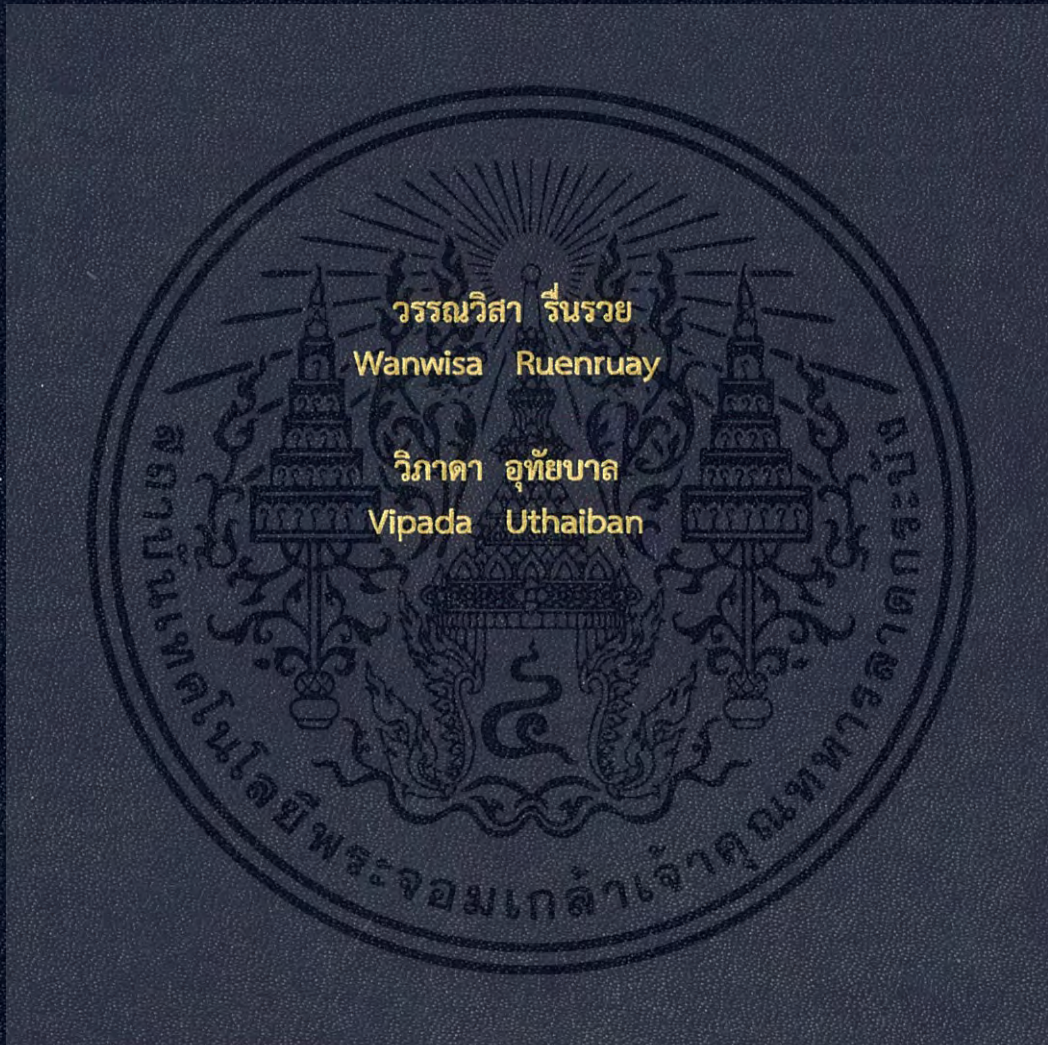


การพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน
Development of Daily Activity Monitoring Device



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

การพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน

Development of Daily Activity Monitoring Device



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน
Development of Daily Activity Monitoring Device



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Development of Daily Activity Monitoring Device



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE
DEGREE OF BACHELOR OF ENGINEERING IN BIOMEDCAL ENGINEERING FACULTY
OF ENGINEERING KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2018

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

การพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน

Development of Daily Activity Monitoring Device

นักศึกษา

นางสาววรรณวิสา รื่นรวย

รหัสนักศึกษา 58011108

นางสาววิภาดา อุทัยบาล

รหัสนักศึกษา 58011158

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาชีวการแพทย์

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

(ดร. สุรเดช ตริไตรลักษณะ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|----------------------|---|
| ชื่อโครงการ | การพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน |
| ชื่อนักศึกษา | นางสาววรรณวิสา รื่นรวย นางสาววิภาดา อุทัยบาล |
| ปริญญา | วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต |
| สาขาวิชา | วิศวกรรมชีวการแพทย์ |
| พ.ศ. | 2561 |
| ชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา | ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ |

บทคัดย่อ

ปฏิยานุพันธ์นี้คือการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวันซึ่งควบคุมแบบไร้สายโดยใช้โทรศัพท์มือถือผ่านทางบลูทูธ อุปกรณ์นี้เป็นแบบพกพาพร้อมด้วยเซ็นเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหว (Initial Motion Unit) และหน่วยเก็บความจำ ในระหว่างวันอุปกรณ์จะติดกับร่างกาย พร้อมทั้งบันทึกสัญญาณ 6 Degree-Of-Freedom ประกอบด้วยความเร่ง 3 แกนและทิศทางการหมุน 3 แกน ซึ่งรูปแบบของสัญญาณเหล่านี้เป็นตัวแทนของกิจกรรมที่แตกต่างกัน เช่น ยืน นั่ง เดิน วิ่ง การก้าวขึ้นและลงบันได ข้อมูลจะถูกเก็บไว้ในการ์ดหน่วยความจำและจะมีการนำมาวิเคราะห์ต่อไป โดยข้อมูลการทดสอบของคนที่มีความเคลื่อนไหวหรือขาหรือขาจะแสดงความแตกต่างเมื่อเทียบกับคนทั่วไป

คำสำคัญ : อุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมประจำวัน, บลูทูธ, แอปพลิเคชัน

Thesis Title: Development of Daily Activity Monitoring Device
Student: Wanwisa Ruenruay
Vipada Uthaiban
Degree: Bachelor of Engineering
Program: Biomedical Engineering
Year: 2018
Thesis Advisor: Dr.Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

The thesis is to develop a daily activities monitoring device. Wirelessly controlled by the mobile phone via Bluetooth, this device is portable, equipped with Initial Motion Unit (IMU) sensor and storage memory. During the day, the device is attached on the body, recording the 6 Degree-Of-Freedom (DoF) signals; 3-Axial acceleration and 3-Direction Gyration. The patterns of these signals represent different activities, e.g. standing, sitting, walking, stepping up and down. These data are stored in memory and will be further analyzed. Our experiment data of the person with knee or leg problem show the discrepancies compared to those intact ones.

Keywords: Daily Activities Monitoring Device, Bluetooth, Application

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ สามารถสำเร็จจุลวงได้เนื่องจากได้รับคำแนะนำและคำปรึกษาจาก ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ซึ่งท่านเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ รวมทั้ง ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ให้ความช่วยเหลือทางด้านอุปกรณ์เครื่องมือ รวมทั้งให้ข้อมูลทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ ผู้จัดทำจึงกราบขอบพระคุณท่านทั้งสองเป็นอย่างยิ่ง

ขอขอบคุณ รศ.ดร.จรรกุล ตรีไตรลักษณ์ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยมหิดล ที่ท่านเปิดโอกาสให้เข้าไปเยี่ยมชมคณะของท่านทั้งยังช่วยให้คำปรึกษาในด้านการใช้งานและการทำงานของนักกายภาพบำบัด เพื่อที่จะทำให้สามารถนำมาปรับแก้ไขได้อย่างถูกต้องและเหมาะสม

ขอขอบคุณอาจารย์อุกฤษฏ์ จันทร์ศรี ที่ช่วยให้ความรู้ด้านการแพทย์ และช่วยหาผู้มาทดสอบเพื่อเก็บข้อมูลและนำข้อมูลมาศึกษาผลเบื้องต้น รวมทั้งให้คำแนะนำแนวทางในการเก็บข้อมูล

ขอขอบคุณผู้มาทำการทดสอบในครั้งนี้ ถ้าไม่มีผู้มาทดสอบจะทำให้ไม่สามารถรู้ประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์ ซึ่งเป็นสิ่งจำเป็นในการทำปริญญาานิพนธ์

นอกจากนี้ ผู้จัดทำขอขอบคุณเพื่อน รุ่นพี่ และบุคคลที่มีส่วนร่วมที่คอยช่วยเหลือให้คำแนะนำในการแก้ไขปัญหา พร้อมทั้งแนวทางการแก้ปัญหาจึงทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ออกมาได้อย่างสมบูรณ์

ผู้จัดทำ



สารบัญ

| เรื่อง | หน้า |
|--|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย | I |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ | II |
| กิตติกรรมประกาศ..... | III |
| สารบัญ..... | IV |
| สารบัญตาราง | VII |
| สารบัญรูป | VIII |
| บทที่ 1 บทนำ | |
| 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ | 1 |
| 1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์ | 1 |
| 1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์..... | 1 |
| 1.4 สมมติฐานของปริญญานิพนธ์..... | 2 |
| 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... | 2 |
| 1.5 โครงสร้างของปริญญานิพนธ์ | 2 |
| บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง | |
| 2.1 กล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้อง..... | 3 |
| 2.1.1 ประเภทของกล้ามเนื้อ..... | 3 |
| 2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนกลางและล่าง | 7 |
| 2.1.3 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา | 10 |
| 2.2 โรคที่เกี่ยวข้อง | 11 |
| 2.2.1 ปวดขา | 11 |
| 2.2.2 เข่าเสื่อม (Knee Osteoarthritis) | 13 |
| 2.2.3 โรคนอนมากเกินไป (Hypersomnia) และนอนไม่เพียงพอ | 15 |
| 2.2.4 โรคออฟฟิศซินโดรม (office syndrome) | 18 |
| 2.2.5 อาการปวดหลังส่วนล่าง (Low back pain) | 20 |
| 2.3 วงจรการเดิน (Gait Cycle) | 23 |
| 2.3.1 การเดินปกติ (Normal walking) | 23 |
| 2.3.2 การเดินผิดปกติ (Abnormal walking) | 24 |
| 2.3.3 การบำบัดรักษาฟื้นฟูการเดินที่ผิดปกติ | 26 |
| 2.3.4 วงจรการนั่งและลุก (Sit To Stand Cycle) | 26 |
| 2.3.5 Time Up and Go (TUG) | 27 |
| 2.3.6 การเดินขึ้นบันได ลงบันได | 28 |

สารบัญ (ต่อ)

| เรื่อง | หน้า |
|--|------|
| 2.4 หลักการวัดของการเคลื่อนที่..... | 28 |
| 2.4.1 หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial Measurement Unit, IMU)..... | 28 |
| 2.4.2 เซ็นเซอร์วัดความเร่ง(Accelerometer)..... | 29 |
| 2.4.2.1 หลักการทำงานโดยทั่วไปของ Accelerometer..... | 29 |
| 2.4.2.2 อัตราเร่งและการตรวจวัดอัตราเร่ง..... | 29 |
| 2.4.3 เครื่องวัดสภาพการเอียง..... | 30 |
| 2.4.3.1 หลักการทำงานของไจโรสโคป (Gyroscope)..... | 31 |
| 2.5 การติดต่อสื่อสาร..... | 32 |
| 2.5.1 การติดต่อสื่อสารแบบ I2C หรือ INTER-INTERGRATED CIRCUIT..... | 32 |
| 2.5.2 การติดต่อสื่อสารแบบ SPI..... | 33 |
| 2.6 บลูทูธ (Bluetooth)..... | 34 |
| 2.7 ภาษาที่ใช้..... | 37 |
| 2.7.1 โครงสร้างโปรแกรมภาษาซี..... | 37 |
| 2.8 แอปพลิเคชัน BLYNK..... | 38 |
| บทที่ 3 การดำเนินงานปริญญานิพนธ์ | |
| 3.1 แผนการดำเนินงานปริญญานิพนธ์..... | 41 |
| 3.2 ระบบการทำงานของอุปกรณ์..... | 42 |
| 3.2.1 การเชื่อมต่อโมดูลกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32..... | 42 |
| 3.2.2 การเชื่อมต่อบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 กับแหล่งจ่ายไฟ..... | 46 |
| 3.2.3 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน..... | 48 |
| 3.2.4 การเขียนโค้ดการทำงานของอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน..... | 49 |
| 3.3 การเตรียมการใช้งานของแอปพลิเคชัน Blynk..... | 51 |
| 3.3.1 การลงทะเบียนใช้งาน..... | 51 |
| 3.3.2 การวางอุปกรณ์ในโปรเจค..... | 53 |
| 3.3.3 การเชื่อมต่ออุปกรณ์บนแอปพลิเคชันกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32..... | 53 |
| 3.4 การเก็บข้อมูลเพื่อนำมาศึกษา..... | 54 |
| 3.4.1 การแสดงผลกราฟสัญญาณ..... | 55 |
| บทที่ 4 ผลการทดลอง | |
| 4.1 ขั้นตอนการบันทึกข้อมูล..... | 57 |
| 4.1.1 การทำงานของแอปพลิเคชัน Blynk..... | 57 |

สารบัญ (ต่อ)

| เรื่อง | หน้า |
|---|------|
| 4.2 ขั้นตอนการทำกิจกรรมและผลจากการทดสอบ..... | 57 |
| 4.2.1 กิจกรรมที่ใช้ในการทดสอบ | 57 |
| 4.2.1.1 การเดิน..... | 58 |
| 4.2.1.2 การยืนและการนั่ง..... | 59 |
| 4.2.1.3 การเดินขึ้นบันได..... | 60 |
| 4.2.1.4 การเดินลงบันได | 61 |
| 4.2.2 ความแตกต่างของกราฟสัญญาณจากผู้ทดสอบที่มีความผิดปกติทางร่างกาย | 62 |
| 4.2.2.1 การเดิน | 62 |
| 4.2.2.2 การยืนและการนั่ง | 62 |
| 4.2.2.3 การเดินขึ้นบันไดและการเดินลงบันได | 63 |
| บทที่ 5 สรุปผลปริญาานิพนธ์ และข้อเสนอแนะ | |
| 5.1 สรุปผลโครงการ | 64 |
| 5.2 ปัญหาและอุปสรรค | 64 |
| 5.3 แนวทางการแก้ไข | 64 |
| 5.4 ข้อเสนอแนะ..... | 65 |
| เอกสารอ้างอิง | 66 |
| ภาคผนวก ก..... | 68 |
| ภาคผนวก ข..... | 82 |

สารบัญตาราง

| ตาราง | หน้า |
|--|------|
| 2.1 การสังเกตอาการออฟฟิศซินโดรมและแนวทางแก้ไข | 19 |
| 2.2 การเปรียบเทียบการใช้งานบลูทูธแบบเก่ากับแบบใหม่..... | 35 |
| 3.1 ตารางแสดงแผนการดำเนินวิทยานิพนธ์ เดือนสิงหาคมถึงเดือนธันวาคม..... | 41 |
| 3.2 ตารางแสดงแผนการดำเนินวิทยานิพนธ์ เดือนมกราคมถึงเดือนเมษายน..... | 41 |
| 3.3 การเชื่อมต่อเซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สายกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32..... | 43 |
| 3.4 การเชื่อมต่อ Real Time Clock กับ บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 | 44 |
| 3.5 การเชื่อมต่อโมดูลบันทึกข้อมูล กับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32..... | 45 |



สารบัญรูป

| รูป | หน้า |
|---|------|
| 2.1 กล้ามเนื้อเรียบ | 3 |
| 2.2 กล้ามเนื้อหัวใจ | 3 |
| 2.3 กล้ามเนื้อลาย | 4 |
| 2.4 การหดคลายของกล้ามเนื้อ | 4 |
| 2.5 เส้นใยกล้ามเนื้อลาย | 5 |
| 2.6 กล้ามเนื้อส่วนลำตัว | 7 |
| 2.7 กล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหลัง | 8 |
| 2.8 แสดงลักษณะการนั่งที่ถูกต้องและลักษณะการนั่งที่ไม่ถูกต้อง | 9 |
| 2.9 กล้ามเนื้อส่วนกลางและล่าง | 9 |
| 2.10 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา | 10 |
| 2.11 กล้ามเนื้อส่วนเท้า | 11 |
| 2.12 อาการปวดขา | 11 |
| 2.13 การเชื่อมต่อสภาพของเข่า | 13 |
| 2.14 ขาโก่งจากข้อเข่าเสื่อม | 14 |
| 2.15 วงจรการเดินประกอบด้วย stance phase และ swing phase | 24 |
| 2.16 Circumduction, hip hiking, vaulting | 24 |
| 2.17 Steppage gait | 25 |
| 2.18 Trendelenburg gait, Compensated Trendelenburg gait | 25 |
| 2.19 วงจรการนั่งและลุก | 26 |
| 2.20 การทดสอบ Time Up and Go | 27 |
| 2.21 ส่วนประกอบและลักษณะของ IMU | 29 |
| 2.22 ส่วนประกอบพื้นฐานของไจโรสโคป | 30 |
| 2.23 Gyrostabilizer | 31 |
| 2.24 หลักการทำงานพื้นฐานของไจโรสโคป | 31 |
| 2.25 รูปแบบสถานะในการรับ-ส่งข้อมูลแบบ I2C | 32 |
| 2.26 รูปแบบสถานะในการรับ-ส่งข้อมูลแบบ I2C | 32 |
| 2.27 การเชื่อมต่อสื่อสารแบบ SPI ระหว่างอุปกรณ์ Master-Slave | 33 |
| 2.28 การเชื่อมต่อสื่อสารแบบ SPI ระหว่างอุปกรณ์ Master-Slave หลายตัว | 33 |
| 2.29 โครงสร้างของโปรแกรมภาษาซี | 37 |
| 2.30 ส่วนของฟังก์ชันหลัก | 38 |
| 2.31 Application Blynk | 38 |
| 3.1 ภาพบล็อกไดอะแกรมของอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน | 40 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูป | หน้า |
|---|------|
| 3.2 บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 | 42 |
| 3.3 ขาการเชื่อมต่อของบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 | 42 |
| 3.4 เซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial measurement unit, IMU) | 43 |
| 3.5 Real Time Clock (RTC) | 44 |
| 3.6 การ์ดหน่วยความจำ(Micro SD Card)..... | 44 |
| 3.7 แผนผังการเชื่อมต่อโมดูลกับ บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32..... | 46 |
| 3.8 แบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium Polymer Battery)..... | 46 |
| 3.9 โมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium charger module)..... | 47 |
| 3.10 โมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้า (DC to DC Step Up Module) | 47 |
| 3.11 การเชื่อมต่อแหล่งจ่ายไฟกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 | 47 |
| 3.12(ก) วงจรแสดงภายในภาพซ้ายคือส่วนของอุปกรณ์การวัด | 48 |
| 3.12(ข) วงจรแสดงภายในภาพขวาคือส่วนของแหล่งจ่ายพลังงาน | 48 |
| 3.13 การแสดงอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน | 48 |
| 3.14(ก) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านบน | 48 |
| 3.14(ข) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านบน | 48 |
| 3.15(ก) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านขวา | 49 |
| 3.15(ข) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านซ้าย | 49 |
| 3.16 ภาพแสดงการเปิดและปิดของอุปกรณ์ | 49 |
| 3.17 ภาพตัวอย่างแสดงการเชื่อมต่อบลูทูธใน Serial Monitor | 51 |
| 3.18 หน้าลงทะเบียน | 52 |
| 3.19 ภาพแสดงการสร้างโปรเจกต์ใหม่ | 52 |
| 3.20 ภาพแสดงตัวอย่างอีเมลที่ได้รับจาก Blynk Server | 52 |
| 3.21 ภาพแสดงการจัดวางอุปกรณ์ในแอปพลิเคชัน | 53 |
| 3.22(ก) ภาพแสดงการเชื่อมต่อของบลูทูธ | 53 |
| 3.22(ข) ภาพแสดงการเลือกอุปกรณ์บลูทูธ | 53 |
| 3.23 ภาพแสดงการตั้งค่า Styled Button..... | 54 |
| 3.24 ภาพแสดงการตั้งค่า Terminal | 54 |
| 3.25 ภาพตัวอย่างข้อมูลจากไฟล์ .txt แสดงบนโปรแกรม Microsoft Excel | 55 |
| 3.26 ภาพตัวอย่างกราฟสัญญาณลูก-นั่ง | 56 |
| 4.1(ก) ภาพหน้าจอแสดงขณะที่เริ่มการทำงาน | 57 |
| 4.1(ข) ภาพหน้าจอแสดงขณะที่หยุดการทำงาน | 57 |
| 4.2 ภาพแสดงการเดินไปและกลับ | 58 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูป | หน้า |
|--|------|
| 4.3 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินไปและกลับ..... | 58 |
| 4.4 ภาพแสดงการยืนและการนั่ง..... | 59 |
| 4.5 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการยืนและการนั่ง..... | 59 |
| 4.6 ภาพแสดงการเดินขึ้นบันได | 60 |
| 4.7 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินขึ้นบันได..... | 60 |
| 4.8 ภาพแสดงการเดินลงบันได | 61 |
| 4.9 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินลงบันได..... | 61 |
| 4.10 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินไปและกลับ | 62 |
| 4.11 ภาพแสดงของกราฟสัญญาณการยืนและการนั่ง..... | 62 |
| 4.12 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการขึ้นบันได..... | 63 |
| 4.13 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการลงบันได | 63 |



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ในปัจจุบันจำนวนผู้สูงอายุมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง จากสถิติข้อมูลของผู้สูงอายุ พ.ศ.2560 มีจำนวนผู้สูงอายุทั้งหมด 10,225,322 คน ซึ่งโดยเฉลี่ยจำนวนผู้สูงอายุจะเพิ่มประมาณ 400,000 คนต่อปี ทำให้สังคมได้ก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ซึ่งด้วยจำนวนผู้สูงอายุที่เพิ่มมากขึ้นนี้ เราจึงควรให้ความสำคัญถึงความเป็นอยู่และความปลอดภัยของผู้สูงอายุให้มากยิ่งขึ้น เนื่องจากเมื่ออายุเพิ่มขึ้น ร่างกายก็จะถดถอยลง เช่นอาการเจ็บเข่าหรือปวดขา ทำให้การเคลื่อนไหวร่างกายเป็นไปได้อย่างลำบาก ทำให้ในแต่ละวันการทำกิจกรรมของผู้สูงอายุจะมีลดน้อยลงซึ่งอาจทำให้กล้ามเนื้ออ่อนแรง จึงมีความจำเป็นที่จะต้องดูแล

และเนื่องจากมีจำนวนนักกายภาพบำบัดน้อยกว่าจำนวนผู้ป่วย เช่น โรคนอนมากเกินไป (Hypersomnia), ออฟฟิศซินโดรม (Office syndrome) และการเกิดอุบัติเหตุ (Accident) เป็นต้น โดยอ้างอิงจากข้อมูลสภากายภาพบำบัด พ.ศ.2557 จึงมีการคิดค้นอุปกรณ์เพื่อช่วยในการสังเกตกิจกรรมในทางกายภาพประกอบด้วย การลุก การนั่ง การเดิน การขึ้นหรือลงบันได เพื่อตรวจสอบว่าผู้ป่วยได้ทำกิจกรรมอะไรในแต่ละวัน เพื่อที่จะสามารถนำมาใช้ในการประเมินเบื้องต้น ดังนั้นจึงได้สร้างอุปกรณ์นี้เพื่อศึกษา กิจกรรม โดยเก็บบันทึกข้อมูลและแสดงออกมาผ่านทางรูปแบบของกราฟสัญญาณ เพื่อนำมาใช้ในการศึกษากิจกรรมนั้นที่ในอนาคตจะสามารถนำมาวิเคราะห์และเป็นตัวช่วยให้กับนักกายภาพบำบัด ออกแบบวางแผนในการทำกายภาพบำบัดต่อไป หรือทราบถึงผลลัพธ์ที่ได้หลังจากการทำกายภาพว่าผู้ป่วย มีสมรรถนะและความแข็งแรงของร่างกายที่เพิ่มขึ้นและสามารถใช้ชีวิตได้ตามปกติ

1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

1.2.1 ศึกษาความรู้เพิ่มเติมในเรื่องที่เกี่ยวข้องการทำวิทยานิพนธ์ เช่น การทำงานของเซ็นเซอร์ MPU-6050, Real time clock รวมทั้ง บอร์ด ESP32 Development เป็นต้น

1.2.2 พัฒนาอุปกรณ์เพื่อช่วยนักกายภาพบำบัดประเมินกิจกรรมของผู้สูงอายุและผู้ป่วยแทนการสังเกตด้วยสายตาในแต่ละวัน โดยมีขนาดพกพาแบบไร้สายและสามารถใช้งานได้ทันที

1.2.3 สามารถเก็บข้อมูลเพื่อเป็นผลของผู้ป่วยแต่ละคน ซึ่งข้อมูลมีความต่อเนื่องและถูกต้อง เพื่อที่จะนำมาใช้ในการออกแบบวางแผนในการทำกายภาพบำบัด

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1.3.1 ออกแบบและสร้างอุปกรณ์ประเมินกิจกรรมของมนุษย์ เช่น เดิน ลุก นั่ง ขึ้นหรือลงบันได ซึ่งสามารถนำข้อมูลมาศึกษาได้อย่างถูกต้อง และสามารถเก็บผลข้อมูลได้

1.3.2 ศึกษาข้อมูลที่เก็บบันทึกในแต่ละกิจกรรมจากรูปแบบกราฟสัญญาณเบื้องต้นบนคอมพิวเตอร์

1.4 สมมติฐานของปริญญานิพนธ์

สามารถสร้างอุปกรณ์ที่สามารถพัฒนาอุปกรณ์ตรวจสอบกิจกรรมในชีวิตประจำวันของมนุษย์ เช่น เดิน ลุก นั่ง ขึ้นหรือลงบันได ซึ่งศึกษาได้จากการบันทึกข้อมูล โดยสามารถนำไปใช้กับผู้สูงอายุและผู้ป่วยได้จริง และเป็นที่ยอมรับของวงการเครื่องมือแพทย์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 สามารถนำความรู้ความเข้าใจที่ได้จากการศึกษา ใช้ในการคิดและออกแบบการทำงานหรือแก้ไขเมื่อประสบปัญหา

1.5.2 สามารถนำไปศึกษาตรวจประเมิน ทดสอบกิจกรรมกับผู้ป่วยได้จริงในอนาคต โดยใช้งานง่ายและสะดวก

1.5.3 สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่นได้อย่างเหมาะสม

1.6 โครงสร้างของปริญญานิพนธ์

รายงานฉบับนี้เป็นผลจากการศึกษาค้นคว้าและทดลองตลอดภาคการศึกษาแล้วนำเสนอเป็นบทตอนดังนี้

บทที่ 1 บทนำ ความเป็นมาของปริญญานิพนธ์ และวัตถุประสงค์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3 การดำเนินงานปริญญานิพนธ์

บทที่ 4 การทดลอง และผลการทดลอง

บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

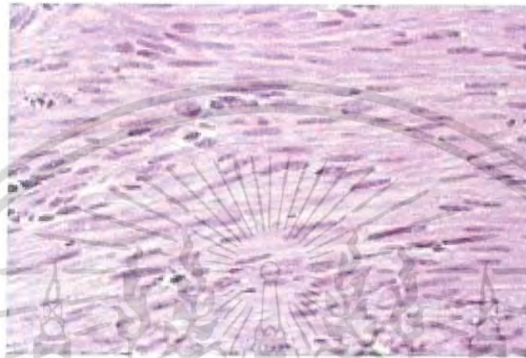
บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 ประเภทของกล้ามเนื้อ

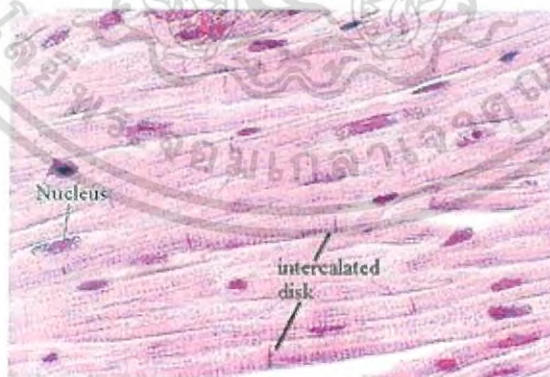
1. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscle) ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 กล้ามเนื้อเรียบ

พบได้ที่อวัยวะภายในของร่างกาย และเป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานอยู่ตลอดเวลา กล้ามเนื้อแบบนี้มีชื่อเรียกอีกอย่างว่า กล้ามเนื้อนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) เพราะเราไม่สามารถควบคุมกล้ามเนื้อชนิดนี้ได้ สมองและร่างกายจะสั่งให้กล้ามเนื้อเรียบทำงานด้วยตัวของมันเอง เช่น ในกระเพาะ (Stomach) และระบบการย่อยอาหาร (Digestive System) กล้ามเนื้อเหล่านี้จะหดตัวแน่นขึ้นและขยายตัวออก เพื่อให้อาหารเดินทางไปตามระบบย่อยอาหารส่วนอื่นๆของร่างกายได้

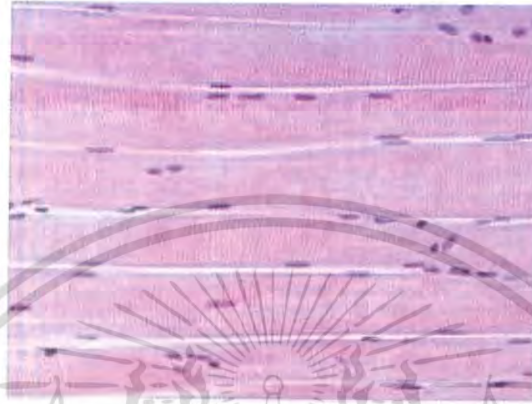
2. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac Muscle) ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 กล้ามเนื้อหัวใจ

กล้ามเนื้อที่ประกอบขึ้นเป็นหัวใจมีชื่อเรียกว่ากล้ามเนื้อหัวใจ กล้ามเนื้อชนิดนี้เป็นกล้ามเนื้อนอกอำนาจจิตใจเหมือนกับกล้ามเนื้อเรียบ ทำให้เกิดการเต้นของหัวใจ (Heart Beat) อยู่ตลอดเวลา กล้ามเนื้อหัวใจจะบีบตัว (Contract) เพื่อดันเลือดส่งออกไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย และคลายตัว (Relax) เพื่อให้เลือดไหลกลับเข้ามาสู่หัวใจหลังจากที่ไหลวนไปสู่ส่วนอื่นๆของร่างกายแล้ว

3. กล้ามเนื้อลาย (Skeletal Muscle) ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 กล้ามเนื้อลาย

กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อภายใต้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) ชนิดเดียวในร่างกาย กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อที่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อชนิดนี้ได้ กล้ามเนื้อลายจะห่อหุ้มโครงกระดูกของเราไว้ และทั้งสองอย่างจะทำงานร่วมกันทำให้ร่างกายสามารถทำงานกล้ามเนื้อลายมีรูปร่างและขนาดที่หลากหลาย จึงทำงานได้หลากหลายรูปแบบ

การทำงานของกล้ามเนื้อ

เมื่อสมองสั่งให้ร่างกายเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวและคลายตัว ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ทำงานประสานเป็นคู่ ๆ พร้อมกัน แต่ตรงข้ามกัน ในขณะที่กล้ามเนื้อมัดหนึ่งหดตัว กล้ามเนื้ออีกมัดหนึ่งจะคลายตัว การทำงานของกล้ามเนื้อในลักษณะนี้ เรียกว่า Antagonistic muscle



รูปที่ 2.4 การหดคลายของกล้ามเนื้อ

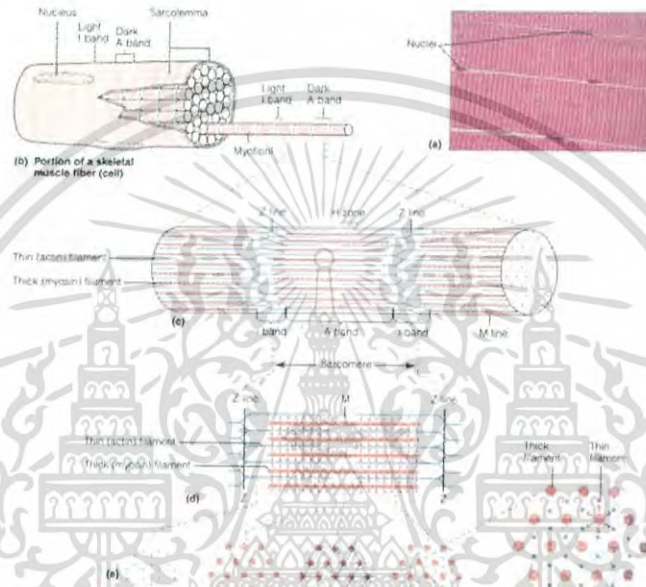
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

เส้นเยื่อไมโอไฟบริล แสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งมีบทบาทสำคัญในการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย ประกอบด้วยเส้นที่ประกอบด้วยโปรตีน (Protein filament) 2 ชนิด คือ

1. เส้นหนาประกอบด้วยโปรตีนหรือที่เรียกว่าเส้นใยไมโอซิน (Myosin filament)
2. เส้นบางประกอบด้วยโปรตีนหรือที่เรียกว่าเส้นใยแอกทิน (Actin filament)

เส้นใยทั้ง 2 เส้น ซึ่งมีจำนวนมากมายนี้ จะรวมตัวกันเป็นหน่วยเรียกว่า ซาร์โคเมียร์ (Sarcomere) และเส้นใยทั้ง 2 เส้น ซึ่งมีจำนวนมากมายในแต่ละซาร์โคเมียร์ จะทำให้กล้ามเนื้อลายมีลักษณะเป็นลายมืดและลายสว่างสลับกันไป



รูปที่ 2.5 เส้นใยกล้ามเนื้อลาย

เส้นใยไมโอซินตั้งอยู่ในเขตที่มีมืดซึ่งเรียกว่า เอแบนด์ หรือ อนิโซทรอปิกแบนด์ (A-Band or Anisotropic Bands) อย่างไรก็ตาม เส้นใยแอกทินจะยื่นเข้าไปในเขตเอแบนด์ด้วยและเมื่อเส้นใยกล้ามเนื้อลายหดตัว เส้นใยแอกทินจะเคลื่อนตัวไปซ้อนทับเส้นใยไมโอซินในเขตเอแบนด์มากขึ้น เส้นใยแอกทินจะอยู่ติดกับเส้นซีไลน์ (Z-line) ซึ่งอยู่ที่ปลายซาร์โคเมียร์แต่ละข้าง เนื่องจากเส้นซีไลน์ตั้งอยู่ตลอดความยาวของเส้นใยกล้ามเนื้อลาย ฉะนั้นช่วงซาร์โคเมียร์มีเขตเอแบนด์และเขตไอแบนด์ (I-Band) บรรจุอยู่ จึงเป็นเหตุที่ทำให้เส้นใยกล้ามเนื้อลายมีลักษณะปรากฏเป็นลาย ถ้าเส้นใยกล้ามเนื้อลายถูกดึงออกจากกันแรงมากผิดปกติ ปลายของเส้นใยแอกทินภายในเขตเอแบนด์จะถูกดึงออกจากกัน ซึ่งจะทำให้เขตเอซโซน (H-zone) ปรากฏอยู่ตรงกลางของเขตเอแบนด์ กล้ามเนื้อลายจะหดตัวเมื่อเส้นใยไมโอซินและแอกทินเลื่อนเข้าหากัน ในขณะที่กล้ามเนื้อลายหดตัว เนื่องจากเส้นใยแอกทินยึดแน่นอยู่กับเส้นซีไลน์ ดังนั้น เมื่อเส้นซีไลน์ถูกดึงเข้าหากันก็จะทำให้ช่วงไอแบนด์และช่วงซาร์โคเมียร์หดตัวสั้นลงตามไปด้วย

ทฤษฎีการหดตัวของกล้ามเนื้อลายนี้เรียกว่า ทฤษฎีเส้นใยเลื่อนเข้าหากัน (Sliding over the filaments theory)

ชนิดของเส้นใยกล้ามเนื้อลาย

ในสมัยก่อนนักกายวิภาคและสรีรวิทยาได้จำแนกเส้นใยกล้ามเนื้อลายออกเป็น 2 ชนิด คือ เส้นใยกล้ามเนื้อสีแดง และเส้นใยกล้ามเนื้อสีขาว การที่เส้นใยกล้ามเนื้อลายถูกจำแนกเป็นสีแดง และสีขาว เนื่องจากการสังเคราะห์ที่ประกอบเป็นส่วนใหญ่ของเส้นใยกล้ามเนื้อลายในการจำแนกเส้นใยกล้ามเนื้อลายประเภทนี้ เส้นใยกล้ามเนื้อสีแดง ถูกพิจารณาว่าเป็นเส้นใยกล้ามเนื้อลายที่หดตัวช้า (Slow twitch fiber) หรือที่เรียกย่อว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอสที (ST fiber) เส้นใยกล้ามเนื้อลายชนิดสีแดง เป็นเส้นใยกล้ามเนื้อลายที่เหมาะสมกับการทำงานระยะยาว ซึ่งมักจะพบมากในกล้ามเนื้อลายที่ช่วยในการทรงรูปร่าง และกล้ามเนื้อลายที่มีหน้าที่ต่อต้านแรงโน้มถ่วงของโลก ส่วนเส้นใยกล้ามเนื้อสีขาวถูกพิจารณาว่าเป็นเส้นใยกล้ามเนื้อลายที่หดตัวเร็ว (Fast twitch fiber) หรือเรียกย่อๆ ว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอฟที (Ft fiber) เส้นใยสีขาวมักจะพบมากในกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เกี่ยวข้องการงอ

ในปัจจุบันการจำแนกเส้นใยกล้ามเนื้อลาย จึงได้เปลี่ยนแปลงไปจากระบบเก่า ซึ่งจำแนกเส้นใยกล้ามเนื้อลายตามสีเป็นการจำแนกออกตามลักษณะการทำงานของเส้นใยกล้ามเนื้อลาย มีการค้นพบว่าเส้นใยกล้ามเนื้อสีขาว ซึ่งเป็นเส้นใยกล้ามเนื้อลายที่หดตัวเร็ว ยังสามารถแบ่งย่อยออกไปได้อีก 2 ชนิด ซึ่งเส้นใยกล้ามเนื้อสีขาวทั้ง 2 ชนิด มีความแตกต่างกันในด้านการทำงานทางสรีรวิทยา

ปีเตอร์ และคณะ (Peter et al., 1972) ได้จำแนกเส้นใยกล้ามเนื้อลายตามลักษณะการทำงานให้เห็นได้ชัดเจน 3 ชนิด คือ

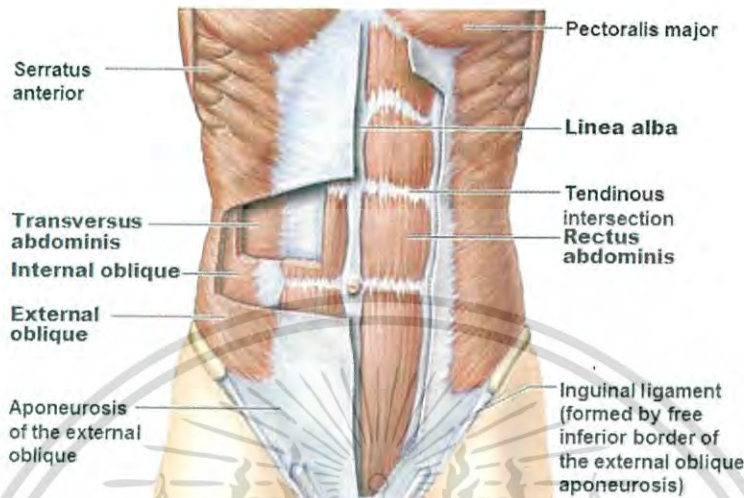
1. เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบหดตัวช้าและต้องใช้ออกซิเจนช่วยในการหดตัว (Slow, Oxidative fiber) หรือที่เรียกย่อๆ ว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอสโอ (SO Fiber)
2. เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบหดตัวเร็ว และต้องใช้ออกซิเจนตลอดจนกลูโคสช่วยในการหดตัว (Fast, Oxidative, Glycolytic fiber) หรือที่เรียกย่อๆ ว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอฟโอจี (FOG fiber)
3. เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบหดตัวเร็ว และต้องใช้กลูโคสช่วยในการหดตัวเพียงชนิดเดียว (Fast glycolytic fiber) หรือที่เรียกย่อๆ ว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอฟจี (FG fiber)

ดูโบวิทซ์และบรู๊ค (Dubowitz and Brooke, 1973) ได้เรียกเส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอสโอว่าเส้นใยกล้ามเนื้อลายชนิดที่ 1 (Type I) และได้เรียกเส้นใยกล้ามเนื้อลายแบบเอฟโอจีและแบบเอฟจีว่า เส้นใยกล้ามเนื้อลายชนิด 2 เอ และชนิด 2 บี (Type IIa และ Type IIb) ตามลำดับ

2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนกลางและล่าง

กล้ามเนื้อส่วนลำตัว (Muscle of the trunk)

กล้ามเนื้อส่วนลำตัว (Muscle of the trunk) แบ่งเป็นกล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหน้าและด้านหลัง
 ดังรูป 2.6



รูปที่ 2.6 กล้ามเนื้อส่วนลำตัว

1. กล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหน้ากล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหน้าที่เห็นเด่นชัด และมีขนาดใหญ่ มีดังนี้

1.1 Pectoralis minor

เป็นกล้ามเนื้อรูปร่างสามเหลี่ยมแบนเล็กอยู่ภายใต้กล้ามเนื้อ Pectoralis major เกาะจากผิวนอกของกระดูกซี่โครงซี่ที่ 3 – 5 ไปยัง Coracoid process ของกระดูกสะบัก ทำหน้าที่ดึงหัวไหล่ไปทางด้านหน้าและลงล่าง และช่วยรับน้ำหนักตัวขณะที่ยืนเอามือยัน

1.2 Pectoralis major

เป็นกล้ามเนื้อทรวงอกมีขนาดใหญ่รูปร่างคล้ายพัดคลุมอยู่บนอกและทับอยู่บนกล้ามเนื้อ Pectoralis minor และเป็นกล้ามเนื้อที่เกาะจากแนวกลางของกระดูกหน้าอกไปยังกระดูกต้นแขน เป็นกล้ามเนื้อที่เน้นลักษณะเพศชายได้ชัดเจนคือมีลักษณะอกผายไหล่ผึ่ง ทำหน้าที่หุบ งอ หมุนต้นแขนเข้าด้านใน ช่วยในการผลัก ขว้าง ปีนป่าย การหายใจเข้ารั้งแขนให้มาทางด้านหน้าทำให้ไหล่คงรูปอยู่กับที่

1.3 Rectus abdominis

เป็นกล้ามเนื้อหน้าท้องมีลักษณะเป็นแถบยาวเป็นปล้อง ๆ เมื่อออกแรงเกร็งมีจุดเกาะต้นจากกระดูกหัวเหน่า (Pubic bone) ทอดขึ้นบนและค่อย ๆ กว้างขึ้นไปเกาะที่ปลายผิวน้ำของกระดูก Xiphoid และกระดูกซี่โครงซี่ที่ 5, 6, 7 ทำหน้าที่เกร็งช่องท้องเวลายกของหนัก ช่วยในการขับถ่ายและคลอดบุตร

1.4 Oblique externusหรือ External oblique

เป็นกล้ามเนื้อลำตัวด้านข้างตั้งต้นจากกระดูกซี่โครงที่ 4 -12 ทอดเฉียงจากบนมาล่าง ยึดเกาะที่ Iliac crest ของกระดูกเชิงกรานทำหน้าที่เหมือนกับกล้ามเนื้อ Rectus abdominis

1.5 Serratus anterior

เป็นกล้ามเนื้อด้านในของรักแร้ อยู่ทางด้านข้างของอกมีรูปร่างเป็นแฉก ๆ ยึดติดกับกระดูกซี่โครงทางด้านหน้าไปยังกระดูกสะบัก ทำหน้าที่ยึดดึงกระดูกสะบักให้อยู่กับที่และช่วยการทำงานของกล้ามเนื้อ Deltoid เวลายกแขน

2.กล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหลังในส่วนลำตัวด้านหลังดังรูป 2.7 ซึ่งมีกล้ามเนื้อที่สำคัญดังนี้



รูปที่ 2.7 กล้ามเนื้อส่วนลำตัวด้านหลัง

2.1 Trapezius

เป็นกล้ามเนื้อรูปสามเหลี่ยมคลุมบริเวณคอด้านหลังลงมาถึงหลังโดยยึดเกาะจากแนวกลางของแผ่นหลังส่วนบนไปเกาะที่กระดูกไหปลาร้าทั้งซ้ายและขวา ทำหน้าที่รั้งกระดูกสะบักมาข้างหลัง กล้ามเนื้อส่วนบนเมื่อหดตัวไหล่จะยกขึ้น ส่วนก้นหดตัวจะดึงสะบัก 2 ข้างเข้ามาหากัน ส่วนล่างหดตัวจะทำให้ไหล่ถูกดึงลง

2.2 Latissimusdorsi

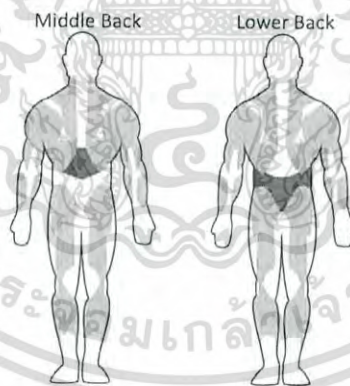
เป็นกล้ามเนื้อรูปสามเหลี่ยมแบนกว้าง ครอบคลุมอยู่ตอนล่างของแผ่นหลังและบั้นเอวทอดผ่านไปมุมล่างของกระดูกสะบัก ทำหน้าที่ดึงแขนเข้าชิดลำตัวดึง แขน ลงมาข้างล่าง ด้านหลังและหมุนแขนเข้าด้านใน กล้ามเนื้อนี้ใช้มากในการปีนป่าย ว่ายน้ำ และกรรเชียงเรือ จะหดตัวทันทีในขณะที่ยาม

โดยกล้ามเนื้อส่วนที่แสดงดังรูป 2.9 นี้จะอ้างถึงกลุ่มผู้ป่วยที่เป็นกลุ่มโรคออฟฟิศซินโดรม (office syndrome) เป็นอาการที่เกิดขึ้นกับคนที่ทำงานในออฟฟิศ เนื่องจากลักษณะงานที่ต้องนั่งหน้าคอมพิวเตอร์หรือทำงานอย่างใดอย่างหนึ่งด้วยท่าทางซ้ำ ๆ ต่อเนื่องเป็นเวลานาน จึงควรนั่งให้ถูกวิธีดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงลักษณะการนั่งที่ถูกต้องและลักษณะการนั่งที่ไม่ถูกต้อง

จนอาจส่งผลให้เกิดโรคและอาการผิดปกติในระบบต่าง ๆ ของร่างกาย ไม่ว่าจะเป็นระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ระบบการย่อยอาหารและการดูดซึม ระบบหัวใจและหลอดเลือด ระบบฮอร์โมน นัยน์ตาและการมองเห็น โดยในส่วนที่เกี่ยวข้องกับงานกายภาพบำบัดจะเป็นอาการที่เกิดขึ้นกับระบบกระดูกและกล้ามเนื้อเป็นส่วนใหญ่ อาจส่งผลร้ายแรงจนถึงขั้นเดินไม่ได้ คนที่เป็นโรคนี้อาจได้รับการบำบัดอย่างต่อเนื่องและเหมาะสม



รูปที่ 2.9 กล้ามเนื้อส่วนกลางและล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา

กล้ามเนื้อส่วนที่แสดงดังรูป 2.10 นี้จะอ้างถึงกลุ่มผู้ป่วยที่เป็นกลุ่มโรคเข่าเสื่อม (Knee Osteoarthritis) และการปวดขากล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา (Muscle of the lower limb) ที่สำคัญ ดังนี้



รูปที่ 2.10 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา

1. กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและก้นกบ

1.1 Gluteus maximus เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่ และหน้าที่สุดของส่วนสะโพก มีจุดเกาะที่ Ilium และ Sacrum ของกระดูกเชิงกราน แล้วไปเกาะยังกระดูกต้นขา ทำหน้าที่เหยียดขา กางต้นขา หมุนต้นขา ไปทางด้านข้าง

1.2 Tensor fasciae latae เป็นกล้ามเนื้อทางด้านข้างของสะโพก เกาะอยู่ที่ส่วนหน้าของกระดูกเชิงกรานทำหน้าที่กางและหมุนขาเข้าด้านใน

2. กล้ามเนื้อส่วนโคนขา

กล้ามเนื้อส่วนนี้แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ตามตำแหน่งหน้าที่ และประสาทที่มาเลี้ยง ด้านหลังของต้นขา เรียกว่า Flexor surface เป็นที่อยู่ของกล้ามเนื้อกลุ่มเอ็นหลังต้นขาต่ำล่าง (Hamstring group) อีกกลุ่มหนึ่งคือ กล้ามเนื้อกลุ่มดิ่งข้อ (Adductor group) และยังมีกล้ามเนื้อกลุ่มด้านหน้าของต้นขา (Anterior group) กล้ามเนื้อส่วนโคนขามัดที่สำคัญ มีดังนี้

2.1 Biceps femoris เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มเอ็นหลังต้นขาด้านล่าง จุดเกาะเริ่มจากกระดูก Ischium และกระดูกต้นขาไปยังส่วนหัวของกระดูกปลายขาท่อนเล็ก (Fibula) ทำหน้าที่เหยียดต้นขาและงอเข่า

2.2 Rectus femoris เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหน้าของต้นขา (Anterior group) เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่อยู่ทางด้านหน้าของต้นขา จุดเกาะเริ่มจากกระดูก Ilium ไปยังกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ (Tibia) ทำหน้าที่งอต้นขาและเหยียดปลายขา

2.3 Sartorius เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหน้าของต้นขา มีลักษณะยาวแบนพาดเฉียงบนโคนขา จุดเกาะเริ่มจาก Iliac spine ไปยังส่วนบนของกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ (Tibia) ทำหน้าที่งอต้นขา และปลายขา

4. กล้ามเนื้อส่วนเท้า

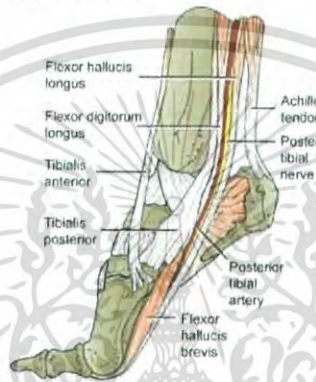
เป็นกล้ามเนื้อที่เกาะคล้ายบริเวณมีข้อมือแตกต่างกันตรงที่เป็นกล้ามเนื้อที่ควบคุมสันเท้าระหว่างการเดินแสดงดังรูปที่ 2.11 โดยกล้ามเนื้อส่วนเท้าที่สำคัญ มีดังนี้

4.1 Flexor hallucis longus เกาะจากด้านหลังของกระดูกช่วงล่าง ส่วนปลายเป็นเอ็นเกาะที่กระดูกหัวแม่เท้า ท่อนปลายทำหน้าที่งอปลายนิ้วหัวแม่เท้า ทำหน้าที่กระดกข้อเท้าลง และบิดเท้าเข้าด้านใน

4.2 Extensor digitorum brevis เป็นกล้ามเนื้อด้านหลังเท้า ตรงปลายเป็นเอ็นไปเกาะที่นิ้วเท้าทั้ง 4 ยกเว้นนิ้วหัวแม่เท้า ทำหน้าที่เหยียดข้อของนิ้วเท้าทั้ง 4

4.3 Adductor hallucis เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ลึกสุด ทำหน้าที่เหยียดหัวแม่เท้า

4.4 Flexor digitorum brevis เป็นกล้ามเนื้อบริเวณอุ้งเท้า ทำหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหว เป็นกล้ามเนื้อที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของเท้าเวลาเดิน



รูปที่ 2.11 กล้ามเนื้อส่วนเท้า

2.2 โรคที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 ปวดขา (Leg Pain) คืออาการปวดบริเวณขาที่เกิดขึ้นบางจุดหรือทั่วทั้งขา โดยอาจมีอาการขา ปวดแปลบ หรือปวดร้าวร่วมด้วยดังแสดงในรูปที่ 2.12 ซึ่งอาจเป็นผลจากโรคบางชนิด การบาดเจ็บ หรือการทำกิจกรรมที่ใช้ขามากเกินไป เช่น การเดินนาน ๆ หรือการออกกำลังกาย



รูปที่ 2.12 อาการปวดขา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการปวดขา ปวดขามักมีลักษณะอาการและบริเวณที่ต่างกันไป โดยอาจรู้สึกปวดเสียด หรือปวดแสบบริเวณต้นขา หน้าแข้ง หรือน่อง การปวดขาอาจเกิดขึ้นเป็นพัก ๆ หรือต่อเนื่อง และอาจดีขึ้นได้เอง ขณะพัก หรืออาจมีอาการอื่นเกิดขึ้นร่วมด้วย เช่น เหน็บชา ตะคริว ปวดร้าว หรือปวดตบ ๆ เป็นต้น

- อาการปวดขาอาจเป็นสัญญาณของโรคต่าง ๆ
- ปวดขามากขึ้นเรื่อย ๆ
- ปวดขาขณะทำหรือหลังทำกิจกรรม เช่น การเดิน
- ขาบวม หรือมีเส้นเลือดขอด
- ปวดต้นขาขณะนั่งเป็นเวลานาน
- ขาเริ่มซีด ฟกช้ำ บวม หรือเย็นผิดปกติ
- มีปัญหาเกี่ยวกับการหายใจ
- มีสัญญาณการติดเชื้อ เช่น มีไข้สูงกว่า 38 องศาเซลเซียส บริเวณที่ปวดเริ่มแดง กดแล้วเจ็บ

สาเหตุของอาการปวดขา การบาดเจ็บ การใช้ขามากเกินไป กระดูกหัก กล้ามเนื้อหรือเส้นเอ็นฉีกขาด คือสาเหตุหลักของอาการปวดขา แต่เนื่องจากขามีโครงสร้างและเนื้อเยื่อจำนวนมาก อาการปวดขาจึงอาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอื่นเช่นกัน ซึ่งอาจแบ่งเป็นกลุ่มได้ดังต่อไปนี้

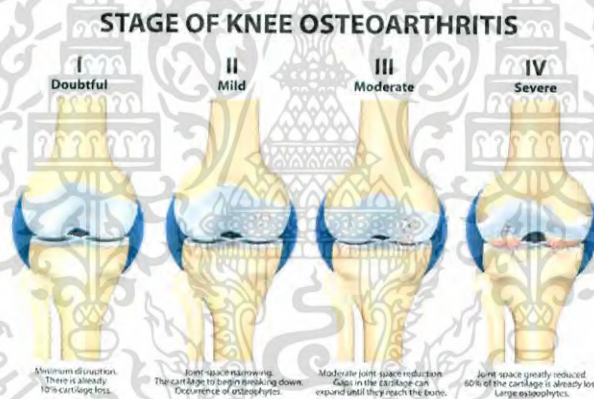
กลุ่มกล้ามเนื้อ กระดูกและข้อต่อ

- การหือเลือด การบาดเจ็บอาจทำให้มีเลือดออกภายในเนื้อเยื่อและข้อต่อ จึงทำให้เกิดอาการบวม และเจ็บปวดได้
- ตะคริว ตะคริวมีลักษณะเป็นก้อนแข็งใต้ผิวหนังและอาจมีอาการบวมแดงร่วมด้วย มักเกิดขึ้นเอง โดยเฉียบพลัน โดยมีสาเหตุจากการขาดน้ำในร่างกาย กล้ามเนื้อตึงหรืออ่อนแรงจากการทำกิจกรรมต่าง ๆ เป็นเวลานานหรือหนักเกินไป การใช้ยาบางชนิด เช่น ยาขับปัสสาวะ (Diuretics) หรือสแตติน (Statins) หรือส่วนประกอบต่าง ๆ ในเลือดต่ำ เช่น โปแตสเซียม แคลเซียม แมกนีเซียม หรือโซเดียม
- ปวดข้อ อาจเกิดขึ้นจากการบาดเจ็บหรือโรคประจำตัว เช่น โรคข้ออักเสบ และโรคเก๊าท์
- ปวดกล้ามเนื้อ มักเกิดจากการใช้กล้ามเนื้อมากเกินไป เช่น การเดินหรือยืนนาน ๆ การออกกำลังกายอย่างหนักหรือปวดกล้ามเนื้อจากการติดเชื้อในร่างกาย เป็นต้น
- หน้าแข้งอักเสบ คืออาการปวดและบวมบริเวณหน้าแข้งจากการใช้หน้าแข้งมากเกินไป เช่น การกระโดด วิ่ง หรือเดิน หากไม่เข้ารับการรักษาหรือยังคงทำกิจกรรมดังกล่าวอย่างต่อเนื่อง อาจทำให้กระดูกหักได้
- กล้ามเนื้อเคล็ดหรือแพลง เกิดจากการยืดกล้ามเนื้อมากเกินไปจนทำให้เนื้อเยื่อ เส้นเอ็น หรือกล้ามเนื้อฉีกขาด ส่งผลให้เกิดอาการบวม อักเสบ และเจ็บปวดได้
- กระดูกหัก กระดูกหักทำให้ปลายประสาทในเยื่อหุ้มกระดูกอักเสบและเสียหาย จึงทำให้กล้ามเนื้อรอบ ๆ กระดูกที่หักมีอาการตึง และส่งผลให้เกิดความเจ็บปวดมากขึ้น
- เอ็นอักเสบ คือการอักเสบของเส้นเอ็น ซึ่งกระทบข้อต่อบริเวณใกล้เคียง โดยมักเกิดขึ้นที่เอ็นร้อยหวาย หรือกระดูกสันเท้า

- ภาวะความดันในกล้ามเนื้อสูง คือภาวะฉุกเฉินที่ผู้ป่วยต้องเข้ารับการรักษา เพื่อลดความดันภายในกล้ามเนื้อ เพราะความดันที่เพิ่มสูงขึ้นทำให้เลือดไม่สามารถไหลเวียนได้ ผู้ป่วยจึงเกิดอาการชาปวด และไม่สามารถขยับเท้าหรือข้อเท้าได้
- อาการปวดขาในเด็ก พบได้บ่อยในช่วงอายุ 3-5 ปี และ 8-12 ปี สาเหตุอาจเกิดจากการเจริญเติบโตของกระดูกที่ยืดยาวเร็วกว่ากล้ามเนื้อ การใช้กล้ามเนื้อหรือทำกิจกรรมในช่วงกลางวันมากเกินไป โดยมีอาการปวดตึงที่กล้ามเนื้อน่อง ข้อพับเข่า หรือต้นขาเป็นเวลา 30 นาทีถึง 2 ชั่วโมง และมักเป็นช่วงเย็นหรือก่อนนอน บางครั้งอาจมีอาการหลังจากนอนหลับไปแล้ว ทำให้เด็กต้องตื่นขึ้นกลางดึก แต่พอปีบนิ้วดกสักพัก อาการก็จะค่อย ๆ ดีขึ้นและสามารถนอนหลับต่อได้ ตอนเช้าจะเดินวิ่งได้ตามปกติ อาการปวดขาในเด็กมักหายไปเองเมื่อเด็กโตขึ้น

2.2.2 เข่าเสื่อม (Knee Osteoarthritis) เกิดจากความเสื่อมสภาพของกระดูกอ่อนที่ข้อเข่า โดยมีสาเหตุสำคัญคืออายุที่มากขึ้น รวมไปถึงสาเหตุอื่น ๆ เช่น มีน้ำหนักตัวมาก เกิดอาการบาดเจ็บ หรือกรรมพันธุ์

เข่าเสื่อมจะพบมากในวัยกลางคนจนถึงผู้สูงอายุ หากไม่ได้รับการรักษา โรคก็จะดำเนินต่อไปเรื่อย ๆ และเมื่อมีการเคลื่อนไหวก็จะทำให้เกิดการเสียดสีจนสึกกร่อนแสดงดังรูปที่ 2.13 การเสื่อมสภาพของเข่าทำให้รู้สึกฝืดที่ข้อเข่า เข่าผิดรูปและทำให้เกิดความเจ็บปวด หรือทำให้เกิดความยากลำบากและความไม่สะดวกในการใช้ชีวิตประจำวัน



รูปที่ 2.13 การเสื่อมสภาพของเข่า

อาการเข่าเสื่อม เมื่อต้องเคลื่อนไหวหรือทำกิจกรรมบางอย่าง จะทำให้มีอาการเจ็บปวดและรู้สึกฝืดที่ข้อเข่า ทำให้เคลื่อนไหวได้ไม่สะดวก รวมไปถึงเมื่อไม่ได้เคลื่อนไหวนาน ๆ ก็อาจทำให้เจ็บปวดและรู้สึกฝืดขัดที่ข้อเข่าได้เช่นกัน อาการอื่น ๆ ของเข่าเสื่อม ได้แก่

- เมื่อต้องเคลื่อนไหวจะมีเสียงเสียวเสี้ยนในข้อ
- มีอาการกดเจ็บ
- เข่าอ่อนแรงและเสียวมวลกล้ามเนื้อ
- ข้อเข่าไม่สามารถเคลื่อนไหวได้เต็มที่ เสียความยืดหยุ่น ข้อติดหรือขยับได้ยาก มักจะเกิดขึ้นเวลาเช้าหรือต้องนั่งเป็นเวลานาน ทำให้เกิดความยากลำบากเวลาเดิน ขึ้นบันได หรือลุกจากเก้าอี้

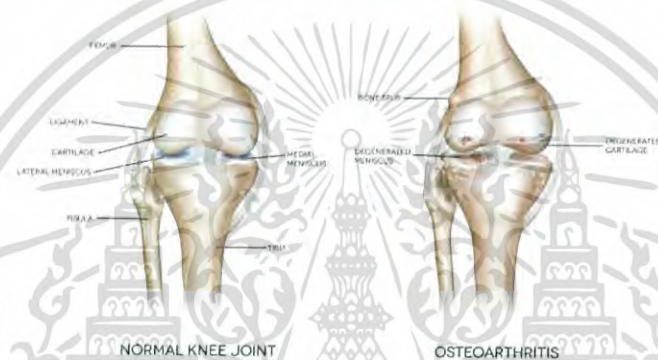
อาการและอาการแสดงของผู้ที่มีภาวะข้อเข่าเริ่มเสื่อม แบ่งได้เป็น 3 ลักษณะดังนี้

1. อาการปวด บวม ที่ข้อเข่า ได้แก่ อาการปวดบริเวณข้อเข่าขณะเดิน หรือขณะเดินขึ้นลงบันได บางท่านอาจมีอาการปวดตอนกลางคืนในขณะตื่นนอน หรือ ปวดขณะที่นั่งพักได้ หรือมีอาการปวดมากขึ้น เมื่อยืนลงน้ำหนักนานๆ ในรายที่มีการอักเสบของข้อเข่าจะมีอาการข้อเข่าบวมเป็นๆ หายๆ

2. อาการข้อฝืด หรือ ตึงข้อขณะเคลื่อนไหว เช่นมีอาการหลังตื่นนอน ไม่สามารถขยับข้อเข่าได้ตามปกติ หรือ มีอาการขณะเปลี่ยนท่าเช่น ปวดเข่าเมื่อลุกขึ้นยืน หรือ เดิน รู้สึกเหมือนข้อเข่าติดขยับลำบาก มีอาการตึงๆ ข้อเข่า

3. ความสามารถในการใช้งานข้อเข่าลดลง เช่น ไม่สามารถเดินขึ้นลงบันไดได้ ขึ้นลงรถลำบาก การยกขาสวมใส่กางเกงลำบาก ไม่สามารถทำกิจกรรมประจำวันได้คล่องแคล่วตามเดิม

อาการดังกล่าวสามารถพบได้ในผู้ที่มีปัญหาข้อเข่าเสื่อม หากปล่อยไว้นาน จะเกิดภาวะแทรกซ้อน คือ ข้อเข่าผิดรูป เช่น ขาโก่งจากข้อเข่าเสื่อมดังแสดงในรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 ขาโก่งจากข้อเข่าเสื่อม

สาเหตุของเข่าเสื่อม สาเหตุของเข่าเสื่อม เกิดจากกระดูกอ่อนที่ทำหน้าที่ปกป้องส่วนปลายกระดูกข้อต่อเสื่อมลง ซึ่งทำให้เกิดอาการที่ไต่กล่าวในข้างต้นตามมา เข่าเสื่อมที่มาจากสาเหตุอื่นหรือไม่ทราบสาเหตุ มีดังต่อไปนี้

- อายุ เป็นสาเหตุที่พบบ่อยที่สุด ซึ่งความเสี่ยงในการเกิดเข่าเสื่อมจะมีมากขึ้นเมื่อมีอายุที่มากขึ้น แต่ก็สามารถเกิดกับผู้ที่อายุน้อยได้เช่นกัน โดยความเสี่ยงจะเพิ่มมากขึ้นเมื่อมีอายุ 40 ปี ขึ้นไป การบาดเจ็บ ได้รับบาดเจ็บจากการเล่นกีฬาหรืออุบัติเหตุ และแม้ว่าจะได้รับการรักษาจนหายเป็นปกติแล้ว แต่ก็ยังเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะเพิ่มความเสี่ยงให้เกิดเข่าเสื่อมได้ในอนาคต
- เพศ เพศหญิงมีโอกาสเกิดเข่าเสื่อมได้มากกว่าเพศชาย โดยเฉพาะผู้ที่มียุตั้งตั้งแต่ 55 ปี ขึ้นไป แต่ในกรณีนี้ยังไม่ทราบสาเหตุที่แน่ชัด
- โรคอ้วน ผู้ที่มีน้ำหนักตัวเกินหรือเป็นโรคอ้วน อาจทำให้ข้อต่าง ๆ โดยเฉพาะข้อเข่าต้องรับน้ำหนัก 3-4 เท่าต่อน้ำหนักตัว ซึ่งจะเพิ่มความเสี่ยงให้เข่าเสื่อมได้เมื่อเวลาผ่านไป
- กรรมพันธุ์ ผู้ป่วยข้ออักเสบบางรายจะพบว่าประวัติของคนในครอบครัวเป็นโรคเข่าเสื่อม
- เกิดจากโรคข้ออักเสบชนิดอื่น ๆ เข่าเสื่อมอาจมีสาเหตุจากโรคข้ออักเสบชนิดอื่น ๆ ซึ่งเป็นภาวะที่เกิดการทำลายของข้อต่อ เช่น โรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ เก๊าท์

นอกจากนั้น ผู้ที่ประกอบอาชีพที่ต้องยกของหนักหรือแบกรับน้ำหนักมาก ๆ เป็นเวลาดิตต่อกันยาวนาน ก็ จะเพิ่มความเสี่ยงให้เกิดเข้าเสื่อมได้มากขึ้น

2.2.3 โรคนอนมากเกินไป (Hypersomnia) และนอนไม่เพียงพอ การนอนหลับไม่เพียงพอ หรือนอนมากเกินไป ไม่มีแบบไหนส่งผลดีต่อสุขภาพ เพราะทั้ง 2 แบบ ล้วนแล้วแต่เป็นสัญญาณร้าย ที่ อาจทำให้สุขภาพร่างกายของเราแย่ลง จนถึงขั้นล้มหมอนนอนเสื่อได้เลยทีเดียว

โดยปกติแล้ว การนอนที่ถูกต้องตามหลักสากล คือการนอนให้ครบ 6 - 8 ชม.ต่อวัน แต่ในคนที่ ชอบนอนดึก หรือนอนไม่หลับ จนกลายเป็นคนนอนน้อยร่างกายพักผ่อนไม่เพียงพอ ทำให้เสี่ยงต่อโรคกล้ามเนื้อ อักเสบ ที่มาของการเกิดโรคมะเร็งลำไส้, โรคหัวใจ, โรคเบาหวาน และอีกหลาย ๆ โรคตามมา ส่วนคนที่ นอนมากเกินไปกว่า 8 ชม.ขึ้นไป ก็ไม่ดีต่อสุขภาพเช่นกัน เพราะจะทำให้เสี่ยงต่อสภาวะสมองแก่เกินวัย ทำให้ เป็นโรคสมองเสื่อม, โรคซึมเศร้า, หลอดเลือดสมองตีบ และโรคหัวใจเฉียบพลัน เป็นต้น โรคเหล่านี้จะส่ง สัญญาณร้ายไม่มากนักในช่วงแรก ๆ แต่จะมีการผิดเพี้ยนไปของระบบการนอน เช่น จากเคยเป็นคนตื่นเช้า ก็อาจกลายเป็นตื่นสาย หรือถึงขั้นไม่ได้นอนเลย แต่ไปหลับเอาตอนสายแทนก็ได้ และต่อมาก็คืออาการ ของร่างกาย ที่ผิดปกติไปเรื่อย ๆ เช่น จากไม่เคยมีอาการปวดหัว ก็อาจจะปวดมาก จนทำให้มีอาการของไม เกรนร่วมด้วยก็ได้เช่นกัน

โดยจะแบ่งกลุ่มของคนเป็นโรคที่มากับการนอนเป็น 2 กลุ่ม ดังนี้

1. กลุ่มของผู้มีอาการนอนหลับไม่เพียงพอ

นอนไม่เพียงพอ คือการนอนน้อยกว่าการนอนไม่หลับ, การที่ต้องทำงาน หรืออ่านหนังสือสอบจน ดึก และการใช้ชีวิตแบบคนสมัยใหม่ ที่ต้องมีปาร์ตี้ยามค่ำคืนเกือบทุกวัน เมื่อสะสมนานวันเข้าก็จะก่อให้เกิด ปัญหาตามมามากมาย ไม่ว่าจะตื่นสาย, กลืนตัวแรง, มีอาการเครียด, หงุดหงิดง่าย และสุดท้ายก็คืออาการ นอนไม่หลับเรื้อรัง เพราะร่างกายและสมองชินต่อการนอนดึก จนทำให้พ่วงปัญหาสุขภาพด้านอื่นตามมาอีก มากมาย เช่น

- โรคมะเร็งลำไส้ โรคนอนดึกของคนที่ใช้ชีวิตแบบสมัยใหม่ ที่นอนดึกแต่ต้องตื่นเช้าไปทำงานหรือไป เรียน ทานอาหารเข้าไม่ทัน และทานแต่อาหารไม่มีประโยชน์ ไม่เคยออกกำลังกาย จนทำให้เกิด ความเสื่อมของระบบภายใน โดยเฉพาะลำไส้ จนกลายเป็นลำไส้อักเสบและลุกลามจนกลายเป็น มะเร็งลำไส้ไปในที่สุด ซึ่งเห็นได้ชัดว่าจุดเริ่มต้นของโรคนี้นี้คือการนอนดึก ได้มีการศึกษาและวิจัยว่า ในคน 1,240 คน มีคนที่นอนน้อยกว่า 6 ชม. ถึง 47% จะมีอาการของมะเร็งลำไส้ มากกว่าคนที่ นอนหลับอย่างน้อย 7 ชม.ขึ้นไป
- โรคหลอดเลือดหัวใจ สารโปรตีนในตัวเรา จะสะสมมากขึ้นในหัวใจเมื่อเวลาเราตื่นโดยธรรมชาติ แต่ถ้าเราไม่นอน หรือนอนดึกสารโปรตีนเหล่านี้ ก็ยังเข้าไปเกาะที่หลอดเลือดหัวใจ จนทำให้เกิด การอุดตัน ได้มีการวิจัยในกลุ่มคนที่ทดลองไม่ได้นอนเป็นเวลา 88 ชม. ผลออกมาว่าพวกเขา มีความดันเลือดที่สูงมากผิดปกติ และในผู้หญิงที่อายุน้อยกว่า 60 ปี มีความเสี่ยงเป็นโรคหัวใจถึง 2 เท่า
- โรคเบาหวาน เมื่อคนเป็นเบาหวานพักผ่อนไม่เพียงพอ จะทำให้ระดับกลูโคสในเลือด เพิ่มขึ้นอย่าง รวดเร็ว 23% รวมทั้งระดับอินซูลินในเลือด ก็สูงขึ้นอย่างรวดเร็วถึง 48 % ในการวิจัยบางส่วน พบว่า คนที่เป็นเบาหวานอยู่แล้ว จะเกิดภาวะร่างกายดื้ออินซูลินจากการนอนไม่พออีกด้วย

- ระบบร่างกายรวน ระบบย่อยอาหารทำงานผิดปกติ ทำให้เกิดอาการท้องอืด, ท้องเฟ้อ, อาหารย่อยไม่ดี และการถ่ายอุจจาระไม่เป็นปกติ บางครั้งท้องเสียแต่บางครั้งก็อาจท้องผูกขึ้นมากกระทัน เพราะกระเพาะอาหารเกิดการล้า จึงทำให้ย่อยอาหารได้ไม่ดีเท่าที่ควร
- โรคนอนไม่หลับเรื้อรัง ในบางคนอาจต้องใช้เวลาเกินกว่า 30 นาที ถึงจะสามารถหลับได้ หรืออาจหลับ ๆ ตื่น ๆ ทั้งคืน จนทำให้ตื่นกลางดึก แล้วก็ไม่สามารถหลับอีกเลย และโรคนอนไม่หลับ ยังส่งผลต่อการเข้าห้องน้ำบ่อยทั้งคืน เพราะร่างกายต้องการดูดซับน้ำมากกว่าคนปกติ ซึ่งจะต้องมีอาการแบบนี้เกิน 1 เดือน ถึงจะเรียกว่าการนอนไม่หลับแบบเรื้อรัง
- สมรรถภาพทางเพศเสื่อมลง เพราะการนอนไม่หลับจะทำให้ฮอร์โมน "เทสโทสเตอโรน" ต่ำลง ซึ่งทำให้ความต้องการทางเพศลดต่ำลงไปด้วย จากการตรวจของแพทย์ จะเห็นได้ว่าผู้ที่เสื่อมสมรรถภาพทางเพศส่วนใหญ่ มักจะมีสาเหตุมาจากการพักผ่อนน้อย หรือนอนไม่หลับเลยทั้งคืน
- อารมณ์แปรปรวนง่าย เมื่อนอนไม่ค่อยหลับ ตื่นเข้ามาจึงมีอาการอ่อนเพลีย ไม่กระปรี้กระเปร่า จนทำให้รู้สึกหงุดหงิด, อารมณ์เสียบางกว่าปกติ และยังทำให้การตัดสินใจผิดพลาดไปด้วย เนื่องจากสมองที่ไม่ค่อยได้พักผ่อนจึงทำงานได้ไม่เต็มที่ และเมื่อเกิดความเครียด ก็จะตามมาด้วยกลิ่นตัวตามจุดต่าง ๆ ของร่างกายที่จะแรงขึ้นอีกด้วย

วิธีแก้ไขอาการนอนไม่พอ

- พยายามกำหนดเวลานอนของตัวเองให้เป็นเวลา และปล่อยให้สมองให้โล่ง หยุดคิดเรื่องราวต่าง ๆ
- งดดื่มชา, กาแฟ และอาหารต่าง ๆ ที่มีส่วนผสมของสาร ที่สามารถกระตุ้นสมองได้ก่อนนอน ทานอาหารให้ตรงเวลา รับประทานอาหารผักและผลไม้ให้มาก ๆ หลีกเลี่ยงการทานอาหารหนัก หรือเนื้อสัตว์หนัก ๆ ก่อนนอน เพราะจะยิ่งทำให้อึดอัดท้องจนทำให้นอนไม่หลับ
- ออกกำลังกายเพื่อให้ร่างกายได้ขับเหงื่อ ทำให้สมองปลอดโปร่ง
- งดเล่นคอมพิวเตอร์ และการสื่อสารทุกชนิดก่อนนอน และปิดไฟทำห้องนอนให้เงียบ เพื่อทำบรรยากาศในการนอนดูน่าอนยิ่งขึ้น
- ควรเลือกเตียงที่มาตรฐาน นอนสบายไม่แข็งและนุ่มจนเกินไป พร้อมทั้งหาหมอนที่รองรับศีรษะได้พอดี

2. กลุ่มของผู้มีอาการนอนมากจนเกินไป

โรคนอนเกิน (Hypersomnia) เป็นโรคที่หลับเกินพอดี หรือโรคซี้เซา ที่ยิ่งนอนมากเท่าไรก็รู้สึกว่ายังไม่พอ และจะนอนหลับยาวนานเกิน 8 ชม.ขึ้นไป จะมีอาการดูเฉื่อยชา, ไร้ชีวิตชีวา, ทานน้อยแต่กลับอ้วนง่าย เพราะการนอนทำให้กระเพาะอาหารไม่ย่อย จึงเกิดเป็นตัวอาหารและไขมันสะสม นอกจากนี้ ยังทำให้เกิดอาการโรคซึมเศร้าได้ง่ายถึง 49% ซึ่งถือว่ามากกว่าคนปกติ เป็นผลเสียระยะยาว ที่อาจทำให้เราคิดสั้นฆ่าตัวตายได้ และมีอาการของโรคอื่น ๆ ตามมา ดังนี้

- ทำร้ายสมอง เพราะจะทำให้สมองเฉื่อยชา ส่งผลให้ทำอะไร และคิดอะไรเชื่องช้า กลายเป็นคนไร้ชีวิตชีวา ขยับตัวน้อยลง จึงเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดโรคกระดูกพรุนได้
- อ้วนง่าย น้ำหนักเกินที่จะส่งผลให้เป็นโรคอื่น ๆ ตามมาอีกมากมายทั้ง โรคหัวใจ, ความดัน, เบาหวาน เป็นต้น และต่อให้ทานน้อยก็สามารถอ้วนได้ เพราะกระเพาะอาหารไม่ค่อยได้ทำงานนั่นเอง
- กลายเป็นคนซึมเศร้า อารมณ์แปรปรวนง่าย ชีวิตไม่ค่อยมีความสุข ซึ่งในปี 2012 ได้มีการศึกษากับกลุ่มผู้หญิงสูงวัย โดยในคนที่นอนมากกว่าวันละ 9 ชม. และน้อยกว่าวันละ 5 ชม. สมองจะทำงาน

แย่งในระยะเวลา 2 ปี เพราะฮอร์โมนในร่างกาย และสารเคมี "ซีโรโทนิน" และ "เอนดอร์ฟิน" ที่เป็นสารแห่งความสุขลดต่ำลง

- ภาวะมีบุตรยาก ได้มีการศึกษาจากผู้หญิงในเกาหลีใต้ เมื่อปี 2013 พบว่าผู้ที่นอนในระยะเวลา 7 - 8 ชม. ต่อวัน จะมีโอกาสติดลูกได้มากกว่า ผู้ที่นอนนานเกินวันละ 9 ชม. เป็นจำนวนถึง 650 คน เพราะฮอร์โมน และรอบเดือนของผู้หญิง จะเป็นปกติก็ต่อเมื่อต้องได้รับการพักผ่อนที่พอดีอีกด้วย
- เป็นสาเหตุให้เสียชีวิตเร็ว เมื่อปี 2010 ได้มีผลวิจัย 16 เรื่อง ที่ตรงกันว่าผู้ที่นอนนานเกินกว่า 9 ชม.ต่อวัน จะเสียชีวิตเร็วกว่าคนที่นอน 7 - 8 ชม. ถึง 1.3 % เพราะผู้ที่นอนมากเกินไปจะหลับง่าย และใช้เวลานาน ทำให้ร่างกายไม่ค่อยได้ขยับ หรือออกกำลังกายใด ๆ จึงไม่สามารถเพิ่มออกซิเจนแก่อวัยวะภายใน เป็นสาเหตุทำให้เสียชีวิตได้ง่าย
- เสี่ยงต่อสภาวะ การหยุดหายใจแบบเฉียบพลัน (โหลตาย) เพราะเนื้อสมองตายเนื่องจากการดับไปของสัญญาณสมอง ที่นานเกินเวลานานของคนปกติ

วิธีแก้ไขอาการนอนมากเกินไป

- เข้านอนตรงเวลาทุกวัน และเมื่อตื่นนอนแล้วให้ลุกเลย อย่าต่อเวลาการนอนออกไปอีก
- รับประทานอาหารที่มีประโยชน์ให้ครบ 5 หมู่ และหลีกเลี่ยงเครื่องดื่ม ที่มีสารคาเฟอีนทุกชนิด
- หากิจกรรมก่อนนอนง่าย ๆ ที่สามารถทำให้คุณทำได้ทุกคืน เช่น หาหนังสือดี ๆ สักเล่มอ่าน, ทีวีชม เพื่อให้คุณได้ปรับตัว และพัฒนาการนอนหลับที่ดี
- อย่างกลัวจนกลายเป็นไม่กล้านอน หรือบังคับตัวเองไม่ให้นอน เพราะกลัวว่าตัวเองจะนอนนานเกินไป ถ้าทำแบบนั้นจะยิ่งทำให้พฤติกรรมการนอนผิดรูปแบบ จนอาจกลายเป็นนอนไม่หลับ หรือหลับยาวกว่าเดิม ซึ่งจะส่งผลเสียต่อสุขภาพทั้งคู่

วิธีการนอนที่ถูกต้อง

นอนให้อยู่ในช่วง 6 - 8 ชม. ต่อวันเท่านั้น ห้ามน้อยหรือมากกว่านี้ และควรนอนให้ตรงเวลา ตื่นก็ให้ตรงเวลา โดยควรจะนอนก่อน 4 ทุ่ม แล้วตื่นประมาณ ตี 5 ถึง 6 โมงเช้า อาบน้ำก่อนนอนทุกครั้ง ไม่ว่าจะทำงานหรือเรียนหนักแค่ไหน ก็ควรที่จะอาบน้ำก่อนนอน เพราะถ้าไม่อาบจะทำให้รู้สึกไม่สบายตัว เหนียวตัวจากคราบเหงื่อไคลที่เราต้องเจอมาตลอดทั้งวัน จนทำให้รู้สึกนอนไม่หลับไปในที่สุด นอนเวลากลางคืนเท่านั้น ไม่ควรนอนเวลากลางวัน หรือถ้านอนกลางวันก็ไม่ควรนอนนานเกิน 1 ชั่วโมง เพราะอาจทำให้กลางวันนอนไม่หลับ หรือในคนที่นอนกลางวันนานเกิน 2 ชม.ขึ้นไป ก็จะเริ่มเสี่ยงที่จะนอนกลางวันเร็วขึ้น และยาวนานขึ้นอีกด้วย ทำกิจวัตรทุกอย่างในชีวิต ให้เป็นระเบียบ ตรงเวลา และสม่ำเสมอ หรือในบางคนอาจเรียกเวลาเหล่านี้ว่า "นาฬิกาชีวิต" เมื่อทุกอย่างเป็นไปอย่างมีระเบียบ สุขภาพกายและใจ ก็จะดีขึ้นทันตาเห็น ไม่ควรใช้ยานอนหลับ ในรายที่มีอาการนอนไม่หลับเรื้อรังเด็ดขาด ควรที่จะปรับเปลี่ยนพฤติกรรมนอนด้วยตัวเอง จะได้ไม่เกิดอันตรายจากการติดยา จนต้องเพิ่มปริมาณยาขึ้นเรื่อย ๆ และในรายที่นอนจนเกินไป ก็ไม่ควรใช้ยากระตุ้นประสาทเพื่อให้ไม่นอน และปลุกให้ตัวเองตื่นตัวอยู่ตลอดเวลา เพราะอาจทำให้คุณเกิดอาการหลอน และกลายเป็นอาการทางจิต,ประสาทไปในที่สุด

2.2.4 โรคออฟฟิศซินโดรม (office syndrome) เป็นกลุ่มอาการที่เกิดขึ้นกับคนที่ทำงานในออฟฟิศ เนื่องจากลักษณะงานที่ต้องนั่งหน้าคอมพิวเตอร์หรือทำงานอย่างใดอย่างหนึ่งด้วยท่าทางซ้ำๆ ต่อเนื่องเป็นเวลานาน จนอาจส่งผลให้เกิดโรคและอาการผิดปกติในระบบต่างๆ ของร่างกาย ไม่ว่าจะเป็นระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ระบบการย่อยอาหารและการดูดซึม ระบบหัวใจและหลอดเลือด ระบบฮอร์โมน นัยน์ตาและการมองเห็น โดยในส่วนของที่เกี่ยวข้องกับงานกายภาพบำบัดจะเป็นอาการที่เกิดขึ้นกับระบบกระดูกและกล้ามเนื้อเป็นส่วนใหญ่

- อาการทางระบบกระดูกและกล้ามเนื้อที่เกิดจากการทำงานที่พบได้บ่อย
- กล้ามเนื้ออักเสบเรื้อรัง (myofascial pain syndrome)
- เอ็นรัดข้อมืออักเสบกดทับเส้นประสาท (carpal tunnel syndrome)
- ความผิดปกติของความตึงตัวของเส้นประสาท (nerve tension)
- กล้ามเนื้อบริเวณแขนท่อนล่างด้านนอกอักเสบ (tennis elbow)
- ปลอกหุ้มเอ็นกล้ามเนื้อบริเวณฐานนิ้วโป้งอักเสบ (De Quervain's tendonitis)
- นิ้วล็อก (trigger finger)
- เอ็นกล้ามเนื้ออักเสบ (tendinitis)
- ปวดหลังจากท่าทางผิดปกติ (postural back pain)
- หลังยึดติดในท่าแอ่น (back dysfunction)

อาการของออฟฟิศซินโดรม (office syndrome)

- ปวดกล้ามเนื้อเฉพาะส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย เช่น คอ บ่า ไหล่ สะบัก มักมีอาการปวดเป็นบริเวณกว้าง ไม่สามารถระบุตำแหน่งได้ชัดเจน อาจมีอาการปวดร้าวไปบริเวณใกล้เคียงร่วมด้วยมีลักษณะอาการปวดต่างๆ ความรุนแรงมีได้ตั้งแต่ปวดเล็กน้อยเพียงรำคาญจนถึงปวดรุนแรงทรมาณอย่างมาก
 - อาการของระบบประสาทอัตโนมัติซึ่งพบร่วมได้ เช่น ช้ำ วูบ เย็น เหน็บ ซีด ขนลุก เหงื่อออก ตามบริเวณที่ปวดร้าว ถ้าเป็นบริเวณคออาจมีอาการมึนงง หูอื้อ ตาพร่า
 - อาการทางระบบประสาทที่ถูกกดทับ เช่น อาการชาบริเวณแขนและมือ รวมถึงอาการอ่อนแรง หากมีการกดทับเส้นประสาทนานจนเกินไป
- สาเหตุของการเกิดออฟฟิศซินโดรม (office syndrome)
- การนั่งหน้าคอมพิวเตอร์หรือทำงานอย่างใดอย่างหนึ่งด้วยท่าทางซ้ำๆ ต่อเนื่องเป็นเวลานานมากกว่า 6 ชั่วโมงต่อวัน
 - ท่าทางในการทำงานที่ไม่เหมาะสม เช่น การนั่งหลังค่อม ท่าก้มหรือเียงคอมากเกินไป
 - สภาพแวดล้อมหรืออุปกรณ์ในการทำงานไม่เหมาะสม
 - สภาพร่างกายที่อาจส่งผลต่ออาการเจ็บป่วย เช่น ภาวะเครียดจากงาน การอดอาหาร การพักผ่อนไม่เพียงพอ ซึ่งส่งผลให้ร่างกายต้องแบกรับความตึงเครียดปราศจากการผ่อนคลาย

ตารางที่ 2.1 การสังเกตอาการออฟฟิศซินโดรมและแนวทางแก้ไข

| ระดับของอาการ | การสังเกตอาการ | แนวทางแก้ไข |
|---------------|--|---|
| ระดับที่ 1 | อาการเกิดขึ้น เมื่อทำงานไประยะหนึ่ง พักแล้วดีขึ้นทันที | <ul style="list-style-type: none"> พักสลับทำงานเป็นระยะๆ ยืดกล้ามเนื้อเพื่อผ่อนคลาย นวดผ่อนคลาย ออกกำลังกาย |
| ระดับที่ 2 | อาการเกิดขึ้น พักนอนหลับแล้ว แต่ยังคงมีอาการอยู่ | <ul style="list-style-type: none"> ปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการทำงาน รับการรักษาที่ถูกต้อง |
| ระดับที่ 3 | อาการปวดมากแม้ทำงานเพียงเบาๆ พักแล้วอาการก็ยังไม่ทุเลาลง | <ul style="list-style-type: none"> พักรักษา/ปรับเปลี่ยนงาน รับการรักษาที่ถูกต้อง |

แนวทางการรักษากลุ่มอาการออฟฟิศซินโดรม (office syndrome)

- การรักษาด้วยยา
- การรักษาด้วยวิธีทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูและการทำกายภาพบำบัดเพื่อยืดกล้ามเนื้อและปรับอิริยาบถให้ถูกต้อง
- การปรับสภาพงาน พื้นที่การทำงาน สภาพแวดล้อมในการทำงาน และลักษณะงานให้เหมาะสมกับแต่ละบุคคล
- การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มสมรรถภาพร่างกายโดยรวม
- การรักษาด้วยศาสตร์ทางเลือกอื่น เช่น การฝังเข็ม การนวดแผนไทย

ความสำคัญของกายภาพบำบัดต่อการรักษากลุ่มอาการออฟฟิศซินโดรม (office syndrome)

กายภาพบำบัดมีบทบาทสำคัญในการรักษากลุ่มอาการออฟฟิศซินโดรม (office syndrome) ที่เกี่ยวข้องกับระบบกล้ามเนื้อและกระดูกตั้งแต่ระยะเริ่มแรกจนถึงกรณีที่มีอาการมากจนรบกวนชีวิตประจำวันหรือก่อให้เกิดความบกพร่องทางการเคลื่อนไหว เพื่อฟื้นฟูให้ผู้ป่วยสามารถกลับมาใช้ชีวิตประจำวันได้ตามปกติ

นักกายภาพบำบัดยังมีหน้าที่ในการเสริมสร้างความรู้และความเข้าใจเพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยกลับมามีอาการเหล่านี้อีก โดยนักกายภาพบำบัดจะประเมินโครงสร้างร่างกายพร้อมปรับแก้โครงสร้างร่างกายให้เกิดความสมดุลและปกติ รวมถึงให้คำแนะนำในการปรับเปลี่ยนท่าทางระหว่างการทำงาน การปรับสภาพแวดล้อมของเครื่องมือและสิ่งแวดล้อมในที่ทำงานให้เหมาะสมในแต่ละบุคคล แนะนำการยืดกล้ามเนื้อเพื่อผ่อนคลายในระหว่างการทำงาน รวมทั้งส่งเสริมให้มีการออกกำลังกายอย่างต่อเนื่องเพื่อให้อาการกล้ามเนื้อแข็งแรง พร้อมรับสภาวะการทำงานที่อาจไม่สามารถปรับเปลี่ยนได้ รวมถึงช่วยลดความเสี่ยงของโรคอื่นๆ ที่เกี่ยวเนื่องกับออฟฟิศซินโดรม (office syndrome) ด้วยเป้าหมายในการดูแลทางกายภาพบำบัดในผู้ป่วยกลุ่มอาการออฟฟิศซินโดรม (office syndrome)

- ลดอาการปวดที่เกิดจากการอักเสบของกล้ามเนื้อ/เอ็นกล้ามเนื้อ (office syndrome)
- ลดการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆ (immobilization) ด้วยอุปกรณ์ช่วยพยุงต่างๆ รวมถึงถ้ายังจำเป็นต้องใช้งานต่อเนื่องจากภาระงาน
- ให้คำแนะนำที่ถูกต้องเพื่อลด/หลีกเลี่ยงการใช้งานบริเวณที่มีการอักเสบ
- ให้ความรู้ในการแก้ไขปัจจัยอื่นที่กระตุ้นให้เกิดอาการ ได้แก่ การปรับท่าทางให้ถูกต้อง การปรับหรือแก้ไขความผิดปกติของโครงสร้างร่างกาย การลดการกดทับของกล้ามเนื้อหรือการหดสั้นของกล้ามเนื้อ การปรับสภาพแวดล้อมของเครื่องมือและสิ่งแวดล้อมในที่ทำงานให้เหมาะสมในแต่ละบุคคล การออกกำลังกายเพื่อการป้องกันและส่งเสริมการทำงานของกล้ามเนื้อ
 - การยืดกล้ามเนื้อ
 - การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ
 - การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความทนทานของกล้ามเนื้อและระบบหัวใจและหลอดเลือด
 - การออกกำลังกายเพื่อการผ่อนคลาย
 - การออกกำลังกายเพื่อปรับการทรงท่า (postural correction)

การรักษาให้ระบบกล้ามเนื้อแข็งแรง (Keeping the Muscular System Healthy)

1. ออกกำลังกาย (Exercise)

การออกกำลังกายแบบแอโรบิก (Aerobics Exercise) จะช่วยทำให้หัวใจและปอดแข็งแรงขึ้น คุณจะได้เดิน จะขี่จักรยาน จะว่ายน้ำ หรือจะวิ่ง และการเดินขึ้นบันไดก็สนุกได้เหมือนกันนะ ทั้งการเดิน การวิ่ง เหยาะๆ การขี่จักรยาน การว่ายน้ำ หรือการเดินขึ้นบันได เป็นแค่ตัวอย่างเล็กน้อยของการออกกำลังกายแบบแอโรบิก การออกกำลังกายที่ทำให้กล้ามเนื้อแข็งแรงและมีขนาดใหญ่ขึ้นนั้นเรียกว่า การออกกำลังกายแบบ แอนแอโรบิก (Anaerobics Exercise) ทั้งการเสริมสร้างความแข็งแรง การยกน้ำหนัก หรือการวิ่งระยะสั้น เมื่อนำไปรวมกับการออกกำลังกายแบบอื่นแล้วก็สามารถทำให้กล้ามเนื้อแข็งแรงขึ้นเช่นกัน

2. โภชนาการที่เหมาะสม (Proper Nutrition)

การรับประทานผัก ธัญพืช และผลไม้เรื่อยๆ รวมถึงการดื่มน้ำมากๆ ลดความเครียด ก็ช่วยได้เหมือนกัน

2.2.5 อาการปวดหลังส่วนล่าง (Low back pain) เป็นอาการปวดหลังที่เกิดขึ้นบริเวณส่วนใดส่วนหนึ่งของโครงสร้างของกระดูกสันหลังส่วนเอวและบริเวณกระดูกกระเบนเหน็บ

สาเหตุ เกิดจากพยาธิสภาพบริเวณใดบริเวณหนึ่งของโครงสร้างกระดูกสันหลังที่มีสาเหตุจากหลายอย่าง ที่สำคัญ คือ โรคกระดูกพรุนหรือกระดูกโป่งบาง การเสื่อมของกระดูกสันหลัง ผลที่ตามมา คือ หมอนรองกระดูกสันหลังเคลื่อน แนวของกระดูกสันหลังผิดไป โพรงกระดูกสันหลังแคบ และกระดูกสันหลังเคลื่อน ทำให้เกิดอาการปวด ชา และปวดร้าวมาที่ขา ผู้สูงอายุอาจมีประสบการณ์ปวดหลังร่วมกับกระดูกสันหลังพรุนและกระดูกแตก หรือจากการแพร่กระจายมะเร็งมาที่กระดูก ไตผิดปกติหรือมีปัญหาของกระดูกเชิงกราน อื่นๆ เช่น โรคอ้วน เครียด ซิมเศร้า เป็นต้น ทำให้มีอาการปวดหลัง ปวดหลังจากโรคของกล้ามเนื้อและกระดูกผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังเรื้อรัง อาจต้องพึ่งด้วยการดื่มน้ำสุรา หรือยาแก้ปวด เพื่อรักษาอาการปวด

พยาธิสรีรภาพ การปวดหลังส่วนล่างเกิดจากการเสื่อมสภาพของกระดูกสันหลัง พบได้ในผู้ที่มีอายุ 30 ถึง 50 ปี โดยมีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางเคมีของโปรตีนโอไกลแคนในส่วนประกอบของดิสก์(Disc) ที่อยู่บริเวณส่วนกลาง ทำให้ความสามารถในการอุ้มน้ำไว้ลดลง ทำให้กลไกแบบไฮโดรลิกของหมอนรองกระดูกสันหลังเสีย จึงเกิดแรงกดต่อเนื้อเยื่อรอบนอกของหมอนรองกระดูก ทำให้เกิดการรอยร้าวของกระดูก เมื่อมีแรงกดมากขึ้นจะทำให้มีการฉีกขาดหรือหมอนรองกระดูกสันหลังเคลื่อน จึงทำให้มีอาการปวดหลัง หากเคลื่อนไปกดเส้นประสาทจะทำให้มีอาการชาและกล้ามเนื้ออ่อนแรง เมื่ออายุมากขึ้นเอ็นที่อยู่รอบกระดูกสันหลังเสื่อม ทำให้ความยืดหยุ่นเสียไป ร่างกายจะพยายามซ่อมแซมภาวะเสื่อมนี้ โดยการสร้างกระดูกเพิ่มขึ้นบริเวณรอบๆ ของตัวกระดูกสันหลัง เรียกว่า Osteophyte เพื่อช่วยให้ข้อมีความมั่นคงขึ้น และทำให้โพรงกระดูกสันหลังแคบ หลอดเลือดและเส้นประสาทบริเวณนั้นจะถูกบีบทำให้ขาดเลือดไปเลี้ยง ดังนั้นเมื่อไรที่อยู่ในท่าหลังแอ่นจะทำให้ข้อตบมากขึ้นจึงเกิดอาการปวดหลังและขาชาทั้งสองข้างเวลาเดิน หมอนรองกระดูกสันหลังจะมีการเสื่อมจึงเกิดการเคลื่อนของปล้องกระดูกสันหลังอันบนเหลือมออกไปจากปล้องกระดูกสันหลังอันล่าง ซึ่งมักเคลื่อนไปด้านหลังจะเห็นชัดในท่าแอ่นหลัง แต่อาจเคลื่อนมาทางด้านหน้าจะเห็นชัดในท่าหงาย การเคลื่อนของกระดูกสันหลังมักพบบริเวณ L4-5 และอาจเคลื่อนกดทับรากประสาท ทำให้มีอาการปวดและชา อาการปวดหลังส่วนล่างจากกระดูกสันหลังเสื่อมมีสาเหตุจากเนื้อเยื่อที่ไวต่ออาการปวด เช่น เยื่อหุ้มไขสันหลัง เส้นประสาท เยื่อหุ้มข้อ เยื่อข้อ เป็นต้น เมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกยืดออกมากเกินไป หรือมีการอักเสบ หรือระคายเคืองจะก่อให้เกิดอาการปวดได้

อาการ มีอาการปวดหลังซึ่งในระยะแรกจะเกิดเป็นครั้งคราวเวลาของหนักอาจมีอาการปวดร้าวไปที่ด้านหลัง ต้นขาถึงขาพับแต่จะไม่ลงต่ำไปกว่าระดับเข่า อาการปวดจะลดลงเมื่อนอนพัก ต่อมาจะมีอาการปวดบ่อยขึ้นและเป็นเรื้อรัง มักเกิดภายหลังการยืน เดิน นั่ง นานๆ หรือทำกิจกรรมใดๆ ที่ทำให้หลังแอ่น อาจมีอาการปวดเมื่อเส้นประสาทถูกบีบรัดจากข้อสันหลังที่ตีบแคบลงทำให้มีอาการปวดและชาที่ขา การวินิจฉัยโรค มีประวัติปวดหลังและปวดร้าวไปที่สะโพก โคนขา หรือด้านหลังขา ตรวจพบหลังแอ่นมากกว่าปกติบริเวณนั้นเอว (Lordosis) คลำบริเวณหลังจะมีอาการกดเจ็บ วัดความยาวของขาทั้งสองข้างมักจะไม่เท่ากัน ทดสอบการกดรากประสาทโดยทำ Straight leg raising test (SLRT) โดยให้ผู้ป่วยนอนหงายบนเตียง ผู้ตรวจค่อยๆ ยกขา ผู้ป่วยขึ้นในท่าเข่าเหยียดออก หากผู้ป่วยมีอาการปวดร้าวลงมาที่สะโพกหรือน่องในขณะที่งอสะโพกอยู่ระหว่าง 35-70 องศา อาจเกิดจากรากประสาทสันหลังระดับ L5 หรือ S1 ถูกกด บางรายอาจมีอาการปวดร้าวไปที่ขาตามแนวเส้นประสาทไซอะติก (Sciatic nerve) นอกจากนี้ อาจตรวจพบการสูญเสียความรู้สึกบริเวณต่างๆ และตรวจพบกล้ามเนื้อขาไม่แข็งแรงทั้งด้านหน้า-หลังและด้านข้าง การตรวจอื่นๆ เช่น การถ่ายภาพเอ็กซเรย์ (Plain X-ray) การตรวจคลื่นแม่เหล็ก (Magnetic resonance imaging; MRI) ตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography scan; CT scan) และ Myelography

การรักษา โดยให้ผู้ป่วยนอนพักบนเตียงในท่านอนหงาย ใช้หมอนหนุนบริเวณใต้เข่าเพื่อช่วยให้ข้อเข่าและสะโพกงอเล็กน้อย ให้หลีกเลี่ยงท่าทางที่ทำให้เกิดอาการปวดโดยค่อยๆ เพิ่มการเคลื่อนไหวจนสู่ภาวะปกติ ให้อาบน้ำหรืออาบน้ำอุ่น เช่น Acetaminophen (Tylenol) เป็นต้น ยาต้านการอักเสบที่ไม่ใช่สเตียรอยด์ (NSAIDs) เช่น Ibuprofen (Brufen), Diclofenac (Voltaren), Celecoxib (Celebrex) คลายเครียดและผ่อนคลาย โดยให้ยาคลายกล้ามเนื้อหรือ Opioid ประคบร้อนเย็นจะช่วยลดอาการได้เป็นครั้งคราว การดึงถ่วงน้ำหนัก (Traction) ในรายที่มีหมอนรองกระดูกสันหลังเคลื่อน การกระตุ้นด้วยไฟฟ้า (Transcutaneous electrical nerve stimulation; TENS) โดยการนวดเพื่อผ่อนคลายกล้ามเนื้อหลัง การบริหารร่างกาย การใช้กายอุปกรณ์พยุงหลัง (Lumbosacral support; LS support) และการรักษาด้วยการผ่าตัดเพื่อแก้ไขการกดทับรากประสาท

การพยาบาล 1) บรรเทาอาการปวดหลังโดยจัดให้ท่านอนที่นอนที่แน่น ในท่านอนหงาย โดยใช้หมอนรองใต้เข่าให้ข้อเข่าและสะโพกงอเล็กน้อย ส่วนในท่านอนตะแคงใช้หมอนรองใต้ขาบนและใช้หมอนพุงทางด้านหลังตามแนวความยาวของหลัง เวลาพลิกตะแคงตัวให้พลิกไปทั้งตัวไม่ให้หลังบิด แนะนำท่าในการนอน ยืน และการยกของให้ถูกต้อง เช่น แนะนำให้ลุกจากที่นอนช้าๆ โดยนอนตะแคงก่อนแล้วใช้ข้อศอกยันพื้นเพื่อลุกขึ้นและลงนอนด้วยวิธีตะแคงตัวนอนลง หลีกเลี่ยงการใช้หลังก้มลงหยิบของและไม่ยกของหนัก เป็นต้น

2) ดูแลให้ได้รับยาบรรเทาปวดตามแผนการรักษา และสังเกตผลข้างเคียงของยา หากพบรายงานให้แพทย์ทราบ

3) สำหรับผู้ป่วยที่ต้องรักษาด้วยการผ่าตัด ให้ความรู้เกี่ยวกับโรคและการผ่าตัด ดูแลผู้ป่วยหลังผ่าตัดกระดูกสันหลัง

4) ให้ความรู้เกี่ยวกับการปฏิบัติตัวเพื่อฟื้นฟูสภาพหลังผ่าตัด เช่น บริหารกล้ามเนื้อขาและข้อ เพื่อช่วยกระตุ้นการไหลเวียนเลือดส่วนล่างของร่างกายโดยการกระดกข้อเท้าขึ้นลงแล้วหมุนข้อเท้าเข้าในและออกนอกท่าทีละข้าง แล้วเกร็งกล้ามเนื้อต้นขา พลิกตัวแบบท่อนซุงด้วยตนเอง สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลังก่อนลุกจากเตียงโดยใส่เสื้อรองในท่านอนหงาย ชันเข่าขึ้นทั้งสองข้างแล้วยกสะโพกสอดเครื่องพยุงหลังเข้าใต้สะโพก ให้กึ่งกลางของเครื่องพยุงอยู่ตรงแนวของกระดูกสันหลัง โดยให้ขอบล่างอยู่ตรงกันกับ ส่วนขอบบนสุดอยู่บริเวณกระดูกซี่โครงจัดให้เรียบร้อยให้กระชับพอดี สำหรับการถอดเครื่องพยุงหลังให้ถอดบนเตียงในท่านอนหงาย การลุกจากเตียงให้ลุกในท่านอนตะแคง ใช้ฝ่ามือและข้อศอกยันตัวลุกนั่งบนเตียงเลื่อนตัวมานั่งขอบเตียง แกว่งขา 2 ข้างสลับกัน เพื่อกระตุ้นการไหลเวียนเลือดเพื่อฝึกหัดเดินโดยใช้เครื่องช่วยเดิน ส่วนการขึ้นบนเตียงให้ขึ้นเตียงโดยนั่งบนเตียงก่อน แล้วเอนตัวลงบนเตียง แล้วยกขาทั้ง 2 ข้างขึ้นบนเตียงในท่างอเข่า งอสะโพก เป็นท่านอนตะแคง

5) ระวังการติดเชื้อแผลผ่าตัด เช่น ดูแลความสะอาดแผลผ่าตัด ไม่ให้แผลถูกระทบกระเทือน ไม่ให้แผลโดนน้ำหรือเปียกชื้น

6) ระวังการเกิดอุบัติเหตุจากอาการหน้ามืดเป็นลมขณะเปลี่ยนท่า เช่น จากนั้นนั่งเป็นยืน ขณะหัดเดินด้วยเครื่องช่วยเดินต้องระวังสิ่งกีดขวางบนพื้น พื้นที่ดินจะต้องเรียบ ไม่เปียก ไม่ลื่น

7) ให้คำแนะนำก่อนกลับบ้านในเรื่องต่างๆ เช่น การรับประทานยา การออกกำลังกาย การรับประทาน อาหารที่มีประโยชน์ พักผ่อนให้เพียงพอ ดูแลน้ำหนักตัวไม่ให้อ้วน รักษาความสะอาดของร่างกาย ผ่อนคลายความเครียด การดูแลรักษาหลังให้อยู่ในท่าที่ถูกต้อง ดังนี้

- การยืน ให้ยืนตัวตรง น้ำหนักลงที่ขาทั้ง 2 ข้าง ไม่ยืนหลังค่อม หลีกเลี่ยงการยืนนานๆ ควรเปลี่ยนอิริยาบถบ้าง ควรย่อเข่าเมื่อต้องยืนหรือเดินนานๆ ไม่สวมรองเท้าชั้นสูง ควรนั่งเก้าอี้ที่สูงพอดีมีพนักพิงหลังเมื่อนั่งแล้วเท้าทั้งสองแตะพื้น นั่งตัวตรงพิงเก้าอี้และไม่ควรนั่งนานๆ
- การนอน ให้นอนท่านอนหงาย ใช้หมอนรองใต้คอถึงบริเวณไหล่ และใช้หมอนรองใต้เข่า ที่นอนควรแน่นแข็งไม่เป็นแอ่งหรืออ่อนนุ่ม การลุกจากที่นอนให้ลุกในท่านอนตะแคง
- การหิ้วของหนัก ควรแบ่งหิ้ว 2 มือและใช้การอุ้มของไว้บริเวณหน้าอกชิดลำตัว
- การยกของ ควรหลีกเลี่ยงการก้มตัว โค้งตัว เพื่อก้มลงหยิบของ หลีกเลี่ยงการยกสิ่งของที่อยู่นเหนือศีรษะมากๆ อย่าบิดหรือเอี้ยวตัวขณะยกของหนัก เพราะจะทำให้เกิดอันตรายได้
- มาพบแพทย์ตามนัด สังเกตอาการผิดปกติ เช่น มีอาการปวดหลังมากขึ้น มีอาการขาชาวมากขึ้น หรือมีไข้ มีสิ่งขับหลังจากแผลผ่าตัด แผลบวม หากมีสิ่งผิดปกติควรมาพบแพทย์ก่อนวันนัด หรือมี ปัญหาเกี่ยวกับการปฏิบัติตัวเมื่อกลับบ้านให้ติดต่อพยาบาล

2.3 วงจรการเดิน (Gait Cycle)

คือ วิธีการเดินในลักษณะต่างๆ เพื่อช่วยในการศึกษาว่าท่าทางการเดินมีความถูกต้องหรือผิดปกติอย่างไร สามารถนำท่าทางเหล่านี้มาวิเคราะห์ร่วมกับสัญญาณที่วัดได้จากเครื่องและนำไปศึกษาต่อไป

2.3.1 การเดินปกติ (Normal walking)

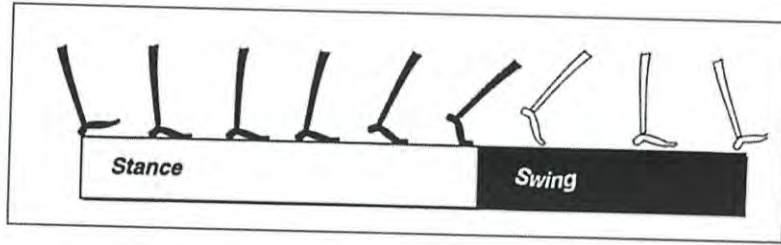
การเดินปกติเป็นกระบวนการที่อาศัยความสัมพันธ์สลับซับซ้อนของข้อสะโพก, ข้อเข่า, ข้อเท้าและเท้า ทำให้มีการเคลื่อนที่ของร่างกายไปทางด้านหน้า โดยขาข้างหนึ่งจะทำหน้าที่เป็น ตัวรับน้ำหนัก ส่วนขาอีกข้างหนึ่งจะทำหน้าที่เป็นตัวก้าวไปข้างหน้า หลังจากนั้นจะมีการสลับ หน้าที่กันของขาทั้ง 2 ข้าง เหตุการณ์ที่เกิดขึ้นจนครบวงจรของขาข้างใดข้างหนึ่งจะเรียกว่า วงจรการเดิน (gait cycle) ดังแสดงในรูปที่ 2.15 โดยจะแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ

1. Stance phase คือ ช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้น ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงจรการเดิน ซึ่งจะแบ่งย่อยออกเป็น 3 ช่วง ตามลำดับของช่วงที่เท้าทั้งสองมีการสัมผัสพื้น

1.1 Initial double stance (initial double support) คือ ช่วงที่เริ่มของวงจรการเดินที่เท้าทั้ง 2 ข้าง มีการสัมผัสพื้นพร้อมกัน คิดเป็นร้อยละ 10 ของหนึ่งวงจรการเดิน

1.2 Single limb stance (single limb support) เริ่มเมื่อเท้าของขาข้างตรงข้ามยกพ้นพื้น ช่วงนี้ เป็นช่วงที่น้ำหนักตัวทั้งหมดถูกรับโดยขาข้างเดียว คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน

1.3 Terminal double stance (Terminal double support) เริ่มเมื่อเท้าอีกข้างหนึ่งกลับมาสัมผัส พื้นอีกครั้ง คิดเป็นร้อยละ 10 ของหนึ่งวงจรการเดิน



รูปที่ 2.15 วงจรการเดินประกอบด้วย stance phase และ swing phase

2. Swing phase คือช่วงที่เท้ายกพ้นพื้น คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน กล่าวโดยสรุปการทำงานของระบบต่างๆของร่างกายจะต้องประกอบไปด้วยสิ่งต่างๆ เหล่านี้เพื่อให้เกิดการเดินที่ปกติได้แก่ ขาต้องสามารถรับน้ำหนักโครงสร้างของร่างกายได้ โดยไม่มีการทรุด สามารถทรงตัวอยู่ได้ในช่วงที่เท้าข้างเดียวมีการสัมผัสพื้น ขาอีกข้างจะต้อง เหวี่ยงไปยังตำแหน่งที่เหมาะสมเพื่อที่จะทำหน้าที่รับน้ำหนักต่อไป และต้องมีกำลังเพียงพอในการเคลื่อนขาและลำตัวไปข้างหน้า

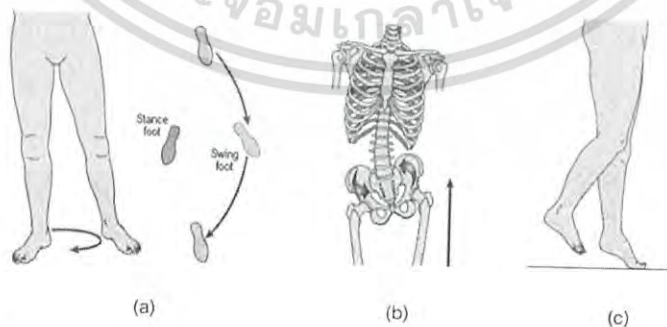
2.3.2 การเดินผิดปกติ (Abnormal walking)

การเดินผิดปกติเป็นอาการแสดงอย่างหนึ่งของภาวะหรือโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบ กระดูก ข้อ กล้ามเนื้อ และโรคทางระบบประสาท ในการฟื้นฟูผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินที่ผิดปกตินั้น แพทย์ต้องพยายามระบุปัญหาให้ได้ว่าเกิดจากอะไร เพื่อที่จะได้หาวิธีการฟื้นฟูได้อย่างเหมาะสมต่อไป สำหรับสาเหตุของการเดินที่ผิดปกติสามารถแบ่งได้ ดังนี้

1. โครงสร้างมีความผิดปกติ (Structure impairment)

- ข้อติด ในแต่ละช่วงของการเดินจะต้องอาศัยพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า ในระดับหนึ่ง ถ้ามีการสูญเสียพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อต่างๆไปจนถึงระดับที่ไม่อาจยอมรับได้ จะทำให้การเดินผิดปกติได้

- ข้อหรือกระดูกผิดรูป เช่น กระดูก tibia หรือ femur บิดหมุนเข้าใน ทำให้เท้าบิดเข้าใน (toe in), ขาสั้นยาวไม่เท่ากัน (leg length discrepancy) ทำให้ผู้ป่วยต้องเดินโดยวาดขาข้างที่ยาวกว่า ออกไปด้านข้าง (circumduction) แสดงในรูปที่ 2.16 (ก), ยกสะโพกของขาด้านที่ยาวกว่าขึ้น (hip hiking) แสดงในรูปที่ 2.16 (ข) หรือเขย่งขา ด้านที่สั้นกว่า (vaulting) แสดงในรูปที่ 2.16 (ค) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อที่จะทำให้เท้าของขาด้านที่ยาวกว่าไม่ลากพื้น



รูปที่ 2.16 (ก) Circumduction, 2.16 (ข) hip hiking, 2.16 (ค) vaulting

- มีการอักเสบ บาดเจ็บทำให้มีอาการปวดเกิดรูปแบบการเดินที่เรียกว่า antalgic gait ซึ่งผู้ป่วยจะพยายามลดระยะเวลาการลงน้ำหนัก (weight bearing time-stance phase) ของขาข้างที่ ปวด และรีบก้าวขาข้างที่ไม่มีพยาธิสภาพไปรับน้ำหนัก นอกจากนี้ระยะการก้าว (step length) ของขาข้างที่ปวดก็จะสั้นกว่าด้วย

2. กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Weakness) เช่น

- Steppage gait ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ tibialis anterior ทำให้ข้อเท้าตก (foot drop) ทำให้ผู้ป่วยต้องงอข้อสะโพกและข้อเข่าเพิ่มขึ้น เพื่อยกปลายเท้าให้พ้นพื้น ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 Steppage gait

- Trendelenburg gait ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อกางสะโพก (hip abductor muscles: gluteus medius) ทำให้สะโพกและลำตัวเอียงไปด้านตรงข้ามกับขาข้างที่มีพยาธิสภาพ ในช่วง stance phase ถ้าผู้ป่วยมีการปรับตัวโดยเอียงตัวไปยังขาข้างที่มีพยาธิสภาพในช่วง stance phase เรียก compensated Trendelenburg gait ดังแสดงในรูปที่ 2.18 (ก) และ 2.18 (ข)



รูปที่ 2.18 (ก) Trendelenburg gait, 2.18 (ข) Compensated Trendelenburg gait

3. ระบบประสาทรับรู้สัมผัสผิดปกติ (Sensory impairment) โดยเฉพาะระบบประสาทในการรับรู้ตำแหน่งของข้อ (proprioceptive sensation) ถ้ามีความผิดปกติผู้ป่วยจะรับรู้ตำแหน่งของขาเวลาก้าว ซึ่งผู้ป่วยมักมีการปรับตัวโดยใช้ตามอง ทดแทนเพื่อที่จะได้ทราบตำแหน่งของขา

4. การมองเห็นผิดปกติ (Visual deficits) ผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องการมองเห็นหรือตาบอด จะมีปัญหาเรื่องความมั่นคงในการเดิน การปรับตัวในการเดิน เช่นการข้ามสิ่งกีดขวาง ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้มักจะเดินช้า

5. ระบบประสาทส่วนกลางผิดปกติ (Central control dysfunction) เช่นผู้ป่วยที่มีอาการเกร็ง (spasticity) ซึ่งเป็นอาการหนึ่งของ upper motor neuron lesion, ผู้ป่วยที่มีการทำงานของสมองน้อยผิดปกติ (cerebellar dysfunction) ทำให้การทำงานของกล้ามเนื้อไม่สัมพันธ์กัน (incoordination)

2.3.3 การบำบัดรักษาฟื้นฟูการเดินที่ผิดปกติ

หลักทั่วไปในการฟื้นฟูสภาพมืออยู่สองข้อ ได้แก่

1. ทำให้สิ่งที่เป็นอยู่ให้ดีขึ้น เช่น กรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงและทำให้เกิดการเดินที่ผิดปกติก็ ทำการออกกำลังกายเพื่อทำให้กล้ามเนื้อมีกำลังเพิ่มมากขึ้น, ถ้าเกิดจากมีอาการปวด ก็กำจัดสาเหตุที่ทำให้มีอาการปวด, ข้อยึดติดทำการยืดเพื่อเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวหรือทำการผ่าตัด เป็นต้น

2. ถ้าสิ่งที่เกิดขึ้นไม่สามารถแก้ไขได้ มีความพิการถาวร ก็อาศัยอุปกรณ์ช่วย เช่น เครื่องช่วยเดิน (ambulatory aids), ใช้กายอุปกรณ์เสริม (orthosis) เช่น กรณีข้อเท้าตก แก้ไขโดยการใช้ อุปกรณ์ประคองข้อเท้า (ankle foot orthosis: AFO) สุดท้ายถ้าไม่สามารถเดินได้ก็เลือกใช้รถนั่ง คนพิการ (wheelchair) เป็นต้น

2.3.4 วงจรการนั่งและลุก (Sit to Stand Cycle)



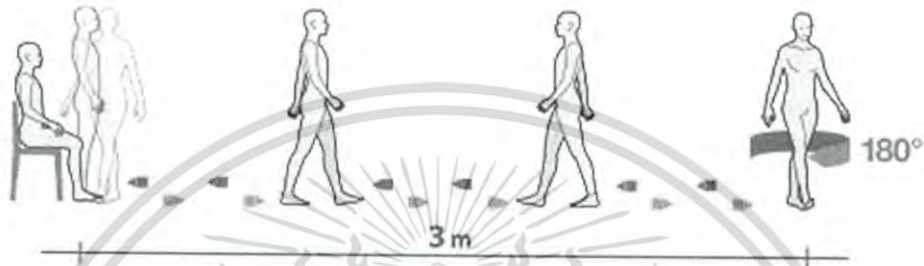
รูปที่ 2.19 วงจรการนั่งและลุก (sit to stand cycle)

การลุกขึ้นยืนจากท่านั่งเป็นทักษะการเคลื่อนไหวพื้นฐานที่สำคัญในการทำกิจวัตรประจำวัน สามารถใช้บ่งชี้ถึงพัฒนาการในการช่วยเหลือตนเอง รวมไปถึงความสามารถด้านการเคลื่อนไหวและการทรงท่าได้ การลุกขึ้นยืนนั้นจุดศูนย์รวมมวลของร่างกายจะมีการเคลื่อนไหวไปในด้านหน้า(forward) และเคลื่อนขึ้นด้านบน (upward) ไปอยู่ในตำแหน่งที่สูงขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.19 นอกจากนี้การลุกขึ้นยืนยังเป็นการเปลี่ยนฐานรองรับน้ำหนักที่กว้างไปแคบ คือ จากสะโพก ต้นขา และเท้า ไปยังเท้าอย่างเดียว ซึ่งต้องอาศัยความแข็งแรง และความสามารถในการควบคุมการทรงตัว โดยแบ่งเป็น 4 เฟสที่สำคัญ ดังนี้

- 1) Sitting คือการนั่งปกติ
- 2) Flexion คือการงอส่วนหนึ่งของร่างกาย เช่น การงอข้อศอก, การงอเข่า, งอลำตัว เป็นต้น ในกรณีของข้อเท้าจะใช้คำว่า Plantar flexion คือ การเคลื่อนไหวที่ข้อเท้า ทำให้ปลายเท้าชี้ลง
- 3) Extension คือการเหยียด ส่วนหนึ่งของร่างกาย เช่นการเหยียดข้อเข่า, เหยียดลำตัว ในกรณีของข้อเท้าจะใช้คำว่า Dorsiflexion คือการเคลื่อนไหวที่กระดูกข้อเท้าขึ้น ทำให้ปลายเท้าชี้ขึ้น
- 4) Standing คือการยืน

2.3.5 Time Up and Go (TUG)

แบบทดสอบ Timed Up and Go (TUG) ถูกพัฒนาขึ้น โดยดัดแปลงแบบทดสอบดั้งเดิม Get Up and Go ซึ่งประเมินการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุจากการเก็บข้อมูลเชิง คุณภาพ (เช่น บันทึกข้อมูล ระดับการทรงตัว และท่าทางการกระทำกิจกรรมการเคลื่อนไหว) มาเป็นการจับเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ในการทำแต่ละกิจกรรมการเคลื่อนไหว ทั้งนี้เพื่อลดความยุ่งยากของการประเมินผลและตีความระดับคะแนน รวมทั้งเพิ่มความแม่นยำในการประเมิน ด้วยจุดเด่นที่สามารถ ทำการทดสอบได้ง่าย และใช้เวลาการทดสอบสั้น ทำให้ TUG ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในการตรวจประเมินผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงในการล้ม ทางคลินิก สำหรับขั้นตอนการทดสอบ TUG สามารถแสดงโดยสรุปดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 การทดสอบ Timed Up and Go (TUG)

จากรูปการทดสอบ TUG จะเริ่มต้นโดยผู้สูงอายุนั่งหลังพิง พนักเก้าอี้และมีอวางบนที่วางแขนของ เก้าอี้สูงมาตรฐาน เมื่อ ผู้ดูแลหรือผู้ประเมินให้สัญญาณ ผู้สูงอายุจะลุกขึ้นจากเก้าอี้ เดินตรงไปข้างหน้าด้วย อัตราเร็วปกติเป็นระยะทาง 3 เมตร จากนั้นหมุนตัวกลับรอบจุดที่กำหนด และเดินตรงกลับมานั่งที่ เก้าอี้ตัว เดิม ผู้ดูแลจะจับเวลา (โดยใช้นาฬิกาจับเวลา) ตั้งแต่เริ่ม จนถึงสิ้นสุดการทดสอบ และบันทึกเวลาในแต่ละ ขั้นตอนการทำการกิจกรรมของผู้สูงอายุ เช่น เวลาตั้งแต่นั่งเก้าอี้จนถึงลุกขึ้นยืน หรือเวลาการเดินไปข้างหน้า จนถึงจุดกลับตัว เป็นต้น จุดมุ่งหมายหลักในการสนับสนุนฟังก์ชันการทดสอบ TUG คือเพื่อประเมินความ เสี่ยงในการหกล้มของผู้สูงอายุจาก ระยะไกล โดยอำนวยความสะดวกให้ผู้สูงอายุสามารถทำการทดสอบได้ ด้วยตนเอง อีกทั้งผลการทดสอบสามารถแสดงให้เห็น แพทย์ได้ทราบผลทันที ซึ่งช่วยสนับสนุนการวางแผนการ รักษาในระยะยาว รูปแบบการทดสอบภายในระบบจะถูกปรับเปลี่ยนเป็นการบันทึกเวลาผ่านการใช้งาน นาฬิกาอัจฉริยะด้วยตัวผู้สูงอายุเอง ซึ่งการบันทึกเวลาจะกระทำระหว่างทำการทดสอบ โดยเมื่อผู้สูงอายุ บันทึกเวลาในแต่ละขั้นตอน ข้อมูลจะถูกส่งไป จัดเก็บยังเครื่องแม่ข่ายและประมวลผลความเสี่ยงในการหกล้ม ของผู้สูงอายุอย่างอัตโนมัติ ภายหลังจากการประมวลผลเสร็จสิ้น ระบบจะแสดงผลการทดสอบที่ โพรแกรมติดตามกิจกรรม การเคลื่อนไหว บนเว็บแบบทันทีผลการทดสอบจะประกอบด้วย ระยะเวลาที่ใช้ ในแต่ละขั้นตอนการทำการกิจกรรม การเคลื่อนไหว ความเร็วการเคลื่อนที่ องศาในการหมุนตัว รวมทั้งผลการ ประเมินความเสี่ยงในการหกล้ม สำหรับเกณฑ์ในการประเมินความเสี่ยงในการหกล้มของผู้สูงอายุของระบบ อ้างอิงกับผลการวิจัยของ พอดซิเอตโลและ ริชาร์ดสัน ซึ่งใช้เวลารวมของการทดสอบ TUG เป็นเกณฑ์ โดย ประเมินผู้สูงอายุเป็น 3กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1คือ ผู้สูงอายุที่ ใช้เวลาการทดสอบ น้อยกว่า 20 วินาที ผู้สูงอายุ ในกลุ่มนี้มี ประสิทธิภาพในการเคลื่อนไหวปกติ สามารถทำการกิจกรรมต่างๆ ได้ด้วยตนเอง กลุ่มที่ 2 คือ ผู้สูงอายุที่ใช้เวลาการทดสอบ ระหว่าง 20 ถึง 30 วินาที ซึ่งเป็นกลุ่มผู้สูงอายุที่เริ่มเคลื่อนไหว

ไม่มีประสิทธิภาพ การทรงตัวเริ่มมีปัญหา แต่ยังสามารถทำกิจกรรมต่างๆ ได้ กลุ่มสุดท้าย คือผู้สูงอายุที่ใช้เวลาการทดสอบ มากกว่า 30 วินาที ซึ่งคือกลุ่มผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงในการหกล้มสูงไม่สามารถทำกิจวัตรประจำวันได้ด้วยตนเอง และ สูญเสียความสามารถในการทรงตัว

2.3.6 การเดินขึ้นบันได ลงบันได

การขึ้นลงบันไดนั้นมีผลกับร่างกาย เริ่มจากตอนขึ้นก่อน เมื่อเราขึ้นบันไดถ้าสังเกตให้ดีก็จะพบว่าลักษณะของการขึ้นบันไดนั้นเป็นท่าเดียวกับการทำท่าสควอทที่ถูกต้อง ซึ่งเป็นท่าการออกกำลังกายที่ช่วยฝึกกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและทำให้สะโพกแข็งแรง ซึ่งทำนี้ต่อไปเป็นผู้ป่วยที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมแล้วถ้าอาการไม่รุนแรงก็ต้องมากายภาพบำบัดด้วยท่านี้ที่ดี ดังนั้นปัจจัยสำคัญที่จะทำให้เราห่างไกลจากข้อเข่าเสื่อมก็คือ การมีกล้ามเนื้อต้นขาที่แข็งแรงเพื่อที่กล้ามเนื้อจะสามารถพยุงข้อต่อได้อย่างมั่นคง ไม่เกิดการบิดการเสียดสีกันของข้อกระดูก ดังนั้น การขึ้นบันไดไม่ได้ทำให้เข่าเสื่อมแต่ยังป้องกันและบรรเทาเข่าเสื่อมได้อีกต่างหาก ยังช่วยให้หัวใจแข็งแรง กล้ามเนื้อเฟิร์มกระชับ ป้องกันกระดูกพรุน แกรมแรงกระแทกยังน้อยกว่าการวิ่งเสียอีก แต่การลงบันได จังหวะที่ก้าวกึ่งอยู่ระหว่างขึ้นบันไดนั้นมีลักษณะเดียวกับการทำท่าสควอทที่ผิด นั่นคือ ทิ้งน้ำหนักลงที่ปลายเท้าแล้วย่อเข่า ซึ่งทำนี้จะทำให้เกิดแรงกดที่หัวเข่ามากกว่าท่าปกติ เวลาออกกำลังกายจึงมีคำแนะนำให้หลีกเลี่ยงท่านี้ แต่การลงบันไดสำหรับคนปกติที่มีกล้ามเนื้อแข็งแรงและข้อเข่ายืดหยุ่นนั้นไม่ได้เป็นปัจจัยที่ทำให้เข่าเสื่อม เพราะขึ้นบันไดทั่วไปมีความสูงไม่มากนัก หัวเข่ายังไม่ได้รับแรงกดมาก เพราะขาอีกข้างได้รับน้ำหนักไปแล้วซึ่งจะสังเกตได้ว่าผู้ที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมจะไม่ลงบันไดด้วยท่านี้ แต่เลือกจะตะแคงข้างหรือถอยหลังลงแทน ซึ่งจะเป็นท่าเดียวกันในตอนเดินขึ้น

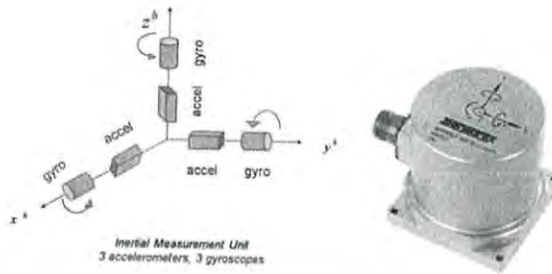
วิธีการเดินขึ้นและลงบันไดที่ถูกต้อง

1. ยืนแยกเท้ากว้างเท่าหัวไหล่ ตั้งตัวให้ตรง คนที่เพิ่งเริ่มฝึกใหม่หรือผู้สูงอายุควรหาที่จับประคองด้วย
2. เดินขึ้นบันไดด้วยเท้าขวา วางเท้าเต็มฝ่าเท้า
3. ดันตัวขึ้นพร้อมก้าวเท้าซ้ายเข้ามาชิด
4. ก้าวลงด้วยเท้าขวา
5. ก้าวเท้าซ้ายลงมาชิด

2.4 หลักการวัดของการเคลื่อนที่

2.4.1 หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial Measurement Unit, IMU) เป็นระบบหนึ่ง ซึ่งบรรจุในระบบกำหนดด้วยแรงเฉื่อย (Inertial Navigation System : INS) มีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ คือ เครื่องวัดความเร่ง ซึ่งวัดทั้งความเร่งเชิงมุม และความเร่งเชิงเส้น (สำหรับการเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง) และ ไจโรสโคป (Gyroscope) (เพื่อรักษาให้อยู่ในแนวอ้างอิงที่ถูกต้อง) ซึ่งโดยปกติจะต้องมี sensor ตรวจวัดอย่างน้อยหนึ่งตัวในแต่ละแนวแกน ลักษณะการออกแบบโดยทั่วไป IMU จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.21 ซึ่งเป็นกล่อง ภายในบรรจุเครื่องวัดความเร่ง 3 ตัว และ ไจโรสโคป (Gyroscope) อีก 3 ตัว เครื่องวัดความเร่งจะถูกติดตั้งเข้าไปในแต่ละแนวแกนที่ต้องการวัดโดยที่แต่ละแนวแกนตั้งฉากกัน ไจโรสโคป (Gyroscope) อีก 3 ตัวจะถูกติดตั้งในลักษณะตั้งฉากเช่นเดียวกัน ทำการวัดอาการหมุน ที่เบี่ยงเบนไปจากแนวอ้างอิงในระบบพิกัดที่กำหนดไว้ จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าเซนเซอร์ตรวจวัดหลักๆ ของระบบ IMU เซนเซอร์สำหรับ

ตรวจวัดความเร่ง และ เซนเซอร์สำหรับตรวจวัดอาการเอียงในแนวแกนต่างๆ ซึ่งก็คือ เครื่องวัดความเร่ง (Accelerometer) และไจโรสโคป (Gyroscope)



รูปที่ 2.21 ส่วนประกอบและลักษณะของหน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย

2.4.2 เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) ในปัจจุบันอุปกรณ์ Sensor ต่างๆ เริ่มมีการติดตั้งอยู่ในอุปกรณ์ทั่วไป เช่น GPS ในรถยนต์ หรือโมดูล GPRS ใช้ทำโทรศัพท์ หรือ Ultrasonic ที่ใช้ทำ sensor จับวัตถุที่ทำการรถยนต์ มี Sensor ชนิดหนึ่งที่ใช้วัดความเอียง คือ Accelerometer และ Gyroscope

2.4.2.1 หลักการทำงานโดยทั่วไปของ Accelerometer

Accelerometer มาจาก Acceleration + Meter หรือมิเตอร์ความเร่ง ตามนิยามก็คือ Sensor วัดความเร่งเพิ่มขึ้น หรือลดลง (ในหน่วย m/s^2) ตัวอย่าง ความเร่งของ แรงโน้มถ่วงคือ $9.8 m/s^2$ หรือ a (มาจาก Acceleration)

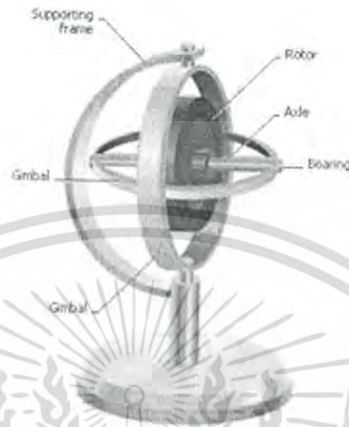
โดยหลักการทำงาน ให้นึกถึงห้องสี่เหลี่ยมเล็กๆ ที่ทุกด้านของกำแพงจะมีสปริงติดอยู่เวลาที่ห้องเอียงไปทางใดทางหนึ่ง สปริงจะยุบไปด้านนั้นๆ สมมติว่าแรงดันของสปริงมีน้อยกว่าแรง โน้มถ่วงของโลก และใช้วงจรไฟฟ้าในการดึง Output Analog ออกมาใช้งาน (หรือ Output Digital) เราจะใช้ Accelerometer สำหรับเป็นตัวชี้ว่าอยู่ในสถานะ Static (นิ่งเฉย) หรือ Dynamic (เคลื่อนไหวทันทีทันใด หรือหยุดทันทีทันใด) ทำให้ Accelerometer เป็น sensor บอกสถานะการเอียงได้

2.4.2.2 อัตราเร่งและการตรวจวัดอัตราเร่ง

อัตราเร่ง คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็วเทียบกับเวลา เครื่องมือที่ใช้วัดอัตราเร่ง คือ มิเตอร์วัดอัตราเร่ง หรือ แอ็กเซเลอโรมิเตอร์ (accelerometer) โดยที่สามารถแบ่งลักษณะการ ตรวจวัด ได้ 2 ลักษณะ

1. การตรวจวัดการช็อก (shock) และการสั่นสะเทือน (vibration) ซึ่งการช็อก คือ อัตราเร่งขนาดมหึมาที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นๆ *การสั่นสะเทือน คือ อัตราเร่งขนาดเล็กที่เกิดขึ้นซ้ำกันไปเรื่อยๆ
2. การตรวจวัดอัตราเร่งของวัตถุ เพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการระบุตำแหน่ง ความเร็ว และ ระยะทางที่ได้จากการเคลื่อนที่

2.4.3 เครื่องวัดสภาพการเอียง ไจโรสโคป (Gyroscope) เป็นอุปกรณ์ที่อาศัยความเฉื่อยของล้อหมุน เพื่อช่วยรักษาทิศทางของแกนหมุน ประกอบด้วยล้อหมุนเร็วบรรจุอยู่ในกรอบอีกทีหนึ่งดังแสดงในรูป 2.22 ทำให้เอียงในทิศทางต่าง ๆ ได้โดยอิสระ โดยจะชี้ ทิศทางเดิมถ้าไม่มีทอร์กมากระทำ นำเอามาใช้สำหรับตรวจเช็คสภาพการเอียง ของวัตถุที่ติดตั้งตัวมันอยู่ เช่น เครื่องบิน เรือ หุ่นยนต์ จรวด จานดาวเทียม ซึ่งของเหล่านี้ล้วนแต่ต้องการที่จะทราบสถานะ ความสมดุลของมันอยู่ตลอดเวลา

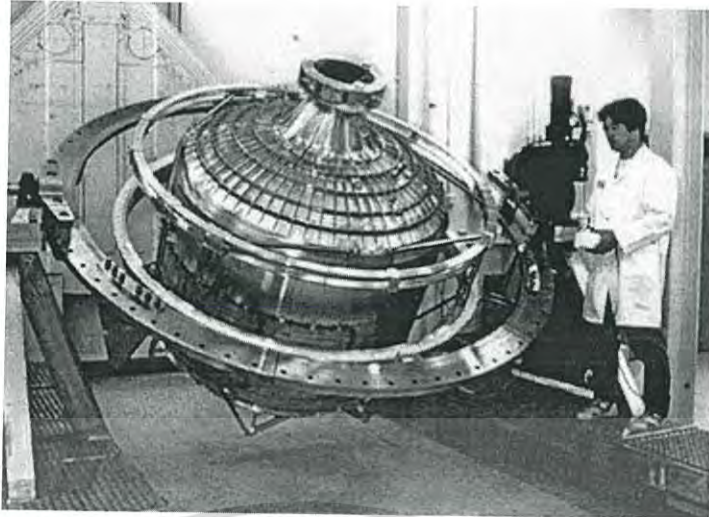


รูปที่ 2.22 ส่วนประกอบพื้นฐานของ ไจโรสโคป (Gyroscope)

Gyroscope ได้กำเนิดขึ้นเมื่อปี ค.ศ. 1852 โดย นักวิทยาศาสตร์ ชาวฝรั่งเศสที่ชื่อ ฌอง โบนาปาด์ เลอง ฟูโกลต์ (Leon Foucault) ได้คิดประดิษฐ์ ล้อที่ติดตั้ง อยู่ในวงแหวนที่หมุนได้เมื่อ หมุนล้อหรือมอเตอร์แล้วเจ้าล้อมันจะหมุนในทิศทางเดิมของมันในอากาศ โดยไม่ขึ้นกับการเอียงไป เอียงมาของกรอบหรือวงแหวนที่ล้อมรอบมัน ซึ่งเค้าได้ตั้งชื่อ อุปกรณ์ตัวนี้ว่า Gyroscope ซึ่งจากคุณสมบัติในข้อนี้เอง ทำให้มันสามารถที่จะเป็นเครื่องบ่งชี้ทิศทางได้นั่นเอง

ไจโรสโคป (Gyroscope) นั้นมีประโยชน์อย่างมากมายการใช้ ไจโรสโคป (Gyroscope) ครั้งแรกนั้น เกิดขึ้น ในปี ค.ศ. 1910 ได้นำไปติดตั้งในเรือรบของเยอรมนี ต่อมาในปี ค.ศ. 1909 นายเอลเมอร์ เอ. สเปนอร์รี่ (Elmer A. Sperry) ได้สร้างเครื่องบินที่บินอัตโนมัติ ที่ใช้คุณสมบัติการรักษาทิศทางของ ไจโรสโคป (Gyroscope) เพื่อให้ เครื่องบิน บินได้ตรงทิศทาง

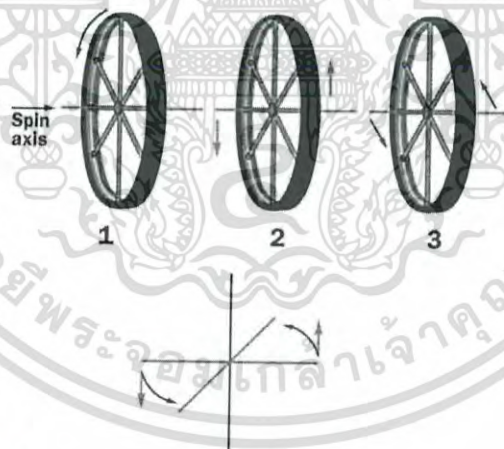
สำหรับการติดตั้งบนเรือนั้นเริ่มขึ้นในปี ค.ศ.1915 บริษัท อันซิซ ตั้งอยู่ที่ เมืองซิล ประเทศเยอรมนี ได้ติดตั้งบนเรือโดยสาร ของเดนมาร์ก ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่เอาไว้รักษา เสถียรภาพการของเรือ เพื่อให้ลดการโคลง ของเรือ ซึ่งทำให้สินค้ามีความเสียหายน้อยลง และทำให้ผู้โดยสารรู้สึกสบายขึ้น ซึ่งระบบตรงนี้เรียกว่า Gyrostabilizer ดังแสดงในรูปที่ 2.23 แต่ใช้วิธีนี้มีข้อเสียมากมาย คือ เรือมันมีน้ำหนักมาก และเสียเนื้อที่มาก เพราะต้องสร้าง ไจโรสโคป (Gyroscope) ขนาดใหญ่



รูปที่ 2.23 Gyrostabilizer

ต่อมาในปี 1916 มีผู้นำหลักการของ ไจโรสโคป (Gyroscope) นี้ไปทำอุปกรณ์ที่เรียกว่า ขอบฟ้าประดิษฐ์ เพื่อใช้ในเครื่องบินสำหรับบอก ระดับการโคลงเคลง ไปซ้ายขวา หน้าหลัง ซึ่งมีประโยชน์อย่างยิ่งในเวลาที่สภาพอากาศไม่ดีเวลาที่มองไม่เห็นขอบฟ้า หลังจากนั้นวิศวกรก็ได้มีการนำ ไจโรสโคป (Gyroscope) ไปใช้ อย่างมากมายแพร่หลาย เช่น นำไปใช้กับจรวดนำวิถีเพื่อบังคับทิศทางโดยอัตโนมัติ หรือนำไปใช้ใน เครื่องบิน เป็นต้น

2.4.3.1 หลักการทำงานของ ไจโรสโคป (Gyroscope)



รูปที่ 2.24 หลักการทำงานพื้นฐานของไจโรสโคป (Gyroscope)

จากรูปที่ 2.24 ล้อที่แขวนไว้อยู่บนเชือกนั้นเมื่อยังไม่ได้หมุนล้อ จะทำให้ล้อที่แขวนอยู่ห้อยลง ตามลักษณะที่ผูกเชือกไว้ แต่เมื่อทำการหมุนล้อจะทำให้ล้อสามารถตั้งได้เหมือนอยู่ในสภาวะไร้น้ำหนักทั้งนี้เพราะการทำงานของ Gyroscope จะเป็นไปตามกฎของนิวตันคือ มวลจะเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงด้วยความเร็วคงที่ ถ้าไม่มีแรงภายนอกมากกระทำ เมื่อตัวไจโรหมุนไป 90 องศา จุดบนจะหมุนเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา และยังเคลื่อนที่ไปทางซ้าย เช่นเดียวกับจุดล่างเมื่อหมุนขึ้นมา 90 องศา ยังคงเคลื่อนที่ไปทางขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้ล้อเกิดการหมุนควง ขณะที่จุดบนและจุดล่างเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา การเคลื่อนที่ในครั้งแรกจะถูกล็อกไม่เกิดการพลิกของล้อ ดังนั้น แกนหมุนของไจโรจะเหมือนกับล้ออยู่กับที่ตลอดเวลา

ดังนั้นเมื่อนำเอาคุณสมบัตินี้ไปสร้างอุปกรณ์วัดระดับจะสามารถรู้ว่าอุปกรณ์ที่ติดตั้ง Gyro เอียงไปจากเดิมเท่าไร ซึ่งเมื่อมอเตอร์ หมุนแล้ว ก็จะคงตำแหน่งอยู่แบบนั้นกรอบที่เป็นแหวนซึ่งอยู่ล้อมรอบเมื่อติดตั้งตัววัดระยะวัดการหมุนสามารถเชื่อมุมที่เปลี่ยนไปได้ ในปัจจุบันมี ไจโรสโคป (Gyroscope) อยู่อย่างมากมาย ซึ่งมีขนาดเล็ก และสามารถใช้งานง่าย

2.5 การติดต่อสื่อสาร

2.5.1 การติดต่อสื่อสารแบบ I2C หรือ Inter-Integrated Circuit

คือ เป็นการสื่อสารแบบอนุกรมแบบ Synchronous ด้วยสายสัญญาณเพียง 2 เส้น คือ สายสัญญาณข้อมูล SDA (Serial Data Line) และสายสัญญาณนาฬิกา SCL (Serial Clock Line) ดังแสดงในรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.25 รูปแบบสถานะในการรับ-ส่งข้อมูล แบบ I2c

Start เป็นสถานะที่บอกเริ่มต้นการรับ-ส่งข้อมูล โดยการเปลี่ยนสัญญาณของ SDA จาก High ไปเป็น Low โดยที่ SCL ยังคงเป็น High อยู่ ดังแสดงในรูปที่ 2.26

Control Byte ประกอบไปด้วย 3 ส่วน คือ

- ID ของอุปกรณ์จำนวน 4 บิต ซึ่งถูกกำหนดมาโดยผู้ผลิต IC หรืออุปกรณ์ I2C
- Device Address ขนาด 3 บิต สามารถกำหนดได้เองจากการจ่าย Logic หรือต่อขาให้กับ IC
- Mode ขนาด 1 บิต ใช้กำหนดว่าเป็นการ Read หรือ Write Data กับอุปกรณ์ IC

ACK หรือ Acknowledge เป็นบิตที่ใช้บอกว่า IC มีการตอบสนองต่อคำสั่งที่ได้รับมาแล้ว

DATA คือ ข้อมูลที่ต้องการเขียนหรืออ่านออกมาจาก IC ขึ้นกับ Mode ที่เราได้ตั้งค่าเอาไว้

STOP เป็นสถานะที่บอกให้อุปกรณ์รู้ว่าสิ้นสุดการรับส่งข้อมูลแล้ว โดย SDA จะเปลี่ยนจาก Low เป็น High ในขณะที่ SCL ยังเป็น High อยู่



รูปที่ 2.26 รูปแบบสถานะในการรับ-ส่งข้อมูล แบบ I2C

2.5.2 การติดต่อสื่อสารแบบ SPI (Serial Peripheral Interface)

เป็นการเชื่อมต่อสื่อสารแบบอนุกรมโดยอาศัยสัญญาณนาฬิกาเป็นตัวกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูล (Synchronous) ที่สามารถส่งข้อมูลไปยังปลายทางและรับข้อมูลจากปลายทางกลับมาในครั้งเดียวกัน (Full Duplex) SPI แบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 2 ฝั่ง คือ Master ดังรูปที่ 2.27

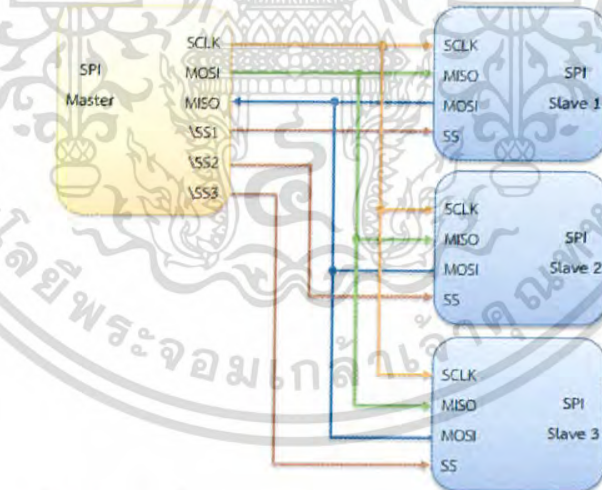
เป็นตัวควบคุมการรับส่งข้อมูลโดยในที่นี้คือไมโครคอนโทรลเลอร์ กับ Slave เป็นอุปกรณ์ที่รอรับคำสั่งจาก Master โดย Slave มีได้มากกว่า 1 ตัว ดังรูปที่ 2.28

SPI ใช้สายสัญญาณทั้งหมด 4 เส้น ดังนี้

1. SCLK (Serial Clock) ใช้ส่งสัญญาณนาฬิกาจากอุปกรณ์ Master ไปยังอุปกรณ์ Slave เพื่อกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูล
2. MOSI (Master Out Slave In) ใช้ส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ Master ไปยังอุปกรณ์ Slave
3. MISO (Master In Slave Out) ใช้รับข้อมูลจากอุปกรณ์ Slave
4. SS (Slave Select) หรือ ขา CS (Chip Select) ใช้ส่งสัญญาณ Low ไปยังอุปกรณ์ Slave ที่ต้องการรับส่งข้อมูล



รูปที่ 2.27 การเชื่อมต่อการสื่อสารแบบ SPI ระหว่างอุปกรณ์ Master – Slave



รูปที่ 2.28 การเชื่อมต่อการสื่อสารแบบ SPI ระหว่างอุปกรณ์ Master – Slave หลายตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปแบบสัญญาณใน SPI BUS รูปแบบสัญญาณ SPI มี 4 รูปแบบ แตกต่างกันที่ขอบสัญญาณนาฬิกา (Clock Polarity) และเฟส (Phase)

เมื่อ CPHA=0 และ CPOL=0 สัญญาณนาฬิกา (Clock) ในสถานะปกติจะเป็น Low และจะรับ-ส่งข้อมูลที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณนาฬิกา (Rising Edge Clock)

เมื่อ CPHA=0 และ CPOL=1 สัญญาณนาฬิกา (Clock) ในสถานะปกติจะเป็น High และจะรับ-ส่งข้อมูลที่ขอบขาลงของสัญญาณนาฬิกา (Falling Edge Clock)

เมื่อ CPHA=1 และ CPOL=0 สัญญาณนาฬิกา (Clock) ในสถานะปกติจะเป็น Low และจะรับ-ส่งข้อมูลที่ขอบขาลงของสัญญาณนาฬิกา (Falling Edge Clock)

เมื่อ CPHA=1 และ CPOL=1 สัญญาณนาฬิกา (Clock) ในสถานะปกติจะเป็น High และจะรับ-ส่งข้อมูลที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณนาฬิกา (Rising Edge Clock)

ดังนั้น จึงกำหนดเป็น Mode การทำงานได้ 4 โหมด คือ

- o Mode 0 = CPOL=0 และ CPHA=0
- o Mode 1 = CPOL=0 และ CPHA=1
- o Mode 2 = CPOL=1 และ CPHA=0
- o Mode 3 = CPOL=1 และ CPHA=1

2.6 บลูทูธ (Bluetooth)

บลูทูธพลังงานต่ำ (Bluetooth low energy, BLE) เป็นคุณลักษณะของเทคโนโลยีบลูทูธ 4.0 ที่มีเป้าหมายในการใช้งานสำหรับอุปกรณ์ไร้สายรุ่นใหม่ที่ใช้พลังงานต่ำและ latency ต่ำ ภายในระยะทางไกลๆ (ไม่เกิน 50 - 160 เมตร 50 metres / 160 ฟุต - ดูได้จากตาราง 2.2 ด้านล่าง) ข้อกำหนดนี้จะอำนวยความสะดวกให้กับการใช้งานที่หลากหลายและอุปกรณ์ขนาดเล็กที่ใช้ในงานดูแลสุขภาพ, การออกกำลังกาย, การรักษาความปลอดภัย และอุตสาหกรรมบันเทิงภายในบ้าน

รายละเอียดการใช้งาน

เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำทำงานในช่วงคลื่นความถี่ช่วงเดียวกับเทคโนโลยีบลูทูธแบบดั้งเดิม (2402-2480 MHz) แต่ใช้ชุดของช่องสัญญาณคนละชุดกัน โดยแทนที่จะใช้ช่องสัญญาณกว้าง 79.1 MHz เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำจะใช้ช่องสัญญาณกว้าง 40.2 MHz แทน เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำจะใช้แบบแผนการกระโดดข้ามช่องสัญญาณแตกต่างจากเทคโนโลยีบลูทูธดั้งเดิม ผลลัพธ์คือแม้ว่าเทคโนโลยีบลูทูธจะถูกจำแนกโดยองค์กร FCC และ ETSI ให้เป็นประเภทใช้วิธีการกระจายช่วงคลื่นแบบกระโดดข้ามความถี่ (Frequency-hopping Spread Spectrum: FHSS) แต่เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำจะถูกจำแนกเป็นระบบที่ใช้วิธีมอดูเลชันแบบดิจิทัล (Digital Modulation) หรือการกระจายช่วงคลื่นแบบลำดับโดยตรง (Direct-sequence Spread Spectrum) แทน เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำถูกออกแบบให้มีทางเลือกสำหรับวิธีการสร้างระบบได้สองวิธีซึ่งสำคัญเท่าเทียมกัน ได้แก่ โหมดเดี่ยว และโหมดคู่ (Single-mode และ Dual-mode) อุปกรณ์ขนาดเล็กเช่น โทเค็น นาฬิกา และเครื่องตรวจวัดเพื่อการกีฬาที่ทำงานบนพื้นฐานของโหมดเดี่ยวจะมีข้อได้เปรียบในการใช้พลังงานต่ำกว่า และสำหรับการใช้งานในโหมดคู่ ความสามารถการทำงานแบบบลูทูธพลังงานต่ำจะรวมอยู่ในวงจรบลูทูธแบบดั้งเดิม สถาปัตยกรรมนี้จะใช้เสาอากาศและคลื่นความถี่ร่วมกับเทคโนโลยีบลูทูธแบบดั้งเดิม ทำให้ชิปรุ่นปัจจุบันมีความสามารถเพิ่มเติม

ในชั้นการทำงานพลังงานต่ำ จึงเพิ่มความสามารถในการพัฒนาอุปกรณ์บลูทูธแบบดั้งเดิมให้มีความสามารถใหม่ได้ ดังแสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ตารางการเปรียบเทียบการใช้งานบลูทูธแบบเก่ากับแบบใหม่

| ข้อมูลทางเทคนิค | เทคโนโลยีบลูทูธแบบดั้งเดิม | เทคโนโลยีบลูทูธพลังงานต่ำ |
|--|--|--|
| ระยะทาง/ช่วง | 100 เมตร (330 ฟุต) | 50 เมตร (160 ฟุต) |
| อัตราการส่งข้อมูลทางอากาศ | 1-3 Mb/s | 1 Mb/s |
| อัตราการส่งผ่านข้อมูล | 0.7-2.1 Mb/s | 0.26 Mb/s |
| อุปกรณ์เชื่อมต่อที่ทำงานพร้อมกัน | 7 | ไม่ได้กำหนดไว้ ขึ้นกับการออกแบบ |
| การรักษาความปลอดภัย | 64/128-bit และกำหนดโดยผู้ใช้ในชั้น application layer | 128-bit AES with Counter Mode CBC-MAC และกำหนดโดยผู้ใช้ในชั้น application layer |
| ความทนทาน | Adaptive fast frequency hopping, FEC, fast ACK | Adaptive frequency hopping, Lazy Acknowledgement, 24-bit CRC, 32-bit Message Integrity Check |
| เวลาเริ่มทำงาน (จากสถานะที่ยังไม่เชื่อมต่อ) | 100 ms โดยปกติ | 6 ms |
| ระยะเวลารวมในการส่งข้อมูล (เป็นตัวชี้วัดอายุแบตเตอรี่) | 100 ms | 6 ms |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | |
|-----------------------|--|---|
| ส่งข้อมูลเสียง | ได้ | ไม่ได้ |
| โครงสร้างเครือข่าย | Scatternet | Star-bus |
| การใช้พลังงาน | 1 หน่วย (สำหรับอ้างอิงเปรียบเทียบ) | 0.01 ถึง 0.5 หน่วย (ขึ้นกับลักษณะการใช้งาน) |
| การใช้กระแสสูงสุด | <30 mA | <20 mA (ไม่เกิน 15 mA ในกรณีที่ทำงานด้วยถ่านกระดุม) |
| การค้นหบริการ | มี | มี |
| แนวคิดโปรไฟล์การทำงาน | มี | มี |
| กรณีการใช้งานหลัก | โทรศัพท์มือถือ, เล่นเกม, หูฟัง, สตรีมมิ่งเสียงสเตอริโอ, รถยนต์, พีซี, การรักษาความปลอดภัย, การติดตามตัว, สุขภาพ, การกีฬา และการออกกำลังกาย ฯลฯ | โทรศัพท์มือถือ, เล่นเกม, พีซี, นาฬิกา, กีฬาและการออกกำลังกาย, สุขภาพ, การรักษาความปลอดภัยและการติดตามตัว, ยานยนต์, ไฟฟ้าภายในบ้าน, งานอัตโนมัติ, อุตสาหกรรม ฯลฯ |

Mb/s คือ Megabit per sec

mA คือ milliAmpere

ms คือ millisecond

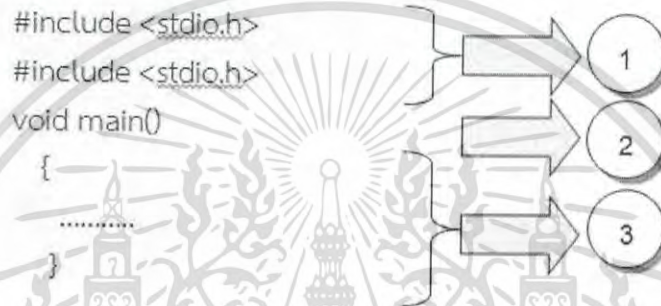
รายละเอียดทางเทคนิคเพิ่มเติมสามารถดูได้จากสเปคอย่างเป็นทางการเป็นที่เผยแพร่โดย Bluetooth SIG โปรดตระหนักว่าการใช้พลังงานนั้นไม่ได้เป็นส่วนหนึ่งของข้อกำหนดบลูทูธ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 ภาษาที่ใช้

ในการเขียนการทำงานของอุปกรณ์โดยใช้ภาษาซี (C) ซึ่งมีความเป็นมาดังนี้ ภาษาซี [] เกิดขึ้นในปี ค.ศ. 1972 ผู้คิดค้นคือ Dennis Ritchie โดยพัฒนามาจากภาษาB และ ภาษา BCPL แต่ยังไม่มีการใช้งานอย่างกว้างขวาง ในปี ค.ศ. 1978 Brian Kernighan ได้ร่วมกับ Dennis Ritchie มาพัฒนามาตรฐานของภาษาซี เรียกว่า K&R ทำให้มีผู้สนใจเกี่ยวกับภาษาซีมากขึ้น จึงเกิดภาษาซีอีกหลายรูปแบบเพราะยังไม่มีข้อกำหนดรูปแบบภาษาซีที่เป็นมาตรฐาน และในปี 1988 Ritchie จึงได้กำหนดมาตรฐานของภาษาซี เรียกว่า ANSI C เพื่อใช้เป็นตัวกำหนดมาตรฐานในการสร้างภาษาซีรุ่นต่อไปภาษาซี เป็นภาษาซีระดับกลางเหมาะสมสำหรับการเขียนโปรแกรมแบบโครงสร้าง เป็นภาษาที่มีความยืดหยุ่นมากคือใช้งานได้กับเครื่องต่างๆ ได้และปัจจุบันภาษาซีเป็นภาษาพื้นฐานของภาษาโปรแกรมรุ่นใหม่ ๆ เช่น C++

2.7.1 โครงสร้างโปรแกรมภาษาซี แสดงดังภาพที่ 2.29



รูปที่ 2.29 โครงสร้างของโปรแกรมภาษาซี

โครงสร้างของโปรแกรมภาษาซีแบ่งออกเป็น 3 ส่วน

1. ส่วนหัวของโปรแกรม

ส่วนหัวของโปรแกรมนี้นี้เรียกว่า Preprocessing Directive ใช้ระบุเพื่อบอกให้คอมไพเลอร์กระทำการใด ๆ ก่อนการแปลผลโปรแกรม ในที่นี้คำสั่ง `#include <stdio.h>` ใช้บอกกับคอมไพเลอร์ให้นำเฮดเดอร์ไฟล์ที่ระบุ คือ `stdio.h` เข้าร่วมในการแปลโปรแกรมด้วย โดยการกำหนด preprocessing directives นี้จะต้องขึ้นต้นด้วยเครื่องหมาย `#` เสมอ

คำสั่งที่ระบุให้คอมไพเลอร์นำเฮดเดอร์ไฟล์เข้าร่วมในการแปลโปรแกรม สามารถเขียนได้ 2 รูปแบบ คือ

- `#include <ชื่อเฮดเดอร์ไฟล์>` คอมไพเลอร์จะทำการค้นหาเฮดเดอร์ไฟล์ที่ระบุจากไดเรกทอรีที่ใช้สำหรับเก็บเฮดเดอร์ไฟล์โดยเฉพาะ (ปกติคือไดเรกทอรีชื่อ `include`)
- `#include "ชื่อเฮดเดอร์ไฟล์"` คอมไพเลอร์จะทำการค้นหาเฮดเดอร์ไฟล์ที่ระบุ จากไดเรกทอรีเดียวกันกับไฟล์ source code นั้น แต่ถ้าไม่พบก็จะไปค้นหาไดเรกทอรีที่ใช้เก็บเฮดเดอร์ไฟล์โดยเฉพาะ

2. ส่วนของฟังก์ชันหลัก

ฟังก์ชันหลักของภาษาซีแสดงดังรูปที่ 2.30 คือ ฟังก์ชัน main() ซึ่งโปรแกรมภาษาซีทุกโปรแกรมจะต้องมีฟังก์ชันนี้อยู่ในโปรแกรมเสมอ จะเห็นได้จากชื่อฟังก์ชันคือ main แปลว่า “หลัก” ดังนั้น การเขียนโปรแกรมภาษาซีจึงขาดฟังก์ชันนี้ไปไม่ได้ โดยขอบเขตของฟังก์ชันจะถูกกำหนดด้วยเครื่องหมาย { และ } กล่าวคือการทำงานของฟังก์ชันจะเริ่มต้นที่เครื่องหมาย { และจะสิ้นสุดที่เครื่องหมาย } ฟังก์ชัน main() สามารถเขียนในรูปแบบของ void main(void) ก็ได้ มีความหมายเหมือนกัน คือ หมายความว่า ฟังก์ชัน main() จะไม่มีอาร์กิวเมนต์ (argument) คือไม่มีการรับค่าใด ๆ เข้ามาประมวลผลภายในฟังก์ชัน และจะไม่มีค่าคืนค่าใด ๆ กลับออกไปจากฟังก์ชันด้วย



รูปที่ 2.30 ส่วนของฟังก์ชันหลัก

3. ส่วนรายละเอียดของโปรแกรม

เป็นส่วนของการเขียนคำสั่ง เพื่อให้โปรแกรมทำงานตามที่ได้ออกแบบไว้

2.8 แอปพลิเคชัน Blynk

Blynk คือ Application สำเร็จรูปสำหรับงาน IOT มีการเขียนโปรแกรมที่ง่าย ไม่ต้องเขียน Application เองสามารถใช้งานได้อย่าง Real time สามารถเชื่อมอุปกรณ์ต่างๆเข้ากับ Internet ได้อย่างง่ายดาย เช่น Arduino, Esp8266, Esp32, Nodemcu, Raspberry pi นำมาแสดงบน Application และ Application Blynk ดังแสดงดังรูปที่ 2.31 สามารถให้ใช้งานได้ฟรีแบบไม่มีค่าใช้จ่าย และ รองรับในระบบ IOS และ Android



รูปที่ 2.31 Application Blynk

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในยุคสมัยก่อน การเขียนโปรแกรมเชื่อมต่อกันระหว่าง อุปกรณ์ 2 ชิ้นเข้าด้วยกันมักจะใช้งานในลักษณะของ Server >>> Client ทำให้เกิดข้อจำกัดต่างๆ ยกตัวอย่าง เราต้องการเปิดปิดไฟ ผ่านหน้าเว็บ เราก็จะให้ Arduino เป็น Server และ เครื่องคอมพิวเตอร์ (Client) เป็นเครื่องลูก ข้อจำกัดที่เกิดขึ้นคือ ทรัพยากร เช่น CPU RAM ROM ของอาจจะไม่พอ จนอาจเกิดการค้างทำให้การเขียนโปรแกรมเป็นไปได้ยากต้องประหยัดทรัพยากรให้ได้มากที่สุดเพื่อจะให้สามารถทำงานได้ และการเชื่อมต่อ Network เป็นไปได้ยาก ส่วนใหญ่มักจะใช้ในวง Lan หรือถ้าต้องการ ควบคุมผ่าน Wan จะต้อง Forward Set ระบบ Network

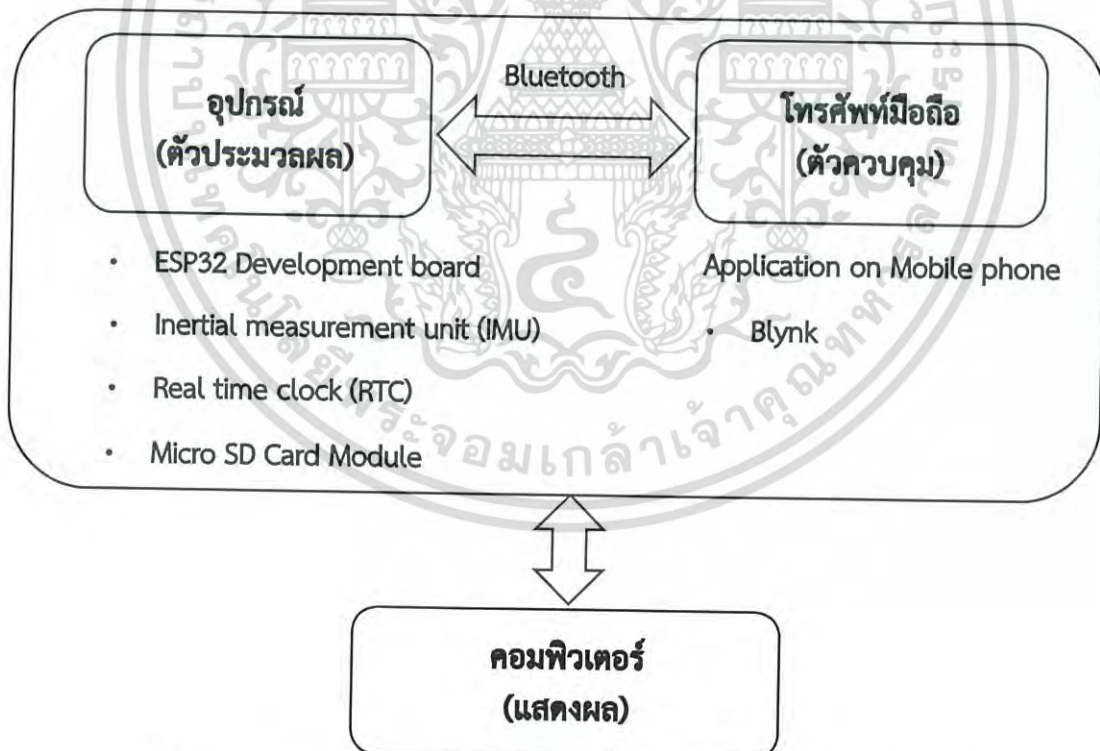
ต่อมามี Cloud เกิดขึ้น รวมทั้งมี Chip Wifi ราคาถูก Esp8266 ถูกผลิตขึ้นมา แต่ด้วยข้อจำกัดทางด้านทรัพยากร จึงมีวิธีการนำข้อมูลใส่ลงใน Server ให้ Device เรียกเข้าไปแก้ไข หรืออ่านข้อมูลโดยตรง ทำให้ความฉลาดของตัวอุปกรณ์ไม่มีวันสิ้นสุด Device กลายเป็นแค่ตัวรับ Data และส่ง Data มาแสดงเท่านั้น ทำให้ Chip Esp8266 ได้รับความนิยมในปัจจุบัน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การดำเนินงานปริญญาโท

งานปริญญาโทในส่วนนี้ เป็นการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน ซึ่งแบ่งลักษณะการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนที่หนึ่งทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์วัดการเคลื่อนที่จากผู้ใช้หรือผู้ป่วยและเก็บข้อมูล ส่วนที่สองทำหน้าที่แสดงผล สามารถแสดงเป็นไดอะแกรมได้ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งจากภาพเป็นบล็อกไดอะแกรมของระบบตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน โดยการทำงานจะเริ่มจากแอปพลิเคชันในโทรศัพท์มือถือเป็นตัวควบคุมการทำงานของอุปกรณ์และระบุกิจกรรมลงบนแอปพลิเคชันเพื่อให้ทราบว่าเป็นข้อมูลของกิจกรรมใด ในส่วนอุปกรณ์วัดการเคลื่อนที่ที่รับคำสั่งจากโทรศัพท์มือถือเพื่อให้หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial measurement unit, IMU) ทำการวัดการเคลื่อนที่ซึ่งข้อมูลประกอบด้วย 3 ความเร่ง (Acceleration) และ 3 ทิศทางการหมุน (Direction Gyration) เรียกว่า 6 Degree-of-freedom และมีการบันทึกเวลาด้วย Real time clock (RTC) หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ในที่นี้คือ บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 (ESP32 Development board) เพื่อทำการประมวลผลและเก็บบันทึกข้อมูลลงการ์ดหน่วยความจำ (Micro SD card) โดยการเชื่อมต่อจะเชื่อมด้วยบลูทูธของบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 และโทรศัพท์มือถือเป็นตัวกลางในการส่งคำสั่ง จากนั้นนำข้อมูลในการ์ดหน่วยความจำมาแสดงผลเป็นกราฟสัญญาณบนคอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรมแมทแลป (MatLab)



รูปที่ 3.1 ภาพบล็อกไดอะแกรมของอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน

3.1 แผนการดำเนินงานปริญญานิพนธ์

ตาราง 3.1 ตารางแสดงแผนการดำเนินงานปริญญานิพนธ์ เดือนสิงหาคมถึงเดือนธันวาคม

| แผนการ | 2561 | | | | |
|--|---------|---------|--------|-----------|---------|
| | สิงหาคม | กันยายน | ตุลาคม | พฤศจิกายน | ธันวาคม |
| 1. ศึกษาข้อมูลของโมดูลต่างๆ และการเขียนโค้ดทั้ง Arduino และ บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 | | | | | |
| 2. ศึกษาการเชื่อมต่อโมดูลกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 และเขียนโค้ดบนโปรแกรม Arduino IDE | | | | | |
| 3. ทดสอบการทำงานของระบบ และแก้ไขปัญหา | | | | | |
| 4. ออกแบบการเชื่อมต่อโมดูลภายในอุปกรณ์และตัวเครื่องภายนอก | | | | | |
| 5. ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์และเก็บบันทึกข้อมูลเบื้องต้น | | | | | |
| 6. จัดทำเล่มบทที่1 ถึงบทที่3 และนำเสนอ | | | | | |

ตาราง 3.2 ตารางแสดงแผนการดำเนินงานปริญญานิพนธ์ เดือนมกราคมถึงเดือนเมษายน

| แผนการ | 2561 | | | |
|---|--------|------------|--------|--------|
| | มกราคม | กุมภาพันธ์ | มีนาคม | เมษายน |
| 1. ศึกษาการใช้งานบลูทูธรวมทั้งไวไฟ (Wi-Fi), แอปพลิเคชัน Blynk และติดตั้งโปรแกรมในโทรศัพท์มือถือ | | | | |
| 2. ปรับแก้โค้ดบน Arduino IDE เพื่อรองรับแอปพลิเคชัน Blynk | | | | |
| 3. ทดสอบอุปกรณ์กับผู้ที่มาทำการทดสอบ | | | | |
| 4. นำข้อมูลจากการทดสอบมาสร้างกราฟสัญญาณ และศึกษาความแตกต่างของแต่ละกิจกรรม | | | | |
| 5. ทำโปสเตอร์ และจัดทำรูปเล่มบทที่4 และบทที่5 | | | | |
| 6. นำเสนอปริญญานิพนธ์ | | | | |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial measurement unit, IMU) แสดงดังรูปที่ 3.4 เซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย เป็นโมดูล Accelerometer/ Gyroscope เชื่อมต่อแบบ I2C ตามข้อมูลในบทที่ 2 หัวข้อ 2.5 การติดต่อสื่อสารแบบ I2C หรือ Inter-Integrated Circuit ใช้สายสัญญาณ SCL และ SDA ซึ่งเป็นโมดูลชื่อ GY-521 ใช้ชิปเซต MPU-6050 มีขนาด 16 bits AD converter โดยข้อมูลที่ออกมา มีขนาด 16 bits ต้องการไฟเลี้ยง 3-5 โวลต์ สามารถกำหนดรายละเอียดความเร่งได้ 4 ย่าน ± 2 , ± 4 , ± 8 และ ± 16 g และความเร็วเชิงมุม ± 250 , ± 500 , ± 1000 และ ± 2000 %/s มีโครงสร้างการเชื่อมต่อขา VCC, GND, SCL, SDA, XDA, XCL, ADO และ INT ดังตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.4 เซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (Inertial measurement unit, IMU)

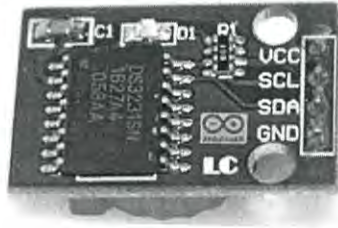
เนื่องจากการเชื่อมต่อชิปเซต MPU-6050 (IMU) และ DS3231 (RTC) พร้อมกันทำให้ต้องมีการเปลี่ยน address I2C ของชิปเซต MPU-6050 (IMU) อ้างอิงจากตาราง address ของ I2C ในภาคผนวก ข. จะพบว่าชิปเซต DS3231 (RTC) จะใช้ได้กับ address ที่ 0x68 เท่านั้น ส่วนชิปเซต MPU-6050 (IMU) ใช้ได้ทั้ง address 0x68 กับ address 0x69 จึงทำการเชื่อมต่อขา ADO กับไฟเลี้ยงเพื่อเปลี่ยน address เป็น 0x69 เพื่อรับส่งข้อมูล โดยเซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สายจะวัดค่าจากการทำกิจกรรมของผู้สูงอายุและผู้ป่วย และส่งข้อมูลไปยังบอร์ดพัฒนาของไอเอสพี32

ตารางที่ 3.3 แสดงรายละเอียดการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์หน่วยวัดความเร่งแบบไร้สายกับบอร์ดพัฒนาของไอเอสพี32

| ชื่อขา | เชื่อมต่อกับ |
|--------|--|
| VCC | ขาจ่ายไฟเลี้ยง 3.3V |
| GND | ขาสัญญาณ Ground (GND) |
| SCL | ขาสายสัญญาณนาฬิกา Pin G22 |
| SDA | ขาสายสัญญาณข้อมูล Pin G21 |
| ADO | ขาจ่ายไฟเลี้ยง 3.3V เพื่อเปลี่ยน Address ของ I2C |

- Real Time Clock (RTC)

Real Time Clock (RTC) แสดงดังรูปที่ 3.5 เป็นอุปกรณ์ที่มีชิปเซต DS3231 ซึ่งให้ค่าเวลาตามจริงโดยมีแบตเตอรี่ในตัวจึงไม่จำเป็นต้องตั้งเวลาใหม่ทุกครั้ง และ ใช้การเชื่อมต่อสื่อสารแบบ I2C ที่ address 0x68 มีโครงสร้างการเชื่อมต่อขา SDA, SCL, VCC และ GND ดังตารางที่ 3.3



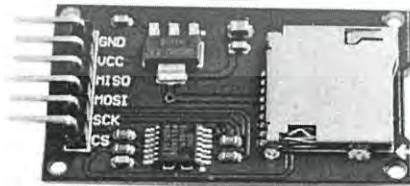
รูปที่ 3.5 Real Time Clock (RTC)

โดย Real Time Clock ใช้สำหรับกำกับเวลาที่ผู้สูงอายุหรือผู้ป่วยใช้ทำกิจกรรมซึ่งแสดงเวลาทุกๆ 1 วินาที ตารางที่ 3.4 แสดงรายละเอียดการเชื่อมต่อ Real Time Clock กับ บอร์ดพัฒนาของอียเอสพี32

| ชื่อขา | เชื่อมต่อกับ |
|--------|---------------------------|
| VCC | ขาจ่ายไฟเลี้ยง 3.3V |
| GND | ขาสัญญาณ Ground |
| SCL | ขาสายสัญญาณนาฬิกา Pin G22 |
| SDA | ขาสายสัญญาณข้อมูล Pin G21 |

- โมดูลบันทึกข้อมูล (Micro SD Card Module)

โมดูลบันทึกข้อมูล (Micro SD Card Module) ใช้สำหรับบันทึกข้อมูลลงการ์ดหน่วยความจำ (Micro SD Card) แสดงดังรูปที่ 3.6 และเพิ่มความสามารถในการบันทึกข้อมูลต่าง ๆ จากบอร์ดพัฒนาของอียเอสพี32 มีอินเตอร์เฟสแบบ SPI ตามข้อมูลในบทที่ 2 หัวข้อ 2.5 การติดต่อสื่อสารแบบ SPI ใช้งานง่าย มีโลบาร์สำเร็จรูปให้พร้อมใช้งาน มีวงจรรีเลย์ 3.3V มีในตัวบอร์ด สามารถใช้ไฟเลี้ยงได้ในช่วง 4.5-5.5V มีโครงสร้างการเชื่อมต่อขา CS, SCK, MOSI, MISO, VCC และ GND ดังตารางที่ 3.4



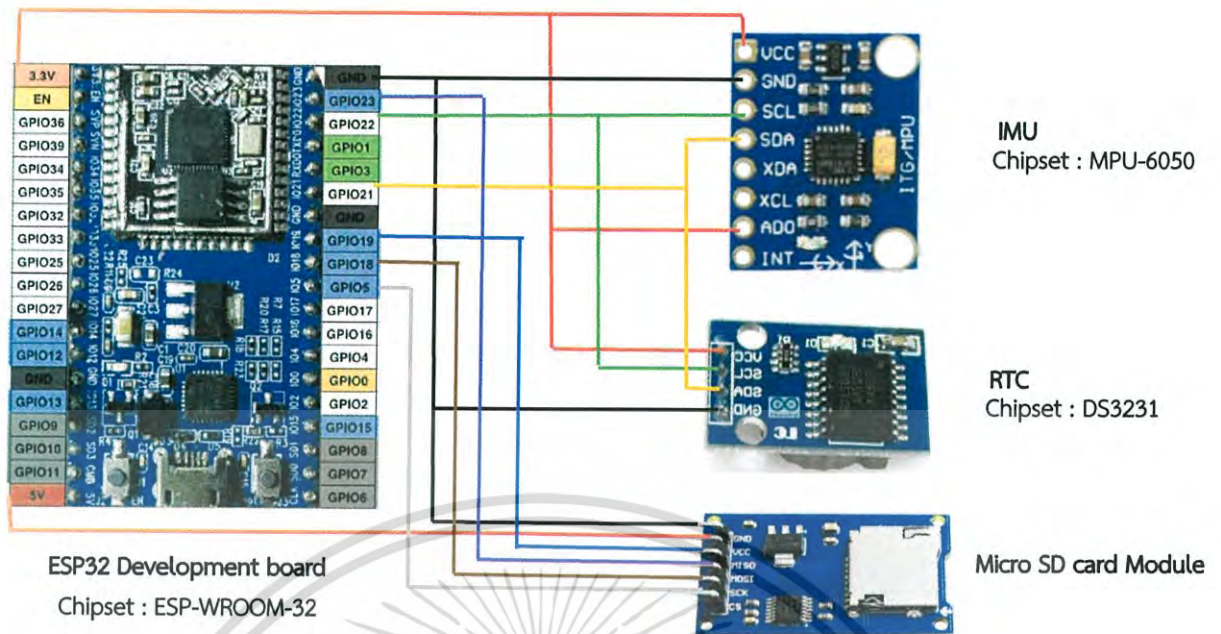
รูปที่ 3.6 การ์ดหน่วยความจำ(Micro SD Card)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.5 แสดงรายละเอียดการเชื่อมต่อโมดูลบันทึกข้อมูล (Micro SD Card Module) กับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32

| ชื่อขา | เชื่อมต่อกับ |
|--------|-------------------|
| CS | Pin G5 |
| SCK | Pin G18 |
| MOSI | Pin G23 |
| MISO | Pin G19 |
| VCC | ขาจ่ายไฟเลี้ยง 5V |
| GND | ขาสัญญาณ Ground |

การเชื่อมต่อจะแทนสายสีดำเป็นสายกราวด์ (Ground), สายสีแดงเป็นสายไฟ โดยจะต่อกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 3.3V สำหรับเซ็นเซอร์ความเร่งแบบสาย และ RTC ส่วน 5V สำหรับโมดูลบันทึกข้อมูล, สายสีเขียวเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ I2C ด้วยสายสัญญาณนาฬิกา SCL ต่อกับ GPIO22 , สายสีเหลืองเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ I2C ด้วยสายสัญญาณข้อมูล SDA ต่อกับ GPIO21 โดยสายสีเหลืองและสายสีเขียวสำหรับเซ็นเซอร์ความเร่งแบบสาย (MPU-6065 address 0x69) และ RTC (DS3231 address 0x68), สายสีฟ้าเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI ด้วยสายสัญญาณ MISO ในการรับข้อมูลจากโมดูลบันทึกข้อมูลต่อกับ GPIO19, สายสีม่วงเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI ด้วยสายสัญญาณ MOSI ในการส่งข้อมูลจาก บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ไปยังโมดูลบันทึกข้อมูลต่อกับ GPIO23, สายสีน้ำตาลเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI ด้วยสายสัญญาณ SCK ในการส่งสัญญาณนาฬิกาจากบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ไปยังโมดูลบันทึกข้อมูลเพื่อกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูล ต่อขา GPIO18 และสายสีเทาเป็นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI ด้วยสายสัญญาณ CS ในการส่งสัญญาณ Low ไปยังโมดูลบันทึกข้อมูลที่ต้องการรับส่งข้อมูล ต่อกับ GPIO5 ดังรูปที่ 3.7 สามารถเทียบขาการเชื่อมต่อของบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ตามรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.7 แผนผังการเชื่อมต่อโมดูลกับ บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32

เนื่องจากอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน เป็นระบบไร้สายจึงจำเป็นต้องมีแหล่งจ่ายไฟภายในตัวอุปกรณ์ ดังนี้

3.2.2 การเชื่อมต่อบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 กับแหล่งจ่ายไฟ ดังรูปที่ 3.11

แหล่งจ่ายไฟภายในตัวเครื่องมักจะใช้แบตเตอรี่แบบไม่สามารถนำมาใช้ได้อีกครั้ง จึงใช้แบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium Polymer Battery) ที่สามารถชาร์จได้ โดยมีแรงดันไฟฟ้า 3.7 V (Volt) และกระแสไฟฟ้าต่อชั่วโมง 1000 mAh (milliAmpereperhour) ดังรูปที่ 3.8 เนื่องจากจะต้องใช้งานอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันเป็นเวลานานจึงใช้กระแสไฟฟ้าที่สูงและขนาดแบตเตอรี่ลิเทียมมีขนาดเล็กเหมาะสำหรับการนำไปใช้งาน



รูปที่ 3.8 แบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium Polymer Battery)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium charger module) ดังรูปที่ 3.9 สำหรับป้อนไฟเข้าแบตเตอรี่ลิเทียมโดยใช้วิธีชาร์จด้วยสายชาร์จ (Micro USB) 5V 1A (Ampere) ซึ่งง่ายต่อการชาร์จและเป็นการประหยัดค่าใช้จ่ายในการซื้อแบตเตอรี่เปลี่ยนทุกครั้งที่แบตเตอรี่หมด



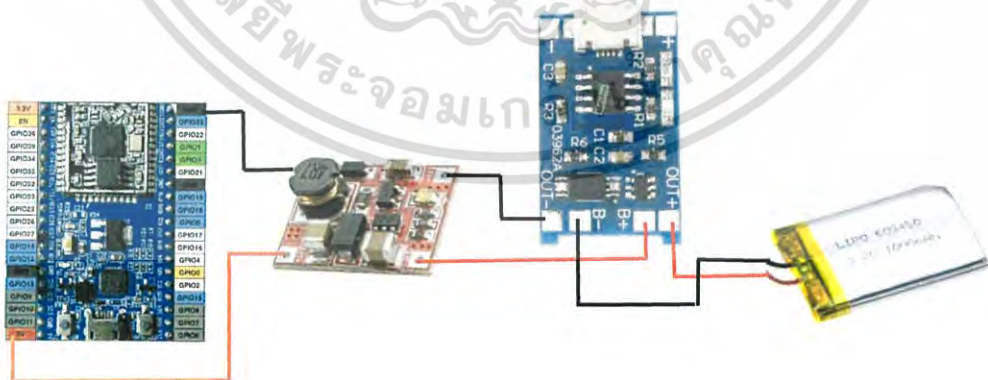
รูปที่ 3.9 โมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium charger module)

โดยการจ่ายไฟให้อยู่ในช่วงทำงานของโมดูลจำเป็นต้องมีการใช้โมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้า (DC to DC Step Up Module) 5V 1A ดังรูปที่ 3.10 เพื่อแปลงแรงดันไฟฟ้าจาก 3.3V เป็น 5V



รูปที่ 3.10 โมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้า (DC to DC Step Up Module)

การเชื่อมต่อบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 กับแหล่งจ่ายไฟ เริ่มจากการต่อสายไฟและสายกราวด์ (Ground) ของแบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium Polymer battery) เข้าที่ B+ และ B- ของโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม (Lithium charger module) โดย B+ เป็นสายไฟ และ B- เป็นสายกราวด์ (Ground) จากนั้นนำสาย OUT- และ OUT+ ของโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมเชื่อมต่อกับ IN+ และ IN- ของโมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้า (DC to DC Step Up Module) โดย OUT- ต่อกับ IN-, OUT+ ต่อกับ IN+ สุดท้ายนำ OUT+ และ OUT- ของโมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้าเชื่อมต่อกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 โดย OUT+ ต่อกับ 5V และ OUT- ต่อกับสายกราวด์ (Ground) ดังรูปที่ 3.11

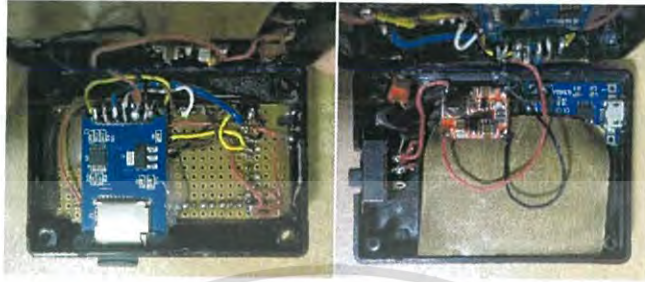


รูปที่ 3.11 การเชื่อมต่อแหล่งจ่ายไฟกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน

การออกแบบมีการนำหัวข้อย่อย 3.2.1 การเชื่อมต่อโมดูลกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 และหัวข้อย่อย 3.2.2 การเชื่อมต่อบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 กับแหล่งจ่ายไฟมาใช้ร่วมกันภายในตัวอุปกรณ์ ดังรูปที่ 3.12(ก), 3.12(ข)



รูปที่ 3.12(ก) วงจรแสดงภายในภาพซ้ายคือส่วนของอุปกรณ์การวัด

3.12(ข) วงจรแสดงภายในภาพขวาคือส่วนของแหล่งจ่ายพลังงาน

ต่อมาภายนอกอุปกรณ์จะต้องมีขนาดที่พกพาง่ายและสามารถติดกับตัวผู้ใช้ได้ตลอด จึงออกแบบให้มีขนาดเล็กพร้อมคลิปหนีบติดที่กางเกงบริเวณเอวด้านขวา (เนื่องจากให้เป็นไปตามแกน x ของเซ็นเซอร์วัดความเร่งแบบไร้สายเพื่อ่ายต่อการเก็บข้อมูลและง่ายต่อการสังเกตของผู้ที่นำข้อมูลไปใช้) ดังรูป 3.13



รูปที่ 3.13 ภาพแสดงอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน

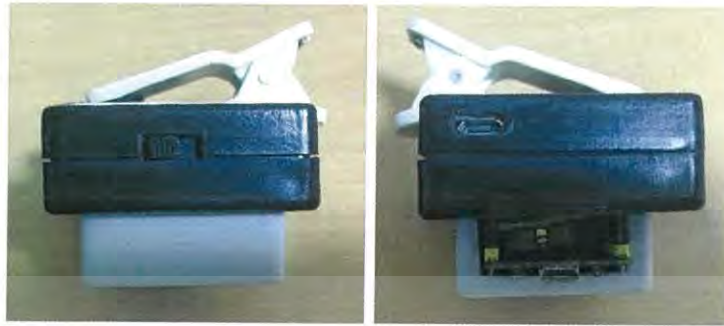
โดยด้านบนของอุปกรณ์จะมีช่องแสดงไฟไดโอดเปล่งแสง (Light electronic diode, LED) สีแดง ดังรูปที่ 3.14(ก) และช่องแสดงไฟจากโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียม เมื่อชาร์จแบตเตอรี่เต็มไฟบนโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมจะเปลี่ยนเป็นสีน้ำเงิน ส่วนด้านล่างจะมีช่องใส่การ์ดหน่วยความจำ (Micro SD Card) ซึ่งสะดวกต่อการนำการ์ดหน่วยความจำมาใช้ในการดึงข้อมูลลงในคอมพิวเตอร์และช่องแสดงไฟ LED สีน้ำเงินแสดงสถานะการเก็บข้อมูล ดังรูปที่ 3.14(ข)



รูปที่ 3.14(ก) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านบน 3.14(ข) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และด้านขวาจะมีสวิตช์เปิดและปิดดังรูปที่ 3.15(ก) เมื่อเลื่อนสวิตช์ขึ้นจะเป็นการเปิดเครื่อง ส่วนด้านซ้ายจะมีช่องเสียบหัวชาร์จของโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมสำหรับชาร์จแบตเตอรี่ ดังรูปที่ 3.15(ข)



รูปที่ 3.15(ก) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านขวา 3.15(ข) ภาพแสดงอุปกรณ์ด้านซ้าย

ในการกำหนดการจ่ายไฟจากโมดูลแปลงแรงดันไฟฟ้า (DC to DC Step Up Module) เข้าสู่บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 และโมดูลอื่น จะใช้สวิตช์ 3 ขา พร้อมทั้งมี LED สีแดงแสดงสถานะการจ่ายไฟให้กับอุปกรณ์เมื่อมีกระแสไฟฟ้าเข้าสู่บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 LED จะติด ดังรูปที่ 3.16 และในขณะที่ทำการบันทึกข้อมูลจะมีการแสดงสถานะโดย LED สีน้ำเงิน



รูปที่ 3.16 ภาพแสดงการเปิดและปิดของอุปกรณ์

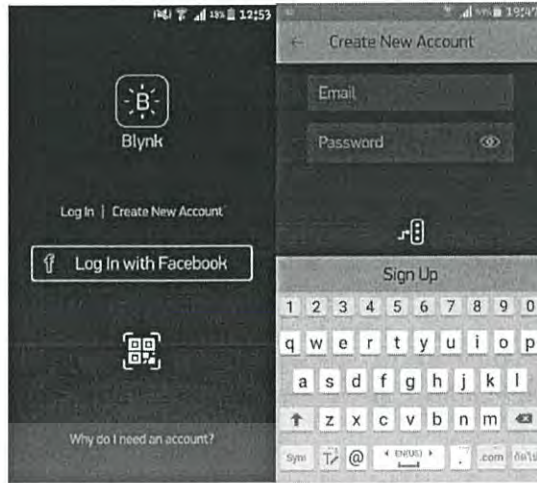
3.2.4 การเขียนโค้ดการทำงานของอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน

ระบบการทำงานของบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 (ESP32 Development board) มีการใช้ไลบรารีในการเรียกใช้กับแอปพลิเคชัน Blynk และเชื่อมต่อโมดูลหน่วยวัดความเร่งแบบไร้สาย (IMU), Real time clock (RTC) แบบ I2C และโมดูลบันทึกข้อมูล (Micro SD card module) แบบ SPI ในคำสั่ง `#include <...>` เช่น `BlynkSimpleEsp32_BT.h` เรียกใช้ให้บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 สามารถเชื่อมกับแอปพลิเคชัน Blynk ผ่านทางบลูทูธ หรือ Wire.h เรียกใช้แบบ I2C โดยภายในโค้ดมีการกำหนด Address ให้บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 รับส่งข้อมูล เช่น `const int MPU_addr = 0x69` เป็นการกำหนดการใช้ I2C Address ของ IMU ให้ชิปเซต MPU-6050 รับส่งข้อมูลที่ address 0x69 เพื่อไม่ให้ address เหมือนกับชิปเซต DS3231 ของ RTC, กำหนดชนิดตัวแปรการเก็บข้อมูลของชิปเซต MPU-6050 ด้วยคำสั่ง `int16_t` คือ `int` หรือ `integer` ใช้เก็บค่าข้อมูลขนาด 16 บิตที่เป็นค่าจำนวนเต็มแบบคิดเครื่องหมาย โดยสามารถเก็บข้อมูลได้ 65536 ค่า (-32768 ถึง +32767), กำหนดชนิดตัวแปรการเก็บข้อมูลเวลาด้วยคำสั่ง `uint8_t` คือ `unsigned int` ใช้เก็บข้อมูลขนาด 8 บิตที่เป็นจำนวนเต็มแบบไม่คิดเครื่องหมาย และกำหนดการแสดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วันและเวลาด้วยการสร้าง structure เก็บตัวอักษร ซึ่งในการเก็บข้อมูลลงใน Micro SD card จะทำการสร้างไฟล์ด้วยคำสั่ง File dataFile (ตั้งชื่อตัวแปรไฟล์)

ในส่วนการกำหนดตัวแปรของแอปพลิเคชัน Blynk จะตั้งค่าคอนฟิกของระบบด้วยการกำหนดตัวแปร char auth[] = “...” โดยใช้รหัส Auth Token จากอีเมลตามรูปที่ 3.20 ต่อมากำหนดขา GPIO แบบ Digital Output มี LED ต่อภายนอกจำนวน 1 ขา ด้วยคำสั่ง #define LEDSensorPin 4 กำหนดให้ LED ใช้ขา GPIO ที่ 4 และตั้งค่าพารามิเตอร์เพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 และ Blynk Server ทำให้ควบคุมบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ผ่านทาง Styled Button ได้ด้วยการกำหนดขา Virtual Pin ขึ้นให้กับ Widget ด้วยคำสั่ง #define Widget_Sendbutton V8 โดยทำการตั้งค่า Styled Button ตามรูปที่ 3.23 หลังจากที่บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 สามารถเชื่อมต่อบลูทูธและเข้าถึง Blynk Server จะให้ฟังก์ชันการทำงานของเขา Virtual V8 ด้วย Blynk.syncVirtual(Widget_Sendbutton) และกำหนดฟังก์ชันการอ่านสถานะการทำงานของปุ่ม Styled Button โดยหลังจากมีการกดปุ่ม Blynk Server จะส่งค่า 0 หรือ 1 มาให้กับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ผ่านทาง Widget_Sendbutton ด้วยคำสั่ง Blynk.virtualWrite(Widget_Sendbutton,btnstate) ซึ่ง btnstate เป็นสถานะของปุ่ม จากนั้นสร้างฟังก์ชันการทำงานของการเก็บบันทึกข้อมูล คือ void sendSensor ภายในฟังก์ชันจะมีคำสั่งบันทึกตัวอักษรที่พิมพ์จาก Terminal ในแอปพลิเคชัน Blynk บันทึกลงการ์ดหน่วยความจำ ถ้าค่าจากตัวแปร btnstate เท่ากับ 1 จะเริ่มการบันทึกข้อมูล ด้วยคำสั่ง while (btnstate==1) จะให้ทำงานวนในลูปไปเรื่อยๆจนกว่าค่าตัวแปร btnstate ไม่เท่ากับ 1 ซึ่งภายในจะมีคำสั่งแสดงไฟ LED สีน้ำเงิน, การอ่านค่าชิปเซต MPU-6050 จากกำหนดอ่านที่ register แรกด้วยคำสั่ง Wire.write(0x3B) จะเริ่ม register ที่ address 0x3B (ACCEL_XOUT_H) โดยกำหนดขาในการอ่านข้อมูลและชื่อตัวแปรในแต่ละขา ดังนี้ AcX=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ accelerometer ในแกน x ที่ address 0x3B (ACCEL_XOUT_H) และ 0x3C (ACCEL_XOUT_L), AcY=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ accelerometer ในแกน y ที่ address 0x3D (ACCEL_YOUT_H) และ 0x3E (ACCEL_YOUT_L), AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ accelerometer ในแกน z ที่ address 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) และ 0x40 (ACCEL_ZOUT_L), Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของอุณหภูมิที่ address 0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L), GyX=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ gyroscope ในแกน x ที่ address 0x43 (GYRO_XOUT_H) และ 0x44 (GYRO_XOUT_L), GyY=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ gyroscope ในแกน y ที่ address 0x45 (GYRO_YOUT_H) และ 0x46 (GYRO_YOUT_L) และ GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read() เป็นการอ่านข้อมูลของ gyroscope ในแกน z ที่ address 0x47 (GYRO_ZOUT_H) และ 0x48 (GYRO_ZOUT_L) อ้างอิงจาก MPU-6050 Register map and Descriptions ในส่วนการบันทึกข้อมูลลงการ์ดหน่วยความจำจะทำการกำหนดไฟล์เป็นนามสกุล .txt โดยเก็บข้อมูลต่อเนื่องในไฟล์เดียวกันถ้าไฟล์นั้นเป็นชื่อเดิม ด้วยคำสั่ง FILE_APPEND ต่อมาจะทำการเขียน



รูปที่ 3.18 หน้าลงทะเบียน

ต่อมาเป็นการสร้างโปรเจกต์ใหม่ ให้คลิกที่ “New Project” กรอกชื่อโปรเจกต์ เลือกประเภทของอุปกรณ์และการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์และแอปพลิเคชัน จากนั้นคลิกที่ปุ่ม “Create” จะเป็นการสร้างโปรเจกต์ตามรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 ภาพแสดงการสร้างโปรเจกต์ใหม่

หลังจากสร้างโปรเจกต์เสร็จ ระบบจะทำการส่งรหัส Auth Token ไปยังอีเมลตามที่กรอกดังรูปที่ 3.20 รหัสนี้คือตัวแทนของบอร์ดพัฒนา Blynk Server จะรู้จักบอร์ดและรู้ว่าบอร์ดไหนอยู่ที่ไหน โดยใช้รหัส Auth Token เป็นตัวอ้างอิง



รูปที่ 3.20 ภาพแสดงตัวอย่างอีเมลที่ได้รับจาก Blynk Server

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 การวางอุปกรณ์ในโปรเจค

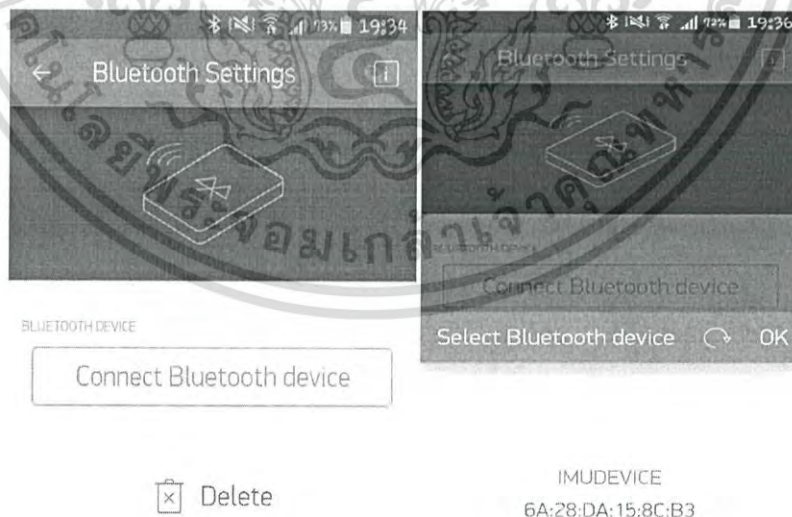
หลังจากสร้างโปรเจคเสร็จจะทำการวางอุปกรณ์ที่จะใช้ในการควบคุม โดยเลือกอุปกรณ์ใน Widget ซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบด้วย Bluetooth, Styled Button และ Terminal วางอุปกรณ์ตามรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.21 ภาพแสดงการจัดวางอุปกรณ์ในแอปพลิเคชัน

3.3.3 การเชื่อมต่ออุปกรณ์บนแอปพลิเคชันกับบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32

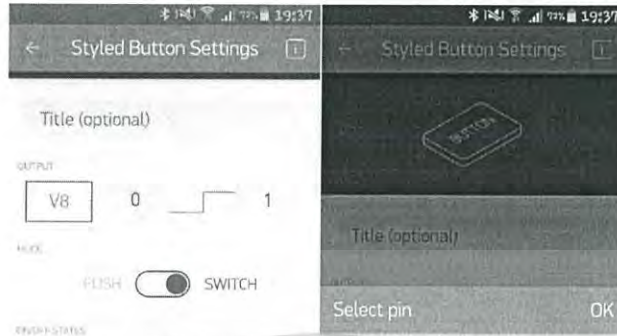
เริ่มจากเปิดบลูทูธของโทรศัพท์มือถือ เลือกบลูทูธบนแอปพลิเคชัน คลิก Connect Bluetooth device ตามรูป 3.22(ก) และเลือกอุปกรณ์บลูทูธที่จะเชื่อมต่อดังรูป 3.22(ข)



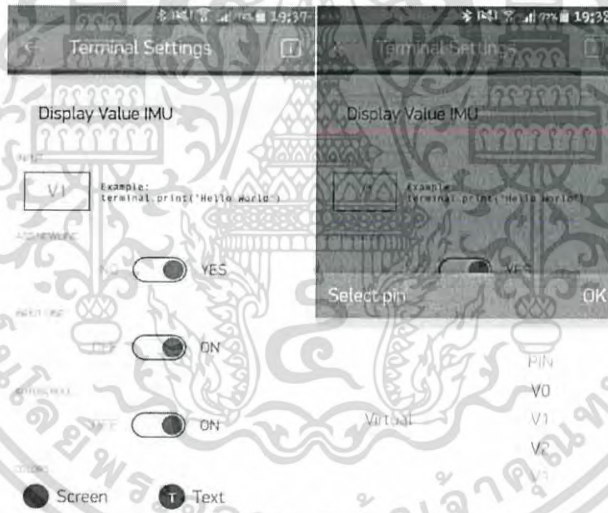
รูปที่ 3.22(ก) ภาพแสดงการเชื่อมต่อของบลูทูธ
3.22(ข) ภาพแสดงการเลือกอุปกรณ์บลูทูธ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นทำการตั้งค่า Styled Button ด้วยการเลือกและเปลี่ยนชื่อตัวอักษรเปิดและปิดตามรูปที่ 3.23 และตั้งค่า Terminal ด้วยเช่นกันดังรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.23 ภาพแสดงการตั้งค่า Styled Button



รูปที่ 3.24 ภาพแสดงการตั้งค่า Terminal

3.4 การเก็บข้อมูลเพื่อนำมาศึกษา

เมื่อติดอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันที่เอวด้านขวาหรือด้านซ้ายตามความถนัดของอาสาสมัครที่มาทำการทดลอง พบว่าถ้าอุปกรณ์วัดการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง ทำให้มีปริมาณของข้อมูลมาก เมื่อนำมาแสดงในรูปของกราฟสัญญาณจะไม่สามารถรู้ที่กำลังทำกิจกรรมใดจึงทำแอปพลิเคชันขึ้นมาเพื่อเป็นตัวช่วยในการควบคุมการบันทึกข้อมูลโดยระบุกิจกรรมที่ทำ ณ ขณะนั้นลงบนการ์ดหน่วยความจำ หลังจากทำกิจกรรมจะนำข้อมูลในการ์ดหน่วยความจำมาศึกษาจำนวน sampling rate ใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟล์ข้อมูลซึ่งบันทึกเป็นไฟล์ .txt โดยใช้โปรแกรม Microsoft Excel ดังแสดงในรูปที่ 3.25 ซึ่งภายในไฟล์ข้อมูลจะประกอบด้วย 6 Degree-of-freedom โดยแสดงการระบุกิจกรรม เช่น St Sit (start sit) คือ การเริ่มนั่ง และข้อมูล 1 ชุดซึ่งประกอบด้วย เดือน,วันที่,ชั่วโมง,นาที,วินาที, accelerometer x, accelerometer y, accelerometer z, gyroscope x, gyroscope y และ gyroscope z มีค่าเฉลี่ย sampling rate ประมาณ 39 หรือ 40 ภายใน 1 วินาที

| 1 | St sit | | | | | | |
|----|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 2 | 3/26 15:24:56 | 1956 | 18104 | -2176 | -1798 | 3743 | 1675 |
| 3 | | -112 | 15932 | -2552 | -1624 | 2013 | -100 |
| 4 | | 548 | 13464 | -1476 | -1240 | 1281 | -1188 |
| 5 | | -212 | 13516 | -1080 | 640 | 642 | -2016 |
| 6 | | -416 | 14408 | -1572 | 426 | 525 | -2395 |
| 7 | | -2300 | 14388 | -2136 | 1124 | 1291 | -3017 |
| 8 | | -3288 | 15780 | -3160 | 2376 | 53 | -2781 |
| 9 | | -2972 | 16236 | -3728 | 2776 | -2065 | -2181 |
| 10 | | -1828 | 19008 | -3668 | 3309 | -4225 | -221 |
| 11 | | -1232 | 19768 | -3148 | 1120 | -3698 | 879 |
| 12 | | -736 | 16676 | -2612 | 116 | -2322 | 1189 |
| 13 | | -716 | 13972 | -1460 | 1092 | -1677 | 1398 |
| 14 | | -280 | 15116 | -1628 | 1491 | -1294 | 1433 |
| 15 | | 892 | 16456 | -2240 | 1005 | 624 | 1004 |
| 16 | | -144 | 16180 | -3944 | -51 | 3130 | -220 |
| 17 | | -700 | 14404 | -5060 | 722 | 4740 | -1001 |
| 18 | | -1684 | 14792 | -5120 | 2047 | 3744 | -2319 |
| 19 | | -1716 | 16512 | -5140 | 1099 | 3309 | -2578 |
| 20 | | -2028 | 16228 | -5594 | -301 | 3017 | -2665 |
| 21 | | -2180 | 15404 | -5556 | -636 | 2581 | -2478 |
| 22 | | -2456 | 15028 | -5708 | -580 | 2326 | -1674 |
| 23 | | -3344 | 15052 | -6394 | -756 | 822 | -381 |
| 24 | | -2964 | 14500 | -7060 | 60 | -1677 | 985 |
| 25 | | -1420 | 15344 | -6596 | 1091 | -4219 | 1905 |
| 26 | | 620 | 16108 | -6012 | 645 | -5207 | 2331 |
| 27 | | 1756 | 17188 | -5132 | -698 | -4556 | 2328 |
| 28 | | 1628 | 16432 | -4364 | -2110 | -1985 | 1426 |
| 29 | | 1304 | 16100 | -3816 | -2625 | 1473 | -97 |
| 30 | | -348 | 14980 | -3316 | -2066 | 4056 | -1000 |
| 31 | | -1220 | 14588 | -3588 | -911 | 4987 | -1008 |
| 32 | | -2472 | 14652 | -5140 | 197 | 3685 | -927 |

รูปที่ 3.25 ภาพตัวอย่างข้อมูลจากไฟล์ .txt แสดงบนโปรแกรม Microsoft Excel

3.3.1 การแสดงผลกราฟสัญญาณ

การแสดงผลกราฟสัญญาณใช้โปรแกรมแมทแลป (MatLab) ในการเขียนคำสั่งแสดงผลซึ่งใช้ภาษาซี โดยเริ่มจากการนำไฟล์ข้อมูลของแต่ละกิจกรรมที่ต้องการศึกษาในโปรแกรม Microsoft Excel มาทำการแปลงไฟล์เป็นนามสกุล .mat ด้วยการเลือกคำสั่ง Import data แล้วเลือก Output type เป็น Numeric Matrix เพื่อง่ายต่อการนำไปสร้างกราฟสัญญาณเนื่องจากข้อมูลถูกเก็บในลักษณะของแถวลำดับ เมื่อทำการดึงข้อมูลเสร็จ บันทึกไฟล์ .mat ลงในโฟลเดอร์เดียวกับไฟล์เขียนโปรแกรมสร้างกราฟสัญญาณนามสกุลไฟล์ .m

การสร้างกราฟสัญญาณเริ่มจากการเขียนคำสั่ง load ดึงไฟล์ข้อมูลกิจกรรม .mat ให้นำข้อมูลออกมาศึกษา โดยในไฟล์ข้อมูลกิจกรรมจะแบ่งออกเป็น 7 หลัก จึงต้องสร้างตัวแปรในการเก็บข้อมูลแต่ละหลักด้วยคำสั่ง activity(:,2) activity คือชื่อของไฟล์กิจกรรมโดยกำหนดให้นำข้อมูลจากหลักที่ 2 จากแถวที่ 1 ถึงแถวสุดท้ายของข้อมูล มีการกำหนดตัวแปรดังนี้

Ax=activity(:,2) เป็น accelerometer ในแกน x ,

Ay=activity(:,3) เป็น accelerometer ในแกน y,

Az=activity(:,4) เป็น accelerometer ในแกน z,

Gx=activity(:,5) เป็น gyroscope ในแกน x,

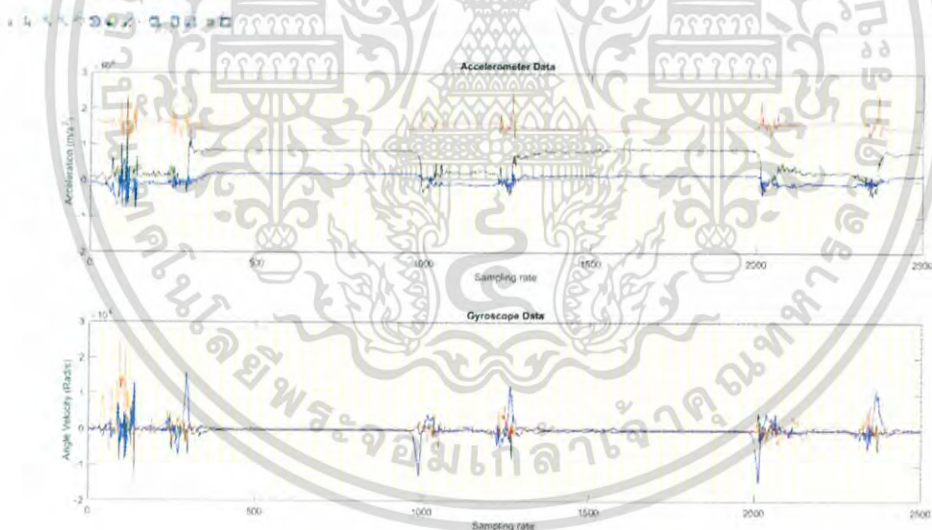
Gy=activity(:,6) เป็น gyroscope ในแกน y

และ Gz=activity(:,7) เป็น gyroscope ในแกน z

ซึ่งถ้าสร้างกราฟสัญญาณจากข้อมูลทั้ง 6 ตัวแปรนี้จะตรวจสอบและศึกษาได้ยาก จึงทำการแบ่งตัวแปรเป็นข้อมูลของ accelerometer และข้อมูลของ gyroscope โดยการสร้างกราฟย่อยด้วยคำสั่ง subplot (211) โดยเลขหลักแรก คือ หลัก, เลขหลักที่สอง คือ แถว และเลขหลักสุดท้ายคือ ตำแหน่งของกราฟย่อยในแถว ต่อมาใช้คำสั่ง plot(Ax,'Color','k') ในการนำตัวแปร Ax สร้างบนกราฟย่อยตำแหน่งแถวที่ 1 โดยกำหนดสีเส้นกราฟเป็นสีดำ ถ้าเป็นตัวแปร Ay เส้นกราฟจะเป็นสีแดง และตัวแปร Az เส้นกราฟจะเป็นสีน้ำเงิน โดยสีของเส้นกราฟในตัวแปร Gx, Gy, Gz เหมือนกับสีเส้นกราฟของ Ax, Ay, Az

การระบุข้อมูลลงบนหน้าต่างจะใช้คำสั่ง ดังนี้ title('Accelerometer Data') กำหนดหัวข้อบนกราฟ, ylabel('Acceleration (m/s^2)') และ xlabel('Sampling rate') เป็นการกำหนดชื่อตามแกน y และ x เพื่อความง่ายต่อการสังเกตและอ่านข้อมูลจึงสร้างเส้นตารางด้วยคำสั่ง grid on ซึ่งในการสร้างเส้นกราฟทับกันในกราฟเดียวจะต้องใช้คำสั่ง hold on

ในการกำหนดช่วงเวลาใน 1 วินาทีจะใช้ค่าเฉลี่ย sampling rate ของไฟล์ข้อมูลมาสร้างเส้นแบ่งช่วงเพื่อง่ายต่อการระบุกิจกรรมโดยการใช้คำสั่ง for กำหนดตัวแปรให้นับจำนวนตั้งแต่ค่าเฉลี่ย sampling rate แรก โดยมีช่วงการนับเท่ากับค่าเฉลี่ย sampling rate นั้นจนถึงข้อมูลสุดท้ายของไฟล์ข้อมูลกิจกรรม เช่น x = 40:40:1850 เมื่อมีการเพิ่มค่าของตัวแปรจากค่าเฉลี่ย sampling rate เดิมจะมีการสร้างกราฟด้วยคำสั่งสร้างกราฟเส้นตรง plot([x x],[t o],'-y','Linewidth', 1) กำหนดจุดที่สร้างด้วย array ของแกน x และ array ของแกน y โดยเส้นกราฟจะมีลักษณะเป็นเส้นประและมีสีเหลืองจาก '-y' ดังแสดงกราฟสัญญาณตัวอย่างกิจกรรม เช่น กราฟสัญญาณการลุก-นั่ง ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 ภาพตัวอย่างกราฟสัญญาณลุก-นั่ง

บทที่ 4

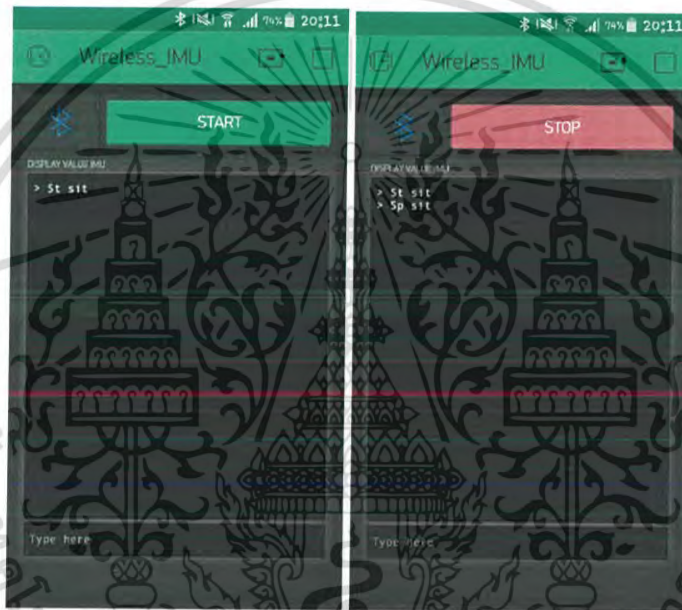
ผลการทดลอง

4.1 ขั้นตอนการบันทึกข้อมูล

การบันทึกข้อมูลเริ่มจากติดอุปกรณ์ไว้ที่เอวของผู้ทำการทดสอบจากนั้นเปิดเครื่องเพื่อให้อุปกรณ์กับโทรศัพท์มือถือสามารถเชื่อมต่อบลูทูธ และให้ผู้ทำการทดสอบเริ่มทำกิจกรรมโดยผลการทดสอบเป็นไปตามหัวข้อที่ 4.2

4.1.1 การทำงานของแอปพลิเคชัน Blynk

เมื่อเริ่มการบันทึกกิจกรรมจะทำการระบุการเริ่มกิจกรรม และกดปุ่ม Start เพื่อให้บอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 ทำงาน ตามรูปที่ 4.1(ก) ถ้าทำกิจกรรมเสร็จจะทำการกดปุ่ม Stop และระบุการหยุดการทำกิจกรรมนั้นตามรูปที่ 4.1(ข) โดยข้อมูลจะถูกบันทึกลงในการ์ดหน่วยความจำ (Micro SD card)



รูปที่ 4.1(ก) ภาพหน้าจอแสดงขณะที่เริ่มการทำกิจกรรม

4.1(ข) ภาพหน้าจอแสดงขณะที่หยุดการทำกิจกรรม

4.2 ขั้นตอนการทำกิจกรรมและผลจากการทดสอบ

เมื่ออุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันพร้อมใช้งานจะเริ่มทำการทดสอบกิจกรรมและนำมาแสดงกราฟสัญญาณจากโปรแกรมแมทแลป (MatLab) โดยกราฟสัญญาณสีด้าเป็นข้อมูลของแกน x, กราฟสัญญาณสีแดงเป็นข้อมูลของแกน y และกราฟสัญญาณสีน้ำเงินเป็นข้อมูลของแกน z ทั้งความเร่ง (Acceleration) และทิศทางการหมุน (Direction Gyration) ดังนี้

4.2.1 กิจกรรมที่ใช้ในการทดสอบ

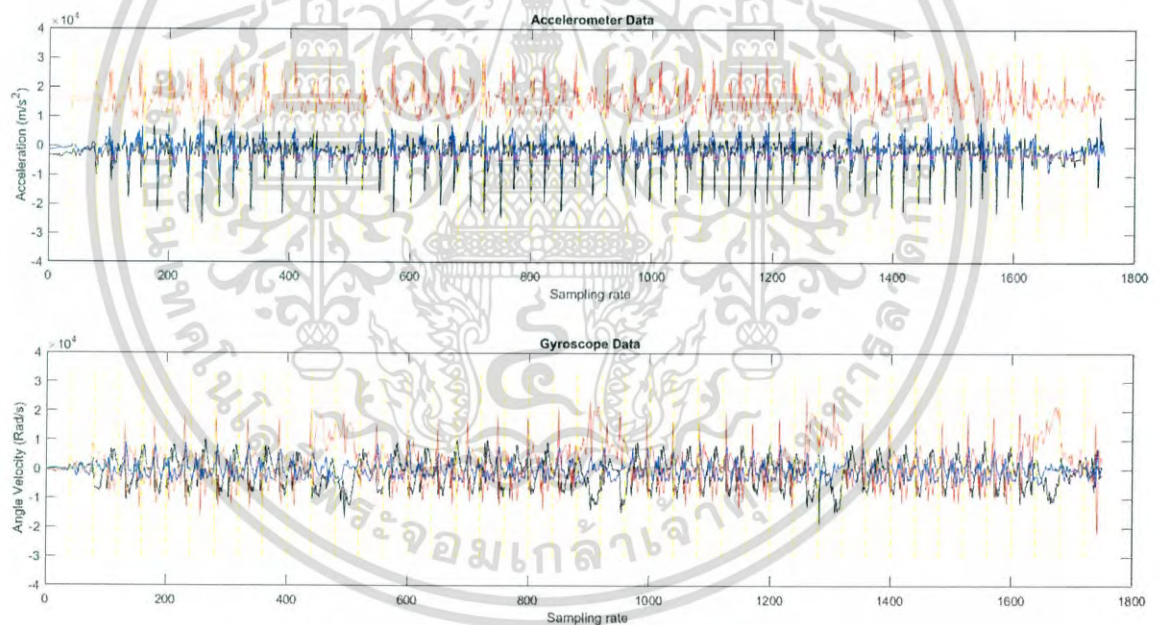
การทดสอบประกอบด้วย การเดิน การยืนและการนั่ง การเดินขึ้นบันได และการเดินลงบันไดจากผู้ทดสอบจำนวน 9 คน มีช่วงอายุระหว่าง 20-55 ปี

4.2.1.1 การเดิน

การเดินจะให้ผู้มาทำการทดสอบเดินเป็นระยะทาง 10 เมตร เดินวนไปและกลับ 2 รอบ รวมทั้งหมด 40 เมตร ดังรูปที่ 4.2 และกราฟสัญญาณ ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.2 ภาพแสดงการเดินไปและกลับ



รูปที่ 4.3 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินไปและกลับ

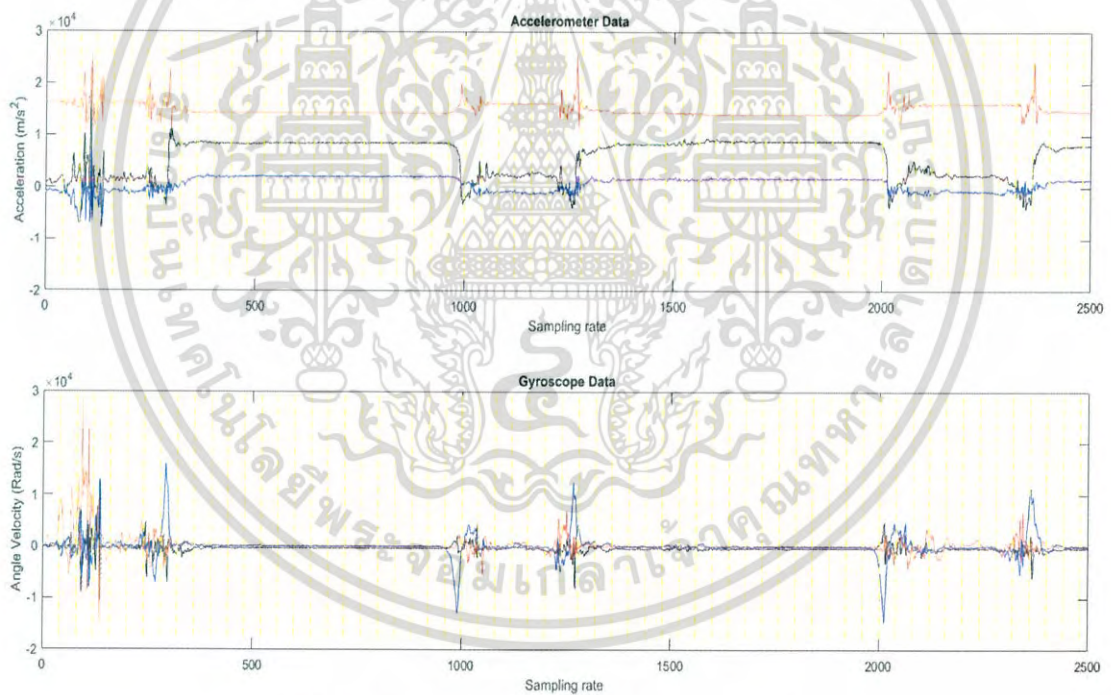
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.2 การยืนและการนั่ง

การยืนและการนั่ง จะทำการทดสอบ 2 รอบ โดยจะให้ยืนเป็นเวลา 5 วินาทีและนั่งเป็นเวลา 20 วินาทีดังรูปที่ 4.4 และกราฟสัญญาณ ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 ภาพแสดงการยืนและการนั่ง



รูปที่ 4.5 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการยืนและการนั่ง

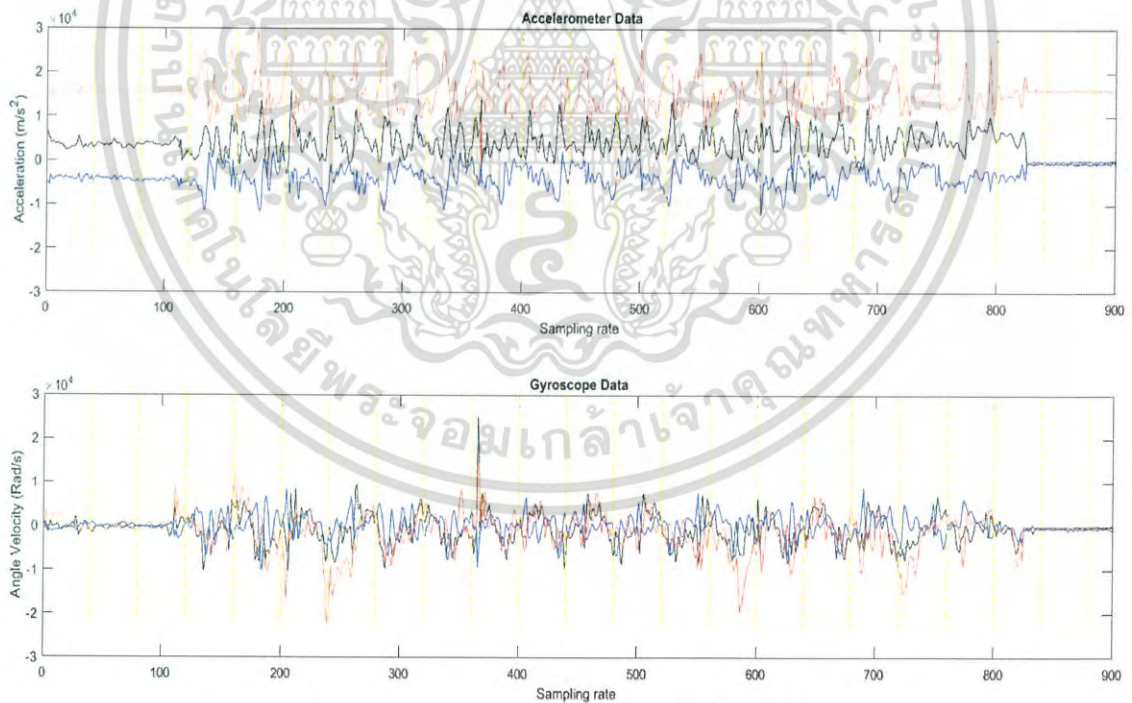
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.3 การเดินขึ้นบันได

การเดินขึ้นบันไดแสดงดังรูปที่ 4.6 เป็นกิจกรรมที่แสดงความผิดปกติของร่างกายได้ดีที่สุด เนื่องจากต้องใช้กำลังส่วนขาเป็นอย่างมาก ในการทำการทดสอบจะเดินขึ้น 1 ชั้น โดยมีกราฟสัญญาณดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.6 ภาพแสดงการเดินขึ้นบันได



รูปที่ 4.7 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินขึ้นบันได

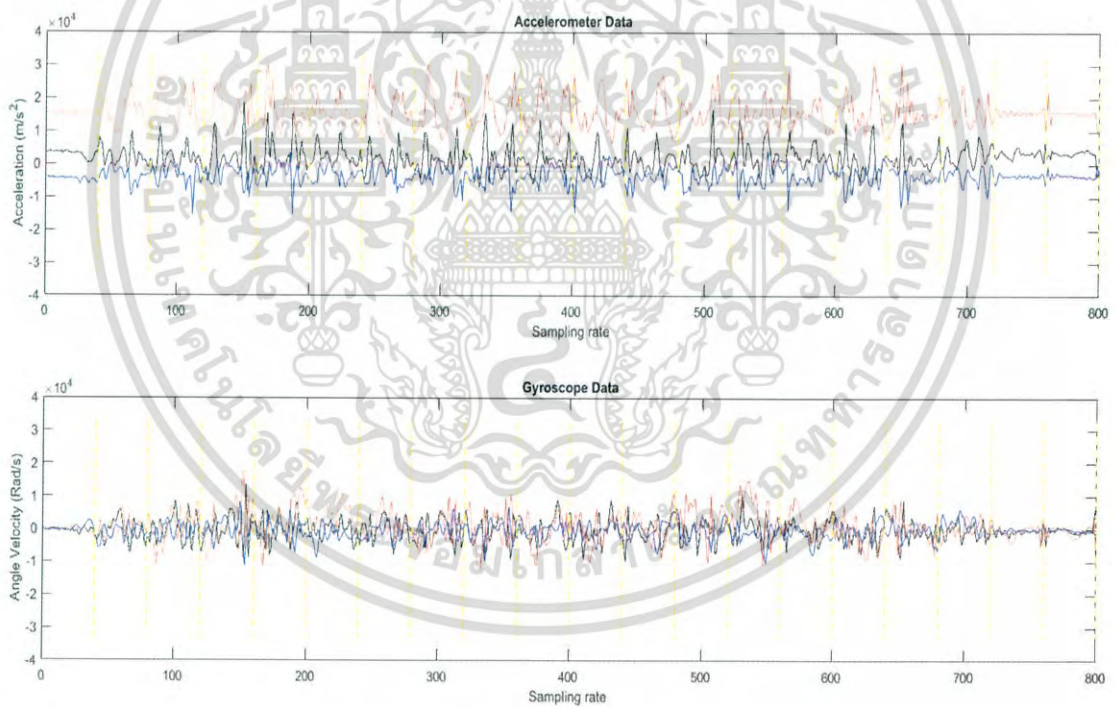
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.4 การเดินลงบันได

การเดินลงบันไดแสดงดังรูปที่ 4.8 จะให้เดินลงมา 1 ชั้น โดยกราฟสัญญาณแสดงดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.8 ภาพแสดงการเดินลงบันได



รูปที่ 4.9 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินลงบันได

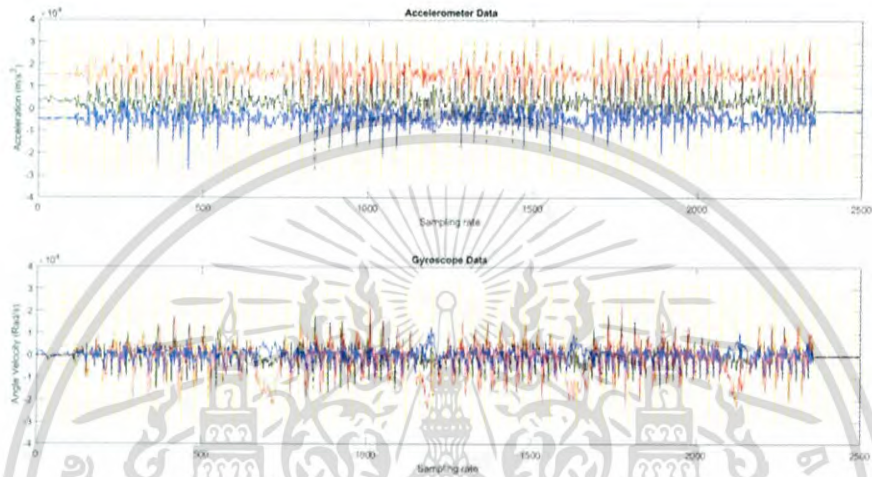
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 ความแตกต่างของกราฟสัญญาณจากผู้ทดสอบที่มีความผิดปกติทางร่างกาย

จากการสอบถามทำให้ทราบว่าในจำนวนผู้ที่มีมาทำการทดสอบมีผู้ที่มีความผิดปกติทางร่างกายคือ มีการผ่าตัดข้อเข่า ทำให้เดินไม่สะดวกแสดงผลดังนี้

4.2.2.1 การเดิน

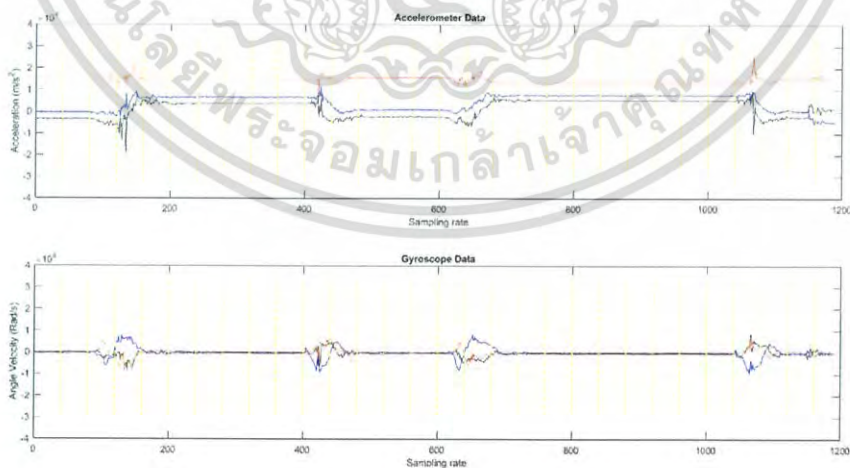
การเดินระหว่างผู้ทดสอบที่ปกติและผิดปกติในระยะทางที่เท่ากันจะสังเกตเห็นความแตกต่างจากการใช้เวลาในการเดินนานกว่าทำให้กราฟสัญญาณที่แสดงมีข้อมูลมากกว่าดูจากรูปที่ 4.10 จำนวนข้อมูลมีจำนวนถึง 2,300 ข้อมูล (61 วินาที) เมื่อเทียบกับคนปกติจะมีจำนวนข้อมูล 1,700 ข้อมูล (43 วินาที) ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.10 ภาพแสดงกราฟสัญญาณการเดินไปและกลับ

4.2.2.2 การยืนและการนั่ง

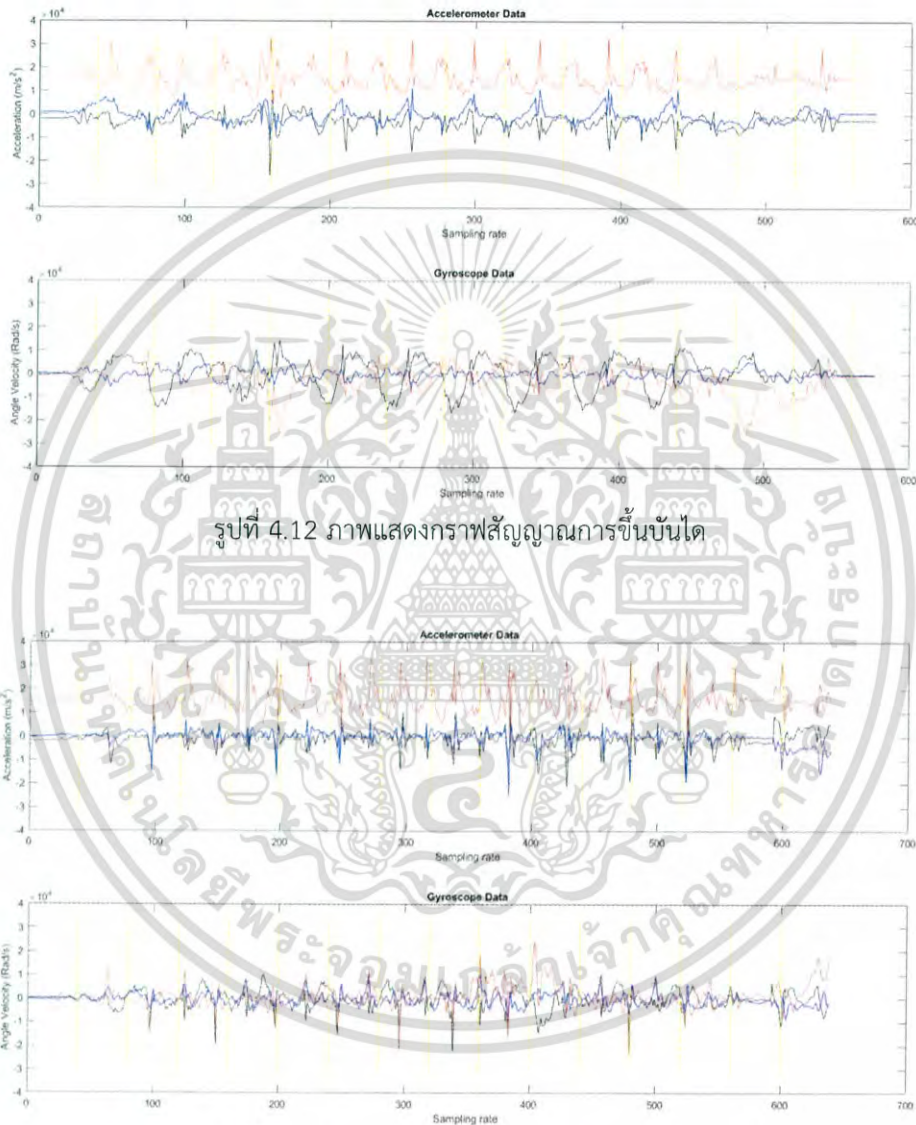
การยืนและการนั่งระหว่างผู้ทดสอบที่ปกติและผิดปกติในระยะเวลาที่เท่ากัน จะสังเกตเห็นความแตกต่างของลักษณะกราฟสัญญาณ ในขณะที่กำลังลุกหรือกำลังนั่งกราฟสัญญาณจะค่อยๆเปลี่ยนแปลงดังรูปที่ 4.11 ในทางกลับกันคนปกติกราฟสัญญาณจะเปลี่ยนแปลงเกือบทันที ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.11 ภาพแสดงของกราฟสัญญาณการยืนและการนั่ง

4.2.2.3 การเดินขึ้นบันไดและการเดินลงบันได

เนื่องจากผู้ทดสอบมีปัญหาเรื่องข้อเข่าจึงเดินขึ้นและลงบันไดได้ไม่ถึง 1 ชั้น โดยการเดินขึ้นและการเดินลงบันไดระหว่างผู้ทดสอบที่ปกติและผิดปกติ ถ้าเทียบระยะทางที่เท่ากันจะสังเกตเห็นความแตกต่างของลักษณะกราฟสัญญาณวาระยะเวลาของสัญญาณนานกว่าและสังเกตได้ง่ายกว่าดังรูปที่ 4.12 กราฟสัญญาณการเดินขึ้นบันได และรูปที่ 4.13 กราฟสัญญาณการเดินลงบันได เมื่อเทียบกับกราฟสัญญาณของผู้ทดสอบที่ปกติดังรูปที่ 4.7 และรูปที่ 4.9



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สรุปผลปริญญานิพนธ์ และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลปริญญานิพนธ์

จากปัญหาในปัจจุบันมีผู้สูงอายุมากยิ่งขึ้นเมื่ออายุมากขึ้นทำให้ร่างกายอ่อนแอลง ซึ่งปัญหาของผู้สูงอายุส่วนใหญ่เกี่ยวกับอาการปวดขาและเข่า ทำให้ผู้สูงอายุเลือกที่จะนอนหรือนั่งอยู่เฉยๆ ซึ่งอาจก่อให้เกิดความเสี่ยงต่างๆได้ เช่น โรคนอนมากเกินไป กล้ามเนื้ออ่อนเพลีย เป็นต้น ทั้งนี้ไม่ได้เจาะจงแค่ผู้สูงอายุแต่อาจรวมถึงผู้ป่วยหลังจากการผ่าตัดขาหรือเข่า ผู้ประสบอุบัติเหตุ จึงอยากจะพัฒนาอุปกรณ์ในการช่วยตรวจประเมินกิจกรรมเบื้องต้น เพื่อช่วยแพทย์และนักกายภาพบำบัดสังเกตพฤติกรรมของบุคคลเหล่านี้ จึงนำมาจัดทำปริญญานิพนธ์

จากการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันได้ทำการทดสอบความถูกต้องของการจัดเก็บข้อมูลและศึกษารูปแบบเบื้องต้นของสัญญาณในแต่ละกิจกรรม สังเกตเห็นว่าเมื่อทำการทดสอบการประมวลผลของกิจกรรมที่แตกต่างกันจะมีจำนวน sampling rate ใน 1 วินาทีโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 40 Hz ในส่วนของการจัดเก็บข้อมูลจะมีรูปแบบของสัญญาณที่แตกต่างกันในแต่ละกิจกรรม และพบว่ากราฟสัญญาณของคนที่มีความผิดปกติจะมีกราฟสัญญาณแตกต่างเมื่อเทียบกับคนปกติ เช่น การยืนและการนั่ง ข้อมูลทิศทางการหมุนในแกน z จะค่อยๆเปลี่ยนแปลง แต่เมื่อเทียบกับคนปกติจะมีการเปลี่ยนแปลงเกือบทันที และอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันใช้งานได้ง่ายเนื่องจากเป็นแบบพกพาที่มีแบตเตอรี่ในตัวและมีการควบคุมแบบไร้สายจากโทรศัพท์มือถือ โดยมีความคงที่ในการบันทึกข้อมูล

5.2 ปัญหาและอุปสรรค

5.2.1 ความถี่ในการบันทึกข้อมูล 1 วินาทีมีความคงที่แต่ยังมีจำนวนข้อมูลน้อย

5.2.2 มีปัญหาในการเขียน Code บนโปรแกรม Arduino IDE

5.2.3 บอร์ดพัฒนาของออสซี32 มีขนาดใหญ่ไม่เหมาะกับการทำอุปกรณ์ที่มีขนาดพกพาและประมวลผลช้า เนื่องจากเชื่อมต่อกับหลายโมดูล

5.2.4 ระยะเวลาในการใช้งานอุปกรณ์ตรวจประเมินน้อย ซึ่งปัจจุบันสามารถใช้งานได้เพียง 8-9 ชั่วโมงเมื่อเปิดอุปกรณ์บันทึกข้อมูล

5.3 แนวทางการแก้ไข

5.3.1. เปลี่ยนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีประสิทธิภาพมากกว่าและมีขนาดที่เหมาะสมกับการพกพา หรือลดการเชื่อมต่อโมดูลเพื่อเพิ่มการประมวลผล

5.3.2. ศึกษาการเขียนโปรแกรมและภาษาที่ใช้ในการเขียนโปรแกรมเพิ่มเติม

5.3.3. บันทึกข้อมูลลงในหน่วยเก็บความจำของโทรศัพท์มือถือ เพื่อให้อุปกรณ์ตรวจประเมินทำหน้าที่วัดการเคลื่อนไหวที่เพียงอย่างเดียว

5.4 ข้อเสนอแนะ

- 5.4.1. ในอนาคตสามารถนำอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่นได้
- 5.4.2. สามารถเป็นจุดเริ่มต้นของการศึกษาการสร้างอุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในครั้งต่อไป
- 5.4.3. ศึกษาและวิเคราะห์ผลของผู้ทำการทดสอบ โดยเฉพาะการเปรียบเทียบความแตกต่างของคนปกติและคนที่มีความผิดปกติ
- 5.4.4. สร้างให้อุปกรณ์ตรวจประเมินกิจกรรมในชีวิตประจำวันมีขนาดเล็กและใช้งานได้นานยิ่งขึ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] ภาษา html คือ [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 3 มีนาคม 2562]. จาก <https://sites.google.com/a/bbw.ac.th/krupim-classroom/phas-html>
- [2] ภาษา html คือ [ออนไลน์]. (2560). [ค้นเมื่อ 3 มีนาคม 2562]. จาก https://www.hellomyweb.com/course/html/intro_html/
- [3] bluetooth low energy (ble) คือ [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 3 มีนาคม 2562]. จาก <http://softpowergroup.net/ble-bluetooth-low-energy/>
- [4] กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา [ออนไลน์]. [ค้นเมื่อ 16 ตุลาคม 2561]. จาก (Patiyuth Sirisukpokar พฤษภาคม 7, 2015) <https://sites.google.com/site/muscularsys/rabb-klam-neux/chnid-khxng-klam-neux/klam-neux-swn-saphok-laea-kha>
- [5] ระบบกล้ามเนื้อ [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 16 ตุลาคม 2561]. จาก <https://anatomyfivelife.wordpress.com>
- [6] Gyroscope [ออนไลน์]. (2558). [ค้นเมื่อ 9 พฤศจิกายน 2561]. จาก <https://sites.google.com/site/transducerwebgyroscope/home>
- [7] โรคข้อเข่าเสื่อม [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.bumrungrad.com/th/joint-replacement-surgery-center-bangkok-thailand/conditions/knee-osteoarthritis>
- [8] โรคข้อเข่าเสื่อมในผู้สูงอายุ [ออนไลน์]. (2560). [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.honestdocs.co/osteoarthritis-in-the-elderly>
- [9] 7 ปัญหาเสี่ยงเรื่องข้อเข่าเสื่อม [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <http://paolohospital.com/rangsit/healtharticle>
- [10] รูปแบบการเดิน [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก http://www.med.cmu.ac.th/dept/rehab/2017/images/Study_guide/13_1%20walking.pdf
- [11] วงจรการเดิน [ออนไลน์]. [2546]. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <http://medtu.tv/tmj/wp-content/uploads/2018/12/528-537.pdf>
- [12] อาการปวดหลังส่วนล่าง [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.honestdocs.co/musculoskeletal/low-back-pain>
- [13] โรคออฟฟิศซินโดรม [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 17 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.bumrungrad.com/th/rehabilitation-clinic-sathorn/conditions/office-syndromes>
- [14] อาการปวดขา [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 20 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.pobpad.com/>
- [15] อาการปวดขา [ออนไลน์]. [2555]. [ค้นเมื่อ 20 ตุลาคม 2561]. จาก <http://haamor.com/th/%E0%B8%9B%E0%B8%A7%E0%B8%94%E0%B8%82%E0%B8%B2/>

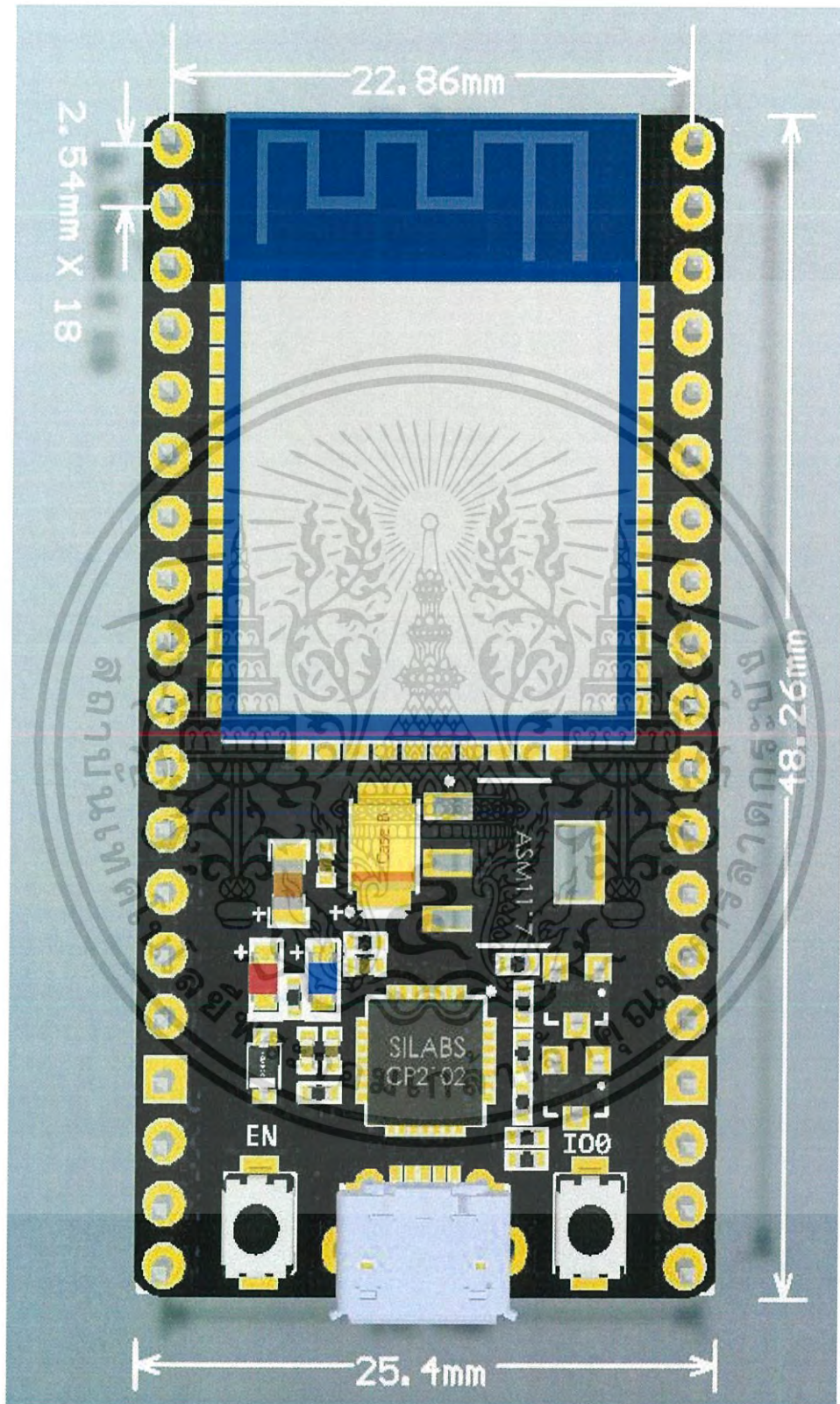
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [16] การนอนมากเกินไป [ออนไลน์]. [2560]. [ค้นเมื่อ 20 ตุลาคม 2561]. จาก <https://www.honestdocs.co/lack-of-sleep-disease>
- [17] การติดต่อสื่อสารแบบ I2C [ออนไลน์]. [2560]. [ค้นเมื่อ 28 พฤศจิกายน 2561]. จาก <http://know2learning.blogspot.com/2017/02/i2c.html>
- [18] การติดต่อสื่อสารแบบ SPI [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 28 พฤศจิกายน 2561]. จาก <http://www.123microcontroller.com/Hardware-Interfacing/SPI-Serial-Peripheral-Interface-communication>
- [19] Blynk คือ [ออนไลน์]. [2561]. [ค้นเมื่อ 1 มีนาคม 2562]. จาก <https://www.9arduino.com/article/59/app>
- [20] Blynk server [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 1 มีนาคม 2562]. จาก <https://docs.blynk.cc/>
- [21] การใช้งาน ESP32 [ออนไลน์]. [2561]. [ค้นเมื่อ 10 สิงหาคม 2561]. จาก <https://www.ioxhop.com/article/63/esp32->
- [22] esp32 datasheet [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 10 สิงหาคม 2561]. จาก https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf
- [23] การติดตั้งโปรแกรม Arduino IDE และการติดตั้งบอร์ดพัฒนาของอีเอสพี32 เพื่อใช้งานบนโปรแกรม Arduino IDE [ออนไลน์]. มปป. [ค้นเมื่อ 10 กรกฎาคม 2561]. จาก <https://xzenzablog.wordpress.com/2017/09/07/arduino/>





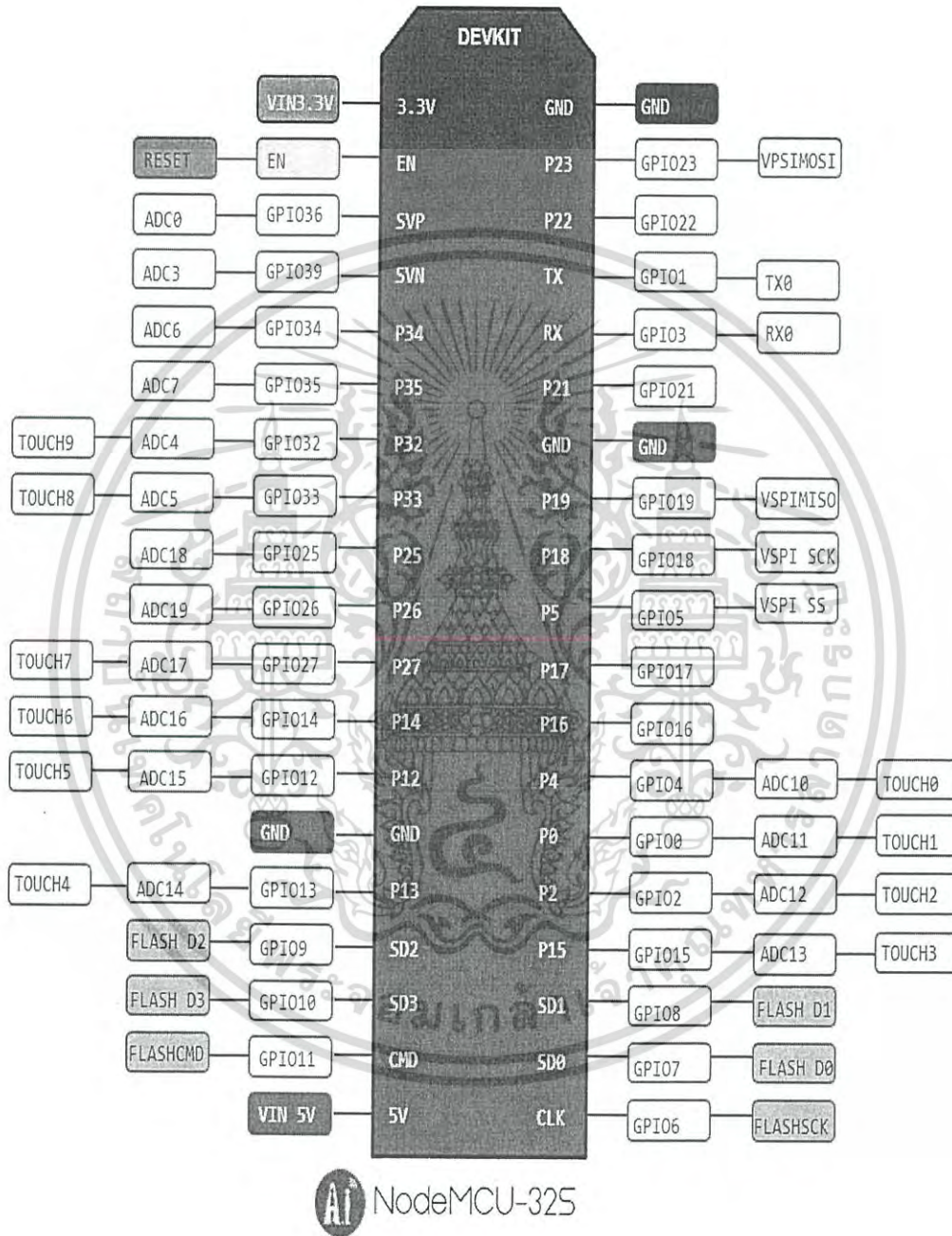
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



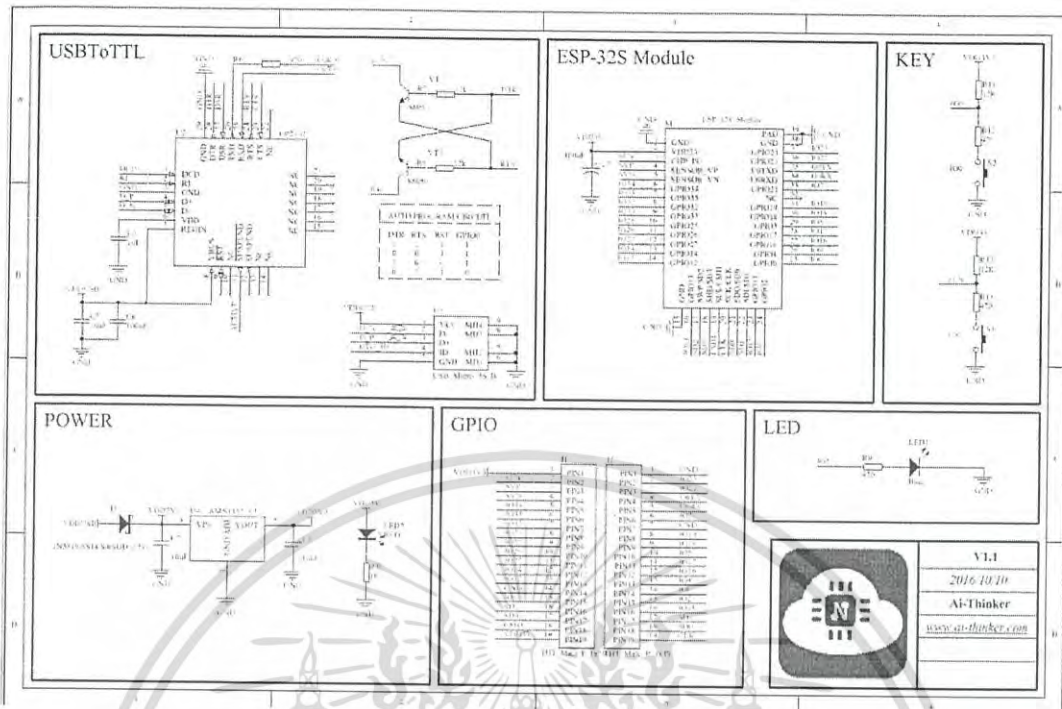
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PIN DEFINITION

www.ai-thinker.com



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



สเปก

- ซีพียูใช้สถาปัตยกรรม Tensilica LX6 แบบ 2 แกนสมอง สัญญาณนาฬิกา 240MHz
- มีแรมในตัว 512KB
- รองรับการเชื่อมต่อรอมภายนอกสูงสุด 16MB
- มาพร้อมกับ WiFi มาตรฐาน 802.11 b/g/n รองรับการใช้งานทั้งในโหมด Station softAP และ Wi-Fi direct
- มีบลูทูธในตัว รองรับการใช้งานในโหมด 2.0 และโหมด 4.0 BLE
- ใช้แรงดันไฟฟ้าในการทำงาน 2.6V ถึง 3V
- ทำงานได้ที่อุณหภูมิ -40°C ถึง 125°C

เซ็นเซอร์

- วงจรกรองสัญญาณรบกวนในวงจรรขยายสัญญาณ
- เซ็นเซอร์แม่เหล็ก
- เซ็นเซอร์สัมผัส (Capacitive touch) รองรับ 10 ช่อง
- รองรับการเชื่อมต่อคลิสตอล 32.768kHz สำหรับใช้กับส่วนวงจรนับเวลาโดยเฉพาะ

ขาใช้งาน

- มี GPIO จำนวน 32 ช่อง
- รองรับ UART จำนวน 3 ช่อง
- รองรับ SPI จำนวน 3 ช่อง
- รองรับ I²C จำนวน 2 ช่อง
- รองรับ ADC จำนวน 12 ช่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รองรับ DAC จำนวน 2 ช่อง
- รองรับ I²S จำนวน 2 ช่อง
- รองรับ PWM / Timer ทุกช่อง
- รองรับการเชื่อมต่อกับ SD-Card

ฟังก์ชันเกี่ยวกับความปลอดภัย

- รองรับการเข้ารหัส WiFi แบบ WEP และ WPA/WPA2 PSK/Enterprise
- มีวงจรถ่ายรหัส AES / SHA2 / Elliptical Curve Cryptography / RSA-4096 ในตัว

ประสิทธิภาพการใช้งาน

- รับ - ส่ง ข้อมูลได้ความเร็วสูงสุดที่ 150Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11n HT40 ได้ความเร็วสูงสุด 72Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11n HT20 ได้ความเร็วสูงสุดที่ 54Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11g และได้ความเร็วสูงสุดที่ 11Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11b
- เมื่อใช้การเชื่อมต่อผ่านโปรโตคอล UDP จะสามารถรับ - ส่งข้อมูลได้ที่ความเร็ว 135Mbps
- โหมด Sleep ใช้กระแสไฟฟ้าเพียง 2.5uA



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ESP-32S Datasheet

October 3, 2016



Disclaimer and Copyright Notice.

Information in this document, including URL references, is subject to change without notice. THIS DOCUMENT IS PROVIDED AS IS WITH NO WARRANTIES WHATSOEVER, INCLUDING ANY WARRANTY OF MERCHANTABILITY, NON-INFRINGEMENT, FITNESS FOR ANY PARTICULAR PURPOSE, OR ANY WARRANTY OTHERWISE ARISING OUT OF ANY PROPOSAL, SPECIFICATION OR SAMPLE. All liability, including liability for infringement of any proprietary rights, relating to use of information in this document is disclaimed. No licenses express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights are granted herein. The Wi-Fi Alliance Member logo is a trademark of the Wi-Fi Alliance. The Bluetooth logo is a registered trademark of Bluetooth SIG. All trade names, trademarks and registered trademarks mentioned in this document are property of their respective owners, and are hereby acknowledged.
Copyright © 2016 AI-Thinker team. All rights reserved.

Notice

Product version upgrades or other reasons, possible changes in the contents of this manual. AI-Thinker reserves in the absence of any notice or indication of the circumstances the right to modify the content of this manual. This manual is used only as a guide, AI-thinker make every effort to provide accurate information in this manual, but AI-thinker does not ensure that manual content without error, in this manual all statements, information and advice nor does it constitute any express or implied warranty.

Shenzhen Anxinke Technology CO;LTD

<http://www.ai-thinker.com>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Table 1 provides the specifications of ESP-32S.

Table 1 ESP-32S Specifications

| Categories | Items | Values |
|------------|-----------------------------|--|
| WiFi | Standards | |
| | Protocles | 802.11 b/g/n/d/e/i/k/r (802.11n up to 150 Mbps) |
| | Frequency Range | 2.4GHz-2.5GHz (2400M-2483.5M) |
| Bluetooth | Protocols | Bluetooth v4.2 BR/EDR and BLE specification |
| | Radio | NZIF receiver with -98 dBm sensitivity |
| | | Class-1, class-2 and class-3 transmitter |
| | | AFH |
| Audio | CVSD and SBC | |
| Hardware | Module interface | SD card, UART, SPI, SDIO, I2C, LED PWM, Motor PWM, I2S, I2C, IR |
| | | GPIO, capacitive touch sensor, ADC, DAC, LNA pre-amplifier |
| | On-chip sensor | 3.0~3.6V |
| | On-board clock | Average value: 80mA |
| | Operating voltage | -40°~125° |
| | Operating current | Normal temperature |
| | Operating temperature range | 14.3mm*24.8mm*3mm |
| | Ambient temperature range | N/A |
| | Package size | |
| Software | Wi-Fi mode | Station/softAP/SoftAP+station/P2P |
| | Security | WPA/WPA2/WPA2-Enterprise/WPS |
| | Encryption | AES/RSA/ECC/SHA |
| | Firmware Upgrade | UART Download / OTA (via network) / download and write firmware via host |

| | |
|----------------------|---|
| Software Development | Supports Cloud Server Development / SDK for custom firmware development |
| Network Protocols | IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT |
| User Configuration | AT instruction set, cloud server, Android/iOS App |

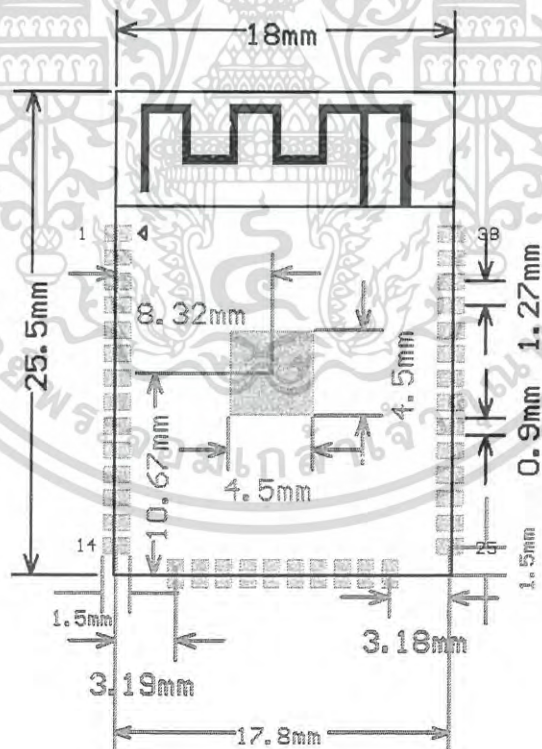
Note:

* ESP-32S with high temperature range option (-40°C ~ 125°C) is available for custom order.

2. Pin Definitions

2.1 Pin Layout

Figure 1: Top and Side View of ESP-32S



Shenzhen Anxinke Technology CO;LTD

<http://www.ai-thinker.com>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Table 2: ESP-32S Dimensions

| Length | Width | Height | PAD Size(Bottom) | Pin Pitch | Shielding can height | PCB thickness |
|--------|--------|--------------|------------------|-----------|----------------------|---------------|
| 18mm | 25.5mm | 2.8 ± 0.1 mm | 0.45 mm x 0.9 mm | 1.27mm | 2 mm | 0.8 ± 0.1 mm |

2.2 Pin Description

ESP-32S has 38 pins. See pin definitions in Table 3.

Table 3 Pin Descriptions

| NO | Pin Name | Function |
|----|-----------|--|
| 1 | GND | Ground |
| 2 | 3V3 | Power supply |
| 3 | EN | Chip-enable signal. Active high |
| 4 | SENSOR_VP | GPI36, SENSOR_VP, ADC_H, ADC1_CH0, RTC_GPIO0 |
| 5 | SENSOR_VN | GPI39, SENSOR_VN, ADC1_CH3, ADC_H, RTC_GPIO3 |
| 6 | IO34 | GPI34, ADC1_CH6, RTC_GPIO4 |
| 7 | IO35 | GPI35, ADC1_CH7, RTC_GPIO5 |
| 8 | IO32 | GPIO32, XTAL_32K_P (32.768 kHz crystal oscillator input), ADC1_CH4, TOUCH9, RTC_GPIO9 |
| 9 | IO33 | GPIO33, XTAL_32K_N (32.768 kHz crystal oscillator output), ADC1_CH5, TOUCH8, RTC_GPIO8 |
| 10 | IO25 | GPIO25, DAC_1, ADC2_CH8, RTC_GPIO6, EMAC_RXD0 |
| 11 | IO26 | GPIO26, DAC_2, ADC2_CH9, RTC_GPIO7, EMAC_RXD1 |

Shenzhen Anxinke Technology CO;LTD

<http://www.ai-thinker.com>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | |
|----|---------|--|
| 12 | IO27 | GPIO27, ADC2_CH7, TOUCH7, RTC_GPIO17, EMAC_RX_DV |
| 13 | IO14 | GPIO14, ADC2_CH6, TOUCH6, RTC_GPIO16, MTMS, HSPICLK, HS2_CLK, SD_CLK, EMAC_TXD2 |
| 14 | IO12 | GPIO12, ADC2_CH5, TOUCH5, RTC_GPIO15, MTDI, HSPIQ, HS2_DATA2, SD_DATA2, EMAC_TXD3 |
| 15 | GND | Ground |
| 16 | IO13 | GPIO13, ADC2_CH4, TOUCH4, RTC_GPIO14, MTCK, HSPID, HS2_DATA3, SD_DATA3, EMAC_RX_ER |
| 17 | SHD/SD2 | GPIO9, SD_DATA2, SPIHD, HS1_DATA2, U1RXD |
| 18 | SHD/SD3 | GPIO10, SD_DATA3, SPIWP, HS1_DATA3, U1TXD |
| 19 | SCS/CMD | GPIO11, SD_CMD, SPICS0, HS1_CMD, U1RTS |
| 20 | SCK/CLK | GPIO6, SD_CLK, SPICLK, HS1_CLK, U1CTS |
| 21 | SDO/SD0 | GPIO7, SD_DATA0, SPIQ, HS1_DATA0, U2RTS |
| 22 | SDI/SD1 | GPIO8, SD_DATA1, SPID, HS1_DATA1, U2CTS |
| 23 | IO15 | GPIO15, ADC2_CH3, TOUCH3, MTDO, HSPICS0, RTC_GPIO13, HS2_CMD, SD_CMD, EMAC_RXD3 |
| 24 | IO2 | GPIO2, ADC2_CH2, TOUCH2, RTC_GPIO12, HSPIWP, HS2_DATA0, SD_DATA0 |
| 25 | IO0 | GPIO0, ADC2_CH1, TOUCH1, RTC_GPIO11, CLK_OUT1, EMAC_TX_CLK |
| 26 | IO4 | GPIO4, ADC2_CH0, TOUCH0, RTC_GPIO10, HSPiHD, HS2_DATA1, |

| | | |
|----|------|--|
| | | SD_DATA1, EMAC_TX_ER |
| 27 | IO16 | GPIO16, HS1_DATA4, U2RXD, EMAC_CLK_OUT |
| 28 | IO17 | GPIO17, HS1_DATA5, U2TXD, EMAC_CLK_OUT_180 |
| 29 | IO5 | GPIO5, VSPICS0, HS1_DATA6, EMAC_RX_CLK |
| 30 | IO18 | GPIO18, VSPICLK, HS1_DATA7 |
| 31 | IO19 | GPIO19, VSPIQ, U0CTS, EMAC_TXD0 |
| 32 | NC | - |
| 33 | IO21 | GPIO21, VSPIHD, EMAC_TX_EN |
| 34 | RXD0 | GPIO3, U0RXD, CLK_OUT2 |
| 35 | TXD0 | GPIO1, U0TXD, CLK_OUT3, EMAC_RXD2 |
| 36 | IO22 | GPIO22, VSPIWP, U0RTS, EMAC_TXD1 |
| 37 | IO23 | GPIO23, VSPID, HS1_STROBE |
| 38 | GND | Ground |

2.3 Wi-Fi Radio

Table 10: Wi-Fi Radio Characteristics

| Description | Min | Typical | Max | Unit |
|----------------------------|------|---------|------|----------|
| General Characteristics | | | | |
| Input frequency | 2412 | - | 2484 | MHz |
| Input impedance | - | 50 | - | Ω |
| Input reflection | - | - | -10 | dB |
| Output power of PA | 15.5 | 16.5 | 21.5 | dBm |
| Sensitivity | | | | |
| DSSS, 1 Mbps | - | -98 | - | dBm |
| CCK, 11 Mbps | - | -90 | - | dBm |
| OFDM, 6 Mbps | - | -93 | - | dBm |
| OFDM, 54 Mbps | - | -75 | - | dBm |
| HT20, MCS0 | - | -93 | - | dBm |
| HT20, MCS7 | - | -73 | - | dBm |
| HT40, MCS0 | - | -90 | - | dBm |
| HT40, MCS7 | - | -70 | - | dBm |
| MCS32 | - | -91 | - | dBm |
| Adjacent Channel Rejection | | | | |
| OFDM, 6 Mbps | - | 37 | - | dB |
| OFDM, 54 Mbps | - | 21 | - | dB |
| HT20, MCS0 | - | 37 | - | dB |
| HT20, MCS7- | - | 20 | - | dB |

4.5 Bluetooth LE Radio

4.5.1 Receiver

Table 11: Receiver Characteristics - BLE

| Parameter | Condition | Min | Typ | Max | Unit |
|----------------------------------|---------------------|-----|-----|-----|------|
| Sensitivity @0.1% BER | - | - | -98 | - | dBm |
| Sensitivity @0.1% BER | - | 0 | - | - | dBm |
| Co-channel C/I | - | - | +10 | - | dB |
| Adjacent channel selectivity C/I | F = F0 + 1 MHz | - | -5 | - | dB |
| | F = F0 - 1 MHz | - | -5 | - | dB |
| | F = F0 + 2 MHz | - | -25 | - | dB |
| | F = F0 - 2 MHz | - | -35 | - | dB |
| | F = F0 + 3 MHz | - | -25 | - | dB |
| | F = F0 - 3 MHz | - | -45 | - | dB |
| Out-of-band blocking performance | 30 MHz - 2000 MHz | -10 | - | - | dBm |
| | 2000 MHz - 2400 MHz | -27 | - | - | dBm |
| | 2500 MHz - 3000 MHz | -27 | - | - | dBm |
| | 3000 MHz - 12.5 GHz | -10 | - | - | dBm |
| Intermodulation | - | -26 | - | - | dBm |

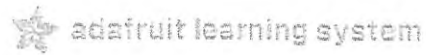
4.5.2 Transmit

Table 12: Transmit Characteristics - BLE

| Parameter | Condition | Min | Typ | Max | Unit |
|-----------------------------------|------------------|-----|-------|-----|----------|
| RF transmit power | - | - | +7.5 | +10 | dBm |
| RF power control range | - | - | 25 | - | dB |
| Adjacent channel transmit power | F = F0 + 1 MHz | - | -14.6 | - | dBm |
| | F = F0 - 1 MHz | - | -12.7 | - | dBm |
| | F = F0 + 2 MHz | - | -44.3 | - | dBm |
| | F = F0 - 2 MHz | - | -38.7 | - | dBm |
| | F = F0 + 3 MHz | - | -49.2 | - | dBm |
| | F = F0 - 3 MHz | - | -44.7 | - | dBm |
| | F = F0 + > 3 MHz | - | -50 | - | dBm |
| | F = F0 - > 3 MHz | - | -50 | - | dBm |
| Δf_{1avg} | - | - | - | 265 | kHz |
| Δf_{2max} | - | - | 247 | - | kHz |
| $\Delta f_{2avg}/\Delta f_{1avg}$ | - | - | -0.92 | - | kHz/50us |
| ICFT | - | - | - | -10 | kHz |
| Drift rate | - | - | 0.7 | - | |
| Drift | - | - | 2 | - | kHz |

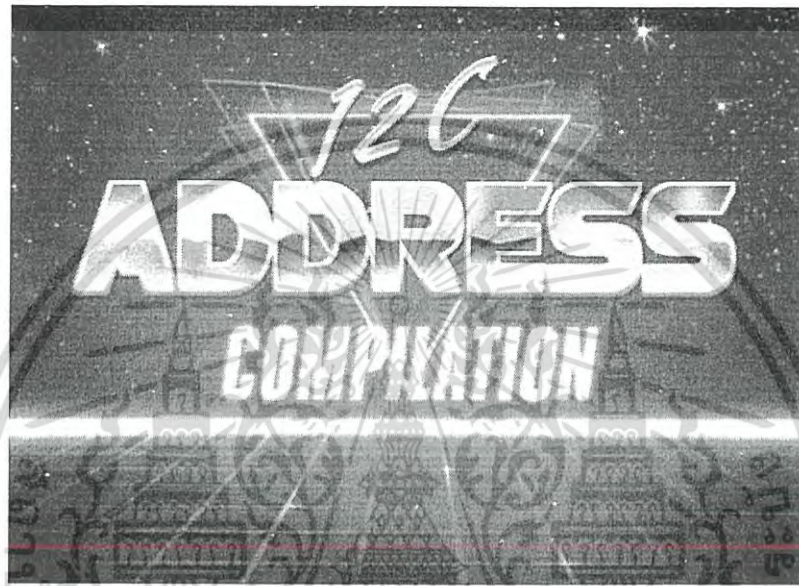


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



I2C addresses!

Created by [byjeda](#)



Last updated on 2019-02-15 19:43:12 PHT (UTC+7)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Overview

When people need to communicate with each other, we use language. If two people speak the same language, they can talk all they want about all sorts of topics. If they don't speak the same language, communication is difficult.

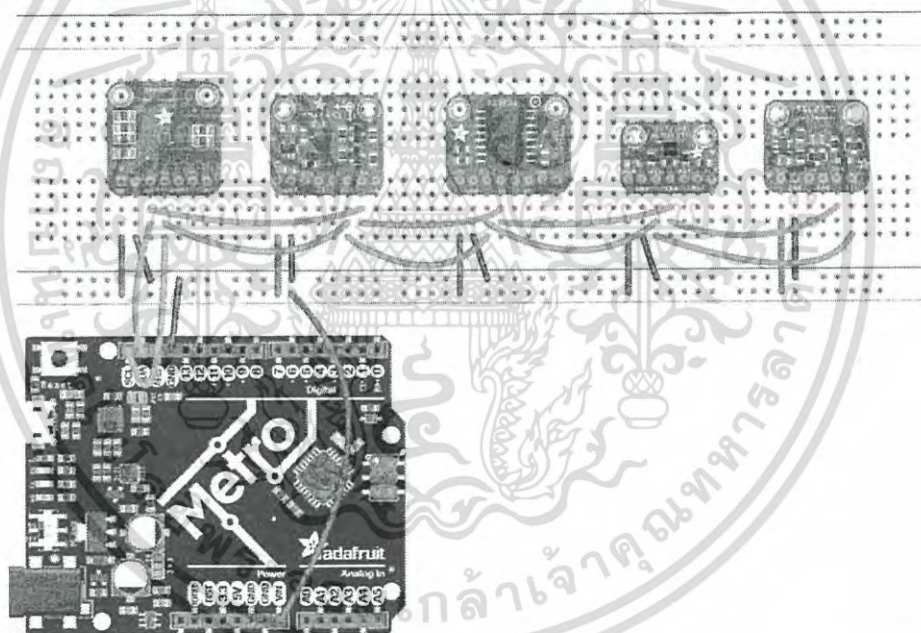
Likewise, electronic parts need to communicate - and they also have their own languages. There are a few common languages that are spoken. The most popular ones are TTL Serial, SPI, I2C, I2S, 1-Wire, and Parallel (such as 8080 or 6800). Of these, Parallel and SPI can 'share a bus' using a select line - multiple devices can share the pins as long as they have a single pin that can be used to indicate who is permitted to speak at one time. 1-Wire and I2C are true shared-bus protocols - you can have 100+ components all talking at once using the same 2 wires (for I2C) or 1-wire (for the aptly-named 1-wire). 1-Wire is much slower than I2C and is a strongly-patented protocol owned by Maxim so you won't see a lot of devices out there other than Maxim/Dallas parts that use 1-wire.

I2C - Inter-Integrated Circuit communications!

This guide doesn't cover the nitty-gritty details of I2C, other than to note that you can connect *multiple* I2C devices (often referred to as "I2C slaves") to a single I2C controller (a.k.a "I2C master") using only two wires.

For example, in this diagram, one Metro (e.g. Arduino compatible) connects to 5 devices.

In general, you can only have one controller and up to 127 devices. (There are exceptions such as multi-master and 10-bit address devices but they are so rare and we've never seen them in practice)



fritzing

<https://adafru.it/y6a>

<https://adafru.it/y6a>

I2C is incredibly popular because it uses only 2 wires, and like we said, multiple devices can share those wires, making it a great way to connect tons of sensors, drivers, expanders, without using all the microcontroller pins. The only bad news about I2C is that each I2C device must have a unique address - and the addresses only range from 0 to 127 (aka 0 to 0x7F hex). One thing this means is that if you have two accelerometers (lets say) and they both have address 0x22 you cannot have both of them on the same I2C lines.

© Adafruit Industries

<https://learn.adafruit.com/i2c-addresses>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

There are a few work-arounds:

- One is you might be able to power down or 'de-select' one sensor or another at a time.
- Another is that some boards have an address-select line or jumper or other configuration. If you can set one to a different address you're good to go.
- Some devices have a software-reprogrammable address, where they come up as one address on boot but can be told to change address. Oftentimes, the new address is forgotten on reboots, so you have to de-power all the other similarly-addressed devices while you do so.
- You can use an I2C multiplexer like the TCA9548A (<https://adafru.it/y6b>) which will let you use one I2C address to talk to the multiplexer and tell it which line you want to enable

Since we deal with so many I2C devices we thought it would be handy to have a table with all the most common sensors and modules we encounter, and their I2C address!

Continue onto the next page to see our current list



OMG Can you believe it? We didn't include every I2C device in the known universe! Fear not, if you post up in the Adafruit forums with your favorite I2C device and the 7-bit addresses they use, we'll update this list! (eventually)

All I2C addresses here are in 7-bit format.

Special cases:

- PCA9685 can be used by any address between 0x40 to 0x7F (<https://adafru.it/dUG>)
- 0x00 - 0x07 and 0x78 - 0x7F are reserved I2C addresses

0x00 - 0x0F

0x00 - Reserved - General Call Address

0x01 - Reserved for CBUS Compatibility

0x02 - Reserved for I2C-compatible Bus Variants

0x03 - Reserved for Future Use

0x04, 0x05, 0x06, 0x07 - Reserved for Hs-mode Master

0x0E

- MAG3110 3-Axis Magnetometer (0x0E only)

0x10 - 0x1F

0x10

- VEML6075 UV sensor (0x10 only)
- VEML7700 Ambient Light sensor (0x10 only)

0x11

- Si4713 FM Transmitter with RDS (<https://adafru.it/dFH>) (0x11 or 0x63)

0x13

- VCNL40x0 proximity sensor (<https://adafru.it/keN>) (0x13 only)

0x18

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- LIS3DH 3-axis accelerometer (<https://adafru.it/uBq>) (0x18 or 0x19)
- LSM303 Accelerometer & Magnetometer (<https://adafru.it/dNY>) (0x19 for accelerometer and 0x1E for magnetometer)

0x19

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- LIS3DH 3-axis accelerometer (<https://adafru.it/uBq>) (0x18 or 0x19)

0x1A

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)

0x1B

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)

0x1C

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- MMA845x 3-axis Accelerometer (<https://adafru.it/dLV>) (0x1C or 0x1D)
- FXOS8700 Accelerometer/Magnetometer (<https://adafru.it/y6c>) (0x1C, 0x1D, 0x1E or 0x1F)
- MMA7455L (0x1C or 0x1D)

0x1D

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- MMA845x 3-axis Accelerometer (<https://adafru.it/dLV>) (0x1C or 0x1D)
- FXOS8700 Accelerometer/Magnetometer (<https://adafru.it/y6c>) (0x1C, 0x1D, 0x1E or 0x1F)
- LSM9DS0 9-axis IMU (<https://adafru.it/vAu>) (0x1D or 0x1E for Accel/Mag, 0x6A or 0x6B for Gyro)
- ADXL345 3-axis accelerometer (<https://adafru.it/y6d>) (0x1D or 0x53)
- MMA7455L (0x1C or 0x1D)

0x1E

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- FXOS8700 Accelerometer/Magnetometer (<https://adafru.it/y6c>) (0x1C, 0x1D, 0x1E or 0x1F)
- LSM303 Accelerometer & Magnetometer (<https://adafru.it/dNY>) (0x19 for accelerometer and 0x1E for magnetometer)
- LSM9DS0 9-axis IMU (<https://adafru.it/vAu>) (0x1D or 0x1E for Accel/Mag, 0x6A or 0x6B for Gyro)
- HMC5883 Magnetometer (<https://adafru.it/y6e>) (0x1E only)

0x1F

- MCP9808 temp sensor (<https://adafru.it/e06>) (0x18-0x1F)
- FXOS8700 Accelerometer/Magnetometer (<https://adafru.it/y6c>) (0x1C, 0x1D, 0x1E or 0x1F)

0x20-0x2F

0x20

- FXAS21002 Gyroscope (<https://adafru.it/y6c>) (0x20 or 0x21)
- Chirp! Watersensor (<https://adafru.it/dEv>) (0x20)
- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20-0x27)

0x21

- FXAS21002 Gyroscope (<https://adafru.it/y6c>) (0x20 or 0x21)
- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20-0x27)

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x23

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x24

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x25

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x26

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x27

- MCP23008 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/y6f>) (0x20 - 0x27)
- MCP23017 I2C GPIO expander (<https://adafru.it/sCR>) (0x20 - 0x27)

0x28

- BNO055 IMU (<https://adafru.it/fE0>) (0x28 or 0x29)
- CAP1188 8-channel Capacitive Touch (<https://adafru.it/eZT>) (0x28 - 0x2D)

0x29

- BNO055 IMU (<https://adafru.it/fE0>) (0x28 or 0x29)
- TCS34725 color sensor (<https://adafru.it/keM>) (0x29 only)
- TSL2561 (<https://adafru.it/dvU>) light sensor (0x29, 0x39 or 0x49)
- TSL2591 light sensor (<https://adafru.it/dGE>) (0x29 only)
- VL53L0x (<https://adafru.it/y6A>) ToF distance (0x29, software selectable)
- VL6180X ToF sensor (<https://adafru.it/y6B>) (0x29)
- CAP1188 8-channel Capacitive Touch (<https://adafru.it/eZT>) (0x28 - 0x2D)

0x2A

- CAP1188 8-channel Capacitive Touch (<https://adafru.it/eZT>) (0x28 - 0x2D)

0x2B

- CAP1188 8-channel Capacitive Touch (<https://adafru.it/eZT>) (0x28 - 0x2D)

0x2C

- CAP1188 8-channel Capacitive Touch (<https://adafru.it/eZT>) (0x28 - 0x2D)

0x2D

0x30 - 0x3F

0x34

0x38

- VEML6070 UV Index (<https://adafru.it/y6C>) (0x38 and 0x39)
- FT6x06 Capacitive Touch Driver (<https://adafru.it/y6D>) (0x38 only)

0x39

- TSL2561 light sensor (<https://adafru.it/dvU>) (0x29, 0x39 or 0x49)
- VEML6070 UV Index (<https://adafru.it/y6C>) (0x38 and 0x39)
- APDS-9960 IR/Color/Proximity Sensor (0x39 only)

0x3C

- SSD1305 monochrome OLED (<https://adafru.it/y6E>) (0x3C or 0x3D, hardware selectable on some displays with a solder connection)
- SSD1306 monochrome OLED (<https://adafru.it/e3D>) (0x3C or 0x3D, hardware selectable on some displays with a solder connection)

0x3D

- SSD1305 monochrome OLED (<https://adafru.it/y6E>) (0x3C or 0x3D, hardware selectable on some displays with a solder connection)
- SSD1306 monochrome OLED (<https://adafru.it/e3D>) (0x3C or 0x3D, hardware selectable on some displays with a solder connection)

0x40 - 0x4F

0x40

- SI7021 Humidity/Temp sensor (<https://adafru.it/y6F>) (0x40 only)
- HTU21D-F Humidity/Temp Sensor (0x40 only) (<https://adafru.it/y7a>)
- HDC1008 Humidity/Temp sensor (<https://adafru.it/y7b>) (0x40, 0x41, 0x42 or 0x43)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- PCA9685 16-channel PWM driver default address (<https://adafru.it/dUG>) (0x40 - 0x7F)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x41

- HDC1008 Humidity/Temp sensor (<https://adafru.it/y7b>) (0x40, 0x41, 0x42 or 0x43)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)
- STMPE610/STMPE811 Resistive Touch controller (<https://adafru.it/y7e>) (0x41 or 0x44)

0x42

- HDC1008 Humidity/Temp sensor (<https://adafru.it/y7b>) (0x40, 0x41, 0x42 or 0x43)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)

- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x43

- HDC1008 Humidity/Temp sensor (<https://adafru.it/y7b>) (0x40, 0x41, 0x42 or 0x43)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x44

- SHT31 Humidity/Temp sensor (0x44 or 0x45 selectable) (<https://adafru.it/y7f>)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- ISL29125 Color Sensor (0x44 only)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)
- STMPE610/STMPE611 Resistive Touch controller (<https://adafru.it/y7e>) (0x41 or 0x44)

0x45

- SHT31 Humidity/Temp sensor (0x44 or 0x45 selectable) (<https://adafru.it/y7f>)
- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x46

- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x47

- TMP007 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/y7c>) (0x40 - 0x47)
- TMP006 IR Temperature sensor (<https://adafru.it/dMS>) (0x40 - 0x47)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x48

- TMP102 Temperature sensor (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- PN532 NFC/RFID reader (<https://adafru.it/eOv>) (0x48 only)
- ADS1115 4-channel 16-bit ADC (<https://adafru.it/y7A>) (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x49

- TSL2561 light sensor (<https://adafru.it/dvU>) (0x29, 0x39 or 0x49)
- TMP102 Temperature sensor (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- ADS1115 4-channel 16-bit ADC (<https://adafru.it/y7A>) (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x4A

- TMP102 Temperature sensor (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- ADS1115 4-channel 16-bit ADC (<https://adafru.it/y7A>) (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

- TMP102 Temperature sensor (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- ADS1115 4-channel 16-bit ADC (<https://adafru.it/y7A>) (0x48 0x49 0x4A or 0x4B)
- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x4C

- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x4D

- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x4E

- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x4F

- INA219 High-Side DC Current/Voltage sensor (<https://adafru.it/y7d>) (0x40 - 0x4F)

0x50 - 0x5F

0x50

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x51

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x52

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)
- Nintendo Nunchuck controller (<https://adafru.it/eC5>) (0x52 only)

0x53

- ADXL345 3-axis accelerometer (<https://adafru.it/y6d>) (0x1D or 0x53)
- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x54

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x55

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x56

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)

0x57

- MB85RC I2C FRAM (<https://adafru.it/y7B>) (0x50 - 0x57)
- MAX3010x Pulse & Oximetry sensor (0x57)

- TPA2016 I2C-controlled Amplifier (<https://adafru.it/elo>) (0x58 only)
- SGP30 Gas Sensor (0x58 only)

0x5A

- MPR121 12-point capacitive touch sensor (<https://adafru.it/dKK>) (0x5A, 0x5B, 0x5C, 0x5D)
- CCS811 VOC sensor (0x5A or 0x5B)
- MLX9061x IR temperature sensor (<https://adafru.it/y7C>) (0x5A only)
- DRV2605 Haptic Motor Driver (<https://adafru.it/y7D>) (0x5A only)

0x5B

- MPR121 12-point capacitive touch sensor (<https://adafru.it/dKK>) (0x5A, 0x5B, 0x5C, 0x5D)
- CCS811 VOC sensor (0x5A or 0x5B)

0x5C

- AM2315 Humidity/Temp sensor (0x5C only) (<https://adafru.it/y7E>)
- MPR121 12-point capacitive touch sensor (<https://adafru.it/dKK>) (0x5A, 0x5B, 0x5C, 0x5D)

0x5D

- MPR121 12-point capacitive touch sensor (<https://adafru.it/dKK>) (0x5A, 0x5B, 0x5C, 0x5D)

0x60 - 0x6F

0x60

- MPL115A2 Barometric Pressure (0x60 only) (<https://adafru.it/y7F>)
- MPL3115A2 Barometric Pressure (0x60 only) (<https://adafru.it/dsw>)
- Si5351A Clock Generator (<https://adafru.it/y8a>) (0x60 or 0x61)
- Si1145 Light/IR Sensor (<https://adafru.it/y8b>) (0x60 only)
- MCP4725A0 12-bit DAC (0x60 or 0x61)
- TEA5767 Radio receiver (0x60 only)
- VCNL4040 Proximity and Ambient Light sensor (0x60 only)

0x61

- Si5351A Clock Generator (<https://adafru.it/y8a>) (0x60 or 0x61)
- MCP4725A0 12-bit DAC (0x60 or 0x61)

0x62

- MCP4725A1 12-bit DAC (<https://adafru.it/y8c>) (0x62 or 0x63)

0x63

- MCP4725A1 12-bit DAC (<https://adafru.it/y8c>) (0x62 or 0x63)
- Si4713 FM Transmitter with RDS (<https://adafru.it/dFH>) (0x11 or 0x63)

0x64

- MCP4725A2 12-bit DAC (0x64 or 0x65)

0x65

0x66

- MCP4725A3 12-bit DAC (0x66 or 0x67)

0x67

- MCP4725A3 12-bit DAC (0x66 or 0x67)

0x68

This address is really popular with real time clocks, almost all of them use 0x68!

- AMG8833 IR Thermal Camera Breakout (0x68 or 0x69) (<https://adafru.it/y8d>)
- DS1307 RTC (0x68 only) (<https://adafru.it/sd0>)
- PCF8523 RTC (0x68 only) (<https://adafru.it/sd5>)
- DS3231 RTC (0x68 only) (<https://adafru.it/sd6>)
- MPU-9250 9-DoF IMU (0x68 or 0x69)
- MPU-60X0 Accel+Gyro (0x68 or 0x69)
- ITG3200 Gyro (0x68 or 0x69)

0x69

- AMG8833 IR Thermal Camera Breakout (0x68 or 0x69) (<https://adafru.it/y8d>)
- MPU-9250 (0x68 or 0x69)
- MPU-60X0 Accel+Gyro (0x68 or 0x69)
- ITG3200 Gyro (0x68 or 0x69)

0x6A

- L3GD20H gyroscope (<https://adafru.it/dNY>) (0x6A or 0x6B)
- LSM9DS0 9-axis IMU (<https://adafru.it/vAu>) (0x1D or 0x1E for Accel/Mag, 0x6A or 0x6B for Gyro)

0x6B

- L3GD20H gyroscope (<https://adafru.it/dNY>) (0x6A or 0x6B)
- LSM9DS0 9-axis IMU (<https://adafru.it/vAu>) (0x1D or 0x1E for Accel/Mag, 0x6A or 0x6B for Gyro)

0x70 - 0x7F

0x70

- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70-0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70-0x77)

0x71

- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70-0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70-0x77)

0x72

- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70-0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70-0x77)

0x73

- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70 - 0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70 - 0x77)

0x74

- IS31FL3731 144-LED CharliePlex driver (<https://adafru.it/scC>) (0x74 0x75 0x66 or 0x77)
- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70 - 0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70 - 0x77)

0x75

- IS31FL3731 144-LED CharliePlex driver (<https://adafru.it/scC>) (0x74 0x75 0x66 or 0x77)
- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70 - 0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70 - 0x77)

0x76

- BME280 Temp/Barometric/Humidity (0x76 or 0x77) (<https://adafru.it/y8f>)
- BMP280 Temp/Barometric (0x76 or 0x77) (<https://adafru.it/ufr>)
- IS31FL3731 144-LED CharliePlex driver (<https://adafru.it/scC>) (0x74 0x75 0x66 or 0x77)
- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70 - 0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70 - 0x77)
- MS5607/MS5611 Barometric Pressure (0x76 or 0x77)

0x77

- BME280 Temp/Barometric/Humidity (0x76 or 0x77) (<https://adafru.it/y8f>)
- BMP280 Temp/Barometric (0x76 or 0x77) (<https://adafru.it/ufr>)
- BMP180 Temp/Barometric (0x77 only) (<https://adafru.it/y8A>)
- BMP085 Temp/Barometric (0x77 only) (<https://adafru.it/y8B>)
- TCA9548 1-to-8 I2C Multiplexer (<https://adafru.it/y6b>) (0x70 - 0x77)
- IS31FL3731 144-LED CharliePlex driver (<https://adafru.it/scC>) (0x74 0x75 0x66 or 0x77)
- HT16K33 LED Matrix Driver (<https://adafru.it/y8e>) (0x70 - 0x77)
- BMA180 Accelerometer (0x77 only)
- MS5607/MS5611 Barometric Pressure (0x76 or 0x77)

0x78 0x79 0x7A 0x7B - Reserved for 10-bit I2C Addressing

0x7C 0x7D 0x7E 0x7F - Reserved for Future Purposes