



กทปส

รายงานฉบับสมบูรณ์

โครงการขอรับการส่งเสริมและสนับสนุนจากเงินกองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง
กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็ก
อ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

(Intelligent Medical and Monitoring System for Patients Baby
and Elderly with Low-Cost Wireless Body Area Sensor Devices)

ศิราพร ศักดิ์พรหม และคณะ

กันยายน พ.ศ. 2565

กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ
(สำนักงาน กสทช.)

แบบ กทปส. ME-003

รายงานฉบับสมบูรณ์

ทุนส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัยและพัฒนา
สัญญารับทุนเลขที่ A๒๒ - ๑ - (๒) - ๐๐๓

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย
(Intelligent Medical and Monitoring System for Patients Baby and Elderly with Low Cost
Wireless Body Area Sensor Devices)

(คณะ) นักวิจัย

- | | |
|------------------------------------|------------------------|
| 1. ผศ.ดร. ศิราพร ศักดิ์พรหม | นักวิจัยหัวหน้าโครงการ |
| 2. ผศ.ดร. สราวุธ จันทเขต | นักวิจัยร่วม |
| 3. ผศ.ดร. กมล ถิ่นสุราษฎร์ | นักวิจัยร่วม |
| 4. รศ.ดร.สุรัสวดี กุลบุญ กอแก้ว | นักวิจัยร่วม |
| 5. อาจารย์นายแพทย์ ลั่นหนา อุดมเวช | ที่ปรึกษา |
| 6. รศ.ดร.ศราวุธ ชัยมูล | ที่ปรึกษา |
| 7. ศ.ดร.อภิวัฒน์ ธนชยานนท์ | ที่ปรึกษา |

ได้รับทุนอุดหนุนจาก

กองทุนวิจัยและพัฒนาโครงการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ
(สำนักงาน กสทช.)

กันยายน พ.ศ. 2565

บทสรุปผู้บริหาร

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย (Intelligent Medical and Monitoring System for Patients Baby and Elderly with Low Cost Wireless Body Area Sensor Devices)

กันยายน พ.ศ. 2565

รายงานวิจัยนี้นำเสนอ การออกแบบเครือข่ายเซนเซอร์ตรวจวัดสัญญาณชีพในร่างกายมนุษย์แบบไร้สาย ราคาประหยัด โดยใช้นาฬิกาข้อมืออัจฉริยะราคาประหยัดที่ไม่มีโครคอนโทรลเลอร์ ESP-32 และเซ็นเซอร์ 3 ตัว ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ (HR) ความดันโลหิต (BP) และอุณหภูมิร่างกาย (BT) ซึ่งมีการเชื่อมต่อข้อมูลกันบนแพลตฟอร์ม Internet of Things (IoT) ข้อมูลสัญญาณชีพจะได้รับการประมวลผลและแสดงบนหน้าจอ OLED ของนาฬิกาข้อมือของผู้ป่วย และส่งข้อมูลผ่านการเชื่อมต่อไร้สาย (Wi-Fi) และระบบ Cloud Thing Board เพื่อจัดเก็บและจัดการข้อมูลในศูนย์ข้อมูล ข้อมูลจะถูกวิเคราะห์และแจ้งให้เจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ทราบเมื่อได้รับสัญญาณชีพที่ผิดปกติจากเซ็นเซอร์ตามพารามิเตอร์ที่ถูกกำหนดจากผู้เชี่ยวชาญไว้แล้วในระบบ

แนวคิดการออกแบบระบบในโครงการนี้คืออุปกรณ์ต้องไม่มีผลข้างเคียงเมื่อแนบกับร่างกายมนุษย์ ควรมีขนาดเล็กเพื่อให้สะดวกสบายสำหรับผู้ป่วยนำมาซึ่งการพัฒนานาฬิกาอัจฉริยะที่ใช้ใส่ที่ข้อมือ นอกจากนี้ จะต้องมียุทธศาสตร์ที่คุ้มค่าเมื่อเทียบกับอุปกรณ์อื่นๆ ที่มีขายทั่วไป เพื่อให้ประเทศที่มีงบประมาณจำกัดสามารถใช้ในโรงพยาบาลภาคสนามเพื่อรับมือกับสถานการณ์การระบาดของ COVID-19 ได้ และยังใช้ในโรงพยาบาลปกติเพื่อลดภาระงานของบุคลากรทางการแพทย์ การออกแบบนี้อิงตามโครงสร้างของโนดเซ็นเซอร์ไร้สายที่ประกอบด้วยหน่วยตรวจวัดที่ใช้ในการวัดสัญญาณชีพก่อนที่จะประมวลผลโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้คลื่น RF ทั้งตัวส่งและตัวรับข้อมูล

Things Board ใช้สำหรับจัดประเภทโครงสร้างข้อมูล เชื่อมต่อกับอุปกรณ์ รักษาความปลอดภัยของข้อมูล ส่งการแจ้งเตือน แสดงข้อมูล และสนับสนุนโปรโตคอลต่างๆ เช่น MQTT, HPTT และ COAP สามารถจัดเก็บและดาวน์โหลดข้อมูลย้อนหลังเป็นไฟล์ CSV ได้ ดังนั้นแพลตฟอร์ม IoT ที่ใช้ Things Board จึงเหมาะสำหรับระบบสุขภาพอัจฉริยะที่ราคาไม่แพง การออกแบบอุปกรณ์อัจฉริยะมีส่วนหลักคือเซ็นเซอร์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และหน้าจอแสดงผล สถาปัตยกรรมของระบบโดยรวมซึ่งมีเซ็นเซอร์สองตัวคือ MAX-30102 ใช้สำหรับวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของหัวใจ และ GY-906 ใช้เพื่อตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย ข้อมูลที่โดนตรวจสอบแล้วจะถูกส่งไปยังตัวควบคุมขนาดเล็ก ESP-32 เพื่อประมวลผลข้อมูลตามอัลกอริทึมการเข้ารหัสก่อนแสดงบนหน้าจอ และจัดเก็บในระบบคลาวด์ เครื่องมือทั้งหมดใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ Li-polymer 502530 3.7 v 360 mAh เพื่อทดสอบความถูกต้องของโปรแกรม อุปกรณ์ทั้งหมดได้รับการติดตั้งเบื้องต้นบนบอร์ด

ในห้องปฏิบัติการ และหน้าจอแสดงผล OLED ใช้การสื่อสารแบบอนุกรม I2C ซึ่งช่วยลดพื้นที่การเชื่อมต่อและใช้สายเคเบิลน้อยลง การออกแบบวงจร PCB สำหรับอุปกรณ์อัจฉริยะประกอบด้วยบอร์ด ESP-32 Mini32 V2.0.13 ใช้เป็น MCU เพื่อประมวลผลข้อมูลจากเซ็นเซอร์ที่ส่งไปยังระบบคลาวด์ และหน้าจอแสดงผล OLED ขนาด 0.96 นิ้ว USB Socket Female Type-A 4 Pins ใช้สำหรับเชื่อมต่อและรับข้อมูลจากเซ็นเซอร์ MAX-30102 ที่ติดตั้งบนปลายนิ้วของผู้ป่วย GY-906 Infrared Temperature ใช้สำหรับวัดอุณหภูมิรอบข้อมือ แผงวงจรได้รับการออกแบบโดยโปรแกรม Proteus ซึ่งแสดงแผงวงจรสองหน้าที่มีขนาด 4 ซม. x 4.4 ซม. ออกแบบเป็นแผ่นเดียวเพื่อให้ได้แผงวงจรพิมพ์ขนาดเล็กเพื่อให้พอดีกับอุปกรณ์ทั้งหมด หลังจากประกอบอุปกรณ์ทั้งหมดเข้ากับแผงวงจรแล้ว อุปกรณ์อัจฉริยะก็พร้อมสำหรับการทดสอบ สัญญาณชีพของอุปกรณ์อัจฉริยะที่นำเสนอในโครงการนี้ได้รับการตรวจสอบด้วยอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน (STD) สำหรับเซ็นเซอร์แต่ละตัว วิเคราะห์การทดสอบความแม่นยำโดยใช้ JMP 11 กับ 60 ตัวอย่าง โดยสรุปแล้วระบบที่เสนอนี้มีต้นทุนต่ำและสามารถใช้งานได้หลากหลายรวมถึงโรงพยาบาลภาคสนามสำหรับผู้ป่วย COVID-19 ที่ไม่มีอาการหรืออาการไม่รุนแรง เนื่องจากระบบนี้สามารถใช้คัดกรองผู้ป่วยเหล่านั้นออกจากผู้ป่วยที่มีอาการหนักที่ต้องการสิ่งอำนวยความสะดวกในโรงพยาบาลที่มีราคาแพงกว่าได้ ด้วยค่าใช้จ่ายและเวลาในการติดตั้งที่ต่ำ อีกทั้งยังเหมาะสมสำหรับใช้ในในกลุ่มผู้ป่วยติดเชื้อ ผู้ป่วยประคับประคอง ได้อีกด้วย การทดลองทดสอบขนาดกลุ่มตัวอย่าง 60 คนพบว่า เซ็นเซอร์วัดสัญญาณชีพทุกชนิด มีระดับความแม่นยำที่ยอมรับได้เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน โดยมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจที่ 1.22% ความดันโลหิตซิสโตลิก 1.39% ความดันโลหิตไดแอสโตลิก 1.01% และ อุณหภูมิร่างกาย 0.13%. จากผลการทดสอบกับอุปกรณ์อัจฉริยะ 10 เครื่องที่เชื่อมต่อกับแพลตฟอร์ม การหน่วงเวลาที่เกิดจากระยะห่างระหว่างอุปกรณ์อัจฉริยะและเราเตอร์คือ 10 วินาทีในแต่ละรอบ โดยมีระยะห่างกลางแจ้งที่ยาวที่สุด 200 เมตร เนื่องจากมีการหน่วงเวลาสั้น ๆ จึงไม่ส่งผลต่อความสามารถในการทำงานของระบบอัจฉริยะ โดยยังคงทำให้ระบบที่นำเสนอสามารถแสดงสถานะและการทำงานของผู้ป่วยในกรณีฉุกเฉินได้ นอกจากนี้ ระบบ OTA ยังช่วยแก้ไขโค้ดและอัปเดตซอฟต์แวร์โดยอัตโนมัติผ่านการเชื่อมต่อ Wi-Fi ด้วยระบบที่เสนอ ผู้ป่วยจะไม่ถูกรบกวนระหว่างพักฟื้นหรือติดตามเวลา

บทคัดย่อภาษาไทย

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบ

ไร้สาย

ศิราพร ศักดิ์พรหม

กันยายน พ.ศ. 2565

รายงานวิจัยนี้นำเสนอ การออกแบบเครือข่ายเซนเซอร์ตรวจจับสัญญาณชีพในร่างกายมนุษย์แบบไร้สาย ราคาประหยัด โดยใช้นาฬิกาข้อมืออัจฉริยะราคาประหยัดที่มีไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP-32 และเซ็นเซอร์ 3 ตัว ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ (HR) ความดันโลหิต (BP) และอุณหภูมิร่างกาย (BT) ซึ่งมีการเชื่อมต่อข้อมูลกันบนแพลตฟอร์ม Internet of Things (IoT) ข้อมูลสัญญาณชีพจะได้รับการประมวลผลและแสดงบนหน้าจอ OLED ของนาฬิกาข้อมือของผู้ป่วย และส่งข้อมูลผ่านการเชื่อมต่อไร้สาย (Wi-Fi) และระบบ Cloud Thing Board เพื่อจัดเก็บและจัดการข้อมูลในศูนย์ข้อมูล ข้อมูลจะถูกวิเคราะห์และแจ้งให้เจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ทราบเมื่อได้รับสัญญาณชีพที่ผิดปกติจากเซ็นเซอร์ตามพารามิเตอร์ที่ถูกกำหนดจากผู้เชี่ยวชาญไว้แล้วในระบบ ระบบที่เสนอนี้มีต้นทุนต่ำและสามารถใช้งานได้หลากหลายรวมถึงโรงพยาบาลภาคสนามสำหรับผู้ป่วย COVID-19 ที่ไม่มีอาการหรืออาการไม่รุนแรง เนื่องจากระบบนี้สามารถใช้คัดกรองผู้ป่วยเหล่านั้นออกจากผู้ป่วยที่มีอาการหนักที่ต้องการสิ่งอำนวยความสะดวกในโรงพยาบาลที่มีราคาแพงกว่าได้ ด้วยค่าใช้จ่ายและเวลาในการติดตั้งที่ต่ำ อีกทั้งยังเหมาะสมสำหรับในกลุ่มผู้ป่วยติดเตียง ผู้ป่วยประคับประคอง ได้อีกด้วย การทดลองทดสอบขนาดกลุ่มตัวอย่าง 60 คนพบว่า เซ็นเซอร์วัดสัญญาณชีพทุกชนิด มีระดับความแม่นยำที่ยอมรับได้เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน โดยมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจที่ 1.22% ความดันโลหิตซิสโตลิก 1.39% ความดันโลหิตไดแอสโตลิก 1.01% และ อุณหภูมิร่างกาย 0.13%. จากผลการทดสอบกับอุปกรณ์อัจฉริยะ 10 เครื่องที่เชื่อมต่อกับแพลตฟอร์ม การหน่วงเวลาที่เกิดจากระยะห่างระหว่างอุปกรณ์อัจฉริยะและเราเตอร์คือ 10 วินาทีในแต่ละรอบ โดยมีระยะห่างกลางแจ้งที่ยาวที่สุด 200 เมตร เนื่องจากมีการหน่วงเวลาสั้น ๆ จึงไม่ส่งผลกระทบต่อความสามารถในการทำงานของระบบอัจฉริยะ โดยยังคงทำให้ระบบที่นำเสนอสามารถแสดงสถานะและการทำงานของผู้ป่วยในกรณีฉุกเฉินได้

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

Intelligent Medical and Monitoring System for Patients Baby and Elderly with Low-Cost Wireless Body Area Sensor Devices

Siraporn Sakphrom

September 2016

This article presents the design of a low-cost Wireless Body Sensor Network (WBSN) for monitoring vital signs including a low-cost smart wristwatch that contains an ESP-32 microcontroller and three sensors: heart rate (HR), blood pressure (BP) and body temperature (BT), and an Internet of Things (IoT) platform. The vital signs data are processed and displayed on an OLED screen of the patient's wristwatch and sent the data over a wireless connection (Wi-Fi) and a Cloud Thing Board system, to store and manage the data in a data center. The data can be analyzed and notified to medical staff when abnormal signals are received from the sensors based on a set parameter from specialists. The proposed low-cost system can be used in a wide range of applications including field hospitals for asymptomatic or mild-condition COVID-19 patients as the system can be used to screen those patients out of symptomatic patients who require more costly facilities in a hospital with considerably low expense and installation time, also suitable for bedridden patients, palliative care patients, etc. Testing experiments of a 60-person sample size showed an acceptable accuracy level compared with standard devices when testing with 60 patient-samples with the mean errors heart rate of 1.22%, systolic blood pressure of 1.39%, diastolic blood pressure of 1.01%, and body temperature of 0.13%. According to testing results with 10 smart devices connected with the platform, the time delay caused by the distance between smart devices and the router is 10 s each round with the longest outdoor distance of 200 m. As there is a short-time delay, it does not affect the working ability of the smart system. It is still making the proposed system be able to show patient's status and function in emergency cases.

สารบัญ

บทสรุปผู้บริหาร	3
บทคัดย่อภาษาไทย	5
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	6
สารบัญ	7
สารบัญตาราง	9
สารบัญภาพ	8
บทที่ 1 บทนำ	11
1.1. ที่มา และความสำคัญของโครงการ	11
1.2. วัตถุประสงค์ และขอบเขตของโครงการ	13
1.3. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	15
บทที่ 2 ทำความรู้จักกับโครงข่ายเซนเซอร์กายสัมผัสแบบไร้สาย	16
2.1. บทนำ	16
2.2. เทคโนโลยีการสื่อสารของโครงข่ายกายสัมผัสแบบไร้สาย	19
2.3. การสื่อสารของโครงข่ายไร้สายของร่างกาย	24
2.4. บทสรุป	28
บทที่ 3 การออกแบบระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกาย	29
3.1. บทนำ	29
3.2. ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	30
3.3. การออกแบบและทดสอบระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณพื้นฐานบนร่างกายคน	37
3.4. บทสรุป	65
บทที่ 4 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบการแพทย์อัจฉริยะและอุปกรณ์ Smart Device สำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคน	66
4.1. ผลการทดลองอุปกรณ์ Smart Device โดยทดสอบผลการตรวจวัดของเซนเซอร์แต่ละประเภทเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน	66
4.2. การทดสอบประสิทธิภาพของโหนดเซนเซอร์หรือ Smart Device โดยออกแบบสอบถามความพึงพอใจของผู้ใช้งาน	72
4.3. การทดสอบประสิทธิภาพของระบบ	74
4.4. บทสรุป	81
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	82

ระบบการแพทย์ฉุกเฉินสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

บรรณานุกรม	84
ภาคผนวก ก	86
ภาคผนวก ข	88
ภาคผนวก ค	105
ประวัตินักวิจัย	108

สารบัญชิตาราง

ตารางที่ 1 การมอดูเลตพารามิเตอร์สำหรับ PLCP Header และ PSDU.....	26
ตารางที่ 2 ระดับความดันโลหิตโดยเฉลี่ยของร่างกาย	35
ตารางที่ 3 อัตราชีพจรปกติเฉลี่ยในแต่ละช่วงวัย	36
ตารางที่ 4 ผลเปรียบเทียบทางสถิติของอัตราการเต้นของหัวใจ.....	67
ตารางที่ 5 ผลเปรียบเทียบทางสถิติความดันเลือดทั้ง ความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันเลือดไดแอสโตลิก (DBP)	69
ตารางที่ 6 ผลเปรียบเทียบทางสถิติของอุณหภูมิร่างกาย (BT).....	70
ตารางที่ 7 การเปรียบเทียบต้นทุนและอายุการใช้งานแบตเตอรี่ระหว่างอุปกรณ์สวมใส่อัจฉริยะเชิงพาณิชย์และอุปกรณ์ที่เสนอ	71
ตารางที่ 8 ข้อมูลเพศของกลุ่มตัวอย่าง	73
ตารางที่ 9 ข้อมูลอายุของกลุ่มตัวอย่าง.....	73
ตารางที่ 10 ความเห็นของกลุ่มตัวอย่างรายเพศที่มีต่อความพึงพอใจทั้ง 5 ด้านของการพัฒนาอุปกรณ์ ต้นแบบ	74
ตารางที่ 11 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้สูงอายุ ตัวอย่าง 20 คน.....	75
ตารางที่ 12 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มเด็กตัวอย่าง 14 คน.....	75
ตารางที่ 13 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้ป่วยติดเตียง ตัวอย่าง 10 คน.....	76
ตารางที่ 14 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้ป่วยแอดมิทในโรงพยาบาล ตัวอย่าง 20 คน.....	77

สารบัญญภาพ

รูปที่ 1 การประยุกต์ใช้งานโครงข่ายเซนเซอร์ไร้สายของร่างกายสำหรับผู้ป่วย.....	19
รูปที่ 2 แบนด์ความถี่ของ WBAN	25
รูปที่ 3 การประยุกต์ใช้งาน WBAN ตามมาตรฐาน IEEE 802.15.6	25
รูปที่ 4 โครงสร้างของ NB PDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6.....	26
รูปที่ 5 โครงสร้างของ UWB PDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6.....	27
รูปที่ 6 โครงสร้างของ EFC PDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6.....	27
รูปที่ 7 การเปรียบเทียบสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจจากเทคนิคของ PPG (ด้านบน) และ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECG (ด้านล่าง) [19].....	32
รูปที่ 8 เทคนิคการวัดของหลักการ PPG แบบส่งผ่าน.....	33
รูปที่ 9 เทคนิคการวัดของหลักการ PPG แบบสะท้อน.....	33
รูปที่ 10 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ Oxyhemoglobin และ Deoxyhemoglobin.....	34
รูปที่ 11 การดูดซับคลื่นแสงในช่วง DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ	35
รูปที่ 12 แนวทางในการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร และความดันเลือด	36
รูปที่ 13 โครงสร้างการออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย	39
รูปที่ 14 อุปกรณ์ Smart Device.....	40
รูปที่ 15 ผังกระบวนการการทำงานของตัวอุปกรณ์	40
รูปที่ 16 การทดลองเชื่อมต่ออุปกรณ์	41
รูปที่ 17 ค่าที่ได้จากเซนเซอร์บนจอ Serial Monitor.....	41
รูปที่ 18 การทดสอบการแสดงผลบนจอ OLED.....	42
รูปที่ 19 การออกแบบลายวงจร ด้วยโปรแกรม Proteus (ก) วงจรทางไฟฟ้า (ข) ลายวงจร PCB....	42
รูปที่ 20 การประกอบอุปกรณ์ Smart Device	43
รูปที่ 21 ภาพลักษณะเวอร์ชันล่าสุดของการออกแบบ Smart Device.....	44
รูปที่ 22 การประกอบอุปกรณ์ และการเชื่อมต่อขาของอุปกรณ์	45
รูปที่ 23 ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุที่ใช้ตามบ้านเรือน.....	50
รูปที่ 24 ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดติดตามตัวคนไข้ภายในอัจฉริยะ	51
รูปที่ 25 โครงสร้างของโหนดเซนเซอร์ร่างกายและการสื่อสารข้อมูล	52

รูปที่ 26 โครงสร้างการสื่อสารข้อมูลของโหนดเซนเซอร์ของแต่ละห้อง (Room data sensor node #I.D.) ไปยังฐานข้อมูลกลาง (Healthcare database center).....	53
รูปที่ 27 โครงสร้างข้อมูลของ Thing board	54
รูปที่ 28 การส่งข้อมูลเข้า FileDevie	54
รูปที่ 29 การAdd Device เข้าระบบ Asset.....	55
รูปที่ 30 การเข้าถึงข้อมูลของ User.....	55
รูปที่ 31 กระบวนการแจ้งเตือน	56
รูปที่ 32 ระบบ OTA	57
รูปที่ 33 การอัปเดต Code แบบ Basic OTA.....	57
รูปที่ 34 การอัปเดต Code แบบ Web Update OTA.....	58
รูปที่ 35 โครงสร้างของระบบการแจ้งเตือน	58
รูปที่ 36 หน้า Dashboard ของ Thingsboard	59
รูปที่ 37 โครงสร้างระบบการเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้งาน	60
รูปที่ 38 Flowchart การส่งข้อมูลขึ้น Thing Board.....	61
รูปที่ 39 โครงสร้างฝั่ง Receive & Monitor	62
รูปที่ 40 กระบวนการแจ้งเตือน ของ Rule Engine	63
รูปที่ 41 การ Add Room เข้า Asset.....	63
รูปที่ 42 Dash Board Room 1	64
รูปที่ 43 Dash Board Center	64
รูปที่ 44 การจัดการการเข้าถึงข้อมูลของ User.....	65
รูปที่ 45 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน (IOS Smart Watch): (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น.....	67
รูปที่ 46 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับการวัดความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันโลหิตไดแอสโตลิก (DBP) ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน OMRON HEM-7130 (STD) : (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น.....	68
รูปที่ 47 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับอุณหภูมิร่างกาย (BT) กับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน OMRON infrared thermometer (STD): (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น	70
รูปที่ 48 อุปกรณ์อัจฉริยะที่นำเสนอทั้ง 2 เวอร์ชัน.....	71
รูปที่ 49 ภาพการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่าง ในการทดสอบกลุ่มผู้ป่วยที่อยู่ตามบ้านเรือน	77

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

รูปที่ 50 ภาพการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่าง ในการทดสอบกลุ่มผู้ป่วยที่ถูกแอดมิทในโรงพยาบาล และ
กาแสดงผล **Error! Bookmark not defined.**

บทที่ 1 บทนำ (Introduction)

1.1. ที่มา และความสำคัญของโครงการ

การพัฒนาในทางการแพทย์ของยุค Thailand 4.0 เพื่อเป็น Healthcare 4.0 พบว่าประเทศไทยมีความได้เปรียบและมีความพร้อมที่จะเป็นผู้นำทางการแพทย์ในลำดับต้นๆ ของโลก เนื่องจากข้อมูลของฝ่ายวิจัยธุรกิจธนาคารเพื่อการส่งออกและนำเข้าแห่งประเทศไทย หรือ EXIM Bank ระบุว่าปัจจุบันประเทศไทยมีโรงพยาบาลที่ได้มาตรฐาน Joint Commission International: JCI Accreditation ของสหรัฐอเมริกามากกว่า 53 แห่ง ได้แก่ โรงพยาบาล 43 แห่ง และคลินิกอีก 10 แห่ง (อ้างอิง www.medicalhub.org) ดังนั้นกรมการแพทย์ได้ วางแผนในการพัฒนาโรงพยาบาลในสังกัด มีการบริหารงานแบบ Smart Hospital เพื่อให้ประชาชนเข้าถึงระบบรักษาผ่านระบบ Digital (ระบบนัด ระบบแล็บ ระบบฟังผลการรักษา) สร้างแอปพลิเคชันเพื่อการให้บริการและการให้ความรู้สำหรับประชาชน รวมทั้งพัฒนารูปแบบการให้ดูแลผู้สูงอายุ อาทิ Intermediate Care, Daycare เป็นต้น การส่งเสริมเพื่อเพิ่มศักยภาพของโรงพยาบาลให้เข้าสู่ Healthcare 4.0 เพื่อยกระดับให้ประเทศไทยกลายเป็นศูนย์กลางสุขภาพนานาชาติ (Medical Hub) ตามยุทธศาสตร์การพัฒนาประเทศไทยให้เป็นศูนย์กลางสุขภาพนานาชาติ (พ.ศ. 2559-2568) ซึ่งมีพันธกิจสำคัญคือ การให้ประเทศไทยเป็นศูนย์กลางสุขภาพของโลกภายใน 10 ปี เป้าหมายในการพัฒนามุ่งเน้น 4 ด้านหลัก ได้แก่ 1. ศูนย์กลางบริการเพื่อส่งเสริมสุขภาพ (Wellness Hub) 2. ศูนย์กลางบริการสุขภาพ (Medical Service Hub) 3. ศูนย์กลางบริการวิชาการและงานวิจัย (Academic Hub) 4. ศูนย์กลางยาและผลิตภัณฑ์สุขภาพ (Product Hub) เป็นต้น สำหรับการพัฒนาโรงพยาบาลให้เป็น Medical Hub ได้มีการส่งเสริมการบริการคลินิกเฉพาะทางที่มีคุณภาพสูง ผลิตรนวัตกรรมทางการแพทย์ อาทิ เลนส์แก้วตาเทียม ตาปลอม การผลิตข้อเข่าเทียม ประสาทหูเทียม นาฬิกาเตือนน้ำตาลในเลือด และอุปกรณ์ Smart Devices เช่น เครื่องจัดยาอัตโนมัติ เครื่องเตือนให้ผู้ป่วยรับประทานยา (Personal Digital Device Assistance) เป็นต้น การพัฒนานวัตกรรมอุปกรณ์ Smart Devices และสามารถจัดเก็บข้อมูลได้ ทำให้ประชาชนสามารถดูแลสุขภาพตนเองและปฏิบัติตามคำแนะนำจากแพทย์ได้ ระหว่างรอการพบแพทย์ครั้งหน้า สามารถบริหารข้อมูลสุขภาพของตนเองและครอบครัวอย่างเป็นระบบ และสามารถติดตามและบริหารนัดพบแพทย์ได้ และถ้ามีการผลักดันให้มีระบบคนไข้คุยกับหมอได้ ก็จะทำให้ดูแลคนไข้ได้ดีขึ้น แต่อย่างไรก็ตามการบริการดังกล่าวยังถูกจำกัดอยู่ในเขตชุมชนเมืองเป็นส่วนใหญ่ ยังไม่สามารถเข้าถึงบางพื้นที่ในชนบทได้ เนื่องจากยังไม่มีระบบอินเทอร์เน็ตที่ครอบคลุม ทำให้ทั้งการใช้ระบบการจัดเก็บข้อมูลผู้ป่วย และข้อมูลด้านสุขภาพมีประสิทธิภาพไม่

เพียงพอ ส่งผลให้การบริการล่าช้า เพราะผู้ป่วยใช้บริการจากโรงพยาบาลหลายแห่ง ซึ่งต้องมีการทำเรื่องขอประวัติคนไข้จากโรงพยาบาลล่าสุด หรือจัดทำประวัติคนไข้ใหม่ทำให้เกิดความซ้ำซ้อน แม้ปัจจุบันกระทรวงสาธารณสุขมีศูนย์เทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร สำนักปลัดกระทรวงสาธารณสุข ดูแลเรื่องการนำระบบไอทีเข้ามาใช้กับงานด้านสุขภาพ โดยมีการสร้าง Health Data Center (HDC) ตามจังหวัดต่างๆ และมีการแลกเปลี่ยนข้อมูลในจังหวัดเดียวกัน แต่ยังคงมีอีกหลายปัจจัยที่ยังต้องคำนึงถึง เช่น โครงสร้างพื้นฐานหรือโครงข่ายอินเทอร์เน็ตความเร็วสูง ระบบเซิร์ฟเวอร์ หรือแม้แต่บุคลากรที่จะเข้ามาดูแล ซึ่งทั้งหมดเป็นเรื่องที่ต้องพัฒนาไปพร้อมๆ กัน จึงจะสามารถทำให้ประเทศไทยก้าวสู่การเป็น e-Health ได้เร็วมากยิ่งขึ้น แต่ด้วยการมุ่งเน้นพัฒนางานวิจัยในประเทศไทยยังไม่แพร่หลายเท่าที่ควร และอุปกรณ์ Smart Devices นวัตกรรมทางการแพทย์ รวมทั้งการจัดทำระบบโรงพยาบาลให้เป็น Medical Hub ยังต้องซื้ออุปกรณ์และพึ่งพาระบบจากต่างประเทศ ส่งผลให้เสียดุลทางการค้าเป็นจำนวนมาก

ปัจจุบันนักวิจัยไทยได้ให้ความสำคัญกับการพัฒนาการแพทย์อัจฉริยะ โดยการสร้างหุ่นยนต์จัดเก็บยาอัตโนมัติ และการสร้างเครื่องมือตรวจวัดสุขภาพเบื้องต้นอัตโนมัติ (Health Check Up Kiosk) สำหรับให้บริการผู้ป่วยในการตรวจวัดค่าความดันโลหิต ชีพจร ส่วนสูง และน้ำหนักด้วยตัวเอง ก่อนเข้าตรวจกับแพทย์ และสามารถบันทึกข้อมูลชั่วคราวไว้ในเครื่อง จัดเก็บเป็นประวัติสุขภาพในฐานข้อมูลและพิมพ์ข้อมูล พร้อมคำแนะนำในการปฏิบัติตนได้ นั่นหมายความว่า คนไข้สามารถใช้เครื่องดังกล่าวและวัดสัญญาณเบื้องต้นได้ด้วยตัวเองเพื่อนำไปบันทึกผลไปแสดงให้หมอและพยาบาลวินิจฉัยผลต่อไป ซึ่งส่งผลให้สะดวกและลดระยะเวลาในการไปโรงพยาบาลแต่ละครั้งได้ และยังเป็นอุปกรณ์หรือเครื่องมือที่ใช้กับผู้ป่วยทั่วไป จะเห็นว่าเห็นความสำคัญของนักวิจัย เพื่อพัฒนาสิ่งต่างๆ เหล่านี้นำไปสู่การแพทย์ของยุค Thailand 4.0 เพื่อเป็น Healthcare 4.0 ได้เร็วยิ่งขึ้น

ดังนั้นคณะวิจัยเล็งเห็นความสำคัญในสร้างอุปกรณ์ Smart Devices เพื่อรองรับกับระบบ Medical Hub โดยนำมาใช้ในการบริการและส่งเสริมสุขภาพ โดยเฉพาะระบบที่สามารถติดตามคนไข้เด็กแรกเกิดหรือเด็กอ่อนและผู้สูงอายุ เพื่อให้หมอและพยาบาล รวมทั้งญาติสามารถติดตามผลการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ เด็กอ่อนและผู้สูงอายุได้ตลอดเวลา ซึ่งสามารถนำไปใช้งานได้ที่บ้าน เพื่อติดตามผลการเบื้องต้นของคนไข้ เด็กอ่อนและผู้สูงอายุที่ต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดจากญาติก่อนพบแพทย์ และยังสามารถใช้งานกับคนไข้ที่ถูกแอดมิทเป็นผู้ป่วยภายใน และต้องนอนโรงพยาบาล เพื่อได้รับการดูแลจากหมอและพยาบาลอย่างใกล้ชิดเนื่องจากเรามักจะพบว่าเมื่อต้องนอนโรงพยาบาลไม่ว่าจะเป็นคนไข้หรือญาติเฝ้าคนไข้ พยาบาลจะเข้ามาตรวจวัดอาการของคนไข้ อย่างสม่ำเสมอทุกๆ 3-4 ชั่วโมงต่อครั้ง โดยมีสิ่งที่ตรวจวัดเบื้องต้นโดยใช้เครื่องมือวัดแต่ละประเภท ได้แก่ สัญญาณชีพจร ความดัน อัตราการเต้นของหัวใจ อุณหภูมิร่างกาย เป็นต้น ส่งผลให้ทั้งคนไข้รวมทั้งญาติที่เฝ้าไข้ต้องตื่นขึ้นมาบ่อยครั้ง ทำให้การนอนหลับพักผ่อนไม่เพียงพอ อาจส่งผลเสียต่อ

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

สุขภาพทั้งร่างกายและจิตใจของคนไข้ รวมทั้งญาติคนไข้ได้ ดังนั้นการออกแบบระบบตรวจวัดและติดตามตัวสำหรับประยุกต์ใช้งานในการแพทย์อัจฉริยะ (Intelligent medical system) [2] ที่จะนำเสนอต่อไปนี้จะสามารถนำไปใช้งานได้ทั้งกับคนไข้ที่ต้องนอนโรงพยาบาล และกับเด็กอ่อนและผู้สูงอายุที่อยู่บ้าน ที่ต้องได้รับดูแลอย่างใกล้ชิดจากญาติ โดยมีการแจ้งเตือน (Notification) ให้ญาติรับทราบผลโดยอัตโนมัติเมื่อสัญญาณที่ตรวจวัดเบื้องต้นซึ่งคนไข้หรือผู้สูงอายุสวมใส่ (Wearable smart sensor) มีค่าผิดปกติ หรือแจ้งเตือนพยาบาล กรณีตรวจพบสัญญาณบางอย่างผิดปกติจากคนไข้แอดมิทที่นอนโรงพยาบาล

1.2. วัตถุประสงค์ และขอบเขตของโครงการ

1.2.1. วัตถุประสงค์

1. เพื่อออกแบบเซนเซอร์และระบบตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ บนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน ผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่นอนติดเตียงที่อยู่ตามบ้านเรือน แบบไร้สาย พร้อมส่งข้อมูลแจ้งเตือน ญาติ แพทย์และพยาบาล โดยสามารถใช้งานได้ทั้งโรงพยาบาลและบ้านเรือน
2. เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตในการการดูแล คนไข้ เด็กเล็ก ผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่นอนติดเตียง ที่ต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดจากญาติ
3. เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตในการนอนหลับพักผ่อนของคนไข้ที่แอดมิทและนอนโรงพยาบาล
4. เพื่อเพิ่มศักยภาพในการให้บริการการรักษาพยาบาล การฟื้นฟู การป้องกันโรคและการสร้างเสริมสุขภาพแก่ประชาชน
5. เพื่อพัฒนาศักยภาพทางการแพทย์และรองรับ Healthcare 4.0 ในยุค Thailand 4.0

1.2.2. ขอบเขตและกิจกรรมการดำเนินงาน

1. สืบหาข้อมูลจำเพาะของคนไข้ที่เข้ารับการรักษาในโรงพยาบาล และสำรวจจำนวนคนไข้ที่ต้องแอดมิทในโรงพยาบาลในระดับชุมชน อำเภอ และจังหวัด เป็นต้น ได้แก่ โรงพยาบาลศูนย์ การแพทย์มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ โรงพยาบาลท่าศาลา โรงพยาบาลมหาราช นครศรีธรรมราช เป็นต้น

2. ออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร (Heart rate pulse) ความดันเลือด (Blood pressures) อุณหภูมิร่างกาย (Body temperature) และออกซิเจนในเลือด (Pulse oxygen) จำนวน 4 ประเภท ที่สามารถติดตั้งบนคนไข้ได้ โดยไม่มีอันตราย และก่อให้เกิดความรำคาญแก่คนไข้โดยการออกแบบอุปกรณ์ในลักษณะ fingertip หรือ wristband ที่มีขนาดเล็ก กะทัดรัด การออกแบบอุปกรณ์ผู้วิจัยจะพยายามเลือกใช้เซนเซอร์ที่มี

ความสามารถในการวัดสัญญาณชีพได้มากกว่า 1 ประเภทใน 1 เซนเซอร์ เช่นเซนเซอร์ที่สามารถวัดได้ทั้งอัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร และความดันเลือด เพื่อช่วยลดต้นทุนในการออกแบบอุปกรณ์ได้ อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพดังกล่าว ถูกออกแบบเพื่อรองรับการใช้งานจริงกับบุคคลอาสาสมัคร จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน โดยใช้งานในเวลาเดียวกัน

3. ออกแบบระบบโครงข่ายไร้สายบนร่างกายคนไข้ โดยการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพทั้ง 4 ประเภทไว้บนร่างกายคนไข้ ให้ส่งข้อมูลเพื่อแสดงผลข้อมูลบนตัวอุปกรณ์โดยแสดงผลบนตัวอุปกรณ์เอง (หน้าจอ LCD) และสามารถส่งข้อมูลไปแสดงผลบน mobile application หรือหน้าจอบริษัทคอมพิวเตอร์ที่เตียงคนไข้ เพื่อแสดงผลให้ญาติที่ดูแลได้รับทราบ การออกแบบในลักษณะดังกล่าวนี้สามารถใช้งานทั้งคนไข้ที่ถูกแอดมิต (Admission) นอนในโรงพยาบาล และใช้กับเด็กอ่อน ผู้สูงอายุ และคนไข้ติดเตียงที่อยู่ตามบ้านเรือน ดังนั้นการทดสอบประสิทธิภาพของระบบจะถูกนำไปทดสอบ/ติดตั้งกับ

- | | |
|---|------------------------|
| 3.1 คนไข้ที่ถูกแอดมิต (Admission) นอนในโรงพยาบาล | จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน |
| 3.2 เด็กอ่อนที่อายุไม่เกิน 5 ปี | จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน |
| 3.3 ผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 60 ปี | จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน |
| 3.4 คนไข้ติดเตียง (ผู้ป่วยอัมพาต) ที่อยู่ตามบ้านเรือน | จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน |
| รวมจำนวนผู้ใช้งาน/ผู้ทดสอบอุปกรณ์ | จำนวนไม่น้อยกว่า 40 คน |

การประเมินประสิทธิภาพ ใช้แบบสอบถาม (Questionnaire) ความพึงพอใจของผู้ใช้งานและผู้ที่เกี่ยวข้อง (ญาติ แพทย์หรือพยาบาล) ในทุกๆ การทดสอบ

4. ออกแบบระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับโรงพยาบาลและการแพทย์อัจฉริยะ อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพที่ออกแบบในรูปแบบ fingertip/wristband ถูกติดตั้งบนร่างกายคนไข้และส่งข้อมูลไปเก็บยังฐานข้อมูลในห้องคนไข้ (Data patient's room) เพื่อแสดงผลและแจ้งเตือนผ่านหน้าจอบริษัทคอมพิวเตอร์ของแพทย์และพยาบาลได้ การใช้งานในลักษณะดังกล่าวอุปกรณ์จะถูกติดตั้งกับคนไข้จำนวนไม่น้อยกว่า 10 คน ในเวลาเดียวกัน และมีการทดสอบประสิทธิภาพของระบบโดยการทดลองใช้งานกับโรงพยาบาลอื่นๆ ในพื้นที่ใกล้เคียง จำนวนไม่น้อยกว่า 3 โรงพยาบาล ได้แก่ โรงพยาบาลศูนย์การแพทย์มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ โรงพยาบาลท่าศาลา โรงพยาบาลมหาราช นครศรีธรรมราช เป็นต้น และประเมินผลของระบบด้วยผลการกรอกแบบสอบถาม (Questionnaire) ของผู้ใช้งานและผู้ที่เกี่ยวข้องในหลายๆ การทดสอบ

5. วิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อระบบทั้งหมด พร้อมปรับปรุงแก้ไขให้มีประสิทธิภาพสูงสุด

1.3. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ไตเซนเซอร์และระบบตรวจวัดสัญญาณชีพต่าง ๆ บนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน ผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่นอนติดเตียงแบบไร้สายพร้อมส่งข้อมูล แจ้งเตือน ญาติ แพทย์และพยาบาล โดยสามารถใช้งานได้ที่ทั้งโรงพยาบาลและบ้านเรือน
2. สามารถนำระบบไปใช้เพิ่มคุณภาพชีวิตในการการดูแล คนไข้ เด็กอ่อน ผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่นอนติดเตียงที่ต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดจากญาติ
3. สามารถเพิ่มคุณภาพชีวิตในการนอนหลับพักผ่อนของคนไข้ที่แอดมิทและนอนโรงพยาบาล
4. สามารถเพิ่มศักยภาพในการให้บริการการรักษาพยาบาล การฟื้นฟู การป้องกันโรคและการสร้างเสริมสุขภาพแก่ประชาชน
5. สามารถพัฒนาศักยภาพทางการแพทย์และรองรับ Healthcare 4.0 ในยุค Thailand 4.0

บทที่ 2 ทำความรู้จักกับโครงข่ายเซนเซอร์กายสัมผัสแบบไร้สาย (Overview of Body Area Wireless Sensor Networks)

2.1. บทนำ

ปัจจุบันการพัฒนาเทคโนโลยีด้านวิศวกรรมทางการแพทย์ ได้เติบโตอย่างรวดเร็ว ทั้งด้านระบบการแพทย์อัจฉริยะ (Intelligent biomedical systems) และเทคโนโลยีทางการแพทย์ (Healthcare technology) สำหรับระบบการแพทย์อัจฉริยะเป็นการประยุกต์ใช้ อุปกรณ์ เครื่องมือ เครื่องใช้ รวมทั้งชิ้นส่วนของเครื่องใช้ทางการแพทย์ให้มีความสามารถในการตัดสินใจและเรียนรู้ได้ด้วยตนเอง มีความสามารถในการทำงานให้บรรลุเป้าหมายได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลดเวลาลดความเสียหายที่จะเกิดขึ้น มีความแม่นยำสูง สามารถรับรู้สภาพแวดล้อมในการทำงาน และตอบสนองต่อผู้ใช้ รวมทั้งช่วยส่งเสริมสนับสนุน ทั้งแพทย์หรือผู้ป่วยทำให้ง่ายต่อการใช้งาน ระบบอัจฉริยะด้านการแพทย์ถูกแบ่งงานออกเป็น 3 ด้าน ดังนี้ [1]

- (1) ระบบภาพทางการแพทย์ (Imaging technology)
- (2) ระบบติดตามผู้ป่วย (Patient monitoring)
- (3) ระบบโทรเวช (tele - medicine)

1.1.1. ระบบภาพทางการแพทย์ มุ่งเน้นการพัฒนาอัลกอริทึมต่างๆ โดยการสร้างภาพสามมิติของร่างกายผู้ป่วยหรืออวัยวะภายในผู้ป่วย เพื่อการพยากรณ์รูปร่างที่อาจเปลี่ยนแปลงไปของผู้ป่วยเมื่อได้รับการทำหัตถการต่างๆ เช่น CT scan, MRI, SPET หรือ PET มาใช้แสดงตำแหน่งของก้อนมะเร็ง โดยการถ่ายภาพรังสีที่แสดงโครงสร้างร่างกายผู้ป่วยจากเครื่อง CT scan มาผนวกกับภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง SPET ก็จะได้ตำแหน่งของก้อนมะเร็งที่แม่นยำกว่าการใช้ภาพถ่ายรังสีจากเครื่องใดเครื่องหนึ่ง และใช้ภาพถ่ายรังสีที่ได้ไปประกอบการวางแผนการรักษาโดยทีมแพทย์และผู้เชี่ยวชาญได้ เป็นต้น

1.1.2. ระบบติดตามผู้ป่วย แบ่งออกได้ 2 ด้าน คือ

1.1.2.1. Care Monitoring เป็นการติดตั้งเครื่องมือขนาดเล็กที่ข้างเตียงสำหรับติดตามดูสัญญาณชีพต่างๆ ของผู้ป่วยหนักที่ต้องการดูแลอย่างใกล้ชิด เชื่อมโยงกับระบบเครือข่ายแบบมีสายหรือแบบไร้สายหรือใช้ติดตัวผู้ป่วยที่ไม่ต้องการอยู่โรงพยาบาลนาน โดยเครื่องนี้จะทำหน้าที่ส่งข้อมูลต่างๆ ให้แพทย์ได้ทราบตลอดเวลา เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ pulse oximetry เป็นต้น

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

1.1.2.2. Home Monitoring เป็นการติดตามผลการรักษาของผู้ป่วยที่ออกจากโรงพยาบาลหรือกลับไปพักฟื้นที่บ้าน โดยระบบจะส่งข้อมูลที่แพทย์ต้องการกลับไปยังศูนย์การแพทย์หรือโรงพยาบาลผ่านทางระบบเครือข่ายได้

1.1.3. ระบบโทรเวช มุ่งเน้นให้การดูแลรักษาสำหรับประชาชนในพื้นที่ห่างไกล การสร้างความร่วมมือแบบเครือข่ายเพื่อเปลี่ยนความรู้ทางการแพทย์ สร้างความสะดวกสบายต่อผู้ป่วยในบางโรคที่อาจไม่ต้องเข้ารับการรักษาในโรงพยาบาล

สำหรับการพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ (Healthcare technology) มุ่งเน้นเน้นการวิจัยที่เกี่ยวข้องการออกแบบอุปกรณ์ เครื่องมือ ทางด้านการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น เพื่อนำไปสู่การใช้งานทางด้านชีวการแพทย์ โดยประกอบไปด้วย

- (1) เครื่องมือทางการแพทย์ (Biomedical instrumentation)
- (2) ระบบการสวมใส่ (Wearable systems)
- (3) เซนเซอร์ที่มีพลังงานต่ำ (Low-power circuits and sensors)

อีกเทคโนโลยีได้รับความสนใจกันมากนั้นคือการใช้นาโนเทคโนโลยี (Nanotechnology) เพื่อพัฒนาด้านวัสดุ (Materials) กระบวนการ (Process) เซ็นเซอร์ (Sensor) อุปกรณ์ (Devices) และระบบ (System) และถูกนำไปใช้กับการพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่คาดว่าจะมีการปฏิบัติอุตสาหกรรมการดูแลสุขภาพโดยการปรับปรุงคุณภาพโดยรวมของชีวิตให้แก่มนุษย์ นาโนทางการแพทย์ (Nano medicine) ที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมทางการแพทย์ ส่วนใหญ่อยู่ในงานวิจัยไบโอเซนเซอร์ การออกแบบอุปกรณ์ ในทางอิเล็กทรอนิกส์ โดยเฉพาะด้านวงจร (Circuit design) จะใช้ทรานซิสเตอร์ที่เรียกว่า ISFETs ถูกใช้ในการตรวจวัดยูเรีย (urease) และ creatinine ซึ่งโมเลกุลดังกล่าวสามารถแสดงให้เห็นถึงลักษณะเชิงเส้นของยูเรียและ creatinine ได้ในช่วง 000 - 200 มม. และ 0000 - 2000 มม. โดยที่มีการใช้พลังงานเช่นเซนเซอร์ในระดับ nanoamp นาโนทางการแพทย์เป็นการประยุกต์ใช้ที่มีศักยภาพของนาโนเทคโนโลยีเพื่อวิทยาศาสตร์การแพทย์และการปฏิบัติ นาโนทางการแพทย์คือการวินิจฉัย การตรวจสอบทางการแพทย์ และการประยุกต์ใช้ในการรักษาในระดับของโมเลกุลเดี่ยวหรือส่วนประกอบโมเลกุลที่มีโครงสร้าง การควบคุม, homeostasis และการเคลื่อนไหวที่พบในเซลล์ที่มีชีวิต

1.1.4. เครื่องมือทางการแพทย์ (Biomedical instrumentation)

ในประเทศสหรัฐอเมริกาได้มุ่งเน้นพัฒนาด้านการแพทย์มากยิ่งขึ้น เนื่องจากตระหนักถึงความเสี่ยงที่ส่งผลกระทบต่อสุขภาพของพลเมืองซึ่งในความเป็นจริงแล้ว 40% ของพลเมืองสหรัฐที่ยังขาดความครอบคลุมที่เพียงพอสำหรับการดูแลสุขภาพของพลเมืองทั้งหมด จึงมีแนวโน้มในการพัฒนาวิทยาศาสตร์การแพทย์มากยิ่งขึ้นทั้งการพัฒนาวิธีตรวจวินิจฉัยโรค และแสดงผลการตรวจสอบของโรคที่เป็นไปได้ ซึ่งอาจอยู่ในรูปแบบของระบบอัจฉริยะด้านการแพทย์ เป็นต้น

นักวิจัยได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีที่จะสนับสนุนอุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อดำเนินการวิจัยและการวินิจฉัยโรคที่ไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย เช่น จากภาวะหลอดเลือด การวัดในระยะเวลาของการปัสสาวะในกระเพาะปัสสาวะ ความดัน การวินิจฉัยของโรคข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis) การถ่ายภาพทางคลินิกโรคหัวใจและหลอดเลือด และเทคโนโลยี IC สำหรับการวัดสัญญาณไฟฟ้าหรือหรือสัญญาณ electroencephalograph

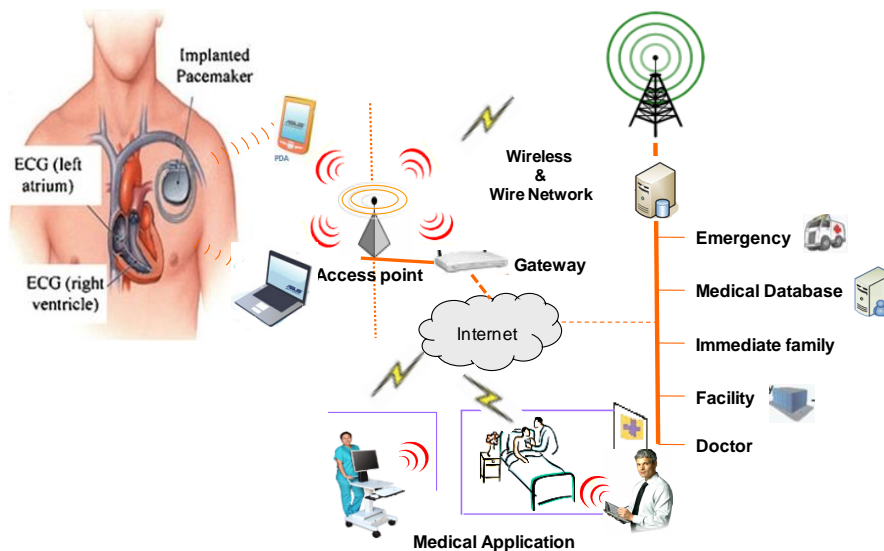
1.1.5. ระบบการสวมใส่ (Wearable systems)

การพัฒนาอุปกรณ์ที่ดำเนินการในลักษณะที่ไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย เช่น ประสาทเทียมที่เลียนแบบระบบการได้ยินของมนุษย์ผ่านการใช้อุปกรณ์ที่สมองหู (Auditory brainstem) ที่คาดว่าจะปรับปรุงการพัฒนาของผู้ช่วยการได้ยินและการปลูกถ่ายประสาทหูเทียม แต่ในความเป็นจริงอิเล็กทรอนิกส์ที่ฝังประสาทหูเทียม ได้ถูกใช้โดยมีการพัฒนาระบบการปลูกถ่ายจอประสาทตา อุปกรณ์เหล่านี้ใช้การกระตุ้นเซลล์ประสาทอิเล็กทรอนิกส์ของจอประสาทตาเพื่อรองรับสายตาในผู้ป่วยที่มีเซลล์รับแสงเสื่อม เป็นต้น การวิจัยเกี่ยวกับการเชื่อมโยงข้อมูลแบบไร้สายได้รับการพัฒนา เช่น การผ่าตัดฝังประสาทหูเทียม ที่เชื่อมโยงการใช้งานแบบ near-field inductive coupling ระหว่างระบบการปลูกฝังและการส่งสัญญาณจากภายนอก เพื่อลดการใช้พลังงานในระบบการปลูกฝังและรองรับการส่งข้อมูลในอัตราข้อมูลสูง จากการปลูกฝังไปยังระบบภายนอก ซึ่งการเชื่อมโยงนี้จะเกี่ยวข้องกับการพัฒนาการเชื่อมโยงที่มีผลในข้อมูลและเทคโนโลยีเซ็นเซอร์ที่ได้รับการออกแบบมาเพื่อรองรับการตัดสินใจร่วมกันระหว่างเซ็นเซอร์หลายๆ ตัว (Multi – Sensor) [1]-[2]

1.1.6. เซ็นเซอร์ (SENSOR)

Multi - Sensor ได้รับการพัฒนาเพื่อสร้างระบบโครงข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายดังรูปที่ 1 โดยเซ็นเซอร์ถูกติดบนหรือฝังในร่างกายคนเพื่อตรวจวัดลักษณะสรีระของร่างกายคน ได้แก่ การทำงานของหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) การทำงานของกล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าของสมอง (Electroencephalography: EEG) ความดันเลือด การหายใจ การ

เคลื่อนไหวในกิจกรรมที่เกิดขึ้นของผู้ใช้ เป็นต้น สัญญาณเหล่านี้จะถูกส่งผ่านร่างกาย กรณีที่ถูกฝังอยู่ภายในร่างกาย หรือส่งผ่านอุปกรณ์ที่อยู่บนร่างกาย สู่โหนดรับสัญญาณรับ-ส่ง ซึ่งเป็นอุปกรณ์เชื่อมต่อกับเซนเซอร์ ถูกวางอยู่บริเวณต่างๆ ของร่างกาย ทำหน้าที่ทั้งรับสัญญาณจากเซนเซอร์และส่งสัญญาณไปยังตัวควบคุม หรือ Personal server การส่งข้อมูลจากโหนดรับ-ส่งไปยังตัวควบคุมเป็นการส่งแบบไร้สายด้วยคลื่นความถี่ระยะสั้น (radio-frequency (RF) short-range) ตัวควบคุม หรือ Personal server เป็นการทำงานในระดับที่สอง ทำหน้าที่เก็บรวบรวมข้อมูลสัญญาณทางการแพทย์ที่ตรวจวัดได้ มาประมวลผล และแสดงผลต่อผู้ป่วยในเบื้องต้น ก่อนถูกเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตโดยการส่งผ่าน Bluetooth หรือ WLANs (2G, GPRS, 3G) เป็นต้น เพื่อติดต่อกับ Medical Server ซึ่งเป็นการทำงานในระดับที่สาม หน้าที่ของ Medical Server คือตรวจสอบผู้ใช้ , รับข้อมูลที่มีการส่งมา, ตรวจสอบและเพิ่มข้อมูลให้ตรงกับข้อมูลการแพทย์ , วิเคราะห์รูปแบบของข้อมูล, บันทึกประวัติที่ผู้ป่วยเคยได้รับการรักษา, และส่งข้อมูลที่แพทย์ส่งกลับให้ผู้ใช้งาน รวมถึงเป็นที่รวมกันของฐานข้อมูลทางการแพทย์ เจ้าหน้าที่ และหน่วยพยาบาลเคลื่อนที่ พร้อมให้คำแนะนำและช่วยเหลือในกรณีฉุกเฉิน [3]-[5]



รูปที่ 1 การประยุกต์ใช้งานโครงข่ายเซนเซอร์ไร้สายของร่างกายสำหรับผู้ป่วย

2.2. เทคโนโลยีการสื่อสารของโครงข่ายกายสัมผัสแบบไร้สาย

การประยุกต์ใช้งานโครงข่ายเซนเซอร์ไร้สายของร่างกาย (Wireless Body Sensor Network : WBSN) เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีโครงข่ายกายสัมผัสแบบไร้สาย (Wireless Body Area A62 - 1 - (2) - 003 [19]

Network : WBAN) ปัจจุบันถูกนำมาใช้งานอย่างกว้างขวางในทางการแพทย์ (Biomedical) และ WBAN ได้กลายเป็นเทคโนโลยีที่สำคัญเพื่อให้การตรวจสอบสุขภาพแบบ real - time ของผู้ป่วยโดยนักวิจัยทั่วโลกมุ่งเน้นพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณทางสรีระของร่างกายทั้งภายในและภายนอกของผู้ป่วย เช่น จังหวะการเต้นของหัวใจ ปริมาณกลูโคส ความดันเลือด การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ เป็นต้น อุปกรณ์ต่างๆ เหล่านี้สามารถตรวจวัดสิ่งดังกล่าวและส่งข้อมูลมาเพื่อทำการวินิจฉัยทางการแพทย์ โดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องพบแพทย์โดยตรง แต่แพทย์สามารถติดตามผลของผู้ป่วยได้ตลอดเวลา เช่นเดียวกันสำหรับงานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนาการออกแบบระบบโครงข่ายเซนเซอร์ไร้สายของร่างกาย ดังนั้นสิ่งที่ต้องคำนึงนั่นคือ ข้อจำกัดทางด้านการสื่อสารของโครงข่ายไร้สายของร่างกาย อันประกอบไปด้วย บนร่างกาย (On body communications) และในร่างกาย (In body communications) [6]

1.2.1. เทคโนโลยีการสื่อสารบนร่างกาย (On body communication technology)

การเติบโตอย่างรวดเร็วในเซ็นเซอร์อัจฉริยะ ไมโครอิเล็กทรอนิกส์ และระบบวงจรรวมบนชิปได้รับการออกแบบและใช้พลังงานในการสื่อสารไร้สายอยู่ในระดับต่ำ และถูกพัฒนาให้มีขนาดเล็กโดยโหนดเซ็นเซอร์ไม่รุกราน (invasive) หรือไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกาย (non-invasive sensor nodes) โหนดเซ็นเซอร์ที่ไม่รุกรานเหล่านี้สามารถวางบนร่างกายมนุษย์เพื่อสร้างโครงข่ายการสื่อสารบนร่างกายที่สามารถใช้สำหรับการตรวจสอบสุขภาพของผู้ป่วย เซ็นเซอร์ขนาดเล็กเหล่านั้นจะถูกวางด้านนอกของร่างกาย ซึ่งส่งผลให้การตรวจสอบสุขภาพได้ในระยะยาว และป้องกันการเกิดเหตุการณ์อันตรายต่อชีวิต สำหรับข้อมูลที่ถูกรวบรวมลงในโหนดที่ชาญฉลาดเป็นศูนย์กลางหรือ PDA ซึ่งยังมีอินเตอร์เฟซกับผู้ป่วย เช่นเดียวกับการสื่อสารกับเซิร์ฟเวอร์ระยะไกล ซึ่งจะแตกต่างจากการสื่อสารในร่างกายที่อุปกรณ์ฝังในร่างกายมนุษย์

เซ็นเซอร์อัจฉริยะข้างต้นถูกใช้สร้างเป็นโครงข่ายการสื่อสารบนร่างกายหรือเรียกว่า โครงข่ายเซนเซอร์บนร่างกาย (Body Sensor Network: BSN) มักจะประกอบด้วยสามระดับ ระดับแรกคือระดับที่เรียกว่าเซ็นเซอร์, ระดับที่สองเรียกว่าโหนดอัจฉริยะ, PDA หรือศูนย์กลางการเก็บรวบรวมข้อมูลผู้ป่วย และการติดต่อสื่อสารกับสถานีที่ห่างไกล, ระดับที่สามประกอบด้วยสถานีฐานระยะไกลที่ช่วยให้เวชระเบียนของผู้ป่วยและให้คำแนะนำในการวินิจฉัย ระบบ GPRS จะใช้ในการติดตามตำแหน่งของผู้ป่วยและเชื่อมต่อ จะเห็นว่าในแต่ละระดับจะมีการสื่อสารแตกต่างกันตามความต้องการในด้านอัตราการส่งข้อมูลเป็นสำคัญ เช่นเดียวกับการสื่อสารในระดับแรกหรือที่เรียกว่า ระดับเซนเซอร์ การสื่อสารจะมีสองส่วนนั่นคือ ส่วนที่ถูกฝังไว้ในร่างกาย โดยทำหน้าที่ ส่งสัญญาณทางสรีระของร่างกายที่ใช้ในทางการแพทย์ ออกมายังตัวรับที่อยู่ภายนอกร่างกายก่อนจะถูกส่งต่อไปยัง

ผู้ใช้อุปกรณ์ ในที่นี้เราจะนำเสนอการสื่อสารในระดับเซนเซอร์หรือการสื่อสารของเซนเซอร์ที่ถูกฝังไว้ในร่างกาย

1.2.2. เทคโนโลยีการสื่อสารในร่างกาย (In body communication technology)

การสื่อสารโดยการฝังในร่างกาย (Implanted communications) [7] แบบไร้สายจะมีอุปกรณ์ที่ถูกฝังในร่างกายซึ่งทำหน้าที่เป็นเซนเซอร์หรือตัวกระตุ้น (stimulators) เซนเซอร์จะวัดสัญญาณทางการแพทย์ (bio-signal) จากภายในร่างกายและส่งข้อมูลนี้ไปยังอุปกรณ์ภายนอก เซนเซอร์หรือตัวกระตุ้นดังกล่าวสามารถวัดคุณสมบัติของร่างกาย, ความดันเลือด, ความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส และตรวจจับการเคลื่อนไหวของผนังทางเดินหายใจโรคหัวใจและหลอดเลือด, การหดตัวของหลอดเลือดและความผิดปกติของความดันหัวใจ เป็นต้น สำหรับการสื่อสารของเซนเซอร์ที่ถูกฝังในร่างกาย (Implantable) ได้มีความก้าวหน้าในเทคโนโลยีและการสื่อสารโดยมีการเปิดใช้งานการสื่อสารของอุปกรณ์ที่สามารถถูกรานหรือฝังเข้าสู่ร่างกายได้ เทคโนโลยีการฝังเหล่านี้ต้องเชื่อมโยงการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ในร่างกายและการตรวจสอบภายนอกซึ่งมักพบเห็นใน 3 เทคโนโลยีตามข้อกำหนดของ IEEE.802.15.6 เป็นส่วนใหญ่ นั่นคือ [8]-[14]

- (1) การสื่อสารด้วยคลื่นวิทยุในย่านความถี่ MICS (402-405 MHz)
- (2) การสื่อสารด้วย RFID เทคโนโลยี (ทั้ง near-field และ far-field)
- (3) การสื่อสารด้วยการคัปปลิงของตัวเก็บประจุ (capacitive coupling)

1.2.3. การสื่อสารของโครงข่ายกายแบบไร้สาย

1.2.3.1. Medical Implant Communication System (MICS) [14]

MICS เป็นหน่วยงานที่ให้บริการทางการแพทย์ซึ่งเกี่ยวกับการสื่อสารของอุปกรณ์ที่ฝังในร่างกาย โดยกระทำที่คลื่นความถี่ 402 -405 MHz การใช้คลื่นความถี่วิทยุในการใช้งานทางการแพทย์นำมาซึ่งข้อดีหลายอย่างเช่น การเพิ่มความปลอดภัย ความสะดวกสบายของผู้ป่วย และคล่องตัวในการปรับปรุงคุณภาพของการดูแลผู้ป่วยอย่างมีประสิทธิภาพ สำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบไร้สายที่ถูกปลูกฝังในร่างกายจะต้องมีความน่าเชื่อถือได้สูงและมีการใช้พลังงานต่ำมาก สำหรับปัจจุบันสามารถแยกอุปกรณ์ดังกล่าวออกเป็นสองประเภทในแง่ของโปรโตคอลและมาตรฐานที่ใช้งาน มาตรฐานแรกคือบริการสื่อสารไร้สาย “Wireless Medical Telemetry Services (WMTS)” WMTS เป็นอุปกรณ์ที่เป็นที่ไม่สามารถฝังในร่างกายได้แต่เป็นอุปกรณ์สำหรับการตรวจสอบของสุขภาพผู้ป่วยระยะไกล ที่สื่อสารด้วยคลื่นวิทยุเกิดขึ้นระหว่างเครื่องส่งสัญญาณ patient worn กับศูนย์กลางสถานพยาบาล ก่อนเริ่มการทำงานของ WMTS จะมีการส่งช่วงเวลาที่เป็นระยะโดยมีการส่งผ่านในระยะสั้นซึ่งนำไปสู่การใช้พลังงานต่ำและลดการรบกวนให้น้อยลง FCC ได้จัดสรรการรบกวนคลื่นความถี่ที่มี

การป้องกันการใช้โดยแพทย์โดยที่มีใบอนุญาต เพื่ออำนวยความสะดวกด้านการดูแลสุขภาพและการควบคุมดูแลในปี 2000 ปัจจุบันความถี่ที่อนุญาตให้ใช้สำหรับ WMTS ถูกแบ่งออกเป็น 3 ช่วงคือ

- 1) 608-614 MHz (ซึ่งสอดคล้องกับ UHF ช่อง 37 แต่ไม่ได้ถูกใช้โดยสถานีโทรทัศน์ใด ๆ เพราะมันถูกนำมาใช้สำหรับวิทยุดาราศาสตร์)
- 2) 1395-1400 MHz and 1427-1432 MHz ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ WMTS ใช้ร่วมกันกับที่ไม่ใช่ทางการแพทย์ (non-medical telemetry)
- 3) 1427-1,429.5 MHz ถือว่าเป็นการดำเนินการ telemetry ที่รองรับงานที่ไม่ใช่ทางการแพทย์ตั้งแต่ในย่าน 1,429.5-1,432 MHz

มาตรฐานที่สองคือ MICS อุปกรณ์ MICS เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่สามารถฝังในร่างกายได้ โดยจะติดต่อสื่อสารกับหน่วยควบคุมที่อยู่ระยะนอกๆ หรือเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงใด ๆ ในพารามิเตอร์ที่ระบุว่าคุณสมบัติที่ฝังมีการตรวจสอบ FCC จัดสรรคลื่นความถี่สำหรับอุปกรณ์ MICS ในปี 1999 คลื่นความถี่สามารถใช้ได้สำหรับการดำเนินงาน MICS เมื่อใช้ร่วมกันตามเกณฑ์ของ FCC ระบุว่าเมื่อเทียบกับความถี่อื่นที่ใช้ได้, 402-405 MHz เป็นคลื่นความถี่ที่ดีที่สุดตรงตามข้อกำหนดทางเทคนิคของ MICS ซึ่งความถี่มีลักษณะที่เอื้อต่อการส่งสัญญาณวิทยุภายในร่างกายมนุษย์ นอกจากนี้ อุปกรณ์ที่ออกแบบมาเพื่อทำงานใน 402-405 MHz สามารถตอบสนองความต้องการของ MICS ที่เกี่ยวกับขนาด, กำลังงาน, ประสิทธิภาพเสาอากาศ, การออกแบบตัวรับสัญญาณ และคลื่นความถี่ 402-405MHz สำหรับ MICS ไม่ก่อให้เกิดความเสี่ยงของการรบกวนการดำเนินงานวิทยุอื่น FCC สรุปข้อตกลงกับตัวแทนจากวงการแพทย์และผู้ผลิตอุปกรณ์ที่สร้างจาก MICS ซึ่งปรับปรุงสาธารณสุขของอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ฝังในร่างกายโดยอนุญาตให้สร้างที่ความเร็วสูง การใช้งานที่น่าเชื่อถืออยู่ในระยะสั้นช่วง (หกฟุต) เชื่อมโยงแบบไร้สายเพื่อเชื่อมต่ออุปกรณ์ดังกล่าวที่มีอุปกรณ์ตรวจสอบและควบคุม ในขณะที่การคับปลิงของสนามแม่เหล็กทรงรับเพียงการสื่อสารทางเดียวที่อัตราการส่งข้อมูลประมาณ 50 kbit/s ในระยะเพียงไม่กี่นิ้ว แต่สำหรับการเชื่อมโยงแบบ MICS โดยใช้ RF สามารถบรรลุได้ถึง 250 kbit/s ในช่วงประมาณหกฟุต ในช่วงเวลา 10 ปีที่ผ่านมาได้มีงานที่เกี่ยวข้องมากมายหลายย่านความถี่ที่ใช้งาน โดยเฉพาะในย่านความถี่ 402-405MHz จะได้รับความสนใจเป็นพิเศษเนื่องด้วยคณะกรรมการจัดสรรคลื่นความถี่ FCC (Federal Communication Committee allocated a frequency band) ได้มีการอนุญาตให้ใช้ความถี่ดังกล่าวในปี 1999 [6] เพื่อกำหนดเกณฑ์การใช้ร่วมกันสำหรับการสื่อสารการปลูกฝังทางการแพทย์ ซึ่งมักเรียกความถี่ดังกล่าวว่าย่าน MICS ซึ่งเป็นคลื่นความถี่ที่ดีที่สุดมีคุณสมบัติตรงตามข้อกำหนดทางเทคนิคของการสื่อสารการฝังด้วยเหตุผลหลายประการ [7]

1.2.3.2. RFID Technology communication [16]

เทคโนโลยี RFID ได้ถูกนำมาใช้ในการผลิตของอุปกรณ์ขนาดเล็กที่สามารถปลูกฝังในร่างกายมนุษย์ เพื่อใช้สำหรับหาตำแหน่งและติดตามบุคคล ชิป RFID สามารถปลูกฝังภายในร่างกายมนุษย์ และสามารถส่งข้อมูลไปได้ระยะทางที่สั้นมาก (ปกติ 10 ซม. หรือน้อยกว่า) แต่สำหรับการเชื่อมโยงการสื่อสารจากร่างกายในร่างกายนอก ซึ่งไม่จำเป็นต้องใช้ระยะไกล ดังนั้นเทคโนโลยีดังกล่าวจึงเป็นอีกทางเลือกที่ถูกนำมาใช้ในการสื่อสารของอุปกรณ์ที่ปลูกฝังในร่างกาย เราสามารถแบ่งแยกออกเป็น 3 ประเภทตามช่วงความถี่ที่ใช้งานนั้นคือ

- (1) RFID ความถี่ต่ำ (Low Frequency: LF)
- (2) RFID ความถี่สูง (High Frequency: HF)
- (3) RFID ความถี่สูงยิ่งยวด (Ultra-High Frequency: UHF)

และมี 2 ประเภทตามวิธีการส่งกำลังงานหรือระยะในการสื่อสารคือ

- (1) Inductive coupling หรือการสื่อสารแบบ near-field
- (2) Electromagnetic coupling หรือการสื่อสารแบบ far-field

เทคโนโลยี RFID สำหรับการฝังอุปกรณ์บนร่างกายมนุษย์ โดยทั่วไปจะใช้นวัตกรรมของ battery-less และได้รับการอนุญาตให้ใช้ที่ระยะต่ำมากคือประมาณน้อยกว่า 10 เซนติเมตร สำหรับการอ่านข้อมูลทางเคมีและกายภาพของ RFID ยังไม่ค่อยดีเท่าที่ควร จึงมีการใช้ nanotube radio ซึ่งสามารถฝังไว้ในเซลล์มนุษย์และสามารถควบคุมการเชื่อมต่อแบบตลอดเวลา เทคโนโลยี RFID ที่ใช้ในปัจจุบันสามารถออกแบบให้ตัวอ่าน มีขนาดเล็กมากๆ คือที่ความถี่ 2.45 GHz มีขนาดเพียง $400 \times 400 \mu\text{m}^2$ และถ้าเป็นความถี่ 13.56 MHz ขนาดอยู่ที่ประมาณ $2.5 \times 2.5 \text{ mm}^2$ และสำหรับการสื่อสารไร้สาย อุปกรณ์ RFID แบบพาสซีฟจะสามารถสื่อสารได้ระยะที่สั้นมากๆ โดยเฉพาะถ้าเป็นการคับปลิงของตัวเหนี่ยวนำที่ความถี่ 13.56 MHz ในพื้นที่ว่างสามารถสื่อสารได้ระยะเพียง 1 cm และสั้นกว่า 1 mm สำหรับที่ความถี่ 2.45 GHz แต่ถ้าเป็นวิธีการแบบการคับปลิงของสนามแม่เหล็กในพื้นที่ว่างสามารถสื่อสารได้ระยะประมาณ 1 m ถึง 15.7 m และถ้าที่ 900 MHz ได้ระยะประมาณ 7.5 cm ถึง 5.8 cm.

1.2.3.3. การคับปลิงของตัวเหนี่ยวนำในย่านความถี่ต่ำ (Inductive coupling)

วิธีการคับปลิงของตัวเหนี่ยวนำในย่านความถี่ต่ำ (Inductive coupling) หรือการสื่อสารในระยะใกล้ (near-field) ซึ่งอุปกรณ์มักถูกฝังในร่างกายและอยู่ในบริเวณใกล้เคียงกับตัวควบคุมภายนอกโดยใช้วิธีการเหนี่ยวนำของขดลวดเพื่อให้เกิดกำลังงาน และอีกวิธีคือ การส่งกำลังงานผ่านชั้นผิวหนังของร่างกายด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเป็นการสื่อสารในระยะไกล (far-field) และใช้ความถี่สูง ทั้งสองวิธีดังกล่าวเป็นการสื่อสารด้วยเทคโนโลยีของ RFID ซึ่งจะกล่าวรายละเอียดในหัวข้อที่ 5 สำหรับความถี่อื่นๆ ที่พิจารณาสำหรับการสื่อสารโดยการฝังในร่างกาย ได้แก่ 916MHz, 1.5GHz,

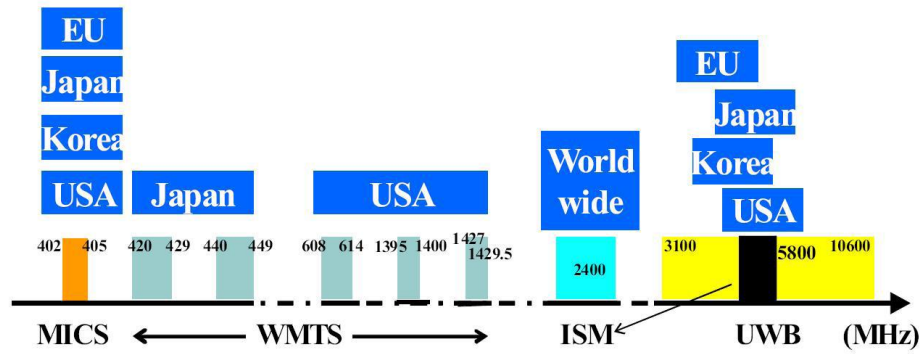
and Ultra-Wideband (UWB) เป็นต้น การออกแบบอุปกรณ์เหล่านี้ต้องรองรับเครือข่ายแบนด์วิดท์ กว้าง อัตราข้อมูลสูงและ การออกแบบเสาอากาศต้องมีขนาดเล็ก (อุปกรณ์ฝังจึงมีขนาดเล็กลง)

2.3. การสื่อสารของโครงข่ายไร้สายของร่างกาย

การสื่อสารของโครงข่ายไร้สายของร่างกาย (Wireless Body Area Networks Communications) ขึ้นอยู่กับแบนด์ความถี่ในการใช้งาน และเนื่องจากการสื่อสารที่เกี่ยวข้องกับร่างกาย จึงมีการตระหนักถึงความปลอดภัยเป็นหลัก ได้มีการจัดตั้งกลุ่มงานที่เรียกว่ามาตรฐาน IEEE 802.15.6 เพื่อใช้เป็นมาตรฐานของ WBAN วัตถุประสงค์ของกลุ่มนี้คือการสร้างมาตรฐานการสื่อสารที่เหมาะสมสำหรับการใช้พลังงานต่ำในร่างกายหรือบนร่าง (in-body/ on-body nodes) ซึ่งถูกจัดตั้งขึ้นเมื่อปี 2011 ที่ผ่านมามีรายละเอียดดังนี้

IEEE802.15.6 มีวัตถุประสงค์ในการกำหนดการเข้าถึงข้อมูลใน ชั้นกายภาพ (Physical layers: PHY) และการควบคุมการเข้าถึงชั้นกลาง (Medium Access Control layers: MAC) สำหรับในชั้นกายภาพจะกล่าวถึงความถี่ (frequency band) ในการใช้งานซึ่งในแต่ละประเทศจะใช้ความถี่ที่แตกต่างกันออกไปดังรูปที่ 2 ความถี่ที่ใช้ใน Medical Implant Communications Service (MICS) ถูกกำหนดไว้ที่ความถี่ 402 -405 MHz แต่ถ้าความถี่ที่สูงกว่า 405MHz ถึง 1429.5MHz จะใช้สำหรับ Wireless Medical Telemetry Services (WMTS) ซึ่งทั้ง MICSและ WMTS จะไม่รองรับการใช้งานที่มีอัตราการส่งข้อมูลสูง และถ้าความถี่ 2.4 GHz ซึ่งเป็น Industrial, Scientific and Medical (ISM) หรือย่านความถี่ ISM ความถี่นี้ถูกใช้ทั่วโลกและรองรับการใช้งานที่อัตราการส่งข้อมูลสูง นอกจากนี้ก็ยังมีย่านความถี่กว้างหรือ Ultra-wide band ซึ่งช่วงความถี่ 3.1-10.6 GHz. ในปัจจุบัน IEEE802.15.6 ได้กำหนดชั้นกายภาพไว้ 3 ย่านความถี่คือ 1) ย่านความถี่แคบ (Narrowband: NB) 2) ย่านความถี่กว้าง (Ultra-wide band: UWB) และ 3) การสื่อสารบนร่างกายมนุษย์ (Human Body Communications: HBC) การเลือกใช้ความถี่จะขึ้นอยู่กับความต้องการในการใช้งาน และสำหรับการควบคุมการเข้าถึงชั้นกลาง (MAC) ข้อกำหนดเกี่ยวข้องกับโปรโตคอลในการเข้าถึงข้อมูลในช่องสัญญาณ ซึ่งสำหรับงานวิจัยนี้ให้ความสำคัญกับข้อกำหนดที่เกี่ยวข้องกับชั้นกายภาพหรือข้อกำหนดที่เกี่ยวข้องกับการเลือกใช้ความถี่ ซึ่งจะกล่าวในหัวข้อต่อไป

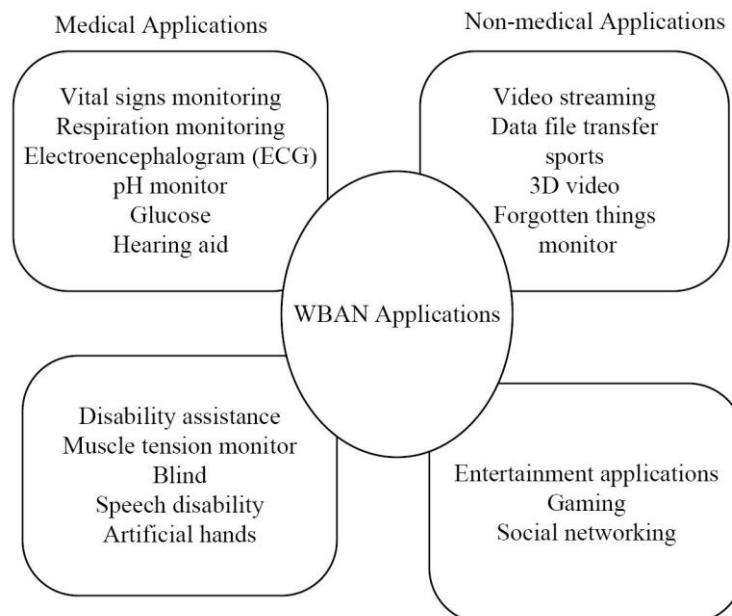
ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



2.4.

รูปที่ 2 แบนด์ความถี่ของ WBAN

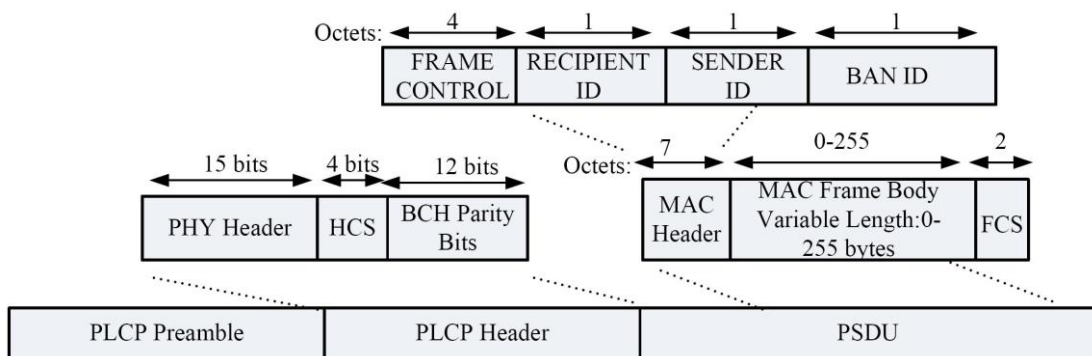
การใช้งาน WBAN ได้วางเป้าหมายไว้ตามมาตรฐาน IEEE 802.15.6 ซึ่งแบ่งออกเป็น การประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ (medical applications) และไม่ใช่การใช้งานทางการแพทย์ (non-medical applications) แสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 การประยุกต์ใช้งาน WBAN ตามมาตรฐาน IEEE 802.15.6

ข้อกำหนดของชั้นกายภาพ (PHY Layer Specification)

1) Narrowband PHY (NB): NB PHY มีหน้าที่ในการเปิด/ยกเลิกการใช้งานของตัวรับส่งคลื่นวิทยุ ล้างการเข้าถึงช่องสัญญาณ (Clear Channel Assessment: CCA) ภายในการรับ/ส่ง และช่องสัญญาณปัจจุบัน โพรโตคอลของหน่วยข้อมูลในชั้นกายภาพ (Physical Protocol Data Unit: PPDU) มีรูปแบบเฟรมดังรูปที่ 4 และอัตราการรับ/ส่งข้อมูลขึ้นกับการมอดูเลตดังแสดงในตารางที่ 1

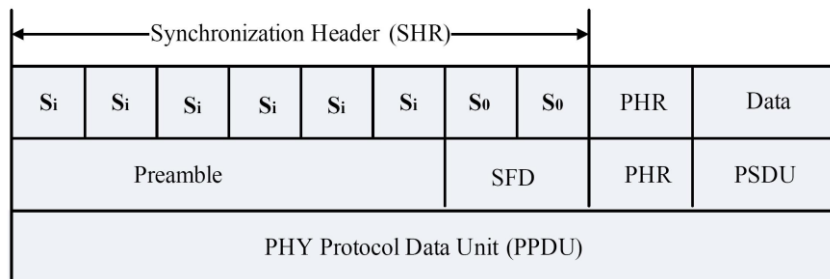


รูปที่ 4 โครงสร้างของ NB PPDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6

ตารางที่ 1 การมอดูเลตพารามิเตอร์สำหรับ PLCP Header และ PSDU

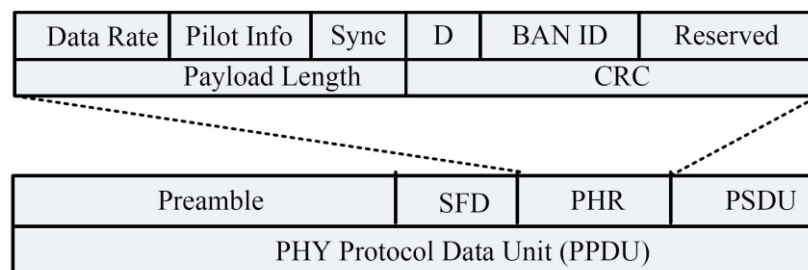
Frequency Band	Packet Component	Modulation	Symbol Rate (Kbps)	Code Rate BCH (n,k)	Information Data Rate (Kbps)
402 - 405 MHz	PLCP Header	$\pi/2$ -DBPSK	187.5	(31,19)	57.5
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	187.5	(63,51)	75.9
	PSDU	$\pi/4$ -DQPSK	187.5	(63,51)	303.6
420 - 450 MHz	PLCP Header	GMSK	187.5	(31,19)	57.5
	PSDU	GMSK	187.5	(63,51)	75.9
	PSDU	GMSK	187.5	(63,51)	151.8
863 - 870 MHz	PLCP Header	$\pi/2$ -DBPSK	250	(31,19)	76.6
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	250	(63,51)	101.2
	PSDU	$\pi/4$ -DQPSK	250	(63,51)	404.8
902 - 928 MHz	PLCP Header	$\pi/2$ -DBPSK	300	(31,19)	91.9
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	300	(63,51)	121.4
	PSDU	$\pi/4$ -DQPSK	300	(63,51)	485.7
950 - 956 MHz	PLCP Header	$\pi/2$ -DBPSK	250	(31,19)	76.6
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	250	(63,51)	101.2
	PSDU	$\pi/4$ -DQPSK	250	(63,51)	404.8
2360-2400 MHz 2400-2483.5 MHz	PLCP Header	$\pi/2$ -DBPSK	600	(31,19)	91.9
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	600	(63,51)	121.4
	PSDU	$\pi/2$ -DBPSK	600	(63,51)	485.7

2) Ultra-Wideband PHY (UWB): UWB PHY กระทำในสองความถี่คือ ย่านความถี่ต่ำและความถี่สูง แต่ละย่านถูกแบ่งออกเป็นช่องสัญญาณโดยที่มีแบนด์วิธ 499.2 MHz, UWB ย่านความถี่ต่ำมีช่องสัญญาณเพียง 3 ช่อง (1-3) เท่านั้น ช่องสัญญาณที่ 2 เป็นความถี่กลาง (central frequency) ที่ 3993.6 MHz และถือเป็นช่องสัญญาณที่บังคับ สำหรับ UWB ย่านความถี่สูงมี 8 ช่องสัญญาณคือ (4-11) ช่องที่ 7 เป็นความถี่กลางที่ 7987.2 MHz และถือเป็นช่องสัญญาณที่บังคับ ในขณะที่ทุกช่องสัญญาณอื่น ๆ จะเป็นตัวเลือก สำหรับอุปกรณ์ UWB โดยทั่วไปควรจะรองรับอย่างน้อยหนึ่งช่องสัญญาณที่บังคับ ตัวรับส่ง UWB PHY transceivers อนุญาตให้ดำเนินงานที่ซับซ้อนได้ต่ำและระดับพลังงานที่สร้างสัญญาณในการใช้งานให้อยู่ในแบนด์ของ MICS โปรโตคอลที่ใช้มีรูปแบบดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 โครงสร้างของ UWB PPDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6

3) Human Body Communications PHY (HBC): HBC PHY กระทำในสองย่านความถี่ โดยมีความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ 16MHz และ 27 MHz กับแบนด์วิธ 4 MHz และโปรโตคอลที่ใช้เป็นรูปที่ 6 HBC เป็นการสื่อสารแบบสนามไฟฟ้าสถิตย์ (Electrostatic Field Communication: EFC) การกำหนดของ PHY จะถูกครอบคลุมด้วยโปรโตคอลที่ใช้สำหรับ WBAN



รูปที่ 6 โครงสร้างของ EFC PPDU ในมาตรฐาน IEEE 802.15.6

2.4. บทสรุป

ระบบเครือข่ายกายสัมผัส เป็นเทคโนโลยีหนึ่งที่น่ามาใช้ภายใต้ระบบสัมผัสทางร่างกายมนุษย์ ซึ่งทำให้ร่างกายของเราเสมือนเป็นสายสัญญาณ ในการรับส่งข้อมูลที่มีความเร็วไม่มากนัก Body Area Network เป็นเพียงการสื่อสารผ่านร่างกายมนุษย์เท่านั้น ต้องใช้การสัมผัสของร่างกายมนุษย์จึงจะสามารถสื่อสารกันได้ ดังนั้น จึงมีการพัฒนา BAN ให้มีความสามารถมากยิ่งขึ้นนั่นคือ WBAN: Wireless Body Area Network ศักยภาพด้านการส่งข้อมูลจึงเป็นในลักษณะไร้สาย อีกไม่นานร่างกายของ มนุษย์ ก็จะกลายมาเป็นส่วนหนึ่งของเครือข่ายข้อมูล จะสามารถส่งถ่ายข้อมูลไปให้ผู้อื่น หรือ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ด้วยการสัมผัส นักวิจัยทั่วโลก กำลังพัฒนาอุปกรณ์บนร่างกายมนุษย์ การฝังอุปกรณ์ลงไปในร่างกายมนุษย์ หรือเซ็นเซอร์ตรวจวัดต่างๆ เช่น การหายใจ จังหวะหัวใจ ปริมาณกลูโคส ความดันเลือด การเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อ ซึ่งเซ็นเซอร์เหล่านี้จะอยู่บนเครือข่าย BAN โดย ส่งข้อมูลคุยกันผ่านผิวหนังของมนุษย์นั่นเอง เซ็นเซอร์อาจนำไปติดบนเสื้อผ้า นาฬิกา รองเท้า หรือฝังไว้ใต้ผิวหนัง และอื่นๆ แล้วส่งข้อมูลมาที่อุปกรณ์มือถือ เพื่อส่งให้ Server ของโรงพยาบาล การประยุกต์ของ BAN มีมากมาย ไม่ใช่แค่ในเรื่องสุขภาพหรือการแพทย์เท่านั้น ยักษ์ใหญ่แห่งวงการอิเล็กทรอนิกส์อย่าง Philips กำลังทำการวิจัยอย่างเข้มข้นในเรื่องของการให้มนุษย์เข้าไปอยู่เป็นส่วนหนึ่งของเครือข่ายข้อมูล BAN สามารถทำแบบไร้สาย ซึ่งจะทำให้อุปกรณ์บนร่างกายของเรา สามารถที่จะคุยกับอุปกรณ์อื่นๆ บนเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ [17]

บทที่ 3 การออกแบบระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกาย (Proposed of the Intelligent Medical and Monitoring System)

3.1. บทนำ

การวัดสัญญาณชีพ (Vital Sign) พื้นฐานที่ทุกคนควรรู้เบื้องต้นเพื่อแสดงให้เห็นทราบถึงอาการสำคัญที่สุดของสิ่งมีชีวิตที่ช่วยบอกถึงความปกติหรือความผิดปกติของร่างกาย ประกอบด้วย 4 อาการแสดง (Sign อาการที่แพทย์สามารถตรวจพบได้) คือ

- ชีพจร (อัตราการเต้นของหัวใจ หรือ Pulse หรือ Pulse rate ย่อว่า P)
- อัตราการหายใจ (Respiratory rate ย่อว่า RR หรือ R)
- อุณหภูมิร่างกาย (Body Temperature ย่อว่า T)
- ความดันโลหิต (Blood pressure ย่อว่า BP)

สัญญาณชีพ เป็นอาการที่สามารถตรวจวัดได้ด้วยวิธีการง่าย ๆ อาจด้วยตนเอง ยกเว้น ความดันโลหิตที่ต้องมีเครื่องวัด แต่ก็ก็เป็นเครื่องที่ผู้ใหญ่ทุกคนสามารถใช้ได้ ใช้เป็น

สัญญาณชีพ เป็นตัวบอกความมีชีวิต ใช้ประเมินการทำงานของทุกอวัยวะในร่างกาย โดยเฉพาะ หัวใจ ปอด และสมองนอกจากนั้น ยังมีประโยชน์ทั้งในการประเมิน วินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้น อาจช่วยวินิจฉัยโรคได้ และยังใช้ในการตรวจติดตามและประเมินผลการรักษา ค่าของสัญญาณชีพของแต่ละบุคคล ปกติจะไม่เท่ากัน ขึ้นกับ อายุ เพศ และตรวจในขณะที่พัก หรือหลังการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะการออกกำลังกาย และเมื่อเกิดความผิดปกติหรือเกิดโรค ค่าของสัญญาณชีพก็จะเปลี่ยนแปลงผิดปกติ เช่น เมื่อมีไข้ ชีพจร อัตราการหายใจ จะสูงขึ้น ความดันโลหิตอาจสูงหรือต่ำ อุณหภูมิร่างกายอาจสูงหรือต่ำกว่าปกติ ขึ้นกับความรุนแรงของโรค เป็นต้น ค่าปกติในผู้ใหญ่ปกติของชีพจร อัตราการเต้นของหัวใจ วัดนับจากการใช้นิ้วกลางและนิ้วชี้คลำการเต้นของหลอดเลือดแดงตรงด้านหน้าของข้อมือ (ด้านหัวแม่มือ) ที่อยู่ต่ำกว่าฐานของนิ้วหัวแม่มือ ซึ่งจะประมาณ 60 – 100 ครั้งต่อนาที อัตราการหายใจ วัดโดยดูจากการขยายตัวของช่องอก จะประมาณ 12 – 18 ครั้งต่อนาที ความดันโลหิต ใช้ตรวจวัดจากเครื่องวัด จะประมาณ 90/60-120/80 มิลลิเมตรปรอท อุณหภูมิร่างกาย ค่าปกติจะประมาณ 37+/- 0.5 องศาเซลเซียส/Celsius การวัดค่าสิ่งเหล่านี้จะไม่ยุ่งยากอีกต่อไปด้วยการนำนวัตกรรมของงานวิจัยนี้มาใช้เพื่อตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ ดังจะนำเสนอต่อไป

3.2. ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การออกแบบอุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร (Heart rate pulse) และความดันเลือด (Blood pressure)

3.2.1. ความดันเลือด (Blood Pressure)

ความดันเลือดเกิดจากผลการบีบตัวของหัวใจ ความดันเลือดในส่วนต่าง ๆ ของอวัยวะในร่างกายของระบบไหลเวียนเลือดไม่เท่ากันทุกจุด โดยทั่วไปความดันเลือดแดงที่ส่งจากหัวใจจุดแรกจะมีความดันสูงสุด ต่อกันนั้นจะค่อย ๆ ลดลง จนถึงหลอดเลือดดำใหญ่ที่จะเข้าสู่หัวใจซึ่งจะมีความดันต่ำที่สุด ความดันเลือดแดงมีลักษณะเป็น pulsatile คือสูงสุดขณะหัวใจบีบตัว (Systole) และต่ำสุดขณะหัวใจคลายตัว (Diastole) แต่ต่อไปเมื่อถึงหลอดเลือดเล็กๆ ลักษณะของการเกิด pulsatile จะค่อยๆ ลดลงและหมดไปที่ละน้อยอันเกิดจากการยืดหยุ่นและความต้านทานของหลอดเลือด

การวัดความดันเลือด เมื่อเพิ่มความดันลงไปบนหลอดเลือดแดงโดยตรงจะทำให้หลอดเลือดแฟบ เลือดไม่สามารถผ่านไปไดจากนั้นเมื่อลดความดันที่วัดลงเรื่อย ๆ จนถึงจุดแรกที่ความดันในอุ้งยางต่ำกว่าความดันในหลอดเลือด (Systolic pressure) จะทำให้หลอดเลือดเริ่มขยายตัวไต่บางและปล่อยให้เลือดเล็ดลอดออกไปยังท่อซึ่งใหญ่กว่าจึงทำให้เกิดกระแสเลือดไหลวน (eddy current) ขึ้น ซึ่งการไหลวนของเลือดนี้เองที่ทำให้เกิดเสียงดัง (Korotkoff 's sound) เมื่อลดความดันต่อไปอีกเรื่อย ๆ จนถึงจุดที่เสียงหายไป เนื่องจากขนาดของหลอดเลือดมีขนาดโตตามปกติความดันของอุ้งยางตรงจุดที่เสียงหายไปคือ ค่าความดัน diastolic

3.2.2. ความสัมพันธ์ระหว่างชีพจรและความดันเลือด

ชีพจร (arterial pulse) เกิดจากแรงกระทบของเลือดที่ส่งต่อไปยังหลอดเลือดรอบนอก ซึ่งจะทำให้เกิด arterial pulsation ขึ้น หรือเรียกว่า ชีพจร

ชีพจรไม่ใช่ arterial blood flow แต่เป็นความเร็วของ pulse wave ซึ่งมีค่าประมาณ 5 – 8 เมตร/วินาทีเร็วกว่าความเร็วของการไหลของเลือดประมาณ 10 – 15 เท่าจากการเกิดการเต้นของหลอดเลือดแดงนี้เอง ทำให้แพทย์นำมาใช้ประโยชน์เพื่อเป็นประโยชน์ในการตรวจภาวะการไหลเวียนของร่างกาย การตรวจชีพจรนั้นโดยมากจะตรวจจากหลอดเลือดแดงที่ชื่อ radial เพราะอยู่ต้นคลำง่าย การตรวจชีพจรสามารถทราบค่าต่าง ๆ ดังนี้

อัตรา (rate) เป็นจำนวน ครั้ง/นาทีที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจ ซึ่งแรงพอที่จะส่งผลไปกระทบยังหลอดเลือดรอบนอก ปกติอัตราชีพจร (pulse rate) จะมีค่าเท่ากับอัตราหัวใจ (heart rate) แต่ถาการบีบตัวของหัวใจไม่แรงพอจะทำให้อัตราชีพจรมีค่าน้อยกว่าอัตราหัวใจ

3.2.3. อัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร

ชีพจร คือการเต้นหรือการบีบตัวของหัวใจซึ่งตรวจวัดได้ จัดเป็นหนึ่งในสัญญาณชีพ (ชีพจร ความดันเลือด อัตราการหายใจ และอุณหภูมิของร่างกาย) โดยการตรวจวัดจะทำการจับค่าชีพจร (จับค่าเส้นเลือดที่เต้นตบ ๆ ซึ่งเต้น 1 ครั้งนับเป็น 1 ครั้งของชีพจร) บริเวณหลอดเลือดแดงใหญ่ซ้าย หรือขวา เช่น ด้านหน้าลำคอ ด้านหน้าข้อมือ (ฝั่งด้านหัวแม่มือ) ข้อพับแขน (ฝั่งด้านนิ้วก้อย) หรือ บริเวณขาหนีบ

ชีพจรปกติ ในการจับชีพจรจะนับเป็นจำนวนครั้ง (ของจังหวะการเต้นของหัวใจที่ถ่ายทอดมายังเส้นเลือด) ต่อนาที (Beat per minute) หรือ BPM เรียกว่า อัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งในภาวะปกติของผู้ใหญ่ (จับในช่วงพักอย่างน้อยประมาณ 10 นาที) จะประมาณ 60 – 80 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้ในคนปกติชีพจรเปลี่ยนแปลงได้ตามวัย(อายุน้อยชีพจรจะเต้นเร็ว) การพักผ่อน (ชีพจรเต้นช้าลง) อารมณ์ ความเครียด ความกังวล (ชีพจรเต้นเร็ว) ยาบางชนิด (มีทั้งชนิดทำให้ชีพจรเต้นเร็วและเต้นช้า) น้กกีฬา (ชีพจรเต้นช้า) และโรคบางโรค เช่น ไทรอยด์เป็นพิษหรือโรคต่อมไทรอยด์ทำงานเกิน (ชีพจรเต้นเร็ว)

ชีพจรผิดปกติ มีได้ 3 แบบ ได้แก่ ชีพจรเต้นเร็วผิดปกติ คือมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที ชีพจรเต้นช้าผิดปกติ คือต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที และ โรคหัวใจเสียจังหวะ (Arrhythmia) หรือ ชีพจรเต้นไม่สม่ำเสมอ อาจช้าไม่สม่ำเสมอ เร็วไม่สม่ำเสมอ หรือช้า ๆ เร็ว ๆ ซึ่งเมื่อเป็นน้อยอาจไม่มีอาการ แต่เมื่อผิดปกติมาก อาจรู้สึกใจสั่น หน้ามืด วิงเวียน เป็นลม Error! Reference source not found.

3.2.4. การวัดชีพจรในปัจจุบัน

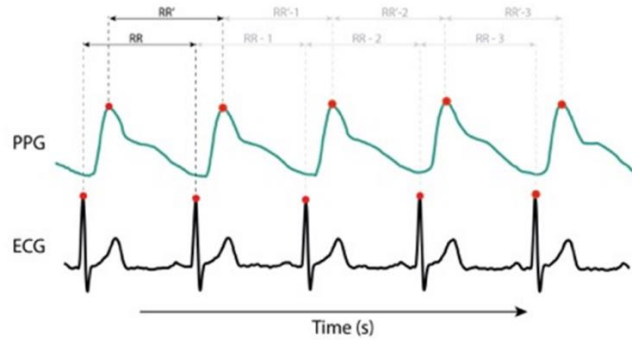
แบ่งออกเป็น 3 วิธีหลักๆ ดังนี้

3.2.4.1. Electro-cardiogram (ECG) คือการทดสอบโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าของหัวใจในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจซึ่งปล่อยออกมาและส่งผ่านไปทั่วทั้งหัวใจ ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยจะเรียกสัญญาณไฟฟ้านี้ว่า **คลื่นไฟฟ้าหัวใจ** ดังรูปที่ 7 เมื่อเรานำเอาตัวจับสัญญาณไฟฟ้ามาจับ เราก็จะสามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าที่ออกมาจากหัวใจได้ Error! Reference source not found.

3.2.4.2. Photoplethysmography (PPG) เป็นเทคนิคทางแสงที่ใช้ในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรเลือดที่ไหลเวียนจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ โดยวัดปริมาณการเปลี่ยนแปลงการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินในเลือด จากการส่งผ่านหรือการสะท้อนกลับของแสงที่ส่อง

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ไปในเนื้อเยื่อบริเวณผิวหนัง เป็นวิธีการที่ไม่รุกรานหรือเป็นอันตรายต่อร่างกาย เทคนิคนี้ให้ข้อมูลที่มีค่าเกี่ยวกับระบบหัวใจและหลอดเลือดของเรา



รูปที่ 7 การเปรียบเทียบสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจจากเทคนิคของ PPG (ด้านบน) และ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECG (ด้านล่าง) Error! Reference source not found.

3.2.4.3. การวัดด้วยตนเอง โดยเราสามารถเลือกจับชีพจรที่ลำคอหรือข้อมือเลือกจุดวัดชีพจรที่คุณรู้สึกถนัดมากที่สุดหรือที่คุณสามารถหาชีพจรได้ง่าย โดยปกติแล้วเราจะนับโดยใช้เวลา 60 วินาที แต่ก็สามารถวัดอีก 2 แบบคือ

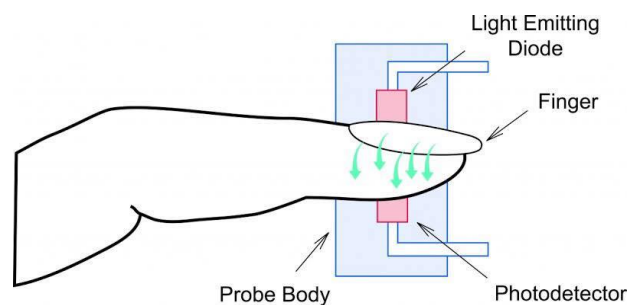
1. นับการเต้นของชีพจรภายใน 15 วินาทีแล้วทำการคูณ 4
2. นับการเต้นของชีพจรภายใน 30 วินาทีแล้วทำการคูณ 2

ตัวอย่าง ในการนับแบบ 15 วินาที

$$\text{ชีพจร} = 5 \times 15 = 75 \text{ bpm}$$

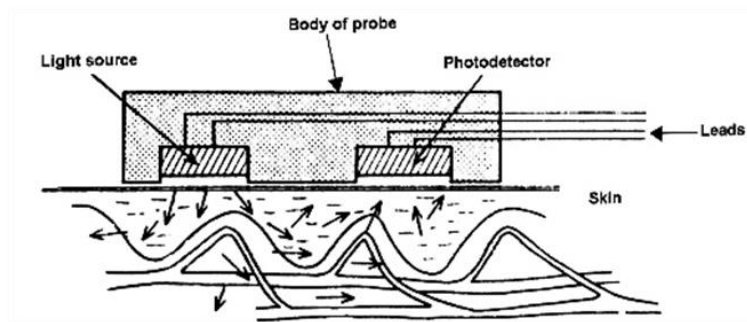
3.2.5. ประเภทของการวัดแบบ Photoplethysmography (PPG)

3.2.5.1. การวัดแบบการส่งผ่าน จะมีตัวส่งและตัวรับวางอยู่ในแนว ตรงกันข้ามโดยจะวัดค่าด้วยการหนีบไว้บริเวณนิ้วโดยตัวอุปกรณ์จะถูกคล้องไว้ซึ่งทำให้การส่งผ่านของแสงระหว่างตัวส่งและตัวรับมีความแม่นยำมากขึ้นดังรูปที่ 8



รูปที่ 8 เทคนิคการวัดของหลักการ PPG แบบส่งผ่าน

3.2.5.2. การวัดแบบสะท้อน มีตัวส่งและตัวรับวางอยู่ในแนวเดียวกัน การวัดในลักษณะนี้เป็นการสวมใส่บริเวณข้อมือคล้ายกับการใส่ นาฬิกา มีความสะดวกและคล่องตัว แต่หากมีการเคลื่อนไหวของตัวอุปกรณ์จะทำให้การสะท้อนจากตัวส่งไปยังตัวรับมีความแม่นยำน้อยลงดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 เทคนิคการวัดของหลักการ PPG แบบสะท้อน

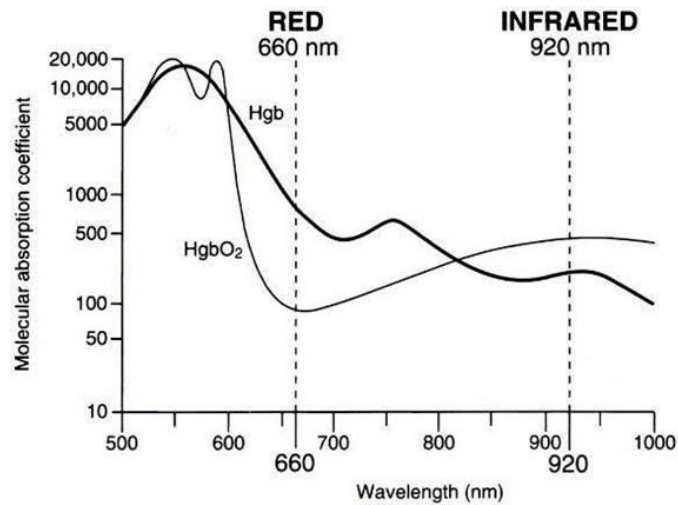
โดยการวัดทางการแพทย์ที่มีความนิยมคือการวัดแบบการส่งผ่านซึ่งในการส่งและรับแสงจะให้สัญญาณที่ดีกว่าการวัดแบบสะท้อนเนื่องจากการวัดแบบสะท้อนนั้นสัญญาณมีการรบกวนค่อนข้างสูง และต้องใช้ความระมัดระวังไม่ให้ส่วนที่จะวัดเคลื่อนที่อีกด้วย Error! Reference source not found.

3.2.6. ความสามารถในการดูดซับแสงของฮีโมโกลบินในเลือด

โดยภายในเลือดที่มีการไหลเวียนอยู่นั้นก็จะประกอบไปด้วยฮีโมโกลบินสองชนิดคือ

3.2.6.1. ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin : HbO_2) มีลักษณะสีแดงสดโดยภายในเม็ดเลือดก็จะมีจำนวนออกซิเจนมากจะดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600 - 750 nm เช่น LED (คลื่นแสงสีแดง)

3.2.6.2. ฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin : HbR) มีลักษณะสีดำหรือคล้ำโดยภายในเม็ดเลือดนั้นจะมีออกซิเจนอยู่น้อยมาก จะดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 850 - 1000 nm เช่นแสง Infrared โดยในการดูดกลืนของแสงนั้น Oxyhemoglobin จะมีการดูดกลืนแสงสีแดงมากกว่าแสงอินฟราเรดและในทางกลับกัน Deoxyhemoglobin ก็จะถูกดูดกลืนแสงสีแดงน้อยกว่าแสง อินฟราเรด Error! Reference source not found. ดังรูปที่ 10



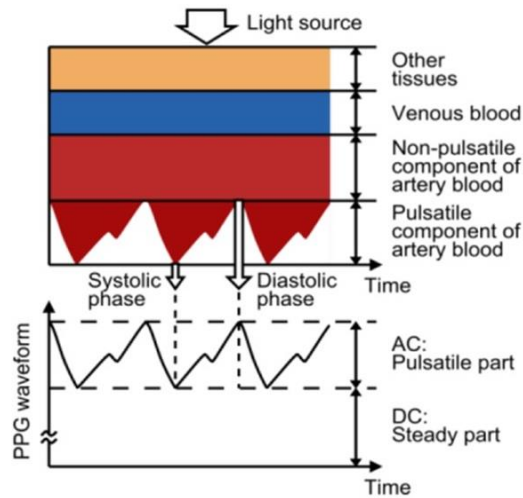
รูปที่ 10 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ Oxyhemoglobin และ Deoxyhemoglobin

ความเข้มของแสงที่ส่งไปจากแหล่งกำเนิดแสง (LED,IR) และแสงที่ส่งไปยังตัวตรวจจับแสง (Photodiode) ในโหมดการสะท้อนหรือโหมดการส่งผ่านจะมีความแตกต่างกันขึ้นอยู่กับการเปลี่ยนแปลงปริมาณเลือดภายใต้การบีบตัวของหัวใจ ซึ่งความเข้มแสงที่มาถึงตัวตรวจจับแสงจะถูกวัดและเกิดการเปลี่ยนแปลงของกระแส และสัญญาณที่ได้นี้จะถูกขยายด้วยระบบอิเล็กทรอนิกส์และบันทึกเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่เรียกว่า photoplethysmography (PPG) แบ่งออกเป็นสององค์ประกอบคือ

1) ส่วนประกอบ DC PPG ซึ่งเป็นแรงดันไฟฟ้าคงที่ขณะที่ไม่มีเลือดไหลผ่านซึ่งขนาดจะถูกกำหนดโดยธรรมชาติของวัสดุที่ผ่านเนื้อเยื่อ (ผิว, กระดูกอ่อน, เลือดดำ, ฯลฯ) ส่วนประกอบ DC ที่เปลี่ยนแปลงอย่างช้าๆจะถูกดึงออกมาโดยใช้ตัวกรองความถี่ต่ำ

2) ส่วนประกอบ AC PPG จะสัมพันธ์กับอัตราการเต้นของหัวใจที่เกี่ยวข้องกับชีพจรและปริมาณเลือด รูปทรงของสัญญาณ AC PPG เป็นเครื่องบ่งชี้ถึงความสอดคล้องของหลอดเลือดและประสิทธิภาพการทำงานของหัวใจ ส่วนประกอบ AC มักจะมีแอมพลิจูด 1-2% ของค่า DC และมันจะถูกกรองสัญญาณโดยตัวกรองความถี่สูง [19]

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กก่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



รูปที่ 11 การดูดซับคลื่นแสงในช่วง DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ AC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

3.2.7. ตารางแสดงความสัมพันธ์ความดันโลหิตโดยเฉลี่ยของร่างกายคนทั่วไป และอัตราชีพจรปกติของแต่ละวัย

ตารางที่ 2 ระดับความดันโลหิตโดยเฉลี่ยของร่างกาย

ระดับความดันโลหิต	ความดันโลหิต (บน)	ความดันโลหิต (ล่าง)	การปฏิบัติตัว
ปกติ	น้อยกว่า 120	น้อยกว่า 80	ตรวจเช็คระดับความดันอย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง
ค่อนข้างสูง	120 - 129	80 - 84	ออกกำลังกาย ควบคุมอาหาร งดดื่มแอลกอฮอล์
สูงกว่าปกติ	130 - 139	85 - 89	ปรึกษาแพทย์ ออกกำลังกาย ควบคุมอาหาร
ความดันโลหิตสูงระดับ 1	140 - 159	90 - 99	พบแพทย์ ทานยาตามแพทย์สั่ง ควบคุมอาหาร
ความดันโลหิตสูงระดับ 2	มากกว่า 160	100 - 109	อันตราย พบแพทย์ด้วย

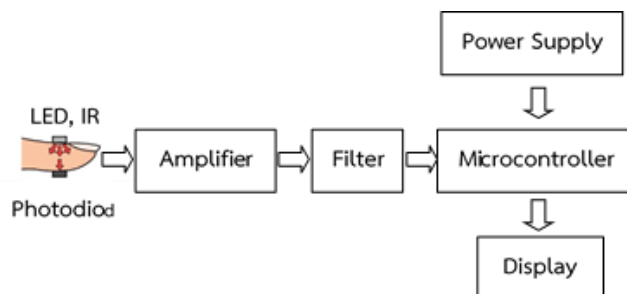
ตารางที่ 3 อัตราชีพจรปกติเฉลี่ยในแต่ละช่วงวัย

ช่วงอายุ	อัตราชีพจรปกติ (bpm)
ทารกแรกเกิด - 12 เดือน	120 - 160
1 เดือน - 12 เดือน	80 - 140
1 ปี - 2 ปี	80 - 130
2 ปี - 6 ปี	75 - 120
6 ปี - 12 ปี	75 - 110
มากกว่า 12 ปี	60 - 100

อัตราการเต้นของหัวใจปกติของผู้ใหญ่โดยเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 70 - 72 bpm ค่าเฉลี่ยของผู้ชายอยู่ที่ 60 - 70 bpm และค่าเฉลี่ยของผู้หญิงอยู่ที่ 72 - 80 bpm เหตุผลที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้หญิงนั้นสูงกว่าในผู้ชาย เพราะผู้หญิงมีขนาดหัวใจที่เล็กกว่า ปริมาตรของเลือดที่ไหลเวียนในร่างกายน้อยกว่า และระดับฮีโมโกลบินในเลือดต่ำกว่าผู้ชาย

3.2.8. แนวทางในการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร และความดันเลือด

Error! Reference source not found. แสดงแนวทางการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร และความดันเลือด โดยใช้หลักการของแสงที่มีราคาถูกลงและง่ายโดยจะตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงปริมาณเลือดในนิ้วโดยอุปกรณ์จะมีส่วนประกอบ 2 ส่วนคือตัวส่ง (LED, Infrared) ที่มีความยาวคลื่นที่สามารถทะลุผ่านฮีโมโกลบินของเลือดและเนื้อเยื่อได้และตัวรับ (Photodiode, LDR, Phototransistor)



รูปที่ 12 แนวทางในการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร และความดันเลือด

หลักการทำงานเมื่อหัวใจมีการบีบตัวจะมีการไหลเวียนของเลือดและปริมาตรของเลือดที่มากขึ้นที่นิ้วเราทำให้ตัวส่งนั้นส่งแสงผ่านเลือดและเนื้อเยื่อไปยังตัวรับได้น้อยลงในทางกลับกันเมื่อ

หัวใจมีการคลายตัวการไหลเวียนของเลือดและปริมาตรของเลือดในนั้วก็น้อยลงทำให้ตัวส่งสามารถส่งแสงไปยังตัวรับได้มากขึ้นฉะนั้นค่าที่ได้มาจากตัวรับนั้นก็ขึ้นอยู่กับปริมาณของเลือดในนั้วโดยค่าที่ได้ออกมานั้นจะอยู่ในรูปแบบสัญญาณทางไฟฟ้า เมื่อได้ค่าจากตัวรับเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าแล้วเราก็จะต้องนำค่าที่มีขนาดเล็กมากๆ ที่เกิดจากการลดทอน มาขยายโดยวงจรขยาย เพื่อให้แอมพลิจูดของสัญญาณมีขนาดสูงก่อนแต่สัญญาณก็ยังมีกรอบกวนต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นแสงจากภายนอกหรือสัญญาณอื่นในร่างกายที่แทรกเข้ามาด้วยโดยจะต้องมีการกรองเพื่อเอาสัญญาณรบกวนออกเสียก่อนที่จะเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์ ค่าที่ได้จากการขยายและการกรองและจะเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำหน้าที่ประมวลผลและคำนวณสัญญาณที่ได้มานั้นเทียบเป็น Beats per minute หรือ bpm เป็นอัตราการเต้นของชีพจรใน 1 นาที เมื่อได้อัตราการเต้นของชีพจรออกมาแล้วก็จะหาความสัมพันธ์ระหว่างชีพจรและความดันเลือด เพื่อให้ได้ข้อมูลของความดันเลือดออกมาด้วย หลังจากนั้นทำการส่งข้อมูลแบบไร้สายโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ของ ESP8266 ที่สามารถส่งข้อมูลแบบ Wi-Fi ได้หรือใช้แบบ ESP32 ที่สามารถส่งข้อมูลแบบ Wi-Fi และ Bluetooth โดยการเลือกใช้การส่งข้อมูลแบบ Wi-Fi หรือ Bluetooth นั้นก็ต้องขึ้นอยู่กับระยะที่จะแสดงผลถ้าเป็นการส่งข้อมูลระยะใกล้ก็ใช้การส่งของข้อมูลแบบ Bluetooth แต่ถ้าเป็นการส่งระยะไกลการใช้ Wi-Fi เมื่อข้อมูลเข้า Gateway แล้วจะสามารถไปแสดงที่หน้าจอของพยาบาลและแพทย์หรือผู้ที่เกี่ยวข้องได้โดยไม่ต้องเดินไปตรวจหลายครั้ง

หมายเหตุ: ปัจจุบันอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการตรวจวัด ทั้งวัดความดัน วัดแคลอรี วัดค่าออกซิเจน และสัญญาณดังกล่าว มีขายและใช้งานทั่วไป ทั้งในรูปแบบของนาฬิกาอัจฉริยะ (Smart watch) หรือสายคล้องข้อมือ (Wristband) ซึ่งมีขนาดเล็ก กะทัดรัด **แต่ยังคงพบว่าสามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์หรือแสดงผลได้เฉพาะบุคคลผู้สวมใส่เท่านั้น ไม่สามารถส่งข้อมูลใดๆ ไปยังผู้อื่น** ไม่ว่าจะเป็น ญาติ แพทย์และพยาบาลผู้วินิจฉัยโรคได้ จึงยังคงเรียกอุปกรณ์เหล่านี้เป็น Smart device แต่ยังไม่ถูกประยุกต์ใช้งานกับโรงพยาบาลเพื่อเป็น Smart healthcare

3.3. การออกแบบและทดสอบระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณพื้นฐานบนร่างกายคน

จากการศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณของร่างกายพบว่าสามารถออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดเพื่อตรวจสอบความผิดปกติของร่างกาย สามารถกระทำได้ทั้งบนร่างกาย (On body) และในร่างกายคน (Implant body) แต่เนื่องด้วยหลายข้อจำกัด โดยเฉพาะในการทดสอบอุปกรณ์ที่ออกแบบไว้ คณะวิจัยจึงเลือกออกแบบและทดสอบระบบการแพทย์อัจฉริยะ

สำหรับตรวจวัดสัญญาณพื้นฐานบนร่างกายคน โดยอุปกรณ์ตรวจวัดไม่ส่งผลกระทบต่อคนไข้แต่อย่างใด การออกแบบระบบแบ่งเป็น 2 ส่วนคือ

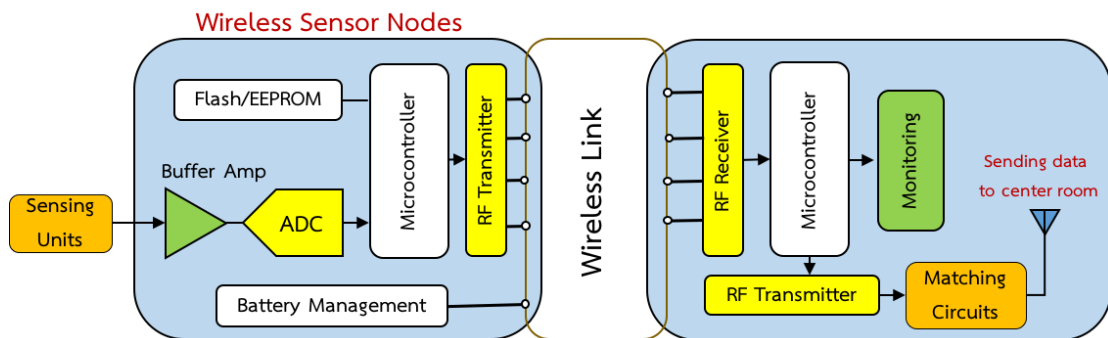
1. การออกแบบอุปกรณ์การตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ (Designing of Smart Device for Biomedical)
2. การออกแบบระบบโครงข่ายไร้สาย (Wireless Body Area Sensor Network : WBSN)

3.3.1. การออกแบบอุปกรณ์การตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ (Designing of Smart Device for Biomedical)

การออกแบบอุปกรณ์การตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ (Designing of Smart Device for Biomedical) หรือการออกแบบเซนเซอร์วัดสัญญาณชีพต่างๆ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร (Heart rate pulse) ความดันเลือด (Blood pressures) อุณหภูมิร่างกาย (Body temperature) และออกซิเจนในเลือด (Pulse oxygen) โดยมุ่งเน้นการออกแบบอุปกรณ์แต่ละประเภทที่ไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายและจิตใจของคนไข้ขณะติดอุปกรณ์บนร่างกาย ดังนั้นอุปกรณ์เหล่านั้นต้องมีขนาดเล็กกระทัดรัด เนื่องจากถูกสัมผัสกับร่างกายบริเวณต่างๆ เช่น ความดันเลือดและออกซิเจนในเลือด อาจติดไว้บริเวณนิ้วของคนไข้ ในขณะที่อุปกรณ์วัดอุณหภูมิร่างกาย ถูกติดตั้งบริเวณข้อมือ (ลักษณะคล้าย wristband) เป็นต้น นอกจากนี้ยังมุ่งเน้นการออกแบบอุปกรณ์ที่มีราคาถูกลงเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่ทางโรงพยาบาลต้องสั่งซื้อมาใช้งาน

โครงสร้างการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ มักอยู่บนพื้นฐานของโครงสร้างโหนดเซนเซอร์แบบไร้สาย (Wireless sensor nodes) ดังแสดงในดัง

ซึ่งไดอะแกรมแสดงวงจรทางไฟฟ้า (Electronic circuit) ที่ประกอบไปด้วย หน่วยการตรวจวัด (Sensing units) ทำหน้าที่ตรวจวัดสัญญาณชีพจรต่างๆ ซึ่งในงานวิจัยนี้ให้ความสนใจสัญญาณ 4 ประเภทดังกล่าวไว้แล้วข้างต้น สัญญาณเหล่านี้มักจะมีขนาดสัญญาณเล็กมาก ดังนั้นก่อนเข้าวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to digital: ADC) ควรขยายสัญญาณให้มีขนาดใหญ่ขึ้นก่อนส่งสัญญาณเอาต์พุตเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (แต่ในปัจจุบันไมโครคอนโทรลเลอร์มีความสามารถแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลในตัว) เพื่อประมวลสัญญาณ ก่อนถูกส่งผ่านทางสัญญาณคลื่นวิทยุ (RF transmitter) ทั้งตัวรับและตัวส่ง ข้อมูลสัญญาณชีพต่างๆ จะถูกประมวลผลเพื่อแสดงผล (Monitoring) บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ภายในห้องคนไข้ และข้อมูลถูกส่งไปแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันมือถือ (Mobile application) เพื่อให้ญาติคนไข้ทราบ กรณีออกไปข้างนอกห้องคนไข้ ในขณะที่ข้อมูลยังคงถูกส่งไปฐานข้อมูลกลางของผู้ป่วยผ่านทางเครือข่ายไร้สาย เพื่อส่งข้อมูลไปแสดงผลให้ พยาบาลและแพทย์ทราบต่อไป



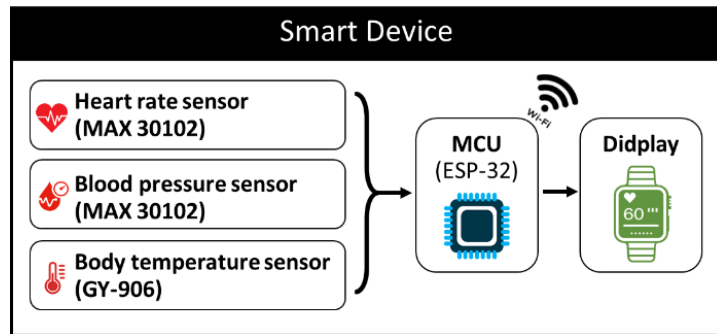
รูปที่ 13 โครงสร้างการออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณชีพแบบไร้สาย

ส่วนที่สำคัญในการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ นั้นคือการออกแบบหน่วยการตรวจวัด (Sensing units) และการขยายสัญญาณ (Amplifier) ของหน่วยการตรวจวัด ซึ่งเป็นส่วนที่ทำหน้าที่ตรวจวัดสัญญาณชีพจรต่างๆ ให้มีความแม่นยำสูงมาก โดยมีแนวทางในการออกแบบหน่วยการตรวจวัด โดยมุ่งเน้นการใช้เทคนิคทางแสงในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรเลือดที่ไหลเวียนจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ แบบ Photoplethysmography (PPG) เพื่อหาความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือดของร่างกาย ดังนั้นการใช้เทคนิคดังกล่าวสามารถออกแบบอุปกรณ์ได้ทั้งการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร (Heart rate pulse) และ ความดันเลือด (Blood pressure) ภายใต้อุปกรณ์ตัวเดียวกัน

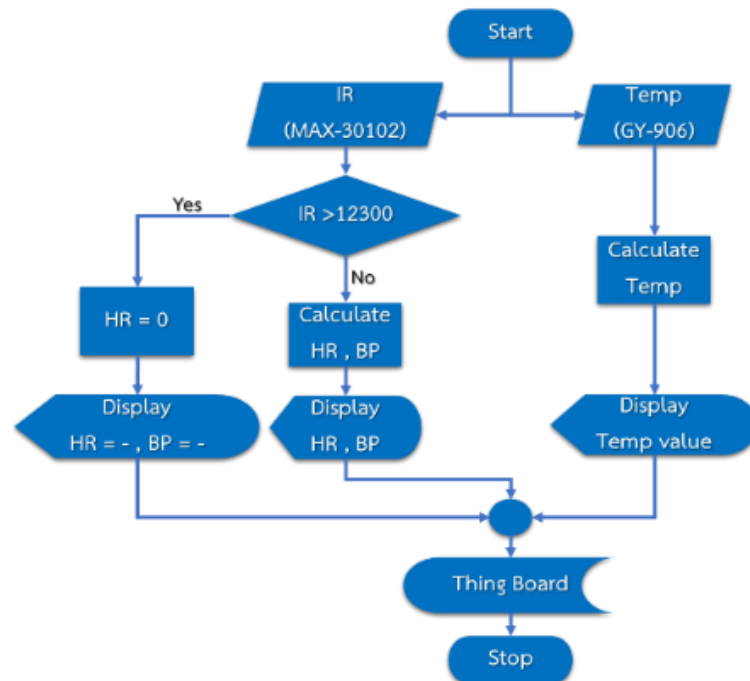
การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิของร่างกาย และออกซิเจนในเลือด และสร้างอุปกรณ์ในลักษณะ wristband

ตัวอุปกรณ์ Smart Device จะประกอบไปด้วยองค์ประกอบ 3 ส่วนหลักคือ เซนเซอร์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และจอแสดงผล ซึ่งในส่วนของเซนเซอร์จะ 2 ตัว คือเซนเซอร์ MAX-30102 ที่ใช้ในการตรวจวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจและความดันโลหิต และ เซนเซอร์ GY-906 เป็นเซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจวัดค่าอุณหภูมิร่างกายจากบริเวณผิวหนัง ซึ่งเมื่อเซนเซอร์ทั้ง 2 ชนิดตรวจวัดค่าได้แล้วก็จะส่งผลไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ (ในที่นี้ใช้บอร์ด ESP-32 mini) เพื่อทำการประมวลผลตามโค้ดโปรแกรมที่ได้ป้อนไว้ และเมื่อได้ค่าก็จะส่งค่าไปแสดงผลยังจอแสดงผลบนตัวอุปกรณ์รวมถึงส่งค่าขึ้นไปยังระบบ Cloud เพื่อทำการเก็บข้อมูลและแสดงผลต่อไปดังแสดงในรูปที่ 14 และอุปกรณ์ทั้งหมดจะได้รับพลังงานไฟเลี้ยงจากแบตเตอรี่ (Li-polymer 502530 3.7v 370mAh) สำหรับรูปที่ 15 แสดงผังกระบวนการการทำงานได้ดังรูปด้านล่าง

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



รูปที่ 14 อุปกรณ์ Smart Device



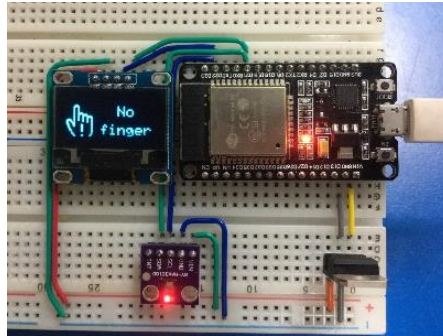
รูปที่ 15 ผังกระบวนการการทำงานของตัวอุปกรณ์

การทดสอบอุปกรณ์ Smart Device

(1) การทดสอบการรับ-ส่งข้อมูล

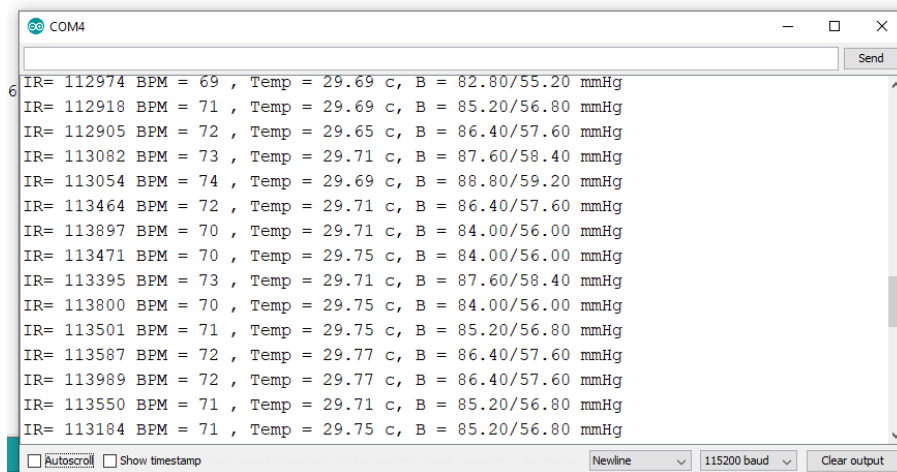
การทดสอบการรับ-ส่งค่าและการเชื่อมต่ออุปกรณ์ ในเบื้องต้นได้ทดสอบการเชื่อมต่ออุปกรณ์ลงบนโปรโตบอร์ดซึ่งอุปกรณ์ทั้งหมดจะการใช้การสื่อสารอนุกรมแบบ I2C ทำให้ประหยัดพื้นที่ในการเชื่อมต่อและใช้สายในการเชื่อมต่อจำนวนน้อย โดยแสดงได้ดังรูปที่ 16

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



รูปที่ 16 การทดลองเชื่อมต่ออุปกรณ์

เมื่อทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์สำเร็จก็ทำการตรวจสอบค่าความเป็นไปได้จากอุปกรณ์และเซนเซอร์จากการป้อนโค้ดโปรแกรมและดูค่าที่ได้จากจอ Serial Monitor ในตัวโปรแกรม Arduino IDE ดังรูปที่ 17

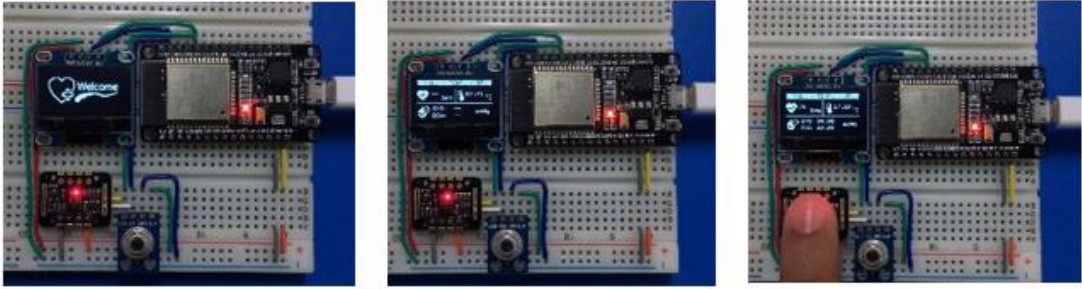


รูปที่ 17 ค่าที่ได้จากเซนเซอร์บนจอ Serial Monitor

(2) การทดสอบการแสดงผลบนจอ OLED ของ Smart Device

การทดสอบการแสดงผลของจอ OLED บนตัวอุปกรณ์และทดสอบการทำงานของโค้ดโปรแกรมที่ได้ป้อนไว้ โดยการแสดงผลแบ่งออกเป็น 3 ช่วงขณะ ได้แก่ 1. การแสดงผลบนจอ OLED ขณะเปิดอุปกรณ์และอุปกรณ์ทำงานในช่วงแรก 2. การแสดงผลค่าที่ได้จากเซนเซอร์บนจอ OLED ขณะไม่ได้ติดตั้งอุปกรณ์บนตัวผู้ป่วย 3. การแสดงผลค่าที่ได้จากเซนเซอร์บนจอ OLED ขณะติดตั้งอุปกรณ์บนตัวผู้ป่วย ซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 18 ตามลำดับ

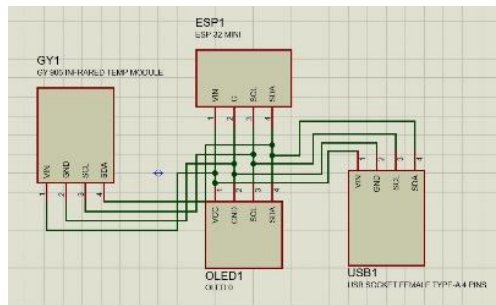
ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



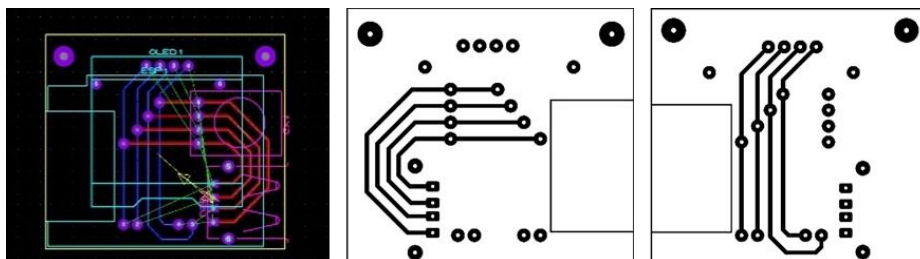
รูปที่ 18 การทดสอบการแสดงผลบนจอ OLED

(3) การออกแบบลายวงจร (PCB) และการติดตั้งอุปกรณ์

ในตัวเครื่อง Smart Device จะติดตั้งไปด้วยองค์ประกอบต่าง ๆ 4 ชนิดได้แก่ 1. บอร์ด ESP-32 Mini32 V2.0.13 ที่ใช้เป็นตัว MCU ในการประมวลผลค่าจากเซนเซอร์ และส่งค่าขึ้นไปยังระบบ Cloud รวมถึงจอแสดงผล 2. USB Socket Female Type-A 4 Pins เพื่อใช้ในการเชื่อมต่อรับค่าจากเซนเซอร์ MAX-30102 ที่ถูกติดตั้งบริเวณปลายนิ้วของผู้ป่วย 3. เซนเซอร์ GY-906 Infrared Temperature เพื่อใช้ตรวจวัดอุณหภูมิบริเวณข้อมือ 4. จอแสดงผล OLED ขนาด 0.96” โดยลายวงจรจะใช้โปรแกรม Proteus ในการออกแบบ ซึ่งลายวงจรที่ออกแบบมานั้นจะมีทั้งหมด 2 หน้าในแผ่นเดียวเพื่อที่จะได้แผ่นลายวงจรที่มีขนาดเล็กและสามารถบรรจุอุปกรณ์ทั้งหมดลงไปได้ โดยลายวงจรที่ได้จะมีขนาด 4 x 4.4 cm. แสดงได้ดังรูปที่ 19



(ก) วงจรทางไฟฟ้าของการเชื่อมต่ออุปกรณ์ด้วยโปรแกรม Proteus

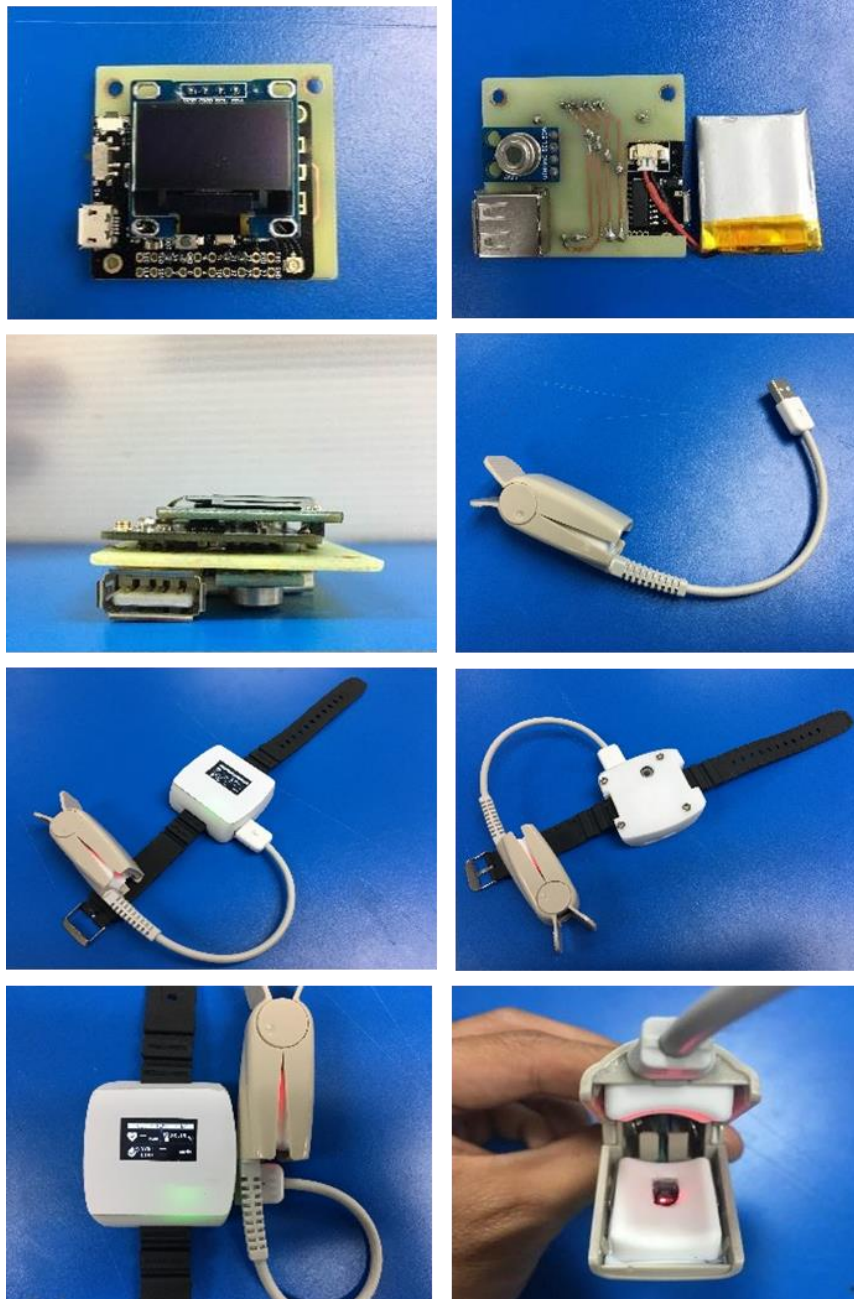


(ข) ลายวงจร PCB ของโปรแกรม Proteus

รูปที่ 19 การออกแบบลายวงจร ด้วยโปรแกรม Proteus (ก) วงจรทางไฟฟ้า (ข) ลายวงจร PCB

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

เมื่อได้ลายวงจรที่สมบูรณ์แล้วก็ทำการติดตั้งอุปกรณ์ทั้งหมดซึ่งจะทำให้ได้ตัวอุปกรณ์ Smart Device ที่สมบูรณ์แล้วดังรูปที่ 20



รูปที่ 20 การประกอบอุปกรณ์ Smart Device

เนื่องด้วยการออกแบบตัวอุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิของร่างกาย ความดันเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ ถูกนำเสนอแนวทางและวิธีการออกแบบดังรายละเอียดข้างต้น แต่ยังคงต้องปรับปรุงในด้านประสิทธิภาพให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น ดังนั้นคณะวิจัยได้ปรับปรุงทั้งฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

โดยพบว่าตำแหน่งการจัดวางของเซนเซอร์ทั้งเซนเซอร์ MAX-30102 ที่ใช้ในการตรวจวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจและความดันโลหิต และเซนเซอร์ GY-906 ที่ใช้ในการตรวจวัดค่าอุณหภูมิร่างกายจากบริเวณผิวหนัง มีตำแหน่งคลาดเคลื่อนกับสายทองแดง ซึ่งอาจส่งผลต่อการรบกวนของสัญญาณในการตรวจวัด ดังนั้นได้จัดทำอุปกรณ์และปรับปรุงซอฟต์แวร์ โดยปรับเปลี่ยนผังและขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมและมีการเก็บค่าข้อมูลโดยหาค่าเฉลี่ยและเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกับค่าเดิมก่อนหน้าเพื่อตรวจสอบค่าว่าไม่มีความแตกต่างมากนัก ก่อนการส่งค่าที่ตรวจวัดได้ไปแสดงผลและส่งข้อมูลขึ้นระบบคลาวด์ต่อไป

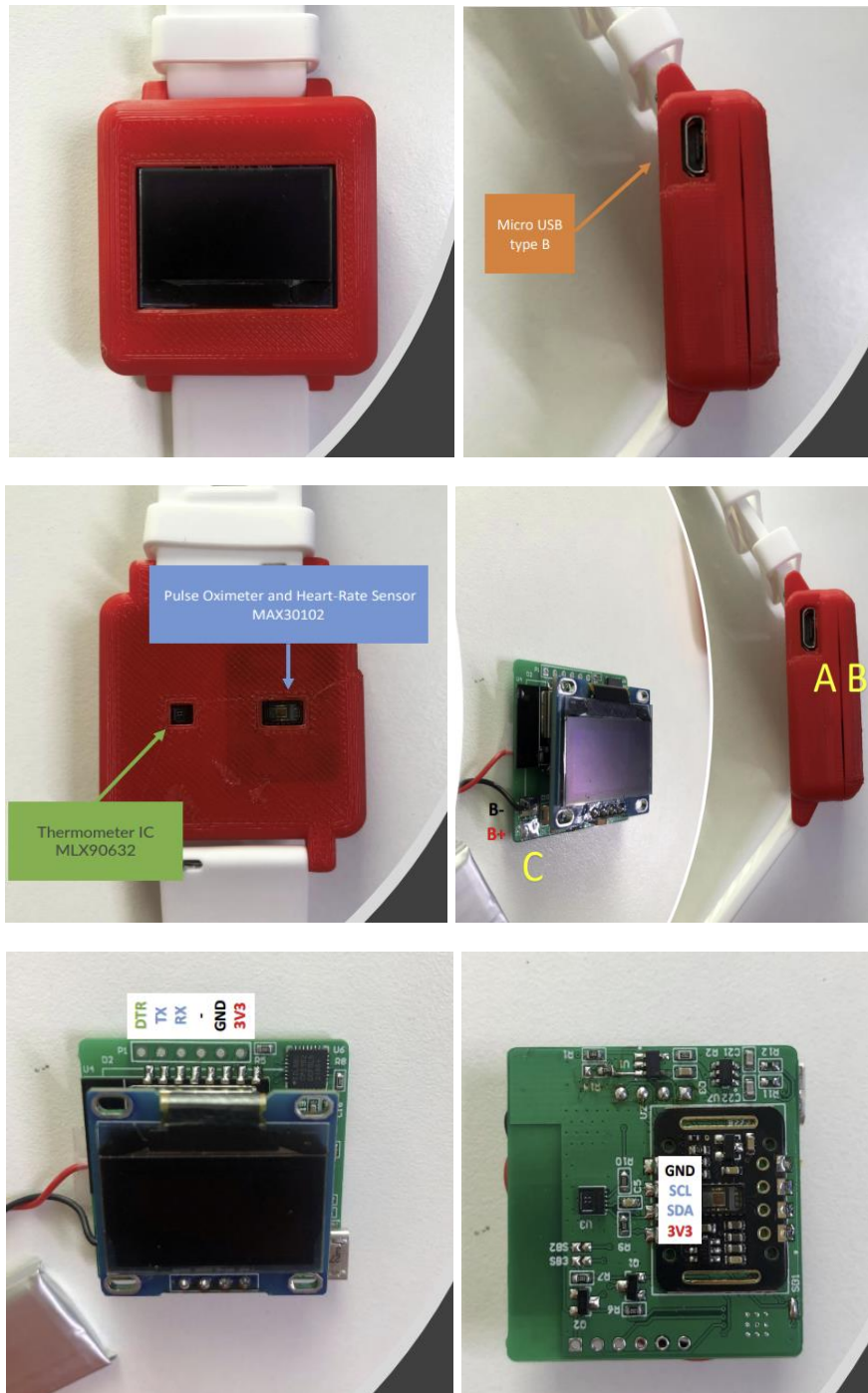
จากอุปกรณ์ Smart device ที่ใช้ตัวเซนเซอร์อัตราการเต้นของหัวใจ GY-MAX30102 เซนเซอร์อุณหภูมิ GY-MLX 90614 จอแสดงผล OLED ขนาด 0.96" สีขาว และ Mini32 v.2.0.13 ESP32 wifi โมดูลพร้อมวงจรชาร์จแบตเตอรี่ Lion 18650เมื่อใช้แบตเตอรี่ Li-polymer 502530 3.7V 370 mAh ซึ่งจากการคำนวณหาระยะเวลาการใช้งานต่อหนึ่งครั้งการชาร์จจะอยู่ที่ 21 ชั่วโมง การถอดอุปกรณ์ Smart device ออกจากผู้ป่วยเพื่อนำมาชาร์จให้สามารถใช้งานได้ใหม่อีกครั้งอาจจะทำให้รบกวนผู้ป่วย ในการพัฒนาอุปกรณ์ Smart device จึงจะต้องทำการเปลี่ยนแบตเตอรี่ที่ทำให้ อุปกรณ์ Smart device สามารถใช้งานได้ยาวนานขึ้น และรองรับหากมีการเปลี่ยนเซนเซอร์ในตัว อุปกรณ์ Smart device ที่ใช้ไฟมากขึ้นโดยอุปกรณ์ Smart device จะยังคงใช้งานได้ยาวนานขึ้นกว่าตัวแบตเตอรี่ตัวเดิม โดยจากการศึกษาหาข้อมูลเกี่ยวกับแบตเตอรี่ที่จะทำการเปลี่ยน และยังคงสามารถใช้วงจรชาร์จแบตเตอรี่จาก Mini32 v.2.0.13 ESP32 wifi ได้

แนวทางในการแก้ปัญหาอุปกรณ์ต้นแบบคือ เพิ่มขีดความสามารถและปรับปรุงรูปแบบการใช้งานให้สวยงาม สะดวกสบาย และปลอดภัยมากขึ้น และได้มีการปรับปรุงภาพลักษณ์ของนาฬิกาเพื่อให้มีขนาดกะทัดรัดและปรับการใช้ finger tip เพื่อวัด Heart-Rate Sensor เป็นใช้ MAX30102 โดยวัดค่าที่ข้อมือแทนดังแสดงในรูปที่ 21



รูปที่ 21 ภาพลักษณะเวอร์ชันล่าสุดของการออกแบบ Smart Device

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



รูปที่ 22 การประกอบอุปกรณ์ และการเชื่อมต่อขาของอุปกรณ์

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

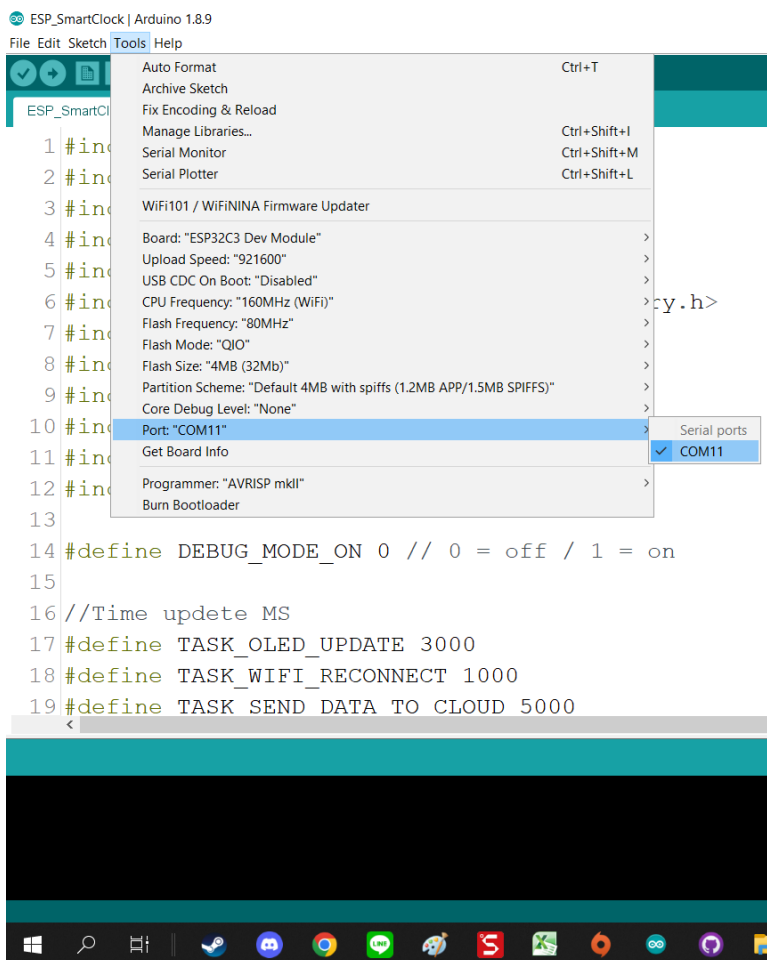
การใช้งาน Smart Device ต้องมีการเชื่อมต่อ Wi-Fi ก่อนเพื่อเชื่อมต่อข้อมูลกับระบบ ซึ่งวิธีการติดตั้ง Wi-Fi สามารถทำได้ดังนี้

1. Connect USB to your computer



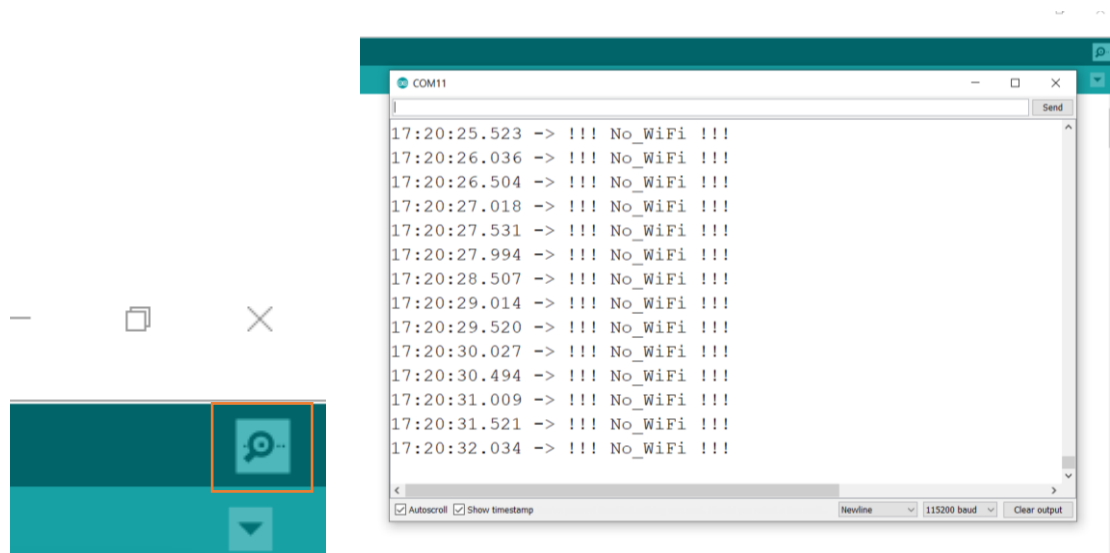
2. Open Arduino

3. Chose com port

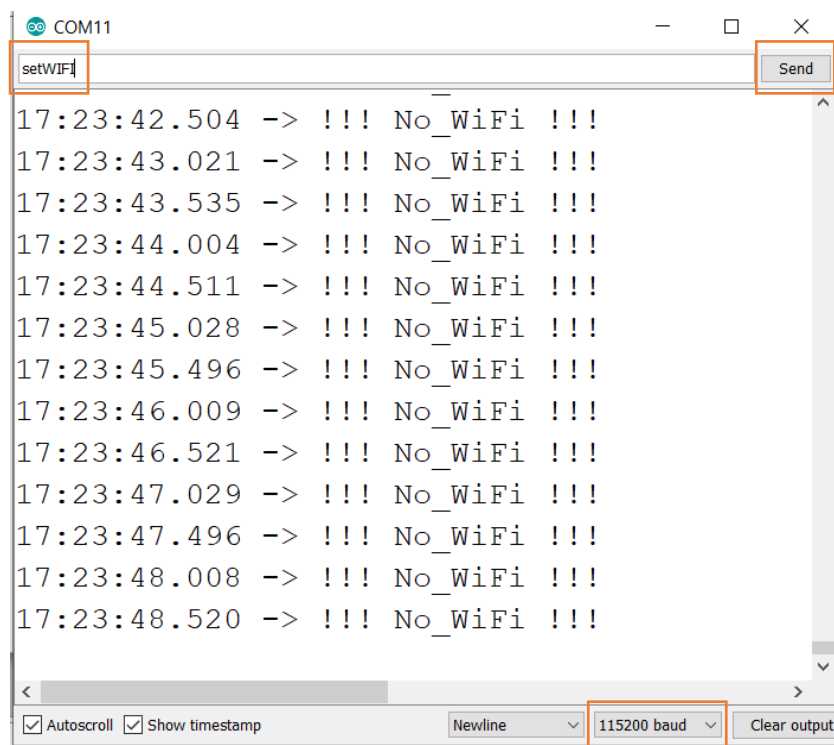


ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

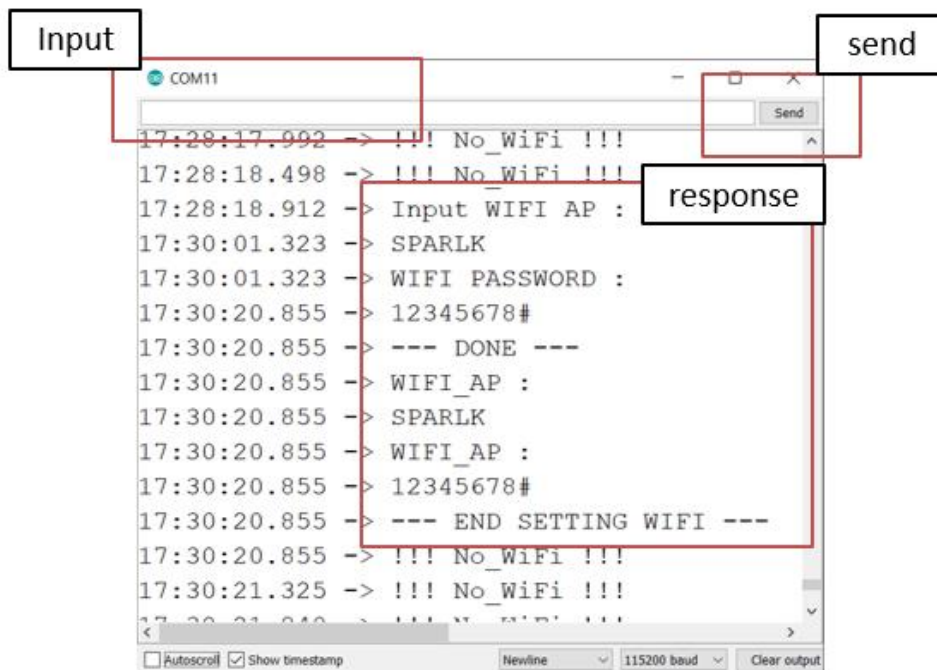
4. Open serial monitor



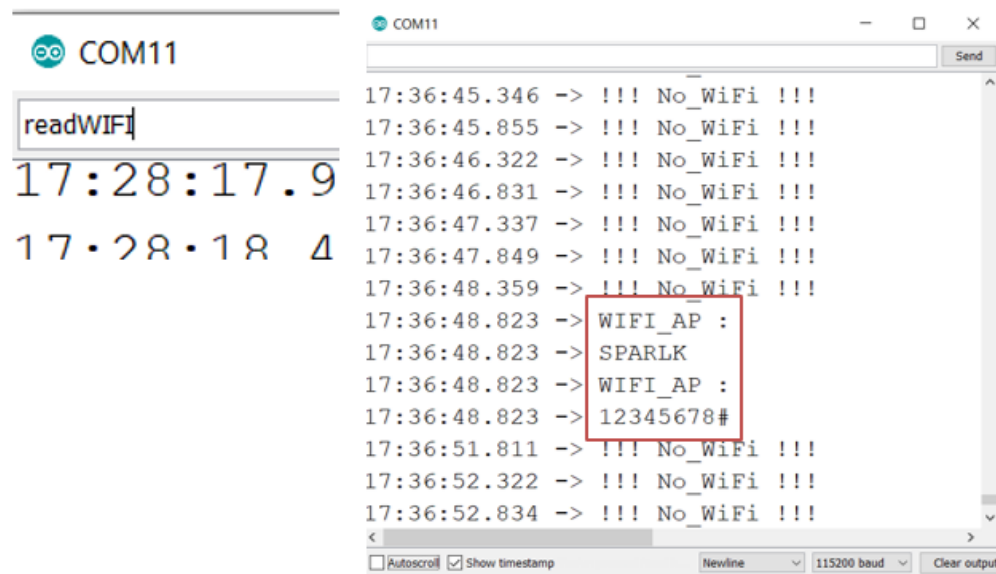
5. Set band rate and send set Wi-Fi



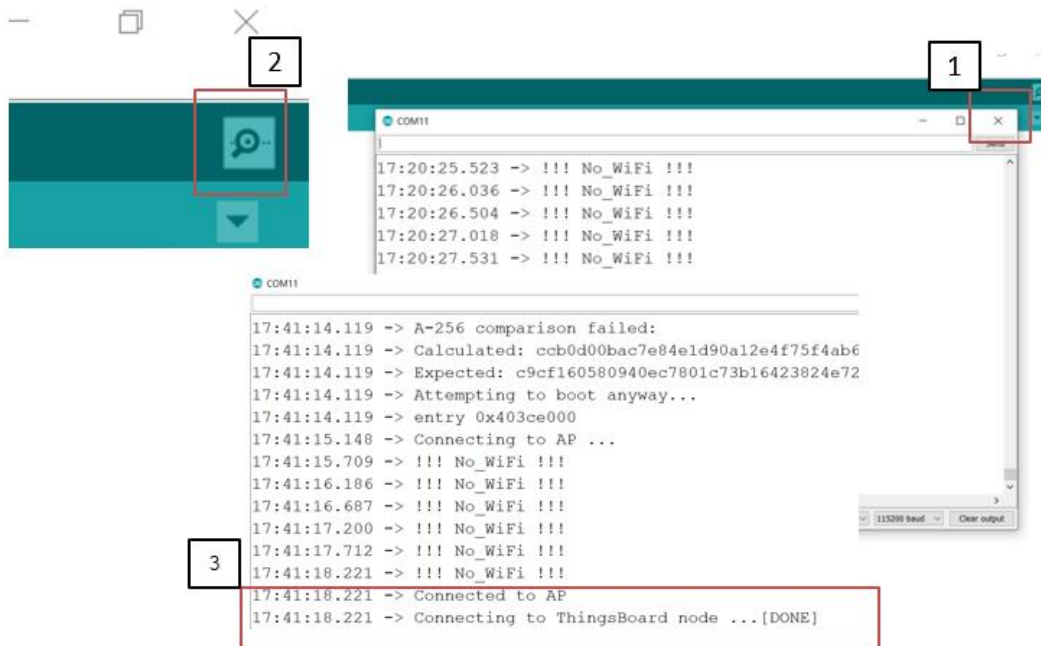
6. Input your WIFI_AP and WIFI_PASSWORD



7. Recheck use read Wi-Fi



8. Reset ESP32 by close and Open serial monitor



3.3.2. การออกแบบระบบโครงข่ายไร้สาย (Wireless Body Area Sensor Network :

WBSN)

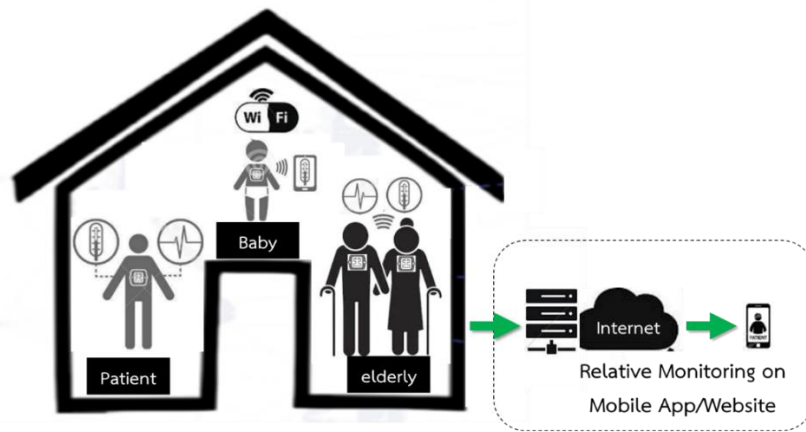
เป็นการนำอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ ที่ออกแบบไว้ข้างต้น มาใช้งานในระบบโครงข่ายไร้สาย ซึ่งคณะวิจัยได้นำเสนอระบบโครงข่ายไร้สายออกเป็น 2 ระบบ แยกตามพื้นที่การใช้งานนั้นคือ

3.3.2.1. ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุ

ที่ต้องการได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดจากญาติ ระบบดังกล่าวนี้สามารถใช้ได้กับทุกครัวเรือนที่มี คนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุอาศัยอยู่ โดยเซนเซอร์วัดสัญญาณชีพต่างๆ จะถูกติดตั้งไว้บนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุ ข้อมูลที่ตรวจวัดได้จะแสดงบนตัวอุปกรณ์ และสามารถส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารไร้สาย Wi-Fi (และรองรับการใช้งานบน Wi-Fi 6.0 ซึ่งเป็นเทคโนโลยี Wi-Fi ใหม่ที่ออกแบบมาเพื่อปรับปรุงวิธีการทำงานของเครือข่าย Wi-Fi โดยการเพิ่มความจุที่สูงขึ้นความครอบคลุมที่ดีขึ้นและเพิ่มประสิทธิภาพการใช้งานที่ดีขึ้น) เพื่อไปแสดงผลและแจ้งเตือน (กรณีสัญญาณที่วัดจากคนไข้ผิดปกติ)

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

บนแอปพลิเคชันมือถือ (Mobile App) ของญาติ ดังนั้นญาติสามารถติดตามผลการตรวจวัดสัญญาณชีพได้ตลอดเวลา ระบบดังกล่าวนี้สามารถแสดงระบบได้ดังรูปที่ 23



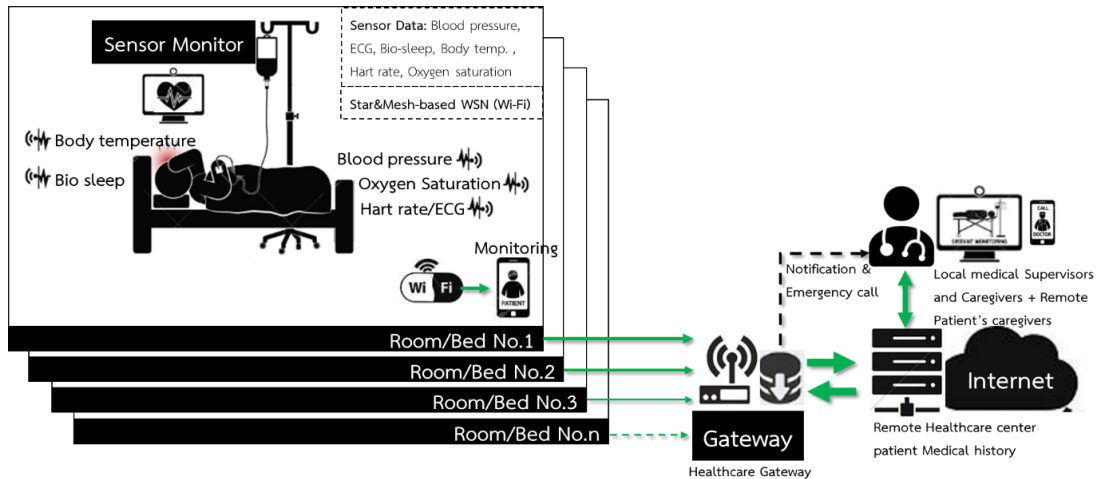
รูปที่ 23 ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุที่ใช้ตามบ้านเรือน

3.3.2.2. ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ภายใน/คนไข้แอดมิทใน

โรงพยาบาลเป็นการนำอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจและชีพจร (Heart rate pulse) ความดันเลือด (Blood pressures) อุณหภูมิร่างกาย (Body temperature) และออกซิเจนในเลือด (Pulse oxygen) ข้างต้นมาใช้กับคนไข้ที่ต้องนอนโรงพยาบาลหรือถูกแอดมิท โดยมักพบว่า ทุกๆ 3-4 ชั่วโมง พยาบาลต้องเข้ามาตรวจวัดคนไข้ภายในโดยสม่ำเสมอ ซึ่งอาจส่งผลให้ทั้งคนไข้รวมทั้งญาติที่เฝ้าไข้ต้องตื่นขึ้นมาบ่อยครั้ง ทำให้การนอนหลับพักผ่อนไม่เพียงพอ อาจส่งผลเสียต่อสุขภาพทั้งร่างกายและจิตใจของคนไข้ รวมทั้งญาติคนไข้ได้ ดังนั้นแนวทางในการออกแบบระบบการตรวจวัดติดตามตัวคนไข้ภายในอัจฉริยะโดยทำการตรวจวัดสัญญาณชีพต่างๆ สามารถแสดงดังError! Reference source not found. ด้วยการเชื่อมต่ออุปกรณ์และส่งข้อมูลเพื่อสามารถติดตามและแสดงผลของคนไข้ทุกคนที่ถูกแอดมิทเป็นผู้ป่วยภายใน ทุกคน ทุกห้อง ให้พยาบาลและแพทย์เห็นผลตลอดเวลาแบบ real time monitoring ด้วยการออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพที่ติดตั้งไว้บนร่างกายของคนไข้หรือผู้สูงอายุ (Wireless body sensors) โดยมุ่งเน้นการออกแบบที่มีขนาดเล็กกะทัดรัด มีความแม่นยำสูง สามารถรับรู้สภาพแวดล้อมในการทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ และมีราคาถูกลง โดยไม่ส่งผลให้คนไข้หรือผู้สูงอายุรู้สึกรำคาญ หรืออึดอัดในการสวมใส่ ข้อมูลสัญญาณต่างๆ ของเซนเซอร์ถูกส่งแบบไร้สายเพื่อแสดงผลและแจ้งเตือนผ่านได้ทั้งหน้าจออุปกรณ์ตรวจวัดที่ติดตั้งไว้บนร่างกายคนไข้ แอปพลิเคชันมือถือ (Mobile application) และหน้าจอบอร์ดคอมพิวเตอร์ (Monitoring) [4]-[6] และข้อมูลจากต่างๆ ของคนไข้แต่ละคน จะถูกส่งไปยังห้องเก็บฐานข้อมูลกลาง (Data center room) ของโรงพยาบาล เพื่อแสดงผลข้อมูลของคนไข้ภายในทั้งหมด

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

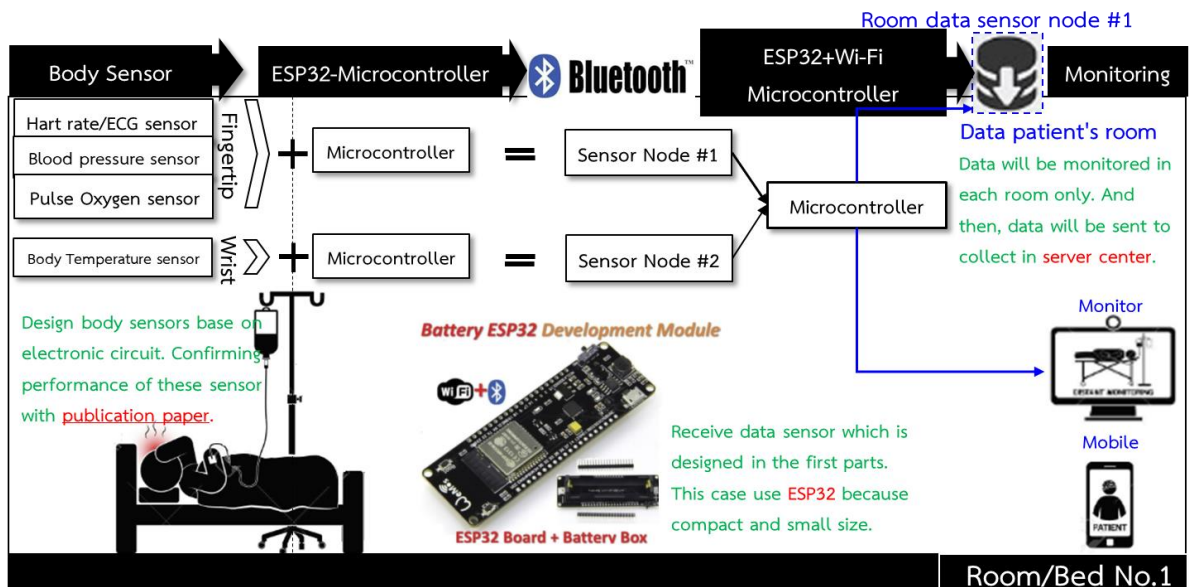
ให้พยาบาลทราบผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยข้อมูลของคนไข้ภายในแต่ละคนจะถูกเปรียบเทียบค่าว่าอยู่ในระดับปกติ ควรเฝ้าระวัง หรืออันตราย เพื่อการดูแลผู้ป่วยอย่างใกล้ชิดมากยิ่งขึ้นกรณีที่ผู้ป่วยมีสัญญาณชีพจรต่างๆ อยู่ในระดับควรเฝ้าระวัง หรือควรติดต่อแพทย์กรณีที่มีสัญญาณชีพจรอยู่ในระดับที่อันตราย เป็นต้น



รูปที่ 24 ระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดติดตามตัวคนไข้ภายในอัจฉริยะ

การออกแบบระบบการสื่อสารข้อมูลไร้สาย แบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ

(1) การสื่อสารข้อมูลไร้สายบนร่างกายคน (Wireless Communication on Human Body Area) เป็นการสื่อสารข้อมูลระหว่างโหนดเซนเซอร์บนร่างกาย ประกอบด้วย อัตราการเต้นของหัวใจ และชีพจร (Heart rate pulse) ความดันเลือด (Blood pressures) อุณหภูมิร่างกาย (Body temperature) และออกซิเจนในเลือด (Pulse oxygen) ข้อมูลจากการตรวจวัดสิ่งเหล่านี้ถูกส่งข้อมูล ในลักษณะ star network ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่เก็บข้อมูลสัญญาณที่ตรวจวัดจากร่างกายของผู้ป่วยแต่ละคน หรือเรียกว่า ฐานข้อมูลในห้องคนไข้ (Data patient's room) และข้อมูลดังกล่าวถูกแสดงผลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ภายในห้องคนไข้ และแสดงผลผ่านมือถือต่อญาติคนไข้ นอกจากนี้ยังส่งข้อมูลเหล่านี้ไปยังห้องเก็บฐานข้อมูลกลางเพื่อแสดงผลต่อแพทย์และพยาบาลต่อไปอีกด้วย แสดงโครงสร้างดังรูปที่ 24



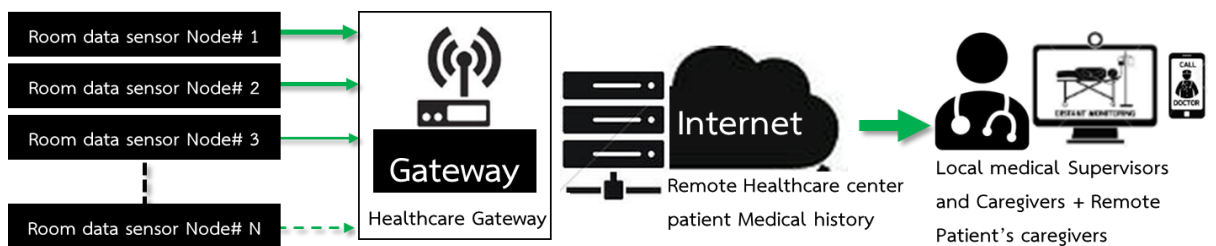
รูปที่ 25 โครงสร้างของโหนดเซนเซอร์ร่างกายและการสื่อสารข้อมูล

จากรูปที่ 25 โครงสร้างของระบบประกอบด้วย เซนเซอร์บนร่างกาย (Body sensors) ทั้ง 4 ชนิด แต่ละชนิดจะถูกออกแบบเป็นอุปกรณ์ไร้สาย โดยมีการเชื่อมต่อกับ ESP32-Microcontroller ซึ่งเป็นโมดูลไร้สายที่รวมเอาความสามารถของไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูล Wi-Fi และ Bluetooth เข้าด้วยกัน และมีขนาดเล็ก กะทัดรัดอีกด้วย การส่งข้อมูลของเซนเซอร์แต่ละชนิด ซึ่งถูกส่งข้อมูลในลักษณะ star network ผ่านทาง Bluetooth ของ ESP32-Microcontroller ซึ่งทำหน้าที่เป็น โหนดเซนเซอร์ (Sensor node) ไปยัง ESP32+Wi-Fi Microcontroller อีกตัวซึ่งทำหน้าที่เป็น Master เพื่อเก็บข้อมูลและแสดงผลผ่านหน้าจคอมพิวเตอร์และจอมือถือต่อไป

(2) การสื่อสารข้อมูลไร้สายสำหรับการแพทย์อัจฉริยะ เป็นการสื่อสารข้อมูลระหว่างฐานข้อมูลในห้องคนไข้ กับฐานข้อมูลกลาง (Healthcare database center) เพื่อเปรียบเทียบผลและแสดงผลผ่านหน้าจคอมพิวเตอร์ต่อผู้เชี่ยวชาญด้านสุขภาพ (Health professional) ไม่ว่าจะเป็นแพทย์ หรือพยาบาล โดยลักษณะโครงข่ายในการส่งข้อมูลจะมีลักษณะเดียวกันกับระบบโครงข่ายไร้สายบนร่างกายคนดังกล่าวข้างต้น นั่นคือแบบ star network โดยข้อมูลรวมของเซนเซอร์ทั้ง 4 ชนิด ถูกจัดส่งใช้ชุดข้อมูล (Data package) เดียวกัน เพื่อมองชุดข้อมูลดังกล่าวเป็นข้อมูลที่ส่งมาจากโหนดเซนเซอร์ของแต่ละห้อง (Room data sensor node #I.D.) โดยส่งผ่านข้อมูลแบบไร้สาย (อาจเลือกใช้เทคโนโลยีของ LoRa ซึ่งสามารถส่งได้ระยะไกลกว่า Bluetooth มากกว่า 10-100 เท่า) กรณีไปยังฐานข้อมูลกลาง เพื่อประมวลผลและแสดงผลต่อไปดังแสดงในรูปที่ 26

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

การสื่อสารข้อมูลทั้งสองระดับ จะถูกใช้ การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งเวลา (Time Division Multiplexer : TDM) ซึ่งหมายถึงการแบ่งเวลาออกเป็นช่วงๆ เพื่อนำข้อมูลส่งแทรกมาในช่วงเวลาดังกล่าว แล้วทำการจัดสรรเวลาก่อนที่ข้อมูลจะถูกส่งไป การใช้ TDM เป็นวิธีหนึ่งที่ทำให้การรับส่งข้อมูลแบบดิจิทัล ต้องกำหนดการลงสล็อตของเวลาตายตัว โดยถือว่าสัญญาณช่องใดก็ลงสล็อตเวลาช่องนั้น วางสลับกัน สำหรับวัตถุประสงค์ในการเลือกใช้ใน TDM ในงานวิจัยนี้ เพื่อไม่ให้เกิดการชนกัน (Collision) ของข้อมูล และเพื่อป้องกันความผิดพลาดในการรับข้อมูล



รูปที่ 26 โครงสร้างการสื่อสารข้อมูลของโหนดเซนเซอร์ของแต่ละห้อง (Room data sensor node #I.D.) ไปยังฐานข้อมูลกลาง (Healthcare database center)

การออกแบบระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุ ที่อยู่ตามบ้านเรือน

การออกแบบระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพด้วย IoT platform ซึ่งเลือกใช้ Thing board ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้

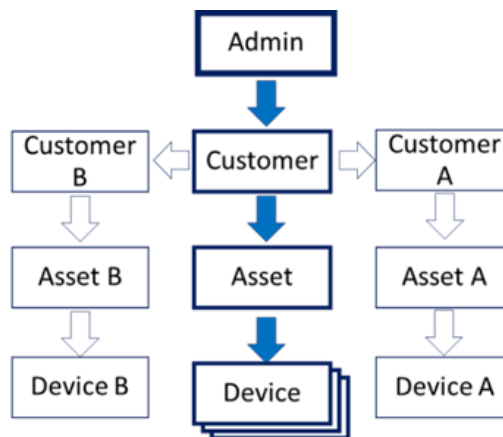
Thing board คือ IoT platform แบบ Opensource ซึ่งเปิดให้ใช้งานทั้งแบบที่มีค่าใช้จ่ายและไม่มีค่าใช้จ่าย โดยมีคุณสมบัติเป็น Web server และ Data Base (cloud) ทำให้มีการนำมาใช้งานได้หลากหลาย เช่น

1. การจัดหมวดหมู่โครงสร้างข้อมูลหรือข้อมูลที่มีความซับซ้อน
2. รองรับโปรโตคอลที่หลากหลาย เช่น MQTT ,HPTT ,COAP
3. เชื่อมต่ออุปกรณ์ได้หลากหลาย
4. การรักษาความปลอดภัยของข้อมูล
5. การแจ้งเตือน
6. การแสดงผลที่หลากหลาย
7. ปฏิทินการแจ้งเตือน
8. ดาวน์โหลดข้อมูลย้อนหลังเป็น File นามสกุล CSV

จึงเป็น IoT platform ที่มีคุณสมบัติเหมาะกับการใช้งานระบบ Smart Health

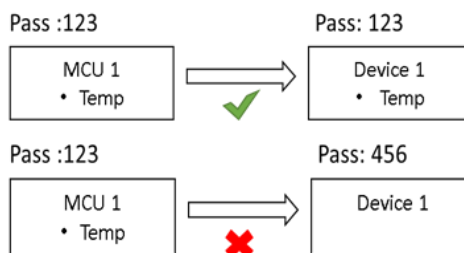
โครงสร้าง Thing board แบ่งเป็น 3 ส่วน

1. การจัดการโครงสร้างข้อมูล เป็นส่วนที่บริหารและจัดการข้อมูลที่มีจำนวนมากและซับซ้อน ให้อยู่เป็นหมวดหมู่ที่ต้องการ โดยโครงสร้างการจัดหมวดหมู่จะมีการจัดเรียงจากขนาดใหญ่ไปเล็ก ประกอบด้วย Admin ,Customer, Asset และ Device ดังรูปที่ 27



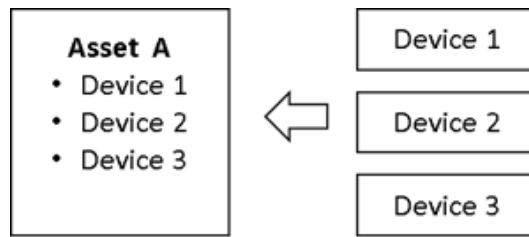
รูปที่ 27 โครงสร้างข้อมูลของ Thing board

1.1 Device เป็นหมวดหมู่ที่เล็กที่สุดในโครงสร้างทำหน้าที่ในการเชื่อมต่อและรับข้อมูลจาก MCU ต่าง ๆ ที่ส่งข้อมูลเข้ามาในระบบเช่น ชีพจร ความดัน อุณหภูมิ โดยการจะเชื่อมต่อกับ Device นั้น MCU จะต้องมีการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตและมีมาตรฐานการคุยและรหัสตรงกับ Device ที่กำหนดเท่านั้น ดังรูปที่ 28



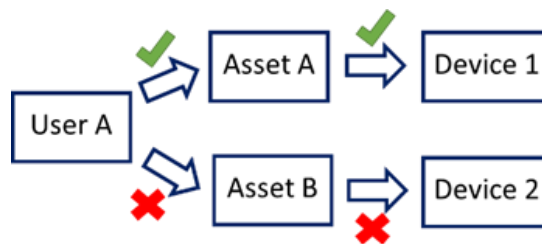
รูปที่ 28 การส่งข้อมูลเข้า FileDevie

1.2 Asset เปรียบเสมือนกล่องที่ทำหน้าที่รองรับข้อมูลจาก Device หลายๆตัวซึ่งสามารถเลือกจัด Device ต่างๆให้อยู่ในหมวดที่ต้องการได้ซึ่ง Asset จะสามารถเข้าถึงหรือแก้ไขข้อมูลของ Device ที่อยู่ในเครือข่ายได้ทั้งหมด ดังรูปที่ 29



รูปที่ 29 การAdd Device เข้าระบบ Asset

1.3 Customer ทำหน้าที่ในการจัดการการเข้าถึงของข้อมูลในแต่ละส่วนของผู้ใช้หลายคน โดยผู้ใช้แต่ละคนก็จะสามารถเข้าถึงหรือแก้ไขข้อมูลทั้ง Asset, Device, Dashboard ได้เท่าที่ Customer จะกำหนดให้เข้าถึงได้เท่านั้น ตรงส่วนที่ไม่ได้รับอนุญาตจะไม่สามารถเข้าถึงได้ ดังรูปที่ 30



รูปที่ 30 การเข้าถึงข้อมูลของ User

1.4 Admin เป็นคนดูแลระบบทั้งหมดของ Thing board สามารถเข้าถึงหรือแก้ไขได้ทั้งหมดทั้งส่วนของ Customer, Asset, Device Rule Engine และ Dashboard

2. กระบวนการข้อมูล จะนำข้อมูลที่ได้จาก Device ไปใช้งานทั้งในด้านการวิเคราะห์ การกำหนดเงื่อนไขต่างๆเพื่อไปใช้ในด้านการจัดการ เช่น การแจ้งเตือนเมื่อมีค่าผิดปกติ นำข้อมูลไปคำนวณโดยทั้งหมดจะถูกควบคุมโดย Rule Engine

2.1 Rule Engine คือเครื่องมือที่อยู่ในฟังก์ชันของ Thing board ที่นำข้อมูลไปเข้ากระบวนการต่างๆโดยใช้การทำงานแบบ Workflow ซึ่งเป็นการนำชุดคำสั่งที่เป็น Block ต่างๆมาประกอบกันเพื่อทำให้เกิดหนึ่งกระบวนการโดยไม่ต้องเขียน Code เช่น

- ตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล
- แจ้งเตือน
- เช็สถานะ Online หรือ Offline ของ Device
- เปลี่ยนโครงสร้างและความสัมพันธ์

- ส่งข้อมูลออกไปยัง platform ภายนอก
- ควบคุม MCU

2.2 องค์ประกอบ Rule Engine

2.2.1. Message คือ Block จัดการข้อมูลที่มีการส่งเข้า Thingboard

1.1 Attributes ข้อมูลที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงประเภทข้อความ

1.2 Telemetry ข้อมูลที่มีการเปลี่ยนแปลงประเภทจำนวนตัวเลข

1.3 RPC ข้อมูลที่มีการส่งไปยัง Device หรือ มีการร้องขอเป็นจำนวนมากจาก Device

2.2.2. Rule Node เป็นฟังก์ชันที่มีการกระทำกับข้อมูลได้หลากหลายเช่น การแก้ไข คำนวณ วิเคราะห์ เข้าเงื่อนไขต่างๆ การเปลี่ยนแปลงความสัมพันธ์ของข้อมูล หรือเช็คสถานะของ Device ซึ่งจะมีฟังก์ชันย่อยดังนี้

2.1 Filter Nodes กำหนดเงื่อนไขและเส้นทางของข้อมูล

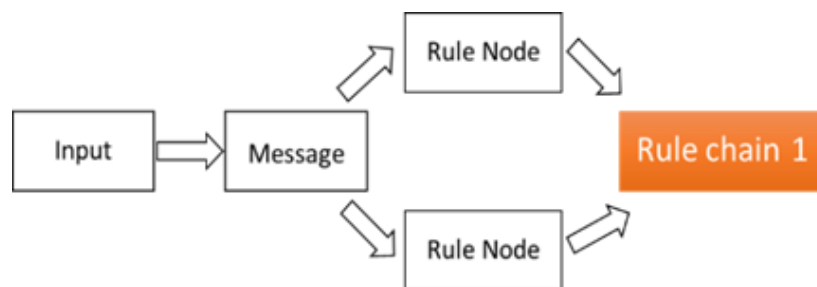
2.2 Enrichment Nodes การอัปเดตข้อมูล

2.3 Transformation Nodes เปลี่ยนแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบใหม่

2.4 Action Nodes การกระทำต่อข้อมูลเช่น แจ้งเตือน , รวบรวมข้อมูล , คัดลอก

2.5 External Nodes การโต้ตอบกับ platform ภายนอกเช่น การส่ง Email ส่งข้อมูลออกไปในรูปแบบ MQTT

2.2.3. Rule chain เป็นส่วนที่รวบรวมความสัมพันธ์ของฟังก์ชัน Input , Message , Rule Node ทั้งหมดเข้าด้วยกันให้เป็นหนึ่งกระบวนการซึ่งจะช่วยในกรณีที่มีกระบวนการมากกว่าหนึ่ง รวมให้เป็น Node เดียวเพื่อความสะดวกในการไปใช้งานต่อ ดังรูปที่ 31



รูปที่ 31 กระบวนการแจ้งเตือน

3. การแสดงผล สามารถปรับแต่งหน้าจอ Dashboard ได้หลากหลายทั้งการ แจ้งเตือน รายงานค่าหรือสถานะของอุปกรณ์และยังสามารถแสดงได้เฉพาะ Device หรือจะแสดงผลในส่วนของ

Asset ที่มีหลาย Device อยู่ในเครือข่ายก็ได้แล้ว ยังมี Widgets(เครื่องมือในการปรับแต่ง) ถึง 30 แบบ โดยจะแบ่งเป็น 5 ประเภท

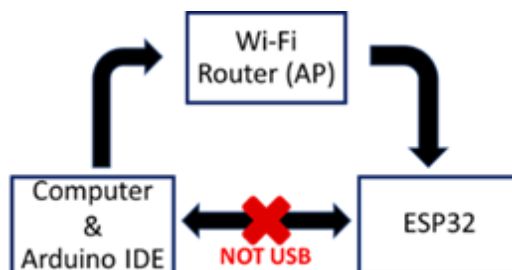
1. Digital and Analog Gauges
2. Charts
3. Maps
4. Control GPIO
5. Table

4. OTA คือ Over the Air เป็นฟังก์ชันที่ใช้กับ MCU ที่สามารถเชื่อมต่อ Internet และ Online ได้ โดยจะเป็นการส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านเครือข่าย WiFi ไปยังอุปกรณ์เพื่อทำการ update และ upload โปรแกรมให้กับอุปกรณ์โดยจะนิยมใช้งานที่ไม่สะดวกต่อการต่อสาย USB เช่น อุปกรณ์อยู่ในพื้นที่ ๆ เข้าถึงยาก และอุปกรณ์ถูกบรรจุอยู่ในกล่องที่ยากต่อการต่อสาย USB ซึ่งก็จะมี การ upload อยู่ 2 แบบ ดังรูปที่ 32



รูปที่ 32 ระบบ OTA

1. Basic OTA เป็นการ upload ที่ต้องใช้ Arduino IDE โดยจะมีข้อดีต่อการใช้งานสำหรับคอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรม Arduino IDE อยู่แล้วนั้นมาสามารถ upload ข้อมูลผ่านตัว MCU ได้โดยไม่ต้องให้ MCU เป็น Web server ส่วนข้อเสียในกรณีที่คอมพิวเตอร์อื่น ๆ ไม่มีโปรแกรม Arduino IDE อยู่นั้นก็ไม่สามารถใช้งาน OTA ได้ ดังรูปที่ 33



รูปที่ 33 การอัปโหลด Code แบบ Basic OTA

2. Web Updater OTA เป็นการ upload ผ่าน HTTP จากตัว MCU โดยจะให้ตัว MCU ทำงานเป็น Web server โดยสามารถนำไฟล์โปรแกรมที่ต้องการ ไปเปิดเครื่องอื่นหรืออัปโหลดที่อื่น โดยเรียกหน้า HTTP จากตัว MCU ขึ้นมาแล้วกดอัปโหลดโค้ดลงไปได้เลย ซึ่งจะมีข้อดีสำหรับคอมพิวเตอร์ที่ไม่มีโปรแกรม Arduino IDE ก็สามารถใช้งาน OTA ได้ แต่ข้อเสียของการทำตัวเป็น Web server นั้นอาจจะส่งผลให้ตัวอุปกรณ์ทำงานช้าลงได้ ดังรูปที่ 34

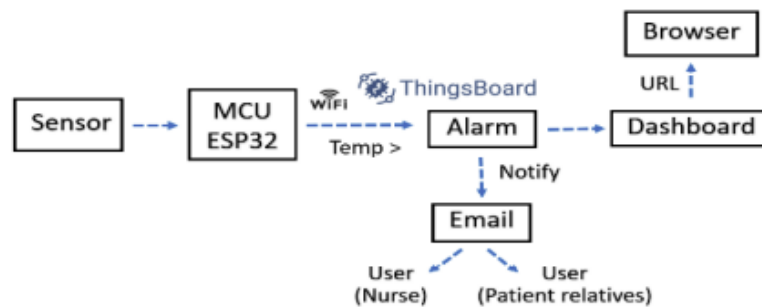


รูปที่ 34 การอัปโหลด Code แบบ Web Update OTA

ข้อจำกัดของ OTA

1. IP ต้องอยู่ในวงแลนเดียวกันทั้ง MCU และ Arduino IDE ที่ใช้ upload โปรแกรม
2. ต้องอยู่หลัง Gateway (Router) ตัวเดียวกัน

5. การแจ้งเตือนบน Thingsboard

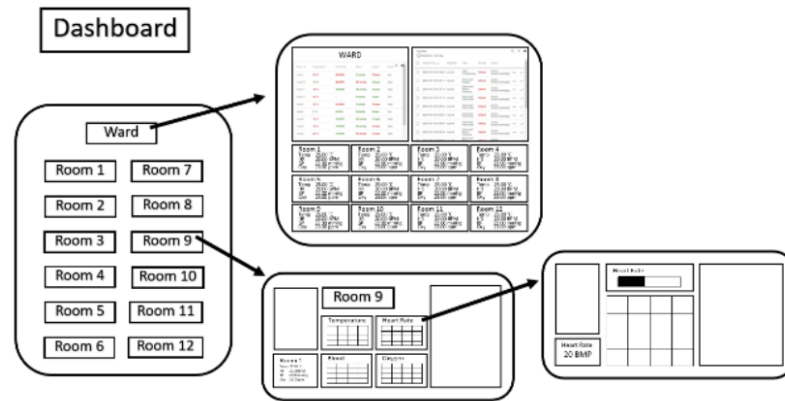


รูปที่ 35 โครงสร้างของระบบการแจ้งเตือน

จากการตรวจจับค่าต่าง ๆ ของ sensor ไม่ว่าจะเป็น Temperature, Heart rate, Blood pressure ส่งค่ามาประมวลผลใน ESP32 แล้วส่งมายัง Thingsboard เมื่อค่าที่เข้ามีการแจ้งเตือนจะแสดงผลการแจ้งเตือนไปยัง 2 ส่วน คือในส่วนแจ้งเตือนบนหน้า Dashboard และแจ้งเตือนส่งไปยัง Email ซึ่งในการแจ้งเตือนไม่ว่า จะเป็นแจ้งเตือนบนหน้า Dashboard หรือ ส่งไปยัง Email ก็มีค่า

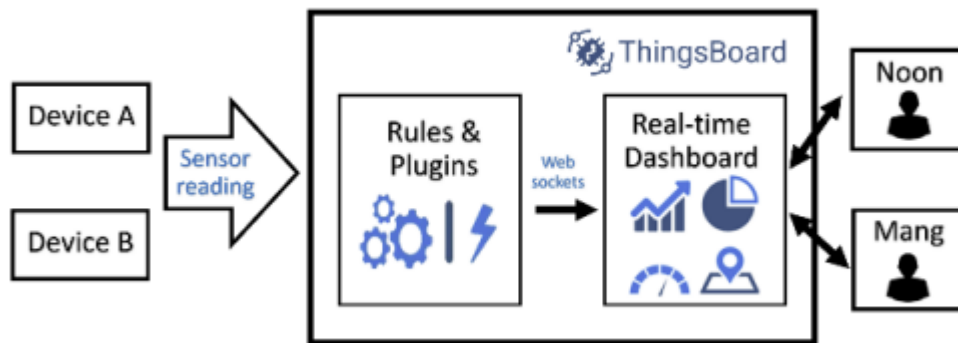
ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ความหน่วงเวลาอยู่ เนื่องจากรูปแบบที่ใช้ในการแจ้งเตือนบนหน้า Dashboard นั้นเป็นแบบ Real-time การส่งข้อมูลจึงขึ้นอยู่กับ ความเร็วของ Internet ที่ใช้ด้วย เพราะการส่งข้อมูลแบบ Real-time ต้องใช้เวลาตอบสนองแบบทันทีทันใด เพื่อให้ข้อมูลไปถึง จุดหมายปลายทางทันที แต่ความหน่วงเวลาในการส่งข้อมูล สามารถยอมรับได้ เนื่องจากการหน่วงนั้นไม่นานเกินไปที่จะรับรู้ ถึงสถานะของผู้ป่วย



รูปที่ 36 หน้า Dashboard ของ Thingsboard

ได้จัดทำหน้า Dashboard ให้ง่ายและสะดวกต่อการใช้งานมากขึ้น โดยจะมีหน้าต่างย่อยที่สามารถเข้าไปดูรายละเอียดของข้อมูลได้ หน้าแรกของ Dashboard จะมีบล็อกของ Ward และบล็อกของห้องทุกห้อง ตั้งแต่ห้อง 1 ถึงห้อง 12 ซึ่งสามารถคลิกบล็อกที่ต้องการเพื่อเข้าไปดูรายละเอียดของข้อมูลในบล็อกนั้นโดยในบล็อก Ward ที่กดเข้าไปจะสามารถดูข้อมูลของทุกห้องได้ไม่ว่าจะเป็นค่า Temp, BP, HR ของแต่ละห้อง ในรูปแบบการโชว์ค่าของทุกห้องแบบ real-time และการ Alarm ที่เกิดขึ้นของทุกห้องหรือจะดูค่าทุกค่าในแต่ละห้องได้ และบล็อกในแต่ละห้องจะสามารถเข้าไปดูข้อมูลของแต่ละห้อง ก็จะมีการโชว์ข้อมูลในรูปแบบของกราฟของค่าต่าง ๆ หรือจะเป็นค่าที่เข้ามาแบบ Real time และยังสามารถเข้าไปดูข้อมูลเฉพาะเจาะจงของค่าต่าง ๆ ได้ที่มีความละเอียดมากขึ้น ในรูปแบบของค่าที่เป็นตัวเลข



รูปที่ 37 โครงสร้างระบบการเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้งาน

สามารถกำหนดตัวบุคคลในการเข้าถึงข้อมูลแต่ละส่วนที่ต้องการให้เข้าถึง โดยจะส่ง mail ให้บุคคลที่ต้องการให้เข้าถึงข้อมูลนั้น ๆ เพื่อเป็นการยืนยันที่อยู่ของตนและเลือกรหัสผ่านในการเข้าถึงข้อมูลซึ่งสามารถเข้าไปดูและแก้ไขข้อมูลต่าง ๆ ได้

การออกแบบระบบโครงข่ายไร้สายสำหรับการตรวจวัดสัญญาณชีพของคนไข้ภายใน/คนไข้แอดมิดในโรงพยาบาล

ในยุคของ Health 4.0 หมายถึง การปฏิรูประบบการดูแลสุขภาพไปสู่ยุคใหม่ให้เป็นการแพทย์อัจฉริยะ (Smart Healthcare) เปลี่ยนแปลงระบบเดิม (แบบ Analog) ให้เป็นระบบใหม่ (แบบ Digital) โดยใช้เทคโนโลยีสารสนเทศเป็นเครื่องมือหลักในการปฏิรูป ประกอบด้วยเทคโนโลยีสำคัญที่เป็นหลัก 7 ประการ ดังต่อไปนี้

1. Social Webs and Network เป็นเทคโนโลยีสารสนเทศที่ออกแบบมาให้ผู้คนสามารถเชื่อมโยงและติดต่อกันได้ผ่านอินเทอร์เน็ตโดยมีค่าใช้จ่ายต่ำ
2. Mobile Application เป็นการใช้อุปกรณ์พกพาติดตัวในการติดต่อ สื่อสาร ค้นหาข้อมูล รับส่งภาพ เสียงภาพเคลื่อนไหว ให้ถึงตัวบุคคลในเวลาอันรวดเร็วโดยการพัฒนา Application ที่สนับสนุนการดูแลสุขภาพ
3. Internet of Things ทุกสิ่งเชื่อมโยงกับอินเทอร์เน็ตเป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นจากการฝังอุปกรณ์สื่อสารไว้ในสิ่งของต่าง ๆ เพื่อให้ส่งสัญญาณแก่ระบบหรือผู้ที่เกี่ยวข้องผ่านทางอินเทอร์เน็ตได้
4. Cloud Computing เป็นระบบที่การจัดเก็บข้อมูลและการประมวลผลข้อมูลเกิดขึ้นในเครื่องคอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่ซึ่งอยู่ต่างสถานที่หรืออาจอยู่ในต่างประเทศแต่รับส่งข้อมูลกันผ่านระบบอินเทอร์เน็ต ทำให้ลดค่าใช้จ่ายการซื้อเครื่องคอมพิวเตอร์และระบบจัดเก็บข้อมูลขนาดใหญ่

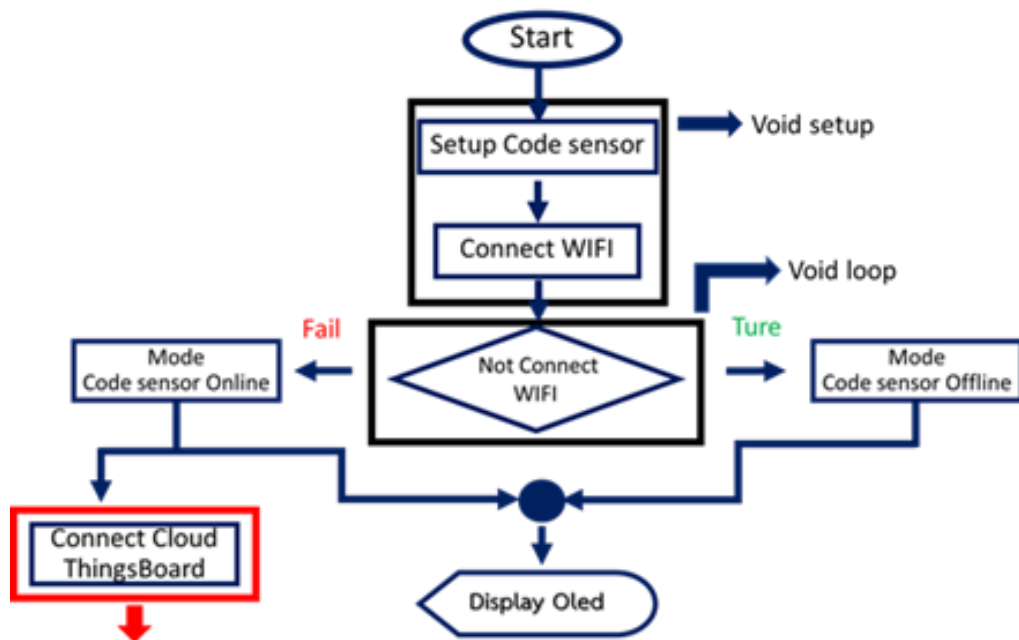
ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

5. Big Data and Health Analytics เทคโนโลยีการจัดเก็บข้อมูลที่ก้าวหน้าขึ้น ทำให้เราสามารถเก็บข้อมูลจำนวนมหาศาลไว้ได้ทั้งหมดโดยมีค่าใช้จ่ายไม่มาก ข้อมูลสุขภาพของประชาชนไทยทุกคนจะถูกจัดเก็บไว้ในระบบ Cloud Computing

6. Robotics วิทยาการหุ่นยนต์มีการพัฒนามาจนถึงขั้นใช้งานจริงเพื่อช่วยดูแลสุขภาพได้หลายด้านในโรงพยาบาล

7. Artificial Intelligences ปัญญาประดิษฐ์ เป็นเทคโนโลยีที่สามารถทำให้เกิดระบบอัตโนมัติที่ช่วยดูแลสุขภาพประชาชนได้

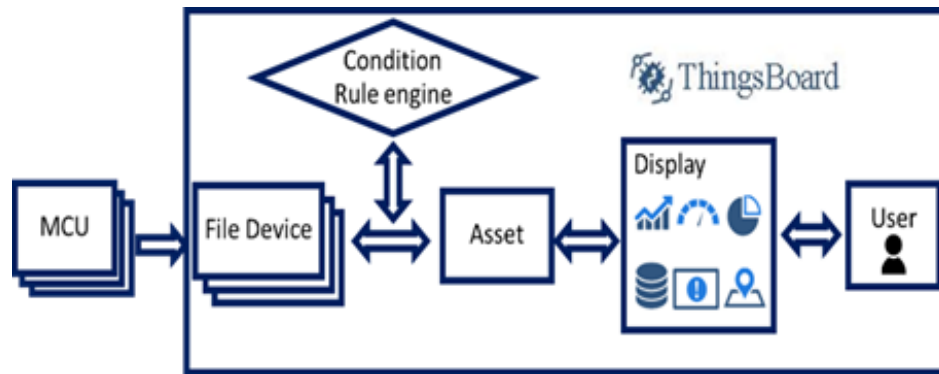
Receive & Monitor แสดงโครงสร้างดังรูปที่ 38



รูปที่ 38 Flowchart การส่งข้อมูลขึ้น Thing Board

ในส่วนของ Code การทำงานของเซ็นเซอร์ นั้นจะมีการทำงานดังที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่ง Code ฝั่งรับ Thing Board จะเริ่มที่ส่วนของ Void loop ที่เป็นการทำงานของ Code แบบวนซ้ำนั้น ในส่วนของตรวจสอบการเชื่อมต่อ Wi-Fi โดยจะเข้าเงื่อนไขใน Bock condition ถ้าไม่มีการเชื่อมต่อ Wi-Fi จะส่งคำสั่งให้ทำในงานส่วนของฟังก์ชัน Mode Offline ที่ตัว ESP 32 จะทำการประมวลผลและแสดงข้อมูลบน หน้าจอ OLED ที่ติดตั้งบนตัวนาฬิกาข้อมือของผู้ป่วยเท่านั้น แต่ถ้ามีการเชื่อมต่อ Wi-Fi จะส่งคำสั่งให้ทำในงานส่วนของฟังก์ชัน Mode Online โดยจะทำงานยังแสดงผลบน หน้าจอ OLED ที่ติดตั้งบนตัวนาฬิกาข้อมือของผู้ป่วยเหมือนเดิมและ ESP 32 ก็จะมีการส่งข้อมูลของเซ็นเซอร์แบบไร้สายด้วย Wi-Fi เข้าไปยัง Cloud Thing board เพื่อเก็บและจัดการข้อมูลทั้งใน

ด้าน การแจ้งเตือนเมื่อข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์มีความผิดปกติ, การแสดงผลที่บนหน้าจอที่ห้องผู้ป่วย และแพทย์, พยาบาล แบบ Real Time และในด้านความปลอดภัยในด้านการจัดการเข้าถึงของข้อมูล ดังรูปที่ 39



รูปที่ 39 โครงสร้างฝั่ง Receive & Monitor

หลังจากผ่านการตรวจสอบเงื่อนไขการเชื่อมต่อ Wi-Fi และทำงานในฟังก์ชัน Mode Online ESP 32 ก็จะส่งข้อมูลของเซ็นเซอร์แบบไร้สายด้วย Wi-Fi เข้าไปยัง Cloud Thing board โดยส่วนแรก MCU จะต้องเชื่อมอินเทอร์เน็ตและอยู่ในสถานะออนไลน์เพื่อจะส่งข้อมูลไปเก็บใน File Device โดยการส่งข้อมูลได้นั้นจะต้องมีเขียน Code ที่มีมาตรฐานในการเชื่อมต่อเดียวกับ Thing Board และ Token (รหัสผ่าน) เดียวกับ File Device ซึ่งก็จะมี Token นั้นต่างการในแต่ละ File Device ซึ่งจะต้องใส่ Token ให้ถูกต้องการหมวดหมู่ที่ต้องการเก็บข้อมูลเมื่อมีข้อมูลมาเก็บใน File Device ที่ต้องการแล้วต่อไปจะเป็นการนำข้อมูลเข้าเงื่อนไขต่างๆที่ต้องการโดยจะใช้ Rule Engine ในกระบวนการถัดไป

โดย Rule Engine จะนำข้อมูลไปเข้าเงื่อนไขหรือปรับแต่งไปใช้ในด้านอื่นๆตามที่ใช้ต้องการโดยหลักๆจะเป็นการแจ้งเตือนในกรณีต่าง ๆ โดยการแจ้งเตือน จะแบ่งหลักๆเป็น 3 แบบ

1. อุปกรณ์ Offline เป็นการแจ้งเตือนเมื่ออุปกรณ์นั้นขาดการเชื่อมต่อจากระบบของ Thing Board หรือไม่มีการเชื่อมต่อ Internet โดยหลังจากนั้นอุปกรณ์จะเปลี่ยนไปเป็น Offline mode เพื่อที่จะยังแสดงผลต่อไปบนตัวอุปกรณ์ได้

2. อุปกรณ์คลาดเคลื่อนจะทำการแจ้งเตือนเมื่ออุปกรณ์คลาดเคลื่อนจากบริเวณในการวัด เช่น นิ้วมืออยู่ไม่ตรงบริเวณที่ sensor จะวัดได้ ก็จะทำให้การเตือน No finger

3. ค่าที่ผิดปกติ โดยจะเป็นการแจ้งเตือนเมื่อค่าที่ได้จาก sensor สูงหรือน้อยเกินไปจากค่ามาตรฐานที่กำหนดไว้เช่น

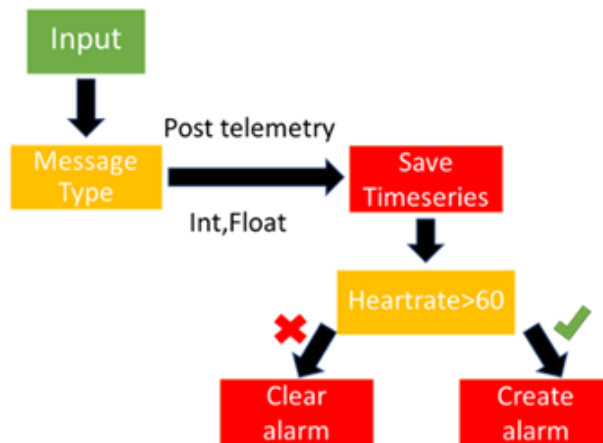
- ชีพจรสูงถึง 120 BPM

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

- อุณหภูมิสูงถึง 40 °C
- ความดันต่ำที่ 90/60 มิลลิเมตร/ปรอท

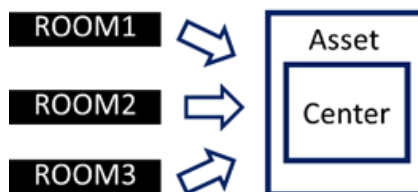
การแจ้งเตือน จากข้อมูลผิดปกติจากเงื่อนไขหรืออุปกรณ์ Offline จะใช้ Block ฟังก์ชันของ Rule Engine มาเชื่อมกันเพื่อให้เกิดให้เป็นกระบวนการในการแจ้งเตือน

1. Filter Nodes (Message Type) เพื่อทำการแยกข้อมูลที่เข้ามาให้เป็นประเภทตัวเลข (Post telemetry) เช่น Int, Float
2. Action Nodes (Save Timeseries) จะทำการบันทึกข้อมูลลงใน Database หลังจากที่ยกประเภทของข้อมูลแล้ว
3. Filter Nodes (Script) ใช้ในการกำหนดเงื่อนไข เช่น ชีพจร>60, อุณหภูมิ > 40
4. Action Nodes (Alarm) จะทำการแจ้งเตือนเมื่อมีการผิดหรือถูกเงื่อนไขตามที่กำหนดไว้ เช่น อุปกรณ์ Offline, ชีพจรสูงเกินค่าที่กำหนด ดังรูปที่ 40



รูปที่ 40 กระบวนการแจ้งเตือน ของ Rule Engine

เมื่อทำการกำหนดเงื่อนไขทั้งหมดแล้วจะทำการนำ Device เข้าไปยังเครือข่ายที่ต้องการของ Asset (Center) ซึ่งจะสามารถเข้าถึงข้อมูลและแสดงผลของ Device ที่อยู่ในเครือข่ายได้ ดังรูปที่ 41

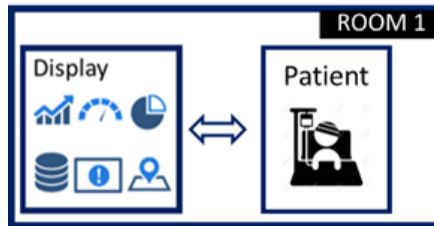


รูปที่ 41 การ Add Room เข้า Asset

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

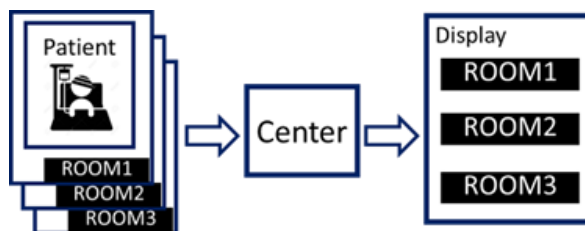
การแสดงผลบน Dashboard นั้นจะแสดง 2 ส่วน

1. Room เป็นการแสดงผลส่วนตัวของแต่ละห้องซึ่งจะแสดงในห้องผู้ป่วยห้องนั้นเท่านั้น ดังรูปที่ 42



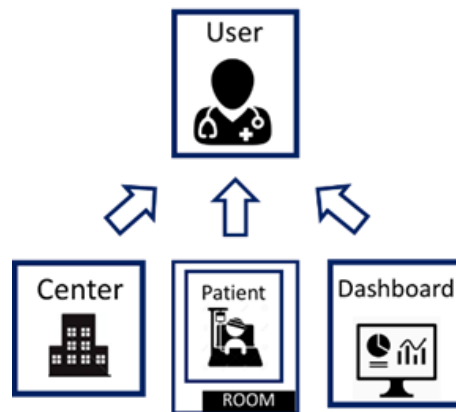
รูปที่ 42 Dash Board Room 1

2. Center เป็นการแสดงผลห้องทั้งหมดที่อยู่ในเครือข่ายของAsset นั้นโดยจะสามารถเข้าถึงข้อมูลต่าง ๆ เช่น ค่า Sensor การแจ้งเตือนได้ทุกห้อง ดังรูปที่ 43



รูปที่ 43 Dash Board Center

เมื่อทำการจัดหมวดหมู่ข้อมูล กำหนดเงื่อนไข การแสดงผลเรียบร้อยแล้ว ก็ Add เข้าไปในหมวดของ User และทำการจัดแบ่งให้ผู้ใช้ให้เข้าถึงข้อมูลส่วนต่าง ๆ ของระบบโดยผู้ใช้แต่ละคนก็จะมี การเข้าถึงข้อมูลของตัวเองที่ต่างกันตามหน้าที่ความรับผิดชอบและเพื่อรักษาความปลอดภัยของข้อมูล ดังรูปที่ 44



รูปที่ 44 การจัดการการเข้าถึงข้อมูลของ User

3.4. บทสรุป

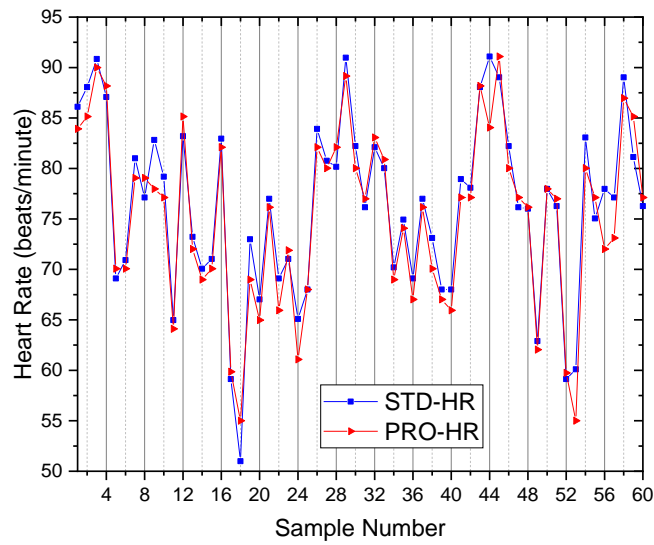
ในส่วนของตัวอุปกรณ์ซึ่งเป็นฝั่งตรวจวัดและส่งข้อมูล ผลที่ได้จากการทดลองนั้น เซนเซอร์สามารถตรวจวัดสัญญาณชีพพื้นฐานทั้งอัตราการเต้นของหัวใจ ความดันของเลือด และ อุณหภูมิ บนจอแสดงผลที่ติดตั้งบนตัวอุปกรณ์ที่อยู่ในรูปแบบนาฬิกาข้อมือได้ รวมถึงสามารถส่งค่าข้อมูลที่วัดได้ขึ้นไปแสดงผลยัง Thingboard (IoT platform) แบบ Real Time ทั้งในด้านการจัดเก็บข้อมูล แจ้งเตือน และการแบ่งผู้ใช้งาน ได้สำเร็จ และในส่วนความแม่นยำของเซนเซอร์และค่าที่วัดได้นั้นจากกลุ่มตัวอย่างพบว่าเมื่อเทียบกับค่าที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐานแล้วอยู่ในสัดส่วนที่น่าพึงพอใจและยอมรับได้ เพราะมีผลการตรวจวัดของเซนเซอร์แต่ละประเภทของอุปกรณ์ smart devices ถูกตรวจวัดผลสัญญาณชีพพื้นฐาน 3 ประเภทอันได้แก่ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ, ความดันเลือด และ อุณหภูมิของร่างกาย การเปรียบเทียบผลการตรวจวัดเหล่านี้ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน ได้แก่ IOS Smart Watch, OMRON HEM-7130 และ OMRON infrared thermometer ตามลำดับ และผลการเปรียบเทียบถูกแสดงผลด้วยกราฟแสดงความสัมพันธ์ของผลการตรวจวัดของอุปกรณ์ smart devices โดยแสดงผลเป็น overlay plot เทียบกับผลของอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน การเปรียบเทียบผลด้วยโปรแกรมทางสถิติเพื่อหาความสัมพันธ์แบบเชิงเส้น และหาค่าความผิดพลาดทางสถิติซึ่งแสดงผลผ่านตารางเปรียบเทียบ ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) เป็นต้น จะแสดงผลในบทถัดไป

บทที่ 4 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบการแพทย์อัจฉริยะและอุปกรณ์ Smart Device สำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคน (Results of the Intelligent Devices and Medical System)

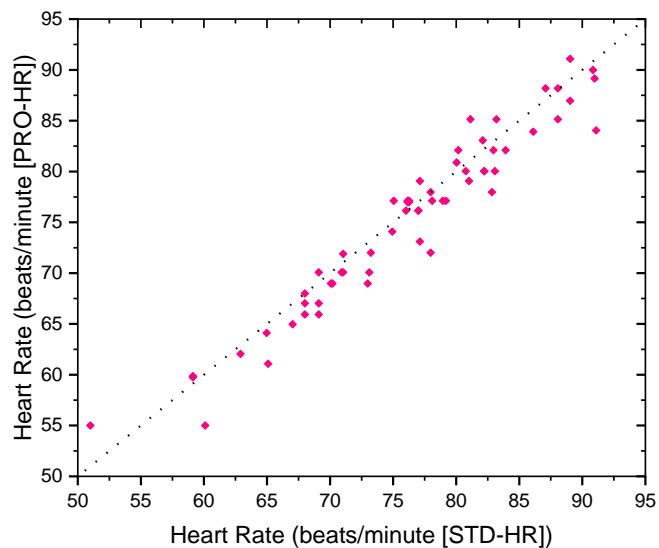
4.1 ผลการทดลองอุปกรณ์ Smart Device โดยทดสอบผลการตรวจวัดของเซนเซอร์แต่ละประเภทเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน

ผลการตรวจวัดของเซนเซอร์แต่ละประเภทของอุปกรณ์ smart devices ถูกตรวจวัดผลสัญญาณชีพพื้นฐาน 3 ประเภทอันได้แก่ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ, ความดันเลือด และอุณหภูมิของร่างกาย การเปรียบเทียบผลการตรวจวัดเหล่านี้ถูกเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน ได้แก่ IOS Smart Watch, OMRON HEM-7130 และ OMRON infrared thermometer ตามลำดับ และผลการเปรียบเทียบถูกแสดงผลด้วยกราฟแสดงความสัมพันธ์ของผลการตรวจวัดของอุปกรณ์ smart devices โดยแสดงผลเป็นเส้นค่าเฉลี่ยที่วิ่งทับไปกับผลของอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน หรือเรียกว่า overlay plot นอกจากนี้ยังเปรียบเทียบผลด้วยกราฟแสดงความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นด้วยโปรแกรมทางสถิติ JMP เวอร์ชัน 11 เพื่อหาความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นและหาค่าความผิดพลาดทางสถิติซึ่งแสดงผลผ่านตารางเปรียบเทียบ ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) เป็นต้น ผลการทดลองเป็นดังนี้

ผลการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ เปรียบเทียบผลกับ IOS Smart Watch โดยใช้เซนเซอร์ MAX30102 ผลลัพธ์ที่ได้จากอุปกรณ์ที่นำเสนอสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้อย่างแม่นยำสูง โดยที่ค่าความต่างเฉลี่ยระหว่าง STD-HR (ผลจากการทดสอบอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐานวัดอัตราการเต้นของหัวใจ) และ PRO-HR (ผลจากอุปกรณ์สมาร์ตที่นำเสนอการทดสอบอัตราการเต้นของหัวใจ) คือ 0.95 เพียง 1.25% ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) สำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจถูกสังเกตและนำเสนอดังรูปที่ 40 และแสดงค่าความผิดพลาดดังในตารางที่ 4



(a)



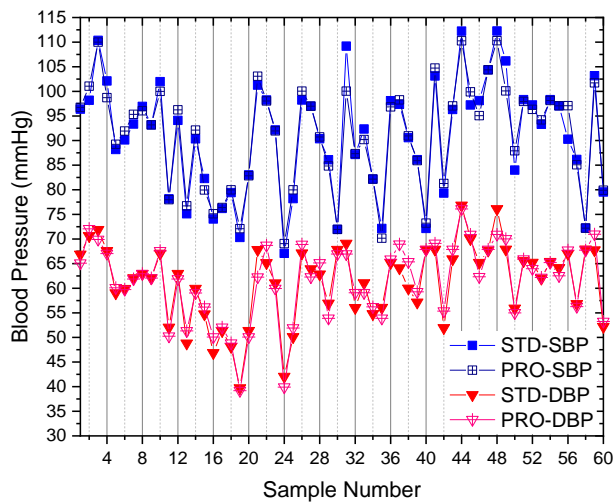
(b)

รูปที่ 45 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน (IOS Smart Watch): (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น

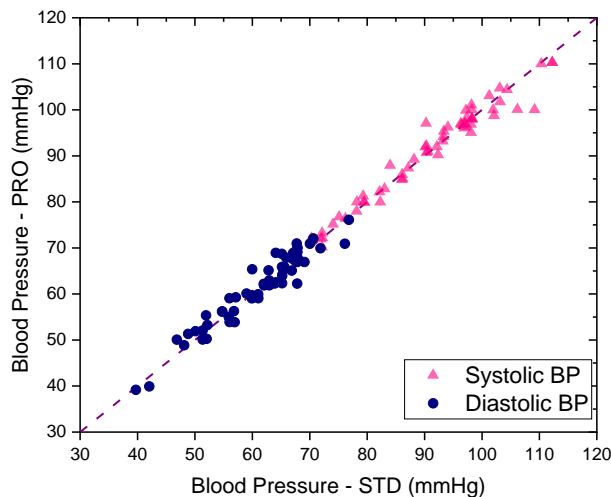
ตารางที่ 4 ผลเปรียบเทียบทางสถิติของอัตราการเต้นของหัวใจ

N	Mean		Std Dev		Std Err	
	STD-HR (Beat/m)	PRO-HR (Beat/m)	STD-HR (Beat/m)	PRO-HR (Beat/m)	STD-HR	PRO-HR
60	76.12	75.17	8.73	8.70	1.23	1.12

สำหรับผลการตรวจวัดค่าความดันเลือดสามารถแสดงการเปรียบเทียบความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันเลือดไดแอสโตลิก (DBP) ระหว่างอุปกรณ์ที่เสนอและอุปกรณ์มาตรฐาน (OMRON HEM-7130) โดยมีการจัดตำแหน่งที่ทำให้มั่นใจได้ว่าเซ็นเซอร์ MAX-30102 สามารถใช้งานได้อย่างมั่นใจเนื่องจากความแตกต่าง ระหว่างค่าเฉลี่ย SBP และ DBP มีค่าเท่ากับ 0.22 และ 0.11 mmHg จากอุปกรณ์มาตรฐานตามลำดับ Dev และ Std err แสดงในตารางที่ 5 สำหรับ STD-SBP และ PRO-SBP ซึ่งเท่ากับ 0.57 mmHg และ 0.07 ตามลำดับ และ 0.06 mmHg และ 0.01 สำหรับ STD-DBP และ PRO-DBP ตามลำดับ



(a)



(b)

รูปที่ 46 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับการวัดความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันโลหิตไดแอสโตลิก (DBP) ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์

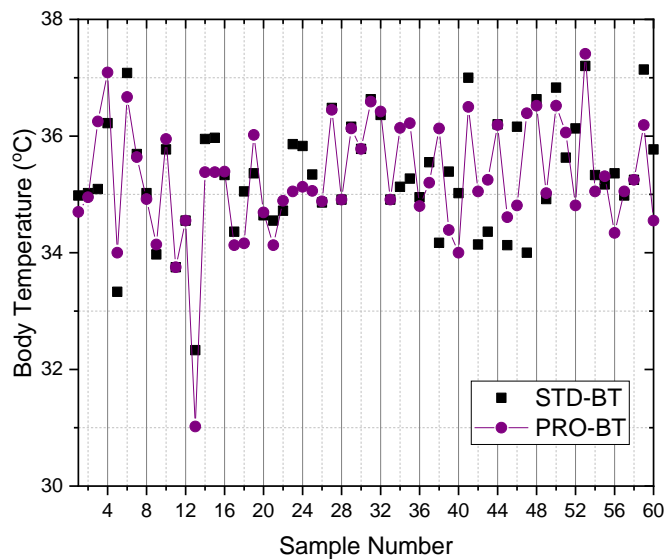
ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

มาตรฐาน OMRON HEM-7130 (STD) : (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น

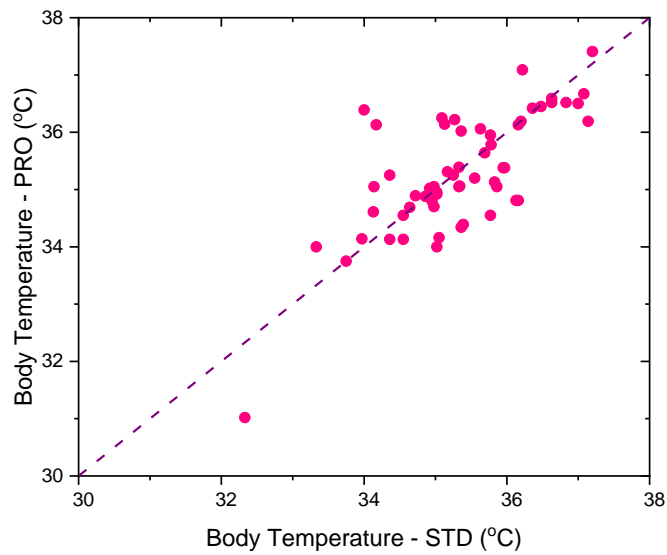
ตารางที่ 5 ผลเปรียบเทียบทางสถิติความดันเลือดทั้ง ความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันเลือดไดแอสโตลิก (DBP)

N	Mean				Std Dev			Std Err				
	STD-SBP (mmHg)	PRO-SBP (mmHg)	STD-DBP (mmHg)	PRO-DBP (mmHg)	STD-SBP (mmHg)	PRO-SBP (mmHg)	STD-DBP (mmHg)	PRO-DBP (mmHg)	STD-SBP	PRO-SBP	STD-DBP	PRO-DBP
60	90.63	90.85	61.37	61.48	11.35	10.77	7.88	7.82	1.46	1.39	1.02	1.01

ผลการทดสอบอุณหภูมิร่างกาย (BT) ซึ่งเซนเซอร์วัดอุณหภูมิแบบอินฟราเรดราคาประหยัดของอุปกรณ์ที่นำเสนอ (PRO-BT) เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน (STD-BT) ซึ่งเป็นเครื่องวัดอุณหภูมิอินฟราเรด OMRON ส่งผลให้ PRO-BT และ STD-BT มีความแตกต่างเฉลี่ยสัมบูรณ์แต่ละจุดเพียง 0.04 °C สำหรับอุณหภูมิของร่างกาย ซึ่งถือว่าแม่นยำมาก ค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ย Std Dev และ Std err พบว่าค่า BT ซึ่งคือ 0.04 °C, -0.06 °C และ -0.001 ตามลำดับ ดังแสดงรูปที่ 42 และตารางที่ 6



(a)



(b)

รูปที่ 47 ผลการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอสำหรับอุณหภูมิร่างกาย (BT) กับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน OMRON infrared thermometer (STD): (a) กราฟ overlay; (b) กราฟเปรียบเทียบแบบเชิงเส้น

ตารางที่ 6 ผลเปรียบเทียบทางสถิติของอุณหภูมิร่างกาย (BT)

N	Mean		Std Dev		Std Err	
	STD-BT (°C)	PRO-BT (°C)	STD-BT (°C)	PRO-BT (°C)	STD-BT	PRO-BT
60	35.31	35.27	0.96	1.03	0.12	0.13

การแสดงผลข้อมูลสามารถแสดงได้บนหน้าจอ OLED และแดชบอร์ด (dash board) จอแสดงผล OLED เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์แบบอนุกรมด้วย I2C ดังแสดงในรูปที่ 4 และข้อมูลจากการตรวจวัดถูกส่งไปยังคลาวด์ในแพลตฟอร์ม Things Board ซึ่งทำหน้าที่ในการรวบรวมและแสดงข้อมูลบนคอมพิวเตอร์และโทรศัพท์มือถือ ข้อมูลจากอุปกรณ์ที่นำเสนอจะถูกส่งไปยังแพลตฟอร์ม Things Board พร้อมเงื่อนไขและการแจ้งเตือนจะปรากฏขึ้นเมื่อเกิดข้อผิดพลาด ข้อมูลจากอุปกรณ์ที่นำเสนอยังถูกส่งเพื่อระบุเครือข่ายไร้สายจากโหนดเซ็นเซอร์ของแต่ละห้องเพื่อประมวลผลและแสดงในศูนย์ฐานข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ เครื่องมือของ Widget ใน Things Board จะแสดงผลการวัดโดยแสดงในรูปแบบ แผนภูมิ แผนที่ การควบคุม GPIO และตารางในแต่ละห้องดังที่แสดงในรูปที่ 22 การเปรียบเทียบค่าใช้จ่ายระหว่างอุปกรณ์ที่นำเสนอกับ Apple Watch Series 5 และ Apple Watch Series 6 โดยมีอายุการใช้งานแบตเตอรี่แสดงในตารางที่ 7 โดยที่ราคา

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ของเซ็นเซอร์ HR และความดันโลหิตอยู่ที่ประมาณ 10 ดอลลาร์สหรัฐ เซ็นเซอร์อุณหภูมิร่างกาย 5 ดอลลาร์สหรัฐ และไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP ราคา 12 ดอลลาร์สหรัฐ



รูปที่ 48 อุปกรณ์อัจฉริยะที่นำเสนอทั้ง 2 เวอร์ชัน

การออกแบบ smart device และระบบ รวมทั้งผลการทดลองถูกนำเสนอผ่านการเผยแพร่วารสารระดับนานาชาติ ดังภาคผนวก ก

ตารางที่ 7 การเปรียบเทียบต้นทุนและอายุการใช้งานแบตเตอรี่ระหว่างอุปกรณ์สวมใส่อัจฉริยะเชิงพาณิชย์และอุปกรณ์ที่เสนอ

Healthcare Features	Apple Watch Series 6	Apple Watch Series 5	Proposed Watch
Size (mm)	44/40	44/40	60
Heart Rate	✓	✓	✓
Body Temperature	x	x	✓
Blood Pressure	x	x	✓
SpO ₂	✓	x	x
Charging	Wireless	Wireless	USB
Battery Life	18 h	18 h	15 h
Prices (USD)	Start +400	Start +400	30

4.2 การทดสอบประสิทธิภาพของโหนดเซนเซอร์หรือ Smart Device โดยออกแบบสอบถามความพึงพอใจของผู้ใช้งาน

การประเมินจากแบบสอบถามของผู้ใช้งานอุปกรณ์ โดยใช้หัวข้อการวิเคราะห์แบบสอบถาม ดังนี้

1. ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง จำนวน 60 คน ประชากรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ มี 3 กลุ่ม คือ

- กลุ่มผู้ใหญ่ (บุคคลทั่วไป) ช่วงอายุ 20–60 ปี จำนวน 20 คน
- กลุ่มผู้สูงอายุ (บุคคลทั่วไป) ช่วงอายุมากกว่า 60 ปี จำนวน 20 คน
- กลุ่มผู้สูงอายุ (มีโรคประจำตัว) ช่วงอายุมากกว่า 60 ปี จำนวน 20 คน

ระยะเวลาในการแจกและเก็บรวบรวมข้อมูล

สุ่มแจกเครื่องมือ (แบบสอบถาม) ให้กับกลุ่มตัวอย่างในขณะขอความร่วมมือในการทดสอบการใช้อุปกรณ์

2. เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูล

เครื่องมือหรือแบบสอบถามที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูลในครั้งนี้ มีจำนวน 1 ชุด คือแบบสอบถามความพึงพอใจในการใช้งานผู้ใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบ ประกอบด้วย 3 ส่วน ดังนี้

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ เพศ อายุ อาชีพ

ส่วนที่ 2 ระดับความพึงพอใจต่อการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายจำนวน 5 ด้าน ได้แก่ ด้าน ประโยชน์ใช้สอย ด้านความแม่นยำของอุปกรณ์ต้นแบบ ด้านความสะดวกสบายในการใช้งาน ด้านความปลอดภัยในการใช้งาน และด้านความสวยงาม

ส่วนที่ 3 เป็นข้อเสนอแนะและแสดงความคิดเห็นของกลุ่มตัวอย่าง

3. วิธีการเก็บรวบรวมข้อมูล

1. แจกเครื่องมือ (แบบสอบถาม) ให้กับกลุ่มตัวอย่างที่เป็นตัวแทนทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบดังกล่าว ภาคผนวก ข

2. บุคคลทั่วไปที่เป็นตัวแทนทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบทำการทดสอบและอุปกรณ์และให้ความร่วมมือตอบแบบสอบถาม และส่งกลับหลังทดสอบเสร็จ

3. ผู้วิจัยตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล และนำไปวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป

4. การจัดการกระทำกับข้อมูล ผู้วิจัยนำข้อมูลที่ได้จากแบบสอบถามมาตรวจสอบความถูกต้อง ความสมบูรณ์ในการตอบแบบสอบถาม จากนั้นนำข้อมูลมาประมวลผลเพื่อวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ การวิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 1 และส่วนที่ 3 ตามเครื่องมือ (แบบสอบถาม) คณะผู้วิจัยได้ดำเนินการ ประมวลผลและนำเสนอในรูปตารางประกอบการพิจารณา การ

วิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 2 ตามเครื่องมือ (แบบสอบถาม) ในความพึงพอใจที่มีต่อการใช้งาน อุปกรณ์ ต้นแบบ ได้ให้เกณฑ์การให้คะแนน ดังนี้

พึงพอใจมากที่สุด	ให้คะแนน	5	คะแนน
พึงพอใจมาก	ให้คะแนน	4	คะแนน
พึงพอใจปานกลาง	ให้คะแนน	3	คะแนน
พึงพอใจน้อย	ให้คะแนน	2	คะแนน
พึงพอใจน้อยที่สุด	ให้คะแนน	1	คะแนน

จากนั้นนำค่าคะแนนของผู้ตอบแบบสอบถามที่ได้ไปวิเคราะห์ข้อมูล และกำหนดเกณฑ์ค่าเฉลี่ยในการ ประเมิน ดังนี้

ค่าเฉลี่ย	ความหมาย
3.75 - 5.00	พึงพอใจมาก
2.50 - 3.74	พึงพอใจปานกลาง
1.00 - 2.49	พึงพอใจน้อย

4. การวิเคราะห์และผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง

ตารางที่ 8 ข้อมูลเพศของกลุ่มตัวอย่าง

เพศ	จำนวนคน (คน)	จำนวนร้อยละ
ชาย	26	43.3
หญิง	34	56.7

ตารางที่ 9 ข้อมูลอายุของกลุ่มตัวอย่าง

อายุ (ปี)	จำนวนคน (คน)	จำนวนร้อยละ
20-40	12	20.0
40-60	8	13.3
60-80	33	55.0
มากกว่า 80	7	11.7

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 2 ระดับความพึงพอใจในการใช้งานของอุปกรณ์ต้นแบบ สัญลักษณ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 2 ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยกำหนดสัญลักษณ์ที่ใช้ในการนำเสนอผลการวิเคราะห์ข้อมูลส่วนที่ 2 ดังนี้

Mean	แทน	ค่าเฉลี่ย
A1	แทน	ความคิดเห็นด้านประโยชน์ใช้สอย
A2	แทน	ด้านความแม่นยำของอุปกรณ์ต้นแบบ
A3	แทน	ด้านความสะดวกสบายในการใช้งาน
A4	แทน	ด้านความปลอดภัยในการใช้งาน
A5	แทน	ด้านความสวยงาม

ตารางที่ 10 ความเห็นของกลุ่มตัวอย่างรายเพศที่มีต่อความพึงพอใจทั้ง 5 ด้านของการพัฒนาอุปกรณ์ ต้นแบบ

เพศ	ผลรวมของระดับความพึงพอใจทั้ง 5 ด้าน					ค่าเฉลี่ยรวม (Mean)
	A1	A2	A3	A4	A5	
ชาย	4.12	3.89	3.92	4.23	3.06	3.85
หญิง	4.08	3.75	3.59	4.18	3.24	3.25
รวมค่าเฉลี่ย	4.10	3.82	3.76	4.21	3.15	3.81

จากตารางที่ 10 พบว่ากลุ่มตัวอย่างมีความเห็นความพึงพอใจต่อการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบในทุกด้าน ยกเว้น ด้านด้านความสวย (A5) อยู่ในระดับพึงพอใจมาก ค่าเฉลี่ยรวมทั้งเพศหญิงและชายไม่น้อยกว่า 3.75 ส่วนค่าเฉลี่ยด้านความสวยงามรวมเท่ากับ 3.15 ในขณะที่ค่าเฉลี่ยรวมด้านความแม่นยำ (A2) ของอุปกรณ์ต้นแบบ เท่ากับ 3.82 ซึ่งอยู่ในระดับความพึงพอใจมากหลังจากได้ปรับปรุงอุปกรณ์ต้นแบบเพิ่มเติม

4.3 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบ

การทดสอบประสิทธิภาพของระบบถูกแบ่งผู้ป่วยออกเป็น 2 ประเภท คือ กลุ่มผู้ป่วยตามบ้านเรือน โดยทดสอบกับกลุ่มเด็กและผู้สูงอายุ/ผู้ป่วยติดเตียง และกลุ่มผู้ป่วยที่ถูกแอดมิทในโรงพยาบาลซึ่งเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่ไม่ได้เป็นกรณีร้ายแรง แต่เป็นกลุ่มผู้ป่วยรักษาโรคอาการทั่วไป

4.3.1. การทดสอบกับกลุ่มผู้ป่วยตามบ้านเรือน โดยมีกลุ่มทดสอบได้แก่ กลุ่มเด็ก และกลุ่มผู้สูงอายุ รวมทั้งผู้ป่วยติดเตียงที่อยู่ตามบ้านเรือน กลุ่มเด็กมีช่วงอายุตั้งแต่ 1-12 ปี กลุ่มผู้สูงอายุ มีช่วงอายุมากกว่า 60 ปีขึ้นไป และกลุ่มผู้ป่วยติดเตียง (ไม่กำหนดช่วงอายุ) กลุ่มตัวอย่างดังกล่าวถูกทดสอบโดยใช้นวนตัวอย่างของกลุ่มประชาชนจำนวน 10-20 คน ได้ผลการทดสอบเป็นดังนี้

ตารางที่ 11 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้สูงอายุ ตัวอย่าง 20 คน

Sex	Age	Blood Pressure (BP)			Heart Rate (HR)			Body Temp		
		BP	STD	%Error	HR	STD	%Error	Temp	STD	%Error
FEMALE	80+	77	75	2.67	72	75	4.00	36.0	36.9	2.44
MALE	80+	75	71	5.63	73	70	4.29	36.2	35.8	1.12
FEMALE	76-80	76	74	2.70	72	69	4.35	37.5	37.0	1.35
MALE	76-80	75	73	2.74	67	68	1.47	36.0	36.7	1.91
FEMALE	76-80	78	75	4.00	75	76	1.32	37.0	37.5	1.33
MALE	71-75	73	75	2.67	68	65	4.62	35.9	36.5	1.64
FEMALE	71-75	75	73	2.74	64	67	4.48	36.2	36.8	1.63
MALE	71-75	77	75	2.67	72	75	4.00	37.3	36.7	1.63
FEMALE	71-75	78	75	4.00	79	78	1.28	36.5	37.9	3.69
MALE	71-75	76	75	1.33	65	68	4.41	37.0	36.2	2.21
FEMALE	66-70	75	73	2.74	73	70	4.29	35.5	36.8	3.53
MALE	66-70	78	75	4.00	80	79	1.27	35.9	36.9	2.71
FEMALE	66-70	73	75	2.67	71	70	1.43	36.5	37.2	1.88
MALE	66-70	75	73	2.74	76	78	2.56	37.9	37.5	1.07
FEMALE	66-70	77	75	2.67	79	80	1.25	37.2	38.0	2.11
MALE	60-65	78	75	4.00	81	79	2.53	36.0	36.9	2.44
FEMALE	60-65	76	75	1.33	76	74	2.70	36.9	36.3	1.65
MALE	60-65	76	78	2.56	70	72	2.78	37.5	36.8	1.90
FEMALE	60-65	76	79	3.80	79	77	2.60	35.2	36.8	4.35
MALE	60-65	75	77	2.60	75	71	5.63	35.9	37.0	2.97

ตารางที่ 12 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มเด็กตัวอย่าง 14 คน

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

Sex	Age	Blood Pressure (BP)			Heart Rate (HR)			Body Temp		
		BP	STD	%Error	HR	STD	%Error	Temp	STD	%Error
FEMALE	6-12	90	89	1.12	92	90	2.22	37.5	37.0	1.35
MALE	6-12	92	91	1.10	89	92	3.26	36.0	36.5	1.37
FEMALE	6-12	92	92	0.00	80	81	1.23	37.1	36.2	2.49
MALE	6-12	90	90	0.00	83	80	3.75	36.0	36.9	2.44
FEMALE	6-12	91	90	1.11	92	94	2.13	37.9	37.1	2.16
MALE	6-12	90	90	0.00	91	89	2.25	36.3	36.8	1.36
FEMALE	6-12	91	90	1.11	88	86	2.33	35.8	36.9	2.98
MALE	1-5	99	100	1.00	100	102	1.96	37.2	36.4	2.20
FEMALE	1-5	98	100	2.00	98	99	1.01	35.9	37.0	2.97

ตารางที่ 13 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้ป่วยติดเตียง ตัวอย่าง 10 คน

Sex	Age	Blood Pressure (BP)			Heart Rate (HR)			Body Temp		
		BP	STD	%Error	HR	STD	%Error	Temp	STD	%Error
FEMALE	80	77	75	2.67	72	75	4.00	36.0	36.9	2.44
MALE	79	78	75	4.00	75	76	1.32	37.0	37.5	1.33
FEMALE	75	77	75	2.67	72	75	4.00	37.3	36.7	1.63
MALE	72	78	75	4.00	79	78	1.28	36.5	37.9	3.69
FEMALE	67	78	75	4.00	80	79	1.27	35.9	36.9	2.71
MALE	65	75	77	2.60	75	71	5.63	35.9	37.0	2.97
FEMALE	58	74	70	5.71	77	75	2.67	35.9	36.5	1.64
MALE	46	75	77	2.60	75	78	3.85	36.2	36.8	1.63
FEMALE	44	72	75	4.00	77	79	2.53	37.3	36.7	1.63
MALE	42	69	68	1.47	76	74	2.70	36.5	37.9	3.69



รูปที่ 49 ภาพการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่าง ในการทดสอบกลุ่มผู้ป่วยที่อยู่ตามบ้านเรือน

4.3.2. การทดสอบกับกลุ่มผู้ป่วยแอดมิตในโรงพยาบาล โดยมีกลุ่มทดสอบได้แก่ กลุ่มผู้ป่วยที่มีอาการไม่ร้ายแรงมากนัก กับกลุ่มผู้ป่วยทุกช่วงอายุที่สมัครใจในการทดสอบ โดยทดสอบตามเตียงผู้ป่วยเพื่อตรวจสอบการส่งข้อมูลขึ้นระบบและไปแสดงผลที่บริเวณส่วนกลาง โดยติดตั้ง Wi-Fi router ของตัวระบบเพื่อการเชื่อมต่อข้อมูลเข้ากับ smart device เพื่อเก็บผล หาความแม่นยำและแสดงผลขึ้นหน้าจอ Dash Board ซึ่งได้ผลการทดสอบความแม่นยำของเป็นดังนี้

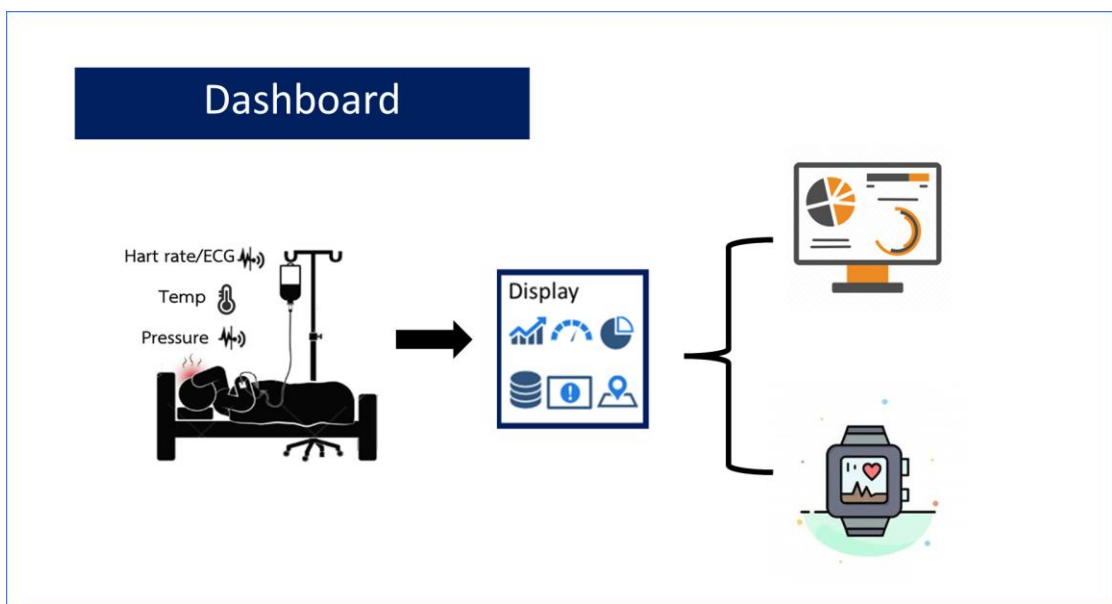
ตารางที่ 14 ผลการทดลองความแม่นยำการทดสอบอัตราการเต้นของชีพจร จากกลุ่มผู้ป่วยแอดมิตในโรงพยาบาล ตัวอย่าง 20 คน

Sex	Age	Blood Pressure (BP)			Heart Rate (HR)			Body Temp		
		BP	STD	%Error	HR	STD	%Error	Temp	STD	%Error
FEMALE	57	75	77	2.67	75	71	5.33	35.9	37.0	2.97
MALE	61	76	75	1.31	76	74	2.63	36.9	36.3	1.65
FEMALE	22	74	75	1.35	75	76	1.33	35.9	37.0	3.06
MALE	48	75	77	2.67	75	72	4.00	35.9	37.0	3.06

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

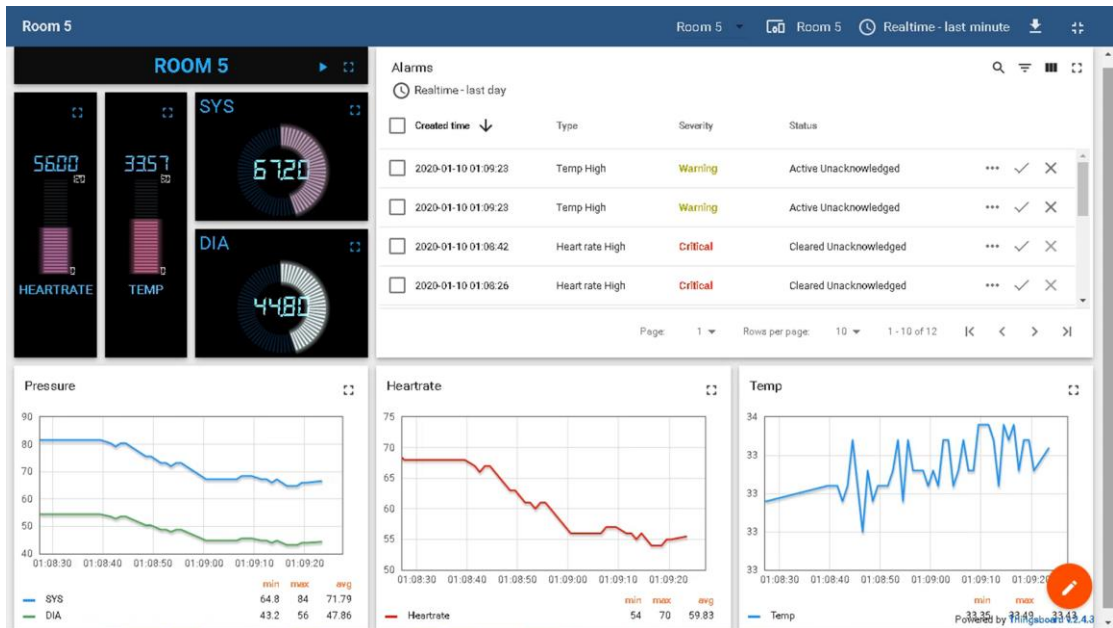
FEMALE	72	77	75	2.60	72	75	4.16	37.3	36.7	1.60
MALE	65	75	73	2.60	76	77	1.31	37.9	37.5	1.07
FEMALE	24	72	72	0	74	72	2.70	35.6	37.2	4.50
MALE	39	76	78	2.63	74	75	1.35	36.9	37.9	2.70
FEMALE	18	78	77	1.28	75	74	1.33	36.6	37.7	3.01
MALE	29	75	76	1.33	75	73	2.66	35.9	37.0	3.06
FEMALE	39	78	77	1.28	76	75	1.32	36.6	37.8	6.01
MALE	40	74	76	2.70	75	74	1.32	35.4	37.3	5.36
FEMALE	48	75	73	2.67	77	78	1.30	37.9	37.5	1.07
MALE	52	77	76	1.30	76	78	2.63	37.2	37.5	0.08
FEMALE	62	74	73	1.35	79	78	1.27	36.8	37.7	2.44
MALE	55	75	74	1.33	75	76	1.33	37.2	37.5	0.08
FEMALE	18	73	72	1.33	79	78	1.27	38.1	37.9	0.05
MALE	32	78	76	2.56	74	73	1.35	36.6	37.4	2.18
FEMALE	45	73	73	0	74	76	1.35	38.7	38.1	1.55
MALE	28	76	75	1.31	76	78	2.63	36.2	37.1	2.48

สำหรับการแสดงผลบน Dash Board เพื่อแสดงผลข้อมูลของผู้ป่วยอาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วยที่ถูกแอดมิตในโรงพยาบาล มีโครงสร้างการเชื่อมต่อข้อมูลแต่ละบุคคลดังรูป



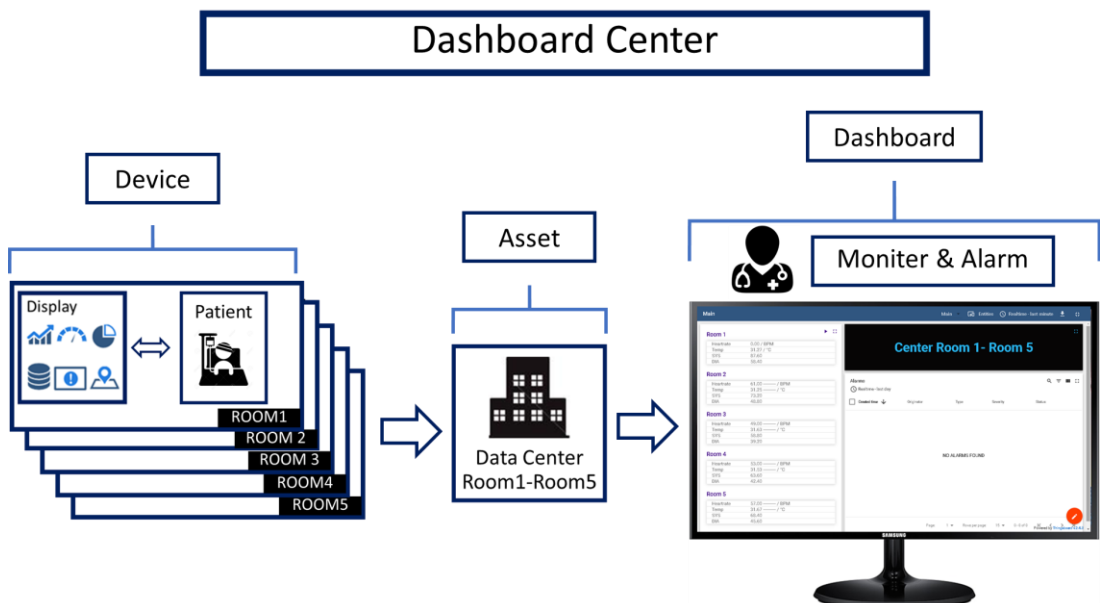
รูปที่ 50 โครงสร้างการเชื่อมต่อข้อมูลของผู้ป่วยแอดมิตแต่ละบุคคล

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



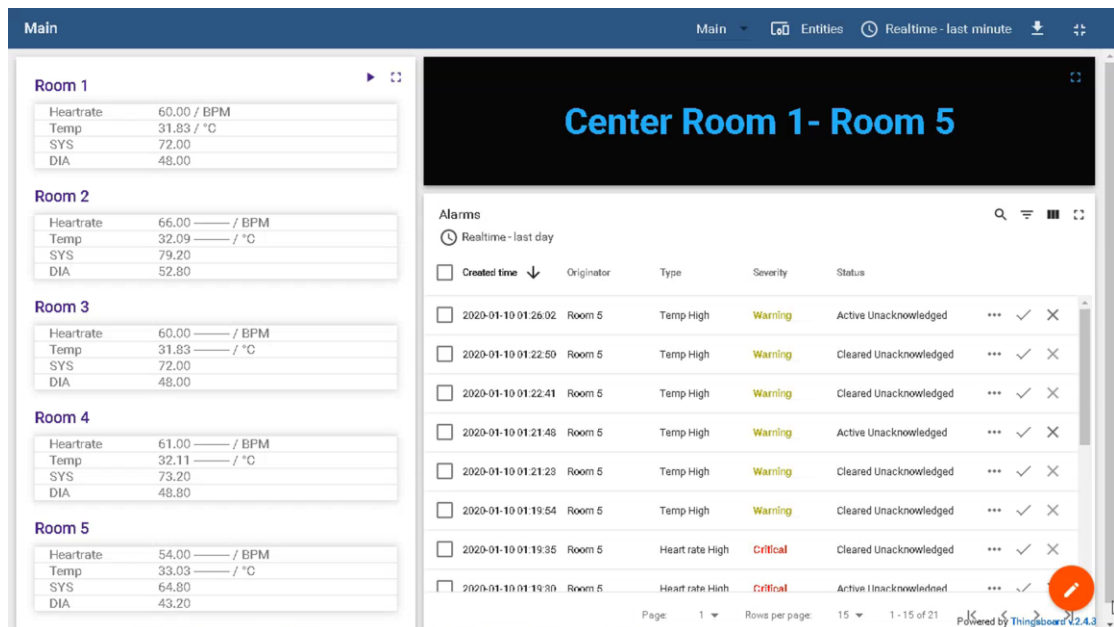
รูปที่ 51 การแสดงผลบนหน้าจอ Dash Board ของทดสอบของผู้ป่วยแอดมิทแต่ละบุคคล

จากรูปที่ 51 การแสดงผลของผู้ป่วยแอดมิท จะแสดง ROOM หรืออาจจะระบุเป็น ID ของผู้ป่วยคนนั้นๆ ผลจะถูกแสดงออกมา 2 ลักษณะ ทั้งในรูปแบบกราฟ และตัวเลข พร้อมด้วยการวิเคราะห์ค่าโดยการตั้งค่า Threshold ที่เหมาะสมตามความต้องการของพยาบาลที่เข้าเวรตรวจ เพื่อแจ้งเตือนกรณีที่เกิดความร้ายแรงจากการวัดผลเกินค่าที่กำหนดไว้ เป็นต้น และสำหรับ



รูปที่ 52 โครงสร้างการเชื่อมต่อข้อมูลของผู้ป่วยแอดมิททั้งหมด

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



รูปที่ 53 การแสดงผลบนหน้าจอ Dash Board ของทดสอบของผู้ป่วยแอดมิดในโรงพยาบาลทั้งหมด

และสำหรับรูปที่ 53 ถูกแสดงผลโดยรวมของผู้ป่วยแอดมิด (อาสาสมัคร) ทั้งหมดโดยแสดงผลของแต่ละบุคคลและสามารถกดเข้าไปดูรายละเอียดของแต่ละบุคคลได้ และเนื่องจากการทดสอบกับผู้ป่วยแอดมิดมีการเชื่อมต่อข้อมูลระหว่างตัว smart device กับการให้สัญญาณของ Wi-Fi Router ที่ต้องครอบคลุม smart devices ทุกตัว ดังนั้นการหาระยะการหน่วงเวลาในการส่งข้อมูลของอุปกรณ์ที่ส่งข้อมูลแบบไร้สาย(WIFI) เข้า ThingsBoard ในกรณีพื้นที่ โถงและพื้นที่ ๆ มีสิ่งกีดขวางจึงมีผลต่อการรับ-ส่งข้อมูลด้วย โดยเฉพาะการส่งข้อมูลในพื้นที่ indoor

ตารางที่ 15 ผลการทดลองการส่งข้อมูลจาก smart device ไปแสดงผลบนหน้าจอกลางของโรงพยาบาล ทดสอบการหน่วงเวลา

ระยะ (m)	การหน่วงเวลา (s)
1-5	1-2
6-10	3-5
11-20	3-5
21-30	3-5
31-40	3-5
41-50	3-5
50 ขึ้นไป	5-6

จากการทดลองไม่ควรให้อุปกรณ์อยู่ห่างเกิน 100 m จาก Router เพราะรัศมี Wi-Fi เฉลี่ยอยู่ที่ 100 m ซึ่งถ้าอยู่มากกว่าขอบเขตอาจทำให้การเชื่อมต่อ Wi-Fi นั้นไม่เสถียรหรือขาดการเชื่อมต่อ

4.4. บทสรุป

ผลการทดลองเป็นดังนี้

- ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยค่าอัตราการเต้นของหัวใจผลคือ 0.95 และ เพียง 1.25% ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) ตามลำดับ

- ผลการตรวจวัดค่าความดันเลือดสามารถแสดงการเปรียบเทียบความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันเลือดไดแอสโตลิก (DBP) ระหว่างอุปกรณ์ที่เสนอและอุปกรณ์มาตรฐาน (OMRON HEM-7130) มีค่าเฉลี่ย SBP และ DBP มีค่าเท่ากับ 0.22 และ 0.11 mmHg จากอุปกรณ์มาตรฐานตามลำดับ Dev และ Std err แสดงในตารางที่ 2 สำหรับ STD-SBP และ PRO-SBP ซึ่งเท่ากับ 0.57 mmHg และ 0.07 ตามลำดับ และ 0.06 mmHg และ 0.01 สำหรับ STD-DBP และ PRO-DBP ตามลำดับ

- ผลการทดสอบอุณหภูมิร่างกาย (BT) ซึ่งเซนเซอร์วัดอุณหภูมิแบบอินฟราเรดราคาประหยัดของอุปกรณ์ที่นำเสนอ (PRO-BT) เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน (STD-BT) ซึ่งเป็นเครื่องวัดอุณหภูมิอินฟราเรด OMRON ส่งผลให้ PRO-BT และ STD-BT มีความแตกต่างเฉลี่ยสัมบูรณ์แต่ละจุดเพียง 0.04 °C สำหรับอุณหภูมิของร่างกาย ซึ่งถือว่าแม่นยำมาก ค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ย Std Dev และ Std err พบว่าค่า BT ซึ่งคือ 0.04 °C, -0.06 °C และ -0.001 ตามลำดับ

การยืนยันความแม่นยำของอุปกรณ์สามารถแสดงได้อีกทางโดยการเผยแพร่ทางวารสารนานาชาติ โดยถูกเผยแพร่เมื่อเดือนกันยายน 2564 ดังเอกสารแนบในภาคผนวก ข ซึ่งเป็นที่ยอมรับและสามารถทดสอบและใช้งานจริงในโรงพยาบาล

บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ (Conclusions and Suggestions)

ในส่วนของตัวอุปกรณ์ซึ่งเป็นฝั่งตรวจวัดและส่งข้อมูล ผลที่ได้จากการทดลองนั้น เซนเซอร์สามารถตรวจวัดสัญญาณชีพพื้นฐานทั้งอัตราการเต้นของหัวใจ ความดันของเลือด และ อุณหภูมิ บนจอแสดงผลที่ติดตั้งบนตัวอุปกรณ์ที่อยู่ในรูปแบบนาฬิกาข้อมือได้ รวมถึงสามารถส่งค่าข้อมูลที่วัดได้ขึ้นไปแสดงผลยัง Thing board (IoT platform) แบบ Real Time ทั้งในด้านการจัดเก็บข้อมูล แจ้งเตือน และการแบ่งผู้ใช้งาน ได้สำเร็จ และในส่วนของความแม่นยำของเซนเซอร์และค่าที่วัดได้นั้นจากกลุ่มตัวอย่างพบว่าเมื่อเทียบกับค่าที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐานแล้วอยู่ในสัดส่วนที่น่าพึงพอใจและยอมรับได้ เพราะมีผลการตรวจวัดของเซนเซอร์แต่ละประเภทของอุปกรณ์ smart devices ถูกตรวจวัดผลสัญญาณชีพพื้นฐาน 3 ประเภทอันได้แก่ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ, ความดันเลือด และ อุณหภูมิของร่างกาย การเปรียบเทียบผลการตรวจวัดเหล่านี้ถูกเปรียบเทียบผลกับอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน ได้แก่ IOS Smart Watch, OMRON HEM-7130 และ OMRON infrared thermometer ตามลำดับ และผลการเปรียบเทียบถูกแสดงผลด้วยกราฟแสดงความสัมพันธ์ของผลการตรวจวัดของอุปกรณ์ smart devices โดยแสดงผลเป็น overlay plot เทียบกับผลของอุปกรณ์ทางการแพทย์มาตรฐาน นอกจากนี้ยังเปรียบเทียบผลด้วยโปรแกรมทางสถิติเพื่อหาความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นและหาค่าความผิดพลาดทางสถิติซึ่งแสดงผลผ่านตารางเปรียบเทียบ ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) เป็นต้น ผลการทดลองเป็นดังนี้

- ค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยค่าอัตราการเต้นของหัวใจผลคือ 0.95 และ เพียง 1.25% ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Std Dev) และข้อผิดพลาดมาตรฐาน (Std err) ตามลำดับ

- ผลการตรวจวัดค่าความดันเลือดสามารถแสดงการเปรียบเทียบความดันเลือดซิสโตลิก (SBP) และความดันเลือดไดแอสโตลิก (DBP) ระหว่างอุปกรณ์ที่เสนอและอุปกรณ์มาตรฐาน (OMRON HEM-7130) มีค่าเฉลี่ย SBP และ DBP มีค่าเท่ากับ 0.22 และ 0.11 mmHg จากอุปกรณ์มาตรฐานตามลำดับ Dev และ Std err แสดงในตารางที่ 2 สำหรับ STD-SBP และ PRO-SBP ซึ่งเท่ากับ 0.57 mmHg และ 0.07 ตามลำดับ และ 0.06 mmHg และ 0.01 สำหรับ STD-DBP และ PRO-DBP ตามลำดับ

- ผลการทดสอบอุณหภูมิร่างกาย (BT) ซึ่งเซนเซอร์วัดอุณหภูมิแบบอินฟราเรดราคาประหยัดของอุปกรณ์ที่นำเสนอ (PRO-BT) เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน (STD-BT) ซึ่งเป็นเครื่องวัดอุณหภูมิอินฟราเรด OMRON ส่งผลให้ PRO-BT และ STD-BT มีความแตกต่างเฉลี่ยสัมบูรณ์แต่ละจุดเพียง 0.04 °C สำหรับอุณหภูมิของร่างกาย ซึ่งถือว่าแม่นยำมาก ค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ย Std Dev และ Std err พบว่าค่า BT ซึ่งคือ 0.04 °C, -0.06 °C และ -0.001 ตามลำดับ

การทดสอบประสิทธิภาพของระบบทั้งกลุ่มผู้ป่วยตามบ้านเรือนและกลุ่มผู้ป่วยที่ถูกแอดมิทในโรงพยาบาล ได้ทำการทดสอบด้านความแม่นยำและการส่งข้อมูลจากการติดตั้ง Smart device บนร่างกายผู้ป่วยและเก็บผลข้อมูลของผู้ป่วยทั้ง 2 กลุ่มบนระบบคลาวด์ของแพลตฟอร์ม ThingsBoard ความแม่นยำของระบบเป็นที่ยอมรับตามความพึงพอใจของผู้ป่วย (ผู้ทดสอบเอง) และความพึงพอใจของผู้ใช้งาน (พยาบาลและผู้ดูแลผู้ป่วยตามบ้านเรือน) อยู่ในระดับดีมาก ควรแก่การนำระบบที่นำเสนอมาใช้งานในโรงพยาบาลจริง

บรรณานุกรม

- [1] <https://th.wikibooks.org/wiki/ด้านการศึกษาและวิจัยทางการแพทย์>
- [2] Min Chen , Sergio Gonzalez , Athanasios Vasilakos Huasong, Cao Victor C. M. Leung “Body Area Networks: A Survey,” *Mobile Netw Appl* (2011) pp:171–193
- [3] Kyung Sup Kwak, Sana Ullah, and Niamat Ullah “An Overview of IEEE 802.15.6 Standard,” invited for presentation in 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010) in Rome, Italy
- [4] Anantha P. Chandrakasan, Naveen Verma, and Denis C. Daly “Ultralow-Power Electronics for Biomedical Applications” www.annualreviews.org
- [5] Jovanov, E., Milenkovic, A., Otto, C., de Groen, P. “A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation,” *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 2(6) (March 1, 2005)
- [6] Jamil Y. Khan, Mehmet R. Yuce, and Farbood Karami (Performance Evaluation of a Wireless Body Area Sensor Network for Remote Patient Monitoring)
- [7] Bin Zhen, Huan-Bang Li and Ryuji Kohno “Networking issues in medical implant communications,” *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering* Vol. 4, No. 1, January, 2009
- [8] A. J. Johansson, “Wireless communication with medical implants: antennas and propagation,” *Thesis*, Lund University, 2004.
- [9] Peter D. Bradley “Implantable ultralow-power radio chip facilitates in-body communications”
- [10] David A. Gough "The Implantable Glucose Sensor: An Example of Bioengineering Design" Paper: Gough, D. A., J. Y. Lucisano and P. H. S. Tse. Two-dimensional enzyme electrode sensor for glucose. *Analytical Chemistry*, 57: 2351-2357, 1985, by permission.
- [11] *Diabetes in America*, 2nd Edition, (1995). National Diabetes Data Group. NIH Pub. No. 95-1468.

- [12] Kevin Louchis and Stephen O’Driscoll “Fundamental Sensing Limit of Electrochemical Glucose Sensors,” 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011
- [13] Mohammad Mahdi Ahmadi “A Wireless-Implantable Microsystem for Continuous Blood Glucose Monitoring,” IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS, VOL. 3, NO. 3, JUNE 2009
- [14] Yu-Te Liao, Huanfen Yao, Babak Parviz, Brian Otis “A 3 μ W Wirelessly Powered CMOS Glucose Sensor for an Active Contact Lens,” IEEE International Solid-State Circuits Conference, P. 38-39, 2011.
- [15] Farzad Asgarian and Amir M. Sodagar “Wireless Telemetry for Implantable Biomedical Microsystems,” Biomedical Engineering, Trends in Electronics, Communications and Software, InTech, January 2011
- [16] Savci, H.S., Sula, A., Wang, Z., Dogan, N.S., Arvas, E., “MICS transceivers: regulatory standards and applications [medical implant communications service],” SoutheastCon, 2005. Proceedings. IEEE, pp. 179 – 182, 8-10 April 2005
- [17] Herv Aubert “RFID technology for human implant devices *Technologies RFID pour implants dans le corps humain*,” Academic des sciences. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved, *C. R. Physique 12 (2011) 675–683*
- [18] <https://sites.google.com/site/wirelessban322462/home/index/hlak-kar-laea-hetuphl>
- [19] บดินทร์ ขวัญนิมิตรม, “การวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่”, ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 8 พฤศจิกายน 2548

ภาคผนวก ก
แบบประเมินความพึงพอใจการออกแบบและใช้งานอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณ
ชีพบนร่างกาย

ภาคผนวก ก

แบบประเมินความพึงพอใจการออกแบบและใช้งานอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกาย

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไป

คำชี้แจง : เลือกคำตอบโดยการทำเครื่องหมายลงในช่องว่างที่ตรงตามความเป็นจริง

1. เพศ หญิง ชาย
2. อายุปี
3. อาชีพ

ตอนที่ 2 ข้อมูลความพึงพอใจต่อการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกาย

คำชี้แจง : พิจารณาความพึงพอใจต่อการออกแบบโต๊ะคอมพิวเตอร์เนกประสงค์ โดยตอบคำถามตามความเป็นจริง ซึ่งมี
ความหมายระดับคะแนนดังต่อไปนี้

- | | | |
|---|---------|-------------------------|
| 5 | หมายถึง | มีความพึงพอใจมากที่สุด |
| 4 | หมายถึง | มีความพึงพอใจมาก |
| 3 | หมายถึง | มีความพึงพอใจปานกลาง |
| 2 | หมายถึง | มีความพึงพอใจน้อย |
| 1 | หมายถึง | มีความพึงพอใจน้อยที่สุด |

ข้อมูลแบบสอบถาม	ระดับคะแนน				
	5	4	3	2	1
1. ด้านประโยชน์ใช้สอย *					
- อุปกรณ์ต้นแบบสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพพื้นฐานอันได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือด ได้พร้อมแสดงผล					
2. ด้านความแม่นยำของอุปกรณ์ต้นแบบ*					
- อุปกรณ์ต้นแบบสามารถตรวจวัดสัญญาณชีพพื้นฐานอันได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือด ได้พร้อมแสดงผลได้อย่างแม่นยำ ถูกต้อง					
3. ด้านความสะดวกสบายในการใช้งาน *					
อุปกรณ์ต้นแบบสามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้สะดวกสบาย ไม่ก่อให้เกิดความระคายเคืองต่อร่างกายและผิวหนัง					
4. ด้านความปลอดภัยในการใช้งาน *					
อุปกรณ์ต้นแบบสามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย					
5. ด้านความสวยงาม *					
อุปกรณ์ต้นแบบมีขนาด รูปร่างที่มีความเหมาะสม					
อุปกรณ์ต้นแบบสามารถสวมใส่ได้อย่างเหมาะสม					

ข้อเสนอแนะ

ภาคผนวก ข


Paper Publication

Intelligent Medical System with Low-Cost Wearable Monitoring Devices
to Measure Basic Vital Signals of Admitted Patients



Article

Intelligent Medical System with Low-Cost Wearable Monitoring Devices to Measure Basic Vital Signals of Admitted Patients

Siraporn Sakphrom^{1,2,3}, Thunyawat Limpiti^{1,*}, Krit Funsian¹, Srawouth Chandhakert¹, Rina Haiges⁴ and Kamon Thinsurat^{1,2,*} 

¹ School of Engineering and Technology, Walailak University, Nakhon Si Thammarat 80160, Thailand; siraporn.sa@wvu.ac.th (S.S.); krit.fu@wvu.ac.th (K.F.); csarawou@wvu.ac.th (S.C.)

² Center of Excellence on Wood and Biomaterials, Walailak University, Nakhon Si Thammarat 80160, Thailand

³ Center of Excellence for Sustainable Disaster Management, Walailak University, Nakhon Si Thammarat 80160, Thailand

⁴ National Institute of Public Administration (INTAN), Kuala Lumpur 50480, Malaysia; rina@intanbk.intan.my

* Correspondence: thunyawat.li@wvu.ac.th (T.L.); kamon.th@mail.wvu.ac.th (K.T.); Tel: +66-75672350 (T.L.); +66-75672310 (K.T.)

Abstract: This article presents the design of a low-cost Wireless Body Sensor Network (WBSN) for monitoring vital signs including a low-cost smart wristwatch that contains an ESP-32 microcontroller and three sensors: heart rate (HR), blood pressure (BP) and body temperature (BT), and an Internet of Things (IoT) platform. The vital signs data are processed and displayed on an OLED screen of the patient's wristwatch and sent the data over a wireless connection (Wi-Fi) and a Cloud Thing Board system, to store and manage the data in a data center. The data can be analyzed and notified to medical staff when abnormal signals are received from the sensors based on a set parameters from specialists. The proposed low-cost system can be used in a wide range of applications including field hospitals for asymptotic or mild-condition COVID-19 patients as the system can be used to screen those patients out of symptomatic patients who require more costly facilities in a hospital with considerably low expense and installation time, also suitable for bedridden patients, palliative care patients, etc. Testing experiments of a 60-person sample size showed an acceptable accuracy level compared with standard devices when testing with 60 patient-samples with the mean errors heart rate of 1.22%, systolic blood pressure of 1.39%, diastolic blood pressure of 1.01%, and body temperature of 0.13%. According to testing results with 10 smart devices connected with the platform, the time delay caused by the distance between smart devices and the router is 10 s each round with the longest outdoor distance of 200 m. As there is a short-time delay, it does not affect the working ability of the smart system. It is still making the proposed system be able to show patient's status and function in emergency cases.

Keywords: wireless body area network (WBAN); low-cost wireless sensor devices; internet of things (IoT); intelligent medical system



Citation: Sakphrom, S.; Limpiti, Y.; Funsian, K.; Chandhakert, S.; Haiges, R.; Thinsurat, K. Intelligent Medical System with Low-Cost Wearable Monitoring Devices to Measure Basic Vital Signals of Admitted Patients. *Micromachines* **2021**, *12*, 918. <https://doi.org/10.3390/mi12080918>

Academic Editor:
Nam-Trang Nguyen

Received: 27 June 2021
Accepted: 29 July 2021
Published: 31 July 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

With the pandemic situation of Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) currently happening globally, as of 28 April 2021, more than 146 million people have been infected resulting in the number of 3 million deaths, roughly 2.12% of the total infected cases [1]. In the first wave of the pandemic, confirmed cases were reported mostly in developed countries such as the USA and European countries where medical facilities are fully supported; however, because of a massive number of infected cases, some patients were not properly treated as necessary facilities such as an intensive care unit (ICU), a mechanical ventilator, etc., are limited. At the moment, most infected COVID-19 cases are reported in countries where medical facilities are limited with high population numbers such as

India, Southeast Asia countries, South America countries, etc., which may lead to a higher number of cases/fatalities ratio in the near future if additional medical facilities are not provided in time.

The most common symptom at the onset of critical COVID-19 patients are cough and fever [2,3], while patients with mild-COVID-19 usually have the symptoms of cough, hyposmia, and sputum, mostly without fever symptoms [4]. Therefore, having a device that can measure the body temperature of confirmed COVID-19 cases integrated with intelligent health monitoring systems may reduce medical staff workload and risk of getting infected from a regular screening procedure for the initial symptoms of severe symptomatic patients from mild COVID-19 or asymptomatic patients in field hospitals resulting in higher efficiency of resources management in pandemic situations [5]. Although there are commercial healthcare monitoring systems available, the price of a system, including the necessary devices, is extremely high, which is not suitable to be integrated in field hospitals in some areas of the world. Therefore, a low-cost healthcare monitoring system used to monitor vital signals of admitted patients was proposed in this research to demonstrate required equipment, design procedure for integrated systems, and software development, not only for the essential benefit to fight through the COVID-19 pandemic situation but also for future healthcare systems for monitoring admitted patients in hospitals to reduce the regular checks workload of medical staff with an intelligent alert system proposed in this research.

Intelligent biomedical systems and healthcare technologies have been developed and deployed in several medical applications which contribute to longer life expectancy of populations in many countries where there is no financial deficit for the medical systems [6]. For example, Seoane et al. [7] developed a real-time mental stress monitoring system using multiple wearable biomedical devices to extend the operational capability of Spanish combatants. The finding was that cardiac and respiratory signals are preferred for stress assessment. Zheng et al. [8] reviewed various works in the field of biomedical systems that used piezoelectric and triboelectric energy generators to harvest energy in a human body from internal motions for powering biomedical sensors in a body that contributes to extending lifespan and enhancing the quality of life of patients. Hinchet and Kim [9] also addressed the importance of self-power biomedical devices to facilitate future autonomous biomedical systems with the internet of things. Successful biomedical systems should be reliable in terms of accuracy, adaptable with local environments, easy to use by medical staff, and comfortable with patients.

In addition to advanced development of biomedical devices, a healthcare monitoring system is a crucial part to reducing regular workload of medical staff with patients' consolation to know that they are real-time monitored during hospitalization. Care monitoring devices are used to measure vital signs of critical patients usually attached, wired or wireless, on parts of a patient's body. Discharged patients can also be equipped with a home-monitoring system to send health data to hospital. A care monitoring system consists of two main parts which are a wearable system and low-power circuits and sensors. A wearable system is an unharmed device compatible with the human body—for example, artificial nerves used to imitate the human auditory system by using an auditory brainstem which enhance users' hearing ability and cochlear implants' performance [10]. Another example is a wireless neurosurgery device controlled by the near-field inductive coupling operation between the implantation system and the external system. It has the advantage of a small surgical wound with low energy usage for the system when a high data transmission rate between the implantation to the external system is required [11]. Normally, not a single sensor but multi-sensors are used to simultaneously monitor patients' condition for surgical operation or even the diagnosis process. Therefore, data transmission technology must be able to handle multiple data transfer from sensors with high data rate without data loss [12–14].

Wireless Body Sensor Network (WBSN) is related to a Wireless Body Area Network (WBAN) and has been used extensively nowadays. The WBAN is a necessary technol-

ogy for a real-time medical checkup that influences researchers to develop the WBSN to measure vital signals of a patient's body such as heart rate, glucose level, blood pressure, muscle, and motion. Multi-sensors have been developed and connected to a wireless sensor network system as shown in Figure 1. Sensors are attached on a human body to measure several signals such as electrocardiogram (ECG), electromyography (EMG), electroencephalography (EEG), blood pressure, respiratory, and movement activity [15]. Signals are then sent from the sensors to sending and receiving nodes that are connected to a controller or a personal server. A short-range radio frequency is used to send data from the receiving node to the personal server used to store all medical signals data from sensors. The stored data can be processed and displayed to patients. The processed data can also be sent to a medical server via WLANs (2G, GPRS, 3G) [14–17]. A medical server is used to record, review, organize patients' data, and perform medical diagnosis to be able to give advice in an emergency situation. The diagnosis results will be reviewed by a doctor again and, for normal cases, patients do not have to see a doctor in person [16], which can significantly reduce medical staff' workload.



Figure 1. An application of wireless sensor networks for the patients' body.

In the time of the COVID-19 pandemic situation, the demand for field hospitals is dramatically increased, but the amount of medical staff may not be included in field hospitals with full capacity due to a limited amount of staff. Therefore, a healthcare monitoring system integrated with necessary sensors to monitor patients' vital signs is in great demand; nevertheless, all sensors and systems should be inexpensive, easy to use, and commercially available to be able to fight through the pandemic situation.

Although there are advanced sensors and reliable healthcare monitoring systems being used in leading hospitals around the world such as in [18], those systems are expensive and there is limited knowledge published in detail of how to construct the entire system, which may widen the gap for people to get an equal level of medical treatment. Al Bassam et al. [19] presented a useful IoT system with a wearable device to monitor the signs of quarantined remote patients of COVID-19; however, blood pressure, which is one of the vital signs, is not included. Wan et al. [20] developed a wearable IoT real-time health monitoring system to monitor blood pressure, heart rate, and body temperature, where sensors are specifically designed for the vital signals, and the MySQL database was used, which is quite expensive compared to an open-source database. Ru et al. [21] presented a detailed IoT monitoring system to monitor human health with high accuracy sensors with a sample size of three people. Marathe et al. [22] used an ECG module along with

a pulse oximeter, blood pressure, and temperature sensors to monitor 11 patients, but the algorithm to classify the patients' symptom level was not included. Chowdary et al. [23] used Raspberry PI3 to process pulse, temperature, blood pressure, and fingerprint signals to monitor health as a prototype system while Akram et al. used Arduino for monitoring patient health; however, they were limited details and validations to be used in this pandemic situation.

This research presents the methodology to design an inexpensive intelligent medical system with small and low-cost sensors to measure basic vital signals which are pulse, heart rate, blood pressure, and body temperature with high accuracy and the ability to recognize the working environment for 60-person sample-size. Data of the sensors will be sent and displayed on a screen attached to the patient's body. Patients' data will also be able to be displayed in a mobile application for their relatives if permitted. Moreover, patients' data will be stored in the hospital's data center for medical staff to verify, analyze, and use as an initial diagnosis process to classify patients into three levels which are normal, surveillance, and risky levels before contacting the doctor for further treatments or detail diagnosis. The proposed system, which is inexpensive and easy to be reproduced without specialists, can apply not only in the COVID-19 field hospital but also for regular hospitals on newborns, the elderly, bedridden patients, etc.

Organization of the Paper

This research divides into five sections including introduction of the application of an intelligent medical system followed by sensors used in the WBSN that described the methodology for measuring blood pressure, pulse, and heart rate. The third section is the proposed architecture systems, which is the design concept of smart devices for measuring vital signs and how to connect with the data center shown on the display screen of the patient's wristwatch using the IoT platform. In the fourth section, the validation method is described followed by the Results section, which shows testing results with the sample size of 60 persons. Finally, the Conclusions section presents the final results and suggests an intelligent medical system with low-cost wearable monitoring devices for smart healthcare that can be applied to several applications, including the COVID-19 field hospital.

2. Sensors Used in the WBSN for Vital Signs

2.1. Blood Pressure, Pulse, and Heart Rate

Blood pressure (BP) is the pressure in the artery caused by pumping pressure from the heart to circulate blood throughout the body via a circulatory system. A blood pressure can be measured with two numbers, which are the systolic and diastolic blood pressures. Systolic blood pressure (SBP) is the maximum pressure in blood vessels when the ventricles are contracting. Diastolic blood pressure (DBP) is the minimum pressure in blood vessels when the ventricles are relaxing. Normal blood pressure is between 120/80–139/89 mm of mercury (mm Hg).

Arterial pulse is the rhythmic dilation of the artery sent to the ventilatory system after leaving the heart. It causes the arterial pulsation, which is called the pulse. It has the speed of wave pulses around 5–8 m/s, which is 10–15 times faster than the speed of blood flow in the arteries. The pulse can be measured from a radial artery because it is easy to detect and can be measured in the unit of beat per minute (BPM). Generally, the pulse and heart rates are equal if the heart compression is sufficiently strong; otherwise, the pulse rate will be less than the heart rate. Heart rate and pulse rate are the vital signs besides blood pressure, respiratory rate, and body temperature used to classify patients into normal and abnormal stages.

Normal pulse rate: The normal pulse rate, or heart rate in the normal condition, is 60–80 bpm after 10 min of resting for adults. Pulse rate depends on factors such as age (children ages 6–15 around 70–100 beats per minute, adults around 60–100 beats per minute), resting (slower pulse rate), emotion, depression, anxiety (faster of pulse rate),

medication, athlete (the slower of pulse rate), and diseases such as thyroid toxemia (faster pulse rate). Normal pulse rate of adults is on average 70–72 bpm, 60–70 bpm for men, and 72–80 bpm for women. The pulse rate of women is higher than men because of the smaller size of the heart as women require a lower volume of blood and lower hemoglobin level than men.

Abnormal pulse rate: There are three types of abnormal pulse rate: fast heart rate, which is faster than 100 bpm, slow heart rate, which is slower than 60 bpm, and arrhythmia, which means that the heart may beat faster or slower than normal rates or with an irregular rhythm. Normally, there are no symptoms for abnormal pulse rate, but they may feel faint or dizzy while the heart is abnormally beating [24].

2.2. Method of the Measuring Pulse

There are two major techniques to measure the pulse: Electro-cardiogram (ECG) and Photoplethysmography (PPG). ECG directly measures the electrical signal produced from the heart in each pulse. The devices using an ECG technique have to be attached on a patients' chest, which may not be comfortable. Using a light technology to measure the change in blood volume due to the cardiac cycle is called the Photoplethysmography (PPG) technique. PPG detects the change of hemoglobin absorption by using reflection or transmission properties of light in the body's tissues, which is a non-harmful technique resulting in being more comfortable for patients and ease of use for medical staff to monitor a cardiovascular system. Because of the mentioned advantages of the PPG technique, it is generally preferred for measuring the pulse for most patients.

The PPG technique with light transmission property can be performed on any thin body parts such as fingertips. A light transmitter (light emitting diode or infrared diode) and a light receiver are gripped in opposite sides of a finger as shown in Figure 2a. The wavelength can penetrate through hemoglobin and tissues in the finger to the receiver which can be photodiode, LDR, and phototransistor. The blood volume at the fingertip changes according to heart contraction and expansion which can be used to measure the pulse. At the time of heart contraction of a cardiac cycle, more blood circulates into vessels; thus, the transmitter sends less light to the receiver. Conversely, when there is a relaxation phase of the cardiac cycle, the concentration of the red blood cell decreases, resulting in more light being able to pass through a finger to the receiver. The intensity of light being received by the receiver is converted into the form of an electrical signal and then amplified for ease of observation. Noise may be included in the signal that have to be filtered before being further processed in a microcontroller to obtain the signal in the unit of beats per minute (BPM), the number of times your heart beats in one minute.

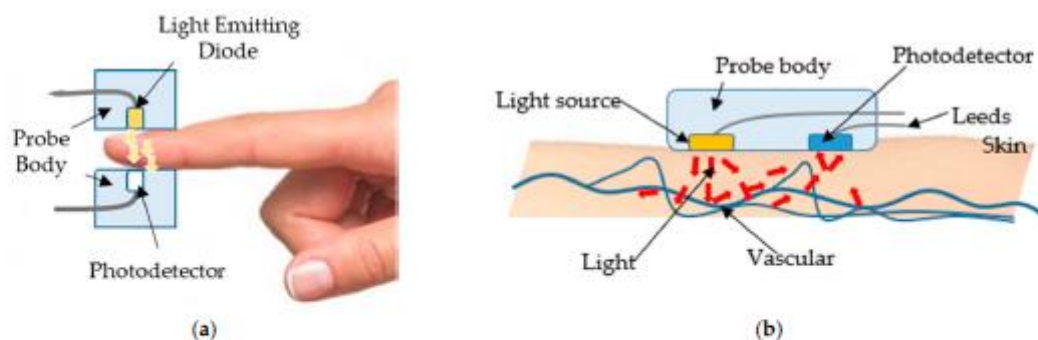


Figure 2. The technique of photoplethysmography (PPG): (a) using light transmission property; (b) using light reflection property [25].

A device gripping a fingertip may make it difficult for a patient to complete regular activities; therefore, a PPG with a light reflection property is developed as a wearable device, such as a wristband or watch. The transmitter and receiver are aligned with each

other as shown in Figure 2b, which is more convenient and flexible for patients. However, it is likely to move from the preferred wrist position, which may lead to a less accurate pulse measurement. Therefore, if the pulse signal of patients is a vital sign, using the light transmission property to monitor the pulse is preferable for most applications.

2.3. Relationship between Blood Pressure and Heart Rate

Blood pressure (BP) is the kind of force that the heart performs to pump blood to all body parts. Systemic Vascular Resistance (SVR) is the resistance between the arteries' wall and the blood, and a human body normally has a certain level of SVR. In irregular conditions, the narrower arteries result in higher resistance, which leads to high BP. The arteries expanding or the patient being dehydrated may result in lower SVR, which is the cause of low blood pressure. Cardiac Output (CO), known as heart output, can be calculated from $CO = SV \times HR$, where SV (Stroke Volume) is the blood volume pumping out of the heart in a beat of contraction and HR (heart rate) is the number of heartbeats per minute. With all parameters as aforementioned, blood pressure can be calculated from Equations (1) and (2):

$$BP = CO \times SVR \quad (1)$$

$$BP = SV \times HR \times SVR \quad (2)$$

According to Equations (1) and (2), blood pressure directly varies corresponding to the stroke volume that is pumped out of the heart, and this reflects the amount of blood in a body. If the body is bleeding or dehydrated, the volume of blood decreases, which makes the heart beat faster to deliver the normal demand of the body. In the case of lipid deposition in the arterial wall or the lack of flexibility, the artery cannot expand to adjust the resistance value, which contributes to high blood pressure.

2.4. The Concept Idea of Vital Sign Monitoring Devices

A low-cost and uncomplicated design of vital sign monitoring devices mostly applies the principles of light as presented in Sections 2.1–2.3, and to examine the heart rate/pulse rate and blood pressure of a patient. All signals are sent via an ESP8266 microcontroller which sends the data via Wi-Fi. Optionally, the data can be sent via an ESP32, able to send the data via both Wi-Fi and Bluetooth. Selection of a data transmission method depends on the distance between sensors and a display screen. Bluetooth is used for exchanging data over short distances while Wi-Fi is able to exchange data over long distances. Therefore, wireless transmission may reduce the workload of doctors and nurses for rechecking the vital signs of patients as data enter the gateway and display in real-time on monitor screens or an application in a smartphone for authorized medical staff who are in charge of a patient. In this work, all data were sent via Wi-Fi.

3. The Proposed Overall Architecture System

This research presents wireless sensor devices integrated with a health monitoring system to monitor vital signs of internal patients in hospitals. Normally, nurses are required to regularly check vital signs of internal patients every 3–4 h which may physically and mentally disturb patients and their relatives while resting. Therefore, a real-time monitoring device is designed to monitor vital signs without bothering the patients. The proposed architecture of the intelligent medical system for measuring body vital signs in this paper is divided into two parts: (1) designing of a smart device for a Wireless Body Area Sensor Network (WBSN) and (2) designing of an intelligent medical monitoring system.

3.1. Designing of a Smart Device for a Wireless Body Area Sensor Network (WBSN)

A smart device for a Wireless Body Area Sensor Network (WBSN) is designed to measure vital signs, which are heart rate, pulse, blood pressure, and body temperature. The concept is that the device should have no side effects when attached to a human body. It should be small so that it is comfortable for patients like a smart watch or a wristband.

Moreover, it has to be inexpensive compared with other devices commercially available so that countries with limited budgets can use them in field hospitals to deal with the COVID-19 pandemic situation and also use them in normal hospitals to reduce medical staff workload. The design is based on the structure of wireless sensor nodes composed of sensing units used to measure vital signs before being processed by a microcontroller. Both transmitter and receiver send/ receive data through RF waves. The vital signs' data, in a so-called data patient's room, are processed and displayed on a patient's wristwatch and on a patient's relative mobile phone with a patient's consent. The data are also sent as a star network to the central database of the hospital via a wireless network to be displayed on an IoT platform for medical staff as shown in Figure 3. Figure 3 shows a structure that consists of wireless body sensors connected to the ESP32-Microcontroller, a small and portable wireless module, able to transmit data via Wi-Fi and Bluetooth; however, all data were sent via Wi-fi for this work. The transmission of each sensor is sent as a star network from the ESP32's serves as a sensor node to the other ESP32+Wi-Fi Microcontroller that serves as the master to collect and display the data on a computer or a mobile phone. Vital signs data from each bed are sent to a healthcare gateway as presented in Figure 4.

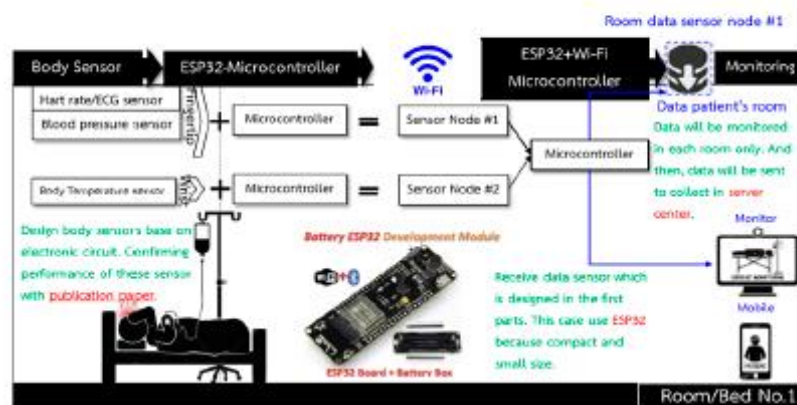


Figure 3. Overall structure of body sensor nodes and the communication pathway.

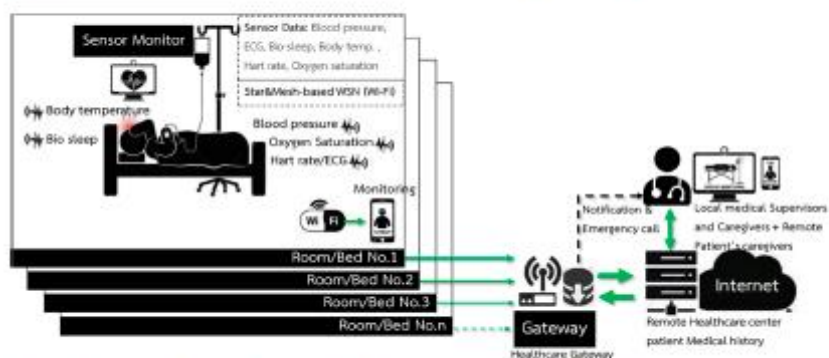


Figure 4. The intelligent wireless network system for monitoring the vital signs of internal patients.

3.2. Design of the Intelligent Medical Monitoring System

Wireless Communication for an intelligent medical system is communication between a database in a patient's room and a healthcare database center. It compares and displays results on a computer screen for professionals such as doctors and nurses. Sensor's data are sent to the same data package in order to identify that the data have been sent via

a wireless network from the sensor nodes of each room. The data from each patient are sent to process and display in the healthcare database center as shown in Figure 5 and can be initially classified into three levels: normal, cautious, and risky levels.

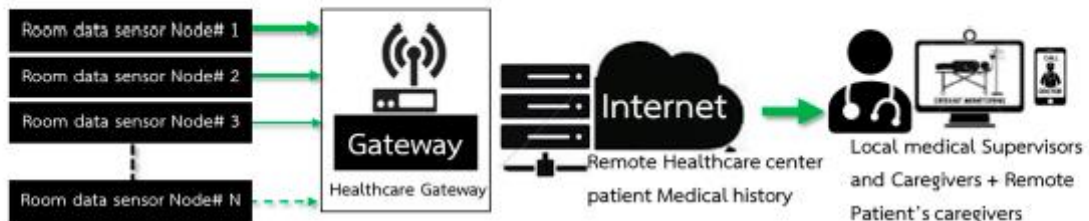


Figure 5. A structure of the communication between sensor node and room data sensor node (#I.D.) to the healthcare database center.

Things Board, an open-source IoT platform available for free with a charge for additional functions, is used for the Wireless Communication for both the web server and the data base (cloud). The Things Board is used for classifying data structures, connecting to devices, keeping data security, sending notifications, displaying data, and supporting several protocols such as MQTT, HPTT, and COAP. It is able to store and download historical data as a CSV file. Therefore, the IoT platform using a Things Board is suitable for an affordable smart health system. An IoT platform can be categorized into three parts (1) data structure classification, (2) data processing, and (3) data display.

1. Data structure classification manages a large and complex data into categories ranging in order, which consists of an admin, a customer, an asset, and a device. A device, the smallest category, connects and receives data from the MCU, which sends pulse, body temperature, and blood pressure data to the system. To connect with the device, the MCU has to connect with the internet and have compatible communication standards and passwords as the device. An asset is like a box that supports data from devices that can categorize devices and access and modify all of the devices' information. A customer manages multiple-user access where each user is able to access and modify data from asset, device, and dashboard authorized by customers. An admin is an administrator of the Things Board system and is able to access and modify all data including customer, asset, device, rule engine, and dashboard.
2. Data processing is the part that analyzes data sent from devices where a term of conditions is set for a notification when errors occur. The data are also processed in controllers of the rule engine, a device in Things Board functions. The rule engine processes all data by using a workflow method that is the combinations of block instructions; thus, no coding is required. It includes data verification, notification, online or offline status detection, structure, and relationship modification, exporting data to an external platform and controlling the MCU. The compositions of the rule engine are: (1) Message serves as data management, which is sent to Things Board; (2) Rule Node, which is a function that has a wide range of actions such as editing, calculating, analyzing data into any condition, changing data relationships, and detection device status; (3) Rule Chain, which collects all function relationships such as an input, message, and rule node and combines them into one process. The purpose of the combination is for the convenience of data use, especially in a case when there is more than one process.
3. The data display can adjust the dashboard screen in various actions such as notifications and status detection. Moreover, it can decide whether to display the data only on the device or the asset, which consists of many devices in the network. Widgets is a tool that has a wide range of actions—for example, digital and analog gauges, charts, maps, control GPIO, table, etc.

4. Essential Components and Validation Method

There are three main parts of smart device designs: sensor, microcontroller, and display screen. Figure 6a shows the architecture of the overall system where there are two sensors: MAX-30102 [26] (in Figure 6b) used for monitoring blood pressure and heart rate and GY-906 [27] (in Figure 6c), a sensor for monitoring body temperature. The monitored data are sent to the ESP-32 mini controller [28] to process the data according to the coding algorithm before displaying on the screen (in Figure 6d) and storing in the cloud system. All tools are powered by a Li-polymer battery 502530 3.7 v 360 mAh [29].

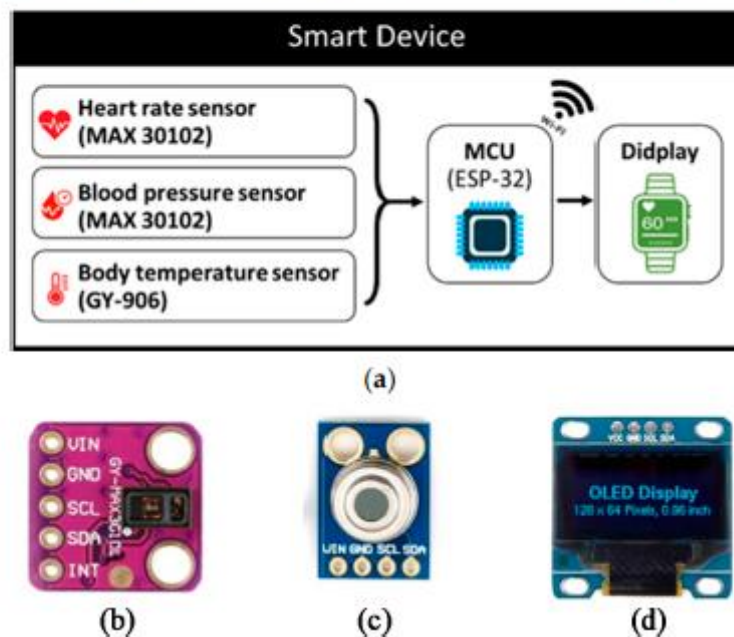


Figure 6. A process flowchart of the device (a) tools used in smart device designs; (b) MAX-30102; (c) GY-906; (d) OLED display screen.

In order to test the programming process, all devices were preliminarily installed on a board in the laboratory, and the OLED displaying screen used I2C serial communication, which reduces connection space and requires fewer cables. The PCB circuit design for the smart device consists of an ESP-32 Mini32 V2.0.13 board, used as the MCU to process the data from sensors sent to the cloud system, and a 0.96 Inch OLED display screen. USB Socket Female Type-A 4 Pins were used to connect and receive the data from MAX-30102 sensors installed on the patient’s fingertip. GY-906 Infrared Temperature was used to measure temperature around the wrist. Printed circuit boards were designed by the Proteus program as shown in Figure 7, which shows a 4 cm × 4.4 cm two-page circuit board designed in a single sheet to obtain small printed-circuit boards to fit all devices. After all devices are assembled with the printed circuit board, the smart device is ready for the test as shown in Figure 8. The vital sign signals of the proposed smart devices (PRO) were then validated with the standard medical equipment (STD) for each sensor. The accuracy test is analyzed by using JMP 11 with 60 samples.

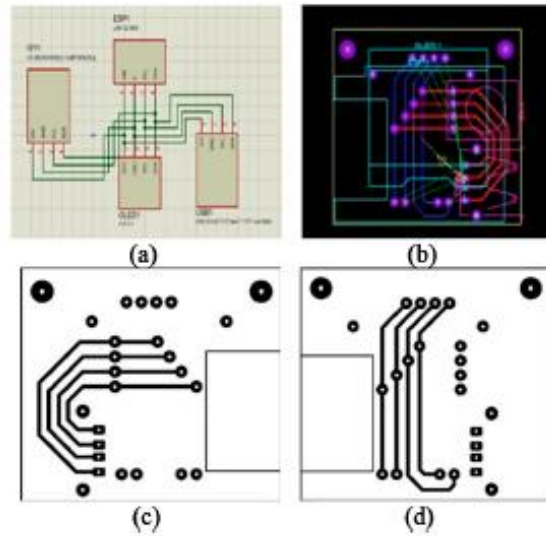


Figure 7. Assembling a smart device (a–d) the PCB circuit design by the Proteus software.



Figure 8. Ready to use sensor devices, MCU and a display screen.

5. Results

Figure 9 presents a comparison of measured results between the proposed smart devices and the standard medical equipment (IOS Smart Watch) for the heart rate. It can be seen that, by using the GY-906 temperature sensor, the result from the proposed device could measure body temperature with high accuracy where the mean difference between STD-HR (the result from the standard medical equipment testing of the heart rate) and PRO-HR (the result from the proposed smart devices testing of the heart rate) is 0.95, only 1.25%. The Standard Deviation (Std Dev) and Standard error (Std err) for the heart rate measurement were observed and presented in Table 1.

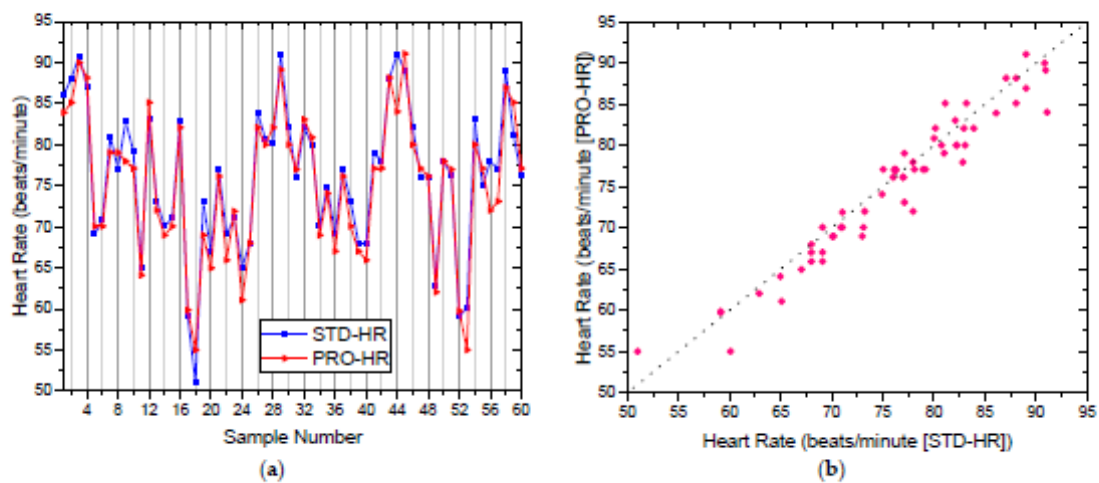


Figure 9. The comparison of measured heart rate results between the proposed smart device and the standard medical equipment (IOS Smart Watch): (a) the overlay plot; (b) the comparison plot.

Table 1. The descriptive statistics of the heart rate results.

N	Mean		Std Dev		Std Err	
	STD-HR (Beat/m)	PRO-HR (Beat/m)	STD-HR (Beat/m)	PRO-HR (Beat/m)	STD-HR	PRO-HR
60	76.12	75.17	8.73	8.70	1.23	1.12

Considering the results of blood pressure measurements, Figure 10 shows the comparisons of Systolic blood pressure (SBP) and Diastolic blood pressure (DBP) between the proposed and standard devices. The overlay plot of the SBP and DBP from the proposed device and the standard device (OMRON HEM-7130) are exceptionally aligned, which ensures that the inexpensive MAX-30102 sensor in the proposed device for measuring blood pressure can be confidently used because the difference between the mean SBP and DBP are only 0.22 and 0.11 mmHg from the standard device, respectively. Dev and Std err were also observed as shown in Table 2 for STD-SBP and PRO-SBP, which are 0.57 mmHg and 0.07, respectively, and 0.06 mmHg and 0.01 for the STD-DBP and PRO-DBP, respectively.

The testing results of the body temperature (BT) comparing the proposed device (PRO-BT), a low-cost infrared thermometer, and the standard device (STD-BT), the OMRON infrared thermometer, is shown in Figure 11. It shows a good agreement between the PRO-BT and STD-BT results in each point with the absolute mean difference of only 0.04 °C for body temperature, which is exceptional. The difference values of the mean, Std Dev, and Std err are observed for BT, which are 0.04 °C, −0.06 °C, and −0.001, respectively, as presented in Table 3.

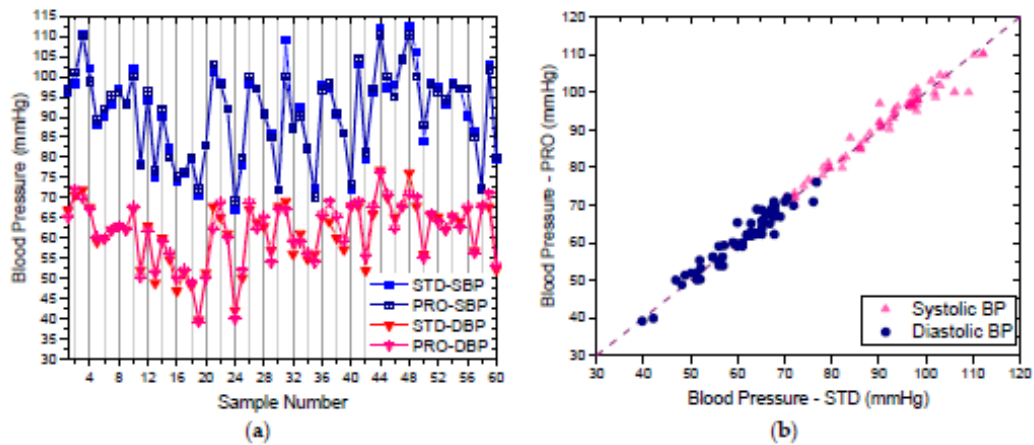


Figure 10. The comparison of systolic and diastolic blood pressure results between the proposed smart devices (PRO) and the standard medical equipment of OMRON HEM-7130 (STD): (a) the overlay plot; (b) the comparison plot.

Table 2. The descriptive statistics of the blood pressure for both systolic and diastolic results.

N	Mean				Std Dev				Std Err			
	STD-SBP (mmHg)	PRO-SBP (mmHg)	STD-DBP (mmHg)	PRO-DBP (mmHg)	STD-SBP (mmHg)	PRO-SBP (mmHg)	STD-DBP (mmHg)	PRO-DBP (mmHg)	STD-SBP	PRO-SBP	STD-DBP	PRO-DBP
60	90.63	90.85	61.37	61.48	11.35	10.77	7.88	7.82	1.46	1.39	1.02	1.01

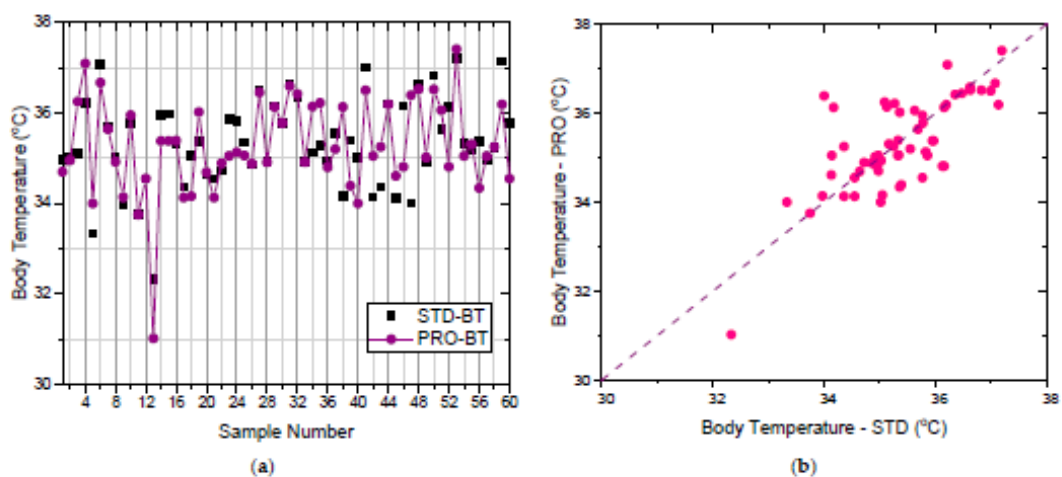


Figure 11. The comparison of body temperature results between the proposed smart devices (PRO) and the standard medical equipment of OMRON infrared thermometer (STD): (a) the overlay plot; (b) the comparison plot.

Table 3. The descriptive statistics of body temperature results.

N	Mean		Std Dev		Std Err	
	STD-BT (°C)	PRO-BT (°C)	STD-BT (°C)	PRO-BT (°C)	STD-BT	PRO-BT
60	35.31	35.27	0.96	1.03	0.12	0.13

Data monitoring can be displayed on OLED and dashboard screens. The OLED display is connected with the I2C serial of microcontroller as shown in Figure 12. The dashboard screen in the Things Board platform serves as the master to collect and display data on computers and mobile phones. Data from smart devices are sent to the Things Board platform with terms of conditions, and a notification is displayed when errors occur. The data from smart devices are also sent to identify wireless networks from the sensor nodes of each room to process and display in the healthcare database center. Widget's tool in Things Board performs the actions of digital and analog gauges, charts, maps, control GPIO, and tables in each room as shown in Figure 13. Cost comparison between the proposed device with the Apple Watch Series 5 and Apple Watch Series 6 along with its battery life were presented in Table 4 where the prices of HR and Blood pressure sensors are approximately 10 USD, the body temperature sensor is 5 USD, and the ESP microcontroller is 12 USD.

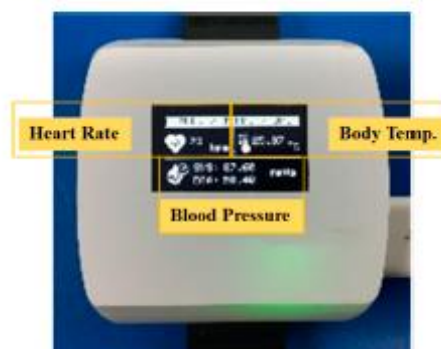


Figure 12. Smart device monitoring on OLED.



Figure 13. The dashboard screen in the Things Board and steps to display the details of Vital Signals of Patients for nurses and medical professionals monitoring.

Table 4. Cost and battery life comparisons between commercial and proposed smart wearable devices.

Healthcare Features	Apple Watch Series 6	Apple Watch Series 5	Proposed Watch
Size (mm)	44/40	44/40	60
Heart Rate	✓	✓	✓
Body Temperature	x	x	✓
Blood Pressure	x	x	✓
SpO ₂	✓	x	x
Charging	Wireless	Wireless	USB
Battery Life	18 h	18 h	15 h
Prices (USD)	Start +400	Start +400	30

6. Conclusions

An intelligent medical system with low-cost wearable monitoring devices for measuring basic vital signals of admitted patients was proposed with exceptional accuracy from testing experiments of 60-person sample size. Two main parts were developed, the basic low-cost vital signs sensors and the IoT platform, which make the entire monitoring complete and can be applied for various types of medical applications with considerably low expense and installation time, suitable for field hospitals, bedridden patients, palliative care patients, etc.

The vital signs sensor was developed as a wristwatch able to monitor heart rate, blood pressure, and body temperature of a patient and display the results on the wristwatch screen, while also sending real-time results to Things Board, which is an IoT platform for data management purposes that also performs smart notifications when vital sign signals meet set criteria. The testing experiments of the proposed wristwatch showed an acceptable accuracy level compared with standard devices when testing with 60-patient samples with mean errors' heart rate of 1.22%, systolic blood pressure of 1.39%, diastolic blood pressure of 1.01%, and body temperature of 0.13%. The real-time updating IoT platform works successfully for data storage, notification, and user division. According to testing results with 10 smart devices connected with the platform, the time delay caused by the distance between smart devices and the router is 10 s each round with the longest outdoor distance of 200 m. As there is a short time-delay, it does not affect working ability of the smart system, making the proposed system able to show patient's status and be functional in emergency situations. Moreover, the OTA system helps to automatically edit code and update software via a Wi-Fi connection. With the proposed system, the patients did not get disturbed during recovering or monitoring time.

Author Contributions: Conceptualization, S.S., T.L., K.F. and K.T.; Formal analysis, S.S., T.L., K.F. and S.C.; Methodology, S.S., T.L. and K.F.; Resources, S.S., T.L. and K.T.; Software, S.S., K.F. and S.C.; Supervision, S.S. and K.T.; Writing—original draft, S.S., T.L. and K.T.; Writing—review and editing, K.F., S.C., R.H. and K.T. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by the National Broadcasting and Telecommunications Commission of Thailand, Grant No. A62-1-(2)-003 and by Walailak University, Grant No. WU_IRG61_13.

Data Availability Statement: Not Applicable.

Acknowledgments: The authors would like to sincerely thank all participants from Walailak University, Nakhon Si Thammarat, Thailand for their time using the proposed devices for devices' accuracy validations.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results.

References

- World Health Organization. *COVID-19 Weekly Epidemiological Update as of 25 April 2021, 10 am. CET*; World Health Organization: Geneva, Switzerland, 2021.
- Zhao, D.; Yao, F.; Wang, L.; Zheng, L.; Gao, Y.; Ye, J.; Guo, F.; Zhao, H.; Gao, R. A Comparative Study on the Clinical Features of Coronavirus 2019 (COVID-19) Pneumonia with Other Pneumonias. *Clin. Infect. Dis.* **2020**, *71*, 756–761. [CrossRef] [PubMed]
- Huang, C.; Wang, Y.; Li, X.; Ren, L.; Zhao, J.; Hu, Y.; Zhang, L.; Fan, G.; Xu, J.; Gu, X.; et al. Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet* **2020**, *395*, 497–506. [CrossRef]
- Kim, G.-U.; Kim, M.-J.; Ra, S.; Lee, J.; Bae, S.; Jung, J.; Kim, S.-H. Clinical characteristics of asymptomatic and symptomatic patients with mild COVID-19. *Clin. Microbiol. Infect.* **2020**, *26*, 948.e1–948.e3. [CrossRef] [PubMed]
- Chen, Z.; He, S.; Li, F.; Yin, J.; Chen, X. Mobile field hospitals, an effective way of dealing with COVID-19 in China: Sharing our experience. *Biosci. Trends* **2020**, *14*, 212–214. [CrossRef] [PubMed]
- Ranabhat, C.L.; Atkinson, J.; Park, M.-B.; Kim, C.-B.; Jakovljevic, M. The Influence of Universal Health Coverage on Life Expectancy at Birth (LEAB) and Healthy Life Expectancy (HALE): A Multi-Country Cross-Sectional Study. *Front. Pharmacol.* **2018**, *9*, 960. [CrossRef] [PubMed]
- Seoane, F.; Mohino-Herranz, I.; Ferreira, J.; Alvarez, L.; Buendia, R.; Ayllón, D.; Llerena, C.; Gil-Pita, R. Wearable Biomedical Measurement Systems for Assessment of Mental Stress of Combatants in Real Time. *Sensors* **2014**, *14*, 7120–7141. [CrossRef] [PubMed]
- Zheng, Q.; Shi, B.; Li, Z.; Wang, Z.L. Recent Progress on Piezoelectric and Triboelectric Energy Harvesters in Biomedical Systems. *Adv. Sci.* **2017**, *4*, 1700029. [CrossRef] [PubMed]
- Hinchee, R.; Kim, S.-W. Wearable and Implantable Mechanical Energy Harvesters for Self-Powered Biomedical Systems. *ACS Nano* **2015**, *9*, 7742–7745. [CrossRef] [PubMed]
- Tateno, T.; Nishikawa, J.; Tsuchioka, N.; Shintaku, H.; Kawano, S. A hardware model of the auditory periphery to transduce acoustic signals into neural activity. *Front. Neuroeng.* **2013**, *6*, 12. [CrossRef] [PubMed]
- Bergeles, C.; Yang, G.-Z. From Passive Tool Holders to Microsurgeons: Safer, Smaller, Smarter Surgical Robots. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2014**, *61*, 1565–1576. [CrossRef] [PubMed]
- Ullah, I.; Amin, N.U.; Khan, M.A.; Khattak, H.; Kumari, S. An Efficient and Provable Secure Certificate-Based Combined Signature, Encryption and Signcrypt Scheme for Internet of Things (IoT) in Mobile Health (M-Health) System. *J. Med. Syst.* **2021**, *45*, 4. [CrossRef] [PubMed]
- Sakphrom, S.; Khumsat, P. Low-cost short-range wireless sensing and control network. In Proceedings of the 28th Electrical Engineering Conference (EECON 28), Phuket, Thailand, 20–21 October 2005.
- Jovanov, E.; Milenkovic, A.; Otto, C.; De Groen, P.C. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2005**, *2*, 6. [CrossRef]
- Chen, M.; Gorzalez, S.; Vasilakos, A.; Cao, H.; Leung, V. Body Area Networks: A Survey. *Mob. Networks Appl.* **2011**, *16*, 171–193. [CrossRef]
- Khan, J.Y.; Yuce, M.R.; Karami, F. Performance evaluation of a Wireless Body Area sensor network for remote patient monitoring. In Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08—Personalized Healthcare through Technology, Vancouver, BC, Canada, 20–25 August 2008.
- Zhen, B.; Li, H.B.; Kohno, R. Networking issues in medical implant communications. *Int. J. Multimed. Ubiquitous Eng.* **2009**, *4*, 23–38.
- Home—Caretaker Medical: Wireless Vital Sign Monitoring. Available online: <https://caretakermedical.net/> (accessed on 25 July 2021).
- Al Bassam, N.; Hussain, S.A.; Al Qaraghuli, A.; Khan, J.; Sumesh, E.; Lavanya, V. IoT based wearable device to monitor the signs of quarantined remote patients of COVID-19. *Inform. Med. Unlocked* **2021**, *24*, 100588. [CrossRef] [PubMed]
- Wan, J.; Al-Awlaqi, M.A.A.H.; Li, M.; O'Grady, M.; Gu, X.; Wang, J.; Cao, N. Wearable IoT enabled real-time health monitoring system. *EURASIP J. Wirel. Commun. Netw.* **2018**, *2018*, 298. [CrossRef]
- Ru, L.; Zhang, B.; Duan, J.; Ru, G.; Sharma, A.; Dhiman, G.; Gaba, G.S.; Jaha, E.S.; Masud, M. A Detailed Research on Human Health Monitoring System Based on Internet of Things. *Wirel. Commun. Mob. Comput.* **2021**, *2021*, 5592454. [CrossRef]
- Marathe, S.; Zeeshan, D.; Thomas, T.; Vidhya, S. A Wireless Patient Monitoring System using Integrated ECG module, Pulse Oximeter, Blood Pressure and Temperature Sensor. In Proceedings of the 2019 International Conference on Vision towards Emerging Trends in Communication and Networking (ViTECoN), Vellore, India, 30–31 March 2019.
- Chowdary, K.C.; Krishna, L.; Prasad, K.L.; Thejesh, K. An Efficient Wireless Health Monitoring System. In Proceedings of the International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud), I-SMAC 2018, Palladam, India, 30–31 August 2018.
- Kumar, V.D.A.; Subramanian, M.; Gopalakrishnan, G.; Vengatesan, K.; Elangovan, D.; Chitra, B. Implementation of the pulse rhythmic rate for the efficient diagnosing of the heartbeat. *Healthc. Technol. Lett.* **2019**, *6*, 48–52. [CrossRef] [PubMed]
- Verma, D.; Bhasin, M. Real Time Optical Heart Rate Monitor. *Int. J. Comput. Sci. Inf. Technol.* **2014**, *5*, 7265–7269.
- MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health | Maxim Integrated. Available online: <https://www.maximintegrated.com/en/products/interface/sensor-interface/MAX30102.html> (accessed on 21 July 2021).

27. GY-906 MLX90614 Non-Contact Precision Thermometer Module—ProtoSupplies. Available online: <https://protosupplies.com/product/gy-906-mlx90614-non-contact-precision-thermometer-module/> (accessed on 21 July 2021).
28. The Internet of Things with ESP32. Available online: <http://esp32.net/> (accessed on 21 July 2021).
29. 1pcs 3.7V 360mAh 502530 Lithium Polymer Li Po Rechargeable Battery for DIY Mp3 GPS | Polymer Lithium Battery 3.7v | Polymer Lithium Battery batteries 3.7v 360mah—AliExpress. Available online: <https://www.aliexpress.com/item/2052889555.html> (accessed on 21 July 2021).

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ภาคผนวก ค

เอกสารประกอบการขออนุญาตจรรยาบรรณการวิจัยในมนุษย์



หมายเลขใบรับรอง:

3 กันยายน 2021



01cfd3d41e9c488486dfabd652863934

ประวัตินักวิจัย

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ – นามสกุล : ผศ.ดร. ศิราพร ศักดิ์พรหม

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : อาจารย์

ตำแหน่งในโครงการ : หัวหน้าโครงการวิจัย

ที่อยู่ :

อีเมล :

โทรศัพท์ :

โทรศัพท์มือถือ :

โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ 222 ต.ไทยบุรี

อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80160

ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี พ.ศ.
ปริญญาเอก	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วศ.ด.วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)	2559
ปริญญาโท	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์)	2553
ปริญญาตรี	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)	2548

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
Engineering แผนกวิศวกรรมทดสอบ (Test Engineering) บริษัทพานาโซนิค (ประเทศไทย)	2549-2550
ผู้ช่วยสอน (TA) และผู้ช่วยนักวิจัย สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	2550-2556
นักศึกษาแลกเปลี่ยนและทำงานวิจัยร่วมกับ Department of Electrical and Electronic Engineering, Imperial College of Science, Technology and Medicine, London, U.K.	2556-2557
Senior Engineering แผนกวิศวกรรมทดสอบ (Test Engineering) บริษัทซีเกทเทคโนโลยี (ประเทศไทย)	2558-2560
อาจารย์ประจำสำนักวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2560- ปัจจุบัน



80140

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ใบอนุญาต / ทะเบียน :

นักวิจัยด้าน : การออกวางจรวจอิเล็กทรอนิกส์, การออกแบบระบบอัตโนมัติและ IoT

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง :

(1) การออกแบบวงจรรอนาล็อกภาคหน้าสำหรับระบบไร้สาย เช่น วงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ วงจรขยายสัญญาณ วงจรแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัล

(2) การออกแบบวงจรถนเซอร์ประเภทต่างๆ เช่น เซนเซอร์วัดน้ำตาลในเลือด เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ เซนเซอร์วัดอุณหภูมิของร่างกาย เป็นต้น

(3) การออกแบบและโครงข่ายไร้สายสำหรับการประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ เช่น การแพทย์ เกษตรกรรม อุตสาหกรรม เป็นต้น

(4) การออกแบบระบบการสื่อสารในระบบโครงข่ายด้วยเทคนิคต่างๆ เช่น การแบ่งช่วงเวลา (Time division multiplex), การแบ่งช่วงความถี่ (Frequency division multiplex) เป็นต้น

(5) การออกแบบระบบอัจฉริยะด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และไมโครโปรเซสเซอร์

ผลงานที่ผ่านมา :

[1] **Siraporn Sakphrom** and Phanumas Khumsat, “Low-cost short-range wireless sensing and control network”, 28th Electrical Engineering conference (EECON 28), Phuket, Thailand, 20-21 Oct. 2005.

[2] Phanumas Khumsat, Apinunt Thanachayanont and **Siraporn Sakphrom** “A Low-Voltage Class-AB CMOS Variable Gain Amplifier”, the Proceeding of ECTI 2007 Conference, Mae Fah Luang University, Chiang Rai, Thailand, 9-12 May. 2007.

[3] Phanumas Khumsat, **Siraporn Sakphrom** and Apinunt Thanachayanont “A Class-AB CMOS Variable Gain Amplifier for Low-Voltage Applications”, International Symposium on Integrated Circuits 2007 (ISIC-2007), Singapore, 26-28 Sep. 2007.

[4] **Siraporn Sakphrom**, Apinunt Thanachayanont and Phanumas Khumsat, “A Low-Voltage Low-power Wideband CMOS Variable Gain Amplifier Using Active Negative Feedback”, 9th International Symposium on Communications and Information Technology 2008 (ISCIT-2007), Bangkok, Thailand, 8-11 Dec. 2008.

[5] **Siraporn Sakphrom**, Apinunt Thanachayanont and Phanumas Khumsat, “A Low-Voltage Low-power Wideband CMOS Variable Gain Amplifier”, 31th Electrical Engineering conference (EECON 31), Nakornnayok, Thailand, 29-31 Oct. 2008. [Paper Best Award of Electronic Department]

[6] **Siraporn Sakphrom** and Apinunt Thanachayanont, “A Wideband CMOS Variable Gain Amplifier Using Active Feedback and Resistive Compensation”, 10th International Symposium on Communications and Information Technology 2009 (ISCIT-2009), Songhdo-iFEZ Convensia, Incheon, Korea, 28-30 Sep. 2009.

[7] **Siraporn Sakphrom** and Apinunt Thanachayanont, “1-V CMOS Limiting Amplifier for Optical Communication Systems”, 33th Electrical Engineering conference (EECON 3), Chiang Mai, Thailand, 1-3 Dec. 2010.

[8] **Siraporn Sakphrom** and Apinunt Thanachayanont, “A Low-Power CMOS RF Power Detector”, 19th The IEEE International Conference on Electronic, Circuit and Systems (ICECS 2012), Seville, Spain, 10-12 Dec. 2012.

[9] **Siraporn Sakphrom** and Apinunt Thanachayanont, “Low Phase Noise CMOS Ring Oscillator Using Self-Biased Inverter Delay Cell”, Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation-2013 (APCAP 2013), Chiang Mai, Thailand, 5-7 Aug. 2013.

[10]**Siraporn Sakphrom**, Pantelis Georgiou and Apinunt Thanachayanont, “ A sub-100 ppm/oC temperature-compensated high-frequency CMOS relaxation oscillator”, Circuits Systems and Signal Processing (CSSP), ISSN 0278-081X Circuits Syst Signal Process DOI 10.1007/s00034-015-0057-x

ข้อมูลโครงการ/ในความรับผิดชอบที่อยู่ระหว่างดำเนินการ

มีโครงการ/งานที่อยู่ในความรับผิดชอบที่อยู่ระหว่างดำเนินการ จำนวน3.....โครงการ และอยู่ระหว่างการพิจารณาจำนวน1.....โครงการ รายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ชื่อโครงการวิจัย	หัวหน้าโครงการวิจัย	คณะผู้วิจัย	แหล่งทุนสนับสนุนการวิจัย	ระยะเวลาการทำวิจัย
1. การออกแบบวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่แบบซีมอสสำหรับการใช้งานด้านการแพทย์ที่ใช้กำลังต่ำมาก	ผศ.ดร.ธัญวัฒน์ ลิมปิติ	2. ผศ.ดร.ธัญวัฒน์ ลิมปิติ 3. ดร.ศิราพร ศักดิ์ไพรม	สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาลัย ลักษณะ	2559-2560
2. การศึกษาความต้องการใช้คลื่นความถี่ของประเทศไทย	ผศ.ดร.สรารุช จันทเขต	1. ผศ.ดร.สรารุช จันทเขต 2. ผศ.ดร.สุรัสวดี กุลบุญก่อเกื้อ 3. ดร.ศิราพร ศักดิ์ไพรม	มูลนิธิสถาบันวิจัยนโยบายเศรษฐกิจ การคลัง	2561-2562

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ชื่อโครงการวิจัย	หัวหน้าโครงการวิจัย	คณะผู้วิจัย	แหล่งทุนสนับสนุนการวิจัย	ระยะเวลาการทำวิจัย
3. วางแผนพัฒนาเมืองท่าศาลา City Management เพื่อสร้างท่าศาลาเมืองน่าอยู่	ดร.ทัศนียา บริพิศ	1. ดร.ทัศนียา บริพิศ 2. ผศ.ดร.สกล บุญสิน 3. ดร.รัตนสิทธิ์ ทิพย์วงศ์	สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2561-2562

เกียรติคุณและรางวัล

เกียรติคุณ/รางวัลที่ได้รับ	ปี พ.ศ.
โครงการดีเยี่ยม (Outstanding of Senior Project)	2548
Paper Best Award of Electronic Department “A Low-Voltage Low-power Wideband CMOS Variable Gain Amplifier”, 31 th Electrical Engineering conference (EECON 31), Nakornnayok, Thailand, 29-31 Oct	2551

รับรองสำเนาถูกต้อง

.....
(.....)

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ - นามสกุล : ผศ.ดร. สราวุธ จันทเขต

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : อาจารย์

ตำแหน่งในโครงการ : นักวิจัยในโครงการ

ที่อยู่ : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์

อีเมล :

โทรศัพท์ :

โทรศัพท์มือถือ :

โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ 222 ต.ไทยบุรี

อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80160

ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี พ.ศ.
วศ.ด.	System Engineering Yamaguchi University	2548
วศ.ม.	Electronic Engineering Virginia Polytechnic Institute and State University	2541
วศ.บ.	Electronic Engineering Kobe University	2538

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2547

ใบอนุญาต / ทะเบียน :

นักวิจัยด้าน : การออกแบบวงจรพาวเวอร์อิเล็กทรอนิกส์

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง : การออกแบบวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าแบบต่างๆ การเขียนโปรแกรมควบคุมระบบผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ การออกแบบวงจรกำลังต่ออุปกรณ์ฮาร์ดแวร์ในระบบไฟฟ้าขนาดใหญ่

ผลงานที่ผ่านมา :



[1] Korkua, S. K, **Chandhaket, S.**, Thinsurat, K., Pornbandit, K. (2016, September). *Design of Automatic Phase-controlled Converter based on Temperature for Microwave Drying System*. Paper presented at the 2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (ROMA), Universiti Teknologi PETRONAS, Malaysia. DOI: 10.1109/ROMA.2016.7847829

[2] Korkua, S. K., **Chandhaket, S.**, Thinsurat, K., Maneenopparat, K. (2016, September). *Development and Evaluation of Multi-stage Phasecontrolled Converter for Magnetron Driver*. Paper presented at the 2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (ROMA), Universiti Teknologi PETRONAS, Malaysia. DOI: 10.1109/ROMA.2016.7847830

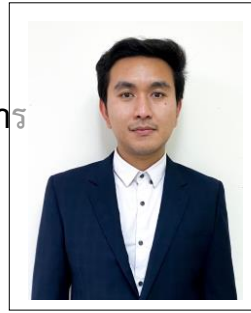
[3] **Chandhaket, S.**, Ogura, K., Nakaoka, M. (2015, June). *Smooth Filtering DC Link Type Soft-Switching Two-Stage Power Conditioner*. Paper presented at the 11th IEEE International Conference on Power Electronics and Drive Systems (IEEE PEDS 2015), Sydney, Australia. DOI: 10.1109/PEDS.2015.7203516

[4] **Chandhaket, S.**, Ogura, K., Nakaoka, M. (2015, June). *New Conceptual High Efficiency Sinewave PV Power Conditioner with Partially-Tracked Dual Mode Step-up DC-DC Converter*. Paper presented at the 11th IEEE International Conference on Power Electronics and Drive Systems (IEEE PEDS 2015), Sydney, Australia. DOI: 10.1109/PEDS.2015.7203516

รับรองสำเนาถูกต้อง

.....
(.....)

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ - นามสกุล : ดร. กมล ถิ่นสุราษฎร์

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : อาจารย์

ตำแหน่งในโครงการ : นักวิจัยในโครงการ

ที่อยู่ : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์

222 ต.ไทยบุรี อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80161

อีเมล :

โทรศัพท์ :

โทรศัพท์มือถือ :

โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ 222 ต.ไทยบุรี

อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80160

ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี พ.ศ.
วศ.ด.	Energy/ Newcastle University, UK	2562
วศ.ม.	Aerospace Engineering/ University of Texas at Arlington, USA	2553
วศ.บ.	Aerospace Engineering/ King's Mongkut University of Technology North Bangkok	2550

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2555-ปัจจุบัน

ใบอนุญาต / ทะเบียน : ภาควิศวกร สาขา : เครื่องกล ภก.28981

นักวิจัยด้าน : Energy

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง : Energy management, Optimization in energy systems, Solar energy conversion and storage

ผลงานที่ผ่านมา :

[1] Thinsurat, K., Bao, H., Ma, Z. & Roskilly, A.P. (2019) Performance study of solar photovoltaic-thermal collector for domestic hot water use and thermochemical sorption

seasonal storage. Energy Conversion and Management. [Online] 180, 1068–1084. Available from: doi:10.1016/J.ENCONMAN.2018.11.049.

[2] Suratsavadee Koonlaboon KORKUA and Kamon THINSURAT, “A Load Prioritization Model for a Smart Demand Responsive Energy Management System in the Residential Sector”, Walailak Journal of Science and Technologies, vol.11, no.1, 2014, pp.7-18.

[3] Korkua, S.K., Chandhaket, S., Thinsurat, K. & Pornbandit, K. (2017b) Design of automatic phase-controlled converter based on temperature for microwave drying system. In: 2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation, ROMA 2016. [Online]. 2017 p. Available from: doi:10.1109/ROMA.2016.7847829.

[4] Korkua, S.K., Chandhaket, S., Thinsurat, K. & Maneenopparat, K. (2017a) Development and evaluation of multi-stage phase-controlled converter for magnetron driver. In: 2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation, ROMA 2016. [Online]. 2017 p. Available from: doi:10.1109/ROMA.2016.7847830.

[5] Kamon Thinsurat* and Suratsavadee Koonlaboon Korkua, “ Residential loads management by considering households’ satisfactory levels for smart meter applications”, in 5th International Conference on Sustainable Energy and Environment (SEE2014): Science, Technology and innovation for ASEAN Green Growth, 19-21 November 2014, Bangkok, Thailand

[6] Suratsavadee K. Korkua and Kamon Thinsurat, “ Design of Zigbee based WSN for Smart Demand Responsive Home Energy Management System”, in 13th International Symposium on Communications and Information Technologies, 4-6 August 2013, Samui Island, Surat Thani, Thailand

[7] Kamon Thinsurat, Nirattisai Rakmak, and Phusit Horphet, “English Proficiency Self Assessment of Engineering Students in Walailak University for Working as an Engineer to prepare for being a member of AEC”, The 12th International and National Conference on Engineering Education (INCEE-12), 15-17 May 2014, Nakhon Nayok, Thailand

[8] Kamon Thinsurat and Suratsavadee K. Korkua, “The factors which affect the result of studying English subject for students in the School of Engineering and Resources, Walailak University”, in The 11th International and National Conference on Engineering Education (INCEE-11), 9-11 May 2013,

รับรองสำเนาถูกต้อง

.....
(.....)

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย



ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ – นามสกุล : รศ.ดร. สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี

ตำแหน่งในโครงการ : นักวิจัยและที่ปรึกษาในโครงการ

ที่อยู่ : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ 222 ต.ไทยบุรี อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80160

อีเมล :

โทรศัพท์ :

โทรศัพท์มือถือ :

โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ 222 ต.ไทยบุรี อ.ท่าศาลา จ.นครศรีธรรมราช 80160

ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี พ.ศ.
วศ.ด.	Electrical Engineering The University of Texas at Arlington, USA	2555
วศ.ม.	วิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ประเทศไทย	2546
วศ.บ.	วิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	2543

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
คณบดี สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	ปัจจุบัน

ใบอนุญาต / ทะเบียน :

นักวิจัยด้าน : การออกแบบระบบอัตโนมัติ

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง :

- Smart Grid/Small Grid technologies and approaches

- On-line, Real-time Equipment Diagnostic and Prognostic Systems
- Alternative/Renewable Energy Systems Monitoring, Measurement, and Control
- Advanced wireless sensors network (WSN) Design and Implementation

ผลงานที่ผ่านมา :

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

[1] Suratsavadee K. Korkua, Srawouth Chandhaket, Kamon Thinsurat, and Komon Pornbandit, “Design of Automatic Phase-controlled Converter based on Temperature for Microwave Drying System” in Proc. of 2016 IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (IEEE ROMA 2016), Malaysia, Sep 25-27, 2016

[2] Suratsavadee K. Korkua, Srawouth Chandhaket, Kamon Thinsurat, and Kittipong Maneenopparat, “Development and Evaluation of Multi-stage Phase-controlled Converter for Magnetron Driver” in Proc. of 2016 IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (IEEE ROMA 2016), Malaysia, Sep 25-27, 2016 (Received IEEE-ROMA 2016 Best Paper Award)

[3] Suratsavadee K. Korkua, “Fault-Tolerant Control using Adaptive Time-Frequency Method in Bearing Fault Detection for DFIG Wind Energy System,” in Walailak Journal of Science and Technology (WJST), Vol 12, No 2 (2015): Mathematical Problems and Simulations in Engineering

[4] Suratsavadee K. Korkua and Kamon Thinsurat. , “A Load Prioritization Model for a Smart Demand Responsive Energy Management System in the Residential Sector,” in Walailak Journal of Science and Technology (WJST), Vol 11, No 1 (2014)

[5] Suratsavadee K. Korkua and Kamon Thinsurat. , “Design of Zigbee based WSN for Smart Demand Responsive Home Energy Management System,” in Proc. of the 13th International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT 2013), Samui Island, Thailand, Sep 4-6, 2013

[6] Suratsavadee K. Korkua, “Design of Rotor-side Controller Using Adaptive Time-Frequency Method for DFIG Bearing Fault Detection”, In Proc. Of the 7th Asia International Conference on Mathematical Modelling and Computer Simulation, Kowloon, Hong Kong, July 23-25, 2013

[7] Suratsavadee K. Korkua, Wei-Jen Lee, and Hung-Chi Chen, “Power Quality Monitoring and Control for DFIG Wind,” in Proc. of 2012 IEEE Power Engineering Society General Meeting, in San Diego, CA, USA, July 24-29, 2012.

[8] Kun-Long Chen, Yuan-Pin Tsan, Nanming Chen, Suratsavadee K. Korkua, Wei-Jen Lee, “Using Coreless Hall Effect Sensor for Accurate Current Measurement in ZigBee based Wireless Sensor,” in Proc. of the 2011 IEEE Industry Applications Society (IAS) Annual Meeting, in Orlando, Florida, USA, Oct 9-13, 2011.

[9] Suratsavadee K. Korkua, Wei-Jen Lee, and Chiman Kwan, “Design and Implementation of ZigBee Based Vibration Monitoring and Analysis for Electrical Machines,” in Proc. of the 2011 International Conference on Wireless Networks, Las Vegas, Nevada, USA, July 18-21, 2011.

[10] Piampoom Sarikprueck, Suratsavadee K. Korkua, Wei-Jen Lee, Pichit Lamyong, “Developing Important Renewable Energies in Thailand,” in Proc. of 2011 IEEE Power Engineering Society General Meeting, Michigan, USA, July 24-29, 2011.

[11] H. Jain, Suratsavadee K. Korkua, W. J. Lee and C. Kwan, “Detection and Severity Classification of Rotor Imbalance Faults in Induction Machines,” in Proc. of 2010 IEEE Industry Applications Society Annual Meeting, Houston, Texas, USA, October 3-7, 2010.

[12] Suratsavadee K. Korkua, H. Jain, W. J. Lee and C. Kwan, “Wireless Health Monitoring System for Vibration Detection of Induction Motors,” in Proc. of the 2010 IEEE/IAS Industrial & Commercial Power Systems Technical Conference (I&CPS), Tallahassee, Florida, USA, May 9-13, 2010.

[13] Suratsavadee K. Korkua and R. Kenarangui, “Control Strategy for Load Sharing in Distributed Generation System in Parallel Operation,” in Proc. of the 2nd IEEE Green Technologies Conference, Texas, USA, April 15-16, 2010.

[14] Suratsavadee K. Korkua and W. J. Lee, “Wireless Sensor Network for Performance Monitoring of Electrical Machine,” in Proc. of the 41st North American Power Symposium (NAPS), Starkville, Mississippi, USA, October 4-6, 2009.

[15] S. Sangwongwanich, S. Suwankawin, S. Po-ngam and S. Koonlaboon, “A Unified Speed Estimation Design framework For Sensorless AC Motor Drives Based on Positive-Real Property,” in Proc. of The Fourth Power Conversion Conference (PCC), Nagoya, Japan, April 2-5, 2007.

[16] S. Koonlaboon and S. Sangwongwanich, “Sensorless Control of Interior Permanent Magnet Synchronous Motors Based on Fictitious Permanent Magnet Flux Model,” in Proc. of

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

the 40th IEEE IAS Ann. Meet., Sheraton Hong Kong Hotel and Towers, Kowloon, Hong Kong, October 2-6, 2005

[17] S. Koonlaboon and S. Sangwongwanich, "Design and Implementation of IPMSM System Based on Extended Flux Concept," in Proc. of the 27th Electrical Engineering Conf., Sofitel Raja Orchid Hotel, Khon Kaen, pp. 365-368, November 11-12, 2004

[18] S. Koonlaboon and S. Sangwongwanich, "Sensorless Control of Interior Permanent Magnet Synchronous Motors Based on Extended Flux Concept," in Proc. of the 25th Electrical Engineering Conf., Prince Songkhlanakarindra Univ., pp.137-141, November 21-22, 2002

ข้อมูลโครงการอื่นๆ

มีโครงการจำนวน 8 โครงการในความรับผิดชอบดังรายละเอียดต่อไปนี้

ชื่อโครงการวิจัย	หัวหน้าโครงการวิจัย	คณะผู้วิจัย	แหล่งทุนสนับสนุนการวิจัย	ระยะเวลาการทำวิจัย
1. การพัฒนาระบบออกแบบรูปแบบการเลี้ยงระบบควบคุมการอัดน้ำยา ระบบควบคุมการอบและเตาอบไม้ต้นแบบสำหรับการผลิตไม้ยางพาราแปรรูปในโรงงานอุตสาหกรรม (ระยะที่ 5)	นิรันดร มาแทน	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อแก้ว	สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ	2559 - 2560
.2การออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดความชื้นไม้ปาล์ม ด้วยวิธีการตรวจจับสัญญาณจากตัวเก็บประจุ	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อแก้ว	1. อจลวิษญ์ ฉันทวีโรจน์ 2. ธัญวัฒน์ ลิมปิติ 3. อนุรักษ์ กุงทอง	สถาบันวิจัยและพัฒนามหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2559 - 2560
.3การศึกษาความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีพลังงานคลื่นไมโครเวฟเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพการใช้พลังงานในการอบแห้งยางแห้งในประเทศไทย	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อแก้ว	1. สุฤกษ์ คงทอง 2. กมล ถิ่นสุราษฎร์	สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ	2557-2558

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ชื่อโครงการวิจัย	หัวหน้าโครงการวิจัย	คณะผู้วิจัย	แหล่งทุนสนับสนุนการวิจัย	ระยะเวลาการทำวิจัย
.4 การพัฒนาระบบ ออกแบบรูปแบบการเลือกระบบควบคุมการอัดน้ำยา ระบบควบคุมการอบและเตาอบไม้ต้นแบบสำหรับการผลิตไม้ยางพาราแปรรูป ในโรงงานอุตสาหกรรม ระยะที่4)	นิรันดร มาแทน	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ	สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ	2557 - 2558
.5โครงการศึกษาความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีพลังงานคลื่นไมโครเวฟเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพการใช้พลังงานในการอบยางแห้งในประเทศไทย	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ	-	สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช)	2557 - 2558
6. ระบบตรวจสอบและบริหารการใช้พลังงานอัจฉริยะภายในครัวเรือน	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ	-	สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช)	2556 - 2557
.7การออกแบบและพัฒนา ระบบอ่านมิเตอร์อัจฉริยะ พร้อมจอแสดงผลข้อมูลการใช้พลังงานไฟฟ้าภายในบ้านแบบไร้สายสำหรับมิเตอร์ไฟฟ้าทั่วไป	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ	-	ทุนอุดหนุนการวิจัย สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์	2556 - 2557
8. The feasibility and potential for renewable energy co-generation in West Texas	สุรัสวดี กุลบุญ ก่อเกื้อ	-	The feasibility and potential for renewable energy co-generation in West Texas	2554 - 2555

ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ – นามสกุล : รศ.ดร. ศราวุธ ชัยมุล

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : อาจารย์

ตำแหน่งในโครงการ : ที่ปรึกษาโครงการวิจัย

ที่อยู่ : สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 123 หมู่ 16 ถ.มิตรภาพ ต.ในเมือง อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

อีเมล :

โทรศัพท์ : โทรศัพท์มือถือ : โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 123 หมู่ 16 ถ.มิตรภาพ ต.ในเมือง อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี พ.ศ.
วศ.ด.	Electrical Engineering/ King Mongkut's University of Technology North Bangkok	2551
วศ.ม.	Electrical Engineering/ King Mongkut's University of Technology North Bangkok	2547
วศ.บ.	Electrical Engineering/ King Mongkut's University of Technology North Bangkok	2545

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น	ปัจจุบัน

ใบอนุญาต / ทะเบียน :

นักวิจัยด้าน :

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง :

ผลงานที่ผ่านมา :

Journals [IEICE(4), AEU(2), EL(2), MOTL(5), PIER(1), RFMiCAE(1), RadioEng(1), KMUTNB(2)]



1. Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin, and Vech Vivek," Dual-band CPW-fed slot antennas using loading metallic strips and a widened tuning stub," IEICE Trans Electronics, vol. E88-C, pp. 2258-2265, Dec. 2005.
2. Sarawuth Chaimool , Sithiporn Kerdsurang and Prayoot Akkaraekthalin ,"Design of an Improved Four-Pole Hairpin Resonator Filter ," The Journal of King Mongkut's University of technology North Bangkok, Vol. 15, No. 2, pp. 7-12, Apr.-Jun. 2005.
3. Prayoot Akkaraekthalin, Sarawuth Chaimool, and Monai Krairiksk,"Wideband uni-directional CPW-fed slot antennas using loading metallic strips and a widened tuning stub on modified-shape reflectors," IEICE Trans Communications, vol. E90-B, no.9, pp.2246-2255, Sep 2007.
4. Apirada Namsang, Thammarat Majaeng, Jaruek Jantree, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin "Stepped-impedance hairpin resonators with asymmetric capacitively loaded coupled lines for improved stopband characteristics," vol.E90-C, pp.2185-2191, Dec 2007.
5. Mongkol Meeloon, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, "Broadband bandpass filters using slotted resonators fed by interdigital coupled lines for improved upper stopband performances," Int. Journal of Electronics and Communications (AEU),Vol.63, pp.454-463, June 2009.
6. Sarawuth Chaimool and Kwok L. Chung,"CPW-fed mirrored-L monopole antenna with distinct triple bands for WiFi and WiMAX applications," Electronics Letters. Vol. 45, No. 18, pp. 928-929, Aug 2009.
7. Sarawuth Chaimool and Prayoot Akkaraekthalin, "A compact wideband bandpass filter using modified NB-SRRs with wide upper bandstop," Microwave and Optical Technology Letters, Vol.52, No.3, pp.551-553, March 2010.
8. Sarawuth Chaimool, Kwok L. Chung, and Prayoot Akkaraekthalin, "Simultaneous gain and bandwidth enhancement of a single-feed circularly polarized microstrip patch antenna using a metamaterial reflective surface," Progress In Electromagnetics Research B, Vol.22, pp.23-37, 2010.
9. Sarawuth Chaimool, Kwok L. Chung, and Prayoot Akkaraekthalin, "Bandwidth and gain enhancement of microstrip patch antenna using metamaterial reflective surface," (invited paper) IEICE Transactions on Communications, Vol. E93-B, No.10, pp. 2496-2503, October 2010.
10. Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin and Monai Krairiksh, "Wideband constant beamwidth coplanar waveguide-fed slot antennas using metallic strip loading and a

wideband tuning stub with shaped reflector” International Journal of RF and Microwave Computer – Aided Engineering Vol 21, No 3, pp. 263-271, May 2011.

11. Kwok L. Chung and Sarawuth Chaimool, "Triple-band CPW-fed L-shaped monopole antenna with small ground plane", Microwave and Optical Technology Letters, Vol.53, No.10, pp.2274-2277, October 2011.

12. ศราวุธ ชัยมูล และประยูทธ อัครเอกธาลิน, “อภิวัดกับการประยุกต์ใช้สำหรับสายอากาศ (Metamaterials for Antenna Applications)”, The Journal of KMUTNB., Vol. 21, No. 2, pp. 474-484, May. - Aug. 2011.

13. Sarawuth Chaimool, Chawalit Rakluea, and Prayoot Akkaraekthalin, "Compact wideband microstrip thinned array antenna using EBG superstrate", Int. Journal of Electronics and Communications (AEU), pp. 49-53, vol. 66, Jan. 2012.

14. Sarawuth Chaimool, Chawalit Rakluea, K. L. Chung, and Prayoot Akkaraekthalin, "Single-feed circularly polarized microstrip patch antenna stacked with periodic structure," Microwave and Optical Technology Letters, Vol.54, No.1, pp. 50-54, January 2012.

15. Kwok L. Chung and Sarawuth Chaimool, "Broadside gain and bandwidth enhancement of microstrip patch antenna using a MNZ-metasurface," Microwave and Optical Technology Letters, Vol.54, No.2, pp. 529-532, February 2012.

16. Sarawuth Chaimool and Prayoot Akkaraekthalin, "Miniaturized wideband bandpass filter with wide stopband using metamaterial-based resonator and defected ground structure," RadioEngineering, vol. 2, pp. 611-616, June 2012.

17. Sarawuth Chaimool , Chatchai Chokchai , and Prayoot Akkaraekthalin, "Multiband loaded fractal loop monopole antenna for USB dongle applications," Electronics Letters. Vol. 48, No. 23, pp. 1446-1447, Nov. 2012.

18. Sarawuth Chaimool , Chatchai Chokchai , and Prayoot Akkaraekthalin, "Triple-band USB dongle antenna using fractal and shorted loops for WiFi and WiMAX applications," Microwave and Optical Technology Letters, Vol.55, No.4, pp. 863-866, April 2013.

19. Sarawuth Chaimool, Chawalit Rakluea, and Prayoot Akkaraekthalin, "Mu-Near-Zero Metasurface for Microstrip-fed Slot Antennas," Applied Physics A: Volume 112, Issue 3 , pp. 669-675, 2013. (DOI:10.1007/s00339-013-7703-6

20. K. L. Chung, Sarawuth Chaimool, and C. Zhang, "Wideband Subwavelength-Profile Circularly-Polarised Array Antenna Using Anisotropic Metasurface", Electronics Letters. , vol. 51, no. 18, pp. 1403 - 1405, Aug. 2015. (DOI: 10.1049/el.2015.2255.)[UDRU_19]

21. Sarawuth Chaimool, Tanan Hongnara, and Prayoot Akkaraekthalin, "Investigation on Metaradiator based on Metasurface," Engineering Trans., vol.18 No. 2 (39), pp.1 29-134, July – December 2015.
22. Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, "Anisotropic fractal metasurface-based antenna with contrary beams," Microwave and Optical Technology Letters, Vol.59, No.3, pp. 715-720, March 2017.
23. Sarawuth Chaimool and Yan Zhao, "Applications of Gradient Metasurfaces: A Review," ECTI E-Magazine, vol.11, no.3, pp. 3-13, Jul.-Sept. 2017.
24. Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin and Yan Zhao, "Design of Compact Beam-Steering Antennas Using a Metasurface Formed by Uniform Square Rings," IEEE Access, vol. 6, no. 1, pp. 9420 -9429, December 2018.
25. Y. Zhao and S. Chaimool, "Relativistic finite-difference time-domain analysis of high-speed moving metamaterials," Scientific Reports, no. 8, pp. 1-12, May 2018.
26. Sarawuth Chaimool, Tanan Hongnara, Prayoot Akkaraekthalin and Yan Zhao, "Design of a PIN-diode based reconfigurable metasurface antenna for beam switching applications," International Journal of Antennas and Propagation, vol. 2019, Article ID 7216324, 7 pages.
27. Y. Zhao, C. Rakluea, T. Hongnara, and S. Chaimool, "A compact dual-broadband multiple-input multiple-output (MIMO) indoor base station antenna for 2G/3G/LTE systems," IEEE Access, vol. 7, pp. 82238-82245, Jun. 2019. PDF

28. S. Chaimool, C. Rakluea, P. Akkaraekthalin, and Y. Zhao, "Effect of Losses in Printed Rectangular Coils for Compact Wireless Power Transfer Systems," Progress In Electromagnetics Research C, Vol. 97, 177-188, 2019.

Conferences and Proceedings (5 ปีย้อนหลัง)

2019 [iEECON(1), AWAP(1), ECTI-CARD(2), TJMW(3), EECON(1), CAMA(1),

1. C. Rakluea, S. Chaimool, Y. Zhao, and P. Akkaraekthalin, "Compact non-uniform metasurface for efficiency enhancement of planar wireless power transfer," The 2019 International Electrical Engineering Congress (iEECON2019), March 6-8, 2019, Cha-am, Thailand.
2. S. Chaimool, C. Rakluea, P. Akkaraekthalin, and Y. Zhao, "Irregular metasurfaces for mid-range wireless power transfer systems," The 2019 Asian Workshop on Antennas and Propagation (AWAP2019), April 24-25, 2019, Seoul, Korea.

3. S. Chaimool and K. Boonlom "Wireless Internet of Things (WIoT) Connectivity and Network Technologies ", ECTI-CARD2019, June 4-7, 2019, UbonRatchathani.
4. พงศธร อารักคิด, กมล บุญล้อม, และ ศราวุธ ชัยมูล, "ระบบตรวจวัดมลพิษฝุ่นละอองแบบต้นทุนต่ำโดยใช้เทคโนโลยี LoRaWAN สำหรับเมืองอัจฉริยะ " ECTI-CARD2019, June 4-7, 2019, UbonRatchathani.
5. T. Pechrkool, N. Chudpooti, T. Hongnara, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, "Zeroth Order Resonator Based on Mushroom-like Structure for Glucose Liquid Mixture Characterization , " TJMW2019 (Thailand-Japan Microwave), June 26-28, 2019, Rajamangala University of Technology Suvarnabhumi (RUS), Nonthaburi, Thailand.
6. K. Kaewheang, C. Thanomdumrongsak, A. Rattanawongsawat, S. Chaimool, "Low Cost and Alterable Planar Filters on Fabricated with Additive Manufacturing 3D Printing Technology," TJMW2019 (Thailand-Japan Microwave), June 26-28, 2019, Rajamangala University of Technology Suvarnabhumi (RUS), Nonthaburi, Thailand.
7. C. Raklua, S. Chaimool, Y. Zhao, P. Akkaraekthalin, "Experimental Investigation of Metasurface in NonRadiative Mid-Range Wireless Power Transfer," TJMW2019 (Thailand-Japan Microwave), June 26-28, 2019, Rajamangala University of Technology Suvarnabhumi (RUS), Nonthaburi, Thailand.
8. อุกฤษฏ์ มุญจนพงศ์ ขจรศักดิ์ จรรย์เทศสกุลชัย และ ศราวุธ ชัยมูล, "การส่งกำลังงานไร้สายทะลุกำแพงโดยบูรณาการกับพลังงานแสงอาทิตย์," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 42(EECON-42), 30 ตุลาคม-1พฤศจิกายน 2562, เดอะกรีนเนอริตี้สอร์ท เขาใหญ่ นครราชสีมา.
9. T. Pechrkool, N. Chudpooti , N. Duangrit , S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, "Zeroth-Order Resonator Based on Mushroom-like Structure for Liquid Mixture Concentration Sensing of Sodium Chloride Solution," 2019 IEEE CAMA, October 23-25, 2019,Bali Resort, Kuta, Bali, Indonesia.
10. T. Pechrkool, T. Hongnara, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, "A Compact Zeroth-order Resonator Antenna using Meandered Arm and Jerusalem Geometry in Mushroom-like Structure," Proceeding of the 2018 IEICE general conference, Tokyo Denki University, March 20-22, 2018
11. T. Hongnara, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, and Y. Zhao, " Beam-Steering Antenna Design Using Uniform Square Ring-Based Metasurface," ECTI-CON2018, July 18-21, 2018, Wiang Inn Hotel, Chiang Rai, Thailand (KKU)- Best paper Award .
12. Y. Zhao and S. Chaimool, "Analysis of High-speed Moving Metamaterials Using the Lorentz-FDTD Method," PIERS, 2018, 1 - 4 August 2018, Toyama, JAPAN.

13. T. Hongnara, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "Multifunctional metasurface-based antenna with contrary beam operations at different operation," TJMW2018
14. C. Raklua, S. Chaimool, Y. Zhao, and P. Akkaraekthalin, "Compact Size Printed Spiral Coil Resonator-Loaded Loop for Magnetically Resonant Coupled Wireless Power Transfer System," TJMW2018
12. T. Hongnara, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "Highly Unidirectional Slot Antenna using Transmissive and Reflective Metasurfaces for WLAN and WiMAX Applications," APMC2018 (KKU), Nov. 6-9, 2018, Kyoto, Japan.
13. ณัฐพงศ์ บุตรธนู, นิวัตร อังควิศิษฐพันธ์, ศราวุธ ชัยมูล, "เทคนิคโครงสร้างกราวด์มีรอยส สำหรับวงจรกรองผ่านแถบความถี่กว้างบนไมโครสตริป (Defected Ground Structure Technique for Wideband Microstrip Bandpass Filters), 2nd National Conference on Creative Technology (CreTech2018), July 24-26, 2018, Pattaya, Cholburi.
14. T. Hongnara, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "Bifunctional Anisotropic Metasurfaces for Contrary Beam Antennas," AWAP2017 (2017 Asian Workshop on Antennas and Propagation), June 27-30, 2017, Hokkaido, Japan.
15. T. Pechrkool, T. Hongnara, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, "A Compact Zeroth-order Resonator Antenna using Meandered Arm on Jerusalem Geometry in Mushroomlike Structure," TJMW2017, KMUTT, June 14-16, 2017
16. Sarawuth Chaimool, Wideband Sequential- rotation arrays with circularly polarized Patch radiators using Anisotropic Metasurface, " AWAP2016, January 27-29, 2016, Busan, Korea, [UDRU_21]
17. Sarawuth Chaimool, Pimsuree Ueyporn, Prayoot Akkaraekthalin, "Artificial Ground Plane Based on Electromagnetic Bandgap for Stripline," Procedia Computer Science, vol. 86, 2016, pp. 55-58. [UDRU_22]
18. T. Hongnara, K. Schraml, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, D. Heberling, "Side-lobe Reduction of Horn Antenna Using Circular Patch Mushroom-Like EBG Structure," 2016 German Microwave Conference (GEMIC), Bochum, Germany, March 14-16, 2016, [UDRU_23]
19. N. Sukgorna, K. Siraleartmukulb, V. Yordsric, N. Chudpootid, S. Chaimool, P. Akkaraekthalin, S. Chalermwisutkule, C. Thanachayanontc, W. Wongwiriyanpana, K. Chalapatana, "Radio-Frequency Characterization of Multi-Walled Carbon Nanotube/Poly-Lactic Acid Composites," International Conference on Science and Technology of Emerging Material 2016 (STEMa2016), July 27-29, 2016, Pattaya, Thailand.

20. ศราวุธ ชัยมูล, "ข้อควรพิจารณาในการออกแบบระบบส่งพลังงานไฟฟ้าไร้สายสมัยใหม่: อินดักทีฟคัปปลิ่งและเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Design Considerations in Modern Wireless Energy Transfer Systems: IC and MR)," in Proc. the 7th ECTI-CARD2015, Trang, Thailand (การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 7), ตัง, 7-10 กรกฎาคม 2558, pp. 234-237. [UDRU_10]
21. ณัฐพงศ์ บุตรธนู, นิวัตร อังควิษณุพันธ์ และ ศราวุธ ชัยมูล, "วงจรรองความถี่ผ่านแถบกว้างมากบนไมโครสตริปเรโซเนเตอร์สี่เหลี่ยมจัตุรัสร่วมกับสตัปปลายเปิดร่วมกับโครงสร้างกราวด์มีด่าหนี (A Wideband Bandpass Filter using Square Ring Microstrip Resonator with Open Stub and Defected Ground Structure) in Proc. the 7th ECTI-CARD2015, Trang, Thailand (การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 7), ตัง, 7-10 กรกฎาคม 2558, pp. 250-253. [UDRU_11].
22. Nonchanutt Chudpooti, Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin, "Reconfigurable Wideband BPF using Composite SIW and microstrip structure, (วงจรรองผ่านแถบกว้างที่ปรับค่าได้โดยใช้ท่อน าคคลื่นแบบฐานรองร่วมกับโครงสร้างแบบไมโครสตริป)" in Proc. the 7th ECTI-CARD2015, Trang, Thailand (การประชุมวิชาการ งานวิจัยและพัฒนาเชิงประยุกต์ ครั้งที่ 7), ตัง, 7-10 กรกฎาคม 2558, pp. 426-430. [UDRU_12]
23. Nonchanutt Chudpooti, Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin, "Combination of Substrate Integrated Waveguide and Microstrip Structure for Controllable Wideband Bandpass Filters," (Best paper award)in 2015 Thailand-Japan MicroWave (TJMW), Aug 6, - Aug 8 2015, Chulalongkorn Univ., Bangkok. [UDRU_13]
24. Pawares Vijitsulakkana, Wanwisa Thaiwirot , Sarawuth Chaimool , Prayoot Akkaraekthalin, "UHF RFID Reader using Slanted Slot Patch Metasurface on Microstrip Patch Antenna,"in 2015 Thailand-Japan MicroWave (TJMW), Aug 6, - Aug 8 2015, Chulalongkorn Univ., Bangkok. [UDRU_14]
25. ศราวุธ ชัยมูล, พิมพ์สุรีย์ อวยพร และประยุทธ์ อัครเอกมาลิน, "สายนำสัญญาณสตริปไลน์ที่ใช้ระนาบกราวด์โครงสร้างช่องว่างแถบความถี่แม่เหล็กไฟฟ้า," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 38(EECON-38), 19-21พฤศจิกายน 2558, โรงแรมวรบุรีอโยธยาคอนเวนชั่น รีสอร์ท, อยุธยา [UDRU_15]
26. ศราวุธ ชัยมูล, ธนันต์ หงษ์นรา และประยุทธ์ อัครเอกมาลิน, 'การควบคุมการส่งผ่านและการสะท้อนคลื่นด้วยผิวอภิวัดแบบไฮเปอร์โบลิก," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 38(EECON-38), 19-21 พฤศจิกายน 2558, โรงแรมวรบุรีอโยธยาคอนเวนชั่น รีสอร์ท, อยุธยา [UDRU_16]
27. Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, Hyperbolic/Anisotropic MNZ Metasurface Opposed Beam Antenna," 2015 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA) pp. 1-3, 30 November-2. December 2015, Chaingmai, Thailand. [UDRU_17]

28. P. Vijitsulakkana, W. Thaiwiro, and P. Akkaraekthalin, S. Chaimool, " UHF RFID Reader Using Slanted Slot Patch Metasurface on Microstrip Patch Antenna," 2015 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA) pp. 1-3, 30 November–2. December 2015, Chaingmai, Thailand. [UDRU_18]
29. K. L. Chung, Sarawuth Chaimool, and C. Zhang, "Performance Enhancement of Circularly-Polarized Patch Array Using Anisotropic Metasurface," 2015 International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (iWEM), pp.1-2, 16-18 Nov. 2015, Hsin-Chu, Taiwan [UDRU_20]
30. S. Chaimool, T. Pechrkool, K. L. Chung, and P. Akkaraekthalin, "A Compact Zeroth-order Resonant Antenna Based on Modified Jerusalem Cross Mushroom Structure" , in Proc. 2014-iWAT(International Workshop on Antenna Technology), pp. 377-379, 4-6 March 2014, Sydney, Australia.
31. Tanaporn Pechrkool, Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, "A Mushroom-like Zeroth-order Resonator Antenna Using Meandered Arm on Jerusalem Cross Shaped," in ECTI-CON2014, May 14-17, Nakhonratchasima, Thailand, pp. 1-4.
32. Sarawuth Chaimool, Tanaporn Pechrkool and Prayoot Akkaraekthalin, "A CRLH ZOR MetaRadiator Using Meander Cross Shape With Mushroom Type Structure", AWAP-2014 (2014 Asia Workshop on Antennas and Propagation), May 14-16, Kanazawa, Japan, pp. 16-17.
33. ศราวุธ ชัยมูล, ธนาพร เพชรกุล, และ ประยุทธ์ อัครเอกมาลิน, "สายอากาศ ZOR สองแถบความถี่โดยการผสมผสานระหว่างโครงสร้างแบบเห็ดและร่อง," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 37(ECON-37), 19–21พฤศจิกายน 2557, มหาวิทยาลัยขอนแก่น, pp. 607-710. [UDRU_1]
34. Chatchai Chokchai, Sarawuth Chaimool, Prayoot Akkaraekthalin, "A small fractal monopole antenna for USB dongle," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 37(ECON-37), 19–21พฤศจิกายน 2557, มหาวิทยาลัยขอนแก่น, pp. 611-614. [UDRU_2]
35. P. Akkaraekthalin, C. Mahatthanajatuphat, S. Chaimool, T. Hongnara, N. Wongsin, and C. Chokchai, "Design of Fractal Antennas at Wireless Communication Research Group, KMUTNB," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 37(ECON-37), 19–21พฤศจิกายน 2557, มหาวิทยาลัยขอนแก่น, pp. 567-570 [UDRU_3].
36. Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, "Metasurface Characteristic of Fractal Fishnet Structure and Closed Ring Resonator," Asia-Pacific Conference on Communications (APCC2014), Pattaya, Thailand, Oct. 1-3, 2014, pp. 429-432. [UDRU_4]

37. Tanan Hongnara, Sarawuth Chaimool, and Prayoot Akkaraekthalin, "Investigation of Metasurface using Fishnet and Closed Ring Structures on Microstrip-fed Slot Antenna," APMC2014 @Sendai, Japan, November 4-7, pp. 711-713, 2014. [UDRU_5]
38. Sarawuth Chaimool, Tanan Hongnara, and Prayoot Akkaraekthalin, "Investigation on Metaradiator based on Metasurface," ISEEC2014, Udonthani, Thailand, 17-19 December, 2014 [UDRU_6].
39. T. Pechrkool, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "A Compact Zeroth-order Resonator Antenna Using Meandered Arm on Jerusalem Cross Shape," Thailand-Japan Microwave 2014 (TJMW2014), KMITL, 26-28 Nov, , 2014 [UDRU_7].
40. A. Pinsakul, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "Artificial Magneto-dielectric Metasubstrates for Microstrip Patch Antenna Miniaturization," Thailand-Japan Microwave 2014 (TJMW2014), KMITL, 26-28 Nov, 2014 [UDRU_8].
41. C. Chokchai, S. Chaimool, and P. Akkaraekthalin, "Miniaturized MIMO Antenna for WiFi USB Dongle using Modified Fractal Patch Monopole and Defected Ground Plane," Thailand-Japan Microwave 2014 (TJMW2014), KMITL, 26-28 Nov, 2014 [UDRU_9].

รับรองสำเนาถูกต้อง

.....
(.....)

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

ประวัติบุคลากรในโครงการ

ชื่อ - นามสกุล : ศ.ดร. อภินันท์ ชนชยานนท์

ตำแหน่งงานปัจจุบัน : อาจารย์

ตำแหน่งในโครงการ : ที่ปรึกษาอาวุโสในโครงการ

ที่อยู่ : คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

อีเมล :

โทรศัพท์ :

โทรศัพท์มือถือ : - โทรสาร :

สถานที่ทำงาน : คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



ประวัติการศึกษา :

คุณวุฒิ	สาขาวิชา/สถาบันการศึกษา	ปี ค.ศ.
วศ.ด.	Ph.D. in Electrical and Electronic Engineering (Analogue Integrated Circuit Design)	1999
วศ.บ.	M.Eng. in Electrical and Electronic Engineering Overall: 1 st class honours	1995

ประสบการณ์การทำงาน :

ตำแหน่งงาน - องค์กรหรือหน่วยงาน	ปี พ.ศ.
อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	ปัจจุบัน

ใบอนุญาต / ทะเบียน :

นักวิจัยด้าน : High performance CMOS analogue, mixed-signal and radio-frequency integrated circuits and systems for precision medicine, personalized health care and biomedical applications

ความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง : Analogue Integrated Circuit Design

ผลงานที่ผ่านมา :

[1] Y. Sundarasaradula and A. Thanachayanont, "A Low-Noise, Low-Power, Wide Dynamic Range Logarithmic Amplifier for Biomedical Applications," Journal of Circuits, Systems and Computers, vol. 27, no. 07, p. 1850104, Nov. 2017.

- [2] Y. Sundarasaradula and A. Thanachayanont, "A 1-V, 6-nW programmable 4th-order bandpass filter for biomedical applications," *Analog Integr Circ Sig Process*, vol. 89, no. 1, pp. 89–98, Oct. 2016.
- [3] A. Thanachayanont, "Design of a low-power wide dynamic range CMOS RF power detector," *International Journal of Electronics Letters*, vol. 3, no. 4, pp. 213–224, Oct. 2015.
- [4] S. Sakphrom, P. Georgiou, and A. Thanachayanont, "A Sub-100ppm/°C Temperature-Compensated High-Frequency CMOS Relaxation Oscillator," *Circuits Syst Signal Process*, pp. 1–14, Apr. 2015.
- [5] A. Thanachayanont, "A 1-V, 330-nW, 6-Bit Current-Mode Logarithmic Cyclic ADC for ISFET-Based pH Digital Readout System," *Circuits Syst Signal Process*, vol. 34, no. 5, pp. 1405–1429, Oct. 2014.
- [6] T. Tippo, C. Thanachayanont, P. Muthitamongkol, C. Junin, M. Hietschold, and A. Thanachayanont, "The effects of solvents on the properties of ultra-thin poly (methyl methacrylate) films prepared by spin coating," *Thin Solid Films*, vol. 546, pp. 180–184, Nov. 2013.
- [7] A. Yodtean and A. Thanachayanont, "Sub 1-V highly-linear low-power class-AB bulk-driven tunable CMOS transconductor," *Analog Integr Circ Sig Process*, vol. 75, no. 3, pp. 383–397, Jun. 2013.
- [8] A. Thanachayanont and M. Krairiksh, "Implementation of an RF CMOS quadrature LC voltage-controlled oscillator based on the switched tail transistor topology," *Journal of Circuits, Systems and Computers*, vol. 19, no. 05, pp. 931–937, Aug. 2010.
- [9] A. Thanachayanont and S. Sirimasakul, "Ultra-Low-Power Differential ISFET/REFET Readout Circuit," *ETRI Journal*, vol. 31, no. 2, pp. 243–245, Apr. 2009.
- [10] A. Thanachayanont, "Low-voltage compact CMOS variable gain amplifier," *AEU - International Journal of Electronics and Communications*, vol. 62, no. 6, pp. 413–420, Jun. 2008.
- [11] A. Thanachayanont and S. Sangtong, "Low-voltage current-sensing CMOS interface circuit for piezoresistive pressure sensor," *ETRI journal*, Vol. 29, No. 1, Feb. 2007, pp. 70–78
- [12] K Opasjumruskit, T. Thanthipwan, O.Sathusen, P. Sirinamarattana, P. Gadmanee, E. Pootarapan, N. Wongkomet, A. Thanachayanont, and M. Thamsirianunt, "Self--powered

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

wireless temperature sensors exploit RFID technology,” IEEE Pervasive Computing, Volume 5, Issue 1, Jan-Mar 2006, pp. 54-61.

[13] A. Thanachayanont and P. Naktongkul, “Low-voltage wideband compact CMOS variable gain amplifier,” Electronics Letters, Volume: 41 Issue: 2, 20 Jan. 2005, Page(s): 51 – 52

[14] A. Thanachayanont, “Low-voltage low-power high-Q CMOS RF bandpass filter,” Electronics Letters, Volume: 38 Issue: 13, 20 June 2002, Page(s): 615 –616

[15] A. Thanachayanont and A. Payne, “CMOS floating active inductor and its applications to bandpass filter and oscillator designs,” IEE Proceedings-Circuits, Devices and Systems, Volume: 147 Issue: 1, Feb. 2000, Page(s): 42 –48

[16] A. Payne, A. Thanachayanont and C. Papavassiliou, “A 150-MHz translinear phase-locked loop,” IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing, Volume: 45 Issue: 9, Sept. 1998, Page(s): 1220 –1231

[17] A. Payne and A. Thanachayanont, “Translinear circuit for phase detection,” Electronics Letters, Volume: 33 Issue: 18, 28 Aug. 1997, Page(s): 1507 –1509

รับรองสำเนาถูกต้อง

..... 

(ศาสตราจารย์ อภินันท์ ธนชยานนท์)

Lunla Udomwech

School of Medicine & Walailak University Hospital, Walailak University

[Address, City, ST ZIP Code] 80160 | [Telephone] | [Email]



Bio

DOB: Nov 29, 1986; M

Education

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

FELLOWSHIP IN PEDIATRIC OPHTHALMOLOGY AND STRABISMUS | 2019 – in training* | FACULTY OF MEDICINE SIRIRAJ HOSPITAL, MAHIDOL UNIVERSITY

FELLOWSHIP OF INTERNATIONAL COUNCIL OF OPHTHALMOLOGY (FICO) | 2017

THAI BOARD OF OPHTHALMOLOGY | 2017

HIGHER GRADUATE DIPLOMA | 2015 | FACULTY OF MEDICINE SIRIRAJ HOSPITAL, MAHIDOL UNIVERSITY

- Major: Medical Sciences (ophthalmology)

DOCTOR OF MEDICINE | 2011 | FACULTY OF MEDICINE SIRIRAJ HOSPITAL, MAHIDOL UNIVERSITY

- Second Class Honors

Skills & Abilities

OPHTHALMOLOGY

- Pediatric ophthalmology & strabismus, including retinopathy of prematurity and retinoblastoma
- Refraction, medical contact lens, and optics
- General ophthalmology
- Surgical skills: strabismus, eyelid, cataract (pediatric and adult), enucleation, and LASER

LANGUAGES

- Thai: native speaker
- English: fluent (TOEFL-ITP 633)
- German: intermediate

PATIENT CARE AND COMMUNICATION

- Volunteered in art therapy group as medical student.
- Was voted ‘Starred Resident Doctor’ by nurses of ophthalmology ward

ระบบการแพทย์อัจฉริยะสำหรับตรวจวัดสัญญาณชีพบนร่างกายคนไข้ เด็กอ่อน และผู้สูงอายุแบบไร้สาย

OTHER ACTIVITIES

- Member and later head of the faculty's music club as a medical student. Played the cello and flute.
- Founder of Walailak University Ensemble, a program to bring people in the university together through music.

Experience

GENERAL PRACTITIONER | VAJIRA PHUKET HOSPITAL | APRIL 2011—APRIL 2012

- Included rotations in internal medicine, pediatrics, surgery, OB&GYN, orthopedics, ER, and community hospital

LECTURER | SCHOOL OF MEDICINE, WALAILAK UNIVERSITY | APRIL 2011—PRESENT

- Teaching ophthalmology for medical students, both preclinical and clinical years
- Teaching basic clinical skills for introduction to clinical medicine course
- Facilitator of problem-based learning sessions for medical students
- Found and carried out 'principles of basic health care' course, an elective course for university students in all fields of interest
- Served in committee for the medical school's admission process (paper exam, camp, and multiple mini-interviews)
- Consultant of the Medical Students' Club
- Serviced in Walailak University Hospital and nearby hospitals

รับรองสำเนาถูกต้อง

.....
(.....)



กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ
(สำนักงาน กสทช.)