ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว

Online Embedded Health Care System

นายคุณากร พูลเพียร รหัส 51361940

นางสาวทิพย์วดี กวีวัฒนกร รหัส 51364798

นางสาววิชุพร สายคำทอน รหัส 51364972

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ปีการศึกษา 2554

ห้องสมุดคณะวิศวกรรมศาสตร์
วันที่รับ - 2 ก.ค. 2556
เลขทะเบียน 162835G1
เลขเรียกหนังสือ ว.
มหาวิทยาลัยนเรศวร ค.ศ. 2554 ร 2554

ใบรับรองปริญญานิพนธ์

ชื่อหัวข้อโครงงาน	ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นแบบออนไลน์ฝังตัว			
ผู้ดำเนินโครงงาน	นายคุณากร	พูลเพียร	รหัส	51361940
	นางสาวทิพย์วดี	กวีวัฒนกร	รหัส	51364798
	นางสาววิชุพร	สายคำทอน	รหัส	51364972
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์เศรษฐา ตั้งค้าวานิช			
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์			
ภาควิชา	วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์			
ปีการศึกษา	2554			

.....

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อนุมัติให้โครงงานฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

..... ประธานกรรมการ
(ดร.สุรเดช จิตประไพกุลศาล)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พนมขวัญ ริยะมงคล)

..... กรรมการ
(อาจารย์จิราพร พุกสุข)

..... กรรมการ
(อาจารย์เศรษฐา ตั้งค้าวานิช)

ชื่อหัวข้อโครงงาน	ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว
ผู้ดำเนินโครงงาน	นายคุณากร พูลเพียร รหัส 51361940
	นางสาวทิพย์วดี กวีวัฒนกร รหัส 51364798
	นางสาววิชุพร สายคำทอน รหัส 51364972
ที่ปรึกษาโครงงาน	อาจารย์เศรษฐา ตั้งค้าวานิช
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
ภาควิชา	วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์
ปีการศึกษา	2554

.....

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้ได้กล่าวถึงระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว โดยนำระบบฝังตัว (Embedded System) เข้ามาเป็นตัวกลางในการประมาณผล ทำการรับส่งข้อมูลที่ได้จากการตรวจสุขภาพเบื้องต้นผ่านทางอุปกรณ์ส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (wireless module Xbee) ลงระบบฐานข้อมูล และแสดงผลข้อมูลออกทางกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส (Graphic User Interface) ซึ่งระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นนี้รองรับการใช้งานผ่านระบบเครือข่ายอินเตอร์เน็ตได้ โดยระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นสามารถวัดความดันโลหิต วัดชีพจร และวัดอุณหภูมิของร่างกาย ทั้งนี้ก็เพื่อต้องการลดเวลาในการเข้ารับการบริการจากโรงพยาบาล และลดจำนวนกระบวนการทำงานให้บริการจากบุคลากรทางการแพทย์

Project title	Online Embedded Health Care System		
Name	Mr.Kunakorn	Poonpian	ID 51361940
	Miss Tiwadee	Kaweewattanakorn	ID 51364798
	Miss Wichuporn	Saikamthorn	ID 51364972
Peoject advisor	Mr.Settha Thangkawanit		
Major	Computer Engineering		
Department	Electrical and Computer Engineering		
Academic year	2011		

Abstract

This thesis is representing online embedded health care system that is using embedded system for the central processing unit. This unit cans receiver and transmitter the data from measuring device such as blood pressure module, heart rate module and body temperature module. All of the data are sent by wireless module xbee from the central processing unit to the database and then the data are show on graphic user interface (GUI). Morcover, online embedded health care system supports an internet use. Other point of view, patient can measure blood pressure, heart rate and body temperature then system will send the data from patient to doctor pass the internet. In conclusion online embedded health care system is very useful system because this system reduces process and reduces time when patient receive service from hospital. In addition, this system reduces human resource in medical service.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์เรื่อง ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว (Online Embedded Health Care System) นี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยความกรุณาของ อาจารย์เศรษฐา ตั้งค้าวานิช อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ซึ่งได้ทุ่มเททั้งกำลังกายและกำลังใจ ให้ความรู้ ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือมาโดยตลอด คณะผู้จัดทำโครงงานจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณสมาคมสมองกลฝังตัวไทย (Thai Embedded Systems Association) ซึ่งได้ให้แนวคิดและคำแนะนำในการดำเนินโครงงาน

ขอกราบขอบพระคุณ ดร.สุรเดช จิตประไพกุลศาล ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พนมขวัญ ริยะมงคล และ อาจารย์จิราพร พุกสุข กรรมการคุมสอบโครงงาน ซึ่งได้ให้คำแนะนำและชี้แนะถึงข้อบกพร่องของโครงงาน เพื่อให้คณะผู้จัดทำได้ปรับปรุงและแก้ไขโครงงานให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณครอบครัวของคณะผู้จัดทำโครงงานผู้อยู่เบื้องหลังความสำเร็จคอยเป็นกำลังใจอันสำคัญ และคอยสนับสนุนตลอดมา

นายคุณากร พูลเพียร
นางสาวทิพย์วดี กวีวัฒนกร
นางสาววิชุพร สายคำทอน

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ก

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... ข

กิตติกรรมประกาศ ..... ค

สารบัญ ..... ง

สารบัญตาราง ..... ช

สารบัญรูป ..... ฌ

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงงาน 1

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน 1

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 2

1.4 ขอบเขตการดำเนินโครงงาน 2

1.5 ขั้นตอนการดำเนินโครงงาน 2

1.6 แผนการดำเนินงานตลอดโครงงาน 3

1.7 รายละเอียดงบประมาณของโครงงาน 4

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง 5

2.1 หลักการตรวจสุขภาพเบื้องต้น 5

2.1.1 หลักการวัดความดันโลหิต 5

2.1.2 หลักการวัดชีพจร 7

2.1.3 หลักการวัดอุณหภูมิ 8

2.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจสุขภาพเบื้องต้น 10

2.2.1 เซนเซอร์วัดความดัน 10

2.2.2 เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของชีพจร 12

2.3 เอ็กซ์บีส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (Wireless Module Xbee) 12

2.3.1 เอ็กซ์ (Xbee) และ ซิกบี (Zigbee) 12

2.3.2 คุณสมบัติของเอ็กซ์บี 13

2.3.3 การต่อเอ็กซ์บีกับไมโครคอนโทลเลอร์ 16

2.3.4 การตั้งค่าพื้นฐานของเอ็กซ์บี 17

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3.5 เอ็กซ์บีเอพีไอแพคเกจ 18
บทที่ 3 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินโครงงาน 20
3.1 การออกแบบระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว 20
3.1.1 แนวความคิดรวบยอดในการออกแบบระบบ 20
3.1.2 โครงสร้างการทำงานของระบบกับการเชื่อมต่อการทำงานกับระบบอื่น 21
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการสร้างระบบ 23
3.2.1 ด้านฮาร์ดแวร์ 23
3.2.2 ด้านซอฟต์แวร์ 25
3.3 อินพุต ระบบ เอาต์พุต 25
3.3.1 ข้อมูลอินพุต 25
3.3.2 ระบบ 26
3.3.3 ข้อมูลเอาต์พุต 27
3.4 กระบวนการทำงานของระบบ 28
บทที่ 4 ผลการทดลอง 30
4.1 ขั้นตอนการทำลอง 30
4.2 การทดสอบความสามารถในการวัดข้อมูลสุขภาพเบื้องต้น 33
4.2.1 การวัดความดันโลหิต 33
4.2.2 การวัดชีพจร 37
4.2.3 การวัดอุณหภูมิร่างกาย 38
4.3 การทดสอบการส่งข้อมูลผ่านโมดูลเอ็กซ์บี 40
4.3.1 การทดสอบข้อมูลการส่งค่าจากไมโครคอนโทลเลอร์ผ่านโมดูลเอ็กซ์บีไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเครื่องเซิร์ฟเวอร์ 40
4.3.2 การทดสอบระยะทางในการส่งข้อมูลของโมดูลเอ็กซ์บี 41
4.4 การทดสอบการจัดเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล 42
4.5 การทดสอบการแสดงผลข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส 42
บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ 44
5.1 สรุปผลการดำเนินโครงงาน 44

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.2 ปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา 44
5.3 ข้อเสนอแนะในการดำเนินโครงงาน 45
5.3.1 ข้อเสนอแนะเพื่อนำไปต่อยอดความคิด 45
5.3.2 ความรู้พื้นฐานที่ต้องมีในการสร้างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว 46
เอกสารอ้างอิง 47
ภาคผนวก ก 50
ประวัติผู้ดำเนินโครงงาน 60

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

1.1 แสดงขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินงาน 3
1.1 แสดงขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินงาน (ต่อ) 4
2.1 แสดงอัตราการเต้นของชีพจรในแต่ละช่วงอายุ 8
4.1 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวักความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยรุ่นเพศหญิง จำนวน 5 คน 33
4.2 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวักความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยรุ่น เพศชาย จำนวน 5 คน 34
4.3 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวักความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยทำงาน เพศหญิง จำนวน 5 คน 34
4.4 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวักความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยทำงาน เพศชาย จำนวน 5 คน 34
4.5 เกณฑ์ในการวัดรูปร่างจากดัชนีมวลกาย 35
4.6 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตของระบบกับเครื่องวัดความดันโลหิตทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มี ดัชนีมวลกายน้อยกว่า 18.5 หรือน้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์ จำนวน 5 คน 35
4.7 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตของระบบกับเครื่องวัดความดันโลหิตทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มีดัชนีมวลกายช่วง 18.5-24.9 หรือน้ำหนักตัวปกติ จำนวน 5 คน 36
4.8 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตของระบบกับเครื่องวัดความดันโลหิตทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มีดัชนีมวลกายช่วง 30-34.9 หรือน้ำหนักตัวเกิน จำนวน 3 คน 36
4.9 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตของระบบกับเครื่องวัดความดันโลหิตทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มีดัชนีมวลกายช่วง 35ข39.9 หรือเป็นโรคอ้วนขั้นที่ 1 จำนวน 1 คน 36

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่ หน้า

4.10 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยรุ่น เพศหญิง จำนวน 5 คน 37
4.11 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยรุ่น เพศชาย จำนวน 5 คน 37
4.12 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยทำงาน เพศหญิง จำนวน 5 คน 37
4.13 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยทำงาน เพศชาย จำนวน 5 คน 38
4.14 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายน้อยกว่า 18.5 หรือน้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์ 38
4.15 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 18.5-24.9 หรือน้ำหนักตัวปกติ 38
4.16 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 25-29.9 หรือน้ำหนักตัวเกิน 39
4.17 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 30-34.9 หรือโรคอ้วนขั้นที่ 1 ... 39
4.18 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 35-39.9 หรือโรคอ้วนขั้นที่ 2 ... 39
4.19 แสดงระยะทางการส่งข้อมูลของเอ็กซ์บี 41
5.1 แสดงปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา 44
5.1 แสดงปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา (ต่อ) 45

สารบัญรูป

รูป **หน้า**

2.1 การวัดความดันโลหิตโดยทางอ้อม 6
2.2 แสดงช่วงอุณหภูมิปกติของร่างกายในสภาวะต่างๆ 9
2.3 แสดงรูปแบบของสัญญาณเอาต์พุต 10
2.4 แสดงรูปแบบไบท์ข้อมูลของสัญญาณเอาต์พุต 11
2.5 รูปเอ็กซ์บีและเอ็กซ์บีโปร 12
2.6 แสดงการแบ่งช่องสัญญาณของซิกบี 13
2.7 แสดงคุณสมบัติของเอ็กซ์บีแต่ละรุ่น 15
2.8 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับเอ็กซ์บี 16
2.9 แสดงการจัดขาของเอ็กซ์บี 17
2.10 แสดงเครือข่ายของเอ็กซ์บี 18
2.11 แสดงโครงสร้างของเอ็กซ์บีเอพีไอแพคเกจ 19
2.12 แสดงเอพีไอแพคเกจ 19
3.1 แสดงแนวความคิดรวบยอดในการออกแบบระบบ 20
3.2 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวกับระบบอื่น 22
3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอาร์ม รุ่น STM32F103 23
3.4 โมดูลวัดความดันโลหิต 23
3.5 แสดงเซนเซอร์อุณหภูมิกับเทอร์โมมิเตอร์ 24
3.6 โมดูลวัดชีพจร 24
3.7 โมดูลเอ็กซ์บี 24
3.8 แสดงฮาร์ดแวร์ของระบบตรวจสุขภาพเบื้องตนออนไลน์แบบฝังตัว 25
3.9 แสดงสัญญาณเอินพุตที่ได้จากการวัดความดันโลหิต 26
3.10 แสดงค่าความต่างศักย์ที่วัดขณะวัดอุณหภูมิร่างกาย 26
3.11 แสดงตัวอย่างโค้ดการแปลงคาความดันโลหิต 27
3.12 แสดงโค้ดการคำนวณหาค่าอุณหภูมิร่างกาย 27
3.13 แสดงข้อมูลเอาต์พุตของระบบ 28

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป หน้า

3.14 แสดงกระบวนการทำงานของระบบ 29
4.1 แสดงการใส่คัฟบริเวณต้นแขนซ้ายสำหรับวัดความดันโลหิต 30
4.2 แสดงการใส่โมดูลวัดชีพจรบริเวณปลายนิ้วด้านซ้าย 31
4.3 แสดงการใช้งานโมดูลวัดอุณหภูมิบริเวณข้อพับแขน 31
4.4 แสดงการวัดค่าความดันโลหิตบริเวณต้นแขนซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ที่ได้รับมาตรฐาน 32
4.5 แสดงการวัดชีพจรโดยการจับบริเวณเส้นเลือดแดงที่ข้อมือและทำการนับ 32
4.6 แสดงการวัดอุณหภูมิร่างกายบริเวณข้อพับแขนโดยใช้อุปกรณ์ที่ได้รับมาตรฐาน 32
4.7 แสดงการส่งเอพีไอ (API Frame) ไปขอให้ระบบวัดค่า 40
4.8 แสดงข้อมูลที่ได้รับจากระบบ 41
4.9 แสดงฐานข้อมูลของระบบ 42
4.10 แสดงผลการทดลองการแสดงข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส 43
รูป ก1 แสดงโค้ดตัวอย่างการแสดงค่าผ่านจอแอลซีดี 50
รูป ก2 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการแสดงค่าผ่านจอแอลซีดี 51
รูป ก3 แสดงโค้ดการหาความดันซิสโตลิก และความดันไดแอสโตลิก 52
รูป ก4 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาความดันซิสโตลิก และความดันไดแอสโตลิก 53
รูป ก5 แสดงโค้ดการหาค่าชีพจร 54
รูป ก6 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาค่าชีพจร 55
รูป ก7 แสดงโค้ดการหาค่าอุณหภูมิร่างกาย 56
รูป ก8 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาค่าอุณหภูมิร่างกาย 57
รูป ก9 แสดงโค้ดการสร้างกราฟิกยูสเซอร์อินเตอร์เฟส 58
รูป ก10 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการสร้างกราฟิกยูสเซอร์อินเตอร์เฟส 59

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงงาน

การให้บริการด้านสุขภาพของโรงพยาบาลนั้น ผู้ป่วยจะได้รับการบริการหลายขั้นตอน ซึ่งแต่ละขั้นตอนนั้นต้องใช้บุคลากรทางการแพทย์ในสอบถามข้อมูล ตรวจสุขภาพเบื้องต้น จดบันทึกข้อมูลของผู้ป่วยลงในแฟ้มประวัติ และนำแฟ้มประวัติส่งต่อไปยังขั้นตอนถัดไปเพื่อเป็นการคัดกรองผู้ป่วยก่อนที่จะเข้ารับการตรวจรักษาจากแพทย์ แต่เนื่องจากบุคลากรทางการแพทย์ที่มีจำนวนเพียงเล็กน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับจำนวนของผู้ป่วยที่มาใช้บริการ จึงส่งผลให้เกิดการบริการที่ล่าช้า เสียเวลาไม่สะดวกทั้งต่อผู้ป่วยและบุคลากรทางการแพทย์

ปัญหาดังกล่าวอาจจะเกิดจากการขาดแคลนบุคลากรทางด้านการแพทย์ หากจะผลิตบุคลากรเพิ่มขึ้นเพื่อให้เพียงพอต่อการให้บริการนั้นก็จะต้องใช้เวลาและงบประมาณจำนวนมาก หากจะลดขั้นตอนการคัดกรองประวัติผู้ป่วยนั้นก็ไม่สามารถทำได้เนื่องจากว่าขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนตรวจสุขภาพเบื้องต้น จะต้องนำข้อมูลในส่วนนี้ไปประกอบกับคำวินิจฉัยสุขภาพของผู้ป่วย หรือผู้ป่วยเกิดภาวะฉุกเฉินทางโรงพยาบาลจะได้ทำการรักษาผู้ป่วยได้ทันเวลา

ซึ่งในปัจจุบันระบบฝังตัวได้เข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันของเรามากขึ้น ระบบฝังตัวนั้นเป็นระบบที่ช่วยในการประมวลผลข้อมูลจะประกอบไปด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และโปรแกรมที่ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อควบคุมการทำงาน ผู้จัดทำโครงงานจึงมีแนวคิดที่จะสร้างอุปกรณ์ตรวจสุขภาพเบื้องต้นโดยใช้ระบบฝังตัวที่สามารถตรวจวัดความดันโลหิต ชีพจร และอุณหภูมิภายในร่างกาย อีกทั้งยังสร้างระบบที่สามารถรับส่งข้อมูลแบบออนไลน์โดยรับส่งข้อมูลได้ภายในเครือข่ายเดียวกัน ดังนั้นระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวนี้ จะช่วยลดขั้นตอนและเวลาในการคัดกรองผู้ป่วย อีกทั้งยังช่วยเพิ่มความสะดวกรวดเร็วต่อผู้ป่วยและบุคลากรทางการแพทย์อีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน

1. จัดทำอุปกรณ์ตรวจสุขภาพเบื้องต้นที่สามารถตรวจวัดความดันโลหิต วัดชีพจร และวัดอุณหภูมิของร่างกายโดยใช้ระบบสมองกลฝังตัว

2. ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวสามารถลดกระบวนการในการตรวจสุขภาพของบุคลากรทางการแพทย์
3. ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวสามารถลดเวลาการให้บริการและเวลาการรับบริการการตรวจสุขภาพเบื้องต้นในโรงพยาบาล

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. อุปกรณ์ตรวจสุขภาพนี้จะช่วยลดระยะเวลาและกระบวนการการทำงานของบุคลากรทางการแพทย์ในการตรวจสุขภาพให้กับผู้ป่วย
2. ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นนี้จะช่วยให้แพทย์ผู้ทำการวินิจฉัยโรคได้รับข้อมูลจากการตรวจสุขภาพได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว
3. ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นนี้จะช่วยให้ผู้ป่วยไม่ต้องเสียเวลาในการรอเข้ารับบริการการตรวจสุขภาพเป็นเวลานาน

1.4 ขอบเขตการดำเนินโครงงาน

1. ระบบนี้สามารถตรวจวัดข้อมูลพื้นฐานทางสุขภาพได้ 3 ประเภท ได้แก่ ความดันโลหิต ชีพจร และอุณหภูมิร่างกาย โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนได้ไม่เกินร้อยละ 15
2. นำเอาระบบสมองกลฝังตัวมาใช้ในการสร้างอุปกรณ์ตรวจสุขภาพเบื้องต้น
3. ระบบนี้สามารถส่งข้อมูลที่ผ่านการประมวลผลจากไมโครคอนโทลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านอุปกรณ์ส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (Wireless module Xbee) ภายในอาคาร ได้ไม่น้อยกว่า 20 เมตร
4. ระบบนี้สามารถส่งข้อมูลผ่านโพรโตคอลที่กำหนด คือ เอ็กซ์บีเอพีไอโหมด (Xbee API mode)
5. ระบบนี้สามารถจัดเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูลได้
6. ระบบนี้สามารถแสดงค่าความดันโลหิต ชีพจร และอุณหภูมิร่างกายผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส (Graphic User Interface) ได้

1.5 ขั้นตอนการดำเนินโครงงาน

1. ศึกษาการทำงานของเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจสุขภาพเบื้องต้น
2. ศึกษาการสร้างโพรโตคอลในการส่งข้อมูลจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์
3. ออกแบบและจัดเตรียมวัสดุอุปกรณ์

4. ศึกษาการทำงานของระบบไมโครคอนโทรลเลอร์
5. ศึกษาการรับส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่าย
6. สร้างอุปกรณ์ตรวจสุขภาพเบื้องต้น
7. สร้างโปรแกรมรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์กับระบบฐานข้อมูล
8. ตรวจสอบการทำงานของอุปกรณ์และแก้ไขข้อบกพร่องของชิ้นงาน
9. สรุปรายละเอียดและนำเสนอ

1.6 แผนการดำเนินงานตลอดโครงงาน

ตารางที่ 1.1 แสดงขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินงาน

รายการ	พ.ศ. 2554							พ.ศ. 2555		
	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
1.ศึกษาการทำงานของเครื่องมือที่ใช้ตรวจวัดสุขภาพเบื้องต้น	←	→								
2. ศึกษาการสร้างโพรโตคอลในการส่งข้อมูลจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์	←	→								
3. ออกแบบและจัดเตรียมวัสดุอุปกรณ์		←	→							
4. ศึกษาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์		←	→							
5. ศึกษาเกี่ยวกับการรับส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่าย			←	→						

ตารางที่ 1.1 แสดงขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินงาน (ต่อ)

รายการ	พ.ศ. 2554							พ.ศ. 2555		
	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
6.สร้างโปรแกรมรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์กับระบบฐานข้อมูล				←———	———	———	———			
7. ทดลองการทำงานของอุปกรณ์และแก้ไขข้อบกพร่อง							←———	———	———	
8. สรุปผลการทดลอง							←———	———	———	
9. จัดทำรูปเล่มโครงงาน								←———	———	———

1.7 รายละเอียดงบประมาณของโครงงาน

1. ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์	2,500	บาท
2. ค่าจัดทำรูปเล่ม	500	บาท
รวมเป็นเงินทั้งสิ้น	3,000	บาท
	(สามพันบาทถ้วน)	

หมายเหตุ ถัวเฉลี่ยทุกรายการ

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

ในการศึกษาการสร้างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวนั้น ต้องมีความรู้ที่หลากหลายส่วนด้วยกัน เพื่อให้ระบบที่ได้นั้นมีประสิทธิภาพตรงตามวัตถุประสงค์ที่ได้ตั้งไว้ ในบทนี้จึงได้นำเสนอองค์ความรู้ที่ได้ศึกษามา ได้แก่ ความรู้ด้านการแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับหลักการการตรวจสุขภาพเบื้องต้น ได้แก่ การวัดความดันโลหิต วัดชีพจร และอุณหภูมิร่างกาย นอกจากนี้จะได้นำเสนอองค์ความรู้ที่ทางด้านวิศวกรรม ได้แก่ ความรู้เกี่ยวกับอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจสุขภาพเบื้องต้น และความรู้ด้านการส่งข้อมูลผ่านอุปกรณ์ส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (Wireless module Xbee)

2.1 หลักการตรวจสุขภาพเบื้องต้น

หลักการตรวจสุขภาพที่ใช้ในระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว แบ่งออกเป็น 3 ประเภท คือ หลักการวัดความดันโลหิต หลักการวัดชีพจร และหลักการวัดอุณหภูมิร่างกาย

2.1.1 หลักการวัดความดันโลหิต [1]

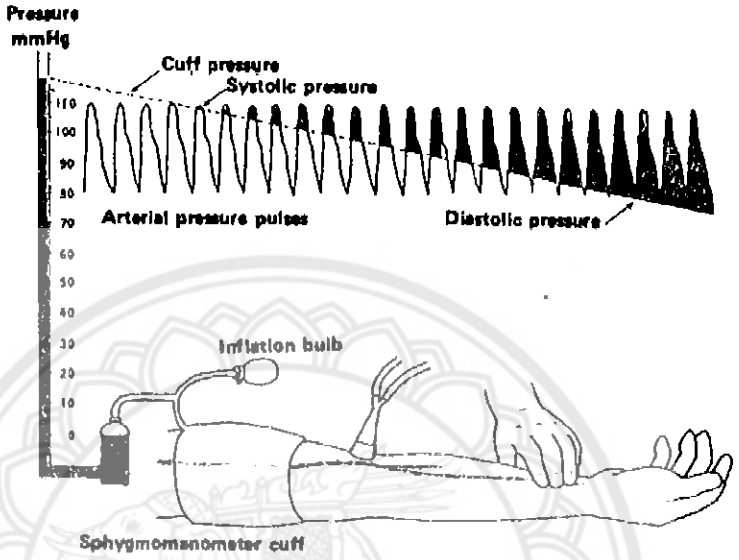
ความดันโลหิตเกิดจากการการบีบตัวของหัวใจ สามารถวัดความดันโลหิตได้จาก 3 แหล่งคือ ความดันเลือดแดง (arterial pressure) ความดันเลือดดำ (venous pressure) และความดันในห้องหัวใจ (cardiac chamber pressure) แต่ที่นิยมวัดกันคือ ความดันเลือดแดง ซึ่งโดยปกติแล้วความดันในส่วนต่างๆ ของอวัยวะในร่างกายจะมีความดันไม่เท่ากัน แต่โดยทั่วไปแล้วความดันเลือดแดงที่ส่งจากหัวใจจุดแรกจะมีความดันสูงสุด ต่อจากนั้นความดันจะค่อยๆ ลดลงจนถึงหลอดเลือดดำที่เข้าสู่หัวใจซึ่งจะมีค่าความดันต่ำสุด โดยความดันโลหิตจะมีลักษณะเป็นคลื่น (pulsatile) คือ ความดันโลหิตสูงสุดช่วงหัวใจบีบตัว (systole) ซึ่งจะเรียกว่า ความดันซิสโตลิก (systolic pressure) และความดันโลหิตต่ำสุดในช่วงที่หัวใจคลายตัว (diastole) ซึ่งจะเรียกว่า ความดันไดแอสโตลิก (diastolic pressure)

การวัดความดันโลหิตในทางการแพทย์สามารถทำการวัดได้ 2 วิธี คือ

1. การวัดโดยตรง (Direct method) เป็นการใช้เข็มแทงเข้าไปในหลอดเลือด แล้วนำมาต่อกับเครื่องวัดความดัน (manometer) โดยตรง

2. การวัดโดยทางอ้อม (Indirect method) วิธีนี้สะดวกกับผู้ถูกวัดมากกว่าการวัดโดยตรง เนื่องจากไม่ต้องวัดความดันจากหลอดเลือดโดยตรง แต่จะใช้คัฟ (cuff) พันทับบนลงบนหลอดเลือดแล้วเพิ่มความดันในคัฟให้มีค่าสูงกว่าความดันในหลอดเลือดจนถึงระดับหนึ่ง แล้วค่อยๆ ลดความดัน

ลงและใช้หูฟังทางการแพทย์ (stethoscope) ฟังเสียงของหลอดเลือดที่อยู่ถัดจากคัฟลงมา ค่าความดันที่เริ่มได้ยินเสียง คือค่า ซิสโตลิก และค่าความดันที่อ่านได้ตรงจุดที่เสียงหายไปคือค่า ไดแอสโตลิก



รูปที่ 2.1 การวัดความดันโลหิตโดยทางอ้อม [1]

ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิตในระยะ 60 นาทีก่อนการวัด [2] ได้แก่ การรับประทานอาหาร การออกกำลังกาย (อาจทำให้ความดันลดลงได้) การสูบบุหรี่ (อาจทำให้ความดันเพิ่มขึ้นได้ชั่วคราว) การดื่มกาแฟหรือเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของคาเฟอีน (อาจทำให้ความดันเพิ่มขึ้นได้) การใช้ยาที่กระตุ้นหัวใจ เช่น ยาแก้คัดจมูก เป็นต้น นอกจากนี้ยังควรหลีกเลี่ยงการเคลื่อนไหวร่างกายขณะวัดความดัน เพราะสามารถทำให้ความดันขึ้นได้ 8-15 มิลลิเมตรปรอท และควรวัดความดันในห้องที่มีอุณหภูมิเหมาะสมไม่ร้อนหรือหนาวจนเกินไป

ขนาดของคัฟ มีผลต่อความดันโลหิต เช่น การใช้คัฟที่มีขนาดเล็กเกินไป จะทำให้ค่าความดันโลหิตสูงกว่าค่าความเป็นจริง ยกตัวอย่างเช่นในกรณีคนอ้วน อาจวัดความดันซิสโตลิกได้มากเกินจริงถึง 10-50 มิลลิเมตรปรอทดังนั้นการเลือกคัฟให้เหมาะสมกับผู้ใช้จึงมีความสำคัญ ซึ่งการจะเลือกคัฟให้เหมาะสมสามารถดูได้จากค่ามาตรฐานของขนาดกระเปาะลมในคัฟควรมีความยาวไม่น้อยกว่าร้อยละ 80 และความกว้างไม่น้อยกว่าร้อยละ 40 ของเส้นรอบวงของต้นแขน (กรณีวัดความดันที่ต้นแขน) โดยการแบ่งขนาดของคัฟแบ่งเป็น 3 ขนาดคือ ขนาดเล็ก (small adult cuff) ขนาด 12×22 เซนติเมตร ขนากกลาง (adult cuff) ขนาด 16×30 เซนติเมตร และขนาดใหญ่ (large adult cuff) ขนาด 16×36 เซนติเมตร

การจัดท่าผู้ป่วย โดยปกติมักใช้ท่านั่งในการวัดความดันโลหิต ส่วนการวัดในท่านอนจะมีค่าความดันโลหิตที่แตกต่างกันจากท่านั่งเล็กน้อย คือ ความดันซิสโตลิก จะสูงขึ้น 2-3 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิก (diastolic pressure) จะลดลง 2-3 มิลลิเมตรปรอท ในการวัดความดันโลหิตควรให้แขนอยู่ในระดับเดียวกับหัวใจ ส่วนเครื่องวัดความดันอยู่ในระดับที่มองเห็นได้ชัดเจน นอกจากนี้ผู้ป่วยควรนั่งนิ่งๆ ประมาณ 5 นาทีก่อนวัด ส่วนการวางคัฟในท่านั่ง ควรวางโดยให้คัฟอยู่บนตำแหน่งต้นแขน และปลายขอบล่างของคัฟควรอยู่สูงกว่าข้อพับแขน 2-3 เซนติเมตร ในกรณีที่ผู้ป่วยใส่เสื้อแขนยาวที่หนา ควรถอดออกเพราะการพับแขนเสื้อขึ้นอาจรัดต้นแขนค่าความดันที่วัดได้อาจไม่ใช่ค่าที่แท้จริง

2.1.2 หลักการวัดชีพจร [3]

ชีพจรเกิดจากการหดตัวและคลายตัวของหลอดเลือดแดง คือหัวใจห้องล่างซ้ายด้านซ้ายจะบีบตัว ทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะเกิดเป็นคลื่นขึ้นมาเรียกว่าการเต้นของชีพจรนั้นเอง ซึ่งปกติอัตราการเต้นของชีพจรโดยเฉลี่ยจะอยู่ที่ 72 ครั้งต่อนาที การจับชีพจรโดยปกติจะจับที่ข้อมือ (radial) แต่ก็สามารถจับชีพจรจากส่วนอื่นของร่างกายได้ เช่น ข้อพับศอก (brachial) ข้างคอ (carotid) ขาหนีบ (femoral) หลังเข่า (poplitial) และหลังเท้า (pedal pulse) เป็นต้น

ปัจจัยที่มีผลต่อชีพจร [3]

1. อายุ (Age) เมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง
2. เพศ (Gender) วัยผู้ใหญ่ ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นชีพจรของเพศชายจะต่ำกว่าเพศหญิงเล็กน้อย
3. การออกกำลังกาย (Exercise) อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้น เมื่อออกกำลังกาย
4. ไข้ (Fever) อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้น เพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น
5. ยา (Medicine) ยาบางชนิดมีผลทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง เช่น ยาโรคหัวใจ
6. การสูญเสียเลือด (Hemorrhange) มีผลทำให้เพิ่มการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น
7. อารมณ์ (Emotion) ความเครียด ความกลัว ความวิตกกังวล จะไปกระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค
8. ท่าทาง (Posture) เมื่ออยู่ต่างท่าอัตราการเต้นของชีพจรก็จะแตกต่างกันไป เช่น เวลาที่นั่งหรือยืนอัตราการเต้นของชีพจรก็จะสูงกว่าท่านอน

ตารางที่ 2.1 แสดงอัตราการเต้นของชีพจรในแต่ละช่วงอายุ [3]

อัตราการเต้นของชีพจร	
อายุ	**อัตราการเต้น (ครั้งต่อนาที)**
ทารกแรกเกิด ถึง 1 เดือน	120 - 160
1 เดือน – 12 เดือน	80 - 140
12 เดือน - 2 ปี	80 - 130
2 ปี – 6 ปี	75 - 120
6 ปี – 12 ปี	75 - 110
วัยรุ่นถึงวัยผู้ใหญ่	60 - 100

2.1.3 หลักการวัดอุณหภูมิ [3]

มนุษย์เป็นสัตว์เลือดอุ่นที่มีอุณหภูมิค่อนข้างที่คงที่ โดยปกติจะอยู่ที่ประมาณ 37 องศาเซลเซียส ความร้อนที่ผลิตขึ้นส่วนใหญ่มาจากอวัยวะภายในที่ทำงานตลอดเวลาแม้ในขณะหลับ ได้แก่ ตับ หัวใจ ปอด ไต และระบบทางเดินอาหาร โดยความร้อนจากอวัยวะเหล่านี้จะถูกถ่ายทอดให้เลือดและระบายออกจากร่างกายทางผิวหนังเป็นส่วนใหญ่ นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นที่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิอีก เช่น อัตราการไหลของเลือด และการระบายความร้อนของร่างกาย

อุณหภูมิปกติของร่างกาย แบ่งเป็น

1. อุณหภูมิพื้นผิว (Surface Temperature) เป็นอุณหภูมิที่วัดได้บริเวณผิวหนังและกล้ามเนื้อ ซึ่งจะเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมภายนอก สามารถวัดได้ทางรักแร้ (axillary temperature) และทางผิวหนัง (skin temperature)

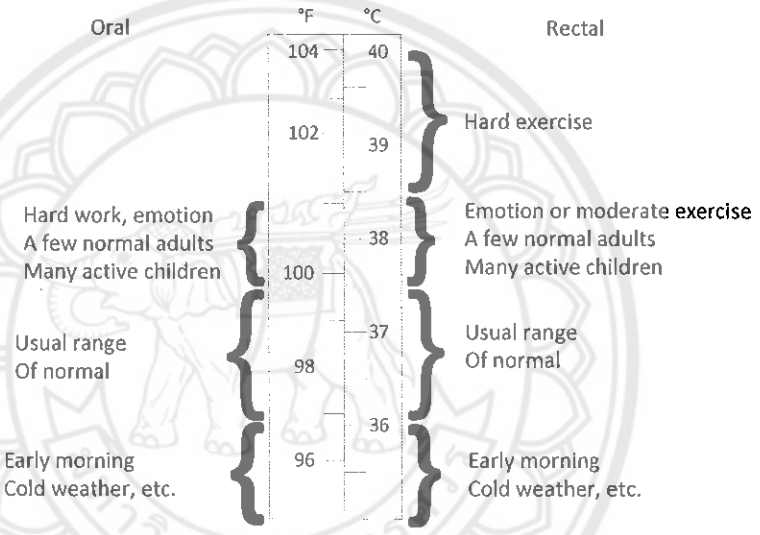
2. อุณหภูมิแกนกลาง (Core Temperature) เป็นอุณหภูมิที่วัดได้ที่อวัยวะภายในร่างกายทั้งหมด ซึ่งร่างกายสามารถควบคุมให้ค่อนข้างคงที่ตลอดเวลา ไม่ให้มีการเปลี่ยนแปลงตามสิ่งแวดล้อม สามารถวัดได้ทางทวารหนัก (rectal temperature)

การวัดอุณหภูมิในร่างกาย วัดได้ 3 ทาง คือ

1. การวัดอุณหภูมิทางปาก เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมอย่างมาก โดยจะใช้ปรอทวัดอุณหภูมิ (clinical thermometer) สอดไว้ใต้ลิ้น หุบปากให้สนิท เป็นเวลาประมาณ 3 นาที จะได้ค่าอุณหภูมิปกติประมาณ 36.7-37 องศาเซลเซียส แต่ถ้าเราดื่มน้ำร้อนหรือน้ำเย็นก่อนการวัด หุบปากไม่สนิท สูบบุหรี่ ออกกำลังกาย หรือ พูดคุยขณะวัดอุณหภูมิ การวัดอุณหภูมิแบบนี้อาจจะไม่ตรงกับอุณหภูมิที่แท้จริงของร่างกาย

2. การวัดอุณหภูมิทางทวารหนัก จะใช้วัดในเด็กเล็กที่ไม่สามารถอมปรอทได้ หรือ ผู้ป่วยที่ไม่รู้สึกตัวโดยสอดปรอทแบบกระเปาะก้นกลมเคลือบด้วยวาสลิน สอดเข้าในทวารหนักนานประมาณ 1-2 นาที การวัดแบบนี้จะมีค่าอุณหภูมิที่สูงกว่าอุณหภูมิที่วัดทางปาก 0.6 องศาเซลเซียส และถือว่าเป็นการวัดอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย

3. การวัดอุณหภูมิทางรักแร้ ใช้ในผู้ป่วยที่หมดสติ ไม่รู้สึกตัว โดยจะใช้ปรอทวัดเหมือนกับทางปาก สอดใต้รักแร้ โดยจับแขนแนบลำตัว เป็นเวลา 2-4 นาที ค่าอุณหภูมิที่ได้จะต่ำกว่าที่วัดได้ทางปาก ประมาณ 0.5-1 องศาเซลเซียส การวัดแบบนี้อาจจะคลาดเคลื่อนได้ง่าย



รูปที่ 2.2 แสดงช่วงอุณหภูมิปกติของร่างกายในสภาวะต่างๆ [4]

ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

เมื่อการผลิตความร้อน (heat production) และการสูญเสียความร้อน (heat loss) สมดุลกัน อุณหภูมิในร่างกายจะค่อนข้างคงที่ แต่ถ้าสมดุลดังกล่าวเกิดเสียไป เช่น ถ้าการผลิตความร้อนมากกว่าการสูญเสียความร้อน อุณหภูมิของร่างกายจะสูงขึ้น ทำให้เกิดภาวะอุณหภูมิในร่างกายสูงกว่าปกติ (hyperthermia) หรือถ้าการผลิตความร้อน ต่ำกว่าการสูญเสียความร้อน อุณหภูมิของร่างกายจะต่ำลง ทำให้เกิดภาวะอุณหภูมิในร่างกายต่ำ (hypothermia) โดยอุณหภูมิของร่างกายคนเรานั้นมีการเปลี่ยนแปลงอยู่เล็กน้อยตลอดเวลา ซึ่งมีปัจจัยดังนี้

1. การเปลี่ยนแปลงในรอบวัน (Circadian rhythm or diurnal variation) อุณหภูมิแกนของร่างกายจะต่ำสุดในเวลากลางคืน และค่อยๆ สูงขึ้นในช่วงเช้า สูงขึ้นมากในช่วงบ่าย และลดลงในช่วงค่ำ

ต่อไป ทั้งนี้ก็มีสาเหตุมาจากทั้งภายในและภายนอกร่างกาย ในตอนกลางวันจะมีการเคลื่อนไหวมากกว่าและมีเมตาบอลิซึมสูงกว่าในช่วงเช้า

2. การออกกำลังกาย การทำงานของกล้ามเนื้อมีผลทำให้ความร้อนสะสมในร่างกายมากขึ้น

3. ปริมาณไขมันในร่างกาย ไขมันจะทำหน้าที่เป็นฉนวนไฟฟ้าที่กันระบายความร้อนได้ ทำให้ในคนอ้วนหรือเด็กที่มีไขมันมาก มีอุณหภูมิสูงกว่าคนอื่น

4. การเปลี่ยนแปลงของรอบเดือน ในหญิงวัยเจริญพันธุ์ หลังการตกไข่จนถึงวันก่อนมีประจำเดือน อุณหภูมิจะเพิ่มขึ้นประมาณ 0.5 องศาเซลเซียส เนื่องจากฮอร์โมนโปรเจสเตอโรน (progesterone)

5. อารมณ์ เมื่อมีอารมณ์เครียด ตื่นเต้น โกรธ จะมีการหลั่งฮอร์โมนจากต่อมหมวกไตชั้นในคือ ฮอร์โมนเอพิเนฟริน (epinephrine) และ ฮอร์โมนนอร์เอพิเนฟริน (norepinephrine) ซึ่งจะมีผลเพิ่มเมตาบอลิซึมของเซลล์มีผลทำให้อุณหภูมิของร่างกายสูงขึ้น

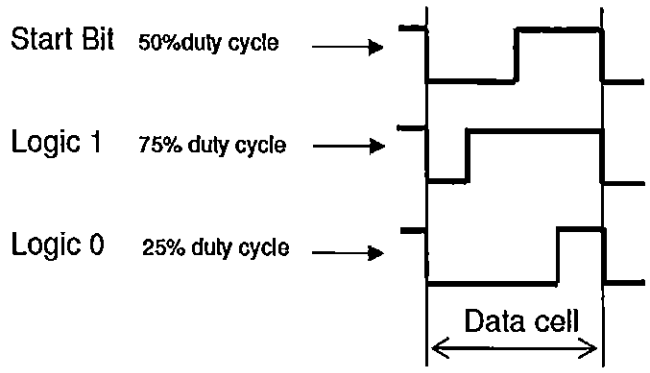
6. อาหาร ภายหลังการรับประทานอาหารทุกชนิดโดยเฉพาะโปรตีน มีผลทำให้อุณหภูมิสูงขึ้น เนื่องจากขบวนการย่อยและดูดซึมของระบบทางเดินอาหาร

2.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจสุขภาพเบื้องต้น

เซนเซอร์ที่ใช้ในการสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจสุขภาพเบื้องต้นประกอบไปด้วยเซนเซอร์ดังต่อไปนี้

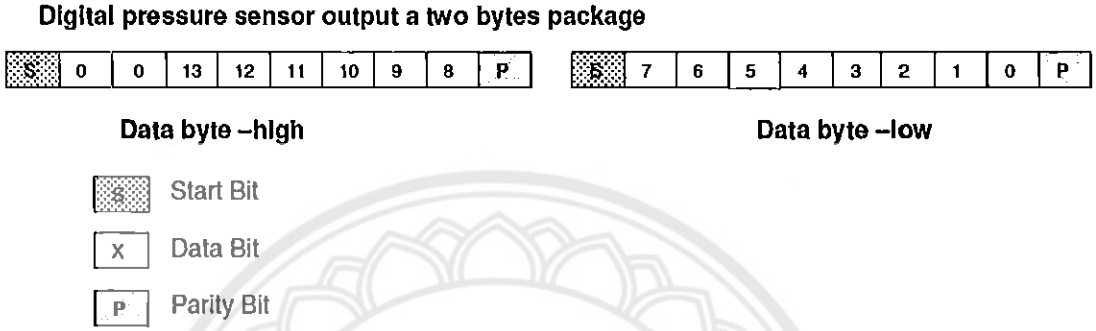
2.2.1 เซนเซอร์วัดความดัน

ใช้เซนเซอร์เบอร์ SPD100GD เป็นเซนเซอร์วัดความดันแบบดิจิตอลที่มีการติดต่อสื่อสารกันแบบอนุกรมแมนเชสเตอร์ (serial manchester code) โดยที่จะมีการวนรอบการทำงาน (duty cycle) ในการบอกว่ามีสัญญาณเป็นอย่างไร ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แสดงรูปแบบของสัญญาณเอาต์พุต

รูปแบบของสัญญาณเอาต์พุตจะแบ่งเป็น 2 ไบท์ ในการส่งข้อมูลของค่าความดันที่อ่านได้ ซึ่งรูปแบบในการส่งข้อมูลแสดงดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 แสดงรูปแบบไบท์ข้อมูลของสัญญาณเอาต์พุต

การส่งข้อมูลจะส่งมาเป็น 2 ไบท์ โดยจะมีรูปแบบการส่งคือ บิตเริ่มต้น (Start bit) ตามด้วยข้อมูล อีก 8 บิต และจบด้วย บิตตรวจสอบความถูกต้อง (Parity bit) ในแต่ละสัญญาณที่ส่งออกมาจะต้องจับสัญญาณบิตเริ่มต้นให้ได้โดยที่ บิตเริ่มต้นจะมีค่าร้อยละ 50 ของสัญญาณสูง (logic 1) และร้อยละ 50 ของสัญญาณต่ำ (logic 0) ในหนึ่งรอบการทำงาน และสำหรับบิตตรวจสอบความถูกต้องจะตัดสินจากจำนวนสัญญาณสูง ถ้าจำนวนสัญญาณสูงเป็นคู่บิตตรวจสอบความถูกต้องจะเป็นสัญญาณต่ำ แต่ถ้าจำนวนสัญญาณสูงเป็นคี่บิตตรวจสอบความถูกต้องจะเป็นสัญญาณสูง และในระหว่างข้อมูลไบท์ที่หนึ่ง และไบท์ที่สอง จะมีบิตหยุด (Stop bit) ซึ่งมีสัญญาณเป็นสูงอยู่เพื่อแบ่งข้อมูลทั้งสองไบท์ออกจากกัน

จาก 16 บิตข้อมูล ที่ได้มาจากทั้งสองไบท์ บิตที่จะใช้งานคือ บิตที่ 0-7 ของไบท์ที่สอง และบิตที่ 0-5 ของไบท์ที่หนึ่งและบิตที่ 6-7 ของไบท์ที่หนึ่งจะเป็นสัญญาณต่ำเสมอ นำมาแปลค่าจากเลขฐานสอง (Binary) ไปเป็น เลขฐานสิบ (Decimal)

หลังจากที่เราได้ข้อมูลมาแล้วสามารถนำมาใส่ในสมการเพื่อหาค่าความดันออกมาได้ โดยสมการจะเป็นดังสมการที่ 2.1

$$\text{Presure(psi)} = \frac{\text{Output(dec)} - 1683}{131.07} \qquad (2.1)$$

2.2.2 เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของชีพจร [5]

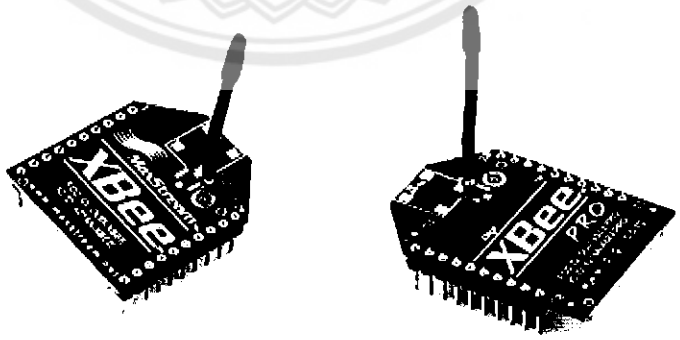
การวัดอัตราการเต้นของชีพจรจะใช้หลักการที่ว่า สารแต่ละชนิดจะมีย่านการดูดแสงที่แตกต่างกัน โดยเม็ดเลือดที่ไม่มีออกซิเจน (deoxygenated hemoglobin) จะดูดกลืนแสงสีแดง คือ 600-750 นาโนเมตร ซึ่งในการดูดจะมีเป็นช่วงที่สัมพันธ์กันกับอัตราการเต้นของหัวใจ คือถ้าในจังหวะที่หัวใจสูบฉีดโลหิตไปทั่วร่างกายแสงจะถูกดูดกลืนได้น้อย แต่ในจังหวะที่หัวใจไม่ได้สูบฉีดโลหิตแสงจะถูกดูดกลืนได้มาก ซึ่งสัมพันธ์กับอัตราการเต้นของหัวใจ

แล้วนำค่าสัญญาณที่ได้จากอินฟราเรด (Infrared) ไปเข้าวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) อีกทีเพื่อขยายสัญญาณและกรองเอาเฉพาะความถี่ที่ต้องการ [6]

2.3 อุปกรณ์ส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (Wireless Module Xbee)

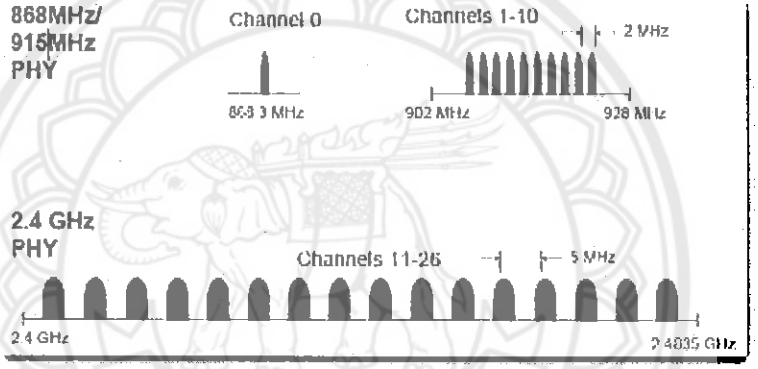
2.3.1 เอ็กซ์บี (Xbee) และ ซิกบี (Zigbee)

1. เอ็กซ์บี คือ อุปกรณ์ที่ประกอบไปด้วยไมโครคอนโทลเลอร์ และวงจรรวมสร้างความถี่คลื่นวิทยุ (radio frequency IC) ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์รับส่งสัญญาณ (transceiver) แบบฮาล์ฟดูเพลกซ์ (Half-Duplex) [7] ในย่านความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์ เอ็กซ์บีสามารถรับส่งข้อมูลผ่านมาตรฐานการส่งข้อมูลแบบอนุกรม (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) ซึ่งสามารถนำขาที่ใช้ติดต่อสื่อสารกับมาตรฐานการส่งข้อมูลแบบอนุกรมของเอ็กซ์บี ต่อเข้ากับมาตรฐานการส่งข้อมูลแบบอนุกรมของไมโครคอนโทลเลอร์ได้ สามารถใช้งานเอ็กซ์บีตามมาตรฐานซิกบีได้



รูปที่ 2.5 รูปเอ็กซ์บีและเอ็กซ์บีโปร [7]

2. ซิกบี คือมาตรฐานสากลที่กำหนดโดยองค์กรซิกบี (Zigbee Alliance) เป็นการสื่อสารไร้สาย ใช้พลังงานต่ำ [8] จุดประสงค์ของมาตรฐานนี้คือสามารถใช้งานกับระบบที่เรียกว่าเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย (wireless sensor network) ได้ ซึ่งระบบนี้จะสามารถใช้งานได้ทั้งในที่ร่มและกลางแจ้ง โดยสามารถใช้พลังงานได้นาน ด้านความถี่ที่ใช้ซิกบีกำหนดย่านความถี่ที่ไว้ใช้งานอยู่ 3 ย่านความถี่ด้วยกัน คือ ย่านความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์ ย่านความถี่ 915 เมกะเฮิร์ตซ์ และย่านความถี่ 868 เมกะเฮิร์ตซ์ โดยแต่ละย่านความถี่จะมีช่องสัญญาณ 16 ช่อง 10 ช่อง และ 20 ช่อง ตามลำดับ ส่วนอัตราการรับส่งข้อมูลที่ผ่านทางอากาศ จะอยู่ที่ 250 กิโลไบท์ต่อวินาที 40 กิโลไบท์ต่อวินาที และ 20 กิโลไบท์ต่อวินาที ตามลำดับ ซึ่งในโครงงานนี้เราเลือกใช้ซิกบีที่ย่านความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์



รูปที่ 2.6 แสดงการแบ่งช่องสัญญาณของซิกบี [8]

2.3.2 คุณสมบัติของเอ็กซ์บี [9]

1. คุณสมบัติโดยรวมของเอ็กซ์บีทุกรุ่นที่มีเหมือนกันคือ ย่านความถี่ที่ใช้เพื่องานวิจัยด้านอุตสาหกรรมวิทยาศาสตร์และทางการแพทย์ (Operating Frequency ISM Band) 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์

2. มีสายอากาศให้เลือกใช้หลายแบบ คือ แบบ ชิพแอนเทนนา (Chip Ant), วิพแอนเทนนา (Whip Ant) โดยสองแบบหลังจะต้องมีการติดตั้งเสาอากาศย่านความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์ ที่เป็นแบบหัวต่อยูเอฟแอล (UFL con) หรือ หัวต่ออาร์พีเอสเอ็มเอ (RPSMA con)

3. แหล่งจ่ายไฟฟ้าอยู่ที่ 2.8-3.4 โวลต์

4. กระแสไฟต่ำสุดที่เอ็กซ์บีทำงานได้น้อยกว่า 10 ไมโครแอมแปร์

5. มีอัตราการส่งข้อมูลอยู่ที่ 250 กิโลไบท์ต่อวินาที

6. มีอัตราการส่งข้อมูลแบบอนุกรมอยู่ระหว่าง 1200-115200 บิตต่อวินาที

7. เป็นสเปรดสเปกตรัม (Spread Spectrum) ชนิดดีเอสเอสเอส (Direct Sequence Spread Spectrum)

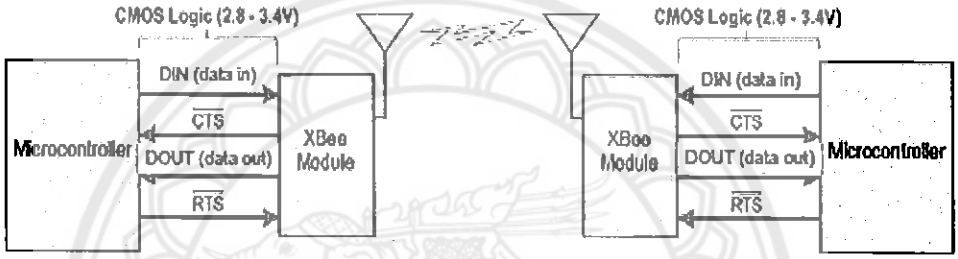
8. การกำหนดที่อยู่ของเอ็กซ์บีจะต้องกำหนดรหัสเครือข่ายส่วนบุคคล (Personal Area Network ID) สำหรับเครือข่ายหนึ่งๆ กำหนดช่อง (channel) และกำหนดที่อยู่ของเอ็กซ์บีแต่ละตัว

Specification	XBee	XBee-PRO (S2)	XBee-PRO (S2B)
Performance			
Indoor/Urban Range	up to 133 ft. (40 m)	Up to 300 ft. (90 m), up to 200 ft (60 m) international variant	Up to 300 ft. (90 m), up to 200 ft (60 m) international variant
Outdoor RF line-of-sight Range	up to 400 ft. (120 m)	Up to 2 miles (3200 m), up to 5000 ft (1500 m) international variant	Up to 2 miles (3200 m), up to 5000 ft (1500 m) international variant
Transmit Power Output	2mW (+3dBm), boost mode enabled 1.25mW (+1dBm), boost mode disabled	50mW (+17 dBm) 10mW (+10 dBm) for international variant	63mW (+18 dBm) 10mW (+10 dBm) for international variant
Serial Interface Data Rate (software selectable)	1200 bps - 1 Mbps (non-standard baud rates also supported)	1200 bps - 1 Mbps (non-standard baud rates also supported)	1200 bps - 1 Mbps (non-standard baud rates also supported)
Receiver Sensitivity	-96 dBm, boost mode enabled -95 dBm, boost mode disabled	-102 dBm	-102 dBm
Power Requirements			
Supply Voltage	2.1 - 3.6 V	3.0 - 3.4 V	2.7 - 3.6 V
Operating Current (Transmit, max output power)	40mA (@ 3.3 V, boost mode enabled) 35mA (@ 3.3 V, boost mode disabled)	295mA (@3.3 V) 170mA (@3.3 V) international variant	205mA, up to 220 mA with programmable variant (@3.3 V) 117mA, up to 132 mA with programmable variant (@3.3 V), International variant
Operating Current (Receive))	40mA (@ 3.3 V, boost mode enabled) 38mA (@ 3.3 V, boost mode disabled)	45 mA (@3.3 V)	47 mA, up to 62 mA with programmable variant (@3.3 V)
Idle Current (Receiver off)	15mA	15mA	15mA
Power-down Current	< 1 uA @ 25°C	3.5 µA typical @ 25°C	3.5 µA typical @ 25°C
General			
Operating Frequency Band	ISM 2.4 GHz	ISM 2.4 GHz	ISM 2.4 GHz
Dimensions	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)	0.960 x 1.297 (2.438cm x 3.294cm)	0.960 x 1.297 (2.438cm x 3.294cm)
Operating Temperature	-40 to 85° C (industrial)	-40 to 85° C (industrial)	-40 to 85° C (industrial)
Antenna Options	Integrated Whip, Chip, RPSMA or U.FL Connector	Integrated Whip, Chip, RPSMA, or U.FL Connector	Integrated Whip,PCB Embedded Trace, RPSMA, or U.FL Connector
Networking & Security			
Supported Network Topologies	Point-to-point, Point-to-multipoint, Peer-to-peer, and Mesh	Point-to-point, Point-to-multipoint, Peer-to-peer, and Mesh	Point-to-point, Point-to-multipoint, Peer-to-peer, and Mesh
Number of Channels	16 Direct Sequence Channels	14 Direct Sequence Channels	15 Direct Sequence Channels
Channels	11 to 26	11 to 24	11 to 25
Addressing Options	PAN ID and Addresses, Cluster IDs and Endpoints (optional)	PAN ID and Addresses, Cluster IDs and Endpoints (optional)	PAN ID and Addresses, Cluster IDs and Endpoints (optional)
Agency Approvals			
United States (FCC Part 15.247)	FCC ID: OUR-XBEE2	FCC ID: MCQ-XBEEPRO2	FCC ID: MCQ-PROS2B
Industry Canada (IC)	IC: 4214A-XBEE2	IC: 1846A-XBEEPRO2	IC: 1846A-PROS2B
Europe (CE)	ETSI	ETSI (International variant)	ETSI (10 mW max)

รูปที่ 2.7 แสดงคุณสมบัติของเอ็กซ์บีแต่ละรุ่น [9]

2.3.3 การต่อเอ็กซ์บีกับไมโครคอนโทลเลอร์ [10]

หากไมโครคอนโทลเลอร์ที่ใช้ ใช้ไฟเลี้ยงขนาด 3.3 โวลต์ สามารถต่อไมโครคอนโทลเลอร์เข้ากับเอ็กซ์บีได้โดยตรง เนื่องจากเอ็กซ์บีใช้ไฟเลี้ยงขนาด 3.3 โวลต์ โดยที่เอ็กซ์บีจะใช้ขารับข้อมูลเข้า (DIN) ขา 3 ซึ่งเป็นขารับข้อมูลเข้าเอ็กซ์บี ส่วนขาส่งข้อมูลออก (DOUT) ขา 2 เป็นขาที่ส่งข้อมูลออกจากเอ็กซ์บี นอกจากขาที่ใช้รับส่งข้อมูลแล้วยังมีขาที่ใช้สำหรับจ่ายไฟเข้าเอ็กซ์บี คือขาที่ 1 และขาสำหรับต่อกราวด์ขาที่ 10 ในเบื้องต้นเพียงเท่านี้ก็สามารถเขียนโปรแกรมติดต่อระหว่างไมโครคอนโทลเลอร์เข้ากับเอ็กซ์บีได้แล้ว



ภาพที่ 2.8 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างไมโคลคอนโทลเลอร์กับเอ็กซ์บี [9]

Pin #	Name	Direction	Default State	Description
1	VCC	-	-	Power supply
2	DOUT	Output	Output	UART Data Out
3	DIN / $\overline{\text{CONFIG}}$	Input	Input	UART Data In
4	DIO12	Both	Disabled	Digital I/O 12
5	$\overline{\text{RESET}}$	Both	Open-Collector with pull-up	Module Reset (reset pulse must be at least 200 ns)
6	RSSI PWM / DIO10	Both	Output	RX Signal Strength Indicator / Digital IO
7	DIO11	Both	Input	Digital I/O 11
8	[reserved]	-	Disabled	Do not connect
9	$\overline{\text{DTR}}$ / SLEEP_RQ/ DIO8	Both	Input	Pin Sleep Control Line or Digital IO 8
10	GND	-	-	Ground
11	DIO4	Both	Disabled	Digital I/O 4
12	$\overline{\text{CTS}}$ / DIO7	Both	Output	Clear-to-Send Flow Control or Digital I/O 7. CTS, if enabled, is an output.
13	ON / $\overline{\text{SLEEP}}$	Output	Output	Module Status Indicator or Digital I/O 9
14	VREF	Input	-	Not used for EM250. Used for programmable secondary processor. For compatibility with other XBEE modules, we recommend connecting this pin voltage reference if Analog sampling is desired. Otherwise, connect to GND.
15	Associate / DIO5	Both	Output	Associated Indicator, Digital I/O 5
16	$\overline{\text{RTS}}$ / DIO6	Both	Input	Request-to-Send Flow Control, Digital I/O 6. RTS, if enabled, is an input.
17	AD3 / DIO3	Both	Disabled	Analog Input 3 or Digital I/O 3
18	AD2 / DIO2	Both	Disabled	Analog Input 2 or Digital I/O 2
19	AD1 / DIO1	Both	Disabled	Analog Input 1 or Digital I/O 1
20	AD0 / DIO0 / Commissioning Button	Both	Disabled	Analog Input 0, Digital IO 0, or Commissioning Button

ภาพที่ 2.9 แสดงการจัดขาของเอ็กซ์บี [9]

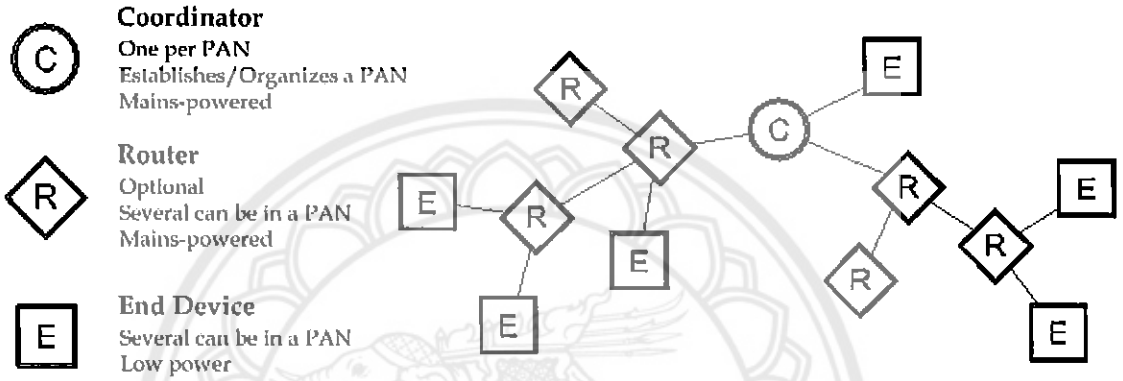
2.3.4 การตั้งค่าพื้นฐานของเอ็กซ์บี [11]

เอ็กซ์บีเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการรับส่งข้อมูลแบบไร้สาย สามารถสร้างเครือข่ายขึ้นมาโดยซิกบี อ้างอิงมาตรฐานตามมาตรฐานไออีอีอี 802.11 (IEEE 802.11) โดยแบ่งหน้าที่การทำงานของเอ็กซ์บีตามรูปแบบของการสื่อสาร ได้แก่ ตัวกระจายสัญญาณ (coordinator), เราเตอร์ (router) และ อุปกรณ์ปลายทาง (end devices)

1. ตัวกระจายสัญญาณ ทำหน้าที่ในการสร้างเครือข่าย โดย ตัวกระจายสัญญาณสามารถกำหนดรหัสเครือข่ายส่วนบุคคลและสามารถเลือกช่องสัญญาณของเครือข่ายได้ นอกจากนี้ ตัวกระจายสัญญาณจะอนุญาตให้เราเตอร์ และ อุปกรณ์ปลายทาง เข้าร่วมเครือข่าย

2. เราเตอร์ ทำหน้าที่เป็นลูกข่ายให้กับเครือข่าย ในการใช้งาน เราเตอร์จะต้องกำหนดรหัสเครือข่ายส่วนบุคคลของ เราเตอร์ให้ตรงกับรหัสเครือข่ายส่วนบุคคลของตัวกระจายสัญญาณเสียก่อน เราเตอร์ถึงจะเป็นส่วนหนึ่งของเครือข่าย เมื่อเราเตอร์เป็นส่วนหนึ่งของเครือข่ายแล้วเราเตอร์จะสามารถอนุญาตให้เราเตอร์ตัวอื่น หรือ อุปกรณ์ปลายทางตัวอื่นให้สามารถเข้ามาร่วมในเครือข่ายเดียวกันได้

3. อุปกรณ์ปลายทาง ทำหน้าที่เป็นลูกข่ายให้กับเครือข่าย ในการใช้งาน อุปกรณ์ปลายทางได้นั้นจะต้องกำหนดรหัสเครือข่ายส่วนบุคคลของอุปกรณ์ปลายทางให้ตรงกับรหัสเครือข่ายส่วนบุคคลของตัวกระจายสัญญาณเสียก่อน อุปกรณ์ปลายทางจึงจะเป็นส่วนหนึ่งของเครือข่าย แต่อุปกรณ์ปลายทางจะแตกต่างจากตัวกระจายสัญญาณ และ เราเตอร์ตรงที่อุปกรณ์ปลายทางจะไม่สามารถอนุญาตให้ลูกข่ายอื่นเข้าร่วมเครือข่ายได้



รูปที่ 2.10 แสดงเครือข่ายของเอ็กซ์บี [9]

2.3.5 เอ็กซ์บีเอพีไอแพคเกจ (Xbee API package)

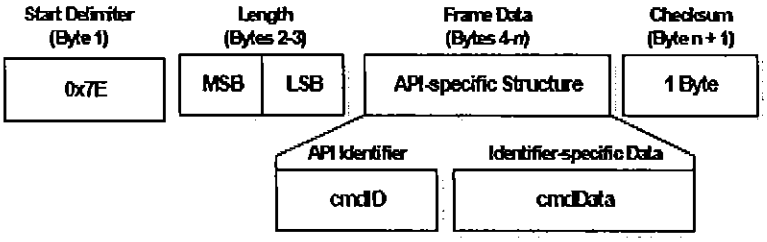
เอพีไอ (Application Programming Interface) ในหนึ่งชุดคำสั่งจะแบ่งออก 4 ส่วน [12] ได้แก่

1. บิตเริ่มต้น (Start Delimiter) คือ ส่วนของการเริ่มต้นของเอพีไอซึ่งจะกำหนดค่า 0x7E เป็นค่าที่ที่ให้รู้ว่านี่คือจุดเริ่มต้นของเอพีไอมีขนาด 1 ไบท์

2. ขนาดข้อมูล (Length) คือ จำนวนไบท์ทั้งหมดของ เฟรมดาตาเป็นเลขฐาน 16 ขนาด 2 ไบท์

3. เฟรมดาตา (Frame Data) คือ คำสั่งต่างๆ และข้อมูลที่ต้องการส่ง ซึ่งความยาวของเฟรมดาตาจะขึ้นอยู่กับความยาวของชุดข้อมูลที่ต้องการจะส่ง

4. บิตตรวจสอบข้อมูล (Check Sum) คือ ส่วนที่ใช้สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลที่ได้รับมาว่าถูกต้องหรือไม่ ซึ่งมีขนาด 1 ไบท์



รูปที่ 2.11 แสดงโครงสร้างของเอ็กซ์บีเอพีไอแพคเกจ [9]

ตัวอย่าง โพรโตคอลเอพีไอที่ใช้ในการส่งข้อมูลคำว่า Computer จากตัวกระจายสัญญาณ โดยมีข้อมูลดังนี้

รูปที่ 2.12 แสดงเอพีไอแพคเกจ

ขนาดข้อมูล = จำนวนไบท์ของเฟรมดาตามีทั้งหมด 22 ไบท์ แปลงเป็นเลขฐาน 16 คือ 0x16 แต่ ขนาดข้อมูลมี 2 ไบท์ ดังนั้น ขนาดข้อมูลเท่ากับ 00 16

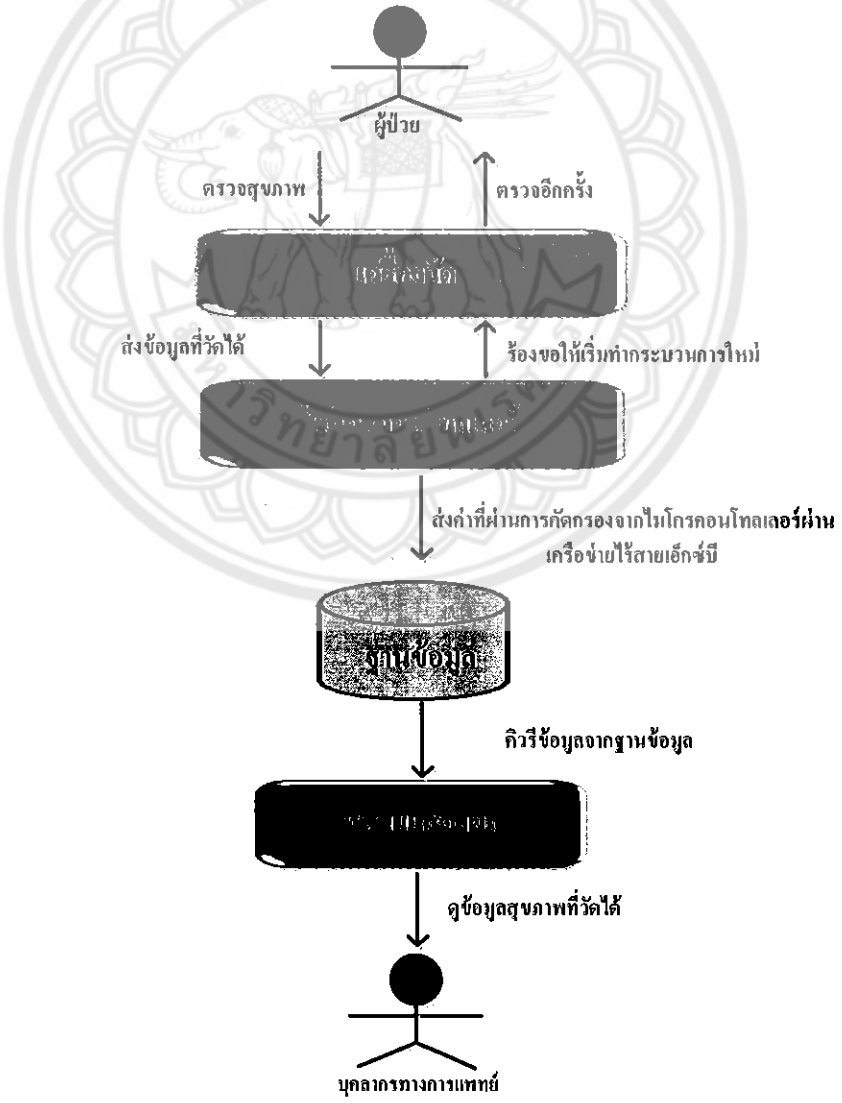
บิตตรวจสอบข้อมูล = 0xFF – (ค่าของแต่ละไบท์ในเฟรมดาตาบวกกัน) [13]

บทที่ 3
ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงแนวคิด หลักการ และกระบวนการในสร้างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว ในแง่มุมต่างๆ ทั้งในมุมมองของผู้พัฒนา และมุมมองของผู้ใช้ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

3.1 การออกแบบระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว

3.1.1 แนวความคิดรวบยอดในการออกแบบระบบ



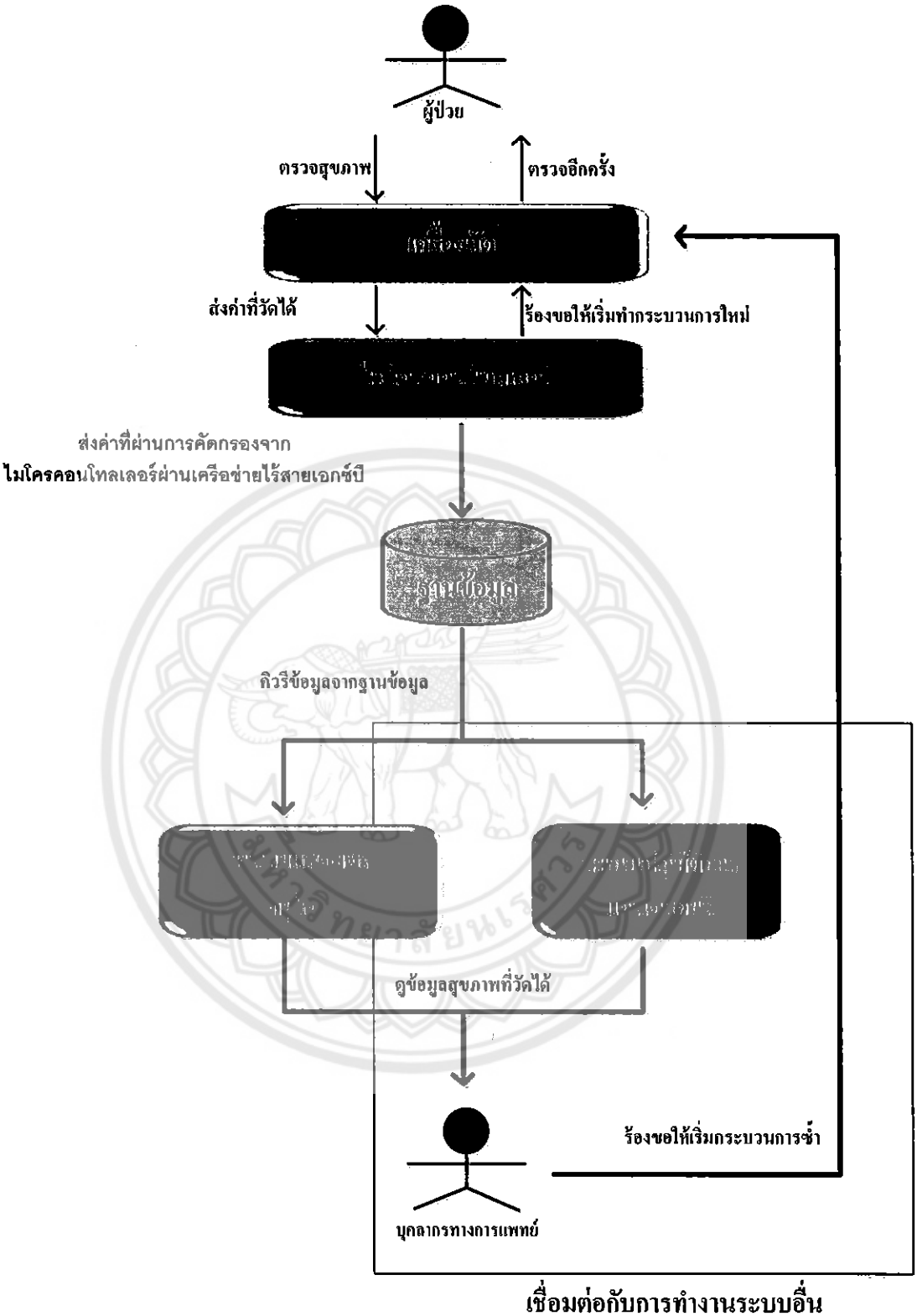
รูปที่ 3.1 แสดงแนวความคิดรวบยอดในการออกแบบระบบ

จากรูป 3.1 ระบบที่พัฒนาจะมีองค์ประกอบที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

- ผู้ป่วย (Patient) คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจสุขภาพเบื้องต้น
- บุคลากรทางการแพทย์ (Medical person) เป็นผู้สั่งระบบให้ทำการวัดค่า
- เครื่องวัด (Measures) คือ อุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจสุขภาพ ได้แก่ เครื่องวัดความดันโลหิต เครื่องวัดชีพจร และเครื่องวัดอุณหภูมิร่างกาย
- ไมโครคอนโทลเลอร์ (Microcontroller) คือ หน่วยประมวลผลข้อมูลกลางทำหน้าที่แปลงข้อมูลที่ได้จากการวัด ซึ่งเป็นข้อมูลที่เป็นสัญญาณทางไฟ หรือเป็นค่าที่ยังไม่สามารถใช้งานได้ในทันทีจะต้องผ่านการคำนวณค่าจากไมโครคอนโทลเลอร์เสียก่อน และหลังจากได้ค่าที่ถูกต้องไมโครคอนโทลเลอร์จะส่งข้อมูลที่ได้ผ่านอุปกรณ์ส่งข้อมูลไร้สายเอ็กซ์บี (Wireless module Xbee) โดยใช้เอพีไอเฟรม (API Frame) ที่กำหนดขึ้น
- ฐานข้อมูล (Database) เป็นส่วนที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้จากการวัด ซึ่งฐานข้อมูลจะถูกติดตั้งอยู่บนเครื่องเซิร์ฟเวอร์
- หน่วยแสดงผล (Monitor) ส่วนการแสดงผลจะแสดงผลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟรส (Graphic User Interface)

3.1.2 โครงสร้างการทำงานของระบบกับการเชื่อมต่อการทำงานกับระบบอื่น

ระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว ถูกออกแบบให้สามารถใช้งานร่วมกับระบบการแสดงผลข้อมูลแบบอื่นได้ นอกจากนี้ยังรองรับการใช้งานแบบปฏิสัมพันธ์ (interactive) ที่แพทย์สามารถสั่งให้ระบบทำการวัดค่าใหม่ได้ ดังรูปที่ 3.2



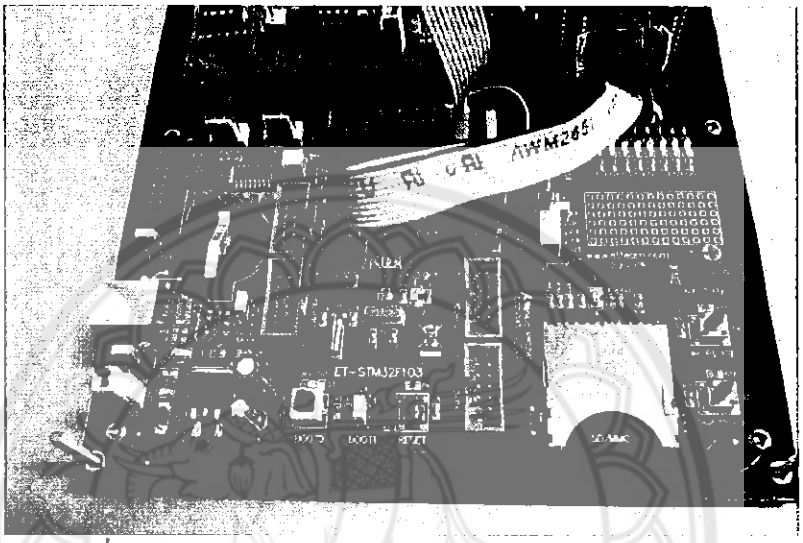
รูปที่ 3.2 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัวกับระบบอื่น

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการสร้างระบบ

เครื่องมือที่ใช้ในการสร้างระบบตรวจสุขภาพออนไลน์แบบฝังตัวแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware) และ ส่วนของซอฟต์แวร์ (Software)

3.2.1 ด้านฮาร์ดแวร์

1. ไมโครคอนโทลเลอร์ตระกูลอาร์ม (ARM) รุ่น STM32F103

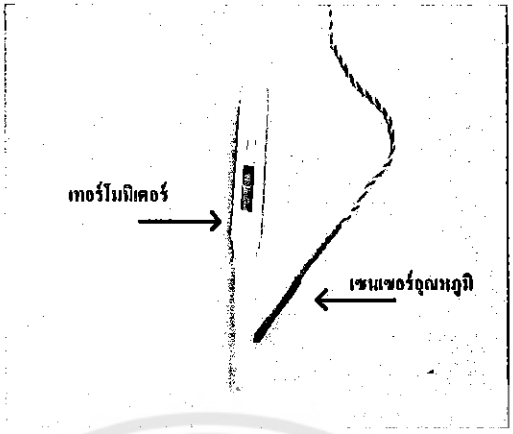


รูปที่ 3.3 ไมโครคอนโทลเลอร์ตระกูลอาร์ม รุ่น STM32F103

2. โมดูลวัดความดันความดันโลหิต (เซนเซอร์เบอร์ SPD100GD)

รูปที่ 3.4 โมดูลวัดความดันโลหิต

3. โมดูลวัดอุณหภูมิ

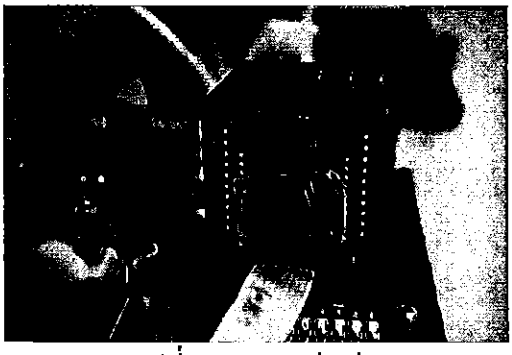


รูปที่ 3.5 แสดงเซนเซอร์อุณหภูมิกับเทอร์โมมิเตอร์

4. โมดูลวัดชีพจร

รูปที่ 3.6 โมดูลวัดชีพจร

5. โมดูลเอ็กซ์บี (Xbee)



รูปที่ 3.7 โมดูลเอ็กซ์บี

ห้องสมุดคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

รูปที่ 3.8 แสดงฮาร์ดแวร์ของระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว

3.2.2 ด้านซอฟต์แวร์

ซอร์ฟแวร์ที่ใช้ในการพัฒนาระบบประกอบด้วย

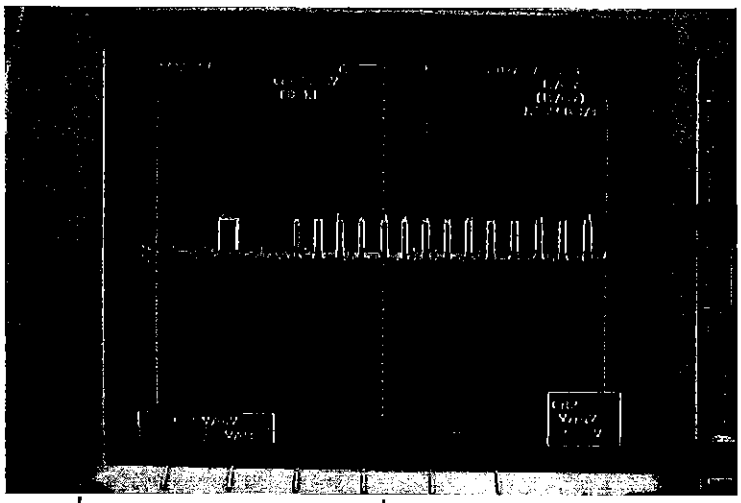
1. โปรแกรม X-CTU สำหรับการอัพเดทเฟิร์มแวร์ (firmware) ให้กับเอ็กซ์บี
2. โปรแกรม ISR Embedded สำหรับการเขียนโค้ดให้กับไมโครคอนโทลเลอร์
3. โปรแกรม Flash Magic สำหรับการเบิร์นโค้ดภาษา C ลงบนไมโครคอนโทลเลอร์
4. โปรแกรม Microsoft Visual Studio C# 2010 Express สำหรับเขียนกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส
5. โปรแกรม apache และ mySQL สำหรับการสร้างเซิร์ฟเวอร์และฐานข้อมูล

3.3 อินพุต ระบบ เอาต์พุต

3.3.1 ข้อมูลอินพุต

ข้อมูลอินพุตของระบบประกอบไปด้วยค่าทั้งหมด 3 ค่า คือ ค่าความดันโลหิต ค่าชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกาย ซึ่งค่าทั้ง 3 นี้ จะเป็นค่าที่ได้จากการวัดผ่านเซนเซอร์ ซึ่งค่าที่ออกมาจากเซนเซอร์นั้นยังเป็นค่าที่ผู้ใช้ไม่สามารถเข้าใจได้ จะต้องนำค่าเหล่านั้นมาเข้าระบบเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเข้าใจค่าที่ได้จากการวัด

1. ข้อมูลอินพุตค่าความดันโลหิตค่าที่อ่านได้จากเซนเซอร์เป็นค่าสัญญาณ 14 ตัว แล้วนำมาแปลงค่าเป็นเลขฐานสิบตามสมการที่ 2.1
2. ข้อมูลอินพุตของชีพจรลักษณะของสัญญาณที่ได้จากการวัดชีพจรจะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นซึ่งบ่งบอกถึงการเต้นของหัวใจซึ่งถ้าไม่ได้มีการวัดชีพจรจะมีสัญญาณต่ำ



รูปที่ 3.9 แสดงสัญญาณอินพุตที่ได้จากการวัดความดันโลหิต

3. ข้อมูลอินพุตของค่าอุณหภูมิร่างกาย

ในการวัดอุณหภูมิจะให้เซนเซอร์เทอร์มิเตอร์ (sensor themitor)**แบบเอ็นทีซี** (NTC) **ซึ่งมีค่าความต้านทานแปรผกผันกับอุณหภูมิจึงใช้วงจรแบ่งแรงดันเพื่อหาค่าความต่างศักย์มาใช้คำนวณ** ซึ่งค่าความต่างศักย์ที่ได้จะถูกนำไป

รูปที่ 3.10 แสดงค่าความต่างศักย์ที่วัดขณะวัดอุณหภูมิร่างกาย

3.3.2 ระบบ

ระบบจะทำการแปลงค่าที่วัดได้ โดยนำอินพุตมาเข้าสมการการแปลงค่าในระบบ ซึ่งการแปลงค่าก็จะแตกต่างกันออกไป

1. แปลงค่าความดันโลหิต

```
int result;
result=0;
if(strArr[3]=='1'){ result=result+8192; }
if(strArr[4]=='1'){ result=result+4096; }
if(strArr[5]=='1'){ result=result+2048; }
if(strArr[6]=='1'){ result=result+1024; }
if(strArr[7]=='1'){ result=result+512; }
if(strArr[8]=='1'){ result=result+256; }
if(strArr[11]=='1'){ result=result+128; }
if(strArr[12]=='1'){ result=result+64; }
if(strArr[13]=='1'){ result=result+32; }
if(strArr[14]=='1'){ result=result+16; }
if(strArr[15]=='1'){ result=result+8; }
if(strArr[16]=='1'){ result=result+4; }
if(strArr[17]=='1'){ result=result+2; }
if(strArr[18]=='1'){ result=result+1; }
/**********************************
 * psi = (output - 1683) / 131.07 *
 * 1 psi = 51.7149 mmHg           *
 **********************************/
 return (((result-1683)/131.07)*51.7149);
```

รูปที่ 3.11 แสดงตัวอย่างโค้ดการแปลงค่าความดันโลหิต

จากรูปที่ 3.11 จะเห็นว่าเราใช้สมการในการปรับค่าความดันให้**ตรง โดยสูตรที่ใช้**มาจากดาตาชีทของเซนเซอร์

2. แปลงค่าอุณหภูมิร่างกาย

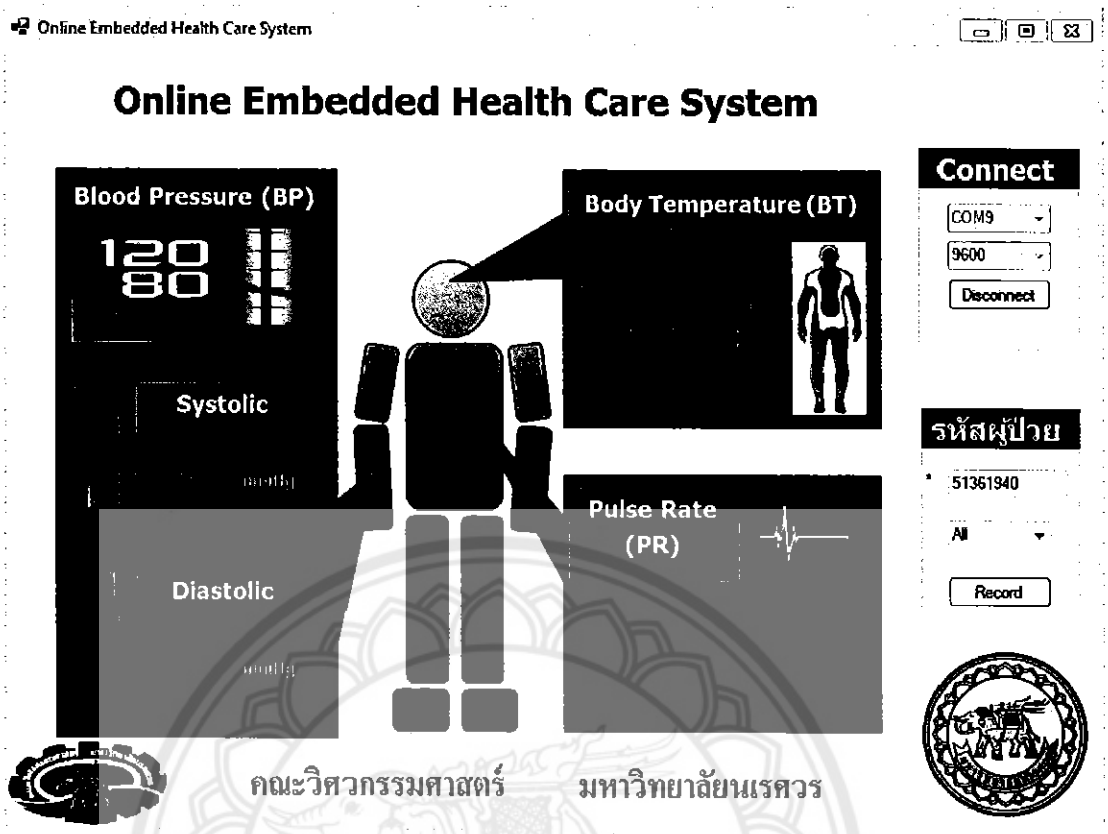
```
/*****************************************************************************
 * Function Name  : vTemperatureTask
 * Description    : Task of calculate heart rate
 * Param          : None
 * Output         : None
 * Reture         : None
 *****************************************************************************/
void vTemperatureTask(void){
  float v2,r2,T,error=4.0;
  v2 = (GetADC1Channel(ADC_Channel_1)*3.333333)/4095.0;
  r2 = (v2*5000.0)/(5.0 - v2);
  T = 1.0/((log(r2/10000.0)/4050.0)+(1.0/298.15));
  Temperature = (int)(T - 273.15 + error);

}
```

รูปที่ 3.12 แสดงโค้ดการคำนวณหาค่าอุณหภูมิร่างกาย

3. การแปลงค่าชีพจร อุปกรณ์จะทำการนับการเต้นของชีพจรเป็นเวลา 60 วินาที เพื่อให้ได้ค่าชีพจรเป็นหน่วยครั้งต่อนาที

3.3.3 ข้อมูลเอาต์พุต

เอาต์พุตของระบบ คือ ค่าจากการวัดที่ผู้ใช้สามารถเข้าใจและตีความข้อมูลได้ ดังรูปที่ 3.13

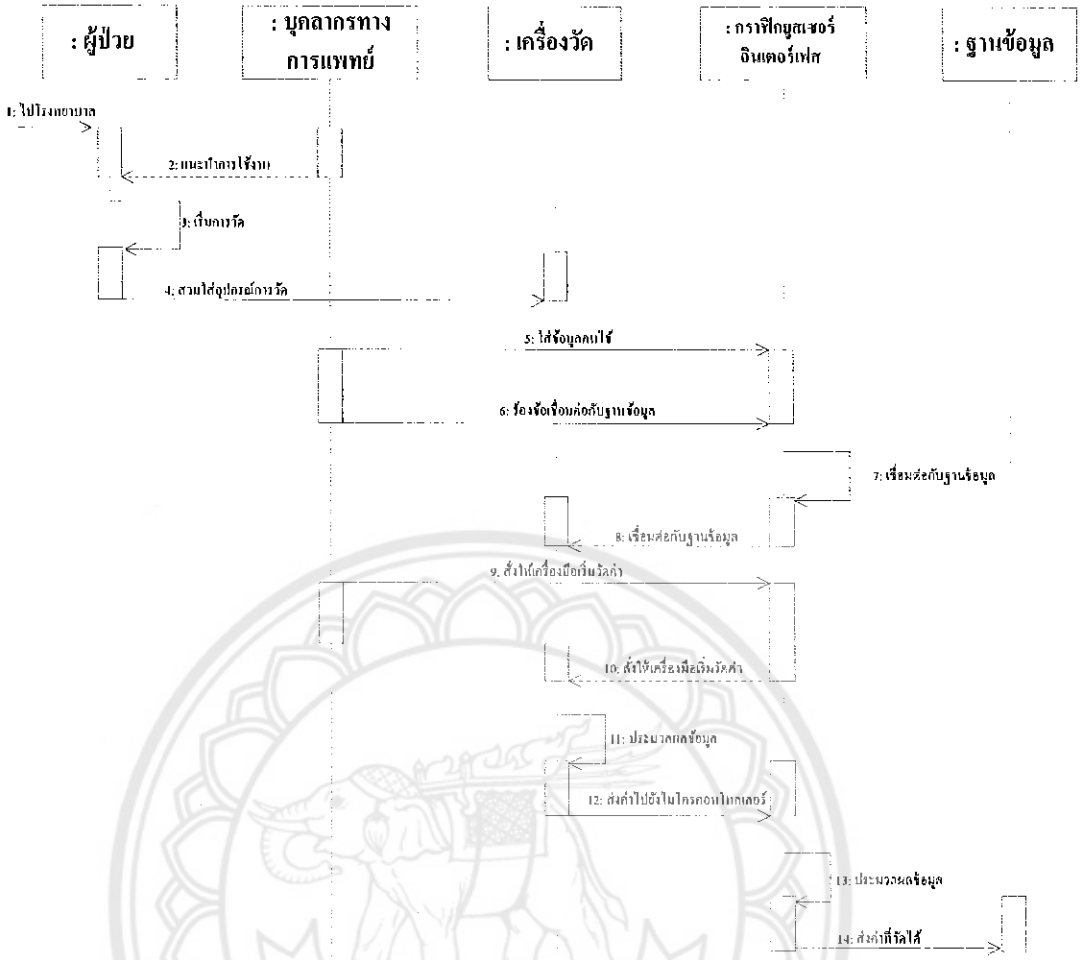


รูปที่ 3.13 แสดงข้อมูลเอาต์พุตของระบบ

จากรูปที่ 3.13 ข้อมูลเอาต์พุตคือ ความดันซิสโตลิกเท่ากับ 120 มม.ปรอท ความดันไดแอสโตลิกเท่ากับ 90 มม.ปรอท ชีพจรเท่ากับ 110 ครั้งต่อนาที และอุณหภูมิร่างกายคือ 36 องศาเซลเซียส ซึ่งสามารถตีความได้ว่าผู้ใช้มีสุขภาพอยู่ในเกณฑ์ปกติ

3.4 กระบวนการทำงานของระบบ

กระบวนการทำงานของระบบสามารถแสดงโดยใช้แบบจำลองเชิงกิจกรรม (Sequence Diagram) ได้ดังรูป 3.14 ซึ่งเป็นกระบวนการตั้งผู้ป่วยเข้าใช้บริการตรวจสุขภาพ บุคลากรทางการแพทย์ใช้ระบบ กระบวนการส่งค่าจากอุปกรณ์การวัด การแสดงผล และการจัดเก็บข้อมูล



รูปที่ 3.14 แสดงกระบวนการทำงานของระบบ

ในบทที่ 3 นี้ได้อธิบายแนวความคิด การออกแบบระบบ และกระบวนการทำงานของระบบไว้ ซึ่งจะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจและผู้ที่ต้องการนำระบบไปใช้งานหรือไปพัฒนาต่อ ให้สามารถเข้าใจแนวคิดและกระบวนการการทำงานของระบบได้

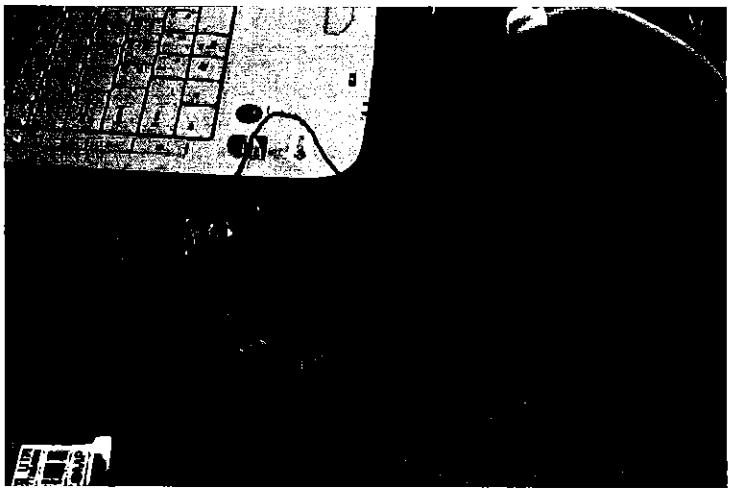
บทที่ 4
ผลการทดลอง

การทดสอบการทำงานของระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว สามารถแบ่งการทดสอบออกเป็น 5 ส่วน คือ การทดสอบการความสามารถในการวัดข้อมูลสุขภาพเบื้องต้น ได้แก่ ความดันโลหิต การวัดชีพจร และการวัดอุณหภูมิร่างกาย การทดสอบการวัดการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทลเลอร์ผ่านโมดูลเอ็กซ์บี (Module Xbee) ไปยังคอมพิวเตอร์เซิร์ฟเวอร์ การทดสอบการจัดเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล การทดสอบการเข้าถึงข้อมูลผ่านเว็บเซิร์ฟเวอร์ และการทดสอบการแสดงผลข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส (Graphic User Interface)

4.1 ขั้นตอนการทดลอง

1. สวมใส่อุปกรณ์การวัด ได้แก่ คัฟ โมดูลวัดชีพจร และอุปกรณ์วัดอุณหภูมิ ดังรูปที่ 4.1 รูปที่ 4.2 และ รูปที่ 4.3 ตามลำดับ

รูปที่ 4.1 แสดงการใส่คัฟบริเวณต้นแขนซ้ายสำหรับวัดความดันโลหิต



รูปที่ 4.2 แสดงการใส่โมดูลวัดชีพจรบริเวณปลายนิ้วชี้ด้านซ้าย

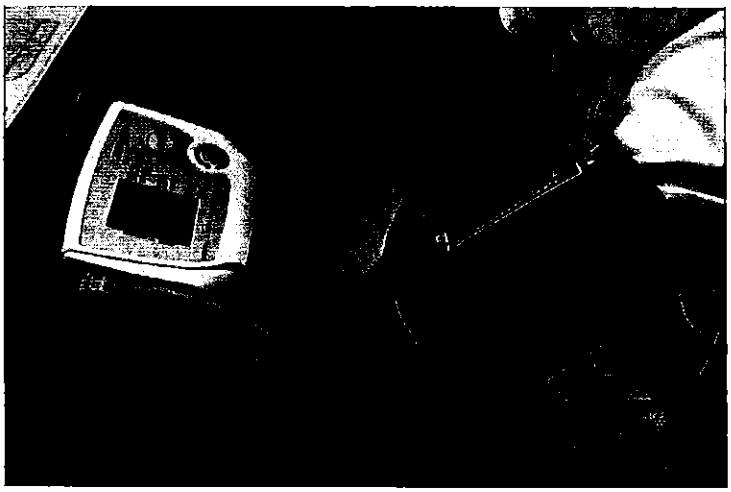
รูปที่ 4.3 แสดงการใช้งาน โมดูลวัดอุณหภูมิบริเวณข้อพับแขน

2. เริ่มการวัดค่า ทำโดยการใส่รหัสประจำตัวผู้ป่วยแล้วกดปุ่มเรคคอร์ด (Record) ที่หน้ากราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส ระบบจะเริ่มวัดค่าความดันโลหิตก่อน แล้วจะวัดชีพจร และอุณหภูมิตามลำดับ

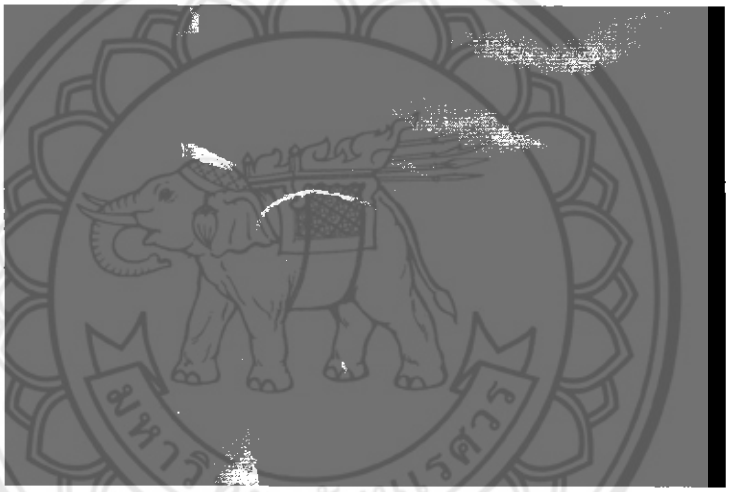
3. เมื่อระบบทำการวัดเสร็จสิ้น หน้ากราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟสจะแสดงข้อความให้บันทึกข้อมูลลงฐานข้อมูล

4. บันทึกค่าความดันโลหิต ค่าชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกายลงในแบบบันทึกข้อมูล

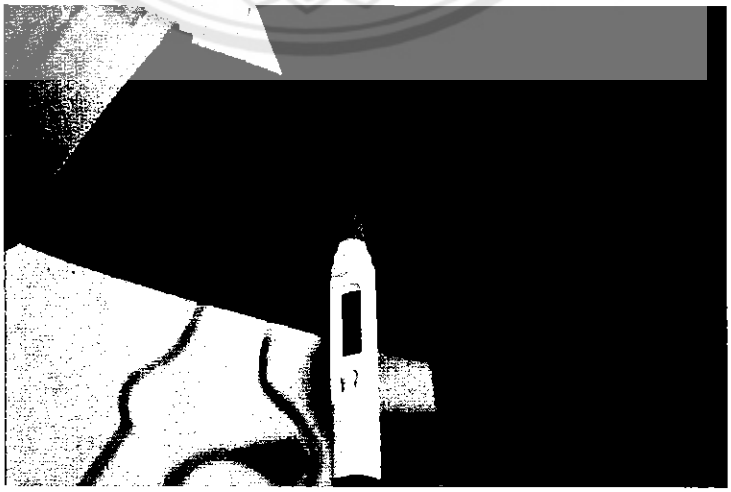
5. ทำการวัดค่าความดันโลหิต ชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกาย จากอุปกรณ์ที่ได้รับมาตรฐาน ดังรูปที่ 4.4 รูปที่ 4.5 และ รูปที่ 4.6



รูปที่ 4.4 แสดงการวัดค่าความดันโลหิตบริเวณต้นแขนซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ที่ได้รับมาตรฐาน



รูปที่ 4.5 แสดงการวัดชีพจรโดยการจับชีพจรบริเวณเส้นเลือดแดงที่ข้อมือและทำการนับ



รูปที่ 4.6 แสดงการวัดอุณหภูมิร่างกายบริเวณข้อพับแขนโดยใช้อุปกรณ์ที่ได้รับมาตรฐาน

6. เมื่อระบบทำการวัดเสร็จสิ้น หน้ากราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟสจะแสดงข้อความให้บันทึกข้อมูลลงฐานข้อมูล

7. บันทึกค่าความดันโลหิต ชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกายลงในแบบบันทึกข้อมูล

8. คำนวณค่าความคลาดเคลื่อนของระบบกับอุปกรณ์มาตรฐาน

4.2 การทดสอบความสามารถในการวัดข้อมูลสุขภาพเบื้องต้น

การทดสอบความสามารถในการวัดข้อมูลสุขภาพ จะทำการวัดค่า 3 ประเภทคือ ค่าความดันโลหิต ค่าชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกาย ซึ่งรายละเอียดและกระบวนการวัดมีดังนี้

4.2.1 การวัดความดันโลหิต

ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดความดันโลหิต ได้แก่ อายุ เพศ รูปร่าง สภาพภูมิอากาศโดยรอบ อิริยาบถขณะวัด และการเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์ เป็นต้น แต่ในการทดลองนี้จะทดสอบการใช้งานของระบบกับกลุ่มตัวอย่างที่มีความแตกต่างในด้าน อายุ เพศ และรูปร่างเท่านั้น

4.2.1.1 กลุ่มตัวอย่างแบ่งตามช่วงอายุ และเพศ

ช่วงวัยของกลุ่มตัวอย่างแบ่งออกเป็น

1. ช่วงวัยเด็ก คือ อายุ 6 ปี – 12 ปี
2. ช่วงวัยรุ่น คือ อายุ 12 ปี – 21 ปี
3. ช่วงวัยทำงาน คือ อายุ 21 ปี – 40 ปี
4. ช่วงวัยกลางคน คือ อายุ 40 ปี – 60 ปี
5. ช่วงวัยชรา คือ อายุ 60 ปีขึ้นไป

แต่เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยเด็ก วัยกลางคน และวัยชรา เป็นกลุ่มตัวอย่างที่หาได้น้อยในมหาวิทยาลัย คณะผู้จัดทำโครงงานจึงทำการทดลองเฉพาะช่วงวัยรุ่น และวัยทำงานเท่านั้น ซึ่งผลการทดลองเป็นดังตารางที่ 4.1 ถึง ตารางที่ 4.4 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.1 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยรุ่น เพศหญิง จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	122	87	134	89	108	76	134	92	105	72
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	110	79	120	77	121	83	119	86	115	79
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	9.83	9.20	10.45	13.48	12.04	9.21	11.19	6.52	9.52	9.72

ตารางที่ 4.2 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยรุ่น เพศชาย จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	101	75	113	80	129	92	111	79	124	83
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	112	82	120	87	121	86	125	87	119	79
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	10.89	9.33	6.19	8.75	6.20	6.52	12.61	10.13	4.03	4.82

ตารางที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยทำงาน เพศหญิง จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	100	66	117	69	139	92	113	78	127	79
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	107	72	127	77	144	96	109	81	119	75
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	7.00	9.09	8.55	11.50	3.60	4.35	3.54	3.85	6.30	5.06

ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างช่วงวัยทำงาน เพศชาย จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	122	91	132	65	113	79	120	69	100	66
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	112	79	126	70	126	71	127	77	111	72
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	8.20	13.19	4.55	7.69	11.50	10.13	5.83	11.59	11.00	9.09

จากการทดลองการวัดความดันของกลุ่มตัวอย่างที่แบ่งตามอายุและเพศ โดยแบ่งออกเป็น 2 ช่วงอายุ ได้แก่ วัยรุ่น และวัยทำงาน เพศหญิง และเพศชาย จะพบว่าโดยส่วนใหญ่นั้นเพศหญิงจะมีความดันที่สูงกว่าเพศชาย และในบางกรณีการวัดจะมีค่าความคลาดเคลื่อนเกินร้อยละ 10 นั้นก็เนื่องมาจากการจัดท่านั่งของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้บริการ ซึ่งกลุ่มตัวอย่างจะเคลื่อนนิ้วมือที่ถูกวัดค่าหรือมีการพูดคุยขณะทำการวัด จึงทำให้มีผลต่อการวัด และทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้

4.2.1.2 แบ่งตามลักษณะของรูปร่าง ซึ่งเกณฑ์ในการวัดว่าบุคคลจะมีรูปร่างอย่างไรนั้นดูจากค่าดัชนีมวลกาย (Body Mass Index) ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4.1

$$\text{ดัชนีมวลกาย} = \frac{\text{น้ำหนัก (กิโลกรัม)}}{\text{ส่วนสูง (เมตร)}^2} \qquad (4.1)$$

ตารางที่ 4.5 เกณฑ์ในการวัดรูปร่างจากดัชนีมวลกาย

ดัชนีมวลกาย(กิโลกรัม/เมตร^2)	ลักษณะรูปร่าง
น้อยกว่า 18.5	น้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์
18.5 – 24.9	น้ำหนักตัวปกติ
25 – 29.9	น้ำหนักตัวเกิน
30 – 34.9	โรคอ้วนขั้นที่ 1
35 – 39.9	โรคอ้วนขั้นที่ 2
40 ขึ้นไป	โรคอ้วนขั้นที่ 3

ซึ่งจะทำการทดลองทุกช่วงของดัชนีมวลกายยกเว้นผู้ที่มีดัชนีมวลกายมากกว่า 40 เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างนี้ค่อนข้างหายาก ซึ่งผลการทดลองเป็นดังตารางที่ 4.6 ถึง ตารางที่ 4.9 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.6 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มี ดัชนีมวลกายน้อยกว่า 18.5 หรือน้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์ จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	97	65	123	77	120	80	101	59	128	78
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	102	70	129	82	128	87	107	64	121	83
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	5.15	7.69	4.88	6.49	8.75	5.94	5.94	8.47	5.47	6.41

หมายเหตุ: D หมายถึงความดันไดแอสโตลิก S หมายถึงความดันซิสโตลิก

ตารางที่ 4.7 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มี ดัชนีมวลกายช่วง 18.5 – 24.9 หรือน้ำหนักตัวปกติ จำนวน 5 คน

คนที่	1		2		3		4		5	
	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	124	66	132	79	127	72	110	70	112	65
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	130	71	126	73	133	77	118	78	121	70
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	4.84	7.58	4.55	7.59	4.72	6.94	7.27	11.43	8.04	7.69

หมายเหตุ: D หมายถึงความดันไดแอสโตลิก S หมายถึงความดันซิสโตลิก

ตารางที่ 4.8 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มีดัชนีมวลกายช่วง 30 – 34.9 หรือน้ำหนักตัวเกิน จำนวน 3 คน

คนที่	1		2		3	
	S	D	S	D	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	138	85	122	59	132	76
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	142	80	112	64	139	81
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	2.90	5.88	8.20	8.47	5.30	6.58

หมายเหตุ: D หมายถึงความดันไดแอสโตลิก S หมายถึงความดันซิสโตลิก

ตารางที่ 4.9 แสดงการเปรียบเทียบการวัดความดันโลหิตระหว่างเครื่องวัดความดันของระบบกับเครื่องวัดความดันทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่มีดัชนีมวลกายช่วง 35 – 39.9 หรือเป็นโรคอ้วนขั้นที่ 1 จำนวน 1 คน

คนที่	1	
	S	D
เครื่องวัดของระบบ (มม.ปรอท)	139	88
เครื่องวัดทั่วไป (มม.ปรอท)	145	84
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	4.32	4.55

หมายเหตุ: D หมายถึงความดันไดแอสโตลิก S หมายถึงความดันซิสโตลิก

จากการทดลองการวัดความดันของกลุ่มตัวอย่างที่แบ่งตามลักษณะของรูปร่างโดยใช้ดัชนีมวลกายเป็นเกณฑ์ในการวัด โดยแบ่งออกเป็น 5 ลักษณะคือ คนที่มีน้ำหนักต่ำกว่าเกณฑ์ คนที่มีน้ำหนัก

ปกติ คนที่มีน้ำหนักตัวเกิน คนที่เป็นโรคอ้วนขั้นที่ 1 และคนที่เป็นโรคอ้วนขั้นที่ 2 จะพบว่าโดยส่วนใหญ่นั้นคนที่มีน้ำหนักตัวมากจะมีความดันสูงกว่าคนที่มีน้ำหนักตัวปกติ หรือคนที่มีน้ำหนักตัวปกติ โดยเฉพาะคนที่เป็นโรคอ้วนขั้นที่ 2 จะมีค่าความดันโลหิตสูงที่สุด และในบางกรณีการวัดจะมีค่าความคลาดเคลื่อนเกินร้อยละ 10 นั้นก็เนื่องมาจากการจัดท่านั่งของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้บริการซึ่งกลุ่มตัวอย่างจะเคลื่อนนิ้วมือที่ถูกวัดค่า หรือมีการพูดคุยขณะทำการวัด จึงทำให้มีผลต่อการวัดและทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้

4.2.2 การวัดชีพจร

ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดชีพจรได้แก่ อายุ เพศ การออกกำลังกาย การมีไข้ ยา การสูญเสียเลือด อารมณ์และความรู้สึก ท่าทางขณะการวัด เป็นต้น แต่ในการทดลองนี้จะทดสอบการใช้งานของระบบกับกลุ่มตัวอย่างที่มีความแตกต่างในด้าน อายุ และ เพศ

ตารางที่ 4.10 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยรุ่น เพศหญิง จำนวน 5 คน

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (ครั้ง/นาที)	84	82	57	84	82
เครื่องวัดทั่วไป (ครั้ง/นาที)	88	80	68	79	85
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	4.54	2.5	16.17	6.32	3.52

ตารางที่ 4.11 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยรุ่น เพศชาย จำนวน 5 คน

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (ครั้ง/นาที)	80	66	78	73	79
เครื่องวัดทั่วไป (ครั้ง/นาที)	78	75	82	68	72
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	2.56	12	4.87	7.35	9.72

ตารางที่ 4.12 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยทำงาน เพศหญิง จำนวน 5 คน

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (ครั้ง/นาที)	80	81	77	84	82
เครื่องวัดทั่วไป (ครั้ง/นาที)	86	77	80	81	72
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	6.97	5.19	3.75	3.70	13.88

ตารางที่ 4.13 แสดงการเปรียบเทียบการวัดชีพจรระหว่างเครื่องวัดชีพจรของระบบกับการวัดชีพจรโดยการใช้มือจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงวัยทำงาน เพศชาย จำนวน 5 คน

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (ครั้ง/นาที)	79	69	82	64	66
เครื่องวัดทั่วไป (ครั้ง/นาที)	72	78	75	68	74
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	9.72	11.53	9.33	5.88	10.81

จากการทดลองการวัดชีพจรของกลุ่มตัวอย่างที่แบ่งตามอายุและเพศ โดยแบ่งออกเป็น 2 ช่วงอายุ ได้แก่ วัยรุ่น และวัยทำงาน เพศหญิง และเพศชาย จะพบว่าโดยส่วนใหญ่นั้นเพศหญิงจะมีชีพจรที่สูงกว่าเพศชาย และในบางกรณีการวัดจะมีค่าความคลาดเคลื่อนเกินร้อยละ 10 นั้นก็เนื่องมาจากการจัดท่านั่งของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้บริการ ซึ่งกลุ่มตัวอย่างจะเคลื่อนนิ้วมือที่ถูกวัดค่าหรือมีการพูดคุยขณะทำการวัด จึงทำให้มีผลต่อการวัด และทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้

4.2.3 การวัดอุณหภูมิร่างกาย

ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดชีพจรลักษณะรูปร่างของกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งจะทำการทดลองทุกช่วงยกเว้นผู้ที่มีดัชนีมวลกายมากกว่า 40 เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างนี้ค่อนข้างหายาก ซึ่งผลการทดลองเป็นดังตารางที่ 4.14 ถึง ตารางที่ 4.18 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.14 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายน้อยกว่า 18.5 หรือน้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (องศาเซลเซียส)	35	35	35	34	35
เทอร์โมมิเตอร์ (องศาเซลเซียส)	35.2	35.4	35.1	35.7	35.5
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	0.56	1.12	0.28	4.76	1.40

ตารางที่ 4.15 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 18.5 – 24.9 หรือน้ำหนักตัวปกติ

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (องศาเซลเซียส)	35	35	36	35	35
เทอร์โมมิเตอร์ (องศาเซลเซียส)	35.3	35.1	35.9	35.3	35.6
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	0.84	0.28	0.27	0.84	1.68

ตารางที่ 4.16 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 25 – 29.9 หรือน้ำหนักตัวเกิน

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (องศาเซลเซียส)	35	35	35	35	35
เทอร์โมมิเตอร์ (องศาเซลเซียส)	35.4	35.3	35.5	35.7	35.1
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	1.12	0.84	1.40	1.96	0.28

ตารางที่ 4.17 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง 30 – 34.9 หรือโรคอ้วนขั้นที่ 1

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (องศาเซลเซียส)	35	35	35	35	35
เทอร์โมมิเตอร์ (องศาเซลเซียส)	35.3	35.6	35.4	35.4	35.2
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	0.84	1.68	1.12	1.12	0.56

ตารางที่ 4.18 แสดงการเปรียบเทียบการวัดอุณหภูมิร่างกายระหว่างอุปกรณ์การวัดของระบบกับเทอร์โมมิเตอร์มาตรฐานให้กับกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 5 คน ที่มีดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง35 – 39.9 หรือโรคอ้วนขั้นที่ 2

คนที่	1	2	3	4	5
เครื่องวัดของระบบ (องศาเซลเซียส)	35	35	35	35	35
เทอร์โมมิเตอร์ (องศาเซลเซียส)	35.6	35.8	35.5	35.9	35.6
ความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ)	1.68	2.23	1.40	2.50	1.68

จากการทดลองการวัดอุณหภูมิร่างกายของกลุ่มตัวอย่างที่แบ่งตามลักษณะของรูปร่างโดยใช้ดัชนีมวลกายเป็นเกณฑ์ในการวัด โดยแบ่งออกเป็น 5 ลักษณะคือ คนที่มีน้ำหนักต่ำกว่าเกณฑ์ คนที่มีน้ำหนักปกติ คนที่มีนำหนักตัวเกิน คนที่เป็นโรคอ้วนขั้นที่ 1 และคนที่เป็นโรคอ้วนขั้นที่ 2 จะพบว่าโดยส่วนใหญ่นั้นกลุ่มตัวอย่างจะมีอุณหภูมิร่างกายอยู่ที่ 35 องศาเซลเซียส เนื่องจากอุณหภูมิห้อง 24 องศาเซลเซียส จึงทำให้อุณหภูมิร่างกายขณะที่วัดลดต่ำลง

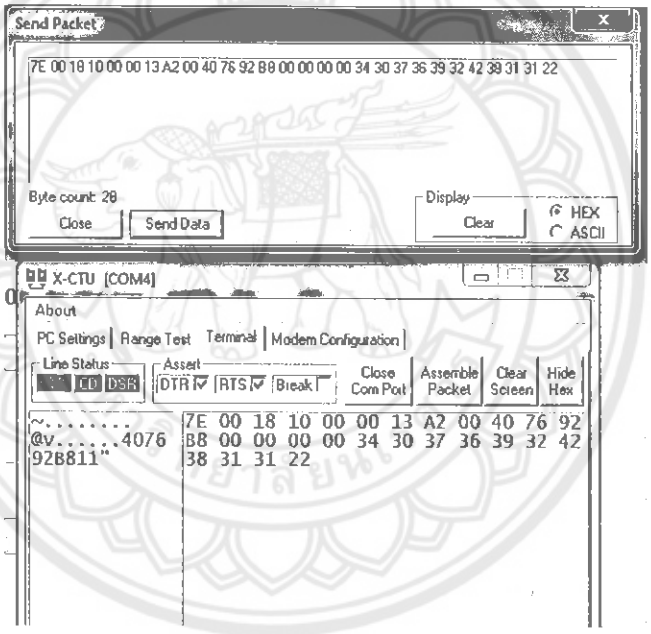
4.3 การทดสอบการส่งข้อมูลผ่านโมดูลเอ็กซ์บี

ในการทดสอบการส่งข้อมูลผ่านโมดูลเอ็กซ์บีสามารถแบ่งหัวข้อการทดสอบออกเป็นสองส่วน คือ การทดสอบข้อมูลการส่งค่าจากไมโครคอนโทลเลอร์ผ่านโมดูลเอ็กซ์บีไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเครื่องเซิร์ฟเวอร์ และการทดสอบระยะทางในการส่งข้อมูลของโมดูลเอ็กซ์บี

4.3.1 การทดสอบข้อมูลการส่งค่าจากไมโครคอนโทลเลอร์ผ่านโมดูลเอ็กซ์บีไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเครื่องเซิร์ฟเวอร์

การทดสอบการส่งข้อมูลผ่านเอ็กซ์บี แบ่งออกเป็น 2 กรณี คือ กรณีที่เครื่องเซิร์ฟเวอร์ส่งคำขอให้ระบบวัดค่าส่งมาให้ และกรณีที่ระบบส่งค่ากลับมาจากที่วัดได้กลับมายังเครื่องเซิร์ฟเวอร์

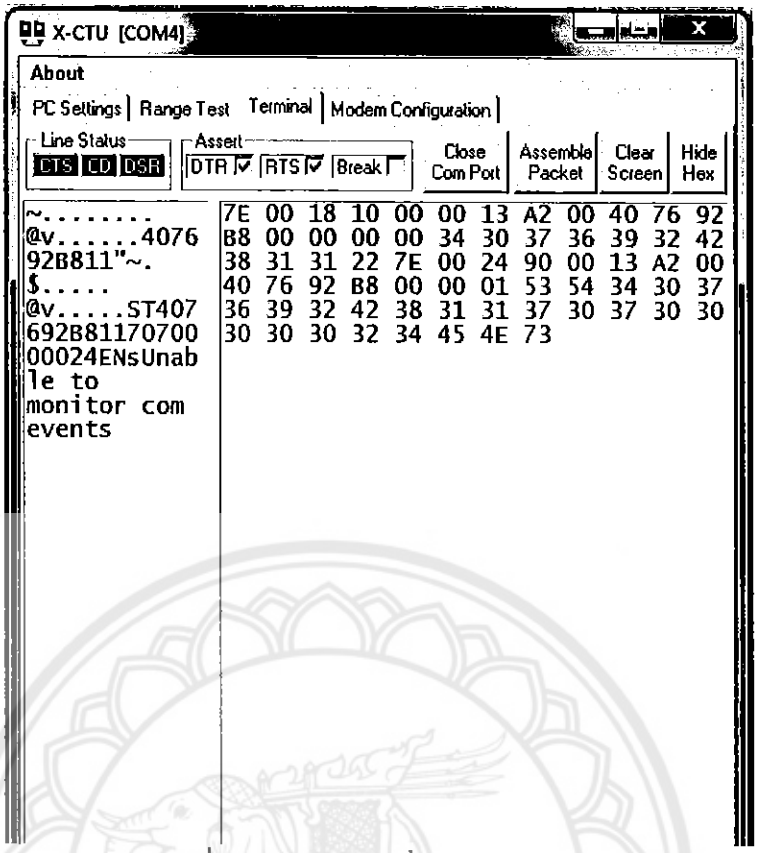
1. กรณีที่เครื่องเซิร์ฟเวอร์ส่งคำขอให้ระบบวัดค่าส่งมาให้



รูปที่ 4.7 แสดงการส่งเอพีไอเฟรม (API Frame) ไปขอให้ระบบวัดค่า

จากรูปที่ 4.7 เป็นการส่งข้อมูลไปยังระบบ โดยใช้เอพีไอเฟรมที่กำหนดไว้ โดยกำหนดให้ข้อมูลในการส่งคือ เลขประจำตัวของเอ็กซ์บี เพื่อให้รู้ว่าผู้ที่ขอข้อมูลเข้ามานั้นเป็นใคร และจะส่งเลข 11 ซึ่งคือรหัสเพื่อขอให้ระบบทำการวัดค่าทั้งหมด

2. กรณีที่ระบบส่งค่ากลับมาจากที่วัดได้กลับมายังเครื่องเซิร์ฟเวอร์



รูปที่ 4.8 แสดงข้อมูลที่ได้รับจากระบบ

หมายเหตุ: ตัวอักษรสีแดงคือค่าที่ระบบวัดได้แล้วส่งมายังเครื่องเซิร์ฟเวอร์

4.3.2 การทดสอบระยะทางในการส่งข้อมูลของโมดูลเอ็กซ์บี

ในโครงงานนี้ใช้เอ็กซ์บี รุ่น 2 มิลิวัตต์ สายอากาศแบบลวดตัวนำ ซีรี่ส์ 2 (Wire Antenna series 2) ความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ซ ซึ่งตามดาตาชีทเอ็กซ์บี รุ่นนี้สามารถส่งข้อมูลได้ไกลราว 120 เมตร แต่ในทางปฏิบัติการส่งสัญญาณจะถูกลดทอนลงโดยสภาพแวดล้อม เช่น กำแพงห้อง หรือสภาพห้องที่มีสิ่งกีดขวางสัญญาณ ซึ่งการทดลองนี้ได้วัดระยะทางจริงที่เอ็กซ์บีสามารถส่งข้อมูลได้ในสภาพแวดล้อมภายอาคาร ซึ่งได้ผลการทดลองดังนี้

ตารางที่ 4.19 แสดงระยะทางการส่งข้อมูลของเอ็กซ์บี

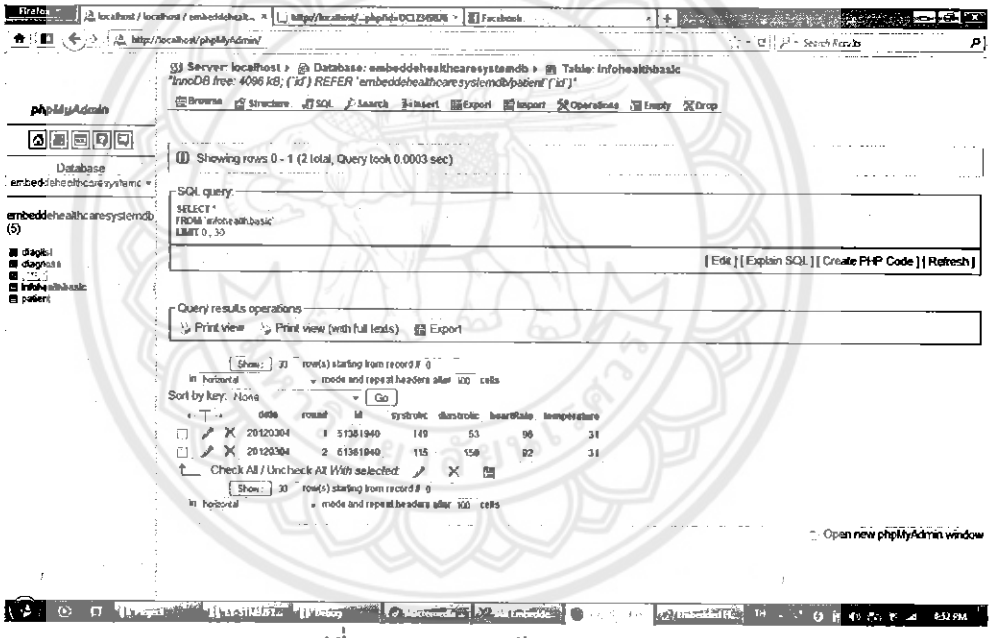
ครั้งที่	1	2	3	4	5
ระยะ 10 เมตร	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
ระยะ 15 เมตร	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
ระยะ 20 เมตร	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
ระยะ 25 เมตร	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
ระยะ 30 เมตร	Yes	Yes	No	Yes	Yes
ระยะ 35 เมตร	No	No	No	No	No

หมายเหตุ: Yes คือสามารถส่งข้อมูลได้ No คือไม่สามารถส่งข้อมูลได้

จากการทดลองจะพบว่าระยะที่เอ็กซ์บีสามารถส่งข้อมูลได้ดีจะอยู่ในช่วง 10-30 เมตร ซึ่งจะพบว่าระยะ 35 เมตร เอ็กซ์บีจะไม่สามารถส่งข้อมูลได้ ทั้งนี้ก็เนื่องมีจากสภาพแวดล้อมที่มีสิ่งกีดขวางจำนวนมากจึงทำให้ระยะการส่งสั้นลง

4.4 การทดสอบการจัดเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล

การทดสอบการจัดเก็บข้อมูล จะทำการทดสอบโดยเริ่มวัดข้อมูลสุขภาพของผู้ป่วยและไมโครคอนโทลเลอร์จะส่งค่าที่ได้ผ่านโมดูลเอ็กซ์บี มายังเครื่องเซิร์ฟเวอร์ เครื่องเซิร์ฟเวอร์จะทำการเก็บค่าที่ได้จากการวัดลงฐานข้อมูลดังรูป 4.9



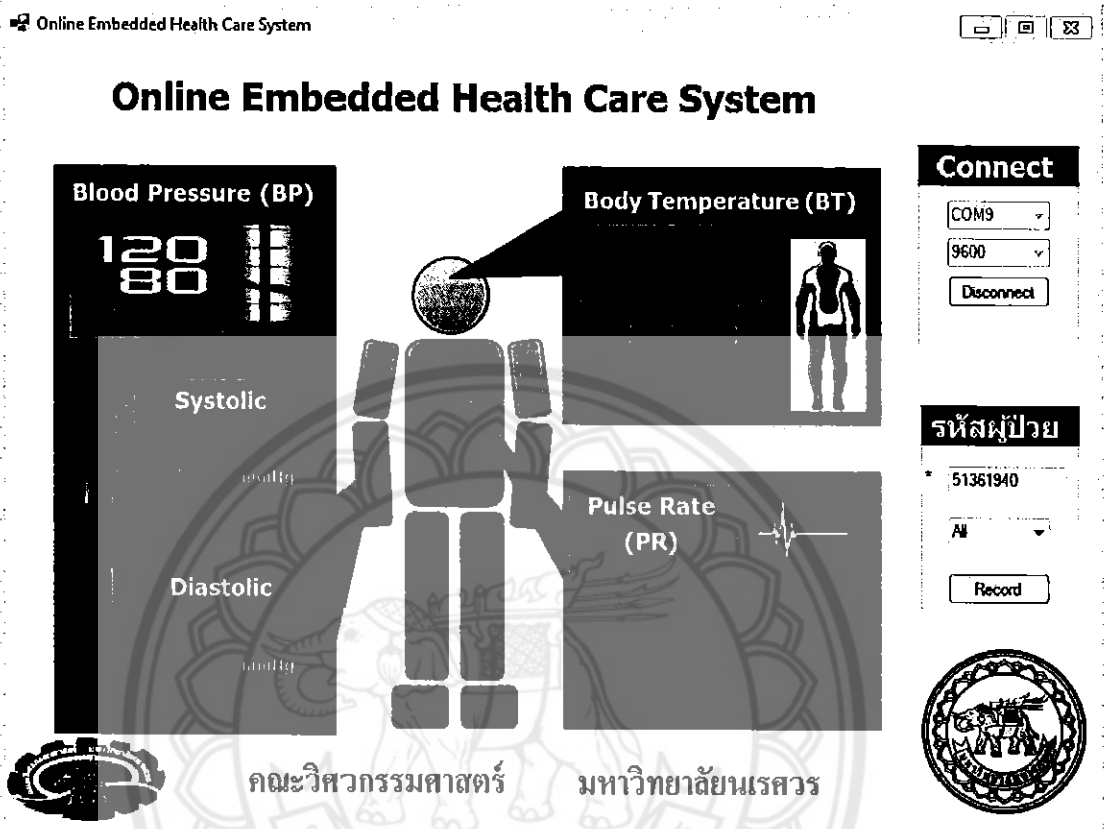
รูปที่ 4.9 แสดงฐานข้อมูลของระบบ

จากรูปที่ 4.9 ฐานข้อมูลจะเก็บวันเดือนปีที่วัด รหัสผู้ป่วย ความดันซิสโตลิก ความดันไดแอสโตลิก อัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร และอุณหภูมิร่างกาย ซึ่งจากการทดลองระบบสามารถเก็บค่าที่ได้จากการวัดลงฐานข้อมูลได้

4.5 การทดสอบการแสดงผลข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส

การแสดงข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส การทดสอบเริ่มจากการวัดข้อมูลสุขภาพเบื้องต้น ส่งข้อมูลที่ได้เข้าไปประมวลผลในไมโครคอนโทลเลอร์ และส่งข้อมูลที่ผ่านการ

ประมวลผลแล้วผ่านโมดูลเอ็กซ์บี ส่งข้อมูลไปแสดงยังกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟสที่สร้างขึ้นเพื่อแสดงผลการวัดให้กับผู้ใช้ได้ดูข้อมูลสุขภาพ



รูปที่ 4.10 แสดงผลการทดสอบการแสดงข้อมูลผ่านกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟส

จากการทดลองพบว่ากราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟสสามารถแสดงผลการวัดที่ถูกส่งมาจากไมโครคอนโทลเลอร์ได้

ในบทที่ 4 ได้อธิบายวิธีการใช้งานอุปกรณ์ และทำการทดลองตามขอบเขตของโครงงานที่ได้กำหนดไว้ในบทที่ 1 ซึ่งในบทที่ 5 จะเป็นการสรุปผลการทดลอง และสรุปข้อเสนอแนะเพื่อจะเป็นประโยชน์ในการนำโครงงานนี้ไปต่อยอด และพัฒนาในโอกาสต่อไป

บทที่ 5
บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการดำเนินโครงการ

โครงงานนี้พัฒนาขึ้นเพื่อสร้างระบบตรวจสุขภาพที่สามารถช่วยลดจำนวนการใช้งานบุคลากรทางการแพทย์ และช่วยลดระยะเวลาและกระบวนการในการทำงานของการตรวจสุขภาพเบื้องต้น โดยโครงงานนี้มีเป้าหมายเพื่อสร้างอุปกรณ์ตรวจสุขภาพเบื้องต้นที่สามารถตรวจวัดความดันโลหิต วัดชีพจร และวัดอุณหภูมิร่างกายโดยใช้ระบบสมองกลฝังตัว ซึ่งไมโครคอนโทลเลอร์จะทำหน้าที่ในการประมวลผลค่าที่วัดได้ และส่งข้อมูลที่ผ่านการประมวลแล้วไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเครื่องเซิร์ฟเวอร์ผ่านสัญญาณไร้สายเอ็กซ์บี ซึ่งจะต้องส่งข้อมูลเป็นระยะทางได้ไม่น้อยกว่า 20 เมตร โดยในการส่งข้อมูลผ่านโมดูลเอ็กซ์บีจะต้องส่งผ่านโพรโตคอลที่กำหนด โดยข้อมูลจะถูกส่งไปยังฐานข้อมูล และกราฟฟิคยูสเซอร์อินเตอร์เฟสจะนำค่าความดันโลหิต ค่าชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกายมาแสดงผลให้กับบุคลากรทางการแพทย์ทราบเพื่อวินิจฉัยอาการของผู้ป่วยในลำดับถัดไป ซึ่งจากการทดลองพบว่าระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว สามารถทำงานได้ตามเป้าหมายที่ได้ตั้งไว้ข้างต้น

5.2 ปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา

ตารางที่ 5.1 แสดงปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา

ปัญหาในการดำเนินงาน	แนวทางการแก้ไขปัญหา
1. ขาดความรู้เกี่ยวกับการตรวจสุขภาพจึงทำให้ไม่เข้าใจหลักการและวิธีการตรวจสุขภาพ	1. แก้ไขโดยค้นคว้าข้อมูลเกี่ยวกับการตรวจสุขภาพ โดยศึกษาจากหนังสือทางการแพทย์ รายงานการวิจัย สืบค้นผ่านและอินเตอร์เน็ต นอกจากนี้ยังได้สอบถามจากบุคลากรทางการแพทย์โดยตรงอีกด้วย
2. เลือกใช้อุปกรณ์ผิด โดยเลือก แอลดีอาร์ (LDR) ซึ่งเป็นเซนเซอร์แสงไวต่อประจุไฟฟ้าบนร่างกาย จึงทำให้วัดค่าชีพจรคลาดเคลื่อน และวัดค่าวัตถุอื่นที่ไม่ใช่เฮโมโกบินได้ด้วย	2. แก้ไขโดยเปลี่ยนจากการใช้แอลดีอาร์ ในการวัดชีพจร ไปใช้หลอดอินฟราเรดแทน ซึ่งทำให้การวัดค่ามีความคลาดเคลื่อนน้อยลง และไม่เกิดปัญหาในเรื่องการวัดวัตถุอื่นที่ไม่ใช่ฮีโมโกลบิน

ตารางที่ 5.1 แสดงปัญหาในการดำเนินงานและแนวทางการแก้ไขปัญหา (ต่อ)

ปัญหาในการดำเนินงาน	แนวทางการแก้ไขปัญหา
3. ค่าจากการวัดชีพจรมีความคลาดเคลื่อนอยู่มาก เนื่องมาจากการกำหนดเวลาในการวัดชีพจรไว้ที่ 15 วินาทีแล้วนำค่าที่ได้มาคูณ 4 ซึ่งเป็นการประมาณค่าชีพจรใน 1 นาที จึงทำให้ค่าที่ชีพจรได้มีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างมาก	3. แก้ไขโดยการจับเวลาในการวัดชีพจรเป็น 1 นาที เพื่อให้ค่าจากการวัดชีพจรมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด
4. ค่าจากการวัดอุณหภูมิไม่ค่อยละเอียด จึงทำให้เกิดความคลาดเคลื่อน	4. แก้ไขโดยเลือกเซนเซอร์อุณหภูมิที่มีความละเอียดในการวัดที่สูงกว่า
5. รูปร่างของผู้ถูกวัดมีผลต่อการวัดค่าความดันโลหิต คือ ถ้าผู้ถูกวัดมีรูปร่างอ้วนค่าความดันโลหิตที่วัดออกมาได้จะมีความดันโลหิตสูงกว่าการวัดของคนที่มีรูปร่างปกติ	5. แก้ไขได้โดยการออกแบบเครื่องมือวัดให้เหมาะสมกับสรีระของผู้ถูกวัด
6. หากผู้ถูกวัดขยับตัว หรือพูดคุยขณะวัด จะมีผลต่อผลการวัด	6. แก้ไขโดยแนะนำข้อพึงปฏิบัติในการวัดให้กับผู้ถูกวัดก่อนเริ่มทำการวัด
7. ในการส่งข้อมูลผ่านโมดูลเอ็กซ์บี หากโมดูลเอ็กซ์บีได้รับการจ่ายไฟไม่ถึง 3.3 โวลต์ โมดูลเอ็กซ์บีจะไม่ส่งข้อมูล	7. แก้ไขโดยจะการจ่ายไฟเข้าโมดูลเอ็กซ์บีอยู่ให้อยู่ในช่วง 3.3 โวลต์ และหมั่นตรวจสอบแรงดันไฟที่จ่ายเข้าโมดูลเอ็กซ์บีอยู่เสมอ

5.3 ข้อเสนอแนะในการดำเนินโครงงาน

5.3.1 ข้อเสนอแนะเพื่อนำไปต่อยอดความคิด

1. การนำโครงงานนี้ไปใช้งานในโรงพยาบาลได้จริง จะต้องมีการพัฒนาในส่วนการปรับค่าที่วัดได้จากระบบให้มีความเที่ยงตรงยิ่งขึ้น โดยอาจเลือกอุปกรณ์ที่ใช้สร้างเครื่องวัดที่มีคุณภาพ และความละเอียดในการวัดที่สูงยิ่งขึ้น

2. เนื่องจากการใช้อุปกรณ์การตรวจสุขภาพของระบบ ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของอุปกรณ์การวัดกับสรีระของผู้ถูกวัด ดังนั้นในการต่อยอดแนวความคิดอาจมีการออกแบบอุปกรณ์ในการวัดให้เหมาะสมกับผู้ถูกวัดก็จะยิ่งทำให้ระบบมีความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

3. ก่อนการนำโครงงานนี้ไปใช้จริง ควรมีการทดสอบระบบกับกลุ่มผู้ใช้ที่มีความแตกต่างทางด้านอายุ เพศ และสรีระ เป็นจำนวนหลายครั้งเสียก่อน และดูความเที่ยงตรงของระบบเมื่อเทียบกับอุปกรณ์การวัดที่ได้มาตรฐาน จะต้องมีความคลาดเคลื่อนไม่เกินกว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่สามารถยอมรับได้

5.3.2 ความรู้พื้นฐานที่ต้องมีในการสร้างระบบตรวจสุขภาพเบื้องต้นออนไลน์แบบฝังตัว

1. จะต้องมีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับการวัดความดันโลหิต การวัดชีพจร และการวัดอุณหภูมิร่างกายอย่างละเอียด

2. จะต้องมีความรู้ในการเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทลเลอร์ ให้สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นได้ เช่น เซนเซอร์ความดัน เซนเซอร์แสง และเซนเซอร์อุณหภูมิ เป็นต้น

3. จะต้องมีความรู้เกี่ยวกับเซนเซอร์ต่างๆ ที่ใช้ว่ามีการใช้งานอย่างไร มีข้อดี และมีข้อจำกัดอย่างไร

4. จะต้องมีความรู้ในการเชื่อมต่อข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สาย เช่น การสร้างโพรโตคอลในการติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทลเลอร์กับคอมพิวเตอร์

5. จะต้องมีความรู้ในด้านการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์

6. จะต้องมีความรู้ด้านการปรับปรุงคุณภาพของข้อมูล เช่น การกรองค่ารบกวนที่มีต่อระบบ

เอกสารอ้างอิง

[1] เชิดศักดิ์ แวดประเสริฐและสาธิต นฤภัย. **เครื่องวัดความดันโลหิต.** สืบค้นเมื่อ 20 มิถุนายน 2554, จาก http://medi.moph.go.th/education/Tpum.pdf

[2] นายแพทย์เจริญลาภ อุทานปทุมรส. (14 กันยายน 2550). **วัดความดันโลหิตอย่างไรให้ถูกต้อง.** สืบค้นเมื่อ 20 มิถุนายน 2554, จาก http://www.thaiheartclinic.com/PDF/BPmeasurement2.pdf

[3] คณะวิทยาศาสตร์การแพทย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร (2551). สรีรวิทยพื้นฐาน. มหาวิทยาลัยนเรศวร

[4] Guyton A.C. and Hall (1996). Body Temperature. J.E. Textbook of Medical Physiology

[5] แพทย์หญิงสุนิสา ฉัตรมงคลชาติ. (9 มกราคม 2553). **Pulse oximetry.** สืบค้นเมื่อ 22 มิถุนายน 2554, จาก http://medinfo2.psu.ac.th/anesth/education/pulseoximeter.html

[6] Heater Jones and David Luong. (December 2004). **Measuring heart rate using a photoplethysmographic cardiotachometer.** Retrieved June 30, 2011, from http://www.engin.swarthmore.edu/~dluong1/E72/FinalProject/heart.htm

[7] ThaiEasyElect. (11 พฤศจิกายน 2551). **Xbee คืออะไร.** สืบค้นเมื่อ 26 มิถุนายน 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/Review-Product-Article/what-is-xbee.html

[8] ThaiEasyElect. (11 พฤศจิกายน 2551). **Zigbee คืออะไร.** สืบค้นเมื่อ 26 มิถุนายน 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/electronics-in-chapter/what-is-zigbee.html

[9] Digi International Inc. (September 23, 2009). **Xbee Datasheet.** Retrieved July 10, 2011, from http://ftp1.digi.com/support/documentation/90000982_B.pdf

[10] ThaiEasyElect. (12 พฤศจิกายน 2551). **การต่อไมโครคอนโทลเลอร์กับ Xbee เบื้องต้น.** สืบค้นเมื่อ 3 กรกฎาคม 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/Review-Product-Article/xbee-with-microcontroller-PIC16F877.html

[11] ThaiEasyElect. (2551). **Xbee Basic Configuration in Network Application.** สืบค้นเมื่อ 20 กรกฎาคม 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/Embedded-Electronics-Application/Xbee-Basic -Configuration-in-Network-Application.html

[12] ThaiEasyElect. (2551). **Basic Xbee API.** สืบค้นเมื่อ 25 กรกฎาคม 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/Embedded-Electronics-Application/Xbee-API-Mode-Tutorial-and- LAB.html

[13] Apisit Numchaichannakij. (September 19, 2010). **Zigbee API Frame.** Retrieved July 30, 2011, fromfile:///E:/Project/xbee/zigbee/InkymanStudio%20Official%20Site%20%C2%BB%20Blog%20Ar chive%20%C2%BB%20Zigbee%20API%20Frame%20%28Zigbee%20API%20Packet%29.htm

[14] ThaiEasyElect. (11 พฤศจิกายน 2551). **การใช้งาน Xbee เบื้องต้น.** สืบค้นเมื่อ 26 มิถุนายน 2554, จาก http://www.thaieasyelec.com/Review-Product-Article/step-by-step-to-use- xbee-from-digi.html [15] Wikipedia. (February 20, 2011). Human body temperature. Retrieved July 5, 2011, from http://en.wikipedia.org/wiki/Human_body_temperature

[16] Laura Arnold. (July 24, 2009). **Mashvu blood pressure project 1.** Retrieved July 5, 2011, from

https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-5841

[17] Laura Arnold. (July 24, 2009). **Mashvu blood pressure project 2.** Retrieved July 5, 2011, from

https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-5840

[18] C.S. Chua and Siew Mun Hin. (2005). **Digital Blood Pressure Meter**. Retrieved July 7, 2011, from http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN1571.pdf

[19] จักรกฤษณ์ แร่ทอง. (18 พฤษภาคม 2546). **เครื่องวัดความดัน วัดอุณหภูมิ และตรวจการเต้นของชีพจรตอนที่ 2.** สืบค้นเมื่อ 7 กรกฎาคม 2554, จาก http://www.nextproject.net/contents/default.aspx?00066

[20] Vernier lab. **Blood pressure.** Retrieved July 7, 2011, from http://www.k12lab.com/sites/default/files/Lesson%20Plan%20-%20Blood%20Pressure%20Challenge.pdf

[21] Sirleech. (July 6, 2010). **LM335 Temperature sensor.** Retrieved July 10, 2011, from http://fritzing.org/projects/lm335-temperature-sensor/

[22] ดวงเดือน ช่อวิชิต. (2535). **คู่มือการวัดความดันโลหิตและภาวะความดันโลหิตสูง.** กรุงเทพฯ : โรงพยาบาลเลิดสิน กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

[23] วรมนต์ ตรีพรหม. (2537). **สัญญาณชีพ.** กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์

[24] บังอร ชมเดช. (2537). **สรีรวิทยาของระบบไหลเวียน.** กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

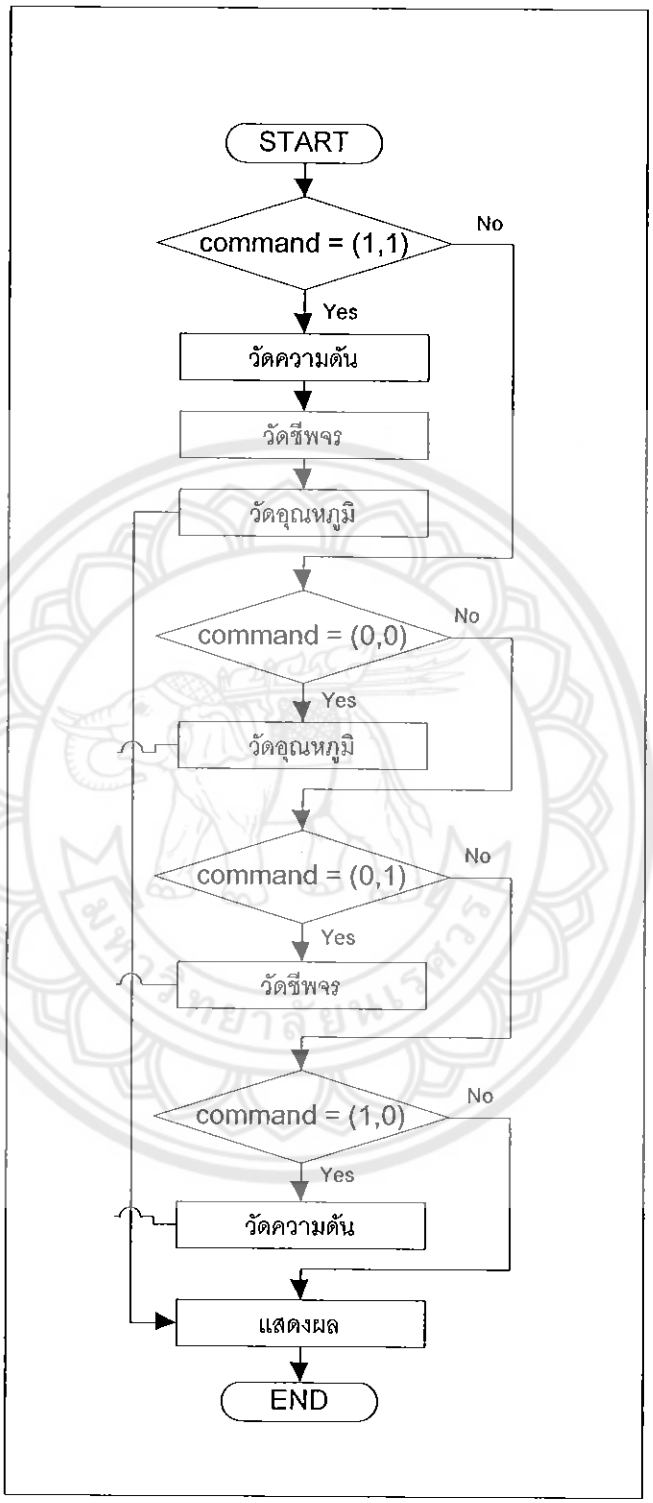
[25] สรชัย พิศาลบุตร (2528). **เทคนิคการเก็บรวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อการวิจัย.** กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

ตัวอย่างโค้ดการทำงานของโปรแกรมการแสดงค่าความดันโลหิต ค่าชีพจร และค่าอุณหภูมิร่างกายผ่านจอแอลซีดี (LCD) เพื่อแสดงผลข้อมูล นอกจากนี้ยังแสดงโค้ดส่วนของการสร้างกราฟิกยูสเซอร์อินเตอร์เฟสด้วย

```
void story1(void){
  ////////////////////
  /*vPressureTask();
  heartRate = 0;
  nice = 0;
  miliSec = 0; second = 0; minite = 0; hour = 0;
  vHeartRateTask();
  vTemperatureTask();*/
  /*(1,1) =  all
  (0,0) = Temperature
  (0,1) = HeartRate
  (1,0) = Presure*/
  if((bufferData[23]=='1')&&(bufferData[24]=='1')){
    max=0.0; min=0.0; heartRate = 0; Temperature = 0;
    vPressureTask();
    LCD_PrintString("#cWait!! Heart Rate");
    DelaymS(5000);
    nice = 0; miliSec = 0; second = 0; minite = 0; hour = 0;
    vHeartRateTask();
    LCD_PrintString("#cWait!! Temperature");
    DelaymS(5000);DelaymS(5000);
    vTemperatureTask();
    LCD_PrintString("#cAll ");
  }
  else if((bufferData[23]=='0')&&(bufferData[24]=='0')){
    max=0.0;  min=0.0; heartRate = 0; Temperature = 0;
    LCD_PrintString("#cWait!! Temperature");
    DelaymS(5000);DelaymS(5000);
    nice = 0; miliSec = 0; second = 0; minite = 0; hour = 0;
    vTemperatureTask();
    LCD_PrintString("#cTemp ");
  }
  else if((bufferData[23]=='0')&&(bufferData[24]=='1')){
    max=0.0; min=0.0; heartRate = 0; Temperature = 0;
    LCD_PrintString("#cWait!! Heart Rate");
    DelaymS(5000);
    nice = 0; miliSec = 0; second = 0; minite = 0; hour = 0;
    vHeartRateTask();
    LCD_PrintString("#cHR ");
  }
  else if((bufferData[23]=='1')&&(bufferData[24]=='0')){
    max=0.0; min=0.0; heartRate = 0; Temperature = 0;
    vPressureTask();
    LCD_PrintString("#cPressure ");
  }
   vDisplayTask();
  ////////////////////
}
```

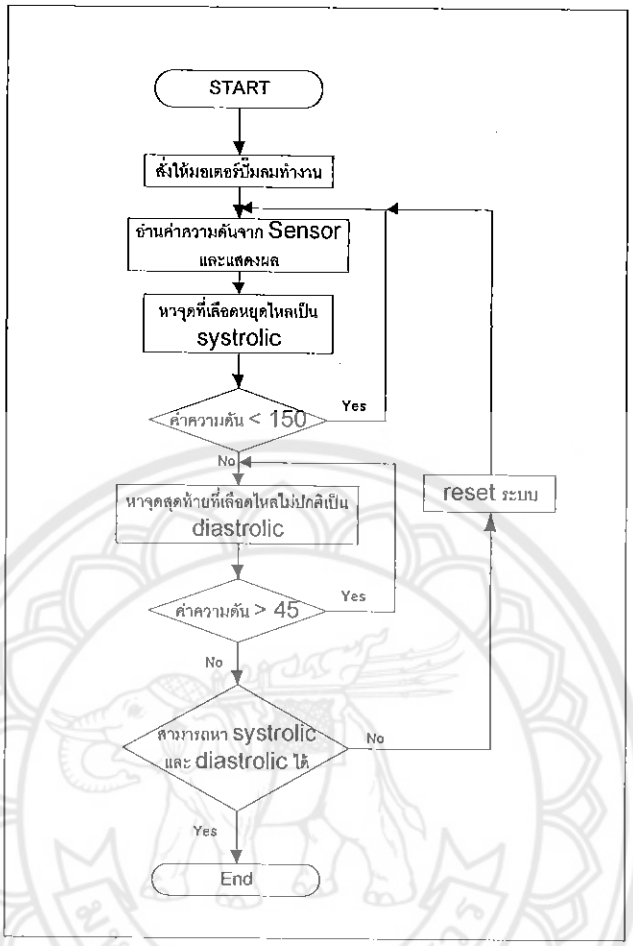
รูป ก1 แสดงโค้ดตัวอย่างการแสดงค่าผ่านจอแอลซีดี



รูป ก2 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการแสดงค่าผ่านจอแอลซีดี

```
void vPressureTask(void)
{
  //float mmHgTemp = 0.0;
  int state = 0;
  unsigned char sat = 1;
  short tempSec = 0;
  motorstatus = 0;
  mmHg = 0;


error:
  GPIO_WriteBit(GPIOB,GPIO_Pin_8, Bit_SET);
  GPIO_WriteBit(GPIOB,GPIO_Pin_9, Bit_RESET);
  GPIO_WriteBit(GPIOB,GPIO_Pin_10, Bit_SET);
  second=0;
  while(sat == 1){
    mmHg = readDataPressure();
    if((duty>900)&&(state==0)){max = mmHg; state=2;}

    if((second%1 == 0)&&(tempSec != second)){
      tempSec = second;
      LCD_PrintString("#cPressure: ");
      LCD_PrintFloat(mmHg);
      LCD_PrintString(" mmHg");
    }
    motorSystem();
    if(motorstatus == 1 ){
      if((duty < 500)&&(state == 2)){state = 2;}
      else if((duty >= 500)&&(state == 2)){ state = 3;}
    again:
      if((duty > 499)&&(state == 3)){state = 3;}
      else if((duty <= 499)&&(state == 3)){ min = mmHg; state = 4;}

      if((duty < 500)&&(state == 4)){state = 4;}
      else if((duty >= 500)&&(state == 4)){ state = 3; goto again;}

      if(mmHg < 45){
        if(state == 0){ duty=0; state=0; motorstatus = 0; goto error;}
        GPIO_WriteBit(GPIOB,GPIO_Pin_10, Bit_RESET);
        sat = 0;
      }
    }
  }
}
```

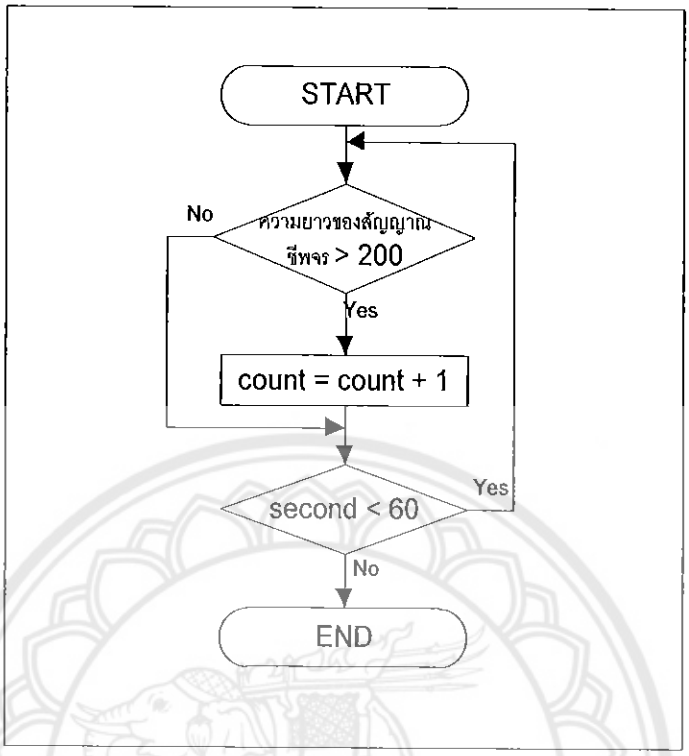
รูป ก3 แสดงโค้ดการหาความดันซิสโตลิก และความดันไดแอสโตลิก



รูป ก4 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาความดันซิสโตลิก และความดัน**ไดแอสโตลิก**

```
void vHeartRateTask(void)
{
  int count = 0,tempSec = 0;
  short state = 0;
  unsigned char go = 1;
  while(go == 1){
    if((second%3 == 0)&&(nice == 0)&&(tempSec==0)){ LCD_PrintString("#cHeart Rate Process
"); LCD_PrintInt(second); LCD_PrintString(" second"); tempSec=1;}
    if((second%3 == 1)&&(nice == 0)&&(tempSec==1)){ LCD_PrintString("#cHeart Rate Process
"); LCD_PrintInt(second); LCD_PrintString(" second"); tempSec=2;}
    if((second%3 == 2)&&(nice == 0)&&(tempSec==2)){ LCD_PrintString("#cHeart Rate Process
"); LCD_PrintInt(second); LCD_PrintString(" second"); tempSec=0;}

    if(second >= 60){
      heartRate = count;
      go=0;
      break;
    }

    if((duty > 200)&&(state==0)){count = count + 1; state=1;}
    else{
      if((duty < 200)&&(state==1)){state=0;}
    }


    //if(GPIO_ReadInputDataBit(GPIOB, GPIO_Pin_14) == Bit_SET){
    //  while(GPIO_ReadInputDataBit(GPIOB, GPIO_Pin_14) == Bit_SET){}
    //  count = count + 1;
    //}
  }
}
```

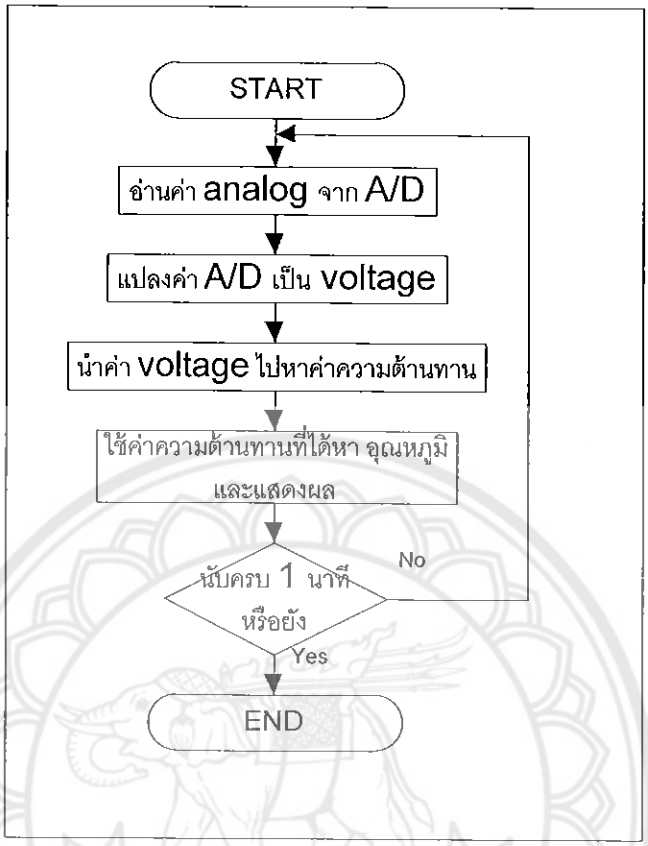
รูป ก5 แสดงโค้ดการหาค่าชีพจร



รูป ก6 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาค่าชีพจร

```
void vTemperatureTask(void){
  float v2,r2,T;
  short tempSec=0;
  second=0;

  while(second <= 60){
    v2 = (GetADC1Channel(ADC_Channel_1)*3.333333)/4095.0;
    r2 = (v2*5000.0)/(5.0 - v2);
    T = 1.0/((log(r2/10000.0)/4050.0)+(1.0/298.15));
    //linearlize y = mx + c (y = 0.37*Temp + 23.7)
    Temperature = (int)((0.37*(T - 273.15))+23.7);

    if((second%1 == 0)&&(tempSec != second)){
      tempSec = second;
      LCD_PrintString("#cTemperature: ");
      LCD_PrintFloat(((0.37*(T - 273.15))+23.7));
      LCD_PrintString("  Second: ");
      LCD_PrintInt(second);

    }
  }
}
```

รูป ก7 แสดงโค้ดการหาค่าอุณหภูมิร่างกาย

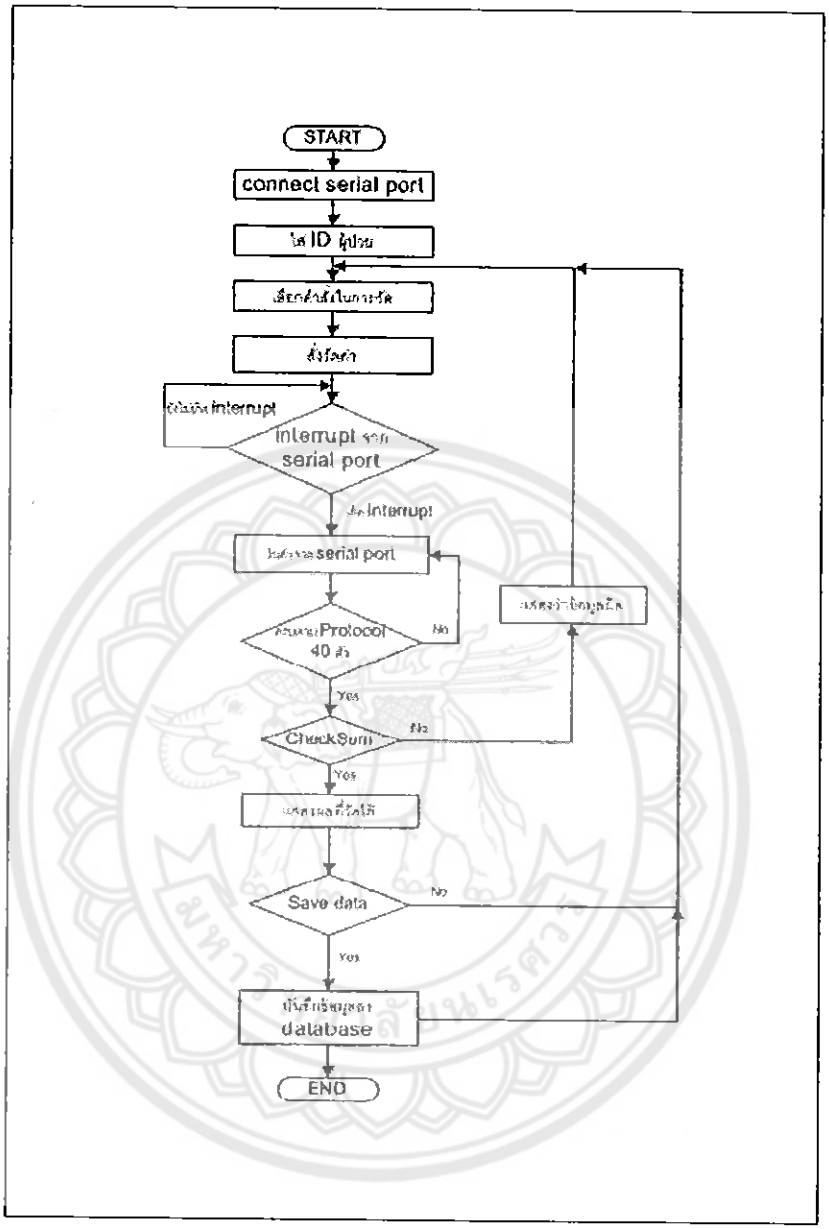


รูป ภ8 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการหาค่าอุณหภูมิร่างกาย

```
private void si_DataReceived()
        {
            if (bufferInput[39] == checkSum())
            {
                if (comboBox1.Text == "Presure")
                {
                    systolicBP = (((char)bufferInput[25]).ToString() + ((char)bufferInput[26]).ToString() + ((char)bufferInput[27]).ToString());
                    diastolicBP = (((char)bufferInput[28]).ToString() + ((char)bufferInput[29]).ToString() + ((char)bufferInput[30]).ToString());
                }
                else if (comboBox1.Text == "Heart Rate")
                {
                    pulseRate = (((char)bufferInput[31]).ToString() + ((char)bufferInput[32]).ToString() + ((char)bufferInput[33]).ToString());
                }
                else if (comboBox1.Text == "Temperature")
                {
                    bodyTemperatur = (((char)bufferInput[34]).ToString() + ((char)bufferInput[35]).ToString() + ((char)bufferInput[36]).ToString());
                }
                else
                {
                    systolicBP = (((char)bufferInput[25]).ToString() + ((char)bufferInput[26]).ToString() + ((char)bufferInput[27]).ToString());
                    diastolicBP = (((char)bufferInput[28]).ToString() + ((char)bufferInput[29]).ToString() + ((char)bufferInput[30]).ToString());
                    pulseRate = (((char)bufferInput[31]).ToString() + ((char)bufferInput[32]).ToString() + ((char)bufferInput[33]).ToString());
                    bodyTemperatur = (((char)bufferInput[34]).ToString() + ((char)bufferInput[35]).ToString() + ((char)bufferInput[36]).ToString());
                }
                displayHealth();
```

```
string txt = MessageBox.Show("Save Data to Database", "Inof.", MessageBoxButtons.YesNo,
MessageBoxIcon.Information).ToString();
                if (txt == "Yes") {
            ////////////////// Insert Data to DB /////////////////
                    conn = new MySqlConnection(ConnectionString);
                    conn.Open();
                    MySqlDataAdapter da = new MySqlDataAdapter("SELECT max(round) FROM infohealthbasic WHERE id
= '" + textBox1.Text + "'", conn);
                    DataTable dt = new DataTable();
                    da.Fill(dt);
                    string date = new DateTimePicker().Value.ToString("yyyyMMdd");
                    string round = dt.Rows[0][0].ToString();
                    if (round == "") { round = "0"; }
                    string id = textBox1.Text;
                    string systrolic = systolicBP;
                    string diastrolic = diastolicBP;
                    string heartRate = pulseRate;
                    string temperature = bodyTemperatur;
                    da.Dispose();
                    dt.Dispose();
        ////////////////////// Insert Data ////////////////////////////
                    cmd = new MySqlCommand("INSERT INTO infohealthbasic VALUES('" + date + "'," +
(Convert.ToInt32(round)+1).ToString() + ",'" + id + "'," + systrolic +"," + diastrolic+"," + heartRate +"," +
temperature + ")", conn);
                    cmd.ExecuteNonQuery();
                    cmd.Dispose();
                    conn.Close();
                }
                txt = "";
            }
            else
            {
                MessageBox.Show("Data Lost", "Error", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Error);
            }
        }
```

รูป ก9 แสดงโค้ดการสร้างกราฟิกยูสเซอร์อินเตอร์เฟส



รูป ก10 แสดงโฟลว์ชาร์ต (flow chart) ของการสร้างกราฟิกยูสเซอร์อินเตอร์เฟส

ประวัติผู้ดำเนินโครงงาน

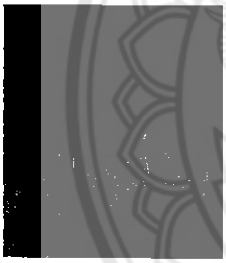
ชื่อ นายคุณากร พูลเพียร

ภูมิลำเนา 104/5 ต.น้ำซึม อ.เมืองอุทัยธานี จ.อุทัยธานี

ประวัติการศึกษา

- จบระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนพุทธมงคลวิทยา
- ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาตรีชั้นปีที่ 4 สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

E-mail: kidnice1@gmail.com



ชื่อ นางสาวทิพย์วดี กวีวัฒนกร

ภูมิลำเนา 40 หมู่ 3 ต.นครป่าหมาก อ.บางกระทุ่ม จ.พิษณุโลก

ประวัติการศึกษา

- จบระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนบางกระทุ่มพิทยาคม
- ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาตรีชั้นปีที่ 4 สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

E-mail: analog.member@gmail.com

ชื่อ นางสาววิชุพร สายคำทอน

ภูมิลำเนา 84 หมู่ 4 ต.หนองไขว่ อ.หล่มสัก จ.เพชรบูรณ์

ประวัติการศึกษา

- จบระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนเซนต์โยเซฟศรีเพชรบูรณ์
- ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาตรีชั้นปีที่ 4 สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

E-mail: avcp@msn.com