บทที่ 2
การออกแบบและสร้างเครื่องวัดระดับออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด

2.1 ทั่วไป

ออกซิเจนที่เป็นองค์ประกอบของเลือด ในปัจจุบันถูกจัดว่าเป็นสัญญาณชีพที่หก (รองจากสัญญาณชีพทั้งห้า ได้แก่ อุณหภูมิ ชีพจร ความดันโลหิต อัตราการหายใจ และการตอบสนองของม่านตาต่อแสง) [Briggs, 1999] หนึ่งในข้อได้เปรียบของเครื่องวัดระดับออกซิเจนในเลือดคือ การวัดที่ไม่ต้องเจ็บปวดโดยอาศัยเคมีเชิงแสง โดยเครื่องวัดระดับออกซิเจนในเลือดที่จะสร้างขึ้นนี้เป็นแบบใหม่ที่ส่งสัญญาณแบบไร้สายทั้งแบบ Wifi และ Bluetooth ซึ่งเหมาะกับผู้ป่วยในโครงการ "Sixth vital sign" [ผนวก 1] ของกระทรวงสาธารณสุขและโรงพยาบาลชุมชน โดยจะทำการทดสอบและเปรียบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป โดยผู้เชี่ยวชาญในโรงพยาบาลจะเป็นผู้อ่านผลการทดลองต่าง ๆ และสรุปให้กับนักวิจัยของโครงการ

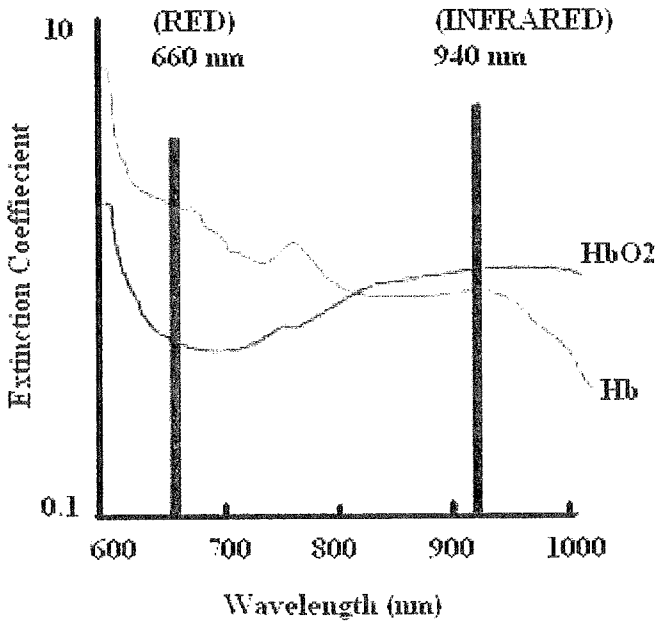
2.2 หลักการ

เครื่องวัดระดับบออกซิเจนในเลือด เป็นเครื่องมือวัดและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจและความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินที่เส้นเลือดแดง โดยค่าที่วัดได้จะเป็นค่าเฉลี่ยของปริมาณออกซิเจนที่ฮีโมโกลบินขนถ่ายได้ ซึ่งค่าอัตราการดูดกลืนแสงของสารละลายเลือดที่มีฮีโมลโกลบินที่ขนถ่ายออกซิเจนในปริมาณต่างกัน จะแปรผันตามปริมาณออกซิเจนที่มันขนถ่าย กลไกการดูดกลืนแสงนั้นเป็นไปตามกระบวนการวิเคราะห์เชิงแสง (การวิเคราะห์ทางกายภาพ) ของแขนงวิชาเคมีวิเคราะห์ ซึ่งออกซิเจนส่วนใหญ่จะถูกขนถ่ายโดยเม็ดเลือดแดง และพบปริมาณน้อยมากในพลาสมา [Jubran, 2004]

ปริมาณของระดับออกซิเจนอิ่มตัวในระดับเลือด หรือที่เรียกอีกอย่างหนึ่งว่า SaO_2 หรือ SpO_2 ก็ได้ มีผู้ให้นิยามว่า ปริมาณของระดับออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด คือ อัตราส่วนระหว่างออกซีฮีโมโกลบิน (ฮีโมโกลบินที่ขนถ่ายออกซิเจน) กับปริมาณฮีโมโกลบินทั้งหมด (ทั้งที่ขนถ่ายและไม่ขนถ่ายออกซิเจน) [Briggs, 1999] เขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.1

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb)} \text{ ---------- (2.1)}$$

โดย ออกซีฮีโมโกลบิน (HbO_2) และฮีโมโกลบินธรรมดา (Hb) จะมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการดูดกลืนแสงในช่วง 600 ถึง 1000 นาโนเมตร ดังรูป 2.1



รูป 2.1 อัตราการดูดกลืนแสงของออกซีฮีโมโกลบิน และฮีโมโกลบินธรรมดา [Kallet et.al., 2005]

การออกแบบตัวตรวจวัด จึงจำเป็นต้องอยู่ภายใต้การควบคุมและการแนะนำของผู้เชี่ยวชาญด้านการแพทย์ กล่าวคือ ปริมาณออกซิเจนที่อิ่มตัวในเลือดของคนปกติ ในเส้นเลือดแดงจะอยู่ประมาณร้อยละ 97 ส่วนในเส้นเลือดดำจะอยู่ประมาณร้อยละ 75 ช่วงที่จะวัดคือช่วงแสงสีแดงถึงแสงอินฟราเรด ในความยาวคลื่น 600 ถึง 1000 นาโนเมตร เนื่องจากเนื้อเยื่อและเม็ดรงควัตถุของสีผิวจะดูดกลืนแสงสีน้ำเงิน (440 นาโนเมตร) เขียว (520 นาโนเมตร) เหลือง (545 นาโนเมตร) และน้ำในเนื้อเยื่อจะดูดกลืนความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดคลื่นยาวกว่านี้ (มากกว่า 1000 นาโนเมตร)

2.3 ภาคปฏิบัติ

2.3.1 เครื่องมือ อุปกรณ์ และวัสดุ

ในการวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องพัลส์ ออกซิมิเตอร์แบบทำเองราคาถูกแต่มีคุณภาพและประสิทธิภาพในการวัดที่ทัดเทียมกับเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่นำเข้าจากต่างประเทศ โดยใช้เครื่องมือ อุปกรณ์และวัสดุราคาถูกและหาได้ง่ายภายในประเทศ

ก. เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

(1) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงปรับค่าได้ตั้งแต่ 0-30 VDC

(2) เครื่องกำเนิดความถี่ตั้งแต่ 0-2 เมกะเฮิร์ทซ์

(3) เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ สำหรับเขียนโปรแกรมลงบนสมองกลฝังตัว

(4) เครื่องวัดระดับออกซิเจนที่อิ่มตัวในเลือดแบบมาตรฐาน NELCOR

(5) คอมไพเลอร์ BASCOMAVR

(6) โพรบวัดออกซิเจนในเลือดแบบ DB-9

ข. อุปกรณ์และวัสดุไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์

(7) ไดโอดไวแสง

(8) ตัวต้านทานไวแสง

(9) ไดโอดเปล่งแสงชนิดกำเนิดแสงสีแดง

(10) ไดโอดเปล่าแสงชนิดกำเนิดแสงอินฟราเรด

(11) สมองกลฝังตัวประเภท AVR ของบริษัท ATMEL ชนิดต่าง ๆ

(12) บอร์ดทดลองเจาะรูแบบอเนกประสงค์

(13) สายไฟและสาย wire lab

(14) ไอซีขยายแบบ Operational Amplifier

(15) โมดูลส่งสัญญาณแบบ Bluetooth

(16) โมดูลส่งสัญญาณแบบ Wifi

2.3.2 การเลือกใช้ส่วนประกอบหลักของเครื่อง SpO_2 มิเตอร์

การประดิษฐ์เครื่องตรวจวัดใด ๆ จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องคัดเลือกอุปกรณ์ที่เหมาะสมสำหรับใช้เป็นองค์ประกอบหลักของเครื่องตรวจวัด เพื่อให้ได้เครื่องตรวจวัดที่มีคุณภาพและประสิทธิภาพสูงสำหรับเครื่อง SpO_2 มิเตอร์จะต้องคัดเลือกอุปกรณ์หลักดังนี้:

(1) แหล่งแสง

แหล่งแสงที่ใช้ในการออกแบบคือ ไดโอดเปล่งแสงชนิดสีแดง ซึ่งเมื่อให้พลังงานประมาณร้อยละ 50 ของกำลังขับแสงสูงสุดของไดโอดเปล่งแสง ไดโอดจะมีช่วงกว้างของสเปกตรัม (spectrum bandwidth) ประมาณ 20-30 นาโมเมตร ซึ่งไดโอดเปล่งแสงที่ออกแบบมาแบบยึดกับระนาบแผงวงจร (surface mounted) จะมีขนาดเล็กและสามารถใช้เรซิน หรือ

อีพอกซี หล่อเป็นตัวฐานที่มีร่องสำหรับอุปกรณ์หนีบนิ้ว และบุด้วยอีลาสตินแบบอ่อนนุ่มให้มีความรู้สึกนุ่มสบายได้ในเวลาตรวจวัดในผู้ป่วย

(2) ตัวรับแสง

ในโครงการนี้ มีการเลือกใช้ตัวรับแสงสองอย่างและเปรียบเทียบระหว่างผลการทดลองสองแบบ ได้แก่ ตัวรับแสงแบบตัวต้านทานไวแสง (Light Dependency Resistor, LDR) และไดโอดไวแสง (photodiode) ซึ่งจะยึดกับอีกด้านหนึ่งของตัวกำเนิดแสง โดยมีร่องเพื่อสอดหรือหนีบนิ้วเพื่อวัดค่าความต่างของการดูดกลืน โดยค่าที่วัดได้จากตัวต้านทานไวแสง จะอ่านค่าเป็นความต่างศักย์ และแปลงเป็นค่าการดูดกลืนแสงอีกครั้งหนึ่ง ส่วนค่าที่วัดได้จากไดโอดไวแสง จะอ่านเป็นกระแสซึ่งจะถูกขยายโดยวงจรภาคขยาย และแปลงเป็นค่าการดูดกลืนแสงเช่นเดียวกัน

2.4 สมองกลฝังตัวและการประมวลผล

2.4.1 สมองกลฝังตัว

ในงานวิจัยนี้ ใช้สมองกลฝังตัวประเภท สมองกลก้าวหน้าแบบคำสั่งเสมือนย่อกระบวนการ (Advance Virtual Reduced Instruction Set Computer, AVR หรือ RISC) ของบริษัท ATMEL สมองกลฝังตัวแบบนี้มีทั้งข้อดีและข้อเสีย ดังแสดงในตาราง 2.1
งานวิจัยนี้ใช้สมองกลเบอร์ ATMEGA8 เพื่อทดสอบกระบวนการขนาดเล็ก และ ATMEGA32 และ ATMEGA256 เพื่อใช้ประมวลผลที่ซับซ้อนขึ้น โดยมีหน่วยความจำสำหรับย่อกระบวนการและส่วนพักข้อมูลเพื่อประมวลผลดังแสดงในตาราง 2.2

2.4.2 การประมวลผล

จะเป็นไปตามขั้นตอนตามรายการของการคำนวณในทำนองเดียวกันกับในกรณีที่ในสารตัวอย่างมีองค์ประกอบตั้งแต่สองชนิดขึ้นไป ซึ่งสารประกอบเหล่านั้นสามารถให้สเปกตรัมการดูดกลืนแสง เช่น เลือดมีองค์ประกอบการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างกันดังกล่าวแล้ว

รายการคำนวณ อาศัยหุ่นจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยสมมติให้ ความยาวคลื่น 2 ความยาวคลื่นแล่นผ่านเนื้อเยื่อและเส้นเลือดแดงบริเวณที่ต้องการจะวัด สมมติให้เป็น I_1 และ I_2 จะมีปรากฏการณ์เกิดขึ้นสี่อย่าง ได้แก่

(1) การดูดกลืนแสงของ ออกซีฮีโมโกลบิน ซึ่งจะมีความเข้มข้น C_o และมีค่าโมลาร์แอบซอร์พติวิตี้ a_o โดยมีความยาวของช่องที่แสงผ่านเท่ากับ L_o

(2) การดูดกลืนแสงของ ดีออกซีฮีโมโกลบิน (ไม่ลำเลียงออกซิเจน) ซึ่งจะมีความเข้มข้น C_r และมีค่าโมลาร์แอบซอร์พติวิตี้ a_r โดยมีความยาวของช่องที่แสงผ่านเท่ากับ L_r

(3) ค่าการดูดกลืนแสงของสิ่งอื่นที่ไม่ใช่องค์ประกอบของเส้นเลือดแดง เช่น เนื้อเยื่อ น้ำเหลือง กระดูก และอื่น ๆ แทนรวมด้วย ความเข้มข้น C_x และมีค่าโมลาร์แอบซอร์พติวิตี้ a_x โดยมีความยาวของช่องที่แสงผ่านเท่ากับ L_x

(4) ค่าคงที่ตลอดของปัจจัยนอกเหนือจากการดูดกลืน แต่มีอิทธิพลต่อสภาพการดูดกลืนแสดง อันได้แก่ การแทรกสอด เลี้ยวเบน กระเจิง ผลทางเรขาคณิตและการจัดวาง รวมถึงพฤติกรรมของแหล่งกำเนิด และพฤติกรรมของตัวรับ แทนรวมด้วย A_y

เมื่อเขียนแทนด้วยสมการ จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการ (2.1) และ (2.3) ซึ่งเป็นไปตาม Beer's Law

$$A_{\lambda_1} = a_{o_1} C_o L_o + a_{r_1} C_r L_r + a_{x_1} C_x L_x + A_{y_1} \quad \text{..... (2.2)}$$

$$A_{\lambda_2} = a_{o_2} C_o L_o + a_{r_2} C_r L_r + a_{x_2} C_x L_x + A_{y_2} \quad \text{..... (2.3)}$$

เมื่อต้องการกำจัดปัจจัยร่วมที่คงที่อยู่ในสภาวะใดสภาวะหนึ่ง เช่น หากเมื่อปริมาตรของเลือดเปลี่ยนไปเนื่องจากการสูบฉีดของหัวใจ ต่อหนึ่งช่วงเวลา สิ่งที่ไม่เปลี่ยนเลยได้แก่ผลจากปรากฏการณ์ในข้อ (3) จึงสามารถเขียนเป็นสมการได้ใหม่เป็นสมการ (2.4)

$$\frac{d(C_x L_x)}{dt} = 0 \quad \text{---------- (2.4)}$$

และเช่นเดียวกับ เมื่อจัดวางนิ้วอย่างหยุดนิ่ง โดยพฤติกรรมของปรากฏการณ์ในข้อ (4) ในการวัดมีค่าคงที่เสมอ (ผู้ป่วยไม่มีการเคลื่อนไหว ทั้งร่างกายและนิ้ว) จำทำให้การเปลี่ยนแปลงของปรากฏการณ์ ในข้อ (4) ต่อหนึ่งหน่วยเวลาที่หัวใจสูบฉีดเทียบเท่ากับ 0 หรือไม่มีการเปลี่ยนแปลงเลย เขียนเป็นความสัมพันธ์เป็นสมการ (2.5)

$$\frac{dA_y}{dt} = 0 \quad \text{---------- (2.5)}$$

ตาราง 2.1 ข้อดีและข้อเสียของ AVR

กระบวนการ	ข้อดี	ข้อเสีย
การจัดการหน่วยความจำ	เนื่องจากการเก็บข้อมูลของ RISC นี้เป็นลักษณะ FIX CODE จึงส่งผลให้การถอดรหัสรวดเร็ว เพราะชุดคำสั่งเท่ากันทุก Record	สถาปัตยกรรมแบบ RISC นั้นเน้นหลักการของการนำเอาชุดของคำสั่งง่ายๆ เพียงไม่กี่คำสั่ง (โดยทั่วไปไม่เกิน 128 คำสั่ง เช่น บวก,ลบ,คูณ,หาร) มาประกอบรวมเข้าไว้ด้วยกัน 128 คำสั่ง มีค่าเท่ากับ 2 ยกกำลัง 6 หรือกล่าวคือใช้งานแค่ 6 BIT ในการเก็บค่าของชุดคำสั่ง ในการเก็บชุดคำสั่งจึง FIX CODE ไว้แค่ 6 เท่านั้น ซึ่งเกิดข้อเสียคือถ้าหากคำสั่งที่ใช้งานใช้แค่ 1 BIT ก็ยังคงเก็บ 6 BIT เกิด WasteSpace
ประสิทธิภาพ	1. การทำงานจะทำได้เร็วกว่า CISC เพราะ RISC ประกอบด้วยคำสั่งง่ายๆ เช่น LOAD/STORE ใช้ในการ LOAD ข้อมูลเก็บไว้ใน REGISTER โดยตรงและให้ REGISTER ทำการประมวลผลจากนั้นค่อย STORE เก็บไว้ใน MEMORY (โดยทั่วไปการทำงานของ Computer เรียงลำดับความเร็ว มีดังต่อไปนี้ CPU , REGISTER , MEMORY , DISK) 2. เนื่องจากการเข้ารหัสของชุดคำสั่งเป็นลักษณะ FIX-ENCODING จึงง่ายต่อการ DECODE หรือถอดรหัส 3. ในสถาปัตยกรรมแบบ RISC มี REGISTER จำนวนมากจึงทำให้การทำงานโดยรวมรวดเร็ว 4. การใช้งานคำสั่งง่ายๆ ของ RISC นี้ บางคำสั่งใช้เวลา (CLOCK CYCLE) ไม่ถึง 1 CLOCK จึงส่งผลให้ทำงานได้รวดเร็ว	ไม่มี
การสนับสนุนของคอมไพเลอร์	ใน RISC นั้นมีคำสั่งประมาณ 128 คำสั่ง แนบมากับ CPU และอนุญาตให้ใช้งานคำสั่งประเภท LOAD/STORE ที่นำข้อมูลจาก MEMORY ไปกระทำกับ REGISTER โดยตรงซึ่งทำให้การทำงานโดยรวมเร็วกว่า จากจุดนี้เองในการใช้งานในส่วนของคำสั่งที่ซับซ้อน อาจต้องใช้คำสั่งในตัว Compiler มาใช้งานมากกว่า RISC เพราะ RISC เน้นหลักการทำงานของชุดคำสั่งที่ง่ายๆ แต่เร็ว ดังนั้นคำสั่งยากๆ จึงโยนให้เป็นหน้าที่ของตัว Compiler แทน	ไม่มี

ตาราง 2.2 การเปรียบเทียบความสามารถของสมองกลที่ใช้ในโครงการ

สมองกล	หน่วยความจำ (กิโลไบต์)	ส่วนพักข้อมูล (กิโลไบต์)	ความเร็วสูงสุด (ใน/นอก เมกกะเฮิรตซ์)
ATMEGA8	8	1	8/16
ATMEGA32	32	2	8/16
ATMEGA256	256	4	8/16

เมื่อองค์ประกอบในปรากฏการณ์ในข้อ (3) และ ข้อ (4) ถูกตัดทอนออกไปตามหนึ่งหน่วยเวลาที่หัวใจสูบฉีด จะเหลือเพียงองค์ประกอบที่ไม่คงที่ต่อหนึ่งหน่วยเวลา องค์ประกอบนั้น คือ องค์ประกอบในปรากฏการณ์ที่ขึ้นอยู่กับการลำเลียงออกซิเจนของฮีโมโกลบิน คือ องค์ประกอบในปรากฏการณ์ในข้อ (1) และ ข้อ (2) เขียนแทนด้วย $(\frac{dL_0}{dt} and \frac{dL_\gamma}{dt})$ จะเห็นว่าเมื่อวัด ณ ตำแหน่งเดียวกัน ช่องแสงที่วัด L_o และ L_y จะมีค่าเท่ากับ ในอัตราการเต้นของหัวใจเดียวกัน ตัวแปรจะถูกกำจัดออกไปอีก เหลือเพียงรูปแบบอย่างง่ายของอัตราส่วนสองความยาวคลื่น เขียนแทนเป็นสมการ (2.6)

$$R = \frac{dA_{\lambda_1}/dt}{dA_{\lambda_2}/dt} = \frac{-d\log(I_1/I_0)/dt}{-d\log(I_2/I_0)/dt} = \frac{\Delta I_1/I_1}{\Delta I_2/I_2} = \frac{a_{o_1}C_o + a_{r_1}C_r}{a_{o_2}C_o + a_{r_2}C_r} \quad \text{---------- (2.6)}$$

เมื่อนำมาทำให้อยู่ในนิยาม ของสมการ (2.1) จะเขียนความสัมพันธ์ของ Sa เส้นเลือดแสงและ Sa ของเส้นเลือดดำ เชิงคณิตศาสตร์ ดังสมการ (2.7) และ (2.8) ตามลำดับ

$$S_a\text{เส้นเลือดแดง} = C_o/(C_o + C_r) \text{ ---------- (2.7)}$$

และ

$$S_a\text{เส้นเลือดดำ} = C_r/(C_o+C_r) \text{ ---------- (2.8)}$$

หากคิดเฉพาะ S_aเส้นเลือดแดง จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

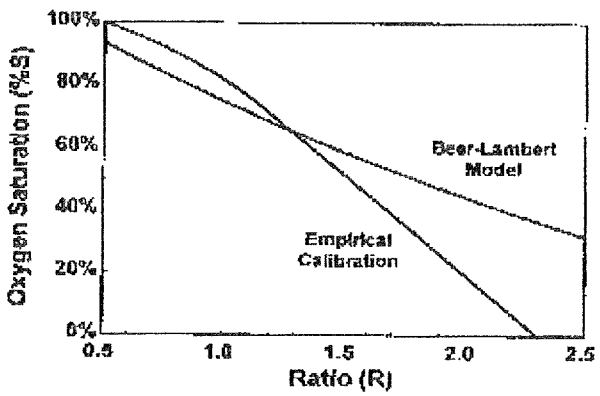
สำนักงานวิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
วันที่ 2 ม.ค. 56
เลขทะเบียน 225261
เลขเรียกหนังสือ

$$S = \frac{a_{r_1} - a_{r_2} R}{(a_{r_1} - a_{o_1}) - (a_{r_2} - a_{o_2}) R} \quad \text{---------- (2.9)}$$

ในความเป็นจริงแล้ว แหล่งกำเนิดที่เป็นไดโอดเปล่งแสง จะมีช่วงสเปกตรัมกว้างประมาณ 20 – 50 นาโนเมตร ดังนั้น การทดลองใดก็ตามเกี่ยวกับค่าการดูดกลืนแสงของเลือด หุ่นจำลองคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นจะไม่เป็นไปตามสมการดังกล่าว [Kwannimitr, 2006] แต่จะมีแนวโน้มเข้าใกล้ความเป็นจริงมากกว่าร้อยละ 90 เท่านั้น (ให้พิจารณารูป 2.2 โดยเฉพาะอย่างยิ่งแนวโน้มของสมการเบียร์-แลมเบอร์ต และการทดลองหาอัตราส่วนระหว่างออกซิเจนที่อิ่มตัวกับระดับของแสง) จากหุ่นจำลองและการทดลองหาอัตราส่วนความผิดพลาดของการวัด พบว่า เมื่อวัดครั้งใดก็จะมีตัวแปรคงที่เกิดขึ้นสี่อย่างเสมอ ดังสมการ 2.10

$$S = (k_1 - k_2 R)/(k_3 - k_4 R) \quad \text{---------- (2.10)}$$

เชื่อกันว่า ค่า k_1 และ k_2 เป็นพฤติกรรมอิสระของการลำเลียงออกซิเจน ส่วน k_3 และ k_4 เป็นพฤติกรรมการจำหน่ายออกของคาร์บอนไดออกไซด์ ตัวแปรทั้งสี่ มีไว้ปรับเทียบความถูกต้องของเครื่องวัดระดับออกซิเจนในเลือดนั่นเอง อย่างไรก็ตาม สมองกลฝังตัวจะเก็บค่าต่าง ๆ ไว้ในหน่วยความจำถาวรเพื่อใช้ในการปรับเทียบ และใช้ส่วนพักข้อมูลสำหรับประมวลผลสัญญาณที่รับเข้ามาแต่ละครั้งของการเต้นของหัวใจ รวมทั้งคำนวณหาผลต่างของการดูดกลืนแสงทั้งช่วงแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดในแต่ละครั้งของการเต้นของหัวใจ และคำนวณย้อนกลับเพื่อนำไปเทียบกับตารางอัตราส่วนอย่างต่ำของ R (Empirical) ในสมการ 2.10 เรียกว่าวิธี look-up table



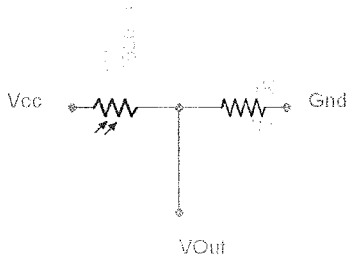
รูป 2.2 อัตราส่วนอย่างต่ำของระดับออกซิเจน และความต่างของสมการเบียร์-แลมเบิร์ต

2.5 วงจรวัด

ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้ตัวตรวจวัดอย่างใดอย่างหนึ่งในสองแบบ โดยจะทำการทดลองทีละครั้งเพื่อหาข้อได้เปรียบ-เสียเปรียบของตัวตรวจวัดแต่ละแบบเปรียบเทียบกัน

2.5.1 วงจรวัดแบบตัวต้านทานไวแสง

ตัวต้านทานไวแสง จะถูกนำมาต่อแบบแบ่งศักย์ (voltage devider) และเชื่อมต่อเข้ากับภาครับสัญญาณศักย์ของสมองกลฝังตัว เพื่อแปลงเป็นสัญญาณเชิงเลข (ดิจิตอล, digital) ต่อไป วงจรแบ่งศักย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ สามารถเขียนได้เป็นวงจรดังรูป 2.3

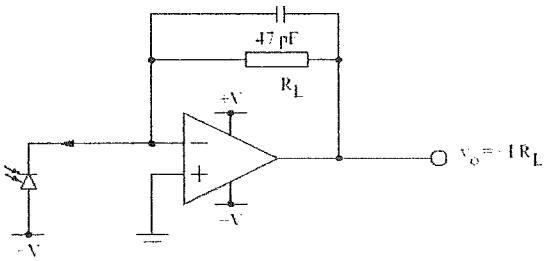


รูป 2.3 วงจรวัดโดยอาศัยตัวต้านทานไวแสง

เมื่อจ่ายศักย์ให้กับวงจรตรวจวัดด้าน Vcc เท่ากับ +5V ตัวต้านทานไวแสงขณะมืด จะมีความต้านทาน 10kΩ จะให้ค่าศักย์ ประมาณ V = 5 x 1 / 11 หรือ 0.45V ในขณะที่ตัวต้านทานไวแสงเมื่อได้รับแสงเต็มที่จะมีความต้านทานประมาณ 100Ω จะให้ค่าศักย์ประมาณ V = 5 x 1 / 1.1 หรือ 4.54 V

2.5.2 ตัวตรวจวัดแบบไดโอดไวแสง

สัญญาณที่อ่านได้จากไดโอดไวแสง จะเป็นสัญญาณกระแสไฟฟ้า ซึ่งมีค่าน้อยมาก จำเป็นต้องใช้วงจรขยายดังรูป 2.4 โดยการขยายสัญญาณแบบไม่ผันกลับกระแส (non-inverting amplifier) เนื่องจากแสงที่มาตกกระทบไดโอดไวแสงนั้น ไหลไปทางเดียวเท่านั้น วงจรขยายจะทำการแปลงค่ากระแสไฟฟ้าจากไดโอดเปล่งแสง เป็นศักย์ไฟฟ้าตามกำลังขยายที่กำหนดโดย R_L เมื่อนำจุด V_o ต่อเข้ากับภาครับสัญญาณศักย์ของสมองกลฝังตัว เพื่อแปลงเป็นสัญญาณเชิงเลข สมองกลจะคำนวณและแปลงเป็นค่าการดูดกลืนแสงอย่างรวดเร็ว แล้วนำไปเทียบกับตาราง look-up เพื่อนำมาแสดงผลเป็นค่าของระดับออกซิเจนในเลือด



รูป 2.4 วงจรขยายตัวตรวจวัดแบบไดโอดไวแสง

2.6 วงจรขับแหล่งกำเนิด

แหล่งกำเนิดแสงของเครื่องวัดระดับออกซิเจนในงานวิจัยนี้ ใช้ไดโอดเปล่งแสงสีแดง ซึ่งสามารถกำเนิดความยาวคลื่นแสงสีแดง และอินฟราเรดได้ ดังนั้นงานวิจัยนี้จะใช้วิธีกำเนิดคลื่นแสงสีแดงและคลื่นแสงอินฟราเรดสลับกัน และวัดค่าการดูดกลืนแสงสลับกันเพื่อนำไปเข้าในหุ่นจำลองคณิตศาสตร์ตามสมการ (2.10) เมื่อนำอัตราส่วนของความเข้มของแสง (ในรูปของศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จากตัวตรวจวัด) ไปเทียบกับตาราง look-up table (ในกราฟของรูป 2.2) จะได้ร้อยละของออกซิเจนที่อิ่มตัวในระดับเลือดเพื่อแสดงผล หรือส่งผ่านโมดูลไร้สาย เพื่อนำข้อมูลไปแสดงผลในคอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์มือถือต่อไป

2.7 ผังการทำงานและอัลกอริทึม

2.7.1 การทำงานของสมองกลและตัวตรวจวัด เริ่มเป็นกระบวนการดังนี้

(1) สมองกลกำเนิดแสงสีแดงและบันทึกค่าความเข้มสูงสุดไว้ในหน่วยความจำ L1

(2) สมองกลกำเนิดแสงอินฟราเรด และบันทึกค่าความเข้มสูงสุดไว้ในหน่วยความจำ L2

(3) สมองกลแสดงรูปที่หนีบนิ้ว เพื่อให้ผู้ใช้นำนิ้วเข้าไปสวม และตรวจสอบตลอดเวลาว่าผู้ใช้สวมนิ้วเข้าไปหรือยัง โดยดูจากอัตราส่วนของแสง

(4) ผู้ใช้สวมนิ้วเรียบร้อยแล้ว สมองกลจะเริ่มการทำงาน โดยกำเนิดแสงสีแดงและวัดค่าความเข้มของแสงเก็บไว้ในหน่วยความจำ I1[0] จากนั้น ปิดแหล่งกำเนิดแสงสีแดงแล้วกำเนิดแสงอินฟราเรดและวัดความเข้มของแสงเก็บไว้ในหน่วยความจำ A2[0] สลับกันไปทีละ 50 มิลลิวินาที จนครบ 5 วินาที จะได้ข้อมูล I1[100 ค่า] และ I2[100ค่า] ในเมตริกซ์ I1 และ I2 นำมาหักล้าง กับ L1 และ L2 แล้วหารด้วย L1

และ L2 อีกครั้ง จะได้ค่าการดูดกลืนแสงของแสงสีแดงและอินฟราเรด เพื่อนำไปพลอตบนจอภาพ

(5) จากข้อมูลทั้ง 100 ค่าของสองเมตริกซ์อาร์เรย์ หาค่าสูงสุดและต่ำสุดในแต่ละอาร์เรย์ จะได้มิติของการบีบตัวของหัวใจสูงสุดและต่ำสุด ในห้าวินาที ทำเป็นจำนวนครั้งต่อนาที โดยนำมาคูณกับ 60 และหารด้วย 5 ได้ค่าการเต้นของหัวใจ (heart rate) มีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที

(6) นำอาร์เรย์ทั้งสองมาหารกัน จะได้ค่าอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงของออกซีฮีโมโกลบินและฮีโมโกลบินธรรมดา นำไปเทียบกับตาราง look-up table ดังนี้

2.7.2 ตัวอย่างรายการคำนวณของสมองกล สมองกลที่ใช้ในเครื่อง SpO_2 มิเตอร์จะมีรายการคำนวณตามขั้นตอนดังนี้

(1) การเริ่มการทำงานโดยการกดปุ่ม "เริ่ม/ตั้งค่า" ซึ่งเชื่อมต่อที่ ขาขัดจังหวะหมายเลข 0 (Interrupt 0) ของสมองกล ปุ่มเริ่มจะถูกดึงศักย์ลงต่ำโดยคร่อมตัวต้านตาน 4.7 กิโลโอห์มไว้กับจุดลงดิน (Gnd) และปุ่มกดจะคร่อมระหว่างขาขัดจังหวะและแหล่งจ่าย (Vcc) ซึ่งมีตัวต้านทานขนาด 2.2 กิโลโอห์มต่ออนุกรมไว้ สมองกลจะรอการขัดจังหวะสัญญาณศักย์ขาขึ้นเพื่อเริ่มการทำงาน และเนื่องจากสมองกลอ่านค่าสัญญาณศักย์เป็นระดับ ตั้งแต่ 0 – 255 ระดับ โดยเทียบจากระดับ 0 เท่ากับศักย์ 0 โวลต์ และระดับ 255 เทียบกับศักย์ +5.00 โวลต์ มีความละเอียด ระดับละ 5/256 โวลต์ หรือ 19.5 มิลลิโวลต์ ดังนั้นเพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณ สมองกลจะเก็บค่าไว้เป็นระดับแล้วค่อยนำมาคำนวณภายหลัง

(2) สมองกลกำเนิดแสงสีแดง แล้ววัดระดับศักย์ สมมติวัดได้ 250 ระดับ เก็บไว้ที่ตัวแปร R0 ชนิด byte ใช้หน่วยความจำ 1 ไบต์ ขณะนี้ R0 = 250 แล้วดับแสงสีแดง

(3) สมองกลกำเนิดแสงอินฟราเรด แล้ววัดระดับศักย์ สมมติวัดได้ 244 ระดับ เก็บไว้ที่ตัวแปร I0 ชนิด byte ใช้หน่วยความจำ 1 ไบต์ ขณะนี้ I0 = 244 แล้วดับแสงอินฟราเรด

(4) สมองกลแสดงภาพการสวมนิ้วแล้วกำเนิดแสงสีแดงตลอดเวลา แล้ววัดค่าระดับศักย์ของแสงสีแดง เก็บไว้ในตัวแปร Rm ชนิด byte สมมติวัดได้ 248 ขณะนี้ Rm = 248

(5) จากนั้น นำ L1 – Rm จะได้ผลต่างของศักย์ ถ้าผลต่างของศักย์ น้อยกว่า 25 แสดงว่าไม่มีการนำนิ้วเข้ามาสวม สมองกลจะแสดงภาพสวมนิ้ว และทำกระบวนการ ง.

ต่อไป และรอเป็นเวลา 20 วินาที หากไม่มีการเปลี่ยนแปลงใด ๆ สมองกลจะเข้าสู่ระบบจำศีล ปิดหน้าจอและไฟส่องหลัง รอจนกว่าจะมีการกดปุ่ม "เริ่ม/ตั้งค่า" ในกระบวนการ ก. แต่หากสมองกลวัด Rm ได้ 210 ซึ่งทำให้ผลต่างระหว่าง L1 และ Rm มากกว่า 25 สมองกลจะเริ่มกระบวนการวัดระดับออกซิเจนซึ่งจะอธิบายในกระบวนการ ฉ.

ตาราง 2.3 look-up table ของอัตราส่วนระหว่าง I1 และ I2

% ออกซิเจน	อัตราส่วน	% ออกซิเจน	อัตราส่วน	% ออกซิเจน	อัตราส่วน	% ออกซิเจน	อัตราส่วน
2	2.37	32	1.98	62	1.54	92	0.64
4	2.35	34	1.95	64	1.51	94	0.62
6	2.33	36	1.92	66	1.49	96	0.58
8	2.31	38	1.89	68	1.43	98	0.54
10	2.29	40	1.86	70	1.40	100	0.50
12	2.27	42	1.83	72	1.35		
14	2.25	44	1.80	74	1.30		
16	2.22	46	1.77	76	1.22		
18	2.19	48	1.74	78	1.10		
20	2.16	50	1.72	80	0.95		
22	2.13	52	1.69	82	0.85		
24	2.10	54	1.66	84	0.80		
26	2.07	56	1.63	86	0.75		
28	2.04	58	1.60	88	0.70		
30	2.01	60	1.57	90	0.68		

* เพื่อให้ไม่สิ้นเปลืองหน่วยความจำ ค่า look-up จะถูกเปลี่ยนให้อยู่ในรูปไบต์ (0-255) เช่น 0.58 ก็เก็บ 58 แทน และ 2.01 ก็เก็บ 201 แทน ซึ่งจะใช้พื้นที่ในการเก็บตารางนี้ไว้ในหน่วยความจำ จำนวน 50 ไบต์ (ที่ความละเอียด ±2%) และใช้หน่วยความจำ 100 ไบต์ (ที่ความละเอียด ±1%)

(6) สมองกลเริ่มกระบวนการวัดระดับออกซิเจนในเลือด โดยสมองกลกำเนิดแสงสีแดง แล้วอ่านค่ามาเก็บไว้ในตัวแปรอาร์เรย์ Rs[ ] ชนิด byte โดยอ่านมาจากช่องสัญญาณอะนาลอคขาเข้า (ที่เชื่อมต่อกับตัวต้านทานไวแสง หรือ ไดโอดไวแสง) ซึ่งเป็น integer แล้วเปลี่ยนเป็น byte แล้วดับแสงสีแดงเป็นเวลา 50 มิลลิวินาที จากนั้น กำเนิดแสงอินฟราเรด แล้วอ่านค่ามาเก็บไว้ในตัวแปรอาร์เรย์

Is[ ] แล้วดับแสงอินฟราเรดเป็นเวลา 50 มิลลิวินาที สลับกันไปจนครบ 100 ครั้ง จะได้ Rs[ ] หนึ่งร้อยค่า และ Is [ ] หนึ่งร้อยค่า ในขณะช่วงเวลาที่อ่าน 50 มิลลิวินาทีนั้น กระบวนการอ่านค่าจะกระทำ 50 ครั้ง ครั้งละ 1 มิลลิวินาที โดยจะนำค่าทั้ง 50 มาหาค่าเฉลี่ยทั้งหมดเพื่อให้เหลือค่าเดียว กระบวนการนี้เรียกว่า การบวกสะสมแล้วหารด้วย 50 ใช้ตัวแปร TempADC ชนิด Single ใช้หน่วยความจำ 8 ไบต์ การบวกสะสมแล้วหารด้วย 50 เสมือนกับทำ ทางเลือกผ่านของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำแบบเชิงเลข (digital low pass filter) คือตัดความถี่ ที่สูงกว่า 50 ครั้งต่อนาทีออกไป กระบวนการบวกสะสม 50 ครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ย จะกินเวลา 50 มิลลิวินาที พอดี (เมื่อใช้สัญญาณนาฬิกา 8 เมกะเฮิร์ทซ์) ทำซ้ำจนครบ 100 รอบ จะได้ค่าทั้งหมด 100 ค่าใน 5 วินาที

(7) หาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ โดยหาจากยอดสัญญาณสูงสุด (peak) ของ Rs[ ] และก้นบึ้งของสัญญาณต่ำสุด (valley) ของ Rs[ ] หากมียอดสัญญาณ 6 ยอด และก้นบึ้งสัญญาณ 5 ครั้ง แสดงว่าหัวใจบีบ 6 ครั้ง และคลาย 5 ครั้ง ใน 5 วินาที คิดเป็นการเต้นของหัวใจ 6 ครั้ง ใน 5 วินาที เมื่อคูณด้วย 12 จะได้อัตราการเต้นของหัวใน 72 ครั้งต่อนาที แต่ถ้าสมมติว่า ในอาร์เรย์ Rs[ ] มี 6 ยอดสัญญาณ และก้นบึ้งสัญญาณมี 6 ครั้ง แสดงว่า หัวใจบีบ 6 ครั้ง และ คลาย 6 ครั้ง กำลังจะบีบครั้งที่ 7 แบบนี้คิดเป็นการเต้นของหัวใน 6.5 ครั้งใน 5 วินาที เมื่อคูณด้วย 12 จะได้อัตราการเต้นของหัวใจ 78 ครั้งต่อนาที เพื่อให้การวัดมีความแม่นยำมากขึ้น จะมีการบวกสะสมและเพิ่มเวลาการวัดเนื่องจากใน 5 วินาที จะมีความละเอียดสูงสุดเพียง 0.5 ครั้ง คิดเป็นความผิดพลาด 0.5 * 12 = 6 ครั้งต่อนาที เฉลี่ย 6 รอบ จะผิดพลาด 1 ครั้งต่อนาที หากขยายเวลาการวัดและบวกสะสมเป็น 10 วินาที จะผิดพลาด 0.5 * 6 = 3 ครั้งต่อนาที เฉลี่ย 3 รอบ คือค่าที่จะผิดพลาดเพียง 1 ครั้งต่อนาที

(8) คำนวณหาร้อยละการอิ่มตัวของออกซิเจน โดยการนำเอาค่า L0 ลบด้วยอาร์เรย์ทั้งหมดของ Rs[ ] ทีละอาร์เรย์ จะได้ค่าการดูดกลืนแสงในช่วง 5 วินาทีของออกซีฮีโมโกลบินเป็นไบต์ จากนั้น นำเอา I0 ลบด้วยอาร์เรย์ทั้งหมดของ Is[ ] ทีละอาร์เรย์ จะได้ค่าการดูดกลืนแสงในช่วง 5 วินาทีของฮีโมโกลบินธรรมดาที่ไม่ได้ลำเลียงออกซิเจน นำเอา Rs[ ] ตั้ง หารด้วย Is[ ] ทีละอาร์เรย์ แล้วบวกสะสม จะได้อัตราส่วนการดูดกลืนแสง (ในกรณีนี้ไม่ต้องคูณด้วย 100 เพราะอาร์เรย์มี 100 ค่าอยู่แล้ว และเป็นการออกแบบอัลกอริทึมสำหรับสมองกลฝังตัวที่มีหน่วยความจำ

น้อย) จากนั้นนำไปเทียบกับตาราง look-up จะได้ร้อยละของระดับออกซิเจนที่อิ่มตัว สมมติว่าบวกสะสมกันแล้ว ได้ 55 นำไปเทียบในตาราง look-up (55 ก็คืออัตราส่วน 0.55) จะเห็นว่าในตาราง 2.3 ไม่มี 0.55 สมองกลจะเทียบบัญญัติไตรยางค์อัตโนมัติ (auto relation) ระหว่าง ค่าที่ใกล้เคียง คือ 98% (0.54) และ 96% (0.58) และจะรายงานผลว่า ร้อยละการอิ่มตัวของระดับออกซิเจน คือ 97.5 เก็บไว้ในตัวแปรชื่อ Spm เป็นแบบ Single ใช้หน่วยความจำ 8 ไบต์

(9) การเตือนเมื่อระดับออกซิเจนลดต่ำ สมองกลจะสามารถตั้งค่าการเตือนระดับออกซิเจนลดต่ำได้ โดยกดที่ปุ่ม "เริ่มตั้งค่า" จนปรากฏข้อความขึ้นว่า "แจ้งการเตือน" แล้วกด ปุ่ม "+" หรือ "—" การเตือนจะถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำถาวร ซึ่งสามารถตั้งค่าได้ตั้งแต่ 75.0 ถึง 100.0 เมื่อกดปุ่ม "+" จนค่าถึง 100.0 แล้ว จะไม่สามารถกดเพิ่มได้อีก และถ้ากดปุ่ม "—" จนค่าน้อยกว่า 75.0 จะไม่สามารถลดลงได้อีก เมื่อระดับออกซิเจนในเลือดที่ตรวจวัดอยู่ลดลงต่ำกว่าที่ตั้งไว้ เครื่องวัดจะเตือนโดยส่งเสียงสัญญาณสองครั้งสลับกันไป หากต้องการยกเลิกการเตือน ให้กดปุ่ม "เริ่ม/ตั้งค่า" จนกระทั่งปรากฏข้อความ "ยกเลิกการเตือน" ตัวแปรการเตือน จะถูกเก็บไว้ในตัวแปร Alarm ซึ่งเป็นแบบ Boolean ใช้หน่วยความจำ 1 บิต และค่าการเตือนของระดับออกซิเจน จะถูกเก็บไว้ในตัวแปร Alarm_Set ซึ่งเป็นแบบ Single ใช้หน่วยความจำ 8 ไบต์

2.8 ระดับแสงแหล่งกำเนิดแบบอัตโนมัติ

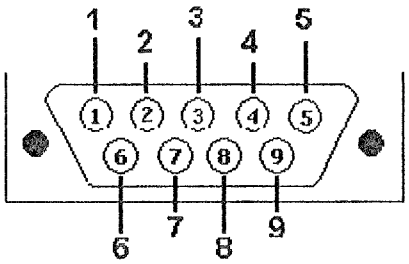
เนื่องจากสมองกลฝังตัวมีความฉลาดมากพอที่จะเรียนรู้ความแตกต่างของระดับแสงในช่วงที่มันเรียนรู้และเข้าใจ เมื่อระดับแสงมีความเข้มมากเกินกว่าที่มันจะสามารถวัดได้ มันจะใช้ขา OC1A และ OC1B กำเนิดกำลังเพื่อขับแหล่งกำเนิดแสงตามระดับที่มันเรียนรู้และเข้าใจได้ โดยขา OC1A และ OC1B นี้จะทำการปรับกำลังแบบช่วงกว้างต่อเนื่อง (Pulse-Width-Modulator, PWM) ทำให้แหล่งกำเนิดสว่างมากพอตามที่สมองกลฝังตัวต้องการ เช่น เด็กอ่อนมีผิวบาง ระดับแสงมีความเข้มมากเกินไป มันจะลดระดับความเข้มโดยให้กำลังที่ลดลง หรือคนอ้วนผิวคล้ำ ผิวหนังมีความหนามาก มันจะปรับกำลังขับให้แหล่งกำเนิดสว่างขึ้น เพื่อให้มันสามารถเข้าใจระดับแสงที่เหมาะสมต่อการวัดได้ โดยระดับแสง จะตั้งไว้เป็นค่า Threshold Value สามารถตั้งค่าได้ตั้งแต่ 100 ถึง 255 ระดับ เก็บไว้ในตัวแปรที่ชื่อ Threshold เป็นแบบ Byte มีค่ามาตรฐานจากห้องปฏิบัติการ คือ 220

2.9 ช่องสื่อสารอนุกรมไม่ต่อเนื่องอเนกประสงค์ (Universal Asynchronous Receiver Transmitter, UART) และการสื่อสารแบบไร้สาย

สมองกลฝังตัวทุกรายการที่ใช้ในงานวิจัยนี้ มีช่องสื่อสารอนุกรมไม่ต่อเนื่องอย่างน้อย 1 ช่อง จึงสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกเช่น เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ หรือเครื่องพิมพ์ ได้ตลอดเวลา ดังนั้น เมื่อดัดแปลงนำเอาช่องสื่อสารอนุกรมไม่ต่อเนื่องดังกล่าว มาเชื่อมต่อกับเครื่องส่งสัญญาณแบบไร้สาย เช่น WiFly® หรือ BlueArt™ ซึ่งเป็นเครื่องเปลี่ยนสัญญาณสื่อสารอนุกรม ให้เป็นแบบไร้สายและบลูทูธตามลำดับ จะสามารถทำให้เครื่องวัดระดับออกซิเจนในเลือด สามารถสื่อสารกับเครื่องคอมพิวเตอร์แบบไร้สายได้ โดยจะแสดงค่าการวัดและกราฟการดูดกลืนแสงและการเต้นของหัวใจได้ด้วย และเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ที่รับสัญญาณจากเครื่องวัดระดับออกซิเจน ยังสามารถเชื่อมต่อเป็นเครือข่ายจำนวนมาก ๆ สำหรับเตียงผู้ป่วยที่ต้องวัดพร้อมกันหลายเตียง โดยมีจุดบริการผู้ป่วยเพียงจุดเดียว และสามารถเชื่อมต่อได้ถึง 250 เครื่องต่อ 1 แม่ข่าย โดยสามารถกำหนดหมายเลขไอพีและเกตเวย์สำหรับแต่ละเครื่องได้ด้วย

2.10 การเชื่อมต่อกับโพรบของเครื่องวัดชนิดอื่น

เครื่องวัดระดับออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดที่ออกแบบและสร้างในงานวิจัยนี้ มีช่องเชื่อมต่อแบบ DB-9 ซึ่งเป็นช่องมาตรฐานสำหรับเชื่อมกับโพรบของเครื่องวัดชนิดอื่นในปัจจุบัน โดยมีลักษณะขาการเชื่อมต่อแสดงในรูป 2.5 และมีรายละเอียดดังแสดงในตาราง 2.4



รูป 2.5 ช่องเชื่อมต่อ DB-9

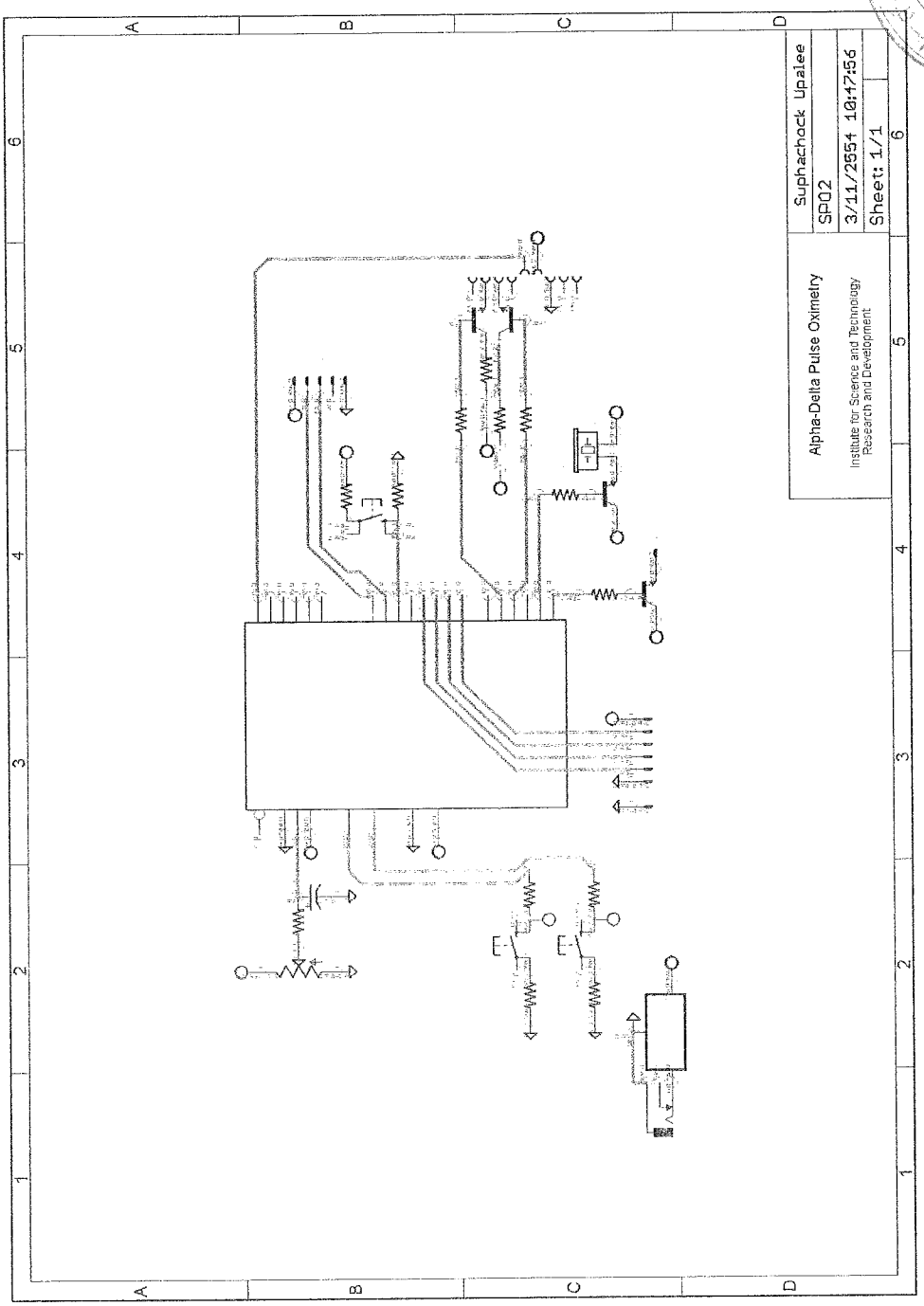
ตาราง 2.4 การเชื่อมต่อของช่อง DB-9

ขาหมายเลข	คำอธิบาย
1	ไม่ใช้งาน
2	เป็นขา Anode ของแหล่งกำเนิดอินฟราเรด (สายสีแดง)
3	เป็นขา Anode ของแหล่งกำเนิดแสงสีแดง (สายสีส้ม)
4	ไม่ใช้งาน
5	ขา Anode ของไดโอดไวแสง (สายสีขาว)
6	ขา Cathode ของไดโอดไวแสง (สายสีเขียว)
7	ตัวถังลงดิน (สายสีเหลือง)
8	ไม่ใช้งาน
9	ไม่ใช้งาน

2.11 ผังวงจรรวมที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในเครื่อง SpO_2 มิเตอร์การทำงานของวงจร

2.11.1 ผังวงจรรวม

ผังวงจรรวมที่ได้พัฒนาขึ้นดังแสดงในรูป 2.6 จะเห็นได้ว่าในเครื่อง SpO_2 มิเตอร์ที่ได้พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้มีผังวงจรรวมเพียงวงจรเดียวที่ทำงานได้อย่างสมบูรณ์แบบในเครื่องเดียวกันไม่จำเป็นต้องอาศัยผังวงจรอื่น ๆ เป็นการประหยัดต้นทุน ทำให้เครื่องมือขนาดเล็กกระทัด สามารถพกพาได้สะดวก



รูป 2.6 ผังวงจรรวม

2.11.2 การทำงานของวงจรรวม (รูป 2.6) ที่ได้พัฒนาขึ้น

การทำงานเริ่มจาก จ่ายไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 7.5 – 12 โวลต์เข้าที่ขา Vin ของ IC2 ซึ่งเป็นหน่วยปรับแรงดันอัตโนมัติ จะให้แรงดันขาออกที่ขา Vout เป็น +5.00 โวลต์เพื่อใช้เป็นแหล่งจ่ายและแรงดันอ้างอิงตรรกะให้กับสมองกล MEGA8-P (แรงเคลื่อนสูงสุดที่เป็นไปได้ของ IC2 คือ +5.00V, 500 mA) จากนั้นสมองกลจะเริ่มการทำงาน โดยหน่วงเวลาเริ่มต้นที่ 64 clock cycle และเริ่มการทำงาน โดยให้ศักย์ต่ำแก่ Q3 เพื่อดับไฟส่องหลังหน้าจอ ให้ศักย์ต่ำแก่ Q1 และ Q2 เพื่อดับแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและอินฟราเรด จากนั้นจึงรอการขัดจังหวะของ S1 ซึ่งขณะนี้ถูกดึงศักย์ลงสู่ Gnd เมื่อใดก็ตามที่ S1 ถูกกด, ศักย์ +5.00V จะแล่นสู่ขา Int0 และสมองกลจะเริ่มการทำงานตามอัลกอริทึม 2.9 ปุ่ม S1 นี้ก็คือปุ่ม "เริ่ม/ตั้งค่า" นั่นเอง สำหรับ R10 ขนาด 1kΩ มีไว้จำกัดกระแสไม่ให้แล่นเข้าสู่ขา Int0 จนมากเกินไป

ส่วน S2 และ S3 เป็นสวิทช์ทำหน้าที่ลดและเพิ่ม พารามิเตอร์ของตัวแปรต่าง ๆ ปุ่มสองปุ่มนี้ ก็คือปุ่ม ปุ่ม "+" และ "—" นั่นเอง หากสังเกตวงจรจะเห็นว่า ปุ่ม S2 และ S3 จะมี R7 และ R8 คอยดึงศักย์ให้เป็น +5.00V อยู่เสมอ นั่นคือ ปุ่มสองปุ่มนี้จะรอการกดเพื่อให้เป็นศักย์ 0 ตรรกะของปุ่มใดปุ่มหนึ่งเปลี่ยนจาก +5.00 เป็น 0 แสดงว่าปุ่มนั้นมีการกด จึงเพิ่มหรือลดพารามิเตอร์ในกระบวนการขณะนั้น และทำงานต่อไปจนกว่าจะมีการเปลี่ยนแปลงขาขัดจังหวะ

สมองกลนี้มีช่องวัดสัญญาณอะนาลอคเพื่อเปลี่ยนเป็นดิจิตอลอยู่ภายในจำนวน 4 ช่อง คือขา ADC0 ถึง ADC3 ในงานวิจัยนี้จะใช้เพียงช่องเดียวเพื่ออ่านค่าศักย์ไฟฟ้าจากตัวต้านทานไวแสงและไดโอดไวแสง ที่ใช้คือช่อง ADC0 ซึ่งจะวัดความแตกต่างของระดับสัญญาณได้ 1024 ระดับ ซึ่งละเอียดมากพอที่จะบอกความแตกต่างของค่าการดูดกลืนแสงของออกซีฮีโมโกลบินในเลือดได้ ส่วนตัวต้านทานปรับค่าได้ VR1 จะใช้ในการปรับเทียบการอ่านค่าสัญญาณอะนาลอคเพื่อให้มีความแม่นยำและถูกต้อง เมื่อทำการปรับเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน VR1 นี้จะเป็นแหล่งจ่ายอ้างอิงสำหรับการวัดสัญญาณอะนาลอคขาเข้าทั้ง 4 ช่อง จะเห็นว่าที่ช่อง ADC0 จะไม่มีวงจร R-C low pass filter เนื่องจากไม่จำเป็น เพราะสมองกลฝังตัวสามารถใช้การบวกสะสมแล้วหารด้วยเวลา ซึ่งเป็น digital low pass filter อยู่แล้ว หากสังเกตจะเห็นว่า ที่ VR1 มี R1 ขนาด 2.2kΩ และ C1 ขนาด 1μF คร่อมอยู่กับ Gnd เนื่องจากต้องการกรองค่าความถี่ให้เรียบนิ่งจริง ๆ เพื่อใช้เป็นระดับอ้างอิงที่เชื่อถือได้ และมีกระแสไม่มากนัก (5.00/2,200 = 2.27 mA) จะเห็นว่า จากการออกแบบวงจรสำหรับไดโอดไวแสงนี้ ไม่มีวงจรรวมภาคขยายเลย เนื่องจากไดโอดไวแสงประพฤติตัวเป็นเหมือนตัวแบ่งแรงดันตามความเข้ม

ของแสงไปด้วย ดังนั้นเพียงจ่ายกระแสให้แก่ไดโอดไวแสง แล้วรออ่านค่ากลับก็จะได้ศักย์ที่แปรผันกับค่าการดูดกลืนแสงได้เหมือนกันโดยไม่จำเป็นต้องใช้ภาคขยายเลย

Q1, Q2 และ Q3 เป็นทรานซิสเตอร์ที่ใช้ขับ LED สีแดง, LED อินฟราเรด และ LED ไฟส่องหลังหน้าจอ LCD แบบกราฟฟิค ตามลำดับ ซึ่งจำกัดกระแสอยู่ที่ 27 mA โดย R2 และ R4 เนื่องจาก LED ทั้งหมดเป็นแบบ SMD (Surface Mounted Device) จึงใช้กำลังน้อยมาก (ประมาณ 50 mW) ส่วน R5, R6 และ R9 เป็นตัวต้านทานสำหรับจำกัดกระแสที่จะไปขับ Q1, Q2 และ Q3 ซึ่งเป็นสัญญาณตรรกะ ส่งมาจาก PB1, PB2 และ PB5 (ช่องสัญญาณ B ของสมองกล) ส่วน Q4 เป็นทรานซิสเตอร์ที่ใช้ขับเพียซโซ SG1 เพื่อเตือนเมื่อระดับออกซิเจนต่ำกว่าที่กำหนดไว้

สำหรับช่อง UART ของสมองกล (ขา TXD และ RXD) จะเชื่อมต่อกับรูสายแพ 5 เส้น C-GRID-05 เพื่อให้ Wireless Port สามารถเสียบลงไปได้พอดี สำหรับ Wireless Adaptor ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ใช้โมดูลยี่ห้อ WiFly® ซึ่งสามารถเปลี่ยน UART ของสมองกล ไปเป็นสัญญาณ Wifi IEEE 802.11 b/g ได้ทันที และสำหรับโมดูล BlueArt™ จะสามารถใช้ช่องเสียบเดียวกันกับ C-GRID-05 นี้ และใช้รหัสผ่านเป็น "0000" อุปกรณ์มือถือจะมองเห็นเครื่องวัดระดับออกซิเจนเป็น "u-Oximet-Serial" (WiFly® และ BlueArt™ เป็นอุปกรณ์เสริม ไม่สามารถใช้งานได้พร้อมกัน)

ในงานวิจัยนี้ ใช้จอผลึกเหลวแบบสีขนาด 320x240 จุดภาพ ซึ่งชิพเซตที่ใช้ขับเป็นชิพเซตของบริษัท EPSON รุ่น pcf8833 ซึ่งใช้สัญญาณเพียง 4 เส้น อันได้แก่ Cs (Chip Select), Rs (Reset), Sda (Serial Data) และ Scl (Serial Clock) ซึ่งจะเชื่อมต่อที่ช่องเสียบสายแพขนาด 8 เส้น C-Grid-08 โดยขาที่เพิ่มเข้ามาได้แก่ LCD-1 เป็นขาไฟเลี้ยงของ LCD ขา LCD-7 เป็นขา Anode ของไฟส่องหลัง และอีก 2 ขาเป็น Gnd

อัลกอริทึมทั้งหมด ได้ทำการลดทอนให้จำกัดอยู่เพียงตัวแปรอาร์เรย์ที่เป็น byte ซึ่งจะใช้ในการพลอตกราฟ 200 ไบต์ ตัวแปรที่ใช้แสดงผล SpO_2 และ การตั้งค่าระดับการเตือนอย่างละ 8 ไบต์ (Spm และ Alarm_Set) ตัวแปรที่ใช้ในการบวกสะสม 8 ไบต์ (TempADC) ตัวแปรที่ใช้ตั้งค่า Threshold 1 ไบต์ และตัวแปรที่กำหนดการเตือน (Alarm) 1 บิต สำหรับค่าเริ่มต้นของตัวแปรแสงเริ่มแรก R0 และ I0 อย่างละ 1 ไบต์ รวมทั้งสิ้น ใช้ส่วนพักข้อมูล เพียง 219 ไบต์ 1 บิต ซึ่งไม่เกินกว่าที่มีอยู่ (1กิโลไบต์ = 1024 ไบต์) ซึ่งเป็นอัลกอริทึมที่ไม่ซับซ้อน และเหมาะสำหรับสมองกลราคาถูกที่มีหน่วยความจำไม่มากนัก สำหรับอัลกอริทึมที่ใช้ในการโปรแกรมลงไปบนหน่วยความจำของสมองกล ไม่ควรมีขนาดเกิน 8 กิโลไบต์ เพราะสมองกลรุ่น MEGA8-P มีความจุเพียงเท่านั้น