

นาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ  
ELDERLY ASSISTIVE WATCH



โดย

นายณัฐพร พรวัดดี

นายณัฐภัทร สมบูรณ์สุข

นายคณวัฒน์ ณวิพันธ์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2561

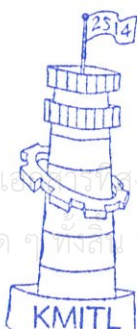
นาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ  
Elderly Assistive Watch



โดย  
นายณัฐพร พรสวัสดิ์ 58010408  
นายณัฐภัทร สมบูรณ์สุข 58010419  
นายดลวัฒน์ ณวิพันธ์ 58010444

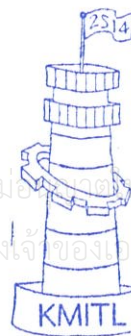
อาจารย์ที่ปรึกษา  
รศ.ดร. พิพัฒน์ พรหมมี

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2561



ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

(*[Signature]*)  
อาจารย์ที่ปรึกษา  
23/พค. 62



ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

(*[Signature]*)  
กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน  
24/05/62

เอกสารนี้เป็นเอกสารของทางโรงเรียนใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำเอกสารนี้ไปตีพิมพ์หรือเผยแพร่เป็นการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำเอกสารนี้ไปทำซ้ำหรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางโรงเรียน

ปริญญาโทปีการศึกษา 2561

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง นาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ

ELDERLY ASSISTIVE WATCH

ผู้จัดทำ

- |               |            |          |
|---------------|------------|----------|
| 1. นายณัฐพร   | พรสวัสดิ์  | 58010408 |
| 2. นายณัฐภัทร | สมบูรณ์สุข | 58010419 |
| 3. นายดลวัฒน์ | ณวิพันธ์   | 58010444 |



(รศ.ดร. พิพัฒน์ พรหมมี)

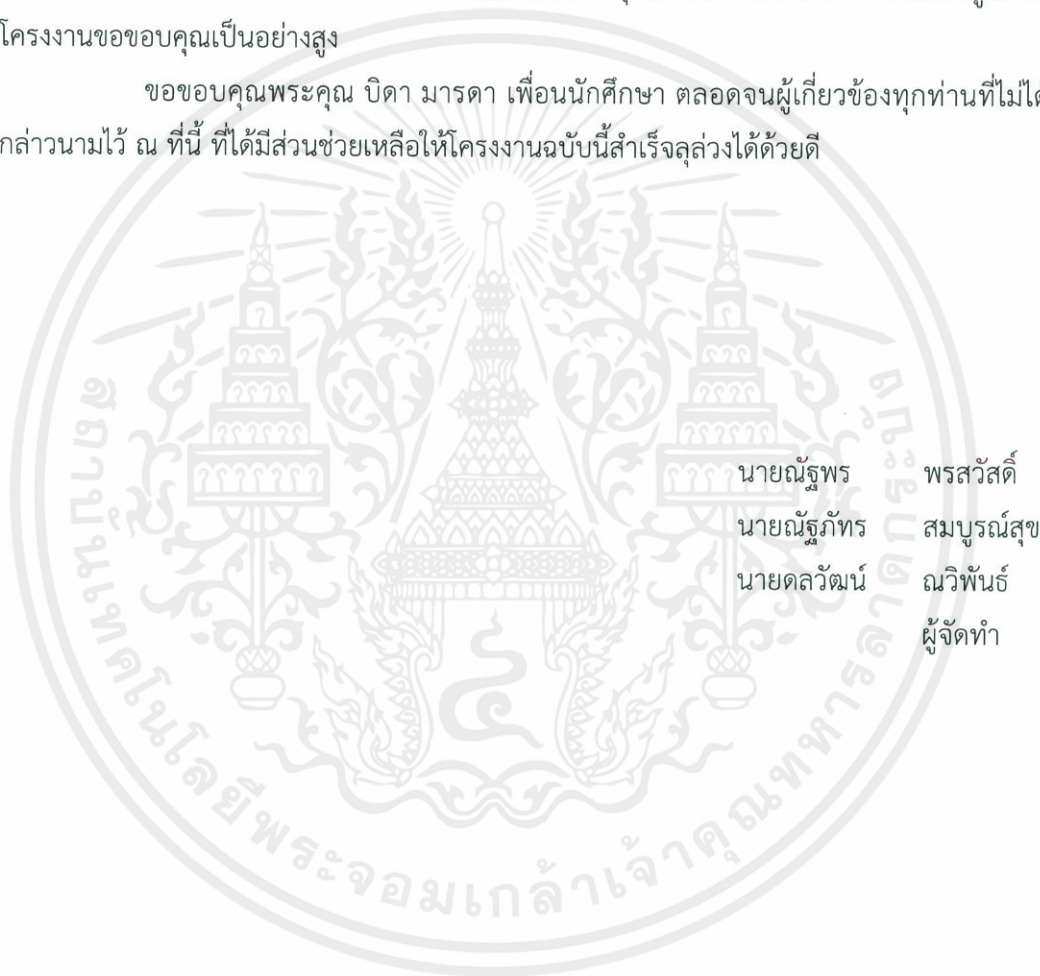
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์อย่างยิ่งจากอาจารย์ที่ปรึกษา คือ รศ.ดร. พิพัฒน์ พรหมมี ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำ และตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องทุกขั้นตอนของการจัดทำโครงการ รวมทั้งนักศึกษาชั้นปีที่ 4 ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทางคณะผู้จัดทำโครงการขอขอบคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณพระคุณ บิดา มารดา เพื่อนนักศึกษา ตลอดจนผู้เกี่ยวข้องทุกท่านที่ไม่ได้กล่าวนามไว้ ณ ที่นี้ ที่ได้มีส่วนช่วยเหลือให้โครงการฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี



นายณัฐพร พรสวัสดิ์  
 นายณัฐภัทร สมบูรณ์สุข  
 นายดลวัฒน์ ณวิพันธ์  
 ผู้จัดทำ

นาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ  
ELDERLY ASSISTIVE WATCH

โดย	นายณัฐพร พรสวัสดิ์	58010408
	นายณัฐภัทร สมบูรณ์สุข	58010419
	นายดลวัฒน์ ณีวิพันธ์	58010444

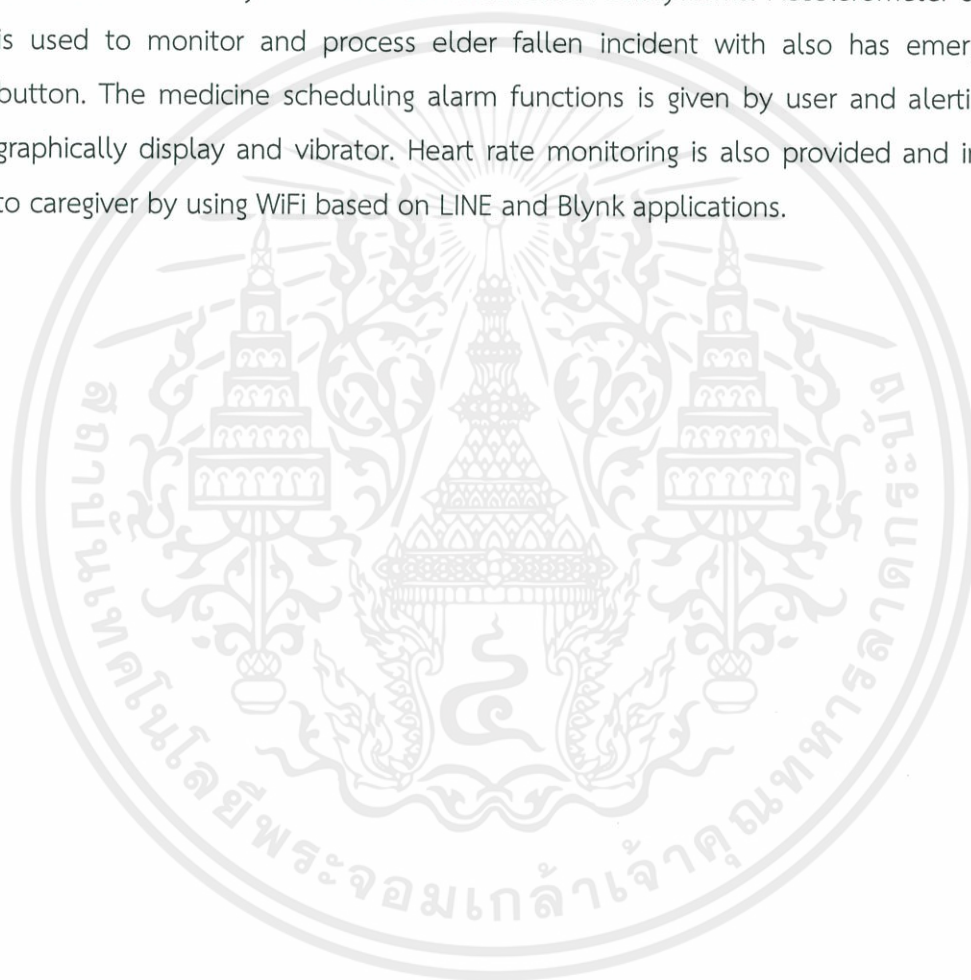
อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.พิพัฒน์ พรหมมี

**บทคัดย่อ**

โครงการนี้เป็นการออกแบบอุปกรณ์ติดตามดูแล ผู้เฝ้าระวังสุขภาพของผู้สูงอายุแทนลูกหลานหรือผู้ดูแลจากระยะไกล โดยอุปกรณ์ถูกทำให้อยู่ในรูปแบบของนาฬิกาข้อมือ การทำงานภาพรวมอุปกรณ์จะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini เป็นหน่วยประมวลผลหลัก อุปกรณ์ถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของการประมวลผลที่นาฬิกาและส่วนของการแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแล ในส่วนการประมวลผลที่นาฬิกา ได้แก่ ระบบตรวจจับการล้มที่ใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่งเชิงเส้นและอัตราเร็วเชิงมุมในการวิเคราะห์ การกดปุ่มขอความช่วยเหลือการแจ้งเตือนเวลา กินยาด้วยรูปรูปกราฟิกร่วมกับมอเตอร์สั่น และการวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วย Pulse Sensor หากพบความผิดปกติ เช่น การเต้นของหัวใจ หรือมีการล้ม นาฬิกาจะแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแล โดยการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตไร้สายแล้วแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลผ่านแอปพลิเคชัน Line และ Blynk ซึ่งสามารถตั้งเวลากินยาได้ผ่านแอปพลิเคชันนี้

## ABSTRACT

This project describes a design of an elder assisting watch based on monitor and surveillance functions. The proposed watch is controlled by Wemos D1 mini as a main microcontroller. The proposed watch divides for two parts, internal watch subsystems and communication subsystems. Accelerometer sensor is used to monitor and process elder fallen incident with also has emergency button. The medicine scheduling alarm functions is given by user and alerting by graphically display and vibrator. Heart rate monitoring is also provided and inform to caregiver by using WiFi based on LINE and Blynk applications.



## สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	X
<b>บทที่ 1</b>	
<b>บทนำ</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	1
<b>บทที่ 2</b>	
<b>ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง</b>	<b>2</b>
2.1 ผู้สูงอายุ	2
2.2 สัญญาณชีพ	5
2.3 ACCELEROMETERS & GYROSCOPE GY-521	6
2.4 ไมโครคอนโทรลเลอร์ WEMOS D1 MINI	7
2.5 จอแสดงผล OLED	8
2.6 โมดูลบลูทูธ HC-05	9
2.7 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	10
2.8 BATTERY LITHIUM POLYMER	12
2.9 BATTERY SHIELD FOR WEMOS D1 MINI	12
2.10 BLYNK APPLICATION	13
<b>บทที่ 3</b>	
<b>การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์</b>	<b>14</b>
3.1 การออกแบบโครงสร้างโดยรวม	14
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	34

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
	35
<b>บทที่ 4</b>	<b>37</b>
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	37
4.1 ผลการทดลองการทำงานของ MICROCONTROLLER WEMOS D1 MINI กับ SENSOR GY-521 และจอแสดงผล OLED	39
4.2 ผลการทดลองการวิเคราะห์และการจำลองการล้ม	44
4.3 ผลการทดลองการทำงานของ MICROCONTROLLER WEMOS D1 MINI กับ ปุ่มกดขอความช่วยเหลือ	44
4.4 ผลการทดลองการตั้งเวลากินยาและแจ้งเตือนกินยา	45
4.5 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	48
4.6 ผลการทดลองการใช้พลังงานไฟฟ้า	49
4.7 ผลการทดสอบการติดตั้งแอปพลิเคชันและอุปกรณ์สำหรับใช้งานจริง	53
4.8 ผลการทดสอบเมื่อใช้งานจริง	62
<b>บทที่ 5</b>	<b>62</b>
สรุปผลและข้อเสนอแนะ	62
5.1 สรุปผล	62
5.2 ข้อเสนอแนะ	62
<b>บรรณานุกรม</b>	<b>63</b>
<b>ภาคผนวก ก</b>	<b>66</b>
ภาพชิ้นงาน	68
<b>ภาคผนวก ข</b>	<b>68</b>
งานวิจัยที่อ้างอิง	84
<b>ภาคผนวก ค</b>	<b>84</b>
โค้ดที่ใช้ในโครงการ	

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แผนภูมิแสดงอัตราการเสียชีวิตจากการพลัดตกหกล้ม (W00 – W19) ในผู้สูงอายุ 60 ปีขึ้นไป ต่อประชากรแสนคน จำแนกตามกลุ่มอายุปี พ.ศ. 2551-2560	4
2.2 โมดูล HEART RATE PULSE SENSOR	6
2.3 GY-521	6
2.4 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ WEMOS D1 MINI	7
2.5 จอ OLED 128X64 พิกเซลแบบ I2C	9
2.6 โมดูลบลูทูธ HC-05	9
2.7 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	10
2.8 มอเตอร์สั่นกระแสไฟตรง	11
2.9 แบตเตอรี่ลิเทียมพอลิเมอร์	12
2.10 BATTERY SHIELD FOR WEMOS D1 MINI	12
2.11 สัญลักษณ์ของแอปพลิเคชัน BLYNK	13
2.12 การเชื่อมต่อ BLYNK SERVER, BLYNK APP และอุปกรณ์ IOT	14
3.1 บล็อกไดอะแกรมของนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ	14
3.2 ผังภาพรวมการทำงานของนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ	16
3.3 นาฬิกาส่วนบน	17
3.4 นาฬิกาส่วนล่าง	17
3.5 ปลอกสวมนิ้วมือ	18
3.6 สายนาฬิกา	18
3.7 วงจรที่ใช้ทำงาน	19
3.8 ผังการเชื่อมต่อไวไฟ	20
3.9 หน้าแอปพลิเคชัน BLYNK	22

## สารบัญรูป(ต่อ)

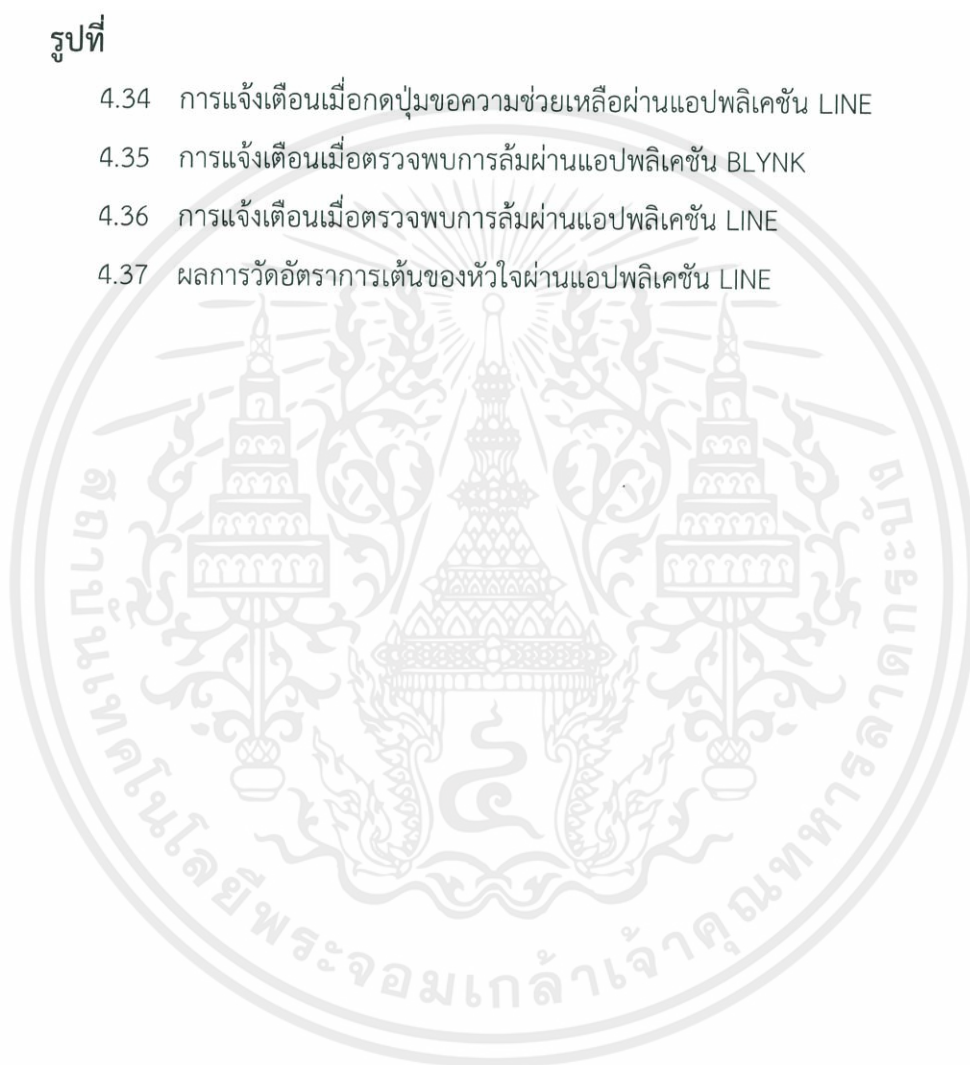
รูปที่	หน้า
3.11 การเชื่อมต่อระหว่าง GY-521 กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์	25
3.12 ผังการทำงานของระบบตรวจจับการล้ม	26
3.13 การเชื่อมต่อระหว่างปุ่มกดขอความช่วยเหลือกับไมโครคอนโทรลเลอร์	28
3.14 ผังการทำงานของปุ่มกดขอความช่วยเหลือ	29
3.15 การเชื่อมต่อระหว่าง PILSE SENSOR กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์	30
3.16 ผังการทำงานของกรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	32
3.17 การเชื่อมต่อระหว่าง OLED กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์	33
3.18 โมดูลชาร์จไฟ WEMOS D1 MINI BATTERY SHIELD LITHIUM BATTERY CHARGING	34
4.1 วงจรที่ใช้ในการทดลอง	37
4.2 เวลามาตรฐาน (GMT+07:00) ASIA/BANGKOK บนจอ OLED	38
4.3 บล็อกไดอะแกรมของแอปพลิเคชัน BLYNK	38
4.4 ผลการทดลองโดยใช้โมดูล GY-521	38
4.5 จำลองการล้มแบบคว่ำไปข้างหน้า	39
4.6 กราฟแสดงค่า AM ล้มคว่ำไปข้างหน้า	40
4.7 กราฟแสดงค่า GM ล้มคว่ำไปข้างหน้า	40
4.8 จำลองการล้มแบบหงายหลัง	40
4.9 กราฟแสดงค่า AM ล้มแบบหงายหลัง	41
4.10 กราฟแสดงค่า GM ล้มแบบหงายหลัง	41
4.11 จำลองการล้มแบบล้มตรง	41
4.12 กราฟแสดงค่า AM ล้มตรง	42
4.13 กราฟแสดงค่า GM ล้มตรง	42

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.14 การตัดสินใจการล้ม	42
4.15 ตัดสินใจว่าล้ม	43
4.16 การแจ้งเตือนผ่าน LINE NOTIFY เมื่อเกิดการล้ม	43
4.17 การแจ้งเตือนผ่านแอปพลิเคชัน BLYNK เมื่อเกิดการล้ม	44
4.18 ผลลัพธ์ของการกดปุ่มขอความช่วยเหลือ	44
4.19 การรับข้อมูลการตั้งเวลาภินยาจาก BLYNK SERVER	45
4.20 ผลลัพธ์เมื่อถึงเวลาภินยา	45
4.21 ผลลัพธ์เมื่อเข้าสู่การวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรายชั่วโมง	46
4.22 ผลลัพธ์เมื่อเข้าสู่การวัดอัตราการเต้นของหัวใจเมื่อเกิดสถานะหยุดนิ่ง	46
4.23 คลื่นสัญญาณการเต้นของหัวใจ	47
4.24 การใช้พลังงานโหมดปกติ	48
4.25 การใช้พลังงานโหมดประหยัดพลังงาน	49
4.26 นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ	49
4.27 QR CODE ของโปรเจค ELDERLY ASSISTANCE	50
4.28 หน้าแอปพลิเคชัน BLYNK	51
4.29 ไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างสมาร์ตโฟนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่าน BLYNK SERVER	51
4.30 หน้าต่างการตั้งเวลาภินยา	52
4.31 การสวมใส่ นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ	53
4.32 กราฟการพยากรณ์เมื่อถึงเวลาภินยา	53
4.33 การแจ้งเตือนเมื่อกดปุ่มขอความช่วยเหลือผ่านแอปพลิเคชัน BLYNK	54

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.34	การแจ้งเตือนเมื่อกดปุ่มขอความช่วยเหลือผ่านแอปพลิเคชัน LINE	54
4.35	การแจ้งเตือนเมื่อตรวจพบการล้มผ่านแอปพลิเคชัน BLYNK	57
4.36	การแจ้งเตือนเมื่อตรวจพบการล้มผ่านแอปพลิเคชัน LINE	57
4.37	ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจผ่านแอปพลิเคชัน LINE	61



## สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	หน้าที่แต่ละขาของ GY-521	7
2.2	คุณสมบัติของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ WEMOS D1 MINI	8
2.3	คุณสมบัติของโมดูลบลูทูธ HC-05	9
2.4	ขาเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ HC-05	10
4.1	ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	47
4.2	ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 1	54
4.3	ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 1	55
4.4	ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 2	55
4.5	ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 2	56
4.6	ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 3	56
4.7	ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 3	57
4.8	ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 1	58
4.9	ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 2	58
4.10	ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 3	59
4.11	ค่าความผิดพลาดในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	60

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

นาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ จัดทำขึ้นเพื่อเป็นทางเลือกหนึ่งในการช่วยเหลือผู้สูงอายุโดยที่นาฬิกาสามารถแจ้งเตือนการรับประทานยา เนื่องจากเมื่ออายุมากขึ้นประสิทธิภาพการทำงานของสมองจะลดลงทำให้มีบ่อยครั้งที่ผู้สูงอายุมักลืมกินยาซึ่งมีผลกระทบต่อสุขภาพของผู้สูงอายุ นอกจากนี้ประสิทธิภาพการทำงานของสมองจะลดลงแล้วประสิทธิภาพการทำงานของร่างกายก็ลดลงเช่นกันทำให้เกิดการล้มได้ง่ายในผู้สูงอายุ ซึ่งนาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุสามารถตรวจจับการล้ม และขอความช่วยเหลือได้เมื่อเกิดเหตุฉุกเฉิน

#### 1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อออกแบบและจัดทำอุปกรณ์ที่สามารถช่วยเหลือผู้สูงอายุที่มีอาการหลงลืมการรับประทานยาให้สามารถรับประทานยาได้ตรงเวลา
2. เพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ที่สามารถส่งสัญญาณแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลเมื่อผู้สูงอายุล้มหรือต้องการขอความช่วยเหลือ

#### 1.3 ขอบเขตของปริญญาณิพนธ์

อุปกรณ์สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ตรวจจับการล้ม แจ้งเตือนรับประทานยา และปุ่มกดขอความช่วยเหลือ ในกรณีที่ผู้สูงอายุหกล้มหรือกดปุ่มขอความช่วยเหลือรวมถึงการมีอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ อุปกรณ์จะแจ้งเตือนมายังแอปพลิเคชัน Blynk และ Line Notify พร้อมระบุตำแหน่ง GPS โดยจะแสดงในแอปพลิเคชัน Line เป็น URL และเมื่อถึงเวลารับประทานยาอุปกรณ์จะแจ้งเตือนผู้สูงอายุด้วยเสียงพร้อมทั้งแสดงกราฟิกบนหน้าจอนาฬิกา

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

เนื่องด้วยการดูแลผู้สูงอายุเป็นเรื่องที่สำคัญ และในยุคที่ผู้คนที่ต้องทำงานมากขึ้นเพื่อหาเงินเลี้ยงครอบครัวจึงทำให้ไม่มีเวลาในการดูแลผู้สูงอายุในครอบครัว การจ้างคนมาดูแลก็เป็นทางเลือกที่เพิ่มภาระทางการเงินในครอบครัวที่ต้องจ่ายค่าจ้างเป็นรายวันหรือรายเดือน ปัญหานี้จะเป็นปัญหาใหญ่ขึ้นสำหรับครอบครัวขนาดเล็กที่ไม่ค่อยมีญาติพี่น้องภายในบ้านเดียวกัน ผู้สูงอายุยิ่งอายุมากขึ้นก็มักจะมีอาการหลงลืมตามมา ที่พบเป็นประจำคือปัญหาการลืมทานยาจึงทำให้ส่งผลต่อสุขภาพตนเอง และผู้สูงอายุที่อาศัยอยู่ภายในบ้านคนเดียวไม่มีคนคอยดูแลอาจจะเกิดอุบัติเหตุได้ง่ายเช่นการลื่นล้ม เมื่อมีเหตุฉุกเฉินเนื่องจากผู้สูงอายุอาจเกิดเหตุการณ์ไม่คาดคิดได้ง่ายเพราะการทำงานจากระบบประสาทและร่างกายเสื่อมลง เราจึงคิดหาวิธีแก้ไขปัญหานี้โดยการจัดทำอุปกรณ์ขึ้นนี้ขึ้นมาเพื่อช่วยดูแลผู้สูงอายุ และยังสามารถตรวจจับชีพจรได้ การตรวจชีพจรบ่อยครั้งช่วยให้สามารถตรวจการทำงานของหัวใจเบื้องต้นได้เพื่อป้องกันการเกิดสภาวะหัวใจล้มเหลวเฉียบพลัน

#### 2.1 ผู้สูงอายุ

ผู้สูงอายุ (Older person) เป็นวัยที่อยู่ในช่วงบั้นปลายของชีวิตหรือวัยชรา ในวัยนี้จะเริ่มมีปัญหาด้านสุขภาพตามมาหลายอย่าง สมรรถภาพเริ่มถดถอยลง ในปัจจุบันผู้สูงอายุมีมากขึ้นทั้งในประเทศไทยและทั่วโลก การดูแลผู้สูงอายุจึงเป็นเรื่องที่ควรตระหนักถึงและให้ความสำคัญเป็นอย่างมาก

##### 2.1.1 สังคมผู้สูงอายุ

ผู้สูงอายุในประเทศไทยจะเริ่มนับตั้งแต่อายุ 60 ปีขึ้นไปและถือว่าเป็นวัยเกษียณอายุราชการและได้แบ่งสังคมผู้สูงอายุออกเป็น 3 ระดับ คือ

- 1.) ระดับการก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ (Aging society) คือ ประเทศหรือสังคมที่มีประชากรอายุ 60 ปีบริบูรณ์ขึ้นไปในอัตรามากกว่าร้อยละ 10 ของประชากรทั้งประเทศหรือประชากรอายุ 65 ปีบริบูรณ์ขึ้นไปในอัตรามากกว่าร้อยละ 7 ของประชากรทั้งประเทศ
- 2.) ระดับสังคมผู้สูงอายุโดยสมบูรณ์ (Aged society) คือ ประเทศหรือสังคมที่มีประชากรอายุ 60 ปีบริบูรณ์ขึ้นไปในอัตรามากกว่าร้อยละ 20 ของประชากรทั้งประเทศหรือประชากรอายุ 65 ปีบริบูรณ์ขึ้นไปในอัตรามากกว่าร้อยละ 14 ของประชากรทั้งประเทศ
- 3.) ระดับสังคมผู้สูงอายุอย่างเต็มที่ (Super-aged society) คือ ประเทศหรือสังคมที่มีประชากรอายุ 65 ปีบริบูรณ์ขึ้นไปในอัตรามากกว่าร้อยละ 20 ของประชากรทั้งประเทศ

โดยประเทศไทยจากการสำรวจของสำนักงานสถิติแห่งชาติได้สรุปไว้ว่าประเทศไทยกำลังก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุตั้งแต่ปี 2548 โดยมีประชากรผู้สูงอายุวัย 60 ปีขึ้นไปร้อยละ 10.4 ของประชากรทั้งประเทศและได้คาดการณ์ไว้ว่าจะเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุโดยสมบูรณ์ในปี 2567-2568

### 2.1.2 การแบ่งกลุ่มผู้สูงอายุ

ในประเทศไทย ผู้สูงอายุคือ บุคคลที่มีอายุเกินกว่า 60 ปีบริบูรณ์ขึ้นไป โดยแบ่งได้จากความสามารถในการทำงานและการดูแลตัวเองได้ 3 ระดับ คือ

#### 2.1.2.1 ผู้สูงอายุตอนต้น (Young old)

ผู้สูงอายุตอนต้น คือ บุคคลอายุ 60-69 ปี ในช่วงอายุนี้ผู้สูงอายุยังสามารถทำงานและดูแลตัวเองได้

#### 2.1.2.2 ผู้สูงอายุตอนกลาง (Middle old)

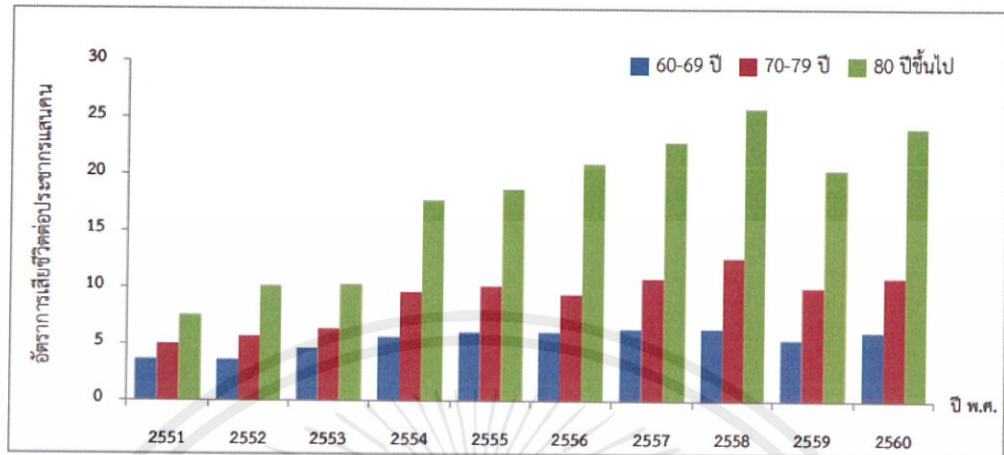
ผู้สูงอายุตอนกลาง คือ บุคคลที่มีอายุ 70-79 ปี ในช่วงอายุนี้ผู้สูงอายุอาจจะมีโรคประจำตัว มีอาการเจ็บป่วย พละกำลังน้อยลง สามารถช่วยเหลือตัวเองได้บ้างแต่ควรจะมีคนดูแลอยู่ด้วย

#### 2.1.2.3 ผู้สูงอายุตอนปลาย (Oldest old)

ผู้สูงอายุตอนปลาย คือ บุคคลที่มีอายุ 80 ปีขึ้นไป ในช่วงอายุนี้จะมีอาการเจ็บป่วยบ่อยครั้งมากขึ้น พละกำลังลดลงมาก อวัยวะเริ่มเสื่อมสภาพ อาจถึงขั้นทุพพลภาพ

### 2.1.3 การล้มในผู้สูงอายุ

ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จะกล่าวถึงอุบัติเหตุที่เกิดขึ้นกับผู้สูงอายุโดยการล้ม การล้มในผู้สูงอายุมักเกิดจากความเสื่อมสภาพของร่างกาย ในวัยนี้จะมีพละกำลังที่น้อยลงและยังมีโรคต่างๆ มากมายซึ่งเป็นสาเหตุที่จะให้เกิดอุบัติเหตุได้ง่าย ผู้สูงอายุที่มีอายุ 65-75 ปีมีโอกาสล้มสูงเนื่องจากร่างกายเริ่มอ่อนแอและเมื่อเกิดการล้มอาจส่งผลร้ายแรงต่อร่างกายได้ ผู้สูงอายุที่เคยประสบอุบัติเหตุในการล้มมาแล้วจะมีโอกาสที่จะล้มได้อีกมากขึ้น 2-3 เท่า เนื่องจากการบาดเจ็บจากการล้มครั้งแรกจะส่งผลให้ร่างกายอ่อนแอลงและทำให้เกิดการล้มได้อีก อาการที่ตามมาจากการล้ม เช่น กระดูกหัก เนื่องจากผู้สูงอายุส่วนใหญ่มีแนวโน้มที่จะเป็นโรคกระดูกพรุนสูง หรือบางรายอาจถึงขั้นเสียชีวิตได้โดยอัตราการเสียชีวิตจากการล้มของผู้สูงอายุวัย 60 ปีขึ้นไปแสดงดังรูปที่ 2.1 ในทางที่ดีควรจะมีคนดูแลผู้สูงอายุที่บ้านเพื่อป้องกันอุบัติเหตุที่จะเกิดขึ้นหรือช่วยเหลือผู้สูงอายุได้ในทันที



แหล่งที่มา : ข้อมูลรณบัตร กองยุทธศาสตร์และแผนงาน สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข  
ณ วันที่ 6 ธันวาคม 2561

วิเคราะห์ : สำนักโรคไม่ติดต่อ กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข

วิเคราะห์และเผยแพร่ข้อมูล ณ วันที่ 24 ธันวาคม 2561

รูปที่ 2.1 แผนภูมิแสดงอัตราการเสียชีวิตจากการพลัดตกหกล้ม (W00 - W19) ในผู้สูงอายุ 60 ปีขึ้นไป ต่อประชากรแสนคน จำแนกตามกลุ่มอายุ ปี พ.ศ. 2551 – 2560

#### 2.1.4 ลักษณะการล้ม

การล้มสามารถเกิดขึ้นได้หลายรูปแบบซึ่งไม่มีความแน่นอน ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้จำแนกลักษณะการล้มออกเป็น 3 รูปแบบ คือ

1.) การล้มไปข้างหน้า สาเหตุหลักเกิดจากการสะดุดสิ่งกีดขวาง ทางที่เป็นขั้นบันได การล้มในลักษณะนี้จะทำให้ตัวและใบหน้าพาดลงกับพื้นได้ คนส่วนใหญ่ที่ล้มในลักษณะนี้จะมีปฏิกิริยาารีเฟล็กซ์โดยการเอามือมากั้นพื้นก่อนที่ตัวจะล้มถึงซึ่งจะช่วยไม่ให้ใบหน้าพาดลงกับพื้นในระดับหนึ่งได้ อันตรายที่เกิดจากการล้มในลักษณะนี้อาจทำให้กระดูกเขนหรือมือหักหรือแผลจากการพาดลงพื้นของใบหน้า

2.) การล้มไปข้างหลัง การล้มในลักษณะนี้เช่น สิ้นล้มหรือไถลงบันได อวัยวะที่จะได้รับบาดเจ็บคือ ส่วนหลัง ก้น และกะโหลกศีรษะส่วนท้ายซึ่งเป็นอันตรายอย่างมาก สถานที่ที่มีโอกาสเกิดการล้มในลักษณะนี้คือ ห้องน้ำ เนื่องจากพื้นเปียกมีความลื่น ผู้ป่วยอาจถึงขั้นหมดสติได้

3.) ล้มตรง ในที่นี้เช่น เป็นลมหมดสติกะทันหัน ผู้ป่วยจะล้มลงประหนึ่งขาไม่มีแรงและอาจหมดสติไป สาเหตุของการล้มในลักษณะนี้อาจเกิดจากโรคประจำตัวของผู้ป่วย เช่น ความดัน เบาหวาน ภาวะขาดน้ำ โรคหัวใจ ผู้สูงอายุที่มีโรคประจำตัวควรมีคนดูแลอย่างใกล้ชิด

## 2.2 สัญญาณชีพ

สัญญาณชีพ (Vital sign) เป็นค่าที่บอกว่ายังมีชีวิตอยู่หรือไม่ นอกจากนี้ยังสามารถบอกถึงความผิดปกติของร่างกาย โดยทั่วไปทางการแพทย์จะใช้สัญญาณชีพเพื่อประเมินการทำงานของหัวใจ ปอด และสมอง ซึ่งเป็นการประเมินผู้ป่วยในเบื้องต้น ค่าของสัญญาณชีพของแต่ละคนจะมีค่าไม่เท่ากันซึ่งจะขึ้นอยู่กับอายุ เพศ หรือในขณะพักหรือหลังจากการเคลื่อนไหว โดยสัญญาณชีพสามารถวัดได้จาก

- 1.) ชีพจร หรือ อัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งอัตราการเต้นของหัวใจในคนปกติจะอยู่ที่ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที
- 2.) อัตราการหายใจ วัดจากการขยายตัวของช่องอก ประมาณ 12-18 ครั้งต่อนาที
- 3.) ความดันโลหิต ตรวจจากเครื่องวัด โดยค่าจะอยู่ที่ประมาณ 90/60-120/80 มิลลิเมตรปรอท
- 4.) อุณหภูมิร่างกาย โดยปกติค่าจะอยู่ประมาณ 37 องศาเซลเซียส บวกลบ 0.5 องศาเซลเซียส

### 2.2.1 การวัดชีพจร

ชีพจรสามารถบอกได้ถึงอัตราการเต้นของหัวใจ ถ้าชีพจรเต้นอ่อนหรือแรงเกินไปอาจทำให้เกิดโรคต่างๆตามมา การวัดชีพจรบ่อยๆทำให้ทราบถึงปัญหาสุขภาพได้ในเบื้องต้นและสามารถทำการรักษาได้ทันก่อนจะเป็นอันตรายต่อสุขภาพ โดยการวัดชีพจรสามารถทำได้หลายวิธีเช่น การวัดชีพจรที่ข้อมือ ทำได้โดยการวางนิ้วชี้และนิ้วกลางลงบนข้อมืออีกข้างบริเวณโคนนิ้วโป้งแล้วกดลงไปเล็กน้อย ขยับตำแหน่งเล็กน้อยจนรู้สึกถึงการเต้นของชีพจร การวัดชีพจรที่ลำคอ ทำได้โดยวางนิ้วชี้และนิ้วกลางลงบนลำคอบริเวณใต้กรามใกล้กับหลอดเลือด โดยวิธีการนับชีพจรจะนับใน 1 นาที นับจำนวนครั้งในการเต้นของชีพจรซึ่งโดยปกติผู้ใหญ่จะมีชีพจรประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที หรือใช้เครื่องมือทางการแพทย์ในการวัดชีพจรซึ่งจะให้ค่าที่มีความแม่นยำมากกว่าการนับด้วยตัวเอง

### 2.2.2 โมดูล Heart Rate Pulse Sensor

Heart Rate Pulse Sensor ดังรูปที่ 2.2 นำมาใช้ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจร โดยมีหลักการทำงานคือ Light Photo sensor จะตรวจจับแสงสีแดงที่สะท้อนจากผิวหนังบริเวณที่มีหลอดเลือดแดงอยู่ และมี LED ที่ปล่อยแสงสีเขียวออกมากระทบกับหลอดเลือดแดงใต้ผิวหนังตลอดเวลา จากนั้นสัญญาณชีพจรที่มีลักษณะคล้ายกับคลื่นหัวใจจะถูกส่งผ่านสายสัญญาณ Signal มายังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์โดยสัญญาณที่ได้รับจะเป็นสัญญาณแอนะล็อก รายละเอียดของแต่ละขามี่ดังนี้

- VCC เป็นขาแรงดันไฟเลี้ยง 5 โวลต์
- GND เป็นขา Ground
- ขา Signal เป็นขาที่ต่อกับพอร์ตแอนะล็อกของไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 2.2 โมดูล Heart Rate Pulse Sensor

### 2.3 Accelerometers & Gyroscope GY-521

GY-521 ดังรูปที่ 2.3 เป็นโมดูล Accelerometers และ Gyroscope สามารถทำ  
 ร่วมกันทั้ง 2 อย่างได้ในเวลาเดียวกัน ในการนำไปใช้งานสามารถตรวจสอบทิศทางการเคลื่อนที่ได้  
 และ สามารถตรวจสอบความเร็วในการเปลี่ยนแปลงทิศทางของแกน XYZ ได้เช่นกัน โดย GY-521  
 มีรายละเอียดดังนี้

- ใช้ไฟเลี้ยง 3.3 ถึง 5 โวลต์
- ใช้ชิป MPU6050
- เชื่อมต่อผ่านบัส I2C
- Gyroscope range : + 250 500 1000 2000 % / s
- Acceleration range:  $\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm 16$  g
- ความละเอียดในการวัด 16 บิต



รูปที่ 2.3 GY-521

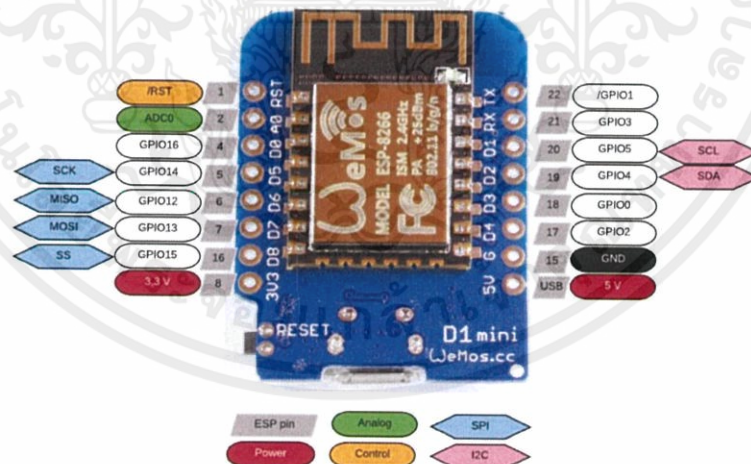
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 หน้าที่แต่ละขาของ GY-521

ขาที่	ชื่อ	คำอธิบาย
1	VCC_IN	ขารับไฟ +5 โวลต์ไปที่ Regulate 3.3 โวลต์
2	3.3 V	ขาไฟ 3.3 โวลต์
3	GND	ขา Ground
4	SCL	ขาสัญญาณนาฬิกา บนบัส I2C
5	SDA	ขาสัญญาณข้อมูล บนบัส I2C
6	XDA(AUX_SDA)	ขาสัญญาณข้อมูล บนบัส I2C( I2C Master Mode is enabled)
7	XCL(AUX_SCL)	ขาสัญญาณนาฬิกา บนบัส I2C( I2C Master Mode is enabled)
8	INT	Interrupt

## 2.4 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 mini

บอร์ด Wemos D1 mini ดังรูปที่ 2.4 เป็นบอร์ดที่พัฒนา ESP8266 โดยสามารถใช้งานได้เหมือนกับ NodeMCU สามารถใช้งาน Arduino IDE ในการพัฒนาโปรแกรมได้ สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต Micro USB ได้โดยตรง โดยคุณสมบัติของ Wemos D1 mini แสดงในตารางที่ 2.2



รูปที่ 2.4 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 mini

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 คุณสมบัติของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 mini

Microcontroller	ESP-8266EX
Operating Voltage	3.3V
Digital I/O Pins	11
Analog Input Pins	1(Max input: 3.2V)
Clock Speed	80MHz/160MHz
Flash	4M bytes
Length	34.2mm
Width	25.6mm
Weight	10g

## 2.5 จอแสดงผล OLED

OLED (Organic Light-Emitting Diode) เป็นจอแสดงผลกราฟิกที่สร้างจากวัสดุสารกึ่งตัวนำอินทรีย์ (Organic Semiconductor) โดยลักษณะของ OLED จะเป็นชั้นบางๆที่อยู่ระหว่างขั้วบวก (Anode) และ ขั้วลบ (Cathode) มีความหนาแน่นน้อยและเบา ใช้กำลังไฟฟ้าที่ต่ำ สามารถเปล่งแสงได้เมื่อมีไฟฟ้าไหลผ่าน เรียกกระบวนการนี้ว่า อิเล็กโตรลูมิเนสเซนส์ (Electroluminescence) โดยโมดูล OLED ที่นำมาใช้งานมีขนาดจอภาพ 0.96 นิ้ว และมีความละเอียด 128x64 พิกเซล ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งจะมีชิป SSD1036 เป็นตัวควบคุมการทำงาน ในการเชื่อมต่อ สามารถเชื่อมต่อโดยใช้บัส SPI หรือ I2C โดยในที่นี้จะใช้เป็น I2C ในการเชื่อมต่อ โดยขาของโมดูล OLED จะมีรายละเอียดดังนี้

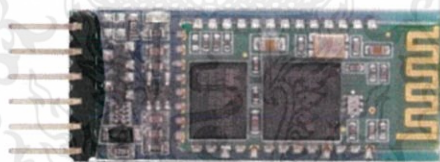
- VCC เป็นขาแรงดันไฟเลี้ยง 3.3 โวลต์
- GND เป็นขา Ground
- SCL เป็นขา I/O สำหรับสัญญาณ SCL (Serial clock) สำหรับ I2C
- SDA เป็นขา I/O สำหรับสัญญาณ SDA (Serial data) สำหรับ I2C



รูปที่ 2.5 จอ OLED 128x64 พิกเซลแบบ I2C

## 2.6 โมดูลบลูทูธ HC-05

โมดูลบลูทูธ HC-05 ดังรูปที่ 2.6 เป็นโมดูลที่ใช้ในการสื่อสารแบบไร้สายโดยสายด้วยกันด้วย Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) ซึ่ง Serial Port เป็น Bluetooth V2.0+EDR (Enhance Data Rate) 3 Mbps โดยความถี่ใช้งานคือ 2.4 GHz สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธอื่นๆได้ มี Baud Rate ปกติคือ 38400, 8 Data Bits, 1 Stop Bit, ไม่มี Parity Bit ซึ่งรองรับ Baud Rate 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800 ในส่วนคุณสมบัติของ HC-05 แสดงดังตารางที่ 2.3 และเขาเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ HC-05 แสดงดังตารางที่ 2.4



รูปที่ 2.6 โมดูลบลูทูธ HC-05

ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติของโมดูลบลูทูธ HC-05

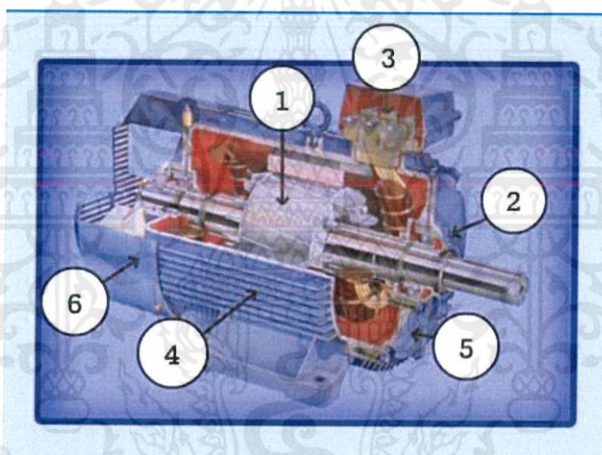
ความตอบสนองสัญญาณ -80 dBm
กำลังส่งคลื่นวิทยุเพิ่มได้ถึง +4 dBm
แรงดัน 1.8 - 3.6 โวลต์
PIO Control
UART Interface พร้อมกับการปรับแต่ง baud rate ได้
มีเสาอากาศในตัว

ตารางที่ 2.4 ขาเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ HC-05

ชื่อขา	คำอธิบาย
State	สถานะของโมดูล
RXD	เชื่อมต่อขา Tx ของไมโครคอนโทรลเลอร์
TXD	เชื่อมต่อขา Rx ของไมโครคอนโทรลเลอร์
GND	ขา Ground
VCC	แรงดันไฟเลี้ยง +3.3 หรือ +5 โวลต์
EN	เชื่อมต่อแรงดัน 5 โวลต์ เพื่อใช้งาน AT Mode

## 2.7 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

### 2.7.1 ส่วนประกอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง



รูปที่ 2.7 ส่วนประกอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

1.) ขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field Coil) คือ ขดลวดที่พันอยู่กับขั้วแม่เหล็กยึดติดกับโครงมอเตอร์ มีหน้าที่กำเนิดขั้วแม่เหล็กขั้วเหนือและขั้วใต้ สนามแม่เหล็กจะเกิดเมื่อจ่ายแรงดันให้มอเตอร์

2.) ขั้วแม่เหล็ก (Pole Pieces) คือ แกนสำหรับรองรับขดลวดสนามแม่เหล็กยึดติดกับโครงมอเตอร์ด้านใน ทำหน้าที่ให้กำเนิดขั้วสนามแม่เหล็กมีความเข้มสูงสุดแทนขั้วสนามแม่เหล็กถาวร

3.) โครงมอเตอร์ (Motor Frame) คือ ส่วนเปลือกหุ้มภายนอกของมอเตอร์ และยึดส่วนอยู่กับที่ (Stator) ของมอเตอร์ไว้ ทำหน้าที่เป็นทางเดินของเส้นแรงแม่เหล็กระหว่างขั้วแม่เหล็กให้เกิดสนามแม่เหล็กครบวงจร

4.) อาร์เมเจอร์ (Armature) คือ ส่วนเคลื่อนที่ (Rotor) ยึดติดกับเพลา (Shaft) ตัวอาร์เมเจอร์ทำจากแผ่นเหล็กบางๆอัดซ้อนกันถูกเขาะร่องเป็นส่วนๆไว้พันขดลวดอาร์เมเจอร์ (Armature Winding) ที่ปลายขดลวดอาร์เมเจอร์ต่อเข้ากับคอมมิวเตเตอร์

5.) คอมมิวเตเตอร์ (Commutator) คือ ส่วนเคลื่อนที่อีกส่วนที่ยึดเข้ากับอาร์เมเจอร์และเพลา ทำจากแท่งทองแดงประกบกันเป็นรูปทรงกระบอก แต่ละแท่งจะแยกออกจากกันด้วยฉนวนไมก้า ทำหน้าที่เป็นขั้วรับแรงดันไฟตรงที่จ่ายเข้ามาแปรงถ่านเพื่อส่งให้ขดลวดอาร์เมเจอร์

6.) แปรงถ่าน (Brush) คือ ตัวสัมผัสกับคอมมิวเตเตอร์ลักษณะเป็นแท่งสี่เหลี่ยมผลิตจากคาร์บอนหรือแกรไฟต์ผสมผงทองแดง ทำหน้าที่รับแรงดันไฟตรงจากแหล่งจ่ายโดยจ่ายไปให้คอมมิวเตเตอร์

### 2.7.2 หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงจะทำงานได้โดยการจ่ายไฟเลี้ยง ซึ่งทำให้กระแสไฟไหลไปยังขดลวดสนามแม่เหล็กทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขั้วเหนือ (N) และขั้วใต้ (S) การตัดกันระหว่างไฟฟ้ากระแสตรงกับสนามแม่เหล็กทำให้มอเตอร์หมุน หากเส้นแรงแม่เหล็กมีทิศทางเดียวกันจะส่งผลให้มีแรงเสริมกันเกิดแรงบิดของมอเตอร์ และกระแสไฟบางส่วนจะไหลไปยังคอมมิวเตเตอร์เพื่อไปยังขดลวดอาร์เมเจอร์ทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก การหมุนของอาร์เมเจอร์คือมอเตอร์ไฟฟ้าทำงาน

### 2.7.3 มอเตอร์สั่นกระแสไฟตรง

มอเตอร์สั่น (Vibrating Motor) คือ อุปกรณ์ที่ใช้สร้างการสั่นสะเทือนดังรูปที่ 2.7 โดยหลักการทำงานจะเหมือนกับมอเตอร์ไฟฟ้าทั่วไปแต่ต่างกันที่แกนของมอเตอร์ที่จะมีลักษณะเบี้ยว ไม่สมดุล เมื่อมอเตอร์หมุนจะทำให้เกิดแรงเหวี่ยงทำให้เกิดการสั่น



รูปที่ 2.8 มอเตอร์สั่นกระแสไฟตรง

## 2.8 Battery Lithium Polymer

แบตเตอรี่ชนิดลิเทียมพอลิเมอร์หรือที่เรียกกันว่า LiPo/Li-Po หรือ Li-Poly battery ดังรูปที่ 2.8 เป็นแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนประเภทหนึ่ง โดยทั่วไปส่วนใหญ่จะมีวัสดุขั้วเป็น LCO ซึ่งเป็นขั้วบวก และมีแกรไฟต์เป็นขั้วลบ โดยวัสดุที่นำมาใช้ขั้วบวกอาจเป็นสารชนิดอื่นได้ ลักษณะเด่นของแบตเตอรี่ลิเทียมพอลิเมอร์คือการทำให้อิเล็กโทรไลต์เป็นเกลือของลิเทียมผสมในพอลิเมอร์ทำให้อิเล็กโทรไลต์มีลักษณะเป็นเจล ทำให้แบตเตอรี่มีน้ำหนักเบาและมีขนาดเล็กจึงนิยมนำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายไฟในอุปกรณ์ขนาดพกพา เช่น โทรศัพท์มือถือ



รูปที่ 2.9 แบตเตอรี่ลิเทียมพอลิเมอร์

## 2.9 Battery Shield for Wemos D1 mini

Battery Shield for Wemos D1 mini ดังรูปที่ 2.9 คือโมดูลชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมพอลิเมอร์สำหรับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 mini โดยเฉพาะ สามารถชาร์จไฟโดยใช้สาย Micro USB รองรับกระแสขาเข้าสูงสุด 1 แอมป์ โวลต์ขาเข้าสูงสุด 10 โวลต์ แนะนำที่ 5 โวลต์ ใช้งานกับแบตเตอรี่ลิเทียมพอลิเมอร์ขนาด 3.3-4.2 โวลต์ ในขณะที่ชาร์จไฟเข้าจะมี LED บอกลสถานะในการชาร์จ LED สีแดงบอกลสถานะกำลังชาร์จและ LED สีเขียวหรือสีน้ำเงินบอกลสถานะการชาร์จเสร็จสิ้น



รูปที่ 2.10 Battery Shield for Wemos D1 mini

## 2.10 Blynk Application

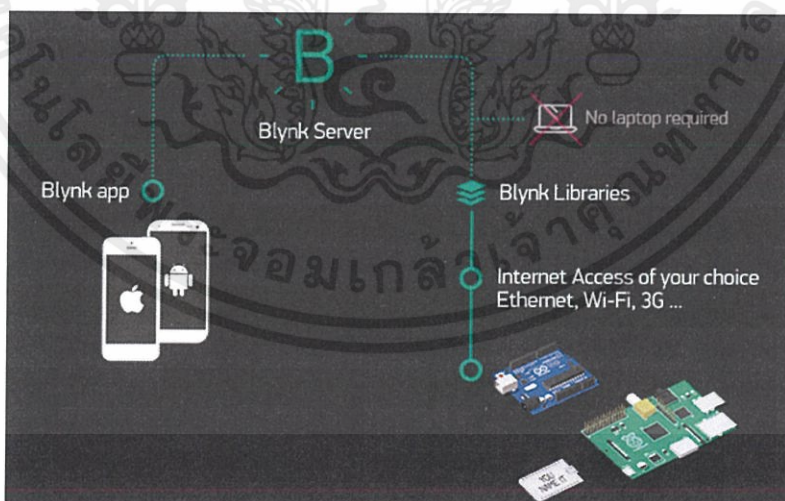


รูปที่ 2.11 สัญลักษณ์ของแอปพลิเคชัน Blynk

Blynk เป็นแอปพลิเคชันที่ใช้สำหรับอุปกรณ์ IoT ซึ่งเป็นแอปพลิเคชันสำเร็จรูปสามารถนำมาใช้งานโดยไม่ต้องเขียนแอปใดๆ โดย Blynk เป็นซอฟต์แวร์แบบ Open Source สามารถใช้งานได้ฟรีไม่เสียค่าใช้จ่าย สามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆกับอินเทอร์เน็ตเช่น ESP8266, ESP32, NodeMCU หรือ Raspberry Pi รองรับระบบ IOS และ Android

### 2.10.1 หลักการทำงานของ Blynk

Blynk Server เป็น IoT CLOUD ซึ่งจะรับค่าจาก IoT Node หรือตัวอุปกรณ์ IoT โดยเชื่อมต่อผ่านอินเทอร์เน็ตสามารถส่งข้อมูลหากันได้โดยตรงดังรูปที่ 2.11 ทำให้การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์กับแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนสามารถทำได้ง่ายและสามารถใช้งานได้ทุกที่มีอินเทอร์เน็ต



รูปที่ 2.12 การเชื่อมต่อ Blynk Server, Blynk App และ อุปกรณ์ IoT

## 2.10.2 การใช้งาน

2.10.2.1 การติดตั้ง เนื่องจาก Blynk เป็นแอปพลิเคชันฟรีที่รองรับทั้ง IOS และ Android ดังนั้นจึงสามารถเข้าไป Download ได้ใน App Store สำหรับ IOS และ Google Play Store สำหรับ Android โดยค้นหาชื่อแอปพลิเคชันโดยพิมพ์ “Blynk”

2.10.2.2 เริ่มต้นใช้งาน จะต้องทำการลงทะเบียนโดยใช้อีเมลเพื่อรับรหัส TOKEN โดยรหัส TOKEN นี้จะใช้สำหรับระบุตัวตนของอุปกรณ์ที่ใช้ในงาน IoT

2.10.2.3 หน้าต่างการใช้งาน สามารถสร้าง Widget ขึ้นมาใช้งานได้หลากหลายตามที่ต้องการโดยเลือก Widget ให้เหมาะสม โดยตัวอย่าง Widget เช่น Button เป็นปุ่มสามารถนำไปใช้งานเช่น เปิด/ปิด LED, Push เป็นปุ่มกดติดปล่อยดับ, Switch เป็นปุ่มกดติดกดดับ หรือจะเป็นการดูค่าต่างๆ เช่น กราฟ อุณหภูมิ ตัวเลข หรือ หน้าต่างเทอร์มินอล เป็นต้น

2.10.2.4 โค้ดสำหรับใช้งาน Blynk ในตัวแปร auth ให้ใส่เป็น TOKEN ที่ได้รับมา ส่วน SSID ให้ใส่เป็นชื่อ WIFI และ PASS ให้ใส่เป็นรหัสผ่านของ WIFI

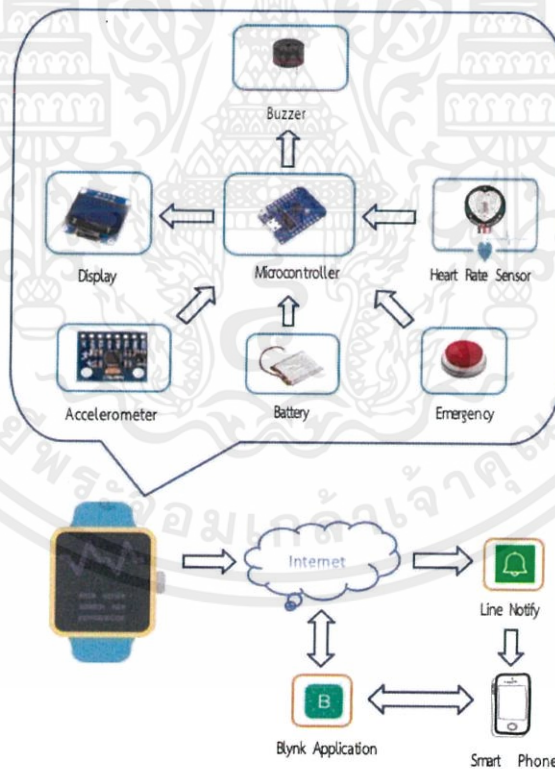
```
#define BLYNK_PRINT Serial
#include <WiFi.h>
#include <WiFiClient.h>
#include <BlynkSimpleEsp32.h>
char auth[] = "xxxxxxxx";
char ssid[] = "xxxxxxxx";
char pass[] = "xxxxxxxx";
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  //เริ่มการเชื่อมต่อ Blynk Server
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
}
void loop() {
  Blynk.run();
}
```

### บทที่ 3

#### การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

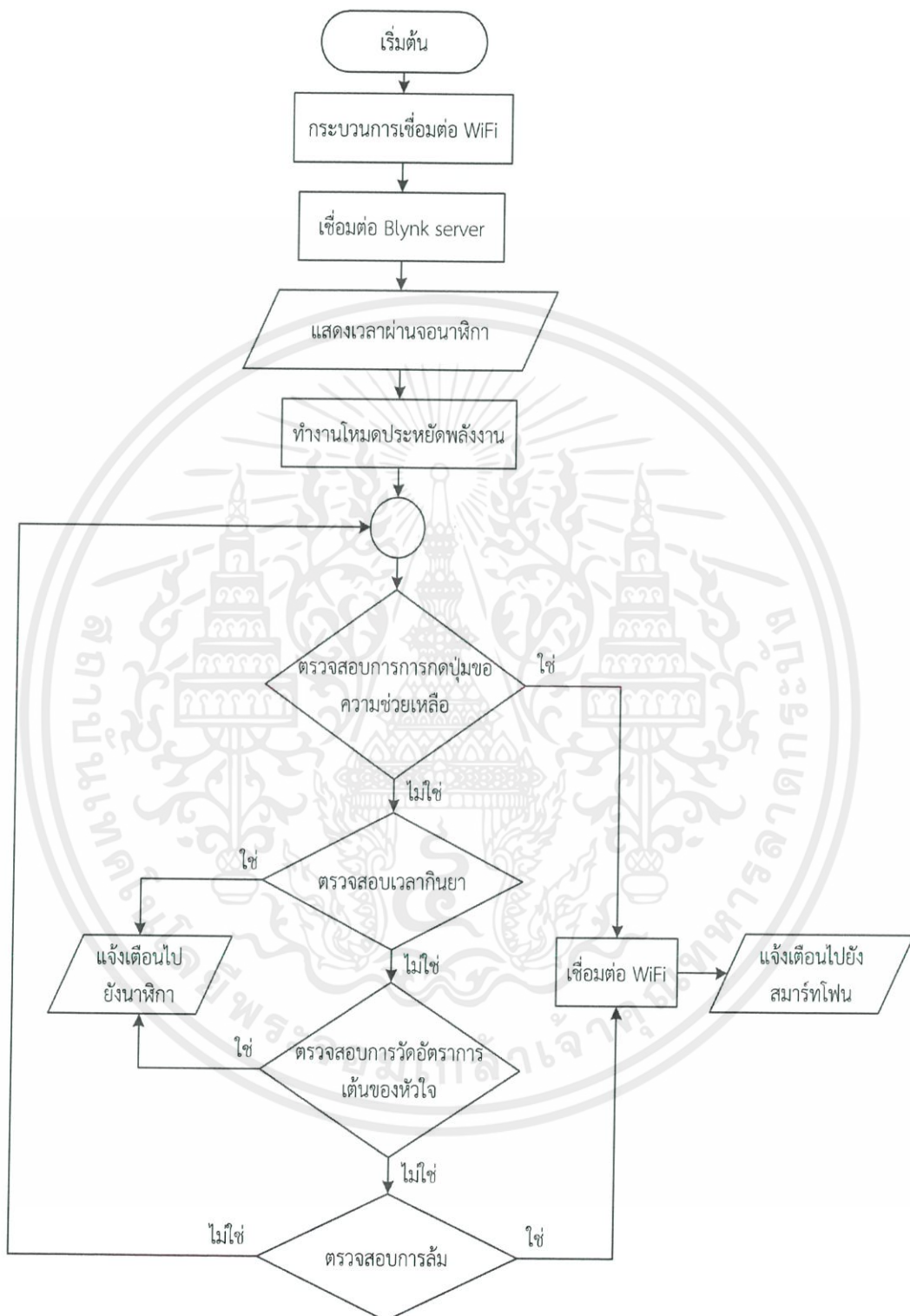
ในการจัดทำปริญญานิพนธ์เล่มนี้ ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบนาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ โดยผู้จัดทำได้ออกแบบให้นาฬิกาข้อมือนี้อาจใช้งานได้โดยง่ายเหมาะสมต่อการใช้งานกับผู้สูงอายุ เพื่อช่วยเหลือการใช้ชีวิตของผู้สูงอายุด้วยการที่นาฬิกาสามารถใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ สามารถแจ้งเตือนเวลากินยา และระบบตรวจจับการล้มพร้อมปุ่มกดขอความช่วยเหลือที่จะแจ้งไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแลเมื่อเกิดเหตุฉุกเฉิน เพื่อเข้าทำการช่วยเหลืออย่างทันทีทันใด

#### 3.1 การออกแบบโครงสร้างโดยรวม



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของนาฬิกาสำหรับผู้สูงอายุ

จากรูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ ผู้จัดทำได้ออกแบบให้ผู้สูงอายุสามารถใช้งานได้โดยง่ายไม่ซับซ้อน การทำงานของนาฬิกาข้อมือ สำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini เป็นอุปกรณ์ประมวลผลหลัก ใช้ชิป ESP-8266EX ในการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย ความถี่ 2.4 GHz โดยรับค่าจาก Accelerometer and Gyroscope สำหรับตรวจจับการล้มในผู้สูงอายุ ปุ่มกดขอความช่วยเหลือที่สามารถแจ้งเตือนไปยังแอปพลิเคชัน Line และ แอปพลิเคชัน Blynk ภายใต้ลิขสิทธิ์ของMIT ที่สามารถใช้ได้บนสมาร์ตโฟนทั้งระบบปฏิบัติการ iOS และ Android ผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ซึ่งจอแสดงผลของนาฬิกาจะแสดงเวลามาตรฐาน (GMT+07:00) Asia/Bangkok พร้อมทั้งสามารถแจ้งเตือนการกินยาได้เมื่อถึงเวลา โดยผู้ใช้สามารถตั้งเวลาแจ้งเตือนได้ 4 เวลา ผ่านแอปพลิเคชัน Blynk นอกจากนี้ยังสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจขณะที่ผู้สูงอายุหยุดนิ่งได้ นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุนี้จะเปิดการทำงานโดยอัตโนมัติเมื่อมีพลังงานในแบตเตอรี่ ซึ่งสามารถชาร์จไฟให้แบตเตอรี่ได้โดยใช้สาย Micro USB Type B



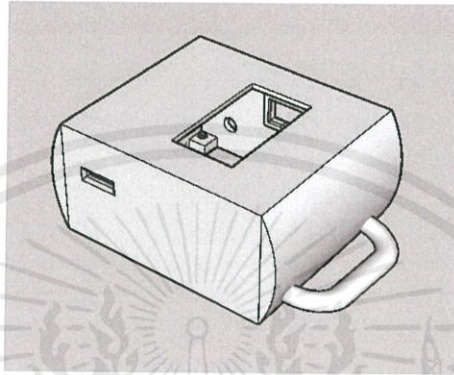
รูปที่ 3.2 ผังภาพรวมการทำงานของนาฬิกาสำหรับผู้ช่วยเหลือผู้สูงอายุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.1 โครงสร้างนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ

#### 3.1.1.1 การออกแบบนาฬิกา

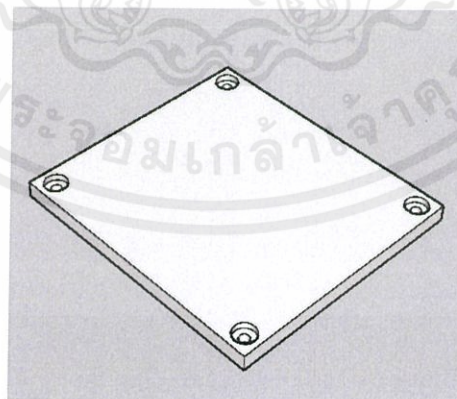
##### 1) นาฬิกาส่วนบน



รูปที่ 3.3 นาฬิกาส่วนบน

ผู้จัดทำได้ออกแบบนาฬิกาโดยใช้โปรแกรมออกแบบสามมิติ เพื่อให้ได้รูปแบบตามต้องการ คือ จอแสดงผล ขนาดกว้าง 1.48 เซนติเมตร ยาว 2.66 เซนติเมตร ช่องเสียบสายชาร์จ Micro USB Type B และปุ่มกดขอความช่วยเหลือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.50 เซนติเมตร แล้วนำไปขึ้นรูปโดยใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ ส่วนบนของนาฬิกามีขนาดกว้าง 4.4 เซนติเมตร ยาว 4.9 เซนติเมตร 2.6 เซนติเมตร และมีหูสำหรับใส่สายนาฬิกา หลังจากการประกอบ ภายในจะมีอุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทำงานของนาฬิกา

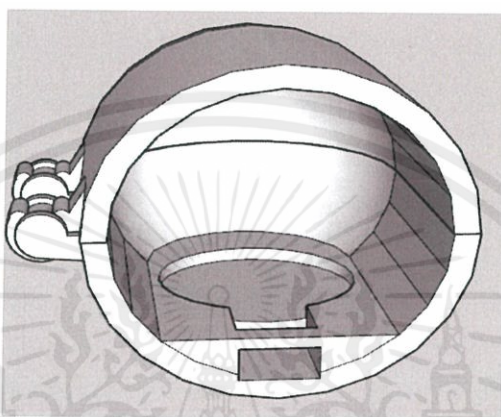
##### 2) นาฬิกาส่วนล่าง



รูปที่ 3.4 นาฬิกาส่วนล่าง

เป็นส่วนปิดของนาฬิกาซึ่งทำการออกแบบด้วยวิธีเดียวกันกับนาฬิกาส่วนบน นาฬิกาส่วนล่างจะทำการออกแบบให้มีรูสำหรับใส่สกรู เพื่อใช้ยึดติดกับนาฬิกาส่วนบน

### 3) ปลอกสวมนิ้วมือ



รูปที่ 3.5 ปลอกสวมนิ้วมือ

เป็นส่วนที่แยกออกมาจากตัวนาฬิกามีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.04 ซม. และจะมี Pulse Sensor ติดอยู่ เพื่อที่จะมอนิเตอร์อัตราการเต้นของหัวใจของผู้สูงอายุให้ได้ความแม่นยำยิ่งขึ้นและสามารถเปิด-ปิดได้ เพื่อง่ายต่อการใช้งาน

### 3) สายนาฬิกา

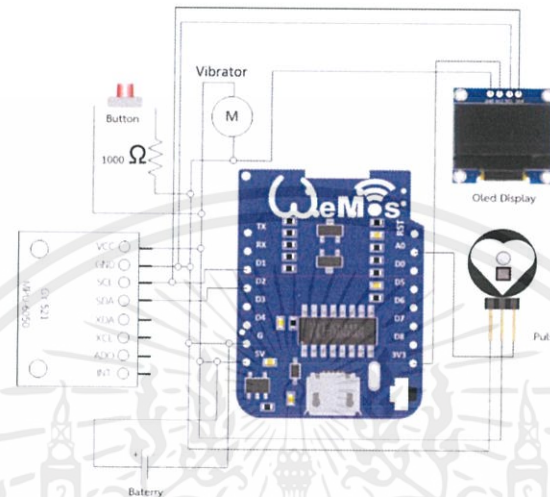


รูปที่ 3.6 สายนาฬิกา

ใช้วัสดุทำจากผ้าให้ผู้สูงอายุสามารถสวมใส่ได้โดยง่ายด้วยการใช้ตีนตุ๊กแกในการทำให้สายนาฬิกาพอดีกับการสวมใส่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

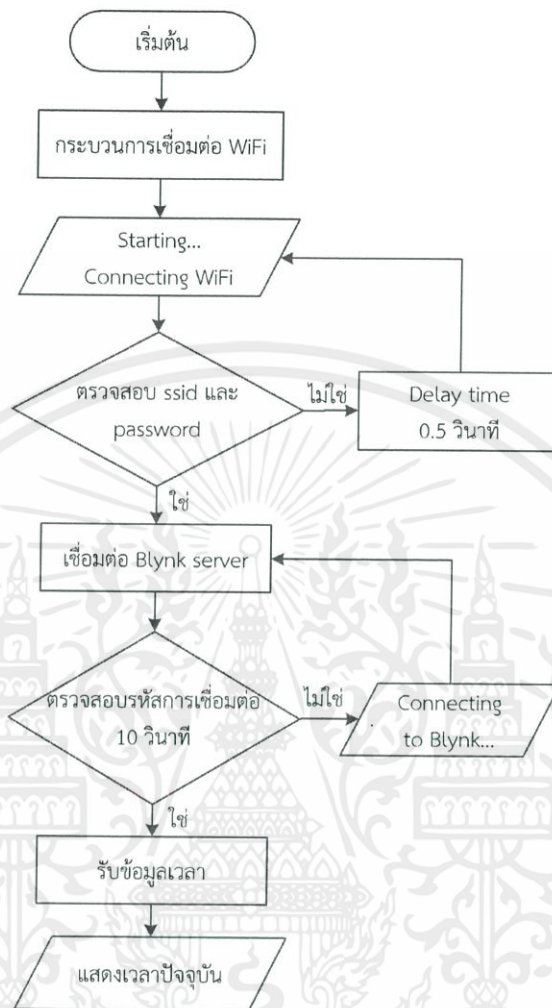
### 3.1.1.2 การออกแบบวงจร



รูปที่ 3.7 วงจรที่ใช้ทำงาน

### 3.1.2 การใช้นาฬิกาเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย

ในการทำงานของอุปกรณ์จำเป็นต้องมีการเชื่อมต่อกับสัญญาณอินเทอร์เน็ตเพื่อเชื่อมต่อไปยังแอปพลิเคชัน Blynk แล้วจะทำการรับข้อมูลเวลาปัจจุบันเป็นเวลามาตรฐานของประเทศไทย (GMT+07:00) Asia/Bangkok และใช้รับข้อมูลเวลาแฉ่งเดือนกีนยา เมื่อทำการรับข้อมูลเสร็จสิ้นนาฬิกาจะตัดการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตและเข้าสู่สถานะพร้อมใช้งาน จะทำการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตหลังจากเข้าสู่สถานะพร้อมใช้งานก็ต่อเมื่อมีการกดปุ่มขอความช่วยเหลือ หรืออุปกรณ์ตรวจจับได้ว่ามีการล้ม หรือรายงานผลการวัดชีพจร นาฬิกาจะเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตโดยอัตโนมัติผ่านเครือข่ายที่ตั้งค่าไว้ให้กับอุปกรณ์ แล้วแฉ่งเดือนไปยังผู้ดูแล ซึ่งการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตใช้อุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini เป็นหน่วยประมวลผลหลักมีชิปในการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายในตัว คือ ESP-8266EX



รูปที่ 3.8 ผังการเชื่อมต่อ WiFi

### 3.1.2.1 โค้ดเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายเมื่อเริ่มต้นใช้งาน

```

char ssid[] = "WiFi-Username";
char pass[] = "WiFi-Password";
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  WiFi.begin(ssid, pass);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
  {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
}

```

### 3.1.2.2 โค้ดตัดการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายและเข้าสู่โหมด

ประหยัดพลังงาน

```
WiFi.disconnect();
WiFi.mode(WIFI_OFF);
WiFi.forceSleepBegin();
```

### 3.1.2.3 โค้ดเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายเมื่อตรวจพบการล้ม หรือ

กดปุ่มฉุกเฉิน หรือรายงานผลการวัดชีพจร

```
void connectinternet()
{
  WiFi.forceSleepWake();
  delay(100);
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFi.begin(ssid, pass);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
  {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
}
```

### 3.1.2.4 การตั้งค่าเพื่อเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย

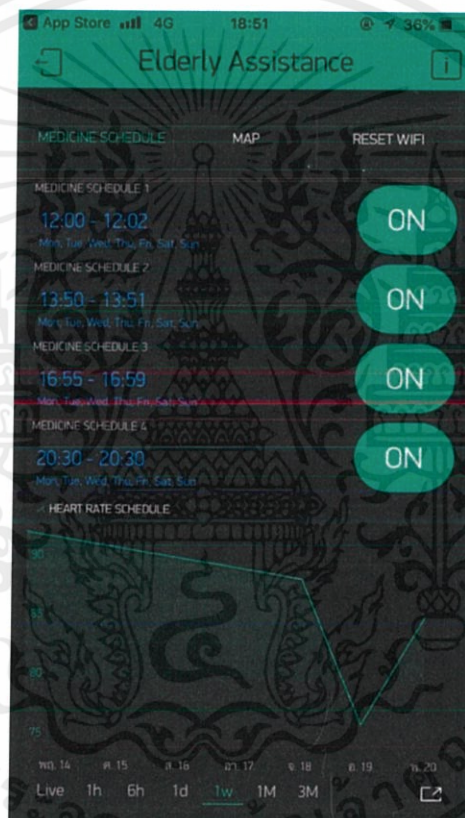
ผู้ใช้งานสามารถเปลี่ยนเครือข่ายการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายได้ผ่านแอปพลิเคชัน Blynk ซึ่งในการเริ่มต้นใช้งานครั้งแรกนาฬิกาจะถูกเชื่อมต่อกับเครือข่ายพื้นฐาน (Default) และจะเชื่อมต่อกับเครือข่ายนั้น เมื่อมีการกำหนดเครือข่ายใหม่ผ่านแอปพลิเคชัน Blynk นาฬิกาจะสามารถเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ตไร้สายใหม่ที่ผู้ใช้งานเป็นคนกำหนดขึ้นเองได้

### 3.1.3 การตั้งเวลาดินยาโดยใช้แอปพลิเคชัน Blynk

Blynk เป็นแพลตฟอร์มที่สามารถใช้ได้กับสมาร์ตโฟนทั้งในระบบปฏิบัติการ iOS และ Android โดยการควบคุมการใช้งานผ่านโปรแกรม Arduino ผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ต WiFi สามารถกำหนดกราฟรูปแบบการใช้งานได้เองโดยฟังก์ชันการทำงานจะอยู่ในรูปแบบของวิดเจ็ตในการใช้งานสามารถตั้งเวลาแจ้งเตือนกินยาไปยังนาฬิกาได้ 4 เวลา โดยต้องตั้งเป็นช่วงเวลาในการแจ้งเตือน พร้อมทั้งยังสามารถเลือกรวันที่ต้องการที่จะแจ้งเตือนได้ ซึ่งโดยปกติแล้วสำหรับการแจ้งเตือนการกินยาจะต้องเลือกให้แจ้งเตือนทุกวัน นอกจากนี้ในแอปพลิเคชันยังมีจอแสดงผลเพื่อยืนยันการตั้งเวลา เมื่อตั้งเวลาในแอปพลิเคชันเสร็จเรียบร้อยตัวนาฬิกาจะได้รับข้อมูลโดยอัตโนมัติเมื่อ

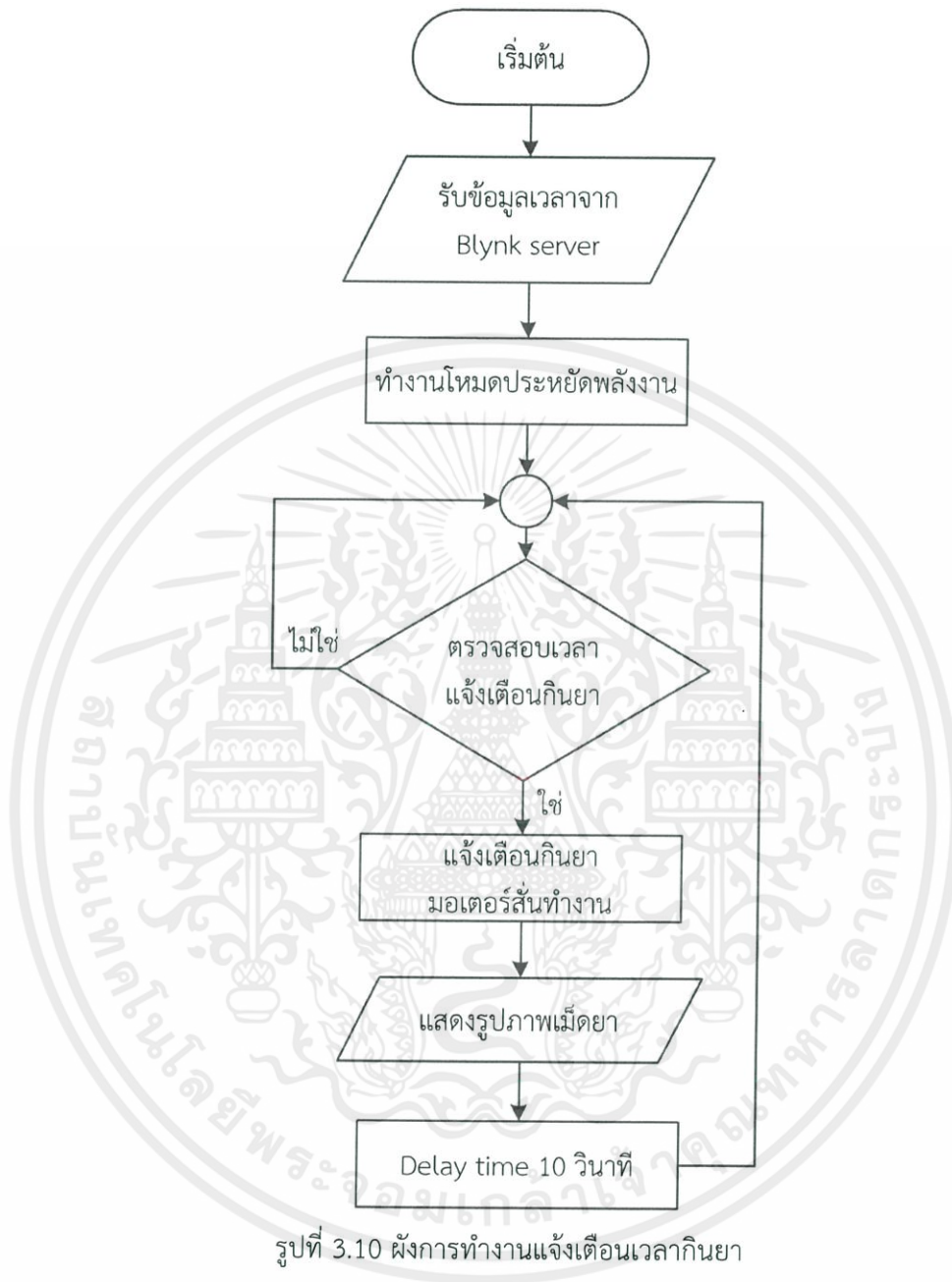
นาฬิกาทำงานในครั้งแรก แต่หากจะทำการเปลี่ยนแปลงเวลาการแจ้งเตือนกินยาจำเป็นต้องกดปุ่มรีเซ็ตที่นาฬิกาเพื่อทำการอัปเดตข้อมูลใหม่ ในแอปพลิเคชันแผนที่สำหรับแสดงที่อยู่ของนาฬิกาเมื่อระบบตรวจพบการล้ม หรือมีการกดปุ่มขอความช่วยเหลือเกิดขึ้นที่อยู่จะถูกส่งแจ้งเตือนไปยังแอปพลิเคชัน Line และสามารถเข้าไปในแอปพลิเคชัน Blynk ได้เช่นกัน

### 3.1.3.1 แอปพลิเคชัน Blynk



รูปที่ 3.9 หน้าแอปพลิเคชัน Blynk

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



### 3.1.3.2 โค้ดการเชื่อมต่อไปยังแอปพลิเคชัน Blynk ผ่าน WiFi

```

char ssid[] = "WiFi-Username";
char pass[] = "WiFi-Password";
char auth[] = "Authentication from Blynk";
void setup()
{
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
}

```

### 3.1.3.3 โค้ดที่ใช้ควบคุมการแจ้งเตือนเมื่อถึงเวลากินยา

1) โค้ดที่ใช้ในการรับค่าจากปุ่ม ON-OFF ของการตั้งเวลากินยา

```
BLYNK_WRITE (V10)
{
  if (param.asInt() == 1)
  {
    timer.setTimeout(50,checklastbuttonpressed);
    timer1 = 1;
    schestate = 1;
  }
  else
  {
    timer1 = 0;
    schestate = 0;
    drugtime1=90000;
    stopdrugtime1=90000;
  }
}
```

2) โค้ดรับค่าเวลาแจ้งเตือนกินยาจากแอปพลิเคชัน

```
BLYNK_WRITE (V1)
{
  if (timer1==1)
  {
    TimeInputParam t(param);
    drugtimeh1 = t.getStartHour()*3600;
    drugtimem1 = t.getStartMinute()*60;
    drugtime1 = (t.getStartHour()*3600) +
    (t.getStartMinute()*60);
    stopdrugtime1 = (t.getStopHour()*3600) +
    (t.getStopMinute()*60);
  }
}
```

3) โค้ดตรวจสอบเวลาเพื่อทำการแจ้งเตือน

```
void senddata()
{
  if((nowseconds==0) || ((drugtime1==0) && (stopdrugtime1==0)) || ((drugtime2==0) && (stopdrugtime2==0)) || ((drugtime3==0) && (stopdrugtime3==0)) || ((drugtime4==0) && (stopdrugtime4==0)))
  {
  }
  else
  {
    if((nowseconds>drugtime1) && (nowseconds<stopdrugtime1)) || ((nowseconds>drugtime2) && (nowseconds<stopdrugtime2)) || ((nowseconds>drugtime
```

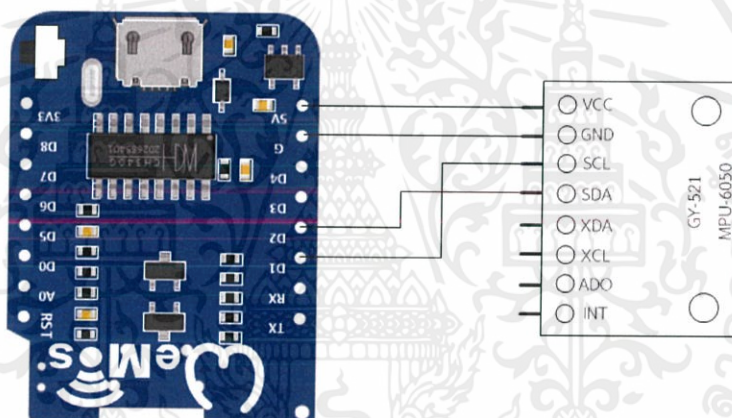
```

3) && (nowseconds < stopdrugtime3) ) || ( (nowseconds
> drugtime4) && (nowseconds < stopdrugtime4) ) )
{
  for (int count=0; count <= 100; count++)
  {
    digitalWrite(led, HIGH);
    delay(100);
  }
  digitalWrite(led, LOW);
}

```

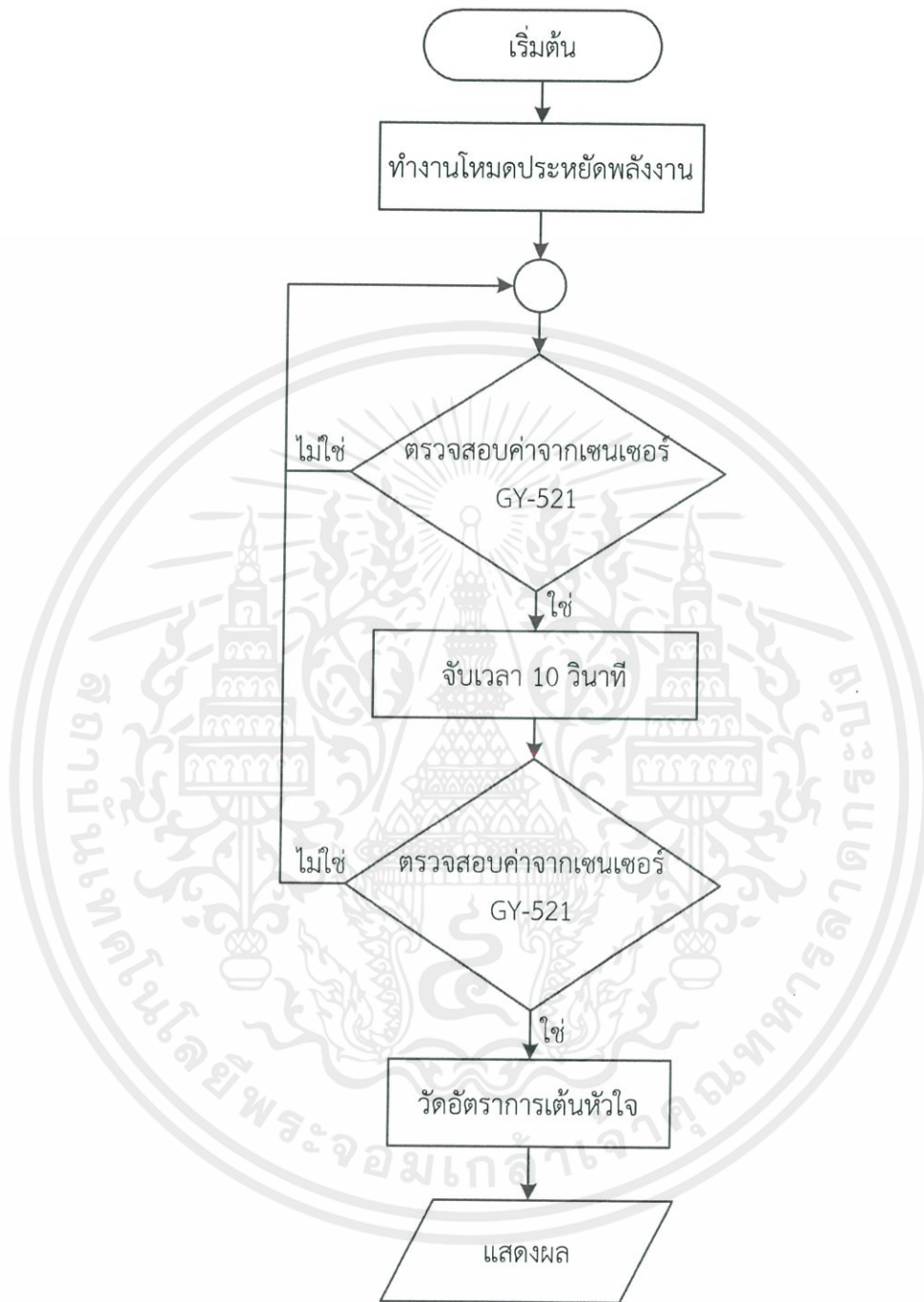
### 3.1.4 การใช้เซนเซอร์ GY-521 ตรวจสอบการล้มในผู้สูงอายุ และปุ่มกดขอความช่วยเหลือ

#### 3.1.4.1 การใช้งานเซนเซอร์ GY-521



รูปที่ 3.11 การเชื่อมต่อระหว่างเซนเซอร์ GY-521 กับไมโครคอนโทรลเลอร์

เซนเซอร์ GY-521 สามารถใช้ในการวัดความเร่งทั้งสามแกนได้เป็น Ax, Ay, Az ความเร็วเชิงมุมทั้งสามแกนได้เป็น Gx, Gy, Gz และหาค่าแอมพลิจูดของความเร่งเป็น AM และแอมพลิจูดของความเร็วเชิงมุมเป็น GM ซึ่งในการออกแบบจะทำการปรับค่าให้ทั้ง AM และ GM มีค่าใกล้เคียง 0 มากที่สุดเพื่อง่ายต่อการวิเคราะห์ โดยหลังจากการปรับจะได้ค่า AM เป็น 0 และ GM เป็น 4 ในการเชื่อมต่อจะเป็นการเชื่อมต่อโดยใช้รูปแบบ I2C ที่ขา D1 คือ SCL และ D2 คือ SDA ของไมโครคอนโทรลเลอร์รับค่าจากเซนเซอร์



รูปที่ 3.12 ผังการทำงานของระบบตรวจจับการล้ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1) โค้ดการใช้งานเซนเซอร์ GY-521

```

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MPU6050_Init();
}
void senddata()
{
  Read_RawValue(MPU_addr,
MPU6050_REGISTER_ACCEL_XOUT_H);

  //divide each with their sensitivity scale
  factor
  Ax = (double)AccelX/AccelScaleFactor;
  Ay = (double)AccelY/AccelScaleFactor;
  Az = (double)AccelZ/AccelScaleFactor;
  T = (double)Temperature/340+36.53;
  //temperature formula
  Gx = (double)GyroX/GyroScaleFactor;
  Gy = (double)GyroY/GyroScaleFactor;
  Gz = (double)GyroZ/GyroScaleFactor;
  AM
  =
  pow(pow(Ax,2)+pow(Ay,2)+pow(Az,2),0.5);
  GM
  =
  pow(pow(Gx,2)+pow(Gy,2)+pow(Gz,2),0.5);
  delay(100);
}

```

## 2) โค้ดที่ใช้ในการตรวจสอบการล้ม

```

void falldetection()
{
  emergency();
  senddata();
  pulse();
  if ((AM >= 4.00) && (GM >= 354.85) && (Gy <=
-250) && (Gz >= 250))
  {
    Serial.println("FALLDETECTION DECISION1");
    ledOn();
    check = 1;
    for(int TA = 0; TA <=75; TA++) //75
    {
      senddata();
      delay(100);
      if(((int16_t)AM<=1.05) && ((int16_t)GM
<= 75) && (check==1))
      {
        if((TA >=45))
        {
          P++;
        }
      }
    }
  }
}

```

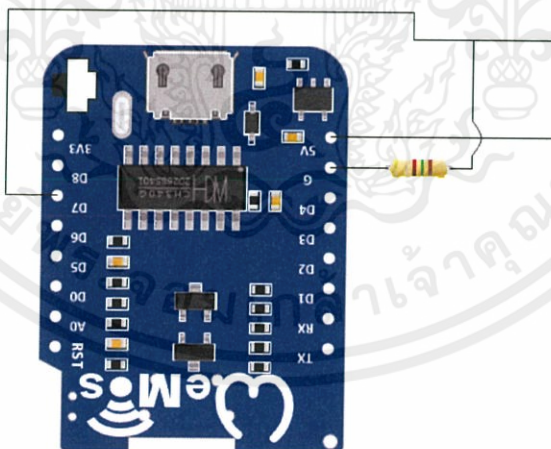
```

if((P == 27)) //
{
  Serial.println("FALLDETECTION SURE");
  ledOn();
  fallNotify();
  P = 0 ;
  check = 0;
}
}
}
P = 0;
}
}

```

ในการตรวจจับการล้มโดยใช้ค่าที่ได้จากเซนเซอร์นั้นจะทำการประมวลผลทั้งหมดสองขั้นตอนโดยที่ขั้นแรกคือ เมื่อระบบพบว่าการล้มเกิดขึ้นโดยตรวจพบได้จากการที่เซนเซอร์มีค่าเกินค่าตัดสินใจที่ตั้งไว้ระบบจะเข้าทำงานในส่วนแรก และจากนั้นจะเข้าสู่การประมวลผลขั้นที่สองซึ่งเป็นขั้นตอนที่จะทำการตรวจสอบว่าเกิดการล้มขึ้นจริงหรือไม่ โดยจะทำการจับเวลาแล้วอ้างอิงกับสมมติฐานที่ว่า เมื่อมีการล้มเกิดขึ้นผู้ล้มจะขยับร่างได้ไม่มาก ทำให้ค่าที่ได้จากเซนเซอร์นั้นมีค่าน้อยกว่าปกติ หากเป็นเช่นนั้นจริงและอยู่ภายในระยะเวลาที่กำหนดประมาณ 7 วินาที ถือว่ามีการล้มเกิดขึ้นจริง

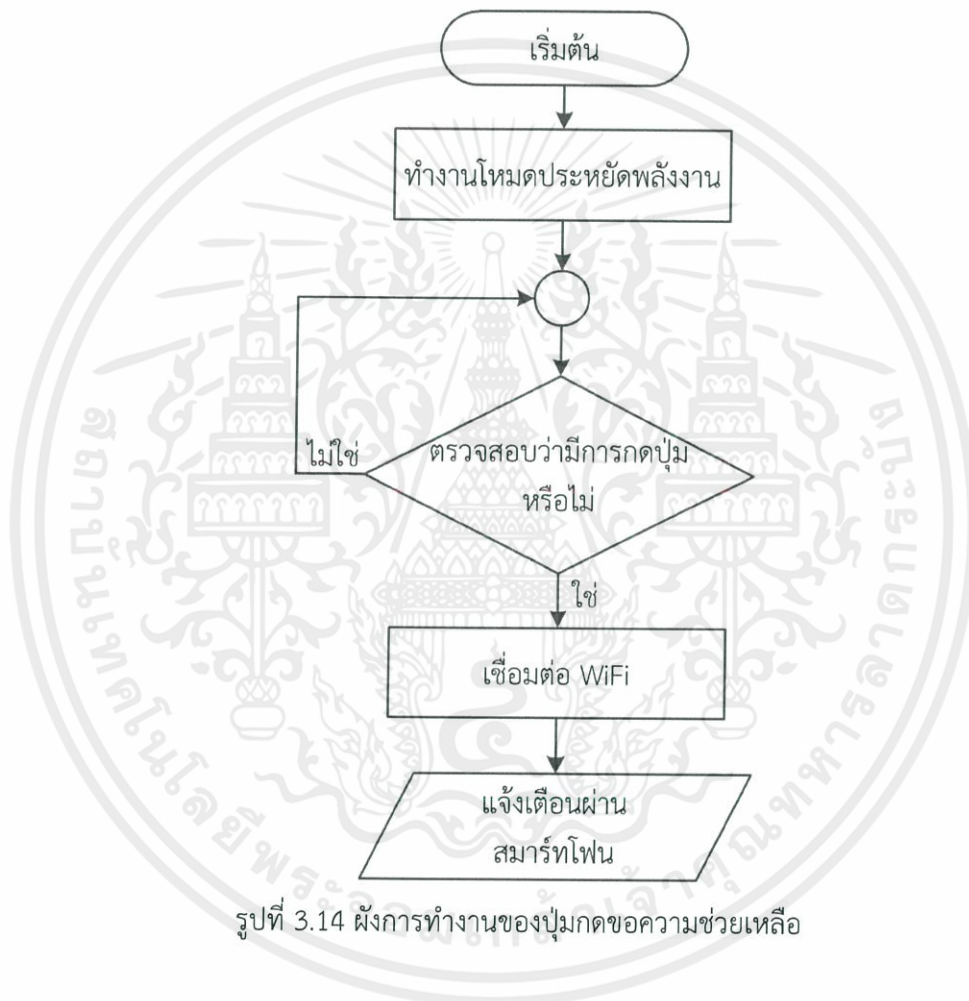
### 3.1.4.2 การใช้งานปุ่มกดขอความช่วยเหลือ



รูปที่ 3.13 การเชื่อมต่อระหว่างปุ่มกดขอความช่วยเหลือกับไมโครคอนโทรลเลอร์

ปุ่มกดขอความช่วยเหลือเป็นตัวช่วยเสริมสำหรับผู้สูงอายุ ในกรณีที่มีเหตุการณ์ฉุกเฉินเกิดขึ้นและผู้สูงอายุต้องการความช่วยเหลือผู้สูงอายุสามารถกดปุ่มนี้เพื่อขอความช่วยเหลือ

ช่วยเหลือ โดยระบบจะทำการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายแล้วแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแล ในการทำงานของปุ่มกด ไมโครคอนโทรลเลอร์จะใช้ขา D7 ในการรับค่าสถานะจากปุ่มกดเป็น Low ในสถานะปกติ และเป็น High เมื่อมีการกดปุ่มขอความช่วยเหลือซึ่งจะเป็นการเชื่อมต่อไฟ 5V จากไมโครคอนโทรลเลอร์กับขา D7



รูปที่ 3.14 ผังการทำงานของปุ่มกดขอความช่วยเหลือ

#### 1) โค้ดการทำงานของปุ่มกดขอความช่วยเหลือ

```

int button = D7;
int buttonState = 0;
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  pinMode(button, INPUT);
}
  
```

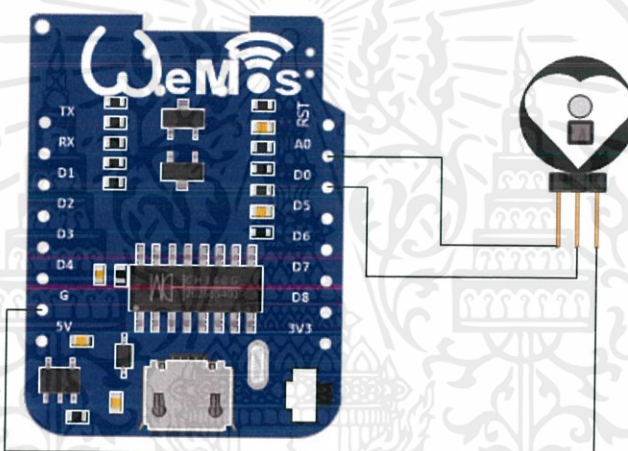
```

}
void emergency()
{
  buttonState=digitalRead(button);
  if (buttonState == 1)
  {
    connectinternet();
    Serial.println("Emergency pushed");
    delay(1000);
  }
}
}

```

### 3.1.5 การใช้เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ

#### 3.1.5.1 การใช้งาน Pulse Sensor



รูปที่ 3.15 การเชื่อมต่อระหว่าง Pulse Sensor กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์

นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ด้วยการใช้ Pulse Sensor จากการเปลี่ยนแปลงของแสง LED ที่สะท้อนกลับมาจากหลอดเลือดขณะหดและขยายตัว ค่าที่ได้เป็นข้อมูลแบบอนาล็อกจะเชื่อมต่อกับขา A0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์โดยจ่ายไฟเลี้ยง 3.3 V จากขา D0 ให้แก่ Pulse Sensor เพื่อเปิดการใช้งาน

#### 1) โค้ดการใช้งาน Pulse Sensor

```

int pulsee = D3;
void setup()
{
  pinMode(pulsePin, OUTPUT);
}
void calBPM()
{

```

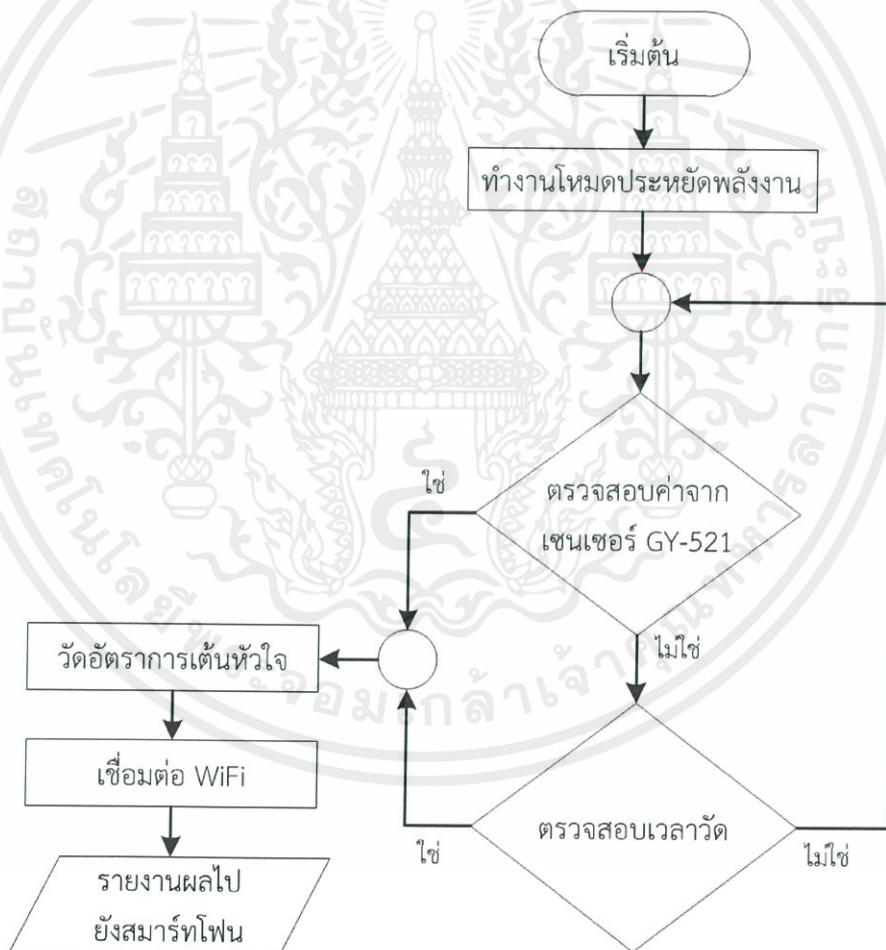
```
digitalWrite(pulsePin,HIGH);
int j = 0;
for (unsigned int i=1; i<numReadings; i++)
{
    if(checkBPM == 0)
    {
        value[i] = analogRead(A0);
    }
}
}
```

## 2) ได้การคำนวณคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

```
void calBPM()
{
    if(value[i] > value[i-1])
    {
        ptime400++;
        if(ptime400 == 1)
        {
            previouscount = millis();
        }
    }
    if(ptime400 == numperiod + 1)
    {
        count = millis();
        period = count - previouscount;
        j++;
        BPM[j] = (60/(period/(numperiod*1000)));
        ptime400 = 0;
        i = 1;
        if(BPM[j] >= 200)
        {
            j=0;
        }
        if(j==3)
        {
            if((abs(BPM[j]-BPM[j-1])>=5)
            || (abs(BPM[j]-BPM[j-2])>=5)
            || (abs(BPM[j-1]-BPM[j-2])>=5))
            {
                j=0;
            }
        }
        else
        {
            BPM[j+1] = (BPM[j]+BPM[j-1]+BPM[j-2])/3.00;
        }
    }
}
```

### 3.1.5.2 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

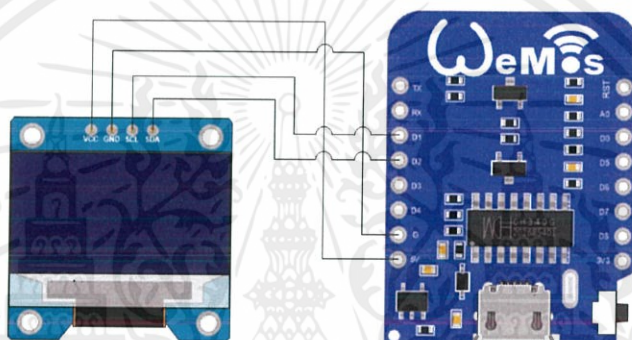
นาฬิกาจะวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยอัตโนมัติในกรณีที่ผู้สูงอายุหยุดเคลื่อนไหว ผู้สูงอายุจำเป็นต้องสวมใส่โมดูลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจไว้ที่นิ้วมือนิ้วที่สวมใส่แล้วพอดีที่สุด เมื่อถึงเวลาวัดโมดูลจะได้รับไฟเลี้ยงจากไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 5V จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะอ่านค่าและคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ โดยจะทำการวัดสามครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ยและในแต่ละครั้งที่ได้จะต้องไม่เกิน  $\pm 5$  และค่าที่ได้จากการวัดจะแสดงผลในหน่วย bpm (beats per minute) ซึ่งค่าที่ได้จะถูกส่งไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแล ผ่านเครือข่าย WiFi ที่ตั้งไว้



รูปที่ 3.16 ผังการทำงานของ การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

### 3.1.6 การใช้งานจอ OLED

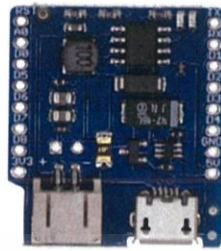
ผู้จัดทำใช้จอ OLED (Organic Light Emitting Diodes) ขนาดกว้าง 1.9 เซนติเมตร ยาว 2.07 เซนติเมตร ซึ่งมีขนาดที่เหมาะสมสำหรับการใช้เป็นหน้าจอแสดงผลของนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ สามารถใช้การเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยใช้รูปแบบการเชื่อมต่อแบบ I2C ที่ขา D1 เป็นขา SCL และขา D2 เป็นขา SDA ที่อุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini ใช้ไฟเลี้ยงขนาด 5V จากอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ แสดงผลเป็นสีขาวบนพื้นหลังสีดำ สามารถเห็นได้อย่างชัดเจน และยังสามารถแสดงเป็นภาพกราฟิกได้อีกด้วย



รูปที่ 3.17 การเชื่อมต่อระหว่างจอ OLED กับไมโครคอนโทรลเลอร์

### 3.1.7 การใช้งานแบตเตอรี่

ใช้แบตเตอรี่ Li-Polymer 3.7V-370mAh และแบตเตอรี่ Li-Polymer 3.7V-500mAh ที่มีวงจร PCM เพื่อป้องกันการชาร์จไฟเกินเข้าสู่แบตเตอรี่ ขนาด 5x25x30 มิลลิเมตร เป็นแหล่งจ่ายไฟให้แก่อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทำงาน โดยในการชาร์จไฟให้แก่แบตเตอรี่จะใช้ Wemos D1 Mini Battery Shield Lithium Battery Charging เป็นโมดูลชาร์จไฟซึ่งเป็นโมดูลที่ใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini โดยเฉพาะ โมดูลชาร์จไฟจะรับไฟอินพุตขนาด 5V รับกระแสไฟได้สูงสุด 1A โดยใช้พอร์ต Micro USB Type B รับไฟอินพุตเพื่อชาร์จไฟ และใช้พอร์ต PH2-2.0mm ในการเชื่อมต่อกับแบตเตอรี่



รูปที่ 3.18 โมดูลชาร์จไฟ Wemos D1 Mini Battery Shield Lithium Battery Charging

### 3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

#### 3.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในโครงงานนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ

3.2.1.1 Microcontroller Wemos D1 Mini	1 ชุด
3.2.1.2 GY-521 Module (MPU-6050)	1 ชุด
3.2.1.3 จอแสดงผล OLED 128x64 I2C	1 ชุด
3.2.1.4 ปุ่มกด SMD	1 ตัว
3.2.1.5 Pulse Sensor (SEN-11574)	1 ชุด
3.2.1.6 Battery 3.7V-370mAh	1 ตัว
3.2.1.7 Battery 3.7V-500mAh	1 ตัว
3.2.1.8 สายรัดตีนตุ๊กแก	1 เส้น
3.2.1.9 Wemos D1 Mini Battery Shield Lithium Battery Charging	1 ชุด
3.2.1.10 Buzzer	1 ตัว
3.2.1.11 น้ำยาเรซิน	1 ขวด
3.2.1.12 ชุดอุปกรณ์บัดกรี	1 ชุด
3.2.1.13 ชุดอุปกรณ์ทำแผ่นวงจร	1 ชุด
3.2.1.14 ตัวต้านทาน 1k โอห์ม	1 ตัว

3.2.1.15 บลูทูธ (HC-05)	1 ตัว
3.2.1.16 ก้างปลาตัวเมีย	4 ขา

### 3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

#### 3.3.1 การทดสอบโครงสร้างนาฬิกาข้อมือสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ

ทำการทดสอบและใช้งานโครงสร้างนาฬิกาที่ขึ้นรูปจากเครื่องพิมพ์สามมิติ จากนั้นประกอบชิ้นงานเข้าด้วยกันทั้งสามส่วนพร้อมจัดวางองค์ประกอบของนาฬิกาลงในโครงสร้างผลการทดสอบสามารถใช้งานได้ในรูปแบบนาฬิกาข้อมือทั่วไป

#### 3.3.2 การทดสอบการใช้งานนาฬิกาเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สายและแสดงผล

ทดลองด้วยการเขียนโปรแกรมควบคุมโดยใช้โปรแกรม Arduino IDE เขียนโปรแกรมสั่งการอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini ให้เชื่อมกับสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย WiFi สังเกตผลจาก Serial Monitor ในโปรแกรม Arduino IDE และสถานะแสดงการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตจากอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กระจายสัญญาณ จากนั้นนาฬิกาจะเชื่อมต่อกับ Blynk Server แล้วทำการรับข้อมูลเวลาเมื่อเสร็จสิ้นนาฬิกาจะแสดงผลเวลาปัจจุบันเป็นเวลามาตรฐาน (GMT+07:00) Asia/Bangkok ด้วยการต่อวงจรตามรูปที่ 3.17 จะทำให้เวลาถูกแสดงผลผ่านจอ OLED

#### 3.3.3 การทดสอบการตั้งเวลาการกินยาโดยใช้แอปพลิเคชัน Blynk

สามารถทำการตั้งเวลาแจ้งเตือนการกินยาได้ผ่านแอปพลิเคชัน Blynk โดยทำการตั้งเวลาแจ้งเตือนกินยาเป็นช่วงเวลา แล้วเมื่อนาฬิกาได้รับข้อมูลเวลาแจ้งเตือนกินยาตามที่ตั้งไว้จะแสดงผลผ่าน Serial Monitor ในโปรแกรม Arduino IDE และ Terminal ของแอปพลิเคชัน Blynk จากนั้นเมื่อถึงเวลาที่ตั้งไว้จะทำการแจ้งเตือนที่นาฬิกาโดยแสดงผลเป็นรูปภาพกราฟิกรูปเม็ดยา และ Buzzer ทำงาน

### 3.3.4 การทดสอบการใช้เซนเซอร์ GY-521 ตรวจจับการล้มในผู้สูงอายุ และปุ่มกดขอความช่วยเหลือ

ทำการเชื่อมต่อดังรูปที่ 3.11 เพื่อทดสอบการใช้เซนเซอร์ GY-521 โดยเขียนโปรแกรมควบคุมผ่านโปรแกรม Arduino IDE แล้วแสดงค่าผ่าน Serial Monitor สังเกตค่าที่ได้จากเซนเซอร์เมื่อทำการสวมใส่นาฬิกาแล้วใช้นาฬิกาในสภาวะปกติ เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการจำลองการล้มทั้ง 3 รูปแบบ คือการล้มแบบล้มตรง การล้มแบบหงายไปข้างหลัง และการล้มแบบคว่ำหน้า เพื่อหาค่าที่เหมาะสมในการวิเคราะห์การล้ม จากนั้นบันทึกค่าที่ได้จากการจำลองการล้มและในสภาวะปกติ ทดสอบการกดปุ่มขอความช่วยเหลือโดยต่อวงจรตามรูปที่ 3.13 สังเกตผลที่ได้เมื่อมีการกดปุ่มผ่าน Serial Monitor และเมื่อระบบตรวจพบการล้ม หรือมีการกดปุ่มขอความช่วยเหลือนาฬิกาจะแจ้งเตือนไปยังสมาร์ตโฟนโดยแสดงผลในรูปแบบข้อความที่ตั้งไว้

### 3.3.5 ทดสอบการใช้เซนเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ทดสอบด้วยการจ่ายไฟให้เลี้ยงขนาด 5V ให้กับอุปกรณ์ทำการวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่นิ้วมือ สามารถอ่านผลได้ด้วยการใช้ Oscilloscope อ่านค่าที่ได้จาก Pulse Sensor จะได้ว่าค่าเป็นความถี่หน่วยเป็น Hz สามารถนำไปคำนวณหาเป็นอัตราการเต้นของหัวใจได้โดยการคูณ 60 จะทำให้ได้ผลเป็นจำนวนครั้งใน 1 นาที เมื่อพบว่าอุปกรณ์สามารถใช้งานได้จากนั้นทำไปใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ Wemos D1 Mini แล้วทำการเขียนโปรแกรมให้คำนวณค่าให้อยู่ในหน่วย BPM แล้วแสดงผลการวัดผ่านจอ OLED เปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์กับการวัดจริงโดยใช้การนับ

### 3.3.6 การทดลองการใช้พลังงานไฟฟ้า

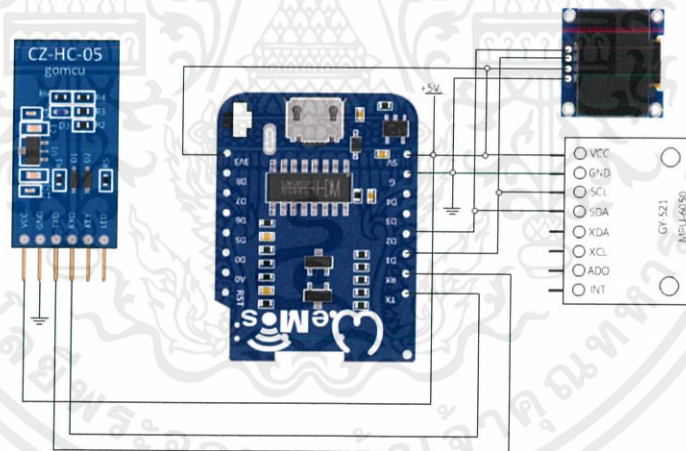
การทดลองนี้ทำขึ้นเพื่อหาทางลดการใช้พลังงานไฟฟ้าจากแบตเตอรี่เพื่อทำให้สามารถใช้งานนาฬิกาได้นานขึ้นต่อการชาร์จไฟ โดยทำการวัดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่อุปกรณ์ใช้ขณะเปิดทำงานพบว่าเมื่อนาฬิกาเริ่มทำงานอุปกรณ์จะใช้กระแสไฟฟ้าอยู่ในระดับหนึ่ง และเมื่อทำการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย WiFi จะใช้กระแสไฟฟ้าสูงขึ้น และจะเป็นเช่นนี้ตลอดการใช้งาน ดังนั้นผู้จัดทำจึงหาวิธีทำให้ใช้พลังงานน้อยลงโดยตัดการเชื่อมต่อสัญญาณ WiFi แต่ยังคงสภาพการทำงานด้านการประมวลผลของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้สามารถลดการใช้ปริมาณกระแสไฟฟ้าลงได้

## บทที่ 4

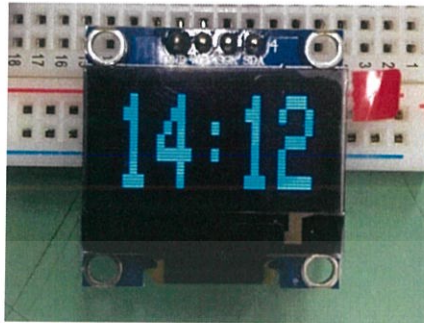
### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดลองการทำงานของ Microcontroller Wemos D1 mini กับ Sensor GY-521 และจอแสดงผล OLED

จากการศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของอุปกรณ์ Microcontroller Wemos D1 mini ที่ทำงานร่วมกับจอแสดงผล OLED ในการแสดงเวลามาตรฐาน (GMT+07:00) Asia/Bangkok ผ่านแอปพลิเคชัน Blynk WiFi เป็นไปดังรูปที่ 4.2 และทำงานร่วมกับ Sensor GY-521 ที่ใช้ควบคุมการทำงานแสดงความเร็วเชิงมุมและความแรงในการเปลี่ยนแกนของ Sensor GY-521 แสดงค่าบน Serial monitor โปรแกรม Arduino IDE ผ่านการเชื่อมต่ออุปกรณ์บลูทูธ HC-05 เป็นไปดังรูปที่ 4.5

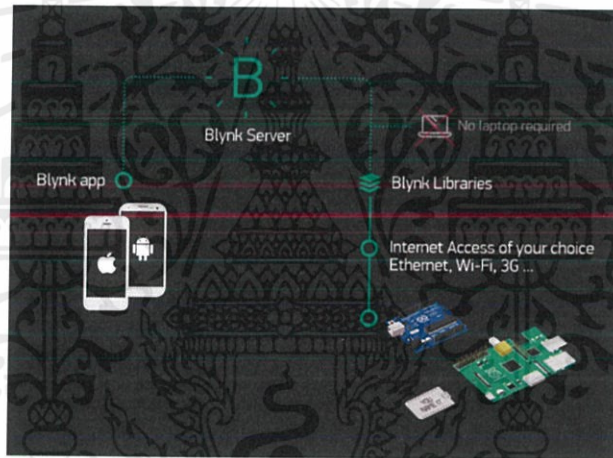


รูปที่ 4.1 วงจรที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 4.2 เวลามาตรฐาน (GMT+07:00) Asia/Bangkok บนจอ OLED

แสดงเวลาปัจจุบันโดยรับค่ามาจาก Blynk Cloud Server ผ่านการเชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ต ด้วยสัญญาณ WiFi โดยมีบล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 บล็อกไดอะแกรมของแอปพลิเคชัน Blynk

```
COM4
[120500] Connecting to U:U:U:U
AM: 0.36 Ay: -0.17 Az: -0.58 T: 29.99 Gx: -47.76 Gy: -51.11 Gz: -44.40
AM: 0 GM: 82
AM: 0.30 Ay: -0.06 Az: -0.68 T: 30.08 Gx: -29.88 Gy: -73.91 Gz: -40.67
AM: 0 GM: 89
AM: 0.16 Ay: -0.03 Az: -0.71 T: 30.08 Gx: -10.69 Gy: -79.90 Gz: -25.56
AM: 0 GM: 84
AM: 0.13 Ay: 0.01 Az: -0.80 T: 30.08 Gx: 3.02 Gy: -21.17 Gz: -3.27
AM: 0 GM: 21
AM: 0.10 Ay: -0.02 Az: -0.80 T: 29.99 Gx: 15.04 Gy: 46.62 Gz: 58.84
AM: 0 GM: 76
AM: 0.03 Ay: -0.19 Az: -0.70 T: 30.08 Gx: 20.81 Gy: 48.79 Gz: 43.48
AM: 0 GM: 68
AM: 0.16 Ay: -0.18 Az: -0.66 T: 29.99 Gx: 16.25 Gy: 85.69 Gz: 49.85
AM: 0 GM: 100
AM: 0.30 Ay: -0.25 Az: -0.58 T: 29.99 Gx: 19.45 Gy: 77.60 Gz: 20.32
AM: 0 GM: 82
AM: 0.45 Ay: -0.31 Az: -0.45 T: 29.99 Gx: 20.58 Gy: 97.07 Gz: 29.95
AM: 0 GM: 103
AM: 0.41 Ay: -0.40 Az: -0.30 T: 29.99 Gx: 8.69 Gy: 142.84 Gz: 82.11
AM: 0 GM: 164
AM: 0.33 Ay: -0.57 Az: 0.01 T: 30.08 Gx: -2.49 Gy: 109.73 Gz: 66.18
AM: 0 GM: 120
```

รูปที่ 4.4 ผลการทดลองโดยใช้โมดูล GY-521

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงค่าที่วัดได้ผ่าน Serial Monitor โปรแกรม Arduino IDE ความเร่งเป็น Ax, Ay, Az ความเร็วเชิงมุมเป็น Gx, Gy, Gz และแอมพลิจูดเป็น AM และ GM

## 4.2 ผลการทดลองการวิเคราะห์และการจำลองการล้ม

เขียนโปรแกรมควบคุมการใช้งานและแสดงผลค่าที่ได้จากโมดูล GY-521 สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ตรวจจับการล้มในผู้สูงอายุผ่านโมดูลบลูทูธ HC-05 แสดงค่าที่วัดได้ผ่าน Serial Monitor โปรแกรม Arduino IDE ความเร่งเป็น Ax, Ay, Az ความเร็วเชิงมุมเป็น Gx, Gy, Gz และแอมพลิจูดเป็น AM และ GM สังเกตค่าจาก Serial monitor แล้วบันทึกตารางและนำไปพล็อตกราฟ โดยจะจำลองการล้มจำนวน 3 ท่าคือ ล้มตรง ล้มหงายไปข้างหลัง ล้มคว่ำไปข้างหน้า โดยจะล้มท่าละ 5 ครั้ง แล้วสังเกตค่า AM และ GM เพื่อกำหนดเป็นค่า Threshold โดยค่า AM และ GM หาได้ดังสมการ 1 และ 2 ตามลำดับ

$$AM = \sqrt{Ax^2 + Ay^2 + Az^2} \quad (1)$$

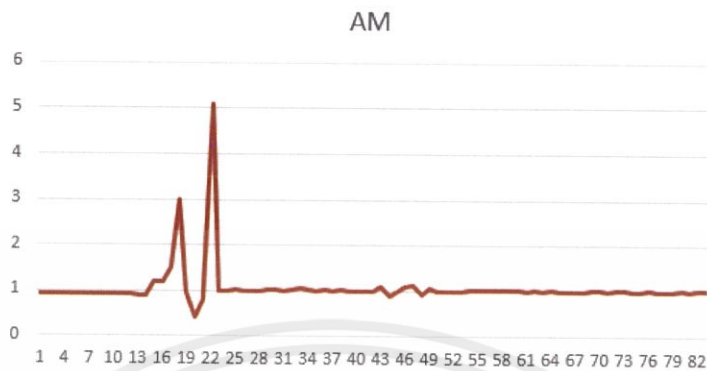
$$GM = \sqrt{Gx^2 + Gy^2 + Gz^2} \quad (2)$$

### 4.2.1 ผลการทดลองการวิเคราะห์การล้มแบบล้มคว่ำไปข้างหน้า

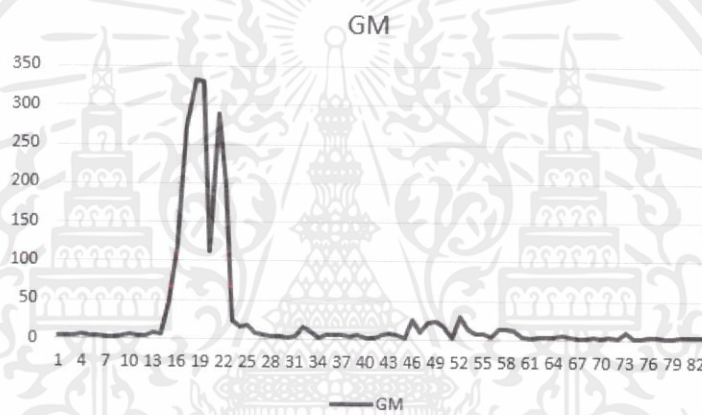


รูปที่ 4.5 จำลองการล้มแบบล้มคว่ำไปข้างหน้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงค่า AM ล้มคว่ำไปข้างหน้า



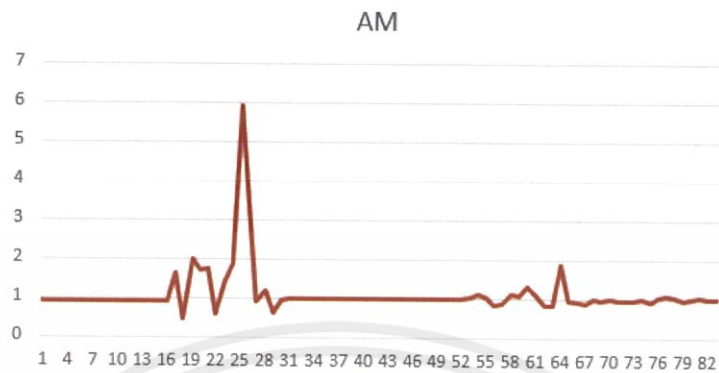
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงค่า GM ล้มคว่ำไปข้างหน้า

#### 4.2.2 ผลการทดลองการวิเคราะห์การล้มแบบล้มหงายไปข้างหลัง

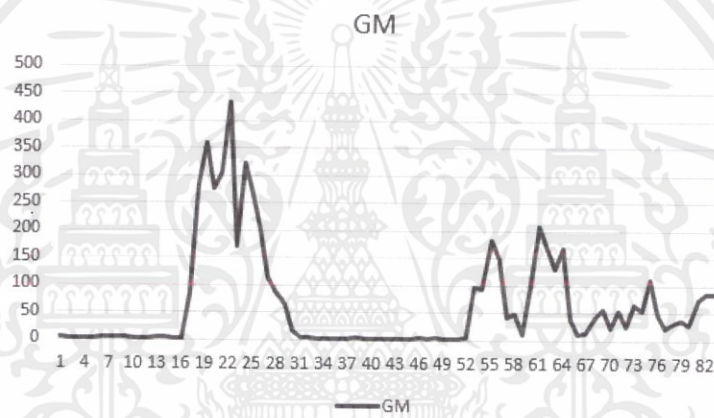


รูปที่ 4.8 จำลองการล้มแบบหงายหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 กราฟแสดงค่า AM ล้มแบบหงายหลัง



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงค่า GM ล้มแบบหงายหลัง

#### 4.2.3 ผลการทดลองการวิเคราะห์การล้มแบบล้มตรง



รูปที่ 4.11 จำลองการล้มแบบล้มตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



```

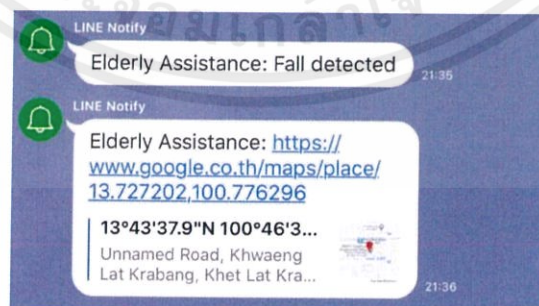
COMS
Ax: 0.87 Ay: -0.50 Az: -0.06 T: 31.54 Gx: -3.79 Gy: -0.04 Gz: -1.19
AM: 1.00
GM: 3
Ax: 0.86 Ay: -0.49 Az: -0.07 T: 31.59 Gx: -3.29 Gy: 0.40 Gz: -1.46
AM: 1.00
GM: 3
Ax: 0.87 Ay: -0.46 Az: -0.02 T: 31.54 Gx: 0.70 Gy: 12.44 Gz: -5.36
AM: 0.99
GM: 16
Ax: 0.88 Ay: -0.46 Az: 0.01 T: 31.45 Gx: 1.66 Gy: 4.02 Gz: -5.02
AM: 0.99
GM: 6
Ax: 0.85 Ay: -0.45 Az: 0.02 T: 31.54 Gx: -10.82 Gy: -12.56 Gz: -3.32
AM: 0.96
GM: 16
FALLDETECTION SURE
Ax: 0.97 Ay: -0.54 Az: -0.05 T: 31.54 Gx: -5.31 Gy: 1.57 Gz: 6.17
AM: 1.11
GM: 8
Ax: 0.86 Ay: -0.42 Az: -0.03 T: 31.59 Gx: 7.24 Gy: 10.30 Gz: 1.82
AM: 0.95
GM: 12
Ax: 0.81 Ay: -0.46 Az: 0.10 T: 31.49 Gx: 31.24 Gy: 20.12 Gz: 4.07
AM: 0.94
GM: 37
Autostart Show timestamp Both HL & CR 113200 baud Clear output

```

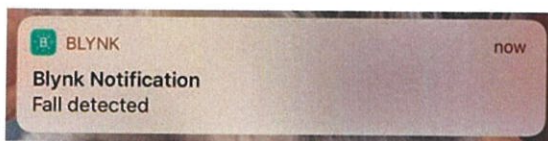
รูปที่ 4.15 ตัดสินใจว่าล้ม

จากการจำลองการล้ม พบว่าเมื่อนำค่าความเร่ง  $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$  และความเร็วเชิงมุม  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  มาหาค่าแอมพลิจูดของ AM และ GM แล้วนำทั้ง 5 ค่ามาเฉลี่ยพบว่าการล้มไปข้างหน้านั้นค่า AM จะอยู่ที่มากกว่าเท่ากับ 4 และค่า GM จะอยู่ที่มากกว่าเท่ากับ 354 การล้มแบบหงายไปข้างหลังและการล้มตรง พบว่าค่า AM จะอยู่ที่มากกว่าเท่ากับ 3.75 และค่า GM จะอยู่ที่มากกว่าเท่ากับ 290 จึงนำมากำหนดเป็นค่า Threshold ในการตัดสินใจการล้ม ถ้าเข้า Loop การตัดสินใจแล้วจะแสดง FALLDETECTION DECISION เป็นไปดังรูป 4.14 แล้วอีก 10 วินาทีจะตัดสินใจอีกว่าล้มหรือไม่ ถ้าไม่ล้มจะออก Loop ไปแต่ถ้าล้มจะไปเข้า Loop การล้ม โดยจากการจำลองการล้มเมื่อล้มแล้วจะนอนนิ่งหรือขยับไปขยับมาเล็กน้อยพบว่า ค่า AM จะไม่เกิน 1 และค่า GM จะไม่เกิน 75 ถ้าค่า AM, GM เป็นไปตามนี้จะแสดง FALLDETECTION SURE

#### 4.2.4 ผลการทดลองแสดงการแจ้งเตือนเมื่อเกิดการล้ม



รูปที่ 4.16 การแจ้งเตือนผ่าน Line Notify เมื่อเกิดการล้ม



รูปที่ 4.17 การแจ้งเตือนผ่านแอปพลิเคชัน Blynk เมื่อเกิดการล้ม

### 4.3 ผลการทดลองการทำงานของ Microcontroller Wemos D1 mini กับ ปุ่มกดขอความช่วยเหลือ

ผลลัพธ์การทดสอบ Microcontroller Wemos D1 mini กับ ปุ่มกดขอความช่วยเหลือ หลังจากการต่อวงจรการเชื่อมต่อที่ถูกต้องและการเขียนโปรแกรมควบคุม สามารถแสดงผลลัพธ์ได้ดังรูปที่ โดยจะสังเกตได้จากข้อความที่แสดงผล “Emergency pushed”



รูปที่ 4.18 ผลลัพธ์ของการกดปุ่มขอความช่วยเหลือ

### 4.4 ผลการทดลองการตั้งเวลากินยาและแจ้งเตือนกินยา

ทดสอบการตั้งเวลากินยาผ่านแอปพลิเคชัน Blynk บนสมาร์ตโฟน และสามารถส่งค่าไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ สังเกตผลลัพธ์ได้จากรูปที่ 4.19 ซึ่งเป็นการรับค่าทั้ง 4 ช่วงเวลาตามที่ตั้งไว้

```

[6492] >vw[00]1[00]43200[00]43320[00]Asia/Bangkok[00]1,2,3,4,5,6,7[00]25200
[6559] <[14|00|0D|00|1B]vw[00]9[00|0D|0A|0D|0A]1st ACTIVE today[0D|0A]
[6626] <[14|00|0D|00|14]vw[00]9[00]Start: 12:0:0[0D|0A]
[6693] <[14|00|0D|00|14]vw[00]9[00]Stop : 12:2:0[0D|0A]
[6693] >[14|00|0E|00]1
[6694] >vw[00]2[00]49800[00]49860[00]Asia/Bangkok[00]1,2,3,4,5,6,7[00]25200
[6762] <[14|00|0E|00|19]vw[00]9[00|0D|0A]2nd ACTIVE today[0D|0A]
[6829] <[14|00|0E|00|15]vw[00]9[00]Start: 13:50:0[0D|0A]
[6896] <[14|00|0E|00|15]vw[00]9[00]Stop : 13:51:0[0D|0A]
[6896] <[10|00|0F|00|04]vr[00]3
[6963] <[10|00|10|00|04]vr[00]4
[7066] >[14|00|0F|00]1
[7067] >vw[00]3[00]60900[00]61140[00]Asia/Bangkok[00]1,2,3,4,5,6,7[00]25200
[7134] <[14|00|0F|00|19]vw[00]9[00|0D|0A]3th ACTIVE today[0D|0A]
[7202] <[14|00|0F|00|15]vw[00]9[00]Start: 16:55:0[0D|0A]
[7269] <[14|00|0F|00|15]vw[00]9[00]Stop : 16:59:0[0D|0A]
[7269] >[14|00|10|00]1
[7270] >vw[00]4[00]73815[00]73900[00]Asia/Bangkok[00]1,2,3,4,5,6,7[00]25200
[7338] <[14|00|10|00|19]vw[00]9[00|0D|0A]4th ACTIVE today[0D|0A]
[7405] <[14|00|10|00|16]vw[00]9[00]Start: 20:30:15[0D|0A]
[7472] <[14|00|10|00|18]vw[00]9[00]Stop : 20:31:40[0D|0A|0D|0A]
LOOP 40
[7565] <[14|00|11|00|0F]vr[00]11

```

Autoscrol  Show timestamp

รูปที่ 4.19 การรับข้อมูลการตั้งเวลากินยาจาก Blynk Server



รูปที่ 4.20 ผลลัพธ์เมื่อถึงเวลากินยา

#### 4.5 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

จากการศึกษาเกี่ยวกับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่นิ้วมือ ตัวอุปกรณ์ก็จะเข้าสู่โหมดการวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยอัตโนมัติทุก ๆ 1 ชั่วโมง ดังรูปที่ 4.21 และมีระบบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจมีระบบเฝ้าระวังผู้สูงอายุในกรณีที่สูงอายุอยู่ในสภาวะหยุดนิ่งโดยการทำงานร่วมกับโมดูล GY-521 ดังรูปที่ 4.22 โดยสังเกตได้จากข้อความที่แสดงผลต่างกัน

```

COM35
START ca1BPM From Blynk
----- START -----
i = 1
54
54
i = 2
54
55
i = 3
54
55
i = 4
54
55
i = 5
54
55
i = 6
54

```

รูปที่ 4.21 ผลลัพธ์เมื่อเข้าสู่การวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรายชั่วโมง

```

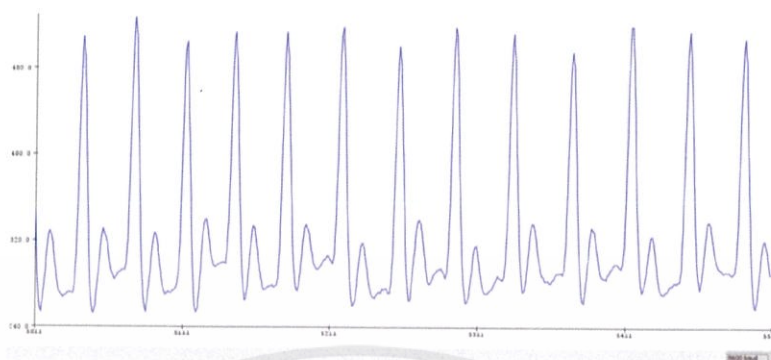
COM35
START ca1BPM From SteadyState
----- START -----
i = 1
114
114
i = 2
114
114
i = 3
114
114
i = 4
114
114
i = 5
114
114
i = 6
114

```

รูปที่ 4.22 ผลลัพธ์เมื่อเข้าสู่การวัดอัตราการเต้นของหัวใจเมื่อเกิดสถานะหยุดนิ่ง

#### 4.5.1 ผลการทดลองอุปกรณ์ Pulse Sensor

จากการทดลองได้จ่ายไฟ 5V จาก ไมโครคอนโทรลเลอร์ให้กับอุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ Pulse Sensor และสังเกตค่าที่ได้จาก Serial Monitor โดยใช้คำสั่ง `analogRead()` กับขาสัญญาณแอนะล็อก พบว่าผลที่ได้มีลักษณะเป็นพีคสูงตรงกับจังหวะการเต้นของชีพจรจริง



รูปที่ 4.23 คลื่นสัญญาณการเต้นของหัวใจ

#### 4.5.2 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยอุปกรณ์

ทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้อุปกรณ์เทียบกับการนับชีพจรจริงใน 1 นาที การวัดโดยใช้อุปกรณ์เปรียบเทียบกับการทำงานของการใช้คาบเวลาในการคำนวณที่แตกต่างกัน คือ 1 คาบ 3 คาบ และ 5 คาบ พบว่าเมื่อใช้คาบในการคำนวณมากขึ้นค่าจะมีความคลาดเคลื่อนที่ลดลงตามตารางที่ 4.3 ซึ่งผลการวัดที่ได้มีหน่วยเป็น Bit per minute (BPM)

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

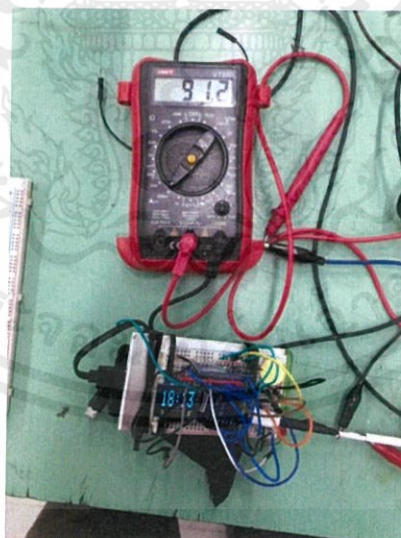
Period = 1			Period = 3			Period = 5		
Real	Sensor	%error	Real	Sensor	%error	Real	Sensor	%error
82	87	6.097561	78	76	2.564103	80	87	8.75
81	78	3.703704	80	76	5	79	77	2.531646
85	87	2.352941	83	81	2.409639	81	78	3.703704
84	81	3.571429	79	79	0	79	76	3.797468
82	84	2.439024	78	75	3.846154	78	78	0
96	92	4.166667	82	79	3.658537	89	91	2.247191
88	82	6.818182	79	76	3.797468	87	85	2.298851

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ(ต่อ)

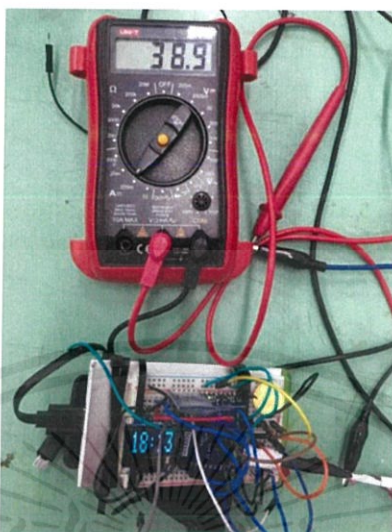
Period = 1			Period = 2			Period = 3		
Real	Sensor	%error	Real	Sensor	%error	Real	Sensor	%error
82	74	9.756098	81	80	1.234568	92	89	3.26087
82	84	2.439024	77	75	2.597403	96	94	2.083333
84	81	3.571429	77	74	3.896104	90	90	0
		4.491606			2.900397			2.867306

#### 4.6 ผลการทดลองการใช้พลังงานไฟฟ้า

โดยทำการวัดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่อุปกรณ์ใช้ขณะเปิดทำงานพบว่าเมื่อนาฬิกาเริ่มทำงานอุปกรณ์จะใช้กระแสไฟฟ้าอยู่ในระดับ 91.2 mA และเมื่อทำการเชื่อมต่อสัญญาณอินเทอร์เน็ตไร้สาย WiFi จะใช้กระแสไฟฟ้าสูงขึ้น และจะเป็นเช่นนี้ตลอดการใช้งาน ดังนั้นผู้จัดทำจึงหาวิธีทำให้ใช้พลังงานน้อยลงโดยตัดการเชื่อมต่อสัญญาณ WiFi แต่ยังคงสภาพการทำงานด้านการประมวลผลของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้สามารถลดการใช้ปริมาณกระแสไฟฟ้าลดลงเหลือ 38.9 mA ซึ่งทำให้ประหยัดพลังงานถึง 57 เปอร์เซ็นต์



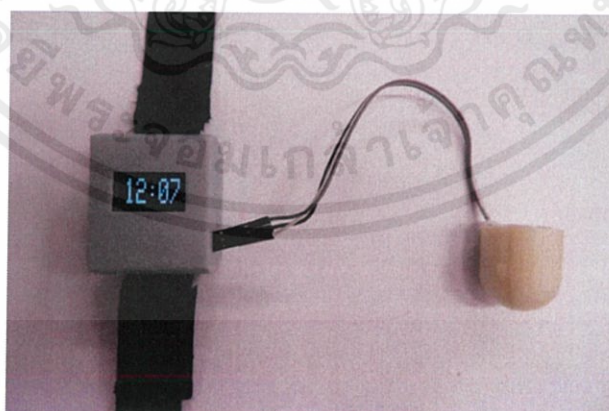
รูปที่ 4.24 การใช้พลังงานโหมดปกติ



รูปที่ 4.25 การใช้พลังงานโหมดประหยัดพลังงาน

#### 4.7 ผลการทดสอบการติดตั้งแอปพลิเคชันและอุปกรณ์สำหรับการใช้งานจริง

ทำการทดสอบติดตั้งนาฬิกาสำหรับผู้สูงอายุสำหรับการนำไปใช้งานจริง ทั้งใน ส่วนของการแสดงผลเวลา การกดปุ่มเพื่อขอความช่วยเหลือ การตรวจจับการล้ม การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และการแจ้งเตือนเวลากินยา โดยติดตั้งอุปกรณ์ให้อยู่ในรูปแบบของนาฬิกาข้อมือ พร้อมอุปกรณ์การวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบสวมใส่ที่นิ้วมืองดรูปที่ 4.26 การเริ่มต้นใช้งาน ผู้ดูแลจำเป็นต้องติดตั้งแอปพลิเคชัน Blynk ลงบนสมาร์ตโฟน แล้วทำการสแกน QR code ดังรูปที่ 4.27 เพื่อทำการติดตั้งโปรเจก Elderly Assistance ลงบนโปรแกรม



รูปที่ 4.26 นาฬิกาสำหรับผู้สูงอายุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

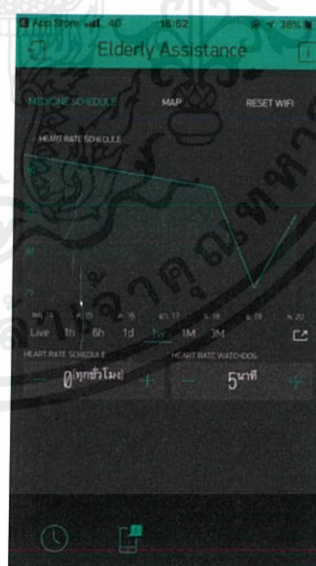


รูปที่ 4.27 QR code ของโปรเจกต์ Elderly Assistance

จากรูปที่ 4.28 แสดงหน้าแอปพลิเคชันเมื่อผู้ใช้งานทำการติดตั้งเสร็จเรียบร้อยแล้วพร้อมใช้งาน ซึ่งในแอปพลิเคชันจะมีทั้งหมด 3 หน้าต่าง คือ MEDICINE SCHEDULE, MAP และ RESET WIFI ดังรูปที่ 4.28ก 4.28ข 4.28ค และ 4.29ง ตามลำดับ

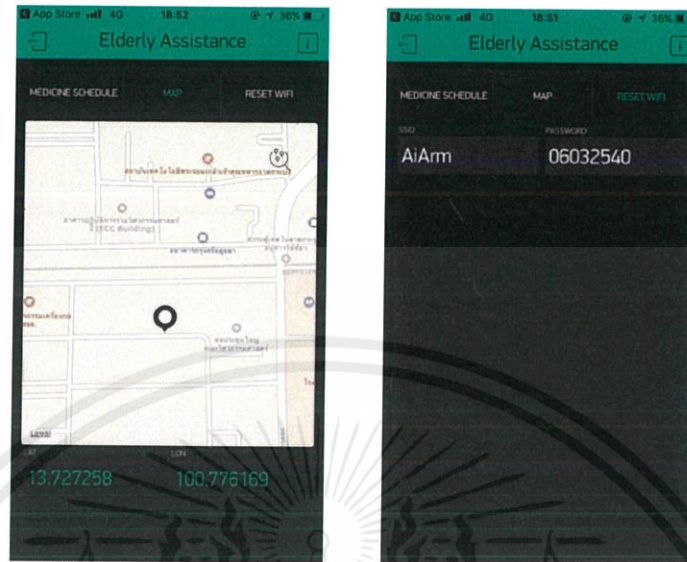


(ก)



(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



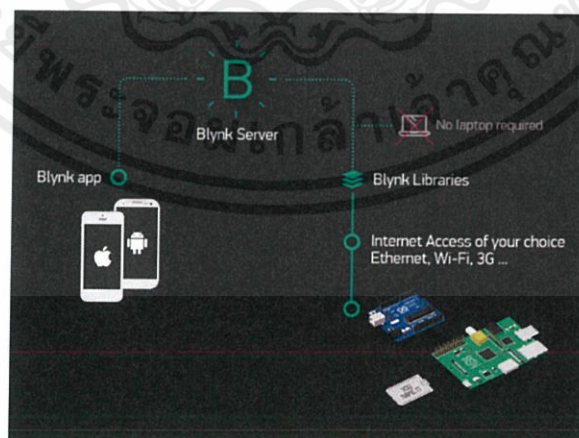
(ค)

(ง)

รูปที่ 4.28 หน้าแอปพลิเคชัน Blynk

#### 4.7.1 การตั้งค่าการเชื่อมต่อเครือข่าย WiFi

เมื่อเริ่มต้นใช้งานนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุนาฬิกาจะทำการเชื่อมต่อกับเครือข่ายเริ่มต้นที่ผู้จัดทำได้ตั้งไว้ แล้วทำการอัปเดตข้อมูลต่าง ๆ รวมถึงเครือข่ายที่ผู้ดูแลต้องการได้ โดยการกำหนดชื่อเครือข่าย และรหัสผ่านได้ดังรูปที่ 4.28 ซึ่งเครือข่ายใหม่จะถูกบันทึกลง EEPROM ของไมโครคอนโทรลเลอร์ หากผู้ดูแลต้องการเปลี่ยนแปลงข้อมูลการทำงานของนาฬิกา จำเป็นต้องกดปุ่มรีเซ็ตเพื่อทำการอัปเดตข้อมูลใหม่

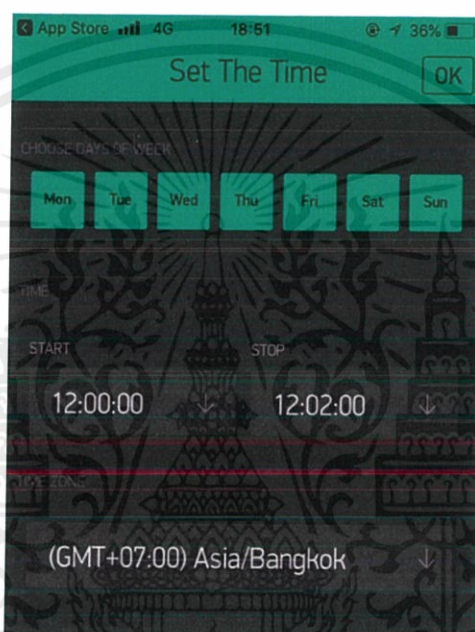


รูปที่ 4.29 ไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างสมาร์ทโฟนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่าน Blynk Server

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.7.2 การตั้งเวลากินยา

ผู้ดูแลสามารถตั้งเวลากินยาได้โดยไปที่หน้า MEDICINE SCHEDULE ดังรูปที่ 4.28ก เมื่อกดไปที่ปุ่ม MEDICINE SCHEDULE 1 2 3 หรือ 4 จะได้นหน้าต่างดังรูปที่ 4.30 ผู้ดูแลสามารถตั้งได้ 4 ช่วงเวลาในการแจ้งเตือนและกดปุ่ม ON จากนั้นเมื่อถึงเวลากินยานาฬิกาจะแจ้งเตือนยังผู้สูงอายุ



รูปที่ 4.30 หน้าต่างการตั้งเวลากินยา

#### 4.7.3 การตั้งเวลาการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจสามารถทำได้ที่หน้าต่าง MEDICINE SCHEDULE ดังรูป 4.28ข โดยที่ปุ่ม HEART RATE SCHEDULE จะเป็นการตั้งเวลาเพื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจรายชั่วโมงซึ่งจะวัดเมื่อถึงนาฬิกาที่ตั้งไว้ และปุ่ม HEART RATE WATCHDOG เป็นการตั้งเวลาเพื่อเฝ้าระวังผู้สูงอายุในกรณีผู้สูงอายุมีสภาวะหยุดนิ่ง เมื่อผู้สูงอายุหยุดนิ่งเป็นระยะเวลาตามที่ตั้งไว้จะทำการวัดอัตราการเต้นของหัวใจพร้อมแสดงผลการวัดไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแล

จากรูปที่ 4.31 ทำการประกอบอุปกรณ์แต่ละชิ้นส่วนเข้าด้วยกันและนำไปประกอบกับโครงสร้างนาฬิกาตามที่ออกแบบไว้ เมื่อเริ่มต้นทำงานโดยการต่อแบตเตอรี่เข้ากับนาฬิกาจะทำการ

เชื่อมต่อเครือข่าย WiFi แล้วทำการอัปเดตข้อมูลต่าง ๆ จาก Blynk Server และเมื่อพร้อมใช้งาน จะแสดงผลทางหน้าจอเป็นเวลาปัจจุบัน



รูปที่ 4.31 การสวมใส่นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ

#### 4.8 ผลการทดสอบเมื่อใช้งานจริง

ทำการทดสอบว่านาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุสามารถนำไปใช้งานได้จริง โดยการทดสอบได้แบ่งเป็น 4 ส่วน คือ การแจ้งเตือนเมื่อถึงเวลากินยา การกดปุ่มขอความช่วยเหลือ การตรวจจับการล้ม และการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

##### 4.8.1 การแจ้งเตือนเมื่อถึงเวลากินยา

ทำการทดสอบการแจ้งเตือนกินยา เมื่อถึงเวลานาฬิกาจะแสดงกราฟิกรูปยาบนหน้าจอนาฬิกาและส่งเสียงแจ้งเตือนว่าถึงเวลากินยา

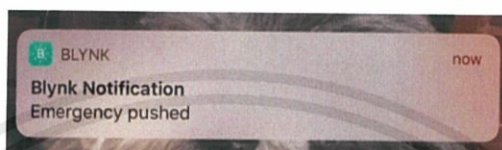


รูปที่ 4.32 กราฟิกรูปยาเมื่อถึงเวลากินยา

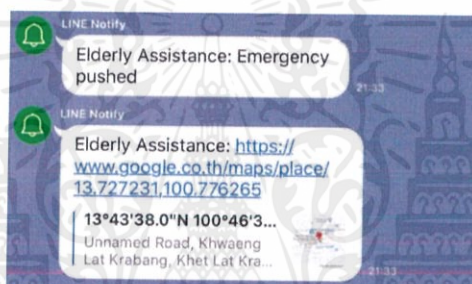
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.8.2 การแจ้งเตือนเมื่อกดปุ่มขอความช่วยเหลือ

ทำการทดสอบการกดปุ่มขอความช่วยเหลือบนนาฬิกา เมื่อตรวจจับได้ว่ามีการกดปุ่มนาฬิกาจะทำการเชื่อมต่อเครือข่าย WiFi ตามที่ตั้งไว้ และส่งข้อความแจ้งเตือน “Emergency pushed” ไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแลพร้อมระบุตำแหน่งที่อยู่ผ่านแอปพลิเคชัน Line และ Blynk



รูปที่ 4.33 การแจ้งเตือนเมื่อกดปุ่มขอความช่วยเหลือผ่านแอปพลิเคชัน Blynk




รูปที่ 4.34 การแจ้งเตือนเมื่อกดปุ่มขอความช่วยเหลือผ่านแอปพลิเคชัน Line

#### 4.8.3 การตรวจจับการล้ม

##### 4.8.3.1 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการตรวจจับการล้ม


ตารางที่ 4.2 ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 1

ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ (ปี)	22
	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	60
	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	167

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 1

รูปแบบ	จำนวนการล้ม	การแข็งเตือน		ความแม่นยำ
		แจ้งเตือน	ไม่แจ้งเตือน	
ล้มคว่ำไปข้างหน้า	10	9	1	90%
ล้มหงายไปข้างหลัง	10	10	0	100%
ล้มตรง	10	9	1	90%
เดิน	10	0	10	100%
วิ่ง	10	0	10	100%
นั่ง	10	0	10	100%
นอน	10	0	10	100%

ตารางที่ 4.4 ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 2


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ (ปี)	22
	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	65
	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	170

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 2

รูปแบบ	จำนวนการล้ม	การแข็งเตือน		ความแม่นยำ
		แข็งเตือน	ไม่แข็งเตือน	
ล้มคว่ำไปข้างหน้า	10	10	0	100%
ล้มหงายไปข้างหลัง	10	10	0	100%
ล้มตรง	10	9	1	90%
เดิน	10	0	10	100%
วิ่ง	10	0	10	100%
นั่ง	10	0	10	100%
นอน	10	0	10	100%

ตารางที่ 4.6 ข้อมูลผู้ทำการทดลองคนที่ 3

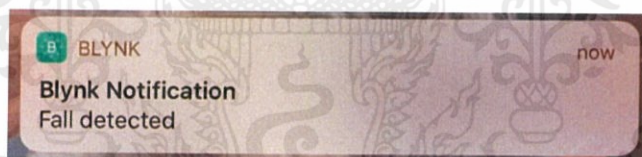
ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ (ปี)	22
	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	70
	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	175

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบผู้ทำการทดลองคนที่ 3

รูปแบบ	จำนวนการล้ม	การแจ้งเตือน		ความแม่นยำ
		แจ้งเตือน	ไม่แจ้งเตือน	
ล้มคว่ำไปข้างหน้า	10	10	0	100%
ล้มหงายไปข้างหลัง	10	10	0	100%
ล้มตรง	10	10	0	100%
เดิน	10	0	10	100%
วิ่ง	10	0	10	100%
นั่ง	10	0	10	100%
นอน	10	0	10	100%

## 4.8.3.2 การแสดงผลเมื่อตรวจพบการล้ม



รูปที่ 4.35 การแจ้งเตือนเมื่อตรวจพบการล้มผ่านแอปพลิเคชัน Blynk



รูปที่ 4.36 การแจ้งเตือนเมื่อตรวจพบการล้มผ่านแอปพลิเคชัน Line

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.8.4 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ทำการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 10 คน เปรียบเทียบค่าที่ได้จากการใช้นาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ กับ การนับชีพจรจริงใน 1 นาที ทำการวัดโดยให้ผู้ทดสอบอยู่ในสภาวะหยุดนิ่งเป็นเวลา 10 วินาที แล้วนาฬิกาจะวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยอัตโนมัติ

ตารางที่ 4.8 ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 1

บุคคล	เพศ	ส่วนสูง	น้ำหนัก	BPM		% ความผิดพลาด
				ทดลองครั้งที่ 1	วัดจริงครั้งที่ 1	
1	ชาย	175	70	99	101	1.9802
2	ชาย	170	64	82	89	7.8652
3	ชาย	167	58	64	69	7.2464
4	ชาย	171	69	94	90	4.4444
5	หญิง	158	49	80	78	2.5641
6	หญิง	161	48	78	80	2.5000
7	ชาย	175	59	97	100	3.000
8	ชาย	178	62	67	70	4.2857
9	ชาย	174	61	88	86	2.3256
10	ชาย	174	68	69	68	1.4706

ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 2

บุคคล	เพศ	ส่วนสูง	น้ำหนัก	BPM		% ความผิดพลาด
				ทดลองครั้งที่ 2	วัดจริงครั้งที่ 2	
1	ชาย	175	70	97	98	1.0204
2	ชาย	170	64	90	89	1.1236

ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 2 (ต่อ)

บุคคล	เพศ	ส่วนสูง	น้ำหนัก	BPM		% ความ ผิดพลาด
				ทดลอง ครั้งที่ 2	วัดจริง ครั้งที่ 2	
3	ชาย	167	58	84	87	3.4483
4	ชาย	171	69	97	96	1.0417
5	หญิง	158	49	78	77	1.2987
6	หญิง	161	48	80	77	3.8961
7	ชาย	175	59	90	97	7.2165
8	ชาย	178	62	69	70	1.4286
9	ชาย	174	61	87	88	1.1364
10	ชาย	174	68	69	68	1.4706

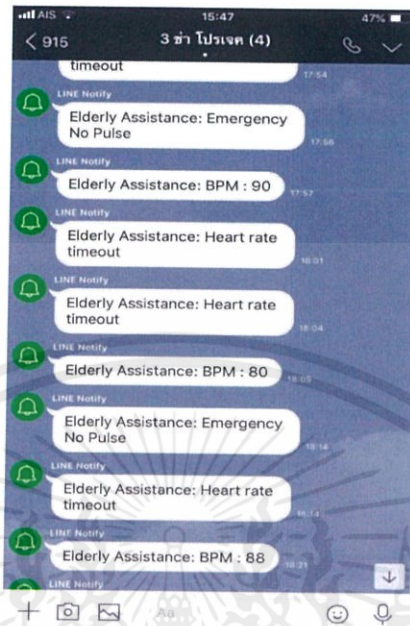
ตารางที่ 4.10 ผลการทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจครั้งที่ 3

บุคคล	เพศ	ส่วนสูง	น้ำหนัก	BPM		% ความ ผิดพลาด
				ทดลอง ครั้งที่ 3	วัดจริง ครั้งที่ 3	
1	ชาย	175	70	97	94	3.1915
2	ชาย	170	64	90	92	2.1739
3	ชาย	167	58	83	81	2.4691
4	ชาย	171	69	95	96	1.0417
5	หญิง	158	49	82	80	2.5000
6	หญิง	161	48	80	78	2.5641
7	ชาย	175	59	97	101	3.9603
8	ชาย	178	62	69	72	4.1667
9	ชาย	174	61	88	85	3.5294
10	ชาย	174	68	69	70	1.4286

ตารางที่ 4.11 ค่าความผิดพลาดในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

บุคคล	% ความผิดพลาดครั้งที่ 1	% ความผิดพลาดครั้งที่ 2	% ความผิดพลาดครั้งที่ 3	% ความผิดพลาดเฉลี่ย
1	1.9802	1.0204	3.1915	2.0640
2	7.8652	1.1236	2.1739	3.7209
3	7.2464	3.4483	2.4691	4.3879
4	4.4444	1.0417	1.0417	2.1759
5	2.5641	1.2987	2.5000	2.1209
6	2.5000	3.8961	2.5641	2.9867
7	3.0000	7.2165	3.9604	4.7256
8	4.2857	1.4286	4.1667	3.2937
9	2.3256	1.1364	3.5294	2.3305
10	1.4706	1.4706	1.4286	1.4566
%ความผิดพลาดเฉลี่ยทั้งหมด				2.9263

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.37 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจผ่านแอปพลิเคชัน Line

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผล

ในโครงการนี้เป็นการศึกษาและสร้างอุปกรณ์สำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุซึ่งได้เรียนรู้และศึกษาถึงหลักการทำงานของบอร์ด Wemos D1 Mini, Pulse Sensor, โมดูล GY-521, หน้าจอ OLED, การใช้งานโปรแกรม Arduino IDE, ซึ่งจากสิ่งที่ได้เรียนรู้มา สามารถนำองค์ความรู้มาประยุกต์ สร้างอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้สูงอายุให้อยู่ในรูปแบบของนาฬิกาข้อมือโดยเริ่มจากการออกแบบไคอะแกรมของการทำงานของอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้สูงอายุ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้สามารถตรวจจับการล้มและปุ่มกดขอความช่วยเหลือ ซึ่งมีโหมดประหยัดพลังงานให้กับอุปกรณ์เมื่อผู้สูงอายุยังไม่ประสบปัญหา หากพบว่าผู้สูงอายุประสบปัญหาการล้มหรือกดปุ่มขอความช่วยเหลืออุปกรณ์จะเข้าสู่โหมดการทำงานปกติและเชื่อมต่อ WiFi อัตโนมัติและส่งสัญญาณแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลผ่านแอปพลิเคชัน Line Notify และ Blynk อีกทั้งยังสามารถแจ้งเตือนกินยาและตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการทำงานภาพรวมจะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และใช้โมดูล GY-521 ในการวิเคราะห์การล้ม โดยในตัวอุปกรณ์จะมีเสียงแจ้งเตือนเมื่อถึงเวลากินยา

#### 5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการสร้างและทดสอบนาฬิกาสำหรับช่วยเหลือผู้สูงอายุ พบว่าในการตรวจจับการล้มนั้น แต่ละท่าการล้มแตกต่างกันออกไปทำให้ไม่ได้ค่าที่แม่นยำ เพราะการวางตำแหน่งของอุปกรณ์อยู่ที่ข้อมือซึ่งสามารถเหวี่ยงไปในทิศทางต่าง ๆ ได้ ดังนั้นเราควรหาตำแหน่งการวางอุปกรณ์ที่เป็นแกนหลักของร่างกายเช่น หน้าอก และการใส่นาฬิกานั้นควรใส่ในข้างที่ไม่ถนัด เพราะอาจจะไม่ได้ใช้งานมากนักเพื่อป้องกันตัวอุปกรณ์คำนวณผิดพลาดในการล้ม และตัวอุปกรณ์ Pulse Sensor ซึ่งไม่ค่อยมีความแม่นยำในการตรวจจับการขยายตัวและหดตัวของหลอดเลือด จำเป็นต้องวางนิ้วมือในตำแหน่งที่เหมาะสมกับการวัด และขณะวัดไม่ควรขยับเพราะจะทำให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนและใช้เวลาในการวัดนานยิ่งขึ้นจึงจะได้ค่าที่ออกมายอมรับได้

## บรรณานุกรม

- [1] ศาสตราจารย์เกียรติคุณ แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์, “ผู้สูงอายุ (Older person).” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <http://haamor.com/th/ผู้สูงอายุ/>
- [2] สังคมผู้สูงอายุ : นัยต่อการพัฒนาเศรษฐกิจ, “นิยาม : สังคมผู้สูงอายุ”(ออนไลน์). แหล่งที่มา : <https://www.stou.ac.th/stouonline/lom/data/sec/Lom12/05-02.html>
- [3] สำนักโรคไม่ติดต่อ, “แผนภูมิแสดงอัตราการเสียชีวิตจากการพลัดตกหกล้ม (W00-W19) ในผู้สูงอายุ 60 ปีขึ้นไปต่อประชากรแสนคน จำแนกตามกลุ่มอายุ ปี พ.ศ.2551-2560.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <http://www.thaincd.com/2016/mission/documents-detail.php?id=13330&tid=39&gid=1-027>
- [4] ชญานิษฐ คงเดชศักดิ์ดา, “ผู้สูงอายุล้มคนเดียวเจ็บทั้งบ้าน หยุดฝันร้ายต้องป้องกัน.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <https://www.bangkokhospital.com/th/disease-treatment/prevention-senior-fall-stop-the-bad-dreams>
- [5] ศาสตราจารย์เกียรติคุณ แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์. “สัญญาณชีพ (Vital sign).” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <http://haamor.com/th/>
- [6] Computer Engineering, Chiang Mai University “Heart Rate Sensor.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <https://embed57.learninginventions.org/>
- [7] Commandrone Robotics & Electronics. 2561. GY-521. (ออนไลน์). แหล่งที่มา : [http://commandronestore.com/learning/gy521\\_001.php](http://commandronestore.com/learning/gy521_001.php).
- [8] ThaiEasyElec.”GY-Sensor GY-521.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : [https://www.thaieasyelec.com/downloads/ESEN247/GY521\\_USG.pdf](https://www.thaieasyelec.com/downloads/ESEN247/GY521_USG.pdf)
- [9] บริษัท วินัส ซัพพลาย จำกัด. 2561.ESP8266. (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <https://www.thaieasyelec.com/products/development-boards/esp/nodemcu-development-kit-v2-detail.html>
- [10] ร้านว่าวลองดู. “เริ่มต้นใช้งาน บอร์ด WeMos D1 mini กับ Arduino.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <http://www.wowlongdo.com/article/>
- [11] Embedded Space. “การทดลองใช้งานโมดูล OLED Display ขนาด 128x64 พิกเซล.” (ออนไลน์). แหล่งที่มา : <http://cpre.kmutnb.ac.th/esl/learning/index.php?article=oled-ssd1306>

- [12] SYNERGY ELECTRONIC SUPPLY CO.LTD."HC-05 Bluetooth Module." (ออนไลน์).  
แหล่งที่มา :  
[http://synes.co.th/media/wysiwyg/Product/Wireless/RF/2400/Bluetooth/H C-05\\_Thai-Manual.pdf](http://synes.co.th/media/wysiwyg/Product/Wireless/RF/2400/Bluetooth/H C-05_Thai-Manual.pdf)
- [13] Mindphp, "Buzzer บลัชเซอร์ คืออะไร." (ออนไลน์). แหล่งที่มา :  
<https://www.mindphp.com/คู่มือ/73-คืออะไร/3714-buzzer-บลัชเซอร์-คืออะไร.html>
- [14] Buzzer, "ถอดไฟฟ้า BUZZER." (ออนไลน์). แหล่งที่มา :  
[http://www.mwit.ac.th/~ponchai/CAI\\_electronics/image/BUZZER.HTM](http://www.mwit.ac.th/~ponchai/CAI_electronics/image/BUZZER.HTM)
- [15] ดร.วรวิศ กอปรสิริพัฒน์, "รู้จักแบตเตอรี่ ตอนที่ 4 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน."(ออนไลน์).  
แหล่งที่มา : [https://www2.mtec.or.th/th/e-magazine/admin/upload/298\\_63.pdf](https://www2.mtec.or.th/th/e-magazine/admin/upload/298_63.pdf)
- [16] Battery Shield, "Battery Shield lithium (LiPo) Battery shield, charging & boost."(ออนไลน์). แหล่งที่มา :  
[https://wiki.wemos.cc/products:d1\\_mini\\_shields:battery\\_shield](https://wiki.wemos.cc/products:d1_mini_shields:battery_shield)
- [17] วิสิทธิ์ เวียงนาค. "ใส่ใจ 7. เตรียมความพร้อมก่อนการใช้ Blynk App." (ออนไลน์)  
แหล่งที่มา :<https://medium.com/@visitwnk>
- [18] ร้าน 9Arduino. "App สำเร็จรูป Blynk Nodemcu esp8266 (ตอนที่ 1 Blynk คืออะไร)"(ออนไลน์). แหล่งที่มา :  
<https://www.9arduino.com/article/59/>
- [19] พงษ์พันธ์ สมแพง และคณะ. "ระบบตรวจจับการล้มแบบ 2มิติด้วย Bluetooth Accelerometer Sensor." วิทยานิพนธ์, สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์และโทรคมนาคม คณะวิทยาลัยนวัตกรรมการด้านเทคโนโลยีและวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยธุรกิจบัณฑิตย์, 2558
- [20] Arkham Zahri Rakhman, Lukito Edi Nugroho, Widyawan, Kurnianingsih, "*Fall Detection System Using Accelerometer and Gyroscope Based on Smartphone*" Dept. of Electrical Engineering and Information Technology Universitas Gadjah Mada Yogyakarta, Indonesia, 2014

- [21] จันทนิภา กาญจนนพวงศ์ และคณะ. “ระบบตรวจจับพฤติกรรมการทักลัมโดยใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่งแบบ3แกน.” วิทยานิพนธ์, สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, 2556
- [22] Ahmar Hayat, Mohammad Shan, “ Fall Detection System for Labour Safety”  
Department of Mechatronics Engineering Shaheed Zulfikar Ali Bhutto  
Institute of Science and Technology (SZABIST) Clifton, Karachi - 75600,  
Pakistan





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ระบบตรวจจับการล้มแบบ 2 มิติด้วย Bluetooth Accelerometer Sensor

พงษ์พันธ์ สมแพง<sup>1</sup> และ ธนัญ จารุวิทย์โกวิท

<sup>1</sup>สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์และโทรคมนาคม วิทยาลัยนวัตกรรมด้านเทคโนโลยีและวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธุรกิจบัณฑิตย์ 110/1-4 ถนนประชาชื่น หลักสี่ กรุงเทพฯ 10210 โทรศัพท์ 0-2954-7300 ถึง 29 ต่อ 498  
Email: pongpun.sompang@gmail.com

### บทคัดย่อ

การล้มเป็นสาเหตุหนึ่งของการเจ็บป่วยและเสียชีวิตของผู้สูงอายุ ผู้วิจัยมีแนวคิดในการพัฒนาระบบตรวจจับการล้มแบบ 2 มิติด้วย Bluetooth accelerometer sensor ที่สามารถตรวจจับการล้ม บอกลักษณะการล้มในรูปแบบว่า ล้มไปด้านหน้า ด้านหลัง ด้านซ้าย หรือด้านขวา ภายหลังจากการล้ม ระบบสามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวรู้สึกตัวของผู้ล้มได้ ทำให้สามารถประเมินความรุนแรงที่เกิดจากการล้มได้ งานวิจัยนี้เลือกใช้ Bluetooth accelerometer sensor ซึ่งมีเซนเซอร์วัดความเร่งขนาด 3 แกน (3-axis accelerometer) เป็นเซนเซอร์วัดความเร่งแกน X Y และ Z และส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารไร้สายแบบบลูทูธ 4.0 (Bluetooth version 4.0) ไปยังสมาร์ทโฟน (Smartphone) ระบบปฏิบัติการ android 4.3 ขึ้นไปแล้วประมวลผลด้วยโปรแกรมตรวจจับการล้มโดยใช้หลักการต้นไม้ตัดสินใจ (Decision tree) เมื่อเกิดเหตุการณ์ล้ม โปรแกรมจะเก็บข้อมูลการล้มและแจ้งเตือนขอความช่วยเหลือในรูปแบบเสียง และข้อความแจ้งเตือนที่สมาร์ทโฟน ของผู้ล้มเพื่อขอความช่วยเหลือจากผู้ที่อยู่ใกล้เคียง พร้อมกับส่งข้อความแจ้งลักษณะการล้ม และตำแหน่งที่ล้มไปยังหมายเลขโทรศัพท์ที่ผู้ติดต่อฉุกเฉินที่ตั้งค่าไว้ เพื่อการช่วยเหลือผู้ล้มได้อย่างรวดเร็ว ระบบสามารถตรวจจับการล้ม บอกลักษณะการล้มได้ถูกต้องอยู่ในระดับ 83.33% ความเร็วในการแจ้งเตือน 3.69 วินาที

**คำสำคัญ**—สมาร์ทโฟน; เซนเซอร์วัดความเร่ง; โปรแกรมตรวจจับการล้ม; แจ้งเตือน

### 1. บทนำ

การล้มอาจส่งผลร้ายแรงถ้าไม่ได้รับการช่วยเหลืออย่างทันท่วงที โดยเฉพาะผู้สูงอายุ ผู้ที่ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ ซึ่งการล้มอาจทำให้กระดูกหัก กระดูกเคลื่อน หรืออันตรายถึงชีวิต ระบบตรวจจับการล้มแบบ 2 มิติด้วย Bluetooth accelerometer sensor ได้ออกแบบโดยใช้ความรู้จากบทความงานวิจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับการล้ม ประกอบการศึกษาและนำความรู้ด้านต่าง ๆ มาประยุกต์ใช้ร่วมกัน

บทความงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง [1] ได้พัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับการล้มโดยสร้างอุปกรณ์ สื่อสารด้วยบลูทูธ ส่งข้อมูลไปที่คอมพิวเตอร์ ประมวลผลด้วยหลักการ Signal vector magnitude คัดอุปกรณ์บริเวณเขมขัดที่เอาตรวจวัดพฤติกรรมและการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ อุปกรณ์มีขนาดใหญ่ ความแม่นยำ 86.7% [2] [3] [5] [6] ได้นำเสนอวิธีการตรวจจับการล้มโดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง เข็มทิศดิจิทัล Electronic compass ที่มีอยู่ในสมาร์ทโฟนมาพิจารณา พฤติกรรมการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ เทคนิคการกรองสัญญาณแบบ High-pass filtering และ Discrete wavelet transform เทคนิคการประมวลผลด้วยอัลกอริทึม Support vector machine เทคนิคกระบวนการค่าขีดแบ่งค่า (Threshold algorithm) ซึ่งผลที่ได้พบว่าให้ความถูกต้องอยู่ในระดับสูง อุปกรณ์ตรวจจับเป็นสมาร์ทโฟน มีขนาดใหญ่ [4] ได้ทำการวิจัยคัดแยกรูปแบบพฤติกรรมต่าง ๆ ของมนุษย์ โดยใช้สมาร์ทโฟนเก็บค่าของแต่ละกิจกรรมที่เกิดขึ้น นำมาสร้างเงื่อนไขของต้นไม้ตัดสินใจ มีความแม่นยำที่ 80.29% [7] หากตำแหน่งที่ดีที่สุดในการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับการล้ม โดยกำหนดตำแหน่งที่ใช้เปรียบเทียบในการติดตั้งอุปกรณ์ตั้งนี้ บริเวณหัวไหล่ เอว หน้าแข้ง และต้นขา อุปกรณ์ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง และไจโรสโคป นำสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวมาวิเคราะห์ผ่านกระบวนการชดเชยค่า อุปกรณ์มีขนาดใหญ่ มีสายไฟที่ใช้ในการเชื่อมต่ออุปกรณ์มาก [8] เสนอระบบตรวจจับเฝ้าระวังการล้มในลักษณะของการล้มไปด้านหน้าและล้มไปด้านหลัง โดยอาศัยการหาตำแหน่งที่เปลี่ยนไปของสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์วัดความเร่งขนาด 3 แกน จำนวน 2 ตัวติดตั้งบริเวณหน้าอกและบริเวณเอว นำค่าสัญญาณที่ได้ไปผ่านกระบวนการค่าขีดแบ่งค่าวิเคราะห์ว่าเป็นการล้ม [9] ใช้เซนเซอร์วัดความเร่งขนาด 3 แกน และไจโรสโคป ตรวจจับพฤติกรรมการล้ม 4 ประเภท ได้แก่ ล้มไปด้านหน้า ด้านหลัง ด้านซ้ายและด้านขวา โดยอาศัยอัลกอริทึมต้นไม้ตัดสินใจ และ Machine learning ในการช่วยวิเคราะห์ อุปกรณ์เป็นลักษณะของเขมขัดรัดที่อกมีขนาดใหญ่ มีความแม่นยำที่ 81% [10] นำเสนอการตรวจจับการล้มโดยสร้างอุปกรณ์ตรวจจับการล้ม ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งขนาด 3 แกน 2 ตัว และไจโรสโคปขนาด 3 แกน 2 ตัวที่

เหมือนกัน แล้วนำอุปกรณ์ไปติดตั้งที่บริเวณหน้าอก 1 ตัวที่เหลืการทำารติดตั้งที่บริเวณต้นขา นำค่าความเร่ง และมุมองศาที่ได้จากการทำากิจกรรมต่าง ๆ มาวิเคราะห์ โดยใช้หลักการ Linear acceleration และ Rotational rate อุปกรณ์นี้สร้างควมยุ่งยากในการสวมใส่ [11] หากความแม่นยำของข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความเร่ง ที่ติดตั้งไว้บริเวณกลางหน้าอกไปยังเครื่องประมวลผล ความแม่นยำของข้อมูลต่ำกว่า 75% ไม่สามารถนำมาใช้ได้จริง [12] พัฒนาระบบแจ้งเตือนฉุกเฉินส่วนบุคคล โดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง ขอความช่วยเหลือเวลาเกิดอุบัติเหตุ โดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่งต่อพ่วงกับเครื่อง PDA ใช้วิธีการค้นไม่ตัดสินใจเพื่อจำแนกค่าต่าง ๆ ว่าแตกต่างกันอย่างไร อุปกรณ์นี้ต้องต่อพ่วงเข้ากับเครื่อง PDA เท่านั้น ไม่สามารถใช้งานได้สะดวก จากบทความงานวิจัยที่ได้ศึกษาส่วนใหญ่อุปกรณ์ตรวจจับการล้มและตรวจจับพฤติกรรมการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์มีขนาดใหญ่ ไม่สามารถบอกลักษณะการล้ม และไม่สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวหลังการล้มได้

งานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจึงได้มุ่งเน้นการออกแบบและพัฒนาาระบบโดยใช้อุปกรณ์ตรวจจับการล้มที่มีขนาดเล็ก ประหยัดพลังงานให้สามารถตรวจจับการล้ม บอกลักษณะการล้ม แจ้งเตือนขอความช่วยเหลืออย่างทันทีทันใด เมื่อทราบลักษณะการล้มแล้วส่งข้อมูลจากผู้ติดต่อดูแลเงินจะสามารถประเมินความรุนแรงของการล้ม เพื่อวางแผนการช่วยเหลือผู้ล้มต่อไป

2. วิธีวิจัยและการออกแบบ

2.1. อุปกรณ์ที่ใช้วิจัยและพัฒนา

อุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยและพัฒนา มี 2 ชนิดคือ สมาร์ทโฟนระบบปฏิบัติการ android 4.3 ขึ้นไปรองรับการสื่อสารไร้สายแบบบลูทูธ 4.0 รูปที่ 1 (a) และ Bluetooth accelerometer sensor ขนาด 37 3mm X 37 3mm X 7mm ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ CR2032 รองรับการสื่อสารไร้สายแบบบลูทูธ 4.0 ผ่านเทคโนโลยี Bluetooth low energy มีอายุการใช้งานแบตเตอรี่นานสูงสุด 1.5 ปี รูปที่ 1 (b) [13]



รูปที่ 1 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยและพัฒนา (a) สมาร์ทโฟนระบบปฏิบัติการ android 4.3 ขึ้นไปและ (b) Bluetooth accelerometer sensor

2.2. ความสัมพันธ์ค่าความเร่งกับรูปแบบการล้ม

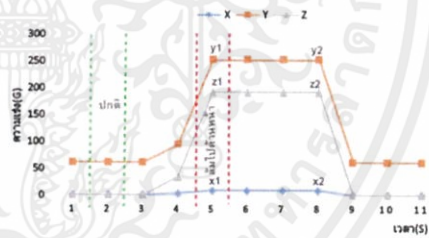
เซนเซอร์วัดความเร่งของแรงโน้มถ่วง ดังแสดงในรูปที่ 2 ทำหน้าที่วัดความเร่งโดยอาศัยการวัดแรงที่กระทำต่อน้ำหนัก อ่างอิงที่เกิดจากแรงโน้มถ่วงโลกซึ่งแรงโน้มถ่วงของโลกจะชี้ไปที่แกนกลางโลกเสมอ



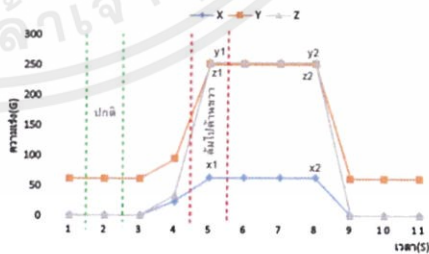
รูปที่ 2 แสดงทิศทางความเร่งแกน x y z ของ IC nano accelerometer [14]

ผู้วิจัยได้ทำการเก็บค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วง g จากเลขฐานสองแปดบิตแปลงเป็นเลขฐานสิบแกน X Y และ Z ที่ได้จาก Bluetooth accelerometer sensor ในช่วงเวลาที่เกิดการล้ม โดยทำการทดลองในแต่ละรูปแบบจำนวน 30 ครั้งแล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย เช่น ปกติ ล้มไปด้านหน้า ด้านขวา ด้านซ้าย ด้านหลัง ดังรูปที่ 3 - 6 ตามลำดับ

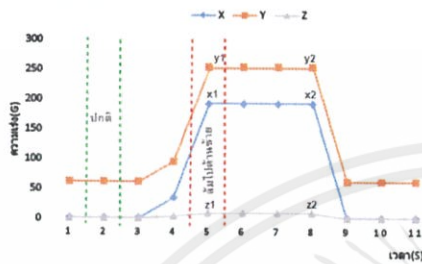
จากรูปที่ 3 กราฟแสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงตามแนวแกน X Y และ Z ในกรณีล้มไปด้านหน้า ที่เวลา 1 วินาทีถึงเวลา 3 วินาที ยืนปกติมีค่าความเร่งคงที่ไม่เปลี่ยนแปลง และเมื่อล้มไปด้านหน้าที่จุด y1, z1 ค่าความเร่งของแกน Y Z มีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มสูงขึ้นแต่ที่จุด x1 ค่าความเร่งของแกน X เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย ล้มแล้วยืนนิ่งถึงจุด x2, y2 และ z2 ที่เวลา 5 วินาทีถึงเวลา 8 วินาที แล้วลุกขึ้นยืนปกติที่เวลา 9 วินาทีถึงเวลา 11 วินาทีค่าความเร่งตามแนวแกน Y และ Z ลดกลับมากคงที่ และรูปที่ 4 กราฟแสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงตามแนวแกน X Y และ Z ในกรณีล้มไปด้านขวา ที่เวลา 1 วินาทีถึงเวลา 3 วินาที ยืนปกติมีค่าความเร่งคงที่ไม่เปลี่ยนแปลง และเมื่อล้มไปด้านขวาที่จุด x1, y1, z1 ค่าความเร่งของแกน X Y และ Z มีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มสูงขึ้นทั้ง 3 แกน ล้มแล้วยืนนิ่งถึงจุด x2, y2 และ z2 ที่เวลา 5 วินาทีถึงเวลา 8 วินาที แล้วลุกขึ้นยืนปกติที่เวลา 9 วินาทีถึงเวลา 11 วินาทีค่าความเร่งตามแนวแกน Y และ Z ลดกลับมากคงที่ รูปที่ 5 และรูปที่ 6 ก็มีค่าความเร่งตามแนวแกนที่แตกต่างกันไป แสดงให้เห็นความเร่งของแรงโน้มถ่วงแต่ละแกน มีการเปลี่ยนแปลงแตกต่างกันตามรูปแบบการล้มแต่ละลักษณะจึงใช้การเปลี่ยนแปลงนี้ในการสร้างเงื่อนไขขึ้นไม่ตัดสินใจขึ้น



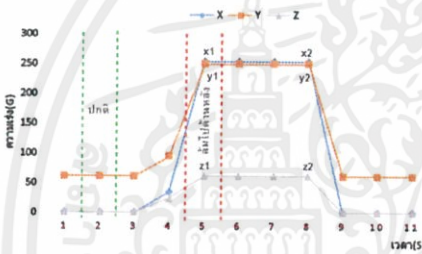
รูปที่ 3 แสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงแกน x y z กรณีล้มไปด้านหน้า



รูปที่ 4 แสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงแกน x y z กรณีล้มไปด้านขวา



รูปที่ 5. แสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงแกน x y z กรณีล้มไปด้านซ้าย



รูปที่ 6. แสดงค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงแกน x y z กรณีล้มไปด้านหลัง

2.3. ขั้นตอนวิธีของโปรแกรมตรวจจับการล้ม

ผู้วิจัยได้ออกแบบวิธีการตรวจจับการล้มด้วยหลักการต้นไม้ตัดสินใจโดยเริ่มจากการเชื่อมต่อกับ Bluetooth accelerometer sensor เข้ากับโปรแกรมผ่านการสื่อสารไร้สายแบบบลูทูธ 4.0 รับค่าเริ่มต้นคือความเร่งการบิด เค้น ที่ร่างกายตั้งฉากกับพื้นโลก ดังรูปที่ 7 ระบบจะเริ่มการตรวจจับการล้มตามที่โปรแกรมไว้ โปรแกรมมีความสามารถตรวจสอบความแตกต่างระหว่างการนอนลงในด้านต่าง ๆ ปกติกับการล้มในด้านต่าง ๆ ซึ่งถ้าเป็นการนอนลงปกติจะไม่เกิดการแจ้งเตือนโดยเปรียบเทียบเงื่อนไขตามสมการ

$$Fall_n = MAX \{ X^2 + Y^2 + Z^2 \} \quad (1)$$

เมื่อ n = รูปแบบลักษณะการล้ม

A = ตัวเชื่อมประพจน์ตรรกศาสตร์ "และ"

M = ค่าการเคลื่อนที่จาก Bluetooth accelerometer sensor เมื่อ

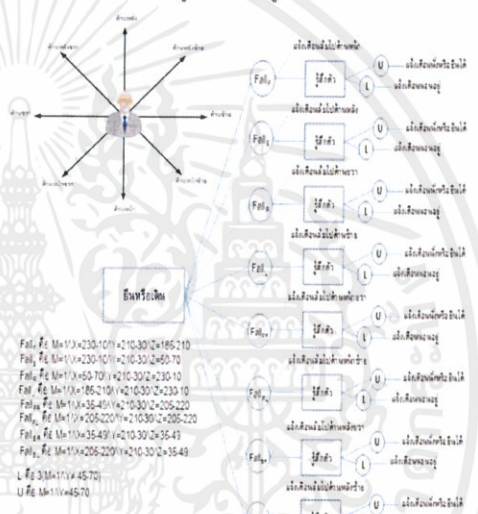
เคลื่อนที่ M = 1 อยู่ที่ M = 0

X = ค่าความเร่งแกน x จาก Bluetooth accelerometer sensor

Y = ค่าความเร่งแกน y จาก Bluetooth accelerometer sensor

Z = ค่าความเร่งแกน z จาก Bluetooth accelerometer sensor

ถ้า  $Fall_n$  เป็นจริงตามสมการ (1) เช่นล้มไปด้านหน้า  $Fall_n$  ด้านขวา  $Fall_n$  ด้านซ้าย  $Fall_n$  ด้านหลัง  $Fall_n$  และด้านอื่นที่อาจเป็นไปได้คือ ล้มไปด้านหน้าทางซ้าย ด้านหน้าทางขวา ด้านหลังทางซ้าย ด้านหลังทางขวา จะทำการเก็บค่าการล้ม ส่งเสียงแจ้งเตือนพร้อมส่งข้อความลักษณะการล้ม ตำแหน่งที่อยู่การล้มไปยังผู้ติดต่อฉุกเฉิน หลังเกิดเหตุการณ์ล้มขึ้นแล้วยังรู้สึกตัวเคลื่อนไหวได้สามครั้งจะส่งข้อความแจ้งเตือนอีกครั้งว่ารู้สึกตัวเคลื่อนไหวได้ในลักษณะนอนอยู่ L หรือลักษณะลุกขึ้นหนึ่งหรือยี่สิบ U หรือถ้าหลังเกิดเหตุการณ์ล้มขึ้นแล้วไม่มีการแจ้งเตือนเลยแสดงว่าผู้ล้มไม่มีความรู้สึกตัวหรือหมดสติ



รูปที่ 7. แสดงขั้นตอนวิธีโปรแกรมตรวจจับการล้ม

2.4. โครงสร้างและการทำงานของระบบ

ผู้วิจัยได้ออกแบบโครงสร้างของระบบไว้ดังรูปที่ 8 สามารถแบ่งออกเป็นสองส่วนเริ่มจากส่วนแรกเป็นสมาร์ตโฟนระบบปฏิบัติการ android 4.3 ขึ้นไป โดยมี Bluetooth 4.0 Receiver รับข้อมูลจาก Bluetooth accelerometer sensor แล้วส่งไปประมวลผลที่ Fall Detector Process ซึ่งจะประมวลผลว่าเป็นลักษณะการล้มแบบใด เมื่อทราบลักษณะการล้มระบบจะส่งข้อมูลการล้มไปเก็บที่ฐานข้อมูล SQLite เพื่อเก็บข้อมูลลักษณะการล้ม วัน เวลา ตำแหน่งที่ล้มเป็น ละติจูด ลองจิจูด และส่งข้อความลักษณะการล้ม ตำแหน่งที่อยู่ไปยังผู้ติดต่อฉุกเฉิน พร้อมเสียงแจ้งเตือน แสดงข้อความลักษณะการล้มที่ Smartphone Interface ส่วนที่สองคือ Bluetooth accelerometer sensor ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งวัดค่าความเร่งแกน X Y และ Z ส่งข้อมูลไปยัง Bluetooth Accelerometer Interface และส่งต่อข้อมูลในรูปแบบการสื่อสารไร้สายไปยังสมาร์ตโฟนด้วย Bluetooth 4.0 Sender





รูปที่ 11 แสดงการล้มแล้วนอนไปด้านหลัง



รูปที่ 12 แสดงการล้มแล้วนอนไปด้านหน้า



รูปที่ 13 แสดงการล้มแล้วนอนไปด้านซ้าย



รูปที่ 14 แสดงการล้มแล้วนอนไปด้านขวา

**4. ผลการทดสอบการทำงานของระบบ**

ผลการทดสอบความถูกต้องการล้มและความถูกต้องการรู้สึกตัวหาค่าได้จากสมการ

$$A_s = T_s / N \times 100 \quad (2)$$

$$A_r = T_r / T_s \times 100 \quad (3)$$

เมื่อ n = รูปแบบลักษณะการล้ม

s = รูปแบบลักษณะนอนอยู่หรือลักษณะลุกขึ้นนั่งหรือยืนได้หลังจากเกิดการล้ม

T<sub>s</sub> = จำนวนครั้งที่ตรวจจับการล้มได้ตรงลักษณะการล้มพร้อมแจ้งเตือน

T<sub>r</sub> = จำนวนครั้งที่ตรวจจับได้หลังการล้มแล้วรู้สึกตัวเคลื่อนไหวได้ตรงลักษณะนอนอยู่หรือลักษณะลุกขึ้นนั่งหรือยืนได้พร้อมแจ้งเตือน

N = จำนวนครั้งที่ทดสอบ

A<sub>s</sub> = ความถูกต้องการล้ม (%)

A<sub>r</sub> = ความถูกต้องการรู้สึกตัว (%)

ทดสอบจำนวน 30 ครั้งต่อรูปแบบลักษณะการล้มแล้วนอนไปด้านต่าง ๆ ตามการทดสอบที่จำลองขึ้น แล้วนำมาสรุปผลดังแสดงในตารางที่ 1

ตาราง 1 แสดงผลความถูกต้องและเวลาในการแจ้งเตือนเมื่อเกิดการล้ม

รูปแบบลักษณะการล้ม	ความถูกต้องการล้ม (%)	ความเร็วในการแจ้งเตือน (s)	ความถูกต้องการรู้สึกตัว (%)
ด้านหลัง	86.66%	3.63	100%
ด้านหน้า	86.66%	3.69	100%
ด้านซ้าย	83.33%	3.67	100%
ด้านขวา	83.33%	3.65	100%
ด้านหลังซ้าย	90%	3.57	100%
ด้านหลังขวา	90%	3.57	100%
ด้านหน้าซ้าย	89%	3.61	100%
ด้านหน้าขวา	89%	3.59	100%

จากตารางที่ 1 แสดงให้เห็นระบบสามารถแจ้งเตือนการล้มตรงกับรูปแบบลักษณะการล้มมีความถูกต้องการล้มไปด้านหลัง ด้านหน้า ด้านซ้าย ด้านขวา ด้านหลังซ้าย ด้านหลังขวา ด้านหน้าซ้าย ด้านหน้าขวาอยู่ในระดับ 83.33% - 90% ระยะเวลาในการแจ้งเตือนอยู่ในระดับ 3.57 - 3.69 วินาที บอกการรู้สึกตัวเคลื่อนไหวได้หลังจากเกิดการล้มตรงตามลักษณะนอนอยู่ ลักษณะลุกขึ้นนั่งหรือยืนได้ถูกต้อง 100%

**5. สรุป**

ระบบตรวจจับการล้มแบบ 2 มิติด้วย Bluetooth accelerometer sensor ที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจจับการล้ม บอกลักษณะการล้มว่า ล้มไปด้านหน้า ด้านหลัง ด้านซ้าย หรือด้านขวา ระบบสามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวรู้สึกตัวของผู้ล้มภายหลังการล้มได้ ทำให้ผู้ติดต่อฉุกเฉินสามารถประเมินความรุนแรงที่เกิดขึ้นได้ จากผลการทดสอบพบว่าระบบตรวจจับความถูกต้องการล้มอยู่ในระดับ 83.33% - 90% ความถูกต้องการรู้สึกตัว 100% อย่างไรก็ตามระบบที่พัฒนาขึ้นยังมีข้อจำกัดเรื่องการส่งข้อมูลที่ล่าช้าจาก Bluetooth accelerometer sensor ไปยังสมาร์ตโฟน ในกรณีที่มีสมาร์ตโฟนและ Bluetooth accelerometer sensor อยู่ห่างกันเกินกว่าสิบเมตร เนื่องจากความแรงของสัญญาณบลูทูธลดลงทำให้ส่งข้อมูลได้ไม่ต่อเนื่อง

งานวิจัยในอนาคตผู้วิจัยจะพัฒนาความสามารถของระบบให้สามารถตรวจจับการล้มจาก Bluetooth accelerometer sensor มากกว่า 1 ตัวในระบบเดียว ซึ่งการสื่อสารของเครือข่ายบลูทูธ สามารถรองรับอุปกรณ์ได้ถึง 8 ตัวในเครือข่ายที่อยู่บริเวณเดียวกัน เพื่อการตรวจจับการล้มของผู้สูงอายุ ผู้ที่ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ ให้ได้จำนวนมากขึ้นในสมาร์ตโฟนเครื่องเดียว

## เอกสารอ้างอิง

- [1] M.Irwan Nari, Sena S Suprpto, Ilman H. Kusumah, Widyawardana Adiprawita, "A Simple Design of Wearable Device for Fall Detection with Accelerometer and Gyroscope", *International Symposium on Electronics and Smart Devices (ISESD) November 29-30, Indonesia, 2016*, pp.88-91.
- [2] Yu-Wei Hsu, Kuang-Hsuan Chen, Jing-Jung Yang, Fu-Shan Jaw, "Smartphone-based Fall Detection Algorithm Using Feature Extraction", *9th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI 2016)*, Taiwan, 2016, pp.1535-1540.
- [3] Lih-Jen Kau, et al., "A Smart Phone-Based Pocket Fall Accident Detection, Positioning, and Rescue System", *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 1, January 2015
- [4] Lin Fan, Zhongmin Wang, "Human activity recognition model based on Decision tree", *International Conference on Advanced Cloud and Big Data*, 2013, pp. 64-68.
- [5] V. Q. Viet, G. Lee, and D. Choi, "Fall Detection based on Movement and Smart Phone Technology", in *IEEE RIVF Int. Conf. on Computing and Communication Technologies, Research, Innovation, and Vision for the Future (RIVF)*, Ho Chi Minh City, 2012, pp.1-4.
- [6] S-H Fang, Y-C Liang, and K-M. Chiu, "Developing a Mobile Phone-based Fall Detection System on Android Platform", in *IEEE Conf on Computing, Communications and Applications (ComComAp)*, Hong Kong, 2012, pp. 143-146
- [7] D. Liang, G. Zhao, Y. Guo, and L. Wang, "Pre-impact Detection of Falls Using Wireless Body Sensor Network", in *Proc. IEEE-EMBS Int. Conf. on Biomedical and Health Informatics (BHI)*, Hong Kong and Shenzhen, China, Jan. 2012, pp.763-766
- [8] P. Mostarac, R. Malaric, M. Jurcevic, H. Hegedus, A. L. Ekuakille, and P. Vergallo, "System for monitoring and fall detection of patients using mobile 3-axis accelerometers sensors", in *IEEE Int. Workshop on Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA)*, Bari, May 2011, pp. 456-459
- [9] O. Ojetola, E. I. Gaura, and J. Brusey, "Fall Detection with Wearable Sensors – SAFE (SmArt Fall dEtECTION)", in *7th IEEE Int. Conf. on Intelligent Environments, Nottingham*, 2011, pp. 318-321
- [10] X. Yu, "Approaches and Principles of Fall Detection for Elderly and Patient", *10th Int. Conf. of IEEE e-health Networking Applications and Services (HealthCom)*, Singapore, 2008, pp.42-47.
- [11] A. M. Khan, Y.K Lee, and T.-S. Kim, "Accelerometer Signal-based Human Activity Recognition Using Augmented Autoregressive Model Coefficients and Artificial Neural", *30th Annual International IEEE EMBS Conference 2008, Canada*, 2008, pp.5172-5175.
- [12] A. Y. Jeon, J. H. Kim, I. C. Kim, J. H. Jung, S. Y. Ye, J. H. Ro, S. H. Yoon, J. M. Son, B. C. Kim, B. J. Shin, G. R. Jeon, "Implementation of the Personal Emergency Response System using a 3-axial Accelerometer", *6th International Special Topic Conference on ITAB 2007, Tokyo*, 2008, pp. 223-226.
- [13] บริษัท aprbrother, **Bluetooth accelerometer sensor** [ออนไลน์], 1 มกราคม 2560. แหล่งที่มา <https://blog.aprbrother.com/product/asensor>
- [14] บริษัท STMicroelectronics, **nano accelerometer** [ออนไลน์], 12 มกราคม 2560. แหล่งที่มา <http://www.st.com/en/mems-and-sensors/lis3dh.html>



พงษ์พันธ์ สมแพง นักศึกษา

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์และโทรคมนาคม  
วิทยาลัยวิศวกรรมเทคโนโลยีและวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยธุรกิจบัณฑิตย์

# Fall Detection System Using Accelerometer and Gyroscope Based on Smartphone

Arkham Zahri Rakhman<sup>1</sup>, Lukito Edi Nugroho<sup>1</sup>, Widyawan<sup>1</sup>, Kurnianingsih<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Electrical Engineering and Information Technology

Universitas Gadjah Mada

Yogyakarta, Indonesia

{arkham\_s2te12, kurnia.s3te13}@mail.ugm.ac.id, {lukito, widyawan}@ugm.ac.id

<sup>2</sup>Dept. of Electrical Engineering

Politeknik Negeri Semarang

Semarang, Indonesia

**Abstract**—Most of people likes living independently at home. Some activity in our daily life is prone to have some accidents, such as falls. Falls can make people in fatal conditions, even death. A prototype of fall detection system using accelerometer and gyroscope based on smartphone is presented in this paper. Accelerometer and gyroscope sensors are embedded in smartphone to get the result of fall detection more accurately. Automatic call as an alert will be sent to family members if someone using this application in fatal condition and need some help. This research also can distinguish condition of people between falls and activity daily living. Several scenarios were used in these experiments. The result showed that the proposed system could successfully record level of accuracy of the fall detection system till 93.3% in activity daily living and error detected of fall was 2%.

**Keywords**— *falling detection, accelerometer, gyroscope, smartphone*

## I. INTRODUCTION

Falling is an accident that threatens the health, especially happened to older people. Caused by reducing levels of strength and stability of the body of a person. Fall detection is very important to monitor someone, especially if the person is elderly.

Many applications fall detector or sold in the market but the reality is that these tools are not widely used. There are several reasons why research on biomedical increased in recent years. However, especially for fall detection is still lacking special attention. In 2008 the work Noury et al [1] can be considered the first in this field.

According to N. Noury, more than 33% of people with over 65 years fall each year [2]. Dangers arising from fall like a minor injury, serious injury, dehydration and even death if there is no fast treatment. Falling is a common problem, but it is quite difficult to define accurately. Since fall is usually characterized by a greater acceleration than the day-to-day activities, the methods are used to measure acceleration usually happens just by using the accelerometer.

Monitoring is necessary for the elderly with a high degree of potential fall. Monitoring can be done by family members

or significant others. Surely someone who oversees the elderly should always be near of them so that when the elderly will soon be able to help. But this is it hard for people who care for 24 hours a day. Therefore, monitoring can be done indirectly by utilizing communications technology today that is the smartphone.

Smartphones have been chosen because they are relatively small size with lightweight. This is become added value because it will not charge the elderly because it just simply only put in the pocket. Smartphones do not require additional electronic device has embedded therein for a wide variety of sensors such as an accelerometer, gyroscope, GPS, microphone, camera and others [3]. Additionally in terms the price of smartphone is relatively affordable.

With the gyroscope technology embedded in smartphones, we expect that the use of an accelerometer coupled with a gyroscope can generate better accuracy rate. Gyroscope is used to measure the angle when someone falls, while the accelerometer is used to see the acceleration that occurs in the fall.

This study uses a smartphone with android operating system. While the sensors used are accelerometer and gyroscope sensor.

## II. LITERATURE REVIEW

There are several approaches that can be used for fall-detection such as by using the camera like the research done by Koray Ozcan [4]. The Ozcan's study makes the camera attached to the body. So, if there is a change in the orientation of the camera it can be concluded that the person fell. From his research obtained quite good results, it is 86.66%. Nevertheless some improvements must be considered as there are still quite a lot of positives false occurs.

But in another case, some research conducted by Anh Tuan Nghiem by using of the kinect camera that placed in the corner of the room to monitor the movement of a person [5]. The camera will capture the movement of a person and as the camera find a rapidly change in position and end up in the

Here is a flowchart of the application made.

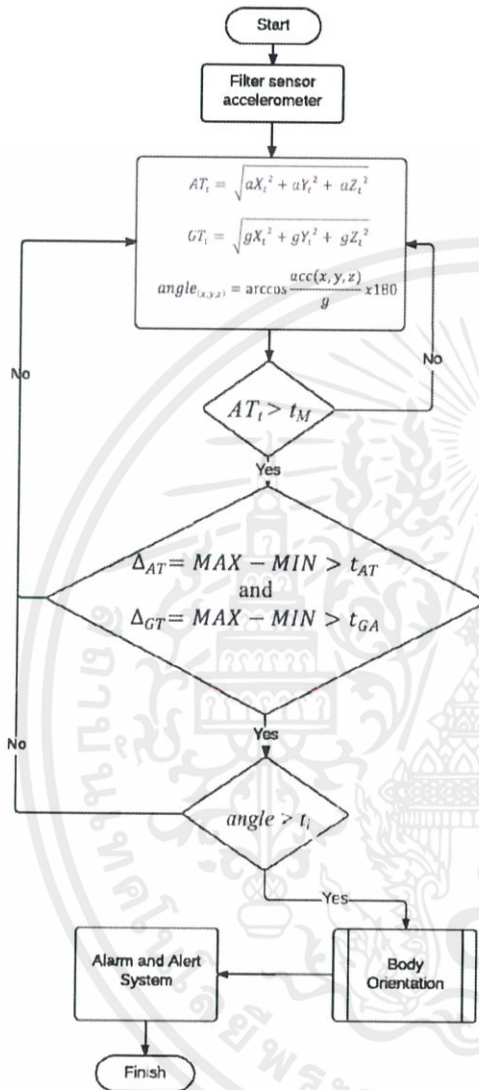


Fig. 2. Flowchart of the Falling Detection Algorithm

In this study, the smartphone that became the monitor is placed in the left shirt pocket. This is done to find a well-positioned condition to capture the data [7][10]. Further, this does not burden the user so the user can still feel comfortable.

IV. CALIBRATION

In order to evaluate the accuracy of the proposed models and prototypes, some scenarios were experimented. Evaluation was done in three different scenarios to observe the performance of the proposed approach and its implementation of the smartphone, equipped with an accelerometer and gyroscope sensors.

The first scenario involved immediately sitting down. Sitting down was one of the conditions, in which previous researchers' system have failed to differentiate with falling. However, by adding the orientation of the gyroscope position, this situation can be prevented.

The second scenario was running. Running is an activity that causes similar acceleration to a fall. But a gyroscope can also prevent it.

The third scenario is falling, which used a combination of the two sensors (accelerometer and gyroscope). It could be detected. Here is a visualization of the data recorded.

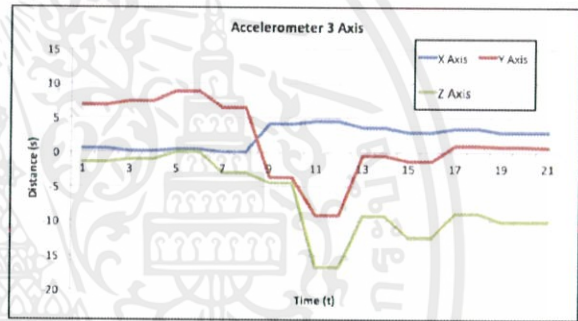


Fig. 3. Accelerometer data raw

The data displayed above is a 3-axis accelerometer data, x, y and z. the data is to be processed so that the threshold can be determined during a fall.

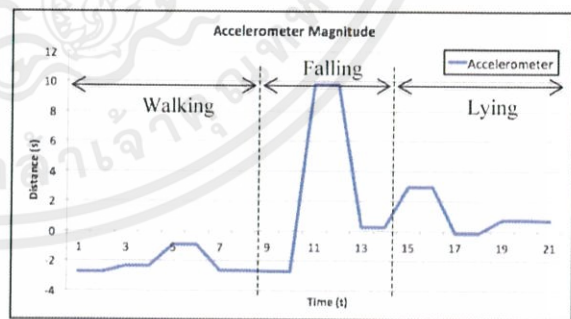


Fig. 4. Magnitude accelerometer data

Having obtained the raw data that was processed by formula  $AT_t = \sqrt{accX_t^2 + accY_t^2 + accZ_t^2}$  the magnitude value was able to be gained. It is then filtered with a high pass filter to eliminate the value of the amount of gravity that is  $9.8 \text{ m/s}^2$ .

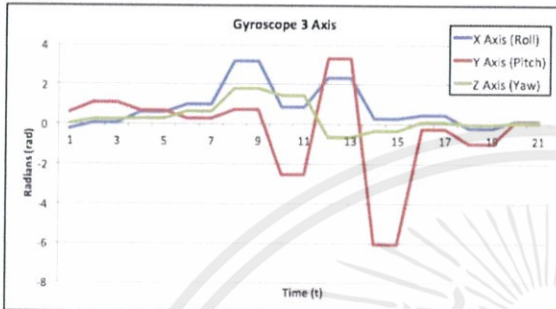


Fig 5 Gyroscope data raw

These data were taken using a gyroscope sensor. Gyroscope sensor function determined the orientation angle that provided information on whether the user fell down.

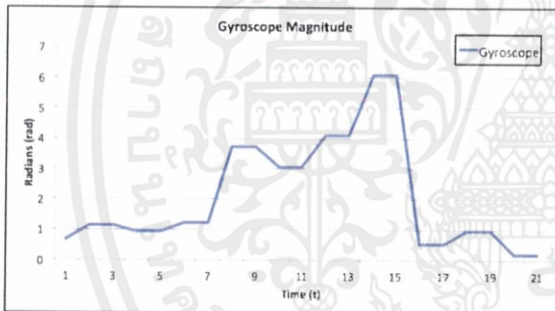


Fig 6. Magnitude gyroscope data

Once the raw data is obtained from the gyroscope, the next magnitude will be sought by formula  $GT_t = \sqrt{gyroX_t^2 + gyroY_t^2 + gyroZ_t^2}$ . Using this data the system can determine whether the user fell down or ran.

We proposed a prototype system that runs on smartphones with an Android operating system. Here is a picture of the system that we have created. The use of smartphones has been most easily perceived in its implementation. Nowadays, the smartphone is no longer a luxury item that is hard to come by. From there, we designed a system based on android smartphones.

V. EXPERIMENTER SETTING

In this research, experiments was carried out by a test subject with a height of 170cm with a threshold listed in the following algorithm:  $t_{AT} = 4.2, t_{GT} = 3, t_f = 60$  and  $t_M = 9$ .

This research was conducted in the laboratory of the electrical engineering department of computer networks and information technology UGM. In this experiment the researchers used mobile devices such as smartphones with specifications as follows:

- Device type : Smartphone
- Operating System : Android 4.4.2
- Brand : Samsung Galaxy S4

In this study the sensors used an accelerometer and gyroscope. These have been embedded in the mobile device. In this research, experiments have been conducted 330 times. They divide 120 times falling and 210 experiments on activity daily living (ADL).

VI. RESULTS AND DISCUSSION

The testing for fall detection was done on the matt, the subject of the research was carried out by a man who weigh 58 kg with a height 170 cm. The smartphone was placed on the left chest. Here is a scenario of the fall.



Fig 7 - The position of smartphone

TABLE I FALLING SCENARIO

Category	Scenario
Fall Forward	Walked - fell forward- ended face-down
Fall Backward	Walked - fell backward - ended laying on the floor
Fall to the left	Walked - fell to the left - ended with laying on the floor
Fall to the right	Walked - fell to the right - ended with laying on the floor

Several falling scenarios were exhibited by 1 person who experimented on it 30 times in each scenario.



Fig 8 Scenario of fall

TABLE II ACTIVITY DAILY LIVING (ADL) SCENARIO

Category	Scenario
Walk	Walked
Run	Ran
Sit down quickly	Stood up straight - sat down
Lying on bed	Sat on a bed - laying on a bed
Bow	Stood up straight - bowed
Up Stairs	Walked upstairs
Down Stairs	Walked downstairs

ADL Experiments was used to determine the accuracy of fall detection algorithm.

TABLE III FALLING RESULT TEST

Category	Total	Alarm		Accuracy
		Yes	No	
Fall forward	30	29	1	96,67%
Fall backward	30	26	4	86,67%
Fall to the left	30	29	1	96,67%
Fall to the right	30	28	2	93,33%

Table 1 showed the accuracy of fall detection algorithm that was applied. Each scenario were carried 30 times for maximum clearance.

TABLE IV ACTIVITY DAILY LIVING RESULT (ADL)

Category	Total	Alarm		Accuracy
		Yes	No	
Walk	30	0	30	100%
Run	30	2	29	93,33%
Sit down quickly	30	0	30	100%
Lying on bed	30	2	28	93,33%
Bow	30	0	30	100%
Up stairs	30	0	30	100%
Down stairs	30	3	27	86,67%

Based on Table II, the algorithm still detected the occurrence of falling in some daily activities. For instance, during the ADL experiment, 2 of 30 attempts at running were detected as a falling state. When laying down there were 2 of 30 attempts that were detected as a falling state. In another case, moving down the stairs was also detected as a falling state due to the gravity level affecting the acceleration of the detector device.

## VII. CONCLUSION

In this paper, a fall detection system prototype for smart phones was proposed. Sensor data was sampled from a smart phone user who had it placed on their left chest.

Falling detection based on threshold detection algorithm was modified. The prototype system gave promising results, the results of tests that were conducted obtained an accuracy of 93.33% of the 120 trials fall, and an average accuracy of 98% of the ADL 210 times the total experiment.

The moment a person fell, the system will detect and activate an alarm system. However, further work is still needed in order to handle different types of falling situations that could happen.

This research is still limited to detection. Future development can be done with the addition of several features such as sending short messages (SMS) and position determination using GPS.

## REFERENCES

- [1] N. Noury, P. Rumeau, A. K. Bourke, G. ÓLaighin, and J. E. Lundy, "A proposal for the classification and evaluation of fall detectors," *IRBM*, vol. 29, no. 6, pp. 340–349, Dec. 2008.
- [2] N. Noury, "A smart sensor for the remote follow up of activity and fall detection of the elderly," 2002, pp. 314–317.
- [3] N. Lane, E. Miluzzo, H. Lu, D. Peebles, T. Choudhury, and A. Campbell, "A survey of mobile phone sensing," *IEEE Commun. Mag.*, vol. 48, no. 9, pp. 140–150, Sep. 2010.
- [4] K. Ozcan, A. K. Mahabalagiri, M. Casares, and S. Velipasalar, "Automatic Fall Detection and Activity Classification by a Wearable Embedded Smart Camera," *IEEE J. Emerg. Sel. Top. Circuits Syst.*, vol. 3, no. 2, pp. 125–136, Jun. 2013.
- [5] Anh Tuan Nghiem, E. Auvinet, and J. Meunier, "Head detection using Kinect camera and its application to fall detection," 2012, pp. 164–169.
- [6] Y. Li, G. Chen, Y. Shen, Y. Zhu, and Z. Cheng, "Accelerometer-based fall detection sensor system for the elderly," 2012, pp. 1216–1220.
- [7] Q. Li, J. A. Stankovic, M. A. Hanson, A. T. Barth, J. Lach, and G. Zhou, "Accurate, Fast Fall Detection Using Gyroscopes and Accelerometer-Derived Posture Information," 2009, pp. 138–143.
- [8] W. Wibisono, D. N. Arifin, B. A. Pratomo, T. Ahmad, and R. M. Ijtihadie, "Falls Detection and Notification System Using Tri-axial Accelerometer and Gyroscope Sensors of a Smartphone," 2013, pp. 382–385.
- [9] Z. Zhao, Y. Chen, S. Wang, and Z. Chen, "FallAlarm: Smart Phone Based Fall Detecting and Positioning System," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 10, pp. 617–624, Jan. 2012.
- [10] Jiangpeng Dai, Xiaole Bai, Zhimin Yang, Zhuohui Shen, and Dong Xuan, "PerFallD: A pervasive fall detection system using mobile phones," 2010, pp. 292–297.



# Fall Detection System for Labour Safety

Ahmar Hayat

Department of Mechatronics Engineering  
Shaheed Zulfiqar Ali Bhutto Institute of Science and  
Technology (SZABIST)  
Clifton, Karachi - 75600, Pakistan

Mohammad Shan

Department of Mechatronics Engineering  
Shaheed Zulfiqar Ali Bhutto Institute of Science and  
Technology (SZABIST)  
Clifton, Karachi - 75600, Pakistan

**Abstract** - This study is based on the development of fall detection system which can identify and inform both unconscious and conscious falls of a person from heights above ground level (for e.g. labour working at high-rise buildings, misbalancing while walking, elders/kids fall from bed during sleep). The background research shows that the major cause of injuries and death during construction of high rise building are due to fall when proper medical attention is not given on time. This work is aimed to design and construct a real-time system which can detect human fall and notify the concerned person on time to minimize the death-rate due to any mishap during building construction or industrial environment and embed the whole system into a wearable, rigid and low-cost gadget using a MEMS motion sensor (MPU-6050) along with GSM/Rf protocol to transmit the data. This gadget will be installed at a location so that the system can detect any changes in the subject's center of gravity and process and analyze the data to detect the type of fall by comparing from already stored database i.e. tested previously.

**Keywords** –fall safety, MEMS, mpu6050, industrial fall detection, labour safety.

## I. INTRODUCTION

As the world is advancing towards the technology, the fashion of constructing high-rise building being adapted in many developed countries. To contrast these building, high skilled labour is required along with high safety procedures as well. The only safety procedure on construction sites where labours are working on very high heights is a safety belt tied to them whose task is lock them in a position but any mishap can happen during the work and can make their life in danger if timely medical attention is not given due to head injuries or any other serious injuries.

World Health Organization (WHO) has classified the fall as the second largest (unintentional) cause for injuries causing death. Every year, approximately 645 thousand individuals lose their life due to the fall worldwide in which 80% are from low to middle income countries. They have defined a fall as an unexpected, uncontrollable and involuntary cause resulting a person to impact on a ground or some lower level. The damage is dependent on the height difference and angle at which the person is fell.

The proposed system is aimed to deliver a real-time monitoring facility so that the timely medical attention is given to the victim in the case of fall. In order to increase the efficiency of the system, several tests are conducted to model the fault through a gyroscope by inspecting the change in center of gravity of a subject. There can be several techniques

that can be implemented to detect the fall which are listed as follow:

- *By image processing technique* - In this system, a camera can be installed to a particular location to record the body posture using different algorithm, but this is not an efficient way as camera can be obstructed easily by any flying objects, dust, etc.
- *By using ambient sensors* - This approach utilizes sensors that are placed in the surrounding of the subject to detect any unintentional fall with the help of neural network classifiers. This system is also limited to a specific location and need to be moved along with the working site or a person. This is good for installing at specific working site where person is stationary but not suitable for moving subject.
- *By using wearable gadget* - In this method, the use of MEMS along with some signal transmitting system is implemented which can be placed on different position of body to detect the change in position in any three dimensions. The data is processed on the system and alarm is generated on a remote location. This gadget can be in form of a wrist watch or some belt that can distinguish between the actual fall or usual motion during working or walking.

It is not enough just to detect the signal from one individual and alarm the concerned person because in the factory environment, hundreds of labours are working and are prone to the risk of falling. With the expansion of internet, and seamless interaction between physical objects, sensor and data acquisition devices, the concept of internet of things (IoT) arises. The development of smart fall detection system is based on design and development of an efficient scheme for personnel safety in industrial, domestic and hospital scenarios. This can be conceived by a low-cost device which means of sharing subject's body signal while performing different tasks on high-rise building with health or other concerned personals for monitoring purpose at remote location. This system can be developed using three sections i.e. sensor module, transmission and receiver part.

## II. BACKGROUND

As per the statistics provided by WHO, approximately 37.3 million people suffer from severe injuries due to fall and need medical attention on time. Those falls are responsible for

making 17 million DALYs (disability-adjusted life years) lost. The largest case is seen in the people above 65 years age then young adults aged from 15-29 years and children younger than 15 years old [1]. The report published by the Occupational Safety and Health Administration (OSHA) in 2016, stated that total 5190 workers were died on the job, on average 14 deaths every day worldwide. Out of 4693 workers casualties in private industry, 21.1% were died in construction sites i.e. 6 works deaths during 2016. The leading cause of death was fall from heights followed by striking with object, caught in between and electrocution. Eliminating these lives could have saved 631 workers if treated on time [2]. The estimated expenditures for the treatment of injuries due to the fall in U.S. were approximately \$0.2 billion annually for fatal injuries and \$19 billion for non-fatal injuries [3]. The death rate due to fall in U.S. was increased from 29% to 41% during 1999 to 2004 per 100,000 population [4]. As it has been already discussed previously that a fall is an unexpected, uncontrollable and involuntary cause of hitting ground, so it is impossible to stop it. But non-fatal injuries due to fall can be treated if medical attention is giving on time to avoid any further damage such as blood loss or tissue rupture. Because the non-fatal injuries can lead to disability later or functional impairment. It also increases the fear of falling again which reduces the autonomy of an individual which can contribute in social and economic burden [5]. For addressing these issues, medical science is conducting enormous researches to develop a system that can monitor the patient's condition continuously to deliver the timely aid.

Eduardo C. et al developed a system using two android devices connected via Bluetooth communication. Their system was based on an algorithm by simple thresholding and simultaneous error generation from smart watch to smart phone. The system was tested on 4 subjects in different scenarios but due to the limited range of Bluetooth, system was not adapted in industrial scenarios [6].

Dongha L. et al developed a system based on simple thresholding and using hidden markov model on the data received on the remote terminal using Zigbee and 3-axis accelerometer. They involved 4 healthy males and 2 females to test the system [7].

Thanh H. N. et al in 2016 deployed tri-accelerometer for detecting fall. The data from the sensor is transmitted via nRF24L transceiver module. Based on SVM and PCA techniques ADLS were distinguished from fall. Their work involves only 1 volunteer [8].

In another research, Falin W. et al proposed an algorithm that only depends on 3-axis accelerometer. The system worked on comparing the threshold value with the received value and produces an alarm when the value exceeds the threshold value irrespective of the type of the fall [9].

### III. METHODOLOGY

The fall detection system can provide real-time monitoring of the several parameters of the object such as yaw, pitch and roll to determine the subject's current position in space. The data

can be continuously transmitted via wireless communication protocols such as RF modules, Bluetooth or Zigbee web server. This data can be being examined by the algorithm which can detect the values from gyroscope and if they exceed the threshold limit in specified pattern then system will generate a message to the person or nearby hospital. This will allow the monitoring of the labour working on a height without help or attention of another person. The health and safety staff can have the central server to provide timely aid if any signal is made. The main task of this research is to differentiate between usual activities such as drilling, hammering from fall incident from a remote location which improves and ensure the timely medical attention to the victim. Figure 1 shows the flowchart of the algorithm that can be used on a software which is running continuously on the microcontroller.

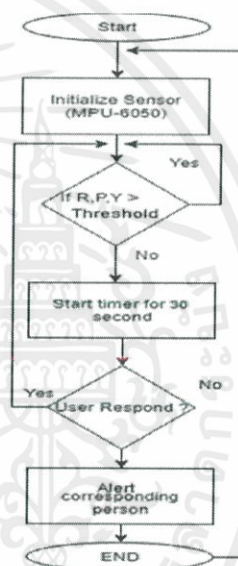


Figure 1: Flowchart of the fall detection program

The system can be implemented by embedding both hardware and software components. Hardware can be placed on the subject in form of a discrete system which can be built on Arduino for testing purpose and later on can be embedded on a wearable gadget. The software is to monitor the pattern of human activities and alarm the corresponding person for help.

#### A. Hardware description

The aim of this system is to develop a flexible and a portable solution which is capable enough to sense and transmit the data in real time and can be easily installed to the subject. The best solution is to fabricate a wearable gadget such as a wrist watch but as the arm of the worker is always in movement, it would be difficult to differentiate between usual work and real fall. Therefore, the initial testing can be done on a discrete system in which sensor is not connected

to any subject body but to an object which is subjected to fall from a height. The hardware is classified into following three parts.

### 1) The sensor module:

The sensor that can be used for achieving the said purpose should contain a gyroscope and accelerometer-based chip and Arduino controller to process the data before transmitting. The best position where the center of gravity of human body lies is the waist area, so in this study, we will consider that the sensor is installed on the waist area and the results are obtained accordingly while performing daily routine activities utilizing MPU-6050 sensor chip. This sensor is based on MEMS and developed by InvenSense which integrated both gyroscope and accelerometer on a single chip which can give six parameters of the movement in space. The main features of this sensor are described as below:

- This sensor helps in reducing the overall system size which is one of the desirable features of the system as the sensor is to be worn by the person.
- The MPU-6050 is a MEMS based chip has less power consumption and can provide longer life span on a single battery.
- The complexity and programming of the sensor becomes easy due to combination of gyroscope and accelerometer on a single chip and open-source libraries.

In order to sense the changes in the signals obtained from motion sensor MPU6050 and to issue a response in return of the sensed parameter so that the physical world objects can be controlled, a microcontroller is required. For this purpose, an Arduino Uno is employed due to its following characteristics:

- It can be easily programmed using open source libraries and compatible with the sensor used in this system.
- Arduino is also available in a wearable package which can make the system size compact.
- Compatible with modern wireless communication protocols required for transmitting data.

Connection diagram of Arduino Uno and MPU6050 sensor is shown in Figure 2 which can be used as a prototype and moved with the object.

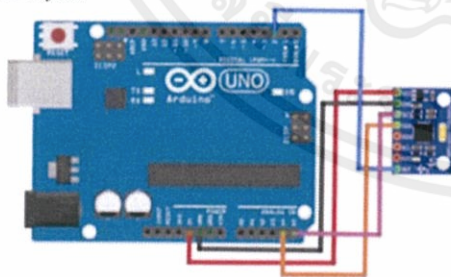


Figure 2: Arduino UNO connection with MPU6050 sensor

### 2) The transmitter module:

We have an option to process the data on the sensor module or transmitting module. Consider that the data is completely processed on Arduino controller, the sensor module only has to transmit the signal of the fall. For this purpose, any wireless communication can be implemented according to the requirement. For industrial purpose we can use RF module due to its long range and low-cost features. Since the proposed system is just a study, so the hardware can be tested using a pair of Xbee for establishing communication between transmitter and receiver. The Xbee uses RF protocol and can easily transmit the signal by configuring them appropriately. This communication can signal the alarm without any delay hence minimizing the effect of injuries due to fall. For practical purposes, a dedicated sensor along with transmitter can be developed for stable and better values.

### 3) The receiver module:

On the receiving side, there should be another Xbee connected to the computer via Arduino serial terminal to record the changes in data. The purpose of this communication is to transfer the values from sensor (placed remotely within range) to the computer system using wireless serial link. The data can be analyzed on the computer system in this method.

### B. Software description

For supporting the hardware to work effectively and to implement the algorithm shown in Fig.1, it is necessary to develop a software which should acquire value from the sensor, interpret it into readable values and generate a signal if they exceed some threshold value i.e. already set after performing different trials on an object falling from the height. The main objective of the program is to differentiate the fall from routine activities of a labour.

To test the working of a prototype, Arduino IDE can be used to program the system which will show real-time values on its serial monitor. For transmission of the data Xbees can be set up using two Xbee S1 modules connected wirelessly using a RF signal and configured with same PAN ID. To make the task easier, two Arduinos can be used along with Xbee in which one acts as a sensor part connected to the subject and other at the user end who is monitoring the data transmitted from the sensor part. Xbees can be configured using XCTU software which is shown in Figure 3.

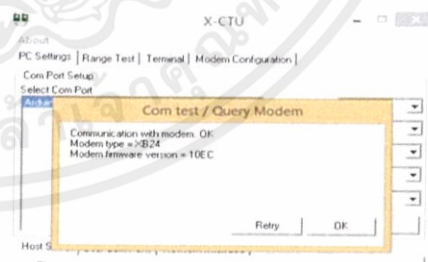


Figure 3: XCTU interface for connecting Xbees

Arduino provides an open source environment and libraries for most of the sensor modules including MPU-6050 is available online. It directly gives the values of roll, pitch and yaw from the sensor in form of RAW data. The programmer just has to compare these values from threshold values and generate a signal if they exceed certain limit. There can be two scenarios for evaluating data, either at sensor side or at receiver side.

The code can be developed in following sequence:

- Reading values from sensor
- Comparing data on sensor side/ transmit data to receiver side
- Evaluate data on transmitter side/ generate signal

Both cases have its own advantages and disadvantages, if the data is processed on the sensor module, then high power is required in a wearable gadget which will increase the size and the weight of the sensor. On the other hands, there would be a delay in transmitting data then processing will also take time which may result in a delay in medical attention. So, it has to be taken in account what is feasible in required case.

#### IV. DATA ANALYSIS

To analyze the data, a parallel data acquisition system is required which can read the data on real time for all the three values and compare simultaneously. A simplified test has been conducted on different objects fallen from different heights and data is evaluated in excel which shows that falling from heights changes the values of yaw, pitch and roll abruptly. The sensor was placed near the center of gravity of the object to determine the fall data correctly. Two of the result from the sensor is shown in Figure 4 and Figure 5 which shows the abrupt change in the data when the object is fallen from different heights. These abrupt changes can alarm a signal to the receiver side for help.

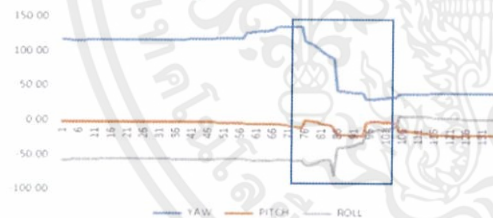


Figure 4: Change in gyroscopic values on falling (Test 1)

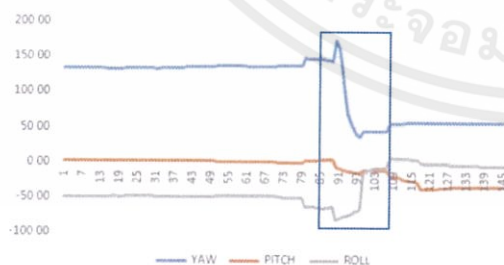


Figure 5: Change in gyroscopic values on falling (Test 2)

The highlighted area in the above figures shows the abrupt change on a single object tested from different heights. To improve the accuracy of the system, we need to test the system on different objects such as human dummies (Mannequin). Also changes in the value can be occur due to usual movement of the labour which needs to be separated from the actual fall. A certain threshold has to be set for detecting the change and differentiation of old and new value.

#### CONCLUSION

This study of designing and development of a fall detection system can be proven to be an innovative solution to reduce the injury and death-rate by giving proper medical attention in case of fall. This system is not only suitable for labour in industrial environment but can be implemented in hospital for patient's bed or can be worn by an elderly person who is prone to fall due to disbalance or slipping on wet surface. The application of this system is unlimited in many fields, for e.g. an important chemical that should always be kept upright or a structure which should not bend to a certain angle. The only challenge is to design a compact and a wearable gadget which should produce an alarm or alert the emergency contact.

#### BIBLIOGRAPHY

- [1] "World Health Organization Global report on fall prevention in older age," [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/en/>. [Accessed 10 March 2018].
- [2] "Occupational Safety and Health Administration stats of industrial fall," [Online]. Available: <https://www.osha.gov/oshstats/commonstats.html>.
- [3] S. JA, "The costs of fatal and non-fatal falls among older adults," *Journal of the international society for child and adolescent injury prevention*, 2006.
- [4] "Patient Safety and Quality: An Evidence-Based Handbook for Nurses," 2008.
- [5] "World Health Organization A Global Report on Falls," [Online]. Available: [www.who.int/ageing/publications/Falls\\_prevention7March](http://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March)
- [6] E. Casilari, "Automatic Fall Detection System Based on the Combined Use of a Smartphone and a Smartwatch," *PLOS Journal*, 2015.
- [7] D. Lim, "Fall-Detection Algorithm Using 3-Axis Acceleration: Combination with Simple Threshold and Hidden Markov Model," *Journal of Applied Mathematics*, 2014.
- [8] T. H. Nguyen, "A SVM Algorithm for Investigation of Tri-Accelerometer Based Falling Data," *American Journal of Signal Processing*, 2016.
- [9] F. Wu, "Development of a Wearable-Sensor-Based Fall Detection System," *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2015.



ภาคผนวก ค

โค้ดที่ใช้ในโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## โค้ดที่ใช้ในการทำงาน

```

#define BLYNK_PRINT Serial
#define BLYNK_DEBUG
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>
#include <ESP8266HTTPClient.h>
#include <ArduinoJson.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <SimpleTimer.h>
#include <TimeLib.h>
#include <WidgetRTC.h>
#include <EEPROM.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include <Wire.h>
#define OLED_RESET 0
Adafruit_SSD1306 display(OLED_RESET);
#define EEPROM_STATE_ADDRESS_1 128
#define EEPROM_STATE_ADDRESS_2 144
#define LINE_TOKEN_1 "Q7o9U891Vf07goekrNV4w37BK7mqBB9tze47ASCPu1T" // LINE Notify
token 1 ส้ม
SimpleTimer timer;
WidgetRTC rtc;
WidgetTerminal terminal(V9);
WidgetMap myMap(V5);
char Date[16];
char Time[16];
char auth[] = "df03b706eed443fe91bea7637a50d12c";
//char pass[] = "06032540";
char ssid[] = "AOYSKUB";
char pass[] = "58010444";
long startsecondswd;
long stopsecondswd;
long nowseconds;
bool isFirstConnect = true;

String displaycurrenttime;
int wifisignal;
int oldstatus;
int timer1,timer2,timer3,timer4,resetbutton;
long
stopdrugtime1,stopdrugtime2,stopdrugtime3,stopdrugtime4,drugtime1,drugtime2,drugtime3
,drugtime4,drugtimeh1,drugtimeh2,drugtimeh3,drugtimeh4,drugtimeh4,drugtimeh4,
drugtimes1,drugtimes2,drugtimes3,drugtimes4;
char schestate = 0;

int check4 = 0;
int check5 = 0;

int led = D6;
int pulsePin = D3;

int button = D7;
int buttonState = 0;

int check = 0;
int P = 0;
const uint8_t scl = 5;
const uint8_t sda = 4;
const uint8_t MPU6050SlaveAddress = 0x68;
// sensitivity scale factor respective to full scale setting provided in datasheet
const uint16_t AccelScaleFactor = 16384;
const uint16_t GyroScaleFactor = 131;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

// MPU6050 few configuration register addresses
const uint8_t MPU6050_REGISTER_SPLRT_DIV = 0x19;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_USER_CTRL = 0x6A;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_PWR_MGMT_1 = 0x6B;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_PWR_MGMT_2 = 0x6C;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_CONFIG = 0x1A;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_GYRO_CONFIG = 0x1B;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_ACCEL_CONFIG = 0x1C;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_FIFO_EN = 0x23;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_INT_ENABLE = 0x38;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_ACCEL_XOUT_H = 0x3B;
const uint8_t MPU6050_REGISTER_SIGNAL_PATH_RESET = 0x68;
int16_t AccelX, AccelY, AccelZ, Temperature, GyroX, GyroY, GyroZ;
double Ax, Ay, Az, T, Gx, Gy, Gz, AM, GM;

void Line_Notify1(String message1) ;
String message1 = "Emergency pushed";
void Line_Notify2(String message2) ;
String message2 = "Fall detected";
void Line_Notify3(String message3) ;
String message3 = "https://www.google.co.th/maps/place/";

const char* Host = "www.googleapis.com";
String thisPage = "/geolocation/v1/geolocate?key=";
String key = "AIzaSyCo7UjuP29KRMqHOxNzKz0hsScmNbri2Ik";

int status = WL_IDLE STATUS;
String jsonString = "{\n";

double latitude = 0.0;
double longitude = 0.0;
double accuracy = 0.0;
int more_text = 1; // set to 1 for more debug output

#define UpperThreshold 600
#define LowerThreshold 547 //ปรับ lowerthreshold ขึ้น ทำให้ตรวจจับมากขึ้น
int AdjustThreshold = 0; // ถ้ากดแรงค่าจะเบาลง
unsigned long count;
unsigned long previouscount = 0;
float period;
int numperiod = 1;
int ptime400 = 0;
int ptime399 = 0;
const unsigned int numReadings = 500;
int value[numReadings];
const unsigned int numBPM = 3;
float BPM[numBPM];
int bpmTime;
int checkBPM, checkinBPM;
int x=0;
int lastx=0;
int lasty=0;
int LastTime=0;
void setup()
{
  pinMode(led, OUTPUT);
  pinMode(pulsePin, OUTPUT);
  pinMode(button, INPUT);
  Serial.begin(115200);
  delay(10);
  display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
  Wire.begin(4, 5);
  MPU6050_Init();
  display.clearDisplay();
  Serial.println("\Starting");
  display.clearDisplay();

```

```

display.setTextSize(1);
display.setTextColor(WHITE);
display.setCursor(0,0);
display.print("Starting...");
display.setCursor(0,9);
display.print("Connecting WiFi");
display.display();
WiFi.begin(ssid, pass);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
{
  delay(500);
  Serial.print(".");
}
Serial.println("");
Serial.println("WiFi connected");
Serial.println("IP address: ");
Serial.println(WiFi.localIP());
Blynk.begin(auth, ssid, pass);
int mytimeout = millis() / 1000;
while(Blynk.connect() == false) // try to connect to server for 10 seconds
{
  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0,0);
  display.print("Connecting to Blynk...");
  display.display();
  if ((millis() / 1000) > mytimeout + 30)
  {
    break;
  }
}
rtc.begin();
timer.setInterval(1000L, activetoday); // check every 10 SECONDS if schedule
should run today
// timer.setInterval(5000L, reconnectBlynk); // check every 20s if still connected
to server
timer.setInterval(10000L, clockvalue); // check value for time
digitalWrite(pulsePin, LOW);
}
void ledOn()
{
  digitalWrite(led,HIGH);
  delay(1000);
  digitalWrite(led,LOW);
}

void calBPM()
{
  digitalWrite(pulsePin,HIGH);
  int j = 0;
  Serial.println("-----***** START *****----- ");
  ptime400 = 0;
  delay(1000);
  display.clearDisplay();
  for (unsigned int i=1; i<numReadings; i++)
  {
    if(checkBPM == 0)
    {
      if(x>120)
      {
        display.clearDisplay();
        x=0;
        lastx=x;
      }
      value[i] = analogRead(A0);
      display.setTextColor(WHITE);

```

```

int y=563-(value[i]); // ทานน้อยค่าสูงขึ้น สบ มากขึ้น
display.drawLine(lastx,lasty,x,y,WHITE);
lasty=y;
lastx=x;
display.display();
x++;
if(i == 1)
{
  value[1] = 600;
}
else
{
  if(value[i] >= (LowerThreshold + AdjustThreshold))
  {
    value[i] = UpperThreshold;
  }
  else
  {
    value[i] = LowerThreshold + AdjustThreshold;
  }
}
if(value[i] > value[i-1])
{
  ptime400++;
  if(ptime400 == 1)
  {
    previouscount = millis();
    //Serial.print("count1111111111 : "); Serial.println(previouscount);
  }
}
if(ptime400 == numperiod + 1) // 2= 1 คาบ 3 = 2 คาบ
{
  count = millis();
  //Serial.print("count2222222222 : "); Serial.println(count);
  period = count - previouscount;
  Serial.print("Period : "); Serial.println(period/(numperiod*1000));
  Serial.print("Frequency : "); Serial.println(1/(period/(numperiod*1000)));
  j++;
  BPM[j] = (60/(period/(numperiod*1000)));
  // https://prueksavedal.blogspot.com/p/blog-page_15.html ค่า BPM ปกติ
  Serial.print("***** BPM ***** : "); Serial.println(BPM[j]);
  Serial.print("***** JJJ ***** : "); Serial.println(j);
  ptime400 = 0;
  i = 1;
  if(BPM[j] >= 200)
  {
    Serial.println("***** NO DETECT *****");
    j=0;
  }
  if(j==3)
  {
    if((abs(BPM[j]-BPM[j-1]) >= 10) || (abs(BPM[j]-BPM[j-2]) >= 10) ||
(abs(BPM[j-1]-BPM[j-2]) >= 10))
    {
      j=0;
    }
    else
    {
      BPM[j+1] = (BPM[j]+BPM[j-1]+BPM[j-2])/3.00;
      Serial.print("BPM1 : "); Serial.print(BPM[j]); Serial.print(" BPM2 : ");
      Serial.print(BPM[j-1]); Serial.print(" BPM3 : "); Serial.println(BPM[j-2]);
      Serial.print("***** BPM ***** ***** BPM ***** *****
BPM ***** : "); Serial.println(int(BPM[j+1]));
      display.clearDisplay();
      display.setTextSize(2);
      display.setTextColor(WHITE);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



```

    }
    P = 0;
  }
  else
  {
    if((nowseconds==0) || ((drugtime1==0) && (stopdrugtime1==0)) || ((drugtime2==0) && (stopdrugtime2==0)) || ((drugtime3==0) && (stopdrugtime3==0)) || ((drugtime4==0) && (stopdrugtime4==0)))
    {
      Serial.println("Wait for drugtime");
    }
    else
    {
      while (WiFi.status() == WL_CONNECTED)
      {
        WiFi.disconnect();
        WiFi.mode(WIFI_OFF);
        WiFi.forceSleepBegin();
        Serial.println("หลังจากได้เวลากินยา แล้วตัดไวไฟ");
      }
    }
    if(((nowseconds>drugtime1) && (nowseconds<stopdrugtime1)) || ((nowseconds>drugtime2) && (nowseconds<stopdrugtime2)) || ((nowseconds>drugtime3) && (nowseconds<stopdrugtime3)) || ((nowseconds>drugtime4) && (nowseconds<stopdrugtime4)))
    {
      Serial.println("EAT!!!!!!!!!!!!EAT");
      for(int count=0;count<=100;count++)
      {
        emergencyquickly();
        digitalWrite(led, HIGH);
        display.clearDisplay();
        display.drawBitmap(30, 0, myBitmap, 64, 32, WHITE);
        display.display();
        Serial.println(count);
        delay(100);
      }
      digitalWrite(led, LOW);
    }
    else
    {
      Serial.println("Stand By");
    }
    if((bpmTime <= minute()) && (minute() <= (bpmTime+1)) && (checkinBPM == 0))
    {
      if(checkBPM == 0)
      {
        Serial.println("START calBPM");
        Serial.println(bpmTime);
        Serial.println(minute());
        delay(1000);
        calBPM();
        Serial.println("STOP calBPM");
        delay(1000);
        displayclockvalue();
      }
      else
      {
      }
    }
    else if((bpmTime <= minute()) && (minute() <= (bpmTime+1)) && (checkinBPM == 1))
    // วัดเสร็จแล้วแต่ยังไม่หมดช่วงเวลาวัด
    {
    }
    else // หมดช่วงเวลาวัด

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    {
      checkinBPM = 0;
    }
    checkBPM = 0;
  }
}
digitalWrite(pulsePin, LOW);
}

void I2C_Write(uint8_t deviceAddress, uint8_t regAddress, uint8_t data){
  Wire.beginTransmission(deviceAddress);
  Wire.write(regAddress);
  Wire.write(data);
  Wire.endTransmission();
}

// read all 14 register
void loop()
{
  //Serial.println("Void loop is running");
  if(WiFi.status() == WL_CONNECTED)
  {
    if (Blynk.connected())
    {
      Blynk.run();
    }
  }
  timer.run();
  falldetection();
  emergency();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้