ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ

Automatic System for Monitoring Patient Symptoms

ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์*, สมปอง วิเศษพานิชกิจ และ นภัทร สระเอี่ยม

Thanate Pattanatadapong*, Sompong Wisetphanichkij, and Napat Sra-ium

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

Department of Telecommunication Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

*Email: thanate@telecom.kmitl.ac.th

Received: March 01, 2020; Revised: May 07, 2020; Accepted: May 20, 2020

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ ที่สามารถช่วยให้แพทย์หรือพยาบาลที่ดูแลผู้ป่วย วิเคราะห์และติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น โดยจะทำการตรวจวัดอาการของผู้ป่วยอัตโนมัติด้วยเซนเซอร์ตรวจวัดค่าสัญญาณชีพขนาดเล็ก ทำงานร่วมไมโครคอนโทรลเลอร์ และเทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายในลักษณะของเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดร่างกาย ซึ่งจะทำการประมวลผลข้อมูลค่าที่วัดได้และส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สาย ไปยังเซิร์ฟเวอร์เพื่อทำการเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูลก่อนจะทำการแสดงผลบนเว็บแอปพลิเคชัน แสดงรายละเอียดข้อมูลผู้ป่วยแต่ละเตียงเบื้องต้น และสัญญาณชีพที่จำเป็นต่อการวิเคราะห์และติดตามอาการผู้ป่วย

คำสำคัญ: ระบบติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ, ระบบการตรวจวัดสัญญาณชีพ, เครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดร่างกาย

Abstract

This article presents the design and construction of automatic patient measurement and tracking system. It can help doctors or nurses who take care of patients for analyzing and monitoring the patient's symptoms. Proposed system measures vital signs by using a small sensor which works with microcontrollers and wireless communication technology in the form of networks body measurement devices. Measured data will be processed and sent through the wireless network to the server to store in the database. Web application will show patient's information and their vital signs that are necessary for health analysis and follow up.

Keywords: Patient monitoring system, Vital sign monitoring system, Body Area Network (BAN)

1. บทนำ

ปัจจุบันปัญหาทางด้านการแพทย์และสาธารณสุขเป็นปัญหาที่สำคัญอย่างหนึ่ง โดยเฉพาะอย่างยิ่งปัญหาการขาดแคลนบุคลากร หรืออุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ทันสมัยและไม่เพียงพอต่อจำนวนผู้ป่วยที่เพิ่มมากขึ้นในแต่ละปี ถึงแม้ว่าในปัจจุบันจะมีการประยุกต์เอาเทคโนโลยีต่าง ๆ เข้ามาใช้งานเพื่อสนับสนุนการปฏิบัติงานของแพทย์ และพยาบาล ในการตรวจ รักษา และวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้อย่างสะดวกรวดเร็ว และแม่นยำยิ่งขึ้น แต่เนื่องจากอุปกรณ์ดังกล่าวมีราคาสูง ทำให้เกิดปัญหาด้านงบประมาณในการจัดหาของโรงพยาบาล โดยเฉพาะพื้นที่ต่างจังหวัดและสถานพยาบาลขนาดเล็ก ส่งผลให้เกิดปัญหาขาดแคลนอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ทันสมัย และขาดแคลนบุคลากรแพทย์ พยาบาลที่จะเข้ามาทำการดูแลรักษาผู้ป่วย

จากปัญหาที่กล่าวมาข้างต้น จึงเป็นที่มาของการนำเซนเซอร์ตรวจวัดค่าสัญญาณชีพ (Vital sign) ขนาดเล็กและมีต้นทุนต่ำมาใช้งานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ และเทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สาย ในลักษณะของเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดร่างกาย (Body Area Network) [1] ในรูปแบบอุปกรณ์พกพาสำหรับสวมใส่ มีการเชื่อมต่อฐานข้อมูลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ทำให้สามารถทำการติดต่อสื่อสารระยะไกลได้ โดยระบบที่นำเสนอ มีเป้าหมายสำหรับใช้งานในหออภิบาลผู้ป่วยในโรงพยาบาล สามารถให้บริการผู้ป่วยได้เป็นจำนวนมาก โดยจะทำการตรวจวัดค่าสัญญาณชีพของผู้ป่วยแบบอัตโนมัติ ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) นอกจากนี้ ยังสามารถเชื่อมต่อเข้ากับเครื่องวัดความดันโลหิต โดยจะแสดงค่าต่าง ๆ ของคนไข้แต่ละเตียงที่วัดได้บนหน้าเว็บแอปพลิเคชัน เพื่อเป็นข้อมูลประกอบการวินิจฉัยและการรักษา ซึ่งระบบดังกล่าวจะเพิ่มความสะดวกให้แพทย์และพยาบาล ในการตรวจวัดสัญญาณชีพและติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น อีกทั้งยังเป็นการเพิ่มทางเลือกในการจัดหาอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ทันสมัย แต่มีต้นทุนต่ำ ทำให้เป็นการง่ายต่อการจัดหามาใช้งานได้อีกช่องทางหนึ่ง

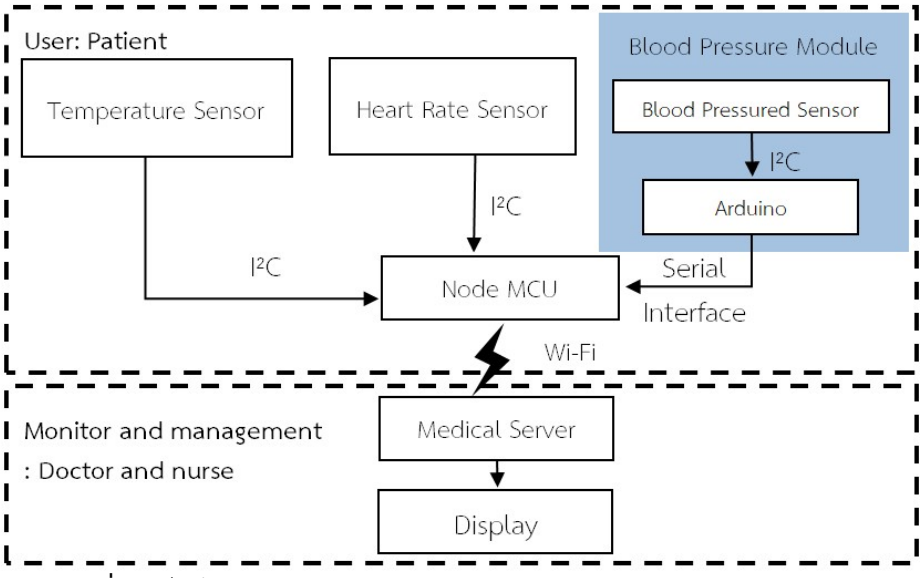
2. ทฤษฎีและหลักการ

การนำเทคโนโลยีการตรวจวัดและเฝ้าติดตามแบบสวมใส่มาใช้กับการดูแลสุขภาพ มีที่มาจากการเพิ่มขึ้นของจำนวนประชากรที่มีอายุในช่วงสูงวัย ซึ่งประชากรกลุ่มนี้ส่วนมากมีปัญหาด้านสุขภาพจากอายุที่สูงขึ้น รวมถึงความต้องการความใส่ใจดูแลสุขภาพจากผู้คน [2] ซึ่งประกอบด้วยการป้องกัน หรือการตรวจจับความเสี่ยงก่อนการเกิดโรค ส่งผลให้เกิดแนวคิดในการสร้างเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดร่างกาย Body Area Network (BAN) มีวัตถุประสงค์เพื่อให้สามารถตรวจจับค่าสัญญาณชีพได้อย่างรวดเร็ว ผ่านการเชื่อมโยงสัญญาณจากอุปกรณ์วัดค่าสัญญาณชีพต่าง ๆ และพัฒนาเป็นเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย Wireless Body Area Network (WBAN) โดยแนวคิดนี้ได้มีการนำเสนอครั้งแรก โดย T. G. Zimmerman [3] ในปี ค.ศ. 1996 เรียกว่า เครือข่ายสัญญาณชีพไร้สายส่วนบุคคล (WPAN) ซึ่งต่อมาได้มีการนำเทคโนโลยีสื่อสารไร้สาย เช่น Bluetooth และ ZigBee มาใช้งาน เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการส่งข้องมูล [4] และเกิดแนวความคิดในการเชื่อมโยงเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพไร้สายส่วนบุคคลเข้าด้วยกัน เพื่อที่ผู้ดูแล หรือบุคคลากรทางการแพทย์จะสามารถทราบข้อมูลจากบุคคลต่าง ๆ ได้สะดวกขึ้น จากนั้นได้มีการนำเทคโนโลยี Ethernet มาใช้งาน ภายใต้ชื่อ "extra-BAN communication" (EBAN) จนนำไปสู่การจัดตั้งมาตรฐาน IEEE 802.15.6 [5] หรือ “Ethernet BAN, EBAN” โดยมีวัตถุประสงค์ เพื่อสร้างมาตรฐานการสื่อสารที่เหมาะสมสำหรับอุปกรณ์ที่ใช้พลังงานต่ำและมีความน่าเชื่อถือสูง ในบางกรณีที่ผู้ป่วยหรือผู้สวมใส่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณชีพไม่สามารถเข้าถึงเครือข่าย Ethernet ได้ เช่น ผู้ป่วยโรคหัวใจ ซึ่งต้องวัดสัญญาณคลื่นหัวใจ (ECG) ตลอดเวลา จึงมีการนำเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่มาใช้งาน ทำให้เกิดเป็นเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพแบบเคลื่อนที่ (Mobile Sensor Body Network, MSBN) [6]

สำหรับระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติที่มีการนำเสนอในงานวิจัยที่ผ่านมานั้น สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก ประกอบด้วย อุปกรณ์ตรวจวัดสำหรับเครือข่ายอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย

(WBAN Sensor) หมายถึง อุปกรณ์วัดสัญญาณชีพต่าง ๆ เช่น อุปกรณ์วัดอุณหภูมิร่างกาย อุปกรณ์วัดความดันโลหิต อุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ อุปกรณ์วัดอัตราร้อยละของออกซิเจนในกระแสโลหิต อุปกรณ์วัดการเคลื่อนไหว อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนที่แบบฉับพลัน หรืออุปกรณ์ตรวจจับการล้ม เป็นต้น เครื่องแม่ข่ายส่วนบุคคล (personal server) ทำหน้าที่เป็นส่วนแสดงผลการรวบรวมสัญญาณที่อ่านได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพ ส่วนกำหนดค่าการทำงานของอุปกรณ์ และส่วนการเชื่อมโยงอุปกรณ์วัดสัญญาณชีพกับโครงข่าย WBAN ตลอดจนการติดต่อกับ เครื่องแม่ข่ายทางการแพทย์ (medical server) โดยเครื่องแม่ข่ายนี้จะทำการรับข้อมูลที่ส่งมาจากเครื่องแม่ข่ายส่วนบุคคล พร้อมทั้งตรวจสอบและบูรณาการกับระเบียนประวัติการรักษา วิเคราะห์รูปแบบของข้อมูลสำหรับภาวะเสี่ยง บันทึกประวัติที่ผู้ป่วยเคยได้รับการรักษา และส่งข้อมูลที่แพทย์สั่งกลับให้ผู้ใช้งาน

ระยะไม่กี่ปีผ่านมา อุปกรณ์วัดสัญญาณชีพได้มีการพัฒนาให้มีขนาดเล็ก ง่ายต่อการพกพา และใช้พลังงานต่ำ ทำให้มีระยะเวลาในการใช้งานที่ยาวนานขึ้น จึงได้มีการนำมาประยุกต์ใช้งานเป็นอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย (WBAN sensor) เช่น Najeed A.K. และคณะ [7] ได้นำเสนอการตรวจติดตามสัญญาณชีพผ่านเครือข่าย Bluetooth ซึ่งประกอบด้วยอุปกรณ์วัดอุณหภูมิร่างกาย และอุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ ในขณะที่ Lee Y.D [8] นำเสนอโครงข่ายตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย โดยวัดสัญญาณชีพ 2 สัญญาณ คือ สัญญาณการเต้นของหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) เป็นต้น สำหรับบทความนี้ นำเสนอการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดที่หลากหลายประกอบด้วย อุปกรณ์วัดอุณหภูมิร่างกาย อุปกรณ์วัดความดันโลหิต อุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) นอกจากนี้ ยังสามารถเชื่อมเข้ากับเครื่องวัดความดันโลหิต ในรูปแบบ Smart band สำหรับผูกติดกับข้อมูลผู้ป่วย ข้อมูลที่ได้จาก Smart band ของผู้ป่วยแต่ละรายจะถูกส่งไปยังฐานข้อมูลที่เชื่อมต่อกับ medical Server ซึ่งจะทำหน้าที่บูรณาการข้อมูลเวชระเบียน ประวัติการรักษา ตารางนัดหมาย และข้อมูลพื้นฐานของผู้สวมใส่สำหรับเป็นข้อมูลให้กับแพทย์ในการวินิจฉัยโรค ดังแสดงในรูปที่ 1

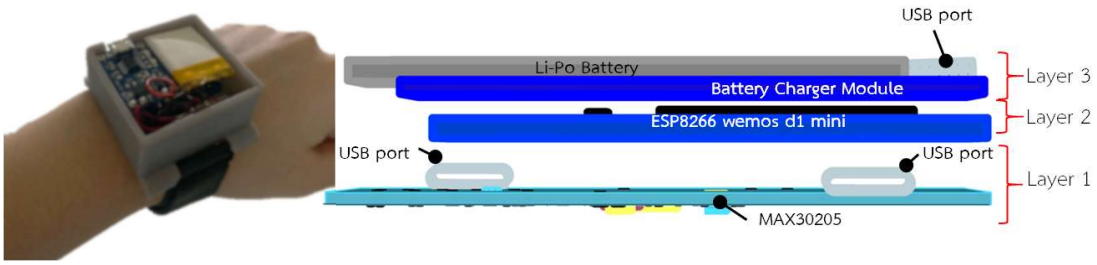


รูปที่ 1 บล็อคไดอะแกรมของระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ

3. ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติที่นำเสนอ

ระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติที่นำเสนอ แบ่งส่วนการทำงานของระบบเป็น 2 ส่วนหลัก ดังรูปที่ 1 ซึ่งประกอบไปด้วยส่วนแรก คือ ส่วนอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยหรือผู้ใช้งาน (User) ส่วนที่สอง คือ ส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามการตรวจวัดค่าอาการของผู้ป่วย (Monitor and management)

ในส่วนของอุปกรณ์ติดตามสัญญาณชีพของผู้ป่วย คือ ส่วนที่ต้องนำเซนเซอร์ซึ่งถูกออกแบบให้มีลักษณะเป็น Smart Band ไปติดกับร่างกายผู้ป่วย โดยผู้ป่วยจะสวมใส่ที่ข้อมือมีสายรัดเพื่อให้อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพแนบกับแขนและสัมผัสกับผิวผู้ป่วย ซึ่งจะประกอบไปด้วย เซนเซอร์วัดอุณหภูมิร่างกาย MAX30205 ซึ่งเป็นเซนเซอร์สำหรับการวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ ที่มี ค่าความแม่นยำ ± 0.1°C ที่อุณหภูมิห้อง 37°C - 39°C สามารถจัดเก็บอุณหภูมิที่วัดได้เป็นค่าดิจิทัล และเซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ MAX30100 ซึ่งเป็นเซนเซอร์ที่สามารถตรวจวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าร้อยละความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO2) ที่มีฟังก์ชันในการตรวจวัดมีความแม่นยำสูง ค่า SNR (Signal to Noise Ratio) สูงในการตรวจวัดและส่งค่าอย่างรวดเร็ว และประหยัดพลังงาน เป็นอุปกรณ์หลัก (Main Device) บรรจุอยู่ในโครงชิ้นงานที่ซ้อนขึ้นเป็นชั้น ๆ โดยชั้นบนสุดจะเป็นส่วนแสดงผลที่สามารถควบคุมได้โดยการสัมผัส ถัดลงมาจะเป็นแบตเตอรี่สำหรับจ่ายพลังงานให้กับอุปกรณ์ติดตามสัญญาณชีพผู้ป่วย จากนั้นจะเป็นส่วนควบคุมการทำงานหลักของอุปกรณ์ ซึ่งใช้ ESP 8266 เป็นตัวประมวลผลหลัก เนื่องจากมีขนาดเล็ก มีฟังก์ชันในการรองรับเทคโนโลยี Wi-Fi สามารถในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เซนเซอร์ภายนอกได้หลายอุปกรณ์ และชั้นล่างสุดคือส่วนของเซนเซอร์ตรวจวัดสัญญาณชีพ ได้แก่ เซนเซอร์วัดอุณหภูมิ และเซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ ดังแสดง ในรูปที่ 2



(ก) (ข)

รูปที่ 2 (ก) ระบบอุปกรณ์ติดตามสัญญาณชีพของผู้ป่วยที่นำเสนอ
(ข) โครงสร้างภายใน

ในส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของเซนเซอร์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบอุปกรณ์เซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ โดยควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอุณหภูมิร่างกายมนุษย์ ดังนี้

1) ตำแหน่งในการวัด
2) อุณหภูมิของสภาพแวดล้อมภายนอก
3) ช่วงอายุ

การทดลองศึกษาเซนเซอร์ที่เหมาะสมต่ออุณหภูมิร่างกาย ได้ทำการศึกษาจากเซนเซอร์ MAX 30205 เทียบกับอุปกรณ์ Omron รุ่น mc-245 ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ ± 0.1°C

ในส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของเซนเซอร์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบอุปกรณ์เซนเซอร์ที่เหมาะสมต่อ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจกับอุปกรณ์มาตรฐาน โดยควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนี้

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

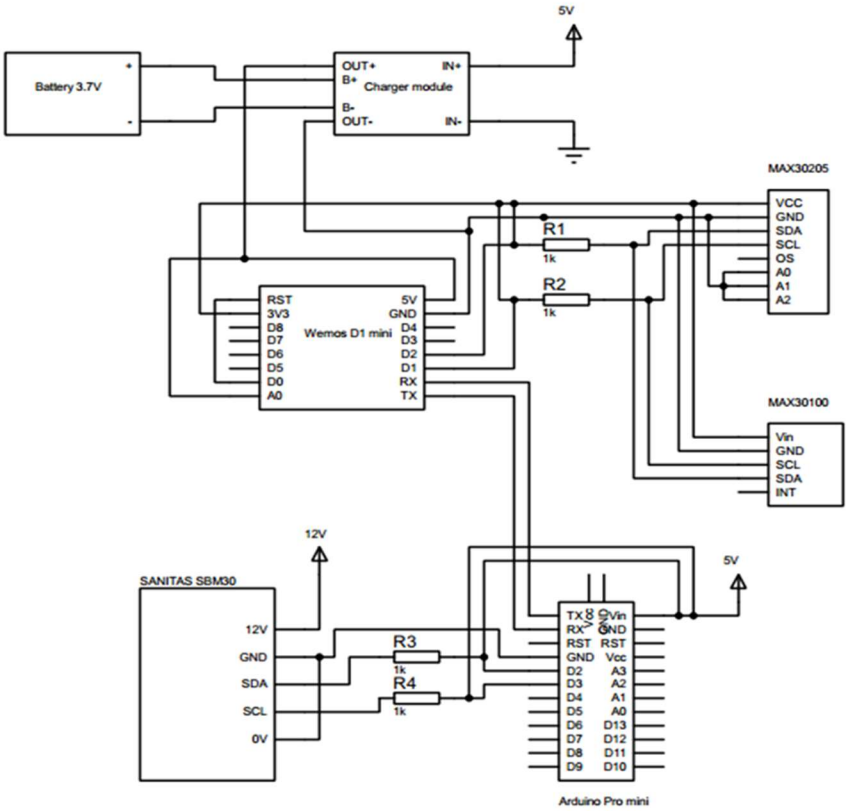
ในส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด จำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของอุปกรณ์ และความเหมาะสมของตำแหน่งที่วัด จึงทำการทดลองและศึกษากระบวนการนำข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์มาใช้งานกระบวนการวิเคราะห์และแสดงผล โดยเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้กับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานในโรงพยาบาลทั่วไป ซึ่งต้องทำการควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการตรวจวัดความดันเลือด ดังนี้

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

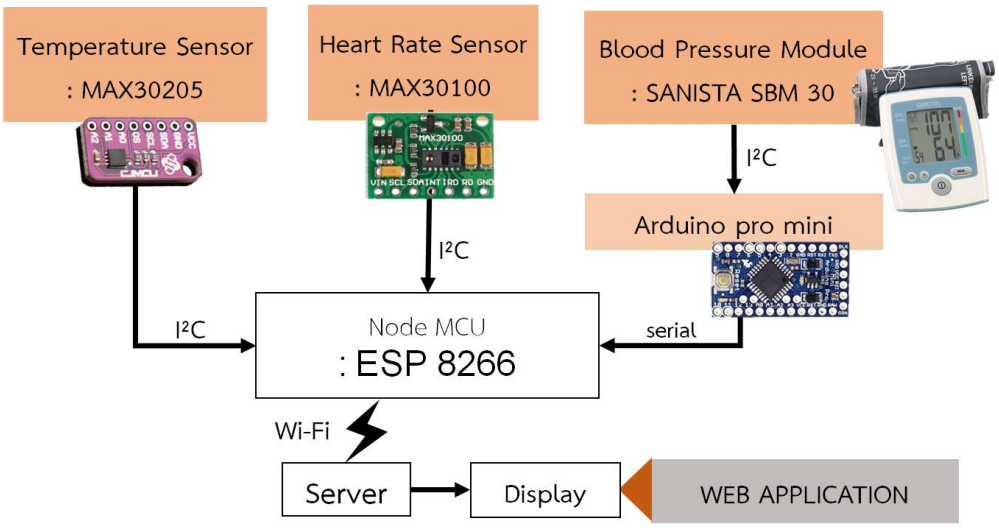
การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดความดันเลือด ทำการทดลอง 2 ขั้นตอน ได้แก่ การทดลองศึกษาการอ่านข้อมูลผ่านการสื่อสาร I²C ของอุปกรณ์ และการทดลองเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน

สำหรับการออกแบบรูปลักษณ์โดยรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย ต้องคำนึงถึงตำแหน่งที่เซนเซอร์สามารถวัดค่าได้เที่ยงตรง ขนาดของอุปกรณ์ และขนาดแบตเตอรี่ เพื่อความเหมาะสมต่อการใช้งาน มีรายละเอียดการออกแบบวงจรรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วยดังรูปที่ 3

ทั้งนี้ ระบบการตรวจวัดและติดตามสัญญาณชีพของผู้ป่วยแบบอัตโนมัติที่นำเสนอ สามารถต่ออุปกรณ์เสริมเพิ่มเติมผ่านพอร์ต USB เช่น อุปกรณ์วัดความดันเลือด (SANSTA SBN 30) ดังแสดงในรูปที่ 4 ซึ่งค่าสัญญาณชีพจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ ต่าง ๆ จะถูกส่งไปยังฐานข้อมูล (Database) เพื่อทำการจัดเก็บและประมวลผล สำหรับใช้ในการติดตาม และแสดงผลต่อไป

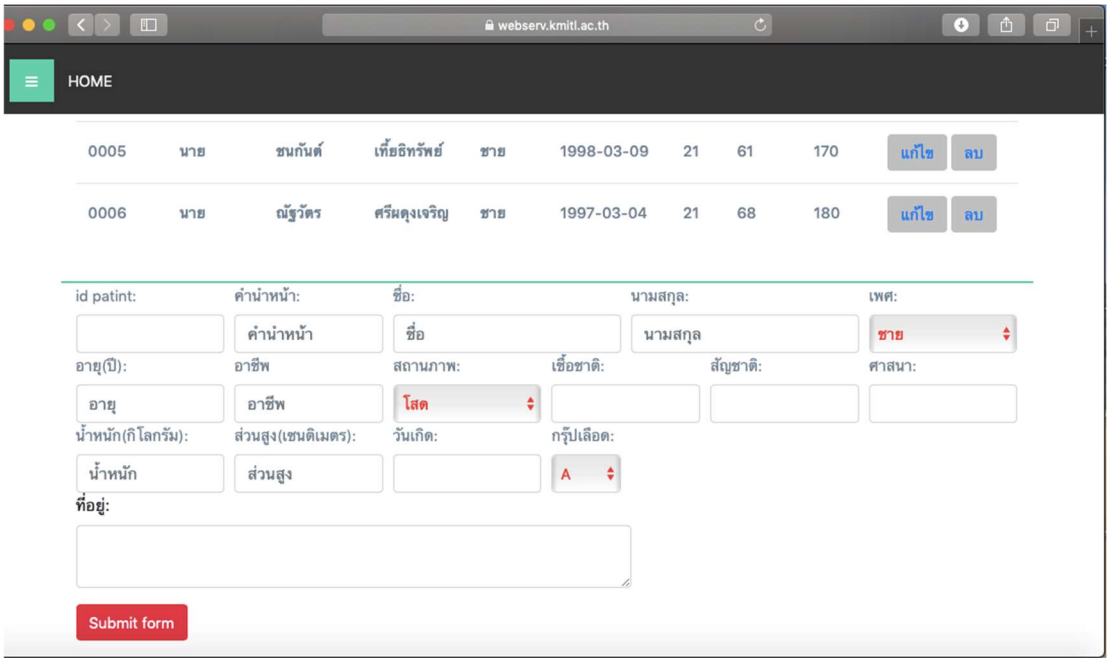


รูปที่ 3 วงจรรวมของอุปกรณ์ติดตามอาการผู้ป่วย

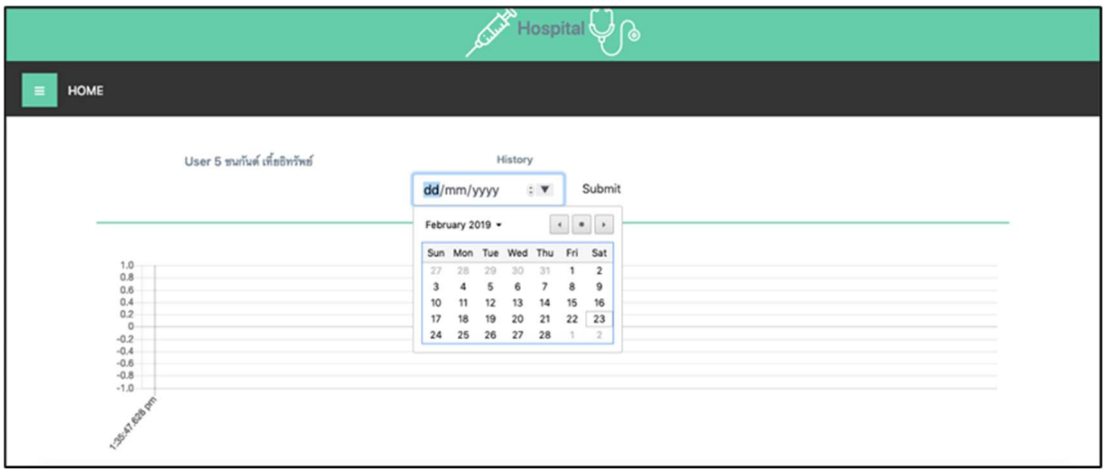


รูปที่ 4 อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพสำหรับระบบการตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ

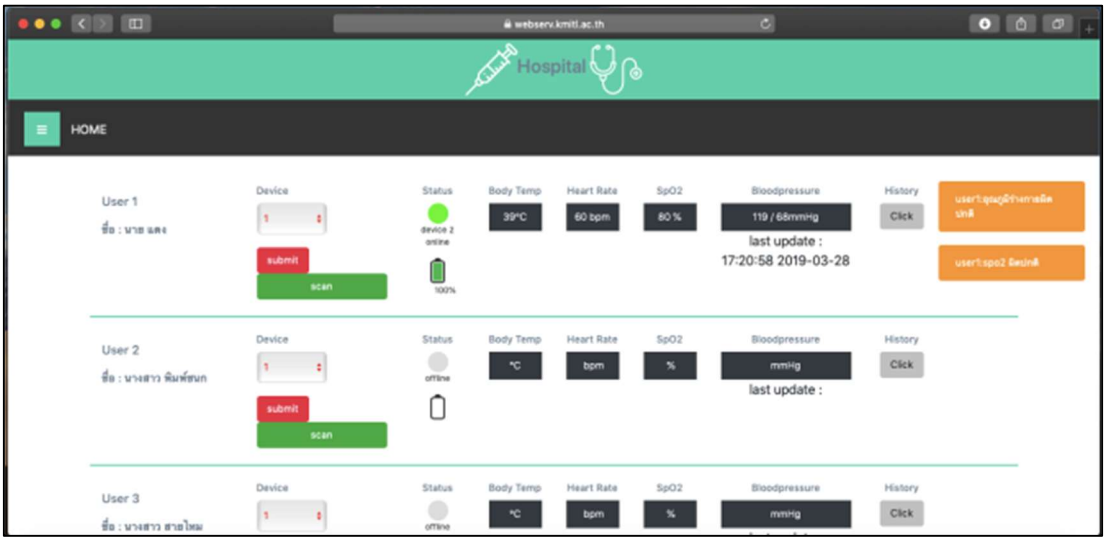
ในส่วนแสดงผลการติดตามอาการผู้ป่วย และการบริหารจัดการอุปกรณ์นั้น สามารถติดตามและบริหารจัดการได้ผ่านทางเว็บแอปพลิเคชัน เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานสำหรับแพทย์และพยาบาล โดยแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ ส่วนที่ 1. ส่วนกรอกประวัติผู้ป่วยและติดตามอาการของผู้ป่วย ส่วนที่ 2. ส่วนแสดงผลที่สามารถกำหนดช่วงเวลาที่ต้องการ และ ส่วนที่ 3. ส่วนควบคุมอุปกรณ์และการบันทึกผล ดังแสดงในรูปที่ 5, 6 และ 7 ตามลำดับ



รูปที่ 5 ส่วนกรอกประวัติผู้ป่วยและติดตามอาการของผู้ป่วย



รูปที่ 6 ส่วนแสดงผลที่สามารถกำหนดช่วงเวลาที่ต้องการ

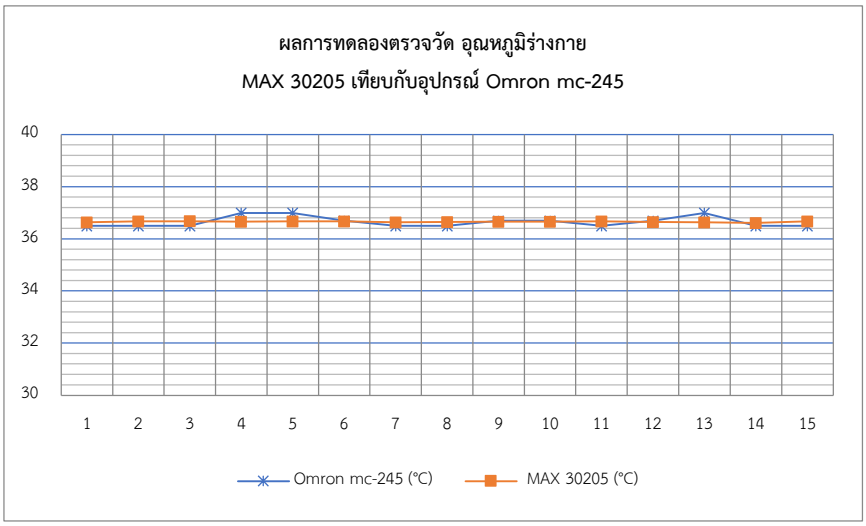


รูปที่ 7 ส่วนควบคุมอุปกรณ์และการบันทึกผล

4. ผลการทดลอง

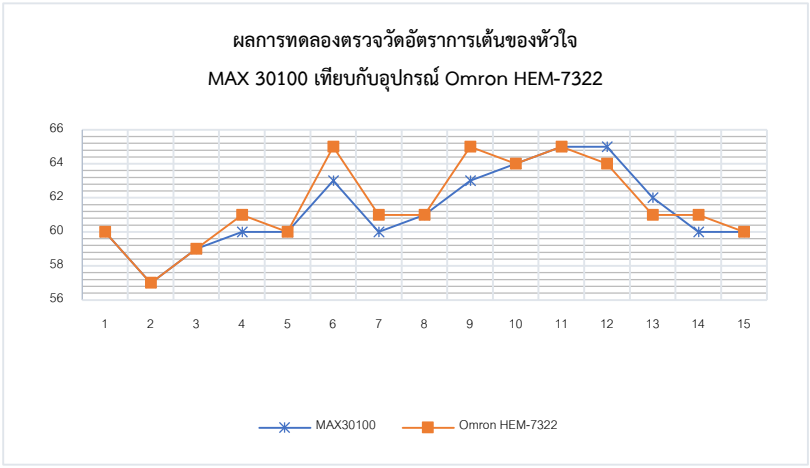
ในส่วนของการทดลองเพื่อทำการการทดสอบการทำงานของระบบนั้น จะทำการเปรียบเทียบค่าสัญญาณชีพที่วัดได้จากระบบการตรวจวัดและติดตามสัญญาณชีพของผู้ป่วยแบบอัตโนมัติที่นำเสนอ เทียบกับอุปกรณ์มาตรฐานทางการแพทย์ กล่าวคือ

ผลการทดลองวัดค่าอุณหภูมิร่างกายด้วย MAX 30205 (ระบบที่นำเสนอ) เทียบกับ Omron รุ่น mc-245 (อุปกรณ์มาตรฐาน) ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN12470-3:2000 และมีค่าความแม่นยำ ± 0.1°C พบว่า ระบบที่นำเสนอวัดค่าอุณหภูมิได้ต่ำกว่าค่าอุณหภูมที่วัดได้จากอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในการอ้างอิง ทำให้ต้องมีการปรับตั้งค่า (Calibration) และหลังจากการปรับตั้งค่า (Calibration) ผลการทดสอบพบว่า มีความแม่นยำ 99.5% โดยมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 3 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 0.5 % ดังแสดงในรูปที่ 8



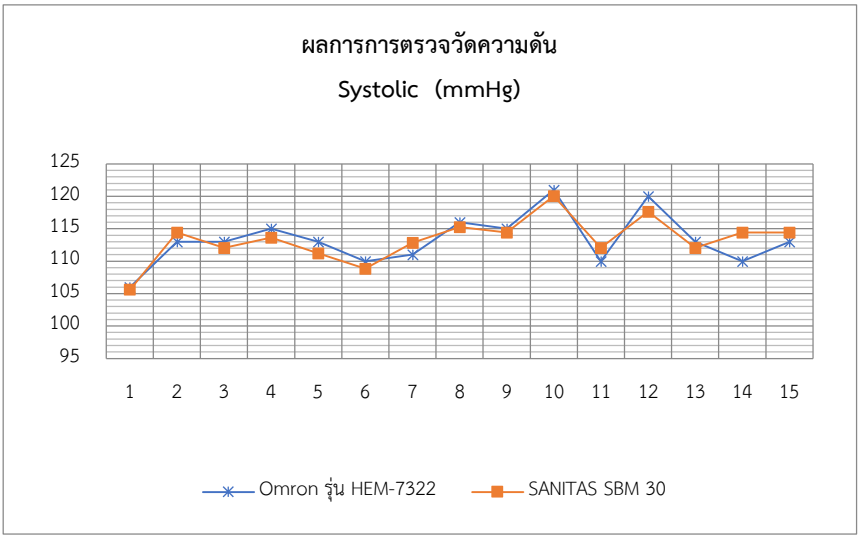
รูปที่ 8 ผลการทดลองอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย MAX30205 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron mc-245

ผลการทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจด้วย MAX 30100 (ระบบที่นำเสนอ) เทียบกับ Omron รุ่น HEM-7322 (อุปกรณ์มาตรฐาน) ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN1060 และมีค่าความถูกต้อง ± 5% ผลการทดสอบพบว่ามีความแม่นยำ 95.79% โดยมีมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 0.93 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 4.21 % ดังแสดงในรูปที่ 9

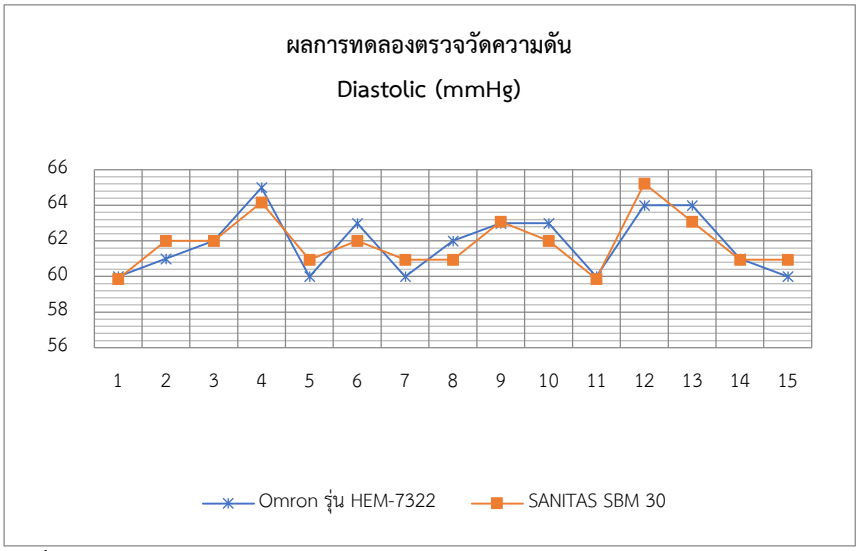


รูปที่ 9 ผลการทดลองอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจ MAX30100 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron HEM-7322

ผลการทดลองวัดความดันเลือดด้วย SANITAS SBM 30 (ระบบที่นำเสนอ) เทียบกับ Omron รุ่น HEM-7322 (อุปกรณ์มาตรฐาน) ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในการวัดความดันเลือดที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN-1060 และมีค่าความถูกต้อง ±5% ผลการทดสอบพบว่า หลังจากทำการปรับตั้งค่า (Calibration) ผลการวัดค่า ความดัน Systolic และ Diastolic มีความแม่นยำ 99% และมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) ของค่าความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic คือ 1.8, 2.1 ตามลำดับ คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 0.7 และ 0.9 % ตามลำดับในรูปที่ 10 และ 11 ตามลำดับ

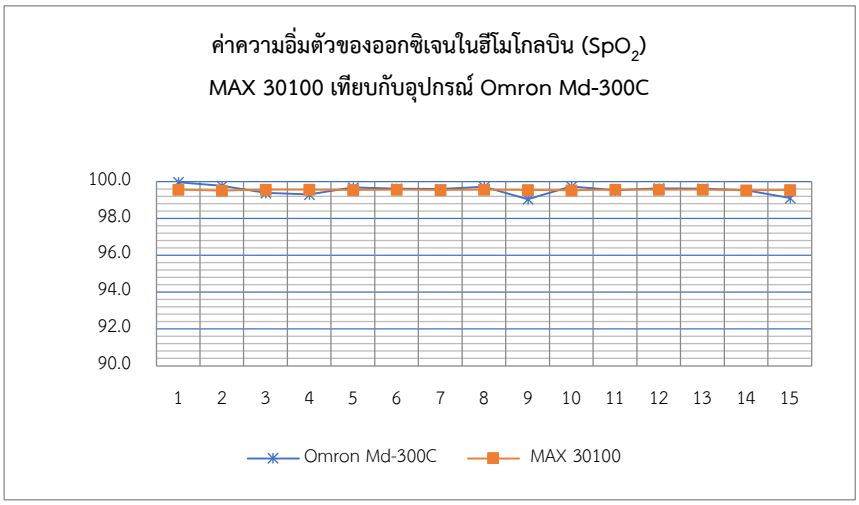


รูปที่ 10 ผลการทดลองอุปกรณ์ตรวจวัดความดันโลหิต Systolic โดย SANITAS SBM 30 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron HEM-7322



รูปที่ 11 ผลการทดลองอุปกรณ์ตรวจวัดความดันโลหิต Diastolic โดย SANITAS SBM30 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron HEM-7322

ผลการทดลองวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) ด้วย MAX 30100 (ระบบที่นำเสนอ) เทียบกับ Omron Pulse Oximeter รุ่น Md-300C (อุปกรณ์มาตรฐาน) ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานในโรงพยาบาลทั่วไป ที่มีมาตรฐาน European Standard EN1060 และมีค่าความถูกต้อง ±5% ผลการทดสอบพบว่า มีความแม่นยำ 98.9% โดยมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error : RMSE) คือ 0.93 คิดเป็นค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error : MAPE) คือ 1.5 % ดังแสดงในรูปที่ 12



รูปที่ 12 ผลการทดลองอุปกรณ์ตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) โดย MAX 30100 เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง Omron Md-300C

5. สรุปผล

บทความนี้นำเสนอระบบตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยอัตโนมัติ มีจุดมุ่งหมายเพื่อสนับสนุนการปฏิบัติงานของแพทย์และพยาบาลให้มีความสะดวกรวดเร็วมากยิ่งขึ้น โดยการเพิ่มขีดความสามารถในการตรวจวัดและติดตามอาการของผู้ป่วย และยังสามารถรวบรวมข้อมูลเพื่อประกอบการวินิจฉัยในการรักษาของแพทย์ได้อีกด้วย ทำให้สามารถรองรับผู้ป่วยได้เป็นจำนวนมาก ซึ่งจะช่วยบรรเทาปัญหาจำนวนแพทย์ไม่เพียงพอต่อจำนวนผู้ป่วย ด้วยการนำเทคโนโลยีเซนเซอร์และอุปกรณ์ตรวจวัดที่เหมาะสมต่อการตรวจวัดค่าสัญญาณชีพเบื้องต้น ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือด ใช้หน่วยประมวลผล ESP 8266 และแบตเตอรี่ลิเธียมโพลิเมอร์ จัดทำเป็นอุปกรณ์ตรวจวัดและติดตามสัญญาณชีพของผู้ป่วยแบบอัตโนมัติ ที่สามารถส่งข้อมูลผ่านเทคโนโลยีเครือข่ายไร้สายไปยังฐานข้อมูล ทำให้สามารถส่ง-รับ และเข้าถึงข้อมูลได้ในระยะไกล มีการแสดงผลผ่านทางเว็บแอปพลิเคชันเพื่อให้ง่ายและสะดวกต่อการใช้งานของแพทย์และพยาบาล ในการใช้งานตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยเบื้องต้น

ทั้งนี้จากการศึกษาและผลการทดลอง พบว่า

1) การวัดอุณหภูมิด้วย MAX 30205 พบว่า เมื่อปรับตั้งค่าแล้ว มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 0.5 %

2) การวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วย MAX 30100 พบว่า มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 4.21 % โดยไม่ต้องมีการปรับตั้งค่า

3) การวัดความดันเลือดใช้ด้วย SANITAS SBM 30 พบว่า มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 0.7 และ 0.9 % ของความดันเลือดส่วน Systolic และ Diastolic ตามลำดับ โดยไม่ต้องมีการปรับตั้งค่า

4) วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2) ด้วย MAX 30100 พบว่า มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดร้อยละสัมบูรณ์ (Mean Absolute Percent Error: MAPE) คือ 1.5 % โดยไม่ต้องมีการปรับตั้งค่า

ในส่วนแสดงผลเพื่อบริหารจัดการอุปกรณ์และติดตามอาการผู้ป่วย สามารถติดตามผู้ป่วยและบริหารจัดการอุปกรณ์ผ่านทางเว็บแอปพลิเคชัน ผู้ใช้งานจะต้องทำการยืนยันตัวตนก่อนจะเข้าใช้งานระบบ โดยระบบจะแสดงค่าสัญญาณชีพจากอุปกรณ์ที่ถูกลงทะเบียนข้อมูลไว้พร้อมกับประวัติของผู้ป่วยแต่ละราย นอกจากนี้ยังประกอบไปด้วยฟังก์ชันการลงทะเบียนและปรับปรุงข้อมูลของผู้ป่วย และอุปกรณ์วัดสัญญาณชีพ รวมถึงสามารถเรียกดูข้อมูลประวัติค่าสัญญาณชีพย้อนหลังของผู้ป่วยแต่ละราย เพื่อใช้

ประกอบการวินิจฉัยและการปฏิบัติงานของแพทย์ และพยาบาล ทำให้สามารถรองรับการให้บริการและสามารถบริหารจัดการผู้ป่วยจำนวนมากได้ในระยะเวลาอันสั้น อย่างมีประสิทธิภาพ

6. เอกสารอ้างอิง

[1] Jovanov E, Milenkovic A, Otto C and de Groen PC,"A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2(1) April 2005.

[2] Sima Ajami, F.T., "Features and application of wearable biosensors in medical care", Journal of Research in Medical Sciences, December 2015: p. 1208–1215.

[3] Zimmerman, T.G., "Personal Area Networks: Near-field intrabody communication", IBM Systems Journal, 1996. Volume 35(Issue 3-4): p. 609–617

[4] Javed Ahmad, F.Z., "Review of Body Area Network Technology & Wireless Medical Monitoring", International Journal of Information and Communication Technology Research, Feburary 2012 Volume 2 No. 2.

[5] Milenkovi, A., C. Otto, and E. Jovanov, "Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation", Computer communications, 2006. 29(13): p. 2521-2533.

[6] Konstantas D, H.R. "Continuous monitoring of vital constants for mobile users", 25th lntemational Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico, September 17-21,2003.

[7] Ahmed Najeed, Ajmal M, Hai Marium, Khuzema Arwa and Tariq Mehak, "Real Time Monitoring of Human Body Vital Signs using Bluetooth and WLAN", International Journal of Advanced Computer Science and Applications. 7.10.14569 /IJACSA.2016.071028.

[8] Lee Young-Dong, "Wireless vital signs monitoring system for ubiquitous healthcare with practical tests and reliability analysis", University of Oulu,2010.