



รายงานการวิจัย

โครงการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกล (Tele-fetal monitoring) ต้นแบบสำหรับการวิเคราะห์อาการผิดปกติ

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว



รายงานการวิจัย

โครงการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกล (Tele-fetal monitoring) ต้นแบบสำหรับการวิเคราะห์อาการผิดปกติ

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

รองศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อูฑารสกุล

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผู้ร่วมวิจัย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ พญ.ปัทมา ทองดี

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ 2565

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

มีนาคม 2566

กิตติกรรมประกาศ

รายงานการวิจัยเล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากความช่วยเหลือเป็นอย่างดี ทั้งด้าน วิชาการ และด้านการดำเนินงานวิจัยจากรองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ที่ให้คำปรึกษาและแนะแนวทาง อันเป็นประโยชน์ยิ่งต่องานวิจัยให้แก่คณะผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขเอกสารงานวิจัย จนเสร็จสมบูรณ์ ขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ พญ. พรทิพย์ นิ่มขุนทด ที่ให้คำปรึกษาทางด้านเอกสารการวิจัยในมนุษย์ตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย

สุดท้ายนี้คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณผู้เกี่ยวข้องทุกท่าน ที่แนะนำความรู้ด้านต่าง ๆ และให้การสนับสนุนการดำเนินงานเป็นอย่างดีมาโดยตลอด ทำให้คณะผู้วิจัยประสบความสำเร็จในการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกล (Tele-fetal monitoring) ต้นแบบสำหรับการวิเคราะห์อาการผิดปกติ คณะผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่ารายงานการวิจัยเล่มนี้จะเป็นประโยชน์ไม่มากนักน้อยสำหรับผู้่านที่ต้องการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมเพื่อช่วยเหลือคนไข้ให้สามารถเข้าถึงการรักษาได้อย่างทั่วถึงในประเทศไทยต่อไปในอนาคต

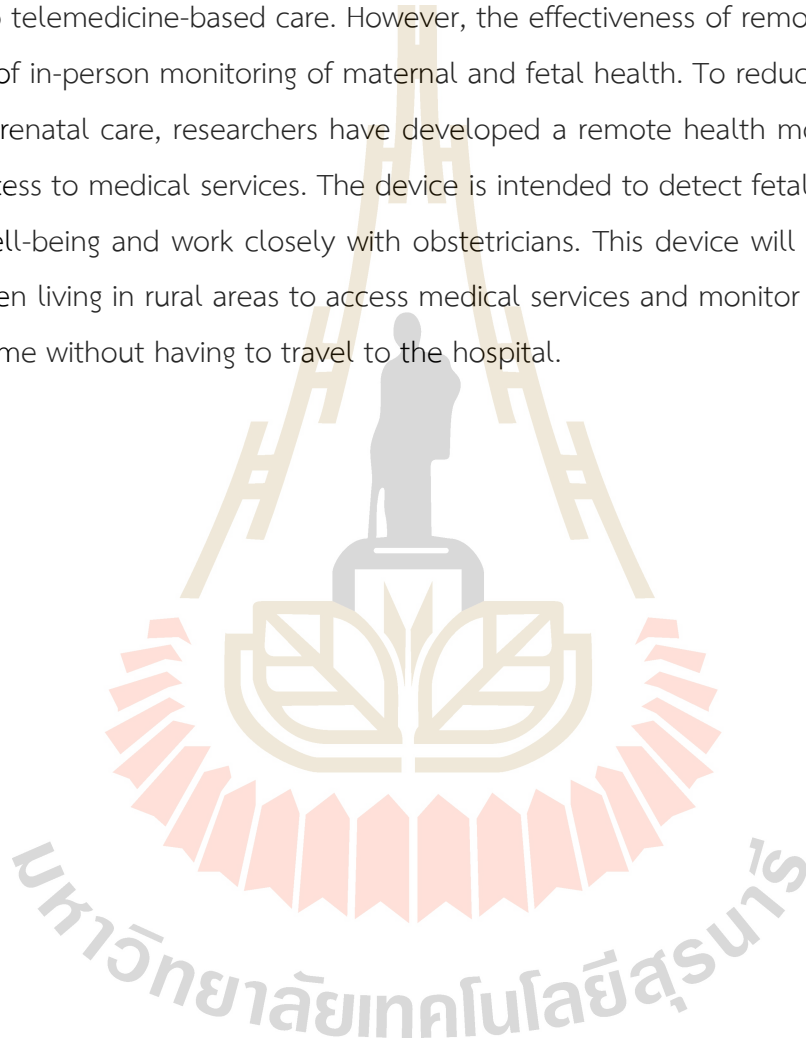
คณะผู้วิจัย

บทคัดย่อภาษาไทย

การระบาดใหญ่ของ COVID-19 มีผลกระทบอย่างมากต่อผู้หญิงตั้งครรภ์เนื่องจากเป็นผู้ที่มีความเสี่ยงที่จะเกิดอาการเจ็บป่วยรุนแรงและเกิดภาวะแทรกซ้อนจากโควิด-19 ได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้โรคระบาดยังทำให้บริการฝากครรภ์ต้องหยุดชะงักซึ่งส่งผลกระทบต่อหญิงตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสูงหรือหญิงตั้งครรภ์ที่อาศัยอยู่ในพื้นที่ชนบทซึ่งเข้าถึงบริการทางการแพทย์ได้อย่างจำกัด เนื่องจากหญิงตั้งครรภ์ทุกคนต้องได้รับการดูแลและติดตามอาการอย่างต่อเนื่องแต่ไม่สามารถเดินทางไปโรงพยาบาลเพื่อตรวจสุขภาพก่อนคลอดได้ตามปกติ โรงพยาบาลจึงจำเป็นต้องแก้ปัญหาเฉพาะหน้าด้วยการเปลี่ยนไปใช้การดูแลแบบโทรศัพท์ติดตามอาการแทน อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพที่ได้ก็น้อยกว่าการตรวจสุขภาพมารดาและทารกในครรภ์โดยตรงตามปกติ ดังนั้นเพื่อลดผลกระทบของ COVID-19 ที่มีต่อการดูแลหญิงตั้งครรภ์ก่อนคลอด คณะผู้วิจัยจึงได้พัฒนาอุปกรณ์ดูแลสุขภาพครรภ์ทางไกลเพื่อเพิ่มการเข้าถึงบริการทางการแพทย์ โดยอุปกรณ์จะมีวัตถุประสงค์ในการตรวจจับการเตะของทารกในครรภ์เพื่อประเมินการมีชีวิตอยู่ของทารกซึ่งทำงานอย่างใกล้ชิดร่วมกับแพทย์สูติรีเวช อุปกรณ์ดังกล่าวจะช่วยให้หญิงตั้งครรภ์ที่อาศัยอยู่ในพื้นที่ชนบทหรือหญิงตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสามารถเข้าถึงบริการทางการแพทย์เพื่อติดตามอาการของการตั้งครรภ์จากที่อยู่อาศัยได้ทันทีโดยไม่ต้องเดินทางมาที่โรงพยาบาล นอกจากนี้ยังส่งผลทำให้การให้บริการด้วยวิธีการดูแลแบบโทรศัพท์ติดตามอาการมีประสิทธิภาพมากขึ้นด้วย เนื่องจากแพทย์สามารถเห็นข้อมูลสุขภาพของทารกในครรภ์ได้ทันทีจากอุปกรณ์

บทคัดย่อภาษาไทย

The COVID-19 pandemic has had a significant impact on pregnant women due to their increased risk of developing severe illness and experiencing complications from COVID-19. Additionally, the pandemic has led to disruptions in prenatal care services, which directly affect high-risk pregnant women and those living in rural areas with limited access to medical care. Since all pregnant women require continuous monitoring and care, they cannot travel to hospitals for routine check-ups as usual. Therefore, hospitals have had to address this issue by switching to telemedicine-based care. However, the effectiveness of remote monitoring is less than that of in-person monitoring of maternal and fetal health. To reduce the impact of COVID-19 on prenatal care, researchers have developed a remote health monitoring device to improve access to medical services. The device is intended to detect fetal movements to assess fetal well-being and work closely with obstetricians. This device will enable high-risk pregnant women living in rural areas to access medical services and monitor their pregnancy status from home without having to travel to the hospital.



สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ.....	ก
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ค
สารบัญ.....	ง-จ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญภาพ.....	ช-ซ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย.....	2
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 กล่าวนำ.....	3
2.2 กล้ามเนื้อและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	3
2.3 ความรู้พื้นฐานเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.4 อุปกรณ์สำหรับใช้วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	9
2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์และระบบคลาวด์.....	11
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	
3.1 กล่าวนำ.....	14
3.2 การดำเนินงานในส่วนของซอร์ฟแวร์.....	14
3.3 การดำเนินงานในส่วนของฮาร์ดแวร์.....	20
บทที่ 4 ผลการวิจัย	
4.1 การทดลองอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	22
4.2 การเปรียบเทียบสัญญาณระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ทางการแพทย์.....	25
4.3 การเปรียบเทียบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอุปกรณ์.....	26
4.4 การทดลองบันทึกและเก็บข้อมูลลงใน Cloud.....	27
4.5 วิเคราะห์และอภิปรายผล.....	28
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	
สรุปผลการวิจัย.....	30
บรรณานุกรม.....	31
ภาคผนวก.....	33

จ
สารบัญ

ประวัติผู้วิจัย.....	หน้า 36
----------------------	------------



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 ความแตกต่างของคลื่นไฟฟ้าระหว่างความถี่และแรงดันไฟฟ้า.....	4
ตารางที่ 4.1 ทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของอุปกรณ์.....	27



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
รูปที่ 2.2 ตำแหน่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
รูปที่ 2.3 ตำแหน่งติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน 12 ลีด.....	8
รูปที่ 2.4 บอร์ด AD8232.....	9
รูปที่ 2.5 อิเล็กโทรดชนิดแผ่น.....	11
รูปที่ 2.6 ESP32.....	11
รูปที่ 2.7 Firebase.....	12
รูปที่ 3.1 ภาพรวมการออกแบบการทดลอง.....	14
รูปที่ 3.2 หน้าแรกของเว็บไซต์ Firebase.....	15
รูปที่ 3.3 เลือกบัญชีเพื่อใช้งาน Firebase.....	15
รูปที่ 3.4 การสร้างหัวข้อโปรเจค.....	15
รูปที่ 3.5 การ Configure Google Analytics.....	16
รูปที่ 3.6 การตั้งค่า Project settings.....	16
รูปที่ 3.7 การแสดงภาพโดยรวมของโปรเจค.....	16
รูปที่ 3.8 การสร้างฐานข้อมูล.....	17
รูปที่ 3.9 การเปิดใช้งาน Realtime database.....	17
รูปที่ 3.10 เลือกบอร์ด ESP32 Dev Module ในการใช้งาน.....	17
รูปที่ 3.11 คำสั่งในการสร้างให้ ESP32 ใช้งานร่วมกับ Firebase.....	18
รูปที่ 3.12 วงจรกรองความถี่.....	20
รูปที่ 3.13 วงจรกรองความถี่ประเภท Low Pass Filter.....	20
รูปที่ 3.14 ภาพรวมของอุปกรณ์ในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
รูปที่ 3.15 อุปกรณ์ภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
รูปที่ 3.16 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งข้อมูลผ่าน Cloud.....	21
รูปที่ 4.1 การเปิดสวิตช์เครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	22
รูปที่ 4.2 หัวเสียบ AUX 3.5mm สำหรับอิเล็กโทรด.....	22
รูปที่ 4.3 การติดแผ่นอิเล็กโทรดเข้ากับตัวผู้ใช้งาน.....	23
รูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	23
รูปที่ 4.5 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1.....	23
รูปที่ 4.6 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1.....	24
รูปที่ 4.7 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2.....	24
รูปที่ 4.8 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2.....	24

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.9 สัญญาณ ECG จากเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	25
รูปที่ 4.10 ลักษณะสัญญาณ ECG ของเอกสารทางการแพทย์.....	25
รูปที่ 4.11 ลักษณะสัญญาณ ECG ที่ถูกต้อง.....	25
รูปที่ 4.12 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	26
รูปที่ 4.13 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	26
รูปที่ 4.14 ลำดับการเก็บข้อมูลเป็นชุด.....	27
รูปที่ 4.15 ข้อมูลภายในข้อมูลแต่ละชุดประกอบด้วย Data และ เวลา.....	28



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

การแพร่ระบาดของเชื้อไวรัสโควิด-19 ทำให้ระบบบริการสาธารณสุขของประเทศไทยได้รับผลกระทบอย่างมากเนื่องจากจำเป็นต้องมีการกำหนดมาตรการรักษาระยะห่างทางสังคม (Social Distancing) ซึ่งเป็นมาตรการที่ใช้ลดการสัมผัสและความใกล้ชิดกันระหว่างบุคคล ดังนั้นโรงพยาบาลต่างๆจำเป็นต้องระงับการเดินทางมาโรงพยาบาลถ้าหากไม่ได้เจ็บรุนแรงถึงขั้นอันตราย ซึ่งมีผลกระทบอย่างมากต่อหญิงตั้งครรภ์ที่ต้องได้รับการดูแลและติดตามอาการอย่างต่อเนื่องโดยเฉพาะหญิงตั้งครรภ์ที่อาศัยอยู่ในพื้นที่ชนบทซึ่งเข้าถึงบริการทางการแพทย์ได้อย่างจำกัด ยกตัวอย่างเช่น จังหวัดนครราชสีมาซึ่งเป็นจังหวัดที่มีพื้นที่มากที่สุดในประเทศไทยโดยมีทั้งหมด 32 อำเภอและมีประชากรมากเป็นอันดับ 2 ของประเทศ โดยมีโรงพยาบาลศูนย์เพียง 1 แห่ง และโรงพยาบาลอำเภอเพียง 32 แห่งที่จะรองรับผู้ป่วยภายในจังหวัดและเนื่องจากเป็นจังหวัดขนาดใหญ่การเดินทางเข้ารับบริการการรักษาจะต้องเดินทางไกลอีกทั้งโรงพยาบาลตำบลจะไม่มีหมอเฉพาะทางด้านสูตินรีเวช ซึ่งจะส่งผลกระทบอย่างมากสำหรับหญิงตั้งครรภ์ที่เป็นกลุ่มติดตามอาการและกลุ่มรับยาเพิ่มที่มีอาการไม่หนักเพราะจะต้องสูญเสียเวลาและรายได้จากการทำงาน รวมไปถึงเงินค่าเดินทางสำหรับการเดินทางไปและกลับจากบ้านไปยังโรงพยาบาลอำเภอหรือโรงพยาบาลศูนย์ ถึงแม้ว่าโรงพยาบาลได้แก้ปัญหาเฉพาะหน้าด้วยการเปลี่ยนไปใช้การดูแลแบบโทรศัพท์ติดตามอาการแทนแต่ประสิทธิภาพที่ได้ก็น้อยกว่าการตรวจสุขภาพมารดาและทารกในครรภ์โดยตรงตามปกติ

ดังนั้นโครงการวิจัยเรื่องนี้จึงต้องการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกล (Tele-fetal monitoring) ต้นแบบสำหรับการวิเคราะห์อาการผิดปกติ โดยการวิจัยนี้มีการบูรณาการข้ามศาสตร์ระหว่างแพทยศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์ ซึ่งประกอบไปด้วยความรู้พื้นฐานทางด้านวิศวกรรมโทรคมนาคมสำหรับการพัฒนาการสื่อสารข้อมูลระยะไกลด้วยระบบการสื่อสารไร้สาย (Wireless Communication) และอินเทอร์เน็ตทุกสรรพสิ่ง (Internet of Things : IoT) และความรู้พื้นฐานทางด้านวิศวกรรมคอมพิวเตอร์สำหรับการพัฒนาระบบเก็บข้อมูล รวมไปถึงการใช้ความรู้พื้นฐานในการวินิจฉัยโรคของแพทย์สูตินรีเวชมาช่วยให้คำปรึกษาสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ให้ตรงตามผู้ใช่มากที่สุด ซึ่งจะเกิดผลกระทบทั้งทางด้านเศรษฐกิจและสังคมแก่หญิงตั้งครรภ์ เนื่องจากบริการโทรเวชกรรมสำหรับดูแลหญิงตั้งครรภ์จะช่วยให้การเข้าถึงบริการสุขภาพทำได้ง่ายและสะดวกขึ้น ลดความเหลื่อมล้ำทางสังคม ลดระยะเวลาการเดินทาง และลดค่าใช้จ่ายในการเดินทางไปโรงพยาบาลจังหวัดหรืออำเภอที่อยู่ห่างไกลซึ่งหญิงตั้งครรภ์จะสามารถเข้ารับบริการที่โรงพยาบาลตำบลใกล้บ้านแทน

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษากระบวนการปัจจุบันของการติดตามสุขภาพครรภ์ที่ใช้อยู่ในโรงพยาบาล
2. เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลที่ตรงกับความต้องการของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
3. เพื่อทดสอบอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลเบื้องต้นก่อนนำไปใช้ทดสอบในกลุ่มหญิงตั้งครรภ์

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

ในการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลจะพัฒนาโดยอ้างอิงจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนเนื่องจากอุปกรณ์ยังไม่ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการวิจัยในมนุษย์ซึ่งจะต้องดำเนินการต่อไปในอนาคต

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย

1. แพทย์สามารถติดตามสุขภาพครรภ์ได้ตลอดเวลาเนื่องจากสามารถเข้าสู่ข้อมูลย้อนหลังที่บันทึกได้จากอุปกรณ์
2. หญิงตั้งครรภ์สามารถติดตามสุขภาพครรภ์ได้โดยใช้อุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์แบบพกพาใช้งานได้ที่บ้านโดยไม่ต้องเดินทางไปโรงพยาบาลบ่อยครั้ง
3. หญิงตั้งครรภ์ที่อาศัยอยู่ในพื้นที่ห่างไกลสามารถเข้าถึงบริการติดตามสุขภาพครรภ์ได้ที่โรงพยาบาลตำบลใกล้บ้าน

บทที่ 2

แนวคิดและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

2.1 กล่าวนำ

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงแนวคิดและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลซึ่งมีส่วนที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจเนื่องจากอุปกรณ์ที่จะใช้งานกับหญิงตั้งครรภ์จำเป็นต้องได้รับการทดสอบเบื้องต้นก่อนนำไปใช้งานจริง ดังนั้นในการพัฒนาอุปกรณ์ดังกล่าวจึงได้อ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจเป็นหลักเนื่องจากเป็นสัญญาณที่มีความชัดเจนซึ่งเหมาะสมสำหรับทดสอบความถูกต้องของสัญญาณที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้น ก่อนที่จะนำอุปกรณ์ไปขอใบรับรองจากคณะกรรมการวิจัยในมนุษย์

2.2 กล้ามเนื้อและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ระบบกล้ามเนื้อเป็นระบบที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยจะอาศัยคุณสมบัติการหดตัวของใยกล้ามเนื้อ ทำให้กระดูกและข้อต่อเกิดการเคลื่อนไหว และมีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน โดยทั่วไปแล้ว กล้ามเนื้อในร่างกายทั้งหมดมีอยู่ประมาณ 792 มัด แบ่งออกเป็น 3 ชนิด

1) กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่เป็นองค์ประกอบของอวัยวะภายใน เช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ เป็นต้น กล้ามเนื้อเรียบอยู่นอกเหนืออำนาจการควบคุมของจิตใจ (Involuntary Muscle) กล่าวคือ ไม่สามารถบังคับให้ทำงานได้ หน้าที่หลักคือควบคุมการทำงานของอวัยวะต่างๆ เช่น การย่อยอาหาร การบีบตัวของมดลูกและกระเพาะปัสสาวะ เป็นต้น

2) กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac Muscle) เป็นกล้ามเนื้อชนิดพิเศษเฉพาะที่หัวใจเท่านั้น อยู่นอกอำนาจการควบคุมของจิตใจ มีหน้าที่ควบคุมการทำงานของหัวใจ

3) กล้ามเนื้อลาย หรือกล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeleton Muscle) กล้ามเนื้อประเภทนี้มีหน้าที่หลักคือทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายเพื่อประกอบกิจวัตรประจำวัน เช่น กล้ามเนื้อแขน กล้ามเนื้อขา เป็นต้น และเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้อำนาจการควบคุมของจิตใจ (Voluntary Muscle) กล่าวคือ สามารถบังคับให้มันทำงานได้ ไม่ว่าจะเป็นการเดิน นั่ง ยืน ล้วนอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้เป็นหลักทั้งสิ้น

ในการทำงานของกล้ามเนื้อนั้น เมื่อสมองสั่งให้ร่างกายเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวและคลายตัว ทำงานประสานเป็นคู่ ๆ พร้อมกัน แต่ตรงข้ามกัน ในขณะที่กล้ามเนื้อมัดหนึ่งหดตัว กล้ามเนื้ออีกมัดหนึ่งจะคลายตัว การทำงานของกล้ามเนื้อในลักษณะนี้ เรียกว่า “Antagonistic muscle” และระบบประสาทกลไกที่ควบคุมการทำงานของ กล้ามเนื้อมี 2 ระบบ คือ

1) ระบบพีระมิดัล (Pyramidal system) ส่วนนี้รับการทำงานจากสมองก่อนและผ่านมายังประสาทกลไก ที่อยู่ตรงไขสันหลังทำให้กล้ามเนื้อส่วนต่างๆ หดตัวแยกตัวออกจากกันได้

2) ระบบเอ็กซ์ตราพีระมิดัล (Extrapyramidal system) ส่วนนี้รับการทำงานจากสมอง และก้านสมอง (Brainstem) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหว

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง ระดับความตึงตัวของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการกระตุ้นอย่างรุนแรง กล้ามเนื้อประกอบไปด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเหมือนเส้นด้ายจำนวนมากหลายล้านเส้น เมื่อเส้นใย

กล้ามเนื้อเกิดการเกร็งจากการกระทำของเซลล์ประสาททางไกล (Motor neuron) ที่ส่งกระแสประสาทไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อนั้น ๆ ไม่ว่าจะเวลาใดก็ตาม กล้ามเนื้อจะถูกกระตุ้นจนกระทั่งเกิดการตอบสนองทั้งหมดหรืออาจจะเพียงบางส่วนของกล้ามเนื้อ รวมเข้าด้วยกันเพื่อทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อทั้งชิ้น

การเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัดในการส่งกระแสไฟฟ้าที่พื้นผิวด้านนอกของผิวหนัง จะสามารถวัดได้ด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เรียกว่า Electromyography (EMG) ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของกิจกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อในขณะที่กล้ามเนื้อเกิดการเกร็ง

การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (Electromyography) เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า สมอง เส้นประสาทและกล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณ เมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรืออีเอ็มจี เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง ซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าสมองแตกต่างกันเฉพาะขนาดของความถี่และ ศักย์ไฟฟ้า ดังตารางที่ 1

คลื่นไฟฟ้า	ย่านแรงดันไฟฟ้า (มิลลิโวลต์)	ย่านความถี่ตอบสนอง (เฮิรตซ์)
EEG	0.001 ถึง 0.10	0.02 ถึง 100
ECG	0.02 ถึง 5.0	0.1 ถึง 30
EMG	0.003 ถึง 5.0	2 ถึง 10,000

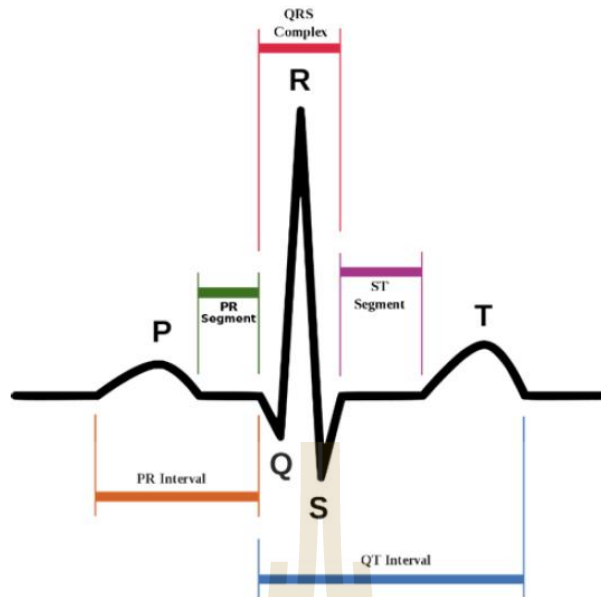
ตารางที่ 2 ความแตกต่างของคลื่นไฟฟ้าระหว่างความถี่และแรงดันไฟฟ้า

ในการ ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้านั้นมักตรวจใน 3 สถานะคือ

- 1) ขณะเคลื่อนไหวเล็กน้อยหรือเกร็ง คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก “Insertional activity”
- 2) ขณะพักคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียกว่า “Spontaneous activity”
- 3) ขณะออกแรงใช้กล้ามเนื้อหรือกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียกว่า “Voluntary activity”

2.3 ความรู้พื้นฐานเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การบีบตัวและคลายตัวของหัวใจจะก่อให้เกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นในปัจจุบันในทางการแพทย์ได้ใช้สัญญาณนี้ในการวิเคราะห์หาความผิดปกติในการทำงานของหัวใจด้วยเครื่องมือที่ เรียกว่าเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrograph) ซึ่งสามารถรับสัญญาณที่มีแรงดันไฟฟ้าต่างจากผิวหนังมนุษย์ได้ การอ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่งต่างๆของร่างกายนั้นได้ผลลัพธ์ที่แตกต่างกัน ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงจำเป็นต้องวิเคราะห์สัญญาณจากหลายตำแหน่งของร่างกายร่วมกัน โดยลักษณะทั่วไปของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Ab. Aziz, et al., 2023, 130)

- ส่วนประกอบคลื่นหัวใจไฟฟ้า

(a) คลื่น (Wave)

(i) คลื่น P (P Wave) เป็นคลื่นที่แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) ที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ซึ่งกระบวนการนี้จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์จากระยะพักตัวของเซลล์ซึ่งจะมีศักย์ไฟฟ้าอยู่ที่คลื่น QRS (QRS Complex) เป็นคลื่นที่แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่ห้องหัวใจห้องล่าง ทั้งสองจะบันทึกได้คลื่น QRS ต่างกันในแต่ละลีด โดยเวลาที่ใช้จะอยู่ประมาณ 0.01 วินาที โดย

- คลื่น Q หมายถึง จุดยอดในด้านลบที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น R หมายถึง จุดยอดในด้านบวกที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น S หมายถึง จุดยอดในด้านลบที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะ

เรียกรวมกันว่าคลื่น QRS

(ii) คลื่น T (T Wave) จะแสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของ หัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะคลายตัวจะมีขนาดแอมพลิจูดของ สัญญาณประมาณ 1/8 ถึง 2/3 ของคลื่น R โดยจะสามารถบันทึกได้เกือบทุกลีด ยกเว้น aVR, aVL และ V1

(iii) คลื่น U (U Wave) จะแสดงถึงช่วงของการรีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจ (Papillary) ที่ยึดลิ้นหัวใจ ซึ่งกระบวนการรีโพลาไรเซชันนั้นเกิดขึ้น เมื่อเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูงทำให้เกิดการรั่วของ K^+ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในค่อยๆ ลดลงอาจมีหรือไม่มีก็ได้ในลีด aVF

(b) ช่วงพัก (Segment)

(i) ระยะเวลา P-R (P-R Segment) ในคนปกติช่วงระยะนี้ควรจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) โดยจะเริ่มวัดจากปลายของคลื่น P ถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS

(ii) ระยะ S-T (S-T Segment) ระยะนี้สามารถบอกได้ถึงสภาวะความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งปกติระยะนี้ควรจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน คลื่นสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระดับ -0.5 มิลลิเมตร ถึง $+2.0$ มิลลิเมตร โดยคลื่นนี้จะวัดตั้งแต่จุดปลายของคลื่น QRS ถึง จุดเริ่มต้นของคลื่น T

(c) ช่วงเวลาคลื่น (Interval)

(i) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) จะแสดงระยะเวลาที่ใช้ในการตีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง โดยจะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS บางครั้งเรียกว่าช่วงเวลา P-Q

(ii) ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) จะเริ่มวัดตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น Q ถึง จุดสิ้นสุดของคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีในสัญญาณ

(iii) ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval) จะแสดงถึงระยะเวลาในการตีโพลาไรเซชันและการรีโพลาไรเซชันในกล้ามเนื้อห้องล่างทั้งหมด ซึ่งจะวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS ถึง จุดสิ้นสุดของคลื่น T โดยช่วงเวลา Q-T

(iv) ช่วงเวลา R-R (R-R Interval) สามารถนำมาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ ห้องล่างได้มีหน่วยเป็นครั้งต่อวินาทีโดยจะวัดจากจุดสูงสุดของคลื่น R ถึงจุดสูงสุดของคลื่น R ลูกถัดไป

- คลื่นไฟฟ้าในคนปกติ

(a) คลื่น RR interval

ระยะเวลาตั้งแต่ R แรกและ R ต่อไปการเต้นของหัวใจช่วงปกติอยู่ที่ 60 ถึง 100 bpm ระยะเวลา 0.6 ถึง 1.2 วินาที

(b) คลื่น P wave

ระหว่างการสลับขั้วของหัวใจปกติห้องบน คลื่นไฟฟ้าหลักจะเริ่มจาก SA node บนขวาที่กระตุ้นไป AV node และกระจายจากหัวใจห้องบนขวาไปยังห้อง บนซ้าย และกลายเป็นคลื่น P wave ในระยะเวลา 80 ms

(c) คลื่น PR interval

วัดจากจุดที่อยู่ระหว่างคลื่น P wave ไปยังคลื่น QRS complex ดังนั้น PR interval จะสะท้อนในช่วงที่แรงกระตุ้นไฟฟ้าใช้ในการเดินทางจากส่วน SA node ผ่าน AVnode เข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสอง ดังนั้น PR interval เป็นการวัดค่าที่ดีของการทำงานของ AV node ในระยะเวลา 120 ถึง 200 ms

(d) คลื่น PR segment

PR segment เป็นคลื่นที่เชื่อมต่อกับคลื่น P เข้ากับ QRS complex มีแรงกระตุ้นวิ่งจาก AV node ไปยัง Bundle of His ต่อไปยัง bundle branches และ จากนั้นก็ไปยัง Purkinje fibers การทำงานไฟฟ้านี้ไม่ได้สร้างแรงบีบโดยตรง แต่จะ เดินทางลงไปที่หัวใจห้องล่างทั้งสอง และแสดงผลออกมาเป็นเส้นแบบ ECG PR interval

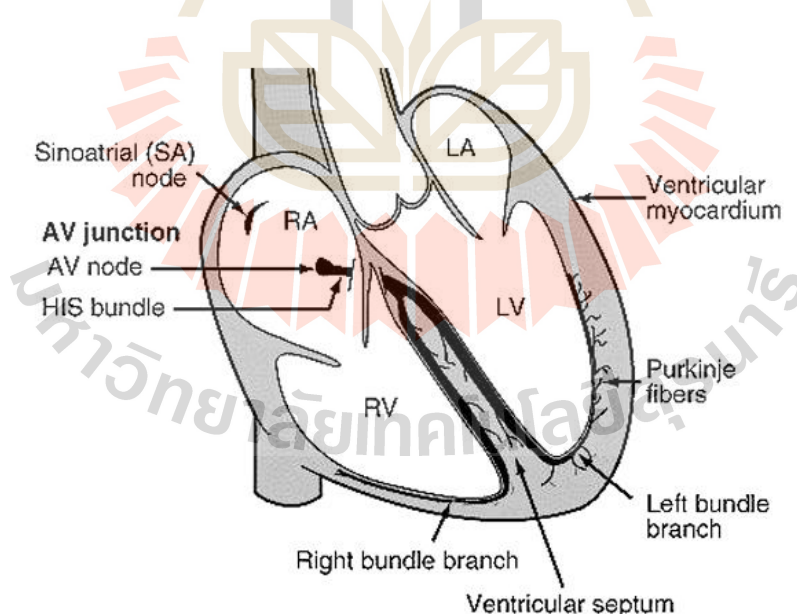
(e) QRS complex

QRS complex สะท้อนการตีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างขวาและ ซ้ายอย่างรวดเร็ว หัวใจห้องล่าง มีกลุ่มกล้ามเนื้ออ่อนใหญ่เมื่อเทียบกับหัวใจห้องบน ดังนั้น QRS complex ปกติจะมีขนาดที่ใหญ่กว่าคลื่น P ในระยะเวลา 80 ถึง 120 ms

- ความสัมพันธ์ระหว่างหัวใจกับคลื่นไฟฟ้า

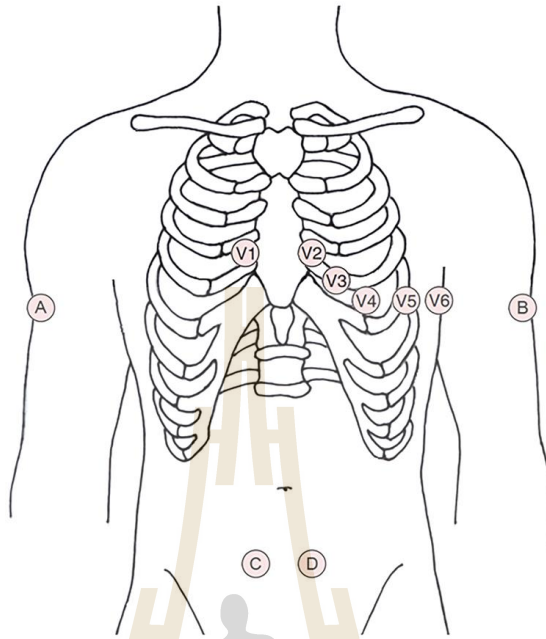
คลื่นไฟฟ้าที่อยู่กับหัวใจนั้นจะถูกปล่อยออกมาเพื่อที่จะส่งไปทั่วร่างกาย ทำให้กล้ามเนื้อของหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายเรา จะเรียกว่าสัญญาณนี้ว่า คลื่นไฟฟ้า หัวใจคลื่นไฟฟ้ามีจุดเริ่มต้นจาก Sinoatrial node (SA node) ไปยัง Atrioventricular node (AV node) แล้วไปที่ His bundle และไปที่ bundle branch แล้วไปที่ Purkinje fibers แล้วไปที่ ventricular myocardium

Sinoatrial node (SA node) คือกลุ่มเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจแบบพิเศษ เป็นส่วนที่ปล่อยกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นหัวใจ ตำแหน่งอยู่บริเวณหลอดเลือดดำกับหัวใจห้องขวา โดยมีหลอดเลือด SA node artery มาเลี้ยงและมีปลายประสาทซิมพาธิติก (Sympathetic) และระบบประสาทอัตโนมัติ อยู่จำนวนมาก Atrioventricular node (AV node) อยู่ในผนังหัวใจห้องขวาเหนือลิ้นหัวใจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จาก AV node ไปยัง SA node ใช้เวลา 0.04 ถึง 0.12 วินาที Bundle of His ต่อมาจาก AV node เข้าในผนังที่กั้นระหว่างโพรงสมองแล้วแยกเป็นสองแขนง คือ ระบบกระแสไฟฟ้าของหัวใจซ้ายและขวา ผ่านมาถึงจุดนี้อย่างรวดเร็วแล้วเข้าสู่ระบบนำไฟฟ้าหัวใจ ทำให้เห็นการทำงานของหัวใจระยะต่างๆ



รูปที่ 2.2 ตำแหน่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Untaja, et al., 2014, 101)

- ทฤษฎีการติดลีดแบบมาตรฐาน



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน 12 ลีด (Khan, 2015, 3)

(a) 12 ลีดมาตรฐาน

(i) วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง 2 จุดของแขนและขา (Bipolar impleads)

Leads 1 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้ายแขนขวา

Leads 2 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้ายแขนขวา

Leads 3 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้ายแขนซ้าย

(ii) วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนและขาเทียบกับขั้วกลางซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ (Unipolar limb leads)

Leads aVR วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนขวา

Leads aVL วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนซ้าย

Leads aVF วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนซ้าย

(iii) วัดแรงดันไฟฟ้าในระนาบแนวนอน (Chest leads)

Lead V1-V6 วัดแรงดันไฟฟ้าที่จุดต่างๆที่ V1-V6 เทียบกับขั้วกลาง

(b) Single leads

(i) วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าชนิด 2 ขั้ว

Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนขวา (-) กับแขนซ้าย (+)

Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนขวา (-) กับขาซ้าย (+)

Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนซ้าย (-) กับขาซ้าย (+)

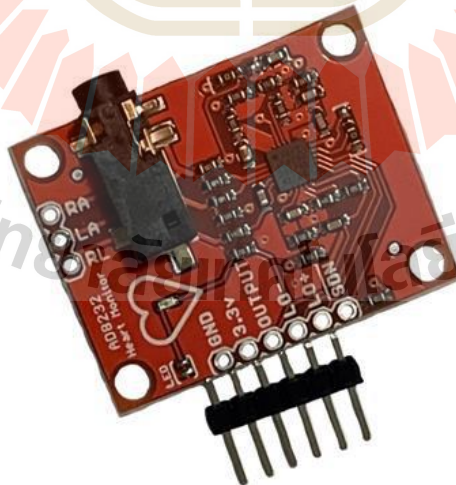
2.4 อุปกรณ์สำหรับใช้วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor เป็นบอร์ดสำหรับใช้วัดกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจกิจกรรมทางไฟฟ้านี้สามารถทำเป็น ECG หรือ Electrocardiogram และมีเอาต์พุตเป็นแบบอนาล็อก ECGs ซึ่งอาจมีสัญญาณรบกวนที่ค่อนข้างมาก โดย AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor มีทำหน้าที่เป็น op amp เพื่อช่วยในของการรับสัญญาณที่ชัดเจนจากช่วง PR และ QT ได้อย่างง่ายดาย

AD8232 เป็นเครื่องปรับอากาศสัญญาณแบบบูรณาการ ซึ่งเหมาะสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ biopotential อื่น ๆ ได้รับการออกแบบมาเพื่อแยกขยายและกรองสัญญาณ biopotential ขนาดเล็กในสถานะที่มีสัญญาณรบกวน เช่น การเคลื่อนที่หรือตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าระยะไกล AD8232 ตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจจะแบ่งเชื่อมต่อกับ IC ออกเป็นเก้าเส้น ซึ่งสามารถต่อสายพินหรือตัวเชื่อมต่ออื่น ๆ ได้ไม่ว่าจะเป็น SDN, LO +, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND โดยให้ขาที่จำเป็นสำหรับการใช้งานจอภาพนี้กับ Arduino หรือ บอร์ดพัฒนาอื่นๆ นอกจากนี้ในบอร์ดนี้ยังมี RA (แขนขวา), LA (แขนซ้าย) และขา RL (ขาขวา) นอกจากนี้ยังมีไฟแสดงสถานะ LED ที่จะเดินตามจังหวะการเต้นของหัวใจ และจำเป็นต้องใช้แผ่นเซนเซอร์ชีวการแพทย์และสายเซนเซอร์ในการเอาสัญญาณทางไฟฟ้าออกมา เพื่อแสดงทางจอภาพ

- คุณสมบัติบอร์ด AD8232

- (a) แรงดันไฟฟ้า 3.3 โวลต์
- (b) เอาต์พุตแบบอนาล็อก
- (c) การตรวจสอบ Leads-Off
- (d) พินสำหรับปิดเครื่อง
- (e) LED แสดงสถานะ
- (f) แจ็คขนาด 3.5 มม. สำหรับการเชื่อมต่อแผ่นชีวการแพทย์ (Electrode)



รูปที่ 2.4 บอร์ด AD8232

- อิเล็กโทรด (Electrode)

อิเล็กโทรดคือตัวเชื่อมการวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกาย ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานส์ดิวเซอร์ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิกเป็นกระแสไฟฟ้า ในการติดสายบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า

- คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

คุณสมบัติกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติ เฉพาะตัวคือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อนำอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนัง จะต้องพิจารณา คุณสมบัติพื้นฐาน ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์และผิวหนังด้วย ซึ่งวิธีการใช้โดยใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออนหาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนัง คือ การวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียมโพแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูท่อนำเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาระบบตาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

- ชนิดของอิเล็กโทรด

ชนิดของอิเล็กโทรดในการรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาที่นิยมมี 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดที่ทำด้วยถ้วยโลหะสุญญากาศ และอิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่จะติดนำถ้วยโลหะมาติดกับผิวหนังโดยการบีบลูกยาง ซึ่งถ้วยโลหะจะติดกับผิวหนัง ส่วนแผ่นอิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโฟมเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้งานได้รวดเร็วและใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและความสะดวกของบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดชนิดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟมจะมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เป็นห่ออิเล็กโทรดตั้งกระดาษที่ปิดอยู่ออกแล้วกดแผ่นอิเล็กโทรดติดลงบนผิวหนังได้ทันที

(a) คุณลักษณะแผ่นอิเล็กโทรด

(i) เนื้อหีบทำจากวัสดุที่มีคุณสมบัติป้องกันการซึมผ่านของของเหลว มีรูพรุนช่วยในการระบายอากาศและความชื้น สามารถติดอยู่ได้นานไม่น้อยกว่า 5 วัน

(ii) เคลือบด้วยเจลกาวยึดนำไฟฟ้าที่ทำให้เกิดอาการแพ้ น้อย (hypoallergenic adhesive) เจลยึดนำไฟฟ้าเป็นชนิดเจลเหนียว สัมผัสเหนียวยึดติดผิวหนังได้ดี จึงยึดนำไฟฟ้าได้ดีแม้มีการดึงรั้งแผ่นเจลคงรูปไม่ไหลเยิ้มและไม่ทิ้งคราบเจลไว้บนผิวหนัง ลดปัญหาการเกิดฟองอากาศ จึงยึดนำไฟฟ้าหัวใจได้คุณภาพ

(iii) ส่วนประกอบของเจล มีปริมาณคลอไรด์ต่ำ ช่วยป้องกันการแพ้ของผิวหนังผู้ป่วย

(iv) ขอบแผ่นออกแบบให้มีแถบยื่นเพื่อป้องกันการลอกออก

(v) กระจุก (Stud and Eyelet) เป็นสแตนเลส และซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Silver/Silver Chloride Eyelet)

(vi) มีเอกสารรับรองคุณภาพตามมาตรฐาน ISO 13485 และ ISO 9001

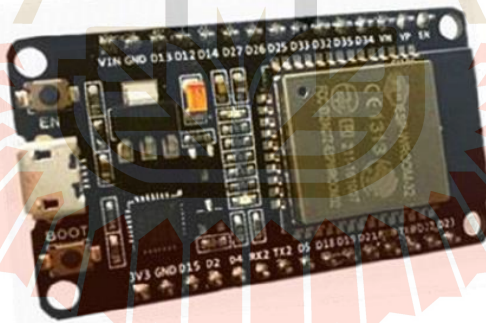


รูปที่ 2.5 อิเล็กโทรดชนิดแผ่น

2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์และระบบคลาวด์

ไมโครคอนโทรลเลอร์คือ อุปกรณ์ที่มีหน่วยประมวลผลและความจำขนาดเล็กภายในตัวเอง สามารถรับ-ส่งข้อมูลได้ทั้งแบบดิจิทัลและอนาล็อกใช้พลังงานน้อยทำให้เป็นที่นิยมในการทำงานในรูปแบบที่เรียกว่า Embedded

บอร์ด ESP32 เป็นชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มาพร้อม WiFi มาตรฐาน 802.11 b/g/n และบลูทูธ เวอร์ชัน 4.2 เป็นรุ่นต่อยอดความสำเร็จของ ESP8266 โดยในรุ่นนี้ได้ออกมาแก้ไขข้อเสียของ ESP8266 ทั้งหมด สามารถเขียนโปรแกรมด้วย Arduino IDE บอร์ด ESP32 มีราคาถูกมากๆ เหมาะแก่ผู้ที่คิดเริ่มต้นศึกษา หรือทดลองใช้งานเกี่ยวกับ Arduino, IoT



รูปที่ 2.6 ESP32

- Arduino IDE

Arduino IDE เป็นโปรแกรมที่แจกฟรีในการใช้งานลักษณะ Open source ซึ่ง Arduino IDE จะทำหน้าที่ติดต่อระหว่างคอมพิวเตอร์ ไม่ว่าจะเป็นระบบ Windows, Mac OS X หรือ Linux กับ บอร์ด Arduino ซึ่งโปรแกรมนี้ออกแบบให้ง่ายต่อการเขียนโค้ดและอัปโหลดโปรแกรมที่เราเขียนเข้าสู่บอร์ด Arduino

Arduino IDE ส่วน IDE ย่อมาจาก (Integrated Development Environment) คือ ส่วนเสริมของระบบการพัฒนา หรือตัวช่วยต่าง ๆ ที่จะคอยช่วยเหลือนักพัฒนาเพื่อเสริมให้เกิดความรวดเร็ว ถูกต้อง แม่นยำ ตรวจสอบระบบที่จัดทำได้ ทำให้การพัฒนางานต่าง ๆ เร็วมากขึ้น

ส่วนในการเขียนโปรแกรมและคอมไพล์ลงบอร์ด โดยขนาดของโปรแกรม Arduino โดยปกติแล้วจะใหญ่กว่าโค้ด AVR ปกติเนื่องจากโค้ด AVR เป็นการเข้าถึงจากรีจิสเตอร์โดยตรง แต่โค้ด Arduino เข้าถึงผ่านฟังก์ชัน เพื่อให้สามารถเขียนโค้ดได้ง่ายมากกว่าการเขียนโค้ดแบบ AVR หรือเวอร์ชันอื่นๆ ของ Arduino

นอกจากบอร์ด Arduino โปรแกรม Arduino IDE ยังสามารถทำหน้าที่ติดต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับบอร์ดอื่นๆ ได้อีกด้วย เช่น บอร์ด ESP32 ,บอร์ด NodeMCU

- การใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

การทำงานของ Arduino IDE มีฟังก์ชันหลักอยู่ 2 ฟังก์ชัน ได้แก่

(a) ฟังก์ชัน setup จะเริ่มทำงานเป็นอันดับแรกเมื่อ Arduino เริ่มทำงาน และคำสั่งที่ถูกเขียนลงไปอยู่ในฟังก์ชันนี้ จะทำงานเพียงครั้งเดียวเท่านั้น

(b) ฟังก์ชัน loop จะเริ่มทำงานทันทีเมื่อฟังก์ชัน setup ทำงานเสร็จ และคำสั่งที่ถูกเขียนลงไปอยู่ในฟังก์ชันนี้ จะทำงานตั้งแต่คำสั่งแรกไปจนถึงคำสั่งสุดท้าย แล้วกลับมาที่คำสั่งแรกไปจนถึงคำสั่งสุดท้าย วนซ้ำแบบนี้ไปเรื่อยๆ ตลอดการทำงานของ Arduino

- Firebase



รูปที่ 2.7 Firebase

Firebase เป็นหนึ่งในผลิตภัณฑ์ของ Google โดย Firebase คือ Platform ที่รวบรวมเครื่องมือต่างๆ สำหรับการจัดการในส่วน Backend หรือ Server side ซึ่งทำให้สามารถ Build Mobile Application ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และยังลดเวลาและค่าใช้จ่ายของการทำ Server side หรือการวิเคราะห์ข้อมูลให้อีกด้วย โดยมีทั้งเครื่องมือที่ฟรีและเครื่องมือที่มีค่าใช้จ่าย

- Firebase มีบริการให้ใช้หลายอย่าง สามารถแบ่งเป็นหมวดหมู่ดังนี้

(a) Build Better Apps

(i) Cloud Firestore – จัดเก็บและซิงค์ข้อมูลระหว่างผู้ใช้และอุปกรณ์ในระดับโลกโดยใช้ฐานข้อมูล NoSQL ที่โฮสต์บนคลาวด์ Cloud Firestore ให้การซิงโครไนซ์แบบสดและการสนับสนุนออฟไลน์พร้อมกับการสืบค้นข้อมูลที่มีประสิทธิภาพ การผสมผสานกับผลิตภัณฑ์ Firebase อื่น ๆ ช่วยให้คุณสามารถสร้างแอปแบบไร้เซิร์ฟเวอร์ได้อย่างแท้จริง

(ii) Authentication – จัดการผู้ใช้ของคุณด้วยวิธีที่ง่ายและปลอดภัย Firebase Auth มีหลายวิธีในการตรวจสอบสิทธิ์รวมถึงอีเมลและรหัสผ่าน ผู้ให้บริการบุคคลที่สามเช่น Google หรือ Facebook และใช้ระบบบัญชีที่คุณมีอยู่โดยตรง สร้างอินเทอร์เฟซของคุณเองหรือใช้ประโยชน์จากโอเพ่นซอร์ส UI ที่ปรับแต่งได้อย่างเต็มที่

(iii) Hosting – ลดความซับซ้อนของเว็บไซต์ของคุณด้วยเครื่องมือที่สร้างขึ้นเฉพาะสำหรับเว็บไซต์สมัยใหม่ เมื่อคุณอัปโหลดเนื้อหาเว็บของเราจะส่งเนื้อหาเหล่านั้นไปยัง CDN ทั่วโลกของเราโดย

อัตโนมัติและมอบใบรับรอง SSL ฟรีเพื่อให้ผู้ใช้ของคุณได้รับประสบการณ์ที่ปลอดภัยเชื่อถือได้และมีเวลาแฝงต่ำไม่ว่าจะอยู่ที่ใดก็ตาม

(iv) Realtime Database – Realtime Database คือฐานข้อมูลดั้งเดิมของ Firebase เป็นโซลูชันที่มีประสิทธิภาพและมีเวลาแฝงต่ำสำหรับแอปบนอุปกรณ์เคลื่อนที่ที่ต้องการสถานะการซิงค์ระหว่างไคลเอนต์แบบเรียลไทม์

(b) Improve app quality

(i) Crashlytics – ลดเวลาในการแก้ไขปัญหาของคุณด้วยการเปลี่ยนข้อขัดข้องจากหิมะถล่มให้เป็นรายการปัญหาที่จัดการได้ รับข้อมูลเชิงลึกที่ชัดเจนและนำไปปฏิบัติได้ว่าปัญหาใดที่ต้องจัดการก่อนโดยเห็นผลกระทบของผู้ใช้ในแดชบอร์ด Crashlytics การแจ้งเตือนแบบเรียลไทม์จะช่วยให้คุณมีความเสถียรมากขึ้นในขณะเดินทาง Crashlytics เป็นตัวรายงานข้อขัดข้องหลักของ Firebase

(ii) Performance Monitoring – วินิจฉัยปัญหาประสิทธิภาพของแอปที่เกิดขึ้นบนอุปกรณ์ของผู้ใช้ ใช้การติดตามเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของบางส่วนของแอปและดูมุมมองสรุปในคอนโซล Firebase อยู่เหนือเวลาเริ่มต้นของแอปและตรวจสอบคำขอ HTTP โดยไม่ต้องเขียนโค้ดใด ๆ

(iii) Test Lab – เรียกใช้การทดสอบอัตโนมัติและกำหนดเองสำหรับแอปของคุณบนอุปกรณ์เสมือนและจริงที่โฮสต์โดย Google ใช้ Firebase Test Lab ตลอดวงจรการพัฒนาของคุณเพื่อค้นหาจุดบกพร่องและความไม่สอดคล้องกันเพื่อให้คุณสามารถนำเสนอประสบการณ์ที่ยืดหยุ่นบนอุปกรณ์หลากหลายประเภท

(c) Grow your business

(i) Google Analytics – วิเคราะห์คุณลักษณะและพฤติกรรมของผู้ใช้ในแดชบอร์ดเดียวเพื่อทำการตัดสินใจอย่างชาญฉลาดเกี่ยวกับแผนงานผลิตภัณฑ์ของคุณ รับข้อมูลเชิงลึกแบบเรียลไทม์จากรายงานหรือส่งออกข้อมูลเหตุการณ์ดิบไปยัง Google BigQuery สำหรับการวิเคราะห์ที่กำหนดเอง

(ii) Remote Config – กำหนดวิธีการแสดงผลแอปของคุณสำหรับผู้ใช้แต่ละคน เปลี่ยนรูปแบบเปิดตัวฟีเจอร์ที่ละน้อยเรียกใช้การทดสอบ A / B ส่งมอบเนื้อหาที่กำหนดเองให้กับผู้ใช้บางรายหรือทำการอัปเดตอื่น ๆ โดยไม่ต้องปรับใช้เวอร์ชันใหม่ทั้งหมดนี้ทำได้จากคอนโซล Firebase ตรวจสอบผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงของคุณและทำการปรับเปลี่ยนในเวลาไม่กี่นาที

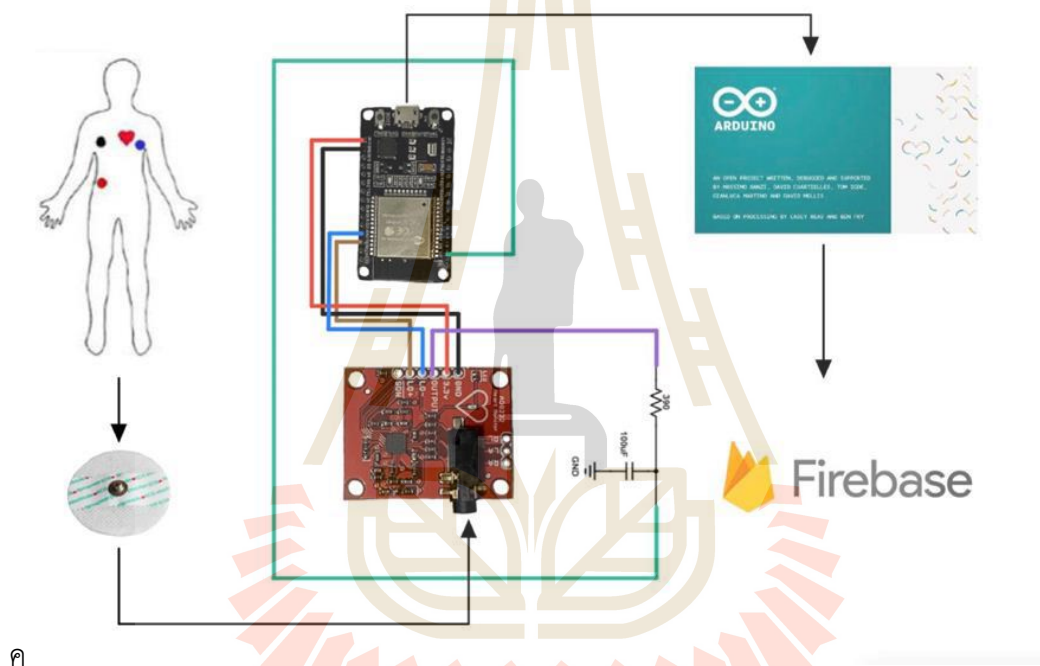
(iii) Cloud Messaging – ส่งข้อความและการแจ้งเตือนไปยังผู้ใช้ข้ามแพลตฟอร์มทั้ง Android, iOS และเว็บได้ฟรี สามารถส่งข้อความไปยังอุปกรณ์เดี่ยวกลุ่มอุปกรณ์หรือหัวข้อเฉพาะหรือกลุ่มผู้ใช้ Firebase Cloud Messaging (FCM) ปรับขนาดเป็นแอปที่ใหญ่ที่สุดโดยส่งข้อความหลายแสนล้านข้อความต่อวัน

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินการวิจัยโดยจะแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน คือส่วนที่เป็นซอฟต์แวร์และส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์ ในส่วนของซอฟต์แวร์นั้นจะเป็นการใช้โปรแกรม Arduino IDE ที่ใช้เขียนคำสั่งในการเก็บค่า ประมวลผล และส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ผ่าน Cloud ไปเก็บที่ Firebase และในส่วนของฮาร์ดแวร์นั้นจะเป็นการสร้างอุปกรณ์ขึ้นมาเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากโมดูล AD8232 โดยใช้เซ็นเซอร์คือ อิเล็กโทรด ซึ่งมีการออกแบบผังการทำงานโดยรวมของการออกแบบเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งข้อมูลผ่าน Cloud ดังนี้



รูปที่ 3.1 ภาพรวมการออกแบบการทดลอง

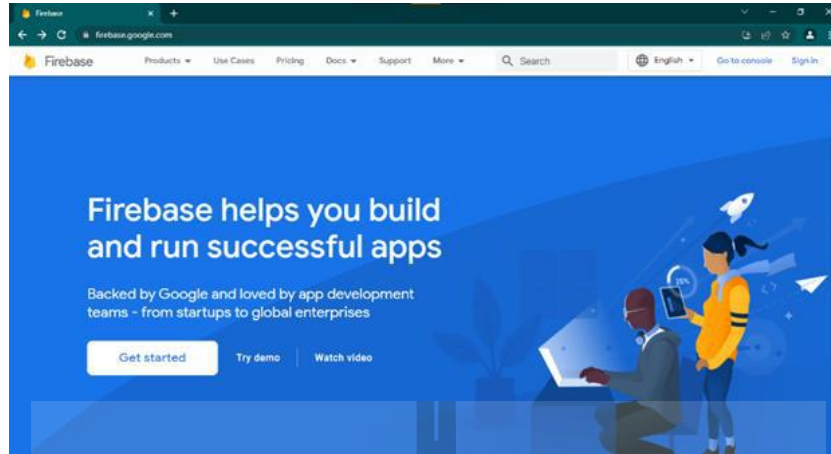
3.2 การดำเนินงานในส่วนซอฟต์แวร์

ใช้โปรแกรม Arduino IDE เป็นโปรแกรมหลักในการเขียนคำสั่งในการเก็บค่าและประมวลผลข้อมูล โดยใช้ภาษา C ในการเขียนโปรแกรมเพื่อสร้าง Firebase ให้ใช้งานร่วมกับ ESP32 ได้

- สร้างหัวข้อโปรเจคบน Firebase

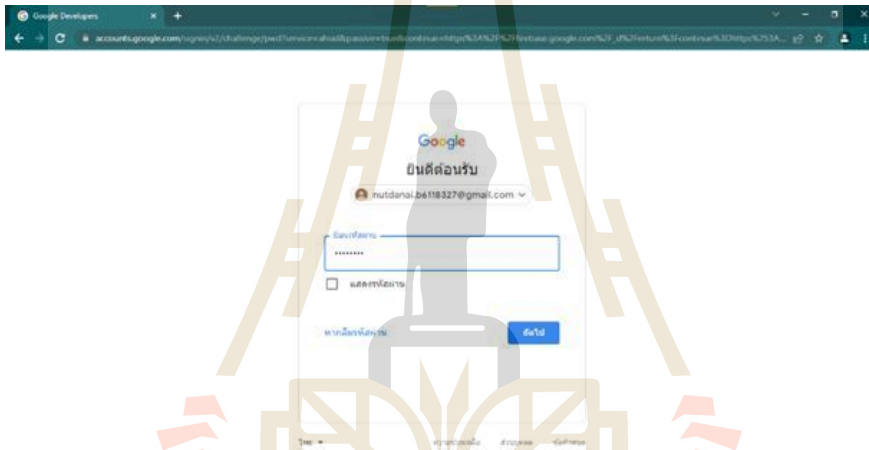
Firebase คือ Platform ที่รวบรวมเครื่องมือต่างๆ สำหรับการจัดการในส่วน Backend หรือ Server side ซึ่งทำให้สามารถ Build Mobile Application ได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีบริการให้ใช้หลายอย่าง ในโครงการนี้ใช้งานบริการส่วนของ Realtime Database คือบริการฐานข้อมูล NoSQL ใช้วิธีการเก็บข้อมูลเป็น JSON Tree ขนาดใหญ่ สามารถ Sync สถานะข้าม Client ได้แบบ Real-time มีขั้นตอนการสร้างโปรเจคดังนี้

(a) สร้าง User ที่ <https://firebase.google.com/> จะได้หน้าแรกของ Firebase ตามรูปที่ 3.2



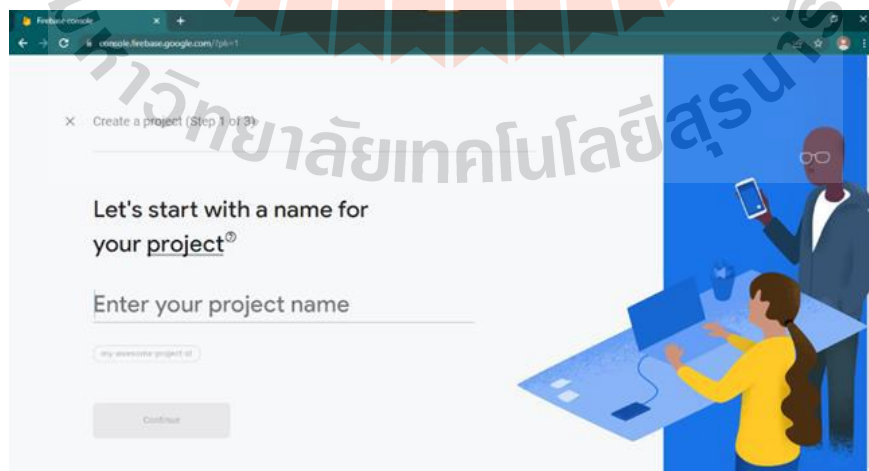
รูปที่ 3.2 หน้าแรกของเว็บไซต์ Firebase

(b) เลือกที่ Get started แล้วเลือกบัญชีในการใช้งาน



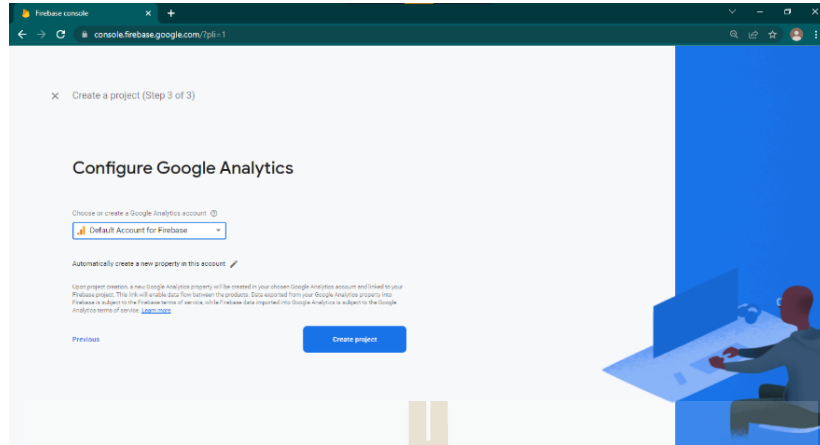
รูปที่ 3.3 เลือกบัญชีเพื่อใช้งาน Firebase

(c) เลือกที่ Create a project เพื่อสร้างหัวข้อโปรเจกขึ้นมา จากนั้นใส่ชื่อโปรเจกตามต้องการ



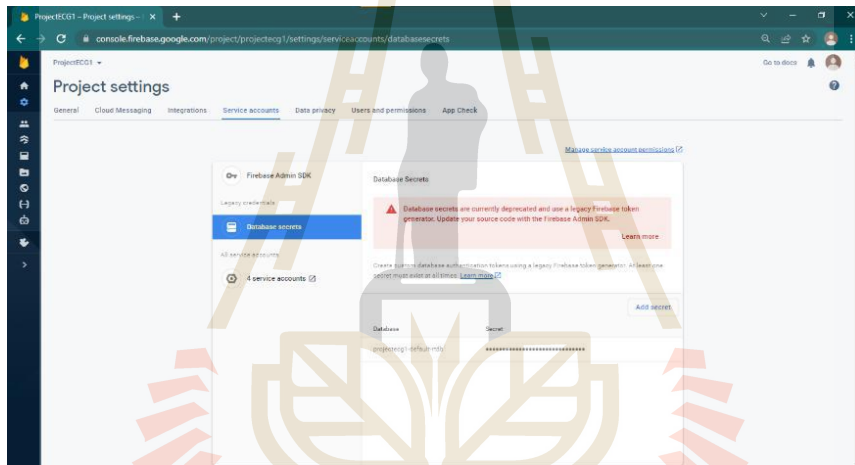
รูปที่ 3.4 การสร้างหัวข้อโปรเจก

(d) Configure Google Analytics เลือก Default Account for Firebase แล้วกด Create project



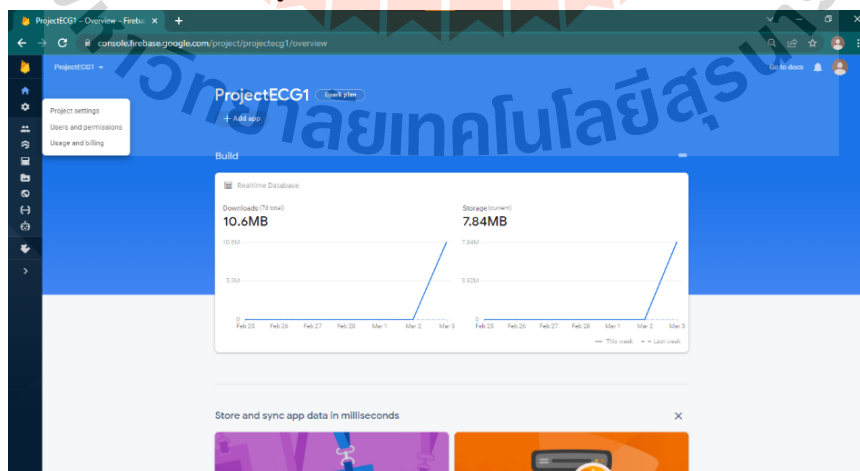
รูปที่ 3.5 การ Configure Google Analytics

(e) เมื่อสร้างโปรเจกต์เสร็จ แล้วไปตั้งค่า Project settings เลือกที่ Service accounts เป็น Database Secrets



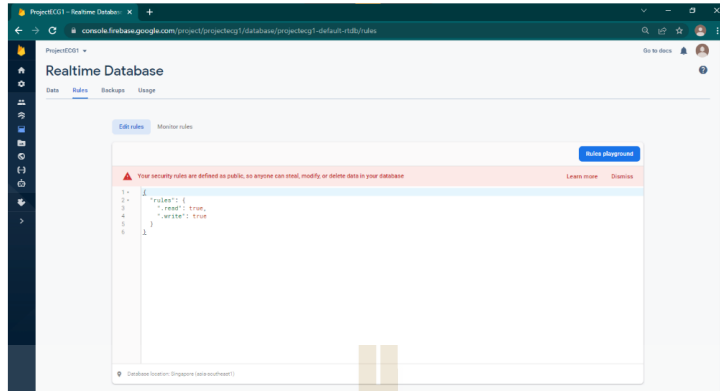
รูปที่ 3.6 การตั้งค่า Project settings

(f) เมื่อสร้างโปรเจกต์และตั้งค่าเสร็จแล้ว รูปที่ 3.7 เป็นการแสดงภาพโดยรวมของโปรเจกต์



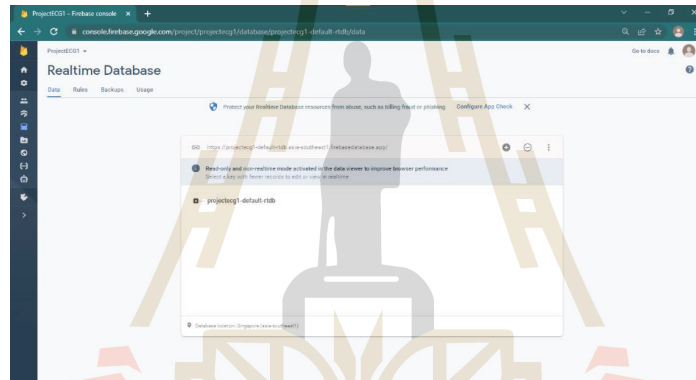
รูปที่ 3.7 การแสดงภาพโดยรวมของโปรเจกต์

(ง) เลือก Realtime Database เพื่อทำการสร้างฐานข้อมูล รูปที่ 3.8 แสดง Rules กดของ Realtime Database



รูปที่ 3.8 การสร้างฐานข้อมูล

(h) เมื่อเปิดใช้งาน Realtime database แล้วจะขึ้นดังรูปที่ 3.9 จะขึ้น URL ที่สามารถนำไปใช้งานในการสร้าง Firebase ให้ใช้งานร่วมกับ ESP32

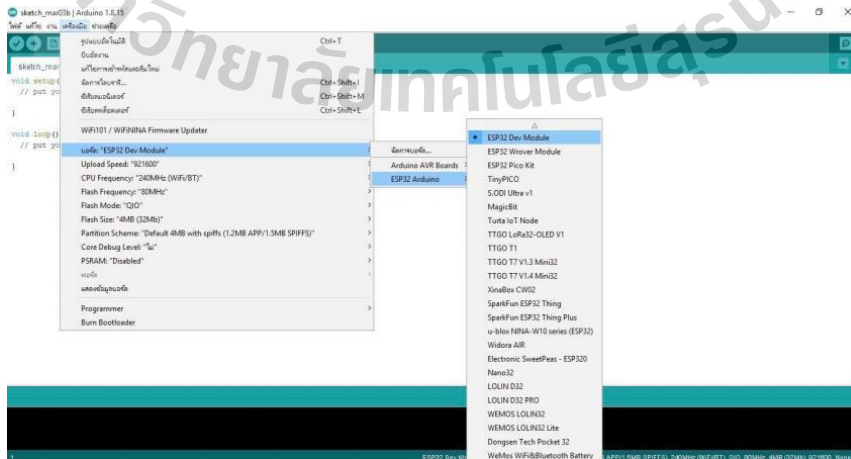


รูปที่ 3.9 การเปิดใช้งาน Realtime database

- วิธีสร้าง Firebase ให้ใช้งานร่วมกับ ESP32

ใช้โปรแกรม Arduino IDE ในการเขียนคำสั่งการทำงาน ซึ่งมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

(a) เลือกบอร์ด ESP32 Dev Module ในการใช้งาน



รูปที่ 3.10 เลือกบอร์ด ESP32 Dev Module ในการใช้งาน

(b) ไปที่ เครื่องมือ > จัดการไลบรารี ให้เพิ่มไลบรารี Arduino JSON และ IOXhop_FirebaseESP32-master

(c) เมื่อลงไลบรารีเสร็จแล้ว จะได้ตัวอย่างคำสั่งในการสร้างให้ ESP32 ใช้งานกับ Firebase และได้ทำการปรับแก้คำสั่งเพื่อให้ใช้งานได้เหมาะสมกับอุปกรณ์ที่ออกแบบ (AD8232) ดังนี้

```

Final | Arduino 1.8.15
File Edit Sketch Tools Help

Final
1 #include <time.h>
2 //include <WiFi.h>
3 #include "FirebaseESP32.h"
4 #include <WiFiManager.h>
5
6 #define FIREBASE_HOST "projectecg1-default-rtdb.asia-southeast1.firebaseio.com" // do not include https:// in FIREBASE_HOST
7 #define FIREBASE_AUTH "oXPy03ron30rID3hUW6FvQfuiZsbrW10jRilg" // database credentials
8 //define WIFI_SSID "TooToei" // WIFI AP name
9 //define WIFI_PASSWORD "toeitoeitoei" // WIFI password
10
11 FirebaseData firebaseData;
12
13 String path = "/measures";
14 String jsonStr;
15
16 FirebaseJson json;
17 FirebaseJsonArray jsonArr;
18
19 uint8_t previous_measure = 0;
20 uint8_t measure = 0;
21
22 char ntp_server1[20] = "pool.ntp.org";
23 int timezone = 7*3600;
24 int dst = 0;
25 int s = 400;
26
27 void setup() {
28
29   Serial.begin(115200);
30   Serial.println("Start : Connecting Wi-Fi");
31   WiFi.mode(WIFI_STA);
32   WiFiManager wm;
33   bool res;
34   res = wm.autoConnect("AutoConnectAP","password");
35   if(!res) {
36     Serial.println("Failed to connect");
37     // ESP.restart();
38   }
39   else {
40     Serial.println("Wi-Fi Connected");
41     delay(3000);
42   }
43
44   configTime(timezone, dst, ntp_server1);
45   Serial.println("Waiting for time");
46   while (time(nullptr) == 0) {
47     Serial.print(".");
48     delay(300);
49   }
50   Firebase.begin(FIREBASE_HOST, FIREBASE_AUTH);
51   Firebase.reconnectWiFi(true);
52   //Set database read timeout to 1 minute (max 15 minutes)
53   Firebase.setReadTimeout(firebaseData, 1000 * 60);
54   //tiny, small, medium, large and unlimited.
55   //Size and its write timeout e.g. tiny (1s), small (10s), medium (30s) and large (60s).
56   Firebase.setWriteSizeLimit(firebaseData, "tiny");
57 }
58
59 void loop() {
60   //Serial.print(0); // To freeze the lower limit
61   //Serial.print(" ");
62   Serial.print(s); // To freeze the upper limit
63   Serial.print(" ");
64   Serial.println("Collecting Data");
65   jsonArr.clear();
66   for (int i = 0; i < 250; i++) {
67     measure = analogRead(A0) >> 4;
68     jsonArr.add(measure);
69     jsonArr.add(NowTime());
70     Serial.println(measure);
71     delay(10);
72   }
73
74   Serial.println("Forming pack of data");
75   json.clear();
76   json.add("data", jsonArr);
77   //json.add("timestamp", NowTime());
78
79   if (Firebase.pushJSON(firebaseData, "/measures/", json)) {
80     Serial.println("PASSED");
81     Serial.println("PATH: " + firebaseData.dataPath());
82     Serial.println("PUSH NAME: ");
83     Serial.println(firebaseData.pushName());
84     Serial.println("ETag: " + firebaseData.ETag());
85     Serial.println("-----");
86     Serial.println();
87   }
88   else {
89     Serial.println("FAILED");
90     Serial.println("REASON: " + firebaseData.errorReason());
91     Serial.println("-----");
92     Serial.println();
93   }
94 }

```

```

98 String NowTime() {
99     time_t now = time(nullptr);
100     struct tm* p_tm=localtime(&now);
101     String timeNow = "";
102     timeNow += String(p_tm->tm_hour);
103     timeNow += ":";
104     timeNow += String(p_tm->tm_min);
105     timeNow += ":";
106     timeNow += String(p_tm->tm_sec);
107     timeNow += " ";
108     timeNow += String(p_tm->tm_mday);
109     timeNow += "-";
110     timeNow += String(p_tm->tm_mon + 1);
111     timeNow += "-";
112     timeNow += String(p_tm->tm_year + 1900);
113     return timeNow;
114 }

```

รูปที่ 3.11 คำสั่งในการสร้างให้ ESP32 ใช้งานร่วมกับ Firebase

3.3 การดำเนินงานในส่วนของฮาร์ดแวร์

การดำเนินการในส่วนของฮาร์ดแวร์เป็นการออกแบบให้ได้ชิ้นงานคือ เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ได้ที่ใช้งานได้ สะดวกและง่ายต่อการใช้งาน

- หาอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด

โดยปกติแล้วนั้นความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจของคนทั่วไปขึ้นอยู่กับอายุโดยทั่วไปแล้วมีสูตรการ
คำนวณดังนี้

$$MHR=220-Age \quad (3.1)$$

จากสมการที่ 3.1 จะได้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดคือ

$$MHR=220-Age$$

$$MHR=220-0$$

$$MHR=220$$

จาก MHR จะได้ความถี่สูงสุดของอัตราการเต้นของหัวใจ คือ

$$F_{MHR} = \frac{220}{60}$$

$$F_{MHR} = 3.67 \text{ Hz}$$

- การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)

(a) การออกแบบวงจร

สมการในการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำคือ

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

(b) การกำหนดพารามิเตอร์

จากค่า $F_{MHR} = 3.67 \text{ Hz}$ ทำให้สามารถหาความถี่ที่ต้องการจะกรองออกไปได้ โดยหาค่า
Frequency Cutoff ขึ้นไป ซึ่งอยู่ที่ 4Hz ดังนั้นจึงสามารถแทนสมการได้ดังนี้

$$4\text{Hz} = \frac{1}{2\pi RC}$$

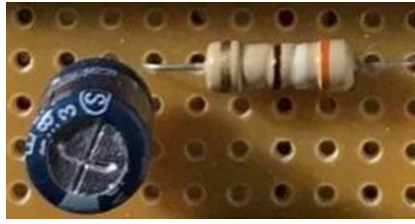
กำหนดให้ R มีค่าเป็น 390 ดังนั้น

$$4\text{Hz} = \frac{1}{2\pi(390)C}$$

$$C = \frac{1}{2\pi(390)4}$$

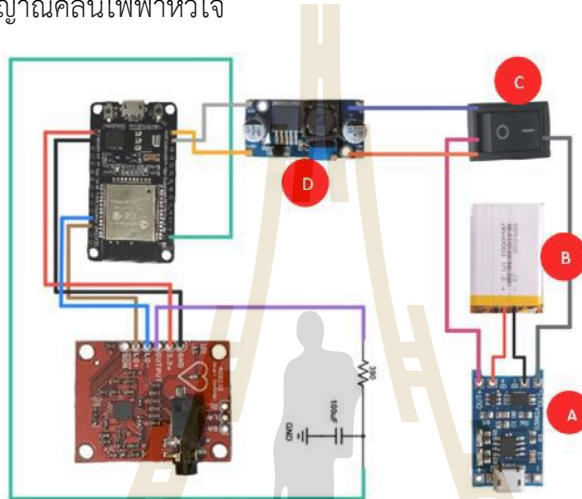
$$C = 102.022 \times 10^{-6}$$

เลือกใช้ $C = 100 \mu\text{F}$ เพราะเป็นค่าที่มีขายตามท้องตลาด



รูปที่ 3.12 วงจรกรองความถี่ประเภท Low Pass Filter

- การสร้างเครื่องตรวจสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



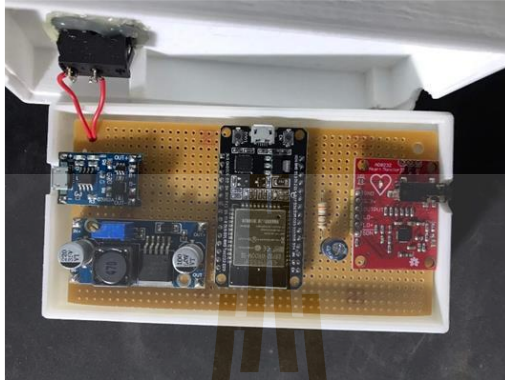
รูปที่ 3.13 ภาพรวมของอุปกรณ์ในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีอุปกรณ์ในการสร้างดังรูปที่ 3.13 ซึ่งมีอุปกรณ์เพิ่มขึ้นมาจากรูปที่ 3.1 ดังนี้

- จากรูปที่ 3.13 ตำแหน่ง A คือ โมดูลแหล่งจ่ายไฟและชาร์จแบตเตอรี่ 3.7V
- จากรูปที่ 3.13 ตำแหน่ง B คือ ถ่านชาร์จ Li-ion 3.7V ความจุ 3000mAh
- จากรูปที่ 3.13 ตำแหน่ง C คือ สวิตช์ไฟเปิด/ปิด
- จากรูปที่ 3.13 ตำแหน่ง D คือ โมดูลแปลงไฟแบบ Step-up

สำหรับการเพิ่มอุปกรณ์ในตำแหน่ง A และ B ขึ้นมานั้น เพราะจากรูปที่ 3.1 เป็นการเขียนคำสั่งจากการโปรแกรม Arduino IDE แล้วอัปโหลดลงบอร์ด ESP32 นั้นเป็นการเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับบอร์ด ESP32 ผ่านสาย Micro USB ซึ่งบอร์ด ESP32 นั้นได้รับแรงดันไฟฟ้าจากคอมพิวเตอร์ผ่านสาย Micro USB 5V ซึ่ง บอร์ด ESP32 สามารถนำแรงดันไฟฟ้าที่ได้รับมาจ่ายให้บอร์ด AD8232 ได้ 3.3V ทำให้บอร์ด AD8232 สามารถทำงานได้ปกติ แต่เมื่ออัปโหลดคำสั่งการทำงานต่างลงบอร์ด ESP32 แล้ว นำมาประกอบเป็นเครื่องตรวจสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าใหม่ จึงนำถ่านชาร์จ Li-ion มาเป็นแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับบอร์ด ESP32 3.7V และเพิ่มโมดูลแหล่งจ่ายไฟและชาร์จแบตเตอรี่มาเพื่อชาร์จถ่านชาร์จ Li-ion ให้สามารถใช้งานซ้ำได้

สำหรับการเพิ่มอุปกรณ์ในตำแหน่ง C ขึ้นมานั้น เพื่อเป็นการกำหนดให้สามารถเปิด-ปิดการจ่ายแรงดันไฟฟ้าได้ สามารถปิดเมื่อไม่ได้ใช้งานได้ เพื่อเป็นการประหยัดไฟฟ้าและสำหรับการเพิ่มอุปกรณ์ในตำแหน่ง D ขึ้นมานั้น เพื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าให้กับบอร์ด ESP32 ให้สามารถจ่ายแรงดันไฟฟ้า 3.3V ให้กับ AD8232 ได้อย่างเพียงพอและยังสามารถเลี้ยงตัวบอร์ด ESP32 ของตัวเองได้ให้ใช้งานได้



รูปที่ 3.14 อุปกรณ์ภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.15 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งข้อมูลผ่าน Cloud

บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 การทดลองอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

- การทดลองการวัดสัญญาณ ECG
- การทดลองเปรียบเทียบลักษณะกราฟที่ได้จากอุปกรณ์กับเครื่องมือแพทย์
- การทดลองเปรียบเทียบกราฟหาค่าประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- การทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของอุปกรณ์
- การทดลองบันทึกและเก็บข้อมูลลงใน Cloud
- การทดลองหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กโทรด

- ขั้นตอนการวัดสัญญาณ ECG

(a) เปิดสวิตช์เครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น On ดังรูปที่ 4.1



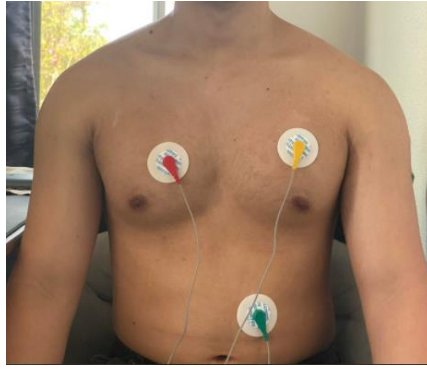
รูปที่ 4.1 การเปิดสวิตช์เครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(b) ต่อหัวเสียบ AUX 3.5 mm สำหรับอิเล็กโทรดเข้ากับเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 หัวเสียบ AUX 3.5mm สำหรับอิเล็กโทรด

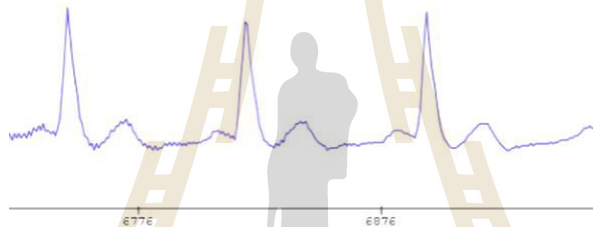
(c) ติดแผ่นอิเล็กโทรดเข้ากับตัวผู้ใช้งาน ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 การติดแผ่นอิเล็กโทรดเข้ากับตัวผู้ใช้งาน

(d) เปิดโปรแกรม Arduino IDE เลือก Tools จากนั้นเลือก Serial Plotter และเลือก baud ที่ 115200 baud

(e) สัญญาณที่ได้จากเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

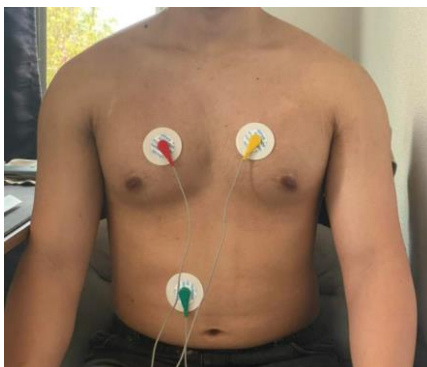
- การทดลองหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กโทรด

การทดลองการหาตำแหน่งการแปะอิเล็กโทรด เพื่อหาตำแหน่งที่ติดแผ่นอิเล็กโทรดเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วสัญญาณออกมาสมบูรณ์ที่สุด และมีสัญญาณรบกวนน้อยที่สุด โดยแสดง กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน Serial Port ในโปรแกรม Arduino

- การหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กโทรด

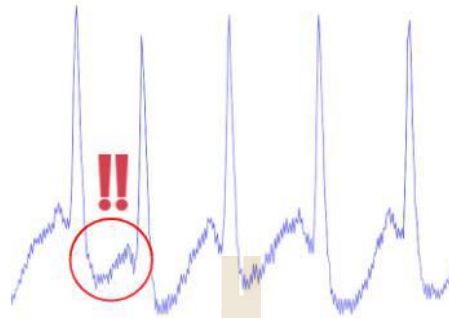
การทดลองนี้เป็นการหาตำแหน่งที่แปะแผ่นอิเล็กโทรดแล้วได้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีที่สุดโดยจะทดลองดังนี้

(a) ตำแหน่งที่ 1



รูปที่ 4.5 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1

จากรูปที่ 4.5 ติดลีด L (สีเหลือง) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ลีด R (สีแดง) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลางหน้าอกข้างละ 5 cm. และ ลีด F (สีเขียว) ด้านล่างอยู่เหนือสะดือไปทางด้านขวา ได้รูปคลื่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1

จากรูปที่ 4.6 พบว่า คลื่นส่วน S และ T มีความผิดปกติจากมาตรฐานมากและคลื่นมีสัญญาณรบกวนมาก

(b) ตำแหน่งที่ 2



รูปที่ 4.7 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2

จากรูปที่ 4.7 ติดลีด L (สีเหลือง) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลางหน้าอก 10cm. ลีด R (สีแดง) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลางหน้าอก 5 cm. และ ลีด F (สีเขียว) ด้านล่างอยู่เหนือสะดือไปทางด้านซ้าย ได้รูปคลื่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.8

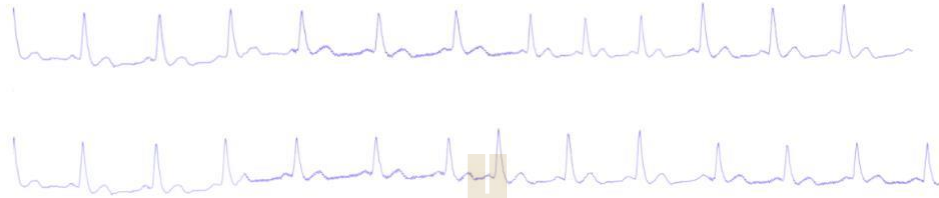


รูปที่ 4.8 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2

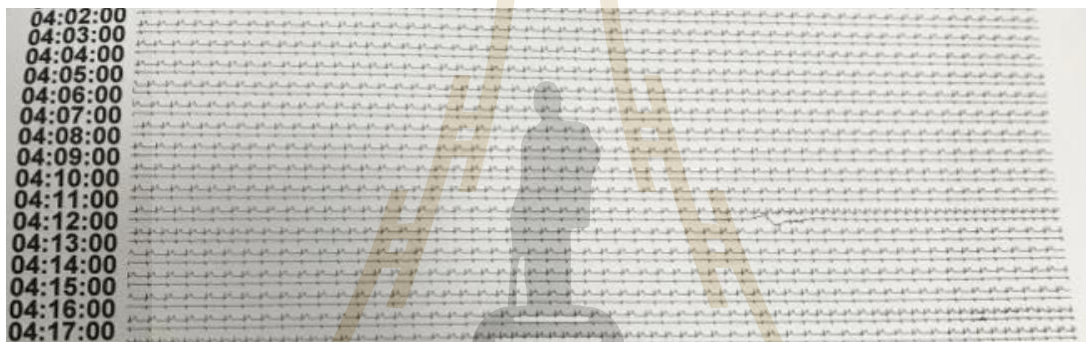
จากรูปที่ 4.8 พบว่ารูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะที่สมบูรณ์แต่ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้างเล็กน้อย และใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานมากที่สุดจึงใช้ตำแหน่งนี้ในการทดลอง อื่นๆต่อไป

4.2 การเปรียบเทียบสัญญาณระหว่างอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ทางการแพทย์

ในการทดสอบจะใช้การติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ 2 จากการทดลองรูปที่ 4.7 และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเอกสารทางการแพทย์ และรูปสัญญาณ ECG ตามมาตรฐานที่ถูกต้อง เพื่อเปรียบเทียบลักษณะของสัญญาณที่ได้จากเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์ทางการแพทย์



รูปที่ 4.9 สัญญาณ ECG จากเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



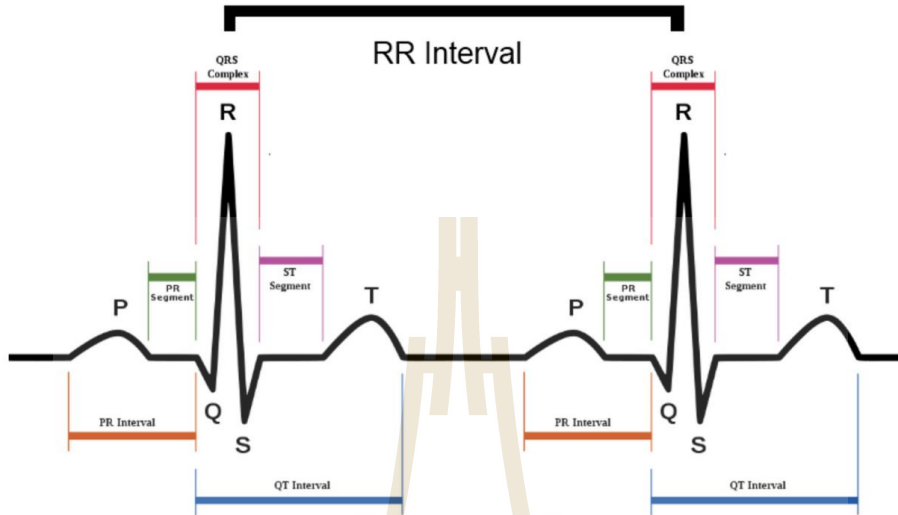
รูปที่ 4.10 ลักษณะสัญญาณ ECG ของเอกสารทางการแพทย์



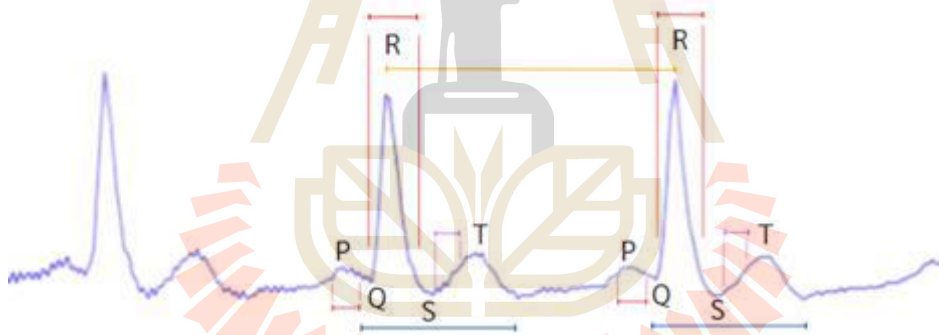
รูปที่ 4.11 ลักษณะสัญญาณ ECG ที่ถูกต้อง

4.3 การเปรียบเทียบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอุปกรณ์

การเปรียบเทียบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเปรียบเทียบถึงส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อ้างอิงจากรูปที่ 4.12 ในการหาองค์ประกอบที่สำคัญของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งผลการตรวจของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ผลดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.12 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Ab. Aziz, et al., 2023, 130)



รูปที่ 4.13 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พัฒนาขึ้นเอง

ในการทดสอบเปรียบเทียบองค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีองค์ประกอบของ R wave : atrial depolarization, QRS complex : ventricular depolarization, T wave : ventricular repolarization จากรูปที่ 4.13 ซึ่ง PR และ QRS มีลักษณะที่ใกล้เคียงตามมาตรฐาน - การทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

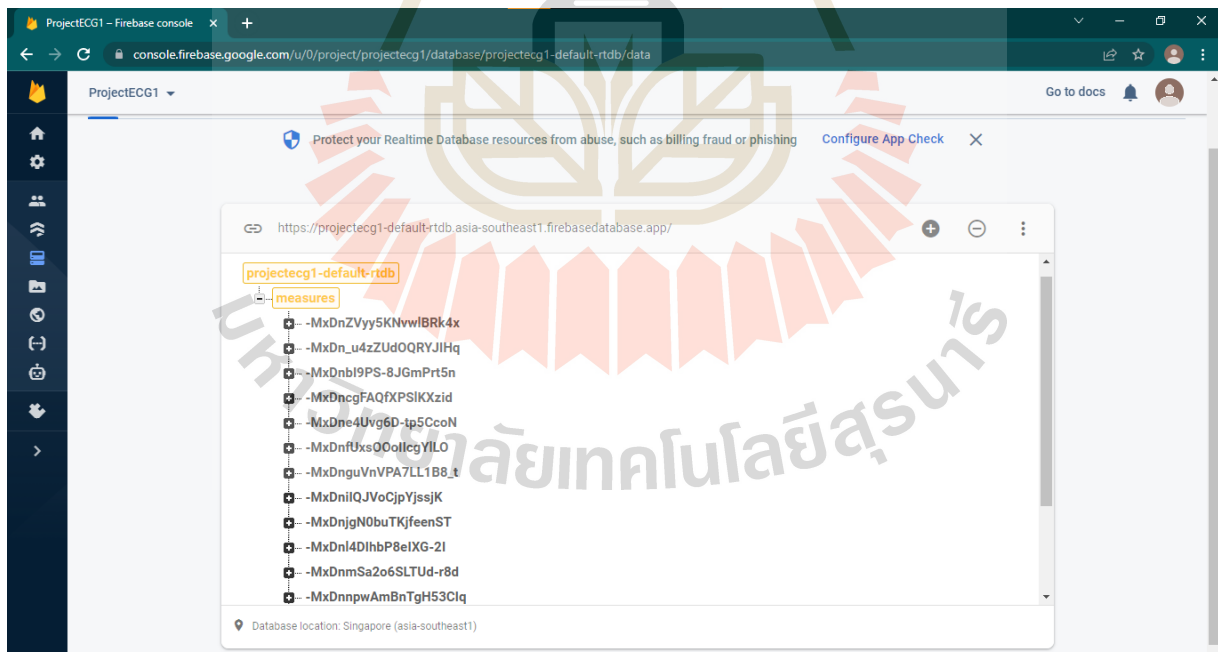
ในการทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของอุปกรณ์ ซึ่งได้ทำการวัดค่าแรงดันไฟฟ้า (V) ของอุปกรณ์ โดยใช้เครื่อง Multimeter เก็บผลการทดลองเป็นเวลาทุกๆ 1 ชั่วโมง เริ่มตั้งแต่เวลา 17.00 - 02.00 น. รวมทั้งหมด 10 ครั้ง โดยผลการทดลองที่ได้ คือ อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ประมาณ 8-9 ชั่วโมง จากตารางที่ 4.1 ครั้งที่ 9 อุปกรณ์สามารถทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพ (50-60%) และครั้งที่ 10 อุปกรณ์ไม่สามารถใช้งานได้ (0%) เนื่องจากพลังงานไม่เพียงพอ

ครั้งที่	เวลาที่ทดลอง	แรงดันไฟฟ้า (V)
1	17.00 น.	4.10
2	18.00 น.	3.82
3	19.00 น.	3.75
4	20.00 น.	3.70
5	21.00 น.	3.65
6	22.00 น.	3.57
7	23.00 น.	3.47
8	00.00 น.	3.34
9	01.00 น.	3.19
10	02.00 น.	2.95

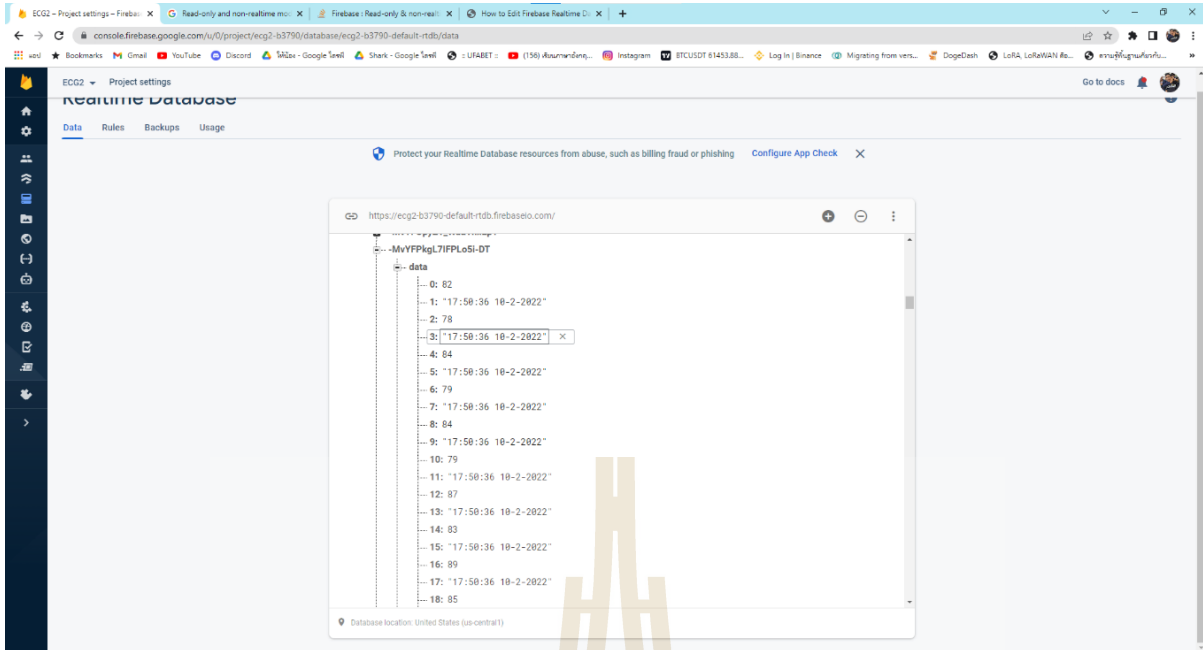
ตารางที่ 4.1 ทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของอุปกรณ์

4.4 การทดลองบันทึกและเก็บข้อมูลลงใน Cloud

จากการทดลอง 4.2 การบันทึกและเก็บข้อมูลลงใน Cloud ผ่าน Website Firebase แบบ Real-Time Database ซึ่งการเก็บและบันทึกข้อมูลที่ได้รับจาก ESP32 โดยที่จะทำการเก็บและบันทึกผลแบ่งเป็นชุดๆ ดังรูปที่ 4.14 ในแต่ละชุดข้อมูล ซึ่งภายในแต่ละชุดข้อมูลจะบอกข้อมูลที่รับมา และวันที่กับเวลาแบบ Real-Time ดังรูปที่ 4.15 โดยผลการทดลองที่ได้ คือ การเก็บและบันทึกข้อมูลมีความถูกต้องแม่นยำ และข้อมูลไม่เสียหาย



รูปที่ 4.14 ลำดับการเก็บข้อมูลเป็นชุด



รูปที่ 4.15 ข้อมูลภายในข้อมูลแต่ละชุดประกอบด้วย Data และ เวลา

4.5 วิเคราะห์และอภิปรายผล

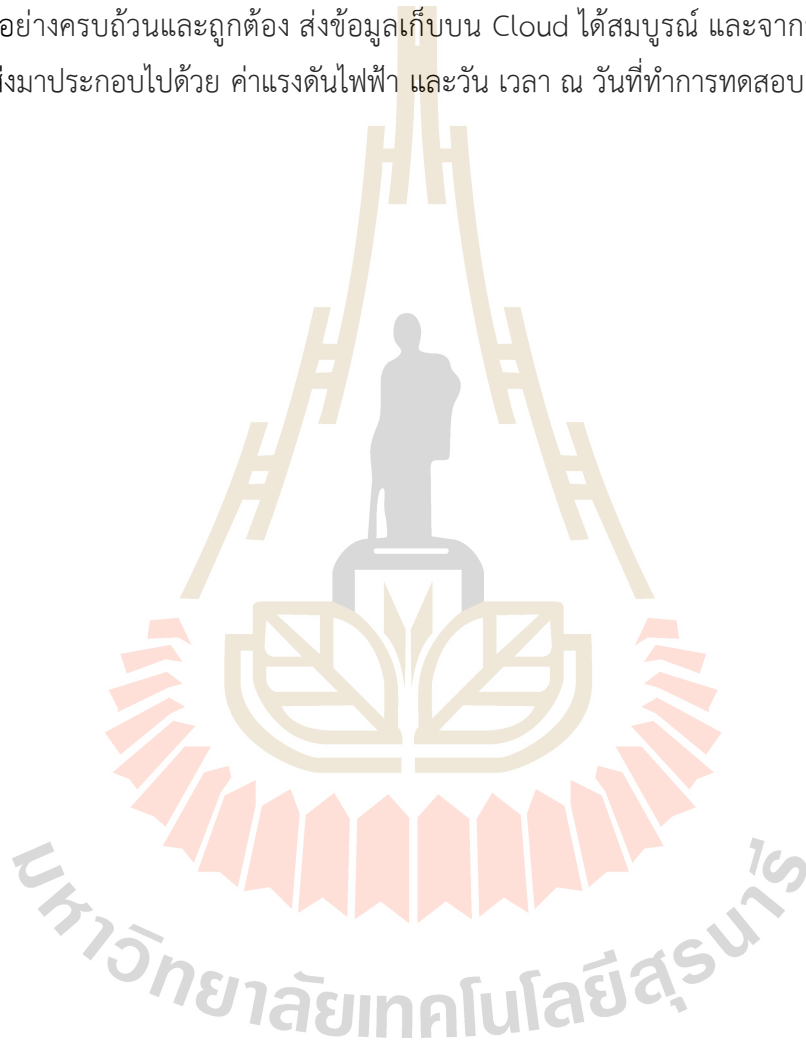
ในการศึกษาและทดลองการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกต้องผู้ถูกติดอิเล็กโทรดและผู้ติดอิเล็กโทรดจะต้องติดแผ่นอิเล็กโทรดให้ถูกต้องตามตำแหน่งเพื่อให้ได้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีประสิทธิภาพ จากการทดลองการหาตำแหน่งติดอิเล็กโทรด ในตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 2 พบว่าการติดแผ่นอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1 มีผลทำให้รูปสัญญาณเกิดลักษณะที่ไม่ปกติเนื่องจากสัญญาณในส่วน S-T Segment มีความผิดปกติไปจากมาตรฐานมาก และมีคลื่นสัญญาณรบกวน (Noise) มาก ซึ่งทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการวินิจฉัยของแพทย์ได้ และในการติดแผ่นอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2 พบว่ารูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะที่ใกล้เคียงกับลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน สามารถวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ และมีสัญญาณรบกวน (Noise) เล็กน้อยกว่าการติดแผ่นอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ 1 ดังนั้นจึงเลือกใช้การติดแผ่นอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ 2 ในการทดลองอื่นๆ ต่อไป

จากการทดลองเปรียบเทียบลักษณะกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเครื่องมือแพทย์ ณ ช่วงเวลาหนึ่ง ซึ่งจากการสังเกตเปรียบเทียบจากรูปที่ 4.9 และ รูปที่ 4.11 พบว่ามีลักษณะของสัญญาณโดยรวมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใกล้เคียงกัน สามารถที่จะนำรูปสัญญาณไปวิเคราะห์ในกระบวนการต่อไปได้

ในการทดลองการเปรียบเทียบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์ทางการแพทย์ โดยหลังจากการทดลองเปรียบเทียบลักษณะกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเครื่องมือแพทย์ ณ ช่วงเวลาหนึ่ง ได้นำลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากรูปที่ 4.9 มาวิเคราะห์และเปรียบเทียบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่าคลื่นที่ได้จากเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสามารถวิเคราะห์ได้อย่างชัดเจนและมีองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ P wave, QRS complex, T wave ครบถ้วนตามองค์ประกอบมาตรฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากการทดลองหาระยะเวลาที่สามารถใช้งานได้ของเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่าการวัดค่าแรงดันไฟฟ้า(V) ของอุปกรณ์โดยใช้เครื่อง Multimeter เก็บผลทุกๆ 1 ชั่วโมง โดยผลการทดลองเป็นจำนวนทั้งหมด 10 ครั้ง รวม 10 ชั่วโมง ที่ช่วงการทดลองแรกเริ่มอุปกรณ์มีแรงดัน 4.10V พบว่าผลการทดลองในครั้งถัดๆไปแรงดันไฟฟ้า (V) มีการลดลงดังตารางที่ 4.1 ซึ่งมีอัตราการลดลงของแรงไฟฟ้าเฉลี่ยอยู่ที่ 0.13V ต่อชั่วโมง ในการเก็บผลครั้งที่ 9 อุปกรณ์สามารถทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพอาจทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความผิดปกติ ไม่สามารถวิเคราะห์สัญญาณได้ และในครั้งที่ 10 อุปกรณ์ไม่สามารถทำงานได้เนื่องจากแรงดันไฟฟ้าไม่เพียงพอต่อทำงานของอุปกรณ์

จากการทดสอบการบันทึกและเก็บข้อมูลลงใน Cloud จากรูปที่ 4.14 ข้อมูลที่บันทึกมีการเรียงลำดับการส่งของข้อมูลอย่างครบถ้วนและถูกต้อง ส่งข้อมูลเก็บบน Cloud ได้สมบูรณ์ และจากรูปที่ 4.15 ภายในข้อมูลแต่ละชุดที่ส่งมาประกอบไปด้วย ค่าแรงดันไฟฟ้า และวัน เวลา ณ วันที่ทำการทดสอบ



บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

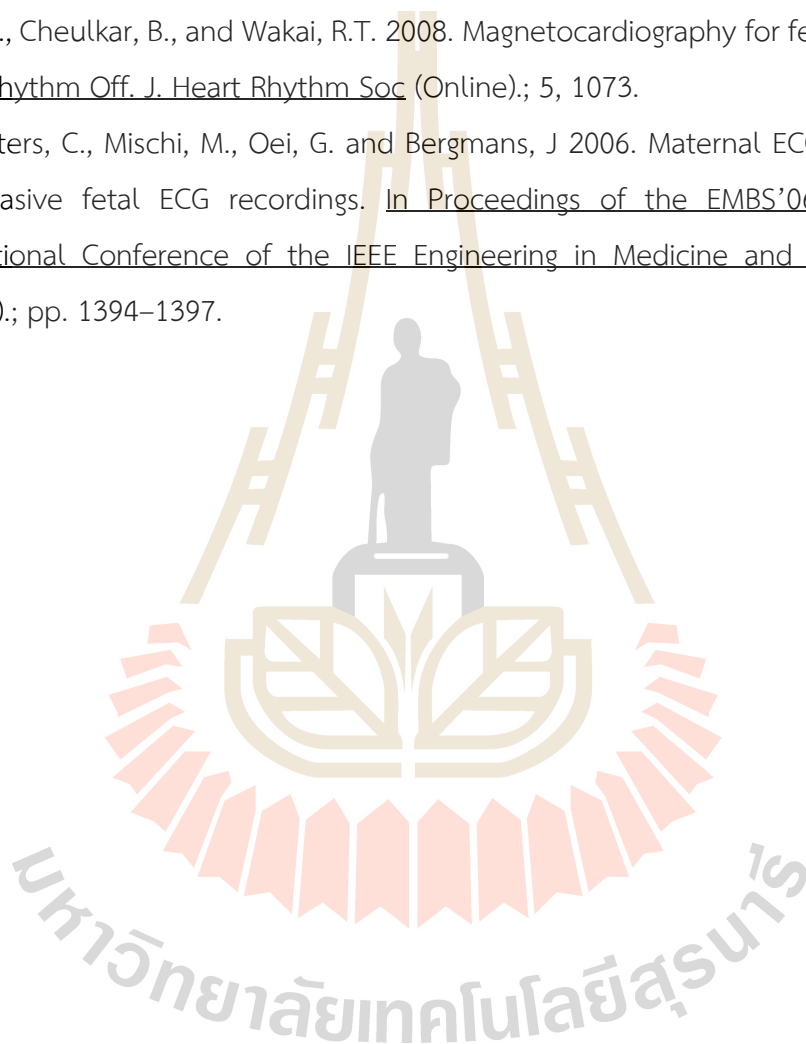
ในการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลจะใช้การอ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจเนื่องจากเป็นสัญญาณที่มีความชัดเจนซึ่งเหมาะสำหรับทดสอบความถูกต้องของสัญญาณที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นก่อนที่จะนำอุปกรณ์ไปขอใบรับรองจากคณะกรรมการวิจัยในมนุษย์เพื่อทดสอบในหญิงตั้งครรภ์ ผลการทดสอบแรกพบว่าการวางตำแหน่งของอิเล็กโทรดมีผลต่อรูปแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่ได้เป็นอย่างมากหรือกล่าวได้ว่าจำเป็นต้องทำการติดอิเล็กโทรดให้ถูกต้องตามตำแหน่งของมัดกล้ามเนื้อเพื่อให้ได้รูปแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดและเมื่อทดลองบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อนำไปเปรียบเทียบกับลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจที่บันทึกจากอุปกรณ์เครื่องมือแพทย์พบว่าสัญญาณมีลักษณะและรูปแบบที่ใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามการพิจารณาเปรียบเทียบลักษณะของสัญญาณอาจจะไม่เพียงพอจึงได้มีการทดสอบเปรียบเทียบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามหลักทฤษฎีทางการแพทย์เพิ่มเติมซึ่งพบว่าสัญญาณจากอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นสามารถมองเห็นองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจ P wave, QRS complex, T wave ครบถ้วนตามองค์ประกอบมาตรฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหัวใจตามหลักทฤษฎีทางการแพทย์ นอกจากนี้คณะผู้วิจัยได้ทำการทดสอบอุปกรณ์ให้ส่งข้อมูลสัญญาณไปจัดเก็บไว้บนคลาวด์เซิร์ฟเวอร์แบบเรียลไทม์ซึ่งผลการทดสอบพบว่าข้อมูลที่บันทึกได้มีการเรียงลำดับการส่งของข้อมูลได้อย่างครบถ้วนสมบูรณ์ โดยภายในข้อมูลแต่ละชุดที่ส่งไปจะประกอบไปด้วย ค่าแรงดันไฟฟ้า และวัน เวลา ณ วันที่ทำการทดสอบ

โดยผลการทดสอบเหล่านี้แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นสามารถนำไปต่อยอดเพื่อใช้งานในลักษณะอื่นต่อไปได้โดยเฉพาะการพัฒนาอุปกรณ์ติดตามสุขภาพครรภ์ทางไกลซึ่งมีวัตถุประสงค์ในการตรวจจับการเตะของทารกในครรภ์เพื่อประเมินการมีชีวิตอยู่ของทารกซึ่งแพทย์สูตินรีเวชสามารถเข้าดูข้อมูลได้ตลอดเวลาผ่านระบบคลาวด์เซิร์ฟเวอร์ อุปกรณ์ดังกล่าวจะช่วยให้หญิงตั้งครรภ์ที่อาศัยอยู่ในพื้นที่ชนบทหรือหญิงตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสามารถเข้าถึงบริการทางการแพทย์เพื่อติดตามอาการของการตั้งครรภ์จากที่อยู่อาศัยได้ทันทีโดยไม่ต้องเดินทางมาที่โรงพยาบาล

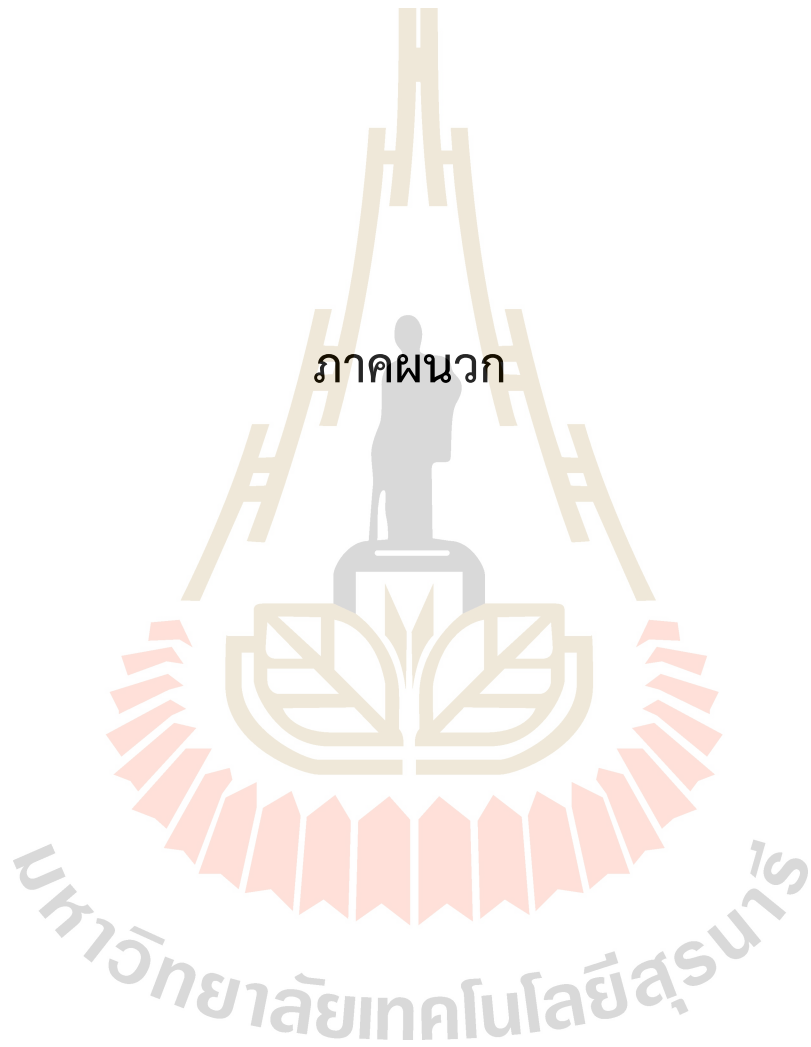
บรรณานุกรม

- Ab. Aziz, N. A., K, T., Ismail, S. N. M. S., Hasnul, M. A., Ab. Aziz, K., Ibrahim, S. Z., ... & Raja, J. E. 2023. Asian Affective and Emotional State (A2ES) Dataset of ECG and PPG for Affective Computing Research. *Algorithms*, 16(3), 130.
- Patcharaporn Untaja, Wallapa Chomjit, Achara Bhutikaitkajon, Kalika Sangsook, Kanchana Suwanmanop and Ketsuda Namkhao 2014. Atrial Fibrillation in Critical Ill Patients. *Journal of The Royal Thai Army Nurses*, 15(2), 99–103.
- Adithya, P.C., Sankar, R., Moreno, W.A. and Hart, S. 2017. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomed. Signal Process. Control* (Online).; 33, 289–305.
- Andreotti, F., Riedl, M., Himmelsbach, T., Wedekind, D., Wessel, N., Stepan, H., Schmieder, C., Jank, A., Malberg, H. and Zaunseder, S. 2014. Robust fetal ECG extraction and detection from abdominal leads. *Physiol. Meas* (Online).; 35, 1551–1568.
- Behar, J., Johnson, A., Clifford, G.D. and Oster, J. 2014. A comparison of single channel fetal ECG extraction methods. *Ann. Biomed.* (Online).; 42, 1340–1353.
- Black, R.S., Campbell, S. 1997. Cardiotocography versus Doppler. *Ultrasound Obstet. Gynecol.* (Online).; 9, 148–151.
- Chez, B.F. and Baird, S.M. 2011. Electronic Fetal Heart Rate Monitoring: Where Are We Now? *J. Perinat. Neonatal Nurs* (Online).; 25, 180–192.
- Freeman, R.K., Garite, T.J., Nageotte, M.P. and Miller, L.A. 2012. *Fetal Heart Rate Monitoring. Lippincott Williams and Wilkins.* (Online).
- Gao, X. 2012. On the improved correlative prediction scheme for aliased electrocardiogram (ECG) data compression. In Proceedings of the 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (Online).; pp. 6180–6183.
- Ghods, M., Hassani, H., and Sanei, S. Extracting fetal heart signal from noisy maternal ECG by singular spectrum analysis. *J. Stat. Interface Spec. Issue Appl* (Online).; 3, 399–411.
- Hasan, M.A., Reaz, M.B.I., Ibrahimy, M.I., Hussain, M.S., and Uddin, J. 2009. Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biol. Proced* (Online).; 11, 263–295.
- Jezewski, J., Roj, D., Wrobel, J. and Horoba, K. A 2011 novel technique for fetal heart rate estimation from Doppler ultrasound signal. *Biomed. Eng* (Online).; 10.

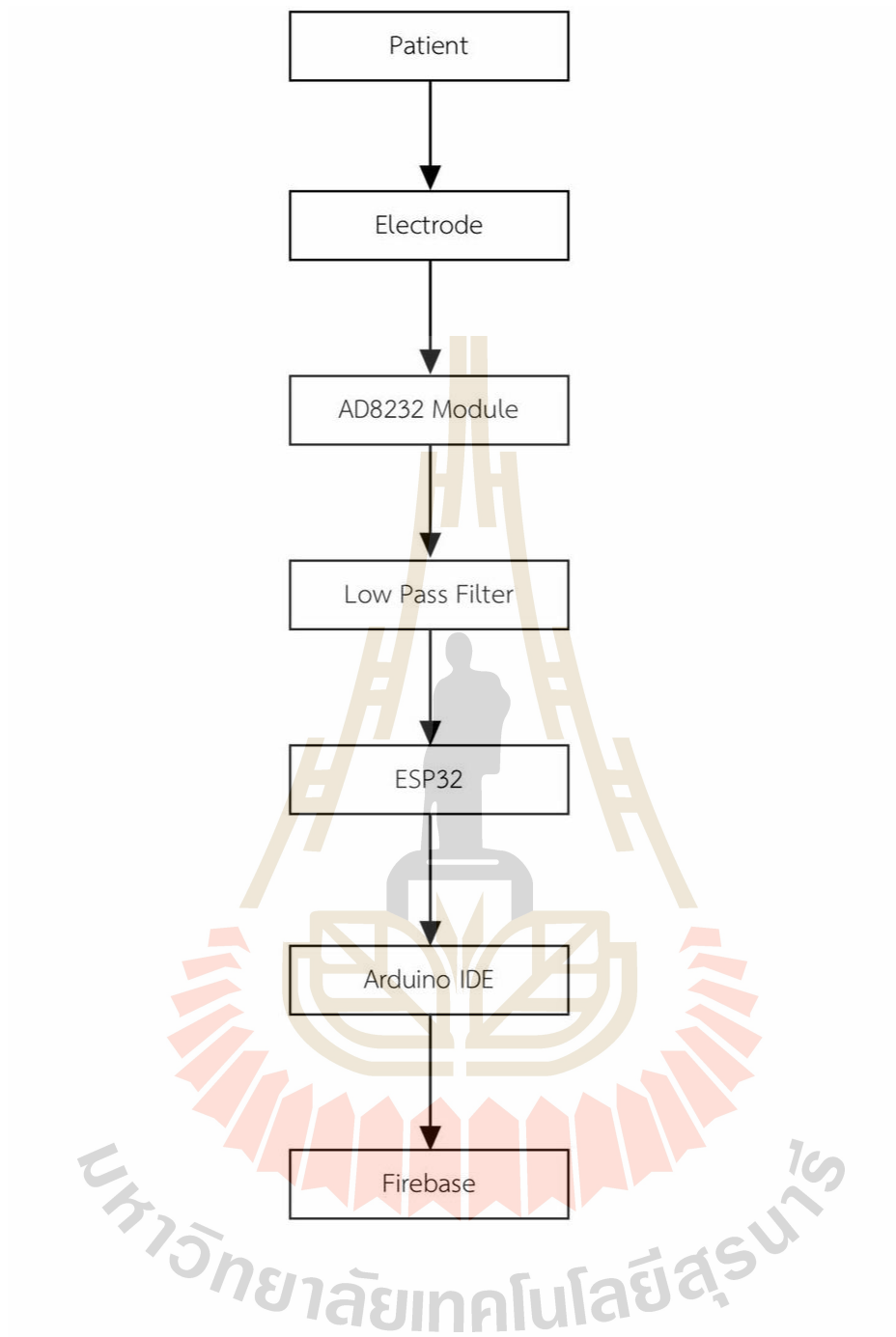
- Neilson, J.P. 2006. Fetal electrocardiogram (ECG) for fetal monitoring during labour. Cochrane Database Syst (Online).; Rev. 3.
- Peters, C.H., ten Broeke, E.D., Andriessen, P., Vermeulen, B., Berendsen, R.C., Wijn, P.F., and Oei, S.G. 2004. Beat-to-beat detection of fetal heart rate: Doppler ultrasound cardiocography compared to direct ECG cardiocography in time and frequency domain. Physiol (Online).; 25, 585.
- Peters, M.; Crowe, J.; Piéri, J.F.; Quartero, H.; Hayes-Gill, B.; James, D.; Shakespeare, S. Monitoring the fetal heart non-invasively: A review of methods. J. Perinat. Med. 2001, 29, 408–416.
- Strasburger, J.F., Cheulkar, B., and Wakai, R.T. 2008. Magnetocardiography for fetal arrhythmias. Heart Rhythm Off. J. Heart Rhythm Soc (Online).; 5, 1073.
- Vullings, R., Peters, C., Mischi, M., Oei, G. and Bergmans, J 2006. Maternal ECG removal from non-invasive fetal ECG recordings. In Proceedings of the EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Online).; pp. 1394–1397.



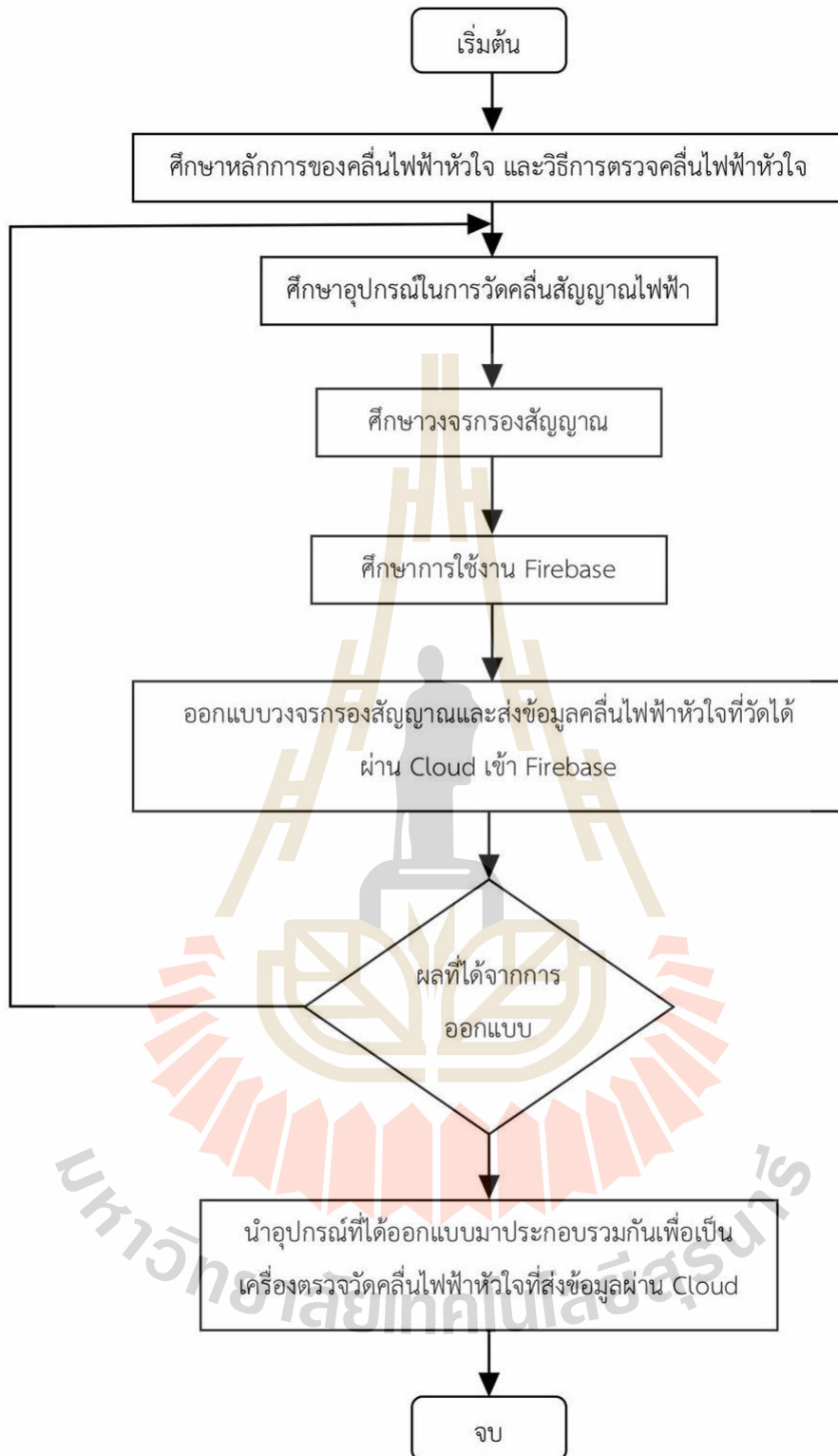
ภาคผนวก



แผนผังที่ 1 Function Diagram ของการทดลอง



แผนผังที่ 2 แผนผังการดำเนินงาน



ประวัติผู้วิจัย



รองศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล ได้รับปริญญาตรีวิศวกรรมโทรคมนาคมจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ประเทศไทยในปี พ.ศ. 2540 และได้รับปริญญาโทวิศวกรรมไฟฟ้าจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ประเทศไทยในปี พ.ศ. 2542 และได้รับปริญญาเอกในสาขาเทคโนโลยีสารสนเทศและวิศวกรรมไฟฟ้าจากมหาวิทยาลัยควีนส์แลนด์ ออสเตรเลีย ในปี พ.ศ. 2550 ปัจจุบันเป็นอาจารย์ที่ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยมุ่งเน้นงานวิจัยเกี่ยวกับเทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายขั้นสูง Internet of Things (IoT) และเครือข่ายเซ็นเซอร์

