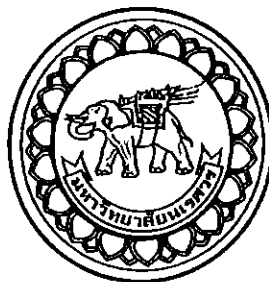


อกิั่นทนาการ



สำนักหอสมุด

การพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

DEVELOPMENT OF BLOOD LEVEL DETECTOR IN OXYGENATOR

17194936

นางสาวกชพรรณ ลิ้มโสภารธรรม

รหัส 54363606

นางสาววันทิพย์ภา ผกาแดง

รหัส 54364139

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนเรศวร
วันลงทะเบียน..... 10 ต.ค. 2560
เลขทะเบียน.....
เลขเรียกหนังสือ.....

ป/
กนค
๕๕๗

ปริญญาบัตรนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ปีการศึกษา 2557

ชื่อหัวข้อโครงการ	การพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม
ผู้ดำเนินโครงการ	นางสาวกชพรรณ ลิ้มโสภารธรรม รหัส 54363606 นางสาววันทิพย์ภา ผกาแดง รหัส 54364139
ที่ปรึกษาโครงการ	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุชาติ เข้มมน
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ภาควิชา	วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์
ปีการศึกษา	2557

บทคัดย่อ

เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมีความสำคัญในการใช้งานร่วมกับเครื่องหัวใจและปอดเทียมเพื่อเป็นการป้องกันอันตรายขณะทำการผ่าตัดผู้ป่วยโรคหัวใจ แต่เนื่องจากเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมที่ใช้อยู่ในปัจจุบันนั้นต้องนำเข้าจากต่างประเทศทำให้เกิดค่าใช้จ่ายสูงสำหรับโรงพยาบาลที่มีการผ่าตัดหัวใจชนิดเปิด โครงการนี้จึงนำเสนอการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมเพื่อเป็นแนวทางการสร้างเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมด้วยตนเอง โดยเครื่องที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328 P-PU ที่ควบคุมตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในการกำหนดระดับของเหลวในปอดเทียมเมื่อระดับน้ำลดต่ำกว่าระดับที่ปลอดภัย สัญญาณไฟฟ้าที่แปลงมาจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากตัวรับรู้ของเหลวแบบไม่สัมผัสจะถูกถ่ายโอนไปไมโครคอนโทรลเลอร์และวิเคราะห์ข้อมูลเป็นเสียงเตือนพร้อมด้วยข้อความบนหน้าจอแอลซีดี จากผลการทดสอบพบว่าเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้งานกับปอดเทียมยี่ห้อ CAPIOX® SX ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

Project title Development of Blood Level Detector in Oxygenator
Name Ms. Kotchapran Limsopathan ID. 54363606
Ms. Wantippa Pakadeang ID. 54363743
Project advisor Assistant Professor Suchart Yammen, Ph.D.
Major Electrical Engineering
Department Electrical and Computer Engineering
Academic year 2014

Abstract

Blood level detector in oxygenator is significant to coordinate with heart and lung machine in terms of danger protection while a heart-disease patient is operated. On the other hand, nowadays in open-heart operation hospital, blood level detector in oxygenator is imported from foreign affected to have high expense. This project presents the development of blood level detector in oxygenator to guide for construction the blood level detector in oxygenator. The developed detector consists of micro controller numbered "ATmega328P-PU" which controls perception of intangible-liquid level in terms of specification liquid level in lung machine. When the liquid-level decreases lower than safety level, light signal will be transferred to micro controller and analyzed data to be warned sound including message on LCD. From the test result, it is found that the developed detector can be effectively used with oxygenator, CAPIOX® SX.

กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากความช่วยเหลือจากหลายๆฝ่ายด้วยกัน คณะผู้ดำเนินโครงการจึงขอถือโอกาสนี้ ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุชาติ แย้มเม่น ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาโครงการและให้ความกรุณาในการตรวจสอบโครงการและเนื้อหาในรูปแบบปริญญานิพนธ์ให้งานออกมาดีที่สุดใน รวมถึงให้คำปรึกษา คำแนะนำ และให้ความรู้ในการทำโครงการ ผู้ดำเนินโครงการขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงและขอระลึกถึงความกรุณาของท่านตลอดไป

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พนัส นัถฤทธิ์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มูทิตา สงฆ์จันทร์ ซึ่งเป็นคณะกรรมการในการสอบโครงการที่ให้คำแนะนำ ชี้แนะแนวทาง และข้อคิดเห็นต่างๆที่เป็นประโยชน์ในโครงการนี้ ทำให้โครงการออกมาสมบูรณ์แบบยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ ว่าที่ร้อยตรีธานี โกสุม ซึ่งเป็นครูช่างประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์และอาจารย์ปวิวัติ โชติมลซึ่งเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก คณะสหเวชศาสตร์ ที่ให้ความรู้และคำแนะนำในการทำโครงการนี้ โดยเป็นความรู้ที่นอกเหนือไปจากที่ได้เรียนมา อีกทั้งยังให้คำปรึกษาแนะนำต่างๆที่ได้เป็นประโยชน์อย่างมากในการทำโครงการ อีกทั้งยังช่วยจัดหาอุปกรณ์ต่างๆในการทำโครงการนี้คณะผู้ดำเนินโครงการจึงขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

และขอขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ต่างๆตลอดระยะเวลา 4 ปี ซึ่งเป็นความรู้ที่สามารถนำไปใช้ในการทำโครงการนี้และยังสามารถนำไปใช้ในการประกอบอาชีพในอนาคต

สุดท้ายนี้เหนือสิ่งอื่นใด คณะผู้ดำเนินโครงการขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อคุณแม่ ผู้มอบความรัก ความเมตตากรุณา และเป็นกำลังใจเสมอมา เป็นที่ปรึกษาในทุกๆเรื่องไม่ว่าจะเป็นด้านความรู้ ด้านการทำงาน ด้านการใช้ชีวิต อีกทั้งยังสนับสนุนทางการเงิน ความสำเร็จในครั้งนี้จะไม่เกิดขึ้นเลยถ้าหากขาดความรัก ความห่วงใย และกำลังใจเหล่านี้ คณะผู้ดำเนินโครงการจึงขอกราบขอบพระคุณคุณพ่อคุณแม่เป็นอย่างสูงและขอขอบคุณทุกๆคนในครอบครัวของคณะผู้จัดทำที่ไม่ได้กล่าวมา ณ ที่นี้ด้วย

นางสาวกชพรรณ ลิมโสภารธรรม

นางสาววันทิพย์ภา ผกาแดง

สารบัญ

หน้า

ใบรับรองปริญญาโท.....	ก
บทคัดย่อ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของ โครงการงาน	1
1.2 วัตถุประสงค์ของ โครงการงาน	1
1.3 ขอบเขตของโครงการงาน.....	1
1.4 ขั้นตอนและแผนการดำเนินงาน	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการงาน	3
1.6 งบประมาณ	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 เครื่องหัวใจและปอดเทียม (heart lung machine: HLM).....	5
2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	7
2.2.1 อุปกรณ์สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบยูเอสเออาร์ที (USART)	7
2.2.2 อุปกรณ์สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไอสแควร์ซีบีเอส (I ² C Bus)	8
2.2.3 การติดต่อสื่อสารแบบเอสพีไอบีเอส (SPI Bus).....	8
2.2.4 โครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU.....	8
2.3 การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโน (Arduino).....	10
2.4 ตัวรับรู้ระดับของเหลว.....	11
2.4.1 หลักการของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	12
2.4.2 สมบัติการสะท้อนของคลื่น	12
2.4.3 หลักการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส.....	12

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4.4	โครงสร้างและเงื่อนไขการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	13
2.5	หน้าจอแสดงผลแอลซีดี (Liquid Crystal Display: LCD)	14
2.5.1	การทำงานของไอสแควร์ซีโมดูล (I ² C module).....	15
2.5.2	หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบีส.....	16
2.6	บีซเซอร์ (Buzzer)	18
2.6.1	หลักการการทำงานของบีซเซอร์.....	19
2.6.2	โมดูลบีซเซอร์แอคทีฟ (Active buzzer module)	19
2.6.3	การทำงานของขาสัญญาณของโมดูลบีซเซอร์แอคทีฟ.....	19
2.7	วงจรรักษาแรงดัน (Voltage Regulators).....	20
2.7.1	การทำงานของของไอซีหมายเลข LM2596S.....	22
2.8	วงจระสแตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 (Astable Multivibrator)	23
2.8.1	หลักการการทำงานของวงจระสแตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555	24
2.8.2	การทำงานตำแหน่งขาของไอซีหมายเลข 555.....	24
2.9	แบตเตอรี่	25
2.9.1	ข้อจำกัดการใช้งานของแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน (Li-ion).....	27
2.9.2	ข้อดีของแบตเตอรี่ประเภทลิเทียม-ไอออน	27
2.10	พอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรม ยูเอสบี (USB).....	28
2.10.1	โครงสร้างและหลักการทํางาน	29
2.10.2	ข้อดีของพอร์ตยูเอสบี	29
บทที่ 3	ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	31
3.1	ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับเครื่องหัวใจและปอดเทียม	31
3.1	ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU	31
3.3	ศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโน	33
3.4	ศึกษาการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	34
3.4.1	คุณสมบัติตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	35
3.5	ศึกษาการทำงานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีเพื่อใช้ในการแสดงผล	37
3.6	ศึกษาการทำงานของบีซเซอร์	39

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.6.1 คุณลักษณะของโมดูลบัชเซอร์แอคทีฟ.....	39
3.7 ศึกษาการทำงานของวงจรรักษาระดับแรงดัน.....	41
3.7.1 คุณสมบัติของวงจรรักษาระดับแรงดัน	41
3.8 ศึกษาการทำงานของวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555	43
3.9 ศึกษาข้อจำกัดและการใช้งานของเบดเตอร์.....	45
3.10 ศึกษาการทำงานของพอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรมยูเอสบี	45
3.11 ออกแบบวงจรรวมของระบบ	46
3.12 การออกแบบและพัฒนาด้านซอฟต์แวร์.....	48
3.13 การออกแบบและพัฒนาฮาร์ดแวร์	49
3.13.1 ทำการออกแบบ โครงสร้างภายนอกของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอด เทียม	49
3.13.2 ทำการออกแบบและติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส.....	52
3.13.3 ทำการออกแบบส่วนเชื่อมต่อ	54
บทที่ 4 ผลการทดลอง	57
4.1 แบบทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	57
4.2 แบบทดสอบระยะเวลาในการใช้งานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	60
บทที่ 5 สรุปผลและ ข้อเสนอแนะ	65
5.1 สรุปผลการออกแบบและพัฒนาระบบ	65
5.2 ข้อเสนอแนะ	66
เอกสารอ้างอิง	67
ภาคผนวก ก ชุดคำสั่งสำหรับการควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม68	
ภาคผนวก ข รายละเอียดข้อมูลของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU	73
ภาคผนวก ค รายละเอียดข้อมูลของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	77
ภาคผนวก ง รายละเอียดข้อมูลของไอซีหมายเลข LM555	79

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก จ รายละเอียดข้อมูลของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีขนาด 20×4	81
ภาคผนวก ฉ รายละเอียดข้อมูลของไอซีหมายเลข PCF8574	83
ภาคผนวก ช รายละเอียดข้อมูลของไอซีหมายเลข LM2596	92
ภาคผนวก ซ รายละเอียดข้อมูลของบัสเซอร์แอคทีฟ หมายเลข YMD12065.....	96
ภาคผนวก ฌ ตัวอย่างการคำนวณค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับการตรวจวัดระดับสารน้ำกับตัวรับรู้.....	98
ภาคผนวก ฎ การประเมินสถานะการไหลเวียนของเลือดอย่างต่อเนื่องระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม	105
ภาคผนวก ฏ ตัวอย่างของเครื่องปอดเทียม (Oxygenator) ยี่ห้อต่างๆ.....	113
ภาคผนวก ฐ รูปการทดสอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม.....	119
ภาคผนวก ซ รายละเอียดข้อมูลของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3.....	125
ภาคผนวก ฌ หลักการของเครื่องปอดเทียม	127
ภาคผนวก ฉ หลักการของเครื่องหัวใจและปอดเทียม	132
ประวัติผู้ดำเนิน โครงการ.....	135

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 รายละเอียดการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU	9
2.2 ตารางแสดงตำแหน่งของขาและหน้าที่การใช้งานของหน้าจอสถงผลแอลซีดี.....	14
2.3 แสดงขาสัญญานของไอสแควร์ซี โมดูลคอนเนกเตอร์แบบตัวผู้ 4 ขา	16
2.4 แสดงการทำงานของขาสัญญานของ โมดูลบัชเซอร์แอคทีฟ.....	20
2.5 แสดงการทำงานของไอซีหมายเลข LM2596S.....	22
2.6 ตารางแสดงส่วนประกอบของ ไอซีหมายเลข 555	25
3.1 แสดงขาที่เชื่อมต่อระหว่างหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบ ไอสแควร์ซี บัสกับไมโครคอนโทรลเลอร์อาคูโน ยูโน อาร์3.....	38
4.1 การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	58
4.2 แสดงค่าความผิดพลาดของตัวรับรู้ทั้ง 2 ตัว	59
4.3 ผลจากการวัดกระแสของอุปกรณ์ภายในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม.....	61
4.4 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ ขณะใช้อุปกรณ์ต่างๆพร้อมกัน	61
4.5 ระยะเวลาการใช้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจากการทดสอบจริง.....	64

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงเครื่องปอดเทียม ยี่ห้อ CAPIOX® SX oxygenator.....	6
2.2 รูปแบบการทำงานของขาไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU	9
2.3 โครงสร้างและการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	13
2.4 หน้าจอแสดงผลแอลซีดีขนาด 20x4.....	14
2.5 แสดงไอสแควร์ซีโมดูล.....	16
2.6 หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส ขนาด 20x4	17
2.7 ขาสัญญาณของโมดูลบัซเซอร์แอกทีฟ.....	19
2.8 แผนภาพของแหล่งจ่ายไฟตรงคงค่าแรงดัน	20
2.9 วงจรรักษาระดับแรงดันแบบอนุกรมกับโหลด	21
2.10 วงจรรักษาระดับแรงดันแบบขนานกับโหลด.....	21
2.11 แสดงขาใช้งานของไอซีหมายเลข LM2596S	22
2.12 ขาการทำงานของโมดูลรักษาระดับแรงดัน	23
2.13 แสดงวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์โดยใช้ไอซีหมายเลข 555	24
2.14 ตำแหน่งขาไอซีหมายเลข 555.....	25
2.15 ลักษณะของแบตเตอรี่ ลิเทียม-ไอออน (Li-ion).....	26
2.16 ลักษณะยูเอสบีตัวผู้.....	28
2.17 ลักษณะยูเอสบีตัวเมีย	28
2.18 โครงสร้างของยูเอสบีทั้งตัวเมียและตัวผู้.....	29
3.1 ส่วนประกอบของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยูโน อาร์3	32
3.2 รายละเอียดของส่วนประกอบของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส.....	35
3.3 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ยูโน อาร์3.....	36
3.4 ส่วนประกอบของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส	37
3.5 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส กับ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3	38
3.6 ส่วนประกอบของโมดูลบัซเซอร์แอกทีฟ (Active buzzer module).....	39
3.7 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลบัซเซอร์แอกทีฟกับวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555	40

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.8 ส่วนประกอบของโมดูลรักษาระดับแรงดัน	42
3.9 วงจร โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดัน โดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S	42
3.10 ส่วนประกอบของวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555	43
3.11 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาคูโน ยูโน อาร์3	44
3.12 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาคูโน ยูโน อาร์3	46
3.13 การเชื่อมต่อของขาสัญญาณระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาคูโน ยูโน อาร์3	46
3.14 แผนผังการออกแบบวงจรรวมทั้งระบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	47
3.15 การออกแบบวงจรรวมทั้งระบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	47
3.16 การออกแบบของซอฟต์แวร์	48
3.17 ด้านหน้าของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	50
3.18 ด้านบนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	50
3.19 ด้านข้างของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	51
3.20 ลักษณะการออกแบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม	52
3.21 รูปแบบและขนาดของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	53
3.22 ด้านหลังของตัวรับรู้ระดับของเหลว	53
3.23 ลักษณะการติดตั้งของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส	54
3.24 สายนำสัญญาณระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์	55
3.25 สายนำสัญญาณตัวรับรู้	55
3.26 สายชาร์จแบตเตอรี่	56

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

ปัจจุบันการผ่าตัดโรคหัวใจ ต้องมีเครื่องหัวใจและปอดเทียม ซึ่งจำเป็นต้องใช้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดสำหรับปอดเทียม (Blood level detector in oxygenator) เพื่อเป็นเครื่องมือป้องกันอันตรายสำหรับการผ่าตัดผู้ป่วยโรคหัวใจ โดยเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ที่โรงพยาบาลในประเทศไทยนั้นมีการนำเข้าเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมาจากต่างประเทศทั้งสิ้นและไม่สามารถใช้ได้กับปอดเทียมทุกยี่ห้อ

ดังนั้นโครงการนี้ได้นำเสนอการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega 328P-PU มาใช้ในการควบคุมการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส (non-contact liquid level) เพื่อตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมโดยใช้สารนำทดแทนเลือดจริง เมื่อเลือดในปอดเทียมลดต่ำกว่าค่าขีดระดับที่ติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสไว้บนปอดเทียมจะมีการส่งสัญญาณไฟฟ้ากลับไปให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการประมวลผล (processing) ให้เกิดเสียงเตือน (audio alarm) และแสดงข้อความอักษรเตือนผ่านทางจอแอลซีดี (Liquid Cristal Display: LCD)

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

เพื่อออกแบบวงจรและพัฒนาเครื่องตรวจสอบวัดระดับเลือดในปอดเทียม (Blood Level Detector in Oxygenator) พร้อมส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (audio alarm) และอักษรเตือน บนจอแอลซีดี

1.3 ขอบเขตของโครงการ

โครงการนี้นำไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega 328P-PU มาใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมและใช้สารนำทดแทนเลือดจริง

3) เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมสามารถใช้งานได้ง่าย สะดวก กะทัดรัดต่อนักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียม

4) โครงการนี้ได้พัฒนาทักษะของผู้ดำเนิน โครงการด้านการพัฒนาการเขียน โปรแกรมและเทคนิคทางด้านวิศวกรรม

5) โรงพยาบาลลดต้นทุนจากการนำเข้าเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมได้มากถึง 10 เท่า

6) สถาบันการศึกษาได้พัฒนาและสร้างบัณฑิตทางด้านการพัฒนานวัตกรรมเทคโนโลยีทางการแพทย์ให้ก้าวหน้าและนำมาสู่ชื่อเสียง

1.6 งบประมาณ

1) ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์	3,000บาท
2) ค่าถ่ายเอกสารและจัดทำรูปเล่ม	1,000บาท
3) ค่าวัสดุอื่นๆ	500บาท
รวมเป็นเงินทั้งสิ้น (สี่พันห้าร้อยบาทถ้วน)	<u>4,500 บาท</u>

หมายเหตุ: ถัวเฉลี่ยทุกรายการ



บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

โครงการนี้เป็นการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม (Blood level detector in oxygenator) พร้อมส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (audio alarm) และอักษรเตือน บนหน้าจอแสดงผลแอลซีดี ให้มีประสิทธิภาพ จำเป็นต้องอาศัยหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง โดยเริ่มต้นศึกษาเครื่องหัวใจและปอดเทียม ไมโครคอลโทรลเลอร์ การเขียน โปรแกรมด้วยภาษาซีของอาคูโนตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส หน้าจอแสดงผลแอลซีดี บัสเซอร์ วงจรรักษาระดับแรงดัน วงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนและพอร์ตการสื่อสารอนุกรม ยูเอสบี ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.1 เครื่องหัวใจและปอดเทียม (heart lung machine: HLM)

เครื่องหัวใจและปอดเทียม เป็นเครื่องมือสำคัญที่ใช้ในการผ่าตัดหัวใจแบบเปิด(open heart surgery) เนื่องจากในขณะที่ทำการผ่าตัดหัวใจนั้นจะต้องควบคุมระบบไหลเวียนเลือดและการแลกเปลี่ยนก๊าซ โดยมีการเบี่ยงเบนระบบไหลเวียนเลือดไม่ให้ผ่านหัวใจและปอดของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดขณะผ่าตัด (cardiopulmonary bypass) หรือเรียกได้ว่าเป็นระบบไหลเวียนเลือดนอกร่างกาย (extracorporeal circulation) ทำให้ระหว่างการผ่าตัดมีเลือดไปเลี้ยงสมองและอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกาย รวมทั้งกล้ามเนื้อหัวใจอย่างเพียงพอ หรือกล่าวได้ว่าเครื่องหัวใจและปอดเทียมทำหน้าที่แทนหัวใจและปอดของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดนั่นเอง

เครื่องปอดเทียม (Oxygenator) มีลักษณะดังรูปที่ 2.1 ส่วนเครื่องปอดเทียมยี่ห้ออื่นนั้น จะแสดงไว้ในภาคผนวก ฎ เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้แทนปอด โดยทำหน้าที่ในการแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดขณะผ่าตัด ดังนั้นเครื่องปอดเทียมจึงมักจะใช้ร่วมกับเครื่องหัวใจเทียม ในส่วนของเครื่องปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องมี เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม (Blood Level Detector in Oxygenator) โดยให้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสติดตั้งไว้บนเครื่องปอดเทียม โดยใช้เสียงและหน้าจอแสดงผลแอลซีดี เป็นการเตือนว่าระดับเลือดในเครื่องปอดเทียมนั้นลดต่ำลงกว่าค่าปกติที่อาจนำมาสู่อันตรายต่อผู้ป่วยได้ เครื่องปอดเทียมยังมีลักษณะและยี่ห้อที่แตกต่างกันอีกด้วย เนื่องจากขึ้นอยู่กับลักษณะการใช้งานและประเภทของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดที่มีลักษณะแตกต่างกัน เช่น เด็กก็ ต้องใช้กับปอดเทียมของเด็กเท่านั้น โดยทั่วไปจะใช้ปอดเทียมยี่ห้อ QUADROX-I oxygenator และ

ในส่วนของผู้ใหญ่ โดยทั่วไปจะใช้ปอดเทียมยี่ห้อ CAPIOX® SX oxygenator, CAPIOX® FX oxygenator, CAPIOX® RX oxygenator, Dideco® oxygenator หรือ AFFINITY® NT oxygenators โดยจะขึ้นอยู่กับสรีระของแต่ละคน แต่ในโครงการนี้เราใช้เครื่องปอดเทียมยี่ห้อ QUADROX-I oxygenator และ CAPIOX® SX oxygenator ในการทดสอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม เนื่องจากมีพื้นผิวสัมผัสในการติดตั้งอุปกรณ์ค่อนข้างลำบากกว่าชนิดอื่น จึงทำให้เราทราบว่าตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมีความสามารถที่จะติดตั้งได้กับปอดเทียมที่มีรูปร่างยากที่จะติดตั้งอุปกรณ์ได้ และมีความจุมากถึง 3500 มิลลิลิตร ซึ่งจะทำให้ผู้ดำเนินโครงการทำการทดสอบความแม่นยำในการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมได้แม่นยำขึ้น



รูปที่ 2.1 แสดงเครื่องปอดเทียม ยี่ห้อ CAPIOX® SX oxygenator

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำเป็นต้องมีหน่วยควบคุมและประมวลผลในการทำงาน เพื่อให้ตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือดบนปอดเทียมได้ ดังนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จึงมีความสำคัญในการประมวลผลการควบคุมและพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั่นเอง

2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นอุปกรณ์ประมวลผลการทำงานตามคำสั่งที่ผู้ดำเนินโครงการต้องการจะพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมโดยใช้โปรแกรมอาดูโนสเก็ต (arduino sketch) ในออกแบบระบบการทำงาน ซึ่งในโครงการนี้ผู้ดำเนินโครงการเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU นั้น มีอุปกรณ์สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไอสแควร์ซีบีส (I²C Bus) และยูเอสเออาร์ที (USART) การติดต่อสื่อสารแบบเอสพีไอบีส (SPI Bus) พินดิจิทัล 14 พิน พินอนาล็อก 6 พิน และมีโครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยมีคุณสมบัติเป็นไปตามความต้องการของผู้ดำเนินโครงการที่จะพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

2.2.1 อุปกรณ์สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบยูเอสเออาร์ที (USART)

อุปกรณ์การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรม USART (Universal Synchronous and Asynchronous serial Receiver and Transmitter) เป็นตัวควบคุมการรับส่งข้อมูลแบบอนุกรมด้วยระบบซิงโครนัส (Synchronous) และ อะซิงโครนัส (Asynchronous) โดยเราจะกำหนดขาพอร์ตอนุกรมของไว้ที่ขาพอร์ต PD0 (RXD) ใช้ในการรับข้อมูลอนุกรมและขาพอร์ต PD1 (TXD) ใช้ในการส่งข้อมูลอนุกรม ซึ่ง USART แบ่งออกเป็น 3 ส่วนด้วยกัน ดังต่อไปนี้

1. ส่วนสร้างสัญญาณนาฬิกา (Clock Generator) เพื่อใช้ในการกำหนดอัตราบิตในการรับส่งข้อมูล โดยสามารถกำหนดได้ทั้งภายในและภายนอก ผ่านทางขา XCK (Transfer Clock) หรือ PD4 ของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU
2. ส่วนส่งข้อมูลอนุกรม (Transmitter) โดยส่งข้อมูลออกทางขาพอร์ต TxD หรือ PD1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU
3. ส่วนรับข้อมูลอนุกรม (Receiver) โดยการรับข้อมูลจากขาพอร์ต RxD หรือ PD0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU

ในส่วนของอุปกรณ์สื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมแบบยูเอสเออาร์ทีนั้น ผู้ดำเนินโครงการนำไปใช้ในการรับส่งข้อมูลระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส ในพินที่ PD6 และ PD7 กับไมโครคอนโทรลเลอร์ และการรับส่งข้อมูลของสวิทช์ปิดเสียงในพินที่ PD5 กับไมโครคอนโทรลเลอร์นั่นเอง ซึ่งการสื่อสารข้อมูลอนุกรมสำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ในโครงการนี้ยังมีการสื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไอสแควร์ซีบีสอีกด้วย

2.2.2 อุปกรณ์สื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไอสแควร์ซีบัส (I²C Bus)

ไอสแควร์ซีบัส ย่อมาจาก Inter-Integrate Circuit Bus เป็นการสื่อสารอนุกรมแบบซิงโครนัส เพื่อใช้ติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ภายนอก โดยใช้สายสัญญาณเพียง 2 เส้นเท่านั้น คือ สายข้อมูลอนุกรม SDA (Serial Data line) ซึ่งอยู่ในขา PC4 ของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU และสายสัญญาณนาฬิกาอนุกรม หรือ SCL (Serial Clock line) โดยใช้ในขา PC5 ของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ซึ่งในโครงการนี้ผู้ดำเนินโครงการใช้อุปกรณ์การสื่อสารข้อมูลอนุกรมแบบไอสแควร์ซีบัสร่วมกับหน้าจอบรรจุผลแอลซีดีเพื่อเป็นการลดจำนวนสายการใช้งานให้น้อยลง จะทำให้ผู้ดำเนินโครงการใช้งานได้ง่ายและสะดวกขึ้น

ทั้งนี้เราได้กล่าวถึงอุปกรณ์การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมทั้งแบบยูเอสอาร์ทีและไอสแควร์ซีบัสไปแล้วและยังจำเป็นต้องใช้การติดต่อสื่อสารแบบเอสพีไอบัส สำหรับการให้จังหวะในการส่งเสียงเตือนอีกด้วย

2.2.3 การติดต่อสื่อสารแบบเอสพีไอบัส (SPI Bus)

เอสพีไอบัส ย่อมาจาก Serial Peripheral Interface Bus เป็นรูปแบบหนึ่งของการสื่อสารข้อมูลระหว่างอุปกรณ์แบบดิจิทัลที่พบเห็นได้บ่อย ที่ใช้ใช้กับอุปกรณ์ได้มากกว่าสองขึ้นไปและนำมาต่อกันเป็นบัส เอสพีไอบัส ส่งและรับข้อมูลที่ละบิต (Bit Serial) และใช้สัญญาณนาฬิกาเป็นตัวกำหนดจังหวะการทำงาน ในโครงการเราเลือกประยุกต์ใช้กับพิน PB5 เพื่อนำมาเป็นเอาต์พุตของบัสเซอร์ในการส่งเสียงเตือนเป็นจังหวะให้กับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดนั่นเอง

จะเห็นได้ว่าโครงการนี้ใช้อุปกรณ์การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมทั้งแบบยูเอสอาร์ที ไอสแควร์ซีบัส และการติดต่อสื่อสารแบบเอสพีไอบัส เพื่อให้ทราบถึงรายละเอียดการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้มากขึ้น ดังนั้นจำเป็นต้องแสดงให้เห็นถึงโครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU

2.2.4 โครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU

ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU มีรูปแบบการทำงานของขาข้างแสดงในรูปที่ 2.2 และรายละเอียดการทำงานแต่ละขาของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU ดังตาราง 2.1 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR สถาปัตยกรรมแบบ RISC (Reduce

Instruction Set Computer) ซึ่งมีขาการทำงานทั้งหมด 28 ขา โดยแบ่งเป็น พอร์ตบี พอร์ตซี พอร์ตดี ในโครงงานนี้ผู้ดำเนินโครงงานใช้ พอร์ตดีและพอร์ตซีในการใช้งาน

(PCINT14/RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
(PCINT16/RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
(PCINT17/TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)
(PCINT18/INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)
(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)
(PCINT20/XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(PCINT6/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)
(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)
(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
(PCINT23/AIN1) PD7	13	16	PB2 (SS/OC1B/PCINT2)
(PCINT0/CLKO/ICP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)

รูปที่ 2.2 รูปแบบการทำงานของขาไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU

ตารางที่ 2.1 รายละเอียดการทำงานของขาของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU

ชื่อ	รายละเอียด	ขา
GND	ขากราวด์ต่อสายดิน	8,22
VCC	ไฟเลี้ยง 1.8 โวลต์ ถึง 5.5 โวลต์	7
Port B(PB 7:0) XTAL1/XTAL 2/TOSC1/TOS C2	- เป็นพอร์ต 2 ทิศทางขนาด 8 บิตโดยสามารถกำหนดให้ขาของ แต่ละพอร์ตสามารถตั้งค่าให้ Pull up Resistor ได้ (ภายในเป็น อิสระแยกจากกันเพื่อตั้งแรงดันของลอจิก 1 ให้เท่ากับ 5 โวลต์) - สามารถใช้งานพิเศษตามความต้องการของ ATmega328 โดย ขึ้นอยู่กับค่าสัญญาณนาฬิกาที่ขา PB6 ที่ใช้เป็นแรงดัน Oscillator และขาอินพุตของวงจรสัญญาณ Clock Oscillator	9,10,1 4-19
PC6/RESET	ขารีเซ็ต	1
Port D (PD7:0)	- เป็นพอร์ตสองทิศทางขนาด 8 บิตโดยสามารถกำหนดให้ขา ของแต่ละพอร์ตสามารถตั้งค่าให้ Pull up Resistor ได้ - สามารถใช้งานพิเศษตามความต้องการของ ATmega328P	1-6,11- 13

ตารางที่ 2.1 (ต่อ) รายละเอียดการทำงานขาของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU

ชื่อ	รายละเอียด	ขา
AVCC	ให้อาหารไฟให้กับวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลมักจะต่อเข้ากับขา VCC	20
AREF	แรงดันอ้างอิงที่ใช้ในงานในส่วนของวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลมักต่อกับ VCC	21
ADC7:6 (TQFP and QFN/ MLF Package Only)	ขากำลังงานใช้แปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล	23-28
Port C (PC5:0)	- เป็นพอร์ตสองทิศทางขนาด 8 บิต โดยสามารถกำหนดให้ขาของแต่ละพอร์ตสามารถตั้งค่าให้ Pull up Resistor ได้ - สามารถใช้งานพิเศษตามความต้องการของ ATmega328P	23-28

ในการออกแบบการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโนเป็นส่วนสำคัญ เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU จำเป็นต้องอาศัยโปรแกรมภาษาซีของอาดูโนในการกำหนดคำสั่งที่ผู้ดำเนินโครงการต้องการให้เป็นไปในทิศทางของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั่นเอง

2.3 การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโน (Arduino)

การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโนนั้น เป็นส่วนที่ผู้ดำเนินโครงการใช้ในการพัฒนาและควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมให้ตรวจวัดระดับเลือดในปอดเทียมได้ โดยใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในการรับค่าและส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการประมวลผล ซึ่งจะใช้ภาษาซีในการกำหนดฟังก์ชันที่เราต้องการหรือกล่าวได้ว่าเป็นการควบคุมการทำงานนั่นเอง ดังนั้นในการพัฒนาภาษาซีต้องเข้าใจถึงโครงสร้างและการทำงานในแต่ละฟังก์ชันเพื่อให้ทราบว่าในแต่ละฟังก์ชันนั้นทำงานอย่างไร โดยโครงสร้าง

การเขียนโปรแกรมของอาคูโนนั้น ทุกๆ โปรแกรมจะต้อง ประกอบไปด้วยฟังก์ชันจำนวนเท่าใดก็ได้ แต่อย่างน้อยที่สุดต้องมีฟังก์ชัน จำนวน 2 ฟังก์ชัน คือ setup() และ loop() โครงสร้างพื้นฐานของภาษาซีที่ใช้กับอาคูโนนั้น จะประกอบไปด้วย 3 ส่วนใหญ่ๆด้วยกัน คือ

1) Header ในส่วนนี้จะมีหรือไม่มีก็ได้ถ้ามีต้องกำหนดในส่วนเริ่มต้นของโปรแกรม ซึ่งส่วนของ Header ได้แก่ ส่วนที่เป็น Compiler Directive ต่างๆ รวมไปถึงส่วนของการประกาศตัวแปร และค่าคงที่ต่างๆ ที่จะใช้ในโปรแกรม

2) Setup() ในส่วนนี้เป็นฟังก์ชันบังคับที่ต้องกำหนดใหม่ในทุกๆ โปรแกรมใช้เป็นตัวกำหนดขอบเขตของฟังก์ชัน โดยฟังก์ชันนี้จะใช้สำหรับป้อนคำสั่งในส่วนที่ต้องการให้โปรแกรมทำงานเพียงรอบเดียวตอนเริ่มต้นทำงานของโปรแกรมครั้งแรกเท่านั้น ซึ่งได้แก่คำสั่งเกี่ยวกับการ Setup ค่าการทำงานต่างๆ เช่นในโครงงานนี้จะใช้การกำหนดหน้าที่การใช้งานของ PinMode และการกำหนดค่า Baudrate สำหรับใช้งานพอร์ตสื่อสารอนุกรม เป็นต้น

3) Loop() เป็นส่วนฟังก์ชันบังคับที่ต้องกำหนดใหม่ในทุกๆ โปรแกรมเช่นเดียวกับฟังก์ชัน setup() โดยฟังก์ชัน loop() นี้จะใช้บรรจุคำสั่งที่ต้องการให้โปรแกรมทำงานเป็นวงรอบซ้ำๆกันไปไม่รู้จบ

ในการออกแบบและควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องมีตัวรับค่าจากสารน้ำทดแทนเลือดเพื่อเป็นตัวตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือดว่ามีค่าเพิ่มหรือลดระดับไปมาอย่างน้อยแค่ไหนตามวัตถุประสงค์ของโครงงาน ดังนั้นผู้ดำเนินโครงงานจึงเลือกใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในการตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือดนั่นเอง

2.4 ตัวรับรู้ระดับของเหลว

ตัวรับรู้ระดับของเหลวมีมากมายหลากหลายชนิด แต่ละชนิดก็จะมีคุณสมบัติที่ต่างกันไป แต่การจะเลือกนำมาใช้นั้นจะต้องคำนึงถึง

- 1) มีความไวต่อคุณสมบัติที่จะวัด
- 2) มีความไวต่อคุณสมบัติอื่นที่อาจจะเกิดขึ้นในการประยุกต์ใช้
- 3) ไม่ได้มีอิทธิพลต่อคุณสมบัติที่ถูกวัด

ในโครงงานนี้ผู้ดำเนินโครงงานได้เลือกใช้ตัวรับรู้ระดับแบบไม่สัมผัสของเหลวซึ่งในที่นี้จะต้องทราบถึงหลักการทำงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและสมบัติการสะท้อนของคลื่น เพื่อความเข้าใจในหลักการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส อีกทั้งโครงสร้างในการทำงานและเงื่อนไขการทำงาน

2.4.1 หลักการของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดจากการรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าโดยการทำให้สนามไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อสนามไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงจะเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็ก หรือถ้าสนามแม่เหล็กมีการเปลี่ยนแปลงก็จะเหนี่ยวนำให้เกิดสนามไฟฟ้า คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ เช่น เมื่อวัตถุมีความร้อนอนุภาคมีประจุเคลื่อนที่ด้วยความเร็วหรือความหน่วง เป็นต้น นอกจากหลักการของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสยังต้องอาศัยสมบัติการสะท้อนของคลื่นในการทำงาน

2.4.2 สมบัติการสะท้อนของคลื่น

การสะท้อนของคลื่นเป็นปรากฏการณ์ที่สำคัญประการหนึ่งของคลื่น ถือได้ว่าเป็นสมบัติของคลื่นอย่างหนึ่ง จะเกิดขึ้นเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ไปพบสิ่งกีดขวางหรือเปลี่ยนตัวกลางในการเคลื่อนที่ โดยคลื่นที่เคลื่อนที่ไปกระทบสิ่งกีดขวางเรียกว่าคลื่นตกกระทบและคลื่นที่สะท้อนออกมาเรียกว่าคลื่นสะท้อน การสะท้อนของคลื่นต้องเป็นไปตามกฎการสะท้อนของคลื่นดังนี้

กฎการสะท้อนคลื่น

- 1) มุมตกกระทบเท่ากับมุมสะท้อนเสมอ
- 2) รังสีตกกระทบ เส้นปกติ รังสีสะท้อน อยู่ในระนาบเดียวกัน

เมื่อผู้ดำเนิน โครงการทราบทั้งหลักการทำงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและสมบัติการสะท้อนของคลื่นแล้วทำให้เรามีความเข้าใจในการออกแบบรวมถึงเข้าใจหลักการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

2.4.3 หลักการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

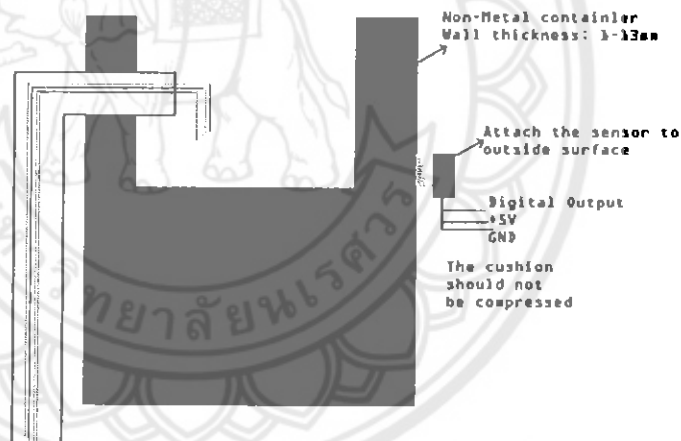
ตัวรับรู้จะรับกระแสไฟตรง 5 โวลต์ จากแหล่งจ่ายพลังงานจากนั้นภายในตัวรับรู้จะเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าให้เกิดเป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตามหลักการและทฤษฎีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแผ่ออกไปกระทบกับของเหลวก็จะเกิดการสะท้อนกลับตัวรับรู้แล้วประมวลผลและส่งสัญญาณดิจิทัลผ่านสายนำส่งข้อมูลไปยัง ไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้แสดงผลต่อไป เมื่อทราบถึงหลักการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมไม่เพียงแต่จะต้องเข้าใจหลักการการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลว ผู้ดำเนินโครงการต้องทราบถึงโครงสร้างและเงื่อนไขการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสอีกด้วย

2.4.4 โครงสร้างและเงื่อนไขการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสมีขนาดที่กะทัดรัด น้ำหนักเบาและใช้งานง่าย ซึ่งประกอบไปด้วยขาใช้งานทั้งหมด 3 ขาค้างที่แสดงในรูปที่ 2.3

- 1) สีเขียว ขาข้อมูล (Data)
- 2) สีแดง ขาไฟเลี้ยง 5 โวลต์ (VCC)
- 3) สีดำ ขากราวด์ (GND)



รูปที่ 2.3 โครงสร้างและการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

สิ่งสำคัญอีกหนึ่งอย่างที่คุณดำเนินโครงการจะต้องทราบในการออกแบบนั่นก็คือเงื่อนไขการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสซึ่งมีเงื่อนไขการทำงานดังนี้

เงื่อนไขการทำงาน

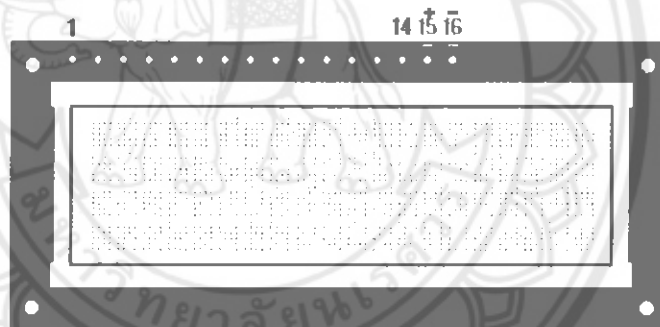
- 1) ภาชนะที่ไม่มีของเหลวอยู่ ตัวรับรู้จะปล่อยไฟฟ้า 5 โวลต์ซึ่งเป็นสัญญาณ ดิจิตอลไปยังหน่วยควบคุมเพื่อให้เกิดการเตือน

2) ภาวะที่มีขของเหลวอยู่ตัวรับรู้อจะไม่ปล่อยสัญญาณไฟฟ้าไปยังหน่วยควบคุม ทำให้ไม่เกิดการเตือน

การออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นนอกจากจะใช้ตัวรับรู้อระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสเพื่อเป็นตัวตรวจวัดระดับเลือดแล้วนั้น ยังต้องมีการแสดงผลผ่านหน้าจอแอลซีดี ซึ่งการทำงานของหน้าจอแอลซีดีจะแสดงอยู่ในหัวข้อถัดไป

2.5 หน้าจอแสดงผลแอลซีดี (Liquid Crystal Display: LCD)

หน้าจอแสดงผลแบบแอลซีดีมีลักษณะดังรูปที่ 2.4 เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้หลักการกระจายตัวและหักเหของแสงสำหรับแสดงข้อความตัวเลขหรือตัวอักษร ผู้ดำเนินโครงการได้เลือกใช้แบบ 4 บรรทัด จำนวน 20 ตำแหน่งต่อบรรทัด โดยทั่วไปจอแสดงผลแอลซีดีมักนิยมใช้ในการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อแสดงข้อมูลแบบบิต



รูปที่ 2.4 หน้าจอแสดงผลแอลซีดีขนาด 20x4

ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงตำแหน่งของขาและหน้าที่การใช้งานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดี

ขา	สัญลักษณ์	รายละเอียด	ระดับ	หน้าที่	
1	VSS	กราวด์	-	0 โวลต์	กราวด์
2	VDD	Power Supply	-	5 โวลต์	ต่อกับแรงดันไฟเลี้ยง 5 โวลต์
3	VO	LCD Control	-	-	ต่อกับแรงดันเพื่อปรับความเข้มของการแสดงผล

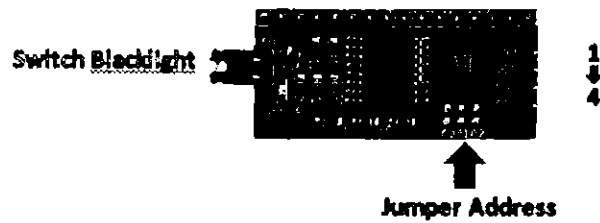
ตารางที่ 2.2 (ต่อ) ตารางแสดงตำแหน่งของขาและหน้าที่การใช้งานของหน้าจอบอกแสดงผลแอลซีดี

ขา	สัญลักษณ์	รายละเอียด	ระดับ	หน้าที่
4	RS	Register Select	H/L	RS = 0 หมายถึงต้องการติดต่อกับ รีจิสเตอร์คำสั่ง (Instruction Register) RS = 1 หมายถึงต้องการติดต่อกับ รีจิสเตอร์ข้อมูล (Data Register)
5	R/W	Read/Write	H/L	R/W = 0 หมายถึงต้องการเขียนข้อมูล ไปยังแอลซีดี R/W = 1 หมายถึงต้องการอ่านข้อมูล จากแอลซีดี
6	E	Enable	H, H->L	Enable Signal
7 - 14	DB0-DB7	Data Bus	H/L	Data Bus Line
15	A	Back Light A	-	Back Light 5 โวลต์ (สำหรับรุ่นที่มี Back Light)
16	K	Back Light K	-	Back Light 0 โวลต์ (สำหรับรุ่นที่มี Back Light)

เพื่อความสะดวกในการต่อวงจร จึงจำเป็นต้องใช้ไอสแควร์ซี อินเทอร์เฟส โมดูลเป็นตัวเชื่อมต่อระหว่างแอลซีดีและวงจรอาคูโน โดยไอสแควร์ซีอินเทอร์เฟส โมดูลมีหลักการทำงานดังนี้

2.5.1 การทำงานไอสแควร์ซีโมดูล (I²C module)

ในโครงการนี้ ได้เลือกใช้โมดูลที่ใช้ไอซี PCF8574 มีลักษณะดังรูปที่ 2.5 และตารางแสดงตำแหน่งขาสัญญาณของไอสแควร์ซี โมดูลดังตารางที่ 2.3 ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวรับส่งข้อมูลผ่าน บัสไอสแควร์ซีและมีขา 16 ขา สำหรับนำไปต่อกับ โมดูลหน้าจอบอกแสดงผลแอลซีดีนั้นนอกจากนี้ยังมี วงจรปรับแรงดันด้วยทริมพอท (trimpot) เพื่อให้ปรับความเข้มของตัวอักษรที่ปรากฏบนหน้าจอบอกแสดงผลแอลซีดี



รูปที่ 2.5 แสดง ไอสแควร์ซีโมดูล

ตารางที่ 2.3 แสดงขาสัญญาณของไอสแควร์ซีโมดูลคอนเนกเตอร์แบบตัวผู้ 4 ขา

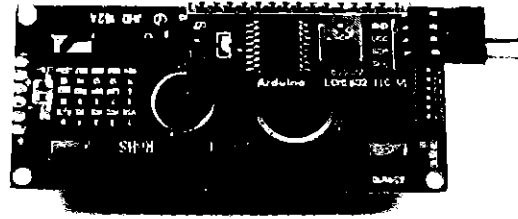
ขา	หน้าที่
GND	เป็นกราวด์ของวงจร
VCC	ใช้ป้อนแรงดันไฟเลี้ยง 5 โวลต์ (4.5 โวลต์ ถึง 5.5 โวลต์)
SDA	ขาสัญญาณ serial data สำหรับ ไอสแควร์ซี (SDA = อาดูโน ยูโน A4 Pin)
SCL	ขาสัญญาณ serial clock สำหรับ ไอสแควร์ซี (SCL = อาดูโน ยูโน A5 Pin)

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมผู้ดำเนินโครงการานได้เลือกใช้หน้าจอแสดงผลแอลซีดีที่ทำงานร่วมกับไอสแควร์ซีบัส เพื่อลดจำนวนขาใช้งานและสะดวกในการเชื่อมต่อกับบอร์ดอาดูโน

2.5.2 หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส

หน้าจอแสดงผลแอลซีดีที่มีการเชื่อมต่อแบบไอสแควร์ซีบัสหรือเรียกอีกอย่างว่าการเชื่อมต่อแบบอนุกรมจะเป็นหน้าจอแสดงผลแอลซีดีธรรมดาทั่วไปที่มาพร้อมกับบอร์ดไอสแควร์ซีบัส ที่ทำให้การใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้นและยังมาพร้อมกับ VR สำหรับปรับความเข้มของจอในรูปแบบบัสไอสแควร์ซีบัสจะใช้ขาในการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์เพียง 4 ขา (แบบขนานใช้ 16 ขา) ซึ่งทำให้ใช้งานได้ง่ายและสะดวกมากยิ่งขึ้น

ในโครงการานนี้เราจะเลือกใช้งาน โมดูลหน้าจอแสดงผลแอลซีดีผ่านบัสไอสแควร์ซีบัส โดยใช้ไอซี PCF8574 เพื่อลดจำนวนสายสัญญาณที่ต้องใช้ โดยใช้หน้าจอแสดงผลแอลซีดีขนาด 20x4 (แสดงข้อความ 4 บรรทัด 20 อักขร) ดังแสดงดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบ ไอสแควร์ซีบีเอส ขนาด 20x4

หลักการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ ไอสแควร์ซีบีเอส โมดูลกับหน้าจอแสดงผลแอลซีดี การเชื่อมต่อขาสัญญาณของ ไอสแควร์ซีบีเอส โมดูล มีทั้งหมด 16 ขาในแถวเดียวกันกับหน้าจอแสดงผลแอลซีดีเรียงตามลำดับดังนี้

- | | |
|----------|--|
| ขาที่ 1 | เป็นขากราวด์สำหรับลอจิก (อยู่ด้านเดียวกับ 4-pin header) ต่อกับพิน 1 กราวด์ของแอลซีดี |
| ขาที่ 2 | เป็นขาแรงดันไฟเลี้ยง (4.5 โวลต์ ถึง 5.5 โวลต์) สำหรับลอจิก ต่อกับพิน 2 ไฟเลี้ยงของแอลซีดี |
| ขาที่ 3 | นำไปต่อกับวงจรปรับระดับแรงดันได้ สำหรับปรับความเข้มของตัวอักษรต่อกับพิน 3 (VEE) ของแอลซีดี |
| ขาที่ 4 | มาจากขา P0 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 4 (RS or Register Select) ของแอลซีดี |
| ขาที่ 5 | มาจากขา P1 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 5 (RW or Read not Write) ของแอลซีดี |
| ขาที่ 6 | มาจากขา P2 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 6 (EN or Enable) ของ แอลซีดี |
| ขาที่ 7 | ต่อกับ พิน 7 (DB0 or Data Bit 0) ของแอลซีดี -- ไม่ได้ใช้งาน |
| ขาที่ 8 | ต่อกับ พิน 8 (DB1 or Data Bit 1) ของแอลซีดี -- ไม่ได้ใช้งาน |
| ขาที่ 9 | ต่อกับ พิน 9 (DB2 or Data Bit 2) ของแอลซีดี -- ไม่ได้ใช้งาน |
| ขาที่ 10 | ต่อกับ พิน 10 (DB3 or Data Bit 3) ของแอลซีดี -- ไม่ได้ใช้งาน |
| ขาที่ 11 | มาจากขา P4 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 12 (DB4 or Data Bit 4) ของแอลซีดี |

- ขาที่ 12 มาจากขา P5 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 13 (DB5 or Data Bit 5) ของ แอลซีดี
- ขาที่ 13 มาจากขา P6 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 14 (DB6 or Data Bit 6) ของ แอลซีดี
- ขาที่ 14 มาจากขา P7 ของ PCF8574 และต่อกับพิน 15 (DB7 or Data Bit 7) ของ แอลซีดี
- ขาที่ 15 แอลซีดีบวก เป็นขาไฟเลี้ยง สำหรับแอลซีดี backlight (ต่อผ่าน 5 โวลต์ ผ่าน Jumper)
- ขาที่ 16 แอลซีดีลบ เป็นขากราวด์ สำหรับแอลซีดี backlight (ใช้ขา P3 ของ PCF8574 ควมคุมเปิด-ปิดกระแส)

นอกจากตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสจะต้องทำงานร่วมกับเอาดูโนและหน้าจอ แอลซีดีแล้ว ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมยังจำเป็นต้องทำงาน ร่วมกับบัสเซอร์เพื่อเป็นเสียงเตือน ซึ่งเสียงเตือนนั้นมีความสำคัญเป็นอย่างมากในเครื่องตรวจสอบ ระดับเลือดในปอดเทียมและมีหลักการทำงานดังแสดงในหัวข้อถัดไป

2.6 บัสเซอร์ (Buzzer)

บัสเซอร์คือลำโพงที่มีวงจรกำเนิดความถี่อยู่ในตัว เมื่อป้อนแรงดันเข้าไป จึงสามารถ ทำให้กำเนิดเสียงออกมา สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด ดังนี้

1. พาสซีฟบัสเซอร์ (Passive Buzzer) คือชนิดที่ต้องใช้วงจรกำเนิดคลื่นออสซิลเลเตอร์ (oscillator)
2. แอกทีฟบัสเซอร์ (Active Buzzer) คือชนิดที่มีวงจรกำเนิดคลื่นออสซิลเลเตอร์ อยู่ภายใน ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงโทนเสียงได้ มีราคาแพงกว่าและอาจเสีง่ายกว่า เพียงแค่ต่อไฟกระแสตรงก็ จะมีเสียงออกมาทันที

โดยการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนี้เราใช้บัสเซอร์ชนิดแอกทีฟบัสเซอร์ เนื่องจากมีการทำงานที่ง่าย ในส่วนต่อไปเราต้องทราบถึงหลักการทำงานบัสเซอร์เพื่อนำไปวิเคราะห์ว่าโครงการนี้เหมาะกับบัสเซอร์หรือไม่

2.6.1 หลักการทำงานของบัทเชอร์

บัทเชอร์ เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าที่นำแรงของแม่เหล็กไฟฟ้ามาดึงดูดให้แกนอามาเจอร์ (Armature) เคลื่อนที่มาเกาะกับกระดิ่งทำให้เกิดเสียงดังได้ โครงสร้างภายในประกอบด้วยแท่งเหล็กรูปตัวยู (U-Shaped) พันขดลวดรอบๆแท่งเหล็กนี้ต่ออนุกรมกับหน้าสัมผัสซึ่งเปิดปิดได้โดยการเคลื่อนที่ของแกนอามาเจอร์การใช้งานต้องต่อกระดิ่งไฟฟ้าอนุกรมกับสวิตช์กดปุ่ม (Push Button) และแหล่งจ่ายไฟฟ้า เช่น แบตเตอรี่ เมื่อกดสวิตช์กระแสไฟฟ้าจะผ่านหน้าสัมผัสและขดลวด ทำให้เกิดการดึงดูดอามาเจอร์ให้เคลื่อนที่มาเกาะกระดิ่งทำให้เกิดเสียงดัง ในขณะที่อามาเจอร์เคลื่อนที่ก็จะตัดวงจรไฟฟ้าออกไปด้วย ดังนั้นเมื่อแกนอามาเจอร์เกาะกระดิ่ง แล้วก็จะคิดไปตำแหน่งเดิมทันที และต่อวงจรไฟฟ้าอีกครั้ง เมื่อใดที่ปล่อยมือจากสวิตช์กระบวนกรที่เกิดขึ้นก็จะหยุดลง ในที่นี้เพื่อความสะดวกต่อการใช้งานผู้ดำเนินโครงการจึงเลือกใช้โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟที่มีวงจรกำเนิดคลื่นออสซิลเลเตอร์อยู่ภายในซึ่งโมดูลบัทเชอร์มีหลักการทำงานดังนี้

2.6.2 โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟ (Active buzzer module)

โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟ เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่งที่ใช้ในการกำเนิดเสียงโดยใช้ไฟเลี้ยง 3.3 โวลต์ ถึง 5 โวลต์มีขนาดเล็กใช้งานง่ายโดยการจ่ายไฟ เข้าไปที่ ขาอินพุต/เอาต์พุต และโมดูลนี้ยังมีทรานซิสเตอร์หมายเลข 9012 เป็นตัวช่วยในการขยายสัญญาณจึงมีความดังเป็นพิเศษและมีขนาดกระทัดรัด ผู้ดำเนินโครงการจึงเลือก โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟนี้มาใช้เป็นเสียงเตือนให้กับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม นอกจากหลักการทำงานของโมดูลบัทเชอร์แอกทีฟแล้วในการออกแบบจำเป็นต้องทราบถึงขาการทำงานของโมดูลบัทเชอร์แอกทีฟเพื่อทำให้ทราบถึงการใช้งานได้อย่างสะดวกและรวดเร็วอีกด้วย

2.6.3 การทำงานของขาสัญญาณของโมดูลบัทเชอร์แอกทีฟ

การทำงานของขาสัญญาณของ โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟประกอบไปด้วยขาใช้งาน 3 ขาคงรูปที่ 2.7 และรายละเอียดการทำงานของขาสัญญาณดังตารางที่ 2.4



รูปที่ 2.7 ขาสัญญาณของ โมดูลบัทเชอร์แอกทีฟ

ตารางที่ 2.4 แสดงการทำงานของขาสัญญาณของไมโครบัซเซอร์แอกทีฟ

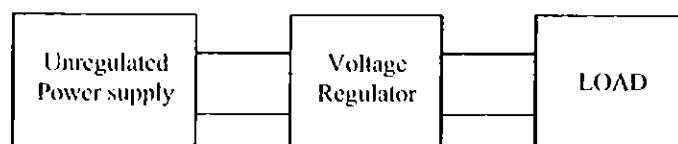
ขาที่	ชื่อ	คำอธิบาย
1	GND	กราวด์
2	I/O	อินพุต/เอาต์พุต
3	VCC	ไฟเลี้ยง

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม การออกแบบแรงดันนั้น ผู้ดำเนินโครงการจะต้องเลือกใช้วงจรปรับแรงดันเพื่อให้แหล่งจ่าย จ่ายแรงดันให้กับวงจรได้อย่างคงที่และทำให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดมีประสิทธิภาพในการทำงาน

2.7 วงจรรักษาระดับแรงดัน (Voltage Regulators)

วงจรรักษาระดับแรงดันเป็นวงจรที่ต่อระหว่างแหล่งจ่ายไฟตรงไม่คงค่ากับโหลดมีหน้าที่จ่ายไฟตรงให้กับ โหลดและสามารถรักษาแรงดันให้คงตัวโดยมีเงื่อนไขดังนี้คือ

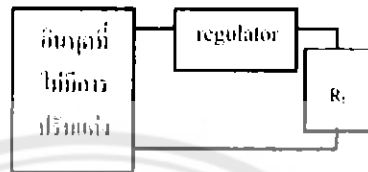
- 1) โหลดที่เปลี่ยนนั้นคือกระแสขาออกเปลี่ยนแปลง
- 2) แรงดันของแหล่งจ่ายไฟตรงไม่คงค่าเปลี่ยนแปลงทั้งนี้ รวมถึงระลอกคลื่นด้วย
- 3) อุณหภูมิของวงจรเปลี่ยนแปลง



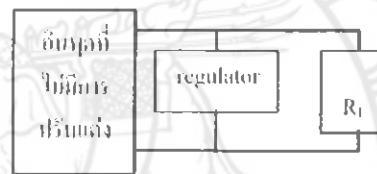
รูปที่ 2.8 แผนภาพของแหล่งจ่ายไฟตรงคงค่าแรงดัน

จากแผนภาพจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ออกมาจากเอาต์พุตของวงจรกรองแรงดันคือบลิ๊อคแรกในรูปที่ 2.8 ซึ่งยังไม่เรียบเท่าที่ควรยังมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นๆลงๆในลักษณะคล้ายสัญญาณฟันเลื่อย เพราะว่าตัวเก็บประจุจะเก็บและคายประจุอยู่ตลอดเวลาถ้าจะนำวงจรนี้ไปใช้งานเลยก็ได้แต่ต้องใช้กับงานที่ไม่ต้องการความละเอียดของแหล่งจ่ายไฟมากนักแต่ถ้าเป็นงานที่ ต้องการความ

ละเอียดของแหล่งจ่ายไฟวงจรนี้จะใช้งานไม่ได้ทางที่จะนำมาแก้ไขได้คือใช้วงจรรักษาระดับแรงดันซึ่งจะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณที่ไม่ราบเรียบอยู่นั้นให้เรียบจนเกือบเป็นไฟตรง 100 เปอร์เซ็นต์ การสร้างวงจรรักษาระดับแรงดันจะมีอยู่ 2 ลักษณะคือการสร้างแบบอนุกรมกับโหลดและแบบขนานกับโหลด ดังรูปที่ 2.9 และ 2.10 โดยใช้ซีเนอร์ไดโอดทรานซิสเตอร์และไอซี



รูปที่ 2.9 วงจรรักษาระดับแรงดันแบบอนุกรมกับโหลด



รูปที่ 2.10 วงจรรักษาระดับแรงดันแบบขนานกับโหลด

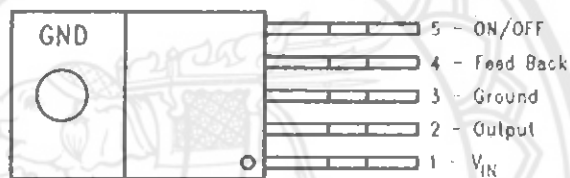
ในการออกแบบและพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมเราใช้ วงจรรักษาระดับแรงดันโดยใช้ไอซี เนื่องจากเป็นวงจรที่ออกแบบวงจรได้ง่าย ราคาถูก มีขนาดเล็ก และให้คุณภาพสูง ในการออกแบบวงจรรักษาระดับแรงดันโดยใช้ไอซีนั้นมีลักษณะต่างๆดังนี้ คือ วงจรรักษาระดับแรงดันใช้ไอซีหลายขา วงจรรักษาระดับแรงดันโดยใช้ไอซี 3 ขา แบบแรงดันเอาต์พุตคงที่บวกและลบและวงจรรักษาระดับแรงดันโดยใช้ไอซี 3 ขาแบบปรับค่าแรงดันเอาต์พุตได้ วงจรรักษาระดับแรงดันโดยใช้ไอซีจะได้สัญญาณแรงดันอินพุตมาจากวงจรเรกติไฟเออร์ที่ผ่านการกรองแรงดันมาแล้วโดยวงจรรักษาระดับแรงดันจะทำหน้าที่ปรับแต่งแรงดันให้เรียบขึ้นและรักษาระดับแรงดันให้คงที่ตลอดการใช้งาน

ในที่นี้ผู้ดำเนินโครงการจึงเลือกใช้ไมโครรักษาระดับแรงดัน LM2596S แบบสเตปดาวน์ (Step-down) เป็นวงจรรักษาระดับแรงดันใช้ไอซีหลายขา โดยต่ออนุกรมกับโหลดเนื่องจากตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสที่ผู้ดำเนินโครงการใช้ในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องจ่ายแรงดัน 5 โวลต์เท่านั้นถึงจะทำงานได้ ทั้งนี้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม จำเป็นต้องมีระยะเวลาในการใช้งานนานกว่า 12 ชั่วโมง ผู้จัดทำจึงเลือกใช้แบตเตอรี่ที่มีขนาด

แรงดัน 12 โวลต์ และโมดูลเรกูเรเตอร์ LM2596S แบบสเตปลาวนัมาเป็นตัวแปลงแรงดันจากแบตเตอรี่ 12 โวลต์ให้เป็น 5 โวลต์ ซึ่งเราได้แสดงจากการทำงานและส่วนประกอบของวงจรรักษาแรงดันแรงดันเพื่อให้ทราบถึงหน้าและการทำงานของวงจรรักษาแรงดันที่ใช้ในการประกอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

2.7.1 ขาการทำงานของของไอซีหมายเลข LM2596S

วงจรรักษาแรงดันในโครงงานนี้ ผู้ดำเนินโครงงานใช้วงจรรักษาแรงดันแบบใช้ไอซีหลายขา โดยจากการทำงานของไอซีหมายเลข LM2596S มีลักษณะดังรูปที่ 2.11 และตารางแสดงจากการทำงาน ตารางที่ 2.5

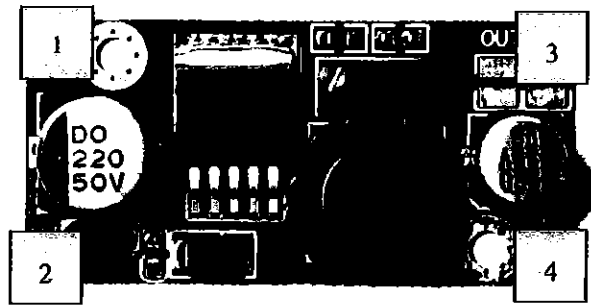


รูปที่ 2.11 แสดงขาใช้งานของไอซีหมายเลข LM2596S

ตารางที่ 2.5 แสดงจากการทำงานของไอซีหมายเลข LM2596S

ขาที่	รายละเอียด
ขาที่ 1	แรงดันอินพุต
ขาที่ 2	เอาต์พุต
ขาที่ 3	กราวด์
ขาที่ 4	ป้อนข้อมูลให้กับอุปกรณ์ควบคุมแบบอัตโนมัติ
ขาที่ 5	เปิด/ปิด

ในโครงงานนี้เราใช้โมดูลรักษาแรงดันแรงดันเพื่อการใช้งานที่ง่ายขึ้น เนื่องจากโมดูลรักษาแรงดันมีขนาดกระทัดรัด ซึ่งเป็นไปตามความต้องการของผู้ดำเนินโครงงาน ดังนั้นการทำงานของโมดูลรักษาแรงดันจึงจำเป็นต้องอธิบายไว้ ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ขาการทำงานของโมดูลรักษาระดับแรงดัน

โมดูลรักษาระดับแรงดันมีขาการทำงานดังนี้

หมายเลข 1 คือ อินพุตขั้วบวก

หมายเลข 2 คือ อินพุตขั้วลบ

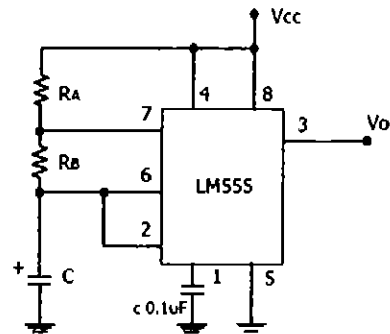
หมายเลข 3 คือ เอาต์พุตขั้วบวก

หมายเลข 4 คือ เอาต์พุตขั้วลบ

สำหรับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมเมื่อเราเลือกใช้โมดูลบัชเชอร์เราจำเป็นต้องใช้วงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์โดยใช้ไอซีหมายเลข 555 เพราะในปอดเทียมจำเป็นต้องมีฟังก์ชันการทำงานของเสียงเตือนเป็นระยะๆ

2.8 วงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 (Astable Multivibrator)

อะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์โดยใช้ไอซีหมายเลข 555 แบบไม่เสถียร เป็นวงจรที่ทำงานได้ด้วยตัวเองทำหน้าที่คล้ายกับวงจรกำเนิดความถี่ โดยที่ตัวเองสามารถทำงานและหยุดทำงานสลับกันไปมาตลอดเวลา วงจรกำเนิดสัญญาณ โดยใช้ไอซีหมายเลข 555 หรือวงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์นั้น การทำงานของวงจรต้องใช้ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุต่อร่วมกับไอซีหมายเลข 555 เล็กน้อยเช่นกัน ลักษณะการต่อวงจรตัวต้านทานและตัวเก็บประจุแตกต่างไปจากวงจรตั้งเวลาเพราะวงจรทำหน้าที่คล้ายวงจรกำเนิดความถี่ โดยที่ตัววงจรเองสามารถทำงานและหยุดทำงานได้ด้วยตัวเอง การทำงานจะสลับกันไปมาตลอดเวลา วงจรทำงานไม่จำเป็นต้องมีสัญญาณป้อนเข้ามากระตุ้นวงจรกำเนิดสัญญาณใช้ไอซีหมายเลข 555



รูปที่ 2.13 แสดงวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์โดยใช้ไอซีหมายเลข 555

ในที่นี้ผู้ดำเนินโครงการเลือกวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 เพราะในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำเป็นต้องมีฟังก์ชันการทำงานของเสียงเตือนเป็นระยะๆเมื่อสารน้ำทดแทนเลือดในเครื่องปอดเทียมใกล้จะหมดหรือระดับสารน้ำทดแทนเลือดต่ำกว่าตัวรับรู้ตัวล่างที่เราได้ทำการติดตั้งไว้ ดังนั้นวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์จึงจำเป็นในการให้เสียงเตือนทำงานเป็นระยะ ติด-ดับ สลับกันอย่างต่อเนื่อง โดยการต่อวงจรดังแสดงในรูปที่ 2.13 และมีหลักการทำงานดังนี้

2.8.1 หลักการทำงานของวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555

ใช้หลักการเก็บประจุและคายประจุของคาปาซิเตอร์ โดยจะทำการเก็บประจุผ่าน R_A , R_B และจะคายประจุผ่าน R_B และ T_r ภายในลงกราวด์

- 1) ขณะที่คาปาซิเตอร์เก็บประจุจนถึงระดับแรงดัน $2/3V_{CC}$ ขณะนั้นแรงดันของ $V_O = V_{CC}$
- 2) ขณะที่คาปาซิเตอร์คายประจุออกเกิดแรงดันตกคร่อมมีช่วงจาก $2/3V_{CC}$ ถึง $V_{CC}/3$ ขณะนั้นแรงดันของ $V_O = 0$ โวลต์

วงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์มีไอซีที่สำคัญคือไอซีหมายเลข 555 โดยไอซีหมายเลข 555 มีขบวนการใช้งานดังนี้

2.8.2 การทำงานตำแหน่งขาของไอซีหมายเลข 555

วงจรอะสเตเบิลมีไอซีหลักของวงจร คือ ไอซีหมายเลข 555 โดยขาของไอซีแต่ละขา มีหน้าที่ดังต่อไปนี้

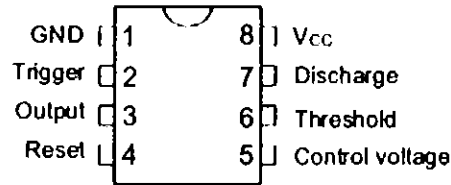
1719 4936

พ
ก/แมก
2557



สำนักหอสมุด

10 ต.ค. 2560



รูปที่ 2.14 ตำแหน่งขาไอซีหมายเลข 555

ตารางที่ 2.6 ตารางแสดงส่วนประกอบของไอซีหมายเลข 555

ขา	ชื่อ	หน้าที่
1	GND	กราวด์ หรือ คอมมอนส์
2	TR	พัลส์สั้นกระตุ้นทริกเกอร์เพื่อเริ่มนับเวลา
3	Q	ช่วงการนับเวลา เอาต์พุตจะอยู่ที่ VCC
4	R	ช่วงเวลานับ อาจหยุด โดยการใช้พัลส์รีเซ็ต
5	CV	แรงดันควบคุมยอมให้เข้าถึงตัวหารแรงดันภายใน (2/3 VCC)
6	THR	เทรชโฮลด์ที่จุดช่วงเวลานับ
7	DIS	เชื่อมต่อกับคาปาซิเตอร์ตัวหนึ่ง ซึ่งเวลาคายประจุของมันจะมีผลต่อช่วงเวลาการนับ
8	VCC	แรงดันจ่ายไฟบวก ซึ่งต้องอยู่ในช่วง 5 โวลต์ ถึง 15 โวลต์

เพื่อให้การออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมีขนาดเล็กและมีการใช้งานที่ยาวนาน โดยไม่ต้องใช้สายไฟให้ยุ่งยาก ผู้ดำเนินโครงการจึงต้องเลือกใช้แบตเตอรี่เป็นตัวยางแรงดันและกระแสไฟฟ้าให้กับวงจร

2.9 แบตเตอรี่

แบตเตอรี่แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ ดังนี้

1) แบตเตอรี่ใช้แล้วทิ้งเรียกอีกอย่างว่า เซลล์ปฐมภูมิ สามารถใช้ได้เพียงครั้งเดียว เนื่องจากไฟฟ้าที่ได้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของสารเคมีเมื่อสารเคมีเปลี่ยนแปลงหมด ไฟฟ้าก็จะ

หมดจากแบตเตอรี่ แบตเตอรี่เหล่านี้เหมาะสำหรับใช้ในอุปกรณ์ขนาดเล็กและสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก ใช้ไฟน้อยหรือในที่ที่ห่างไกลจากพลังงานไฟฟ้ากระแสสลับ

2) แบตเตอรี่ชนิดประจุไฟฟ้าใหม่ได้หรือ เซลล์ทุติยภูมิ สามารถประจุไฟฟ้าใหม่ได้ หลังจากไฟหมดเนื่องจากสารเคมีที่ใช้ทำแบตเตอรี่ชนิดนี้สามารถทำให้กลับไปอยู่ในสภาพเดิมได้ โดยการประจุไฟฟ้าเข้าไปใหม่ซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้จัดไฟนี้เรียกว่า ชาร์จเจอร์ หรือ รีชาร์จเจอร์

แบตเตอรี่ที่ผู้ดำเนินโครงการทำเลือกใช้คือ แบตเตอรี่ 18650 ลิเทียม-ไอออน (Li-ion) ขนาด 12 โวลต์ 6000 มิลลิแอมป์/ชั่วโมง ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน เป็นแบตเตอรี่ที่มีน้ำหนักเบา ขนาดกระทัดรัด และไม่ต้องดูแลรักษามากนัก ใช้งานง่าย มีความหนาแน่นของพลังงานสูง และที่สำคัญราคาถูกกว่าแบตเตอรี่ประเภทลิเทียม-โพลีเมอร์ (Li-Po) ซึ่งถูกต้องตามวัตถุประสงค์ของผู้ดำเนินโครงการ เราจึงเลือกใช้ลิเทียม-ไอออน มาใช้เป็นแหล่งจ่ายกระแสไฟ (Power supply) ให้กับวงจรภายในของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม



รูปที่ 2.15 ลักษณะของแบตเตอรี่ ลิเทียม-ไอออน (Li-ion)

เมื่อผู้ดำเนินโครงการออกแบบและเลือกความจุของแบตเตอรี่ที่จะนำมาใช้งานในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ผู้ดำเนินโครงการจะต้องทราบถึงข้อจำกัดพร้อมข้อดีในการใช้งานของแบตเตอรี่ด้วย

2.9.1 ข้อจำกัดการใช้งานของแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน (Li-ion)

- 1) พยายามหลีกเลี่ยงการใช้แบตเตอรี่จนหมดแล้วค่อยชาร์จ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอัตราการคายประจุในอัตราที่สูง (ใช้ไฟเยอะในเวลาอันสั้น) ซึ่งจะทำให้แบตเตอรี่เสื่อมเร็ว
- 2) แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน 18650 ความร้อนมีผลต่อการเสื่อมมากกว่ารูปแบบการชาร์จไฟ ดังนั้นพยายามดูแลอย่าให้แบตเตอรี่ร้อน
- 3) เก็บแบตเตอรี่ไว้ในที่เย็น ห้ามตากแดด
- 4) ถ้าจำเป็นจะต้องเก็บแบตเตอรี่ไว้เป็นเวลานาน โดยไม่ได้ใช้งานให้ชาร์จไฟไว้ที่ 40 เปอร์เซ็นต์ของความจุแล้วเก็บไว้ในที่เย็น จะช่วยยืดอายุการใช้งานได้
- 5) ไม่ควรซื้อแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน 18650 มาเก็บไว้เพื่อใช้งาน เพราะแบตเตอรี่ชนิดนี้มีอายุการเสื่อมสภาพนับจากวันผลิต ดังนั้นถ้าเก็บไว้นาน โดยไม่ใช้งานมันก็จะเสื่อมสภาพไปเองตามอัตราโนมีติ

เมื่อมีข้อจำกัดการใช้งานของแบตเตอรี่แล้ว ผู้ดำเนินโครงการมีเหตุผลในการเลือกแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน เนื่องจากมีข้อดีดังต่อไปนี้

2.9.2 ข้อดีของแบตเตอรี่ประเภทลิเทียม-ไอออน

- 1) แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน มีความหนาแน่นของพลังงานสูง ซึ่งหมายความว่าในปริมาตรและน้ำหนักที่เท่ากันแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนจะสามารถเก็บไฟได้ปริมาณที่มากกว่า
- 2) แรงดันสูง ปกติแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน จะให้แรงดัน 3.7 โวลต์ซึ่งเท่ากับต้องนำแบตเตอรี่นิเกิล-แคดเมียม มาต่อซีร์กันถึงสามก้อนจึงจะได้แรงดันเท่ากันซึ่งทำให้ การออกแบบบริเวณที่จะบรรจุแบตเตอรี่ทำได้ง่ายขึ้นเนื่องจากไม่ต้องทำลังถ่าน
- 3) เอาท์พุตสูง ให้กระแสและแรงดันมากพอที่จะขับอุปกรณ์เช่น ฮาร์ดดิสก์, ฟลีโอปี้ดิสก์ ได้ด้วยแบตเตอรี่เพียงก้อนเดียว
- 4) เป็นมิตรกับสิ่งแวดล้อมไม่มีการใช้สารที่จะก่อให้เกิดมลพิษกับสิ่งแวดล้อมเช่นปรอท, แคดเมียม, ตะกั่ว ฯลฯ
- 5) ไม่มีอาการเมมโมรีเอฟเฟ็ก ไม่มีอาการเมมโมรีเอฟเฟ็กที่เกิดกับแบตเตอรี่นิเกิล-แคดเมียมอันเนื่องจากการชาร์จบ่อยๆโดยไม่รอให้แบตเตอรี่หมดก่อนทำให้เราสามารถชาร์จได้บ่อยเท่าที่ต้องการ
- 6) มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน สามารถชาร์จและดิสชาร์จได้มากกว่า 500 รอบ

7) ไม่มีข้อห้ามในการใช้ เนื่องจากไม่มีการใช้โลหะลิเทียม แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนจึงไม่ถูกห้ามใช้บนเครื่องบิน

8) ใช้ระยะเวลาในการชาร์จที่สั้น เครื่องชาร์จที่มีแรงดันในการชาร์จ 4.2 โวลต์สามารถที่จะชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนได้เต็มในเวลาเพียง 1 ถึง 2 ชั่วโมง

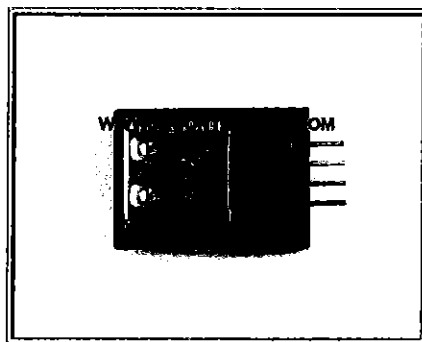
ในการออกแบบการเชื่อมต่อตัวรับรู้ระดับแบบไม่สัมผัสเพื่อเชื่อมต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นเราจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ที่สามารถเชื่อมต่อ และสามารถส่งข้อมูลได้อย่างรวดเร็ว

2.10 พอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรม ยูเอสบี (USB)

ยูเอสบีเป็นพอร์ตการสื่อสารอนุกรมที่ใช้ส่งถ่ายข้อมูล เพื่อใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์แทบทุกชนิด ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้กับคอมพิวเตอร์ พอร์ตยูเอสบียังสามารถรับส่งข้อมูลได้มากกว่าและเร็วกว่าพอร์ตหลายๆชนิด ดังนั้นผู้ดำเนินโครงการจึงใช้ยูเอสบีในการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้กับบอร์ดอาควาโน โดยลักษณะยูเอสบีจะแสดงดังรูปที่ 2.16 และ รูปที่ 2.17



รูปที่ 2.16 ลักษณะยูเอสบีตัวผู้



รูปที่ 2.17 ลักษณะยูเอสบีตัวเมีย

ทั้งนี้พอร์ตการสื่อสารอนุกรมยูเอสบีมี โครงสร้างและหลักการทำงานที่ไม่ซับซ้อนและใช้งานง่าย ดังแสดงในรายละเอียด

2.10.1 โครงสร้างและหลักการทำงาน

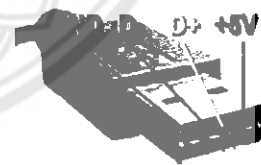
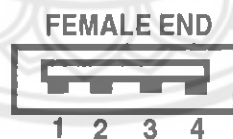
1) การเชื่อมต่อทางกล ในการเชื่อมต่อของยูเอสบีนั้นจะสายเคเบิลแบบ 4 คอร์ มีลักษณะดังรูปที่ 2.18 ซึ่งมีตำแหน่งขา ดังนี้

- ขา 1 เป็น ไฟเลี้ยง 5 โวลต์
- ขา 2 เป็น ข้อมูลขั้วลบ
- ขา 3 เป็น ข้อมูลขั้วบวก
- ขา 4 เป็น กราวด์

2) การเชื่อมต่อทางไฟฟ้า สายส่งข้อมูลของระบบยูเอสบี มี 2 สาย สำหรับ สัญญาณ D+ และ D- ในการส่งสัญญาณ สัญญาณจะถูกส่งในลักษณะส่งสัญญาณความต่างซึ่งก็คือกรณีในการส่งสัญญาณ "0" สัญญาณ D- จะมีระดับแรงดันที่สูงกว่า D+ กรณีในการส่งสัญญาณ "1" สัญญาณ D- จะมีระดับแรงดันที่ต่ำกว่า D+

3) การจ่ายกำลังไฟฟ้า สามารถจ่ายให้ได้สูงสุด 5 โวลต์และต่ำสุด 4.75 โวลต์ จ่ายกระแสได้สูงสุด 5 แอมป์ สำหรับอุปกรณ์ต่างๆเฉพาะที่มีการใช้พลังงานไฟฟ้าต่ำ

- 1 = +5 Volts
- 2 = -Data
- 3 = +Data
- 4 = Ground



รูปที่ 2.18 โครงสร้างของยูเอสบีทั้งตัวเมียและตัวผู้

2.10.2 ข้อดีของพอร์ตยูเอสบี

- 1) สามารถต่อพ่วงอุปกรณ์แล้วใช้งานได้ทันที ไม่ต้องปิด-เปิดเครื่องใหม่
- 2) สามารถต่อพ่วงอุปกรณ์ภายนอกได้ถึง 127 ชิ้นต่อคอมพิวเตอร์หนึ่งเครื่อง
- 3) สามารถต่อพ่วงอุปกรณ์สมัยใหม่ได้แทบทุกชนิดโดยไม่ต้องปรับแต่งค่าอะไรของพอร์ตยูเอสบีเลย

4) สามารถจ่ายไฟให้อุปกรณ์ขนาด 5 โวลต์ (ยูเอสบี 2.0) และ 10 โวลต์ (ยูเอสบี 3.0) ให้กับอุปกรณ์ต่างๆ ได้ เราจึงสามารถชาร์จไฟให้กับสมาร์ตโฟนและแท็บเล็ตผ่าน ยูเอสบีพอร์ตของเครื่องคอมพิวเตอร์ได้

5) ช่องมีขนาดเฉพาะ ไม่ต้องกังวลการเสียบผิดพอร์ตหรือผิดด้าน

6) รองรับการส่งสัญญาณผ่านสายเคเบิลได้ถึง 5 เมตร

7) สามารถกำหนดค่าตำแหน่งแอดเดรสของอุปกรณ์ต่างๆ ได้โดยอัตโนมัติ

เมื่อศึกษาทฤษฎีและหลักการของเครื่องหัวใจและปอดเทียม ไมโครคอลโทรลเลอร์ การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโน ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส หน้าจอแสดงผลแอลซีดี บัสเซอร์ วงจรรักษาระดับแรงดัน วงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนและพอร์ตการสื่อสารอนุกรมยูเอสบี ทำให้ผู้ดำเนินโครงการมีความเข้าใจ และสามารถนำไปออกแบบและสร้างเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม



บทที่ 3

ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในการออกแบบการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมที่พัฒนาขึ้นนั้น จำเป็นต้องอาศัยการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU การเขียนโปรแกรมภาษาซีของอาคูโน การทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส การทำงานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดี การทำงานของโมดูลบัลเซอร์แอกทีฟ การทำงานของวงจรรักษาระดับแรงดัน การทำงานของวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 ข้อจำกัดและการใช้งานของแบตเตอรี่ พร้อมทั้งการทำงานของพอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรมยูเอสบี และนำอุปกรณ์ที่กล่าวมาทั้งหมดข้างต้นมาประกอบใช้งานเพื่อตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือด โดยมีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

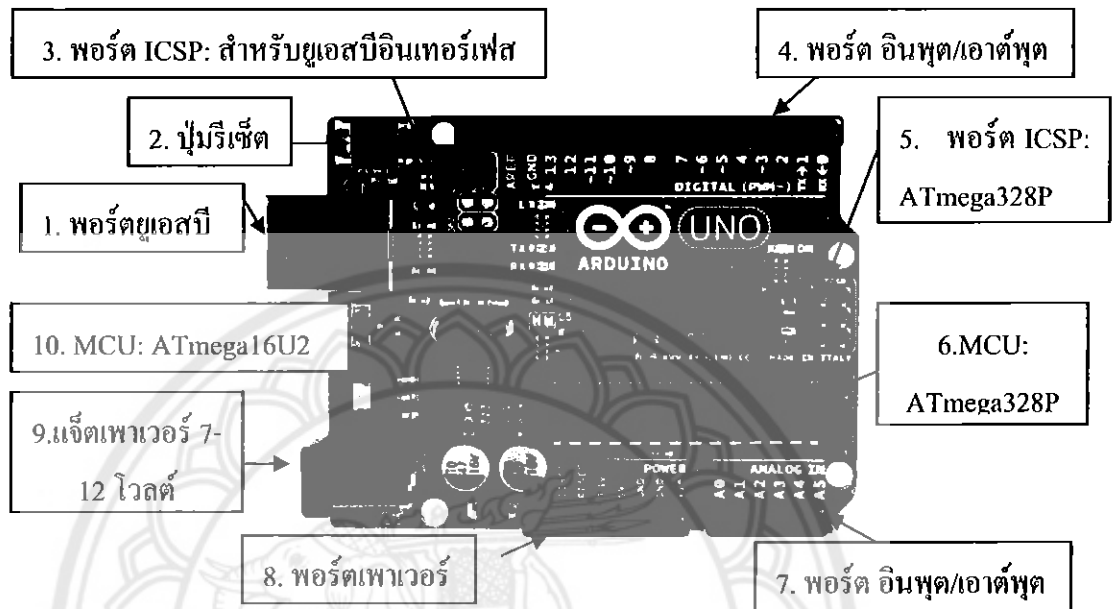
3.1 ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับเครื่องหัวใจและปอดเทียม

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม เราได้ทำการศึกษาข้อมูลในเรื่องของเครื่องหัวใจและปอดเทียม เนื่องจากการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม นั้นจำเป็นต้องติดตั้งไว้บนปอดเทียมเพื่อใช้ในการเตือนนักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมในห้องผ่าตัดขณะผ่าตัดผู้ป่วยว่าระดับเลือดของผู้ป่วยในปอดเทียมลดต่ำกว่าค่าปกติหรือไม่ หากต่ำกว่าค่าปกติเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมก็จะเริ่มทำงาน โดยการส่งเสียงและแสดงผลทางหน้าจอแอลซีดีเตือนให้นักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมเข้ามาแก้ไขได้ทันที่ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผลการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ซึ่งเราได้แสดงข้อมูลไว้ในบทที่ 2 อันได้แก่หัวข้อ 2.1

3.2 ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU

ในการศึกษาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU นั้นเป็นส่วนสำคัญในโครงงานนี้ เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวควบคุมและประมวลผลในการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ซึ่งในโครงงานนี้ผู้ดำเนินโครงงานจะใช้งานบอร์ดสำเร็จรูป อาคูโน ยูโน อาร์3 ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ในการควบคุมและประมวลผลการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องทราบถึงรายละเอียดส่วนประกอบของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาคูโน ยูโน อาร์3 ที่

ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU เพื่อเป็นการกำหนดการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์ภายนอกกับไมโครคอนโทรลเลอร์นั่นเอง โดยมีรายละเอียดดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ส่วนประกอบของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยูโน อาร์3

1) พอร์ตยูเอสบี (USB Port) ใช้สำหรับต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU และจ่ายไฟให้กับบอร์ดอาดูโน ยูโน อาร์3

2) ปุ่มรีเซ็ต (Reset Button) เป็นปุ่มรีเซ็ตที่ใช้กดเมื่อต้องการให้ไมโครคอนโทรลเลอร์เริ่มการทำงานใหม่

3) พอร์ตไอซีเอสพี (ICSP Port) ของ ATmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้ดาวน์โหลดโปรแกรม Visual Com port บน ATmega16U2

4) พอร์ตอินพุต/เอาต์พุต (I/O Port) ดิจิตอล อินพุต/เอาต์พุต ตั้งแต่พิน D0 ถึง D13 นอกจากนี้บางพินจะทำหน้าที่อื่นๆ โดยพินที่ D0, D1 เป็นขา Tx, Rx Serial พินที่ D3, D5, D6, D9, D10 และ D11 เป็นขา PWM ซึ่งในโครงการนี้ผู้ดำเนินโครงการใช้พิน D5. ในส่วนของการควบคุมการทำงานของปั๊มปิดเสียง พิน D6 และ D7 ในส่วนของการควบคุมการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส และ D13 ในส่วนของการควบคุมการทำงานของบัสเซอร์

5) พอร์ตไอซีเอสพี (ICSP Port) ATmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรมบูทโหลดเดอร์

6) ไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) Atmega328 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้บนบอร์ดอาดูโน ใช้ในการประมวลผลการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

7) พอร์ตอินพุต/เอาต์พุต (I/O Port) นอกจากจะเป็นคิวิตอล อินพุต/เอาต์พุต แล้ว ยังเปลี่ยนเป็นช่องรับสัญญาณอนาล็อกตั้งแต่พิน A0 ถึง A5 ซึ่งในโครงการนี้ ผู้ดำเนินโครงการใช้พินที่ A4 และ A5 ในการทำงานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีนั่นเอง

8) พอร์ตเพาเวอร์ (Power Port) ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอกประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง 3.3 โวลต์ 5 โวลต์ กราวด์ และ V₊ ซึ่งในโครงการนี้จำเป็นต้องใช้ส่วนนี้ในการจ่ายกระแสไฟให้กับบอร์ดและอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อทั้งหมด

9) แจ็กเพาเวอร์ (Power Jack) รับไฟจากอะแดปเตอร์ โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 โวลต์

10) ไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) ของ Atmega16U2 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่เป็นยูเอสบี โดย Atmega328P จะติดต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่าน Atmega16U2

ส่วนประกอบของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU นั้นจำเป็นต้องอาศัยข้อมูลเกี่ยวกับโครงสร้างหรืออาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega38P-PU และหลักการการทำงานของพอร์ตอินพุต/เอาต์พุต ทั้งแบบคิวิตอลและอนาล็อกทั้งหมด ซึ่งเราได้แสดงข้อมูลไว้ในบทที่ 2 อันได้แก่หัวข้อ 2.2

ในการออกแบบและพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นต้องอาศัยการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผลการทำงานแล้ว การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีเป็นส่วนสำคัญในการควบคุมการทำงานให้เป็นไปได้ในทิศทางที่เราต้องการอีกด้วย

3.3 ศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีของอาดูโน

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำเป็นต้องใช้การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีในการควบคุมการทำงานหรือกำหนดฟังก์ชันการทำงานให้กับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยในโครงการนี้ผู้ดำเนินโครงการมีวัตถุประสงค์ในการให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือด โดยมีเงื่อนไขในการทำงานดังนี้

เงื่อนไขที่ 1 สารน้ำทดแทนเลือดสูงกว่าระดับที่เราทำการติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสตัวบน ให้นำจอแสดงผลแอลซีดีแสดงผลว่า “Normal”

เงื่อนไขที่ 2 สารน้ำทดแทนเลือดสูงกว่าระดับที่เราทำการติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสตัวล่าง หรือ ให้นำจอแสดงผลแอลซีดีแสดงผลว่า “Low”

เงื่อนไขที่ 3 สารน้ำทดแทนเลือดต่ำกว่าระดับที่เราทำการติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสตัวบนและตัวล่าง ให้นำจอแสดงผลแอลซีดีแสดงผลว่า “AbNormal” พร้อมส่งเสียงเตือน ถ้าเสียงเตือนทำให้เกิดการรบกวนทีมแพทย์ในการผ่าตัดเราก็สามารถทำการกดปุ่มปิดเสียงเพื่อลดการรบกวนได้อีกด้วย เมื่อเราได้เงื่อนไขในการทำงานแล้ว เราก็สามารถกำหนดฟังก์ชันในภาษาซีได้ว่าเราต้องใช้คำสั่งใดบ้าง ซึ่งในโครงงานนี้ได้ใช้ฟังก์ชันได้แก่

1) ฟังก์ชัน `#include <Wire.h>` และ `#include <LiquidCrystal_I2C.h>` ซึ่งอยู่ในส่วนของ Header ในโครงสร้างภาษาซี ใช้ในการเรียกไลบรารีของการสื่อสารแบบไอสแควร์ซีบัส (I²C Bus) และไลบรารีของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสนั่นเอง

2) ฟังก์ชัน `void setup()` ซึ่งอยู่ในส่วนของ `Setup()` ในโครงสร้างภาษาซีเป็นการกำหนดให้โปรแกรมทำงานเพียงรอบเดียว ซึ่งในโครงงานนี้ใช้ในการกำหนดหน้าที่การใช้งานของ `pinMode()` ในส่วนของพินดิจิตอลและ `begin()`, `setCursor()` และ `print()` ในการทำงานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดี

3) ฟังก์ชัน `void loop()` ซึ่งอยู่ในส่วนของ `Loop()` ในโครงสร้างภาษาซี เป็นการกำหนดให้โปรแกรมทำงานเป็นวงรอบซ้ำๆ กันไปไม่รู้จบ ซึ่งในโครงงานนี้ใช้ในการกำหนดฟังก์ชันย่อยได้แก่ `while()` และ `if() elseif()` ในส่วนของการรับค่าจากตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสให้เป็นไปตามเงื่อนไขดังกล่าวข้างต้น

จะเห็นได้ว่าการทำงานของฟังก์ชันแต่ละฟังก์ชันเราต้องทราบถึงโครงสร้างภาษาซีของอาดูโน และรายละเอียดของภาษาซี ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องอาศัยหลักการการทำงานของภาษาซีในส่วนของโครงสร้างภาษาซีของอาดูโนนั่นเอง ดังแสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.3

การพัฒนาและควบคุมเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องมีการทำงานให้มีการเชื่อมโยงกันระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ ภาษาซีในการกำหนดการทำงาน กับอุปกรณ์ภายนอก ถึงจะได้ทำการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมได้ ซึ่งสำคัญที่ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส เป็นอุปกรณ์สำคัญในการตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือดนั่นเอง

3.4 ศึกษาการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

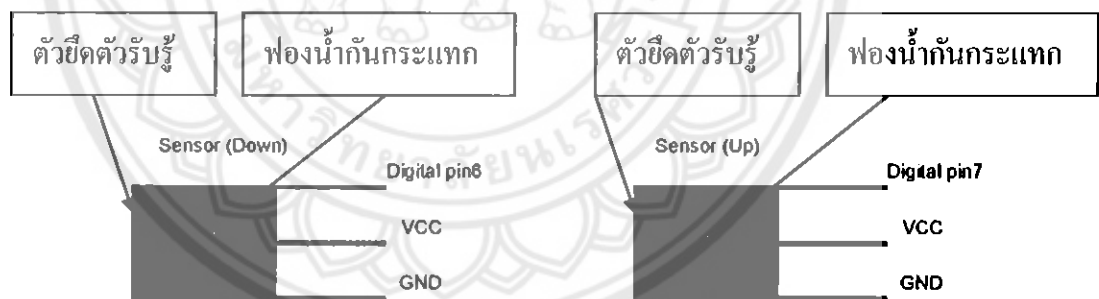
ในการออกแบบและพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำเป็นต้องมีตัวรับรู้ในการรับค่าของสิ่งที่เราต้องการจะทราบ ซึ่งในโครงงานนี้ก็คือ ระดับสารน้ำทดแทนเลือด ดังนั้นผู้ดำเนินโครงงานจึงเลือกใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในการตรวจวัดระดับสารน้ำ

ทดแทนเลือดโดยจำเป็นต้องทราบถึงคุณสมบัติของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส เพื่อเป็นการพิจารณาในการเลือกใช้วัสดุที่ดีและมีประสิทธิภาพนั่นเอง ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

3.4.1 คุณสมบัติตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

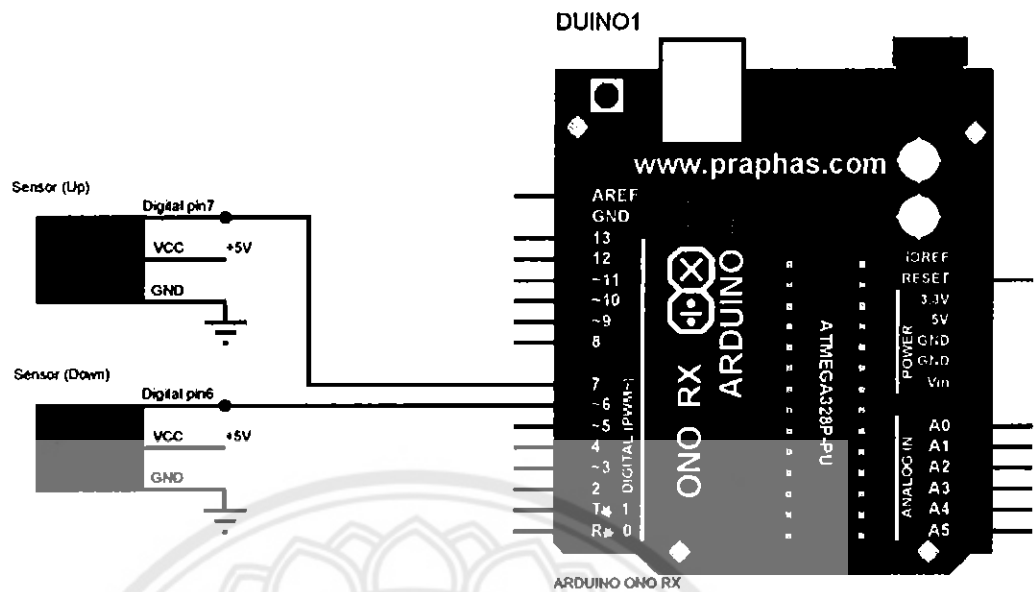
- 1) ใช้กับแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์ดีซี
- 2) ใช้งานที่กระแส 25 ไมโครแอมป์
- 3) ใช้งานในช่วงอุณหภูมิ -25 องศาเซลเซียส ถึง 125 องศาเซลเซียส
- 4) ความหนาของผนังที่ตรวจจับของเหลวในช่วง 1 มิลลิเมตร ถึง 13 มิลลิเมตร
- 5) สามารถตรวจจับของเหลวในภาชนะทุกชนิด ยกเว้นภาชนะที่มีวัสดุเป็นโลหะ

ในโครงการนี้เราใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสทั้งหมด 2 ตัวด้วยกัน ได้แก่ ตัวรับรู้(บน)และ ตัวรับรู้(ล่าง) ในการรับค่าจากระดับสารนำทดแทนเลือดเพื่อส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลต่อไป ซึ่งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสมีรายละเอียดของส่วนประกอบของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส ดังแสดงรายละเอียดดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 รายละเอียดของส่วนประกอบของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

เมื่อเราทราบถึงส่วนประกอบของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสแล้ว การเชื่อมต่อขาสัญญาณของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU เป็นขั้นตอนในการทำให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมทำงานได้ตรงตามวัตถุประสงค์ของโครงการนี้ ซึ่งมีวงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับบอร์ด อาดูโน ยูโน อาร์3 ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยูโน อาร์ 3

จากรูป 3.3 เป็นการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีขาใช้งานอยู่ 3 ขาดังนี้

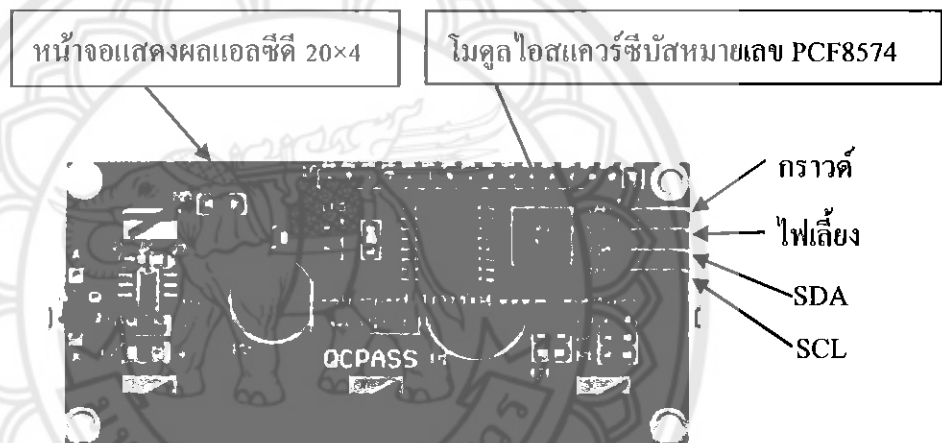
- 1) ขาสัญญารับ/ส่งข้อมูล เป็นขาสัญญารับ/ส่งข้อมูลในการใช้งาน
- 2) ขาไฟเลี้ยง 5 โวลต์ เป็นขาที่ใช้ต่อกับแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์
- 3) ขากราวด์ เป็นขาแรงดันไฟ 0 โวลต์

ในการออกแบบและพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจำเป็นต้องมีตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสในการตรวจวัดสารน้ำทดแทนเลือด ดังที่กล่าวมาแล้วในข้างต้น ซึ่งผู้จัดทำจำเป็นต้องอาศัยหลักการทำงานและเงื่อนไขการทำงานของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส รวมไปถึงโครงสร้างเพื่อนำไปใช้งานได้อย่างถูกวิธี ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.4

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมได้กล่าวถึงส่วนของ การรับค่า การควบคุมและการประมวลผลของการทำงานไปแล้ว ในส่วนต่อไปจะเป็นการกล่าวถึงส่วนที่แสดงผลของการทำงานเพื่อให้ทราบถึงสถานะของการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำเป็นต้องใช้หน้าจอแสดงผลแอลซีดี

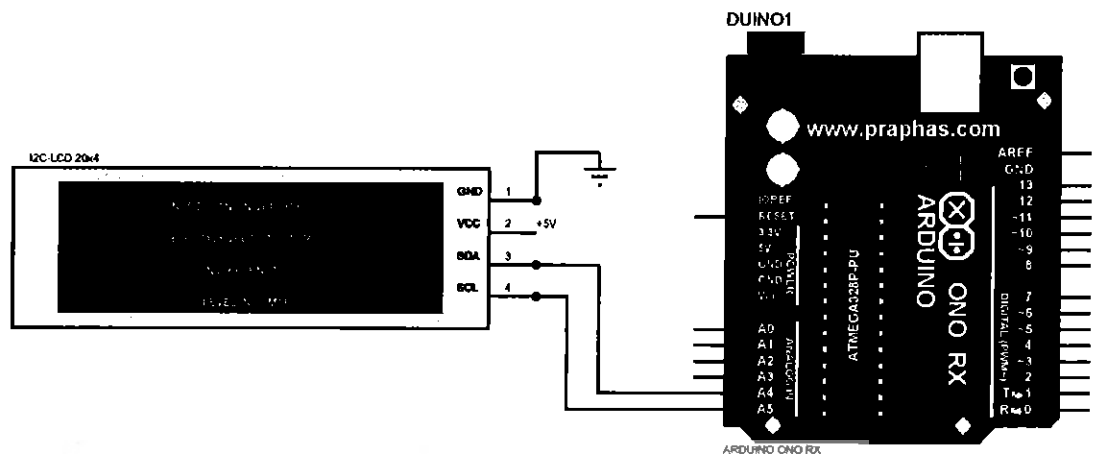
3.5 ศึกษาการทำงานของหน้าจอสถงผลแอลซีดีเพื่อใช้ในการแสดงผล

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ในการบ่งบอกถึงสถานะการทำงานของารลดลงหรือเพิ่มขึ้นของระดับสารน้ำทดแทนเลือดว่าต่ำกว่าค่าปกติหรืออยู่ในช่วงที่ปกติดีนั่นเอง ดังนั้นผู้ดำเนินโครงการจึงเลือกใช้น้ำจอสถงผลแอลซีดี ขนาด 20×4 เป็นตัวแสดงผลสถานะการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมและที่สำคัญโครงการนี้เราใช้โมดูลไอสแควร์ซีบัสโดยใช้อีซีหมายเลข PCF8574 เพื่อเป็นการลดจำนวนสายในการเชื่อมต่อนั้นจะนำมาสู่การใช้งานที่สะดวกและง่ายขึ้น ซึ่งมีส่วนประกอบดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ส่วนประกอบของหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส

เมื่อเราทราบถึงส่วนประกอบของหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสแล้ว การเชื่อมต่อนี้จะสำคัญมากของหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU เป็นขั้นตอนต่อไปในการทำให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมทำงานได้ในส่วนของการแสดงผลสถานะการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ซึ่งมีวงจรการเชื่อมต่อระหว่างหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสกับบอร์ด อาดูโน ยูโน อาร์3 ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ดังรูปที่ 3.5 และแสดงรายละเอียดการเชื่อมต่อของขาสัญญาณระหว่างหน้าจอสถงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสกับบอร์ด อาดูโน ยูโน อาร์3 ดังตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.5 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัส กับ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3

ตารางที่ 3.1 แสดงขาที่เชื่อมต่อระหว่างหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสกับไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3

ขาที่	บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3	หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซี
1	กราวด์	กราวด์ (Pin 1)
2	ไฟเลี้ยง 5 โวลต์	ไฟเลี้ยง (Pin 2)
3	A4 (SDA)	SDA (Pin 3 Serial Data)
4	A5 (SCL)	SCL (Pin 4 Serial Clock)

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจำเป็นต้องมีหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสในการบอกสถานะการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ดังที่กล่าวมาแล้วในข้างต้น ซึ่งผู้จัดทำจำเป็นต้องอาศัยหลักการทำงานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีและไอสแควร์ซีบัสโมดูล รวมไปถึงการใช้งานของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอสแควร์ซีบัสเพื่อนำไปใช้งานได้อย่างถูกวิธี ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.5

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม เพื่อให้การเตือนมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ผู้ดำเนินโครงการจะใช้บัสเซอร์เป็นตัวช่วยในส่วนของการเตือนแบบส่งเสียง

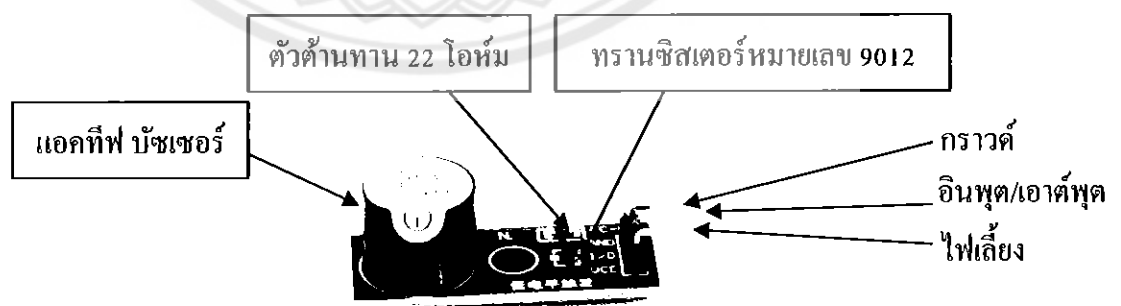
3.6 ศึกษาการทำงานของบัสเซอร์

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมเมื่อมีการลดลงหรือเพิ่มขึ้นของระดับสารน้ำทดแทนเลือดจำเป็นต้องมีอุปกรณ์ในการส่งเสียงเตือนในการลดลงของระดับสารน้ำทดแทนเลือดว่าต่ำกว่าค่าปกติแล้ว ดังนั้นผู้ดำเนินโครงการจึงเลือกใช้โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟเป็นตัวส่งเสียงเตือนสำหรับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมให้กับนักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมเข้ามาแก้ไขได้ทันทั่วทั้งที่ ซึ่งในการเลือกอุปกรณ์จำเป็นต้องทราบถึงคุณสมบัติการทำงานของโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ โดยมีรายละเอียดดังนี้

3.6.1 คุณลักษณะของโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ

- 1) สามารถทำงานที่แรงดัน 3.3 โวลต์ ถึง 5 โวลต์ (แรงดันที่แนะนำ 5 โวลต์)
- 2) บัสเซอร์บน โมดูลจัดเป็นชนิดแม่เหล็ก ไฟฟ้า (Magnetic)
- 3) มีทรานซิสเตอร์หมายเลข 9012 เป็นตัวช่วยในการขยายสัญญาณ
- 4) ขนาดของโมดูล 3.3 x 1.3 เซนติเมตร

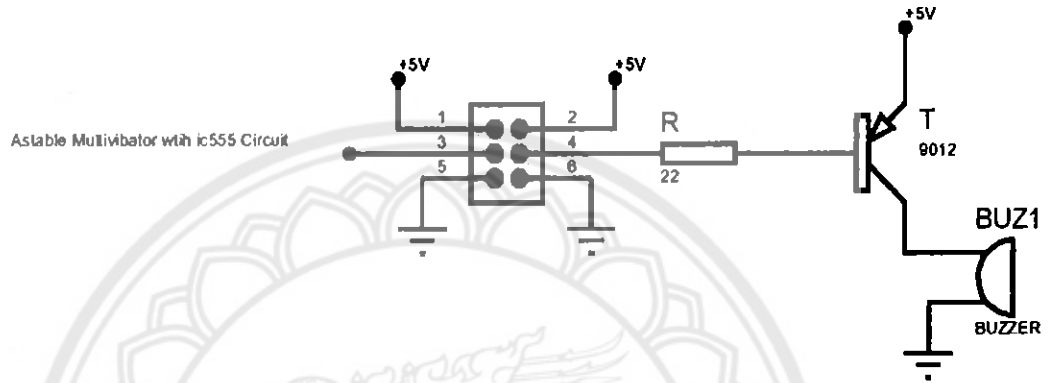
ในโครงการนี้เราใช้โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟในการส่งเสียงเตือนเมื่อระดับสารน้ำทดแทนเลือดลดลงต่ำกว่าค่าปกติหรือบนหน้าจอแสดงผลแอลซีดีแสดงสถานะว่า “Abnormal” แต่จะไม่ได้ยินเสียงเตือนก็ต่อเมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มปิดเสียงหรือระดับสารน้ำทดแทนเลือดกลับไปสู่ระดับปกติ นั่นเอง ซึ่งโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ มีรายละเอียดของส่วนประกอบดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ส่วนประกอบของโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ (Active buzzer module)

เมื่อเราทราบถึงส่วนประกอบของโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ การเชื่อมต่อขาสัญญาณของโมดูลบัสเซอร์แอกทีฟกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 โดยใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU เป็นขั้นตอนในการทำให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมทำงานในส่วนของ การส่งเสียงเตือน โดยการเชื่อมต่อนี้จะใช้ขา อินพุต/เอาต์พุต เชื่อมต่อไปยัง ไปยังวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 เพื่อให้เสียงเตือนมีจังหวะในการ เตือนนั่นเอง ซึ่งมีวงจรการเชื่อมต่อระหว่าง โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟกับบอร์ด อาดูโน ยูโน อาร์3 ที่ใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 วงจรการเชื่อมต่อระหว่าง โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟกับวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วย ไอซีหมายเลข 555

จากรูป 3.7 เป็นวงจรการเชื่อมต่อระหว่าง โมดูลบัสเซอร์วงจระสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ ด้วยไอซีหมายเลข 555 ไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีขาใช้งานอยู่ 3 ขาดังนี้

- 1) ขาที่ 1 และ 2 คือ ขาไฟเลี้ยง 5 โวลต์ เป็นขาที่ใช้ต่อกับแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์
- 2) ขาที่ 3 หรือ 4 คือ ขาสัญญารับ/ส่งข้อมูล เป็นขาสัญญารับ/ส่งข้อมูลในการใช้งาน โดยใช้เชื่อมต่อไปยังวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555

3) ขาที่ 5 และ 6 คือ ขากราวด์ เป็นขาแรงดันไฟ 0 โวลต์

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจะเห็นได้ว่าต้องมี โมดูล บัสเซอร์แอกทีฟในการส่งเสียงเตือน ดังที่กล่าวมาแล้วในข้างต้น ซึ่งผู้จัดทำจำเป็นต้องอาศัย หลักการทำงานของบัสเซอร์และ โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ การทำงานของขาสัญญารับของ โมดูลบัส เซอร์แอกทีฟ เพื่อเป็นการนำวิเคราะห์ว่าอุปกรณ์นี้เหมาะสมกับ โครงการนี้น้อยเพียงใด ดังที่ แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.6

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมส่วนที่สำคัญมากอย่างหนึ่งก็คือ วงจรรักษาระดับแรงดัน เนื่องจากใน โครงการนี้มีจำเป็นต้องให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือด ในปอดเทียมต้องมีการใช้งานที่ยาวนานที่สุด จึงใช้แบตเตอรี่ขนาด 12 โวลต์ 6 มิลลิแอมป์/ชั่วโมง

แต่ในขณะที่เดียวกันบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส โมดูลบัสเซอร์แอกทีฟ และอีกหลายอุปกรณ์ที่มีการใช้ไฟเลี้ยงอย่างจำเพาะเจาะจง นั่นก็คือ 5 โวลต์ ดังนั้นจึงจำเป็นอย่างที่ต้องศึกษาในเรื่องวงจรรักษาระดับแรงดัน

3.7 ศึกษาการทำงานของวงจรรักษาระดับแรงดัน

ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจำเป็นต้องอาศัยวงจรรักษาระดับแรงดันในการแปลงแรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ที่มีขนาด 12 โวลต์ให้เหลือ 5 โวลต์พอที่ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสนำแรงดันไปใช้ในการทำงานนั่นเอง เนื่องจากตัวรับรู้มีการกำหนดแรงดันที่ต้องใช้คือ 5 โวลต์เท่านั้นและเพื่อเป็นการรักษาการใช้งานของอุปกรณ์ที่มีการจำกัดในเรื่องของแรงดันนั่นเอง วงจรรักษาระดับแรงดันภายในระบบบนนี้จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งสำหรับโครงการนี้ โดยผู้ดำเนินโครงการต้องทราบถึงคุณสมบัติของวงจรรักษาระดับแรงดันเพื่อให้เป็นไปตามการใช้งานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

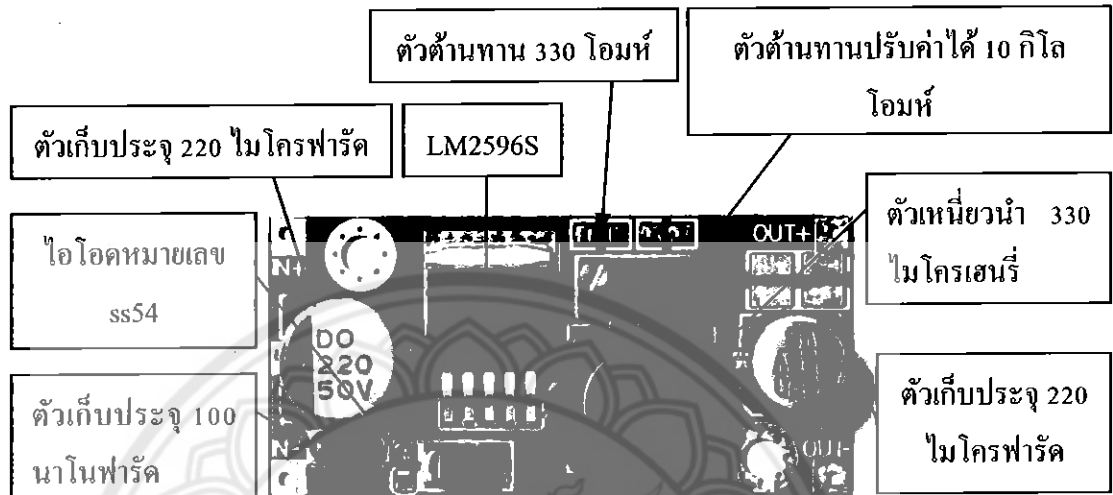
3.7.1 คุณสมบัติของวงจรรักษาระดับแรงดัน

ซึ่งมีคุณสมบัติดังนี้

- 1) แรงดันไฟฟ้าด้านอินพุต 4 โวลต์ ถึง 35 โวลต์
- 2) แรงดันด้านเอาต์พุต 1.25 โวลต์ ถึง 30 โวลต์
- 3) กระแสเอาต์พุตสูงสุด 3 แอมแปร์
- 4) ประสิทธิภาพของการเปลี่ยนแปลงสูงสุด 92 เปอร์เซ็นต์
- 5) การกระเพื่อมของเอาต์พุต 30 มิลลิโวลต์
- 6) อัตราการควบคุมของโหลด ± 0.5 เปอร์เซ็นต์
- 7) อัตราการควบคุมของแรงดัน ± 2.5 เปอร์เซ็นต์
- 8) วงจรสามารถตั้งค่าแรงดันไฟฟ้าออกตามต้องการได้ ด้วยการปรับค่าจากตัวต้านทานปรับค่าได้หลังจากตั้งค่าแล้ววงจรจะทำการปรับแรงดันไฟฟ้าออกให้คงที่อัตโนมัติแม้แรงดันขาเข้าจะแปรผันก็ตาม

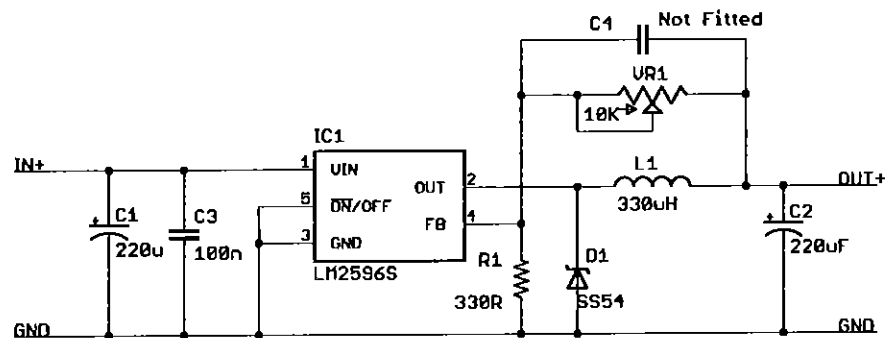
ในโครงการนี้เราใช้โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดันโดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์ เนื่องจากคุณสมบัติเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของโครงการในส่วนของการแปลง

แรงดันไฟฟ้าจาก 12 โวลต์ให้เหลือ 5 โวลต์ ซึ่งโมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดันโดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์ มีรายละเอียดของส่วนประกอบดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 ส่วนประกอบของ โมดูลรักษาระดับแรงดัน

เมื่อเราทราบถึงส่วนประกอบของ โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดันโดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์ วงจรการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดันโดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์กับแบตเตอรี่และแหล่งจ่ายไฟทั้งหมดของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม เป็นขั้นตอนในการทำให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมทำงานได้ ซึ่งมีวงจร โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดัน โดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์ ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 วงจร โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดัน โดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S

วงจรการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดัน โดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์กับแบตเตอรี่และแหล่งจ่ายไฟทั้งหมดของเครื่องตรวจสอบระดับเลือด ในปอดเทียมนั้นมีการเชื่อมต่อ ดังนี้

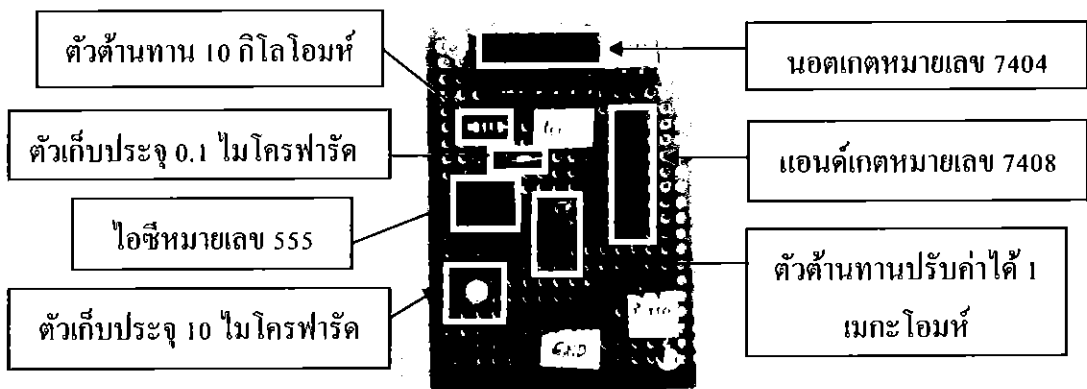
- 1) อินพุตบวกนำมาต่อแบตเตอรี่ 12 โวลต์ขั้วบวก
- 2) อินพุตลบนำมาต่อกับแบตเตอรี่ 12 โวลต์ขั้วลบ
- 3) เอาต์พุตบวกนำไปต่อกับสวิทช์เปิด/ปิด ขั้วบวก
- 4) เอาต์พุตลบนำไปต่อกับกราว์ของวงจรทั้งหมด

ในการออกแบบวงจรการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ โมดูลรักษาระดับแรงดันแรงดัน โดยใช้ไอซีหมายเลข LM2596S แบบสเตปดาวน์กับแบตเตอรี่และแหล่งจ่ายไฟทั้งหมดของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องอาศัยหลักการทำงานของวงจรรักษาระดับแรงดัน และขาการทำงานของไอซีหมายเลข LM2596S ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.7

ในการกำหนดจังหวะเสียงเตือนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น จำเป็นต้องใช้ วงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 มาช่วย ลด/เพิ่ม จังหวะการเตือนให้ช้า หรือเร็วก็ตามที่ผู้ดำเนินโครงการต้องการ

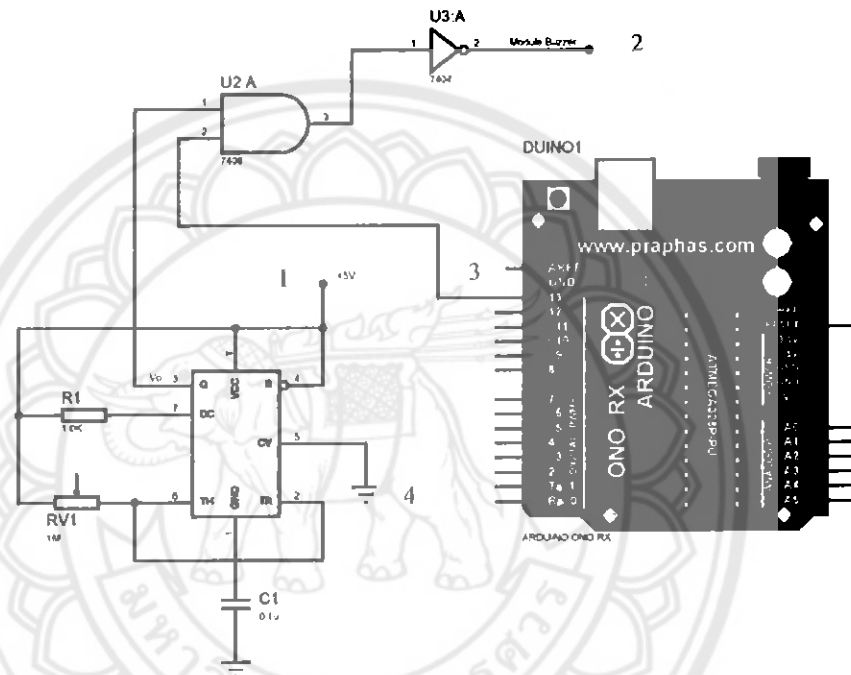
3.8 ศึกษาการทำงานของวงจระอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555

ในการทำงานของอุปกรณ์เพื่อส่งเสียงเตือนนั้นจำเป็นต้องมีการกำหนดจังหวะ คัด-คัมไปเรื่อยๆ โดยในโครงการนี้ผู้ดำเนินโครงการเลือกใช่วงจระอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี หมายเลข 555 เป็นตัวกำหนดจังหวะให้กับเสียงเตือนบนการทำงานของบัสเซอร์นั่นเอง ซึ่ง ส่วนประกอบของวงจระอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 มีรายละเอียดดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ส่วนประกอบของวงจระอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555

ในการออกแบบวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 เพื่อใช้ในการสร้างสัญญาณสแควร์เวฟ (Square wave) หรือกำหนดจังหวะให้กับเสียงเตือนนั่นเอง ในวงจรนี้สามารถปรับจังหวะ ช้า-เร็ว ได้จากตัวต้านทานปรับค่าได้อีกด้วย โดยมีวงจรการเชื่อมต่อระหว่างวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3

จากรูป 3.11 เป็นการเชื่อมต่อระหว่างวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 จะมีขาใช้งานอยู่ 4 ขาดังนี้

- 1) ขาไฟเลี้ยง 5 โวลต์ เป็นขาที่ใช้ต่อกับแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์
- 2) ขาสัญญาณรับ/ส่งข้อมูล ไปโมดูลบัชเซอร์แอกทีฟ
- 3) ขาเพื่อเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ขาที่ 13
- 4) ขากราวด์ เป็นขาแรงดันไฟ 0 โวลต์

ในการออกแบบวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่ดีและให้ตรงกับความต้องการของเราให้ได้มากที่สุดนั้น จำเป็นต้องอาศัยการศึกษาข้อมูลในเรื่องของหลักการทำงานของวงจรอะสเต

เบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซีหมายเลข 555 และการทำงานขาสัญญาณของไอซีหมายเลข 555 ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.8

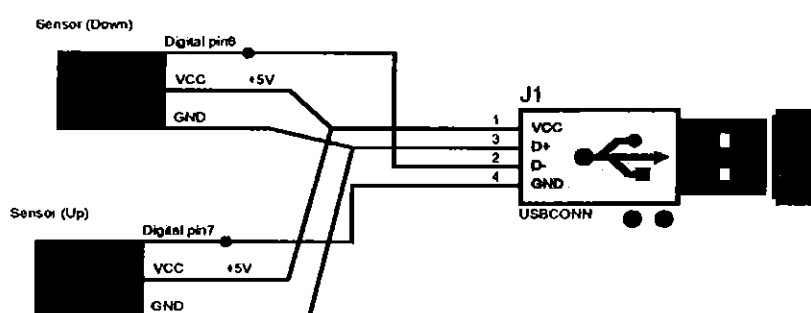
ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจำเป็นต้องมีแหล่งจ่ายไฟให้กับอุปกรณ์ทั้งหมด ซึ่งเราเลือกใช้แบตเตอรี่สำหรับโครงการนี้เนื่องจากมีความสะดวกในการใช้งานและข้อดีอีกมากมายซึ่งแสดงในหัวข้อถัดไป

3.9 ศึกษาข้อจำกัดและการทำงานของแบตเตอรี่

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นจำเป็นต้องใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งจ่ายไฟหลัก เนื่องจากเครื่องตรวจสอบระดับเลือดอยู่ในห้องผ่าตัด ซึ่งต้องมีความกระชับรัดกุมและปลอดภัยในการทำงานเป็นอย่างมาก เราจึงเลือกใช้แบตเตอรี่สำหรับโครงการนี้ โดยเราจะเลือกใช้แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนเพราะมีข้อดีในส่วนของความจุไฟฟ้ามีมากกว่าแบตเตอรี่ชนิดอื่นให้กระแสไฟสูงและการทำงานที่ง่าย กระทัดรัด ไม่หนักเกินไป ซึ่งเหมาะกับโครงการนี้เป็นอย่างมาก โดยผู้ดำเนินโครงการได้ทำการศึกษาข้อมูลในเรื่องข้อจำกัดการใช้งานและข้อดีของแบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.9

3.10 ศึกษาการทำงานของพอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรมยูเอสบี

ในการพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นผู้ดำเนินโครงการใช้พอร์ตการสื่อสารอนุกรมยูเอสบีเป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 เนื่องจากมีความเร็วในการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างอุปกรณ์ และมีความสะดวกสบายในการทำงานนั่นเอง ซึ่งมีวงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ดังรูปที่ 3.12 และแสดงการเชื่อมต่อของขาสัญญาณระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3 ดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.12 วงจรการเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3



รูปที่ 3.13 การเชื่อมต่อของขาสัญญาณะระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3

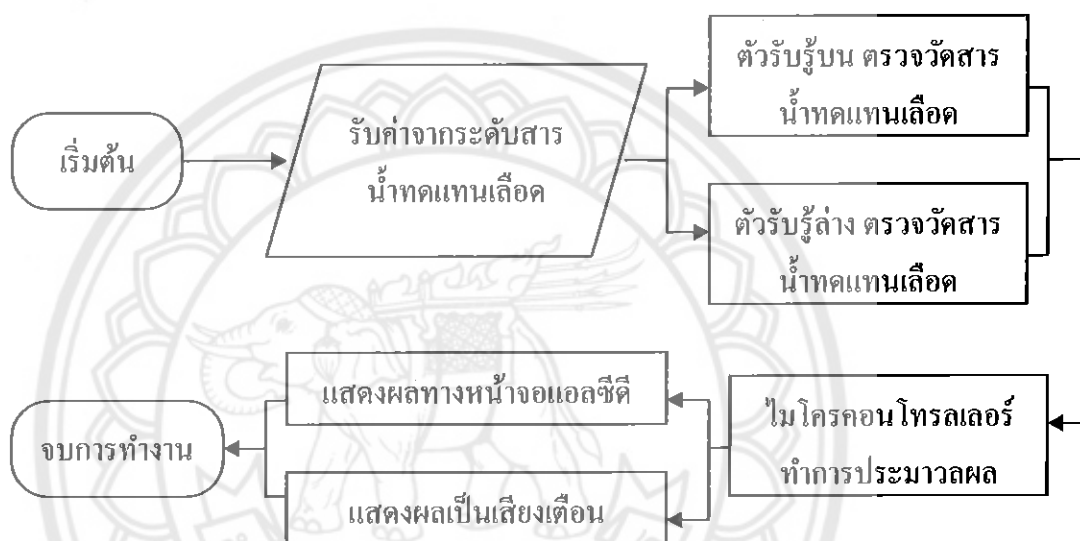
ในการออกแบบพอร์ตการสื่อสารอนุกรมแบบยูเอสบีนั้นจำเป็นต้องอาศัยการศึกษาข้อมูลในเรื่องของโครงสร้างและหลักการทำงานและข้อดีของยูเอสบี ดังที่แสดงไว้ในบทที่ 2 ในหัวข้อที่ 2.10

เมื่อเราทำการศึกษาและออกแบบอุปกรณ์ทั้งหมดที่กล่าวมาเพื่อนำมาพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยต้องอาศัยการออกแบบวงจรรวมของระบบในการนำไปในทิศทางที่ถูกต้องตามวัตถุประสงค์ของโครงการนั่นเอง

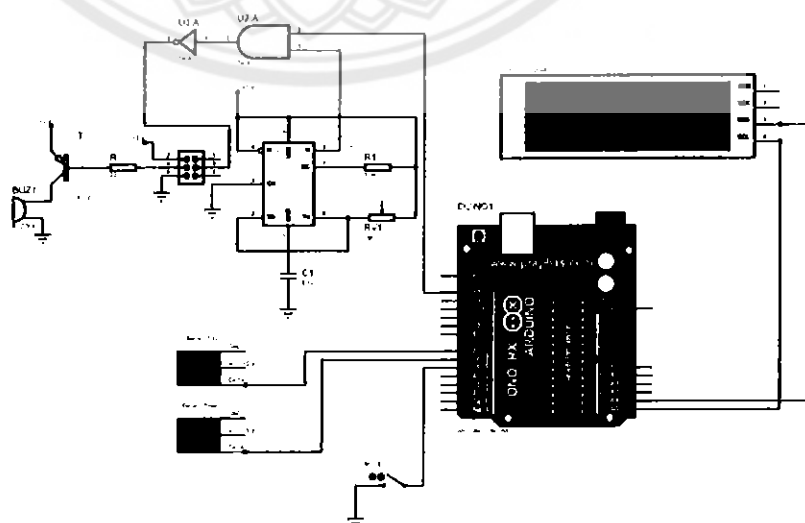
3.11 ออกแบบวงจรรวมของระบบ

ออกแบบวงจรรวมของระบบและการออกแบบขั้นตอนการทำงานของระบบเป็นการอธิบายถึงความสัมพันธ์ในการทำงานของระบบในแต่ละส่วนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ระบบจะเริ่มทำงานโดยทำการวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือด ในที่นี้ใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสทั้ง 2 ตัวในการรับค่าระดับสารน้ำทดแทนเลือด จากนั้นจะส่งสัญญาณไปที่ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega328P-PU ที่อยู่บนบอร์ดอาดูโน ยูโน อาร์3 ซึ่งทำหน้าที่ในการประมวลผลข้อมูลที่รับมาจากตัวรับรู้ว่าระดับสารน้ำทดแทนเลือดอยู่ในเงื่อนไขใด แล้วจึงแสดงผลออกมาผ่านทางหน้าจอแอลซีดีและลำโพง โดยมีแผนผังการออกแบบวงจรรวมดังแสดงในรูปที่ 3.14 และการออกแบบวงจรรวมทั้งระบบดังแสดงในรูปที่ 3.15



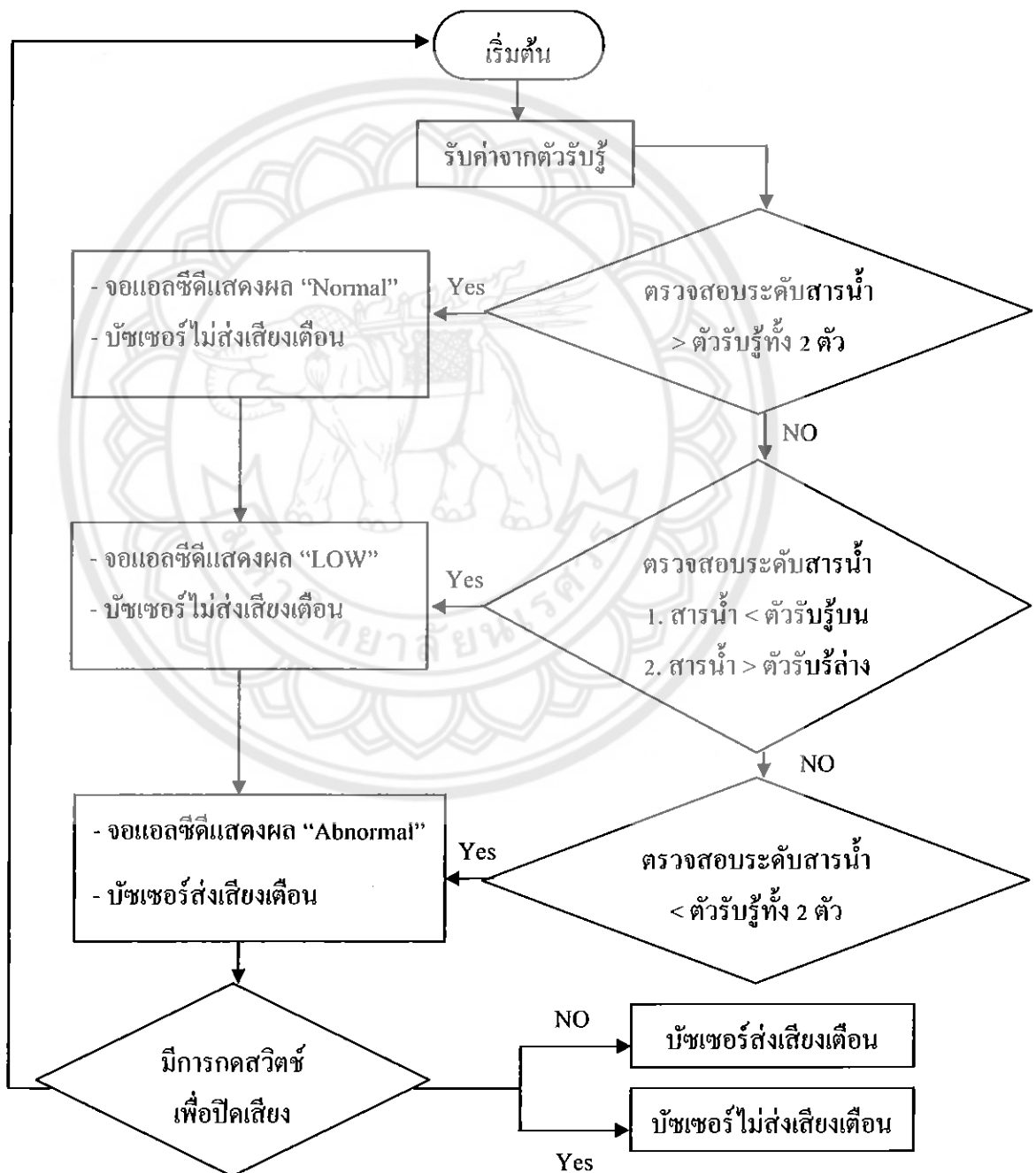
รูปที่ 3.14 แผนผังการออกแบบวงจรรวมทั้งระบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม



รูปที่ 3.15 การออกแบบวงจรรวมทั้งระบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

3.12 การออกแบบและพัฒนาด้านซอฟต์แวร์

การออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์เป็นการอธิบายถึงการทำงานของโปรแกรมทั้งทางด้านบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยูโน อาร์3 โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU โดยมีแผนผังการทำงานของระบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจำลองซึ่งใช้ภาษาซีในการเขียนคำสั่งและจะถูกโปรแกรมเข้าไปใส่ในไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ซึ่งมีคำสั่งและเงื่อนไข ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การออกแบบของซอฟต์แวร์

3.13 การออกแบบและพัฒนาฮาร์ดแวร์

ในการออกแบบฮาร์ดแวร์ของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลักๆ ซึ่งมีดังนี้

- 1) ออกแบบโครงสร้างภายนอกของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม
- 2) ออกแบบและติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส
- 3) ออกแบบส่วนเชื่อมต่อ

3.13.1 ทำการออกแบบโครงสร้างภายนอกของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ในการออกแบบตัวเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้น เป็นการออกแบบให้มีการใช้งานที่ง่ายขึ้น ประกอบไปด้วยหลายส่วนดังนี้

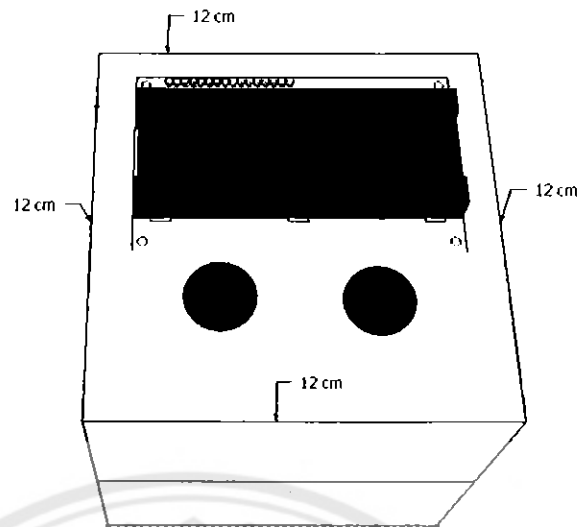
ส่วนด้านหน้าของตัวเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ส่วนด้านหน้าของตัวเครื่องมีลักษณะดังรูปที่ 3.12 เป็นส่วนที่ใช้ในการเริ่มต้น/หยุด การทำงาน เปิด/ปิดเสียง และแสดงสถานะของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยมีรายละเอียด ดังนี้

1) หน้าจอแสดงผลแอลซีดี ทำหน้าที่เป็นจอแสดงผลการทำงานของระบบ โดยจะติดตั้งจอแอลซีดี ไว้หน้ากล่องควบคุมเพื่อใช้ในการแสดงผลการทำงาน โดยขนาดของจอ แอลซีดี จะมีขนาด 20x4 และเพื่องานต่อการวางในกล่องควบคุม

2) ปุ่มปิดเสียง (Mute) ปุ่มปิดเสียงในที่นี้เราให้เป็นสีเขียว ไว้ใช้สำหรับปิดเสียงเตือนหรือหยุดการร้องเตือน

3) ปุ่มเปิด/ปิด (ON/OFF) ปุ่มเปิด/ปิดในที่นี้เราให้เป็นสีแดง ไว้ใช้สำหรับเปิด/ปิดการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

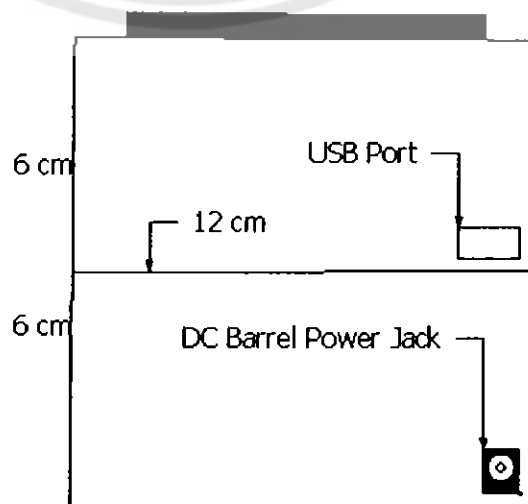


รูปที่ 3.17 ด้านหน้าของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ส่วนด้านบนของตัวเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ส่วนด้านบนของตัวเครื่องซึ่งแสดงไว้ในรูปที่ 3.18 นั้นมีองค์ประกอบดังนี้ ส่วนด้านบนของตัวเครื่องเป็นส่วนที่มีช่องใช้ในการเชื่อมต่อสายของตัวรับรู้ระดับของเหลวและชาร์จเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยมีรายละเอียด ดังนี้

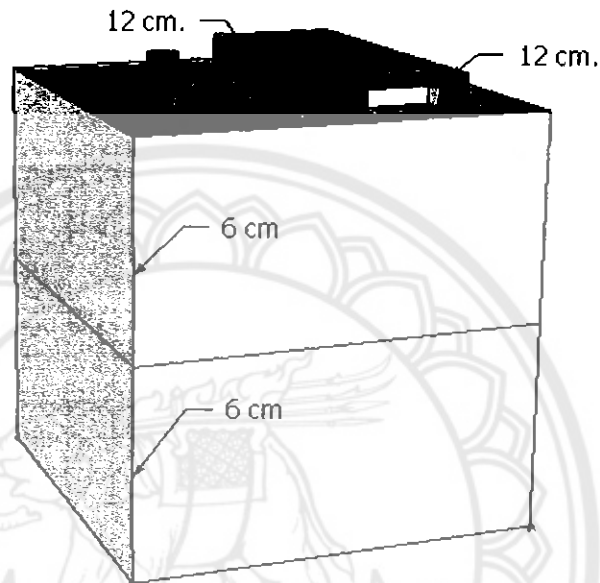
- 1) ช่องยูเอสบี ที 1 เป็นช่องสำหรับเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสกับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม
- 2) ช่องเสียบสายชาร์จ เป็นช่องสำหรับเชื่อมต่อสายชาร์จแบตเตอรี่



รูปที่ 3.18 ด้านบนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ส่วนด้านข้างของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

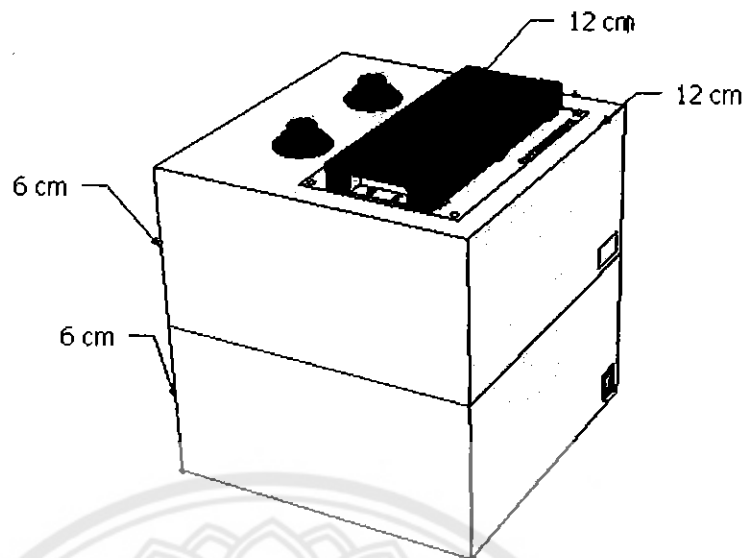
ส่วนด้านข้างของตัวเครื่องซึ่งแสดงไว้ในรูปที่ 3.19 เป็นส่วนที่ป้องกันอุปกรณ์ต่างๆไว้ในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมพร้อมทั้งสามารถเปิดปิดได้ด้วยบานพับเพื่อความสะดวกในการเปลี่ยนอุปกรณ์ในกรณีที่อุปกรณ์ต่างๆเกิดการเสื่อมสภาพตามกาลเวลา



รูปที่ 3.19 ด้านข้างของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ลักษณะเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยรวม

ลักษณะการออกแบบโดยรวมของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมดังแสดงในรูปที่ 3.20 ซึ่งมีฟังก์ชันการทำงานครบตามความต้องการของผู้ดำเนินโครงการ ซึ่งประกอบไปด้วยหน้าจอแสดงผลแอลซีดีเพื่อใช้ในการบอกสถานะของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ปุ่มเริ่ม/หยุด การทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ปุ่ม เปิด/ปิด เสียงในการเตือนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ช่องยูเอสบีเพื่อใช้ในการเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมและตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส และช่องเพาเวอร์แจ็กเพื่อเป็นการชาร์จแบตเตอรี่ในการทำงานครั้งต่อไป



รูปที่ 3.20 ลักษณะการออกแบบของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

นอกจากการออกแบบตัวเครื่องข้างต้น อีกหนึ่งส่วนที่สำคัญสำหรับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นผู้ดำเนินโครงการได้ทำการออกแบบและติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลว ดังแสดงรายละเอียดในหัวข้อถัดไป

3.13.2 ทำการออกแบบและติดตั้งตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

ในการออกแบบตัวรับรู้นี้เราจะทำโดยใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส โดยเรามีจุดประสงค์ให้ตัวรับรู้สามารถติดตั้งให้เข้ากับปอดเทียมได้ทุกยี่ห้อ จึงมีการออกแบบรูปแบบและหลักการในการติดตั้งให้เข้ากับปอดเทียม ได้ดังนี้

รูปแบบด้านหน้าของตัวรับรู้

รูปแบบสำหรับด้านหน้าของตัวรับรู้จะแสดงถึงการทำงานของตัวตัวรับรู้ ดังแสดงไว้ในรูป 3.21

- 1) อักษร SAFE พื้นสีเขียว แสดงระดับเลือดที่ปลอดภัยต่อผู้ป่วย
- 2) แทบสีเหลือง แสดงตำแหน่งระดับที่ต้องการตรวจสอบ (detection)
- 3) อักษร DANGER พื้นสีแดง แสดงระดับเลือดที่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย



รูปที่ 3.21 รูปแบบและขนาดของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

รูปแบบด้านหลังของตัวรับรู้

รูปแบบสำหรับด้านหลังของตัวรับรู้จะแสดงถึงการติดตั้งตัวตัวรับรู้ให้เข้ากับปอดเทียมได้ทุกข้อ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.22

- 1) แทบสี่เหลี่ยม แสดงตำแหน่งระดับที่ต้องการตรวจสอบ
- 2) แทบลายสีฟ้าสลับสีขาวด้านซ้ายและขวา แสดงเทปกาวยาหน้าที่ในการยึดติดตัวรับรู้ไว้กับถังกรองและรองรับเลือดดำ (venous reservoir) ของปอดเทียม



รูปที่ 3.22 ด้านหลังของตัวรับรู้ระดับของเหลว

ในการออกแบบตัวรับรู้ระดับสารน้ำทดแทนเลือด เราจะใช้ตัวรับรู้ทั้งหมด 2 ตัวด้วยกันซึ่งมีหลักการตรวจวัดดังนี้

ตัวรับรู้ตัวที่ 1 ตรวจวัดระดับสารน้ำทดแทนเลือดในชั้นต้น กล่าวคือ เมื่อระดับน้ำลดลงจนถึงตัวรับรู้ตัวที่ 1 นี้ หน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงผลว่า “LOW” เพื่อเป็นการเตือนนักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมในชั้นต้น

ตัวรับรู้ตัวที่ 2 ตรวจสอบระดับสารน้ำทดแทนเลือดในชั้นวิกฤต เมื่อระดับน้ำลดลงจนถึงตัวรับรู้ตัวที่ 2 นี้ หน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงผลว่า “Abnormal” พร้อมส่งเสียงเตือน เพื่อเป็นการเตือนนักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมให้เข้ามาแก้ไขให้ทันที่

ลักษณะการติดตั้งของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสทั้ง 2 ตัวนั้น มีการติดตั้งโดยตัวรับรูบนติดตั้งไว้ที่ 350 มิลลิเมตร ตัวรับรูล่างติดตั้งไว้ที่ 100 มิลลิเมตร บนเครื่องปอดเทียม ดังแสดงในรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.23 ลักษณะการติดตั้งของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

ส่วนสุดท้ายในการออกแบบเพื่อให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมทำงานร่วมกันได้อย่างมีประสิทธิภาพผู้ดำเนินโครงการจะต้องออกแบบส่วนเชื่อมต่อ

3.13.3 ออกแบบส่วนเชื่อมต่อ

ในส่วนนี้เราจะทำการออกแบบส่วนเชื่อมต่อระหว่างตัวรับรู้และบอร์ดอาดูโนกับเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมให้มีการรับส่งข้อมูลกันระหว่างความต้องการของผู้ใช้งาน (Input) เพื่อส่งผลให้เกิดสิ่งที่เราต้องการ (Output) กล่าวคือ เป็นตัวนำทางให้เราสื่อสาร ส่งงานให้กับอุปกรณ์ได้อย่างถูกต้อง โดยในโครงการนี้เราใช้สายไฟเชื่อมต่อสัญญาณ (Interconnecting cable) เป็นตัวเชื่อมต่อสัญญาณนั่นเอง ซึ่งมี 3 ลักษณะดังนี้

1) สายสัญญาณที่ทำการรับส่งสัญญาณระหว่างบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยู โน อาร์3 กับคอมพิวเตอร์มีลักษณะแสดงดังรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.24 สายนำสัญญาณระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

2) สายสัญญาณที่ทำการรับส่งสัญญาณระหว่างเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม กับตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส มีลักษณะแสดงดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.25 สายนำสัญญาณตัวรับรู้

3) สายชาร์จแบตเตอรี่ทำหน้าที่ชาร์จแบตเตอรี่ของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมให้มีการใช้งานได้นานขึ้น มีลักษณะดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 สายชาร์จแบตเตอรี่

เมื่อผู้ดำเนินโครงการศึกษาข้อมูลและออกแบบพัฒนาเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมแล้วนำมาดำเนินการสร้างเป็นเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมได้ ซึ่งเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมที่พัฒนานี้จำเป็นต้องมีการทดสอบความแม่นยำและความคงทนในการใช้งานของแบตเตอรี่

บทที่ 4

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียบกับเครื่องหัวใจและปอดเทียม โดยจะแบ่งเนื้อหาออกเป็น

- 1) การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม
- 2) การทดสอบระยะเวลาในการใช้งานแบตเตอรี่

4.1 แบบทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นใช้ตัวรับรู้ทั้งหมด 2 ตัวด้วยกัน เพื่อเป็นการป้องกันให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมีความปลอดภัยมากยิ่งขึ้น ดังนั้นผู้ดำเนินโครงการจึงมีการทดสอบตัวรับรู้เพื่อให้ทราบถึงความแม่นยำในการตรวจวัดสารน้ำทดแทนเลือดได้มีความแม่นยำมากน้อยเพียงใด

กรณีที่ 1 ใช้ตัวรับรู้ตัวบน (ตัวที่1) เมื่อระดับสารน้ำลดต่ำกว่าระดับตัวรับรู้ที่ติดตั้งไว้ หน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงว่า “LOW”

ในการทดสอบนี้เราได้ใช้ตัวรับรู้ในการทดสอบความแม่นยำโดยเราทำการติดตั้งตัวรับรู้ไว้ที่ตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียมตามลำดับ ดังนี้ 1000ml, 500ml, 400ml, 300ml, 250ml, 200ml, 150ml, 100ml, 70ml, 50ml, 30ml แล้วปล่อยให้สารน้ำลดระดับมาจนถึงที่เราติดตั้งตัวรับรู้ไว้ จนกว่าหน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงผลว่า “LOW” จากนั้นก็ทำการหยุดสารน้ำแล้วทำการอ่านค่าตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียม แล้วบันทึกค่า ทำเช่นนี้จนกว่าจะครบทุกตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียม เป็นจำนวน 3 ครั้ง ด้วยกัน

กรณีที่ 2 ใช้ตัวรับรู้ตัวล่าง (ตัวที่2) เมื่อระดับสารน้ำลดต่ำกว่าตัวรับรู้ที่ติดตั้งไว้ หน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงว่า “Abnormal” พร้อมส่งเสียงเตือน

ทำการติดตั้งตัวรับรู้ไว้ที่ตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียมตามลำดับ ดังนี้ 1000ml, 500ml, 400ml, 300ml, 250ml, 200ml, 150ml, 100ml, 70ml, 50ml, 30ml แล้วปล่อยให้สารน้ำลดระดับมาจนถึงที่เราติดตั้งตัวรับรู้ไว้ จนกว่าหน้าจอแสดงผลแอลซีดีจะแสดงผลว่า “Abnormal” จากนั้นก็ทำการหยุดสารน้ำแล้วทำการอ่านค่าตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียม แล้วบันทึกค่า ทำเช่นนี้จนกว่าจะครบทุกตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียมเป็นจำนวน 3 ครั้ง ด้วยกัน

ตารางที่ 4.1 การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ตำแหน่ง ระดับน้ำ (ml)	ตัวรับรู้ที่	ระดับน้ำที่วัดได้ (ml)			ค่าเฉลี่ย (ml)
		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	
1000	1	997	999	999	998.3
	2	998	998	1000	998.6
500	1	497	500	500	499.0
	2	499	499	500	499.3
400	1	400	399	400	399.6
	2	399	400	400	399.6
300	1	298	299	299	298.6
	2	299	299	300	299.3
250	1	250	248	249	249.0
	2	249	249	250	249.3
200	1	200	198	200	199.3
	2	199	199	200	199.3
150	1	150	149	149	149.3
	2	149	149	150	149.3
100	1	98	99	100	99
	2	99	99	100	99.3
70	1	69	69	70	69.3
	2	69	70	70	69.6
50	1	49	49	50	49.3
	2	49	50	50	49.6
30	1	30	29	30	29.6
	2	30	29	30	29.6

จากการทดสอบตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสทำให้ทราบว่า ตัวรับรู้ตัวบน (ตัวที่ 1) และตัวรับรู้ตัวล่าง (ตัวที่ 2) มีค่าความผิดพลาด (Error) เกิดขึ้นในขณะที่ทำการตรวจวัดระดับน้ำ

ดังนั้น จากตารางที่ 4.1 เราจึงได้ทำการทดสอบระหว่างตัวรับรู้เทียบกับตำแหน่งระดับน้ำบนปอดเทียมเป็นจำนวน 3 ครั้งและทำการหาค่าเฉลี่ยเพื่อนำมาคิดค่าความผิดพลาด ซึ่งมีสูตรการคำนวณดังนี้

สูตรการคำนวณค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับการตรวจวัดระดับสารน้ำกับตัวรับรู้

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

จากสูตรการคำนวณค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับการตรวจวัดระดับสารน้ำกับตัวรับรู้ เราได้ทำการคำนวณดังแสดงไว้ ตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความผิดพลาดของตัวรับรู้ทั้ง 2 ตัว

ตำแหน่งระดับน้ำ (ml)	ตัวรับรู้ที่	ค่าความผิดพลาด (%)
1000	1	0.17
	2	0.14
500	1	0.20
	2	0.14
400	1	0.10
	2	0.10
300	1	0.47
	2	0.23
250	1	0.40
	2	0.28
200	1	0.35
	2	0.35
150	1	0.47
	2	0.47
100	1	1.00
	2	0.70

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) แสดงค่าความผิดพลาดของตัวรับรู้ทั้ง 2 ตัว

ตำแหน่งระดับน้ำ (ml)	ตัวรับรู้ที่	ค่าความผิดพลาด (%)
70	1	1.00
	2	0.57
50	1	1.40
	2	0.80
30	1	1.30
	2	1.30

จากตารางที่ 4.2 แสดงให้เห็นว่ามีค่าความผิดพลาดเกิดขึ้นกับตัวรับรู้ทั้ง 2 ตัวจริงแต่เพียงเล็กน้อยเท่านั้น อาจเป็นเพราะการตรวจวัดของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสมีการใช้งานเป็นระยะเวลานาน จึงทำให้มีความผิดพลาดในการตรวจวัดระดับสารน้ำเกิดขึ้นได้ ประกอบด้วยการเขียนโปรแกรมให้มีค่าการคี่เลข จึงทำให้มีความผิดพลาดดังกล่าว

หมายเหตุ : ตัวอย่างการคำนวณแสดงไว้ในภาคผนวก ฉ.

4.2 แบบทดสอบระยะเวลาในการใช้งานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมมีการใช้งานของแบตเตอรี่มาเป็นแหล่งจ่ายไฟให้กับ อาดูโน ยูโน อาร์3 และวงจรต่างๆ โดยมีการแบ่งการใช้งานดังนี้

แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออน 12 โวลต์ มีความจุ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

- อาดูโน ยูโน อาร์3 (ATmega 328P-PU)
- หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอทิวซี
- โมดูลบัชเซอร์
- ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส
- พัดลม
- วงจรอะสเทเบิลมัลติไวเบเรเตอร์ด้วยไอซี 555

ในการทดสอบนี้จะทำให้ทราบถึงระยะเวลาการใช้งานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมเมื่อเปิดใช้งานอย่างต่อเนื่อง โดยจะทำการวัดกระแสแต่ละอุปกรณ์ที่ใช้ ดังนี้

ตารางที่ 4.3 ผลจากการวัดกระแสของอุปกรณ์ภายในเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม

ชนิดของอุปกรณ์	ปริมาณกระแสที่ใช้ (แอมแปร์)
บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน ยูโน อาร์3 (ATmega 328P-PU)	0.01300
หน้าจอแสดงผลแอลซีดีแบบไอทิวซี	0.11800
โมดูลบัชเซอร์	0.02000
ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส 2 ตัว	0.00005
พัดลม	0.10000
วงจรถะเสถียรเบิลต์อินไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555	0.00300
รวม	0.25405

เมื่อได้ผลจากการวัดกระแสของอุปกรณ์ชนิดต่างๆแล้วนั้น ทำให้เราทราบปริมาณกระแสที่อุปกรณ์แต่ละชนิดใช้ ดังนั้นเราจึงนำค่ากระแสของอุปกรณ์แต่ละชนิดมาคำนวณหาระยะเวลาของการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมขณะใช้งานอย่างต่อเนื่อง

โดยจะได้ระยะเวลาการใช้งานของแบตเตอรี่ ในขณะที่ใช้อุปกรณ์ต่างๆอย่างต่อเนื่อง ได้จากการคำนวณ ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 4.4 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ ขณะใช้อุปกรณ์ต่างๆพร้อมกัน

ลำดับ	เงื่อนไข	ปริมาณกระแสทั้งหมด (แอมแปร์)	จำนวนชั่วโมงที่คำนวณได้
1	ระดับสารน้ำ > ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น "Normal"	0.23105	25 ชั่วโมง 58 นาที
2	- ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ตัวบน - ระดับสารน้ำ > ตัวรับรู้ตัวล่าง แสดงผลเป็น "Low"	0.23105	25 ชั่วโมง 58 นาที

ตารางที่ 4.4 (ต่อ) ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ ขณะใช้อุปกรณ์ต่างๆพร้อมกัน

ลำดับ	เงื่อนไข	ปริมาณ กระแส ทั้งหมด (แอมแปร์)	จำนวนชั่วโมง ที่คำนวณได้
3	ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น “Abnormal” กรณีใช้ปุ่มปิดเสียง	0.23105	25 ชั่วโมง 58 นาที
4	ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น “Abnormal” กรณีเปิดเสียงตลอดเวลา	0.25405	23 ชั่วโมง 37 นาที

จากตารางที่ 4.4 แสดงให้เห็นว่าระยะเวลาการใช้แบตเตอรี่ในขณะใช้อุปกรณ์ต่างๆ ในแต่ละกรณี ซึ่งได้จากวิธีการคำนวณดังนี้

ตัวอย่างการคำนวณหาระยะเวลาการใช้งานของแบตเตอรี่

เงื่อนไขที่ 1 กรณีที่ระดับสารน้ำ > ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น “Normal” จะไม่ใช้โมดูลบัชเซอร์ และวงจรอะสแตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 จะได้ปริมาณกระแสที่ใช้อยู่ที่ 0.23105 แอมแปร์

เงื่อนไขที่ 2 ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ตัวบน และ ระดับสารน้ำ > ตัวรับรู้ตัวล่าง แสดงผลเป็น “Low” จะไม่ใช้ โมดูลบัชเซอร์ และวงจรอะสแตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 จะได้ปริมาณกระแสที่ใช้อยู่ที่ 0.23105 แอมแปร์

เงื่อนไขที่ 3 ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น “Abnormal” กรณีใช้ปุ่มปิดเสียง จะไม่ใช้ โมดูลบัชเซอร์ และวงจรอะสแตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 จะได้ปริมาณกระแสที่ใช้อยู่ที่ 0.23105 แอมแปร์

เงื่อนไขที่ 4 ระดับสารน้ำ < ตัวรับรู้ทั้งสองตัว แสดงผลเป็น “Abnormal” กรณีเปิดเสียงตลอดเวลา ใช้อุปกรณ์ทั้งหมด จะได้ปริมาณกระแสที่ใช้อยู่ที่ 0.25405 แอมแปร์

ซึ่งแต่ละเงื่อนไขจะดึงกระแสจากแบตเตอรี่ มีความจุประมาณ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

เงื่อนไขที่ 1 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ 12 โวลต์ ความจุ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

$$\begin{aligned} \text{ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ได้} &= \text{ความจุของแบตเตอรี่} / \text{ปริมาณกระแสที่ใช้} \\ &= 6/0.23105 \\ &= 25.9684 \text{ ชั่วโมง} \end{aligned}$$

จาก 1 ชั่วโมง เป็น 60 นาที จะได้ประมาณ $0.9684 \times 60 \text{ นาที} = 25 \text{ ชั่วโมง } 58 \text{ นาที}$

เงื่อนไขที่ 2 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ 12 โวลต์ ความจุ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

$$\begin{aligned} \text{ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ได้} &= \text{ความจุของแบตเตอรี่} / \text{ปริมาณกระแสที่ใช้} \\ &= 6/0.23105 \\ &= 25.9684 \text{ ชั่วโมง} \end{aligned}$$

จาก 1 ชั่วโมง เป็น 60 นาที จะได้ประมาณ $0.9684 \times 60 \text{ นาที} = 25 \text{ ชั่วโมง } 58 \text{ นาที}$

เงื่อนไขที่ 3 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ 12 โวลต์ ความจุ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

$$\begin{aligned} \text{ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ได้} &= \text{ความจุของแบตเตอรี่} / \text{ปริมาณกระแสที่ใช้} \\ &= 6/0.23105 \\ &= 25.9684 \text{ ชั่วโมง} \end{aligned}$$

จาก 1 ชั่วโมง เป็น 60 นาที จะได้ประมาณ $0.9684 \times 60 \text{ นาที} = 25 \text{ ชั่วโมง } 58 \text{ นาที}$

เงื่อนไขที่ 4 ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ 12 โวลต์ ความจุ 6 แอมแปร์-ชั่วโมง

$$\begin{aligned} \text{ระยะเวลาที่ใช้แบตเตอรี่ได้} &= \text{ความจุของแบตเตอรี่} / \text{ปริมาณกระแสที่ใช้} \\ &= 6/0.25405 \\ &= 23.6174 \text{ ชั่วโมง} \end{aligned}$$

จาก 1 ชั่วโมง เป็น 60 นาที จะได้ประมาณ $0.6174 \times 60 \text{ นาที} = 23 \text{ ชั่วโมง } 37 \text{ นาที}$

โดยจากการคำนวณระยะเวลาในการใช้งานของแบตเตอรี่ทำให้ทราบว่าเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมสามารถทำงานได้เป็นระยะเวลาได้นานที่สุดเท่าใด โดยดูจากระยะเวลาการใช้งานของแหล่งพลังงาน ซึ่งหากแหล่งพลังงานที่เราใช้หมดไป เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมก็จะไม่สามารถทำงานต่อได้ ต้องทำการนำไปชาร์จใหม่

จากการคำนวณระยะเวลาการใช้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมแล้ว ยังมีการทดสอบการใช้งานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม โดยจะนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกัน ระหว่างเงื่อนไขที่ 1 เงื่อนไขที่ 2 เงื่อนไขที่ 3 และเงื่อนไขที่ 4 โดยจะทำการเปิดใช้งานอุปกรณ์ต่างๆ พร้อมกันแล้วจับเวลาจนกว่าแบตเตอรี่จะหมดไปครั้งละรอบ ในที่นี้ได้ทำการทดลองเพื่อเป็นตัวอย่าง 2 กรณีด้วยกัน ดังนี้

ตารางที่ 4.5 ระยะเวลาการใช้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมจากการทดสอบจริง

เงื่อนไขที่	ระยะเวลาที่ทำงานได้
1	26 ชั่วโมง 28 นาที
2	26 ชั่วโมง 31 นาที
3	26 ชั่วโมง 38 นาที
4	23 ชั่วโมง 33 นาที

จากการทดลองเปิดอุปกรณ์ให้เครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมใน 2 กรณี ทำให้ทราบว่าผลที่ได้จากการคำนวณกับการทดลองจริงมีค่าความคลาดเคลื่อนกันเล็กน้อย เนื่องจากในการใช้งานจริงอาจจะมีการดึงกระแสไม่เท่ากันกับในการคำนวณ ซึ่งมีผลต่อระยะเวลาการใช้งานของแบตเตอรี่ได้ และแบตเตอรี่อาจมีค่าความจุไม่เต็มที่ เนื่องจากมีการชาร์จและคายชาร์จ กลับไปกลับมาหลายครั้ง อาจส่งผลให้แบตเตอรี่มีอายุการใช้งานต่อเนื่องได้ลดลงเช่นกัน อีกทั้งการสูญเสียพลังงานของแบตเตอรี่เอง ก็อาจจะมีผลเช่นเดียวกัน

รูปการทดสอบทั้งความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมและระยะเวลาในการใช้งานในแบตเตอรี่อยู่ในภาคผนวก ก

หลังจากที่เราทำการทดสอบความแม่นยำและระยะเวลาการใช้งานแบตเตอรี่ของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมแล้วนั้น ผู้ดำเนินโครงการสามารถสรุปโครงการพร้อมด้วยข้อเสนอแนะ

บทที่ 5

สรุปผลและ ข้อเสนอแนะ

จากการศึกษา พัฒนาและทดสอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม เป็นระยะเวลา 2 ภาคการศึกษา ผู้ดำเนินโครงการ ได้มีการทดสอบถึงความแม่นยำและความคงทนของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม ในบทนี้จะกล่าวถึงสรุปผลการทดสอบ พร้อมข้อเสนอแนะในการพัฒนาเครื่องที่พัฒนาขึ้นให้มีประสิทธิภาพ

5.1 สรุปผลการออกแบบและพัฒนาระบบ

ผู้ดำเนินโครงการ ได้พัฒนาและออกแบบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมด้วยตัวรับรู้ของเหลวแบบไม่สัมผัสที่สามารถใช้ได้กับปอดเทียมทุกยี่ห้อ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุมการทำงาน สามารถตรวจวัดระดับเลือดเมื่อถึงขีดอันตราย ส่งสัญญาณแจ้งเตือนและแสดงผลผ่านหน้าจอแอลซีดี ในการออกแบบระบบการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมผู้ดำเนินโครงการ ได้คำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ป่วยจึงมีการเลือกใช้ตัวรับรู้ของเหลวแบบไม่สัมผัสจึงไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยและส่งสัญญาณรบกวนในระหว่างทำการผ่าตัดโดยทำการออกแบบตัวรับรู้ระดับของเหลวให้เข้ากับปอดเทียม ได้ทุกยี่ห้อ อีกทั้งยังเลือกใช้ไมโครลิจซ์เซอร์แอลทีพี ไมครูลหน้าจอแอลซีดีด้วยไอสแกวซ์บัส ที่ต้องใช้ขาสัญญาณเพียงไม่กี่ขาในการเชื่อมต่อ ทำให้มีความง่ายในการออกแบบตัวเครื่องให้มีขนาดเล็ก และยังคำนึงถึงแหล่งจ่ายแรงดันและกระแสไฟที่ต้องการให้มีประสิทธิภาพการใช้งานที่ยาวนาน โดยไม่ต้องต่อเข้ากับไฟบ้าน ผู้ดำเนินโครงการจึงได้ออกแบบให้ใช้แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอออนซึ่งต้องอาศัยไมครูลิขาระดับแรงดันเพื่อจ่ายแรงดันให้คงที่กับเครื่องตรวจสอบระดับเลือด นอกจากนี้ผู้ดำเนินโครงการยังได้ออกแบบสายเชื่อมต่อโดยพอร์ตอนุกรมยูเอสบีให้เหมาะสมกับตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสและมีการใช้งานที่สะดวก โดยผลการออกแบบระบบเป็นไปตามความต้องการของผู้ใช้งาน

จากการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมพบว่า ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัสมีความแม่นยำในการใช้งานด้วยความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 2 เปอร์เซ็นต์ ส่วนแบตเตอรี่ของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมนั้นมีความคงทนในการใช้งานที่ยาวนานได้มากถึง 26 ชั่วโมงและเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมที่พัฒนาขึ้นมีประสิทธิภาพของการทำงานตรงตามความต้องการที่ได้กำหนดไว้

5.2 ข้อเสนอแนะ

ปัญหาที่ 1 ระบบยังมีความคลาดเคลื่อนในส่วนของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส
ข้อเสนอแนะ ควรเปลี่ยนไปใช้ตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบอัลตราโซนิกเนื่องจากมีความ
ไวต่อการตรวจจับของเหลวมากกว่าแต่ข้อเสียคือจะมีราคาสูงกว่าแบบไม่สัมผัสของเหลว

ปัญหาที่ 2 ตัวเครื่องยังมีขนาดใหญ่ไปสำหรับผู้ใช้งานที่ต้องการขนาดเล็กลงอีกเท่าตัว
ข้อเสนอแนะ ผู้ดำเนินโครงการควรปรับขนาดแบตเตอรี่ให้มีขนาดเล็กและเบาเพื่อความ
สะดวกของผู้ใช้งาน



เอกสารอ้างอิง

- [1] <http://www.tci-thaijo.org/index.php/journalthaicvtnurse/article/view/8492/7246> , 11 ตค. 2557
- [2] <http://jumpstartinnovation.blogspot.com/2013/07/blog-post.html> , สืบค้นเมื่อ 10 กันยายน 2557
- [3] http://www.dfrobot.com/index.php?route=product/product&product_id=690#.Vcj3sfntmko, สืบค้นเมื่อ 24 กันยายน 2557
- [4] ผู้ช่วยศาสตราจารย์ โอภาส ศิริกรรชิตถาวร. **เรียนรู้ไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยโปรแกรมภาษา C/C++ กับ Arduino และโมดูล POP-MCU**. กรุงเทพฯ: บริษัท อิน โนเวตีฟ เอ็กเพอริเมนต์ จำกัด. , สืบค้นเมื่อ 25 กันยายน 2557
- [5] <http://cpre.kmutnb.ac.th/esl/learning/index.php?article=lcd-i2c-pcf8574>, สืบค้นเมื่อ 5 ตุลาคม 2557
- [6] <http://www.thaimicrotron.com/Reference/LCD/LCD-Module1.htm>, สืบค้นเมื่อ 13 ตค. 2557
- [7]<http://www.arduinoall.com/product/536/active-buzzer-module-3-3-5v-%E0%B8%9E%E0%B8%A3%E0%B9%89%E0%B8%AD%E0%B8%A1%E0%B8%AA%E0%B8%B2%E0%B8%A2%E0%B9%84%E0%B8%9F> , สืบค้นเมื่อ 27 ตุลาคม 2557
- [8]<http://www.arduinoall.com/product/145/%E0%B9%82%E0%B8%A1%E0%B8%94%E0%B8%B9%E0%B8%A5%E0%B9%80%E0%B8%A3%E0%B8%81%E0%B8%B9%E0%B9%80%E0%B8%A5%E0%B9%80%E0%B8%95%E0%B8%AD%E0%B8%A3%E0%B9%8C-lm2596s-dc-lm2596s-lm2596-4-35v-input-voltage-dc-dc-step-down-adjustable-power-supply-module-lm2596-dc-to-dc-step-down-converter-module-2> , สืบค้นเมื่อ 11 พฤศจิกายน 2557
- [9] ทีมงานสมาร์ทเลิร์นนิ่ง. (2549). **DIGITAL Learning-By-Doing ฉบับรวมชุดอุปกรณ์และโฟโต้บอร์ด**. (พิมพ์ครั้งที่ 1). กรุงเทพฯ: ห้างหุ้นส่วนสามัญสมาร์ทเลิร์นนิ่ง, สืบค้นเมื่อ 4 ธันวาคม 2557
- [10]<http://www.agencyelectronics.com/articles/42135524/%E0%B9%84%E0%B8%AD%E0%B8%8B%E0%B8%B5555-.html>, สืบค้นเมื่อ 7 ธันวาคม 2557
- [11]<http://www.beyondsoho.com/article/how-to-know-%E0%B8%A1%E0%B8%B2%E0%B8%97%E0%B8%B3%E0%B8%84%E0%B8%A7%E0%B8%B2%E0%B8%A1%E0%B8%A3%E0%B8%B9%E0%B9%89%E0%B8%88%E0%B8%B1%E0%B8%81%E0%B9%81%E0%B8%9A%E0%B8%95%E0%B9%80%E0%B8%95%E0%B8%AD%E0%B8%A3%E0%B8%B5%E0%B9%88-18650-lithium-ion-battery-18650> สืบค้นเมื่อ 13 ธันวาคม 2557
- [12] <http://www.comgeeks.net/usb/> , สืบค้นเมื่อ 20 ธันวาคม 2557



ชุดคำสั่งสำหรับการควบคุมการทำงานของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม


```
#include <Wire.h>

#include <LiquidCrystal_I2C.h>

// Set the LCD address to 0x27 for a 16 chars and 2 line display
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);

int Sw1=6;

int Sw2=7;

int Sw5=5;

int sw13=13;

intSW_Reset=0;

intSensor_Down=0;

intSensor_Up=0;

void setup()

{

pinMode(sw13, OUTPUT);

pinMode(Sw1, INPUT);

pinMode(Sw2, INPUT);

pinMode(Sw5, INPUT);

// initialize the LCD

lcd.begin();
```

```
// Turn on the backlight and print a message.

lcd.backlight();

lcd.setCursor(0,0); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

lcd.print("Naresuan University");

lcd.setCursor(0,1); // ไปที่ตัวอักษรที่ 6 แถวที่ 2

lcd.print("BLOOD LEVEL DETECTOR");

lcd.setCursor(3,2); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

lcd.print("IN OXYGENATOR");

// lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

// lcd.print("LEVEL:Normal");

}

void loop()

{

while(1)

{

Sensor_Down= digitalRead(Sw1);

Sensor_Up = digitalRead(Sw2);
```

```
SW_Reset = digitalRead(Sw5);

if ((Sensor_Up==0)&&(Sensor_Down==0))
    {
    digitalWrite(sw13, LOW);
    lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1
    lcd.print("LEVEL:Normal");
    }
else if ((Sensor_Up==1)&&(Sensor_Down==0))
    {
    digitalWrite(sw13, LOW);
    lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1
    lcd.print("LEVEL:LOW ");
    }

else if ((Sensor_Up==1)&&(Sensor_Down==1))
    {

if (SW_Reset==0)
    {
    digitalWrite(sw13, LOW);
    delay(100);
    lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1
```

```
lcd.print("LEVEL:Abnormal");

delay(500);

lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

lcd.print("LEVEL:  ");

        }

else if (SW_Reset==1)

    {

digitalWrite(sw13, HIGH);

delay(100);

lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

lcd.print("LEVEL:Abnormal");

delay(500);

lcd.setCursor(4,3); // ไปที่ตัวอักษรที่ 0 แถวที่ 1

lcd.print("LEVEL:  ");

    }

}

}

}
```

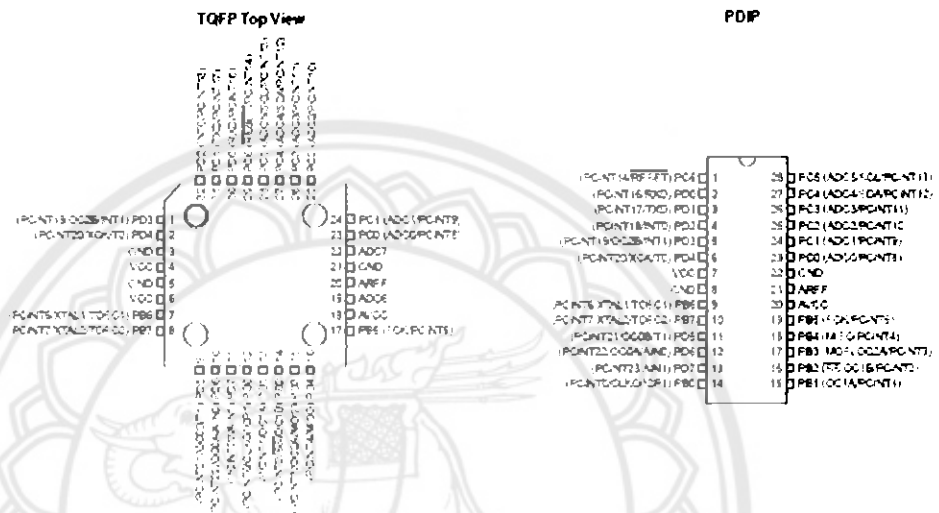


ภาคผนวก ข
รายละเอียดข้อมูลของไมโครคอนโทรลเลอร์หมายเลข ATmega 328P-PU

ATmega48PA/88PA/168PA/328P

1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout ATmega48PA/88PA/168PA/328P



ATmega48PA/88PA/168PA/328P

1.1 Pin Descriptions

1.1.1 VCC

Digital supply voltage.

1.1.2 GND

Ground.

1.1.3 Port B (PB7:0) XTAL1/XTAL2/TOSC1/TOSC2

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Depending on the clock selection fuse settings, PB6 can be used as input to the Inverting Oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

Depending on the clock selection fuse settings, PB7 can be used as output from the inverting Oscillator amplifier.

If the Internal Calibrated RC Oscillator is used as chip clock source, PB7..6 is used as TOSC2..1 input for the Asynchronous Timer/Counter2 if the AS2 bit in ASSR is set.

The various special features of Port B are elaborated in "Alternate Functions of Port B" on page 82 and "System Clock and Clock Options" on page 26.

1.1.4 Port C (PC5:0)

Port C is a 7-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The PC5..0 output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

1.1.5 PC6/RESET

If the RSTDISBL Fuse is programmed, PC6 is used as an I/O pin. Note that the electrical characteristics of PC6 differ from those of the other pins of Port C.

If the RSTDISBL Fuse is unprogrammed, PC6 is used as a Reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a Reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in Table 28-3 on page 318. Shorter pulses are not guaranteed to generate a Reset.

The various special features of Port C are elaborated in 'Alternate Functions of Port C' on page 85.

1.1.6 Port D (PD7:0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

The various special features of Port D are elaborated in 'Alternate Functions of Port D' on page 88.

1.1.7 AV_{CC}

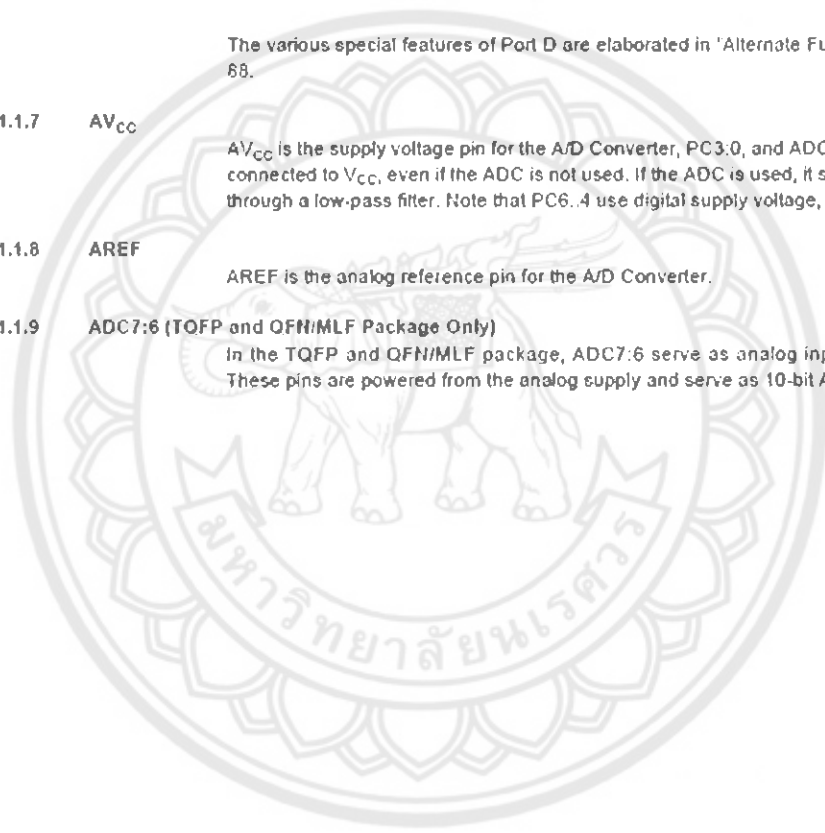
AV_{CC} is the supply voltage pin for the A/D Converter, PC3:0, and ADC7:6. It should be externally connected to V_{CC}, even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to V_{CC} through a low-pass filter. Note that PC6..4 use digital supply voltage, V_{CC}.

1.1.8 AREF

AREF is the analog reference pin for the A/D Converter.

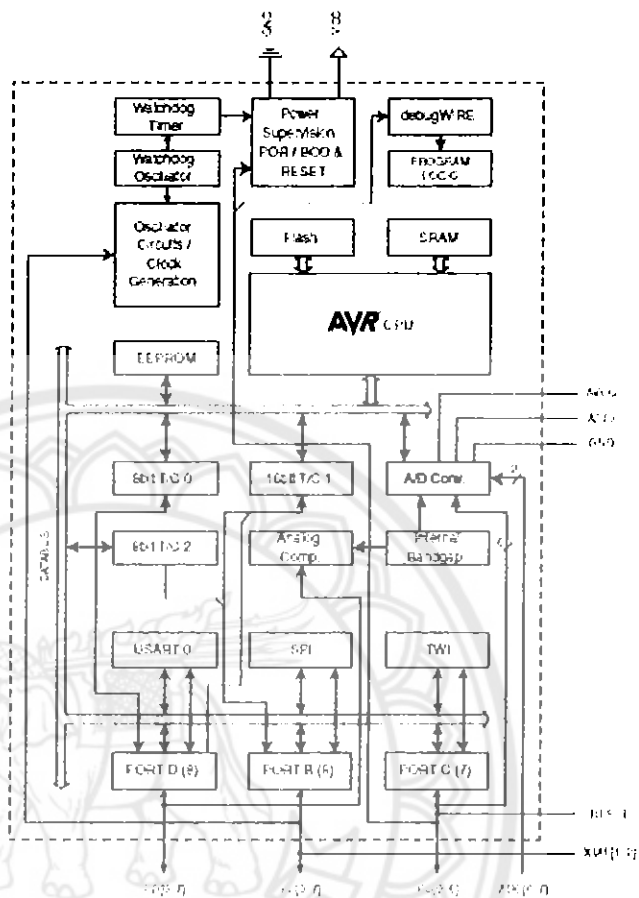
1.1.9 ADC7:6 (TQFP and QFN/MLF Package Only)

In the TQFP and QFN/MLF package, ADC7:6 serve as analog inputs to the A/D converter. These pins are powered from the analog supply and serve as 10-bit ADC channels.



2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The AVR core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting

architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.

The ATmega48PA/88PA/168PA/328P provides the following features: 4K/8K bytes of In-System Programmable Flash with Read-While-Write capabilities, 256/512/1K bytes EEPROM, 512/1K/1K/2K bytes SRAM, 23 general purpose I/O lines, 32 general purpose working registers, three flexible Timer/Counters with compare modes, internal and external interrupts, a serial programmable USART, a byte-oriented 2-wire Serial Interface, an SPI serial port, a 6-channel 10-bit ADC (8 channels in TQFP and QFN/MLF packages), a programmable Watchdog Timer with internal Oscillator, and five software selectable power saving modes. The Idle mode stops the CPU while allowing the SRAM, Timer/Counters, USART, 2-wire Serial Interface, SPI port, and interrupt system to continue functioning. The Power-down mode saves the register contents but freezes the Oscillator, disabling all other chip functions until the next interrupt or hardware reset. In Power-save mode, the asynchronous timer continues to run, allowing the user to maintain a timer base while the rest of the device is sleeping. The ADC Noise Reduction mode stops the CPU and all I/O modules except asynchronous timer and ADC, to minimize switching noise during ADC conversions. In Standby mode, the crystal/resonator Oscillator is running while the rest of the device is sleeping. This allows very fast start-up combined with low power consumption.

The device is manufactured using Atmel's high density non-volatile memory technology. The On-chip ISP Flash allows the program memory to be reprogrammed In-System through an SPI serial interface, by a conventional non-volatile memory programmer, or by an On-chip Boot program running on the AVR core. The Boot program can use any interface to download the application program in the Application Flash memory. Software in the Boot Flash section will continue to run while the Application Flash section is updated, providing true Read-While-Write operation. By combining an 8-bit RISC CPU with In-System Self-Programmable Flash on a monolithic chip, the Atmel ATmega48PA/88PA/168PA/328P is a powerful microcontroller that provides a highly flexible and cost effective solution to many embedded control applications.

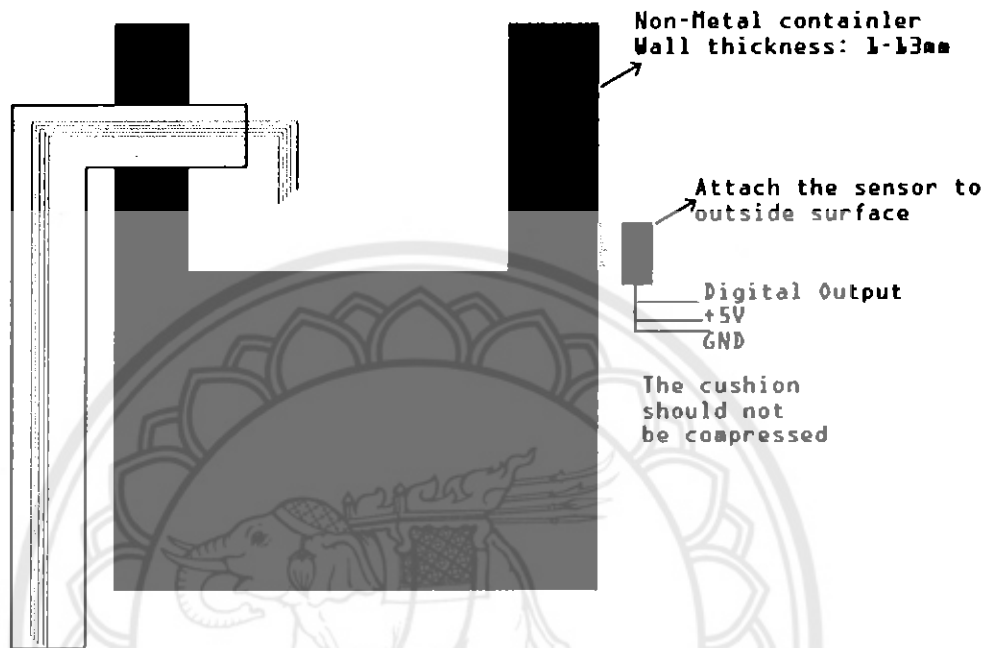
The ATmega48PA/88PA/168PA/328P AVR is supported with a full suite of program and system development tools including: C Compilers, Macro Assemblers, Program Debugger/Simulators, In-Circuit Emulators, and Evaluation kits.



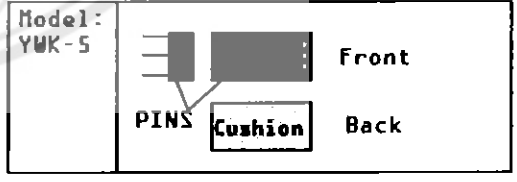
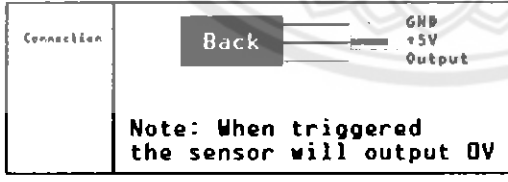
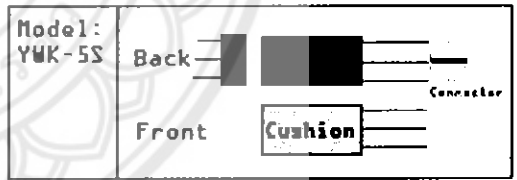
ภาคผนวก ค

รายละเอียดข้อมูลของตัวรับรู้ระดับของเหลวแบบไม่สัมผัส

Non-contact Liquid Levels Switch



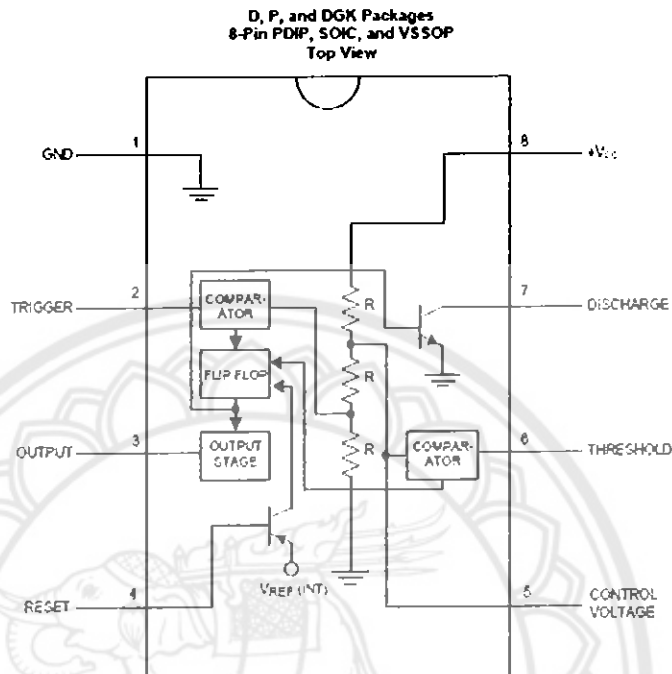
MODEL	YWK-5, NPM
POWER	5Vdc
WORKING CURRENT	23uA (5V)
POWER CONSUMPTION	Max 100uW (5V)
WORKING TEMPERATURE	-25 - 155 °C





ภาคผนวก
รายละเอียดข้อมูลงไอซีหมายเลข LM555

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NO.	NAME		
5	Control Voltage	I	Controls the threshold and trigger levels. It determines the pulse width of the output waveform. An external voltage applied to this pin can also be used to modulate the output waveform.
7	Discharge	I	Open collector output which discharges a capacitor between intervals (in phase with output). It toggles the output from high to low when voltage reaches 2/3 of the supply voltage.
1	GND	O	Ground reference voltage.
3	Output	O	Output driven waveform.
4	Reset	I	Negative pulse applied to this pin to disable or reset the timer. When not used for reset purposes, it should be connected to VCC to avoid false triggering.
6	Threshold	I	Compares the voltage applied to the terminal with a reference voltage of 2/3 Vcc. The amplitude of voltage applied to this terminal is responsible for the set state of the flip-flop.
2	Trigger	I	Responsible for transition of the flip-flop from set to reset. The output of the timer depends on the amplitude of the external trigger pulse applied to this pin.
8	V ⁺	I	Supply voltage with respect to GND.



ภาคผนวก จ

รายละเอียดข้อมูลของหน้าจอแสดงผลแอลซีดีขนาด 20x4

LCD-20x4B

20x4 Liquid Crystal Display with HD44780 driver (Blue Backlight and White Character)

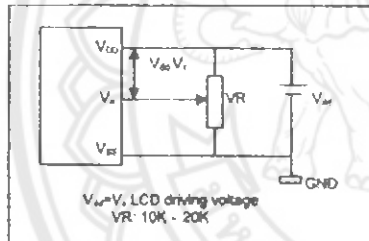
Specifications

Display Format	20 characters x 4 lines
Drive Method	1/16 duty, 1/5 bias
LCD Type	STN Blue
LED Backlight	White
Viewing direction	6:00
Operating Temperature	-20°C to 60°C

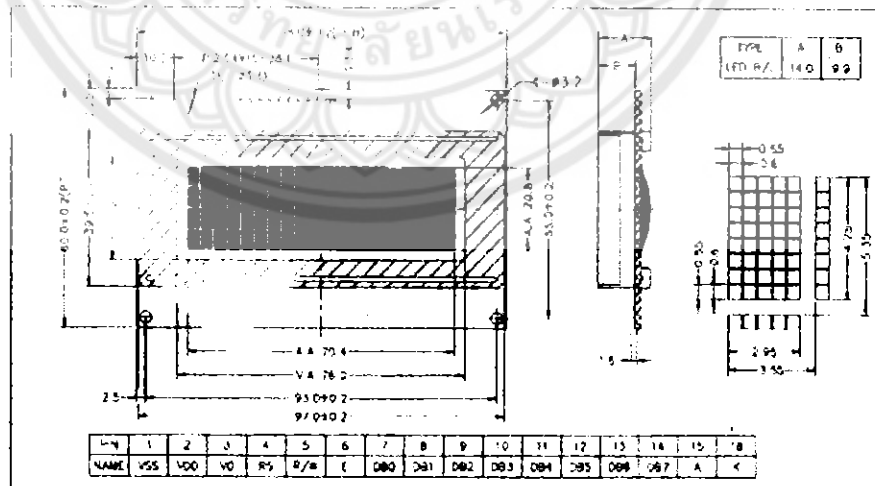
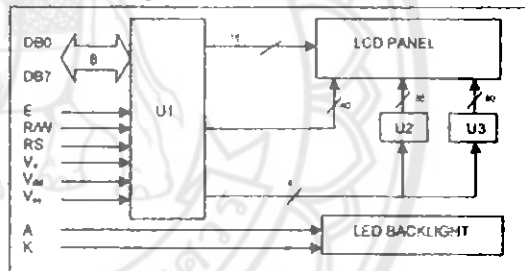
Electrical Characteristics

Parameter	Symbol	Condition	Stand value			UNIT
			Min.	Typ.	Max.	
Supply Voltage for Logic	V_{CC}, V_{BE}		4.5	5.0	5.5	V
Supply Voltage for LCD	V_{CC}, V_A		-	4.7	-	V
Input Logic HIGH	V_{IH}		2.2	-	V_{CC}	V
Input Logic LOW	V_{IL}		-0.3	-	0.6	V
Output Logic HIGH	V_{OH}	$I_{OL} = 0.2mA$	2.4	-	-	V
Output Logic LOW	V_{OL}	$I_{OL} = 1.2mA$	-	-	0.4	V
Power Supply Current without backlight	I_{CC}	$V_{CC} = 5.0V$	-	2.0	5	mA
Power Supply Current with backlight	I_{CO}	$V_{CC} = 5.0V$	-	72	80	mA

Power Supply



Block Diagram





Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

4 BLOCK DIAGRAM

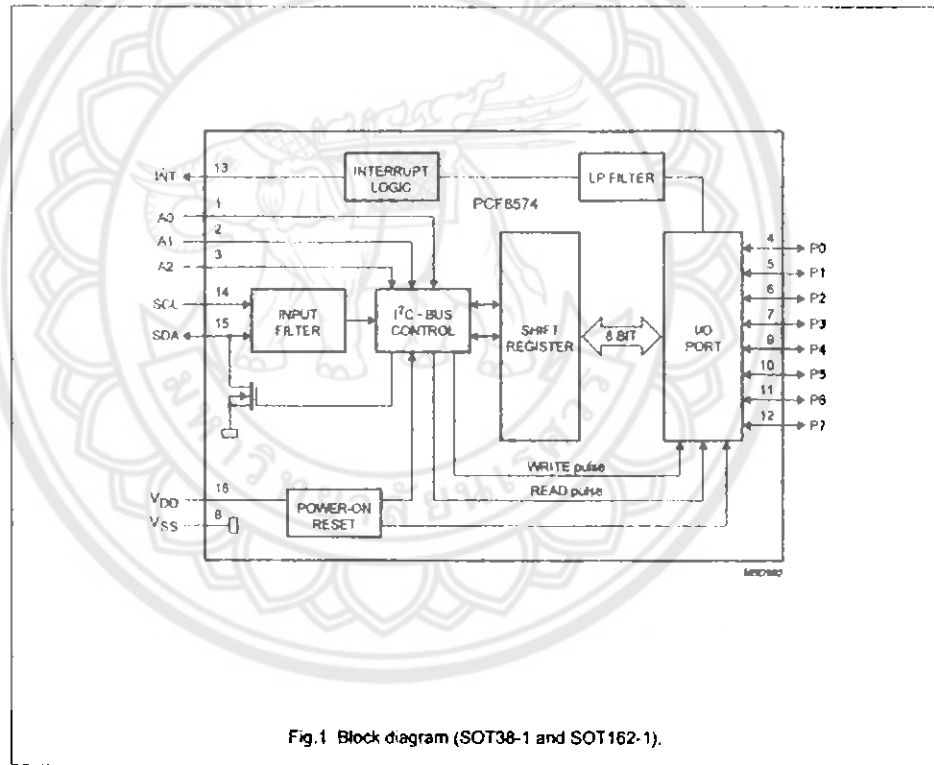


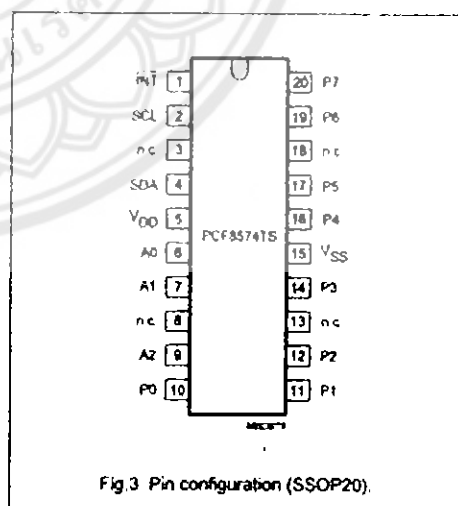
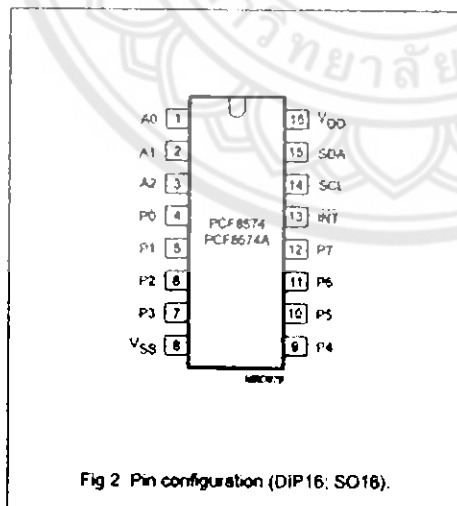
Fig.1 Block diagram (SOT38-1 and SOT162-1).

Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

6 PINNING

SYMBOL	PIN		DESCRIPTION
	DIP16; SO16	SSOP20	
A0	1	6	address input 0
A1	2	7	address input 1
A2	3	9	address input 2
P0	4	10	quasi-bidirectional I/O 0
P1	5	11	quasi-bidirectional I/O 1
P2	6	12	quasi-bidirectional I/O 2
P3	7	14	quasi-bidirectional I/O 3
V _{SS}	8	15	supply ground
P4	9	16	quasi-bidirectional I/O 4
P6	10	17	quasi-bidirectional I/O 5
P6	11	19	quasi-bidirectional I/O 6
P7	12	20	quasi-bidirectional I/O 7
INT	13	1	interrupt output (active LOW)
SCL	14	2	serial clock line
SDA	15	4	serial data line
V _{DD}	16	5	supply voltage
n.c.	-	3	not connected
n.c.	-	8	not connected
n.c.	-	13	not connected
n.c.	-	18	not connected



Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

8 LIMITING VALUES

In accordance with the Absolute Maximum Rating System (IEC 134).

SYMBOL	PARAMETER	MIN.	MAX.	UNIT
V _{DD}	supply voltage	-0.5	+7.0	V
V _I	input voltage	V _{SS} - 0.5	V _{DD} + 0.5	V
I _I	DC input current	-	±20	mA
I _O	DC output current	-	±25	mA
I _{DD}	supply current	-	±100	mA
I _{SS}	supply current	-	±100	mA
P _{tot}	total power dissipation	-	400	mW
P _O	power dissipation per output	-	100	mW
T _{stg}	storage temperature	-65	+150	°C
T _{amb}	operating ambient temperature	-40	+85	°C

9 HANDLING

Inputs and outputs are protected against electrostatic discharge in normal handling. However, to be totally safe, it is desirable to take precautions appropriate to handling MOS devices. Advice can be found in Data Handbook IC12 under "Handling MOS Devices".

10 DC CHARACTERISTICS

V_{DD} = 2.5 to 6 V; V_{SS} = 0 V; T_{amb} = -40 to +85 °C, unless otherwise specified.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Supply						
V _{DD}	supply voltage		2.5	-	6.0	V
I _{DD}	supply current	operating mode; V _{DD} = 6 V; no load; V _I = V _{DD} or V _{SS} ; f _{SCL} = 100 kHz	-	40	100	µA
I _{stb}	standby current	standby mode; V _{DD} = 6 V; no load; V _I = V _{DD} or V _{SS}	-	2.5	10	µA
V _{POR}	Power-on reset voltage	V _{DD} = 6 V; no load; V _I = V _{DD} or V _{SS} ; note 1	-	1.3	2.4	V
Input SCL; Input/output SDA						
V _L	LOW level input voltage		-0.5	-	+0.3V _{DD}	V
V _H	HIGH level input voltage		0.7V _{DD}	-	V _{DD} + 0.5	V
I _{OL}	LOW level output current	V _{OL} = 0.4 V	3	-	-	mA
I _I	leakage current	V _I = V _{DD} or V _{SS}	-1	-	+1	µA
C _I	input capacitance	V _I = V _{SS}	-	-	7	pF

Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
I/Os						
V _{IL}	LOW level input voltage		-0.5	-	+0.3V _{DD}	V
V _{IH}	HIGH level input voltage		0.7V _{DD}	-	V _{DD} + 0.5	V
I _{IL(max)}	maximum allowed input current through protection diode	V _I ≥ V _{DD} or V _I ≤ V _{SS}	-	-	±400	µA
I _{OL}	LOW level output current	V _{OL} = 1 V, V _{DD} = 5 V	10	25	-	mA
I _{OH}	HIGH level output current	V _{OH} = V _{SS}	30	-	300	µA
I _{OHt}	transient pull-up current	HIGH during acknowledge (see Fig 14); V _{OH} = V _{SS} ; V _{DD} = 2.5 V	-	-1	-	mA
C _i	input capacitance		-	-	10	pF
C _o	output capacitance		-	-	10	pF
Port timing; C _L ≤ 100 pF (see Figs 10 and 11)						
t _{pv}	output data valid		-	-	4	µs
t _{su}	input data set-up time		0	-	-	µs
t _h	input data hold time		4	-	-	µs
Interrupt INT (see Fig.13)						
I _{OL}	LOW level output current	V _{OL} = 0.4 V	1.6	-	-	mA
I _L	leakage current	V _I = V _{DD} or V _{SS}	-1	-	+1	µA
TIMING; C _L ≤ 100 pF						
t _w	input data valid time		-	-	4	µs
t _r	reset delay time		-	-	4	µs
Select inputs A0 to A2						
V _{IL}	LOW level input voltage		-0.5	-	+0.3V _{DD}	V
V _{IH}	HIGH level input voltage		0.7V _{DD}	-	V _{DD} + 0.5	V
I _I	input leakage current	pin at V _{DD} or V _{SS}	-250	-	+250	nA

Note

- The Power-on reset circuit resets the I²C-bus logic with V_{DD} < V_{FOR} and sets all I/Os to logic 1 (with current source to V_{DD}).

Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

11 I²C-BUS TIMING CHARACTERISTICS

SYMBOL	PARAMETER	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
I ² C-bus timing (see Fig 15; note 1)					
f _{SCL}	SCL clock frequency	-	-	100	kHz
t _{SW}	tolerable spike width on bus	-	-	100	ns
t _{BUF}	bus free time	4.7	-	-	μs
t _{SU,STA}	START condition set-up time	4.7	-	-	μs
t _{HD,STA}	START condition hold time	4.0	-	-	μs
t _{LOW}	SCL LOW time	4.7	-	-	μs
t _{HIGH}	SCL HIGH time	4.0	-	-	μs
t _r	SCL and SDA rise time	-	-	1.0	μs
t _f	SCL and SDA fall time	-	-	0.3	μs
t _{SU,DAT}	data set-up time	250	-	-	ns
t _{HD,DAT}	data hold time	0	-	-	ns
t _{VD,DAT}	SCL LOW to data out valid	-	-	3.4	μs
t _{SU,STO}	STOP condition set-up time	4.0	-	-	μs

Note

- All the timing values are valid within the operating supply voltage and ambient temperature range and refer to V_R and V_{IH} with an input voltage swing of V_{SS} to V_{DD}.

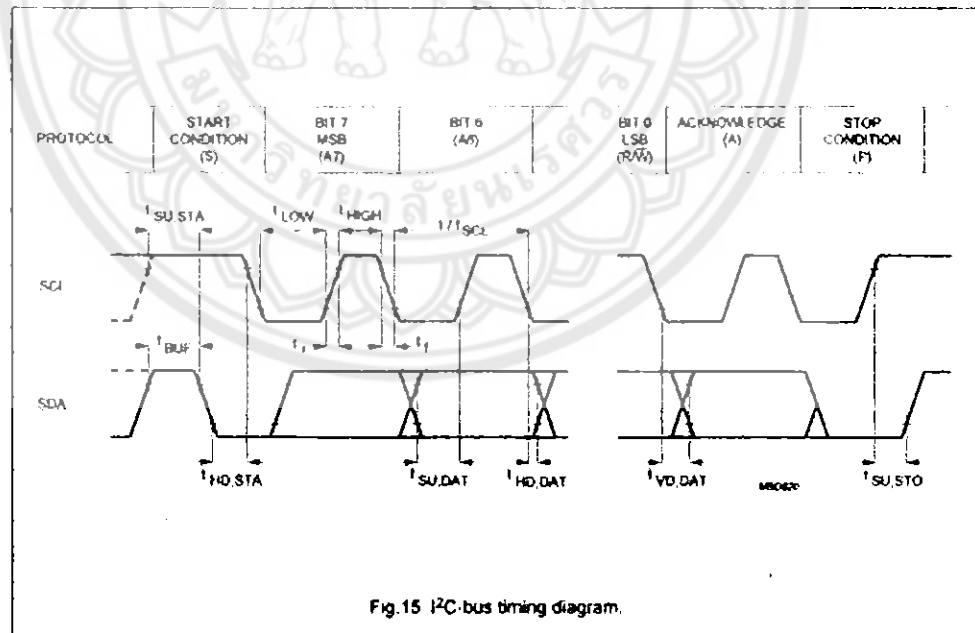


Fig.15 I²C-bus timing diagram.

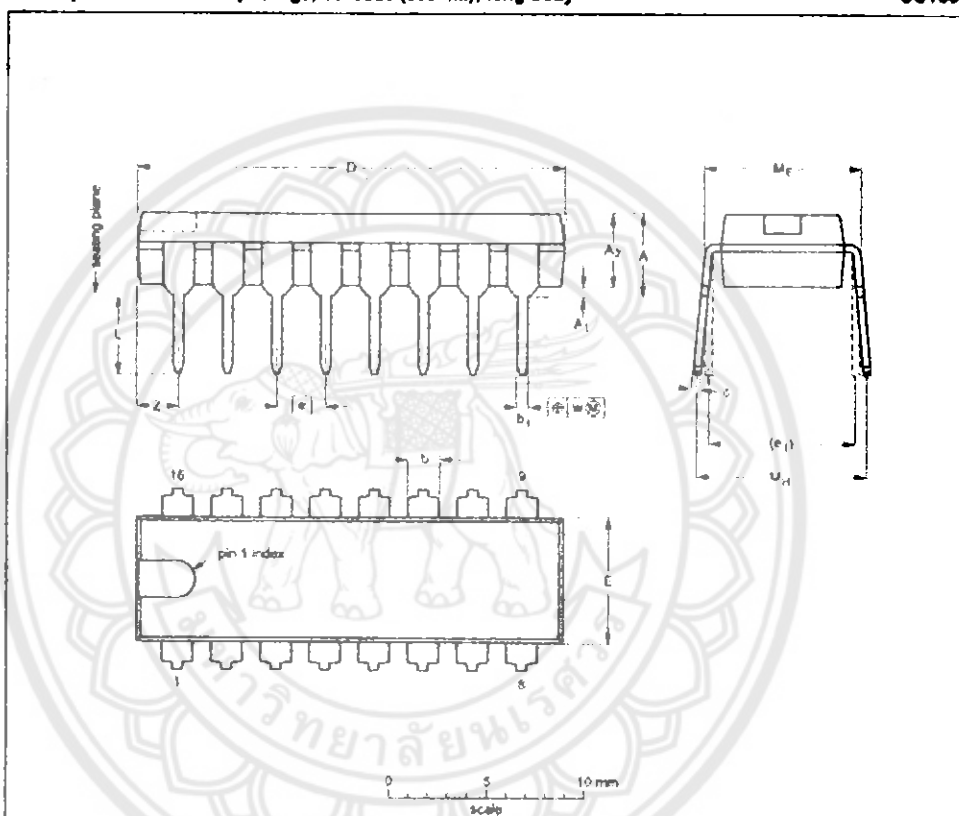
Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

12 PACKAGE OUTLINES

DIP16: plastic dual in-line package; 16 leads (300 mil); long body

SOT38-1



DIMENSIONS (inch dimensions are derived from the original mm dimensions)

UNIT	A max.	A ₁ min.	A ₂ max.	b	b ₁	c	D ⁽¹⁾	E ⁽¹⁾	e	e ₁	L	M ₁	M ₂	w	z ⁽¹⁾ max.
mm	4.7	0.51	3.7	1.40 1.14	0.53 0.38	0.32 0.23	21.8 21.4	6.48 6.20	2.54	7.62	3.9 3.4	6.25 7.80	9.5 8.3	0.254	2.2
inches	0.19	0.020	0.15	0.055 0.045	0.021 0.015	0.013 0.009	0.86 0.84	0.26 0.24	0.10	0.30	0.15 0.13	0.32 0.31	0.37 0.33	0.01	0.087

Note

1. Plastic or metal protrusions of 0.25 mm maximum per side are not included

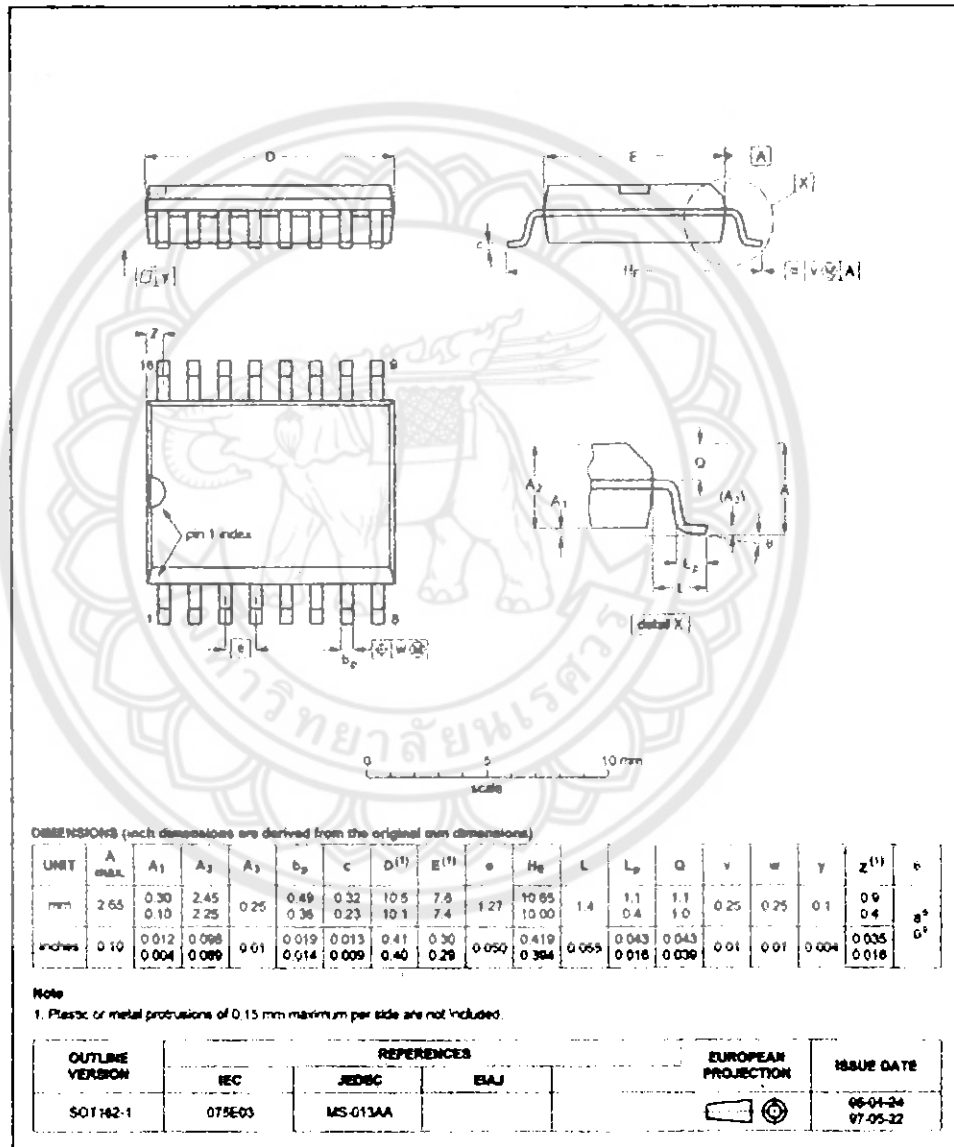
OUTLINE VERSION	REFERENCES			EUROPEAN PROJECTION	ISSUE DATE
	IEC	JEDEC	EIAJ		
SOT38-1	050G09	MO-001AE			92-10-02 95-01-19

Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

SOT16: plastic small outline package; 16 leads; body width 7.6 mm

SOT162-1

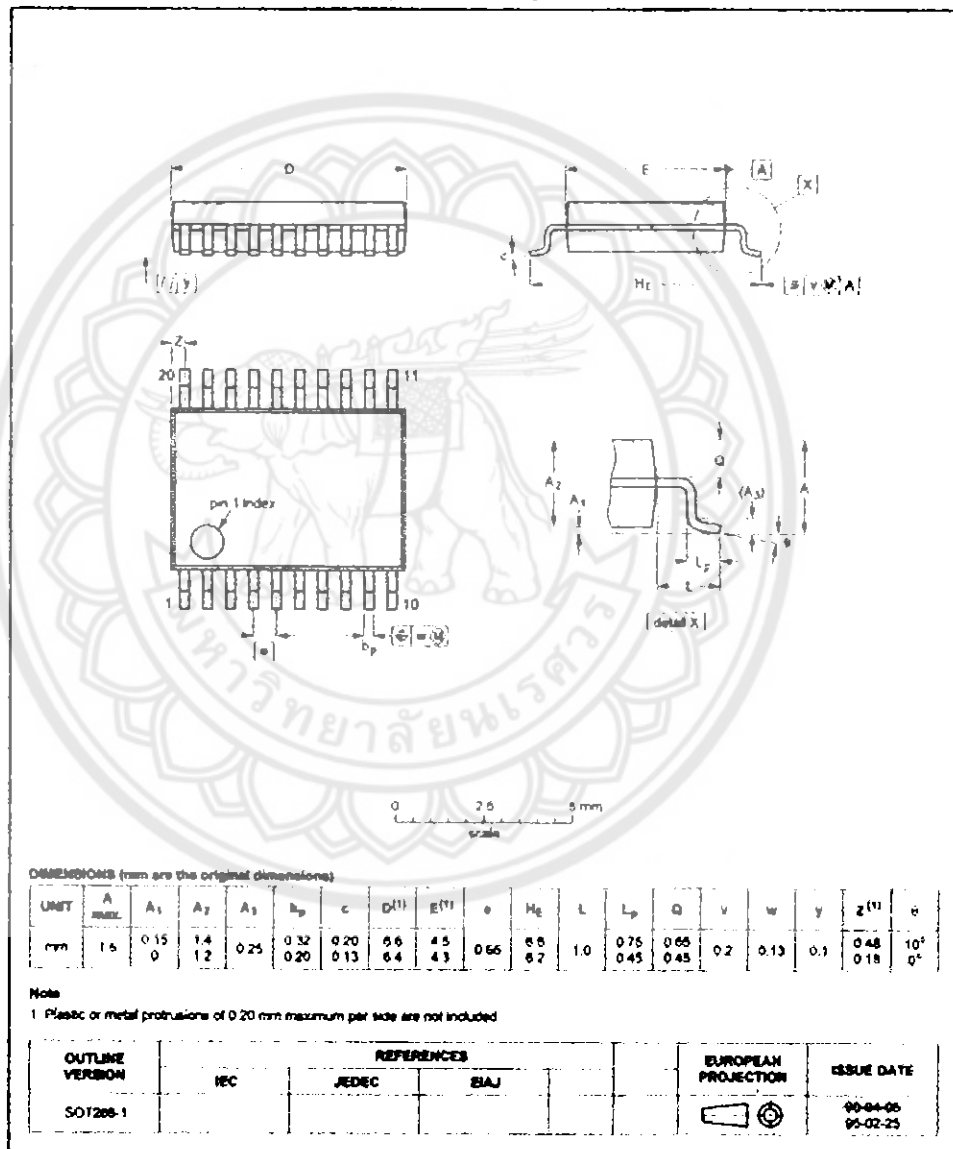


Remote 8-bit I/O expander for I²C-bus

PCF8574

SSOP20: plastic shrink small outline package; 20 leads; body width 4.4 mm

SOT296-1





ภาคผนวก ข
รายละเอียดข้อมูลของไอซีหมายเลข LM2596

LM2596

3.0 A, Step-Down Switching Regulator

The LM2596 regulator is monolithic integrated circuit ideally suited for easy and convenient design of a step-down switching regulator (buck converter). It is capable of driving a 3.0 A load with excellent line and load regulation. This device is available in adjustable output version and it is internally compensated to minimize the number of external components to simplify the power supply design.

Since LM2596 converter is a switch-mode power supply, its efficiency is significantly higher in comparison with popular three-terminal linear regulators, especially with higher input voltages.

The LM2596 operates at a switching frequency of 150 kHz thus allowing smaller sized filter components than what would be needed with lower frequency switching regulators. Available in a standard 5-lead TO-220 package with several different lead bend options, and D²PAK surface mount package.

The other features include a guaranteed $\pm 4\%$ tolerance on output voltage within specified input voltages and output load conditions, and $\pm 15\%$ on the oscillator frequency. External shutdown is included, featuring 80 μA (typical) standby current. Self protection features include switch cycle-by-cycle current limit for the output switch, as well as thermal shutdown for complete protection under fault conditions.

Features

- Adjustable Output Voltage Range 1.23 V - 37 V
- Guaranteed 3.0 A Output Load Current
- Wide Input Voltage Range up to 40 V
- 150 kHz Fixed Frequency Internal Oscillator
- TTL Shutdown Capability
- Low Power Standby Mode, typ 80 μA
- Thermal Shutdown and Current Limit Protection
- Internal Loop Compensation
- Moisture Sensitivity Level (MSL) Equals 1
- Pb-Free Packages are Available

Applications

- Simple High-Efficiency Step-Down (Buck) Regulator
- Efficient Pre-Regulator for Linear Regulators
- On-Card Switching Regulators
- Positive to Negative Converter (Buck-Boost)
- Negative Step-Up Converters
- Power Supply for Battery Chargers



ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>



TO-220
TV SUFFIX
CASE 314B

Heatbink surface connected to Pin 3



TO-220
T SUFFIX
CASE 314D

Pin

1.	V _{IN}
2.	Output
3.	Ground
4.	Feedback
5.	ORLOFF



D²PAK
DZT SUFFIX
CASE 836A

Heatbink surface (shown as terminal 6 in case outline drawing) is connected to Pin 3

ORDERING INFORMATION

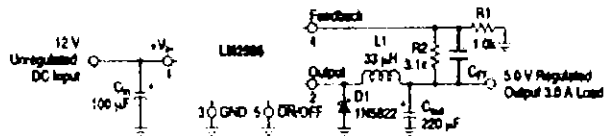
See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 23 of this data sheet.

DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 23 of this data sheet.

LM2596

Typical Application (Adjustable Output Voltage Version)



Block Diagram

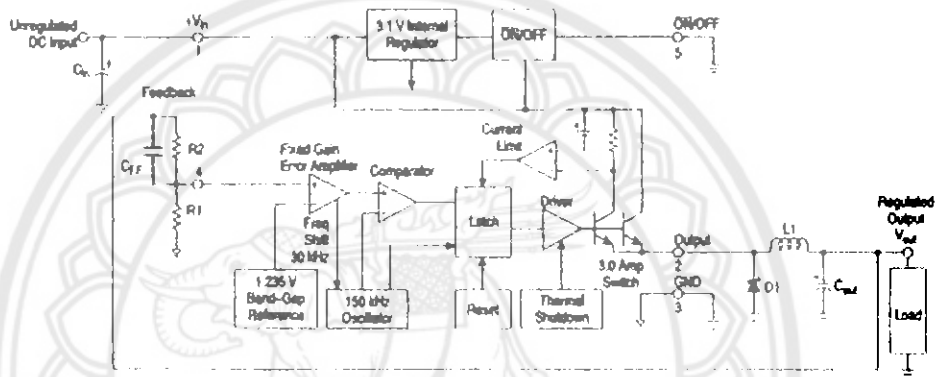


Figure 1. Typical Application and Internal Block Diagram

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Supply Voltage	V_{IN}	45	V
ON/OFF Pin Input Voltage		$-0.3V \leq V_{ON/OFF} \leq +V_{IN}$	V
Output Voltage to Ground (Steady-State)		-1.0	V
Power Dissipation			
Case 314B and 314D (TO-220, 5-Lead)	P_D	Internally Limited	W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	$R_{\theta JA}$	65	$^{\circ}C/W$
Thermal Resistance, Junction-to-Case	$R_{\theta JC}$	5.0	$^{\circ}C/W$
Case 636A (D ² PAK)	P_D	Internally Limited	W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	$R_{\theta JA}$	70	$^{\circ}C/W$
Thermal Resistance, Junction-to-Case	$R_{\theta JC}$	5.0	$^{\circ}C/W$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-65 to +150	$^{\circ}C$
Minimum ESD Rating (Human Body Model, C = 100 pF, R = 1.5 kΩ)		2.0	kV
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)		260	$^{\circ}C$
Maximum Junction Temperature	T_J	150	$^{\circ}C$

Stresses exceeding Maximum Ratings may damage the device. Maximum Ratings are stress ratings only. Functional operation above the Recommended Operating Conditions is not implied. Extended exposure to stresses above the Recommended Operating Conditions may affect device reliability.

LM2596

PIN FUNCTION DESCRIPTION

Pin	Symbol	Description (Refer to Figure 1)
1	V_{in}	This pin is the positive input supply for the LM2596 step-down switching regulator. In order to minimize voltage transients and to supply the switching currents needed by the regulator, a suitable input bypass capacitor must be present (C_{in} in Figure 1).
2	Output	This is the emitter of the internal switch. The saturation voltage V_{sat} of this output switch is typically 1.5 V. It should be kept in mind that the PCB area connected to this pin should be kept to a minimum in order to minimize coupling to sensitive circuitry.
3	GND	Circuit ground pin. See the information about the printed circuit board layout.
4	Feedback	This pin is the direct input of the error amplifier and the resistor network R2, R1 is connected externally to allow programming of the output voltage.
5	ON/OFF	It allows the switching regulator circuit to be shut down using logic level signals, thus dropping the total input supply current to approximately 80 μ A. The threshold voltage is typically 1.8 V. Applying a voltage above this value (up to $+V_{in}$) shuts the regulator off. If the voltage applied to this pin is lower than 1.8 V or if this pin is left open, the regulator will be in the "on" condition.

OPERATING RATINGS (Operating Ratings indicate conditions for which the device is intended to be functional, but do not guarantee specific performance limits. For guaranteed specifications and test conditions, see the Electrical Characteristics.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Operating Junction Temperature Range	T_J	-40 to +125	$^{\circ}$ C
Supply Voltage	V_{in}	4.5 to 40	V

LM2596

SYSTEM PARAMETERS

ELECTRICAL CHARACTERISTICS Specifications with standard type face are for $T_J = 25^{\circ}$ C, and those with boldface type apply over full Operating Temperature Range -40 $^{\circ}$ C to +125 $^{\circ}$ C.

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
LM2596 (Note 1, Test Circuit Figure 15)					
Feedback Voltage ($V_{in} = 12$ V, $I_{load} = 0.5$ A, $V_{out} = 5.0$ V)	$V_{FB, nom}$		1.23		V
Feedback Voltage (8.5 V $< V_{in} < 40$ V, 0.5 A $< I_{load} < 3.0$ A, $V_{out} = 5.0$ V)	V_{FB}	1.193 1.18		1.267	V
Efficiency ($V_{in} = 12$ V, $I_{load} = 3.0$ A, $V_{out} = 5.0$ V)	η		73		%
Characteristics					
Feedback Bias Current ($V_{out} = 5.0$ V)	I_b		25	100 200	nA
Oscillator Frequency (Note 2)	f_{osc}	135 120	150	165 180	kHz
Saturation Voltage ($I_{out} = 3.0$ A, Notes 3 and 4)	V_{sat}		1.5	1.8 2.0	V
Max Duty Cycle "ON" (Note 4)	DC		95		%
Current Limit (Peak Current, Notes 2 and 3)	I_{CL}	4.2 3.5	5.6	6.9 7.5	A
Output Leakage Current (Notes 5 and 6) Output = 0 V Output = -1.0 V	I_L		0.5 6.0	2.0 20	mA
Quiescent Current (Note 5)	I_Q		5.0	10	mA
Standby Quiescent Current (ON/OFF Pin = 5.0 V (OFF)) (Note 6)	I_{sby}		80	200 250	μ A

ON/OFF PIN LOGIC INPUT

Threshold Voltage		1.8		V
$V_{out} = 0$ V (Regulator OFF)	V_{th}	2.2 2.4		V
$V_{out} =$ Nominal Output Voltage (Regulator ON)	V_L		1.0 0.8	V

ON/OFF Pin Input Current

ON/OFF Pin = 5.0 V (Regulator OFF)	I_{in}		15	30	μ A
ON/OFF Pin = 0 V (regulator ON)	I_L		0.01	5.0	μ A

- External components such as the catch diode, inductor, input and output capacitors can affect switching regulator system performance. When the LM2596 is used as shown in the Figure 15 test circuit, system performance will be as shown in system parameters section.
- The oscillator frequency reduces to approximately 30 kHz in the event of an output short or an overload which causes the regulated output voltage to drop approximately 40% from the nominal output voltage. This self protection feature lowers the average dissipation of the IC by lowering the minimum duty cycle from 8% down to approximately 2%.
- No diode, inductor or capacitor connected to output (Pin 2) sourcing the current.
- Feedback (Pin 4) removed from output and connected to 0 V.
- Feedback (Pin 4) removed from output and connected to +12 V to force the output transistor "off".
- $V_{in} = 40$ V.



ภาคผนวก ซ
รายละเอียดข้อมูลของบัชเชอร์เอกทึฟ หมายเลข YMD12065

Magnetic active buzzer YMD12065-05 5V



Name: Magnetic active buzzer YMD12065-05 5V
Category: Buzzer
Manufacturer: QUARK-ELEC
Data sheet: [Download](#)
Package: 12*6.5 Through hole
Value: Magnetic buzzer YMD12065-05 5V
Price: 2-10: £0.15
 11-50: £0.085
 Up to 2000: £0.078
Quantity(2-2000): 2

Product Details

Name: Magnetic active buzzer YMD12065-05 5V
Manufacturer: QUARK-ELEC
Manufacturer part No: YMD12065-05
Order code: QCI-00102
Value: Magnetic buzzer YMD12065-05 5V
Tolerance:
Package: 12*6.5 Through hole
Rated Voltage: 5V
Operating Temperature Range: -20 to +70°C
Max Rated Current: 30mA
Min Sound Output: 85dB
Min Resonant Frequency: 2400Hz



ตัวอย่างการคำนวณค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับการตรวจวัดระดับสารน้ำกับตัวรับรู้

ตัวอย่างการคำนวณค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับการตรวจวัดระดับสารน้ำกับตัวรับรู้

ตัวรับรู้บน (ตัวที่ 1)

กรณีที่ 1 ตัวรับรู้บน (ตัวที่1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 1000 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|998.3-1000| \times 100}{1000} \\ &= 0.17 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 1 มีค่าเท่ากับ 0.17 %

กรณีที่ 2 ตัวรับรู้บน (ตัวที่1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 500 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|499-500| \times 100}{5000} \\ &= 0.20 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 2 มีค่าเท่ากับ 0.20 %

กรณีที่ 3 ตัวรับรู้บน (ตัวที่1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 400 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|399.6-400| \times 100}{400} \\ &= 0.10 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 3 มีค่าเท่ากับ 0.10 %

กรณีที่ 4 ตัวรับรู้บน (ตัวที่1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 300 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|298.6-300| \times 100}{300} \\ &= 0.47 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 4 มีค่าเท่ากับ 0.47 %

กรณีที่ 5 ตัวรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 250 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|249 - 250| \times 100}{250} \\ &= 0.40 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 5 มีค่าเท่ากับ 0.40 %

กรณีที่ 6 ตัวรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 200 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|199.3 - 200| \times 100}{200} \\ &= 0.35 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 6 มีค่าเท่ากับ 0.35 %

กรณีที่ 7 ตัวรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 150 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|149.3 - 150| \times 100}{150} \\ &= 0.47 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 7 มีค่าเท่ากับ 0.47 %

กรณีที่ 8 ตัวรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 100 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|99 - 100| \times 100}{100} \\ &= 1.00 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 8 มีค่าเท่ากับ 1.00 %

กรณีที่ 9 ตัวรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 70 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \end{aligned}$$

$$= \frac{|69.3-70| \times 100}{70}$$

$$= 1.00 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 9 มีค่าเท่ากับ 1.00 %

กรณีที่ 10 ตัวรับรู้นบน (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 50 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|49.3-50| \times 100}{50}$$

$$= 1.40 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 10 มีค่าเท่ากับ 1.40 %

กรณีที่ 11 ตัวรับรู้นบน (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 30 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|29.6-30| \times 100}{30}$$

$$= 1.30 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 11 มีค่าเท่ากับ 1.30 %

ตัวรับรู้นล่าง (ตัวที่ 2)

กรณีที่ 1 ตัวรับรู้นล่าง (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 1000 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|998.6-1000| \times 100}{1000}$$

$$= 0.14 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 1 มีค่าเท่ากับ 0.14 %

กรณีที่ 2 ตัวรับรู้นล่าง (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 500 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|499.3 - 500| \times 100}{5000}$$

$$= 0.14 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 2 มีค่าเท่ากับ 0.14 %

กรณีที่ 3 ตั้วรับรู้น (ตัวที่ 1) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 400 ml บนปอดเทียม (ลิตที่ค่าเฉลี่ย)

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

$$= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|399.6 - 400| \times 100}{400}$$

$$= 0.10 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 3 มีค่าเท่ากับ 0.10 %

กรณีที่ 4 ตั้วรับรู้ง (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 300 ml บนปอดเทียม (ลิตที่ค่าเฉลี่ย)

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

$$= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|299.3 - 300| \times 100}{300}$$

$$= 0.23 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 4 มีค่าเท่ากับ 0.23 %

กรณีที่ 5 ตั้วรับรู้ง (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 250 ml บนปอดเทียม (ลิตที่ค่าเฉลี่ย)

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

$$= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|249.3 - 250| \times 100}{250}$$

$$= 0.28 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 5 มีค่าเท่ากับ 0.28 %

กรณีที่ 6 ตั้วรับรู้ง (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 200 ml บนปอดเทียม (ลิตที่ค่าเฉลี่ย)

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

$$= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}}$$

$$= \frac{|199.3 - 200| \times 100}{200}$$

$$= 0.35 \%$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 6 มีค่าเท่ากับ 0.35 %

กรณีที่ 7 ตั้วรับรู้ง่าย (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 150 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|149.3-150| \times 100}{150} \\ &= 0.47 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 7 มีค่าเท่ากับ 0.47 %

กรณีที่ 8 ตั้วรับรู้ง่าย (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 100 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|99.3-100| \times 100}{100} \\ &= 0.70 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 8 มีค่าเท่ากับ 0.70 %

กรณีที่ 9 ตั้วรับรู้ง่าย (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 70 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|69.6-70| \times 100}{70} \\ &= 0.57 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 9 มีค่าเท่ากับ 0.57 %

กรณีที่ 10 ตั้วรับรู้ง่าย (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 50 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้}-\text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|49.6-50| \times 100}{50} \\ &= 0.80 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีที่ 10 มีค่าเท่ากับ 0.80 %

กรณีที่ 11 ตั้วรับรู้ง่าย (ตัวที่ 2) ที่ตำแหน่งระดับน้ำ 30 ml บนปอดเทียม (คิดที่ค่าเฉลี่ย)

$$\begin{aligned} \text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} &= \frac{|\text{ค่าที่ทดลองได้} - \text{ค่าที่แท้จริง}| \times 100}{\text{ค่าที่แท้จริง}} \\ &= \frac{|29.6 - 30| \times 100}{30} \\ &= 1.30 \% \end{aligned}$$

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของกรณีนี้ มีค่าเท่ากับ 1.30 %





การประเมินสถานะการไหลเวียนของเลือดอย่างต่อเนื่องระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม

การประเมินสถานะการไหลเวียนของเลือดอย่างต่อเนื่องในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม เป้าระวังและประเมินค่าทางสรีรวิทยาต่างๆ ดังต่อไปนี้

- 1) Cardiac output ระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม หรือ Pump flow
- 2) Arterial blood pressure
- 3) Tissue perfusion & oxygenation ได้แก่ Oxygen delivery (DO_2), Oxygen consumption (VO_2), Oxygen Extraction Ratio (OER), Mixed Venous saturation (SvO_2)
- 4) Cardiac filling pressure: CVP

1) Cardiac output ระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม หรือ Pump flow

เป็นที่ทราบกันดีอยู่แล้วว่าหัวใจและปอดของผู้ป่วยจะหยุดการทำงานอย่างสิ้นเชิงในระหว่างการผ่าตัดหัวใจ แต่กล้ามเนื้อหัวใจ ปอด สมอง ตับและอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกายยังจะได้รับเลือดไปเลี้ยงผ่านทางระบบหัวใจและปอดเทียมจะทำหน้าที่ในการบีบส่งเลือดแทนหัวใจและแลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์แทนปอด อัตราการไหลของเลือดที่เกิดจากเครื่องหัวใจและปอดเทียม หรือ Cardiac output ในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมนั้นจะ

ได้จากการคำนวณได้จากค่าของ BSA ของผู้ป่วยในแต่ละราย โดยมีขั้นตอนในการคิดดังนี้

1) คำนวณหา BSA

ตัวอย่าง ผู้ป่วยมีน้ำหนัก 45 กิโลกรัม ส่วนสูง 150 เซนติเมตร คำนวณ Body Surface area ตามสูตรดังนี้

$$\begin{aligned} BSA &= (0.007184 \times Wt^{0.425} \times Ht^{0.725}) \\ &= 0.007184 \times 45^{0.425} \times 150^{0.725} \\ &= 0.007184 \times 5.04 \times 37.82 \end{aligned}$$

ดังนั้น $BSA = 1.37 \text{ m}^2$

2) คำนวณหาอัตราการไหลของเลือดต่อนาที หรือ อัตราการไหลของเลือดระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม (Pump/Blood flow) โดยคิดจากค่าปกติของ $CO = 2.4 \text{ L/min}$ ที่คำนวณมาจากค่า normal CO ในคนปกติที่อุณหภูมิ 37°C โดยทั่วไปการผ่าตัดหัวใจศัลยกรรมมักจะให้ลดอุณหภูมิของร่างกายผู้ป่วยให้อยู่ระหว่าง $28-32^\circ \text{C}$ ยกเว้นในบาง procedure ที่อาจจะต้องอุณหภูมิที่

ต่ำกว่าปกติเช่น 18°C หรือมีการหยุดการไหลเวียนอย่างสิ้นเชิง (Systemic Circulatory Arrest) การคำนวณหา Pump flow ก็จะใช้วิธีอื่นในการคำนวณ

ในทางปฏิบัติตามปกตินักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมจะต้องคำนวณหา Pump flow ไว้ 2 ระยะเวลาคือ ระยะเวลา Cooling และ ระยะเวลา Rewarming ตามสูตรดังนี้

$$\text{Pump flow} = \text{CI} \times \text{BSA}$$

$$2.1) \text{ Pump flow ที่อุณหภูมิ } 32\text{-}28^{\circ}\text{C} \text{ หรือระยะเวลา Cooling} = 2.4 \times 1.37 = 3.3 \text{ L/min}$$

2.2) Pump flow ที่อุณหภูมิ $32\text{-}37^{\circ}\text{C}$ หรือ ระยะเวลา Rewarming = $3.0 \times 1.37 = 4.2 \text{ L/min}$ ซึ่งจะใช้ขณะที่ผู้ป่วยมีอุณหภูมิสูงเนื่องจากเป็นภาวะที่มี metabolic rate สูงและมีความต้องการในการใช้ออกซิเจนสูง (High metabolic rate and high oxygen consumption)

2) Arterial blood pressure monitoring

ในการผ่าตัดหัวใจนั้นไม่นิยมวัดแรงดันเลือดโดยวิธี cuff แต่จะวัดโดยการสอดสายเข้าไปเพื่อวัดแรงดันในหลอดเลือดแดงโดยตรงส่วนใหญ่นิยมใช้หลอดเลือดแดง Radial artery เพราะสามารถวัดได้ตลอดเวลาและสามารถวัดได้แม้ในกรณีที่มีผู้ป่วยมีแรงดันต่ำ และเนื่องจากการผ่าตัดหัวใจเป็นการผ่าตัดที่ต้องมีการลดอุณหภูมิร่างกายลงต่ำกว่าปกติ ซึ่งการลดต่ำลงของอุณหภูมิมิผลทำให้หลอดเลือดหดตัว (Vasoconstriction) และการหดตัวของหลอดเลือดก็มีผลกระทบทำให้ค่าแรงดันเลือดสูงขึ้น ทำให้อัตราการไหลเวียนของเลือดไปสู่ส่วนปลายลดลง (decrease peripheral tissue perfusion) ซึ่งถ้าปรากฏการณ์นี้รุนแรงมากขึ้นก็สามารถทำให้เกิด tissue injury-tissue infraction และ tissue ischemia ได้ ฉะนั้น การควบคุมค่าของ Arterial blood pressure ในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมนั้น จะใช้วิธีการคำนวณหาแรงต้านทานส่วนปลายของหลอดเลือดในระบบไหลเวียน (Systemic Vascular Resistance: SVR) มาร่วมในการวิเคราะห์ระดับประคองรักษาระดับของแรงดันเลือดใน Aorta และเพื่อช่วยไม่ให้หลอดเลือดส่วนปลายหดตัวมากเกินไปจนทำให้เกิดการไหลเวียนของเลือดไปสู่อวัยวะและเนื้อเยื่อส่วนปลายลดลงทำให้เกิด Tissue Injury หรือรุนแรงถึงขั้นเกิด tissue Ischemia และ Cell death ดังกล่าวจาก poor tissue perfusion จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่นักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมจะต้องรู้ถึงความสำคัญและวิธีการคำนวณค่า SVR เป็นระยะในทุก ๆ ช่วงอุณหภูมิที่ลดต่ำลงการคำนวณค่า SVR ในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม ใช้สูตรดังนี้ $\text{SVR} = \text{MAP} - \text{CVP} / \text{CO} \times 80$

โดยมี MAP = ค่าเฉลี่ยความดันของหลอดเลือดแดงเออร์ต้า

CO = ปริมาณการไหลของเลือดในหนึ่งนาที

(ระหว่างใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมให้ใช้ Pump Flow ที่คำนวณได้แทนค่า CO)

SVR = แรงต้านทานส่วนปลายของหลอดเลือดในระบบไหลเวียนที่ต้องคำนวณ
ค่าปกติของ SVR จะอยู่ระหว่าง 900-1200 dyne/sec/cm²

ตัวอย่าง ผู้ป่วยมีน้ำหนัก 45 กิโลกรัม ส่วนสูง 150 เซนติเมตร จำนวน Body Surface area ได้ 1.37 M² จำนวน Pump flow หรือ Blood flow ได้ 3.3 L/min

ถ้าหน้าจอ monitor แสดงค่า MAP ระหว่างใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม = 75 mmHg, อุณหภูมิที่ Nasopharyngeal วัดได้ 28 °C เราสามารถคำนวณหา SVR โดยการแทนค่าตามสูตร ดังนี้

$$\begin{aligned} \text{SVR} &= \text{MAP}-\text{CVP}/\text{CO}\times 80 \\ &= (75-0)/3.3\times 80 \\ \text{จะได้} \quad \text{SVR} &= 1,824 \text{ dyne/sec/cm}^2 \end{aligned}$$

การแปลผลทางคลินิก การลดลงของอุณหภูมิทำให้หลอดเลือดมีการหดตัวมีผลให้แรงต้านส่วนปลายสูงเกินค่าปกติ

การแก้ไข ต้องให้ยาขยายหลอดเลือดเพื่อลดการหดเกร็งของหลอดเลือดส่วนปลายซึ่งจะช่วยให้การไหลเวียนของเลือดไปยังอวัยวะส่วนปลายมากขึ้นหรืออีกนัยหนึ่งเป็นการเพิ่มการไหลเวียนเลือดส่วนปลาย (Increase Peripheral Tissue microcirculation) ก็จะช่วยป้องกันการเกิด Peripheral tissue injury หรือ ischemia ในอวัยวะส่วนปลายได้

3) การคำนวณหาค่า Tissue perfusion & oxygenation

เป็นการประเมินผลศาสตร์การไหลเวียนในระดับจุลภาค หรือ microcirculation ได้แก่ Oxygen delivery (DO₂), Oxygen consumption (VO₂), Oxygen Extraction Ratio (OER) และ Mixed Venous saturation SvO₂

3.1. Oxygen delivery (DO₂) หมายถึง ความสามารถในการนำ Oxygen ของร่างกายโดยระบบไหลเวียน ค่าปกติของ DO₂ มีค่า = 520-720 ml/min

ขั้นตอนการคำนวณหา DO₂ นั้นจำเป็นต้องทราบถึง O₂ content ในเลือดแดง = (Hb×1.34×SaO₂) + (pO₂×0.003)

ตัวอย่าง ถ้าผู้ป่วยมีค่า Hb = 7 gm% ค่า SaO₂ = 98% ค่า pO₂ = 230 mmHg มีค่า CO = 4.6 l/min

แทนค่าตามสูตร ดังนี้ $\text{O}_2 \text{ content} = (7\times 1.34\times 98) + (230\times 0.003)$

$$= 9.2+0.7$$

จะได้ O_2 content = 9.9

2) กำหนดค่า venous O_2 content ใช้สูตรเดียวกันกับการหา O_2 content ในเลือดแดง

$$O_2 \text{ content} = (Hb \times 1.34 \times SaO_2) + (pO_2 \times 0.003)$$

$$= (7 \times 1.34 \times 0.70) + (100 \times 0.003)$$

$$= 6.6+0.30$$

จะได้ O_2 content = 6.9

3) กำหนดหา DO_2 ตามสูตรดังนี้

$$= \text{Arterial content} \times (CO/BSA) \times 10$$

$$= 9.9 \times (3.3 \times 1.37) \times 10$$

จะได้ = 456 ml/min

การแปลผลในทางคลินิก ถ้าผู้ป่วยมีค่า DO_2 ระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม = 456 หมายความว่าผู้ป่วยรายนี้มีการนำพาออกซิเจนค่อนข้างต่ำกว่าปกติ สาเหตุอาจเกิดจากการที่มีภาวะเลือดจาง heart failure และภาวะเลือดจาง hemodilution ที่เป็นผลจากการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม จะต้องแก้ไขด้วยการให้ Blood component และดึงน้ำออกจาก Intra และ extra – cellular compartment โดยการใช้ hemoconcentrator ร่วมกับการให้ยาขับปัสสาวะ เป็นต้น จากการคำนวณจะเห็นได้ว่าปัจจัยที่มีผลต่อค่าของ DO_2 คือ haemo – globin oxygen saturation และ cardiac output ส่วนค่า pO_2 ไม่มีผลต่อ oxygen delivery มากนัก ดังนั้นการเฝ้าระวังค่าความเข้มข้นหรือฮีโมโกลบินระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม มีความจำเป็นอย่างยิ่งเพราะนอกจากจะช่วยป้องกันภาวะ Tissue ขาดออกซิเจนแล้ว ยังช่วยป้องกันภาวะแทรกซ้อนทางสมองอีกด้วย

3.2. Oxygen consumption (VO_2) หมายถึง ความต้องการใช้ Oxygen ของร่างกาย หรือเป็นการบ่งบอกว่าเนื้อเยื่อส่วนปลายสามารถนำ oxygen ไปใช้ได้มากน้อยเพียงใด ค่าปกติของ VO_2 = 100 – 180 ml/min

การคำนวณหา VO_2 โดยแทนค่าตามสูตร $VO_2 = \text{arterial } O_2 \text{ content} - \text{venous } O_2 \text{ content} \times CO$ ตัวอย่าง $VO_2 = 9.9 - 6.9 \times 4.6 \times 10 \rightarrow 138$

การแปลผลในทางคลินิก ในผู้ป่วยรายนี้มีอัตราการใช้ออกซิเจนอยู่ในภาวะปกติคือ demand และ supply อยู่ในภาวะสมดุล ทั้งนี้ต้องคำนึงถึงอุณหภูมิในขณะที่คำนวณด้วย ถ้าผู้ป่วยมีอุณหภูมิกาย (Core temperature) ที่ 28 – 32 °C ค่าที่ได้ถือเป็นปกติ แต่ถ้าอยู่ในระยะที่กำลังเพิ่ม

อุณหภูมิ (rewarming) พยาบาลผู้ควบคุมเครื่องหัวใจและปอดเทียม จะต้องเพิ่ม blood flow และ FIO_2 เข้าในปอดเทียมด้วย เพื่อช่วยในการสมดุล

3.3. Oxygen Extraction Ratio หมายถึง การประเมินความไม่สมดุลของความต้องการ Oxygen ที่ถูกนำส่ง ค่าปกติของ OER = 22 – 30 %

สูตรการคำนวณหาค่า Oxygen Extraction Ratio (OER) = $V O_2 \times 100\% / DO_2$ ที่อุณหภูมิ 37 °C

สมมติว่า ค่าวนค่า VO_2 ได้ = 100 ml/min และค่า DO_2 = 556 แทนค่าตามสูตร

$$OER = 100 \times 100 / 556$$

จะได้ = 18.0%

การแปลผลในทางคลินิก ค่าของ OER ที่คำนวณได้ต่ำกว่าปกตินั้นหมายถึงร่างกายมีการใช้ oxygen มากขึ้น ถ้านักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมไม่ทำการแก้ไขและเฝ้าระวัง จะพบว่ามีการเกิด acidosis ที่ตรวจได้ผลจาก blood gas ในเลือดและเฝ้าระวังค่า Oxygen Extraction Ratio จะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากในระยะที่กำลังเพิ่มอุณหภูมิ (rewarming) เช่นเดียวกับกับค่าของ VO_2 ดังนั้นการเพิ่มปริมาณ blood flow, gas flow และ FIO_2 จึงมีความสำคัญ ถ้าไม่สามารถปรับค่าของ OER ให้อยู่ในสมดุลจะมีผลต่อการเดินของหัวใจในขณะหยาเครื่องหัวใจและปอดเทียมได้

3.4. ค่า Mixed oxygen venous saturation หมายถึงค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่จับกับฮีโมโกลบินในเลือดดำที่ไหลกลับเข้าสู่หัวใจ มีค่าปกติ = 60 – 80% เราสามารถตรวจวัดระดับของ SvO_2 ได้โดยใช้เครื่อง SvO_2 ที่สามารถทำได้ 2 วิธี คือ การใส่สาย PA catheter เข้าโดยตรงที่ PA และ ตรวจวัดโดยผ่าน Flow probe ในท่อหลอดเลือดดำของระบบเครื่องหัวใจและปอดเทียม การวัดเช่นนี้สามารถทำได้อย่างต่อเนื่องตลอดระยะเวลาการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม ทำให้สามารถให้การแก้ไขได้ทันทีที่เกิดภาวะไม่สมดุลระหว่างออกซิเจนที่ไปเลี้ยงร่างกายและออกซิเจนที่ร่างกายนำไปใช้

การแปลผลทางคลินิก ในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม ถ้าวัดค่าของ SvO_2 สูงเกิน 80% พยาบาลผู้ควบคุมเครื่องหัวใจและปอดเทียมจะต้องคำนึงถึง ระดับของอุณหภูมิ อัตราการไหลของเลือดที่ให้ (pump flow) ที่อาจมากเกินไปจนความต้องการ ระดับของยาระงับความรู้สึกที่ต่ำกว่าที่ควรจะเป็น และระดับของฮีโมโกลบินต่ำ เป็นต้น แต่ถ้าตรวจพบว่าค่า SvO_2 ต่ำกว่า 60% พยาบาลฯ ต้องคำนึงถึง ระดับอุณหภูมิที่สูงขึ้น อัตราของเลือดที่ให้ (Pump flow) ที่ต่ำกว่าปกติระดับฮีโมโกลบินต่ำลง มีภาวะ Hemodilution หรือภาวะที่มี oxygen supply น้อยกว่า oxygen demand การแก้ไข ต้องหาสาเหตุและแก้ไขป้อนหาทันที

นอกจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิจะมีผลกระทบต่อ Oxygen transport แล้ว ภาวะ Hemodilution จากการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมก็ยังมีผลกระทบต่อ Oxygen transport ได้ด้วยเช่นกัน ภาวะเจ็องจางของเลือดในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมหรือ Hemodilution เป็นอีกภาวะหนึ่งที่น่าจะก่อให้เกิดภาวะสมอง กล้ามเนื้อหัวใจ และอวัยวะส่วนปลายขาดเลือดขณะใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมได้ นักปฏิบัติการเครื่องหัวใจและปอดเทียมจะต้องคำนวณหาค่าความเจ็องจางทั้ง ก่อน-ระหว่าง และหลังใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม เพื่อลดภาวะแทรกซ้อน ลดอัตราการติดเชื้อ ลดอาการบวม น้ำของเนื้อเยื่อในส่วนต่างๆ รวมทั้งปอด และ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเพื่อลดอัตราการตายจากการเสียชีวิต (massive dilution)

การคำนวณหาค่าความเจ็องจางของเลือดในระหว่างการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม

คำนวณโดยแทนค่าตามสูตร ดังนี้ $V1 \times C1 = V2 \times C2$

ตัวอย่าง คนไข้มีน้ำหนัก = 45 กิโลกรัม ค่า Hct 27% circuit priming volume (ปริมาณของสารน้ำและยาที่ใส่ลงไปนปอดเทียม) = 1500 cc

Blood volume of patient (V1) = 70cc × 45 kg = 3150 cc

Total volume on bypass (V2) = 3150+1500 = 4650 cc

Patient Hct baseline (C1) = 27

Predicted Hct (C2) = ?

แทนค่าสูตร

$V1 \times C1 = V2 \times C2$

$3150 \times 0.27 = 4650 \times C2$

$C2 = 850.5 / 4650$

$= 0.20 \times 100$

จะได้

$C2 = 20\%$

การแปลผลในทางคลินิก หมายถึง ผู้ป่วยจะมีค่าฮีมาโตคริต เท่ากับ 20% ทันทีที่ใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม อันเป็นผลมาจากการเกิดการเจ็องจางหลังจากที่เลือดได้ผสมกับ priming solution ที่ใส่อยู่ในเครื่องหัวใจและปอดเทียมขณะใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียมจะรักษาระดับของค่าฮีมาโตคริต ให้อยู่ที่ 28% เพื่อป้องกันภาวะ tissue hypoxia และต้องการให้มีตัวนำ oxygen (DO₂) อย่างเพียงพอ จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องเติม Packed Red Cell ให้แก่ผู้ป่วย แต่จะต้องเติมมากน้อยเท่าใดนั้น ก็ใช้การคำนวณหาปริมาณเลือดที่จะต้องเติมโดยใช้สูตรเดียวกับข้างต้น ตัวอย่างเช่น

$V1 \times C1 = V2 \times C2$

$$3150 (V1) \times 0.27 (C1) = 850.5 \text{ (ปริมาณ PRC ที่มีในร่างกายผู้ป่วย)}$$

$$4650 (V2) \times 0.28 (C2) = 1302.0 \text{ (ปริมาณ PRC ที่ต้องเติมเพื่อให้ได้ Hct 28\%)}$$

$$1302.0 - 850.5 = 451.5 \text{ cc of PRC}$$

จะได้

$$= 451.5 / 0.70 = 645 \text{ mL}$$

พึงระลึกเสมอว่า ใน PRC 1 unit มีค่าฮีมาโตคริต = 70% ดังนั้นเมื่อจะต้องเติม PRC ต้องนำ 0.70 มาหารค่า total ที่คำนวณได้เพื่อให้ผู้ป่วยได้มีระดับของ Hct 28% ตลอดระยะเวลาของการใช้เครื่องหัวใจและปอดเทียม

4) Cardiac filling pressure : CVP

ค่า Cardiac filling pressure: CVP จะช่วยให้สามารถประเมินสภาวะการทำงานของหัวใจ ช่วยบ่งชี้ถึง RV preload และ RV filling pressure ได้โดยเฉพาะอย่างยิ่ง right ventricle ค่าปกติของ CVP = 0 – 12 mmHg ถ้าค่า CVP สูงมากกว่าปกติ

ข้อมหมายถึงผู้ป่วยนั้นมีภาวะของ Right heart failure, volume overload, Tricuspid insufficiency, pulmonary hypertension, constrictive pericarditis และ Cardiac tamponade แต่ถ้าค่าของ CVP ต่ำกว่าปกติ ส่วนมากจะพบว่าผู้ป่วยมี circulating volume ลดลง



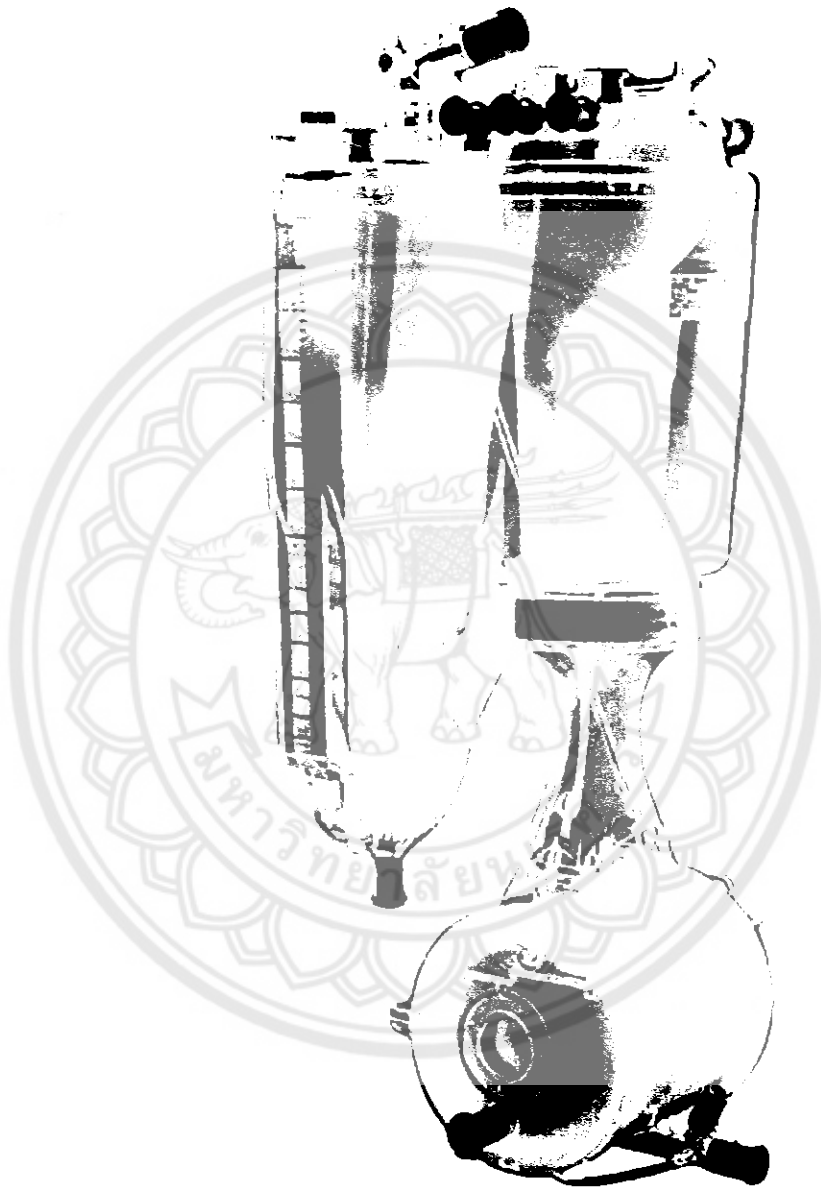
ภาคผนวก ก
ตัวอย่างของเครื่องปอดเทียม (Oxygenator) ยี่ห้อต่างๆ



เครื่องปอดเทียมชื่อ QUADROX-I oxygenator



เครื่องปอดเทียมชื่อ CAPIOX® FX oxygenator



เครื่องปอดเทียมยี่ห้อ CAPIOX® RX oxygenator



เครื่องปอดเทียมยี่ห้อ Dideco® oxygenator



เครื่องปอดเทียมชื่อ AFFINITY® NT oxygenators



ภาคผนวก ฐ

รูปการทดสอบเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม



การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม



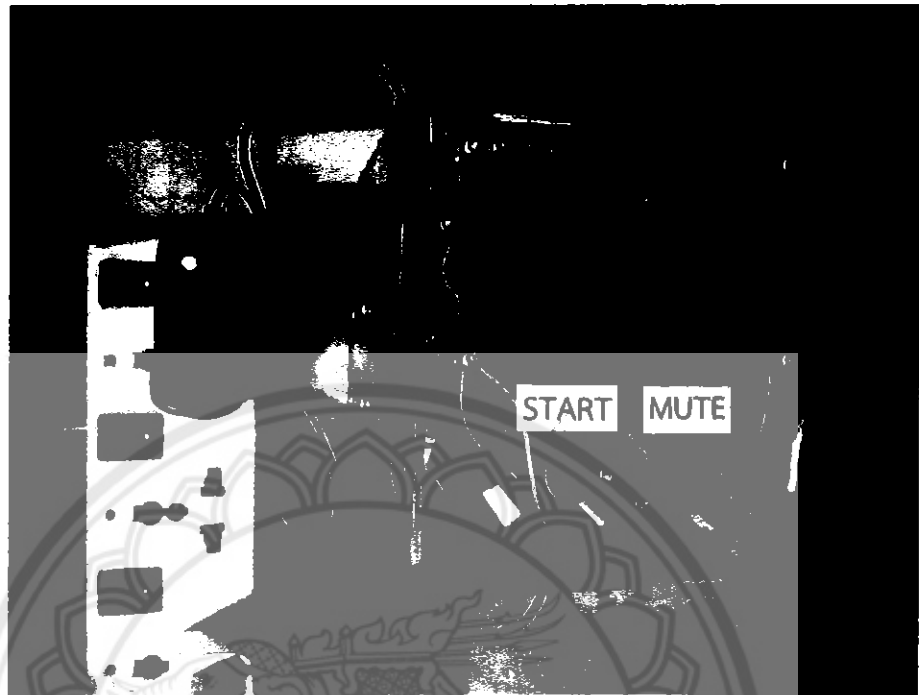
การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม กรณี NORMAL



การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม กรณี ABNORMAL



การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียม กรณี LOW



ทดสอบเวลาในการชาร์จเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมกรณีที่ชาร์จเต็มแล้ว

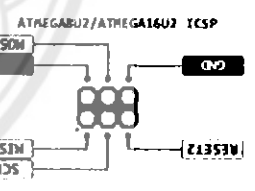
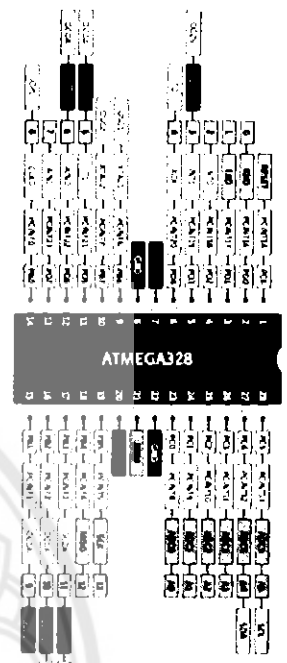


ทดสอบเวลาในการชาร์จเครื่องตรวจสอบระดับเลือดในปอดเทียมกรณีที่ชาร์จยังไม่เต็ม



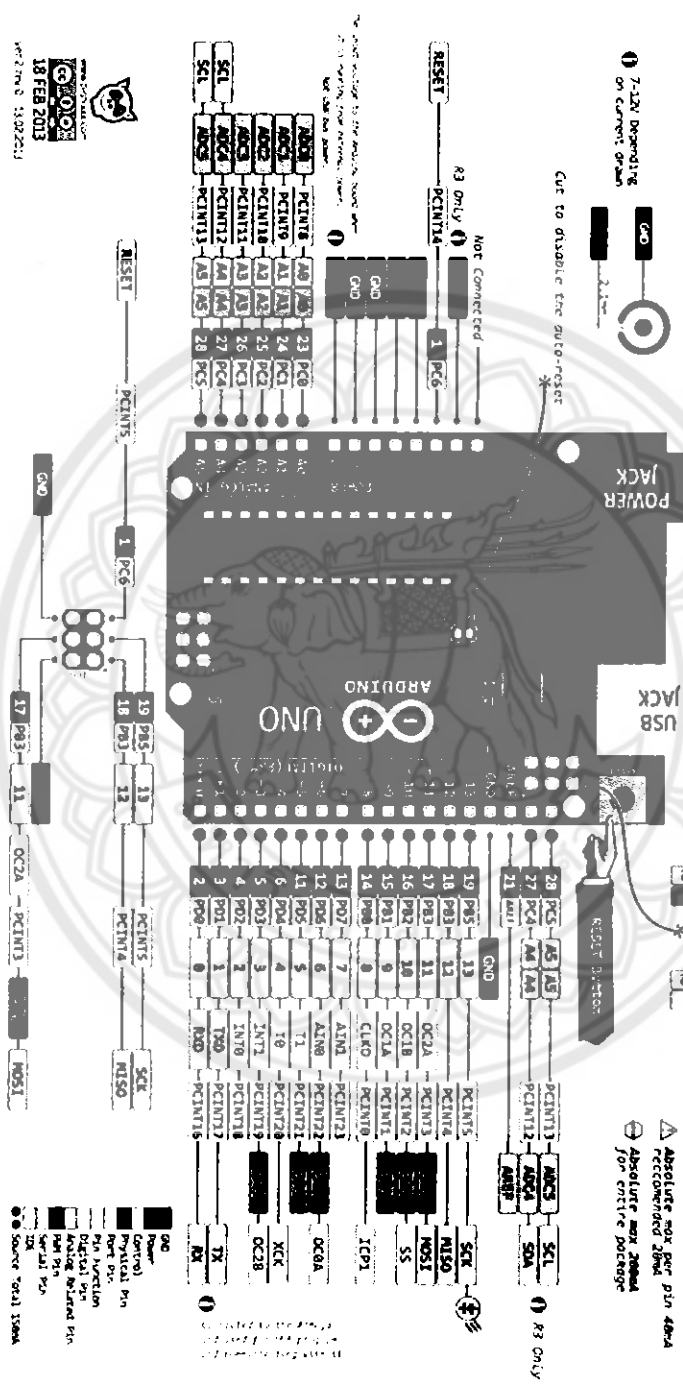
ภาคผนวก ก

รายละเอียดข้อมูลของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน ยูโน อาร์3



THE DEFINITIVE ARDUINO UNO PINOUT DIAGRAM

⚠ Absolute max pin 48mA recommended 20mA for entire package



- Power
- Control
- Physical Pin
- Pin Location
- Digital Pin
- Analog Related Pin
- Serial Pin
- Source: Serial 1984





ภาคผนวก ต
หลักการของเครื่องปอดเทียม

มหาวิทยาลัยพระนคร

หลักการของเครื่องปอดเทียม

ถึงแม้ว่าคำว่า “เครื่องปอดเทียม” จะถูกนำมาใช้(หรือเรียกว่า “การไหลเวียนของเลือดภายนอกร่างกายและ CPB” ถูกนำมาใช้ทางการแพทย์)คำจำกัดความที่ถูกต้องของเครื่องนี้ควรจะเป็นเครื่องแลกเปลี่ยนก๊าซในเลือดมากกว่า เนื่องจากทั้งคาร์บอนไดออกไซด์ ออกซิเจนและไนโตรเจนถูกควบคุมโดยการทำหน้าที่ของมัน อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการประยุกต์ใช้คำว่า “เครื่องปอดเทียม” ตามที่พบอยู่บ่อย ๆ จึงถูกนำมาใช้ตลอดเนื้อหาในบทนี้ เครื่องปอดเทียมรุ่นใหม่เกือบทั้งหมดทั่วโลก เป็นแบบเยื่อหุ้ม ซึ่งสามารถสร้างผนังป้องกันการรั่วซึมที่แยกของเหลวจากวัฏภาคก๊าซได้ ดังนั้น คุณสมบัติของวัสดุแบบเยื่อหุ้มจึงกำหนดการแลกเปลี่ยนของออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างวัฏภาค อย่างไรก็ตาม เครื่องปอดเทียมรุ่นล่าสุดสามารถแลกเปลี่ยนก๊าซผ่านปฏิกิริยาโดยตรงระหว่างก๊าซและเลือด เครื่องมือเหล่านี้ถูกนำมาใช้ระหว่างการประดิษฐ์คิดค้น CPB และถูกนำมาใช้อย่างกว้างขวางตั้งแต่ยุคทศวรรษที่ 1950 –1970 คำเรียกต่างๆเช่น “แผ่นกรอง เครื่องกรองและเครื่องพ่นก๊าซ” ถูกนำมาใช้เพื่ออธิบายลักษณะการทำงานของเครื่องปอดเทียมซึ่งใช้เทคนิคการมีปฏิกิริยาโดยตรงระหว่างเลือดกับก๊าซเพื่อก่อให้เกิดการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างกัน เครื่องปอดเทียมแบบฟองเป็นรุ่นแรกที่สามารถหาได้ทั่วไปในอุตสาหกรรมเครื่องปอดเทียม อย่างไรก็ตาม เครื่องแบบนี้มีปัญหาในการใช้งานจำนวนมากเกี่ยวกับการกรองหรือการสร้างฟองของก๊าซผ่านเลือด และเครื่องปอดเทียมแบบฟองหายไปจากวงการแพทย์ของสหรัฐอเมริกาในช่วงทศวรรษที่ 1990 เมื่อเร็ว ๆ นี้ มีกรณีการผ่าตัดหัวใจอยู่ 2-3 กรณีที่พบทั่วโลก ซึ่งใช้กระบวนการปฏิกิริยาโดยตรงระหว่างก๊าซและเลือด ดังนั้น การอภิปรายเกี่ยวกับเครื่องมือนี้จึงมีอย่างจำกัดในเนื้อหาของบทที่ 1 ซึ่งอธิบายเกี่ยวกับประวัติความเป็นมาของเครื่องมือนี้

เครื่องปอดเทียมสามารถแบ่งตามลักษณะการใช้งานได้ออกเป็น 2 ประเภท แต่ละประเภทถูกกำหนดด้วยอายุการใช้งานระยะยาวที่เครื่องปอดเทียมเครื่องนั้นสามารถใช้ในการช่วยเหลือผู้ป่วย เครื่องประเภท ECLS เป็นเครื่องมือที่มีอายุการใช้งานนานตลอดชีวิตของผู้ป่วยแต่เป็นเครื่องที่อยู่ภายนอกร่างกาย หรือเครื่องประเภท ECMO เป็นเครื่องที่อยู่ภายนอกซึ่งเดิมออกซิเจนผ่านเยื่อหุ้ม เครื่องมือประเภทที่มีอายุการใช้งานสั้นกว่าเรียกว่าเครื่องปอดเทียม CPB แบบดั้งเดิมซึ่งมีเครื่องถ่ายเทความร้อนอย่างสมบูรณ์ในตัว ในขณะที่เครื่องประเภท ECLS หรือ ECMO มีเครื่องถ่ายเทความร้อนอย่างสมบูรณ์อยู่ภายนอก ซึ่งอยู่ห่างจากตัวเครื่องปอดเทียมเนื่องจากกลไกทางชีวภาพและสรีระที่มีลักษณะเฉพาะของระบบการไหลเวียนโลหิตภายนอก ร่างกายของมนุษย์ จึงทำให้มีแนวโน้มที่จะเกิดการกระจายที่ผิดปกติระหว่างอวัยวะระหว่างการใส่เครื่อง CPB ดังนั้น การผ่าตัดหัวใจส่วนใหญ่จึงมักใช้การลดอุณหภูมิร่างกายในระดับต่างๆตลอดกระบวนการหมุนเวียนโลหิตภายนอกเพื่อจำกัดพื้นที่การขยายตัวจากการทำลายชนิดขาดเลือด การใช้เครื่องแลกเปลี่ยนความร้อน ซึ่งเชื่อมต่อกับเครื่องผลิตความร้อนและความเย็นส่ง

ผลกระทบต่ออุณหภูมิที่มักจะเปลี่ยนแปลงระหว่างการใช้เครื่อง CPB คุณสมบัติหลักประการที่สองของเครื่องปอดเทียมก็คือการควบคุมระดับโลหิตในร่างกาย เครื่องปอดเทียมส่วนใหญ่ขายออกไปพร้อมกับที่กักเก็บโลหิตดำซึ่งอาจเป็นทั้งแบบพื้นผิวแข็ง (เมื่อกดลงไปแล้วจะไม่ยุบตัว) และแบบพื้นผิวอ่อน (เมื่อกดลงไปแล้วจะยุบตัว) ที่กักเก็บโลหิตดำแบบพื้นผิวอ่อนจะยุบตัวลงมาติดกันเองได้เมื่อภายในของมันว่างเปล่า ซึ่งช่วยลดความเสี่ยงที่อากาศจะถูกบีบเข้าสู่ร่างกายของผู้ป่วยถ้าหากที่กักเก็บโลหิตดำนั้นเกิดว่างเปล่าขึ้นมาโดยบังเอิญ ทั้งสองระบบมีการกั้นปริมาตรของเลือดที่ไหลเวียน (กล่าวคือปริมาณของเลือดจากหัวใจที่มีความดันโลหิตสูง) และมีกลไกสำหรับการทดแทนปริมาตรของเลือดที่สูญเสียไป คุณสมบัติประการสุดท้ายของเครื่องปอดเทียมซึ่งมีความสัมพันธ์กับการแลกเปลี่ยนก๊าซก็คือ ความสามารถในการบริหารจัดการก๊าซซึ่งทำให้เกิดอาการอัมพาตที่ไม่สามารถควบคุมได้

จากที่เห็นในบทที่ 1 เครื่องปอดเทียมนั้นมีความซับซ้อนและต้องใช้พื้นที่ขนาดใหญ่ รวมทั้งการทำให้การประสานกันระหว่างโลหิตกับก๊าซเกิดขึ้นได้ ผลงานยุคบุกเบิกของ C. Walton Lillehei และคณะ จากมหาวิทยาลัยมินนิโซตา ในช่วงปลายทศวรรษที่ 1950 ซึ่งทำให้เครื่องปอดเทียม แบบพองอากาศมีราคาถูกลงและเป็นแบบใช้แล้วทิ้ง ทั้งยังทำจากส่วนประกอบที่สามารถหาได้ง่าย คุณสมบัติเหล่านี้ตอบสนองต่อวัตถุประสงค์ของการยกระดับการผ่าตัดหัวใจ เนื่องจากความง่ายภายในการใช้งานของมัน และได้นำไปสู่การขยายตัวของการผ่าตัดหัวใจในโรงพยาบาลอื่นๆซึ่งไม่ใช่โรงพยาบาลเฉพาะทางด้านหัวใจที่มีจำนวนน้อย อย่างไรก็ตาม การที่เครื่องเป็นแบบ “พองอากาศ” ซึ่งทำให้เครื่องปอดเทียมเหล่านี้ไม่สะดวกสำหรับการใช้งานในกรณีอื่นๆนอกจากกระบวนการฉีดโลหิตมาเลี้ยงหัวใจในระยะสั้น ด้วยการปรับปรุงพัฒนาด้านความปลอดภัยและความเข้ากันได้ทางชีวภาพของเครื่องปอดเทียมแบบเยื่อหุ้มผิว ปริมาณการใช้เครื่องปอดเทียมแบบใช้แล้วทิ้งทั่วโลกจึงอยู่ที่ 1 ล้านเครื่องโดยประมาณ

มีข้อพิจารณาที่จำเป็นบางประการในการออกแบบเครื่องปอดเทียมการแลกเปลี่ยนก๊าซเป็นประเด็นแรกที่วิศวกรออกแบบเครื่องต้องพิจารณาโดยการไหลเวียนของคาร์บอนไดออกไซด์และออกซิเจนนั้นเป็นสิ่งที่สำคัญสุดยอด การระบายอากาศของเครื่องปอดเทียมอาจถูกแทรกแซงโดยการใช้ส่วนผสมของอากาศที่มีส่วนผสมของยาหรือสารเคมี ออกซิเจน และในบางกรณีหมายรวมถึงคาร์บอนไดออกไซด์ด้วย การควบคุมส่วนผสมของก๊าซทำได้โดยผ่านกระบวนการระบายอากาศของเครื่องปอดและหัวใจเทียม ซึ่งรวมกระบวนการผสมก๊าซ จังหวะการไหลเวียน ช่องว่างในปอดตอนหายใจเข้าในขณะที่ผู้ป่วยไม่รู้สึกรู้สึกตัว การเฝ้าระวังระดับออกซิเจน และการเชื่อมโยงท่อต่างๆ คุณสมบัติหลายประการของก๊าซหลายชนิดถูกวัดในการไหลเวียนของโลหิต โดยการใช้ระบบการเฝ้าระวังแบบแทรกหรือโดยการสุ่มตรวจตัวอย่างของโลหิตที่ออกมาจากเส้นเลือดแดงที่นำเลือดออกมาจากหัวใจและที่ออกมาจากเส้นโลหิตดำ ข้อพิจารณาประการที่สองในการออกแบบ

เครื่องปอดเทียมนั้นรวมถึงลักษณะพิเศษของการไหลเวียนเพื่อลดการติดเชื่อในโลหิต แต่ยังคงลดปริมาตรที่เหมาะสมและขนาดของพื้นที่สำหรับการตั้งเครื่องปอดเทียมด้วย (กล่าวคือ ปริมาณของของเหลวซึ่งต้องถูกเติมเข้าไปในเครื่องปอดเทียมก่อนทำการรักษาหรือผ่าตัด) เครื่องแลกเปลี่ยนความร้อนของเครื่องปอดเทียมต้องมีประสิทธิภาพในการถ่ายเทความร้อนด้วยเช่นกัน ท้ายที่สุดองค์ประกอบของเครื่องเติมอากาศได้รับการแทรกแซงเพื่อจำกัดการกระตุ้นทางชีวภาพเนื่องจากการติดเชื่อจากพื้นผิวภายนอก ส่วนใหญ่ของเป้าหมายหลักทางวิศวกรรมเหล่านี้มีความสัมพันธ์กันในลักษณะแปรผกผัน ส่งผลให้เกิดความท้าทายในการออกแบบซึ่งยากที่จะจัดการ

ความสามารถของเครื่องปอดเทียมสมัยใหม่ก็คือการเลียนแบบความสามารถของปอดจริงๆ ซึ่งเป็นสิ่งที่โดดเด่น ความแตกต่างทางการออกแบบหลักๆระหว่างทั้งสองสิ่งก็คือในกรณีของปอดจริงๆ โลหิตแดงทั้งหมดซึ่งเดินทางผ่านเส้นเลือดฝอยในปอดพร้อมกันในคราวเดียว ช่วยลดระยะห่างของการกระจายออกซิเจน ดังนั้น อัตราการถ่ายเทออกซิเจนจึงไม่ถูกจำกัดโดยความกระจัดกระจาย นอกเสียจากในกรณีของการติดเชื่อรุนแรงที่ปอดหรือปอดทำงานหนักเกินไป (ตารางที่ 1) ความแตกต่างระหว่างความเข้มข้นของก๊าซซึ่งถูกวัดจากถุงลมในปอดและเส้นเลือดฝอยในปอดส่วนใหญ่แล้วมีสาเหตุมาจากการจับคู่อย่างไม่เหมาะสมของการระบายของโลหิตที่สูบนีติมาเลี้ยงหัวใจ ในเครื่องปอดเทียม ระยะห่างยังมีมากขึ้น ทำให้ต้องการกลไกที่สามารถผสมเลือดที่อยู่บนผิวเยื่อปอดเข้าด้วยกันอย่างอ่อนโยน ทั้งนี้เพื่อเป็นการเพิ่มการถ่ายเทของก๊าซ ดังนั้นความแตกต่างที่โดดเด่นในความดันของก๊าซแต่ละส่วนจึงยังคงปรากฏระหว่างก๊าซและวัฏภาคของเลือดในเครื่องปอดเทียม แม้แต่ในกรณีที่เครื่องปฏิบัติงานตามปกติ

เครื่องปอดเทียมนั้น โดยหลักแล้วถูกออกแบบมาให้ใช้งานในระยะสั้นกับผู้ป่วยที่ไม่รู้สึกตัวหรือเคลื่อนไหวไม่ได้ ดังนั้น พื้นที่พื้นผิวทั้งหมดที่ใช้สำหรับการแลกเปลี่ยนก๊าซนั้นเป็นเพียงส่วนหนึ่งเท่านั้น (5%) ของปอดจริง เครื่องปอดเทียมสามารถชดเชยข้อจำกัดเหล่านี้ได้เป็นบางส่วน โดยการเพิ่มความยาวของทางเดินโลหิต (ระยะห่างที่โลหิตเดินทางผ่านพื้นผิวที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซ) ด้วยวิธีการดังกล่าว ทำให้เกิดการเพิ่มขึ้นของเวลาสำหรับโลหิตในการสัมผัสกับพื้นผิวที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซ วิศวกรยังคงออกแบบเครื่องปอดเทียมให้สามารถสร้างการไหลเวียนระดับทุติยภูมิ ซึ่งขัดขวางการไหลเวียนอย่างต่อเนื่องของของเหลวเพื่อส่งเสริมให้เกิดการผสมผสานกัน ซึ่งทำให้เลือดที่มีค่าออกซิเจนต่ำเข้าไปใกล้พื้นผิวที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซมาก (ดูหัวข้อการส่งเสริมการไหลเวียนของก๊าซด้วยการไหลเวียนระดับทุติยภูมิ ในเนื้อหาส่วนถัดไป)

เครื่องปอดเทียมสามารถระบายก๊าซได้ในหลายระดับเปอร์เซ็นต์ของ O₂ (21%-100%) โดยการให้การผสมผสานก๊าซกับอากาศที่ใช้สำหรับการแพทย์โดยเฉพาะและออกซิเจน เพื่อเพิ่มขนาดแรงขับของความแตกต่างของความดันสำหรับการกระจายตัวของก๊าซออกซิเจน การถ่ายเทก๊าซเกิดขึ้นผ่านการไหลของก๊าซผ่านมาตรวัดการไหลเวียน ซึ่งควบคุมปริมาณของคาร์บอนไดออก

ไซค์ในเลือด เหมือนกับอัตราการหายใจที่เหมาะสมที่เกิดขึ้นในปอดจริง อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าจะสามารถถ่ายเทออกซิเจนได้ถึง 100% เครื่องปอดเทียมก็ไม่สามารถเปลี่ยนถ่ายปริมาตรของก๊าซในปอดจริงได้ ซึ่งสามารถเลือกอุปกรณ์สำหรับกระบวนการ CPB แต่ละกระบวนการโดยอยู่บนพื้นฐานของการประมาณการความต้องการในการเผาผลาญของผู้ป่วย ซึ่งมักถูกกำหนดโดยอายุ ขนาดร่างกายและองค์ประกอบอื่นๆในร่างกายของผู้ป่วย การรักษาอื่นๆที่เป็นการรักษาควบคู่กัน อาทิ ระดับอาหารขา ภาวะอุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติ และอาการกล้ามเนื้อเป็นอัมพาต ทั้งหมดนี้เป็นสิ่งที่ลดความต้องการการเผาผลาญของผู้ป่วยให้อยู่ในระดับที่ความต้องการการแลกเปลี่ยนก๊าซถูกทำให้พอดีกับเครื่องมือต่างๆตามปรกติ

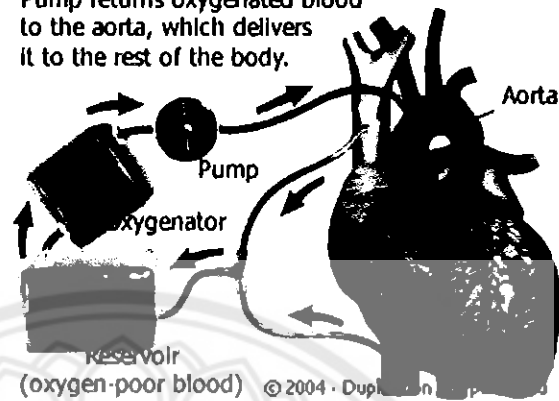
ความก้าวหน้าล่าสุดที่มีความสำคัญในการออกแบบเครื่องปอดเทียมก็คือการลดผลกระทบของ การไหลเวียนของโลหิตภายนอกในร่างกายซึ่งมีความเสี่ยงต่อการติดเชื้อในโลหิต การไหลเวียนของโลหิตภายนอกในร่างกายแสดงให้เห็นว่าช่วยเร่งให้เกิดกลไกสนับสนุนการอักเสบซึ่งทำให้ผลกระทบทางพยาธิวิทยาที่มีความรุนแรงขึ้น อาจส่งผลให้อาการของผู้ป่วยทรุดลงหรือต้องมีการผ่าตัด เพื่อที่จะลดอาการ SIR การอักเสบซึ่งเป็นผลสืบเนื่องมาจากการใช้ CPB เครื่องปอดเทียม ซึ่งมีสารเคลือบพิเศษหรือการรักษาซึ่งมีวัตถุประสงค์ในการลดการลดระดับของชีวเคมีสามารถนำมาใช้เพื่อลดอาการ SIRs ได้ เป็นเวลาเกือบ 20 ปีแล้ว นับตั้งแต่เครื่องปอดเทียมขนาดใหญ่เครื่องแรกที่มีสารเฮพารินเป็นสารเคลือบสามารถซื้อหาเพื่อใช้ในการบริการด้านสาธารณสุข นับตั้งแต่บัดนั้นเป็นต้นมา สารเคลือบรุ่นใหม่ก็ได้รับการคิดค้นออกมาสู่ตลาดโดยมีวัตถุประสงค์ในการลด SIRs ซึ่งพบได้หลังการใช้ CPB เช่นเดียวกับที่ในช่วงระยะเวลา 2-3 ปีที่ผ่านมา มีความสนใจใหม่ในการลดผลสืบเนื่องของอาการ hemodilutionซึ่งเริ่มต้นมาจากความต้องการที่จะลดอาการ anemia และอาการdilutionalcoagulopathyเท่านั้นความสนใจนี้กระตุ้นให้แพทย์และผู้ผลิตต้องออกแบบวงจร CPB ใหม่เพื่อลดความพยายามซ้ำๆในการสร้าง “การแทรกแซงการสูบน้ำคืดโลหิตมาเลี้ยงหัวใจแบบล่องหน” (ดูเพิ่มเติมใน “การทำให้อัตราการไหลเวียนโลหิตมาเลี้ยงหัวใจแบบล่องหน” ในเนื้อหาส่วนถัดไป) เนื้อหาส่วนที่เหลือของบทนี้จะมุ่งกล่าวถึง การการศึกษาความท้าทายทางวิศวกรรมในการออกแบบปอดเทียมและความก้าวหน้าล่าสุดในการสร้างพื้นผิวภายนอกในร่างกายที่มีการเติบโตแทรกกระหว่างเซลล์น้อยลง



เครื่องปอดและหัวใจเทียม

Heart-Lung Machine

Pump returns oxygenated blood to the aorta, which delivers it to the rest of the body.



เครื่องมือที่ใช้ในการผ่าตัดเปิดหัวใจเพื่อสนับสนุนร่างกายระหว่างกระบวนการผ่าตัด ในขณะที่หัวใจหยุดเต้น เครื่องปอดและหัวใจเทียมมักได้รับการอ้างถึงว่าเป็น "เครื่องสูบ" และสามารถทำหน้าที่แทนปอดและหัวใจได้ในขณะผ่าตัด เครื่องปอดและหัวใจเทียมประกอบด้วยห้องซึ่งรับเอาโลหิตจากร่างกาย ซึ่งตามปกติแล้วเป็นหน้าที่ของหัวใจห้องบนด้านขวา

หลังจากนั้น โลหิตจะถูกสูบไปโดยเครื่องให้ผ่านเข้าไปในเครื่องเติมออกซิเจน ซึ่งตามปกติแล้วเป็นหน้าที่ของหัวใจห้องล่างด้านขวา เครื่องเติมออกซิเจนจะฟอกเอาคาร์บอนไดออกไซด์ออกและเติมออกซิเจนเข้าไปในโลหิต ซึ่งตามปกติแล้วจะเป็นหน้าที่ของปอด หลังจากนั้น เครื่องสูบจะสูบเอาเลือดที่มีการเติมออกซิเจนกลับเข้าไปในร่างกาย ซึ่งตามปกติแล้วเป็นหน้าที่ของหัวใจด้านซ้าย

เครื่องปอดและหัวใจเทียมจะเชื่อมต่อเข้ากับร่างกายของผู้ป่วยด้วยท่อจำนวนมากซึ่งทีมแพทย์ที่ผ่าตัดจะเป็นผู้ใส่ให้กับผู้ป่วย ในตอนที่การผ่าตัดเสร็จสิ้นลงแพทย์ที่ทำการผ่าตัดจะค่อยๆ ปลดปล่อยหัวใจของผู้ป่วยกลับมาทำหน้าที่ตามปกติที่ละส่วน และค่อยๆ ถอดเครื่องปอดและหัวใจเทียมออก

หลักการของเครื่องปอดและหัวใจเทียม

อันที่จริงแล้ว หลักการของเครื่องปอดและหัวใจเทียม (รู้จักกันในชื่อของเครื่องเติมออกซิเจนหรือทางเชื่อมหลอดเลือดของหัวใจและปอด) ค่อนข้างง่าย กล่าวคือโลหิตดำซึ่งถูกดึงออกมาจากหัวใจห้องบนทั้งหมด (โดยวิธีแบบกาลักน้ำตามแรงดึงดูดของโลก) เข้ามาอยู่ในที่กักเก็บโลหิตดำ จากตรงนั้นเอง โลหิตจะถูกสูบให้ผ่านเข้าไปในปอดเทียม ชั้นตอนนี้ได้รับการออกแบบ

ให้โลหิตได้สัมผัสกับออกซิเจน เมื่อโลหิตผ่านเข้าไปในปอดเทียม (หรือที่เรียกว่าเครื่องปอดเทียม) โลหิตจึงเกิดการติดต่อกันอย่างสนิทกับพื้นผิวอย่างคิของเครื่องปอดเทียมแล้ว

ก๊าซออกซิเจนถูกส่งผ่านไปยังพื้นที่ว่างระหว่างโลหิตกับเครื่อง ซึ่งเปิดโอกาสให้เซลล์ของโลหิตดูดซับโมเลกุลของออกซิเจนได้โดยตรง ในตอนนี้สีของโลหิตจะเปลี่ยนเป็นสีแดง ซึ่งเป็นสีที่แสดงให้เห็นว่าโลหิตนั้นมีออกซิเจนอยู่สูง ซึ่งสามารถส่งไปหล่อเลี้ยงเนื้อเยื่อในทุกส่วนของร่างกายได้ ในที่สุด เครื่องปอดและหัวใจเทียมจะสูบน้ำโลหิตแดงกลับเข้าไปยังร่างกายของผู้ป่วยผ่านท่อซึ่งอยู่ติดกับเส้นเลือดแดง วงจรของเครื่องปอดและหัวใจเทียมนั้นวนอย่างต่อเนื่องเมื่อโลหิตแดงถูกฉีดกลับเข้าไปในร่างกาย โลหิตดำจะถูกสูบบอกมาและถ่ายลงไปในเครื่องสูบ ทำให้การทำงานตามวงจรของเครื่องปอดและหัวใจเทียมสมบูรณ์

คำแปลรูปภาพ

Heart lung machine = เครื่องปอดและหัวใจเทียม

Pump returns oxygenated blood to the aorta, which delivers it to the rest of the body. = เครื่องสูบ โลหิตที่มีการเติมออกซิเจนเข้าเส้นเลือดใหญ่ที่นำเลือดออกจากหัวใจด้านซ้ายซึ่งส่งโลหิตไปหล่อเลี้ยงทั่วร่างกาย

Aorta = เส้นเลือดใหญ่ที่นำเลือดออกจากหัวใจด้านซ้าย

Pump = เครื่องสูบ

Oxygenator = เครื่องเติมออกซิเจน

Reservoir (oxygen-poor blood) = ที่กักเก็บ โลหิตดำ (โลหิตที่มีค่าออกซิเจนต่ำ)