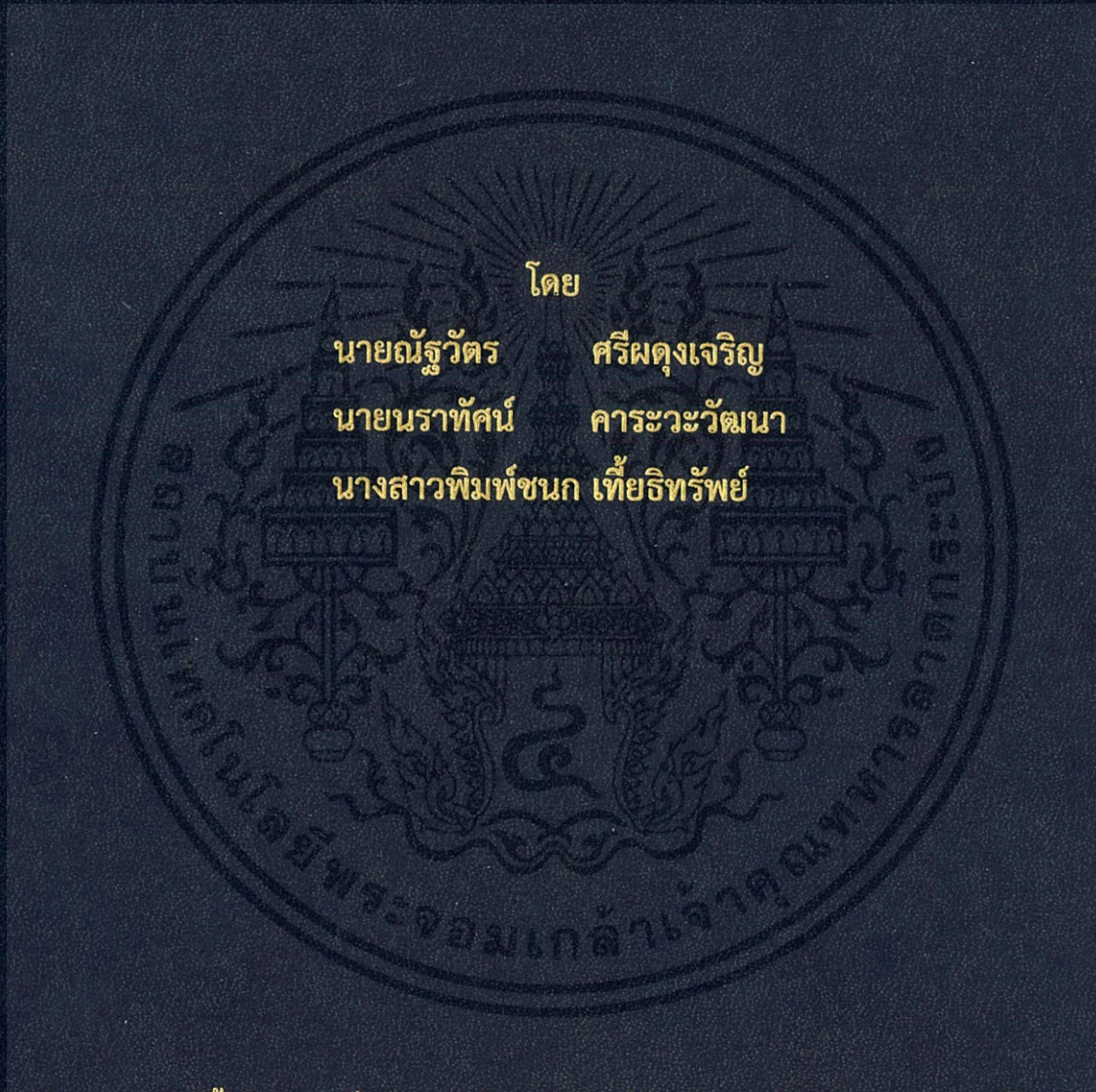


ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ  
AUTOMATIC MONITORING SYSTEM OF PATIENT SYMPTOMS



โดย

นายณัฐวัตร ศรีผดุงเจริญ  
นายนราทัศน์ คาระวะวัฒนา  
นางสาวพิมพ์ชนก เที้ยรทรัพย์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2561

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ  
AUTOMATIC MONITORING SYSTEM OF PATIENT SYMPTOMS

โดย

นายณัฐวัตร	ศรีผดุงเจริญ	58010431
นายนราทัศน์	คาระวะวัฒนา	58010645
นางสาวพิมพ์ชนก	เทียธิทรัพย์	58010894

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์

ผศ.ดร.นภัทร สระเอี่ยม

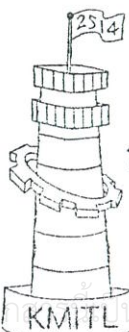
ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2561

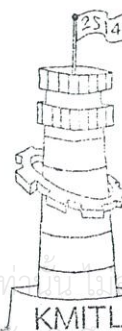


ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

อาจารย์ที่ปรึกษา

23/5/62

วิศวกรรมโทรคมนาคม  
Telecommunications Engineering



ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน

23/5/62

วิศวกรรมโทรคมนาคม  
Telecommunications Engineering

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2561

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ

AUTOMATIC MONITORING SYSTEM OF PATIENT SYMPTOMS

ผู้จัดทำ

1. นายณัฐวัตร ศรีผดุงเจริญ 58010431
2. นายนราทัศน์ คาระวะวัฒนา 58010645
3. นางสาวพิมพ์ชนก เที้ยธิทรัพย์ 58010894



อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผศ.ดร.ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์)



อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

(ผศ.ดร.นภัทร สระเอี่ยม)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้จากการสนับสนุน และการแนะนำ ทั้งแง่คิดการทำงาน และการแก้ไขปัญหาจาก ผศ.ดร.ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์ และ ผศ.ดร.นภัทร สระเอี่ยม อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ และ ดร.สมปอง วิเศษพานิชกิจ อาจารย์ประจำห้องโครงการ ซึ่งอาจารย์ทั้งสามท่านได้กำกับดูแลพร้อมทั้งติดตามผลการดำเนินงาน ด้วยความเอาใจใส่ตลอดการดำเนินการจัดทำปริญญาานิพนธ์เล่มนี้ อีกทั้งเมตตาให้ใช้อุปกรณ์และห้องปฏิบัติงานในการทำปริญญาานิพนธ์

ขอขอบพระคุณผู้ที่มีส่วนเกี่ยวข้องในการสนับสนุนและช่วยเหลือโดยเฉพาะอย่างยิ่ง อาจารย์ เพื่อนและรุ่นพี่ภายในภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ให้คำแนะนำและการช่วยเหลือต่าง ๆ ในการแก้ไขปัญหา ให้ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้

คณะผู้จัดทำมีความมุ่งหวังว่าปริญญาานิพนธ์เล่มนี้จะก่อให้เกิดประโยชน์ แก่ผู้ที่มีความสนใจและเป็นแนวทางในการค้นคว้าสำหรับผู้ที่ต้องการพัฒนางานที่เกี่ยวข้องกับปริญญาานิพนธ์นี้ หากเนื้อหาบางส่วนมีข้อผิดพลาดประการใด คณะผู้จัดทำขออภัยมา ณ ที่นี้ด้วย

นายณัฐวัตร ศรีผดุงเจริญ  
 นายนราทัศน์ ภาวะวะวัฒนา  
 นางสาวพิมพ์ชนก เที้ยธิทรัพย์  
 ผู้จัดทำ

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ

AUTOMATIC MONITORING SYSTEM OF PATIENT SYMPTOMS

โดย นายณัฐวัตร ศรีผดุงเจริญ 58010431

นายนราทัศน์ คาระวะวัฒนา 58010645

นางสาวพิมพ์ชนก เที้ยอิทธิพรย์ 58010894

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์  
ผศ.ดร.นภัทร สระเอี่ยม

#### บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นการออกแบบและสร้างระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ ที่สามารถช่วยให้แพทย์หรือพยาบาลที่ดูแลผู้ป่วย วิเคราะห์และติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น โดยจะทำการตรวจวัดอาการของผู้ป่วยอัตโนมัติ ซึ่งจะทำการประมวลผลข้อมูลค่าที่วัดได้ และส่งข้อมูลผ่านโครงข่ายไร้สาย ไปยังเซิร์ฟเวอร์เพื่อทำการเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูลก่อนจะทำการแสดงผลบนเว็บแอปพลิเคชัน แสดงรายละเอียดข้อมูลผู้ป่วยแต่ละเตียงเบื้องต้น และสัญญาณชีพที่จำเป็นต่อการวิเคราะห์และติดตามอาการผู้ป่วย

#### ABSTRACT

Automatic monitoring system of patient symptom project is designed and built for to help doctors and nurses. Analyze and track the patient's initial symptoms by measuring a patient's vital signs constantly, which microcontroller will measure values that are detected from sensors and transmit data overthought the wireless network to the server to complete the database before display on Web applications.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Web applications will display information for each patient beds and initial vital signs that are necessary to analyze and track the patient's symptoms.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	X
<b>บทที่ 1</b>	
<b>บทนำ</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
<b>บทที่ 2</b>	
<b>ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง</b>	<b>3</b>
2.1 สัญญาณชีพ (VITAL SIGNS)	4
2.2 เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้อง	12
2.3 การติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์	24
2.4 ภาษาคอมพิวเตอร์ของระบบ	28
2.5 ทฤษฎีทางสถิติที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบอุปกรณ์	31
2.6 การสอบเทียบเครื่องมือแพทย์ในโรงพยาบาล	35
2.7 รหัสคิวอาร์ (QR CODE)	37
<b>บทที่ 3</b>	
<b>การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์</b>	<b>39</b>
3.1 การออกแบบ	39
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	60
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	65

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการทดลอง	66
4.1 ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย	66
4.2 ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	74
4.3 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดความดันเลือด	78
4.4 ผลการทดลองออกแบบสถานะแบตเตอรี่	83
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	86
5.1 สรุปผล	86
5.2 ข้อเสนอแนะ	87
บรรณานุกรม	88

## สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	บล็อกไดอะแกรมการทำงานโดยรวมของระบบ	2
2.1	รายละเอียดการทำงานโดยรวมของระบบ	3
2.2	อุณหภูมิปกติแต่ละตำแหน่งหากวัดที่ผิวหนัง	5
2.3	Heart Rate Zone	7
2.4	ลักษณะของการยกระดับทรวงอกขณะหายใจเข้าออก	7
2.5	วิธีการตรวจวัดความดันแบบ Korotkoff sound	10
2.6	โมดูล ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini	12
2.7	ตำแหน่งขา ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini	13
2.8	Arduino Pro Mini	15
2.9	ตำแหน่งขา Arduino Pro Mini	15
2.10	เซนเซอร์ LM 35	17
2.11	ตำแหน่งขาของ LM 35	17
2.12	โมดูล MAX 30205	18
2.13	ตำแหน่งขาของ MAX 30205	19
2.14	โมดูล MAX 30100	20
2.15	การดูดกลืนแสงของเม็ดเลือด	21
2.16	ลักษณะวิธีการทำงานของ Pulse Oximeter	21
2.17	ตำแหน่งขาของ MAX 30100	22
2.18	รูปแบบของ USB Port	23
2.19	Micro USB Type B Port	24
2.20	การต่อตัวต้านทานแบบ pull up สำหรับการสื่อสารแบบ I <sup>2</sup> C Bus	26
2.21	ลักษณะการเรียงลำดับบิตควมคุม	26
2.22	ลักษณะของสัญญาณสถานะการทำงานของ I <sup>2</sup> C Bus	27

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
2.23	ลักษณะการเรียงลำดับบิตเมื่อทำการติดต่อสื่อสาร	27
2.24	ตัวอย่างหน้าต่างโปรแกรม Arduino IDE	29
2.25	กราฟแสดงลักษณะชุดข้อมูลที่มีการกระจายแบบปกติ	33
2.26	เปรียบเทียบบาร์โค้ดเมทริกซ์ 1 มิติและ 2 มิติ	37
2.27	ตัวอย่างการเก็บข้อมูลในรหัสคิวอาร์ที่สามารถเก็บข้อมูลชนิดข้อความ	37
2.28	ส่วนประกอบของรหัสคิวอาร์	37
3.1	การทำงานโดยรวมของระบบ	39
3.2	วงจรการทดลองการตรวจวัดอุณหภูมิของ LM 35	41
3.3	วงจรการทดลองการตรวจวัดอุณหภูมิของ MAX 30205	41
3.4	แผนภาพการทำงานของส่วนตรวจวัดอุณหภูมิ	42
3.5	วงจรการทดลองของตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	43
3.6	แผนภาพการทำงานของส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	43
3.7	วงจรการทดลองของการศึกษาส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด	44
3.8	แผนภาพการทำงานของส่วนตรวจวัดความดันเลือด	45
3.9	วงจรรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย	46
3.10	แผนผังการทำงานรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย	47
3.11	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านหน้า	48
3.12	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านข้าง	48
3.13	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านบน	48
3.14	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก 3D	48
3.15	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ ด้านหน้า	49
3.16	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ ด้านข้าง	49
3.17	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ ด้านบน	49

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.18	ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ3D	49
3.19	ภาพจำลองภายในอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก	50
3.20	การออกแบบหน้าล็อกอินเพื่อเข้าสู่ระบบ	51
3.21	การออกแบบหน้าหลักของระบบ	52
3.22	สถานะของอุปกรณ์ เมื่อกำลังใช้งานและไม่ได้ใช้งาน	53
3.23	ตารางฐานข้อมูลเมื่อเลือกผู้ใช้งานกับอุปกรณ์	53
3.24	แถบเลือกช่วงเวลาประวัติย้อนหลัง	54
3.25	กราฟแสดงค่าประวัติอุณหภูมิร่างกายในแต่ละเวลา	55
3.26	กราฟแสดงค่าประวัติอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละเวลา	55
3.27	กราฟแสดงค่าประวัติความดันเลือดในแต่ละเวลา	55
3.28	กราฟแสดงค่าประวัติ SpO2 ในแต่ละเวลา	55
3.29	รูปแสดงฐานข้อมูลผู้ป่วยแต่ละ User ที่ใช้อุปกรณ์	56
3.30	หน้าหลักของระบบเมื่อมีการแจ้งเตือนอาการผิดปกติ	56
3.31	หน้าต่างเพื่อกรอกและแก้ไขประวัติผู้ป่วย	57
3.32	แผนภาพขั้นตอนการยืนยันตัวตนเพื่อเข้าสู่ระบบ	58
3.33	แผนภาพขั้นตอนการทำงานในหน้าหลักของระบบส่วนแสดงผล	59
3.34	ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini	60
3.35	Arduino Pro Mini	60
3.36	เซนเซอร์ LM 35	61
3.37	โมดูล MAX 30205	61
3.38	โมดูล MAX 30100	62
3.39	โมดูลชาร์จแบตเตอรี่ TP 4056	62
3.40	แบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์	63
3.41	อุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30	63
3.42	Omron รุ่น mc-245	64

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.43	Omron รุ่น HEM-7322	64
4.1	กราฟผลการทดลองวัดอุณหภูมิของ LM35 กับ Omron mc-245 บริเวณรักแร้	68
4.2	การทดลองเปรียบเทียบ LM 35 กับ Omron mc-245	68
4.3	กราฟผลการทดลองวัดอุณหภูมิ MAX 30205 กับเทียบ Omron mc-245 บริเวณรักแร้	70
4.4	การทดลองเปรียบเทียบ MAX 30205 กับ Omron mc-245	70
4.5	การทดลองคาไลเบรทเซนเซอร์ MAX 30205	71
4.6	กราฟผลการทดลองการคาไลเบรท MAX 30205	73
4.7	การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	74
4.8	กราฟผลการทดลองตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ บริเวณปลายนิ้ว MAX 30100 เทียบกับอุปกรณ์ Omron HEM-7322	77
4.9	ผลการอ่านค่าความดันเลือด 120/77 mmHg	78
4.10	ผลการอ่านค่าความดันเลือด 135/72 mmHg	78
4.11	การทดลอง SANITAS SBM 30 วัดความดันเลือด	79
4.12	ผลการทดลองเปรียบเทียบความดันเลือดส่วน Systolic	81
4.13	ผลการทดลองเปรียบเทียบความดันเลือดส่วน Diastolic	81
4.14	ผลการทดลองวัดค่าความต่างศักย์ของแบตเตอรี่	83
4.15	กราฟแสดงความสัมพันธ์ของร้อยละแรงดันไฟฟ้าคงเหลือของแบตเตอรี่	84

## สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ค่าอัตราการหายใจปกติขณะนั่งพักเฉลี่ยตามอายุ	9
2.2	เกณฑ์ของความดันเลือดในแต่ละช่วงอายุ	11
2.3	ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini	14
2.4	ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ Arduino Pro Mini	16
2.5	ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ MAX 30205	19
2.6	ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ MAX 30100	22
2.7	ตารางสรุปการเปรียบเทียบมาตรฐาน Wi-Fi	25
4.1	ตารางผลการวัดอุณหภูมิจากเซนเซอร์ LM 35	67
4.2	ตารางผลการศึกษาเซนเซอร์ MAX 30205	69
4.3	ตารางผลการทดลองคาไลเบรเซนเซอร์ MAX 30205	72
4.4	ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณข้อมือ	75
4.5	ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณปลายนิ้วมือ	76
4.6	ตารางผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับอุปกรณ์มาตรฐาน	80
4.7	ตารางความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าที่คงเหลือในแบตเตอรี่ต่อการใช้งาน	85

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

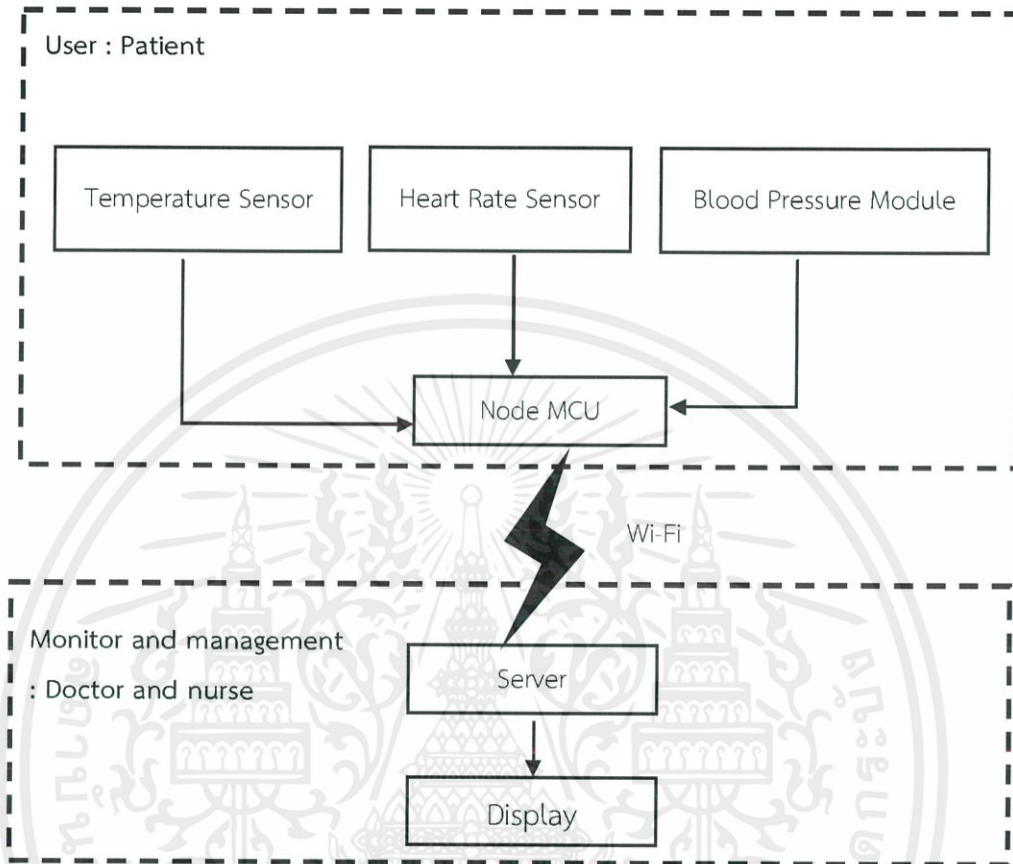
ปัจจุบันปัญหาทางการแพทย์และสาธารณสุข เป็นปัญหาที่สำคัญอย่างหนึ่ง ทั้งทางด้านบุคลากร และอุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์ ที่ขาดความทันสมัย ไม่เพียงพอต่อจำนวนผู้ป่วยที่เพิ่มมากขึ้นในแต่ละปี โดยเฉพาะในโรงพยาบาลภาครัฐในพื้นที่ต่างจังหวัด แม้ว่าเทคโนโลยีในปัจจุบันจะเข้ามามีส่วนร่วมช่วยเหลือแพทย์พยาบาล ในการรักษา ตรวจและวิเคราะห์อาการของผู้ป่วย ได้อย่างแม่นยำและสะดวกรวดเร็วยิ่งขึ้น แต่เนื่องจากราคาที่สูงเป็นเหตุผลของข้อจำกัดของงบประมาณภายในโรงพยาบาลของภาครัฐ โดยเฉพาะพื้นที่ต่างจังหวัด ที่ทำให้ยังคงขาดแคลนอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ทันสมัย และขาดแคลนบุคลากรแพทย์ พยาบาลที่จะเข้ามาทำการดูแลรักษาผู้ป่วย

จากปัญหาที่กล่าวมาข้างต้น และพบว่าเทคโนโลยีในปัจจุบัน ที่สามารถใช้ในการตรวจวัดค่าพื้นฐานของสัญญาณชีพ (Vital sign) ได้นั้นสามารถจัดทำได้ในราคาถูก ประกอบกับการใช้งานอินเทอร์เน็ตที่นิยมใช้ติดต่อสื่อสารในปัจจุบัน ซึ่งทำให้ง่ายและสะดวกในการติดต่อสื่อสารระยะไกล ผู้จัดทำจึงมีความคิดในการออกแบบระบบตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ โดยจะทำการตรวจวัดอาการเบื้องต้นของผู้ป่วยอย่างอัตโนมัติอยู่ตลอดเวลา และแสดงค่าต่าง ๆ ของคนไข้แต่ละเตียงที่วัดได้บนหน้าเว็บแอปพลิเคชัน เพื่อช่วยแก้ปัญหาการขาดแคลนของบุคลากรทางการแพทย์ต่อจำนวนผู้ป่วย ซึ่งระบบดังกล่าวจะเพิ่มความสะดวกให้แพทย์และพยาบาล ในการตรวจวัดสัญญาณชีพ และติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น

### 1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อสร้างระบบที่สะดวกต่อแพทย์และพยาบาล สำหรับการวิเคราะห์และติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น
- 2) เพื่อศึกษาการทำงานของเซนเซอร์และการนำมาใช้งานที่เหมาะสมต่อการติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น
- 3) เพื่อศึกษาการทำงานของ NodeMCU
- 4) เพื่อศึกษาการทำงานของส่วน server ที่สามารถเชื่อมต่อกับฐานข้อมูล

### 1.3 ขอบเขตของปฏิญานิพนธ์



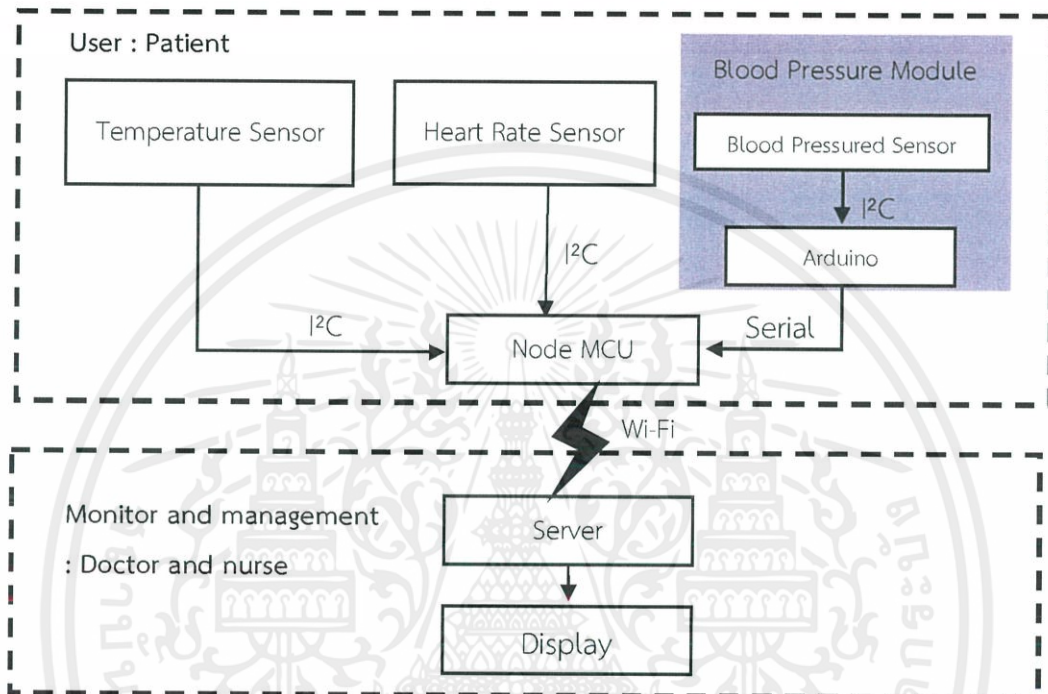
รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานโดยรวมของระบบ

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ มีหลักการทำงานดังรูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ ซึ่งมีขอบเขตของโครงการดังนี้

- 1) ระบบสามารถตรวจวัดอาการผู้ป่วยได้จากค่าสัญญาณชีพ ซึ่งได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ อุณหภูมิร่างกาย และความดันเลือด
- 2) ระบบสามารถแสดงผลค่าที่ตรวจวัดได้ของผู้ป่วยแต่ละเตียงแบบทันที บนหน้าเว็บแอปพลิเคชัน
- 3) ระบบสามารถทำงานโดยใช้การเชื่อมต่อกับฐานข้อมูลผ่านทางเทคโนโลยี Wi-Fi

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง



รูปที่ 2.1 รายละเอียดการทำงานโดยรวมของระบบ

ปริญญานิพนธ์เรื่อง ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ การทำงานเป็นดังรูปที่ 2.1 อุปกรณ์จากผู้ป่วยจะทำการส่งข้อมูล ขึ้น server ผ่านระบบเครือข่าย Wi-Fi จากผู้ป่วยแต่ละเตียง แสดงข้อมูลแบบทันทีบนหน้าเว็บแอปพลิเคชัน ผู้จัดทำได้ทำการศึกษาค้นคว้าข้อมูลที่เกี่ยวข้องเพื่อออกแบบระบบ โดยมีรายละเอียดการศึกษาดังนี้

- 2.1 สัญญาณชีพ (Vital Signs)
- 2.2 เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้อง
- 2.3 การติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์
- 2.4 ภาษาคอมพิวเตอร์ของระบบ
- 2.5 ทฤษฎีทางสถิติที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบอุปกรณ์
- 2.6 การสอบเทียบเครื่องมือแพทย์ในโรงพยาบาล
- 2.7 รหัสคิวอาร์ (QR Code)

## 2.1 สัญญาณชีพ (Vital Signs)

สัญญาณชีพ คือ สัญญาณที่บ่งบอกสภาวะของร่างกาย ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ และความดันเลือด โดยตรวจสอบและวิเคราะห์ผลการตรวจสอบโดยแพทย์หรือพยาบาลเพื่อนำไปวินิจฉัยโรคอื่น ๆ ต่อไป

การตรวจวัดสัญญาณชีพ เป็นขั้นตอนปฏิบัติพื้นฐานตั้งแต่แรกในการรับผู้ป่วยเข้ามา รับการรักษาในโรงพยาบาล ตามระเบียบการปฏิบัติของโรงพยาบาลและแผนการรักษาของแพทย์ ที่จำเป็นต้องติดตามตรวจวัดสัญญาณชีพของผู้ป่วย ทั้งในกรณีก่อนและหลังผ่าตัด ระหว่างการรักษา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีเป็นผู้ป่วยอาการหนัก ที่จำเป็นต้องติดตามอาการผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด

ค่าสัญญาณชีพ ที่บ่งบอกการมีชีวิตหรือสภาวะของร่างกายสามารถบอกได้จากการอ่านค่าจาก 4 ค่า ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ และความดันเลือด ซึ่งในแต่ละค่าของสัญญาณชีพมีรายละเอียดและวิธีการตรวจวัดค่าแตกต่างกัน โดยมีรายละเอียดดังนี้

### 2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย (Body Temperature)

อุณหภูมิร่างกาย เป็นสัญญาณชีพสัญญาณหนึ่งที่สามารถบ่งบอกถึงสภาวะของร่างกายที่ทำปฏิกิริยาตอบสนองต่อสิ่งผิดปกติภายในร่างกาย เมื่ออุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติหรืออุณหภูมิสูงกว่าปกติ เรียกอากการนี้ว่าเป็น “ไข้” ซึ่งมักเกิดจากสาเหตุจากการติดเชื้อและผลข้างเคียงจากการใช้ยาบางชนิด

ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายที่จำเป็นต้องนำมาพิจารณาในการควบคุม เพื่อการวิเคราะห์อาการผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง ประกอบไปด้วย 3 ปัจจัย ได้แก่

1) ตำแหน่งการตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย : ตำแหน่งการตรวจวัดอุณหภูมิ เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิ และบางตำแหน่งจำเป็นต้องใช้ความเชี่ยวชาญในการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิ โดยตำแหน่งในการตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

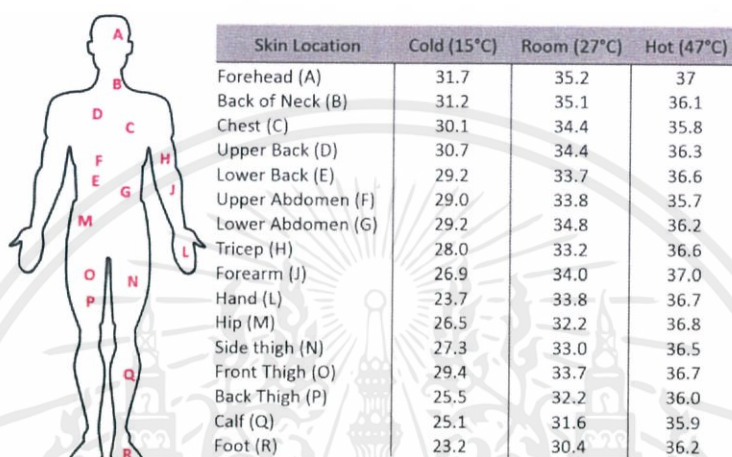
ทางช่องปาก คือ การตรวจวัดอุณหภูมิโดยทำการวางอุปกรณ์ไว้ใต้ลิ้น อุณหภูมิปกติอยู่ในช่วง 35.5 - 37.5 องศาเซลเซียส

ทางรักแร้ คือ การตรวจวัดอุณหภูมิโดยหนีบอุปกรณ์ไว้ที่รักแร้ อุณหภูมิปกติอยู่ในช่วง 34.7 - 37.3 องศาเซลเซียส

ทางทวารหนัก คือ การวัดอุณหภูมิโดยการสอดอุปกรณ์เข้าไปทางทวารหนัก อุณหภูมิปกติอยู่ในช่วง 36.6 - 38.0 องศาเซลเซียส

ทางหู คือ การวัดอุณหภูมิโดยการสอดอุปกรณ์ตรวจวัดเข้าไปที่ช่องหู อุณหภูมิปกติอยู่ในช่วง 35.8 - 38.0 องศาเซลเซียส

ทางผิวหนัง คือ การวัดอุณหภูมิทางผิวหนัง อุณหภูมิปกติที่ผิวหนัง สามารถสรุปได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 อุณหภูมิปกติแต่ละตำแหน่งหากวัดที่ผิวหนัง

2) อุณหภูมิของสภาพแวดล้อมภายนอก : โดยปกติแล้วร่างกายมนุษย์จะสามารถรักษาอุณหภูมิภายในร่างกายให้คงที่ได้ แม้ว่าอุณหภูมิสภาพแวดล้อมจะเป็นเช่นไรก็ตาม แต่อย่างไรก็ตามการใช้อุปกรณ์วัดและวิธีการวัดอุณหภูมิร่างกาย จะได้รับผลกระทบจากอุณหภูมิจากสภาพอากาศภายนอก ดังนั้นการวัดจึงควรใช้อุปกรณ์วัดอุณหภูมิแนบร่างกายผู้ป่วยให้มากที่สุด

3) ช่วงอายุ : ช่วงอายุมีผลต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายไม่มากนัก แต่ในวัยผู้สูงอายุ (อายุมากกว่า 65 ปี) ร่างกายมักมีภาวะอุณหภูมิต่ำกว่ามาตรฐาน เนื่องจากกลไกการปรับตัวได้เสื่อมตามอายุ จึงทำให้การวัดอุณหภูมิร่างกายคลาดเคลื่อน

### 2.1.2 อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate)

อัตราการเต้นของหัวใจ คือ อัตราเร็วในการทำงานของหัวใจที่ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปทั่วร่างกาย มีหน่วยวัดคือ ครั้ง/นาที (Beats per minute : bpm) โดยสามารถนำมาวิเคราะห์ลักษณะการเต้นของหัวใจ ที่เกิดจากการทำกิจกรรมต่าง ๆ ของมนุษย์และที่เกิดจากการทำงานภายในร่างกาย

อัตราการเต้นของหัวใจมีผลต่อการลำเลียงออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) หรือเม็ดเลือด ซึ่งนำมาวิเคราะห์ค่าร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO<sub>2</sub>) ภายในหลอดเลือด ที่มีค่าปกติอยู่ในช่วง 90 - 100% อุปกรณ์ที่ใช้วัดเรียกว่า Pulse Oximeter เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้หลักการดูดกลืนแสง ซึ่งจะอธิบายอย่างละเอียดเกี่ยวกับ Pulse Oximeter ในหัวข้อที่ 2.2.3 เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อวิเคราะห์ค่าได้อย่างถูกต้องเหมาะสมนั้น จำเป็นต้องคำนึงถึงรายละเอียดต่อไปนี้

#### 2.1.2.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

1) กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด : กิจกรรมที่ออกแรงมาก เช่น การออกกำลังกาย จะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่ากิจกรรมที่ออกแรงน้อยหรือการอยู่นิ่ง ๆ

2) ช่วงอายุ : ช่วงอายุมีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจมาก โดยที่อายุยิ่งมากขึ้น อัตราการเต้นของหัวใจจะยิ่งต่ำลง เป็นไปตามการเสื่อมสภาพของร่างกายตามธรรมชาติ

3) สภาพแวดล้อม : สภาพแวดล้อมที่เสียดังจะทำให้มีอัตราการเต้นของหัวใจที่สูงกว่าขณะที่วัดในสภาพแวดล้อมที่เงียบสงบ

#### 2.1.2.2 เกณฑ์ปกติของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อนำมาวิเคราะห์สภาวะของร่างกาย จะทำการวิเคราะห์ตามลักษณะกิจกรรมขณะตรวจวัด โดยสามารถแบ่งเป็นการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในขณะพักและการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในขณะออกกำลังกาย มีเกณฑ์ปกติของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจมีรายละเอียดดังนี้

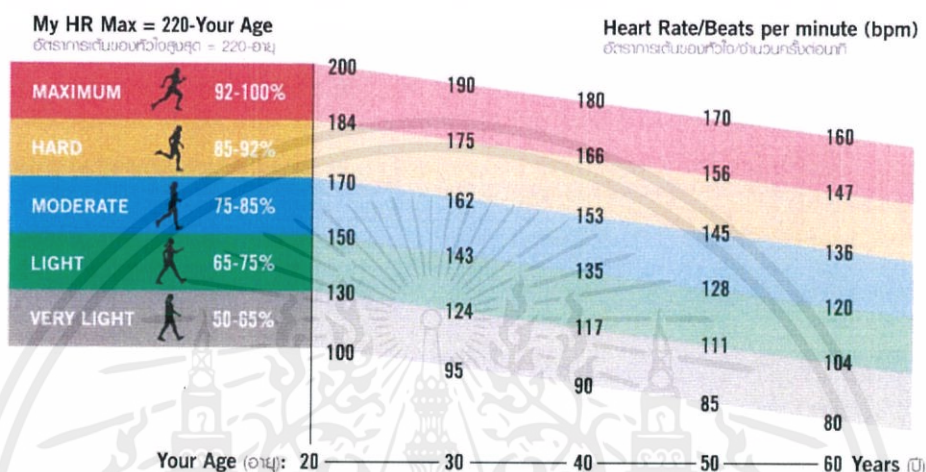
##### อัตราการเต้นของหัวใจในขณะพัก

ผู้ใหญ่ (อายุมากกว่า 18 ปี) ประมาณ 60 - 100 bpm

เด็ก (อายุต่ำ 18 ปี) ประมาณ 90 - 130 bpm

## อัตราการเต้นของหัวใจในขณะที่ออกกำลังกาย

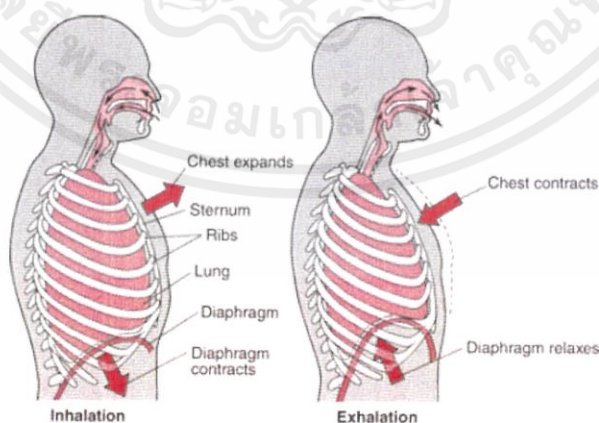
การวัดอัตราการเต้นของหัวใจในขณะที่ออกกำลังกาย จะขึ้นอยู่กับช่วงอายุและชนิดกีฬาที่ออกกำลังกาย แสดงดังรูปที่ 2.3 Heart Rate Zone



รูปที่ 2.3 Heart Rate Zone

### 2.1.3 อัตราการหายใจ (Respiratory Rate)

การหายใจ คือ การนำแก๊สออกซิเจนจากอากาศเข้าสู่ร่างกาย และนำแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย โดยที่อัตราการหายใจมีหน่วยการวัดเป็น ครั้งต่อนาที (Breath Per Minute : bpm) ซึ่ง 1 ครั้ง คือการหายใจเข้าออก 1 รอบ ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ลักษณะของการยกกระดักทรงอกขณะหายใจเข้าออก



รูปที่ 2.4 ลักษณะของการยกกระดักทรงอกขณะหายใจเข้าออก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราการหายใจเป็นส่วนหนึ่งในสัญญาณชีพที่บอกถึงสภาพร่างกาย และความสามารถของการลำเลียงออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั่นคือร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO2) หากมีอัตราการหายใจต่ำ จะส่งผลให้ร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินต่ำตาม ในอีกทางหนึ่งร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน จะส่งผลต่ออัตราการหายใจเช่นเดียวกัน โดยหากร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน ในเลือดต่ำจะส่งผลให้สมองสั่งการให้เพิ่มอัตราการหายใจให้ถี่มากขึ้นเพื่อเพิ่มปริมาณร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินให้อยู่ในระดับอย่างน้อย 90%

การวัดอัตราการหายใจ เพื่อวิเคราะห์ค่าได้อย่างถูกต้องเหมาะสมนั้น จำเป็นต้องคำนึงถึงรายละเอียดต่อไปนี้

#### 2.1.3.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการตรวจวัดอัตราการหายใจ

1) กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด : ก่อนตรวจวัดอัตราการหายใจ ควรหลีกเลี่ยงจากกิจกรรมที่ออกแรงมาก เช่น การออกกำลังกาย จะทำให้อัตราการหายใจสูงกว่ากิจกรรมที่ออกแรงน้อยหรือการอยู่นิ่ง ๆ

2) ช่วงอายุ : ช่วงอายุมีผลต่ออัตราการหายใจ โดยที่อายุยิ่งมาก อัตราการหายใจจะยิ่งต่ำ เป็นไปตามการเสื่อมสภาพของร่างกายตามธรรมชาติ

3) ท่าขณะตรวจวัด : ผู้ป่วยต้องทำท่าที่เหมาะสมต่อการตรวจวัด โดยการนั่งหลังตรงเพื่อให้ง่ายต่อการสังเกตการหายใจ

4) สภาพแวดล้อม : สภาพแวดล้อมที่เสียงดังจะทำให้มีอัตราการหายใจที่สูงกว่าขณะที่อยู่ในสภาพแวดล้อมที่เงียบสงบ

#### 2.1.3.2 วิธีการตรวจวัดอัตราการหายใจ

การตรวจวัดอัตราการหายใจ แพทย์และพยาบาลจะทำการสังเกตอัตราการหายใจ โดยใช้ตาเปล่าในการสังเกตการยกกระดุมของทรวงอก ขณะที่มีการหายใจเข้า และหายใจออก โดยที่จะนับ 1 ครั้งเมื่อมีการยกกระดุมของทรวงอกขึ้น ควบคู่กับการจับเวลา 1 นาที ซึ่งในการตรวจวัดในลักษณะนี้ต้องจัดทำขณะวัดให้อนราบหรือนิ่งแบบสบายเพื่อให้สังเกตการหายใจได้ง่าย และเพื่อให้ลักษณะของปอดสัมพันธ์กับทรวงอกอย่างถูกต้อง

### 2.1.3.3 เกณฑ์ปกติของการตรวจวัดอัตราการหายใจ

อัตราการหายใจสามารถบ่งบอกสภาวะของร่างกายเมื่อผิดปกติ และสามารถบอกถึงความเสื่อมสมรรถภาพของร่างกายตามอายุ ดังนั้นจึงทำให้เกณฑ์ปกติของอัตราการหายใจเปลี่ยนแปลงไปตามช่วงอายุ ดังแสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ค่าอัตราการหายใจปกติขณะนั่งพักเฉลี่ยตามอายุ

ช่วงอายุ	อัตราการหายใจ (ครั้ง/นาที)
แรกเกิด (30 วัน)	30 - 50
ทารก (2 เดือน - 2 ปี)	30 - 40
เด็ก (3 ปี - 13 ปี)	20 - 25
วัยรุ่น (12 ปี - 18 ปี)	18 - 20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14 - 30

### 2.1.4 ความดันเลือด (Blood Pressure)

ความดันเลือด คือ ความดันภายในหลอดเลือดแดงที่สามารถบ่งบอกถึงการทำงานของระบบหัวใจที่ทำหน้าที่สูบฉีดเลือด มีหน่วยวัดเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg) ค่าความดันเลือดที่ทำการตรวจวัดนั้นมี 2 ค่า คือ ค่าความดันเลือดขณะที่หัวใจมีการบีบตัวเรียกว่า Systolic Pressure และค่าความดันเลือดขณะที่หัวใจมีการคลายตัวซึ่งเรียกว่า Diastolic Pressure

#### 2.1.4.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการตรวจวัดความดันเลือด

- 1) กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด : กิจกรรมที่ออกแรงมาก เช่น การออกกำลังกาย จะทำให้ความดันเลือดสูงกว่ากิจกรรมที่ออกแรงน้อยหรือการอยู่นิ่ง ๆ
- 2) อาหารที่กินก่อนตรวจวัด : อาหารบางชนิดทำให้ความดันเลือดสูงหรือต่ำกว่าปกติ โดยเฉพาะอาหารประเภทเค็มจะทำให้ความดันเลือดสูง อาหารที่มีแอลกอฮอล์จะทำให้ความดันเลือดต่ำ
- 3) ตำแหน่งที่ตรวจวัด : การยกแขนหรือขาที่วัดสูงหรือต่ำไปจะทำให้แรงดันเลือดที่เกิดจากการสูบฉีดจากหัวใจไม่อยู่ในสภาวะปกติ

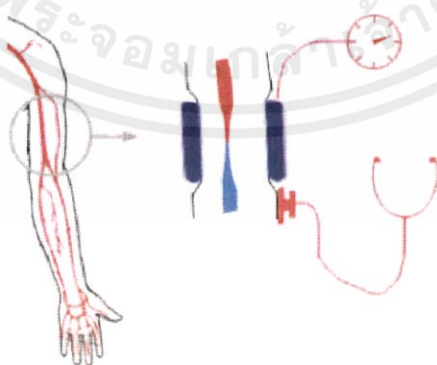
4) สภาพแวดล้อม : สภาพแวดล้อมที่เสียงดังจะทำให้มีค่าความดันเลือดที่สูงกว่าการวัดขณะที่อยู่ในสภาพแวดล้อมที่เงียบสงบ

5) อายุ : อายุยิ่งมาก ยิ่งทำให้มีความดันเลือดสูงกว่าปกติ

#### 2.1.4.2 วิธีการวัดความดันเลือด

การตรวจวัดความดันเลือด ที่แพทย์และพยาบาลใช้ตรวจวัด มักใช้วิธีการวัดความดันเลือดทางอ้อม คือ การใช้อุปกรณ์เสริม โดยการใช้ถุงพ่นแขน (Cuff) ทาบเส้นเลือดแดงบริเวณต้นแขน แล้วจึงค่อย ๆ เพิ่มแรงกดทับเพื่อบีบเส้นเลือดไม่ให้มีเลือดไหลผ่าน ก่อนที่จะค่อย ๆ ลดการบีบลงจนกระทั่งมีเลือดไหลผ่านได้ ขณะนั้นต้องทำการฟังเสียงหัวใจ เมื่อได้ยินเสียงแรกของหัวใจ ค่าความดันเลือดที่อ่านได้จะเรียกว่า ความดันระยะหัวใจบีบตัว และฟังเสียงจนกว่าจะไม่สามารถได้ยินเสียงหัวใจ ค่าความดันเลือดที่อ่านได้จะเรียกว่า ความดันระยะหัวใจคลายตัว การฟังเสียงหัวใจจะใช้เครื่องสเตโทสโคป (Stethoscope) บริเวณตำแหน่งถัดลงมาจากถุงพ่นแขน วิธีการนี้เรียกว่า Korotkoff sound ดังแสดงในรูปที่ 2.5 วิธีการตรวจวัดความดันแบบ Korotkoff sound

วิธีการ Korotkoff sound จำเป็นต้องมี 3 อุปกรณ์ ได้แก่ เครื่องวัดความดันเลือด เครื่องสเตโทสโคปและถุงพ่นแขน ในส่วนของเครื่องวัดความดันเลือดเป็นได้ทั้งแบบที่ใช้การเปลี่ยนแปลงของสารปรอท หรือแบบที่ใช้การเปลี่ยนแปลงของแรงดันลม และในส่วนถุงพ่นแขนหากมีขนาดแคบหรือใหญ่เกินไป จะทำให้ค่าที่สามารถวัดได้นั้นมีค่าความคลาดเคลื่อน จึงควรมีค่าความกว้างของถุงพ่นแขน 40% ของแขนผู้ป่วย ลักษณะการฟังขณะตรวจวัดไม่ควรหลวม ถ้าหากหลวมจะทำให้ค่าที่วัดได้สูงเกินความจริง อีกทั้งการปล่อยลมออกจากถุงพ่นแขน ต้องทำการปล่อยอย่างช้า ๆ ไม่ควรมีอัตราเร็วเกิน 3 มิลลิเมตรปรอท/หัวใจเต้น 1 ครั้ง



รูปที่ 2.5 วิธีการตรวจวัดความดันแบบ Korotkoff sound

### 2.1.4.3 เกณฑ์ปกติของความดันเลือด

ความดันเลือดประกอบไปด้วยส่วน Systolic และส่วน Diastolic เกณฑ์ปกติของค่าความดันเลือดได้แสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 เกณฑ์ของความดันเลือดในแต่ละช่วงอายุ

อายุ	ความดันเลือด (mmHg)		
	ความดันต่ำ	ความดันปกติ	ความดันสูง
อายุ	Systolic/Diastolic	Systolic/Diastolic	Systolic/Diastolic
1-12 เดือน	75/50	90/60	110/75
1-5 ปี	80/55	95/60	110/79
6-13 ปี	90/60	105/70	115/80
14-19 ปี	105/73	117/77	120/81
20-24 ปี	108/75	120/79	132/83
25-29 ปี	109/76	121/80	133/84
30-34 ปี	110/77	122/81	134/85
35-39 ปี	111/78	123/82	135/86
40-44 ปี	112/79	125/83	137/87
45-49 ปี	115/80	127/84	139/88
50-54 ปี	116/81	129/85	142/89
55-59 ปี	118/82	131/86	144/90
60-64 ปี	121/83	134/87	147/91

## 2.2 เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้อง

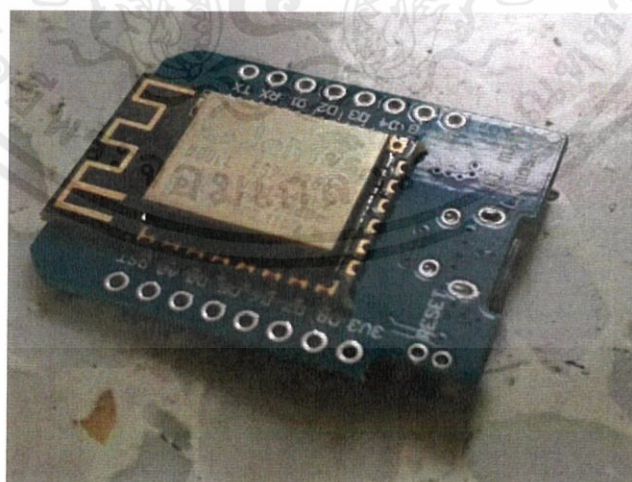
ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ ได้ทำการศึกษาเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องเพื่อสร้างอุปกรณ์ส่วนที่ติดตามอาการผู้ป่วยดังรูปที่ 2.1 รูปรายละเอียดการทำงานโดยรวมของระบบ อุปกรณ์จะวัดค่าอุณหภูมิ อัตราการเต้นหัวใจ และความดันเลือด หน่วยประมวลผลจะรับค่าดังกล่าวจากเซนเซอร์และส่งค่าที่ได้ไปยังฐานข้อมูลเพื่อแสดงผลบนเว็บแอปพลิเคชันอีกที ในการศึกษาและออกแบบอุปกรณ์ มีรายละเอียดของเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

### 2.2.1 หน่วยประมวลผล

หน่วยประมวลผลที่ใช้ในการศึกษาและออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วย ได้แก่ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini ใช้เป็นหน่วยประมวลผลในส่วนอุปกรณ์หลักและ Arduino Pro mini ใช้ในส่วนอุปกรณ์เสริมกับอุปกรณ์วัดความดันเลือด โดยมีรายละเอียดดังนี้

#### 2.2.1.1 ESP 8266

ESP 8266 คือ อุปกรณ์ที่มีหน่วยประมวลผลข้อมูลขนาด 32 บิต SRAM ที่มีฟังก์ชันในการรองรับเทคโนโลยี Wi-Fi SoC และประกอบไปด้วยอุปกรณ์จำพวกสายอากาศ RF อุปกรณ์ขยายสัญญาณ อุปกรณ์ลดสัญญาณรบกวน ตัวกรองสัญญาณและโมดูลในการจัดการพลังงาน ซึ่งอุปกรณ์ดังกล่าวทั้งหมดถูกออกแบบลงใน ESP 8266 ที่มีขนาดเล็กมีลักษณะดังรูปที่ 2.6 โดยที่มีความสามารถในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เซนเซอร์ภายนอกได้หลายอุปกรณ์



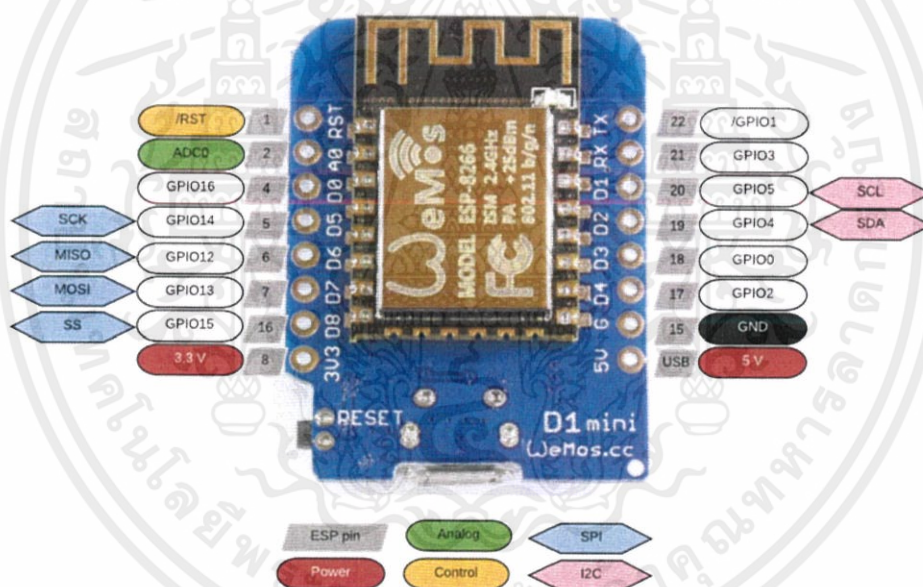
รูปที่ 2.6 โมดูล ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

### คุณสมบัติส่วนฮาร์ดแวร์ของ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

- 1) CPU 32 บิต
- 2) ต้องการแหล่งจ่ายไฟ 2.5 ถึง 3.6 V 80 mA
- 3) ทำงานได้ที่อุณหภูมิ -40 ถึง 125 °C
- 4) รองรับการเชื่อมต่อ UART/SDIO/SPI/I2C/I2S/IR

### ตำแหน่งขาของ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

ตำแหน่งขาของ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini มีรูปแบบตำแหน่งขา ดังรูปที่ 2.7 และมีฟังก์ชันดังตารางที่ 2.3



รูปที่ 2.7 ตำแหน่งขา ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

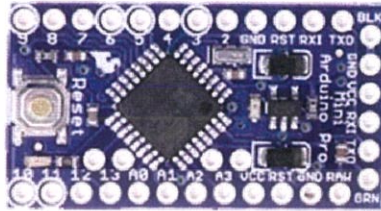
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

Pin	Function	ESP 8266 Pin
TX	TXD	TXD
RX	RXD	RXD
A0	Analog input, max 3.3V input	A0
D0	IO	GPIO16
D1	IO, SCL	GPIO5
D2	IO, SDA	GPIO4
D3	IO, 10k Pull-up	GPIO0
D4	IO, 10k Pull-up, BUILTIN_LED	GPIO2
D5	IO, SCK	GPIO14
D6	IO, MISO	GPIO12
D7	IO, MOSI	GPIO13
D8	IO, 10k Pull-down, SS	GPIO15
G	Ground	GND
5V	5V	-
3V3	3.3V	3.3V
RST	Reset	RST

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.1.2 Arduino Pro Mini



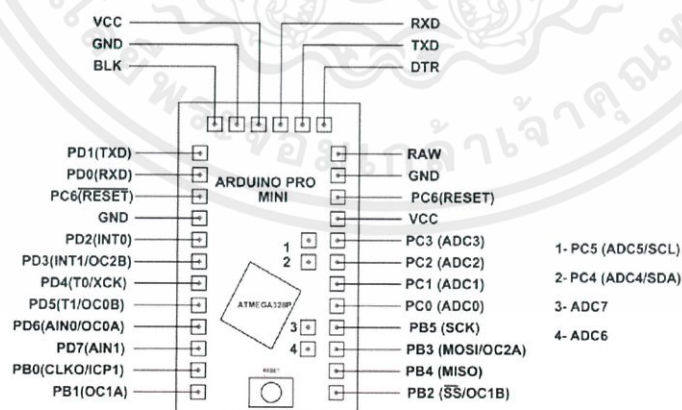
รูปที่ 2.8 Arduino Pro Mini

Arduino Pro Mini คือ หน่วยประมวลผลขนาดเล็ก ที่ใช้ชิป MCU ATmega328 อยู่บนบอร์ดตั้งรูปที่ 2.8 ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

- 1) มี 8 พอร์ตอินพุตแอนะล็อก โดยเริ่มที่ A0 ถึง A7
- 2) มี 1 พอร์ตอนุกรมพอร์ต transceiver RX / TX
- 3) รองรับการสื่อสารแบบอนุกรม
- 4) รองรับไฟภายนอก 5 V ถึง 12 V
- 5) ความถี่สัญญาณนาฬิกา 16 MHz
- 6) มีขนาดโมดูลเล็ก ประมาณ 33.3 \* 18.0 mm

#### ตำแหน่งขาของ Arduino Pro Mini

ตำแหน่ง Arduino Pro Mini มีรูปแบบตำแหน่งขาตั้งรูปที่ 2.9 และมีตารางฟังก์ชันการทำงานดังตารางที่ 2.4



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งขา Arduino Pro Mini

ตารางที่ 2.4 ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ Arduino Pro Mini

PIN GROUP	PIN NAME	DESCRIPTION
POWER SOURCE	VCC	VCC - Connected to +5V or +3.3V
	GND	GND - Connected to GROUND
	RAW	RAW - Connected to Unregulated power supply +5V to +12V
COMMUNICATION INTERFACE	UART	UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) Interface can be used to program Arduino Pro Mini
	SPI	SPI (Serial Peripheral Interface) Interface can be used to program Arduino Pro Mini
	TWI	TWI (Two Wire Interface) Interface can be used to connect peripherals.
INPUT OUTPUT PINS	PD0 PB0 PC0 - PC6 ADC6/ADC7	Although these 23 pins have many functions they can be considered as data I/O pins.
ANALOG to DIGITAL CONVERTER	ADC6 to ADC8	These channels can be used to input Analog signals. There are 10 bits resolution.
PWM	OC0A/OC0B/OC1A/ OC1B/OC2A/OC2B	These six channels can provide PWM (Pulse Width Modulation) outputs. They are 8 bits resolution.
RESET	RESET	Resets the controller.
EXTERNAL INTERRUPTS	T0 and T2	These two pins are specially designed hardware interrupts.
ANALOG COMPARATOR	AIN0 and AIN2	These two pins are connected to internal comparator.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ตำแหน่งขาของ LM 35 มีลักษณะดังรูปที่ 2.11 โดยมีทั้งหมด 3 ขา ประกอบไปด้วย ขา Vs ขา GND และขา Vout ตามลำดับ

### 2.2.2.2 MAX 30205



รูปที่ 2.12 โมดูล MAX 30205

MAX 30205 เป็นเซนเซอร์ที่เหมาะสมสำหรับการวัดอุณหภูมิสำหรับร่างกายมนุษย์ ซึ่งมีความละเอียดมากในการวัดค่า เซนเซอร์นี้จะทำการแปลงค่าอุณหภูมิที่วัดได้จากค่าที่เป็นค่าแอนะล็อกให้เป็นค่าแบบดิจิทัล จึงเหมาะแก่การนำไปพัฒนาสำหรับอุปกรณ์ออกกำลังกายและการใช้งานทางการแพทย์แบบสวมใส่ เนื่องจากใช้พลังงานต่ำและขนาดเล็ก ซึ่งมีลักษณะดังรูปที่ 2.12 รายละเอียดดังนี้

#### คุณสมบัติของ MAX 30205

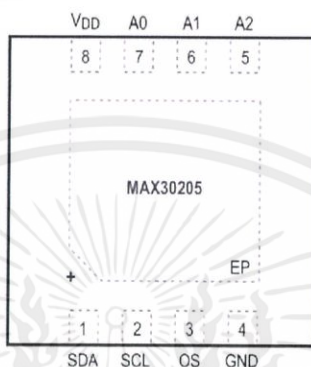
- 1) ค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$  ที่อุณหภูมิห้อง  $37^{\circ}\text{C} - 39^{\circ}\text{C}$
- 2) อุณหภูมิที่วัดได้เก็บค่าเป็นค่าดิจิทัล
- 2) ความละเอียดของค่าอุณหภูมิที่วัดได้ 16 บิต
- 3) ต้องการแหล่งจ่ายไฟได้  $2.7\text{ V} - 3.3\text{ V}$  และกระแส  $600\ \mu\text{A}$
- 4) มีโหมด One-Shot และ Shutdown เพื่อประหยัดพลังงาน
- 5) สื่อสารผ่าน I<sup>2</sup>C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ตำแหน่งของ MAX 30205

ตำแหน่งขา MAX 30205 มีรูปแบบตำแหน่งขาดังรูปที่ 2.13 และมีตารางฟังก์ชันการทำงานดังตารางที่ 2.5

TOP VIEW



รูปที่ 2.13 ตำแหน่งขาของ MAX 30205

ตารางที่ 2.5 ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ MAX 30205

PIN	NAME	FUNCTION
1	SDA	Serial-Data Input/Output Line. Open-drain. Connect SDA to a pullup resistor. High impedance for supply voltages from 0 to 3.3V.
2	SCL	Serial-Data Clock Input. Open-drain. Connect SCL to a pullup resistor. High impedance for supply voltages from 0 to 3.3V.
3	OS	Overtemperature Shutdown Output. Open-drain. Connect OS to a pullup resistor.
4	GND	Ground
5	A2	I <sup>2</sup> C Slave Address Input. Connect A2 to GND or V <sub>DD</sub> to set the desired I <sup>2</sup> C bus address. Do not leave unconnected (Table 1).
6	A1	I <sup>2</sup> C Slave Address Input. Connect A1 to GND, V <sub>DD</sub> , SDA, or SCL to set the desired I <sup>2</sup> C bus address. Do not leave unconnected (Table 1). High impedance for supply voltages from 0 to 3.3V.
7	A0	I <sup>2</sup> C Slave Address Input. Connect A0 to GND, V <sub>DD</sub> , SDA, or SCL to set the desired I <sup>2</sup> C bus address. Do not leave unconnected (Table 1). High impedance for supply voltages from 0 to 3.3V.
8	V <sub>DD</sub>	Positive 3.3V Supply Voltage Input. Bypass to GND with a 0.1μF bypass capacitor.
—	EP	Exposed Pad (Bottom-Side of Package). Connect EP to GND.

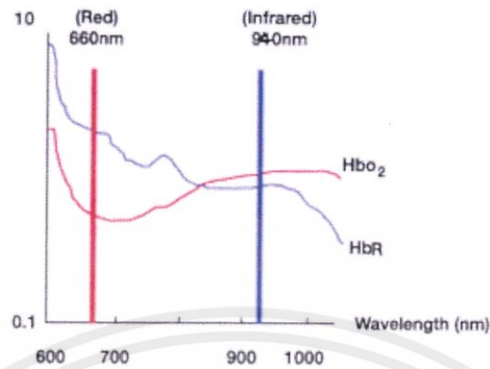
### 2.2.3 เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ

การศึกษาและออกแบบส่วนตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วย ในส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ได้ทำการศึกษาเซนเซอร์ MAX 30100 โดยมีรายละเอียดของเซนเซอร์ดังนี้

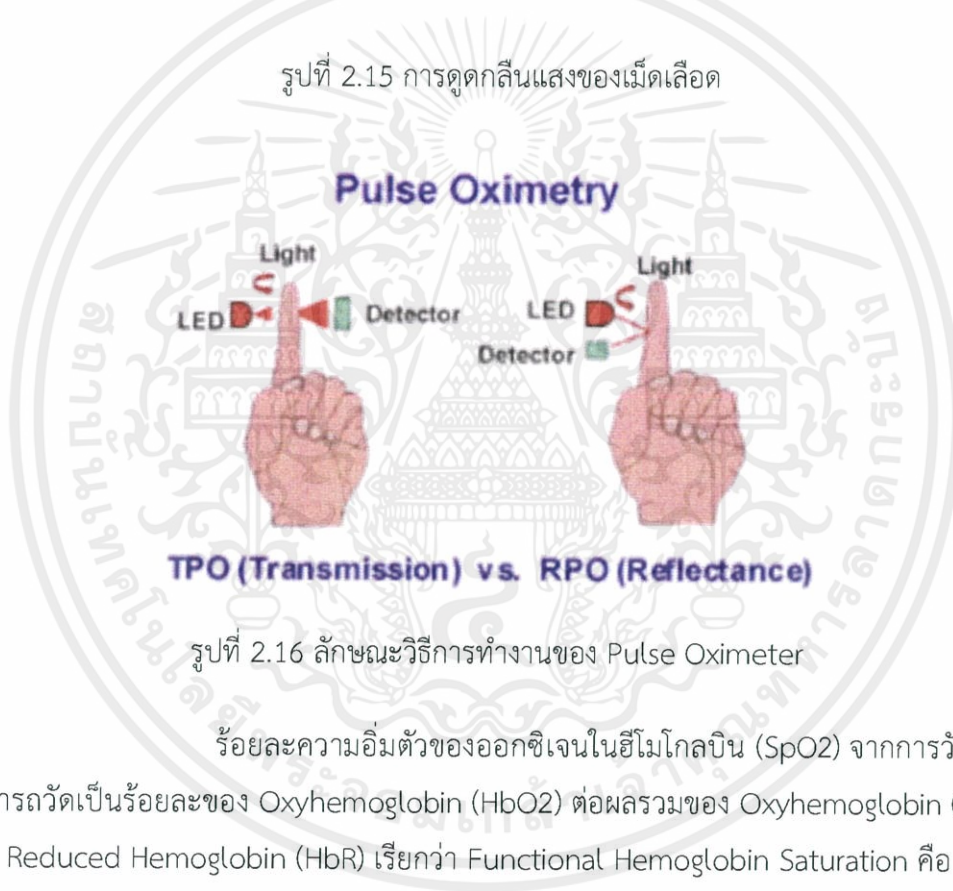


รูปที่ 2.14 โมดูล MAX 30100

MAX 30100 เป็นเซนเซอร์ที่สามารถตรวจวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO<sub>2</sub>) มีลักษณะดังรูปที่ 2.14 ซึ่งใช้เทคนิคเดียวกันกับที่ใช้ในงานในอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีชื่อว่า Pulse Oximeter ซึ่งคือ อุปกรณ์ตรวจวัดค่าร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO<sub>2</sub>) โดยอาศัยหลักการดูดกลืนคลื่นแสงที่แตกต่างกัน ระหว่างเม็ดเลือดที่จับกับออกซิเจนและเม็ดเลือดที่คายออกซิเจน ซึ่งเม็ดเลือดที่มีปริมาณออกซิเจนมากจะสามารถดูดกลืนคลื่นแสงได้ดีในช่วงความยาวคลื่น 600 - 750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) เม็ดเลือดที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์มากจะสามารถดูดกลืนคลื่นแสงได้ดีในช่วงความยาวคลื่น 850 - 1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด) ดังรูปที่ 2.15 ดังนั้นเมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อสู่ตัวรับคลื่นแสง จะทำการแยกความแตกต่างของคลื่นแสงได้เป็นอัตราส่วนของคลื่นที่สะท้อนกลับจากนิ้วและอัตราส่วนของคลื่นที่ถูกดูดกลืน โดยมีเทคนิคในการวัดคลื่นแสง 2 วิธี คือวิธีการใช้ตัวรับคลื่นแสงที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อนี้ว (TPO : Transmission Pulse Oximeter) และวิธีการใช้ตัวรับคลื่นแสงที่สะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อนี้ว (RPO : Reflectance Pulse Oximeter) ดังรูปที่ 2.16 ลักษณะวิธีการทำงานของ Pulse Oximeter ซึ่งวิธีการ RPO ที่ใช้เทคนิค Light Reflectance นั้นไม่จำเป็นต้องใช้ตัวรับคลื่นแสงอีกฝั่งจึงทำให้สามารถวางบนผิวหนัง เช่น หน้าผาก หน้าอก แขน เป็นต้น



รูปที่ 2.15 การดูดกลืนแสงของเม็ดเลือด



รูปที่ 2.16 ลักษณะวิธีการทำงานของ Pulse Oximeter

ร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน ( $SpO_2$ ) จากการวัดชีพจร สามารถวัดเป็นร้อยละของ Oxyhemoglobin ( $HbO_2$ ) ต่อผลรวมของ Oxyhemoglobin ( $HbO_2$ ) และ Reduced Hemoglobin ( $HbR$ ) เรียกว่า Functional Hemoglobin Saturation คือ สมการที่ 2.1

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR} \times 100 \quad (2.1)$$

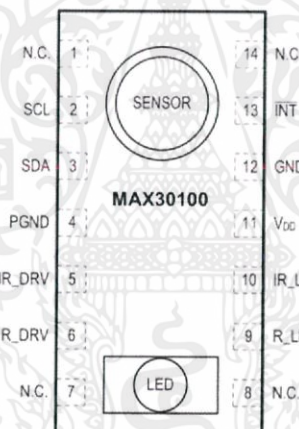
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.3.1 คุณสมบัติของ MAX 30100

- 1) ออกแบบมาเพื่อสะดวกต่อการใช้เซนเซอร์ตรวจวัด SpO2 และอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งรวบรวม LEDs, Photo Sensor and High-Performance Analog
- 2) ขนาด 5.6 mm x 2.8 mm x 1.2 mm
- 3) ประหยัดพลังงาน โนโหมดสแตนด์บาย
- 4) ฟังก์ชันในการตรวจวัดมีความแม่นยำสูง ค่า SNR (Signal to Noise Ratio) สูงในการตรวจวัดและส่งค่าอย่างรวดเร็ว
- 5) สื่อสารผ่าน I<sup>2</sup>C และ 2-wire

### 2.2.3.2 ตำแหน่งขาของ MAX 30100

ตำแหน่งขาของ MAX 30100 มีรูปแบบตำแหน่งขา ดังรูปที่ 2.17 และฟังก์ชันการทำงานดังตารางที่ 2.6



รูปที่ 2.17 ตำแหน่งขาของ MAX 30100

ตารางที่ 2.6 ตารางแสดงฟังก์ชันแต่ละขาของ MAX 30100

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB Pad for Mechanical Stability.
2	SCL	I <sup>2</sup> C Clock Input
3	SDA	I <sup>2</sup> C Clock Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	IR_DRV	IR LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
6	R_DRV	Red LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
9	R_LED+	Power Supply (Anode Connection) for Red LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to IR_LED+ internally.
10	IR_LED+	Power Supply (Anode Connection) for IR LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to R_LED+ internally.
11	V <sub>DD</sub>	Analog Power Supply Input. Bypass to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.3.3 ปัจจัยที่มีผลต่อการใช้งาน Pulse Oximeter

- 1) การเคลื่อนไหวร่างกาย : ถ้าหากยังมีการเคลื่อนไหวมาก ย่อมมีความคลาดเคลื่อนสูง
- 2) แสงหรือคลื่นจากภายนอก : แสงจากภายนอกหรือแสงในคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการ เช่น แสงจากหลอดไฟ แสงจากแสงแดด และแสงอินฟราเรด ซึ่งจะทำให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อน
- 3) ตำแหน่งการวัด : นิยมวัดที่นิ้วมือหรือตึงหู เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีผิวหนังที่บางและง่ายต่อการใช้เครื่อง Pulse Oximeter
- 4) ยาทาเล็บ : หากวัดที่ปลายนิ้ว ยาทาเล็บสีต่าง ๆ มีผลต่อการดูดกลืนแสง ซึ่งทำให้ค่าที่ได้มีความคลาดเคลื่อน จึงจำเป็นต้องทำความสะอาดเล็บก่อนตรวจวัดค่า

### 2.2.4 USB Port

USB (Universal Serial Bus) เป็นมาตรฐานของการสื่อสารแบบอนุกรม ในการเชื่อมต่ออุปกรณ์ มีรูปแบบของพอร์ตดังรูปที่ 2.18 มีขามาตรฐาน 4 ขา ได้แก่

ขาที่ 1 ขาสำหรับไฟเลี้ยงอุปกรณ์ในช่วง 4.75 V ถึง 5.25 V

ขาที่ 2 ขาสำหรับสัญญาณ D -

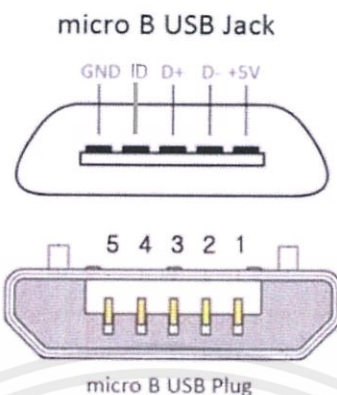
ขาที่ 3 ขาสำหรับสัญญาณ D +

ขาที่ 4 ขาสำหรับ Ground

ในกรณีเป็น USB Port ประเภท mini หรือ micro จะเพิ่มขา ID เพื่อบอกว่าอุปกรณ์ใดเป็นอุปกรณ์โฮสหรือไคลเอนต์ ตำแหน่งขาเป็นไปดังรูปที่ 2.19 Micro USB type B Port ซึ่งเลือกใช้ในการสร้างอุปกรณ์วัดและติดตามอาการผู้ป่วย



รูปที่ 2.18 รูปแบบของ USB Port



รูปที่ 2.19 Micro USB type B Port

## 2.3 การติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ จากรูปที่ 2.1 รายละเอียดการทำงานโดยรวมของระบบ แสดงให้เห็นว่าการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องมี 3 รูปแบบ ได้แก่ Wi-Fi, การสื่อสารแบบอนุกรม (Serial) และ I<sup>2</sup>C Bus

### 2.3.1 Wi-Fi

Wi-Fi คือ เทคโนโลยีการติดต่อสื่อสารแบบไร้สาย โดยมีมาตรฐานรองรับใช้งานทั่วโลกคือ IEEE 802.11 ที่จะทำให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถสื่อสารไร้สายเชื่อมต่อสู่อินเทอร์เน็ต ซึ่งมาตรฐาน IEEE 802.11 นั้นมีการปรับปรุงอย่างต่อเนื่องตามความก้าวหน้าของเทคโนโลยี ตัวอย่างมาตรฐานที่ใช้ร่วมกับเทคโนโลยี Wi-Fi มีรายละเอียดดังนี้

802.11a คือ มาตรฐานที่มีความเร็วสูงสุดในการติดต่อสื่อสารแลกเปลี่ยนข้อมูลคือ 54 Mbps และสามารถทำงานได้ที่ความถี่ 5 GHz อุปกรณ์ในมาตรฐานนี้ไม่สามารถทำงานร่วมกับมาตรฐาน 802.11b และสามารถใช้งานได้ไกล 100 เมตร ในพื้นที่โล่ง

802.11b คือ มาตรฐานที่มีความเร็วสูงสุดในการติดต่อสื่อสารแลกเปลี่ยนข้อมูลคือ 11 Mbps และสามารถทำงานได้ที่ความถี่ 2.4 GHz ซึ่งสามารถใช้งานได้ไกล 150 เมตร ในพื้นที่โล่ง

802.11g คือ มาตรฐานที่มีความเร็วสูงสุดในการติดต่อสื่อสารแลกเปลี่ยนข้อมูลคือ 54 Mbps และสามารถทำงานได้ที่ความถี่ 2.4 GHz อุปกรณ์ในมาตรฐานนี้สามารถทำงานร่วมกับมาตรฐาน 802.11b และสามารถใช้งานได้ไกล 140 เมตร ในพื้นที่โล่ง

802.11n คือ มาตรฐานที่มีความเร็วสูงสุดในการติดต่อสื่อสารแลกเปลี่ยนข้อมูลคือ 300 Mbps และสามารถทำงานได้ที่ความถี่ 2.4, 5 GHz

ตารางที่ 2.7 ตารางสรุปการเปรียบเทียบมาตรฐาน Wi-Fi

Protocol	ความถี่ (GHz)	ความเร็วสูงสุด (Mbps)	รูปแบบการมอดูเลชัน	ระยะ ในอาคาร (m)	ระยะ นอกอาคาร (m)
a	5	54	OFDM	~35	~120
b	2.4	11	DSSS	~35	~140
g	2.4	54	OFDM	~38	~140
n	2.4, 5	300	OFDM	~70	~250

### 2.3.2 การสื่อสารแบบอนุกรม (Serial)

การสื่อสารแบบอนุกรม คือ การส่งข้อมูลที่เข้ารหัสทีละบิตภายในช่องสัญญาณทางเดียว ในเวลาเดียวกันทีละหลาย ๆ บิต โดยรูปแบบการส่งแบ่งได้ 2 รูปแบบ ได้แก่

1) แบบซิงโครนัส (Synchronous) คือ การสื่อสารแบบอนุกรม ที่จำเป็นต้องใช้สัญญาณนาฬิกาช่วยในการส่งและรับ โดยภาครับและภาคส่งต้องใช้สัญญาณนาฬิกาที่สอดคล้องกันซึ่งสัญญาณนาฬิกาอาจจะส่งพร้อมกับชุดบิตข้อมูลหรือคนละช่องทางก็ได้

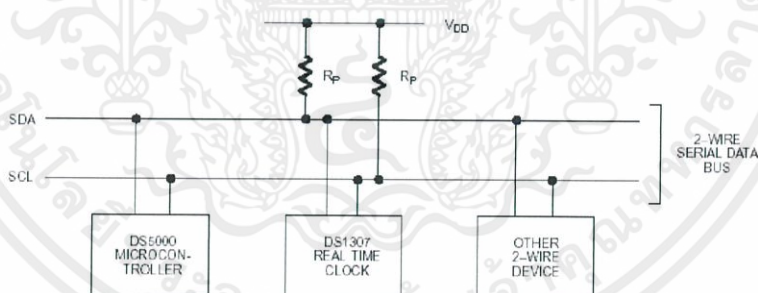
การสื่อสารแบบอนุกรม แบบซิงโครนัสจึงสามารถส่งได้เร็วและประหยัดช่องสัญญาณ แต่อาจเกิดความผิดพลาดของบิตข้อมูลได้

2) แบบอะซิงโครนัส (Asynchronous) คือ การส่งแบบอนุกรมที่ไม่จำเป็นต้องใช้สัญญาณนาฬิกา แต่อาศัยการส่งบิตเริ่มต้นและบิตสิ้นสุดแทน และเพื่อคุณภาพในการสื่อสาร จึงมีบิตตรวจข้อผิดพลาด (Parity bit) ในชุดที่ส่งข้อมูล โดยทั้งหมด 1 ชุดจะมีความยาว 8 บิต

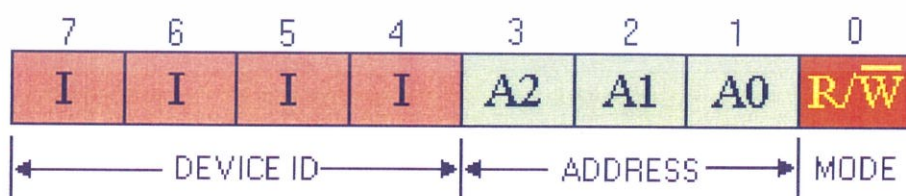
การสื่อสารแบบอนุกรม แบบอะซิงโครนัสจึงเปลืองช่องสัญญาณมากกว่า รูปแบบซิงโครนัส เนื่องจากทุกชุดข้อมูลประกอบไปด้วยบิตเริ่มต้น บิตข้อมูล บิตตรวจสอบข้อมูล และบิตหยุด แต่มีความผิดพลาดของชุดข้อมูลน้อยกว่า

### 2.3.3 I<sup>2</sup>C Bus (Inter Integrate Circuit Bus)

I<sup>2</sup>C Bus คือ เทคโนโลยีการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์โดยใช้สายสัญญาณข้อมูลควบคู่กับสัญญาณนาฬิกา จึงมีทั้งหมด 2 สาย ได้แก่ สาย SCL (Serial Clock) และ SDA (Serial Data) ซึ่งทั้ง 2 สายสัญญาณเป็นการติดต่อสื่อสารสองทิศทาง การนำไปใช้งานนั้นต้องต่อกับตัวต้านทานแบบ pull up ดังรูปที่ 2.20 ซึ่งการต่อเช่นนี้จะทำให้สามารถต่ออุปกรณ์ที่ใช้การสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C ต่อได้หลายตัว เรียกว่า I<sup>2</sup>C Slave เป็นการต่อไปยังตัวควบคุมกลาง เรียกว่า I<sup>2</sup>C Master ซึ่งสามารถต่อได้สูงสุด 128 อุปกรณ์หรือตามรหัสประจำตัวของอุปกรณ์ ที่สามารถกำหนดได้ 7 บิตแสดงดังรูปที่ 2.21 คือตำแหน่ง บิตที่ 1 ถึง 7 และตำแหน่งบิต 0 คือ บิตควบคุมโหมดเขียนหรืออ่าน โดยจะเป็นค่า 1 สำหรับโหมดการอ่านข้อมูล และ 0 สำหรับโหมดการเขียนข้อมูล



รูปที่ 2.20 การต่อตัวต้านทานแบบ pull up สำหรับการสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C Bus



รูปที่ 2.21 ลักษณะการเรียงลำดับบิตควบคุม

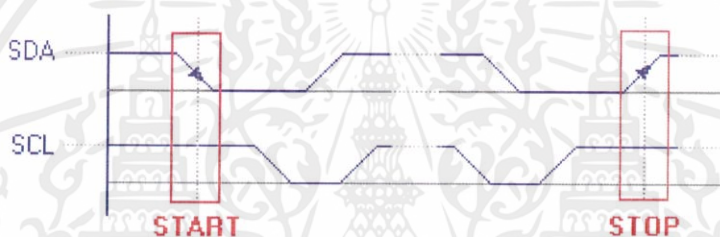
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.3.3.1 ลักษณะของสถานะทำงานของ I<sup>2</sup>C Bus

I<sup>2</sup>C Bus จะใช้งานจาก 2 สัญญาณคือ SCL (Serial Clock) และ SDA (Serial Data) ในการกำหนดสถานะเริ่มต้น สถานะบัสว่าง และสิ้นสุดการติดต่อ โดย I<sup>2</sup>C Master เป็นตัวควบคุมสัญญาณ

กรณีสถานะเริ่มต้น สัญญาณ SDA เปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 พร้อมกับที่ SCL มีค่าสัญญาณเป็น 1 ดังรูปที่ 2.22

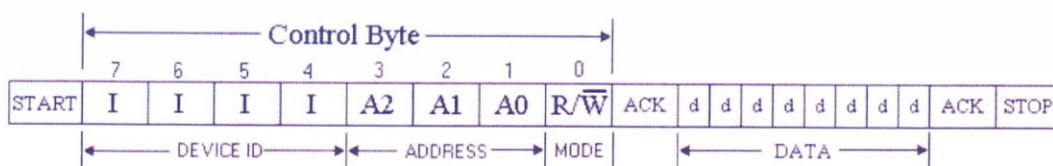
กรณีสถานะว่าง สัญญาณ SDA และ SCL เป็น 1 ทั้งคู่ กรณีสถานะสิ้นสุด สัญญาณ SDA เปลี่ยนจาก 0 เป็น 1 พร้อมกับที่ SCL มีค่าสัญญาณเป็น 1 ดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ลักษณะของสัญญาณสถานะการทำงานของ I<sup>2</sup>C Bus

### 2.3.3.2 การเขียนและการอ่านข้อมูลของ I<sup>2</sup>C Bus

การทำงานเขียนหรืออ่านข้อมูลของ I<sup>2</sup>C Bus จะถูกควบคุมสัญญาณจาก I<sup>2</sup>C Master คือ หน่วยประมวลผล ซึ่งการสื่อสารข้อมูลแบบ I<sup>2</sup>C Bus จะใช้สถานะดังที่กล่าวในหัวข้อ 2.3.3.1 ลักษณะของสถานะการทำงานของ I<sup>2</sup>C Bus โดยจะมีรูปแบบการเรียงบิตดังรูปที่ 2.23 ซึ่งจะเริ่มจากการส่งข้อมูลจากสถานะเริ่มต้น ตามด้วยรหัสควบคุมที่มีโหมดเขียนหรืออ่านข้อมูล จากนั้นจะมีการใช้สัญญาณ ACK เพื่อเป็นการยืนยันการรับรู้จากอุปกรณ์ I<sup>2</sup>C Slave จึงจะทำการส่งข้อมูล และเมื่อสิ้นสุดการส่งข้อมูลจะส่งสถานะสิ้นสุดจาก I<sup>2</sup>C Master



รูปที่ 2.23 ลักษณะการเรียงลำดับบิตเมื่อทำการติดต่อสื่อสาร

## 2.4 ภาษาคอมพิวเตอรืของระบบ

ภาษาคอมพิวเตอรื คือ ภาษาที่มนุษย์ใช้ติดต่อสื่อสารและควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอรื ซึ่งภาษานั้นทำให้คอมพิวเตอรืสามารถทำตามและเข้าใจคำสั่งได้ ปรึญญาพจน์นี้ได้แบ่งการทำงานเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย และส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามการตรวจวัดค่าสัญญาณชีพของผู้ป่วย ภาษาคอมพิวเตอรืที่ใช้จึงแบ่งเป็น 2 ส่วน ตามส่วนของระบบดังที่กล่าวข้างต้น มีรายละเอียดดังนี้

### 2.4.1 ภาษาคอมพิวเตอรืส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอาการผู้ป่วย

ภาษาคอมพิวเตอรืส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอาการผู้ป่วย คือ ภาษาที่ใช้ควบคุมอุปกรณ์เซนเซอร์ต่าง ๆ ให้สามารถตรวจวัดค่าทางกายภาพ แล้วจึงเก็บเป็นข้อมูลในรูปแบบดิจิทัล และใช้ข้อมูลนี้ในการประมวลผลต่อไป ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติได้ใช้โปรแกรมสำหรับเขียนควบคุมอุปกรณ์ประมวลผล คือ Arduino IDE

C/C++ คือ ภาษาคอมพิวเตอรืพื้นฐาน ที่เป็นมาตรฐานในการสื่อสารกับคอมพิวเตอรืหรือหน่วยประมวลผลต่าง ๆ โดย International Organization for Standardization (ISO) รองรับการใช้โปรแกรมหลากหลายประเภท ทั้งควบคุม วิเคราะห์และประมวลผลเป็นต้น

Arduino IDE คือ โปรแกรมสำหรับใช้เขียนภาษา C/C++ แบบประยุกต์ เพื่อให้สะดวกขึ้นและง่ายต่อการอัปเดตโปรแกรมสู่อุปกรณ์ประมวลผล ซึ่งใช้ได้เฉพาะในหน่วยประมวลผล Arduino, NodeMCU เป็นต้น โดยรูปตัวอย่างหน้าต่างของโปรแกรม Arduino IDE แสดงดังรูปที่ 2.24

```

ObstacleAvoidance
124
125 void setup() {
126   srand(millis());
127   Serial.begin(9600);
128
129   bot.attach();
130   bot.debug(true);
131
132   bot.setTurningSpeedPercent(80);
133
134   pinMode(leftWhiskerPin, INPUT);
135   pinMode(rightWhiskerPin, INPUT);
136 }
137
138 void loop() {
139   if (!bot.isManeuvering()) {
140     bot.goForward(speed);
141
142     // call our navigation operations one by one, but as soon as one of them
143     // starts maneuvering we skip the rest. If we bumped into whiskers, we sure
144     // don't need sonar to tell us we have a problem.
145     navigateWithWhiskers() || navigateWithSonar();
146   }
147 }
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000
1001
1002
1003
1004
1005
1006
1007
1008
1009
1010
1011
1012
1013
1014
1015
1016
1017
1018
1019
1020
1021
1022
1023
1024
1025
1026
1027
1028
1029
1030
1031
1032
1033
1034
1035
1036
1037
1038
1039
1040
1041
1042
1043
1044
1045
1046
1047
1048
1049
1050
1051
1052
1053
1054
1055
1056
1057
1058
1059
1060
1061
1062
1063
1064
1065
1066
1067
1068
1069
1070
1071
1072
1073
1074
1075
1076
1077
1078
1079
1080
1081
1082
1083
1084
1085
1086
1087
1088
1089
1090
1091
1092
1093
1094
1095
1096
1097
1098
1099
1100
1101
1102
1103
1104
1105
1106
1107
1108
1109
1110
1111
1112
1113
1114
1115
1116
1117
1118
1119
1120
1121
1122
1123
1124
1125
1126
1127
1128
1129
1130
1131
1132
1133
1134
1135
1136
1137
1138
1139
1140
1141
1142
1143
1144
1145
1146
1147
1148
1149
1150
1151
1152
1153
1154
1155
1156
1157
1158
1159
1160
1161
1162
1163
1164
1165
1166
1167
1168
1169
1170
1171
1172
1173
1174
1175
1176
1177
1178
1179
1180
1181
1182
1183
1184
1185
1186
1187
1188
1189
1190
1191
1192
1193
1194
1195
1196
1197
1198
1199
1200
1201
1202
1203
1204
1205
1206
1207
1208
1209
1210
1211
1212
1213
1214
1215
1216
1217
1218
1219
1220
1221
1222
1223
1224
1225
1226
1227
1228
1229
1230
1231
1232
1233
1234
1235
1236
1237
1238
1239
1240
1241
1242
1243
1244
1245
1246
1247
1248
1249
1250
1251
1252
1253
1254
1255
1256
1257
1258
1259
1260
1261
1262
1263
1264
1265
1266
1267
1268
1269
1270
1271
1272
1273
1274
1275
1276
1277
1278
1279
1280
1281
1282
1283
1284
1285
1286
1287
1288
1289
1290
1291
1292
1293
1294
1295
1296
1297
1298
1299
1300
1301
1302
1303
1304
1305
1306
1307
1308
1309
1310
1311
1312
1313
1314
1315
1316
1317
1318
1319
1320
1321
1322
1323
1324
1325
1326
1327
1328
1329
1330
1331
1332
1333
1334
1335
1336
1337
1338
1339
1340
1341
1342
1343
1344
1345
1346
1347
1348
1349
1350
1351
1352
1353
1354
1355
1356
1357
1358
1359
1360
1361
1362
1363
1364
1365
1366
1367
1368
1369
1370
1371
1372
1373
1374
1375
1376
1377
1378
1379
1380
1381
1382
1383
1384
1385
1386
1387
1388
1389
1390
1391
1392
1393
1394
1395
1396
1397
1398
1399
1400
1401
1402
1403
1404
1405
1406
1407
1408
1409
1410
1411
1412
1413
1414
1415
1416
1417
1418
1419
1420
1421
1422
1423
1424
1425
1426
1427
1428
1429
1430
1431
1432
1433
1434
1435
1436
1437
1438
1439
1440
1441
1442
1443
1444
1445
1446
1447
1448
1449
1450
1451
1452
1453
1454
1455
1456
1457
1458
1459
1460
1461
1462
1463
1464
1465
1466
1467
1468
1469
1470
1471
1472
1473
1474
1475
1476
1477
1478
1479
1480
1481
1482
1483
1484
1485
1486
1487
1488
1489
1490
1491
1492
1493
1494
1495
1496
1497
1498
1499
1500
1501
1502
1503
1504
1505
1506
1507
1508
1509
1510
1511
1512
1513
1514
1515
1516
1517
1518
1519
1520
1521
1522
1523
1524
1525
1526
1527
1528
1529
1530
1531
1532
1533
1534
1535
1536
1537
1538
1539
1540
1541
1542
1543
1544
1545
1546
1547
1548
1549
1550
1551
1552
1553
1554
1555
1556
1557
1558
1559
1560
1561
1562
1563
1564
1565
1566
1567
1568
1569
1570
1571
1572
1573
1574
1575
1576
1577
1578
1579
1580
1581
1582
1583
1584
1585
1586
1587
1588
1589
1590
1591
1592
1593
1594
1595
1596
1597
1598
1599
1600
1601
1602
1603
1604
1605
1606
1607
1608
1609
1610
1611
1612
1613
1614
1615
1616
1617
1618
1619
1620
1621
1622
1623
1624
1625
1626
1627
1628
1629
1630
1631
1632
1633
1634
1635
1636
1637
1638
1639
1640
1641
1642
1643
1644
1645
1646
1647
1648
1649
1650
1651
1652
1653
1654
1655
1656
1657
1658
1659
1660
1661
1662
1663
1664
1665
1666
1667
1668
1669
1670
1671
1672
1673
1674
1675
1676
1677
1678
1679
1680
1681
1682
1683
1684
1685
1686
1687
1688
1689
1690
1691
1692
1693
1694
1695
1696
1697
1698
1699
1700
1701
1702
1703
1704
1705
1706
1707
1708
1709
1710
1711
1712
1713
1714
1715
1716
1717
1718
1719
1720
1721
1722
1723
1724
1725
1726
1727
1728
1729
1730
1731
1732
1733
1734
1735
1736
1737
1738
1739
1740
1741
1742
1743
1744
1745
1746
1747
1748
1749
1750
1751
1752
1753
1754
1755
1756
1757
1758
1759
1760
1761
1762
1763
1764
1765
1766
1767
1768
1769
1770
1771
1772
1773
1774
1775
1776
1777
1778
1779
1780
1781
1782
1783
1784
1785
1786
1787
1788
1789
1790
1791
1792
1793
1794
1795
1796
1797
1798
1799
1800
1801
1802
1803
1804
1805
1806
1807
1808
1809
1810
1811
1812
1813
1814
1815
1816
1817
1818
1819
1820
1821
1822
1823
1824
1825
1826
1827
1828
1829
1830
1831
1832
1833
1834
1835
1836
1837
1838
1839
1840
1841
1842
1843
1844
1845
1846
1847
1848
1849
1850
1851
1852
1853
1854
1855
1856
1857
1858
1859
1860
1861
1862
1863
1864
1865
1866
1867
1868
1869
1870
1871
1872
1873
1874
1875
1876
1877
1878
1879
1880
1881
1882
1883
1884
1885
1886
1887
1888
1889
1890
1891
1892
1893
1894
1895
1896
1897
1898
1899
1900
1901
1902
1903
1904
1905
1906
1907
1908
1909
1910
1911
1912
1913
1914
1915
1916
1917
1918
1919
1920
1921
1922
1923
1924
1925
1926
1927
1928
1929
1930
1931
1932
1933
1934
1935
1936
1937
1938
1939
1940
1941
1942
1943
1944
1945
1946
1947
1948
1949
1950
1951
1952
1953
1954
1955
1956
1957
1958
1959
1960
1961
1962
1963
1964
1965
1966
1967
1968
1969
1970
1971
1972
1973
1974
1975
1976
1977
1978
1979
1980
1981
1982
1983
1984
1985
1986
1987
1988
1989
1990
1991
1992
1993
1994
1995
1996
1997
1998
1999
2000
2001
2002
2003
2004
2005
2006
2007
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016
2017
2018
2019
2020
2021
2022
2023
2024
2025
2026
2027
2028
2029
2030
2031
2032
2033
2034
2035
2036
2037
2038
2039
2040
2041
2042
2043
2044
2045
2046
2047
2048
2049
2050
2051
2052
2053
2054
2055
2056
2057
2058
2059
2060
2061
2062
2063
2064
2065
2066
2067
2068
2069
2070
2071
2072
2073
2074
2075
2076
2077
2078
2079
2080
2081
2082
2083
2084
2085
2086
2087
2088
2089
2090
2091
2092
2093
2094
2095
2096
2097
2098
2099
2100
2101
2102
2103
2104
2105
2106
2107
2108
2109
2110
2111
2112
2113
2114
2115
2116
2117
2118
2119
2120
2121
2122
2123
2124
2125
2126
2127
2128
2129
2130
2131
2132
2133
2134
2135
2136
2137
2138
2139
2140
2141
2142
2143
2144
2145
2146
2147
2148
2149
2150
2151
2152
2153
2154
2155
2156
2157
2158
2159
2160
2161
2162
2163
2164
2165
2166
2167
2168
2169
2170
2171
2172
2173
2174
2175
2176
2177
2178
2179
2180
2181
2182
2183
2184
2185
2186
2187
2188
2189
2190
2191
2192
2193
2194
2195
2196
2197
2198
2199
2200
2201
2202
2203
2204
2205
2206
2207
2208
2209
2210
2211
2212
2213
2214
2215
2216
2217
2218
2219
2220
2221
2222
2223
2224
2225
2226
2227
2228
2229
2230
2231
2232
2233
2234
2235
2236
2237
2238
2239
2240
2241
2242
2243
2244
2245
2246
2247
2248
2249
2250
2251
2252
2253
2254
2255
2256
2257
2258
2259
2260
2261
2262
2263
2264
2265
2266
2267
2268
2269
2270
2271
2272
2273
2274
2275
2276
2277
2278
2279
2280
2281
2282
2283
2284
2285
2286
2287
2288
2289
2290
2291
2292
2293
2294
2295
2296
2297
2298
2299
2300
2301
2302
2303
2304
2305
2306
2307
2308
2309
2310
2311
2312
2313
2314
2315
2316
2317
2318
2319
2320
2321
2322
2323
2324
2325
2326
2327
2328
2329
2330
2331
2332
2333
2334
2335
2336
2337
2338
2339
2340
2341
2342
2343
2344
2345
2346
2347
2348
2349
2350
2351
2352
2353
2354
2355
2356
2357
2358
2359
2360
2361
2362
2363
2364
2365
2366
2367
2368
2369
2370
2371
2372
2373
2374
2375
2376
2377
2378
2379
2380
2381
2382
2383
2384
2385
2386
2387
2388
2389
2390
2391
2392
2393
2394
2395
2396
2397
2398
2399
2400
2401
2402
2403
2404
2405
2406
2407
2408
2409
2410
2411
2412
2413
2414
2415
2416
2417
2418
2419
2420
2421
2422
2423
2424
2425
2426
2427
2428
2429
2430
2431
2432
2433
2434
2435
2436
2437
2438
2439
2440
2441
2442
2443
2444
2445
2446
2447
2448
2449
2450
2451
2452
2453
2454
2455
2456
2457
2458
2459
2460
2461
2462
2463
2464
2465
2466
2467
2468
2469
2470
2471
2472
2473
2474
2475
2476
2477
2478
2479
2480
2481
2482
2483
2484
2485
2486
2487
2488
2489
2490
2491
2492
2493
2494
2495
2496
2497
2498
2499
2500
2501
2502
2503
2504
2505
2506
2507
2508
2509
2510
2511
2512
2513
2514
2515
2516
2517
2518
2519
2520
2521
2522
2523
2524
2525
2526
2527
2528
2529
2530
2531
2532
2533
2534
2535
2536
2537
2538
2539
2540
2541
2542
2543
2544
2545
2546
2547
2548
2549
2550
2551
2552
2553
2554
2555
2556
2557
2558
2559
2560
2561
2562
2563
2564
2565
2566
2567
2568
2569
2570
2571
2572
2573
2574
2575
2576
2577
2578
2579
2580
2581
2582
2583
2584
2585
2586
2587
2588
2589
2590
2591
2592
2593
2594
2595
2596
2597
2598
2599
2600
2601
2602
2603
2604
2605
2606
2607
2608
2609
2610
2611
2612
2613
2614
2615
2616
2617
2618
2619
2620
2621
2622
2623
2624
2625
2626
2627
2628
2629
2630
2631
2632
2633
2634
2635
2636
2637
2638
2639
2640
2641
2642
2643
2644
2645
2646
2647
2648
2649
2650
2651
2652
2653
2654
2655
2656
2657
2658
2659
2660
2661
2662
2663
2664
2665
2666
2667
2668
2669
2670
2671
2672
2673
2674
2675
2676
2677
2678
2679
2680
2681
2682
2683
2684
2685
2686
2687
2688
2689
2690
2691
2692
2693
2694
2695
2696
2697
2698
2699
2700
2701
2702
2703
2704
2705
2706
2707
2708
2709
2710
2711
2712
2713
2714
2715
2
```

## 2) JavaScript

JavaScript เป็นส่วนเสริม หรือฟังก์ชันในการออกแบบเว็บแอปพลิเคชันหรือเว็บไซต์ ซึ่งภาษาคอมพิวเตอร์หลักในการออกแบบเว็บแอปพลิเคชันยังคงคือ HTML โดยที่ภาษา JavaScript มีเพื่อสร้างกราฟิกเคลื่อนไหวให้เว็บแอปพลิเคชันตอบสนองต่อการใช้งานของผู้ใช้งาน

### 2.4.2.2 Back-End

Back-End คือ ส่วนประมวลผลจัดการข้อมูลก่อนนำข้อมูลสู่ส่วน Front-End ภาษาคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานได้แก่

#### 1) PHP (PHP Hypertext Preprocessor)

เมื่อใช้งานในการประมวลผล เชื่อมต่อกับฐานข้อมูล รูปแบบคำสั่งจะต้องอาศัยตัวแปรชุดคำสั่ง และคำสั่งจะถูกเก็บไว้ในสคริปต์ จึงถือได้ว่า PHP เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ที่เป็นประเภทภาษาสคริปต์ (Scripting Language) ที่มีเพื่อใช้งานร่วมกับภาษา HTML ให้เว็บแอปพลิเคชันหรือเว็บไซต์มีการโต้ตอบกับผู้ใช้ (Dynamic Web Pages)

#### 2) SQL (Structured Query Language)

SQL ใช้ในการบริหารจัดการและเชื่อมต่องานข้อมูลในฐานข้อมูล และเป็นภาษามาตรฐานกลางในระบบฐานข้อมูล ANSI (American National Standard Institute)

## 2.5 ทฤษฎีทางสถิติที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบอุปกรณ์

### 2.5.1 ค่าความคลาดเคลื่อนของการทดสอบ

การทดลองหรือทดสอบ มักต้องทำการทดลองซ้ำ ๆ หลายครั้งเพื่อความเที่ยงตรงของผลการทดลอง เพื่อลดความคลาดเคลื่อนให้น้อยที่สุด ความคลาดเคลื่อนของผลการทดลองสามารถแบ่งได้ 3 แบบ ได้แก่ ความคลาดเคลื่อนจากผู้ทดสอบ (Human Error) ความคลาดเคลื่อนเชิงระบบ (Systematic Error) และความคลาดเคลื่อนเชิงสถิติ (Statistical Error) ซึ่งทั้ง 3 แบบ มีรายละเอียดดังนี้

#### 1) ความคลาดเคลื่อนจากผู้ทดสอบ (Human Error)

เป็นความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากความบกพร่องของผู้ทดสอบ หรือเรียกว่าความคลาดเคลื่อนเชิงบุคคล (Personal Errors) ที่สามารถควบคุมได้โดยการทำงานอย่างระมัดระวังในการทดสอบและอ่านค่า

#### 2) ความคลาดเคลื่อนเชิงระบบ (Systematic Error)

เป็นความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากอุปกรณ์เองหรือเครื่องมือที่ใช้ งานในการทดสอบ ดังนั้นเมื่อเลือกใช้งานอุปกรณ์หรือเครื่องมือจึงต้องคำนึงถึงความแม่นยำ (Precision) ความถูกต้อง (Accuracy) และความไว (Sensitivity) ของอุปกรณ์และเครื่องมือที่นำมาใช้ทดสอบ

#### 3) ความคลาดเคลื่อนเชิงสถิติ (Statistical Error)

เป็นความคลาดเคลื่อนที่ไม่สามารถควบคุมได้ จึงสามารถเรียกได้ว่าเป็นความคลาดเคลื่อนแบบสุ่ม (Random Error) แม้ว่าจะทดสอบหลายครั้งแต่ผลการทดสอบที่ได้ไม่เท่ากันแต่อยู่ในช่วงหรือมีแนวโน้มในทิศทางเดียวกัน จึงต้องใช้การวิเคราะห์เชิงสถิติ (Statistical Analysis)

ในการทดสอบส่วนใหญ่ความคลาดเคลื่อนเชิงสถิติที่ไม่สามารถควบคุมได้จึงต้องทำการทดสอบซ้ำ ๆ ให้มากพอต่อการนำไปวิเคราะห์เชิงสถิติ แม้ว่าผลการทดสอบจะได้ค่าที่ไม่ใช่ค่าเดียวกันแต่มีแนวโน้มไปทิศทางเดียวกัน โดยวิธีการเชิงสถิติสามารถหาตัวแทนชุดค่าผลลัพธ์ คือค่าเฉลี่ย และค่าความคลาดเคลื่อนเชิงสถิติ คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จึงกล่าวได้ว่าค่าผลลัพธ์ที่ดีที่สุดของชุดข้อมูลผลการทดสอบ คือ ค่าเฉลี่ย  $\pm$  ความคลาดเคลื่อน โดยมีสูตรการคำนวณดังนี้

สูตรค่าเฉลี่ย (Mean :  $\bar{X}$ )

$$\bar{X} = \frac{\sum Xi}{N} \quad (2.2)$$

ตัวแปรมีรายละเอียดได้ดังนี้  $\bar{X}$  คือ ค่าเฉลี่ย  
 $Xi$  คือ ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ  
 $N$  คือ จำนวนครั้งของการวัด

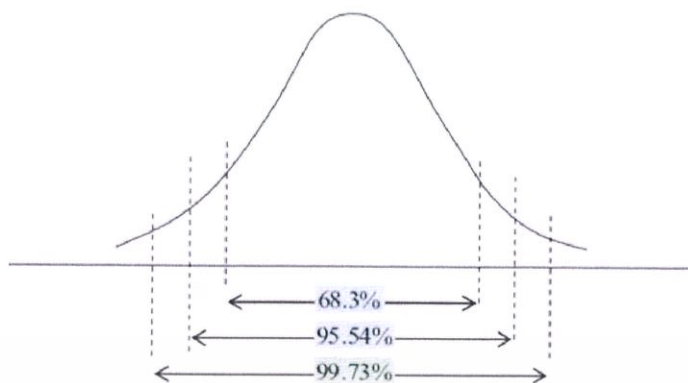
สมการส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation :  $\delta$ )

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum (Xi - \bar{X})^2}{N-1}} \quad (2.3)$$

ตัวแปรมีรายละเอียดได้ดังนี้  $\delta$  คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน  
 $\bar{X}$  คือ ค่าเฉลี่ย  
 $Xi$  คือ ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ  
 $N$  คือ จำนวนครั้งของการวัด

จากสมการที่ 2.3 ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สามารถบอกความคลาดเคลื่อนและความแม่นยำของการทดสอบ ถ้า  $\delta$  มีค่าน้อยแสดงว่ามีความคลาดเคลื่อนน้อยและความแม่นยำสูงใกล้เคียง  $\bar{X}$  เช่นเดียวกัน ถ้าหากมี  $\delta$  มีค่ามากแสดงว่ามีความคลาดเคลื่อนสูงและความแม่นยำต่ำ มีการกระจายจาก  $\bar{X}$  มาก

ทฤษฎีความน่าจะเป็น (Probability Theory) ได้กำหนดให้ 68.3% ของชุดข้อมูลผลลัพธ์การทดสอบอยู่ในช่วง  $\bar{X} \pm \delta$  95.54% ของชุดข้อมูลผลลัพธ์การทดสอบอยู่ในช่วง  $\bar{X} \pm 2\delta$  และ 99.73% ของชุดข้อมูลผลลัพธ์การทดสอบอยู่ในช่วง  $\bar{X} \pm 3\delta$  ซึ่งจะทำการกราฟข้อมูลผลลัพธ์เป็นไปดังรูปที่ 2.25 กราฟแสดงลักษณะชุดข้อมูลที่มีการกระจายแบบปกติ (Normal Distribution)



รูปที่ 2.25 กราฟแสดงลักษณะชุดข้อมูลที่มีการกระจายแบบปกติ

ดังนั้นการทดสอบค่าจึงจำเป็นต้องทดสอบจำนวน  $N$  ครั้ง เพื่อให้การกระจายตัวของข้อมูลเป็นแบบปกติ (Normal Distribution) และค่าที่เป็นตัวแทนผลลัพธ์ที่ดีที่สุดคือ  $\bar{X} \pm \delta$

### 2.5.2 การคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนจากการทดสอบ

ค่าความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ (Absolute Error)

$$\text{Absolute error} = |X_{mea} - X_t| \quad (2.4)$$

ค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ (Relative Error)

$$\%Error = \left| \frac{X_{mea} - X_t}{X_t} \right| \times 100 \quad (2.5)$$

ตัวแปรมีรายละเอียดได้ดังนี้

$X_{mea}$  คือ ค่าที่ได้จากการวัด

$X_t$  คือ ค่าที่ได้จากการทดลอง

### 2.5.3 การประเมินค่าความผิดพลาดจากผลการทดสอบ

การประเมินค่าความผิดพลาดจากผลการทดสอบ สามารถประเมินประสิทธิภาพของการทดสอบและแนวโน้มทั้งหมดของข้อมูล ซึ่งคำนวณจากค่าที่ได้จากการทดสอบเปรียบเทียบกับค่าจริง โดยมีวิธีการคำนวณ 4 วิธีแสดงดังสมการที่ 2.6 ถึง 2.9

โดยกำหนดให้ตัวแปร

a คือ ค่าข้อมูลที่แท้จริง

y คือ ค่าผลลัพธ์ที่ได้จากการทดสอบ

n คือ จำนวนการทดสอบ

ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Mean Square Error : MSE)

$$MSE = \frac{(a_1 - y_1)^2 + \dots + (a_n - y_n)^2}{n} \quad (2.6)$$

รากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE)

$$RMSE = \sqrt{\frac{(a_1 - y_1)^2 + \dots + (a_n - y_n)^2}{n}} \quad (2.7)$$

ค่าเฉลี่ยของค่าเบี่ยงเบนสัมบูรณ์ (Mean Absolute Deviation : MAD)

$$MAD = \left| \frac{(a_1 - y_1) + \dots + (a_n - y_n)}{n} \right| \quad (2.8)$$

ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE)

$$MAPE = \frac{100}{n} \left| \frac{(a_1 - y_1) + \dots + (a_n - y_n)}{n} \right| \quad (2.9)$$

## 2.6 การสอบเทียบเครื่องมือแพทย์ในโรงพยาบาล

การสอบเทียบเครื่องมือหรืออุปกรณ์ คือ การวัดและตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของอุปกรณ์เครื่องมือต่าง ๆ เมื่อเทียบกับอุปกรณ์เครื่องมือมาตรฐาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งอุปกรณ์ เครื่องมือทางการแพทย์ ที่จำเป็นต้องสอบเทียบเครื่องมือในโรงพยาบาลเพื่อบำรุงรักษามาตรฐาน และคุณภาพในการตรวจวัด

### 2.6.1 การแบ่งประเภทเครื่องมือแพทย์

การแบ่งประเภทเครื่องมือแพทย์ตามการใช้งาน เพื่อวิเคราะห์ค่าความไม่แน่นอนหรือ ค่าความคลาดเคลื่อนของเครื่องมือแพทย์ที่ยอมรับได้ในแต่ละประเภท ซึ่งแบ่งได้ 3 ประเภท ดังนี้

#### 1) ประเภทความเสี่ยงสูง

เครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในการรักษา และเมื่อเกิดเหตุการณ์ร้ายแรงหรือเกิดข้อผิดพลาด แพทย์และพยาบาลไม่สามารถเข้าไปช่วยเหลือแก้ไขได้ทันที ซึ่งอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับอันตราย เช่น เครื่องให้ยาสลบ เป็นต้น

#### 2) ประเภทความเสี่ยงกลาง

เครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในการรักษา และเมื่อเกิดข้อผิดพลาดแพทย์และพยาบาลยังคง สามารถเข้าไปช่วยเหลือแก้ไขได้ก่อนที่ผู้ป่วยจะได้รับอันตราย เช่น เครื่องส่องตรวจ เป็นต้น

#### 3) ประเภทความเสี่ยงต่ำ

เครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในวิเคราะห์และวินิจฉัย ไม่มีผลกระทบทั้งทางตรงและทางอ้อม และ ถ้าหากเกิดข้อผิดพลาดสามารถทราบได้ทันที เช่น เครื่องชั่งน้ำหนัก เครื่องวัดความดันเลือด อุปกรณ์ วัดอุณหภูมิ เป็นต้น

### 2.6.2 มาตรฐานของผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม มอก.17025 (ISO/IEC 17025)

มาตรฐานของผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม มอก.17025 (ISO/IEC 17025) คือ ข้อกำหนดมาตรฐานของการปฏิบัติในการทดสอบและการดำเนินการสอบเทียบอุปกรณ์ อุตสาหกรรม ซึ่งรวมถึงอุปกรณ์ทางการแพทย์

อุปกรณ์เครื่องมือและผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมย่อมมีมาตรฐานมารองรับ เพื่อให้ผู้ใช้งานมีความมั่นใจกับอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ ว่ามีความเที่ยงตรงและเป็นที่ยอมรับได้ใน

ระดับสากล ซึ่งมาตรฐานที่เกี่ยวข้องกับระบบการตรวจวัดและติดตามอากาศผู้ป่วยอัตโนมัติ ได้แก่ มาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม มอก.17025 (ISO/IEC 17025)

ในการสอบเทียบอุปกรณ์เครื่องมือต่าง ๆ อาจเกิดความคลาดเคลื่อนได้จาก ปัจจัยภายนอกที่ควบคุมไม่ได้หรือเกินการควบคุม ซึ่งอาจเกิดจากผู้ทดลองหรือตัวอุปกรณ์สอบเทียบ ดังนั้นการบันทึกผลการสอบเทียบต้องมีการระบุค่าความไม่แน่นอนหรือค่าความคลาดเคลื่อน โดยผลของการสอบเทียบอุปกรณ์ที่ได้นั้นต้องเกิดจากการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการสอบเทียบอุปกรณ์ ในแนวทางประมาณค่าความไม่แน่นอนของการวัด จากวิธีการทดสอบที่เป็นที่รู้จักกันดี (Well Recognized Test Method) และผลลัพธ์ของความไม่แน่นอนนั้นต้องอยู่ในขอบเขตอย่างน้อย 95% หมายความว่าสามารถผิดพลาดได้มากที่สุด 5%



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.7 รหัสคิวอาร์ (QR Code)

รหัสคิวอาร์ (QR Code : Quick Response Code) คือ รูปแบบบาร์โค้ด เมทริกซ์ 2 มิติ มีรูปทรงสัญลักษณ์เป็นสี่เหลี่ยม ใช้หลักการเดียวกับบาร์โค้ดเมทริกซ์ 1 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 2.26 ที่ใช้สัญลักษณ์แทนข้อมูลต่าง ๆ เช่น ข้อความ, URLของเว็บไซต์, ราคาสินค้า เป็นต้น ซึ่งรูปแบบบาร์โค้ดเมทริกซ์ 2 มิติ มีความน่าเชื่อถือมากกว่าและสามารถเก็บข้อมูลได้เยอะกว่า 1 มิติ ดังรูปตัวอย่างที่ 2.27 ที่สามารถเก็บข้อมูลชนิดข้อความได้

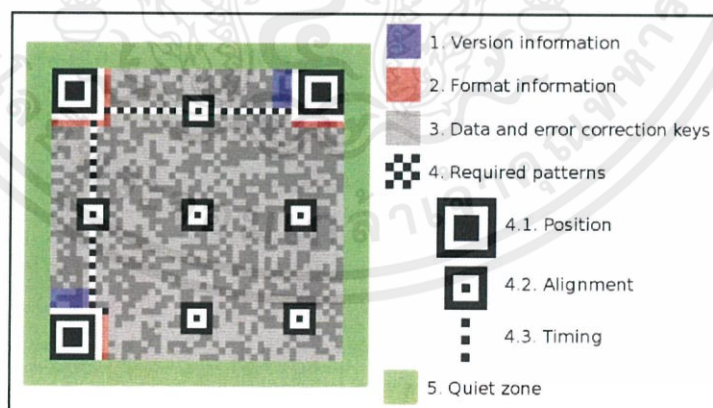


รูปที่ 2.26 เปรียบเทียบบาร์โค้ดเมทริกซ์ 1 มิติและ 2 มิติ

QR コードは漢字・かなを効率良く  
表現することができます。



รูปที่ 2.27 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลในรหัสคิวอาร์ที่สามารถเก็บข้อมูลชนิดข้อความ  
ส่วนประกอบของรหัสคิวอาร์



รูปที่ 2.28 ส่วนประกอบของรหัสคิวอาร์

รหัสคิวอาร์ มีส่วนประกอบ 5 ส่วน แสดงในรูปที่ 2.28 มีรายละเอียดดังนี้

- 1) Version Information : ส่วนที่ระบุเวอร์ชันของรหัสคิวอาร์
- 2) Format Information : ส่วนที่ระบุรูปแบบรหัสคิวอาร์ ถึงรูปแบบของ Mask Pattern และ Error Correction
- 3) Data and Error-Correction Area : ส่วนที่ระบุเกี่ยวกับรูปแบบการแก้ไขความผิดพลาดและข้อมูลที่เข้ารหัส
- 4) Position Detection Pattern : ส่วนที่ระบุตำแหน่งของรหัสคิวอาร์ เพื่อให้สามารถใช้กล้องตรวจจับการถอดรหัสได้ ไม่ว่าจะตั้งอยู่มุมใด
- 5) Alignment Pattern : ส่วนที่ใช้ลดความผิดเพี้ยนของรหัสคิวอาร์



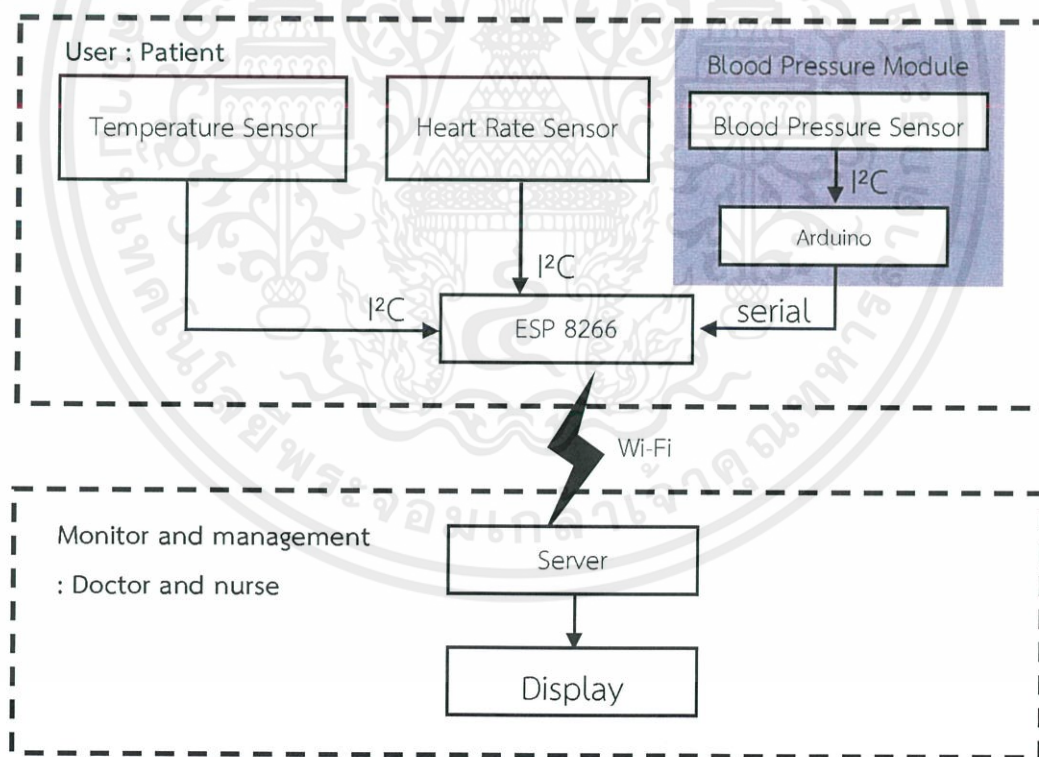
### บทที่ 3

#### การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

การศึกษาและออกแบบระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ สิ่งที่ต้องคำนึงถึง คือ ความเที่ยงตรงของค่าที่ตรวจวัด ซึ่งอยู่ภายใต้มาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนที่แพทย์และพยาบาลยอมรับได้ ความเหมาะสมต่อการใช้งานทั้งในส่วนอุปกรณ์ที่ติดตามอาการผู้ป่วยและส่วนแสดงผลให้แพทย์ พยาบาลวิเคราะห์ผ่านหน้าเว็บแอปพลิเคชัน มีรายละเอียดดังนี้

#### 3.1 การออกแบบ

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ ได้แบ่งส่วนการทำงานของระบบเป็น 2 ส่วนหลัก ดังรูปที่ 3.1 การทำงานโดยรวมของระบบ ประกอบไปด้วยส่วนแรก คือ ส่วนอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยหรือผู้ใช้งาน (User) ส่วนที่สอง คือ ส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามการตรวจวัดค่าอาการของผู้ป่วย (Monitor and management)



รูปที่ 3.1 การทำงานโดยรวมของระบบ

### 3.1.1 ส่วนอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย

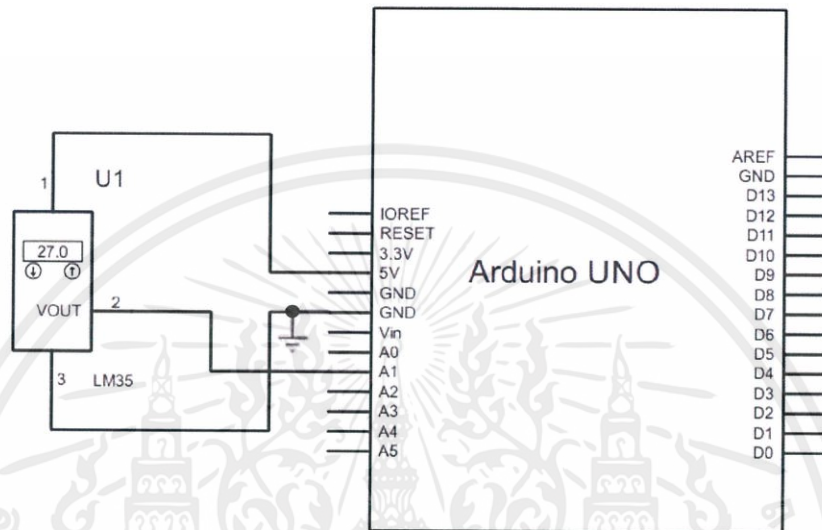
ส่วนของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย คือ ส่วนที่ต้องนำเซนเซอร์ไปติดกับร่างกายผู้ป่วย โดยใช้เซนเซอร์ตรวจวัดค่าอาการแต่ละค่า ในแต่ละตำแหน่งที่แตกต่างกันตามความเหมาะสมของคุณสมบัติของเซนเซอร์ จากรูปที่ 3.1 ในส่วนของผู้ใช้หรือผู้ป่วยนั้น ใช้เซนเซอร์วัดอุณหภูมิร่างกายและเซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจเป็นอุปกรณ์หลัก (Main Device) โดยมีอุปกรณ์วัดความดันเลือดเป็นอุปกรณ์เชื่อมต่อเสริม (Module Device) รวบรวมค่าดังกล่าวเป็นชุดข้อมูลของผู้ป่วย นั้น ๆ โดยใช้ ESP 8266 เป็นตัวประมวลผลหลัก ก่อนส่งค่าที่ได้ไปยังฐานข้อมูล (Database) โดยมีรายละเอียดของการออกแบบการใช้งานเซนเซอร์ต่าง ๆ และการออกแบบรูปลักษณะอุปกรณ์ ดังนี้

#### 3.1.1.1 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย

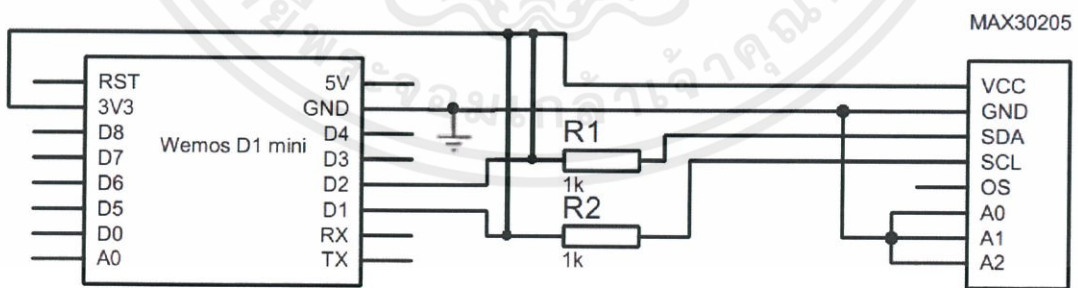
การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของเซนเซอร์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบอุปกรณ์เซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ โดยควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ ดังนี้

- 1) ตำแหน่งในการวัด
- 2) อุณหภูมิของสภาพแวดล้อมภายนอก
- 3) ช่วงอายุ

การทดลองศึกษาเซนเซอร์ที่เหมาะสมต่ออุณหภูมิร่างกาย ได้ทำการศึกษาจากเซนเซอร์ LM 35 และ MAX 30205 เทียบกับอุปกรณ์ Omron รุ่น mc-245 ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$  โดยวงจรที่ใช้ทำการทดลองแสดงดังรูปที่ 3.2 และ 3.3 ของ LM 35 และ MAX 30205 ตามลำดับ

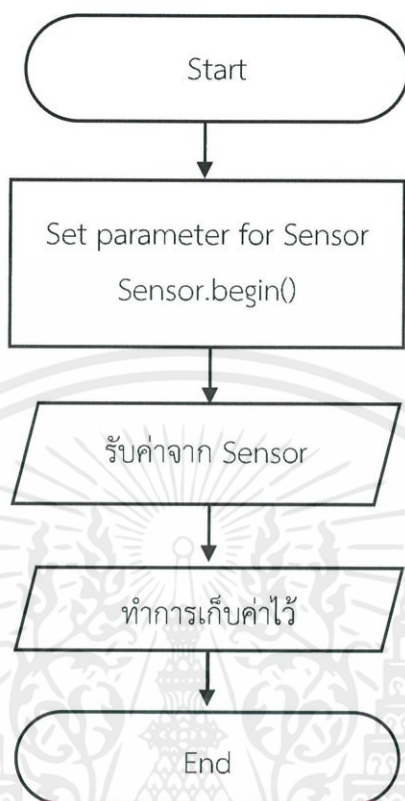


รูปที่ 3.2 วงจรการทดลองตรวจวัดอุณหภูมิของ LM 35



รูปที่ 3.3 วงจรการทดลองตรวจวัดอุณหภูมิของ MAX 30205

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



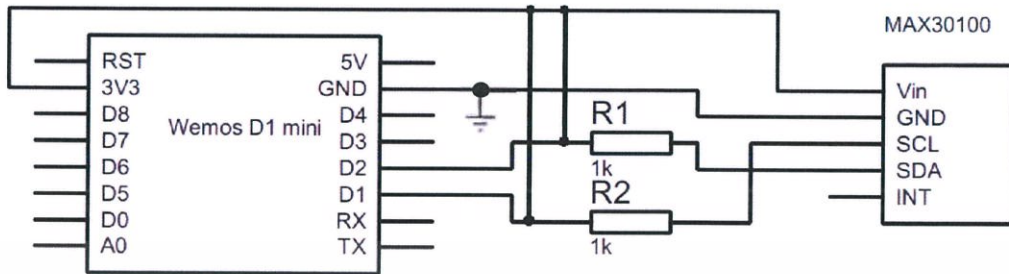
รูปที่ 3.4 แผนภาพการทำงานของส่วนตรวจวัดอุณหภูมิ

### 3.1.1.2 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

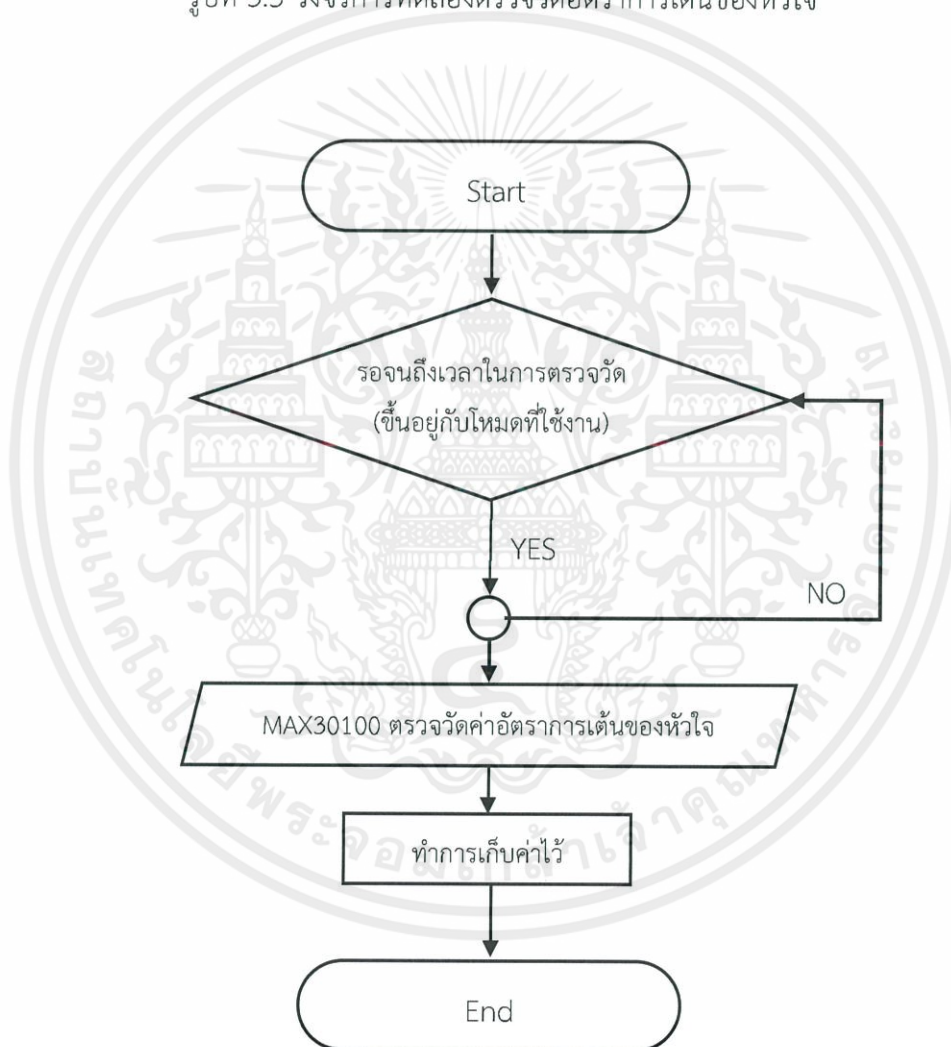
การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของเซนเซอร์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบอุปกรณ์เซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจกับอุปกรณ์มาตรฐาน โดยควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนี้

- 1) ตำแหน่งในการวัด
- 2) กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด
- 3) ช่วงอายุ
- 4) สภาพแวดล้อม

โดยวงจรที่ใช้ทำการทดลองแสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 วงจรการทดลองตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 3.6 แผนภาพการทำงานส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

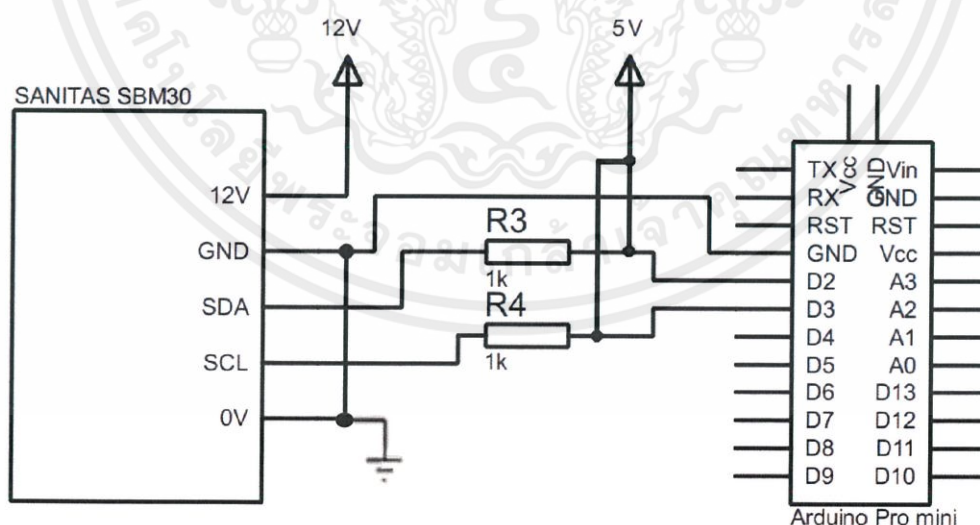
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.1.3 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด

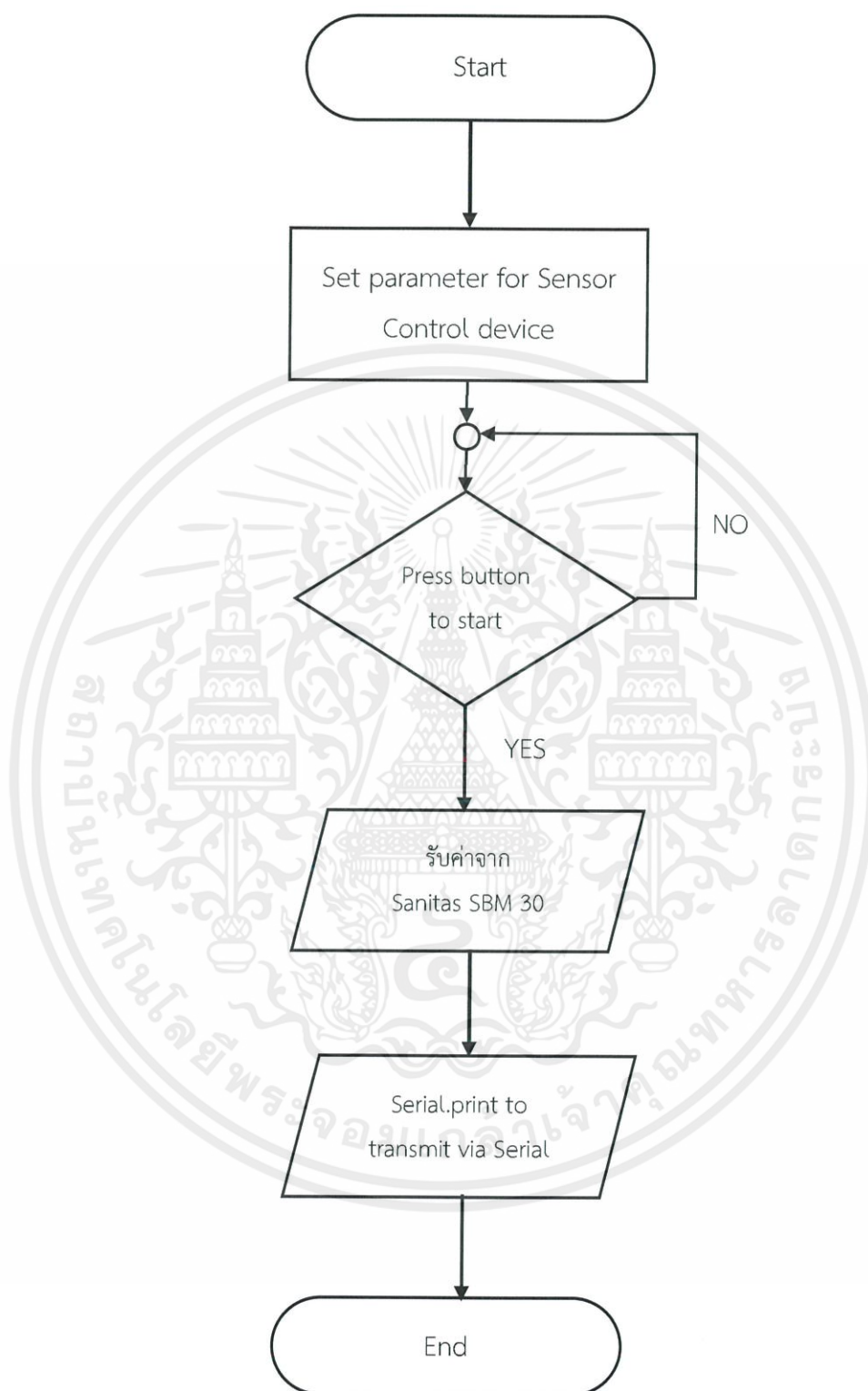
การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของอุปกรณ์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองและศึกษากระบวนการนำข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์มาใช้งาน กระบวนการวิเคราะห์และแสดงผล โดยเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้กับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานในโรงพยาบาลทั่วไป ซึ่งต้องทำการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการตรวจวัดความดันเลือด ดังนี้

- 1) กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด
- 2) อาหารที่กินก่อนตรวจวัด
- 3) ตำแหน่งที่ตรวจวัด
- 4) สภาพแวดล้อม
- 5) อายุ

การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด ทำการทดลอง 2 ขั้นตอน ได้แก่ การทดลองศึกษาการอ่านข้อมูลผ่านการสื่อสาร I<sup>2</sup>C ของอุปกรณ์ และการทดลองเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน โดยรูปวงจรการทดลองแสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 วงจรการทดลองของการศึกษาส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด

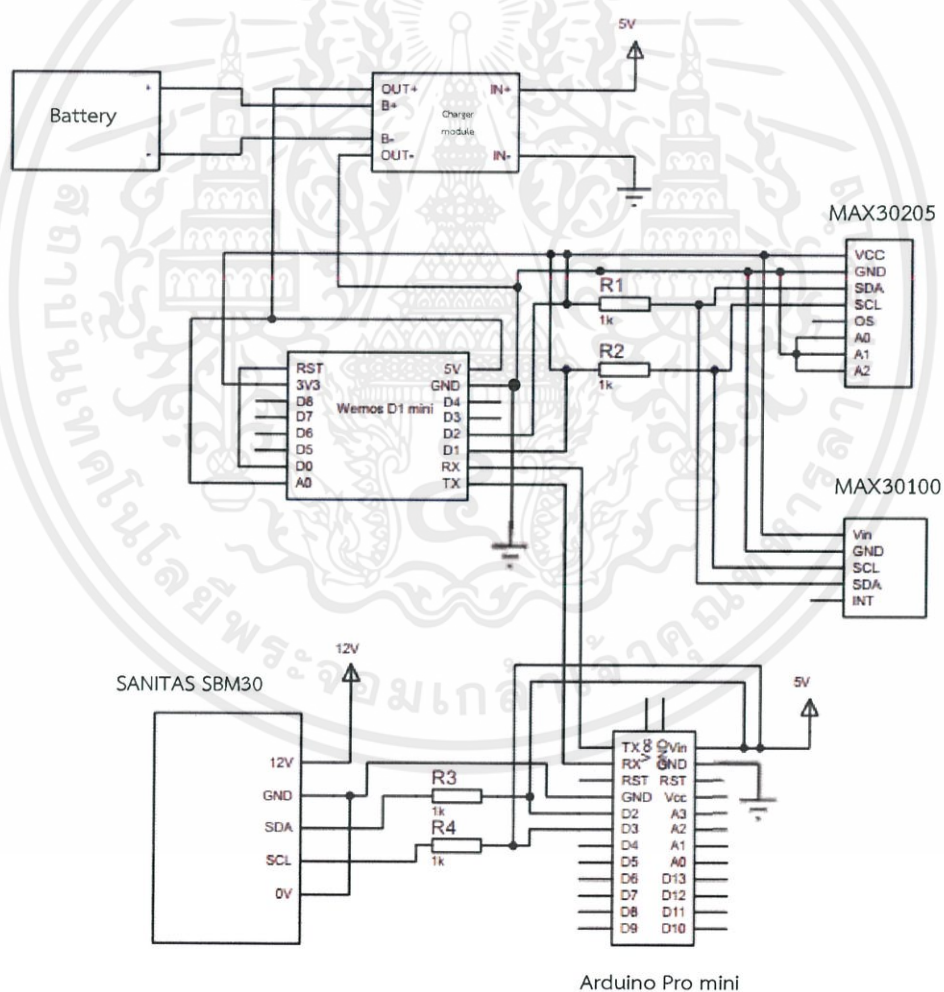


รูปที่ 3.8 แผนภาพการทำงานส่วนตรวจวัดความดันเลือด

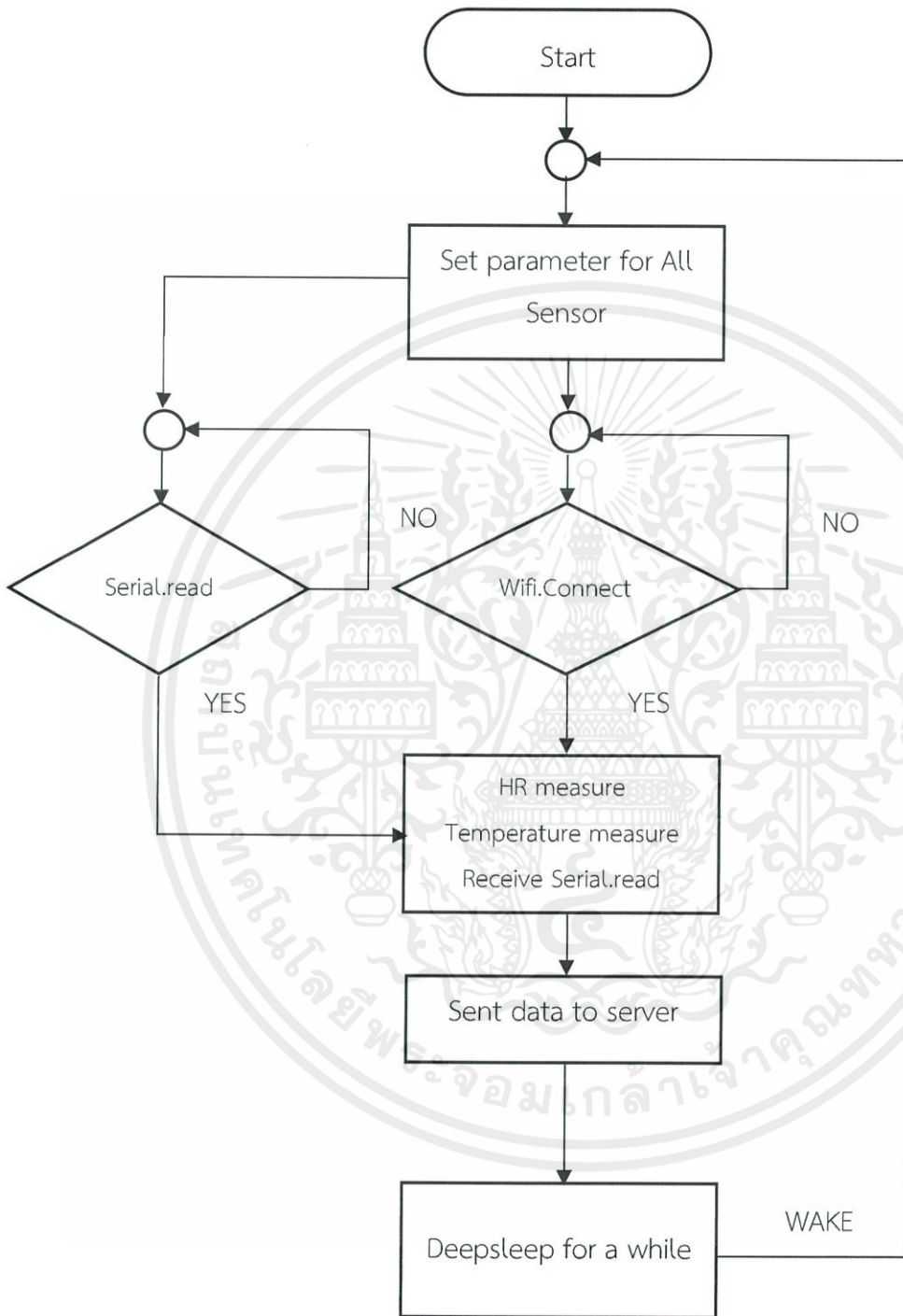
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.1.4 การออกแบบรูปปลั๊กชนิดโดยรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย

การออกแบบรูปปลั๊กชนิดโดยรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย ต้องคำนึงถึงตำแหน่งที่เซนเซอร์สามารถวัดค่าได้เที่ยงตรง ขนาดของอุปกรณ์ และขนาดแบตเตอรี่ เพื่อความเหมาะสมต่อการใช้งาน มีรายละเอียดการออกแบบวงจรรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยดังรูปที่ 3.9 ซึ่งมีรูปแบบการทำงานรวมถึงรูปแผนผังที่ 3.10 และรูปปลั๊กชนิดภายนอกของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก แสดงดังรูปที่ 3.11, 3.12, 3.13 และ 3.14 อุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ แสดงดังรูปที่ 3.15, 3.16, 3.17 และ 3.18

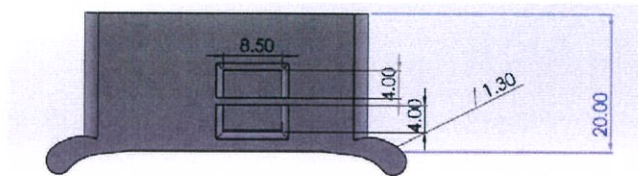


รูปที่ 3.9 วงจรรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย

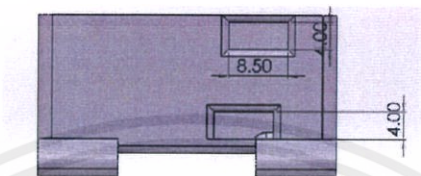


รูปที่ 3.10 แผนผังการทำงานรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย

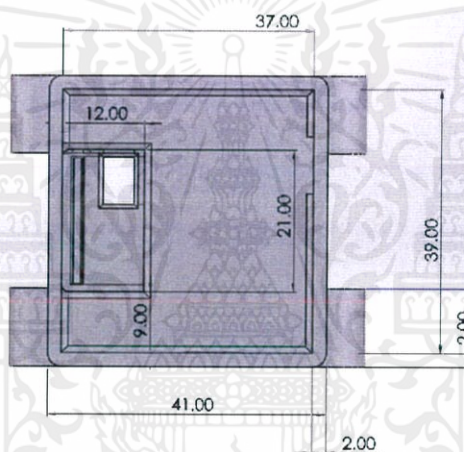
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



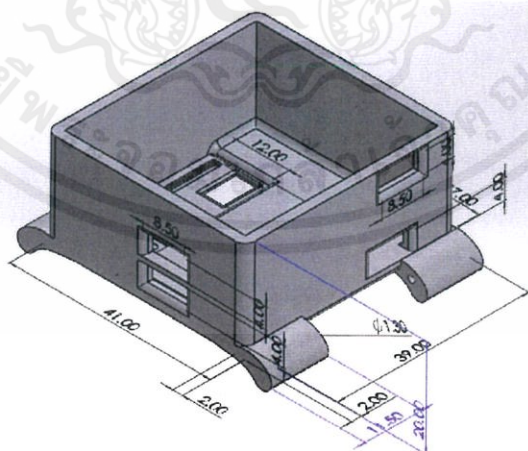
รูปที่ 3.11 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านหน้า



รูปที่ 3.12 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านข้าง

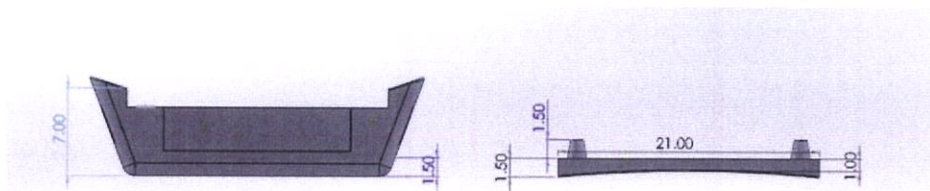


รูปที่ 3.13 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ด้านบน

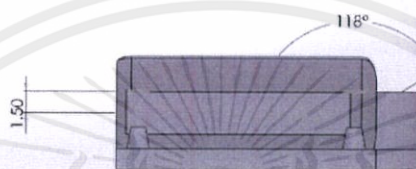


รูปที่ 3.14 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก 3D

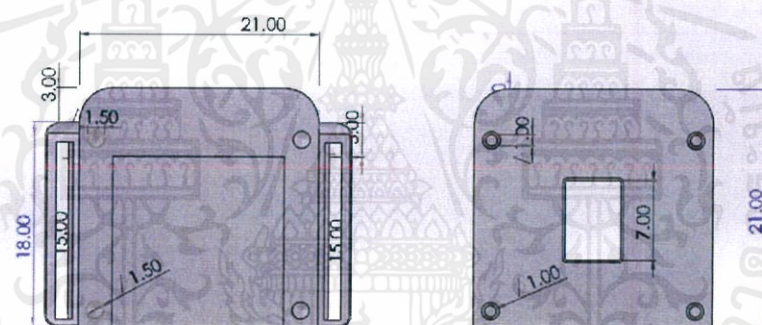
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



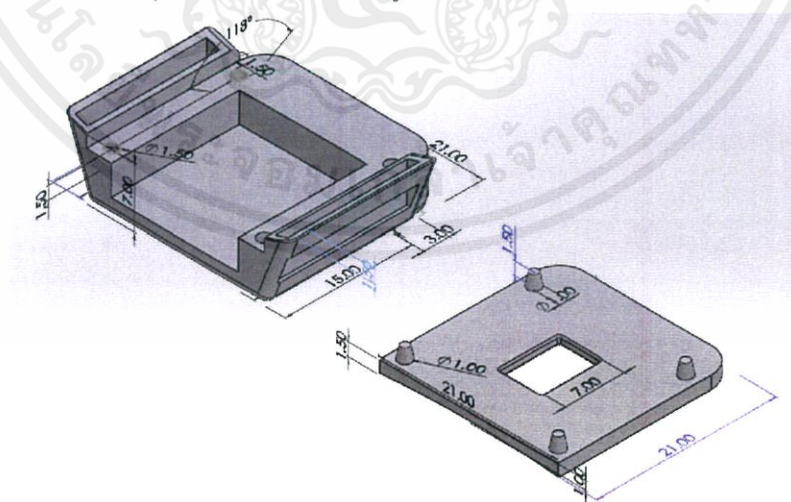
รูปที่ 3.15 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจด้านหน้า



รูปที่ 3.16 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจด้านข้าง

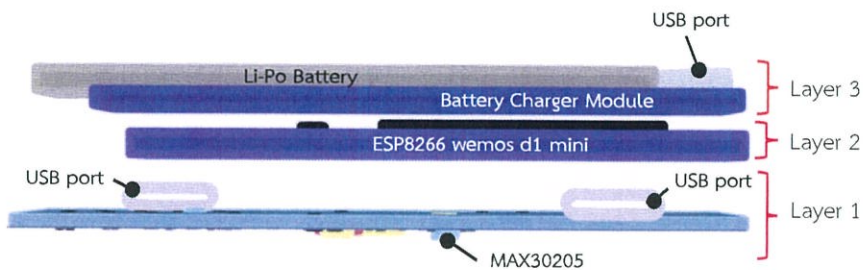


รูปที่ 3.17 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจด้านบน



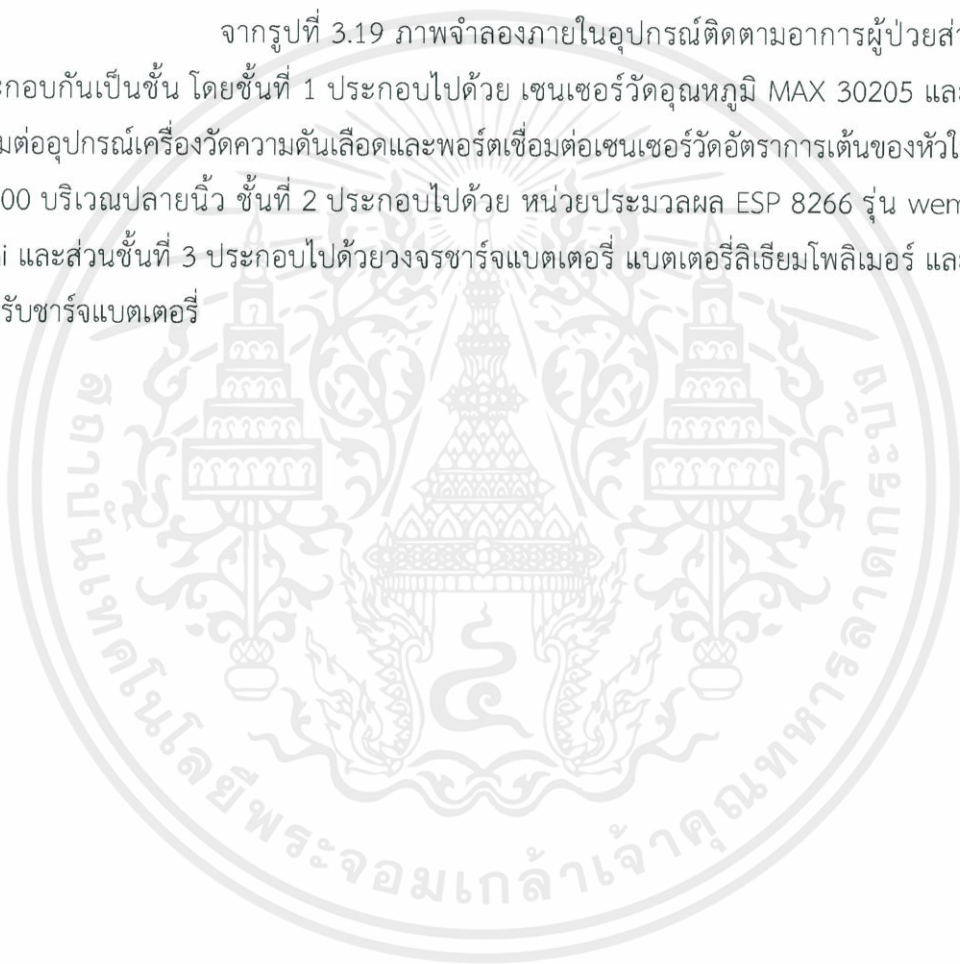
รูปที่ 3.18 ภาพจำลองอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ 3D

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 ภาพจำลองภายในอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก

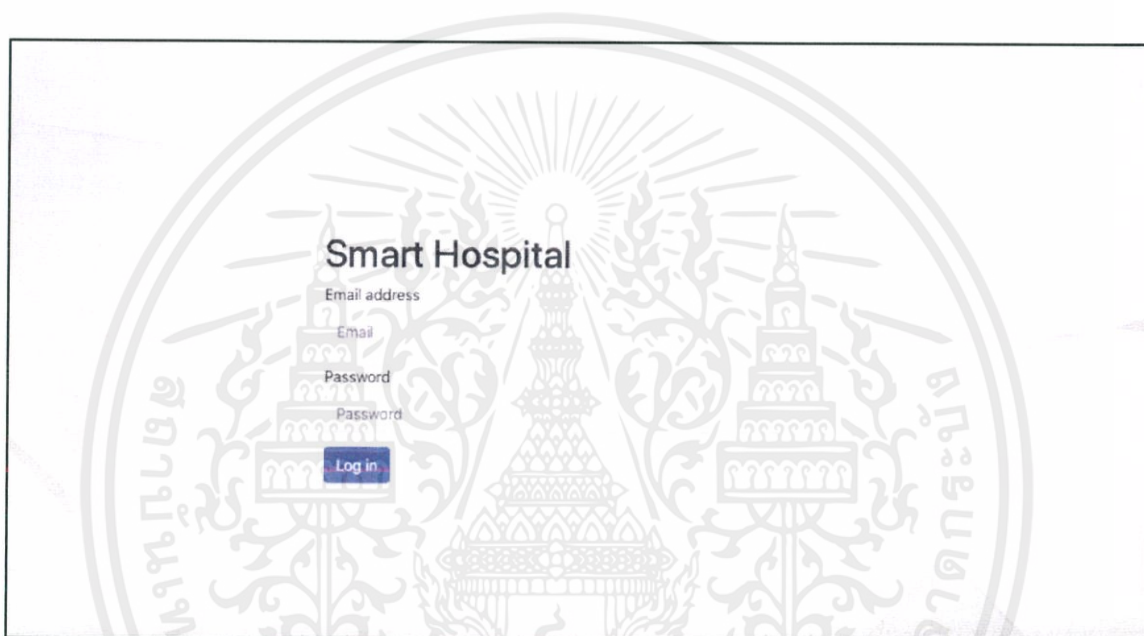
จากรูปที่ 3.19 ภาพจำลองภายในอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยส่วนหลัก ประกอบกันเป็นชั้น โดยชั้นที่ 1 ประกอบไปด้วย เซนเซอร์วัดอุณหภูมิ MAX 30205 และพอร์ตเชื่อมต่ออุปกรณ์เครื่องวัดความดันเลือดและพอร์ตเชื่อมต่อเซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ MAX 30100 บริเวณปลายนิ้ว ชั้นที่ 2 ประกอบไปด้วย หน่วยประมวลผล ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini และส่วนชั้นที่ 3 ประกอบไปด้วยวงจรชาร์จแบตเตอรี่ แบตเตอรี่ลิเธียมโพลิเมอร์ และพอร์ตสำหรับชาร์จแบตเตอรี่



### 3.1.2 ส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามอาการผู้ป่วย

การออกแบบส่วนแสดงผลสำหรับแพทย์และพยาบาลบริหารจัดการอุปกรณ์ และติดตามอาการผู้ป่วย ได้มีการออกแบบการแสดงผลบนเว็บแอปพลิเคชัน เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานกรอกประวัติผู้ป่วยและติดตามอาการของผู้ป่วยหลาย ๆ เคสในเวลาเดียวกัน โดยมีรายละเอียด ดังนี้

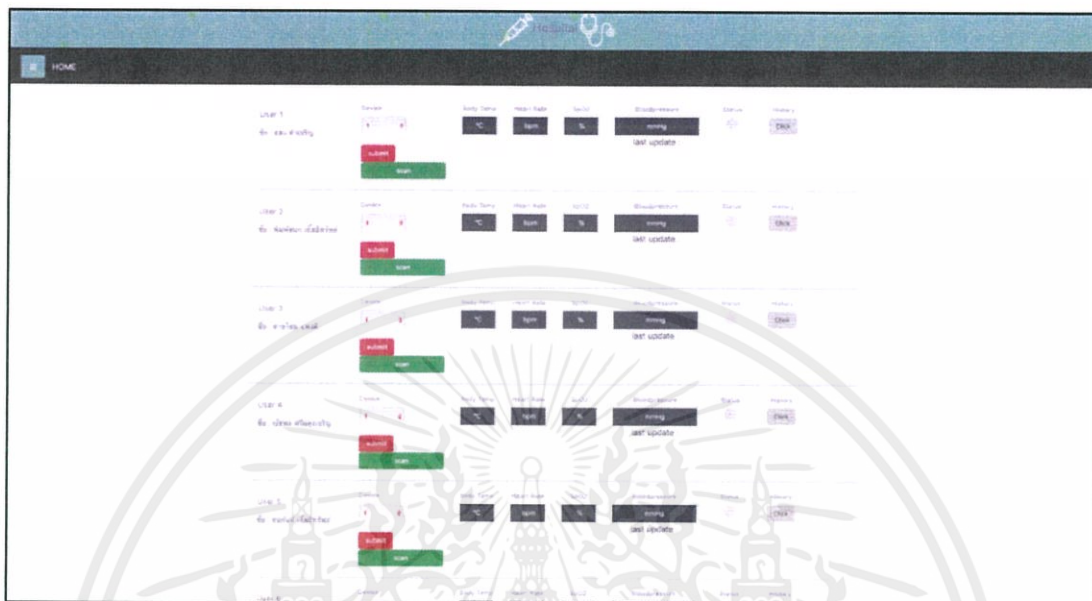
#### 3.1.2.1 การออกแบบหน้าล็อกอิน



รูปที่ 3.20 การออกแบบหน้าล็อกอินเพื่อเข้าสู่ระบบ

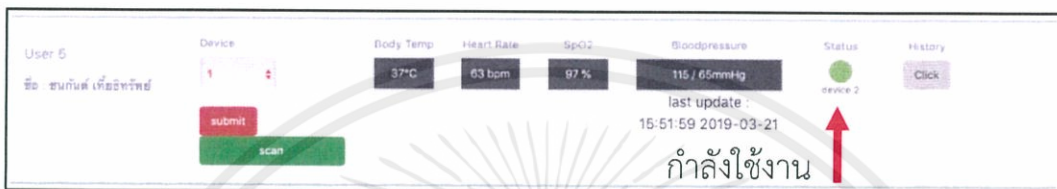
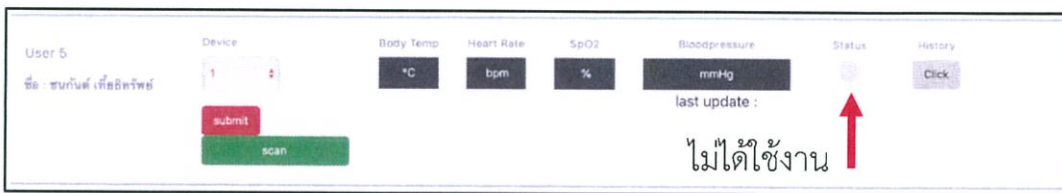
จากรูปที่ 3.20 การออกแบบหน้าล็อกอินเพื่อเข้าสู่ระบบ การออกแบบหน้าล็อกอินสำหรับแพทย์และพยาบาล ซึ่งต้องกรอกอีเมล (e-mail) และรหัสผ่าน (password) ที่ได้ลงทะเบียนไว้ก่อนอยู่แล้ว เมื่อกรอกอีเมลและรหัสผ่านถูกต้องตามที่ลงทะเบียนไว้ จะเข้าสู่หน้าหลักของระบบ และหากกรอกผิดจะไม่อนุญาตให้เข้าสู่หน้าหลักได้

### 3.1.2.2 การออกแบบหน้าหลักของระบบ

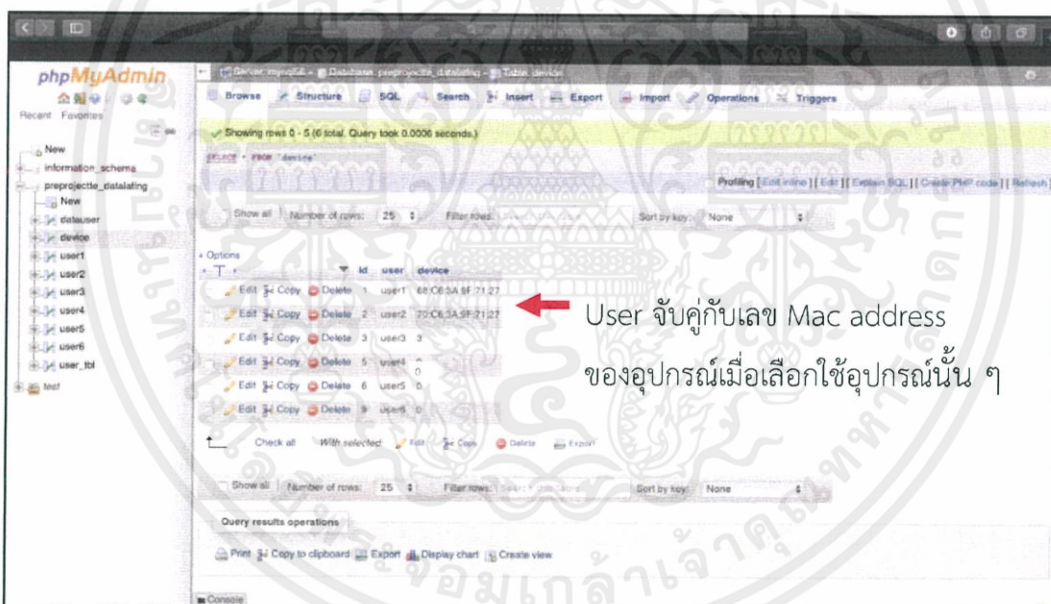


รูปที่ 3.21 การออกแบบหน้าหลักของระบบ

จากรูปที่ 3.21 แสดงหน้าหลักของระบบเมื่อทำกรอกอีเมลและรหัสผ่านถูกต้องแล้ว โดยหน้าต่างจะแสดงชุดข้อมูลของแต่ละผู้ป่วยที่กำลังติดตามอาการ ชุดข้อมูล 1 ชุดประกอบไปด้วยชื่อผู้ป่วย ข้อมูลค่าที่วัดได้จากเซนเซอร์ สถานะใช้งานของอุปกรณ์ ได้แก่ กำลังเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ ไม่ได้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์และเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ ฟังก์ชันแสดงสถานะแบตเตอรี่และฟังก์ชันในการดูประวัติอาการย้อนหลัง



รูปที่ 3.22 สถานะของอุปกรณ์ เมื่อกำลังใช้งานและไม่ได้ใช้งาน

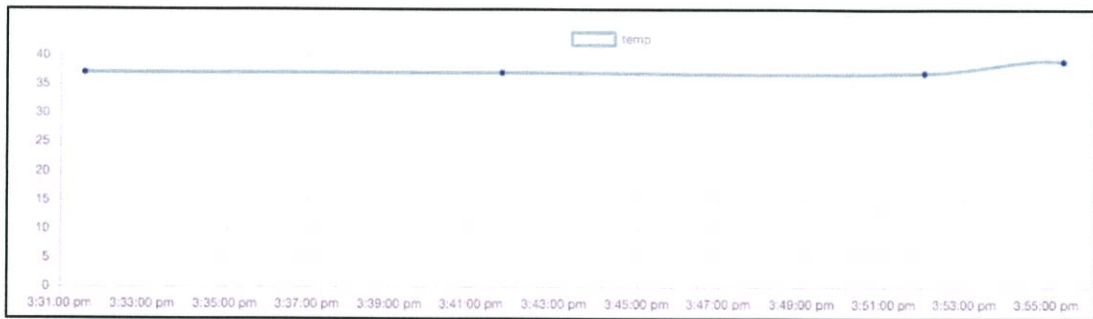


รูปที่ 3.23 ตารางฐานข้อมูลเมื่อเลือกผู้ใช้งานกับอุปกรณ์

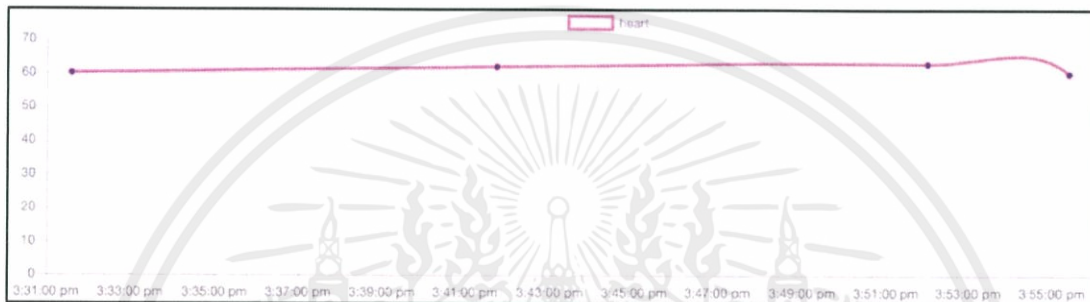
เมื่อเลือกอุปกรณ์ให้กับผู้ป่วยจากหน้าเว็บแล้ว ในส่วนของฐานข้อมูลจะทำการจับคู่ Mac address ของอุปกรณ์ติดตามผู้ป่วยดังรูปที่ 3.23 และเมื่อไม่ได้ใช้อุปกรณ์ในช่อง device จะแสดงค่า 0 อย่างอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

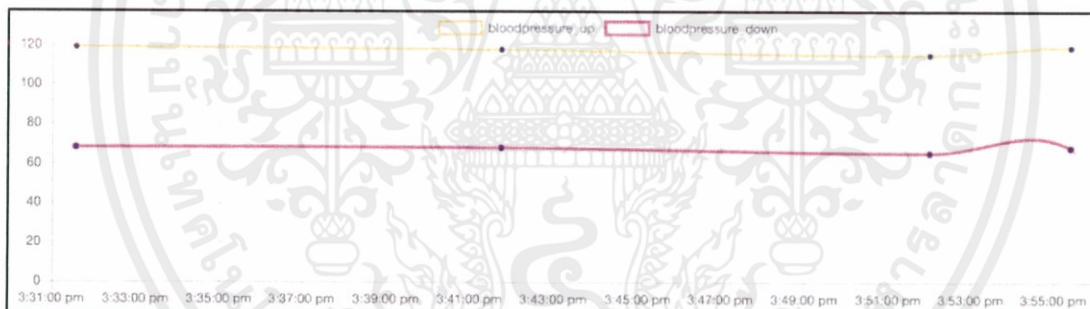




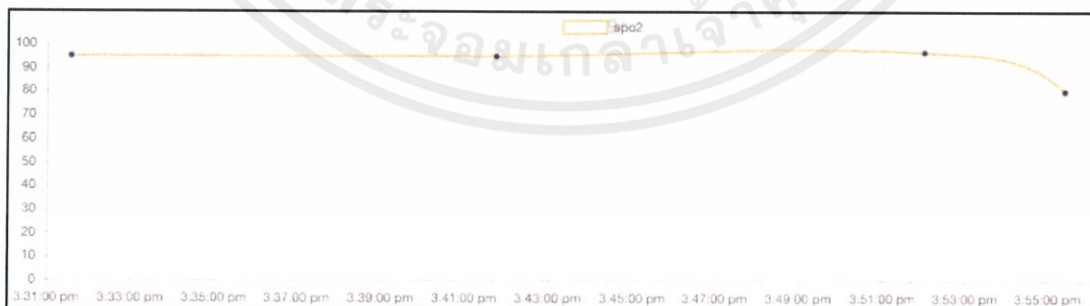
รูปที่ 3.25 กราฟแสดงค่าประวัตินอุณหภูมิร่างกายในแต่ละเวลา



รูปที่ 3.26 กราฟแสดงค่าประวัติอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละเวลา



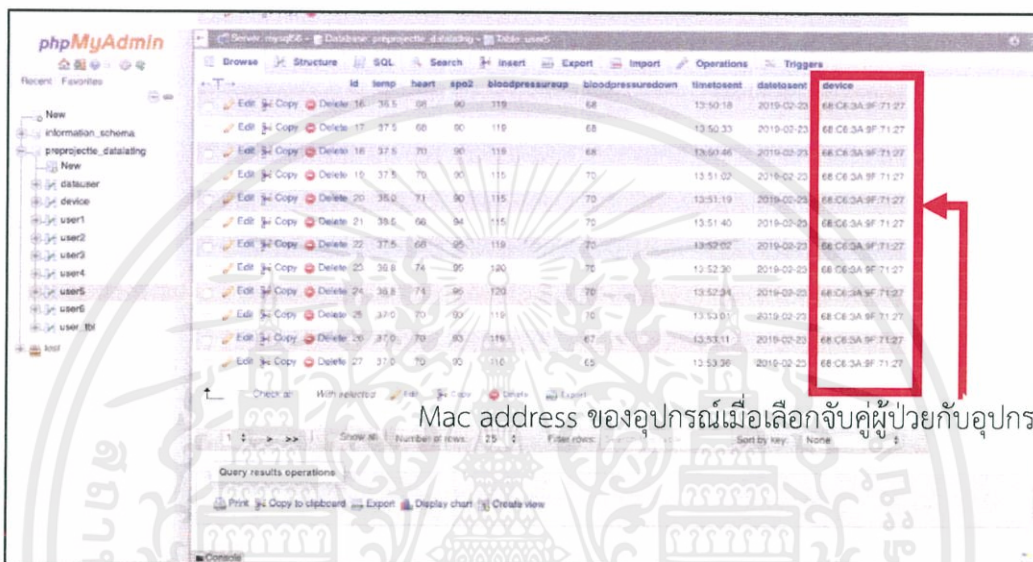
รูปที่ 3.27 กราฟแสดงค่าประวัติความดันเลือดในแต่ละเวลา



รูปที่ 3.28 กราฟแสดงค่าประวัติ SpO2 ในแต่ละเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าหากครั้งต่อไปผู้ป่วยต้องการใช้อุปกรณ์คนละอุปกรณ์ ระบบสามารถแยกประวัติอาการผู้ป่วยได้แม้ว่าจะไม่ได้ใช้อุปกรณ์เดิมกับครั้งก่อน รูปที่ 3.29 แสดงฐานข้อมูลของผู้ป่วยแต่ละ User ว่ากำลังใช้หรือเคยใช้อุปกรณ์เลข Mac address จึงทำให้สามารถแยกประวัติอาการผู้ป่วยได้



Mac address ของอุปกรณ์เมื่อเลือกจับคู่ผู้ป่วยกับอุปกรณ์

รูปที่ 3.29 รูปแสดงฐานข้อมูลผู้ป่วยแต่ละ User ที่ใช้อุปกรณ์

### 3.1.2.4 การออกแบบหน้าการแจ้งเตือน

การแจ้งเตือนอาการผู้ป่วยเมื่อมีความผิดปกติ จะแสดงแจ้งเตือนแถบสีเหลือง โดยแสดงทางด้านขวามือของหน้าหลักเว็บระบบ ดังรูปที่ 3.30 แถบแจ้งเตือนจะแสดงจนกว่าค่าจะเป็นปกติ พร้อมทั้งระบุค่าสัญญาณชีพที่ผิดปกติ



รูปที่ 3.30 หน้าหลักของระบบเมื่อมีการแจ้งเตือนอาการผิดปกติ

### 3.1.2.5 การออกแบบหน้าการแก้ไขข้อมูลผู้ป่วย

0003	นางสาว	สาธิต	แดงดี	หญิง	0000-00-00	22	48	160	แก้ไข	ลบ
0004	นาย	วิมล	ศรีสุขเจริญ	ชาย	0000-00-00	23	68	170	แก้ไข	ลบ
0005	นาย	ชนกันต์	เชื้ออิทธิพร	ชาย	1998-03-09	21	61	170	แก้ไข	ลบ
0006	นาย	ฉวีโรชา	ศรีสุขเจริญ	ชาย	1997-03-04	21	68	180	แก้ไข	ลบ

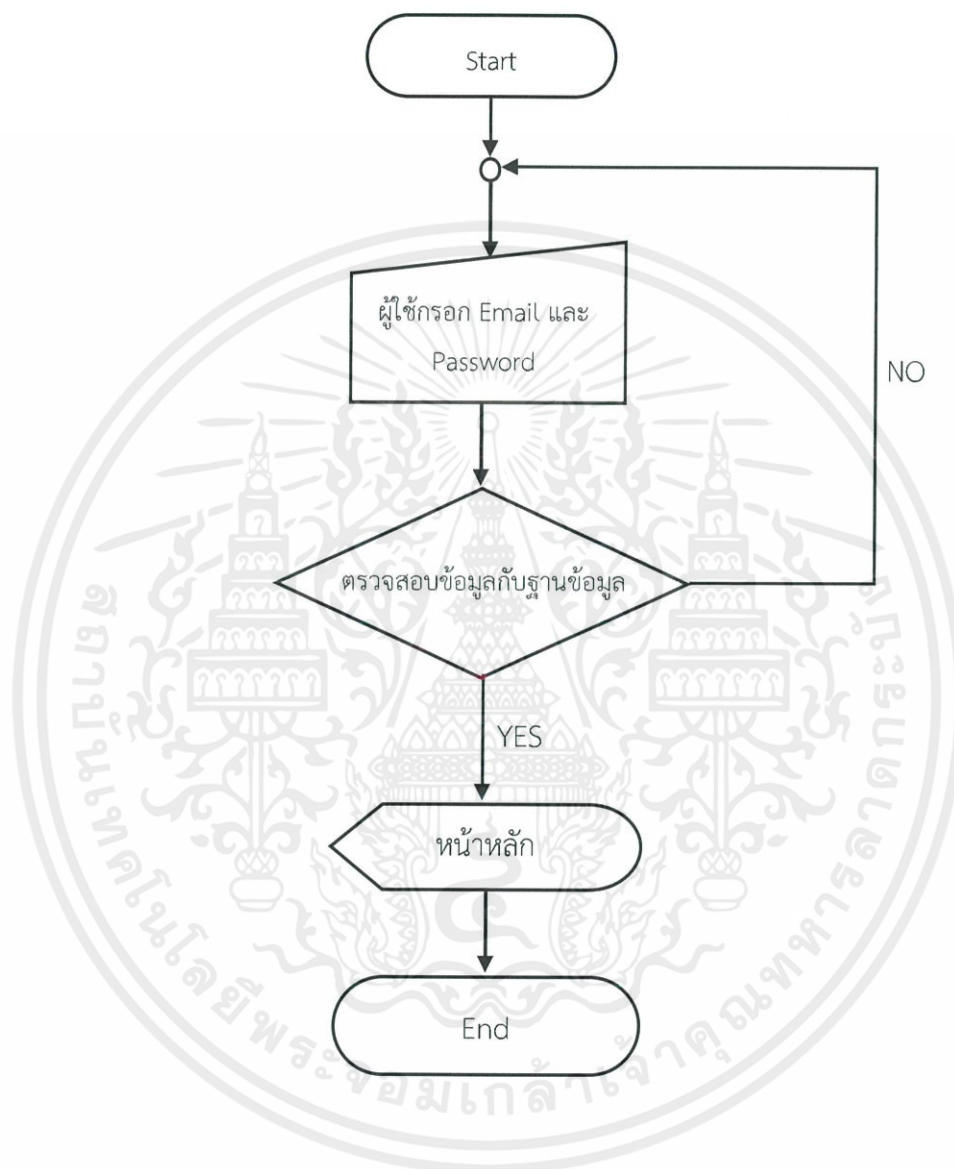
Hospital Number	คำนำหน้า	ชื่อ	นามสกุล	เพศ
อายุปี	ยี่สิบ	ชื่อ	นามสกุล	ชาย
อายุ	ยี่สิบ	ชื่อ	นามสกุล	ชาย
น้ำหนัก(กิโลกรัม)	ยี่สิบ	ชื่อ	นามสกุล	ชาย
น้ำหนัก	ยี่สิบ	ชื่อ	นามสกุล	ชาย
ที่อยู่	ยี่สิบ	ชื่อ	นามสกุล	ชาย

Submit form

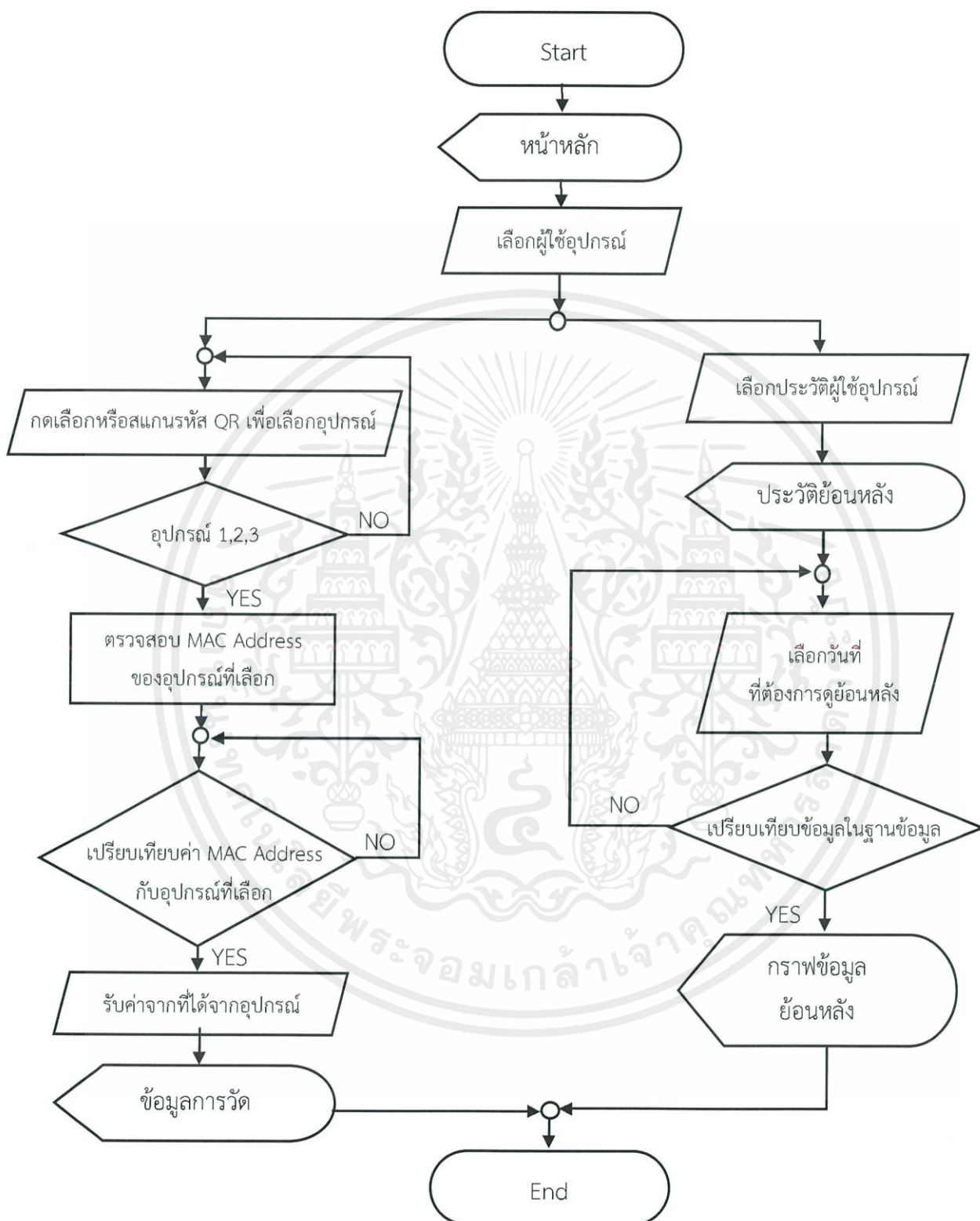
รูป 3.31 หน้าต่างเพื่อกรอกและแก้ไขประวัติผู้ป่วย

จากรูปที่ 3.31 แสดงหน้าต่างเพื่อกรอกและแก้ไขประวัติผู้ป่วย โดยข้อมูลที่ให้กรอกได้แก่ Hospital-Number คำนำหน้า ชื่อ-นามสกุล เพศ อายุ อาชีพ สถานภาพ เชื้อชาติ ศาสนา น้ำหนัก ส่วนสูง วันเกิด กรุ๊ปเลือด และที่อยู่ของผู้ป่วย เมื่อกรอกข้อมูลครบถ้วนแล้วทำการกดยืนยัน (Submit) ข้อมูลผู้ป่วยจะทำการแสดงในตาราง พร้อมทั้งฟังก์ชันในการลบหรือแก้ไขข้อมูล

## 3.1.2.6 แผนภาพแสดงขั้นตอนการทำงานระบบส่วนแสดงผล



รูปที่ 3.32 แผนภาพขั้นตอนการยืนยันตัวตนเพื่อเข้าสู่ระบบ



รูปที่ 3.33 แผนภาพขั้นตอนการทำงานในหน้าหลักของระบบส่วนแสดงผล

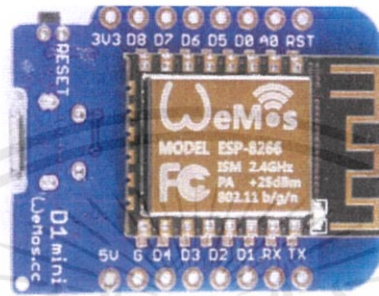
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

### 3.2.1 ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

หน่วยประมวลผลข้อมูลที่มีฟังก์ชันการรับส่งข้อมูลทาง Wi-Fi มีลักษณะ

ดังรูปที่ 3.34

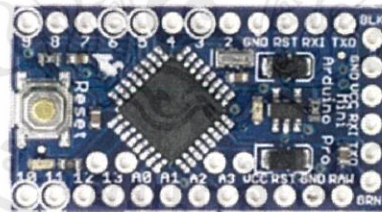


รูปที่ 3.34 ESP 8266 รุ่น wemos d1 mini

### 3.2.2 Arduino Pro mini

หน่วยประมวลผลข้อมูลที่ใช้ชิปเบอร์ ATmega328 อยู่บนบอร์ดมีลักษณะ

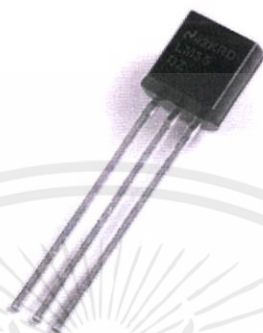
ดังรูปที่ 3.35



รูปที่ 3.35 Arduino Pro mini

### 3.2.3 LM 35

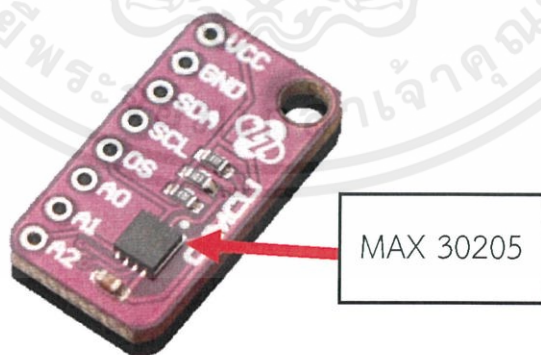
เซนเซอร์วัดค่าอุณหภูมิ มีการรับและส่งค่าแบบ 1-wire ลักษณะของเซนเซอร์แสดงดังรูปที่ 3.36



รูปที่ 3.36 เซนเซอร์ LM 35

### 3.2.4 MAX 30205

เซนเซอร์ที่อยู่บนบอร์ดขนาดเล็กดังรูปที่ 3.37 สามารถวัดค่าอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ได้ มีการรับและส่งค่าแบบ I<sup>2</sup>C

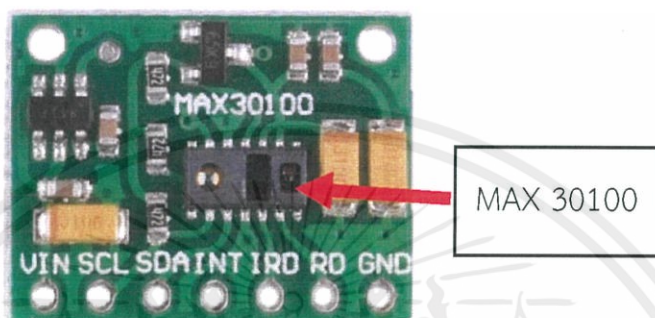


รูปที่ 3.37 โมดูล MAX 30205

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.5 MAX 30100

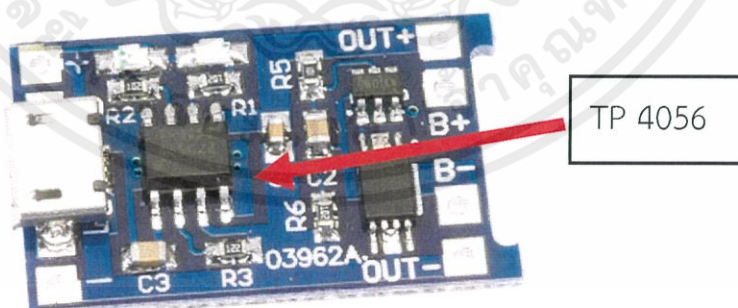
เซนเซอร์ที่อยู่บนบอร์ดขนาดดังรูปที่ 3.38 สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณออกซิเจนในเลือดโดยใช้เทคนิคการดูดกลืนของแสง ข้อมูลมีการรับส่งค่าแบบ I<sup>2</sup>C



รูปที่ 3.38 โมดูล MAX 30100

### 3.2.6 TP 4056

ชิป TP 4056 คือตัวควบคุมการจ่ายไฟในการชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมโพลีเมอร์ ซึ่งอยู่บนบอร์ดดังรูปที่ 3.39 ที่มีพอร์ต Micro USB type B พร้อมวงจรป้องกันกระแสไฟฟ้ายเกินในการชาร์จแบตเตอรี่

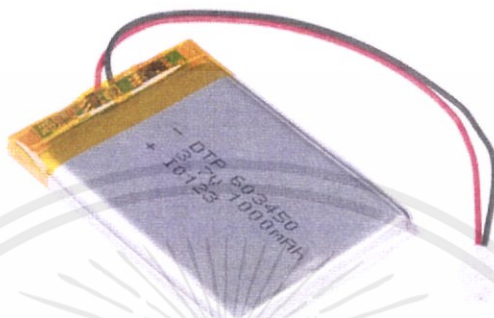


รูปที่ 3.39 โมดูลชาร์จแบตเตอรี่ TP 4056

### 3.2.7 แบตเตอรี่ลิเธียมโพลิเมอร์

แบตเตอรี่ลิเธียมโพลิเมอร์มีแรงดันไฟฟ้าสูง และขนาดเล็กแสดงดังรูปที่

3.40 การใช้งานไม่ควรให้ประจุไฟฟ้าหมดจากแบตเตอรี่เพื่อป้องกันการเสื่อมสภาพของแบตเตอรี่



รูปที่ 3.40 แบตเตอรี่ลิเธียมโพลิเมอร์

### 3.2.8 SANITAS SBM 30

อุปกรณ์วัดความดันเลือดที่ใช้ในการทดลอง ลักษณะอุปกรณ์แสดงดังรูปที่

3.41



รูปที่ 3.41 อุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.9 Omron รุ่น mc-245

อุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ที่ใช้เป็นตัวมาตรฐานเปรียบเทียบ โดยมีมาตรฐาน European Standard EN12470-3:2000 ลักษณะอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.42



รูปที่ 3.42 Omron รุ่น mc-245

### 3.2.10 Omron รุ่น HEM-7322

อุปกรณ์วัดความดันเลือดที่มีฟังก์ชันวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ที่ใช้เป็นตัวมาตรฐานเปรียบเทียบ โดยมีมาตรฐาน European Standard EN1060 ลักษณะอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.43



รูปที่ 3.43 Omron รุ่น HEM-7322

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

#### 3.3.1 การทดลองของอุปกรณ์ส่วนติดตามอาการผู้ป่วย

การทดลองของอุปกรณ์ส่วนติดตามอาการผู้ป่วย ได้ทำการเก็บผลการทดลองวัดค่าจากเซนเซอร์และเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ตรวจวัดที่ได้มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไปได้แก่ Omron รุ่น mc-245 และ Omron รุ่น HEM-7322 สำหรับมาตรฐานในการตรวจวัดอุณหภูมิและความดันเลือดตามลำดับ โดยทำการทดลองวัดเทียบในเวลาเดียวกัน ทั้งควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดค่าแต่ละประเภท เพื่อแสดงให้เห็นว่าค่าที่ได้จากอุปกรณ์ที่จัดประกอบขึ้นเองนั้นมีความเที่ยงตรงในการตรวจวัดค่าดังกล่าว ซึ่งได้แบ่งการเก็บผลการศึกษาและทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์ตรวจวัดค่าสัญญาณแต่ละประเภท ดังนี้

- 1.) ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย
- 2.) ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ
- 3.) ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด
- 4.) ผลการออกแบบสถานะแบตเตอรี่

#### 3.3.2 การทดลองของส่วนแสดงผลการตรวจวัดค่าและติดตามอาการผู้ป่วย

การทดลองการแสดงผลจากอุปกรณ์ตรวจวัดค่าอาการ ได้ทำการเก็บผลการทดลองโดยการบันทึกผลหน้าจอแสดงผล (Capture Screen) ของค่าที่ถูกส่งขึ้นหน้าเว็บแอปพลิเคชันสำหรับให้แพทย์ และพยาบาลในการวิเคราะห์อาการผู้ป่วย และส่วนของหน้าเว็บในการบริหารจัดการระหว่างผู้ป่วยกับอุปกรณ์ส่วนติดตามอาการผู้ป่วย

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

ผลการทดลองเพื่อออกแบบระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ ได้แบ่งผลการทดลอง 4 หัวข้อ ได้แก่

- 4.1 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย
- 4.2 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ
- 4.3 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดความดันเลือด
- 4.4 ผลการทดลองออกแบบสถานะแบตเตอรี่

โดยมีรายละเอียดของผลการทดลองดังนี้

#### 4.1 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย

ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย ได้แบ่งเป็น 2 ตอน ได้แก่

ตอนที่ 1 ผลการทดลองศึกษาเปรียบเทียบเซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกาย

ตอนที่ 2 ผลการทดลองคาลิเบรทเซนเซอร์ให้เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกาย

##### 4.1.1 ผลการทดลองศึกษาเปรียบเทียบเซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกาย

ผลการทดลองตอนที่ 1 ผลการทดลองศึกษาเซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกาย ได้ทำการศึกษาจากเซนเซอร์ LM 35 และ MAX 30205 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron รุ่น mc-245 ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$  ได้ผลการทดลองดังตารางที่ 4.1 และ 4.2 โดยในการทดลองได้ใช้เซนเซอร์เทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน ดังรูปที่ 4.2 และ 4.4 พร้อมทั้งควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายดังนี้

ตำแหน่งในการวัด : บริเวณรักแร้

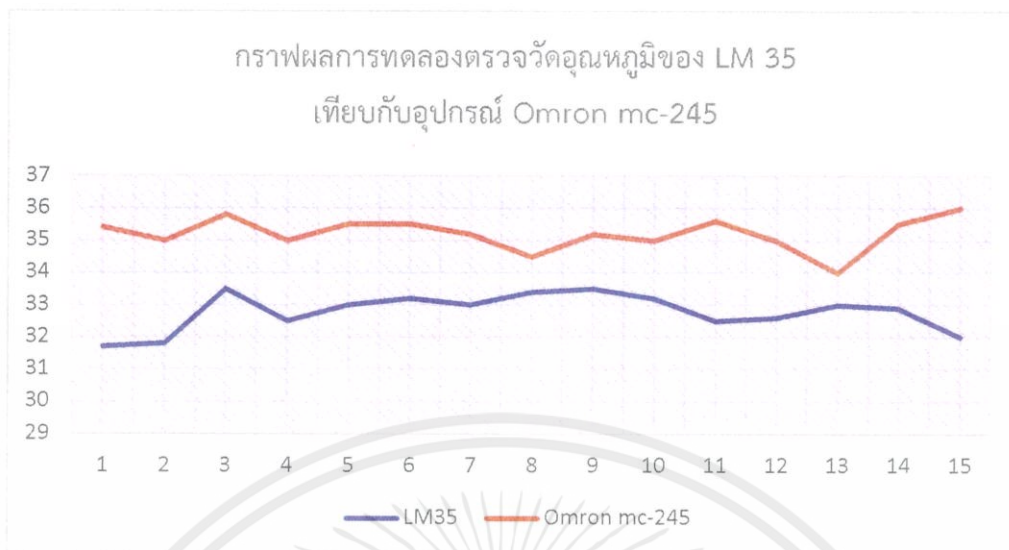
อุณหภูมิของสภาพแวดล้อมภายนอก : อุณหภูมิห้องที่  $30^{\circ}\text{C}$

อายุของบุคคลที่ทดลอง : 22 ปี

ตารางที่ 4.1 ตารางผลการวัดอุณหภูมิจากเซนเซอร์ LM 35

	เซนเซอร์ที่ใช้ทดลอง วัดอุณหภูมิ (°C) LM 35 sensor	อุปกรณ์ที่ใช้เทียบมาตรฐาน วัดอุณหภูมิ (°C) Omron mc-245	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
1	31.7	35.4	10.5
2	31.8	35	9.1
3	33.5	35.8	6.4
4	32.5	35	7.1
5	33	35.5	7.0
6	33.2	35.5	6.5
7	33	35.2	6.3
8	33.4	34.5	3.2
9	33.5	35.2	4.8
10	33.2	35.0	5.1
11	32.5	35.6	8.7
12	32.6	35.0	6.9
13	33.0	34.0	3.0
14	32.9	35.5	7.3
15	32.0	36.0	11.1

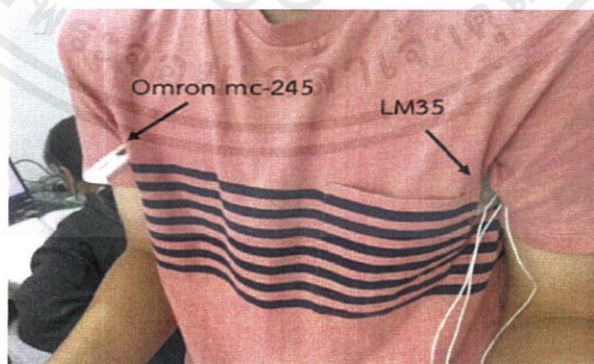
หมายเหตุ : Omron mc-245 คือเครื่องมือวัดอุณหภูมิร่างกาย ที่มี European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$



รูปที่ 4.1 กราฟผลการทดลองวัดอุณหภูมิของ LM 35 กับ Omron mc-245 บริเวณรักแร้

จากการทดลองวัดอุณหภูมิจากเซนเซอร์ LM 35 ได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.1 และรูปที่ 4.1 ได้แสดงผลการศึกษาเซนเซอร์วัดอุณหภูมิ LM 35 บริเวณรักแร้ เมื่อทดลองวัดค่าอุณหภูมิ 15 ครั้ง โดยแต่ละครั้งใช้เวลา 2 นาที เนื่องจากคุณสมบัติความไวในการวัดของอุปกรณ์ Omron mc-245 ซึ่งพบว่าค่าอุณหภูมิจากเซนเซอร์ LM 35 วัดค่าอุณหภูมิได้เฉลี่ย 32.9 °C มีความแปรปรวนเพียง 0.3 และส่วนเบี่ยงเบน 0.5

เมื่อเปรียบเทียบค่าอุณหภูมิที่ได้จาก LM 35 กับ Omron mc-245 ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป พบว่าค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 2.6 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 43.1 % จึงสามารถสรุปได้ว่าเซนเซอร์ LM 35 ไม่สามารถใช้วัดอุณหภูมิร่างกายได้ เนื่องจากความผิดพลาดมากถึง 43.1 %



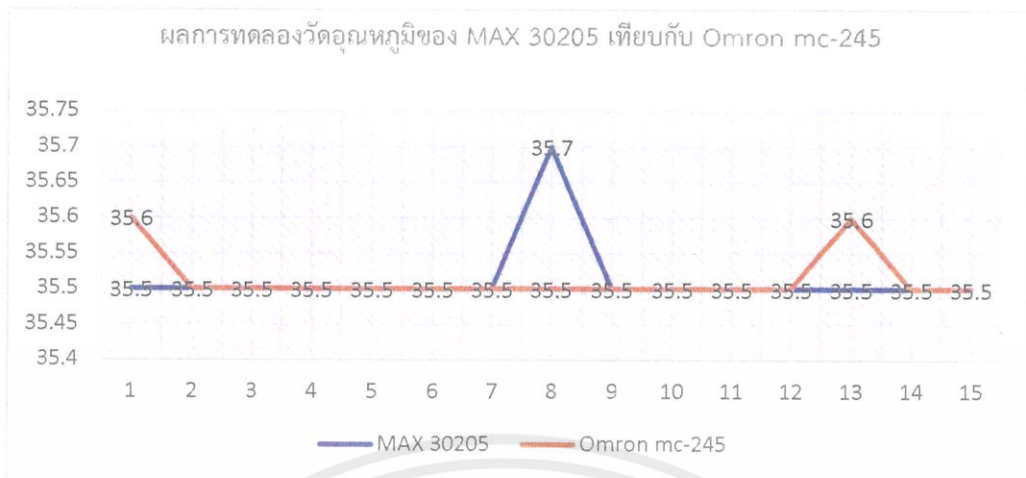
รูปที่ 4.2 การทดลองเปรียบเทียบ LM 35 กับ Omron mc-245

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางผลการศึกษาเซนเซอร์ MAX 30205

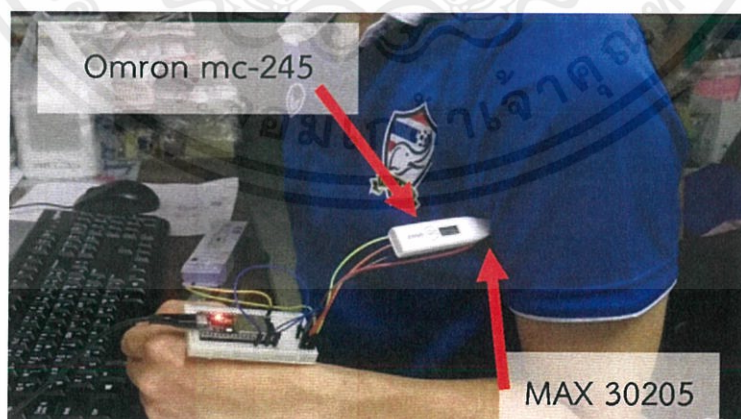
	เซนเซอร์ที่ใช้ทดลอง วัดอุณหภูมิ (°C) MAX 30205 sensor	อุปกรณ์ที่ใช้เทียบมาตรฐาน วัดอุณหภูมิ (°C) Omron mc-245	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
1	35.5	35.6	0.3
2	35.5	35.5	0.0
3	35.5	35.5	0.0
4	35.5	35.5	0.0
5	35.5	35.5	0.0
6	35.5	35.5	0.0
7	35.5	35.5	0.0
8	35.5	35.5	0.0
9	35.7	35.5	0.6
10	35.5	35.5	0.0
11	35.5	35.5	0.0
12	35.5	35.5	0.0
13	35.5	35.6	0.3
14	35.5	35.5	0.0
15	35.5	35.5	0.0

หมายเหตุ : Omron mc-245 คือเครื่องมือวัดอุณหภูมิร่างกาย ที่มี European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$



รูปที่ 4.3 กราฟผลการทดลองวัดอุณหภูมิ MAX 30205 กับเทียบ Omron mc-245 บริเวณรักแร้ จากการทดลองวัดอุณหภูมิจากเซนเซอร์ MAX 30205 ได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.2 และรูปที่ 4.3 ผลการศึกษาเซนเซอร์วัดอุณหภูมิ MAX 30205 บริเวณรักแร้ เมื่อทดลองวัดค่าอุณหภูมิ 15 ครั้ง แต่ละครั้งใช้เวลา 2 นาที เนื่องจากคุณสมบัติความไวในการวัดของอุปกรณ์ Omron mc-245 ซึ่งพบว่าค่าอุณหภูมิจากเซนเซอร์ MAX 30205 วัดค่าอุณหภูมิได้เฉลี่ย 35.5 °C มีความแปรปรวนเพียง 0.0025 และส่วนเบี่ยงเบน 0.05

เมื่อเปรียบเทียบค่าอุณหภูมิที่ได้จาก MAX 30205 กับ Omron mc-245 ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป พบว่าค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 0.06 หรือประมาณ 0.0 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 0.1 % จึงสามารถสรุปได้ว่าเซนเซอร์ MAX 30205 สามารถใช้วัดอุณหภูมิได้ใกล้เคียงกับ Omron mc-245 ที่บริเวณรักแร้



รูปที่ 4.4 การทดลองเปรียบเทียบ MAX 30205 กับ Omron mc-245

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.1.2 ผลการทดลองคาลิเบรทเซนเซอร์ให้เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกาย

ผลการทดลองคาลิเบรทเซนเซอร์ ทำการศึกษาโดยนำเซนเซอร์ MAX 30205 วัดอุณหภูมิที่บริเวณข้อมือ ส่วนอุปกรณ์วัดอุณหภูมิ Omron รุ่น mc-245 วัดบริเวณรักแร้ ดังรูปที่ 4.5 เพื่อคาลิเบรทเซนเซอร์ค่าที่ได้จาก MAX 30205 ให้มีค่าเท่ากับอุณหภูมิที่วัดได้จาก รักแร้ ได้ผลลัพธ์แสดงในตารางที่ 4.3 และรูปภาพที่ 4.6 ซึ่งขั้นตอนการทดลองวัดค่าอุณหภูมิต้องทำการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิดังนี้

อุณหภูมิของสภาพแวดล้อมภายนอก : 32 °C

อายุของบุคคลที่ทดลอง : 22 ปี

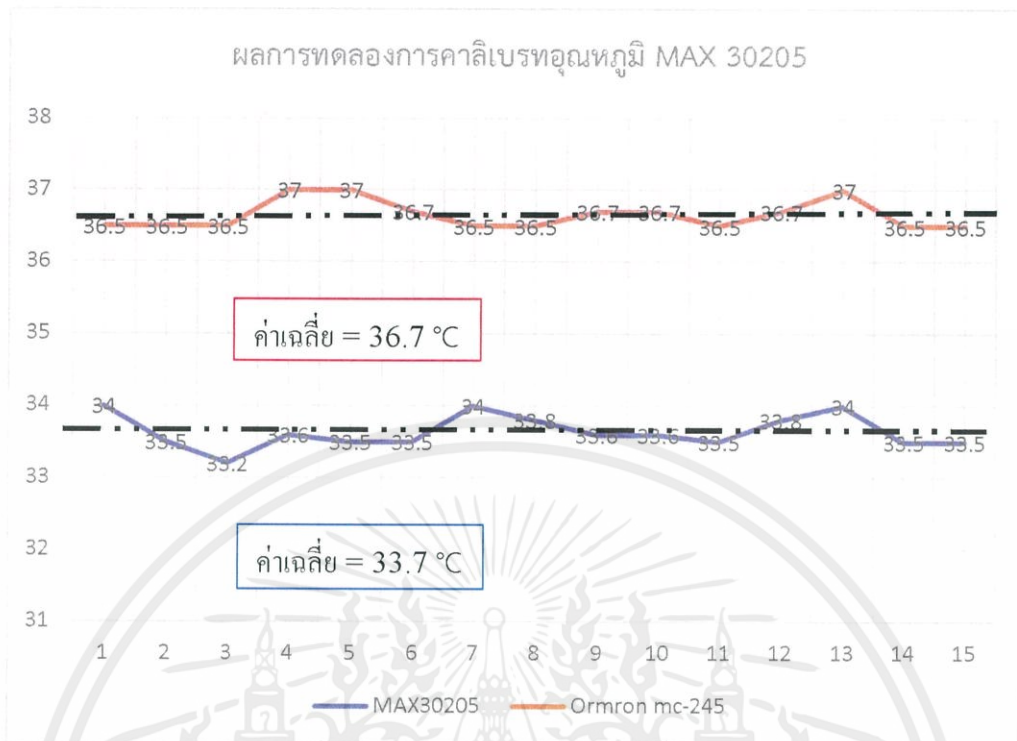


รูปที่ 4.5 การทดลองคาลิเบรทเซนเซอร์ MAX 30205

ตารางที่ 4.3 ตารางผลการทดลองกาลิเบรทเซนเซอร์ MAX 30205

	อุณหภูมิจาก MAX 30205 ที่ตำแหน่งข้อมือ (°C)	อุณหภูมิจาก Omron mc-245 ที่ตำแหน่งรักแร้ (°C)	ค่าความ แตกต่าง (°C)
1	34	36.5	2.5
2	33.5	36.5	3
3	33.2	36.5	3.3
4	33.6	37	3.4
5	33.5	37	3.5
6	33.5	36.7	3.2
7	34	36.5	2.5
8	33.8	36.5	2.7
9	33.6	36.7	3.1
10	33.6	36.7	3.1
11	33.5	36.5	3
12	33.8	36.7	2.9
13	34	37	3
14	34.5	36.5	3
15	33.5	36.5	3

หมายเหตุ : Omron mc-245 คือเครื่องมือวัดอุณหภูมิร่างกาย ที่มี European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$



รูปที่ 4.6 กราฟผลการทดลองการคาลิเบรท MAX 30205

จากการทดลองคาลิเบรทเซนเซอร์ MAX 30205 พบว่าค่าอุณหภูมิจากเซนเซอร์ MAX 30205 บริเวณตำแหน่งผิวที่ข้อมือ สามารถวัดค่าอุณหภูมิได้เฉลี่ย 33.7 °C มีความแปรปรวนเพียง 0.07 และส่วนเบี่ยงเบน 0.26 ส่วนของอุปกรณ์ Omron mc-245 วัดที่บริเวณรักแร้ สามารถวัดค่าอุณหภูมิได้เฉลี่ย 36.7 °C มีความแปรปรวนเพียง 0.04 และส่วนเบี่ยงเบน 0.2 จึงสามารถสรุปได้ว่าการใช้เซนเซอร์ MAX 30205 วัดอุณหภูมิบริเวณตำแหน่งผิวที่ข้อมือ ต้องทำการคาลิเบรทเซนเซอร์ โดยเพิ่มอุณหภูมิขึ้น 3 °C

เมื่อทำการคาลิเบรทเซนเซอร์ พบว่าค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 3 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละ สัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 0.5 %

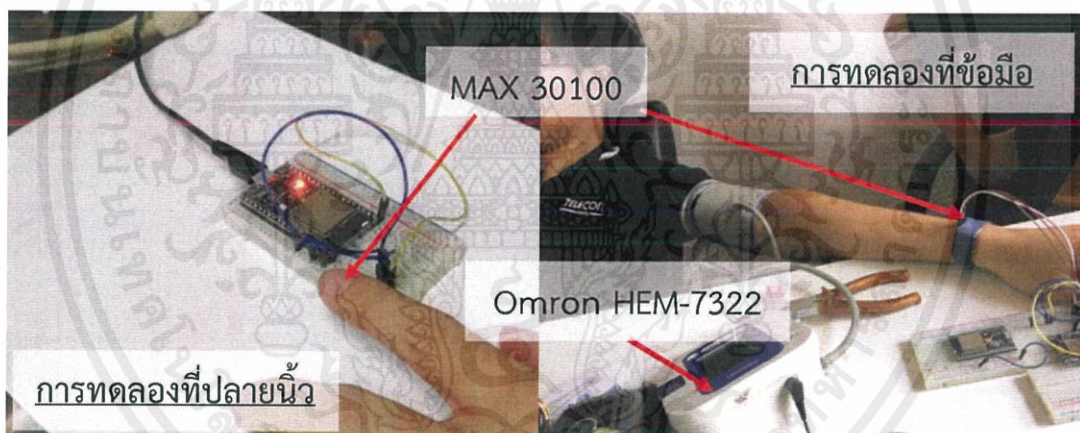
## 4.2 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ

ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ โดยได้ทำการศึกษาเซนเซอร์ MAX 30100 เนื่องจาก มีค่าความแม่นยำและค่าความไวในการตรวจวัดสูง การทดลองได้ใช้เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดความดันเลือดที่มีฟังก์ชันวัดอัตราการเต้นของหัวใจ Omron รุ่น HEM-7322 เป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN1060 และมีค่าความถูกต้อง  $\pm 5\%$  ได้ทำการศึกษาการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณข้อมือและปลายนิ้วมือ พบว่าได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ โดยทำการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนี้

ตำแหน่งในการวัด : ทำการศึกษา 2 ตำแหน่ง ได้แก่ ข้อมือและปลายนิ้วมือ

กิจกรรมก่อนตรวจวัด : นิ่งพัก 10 นาที

อายุของบุคคลที่ทดลอง : 22 ปี



รูปที่ 4.7 การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ตารางที่ 4.4 ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณข้อมือ

	เซนเซอร์ที่ใช้ทดลอง วัดอัตราการเต้นหัวใจ (bpm) MAX 30100 sensor	อุปกรณ์ที่ใช้เทียบมาตรฐาน วัดอัตราการเต้นหัวใจ (bpm) Omron HEM-7322	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
1	50	66	24.24
2	40	69	42.03
3	30	70	57.14
4	20	72	72.22
5	29	68	57.35
6	37	67	44.77
7	34	65	47.69
8	48	70	43.85
9	41	73	43.84
10	39	69	43.48
11	49	68	27.94
12	43	72	40.28
13	41	70	41.43
14	37	67	44.78
15	40	65	38.46

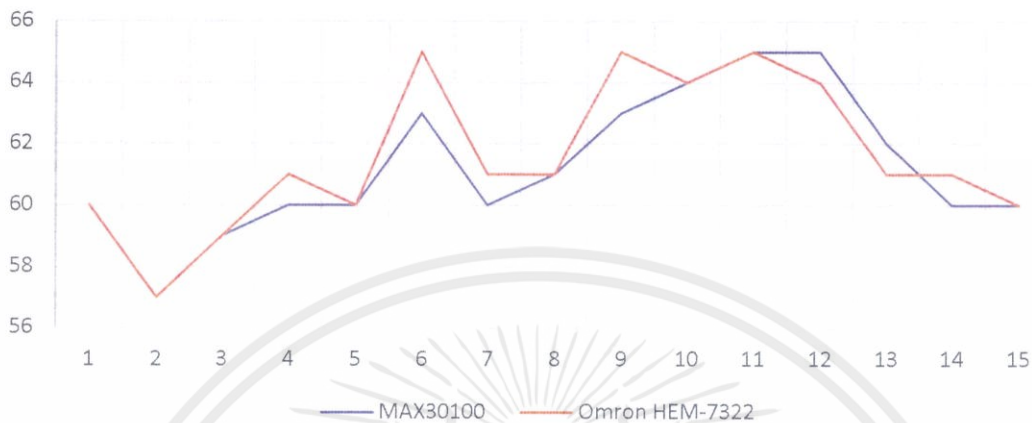
หมายเหตุ : Omron HEM-7322 คือเครื่องมือวัดความดันเลือด ที่มี European Standard EN1060 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 5\%$  ของค่าที่อ่านได้

ตารางที่ 4.5 ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณปลายนิ้วมือ

	เซนเซอร์ที่ใช้ทดลอง วัดอัตราการเต้นหัวใจ (bpm) MAX 30100 sensor	อุปกรณ์ที่ใช้เทียบมาตรฐาน วัดอัตราการเต้นหัวใจ (bpm) Omron HEM-7322	ค่าความคลาด เคลื่อน (%)
1	60	60	0.00
2	57	57	0.00
3	59	59	0.00
4	60	61	1.64
5	60	60	0.00
6	63	65	3.08
7	60	61	1.64
8	61	61	0.00
9	63	65	3.08
10	64	64	0.00
11	65	65	0.00
12	65	64	1.56
13	62	61	0.02
14	60	61	1.64
15	60	60	0.00

หมายเหตุ : Omron HEM-7322 คือเครื่องมือวัดความดันเลือด ที่มี European Standard EN1060 และมีค่าความแม่นยำ  $\pm 5\%$  ของค่าที่อ่านได้

ผลการทดลองตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ บริเวณปลายนิ้วมือ  
MAX 30100 เทียบกับอุปกรณ์ Omron HEM-7322



รูปที่ 4.8 กราฟผลการทดลองตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ บริเวณปลายนิ้วมือ  
MAX 30100 เทียบกับอุปกรณ์ Omron HEM-7322

จากตารางที่ 4.4 ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณข้อมือ พบว่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้เฉลี่ย 39 bpm มีความแปรปรวน 54.20 และส่วนเบี่ยงเบน 7.36 ค่าที่ได้นั้นมีความแปรปรวนมากและค่าความคลาดเคลื่อนสูง จึงถือได้ว่าไม่สามารถนำเซนเซอร์ MAX 30100 มาใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจในบริเวณข้อมือได้

จากตารางที่ 4.5 ตารางผลการศึกษา MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจบริเวณปลายนิ้วมือและกราฟดังรูปที่ 4.8 พบว่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้เฉลี่ย 61 bpm มีความแปรปรวน 5.22 และส่วนเบี่ยงเบน 2.28 จึงถือได้ว่าสามารถนำเซนเซอร์ MAX 30100 มาใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจในบริเวณปลายนิ้วมือได้ โดยเมื่อเปรียบเทียบค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จาก MAX 30100 กับ Omron HEM-7322 ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป พบว่าค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 0.93 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 4.21 %

### 4.3 ผลการทดลองอุปกรณ์ส่วนตรวจวัดความดันเลือด

ผลการทดลองส่วนอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด ได้แบ่งเป็น 2 ตอน ได้แก่

ตอนที่ 1 ผลการศึกษาการอ่านสัญญาณ I<sup>2</sup>C จากอุปกรณ์ SANITAS SBM 30

ตอนที่ 2 ผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับอุปกรณ์มาตรฐาน

#### 4.3.1 ผลการศึกษาการอ่านสัญญาณ I<sup>2</sup>C จากอุปกรณ์ SANITAS SBM 30

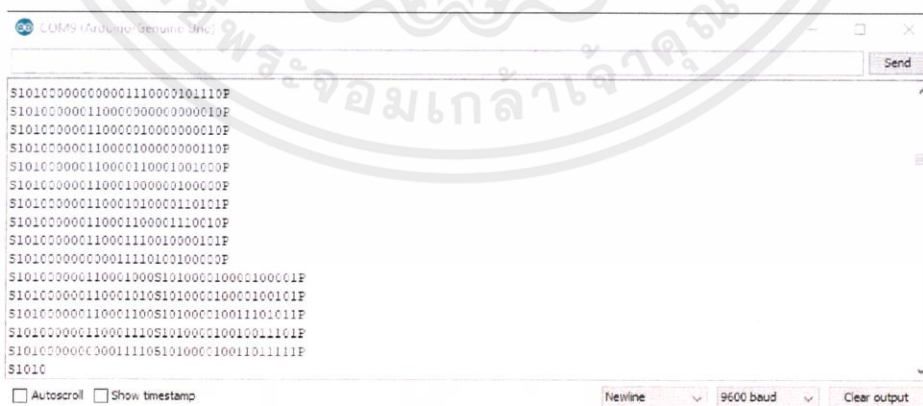
ผลการทดลองตอนที่ 1 ผลการศึกษาการอ่านสัญญาณ I<sup>2</sup>C จากอุปกรณ์ SANITAS SBM 30 นั้นได้ทดสอบวัดความดันเลือดและทำการใช้โปรแกรม Arduino IDE เขียนคำสั่งอ่านค่าความดันเลือดและแสดงผลทาง serial monitor ได้ผลดังรูปที่ 4.9 และ 4.10 สามารถถอดรหัสได้เป็น 120/77 mmHg และ 135/72 mmHg



```

COM5 (Arduino/Genuino Uno)
S1010
S101000000000001110000101110F
S10100000011000000000000010F
S101000000110000010000000010F
S101000000110000100000000110F
S101000000110000110001001000F
S101000000110001000000100000F
S101000000110001010000100000F
S1010000001100011000011011011F
S101000000110001100011000011011F
S101000000110001100100000010F
S101000000000011101001000000F
S101000000110001000S1010000010000100001F
S101000000110001010S1010000010000100101F
S101000000110001100S1010000010011101011F
S101000000110001110S1010000010010011101F
S10100000000011110S101000010011011111F
 Autoscroll  Show timestamp
Newline 9600 baud Clear output
  
```

รูปที่ 4.9 ผลการอ่านค่าความดันเลือด 120/77 mmHg



```

COM5 (Arduino/Genuino Uno)
S101000000000001110000101110F
S10100000011000000000000010F
S101000000110000010000000010F
S101000000110000100000000110F
S101000000110000110001001000F
S101000000110001000000100000F
S101000000110001010000100000F
S1010000001100011000011011011F
S101000000110001100001100010F
S1010000001100011001000001000F
S10100000000011110100100000F
S101000000110001000S1010000010000100001F
S101000000110001010S1010000010000100101F
S101000000110001100S1010000010011101011F
S101000000110001110S1010000010010011101F
S10100000000011110S1010000010011011111F
S1010
 Autoscroll  Show timestamp
Newline 9600 baud Clear output
  
```

รูปที่ 4.10 ผลการอ่านค่าความดันเลือด 135/72 mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

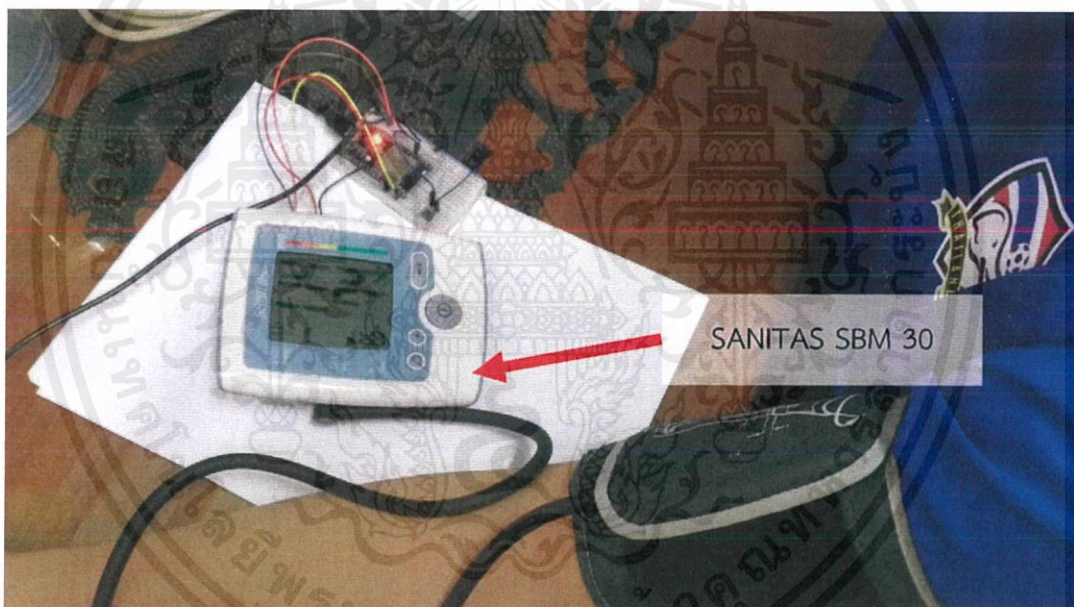
#### 4.3.2 ผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับอุปกรณ์มาตรฐาน

ผลการทดลองตอนที่ 2 ผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับอุปกรณ์วัดความดันเลือดยี่ห้อ Omron รุ่น HEM-7322 ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดความดันเลือดที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN-1060 และมีค่าความถูกต้อง  $\pm 5\%$  โดยในขั้นตอนการทดลองวัดค่าความดันเลือดต้องทำการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดความดันเลือดดังนี้

ตำแหน่งในการตรวจวัด : แขนท่อนบน

กิจกรรมที่ทำก่อนการตรวจวัด : นิ่งพัก 5 นาที

อายุของบุคคลที่ทดลอง : 22 ปี



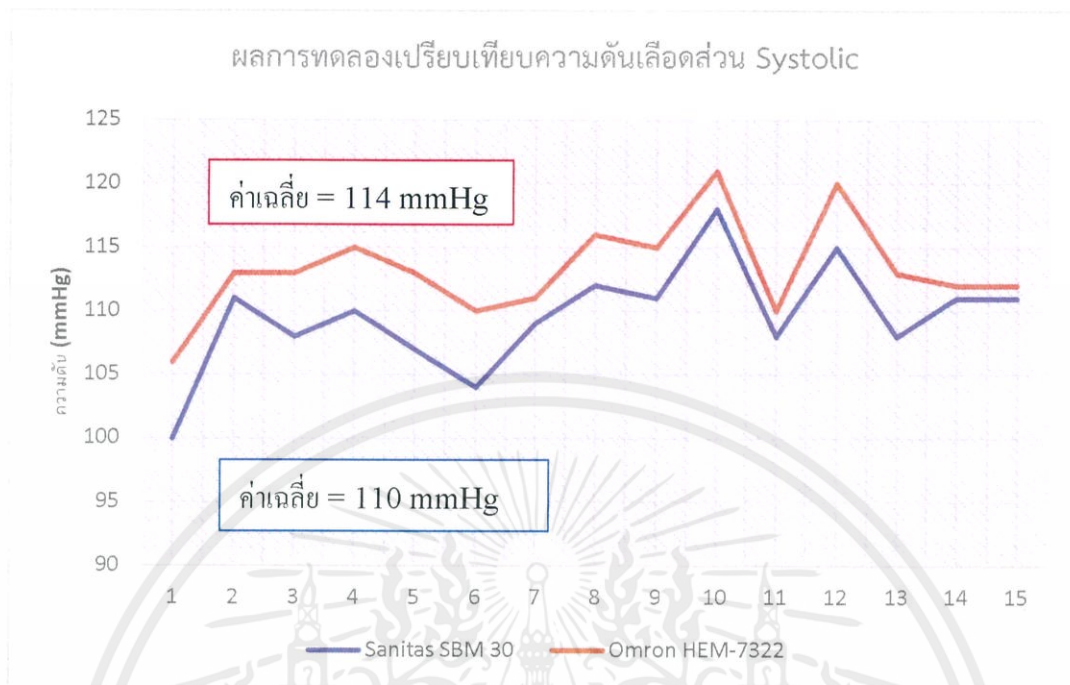
รูปที่ 4.11 การทดลอง SANITAS SBM 30 วัดความดันเลือด

ตารางที่ 4.6 ตารางผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับ  
อุปกรณ์มาตรฐาน

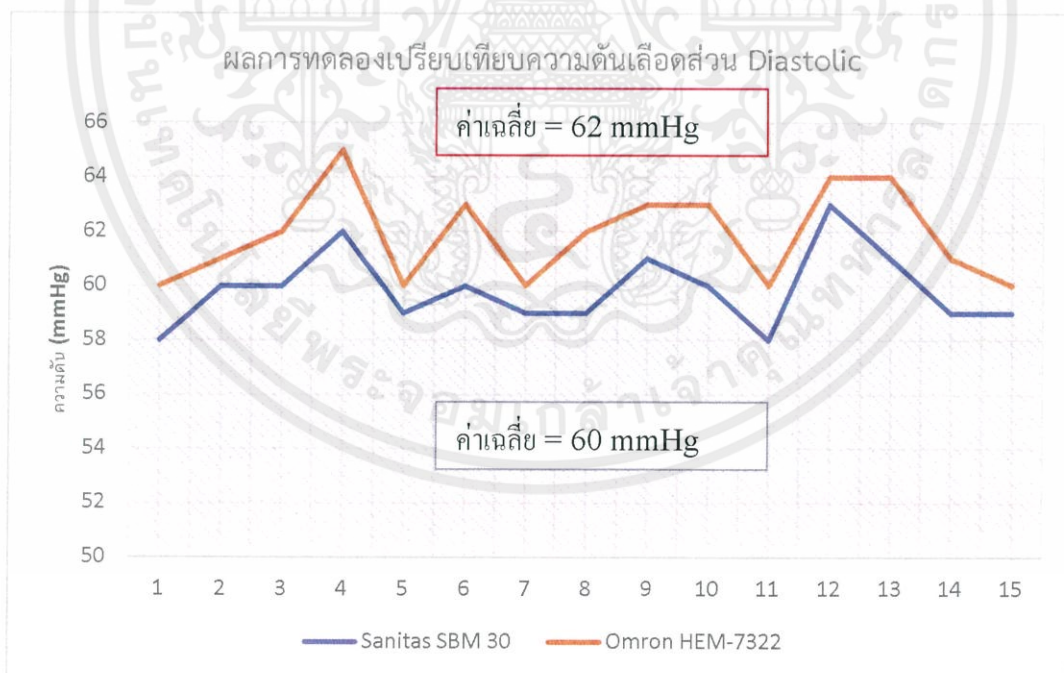
	อุปกรณ์ที่ใช้ศึกษาความดัน SANITAS SBM 30		อุปกรณ์มาตรฐาน Omron รุ่น HEM-7322	
	Systolic (mmHg)	Diastolic (mmHg)	Systolic (mmHg)	Diastolic (mmHg)
1	100	58	106	60
2	111	60	113	61
3	108	60	113	62
4	110	62	115	65
5	107	59	113	60
6	104	60	110	63
7	109	59	111	60
8	112	59	116	62
9	111	61	115	63
10	118	60	121	63
11	108	58	110	60
12	115	63	120	64
13	108	61	113	64
14	111	59	110	61
15	111	59	113	60

หมายเหตุ : Systolic คือ ความดันเลือดระยะหัวใจบีบตัว

Diastolic คือ ความดันเลือดระยะหัวใจคลายตัว



รูปที่ 4.12 ผลการทดลองเปรียบเทียบความดันเลือดส่วน Systolic



รูปที่ 4.13 ผลการทดลองเปรียบเทียบความดันเลือดส่วน Diastolic

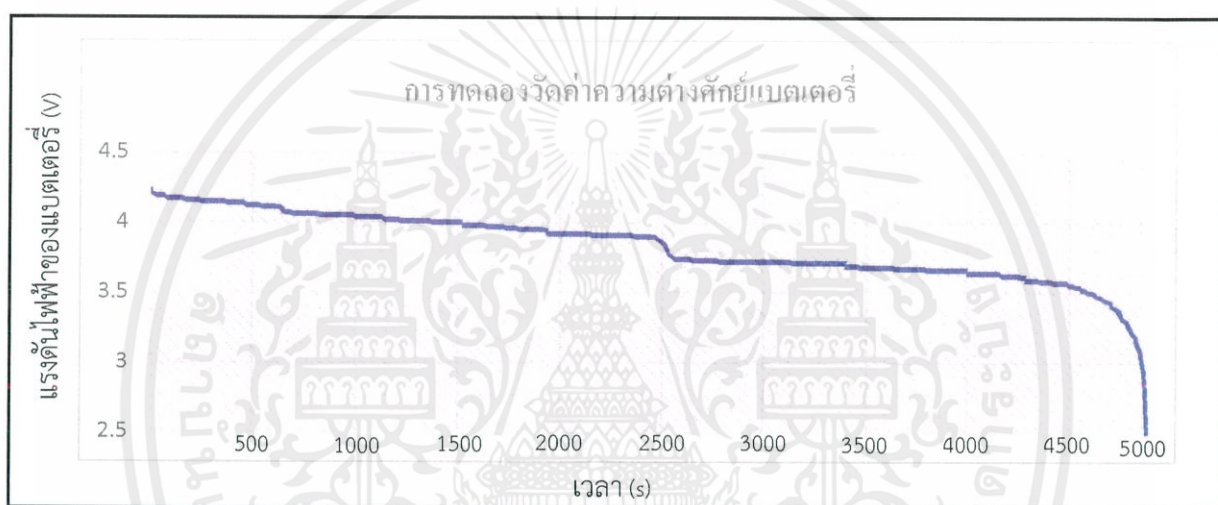
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดลองเปรียบเทียบอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 กับอุปกรณ์มาตรฐานพบว่า สามารถวัดและนำค่าความดันเลือดออกมาแสดงผลได้ โดยที่ชุดข้อมูลผลการทดลองของอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 ที่ได้ค่าความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic เฉลี่ย 110, 60 mmHg ตามลำดับ ค่าความแปรปรวน 12.4, 1.8 ตามลำดับ และมีส่วนเบี่ยงเบน 3.5, 1.3 ตามลำดับ ส่วนอุปกรณ์มาตรฐาน Omron รุ่น HEM-7322 ได้ชุดข้อมูลผลการทดลองค่าความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic เฉลี่ย 113, 62 mmHg ตามลำดับ ค่าความแปรปรวน 12.5, 2.7 ตามลำดับ และมีส่วนเบี่ยงเบน 3.5, 1.6 ตามลำดับ ดังรูปที่ 4.12 และ 4.13 ผลการทดลองเปรียบเทียบความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic จึงทำการкалиเบรทค่าให้อุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 ในส่วนความดัน Systolic และ Diastolic 3, 0.46 mmHg

เมื่อทำการкалиเบรทอุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 พบว่า รากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) ของค่าความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic คือ 1.8, 2.1 ตามลำดับ คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 0.1 และ 0.0 % ตามลำดับ

#### 4.4 ผลการทดลองออกแบบสถานะแบตเตอรี่

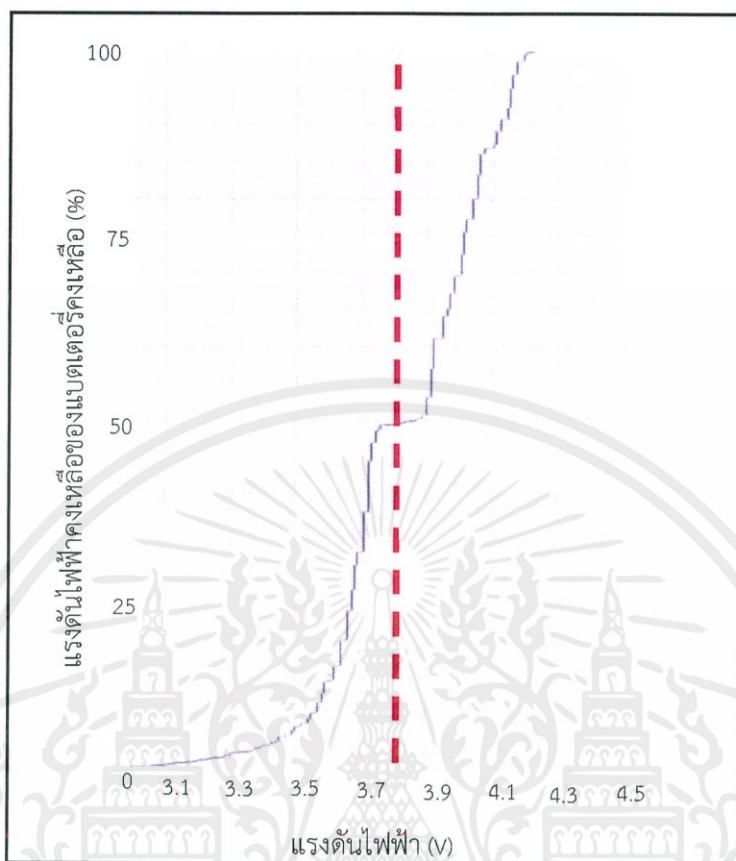
การทดลองวัดค่าความต่างศักย์ของแบตเตอรี่ในการใช้งานกับอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย เพื่อศึกษาอัตราการจ่ายไฟและเพื่อนำไปวิเคราะห์สถานะของแบตเตอรี่ โดยได้ทำการศึกษาจากการใช้แบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์ (Lithium Polymer) ขนาด 3.7 V 200 mAh กับอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยในสภาวะทำงานตลอดเวลาและเปิดใช้งานทุกอุปกรณ์ (full load) จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าไม่เพียงพอต่อการจ่ายไฟเลี้ยงให้อุปกรณ์สามารถทำงานได้ทั้งหมด ทำการทดลองซ้ำเช่นนี้ 5 ครั้ง จึงได้กราฟแสดงผลเฉลี่ยดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 ผลการทดลองวัดค่าความต่างศักย์ของแบตเตอรี่

จากการทดลองวัดค่าความต่างศักย์ของแบตเตอรี่ ได้ผลแสดงดังรูปกราฟที่ 4.14 โดยให้แกน x คือ เวลา หน่วยเป็น วินาที (s) และแกน y คือ แรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ที่จ่ายให้อุปกรณ์ หน่วย โวลต์ (V) พบว่าเมื่อใช้งานอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย แบตเตอรี่ลดลงตามเวลาจากค่าประมาณ 4.2 V จนเมื่อลดลงถึง 2.5 V คือ ปริมาณแรงดันไฟฟ้าที่อุปกรณ์จะหยุดทำงาน ใช้เวลาประมาณ 5000 วินาที หรือ ประมาณ 1 ชั่วโมง

เนื่องจากแบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์ไม่ควรให้ประจุไฟฟ้าเหลือต่ำกว่า 3 V จึงได้นำกราฟช่วงที่มีแรงดันไฟฟ้า 4.2 V ถึง 3 V มาคิดเป็นร้อยละ 100 ถึง 0 ของแรงดันไฟฟ้าคงเหลือในการใช้งาน ดังรูปที่ 4.15 โดยให้แกน y เป็นร้อยละของแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่คงเหลือ และแกน x เป็นแรงดันไฟคงเหลือ



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของร้อยละแรงดันไฟฟ้าคงเหลือของแบตเตอรี่

จากรูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของร้อยละแรงดันไฟฟ้าคงเหลือของแบตเตอรี่ ทำการแบ่งกราฟเป็น 2 ส่วน โดยส่วนแรก คือ ช่วงกราฟเป็นลักษณะเอกซ์โพเนนเชียล คือ ช่วงที่น้อยกว่า 3.8 V ส่วนที่สอง คือ ช่วงที่เป็นกราฟเส้นตรง นั่นคือช่วงที่มากกว่า 3.8 V ดังสมการที่ 4.1 และ 4.2

ส่วนกราฟเอกซ์โพเนนเชียล

$$Y = 3.89 \times 10^{-11} \times e^{(X \times 7.44)} \quad (4.1)$$

ส่วนกราฟเส้นตรง

$$Y = 125X - 425 \quad (4.2)$$

โดย Y คือ ร้อยละแรงดันไฟฟ้าคงเหลือของแบตเตอรี่ (%)

X คือ แรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ (V)

จากสมการที่ 4.1 และ 4.2 สามารถนำไปประมาณการค่าร้อยละคงเหลือแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ได้ดังตารางที่ 4.7 ตารางความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าที่คงเหลือในแบตเตอรี่ต่อการใช้งาน

ตารางที่ 4.7 ตารางความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าที่คงเหลือในแบตเตอรี่ต่อการใช้งาน

ร้อยละแบตเตอรี่คงเหลือ (%)	ค่าแบตเตอรี่คงเหลือ (V)	เวลาประมาณการใช้งานคงเหลือ (s)
100	> 4.2	5000
75	4	3750
50	3.8	2500
25	3.66	1250
0	3	~0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผล

ระบบตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ มีจุดมุ่งหมายเพื่อลดปัญหาการขาดแคลนของแพทย์ต่อจำนวนผู้ป่วย โดยเพิ่มความสะดวกในการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น ด้วยการนำเทคโนโลยีเซนเซอร์และอุปกรณ์ตรวจวัดที่เหมาะสมต่อการตรวจวัดค่า ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือด ใช้หน่วยประมวลผล ESP 8266 และแบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์ จัดทำเป็นอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย ค่าจากการวัดอาการผู้ป่วยเบื้องต้นจะส่งผ่านเทคโนโลยีเครือข่ายไร้สายสู่ฐานข้อมูลเพื่อความสะดวกในการเข้าถึงข้อมูลในระยะไกล ผ่านการแสดงผลทางเว็บแอปพลิเคชันที่ออกแบบมาเพื่อแพทย์และพยาบาล ในการใช้งานตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น

ในส่วนของอุปกรณ์ตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วย จากการศึกษาและทดลองทำให้สามารถสร้างอุปกรณ์จากเซนเซอร์ที่เหมาะสมใช้ในบริเวณที่เหมาะสมได้ โดยเซนเซอร์ที่ใช้ประกอบเป็นอุปกรณ์หลัก มีรายละเอียดดังนี้

1) การวัดอุณหภูมิใช้ MAX 30205 วัดอุณหภูมิที่ข้อมือ พบว่าเมื่อคาลิเบรตค่าแล้ว มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 0.5 %

2) การวัดอัตราการเต้นของหัวใจใช้ MAX 30100 วัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ปลายนิ้ว พบว่าค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 4.21 %

3) การวัดความดันเลือดใช้อุปกรณ์วัดความดันเลือด SANITAS SBM 30 วัดความดันเลือดที่ต้นแขน พบว่าค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 0.1 และ 0.0 % ของความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic ตามลำดับ

ในส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามอาการผู้ป่วย ซึ่งก่อนเข้าสู่ระบบต้องทำการตรวจสอบผู้ใช้งาน เพื่อใช้ยืนยันตัวตนของแพทย์และพยาบาลที่จะเข้าใช้งานเว็บแอปพลิเคชันของระบบ โดยระบบหน้าเว็บแอปพลิเคชันหลัก คือ หน้าแสดงผลค่าสัญญาณจากอุปกรณ์ที่ถูกลงทะเบียนข้อมูลไว้พร้อมกับประวัติโดยย่อของผู้ป่วย และส่วนฟังก์ชันการใช้งานมีฟังก์ชันแก้ไข

ประวัติผู้ป่วย ฟังก์ชันเพื่อการลงทะเบียนผู้ป่วยกับอุปกรณ์ส่วนตรวจวัด และฟังก์ชันเพื่อดูประวัติค่าสัญญาณชีพย้อนหลัง

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

ข้อจำกัดในการส่งข้อมูลที่ใช้เทคโนโลยี Wi-Fi ซึ่งมีการใช้พลังงานสูง จึงทำให้ต้องใช้แบตเตอรี่ขนาดใหญ่ เพื่อให้สามารถใช้งานได้ในช่วงเวลาที่ยาวนานขึ้น และการส่งข้อมูลของระบบจำเป็นต้องใช้การเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตตลอดเวลา โดยที่เมื่อไม่มีอินเทอร์เน็ตจะไม่สามารถส่งข้อมูลและเก็บข้อมูลได้ จึงควรออกแบบส่วนเก็บข้อมูลขณะออฟไลน์และส่งข้อมูลสู่ฐานข้อมูลภายหลังหากมีอินเทอร์เน็ตแล้ว



## บรรณานุกรม

- [1] วิลาวรรณย์ พิเชียรเสถียร. *สัญญาณชีพในข้อมูลเชิงประจักษ์เกี่ยวกับการปฏิบัติที่เป็นเลิศสำหรับนักวิชาชีพด้านสุขภาพ*. กรุงเทพฯ : 2539.
- [2] Nursingtimes. “Measuring body temperature.”  
<http://www.nursingtimes.net/clinical-archive/assessment-skills/measuring-body-temperature/5051350.article>
- [3] F.Soroush. “How to convert skin temperature to core temperature?.”  
<http://www.biology.stackexchange.com/questions/57211/how-to-convert-skin-temperature-to-core-temperature>
- [4] honestdocs “Heart Rate.”  
<http://www.honestdocs.com/about-your-resting-heart-rate>
- [5] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. “การวัดความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่.” รายงานการวิจัยในวิชาอายุรศาสตร์ทั่วไป, มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2549.
- [6] Maximintegrated. “MAX 30100.”  
<http://www.datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [7] Maximintegrated. “MAX 30205.”  
<https://www.datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30205.pdf>
- [8] Manualslib. “Sanitas SBM 30.”  
<http://www.manualslib.com/manual/1106234 /Sanitas-Sbm-30.html>
- [9] Maximintegrated. “MAX 30205.”  
<http://www.datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [10] Omron. “Omron mc-245.”  
<http://www.omronhealthcare.com.au/wp-content/uploads/2017/06/IM-EFT-MC-245-C1-20111110-final-ENG.pdf>
- [11] Omron. “HEM-7322.”  
<http://www.omron-healthcare.co.th/wp-content/uploads/pdf/Blood-Pressure-Monitor/HEM-7322-TH.pdf>

- [12] กองวิศวกรรมการแพทย์ กรมสนับสนุนบริการสุขภาพ. *คู่มือ การจักระบบวิศวกรรมการแพทย์ ในโรงพยาบาล ปี 2556*. กรุงเทพฯ : ปิยอนด์ พับลิชชิง, 2556.
- [13] “การประเมินค่าความผิดพลาด.” คลังปัญญามหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.  
[http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2129/8/27259\\_2\\_ch2.pdf](http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2129/8/27259_2_ch2.pdf)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้