุณาของท่านเป็นที่สุด และขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณอาจารย์สาหร่าย คุณพิงศ์ อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ให้คำแนะนำและแนวความคิดในการแก้ไขโครงการพิเศษ

ขอขอบพระคุณอาจารย์บุญพล ต้นฮู้ อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ให้ความรู้ในด้านไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้คำปรึกษา อนุเคราะห์สถานที่และอุปกรณ์ในการศึกษาโครงการพิเศษนี้

ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ให้แก่ผู้ศึกษา

ขอขอบพระคุณบิดามารดาและพี่น้องที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุนเงินทุน

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณรุ่นพี่ และเพื่อนๆ รวมทั้งบุคคลที่มีความปรารถนาดีมอบให้ผู้ศึกษาทุกท่าน ที่คอยให้กำลังใจและแนะนำแนวทางที่ดีแก่ผู้ศึกษาตลอดมา

ประจวบ อินทร์แพง
อรรณณ สวัสดิ์วีเชียร

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ซ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการพิเศษ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการพิเศษ	2
1.3 ขอบเขตของโครงการพิเศษ	2
1.4 ขั้นตอนของโครงการพิเศษและวิธีการดำเนินงาน	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการพิเศษ	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้น	4
2.1 ทฤษฎีทางกายภาพ	4
2.1.1 เม็ดเลือด	4
2.2 กฎของเบียร์	4
2.2.1 การทะลุผ่านและการดูดกลืนของแสง	5
2.2.2 นิยามความอึมครึมของฮีโมโกลบิน	7
2.2.3 หลักในการเลือกใช้ความยาวคลื่น	8
2.2.4 หลักการวัดการทะลุผ่าน	8
2.2.5 การประมวลสัญญาณ	13
2.3 ทฤษฎีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51	15
2.3.1 คุณลักษณะพื้นฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51	15
2.3.2 การจัดขาของไอซี	16
2.3.3 ระบบหน่วยความจำ	18
2.3.4 ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์	22
2.3.5 ระบบอินเทอร์รัพท์	23

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 ขั้นตอนการดำเนินงาน	24
3.1 ขั้นตอนการออกแบบระบบฮาร์ดแวร์	24
3.1.1 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51	26
3.1.2 วงจรขับกระแส	27
3.1.3 วงจรดีเทคเตอร์	28
3.1.4 วงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้า	29
3.1.5 วงจรแยกสัญญาณ	30
3.1.6 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	30
3.1.7 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอลแบบ 12 บิต	31
3.2 ขั้นตอนการออกแบบระบบซอฟต์แวร์	35
3.3 ขั้นตอนการทดสอบ	39
3.3.1 การทดสอบสัญญาณ	39
3.3.1.1 การทดสอบวงจรขับกระแส และวงจรดีเทคเตอร์	39
3.3.1.2 การทดสอบวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดัน	39
3.3.1.3 การทดสอบวงจรแยกสัญญาณ	39
3.3.1.4 การทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	40
3.3.1.5 การทดสอบวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต	40
3.3.2 การทดสอบเครื่องมือวัด	40
3.3.3 การสร้างสมการมาตรฐาน	41
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล	42
4.1 ผลการทดสอบสัญญาณ	42
4.1.1 ผลการทดสอบวงจรขับกระแส และวงจรดีเทคเตอร์	42
4.1.2 ผลการทดสอบวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้า	42
4.1.3 ผลการทดสอบวงจรแยกสัญญาณ	44
4.1.4 ผลการทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	45
4.1.5 ผลการทดสอบวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต	46

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.1.6 ผลการทดสอบวงจรสัญญาณเตือน	46
4.2 ผลการทดสอบเครื่องมือวัด	47
4.3 ผลการสร้างสมการมาตรฐาน	48
บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ	50
5.1 สรุปผลการทดลอง	50
5.2 สรุปข้อผิดพลาด	50
5.2.1 การเคลื่อนไหว	50
5.2.2 อุณหภูมิ	50
5.3 สรุปข้อเสนอแนะ	50
5.3.1 การเคลื่อนไหว	50
5.3.2 อุณหภูมิ	50
5.4 สรุปผลโครงการพิเศษ	51
เอกสารอ้างอิง	52
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก	53
ภาคผนวก ข	73

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอืดตัวของฮีโมโกลบินในเลือด และค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง	11
ตารางที่ 2.2 หน้าทีพิเศษของพอร์ต 3	17
ตารางที่ 2.3 การอ้างอิงหน่วยความจำ	18
ตารางที่ 2.4 หน้าทีของหน่วยความจำทั่วไป	21
ตารางที่ 2.5 แหล่งกำเนิดอินเทอร์รัพท์ (Interrupt)	23
ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดลองระหว่างระดับแรงดันอินพุตและระดับลอจิก	46
ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองอ่านค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงระหว่างค่าที่อ่านได้จาก เครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้นและจากเครื่องออกสซิลโลสโคป	47

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินทั้งสองชนิด	6
รูปที่ 2.2 การส่องแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ	9
รูปที่ 2.3 ปริมาณความเข้มของแสงที่ถูกดูดกลืน และทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ	9
รูปที่ 2.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด และ ค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง	13
รูปที่ 2.5 ปริมาณความเข้มสูงสุดและต่ำสุดของแสงในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจ	14
รูปที่ 2.6 การจัดขาของ MCS-51 พื้นฐาน	16
รูปที่ 2.7 การจัดหน่วยความจำของ MCS-51	19
รูปที่ 2.8 ส่วนต่างๆ ของหน่วยความจำชั่วคราว	20
รูปที่ 2.9 รายละเอียดของหน่วยความจำ	20
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด	24
รูปที่ 3.2 ไดอะแกรมเวลาการติดคัปของไดโอดเปล่งแสง	25
รูปที่ 3.3 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 และหน่วยถอดรหัสแฮดเดอเรส	26
รูปที่ 3.4 วงจรขับกระแส	27
รูปที่ 3.5 วงจรดีเทกเตอร์	28
รูปที่ 3.6 วงจรปรับระดับแรงดันไฟฟ้า และวงจรขยายด้านลบ	29
รูปที่ 3.7 วงจรแยกสัญญาณ	30
รูปที่ 3.8 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	30
รูปที่ 3.9 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบ 12 บิต	31
รูปที่ 3.10 แสดงการจัดอุปกรณ์เพื่อหาค่าความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน	32
รูปที่ 3.11 แสดงหน่วยวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์	33
รูปที่ 3.12 แสดงหน่วยวงจรการทำงานหลัก	33
รูปที่ 3.13 แสดงหน่วยวงจรแสดงผล	34
รูปที่ 3.14 แสดงหัววัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน	34
รูปที่ 3.15 แผนผังการทำงานของโปรแกรมเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด	37
รูปที่ 3.11 ต่อ	38
รูปที่ 4.1 สัญญาณแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดที่ถูกตรวจวัดโดยวงจรดีเทกเตอร์	42
รูปที่ 4.2 สัญญาณที่ถูกปรับระดับแรงดัน	43

สารบัญรูป(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.3 สัญญาณที่ถูกปรับระดับแรงดันที่สัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจ	43
รูปที่ 4.4 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกแยกออกจากกัน	44
รูปที่ 4.5 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกแยกออกจากกันที่สัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจ	45
รูปที่ 4.6 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกกรองด้วย วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	46
รูปที่ 4.7 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อ่านได้จากเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้นและจาก ออสซิลโลสโคป	48
รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงและค่าปริมาณ ความอืดตัวของฮีโมโกลบินในเลือด	48



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการพิเศษ

ในปัจจุบันการตรวจวิเคราะห์ทางการแพทย์เพื่อหาความผิดปกติทั้งในร่างกายของมนุษย์ และสัตว์มีความสำคัญมากทั้งนี้ก็เพื่อเป็นการป้องกันความเจ็บป่วยที่รุนแรงที่อาจจะเกิดขึ้นได้ อีกทั้งยังสามารถวิเคราะห์หาสาเหตุ และนำไปสู่การรักษาอาการความเจ็บป่วยนั้นๆ ได้อย่างทันท่วงทีอีกด้วย

ในการตรวจวิเคราะห์ทางการแพทย์สามารถจำแนกออกได้ 2 ลักษณะคือ แบบรุกราน (Invasive Method) คือ การตรวจที่จำเป็นต้องรุกรานเข้าไปในร่างกาย และแบบไม่รุกราน (Noninvasive Method) คือ การตรวจที่ไม่จำเป็นต้องรุกรานเข้าไปในร่างกาย ซึ่งในการตรวจแบบหลังนี้ค่อนข้างจะมีประโยชน์ต่อการแพทย์มาก เนื่องจากการตรวจแบบไม่รุกรานสามารถตรวจวัดข้อมูลที่ต้องการในร่างกายได้อย่างต่อเนื่อง และได้ค่าข้อมูล ณ เวลาจริง ซึ่งไม่สามารถเป็นไปได้อย่าง สำหรับการวัดแบบรุกราน เช่น ถ้าต้องการวิเคราะห์สิ่งต่างๆ ที่มีอยู่ในเลือด ก็จำเป็นต้องเจาะเอาเลือดออกมาเพื่อนำไปวิเคราะห์ในห้องทดลอง ซึ่งค่าที่ได้นั้นจะไม่ใช่ค่า ณ เวลาจริงในร่างกาย ในปัจจุบันนี้วิวัฒนาการทางการแพทย์ก้าวหน้าไปมาก โดยเฉพาะจะเน้นเพื่อพัฒนาการวัดแบบไม่รุกราน ดังนั้นจึงได้มีการนำปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ต่างๆ เช่น การดูดกลืน การสะท้อน การกระเจิง การหักเหของแสง มาช่วยในการตรวจวิเคราะห์ทางการแพทย์ ซึ่งปรากฏการณ์เหล่านี้เองจึงก่อให้เกิดการค้นคว้า และงานวิจัยทางด้านทางการแพทย์โดยอาศัยปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ขึ้นมากมาย เช่น การตรวจวัดอัตราการไหลของเลือดโดยอาศัยหลักการการสะท้อนกลับ[3] คือ ทำการวัดการแทรกสอดของแสงที่กระเจิงกลับมาจากเม็ดเลือดกลับเข้าสู่หัววัด ซึ่งความสำคัญของงานวิจัยนี้ ก็เพื่อที่จะทำให้ทราบถึงความเร็วในการไหลเวียนของเลือดในร่างกาย เพราะความเร็วของการไหลเวียนของเลือดที่ผิดปกติไปจะเป็นตัวบ่งบอกถึงความผิดปกติที่เกิดขึ้นในร่างกายได้ เช่น การอุดตันที่เกิดจากไขมันในเส้นเลือด เป็นต้น การตรวจนับเม็ดเลือดโดยใช้หลักการการกระเจิงของแสง [4] โดยเซลล์เม็ดเลือดมีดัชนีการหักเหแสงมากกว่าสารละลายที่เซลล์แขวนลอยอยู่ เมื่อฉายลำแสงที่ปรับให้เล็กลงบนเซลล์ เซลล์จะหักเหแสงให้กระจายบานปลายออกไป ลำแสงที่กระจายโดยเซลล์นี้จะสร้างสัญญาณทางไฟฟ้าขึ้นมา ซึ่งจำนวนและขนาดของสัญญาณดังกล่าวสามารถบอกจำนวน และปริมาตรของเซลล์ได้ ความสำคัญของงานวิจัยนี้ก็เพื่อทำให้ทราบถึงปริมาณ และขนาดของเม็ดเลือดที่มีอยู่ในร่างกาย โดยที่ความผิดปกติของจำนวนเม็ดเลือดนี้อาจจะเป็นสาเหตุที่นำไปสู่การเป็นโรค

โลหิตจางก็ได้ การวัดปริมาณกลูโคสโดยใช้หลักการการออกซิเดชันซึ่งใช้ไฟเบอร์ออปติกส์เป็นตัวตรวจวัด[5] ความสำคัญของงานวิจัยนี้ก็เพื่อให้ทราบถึงปริมาณกลูโคสที่มีอยู่ในร่างกายว่ามีความพอเพียงต่อการเผาผลาญพลังงานในแต่ละวันหรือไม่ เพราะในวันหนึ่งๆมนุษย์จำเป็นต้องอาศัยพลังงานเหล่านี้เพื่อดำเนินกิจกรรมต่างๆที่เกิดขึ้น ซึ่งสาเหตุหนึ่งของการอ่อนเพลียก็อาจจะเกิดมาจากปริมาณกลูโคสที่มีอยู่ในร่างกายไม่เพียงพอต่อความต้องการก็ได้ การวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือด โดยอาศัยหลักการการดูดกลืนของแสงที่ส่องผ่านเนื้อเยื่อ [6] ซึ่งหัวใจวัดจะมีลักษณะสวมนิ้วมือและนิ้วเท้า โดยทำการส่องแสงจากแหล่งกำเนิดส่องผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ และวัดปริมาณความเข้มของแสงที่ผ่านออกมาด้วยตัวตรวจวัดแสง ความสำคัญของงานวิจัยนี้ก็เพื่อให้ทราบถึงปริมาณความอึดตัวของฮีโมโกลบินที่มีอยู่ในเลือด ใช้ในการบอกความผิดปกติของเม็ดเลือดแดง รวมทั้งใช้ในการวินิจฉัยและติดตามผลผู้ป่วยที่อยู่ในสภาวะโลหิตจาง (Anemia) และฮีโมโกลบินยังมีความสำคัญในการจับและขนส่งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างปอดและเนื้อเยื่อต่างๆ โดยการวัดปริมาณฮีโมโกลบินนี้ค่อนข้างจะมีความสำคัญมากเมื่อเทียบกับการวัดปริมาณอื่นๆที่กล่าวมาแล้วข้างต้น อย่างเช่นหน้าที่ในการขนส่งออกซิเจน เนื่องจากออกซิเจนต้องเดินทางไปกับกระแสเลือดซึ่งจะไปเลี้ยงเนื้อเยื่อส่วนต่างๆ ที่มีอยู่ในร่างกาย เพราะฉะนั้นการขาดออกซิเจนเพียงไม่กี่นาทีก็อาจทำอันตรายถึงชีวิตได้ ดังนั้นผู้ศึกษาจึงได้เล็งเห็นถึงความสำคัญในโครงการพิเศษนี้ โดยเน้นที่หลักการการทะลุผ่านของแสงออกจากเนื้อเยื่อ

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการพิเศษ

1. เพื่อศึกษาถึงความสำคัญของความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือดที่มีผลต่อร่างกาย
2. เพื่อศึกษาหลักการการทะลุผ่านของแสง
3. เพื่อศึกษาการวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแบบไม่รุกล้ำอย่างง่าย

1.3 ขอบเขตของโครงการพิเศษ

1. ศึกษาการวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแบบไม่รุกล้ำอย่างง่าย
2. ศึกษาการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ในการควบคุมเครื่องมือวัด

1.4 ขั้นตอนของการวิจัย

ช่วงเวลา	กิจกรรม
มิถุนายน 2545	เสนอชื่อโครงการพิเศษ
กรกฎาคม 2545	รวบรวมทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับโครงการพิเศษ
กันยายน-ตุลาคม 2545	ออกแบบขั้นตอนการทำโครงการพิเศษ
พฤศจิกายน 2545	จัดหาอุปกรณ์ที่ใช้ในโครงการพิเศษ พร้อมทั้ง สร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
ธันวาคม 2545	ทำการวิจัยตามจุดประสงค์
มกราคม 2546	ตรวจสอบผลของการวิจัย และสรุปผลการวิจัย
กุมภาพันธ์ 2546	เขียนรายงานการวิจัย

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการพิเศษ

1. ได้แนวทางในการสร้างเครื่องวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแบบไม่รุกราน
2. ได้แนวทางของการสร้างเครื่องวัดความอึดตัวของฮีโมโกลบินที่สามารถวัดได้อย่างต่อเนื่อง ณ เวลาจริง ซึ่งจะมีประโยชน์มากถ้ามีการสร้างขึ้นและนำไปใช้
3. โครงการพิเศษนี้ถ้าได้รับการพัฒนาให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น หรือริเริ่มให้มีการผลิตขึ้นใช้เองภายในประเทศซึ่งอาจนำไปสู่การลดการนำเข้าจากต่างประเทศที่มีราคาค่อนข้างสูงได้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้น

2.1 ทฤษฎีทางด้านกายภาพ

ดังที่ได้ทราบแล้วว่าเครื่องวัดนี้เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด (Blood Hemoglobin Saturation) เพราะฉะนั้นในการอธิบายถึงรายละเอียดทางทฤษฎี ผู้วิจัยก็จะขออธิบายถึงในส่วนของทฤษฎีทางกายภาพพอสังเขป

2.1.1 เม็ดเลือด (Blood)

ในคนปกติเม็ดเลือดแดงจะมีรูปร่าง biconcave ขอบเรียบ ขนาดประมาณ 7-8 ไมโครเมตร ปริมาณเฉลี่ยของเม็ดเลือดแดง (MCV) ประมาณ 80-100 fl คัดสีชมพู กลางเซลล์จะมี central pallor ประมาณ 1/3 ของเม็ดเลือดแดง ไม่มีนิวเคลียส เม็ดเลือดแดงที่พบในกระแสโลหิตจะมีขนาดรูปร่างที่แตกต่างกันไม่มากกว่า 5 % การตรวจนับเม็ดเลือดแดงเป็นสิ่งสำคัญที่ทำให้ช่วยบอกถึงโรคหรือความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ สาเหตุอย่างหนึ่งของความผิดปกติของเม็ดเลือดแดงเกิดจากการสร้างฮีโมโกลบินไม่พอกับความต้องการ ดังนั้นการวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินจึงมีความสำคัญในการที่จะบ่งบอกถึงความผิดปกติหรือโรคที่เกิดในผู้ป่วยได้เช่นกัน

ฮีโมโกลบิน(Hemoglobin) จะจับตัวกับออกซิเจนที่มนุษย์หายใจเข้าไปในร่างกาย จะจับตัวกันโดยปฏิกิริยาทางเคมีและจะกลายเป็นออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin) โดยฮีโมโกลบินนี้เองที่เป็นตัวที่ทำให้เลือดมีสีแดง และเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้ร่างกายสามารถนำออกซิเจนไปใช้งานได้อีกด้วย และเมื่อส่องแสงผ่านเข้าไปยังเม็ดเลือดแดงจะถูกดูดกลืนไม่เท่ากัน ด้วยเหตุนี้จึงได้มีการคิดค้นการวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแบบไม่รุกรานขึ้นมา โดยอาศัยผลจากการลดทอนของแสงที่ถูกดูดกลืนไปในตัวกลาง (เลือด) ซึ่งถูกอธิบายด้วยกฎของเบียร์ดังจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป

2.2 กฎของเบียร์ (Beer's Law)

กฎของเบียร์เป็นการอธิบายถึงการลดทอนของแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางใดๆ ที่มีสารดูดกลืนแสง(Absorbing Substance) หรือมีความสามารถในการดูดกลืนแสง [7] โดยแสงที่มีความเข้มขึ้น I_0 เมื่อเดินทางผ่านเข้าสู่ตัวกลางหนึ่ง จะมีแสงส่วนหนึ่งที่สามารถทะลุผ่าน (Transmitted Light) ออกมา ขณะที่ส่วนที่เหลือถูกดูดกลืน (Absorbed Light) ไปโดยตัวกลางนั้นๆ โดยกำหนดให้แสงที่

ทะลุผ่านออกมามีความเข้มข้นเป็น I ซึ่งจะถูกลดทอนลงอย่างเอ็กซ์โพเนนเชียล (Exponential) ดังสมการที่ (1)

$$I = I_0 \exp[-(\text{Ext}(\lambda) \cdot c \cdot d)] \quad (1)$$

$\text{Ext}(\lambda)$ คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสง (Extinction Coefficient) ของสารดูดกลืนแสงของแต่ละความยาวคลื่น

c คือความเข้มข้น (Concentration) ของสารดูดกลืนแสงในตัวกลางซึ่งมีค่าคงที่

d คือระยะทางเดินของแสง (Optical Path) ผ่านตัวกลาง

โดยที่กฎของเบียร์ได้กล่าวอีกว่า ความเข้มข้นของแสงที่ผ่านเข้าสู่ตัวกลางใดๆ จะมีค่าเท่ากับผลรวมของความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากตัวกลางและความเข้มของแสงที่ถูกดูดกลืนไปโดยที่ไม่ได้คำนึงผลของการสะท้อนกลับ (Reflected Light) และการกระเจิงของแสง (Scattered Light) ในตัวกลางนั้นๆ

2.2.1 การทะลุผ่านและการดูดกลืนของแสง (Transmittance and Absorbance of Light)

การทะลุผ่านของแสงถูกนิยามได้เป็นอัตราส่วนระหว่างความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านออกมาและความเข้มของแสงที่ตกกระทบ (Incident Light) ดังสมการที่ (2)

$$T = \frac{I}{I_0} = \exp[-(\text{Ext}(\lambda) \cdot c \cdot d)] \quad (2)$$

โดยที่การดูดกลืนของแสงถูกนิยามได้เป็นจำนวนลบของสมการลอการิทึมธรรมชาติ (Natural Logarithm) ของการทะลุผ่านของแสงดังสมการที่ (3)

$$A = -\ln T = \text{Ext}(\lambda) \cdot c \cdot d \quad (3)$$

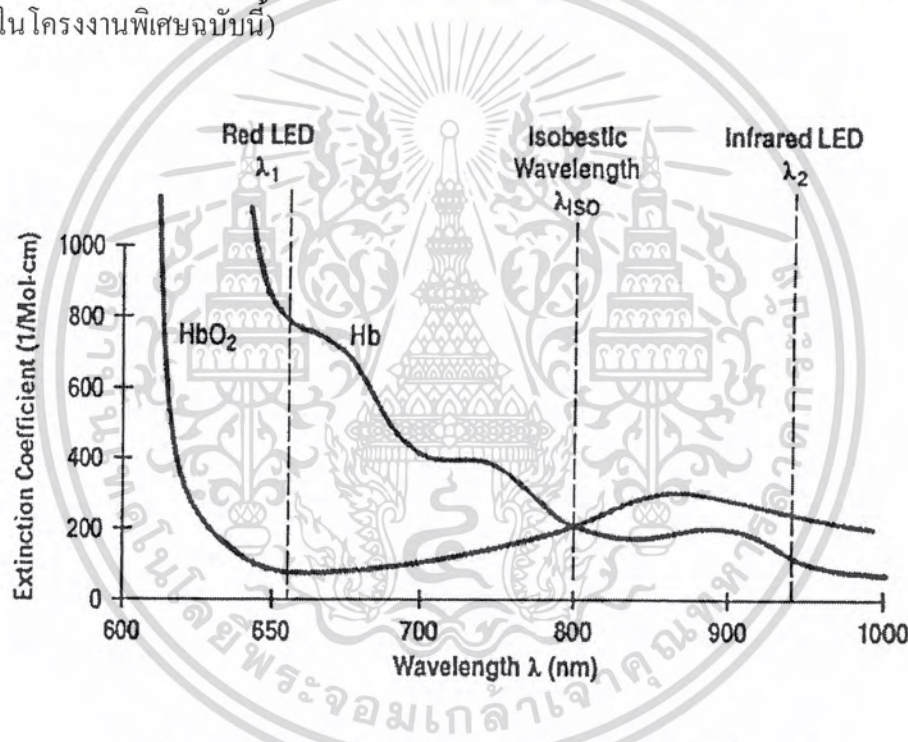
จากสมการข้างต้นเป็นการอธิบายถึงตัวกลางที่มีสารดูดกลืนชนิดเดียว (Single Absorbing Substance) แต่ถ้ามีสารดูดกลืนอยู่หลายชนิด (Multiple Absorbing Substance) สมการที่ (3) จะถูกเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (4)

$$A = \text{Ext}_1(\lambda) \cdot c_1 \cdot d_1 + \text{Ext}_2(\lambda) \cdot c_2 \cdot d_2 + \dots + \text{Ext}_n(\lambda) \cdot c_n \cdot d_n \quad (4)$$

ฮีโมโกลบินเป็นตัวดูดกลืนแสงหลัก (Main Absorbing Substance) ในเลือดแต่การดูดกลืนนี้ก็ยังแปรเปลี่ยนไปตามความยาวคลื่นของแสงที่ใช้อีกด้วยโดยปกติมนุษย์จะมีฮีโมโกลบินอยู่ 4 ชนิด คือ

- 1. ออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO_2)
- 2. ดิออกซีฮีโมโกลบิน (Deoxyhemoglobin, Hb)
- 3. เมทฮีโมโกลบิน (Mathemoglobin, MetHb)
- 4. คาร์บอกซีฮีโมโกลบิน (Carboxyhemoglobin, COHb)

ซึ่งฮีโมโกลบินทั้ง 4 ชนิดนี้จะมีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงในแต่ละความยาวคลื่นไม่เท่ากันดังรูปที่ 2.1 (ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของเมทฮีโมโกลบินและคาร์บอกซีฮีโมโกลบินจะไม่ถูกแสดงในโครงงานพิเศษฉบับนี้)



รูปที่ 2.1 สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินทั้ง 2 ชนิด

จากรูปที่ 2.1 จะเห็นได้ว่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงสีแดงสำหรับดิออกซีฮีโมโกลบินมีค่ามากกว่าออกซีฮีโมโกลบิน แต่เท่ากันในช่วงความยาวคลื่น 805 นาโนเมตรซึ่งถูกเรียกว่าจุดไอโซเบสติค (Isobestic point) และในช่วงแสงอินฟราเรด ดิออกซีฮีโมโกลบินจะมีการดูดกลืนน้อยกว่าออกซีฮีโมโกลบิน [7]

2.2.2 นิยามความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน (The Definition of Hemoglobin Saturation)

ฮีโมโกลบิน คือโปรตีนที่เป็นส่วนประกอบสำคัญของเม็ดเลือดที่ทำหน้าที่ในการจับและขนส่งออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างปอดและเนื้อเยื่อต่างๆของร่างกายของคนและสัตว์ชั้นสูงทุกชนิด พบประมาณ 95% ของน้ำหนักแห้งของเม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดที่มีฮีโมโกลบินในปริมาณสูง ก็จะสามารถขนส่งออกซิเจนได้มากประมาณว่าเม็ดเลือดแดงปริมาตร 1 มิลลิลิตร สามารถรับเอาออกซิเจนได้ที่ปริมาณสูงถึง 0.5 มิลลิลิตร โดยปกติความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ

1.ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินแบบฟังก์ชันนอล(Functional Hemoglobin Saturation)

2.ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินแบบแฟรกชันนอล(Fractional Hemoglobin Saturation)

ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินแบบฟังก์ชันนอลเป็นความอิ่มตัวที่ถูกวัดออกมาในรูปของเปอร์เซ็นต์ โดยนำเอาความเข้มข้นของออกซิฮีโมโกลบินหารด้วยผลรวมของออกซิฮีโมโกลบินและดิวอกซิฮีโมโกลบิน ดังสมการที่ (5)

$$\text{Functional SpO}_2 = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{HbO}_2] + [\text{Hb}]} \times 100 \quad (5)$$

ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินแบบแฟรกชันนอลเป็นความอิ่มตัวที่ถูกวัดออกมาในรูปของเปอร์เซ็นต์เหมือนกัน แต่หาจากความเข้มข้นของออกซิฮีโมโกลบินหารด้วยผลรวมของฮีโมโกลบินทุกชนิด (Total Hemoglobin) ดังสมการที่ (6)

$$\text{Functional SpO}_2 = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{HbO}_2] + [\text{HbO}_2] + [\text{MetHb}] + [\text{CoHb}]} \times 100\% \quad (6)$$

แต่โดยปกติแล้วการหาปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดจะถูกหาคำนวณด้วยวิธีฟังก์ชันนอล เนื่องจากปริมาณความเข้มข้นของเมทฮีโมโกลบิน และคาร์บอกซีฮีโมโกลบินนั้นมีค่าน้อยเมื่อถูกนำมาเปรียบเทียบกับออกซิฮีโมโกลบิน และดิวอกซิฮีโมโกลบิน ด้วยเหตุนี้จึงไม่ถูกนำมาคิด เพราะฉะนั้นในโครงการนี้จะหาความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดด้วยวิธีฟังก์ชันนอล ดังนั้นสมการที่ (5) สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของความเข้มข้นของออกซิฮีโมโกลบิน และดิวอกซิฮีโมโกลบินได้ ดังสมการที่ (7) และ (8)

$$[\text{HbO}_2] = \text{SpO}_2 \cdot ([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}]) \quad (7)$$

$$[\text{HbO}_2] = (1 - \text{SpO}_2) \cdot ([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}]) \quad (8)$$

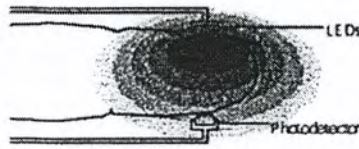
2.2.3 หลักในการเลือกใช้ความยาวคลื่น (Criteria for the Choice of Wavelength)

จากรูปที่ 2.1 สังเกตเห็นได้ว่าในช่วงความยาวคลื่นน้อยกว่า 600 นาโนเมตรมีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่ค่อนข้างมาก ดังนั้นจะไม่ใช้แสงที่มีความยาวคลื่นในช่วงนี้เพราะจะทำให้ยากในการตรวจวัดแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ อีกประการที่ใช้ในการตัดสินใจคือต้องการสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของออกซิฮีโมโกลบินและดีออกซิฮีโมโกลบินของแสงที่มีความแตกต่างกันเนื่องจากจะทำให้สามารถตรวจวัดความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณได้ง่าย แม้กระทั่งตอนที่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินเพียงเล็กน้อย ดังนั้นจึงเลือกใช้ความยาวคลื่นในช่วงแสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 640 นาโนเมตร [8]

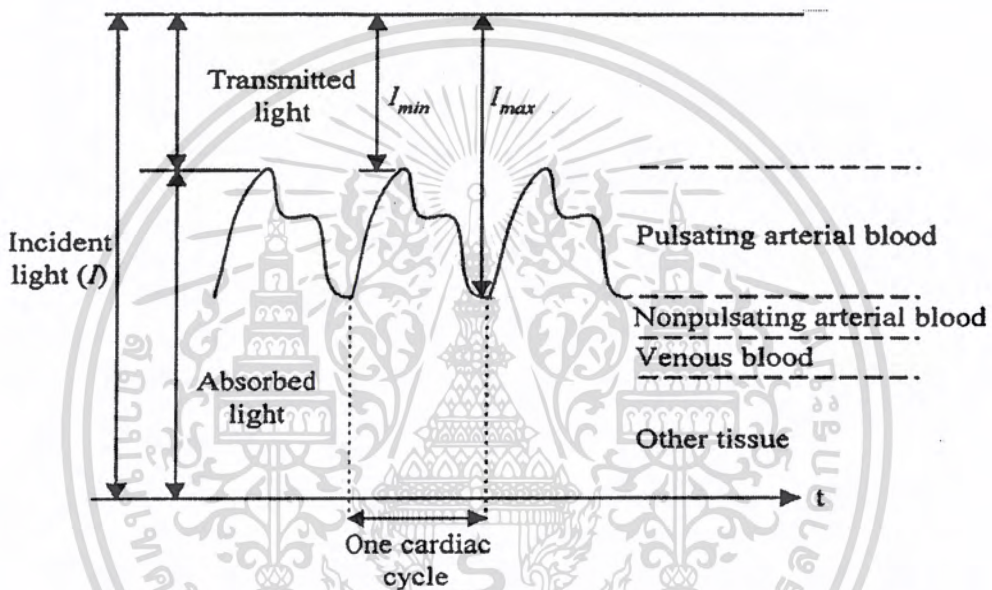
2.2.4 หลักการวัดการทะลุผ่าน (The Principle of Transmittance Measurement)

การวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด อาศัยหลักการทางแสง 2 หลักการ คือ 1. ปริมาณความเข้มของแสงที่ผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อจะถูกดูดกลืนโดยออกซิฮีโมโกลบิน และดีออกซิฮีโมโกลบินแตกต่างกัน ดังนั้นความเข้มของแสงที่ถูกดูดกลืนไปในเนื้อเยื่อย่อมต้องมีความสัมพันธ์กับปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน และ 2. ปริมาตรของเลือดในหลอดเลือดที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการเต้นของชีพจรยังส่งผลต่อการดูดกลืนของแสง คือ ในช่วงที่หัวใจบีบตัวเลือดจะถูกฉีดส่งไปยังหลอดเลือดให้ปริมาตรของเลือดในหลอดเลือดเพิ่มขึ้น เป็นผลให้การดูดกลืนของแสงเพิ่มขึ้นตามไปด้วย และในช่วงที่หัวใจคลายตัวก็จะทำให้ปริมาตรของเลือดในหลอดเลือดลดลง และส่งผลให้การดูดกลืนแสงในช่วงนี้ลดลงมาต่ำสุดด้วย แต่ความจริงแล้วแสงไม่ได้ถูกดูดกลืนไปในเลือดเท่านั้น แต่ยังรวมไปถึงตัวดูดกลืนที่มีขนาดคงที่ คือ สีผิว และกระดูก (Nonpulsatile Components) อีกด้วย [7]

เครื่องวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดนี้สามารถวัดได้โดยการใช้ไดโอดเปล่งแสง (LEDs) สองตัวผ่านแสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรสลับกับแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตรเข้าไปในเนื้อเยื่อ 9(นิ้ว) แล้วตรวจวัดแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อโดยตัวตรวจวัดแสง (Photodiode) ที่ถูกติดตั้งอยู่ด้านตรงข้ามกับไดโอดเปล่งแสงทั้งสองตัวดังรูปที่ 2.2 [7]



รูปที่ 2.2 การส่องแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ



รูปที่ 2.3 ปริมาณความเข้มของแสงที่ถูกดูดกลืน และทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ

จากรูปที่ 2.3 จะเห็นว่าปริมาณความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อระหว่างที่หัวใจคลายตัวจะมีปริมาณความเข้มของแสงสูงสุด (I_{max}) ดังสมการที่ (9) โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดคือ d_{min} [7]

$$I_{max} = I_0 \exp(-\text{Ext}(\text{DC}) \cdot [\text{DC}] \cdot d_{dc} - \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda) \cdot [\text{HbO}_2] \cdot d_{min} - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda) \cdot [\text{Hb}] \cdot d_{min}) \quad (9)$$

ส่วนในช่วงที่หัวใจบีบตัว ปริมาณเลือดในหลอดเลือดจะเพิ่มมากขึ้นทำให้หลอดเลือดขยายตัว โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางคือ d_{max} ทำให้ปริมาณความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านออกมามีค่าต่ำสุด I_{min} ดังสมการที่ (10) [7]

$$I_{\min} = I_0 \exp(-\text{Ext}(\text{DC}) \cdot [\text{DC}] \cdot d_{\text{dc}} - \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda) \cdot [\text{HbO}_2] \cdot d_{\max} - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda) \cdot [\text{Hb}] \cdot d_{\max}) \quad (10)$$

นำสมการที่ (9) หาค่าด้วยสมการที่ (10) และจัดสมการใหม่ด้วยลอการิทึมธรรมชาติ ดังสมการที่(11)

$$\ln \frac{I_{\max}(\lambda)}{I_{\min}(\lambda)} = \Delta d (\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda) \cdot [\text{HbO}_2] + (\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda) \cdot [\text{Hb}])) \quad (11)$$

ซึ่ง Δd คือ ผลต่างของเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดแดง ($d_{\max} - d_{\min}$) ดังนั้นจากสมการที่ (11) ถ้าวัดปริมาณความเข้มของแสงสองความยาวคลื่นเปรียบเทียบกับกันจะให้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (12) และสมการที่ (13) ซึ่งถูกเรียกว่าอัตราส่วนของการดูดกลืน (Absorbance Ratio, R) และแฟกเตอร์ Δd จะถูกขจัดทิ้งไปด้วย [7]

$$R = \frac{\ln \frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)}}{\ln \frac{I_{\max}(\lambda_2)}{I_{\min}(\lambda_2)}} \quad (12)$$

$$R = \frac{\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1) \cdot [\text{HbO}_2] + \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1) \cdot [\text{Hb}]}{\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2) \cdot [\text{HbO}_2] + \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) \cdot [\text{Hb}]} \quad (13)$$

ซึ่งสามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปความสัมพันธ์ของค่าปริมาณความเข้มข้นตัวของออกซิเจนในเลือดได้โดยนำสมการที่ (7) และสมการที่ (8) แทนลงในสมการที่ (13) ดังสมการที่ (14)

$$R = \frac{\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1) \cdot (\text{SpO}_2) + \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1) \cdot (1 - \text{SpO}_2)}{\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2) \cdot (\text{SpO}_2) + \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) \cdot (1 - \text{SpO}_2)} \quad (14)$$

ซึ่งสมการที่ (14) สามารถถูกเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (15) [7]

$$\text{SpO}_2 = \frac{R \cdot \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1)}{R \cdot [\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) - \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2)] + \text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1) - \text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1)} \quad (15)$$

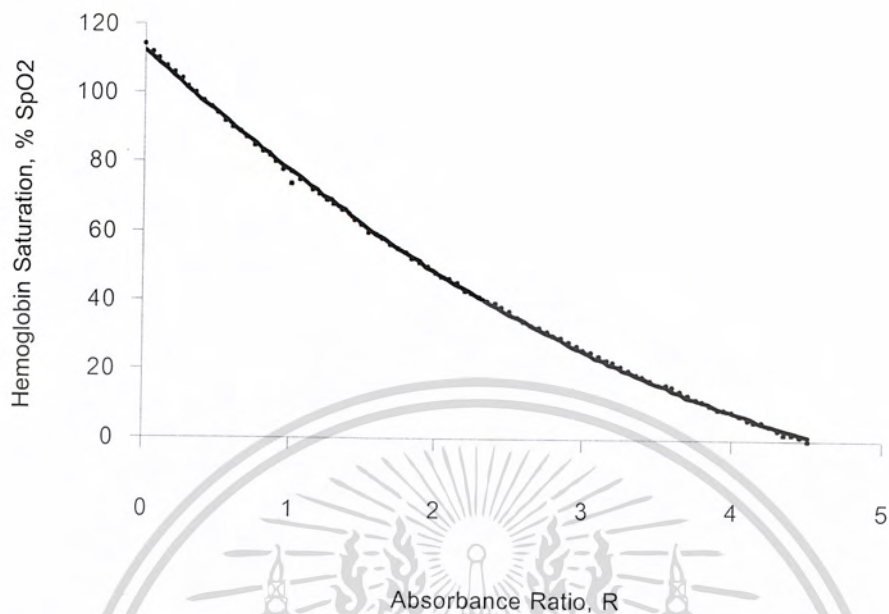
ตารางที่2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดและค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง

อัตราส่วนการดูดกลืน (R)	ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน (%SpO2)	อัตราส่วนการดูดกลืน (R)	ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน (%SpO2)
4.50	0	3.05	25
4.45	1	3.00	26
4.40	2	2.95	27
4.35	2	2.90	28
4.30	3	2.85	29
4.25	4	2.80	30
4.20	5	2.75	31
4.15	5	2.70	32
4.10	6	2.65	33
4.05	7	2.60	34
4.00	8	2.55	35
3.95	9	2.50	37
3.90	9	2.45	38
3.85	10	2.40	39
3.80	11	2.35	40
3.75	12	2.30	41
3.70	13	2.25	42
3.65	14	2.20	43
3.60	15	2.15	45
3.55	16	2.10	46
3.50	16	2.05	47
3.45	17	2.00	48
3.40	18	1.95	50
3.35	19	1.90	51
3.30	20	1.85	52
3.25	21	1.80	54
3.20	22	1.75	55
3.15	23	1.70	56
3.10	24	1.65	58

ตารางต่อ

อัตราส่วนการดูดกลืน (R)	ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน (%SpO2)	อัตราส่วนการดูดกลืน (R)	ความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน (%SpO2)
1.60	59	0.75	85
1.55	60	0.70	87
1.50	62	0.65	89
1.45	63	0.60	90
1.40	65	0.55	92
1.35	66	0.50	94
1.30	68	0.45	96
1.25	69	0.40	98
1.20	71	0.35	100
1.15	72	0.30	102
1.10	74	0.25	104
1.05	75	0.20	106
1.00	77	0.15	108
0.95	78	0.10	110
0.90	80	0.05	112
0.85	82	0.00	114
0.80	83		

สำหรับ $\lambda_1 = 660 \text{ nm}$, $\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_1) = 810 \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$, $\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_1) = 100 \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$
 $\lambda_2 = 940 \text{ nm}$, $\text{Ext}(\text{Hb}, \lambda_2) = 180 \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$, $\text{Ext}(\text{HbO}_2, \lambda_2) = 290 \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$



รูปที่2.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดและค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง

2.2.5 การประมวลสัญญาณ (The Signal Processing)

ในการหาค่าอัตราส่วนของการดูดกลืน ความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อจะถูกแยกออกเป็น 2 ส่วนคือ ในส่วนที่เป็น AC และ DC โดยใช้สมการอนุพันธ์ ซึ่งจากสมการที่ (1) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$I = I_0 \exp(-\alpha L) \tag{16}$$

จากสมการที่ (16) นำมาหาอนุพันธ์ โดยการดิฟเฟอเรนเชียลเทียบกับเวลาดังสมการที่ (17)

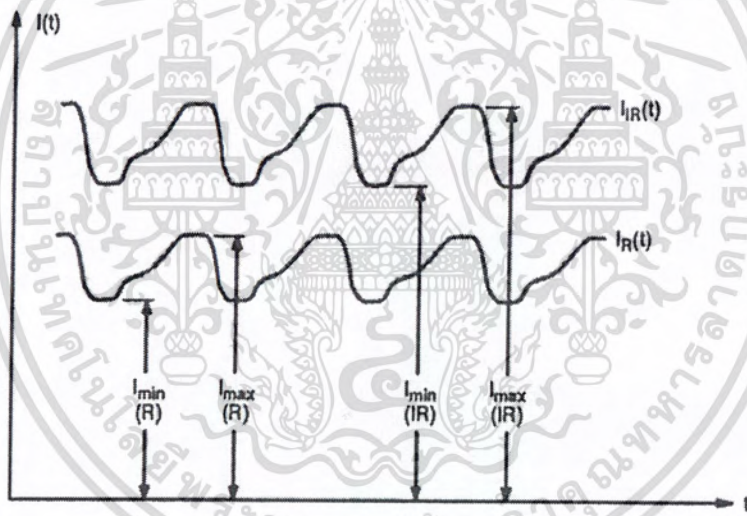
$$\frac{dI}{dt} = I_0 e^{-\alpha L} \left(-\alpha \frac{dL}{dt} \right) \tag{17}$$

นำสมการที่ (16) มาหารที่ (17)

$$\frac{dI/dt}{I} = -\alpha \frac{dL}{dt} \quad (18)$$

ซึ่ง dI/dt คือสัญญาณส่วนที่เป็น AC เพราะฉะนั้นถ้าวัดความเข้มของแสงทั้งสองความยาวคลื่น เปรียบเทียบกันก็จะได้เป็นค่าอัตราส่วนของการดุดกลืนแสงดังสมการที่ (19)

$$R = \frac{\frac{dI_R/dt}{I_{IR}}}{\frac{dI_{IR}/dt}{I_{IR}}} = \frac{\frac{\Delta I_R}{I_{IR}}}{\frac{\Delta I_{IR}}{I_{IR}}} \quad (19)$$



รูปที่ 2.5 ปริมาณความเข้มสูงสุดและต่ำสุดของแสงในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจ

เพราะฉะนั้น จากรูปที่ 2.5 จะได้ค่าอัตราส่วนของการดุดกลืน ดังสมการที่ (20) [7]

$$R = \frac{\frac{I_{\max_R} - I_{\min_R}}{I_{\min_R}}}{\frac{I_{\max_IR} - I_{\min_IR}}{I_{\min_IR}}} = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (20)$$

2.3 ทฤษฎีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 (Microcontroller)

ในส่วนนี้จะเป็นการอธิบายเพื่อให้เข้าใจถึงโครงสร้างที่มีอยู่ในตัวของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เพื่อใช้เป็นพื้นฐานสำหรับการเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานของเครื่องมือวัด

2.3.1 คุณลักษณะพื้นฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

MCS-51 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลหนึ่งที่ได้รับคามนิยมอย่างกว้างขวางซึ่งสังเกตได้จากการที่โครงสร้างหลักของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้ยังคงเหมือนเดิม อีกทั้งโปรแกรมเดิมนั้นยังสามารถนำมาใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นใหม่ ๆ ได้ทั้งที่ไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นใหม่มีประสิทธิภาพและความเร็วสูงกว่าเดิม คุณสมบัติพื้นฐานต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 แสดงได้ดังต่อไปนี้

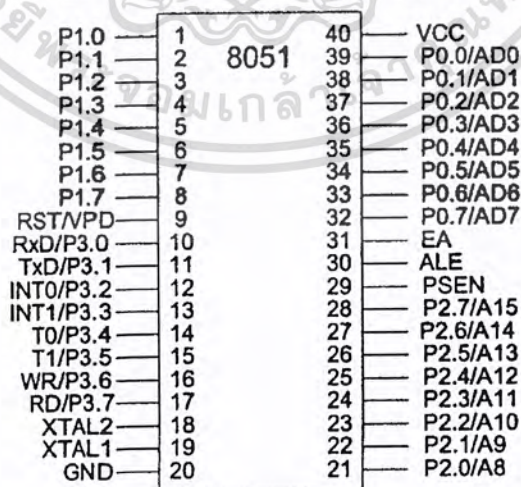
1. เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำงานแบบ 8 บิต
2. มีแอดเดรสบัสกว้าง 16 บิต
3. รีจิสเตอร์ขนาด 8 บิตจำนวน 34 ตัว
4. รีจิสเตอร์ขนาด 16 บิตจำนวน 2 ตัว
5. หน่วยความจำแบบสแต็กมีขนาด 128 ไบต์
6. มีหน่วยความจำแรม (RAM) ภายใน 128 ไบต์ (8051/8031) หรือ 256 ไบต์ (8052/8032)
7. อ้างอิงหน่วยความจำภายนอกได้สูงสุด 128 กิโลไบต์ (ข้อมูล 64 กิโลไบต์ โปรแกรม 64 กิโลไบต์)
8. มีแฟล็กเก็บสถานะการทำงาน 4 ตัว
9. มีไทม์เมอร์ 2 ตัว ในไอซีเบอร์ 8051 และ 8031
มีไทม์เมอร์ 3 ตัว ในไอซีเบอร์ 8052 และ 8032
10. มีพอร์ตแบบขนาน 4 พอร์ต
11. มีพอร์ตแบบอนุกรม 1 พอร์ต ทำงานแบบฟูลดูเพล็กซ์ (Full-Duplex)
12. บางรุ่นมีหน่วยความจำ ROM, EPROM และ EEPROM ในตัวเอง
13. มีพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต (I/O Port) จำนวน 32 บิต
14. มีวงจรออสซิลเลเตอร์ (Oscillator) และวงจรผลิตสัญญาณนาฬิกา (Clock) ภายในไอซี
15. มีแหล่งกำเนิดอินเทอร์รัพ (Interrupt) 5 แหล่ง (8051/8031) และ 6 แหล่ง (8052/8032)
16. มีคำสั่งคำนวณทางคณิตศาสตร์ และตรรกศาสตร์ (Boolean Processor)

นอกจากนี้คุณสมบัติพื้นฐานดังกล่าวมาแล้วนี้ ในไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์บางเบอร์จะมีความสามารถที่สูงกว่าที่กำหนดเอาไว้อีกหลายอย่าง ซึ่งก็แล้วแต่ว่าผู้ผลิตไอซีออกแบบไว้อย่างไร แต่จุดหนึ่งที่ไอซีทุกเบอร์มีเหมือนกันคือ สามารถใช้คำสั่งพื้นฐานและมีความสามารถพื้นฐานเหมือนกัน ดังนั้นการเขียนโปรแกรมตามมาตรฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 จะทำให้ผู้พัฒนาสามารถนำไปใช้กับไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นอื่นๆ ได้อีกด้วย

ปัจจุบันเทคโนโลยีทางการสร้างไมโครคอนโทรลเลอร์แบบชิปเดี่ยว (Single Chip) ก้าวหน้าไปกว่าเดิมมากขึ้นคือในไอซีเบอร์ 80C51 และ 80C52 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถโปรแกรมเก็บเอาไว้ในตัวได้เลย แต่การโปรแกรมนั้นต้องอาศัยข้อมูลในการเขียนจากโรงงานผลิตซึ่งไม่เหมาะสมสำหรับนักพัฒนาทั่วไป ทางผู้ผลิตจึงปรับเปลี่ยนรูปแบบการปรับปรุงไอซีมาเป็นแบบ EPROM แต่ก็มีปัญหาในเรื่องการลบข้อมูลในตัวชิพ เพราะจะต้องอาศัยเครื่องลบแบบแสงอุลตราไวโอเลต หลังจากนั้นจึงมีผู้ผลิตชิพที่สามารถโปรแกรมและลบได้ด้วยการใช้กระแสไฟฟ้า ทำให้ต้นทุนในการเขียนและลบข้อมูลในชิพถูกลงมากทำให้มีผู้นิยมเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถเขียนและลบด้วยสัญญาณทางไฟฟ้ามากขึ้น

2.3.2 การจัดขาของไอซี (Pins)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 นั้นมีการออกแบบให้มีตัวถังหลายแบบ แต่ในที่นี้จะขอกล่าวถึงเฉพาะตัวถังแบบดิพ (DIP) 40ขาซึ่งเป็นแบบที่ผู้วิจัยได้นำมาใช้ในโครงงานพิเศษนี้ ดังแสดงในรูป 2.6



รูปที่ 2.6 การจัดขาของ MCS-51 พื้นฐาน

1. ขาที่ 1 ถึง 8 ทำหน้าที่เป็นพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต ซึ่งเรียกว่าพอร์ต 1 หรือ P0 พอร์ตนี้สามารถใช้งานได้ทั่วไป แต่ในบางรุ่น เช่น 8052/8032 ที่ขา P1.0 และ P1.1 จะเป็นขาที่ใช้กับไทมเมอร์ 2 คู่
2. ขาที่ 9 เป็นขาสำหรับสร้างสัญญาณรีเซ็ต (Reset Signal) แก่ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีข้อกำหนดเอาไว้ว่า จะต้องจ่ายแรงดันไปที่ขานี้น้อยน้อยเป็นเวลา 2 แมกซีนไซเคิลแล้วหยุดป้อนแรงดัน
3. ขาที่ 10 ถึง 17 ทำหน้าที่เป็นพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต ซึ่งเรียกว่าพอร์ต 3 หรือ P3 แต่มันยังมีหน้าที่พิเศษอย่างอื่นอีก ซึ่งแสดงได้ดังตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 หน้าที่พิเศษของพอร์ต 3

ชื่อขา	หน้าที่
P3.0	RxD ใช้ในการรับข้อมูลจากการสื่อสารแบบอนุกรม
P3.1	TxD ใช้ในการส่งข้อมูลสำหรับการสื่อสารแบบอนุกรม
P3.2	INT0 ใช้ในการรับสัญญาณการอินเทอร์รัพท์จากอุปกรณ์ภายนอกตัวไมโครคอนโทรลเลอร์
P3.3	INT1 ใช้ในการรับสัญญาณการอินเทอร์รัพท์จากอุปกรณ์ภายนอกตัวไมโครคอนโทรลเลอร์
P3.4	T0 ใช้ร่วมกับไทมเมอร์/เคาน์เตอร์ 0
P3.5	T1 ใช้ร่วมกับไทมเมอร์/เคาน์เตอร์ 1
P3.6	WR ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อบอกแก่หน่วยความจำข้อมูลว่ากำลังส่งข้อมูลจากบัสข้อมูลไปเก็บในหน่วยความจำ ณ ตำแหน่งที่ชี้โดยแอสเซมบลี
P3.7	RD ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อบอกแก่หน่วยความจำข้อมูลว่าต้องการอ่านข้อมูลจากบัสข้อมูลไปเก็บในหน่วยความจำ ณ ตำแหน่งที่ชี้โดยแอสเซมบลี

4. ขาที่ 18 และ 19 เป็นขาที่ใช้สำหรับต่อกับวงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา
5. ขาที่ 20 เป็นขาที่ใช้สำหรับต่อลงกราวด์
6. ขาที่ 20 ถึง 28 ทำหน้าที่เป็นพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต ซึ่งเรียกว่า พอร์ต 2 หรือ P2 นอกจากนี้ยังมีหน้าที่พิเศษอีกอย่าง คือ ทำหน้าที่เป็นแอดเดรสบัสที่ส่งไบต์สูงออกจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์อีกด้วย (ใช้คู่กับพอร์ต 0 หรือ P0)
7. ขาที่ 29 หรือ PSEN ขานี้เมื่อใดที่มีสถานะเป็น "0" นั้นหมายความว่าไมโครคอนโทรลเลอร์กำลังอ่านข้อมูลโปรแกรมจากหน่วยความจำภายนอก
8. ขาที่ 30 หรือ ALE เป็นขาที่ทำหน้าที่บอกให้รู้ว่ามีการส่งข้อมูลที่เป็นตำแหน่งออกมาจากพอร์ต 0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพราะว่าพอร์ต 0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์นี้สามารถที่จะส่งได้ทั้งข้อมูลที่เป็นตำแหน่งของหน่วยความจำ และข้อมูล

- 9. ขาที่ 31 หรือ EA เป็นขาที่ทำหน้าที่ใช้ในการกำหนดว่า ในการทำงานจะให้อ่านข้อมูลโปรแกรมจากในตัวชิพเอง หรือจากหน่วยความจำโปรแกรมภายนอก โดยถ้าขานี้มีสถานะเป็น “0” จะใช้หน่วยความจำโปรแกรมจากภายนอก แต่ถ้าเป็น “1” แสดงว่าให้ใช้หน่วยความจำโปรแกรมจากภายในตัวชิพไมโครคอนโทรลเลอร์เอง
- 10. ขาที่ 32 ถึง 39 ทำหน้าที่เป็นพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต ซึ่งเรียกว่าพอร์ต 0 หรือ PO นอกจากนี้ยังมีหน้าที่พิเศษอีก นั่นก็คือ ทำหน้าที่เป็นแอดเดรสบััสที่ส่งไบต์ค่าออกจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ และยังทำหน้าที่รับส่งข้อมูลได้ด้วย
- 11. ขาที่ 40 หรือ VCC มีหน้าที่สำหรับจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง ปกติแล้วเราจะใช้ไฟฟ้าที่มีแรงดัน 5 โวลต์

2.3.3 ระบบหน่วยความจำ (Memory)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ได้แบ่งหน่วยความจำออกเป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ

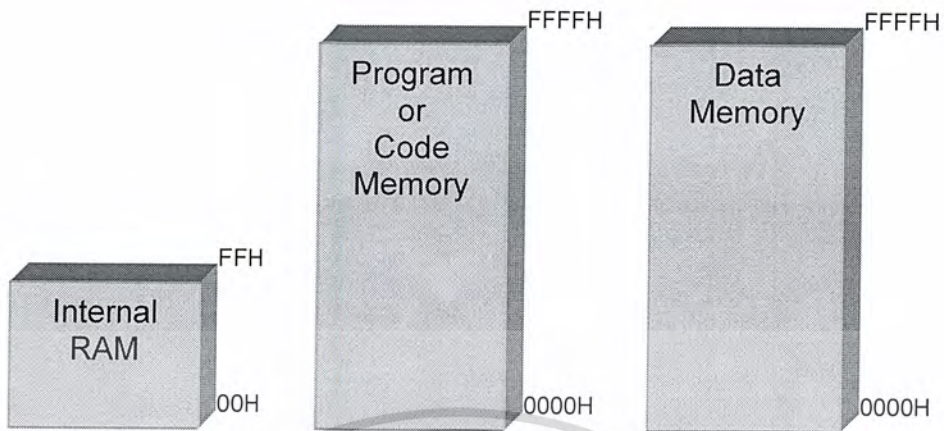
- 1. หน่วยความจำชั่วคราวภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ (Internal RAM)
- 2. หน่วยความจำโปรแกรม (Program Memory) มีได้สูงสุด 64 กิโลไบต์
- 3. หน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) มีได้สูงสุด 64 กิโลไบต์

แต่เนื่องจากระบบแอสเครดบััสของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 มีขนาด 16 บิตทำให้สามารถอ้างอิงหน่วยความจำได้เพียง 64 กิโลไบต์เท่านั้น ดังนั้นหน่วยความจำโปรแกรมกับหน่วยความจำข้อมูลจะซ้อนทับกันอยู่ คือมีแอสเครดในช่วง 0000H - FFFFH ตัวที่เป็นตัวแยกว่ากำลังอ้างอิงถึงหน่วยความจำประเภทใดนั้นก็คือขา PSEN, RD และ WR โดยจำแนกได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 การอ้างอิงหน่วยความจำ

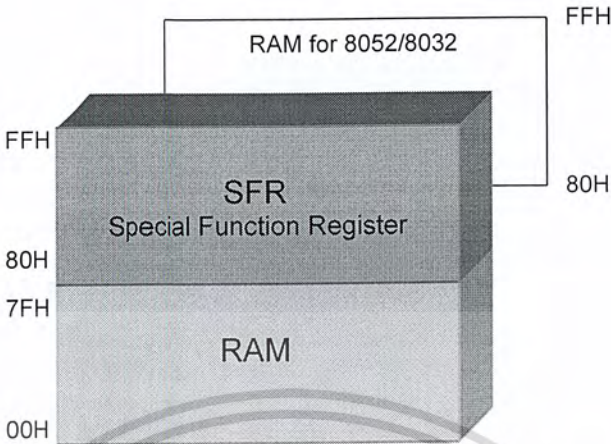
การทำงาน	PSEN	WR	RD
อ่านข้อมูลโปรแกรมจากหน่วยความจำโปรแกรม	HI	LOW	LOW
อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำข้อมูล	LOW	HI	LOW
เขียนข้อมูลเก็บในหน่วยความจำโปรแกรม	LOW	LOW	HI

จากรูปที่ 2.7 จะเห็นได้ว่าหน่วยความจำโปรแกรมเรานิยมใช้รอม หรือ EPROM เพราะปกติไมโครคอนโทรลเลอร์ต้องการอ่านคำสั่งจากหน่วยความจำเท่านั้น (จะไม่เขียนทับ) แต่สำหรับหน่วยความจำข้อมูลจำใช้แรมหรือเอสแรม เพราะสามารถที่จะเขียนและลบได้



รูปที่ 2.7 การจัดหน่วยความจำของ MCS-51

ถ้าต้องการให้สามารถดาวน์โหลดโปรแกรมจากเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลแล้วให้โปรแกรมนั้นทำงานได้ด้วย จำเห็นว่าจะขัดกับโครงสร้างของหน่วยความจำในรูป 2.8 แต่ในความเป็นจริงนั้นสามารถทำได้นั้นคือใช้หน่วยความจำเป็นแอสแรมเป็นทั้งหน่วยความจำข้อมูลและหน่วยความจำโปรแกรมในตัวเดียวกันหรือที่เรียกว่าการทำ Overlapped Memory หรือ Combine Memory วิธีการทำคือต่อขา PSEN กับ RD ของไมโครคอนโทรลเลอร์เข้ากับแนนด์เกต (NAND Gate) แต่ถ้าไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เราใช้มีหน่วยความจำโปรแกรมภายในเช่น AT89C51 ถ้าขา EA ของไมโครคอนโทรลเลอร์มีสถานะเป็น “0” ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะมองว่าหน่วยความจำโปรแกรมนั้นอยู่ภายนอกทั้งหมด ไม่ว่าเราจะเขียนโปรแกรมอะไรลงไปในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ มันก็จะไม่ทำงาน ถ้าต้องการให้โปรแกรมในตัวของไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงานก่อนจะต้องทำให้สถานะของขา EA เป็น “1” เมื่อเริ่มการทำงานไมโครคอนโทรลเลอร์จะมองว่า ณ ตำแหน่ง 0000H จนถึงตำแหน่งสุดท้ายของหน่วยความจำที่มีอยู่ในตัวของมันเป็นหน่วยความจำที่ใช้ทำงาน ซึ่งถ้าต่อ EPROM ให้มีตำแหน่ง 0000H- 7FFFH ก็จะได้ว่าตำแหน่งที่ซ้อนทับกับตำแหน่งในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะไม่ทำงาน ต่อไปจะเป็นรายละเอียดของหน่วยความจำชั่วคราวภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ดังแสดงในรูป 2.8



รูปที่ 2.8 ส่วนต่างๆ ของหน่วยความจำชั่วคราว

จากรูปที่ 2.8 จะเห็นว่าหน่วยความจำส่วนนี้ถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ 00H-7FH กับ 80H-FFH โดยในส่วนแรกเป็นหน่วยความจำทั่วไป และในส่วนที่สองเป็นหน่วยความจำพิเศษที่ใช้สำหรับกำหนดการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งเราเรียกว่า SFR (Special Function Registers) สำหรับส่วนที่เขียนว่า RAM for 8052/8032 เป็นหน่วยความจำที่มีเฉพาะในตัวชิพตระกูล 8052 เท่านั้น ซึ่งการใช้หน่วยความจำส่วนนี้ไม่สามารถติดต่อได้โดยตรงแต่จะต้องเข้าถึงโดยวิธีการทางอ้อม (Indirect) เท่านั้น

เมื่อมองลึกลงไปถึงรายละเอียดในส่วนของหน่วยความจำทั่วไปหรือแรมที่ตำแหน่ง 00H-7FH จะสามารถจำแนกเป็นส่วนต่างๆ ได้ดังรูปที่ 2.9

00H	R0	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	Register Bank 0
08H	R0	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	Register Bank 1
10H	R0	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	Register Bank 2
18H	R0	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	Register Bank 3
20H	00	08	10	18	20	28	30	38	Register Bank 4
Bit Register (00H-7FH)									
28H	40	48	50	58	60	68	70	78	
30H	General and Stack memory								
7FH									

รูปที่ 2.9 รายละเอียดของหน่วยความจำ

ตารางที่ 2.4 หน้าที่ของหน่วยความจำทั่วไป

ตำแหน่ง	หน้าที่
00-1FH	หน้าที่ register bank จำนวน 4 bank โดยแต่ละ bank มีขนาด 8 ไบต์ เรียกว่า R0-R7 โดยการเลือกจะใช้ bank ไหนจะต้องกำหนดในรีจิสเตอร์ที่ชื่อ PSW
20H-2FH	เป็น bit register การใช้งานจะเป็นแบบบิตเท่านั้น
30H-7FH	เป็นส่วนที่ผู้ใช้สามารถใช้งานทั่วไปได้ แต่อย่างไรก็ตามหน่วยความจำส่วนนี้จะถูกกันพื้นที่เอาไว้สำหรับเป็นหน่วยความจำสแต็กด้วย ดังนั้น ยิ่งสแต็กมีขนาดมากขึ้นเท่าใด หน่วยความจำใช้งานสำหรับเขียนโปรแกรมก็เหลือน้อยลงเท่านั้น

หน้าที่ของหน่วยความจำส่วนต่างๆ ที่อยู่ในหน่วยความจำทั่วไปจะแสดงได้ดังตารางที่ 2.4 และหน้าที่ของหน่วยความจำ SFR จะแสดงได้ดังต่อไปนี้

1. **ACC** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต หรือ 1 ไบต์ เอาไว้ใช้งานทั่วไป และเป็นตัวเก็บผลลัพธ์และค่าเริ่มต้นในการทำงานคำสั่งเกี่ยวกับการคำนวณทางคณิตศาสตร์/ตรรกศาสตร์ การเข้าถึงรีจิสเตอร์ตัวนี้สามารถใช้เป็นไบต์หรือบิตก็ได้
2. **B** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต หรือ 1 ไบต์ ใช้งานทั่วไปและใช้งานเกี่ยวกับการคูณและหาร มักใช้คู่กับรีจิสเตอร์ ACC การเข้าถึงหน่วยความจำชนิดนี้สามารถทำได้ทั้งระดับไบต์และบิต
3. **PSW** หรือ Program Status Word เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่เก็บสถานะของการทำงานของคำสั่ง คือ เมื่อมีการทำงาน 1 คำสั่งเสร็จแล้ว ผลลัพธ์หรือผลกระทบจากคำสั่งนั้นๆ จะบันทึกเอาไว้ในรีจิสเตอร์ PSW ปกติเราเรียก PSW ว่าแฟล็กรีจิสเตอร์ (Flag Register)
4. **P0/P1/P2/P3** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ทำหน้าที่ในการเก็บข้อมูลในการติดต่อกับพอร์ต 0 ถึง พอร์ต 3 ตามลำดับ การเข้าถึงรีจิสเตอร์นั้น สามารถเข้าถึงได้ทั้งแบบไบต์และบิต
5. **DPL/DPH** หรือ DPTR เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต (DPTR มีขนาด 16 บิต โดยเก็บไบต์ต่ำใน DPL และเก็บไบต์สูงใน DPH) โดยรีจิสเตอร์ตัวนี้จะทำหน้าที่ชี้ไปยังตำแหน่งของหน่วยความจำข้อมูลภายนอกตัวไมโครคอนโทรลเลอร์
6. **SP** หรือ Stack Pointer เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่เก็บค่าตำแหน่งของหน่วยความจำสำรองในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ว่าจะเริ่มเก็บข้อมูลสแต็กเอาไว้ ณ ตำแหน่งใด

7. **IE** หรือ Interrupt Enable เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ใช้สำหรับกำหนดว่าจะให้อินเทอร์รัพท์ตัวใดทำงาน หรือไม่ทำงาน
8. **IP** หรือ Interrupt Priority เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่กำหนดลำดับความสำคัญของสัญญาณอินเทอร์รัพท์
9. **TL0/TH0 , TL1/TH1 , TL2/TH2** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่เก็บข้อมูลจากการทำงาน ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ โดยที่ TL0/TH0 จะเป็นของไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ 0 และส่วนที่เหลือก็จะเป็นของไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ 1 และ 2 ตามลำดับ
10. **TCON** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์
11. **TMOD** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ทำหน้าที่กำหนดโหมดการทำงานของไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์
12. **SCON** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของพอร์ตสื่อสารแบบอนุกรม
13. **SBUF** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่เก็บข้อมูลที่ใช้ในการสื่อสารแบบอนุกรม คือ ถ้าอ่านข้อมูลจาก SBUF ก็จะเป็นการอ่านข้อมูลจากพอร์ตสื่อสารอนุกรมว่ามีข้อมูลอะไร แต่ถ้าจ่ายค่าแก่ SBUF ก็จะเป็นการส่งข้อมูลที่เรากำลังต้องการไปทางพอร์ตอนุกรมนั่นเอง
14. **PCON** เป็นรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต ที่ทำหน้าที่ควบคุมอัตราการรับส่ง หรืออัตราบอด (Baud) สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรม และใช้สำหรับควบคุมระบบประหยัดพลังงาน ของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51

2.3.4 ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ (Timer/Counter)

ไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ คือ วงจรที่ทำหน้าที่นับความถี่ของสัญญาณนาฬิกา หรือนับจำนวนครั้งความเปลี่ยนแปลงของลอจิก ซึ่งสามารถนำความสามารถของระบบไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ไปประยุกต์ใช้ได้หลายอย่าง ไม่ว่าจะเป็นนำไปใช้ทำเป็น RTC (Real Time Clock) ของระบบที่เราต้องการ หรือเอาไว้สร้างสัญญาณพัลส์ได้ โดยที่ความแตกต่างในการทำงานระหว่างไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์ คือ

ไทม์เมอร์ เป็นการนับจำนวนสัญญาณนาฬิกาของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยจะนับสัญญาณนาฬิกาจำนวน 12 ลูก ต่อการเปลี่ยนแปลง 1 ครั้ง นั่นหมายความว่าไทม์เมอร์ จะนับค่าเพิ่มขึ้น 1 ค่า เมื่อเกิดสัญญาณนาฬิกาจำนวน 12 ลูก

เคาน์เตอร์ เป็นการนับสัญญาณจากภายนอก โดยใช้ขา T0/T1 ในการรับข้อมูล การนับเคาน์เตอร์ 1 ครั้ง จะต้องใช้เวลาประมาณ 2 เมกซีไนซ์เกิด หรือสัญญาณนาฬิกาจำนวน 24 ลูก

2.3.5 ระบบอินเทอร์รัพท์ (Interrupt)

อินเทอร์รัพท์หรือการขัดจังหวะ คือ เทคนิคที่ทำให้ระบบมีการตอบสนองตามเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในทันทีทันใด เช่น การเขียนโปรแกรม ก็จะมีโปรแกรมหลักอยู่ แต่ขณะที่โปรแกรมกำลังทำงานอยู่ในช่วงเวลาหนึ่งอาจจะกระโดดไปทำอีกสิ่งหนึ่ง เมื่อเสร็จแล้วมันก็จะกระโดดกลับมาทำงานตามโปรแกรมหลักตามเดิมต่อ โดยตารางที่ 2.5 จะแสดงถึงแหล่งกำเนิดอินเทอร์รัพท์ ซึ่งใช้ในการควบคุมว่าจะให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตอบสนองกับอินเทอร์รัพท์อะไรบ้างจะต้องกำหนดค่าในรีจิสเตอร์ IE (Interrupt Enable) ดังที่ได้กล่าวไปแล้ว

ตารางที่ 2.5 แหล่งกำเนิดอินเทอร์รัพท์ (Interrupt)

ชื่อของอินเทอร์รัพท์	ความหมาย	ตำแหน่งที่กระโดดไปทำ
INT0	เกิดการอินเทอร์รัพท์ภายนอกที่ขา INT0	0003H
T0	เกิดการอินเทอร์รัพท์จากไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์0	000BH
INT1	เกิดการอินเทอร์รัพท์ภายนอกที่ขา INT1	0013H
T1	เกิดการอินเทอร์รัพท์จากไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์1	001BH
SER	เกิดการอินเทอร์รัพท์จากพอร์ตสื่อสารอนุกรม	0023H
T2	เกิดการอินเทอร์รัพท์จากไทม์เมอร์/เคาน์เตอร์2	002BH

บทที่ 3

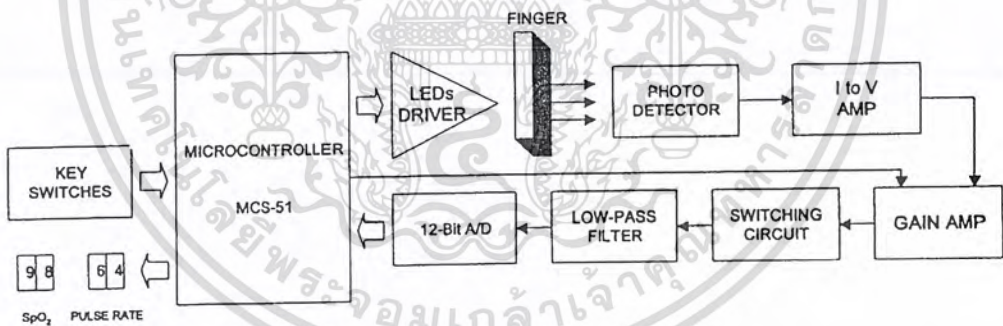
ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในบทที่ 3 นี้ จะอธิบายถึงส่วนต่างๆ ในรายละเอียดของขั้นตอนการดำเนินงานทั้งในส่วนของการออกแบบฮาร์ดแวร์ (Hardware), ซอฟต์แวร์ (Software) และ การทดลอง (Test)

3.1 ขั้นตอนการออกแบบระบบฮาร์ดแวร์ (Hardware Design)

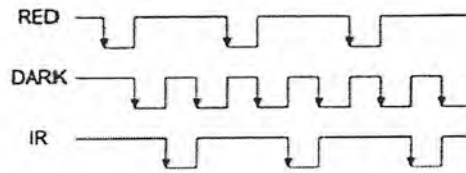
หลังจากศึกษาทฤษฎีต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง ขั้นตอนการดำเนินงานต่อไป คือ การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์ ซึ่งมีรายละเอียดการดำเนินงานต่อไปนี้

1. สร้างบล็อกไดอะแกรม (Block Diagram) การทำงานของเครื่องมือวัด
2. ศึกษาและออกแบบวงจรต่างๆ ให้ทำงานสอดคล้องกับบล็อกไดอะแกรม
3. จัดสร้างวงจรต่างๆ
4. ทดสอบวงจร



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด

จากบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.1 แสดงถึงการทำงานทั้งหมดในวงจรของเครื่องมือวัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เป็นตัวควบคุมการทำงาน โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นตัวป้อนลอจิกให้แก่ P1.0 และ P1.1 เพื่อไปขับการส่องสว่างของไดโอดเปล่งแสงทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดให้ติดดับสลับกันดังไดอะแกรมเวลา (Timing Diagram) ซึ่งขณะที่แสงสีแดงติดแสงอินฟราเรดต้องดับ ในทำนองเดียวกัน ขณะที่แสงอินฟราเรดติด แสงสีแดงจะต้องดับด้วย ซึ่งจะถูกขับขึ้นด้วยจุกมီးด



รูปที่ 3.2 ไคอะแกรมเวลาการติดดับของไดโอดเปล่งแสง

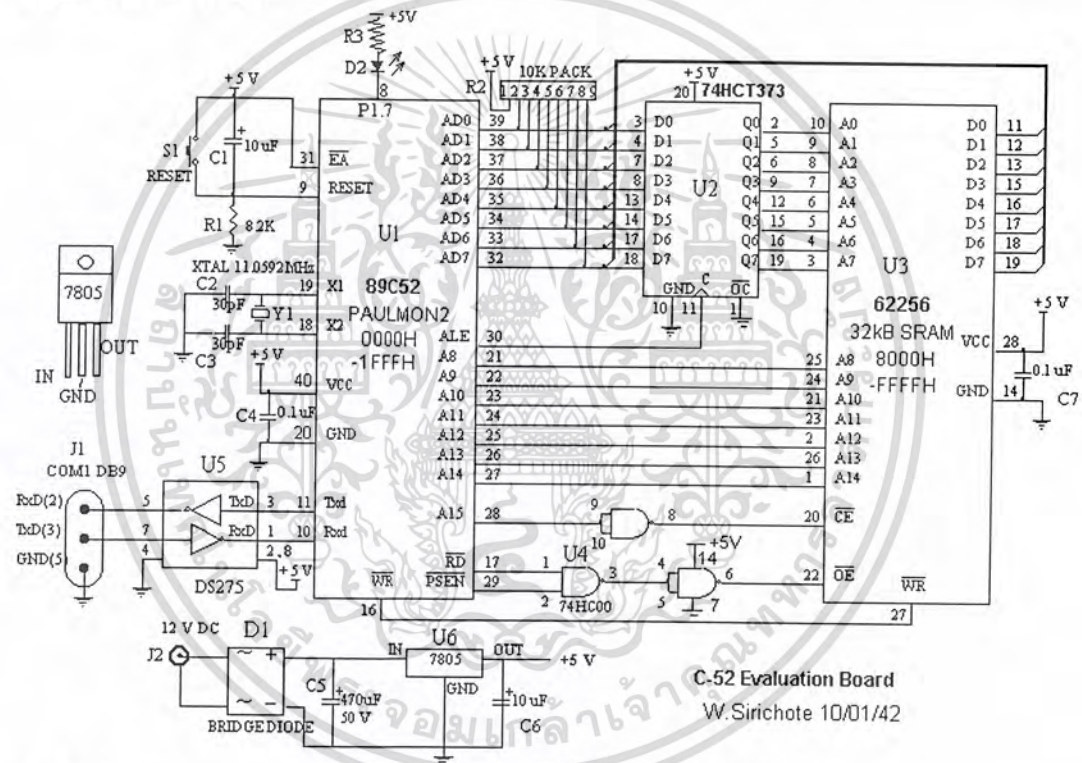
แสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่สามารถทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อจะถูกตรวจวัดด้วยตัวตรวจวัดแสงซึ่งความเข้มขึ้นของแสงที่ตรวจวัดได้อยู่ในรูปของกระแสไฟฟ้า (Ampere, I) และถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้า (Voltage, V) ด้วยวงจรเปลี่ยนกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้า (Current to Voltage Amplifier Circuit) ซึ่งสะดวกต่อการนำไปประมวลผล สัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่ได้นี้จะถูกส่งต่อไปยังวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้า (Gain Amplifier Circuit) ซึ่งถูกควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจะทำการส่งค่าของระดับสัญญาณ (0-255) ไปที่วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกแบบ 8 บิต (8-Bit Digital to Analog Converter Circuit) เพื่อไปปรับระดับสัญญาณให้อยู่ในช่วงที่ต้องการประมวลผล (4.5V) แต่สัญญาณที่ได้นี้ยังเป็นสัญญาณผสมกันอยู่ระหว่างแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด ดังนั้นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่ผ่านการปรับระดับสัญญาณแล้ว จะผ่านเข้าไปในวงจรแยกสัญญาณ (Switching Circuit) เพื่อแยกสัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดออกจากกันก่อนที่จะผ่านเข้าไปในวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low-Pass Filter Circuit) เพื่อแยกส่วนที่เป็น AC และ DC ออกจากกัน และผ่านเข้าไปในวงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบ 12 บิต (12-Bit Analog to Digital Converter Circuit) เพื่อผ่านเข้าไปประมวลผลเป็นความถี่ของฮิโมโกลบินในเลือด โดยจะถูกแสดงค่าผ่านทางจอ LCD (Liquid Crystal Display) ส่วนสวิทช์ (Key Switch) คือสวิทช์ที่ใช้สำหรับป้อนค่าสูงสุด และต่ำสุดของความถี่ของฮิโมโกลบินในเลือด เข้าไปเก็บไว้ในหน่วยความจำของไมโครคอนโทรลเลอร์ ในส่วนของรายละเอียดของวงจรต่างๆ นั้น จะถูกแบ่ง และสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

1. วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 (Microcontroller MCS-51 Circuit)
2. วงจรขับกระแส (LED Driver Circuit)
3. วงจรดีเทคเตอร์ (Detector Circuit)
4. วงจรปรับระดับสัญญาณแรงดัน (Gain Amplifier Circuit)
5. วงจรแยกสัญญาณ (Switching Circuit)
6. วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter Circuit)
7. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบ 12 บิต (12-Bit Analog to Digital Converter Circuit)

5. วงจรแยกสัญญาณ (Switching Circuit)
6. วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter Circuit)
7. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต (12-Bit Analog to Digital Converter Circuit)

3.1.1 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 (Microcontroller MCS-51 Circuit)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ถูกใช้เพื่อควบคุมเครื่องมีตัวนี้เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่อยู่ในตระกูล MCS-51 ดังรูปที่ 3.3



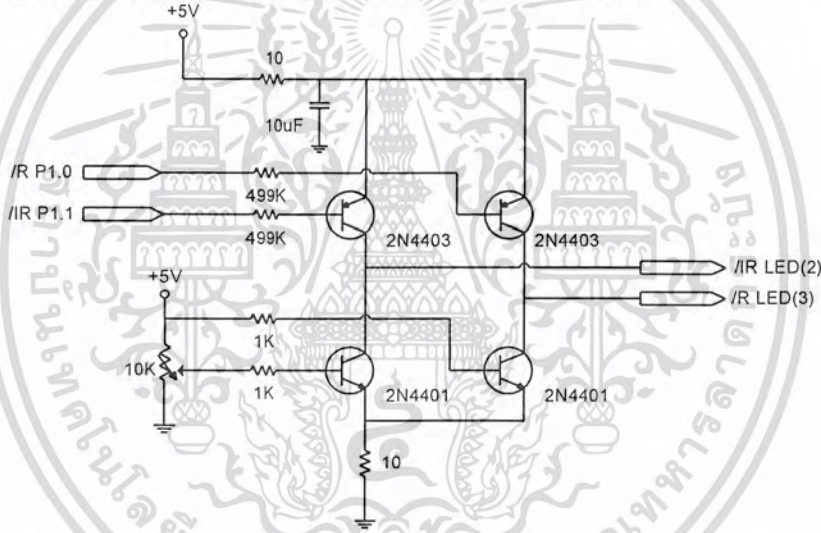
รูปที่ 3.3 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 และหน่วยถอดรหัสแอดเดรส

จากรูป ไอซีเบอร์ 89C52 คือ ซีพียู (CPU: Central Processor Unit) จะทำหน้าที่สั่งการ ประมวลผล คำสั่งทุกคำสั่งเพื่อควบคุมระบบให้เป็นไปตามโปรแกรมที่ถูกเก็บบันทึกไว้ในอีพ롬 คือ ไอซีเบอร์ 27256 โดยจะทำหน้าที่เก็บโปรแกรมของการทำงานของระบบเอาไว้ ส่วนไอซีเบอร์ 74HCT373 เป็นไอซีที่ทำหน้าที่แล็ชแอดเดรสที่ส่งออกมาจากตัวซีพียู เพราะขา 32-39 ของตัวซีพียู จะทำ 2 หน้า ที่ คือ เป็นทั้งขาข้อมูล (D0-D7) และขาแอดเดรส (A0-A7) ดังนั้นจึงต้องมีไอซีเบอร์ 74HCT373 เพื่อทำหน้าที่สำหรับเก็บแอดเดรสในช่วงไบต์ล่าง (A0-A7) ของซีพียูไว้เพื่อติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก

ส่วนไอซีเบอร์ 74LS155, 74HCT138 และ 74LS04 มีไว้เพื่อถอดรหัสสัญญาณแอดเดรสจากซีพียู เพื่อไปติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก เช่น หน่วยแสดงผล LCD เป็นต้น

3.1.2 วงจรขับกระแส (LED Driver Circuit)

จากรูปที่ 3.4 เป็นการแสดงการทำงานของชุดขับสัญญาณแสงของไดโอดเปล่งแสง (LEDs) ทั้งคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด โดยไดโอดเปล่งแสงทั้ง 2 ตัวนี้จะถูกขับด้วยกระแสจากทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N4401 ซึ่งจะถูกป้อนด้วยแรงดันคงที่ค่าหนึ่ง ซึ่งมีทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N4403 ทำหน้าที่เหมือนสวิตช์เปิดปิดว่าต้องการให้ไดโอดเปล่งแสงตัวไหนทำงาน ซึ่งการควบคุมการเปิดปิดของไดโอดเปล่งแสงนี้จะถูกควบคุมโดยพอร์ต P1.0 และ P1.1 จากตัวซีพียูของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยไปต่อเข้ากับขาเบสของทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N4403

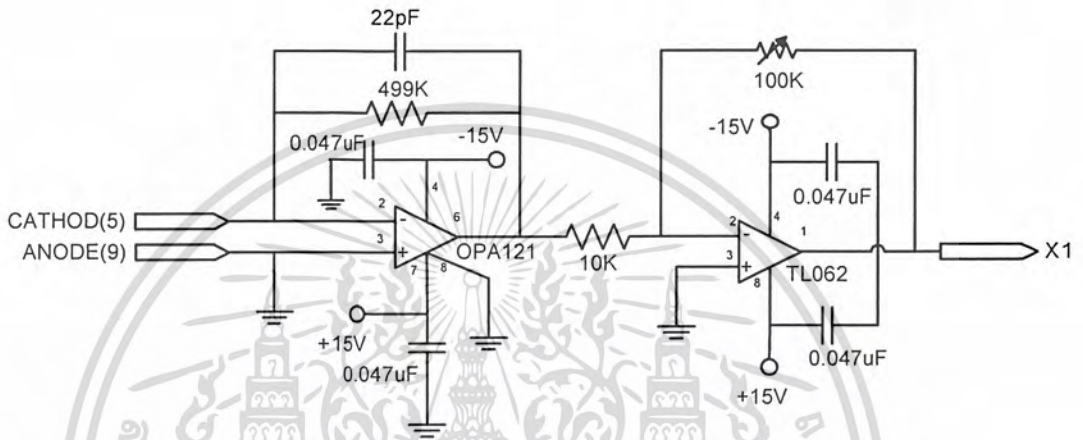


รูปที่ 3.4 วงจรขับกระแส

โดยพอร์ต P1.0 จะควบคุมการติดดับของไดโอดเปล่งแสงสีแดง และพอร์ต P1.1 จะควบคุมการติดดับของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด ซึ่งการติดดับนี้จะถูกควบคุมด้วยฮาร์ดแวร์ โดยการป้อนลอจิก “0” ถ้าต้องการให้ไดโอดเปล่งแสงติด และลอจิก “1” ถ้าต้องการให้ดับ ถ้าพิจารณาจากวงจรในรูปที่ 3.4 จะพบว่า วงจรดังกล่าวให้ถูกออกแบบมาเพื่อไม่ให้เกิดการเหลื่อมล้ำกันระหว่างไดโอดเปล่งแสงทั้ง 2 ตัว คือ ไม่สามารถทำให้ไดโอดเปล่งแสงทั้ง 2 ติดพร้อมกันได้ เพื่อไม่ให้เกิดการตรวจวัดค่าของสัญญาณจากตัวตรวจวัดแสงผิดพลาดไป นั่นคือ ขณะที่ไดโอดเปล่งแสงสีแดงติด แสงอินฟราเรดจะต้องดับ และในทางกลับกันถ้าไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดติด แสงสีแดงก็ต้องไม่ติดเช่นกัน

3.1.3 วงจรดีเทกเตอร์ (Detector Circuit)

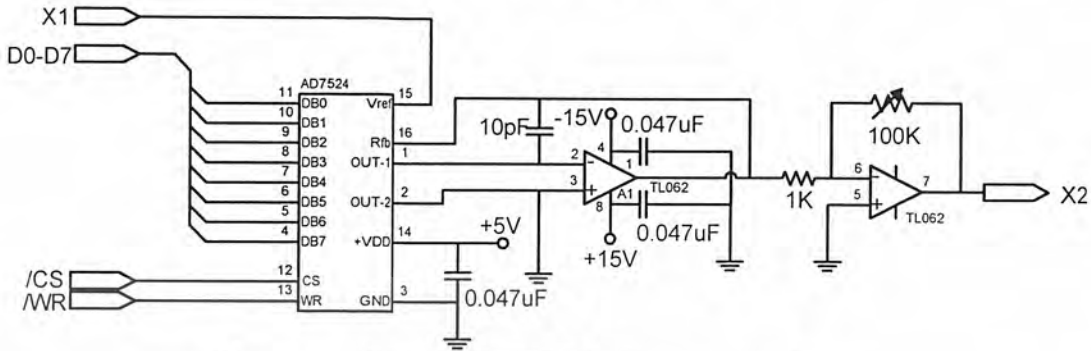
จากรูปที่ 3.5 เป็นวงจรตรวจวัดแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ โดยใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวตรวจวัดแสง ซึ่งสัญญาณที่ตรวจวัดได้เป็นความเข้มของแสงที่มีค่าเป็นกระแส แต่ในการประมวลผลโดยส่วนใหญ่แล้วต้องเป็นสัญญาณแรงดัน เพราะฉะนั้นจึงออกแบบวงจรดีเทกเตอร์เพื่อเปลี่ยนจากสัญญาณที่เป็นกระแสไฟฟ้าไปเป็นสัญญาณแรงดัน



รูปที่ 3.5 วงจรดีเทกเตอร์

ไอซีออปแอมป์เบอร์ OPA121 ซึ่งมีเสถียรภาพค่อนข้างสูงจึงเหมาะแก่การนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เนื่องมาจากการตรวจสอบสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับอัตราการเต้นของหัวใจนั้นมีการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณสลับไปมาระหว่างช่วงของการสูบฉีดของหัวใจค่อนข้างเร็ว และระดับของสัญญาณเปลี่ยนแปลงไม่มาก ส่วนไอซีออปแอมป์เบอร์ TL062 ในรูปที่ 3.5 เป็นวงจรขยายสัญญาณด้านลบ (Inverting Amplifier Circuit) ซึ่งมีหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณแรงดันที่เป็นลบให้เป็นบวก เนื่องจากสัญญาณเอาต์พุตที่ออกมาจากไอซีออปแอมป์เบอร์ OPA121 เป็นสัญญาณแรงดันที่เป็นลบ เพราะฉะนั้นจะได้สัญญาณเอาต์พุต ณ จุด X1 ที่เป็นแรงดันบวก

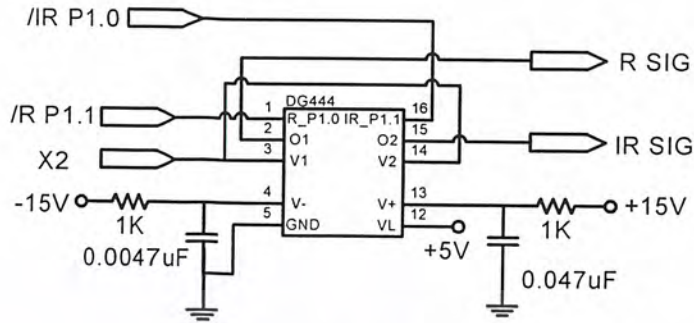
3.1.4 วงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้า (Gain Amplifier Circuit)



รูปที่ 3.6 วงจรปรับระดับแรงดันไฟฟ้า และวงจรขยายด้านลบ

จากรูปที่ 3.6 เป็นวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันของสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากวงจรดีเทคเตอร์ โดยใช้ไอซีเบอร์ AD7524 ซึ่งมีหน้าที่เป็นตัวแปลงสัญญาณจากดิจิตอลไปเป็นสัญญาณอนาล็อก โดยมีหลักการทำงานของวงจรคือ สัญญาณแรงดัน ณ จุด X1 จะถูกนำไปต่อเข้ากับขาแรงดันอ้างอิง (Vref) ของตัว AD7524 เพราะฉะนั้นค่าเอาต์พุตที่จุด X2 นี้จะเปลี่ยนแปลงค่าไปตามแรงดันที่ถูกตรวจวัดได้จากวงจรดีเทคเตอร์ และสามารถปรับเปลี่ยนค่าได้อย่างอัตโนมัติจากการสั่งการโดยลอจิกทางอินพุต 8 บิต (D0-D7) จากโปรแกรมที่ถูกเก็บไว้ในอีพროม (แรงดัน ณ จุด X2 จะต้องถูกขยายโดยวงจรขยายด้านลบ เนื่องจากค่าแรงดันที่ออกจากขา 1 จากไอซี TL062 มีค่าเป็นลบ) ส่วนความสำคัญที่ต้องใช้วงจรปรับระดับสัญญาณในระบบวัด เพราะว่าผลทางกายภาพของมนุษย์แต่ละคนย่อมแตกต่างกัน เช่น ความเข้มของสีผิว และความหนาของนิ้ว เป็นต้น ด้วยเหตุนี้จึงทำให้ความเข้มที่ถูกตรวจวัดได้จากวงจรดีเทคเตอร์นั้นมีค่าไม่เท่ากันด้วย อย่างเช่น การตรวจวัดจากคนแรก ได้ค่าแรงดันที่ตรวจวัดได้จากวงจรดีเทคเตอร์มีค่าเท่ากับ 2.5 โวลต์ และถูกขยายด้วยวงจรแอมพลิฟายเออร์ด้วยค่าคงที่อีก 2 เท่า ดังนั้นจะได้ค่าแรงดันเท่ากับ 5 โวลต์ ทีนี้สมมติว่าทำการตรวจวัดกับอีกคนหนึ่งได้ค่าแรงดันจากวงจรดีเทคเตอร์เท่ากับ 3 โวลต์ และถูกขยายด้วยวงจรแอมพลิฟายเออร์ด้วยค่าคงที่เท่าเดิมคือ 2 เท่า ดังนั้นจะได้ค่าแรงดันเท่าเดิมเท่ากับ 5 โวลต์เท่าเดิม เนื่องจากจำเป็นจะต้องจำกัดแรงดันเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D) ให้ไม่เกิน 5 โวลต์ ซึ่งจากผลดังกล่าวทำให้เกิดข้อผิดพลาดได้เนื่องจากตัว A/D จะมองว่าการวัดค่าแรงดันทำดีจากคนแรก และอีกคนหนึ่งนั้นไม่แตกต่างกัน ซึ่งจริงๆ แล้วไม่ถูกต้อง ดังนั้นจึงต้องมีการปรับระดับแรงดันของสัญญาณโดยใช้ไอซีเบอร์ AD7524 เพื่อให้ได้ค่าสัญญาณที่เหมาะสมเพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อไป โดยสัญญาณแรงดันที่เหมาะสมที่ทางผู้วิจัยได้กำหนดเอาไว้ คือ 4.5 โวลต์ นั่นก็คือ ต้องทำการปรับระดับของแรงดันที่ผ่านเข้าสู่ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ให้ไม่เกิน 4.5 โวลต์นั่นเอง

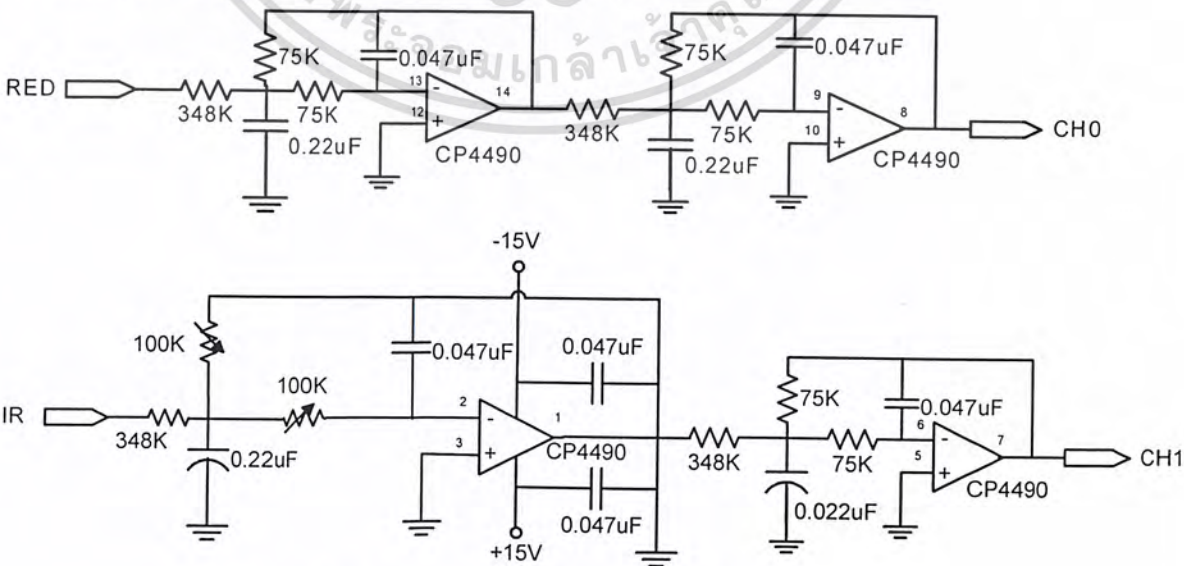
3.1.5 วงจรแยกสัญญาณ (Switching Circuit)



รูปที่ 3.7 วงจรแยกสัญญาณ

จากรูปที่ 3.7 เป็นวงจรแยกสัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดออกจากกันเพื่อสามารถนำไปประมวลผลได้อย่างถูกต้อง เพราะเนื่องจากสัญญาณแสงที่ผ่านออกจากวงจรปรับระดับแรงดันยังเป็นสัญญาณที่ผสมกันอยู่ระหว่างแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด เพราะฉะนั้นจึงจำเป็นต้องแยกออกจากกันโดยไอซีที่ใช้คือเบอร์ DG444 ซึ่งทำหน้าที่เป็นสวิตช์แบบอนาล็อก (Analog Switch) โดยจะถูกสั่งการจากซอฟต์แวร์ โดยขา 1 จะต่อเข้ากับ P1.0 เพื่อควบคุมการเปิดปิดสัญญาณแสงสีแดง และขา 16 จะถูกต่อเข้ากับ P1.1 เพื่อควบคุมการเปิดปิดสัญญาณแสงอินฟราเรด โดยถ้าต้องการให้สัญญาณผ่านออกมาก็ต้องป้อนลอจิก “0” แต่ถ้าต้องการกั้นสัญญาณไม่ให้ผ่านออกมาก็ต้องให้ลอจิก “1” ซึ่งการเปิดปิดสัญญาณนี้จะทำงานสัมพันธ์ หรือควบคู่ไปกับวงจรขับเคลื่อนด้วย

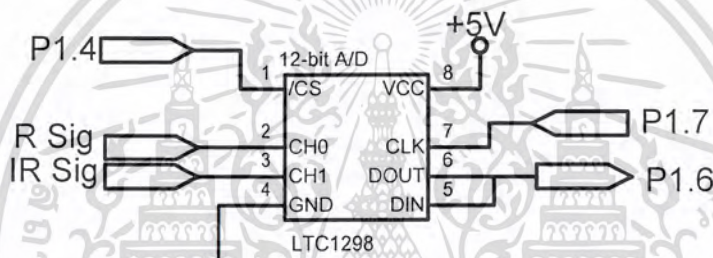
3.1.6 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter Circuit)



รูปที่ 3.8 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

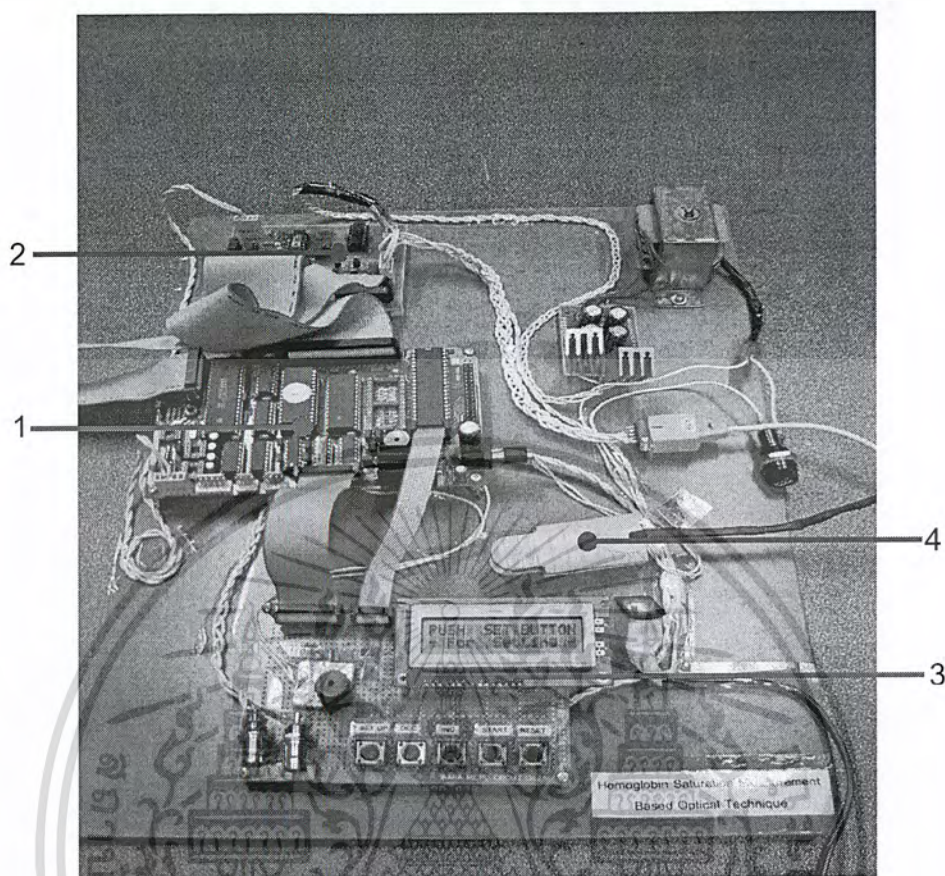
จากรูปที่ 3.8 เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากวงจรแยกสัญญาณเป็นสัญญาณที่ผสมกันอยู่ระหว่างสัญญาณ AC กับ DC ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทำการแยกออกจากกันโดยกรองสัญญาณที่เป็นความถี่สูงทิ้ง และปล่อยให้สัญญาณที่เป็นความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งสัญญาณที่ได้จะมีลักษณะเป็นรูปคลื่นตามทฤษฎี

3.1.7 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลแบบ 12 บิต (12-Bit Analog to Digital Converter Circuit)



รูปที่ 3.9 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต

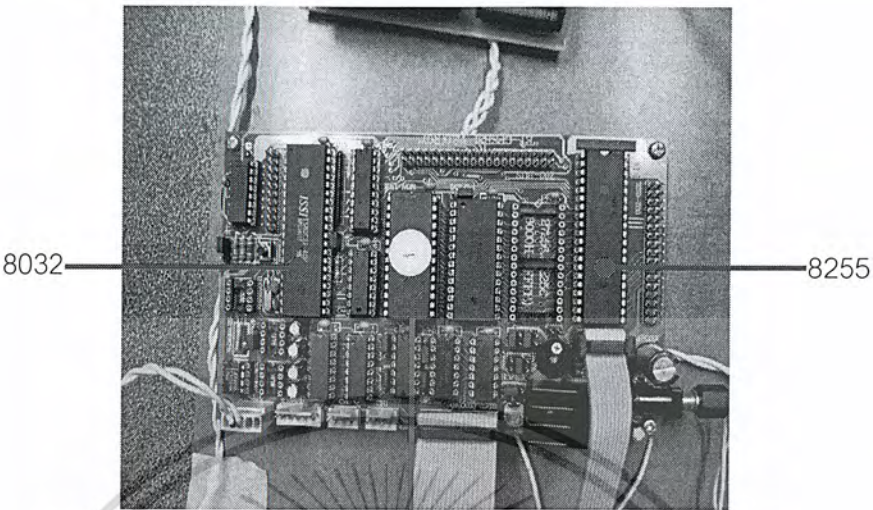
จากรูปที่ 3.9 เป็นวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต โดยใช้ไอซีเบอร์ LTC1298 ซึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณแรงดันที่เป็นอนาลอกแล้วเปลี่ยนสัญญาณดังกล่าวเป็นดิจิตอลเพื่อนำไปประมวลผลด้วยซอฟต์แวร์ที่ถูกเก็บไว้ในอีพროม โดยมีหลักการทำงานดังนี้ คือ สัญญาณแรงดันที่ถูกกรองด้วยวงจรสัญญาณความถี่ต่ำผ่านทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจะถูกนำไปต่อเข้ากับ CH0 และ CH1 ของตัว A/D โดย CH0 จะเป็นสัญญาณของแสงสีแดง และ CH1 จะเป็นสัญญาณของแสงอินฟราเรด ซึ่งสัญญาณทั้ง 2 นี้จะถูกแปลงไปเป็นสัญญาณดิจิตอลแบบ 12 บิต ซึ่งนำเข้าสู่หน่วยประมวลผลซึ่งถูกควบคุมด้วยซอฟต์แวร์ โดยการเคลียร์ P1.7 เพื่อบอกให้ตัว A/D รู้ว่า จะเริ่มทำการแปลงสัญญาณ ส่วน P1.7 จะถูกเชื่อมต่อเข้ากับขา CLK เพื่อสร้างสัญญาณนาฬิกาป้อนให้กับตัว A/D ทำงานให้เป็นจังหวะ และ P1.6 เป็นขารับข้อมูลที่เป็นดิจิตอลทั้งหมด 12 บิต ที่ได้จากการแปลงสัญญาณทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่เป็นอนาลอก ที่ถูกส่งออกมาอย่างอนุกรมจากขา Dout เพื่อนำไปประมวลผลเป็นค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง และคำนวณไปเป็นความเข้มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดโดยไม่โครคอนโทรลเลอร์ต่อไป



รูปที่ 3.10 แสดงการจัดอุปกรณ์เพื่อหาค่าความเข้มข้นของฮีโมโกลบินในเลือด

ส่วนประกอบของเครื่องมือวัดความเข้มข้นของฮีโมโกลบินมีดังนี้

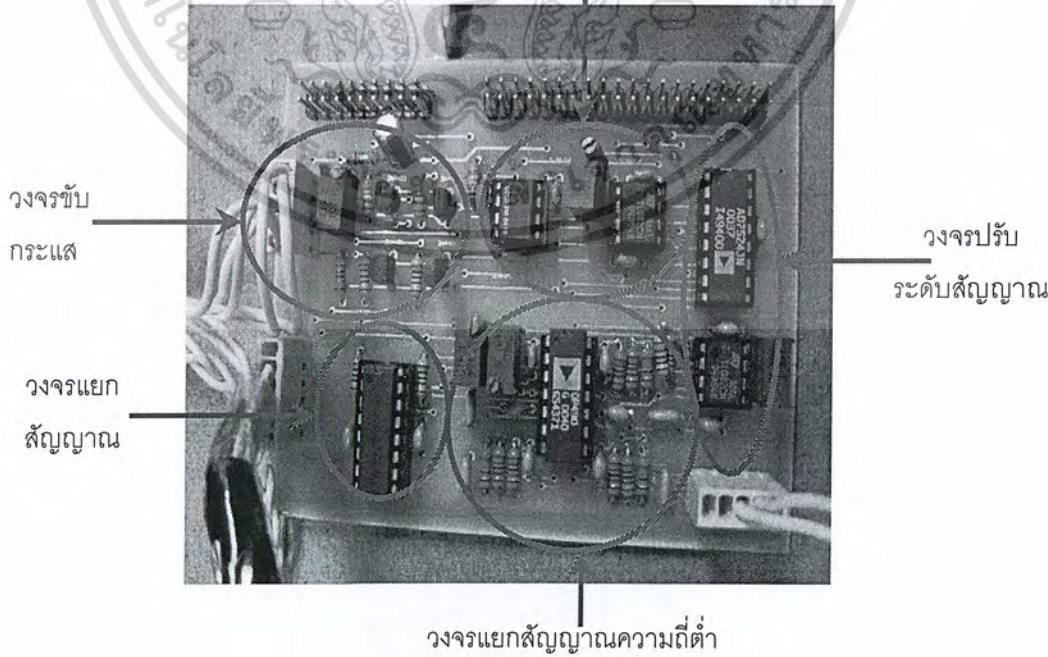
1. หน่วยวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์
2. หน่วยวงจรการทำงานหลัก
3. หน่วยวงจรแสดงผล
4. หัววัด



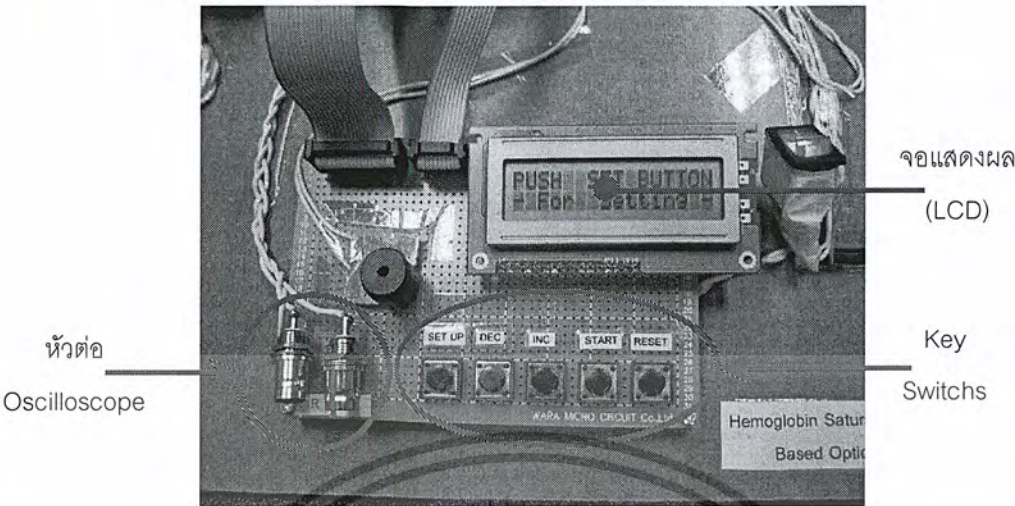
27256

รูปที่ 3.11 แสดงหน่วยวงจร ไมโครคอนโทรลเลอร์

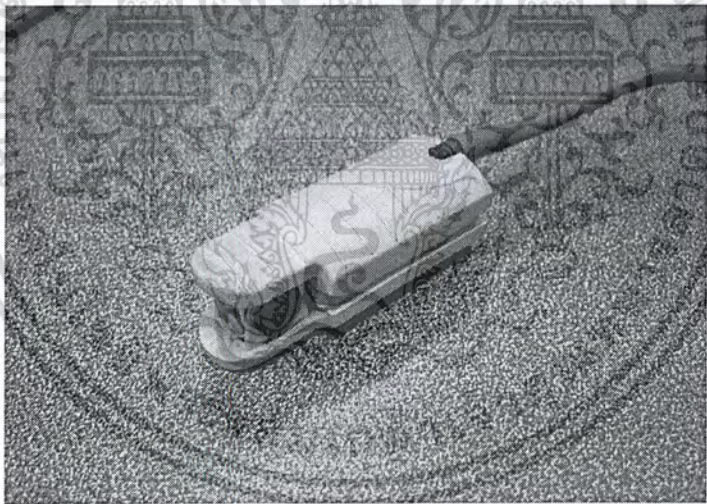
วงจรดีเทคเตอร์



รูปที่ 3.12 แสดงหน่วยวงจรการทำงานหลัก



รูปที่ 3.13 แสดงหน่วยวงจรแสดงผล



รูปที่ 3.14 แสดงหัววัดความอิ่มตัวของฮีโมโกลบิน

3.2 ขั้นตอนการออกแบบระบบซอฟต์แวร์(Software Design)

เมื่อทำการออกแบบ และจัดสร้างระบบฮาร์ดแวร์เสร็จเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนการดำเนินงานต่อไป คือการออกแบบระบบซอฟต์แวร์เพื่อควบคุมอุปกรณ์ในวงจรต่างๆ ให้สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งมีรายละเอียดการดำเนินงานต่อไปนี้

1. ศึกษาความแตกต่างของภาษาที่ใช้ในงานวิจัยนี้ทั้งภาษาแอสเซมบลี(Assembly) และภาษาซี(Micro C)
2. สร้างแผนผังการทำงาน(Flow Chart) แสดงการทำงานของเครื่องมือวัด
3. ทำการเขียนโปรแกรมตามแผนผังการทำงานที่ถูกละวางไว้

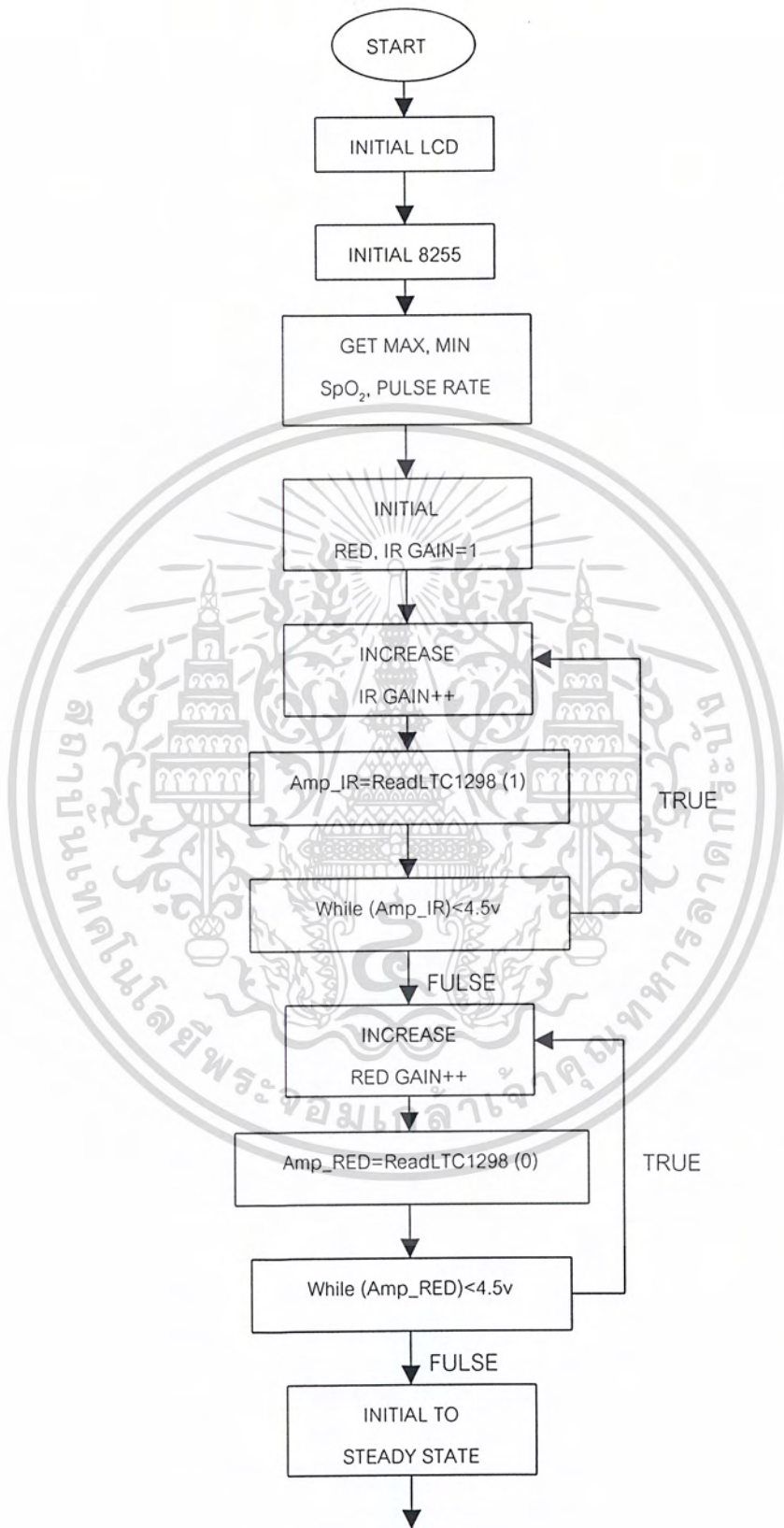
จากผลของการศึกษาความแตกต่างในส่วนของการภาษาที่ใช้ควบคุมเครื่องมือวัดนั้น ระบบจะถูกควบคุมด้วยภาษาซีที่ถูกเขียนประกอบไปกับภาษาแอสเซมบลี เพราะในการคำนวณค่าปริมาณความอืดตัวของฮีโมโกลบินตามสมการที่ถูกกล่าวถึงไปข้างต้น พบว่ามีการคำนวณค่อนข้างยุ่งยากจึงไม่เหมาะสำหรับการเขียนด้วยภาษาแอสเซมบลี เพราะภาษาแอสเซมบลีค่อนข้างมีข้อจำกัดในการคำนวณ ซึ่งผิดกับภาษาซีที่ง่ายต่อการคำนวณมากกว่า และอีกเหตุผลที่ต้องเขียนควบคู่ไปกับภาษาแอสเซมบลี คือ การควบคุมระบบทั้งระบบที่มีความเร็วค่อนข้างสูงอาจจะก่อให้เกิดปัญหาได้เนื่องจากโปรแกรมที่ถูกเขียนด้วยภาษาซีมีความเร็วค่อนข้างช้าเมื่อเปรียบเทียบกับโปรแกรมที่เขียนด้วยภาษาแอสเซมบลี ด้วยเหตุนี้เองจึงได้ใช้ประโยชน์ที่ดีกันคนละด้านของแต่ละภาษามาทำการเขียนโปรแกรมประกอบกันขึ้นเป็นเครื่องมือวัดนี้ โดยใช้ภาษาซีเพื่อเน้นไปในส่วนของการคำนวณค่าต่างๆ และใช้ภาษาแอสเซมบลีเพื่อติดต่อกับส่วนฮาร์ดแวร์ต่างๆ ซึ่งมีรายละเอียดของฮาร์ดการทำงานของโปรแกรกดังรูปที่ 3.15

จากรูปที่ 3.15 โปรแกรมจะเริ่มทำงานโดยการเซตค่าเริ่มต้นของหน้าจอแสดงผล LCD และพอร์ต 8255 ซึ่งถูกใช้งานเป็นสวิตช์รับค่าข้อมูล หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการปรับระดับของแอมพลิจูดของสัญญาณทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดให้อยู่ที่ระดับ 4.5 โวลต์ หลังจากได้ระดับสัญญาณที่เหมาะสม โปรแกรมจะเริ่มตรวจหาค่าจุดสูงสุด และจุดต่ำสุดของทั้งสองสัญญาณในแต่ละจังหวะการเดินของหัวใจเพื่อคำนวณเป็นค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง และเปลี่ยนเป็นค่าปริมาณความอืดตัวของฮีโมโกลบินในเลือดต่อไป ในขณะที่เดียวกันที่โปรแกรมกำลังตรวจสอบหาค่าจุดสูงสุดนั้น ไทม์เมอร์ที่อยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์จะถูกใช้เพื่อหาว่าจุดสูงสุดของสัญญาณในแต่ละจังหวะการเดินของหัวใจมีระยะเวลาห่างกันเท่าไร เช่น ถ้าโปรแกรมคำนวณได้ว่าจุดสูงสุด

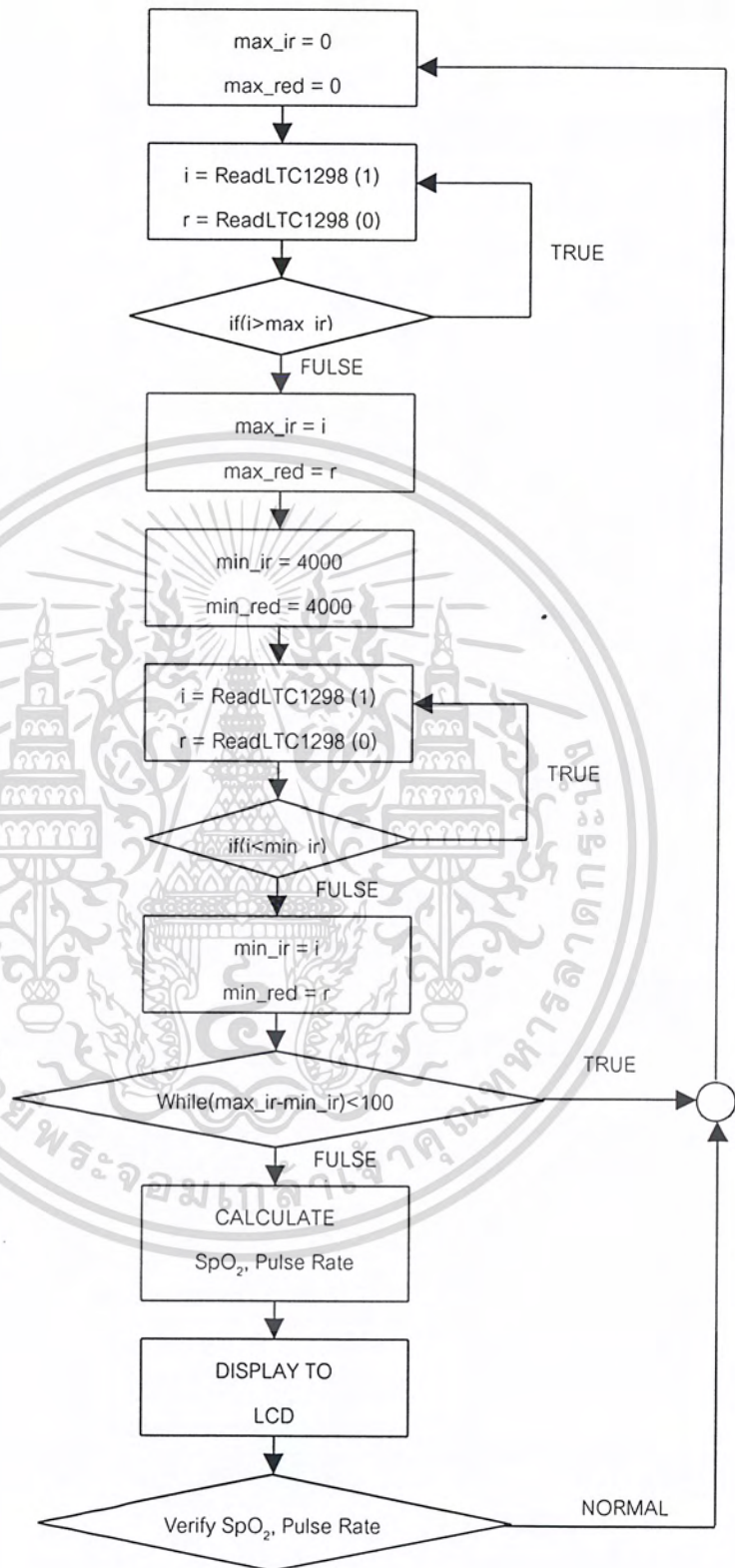
ของสัญญาณมีระยะเวลาห่างกัน 0.8 วินาที นั่นหมายความว่าใน 1 นาทีหรือ 60 วินาที จะมีการเดินของหัวใจเท่ากับ $60/0.8$ ครั้ง นั่นคือ จะมีอัตราการเดินของหัวใจเท่ากับ 75 ครั้งต่อนาที

หลังจากการแสดงผลทั้งค่าปริมาณความอึดตัวของฮีโมโกลบินในเลือด และค่าอัตราการเดินของหัวใจจากทางหน้าจอแสดงผล LCD โปรแกรมจะทำการตรวจสอบค่าทั้งสองนี้ว่าตกอยู่ในช่วงอันตรายหรือไม่ ถ้าไม่ก็จะดำเนินการวนลูปกลับไปเพื่อตรวจสอบหาค่าจุดสูงสุด และจุดต่ำสุดของสัญญาณในแต่ละจังหวะการเดินของหัวใจครั้งใหม่ต่อไป แต่ถ้าตกอยู่ในช่วงที่เป็นอันตราย เครื่องก็จะส่งสัญญาณเตือนภัยออกมาก่อนที่จะวนลูปกลับไปตรวจสอบหาค่าจุดสูงสุดและจุดต่ำสุด





รูปที่ 3.11 แผนผังการทำงานของโปรแกรมของเครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของซีโมโกลบินในเลือด



ต่อรูปที่ 3.11 แผนผังการทำงานของโปรแกรมของเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด

3.3 ขั้นตอนการทดสอบ

ในส่วนของขั้นตอนการดำเนินการทดสอบเครื่องมือวัดนี้ จะถูกแบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอน คือ

1. การทดสอบสัญญาณ (Signal Test)
2. การทดสอบเครื่องมือวัด (Instrument Test)
3. การสร้างสมการมาตรฐาน (Standard Equation)

3.3.1 การทดสอบสัญญาณ

การตรวจสอบสัญญาณในจุดต่างๆ ของวงจรเป็นการตรวจสอบเพื่อให้แน่ใจได้ว่าเป็นสัญญาณที่ถูกต้องตามที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งมีขั้นตอนการดำเนินการทดสอบดังต่อไปนี้

3.3.1.1 การทดสอบวงจรขับกระแส และวงจรดีเทคเตอร์

1. นำหัววัดสวมเข้าที่นิ้วมือ แล้วทดลองรันโปรแกรม
2. ใช้ออสซิลโลสโคปตรวจวัดสัญญาณแสงที่ถูกตรวจวัดด้วยโฟโตไดโอดที่จุด X1
3. สังเกตพัลส์สัญญาณว่าสัมพันธ์กับการติดดับของไดโอดเปล่งแสงทั้งสองตัวหรือไม่

3.3.1.2 การทดสอบวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดัน

1. ทดสอบวงจรเบื้องต้นโดยการป้อนแรงดันคงที่ค่าหนึ่งเข้าที่ขา Vref ของไอซี AD7524
2. ใช้ซอฟต์แวร์ควบคุม D0-D7 ให้มีลอจิกตั้งแต่ 0-255
3. สังเกตเอาต์พุตว่ามีการเปลี่ยนแปลงค่าไปตามระดับลอจิก 0-255 หรือไม่
4. นำหัววัดสวมเข้าที่นิ้วมือ แล้วทดลองรันโปรแกรม
5. ใช้ออสซิลโลสโคปตรวจวัดสัญญาณที่จุด X2
6. สังเกตพัลส์ของระดับสัญญาณทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด

3.3.1.3 การทดสอบวงจรแยกสัญญาณ

1. นำหัววัดสวมเข้าที่นิ้วมือ แล้วทดลองรัน โปรแกรม
2. ใช้ออสซิลโลสโคปตรวจวัดสัญญาณเอาต์พุต 01 และ 02 ของไอซี DG445
3. สังเกตว่าพัลส์สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดถูกทำให้แยกออกจากกันหรือไม่ และมีความสัมพันธ์กับการติดดับของไดโอดเปล่งแสงหรือไม่

3.3.1.4 การทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

1. นำหัววัดสวมเข้าที่นิ้วมือ แล้วทดลองรัน โปรแกรม
2. ใช้ออสซิลโลสโคปตรวจวัดสัญญาณเอาต์พุตที่ CH0 และ CH1 ของไอซี OPA490
3. สังเกตว่าองค์ประกอบ AC และ DC ของพัลส์สัญญาณถูกทำให้แยกออกจากกัน และเป็นไปตามทฤษฎีหรือไม่

3.3.1.5 การทดสอบวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต

1. ทำการป้อนแรงดัน 0 โวลต์ เข้าที่ CH0 และ CH1 ของไอซี LTC1298
2. ทำการอ่านค่าแรงดันโดยใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วแสดงผลเป็นระดับลอจิกตั้งแต่ 0-4095 ออกทางจอ LCD
3. สังเกตผลที่ถูกอ่านโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ว่าตรงกับค่าแรงดันที่ป้อนเข้ามาหรือไม่
4. ทำซ้ำตั้งแต่ข้อที่ 1 โดยเพิ่มค่าแรงดันขึ้นทีละ 0.5 โวลต์ไปจนถึง 5 โวลต์

3.3.2 การทดสอบเครื่องมือวัด

ในการทดสอบเครื่องมือวัดในเบื้องต้น เป็นการทดสอบว่าเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้นสามารถอ่านค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนได้หรือไม่ ซึ่งมีขั้นตอนในการทดสอบดังต่อไปนี้

1. นำหัววัดสวมเข้าที่นิ้วมือ แล้วทดลองรัน โปรแกรม
2. โปรแกรมจะอ่านค่าสัญญาณแสงสีแดงจาก CH0 และแสงอินฟราเรดจาก CH1 และคำนวณค่าอัตราส่วนการดูดกลืนโดยสมการที่(20) ซึ่งแสดงผลออกทางจอ LCD
3. ในขณะเดียวกันออสซิลโลสโคปจะถูกใช้เพื่อตรวจจับสัญญาณทั้งแสงสีแดงจาก CH0 และแสงอินฟราเรดจาก CH1 และค่าสัญญาณนี้จะถูกคำนวณด้วยมือเป็นอัตราส่วนของการดูดกลืนโดยสมการที่ (20) เช่นกัน
4. เปรียบเทียบค่าอัตราส่วนการดูดกลืนทั้งสอง และทำการบันทึกผล
5. โปรแกรมจะดำเนินการทำซ้ำตั้งแต่ข้อที่ 2 ขณะที่ผู้ทำการทดลองก็ต้องทำการคำนวณค่าในข้อที่ 3 เพื่อเปรียบเทียบค่าในแต่ละจังหวะการเดินของหัวใจไปเรื่อยๆจนได้ผลที่น่าพอใจ

3.3.3 การสร้างสมการมาตรฐาน

หลังจากทำการทดสอบเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้นให้สามารถวัดค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนได้จริงตามทฤษฎีแล้ว ขั้นตอนต่อไป คือ สร้างสมการมาตรฐานที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง และค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด ซึ่งมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. นำค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง และค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด จากตารางที่ 2.2 มาพล็อตกราฟเพื่อหาความสัมพันธ์ในรูป $Y = a + bX + cX^2$
2. เขียนความสัมพันธ์ที่ได้จากข้อที่ 1 ให้อยู่ในรูปของค่าอัตราส่วนของการดูดกลืน และค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด โดยให้ X คือ ค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง R และ Y คือปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด SpO_2
3. นำความสัมพันธ์ที่อยู่ในรูป $SpO_2 = a + bR + cR^2$ ที่ได้จากข้อที่ 2 ป้อนเข้าสู่โปรแกรมเพื่อใช้เป็นสมการมาตรฐานในการหาค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดต่อไป

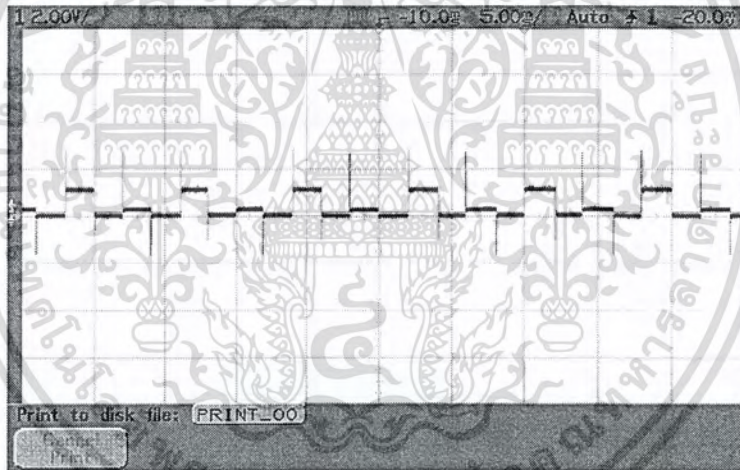
บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผล

4.1 ผลการทดสอบสัญญาณ

4.1.1 ผลการทดสอบวงจรขับเคลื่อน และวงจรดีเทคเตอร์

จากการทดลองพบว่า จากรูปที่ 4.1 เป็นพล็อตของระดับสัญญาณของแรงดันของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจากวงจรดีเทคเตอร์ ณ จุด X1 ซึ่งติดต่อกันตามไคอะแกรมเวลา และสัมพันธ์กับการเปล่งแสงของไดโอดทั้งสองตัว โดยสัญญาณในพล็อตแรกเป็นสัญญาณแสงสีแดง และพล็อตที่สองเป็นสัญญาณแสงอินฟราเรด ซึ่งสัญญาณทั้งสองจะถูกกันด้วยจุดมืด(ระดับแรงดันเท่ากับศูนย์) โดยสังเกตได้ว่าระดับแรงดันของสัญญาณแสงสีแดงมีค่าต่ำกว่าแสงอินฟราเรด เนื่องจากแสงอินฟราเรดสามารถทะลุผ่านเนื้อเยื่อ(นิ้ว) ได้ดีกว่านั่นเอง



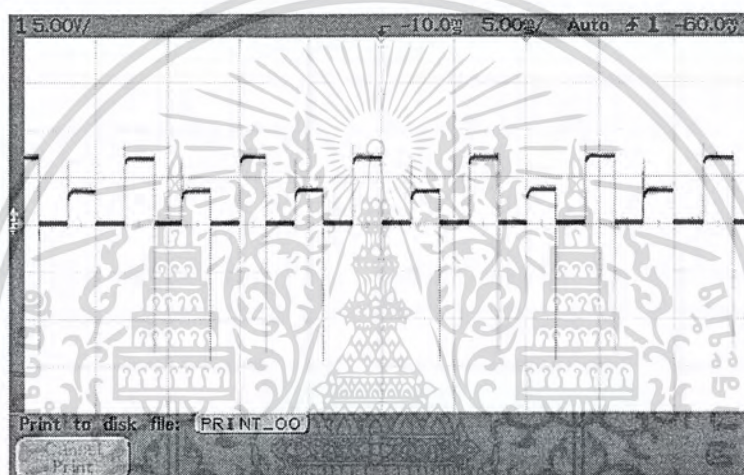
รูปที่ 4.1 สัญญาณแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดที่ถูกตรวจวัด โดยวงจรดีเทคเตอร์

4.1.2 ผลการทดสอบวงจรปรับระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้า

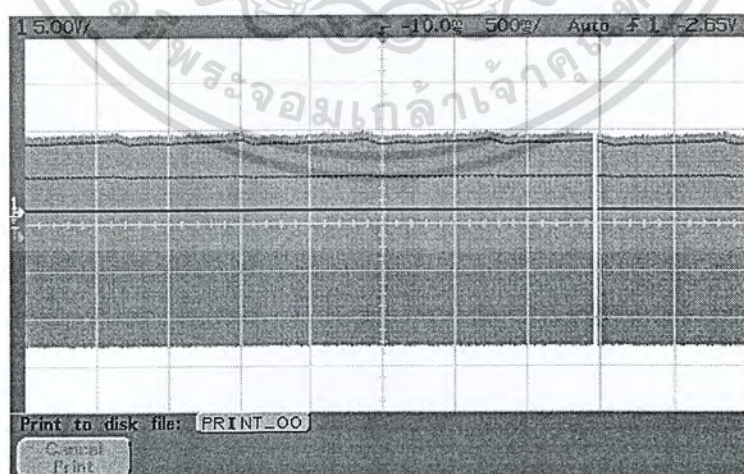
จากการทดลองในเบื้องต้นขณะที่มีการปรับเปลี่ยนค่าลอจิก D0-D7 ตั้งแต่ 0-255 พบว่าค่าระดับแรงดันเอาต์พุตสามารถเปลี่ยนแปลงค่าจาก 0-Vref ที่สัมพันธ์กับระดับลอจิก D0-D7 ที่ถูกป้อนเข้ามา

จากการทดลองวัดจริง จากรูปที่ 4.2 เป็นพล็อตของระดับสัญญาณแรงดันของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกปรับระดับแรงดันให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม ณ จุด X2 และจากรูปที่ 4.3 ก็เป็นรูปเดียว

กับรูปที่ 4.2 แต่ได้ทำการปรับช่วงเวลาต่อช่องของการแสดงค่าของออสซิลโลสโคปจาก 2.5 ms เป็น 500 ms เพื่อจะได้เห็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นคลื่นที่สัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจ เนื่องจากใน 1 นาที โดยเฉลี่ยแล้วหัวใจจะเต้นไม่น้อยกว่า 60 ครั้ง นั่นหมายความว่ามีความถี่เท่ากับ 1 เฮิรตซ์ เพราะฉะนั้นถ้าปรับช่วงเวลาต่อช่องน้อย คือความถี่ต่อช่องมาก จะทำให้ไม่สามารถมองเห็นสัญญาณเป็นรูปคลื่นได้ แต่ถ้าปรับช่วงเวลาต่อช่องมาก คือความถี่ต่อช่องน้อย จะทำให้สามารถมองเห็นสัญญาณเป็นรูปคลื่นได้ แต่จะสังเกตได้ว่าพัลส์สัญญาณของแสงสีแดงซึ่งเป็นพัลส์ที่มีระดับแอมพลิจูดต่ำจะถูกทับด้วยพัลส์สัญญาณของแสงอินฟราเรดซึ่งเป็นพัลส์ที่มีระดับแอมพลิจูดสูง



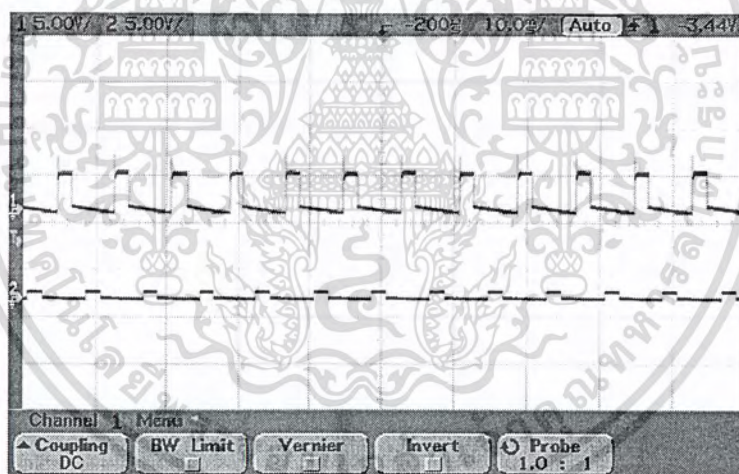
รูปที่ 4.2 สัญญาณที่ถูกปรับระดับแรงดัน



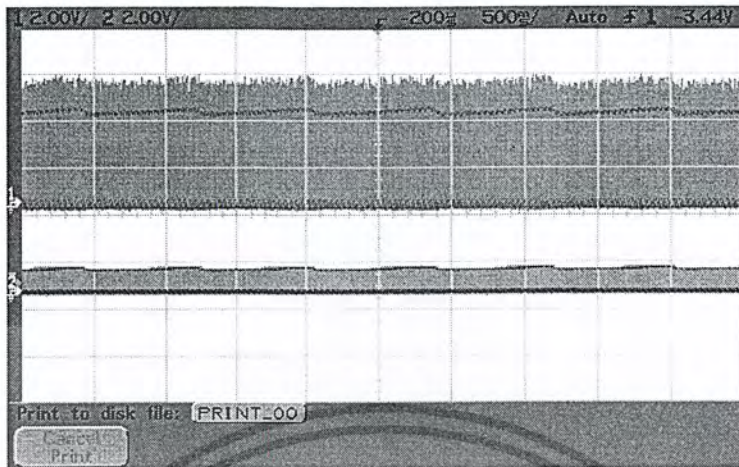
รูปที่ 4.3 สัญญาณที่ถูกปรับระดับแรงดันที่สัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจ

4.1.3 ผลการทดสอบวงจรแยกสัญญาณ

จากผลการทดลองพบว่า จากรูปที่ 4.4 เป็นพัลส์ของระดับสัญญาณของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกทำให้แยกออกจากกันโดยวงจรแยกสัญญาณ ทำให้สามารถมองเห็นระดับสัญญาณทั้งสองได้อย่างชัดเจน อีกทั้งยังพบว่าพัลส์ของสัญญาณในแต่ละพัลส์มีความสัมพันธ์กับการติดดับของไดโอดเปล่งแสงทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด คือขณะที่แสงสีแดงติด วงจรแยกสัญญาณก็จะยอมให้สัญญาณที่เป็นแสงสีแดงผ่านออกมาได้ และจะไม่ยอมให้แสงอินฟราเรดผ่านออกมา ในทำนองเดียวกันถ้าขณะที่แสงอินฟราเรดติด วงจรแยกสัญญาณก็จะยอมให้สัญญาณที่เป็นแสงอินฟราเรดผ่านออกมาได้ และจะไม่ยอมให้แสงสีแดงผ่านออกมา ส่วนรูปที่ 4.5 ก็จะเป็นรูปเดียวกันกับรูปที่ 4.4 แต่ได้ทำการปรับช่วงเวลาที่ช่องของการแสดงค่าของออสซิลโลสโคปให้มากขึ้น เพื่อจะได้สัญญาณที่มีลักษณะเป็นคลื่นที่สัมพันธ์กับการเดินของหัวใจ แต่สัญญาณยังผสมกันอยู่ระหว่างองค์ประกอบที่เป็นสัญญาณ AC และ DC ซึ่งยังไม่สามารถนำไปวิเคราะห์ได้



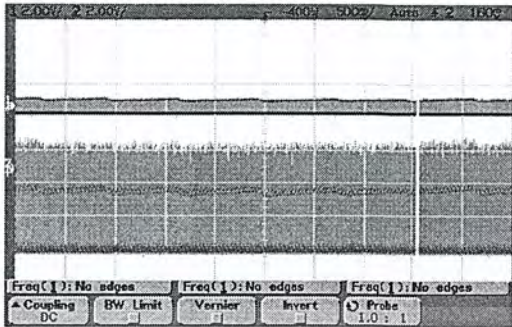
รูปที่ 4.4 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกแยกออกจากกัน



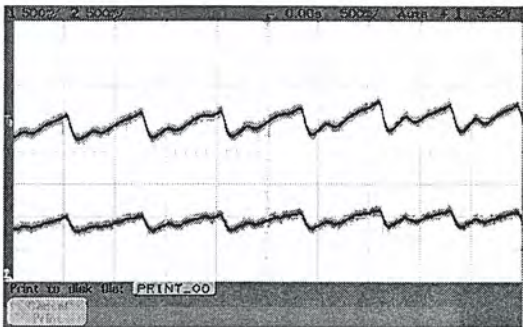
รูปที่ 4.5 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกแยกออกจากกันที่สัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจ

4.1.4 ผลการทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

จากผลการทดลองพบว่า จากรูปที่ 4.6 เป็นสัญญาณทั้งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกกรองด้วยวงจรความถี่ต่ำผ่าน ทำให้องค์ประกอบที่เป็นสัญญาณ AC และ DC ถูกแยกออกจากกัน ซึ่งตรงกับรูปทางทฤษฎีในรูปที่ 2.5 โดยสัญญาณรูปบนเป็นสัญญาณแสงสีแดง และสัญญาณรูปล่างเป็นสัญญาณแสงอินฟราเรด ซึ่งเอาต์พุตของระดับแอมพลิจูดของสัญญาณทั้งสองนี้จะมีค่าเท่ากัน ถึงแม้ว่าสัญญาณทางด้านอินพุตจะมีค่าไม่เท่ากัน เนื่องวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านนี้ถูกออกแบบให้มีอัตราขยายของสัญญาณแสงสีแดงมากกว่าแสงอินฟราเรด ทำให้สัญญาณแสงสีแดงที่มีระดับแอมพลิจูดต่ำกว่าแสงอินฟราเรดทางด้านอินพุต มีค่าเท่ากันทางด้านเอาต์พุตประมาณ 4.5 โวลต์ และจะถูกนำไปประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าปริมาณความอิมพัลส์ของอีโมโกลบินต่อไป



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.6 สัญญาณแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ถูกกรองด้วยวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

รูป (ก) แสดงลักษณะของสัญญาณอินพุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

รูป (ข) แสดงลักษณะของสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

4.1.5 ผลการทดสอบวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลแบบ 12 บิต

จากผลการทดลองพบว่า ขณะที่มีการปรับเปลี่ยนระดับแรงดันอินพุตทั้ง CH0 และ CH1 ของไอซี D/A LTC1298 ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถอ่านค่าแรงดัน และแสดงผลออก LCD เป็นระดับลอจิกตั้งแต่ 0-4095 ที่สัมพันธ์กับระดับแรงดันได้อย่างถูกต้องดังตารางที่ 4.1

ตารางที่4.1 แสดงผลการทดลองระหว่างระดับแรงดันอินพุต และระดับลอจิก

ครั้งที่	ระดับแรงดัน(V)	ระดับลอจิก	ครั้งที่	ระดับแรงดัน(V)	ระดับลอจิก
1	0.0	0	7	3.0	3457
2	0.5	410	8	3.5	2867
3	1.0	819	9	4.0	3276
4	1.5	1229	10	4.5	3686
5	2.0	1638	11	5.0	4095
6	2.5	2048	-	-	-

4.1.6 ผลการทดสอบวงจรสัญญาณเตือน

จากผลการทดลองพบว่า ขณะที่ป้อนลอจิก "0" บัสเซอร์จะส่งสัญญาณเสียงออกมา และขณะที่ป้อนลอจิก "1" บัสเซอร์จะไม่ส่งสัญญาณเสียงออกมา ซึ่งเป็นไปตามการออกแบบข้างต้น

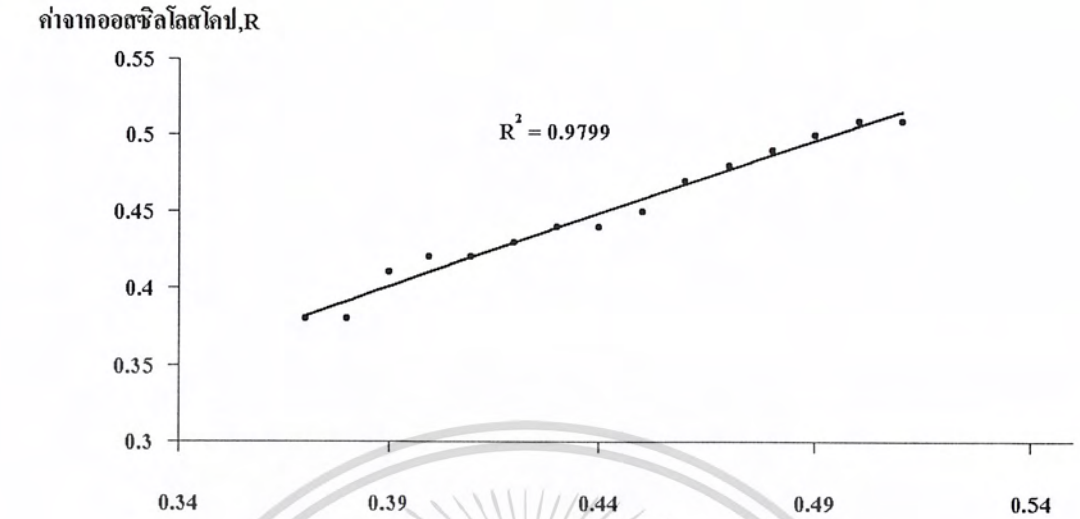
4.2 ผลการทดสอบเครื่องมือวัด

จากผลการทดสอบเครื่องมือวัดโดยเปรียบเทียบค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนระหว่างค่าที่ได้จากเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้น และจากเครื่องออสซิลโลสโคป ซึ่งเป็นค่าที่ได้มาจากการคำนวณด้วยมือ ผลการทดลองจะถูกแสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่4.2 ผลการทดลองอ่านค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงระหว่างค่าที่อ่านได้จากเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้น และจากเครื่องออสซิลโลสโคป

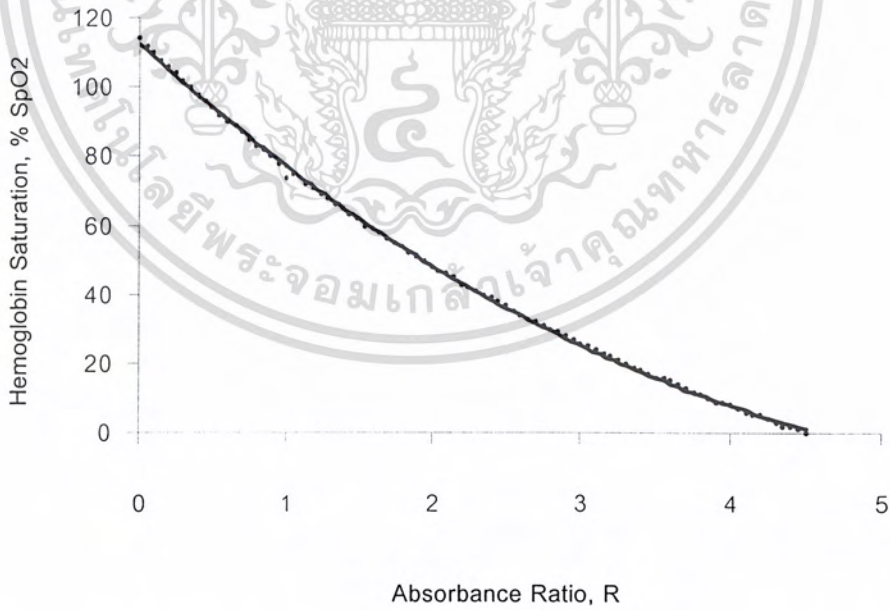
ตัวอย่าง	อัตราส่วนของการดูดกลืนแสง(Absorbance)	
	เครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้น	เครื่องออสซิลโลสโคป
1	0.37	0.38
2	0.38	0.38
3	0.39	0.41
4	0.40	0.42
5	0.41	0.42
6	0.42	0.43
7	0.43	0.44
8	0.44	0.44
9	0.45	0.45
10	0.46	0.47
11	0.47	0.48
12	0.48	0.49
13	0.49	0.50
14	0.50	0.51
15	0.51	0.51

ซึ่งเมื่อนำมาพล็อตกราฟ และทำการวิเคราะห์ด้วยสมการถดถอย(Linear Regression) ในรูปที่ 4.7 พบว่าได้ค่า $R^2 = 0.9799$ จึงทำให้วิเคราะห์ได้ว่าค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนของแสงที่อ่านได้จากเครื่องมือวัดที่ถูกสร้างขึ้นมีความสัมพันธ์กับค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงค่าจริง



รูปที่ 4.7 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อ่านได้จากเครื่องมือวัดที่ถูกต้องสร้างขึ้น และจากเครื่องออกซิไดซ์โคป

4.3 ผลการสร้างสมการมาตรฐาน



รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงและค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด

จากรูปที่ 4.8 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงและค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด

จากการวิเคราะห์พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นแบบพหุนาม (Polynomial) ซึ่งอธิบายได้ด้วยสมการกำลังสอง คือ

$$Y = 2.9061X^2 - 37.748X + 112.37$$

เพราะฉะนั้นจากสมการข้างต้น สามารถเขียนได้ใหม่ให้อยู่ในรูปความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดและค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง ได้ดังสมการ

$$SpO_2 = 2.9061R^2 - 37.748R + 112.37$$

จากสมการนี้เองที่จะถูกนำไปโปรแกรมเก็บไว้ในซอฟต์แวร์ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อใช้คำนวณค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดจากการแทนค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสง

บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่า การศึกษาหาค่าความอืดตัวของฮีโมโกลบินสามารถหาค่าได้ โดยปกติจะอยู่ในช่วงประมาณ 90-100% และสามารถหาอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ในช่วงประมาณ 65-95 ครั้งต่อนาที ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่าปกติของความอืดตัวของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจตามลำดับ

5.2 สรุปข้อผิดพลาด

5.2.1 การเคลื่อนไหว (Movement)

การเคลื่อนไหวของร่างกาย เช่น การสะบัดนิ้วมือไปมาจะส่งผลกระทบต่อการวัดมาก เนื่องจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือจะมีผลทำให้หัววัดขยับไปมา ทำให้ตำแหน่งและการทะลุผ่านของแสงเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา

5.2.2 อุณหภูมิ (Temperature)

อุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมในขณะวัดที่ลดลงต่ำจะส่งผลต่อการวัด คือ อุณหภูมิที่ต่ำหรืออากาศเย็นจะทำให้เส้นเลือดในร่างกายหดตัว ทำให้การตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงที่เล็กน้อยของแสงที่ทะลุผ่านระหว่างช่วงที่หัวใจหดตัว และขยายตัวในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจยากกว่าในขณะทำการวัดในอุณหภูมิปกติ

5.3 สรุปข้อเสนอแนะ

5.3.1 การเคลื่อนไหว (Movement)

ผู้ที่ทำการตรวจวัดไม่ควรเคลื่อนไหวนิ้วมือขณะทำการวัดแต่โดยทั่วไปเครื่องมือนี้มักจะถูกนำไปใช้ในห้องผ่าตัด ปัญหาจึงไม่ส่งผลต่อการวัด และลักษณะของหัววัดอาจจะช่วยได้บ้างเนื่องจากหัววัดที่ถูกผลิตออกมาไม่ได้ถูกออกแบบมาเพื่อคนใดคนหนึ่ง เพราะฉะนั้นการเลือกใช้หัววัดที่กระชับพอเหมาะพอดีกับผู้ป่วยคนนั้นๆ อาจจะช่วยลดปัญหาของการเคลื่อนไหวได้บ้าง

5.3.2 อุณหภูมิ (Temperature)

การวัดสัญญาณแสงในโครงการพิเศษฉบับนี้จะถูกกำหนดแรงดันไว้ที่ 0-5 โวลต์ ทำให้มีการปรับขยายแรงดันได้ไม่เต็มที่ซึ่งจะไม่มีผลในช่วงของอุณหภูมิปกติ แต่สำหรับในช่วงการลดต่ำ

ลงของอุณหภูมินั้น การเปลี่ยนแปลงความเข้มของสัญญาณแสงที่ทะลุผ่านออกมาจะมีค่าเล็กน้อย เพราะฉะนั้น ถ้าทำการขยายช่วงของแรงดันเป็น 0-10 โวลต์ หรือมากกว่านี้จะทำให้สามารถขยายความเปลี่ยนแปลงที่เป็นค่าแรงดันของความเข้มแสงที่เปลี่ยนไปเล็กน้อยให้เพิ่มมากขึ้นได้ ซึ่งอาจจะช่วยลดปัญหาการลดต่ำลงของอุณหภูมิได้

5.4 สรุปผลโครงการพิเศษ

จากข้อมูลและผลการทดลองที่ได้นำเสนอไปทำให้สามารถสรุปผลของโครงการพิเศษได้ว่าสามารถนำเอาหลักการทางแสงของฟิสิกส์โดยกฎของเบียร์มาคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดได้อย่างต่อเนื่อง ณ เวลาจริงโดยไม่ต้องเจาะเลือด



เอกสารอ้างอิง

- [1] สุนารี องค์กรเจริญใจ, 2542. เทคนิคพื้นฐานทางโลหิตวิทยา, ภาควิชาจุลทรรศน์ศาสตร์คลินิก คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล, กรุงเทพมหานคร.
- [2] อาจารย์สุกษชัย บุศราทิจ, 2543, คู่มือภาษาซีสำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์. บริษัท อีทีที จำกัด, หน้า 16-52, กรุงเทพมหานคร.
- [3] Sahin Kaya Ozdemir, Shigenobu Shinohara, Sotetsu Takamiya and Hirofumi Yoshida, 2000, **“Noninvasive Blood flow measurement using speckle signals from a self-mixing laser diode in vitro and in vivo experiment”**. Optical Engineering, Vol. 39, No. 9, pp. 2474-2580.
- [4] Bessman JD, 1986, **“Automated blood counts and differentials”**, A practical guide, The Johns Hopkins University Press Baltimore and London.
- [5] Th. Scheper and C. Muller, 1994, **“Optical sensors for biotechnological applications”**, Biosensors & Bioelectronics, Vol. 9, No. 4, pp. 73-83.
- [6] Glenn R. Blackwell, 1989, **“The Technology of Pulse Oximetry”**, Biomedical Instrumentation & Technology, Vol. 24, No. 2, pp.188-193.
- [7] Siegfried Kastle, Friedemann Noller, Siegfried Falk, Anton Bukta, Eberhard Mayer and Dietmar Miller, 1997, **“A New Family of Sensors for Pulse Oximetry”**, Hewlett-Packard Journal, pp 1-17.
- [8] Paul D. Mannheimer, James R. Casciani, Michael E. Fein and Steven L. Nierlich, 1997, **“Wavelength Selection for Low-saturation Pulse Oximetry”**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 44, No. 3, pp.148-158.
- [9] Yitzhak Mendelson and Burt D. Ochs, 1998, **“Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography”**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 10, pp.798-805.



```
#include <8051io.h>
#include <8051reg.h>
#include <8051int.h>

register gain_red,gain_ir,a,r,i,d,t,count,pos;
```

```
asm{
WR_INSLCDA          EQU   $E0C0
RD_INSLCDA          EQU   $E0C1
WR_DATLCDA          EQU   $E0C2
RD_DATLCDA          EQU   $E0C3
}
```

```
#define SWITCH      0xE0E2
#define CPORT       0xE0E3
#define WR_INSLCD   0xE0C0
#define RD_INSLCD   0xE0C1
#define WR_DATLCD   0xE0C2
#define RD_DATLCD   0xE0C3
```

```
DELAY()
```

```
{
asm{
    mov        R0,#$0
D1    mov        R1,#$0
    djnz       R1,*
    djnz       R0,D1
}
}
```

```
SEND_8255(PORTX,DATA)
```

```
unsigned int PORTX,DATA;
```

```
{
```

```
    poke(PORTX,DATA);
```

```
    DELAY();
```

```
}
```

```
int Read_8255()
```

```
{
```

```
asm{
```

```
    mov     R0,#-5
```

```
    lcall   ?auto0
```

```
    mov     A,[R0]
```

```
    mov     DPL,A
```

```
    inc     R0
```

```
    mov     A,[R0]
```

```
    mov     DPH,A
```

```
    movx    A,[DPTR]
```

```
    mov     B,$00
```

```
}
```

```
}
```

```
LCD_BUSY()
```

```
{
```

```
asm{
```

```
    push    A
```

```
    mov     DPTR,#RD_INSLCDA
```

```
BUSY    movx    A,[DPTR]
```

```
    jb      A.7,BUSY
```

```
    pop     A
```

```

}
}

```

```

LCD_WRITE_INSTRUCT(command)

```

```

unsigned char command;

```

```

{
    poke(WR_INSLCD,command);
    LCD_BUSY();
}

```

```

LCD_PUTC(ascii)

```

```

unsigned char ascii;

```

```

{
    LCD_BUSY();
    poke(WR_DATLCD,ascii);
}

```

```

LCD_GOTO(pos)

```

```

unsigned char pos;

```

```

{
    pos|=0x80;
    poke(WR_INSLCD,pos);
}

```

```

LCD_PUTS(string)

```

```

unsigned char *string;

```

```

{
    while(*string!=0x00){
        LCD_PUTC(*string);
        string++;
    }
}

```

```

    }

}

LCD_INIT()
{
    LCD_WRITE_INSTRUCT(0x38);
    LCD_WRITE_INSTRUCT(0x0C);
    LCD_WRITE_INSTRUCT(0x06);
    LCD_WRITE_INSTRUCT(0x01);
}

```

```
int ReadLTC1298()
```

```

{
asm{
    mov     R0,#-5
    lcall   ?auto0
    mov     A,[R0]
    swap    A
    rl      A
    setb    A.7
    setb    A.6
    setb    A.4
    setb    P1.7
    setb    P1.6
    setb    P1.4
    clr     P1.4
    mov     R1,#4
    ADC1    rlc     A
    clr     P1.7
    mov     P1.6,C
}
}

```

```

        setb      P1.7
        djnz      R1,ADC1
        setb      P1.6
        clr       P1.7
        mov       R1,#5
ADC2:   mov       C,P1.6
        rlc       A
        setb      P1.7
        clr       P1.7
        djnz      R1,ADC2
        anl       A,#$F
        mov       B,A
        clr       A
        mov       R1,#8
ADC3:   mov       C,P1.6
        rlc       A
        setb      P1.7
        clr       P1.7
        djnz      R1,ADC3
    }
}

GAIN_DAC()
{
    asm{
        mov       R0,#-5
        lcall     ?auto0
        mov       A,[R0]
        mov       DPTR,#$00
        setb      P1.2
    }
}

```

```

        clr          P1.2
        movx         [DPTR],A
        setb         P1.2
    }
}

```

```

DISPLAY()

```

```

{
    LCD_GOTO(pos);
    LCD_PUTC(a/100+0x30);

    LCD_GOTO(pos+1);
    LCD_PUTC((a%100)/10+0x30);

    LCD_GOTO(pos+2);
    LCD_PUTC((a%100)%10+0x30);
}

```

```

INTERRUPT(_TF0_)myfunc()

```

```

{
    ++tt;
    ++count;
    if(tt==1){
        asm{
            clr    P1.0
        }
        GAIN_DAC(gain_red);
        r=ReadLTC1298(0);
    }
}

```

```

else if(tt==2){
    asm{
        setb  P1.0
    }
    GAIN_DAC(0);
    d=ReadLTC1298(0);
}
else if(tt==3){
    asm{
        clr  P1.1
    }
    GAIN_DAC(gain_ir);
    i=ReadLTC1298(1);
}
else{
    asm{
        setb  P1.1
    }
    GAIN_DAC(0);
    d=ReadLTC1298(1);
    tt=0;
}

TH0=0xFA;
TL0=0x00;

}

main()
{
    unsigned int max_red,max_ir,min_red,min_ir;
    unsigned int R,R1,R2,T1,T2,T3,T4,T5,T6;

```

```

unsigned int HbO2,BMP,HbO2_Min,Pulse_Min,Pulse_Max;

unsigned int loop,sw,round;

unsigned int count1,count2,count3,count4,count5,count6,count7;

serinit(9600);

//      IE &= 0x7f;

      DELAY();

      DELAY();

      DELAY();

      SEND_8255(CPORT,0x81);

      SEND_8255(SWITCH,0xFF);

      LCD_INIT();

      TMOD=0x11;

      TH0=0xFA;

      TL0=0x00;

      TCON=0x50;

      for(;;){

      LCD_GOTO(0x00);

      LCD_PUTS(" HbO2 Saturation ");

      LCD_GOTO(0x40);

      LCD_PUTS(" By Optical ");

      for(loop=1;loop<50000;loop++);

```

```
LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS(" PUSH SET BUTTON ");
```

```
LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS(" -For setting- ");
```

```
do{
    sw=Read_8255(SWITCH);
}while(sw!=0xFE);
for(loop=1;loop<50000;loop++);

LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS(" --SET%HbO2-- ");
LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS(" 090 Minimum ");

HbO2_Min=90;
Pulse_Max=120;
Pulse_Min=55;
pos=0x42;
```

```
do{sw=Read_8255(SWITCH);
    for(loop=1;loop<1000;loop++);
    if(sw==0xFB){
        if(HbO2_Min<99){
            HbO2_Min++;
            a=HbO2_Min;
            DISPLAY();
        }
    }
```

```

    }

    if(sw==0xFD){
        if(HbO2_Min>0){
            HbO2_Min--;
            a=HbO2_Min;
            DISPLAY();
        }
    }

} while(sw!=0xFE);
for(loop=1;loop<5000;loop++);

LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS("--set Pulse--");
LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS("120 Maximum");

do{sw=Read_8255(SWITCH);
    for(loop=1;loop<1000;loop++);
    if(sw==0xFB){
        if(Pulse_Max<200){
            Pulse_Max++;
            a=Pulse_Max;
            DISPLAY();
        }
    }
}

if(sw==0xFD){
    if(Pulse_Max>0){
        Pulse_Max--;
        a=Pulse_Max;

```

```

        DISPLAY();
    }
}

}while(sw!=0xFE);

for(loop=1;loop<5000;loop++);

LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS(" 055 Minimum ");

do{sw=Read_8255(SWITCH);
    for(loop=1;loop<1000;loop++);
    if(sw==0xFB){
        if(Pulse_Min<99){
            Pulse_Min++;
            a=Pulse_Min;
            DISPLAY();
        }
    }
    if(sw==0xFD){
        if(Pulse_Min>0){
            Pulse_Min--;
            a=Pulse_Min;
            DISPLAY();
        }
    }
}

}while(sw!=0xFE);

for(loop=1;loop<5000;loop++);

LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS("-Finish Setting-");

```

```

LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS("-Press Start-");

do{
    sw=Read_8255(SWITCH);
}while(sw!=0xF7);
for(loop=1;loop<5000;loop++);

LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS("-----");

LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS("-INITIAL STATE-");

P1=0xFF;
gain_red=1;
gain_ir=1;
max_red=0;
max_ir=0;
tt=0;
round=0;
IE=0x82;

do{
    gain_ir=(gain_ir+2);
    gain_red=(gain_red+1);
    for(loop=1;loop<200;loop++);
    if(i>max_ir){
        max_ir=i;
    }
}

```

```

    }

}while(max_ir<3700);

do{

    gain_red=gain_red+2;

    for(loop=1;loop<200;loop++);

    if(r>max_red){

        max_red=r;

    }

}while(max_red<3700);

LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS("-STEADY STATE-");

for(loop=1;loop<60000;loop++);

LCD_GOTO(0x00);
LCD_PUTS("Pulse Rate=---");

LCD_GOTO(0x40);
LCD_PUTS(" %HbO2=---");

count=130;

for(;;){

    ++round;

do{

    max_red=0;

    max_ir=0;

    min_red=4000;

    min_ir=4000;

```

```

if((HbO2<HbO2_Min)||((BMP<Pulse_Min)||((BMP<Pulse_Max)))){
    asm{
        clr    P1.3
    }
}
else{
    asm{
        setb   P1.3
    }
}
do{
    do{
        for(loop=1;loop<150;loop++);
        if(i>max_ir){
            max_ir=i;
            max_red=r;
        }
    }while(i==max_ir);
}while(count<150);

do{
    for(loop=1;loop<150;loop++);
    if(i<min_ir){
        min_ir=i;
        min_red=r;
    }
}while(i==min_ir);
}while(abs(max_ir-min_ir)<70);

```

```

asm{

    clr P1.3

}

R1=(((max_red-min_red)*100)/min_red)*100
+((((max_red-min_red)*100)%min_red)*10)/min_red)*10
+((((((max_red-min_red)*100)%min_red)*10)%min_red)*10)/min_red;

R2=(((max_ir-min_ir)*100)/min_ir)*100
+((((max_ir-min_ir)*_ir)*100
+((((max_ir-
ir)*((((max_ir-min_ir)*100)%min_ir)*10)%min_ir)*10)/min_ir;

R=((R1*10)/R2)*10+(((R1*10)%R2)*10)/R2;

if(round==1){
    T1=R;
    count1=count;
    count=0;
}

else if(round==2){
    T2=R;
    count2=count;
    count=0;
}

else if(round==3){
    T3=R;
    count3=count;
    count=0;
}

```

```

    }

    else if(round==4){
        T4=R;
        count4=count;
        count=0;
    }

    else if(round==5){
        T5=R;
        count5=count;
        count=0;
    }

    else{
        round=0;
        T6=R;
        count6=count;
        count=0;
    }

    R=(T1+T2+T3+T4+T5+T6)/6;

    HbO2=((56000-((R/2)+1)*((3800-(3*R))/10))/500)+6;

    if(HbO2>100){
        HbO2=100;
    }

    else{
        HbO2=HbO2;
    }

    count7=(count1+count2+count3+count4+count5+count6)/6;

```

```
if((30000%count7)>=(count7/2)){  
    BMP=(30000/count7)+1;  
}  
else{  
    BMP=30000/count7;  
}
```

```
a=BMP;  
pos=0x0D;  
DISPLAY();
```

```
a=HbO2;  
pos=0x4D;  
DISPLAY();
```

```
}  
}
```

```
for(;;);
```

```
}
```



วิธีการวัดค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดโดยใช้เครื่องมือที่สร้างขึ้น

1. กดสวิทช์เปิดเครื่อง (POWER ON)

2. กดสวิทช์เซตค่า (SET UP)

กดสวิทช์เซตค่า เพื่อเริ่มเข้าสู่เมนูการเซตค่าสูงสุด และต่ำสุดของอัตราการเต้นของหัวใจ (Pulse Rate) และค่าปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด (SpO_2) หลังจากเห็นข้อความเหล่านี้ที่หน้าจอแสดงผล



รูปที่ 1 แสดงผลที่ออกมาทางจอ LCD เมื่อกดสวิทช์เซตค่า

3. กดสวิทช์เพิ่มลด

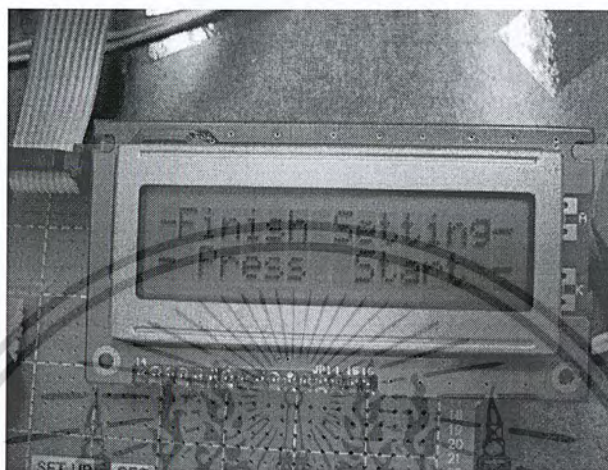
กดสวิทช์เพิ่มค่า ลดค่าตามต้องการ เมื่อทำการเซตค่าต่างๆ เรียบร้อยแล้ว ก็ให้กดสวิทช์เซตค่าอีกที เพื่อนำค่าไปเก็บไว้ในหน่วยความจำ



รูปที่ 2 แสดงผลที่ออกมาทางจอ LCD เมื่อกดสวิทช์เพิ่มค่า-ลดค่า

4. กดสวิทช์เริ่มทำงาน (START)

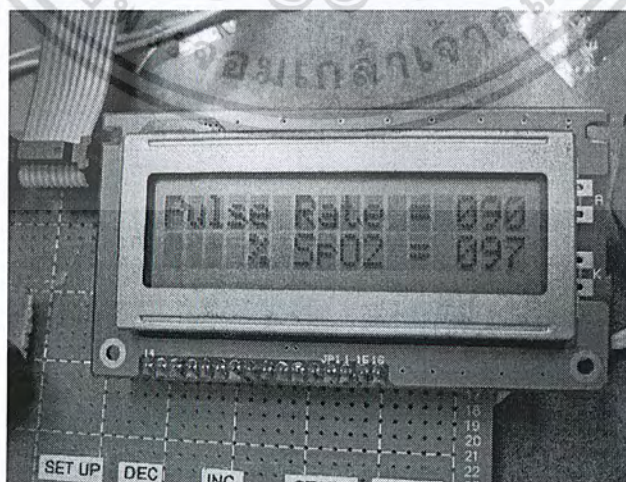
กดสวิทช์เริ่มทำงานเมื่อพร้อมที่จะทำงาน



รูปที่3 แสดงผลที่ออกมาทางจอ LCD เมื่อกดสวิทช์ START

5. เริ่มทำการวัด

เมื่อเครื่องเริ่มทำการวัด ก็จะปรากฏค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Pulse Rate) เป็นจำนวนครั้งต่อนาที และค่าเปอร์เซ็นต์ปริมาณความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือด (SpO_2) ที่หน้าจอแสดงผล ซึ่งค่าทั้งสองนี้จะถูกวัดทุกๆ ครั้งของการเต้นของหัวใจ



รูปที่4 แสดงผลที่ออกมาทางจอ LCD เมื่อเริ่มทำการวัดค่า



ภาคผนวก ข

ข้อมูลอุปกรณ์

June 1998

Features

- Pin Compatible with NMOS 8255A
- 24 Programmable I/O Pins
- Fully TTL Compatible
- High Speed, No "Wait State" Operation with 5MHz and 8MHz 80C86 and 80C88
- Direct Bit Set/Reset Capability
- Enhanced Control Word Read Capability
- L7 Process
- 2.5mA Drive Capability on All I/O Ports
- Low Standby Power (ICCSB) 10µA

Description

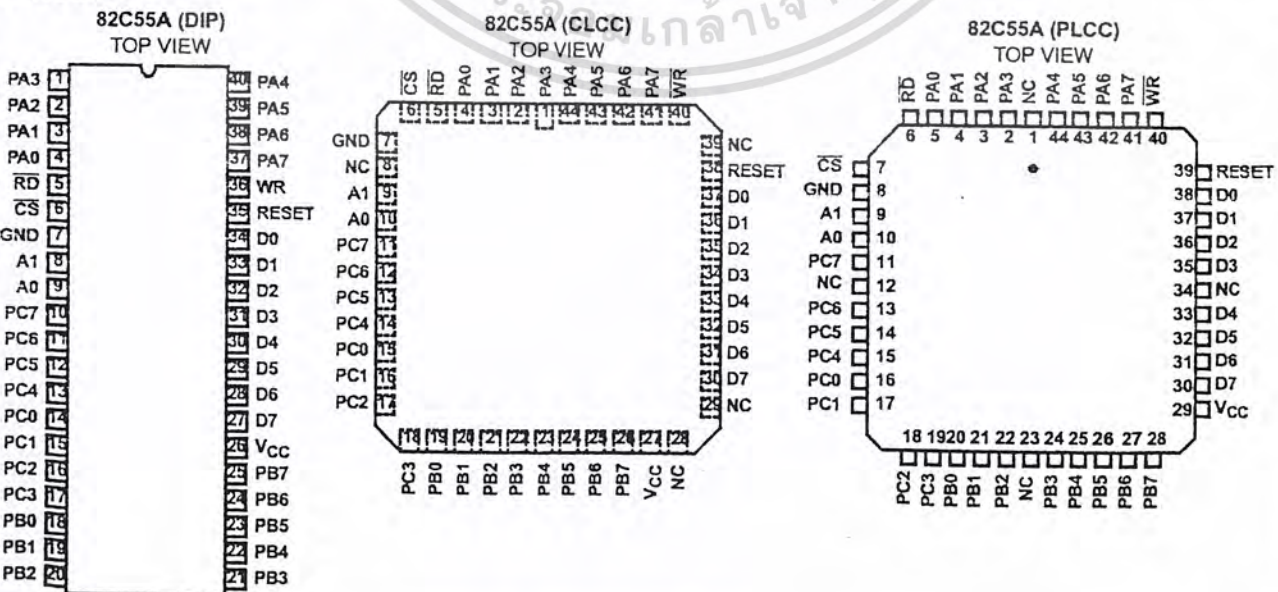
The Intersil 82C55A is a high performance CMOS version of the industry standard 8255A and is manufactured using a self-aligned silicon gate CMOS process (Scaled SAJI IV). It is a general purpose programmable I/O device which may be used with many different microprocessors. There are 24 I/O pins which may be individually programmed in 2 groups of 12 and used in 3 major modes of operation. The high performance and industry standard configuration of the 82C55A make it compatible with the 80C86, 80C88 and other microprocessors.

Static CMOS circuit design insures low operating power. TTL compatibility over the full military temperature range and bus hold circuitry eliminate the need for pull-up resistors. The Intersil advanced SAJI process results in performance equal to or greater than existing functionally equivalent products at a fraction of the power.

Ordering Information

PART NUMBERS		PACKAGE	TEMPERATURE RANGE	PKG. NO.
5MHz	8MHz			
CP82C55A-5	CP82C55A	40 Ld PDIP	0°C to 70°C	E40.6
IP82C55A-5	IP82C55A		-40°C to 85°C	E40.6
CS82C55A-5	CS82C55A	44 Ld PLCC	0°C to 70°C	N44.65
IS82C55A-5	IS82C55A		-40°C to 85°C	N44.65
CD82C55A-5	CD82C55A	40 Ld CERDIP	0°C to 70°C	F40.6
ID82C55A-5	ID82C55A		-40°C to 85°C	F40.6
MD82C55A-5/B	MD82C55A/B		-55°C to 125°C	F40.6
8406601QA	8406602QA			F40.6
MR82C55A-5/B	MR82C55A/B	44 Pad CLCC	-55°C to 125°C	J44.A
8406601XA	8406602XA	SMD#		J44.A

Pinouts



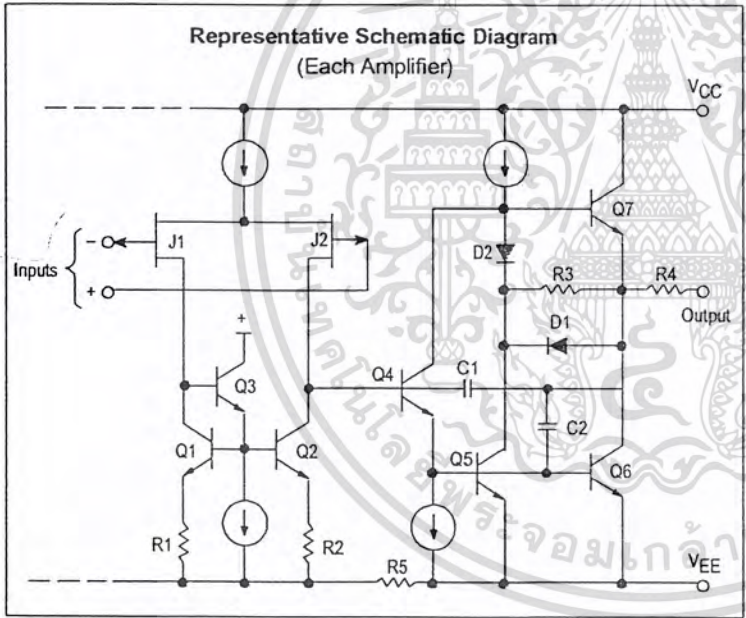


Low Power JFET Input Operational Amplifiers

These JFET input operational amplifiers are designed for low power applications. They feature high input impedance, low input bias current and low input offset current. Advanced design techniques allow for higher slew rates, gain bandwidth products and output swing.

The commercial and vehicular devices are available in Plastic dual in-line and SOIC packages.

- Low Supply Current: 200 μ A/Amplifier
- Low Input Bias Current: 5.0 pA
- High Gain Bandwidth: 2.0 MHz
- High Slew Rate: 6.0 V/ μ s
- High Input Impedance: $10^{12} \Omega$
- Large Output Voltage Swing: ± 14 V
- Output Short Circuit Protection



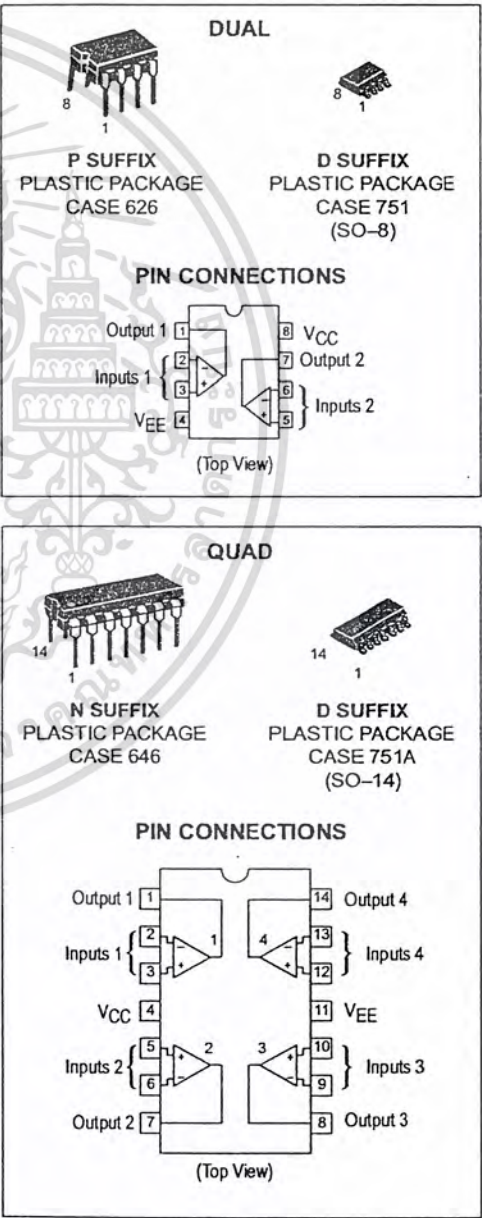
ORDERING INFORMATION

Op Amp Function	Device	Operating Temperature Range	Package
Dual	TL062CD, ACD TL062CP, ACP	$T_A = 0^\circ \text{ to } +70^\circ\text{C}$	SO-8 Plastic DIP
	TL062VD TL062VP	$T_A = -40^\circ \text{ to } +85^\circ\text{C}$	SO-8 Plastic DIP
Quad	TL064CD, ACD TL064CN, ACN	$T_A = 0^\circ \text{ to } +70^\circ\text{C}$	SO-14 Plastic DIP
	TL064VD TL064VN	$T_A = -40^\circ \text{ to } +85^\circ\text{C}$	SO-14 Plastic DIP

TL062 TL064

LOW POWER JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA



TL062 TL064

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Supply Voltage (from V_{CC} to V_{EE})	V_S	+36	V
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V_{IDR}	± 30	V
Input Voltage Range (Notes 1 and 2)	V_{IR}	± 15	V
Output Short Circuit Duration (Note 3)	t_{SC}	Indefinite	sec
Operating Junction Temperature	T_J	+150	$^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-60 to +150	$^{\circ}\text{C}$

- NOTES: 1. Differential voltages are at the noninverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply or 15 V, whichever is less.
3. Power dissipation must be considered to ensure maximum junction temperature (T_J) is not exceeded. (See Figure 1.)

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_{EE} = -15\text{ V}$, $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$, unless otherwise noted.)

Characteristics	Symbol	TL062AC TL064AC			TL062C TL064C			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage ($R_S = 50\ \Omega$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$	V_{IO}	—	3.0	6.0	—	3.0	15	mV
		—	—	7.5	—	—	20	
Average Temperature Coefficient for Offset Voltage ($R_S = 50\ \Omega$, $V_O = 0\text{ V}$)	$\Delta V_{IO}/\Delta T$	—	10	—	—	10	—	$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$
Input Offset Current ($V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$	I_{IO}	—	0.5	100	—	0.5	200	pA nA
		—	—	2.0	—	—	2.0	
Input Bias Current ($V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$	I_{IB}	—	3.0	200	—	3.0	200	pA nA
		—	—	2.0	—	—	10	
Input Common Mode Voltage Range $T_A = 25^{\circ}\text{C}$	V_{ICR}	— -11.5	+14.5 -12.0	+11.5 —	— -11	+14.5 -12.0	+11 —	V
Large Signal Voltage Gain ($R_L = 10\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$) $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$	A_{VOL}	4.0 4.0	58 —	— —	3.0 3.0	58 —	— —	V/mV
		—	—	—	—	—	—	
Output Voltage Swing ($R_L = 10\text{ k}\Omega$, $V_{ID} = 1.0\text{ V}$) $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ $T_A = 0^{\circ}\text{ to }+70^{\circ}\text{C}$	V_{O+}	+10	+14	—	+10	+14	—	V
	V_{O-}	—	-14	-10	—	-14	-10	
	V_{O+}	+10	—	—	+10	—	—	
	V_{O-}	—	—	-10	—	—	-10	
Common Mode Rejection ($R_S = 50\ \Omega$, $V_{CM} = V_{ICR}\text{ min}$, $V_O = 0\text{ V}$, $T_A = 25^{\circ}\text{C}$)	CMR	80	84	—	70	84	—	dB
Power Supply Rejection ($R_S = 50\ \Omega$, $V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0$, $T_A = 25^{\circ}\text{C}$)	PSR	80	86	—	70	86	—	dB
Power Supply Current (each amplifier) (No Load, $V_O = 0\text{ V}$, $T_A = 25^{\circ}\text{C}$)	I_D	—	200	250	—	200	250	μA
Total Power Dissipation (each amplifier) (No Load, $V_O = 0\text{ V}$, $T_A = 25^{\circ}\text{C}$)	P_D	—	6.0	7.5	—	6.0	7.5	mW

TL062 TL064

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_{EE} = -15\text{ V}$, $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high} [Note 4], unless otherwise noted.)

Characteristics	Symbol	TL062V			TL064V			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage ($R_S = 50\ \Omega$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high}	V_{IO}	— —	3.0 —	6.0 9.0	— —	3.0 —	9.0 15	mV
Average Temperature Coefficient for Offset Voltage ($R_S = 50\ \Omega$, $V_O = 0\text{ V}$)	$\Delta V_{IO}/\Delta T$	—	10	—	—	10	—	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current ($V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high}	I_{IO}	— —	5.0 —	100 20	— —	5.0 —	100 20	pA nA
Input Bias Current ($V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0\text{ V}$) $T_A = 25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high}	I_{IB}	— —	30 —	200 50	— —	30 —	200 50	pA nA
Input Common Mode Voltage Range ($T_A = 25^\circ\text{C}$)	V_{ICR}	— -11.5	+14.5 -12.0	+11.5 —	— -11.5	+14.5 -12.0	+11.5 —	V
Large Signal Voltage Gain ($R_L = 10\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$) $T_A = 25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high}	A_{VOL}	4.0 4.0	58 —	— —	4.0 4.0	58 —	— —	V/mV
Output Voltage Swing ($R_L = 10\text{ k}\Omega$, $V_{ID} = 1.0\text{ V}$) $T_A = 25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{low}}$ to T_{high}	V_{O+} V_{O-} V_{O+} V_{O-}	+10 — +10 —	+14 -14 — —	— -10 — -10	+10 — +10 —	+14 -14 — —	— -10 — -10	V
Common Mode Rejection ($R_S = 50\ \Omega$, $V_{CM} = V_{ICR\text{ min}}$, $V_O = 0$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)	CMR	80	84	—	80	84	—	dB
Power Supply Rejection ($R_S = 50\ \Omega$, $V_{CM} = 0\text{ V}$, $V_O = 0$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)	PSR	80	86	—	80	86	—	dB
Power Supply Current (each amplifier) (No Load, $V_O = 0\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)	I_D	—	200	250	—	200	250	μA
Total Power Dissipation (each amplifier) (No Load, $V_O = 0\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)	P_D	—	6.0	7.5	—	6.0	7.5	mW

NOTE: 4. $T_{\text{low}} = -40^\circ\text{C}$ $T_{\text{high}} = +85^\circ\text{C}$ for TL062, 4V

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_{EE} = -15\text{ V}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Slew Rate ($V_{in} = -10\text{ V}$ to $+10\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, $A_V = +1.0$)	SR	2.0	6.0	—	V/ μs
Rise Time ($V_{in} = 20\text{ mV}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, $A_V = +1.0$)	t_r	—	0.1	—	μs
Overshoot ($V_{in} = 20\text{ mV}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, $A_V = +1.0$)	OS	—	10	—	%
Settling Time ($V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_{EE} = -15\text{ V}$, $A_V = -1.0$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $V_O = 0\text{ V}$ to $+10\text{ V}$ step)	t_s	— —	1.6 2.2	— —	μs
To within 10 mV To within 1.0 mV					
Gain Bandwidth Product ($f = 200\text{ kHz}$)	GBW	—	2.0	—	MHz
Equivalent Input Noise ($R_S = 100\ \Omega$, $f = 1.0\text{ kHz}$)	e_n	—	47	—	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Input Resistance	R_i	—	10^{12}	—	Ω
Channel Separation ($f = 10\text{ kHz}$)	CS	—	120	—	dB



OPA121

Low Cost Precision *Difet*[®] OPERATIONAL AMPLIFIER

FEATURES

- LOW NOISE: $6\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ typ at 10kHz
- LOW BIAS CURRENT: 5pA max
- LOW OFFSET: 2mV max
- LOW DRIFT: $3\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ typ
- HIGH OPEN-LOOP GAIN: 110dB min
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 86dB min

DESCRIPTION

The OPA121 is a precision monolithic dielectrically-isolated FET (*Difet*[®]) operational amplifier. Outstanding performance characteristics are now available for low-cost applications.

Noise, bias current, voltage offset, drift, open-loop gain, common-mode rejection, and power supply rejection are superior to BIFET[®] amplifiers.

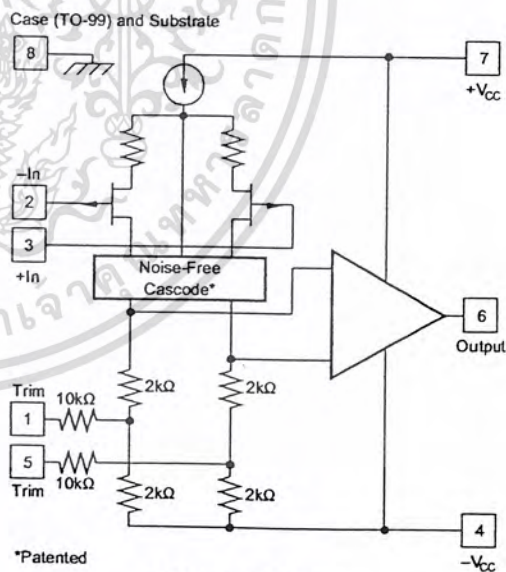
Very low bias current is obtained by dielectric isolation with on-chip guarding.

Laser-trimming of thin-film resistors gives very low offset and drift. Extremely low noise is achieved with new circuit design techniques (patented). A new cascode design allows high precision input specifications and reduced susceptibility to flicker noise.

Standard 741 pin configuration allows upgrading of existing designs to higher performance levels.

APPLICATIONS

- OPTOELECTRONICS
- DATA ACQUISITION
- TEST EQUIPMENT
- MEDICAL EQUIPMENT
- RADIATION HARD EQUIPMENT



OPA121 Simplified Circuit

Difet[®], Burr-Brown Corp.
BIFET[®], National Semiconductor Corp.

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400 • Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd. • Tucson, AZ 85706
Tel: (520) 746-1111 • Tlx: 910-952-1111 • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

ELECTRICAL (FULL TEMPERATURE RANGE SPECIFICATIONS)

At $V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ and $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA121KM			OPA121KP, KU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
TEMPERATURE RANGE Specification Range	Ambient Temperature	0		+70	0		+70	°C
INPUT OFFSET VOLTAGE ⁽¹⁾ Input Offset Voltage Average Drift Supply Rejection	$V_{CM} = 0\text{VDC}$		± 1 ± 3 82 ± 20	± 3 ± 10 ± 80		± 1 ± 3 82 ± 20	± 5 ± 10 ± 80	mV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ dB $\mu\text{V}/\text{V}$
BIAS CURRENT ⁽¹⁾ Input Bias Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$ Device Operating		± 23	± 115		± 23	± 250	pA
OFFSET CURRENT ⁽¹⁾ Input Offset Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$ Device Operating		± 16	± 100		± 16	± 200	pA
VOLTAGE RANGE Common-Mode Input Range Common-Mode Rejection	$V_{IN} = \pm 10\text{VDC}$	± 10 82	± 11 98		± 10 80	± 11 96		V dB
OPEN-LOOP GAIN, DC Open-Loop Voltage Gain	$R_L \geq 2\text{k}\Omega$	106	116		100	110		dB
RATED OUTPUT Voltage Output Current Output Short Circuit Current	$R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_O = \pm 10\text{VDC}$ $V_O = 0\text{VDC}$	± 10.5 ± 5.25 10	± 11 ± 10 40		± 10.5 ± 5.25 10	± 11 ± 10 40		V mA mA
POWER SUPPLY Current, Quiescent	$I_O = 0\text{mADC}$		2.5	4.5		2.5	5	mA

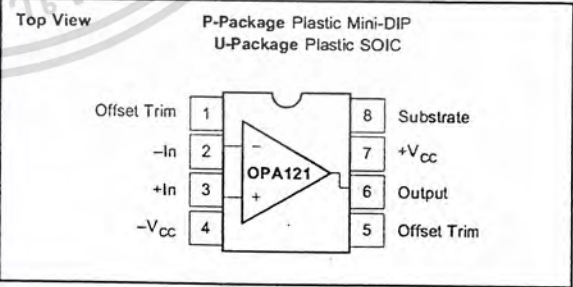
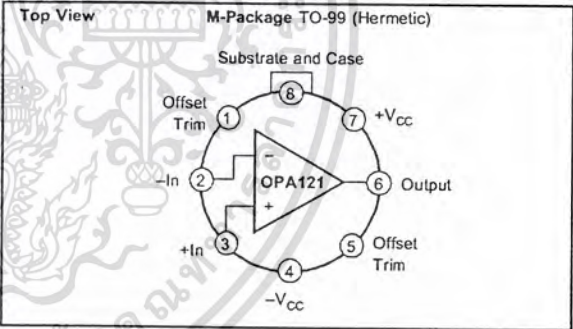
NOTE: (1) Offset voltage, offset current, and bias current are measured with the units fully warmed up.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply	$\pm 18\text{VDC}$
Internal Power Dissipation ⁽¹⁾	500mW
Differential Input Voltage	$\pm 36\text{VDC}$
Input Voltage Range	$\pm 18\text{VDC}$
Storage Temperature Range	
M package	-65°C to +150°C
P, U packages	-55°C to +125°C
Operating Temperature Range	
M package	-40°C to +85°C
P, U packages	-25°C to +85°C
Lead Temperature	
M, P packages (soldering, 10s)	+300°C
U package (soldering, 3s)	+260°C
Output Short-Circuit Duration ⁽²⁾	Continuous
Junction Temperature	+175°C

NOTES: (1) Packages must be derated based on $\theta_{JA} = 150^\circ\text{C}/\text{W}$ (P package); $\theta_{JA} = 200^\circ\text{C}/\text{W}$ (M package); $\theta_{JA} = 100^\circ\text{C}/\text{W}$ (U package).
(2) Short circuit may be to power supply common only. Rating applies to +25°C ambient. Observe dissipation limit and T_J .

CONNECTION DIAGRAMS



PACKAGE INFORMATION

MODEL	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾
OPA121KM	TO-99	001
OPA121KP	8-Pin Plastic DIP	006
OPA121KU	8-Pin SOIC	182

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix D of Burr-Brown IC Data Book.

ORDERING INFORMATION

MODEL	PACKAGE	TEMPERATURE RANGE
OPA121KM	TO-99	0°C to +70°C
OPA121KP	8-Pin Plastic DIP	0°C to +70°C
OPA121KU	8-Pin SOIC	0°C to +70°C

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ and $T_A = +25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted. Pin 8 connected to ground.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA121KM			OPA121KP, KU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT NOISE Voltage, $f_O = 10\text{Hz}$ $f_O = 100\text{Hz}$ $f_O = 1\text{kHz}$ $f_O = 10\text{kHz}$ $f_B = 10\text{Hz}$ to 10kHz $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Current, $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz $f_O = 0.1\text{Hz}$ thru 20kHz	(1)		40			50		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	(1)		15			18		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	(1)		8			10		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	(1)		6			7		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	(1)		0.7			0.8		μVrms
	(1)		1.6			2		$\mu\text{Vp-p}$
	(1)		15			21		fA, p-p
	(1)		0.8			1.1		$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
OFFSET VOLTAGE(2) Input Offset Voltage Average Drift Supply Rejection	$V_{CM} = 0\text{VDC}$ $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX}		± 0.5 ± 3 104 ± 6	± 2 ± 10 ± 50		± 0.5 ± 3 104 ± 6	± 3 ± 10 ± 50	mV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ dB $\mu\text{V/V}$
BIAS CURRENT(2) Input Bias Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$ Device Operating		± 1	± 5		± 1	± 10	pA
OFFSET CURRENT(2) Input Offset Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$ Device Operating		± 0.7	± 4		± 0.7	± 8	pA
IMPEDANCE Differential Common-Mode			$10^{13} \parallel 1$ $10^{14} \parallel 3$			$10^{13} \parallel 1$ $10^{14} \parallel 3$		$\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$
VOLTAGE RANGE Common-Mode Input Range Common-Mode Rejection	$V_N = \pm 10\text{VDC}$	± 10 86	± 11 104		± 10 82	± 11 100		V dB
OPEN-LOOP GAIN, DC Open-Loop Voltage Gain	$R_L \geq 2\text{k}\Omega$	110	120		106	114		dB
FREQUENCY RESPONSE Unity Gain, Small Signal Full Power Response Slew Rate Settling Time, 0.1% 0.01% Overload Recovery, 50% Overdrive(3)	20Vp-p , $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ Gain = -1, $R_L = 2\text{k}\Omega$ 10V Step Gain = -1		2 32 2 6 10 5			2 32 2 6 10 5		MHz kHz V/ μs μs μs μs
RATED OUTPUT Voltage Output Current Output Output Resistance Load Capacitance Stability Short Circuit Current	$R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_O = \pm 10\text{VDC}$ DC, Open Loop Gain = +1	± 11 ± 5.5	± 12 ± 10 100 1000 40		± 11 ± 5.5	± 12 ± 10 100 1000 40		V mA Ω pF mA
POWER SUPPLY Rated Voltage Voltage Range, Derated Performance Current, Quiescent	$I_O = 0\text{mA}$	± 5	± 15 2.5	± 18 4	± 5	± 15 2.5	± 18 4.5	VDC VDC mA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating Storage $\theta_{\text{Junction-Ambient}}$	Ambient Temperature Ambient Temperature Ambient Temperature	0 -40 -65		+70 +85 +150	0 -25 -55		+70 +85 +125	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C/W}$

NOTES: (1) Sample tested. (2) Offset voltage, offset current, and bias current are specified with the units fully warmed up. (3) Overload recovery is defined as the time required for the output to return from saturation to linear operation following the removal of a 50% input overdrive. (4) 100°C/W for KU grade.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

Micropower Sampling 12-Bit A/D Converters In S0-8 Packages

FEATURES

- 12-Bit Resolution
- 8-Pin SOIC Plastic Package
- Low Cost
- Low Supply Current: 250 μ A Typ.
- Auto Shutdown to 1nA Typ.
- Guaranteed $\pm 3/4$ LSB Max DNL
- Single Supply 5V to 9V Operation
- On-Chip Sample-and-Hold
- 60 μ s Conversion Time
- Sampling Rates:
 - 12.5 ksp/s (LTC1286)
 - 11.1 ksp/s (LTC1298)
- I/O Compatible with SPI, Microwire, etc.
- Differential Inputs (LTC1286)
- 2-Channel MUX (LTC1298)
- 3V Versions Available: LTC1285/LTC1288

APPLICATIONS

- Battery-Operated Systems
- Remote Data Acquisition
- Battery Monitoring
- Handheld Terminal Interface
- Temperature Measurement
- Isolated Data Acquisition

DESCRIPTION

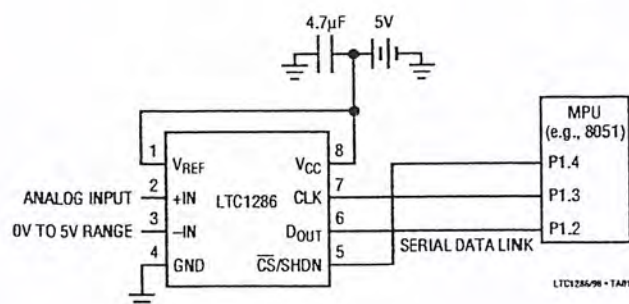
The LTC1286/LTC1298 are micropower, 12-bit, successive approximation sampling A/D converters. They typically draw only 250 μ A of supply current when converting and automatically power down to a typical supply current of 1nA whenever they are not performing conversions. They are packaged in 8-pin SO packages and operate on 5V to 9V supplies. These 12-bit, switched-capacitor, successive approximation ADCs include sample-and-holds. The LTC1286 has a single differential analog input. The LTC1298 offers a software selectable 2-channel MUX.

On-chip serial ports allow efficient data transfer to a wide range of microprocessors and microcontrollers over three wires. This, coupled with micropower consumption, makes remote location possible and facilitates transmitting data through isolation barriers.

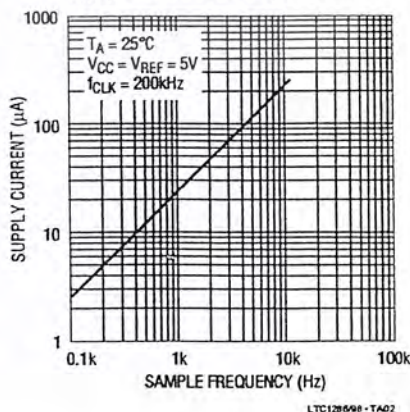
These circuits can be used in ratiometric applications or with an external reference. The high impedance analog inputs and the ability to operate with reduced spans (to 1.5V full scale) allow direct connection to sensors and transducers in many applications, eliminating the need for gain stages.

TYPICAL APPLICATIONS

25 μ W, S0-8 Package, 12-Bit ADC
Samples at 200Hz and Runs Off a 5V Supply



Supply Current vs Sample Rate



CONVERTER AND MULTIPLEXER CHARACTERISTICS (Note 5)

PARAMETER	CONDITIONS		LTC1286			LTC1298			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Resolution (No Missing Codes)		●	12			12			Bits
Integral Linearity Error	(Note 6)	●		±3/4	±2		±3/4	±2	LSB
Differential Linearity Error		●		±1/4	±3/4		±1/4	±3/4	LSB
Offset Error		●		3/4	±3		3/4	±3	LSB
Gain Error		●		±2	±8		±2	±8	LSB
Analog Input Range	(Note 7 and 8)	●	-0.05V to V _{CC} + 0.05V						V
REF Input Range (LTC1286) (Notes 7, 8, and 9)	4.5 ≤ V _{CC} ≤ 5.5V		1.5V to V _{CC} + 0.05V						V
	5.5V < V _{CC} ≤ 9V		1.5V to 5.55V						V
Analog Input Leakage Current (Note 10)		●		±1			±1		μA

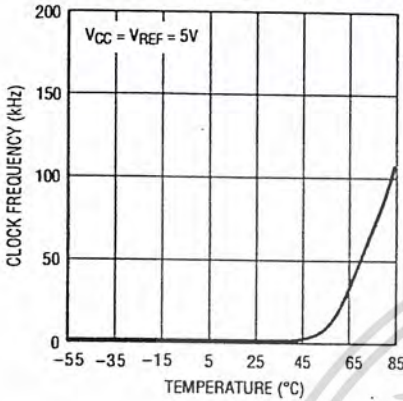
DIGITAL AND DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Note 5)

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNITS
V _{IH}	High Level Input Voltage	V _{CC} = 5.25V	●	2			V
V _{IL}	Low Level Input Voltage	V _{CC} = 4.75V	●			0.8	V
I _{IH}	High Level Input Current	V _{IN} = V _{CC}	●			2.5	μA
I _{IL}	Low Level Input Current	V _{IN} = 0V	●			-2.5	μA
V _{OH}	High Level Output Voltage	V _{CC} = 4.75V, I _O = 10μA	●	4.0	4.64		V
		V _{CC} = 4.75V, I _O = 360μA	●	2.4	4.62		V
V _{OL}	Low Level Output Voltage	V _{CC} = 4.75V, I _O = 1.6mA	●			0.4	V
I _{OZ}	Hi-Z Output Leakage	$\overline{CS}$ = High	●			±3	μA
I _{SOURCE}	Output Source Current	V _{OUT} = 0V			-25		mA
I _{SINK}	Output Sink Current	V _{OUT} = V _{CC}			45		mA
R _{REF}	Reference Input Resistance (LTC1286)	$\overline{CS}$ = V _{CC} $\overline{CS}$ = GND			5000 55		MΩ kΩ
I _{REF}	Reference Current (LTC1286)	$\overline{CS}$ = V _{CC}	●		0.001	2.5	μA
		t _{CYC} ≥ 640μs, f _{CLK} ≤ 25kHz	●		90	140	μA
		t _{CYC} = 80μs, f _{CLK} = 200kHz	●		90	140	μA
I _{CC}	Supply Current	$\overline{CS}$ = V _{CC}	●		0.001	±3.0	μA
		LTC1286, t _{CYC} ≥ 640μs, f _{CLK} ≤ 25kHz	●		220	460	μA
		LTC1286, t _{CYC} = 80μs, f _{CLK} = 200kHz	●		260	500	μA
		LTC1298, t _{CYC} ≥ 720μs, f _{CLK} ≤ 25kHz	●		320	600	μA
		LTC1298, t _{CYC} = 90μs, f _{CLK} = 200kHz	●		360	640	μA

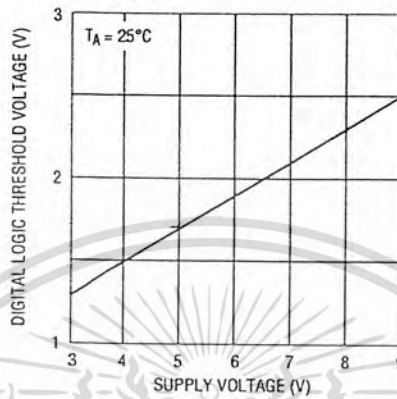
DYNAMIC ACCURACY f_{SAMPL} = 12.5kHz (LTC1286), f_{SAMPL} = 11.1kHz (LTC1298) (Note 5)

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
S/(N + D)	Signal-to-Noise Plus Distortion Ratio	1kHz/7kHz Input Signal		71/68		dB
THD	Total Harmonic Distortion (Up to 5th Harmonic)	1kHz/7kHz Input Signal		-84/-80		dB
SFDR	Spurious-Free Dynamic Range	1kHz/7kHz Input Signal		90/86		dB
	Peak Harmonic or Spurious Noise	1kHz/7kHz Input Signal		-90/-86		dB

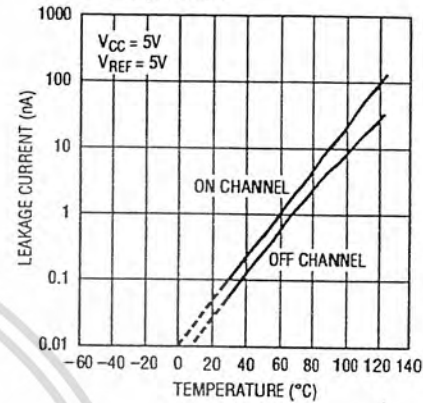
TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

Minimum Clock Frequency
for 0.1 LSB Error vs Temperature

LTC1286/G14

Digital Input Logic Threshold
vs Supply Voltage

LTC1286/G17

Input Channel Leakage Current
vs Temperature

LTC1298/G19

PIN FUNCTIONS

LTC1286

V_{REF} (Pin 1): Reference Input. The reference input defines the span of the A/D converter.

IN^+ (Pin 2): Positive Analog Input.

IN^- (Pin 3): Negative Analog Input.

GND (Pin 4): Analog Ground. GND should be tied directly to an analog ground plane.

$\overline{CS}/SHDN$ (Pin 5): Chip Select Input. A logic low on this input enables the LTC1286. A logic high on this input disables and powers down the LTC1286.

D_{OUT} (Pin 6): Digital Data Output. The A/D conversion result is shifted out of this output.

CLK (Pin 7): Shift Clock. This clock synchronizes the serial data transfer and determines conversion speed.

V_{CC} (Pin 8): Power Supply Voltage. This pin provides power to the A/D converter. It must be kept free of noise and ripple by bypassing directly to the analog ground plane.

LTC1298

$\overline{CS}/SHDN$ (Pin 1): Chip Select Input. A logic low on this input enables the LTC1298. A logic high on this input disables and powers down the LTC1298.

CH0 (Pin 2): Analog Input.

CH1 (Pin 3): Analog Input.

GND (Pin 4): Analog Ground. GND should be tied directly to an analog ground plane.

D_{IN} (Pin 5): Digital Data Input. The multiplexer address is shifted into this input.

D_{OUT} (Pin 6): Digital Data Output. The A/D conversion result is shifted out of this output.

CLK (Pin 7): Shift Clock. This clock synchronizes the serial data transfer and determines conversion speed.

V_{CC}/V_{REF} (Pin 8): Power Supply and Reference Voltage. This pin provides power and defines the span of the A/D converter. It must be kept free of noise and ripple by bypassing directly to the analog ground plane.

MAXIM

Improved, Quad, SPST Analog Switches

General Description

Maxim's redesigned DG444/DG445 analog switches now feature on-resistance matching (4Ω max) between switches and guaranteed on-resistance flatness over the signal range (9Ω max). These low on-resistance switches conduct equally well in either direction. They guarantee low charge injection (10pC max), low power consumption ($35\mu\text{W}$ max), and an electrostatic discharge (ESD) tolerance of 2000V (min) per Method 3015.7. The new design offers lower off-leakage current over temperature (less than 5nA at $+85^\circ\text{C}$).

The DG444/DG445 are quad, single-pole/single-throw (SPST) analog switches. The DG444 has four normally closed switches and the DG445 has four normally open switches. Switching times are less than 250ns for t_{ON} and less than 70ns for t_{OFF} . Operation is from a single $+10\text{V}$ to $+30\text{V}$ supply, or bipolar $\pm 4.5\text{V}$ to $\pm 20\text{V}$ supplies. Maxim's improved DG444/DG445 continue to be fabricated with a 44V silicon-gate process.

Applications

Sample-and-Hold Circuits	Communication Systems
Test Equipment	Battery-Operated Systems
Heads-Up Displays	PBX, PABX
Guidance and Control Systems	Audio Signal Routing
Military Radios	Modems/Faxes

Rail-to Rail is a registered trademark of Nippon Motorola, Ltd.

New Features

- ◆ Plug-In Upgrades for Industry-Standard DG444/DG445
- ◆ Improved r_{ON} Match Between Channels (4Ω max)
- ◆ Guaranteed $r_{\text{FLAT(ON)}}$ Over Signal Range (9Ω max)
- ◆ Improved Charge Injection (10pC max)
- ◆ Improved Off-Leakage Current Over Temperature ($< 5\text{nA}$ at $+85^\circ\text{C}$)
- ◆ Withstand ESD (2000V min) per Method 3015.7

Existing Features

- ◆ Low $r_{\text{DS(ON)}}$ (85Ω max)
- ◆ Single-Supply Operation $+10\text{V}$ to $+30\text{V}$
Bipolar-Supply Operation $\pm 4.5\text{V}$ to $\pm 20\text{V}$
- ◆ Low Power Consumption ($35\mu\text{W}$ max)
- ◆ Rail-to-Rail® Signal Handling
- ◆ TTL/CMOS-Logic Compatible

Ordering Information

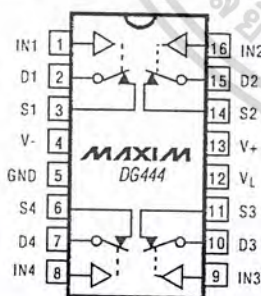
PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
DG444CJ	0°C to $+70^\circ\text{C}$	16 Plastic DIP
DG444CY	0°C to $+70^\circ\text{C}$	16 Narrow SO
DG444C/D	0°C to $+70^\circ\text{C}$	Dice*
DG444DJ	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	16 Plastic DIP
DG444DY	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	16 Narrow SO

Ordering Information continued at end of data sheet.

*Contact factory for dice specifications.

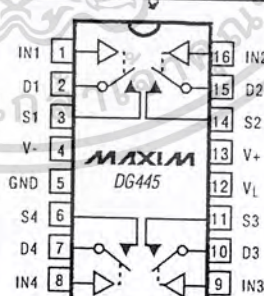
Pin Configurations/Functional Diagrams/Truth Tables

TOP VIEW



DIP/SO

DG444	
LOGIC	SWITCH
0	ON
1	OFF



DIP/SO

DG445	
LOGIC	SWITCH
0	OFF
1	ON

SWITCHES SHOWN FOR LOGIC "0" INPUT

Pin Configurations continued at end of data sheet.

MAXIM

Maxim Integrated Products 1

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim/Dallas Direct! at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maxim-ic.com.

DG444/DG445

Improved, Quad, SPST Analog Switches

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Voltage Referenced to V-		Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)
V+	44V	16-Pin PDIP (derate 10.53mW/°C above +70°C).....842mW
GND	25V	6-Pin Narrow SO (derate 8.70mW/°C above +70°C)....696mW
V _L	(GND -0.3V) to (V+ +0.3V)	16-Pin QFN (derate 19.2mW/°C above +70°C) 1538mW
Digital Inputs V _S , V _D (Note 1).....(V- -2V) to (V+ +2V) or 30mA (whichever occurs first)		Operating Temperature Ranges
Continuous Current (any terminal).....30mA		DG444C/DG445C 0°C to +70°C
Peak Current, S or D (pulsed at 1ms, 10% duty cycle max) .100mA		DG444D, E/DG445D, E-40°C to +85°C
		Storage Temperature Range-65°C to +150°C
		Lead Temperature (soldering, 10s).....+300°C

Note 1: Signals on S, D, or IN exceeding V+ or V- are clamped by internal diodes. Limit forward current to maximum current rating.

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 in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—Dual Supplies

(V+ = 15V, V- = -15V, V_L = 5V, GND = 0, V_{INH} = 2.4V, V_{INL} = 0.8V, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP (Note 2)	MAX	UNITS
SWITCH							
✓ Analog Signal Range	V _{ANALOG}	(Note 3)		-15		15	V
Drain-Source On-Resistance	r _{DS(ON)}	V ₊ = 13.5V, V ₋ = -13.5V, V _D = ±8.5V, I _S = -10mA	T _A = +25°C		50	85	Ω
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}			100	
On-Resistance Match Between Channels (Note 4)	Δr _{DS(ON)}	V _D = ±10V, I _S = -10mA	T _A = +25°C			4	Ω
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}			5	
On-Resistance Flatness (Note 4)	r _{FLAT(ON)}	V _D = ±5V, I _S = -10mA	T _A = +25°C			9	Ω
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}			15	
Source Leakage Current (Note 5)	I _{S(OFF)}	V ₊ = 16.5V, V ₋ = -16.5V, V _D = ±15.5V, V _S = ±15.5V	T _A = +25°C	-0.50	0.01	0.50	nA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
Drain Off-Leakage Current (Note 5)	I _{D(OFF)}	V ₊ = 16.5V, V ₋ = -16.5V, V _D = ±15.5V, V _S = ±15.5V	T _A = +25°C	-0.50	0.01	0.50	nA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
Drain On-Leakage Current (Note 5)	I _{D(ON)} or I _{S(ON)}	V ₊ = 16.5V, V ₋ = -16.5V, V _D = ±15.5V, V _S = ±15.5V	T _A = +25°C	-0.50	0.08	0.50	nA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-10		10	
INPUT							
Input Current with Input Voltage High	I _{INH}	V _{IN} = 2.4V, all others = 0.8V		-0.5	-0.00001	0.5	μA
Input Current with Input Voltage Low	I _{INL}	V _{IN} = 0.8V, all others = 2.4V		-0.5	-0.00001	0.5	μA

Improved, Quad, SPST Analog Switches,

DG444/DG445

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—Dual Supplies (continued)

($V_+ = 15V$, $V_- = -15V$, $V_L = 5V$, $GND = 0$, $V_{INH} = 2.4V$, $V_{INL} = 0.8V$, $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} , unless otherwise noted.)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP (Note 2)	MAX	UNITS
SWITCH							
Power-Supply Range	V+, V-			±4.5		±20.0	V
Positive Supply Current	I+	All channels on or off, V+ = 16.5V, V- = -16.5V, VIN = 0V or 5V	TA = +25°C	-1	-0.001	1	µA
			TA = TMIN to TMAX	-5		5	
Negative Supply Current	I-	All channels on or off, V+ = 16.5V, V- = -16.5V, VIN = 0V or 5V	TA = +25°C	-1	-0.0001	1	µA
			TA = TMIN to TMAX	-5		5	
Logic Supply Current	IL	All channels on or off, V+ = 16.5V, V- = -16.5V, VIN = 0V or 5V	TA = +25°C	-1	-0.001	1	µA
			TA = TMIN to TMAX	-5		5	
Ground Current	IGND	All channels on or off, V+ = 16.5V, V- = -16.5V, VIN = 0V or 5V	TA = +25°C	-1	-0.0001	1	µA
			TA = TMIN to TMAX	-5		5	
INPUT							
Turn-On Time	tON	VS = ±10V, Figure 2	TA = +25°C		150	250	ns
Turn-Off Time	tOFF	DG444, VS = ±10V, Figure 2	TA = +25°C		90	120	ns
		DG445, VS = ±10V, Figure 2	TA = +25°C		110	170	ns
Charge Injection (Note 3)	Q	CL = 1nF, VGEN = 0, RGEN = 0Ω, Figure 3	TA = +25°C		5	10	pC
Off-Isolation Rejection Ratio (Note 6)	OIRR	RL = 50Ω, CL = 5pF, f = 1MHz, Figure 4	TA = +25°C		60		dB
Crosstalk (Note 7)		RL = 50Ω, CL = 5pF, f = 1MHz, Figure 5	TA = +25°C		100		dB
Source Off-Capacitance	CS(OFF)	f = 1MHz, Figure 6	TA = +25°C		4		pF
Drain Off-Capacitance	CD(OFF)	f = 1MHz, Figure 6	TA = +25°C		4		pF
Source On-Capacitance	CS(ON)	f = 1MHz, Figure 7	TA = +25°C		16		pF
Drain On-Capacitance	CD(ON)	f = 1MHz, Figure 7	TA = +25°C		16		pF

Improved, Quad, SPST Analog Switches

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—Single Supply

(V+ = 12V, V- = 0, VL = 5V, GND = 0, VINH = 2.4V, VINL = 0.8V, TA = TMIN to TMAX, unless otherwise noted.)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP (Note 2)	MAX	UNITS
SWITCH							
Analog Signal Range	V _{ANALOG}	(Note 3)		0		12	V
Drain-Source On-Resistance	r _{DS(ON)}	V ₊ = 10.8V; V _L = 5.25V; V _D = 3V, 8V; I _S = -10mA	T _A = +25°C	100	160	Ω	
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}		200		
SUPPLY							
Power-Supply Range	V ₊ , V ₋			10.8		24.0	V
Power-Supply Current	I ₊	All channels on or off, V _{IN} = 0V or 5V	T _A = +25°C	-1	0.001	1	μA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
Negative Supply Current	I ₋	All channels on or off, V _{IN} = 0V or 5V	T _A = +25°C	-1	-0.0001	1	μA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
Logic Supply Current	I _L	All channels on or off, V _{IN} = 0V or 5V	T _A = +25°C	-1	0.001	1	μA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
Ground Current	I _{GND}	All channels on or off, V _{IN} = 0V or 5V	T _A = +25°C	-1	-0.0001	1	μA
			T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	-5		5	
DYNAMIC							
Turn-On Time	t _{ON}	V _S = 8V, Figure 2	T _A = +25°C		300	400	ns
Turn-Off Time	t _{OFF}	V _S = 8V, Figure 2	T _A = +25°C		60	200	ns
Charge Injection (Note 3)	Q	C _L = 1nF, V _{GEN} = 0, R _{GEN} = 0Ω, Figure 3	T _A = +25°C		5	10	pC

Note 2: Typical values are for design aid only, are not guaranteed, and are not subject to production testing. The algebraic convention, where the most negative value is a minimum and the most positive value a maximum, is used in this data sheet.

Note 3: Guaranteed by design.

Note 4: On-resistance match between channels and flatness are guaranteed only with bipolar-supply operation. Flatness is defined as the difference between the maximum and the minimum value of on-resistance as measured at the extremes of the specified analog signal range.

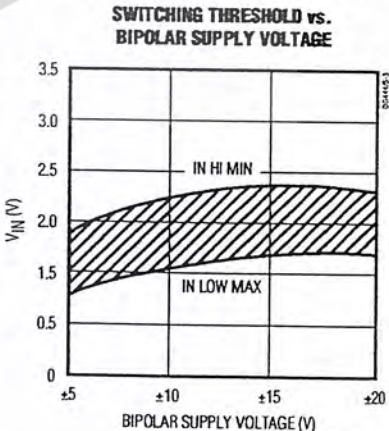
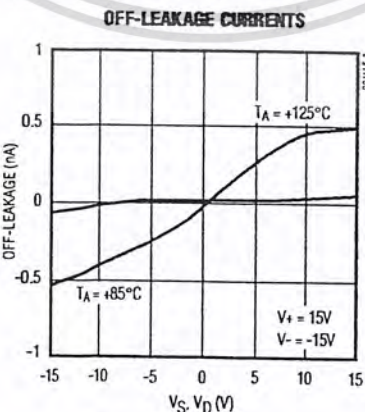
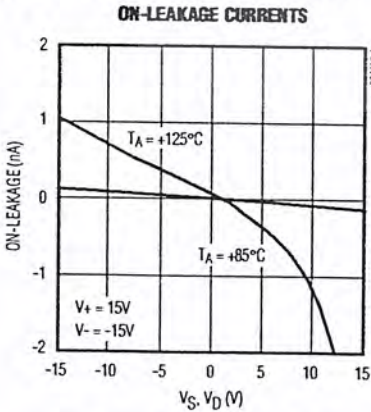
Note 5: Leakage parameters IS(OFF), ID(OFF), ID(ON), and IS(ON) are 100% tested at the maximum rated hot temperature and guaranteed at +25°C.

Note 6: Off-Isolation Rejection Ratio = 20log (Vp/VS), Vp = output, VS = input to off switch.

Note 7: Between any two switches.

Typical Operating Characteristics

(TA = +25°C, unless otherwise noted.)



TLC7524C, TLC7524E, TLC7524I 8-BIT DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTERS

SLAS061C – SEPTEMBER 1986 – REVISED NOVEMBER 1998

- Easily Interfaced to Microprocessors
- On-Chip Data Latches
- Monotonic Over the Entire A/D Conversion Range
- Segmented High-Order Bits Ensure Low-Glitch Output
- Interchangeable With Analog Devices AD7524, PMI PM-7524, and Micro Power Systems MP7524
- Fast Control Signaling for Digital Signal-Processor Applications Including Interface With TMS320
- CMOS Technology

KEY PERFORMANCE SPECIFICATIONS	
Resolution	8 Bits
Linearity error	1/2 LSB Max
Power dissipation at $V_{DD} = 5\text{ V}$	5 mW Max
Setting time	100 ns Max
Propagation delay time	80 ns Max

description

The TLC7524C, TLC7524E, and TLC7524I are CMOS, 8-bit, digital-to-analog converters (DACs) designed for easy interface to most popular microprocessors.

The devices are 8-bit, multiplying DACs with input latches and load cycles similar to the write cycles of a random access memory. Segmenting the high-order bits minimizes glitches during changes in the most significant bits, which produce the highest glitch impulse. The devices provide accuracy to 1/2 LSB without the need for thin-film resistors or laser trimming, while dissipating less than 5 mW typically.

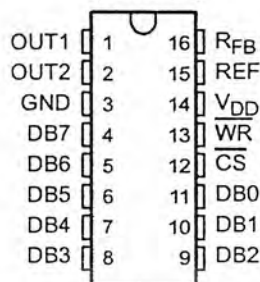
Featuring operation from a 5-V to 15-V single supply, these devices interface easily to most microprocessor buses or output ports. The 2- or 4-quadrant multiplying makes these devices an ideal choice for many microprocessor-controlled gain-setting and signal-control applications.

The TLC7524C is characterized for operation from 0°C to 70°C. The TLC7524I is characterized for operation from -25°C to 85°C. The TLC7524E is characterized for operation from -40°C to 85°C.

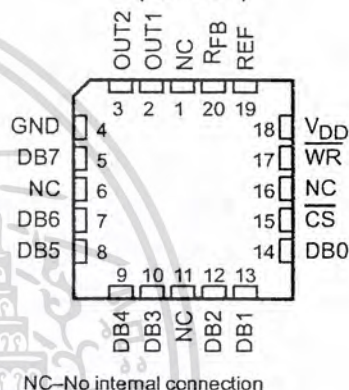
AVAILABLE OPTIONS

T _A	PACKAGE			
	SMALL OUTLINE PLASTIC DIP (D)	PLASTIC CHIP CARRIER (FN)	PLASTIC DIP (N)	SMALL OUTLINE (PW)
0°C to 70°C	TLC7524CD	TLC7524CFN	TLC7524CN	TLC7524CPW
-25°C to 85°C	TLC7524ID	TLC7524IFN	TLC7524IN	TLC7524IPW
-40°C to 85°C	TLC7524ED	TLC7524EFN	TLC7524EN	—

D, N, OR PW PACKAGE (TOP VIEW)



FN PACKAGE (TOP VIEW)



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



TEXAS
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1998, Texas Instruments Incorporated

TLC7524C, TLC7524E, TLC7524I

8-BIT MULTIPLYING DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTERS

SLAS061C – SEPTEMBER 1986 – REVISED NOVEMBER 1998

- Easily Interfaced to Microprocessors
- On-Chip Data Latches
- Monotonic Over the Entire A/D Conversion Range
- Segmented High-Order Bits Ensure Low-Glitch Output
- Interchangeable With Analog Devices AD7524, PMI PM-7524, and Micro Power Systems MP7524
- Fast Control Signaling for Digital Signal-Processor Applications Including Interface With TMS320
- CMOS Technology

KEY PERFORMANCE SPECIFICATIONS	
Resolution	8 Bits
Linearity error	1/2 LSB Max
Power dissipation at $V_{DD} = 5\text{ V}$	5 mW Max
Setting time	100 ns Max
Propagation delay time	80 ns Max

description

The TLC7524C, TLC7524E, and TLC7524I are CMOS, 8-bit, digital-to-analog converters (DACs) designed for easy interface to most popular microprocessors.

The devices are 8-bit, multiplying DACs with input latches and load cycles similar to the write cycles of a random access memory. Segmenting the high-order bits minimizes glitches during changes in the most significant bits, which produce the highest glitch impulse. The devices provide accuracy to 1/2 LSB without the need for thin-film resistors or laser trimming, while dissipating less than 5 mW typically.

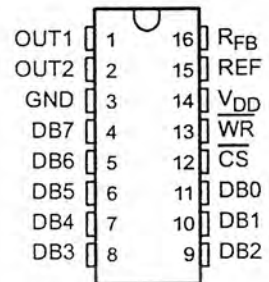
Featuring operation from a 5-V to 15-V single supply, these devices interface easily to most microprocessor buses or output ports. The 2- or 4-quadrant multiplying makes these devices an ideal choice for many microprocessor-controlled gain-setting and signal-control applications.

The TLC7524C is characterized for operation from 0°C to 70°C. The TLC7524I is characterized for operation from -25°C to 85°C. The TLC7524E is characterized for operation from -40°C to 85°C.

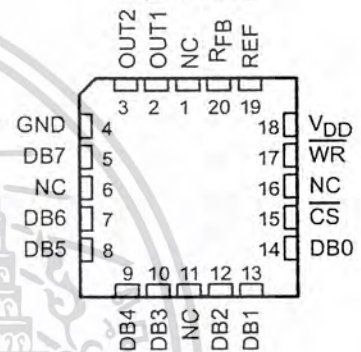
AVAILABLE OPTIONS

T_A	PACKAGE			
	SMALL OUTLINE PLASTIC DIP (D)	PLASTIC CHIP CARRIER (FN)	PLASTIC DIP (N)	SMALL OUTLINE (PW)
0°C to 70°C	TLC7524CD	TLC7524CFN	TLC7524CN	TLC7524CPW
-25°C to 85°C	TLC7524ID	TLC7524IFN	TLC7524IN	TLC7524IPW
-40°C to 85°C	TLC7524ED	TLC7524EFN	TLC7524EN	—

D, N, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



FN PACKAGE
(TOP VIEW)



NC—No internal connection



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1998, Texas Instruments Incorporated

TLC7524C, TLC7524E, TLC7524I

8-BIT MULTIPLYING DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTERS

SLAS061C – SEPTEMBER 1986 – REVISED NOVEMBER 1998

recommended operating conditions

		V _{DD} = 5 V			V _{DD} = 15 V			UNIT
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
Supply voltage, V _{DD}		4.75	5	5.25	14.5	15	15.5	V
Reference voltage, V _{ref}		±10			±10			V
High-level input voltage, V _{IH}		2.4			13.5			V
Low-level input voltage, V _{IL}		0.8			1.5			V
CS setup time, t _{su} (CS)		40			40			ns
CS hold time, t _h (CS)		0			0			ns
Data bus input setup time, t _{su} (D)		25			25			ns
Data bus input hold time, t _h (D)		10			10			ns
Pulse duration, $\overline{\text{WR}}$ low, t _w ($\overline{\text{WR}}$)		40			40			ns
Operating free-air temperature, T _A	TLC7524C	0			70			°C
	TLC7524I	−25			85			
	TLC7524E	−40			85			

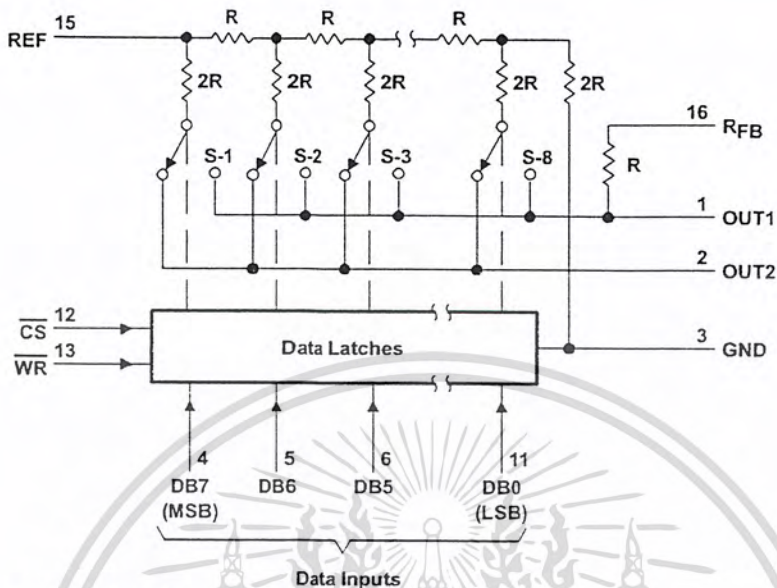
electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range, V_{ref} = ±10 V, OUT1 and OUT2 at GND (unless otherwise noted)

PARAMETER			TEST CONDITIONS	V _{DD} = 5 V			V _{DD} = 15 V			UNIT	
				MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
I _{IH}	High-level input current		V _I = V _{DD}			10			10	μA	
I _{IL}	Low-level input current		V _I = 0			−10			−10	μA	
I _{lkg}	Output leakage current	OUT1	DB0–DB7 at 0 V, $\overline{\text{WR}}$, $\overline{\text{CS}}$ at 0 V, V _{ref} = ±10 V			±400			±200	nA	
		OUT2	DB0–DB7 at V _{DD} , $\overline{\text{WR}}$, $\overline{\text{CS}}$ at 0 V, V _{ref} = ±10 V			±400			±200		
I _{DD}	Supply current	Quiescent	DB0–DB7 at V _{IH} min or V _{IL} max			1			2	mA	
		Standby	DB0–DB7 at 0 V or V _{DD}			500			500	μA	
kSVS	Supply voltage sensitivity, Δgain/ΔV _{DD}		ΔV _{DD} = ±10%		0.01	0.16		0.005	0.04	%FSR/%	
C _i	Input capacitance, DB0–DB7, $\overline{\text{WR}}$, $\overline{\text{CS}}$		V _I = 0			5			5	pF	
C _O	Output capacitance	OUT1	DB0–DB7 at 0 V, $\overline{\text{WR}}$, $\overline{\text{CS}}$ at 0 V			30			30	pF	
		OUT2				120			120		
		OUT1	DB0–DB7 at V _{DD} , $\overline{\text{WR}}$, $\overline{\text{CS}}$ at 0 V			120			120		
		OUT2				30			30		
Reference input impedance (REF to GND)					5		20		5		kΩ

8-BIT MULTIPLYING DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTERS

SLAS061C – SEPTEMBER 1986 – REVISED NOVEMBER 1998

functional block diagram



Terminal numbers shown are for the D or N package.

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

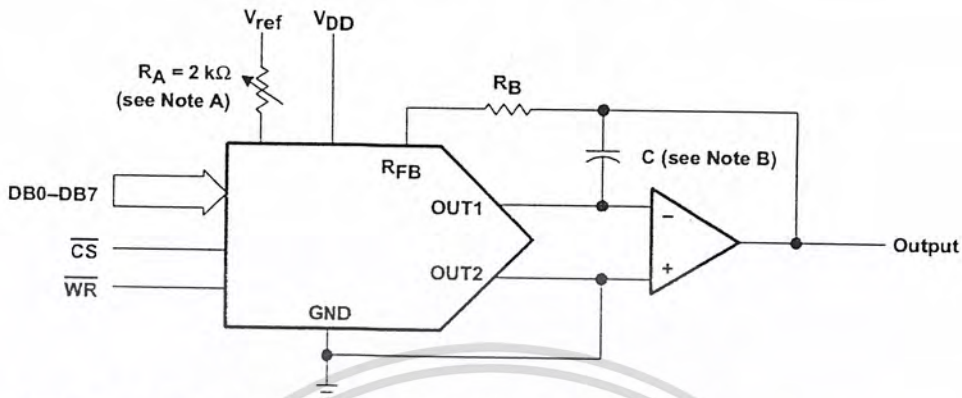
Supply voltage range, V_{DD}		-0.3 V to 16.5 V
Digital input voltage range, V_I		-0.3 V to $V_{DD} + 0.3$ V
Reference voltage, V_{ref}		± 25 V
Peak digital input current, I_I		10 μ A
Operating free-air temperature range, T_A :		
	TLC7524C	0°C to 70°C
	TLC7524I	-25°C to 85°C
	TLC7524E	-40°C to 85°C
Storage temperature range, T_{stg}		-65°C to 150°C
Case temperature for 10 seconds, T_C : FN package		260°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds: D, N, or PW package		260°C

TLC7524C, TLC7524E, TLC7524I

8-BIT MULTIPLYING DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTERS

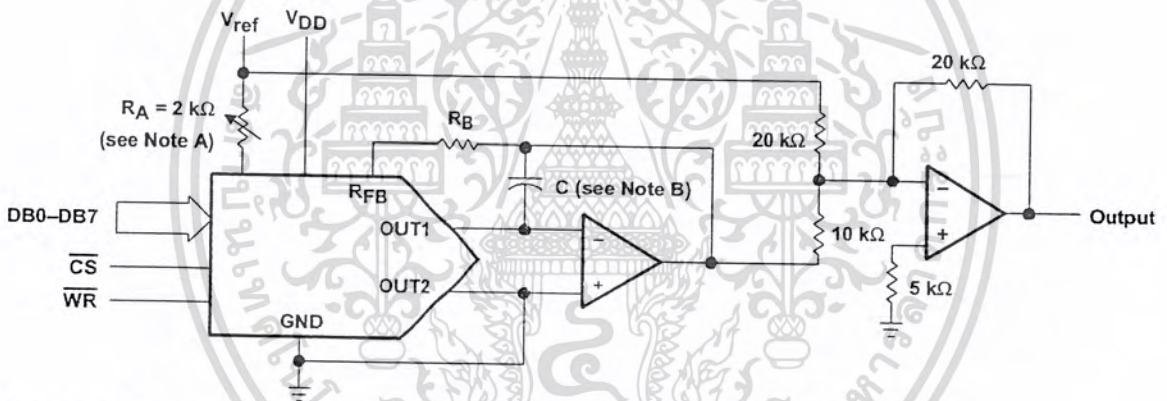
SLAS061C – SEPTEMBER 1986 – REVISED NOVEMBER 1998

PRINCIPLES OF OPERATION



- NOTES: A. R_A and R_B used only if gain adjustment is required.
B. C phase compensation (10-15 pF) is required when using high-speed amplifiers to prevent ringing or oscillation.

Figure 3. Unipolar Operation (2-Quadrant Multiplication)



- NOTES: A. R_A and R_B used only if gain adjustment is required.
B. C phase compensation (10-15 pF) is required when using high-speed amplifiers to prevent ringing or oscillation.

Figure 4. Bipolar Operation (4-Quadrant Operation)

Table 1. Unipolar Binary Code

DIGITAL INPUT (see Note 3)		ANALOG OUTPUT
MSB	LSB	
1	1	$-V_{ref}$ (255/256)
1	0	$-V_{ref}$ (129/256)
1	0	$-V_{ref}$ (128/256) = $-V_{ref}/2$
0	1	$-V_{ref}$ (127/256)
0	0	$-V_{ref}$ (1/256)
0	0	0

NOTE 3: LSB = $1/256$ (V_{ref})

Table 2. Bipolar (Offset Binary) Code

DIGITAL INPUT (see Note 4)		ANALOG OUTPUT
MSB	LSB	
1	1	V_{ref} (127/128)
1	0	V_{ref} (1/128)
1	0	0
0	1	$-V_{ref}$ (1/128)
0	0	$-V_{ref}$ (127/128)
0	0	$-V_{ref}$

NOTE 4: LSB = $1/128$ (V_{ref})

TEXAS
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

อุปกรณ์ทางด้านแสง (Optical Components)

แหล่งกำเนิดแสง (Light Source)

แหล่งกำเนิดแสงเป็นอุปกรณ์ชนิดหนึ่งที่ใช้ในการส่องสว่าง ซึ่งในงานวิจัยฉบับนี้ได้ใช้ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode, LED) เป็นตัวกำเนิดแสง

ไดโอดเปล่งแสงเป็นสิ่งประดิษฐ์ทางออปโตอิเล็กทรอนิกส์ที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานแสงด้วยปรากฏการณ์ลูมินิสเซนซ์ โครงสร้างพื้นฐานเป็นรอยต่อชนิดพีเอ็นของสารกึ่งตัวนำ ซึ่งแสงของไดโอดเปล่งแสงนี้จะมีทั้งที่สามารถมองเห็น (Visible Lights) ซึ่งมักจะถูกใช้เป็นอุปกรณ์ในการแสดงผล และที่ไม่สามารถมองเห็น (Invisible Lights) ซึ่งมักถูกใช้ในการสื่อสารด้วยแสง ในการใช้งานไดโอดเปล่งแสงนี้จะต้องป้อนแรงดันไฟฟ้าแบบไบแอสตาม (Forward Bias) ผ่านเข้าสู่ไดโอดโดยป้อนแรงดันชนิดบวกเข้าด้านขาชนิดพี และป้อนแรงดันลบเข้าด้านขาชนิดเอ็น ข้อดีของไดโอดเปล่งแสงนี้ คือ สามารถทำงานได้ที่แรงดันต่ำ ๆ และมีความไวต่อกระแสไฟฟ้าที่เป็นพัลส์ได้รวดเร็ว ทำให้สามารถถูกใช้ในงานมอดูเลชันที่ความถี่สูงได้ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่องานวิจัยนี้ เนื่องจากในงานวิจัยนี้จะต้องควบคุมการส่องสว่างของไดโอดให้กระพริบสลับไปมาด้วยความรวดเร็วระหว่างไดโอดเปล่งแสงทั้งสองตัว (แสงสีแดง และแสงอินฟราเรด) ด้วยการป้อนกระแสไฟฟ้าแบบพัลส์เข้าสู่ตัวไดโอดซึ่งมีหน่วยเป็นมิลลิแอมแปร์ (mA)

ไดโอดเปล่งแสงสีแดง

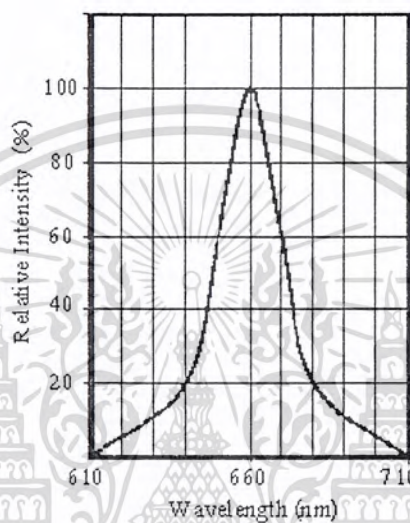
วัสดุที่ใช้สำหรับผลิตไดโอดเปล่งแสงสีแดงในงานวิจัยนี้ คือ GaAlAs ซึ่งถูกผลิตขึ้นมาสำหรับการประยุกต์สำหรับงานทางการแพทย์โดยเฉพาะ ซึ่งคุณลักษณะจำเพาะจะแสดงได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 คุณลักษณะจำเพาะของไดโอดเปล่งแสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร

Parameter at 25°C	Sym bol	Condi ti ons	Minim um	Typi cal	Maxim um	Un it
Forward Voltage	V_f	$I_f = 20\text{mA}$	-	1.85	2.30	V
Reverse Voltage	V_r	$I_r = 10\mu\text{A}$	3.0	-	-	V
Reverse Current	I_r	$V_r = 3\text{V}$	-	-	100	μA
Luminous	L_v	$I_f =$	25	-	-	mc

Intensity		20mA				d
Peak Wavelength	λ	$I_f = 20\text{mA}$	655	660	665	nm
Spectral Banwidth	$\lambda\Delta$	$I_f = 20\text{mA}$	-	20	-	nm

จากตารางที่ 2.3 จะเห็นได้ว่าไดโอดเปล่งแสงนี้มีพีคความยาวคลื่น (Peak Wavelength) ที่ 660 นาโนเมตร ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 สเปกตรัมแสงของไดโอดเปล่งแสงสีแดง

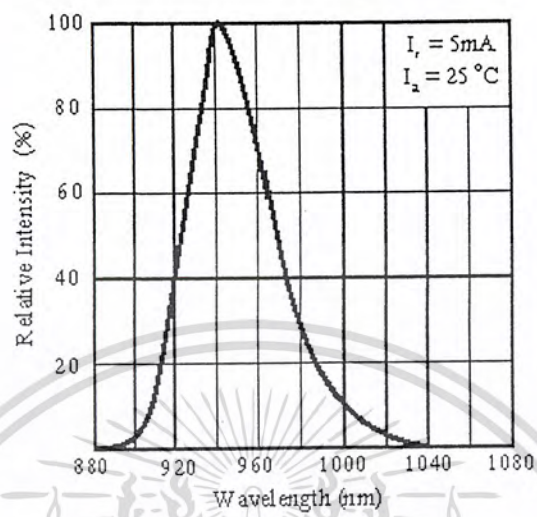
ไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด
 วัสดุที่ใช้สำหรับผลิตไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดในงานวิจัยนี้ คือ GaAlAs ซึ่งเป็นชนิดเดียวกับ ไดโอดเปล่งแสงสีแดง ซึ่งคุณลักษณะจำเพาะจะแสดงได้ดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.4 คุณลักษณะจำเพาะของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร

Parameter at 25°C	Symbol	Conditions	Minimum	Typical	Maximum	Unit
Forward Voltage	V_f	$I_f = 20\text{mA}$	-	1.20	1.40	V
Reverse Voltage	V_r	$I_r = 10\mu\text{A}$	5.0	-	-	V
Reverse Current	I_r	$V_r = 3\text{V}$	-	-	-	μA
Peak Wavelength	λ	$I_f = 20\text{mA}$	930	940	950	nm
Spectral Banwidth	$\lambda\Delta$	$I_f = 20\text{mA}$	-	45	-	nm

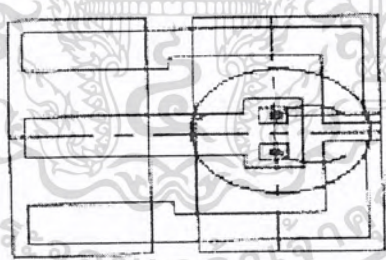
Total Output	P_o	$I_f = 20\text{mA}$	≥ 0.6	1	-	mW
--------------	-------	---------------------	------------	---	---	----

จากตารางที่ 2.4 จะเห็นได้ว่าไดโอดเปล่งแสงนี้มีพิคความยาวคลื่นที่ 940 นาโนเมตร ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 สเปกตรัมแสงของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด

ไดโอดเปล่งแสงทั้งสองตัวนี้ถูกจัดวางใกล้กันภายในแพคเกจ ซึ่งจะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ลักษณะการจัดวางตำแหน่งของไดโอดเปล่งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด

โดยปกติถึงแม้ว่ากระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้กับไดโอดเปล่งแสงทั้งสองตัวจะมีค่าคงที่ค่าหนึ่ง แต่ก็ยังไม่สามารถบอกได้ว่าจะต้องจ่ายกระแสไฟฟ้าค่าสุดเท่าไรเพื่อที่จะให้แสงที่เปล่งออกจากไดโอดทั้งสองตัวนี้ผ่านนิ้วมือไปได้ เพราะไม่ว่าจะเป็นทั้งขนาดของนิ้วแต่ละนิ้ว และสีผิวของแต่ละคนย่อมต้องใช้ความเข้มของแสงเพื่อที่จะให้ผ่านไปได้นั้นไม่เท่ากัน

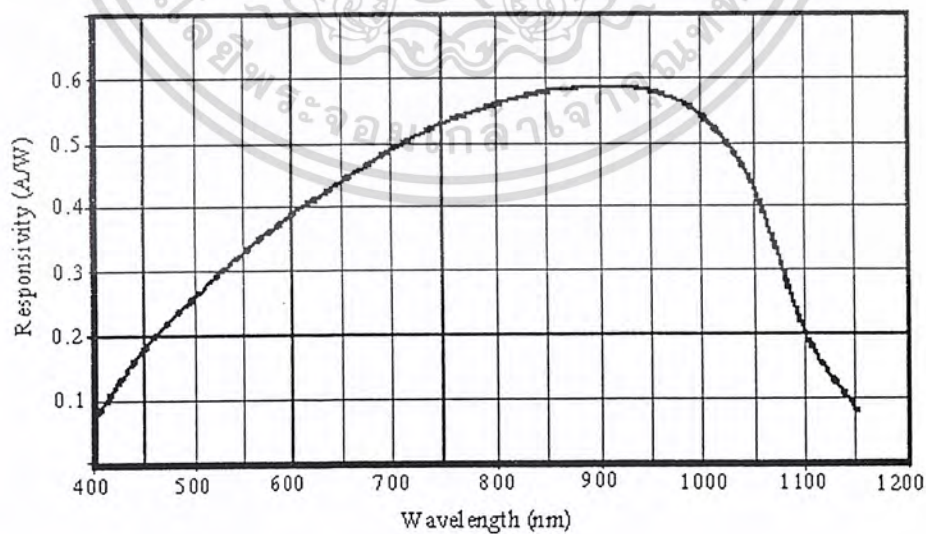
โฟโตไดโอด (Photodiode)

โฟโตไดโอดเป็นสิ่งประดิษฐ์ตรวจรับแสงชนิดโฟโตอิเล็กทริกแบบภายใน (Internal Photoelectric) มีโครงสร้างพื้นฐานเป็นสารกึ่งตัวนำชนิดรอยต่อพีเอ็น เมื่อมีแสงตกกระทบบที่รอยต่อจะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้า และแรงดันขึ้น เพราะฉะนั้นมันจึงเป็นอุปกรณ์ชนิดหนึ่งที่สามารถเปลี่ยนสัญญาณแสงทางด้านอินพุตให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตได้ ซึ่งคุณลักษณะจำเพาะของโฟโตไดโอดจะถูกแสดงดังตารางที่ 2.5

ตารางที่ 2.5 คุณลักษณะจำเพาะของโฟโตไดโอด

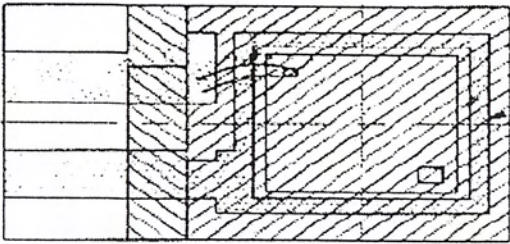
Parameter at 25°C	Symbol	Conditions	Minimum	Typical	Maximum	Unit
Forward Voltage	V_f	$I_f = 100\mu A$	-	50	-	V
Reverse Voltage	V_r	$I_r = 100\mu A$	-	-	0.7	V
Spectral Sensitivity	λ	-	400	-	1080	nm
Rise Time/Fall Time	T_r/T_f	$V_r = 0V$	-	-	350	nsec
Responsivity	R_1	$\lambda = 660\text{ nm}$	0.45	-	-	A/W
Responsivity	R_2	$\lambda = 940\text{ nm}$	0.58	-	-	A/W

โดยปกติโฟโตไดโอดจะมีความสามารถในการตอบสนอง (Responsivity) ความเข้มของแสงในแต่ละความยาวคลื่นไม่เท่ากันดังรูปที่ 2.9 โดยโฟโตไดโอดจะมีการตอบสนองต่อแสงอินฟราเรดได้ดีกว่าแสงสีแดง



รูปที่ 2.9 การตอบสนองของโฟโตไดโอดที่มีต่อแสงในแต่ละความยาวคลื่น

ในงานวิจัยนี้โฟโตไดโอดก็จะถูกสร้าง และถูกแพคเกจเป็นอย่างดีในหัววัด ซึ่งจะมีลักษณะดังแสดง
ในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ลักษณะของโฟโตไดโอดที่ถูกติดตั้งในหัววัด



DATA BUS (D0...D7)

