

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด



เลขหมู่.....**76656**
เลขทะเบียน.....**-3 S.ก. 2550**
วัน,เดือน,ปี.....

b.....**118.50322**
i.....

โครงการพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์

คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษา 2549 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Blood Oxygen meter



Mr. Nattaphon Laoharut

**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 2006

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงการพิเศษเรื่อง

การศึกษาและพัฒนาเครื่องวัดปริมาณของออกซิเจน
ในเลือด

นักศึกษา

นายรัฐพล เลาะห์รัตน์

ภาควิชา

ฟิสิกส์ประยุกต์

สาขาวิชา

ฟิสิกส์ประยุกต์-เครื่องมือวิทยาศาสตร์และอุตสาหกรรม




อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ. อนุพงศ์ สรงประภา

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

รศ. สุวรรณ คูตำราญ

ภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบังอนุมัติให้
โครงการพิเศษฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการตรวจสอบ		ลายมือชื่อ
ประธานกรรมการ	รศ.วิษณุ เพชรภา	
กรรมการ	ผศ.สาหร่าย เล็กชะอุม	
กรรมการ	อ.วิฑูรน์ ยินดีสุข	
กรรมการที่ปรึกษา	รศ. อนุพงศ์ สรงประภา	X

.....
(รองศาสตราจารย์วิฑูรย์ เตชิตธีระ)

หัวหน้าภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์

ลิขสิทธิ์ของภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงการพิเศษเรื่อง เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

นักศึกษา นายรัฐพล เลาหะรัตน์
ภาควิชา ฟิสิกส์ประยุกต์
สาขาวิชา ฟิสิกส์ประยุกต์-เครื่องมือวิทยาศาสตร์และอุตสาหกรรม
ปีการศึกษา 2549
อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.อนุพงษ์ สรงประภา
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รศ.สุวรรณ คูสำราญ

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนถูกสร้างขึ้น โดยบริษัทที่ผลิตอุปกรณ์ทางการแพทย์หลายแห่ง ทำให้เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนมีหลายรูปแบบ ซึ่งในปัจจุบันอุปกรณ์การแพทย์ชนิดนี้นับว่ามีราคาสูง ส่งผลให้โรงพยาบาลบางแห่งที่มีงบประมาณไม่เพียงพอ ขาดโอกาสในการใช้อุปกรณ์ชนิดนี้ งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นที่จะทำการออกแบบ และสร้างเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนขึ้นเอง เพื่อเป็นการลดการนำเข้าเครื่องมือจากต่างประเทศ โดยใช้วัสดุอุปกรณ์ที่หาได้ในประเทศ เครื่องที่ได้ออกแบบ และสร้างขึ้นนี้ประกอบด้วย วงจรภาคให้กำเนิดสัญญาณ วงจรภาคขยาย วงจรภาคประมวลผลและวงจรภาคแสดงผล โดยที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการให้กำเนิดสัญญาณ ประมวลผลและการแสดงผล เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนนี้ใช้หน้าจอ LCD ในการแสดงผล

Special Project Title	Blood Oxygen Meter
Name	Mr.Nattaphon Laoharut
Department	Applied Physics
Program	Applied Physics-Science and Industry Instrumentation
Academic Year	2006
Special Project Advistor	Assoc.Prof. Anupong Srongprapa
Special Project co-advistor	Assoc.Prof. Suwan Kusamran

ABSTRACT

At the present, pulse oximeter is developed by many manufacturers for medical instrumentation, leading to various types and different systems. Since these instruments are very expensive, some hospitals have no an opportunity to use them due to the limited budget. The objective of this research is to design and construct the pulse oximeter utilizing the available components in Thailand, in order that the imported medical instruments are reduced. The designed and constructed pulse oximeter consists of pulse rate generator, amplifier, processing unit and display unit. A microcontroller was used to control pulse rate generator, compute and display. This instrument employs LCD display to indicate oxygen saturation in the blood

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้ไม่สามารถสำเร็จขึ้นได้หากไม่ได้รับความช่วยเหลือจากบุคคลหลายท่าน โดยที่ข้าพเจ้าได้รับความช่วยเหลือจากอาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ อาจารย์ในภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ รุ่นที่ปริญญาโทที่คอยให้คำแนะนำอยู่เสมอ เพื่อนร่วมชั้นปีคอยช่วยเหลือในขณะที่ยังไม่สามารถทำงานบางสิ่งได้และเอื้อเพื่อข้าพเจ้าในการหยิบยื่นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในยามที่ข้าพเจ้าจำเป็นต้องใช้

ข้าพเจ้าจึงใคร่ขอขอบพระคุณบุคคลที่ให้ความช่วยเหลือข้าพเจ้าไว้ ณ ที่นี้

นัฐพล เลาหะรัตน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
1.3 ขอบเขตและเนื้อหาการวิจัย	3
1.4 ขั้นตอนการวิจัยและดำเนินงาน	3
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	5
2.1 เลือด	5
2.1.1 หน้าที่ของเลือด	5
2.1.2 ลักษณะทางกายภาพของเลือด	6
2.1.3 องค์ประกอบของเลือด	6
2.2 ก๊าซออกซิเจน	10
2.2.1 ปริมาณก๊าซออกซิเจนที่ใช้ได้ในร่างกาย	10
2.2.2 ลักษณะทางกายภาพของก๊าซออกซิเจน	11
2.2.3 การขนส่งก๊าซออกซิเจนในเลือด	11
2.2.4 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด	12
2.2.5 การแตกตัวของออกซิเจนจากเฮโมโกลบิน	12
2.3 การดูคกลืนแสง	13
2.4 หลักการของการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด โดยวิธี pulse oximeter	16
2.4.1 Pulse oximeter	17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	22
3.1 ไคอะแกรมแสดงระบบการทำงานของเครื่องมือ	22
3.2 การจัดวางตำแหน่งแสงสีแดง อินฟราเรดและโฟโตดีเทกเตอร์	23
3.3 วงจรขับแสงสีแดง และอินฟราเรด	24
3.4 จงจรโฟโตดีเทกเตอร์และวงจรแอมพลิฟายเออร์	25
3.5 วงจรประมวลผล	25
3.6 การเขียนโปรแกรม	26
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล	27
4.1 ส่วนของวงจรขับแสงสีแดงและอินฟราเรด	27
4.2 ส่วนของวงจรตัวรับ	28
4.3 ส่วนของวงจร A/D Convertor	28
4.4 ส่วนแสดงผล	32
บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ	35
เอกสารอ้างอิง	
ภาคผนวก	

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ค่าที่ได้จากการอ่านค่าที่ A/D converter ขณะที่ probe ยังไม่ได้จับที่ปลายนิ้ว	28
4.2 ค่าที่ได้จากการอ่านค่าที่ A/D converter ขณะที่ probe จับที่ปลายนิ้ว	30
4.3 เปรียบเทียบปริมาณออกซิเจนในเลือด	33



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างของเม็ดเลือดแดงและเฮโมโกลบิน	7
2.2 ลักษณะเม็ดเลือดแดงและเม็ดเลือดขาว	9
2.3 สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	13
2.4 ไดอะแกรมของ Beer – Lambert’s Law	15
2.5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนกับความหนาของตัวกลาง	15
2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนกับความเข้มของสารละลาย	15
2.7 (a) แสดงลักษณะของโพรบวัดของ Pulse Oximeter	18
(b) แสดงโครงสร้างของโพรบวัดของ Pulse Oximeter	18
2.8 ลักษณะพัลส์การ on – off ของ LED ทั้งสองดวง	18
2.9 การดูดกลืนแสงอินฟราเรดบริเวณปลายนิ้ว	19
2.10 ไดอะแกรมของระบบการประมวลผลสัญญาณอนาล็อกของ Pulse Oximeter	20
3.1 ไดอะแกรมการทำงานของเครื่องมือ	22
3.2 การจัดวางตำแหน่งของ RED,IR และ Photo detector	24
3.3 วงจรขับแสงสีแดงและอินฟราเรด	24
3.4 วงจรโอดีเทกเตอร์และวงจรแอมพลิฟายเออร์	25
3.5 วงจรประมวลผล	25
4.1 สัญญาณจากวงจรขับแสงสีแดงและอินฟราเรด	27
4.2 สัญญาณของวงจรตัวรับ	28
4.3 สัญญาณที่ได้จาก A/D convertor ขณะที่ probe ไม่ได้จับที่ปลายนิ้ว	29
4.4 สัญญาณที่ได้จาก A/D convertor ขณะที่ probe จับที่ปลายนิ้ว	31
4.5 กราฟแสดงการปรับเทียบระหว่างค่า R กับ SaO ₂	32
4.6 รูปแบบการแสดงผลทางหน้าจอ LCD	32
4.7 เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนที่ทำขึ้น	33
4.8 รูปร่างของหัว probe ที่ทำขึ้น	34
4.9 ลักษณะภายในของหัว probe ทางด้านบน	34
4.10 ลักษณะภายในของหัว probe ทางด้านล่าง	34

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

ก๊าซออกซิเจนเป็นก๊าซที่มีความสำคัญต่อการดำรงชีวิตของสิ่งมีชีวิตเป็นอย่างยิ่งโดยเฉพาะมนุษย์ โดยร่างกายจะได้รับออกซิเจนผ่านทาง การหายใจเอาอากาศเข้าไปในร่างกาย ออกซิเจนจะมีบทบาทสำคัญในกระบวนการเผาผลาญอาหารภายในเซลล์ โดยมีปอดทำหน้าที่เป็นตัวแลกเปลี่ยนออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างเลือดกับอากาศ โดยผ่านกระบวนการหลายขั้นตอน ร่างกายจะพยายามรักษาระดับของออกซิเจนให้คงที่เพื่อทำให้เซลล์ของร่างกายทำงานได้อย่างปกติ เมื่อออกซิเจนเข้าไปสู่ถุงลมของปอดและถ่ายเทไปยังเส้นเลือดฝอยรอบถุงลม ออกซิเจนจะผสมกับฮีโมโกลบินและอิ่มตัวประมาณ 97% ของทั้งหมด สิ่งที่มีผลต่อปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน ได้แก่ อุณหภูมิของอากาศสูงขึ้น เลือดมีค่า pH ลดลง และการออกกำลังกาย เนื่องจากปัจจัยเหล่านี้จะทำให้เซลล์มีความต้องการออกซิเจนมากกว่าปกติ ความอิ่มตัวของออกซิเจนจึงต่ำกว่า 97% นอกจากนี้การสูดเอาอากาศที่มีส่วนประกอบของคาร์บอนมอนนอกไซด์เข้าไปในร่างกายมากเกินไปจะทำให้สารเหล่านี้ไปแย่งพื้นที่บนฮีโมโกลบินของออกซิเจน เนื่องจากคาร์บอนมอนนอกไซด์มีความไวในการจับตัวกับฮีโมโกลบินดีกว่าออกซิเจนถึง 20 เท่า จึงมีอันตรายต่อร่างกายเป็นอย่างยิ่ง

เนื่องจากการรักษาผู้ป่วยในแผนกต่างๆ เช่น แผนกศัลยกรรม แผนกกุมารเวช แผนกอายุรกรรม และแผนกอภิบาลผู้ป่วยหนัก แพทย์ที่ทำการรักษาจำเป็นต้องทราบสัญญาณชีพถึงสถานะของผู้ป่วยในขณะนั้น เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ ความดันโลหิต รวมทั้งปริมาณออกซิเจนในเลือดด้วย เพื่อที่จะได้ทำการวิเคราะห์วินิจฉัยการรักษาได้อย่างถูกต้อง สำหรับอาการของผู้ป่วยในขณะนั้น ปริมาณออกซิเจนก็มีความสำคัญ ซึ่งผู้ป่วยแต่ละกรณีก็จะมี ความต้องการออกซิเจนในเลือดที่ไม่เท่ากันทุกกรณี เช่น ในกรณีทารกคลอดก่อนกำหนด จำเป็นต้องให้ปริมาณออกซิเจนในสถานะที่เหมาะสม ถ้ามีปริมาณออกซิเจนไม่เพียงพออาจทำให้ทารกมีความพิการทางสมองได้ และหากทารกได้รับออกซิเจนมากเกินไปทารกก็อาจตาบอดได้ ในกรณีบุคคลทั่วไปผู้ป่วยที่มีประวัติเป็นโรคเกี่ยวกับปอดและผู้ป่วยที่สูบบุหรี่เนื่องจากผู้ป่วยในกรณีนี้จะมี ความเสี่ยงที่มีปริมาณออกซิเจนในเลือดต่ำกว่าปกติ เมื่อเข้ารับการรักษาจะต้องมีการวัด ปริมาณออกซิเจนเพื่อดูว่าเป็นอันตรายแก่ชีวิตหรือไม่ นอกจากนี้การขาดออกซิเจนอาจมีผลต่อ อวัยวะสำคัญของร่างกายอีกหลายส่วนได้ เช่น สมอง หัวใจ ไต ตับ และต่อมหมวกไต เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลจากการขาดออกซิเจนขึ้นกับความมากน้อยของการขาดออกซิเจนและสภาพการไหลเวียนของเลือดในเซลล์ รวมทั้งสมรรถภาพของฮีโมโกลบินที่จะพาออกซิเจนไปยังเซลล์ ในคนปกติที่ขาดออกซิเจนอย่างเฉียบพลัน สมองจะมีการสั่งงานอวัยวะอื่นของร่างกายอย่างผิดปกติ ความจำในระยะสั้นจะเปลี่ยนแปลงไป การตัดสินใจจะเสียไป ถ้าขาดออกซิเจนเพิ่มมากขึ้นอีก สมองจะสูญเสียความสามารถในการรับรู้และการควบคุมร่างกาย จนในที่สุดสมองจะสูญเสียสติสัมปชัญญะไป การตอบสนองของหัวใจจะมีมากขึ้น คือ ชีพจรเต้นเร็วขึ้น หากการขาดออกซิเจนยังมากขึ้นอีก การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจจะเริ่มล้มเหลวและจังหวะการเต้นของหัวใจจะถูกรบกวน สำหรับการขาดออกซิเจนอย่างเรื้อรัง กลไกการปรับตัวจะเกิดขึ้นในร่างกาย เพื่อคงไว้ซึ่งการขนส่งออกซิเจนไปยังเซลล์ การหายใจจะช้าลง เพื่อเพิ่มการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ถุงลมซึ่งเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว การปรับตัวนี้จะเกิดขึ้นอย่างช้าๆ โดยใช้เวลาหลายชั่วโมงในแต่ละวัน

จากการที่เราทราบถึงอันตรายต่อร่างกายอันเนื่องมาจากผลของการขาดออกซิเจน จึงมีความจำเป็นที่จะมีการตรวจวิเคราะห์ปริมาณออกซิเจนในเลือด โดยใช้วิธีการตรวจความอิ่มตัวของออกซิเจนกับฮีโมโกลบิน ซึ่งในอดีตได้มีการใช้ Spectrophotometry ซึ่งมีพื้นฐานการใช้งานมาจาก Lambert - Beer's Law ซึ่งดูความเข้มข้นของตัวถูกละลายซึ่งจะสัมพันธ์กับความเข้มข้นของแสงที่ส่องผ่านสารละลายไป ถ้าปริมาณของตัวถูกละลายที่ไม่ทราบปริมาณนำไปละลายในตัวทำละลายที่ทราบปริมาณ เราก็สามารถคำนวณหาปริมาณตัวถูกละลายได้ วิธีการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนที่นิยมใช้เป็นการวัดแบบ Pulse Oximetry ตรวจสอบบริเวณนิ้วมือซึ่งเป็นวิธีที่ไม่รุกราน (non-invasive) เข้าไปในร่างกาย และให้ข้อมูลอย่างต่อเนื่องตลอดเวลา โดยสัญญาณของ Pulse Oximeter จะสัมพันธ์กับเลือดที่ถูกสูบฉีดเข้ามาในเส้นเลือดแดงและนำไปคำนวณหาความอิ่มตัวของออกซิเจนได้ ความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านนิ้วออกมามีลักษณะเป็นพัลส์ ซึ่งสัญญาณพัลส์นี้จะมีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาไปกับจังหวะการเต้นของหัวใจ

ด้วยเหตุนี้เองทำให้ในโรงพยาบาลทุกโรงพยาบาลจำเป็นต้องมีเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดไว้ใช้งานในทุกแผนกอย่างเพียงพอ แต่เนื่องจากเครื่องมือชนิดนี้ยังไม่สามารถผลิตได้เองภายในประเทศ ต้องมีการนำเข้าทำให้มีราคาที่สูง อีกทั้งโรงพยาบาลของรัฐที่เป็นโรงพยาบาลขนาดเล็กหรือโรงพยาบาลชุมชนเกือบทั่วประเทศ ซึ่งก็มีความจำเป็นในการใช้งานเครื่องมือชนิดนี้เช่นเดียวกันนั้นมียุคประมาณในการจัดซื้อเวชภัณฑ์และเครื่องมือทางการแพทย์ที่จำกัด ทำให้ไม่สามารถจัดซื้อเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้หรือหากจัดซื้อได้ก็ไม่เพียงพอต่อความต้องการใช้งานภายในโรงพยาบาล ทางผู้วิจัยจึงมีแนวความคิดที่จะสร้างต้นแบบเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดขึ้นมา โดยอาศัยอุปกรณ์ชิ้นส่วนที่หาได้เองภายในประเทศ เพื่อเป็นการลดต้นทุนของเครื่องมือชนิดนี้เมื่อนำไปจำหน่ายในเชิงพาณิชย์ และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นการเปิดโอกาสให้โรงพยาบาลชุมชนมีโอกาสได้จัดซื้อเครื่องมือชนิดนี้ไปใช้อย่างเพียงพอ โดยไม่ต้องสูญเสียงบประมาณมากเกินไป

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. ศึกษาสมบัติตามธรรมชาติของเลือด
2. ศึกษาหลักการทางแสงและอิเล็กทรอนิกส์ของ pulse oximetry ในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด
3. ออกแบบและลงมือสร้างเครื่องวัดปริมาณของออกซิเจนในเลือดแบบใช้แสงสองความถี่ที่มีประสิทธิภาพแต่มีราคาต้นทุนต่ำได้

1.3 ขอบเขตและเนื้อหาของงานวิจัย

เพื่อศึกษาหลักการวัดออกซิเจนในเลือดและเทคนิคการตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดที่ใช้วิธีของ Pulse oximetry เพื่อนำไปออกแบบสร้างเครื่องวัดปริมาณของออกซิเจนแบบใช้แสงสองความถี่ที่มีความน่าเชื่อถือและมีประสิทธิภาพแต่มีราคาต้นทุนต่ำ

1.4 ขั้นตอนการวิจัยและดำเนินงาน

แผนการวิจัยและดำเนินงาน แบ่งเป็นขั้นตอนต่างๆดังนี้

1. ศึกษาหาความรู้เกี่ยวกับเลือด และความสำคัญของออกซิเจนที่มีผลต่อร่างกาย
2. ศึกษาทฤษฎีและหลักการการตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแบบ Pulse Oximeter โดยศึกษาหลักการพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง องค์ประกอบต่างๆที่มีผลต่อการตรวจสอบเทคนิคการวิเคราะห์ผล
3. ออกแบบโครงสร้างระบบทางเดินแสง
4. ออกแบบและสร้างวงจรซึ่งประกอบด้วยวงจรตัวส่งแสง วงจรมัลติเพลกและมอดูเลเตอร์ วงจรภาครับแสงโดยใช้ไฟโตะไดโอด วงจรขยายสัญญาณ วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล ส่วนการประมวลผลสัญญาณ และส่วนการแสดงผล
5. ศึกษาการทำงานของวงจรตรวจจับแสงที่ผ่านปลายนิ้ว สังเกตสัญญาณเอาท์พุทที่ได้ เพื่อทำการปรับปรุงสัญญาณและลดขนาดสัญญาณรบกวนของระบบ ก่อนนำไปทำการประมวลผลสัญญาณ

6. ทำการทดลองตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด เพื่อทำการเปรียบเทียบค่าสัญญาณไฟฟ้ากับผลการวัดที่ได้จากเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ใช้ในโรงพยาบาล
7. ปรับปรุงแก้ไข ข้อบกพร่องต่างๆที่พบจากการทดลอง
8. สรุปผลการทดลองและจัดทำเอกสารฉบับสมบูรณ์
9. ตรวจสอบความถูกต้องครั้งสุดท้าย

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. เรียนรู้ถึงเทคนิคการตรวจวัดปริมาณของออกซิเจนในเลือดแบบ Pulse oximeter
2. เรียนรู้ถึงการประยุกต์ใช้งานระบบทางแสง ระบบอิเล็กทรอนิกส์และ ไมโครคอนโทรลเลอร์
3. ออกแบบสร้างต้นแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแบบใช้แสงสองความถี่ที่มีประสิทธิภาพและความน่าเชื่อถือในการวัด แต่มีราคาต้นทุนต่ำ
4. นำไปพัฒนาในเชิงพาณิชย์ในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่และหลักการ

2.1 เลือด

เลือดเป็นองค์ประกอบที่สำคัญของระบบไหลเวียนเลือดของมนุษย์และสัตว์ และทำงานร่วมกันอย่างมีระบบเพื่อจัดหาปัจจัยพื้นฐานที่จำเป็นสำหรับเซลล์ในร่างกาย ทำให้เซลล์สามารถดำรงชีพและทำหน้าที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อันเป็นผลให้ร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้นสามารถดำรงชีพได้อย่างเป็นปกติ

2.1.1 หน้าที่ของเลือด (Function of blood)

เลือดมีหน้าที่สำคัญดังต่อไปนี้

2.1.1.1 การขนส่ง (Transportation)

- การขนส่งอาหาร (Nutrient transportation) เลือดมีหน้าที่ขนส่งอาหารหรือผลิตภัณฑ์ของสารอาหารต่างๆ ที่ได้จากระบบย่อยของระบบทางเดินอาหาร คูดซึมเข้าสู่เส้นเลือดฝอยแล้วขนส่งไปยังเซลล์อื่นๆทั่วร่างกาย

- การขนส่งก๊าซ (Gaseous transportation) โดยมีเฮโมโกลบิน ซึ่งเป็นโปรตีนที่อยู่ในเม็ดเลือดแดงและมีคุณสมบัติในการจับก๊าซออกซิเจนได้เป็นออกซิเฮโมโกลบิน โดยเฉพาะที่ปอดเพื่อนำออกซิเจนไปให้เนื้อเยื่อต่างๆ นำไปใช้ในปฏิกิริยาทางเคมี ขณะเดียวกันเซลล์ต่างๆก็ผลิตคาร์บอนไดออกไซด์แล้วถูกขับออกจากร่างกายผ่านทางปอด

- การขนส่งของเสีย (Waste product transportation) ของเสียที่ได้จากขบวนการเมตาบอลิซึม ในเซลล์ต่างๆของร่างกาย เช่น ยูเรีย กรดยูริก ครีเอตินิน เป็นต้น และพวกแร่ธาตุต่างๆ จะถูกขนส่งออกจากเซลล์ไปขับออกที่ไต ผิวหนัง และอวัยวะอื่นๆเพื่อกำจัดออกจากร่างกาย

- การขนส่งฮอร์โมน (Hormone transportation) ฮอร์โมนต่างๆที่ผลิตได้จากต่อมไร้ท่อ (endocrine gland) จะถูกขนส่งไปยังเนื้อเยื่อหรืออวัยวะเป้าหมายโดยเลือด

2.1.1.2 การควบคุม (Regulation)

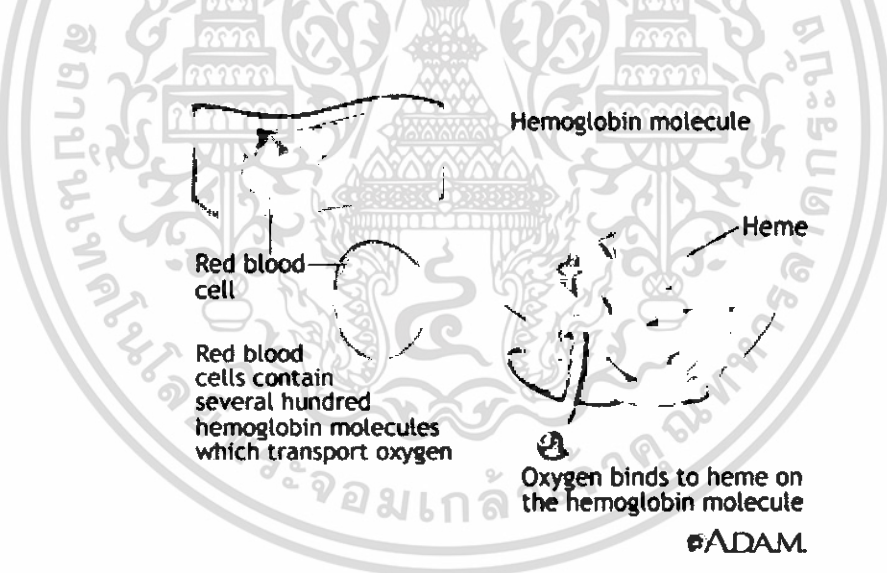
- การควบคุมความเป็นกรด - เบสของร่างกาย (Regulation of body pH) กระบวนการเมตาบอลิซึมและปฏิกิริยาทางชีวเคมีในร่างกาย รวมทั้งการเผาผลาญอาหารหรือการได้รับยาหรือสารเคมีต่างๆเข้าไป จะมีผลทำให้ความเป็นกรด - เบสของร่างกายเปลี่ยนแปลง เช่น การเกิดก๊าซ

เช่น อัลบูมิน โกลบูลิน และไฟบริโนเจน ส่วนอีก 3 % เป็นส่วนของก๊าซที่ละลายอยู่ในน้ำเลือด ไอออนต่างๆ ฮอร์โมน และสารอาหารชนิดอื่นๆ โดยพลาสมาคิดเป็นสัดส่วนประมาณ 55 % ของปริมาณเลือดทั้งหมด

2.1.3.2 เม็ดเลือด (Corpuscles หรือ formed elements) คือส่วนที่เป็นตัวเซลล์แขวนลอย ไหลเวียนในหลอดเลือดทั่วร่างกาย ได้แก่ เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว และเกล็ดเลือด คิดเป็นสัดส่วนประมาณ 45 % ของปริมาณเลือดทั้งหมด โดยมีรายละเอียดดังนี้

2.1.3.2.1 เม็ดเลือดแดง (Erythrocyte, red blood cell)

มีลักษณะเป็นถุง รูปร่างกลม ตรงกลางเว้าเข้าหากันทั้งสองด้าน ทำให้รูปร่างเปลี่ยนแปลงได้มากโดยที่ปริมาตรไม่เปลี่ยน ภายในเม็ดเลือดห่อหุ้มสารละลายต่างๆซึ่งส่วนใหญ่คือ เฮโมโกลบิน เอนไซม์ และพวกไอออนเพื่อทำหน้าที่ขนถ่ายออกซิเจน และคาร์บอนไดออกไซด์ ระหว่างปอด และเนื้อเยื่อต่างๆทั่วร่างกาย และทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ปรับสมดุลของกรด - เบส ของเลือด



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของเม็ดเลือดแดงและเฮโมโกลบิน

เม็ดเลือดแดงถูกสร้างขึ้นในไขกระดูก โดยมีความดัน ปริมาณออกซิเจนในเลือดลดลงจน การเสียชีวิต และการได้รับเลือด เป็นปัจจัยสำคัญที่เกี่ยวกับการสร้างเลือด มีฮอร์โมนอีริโทรพอย อิติน (Erythropoietin) ทำหน้าที่ควบคุมการสร้าง เม็ดเลือดแดงมีอายุประมาณ 120 วัน ถูก ทำลายในม้าม ตับ และไขกระดูก ปริมาณเม็ดเลือดแดงในเลือดในเพศชายมีค่าเท่ากับ 5.5 – 6.0 ล้านเซลล์/ลูกบาศก์มิลลิเมตร ในขณะที่เพศหญิงมีค่าเท่ากับ 4.5 – 5.0 ล้านเซลล์/ลูกบาศก์มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฮโมโกลบิน (Hemoglobin , Hb) คือโปรตีนในเม็ดเลือดแดง ทำหน้าที่รับส่งก๊าซออกซิเจน และเป็นบัฟเฟอร์ที่ปรับสมดุลของกรด - เบส เฮโมโกลบินเมื่อจับกับก๊าซออกซิเจนจะเรียกว่า ออกซีเฮโมโกลบิน (Oxyhemoglobin) โดยการจับออกซิเจนของเฮโมโกลบินขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ ความเป็นกรด - เบส ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์และปริมาณออกซิเจนในกระแสเลือด (pCO_2 , pO_2) หากว่ามีเฮโมโกลบินที่ไม่ได้จับกับออกซิเจนในปริมาณมากจะทำให้เกิดอาการไซยาโนซิส (Cyanosis) ผิวหนังจะมีลักษณะเขียวคล้ำซึ่งเห็นได้ชัดที่บริเวณริมฝีปาก เล็บมือ เล็บเท้า ปริมาตรเม็ดเลือดแดงอัดแน่น (Hematocrit , Hct) เป็นค่าทางโลหิตวิทยาของเม็ดเลือดแดงสามารถหาได้จากการนำเลือดไปใส่ในหลอดแก้วที่มีขนาดเล็ก (capillary tube) นำไปปั่นด้วยเครื่องปั่นแรงเหวี่ยงความเร็วสูง มีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับปริมาณเลือดทั้งหมด มีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยการเกิดพยาธิสภาพของร่างกาย เช่น ในสภาวะที่ร่างกายขาดน้ำค่า Hct จะมีค่าสูงกว่าปกติ ในผู้ป่วยที่มีภาวะโลหิตจาง (anemia) มักพบว่ามีค่า Hct ต่ำกว่าปกติ

2.1.3.2.2 เม็ดเลือดขาว (Leucocyte , white blood cell)

เม็ดเลือดขาวในกระแสเลือดมีหลายชนิด โดยมีหน้าที่หลักคือป้องกันและทำลายสิ่งแปลกปลอมที่เข้าสู่ร่างกาย

มีสมบัติที่สำคัญ 3 ประการ คือ เม็ดเลือดขาวสามารถเคลื่อนที่ผ่านผนังหลอดเลือดฝอยสู่เนื้อเยื่อ ไปยังบริเวณที่มีเชื้อโรค มีความสามารถเคลื่อนเข้าหาเชื้อโรค โดยการดึงดูดของสารเคมีที่ถูกปล่อยจากเชื้อโรค เช่น แบคทีเรีย และมีความสามารถจับกินสิ่งแปลกปลอมโดยวิธีคล้ายอะมีบาเข้าโอบล้อมและย่อยเชื้อโรคหรือสิ่งแปลกปลอมนั้น

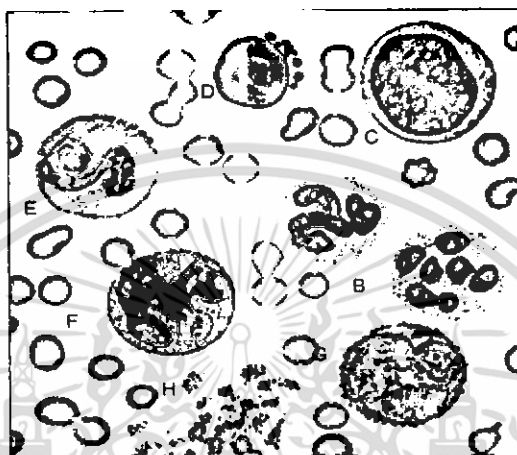
เม็ดเลือดขาวแบ่งออกเป็น 2 ชนิดใหญ่ๆ คือ ชนิดมีแกรนูโลหรือมีนิวเคลียสหลายแบบ (Granulocytic or polymorphonuclear cell) และชนิดไม่มีแกรนูโลหรือมีนิวเคลียสเดียว (Agranulocytic or mononuclear cell)

ชนิดมีแกรนูโลหรือมีนิวเคลียสหลายแบบ (Granulocytic or polymorphonuclear cell) แบ่งย่อยตามลักษณะการติดสีของแกรนูโลเมื่อย้อมด้วยสีไรท์ ดังนี้

- นิวโทรฟิล (Neutrophil) มีขนาดใหญ่กว่าเม็ดเลือดแดง 2 เท่าหรือประมาณ 12 ไมครอน นิวเคลียสมีได้ตั้งแต่ 2-5 พุคติดสีน้ำเงินปนม่วง ในไซโทพลาสซึมมีแกรนูโลละเอียดมาก ติดสีชมพูหรือสีชมพูอมม่วง

- อีโอสิโนฟิล (Eosinophil) มีขนาดประมาณ 12 ไมครอนรูปร่างเหมือนนิวโทรฟิล ต่างกันที่นิวเคลียสมี 2 พุ ในไซโทพลาสซึมจะมีแกรนูโลเม็ดใหญ่ ติดสีส้มแดงค่อนข้างวาวแสงอยู่เต็มไซโทพลาสซึมและมักไม่ทับนิวเคลียส

- เบโซฟิล (Basophil) รูปร่างเหมือนกับนิวโทรฟิล ต่างกันที่นิวเคลียสมีได้ 2-5 พู แต่มักจะมองเห็นนิวเคลียสได้ไม่ชัดเจน เนื่องจากถูกบดบังด้วยแกรนูลซึ่งมีขนาดใหญ่ คิตีน้ำเงิน เข้มกระจายทั่วไซโทพลาสซึม



รูปที่ 2.2 ลักษณะเม็ดเลือดแดงและเม็ดเลือดขาว

ชนิดที่ไม่มีแกรนูลหรือมีนิวเคลียสเดียว (Agranulocytic or mononuclear cell) หมายถึง เม็ดเลือดขาวที่ไม่มีแกรนูลเฉพาะ (specific granule) ซึ่งพบในเซลล์เม็ดเลือดขาวทุกชนิด เรียก อะซูโรฟิลิกแกรนูล (azurophilic granule) คิตีแดงในไซโทพลาสซึม เม็ดเลือดขาวชนิดนี้ไม่มีแกรนูล นิวเคลียสจะไม่มีการแบ่งเป็นพู แต่อาจมีรอยบุ๋มเว้าเป็นลอนเหมือนรอยพับ แบ่งย่อยได้ 2 ชนิดคือ

- โมโนไซต์ (Monocyte) เป็นเม็ดเลือดขาวที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในกระแสเลือด ขนาดใหญ่กว่าเม็ดเลือดแดง 2-3 เท่า หรือประมาณ 14-20 ไมครอน นิวเคลียสมักจะเว้าหรือเป็นลอน ไซโทพลาสซึมคิตีเทาอ่อนๆหรือน้ำเงินปนทนม และอะซูโรฟิลิกแกรนูลเป็นเม็ดเล็กๆคิตีแดงกระจายอยู่ทั่วไป

- ลิมโฟไซต์ (Lymphocyte) โดยทั่วไปเป็นเม็ดเลือดขาวที่มีขนาดเล็กที่สุด ใหญ่กว่าเม็ดเลือดแดงเล็กน้อย ขนาดประมาณ 10 ไมครอน แต่บางครั้งอาจพบที่มีขนาดใหญ่ประมาณ 20 ไมครอนได้ นิวเคลียสมักจะกลมหรือรี และอาจมีรอยเว้าได้บ้าง คิตีเข้มที่ขอบอยู่บริเวณด้านใดด้านหนึ่งของเซลล์ ไซโทพลาสซึมคิตีฟ้าอ่อนและพบอะซูโรฟิลิกแกรนูลได้บ้าง

2.1.3.2.3 เกล็ดเลือด (Thrombocyte , platelet)

เป็นองค์ประกอบของเลือดที่มีขนาดเล็กที่สุด ประมาณ 2 – 4 ไมครอน ไม่มีนิวเคลียส ส่วนใหญ่รูปร่างกลมแบน หรือรูปไข่ ติดสีฟ้าอ่อน มีพอบอะซูโรฟิลิกแกรนูลติดสีม่วงหรือสีแดง กระจายอยู่ทั่วกลางเซลล์ ในคนและสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมชนิดอื่นๆ มีต้นกำเนิดมาจากเซลล์เมกะคาริโอไซต์ (Megakaryocyte) ในไขกระดูก ในสัตว์มีกระดูกสันหลังชนิดอื่นจะพบองค์ประกอบนี้เป็นเซลล์ที่เรียกว่า ทอมโบไซต์ (thrombocyt) ทำหน้าที่สำคัญเกี่ยวกับการแข็งตัวของเลือด ช่วยทำให้เลือดหยุดไหลหรือห้ามเลือดเมื่อเกิดบาดแผล

2.2 ก๊าซออกซิเจน

ก๊าซออกซิเจนจัดว่าเป็นก๊าซที่มีความสำคัญในการดำรงชีวิต โดยเราสามารถรับก๊าซออกซิเจนผ่านการหายใจเข้า ออกซิเจนมีบทบาทสำคัญในกระบวนการเผาผลาญอาหารภายในเซลล์ ซึ่งผลของกระบวนการเผาผลาญโดยใช้ออกซิเจนนี้จะได้ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ น้ำ และพลังงานในรูป ATP จำนวนมากซึ่งมากกว่าจำนวนพลังงานที่ได้จากกระบวนการเผาผลาญที่ไม่ใช้ออกซิเจน

2.2.1 ปริมาณก๊าซออกซิเจนที่ใช้ได้ในร่างกาย

ปริมาณออกซิเจนที่ใช้ได้ในร่างกายสามารถคำนวณได้จากค่า K_{arterial O₂} Content และค่า Cardiac Output โดยค่า K_{arterial O₂} Content คือ ค่าที่คิดจากเลือด 100 มิลลิลิตร มีเฮโมโกลบิน 15 กรัมและเฮโมโกลบิน 1 กรัม สามารถรับออกซิเจนได้สูงสุด 1.34 มิลลิลิตร ดังนั้นเลือด 100 มิลลิลิตร มีปริมาณออกซิเจนเป็น $15 \times 1.34 = 20\%$

ปริมาณออกซิเจนที่ใช้ได้ในร่างกาย · ปริมาณออกซิเจนที่ใช้ได้ใน 1 นาที

$$\begin{aligned} &= (1.34 \times 15) / 100 \text{ ml of blood} \times 5000 \text{ ml/min} \\ &= 20 / 100 \times 5000 \\ &= 1000 \text{ ml/min} \end{aligned}$$

ในขณะที่ปกติที่ร่างกายพักผ่อนร่างกายต้องการใช้ออกซิเจนประมาณ 250 มิลลิลิตร/นาที โดยการคำนวณจากค่าเฉลี่ยของออกซิเจนที่ให้แกเนื้อเยื่อทั่วร่างกาย มีค่า 5 มิลลิลิตร ต่อเลือด 100 มิลลิลิตร

$$\begin{aligned} \text{สัมประสิทธิ์การใช้ออกซิเจน} &= (250 / 1000) \times 100 \% \\ &= 25 \% \end{aligned}$$

ดังนั้นออกซิเจนที่ใช้ในร่างกายมีปริมาณ 25 % และมีสำรองไว้ในร่างกายอยู่ 75 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 ลักษณะทางกายภาพของก๊าซออกซิเจน

- เป็นก๊าซไม่มีสี ไม่มีกลิ่น และไม่มีรส
- ความถ่วงจำเพาะ 1.105
- น้ำหนักโมเลกุล 32
- ทำให้เป็นของเหลวที่ -183 องศาเซลเซียส ที่ความดัน 1 บรรยากาศ
- ทำให้เป็นของเหลวที่ -119 องศาเซลเซียส ที่ความดัน 50 บรรยากาศ
- ทำให้เป็นของแข็งที่ -218 องศาเซลเซียส
- สามารถละลายน้ำได้ 2.4 vol% ที่ 37 องศาเซลเซียส
- สามารถละลายน้ำได้ 3.1 vol% ที่ 20 องศาเซลเซียส
- สามารถละลายน้ำได้ 4.9 vol% ที่ 0 องศาเซลเซียส

2.2.3 การขนส่งก๊าซออกซิเจนในเลือด

การที่ออกซิเจนไปสู่เนื้อเยื่อเพื่อให้เนื้อเยื่อนำไปใช้ได้ ร่างกายสามารถขนส่งออกซิเจนไปให้เซลล์ได้ 2 วิธีคือ

- การละลายไปในน้ำเลือด (Dissolved O_2) ออกซิเจนละลายในเลือดเพียง 3% เท่านั้น การละลายขึ้นอยู่กับแรงดันย่อยของออกซิเจนในเลือด นั่นคือทุกๆ PO_2 1 มิลลิเมตรปรอท จะมีออกซิเจน 0.3 มิลลิตรต่อเลือด 100 มิลลิตร ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีปริมาณน้อยมากไม่เพียงพอสำหรับการเผาผลาญอาหารในเซลล์ซึ่งเมื่อดูจากปริมาณออกซิเจนที่ร่างกายใช้จึงต้องมีการขนส่งออกซิเจนโดยวิธีการอื่นอีก

- การทำปฏิกิริยาทางเคมีโดยรวมกับเฮโมโกลบิน โดยที่เฮโมโกลบินจะรวมตัวกับออกซิเจน เรียกว่า ออกซีเฮโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO_2) โดยออกซิเจนที่รวมกับเฮโมโกลบินนั้นมีปริมาณ 97% จากออกซิเจนทั้งหมดที่ร่างกายได้รับ การรวมตัวระหว่างออกซิเจนกับเฮโมโกลบินนั้นขึ้นกับความดัน ถ้าที่ความดันสูงออกซิเจนจะรวมกับเฮโมโกลบินได้มาก แต่ถ้าที่ความดันต่ำเฮโมโกลบินจะปลดปล่อยออกซิเจนออกมา ปฏิกิริยานี้เป็นรากฐานของการขนส่งออกซิเจนจากปอดไปยังเนื้อเยื่อต่างๆได้ เนื่องจากความดันออกซิเจนที่ปอดมีค่ามากกว่าที่เนื้อเยื่อ การระบุปริมาณออกซิเจนในเลือดนั้นนิยมบอกในรูปของค่าเปอร์เซ็นต์ที่เฮโมโกลบินสามารถรวมตัวกับออกซิเจน (Percent Saturation of Hb with O_2) หรือค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน (Oxygen Saturation, SO_2)

2.2.4 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Oxygen Saturation, SaO₂)

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด คือ ปริมาณออกซิเจนในเลือด โดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับความจุของออกซิเจน (O₂ Capacity) โดยที่ค่าความจุออกซิเจนนั้นเป็นปริมาณออกซิเจนในเลือดภายหลังจากการผสมเลือดกับอากาศในห้อง เมื่อพิจารณาเฉพาะ Oxyhemoglobin เท่านั้นเพราะว่า ยังมีเฮโมโกลบินชนิดอื่นที่มีการรวมตัวกับออกซิเจนคือ Carboxyhemoglobin (COHb) และ Methemoglobin (MetHb) เนื่องจากเฮโมโกลบินทั้งสองชนิดนี้ไม่มีการขนส่งออกซิเจน ดังนั้นจึงไม่นำมาคิดเป็นปริมาณออกซิเจน

SaO₂ แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ Functional SaO₂ และ Fractional SaO₂

Functional SaO₂ คือ สัดส่วนของ HbO₂ กับเฮโมโกลบินที่สามารถจับออกซิเจนได้

$$\text{Functional SaO}_2 = \left[\frac{(\text{HbO}_2)}{(\text{HbO}_2 + \text{Hb})} \right] \times 100\%$$

Fractional SaO₂ คือ สัดส่วนของ HbO₂ กับเฮโมโกลบินทุกชนิดที่มีอยู่ในร่างกายซึ่งจะรวมถึง COHb และ MetHb ดังนั้นค่า Fractional SaO₂ จึงหาได้จาก

$$\text{Fractional SaO}_2 = \left[\frac{(\text{HbO}_2)}{(\text{HbO}_2 + \text{HbH}^+ + \text{MetHb} + \text{COHb})} \right] \times 100\%$$

HbO₂ ภายหลังจากปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์แล้วจะกลายเป็น HbH⁺ ก่อนกลับเป็น HbO₂ เมื่อกลับเข้าสู่ปอดอีกครั้งเพื่อรับออกซิเจน

2.2.5 การแตกตัวของออกซิเจนจากเฮโมโกลบิน (O₂ Dissociation)

ออกซิเจนในอากาศเมื่อเข้าสู่ถุงลมและถ่ายเทไปยังเส้นเลือดรอบๆถุงลมโดยการแพร่ มีความดันเท่ากับ 104 มิลลิเมตรปรอท ออกซิเจนจะรวมตัวกับเฮโมโกลบินจนอิ่มตัวประมาณ 97% ของออกซิเจนทั้งหมดเมื่อไปถึงเซลล์ออกซิเจนจะถูกขนถ่ายให้กับเซลล์ถัดไป ความดันจะลดลงไปด้วยในสภาพปกติ สิ่งที่มีผลต่อการรวมตัวระหว่างออกซิเจนกับเฮโมโกลบิน ได้แก่ อุณหภูมิของอากาศสูงขึ้น, เลือดมีความเป็นกรดสูงหรือมี pH ต่ำ และการออกกำลังกาย ซึ่งสิ่งเหล่านี้ทำให้ออกซิเจนรวมตัวกับเฮโมโกลบินได้ไม่ถึง 97% และเนื่องจากเซลล์มีความต้องการใช้ออกซิเจนในปริมาณมากทำให้ความดันของออกซิเจนลดลงต่ำกว่าปกติคือ 100 - 104 mmHg ซึ่งระดับที่เป็นอันตรายต่อร่างกายคือความดันของออกซิเจนลดลงเหลือ 40 mmHg หรือความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ 60%

นอกจากนี้สาเหตุที่ทำให้ปริมาณออกซิเจนที่อิ่มตัวในเลือดมีค่าลดลง คือการสูดเอาควันทoxicที่มีส่วนผสมของคาร์บอนมอนอกไซด์ซึ่งเป็นสารที่มีความไวในการจับตัวกับเม็ดเลือดได้ดีกว่าออกซิเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

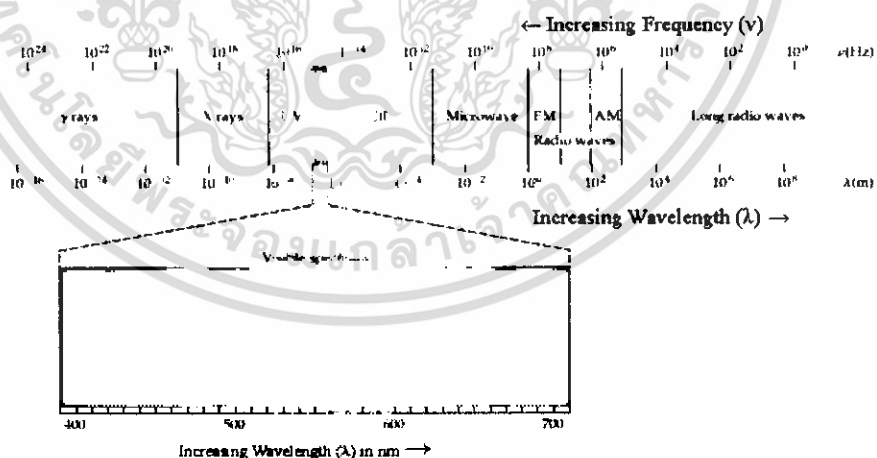
ถึง 20 เท่า ดังนั้นเมื่อเราสูดเอาคาร์บอนมอนอกไซด์เข้าไปมากมันก็จะไปจับตัวกับเฮโมโกลบินบนเม็ดเลือดได้ก่อนออกซิเจน จึงทำให้เป็นอันตรายกับมนุษย์อย่างยิ่ง

2.3 การดูดกลืนแสง (Light Absorption)

แสงเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic wave) ชนิดตามขวาง ซึ่งมีความเร็วในสุญญากาศประมาณ 3×10^8 เมตร/วินาที พลังงานของแสงสามารถหาได้จากผลคูณของค่าคงที่ของพลังค์ ($h = 6.62 \times 10^{-34}$ Js) กับค่าความถี่ของแสง ดังนั้นแสงที่มีความถี่สูงมาก ๆ จึงมีพลังงานสูง มีความร้อนมากและมีอำนาจในการทะลุทะลวงสูง ปริมาณแสงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าความเข้มแสง (Light Intensity) ดังนั้นความเข้มแสงจึงเป็นการวัดปริมาณแสงโดยอ้อม

แสงที่ตาเรามองเห็นเรียกว่าแสงสีขาวยุ (Visible Light) ซึ่งมีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 400 – 700 nm และประกอบไปด้วยแสงสีต่างอีก 7 สี ได้แก่ สีม่วง สีคราม สีน้ำเงิน สีเขียว สีเหลือง สีส้ม และสีแดง เมื่อแสงสีขาวตกกระทบวัตถุเรามองจะมองเห็นสีของวัตถุเป็นสีใดขึ้นอยู่กับว่าวัตถุสะท้อนแสงสีใดส่วนสีอื่นจะถูกวัตถุดูดกลืนไปทั้งหมด แต่ถ้าวัตถุนั้นดูดกลืนแสงทุกสีเราจึงมองเห็นวัตถุนั้นเป็นสีดำ

แสงอีกย่านที่มีการนำมาใช้งานอย่างแพร่หลายคือแสงอินฟราเรด (Infrared Light) ซึ่งเป็นแสงที่ตาของมนุษย์ไม่สามารถมองเห็น ได้มีคุณสมบัติที่สำคัญคือ สามารถทำให้โมเลกุลของวัตถุเกิดการสั่นอย่างรุนแรงและทำให้เกิดความร้อนขึ้น



รูปที่ 2.3สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสงที่เดินทางผ่านตัวกลางใดๆสามารถถูกลดทอนความเข้มของแสงโดยการถูกดูดกลืนและการกระเจิงของแสง ซึ่งกฎพื้นฐานของการดูดกลืนแสงที่ใช้ในการอธิบายปรากฏการณ์นี้คือ กฎของเบียร์ – แลมเบิร์ต (Beer – Lambert's Law) ซึ่งมีใจความอยู่ว่า ปริมาณแสงตัวกลางจะลดลงแบบเอกซ์โปเนนเชียล (exponential) กับความหนาและความเข้มข้นของสารละลายที่เป็นตัวกลางแสง สมการคือ

$$I = I_0 10^{-\alpha lc} \quad (2.1)$$

เมื่อ

I = ความเข้มแสงที่ผ่านตัวกลางแล้ว

I_0 = ความเข้มแสงตกกระทบ

α = สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงของตัวกลาง

l = ความหนาของตัวกลาง

c = ความเข้มข้นของสารละลายที่เป็นตัวกลาง

นอกจากนี้จากสมการข้างต้นเราสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของค่าการดูดกลืน (Absorbance) ของวัสดุใดๆได้ดังสมการต่อไปนี้

$$A = -10 \log(I/I_0) = \alpha lc \quad (2.2)$$

โดย

$$\alpha = 4\pi k / \lambda \quad (2.3)$$

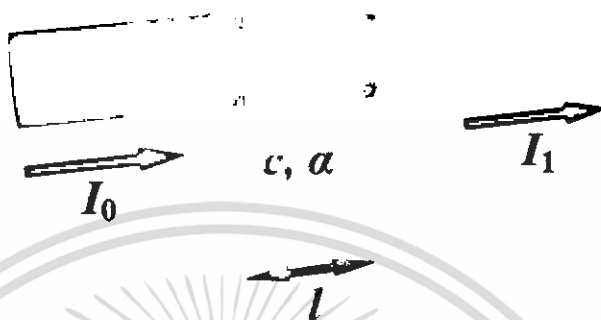
เมื่อ

A = ค่าการดูดกลืน

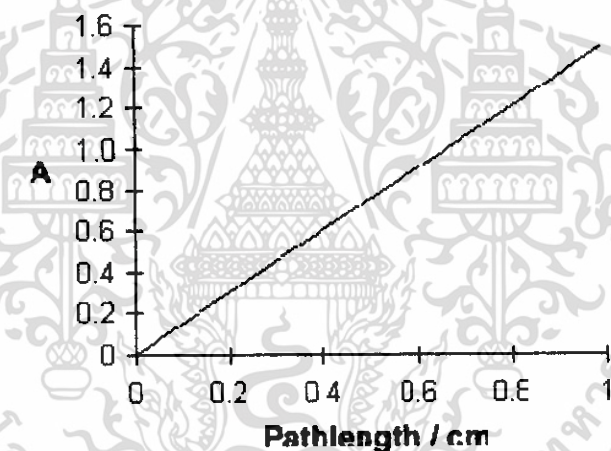
k = สัมประสิทธิ์การสูญเสีย

λ = ความยาวคลื่นของแสง

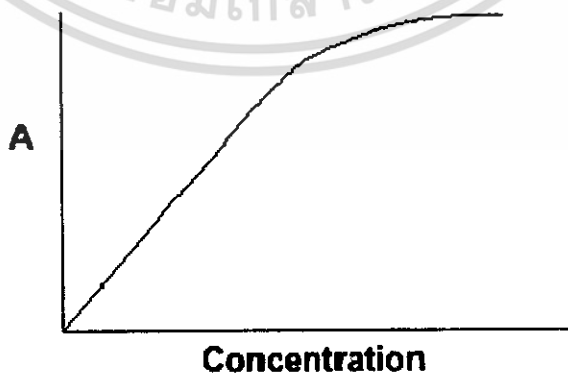
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 โค้ดแกรมของ Beer – Lambert’s Law



รูปที่ 2.5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนกับความหนาของตัวกลาง



รูปที่ 2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนกับความเข้มข้นของสารละลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 หลักการของการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดโดยวิธี Pulse oximeter

การวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดใช้หลักการวัดคือการเปลี่ยนแปลงความเข้มแสงที่ถูกดูดกลืน อันเนื่องมาจากการดูดกลืนโลหิตของหัวใจ ในการสร้างเครื่องมือชนิดนี้ต้องอาศัยหลักการของแสงสองความยาวคลื่นที่ส่งบนอวัยวะที่ต้องใช้ในการตรวจวัด เช่น นิ้วมือ โดยทำการตรวจจับแสงที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อระหว่างแหล่งกำเนิดแสงกับตัวตรวจจับ ถ้าให้ปลายนิ้วเป็นรูปร่างอย่างง่ายคล้ายกับปริมาตรครึ่งวงกลมซึ่งเป็นเนื้อเดียว โดยมีส่วนผสมของเลือดและเนื้อเยื่อ แสงที่ตรวจจับจะสามารถอธิบายได้ตามกฎของเบียร์-แลมเบิร์ต

$$I_t = I_0 (e^{-\mu_{ar}T})(e^{-\mu_{ar}V})(e^{-\mu_{aa}A}) \quad (2.4)$$

เมื่อ	I_t	คือแสงที่ถูกตรวจจับได้ที่ตัวตรวจจับแสง
	I_0	คือแสงที่ตกกระทบที่ปลายนิ้ว
	μ_{ar}	คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของเนื้อเยื่อของเส้นเลือดฝอย
	μ_{av}	คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของเนื้อเยื่อของเส้นเลือดดำ
	μ_{aa}	คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของเนื้อเยื่อของเส้นเลือดแดง

การเต้นของหัวใจเป็นตัวสร้างสัญญาณการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับปริมาณเลือดในเส้นเลือดแดงที่เปลี่ยนแปลงไป โดยแทนด้วย dA โดยจะมีส่วนของสัญญาณ ac รวมอยู่ด้วย ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงของความเข้มแสงที่ตรวจจับได้จะเป็น

$$dI_t = I_0 \mu_{aa} (e^{-\mu_{ar}T})(e^{-\mu_{ar}V})(e^{-\mu_{aa}A}) dA \quad (2.5)$$

จากสมการที่ (2.5) สามารถอธิบายได้ว่า พจน์ที่นำมาคูณกระจายกับการลดทอนของแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อ และการดูดกลืนเลือดนั้นมีผลเพียงเล็กน้อยกับแสงที่ถูกตรวจจับได้ ทำการหารด้วยค่า dc ที่เป็นค่าคงที่จะได้

$$\frac{I_{ac}}{I_{dc}} = \frac{dI_t}{I_t} = -\mu_{aa} dA \quad (2.6)$$

อัตราส่วนของอัตราส่วนในสมการ (2.6) กับแสงสองความคลื่นจะได้ (r แทนแสงสีแดง , IR แทนแสงอินฟราเรด)

$$R = \frac{(dI_t/I_t)_r}{(dI_t/I_t)_{IR}} = \frac{\mu_{a,r}}{\mu_{a,IR}} \quad (2.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อำนาจของสมการ ทระจอมเกล้าลาดกระบัง

เมื่อ $\mu_{a,i}$ สามารถแปลงให้เป็นฟังก์ชันของ $S_a O_2$ ซึ่งก็คือการอิมตัวของออกซิเจนในเลือด

$$\mu_{a,i} = \frac{H}{v_i} [S_a O_2 \sigma_a^{100\%} + (1 - S_a O_2) \sigma_a^{0\%}]$$

(2.8)

ซึ่ง $i = r$ และ IR ในขณะที่ $\sigma_a^{100\%}$ และ $\sigma_a^{0\%}$ คือภาคตัดขวางการดูดกลืนแสงที่ขึ้นอยู่กับความยาวคลื่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่มีส่วนประกอบของเฮโมโกลบินที่มีออกซิเจนกับเฮโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจน ดังนั้นเราสามารถคำนวณหาความอิมตัวของออกซิเจนได้จากสมการ

$$S_a O_2 = \frac{R \sigma_{a,IR}^{100\%} - \sigma_{a,r}^{0\%}}{(\sigma_{a,r}^{100\%} - \sigma_{a,r}^{0\%}) + R(\sigma_{a,IR}^{0\%} - \sigma_{a,IR}^{100\%})}$$

(2.9)

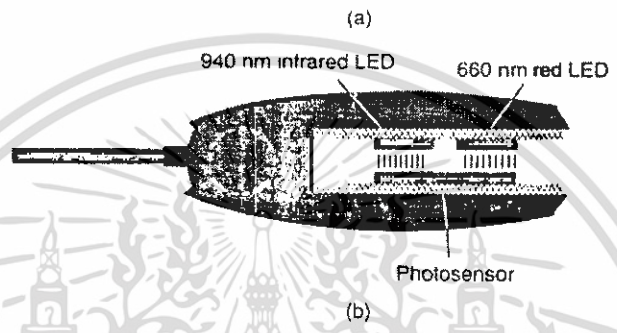
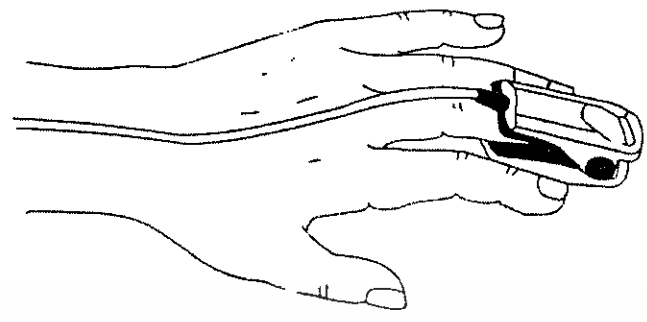
2.4.1 Pulse Oximeter

หลักการของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนชนิดนี้คือ การกำหนดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดโดยการใช้แสงสองความยาวคลื่นซึ่งหาได้จากการวัดความเข้มแสงทะลุผ่านปลายนิ้วที่ขึ้นกับสัญญาณพัลส์การเต้นของหัวใจ โดยแสงสองความยาวคลื่นนี้ถูกดูดกลืนจากออกซีเฮโมโกลบินและรีดิวซ์เฮโมโกลบินเท่านั้น การสังเกตนี้ได้รับการพิสูจน์โดยการทดลองทางคลินิกตามพื้นฐานต่อไปนี้

- แสงที่ทะลุผ่านใบหูหรือปลายนิ้วถูกดูดกลืนโดย สิว เนื้อเยื่อ กระดูกอ่อน กระดูก เลือดแดง และเลือดดำ
- ค่าการดูดกลืนหาได้จากกฎของเบียร์ - แลมเบิร์ต
- ค่าการดูดกลืนส่วนมากไม่มีการเปลี่ยนแปลงกับเวลา เช่น เลือดในเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดเวนภายใต้สภาวะ steady - state มีสภาวะของเมตาบอลิซึมคงที่อย่างน้อยในช่วงเวลาสั้นๆ
- การไหลของเลือดในเส้นเลือดอาร์เทอร์รี่เท่านั้นที่มีลักษณะเป็นพัลส์หรือมีการเปลี่ยนแปลงเวลา

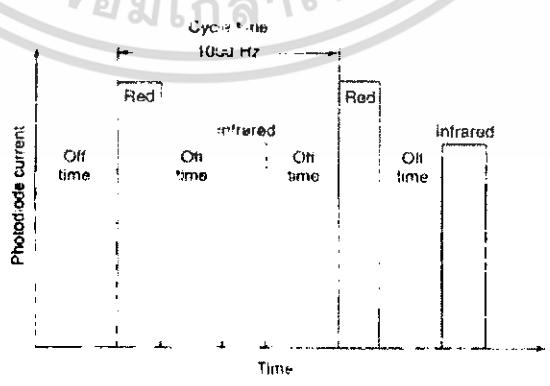
ดังนั้นการวัดความอิมตัวของออกซิเจนจึงทำการวัดแต่สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงกับเวลาหรือวัดค่าการดูดกลืนเนื่องจากเลือดแดงเท่านั้น ซึ่งจะไม่ได้รับอิทธิพลจากตัวดูดกลืนตัวอื่นเนื่องจากถือว่าสัญญาณที่ได้มาจากตัวดูดกลืนตัวอื่นเป็นสัญญาณพื้นหลัง

รูปที่ 2.7 (a) แสดงโพรบวัดของ pulse oximeter ที่ใช้กันในปัจจุบันในขณะที่รูป (b) เป็นรูปแสดงโครงสร้างของโพรบที่ใช้กันทั่วไป ซึ่งประกอบขึ้นจาก LED สองดวงโดยเป็นแสงสีแดงที่ความยาวคลื่น 660 nm และแสงอินฟราเรดที่ความยาวคลื่น 940 nm การดูดกลืนแสงที่ผ่านเนื้อเยื่อที่ความยาวคลื่นที่เลือกนี้ขึ้นอยู่กับความแตกต่างของการดูดกลืนแสงของออกซีเฮโมโกลบิน (HbO_2) และรีดิวซ์เฮโมโกลบิน (Hb) การดูดกลืนแสงของความยาวคลื่นที่เลือกไว้จะถูกวัดด้วยโฟโตเซนเซอร์



รูปที่ 2.7 (a) แสดงลักษณะของโพรบวัดของ Pulse Oximeter
 (b) แสดงโครงสร้างของโพรบวัดของ Pulse Oximeter

LED แสงสีแดงและอินฟราเรดที่ถูกติดตั้งในโพรบจะถูกมอดูเลตให้มีการ on – off ให้เป็นพัลส์ ในจังหวะที่แตกต่างกันดังรูปที่ 2.8 และเพื่อชดเชยแสงจากบริเวณรอบข้างในจังหวะที่ LED ทั้งสองดวง อยู่ในสภาวะ off โดยระดับแสงที่ตรวจวัดได้จะถูกแยกออกไป และในโพรบมีโฟโตเซนเซอร์สำหรับ ตรวจจับสัญญาณแสงที่ทะลุผ่านปลายนิ้วมา โดยเลือกใช้โฟโตไดโอดชนิด PIN



รูปที่ 2.8 ลักษณะพัลส์การ on – off ของ LED ทั้งสองดวง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

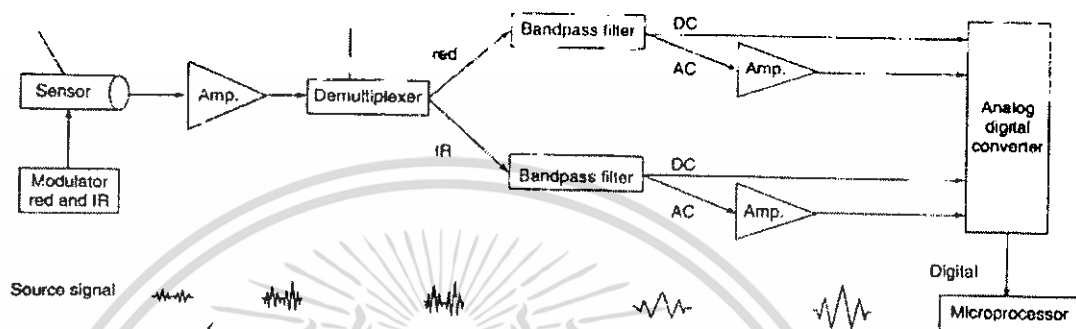
เอาที่พหุของโฟโตไดโอดมีสัญญาณคิบเป็นดังรูปที่ 2.9 โดยสัญญาณหนึ่งแสดงการดูดกลืนของแสงสีแดงและอีกสัญญาณหนึ่งแสดงการดูดกลืนของแสงอินฟราเรด ดังนั้นสัญญาณ ac จึงได้จากพัลส์ของเลือดแดงในขณะที่สัญญาณ dc ได้จากการดูดกลืนในเนื้อเยื่อส่วนอื่นๆ ค่าความอึมตัวของออกซิเจนซึ่งประมาณได้จากอัตราส่วน R ที่คำนวณได้จากพัลส์ของการดูดกลืนของแสงสีแดงที่ความยาวคลื่น 660 nm กับพัลส์ของการดูดกลืนแสงอินฟราเรดที่ความยาวคลื่น 940 nm ตามความสัมพันธ์ต่อไปนี้



รูปที่ 2.9 การดูดกลืนแสงอินฟราเรดบริเวณปลายนิ้ว

รูปที่ 2.10 แสดงเทคนิคการประมวลผลสัญญาณอนาลอกที่นิยมใช้กับ Pulse oximeter โดยแสดงไโคแอมป์อย่างง่ายดังรูป วงจรจำเป็นต้องมีส่วนมอดูเลเตอร์เพื่อทำการสร้างพัลส์ของสัญญาณแสงของ LED ในส่วนเซนเซอร์สัญญาณที่ได้ออกมาจากเซนเซอร์จะเป็นกระแส ดังนั้นออปแอมป์ในสเตจแรกจะต่อเป็นวงจร current to voltage (I – V) สัญญาณโวลต์ที่ได้จะถูกขยายสัญญาณเนื่องจากสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์มีขนาดเล็กและเข้าสู่วงจรต่างๆซึ่งมีหน้าที่ดังนี้ วงจรกรองสัญญาณเพื่อกรองเอาสัญญาณที่แทรกเข้ามาเนื่องจากสิ่งแวดล้อมอื่นๆ ออกไป วงจร demultiplexer เพื่อแยกสัญญาณที่ได้จาก LED สีแดงและอินฟราเรดออกจากกัน วงจรกรองสัญญาณแบบ bandpass ทำหน้าที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แยกองค์ประกอบความถี่ต่ำหรือสัญญาณ dc ออกจากองค์ประกอบความถี่สูงของพัลส์หรือสัญญาณ ac และวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล (ADC) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกที่ได้เป็นข้อมูลทางดิจิทัลเพื่อนำไปประมวลผลด้วยไมโครโปรเซสเซอร์



รูปที่ 2.10 โค้ดแกรมของระบบการประมวลผลสัญญาณอนาลอกของ Pulse Oximeter

ต่อมาได้มีการแทนที่ระบบการประมวลสัญญาณอนาลอกโดยการใช้ตัวประมวลสัญญาณดิจิทัล สัญญาณที่ได้รับจากเซนเซอร์จะตรงไปที่ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลซึ่งต่อเข้ากับไมโครโปรเซสเซอร์ เทคนิคนี้มีข้อได้เปรียบกว่าระบบเก่าคือ ช่วยลดจำนวนวงจร มีราคาถูก ให้นำเชื่อถือสูง และเครื่องมีขนาดเล็ก

ที่ความแม่นยำ 1% หรือดีกว่านั้นถูกแสดงให้เห็นเมื่อค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนอยู่ในช่วงมากกว่า 80% สำหรับ pulse oximeter ส่วนใหญ่ โดยปกติแล้วค่าความแม่นยำมีค่าน้อยที่ความอิ่มตัวต่ำเนื่องจากผลกระทบของความไม่เป็นเชิงเส้นของการดูดกลืน

Pulse oximeter มีข้อได้เปรียบกว่าระบบการวัดออกซิเจนแบบอื่น ดังนี้

- สำหรับ pulse oximeter แล้วไม่จำเป็นต้องมีการเพิ่มการไหลเวียนของเลือดโดยการให้ความร้อน การนวดอวัยวะที่ต้องการวัด
- ส่วนประกอบอื่นๆของร่างกาย เช่น สีผิว ความหนา เนื้อเยื่อ เป็นต้น และตำแหน่งของเซนเซอร์ไม่มีอิทธิพลต่อการวัด
- ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ถูกต้องจะถูกวัดได้จากสัญญาณพัลส์จากเส้นเลือดแดงเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อจำกัดของ Pulse oximeter คือ แสงที่มาจากสิ่งแวดล้อมของบริเวณที่ทำการวัดสามารถแทรกเข้ามาได้ในขณะทำการวัด ดังนั้นจึงเลือกวัสดุที่มีสีม่วงมาคลุมบริเวณเซนเซอร์เพื่อป้องกันแสงจากภายนอกแทรกเข้ามา นอกจากนี้การเคลื่อนที่ของตัวเซนเซอร์ก็เป็นปัญหาที่สำคัญเช่นกัน ถ้าพัลส์มีความถี่ตรงกับความถี่ของการเคลื่อนที่ของเซนเซอร์ ซึ่งทำให้เกิดสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากฮาร์โมนิกที่ตรงกัน

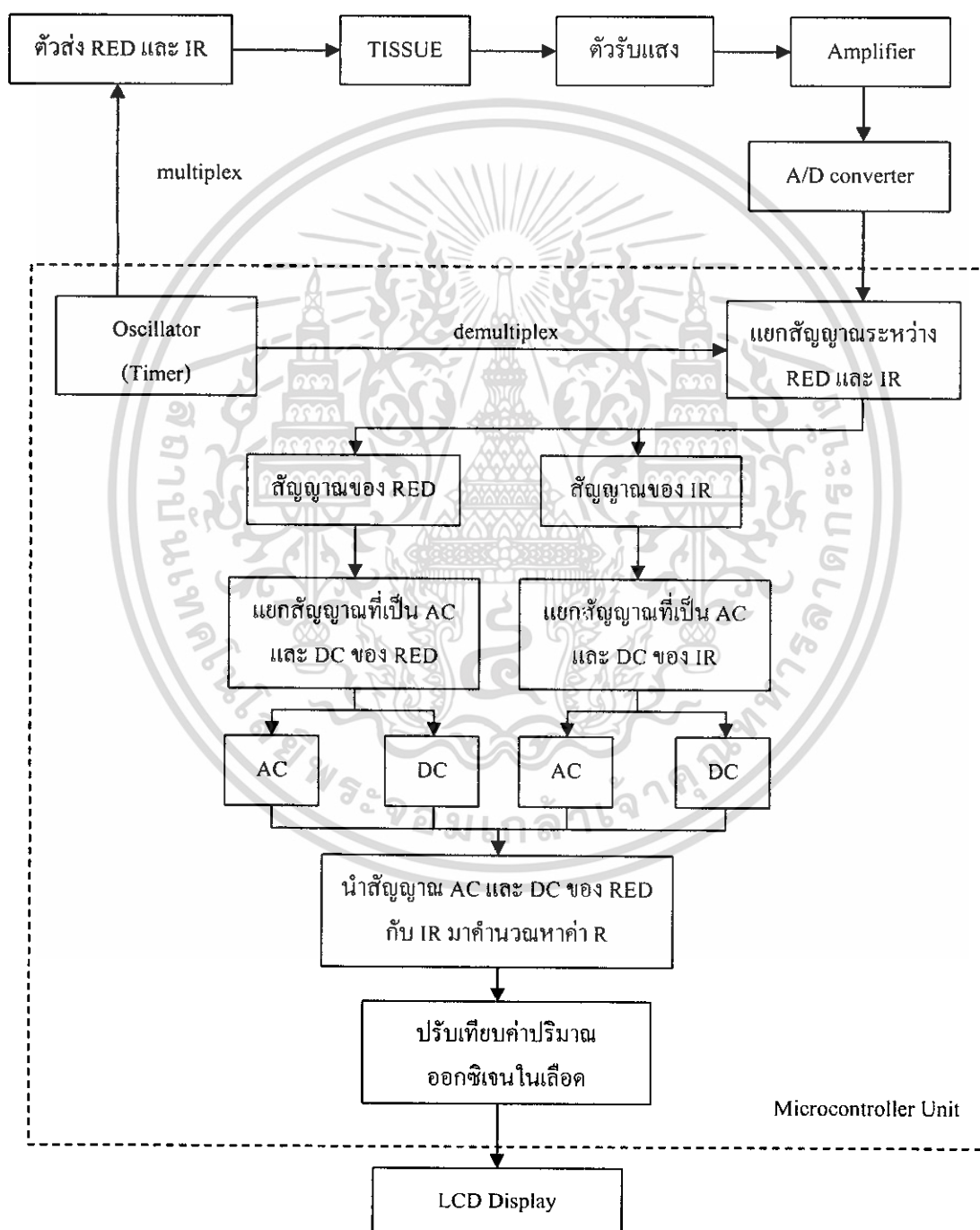


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

3.1 ไคอะแกรมแสดงระบบการทำงานของเครื่องมือ

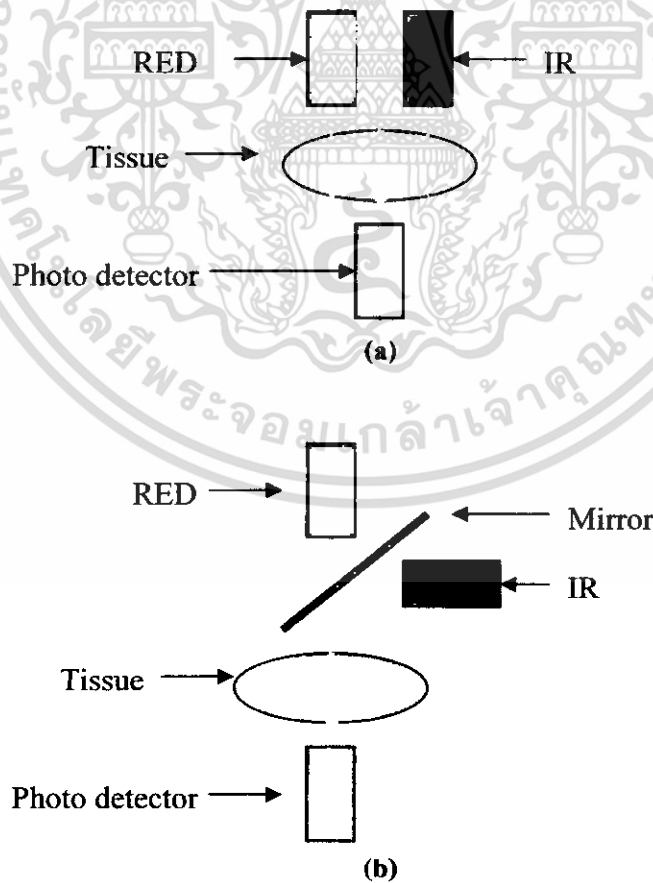


รูปที่ 3.1 ไคอะแกรมการทำงานของเครื่องมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของเครื่องคือวงจรตัวส่งแสง RED และ IR จะรับสัญญาณมอดคูเลตมาจาก Microcontroller แสงจะเดินทางผ่านนิ้วและจะเข้าสู่วงจรตัวรับแสง สัญญาณที่ได้จากตัวรับแสงจะมีขนาดเล็กทำให้ต้องมีวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) ต่อจากนั้นจะแปลงจากสัญญาณอนาลอกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วย A/D Converter เพื่อเข้าสู่ Microcontroller ซึ่ง Microcontroller นี้จะแยกสัญญาณระหว่างสัญญาณของ RED กับสัญญาณของ IR ซึ่งจะแยกสัญญาณด้วยความถี่ reference เดียวกับความถี่ที่มอดคูเลตวงจรตัวส่งแสง ต่อมาจะแยกเป็นสัญญาณ AC และ DC โดยที่สัญญาณ AC หาได้จากนำค่าสัญญาณสูงสุดมาลบกับค่าสัญญาณต่ำสุด ส่วนสัญญาณ DC หาได้จากสัญญาณที่มีค่าต่ำสุด เมื่อได้สัญญาณที่เป็น AC และ DC ของทั้งคู่แล้ว จะนำมาคำนวณหาค่า R จากสมการที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นแล้ว เมื่อได้ค่า R แล้วจะทำการปรับเทียบค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดที่วัดจากโรงพยาบาล เมื่อทำการปรับเทียบเสร็จแล้วจะแสดงค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดออกทางหน้าจอแสดงผล (LCD Display)

3.2 การจัดวางตำแหน่งแสงสีแดง อินฟราเรด และโฟโตดีเทกเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

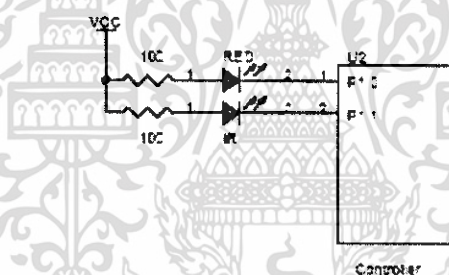
รูปที่ 3.2 การจัดวางตำแหน่งของแสงสีแดง อินฟราเรด และ โฟโตดีเทกเตอร์

(a) แบบทั่วไป

(b) แบบที่ใช้ในโครงงาน

ในการจัดวาง RED , IR และ Photo detector แบบ (a) นั้นจะเกิดปัญหาตำแหน่งวางของ Photo detector นั้นจะต้องวางให้อยู่กึ่งกลางของ RED และ IR ถ้าวาง Photo detector เอียงไปข้างใดข้างหนึ่งจะทำให้รับสัญญาณของด้านที่เอียงไปได้มากกว่า ซึ่งถ้าเอาไปคำนวณหาค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดจะผิดพลาด จึงทำให้ต้องจัดวาง RED,IR และ Photo detector แบบ (b) ซึ่ง RED จะทะลุผ่านกระจกเข้าสู่ Photo detector และ IR จะหักเหโดยกระจกเข้าสู่ Photo detector ที่ตำแหน่งเดียวกัน

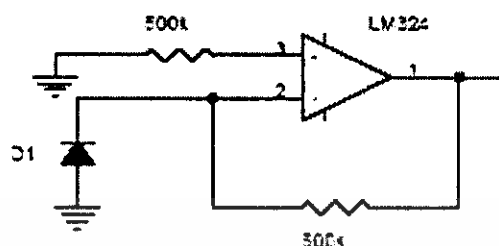
3.3 วงจรขับแสงสีแดง และอินฟราเรด



รูปที่ 3.3 วงจรขับสีแดง และอินฟราเรด

จะให้ RED และ IR ต่ออยู่กับ Controller และใช้ Controller ในการมอดดูเลตสัญญาณของ RED และ IR ที่ความถี่ 1kHz ซึ่ง RED และ IR จะสลับกันเปล่งแสง

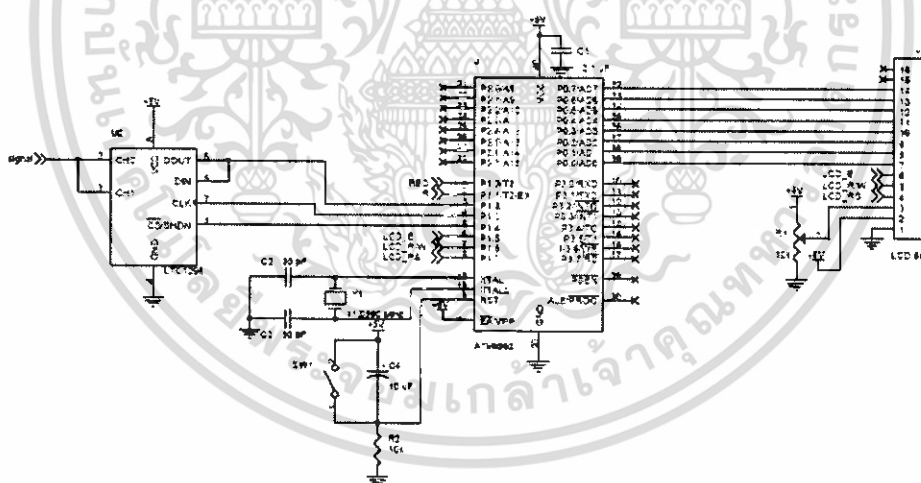
3.4 วงจรโฟโตดีเทกเตอร์และวงจรแอมพลิฟายเออร์



รูปที่ 3.4 วงจรโฟโตดีเทกเตอร์และวงจรแอมพลิฟายเออร์

Photo detector จะรับแสงจาก RED และ IR ซึ่งจะทำให้ได้สัญญาณออกมาแต่สัญญาณที่ได้
นั้นมีขนาดเล็กมากจึงต้องทำการขยายสัญญาณด้วยวงจร Amplifier

3.5 วงจรประมวลผล



รูปที่ 3.5 วงจรประมวลผล

ใช้ไอซีเบอร์ LTC 1298 หรือ MCP 3202 ซึ่งเป็น Analog – to – Digital แบบ ขนาด 12 บิต
โดยจะรับสัญญาณของ LED สีแดงและอินฟราเรดทั้ง Vdc และ Vac มาทำการแปลงเป็นดิจิตอล เพื่อ
นำไปประมวลผลด้วย Microcontroller และจะแสดงผลทางหน้าจอ LCD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 การเขียนโปรแกรม

ในการเขียนโปรแกรมให้กับ controller นั้นต้องเริ่มจากการกำเนิดสัญญาณที่มีความถี่ 1kHz โดยจะใช้ timer interrupt เนื่องจากมีความเที่ยงตรงกว่าการใช้ timer แบบปกติ เพื่อใช้ในการมัลติเพล็กซ์ของภาคตัวส่งแสงเพื่อให้แสงกระทบด้วยความถี่ 1 kHz และใช้ในการตีมัลติเพล็กซ์ของสัญญาณที่ได้จาก A/D converter ซึ่ง A/D นั้นต้องมีการเขียนโปรแกรมเพื่อให้ controller รับสัญญาณที่เป็นดิจิทัล โดยที่จะต้องเขียนให้ controller รับสัญญาณจาก A/D 12 ครั้งเนื่องจาก A/D มีขนาด 12 บิต เพื่อให้ทราบว่าสัญญาณที่เข้ามานั้นเป็นสัญญาณของแสงสีแดงหรือแสงอินฟราเรด ซึ่งเครื่องจะอ่านค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดเมื่อโพรบจับที่ปลายนิ้วจึงต้องทำให้กำหนดว่าสัญญาณของแสงสีแดงและอินฟราเรดมีค่าประมาณเท่าไรเมื่อโพรบจับที่ปลายนิ้ว และเมื่อโพรบไม่ได้จับที่ปลายนิ้วจะทำให้ค่าที่ได้จากสัญญาณทั้งสองนั้นมีค่าเกินทำให้เครื่องไม่มีการทำงาน การหาสัญญาณที่เป็น AC นั้นจะต้องทำการกำหนดค่าสูงสุดและต่ำสุดไว้ก่อน นำค่าของแรงดันที่ได้จาก A/D มาเทียบกับค่าสูงสุดหรือค่าต่ำสุดถ้าค่าของแรงดันมีค่ามากกว่าค่าสูงสุดก็จะให้ค่าของแรงดันนั้นเป็นค่าสูงสุดไป แต่ค่าของแรงดันนั้นมีค่าน้อยกว่าค่าต่ำสุดก็จะให้ค่าของแรงดันนั้นเป็นค่าต่ำสุดทำอย่างนี้จนครบ 2 วินาทีแล้วนำค่าสูงสุดลบกับค่าต่ำสุดจะทำให้ได้ค่าของสัญญาณ AC ส่วนสัญญาณที่เป็น DC นั้นจะใช้ค่าต่ำสุด จากนั้นหาค่า R จากสมการที่ได้กล่าวไว้แล้วข้างต้น แล้วนำค่า R ไปเปรียบเทียบกับค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดที่วัดได้จากโรงพยาบาล จากนั้นจะแสดงผลออกทางหน้าจอ LCD ซึ่ง LCD นี้มี 2 บรรทัด 16 อักขร ซึ่งจะต้องมีการเขียนไครเวอร์ให้กับ LCD ด้วย

บทที่ 4

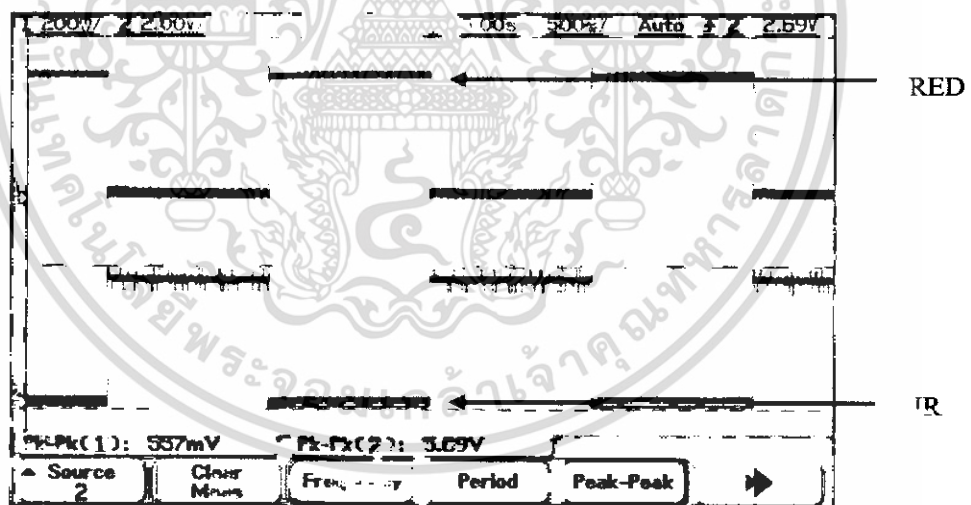
ผลการทดลองและอภิปรายผล

สัญญาณที่ได้สามารถแบ่งได้เป็น 4 ส่วนคือ

- ส่วนของวงจรขับ RED และ IR
- ส่วนของวงจรตัวรับ
- ส่วนของวงจร A/D converter
- ส่วนแสดงผล

4.1 ส่วนของวงจรขับแสงสีแดงและอินฟราเรด

ในส่วนของวงจรขับ RED และ IR นั้นมีการมอดคูเลตที่ความถี่ 1kHz และมีเฟสที่ต่างกันอยู่ 90 องศา โดยที่ CH1 จะเป็นสัญญาณของ RED และ CH2 จะเป็นสัญญาณของ IR

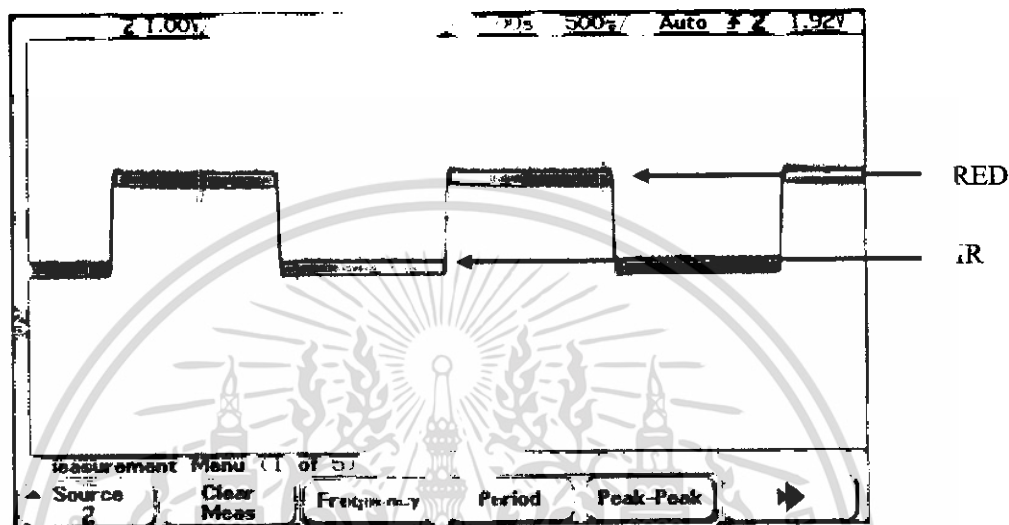


รูปที่ 4.1 สัญญาณจากวงจรขับแสงสีแดงและอินฟราเรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ส่วนของวงจรตัวรับ

เป็นสัญญาณในช่วงที่สัญญาณเข้าที่ photo detector และเข้าสู่วงจร Amplifier หรือก่อนเข้าสู่วงจร A/D convertor



รูปที่ 4.2 สัญญาณของวงจรตัวรับ

4.3 ส่วนของวงจร A/D convertor

ผลที่ได้จากการอ่านค่าจาก A/D convertor ขณะที่ probe ยังไม่ได้จับอยู่ที่ปลายนิ้วมือมีค่าดังตารางที่ 4.1 ซึ่งเป็นค่าตัวอย่างที่ได้จากการวัด

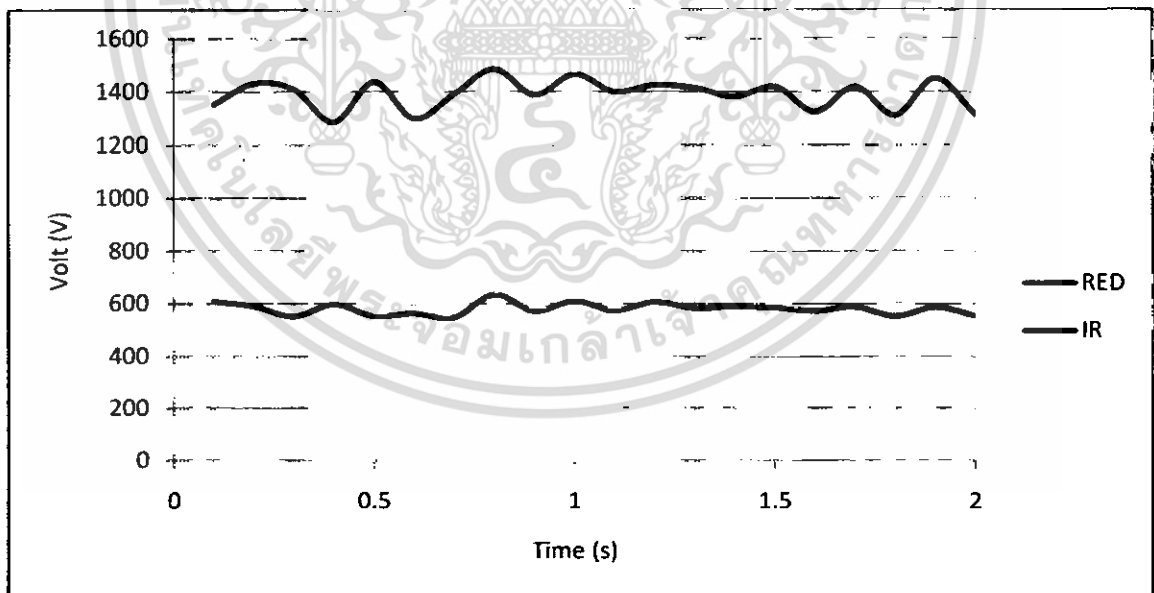
ตารางที่ 4.1 ค่าที่ได้จากการอ่านค่าที่ A/D convertor ขณะที่ probe ยังไม่ได้จับที่ปลายนิ้ว

เวลา (s)	RED (V)	IR (V)
0.1	1353	610
0.2	1431	590
0.3	1409	552
0.4	1286	597
0.5	1436	553
0.6	1300	563
0.7	1391	549
0.8	1485	635
0.9	1388	573

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.0	1465	610
1.1	1400	574
1.2	1424	607
1.3	1414	583
1.4	1380	590
1.5	1418	585
1.6	1325	573
1.7	1417	587
1.8	1312	554
1.9	1449	587
2.0	1313	555

สัญญาณที่ได้จะเป็นดังในรูปที่ 4.3 จะเห็นว่าสัญญาณของ RED มีค่าสูงกว่าสัญญาณของ IR เนื่องจากความเข้มแสงของ RED มีมากกว่า IR



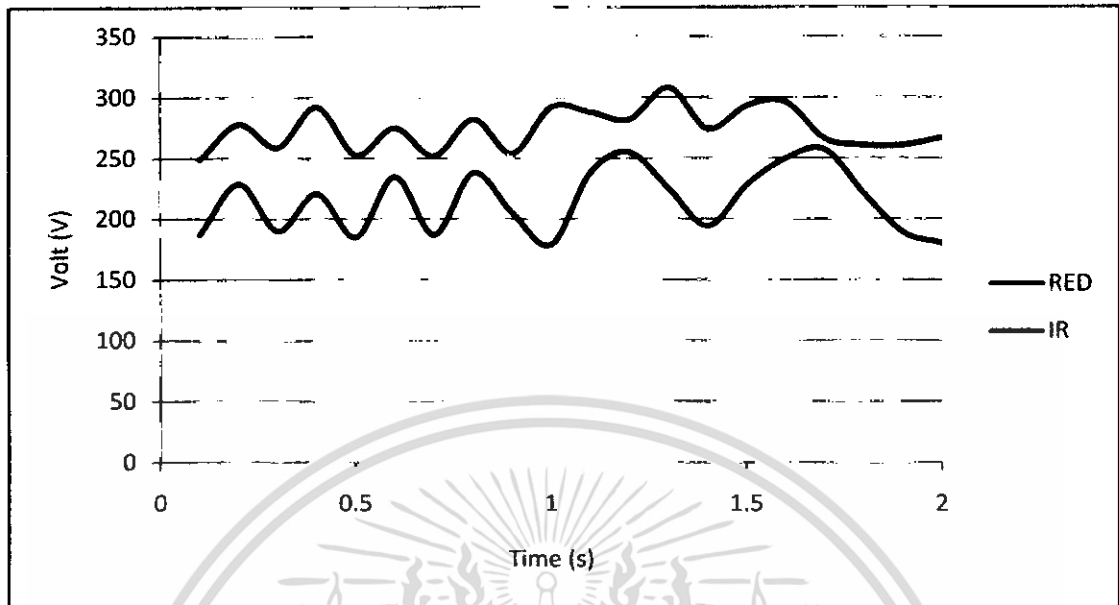
รูปที่ 4.3 สัญญาณที่ได้จาก A/D converter ขณะที่ probe ไม่ได้จับที่ปลายนิ้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ค่าที่ได้จากการอ่านค่าที่ A/D converter ขณะ que probe จับที่ปลายนิ้ว

เวลา (s)	RED (V)	IR (V)
0.1	187	249
0.2	229	278
0.3	190	259
0.4	221	292
0.5	185	253
0.6	235	275
0.7	187	252
0.8	238	282
0.9	205	254
1.0	179	292
1.1	238	288
1.2	255	282
1.3	225	308
1.4	194	274
1.5	228	293
1.6	250	296
1.7	257	266
1.8	221	261
1.9	189	261
2.0	180	267

สัญญาณที่ได้จะเป็นดังในรูปที่ 4.4 จะเห็นได้ว่าสัญญาณจาก IR มีค่ามากกว่าสัญญาณจาก RED เนื่องจาก IR ทะลุผ่านเนื้อเยื่อได้ดีกว่า RED

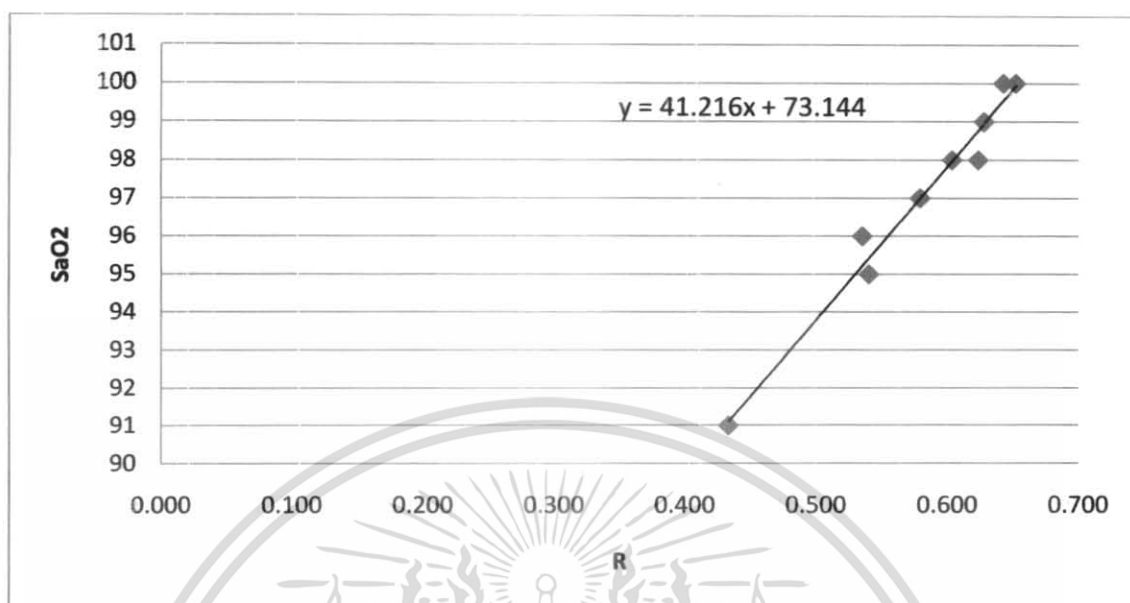


รูปที่ 4.4 สัญญาณที่ได้จาก A/D converter ขณะที่ probe จับที่ปลายนิ้ว

เมื่อได้สัญญาณมาแล้วจะต้องมาคำนวณตามสมการ

$$R = \frac{ac660/dc660}{ac940/dc940}$$

โดยที่สัญญาณ ac นั้นจะทำได้โดยการหาจุดที่สูงที่สุดมาลบกับจุดที่ต่ำที่สุด ส่วนสัญญาณที่เป็น dc นั้นจะได้จากสัญญาณที่ต่ำที่สุดจากนั้นนำค่า R มาเปรียบเทียบกับค่าความอิมิตัวของออกซิเจนที่วัดได้จากโรงพยาบาล



รูปที่4.5 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่างค่า R กับ SaO2

4.4 ส่วนแสดงผล



รูปที่4.6 รูปแบบการแสดงผลทางหน้าจอแสดงผลแบบ LCD

ค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดที่วัดได้จะถูกแสดงผลออกทางหน้าจอ LCD (รูปที่4.5) และเมื่อเทียบกับเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนที่อยู่ในโรงพยาบาลเป็นดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบปริมาณออกซิเจนในเลือด

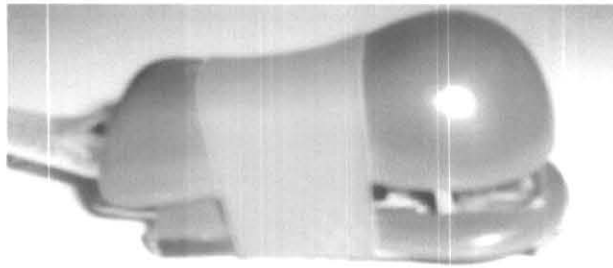
ครั้งที่	ทำขึ้น	โรงพยาบาล
1	99%	100%
2	99%	99%
3	96%	97%
4	97%	95%
5	100%	99%
6	100%	98%
7	98%	100%
8	96%	97%
9	100%	99%
10	98%	100%

โดยเครื่องที่ทำขึ้นมีลักษณะดังรูปที่ 4.6 และรูปที่ 4.7 เป็นรูปของ probe ที่ทำขึ้น ส่วนรูปที่ 4.8 และรูปที่ 4.9 เป็นรูปภายในของ probe โดยที่รูปที่ 4.8 เป็นด้านบนของ probe และรูปที่ 4.9 เป็นด้านล่างของ probe



รูปที่ 4.7 เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนที่ทำขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 รูปร่างของหัว probe ที่ทำขึ้น



รูปที่ 4.9 ลักษณะภายในของหัว probe ทางด้านบน



รูปที่ 4.10 ลักษณะภายในของหัว probe ทางด้านล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปและข้อเสนอแนะ

สรุปผลการทดลอง

จากการทดสอบการหาค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจน ที่ทำขึ้นมานั้นพบว่าเมื่อเทียบกับค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดที่วัดโดยเครื่อง วัดปริมาณออกซิเจน ที่โรงพยาบาล จะมีค่าใกล้เคียงหรือมีความผิดพลาดน้อยที่สุดอยู่ในช่วง 90-100% แต่ยิ่งปริมาณออกซิเจนในเลือดมีค่าต่ำจะทำให้ค่าความผิดพลาดเพิ่มมากขึ้น เพราะไม่สามารถนำเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนที่จัดทำขึ้นนั้นไปวัดค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดกับคนไข้ที่มีปริมาณออกซิเจนในเลือดต่ำได้เนื่องจากทางโรงพยาบาลไม่อนุญาต จึงทำให้สามารถวัดค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดกับคนปกติได้เท่านั้น ซึ่งปริมาณออกซิเจนในเลือดของคนปกติจะอยู่ที่ 95-100% ทำให้สามารถ calibrate เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนได้แต่ในช่วงนี้ และในขณะที่วัดค่าปริมาณออกซิเจนถ้ามีมีการขยับจะทำให้วัดค่าปริมาณออกซิเจนผิดพลาด

ข้อเสนอแนะ

การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนสามารถทำได้หลายส่วนไม่ว่าจะเป็นส่วนของการจับ RED และ IR สามารถใช้ Fiber optic ช่วยในการนำสัญญาณแสงให้เข้าไปที่ตัว Photo detector ได้ หรือจะพัฒนาทางด้าน Hardware และ Software เพื่อให้สามารถวัดปริมาณอื่นๆเพิ่มมากขึ้น เช่น การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ความดันเลือด เป็นต้น สามารถทำให้เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดเล็กกลงได้อีกโดยการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นแบบ surface mouse หรือใช้ Controller และ A/D ที่มีความเร็วมากกว่านี้เพื่อที่จะทำให้ปริมาณที่วัดออกมาได้เป็นแบบ real time

เอกสารอ้างอิง

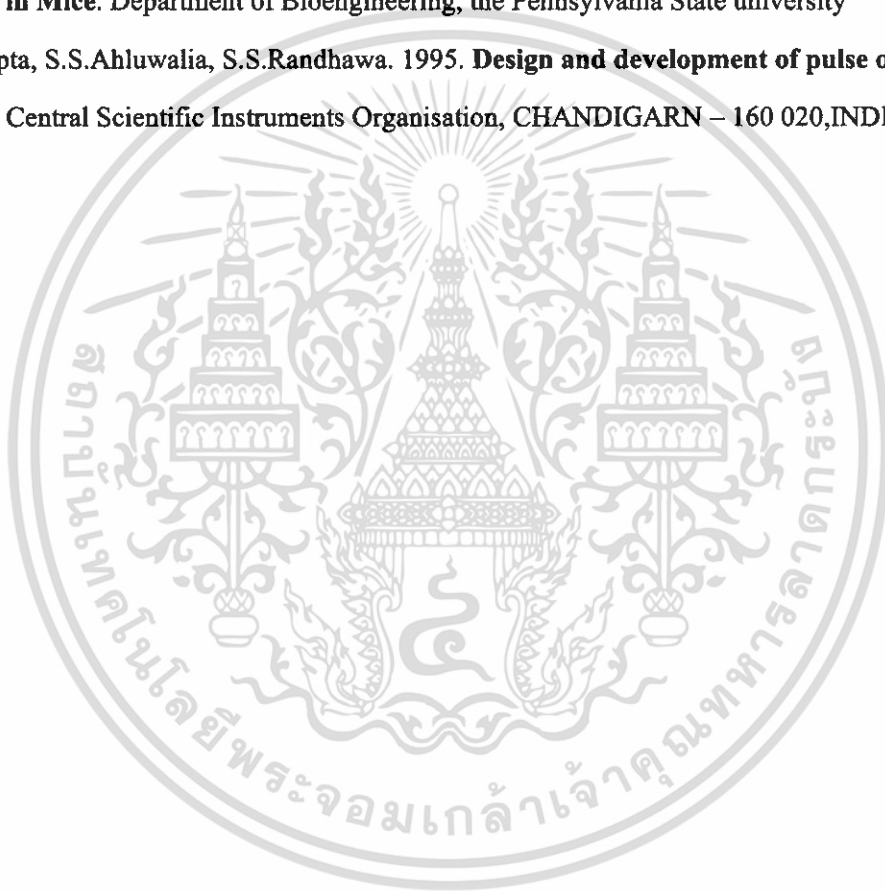
Dr.Neil Townsend, Michaelmas team. 2001. **Pulse Oximeter**. Medical electronics. : 42-49

Dr.Vijaylakshmi Kamat. 2002. **Pulse Oximetry**. Indian J Anaesth. 46(4): 261-268

Daniel J.Ford, Deanna R.Nachreiner, Robert E.Thomas. 2005. **Design of pulse oximeter for use in Mice**. Department of Bioengineering, the Pennsylvania State university

R.C.Gupta, S.S.Ahluwalia, S.S.Randhawa. 1995. **Design and development of pulse oximeter**.

Central Scientific Instruments Organisation, CHANDIGARN – 160 020,INDIA



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
#include<reg52.h>
```

```
#include<stdio.h>
```

```
sbit RED = P3^2;
```

```
sbit IR = P1^1;
```

```
sbit Data = P1^2;
```

```
sbit CLK = P1^3;
```

```
sbit CS = P1^4;
```

```
sbit E =P1^5;
```

```
sbit RW=P1^6;
```

```
sbit RS=P1^7;
```

```
char buffer[20];
```

```
char timer1;
```

```
char cputick;
```

```
int sig_red,sig_ir,timer2,ac_red,ac_ir;
```

```
int x1,x2;
```

```
int y1,y2;
```

```
int min_red=0xffff;
```

```
int max_red=0;
```

```
int min_ir=0xffff;
```

```
int max_ir=0;
```

```
unsigned int c;
```

```
float dc_red,dc_ir,ra,O2;
```

```
int read_ADC(char n)
```

```
{
```

```
    int k;
```

```
    char i,channel;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
k=0;
```

```
CS=0;
```

```
if(n==0) channel= 0x0d;
```

```
else channel= 0x0f;
```

```
// send config nibble dummy read NULL bit after config nibble
```

```
for(i=0; i<4; i++)
```

```
{
```

```
CLK = 0;
```

```
if(channel&8) Data = 1;
```

```
else Data = 0;
```

```
CLK = 1;
```

```
channel <<=1;
```

```
}
```

```
Data = 1; // enable internal pullup
```

```
CLK = 0;
```

```
// now read 12-bit data
```

```
for(i=0; i<12; i++)
```

```
{
```

```
k<<=1;
```

```
CLK = 1;
```

```
CLK = 0;
```

```
if(Data) k |=1;
```

```
else k &= ~1;
```

```
}
```

```
CS = 1; // shutdown ADC
```

```
return k&=0xffff;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
}
```

```
void timer0int (void) interrupt 1 using 1
```

```
{
```

```
    TH0 |= 0xFC;
```

```
    TL0 |= 0x66;
```

```
    cputick++;
```

```
    RED = !RED;
```

```
    IR = !IR;
```

```
}
```

```
pause(int j)
```

```
{
```

```
    int i;
```

```
    for (i=0;i<j;i++)
```

```
        continue;
```

```
}
```

```
void pulesE(void)
```

```
{
```

```
    E=1;
```

```
    ;
```

```
    E=0;
```

```
}
```

```
void delay(int m)
```

```
{
```

```
    int j;
```

```
    for(j=0;j<=m;j++)
```

```
        continue;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
}
```

```
LCDWI(char n)
```

```
{
```

```
    RW=0;
```

```
    RS=0;
```

```
    E=0;
```

```
    P0=n;
```

```
    E=1;
```

```
    E=0;
```

```
    pause(50);
```

```
}
```

```
LCDWD(char n)
```

```
{
```

```
    RW=0;
```

```
    RS=1;
```

```
    E=0;
```

```
    P0=n;
```

```
    E=1;
```

```
    E=0;
```

```
    pause(50);
```

```
}
```

```
print_LCD(char a,char *s)
```

```
{
```

```
    LCDWI(a);
```

```
    while(*s != 0)
```

```
        LCDWD(*s++);
```

```
}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

i_LCD0
{
    RS=0;
    E=0;
    P0=0x30;pulesE();delay(10);pulesE();delay(1);pulesE();delay(1);
    P0=0x20;pulesE();pulesE();pulesE();
    LCDWI(0x38);
    LCDWI(0x0c);
    LCDWI(0x06);
    LCDWI(1);
    delay(50);
}

```

```

void print_ADC0

```

```

{
    if((read_ADC(0)<1000)&&(read_ADC(1)<500))
    {
        if(++timer1>10)
        {
            timer1=0;
            timer2++;
            if(RED==0)
            {
                sig_red=read_ADC(0);
            }
            if(IR==0)
            {
                sig_ir=read_ADC(1);
            }
        }
    }
}

```

```

    if((read_ADC(0)>1000)&&(read_ADC(1)>500))

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    min_red=0xffff;
    max_red=0;
    min_ir=0xffff;
    max_ir=0;
    timer1=0;
    timer2=0;
    //i_LCD();
    print_LCD(0xc2,"SpO2 = 000");
}
}

```

```

void signal_AC_DC(void)

```

```

{
    if(timer2>=2&&timer2<=201)
    {
        if(sig_red>max_red)
        {
            max_red=sig_red;
        }
        if(sig_red<min_red)
        {
            min_red=sig_red;
        }

        if(sig_ir>max_ir)
        {
            max_ir=sig_ir;
        }
        if(sig_ir<min_ir)
        {

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        min_ir=sig_ir;
    }
}
if(timer2==201)
{
    ac_red=max_red-min_red;
    ac_ir=max_ir-min_ir;
    dc_red=(max_red+min_red)/2;
    dc_ir=(max_ir+min_ir)/2;
    ra=(ac_red/dc_red)/(ac_ir/dc_ir);
    O2=(41.216*ra)+73.144;
    if(O2>100) O2=100;
    sprintf(buffer,"SpO2 = %3.0f",O2);
    print_LCD(0xc2,buffer);
    timer2=0;
}
}

void main()
{
    EA = 1;
    ET0 = 1;
    RED = 0;
    IR = 1;
    TMOD |= 0x01;
    TR0 = 1;
    timer1=0;
    timer2=0;

    cputick=0;
    i_LCD0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
print_LCD(0x81,"Pulse Oximeter");
```

```
while(1)
```

```
{
```

```
    while(!cputick)
```

```
        continue;
```

```
    cputick = 0;
```

```
    print_ADC0;
```

```
    signal_AC_DC0;
```

```
}
```

```
}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM124, LM124A, LM224, LM224A LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q

SLOS066E—SEPTEMBER 1975—REVISED FEBRUARY 1997

- **Wide Range of Supply Voltages:**
Single Supply . . . 3 V to 30 V
(LM2902 and LM2902Q
3 V to 26 V), or Dual Supplies
- **Low Supply Current Drain Independent of Supply Voltage . . . 0.8 mA Typ**
- **Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground Allowing Direct Sensing Near Ground**
- **Low Input Bias and Offset Parameters:**
Input Offset Voltage . . . 3 mV Typ
A Versions . . . 2 mV Typ
Input Offset Current . . . 2 nA Typ
Input Bias Current . . . 20 nA Typ
A Versions . . . 15 nA Typ
- **Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage . . . 32 V (26 V for LM2902 and LM2902Q)**
- **Open-Loop Differential Voltage Amplification . . . 100 V/mV Typ**
- **Internal Frequency Compensation**

description

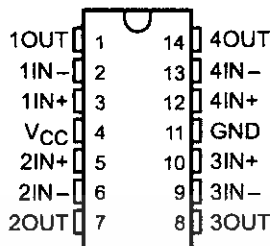
These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply over a wide range of voltages. Operation from split supplies is also possible when the difference between the two supplies is 3 V to 30 V (for the LM2902 and LM2902Q, 3 V to 26 V) and V_{CC} is at least 1.5 V more positive than the input common-mode voltage. The low supply current drain is independent of the magnitude of the supply voltage.

Applications include transducer amplifiers, dc amplification blocks, and all the conventional operational amplifier circuits that now can be more easily implemented in single-supply-voltage systems. For example, the LM124 can be operated directly from the standard 5-V supply that is used in digital systems and easily provides the required interface electronics without requiring additional ± 15 -V supplies.

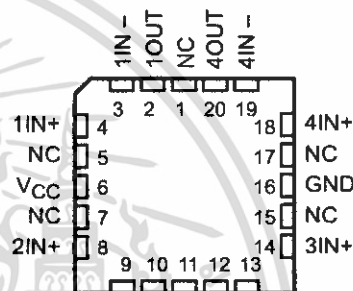
The LM2902Q is manufactured to demanding automotive requirements.

The LM124 and LM124A are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C . The LM224 and LM224A are characterized for operation from -25°C to 85°C . The LM324 and LM324A are characterized for operation from 0°C to 70°C . The LM2902 and LM2902Q are characterized for operation from -40°C to 125°C .

LM124, LM124A . . . J OR W PACKAGE
ALL OTHERS . . . D, DB, N OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)

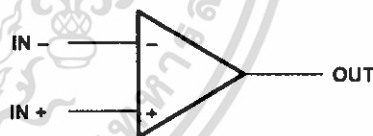


LM124, LM124A . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC — No internal connection

symbol (each amplifier)



**LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS066E- SEPTEMBER 1975 - REVISED FEBRUARY 1997

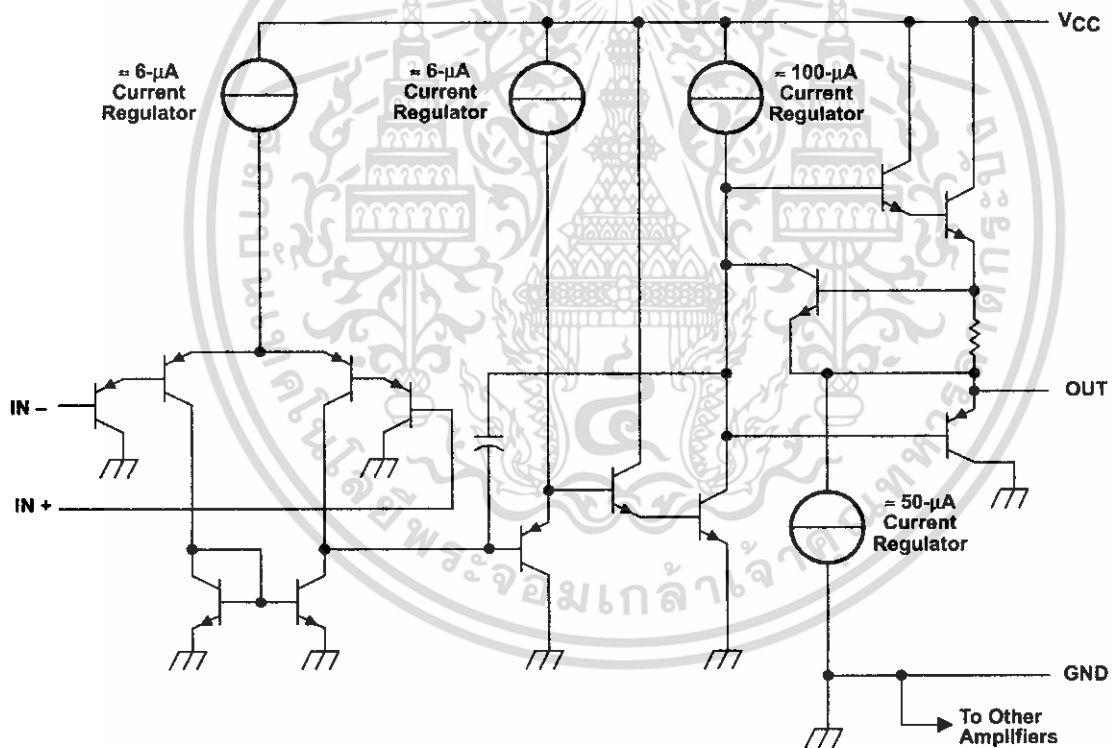
AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGED DEVICES							CHIP FORM (Y)
		SMALL OUTLINE (D)†	VERY SMALL OUTLINE (DB)‡	CHIP CARRIER (FK)	CERAMIC DIP (J)	PLASTIC DIP (N)	TSSOP (PW)‡	FLAT PACK (W)	
0°C to 70°C	7 mV	LM324D	LM324DBLE	—	—	LM324N	LM324PWLE	—	LM324Y
	3 mV	LM324AD	—	—	—	LM324AN	LM324APWLE	—	
-25°C to 85°C	5 mV	LM224D	—	—	—	LM224N	—	—	—
	3 mV	LM224AD	—	—	—	LM224AN	—	—	
-40°C to 125°C	7 mV	LM2902D	LM2902DBLE	—	—	LM2902N	LM2902PWLE	—	—
		LM2902QD	—	—	—	LM2902QN	—	—	
-55°C to 125°C	5 mV	—	—	LM124FK	LM124J	—	—	LM124W	—
	2 mV	—	—	LM124AFK	LM124AJ	—	—	—	

† The D package is available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (e.g., LM324DR).

‡ The DB and PW packages are only available left-end taped and reeled.

schematic (each amplifier)



COMPONENT COUNT (total device)	
Epi-FET	1
Transistors	95
Diodes	4
Resistors	11
Capacitors	4

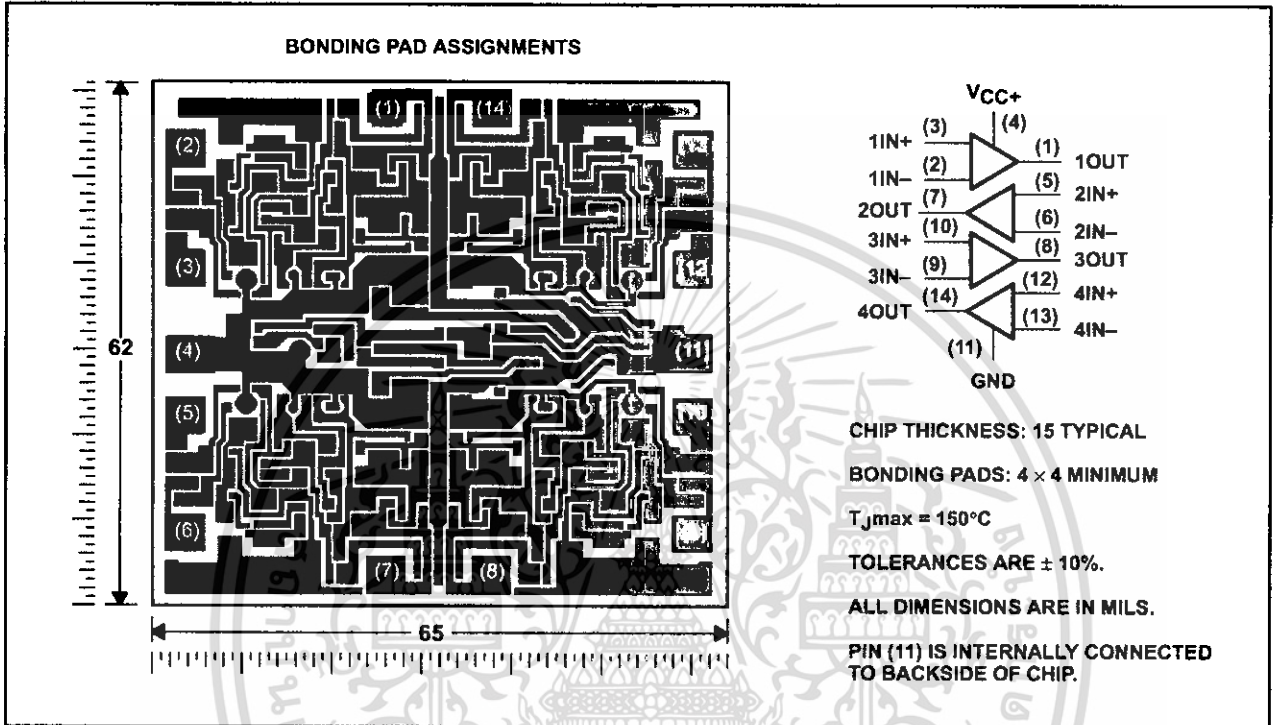


**LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS066E - SEPTEMBER 1975 - REVISED FEBRUARY 1997

LM324Y chip information

This chip, when properly assembled, displays characteristics similar to the LM324. Thermal compression or ultrasonic bonding may be used on the doped-aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive epoxy or a gold-silicon preform.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า 3-3

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS066E— SEPTEMBER 1975 — REVISED FEBRUARY 1997

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

	LM124, LM124A LM224, LM224A LM324, LM324A	LM2902, LM2902Q	UNIT
Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	32	26	V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)	± 32	± 26	V
Input voltage, V_I (either input)	-0.3 to 32	-0.3 to 26	V
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{CC} \leq 15\text{ V}$ (see Note 3)	unlimited	unlimited	
Continuous total dissipation	See Dissipation Rating Table		
Operating free-air temperature range, T_A	LM124, LM124A	-55 to 125	°C
	LM224, LM224A	-25 to 85	
	LM324, LM324A	0 to 70	
	LM2902, LM2902Q	-40 to 125	
Storage temperature range	-65 to 150	-65 to 150	°C
Case temperature for 60 seconds	FK packages	260	°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or W package	300	°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	D, DB, N, or PW package	260	°C

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

- NOTES: 1. All voltage values (except differential voltages and V_{CC} specified for the measurement of I_{OS}) are with respect to the network GND.
 2. Differential voltages are at $I_N +$ with respect to $I_N -$.
 3. Short circuits from outputs to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR	DERATE ABOVE T_A	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^\circ\text{C}$ POWER RATING
D	900 mW	7.6 mW/°C	32°C	611 mW	497 mW	N/A
DB	775 mW	6.2 mW/°C	25°C	496 mW	403 mW	N/A
FK	900 mW	11.0 mW/°C	68°C	878 mW	713 mW	273 mW
J (LM124_)	900 mW	11.0 mW/°C	68°C	878 mW	713 mW	273 mW
J (all others)	900 mW	8.2 mW/°C	40°C	654 mW	531 mW	N/A
N	900 mW	9.2 mW/°C	52°C	734 mW	596 mW	N/A
PW	700 mW	5.6 mW/°C	25°C	448 mW	364 mW	N/A
W	900 mW	8.0 mW/°C	37°C	636 mW	516 mW	196 mW



**LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIER**

SLOS066E - SEPTEMBER 1975 - REVISED FEBRUARY 1997

Electrical characteristics at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	TA‡	LM124, LM224			LM324			LM2902, LM2902Q			UNIT
			MIN	TYP§	MAX	MIN	TYP§	MAX	MIN	TYP§	MAX	
V_{IO}	$V_{CC} = 5\text{ V}$ to MAX, $V_{IC} = V_{ICRmin}$, $V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	3	5	7	3	5	7	3	5	7	mV
		Full range										
I_{IO}	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	2	30	50	2	30	50	2	30	50	nA
		Full range										
I_{IB}	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	-20	-150	-250	-20	-150	-250	-20	-150	-250	nA
		Full range										
V_{ICR}	Common-mode input voltage range	25°C	0 to $V_{CC} - 1.5$			0 to $V_{CC} - 1.5$			0 to $V_{CC} - 1.5$			V
		Full range										
V_{OH}	High-level output voltage	25°C										V
		Full range										
V_{OL}	Low-level output voltage	25°C										mV
		Full range										
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	25°C	50	100	100	25	50	100	15	25	100	V/mV
		Full range										
CMRR	Common-mode rejection ratio	25°C	70	80	80	65	80	80	50	80	80	dB
		Full range										
kSVR	Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC}/\Delta V_{IO}$)	25°C	65	100	100	65	100	100	50	100	100	dB
		Full range										
V_{OI}/V_{O2}	Crosstalk attenuation	25°C										dB
		Full range										
I_O	Output current	25°C	10	20	20	10	20	20	10	20	20	mA
		Full range										
I_{OS}	Short-circuit output current	25°C	12	30	30	12	30	30	5	5	5	μA
		Full range										
I_{CC}	Supply current (four amplifiers)	25°C	0.7	1.2	1.2	0.7	1.2	1.2	0.7	1.2	1.2	mA
		Full range										

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified. MAX V_{CC} for testing purposes is 26 V for LM2902 and LM2902Q, 30 V for the others.
‡ Full range is -55°C to 125°C for LM124, -25°C to 85°C for LM224, 0°C to 70°C for LM324, and -40°C to 125°C for LM2902 and LM2902Q.
§ All typical values are at $T_A = 25^\circ\text{C}$.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS066E - SEPTEMBER 1975 - REVISED FEBRUARY 1997

electrical characteristics at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	TA‡	LM124A			LM224A			LM324A			UNIT	
			MIN	TYP§	MAX	MIN	TYP§	MAX	MIN	TYP§	MAX		
V _{IO}	V _{CC} = 5 V to 30 V, V _{IC} = V _{ICRmin} , V _O = 1.4 V	25°C			2	2	3			2	3	mV	
I _{IO}	V _O = 1.4 V	Full range			4		4				5	nA	
I _{IB}	V _O = 1.4 V	25°C			10		2			15	2	30	nA
	V _O = 1.4 V	Full range			30		30					75	nA
	V _O = 1.4 V	25°C			-50		-80			-15	-80	-100	nA
	V _O = 1.4 V	Full range			-100		-100					-200	nA
V _{ICR}	V _{CC} = 30 V	25°C	0 to V _{CC} -1.5			0 to V _{CC} -1.5				0 to V _{CC} -1.5			V
	V _{CC} = 30 V	Full range	0 to V _{CC} -2			0 to V _{CC} -2				0 to V _{CC} -2			V
V _{OH}	R _L = 2 kΩ V _{CC} = 30 V, R _L = 2 kΩ	25°C	26			26				26			V
	V _{CC} = 30 V, R _L ≥ 10 kΩ	Full range	27		20	27		28		27		28	V
V _{OL}	R _L ≤ 10 kΩ	Full range										5	mV
A _{VD}	V _{CC} = 15 V, V _O = 1 V to 11 V, R _L = ≥ 2 kΩ	Full range	25			25		5		15			V/mV
CMRR	V _{IC} = V _{ICRmin}	25°C	70			70		80		65		80	dB
k _{SVR}		25°C	65			65		100		65		100	dB
V _{O1} /V _{O2} Crosstalk attenuation	f = 1 kHz to 20 kHz	25°C	120			120		120		120		120	dB
I _O	V _{CC} = 15 V, V _{ID} = 1 V, V _O = 0	25°C	-20			-20		30		20		30	mA
	V _{CC} = 15 V, V _{ID} = -1 V, V _O = 15 V	Full range	-10			-10				-10			mA
	V _{ID} = -1 V, V _O = 200 mV	25°C	10			10		20		10		20	mA
I _{OS}	V _{CC} at 5 V, V _O = 0	25°C	5			5				5			μA
	V _O = 2.5 V, No load	Full range	12			12		30		12		30	μA
I _{CC}	V _{CC} = 30 V, No load	25°C	±40		±60	±40		±60		±40		±60	mA
	V _O = 15 V, No load	Full range	0.7		1.2	0.7		1.2		0.7		1.2	mA
		Full range	1.4		3	1.4		3		1.4		3	mA

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified.

‡ Full range is -55°C to 125°C for LM124A, -25°C to 85°C for LM224A, and 0°C to 70°C for LM324A.

§ All typical values are at TA = 25°C.



LM124, LM124A, LM224, LM224A
LM324, LM324A, LM324Y, LM2902, LM2902Q
QUADRUPLE OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS066E – SEPTEMBER 1975 – REVISED FEBRUARY 1997

electrical characteristics, $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITION [†]	LM324Y			UNIT
		MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_{CC} = 5\text{ V to MAX}$, $V_{IC} = V_{ICRmin}$, $V_O = 1.4\text{ V}$		3	7	mV
I_{IO} Input offset current			2	50	nA
I_{IB} Input bias current			-20	-250	nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range	$V_{CC} = 5\text{ V to MAX}$	0 to $V_{CC} - 1.5$			V
V_{OH} High-level output voltage	$R_L = 10\text{ k}\Omega$	$V_{CC} - 1.5$			V
V_{OL} Low-level output voltage	$R_L \leq 10\text{ k}\Omega$		5	20	mV
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_O = 1\text{ V to }11\text{ V}$, $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	15	100		V/mV
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}$	65	80		dB
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC} \pm \Delta V_{IO}$)		65	100		dB
I_O Output current	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = 1\text{ V}$, $V_O = 0$	-20	-30	-60	mA
	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = 1\text{ V}$, $V_O = 15\text{ V}$	10	20		
	$V_{ID} = 1\text{ V}$, $V_O = 200\text{ mV}$	12	30		
I_{OS} Short-circuit output current	V_{CC} at 5 V, GND at -5 V, $V_O = 0$		± 40	± 60	mA
I_{CC} Supply current (four amplifiers)	$V_O = 2.5 V_{CC}$, No load		0.7	1.2	mA
	$V_{CC} = MAX$, $V_O = 0.5 V_{CC}$, No load		1.1	3	

[†] All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified. MAX V_{CC} for testing purposes is 30 V.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ POST OFFICE BOX 855303 • DALLAS, TEXAS 75285 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า 7

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments and its subsidiaries (TI) reserve the right to make changes to their products or to discontinue any product or service without notice, and advise customers to obtain the latest version of relevant information to verify, before placing orders, that information being relied on is current and complete. All products are sold subject to the terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgement, including those pertaining to warranty, patent infringement, and limitation of liability.

TI warrants performance of its semiconductor products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are utilized to the extent TI deems necessary to support this warranty. Specific testing of all parameters of each device is not necessarily performed, except those mandated by government requirements.

CERTAIN APPLICATIONS USING SEMICONDUCTOR PRODUCTS MAY INVOLVE POTENTIAL RISKS OF DEATH, PERSONAL INJURY, OR SEVERE PROPERTY OR ENVIRONMENTAL DAMAGE ("CRITICAL APPLICATIONS"). TI SEMICONDUCTOR PRODUCTS ARE NOT DESIGNED, AUTHORIZED, OR WARRANTED TO BE SUITABLE FOR USE IN LIFE-SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS OR OTHER CRITICAL APPLICATIONS. INCLUSION OF TI PRODUCTS IN SUCH APPLICATIONS IS UNDERSTOOD TO BE FULLY AT THE CUSTOMER'S RISK.

In order to minimize risks associated with the customer's applications, adequate design and operating safeguards must be provided by the customer to minimize inherent or procedural hazards.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right of TI covering or relating to any combination, machine, or process in which such semiconductor products or services might be or are used. TI's publication of information regarding any third party's products or services does not constitute TI's approval, warranty or endorsement thereof.

Copyright © 1999, Texas Instruments Incorporated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7V Dual Channel 12-Bit A/D Converter with SPI™ Serial Interface

Features

- 12-bit resolution
- ± 1 LSB max DNL
- ± 1 LSB max INL (MCP3202-B)
- ± 2 LSB max INL (MCP3202-C)
- Analog inputs programmable as single-ended or pseudo-differential pairs
- On-chip sample and hold
- SPI™ serial interface (modes 0,0 and 1,1)
- Single supply operation: 2.7V - 5.5V
- 100 ksps max. sampling rate at $V_{DD} = 5V$
- 50 ksps max. sampling rate at $V_{DD} = 2.7V$
- Low power CMOS technology
 - 500 nA typical standby current, 5 μA max.
 - 550 μA max. active current at 5V
- Industrial temp range: $-40^{\circ}C$ - $+85^{\circ}C$
- 8-pin MSOP, PDIP, SOIC and TSSOP packages

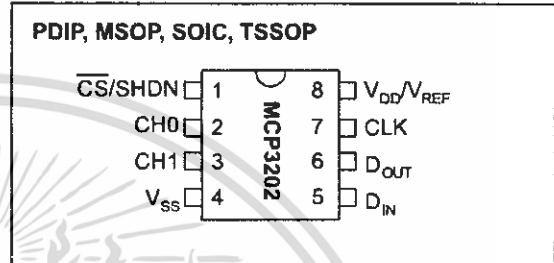
Applications

- Sensor Interface
- Process Control
- Data Acquisition
- Battery Operated Systems

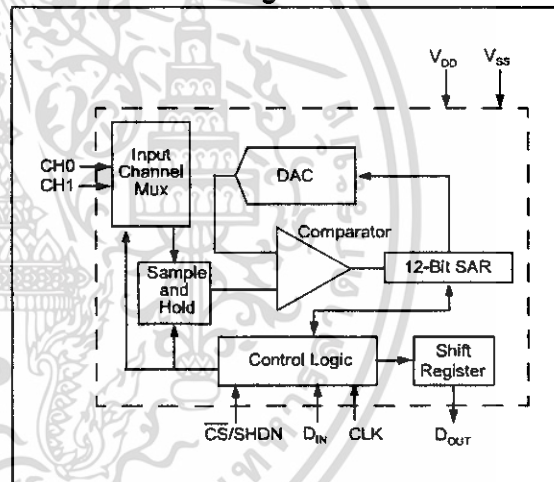
Description

The Microchip Technology Inc. MCP3202 is a successive approximation 12-bit Analog-to-Digital (A/D) Converter with on-board sample and hold circuitry. The MCP3202 is programmable to provide a single pseudo-differential input pair or dual single-ended inputs. Differential Nonlinearity (DNL) is specified at ± 1 LSB, and Integral Nonlinearity (INL) is offered in ± 1 LSB (MCP3202-B) and ± 2 LSB (MCP3202-C) versions. Communication with the device is done using a simple serial interface compatible with the SPI protocol. The device is capable of conversion rates of up to 100 ksps at 5V and 50 ksps at 2.7V. The MCP3202 device operates over a broad voltage range (2.7V - 5.5V). Low current design permits operation with typical standby and active currents of only 500 nA and 375 μA , respectively. The MCP3202 is offered in 8-pin MSOP, PDIP, TSSOP and 150 mil SOIC packages.

Package Types



Functional Block Diagram



MCP3202

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

1.1 Maximum Ratings*

V_{DD} 7.0V
 All inputs and outputs w.r.t. V_{SS} -0.6V to $V_{DD} + 0.6V$
 Storage temperature -65°C to +150°C
 Ambient temp. with power applied -65°C to +125°C
 ESD protection on all pins (HBM) > 4 kV

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

PIN FUNCTION TABLE

Name	Function
V_{DD}/V_{REF}	+2.7V to 5.5V Power Supply and Reference Voltage Input
CH0	Channel 0 Analog Input
CH1	Channel 1 Analog Input
CLK	Serial Clock
D_{IN}	Serial Data In
D_{OUT}	Serial Data Out
$\overline{CS}/SHDN$	Chip Select/Shutdown Input

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

All parameters apply at $V_{DD} = 5.5V$, $V_{SS} = 0V$, $T_{AMB} = -40^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$, $f_{SAMPLE} = 100$ ksp/s and $f_{CLK} = 18 \cdot f_{SAMPLE}$ unless otherwise noted.

Parameter	Sym	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
Conversion Rate:						
Conversion Time	t_{CONV}	—	—	12	clock cycles	
Analog Input Sample Time	t_{SAMPLE}	—	1.5	—	clock cycles	
Throughput Rate	f_{SAMPLE}	—	—	100	ksp/s	$V_{DD} = V_{REF} = 5V$
		—	—	50	ksp/s	$V_{DD} = V_{REF} = 2.7V$
DC Accuracy:						
Resolution			12		bits	
Integral Nonlinearity	INL	—	± 0.75	± 1	LSB	MCP3202-B
		—	± 1	± 2	LSB	MCP3202-C
Differential Nonlinearity	DNL	—	± 0.5	± 1	LSB	No missing codes over temperature
Offset Error		—	± 1.25	± 3	LSB	
Gain Error		—	± 1.25	± 5	LSB	
Dynamic Performance:						
Total Harmonic Distortion	THD	—	-82	—	dB	$V_{IN} = 0.1V$ to $4.9V$ @1 kHz
Signal to Noise and Distortion (SINAD)	SINAD	—	72	—	dB	$V_{IN} = 0.1V$ to $4.9V$ @1 kHz
Spurious Free Dynamic Range	SFDR	—	86	—	dB	$V_{IN} = 0.1V$ to $4.9V$ @1 kHz
Analog Inputs:						
Input Voltage Range for CH0 or CH1 in Single-Ended Mode		V_{SS}	—	V_{DD}	V	
Input Voltage Range for IN+ in Pseudo-Differential Mode	IN+	IN-	—	$V_{DD} + IN-$		See Sections 3.1 and 4.1
Input Voltage Range for IN- in Pseudo-Differential Mode	IN-	$V_{SS} - 100$	—	$V_{SS} + 100$	mV	See Sections 3.1 and 4.1
Leakage Current		—	.001	± 1	μA	
Switch Resistance	R_{SS}	—	1 k	—	Ω	See Figure 4-1

Note 1: This parameter is established by characterization and not 100% tested.

2: Because the sample cap will eventually lose charge, effective clock rates below 10 kHz can affect linearity performance, especially at elevated temperatures. See Section 6.2 for more information.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (CONTINUED)

All parameters apply at $V_{DD} = 5.5V$, $V_{SS} = 0V$, $T_{AMB} = -40^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$, $f_{SAMPLE} = 100$ kps and $f_{CLK} = 18 * f_{SAMPLE}$ unless otherwise noted.

Parameter	Sym	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
Sample Capacitor	C_{SAMPLE}	—	20	—	pF	See Figure 4-1
Digital Input/Output:						
Data Coding Format		Straight Binary				
High Level Input Voltage	V_{IH}	$0.7 V_{DD}$	—	—	V	
Low Level Input Voltage	V_{IL}	—	—	$0.3 V_{DD}$	V	
High Level Output Voltage	V_{OH}	4.1	—	—	V	$I_{OH} = -1$ mA, $V_{DD} = 4.5V$
Low Level Output Voltage	V_{OL}	—	—	0.4	V	$I_{OL} = 1$ mA, $V_{DD} = 4.5V$
Input Leakage Current	I_{LI}	-10	—	10	μA	$V_{IN} = V_{SS}$ or V_{DD}
Output Leakage Current	I_{LO}	-10	—	10	μA	$V_{OUT} = V_{SS}$ or V_{DD}
Pin Capacitance (All Inputs/Outputs)	C_{IN}, C_{OUT}	—	—	10	pF	$V_{DD} = 5.0V$ (Note 1) $T_{AMB} = 25^{\circ}C$, $f = 1$ MHz
Timing Parameters:						
Clock Frequency	f_{CLK}	—	—	1.8 0.9	MHz MHz	$V_{DD} = 5V$ (Note 2) $V_{DD} = 2.7V$ (Note 2)
Clock High Time	t_{HI}	250	—	—	ns	
Clock Low Time	t_{LO}	250	—	—	ns	
CS Fall To First Rising CLK Edge	t_{SUCS}	100	—	—	ns	
Data Input Setup Time	t_{SU}	—	—	50	ns	
Data Input Hold Time	t_{HD}	—	—	50	ns	
CLK Fall To Output Data Valid	t_{DD}	—	—	200	ns	See Test Circuits, Figure 1-2
CLK Fall To Output Enable	t_{EN}	—	—	200	ns	See Test Circuits, Figure 1-2
CS Rise To Output Disable	t_{DIS}	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2 Note 1
CS Disable Time	t_{CSH}	500	—	—	ns	
D_{OUT} Rise Time	t_R	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2 Note 1
D_{OUT} Fall Time	t_F	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2 Note 1
Power Requirements:						
Operating Voltage	V_{DD}	2.7	—	5.5	V	
Operating Current	I_{DD}	—	375	550	μA	$V_{DD} = 5.0V$, D_{OUT} unloaded
Standby Current	I_{DDs}	—	0.5	5	μA	$CS = V_{DD} = 5.0V$
Temperature Ranges:						
Specified Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^{\circ}C$	
Operating Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^{\circ}C$	
Storage Temperature Range	T_A	-65	—	+150	$^{\circ}C$	
Thermal Package Resistance:						
Thermal Resistance, 8L-PDIP	θ_{JA}	—	85	—	$^{\circ}C/W$	
Thermal Resistance, 8L-SOIC	θ_{JA}	—	163	—	$^{\circ}C/W$	
Thermal Resistance, 8L-MSOP	θ_{JA}	—	206	—	$^{\circ}C/W$	
Thermal Resistance, 8L-TSSOP	θ_{JA}	—	—	—	$^{\circ}C/W$	

Note 1: This parameter is established by characterization and not 100% tested.

2: Because the sample cap will eventually lose charge, effective clock rates below 10 kHz can affect linearity performance, especially at elevated temperatures. See Section 6.2 for more information.

MCP3202

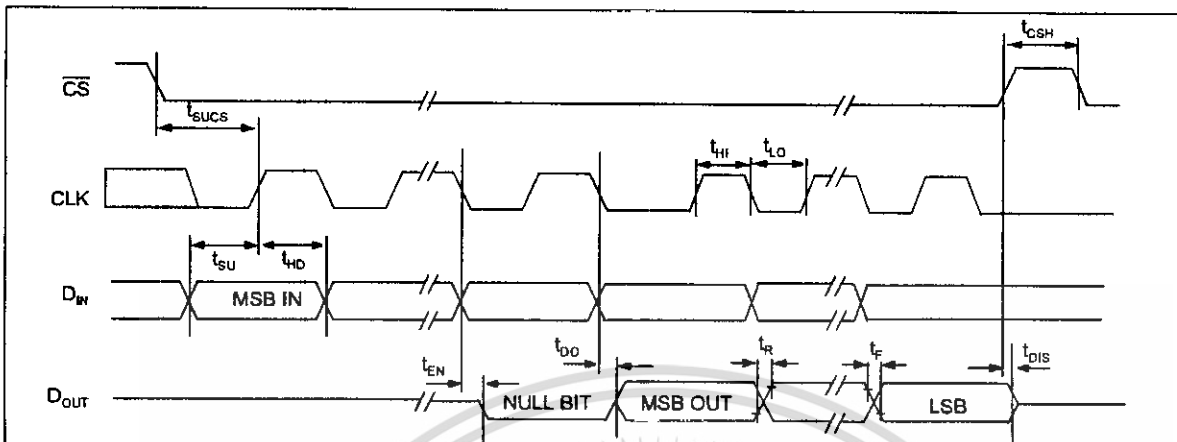


FIGURE 1-1: Serial Timing.

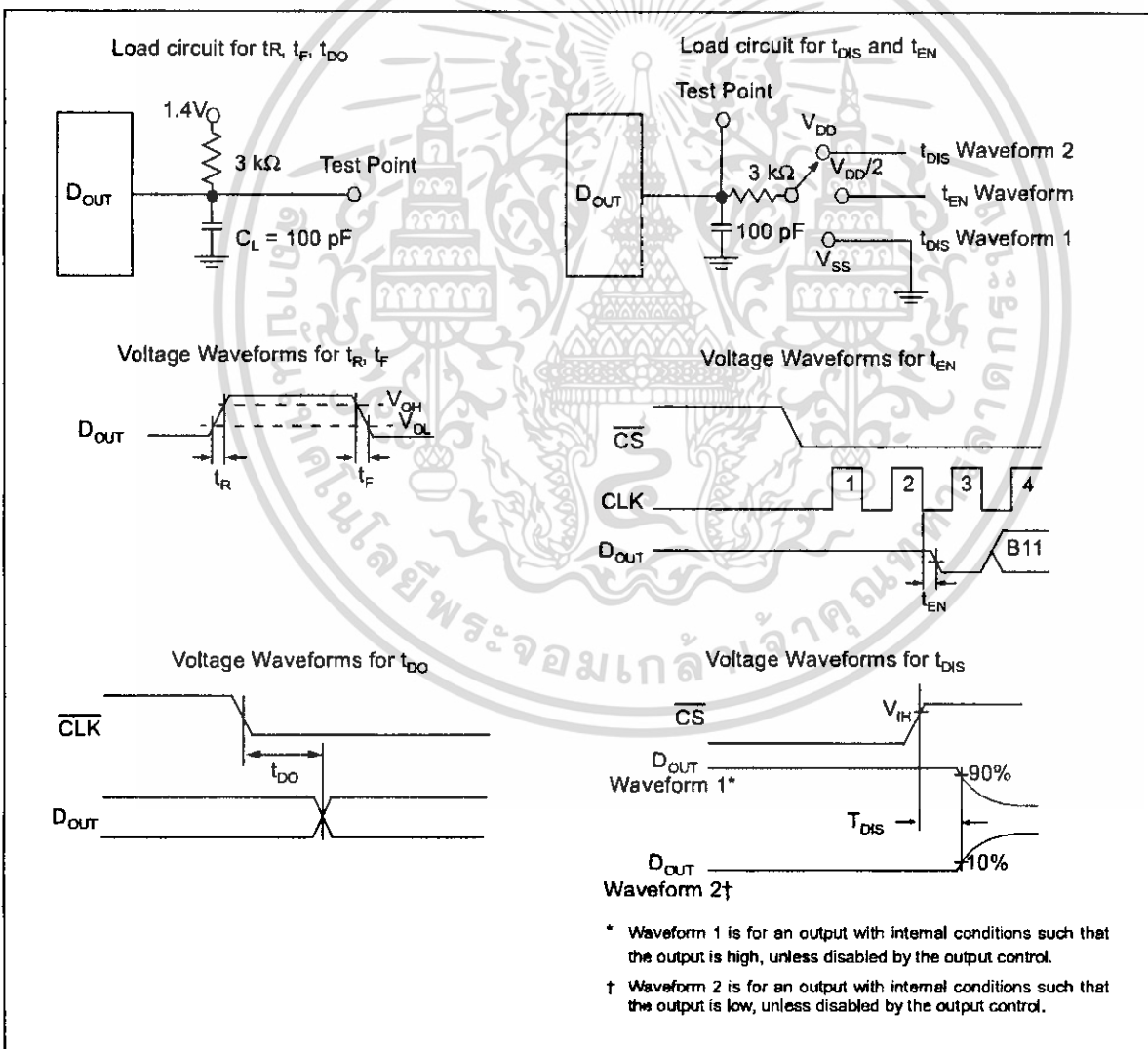


FIGURE 1-2: Test Circuits.

2.0 TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

Note: The graphs provided following this note are a statistical summary based on a limited number of samples and are provided for informational purposes only. The performance characteristics listed herein are not tested or guaranteed. In some graphs, the data presented may be outside the specified operating range (e.g., outside specified power supply range) and therefore outside the warranted range.

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100$ kpsps, $f_{CLK} = 18 \cdot f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^\circ C$

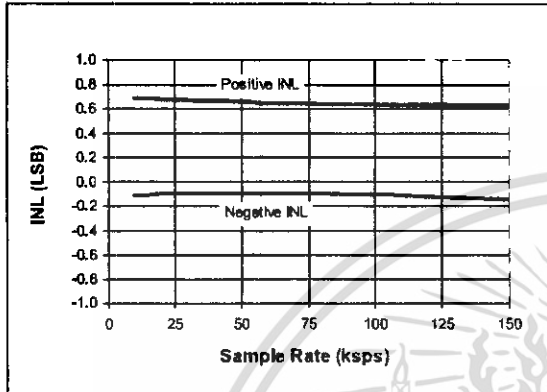


FIGURE 2-1: Integral Nonlinearity (INL) vs. Sample Rate.

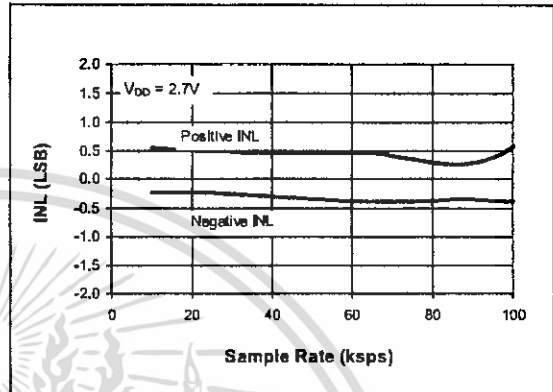


FIGURE 2-4: Integral Nonlinearity (INL) vs. Sample Rate ($V_{DD} = 2.7V$).

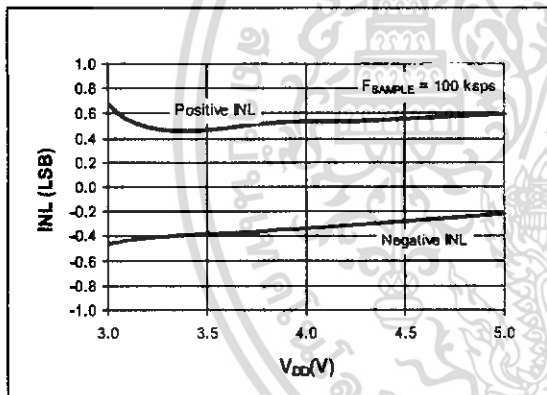


FIGURE 2-2: Integral Nonlinearity (INL) vs. V_{DD} .

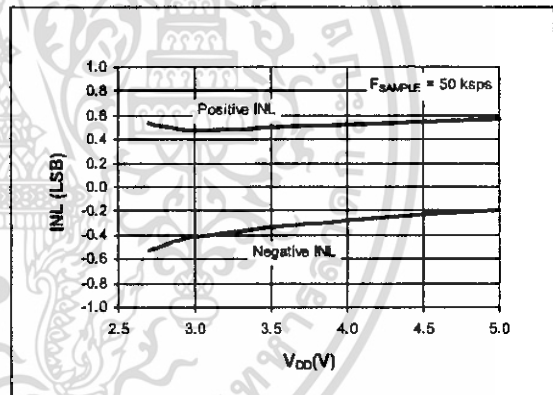


FIGURE 2-5: Integral Nonlinearity (INL) vs. V_{DD} .

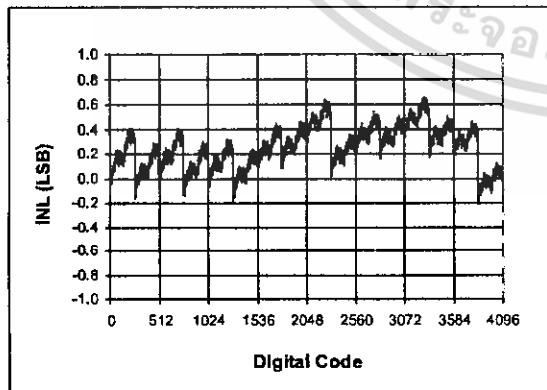


FIGURE 2-3: Integral Nonlinearity (INL) vs. Code (Representative Part).

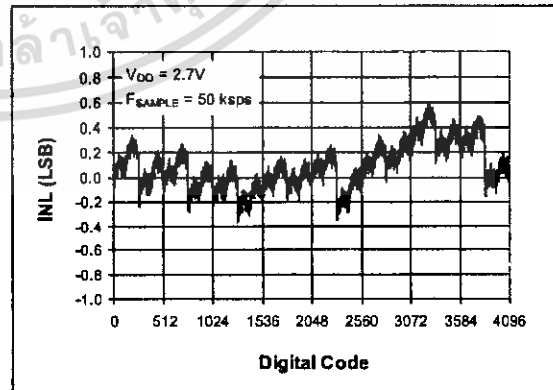


FIGURE 2-6: Integral Nonlinearity (INL) vs. Code (Representative Part, $V_{DD} = 2.7V$).

MCP3202

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100$ kpsps, $f_{CLK} = 18 * f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^{\circ}C$

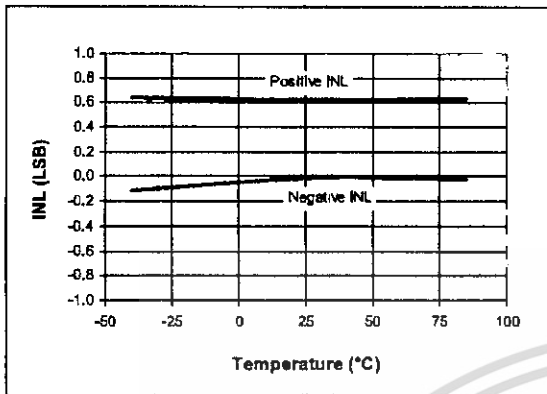


FIGURE 2-7: Integral Nonlinearity (INL) vs. Temperature.

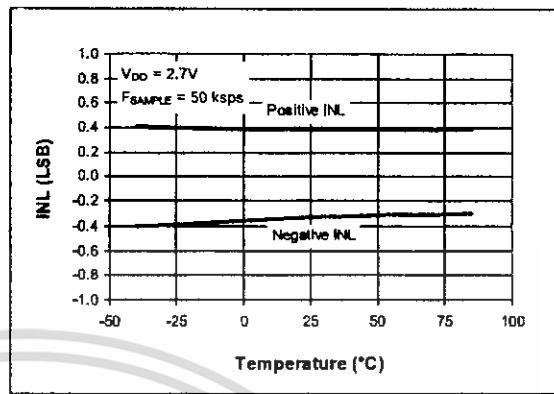


FIGURE 2-10: Integral Nonlinearity (INL) vs. Temperature ($V_{DD} = 2.7V$).

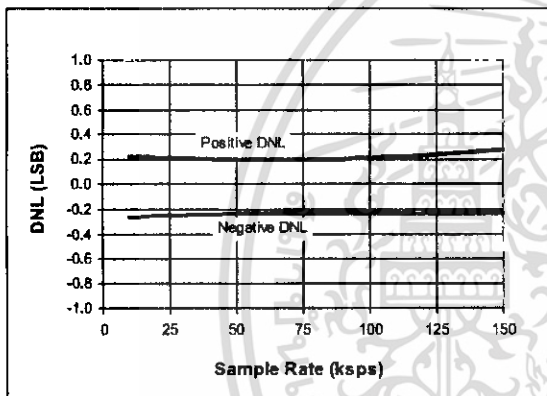


FIGURE 2-8: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Sample Rate.

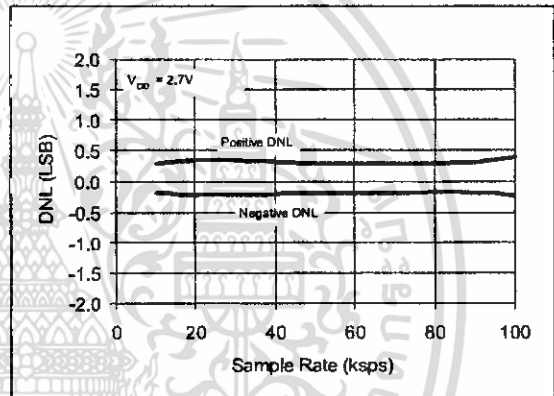


FIGURE 2-11: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Sample Rate ($V_{DD} = 2.7V$).

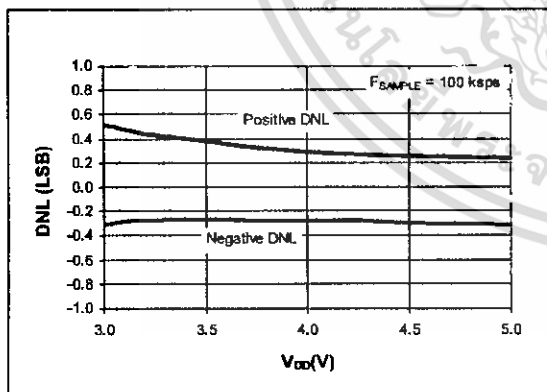


FIGURE 2-9: Differential Nonlinearity (DNL) vs. V_{DD} .

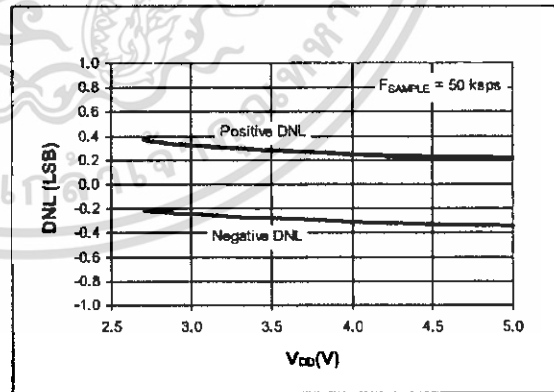


FIGURE 2-12: Differential Nonlinearity (DNL) vs. V_{DD} .

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100$ kps, $f_{CLK} = 18 \cdot f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^\circ C$

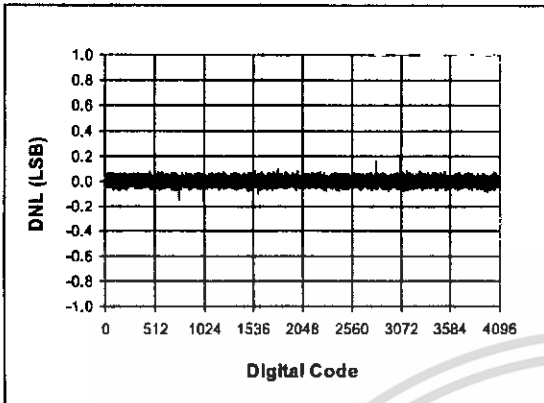


FIGURE 2-13: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Code (Representative Part).

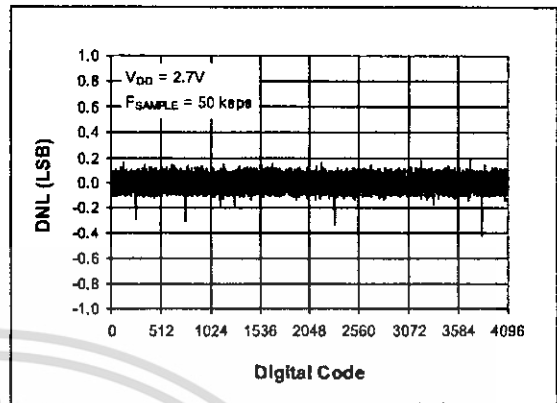


FIGURE 2-16: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Code (Representative Part, $V_{DD} = 2.7V$).

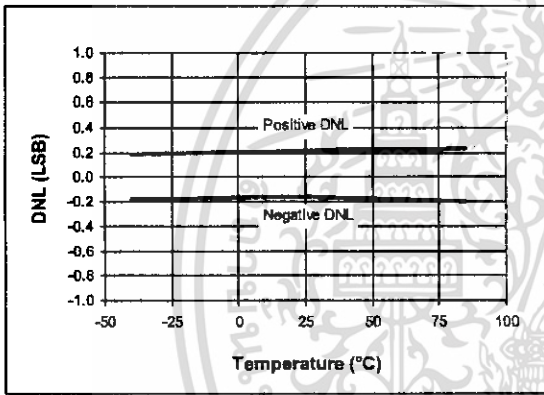


FIGURE 2-14: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Temperature.

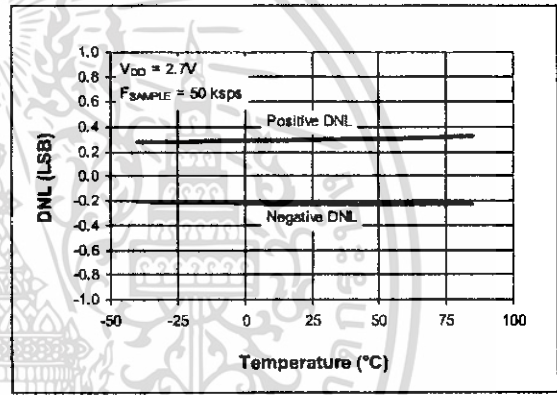


FIGURE 2-17: Differential Nonlinearity (DNL) vs. Temperature ($V_{DD} = 2.7V$).

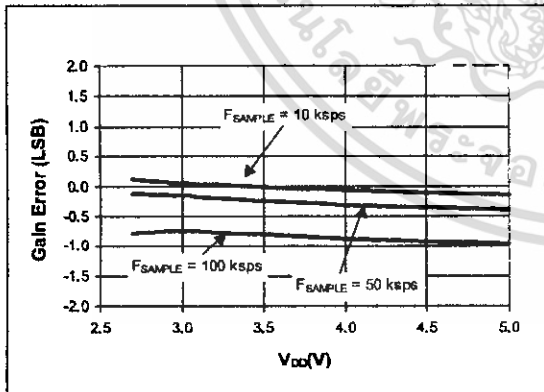


FIGURE 2-15: Gain Error vs. V_{DD} .

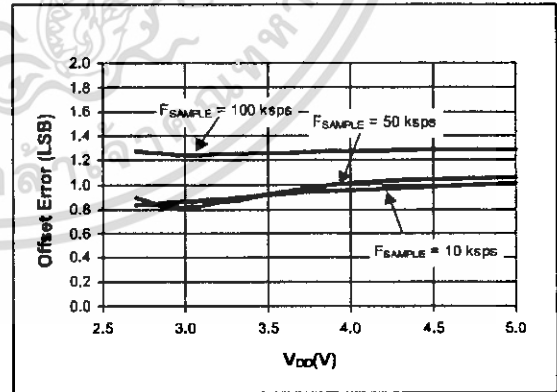


FIGURE 2-18: Offset Error vs. V_{DD} .

MCP3202

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100$ kpsps, $f_{CLK} = 18 * f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^{\circ}C$

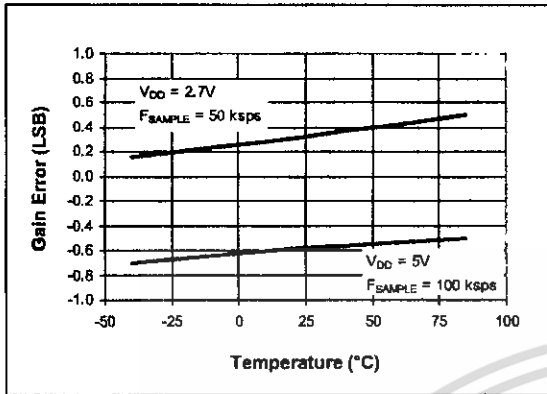


FIGURE 2-19: Gain Error vs. Temperature.

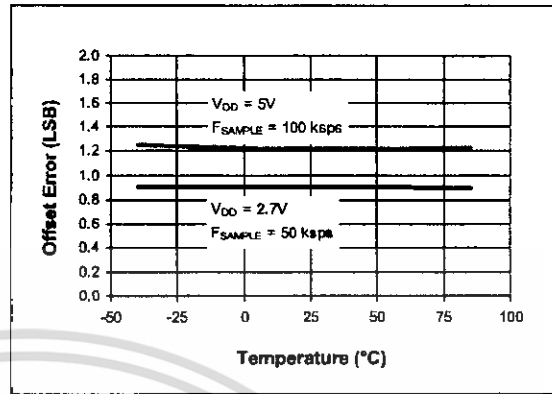


FIGURE 2-22: Offset Error vs. Temperature.

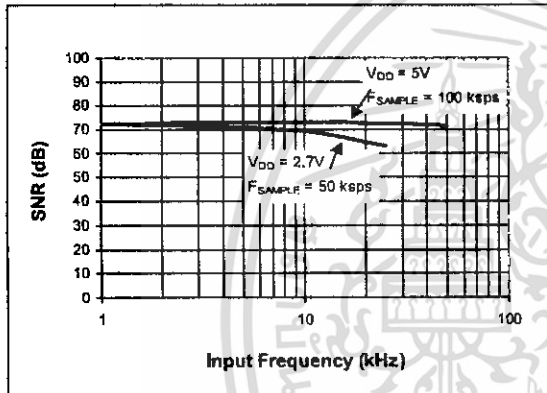


FIGURE 2-20: Signal to Noise Ratio (SNR) vs. Input Frequency.

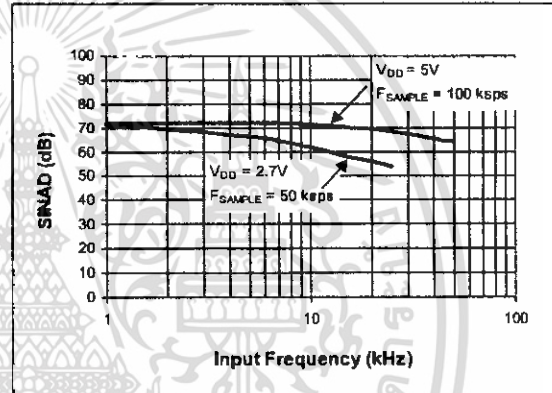


FIGURE 2-23: Signal to Noise and Distortion (SINAD) vs. Input Frequency.

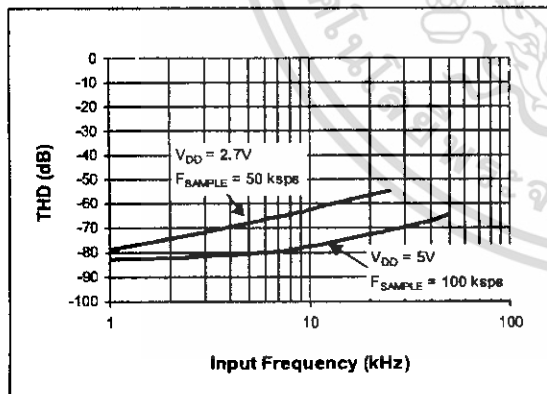


FIGURE 2-21: Total Harmonic Distortion (THD) vs. Input Frequency.

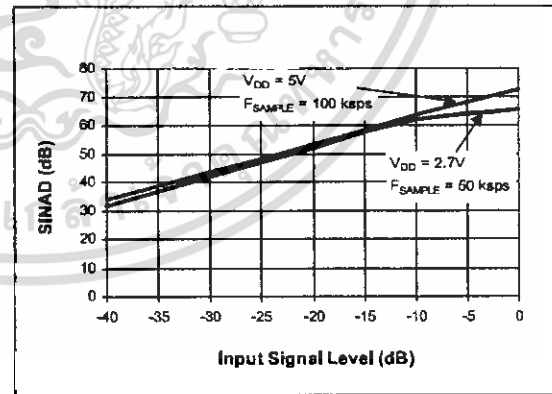


FIGURE 2-24: Signal to Noise and Distortion (SINAD) vs. Signal Level.

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100 \text{ kpsps}$, $f_{CLK} = 18 \cdot f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^\circ C$

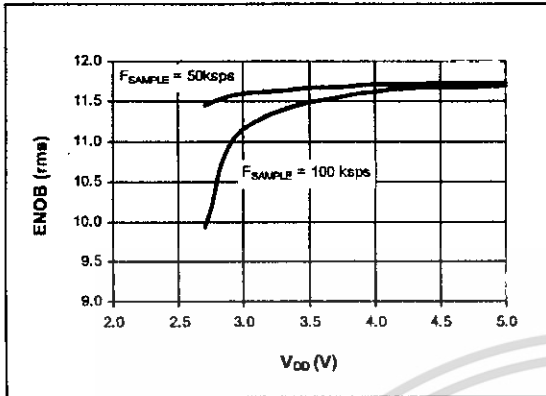


FIGURE 2-25: Effective Number of Bits (ENOB) vs. V_{DD} .

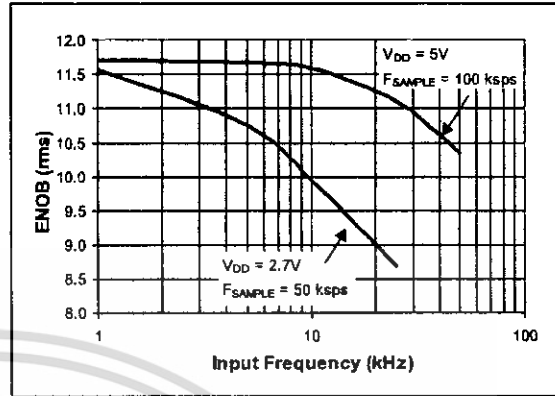


FIGURE 2-28: Effective Number of Bits (ENOB) vs. Input Frequency.

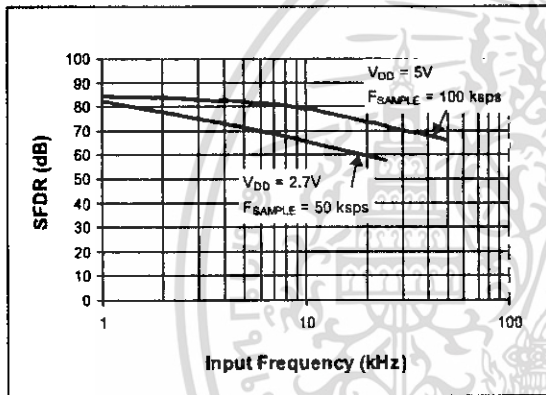


FIGURE 2-26: Spurious Free Dynamic Range (SFDR) vs. Input Frequency.

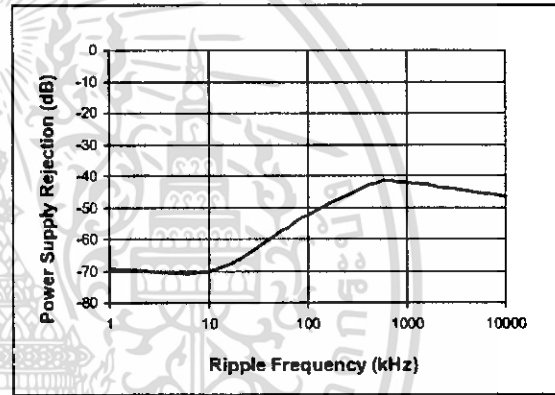


FIGURE 2-29: Power Supply Rejection (PSR) vs. Ripple Frequency.

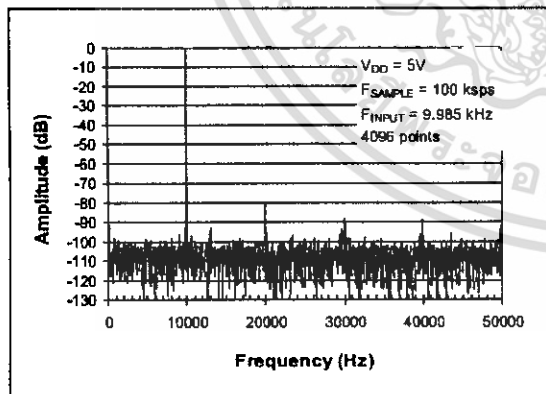


FIGURE 2-27: Frequency Spectrum of 10 kHz input (Representative Part).

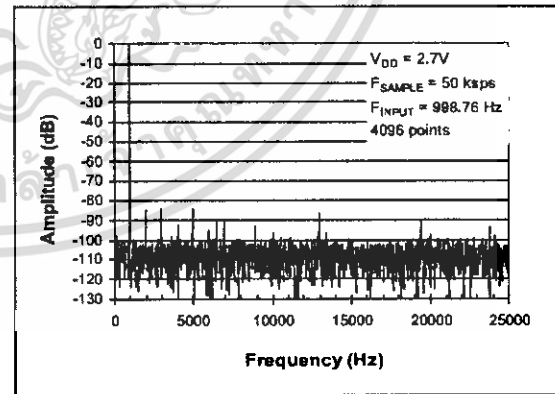


FIGURE 2-30: Frequency Spectrum of 1 kHz input (Representative Part, $V_{DD} = 2.7V$).

MCP3202

Note: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$, $f_{SAMPLE} = 100$ ksp/s, $f_{CLK} = 18 * f_{SAMPLE}$, $T_A = 25^{\circ}C$

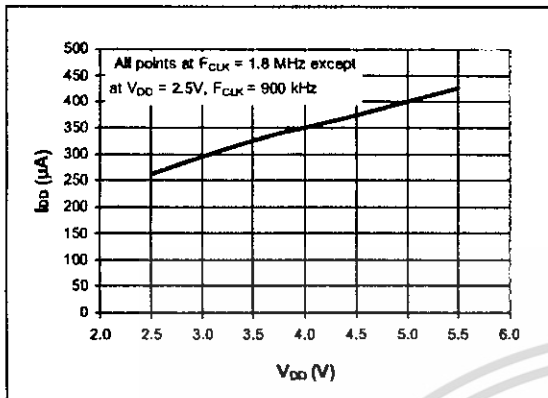


FIGURE 2-31: I_{DD} vs. V_{DD}

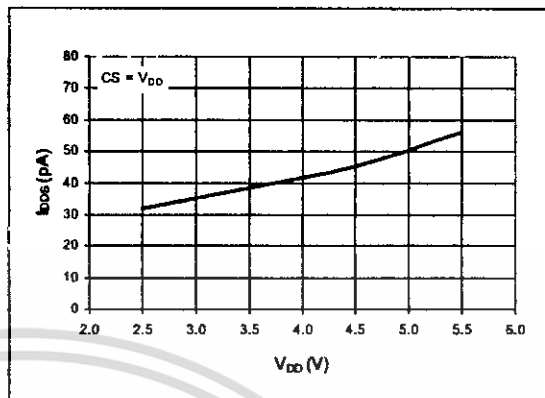


FIGURE 2-34: I_{DDS} vs. V_{DD}

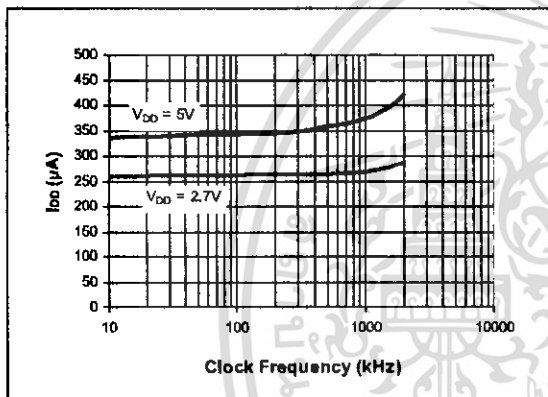


FIGURE 2-32: I_{DD} vs. Clock Frequency.

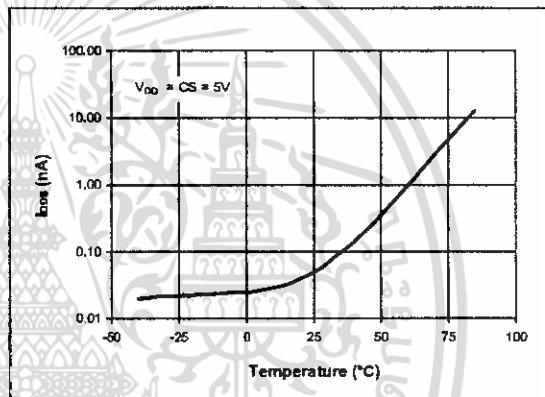


FIGURE 2-35: I_{DDS} vs. Temperature.

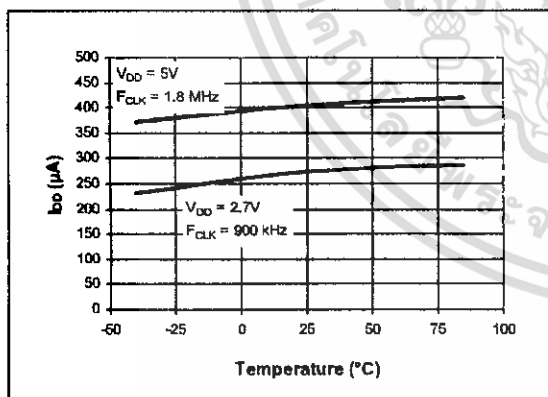


FIGURE 2-33: I_{DD} vs. Temperature.

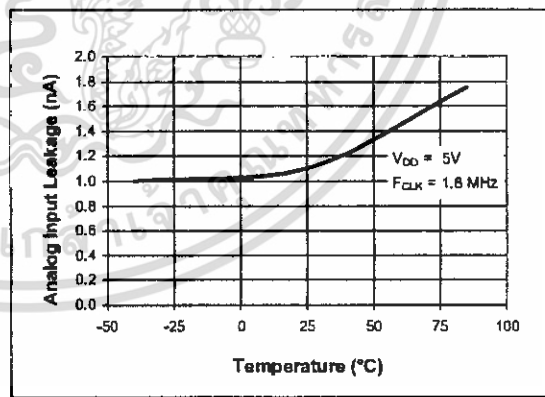


FIGURE 2-36: Analog Input leakage current vs. Temperature.

3.0 PIN DESCRIPTIONS

3.1 CH0/CH1

Analog inputs for channels 0 and 1 respectively. These channels can be programmed to be used as two independent channels in single ended-mode or as a single pseudo-differential input where one channel is IN+ and one channel is IN-. See Section 5.0 for information on programming the channel configuration.

3.2 Chip Select/Shutdown (CS/SHDN)

The CS/SHDN pin is used to initiate communication with the device when pulled low and will end a conversion and put the device in low power standby when pulled high. The CS/SHDN pin must be pulled high between conversions.

3.3 Serial Clock (CLK)

The SPI clock pin is used to initiate a conversion and to clock out each bit of the conversion as it takes place. See Section 6.2 for constraints on clock speed.

3.4 Serial Data Input (DIN)

The SPI port serial data input pin is used to clock in input channel configuration data.

3.5 Serial Data Output (DOUT)

The SPI serial data output pin is used to shift out the results of the A/D conversion. Data will always change on the falling edge of each clock as the conversion takes place.

4.0 DEVICE OPERATION

The MCP3202 A/D Converter employs a conventional SAR architecture. With this architecture, a sample is acquired on an internal sample/hold capacitor for 1.5 clock cycles starting on the second rising edge of the serial clock after the start bit has been received. Following this sample time, the input switch of the converter opens and the device uses the collected charge on the internal sample and hold capacitor to produce a serial 12-bit digital output code. Conversion rates of 100 ksp/s are possible on the MCP3202. See Section 6.2 for information on minimum clock rates. Communication with the device is done using a 3-wire SPI-compatible interface.

4.1 Analog Inputs

The MCP3202 device offers the choice of using the analog input channels configured as two single-ended inputs or a single pseudo-differential input. Configuration is done as part of the serial command before each conversion begins. When used in the pseudo-differential mode, CH0 and CH1 are programmed as the IN+ and IN- inputs as part of the command string transmitted to the device. The IN+ input can range from IN- to V_{REF} ($V_{DD} + IN-$). The IN- input is limited to ± 100 mV from the V_{SS} rail. The IN- input can be used to cancel small signal common-mode noise which is present on both the IN+ and IN- inputs.

For the A/D Converter to meet specification, the charge holding capacitor (C_{SAMPLE}) must be given enough time to acquire a 12-bit accurate voltage level during the 1.5 clock cycle sampling period. The analog input model is shown in Figure 4-1.

In this diagram, it is shown that the source impedance (R_S) adds to the internal sampling switch (R_{SS}) impedance, directly affecting the time that is required to charge the capacitor, C_{SAMPLE} . Consequently, larger source impedances increase the offset, gain, and integral linearity errors of the conversion.

Ideally, the impedance of the signal source should be near zero. This is achievable with an operational amplifier such as the MCP601 which has a closed loop output impedance of tens of ohms. The adverse affects of higher source impedances are shown in Figure 4-2.

When operating in the pseudo-differential mode, if the voltage level of IN+ is equal to or less than IN-, the resultant code will be 000h. If the voltage at IN+ is equal to or greater than $\{[V_{DD} + (IN-)] - 1 \text{ LSB}\}$, then the output code will be FFFh. If the voltage level at IN- is more than 1 LSB below V_{SS} , then the voltage level at the IN+ input will have to go below V_{SS} to see the 000h output code. Conversely, if IN- is more than 1 LSB above V_{SS} , then the FFFh code will not be seen unless the IN+ input level goes above V_{DD} level.

4.2 Digital Output Code

The digital output code produced by an A/D Converter is a function of the input signal and the reference voltage. For the MCP3202, V_{DD} is used as the reference voltage. As the V_{DD} level is reduced, the LSB size is reduced accordingly. The theoretical digital output code produced by the A/D Converter is shown below.

$$\text{Digital Output Code} = \frac{4096 \cdot V_{IN}}{V_{DD}}$$

where:

V_{IN} = analog input voltage

V_{DD} = supply voltage

MCP3202

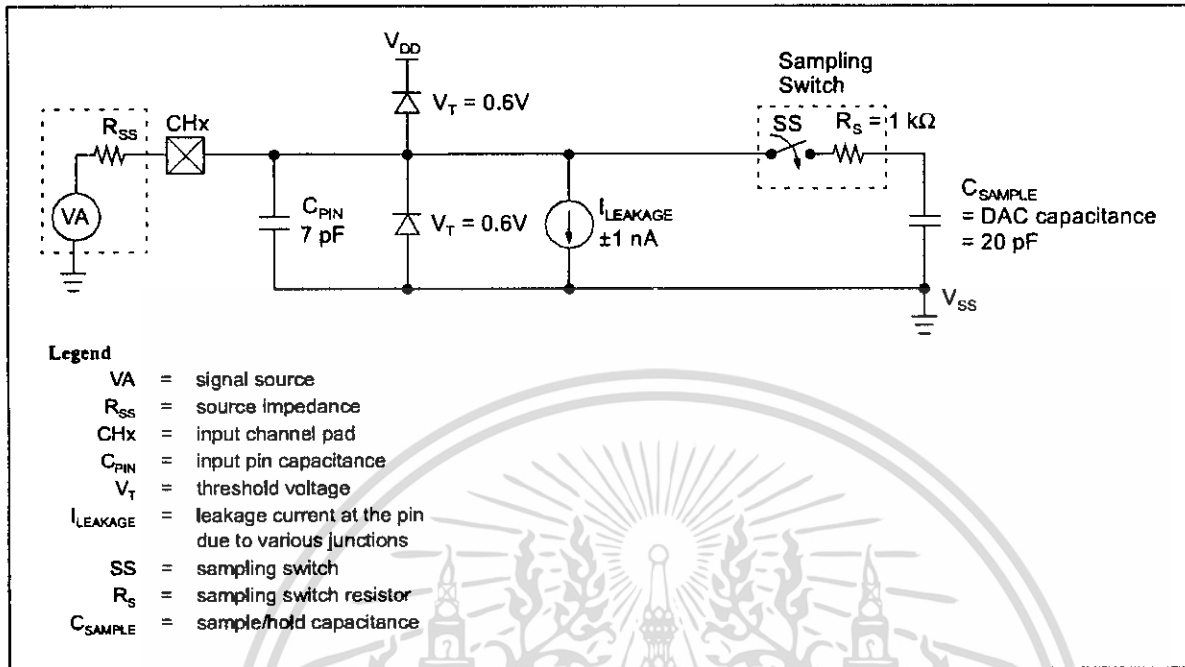


FIGURE 4-1: Analog Input Model.

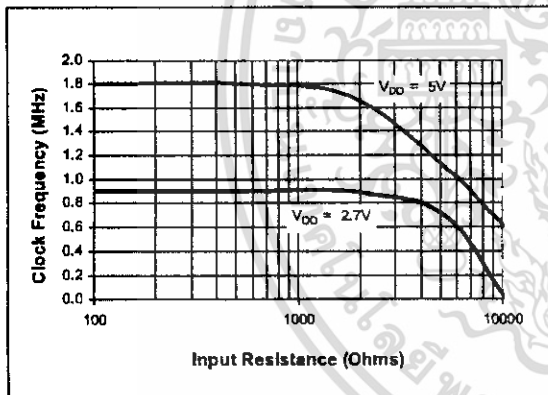


FIGURE 4-2: Maximum Clock Frequency vs. Input Resistance (R_{IN}) to maintain less than a 0.1 LSB deviation in INL from nominal conditions.

5.0 SERIAL COMMUNICATIONS

5.1 Overview

Communication with the MCP3202 is done using a standard SPI-compatible serial interface. Initiating communication with the device is done by bringing the CS line low. See Figure 5-1. If the device was powered up with the CS pin low, it must be brought high and back low to initiate communication. The first clock received with CS low and DIN high will constitute a start bit. The SGL/DIFF bit and the ODD/SIGN bit follow the start bit and are used to select the input channel configuration. The SGL/DIFF is used to select single ended or pseudo-differential mode. The ODD/SIGN bit selects which channel is used in single ended mode, and is used to determine polarity in pseudo-differential mode. Following the ODD/SIGN bit, the MSBF bit is transmitted to and is used to enable the LSB first format for the device. If the MSBF bit is high, then the data will come from the device in MSB first format and any further clocks with CS low will cause the device to output zeros. If the MSBF bit is low, then the device will output the converted word LSB first after the word has been transmitted in the MSB first format. See Figure 5-2. Table 5-1 shows the configuration bits for the MCP3202. The device will begin to sample the analog input on the second rising edge of the clock, after the start bit has been received. The sample period will end on the falling edge of the third clock following the start bit.

On the falling edge of the clock for the MSBF bit, the device will output a low null bit. The next sequential 12 clocks will output the result of the conversion with MSB first as shown in Figure 5-1. Data is always output from the device on the falling edge of the clock. If all 12 data bits have been transmitted and the device continues to receive clocks while the CS is held low, (and MSBF = 1), the device will output the conversion result LSB first as shown in Figure 5-2. If more clocks are provided to the device while CS is still low (after the LSB first data has been transmitted), the device will clock out zeros indefinitely.

If necessary, it is possible to bring CS low and clock in leading zeros on the DIN line before the start bit. This is often done when dealing with microcontroller-based SPI ports that must send 8 bits at a time. Refer to Section 6.1 for more details on using the MCP3202 devices with hardware SPI ports.

	Config Bits		Channel Selection		GND
	Sgl/Diff	Odd/sign	0	1	
Single Ended Mode	1	0	+	-	-
	1	1	-	+	-
Pseudo-Differential Mode	0	0	IN+	IN-	
	0	1	IN-	IN+	

TABLE 5-1: Configuration Bits for the MCP3202.

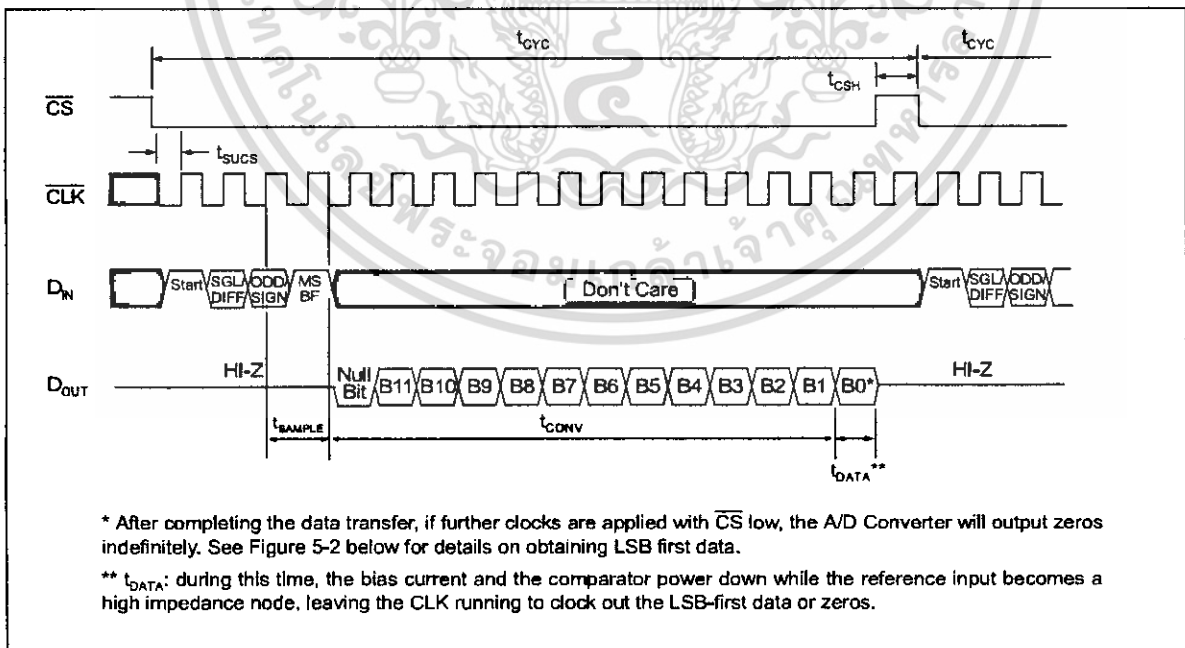


FIGURE 5-1: Communication with the MCP3202 using MSB first format only.

MCP3202

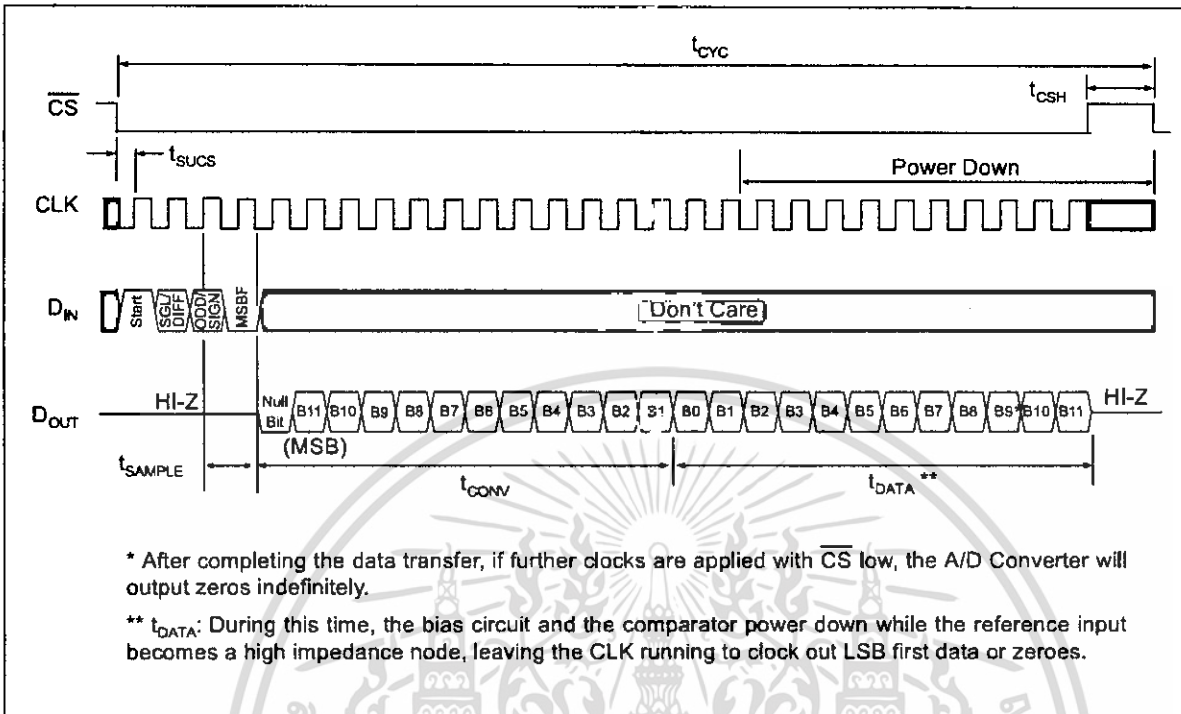


FIGURE 5-2: Communication with MCP3202 using LSB first format.

6.0 APPLICATIONS INFORMATION

6.1 Using the MCP3202 with Microcontroller (MCU) SPI Ports

With most microcontroller SPI ports, it is required to send groups of eight bits. It is also required that the microcontroller SPI port be configured to clock out data on the falling edge of clock and latch data in on the rising edge. Depending on how communication routines are used, it is very possible that the number of clocks required for communication will not be a multiple of eight. Therefore, it may be necessary for the MCU to send more clocks than are actually required. This is usually done by sending 'leading zeros' before the start bit, which are ignored by the device. As an example, Figure 6-1 and Figure 6-2 show how the MCP3202 can be interfaced to a MCU with a hardware SPI port. Figure 6-1 depicts the operation shown in SPI Mode 0,0, which requires that the SCLK from the MCU idles

in the 'low' state, while Figure 6-2 shows the similar case of SPI Mode 1,1 where the clock idles in the 'high' state.

As shown in Figure 6-1, the first byte transmitted to the A/D Converter contains seven leading zeros before the start bit. Arranging the leading zeros this way produces the output 12 bits to fall in positions easily manipulated by the MCU. The MSB is clocked out of the A/D Converter on the falling edge of clock number 12. After the second eight clocks have been sent to the device, the MCU receive buffer will contain three unknown bits (the output is at high impedance until the null bit is clocked out), the null bit and the highest order four bits of the conversion. After the third byte has been sent to the device, the receive register will contain the lowest order eight bits of the conversion results. Easier manipulation of the converted data can be obtained by using this method.

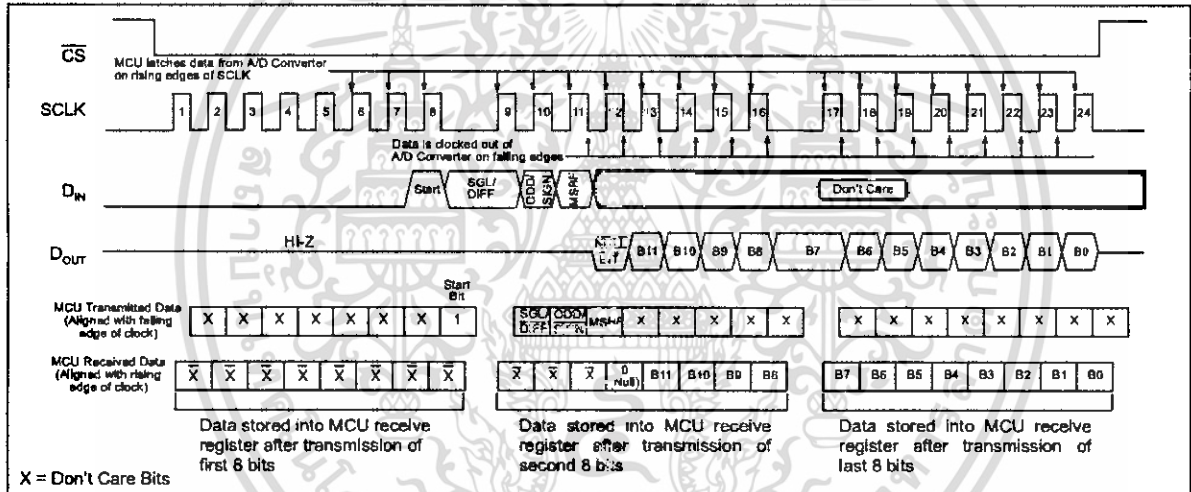


FIGURE 6-1: SPI Communication using 8-bit segments (Mode 0,0: SCLK idles low).

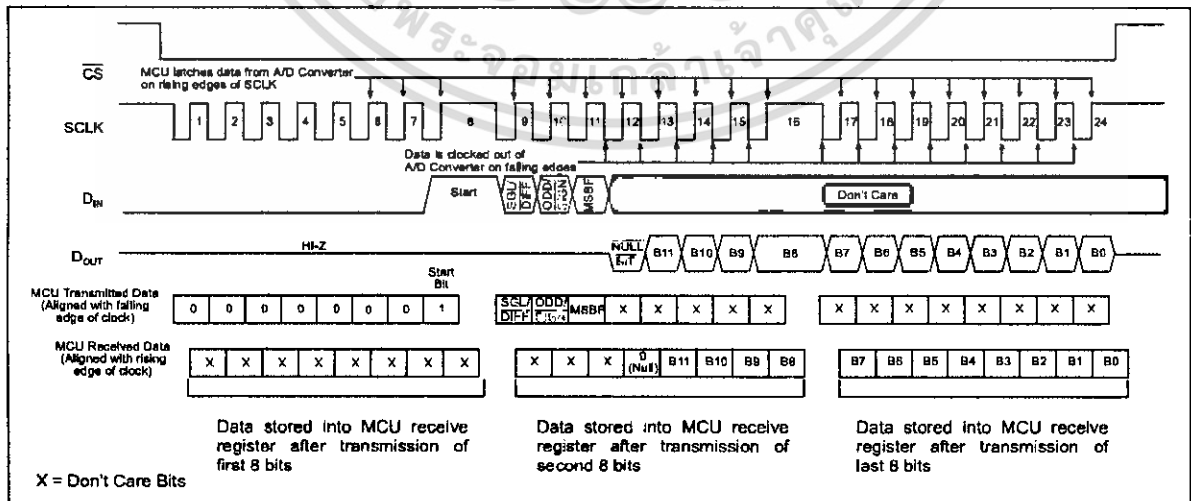


FIGURE 6-2: SPI Communication using 8-bit segments (Mode 1,1: SCLK idles high).

MCP3202

6.2 Maintaining Minimum Clock Speed

When the MCP3202 initiates the sample period, charge is stored on the sample capacitor. When the sample period is complete, the device converts one bit for each clock that is received. It is important for the user to note that a slow clock rate will allow charge to bleed off the sample cap while the conversion is taking place. At 85°C (worst case condition), the part will maintain proper charge on the sample capacitor for at least 1.2 ms after the sample period has ended. This means that the time between the end of the sample period and the time that all 12 data bits have been clocked out must not exceed 1.2 ms (effective clock frequency of 10 kHz). Failure to meet this criteria may induce linearity errors into the conversion outside the rated specifications. It should be noted that during the entire conversion cycle, the A/D Converter does not require a constant clock speed or duty cycle, as long as all timing specifications are met.

6.3 Buffering/Filtering the Analog Inputs

If the signal source for the A/D Converter is not a low impedance source, it will have to be buffered or inaccurate conversion results may occur. It is also recommended that a filter be used to eliminate any signals that may be aliased back into the conversion results. This is illustrated in Figure 6-3 below where an op amp is used to drive the analog input of the MCP3202. This amplifier provides a low impedance output for the converter input and a low pass filter, which eliminates unwanted high frequency noise.

Low pass (anti-aliasing) filters can be designed using Microchip's interactive FilterLab™ software. FilterLab will calculate capacitor and resistor values, as well as, determine the number of poles that are required for the application. For more information on filtering signals, see the application note AN699 "Anti-Aliasing Analog Filters for Data Acquisition Systems".

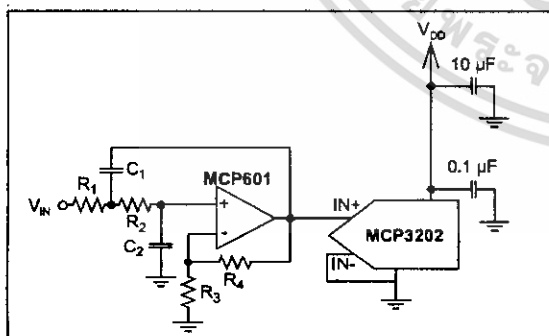


FIGURE 6-3: The MCP601 Operational Amplifier is used to implement a 2nd order anti-aliasing filter for the signal being converted by the MCP3202.

6.4 Layout Considerations

When laying out a printed circuit board for use with analog components, care should be taken to reduce noise wherever possible. A bypass capacitor should always be used with this device and should be placed as close as possible to the device pin. A bypass capacitor value of 0.1 µF is recommended.

Digital and analog traces should be separated as much as possible on the board and no traces should run underneath the device or the bypass capacitor. Extra precautions should be taken to keep traces with high frequency signals (such as clock lines) as far as possible from analog traces.

Use of an analog ground plane is recommended in order to keep the ground potential the same for all devices on the board. Providing V_{DD} connections to devices in a "star" configuration can also reduce noise by eliminating current return paths and associated errors. See Figure 6-4. For more information on layout tips when using A/D Converters, refer to AN688 "Layout Tips for 12-Bit A/D Converter Applications".

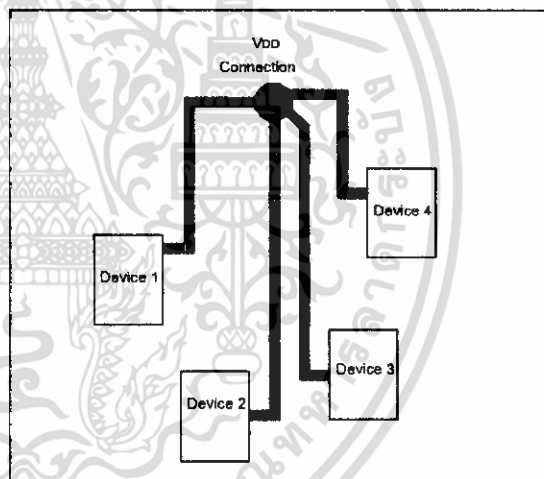
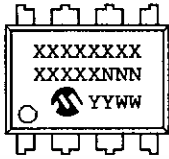


FIGURE 6-4: V_{DD} traces arranged in a 'Star' configuration in order to reduce errors caused by current return paths.

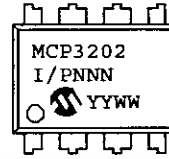
7.0 PACKAGING INFORMATION

7.1 Package Marking Information

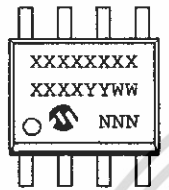
8-Lead PDIP (300 mil)



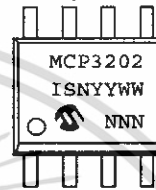
Example:



8-Lead SOIC (150 mil)



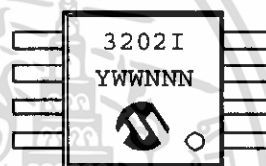
Example:



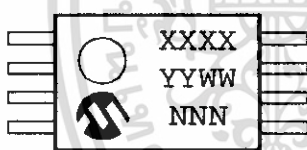
8-Lead MSOP



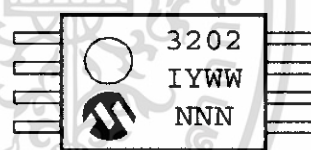
Example:



8-Lead TSSOP



Example:

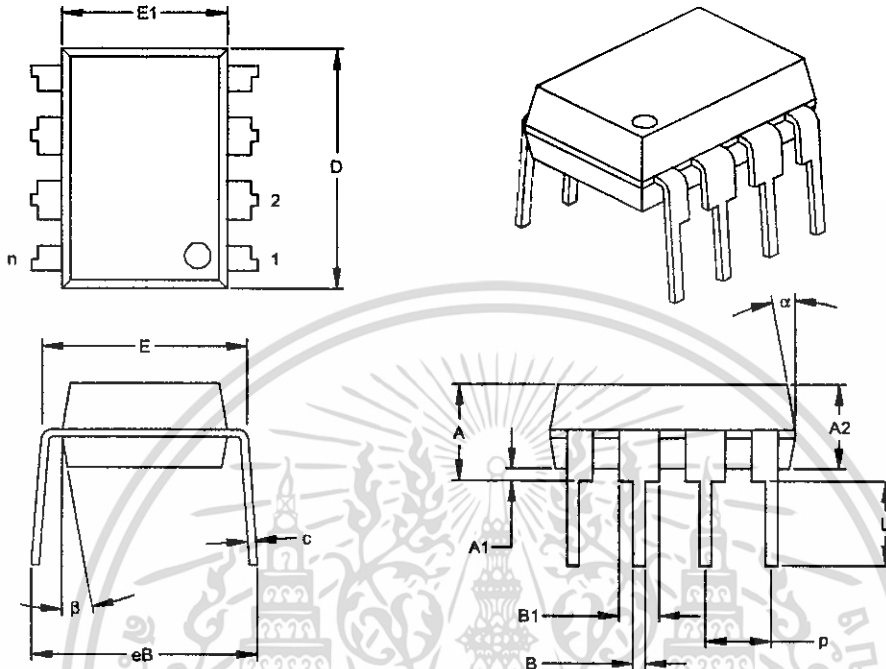


Legend:	XX...X	Customer specific information*
	YY	Year code (last 2 digits of calendar year)
	WW	Week code (week of January 1 is week '01')
	NNN	Alphanumeric traceability code
Note:	In the event the full Microchip part number cannot be marked on one line, it will be carried over to the next line thus limiting the number of available characters for customer specific information.	

* Standard OTP marking consists of Microchip part number, year code, week code, facility code, mask rev#, and assembly code.

MCP3202

8-Lead Plastic Dual In-line (P) – 300 mil (PDIP)



Dimension	Units	INCHES*			MILLIMETERS		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	p		.100			2.54	
Top to Seating Plane	A	.140	.155	.170	3.56	3.94	4.32
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.145	2.92	3.30	3.68
Base to Seating Plane	A1	.015			0.38		
Shoulder to Shoulder Width	E	.300	.313	.325	7.62	7.94	8.26
Molded Package Width	E1	.240	.250	.260	6.10	6.35	6.60
Overall Length	D	.360	.373	.385	9.14	9.46	9.78
Tip to Seating Plane	L	.125	.130	.135	3.18	3.30	3.43
Lead Thickness	c	.008	.012	.015	0.20	0.29	0.38
Upper Lead Width	B1	.045	.058	.070	1.14	1.46	1.78
Lower Lead Width	B	.014	.018	.022	0.36	0.46	0.56
Overall Row Spacing	eB	.310	.370	.430	7.87	9.40	10.92
Mold Draft Angle Top	α	5	10	15	5	10	15
Mold Draft Angle Bottom	β	5	10	15	5	10	15

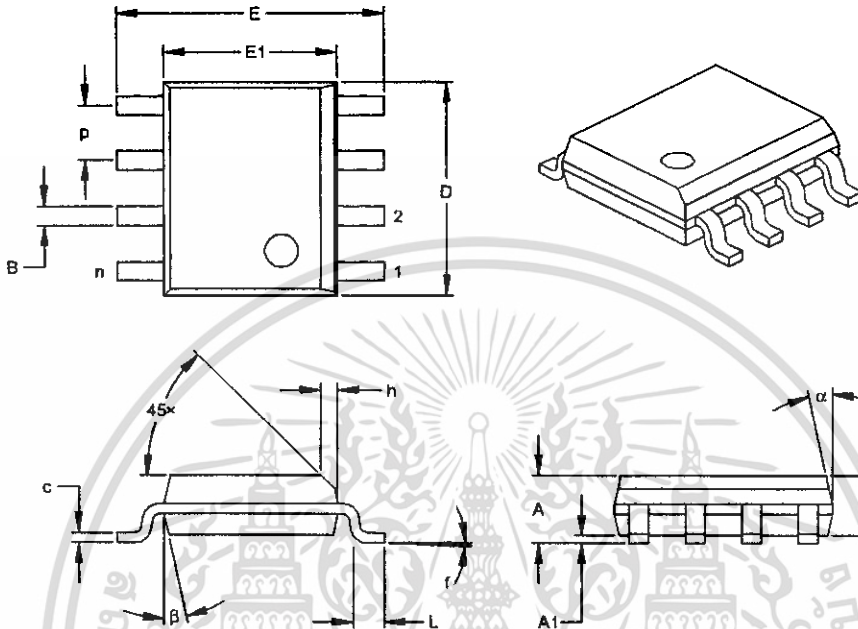
* Controlling Parameter
 § Significant Characteristic

Notes:

Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.
 JEDEC Equivalent: MS-001
 Drawing No. C04-018

MCP3202

8-Lead Plastic Small Outline (SN) – Narrow, 150 mil (SOIC)



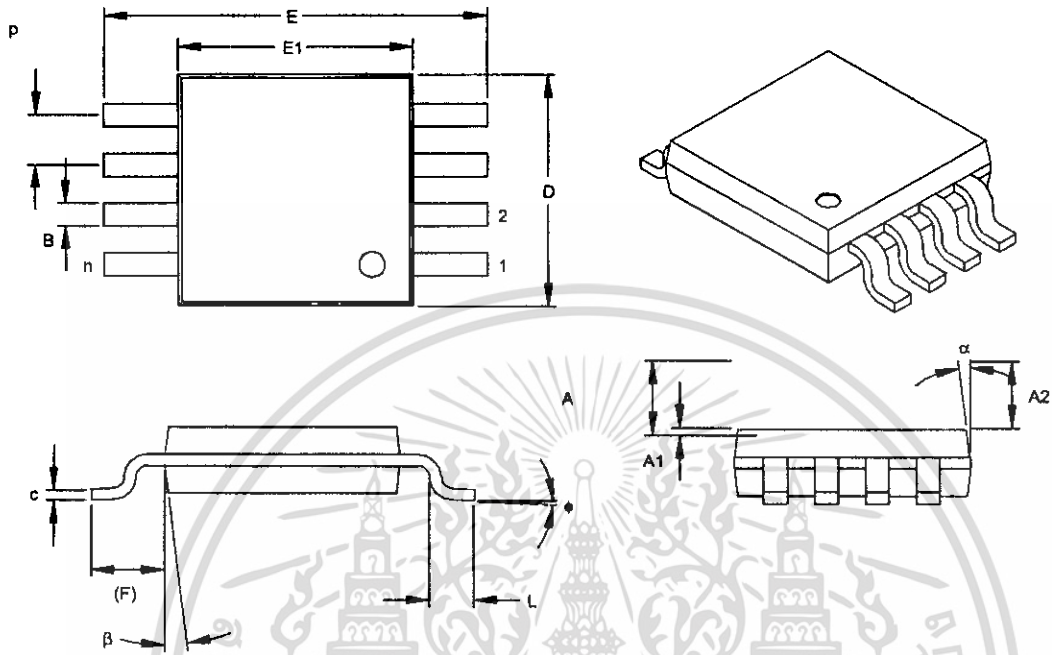
Dimension	Units	INCHES*			MILLIMETERS		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	p		.050			1.27	
Overall Height	A	.053	.061	.069	1.35	1.55	1.75
Molded Package Thickness	A2	.052	.056	.061	1.32	1.42	1.55
Standoff §	A1	.004	.007	.010	0.10	0.18	0.25
Overall Width	E	.228	.237	.244	5.79	6.02	6.20
Molded Package Width	E1	.148	.154	.157	3.71	3.91	3.99
Overall Length	D	.189	.193	.197	4.80	4.90	5.00
Chamfer Distance	h	.010	.015	.020	0.25	0.38	0.51
Foot Length	L	.019	.025	.030	0.48	0.62	0.76
Foot Angle	f	0	4	8	0	4	8
Lead Thickness	c	.008	.009	.010	0.20	0.23	0.25
Lead Width	B	.013	.017	.020	0.33	0.42	0.51
Mold Draft Angle Top	α	0	12	15	0	12	15
Mold Draft Angle Bottom	β	0	12	15	0	12	15

* Controlling Parameter
 § Significant Characteristic

Notes:
 Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.
 JEDEC Equivalent: MS-012
 Drawing No. C04-057

MCP3202

8-Lead Plastic Micro Small Outline Package (MSOP)



Dimension Limits	Units	INCHES			MILLIMETERS*		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8				8
Pitch	P		.025		0.65		
Overall Height	A			.044			1.18
Molded Package Thickness	A2	.030	.034	.038	0.76	0.86	0.97
Standoff §	A1	.002		.006	0.05		0.15
Overall Width	E	.184	.193	.200	4.67	4.90	5.08
Molded Package Width	E1	.114	.118	.122	2.90	3.00	3.10
Overall Length	D	.114	.118	.122	2.90	3.00	3.10
Foot Length	L	.016	.022	.028	0.40	0.55	0.70
Footprint (Reference)	F	.035	.037	.039	0.90	0.95	1.00
Foot Angle	φ	0		6	0		6
Lead Thickness	c	.004	.006	.008	0.10	0.15	0.20
Lead Width	B	.010	.012	.016	0.25	0.30	0.40
Mold Draft Angle Top	α			7			7
Mold Draft Angle Bottom	β			7			7

*Controlling Parameter
§ Significant Characteristic

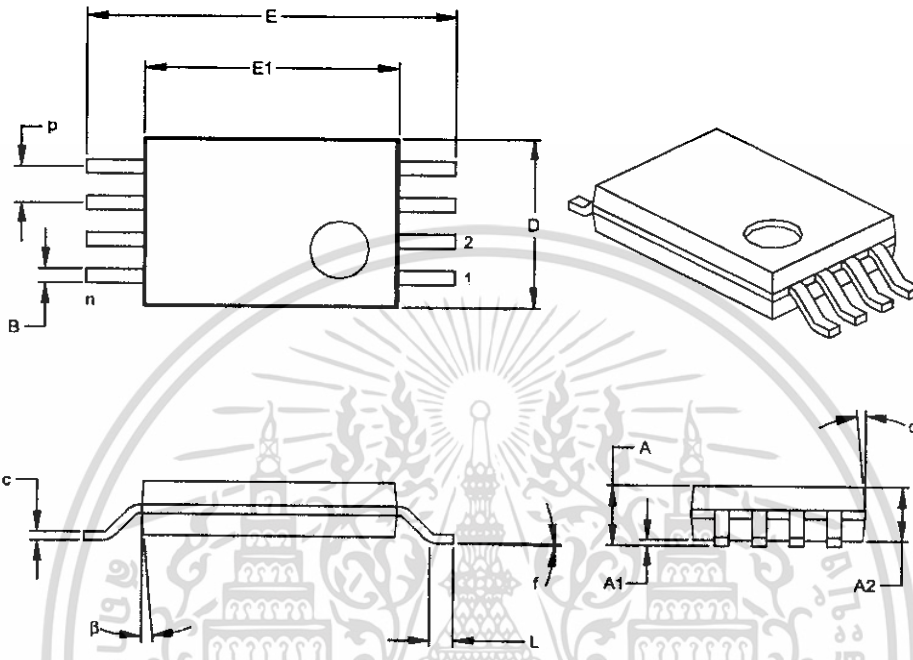
Notes:

Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

Drawing No. C04-111

MCP3202

8-Lead Plastic Thin Shrink Small Outline (ST) – 4.4 mm (TSSOP)



Dimension Limits	Units	INCHES			MILLIMETERS*		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	P		.026			0.65	
Overall Height	A			.043			1.10
Molded Package Thickness	A2	.033	.035	.037	0.85	0.90	0.95
Standoff §	A1	.002	.004	.006	0.05	0.10	0.15
Overall Width	E	.246	.251	.256	6.25	6.38	6.50
Molded Package Width	E1	.168	.173	.177	4.30	4.40	4.50
Molded Package Length	D	.114	.118	.122	2.90	3.00	3.10
Foot Length	L	.020	.024	.028	0.50	0.60	0.70
Foot Angle	f	0	4	8	0	4	8
Lead Thickness	c	.004	.006	.008	0.09	0.15	0.20
Lead Width	B	.007	.010	.012	0.19	0.25	0.30
Mold Draft Angle Top	α	0	5	10	0	5	10
Mold Draft Angle Bottom	β	0	5	10	0	5	10

* Controlling Parameter
§ Significant Characteristic

Notes:

Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .005" (0.127mm) per side.

JEDEC Equivalent: MO-153

Drawing No. C04-086