

การพัฒนาระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยโดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi



นางสาวแพรวภรณ์ พงษ์ภักดี

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2556


ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR) are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

DEVELOPMENT OF HOME-BASED ECG MONITORING FOR ELDERLY USING WI-FI  
NETWORK



Miss Praewporn Pongpakdee

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering Program in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2013

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้ สูงวัยโดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi
โดย	นางสาวแพรวภรณ์ พงษ์ภักดี
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุรีย์ พุ่มรินทร์)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี)

.....กรรมการ  
(อาจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์)

แพรวภรณ์ พงษ์ภักดี : การพัฒนาระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงอายุ โดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi. (DEVELOPMENT OF HOME-BASED ECG MONITORING FOR ELDERLY USING WI-FI NETWORK) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์  
 หลัก: ผศ. ดร.อาภรณ์ อีรมงคลศรี, 128 หน้า.

วิทยานิพนธ์นี้ นำเสนอการพัฒนาระบบเฝ้าระวังสุขภาพผู้สูงอายุที่บ้านที่มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจและพักอาศัยอยู่ในบ้านร่วมกับผู้ดูแล ระบบที่พัฒนานี้ ได้ถูกออกแบบให้มีคุณสมบัติในการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้สูงอายุที่บ้านโดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi สำหรับในภาพรวม ระบบมีองค์ประกอบ 2 ส่วน ได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาสำหรับผู้สูงอายุ และแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนสำหรับผู้ดูแล เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดซึ่งจะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณแอนะล็อกให้เหมาะสมในเบื้องต้น วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายรวมเท่ากับ 720 เท่า และแบนด์วิดท์อยู่ในช่วง 0.05-100 Hz ในขั้นถัดมา คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัล หลังจากนั้นสัญญาณจะผ่านการกรองดิจิทัลแบบนอธซ์ที่ความถี่ 50 Hz เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง จากผลการทดสอบกับผู้ใช้งานจริงจำนวน 5 คน พบว่า ตัวกรองทางดิจิทัลชนิดนี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยมีค่าผลต่าง SNR ก่อนและหลังการกรองขั้นต่ำเท่ากับ 40.33 dB และมีค่า PRD เท่ากับ 24.83 % ภาพรวมของสัญญาณยังคงมีรูปร่างใกล้เคียงกับสัญญาณหลักและไม่มีผลกระทบต่อกระบวนการตรวจจับ QRS complex อย่างมีนัยสำคัญ ต่อมาสัญญาณจะถูกตรวจจับ QRS complex ด้วยการพิจารณาความชันขาลงของคลื่น QRS complex เพื่อคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจแบบเวลาจริง ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ QRS complex ถูกนำไปทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุด ผลการทดสอบมีความไวเท่ากับ 99.24 % และมี Positive Predictivity เท่ากับ 99.36 % หลังจากนั้น ค่าอัตราการเต้นหัวใจนี้จะถูกส่งไปยังสมาร์ตโฟนผ่านเครือข่ายแบบ Wi-Fi หากมีการตรวจพบความผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะบันทึกข้อมูลลงในหน่วยความจำแบบ SD เป็นเวลาก่อนและหลังเท่ากับ 1 นาที สมาร์ตโฟนเป็นอุปกรณ์ที่ผู้ดูแลใช้พกพาสำหรับเฝ้าระวังผู้สูงอายุ สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ ได้พัฒนาแอปพลิเคชันบนไอโฟน 5 (iPhone 5) ซอร์ฟแวร์ภายในสมาร์ตโฟนจะถูกพัฒนาให้แสดงข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงอายุและพร้อมที่จะแจ้งเตือนผู้ดูแลเมื่อเกิดเหตุการณ์ที่ผิดปกติ ได้แก่ ผู้สูงอายุมีอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ ผู้สูงอายุกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อร้องขอความช่วยเหลือ และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแบตเตอรี่ต่ำ

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อนิสิต .....

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก .....

ปีการศึกษา 2556

# # 5370472721 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS: ECG MONITORING / SMARTPHONE / WI-FI / HEART RATE / ARDUINO

PRAEWORN PONGPAKDEE: DEVELOPMENT OF HOME-BASED ECG MONITORING FOR ELDERLY USING WI-FI NETWORK. ADVISOR: ASST. PROF. ARPORN TEERAMONGKONRASMEE, Ph.D., 128 pp.

This thesis presents a home-based monitoring system for elderly which has a high risk or suffer from heart disease and stays together with a caregiver at home. This development system was designed to monitor patient's ECG at home via a Wi-Fi connectivity. This system consists of two main components which are a portable ECG device for elderly and an application on smartphone for their caregiver. The ECG device will acquire ECG signal using an ECG amplifier with two-electrode configuration. The designed ECG amplifier has a total gain of 720 and the bandwidth of 0.05-100 Hz. Then, ECG signal will be digitized and pass to a digital notch filter in order to attenuate 50 Hz power line interference. From the experiment with 5 testers, the digital notch filter can attenuate the powerline interference effectively. The difference between SNR before and after filtering was at least 40.33 dB but PRD is 24.83 %. However, the quality of ECG signal is quite acceptable, so it has no significant effect to QRS complex detection. After that, the QRS detection is performed to calculate heart rate in real-time. Our algorithm detects the descending slope of QRS complex. The QRS detection algorithm was tested with 48 ECG records from MIT-BIH Arrhythmia database. The performance of the algorithm are 99.24 % of sensitivity and 99.36 % of positive predictivity respectively. Then, the heart rate will be sent to smartphone via Wi-Fi network. If a heart rate abnormality is detected, the ECG device will record ECG signal before and after critical event in SD card for 1 minute. The smartphone is a device for caregiver to monitor his/her elderly. We developed an application on iphone 5. This software will display heart rate information of elderly and also ready to alarm their caregiver when abnormal events occur in case of the abnormality of heart rate, the emergency request and low battery.

Department: Electrical Engineering                      Student's Signature .....

Field of Study: Electrical Engineering                      Advisor's Signature .....

Academic Year: 2013

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร. อารมณ์ ธีรมงคลศรี ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ช่วยให้คำแนะนำและความรู้อันมีค่าแก่ข้าพเจ้า สิ่งต่างๆที่อาจารย์มอบให้ ทำให้ข้าพเจ้ามีความเข้าใจในการศึกษาทั้งภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติอย่างแท้จริง จนกระทั่งข้าพเจ้าได้ดำเนินการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ได้แก่ ผศ.ดร. สุรีย์ พุ่มรินทร์ ผู้เป็นประธานกรรมการ, อาจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย ผู้เป็นกรรมการ และ อาจารย์ ดร. ภาคภูมิ สมบูรณ์ ผู้เป็นกรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย ที่ได้สละเวลาอันมีค่ามาตรวจทานเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับร่าง และเป็นกรรมการสอบทั้งในส่วนโครงร่างวิทยานิพนธ์และวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์ ขอขอบคุณ ผศ.ดร. ชัยชนะ ตั้งวงศ์สานต์ ที่กรุณาให้ยืมเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 เพื่อทำการทดสอบระบบ รวมทั้ง อาจารย์ ดร. อิศระ อนันตวรธาศิลป์ ที่ให้คำปรึกษาด้านการพัฒนาโปรแกรมบนสมาร์ตโฟน

ขอขอบพระคุณ บิดาและมารดา ที่ได้ช่วยเหลือค่าใช้จ่ายในการศึกษาและให้กำลังใจมาตลอดไม่ว่าข้าพเจ้าจะสำเร็จหรือผิดพลาดประการใด จนกระทั่งข้าพเจ้าได้ดำเนินการทำวิทยานิพนธ์อย่างสำเร็จลุล่วง

ขอขอบคุณพี่น้องจากห้องปฏิบัติการไบโออิเล็กทรอนิกส์ที่ได้ให้คำแนะนำ และอยู่ร่วมฝ่าฟันปัญหาและอุปสรรคต่างๆของการทำวิทยานิพนธ์มาด้วยกัน

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่ทำให้ข้าพเจ้ามีความรู้คู่คุณธรรม และสนับสนุนค่าใช้จ่ายในการนำเสนอผลงานในต่างประเทศ ทุกสิ่งที่ข้าพเจ้าได้ฝึกฝนและได้รับจะส่งผลให้ข้าพเจ้าสามารถเริ่มการทำงานต่อไปในอนาคตได้อย่างมั่นใจ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูป.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
1.3 ขอบเขตของการวิจัย .....	4
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน.....	4
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย .....	5
บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม .....	6
2.1 การนำไฟฟ้าของหัวใจ [12] .....	6
2.2 องค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้าหัวใจ .....	8
2.3.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard limb leads .....	8
2.3.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Precordial chest leads.....	10
2.4 สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz [13].....	10
2.4.1 การรบกวนจากสนามแม่เหล็ก .....	11
2.4.2 การรบกวนจากสนามไฟฟ้า.....	11
2.4.2.1 การรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ .....	11
2.4.2.2 การรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่ร่างกาย.....	12
2.5 การสื่อสารไร้สายระยะสั้น (Short range wireless communication) .....	14
2.5.1 ประเภทของการสื่อสารไร้สายระยะสั้น.....	14
2.5.1.1 Bluetooth .....	14
2.5.1.2 Ultra Wide Band (UWB).....	14

2.5.1.3 Zigbee .....	14
2.5.1.4 Wi-Fi.....	15
2.5.2 การเปรียบเทียบคุณสมบัติของการสื่อสารไร้สายระยะสั้น .....	15
2.5.2.1 ความเร็วในการส่งข้อมูล.....	15
2.5.2.2 ย่านความถี่สำหรับการส่งข้อมูล และการใช้กำลังงาน .....	16
2.6 คุณสมบัติของสมาร์ทโฟน .....	17
2.7 ทบทวนวรรณกรรม .....	18
บทที่ 3 การออกแบบระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงอายุ โดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi .....	21
3.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier).....	23
3.1.1 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation amplifier).....	24
3.1.2 วงจร Auto-zero.....	25
3.1.3 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ.....	27
3.1.4 การทดสอบผลการตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	29
3.1.5 การทดสอบหาช่วงการใช้งานของขนาดสัญญาณอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ..	30
3.1.6 การวัดค่า CMRR.....	32
3.1.7 การเปรียบเทียบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 และ 3 อิเล็กโทรด.....	34
3.2 ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ .....	40
3.2.1 การแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล .....	44
3.2.2 การกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนอกรีตเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz.....	45
3.2.3. การตรวจจับ QRS complex .....	51
3.2.3.1 ตัวกรองผ่านสูง.....	53
3.2.3.2 การหาอนุพันธ์.....	55
3.2.3.3 กฎการตัดสินใจ .....	56
3.2.3.4 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex .....	58
3.2.4 การส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารไร้สายแบบ Wi-Fi.....	62
3.2.5 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อเกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติด้วยโมดูล SD .....	67
3.2.6 การแจ้งเตือนแบบเตอเรียต่ำ .....	69



3.2.7 การพัฒนาแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟน .....	71
บทที่ 4 การประเมินผลและผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	76
4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	76
4.1.1 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	77
4.1.2 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์.....	97
4.1.2.1 การทดสอบประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ ความถี่ 50 Hz.....	98
4.1.2.2 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex .....	105
4.1.2.3 การทดสอบประสิทธิภาพของการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD.....	116
บทที่ 5 สรุปวิทยานิพนธ์และแนวทางการพัฒนา .....	120
5.1 สรุปวิทยานิพนธ์ .....	120
5.2 แนวทางการพัฒนา .....	123
รายการอ้างอิง .....	124
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ .....	128

## สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 การเปรียบเทียบคุณสมบัติของโปรโตคอลแต่ละชนิด.....	16
ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการออกแบบ .....	23
ตารางที่ 3.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการออกแบบและ ผลที่ได้จากการทดลอง .....	40
ตารางที่ 3.3 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด	60
ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง ที่ความถี่ 50 Hz .....	103
ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบการอ่านค่าอัตราการเต้นหัวใจจากเครื่อง ECG simulator .....	105
ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ผู้ใช้ ทำกิจกรรมต่างๆ .....	112
ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการรับส่งข้อมูลของแอปพลิเคชัน บนสมาร์โฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi.....	119

## สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1	บล็อกไดอะแกรมของระบบเฝ้าระวังผู้สูงวัยที่บ้าน .....	3
รูปที่ 2.1	กิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ .....	7
รูปที่ 2.2	ตัวอย่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและองค์ประกอบที่สำคัญ .....	7
รูปที่ 2.3	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard limb leads .....	8
รูปที่ 2.4	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augment limb leads .....	9
รูปที่ 2.5	การติดอิเล็กโทรดแบบ Precordial chest leads .....	10
รูปที่ 2.6	ลักษณะการรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ .....	11
รูปที่ 2.7	แบบจำลองการรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz .....	12
รูปที่ 3.1	องค์ประกอบของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้สูงวัย .....	21
รูปที่ 3.2	วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ .....	24
รูปที่ 3.3	วงจรที่ใช้ทดสอบเพื่อวัดผลของการกำจัดไฟตรง .....	26
รูปที่ 3.4	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ชัน และแรงดันเอาต์พุตของวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีการกำจัดแรงดันออฟเซตไฟตรง .....	27
รูปที่ 3.5	วงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับสามที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ .....	28
รูปที่ 3.6	ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	29
รูปที่ 3.7	รูปแบบการทดสอบช่วงการใช้งานสัญญาณอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	30
รูปที่ 3.8	ลักษณะเอาต์พุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใส่คลื่นไซน์ 1Hz ที่อินพุต .....	31
รูปที่ 3.9	การทดลองวัดค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	32
รูปที่ 3.10	ค่า CMRR ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	33
รูปที่ 3.11	ตัวอย่างสัญญาณของการวัดค่าแรงดันโหมตร่วมที่ความถี่ 50 Hz .....	33
รูปที่ 3.12	แบบจำลองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	34
รูปที่ 3.13	วงจรสมมูลไฟสลบสำหรับแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	35
รูปที่ 3.14	อัตราส่วนระหว่างแรงดันโหมตร่วมต่อแหล่งจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	36
รูปที่ 3.15	คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	37
รูปที่ 3.16	สเปกตรัม FFT ของสัญญาณที่ได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	38

รูปที่ 3.17 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการเชื่อมต่อระหว่างโมดูล.....	40
รูปที่ 3.18 บอร์ด chipKIT MAX32.....	41
รูปที่ 3.19 บล็อกไดอะแกรมของการทำงานในส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ .....	42
รูปที่ 3.20 บล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด Interface และบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32 และตัวอย่างภาพถ่ายของบอร์ดแต่ละส่วนในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้งานจริง .....	43
รูปที่ 3.21 การสุ่มสัญญาณคลื่นรูปไซน์ความถี่ 10 Hz ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 Hz.....	46
รูปที่ 3.22 ตำแหน่งของ Pole และ Zero ในวงกลมหนึ่งหน่วย .....	48
รูปที่ 3.23 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองชนิดน็อดซ์ .....	48
รูปที่ 3.24 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกระบวนการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ .....	50
รูปที่ 3.25 องค์ประกอบหลักของคลื่น ECG .....	51
รูปที่ 3.26 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับ QRS complex.....	53
รูปที่ 3.27 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านสูง .....	55
รูปที่ 3.28 กฎการตัดสินใจของกระบวนการตรวจจับ QRS complex .....	56
รูปที่ 3.29 ตัวอย่างสัญญาณในกระบวนการตรวจจับ QRS complex.....	57
รูปที่ 3.30 บอร์ด chipKIT WiFi Shield .....	62
รูปที่ 3.31 บล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด chipKIT WiFi Shield และ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32 .....	63
รูปที่ 3.32 การตั้งค่า IP address แบบ Static บนสมาร์ตโฟน .....	65
รูปที่ 3.33 โพล์ซาร์ตของซอฟต์แวร์ในไมโครคอนโทรลเลอร์ .....	65
รูปที่ 3.34 รูปแบบแพ็กเก็ตข้อมูลจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าที่ส่งผ่านเครือข่าย Wi-Fi .....	67
รูปที่ 3.35 โพล์ซาร์ตการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD .....	68
รูปที่ 3.36 อาเรย์บัฟเฟอร์สำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการเกิดอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ	69
รูปที่ 3.37 อาเรย์สำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการบันทึกด้วยโมดูล SD .....	69
รูปที่ 3.38 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันของแบตเตอรี่ที่จ่ายให้กับ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเวลา .....	70
รูปที่ 3.39 โพล์ซาร์ตการทำงานของซอฟต์แวร์ในสมาร์ตโฟน .....	72

รูปที่ 3.40 รายละเอียดของ User Interface บนหน้าจอของสมาร์ทโฟน ..... 74

รูปที่ 3.41 ตัวอย่างของการแสดงข้อมูลและการแจ้งเตือนบนหน้าจอสมาร์ทโฟน ..... 75

รูปที่ 4.1 ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ ..... 76

รูปที่ 4.2 ลักษณะภายนอกของบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE ..... 77

รูปที่ 4.3 ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 ..... 78

รูปที่ 4.4 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ  
บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 ..... 80

รูปที่ 4.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ..... 81

รูปที่ 4.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.8 mV ..... 82

รูปที่ 4.7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.4 mV ..... 83

รูปที่ 4.8 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.2 mV ..... 84

รูปที่ 4.9 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1.6 mV ..... 86

รูปที่ 4.10 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.8 mV ..... 86

รูปที่ 4.11 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.4 mV ..... 87

รูปที่ 4.12 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.2 mV ..... 87

รูปที่ 4.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 20 ครั้งต่อนาที ..... 88

รูปที่ 4.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 40 ครั้งต่อนาที ..... 89

รูปที่ 4.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที ..... 90

รูปที่ 4.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 80 ครั้งต่อนาที ..... 91

รูปที่ 4.17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 100 ครั้งต่อนาที ..... 92

รูปที่ 4.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 120 ครั้งต่อนาที ..... 93

รูปที่ 4.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 140 ครั้งต่อนาที ..... 94

รูปที่ 4.20 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 160 ครั้งต่อนาที ..... 95

รูปที่ 4.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 180 ครั้งต่อนาที ..... 96

รูปที่ 4.22 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 200 ครั้งต่อนาที ..... 97

รูปที่ 4.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.8 mV ที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที ..... 99

รูปที่ 4.24 กราฟเปรียบเทียบค่า FFT ของสัญญาณต้นฉบับและสัญญาณหลังผ่าน.....	100
รูปที่ 4.25 ตัวอย่างกราฟ Power spectrum density ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	102
รูปที่ 4.26 ตัวอย่างกราฟ Power spectrum density ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการกรอง ความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้ोटซ์ของผู้ทดลองซึ่งถูกขยายสเกลเฉพาะในช่วง 49-51 Hz .....	103
รูปที่ 4.27 สเปกตรัม FFT ของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง....	104
รูปที่ 4.28 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการกรองด้วยตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้ोटซ์ .....	104
รูปที่ 4.29 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II จากชุดข้อมูล	108 107
รูปที่ 4.30 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I ขนาด 0.2 mV จาก ECG simulator .....	108
รูปที่ 4.31 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.2 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz.....	109
รูปที่ 4.32 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.4 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz.....	109
รูปที่ 4.33 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.8 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz.....	110
รูปที่ 4.34 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1.6 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz.....	110
รูปที่ 4.35 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อทดสอบประสิทธิภาพ ของการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ผู้ใช้ทำกิจกรรมต่างๆ.....	111
รูปที่ 4.36 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 1 อายุ 13 ปี ในขณะนั่ง.....	113
รูปที่ 4.37 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 2 อายุ 16 ปีในขณะนั่ง .....	113
รูปที่ 4.38 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 3 อายุ 25 ปี ในขณะนั่ง.....	114
รูปที่ 4.39 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 4 อายุ 37 ปีในขณะนั่ง .....	114
รูปที่ 4.40 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 5 อายุ 44 ปีในขณะนั่ง .....	115
รูปที่ 4.41 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 5 อายุ 44 ปีในขณะเดิน .....	115
รูปที่ 4.42 ตัวอย่างการแสดงผลของข้อมูลตัวอย่างบน Serial monitor .....	117
รูปที่ 4.43 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจหัวใจที่ถูกบันทึกในช่วงที่เกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ ...	117
รูปที่ 4.44 รูปแบบการทดสอบประสิทธิภาพของการรับส่งข้อมูลผ่านเครือข่าย Wi-Fi .....	118

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

สังคมโลกทุกวันนี้กำลังจะก้าวเข้าสู่สังคมสูงวัย เนื่องจากสัดส่วนการเพิ่มของจำนวนประชากรของผู้สูงวัยมีมากกว่ากลุ่มคนวัยทำงานและเด็ก จากสถิติจำนวนประชากรทั่วโลกมีรายงานการสำรวจพบว่า ผู้สูงวัยที่มีอายุมากกว่า 65 ปี มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นจาก 550 ล้านคน ในปี พ.ศ. 2543 กลายเป็น 973 ล้านคนในปี พ.ศ. 2573 และพบว่า สัดส่วนประชากรผู้สูงวัยที่มีจำนวนมาก ส่วนใหญ่มาจากประเทศที่พัฒนาแล้ว [1] สำหรับประเทศไทย สถิติข้อมูลสำมะโนประชากรและเคหะสำเนียงานสถิติแห่งชาติ ในปี พ.ศ. 2553 ได้สำรวจพบว่าผู้สูงวัยตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไปมีจำนวน 8 ล้านคน และมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นเป็น 12 ล้านคนในอีกสิบปีข้างหน้า โดยคิดสัดส่วนจำนวนประชากรผู้สูงวัยต่อจำนวนประชากรรวมเท่ากับ 9.38 และ 17.51 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ [2] ผู้สูงวัยโดยส่วนมากมักจะประสบกับปัญหาโรคเรื้อรัง ซึ่งจำเป็นต้องได้รับการรักษาที่โรงพยาบาลเป็นจำนวนมาก ดังนั้นความต้องการโรงพยาบาลและศูนย์การแพทย์จึงมีมากขึ้นด้วย การเพิ่มขึ้นของจำนวนประชากรผู้สูงวัยนี้ทำให้เกิดผลกระทบทั้งในด้านเศรษฐกิจและสังคม โรคเรื้อรังที่พบมากในผู้สูงวัย ได้แก่ โรคหัวใจ โรคความดันโลหิตสูง โรคเส้นเลือดในสมองตีบ โรคข้อเสื่อม และโรคเบาหวาน ผู้ป่วยโรคดังกล่าวจำเป็นต้องได้รับการดูแล ตรวจสอบสุขภาพและบันทึกข้อมูลสุขภาพอย่างสม่ำเสมอซึ่งปกติจะตรวจที่โรงพยาบาล ส่งผลให้ความต้องการในการใช้บริการทางการแพทย์และสาธารณสุขมีจำนวนมาก นอกจากนี้ ในกรณีที่แหล่งชุมชนมีการกระจายตัวของโรงพยาบาลไม่สม่ำเสมอ ที่พักของผู้สูงวัยบางส่วนอาจอยู่ไกลจากโรงพยาบาล ทำให้ผู้สูงวัยจำเป็นต้องลำบากในการเดินทาง ยิ่งผู้สูงวัยเป็นโรคเรื้อรังในระยะที่สูงขึ้น ยิ่งมีความจำเป็นในการตรวจสอบสุขภาพบ่อยมากขึ้น เพื่อเป็นการแบ่งเบาภาระการจัดการทางโรงพยาบาล และช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้สูงวัยจึงได้มีการนำเทคโนโลยีที่มีชื่อว่า Telemedicine มาใช้ในการแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างพื้นที่เพื่อสนับสนุนแพทย์ให้สามารถตรวจสอบสุขภาพผู้สูงวัยที่อยู่ห่างไกลจากโรงพยาบาลและส่งข้อมูลสุขภาพของผู้ป่วยไปที่โรงพยาบาลได้ [3] นอกจากนี้จะช่วยลดค่าใช้จ่ายในการเดินทางแล้ว ยังช่วยลดความจำเป็นของผู้สูงวัยหรือเจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ในการเดินทางเพื่อตรวจรักษาอีกด้วย Telemedicine จึงเป็นหนึ่งในเทคโนโลยีที่สามารถตอบสนองความต้องการในการเข้าถึงบริการทางการแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และช่วยลดผลกระทบทั้งในด้านเศรษฐกิจและสังคมที่เกิดจากการเพิ่มขึ้นของสัดส่วนผู้สูงวัย

จากสถิติอัตราการตายของผู้สูงวัยที่เป็นโรคหัวใจในประเทศไทย ปี พ.ศ.2552 พบว่า สาเหตุจากการตายด้วยโรคหัวใจมาเป็นอันดับที่สองรองจากโรคมะเร็ง สัดส่วนอัตราการตายจากโรคหัวใจคิดเป็น 28.96 คนต่อหนึ่งแสนคน [4] สาเหตุการตายของผู้ป่วยอาจเกิดจากภาวะหัวใจวายหรือสาเหตุอื่นๆ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG) เป็นข้อมูลสุขภาพชนิดหนึ่งที่สามารถบ่งชี้ถึงความผิดปกติของหัวใจได้ แพทย์สามารถนำคลื่นไปวินิจฉัยและค้นหาสาเหตุของการเกิดโรคได้โดยการพิจารณาจากลักษณะของรูปคลื่นและอัตราการเต้นหัวใจ

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป มีสองแบบ คือ การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบระยะสั้น และการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบระยะยาว 24 ชั่วโมง ซึ่งการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบระยะสั้นนี้จะถูกใช้ที่โรงพยาบาล โดยแพทย์จะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนไข้มาวินิจฉัยในเบื้องต้น อย่างไรก็ตาม ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักเกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นและไม่แน่นอน แพทย์จึงอาจไม่พบสัญญาณผิดปกติที่น่าสนใจ ในขั้นถัดมา แพทย์อาจให้ผู้ป่วยนำเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบระยะยาว (Holter) กลับไปใช้ที่บ้าน ซึ่งเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่จะเพิ่มโอกาสในการตรวจจับความผิดปกติทางหัวใจได้ [5] ผู้ป่วยสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ตามปกติ หลังจากนั้นจึงนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกไว้มาให้แพทย์วินิจฉัยในภายหลัง

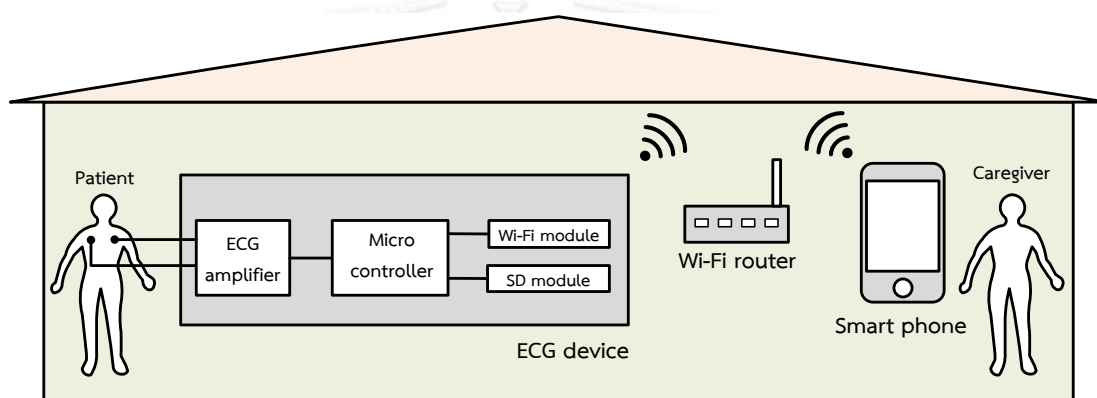
สำหรับการเฝ้าระวังผู้ป่วยโรคหัวใจที่บ้าน สิ่งสำคัญที่สุดคือ การตรวจสอบว่าผู้ป่วยยังอยู่ในสถานะที่ปกติ การใช้เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบระยะยาวไม่สามารถตอบสนองต่อสถานการณ์ฉุกเฉินได้ เนื่องจากไม่ได้มีการวิเคราะห์แบบทันที ในเวลาถัดมาจึงเริ่มมีการพัฒนาระบบการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่มีกระบวนการวิเคราะห์เพื่อตรวจจับความผิดปกติของคลื่นหัวใจแบบเวลาจริง [6, 7] หากตรวจพบคลื่นผิดปกติแล้ว ระบบจะแจ้งเตือนและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติในช่วงนั้น ซึ่งนอกจากจะช่วยให้ผู้ป่วยปลอดภัยมากขึ้นแล้วยังช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในวิเคราะห์ของแพทย์มากขึ้น พร้อมทั้งทราบสถานะทางสุขภาพของผู้ป่วยได้อีกด้วย การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจในระบบนี้สามารถกระทำได้ที่ระยะไกลที่ศูนย์กลางการแพทย์หรือที่บ้านของผู้ป่วย สำหรับการวิเคราะห์ระยะไกลจะมีการแจ้งเตือนจากศูนย์กลางการแพทย์ย้อนกลับมาที่บ้านของผู้ป่วยในกรณีที่ผู้ป่วยเกิดสถานการณ์ฉุกเฉิน

ในสังคมต่างประเทศ เช่น อเมริกาและประเทศในแถบยุโรป ผู้สูงวัยมักจะอยู่ตามลำพัง การนำเทคโนโลยีไร้สายเข้ามาใช้สำหรับการเฝ้าระวังสุขภาพผู้สูงวัยที่อยู่ห่างไกลจากโรงพยาบาล [8] สามารถกระทำได้นี้เนื่องจากประเทศเหล่านี้มีโครงสร้างระบบพื้นฐานที่เอื้ออำนวยให้ผู้สูงวัยช่วยเหลือตนเองได้ นอกจากนี้ ยังมีระบบการสาธารณสุขที่ทันสมัยอีกทั้งยังสามารถรองรับผู้สูงวัยจำนวนมากที่เข้ามาใช้บริการได้อย่างเพียงพอ เช่น การส่งข้อมูลและแจ้งเตือนไปยังโรงพยาบาลและศูนย์รับแจ้งเตือนสำหรับโรคต่างๆ เป็นต้น การส่งผ่านข้อมูลระหว่างผู้สูงวัยและศูนย์การแพทย์จะใช้เทคโนโลยีไร้สายที่สามารถส่งข้อมูลได้ในระยะไกล เช่น การสื่อสารแบบ GSM, GPRS, ระบบการสื่อสารผ่านดาวเทียม เป็นต้น [9] ด้วยความก้าวหน้าของเทคโนโลยีสารสนเทศเหล่านี้ แม้ผู้สูงวัยจะอยู่ห่างจากโรงพยาบาลมาก พวกเขาก็ยังสามารถที่จะได้รับการวินิจฉัยโรค คำแนะนำ และการเฝ้าระวังสุขภาพ ซึ่งจะสร้างความพึงพอใจให้กับผู้สูงวัย เนื่องจากไม่จำเป็นต้องเสียเวลาในการเดินทางไกลมาโรงพยาบาล และลดความเครียดของผู้ป่วยจากการเดินทางอีกด้วย [10]

อย่างไรก็ตาม ประชาชนในเอเชียส่วนมากยังคงอยู่รวมกันเป็นครอบครัวขนาดกลางถึงขนาดใหญ่ สำหรับประเทศไทย มีรายงานจากการสำรวจว่า สัดส่วนของจำนวนผู้สูงวัยที่อาศัยอยู่ร่วมกับครอบครัวมีค่าสูงถึง 92.3 % ใน ค.ศ. 2550 [11] โดยส่วนมากแล้วผู้สูงวัยมักมีผู้ดูแลที่อาศัยอยู่ในบ้านเดียวกัน เช่น ญาติ คอยดูแลสุขภาพที่บ้านอย่างใกล้ชิด ในวิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์ที่จะพัฒนาระบบเฝ้าระวังสุขภาพผู้สูงวัยที่บ้าน ซึ่งตอบสนองให้เข้ากับบริบทของสังคม ระบบนี้สามารถใช้กับกลุ่มเป้าหมายผู้สูงวัยที่ป่วยเป็นโรคหัวใจที่อยูในการควบคุมดูแลและการวินิจฉัยจากแพทย์



ผู้เชี่ยวชาญ โดยพัฒนาให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ต่อเนื่องและเป็นเวลานาน ทั้งนี้ความผิดปกติของหัวใจอาจเกิดขึ้นแบบฉับพลันและไม่แน่นอนจึงมีความต้องการที่จะพัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถวิเคราะห์หาอัตราการเต้นหัวใจที่ผิดปกติ พร้อมทั้งสามารถบันทึก และแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลที่อยู่ที่บ้านได้ผ่านเครือข่าย Wi-Fi ภายในบ้าน จุดเด่นของการพัฒนาระบบนี้ คือ ระบบสามารถเฝ้าระวังสถานะของผู้สูงวัยที่บ้านในเบื้องต้น ผู้สูงวัยจะถูกวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะที่ผู้ดูแลสามารถทำกิจกรรมอื่นภายในบ้านได้โดยไม่ต้องเฝ้าผู้สูงวัยอย่างใกล้ชิดตลอดเวลา เนื่องจากมีระบบการแจ้งเตือนแบบอัตโนมัติ ทำให้ผู้ดูแลทราบสถานะของผู้สูงวัยได้ หากมีความผิดปกติของหัวใจเกิดขึ้น ผู้ดูแลจะสามารถช่วยเหลือผู้สูงวัยได้ทันเวลา และลดความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นได้ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบยังถูกออกแบบให้มีขนาดเล็กและมีน้ำหนักเบาเพื่อให้สะดวกในการพกพาและเหมาะสมกับการใช้งานแบบไร้สาย



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบเฝ้าระวังผู้สูงวัยที่บ้าน

จากรูปที่ 1.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบเฝ้าระวังผู้สูงวัยซึ่งมีองค์ประกอบที่สำคัญ 3 ส่วน ได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Wi-Fi router และสมาร์ทโฟน ในส่วนเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอุปกรณ์แบบพกพาที่อยู่กับผู้สูงวัย ประกอบด้วย วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งเชื่อมต่อกับโมดูล Wi-Fi และโมดูล SD วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนแรกที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของผู้สูงวัยพร้อมกับการปรับปรุงสัญญาณเบื้องต้น หลังจากนั้น ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำหน้าที่แปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล วิเคราะห์หาอัตราการเต้นของหัวใจ และส่งค่าไปยังสมาร์ทโฟนซึ่งอยู่กับผู้ดูแลผ่านทาง Wi-Fi router แอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนจะแสดงข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจและข้อความแจ้งเตือนอื่นๆที่สำคัญ ในกรณีที่ตรวจพบความผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะบันทึกข้อมูลลงในหน่วยความจำแบบ SD

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อพัฒนาระบบเฝ้าระวังสุขภาพสำหรับผู้สูงวัยที่มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจที่พักอาศัยอยู่ในบ้านร่วมกับผู้ดูแล ซึ่งเหมาะกับสภาพสังคมไทย โดยจะพัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดและวิเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Local และแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟน สำหรับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำหน้าที่วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ พร้อมทั้งส่งค่าไปแสดงผลที่สมาร์ตโฟนของผู้ดูแลผ่านเครือข่าย Wi-Fi หากผู้สูงวัยมีอาการเริ่มต้นหัวใจที่ผิดปกติ ระบบจะแจ้งเตือนไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแลพร้อมกับบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD นอกจากนี้ ผู้สูงวัยยังสามารถร้องขอความช่วยเหลือไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแลได้ด้วยตนเอง ส่วนแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนที่ติดต่อกับผู้ดูแลจะถูกพัฒนาให้แสดงข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงวัยและข้อมูลสำคัญอื่นๆ

## 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

พัฒนาระบบเฝ้าระวังสุขภาพที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยที่มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจซึ่งประกอบด้วย

1. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด
2. ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์
  - ปรับปรุงสัญญาณด้วยตัวกรองแบบดิจิทัลเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์
  - สามารถวิเคราะห์หาอัตราการเต้นของหัวใจ
  - สามารถแจ้งเตือนเมื่อมีอาการเริ่มต้นหัวใจที่ผิดปกติหรือร้องขอความช่วยเหลือจากผู้สูงวัยผ่านการเครือข่ายแบบ Wi-Fi
  - บันทึกข้อมูลในหน่วยความจำแบบ SD เฉพาะช่วงที่มีอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ
3. แอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนสำหรับผู้ดูแล

## 1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

1. ออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด
2. ศึกษาการกรองแบบดิจิทัลเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz
3. ศึกษาการคำนวณและวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ
4. เขียนโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับการกรองแบบดิจิทัล, การคำนวณและวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ, การบันทึกข้อมูล และการส่งข้อมูลโดยใช้โมดูล Wi-Fi
5. ออกแบบและเขียนโปรแกรมในสมาร์ตโฟน ซึ่งประกอบด้วยแจ้งเตือนและการแสดงผลข้อมูลบนหน้าจอ
6. ทดสอบประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## 1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

1. ได้ต้นแบบระบบเฝ้าระวังสุขภาพที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยโดยมีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจที่เหมาะสมกับสภาพของสังคมไทยซึ่งมีผู้ดูแลพักอาศัยอยู่กับผู้สูงวัย ในระบบเฝ้าระวังนี้ได้พัฒนา

1.1 ต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด ที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ต่อเนื่องและเป็นเวลานาน อีกทั้งอุปกรณ์เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีน้ำหนักเบา พกพาสะดวกและใช้งานง่าย

1.2 แอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนที่สามารถแจ้งเตือนผู้ดูแลผ่านระบบเสียงเมื่อมีอัตราการเต้นหัวใจที่ผิดปกติเกิดขึ้น และสามารถเรียกดูข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงวัยผ่านทางหน้าจอสมาร์ตโฟน

1.3. ได้นำเทคโนโลยีไร้สายมาประยุกต์ใช้กับระบบเฝ้าระวังสุขภาพ เพื่อเพิ่มความยืดหยุ่นในการเฝ้าระวังระหว่างผู้ป่วยและผู้ดูแล โดยผู้ดูแลไม่จำเป็นต้องอยู่เฝ้าผู้ป่วยตลอดเวลา

2. ได้พื้นฐานทางเทคโนโลยีที่สนับสนุนการดูแลสุขภาพที่บ้าน

## บทที่ 2

### ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม

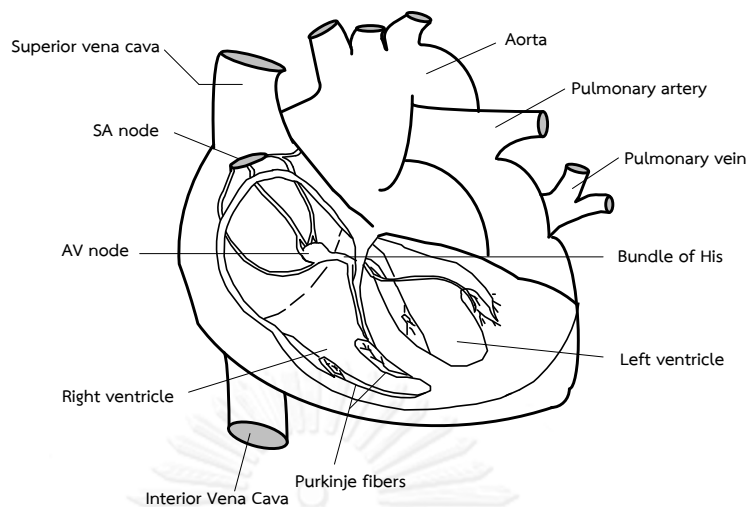
การเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสิ่งจำเป็นต่อผู้มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจอย่างมาก การศึกษาความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหลักการการทำงานของหัวใจและเทคโนโลยีการสื่อสารที่ทันสมัยจะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับการเฝ้าระวังและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างมีประสิทธิภาพ

สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งประกอบด้วย การนำไฟฟ้าของหัวใจ องค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและตำแหน่งการติดตั้งไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ รวมไปถึงอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ หลังจากนั้นเนื้อหาจะอธิบายถึง สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz การสื่อสารไร้สายระยะสั้นซึ่งเกี่ยวข้องในการพัฒนาระบบเฝ้าระวังผู้ป่วยโรคหัวใจ และคุณสมบัติของสมาร์ทโฟน ในตอนท้ายของบทจะกล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรมกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 การนำไฟฟ้าของหัวใจ [12]

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญของร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกาย หัวใจมี 4 ห้อง คือ ห้องบนซ้าย ห้องบนขวา ห้องล่างซ้าย และห้องล่างขวา โดยหัวใจห้องบนทำหน้าที่รับเลือดมาจากร่างกาย และหัวใจห้องล่าง ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปยังอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกาย ซึ่งการทำงานของหัวใจจำเป็นต้องอาศัยสมบัติการนำไฟฟ้า และการให้กำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) ดังนี้

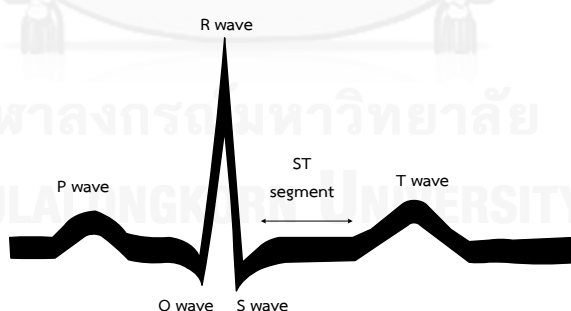
หัวใจมีระบบการนำไฟฟ้า โดยจุดเริ่มต้นของกลุ่มการนำไฟฟ้าของหัวใจอยู่ที่ SA node (Sinoatrial node) ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ซึ่งเป็นเซลล์ที่ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณทางไฟฟ้าและเป็นตัวกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจในสภาวะปกติ โดยที่ SA node อยู่ระหว่างจุดเชื่อมต่อของเส้นเลือดดำใหญ่ (Superior vena cava) และ หัวใจห้องบนขวา (Right atrium) จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างโดย SA node จะเดินทางไปที่ห้องบนขวาและห้องบนซ้าย ทำให้เกิดการสลับขั้วไฟฟ้าหรือ depolarization เซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน ซึ่งการสลับขั้วไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจด้านบน หลังจากสัญญาณไฟฟ้าผ่านหัวใจห้องบนแล้ว สัญญาณไฟฟ้าเดินทางเข้าสู่ AV node สัญญาณจะถูกหน่วงเวลาช้าลงประมาณ 0.1 วินาที ก่อนที่จะส่งสัญญาณไฟฟ้าไปที่หัวใจห้องล่าง ซึ่งเป็นเวลาเดียวกับที่หัวใจห้องล่างได้รับเลือดมาจากด้านบนอย่างสมบูรณ์ก่อนที่จะบีบตัว จาก AV node สัญญาณเดินทางมาที่ Bundle of His และเดินทางแยกแตกแขนงไปทางซ้าย ขวาและแตกแขนงย่อยๆไปยัง Purkinje fibers ซึ่งอยู่ใต้เยื่อหุ้มด้านในของหัวใจ จากนั้นจะเกิดการ depolarization หรือ ไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างให้เกิดการบีบตัว จากการบีบตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและสามารถวัดความต่างศักย์จากตำแหน่งต่างๆภายนอกร่างกายโดยใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph) เพื่อทราบการทำงานของหัวใจ



รูปที่ 2.1 กิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ

## 2.2 องค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือ ECG เป็นคลื่นที่ได้จากการเปลี่ยนแปลงขนาดของศักย์ไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการส่งสัญญาณไฟฟ้าไปที่เซลล์ต่างๆของหัวใจ ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ทั้งนี้เราสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางขั้วอิเล็กโทรดที่ติดตามตำแหน่งต่างๆของร่างกายและสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ เช่น ความสูงของรูปคลื่น ช่วงกว้างของรูปคลื่น เป็นต้น ซึ่งจำเป็นต้องทราบองค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อน คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบหลัก ได้แก่ คลื่น P, QRS complex, คลื่น T ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและองค์ประกอบที่สำคัญ

P wave มีช่วงกว้างไม่เกิน 0.08 - 0.12 วินาที และมีแอมพลิจูดน้อยกว่า 0.25 มิลลิโวลต์ เกิดจากการ depolarization หรือการบีบตัวกล้ามเนื้อของหัวใจห้องบน โดยเริ่มนำไฟฟ้าจากแหล่งกำเนิดสัญญาณ SA node และวิ่งไปสู่หัวใจห้องบนขวาและห้องบนซ้าย ซึ่งมีทิศทางของเวกเตอร์จากทิศ SA node ไปสู่ AV node และเฉียงลงไปทางซ้าย จากการเกิด depolarization นี้ จะทำให้หัวใจห้องบนเกิดการบีบตัวและนำเลือดไปสู่หัวใจห้องล่าง

QRS complex จะแสดงการเกิด depolarization ของหัวใจห้องล่าง ในขณะที่เดียวกันจะเกิดการ repolarization ของหัวใจห้องบน ทำให้หัวใจห้องล่างเกิดการบีบตัวและ หัวใจห้องบนเกิดการคลายตัวขึ้นพร้อมกัน ลักษณะของคลื่น QRS complex มีช่วงกว้างประมาณ 0.06-0.10 วินาที และเป็นคลื่นที่รูปร่างแหลมซึ่งเป็นผลมาจากการ depolarization อย่างรวดเร็วของหัวใจห้องล่าง และเกิดจากการนำไฟฟ้าอย่างรวดเร็วของ Purkinje fibers นอกจากนี้ยังมีแอมพลิจูดที่สูง เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีมากกว่าหัวใจด้านบน เพื่อต้องการบีบตัว และส่งเลือดไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย

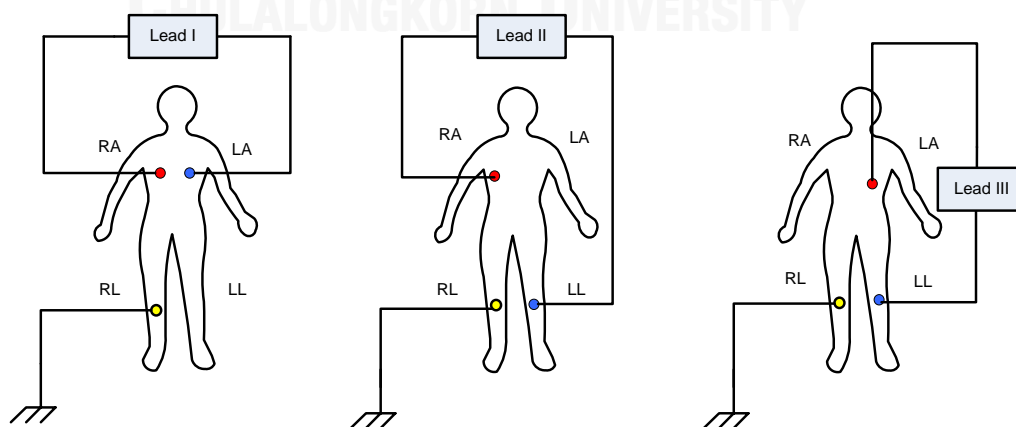
T wave เกิดจากการ repolarization ของหัวใจห้องล่างโดยมีลักษณะรูปร่างของคลื่นที่โค้งและใหญ่กว่าคลื่น P wave ขนาดของความกว้างจะพิจารณาจากช่วง ST segment ซึ่งจะมีช่วงความกว้างประมาณ 0.16 วินาที

## 2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้าหัวใจ

ปกติการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องติดอิเล็กโทรดเพื่อดึงเอาคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาแสดงผลซึ่งการติดอิเล็กโทรดลักษณะต่างๆจะได้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะต่างกัน การติดอิเล็กโทรดถูกแบ่งชนิดของการติดอิเล็กโทรดออกเป็น 3 แบบ คือ การติดอิเล็กโทรดแบบ Standard limb leads, Augment limb leads และ Precordial chest leads

### 2.3.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard limb leads

เป็นการติดอิเล็กโทรดไว้ 4 ตำแหน่ง ที่ตำแหน่ง แขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) ขาขวา (RL) และขาซ้าย (LL) เป็นการวัดแบบ Bipolar โดยจะวัดค่าความต่างศักย์ระหว่าง 2 ขั้ว คือ ศักย์ไฟฟ้าที่อิเล็กโทรดขั้วบวก และ ศักย์ไฟฟ้าที่อิเล็กโทรดขั้วลบ ส่วนอิเล็กโทรดขั้วที่สามจะถูกติดอยู่ที่ขาขวา เพื่อใช้เป็นขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (Reference electrode) สำหรับการวัด ซึ่งจะแบ่งรูปแบบการติดอิเล็กโทรดออกเป็น 3 แบบดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยจะได้ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าที่ต่างกันทั้งหมด 3 Lead ซึ่งสามารถระบุการติดตำแหน่งของอิเล็กโทรดได้ ดังนี้



รูปที่ 2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard limb leads

Lead I เป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าเทียบระหว่างแขนซ้าย (LA) และ แขนขวา (RA)

$$V_I = V_{II} - V_{III} = V_{LA} - V_{RA} \quad (2.1)$$

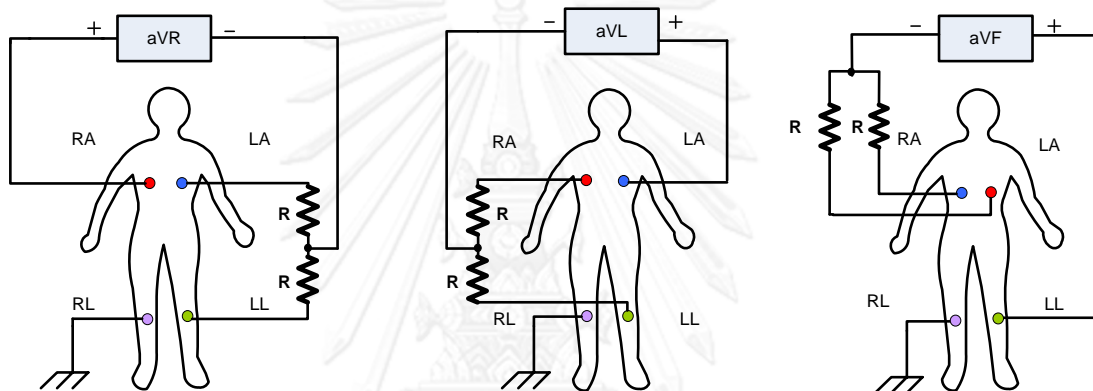
Lead II เป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าเทียบระหว่างขาซ้าย (LL) และ แขนขวา (RA)

$$V_{II} = V_I + V_{III} = V_{LL} - V_{RA} \quad (2.2)$$

Lead III เป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าเทียบระหว่างขาซ้าย (LL) และ แขนซ้าย (LA)

$$V_{III} = V_{II} - V_I = V_{LL} - V_{LA} \quad (2.3)$$

### 2.3.2 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augment limb leads



รูปที่ 2.4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augment limb leads

เป็นการวัดแบบ Unipolar โดยวัดความต่างศักย์ระหว่างค่าศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดที่ต้องการวัด กับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดทั้งสองที่เหลือ โดยจะติดอิเล็กโทรดครบ 4 ตำแหน่ง คือ แขนซ้าย (LA) แขนขวา (RA) ขาซ้าย (LL) และ ขาขวา (RL) ซึ่งตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดนี้จะ เป็นตำแหน่งเดียวกับการติดอิเล็กโทรดแบบ Standard limb leads การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augment limb leads จะมีรูปแบบการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 3 Lead คือ aVR, aVL และ aVF ดัง แสดงในรูปที่ 2.4 ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังสมการนี้

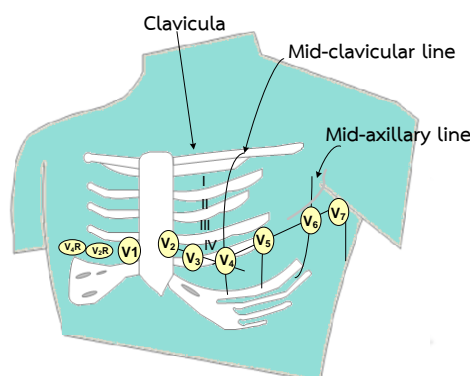
$$V_{aVR} = -\left(\frac{V_I + V_{II}}{2}\right) = V_{RA} - \left(\frac{V_{LA} + V_{LL}}{2}\right) \quad (2.4)$$

$$V_{aVL} = \left(\frac{V_I - V_{III}}{2}\right) = V_{LA} - \left(\frac{V_{RA} + V_{LL}}{2}\right) \quad (2.5)$$

$$V_{aVF} = \left(\frac{V_{II} + V_{III}}{2}\right) = V_{LL} - \left(\frac{V_{LA} + V_{RL}}{2}\right) \quad (2.6)$$

### 2.3.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Precordial chest leads

โดยการติดอิเล็กโทรดที่หน้าอกทั้งหมด 6 ตำแหน่ง ดังแสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งวัดศักย์ไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดบริเวณหน้าอกเทียบกับศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง โดยศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง คือ ค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดที่ติดตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้าย



รูปที่ 2.5 การติดอิเล็กโทรดแบบ Precordial chest leads

- V1 : ฝั่งขวาของกระดูกซี่โครงช่องที่ 4
- V2 : ฝั่งซ้ายของกระดูกซี่โครงช่องที่ 4
- V3 : อยู่บริเวณตรงกลางระหว่าง V2 และ V4
- V4 : ฝั่งซ้ายของกระดูกซี่โครงช่องที่ 5 ซึ่งอยู่ตามแนวของกระดูกไหปลาร้า
- V5 : ระดับเดียวกับ V4 ก่อนถึงรักแร้
- V6 : ระดับเดียวกับ V4 หลังรักแร้

### 2.4 สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz [13]

สัญญาณทางชีวภาพ ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เป็นสัญญาณที่ใช้วัดกระบวนการทำงานของร่างกาย ซึ่งมักมาพร้อมกับสัญญาณรบกวนเสมอ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องศึกษาสัญญาณรบกวนต่างๆ ที่เกี่ยวข้องและวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวน เพื่อจะได้สัญญาณที่มีคุณภาพและสามารถนำไปวิเคราะห์ผลต่อไปได้ ในที่นี้ จะเน้นเกี่ยวกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมากประมาณ 0.1-5 มิลลิโวลต์ [14] เมื่อมีสัญญาณรบกวนต่างๆเข้ามา จะทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดเพี้ยนและไม่สามารถวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ดังนั้นจึงต้องพิจารณาผลของสัญญาณรบกวนต่างๆ ที่มีผลกระทบต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณรบกวนหนึ่งที่มีขนาดใหญ่และส่งผลกระทบต่อตรงเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ สัญญาณจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง สามารถแบ่งสาเหตุการรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังออกเป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ การรบกวนจากสนามแม่เหล็ก และการรบกวนจากสนามไฟฟ้า



2.4.1 การรบกวนจากสนามแม่เหล็ก

กฎ Maxwell-Faraday กล่าวว่า เมื่อมีขดลวดตัวนำที่มีวงรอบวางอยู่ในบริเวณที่มีสนามแม่เหล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาจะมีการเหนี่ยวนำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าที่ปลายของขดลวด ซึ่งขนาดของศักย์ไฟฟ้าเหนี่ยวนำขึ้นกับทิศของสนามแม่เหล็กเทียบกับขดลวด ความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวด ซึ่งพิจารณาได้จากสมการที่ 2.7 ดังนี้

$$\text{Peak induced potential} = KB_M S \tag{2.7}$$

เมื่อ  $K$  = ค่าคงที่ที่ขึ้นกับทิศของสนามแม่เหล็กเทียบกับขดลวด (Volt/Wb)

$B_M$  = ค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก หน่วย Tesla หรือ (Wb/m<sup>2</sup>)

$S$  = พื้นที่ของขดลวด (m<sup>2</sup>)

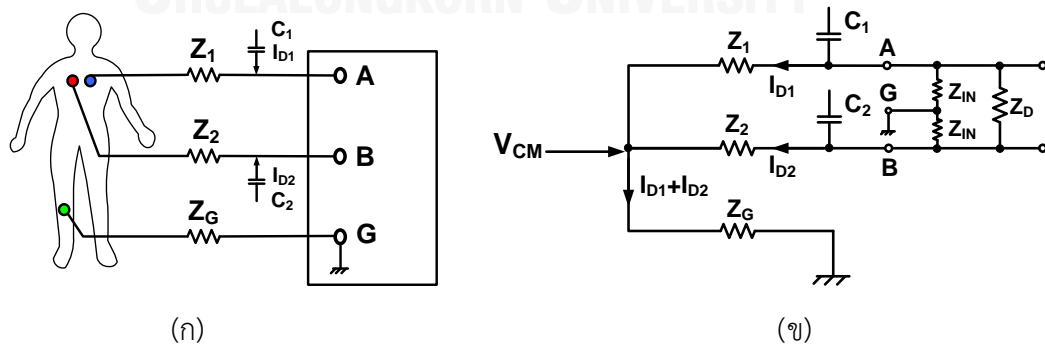
ศักย์ไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นจัดเป็นสัญญาณโหมดต่าง (Differential-mode signal) เพื่อที่จะลดผลของการรบกวนทางสนามแม่เหล็กนี้ สามารถทำได้โดยการลดพื้นที่ของวงรอบขดลวดให้เล็กที่สุด คือ พันเกลียวสายไฟเข้ามาชิดกับร่างกายผู้สู้งัย

2.4.2 การรบกวนจากสนามไฟฟ้า

การเปลี่ยนแปลงความเข้มสนามไฟฟ้าจะเหนี่ยวนำทำให้กระแสจัด (Displacement current) ไหลผ่านเข้าไปในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและร่างกายมนุษย์โดยจะผ่านค่าอิมพีแดนซ์ในส่วนต่างๆซึ่งจะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าที่จะรบกวนการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ได้ การรบกวนสนามไฟฟ้าแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ การรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ และการรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่ร่างกาย

2.4.2.1 การรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ

จากรูปที่ 2.6 แสดงผลของการรบกวนนี้ก่อนที่กระแสจัดจะวิ่งเข้าสู่ร่างกายคน กระแสจัดจะวิ่งผ่านตัวเก็บประจุแฝง จากนั้นไหลผ่านอิมพีแดนซ์ผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง  $Z_1$  และ  $Z_2$  ซึ่งเชื่อมต่ออยู่กับสายสัญญาณ แต่จะไม่ไหลผ่าน  $Z_{IN}$  ของวงจรวัด เนื่องจาก  $Z_{IN}$  มีค่ามาก ทำให้เกิดแรงดันโหมดต่าง



รูปที่ 2.6 ลักษณะการรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ

(ก) ผลของการรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่สายสัญญาณ (ข) วงจรสมมูล [13]

เมื่อ  $Z_{1,2}$  คือ ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังที่อินพุต A และ B และ กำหนดให้ค่าความต้านทานภายในของร่างกายมีค่าเท่ากับศูนย์

$Z_D$  คือ ค่าอิมพีแดนซ์ที่อินพุตของวงจรขยาย

$Z_G$  คือ ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับขั้วร่วมของวงจรขยาย หากค่าอิมพีแดนซ์ที่อินพุตของวงจรมีค่ามาก กระแสจะไหลผ่านอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังไปยัง  $Z_G$  และลงสู่กราวด์ นอกจากนี้ การใช้สายชิลด์ต่อเข้ากับขั้วร่วมของวงจรขยายจะสามารถลดค่าความเก็บประจุแฝง  $C_1$  และ  $C_2$  ในส่วนนี้ได้ และการใช้สายชิลด์ที่มีความยาวเท่ากันจะทำให้ค่ากระแสจัดของสายสัญญาณที่ 1 และ 2 ประมาณเท่ากันอีกด้วย โดยมี  $I_{D1} = I_{D2} = I_D$  ความต่างศักย์ระหว่างอินพุต A และอินพุต B หรือ แรงดันโหมดต่างมีค่าเป็นดังสมการที่ 2.8

$$V_A - V_B = I_D (Z_1 - Z_2) \tag{2.8}$$

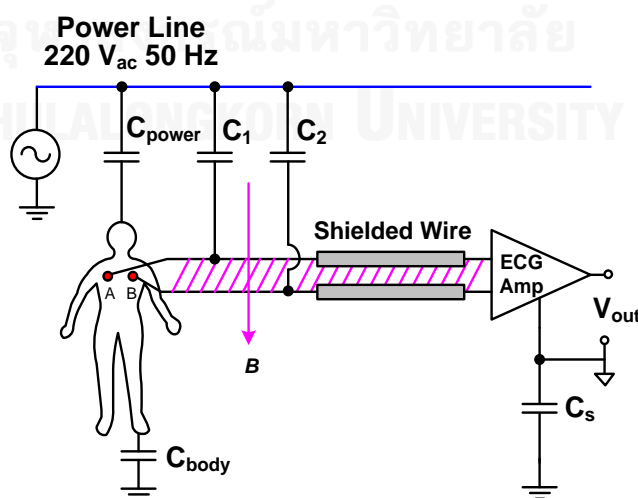
ดังนั้น เพื่อที่จะลดสัญญาณรบกวนแรงดันโหมดต่างซึ่งเกิดจากความไม่เท่ากันของค่าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดได้ ต้องพยายามลดค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนังให้มีค่าต่ำโดยการขัดผิวก่อนติดอิเล็กโทรด

### 2.4.2.2 การรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลเข้าสู่ร่างกาย

เมื่อกระแสจัดไหลเข้าสู่ร่างกายซึ่งร่างกายส่วนต่างๆจะมีค่าอิมพีแดนซ์ที่ต่างกัน ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมที่ส่วนต่างๆของร่างกายไม่เท่ากันซึ่งค่าอิมพีแดนซ์ภายในร่างกายมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรด ดังนั้นเมื่อมีกระแสจัดไหลผ่านอิมพีแดนซ์ภายในร่างกาย  $Z_1$  ที่อยู่ระหว่างขั้วอิเล็กโทรดทั้งสอง จะทำให้เกิดแรงดันโหมดต่าง ดังสมการที่ 2.9

$$V_{ac} = Z I_D \tag{2.9}$$

การวางตำแหน่งอิเล็กโทรดไว้ใกล้กันหรือไม่ห่างจนเกินไป จะช่วยลดค่าอิมพีแดนซ์ภายในร่างกายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรดทั้งสอง ซึ่งลดผลการเกิดสัญญาณรบกวนหรือแรงดันโหมดต่างดังกล่าว



รูปที่ 2.7 แบบจำลองการรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz

ระหว่างสายส่งกำลังกับผิวหนังของมนุษย์เปรียบเสมือนค่าตัวเก็บประจุและทำให้กระแสขจัดไหลจากแหล่งจ่ายกำลังผ่านตัวเก็บประจุทั้ง  $C_{power}$ ,  $C_{body}$  และผ่านเข้าสู่ร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 2.7 เป็นผลทำให้ร่างกายมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าระดับกราวด์ซึ่งค่าศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดแรงดันโหมตร่วม ( $V_{CM}$ ) ซึ่งแรงดันโหมตร่วมจะปรากฏที่อินพุต A และ B ของวงจรถยาย ซึ่งแรงดันโหมตร่วมนี้ไม่ควรจะไปปรากฏที่เอาต์พุตของวงจรถวาย ทั้งนี้จากรูปที่ 2.6 สามารถแสดงสมการของแรงดันโหมตร่วมได้จากสมการที่ 2.10

$$V_{CM} = I_D Z_G \quad (2.10)$$

ค่า **CMRR** (Common-Mode Rejection Ratio) คือ อัตราส่วนของอัตราขยายแรงดันโหมตต่างต่ออัตราขยายแรงดันโหมตร่วมของวงจรถวายสามารถแสดงเป็นสมการได้ดังนี้

$$CMRR = 20 \log \left( \frac{A_{DM}}{A_{CM}} \right) = 20 \log X \quad (2.11)$$

เมื่อ  $A_{DM}$  คือ ค่าอัตราขยายแรงดันโหมตต่าง

$A_{CM}$  คือ ค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วม

$X$  คือ อัตราส่วนอัตราขยายแรงดันโหมตต่างต่อแรงดันโหมตร่วม

ค่าแรงดันโหมตร่วมจะถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันโหมตต่างซึ่งจะเกิดที่อินพุตของวงจรถวายสามารถอธิบายได้จากสมการที่ 2.12 โดยที่ค่าแรงดันโหมตต่างมีค่าน้อยเมื่อ CMRR มีค่าสูง

$$V_{ac} = \left( \frac{V_{CM}}{X} \right) \times A_{DM} \quad (2.12)$$

นอกจากนี้ความไม่เท่ากันของอิมพีแดนซ์อินพุตทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่อินพุตมีค่าต่างกันเนื่องจากเกิดผลต่างของการแบ่งแรงดันระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ของอินพุตและค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรถวาย ซึ่งสามารถพิจารณาความต่างศักย์ที่อินพุต A และ อินพุต B ได้จากรูปที่ 2.6 โดยสมมติให้อินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรถวายมีค่าเท่ากัน  $Z_{in} = Z'_{in} = Z''_{in}$  และพิจารณาได้จากสมการที่ 2.13 ดังนี้

$$V_A - V_B = V_{CM} \left( \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right) \quad (2.13)$$

จากสมการที่ 2.13 ค่าแรงดันโหมตร่วมจะถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันโหมตต่าง เมื่ออิมพีแดนซ์ของอินพุตมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นเพื่อที่จะลดผลของความไม่เท่ากันจากค่าอิมพีแดนซ์ของอินพุตนี้จะต้องให้ค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรถวายมีค่ามากกว่าค่าอิมพีแดนซ์ของอินพุต นอกจากนี้การที่ค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรถวายที่มีค่ามากยังจะช่วยลดการเกิด Loading effect ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

นอกจาก สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังดังกล่าวแล้วยังมีสัญญาณรบกวนทางชีวภาพที่มีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกด้วย เช่น สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว การออกกำลังกาย

การหายใจ กิจกรรมเหล่านี้ทำให้เกิดการเลื่อนของสัญญาณเบส สำหรับการรบกวนจากการขยับอิเล็กโทรดจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง และการรบกวนจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งเกิดจากการเกร็งกล้ามเนื้อ สัญญาณที่เกิดขึ้นมักจะมีแอมพลิจูดขนาดเล็กและความถี่สูง

## 2.5 การสื่อสารไร้สายระยะสั้น (Short range wireless communication)

ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายมาใช้ประโยชน์ในด้านวิทยาศาสตร์และการแพทย์เป็นจำนวนมาก ซึ่งการสื่อสารไร้สายนี้มีประสิทธิภาพที่จะสื่อสารได้ทั้งในระยะใกล้และระยะไกล โดยการเลือกใช้ระยะการสื่อสารขึ้นกับจุดประสงค์ของการนำไปประยุกต์ใช้งานในแต่ละประเภท ซึ่งการสื่อสารไร้สายระยะสั้น ถูกออกแบบสำหรับ ระบบขนาดเล็กให้สามารถสื่อสารได้ภายในพื้นที่ที่จำกัด และมีการใช้กำลังงานต่ำ (Low power consumption) โดยสื่อสารผ่านคลื่นวิทยุ ซึ่งรับ-ส่งข้อมูลแทนสายเคเบิล การสื่อสารไร้สายระยะสั้นนี้จะมีระเบียบวิธีการสื่อสารหรือโปรโตคอลหลายชนิด ดังนั้นควรเลือกใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมสำหรับจุดประสงค์ของระบบที่จะพัฒนา ซึ่งต้องพิจารณาคุณสมบัติและมาตรฐานของโปรโตคอลต่างๆ [15] การสื่อสารไร้สายระยะสั้นสามารถแบ่งออกเป็น 4 โปรโตคอล คือ Bluetooth, Zigbee, Ultra Wide Band และ Wi-Fi

### 2.5.1 ประเภทของการสื่อสารไร้สายระยะสั้น

#### 2.5.1.1 Bluetooth

เป็นการสื่อสารไร้สายระยะสั้นที่รู้จักในมาตรฐานที่มีชื่อว่า IEEE 802.15.1 ที่ถูกนำมาใช้แทนที่การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์แบบมีสาย ซึ่งเหมาะสำหรับงานที่ต้องการอัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลปานกลาง ซึ่งมีอัตราเร็วที่ 1Mb/s โดยมีระยะทางมากสุดในการรับ-ส่ง ข้อมูลประมาณ 10 เมตร และจัดอยู่ในประเภทของเครือข่ายซึ่งเป็นที่รู้จักของ wireless personal area network (WPAN) โดยมีรูปแบบการเชื่อมต่อโครงข่าย คือ Piconet หรือ Scatternet

#### 2.5.1.2 Ultra Wide Band (UWB)

เป็นการสื่อสารอยู่ในมาตรฐานที่มีชื่อว่า IEEE 802.15.3 เป็นการสื่อสารแบบระยะสั้นเหมาะสมสำหรับส่งข้อมูลได้ในที่ร่มหรือภายในอาคาร โดยเป็นการสื่อสารไร้สายที่มีอัตราเร็วสูงสุด ในการรับ-ส่งข้อมูล 110 Mbps และสูงสุดถึง 480 Mbps และเพียงพอต่อการส่งข้อมูลแบบมัลติมีเดีย เช่น การส่งข้อมูลเสียงและวิดีโอ ที่สามารถใช้กับเครือข่ายภายในบ้าน โดยระยะทางสูงสุดที่สามารถรับ-ส่ง ข้อมูล ประมาณ 10 เมตร [15]

#### 2.5.1.3 Zigbee

เป็นการสื่อสารที่รู้จักในมาตรฐานที่มีชื่อว่า IEEE 802.15.4 มีคุณสมบัติกินกำลังไฟฟ้าต่ำซึ่งโดยทั่วไปแล้ว ถ้าไม่มีหน้าที่รับ-ส่งข้อมูลใดๆแล้ว อุปกรณ์ปลายทางต่างๆจะอยู่ในสถานะหลับอยู่ตลอดเวลา เพื่อเป็นการประหยัดพลังงาน โปรโตคอลนี้เหมาะสำหรับงานที่ต้องการอัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลต่ำ ซึ่งมีอัตราเร็วที่ 250 kbps ยกตัวอย่างเช่น การรายงานการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในโรงงาน เนื่องจากอุณหภูมิมีการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างช้าจึงสามารถใช้อุปกรณ์ที่มีอัตรา

ความเร็วต่ำอย่าง Zigbee ได้ โดยระยะทางมากสุดในการรับ-ส่ง ข้อมูลประมาณ 10 -100 เมตร สำหรับ Zigbee นี้จะนิยมใช้การวางเครือข่ายแบบ มัลติฮอป ( Multi-hop) และ เมช (Mesh)

#### 2.5.1.4 Wi-Fi

มีมาตรฐานที่มีชื่อว่า IEEE 802.11 a/b/g/n จัดอยู่ในประเภทเครือข่ายที่มีชื่อว่า Wireless Local Area Network โพรโตคอลนี้เหมาะสำหรับงานที่ต้องการอัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลที่สูง ซึ่งมีอัตราเร็วที่ 54 Mbps จุดเด่นของใช้โพรโตคอลนี้ คือ มีระยะทางในการรับ-ส่งข้อมูลมากที่สุดถึง 100 เมตร มาตรฐานการสื่อสารไร้สายได้กำหนดลักษณะการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ภายในเครือข่าย ออกเป็น 2 ลักษณะคือ Infrastructure และ โหมด Ad-Hoc หรือ Peer-to-Peer

โหมด Infrastructure โดยทั่วไปแล้วอุปกรณ์เครือข่าย Wi-Fi จะเชื่อมต่อกันในลักษณะของ โหมด Infrastructure ซึ่งเป็นโหมดที่อนุญาตให้อุปกรณ์ภายในเครือข่ายสามารถเชื่อมต่อกับเครือข่ายอื่นได้ ซึ่งปกติแล้วจะเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ทำให้ผู้ใช้สามารถท่องอินเทอร์เน็ตได้โดยมีการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ภายในเครือข่ายเข้ากับสถานีแม่ข่ายหรือ Access point ซึ่งบริเวณของเครือข่าย Wi-Fi ในโหมด Infrastructure เรียกว่า Basic Service Set (BSS) ซึ่งสถานีผู้ใช้ภายในขอบเขตของ BSS นี้จะสามารถติดต่อสื่อสารข้อมูลกันได้โดยผ่านสถานีแม่ข่าย

โหมด Ad-Hoc หรือ Peer-to-Peer เป็นเครือข่ายปิด คือไม่มีสถานีแม่ข่ายและไม่มีการเชื่อมต่อกับเครือข่ายอื่น ซึ่งบริเวณของเครือข่าย Wi-Fi ในโหมด Ad-Hoc นี้ จะถูกเรียกว่า Independent Basic Service Set (IBSS) โดยที่ สถานีผู้ใช้หนึ่งสามารถติดต่อสื่อสารข้อมูลกับสถานีผู้ใช้อื่นๆในเขต IBSS เดียวกันได้โดยตรง และไม่ต้องผ่านสถานีแม่ข่าย แต่สถานีผู้ใช้จะไม่สามารถรับส่งข้อมูลกับเครือข่ายอื่นๆได้

### 2.5.2 การเปรียบเทียบคุณสมบัติของการสื่อสารไร้สายระยะสั้น

จากตารางที่ 2.1 กล่าวถึงการเปรียบเทียบคุณสมบัติต่างๆของ Bluetooth, UWB, Zigbee และ Wi-Fi [9] ซึ่งจะช่วยพิจารณาในการเลือกชนิดของมาตรฐานเครือข่ายให้เหมาะสมกับการใช้งานได้ง่ายมากขึ้น นอกจากคุณสมบัติดังที่กล่าวมาแล้ว ยังต้องพิจารณาคูณสมบัติอื่นๆ ร่วมด้วยในที่นี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติหลักๆ คือ ความเร็วในการส่งข้อมูล ยานความถี่สำหรับการส่งข้อมูล และการใช้กำลังงาน

#### 2.5.2.1 ความเร็วในการส่งข้อมูล

การส่งข้อมูลเร็วหรือช้าขึ้นกับอัตราเร็วในการส่งข้อมูล ขนาดของข้อมูลและ ระยะทางในการส่งข้อมูลระหว่างตัวรับ-ส่ง ทั้งนี้แต่ละระบบจะตอบสนองเวลาสำหรับการส่งข้อมูลที่เหมาะสมแตกต่างกันออกไป จากการเปรียบเทียบเวลาในการส่งข้อมูล พบว่า Zigbee ใช้ระยะเวลานานในการส่งข้อมูลมากที่สุดเนื่องจาก มีอัตราการส่งข้อมูลที่ช้าที่สุด 250 kbps ในขณะที่ UWB ใช้ระยะเวลาในการส่งข้อมูลน้อยที่สุดซึ่งอัตราการส่งข้อมูลที่เร็วที่สุดคือ UWB มีอัตราเร็ว อยู่ที่ 110 Mbps แต่ไม่ได้อยู่ในมาตรฐานของ 802.15.3 ในปัจจุบัน จึงไม่สามารถนำมาใช้ได้จริง

ตารางที่ 2.1 การเปรียบเทียบคุณสมบัติของโปรโตคอลแต่ละชนิด

Standard	Bluetooth	UWB	Zigbee	Wi-Fi
IEEE	802.15.1	802.15.3a*	802.15.4	802.11a/b/g/n
Frequency band	2.4GHz	3.1-10.6GHz	868/915MHz ,2.4GHz	2.4GHz, 5GHz
Max signal rate	1 Mbps	110 Mbps	250 kbps	54 Mbps
Nominal range	10 m	10 m	10-100 m	100 m
Channel bandwidth	1 MHz	500MHz-7.5GHz	0.3/0.6 MHz,2 MHz	22 MHz
Basic cell	Piconet	Piconet	Star,Mesh	BSS,IBSS
Coding efficiency	94.41	97.94	76.52	97.18

\* unapproved draft

### 2.5.2.2 ย่านความถี่สำหรับการส่งข้อมูล และการใช้กำลังงาน

การสื่อสารผ่านทางคลื่นวิทยุที่อยู่ในย่านความถี่ ISM (Industrial Scientific and Medical) ซึ่งเป็นย่านความถี่สาธารณะสามารถใช้งานโดยไม่ต้องขออนุญาต โดยแต่ละประเทศมีช่องสัญญาณที่อนุญาตให้ใช้งานได้แตกต่างกัน สำหรับประเทศไทยย่านความถี่ที่อนุญาตให้ใช้งานได้ ในย่านความถี่คือ 2400-2500 MHz [16] จากตารางที่ 2.1 ระยะทางในการรับ-ส่งข้อมูลของ Wi-Fi มีรัศมีมากที่สุดถึง 100 เมตร นอกจากนี้ Wi-Fi ยังมีจุดเด่นในเรื่องของ มีอัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลสูง โดยสามารถส่งขนาดข้อมูลปริมาณมากโดยใช้เวลาในการส่งข้อมูล (Transmission time) น้อย ใช้พลังงานต่ำสามารถใช้ความถี่ในย่านสาธารณะ คือ 2.4 GHz ได้ และสะดวกในการสื่อสารกับอุปกรณ์อื่นโดยไม่มีปัญหา เนื่องจากผ่านการรับรองโดย Wi-Fi certified สำหรับด้านการใช้กำลังงาน โดยปกติ Bluetooth และ Zigbee ถูกออกแบบให้เป็นอุปกรณ์สำหรับพกพา ซึ่งเหมาะสำหรับใช้อัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลที่ต่ำจะทำให้ใช้พลังงานต่ำกว่า UWB และ Wi-Fi จึงสามารถใช้แบตเตอรี่ได้นานกว่า ในขณะที่ ถ้าต้องการให้ Bluetooth และ Zigbee ส่งข้อมูลด้วยอัตราความเร็วสูง จะทำให้มีการใช้พลังงานมากกว่า UWB และ Wi-Fi ซึ่งสามารถเปรียบเทียบอัตราส่วนจากการใช้พลังงานแต่ละชนิดเทียบกับอัตราความเร็วการรับ-ส่ง ข้อมูล เรียกว่า Normalize energy consumption และมีหน่วยเป็น (mJ/Mb) ดังนั้นงานที่ต้องการใช้อัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลที่สูงจึงเหมาะกับ UWB และ Wi-Fi มากกว่า เนื่องจากกินพลังงานต่ำกว่า Bluetooth และ Zigbee

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ เราได้เลือกใช้เน็ตเวิร์กแบบ Wi-Fi ในการส่งข้อมูลทางสุขภาพของผู้ป่วยไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแล แม้ว่าการส่งข้อมูลอัตราการเดินของหัวใจในระบบจะไม่จำเป็นต้องใช้อัตราความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลที่สูงมากเมื่อเทียบกับอัตราความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลของ Wi-Fi แต่เนื่องจากเราต้องการให้การเฝ้าระวังสามารถครอบคลุมบริเวณบ้านได้ทั้งหมดซึ่งควรมีระยะ

มากกว่า 10 เมตร อีกทั้งเราต้องนำทรัพยากรที่มีอยู่แล้วมาใช้ ทั้งในส่วนของสมาร์ทโฟนและ Wi-Fi router เราจึงเลือกใช้การสื่อสารไร้สายแบบ Wi-Fi มาใช้ในวิทยานิพนธ์ โดยกำหนดให้ขนาดของบ้านที่สามารถใช้งานระบบมีรัศมีประมาณไม่เกิน 100 เมตร ตามมาตรฐานของ Wi-Fi ที่กล่าวไว้ในตารางที่ 2.1

## 2.6 คุณสมบัติของสมาร์ทโฟน

สมาร์ทโฟนเป็นโทรศัพท์เคลื่อนที่มีฟังก์ชันการทำงานที่หลากหลายและมีประสิทธิภาพในการประมวลผลและการเชื่อมต่อสูง ซึ่งถือได้ว่าเป็นหนึ่งในคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ทุกวันนี้สมาร์ทโฟนได้รวม กล้องถ่ายรูป / วิดีโอ และ เครื่องเล่นเพลง เล่นเกมส์ ดูทีวีแบบออนไลน์ ระบบนำทางแบบอัตโนมัติและอีกมากมายไว้ในมือถือเครื่องเดียว นับได้ว่าเป็นอุปกรณ์ที่ให้ความสะดวกสบายกับผู้ใช้อย่างมาก อีกหนึ่งลักษณะเด่นของสมาร์ทโฟน คือ สามารถเชื่อมต่อกับ Bluetooth Wi-Fi GPS หรือ 3G ได้ โดยผู้ใช้สามารถท่องอินเทอร์เน็ตผ่านทางเวปเบราว์เซอร์ โดยเข้าถึงข้อมูลได้ทีไหนและเมื่อไรก็ได้ นอกจากนี้ สมาร์ทโฟนยังสามารถทำหน้าที่เป็น Wi-Fi hot spots ซึ่งนำมาแทน wireless router และ โมเด็มได้ ปัจจุบัน สมาร์ทโฟนรุ่นใหม่จะมีระบบทัสกรีนหรือ ระบบจอสัมผัสความละเอียดสูง ทำให้เห็นภาพที่คมชัดขึ้นและในอนาคตคาดว่าจะมีความละเอียดของหน้าจอสูงขึ้นเทียบเท่ากับทีวีความละเอียด HD นอกจากนี้สมาร์ทโฟนบางรุ่นสามารถรองรับเครือข่าย LTE ซึ่งเริ่มใช้งานในบางประเทศแล้ว เช่น ญี่ปุ่น อเมริกา เกาหลีใต้ อีกสิ่งหนึ่งที่ทำให้สมาร์ทโฟนต่างจากโทรศัพท์เคลื่อนที่ทั่วไป คือ ระบบปฏิบัติการ (OS) มักรู้จักในชื่อในนามบริษัทผู้ผลิต เช่น Apple iOS Google Android BlackBerry OS Symbian และ Microsoft Window 7 ซึ่งระบบปฏิบัติการนี้จะติดตั้งบนสมาร์ทโฟนที่ช่วยให้การทำงานของโทรศัพท์มีประสิทธิภาพและสามารถรองรับแอปพลิเคชันต่างๆได้ ซึ่งในปัจจุบัน มีจำนวนแอปพลิเคชันมีมากมายมหาศาล เพื่อตอบสนองต่อผู้ใช้งานมากที่สุด เช่น แอปพลิเคชันนำทาง แอปพลิเคชันอ่านเอกสาร แอปพลิเคชันเข็มทิศ เป็นต้น นอกจากนี้ยังเปิดโอกาสให้นักพัฒนาได้คิดค้นแอปพลิเคชันได้อย่างอิสระและสัมพันธ์กับระบบฮาร์ดแวร์ของสมาร์ทโฟนที่มีอยู่ เช่น หน่วยความจำของสมาร์ทโฟนสำหรับเก็บข้อมูล เซนเซอร์ตรวจจับความเร่ง (Accelerometer sensor) กล้องถ่ายรูป และอีกมากมาย จากคุณสมบัติที่มีประสิทธิภาพของสมาร์ทโฟน ผู้พัฒนามักนำเอาสมาร์โฟนนำไปใช้ร่วมกับงานอื่น โดยการพัฒนาแอปพลิเคชันต่างๆเพื่อรองรับการใช้งานตามความต้องการ ทั้งนี้เพื่อเพิ่มความยืดหยุ่นในการใช้งานมากขึ้น เช่น การนำไปใช้ควบคุมการเคลื่อนที่ของเฮลิคอปเตอร์ขนาดเล็กที่ควบคุมด้วยสมาร์ทโฟนผ่านการสื่อสารไร้สายแบบ Wi-Fi โดยแอปพลิเคชันนี้จะสามารถควบคุมทิศทางของการบินจากการใช้เซนเซอร์ตรวจจับความเร่งในสมาร์ทโฟน นอกจากนี้บริษัทต่างๆได้นำสมาร์โฟนมาประยุกต์ใช้งานกับสินค้าของบริษัทมากขึ้นเพื่อต้องการเพิ่มทางเลือกให้กับลูกค้า เช่น พัฒนาแอปพลิเคชันที่นำไปใช้ร่วมกับเครื่องพิมพ์เอกสาร โดยจะส่งผ่านการติดต่อไร้สายแบบ Wi-Fi ระหว่างสมาร์โฟนกับเครื่องพิมพ์เอกสารแทนการเชื่อมต่อแบบมีสายระหว่างเครื่องพิมพ์เอกสารและคอมพิวเตอร์

## 2.7 ทบทวนวรรณกรรม

ในปี ค.ศ. 2001 Daja และคณะ [17] ได้พัฒนาอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบฝังตัวอยู่ในโทรศัพท์เคลื่อนที่ ซึ่งอิเล็กทรอนิกส์โลหะจะฝังตัวอยู่ด้านนอกของโทรศัพท์เคลื่อนที่เพื่อทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยถ้าผู้สูงวัยรู้สึกอาการไม่ดี ผู้สูงวัยจะใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาดพกพานี้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งไปแสดงผลยังศูนย์การแพทย์ (Medical center) เพื่อเฝ้าระวังอาการ วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เก็บข้อมูลสุขภาพผู้สูงวัยเพื่อทำการเปรียบเทียบข้อมูลต่างๆ ตลอดจนให้คำแนะนำทางการแพทย์ โดยผ่านเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่ โดยวัตถุประสงค์หลักของงานวิทยานิพนธ์นี้ ต้องการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้งานโทรศัพท์เคลื่อนที่ทางด้านการแพทย์ทั้งในเรื่องของการพัฒนาระบบให้สอดคล้องกับระบบการให้บริการจากศูนย์การแพทย์ที่มีอยู่ในขณะนั้น เพื่อให้ผู้สูงวัยได้รับการวินิจฉัยรวดเร็วจากการเฝ้าระวังแบบเวลาจริงซึ่งการพัฒนาระบบนี้จะมาแทนระบบที่ใช้การตรวจแบบระยะสั้นในโรงพยาบาลและเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอด 24 ชั่วโมง ซึ่งทั้งสองระบบนี้ไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัยและไม่ทันเวลากับเหตุการณ์ฉุกเฉิน การพัฒนาระบบนี้ยังต้องการให้ผู้สูงวัยได้รับการเฝ้าระวังอย่างต่อเนื่องซึ่งผู้สูงวัยสามารถอยู่ไกลจากศูนย์การแพทย์ อีกทั้ง ไม่จำกัดเรื่องสถานที่การเฝ้าระวังเนื่องจากเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่ได้ครอบคลุมพื้นที่สำหรับให้บริการได้ทั้งหมด

ปี 2005 Yu และ Cheng [18] สร้างระบบเพื่อเฝ้าระวังผู้สูงวัยแบบระยะใกล้และระยะไกล โดยระบบนี้จะสนับสนุนให้ผู้สูงวัยเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระและสามารถเฝ้าระวังผู้สูงวัยได้อย่างต่อเนื่องผ่านทางระบบเครือข่ายไร้สายแบบผสม โดยเป็นการส่งข้อมูลผ่านมาตรฐาน Bluetooth ผสมกับการส่งข้อมูลผ่านมาตรฐาน Wi-Fi ซึ่งระบบนี้มีจุดเด่นที่ออกแบบให้มี หน่วยเคลื่อนที่ และ หน่วยเฝ้าระวัง ซึ่ง หน่วยเคลื่อนที่จะอยู่ติดกับตัวผู้สูงวัยเพื่อวัดสัญญาณจากร่างกายผู้สูงวัย และส่งสัญญาณเข้าไปที่ หน่วยเฝ้าระวัง ซึ่งหน่วยเฝ้าระวังมีองค์ประกอบ 4 หน่วยคือ local monitor unit, control center unit, mobile device monitor unit (PDA), web page monitor unit

ในปี 2006 Leijdekkers และ Gay [19] ได้พัฒนาระบบการเฝ้าระวังผู้สูงวัยที่เป็นโรคหัวใจที่มีความเสี่ยงสูงและจำเป็นต้องมีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา เมื่อผู้สูงวัยมีอาการผิดปกติโดยการวิเคราะห์สัญญาณเพื่อตรวจจับความผิดปกติจะทำที่อุปกรณ์วัด โดยการระบบจะแจ้งเตือนแบบอัตโนมัติไปยังสมาร์ตโฟนของผู้ดูแลหรือโรงพยาบาลผ่านเครือข่ายโทรศัพท์มือถือ ซึ่งจุดเด่นของงานวิจัยนี้ คือ ระบบสามารถปรับแต่งให้เข้ากับสุขภาพผู้สูงวัยของแต่ละบุคคลได้ นอกจากนี้ยังสามารถระบุตำแหน่งหรือสถานที่ของผู้สูงวัย เมื่อเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉินได้

ในปี 2007 Hong และคณะ [20] ได้ออกแบบระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะดูแลสุขภาพและติดตามการเคลื่อนไหวของผู้สูงวัย ผู้สูงวัยหรือคนพิการตลอด 24 ชม. เพื่อรับกับสถานการณ์ฉุกเฉินได้ โดยมีเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 ช่องสัญญาณ และเครื่องตรวจวัดความเคลื่อนไหวของร่างกายแบบ 3 แกน โดยใช้เซนเซอร์ตรวจจับความเร่งเมื่อตรวจพบว่ามีความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือสัญญาณจากการวัดความเคลื่อนไหว เช่น ผู้สูงวัยหกล้ม ข้อมูลจะถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำ จากนั้นจะถูกส่งไปยังมือถือโดยมี Zigbee เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ส่งและรับสัญญาณที่



เชื่อมต่ออยู่กับอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและมือถือตามลำดับ จากนั้นส่งสัญญาณดังกล่าวไปยังเซิร์ฟเวอร์ที่อยู่ห่างไกลหรือศูนย์ให้บริการทางการแพทย์ โดยผ่านเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่

ในปี 2008 Z. Xu และ Z. Fang [6] พัฒนาระบบเฝ้าระวังสำหรับผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีความเสี่ยงสูง โดยข้อมูลของผู้ป่วยจะถูกส่งให้ศูนย์การแพทย์ผ่านทางเครือข่ายไร้สายแบบ GPRS ซึ่งเป็นการส่งข้อมูลแบบระยะไกล โดยทางศูนย์การแพทย์จะทำการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอัตโนมัติ และทำการบันทึกข้อมูลของผู้ป่วยแบบเวลาจริง ทั้งนี้ผู้ป่วยสามารถติดต่อกับผู้เชี่ยวชาญด้านโรคหัวใจที่อยู่ศูนย์การแพทย์โดยตรง โดยผู้เชี่ยวชาญจะให้คำแนะนำต่างๆ จุดเด่นของระบบนี้ คือ ระบบสามารถเฝ้าระวังผู้ป่วยจำนวนมากได้พร้อมกันรวมถึงมีการนำเทคโนโลยี GPS มาใช้ในการระบุตำแหน่งของผู้ป่วยได้ สำหรับกรณีฉุกเฉิน ระบบจะแจ้งเตือนไปยังหน่วยเฝ้าระวังเคลื่อนที่หรือรถพยาบาลเพื่อทำการช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันเวลา

ในปี 2010 Yu และคณะ [21] ได้พัฒนาระบบอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปประมวลผลและแปลงสัญญาณ A/D ด้วย ARM9 สามารถส่งข้อมูลไปยังศูนย์บริการทางการแพทย์หรือโรงพยาบาลโดยผ่านทาง GSM network ซึ่งมี GSM wireless module เป็นตัวส่งและตัวรับ ซึ่งระบบที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยมีวัตถุประสงค์ คือ ตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในรถพยาบาล และส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปที่โรงพยาบาล เพื่อให้แพทย์และผู้เชี่ยวชาญสามารถเตรียมเครื่องมือล่วงหน้าได้ก่อนที่ผู้ป่วยจะถึงโรงพยาบาล และ จุดเด่นของระบบ คือ เป็นการส่งแบบ Realtime อีกทั้งสามารถส่งข้อมูลได้ในระยะไกลและรวดเร็ว

ในปี 2010 Yoshizawa และคณะ [22] ได้พัฒนาระบบเฝ้าระวัง สำหรับให้บริการตรวจเยี่ยมคนไข้ตามบ้าน โดยแพทย์สามารถอยู่ที่โรงพยาบาล มีจุดประสงค์ เพื่อต้องการลดปัญหาเรื่องค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ที่สูง และลดปัญหาการขาดผู้เชี่ยวชาญที่ให้บริการบริเวณนอกเมืองในประเทศญี่ปุ่น สำหรับในส่วนของการพัฒนานี้ จะพัฒนาเครื่องวัดสัญญาณทางชีวภาพต่างๆ เช่น เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดและส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านการสื่อสารไร้สายตามมาตรฐาน Bluetooth จากนั้นระบบจะนำข้อมูลสุขภาพจากคอมพิวเตอร์ส่งต่อไปที่ศูนย์โรงพยาบาลโดยสามารถส่งภาพความละเอียดสูงและเสียง ผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

ในปี 2011 Apostu และคณะ [23] พัฒนาระบบเฝ้าระวังและการแจ้งเตือนแบบไร้สาย โดยมีวัตถุประสงค์ ให้ใช้กับผู้สูงวัยโรคหัวใจที่อยู่คนเดียวภายในบ้านหรือ สถานพยาบาล โดยที่ผู้สูงวัยไม่มีอาการร้ายแรงแต่จำเป็นต้องได้รับการตรวจและเฝ้าระวังอยู่เสมอ จาก ผู้เชี่ยวชาญหรือสมาชิกในครอบครัว สำหรับการพัฒนา จะพัฒนาอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา จะติดอยู่กับตัวผู้สูงวัย โดยจะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งข้อมูลไปที่คอมพิวเตอร์ เพื่อทำการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจและตรวจจับหาความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บันทึกข้อมูลและแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านการสื่อสารไร้สายแบบ Zigbee นอกจากนี้ยังสามารถ เฝ้าระวังและแจ้งเตือน แบบระยะไกลได้โดยส่งข้อมูลไปยังแพทย์ ผู้เชี่ยวชาญ สมาชิกในครอบครัว ผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

จากที่ได้กล่าวถึงบทความในข้างต้น วิทยานิพนธ์นี้จะนำเสนอการพัฒนาระบบเฝ้าระวังสุขภาพผู้สูงวัยที่บ้านที่มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจและพักอาศัยอยู่ในบ้านร่วมกับผู้ดูแล ซึ่งมีความเหมาะสมกับสภาพสังคมไทย ระบบที่พัฒนานี้ ได้ถูกออกแบบให้มีคุณสมบัติในการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้สูงวัยที่บ้านโดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi ซึ่งจะช่วยเพิ่มความยืดหยุ่นในการเฝ้าระวังระหว่างผู้ป่วยและผู้ดูแล โดยผู้ดูแลไม่จำเป็นต้องอยู่เฝ้าผู้ป่วยตลอดเวลา สำหรับในภาพรวมระบบมีองค์ประกอบ 2 ส่วน ได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาสำหรับผู้สูงวัย และแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนสำหรับผู้ดูแล ระบบมีการทำงานแบบเวลาจริง ผู้ดูแลสามารถตรวจสอบสถานะของผู้สูงวัยได้ง่ายผ่านแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟน และระบบยังพร้อมแจ้งเตือนได้ทันทีเมื่อเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉินตามเงื่อนไขของอุปกรณ์ ได้แก่ ได้แก่ ผู้สูงวัยมีอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ ผู้สูงวัยกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อร้องขอความช่วยเหลือ และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแบตเตอรี่ต่ำ

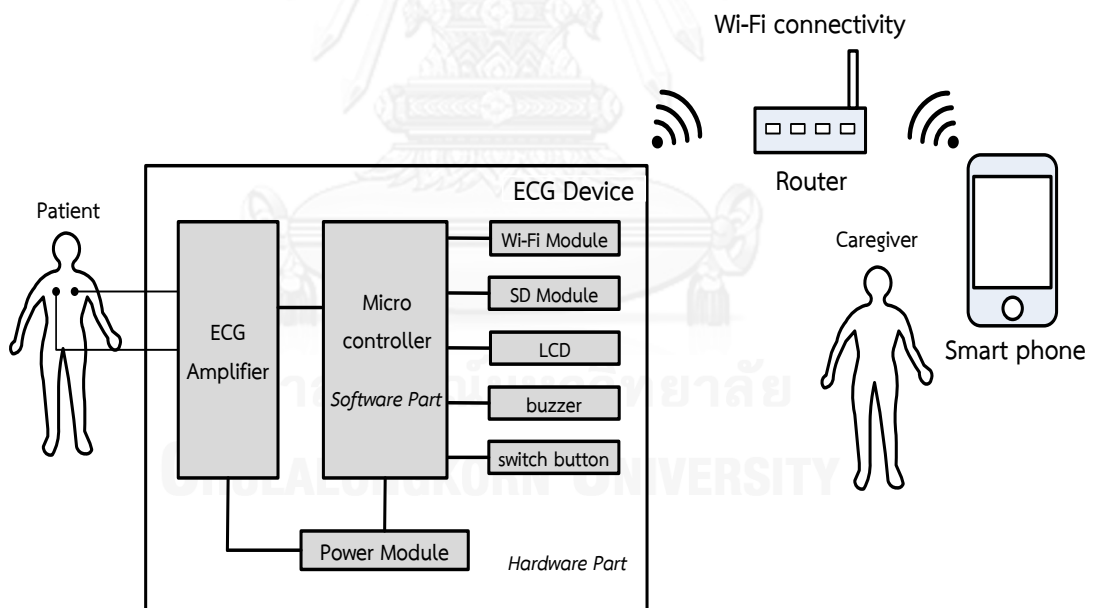


จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

### บทที่ 3

## การออกแบบระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงอายุ โดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi

ระบบที่พัฒนานี้ ได้ถูกออกแบบให้มีคุณสมบัติในการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้สูงอายุที่บ้านโดยใช้เครือข่ายแบบ Wi-Fi สำหรับในภาพรวม ระบบจะต้องสามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กทรอนิกส์พร้อมกับปรับปรุงคุณภาพสัญญาณในเบื้องต้น แล้วแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลต่อมาสัญญาณจะต้องถูกประมวลผลเพื่อวิเคราะห์หาอัตราการเต้นของหัวใจแล้วส่งค่าอัตราการเต้นหัวใจไปยังสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่ายแบบ Wi-Fi หากตรวจพบความผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ อุปกรณ์นี้จะบันทึกข้อมูลลงในหน่วยความจำแบบ SD สำหรับสมาร์ทโฟนซึ่งอยู่กับผู้ดูแล ซอฟต์แวร์ภายในสมาร์ทโฟนจะถูกพัฒนาให้แสดงข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงอายุและพร้อมที่จะแจ้งเตือนผู้ดูแลเมื่อเกิดเหตุการณ์ที่ผิดปกติ ได้แก่ ผู้สูงอายุมีอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ ผู้สูงอายุกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อร้องขอความช่วยเหลือ และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแบตเตอรี่ต่ำ จากที่ได้กล่าวมาข้างต้น องค์ประกอบหลักของระบบที่พัฒนาขึ้นมีทั้งหมด 2 ส่วน ได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ติดอยู่กับตัวผู้สูงอายุและแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนที่ติดอยู่กับผู้ดูแล ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 องค์ประกอบของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้สูงอายุ

และจากตารางที่ 3.1 ได้แสดงคุณสมบัติของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการ ออกแบบ สำหรับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้กำหนดให้ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ 9 V แบ่งการทำงาน ย่อยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ใน ส่วนวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นแบบ 2 อิเล็กโทรดเพื่อความสะดวกในการใช้งาน ประกอบด้วย วงจรขยายและวงจรกรองความถี่แบบแอนะล็อก ซึ่งทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสมใน เบื้องต้น โดยกำหนดให้อัตราขยายรวมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเท่ากับ 720 เท่า แบนด์วิดท์อยู่ ในช่วง 0.05-100 Hz และมีค่า CMRR มากกว่า 80 dB สำหรับส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ด้วยอัตราการสุ่ม ตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz และความละเอียดเท่ากับ 10 บิต แล้วใช้ตัวกรองทางดิจิทัลชนิดน็อดซีในการ กำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ต่อมาคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกประมวลผลเพื่อตรวจจับ QRS complex แล้วใช้ระยะเวลาระหว่าง QRS complex ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจแบบเวลาจริง หลังจากนั้น ค่าอัตราการเต้นหัวใจจะถูกแสดงค่าบนหน้าจอ LCD แล้วส่งข้อมูลต่อไปยังสมาร์ตโฟน ด้วยโมดูล Wi-Fi โดยใช้วิธีการส่งแบบ User Datagram Protocol (UDP) ในกรณีที่ตรวจพบความ ผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ อุปกรณ์นี้จะบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระหว่างช่วงก่อนและหลัง การตรวจพบความผิดปกติรวมเป็นเวลา 1 นาที ลงในหน่วยความจำแบบ SD สำหรับส่วนของแอป พลิเคชันบนสมาร์ตโฟนที่ติดอยู่กับผู้ดูแล ในที่นี้จะพัฒนาแอปพลิเคชันบนไอโฟน 5 ด้วยภาษา Objective-C เพื่อใช้ในการรับข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ย ระดับแบตเตอรี่ และคำร้องขอ ความช่วยเหลือจากผู้ป่วย ที่ส่งมาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ข้อมูลทั้งหมดจะถูกแสดงผลบน หน้าจอของสมาร์ตโฟนเพื่อเฝ้าระวังผู้สูงวัยและพร้อมที่จะแจ้งเตือนผู้ดูแลเมื่อเกิดเหตุการณ์ที่ผิดปกติ ดังที่ได้กล่าวมาข้างต้น

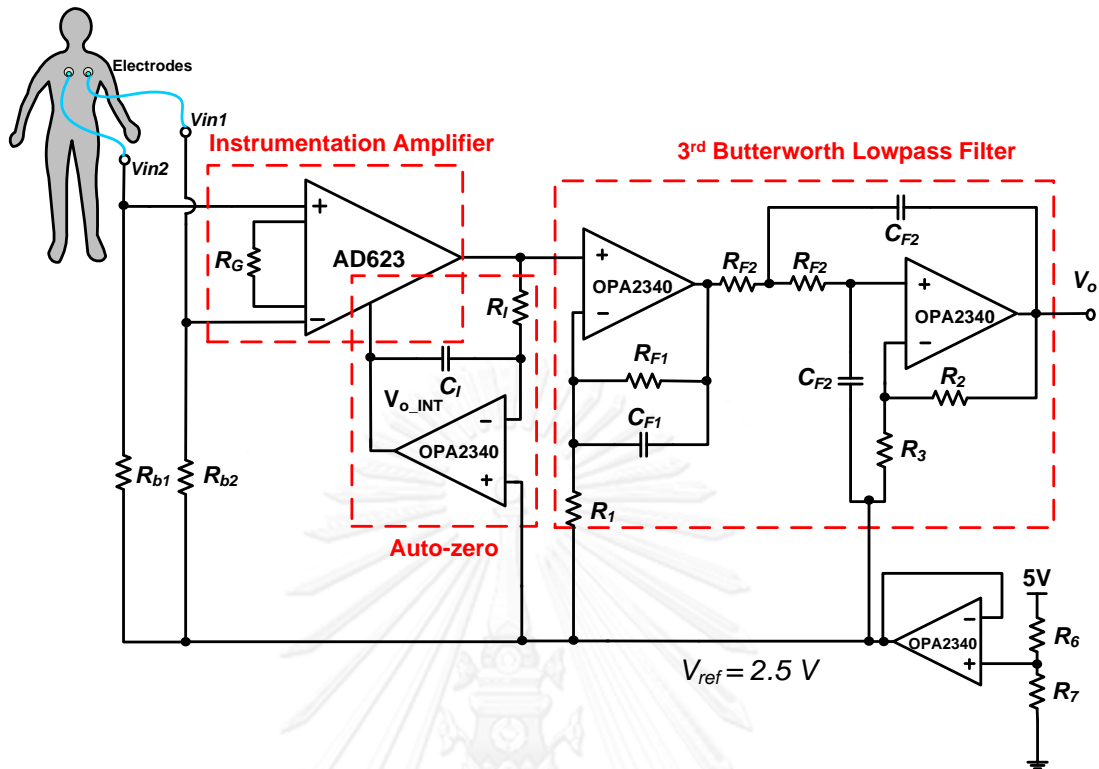
เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณทางชีวภาพที่มีขนาดเล็กที่อยู่ในระดับมิลลิโวลต์ จึงมี ความจำเป็นต้องขยายสัญญาณดังกล่าวให้มีขนาดใหญ่ขึ้น โดยปกติแล้ว สัญญาณทางชีวภาพจะมา พร้อมกับสัญญาณรบกวนเสมอ เช่น สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง สัญญาณรบกวนจากแรงดัน โหมดต่างเมื่ออิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดมีค่าไม่เท่ากัน สัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อซึ่งเป็น สัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูง และอื่นๆ ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 ดังนั้นจึงต้องมีกำจัดผลของสัญญาณ รบกวนดังกล่าวซึ่งรวมถึงมีการออกแบบแบนด์วิดท์ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อไม่ให้แบนด์วิดท์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปะปนกับแบนด์วิดท์ของสัญญาณรบกวนอื่นๆอีกด้วย ในการออกแบบวงจรวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องมีพิจารณาการออกแบบอัตรขยายและกำจัดสัญญาณรบกวนให้เหมาะสม ดังที่จะกล่าวต่อไปในหัวข้อที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการออกแบบ

คุณสมบัติของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
จำนวนช่องสัญญาณ	1
จำนวนอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้	2
อัตราขยาย	720
แบนด์วิดท์	0.05-100 Hz
CMRR	80 dB หรือ มากกว่า
ขนาดของสัญญาณอินพุตสูงสุดที่สามารถวัดได้	อย่างน้อย 5 mV <sub>pp</sub>
คุณสมบัติการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์	
อัตราสุ่มสัญญาณ	200 Hz
ความละเอียดของการแปลง A/D	10 bits
การกรองทางดิจิทัล	Notch filter ที่ 50 Hz
การวิเคราะห์	อัตราการเต้นของหัวใจ
การบันทึกข้อมูล	SD card (บันทึก 1 นาที เมื่อมีความผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ)
หน่วยแสดงผล	- บัสเซอร์ - หน้าจอ LCD (ค่าอัตราการเต้นหัวใจและแบตเตอรี่)
การสื่อสารไร้สาย	Wi-Fi
คุณสมบัติการทำงานในส่วนสมาร์ทโฟน	
การแสดงผล	อัตราการเต้นของหัวใจ
การแจ้งเตือน	- อัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ - การร้องขอความช่วยเหลือ - แบตเตอรี่ต่ำ

### 3.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

สำหรับส่วนแรกจะอธิบายในส่วนฮาร์ดแวร์ คือ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation Amplifier) วงจร Auto-zero และวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อีเล็กโทรดที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

### 3.1.1 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation amplifier)

วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน เป็นส่วนวงจรที่อยู่ภาคแรกของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาจากร่างกายผ่านทางอีเล็กโทรดที่ติดอยู่กับผิวหนัง และทำหน้าที่ขยายผลต่างแรงดันจากอินพุต 2 อีเล็กโทรด ที่บริเวณวงจรส่วนต้นได้ใส่ตัวต้านทานไบอัส ( $R_{b1}, R_{b2}$ ) ขนาด  $1\text{ M}\Omega$  เชื่อมต่อระหว่างขั้วแรงดันอ้างอิงของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอีเล็กโทรดทั้งสองไว้เพื่อไบอัสวงจรส่วนหน้าของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันและ ค่าความต้านทานที่เลือกไว้ควรมีค่าใหญ่เพียงพอ

ในวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกไอซีของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันเบอร์ AD623 มาใช้ในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันนี้สามารถตั้งค่าอัตราขยายได้ โดยการปรับค่าความต้านทาน  $R_G$  จากสมการที่ 3.1

$$G = 1 + \frac{100\text{ k}\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

ในการออกแบบวงจรจะมีการจำกัดค่าอัตราขยายที่วงจรภาคแรกไม่ให้มีค่าสูงเกินไป ในที่นี้ได้กำหนดค่าอัตราขยาย  $G = 6$  ดังนั้นจึงใช้  $R_G = 20\text{ k}\Omega$  เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการอิ่มตัวของวงจรภาคแรก ซึ่งจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

### 3.1.2 วงจร Auto-zero

ในทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติมีขนาดเล็กมาก ประมาณ 0.1-5 mV และจะมีการรบกวนจากแรงดันออฟเซตไฟตรง ประมาณหลายร้อยมิลลิโวลต์ [24] การขยายสัญญาณด้วยอัตราขยายที่มีค่าสูงในภาคแรก อาจส่งผลให้เกิดการอิ่มตัวที่วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาคแรกได้ แรงดันออฟเซตไฟตรงนี้เกิดจากแรงดันโพลาริเซชันของอิเล็คโทรดที่ใช้วัดสัญญาณแต่ละขั้วมีค่าไม่เท่ากัน ในวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้วงจร Auto-zero เพื่อที่จะลดผลของแรงดันออฟเซตไฟตรงดังกล่าว โดยวงจรที่ใช้จะนำเอาต์พุตของวงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชันป้อนกลับไปยังขั้วอ้างอิงโดยผ่านวงจรอินทิเกรต ดังแสดงในรูปที่ 3.2 ซึ่งจะใช้ออปแอมป์เบอร์ OPA2340 ต่อเป็นวงจรอินทิเกรต ทั้งนี้วงจรได้มีการยกระดับโดยใช้แรงดันอ้างอิง  $V_{ref}$  เท่ากับ 2.5 V เพื่อให้ใช้งานได้กับแรงดันไฟเลี้ยงเดี่ยว 5 V วงจรนี้สามารถแบ่งช่วงการทำงานออกเป็น 3 ช่วงดังนี้

ช่วงที่1 คือ ช่วงเชิงเส้น วงจรจะประพฤติตัวเป็นวงจรกรองผ่านสูงและทำงานแบบเชิงเส้น ซึ่งสามารถแสดงสมการความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตและแรงดันอินพุตได้ดังนี้

$$V_o = G(V_2 - V_1) \left( \frac{SR_1 C_1}{1 + SR_1 C_1} \right) + V_{ref} \quad (3.2)$$

เมื่อ  $G$  คือ อัตราขยายของวงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน

$R_1$  และ  $C_1$  คือ ค่าความต้านทานและค่าความเก็บประจุที่ใช้ในวงจรอินทิเกรต

$V_1$  และ  $V_2$  คือ แรงดันอินพุตที่อิเล็คโทรด 1 และ 2 ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

$V_{ref}$  คือแรงดันอ้างอิง

จากการป้อนกลับของวงจรอินทิเกรตนี้จะให้ผลตอบสนองทางความถี่เป็นวงจรกรองความถี่ผ่านสูงอันดับหนึ่ง โดยมีค่าความถี่คัทออฟอยู่ที่  $\frac{1}{2\pi R_1 C_1}$  ในที่นี้ต้องการให้ความถี่คัทออฟเท่ากับ

0.05 Hz สามารถกำหนดค่าให้  $R_1 = 3.3 \text{ M}\Omega$  และ  $C_1 = 1 \text{ }\mu\text{F}$  จากสมการที่ 3.2 เป็นสมการที่ใช้อธิบายในช่วงที่ใช้งาน เรียกว่า ช่วงเชิงเส้น โดยแรงดันเอาต์พุตของวงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชันจะไม่ขึ้นกับแรงดันออฟเซตไฟตรงที่อินพุต เราสามารถกำหนดช่วงการลดแรงดันออฟเซตไฟตรง (DC suppression region) ได้จากแรงดันเอาต์พุตสูงสุดที่วงจอินทิเกรตจ่ายได้ หากด้วยค่าอัตราขยายของวงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน เนื่องจากวงจอินทิเกรตใช้ไฟเลี้ยง 5 V ดังนั้นวงจอินทิเกรตจะมีแรงดันเอาต์พุตสูงสุดที่ 5 V และ ต่ำสุดที่ 0 V สามารถพิจารณาได้จากสมการที่ 3.3 และ 3.4 ดังนี้

$$V_{d(max)} = \frac{V_{ref} - V_{O\_INT(min)}}{A_d} \quad (3.3)$$

$$V_{d(\min)} = \frac{V_{\text{ref}} - V_{O\_INT(\max)}}{A_d} \quad (3.4)$$

เมื่อ  $V_{O\_INT(\max)}$  และ  $V_{O\_INT(\min)}$  คือ ค่าแรงดันเอาต์พุตสูงสุดและต่ำสุดของวงจรอินทิเกรตจ่ายได้  
 $V_{d(\max)}$  และ  $V_{d(\min)}$  คือ ค่าแรงดันออฟเซตไฟตรงที่มีขนาดสูงสุดและต่ำสุด

จากสมการที่ 3.3 และ 3.4 ช่วงการลดแรงดันออฟเซตจะขึ้นกับค่าอัตราขยายภาคแรกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ซึ่งถ้าต้องการให้ช่วงการลดแรงดันออฟเซตไฟตรงมีค่ากว้าง ควรจะกำหนดให้อัตราขยายมีค่าน้อย ในที่นี้ต้องการลดช่วงของแรงดันออฟเซตไฟตรงอยู่ที่  $-0.4$  ถึง  $0.4$  V [25] ดังนั้นจะสามารถกำหนดอัตราขยายไม่เกิน

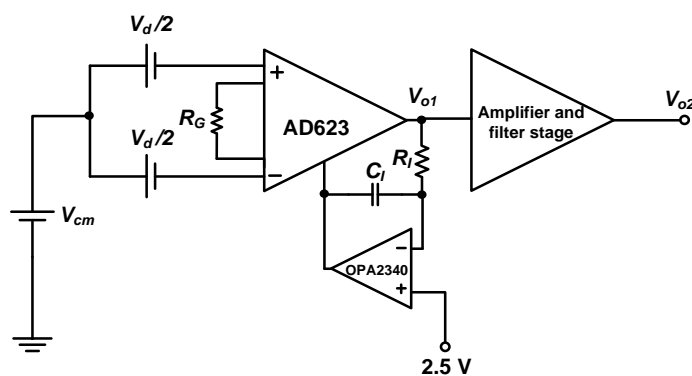
$$G \leq \frac{|V_{\text{ref}} - V_{O\_INT}|}{V_{d(\max)}} = \frac{(2.5)}{0.4} = 6.25 \quad (3.5)$$

ดังนั้น วิทยานิพนธ์นี้จึงได้กำหนดอัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันเท่ากับ 6

ช่วงที่ 2 คือ ย่านไม่เชิงเส้นที่ 1 เมื่อเพิ่มค่าแรงดันออฟเซตไฟตรงที่มีค่ามากกว่าช่วงที่กำหนดแล้ว จะทำให้แรงดันเอาต์พุตมีค่าเพิ่มขึ้นตามอัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ซึ่งในที่นี้ได้กำหนดอัตราขยายเท่ากับ 6

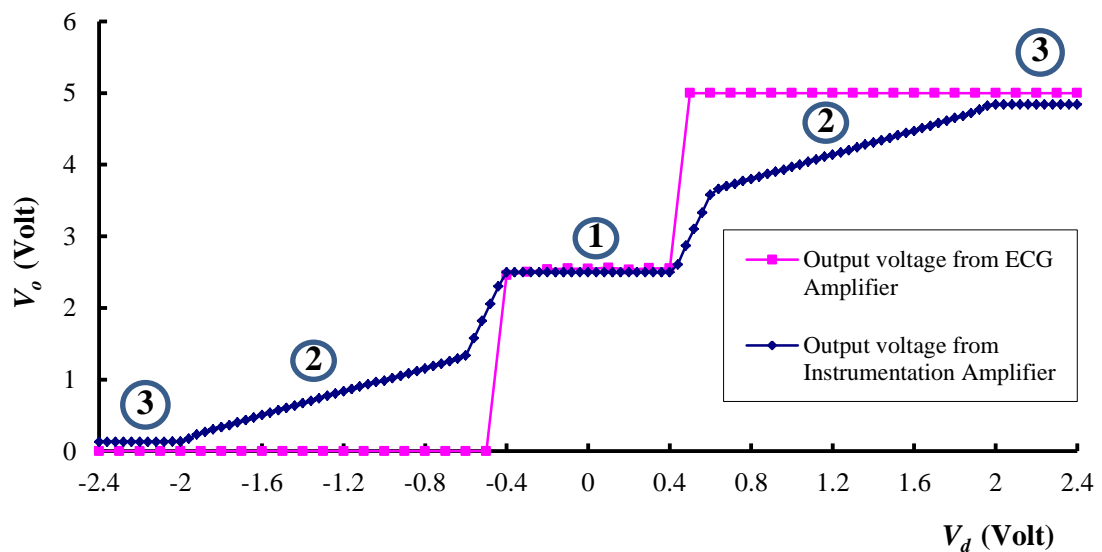
ช่วงที่ 3 คือ ย่านไม่เชิงเส้นที่ 2 จะเกิดขึ้นเมื่อเพิ่มค่าแรงดันออฟเซตไฟตรงไปจนถึงค่าๆหนึ่งจนทำให้แรงดันเอาต์พุตมีค่าคงที่และไม่ขึ้นกับแรงดันออฟเซตไฟตรง เนื่องจากวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันเกิดการอิ่มตัว

ต่อมาได้ทำการทดลองวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ( $V_{O1}$ ) และวัดค่าแรงดันเอาต์พุตของวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( $V_{O2}$ ) เพื่อหาช่วงการลดแรงดันไฟตรง โดยการป้อน  $V_{cm}$  คงที่  $2.5$  V และแรงดันออฟเซตไฟตรง ( $V_d$ ) ตั้งแต่  $-2.4$  V ถึง  $2.4$  V ดังแสดงในรูปที่ 3.3 หลังจากนั้นจะได้ผลการทดสอบดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.3 วงจรที่ใช้ทดสอบเพื่อวัดผลของการกำจัดไฟตรง





รูปที่ 3.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตของวงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน และแรงดันเอาต์พุตของวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีการกำจัดแรงดันออฟเซตไฟตรง โดยกราฟจะแสดงช่วงของการทำงานของวงจรรอกเป็น 3 ช่วงดังนี้ ที่หมายเลข 1 แสดงช่วงเชิงเส้น, หมายเลข 2 แสดงย่านไม่เชิงเส้นที่ 1 และหมายเลข 3 แสดงย่านไม่เชิงเส้นที่ 2

### 3.1.3 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ

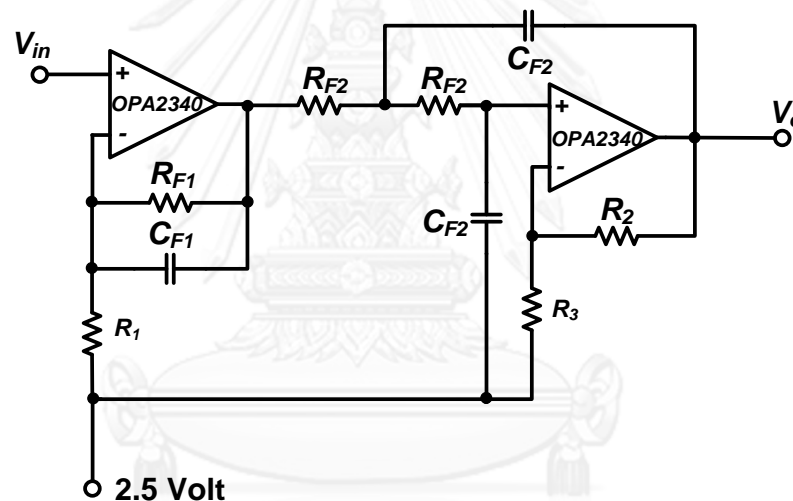
จากวงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันเป็นวงจรภาคแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณแต่เนื่องจากถูกจำกัดค่าอัตราการขยายของวงจรเพื่อที่ป้องกันการอิ่มตัวของวงจร ทำให้ต้องมีการขยายสัญญาณในภาคที่สอง นอกจากนั้น ยังเพิ่มการกรองสัญญาณเพื่อที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนจากความถี่สูงอีกด้วย โดยเลือกใช้วงจรกรองความถี่ผ่านต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับสาม ( $3^{\text{rd}}$  order Butterworth Lowpass Filter) ในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้วงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับหนึ่งต่ออนุกรมกับวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับสอง เนื่องจากวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับหนึ่งสามารถกำหนดอัตราการขยายของวงจรได้อย่างอิสระ โดยไม่ขึ้นกับค่าความถี่คutoff ส่วนวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับสอง ค่าอัตราการขยายมีค่าขึ้นกับค่าความถี่คutoffของวงจร ในที่นี้จะกำหนดค่าความถี่คutoffของวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำเท่ากับ 100 Hz และต่อวงจรแบบ Sallen-Key ซึ่งเป็นรูปแบบการต่อที่นิยมใช้งานมากที่สุด โดยการใช้ค่าความต้านทานและค่าตัวเก็บประจุที่มีค่าเท่ากัน รูปแบบวงจรกรองความถี่บัตเตอร์เวิร์ทอันดับสามดังแสดงในรูปที่ 3.5 สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบให้อัตราขยายของวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับหนึ่งมีค่าเท่ากับ 60 และอัตราการขยายของวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับสองมีค่าเท่ากับ 2 ตามลำดับ ดังนั้นอัตราการขยายรวมของส่วนวงจรกรองมีค่าเท่ากับ 120 และมีฟังก์ชันการถ่ายโอนดังสมการที่ 3.6

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \left( \frac{R_{F1} / R_1}{1 + SR_{F1}C_{F1}} \right) \left( \frac{1 + R_2 / R_3}{S^2 R_{F2}^2 C_{F2}^2 + (2 - \frac{R_2}{R_3})SR_{F2}C_{F2} + 1} \right) \quad (3.6)$$

เนื่องจากวิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบให้  $R_2$  และ  $R_3$  มีค่าเท่ากับ 100 k $\Omega$

ดังนั้น ฟังก์ชันการถ่ายโอนมีสมการดังนี้

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \left( \frac{R_{F1} / R_1}{1 + SR_{F1}C_{F1}} \right) \left( \frac{1 + R_2 / R_3}{S^2 R_{F2}^2 C_{F2}^2 + SR_{F2}C_{F2} + 1} \right) \quad (3.7)$$



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ผ่านต่ำอันดับสามที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

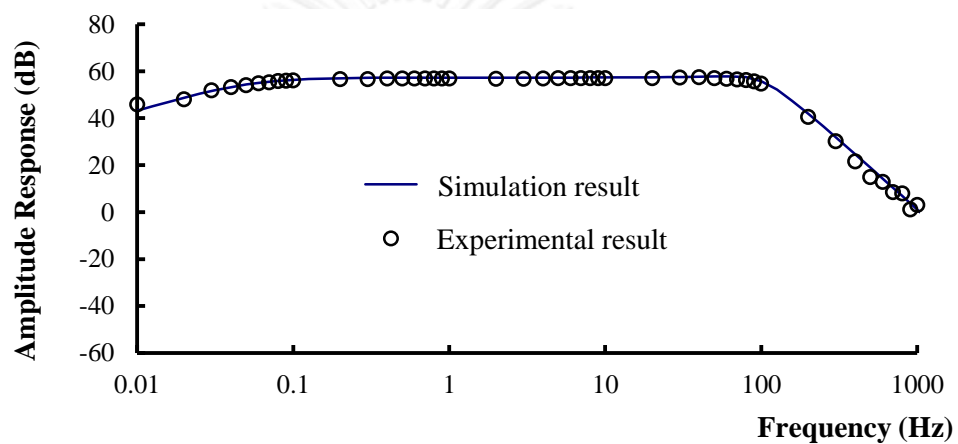
สำหรับวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกออกแบบให้มีอัตราขยาย 720 เท่าและมีแบนด์วิดท์อยู่ในช่วง 0.05-100 Hz สามารถแสดงฟังก์ชันการถ่ายโอนของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังสมการที่ 3.8

$$\frac{V_o}{V_{in}} = G \left( \frac{SR_I C_I}{1 + SR_I C_I} \right) \left( \frac{R_{F1} / R_1}{1 + SR_{F1} C_{F1}} \right) \left( \frac{1 + R_2 / R_3}{S^2 R_{F2}^2 C_{F2}^2 + SR_{F2} C_{F2} + 1} \right) \quad (3.8)$$

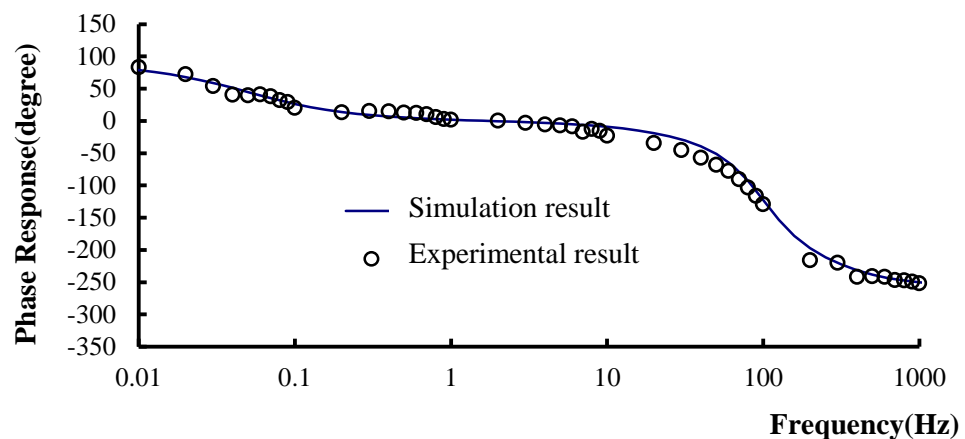
$G$  เป็นค่าอัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ซึ่งได้กำหนดให้มีค่าเท่ากับ 6

### 3.1.4 การทดสอบผลการตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวได้ถูกนำมาทดสอบเพื่อหาผลตอบสนองเชิงความถี่ของการวัดเชิงขนาดและการวัดเชิงมุมโดยป้อนสัญญาณรูปไซน์เข้าไปที่อินพุตของวงจรและทำการปรับความถี่ตั้งแต่ 0.01 Hz จนถึง 1 kHz โดยวัดค่าแรงดันเอาต์พุตเทียบกับแรงดันอินพุตเพื่อคำนวณหาค่าอัตราขยายและมุมเฟส วิทยานิพนธ์นี้ได้นำวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเดียวกันไปจำลองผลการทดสอบด้วยโปรแกรม Pspice หลังจากนั้น นำผลการทดสอบของทั้งสองกรณีได้มาเปรียบเทียบกันดังแสดงในรูปที่ 3.6(ก) และ (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.6 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

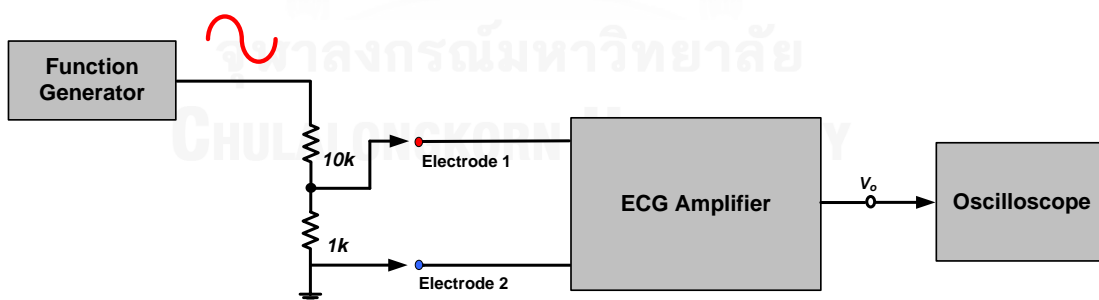
(ก) การวัดเชิงขนาด (ข) การวัดเชิงมุม

จากรูปที่ 3.6(ก) แสดงการเปรียบเทียบผลตอบสนองเชิงขนาดระหว่างผลการจำลองวงจร และผลของการวัดวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะเห็นได้ว่า ผลการตอบสนองเชิงขนาดของทั้งสองมีค่าใกล้เคียงกัน โดยค่าอัตราขยายสูงสุดจากกราฟพบว่าผลตอบสนองเชิงความถี่มีค่าเท่ากับ 57.0 dB หรือ 707.94 มีค่าใกล้เคียงจากการที่ได้ออกแบบอัตราขยายของวงจรซึ่งมีค่าเท่ากับ 720 เท่า สำหรับค่าความถี่คutoffทางด้านความถี่ผ่านสูงและความถี่ผ่านต่ำได้ 0.048 Hz และ 99.47 Hz ตามลำดับ นอกจากนี้ยังได้เปรียบเทียบผลตอบสนองเชิงมุมระหว่างผลการจำลองและผลจากการวัดวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในรูปที่ 3.6(ข) พบว่ามีค่าสอดคล้องตามทฤษฎีเช่นเดียวกัน

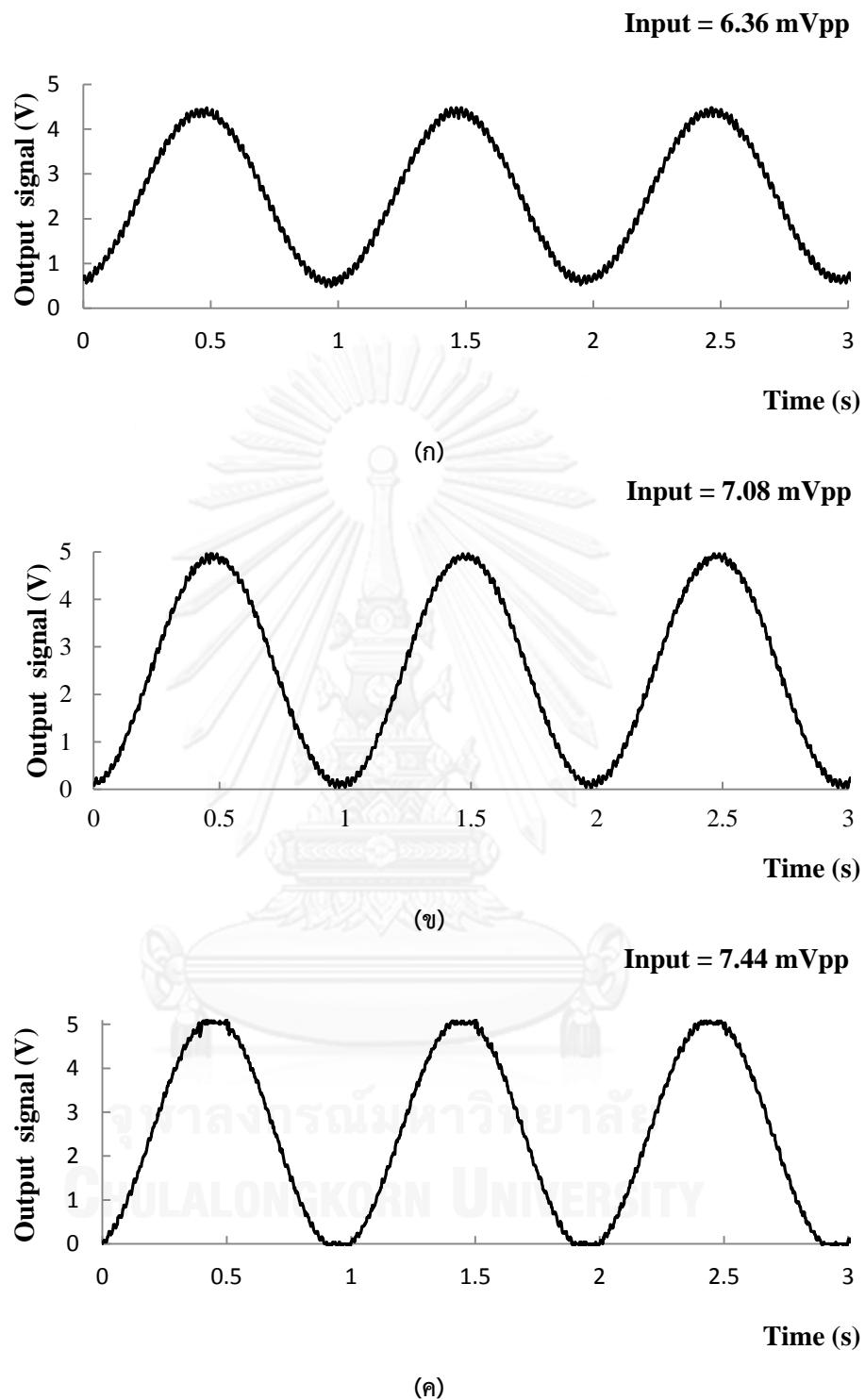
### 3.1.5 การทดสอบหาช่วงการใช้งานของขนาดสัญญาณอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นส่วนแรกของระบบที่มีความสำคัญมากต่อการขยายขนาดสัญญาณและปรับตำแหน่ง Baseline ให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม ในที่นี้ วงจรได้ถูกการออกแบบให้วงจรมีอัตราขยายรวมมีค่าเท่ากับ 720 เท่า ไฟเลี้ยงที่ใช้มีค่าเท่ากับ 5 V และ Baseline มีค่าเท่ากับ 2.5 V ในการคำนวณทางทฤษฎี ขนาดของอินพุตสูงสุดที่ทำให้สัญญาณไม่อิ่มตัวที่เอาต์พุตมีค่าประมาณ 6.67 mV เราได้ทำการทดสอบวงจรที่ออกแบบเพื่อหาค่าอินพุตสูงสุดที่วงจรสามารถรับได้ ดังนี้

เริ่มต้นจากการนำสัญญาณรูปไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณที่มีความถี่ 1 Hz จ่ายเข้าไปที่อินพุตของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเริ่มต้นที่ขนาด 6 mV ดังรูปที่ 3.7 หลังจากนั้น ทำการเพิ่มสัญญาณอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทีละ 0.18 mV จนกระทั่งเอาต์พุตของวงจรมีค่าอิ่มตัวที่ไฟเลี้ยง รูปที่ 3.8(ก) แสดงลักษณะของสัญญาณรูปไซน์ในขณะยังไม่อิ่มตัว รูปที่ 3.8(ข) แสดงลักษณะของสัญญาณรูปไซน์ในขณะเริ่มอิ่มตัว และรูปที่ 3.8(ค) แสดงลักษณะของสัญญาณรูปไซน์ในขณะอิ่มตัว จากผลการทดสอบ ค่าอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าที่ทำให้สัญญาณเอาต์พุตเริ่มอิ่มตัวมีค่าเท่ากับ 7.08 mV ซึ่งใกล้เคียงกับตามทฤษฎีที่ได้คำนวณมา คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเมื่อเทียบกับค่าทางทฤษฎีเท่ากับ 6.15 %



รูปที่ 3.7 รูปแบบการทดสอบช่วงการใช้งานสัญญาณอินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.8 ลักษณะเอาต์พุตของวงจรวัตคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใส่คลื่นไซน์ 1Hz ที่อินพุต  
(ก) คลื่นไม่อ้อมตัว (ข) คลื่นเริ่มอ้อมตัว (ค) คลื่นอ้อมตัว

### 3.1.6 การวัดค่า CMRR

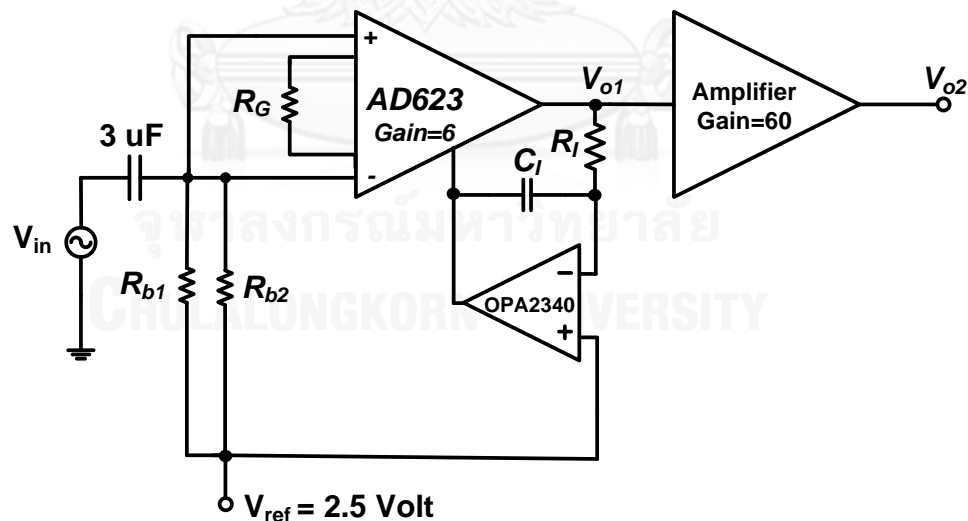
รูปที่ 3.9 แสดงการทดลองเพื่อวัดค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการป้อนสัญญาณไซน์เข้าไปที่อินพุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และวัดค่าแรงดันเอาต์พุต  $V_{o2}$  ที่ผ่านวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีค่าอัตราขยายเท่ากับ 360 โดยปรับความถี่ตั้งแต่ 10 Hz จนถึง 1 kHz และนำไปคำนวณหาค่า CMRR ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในสมการที่ 3.9 และจะได้ผลของค่า CMRR ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.10 สำหรับตัวอย่างสัญญาณของการวัดค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วมแสดงดังรูปที่ 3.11

$$CMRR = 20 \log \left( \frac{A_{DM}}{A_{CM}} \right) \quad (3.9)$$

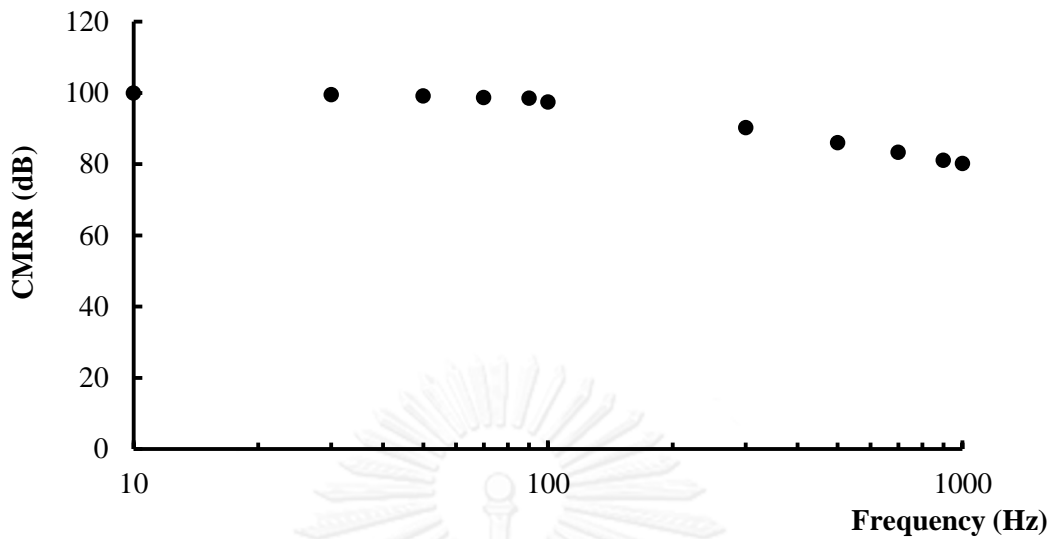
เมื่อ  $CMRR$  คือ ค่าอัตราส่วนการกำจัดสัญญาณโหมตร่วม

$A_{DM}$  คือ ค่าอัตราขยายแรงดันโหมตต่าง

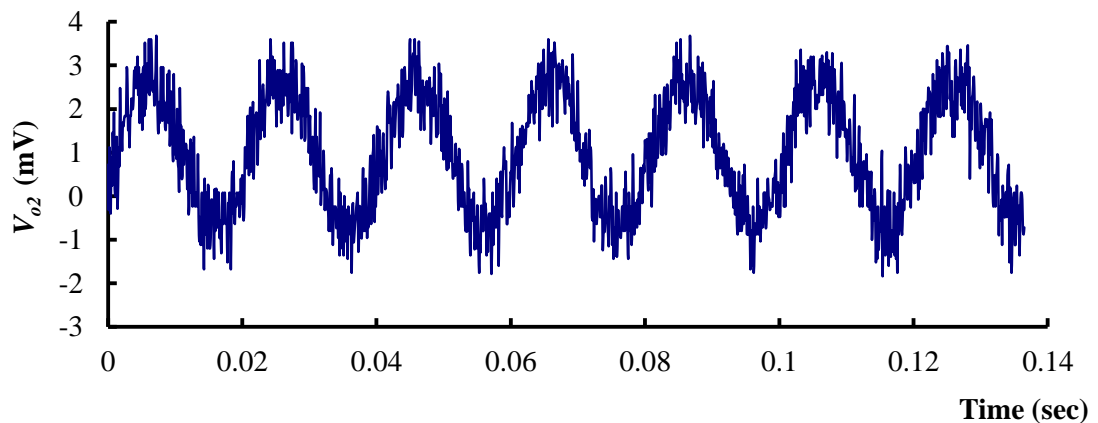
$A_{CM}$  คือ ค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วม



รูปที่ 3.9 การทดลองวัดค่าอัตราขยายแรงดันโหมตร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.10 ค่า CMRR ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.11 ตัวอย่างสัญญาณของการวัดค่าแรงดันโหมตร่วมที่ความถี่ 50 Hz

จากผลการทดลองในรูปที่ 3.9 ค่า CMRR ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ 50 Hz มีค่าเท่ากับ 99.1 dB จะเห็นว่า ความสามารถในการลดสัญญาณโหมตร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีประสิทธิภาพสูง โดยค่า CMRR จากการทดลองมีค่าใกล้เคียงกับค่า CMRR ที่ใช้ในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และค่ามาตรฐานของ CMRR ที่ใช้ในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไปควรมีค่ามากกว่า 60 dB [26] ซึ่งค่าที่ได้จากการทดลองนี้เป็นค่าที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่ามาตรฐานของ CMRR ดังกล่าว

### 3.1.7 การเปรียบเทียบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 และ 3 อิเล็กโทรด

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปจะนิยมวัดแบบ 3 อิเล็กโทรด ซึ่งเป็นการต่ออิเล็กโทรดขั้วที่ 3 เข้ากับร่างกายและขั้วร่วมวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในแบบจำลองรูปที่ 3.12(ก) อย่างไรก็ตาม วิทยานิพนธ์นี้มีความต้องการที่จะพัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด เพื่อลดจำนวนสายไฟของอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องใช้กับผู้สูงวัยที่ต้องการพกพาอย่างสะดวกและใช้งานง่าย อย่างไรก็ตามการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดจะมีผลของสัญญาณรบกวน 50/60 Hz มากกว่าการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด ดังนั้น จึงจำเป็นต้องพิจารณาค่าแรงดันโหมดร่วมซึ่งเกิดจากแหล่งจ่ายกำลัง 50/60 Hz ที่มีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งสองแบบ ซึ่งแรงดันโหมดร่วม  $V_{CM}$  นี้เป็นผลจากการรบกวนของสนามไฟฟ้า โดยแรงดันโหมดร่วมนี้เป็นความต่างศักย์ไฟฟ้าของร่างกายผู้ป่วยเทียบกับขั้วร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแรงดันโหมดร่วมจะถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันโหมดต่าง ทำให้มีผลกระทบต่อกรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูปที่ 3.13(ก) และ (ข) แสดงวงจรสมมูลสำหรับแรงดันโหมดร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดและแบบ 2 อิเล็กโทรด

โดยค่า  $R_{e1}$ ,  $R_{e2}$  และ  $R_{e3}$  เป็นค่าความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง

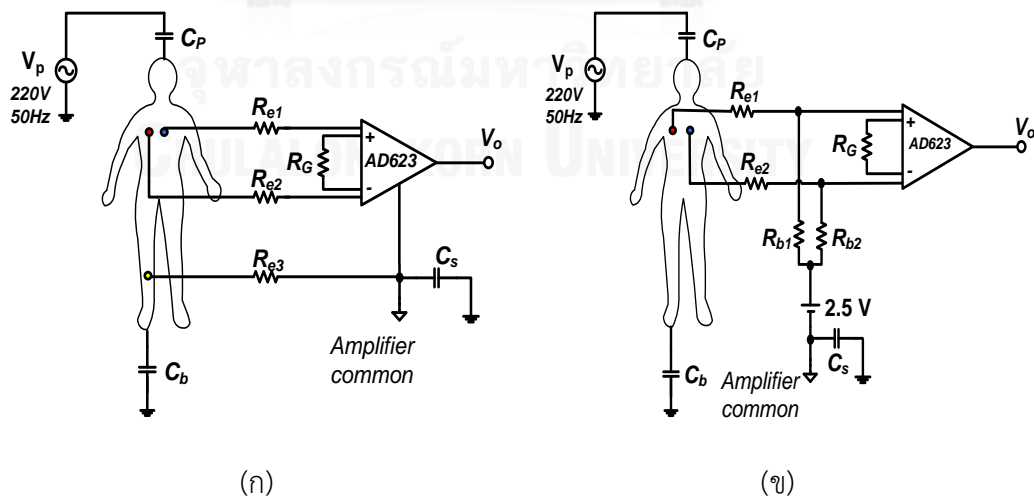
$R_b$  เป็นค่าความต้านทานไบอัสของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกรณีการวัดแบบ 2 อิเล็กโทรด

$C_p$  เป็นค่าความเก็บประจุแผ่นระหว่างแหล่งจ่ายกำลังและร่างกาย

$C_b$  เป็นค่าความเก็บประจุแผ่นระหว่างร่างกายและกราวนด์

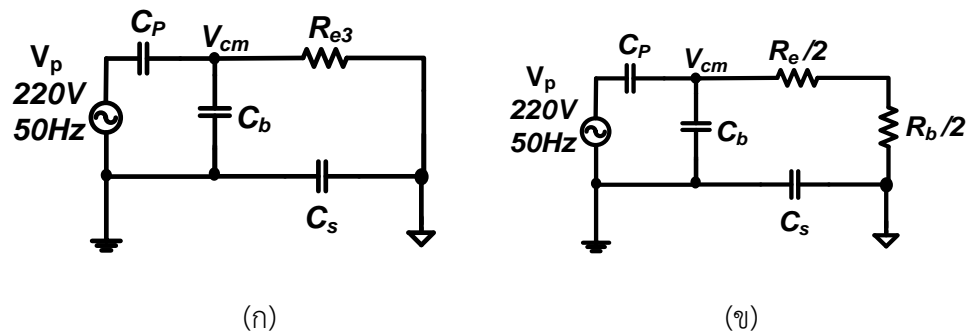
$C_s$  เป็นค่าความเก็บประจุแผ่นระหว่างขั้วร่วมของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับกราวนด์

จากวงจรสมมูลดังกล่าวสามารถแสดงความสัมพันธ์ของอัตราส่วนระหว่างค่าแรงดันโหมดร่วมกับแรงดันของแหล่งจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดและการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดได้ดังสมการที่ 3.9 และ 3.10 ตามลำดับ



รูปที่ 3.12 แบบจำลองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ก) แบบ 3 อิเล็กโทรด และ (ข) แบบ 2 อิเล็กโทรด





รูปที่ 3.13 วงจรสมมูลไฟสลับสำหรับแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) แบบ 3 อิเล็กโทรด และ (ข) แบบ 2 อิเล็กโทรด

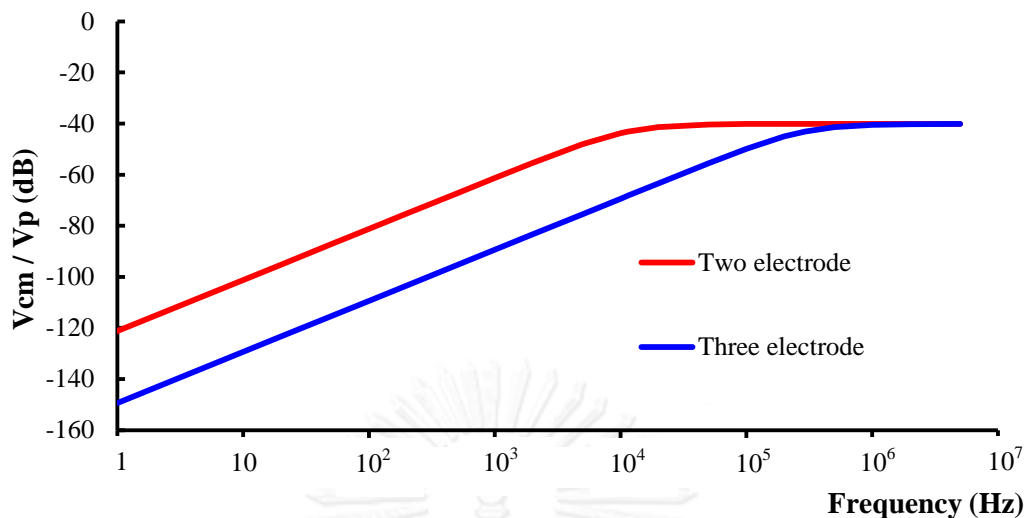
อัตราส่วนระหว่างค่าแรงดันโหมตร่วมกับแรงดันของแหล่งจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด มีค่าดังสมการ

$$\frac{V_{CM}}{V_P} = K \left[ \frac{S(R_{e3})C_e}{1 + S(R_{e3})C_e} \right] \quad (3.10)$$

อัตราส่วนระหว่างค่าแรงดันโหมตร่วมกับแรงดันจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด

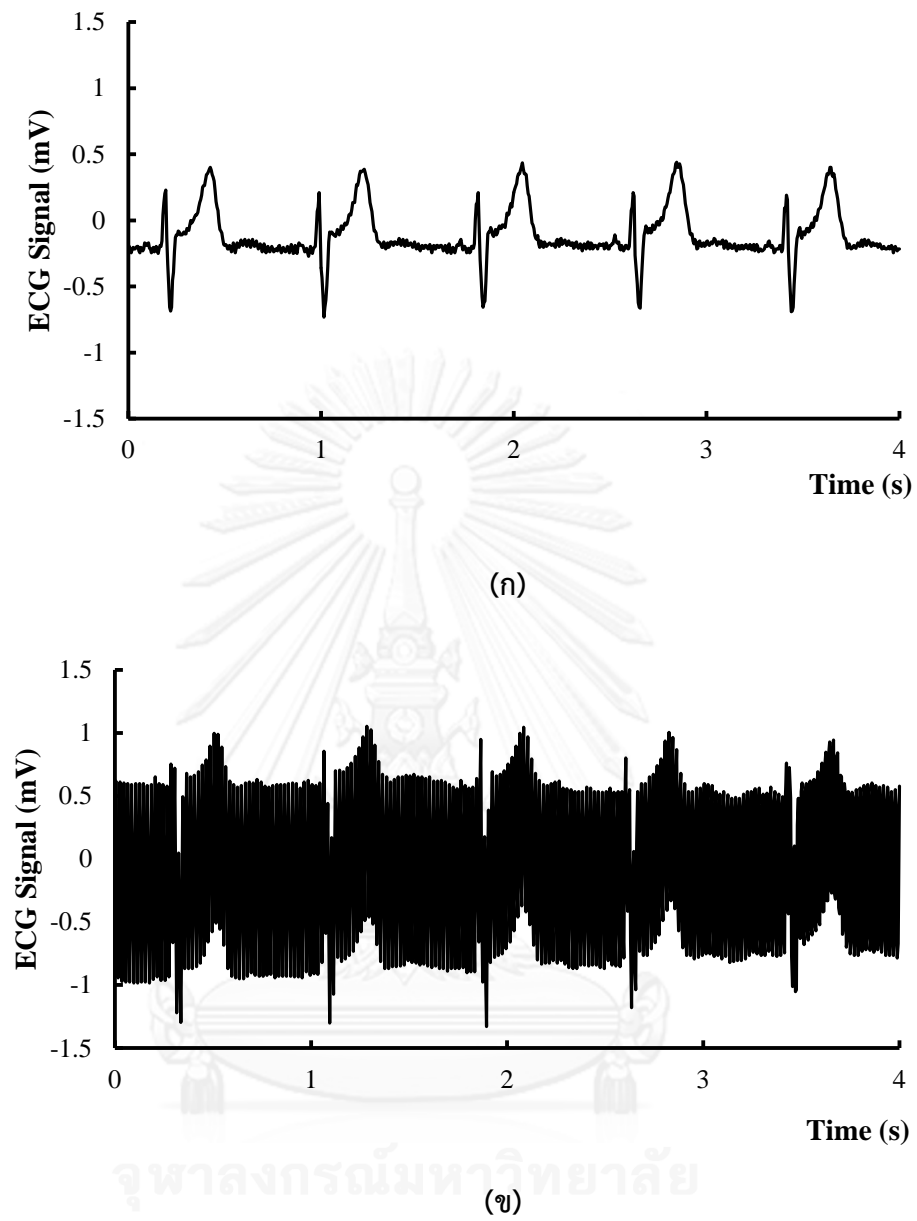
$$\frac{V_{CM}}{V_P} = K \left[ \frac{S\left(\frac{R_e}{2} + \frac{R_b}{2}\right)C_e}{1 + S\left(\frac{R_e}{2} + \frac{R_b}{2}\right)C_e} \right] \quad (3.11)$$

เมื่อ  $C_e = \frac{C_T C_s}{C_T + C_s}$  และ  $K = \frac{C_p}{C_T}$  โดย  $C_T = C_p + C_b$



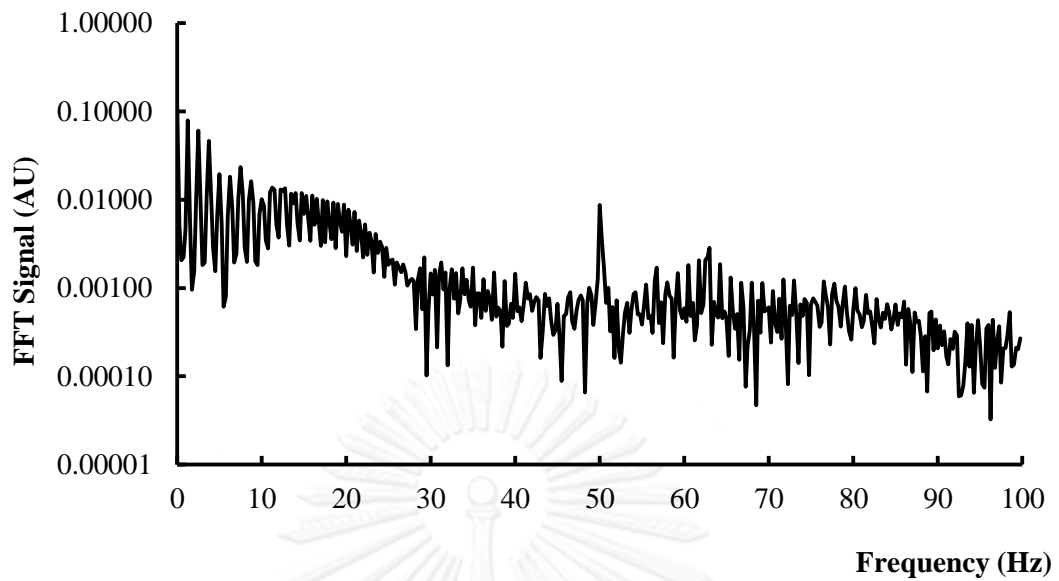
รูปที่ 3.14 อัตราส่วนระหว่างแรงดันโหมตร่วมต่อแหล่งจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด และ แบบ 2 อิเล็กโทรด

จากสมการที่ 3.10 สามารถพิจารณาแรงดันโหมตร่วมที่มีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด พบว่าค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดจะขึ้นกับค่าความต้านทานที่ผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังและค่าความเก็บประจุที่เชื่อมโยงระหว่างร่างกายและแหล่งจ่ายกำลัง ทั้งนี้เราสามารถช่วยลดขนาดของแรงดันโหมตร่วมได้โดยการขัดผิวหนังก่อนการติดอิเล็กโทรดเพื่อเป็นการลดค่าความต้านทานที่ผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังและพยายามห่างจากแหล่งจ่ายกำลังเพื่อทำให้ค่าความเก็บประจุที่เชื่อมโยงระหว่างร่างกายและแหล่งจ่ายกำลังมีค่าต่ำลง แต่แรงดันโหมตร่วมที่มีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดที่ได้จากสมการที่ 3.11 นั้นนอกจากค่าแรงดันโหมตร่วมขึ้นกับค่าความต้านทานที่ผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ค่าความเก็บประจุที่เชื่อมโยงระหว่างร่างกายและแหล่งจ่ายกำลังแล้ว ค่าแรงดันโหมตร่วมยังขึ้นกับค่าความต้านทานไบอัสอีกด้วย ทำให้ขนาดของแรงดันโหมตร่วมจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดมีค่ามากกว่าการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด จากรูปที่ 3.14 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของแรงดันโหมตร่วมต่อแหล่งจ่ายกำลังกับความถี่ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดและ แบบ 2 อิเล็กโทรด พบว่าค่าอัตราส่วนของแรงดันโหมตร่วมต่อแหล่งจ่ายกำลังของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดมีค่ามากกว่าแบบ 3 อิเล็กโทรด ดังนั้นสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดจึงมีขนาดใหญ่กว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดแบบ 3 อิเล็กโทรด ดังรูปที่ 3.15 (ก) และ (ข) แสดงการเปรียบเทียบผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างแบบ 3 อิเล็กโทรดและ 2 อิเล็กโทรด

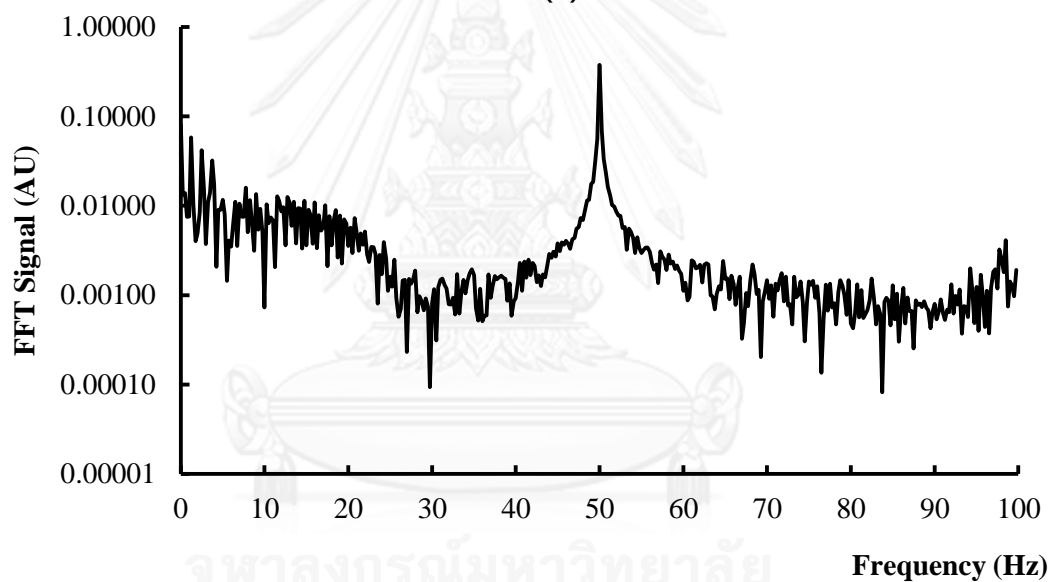


รูปที่ 3.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) แบบ 3 อีเล็กโทรด และ (ข) แบบ 2 อีเล็กโทรด



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.16 สเปกตรัม FFT ของสัญญาณที่ได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) แบบ 3 อิเล็กโทรด และ (ข) แบบ 2 อิเล็กโทรด

จากรูปที่ 3.16(ก) และ (ข) แสดงการเปรียบเทียบผลของ FFT สเปกตรัม ซึ่งผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดจะมีผลของสัญญาณรบกวน 50 Hz มากกว่าการวัดแบบ 3 อิเล็กโทรด เนื่องจากการต่ออิเล็กโทรดที่สามเข้ากับร่างกายผู้ป่วยจะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างผู้ป่วยและขั้วร่วมวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าลดลง จึงทำให้ประสิทธิภาพการลดค่า  $V_{CM}$  ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดดีกว่าการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด

จากสมการที่ 3.10 และ 3.11 สามารถคำนวณหาค่าอัตราส่วนของค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดต่อแบบ 3 อิเล็กโทรด ดังแสดงในสมการที่ 3.12

$$\frac{V_{CM2}}{V_{CM3}} = \left( \frac{R_e + R_b}{2R_e} \right) \left( \frac{1 + SR_e C_e}{1 + S \left( \frac{R_e + R_b}{2} \right) C_e} \right) \quad (3.12)$$

ในวิทยานิพนธ์นี้พิจารณาค่าอัตราส่วนค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่ำ ดังนั้นค่าอัตราส่วนของค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดต่อแบบ 3 อิเล็กโทรด สามารถประมาณได้ดังสมการ

$$\frac{V_{CM2}}{V_{CM3}} \approx \frac{R_e + R_b}{2R_e} \quad (3.13)$$

เมื่อ  $V_{CM2}$  คือ ค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด

$V_{CM3}$  คือ ค่าแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด

โดย  $R_e$  มีค่าระหว่าง 10 – 100 k $\Omega$  [27] และ  $R_b$  เท่ากับ 1 M $\Omega$

จากการคำนวณพบว่าค่าอัตราส่วนระหว่างแรงดันโหมตร่วมของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดต่อแบบ 3 อิเล็กโทรดมีค่าเท่ากับ 5 - 50 เท่า ในขณะที่อัตราส่วนระหว่างค่ายอดสเปกตรัม FFT ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดต่อแบบ 3 อิเล็กโทรดที่ความถี่ 50 Hz ที่ได้จากการทดลอง มีค่าเท่ากับ 43 เท่า โดยพิจารณาจากค่ายอดสเปกตรัมจากรูปที่ 3.13(ก) และ (ข) จากการเปรียบเทียบค่าอัตราส่วนแรงดันโหมตร่วมจากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการทดลอง พบว่า ค่าที่ได้จากการทดลองมีค่าอยู่ในช่วงที่สอดคล้องกับค่าที่ได้จากการคำนวณ ดังนั้นค่าที่ได้จากการทดลองนี้จึงเป็นค่าที่ยอมรับได้ อย่างไรก็ตามการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรดและแบบ 2 อิเล็กโทรด ยังคงมีสัญญาณรบกวน 50 Hz ปนอยู่ จึงมีความจำเป็นต้องกำจัดสัญญาณรบกวนดังกล่าวทิ้งไป สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดและกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz โดยใช้ตัวกรองทางดิจิทัลต่อไป

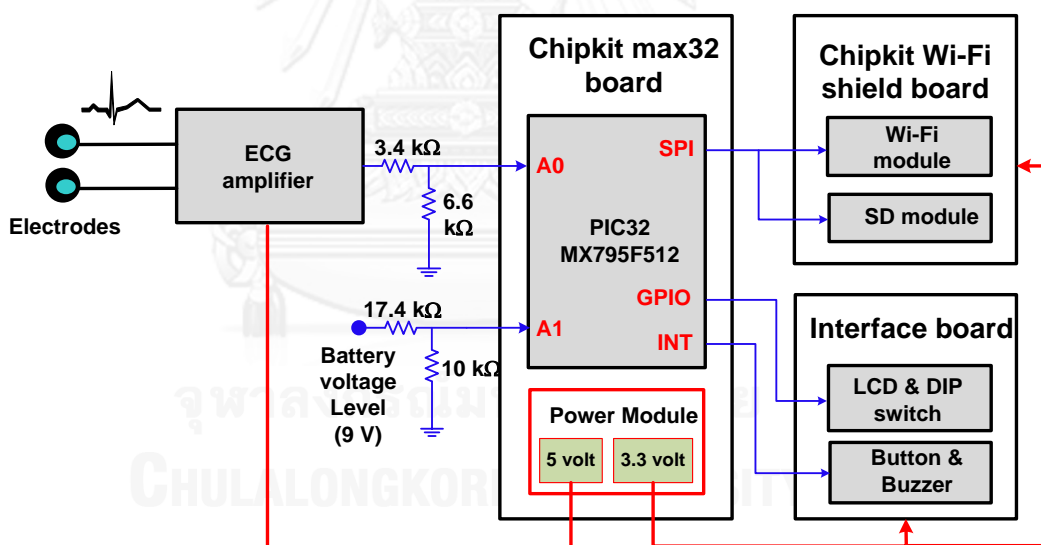
จากตารางที่ 3.2 ได้สรุปคุณสมบัติของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดที่ต้องการออกแบบโดยเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดลอง ซึ่งจะเห็นว่าค่าที่ได้จากการผลการทดลองของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่คุณสมบัติต่างๆจะมีค่าใกล้เคียงหรือตรงตามค่าที่ต้องการออกแบบ ดังนั้นวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้สามารถนำไปใช้งานได้จริงในทางปฏิบัติ

ตารางที่ 3.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการออกแบบและผลที่ได้จากการทดลอง

คุณสมบัติ	ค่าที่ต้องการออกแบบ	ผลที่ได้จากการทดลอง
ขนาดของสัญญาณอินพุต	6.67 mVp-p	7.08 mVp-p
Bandwidth	0.05-100 Hz	0.048-99.47 Hz
Gain	720	707.9
CMRR	80 dB หรือมากกว่า	99.1 dB

### 3.2 ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นองค์ประกอบหนึ่งที่อยู่ในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีหน้าที่หลักทั้งในส่วนการประมวลผลแบบดิจิทัลและสนับสนุนการทำงานของระบบโดยรวม ในส่วนนี้มีอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์หลักทั้งหมด 3 บอร์ด ได้แก่ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT MAX32, บอร์ด chipKIT WiFi Shield, และบอร์ด Interface สามารถแสดงด้วยบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการเชื่อมต่อระหว่างโมดูล

บอร์ด chipKIT MAX32 จะเป็นส่วนควบคุมการทำงานของระบบทั้งหมด บอร์ดนี้ถูกออกแบบให้สามารถใช้งานได้ง่ายในระบบควบคุมแบบสมองกลฝังตัวทั่วไป โดยสามารถควบคุมด้วยคำสั่งภาษาซี ในโปรแกรม Multi-platform Arduino compatible IDE โปรแกรมดังกล่าวมีไลบรารีที่หลากหลายและครอบคลุมฟังก์ชันการใช้งานของอุปกรณ์ทั้งหมด ไม่ว่าจะเป็นฟังก์ชัน Timer interrupt สำหรับการสุ่มตัวอย่าง ฟังก์ชันควบคุมการรับส่งข้อมูลผ่านเครือข่าย Wi-Fi และ

ฟังก์ชันการเขียนข้อมูลลงในหน่วยความจำ SD นอกจากนี้ยังสามารถโปรแกรมด้วยตัวบอร์ดเองโดยใช้พอร์ต USB ต่อเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์ได้อีกด้วย

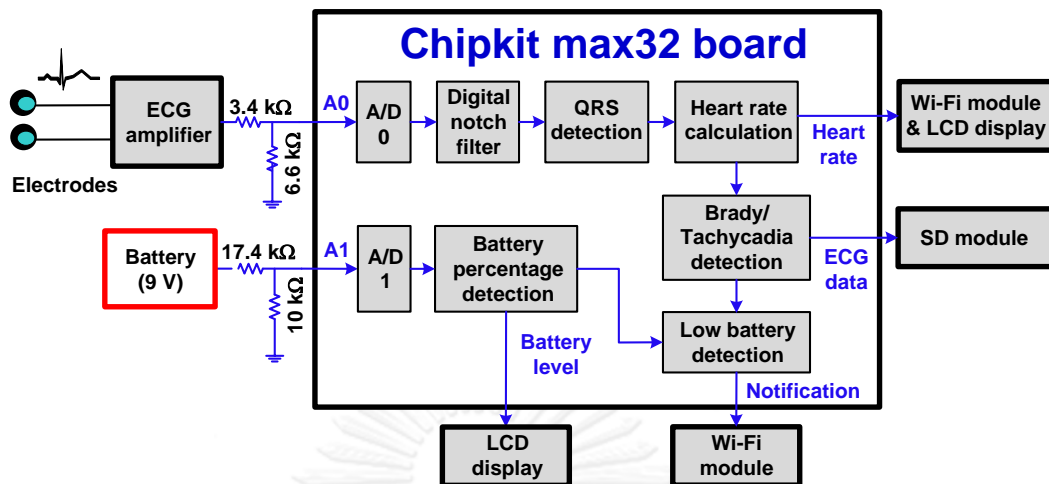
ลักษณะภายนอกของบอร์ด chipKIT MAX32 แสดงดังรูปที่ 3.18 บอร์ดมีขนาดกะทัดรัด โดยมีความกว้าง 5 cm และความยาวเท่ากับ 9 cm สามารถรับแรงดัน 5 V จากช่อง USB หรือ 9 V จาก AC-DC power adapter ได้ มีคุณสมบัติเด่น คือ

- ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 32 bit เบอร์ PIC32MX795F512 ของบริษัท Microchip
- หน่วยความจำ Flash เท่ากับ 512 kB
- หน่วยความจำ RAM เท่ากับ 128 kB
- ทำงานที่ความเร็วสัญญาณนาฬิกาเท่ากับ 80 MHz
- มีพอร์ต I/O ทั้งหมด 83 ช่อง โดยมีพอร์ตอินพุตแบบแอนะล็อก 16 ช่อง และมีพอร์ต External Interrupt ทั้งหมด 5 ช่อง
- ใช้ไฟเลี้ยง 3.3 V



รูปที่ 3.18 บอร์ด chipKIT MAX32 [28]

บอร์ด chipKIT MAX32 มีหน้าที่หลักในระบบ คือ การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล การกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz การตรวจจับ QRS Complex เพื่อหาอัตราการเต้นของหัวใจ การควบคุมโมดูล Wi-Fi เพื่อส่งอัตราการเต้นหัวใจไปยังสมาร์ทโฟน รวมไปถึงการวิเคราะห์หาอัตราการเต้นหัวใจที่ผิดปกติเพื่อสั่งการโมดูล SD ให้บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงผิดปกติเหล่านั้น แสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 บล็อกไดอะแกรมของการทำงานในส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

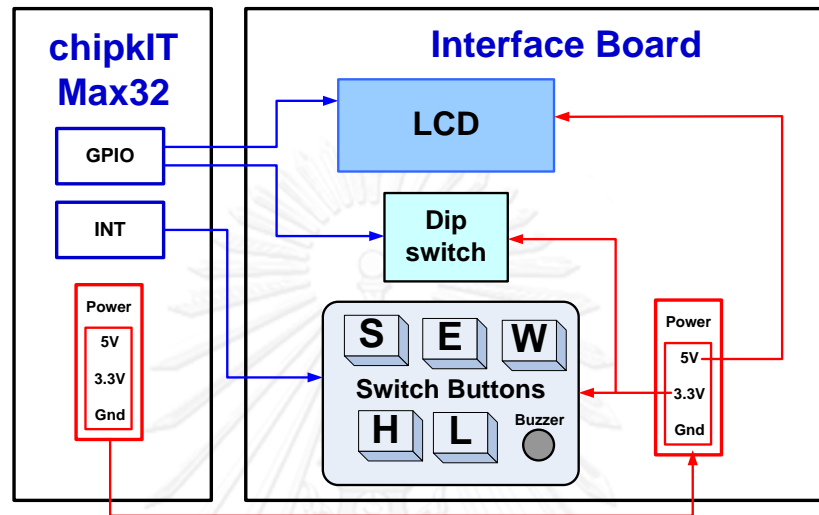
นอกจากในส่วนการประมวลผลแล้ว บอร์ดนี้ยังเป็นส่วนจ่ายแรงดันให้กับอุปกรณ์และบอร์ดอื่นๆอีกด้วย กล่าวคือ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับแรงดันโดยตรงมาจากแบตเตอรี่ 9 V แล้วใช้ Regulator 2 ตัว แปลงแรงดันเหลือ 5 V และ 3.3 V ตามลำดับ สำหรับแรงดัน 5 V จะถูกแบ่งจ่ายให้กับวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ LCD ในส่วนแรงดัน 3.3 V จะถูกแบ่งจ่ายให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ บอร์ด chipKIT WiFi shield และบอร์ด Interface นอกจากนี้ ยังมีการเชื่อมต่อแรงดันของแบตเตอรี่เข้ากับพอร์ตแอนะล็อกอินพุต A1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อนำไปคำนวณเป็นเปอร์เซ็นต์ระดับแรงดันของแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้ แล้วนำข้อมูลดังกล่าวไปแสดงที่หน้าจอแสดงผล LCD ในกรณีที่แบตเตอรี่มีแรงดันต่ำเกินไประบบจะแจ้งเตือนผู้ดูแลผ่านทางสมาร์ทโฟน ดังแสดงในรูปที่ 3.17

สำหรับบอร์ด chipKIT WiFi shield เป็นอุปกรณ์สำเร็จรูปที่มีทั้งโมดูล Wi-Fi สำหรับการส่งข้อมูลจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi และโมดูล SD สำหรับบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้นผิดปกติ บอร์ดนี้มีการติดต่อกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT MAX32 ผ่านการสื่อสารแบบ SPI อินเทอร์เฟซซึ่งมีความเร็วในการส่งสัญญาณเท่ากับ 25 MHz ตามความถี่สัญญาณนาฬิกา

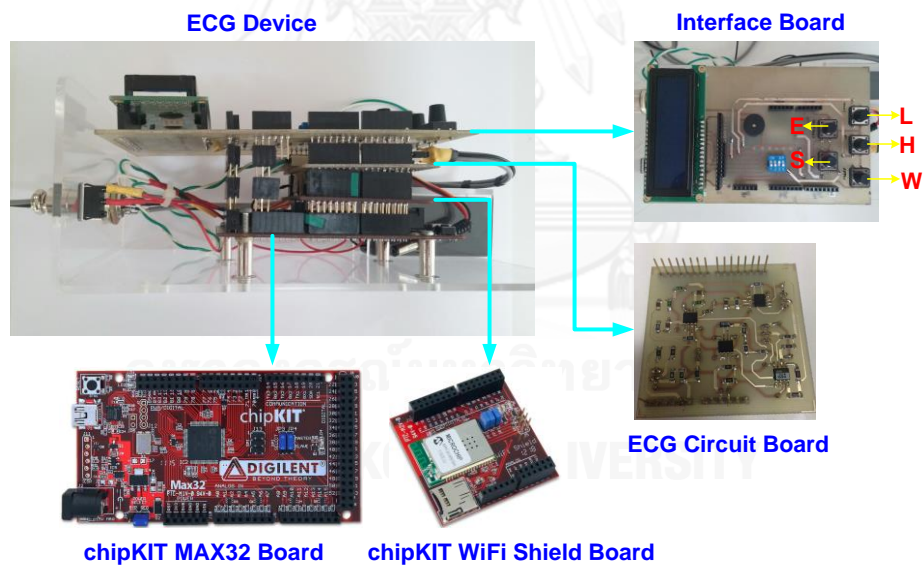
ในส่วนสุดท้าย คือ บอร์ด Interface บอร์ดนี้เป็นวงจรที่ถูกสร้างขึ้นสำหรับติดต่อกับผู้ใช้งานโดยตรง มีอุปกรณ์หลัก ได้แก่ ปุ่มกด, DIP switch, LCD และ Buzzer สำหรับปุ่มกดมีทั้งหมด 5 ปุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 3.20 ได้แก่ ปุ่มเริ่ม/หยุดทำงาน (Start/Stop), ปุ่มแจ้งเตือน/ยกเลิกการแจ้งเตือน (Emergency request/Normal), ปุ่มสลับโหมดการทำงานและการตั้งค่า (Work/Setup), ปุ่มเพิ่มค่า และปุ่มลดค่า สำหรับสามปุ่มแรกจะใช้ฟังก์ชันการอินเทอร์รัพท์ภายนอก (INT) ในการติดต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ เนื่องจากปุ่มเหล่านี้ถูกออกแบบให้อินเทอร์รัพท์การทำงานของโปรแกรมหลักแล้วสลับมาใช้งานในฟังก์ชันย่อยที่กำหนดขึ้นทันที ปุ่มในส่วน DIP switch จะถูกใช้ในการตั้งค่า IP



Address ของสมาร์ทโฟน สำหรับ LCD ใช้ในการแสดงค่าอัตราการเต้นหัวใจ เปอร์เซ็นต์ระดับแรงดันของแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้ และตัวแปรอื่นๆ สำหรับอุปกรณ์ตัวสุดท้ายในบอร์ดนี้ คือ Buzzer ซึ่งใช้ในการแจ้งเตือนเมื่ออัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงวัยมีค่าผิดปกติและผู้ใช้ทำการกดปุ่มแจ้งเตือนฉุกเฉิน



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.20 (ก) บล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด Interface และ บอร์ด ไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32 โดยปุ่ม S คือ ปุ่มเริ่ม/หยุดทำงาน, ปุ่ม E คือ ปุ่มแจ้งเตือน/ยกเลิกการแจ้งเตือน, ปุ่ม W คือ ปุ่มสลับโหมดการทำงานและการตั้งค่า, ปุ่ม H คือ ปุ่มเพิ่มค่า, ปุ่ม L คือ ปุ่มลดค่า และ (ข) ตัวอย่างภาพถ่ายของบอร์ดแต่ละส่วนในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้งานจริง

### 3.2.1 การแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณแอนะล็อก สัญญาณเหล่านี้จำเป็นต้องถูกแปลงค่าจากสัญญาณทางไฟฟ้าไปเป็นสัญญาณเชิงตัวเลขดิจิทัลก่อน สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการปรับปรุงสัญญาณเบื้องต้นและระดับแรงดันของของแบตเตอรี่จะถูกนำมาประมวลผลต่อในเชิงดิจิทัล สัญญาณแอนะล็อกทั้งสองจะถูกป้อนไปยังพอร์ต A0 และ A1 ในไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC32MX795F512 ซึ่งอยู่บนบอร์ด chipKIT MAX32 ในที่นี้ สัญญาณดังกล่าวจะถูกแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีความละเอียด 10 บิต โดยใช้ไฟเลี้ยง 3.3 V และสุ่มตัวอย่างด้วยอัตรา 200 ครั้งต่อวินาที

จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในหัวข้อที่ 3.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เอาต์พุตของวงจรมีค่าอยู่ระหว่าง 0 – 5 V เนื่องจากใช้แรงดันไฟเลี้ยงเท่ากับ 5 V ในการนำสัญญาณดังกล่าวมาป้อนที่อินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์จำเป็นต้องมีการปรับลดแรงดันให้อยู่ในช่วง 0 – 3.3 V ก่อน ในที่นี้จะใช้วงจรแบ่งแรงดันอย่างง่ายจากการอนุกรมระหว่างความต้านทาน 6.6 k $\Omega$  และ 3.4 k $\Omega$  ดังแสดงในรูปที่ 3.17

ในการแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล จำนวนบิต เป็นคุณสมบัติหนึ่งที่ต้องพิจารณาในขั้นต้นเพื่อตัดสินใจว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกมีความละเอียด (Resolution) เพียงพอต่อการใช้งานหรือไม่ ความละเอียดสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$resolution = \frac{V_{cc}}{2^n \times Gain_1 \times Gain_2} \quad (3.14)$$

*resolution* คือ ค่าความละเอียดในการแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกก่อนเข้าวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณดิจิทัล

*Gain<sub>1</sub>* คือ ค่าอัตราขยายของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเท่ากับ 720

*Gain<sub>2</sub>* คือ ค่าอัตราการลดทอนของการแบ่งแรงดันไฟเลี้ยงจาก 5.0 V เป็น 3.3 V ในที่นี้ค่าอัตราการลดทอนมีค่าเท่ากับ 1.515

*V<sub>CC</sub>* คือ แรงดันไฟเลี้ยงของไมโครคอนโทรลเลอร์ ในที่นี้ เท่ากับ 3.3 V

*n* คือ จำนวนบิตของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

เนื่องจากอัตราขยายของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเท่ากับ 720 เท่าและมีการปรับลดแรงดันโดยใช้วงจรแบ่งแรงดันด้วยอัตราขยาย 0.66 เท่า ดังนั้น หลังจากการคำนวณจากสมการที่ 3.14 ด้วยจำนวนบิตเท่ากับ 10 ค่าความละเอียดรวมของวงจรจึงมีค่าประมาณ 6.78  $\mu$ V ซึ่งนับว่าเพียงพอต่อการนำไปใช้งาน เนื่องจากในระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไปต้องการความละเอียดของวงจรประมาณ 2.4 – 9.8  $\mu$ V

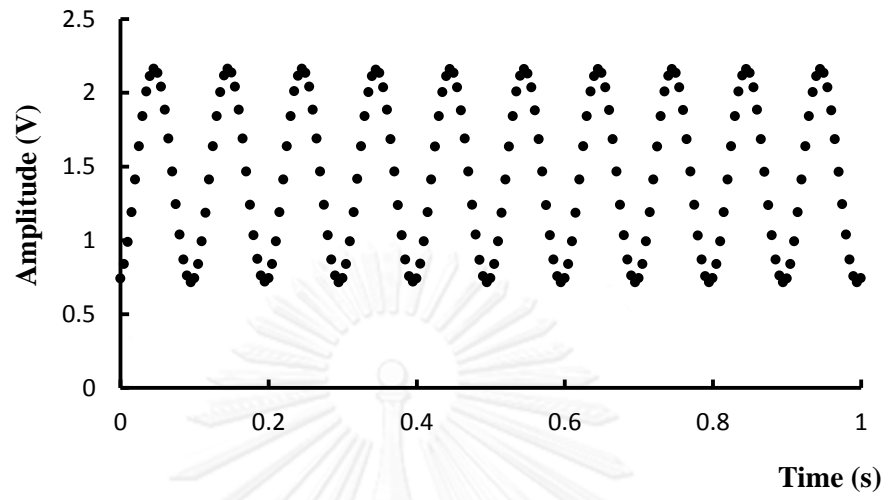
สำหรับระดับแรงดันของของแบตเตอรี่ซึ่งมีค่าสูงสุดเท่ากับ 9 V ในการนำสัญญาณดังกล่าว มาป้อนที่อินพุตขา A1ของไมโครคอนโทรลเลอร์ จะต้องปรับลดแรงดันให้อยู่ในช่วง 0 – 3.3 V เช่นเดียวกันกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้วงจรแบ่งแรงดันอย่างง่ายจากการอนุกรมระหว่าง ความต้านทาน 10 k $\Omega$  และ 17.4 k $\Omega$  ดังแสดงในรูปที่ 3.17 ค่าความต้านทานดังกล่าวทำให้อัตรา การลดทอนมีค่าประมาณ 2.78 เท่า

ต่อมาจะกล่าวถึงการสุ่มตัวอย่าง (sampling) ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ความถูกต้องในการ สุ่มตัวอย่างมีผลกระทบโดยตรงต่อการประมวลผลทางเวลาเมื่อมีการใช้การกรองความถี่ทางดิจิทัลมา เกี่ยวข้องในกระบวนการ หากการสุ่มตัวอย่างมีความไม่สม่ำเสมอจะทำให้ผลลัพธ์ไม่สามารถนำไป ประมวลผลในกระบวนการต่อไปได้อย่างถูกต้อง ในที่นี้ การสุ่มตัวอย่างในไมโครคอนโทรลเลอร์จะใช้ ฟังก์ชัน Core timer interrupt ซึ่งเป็นฟังก์ชันหนึ่งในโปรแกรม Multi-platform Arduino compatible IDE ที่ใช้ในการสั่งให้เหตุการณ์ทำงานทุกครั้งเมื่อถึงคาบเวลาที่กำหนด มี resolution ทางเวลาถึง 25 ns [29] ผลลัพธ์ที่ได้จากการสุ่มตัวอย่างวิธีนี้มีความแม่นยำและความเชื่อถือ

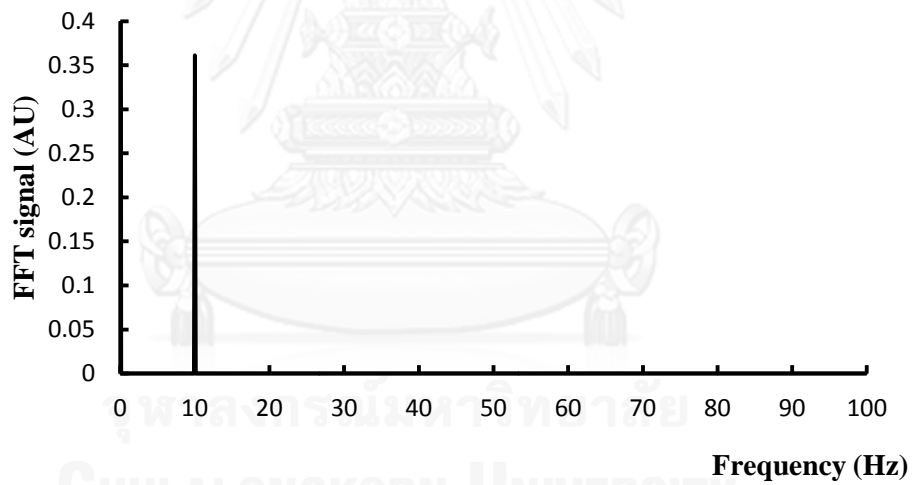
เพื่อเป็นการทดสอบว่าระบบสามารถสุ่มตัวอย่างด้วยความถี่ 200 Hz ได้อย่างถูกต้อง วิทยานิพนธ์นี้ได้ป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 1.5 V<sub>p-p</sub> ที่ความถี่ 10 Hz พร้อมกับแรงดันออฟเซต ไฟตรงเท่ากับ 1.5 V เข้าไปที่แอนะล็อกอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ หลังจากนั้น ทำการเก็บ ข้อมูลจากการแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ผลลัพธ์การสุ่มตัวอย่างจะได้เป็นรูปคลื่นเชิง เวลาแสดงดังรูปที่ 3.21(ก) รูปคลื่นที่ได้มีลักษณะเป็นคลื่นไซน์ที่สมบูรณ์ แต่ละคาบของลูกคลื่น สามารถนับจำนวนการสุ่มตัวอย่างได้เท่ากับ 10 ครั้งตามทฤษฎี ต่อมาเมื่อนำผลลัพธ์จากการสุ่ม ตัวอย่างไปพล็อตสเปกตรัม FFT จะสามารถสังเกตได้ว่า สเปกตรัมจะมีลักษณะเป็นเส้นตรงเดี่ยวอยู่ที่ ความถี่ 10 Hz ซึ่งตรงกับความถี่อินพุตที่ป้อนเข้าไปแสดงดังรูปที่ 3.21(ข) ดังนั้น จึงสามารถสรุปได้ว่า หน่วยประมวลผลของวิทยานิพนธ์สามารถสุ่มตัวอย่างด้วยความถี่ที่ถูกต้อง

### 3.2.2 การกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz

หลังจากที่ได้ออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเบื้องต้นแล้ว คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับมาจาก อิเล็กโทรดจะถูกขยายและกรองสัญญาณให้มีองค์ประกอบความถี่ให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสมระหว่าง 0.05 – 100 Hz อย่างไรก็ตามการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I แบบ 2 อิเล็กโทรดยังคงประสบปัญหา หลักของสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz เราจำเป็นที่จะต้องกำจัดสัญญาณ รบกวนเหล่านี้ออกไปโดยการใช้การกรองชนิดน็อดซ์ที่สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้อย่างมี ประสิทธิภาพและมีช่วงความถี่การกรองแม่นยำที่ 50 Hz



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.21 การสุ่มสัญญาณคลื่นรูปไซน์ความถี่ 10 Hz ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 Hz

(ก) รูปคลื่นเชิงเวลา และ (ข) สเปกตรัม FFT

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ การกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้ोटซ์ได้ถูกนำมาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz เนื่องจากสามารถลดทอนได้อย่างมีประสิทธิภาพ ไม่เกิดการ drift ของช่วงความถี่ที่กรองจากเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและความชื้น และช่วยลดจำนวนอุปกรณ์ในวงจรหลัก นอกจากนี้ การกรองทางดิจิทัลสร้างโดยการเขียนโปรแกรม ทำให้ง่ายต่อการออกแบบและทดสอบอีกด้วย [30, 31]

ในที่นี้ เราได้เลือกใช้การกรองความถี่ทางดิจิทัล IIR การกรองชนิดนี้จะมีสมการเป็นแบบป้อนกลับ (Recursive equation) ซึ่งแทนการรวมสมการแบบ infinite term การกรองชนิดนี้มีข้อดีคือ ผลการตอบสนองความถี่เป็นแบบ Sharp roll off [32] ซึ่งสามารถลดทอนสัญญาณที่ต้องการกรองออกไปได้เร็วกว่าตัวกรองชนิด FIR สามารถสังเกตได้จากความชันที่สูงในช่วงความถี่คัทออฟ อย่างไรก็ตาม การใช้ตัวกรองชนิดแบบ IIR จะไม่มีคุณสมบัติเป็นเฟสเชิงเส้น และระบบอาจเกิดความไม่เสถียรภาพหากมีการออกแบบตัวกรองไม่เหมาะสม

ในการออกแบบตัวกรองชนิด IIR อันดับสอง เราจะใช้วิธีแบบ Two-pole ซึ่งมีฟังก์ชันการถ่ายโอนมีสมการดังนี้

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 + a_1 Z^{-1} + a_2 Z^{-2}}{1 - b_1 Z^{-1} + b_2 Z^{-2}} \quad (3.15)$$

ในวิทยานิพนธ์นี้ เราได้เลือกใช้อัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz ( $f_s = 200$  Hz) และความถี่ที่ต้องการลดทอนเท่ากับ 50 Hz ( $f_c = 50$  Hz) สำหรับค่าสัมประสิทธิ์ของสมการ IIR notch filter มีสมการดังนี้

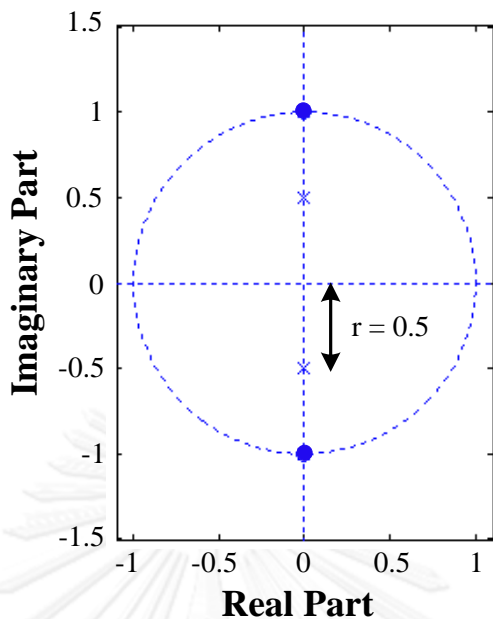
$$a_1 = 2 \cos \theta, \quad a_2 = 1, \quad b_1 = 2r \cos \theta, \quad b_2 = r^2 \quad (3.16)$$

$$\text{โดยกำหนดให้ } \theta = 2\pi \left( \frac{f_c}{f_s} \right) = 2\pi \left( \frac{50}{200} \right) = \frac{\pi}{2}$$

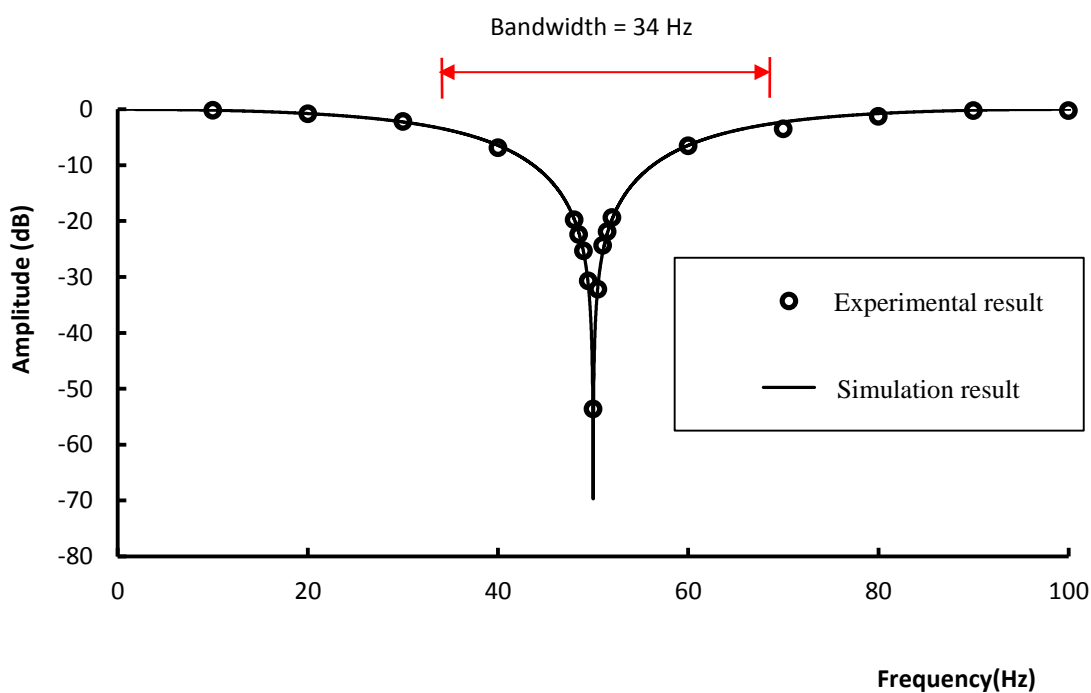
$\theta$  คือ มุมของ zero และ  $r$  คือ ระยะทางของ pole เมื่อเทียบจากจุดกำเนิด ในการออกแบบตัวกรองเพื่อให้ระบบมีความเสถียรภาพ จะกำหนดให้ pole อยู่ภายในวงกลมหนึ่งหน่วย โดยกำหนดค่า  $r$  เท่ากับ 0.5 สำหรับการออกแบบตัวกรองชนิดนี้ोटซ์ zero จะถูกวางไว้ตำแหน่ง ความถี่ที่ต้องการกำจัดออก และ วาง pole ไว้ใกล้กับตำแหน่ง zero เพื่อควบคุมค่าแบนด์วิดท์ ตำแหน่งการวางของ pole และ zero บนวงกลม 1 หน่วย แสดงดังรูปที่ 3.22

เมื่อแทนค่าสัมประสิทธิ์ในสมการที่ 3.15 แล้ว ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองชนิดนี้ोटซ์ มีสมการดังนี้

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \left( \frac{1 + Z^{-2}}{1 + 0.25Z^{-2}} \right) \quad (3.17)$$



รูปที่ 3.22 ตำแหน่งของ Pole และ Zero ในวงกลมหนึ่งหน่วย



รูปที่ 3.23 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองชนิดนี้้อตซ์

เพื่อหาค่าอัตราขยายที่ความถี่ไฟตรง โดยแทนค่า  $Z = 1$  จะได้ อัตราขยายมีค่าเท่ากับ 1.6 ในสมการที่ 3.15 ดังนั้นฟังก์ชันการถ่ายโอนของตัวกรองจะมีสมการดังนี้

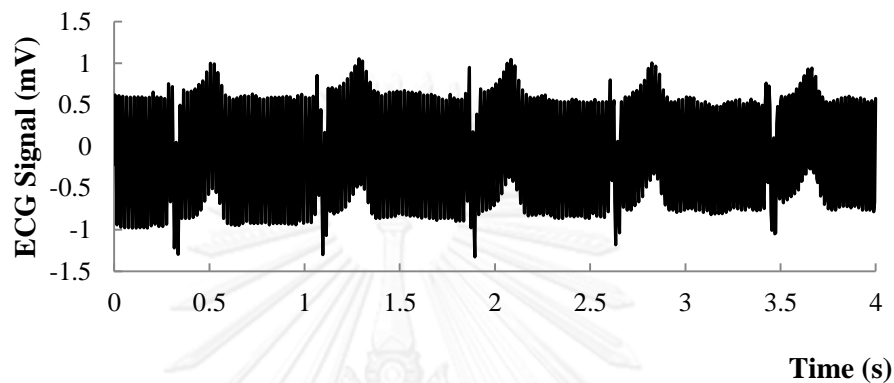
$$G(z) = \frac{1}{1.6} \left( \frac{1 + Z^{-2}}{1 + 0.25Z^{-2}} \right) \quad (3.18)$$

และมีสมการผลต่างของตัวกรองชนิดนี้คือ

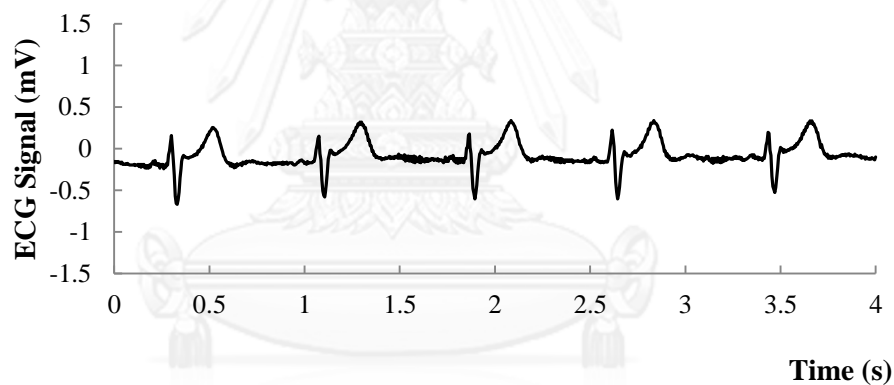
$$Y_n = -\left(\frac{Y_{n-2}}{4}\right) + \left(\frac{5X_n}{8}\right) + \left(\frac{5X_{n-2}}{8}\right) \quad (3.19)$$

เพื่อทดสอบผลตอบสนองเชิงความถี่ของการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz บนตัวกรองชนิดนี้ วิทยานิพนธ์นี้ได้นำสมการผลต่างของตัวกรองชนิดนี้มาเขียนลงในไมโครคอนโทรลเลอร์และหาผลตอบสนองเชิงความถี่ของการลดทอนโดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์เข้าไปที่ขาแอนะล็อกอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์และปรับความถี่ตั้งแต่ 10 Hz ถึง 100 Hz จากนั้นวัดค่าแรงดันเอาต์พุตจากไมโครคอนโทรลเลอร์เทียบกับแรงดันอินพุตของแต่ละความถี่เพื่อคำนวณหาค่าอัตราการลดทอนเชิงขนาดของตัวกรองชนิดนี้ ซึ่งค่าที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับผลตอบสนองความถี่จากการจำลองด้วยโปรแกรม MATLAB และเมื่อนำผลการทดลองกับค่าที่ได้จากการจำลองมาเปรียบเทียบพบว่า ผลตอบสนองเชิงความถี่ของทั้งสองกรณีนี้มีค่าสอดคล้องกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.23 ซึ่งอัตราการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ของผลการตอบสนองเชิงความถี่ที่ได้จากการทดลองมีค่าเท่ากับ -53.62 dB และมีแบนด์วิดท์เท่ากับ 34.48 Hz

จากรูปที่ 3.24(ก) และ (ข) แสดงตัวอย่างการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนเข้าตัวกรองทางดิจิทัลและหลังจากผ่านตัวกรองทางดิจิทัล จะเห็นว่าสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ที่ขึ้นอยู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกลดทอนลง แสดงว่าตัวกรองที่ถูกออกแบบไว้สามารถลดทอนสัญญาณได้ในระดับที่พอสมควร ทั้งนี้จะกล่าวถึงวิธีการทดสอบและสรุปผลการทดสอบในบทที่ 4



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.24 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกระบวนการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนอกรีตซ์

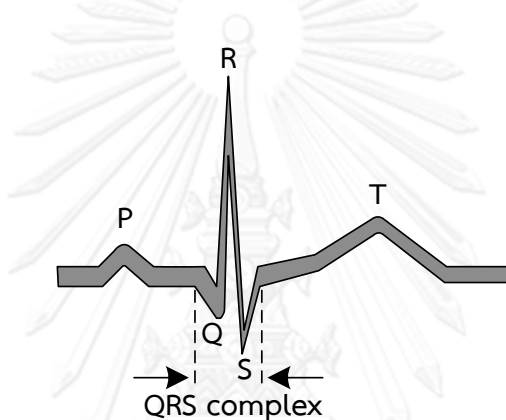
(ก) ก่อนเข้าตัวกรองทางดิจิทัล (ข) หลังจากผ่านตัวกรองทางดิจิทัล

หลังจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz แล้ว คลื่นจะมีความราบเรียบมากยิ่งขึ้น ต่อมา สัญญาณดังกล่าวจะถูกนำมาวิเคราะห์ต่อเพื่อบ่งบอกสถานะผิดปกติของผู้ป่วยผ่านทางอัตราการเต้นหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกคำนวณหาตำแหน่งอ้างอิงของคลื่นแต่ละลูก แล้วนำช่วง RR ซึ่งเป็นคาบเวลาของสัญญาณไปคำนวณมาอัตราการเต้นหัวใจต่อไป หากอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยมีค่าสูงหรือต่ำเกินไป ระบบก็จะแจ้งเตือนและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติเหล่านั้น



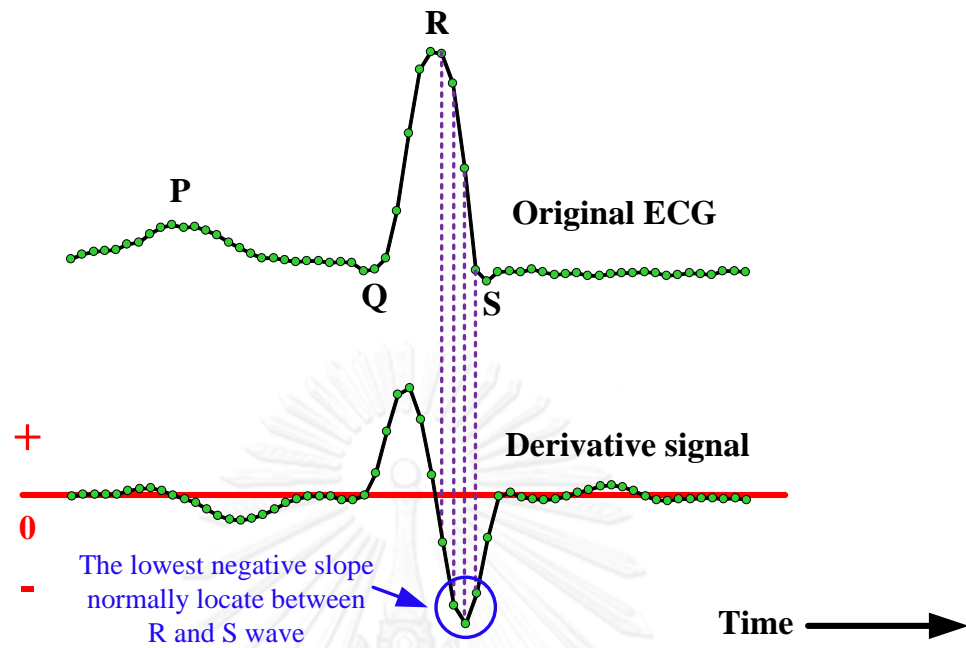
### 3.2.3. การตรวจจับ QRS complex

ขั้นตอนถัดมา คือการหาตำแหน่งอ้างอิงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละลูก เพื่อนำไปคำนวณหาช่วง RR และอัตราการเต้นหัวใจ QRS complex เป็นองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นิยมใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง เนื่องจากเป็นส่วนที่มีขนาดและความชันสูงสุดเมื่อเทียบกับคลื่น P และคลื่น T ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.25 การตรวจจับ QRS complex เป็นกระบวนการพื้นฐานในระบบการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสามารถนำไปใช้ไปพัฒนาต่อเพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติทางพยาธิวิทยาของหัวใจได้อีกด้วย นอกจากนี้ การตรวจจับ QRS complex ยังเป็นส่วนที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพของการคำนวณอัตราการเต้นหัวใจของผู้ป่วยโดยตรง หากขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ QRS complex มีความแม่นยำสูง ก็จะทำให้กระบวนการที่ต่อเนื่องถัดมาสามารถประมวลผลได้อย่างมีประสิทธิภาพ



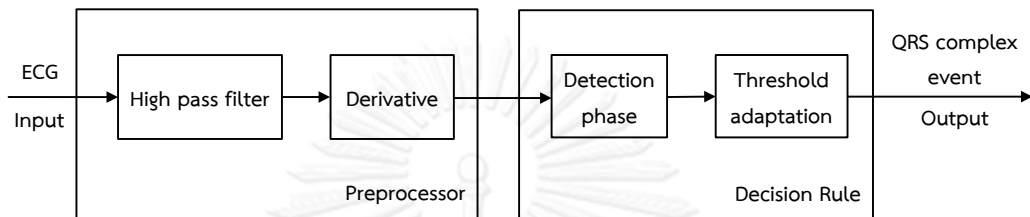
รูปที่ 3.25 องค์ประกอบหลักของคลื่น ECG

การตรวจจับ QRS complex สามารถทำได้ด้วยขั้นตอนวิธีที่หลากหลาย ยกตัวอย่าง เช่น Neuron network [33], Empirical mode decomposition [34], Filter banks [35] เป็นต้น จากวิธีที่กล่าวมาต้น แม้ว่าขั้นตอนวิธีจะมีประสิทธิภาพที่สูง แต่อาจจะไม่สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับระบบสมองกลฝังตัว เนื่องจากมีความซับซ้อนสูง สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ได้ดัดแปลงขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจจับ QRS complex จากวิธีของ Holsinger และคณะ [36] วิธีดังกล่าวใช้การคำนวณสัญญาณอนุพันธ์เพื่อพิจารณาหาตำแหน่งของความชันของ ECG ที่มีค่าเป็นลบสูง ซึ่งปกติแล้วจะเกิดขึ้นบริเวณความชันขาลงระหว่างคลื่น R และคลื่น S แสดงดังรูปที่ 3.26 เราสามารถสังเกตได้ว่าความชันขาลงที่มีค่าต่ำที่สุดเกิดขึ้นระหว่างช่วงดังกล่าว โดยทั่วไปแล้วคลื่น QRS complex มีความกว้างอยู่ในช่วง 60 – 100 ms สำหรับการสุ่มตัวอย่างด้วยความถี่ 200 Hz ซึ่งมีคาบเวลาเท่ากับ 5 ms หากข้อมูลความชันอย่างน้อย 2 จุด หรือ 10 ms มีความชันเป็นลบต่ำกว่าระดับหนึ่งแล้ว จะถือว่ามี QRS complex เกิดขึ้น เหตุผลที่เลือกใช้ 2 จุดเนื่องจาก เราสมมติฐานว่า สัญญาณรบกวนทั่วไปที่เกิดขึ้นจะมีความยาวไม่เกิน 10 ms อย่างไรก็ตาม ในทางปฏิบัติจริง ขั้นตอนวิธีอาจสามารถตัดสินใจเหตุการณ์ QRS complex ด้วยจำนวนมากกว่า 2 จุดขึ้นไปก็ได้



รูปที่ 3.26 ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่น QRS complex และความชันขาลง

บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับ QRS complex ได้แสดงดังรูปที่ 3.27 เริ่มต้นจากการปรับปรุงสัญญาณด้วยตัวกรองผ่านสูงแบบดิจิทัลเพื่อกำจัดสัญญาณ Baseline และลดทอนขนาดของคลื่น T ต่อมาสัญญาณจะถูกหาอนุพันธ์เพื่อหาความชัน หลังจากนั้นสัญญาณอนุพันธ์จะถูกตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่ม สุดท้ายจะได้ตำแหน่งของ QRS complex ออกมาในขั้นสุดท้าย เนื่องจากขั้นตอนวิธีดังกล่าวมีภาระการคำนวณต่ำ จึงสามารถประมวลผลแบบเวลาจริงและนำไปใช้ประยุกต์ใช้กับระบบสมองกลฝังตัวได้



รูปที่ 3.27 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับ QRS complex

สำหรับรายละเอียดของขั้นตอนต่างๆมีดังต่อไปนี้

### 3.2.3.1 ตัวกรองผ่านสูง

โดยทั่วไป คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของคลื่น ได้แก่ คลื่น P, QRS complex และคลื่น T ในองค์ประกอบทั้งหมดนั้น QRS complex เป็นคลื่นที่มีความถี่สูงสุดเนื่องจากมีความชันมากที่สุดซึ่งมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 5 -15 Hz และมีค่าพลังงานสูงสุดอยู่ประมาณ 10 Hz [37] สำหรับคลื่น P และคลื่น T จะมีความถี่ที่ต่ำกว่า อย่างไรก็ตาม กระบวนการตรวจจับ QRS complex ด้วยการพิจารณาความชันขาลงของคลื่น ECG อาจมีโอกาสในการตรวจจับคลื่น T ว่าเป็นตำแหน่ง QRS complex ได้หากคลื่นทั้งสองมีขนาดใหญ่เมื่อเทียบกับ QRS complex นอกจากนี้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจมีสัญญาณ Baseline ที่ไม่แน่นอน ซึ่งเกิดจากการขยับกล้ามเนื้อในระหว่างการหายใจของผู้ป่วย สัญญาณ Baseline มีค่าอยู่ในช่วงความถี่ต่ำใกล้เคียงกับ 0.05 -1 Hz [38] ดังนั้น วิทยานิพนธ์นี้จึงเลือกใช้ตัวกรองผ่านสูงแบบดิจิทัลเพื่อลดทอนขนาดของคลื่น T และกำจัด Baseline ก่อนการประมวลผลถัดไป

ตัวกรองผ่านสูงที่ใช้ในขั้นตอนวิธีนี้ได้ใช้วิธีของ Pan และ Tompkins [37] โดยการนำสัญญาณจากตัวกรองผ่านต่ำมาหักลบออกมาสัญญาณก่อนการกรองที่มีการหน่วงเวลา ตัวกรองผ่านต่ำนี้มีสัมประสิทธิ์เป็นจำนวนเต็ม มีฟังก์ชันถ่ายโอน ดังนี้

$$H_{LFP}(z) = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (3.20)$$

จากสมการ 3.20 สามารถจัดรูปแบบได้ดังนี้

$$H_{\text{LPF}}(z) = \frac{z^{-16} (z^{16} - z^{-16})}{z^{-1/2} (z^{1/2} - z^{-1/2})} \quad (3.21)$$

$$H_{\text{LPF}}(z) = z^{-15.5} \frac{\cos(16\omega)}{\cos(\omega / 2)} \quad (3.22)$$

สมการผลต่างของฟังก์ชันถ่ายโอน คือ

$$y[n] = y[n-1] + x[n] - x[n-32] \quad (3.23)$$

ตัวกรองต่ำผ่านดังกล่าวมีอัตราขยายเท่ากับ 32 เท่า โดยคำนวณจากค่า  $\lim_{z \rightarrow 1} H_{\text{HPF}}(z)$  มีการหน่วงเวลา 15.5 ข้อมูลตัวอย่าง หรือประมาณ 16 ข้อมูลตัวอย่าง โดยพิจารณาจากเลขยกกำลังของ  $Z$  จาก  $H_{\text{LPF}}(z)$  หลังการจัดรูปแบบดังสมการที่ 3.22 และความถี่คutoff เท่ากับ 5 Hz [37] ต่อมา นำฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองต่ำผ่านไปหารด้วย 32 แล้วนำไปหักกลับด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนของสัญญาณก่อนการกรองที่มีการหน่วงเวลา สุดท้าย จะได้ตัวกรองผ่านสูงที่มีอัตราขยายเท่ากับ 1 มีการหน่วงเวลา 16 ข้อมูลตัวอย่าง ความถี่คutoff เท่ากับ 5 Hz และผลตอบสนองเชิงความถี่แสดงดังรูปที่ 3.28 ตัวกรองผ่านสูงมีฟังก์ชันถ่ายโอน ดังนี้

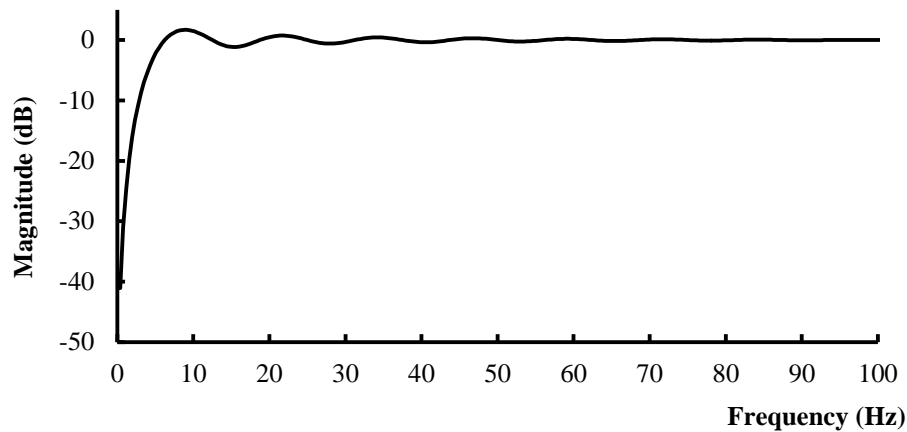
$$H_{\text{HPF}}(z) = z^{-16} - \frac{H_{\text{LPF}}(z)}{32} \quad (3.24)$$

$$H_{\text{HPF}}(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-32}}{32}}{1 - z^{-1}} \quad (3.25)$$

และมีสมการผลต่างคือ

$$y[n] = y[n-1] - \frac{x[n]}{32} + x[n-16] - x[n-17] + \frac{x[n-32]}{32} \quad (3.26)$$

ตัวอย่างการปรับปรุงสัญญาณด้วยตัวกรองสูงผ่านแบบดิจิทัลแสดงดังรูปที่ 3.28 (ข) คลื่น T จากสัญญาณต้นฉบับจะถูกลดทอนจนมีขนาดลดลงไปมาก ในขณะที่ QRS complex มีขนาดไม่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม สัญญาณหลังจากการกรองนี้จะถูกนำไปหาความชันในขั้นตอนถัดไป



รูปที่ 3.28 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านสูง

### 3.2.3.2 การหาอนุพันธ์

หลังจากผ่านการกรองผ่านสูงแล้ว สัญญาณจะถูกนำไปหาอนุพันธ์เพื่อคำนวณหาความชันของคลื่น ECG สำหรับฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักของการหาอนุพันธ์แบบ 5 จุด [37] มีดังนี้

$$H(z) = 2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4} \quad (3.27)$$

ฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักของการหาอนุพันธ์แบบ 5 จุดนี้มีอัตราขยายเท่ากับ 10 และมีการหน่วงเวลา 2 ข้อมูลตัวอย่าง หากนำมาแปลงเป็นสมการผลต่างที่มีอัตราขยายเท่ากับ 1 จะได้สมการดังนี้

$$y[n] = \frac{1}{10} (2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4]) \quad (3.28)$$

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากความต้องการที่จะทำให้การประมวลผลรวดเร็วขึ้น จึงได้เปลี่ยนแปลงส่วนของการหารเป็น 8 เนื่องจากเป็นจำนวนเต็มทีใกล้เคียง 10 ที่สามารถใช้การเลื่อนในระบบเลขฐานสองได้ สุดท้าย การหาอนุพันธ์จึงมีอัตราขยายเท่ากับ 1.25 ซึ่งมีสมการดังนี้

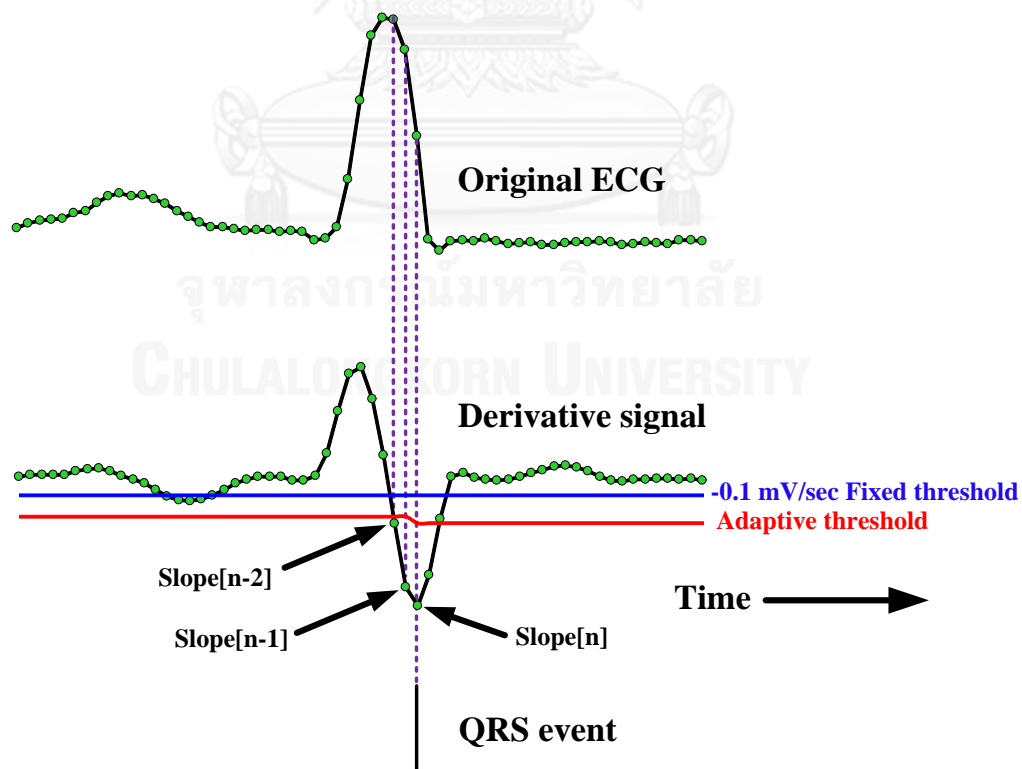
$$y[n] = \frac{1}{8} (2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4]) \quad (3.29)$$

ตัวอย่างการหาความชันของสัญญาณด้วยการหาอนุพันธ์แบบ 5 จุดแสดงดังรูปที่ 3.30 (ค) หลังจากผ่านการหาอนุพันธ์แล้ว สัญญาณบริเวณคลื่น R และ S จะมีความชันเป็นลบมากเมื่อเทียบกับองค์ประกอบอื่นๆของคลื่น ECG ส่วนความชันขาลงที่มีค่าเป็นลบมากนี้ จะถูกขั้นตอนวิธีตัดสินว่ามี QRS complex เกิดขึ้น รายละเอียดต่างๆของขั้นตอนวิธีจะถูกอธิบายในหัวข้อถัดไป

### 3.2.3.3 กฎการตัดสินใจ

หลังจากสัญญาณผ่านการหาอนุพันธ์แล้ว ความชันของคลื่นจะถูกนำมาตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่ม หากความชันขาลงของคลื่น ECG จำนวน 2 ค่าที่อยู่ติดกันมีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่มทั้ง 2 ระดับ ได้แก่ ค่าขีดเริ่มแบบคงตัวที่  $-0.1 \text{ mV/sec}$  และค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ดังสมการที่ 3.30 แล้ว ขั้นตอนวิธีจะระบุว่ามีเหตุการณ์ของ QRS complex เกิดขึ้น แสดงดังรูปที่ 3.29 เหตุผลที่เรานำค่าขีดเริ่มแบบคงตัว ที่  $-0.1 \text{ mV/sec}$  มาใช้ร่วมกับแบบปรับตัวได้ เนื่องจากต้องการป้องกันการตรวจจับสัญญาณรบกวนขนาดเล็กกว่าเป็น QRS complex ค่าขีดเริ่มได้ถูกกำหนดขึ้นจากการทดสอบตรวจจับ QRS complex ในเบื้องต้น ด้วยคลื่น Lead II จากฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database (MITDB)

$$\text{Slope}[n - 2] , \text{Slope}[n - 1] < \text{Adaptive Threshold} \ \& \ -0.1 \text{ mV/sec Fixed Threshold} \quad (3.30)$$



รูปที่ 3.29 กฎการตัดสินใจของกระบวนการตรวจจับ QRS complex

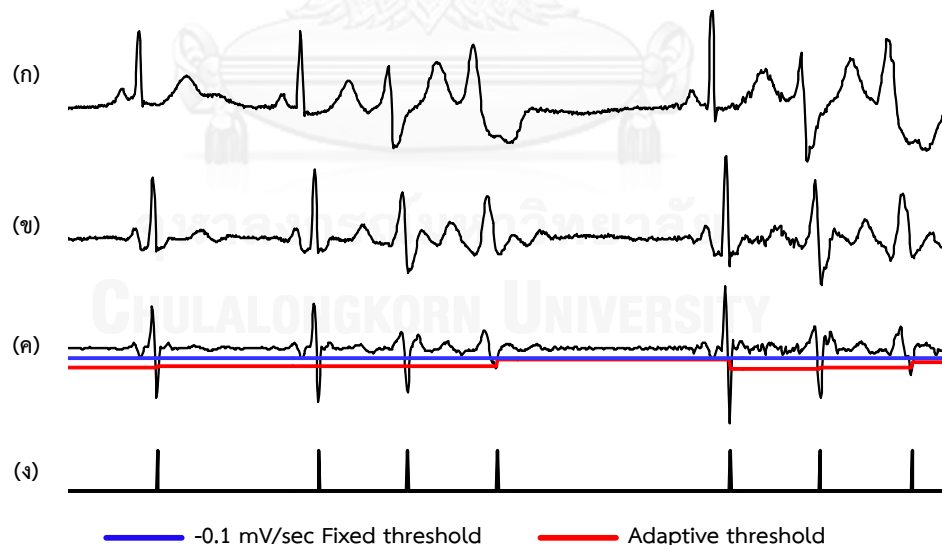
ในทุกๆครั้งที่มีการตรวจพบ QRS complex แล้ว ค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้จะถูกปรับค่าอย่างสม่ำเสมอเพื่อเปลี่ยนแปลงไปตามรูปร่างของคลื่น ECG ที่เข้ามาในกระบวนการ [39] ขั้นตอนในการปรับค่าขีดเริ่ม เริ่มต้นจากการหาความชันขาลงสูงสุดค่าใหม่ก่อน โดยมีค่า  $K_1$  เท่ากับ 2 ดังแสดงในสมการ

$$Minimum\ slope_{new} = \left( \frac{Slope[n] - Minimum\ slope_{current}}{K_1} \right) + Minimum\ slope_{current} \quad (3.31)$$

หลังจากทราบความชันขาลงสูงสุดค่าใหม่แล้ว จะสามารถคำนวณหาค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ค่าใหม่จากการหารด้วยค่าคงที่  $K_2$  ซึ่งเท่ากับ 2.5 ดังแสดงในสมการ

$$Adaptive\ Threshold_{new} = \frac{Minimum\ slope_{new}}{K_2} \quad (3.32)$$

ค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ค่าใหม่นี้จะถูกนำไปตัดสินเหตุการณ์ของ QRS complex ถูกถัดไป นอกจากนี้ ขั้นตอนวิธียังได้ถูกปรับปรุงเพิ่มเติม โดยเพิ่มเงื่อนไขว่า หากตรวจพบเหตุการณ์ของ QRS complex แล้ว ขั้นตอนวิธีจะยกเว้นการตรวจจับ QRS complex เป็นเวลา 200 ms เพื่อป้องกันการตรวจจับเหตุการณ์ QRS complex ซ้ำในลูกคลื่นเดียวกัน เพราะกลไกในทางสรีรวิทยาของหัวใจจะไม่สามารถเกิดลูกคลื่นต่อเนื่องกันได้น้อยกว่า Refractory Period [37] ตัวอย่างสัญญาณในกระบวนการตรวจจับ QRS complex ต่างๆแสดงดังรูปที่ 3.30



รูปที่ 3.30 ตัวอย่างสัญญาณในกระบวนการตรวจจับ QRS complex

(ก) สัญญาณ ECG ต้นฉบับ (ข) สัญญาณหลังผ่านการกรองผ่านสูง (ค) สัญญาณหลังผ่านการหาอนุพันธ์ และค่าขีดเริ่มของกฎการตัดสินใจ (ง) เหตุการณ์ของ QRS complex

### 3.2.3.4 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex

การทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่ใช้ตรวจจับ QRS complex จะใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database (MITDB) [40] เนื่องจากเป็นฐานข้อมูลที่นิยมใช้ในงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสามารถเข้าถึงได้ง่าย ฐานข้อมูลนี้มีชุดข้อมูล 48 ชุด แต่ละชุดจะมีทั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโรคหัวใจหรือคนปกติปะปนกัน โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจมีความผิดปกติที่หลากหลายและหาได้ยากในบุคคลทั่วไป แต่ละชุดประกอบด้วย แฟ้มข้อมูล 3 ชนิด ส่วนแรกคือ แฟ้มข้อมูลส่วนหัว (.hea) ซึ่งเป็นแฟ้มข้อมูลที่เก็บชื่อชุดข้อมูล จำนวนช่องสัญญาณ Lead ที่เก็บคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, เพศ, อายุ, ความผิดปกติเฉพาะทางของผู้ป่วย, อัตราการสูดตัวอย่าง เป็นต้น ส่วนที่สองคือ แฟ้มข้อมูลสัญญาณ (.dat) ซึ่งเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณชุดละ 30 นาที ส่วนที่สามคือ แฟ้มข้อมูล Annotation (.atr) ในแฟ้มส่วนสุดท้ายนี้จะเป็นแฟ้มที่เก็บตำแหน่งและชนิดของคลื่น QRS complex แต่ละลูก แฟ้มข้อมูลนี้จะถูกนำไปใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของขั้นตอนวิธีที่สร้างขึ้นต่อไป

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ ขั้นตอนวิธีของการตรวจจับ QRS complex จะถูกจำลองใน Simulink environment ของโปรแกรม Matlab โดยใช้ S-Function ขั้นตอนวิธีจะเปรียบเสมือนกับบล็อกไดอะแกรมหนึ่งในระบบซึ่งเขียนด้วยคำสั่งภาษาซี สำหรับขั้นตอนในการทดสอบประสิทธิภาพ เริ่มต้นจากการนำแฟ้มข้อมูลสัญญาณทีละหนึ่งชุดข้อมูลมาผ่านขั้นตอนวิธีตรวจจับ QRS complex หลังจากนั้น ขั้นตอนวิธีจะกำหนดตำแหน่งของเหตุการณ์ที่เกิด QRS complex ในขั้นสุดท้าย ตำแหน่งของเหตุการณ์ทั้งหมดจะถูกโปรแกรมนำมาสร้างเป็นแฟ้มข้อมูล Annotation

สำหรับการประเมินประสิทธิภาพ แฟ้มข้อมูล Annotation จากฐานข้อมูล MIT-BIH และจากขั้นตอนวิธี จะถูกนำมาเปรียบเทียบตำแหน่งของ QRS complex ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 [25] หากตำแหน่งของ QRS complex ที่สร้างจากขั้นตอนวิธีห่างจากตำแหน่งของ QRS complex ในฐานข้อมูลไม่เกิน 150 ms จะถือว่า การตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกนั้นถูกต้อง ในที่นี้ การทดสอบประสิทธิภาพจะไม่ตัดสินคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 10 วินาทีแรก ของแฟ้มข้อมูลแต่ละชุด เนื่องจากถูกกำหนดให้เป็นช่วงเรียนรู้ของขั้นตอนวิธี

ตัวแปรที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex มีนิยามดังนี้

1) ความไว (Sensitivity) หมายถึง อัตราส่วนของข้อมูลที่มี QRS complex จริง ที่จะถูกตัดสินโดยขั้นตอนวิธีว่ามี QRS Complex [41]

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.33)$$

2) Positive predictivity หมายถึง ความน่าจะเป็นของข้อมูลที่จะเป็น QRS complex จริง เมื่อขั้นตอนวิธีตัดสินผลการทดสอบว่าเป็น QRS complex [41]

$$Positive Predictivity = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.34)$$



เมื่อ

TP (True positive) คือ จำนวน QRS Complex ที่เกิดขึ้นจริง และขั้นตอนวิธีตรวจพบ

FP (False positive) คือ จำนวน QRS Complex ที่ไม่ได้เกิดขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจพบ

FN (False negative) คือ จำนวน QRS Complex ที่เกิดขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจไม่พบ



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 3.3 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด

Record number	Beat number	FN (Beats)	FP (Beats)	False detection (Beats)	Sensitivity (%)	Positive predictivity (%)
100	2260	0	0	0	100.00	100.00
101	1854	1	7	8	99.95	99.62
102	2175	3	10	13	99.86	99.54
103	2073	0	0	0	100.00	100.00
104	2216	68	93	161	96.93	95.85
105	2558	3	123	126	99.88	95.41
106	2017	32	0	32	98.41	100.00
107	2125	0	27	27	100.00	98.75
108	1752	216	40	256	87.67	97.46
109	2516	2	3	5	99.92	99.88
111	2112	1	1	2	99.95	99.95
112	2525	0	2	2	100.00	99.92
113	1786	0	0	0	100.00	100.00
114	1870	2	0	2	99.89	100.00
115	1943	0	0	0	100.00	100.00
116	2399	24	2	26	99.00	99.92
117	1526	0	3	3	100.00	99.80
118	2266	0	1	1	100.00	99.96
119	1977	0	0	0	100.00	100.00
121	1853	2	0	2	99.89	100.00
122	2461	0	0	0	100.00	100.00
123	1510	3	0	3	99.80	100.00
124	1611	0	1	1	100.00	99.94
200	2586	5	40	45	99.81	98.47

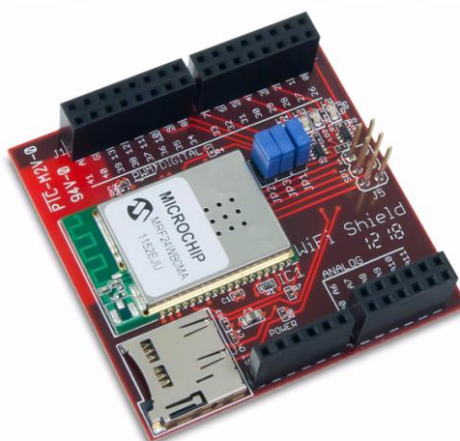
ตารางที่ 3.3 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด (ต่อ)

Record number	Beat number	FN (Beats)	FP (Beats)	False detection (Beats)	Sensitivity (%)	Positive predictivity (%)
201	1949	67	0	67	96.56	100.00
202	2127	7	0	7	99.67	100.00
203	2961	32	130	162	98.92	95.75
205	2641	3	0	3	99.89	100.00
207	1850	42	32	74	97.73	98.26
208	2939	47	9	56	98.40	99.69
209	2990	0	11	11	100.00	99.63
210	2634	29	25	54	98.90	99.05
212	2733	0	1	1	100.00	99.96
213	3233	2	0	2	99.94	100.00
214	2250	3	8	11	99.87	99.65
215	3345	0	6	6	100.00	99.82
217	2196	19	6	25	99.13	99.73
219	2141	1	0	1	99.95	100.00
220	2036	0	0	0	100.00	100.00
221	2414	123	2	125	94.90	99.91
222	2470	14	3	17	99.43	99.88
223	2592	55	1	56	97.88	99.96
228	2041	15	101	116	99.27	95.25
230	2242	0	0	0	100.00	100.00
231	1561	0	0	0	100.00	100.00
232	1772	0	5	5	100.00	99.72
233	3062	6	1	7	99.80	99.97
234	2738	3	0	3	99.89	100.00
<b>Total</b>	<b>108888</b>	<b>830</b>	<b>694</b>	<b>1524</b>	<b>99.24</b>	<b>99.36</b>

หลังจากทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II จากฐานข้อมูล MIT-BIH ทั้งหมด 48 ชุด ซึ่งประกอบด้วยคลื่น ECG ทั้งหมด 108,888 ลูก แล้วพบว่า ผลการทดสอบโดยรวมมีความไวเท่ากับ 99.24 % และมี Positive predictivity เท่ากับ 99.36 % รายละเอียดของผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 3.3 ความไวและ Positive predictivity ของขั้นตอนวิธีมีค่ามากกว่า 99 % ซึ่งถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้และสามารถนำไปใช้งานได้จริง อย่างไรก็ตาม ยังคงมีความผิดพลาดที่เกิดกับชุดข้อมูลบางส่วนเนื่องจากสาเหตุหลายประการ เช่น ในชุดข้อมูล 105 และ 203 สัญญาณถูกรบกวนจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวของร่างกายทำให้ ผลการทดสอบ จึงมีค่า False positive สูง ในชุดข้อมูล 221 สัญญาณอนุพันธ์ขาลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่ายอดสูงต่ำสลับกัน ซึ่งค่าต่ำเกิดจากความผิดปกติแบบ PVC ซึ่งเป็นคลื่นที่มีความชันน้อยกว่าคลื่นปกติ ทำให้ขั้นตอนวิธีไม่สามารถปรับค่าขีดเริ่มได้ทันต่อการเปลี่ยนแปลงของลักษณะคลื่น ผลการทดสอบจึงมีค่า False Negative สูง เป็นต้น หากต้องการปรับปรุงประสิทธิภาพโดยรวมให้ดีขึ้น อาจมีการใช้กระบวนการปรับค่าขีดเริ่มที่มีความยืดหยุ่นกว่าเดิม และอาจเพิ่มตัวกรองเพื่อลดผลจากสัญญาณรบกวนต่างๆ เป็นต้น

### 3.2.4 การส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารไร้สายแบบ Wi-Fi

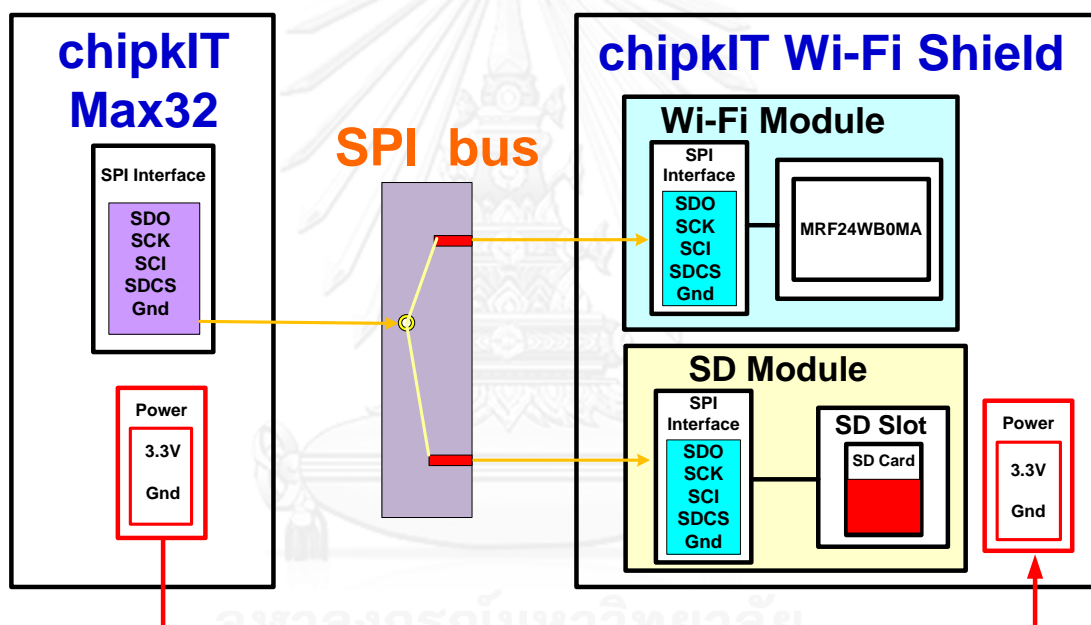
ในวิทยานิพนธ์นี้ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำหน้าที่ส่งข้อมูลไปยังสมาร์ทโฟนของผู้ดูแล ผ่านการติดต่อสื่อสารไร้สายแบบ Wi-Fi โดยใช้วิธีการส่งแบบ UDP (User Datagram Protocol) โพรโตคอลชนิดนี้มีคุณสมบัติหลัก คือ ข้อมูลที่ส่งมีขนาดเล็ก มีอัตราความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลสูง และไม่มีการสร้างการเชื่อมต่อกับฝั่งปลายทางก่อนที่จะทำการส่งข้อมูล แม้ว่าระบบในวิทยานิพนธ์จะไม่ได้ต้องการอัตราการส่งข้อมูลที่สูง เนื่องจากข้อมูลที่ส่งมีเพียงอัตราการเต้นหัวใจและข้อมูลอื่นๆอีกเล็กน้อย แต่เราก็สามารถใช้ประโยชน์จากโพรโตคอลนี้ได้ในการส่งข้อมูลจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับสมาร์ทโฟนได้ใหม่ตลอดเวลาหากเครือข่ายเกิดข้อผิดพลาดในการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ทั้งสอง



รูปที่ 3.31 บอร์ด chipKIT WiFi Shield [42]

สำหรับฮาร์ดแวร์ที่ใช้ในการส่งข้อมูลแบบไร้สาย จะใช้โมดูล Wi-Fi จากบริษัท MICROCHIP รุ่น MRF24WB0MA ซึ่งอยู่ภายในบอร์ด chipKIT WiFi Shield ซึ่งจะมาพร้อมกับโมดูล SD ดังแสดงในรูปที่ 3.32 บอร์ดนี้สามารถนำมาเชื่อมต่อโดยตรงกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32 ได้

จากรูปที่ 3.32 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด chipKIT WiFi Shield และ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32 โดยบอร์ด chipKIT WiFi Shield ได้ต่อเข้ากับแหล่งจ่ายกำลังของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ซึ่งใช้แหล่งจ่ายกำลังเท่ากับ 3.3 V ในวิทยานิพนธ์นี้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกกำหนดให้เป็นมาสเตอร์ (Master) ส่วนโมดูล Wi-Fi และโมดูล SD จะถูกกำหนดให้เป็นสเลฟ (Slave) การสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูล Wi-Fi และไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูล SD จะใช้การสื่อสารแบบอนุกรมหรือ SPI (Serial peripheral interface) โดยจะใช้การสื่อสารที่ช่องทางเดียวกัน



รูปที่ 3.32 บล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด chipKIT WiFi Shield และ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT Max32

การส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่าน Wi-Fi เป็นการส่งข้อมูลโดยใช้โปรโตคอล IP ในการส่งข้อมูล ในวิทยานิพนธ์นี้ได้กำหนดให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำหน้าที่เป็นไคลเอนต์ (Client) เพื่อส่งข้อมูลไปยังสมาร์ตโฟน ซึ่งทำหน้าที่เป็นเซิร์ฟเวอร์ ทั้งนี้ไคลเอนต์จำเป็นต้องระบุหมายเลขไอพี (IP address) ของเครื่องเซิร์ฟเวอร์เพื่อระบุจุดหมายปลายทางของข้อมูลที่ต้องการส่ง รวมทั้งระบุพอร์ต (Port) ซึ่งเป็นหมายเลขที่ใช้เป็นจุดเชื่อมต่อเพื่อใช้ในการรับ-ส่งข้อมูลระหว่างแอปพลิเคชัน ในที่นี่ได้ออกแบบการตั้งค่า IP address ไว้ 2 วิธี โดยวิธีที่ 1 สามารถระบุ IP address ของเซิร์ฟเวอร์ได้จากการตั้งค่าผ่านอุปกรณ์ DIP switch ที่อยู่ติดกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยปกติ อุปกรณ์ Dip switch จะรับค่ามาสองสถานะคือ สถานะ ON และ OFF หรือ 1 และ 0 ซึ่ง

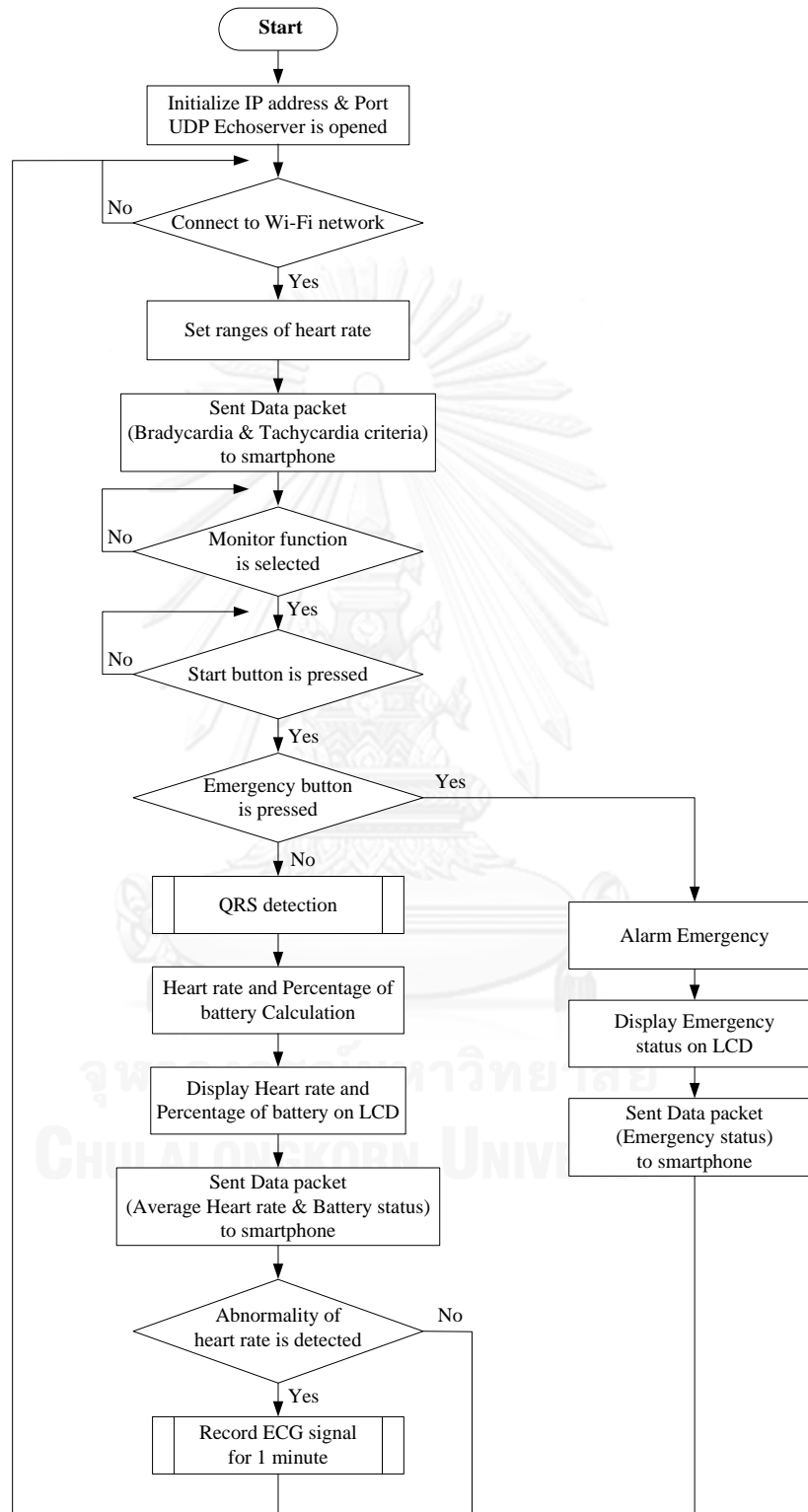
คิดเป็นเลขฐานสองของระบบดิจิทัล จากนั้นโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการแปลงจากเลขฐานสองเป็นเลขฐานสิบ สำหรับวิทยานิพนธ์นี้จะใช้ Dip switch จำนวน 4 บิต เพื่อตั้งค่าหมายเลขไอพีที่ตำแหน่งสุดท้ายของแอดเดรส กล่าวคือ สามารถกำหนดหมายเลขไอพีตั้งแต่หมายเลข 192.168.2.0 ถึง 192.168.2.15

ส่วนวิธีที่ 2 สามารถกำหนดค่า IP address ของเซิร์ฟเวอร์ไว้ที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ และนำค่า IP address ที่หมายเลขเดียวกันไประบุที่เมนูฟังก์ชันของการตั้งค่า IP address Static บนสมาร์ตโฟน ดังแสดงในรูปที่ 3.33 หลังจากผ่านกระบวนการเปิดการเชื่อมต่อดังกล่าว ไมโครคอนโทรลเลอร์จะเริ่มประมวลผลตามขั้นตอนวิธีและส่งข้อมูลไปยังสมาร์ตโฟน ซึ่งสามารถแสดงการทำงานของซอฟต์แวร์ในไมโครคอนโทรลเลอร์ดังไฟล์ชาร์ตในรูปที่ 3.34 สำหรับในส่วนหมายเลขของพอร์ตจะถูกกำหนดด้วยเลขจำนวนเต็มขนาด 16 บิต ซึ่งหมายถึง ผู้ให้บริการสามารถใช้พอร์ตได้มากถึง 65536 พอร์ต ในการระบุพอร์ต จะต้องกำหนดหมายเลขที่ฝั่งเซิร์ฟเวอร์และฝั่งไคลเอนต์เป็นหมายเลขเดียวกัน ในที่นี้ หมายเลขพอร์ตที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ถูกกำหนดเท่ากับ 44400 ซึ่งเป็นหมายเลขพอร์ตที่สามารถใช้งานได้ การกำหนดค่าพอร์ตนี้จะต้องมีค่ามากกว่า 1024 เนื่องจากพอร์ตที่มีค่าต่ำกว่า 1024 ถูกสงวนไว้สำหรับแอปพลิเคชันชนิด Well-known ที่ทาง Internet Assigned Numbers Authority (IANA) ได้กำหนดหมายเลขพอร์ตมาตรฐานเอาไว้ [43] ยกตัวอย่างเช่น หมายเลขพอร์ต 80 ของโปรโตคอล HTTP ถูกใช้ในบริการอินเทอร์เน็ต หรือ World Wide Web เป็นต้น

The image shows a configuration window titled "IP Address". At the top, there are three tabs: "DHCP", "BootP", and "Static". The "Static" tab is selected and highlighted in blue. Below the tabs, there is a table with the following fields and values:

IP Address	192.168.2.3
Subnet Mask	
Router	
DNS	
Search Domains	

รูปที่ 3.33 การตั้งค่า IP address แบบ Static บนสมาร์ทโฟน

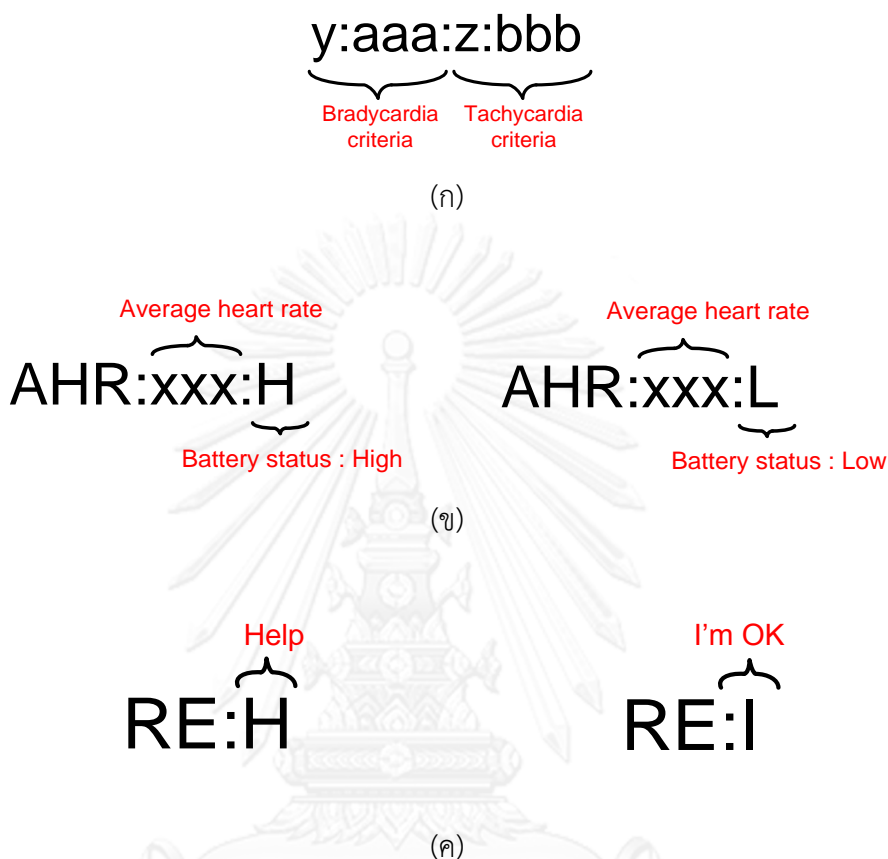


รูปที่ 3.34 โฟลว์ชาร์ตของซอฟต์แวร์ในไมโครคอนโทรลเลอร์

โดยทั่วไปแล้ว อัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยของแต่ละบุคคลอาจไม่เท่ากัน เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จึงถูกออกแบบให้สามารถปรับค่ากฎเกณฑ์ในการแจ้งเตือนอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติได้ โดยอุปกรณ์จะมีโหมดการใช้งาน 3 โหมด ได้แก่ โหมดการทำงาน (Working mode) โหมดตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าปกติ (Bradycardia setting mode) และโหมดตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าปกติ (Tachycardia setting mode) จากรายงานสถิติของผู้สูงวัยที่อายุเฉลี่ยประมาณ 75 ปี จำนวน 2,301 คน พบว่ามีอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยเท่ากับ 65 ครั้งต่อนาที [44] ค่าเกณฑ์อัตราการเต้นหัวใจที่จะนำมาตัดสินนี้ได้พิจารณาจากค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นหัวใจของคนปกติที่ทาง AHA ได้กำหนดไว้ [45] ดังนั้นในการกดปุ่มสลับโหมดการทำงานและการตั้งค่าครั้งแรกก่อนการใช้งาน อุปกรณ์จะสามารถเข้าสู่โหมดการตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าปกติ โปรแกรมมีค่ากฎเกณฑ์เริ่มต้นอยู่ที่ 60 ครั้งต่อนาที เราสามารถปรับค่ากฎเกณฑ์นี้ได้โดยการกดปุ่มเพิ่มค่าหรือลดค่า ต่อมาเมื่อกดปุ่มสลับโหมดการทำงานและการตั้งค่าครั้งที่สอง อุปกรณ์จะเข้าสู่โหมดการตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าปกติ โปรแกรมมีค่ากฎเกณฑ์เริ่มต้นอยู่ที่ 100 ครั้งต่อนาที เราสามารถปรับค่ากฎเกณฑ์นี้ด้วยวิธีเดียวกันกับส่วนแรก สุดท้าย เมื่อกดปุ่มสลับโหมดการทำงานและการตั้งค่าครั้งที่สาม อุปกรณ์จะกลับเข้าไปในโหมดการทำงาน หลังจากนั้น เมื่อผู้ใช้กดปุ่มเริ่มทำงาน เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะส่งแพ็กเก็ตข้อมูลของค่ากฎเกณฑ์ดังกล่าวผ่านเครือข่าย Wi-Fi ไปยังสมาร์ทโฟน เพื่อให้รับทราบและปรับกฎเกณฑ์ในการแจ้งเตือนให้มีค่าเท่ากันก่อน รูปแบบการส่งแพ็กเก็ตข้อมูลของการปรับกฎเกณฑ์การแจ้งเตือนจะอยู่ในดังแสดงในรูปที่ 3.35(ก) โดยที่ Y และ Z เป็น Header ของค่ากฎเกณฑ์ของอัตราการเต้นของหัวใจต่ำและสูงกว่าปกติ aaa และ bbb คือ ค่าเกณฑ์ต่ำสุดและสูงสุดของอัตราการเต้นหัวใจที่กำหนดไว้ ยกตัวอย่างรูปแบบของแพ็กเก็ตข้อมูลของการปรับกฎเกณฑ์เริ่มต้น คือ Y:060:Z:100 หากพบว่ามีอัตราการเต้นหัวใจต่ำกว่าค่าเกณฑ์ที่กำหนดไว้ 60 ครั้งต่อนาที หรือ มีค่าสูงกว่า 100 ครั้งต่อนาที โปรแกรมจะทำการแจ้งเตือนผู้ดูแลพร้อมบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในอุปกรณ์ SD card หลังจากที่ผู้ใช้ทำการปรับค่ากฎเกณฑ์อัตราการเต้นของหัวใจเรียบร้อยแล้ว โปรแกรมจะเริ่มคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจจากส่วนกลับของค่าเฉลี่ยช่วง RR ใน 8 ช่วงปัจจุบัน แล้วส่งแพ็กเก็ตข้อมูลของอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยและสถานะใช้งานของแบตเตอรี่อย่างสม่ำเสมอ ผ่านเครือข่าย Wi-Fi ไปยังสมาร์ทโฟน ดังรูปที่ 3.35(ข) โดยที่ AHR เป็น Header ของอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ย XXX คือ ค่าอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ย H คือสถานะแบตเตอรี่เพียงพอต่อการใช้งาน และ L คือสถานะแบตเตอรี่ไม่เพียงพอต่อการใช้งาน ยกตัวอย่างแพ็กเก็ตข้อมูลของอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ย คือ AHR:070:L ในที่นี้อัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 70 ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์อัตราการเต้นของหัวใจที่กำหนดไว้ในตอนต้น แต่เมื่อโปรแกรมตรวจสอบพบว่าสถานะแบตเตอรี่นั้นมีค่าต่ำ โปรแกรมจะทำการแจ้งเตือนโดยแสดงผลการแจ้งเตือนที่ LCD ที่ติดกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและพร้อมส่งแพ็กเก็ตข้อมูลไปยังสมาร์ทโฟน ในกรณีที่ผู้สูงวัยกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โปรแกรมจะส่งรูปแบบแพ็กเก็ตข้อมูลขอความช่วยเหลือดังรูปที่ 3.35(ค) ผ่านเครือข่าย Wi-Fi ไปยังสมาร์ทโฟน โดยที่ RE เป็น Header ของการร้องขอของผู้สูงวัย H แทนสถานะการร้องขอความช่วยเหลือ และ I แทนสถานะปกติ เมื่อผู้ป่วยต้องการร้องขอความช่วยเหลือจากผู้ดูแล ผู้ป่วยจะกดปุ่ม Emergency แพ็กเก็ตข้อมูลขอความช่วยเหลือ คือ RE:H และเมื่อผู้ป่วยต้องการยกเลิกการร้องขอความช่วยเหลือผู้ป่วยจะกดปุ่ม Emergency อีกครั้ง แพ็กเก็ตข้อมูลเพื่อ



ยกเลิกการขอความช่วยเหลือ คือ RE:I สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ ข้อความที่ใช้ในการส่งผ่านเครือข่าย Wi-Fi ทั้งหมดจะอยู่ในรูปแบบสตริง และข้อความดังกล่าวจะถูกแสดงค่าที่หน้าจอแสดงผล ( LCD )



รูปที่ 3.35 รูปแบบแพ็กเก็ตข้อมูลจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าที่ส่งผ่านเครือข่าย Wi-Fi

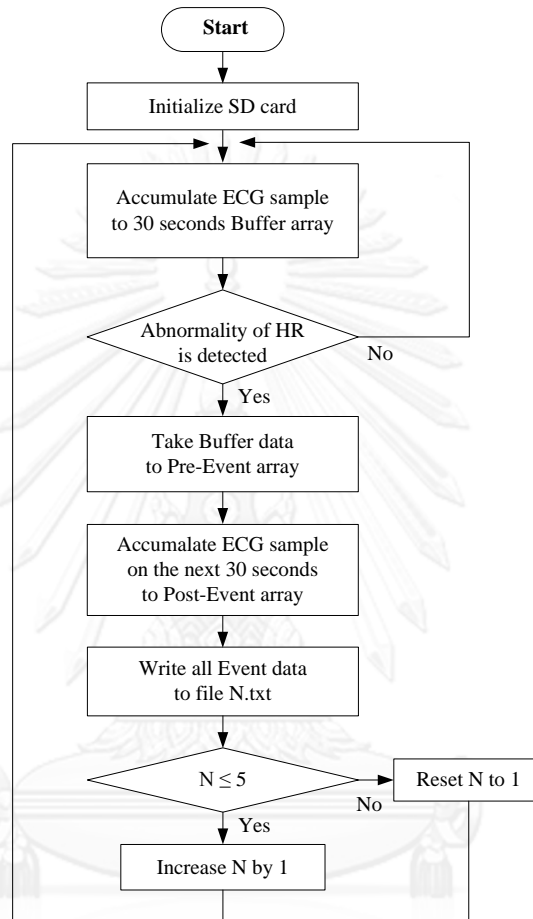
(ก) กฎเกณฑ์ของอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ (ข) อัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยและสถานะใช้งานของแบตเตอรี่ และ (ค) การกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 3.2.5 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อเกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติด้วยโมดูล SD

ในการเฝ้าระวังผู้สูงวัยที่มีความเสี่ยงหรือเป็นโรคหัวใจ การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงที่ผู้ป่วยมีอาการอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ จะสามารถนำข้อมูลไปสนับสนุนแพทย์ในการวินิจฉัยอาการได้ ในงานวิจัยนี้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกบันทึกข้อมูลเก็บไว้ในหน่วยความจำ Micro SD ด้วยโมดูล SD ซึ่งเป็นวงจรสำเร็จรูปภายในบอร์ด chipKIT WiFi Shield การสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32MX795F512 กับโมดูล SD จะใช้การสื่อสารแบบ SPI เช่นเดียวกับโมดูล Wi-Fi ในส่วนโปรแกรม Multi-platform Arduino compatible IDE จะมีไลบรารี SD.h ที่สนับสนุนให้บอร์ด chipKIT MAX32 สามารถอ่านหรือเขียนข้อมูลในหน่วยความจำ Micro SD ได้

ในส่วนโปรแกรมนี้ได้ถูกออกแบบให้บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อมีอาการอัตราการเต้นของหัวใจต่ำหรือสูงเกินไปโดยพิจารณาจากกฎเกณฑ์ที่ผู้ใช้งานกำหนดขึ้น สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้า

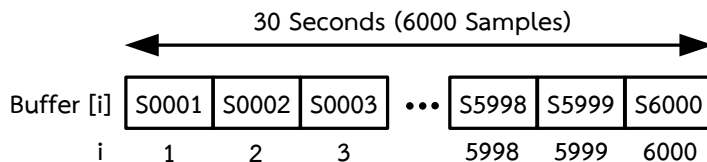
หัวใจในช่วง 30 วินาทีก่อนและหลังการเกิดอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติจะถูกบันทึกลงในแฟ้มข้อมูล Text เป็นจำนวนทั้งหมด 5 ชุด หากมีเหตุการณ์อัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติเกิดขึ้นเกิน 5 ครั้ง โปรแกรมจะทำการบันทึกซ้ำโดยเริ่มต้นจากแฟ้มข้อมูลที่เก่าที่สุด ขั้นตอนในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถเขียนแสดงเป็นโฟลว์ชาร์ต ดังรูปที่ 3.36



รูปที่ 3.36 โฟลว์ชาร์ตการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD

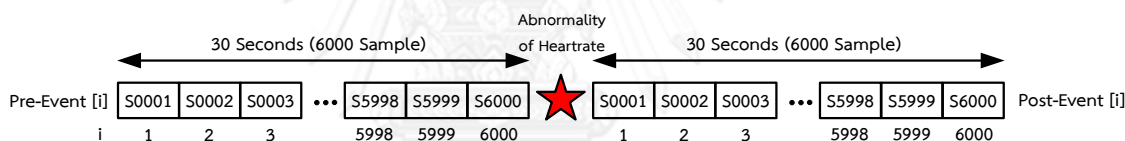
ขั้นตอนวิธีในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้นจากการกำหนดค่า Chip select ของโมดูล SD เชื่อมต่อกับพอร์ตที่ 4 ของบอร์ด chipKIT MAX32 แล้วเปิดการใช้งานโมดูล SD ด้วยคำสั่ง SD.Begin() หลังจากเริ่มการใช้งานโมดูล SD ได้สำเร็จ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าจะเฝ้าระวังอัตราการเต้นหัวใจอย่างต่อเนื่อง ในกรณีที่ไม่มีตรวจพบอัตราการเต้นหัวใจที่ผิดปกติ โปรแกรมจะเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของการสุ่มตัวอย่างทุกครั้งลงในอาร์เรย์บัฟเฟอร์ หรือเรียกว่า ring buffer (buffer[i]) ทีละหนึ่งค่า ในกรณีที่เก็บค่าจนถึงช่องอาร์เรย์สุดท้ายแล้วก็จะกลับมาเริ่มเก็บที่ช่องอาร์เรย์แรกใหม่ โปรแกรมจะวนกระทำเช่นนี้ไปตลอด อาร์เรย์บัฟเฟอร์นี้เป็นตัวแปรชนิด Unsigned short integer ซึ่งถูกนำมาใช้สำหรับเก็บข้อมูลชั่วคราวก่อนการเกิดอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ 30 วินาที จากการสุ่มตัวอย่างด้วยความถี่ 200 Hz อาร์เรย์จึงมีขนาดเท่ากับ 6000 ช่อง ดังรูปที่ 3.37 จากการคำนวณ

Unsigned short integer ซึ่งมีขนาดตัวแปรละ 2 byte อาเรย์ดังกล่าวจึงใช้พื้นที่ในหน่วยความจำเท่ากับ 11.7 kB



รูปที่ 3.37 อาเรย์บัฟเฟอร์สำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการเกิดอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติ

ต่อมา หากผู้ใช้งานมีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำหรือสูงกว่าเกณฑ์ที่กำหนดขึ้น โปรแกรมจะนำข้อมูลที่อยู่ในอาเรย์บัฟเฟอร์ไปใส่ในอาเรย์ Pre-Event ซึ่งมีขนาด 6000 ช่อง โดยมีการเรียงลำดับข้อมูลจากเก่าไปยังใหม่ที่สุด หลังจากนั้น โปรแกรมจะเริ่มเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปัจจุบันใส่ในอาเรย์ Post-Event ซึ่งมีขนาด 6000 ช่อง ทีละหนึ่งค่า แสดงดังรูปที่ 3.38 โดยรวมแล้ว อาเรย์ Pre-Event และอาเรย์ Post-Event ซึ่งเป็นตัวแปรชนิด Unsigned short integer จะใช้พื้นที่รวมกันในหน่วยความจำเท่ากับ 23.4 kB ซึ่งหน่วยความจำของไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถจุข้อมูลสูงสุดได้ถึง 128 KB ดังนั้นพื้นที่หน่วยความจำของอาเรย์ที่ใช้เพียงพอต่อการนำไปใช้งาน



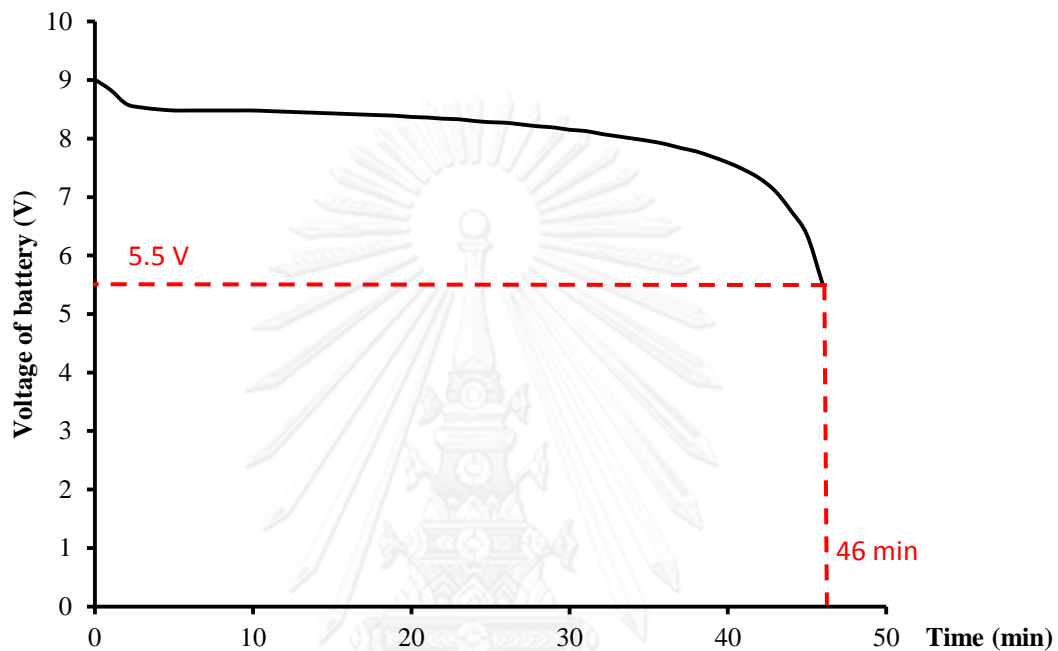
รูปที่ 3.38 อาเรย์สำหรับเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการบันทึกด้วยโมดูล SD

หลังจากการเกิดเหตุการณ์เป็นเวลา 30 วินาที อาเรย์ Post-Event จะถูกเก็บข้อมูลจนครบทุกช่อง โปรแกรมจะสร้างแฟ้มข้อมูล ในหน่วยความจำ Micro SD ข้อมูลในอาเรย์ Pre และ Post-Event ทั้งหมดจะถูกเขียนลงในแฟ้มข้อมูลดังกล่าวจนสมบูรณ์ สุดท้ายจะได้แฟ้มข้อมูลที่มีการเก็บคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการเกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติรวม 1 นาที

### 3.2.6 การแจ้งเตือนแบตเตอรี่ต่ำ

สำหรับการจ่ายพลังงานให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราเลือกใช้แบตเตอรี่แบบอัดประจุใหม่ได้ขนาด 9 V จากบริษัท Camelion ซึ่งมีความจุเท่ากับ 200 mAh จากการวัดกระแสขาเข้าด้วยแอมมิเตอร์ อุปกรณ์ทั้งหมดกินกระแสประมาณ 240 mA โดยอุปกรณ์ที่กินกระแสมากที่สุดคือบอร์ด chipKIT WiFi Shield ซึ่งกินกระแสประมาณ 117 mA ในทางทฤษฎีแล้ว เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าควรจะสามารถใช้งานได้ประมาณ 50 นาที หากต้องการใช้ครบ 1 วัน อุปกรณ์จะต้องการแบตเตอรี่ที่มีความจุประมาณ 5,760 mAh สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะส่งข้อความแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลเมื่อระดับแบตเตอรี่มีค่าต่ำกว่าเกณฑ์ที่กำหนด ค่าแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่จะถูกแปลงไปเป็นสเกลของระดับแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้ตั้งแต่ 0 – 100 % ด้วยวิธีการดังต่อไปนี้

ในขั้นตอนแรก เราได้ทำการทดสอบเพื่อหาระยะเวลาสูงสุดและแรงดันต่ำสุดที่แบตเตอรี่สามารถจ่ายให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการส่งแพ็กเก็ตข้อมูลไปยังสมาร์ทโฟน หลังจากที่เปิดการใช้งาน แบตเตอรี่ที่จ่ายไฟให้กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกวัดค่าแรงดันทุกๆนาที่จนกระทั่งอุปกรณ์ไม่สามารถทำงานได้ สุดท้าย ผลการทดสอบจะสามารถพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันของแบตเตอรี่ที่จ่ายให้กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเวลาดังรูปที่ 3.39



รูปที่ 3.39 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันของแบตเตอรี่ที่จ่ายให้กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเวลา

แรงดันต่ำสุดที่แบตเตอรี่สามารถจ่ายให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำงานมีค่าเท่ากับ 5.5 V ที่เวลา 46 นาที ระยะเวลาการใช้งานของแบตเตอรี่มีความใกล้เคียงกับทฤษฎีโดยต่ำกว่าประมาณ 8 % สำหรับแรงดันไฟฟ้า 5.5 – 9 V ของแบตเตอรี่ จะถูกแปลงไปเป็นสเกลของระดับแบตเตอรี่ที่สามารถใช้ตั้งแต่ 0 – 100 % จากหัวข้อที่ 3.2.1 แรงดันของของแบตเตอรี่ซึ่งมีค่าสูงสุดเท่ากับ 9 V จะถูกปรับลดแรงดันให้อยู่ในช่วง 0 – 3.3 V ก่อนเพื่อป้อนที่อินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ หลังจากถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 10 บิต แล้ว ช่วงแรงดันแบตเตอรี่สามารถจ่ายให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำงานจะมีค่าอยู่ระหว่าง 625 – 1023 AU ค่าตัวเลขดิจิทัลเหล่านี้จะถูกแปลงเป็นสเกลตั้งแต่ 0 - 100 % โดยตัวเลขดิจิทัล 625 มีค่าประมาณ 0 % และ ตัวเลขดิจิทัล 1023 มีค่าประมาณ 100 % สมการเชิงเส้นที่ใช้สำหรับการแปลงค่าตัวเลขดิจิทัลเหล่านี้เป็นเปอร์เซ็นต์ของระดับแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้มีดังนี้

$$y = 0.25x - 156.25 \quad (3.35)$$

กำหนดให้  $x$  คือ ตัวเลขดิจิทัลของแรงดันไฟฟ้าแบตเตอรี่ (AU)

y คือ ระดับแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้ (%)

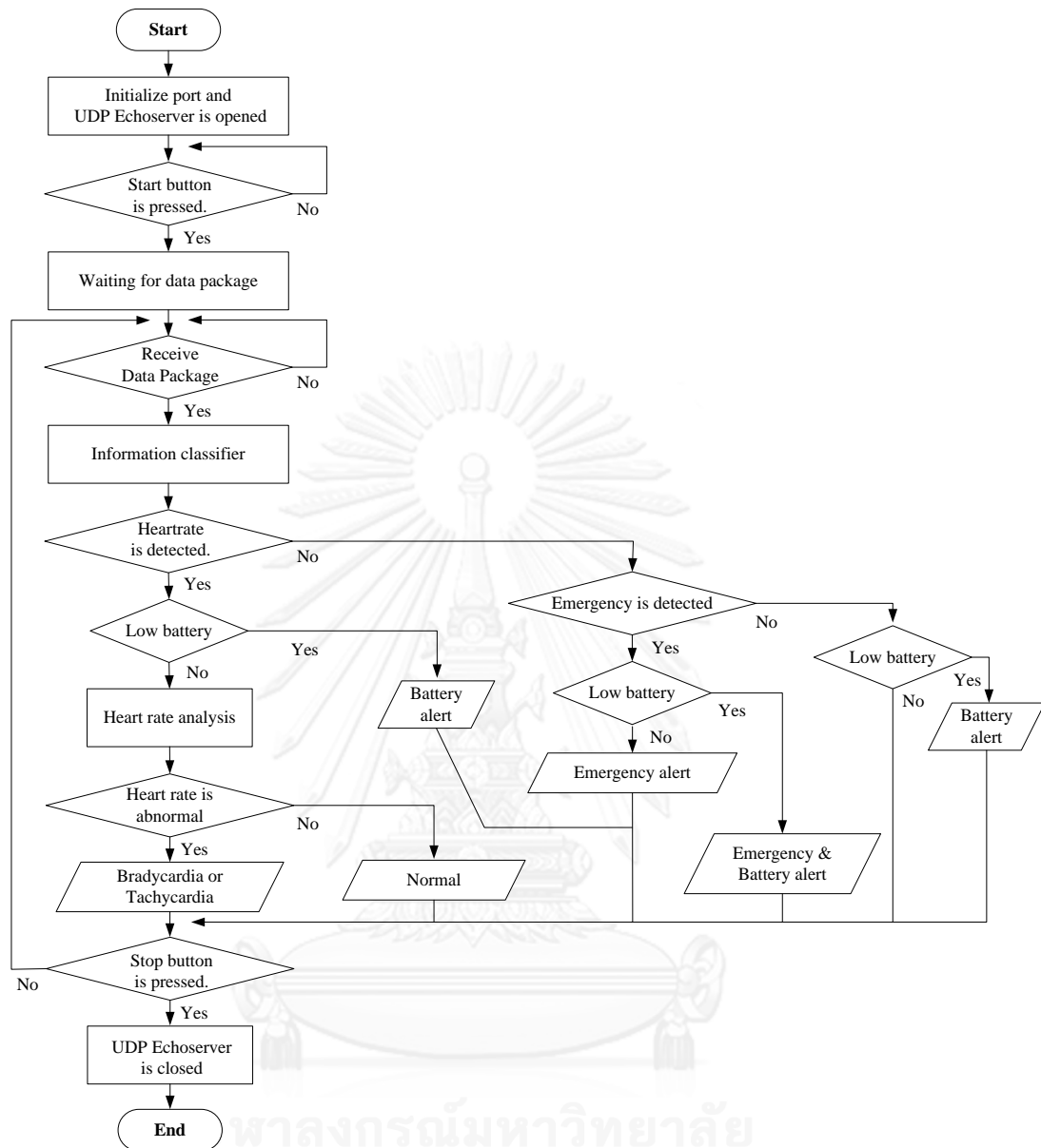
สมการเชิงเส้นนี้จะถูกเขียนโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์ เพอร์เซ็นต์ของระดับแบตเตอรี่นี้จะถูกนำไปใช้แสดงที่หน้าจอ LCD ในขณะที่เฝ้าระวังผู้สูงวัย สำหรับในสถานการณ์แจ้งเตือนในที่นี้ได้กำหนดให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่งข้อความแจ้งเตือนไปยังสมาร์ตโฟนเมื่อเปอร์เซ็นต์ของระดับแบตเตอรี่ต่ำกว่า 20 % หรือประมาณ 6.2 V ผู้ดูแลสามารถรับทราบได้ทันทีและเปลี่ยนแบตเตอรี่ใหม่ให้กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ก่อนที่จะขาดการติดต่อกับผู้สูงวัย

### 3.2.7 การพัฒนาแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟน

สมาร์ตโฟนเป็นอุปกรณ์ที่ผู้ดูแลใช้พกพาสำหรับเฝ้าระวังผู้สูงวัย สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ เราได้พัฒนาแอปพลิเคชันบนไอโฟน 5 (iPhone 5) ซึ่งทำงานในระบบปฏิบัติการ iOS 6.0.1 แอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการนี้ได้ถูกพัฒนาในโปรแกรม Xcode 4.6 โดยใช้ภาษา Objective-C ซึ่งเป็นภาษาที่ใช้แนวคิดเชิงวัตถุ (Object-Oriented) และใช้ระบบปฏิบัติการ MAC OSX 10.7 ขึ้นไป เพื่อให้สามารถใช้งานไลบรารี UDPEcho ได้ [46] ทางบริษัท Apple ได้สร้างไลบรารีนี้ขึ้นมาเพื่อให้ผู้พัฒนาสามารถนำฟังก์ชันการรับส่งข้อมูลผ่านโปรโตคอล UDP ไปประยุกต์ใช้กับแอปพลิเคชันของตนเองได้

แอปพลิเคชันที่พัฒนาขึ้นนี้จะรับข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยและสถานะของการทำงานแบตเตอรี่ที่ส่งมาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นนำข้อมูลมาประมวลผลเพื่อแสดงอัตราการเต้นของหัวใจและสถานะอัตราการเต้นของหัวใจ สำหรับกรณีที่โปรแกรมประมวลผลแล้วพบว่า มีอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติเกิดขึ้น จะแสดงการแจ้งเตือนมาที่สมาร์ตโฟน นอกจากนี้ผู้ช่วยสามารถกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อขอความช่วยเหลือในกรณีที่ผู้ป่วยรู้สึกว่ามีอาการผิดปกติของหัวใจ เจ็บหน้าอก หรือ สิ้นลม เป็นต้น

การทำงานของซอฟต์แวร์ในสมาร์ตโฟนสามารถแสดงเป็นโพล์ชาร์ตได้ดังรูปที่ 3.40 ก่อนการใช้งาน สมาร์ตโฟนจะทำการเปิดการใช้งานพอร์ตและเซิร์ฟเวอร์ ต่อมา เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มเริ่มทำงาน (Start) ที่หน้าจอ User interface สมาร์ตโฟนจะรอรับแพ็กเก็ตข้อมูลที่ส่งมาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากนั้น หากสมาร์ตโฟนได้รับแพ็กเก็ตข้อมูลแล้ว โปรแกรมจะจำแนกประเภทของข้อมูลโดยพิจารณาจากเฮดเดอร์ ในกรณีที่เป็นข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ โปรแกรมจะแสดงค่าอัตราการเต้นหัวใจที่หน้าจอ พร้อมกับนำข้อมูลไปตรวจสอบว่า อัตราการเต้นหัวใจมีค่าผิดปกติหรือไม่ หากพบค่าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าสูงหรือต่ำกว่าเกณฑ์ โปรแกรมจะแจ้งเตือนที่หน้าจอ นอกจากนี้ ในกรณีที่รับข้อมูลการแจ้งเตือนฉุกเฉินจากการที่ผู้ป่วยกดปุ่มที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือแบตเตอรี่ต่ำ โปรแกรมก็จะมีแจ้งเตือนที่หน้าจอเช่นกัน สำหรับซอฟต์แวร์ที่เขียนด้วยโปรแกรม X code นี้ จะสามารถแบ่งหน้าที่การทำงานย่อยออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ ส่วนควบคุมประสานงานส่วนกลาง (UIViewController) ส่วนโปรแกรมประมวลผล (Modal View Controller) และส่วน User Interface ดังรายละเอียดต่อไปนี้



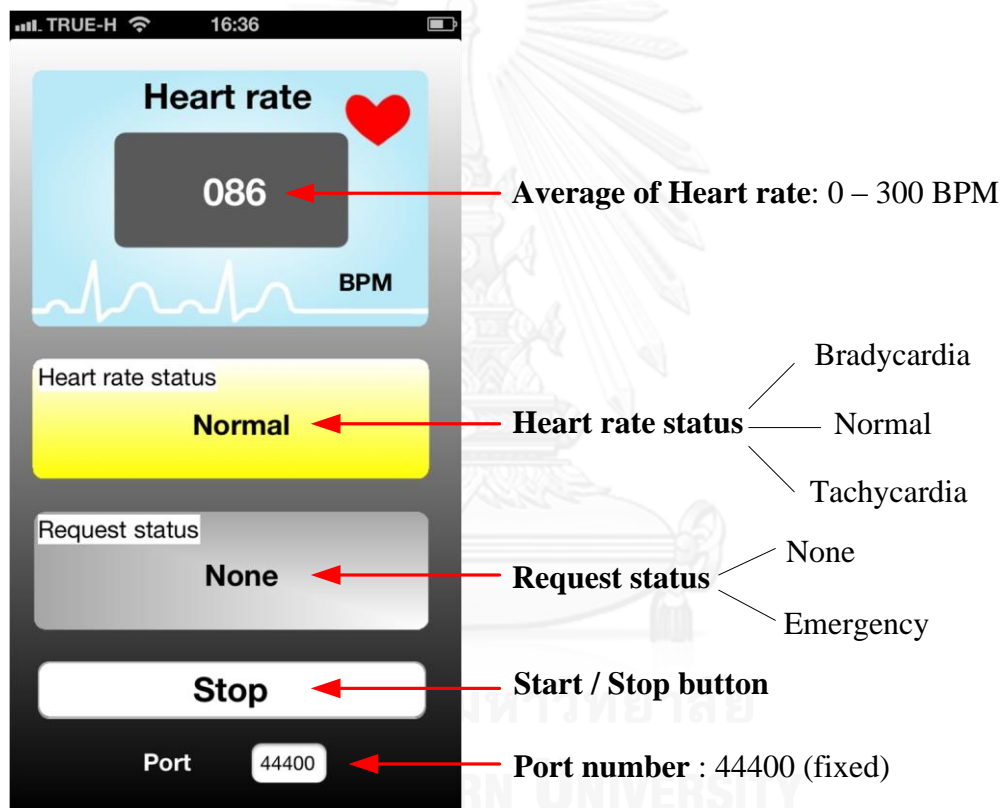
รูปที่ 3.40 โฟลว์ชาร์ตการทำงานของซอฟต์แวร์ในสมาร์ตโฟน

1) ส่วนควบคุมประสานงานส่วนกลาง (UIViewController) เป็นส่วนที่เชื่อมโยงการทำงานระหว่างส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้ (User interface) กับส่วนโปรแกรมประมวลผล สำหรับการติดต่อสื่อสารแบบไร้สายนี้โปรแกรมจะใช้เฟรมเวิร์ก (framework) ชื่อ GCDAsyncUdpSocket ย่อมาจาก Grand Central Dispatch Asynchronous UDP/IP Socket เป็นชุดไลบรารีที่ใช้สำหรับโปรโตคอลสื่อสารแบบ UDP ซึ่งมีความสามารถในการจัดลำดับคิว การ Stand by และการตรวจสอบข้อผิดพลาดแบบอัตโนมัติ [47] หลังจากทำการเชื่อมต่อเสร็จสมบูรณ์ โปรแกรมส่วนนี้จะรับเกณฑ์อัตราการเต้นหัวใจขั้นต่ำและสูงเพื่อนำไปพิจารณาในส่วนตัดสินใจสถานะต่อไปซึ่งอยู่ในส่วนโปรแกรมประมวลผล ต่อมาโปรแกรมจะทำหน้ารับข้อมูลที่ส่งมาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทำการส่งข้อมูลต่อไปยังส่วน

โปรแกรมประมวลผล หลังจากนั้นจะทำหน้าที่กำหนดขั้นตอนและรวบรวมการทำงานของโปรแกรมทั้งหมด กล่าวคือ ลำดับขั้นตอนการทำงานและเรียกใช้โปรแกรมย่อย รวมไปถึงการนำผลวิเคราะห์จากส่วนโปรแกรมประมวลผลมาแสดงผลยังหน้าจอสมาร์ทโฟน

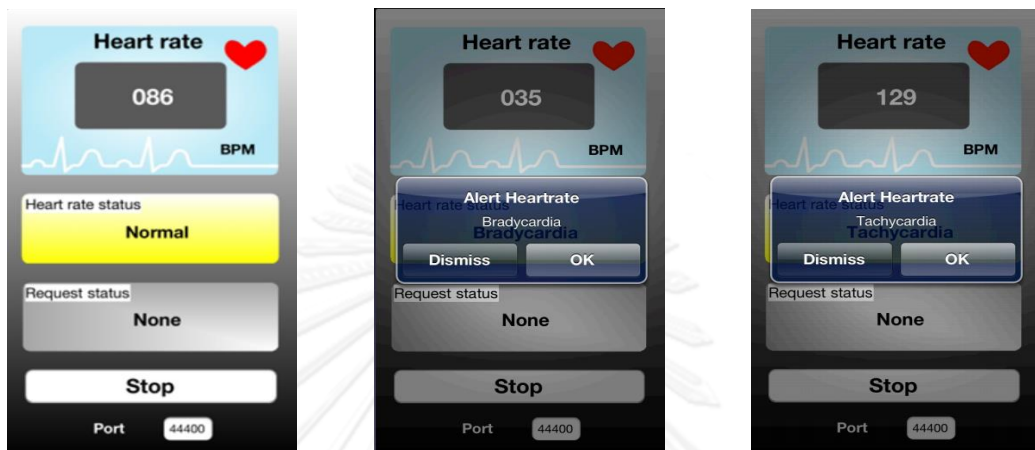
2) ส่วนโปรแกรมประมวลผล (Modal View Controller) เป็นส่วนที่รับข้อมูลมาจากส่วนควบคุมประสานงานส่วนกลางแล้วจะนำเอาข้อมูลที่ได้นำไปวิเคราะห์ ส่วนของการวิเคราะห์สามารถแบ่งการทำงานออกเป็นสองส่วน คือ ส่วนค้นหาสตริง (Scan string) และส่วนตัดสินใจสถานะ โดยส่วนค้นหาสตริง ทำหน้าที่ค้นหาสตริงว่าข้อมูลที่ได้อาจเป็นข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ หรือ ข้อมูลการแจ้งเตือนฉุกเฉิน (Emergency) หากพบว่าข้อมูลดังกล่าวเป็นข้อมูลการแจ้งเตือนฉุกเฉินจากการที่ผู้ป่วยกดปุ่มที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โปรแกรมจะส่งข้อมูลไปยังส่วนการแจ้งเตือนเพื่อแจ้งเตือนสถานะฉุกเฉิน (Emergency request) และเมื่อโปรแกรมพบว่าข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ จะส่งข้อมูลไปยังโปรแกรมส่วนตัดสินใจสถานะเพื่อระบุสถานะของอัตราการเต้นของหัวใจ ก่อนที่จะทำการตัดสินใจสถานะ โปรแกรมส่วนนี้จะแปลงข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจที่เป็นตัวแปรประเภทสตริง (String) เป็นตัวแปรประเภทจำนวนเต็ม (Integer) หลังจากนั้นนำข้อมูลมาวิเคราะห์ตามเงื่อนไขที่กำหนด เมื่อพบว่าอัตราการเต้นเฉลี่ยของหัวใจผิดปกติ กล่าวคือ อัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยมีค่าอยู่ในช่วงน้อยกว่าค่าเกณฑ์อัตราการเต้นหัวใจขั้นต่ำหรือมากกว่าค่าเกณฑ์อัตราการเต้นหัวใจขั้นสูง จะแสดงสถานะ Bradycardia และ Tachycardia ตามลำดับ จากนั้นจะส่งผลการวิเคราะห์ดังกล่าวไปยังส่วนแสดงผลและส่วนแจ้งเตือนต่อไป

3) ส่วน User Interface เป็นส่วนที่ติดต่อผู้ใช้แบบกราฟิก แบ่งออกเป็นส่วนแสดงผลและส่วนการแจ้งเตือน โปรแกรมนี้ทำหน้าที่รับผลการวิเคราะห์ที่ส่งมาจากส่วนโปรแกรมประมวลผลเพื่อนำมาแสดงอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ย สถานะอัตราการเต้นของหัวใจ รวมถึงแสดงการแจ้งเตือนเมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้นในกรณีที่ผู้สูงวัยกดปุ่มร้องขอความช่วยเหลือจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การแจ้งเตือนเมื่อแบตเตอรี่ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าต่ำ หรือ ในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจมีความผิดปกติ รูปที่ 3.41 แสดงรายละเอียดของ User Interface บนหน้าจอของสมาร์ทโฟน ประกอบด้วย อัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยซึ่งมีค่าอยู่ในช่วง 0 – 300 ครั้งต่อนาที, สถานะของอัตราการเต้นของหัวใจ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจปกติ (Normal) ต่ำกว่าเกณฑ์ (Bradycardia) หรือ สูงกว่าเกณฑ์ (Tachycardia), สถานะการร้องขอความช่วยเหลือจากผู้สูงวัย ได้แก่ ไม่ได้ร้องขอ (None) หรือ สถานะฉุกเฉิน (Emergency), ปุ่มเริ่มต้นหรือหยุดการทำงาน (Start/Stop) และค่าพอร์ตซึ่งถูกกำหนดคงที่ไว้เท่ากับ 44400 สำหรับ รูปที่ 3.42 จะแสดงตัวอย่างของการแสดงผลข้อมูลและการแจ้งเตือนในกรณีต่างๆบนหน้าจอสมาร์ทโฟน



รูปที่ 3.41 รายละเอียดของ User Interface บนหน้าจอของสมาร์ทโฟน

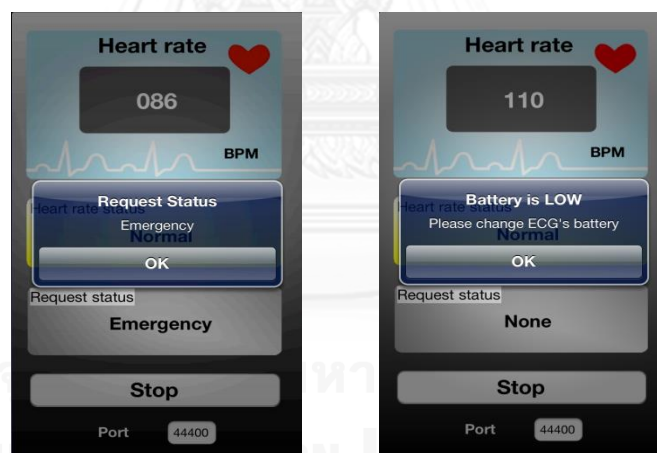




(ก)

(ข)

(ค)



(ง)

(จ)

รูปที่ 3.42 ตัวอย่างของการแสดงข้อมูลและการแจ้งเตือนบนหน้าจอสมาาร์ทโฟน

(ก) อัตราการเต้นหัวใจสถานะปกติ (ข) อัตราการเต้นหัวใจช้ากว่าปกติ

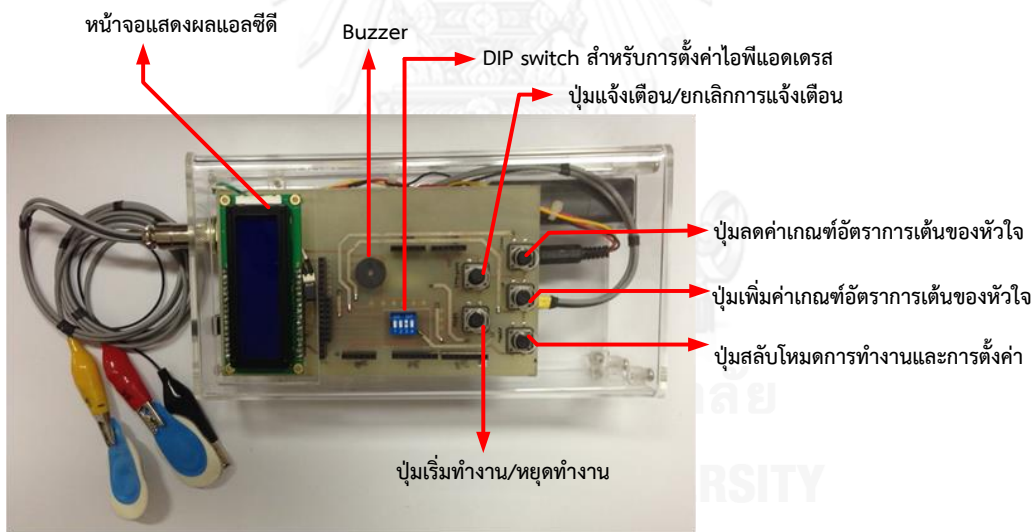
(ค) อัตราการเต้นหัวใจเร็วกว่าปกติ (ง) ผู้ป่วยกดปุ่มฉุกเฉิน และ (จ) แบตเตอรี่ต่ำ

## บทที่ 4

### การประเมินผลและผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หลังจากที่ได้ออกแบบระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงอายุโดยใช้เครือข่าย Wi-Fi แล้ว สิ่งสำคัญถัดมาคือ การทดสอบระบบที่สร้างขึ้นว่าสามารถนำไปใช้งานจริงได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื้อหาในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบประสิทธิภาพขององค์ประกอบในระบบโดยมีอุปกรณ์หลัก 2 ส่วนได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และสมาร์ทโฟน เริ่มต้นจากอุปกรณ์ส่วนแรก คือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อุปกรณ์ชิ้นนี้จะถูกนำมาแยกทดสอบประสิทธิภาพทั้งในส่วนวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการนำวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องต้นแบบมาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเชิงการค้า สำหรับส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ จะถูกแบ่งทดสอบออกเป็นส่วนย่อยอีกครั้ง ได้แก่ การกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz การตรวจจับ QRS complex และการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD ในอุปกรณ์ส่วนที่สอง คือ สมาร์ทโฟน แอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนจะถูกนำมาทดสอบประสิทธิภาพจากการรับข้อมูลผ่านเครือข่าย Wi-Fi

#### 4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.1 ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์นี้ เป็นอุปกรณ์แบบพกพาที่ผู้สูงอายุนำติดตัว มีหน้าที่หลักในการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมทั้งส่งข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจและข้อมูลที่สำคัญอื่นๆไปยังสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi สำหรับในขั้นตอนออกแบบเพื่อการพัฒนา เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบได้ถูกออกแบบโดยมีลักษณะภายนอกแสดงดังรูปที่ 4.1 อุปกรณ์มีความกว้าง 11 cm ความยาว 20 cm และความสูง 7 cm หน้าจอและปุ่มการใช้งานต่างๆส่วนใหญ่จะอยู่ด้านบนทั้งหมดเพื่อความสะดวกในการใช้งาน อะคลิลิกด้านข้างของกล่องสามารถถอดออกได้เพื่อใช้ในการเชื่อมต่อบอร์ด

Chipkit max32 เข้ากับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ต USB การใช้งาน SD card และการเปลี่ยนแบตเตอรี่ สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกแบ่งออกเป็น วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ รายละเอียดในแต่ละส่วนจะถูกอธิบายในหัวข้อย่อย ดังนี้

#### 4.1.1 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นองค์ประกอบส่วนแรกของระบบที่มีความสำคัญมาก มีหน้าที่ในการขยายสัญญาณ ลดทอนสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังและปรับตำแหน่ง Baseline ให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วย วงจรอินสตรูเมนต์เซ็น วงจร Auto-zero วงจรขยายและกรองความถี่ต่ำ ในการทดสอบส่วนแรกจะเริ่มต้นจากการนำวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องต้นแบบมาเปรียบเทียบกับคุณภาพกับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE จากบริษัท Texas Instruments ซึ่งมีลักษณะภายนอกของเครื่องแสดงดังรูปที่ 4.2 บอร์ดทดลองนี้ใช้สำหรับการศึกษาและทดสอบไอซีเบอร์ ADS1298 ในห้องปฏิบัติการ ไม่ได้มีจุดประสงค์เพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการใช้งานจริง อย่างไรก็ตาม ไอซี ADS1298 มีวงจร Front-end สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคุณภาพสูง การนำวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบไปเปรียบเทียบกับบอร์ดทดลองนี้จะช่วยยืนยันได้ว่าวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเรามีคุณภาพเพียงพอและมีความน่าเชื่อถือ ไอซี ADS1298 มีคุณสมบัติที่สำคัญดังนี้ [48]

- ใช้กำลังงานต่ำ
- วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทั้งหมด 12 lead โดยคำนวณจากอินพุต 8 ช่อง ได้แก่ Lead I, Lead II และ V1-V6
- มีความละเอียดในการแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 24 บิต
- สามารถสุ่มตัวอย่างด้วยอัตราเร็วสูงสุด 32 kHz
- ตอบสนองความถี่ในช่วงแบนด์วิดท์เท่ากับ 0 – 150 Hz



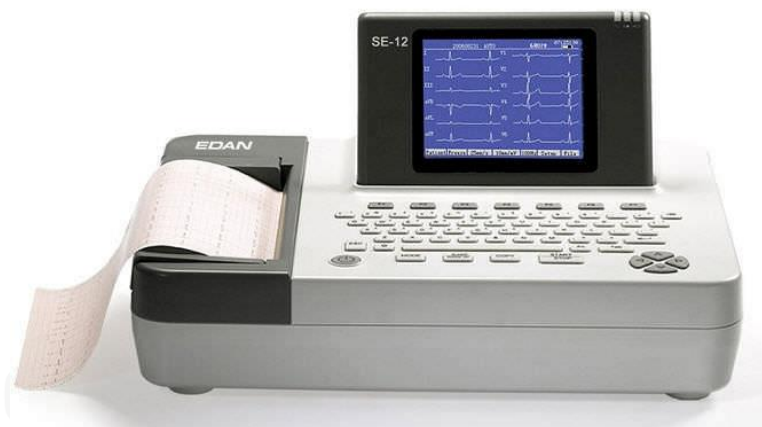
รูปที่ 4.2 ลักษณะภายนอกของบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE [48]

บอร์ดทดลองนี้จำเป็นต้องเชื่อมต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ต USB และใช้งานร่วมกับซอฟต์แวร์ ADS1298ECGFE-PDK ที่พัฒนาขึ้นโดยบริษัท Texas Instruments ซอฟต์แวร์นี้

สามารถดาวน์โหลดได้ฟรี และมีเครื่องมือการใช้งานที่หลากหลาย เช่น ออสซิลโลสโคปแบบ Visual ฮิสโตแกรม และการพล็อต FFT เป็นต้น นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกรูปคลื่นในรูปแบบแฟ้มข้อมูลในคอมพิวเตอร์ได้อีกด้วย

นอกจากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE นี้แล้ว เรายังได้เปรียบเทียบคุณภาพกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 จากบริษัท Edan Instruments อีกด้วย เครื่องรุ่นนี้เป็นอุปกรณ์เชิงพาณิชย์ที่มีมาตรฐานทางการแพทย์ซึ่งมีจุดประสงค์ในการใช้ที่โรงพยาบาลโดยผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ เครื่องรุ่นนี้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพร้อมทั้งแสดงผลบนหน้าจอ LCD และมี Thermal printer ในการพิมพ์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อีกด้วย สำหรับในส่วนการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถทำได้ด้วยการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ต USB และจำเป็นต้องใช้ซอฟต์แวร์ Smart ECG Viewer ที่พัฒนาขึ้นโดยบริษัท Edan Instruments วิทยาลัยนพนธ์จึงนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พิมพ์ในกระดาษสเกลมาตรฐานเพื่อเปรียบเทียบรูปคลื่นแทนการใช้แฟ้มข้อมูล ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 แสดงดังรูปที่ 4.3 และมีคุณสมบัติที่สำคัญดังนี้ [49]

- วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทั้งหมด 12 lead
- มีความละเอียดในการแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 24 บิต
- สามารถสุ่มตัวอย่างด้วยอัตราเร็วสูงสุด 1 kHz
- ตอบสนองความถี่ในช่วงแบนด์วิดท์เท่ากับ 0.05 – 150 Hz



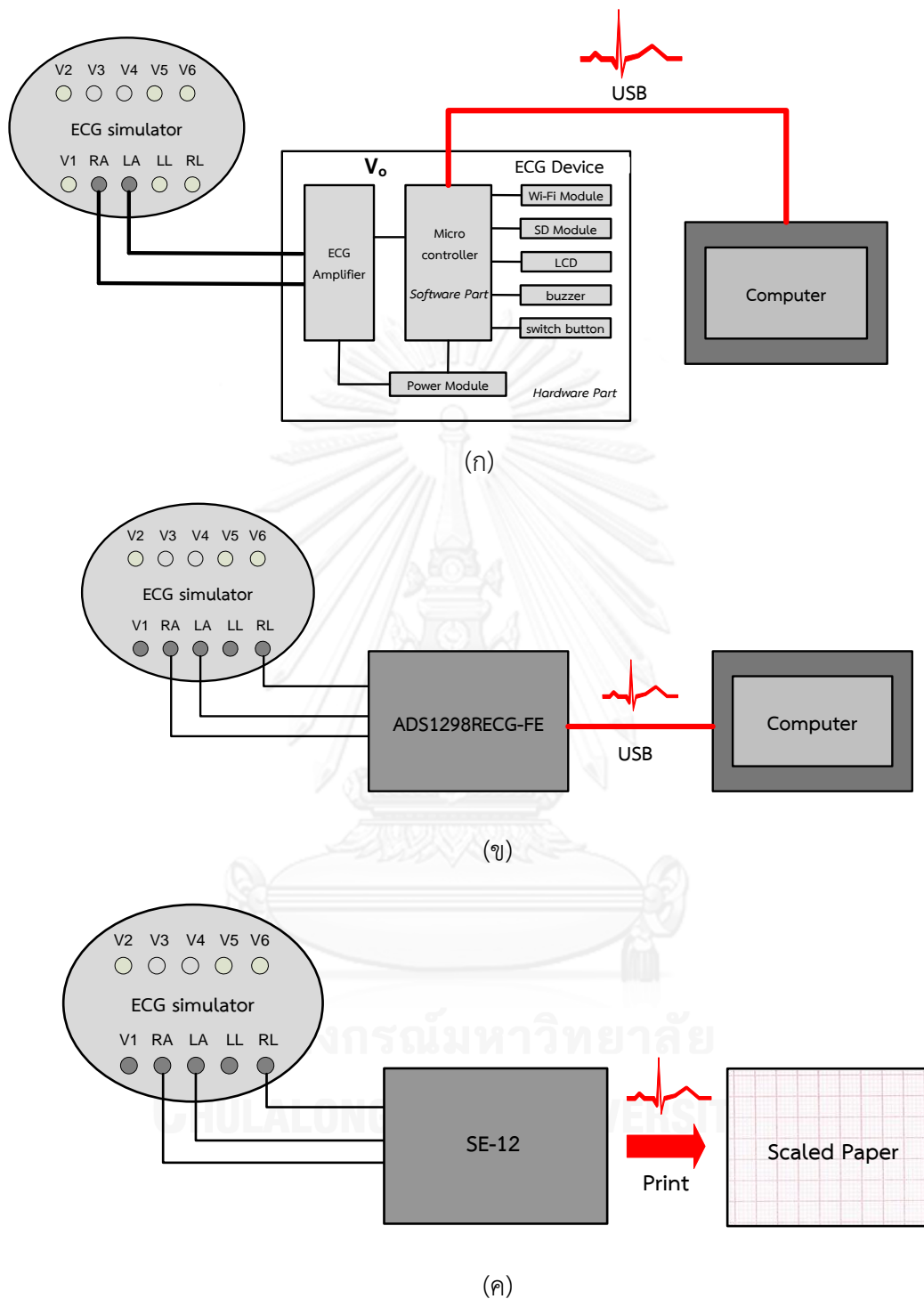
รูปที่ 4.3 ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 [50]

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของสัญญาณระหว่างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีมาตรฐานนั้น จะต้องทดสอบโดยการป้อนสัญญาณอินพุตที่มีคุณภาพของสัญญาณเท่ากันให้กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเหล่านั้น โดยอินพุตจะต้องเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถกำหนดขนาดของสัญญาณและอัตราการเต้นของหัวใจที่เท่ากันเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพสูงสุด ดังนั้น ในการทดสอบนี้ ECG simulator จากบริษัท He Instrument จะถูกนำมาใช้สร้างสัญญาณอินพุตซึ่งเป็นเครื่องมือที่สามารถสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน ECG simulator ที่ใช้มีคุณสมบัติที่สำคัญดังนี้ [51]

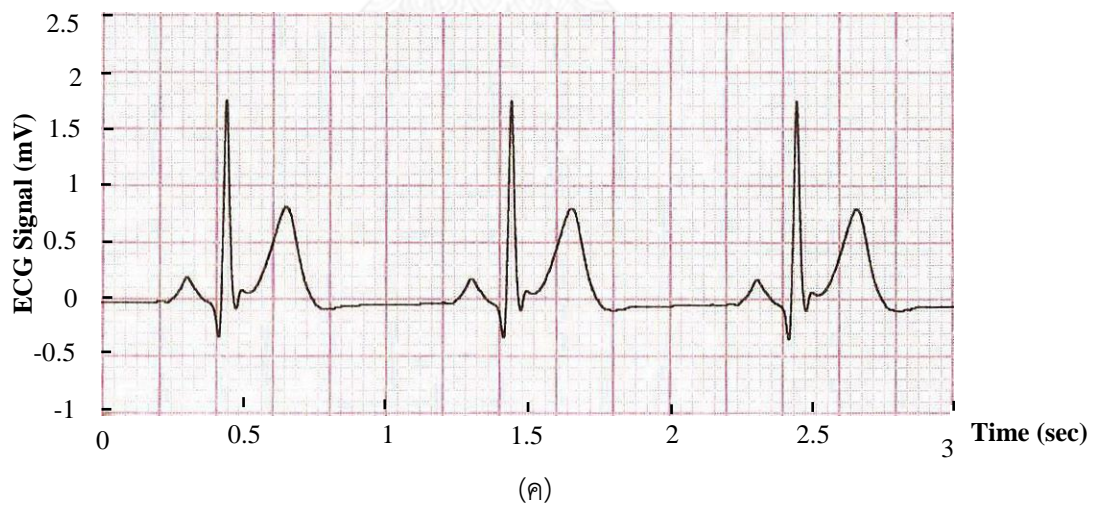
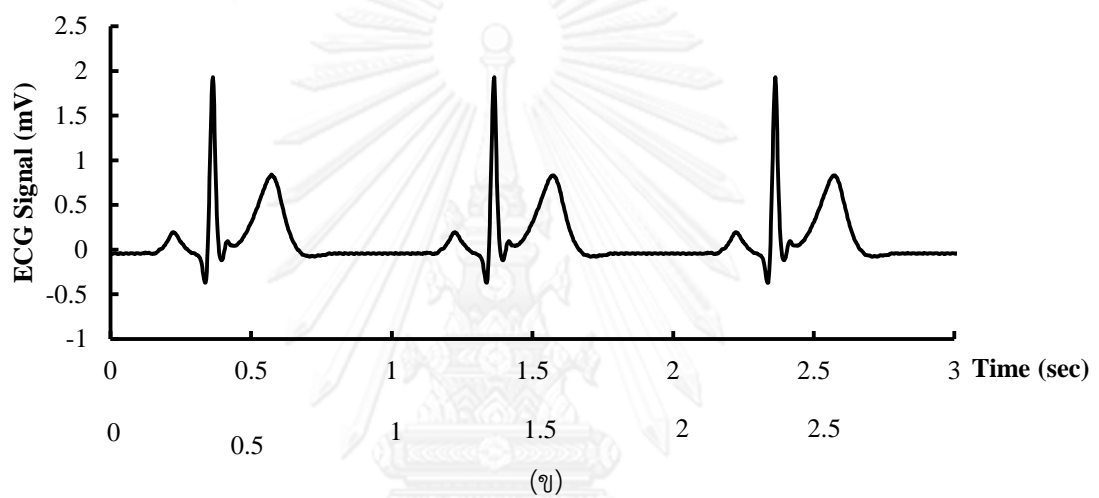
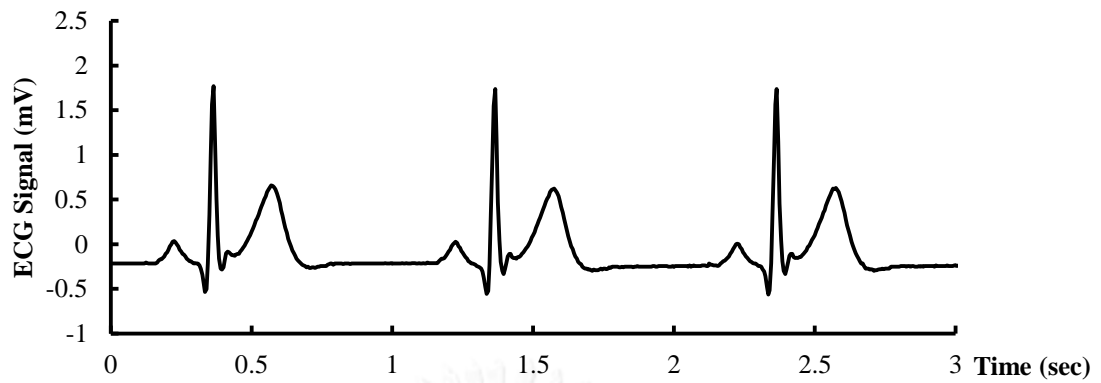
- สร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, สัญญาณไซน์, สัญญาณสามเหลี่ยมและสัญญาณสี่เหลี่ยม
- กำหนดขนาดอินพุตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ได้ตั้งแต่ 0.2-1.6 mV
- กำหนดอัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 20-300 ครั้งต่อนาที
- สามารถเพิ่มสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 และ 60 Hz เข้าไปในสัญญาณหลักได้

ในส่วนการเปรียบเทียบส่วนแรก เราต้องการเปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อป้อนสัญญาณอินพุตที่มีขนาดแตกต่างกัน โดยจะทดสอบกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 ด้วยวิธีการต่อไปนี้

ในการทดสอบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะเริ่มต้นจากการป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG simulator ด้วยอัตราการเต้นหัวใจเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาทีไปยังอินพุตของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรุ่น SE-12 ดังแสดงในรูปที่ 4.4 (ก), (ข) และ (ค) ตามลำดับ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทั้ง 3 อุปกรณ์นี้จะถูกวัดที่ Lead I สำหรับอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบจะใช้การวัดแบบ 2 อิเล็กโทรด ส่วนบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรุ่น SE-12 จะใช้การวัดแบบ 3 อิเล็กโทรด ซึ่งอิเล็กโทรดตัวที่ 3 จะเป็นขั้วอ้างอิงที่ติดอยู่ในตำแหน่งขาขวา (RL) ของผู้ป่วย ต่อมาปรับค่าอินพุตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ที่เครื่อง ECG simulator โดยให้มีขนาดเท่ากับ 0.2, 0.4, 0.8 และ 1.6 mV ตามลำดับ หลังจากนั้น บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบผ่านทาง Serial monitor ในโปรแกรม Mptide ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz , บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE ผ่านทางโปรแกรม ADS1298ECGFE-PDK ในคอมพิวเตอร์ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 500 Hz และพิมพ์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทาง Thermal printer ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรุ่น SE-12 สุดท้ายจะได้ผลการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ขนาด 0.2, 0.4, 0.8 และ 1.6 mV จากอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 แบบ แสดงดังรูปที่ 4.5, 4.6, 4.7 และ 4.8



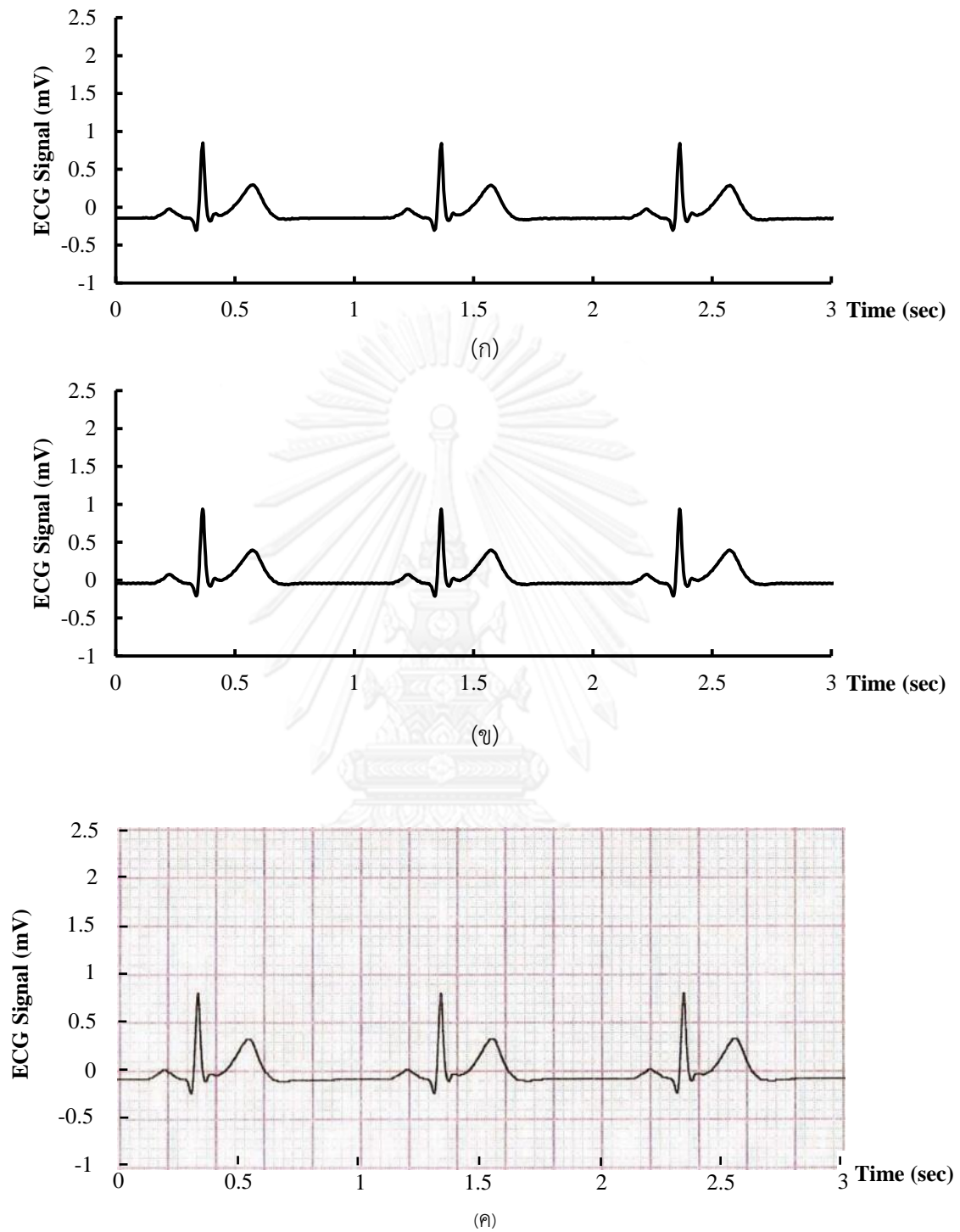
รูปที่ 4.4 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย (ก) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (ข) ADS1298RECG-FE และ (ค) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12



รูปที่ 4.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV

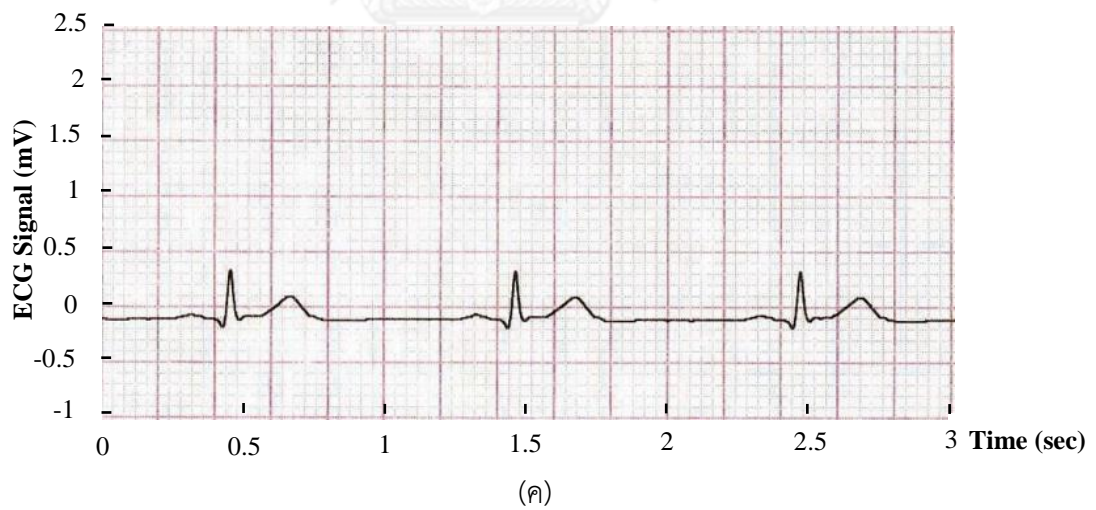
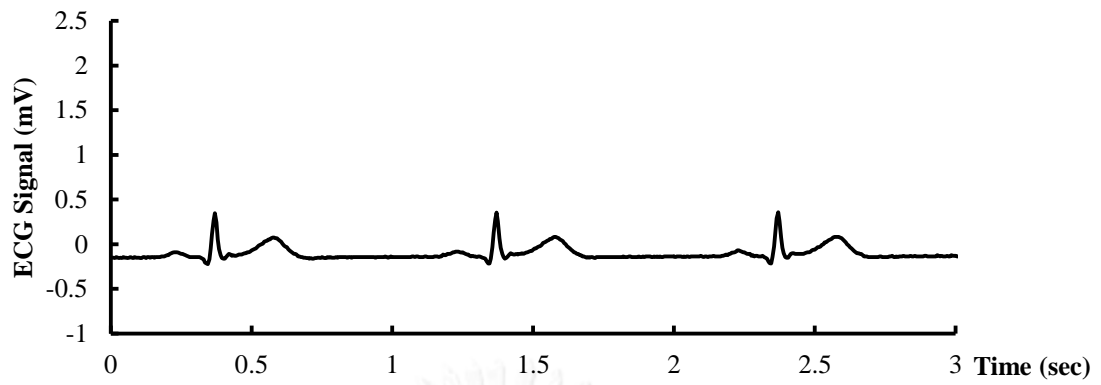
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

และ (ค) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12



รูปที่ 4.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.8 mV  
 (ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE  
 และ (ค) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12

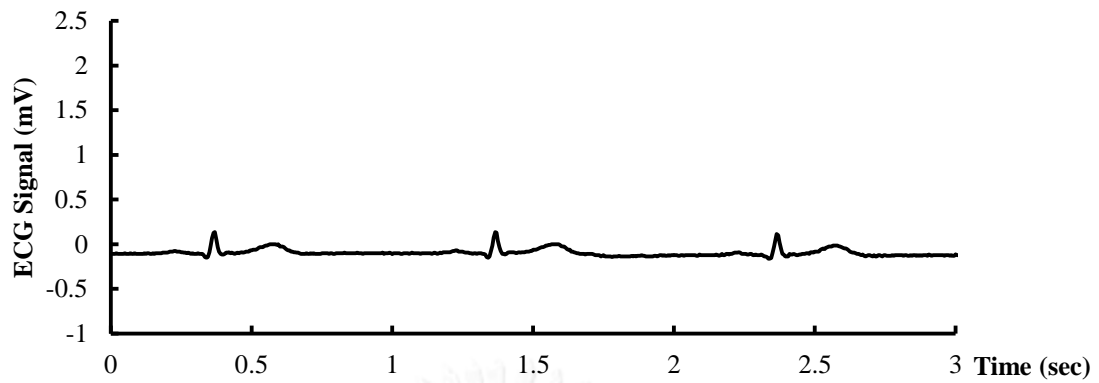




รูปที่ 4.7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.4 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

และ (ค) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.8 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.2 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

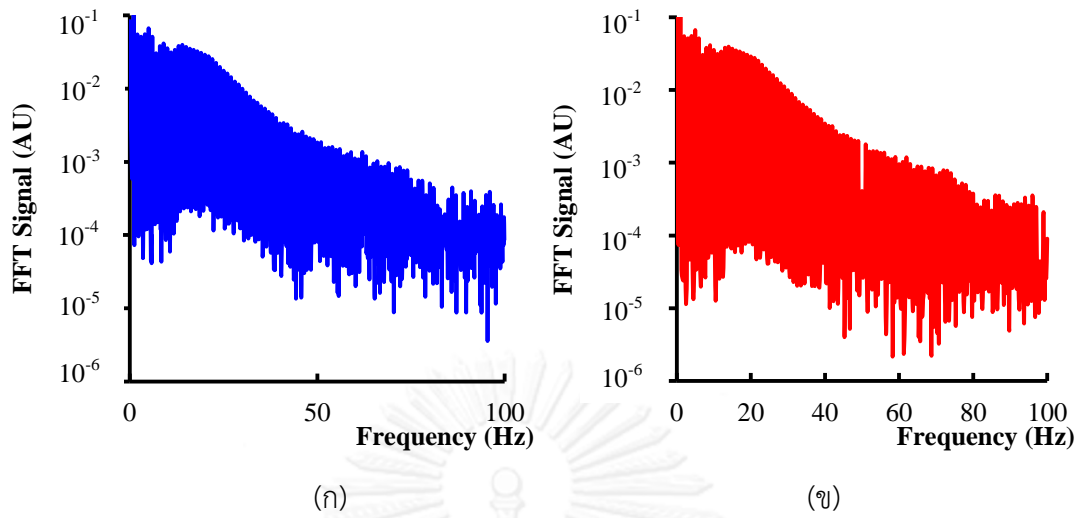
และ (ค) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12

หลังจากทำการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งสามเครื่องแล้ว เราสามารถสังเกตได้ว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละขนาดที่วัดได้จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ บอร์ดทดลอง ADS1298RECG-FE และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ารุ่น SE-12 มีความราบเรียบ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละขนาดที่วัดได้มีรูปร่างคล้ายคลึงกัน

ในการตรวจสอบย่านความถี่ของสัญญาณรบกวนนี้ เราได้นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากค่า อินพุต Lead I ขนาด 0.2 mV, 0.4 mV, 0.8 mV และ 1.6 mV ของเครื่องต้นแบบและบอร์ดทดลอง ADS1298RECG-FE ไปพล็อตสเปกตรัม FFT แสดงดังรูปที่ 4.9 - 4.12 จากเปรียบเทียบสเปกตรัม FFT จากทั้งสองเครื่อง พบว่า มีสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz สำหรับสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังจะถูกลดทอนด้วยการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนอตช์ซึ่งอยู่ในส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนสัญญาณรบกวนขนาดเล็กที่กระจายอยู่ตลอดช่วงสเปกตรัมจะไม่ได้ถูกกำจัดออกด้วยกระบวนการทางดิจิทัลเนื่องจากสัญญาณรบกวนเหล่านี้มีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับสัญญาณหลักซึ่งไม่ได้ส่งผลกระทบต่อกระบวนการตรวจจับอัตราการเต้นหัวใจ

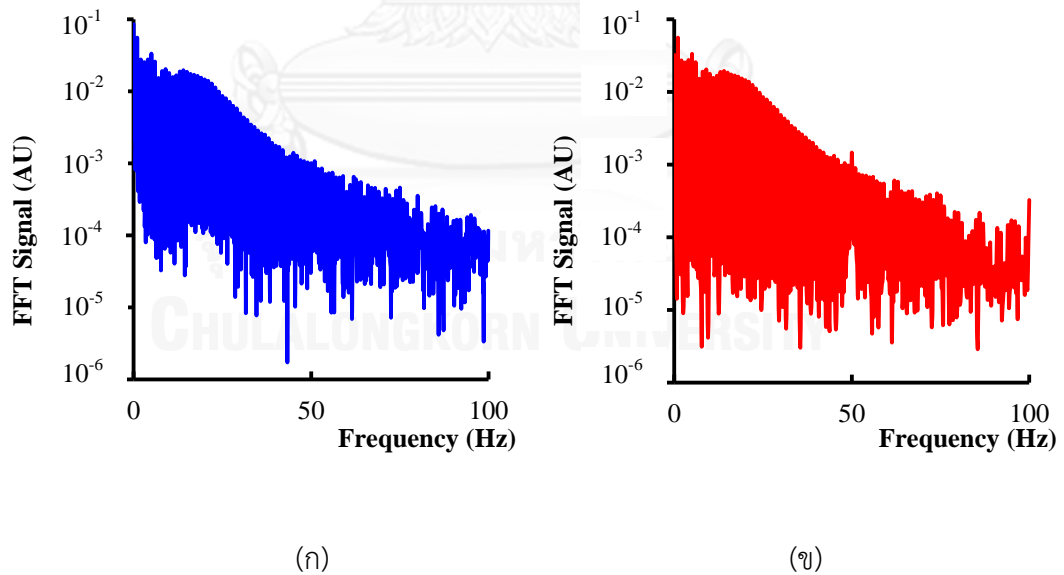
สำหรับการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้อัตราการเต้นหัวใจที่ค่าต่างๆ เราได้นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบมาทำการเปรียบเทียบกับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE ด้วยวิธีที่คล้ายคลึงกับส่วนแรก แต่ค่าอินพุตของคลื่น Lead I จากเครื่อง ECG simulator จะถูกปรับให้มีขนาดคงที่เท่ากับ 1.6 mV แทนแล้วบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ค่าอัตราการเต้นหัวใจเท่ากับ 20-200 ครั้งต่อนาทีตามลำดับ หลังจากการทดสอบจะได้ผลการบันทึกแสดงดังรูปที่ 4.13 - 4.22

หลังจากทำการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอุปกรณ์ทั้งสองแล้ว จากการสังเกตโดยภาพรวมพบว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจของอุปกรณ์มีรูปร่างคล้ายคลึงกันและมีสัญญาณรบกวนขนาดเล็กที่มีลักษณะแบบสุ่มซ้อนทับอยู่บนคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลัก การเปลี่ยนแปลงของค่าอัตราการเต้นหัวใจไม่ได้สัมพันธ์กับขนาดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น ทำให้เราสามารถนำคลื่นไปใช้ต่อโดยไม่ต้องคำนึงถึงค่าการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นหัวใจ และเรามั่นใจว่าเครื่องต้นแบบที่พัฒนาขึ้นนี้จะสามารถนำไปใช้งานได้กับทุกช่วงอัตราการเต้นหัวใจอย่างมีประสิทธิภาพถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดใหญ่เพียงพอ



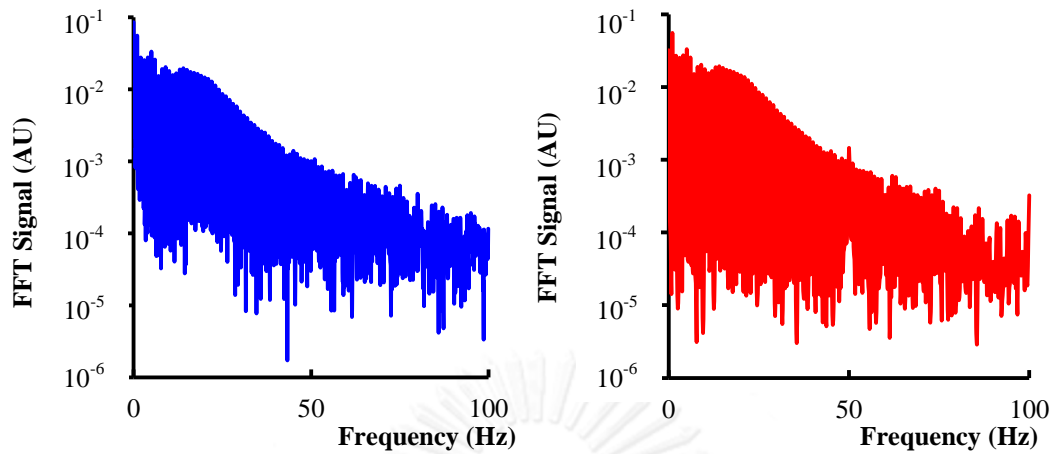
รูปที่ 4.9 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1.6 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



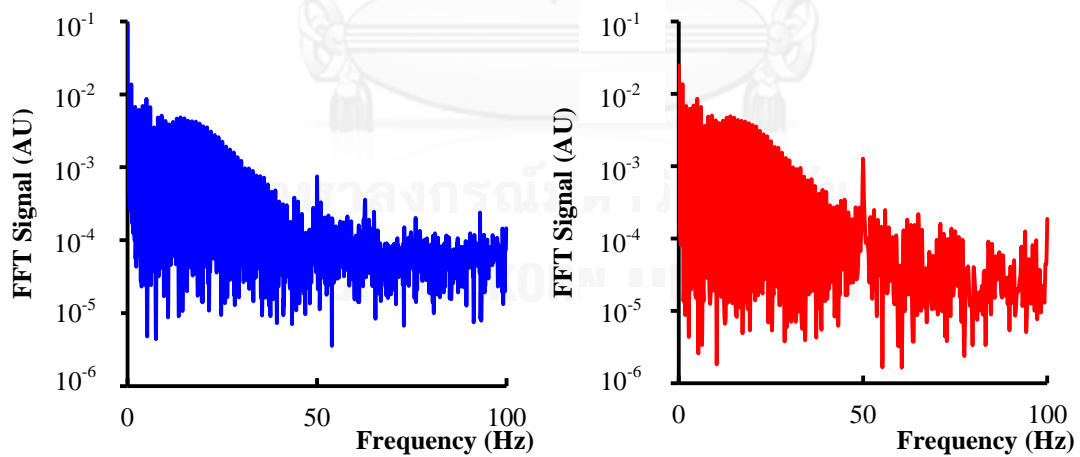
รูปที่ 4.10 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.8 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



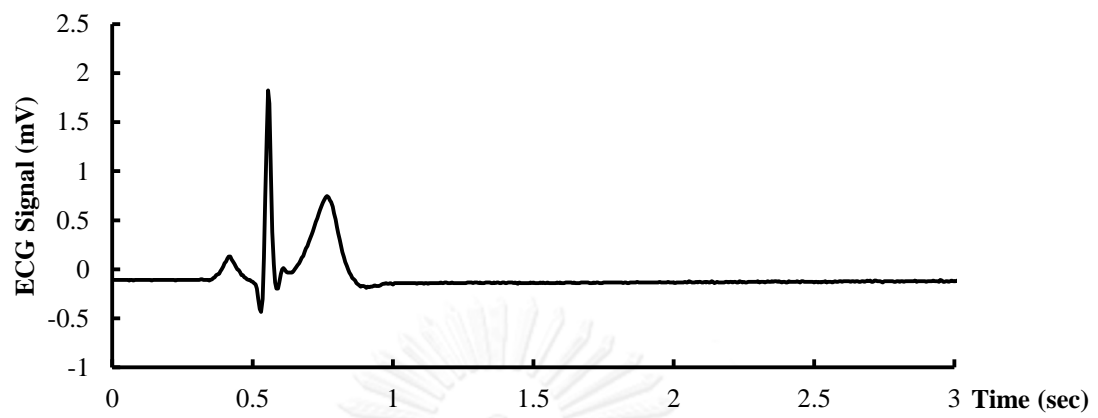
รูปที่ 4.11 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.4 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

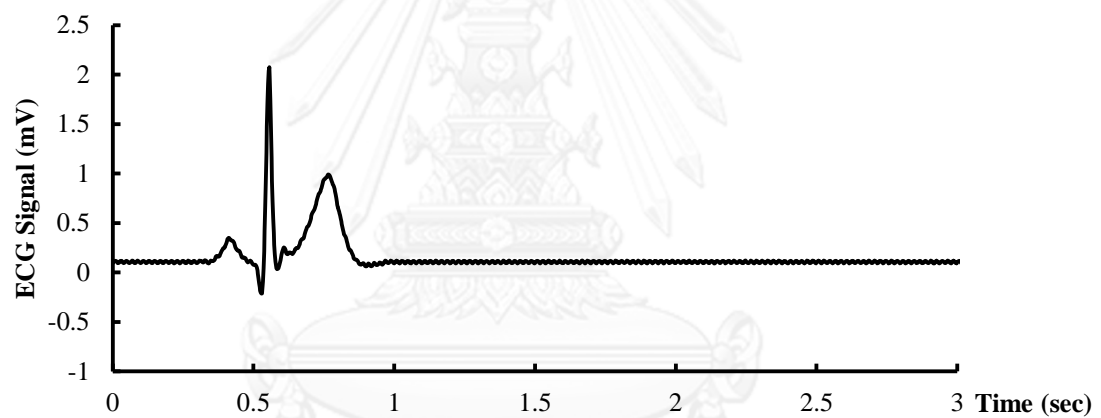


รูปที่ 4.12 สเปกตรัม FFT ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.2 mV

(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

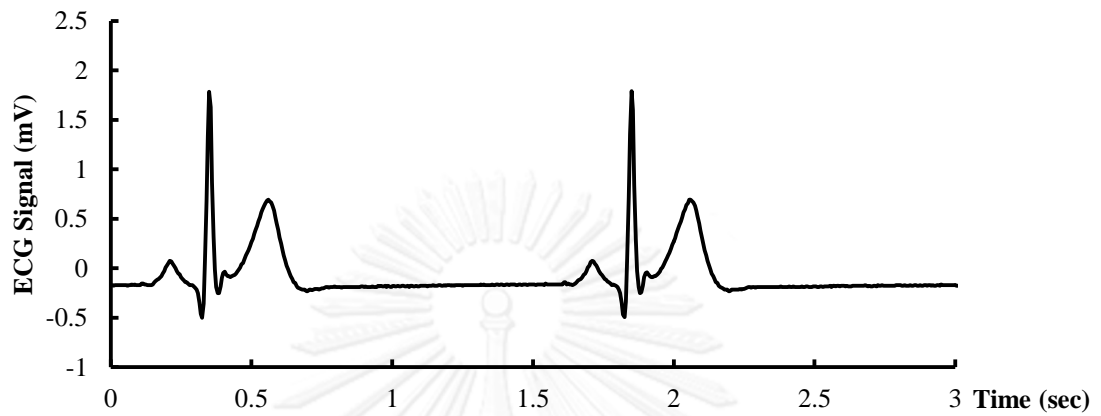


(ก)

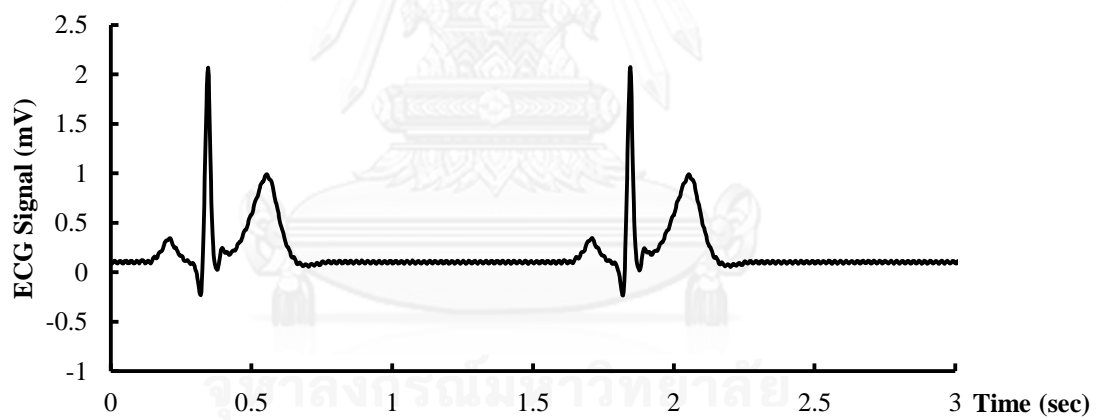


(ข)

รูปที่ 4.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 20 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

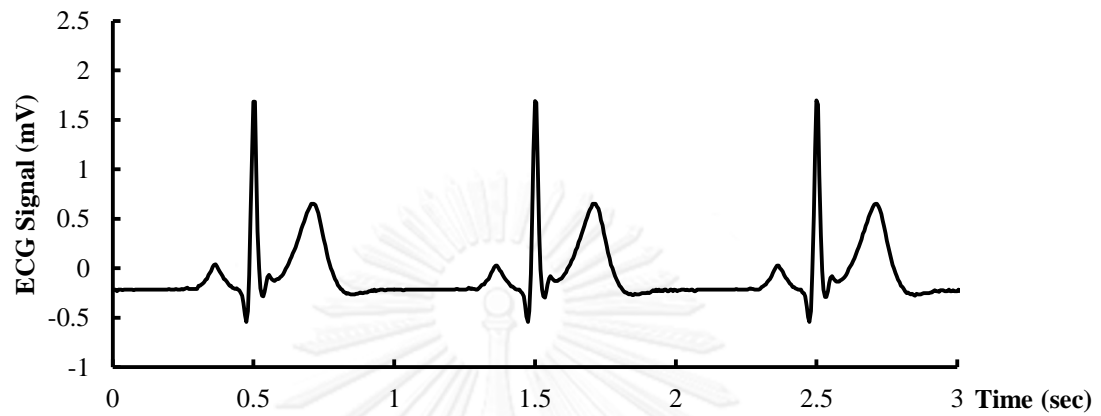


(ก)

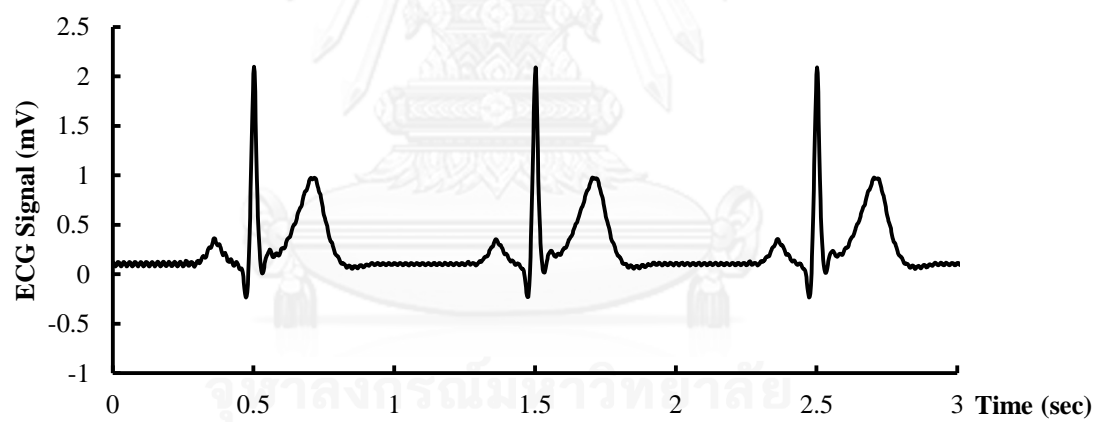


(ข)

รูปที่ 4.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 40 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



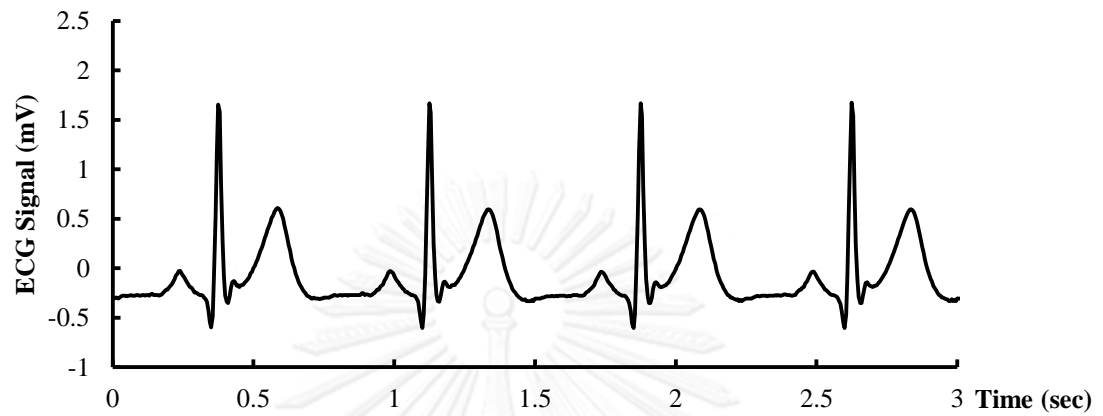
(ก)



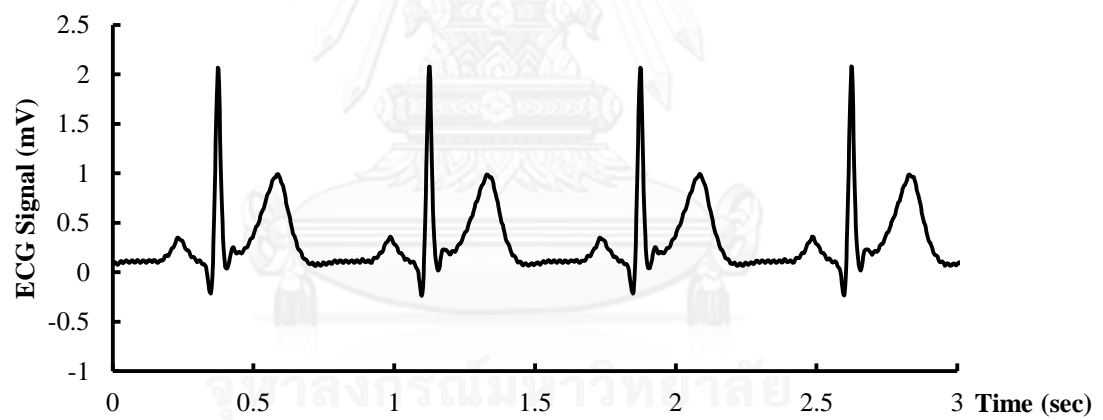
(ข)

รูปที่ 4.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



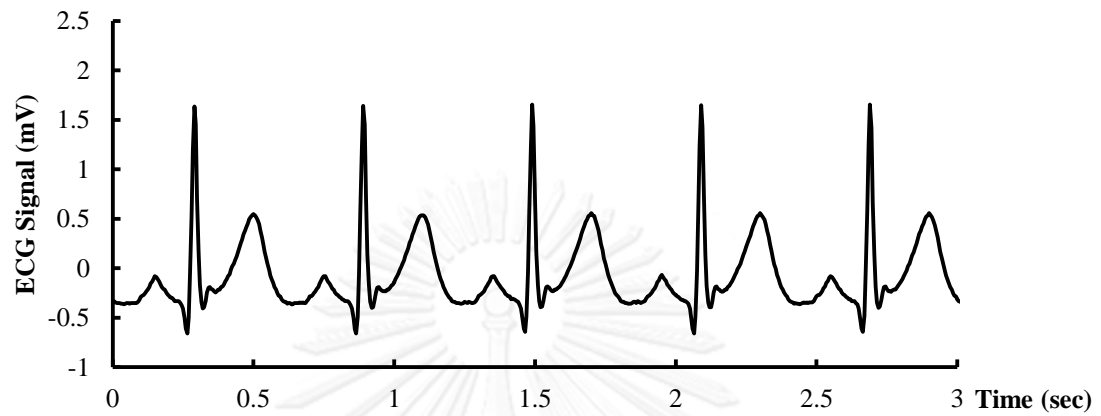


(ก)

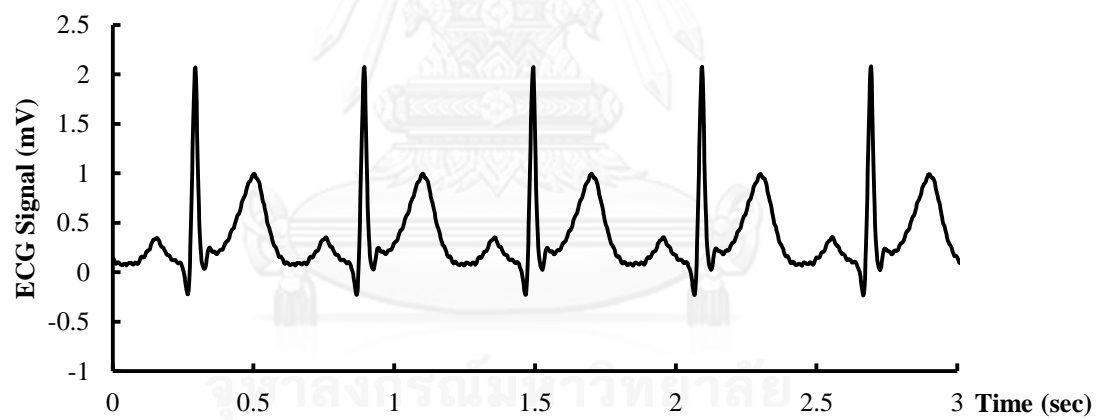


(ข)

รูปที่ 4.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 80 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

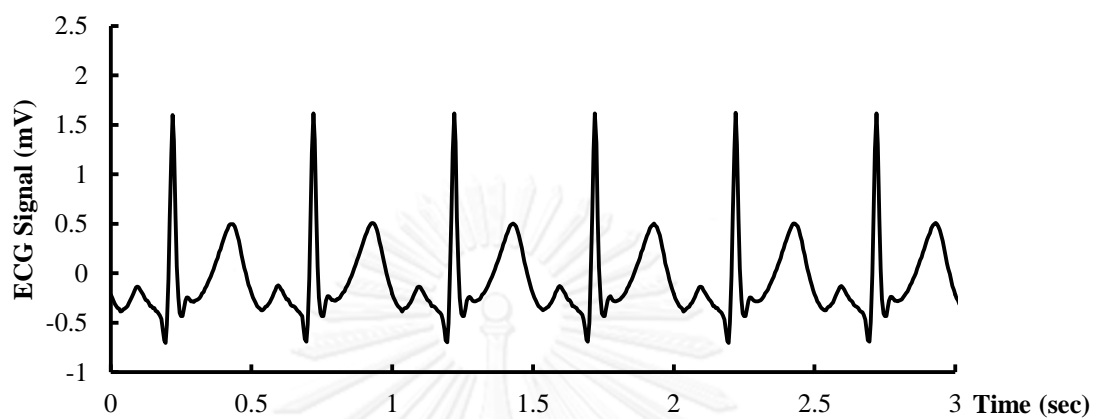


(ก)

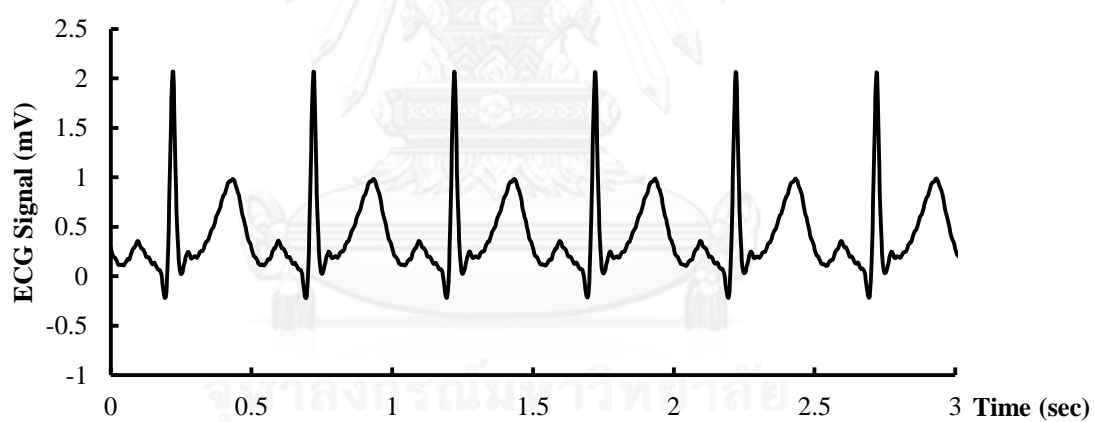


(ข)

รูปที่ 4.17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 100 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

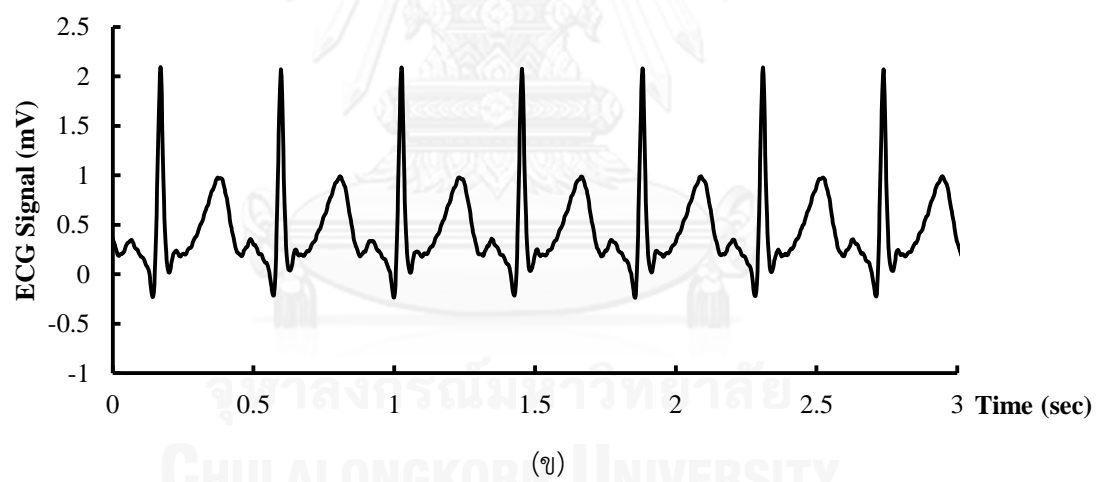
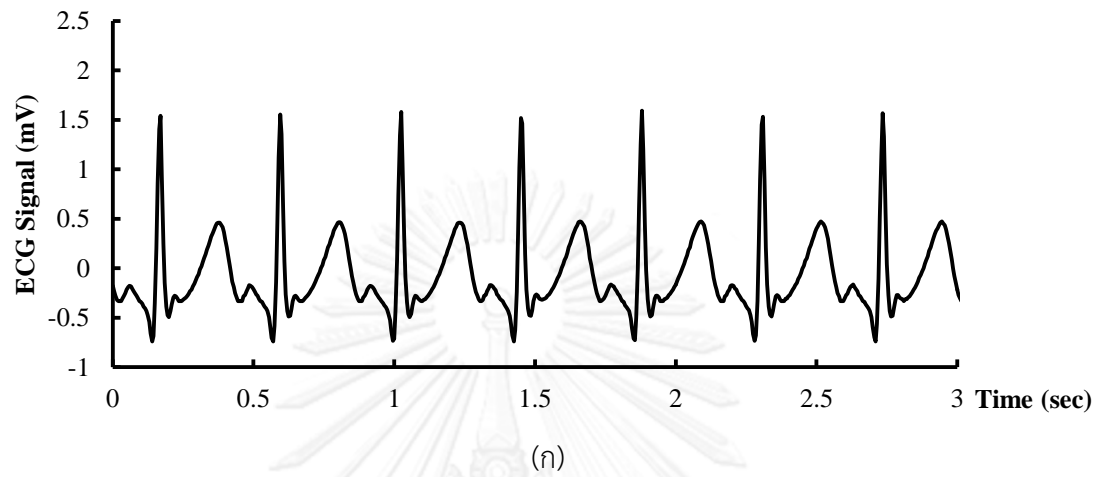


(ก)

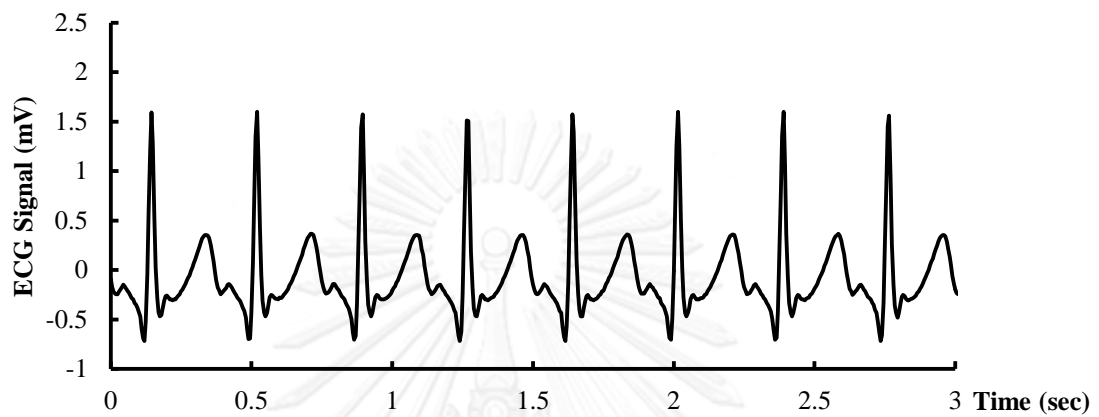


(ข)

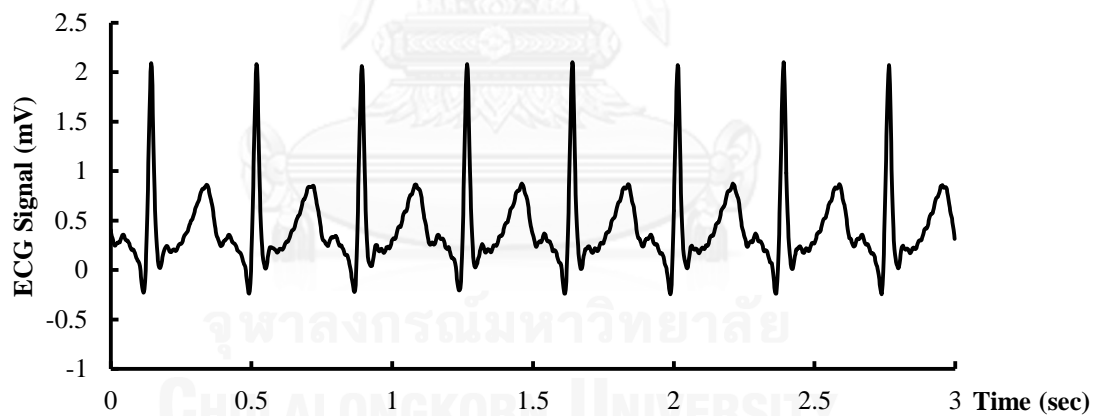
รูปที่ 4.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 120 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



รูปที่ 4.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 140 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

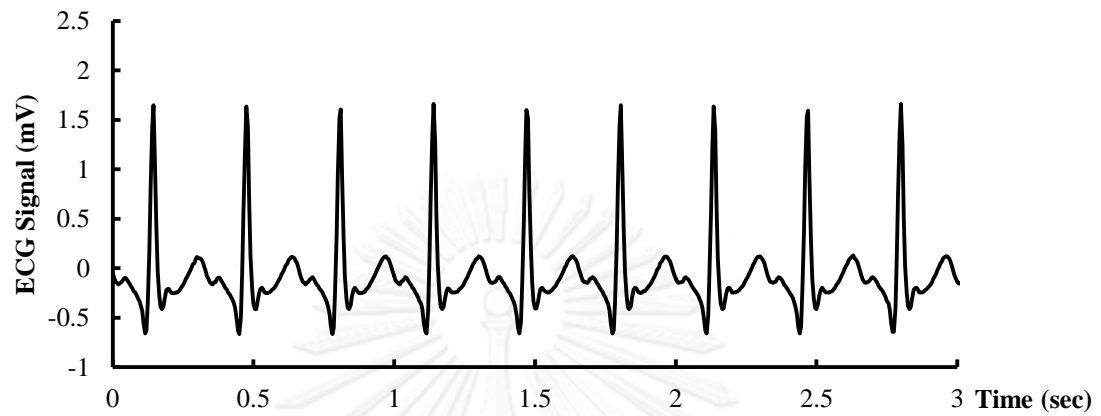


(ก)

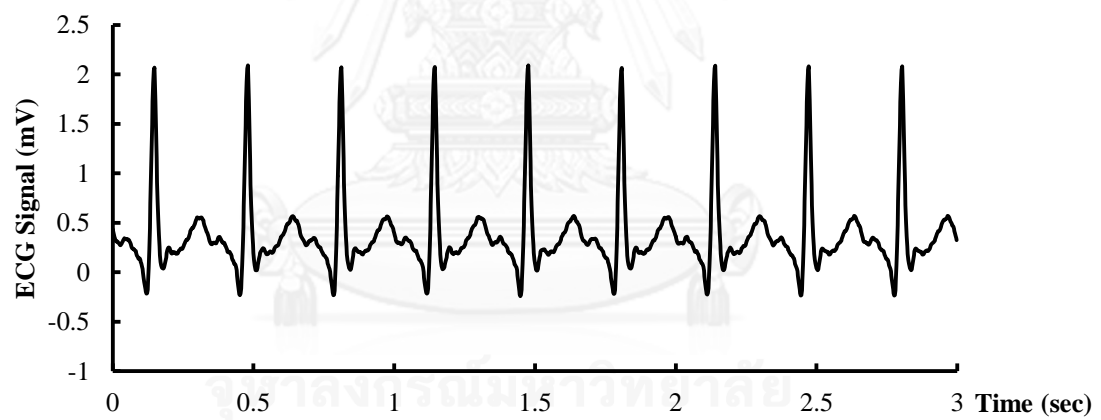


(ข)

รูปที่ 4.20 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 160 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

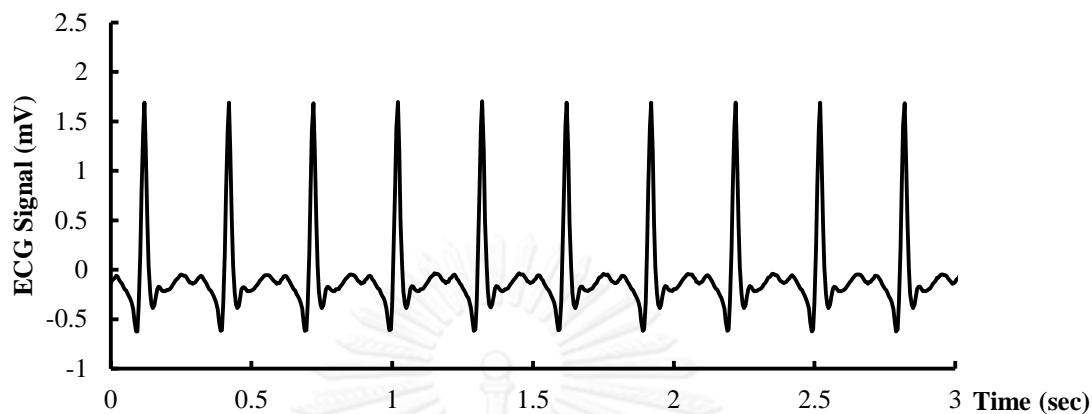


(ก)

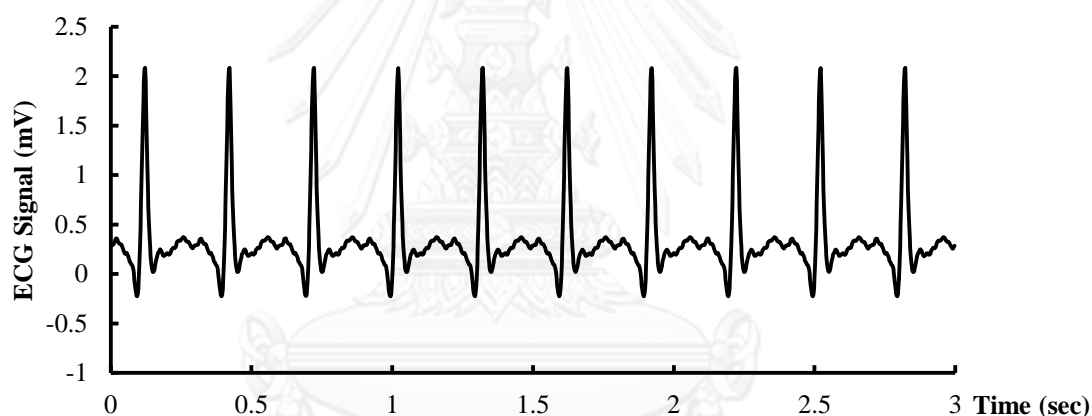


(ข)

รูปที่ 4.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 180 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.22 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้น 200 ครั้งต่อนาที  
(ก) จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ และ (ข) จากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

#### 4.1.2 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นองค์ประกอบหนึ่งที่มีความสำคัญต่อระบบทั้งในส่วนการประมวลผลแบบดิจิทัลและสนับสนุนการทำงานของระบบโดยรวม สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพในส่วนนี้จะถูกแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ การกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่มีความถี่ 50 Hz การตรวจจับ QRS complex และการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD โดยแต่ละหัวข้อนี้มีวิธีการทดสอบและผลการทดสอบดังต่อไปนี้

#### 4.1.2.1 การทดสอบประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz

การทดสอบประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz เมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรด สัญญาณรบกวนแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz จะเข้ามาปะปนในสัญญาณหลัก สัญญาณรบกวนเหล่านี้จำเป็นต้องถูกกำจัดออกไปเพื่อให้สัญญาณสะอาดเพียงพอที่จะนำไปประมวลผลในขั้นตอนถัดไป ในวิทยานิพนธ์นี้ สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz ได้ถูกลดทอนโดยใช้ตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ ซึ่งได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อที่ 3.2.2 การประเมินประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz จะถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การทดสอบความเพี้ยนของสัญญาณหลังการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ และการเปรียบเทียบค่า Signal to noise ratio ระหว่างสัญญาณก่อนและหลังการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ สำหรับการประเมินประสิทธิภาพทั้งสองส่วนมีวิธีการดังนี้

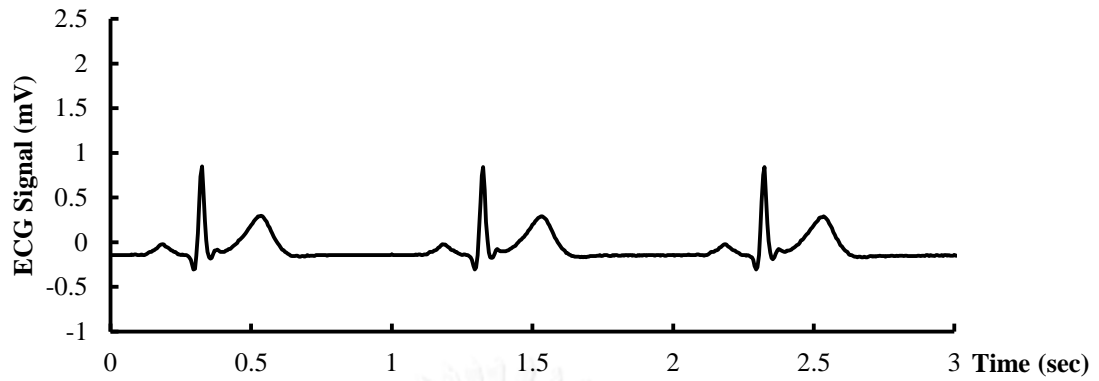
ในส่วนแรก การทดสอบความเพี้ยนของสัญญาณหลังการกรองจะเริ่มต้นโดยการป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I ขนาด 0.8 mV อัตราการเต้นหัวใจเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาทีจากเครื่อง ECG simulator ไปยังอินพุตของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบแสดงดังรูปที่ 4.23(ก) คลื่นนี้จะใช้เป็นคลื่นอ้างอิงในการเปรียบเทียบความเพี้ยน ต่อมา ป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเดียวกันที่มีขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณ 0.8 mV พร้อมกับใส่สัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz เข้าไปในสัญญาณหลัก จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ประมวลผลด้วยการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ จะได้สัญญาณก่อนและหลังการกรองแสดงดังรูปที่ 4.23(ข) และ 4.23(ค) ตามลำดับ หลังจากนั้น คลื่นที่ผ่านการกรองแล้วจะถูกนำมาเปรียบเทียบคลื่นอ้างอิงด้วยค่า Percent Root-mean square Difference (PRD) เพื่อบ่งชี้ว่าสัญญาณหลังการกรองมีความเพี้ยนมากน้อยเพียงใด ค่า PRD สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 4.1 ดังนี้

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{t=0}^{N-1} [y(i)-x(i)]^2}{\sum_{t=0}^{N-1} [x(i)]^2}} \times 100\% \quad (4.1)$$

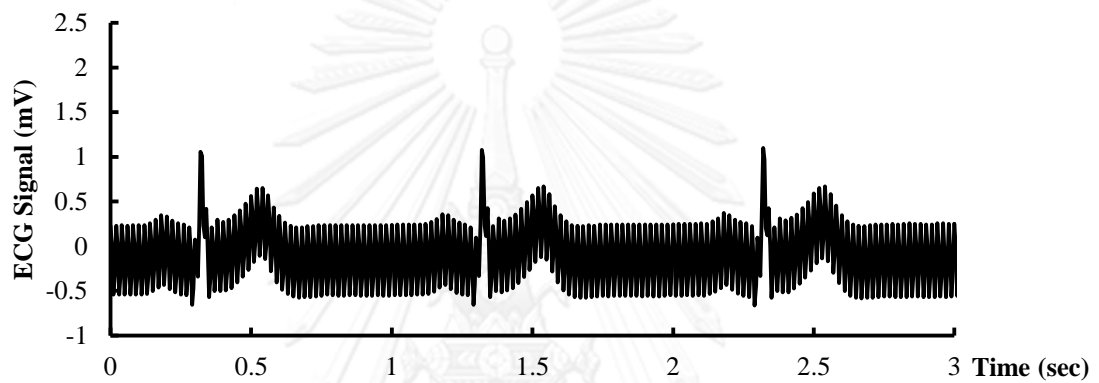
โดยที่  $x(i)$  คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ

$y(i)$  คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังผ่านการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์





(ก)



(ข)



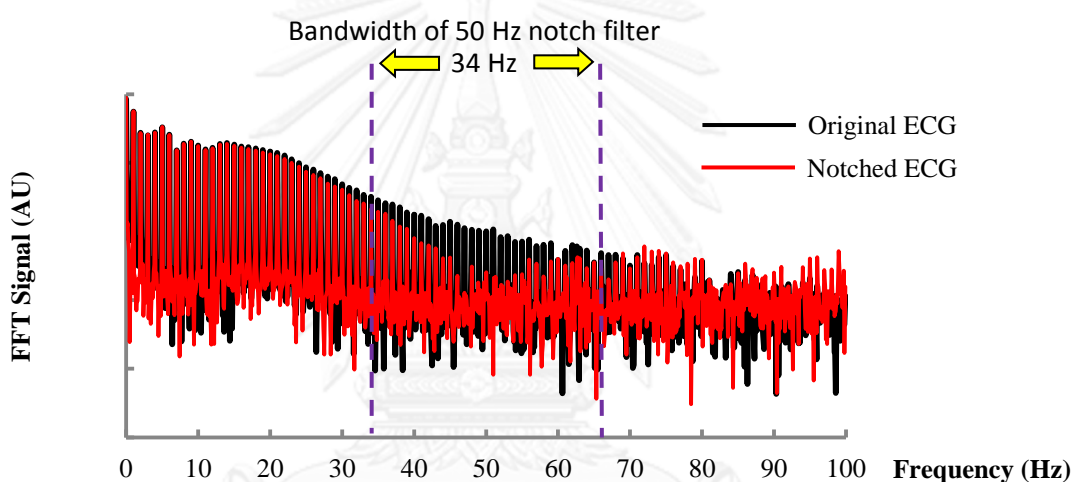
(ค)

รูปที่ 4.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ขนาด 0.8 mV ที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที

(ก) สัญญาณต้นฉบับ (ข) สัญญาณต้นฉบับที่เพิ่มสัญญาณรบกวน 50 Hz และ

(ค) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์

หลังจากคำนวณด้วยคลื่นไฟฟ้าเป็นเวลา 10 นาที หรือข้อมูลตัวอย่าง 2000 จุดแล้ว ค่า PRD มีค่าเท่ากับ 24.83 % จากค่าที่ได้ นับว่าความเพี้ยนจากตัวกรองนี้อยู่ในระดับปานกลาง หากสังเกตจากรูปที่ 4.23(ก) และ (ค) จะพบว่าบริเวณปลายยอดคลื่น QRS complex ของสัญญาณหลังการกรองจะมีค่าต่ำกว่าสัญญาณต้นฉบับ เมื่อลองนำสัญญาณทั้งสองมาพล็อตกราฟ FFT เพื่อเปรียบเทียบองค์ประกอบเชิงความถี่ของคลื่นดังรูปที่ 4.24 จะพบว่า สัญญาณหลังการกรองมีองค์ประกอบในช่วงแบนด์วิดท์ประมาณ 33 – 67 Hz ได้ลดลงไปเนื่องจากแบนด์วิดท์ของตัวกรองมีค่ากว้าง ส่งผลให้สัญญาณมีความเพี้ยนไปจากต้นฉบับ อย่างไรก็ตาม เรายังคงมั่นใจว่าสัญญาณที่ผ่านการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้จะสามารถนำไปใช้งานต่อไปได้ เนื่องจากโดยภาพรวมของสัญญาณยังคงมีรูปร่างใกล้เคียงกับสัญญาณหลักและ ความเพี้ยนที่เกิดขึ้นไม่มีผลต่อกระบวนการตรวจจับ QRS complex เพื่อหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 4.24 กราฟเปรียบเทียบค่า FFT ของสัญญาณต้นฉบับและสัญญาณหลังผ่านการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้

ต่อมา ในส่วนการเปรียบเทียบค่า Signal to noise ratio ระหว่างสัญญาณก่อนและหลังการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้ เครื่องวัดไฟฟ้าหัวใจของวิทยานิพนธ์นี้จะถูกนำมาทดสอบกับผู้ทดสอบจำนวน 5 คน แต่ละคนจะถูกเก็บตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I แบบ 2 อิเล็กโทรด และสัญญาณหลังผ่านการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้จากการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ คนละ 10 วินาที หลังจากนั้น นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการกรองมาคำนวณหาอัตราส่วน Signal to noise ratio (SNR) เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ SNR หมายถึง อัตราส่วนระหว่างกำลังไฟฟ้าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อกำลังไฟฟ้าของสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz ดังสมการที่ 4.2

$$SNR = \frac{P_{ECG}}{P_{50Hz}} \quad (4.2)$$

โดยที่  $P_{\text{ECG}}$  คือ กำลังไฟฟ้าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

$P_{50\text{Hz}}$  คือ กำลังไฟฟ้าของสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz

การคำนวณหาค่า SNR เราจะพิจารณาจากสัญญาณในเชิงความถี่ เริ่มต้นจากการนำตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการกรองไปพล็อตกราฟ Power spectrum density (PSD) โดยใช้ฟังก์ชัน `psd` ในโปรแกรม Matlab กราฟ PSD นี้จะแสดงว่าองค์ประกอบกำลังไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกระจายอยู่ในช่วงความถี่เท่าไรบ้าง สำหรับการวิเคราะห์หาค่าประกอบเชิงความถี่ของสัญญาณ  $x(t)$  นี้ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแปลง FFT แบบไม่ต่อเนื่อง ในช่วงเวลา 0 ถึง T ดังสมการที่ 4.3

$$\hat{x}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1} x(t) e^{-j\omega t/N} \quad (4.3)$$

$\hat{x}(\omega)$  คือ ค่า FFT แบบไม่ต่อเนื่องของสัญญาณทางเวลา  $x(t)$

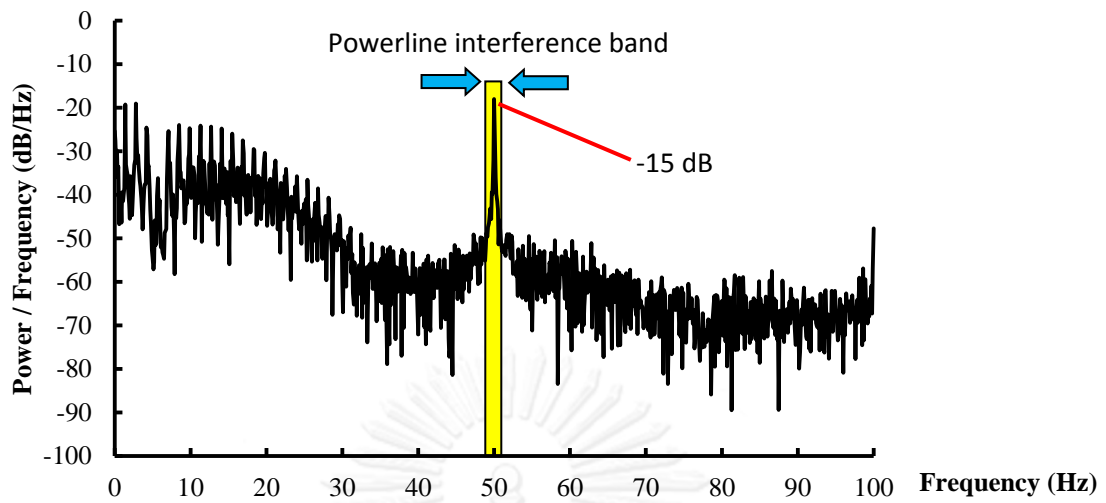
ต่อมา ค่า PSD จะสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4.4

$$S_{xx}(\omega) = \lim_{T \rightarrow \infty} \mathbf{E} \left[ \frac{\hat{x}^2(\omega)}{2T} \right] \quad (4.4)$$

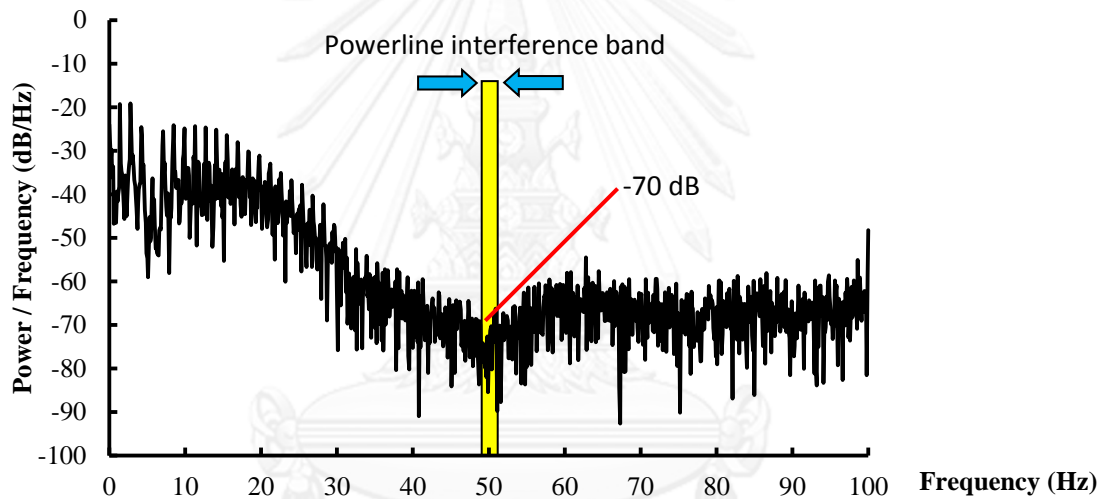
$S_{xx}(\omega)$  คือ ค่า Power spectrum density ที่ความถี่  $\omega$

$\mathbf{E}$  คือ ฟังก์ชัน Expected value (EV)

กราฟ PSD ที่ได้จะมีลักษณะแสดงดังตัวอย่างในรูปที่ 4.25 สำหรับสัญญาณก่อนการกรองจะมีค่า PSD สูงที่บริเวณความถี่ 50 Hz เนื่องจากเป็นช่วงความถี่ของสัญญาณรบกวนแหล่งจ่ายกำลัง ดังรูปที่ 4.25(ก) ส่วนสัญญาณหลังการกรองจะมีค่า PSD ที่บริเวณความถี่ 50 Hz ต่ำลงไปมาก เนื่องจากสัญญาณรบกวนแหล่งจ่ายกำลังได้ถูกลดทอนด้วยตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนอตช์ ดังรูปที่ 4.25(ข) หลังจากนั้น กราฟ PSD จะถูกนำมาพิจารณาเพื่อการหาลำดับกำลังไฟฟ้าในการคำนวณหา SNR โดย ค่า  $P_{50\text{Hz}}$  จะคำนวณจากผลรวมกำลังไฟฟ้าของสัญญาณในช่วงความถี่ระหว่าง 49.8 – 50.2 Hz แบนด์วิธดังกล่าวได้มาจากการประมาณค่าในกราฟ PSD ของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการกรองจากผู้ทดลองทั้งหมด 5 ท่าน ซึ่งเราสมมติฐานว่า ในช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าบ้าน 50 Hz กำลังไฟฟ้าส่วนใหญ่จะอยู่ในช่วงความถี่ระหว่าง 49.8 – 50.2 Hz แสดงในตัวอย่างดังรูปที่ 4.26 ในทางกลับกัน ค่า  $P_{\text{ECG}}$  จะคำนวณจากผลรวมกำลังไฟฟ้าของสัญญาณในช่วงความถี่ระหว่าง 0 - 49.8 Hz และ 50.2 - 100 Hz หลังจากที่ได้นำสัญญาณก่อนและหลังการกรองของผู้ทดสอบทั้ง 5 คน ไปพล็อตกราฟ PSD แล้ว สุดท้ายจะสามารถคำนวณหาค่า SNR ทั้งหมดได้ แสดงดังตารางที่ 4.1



(ก)

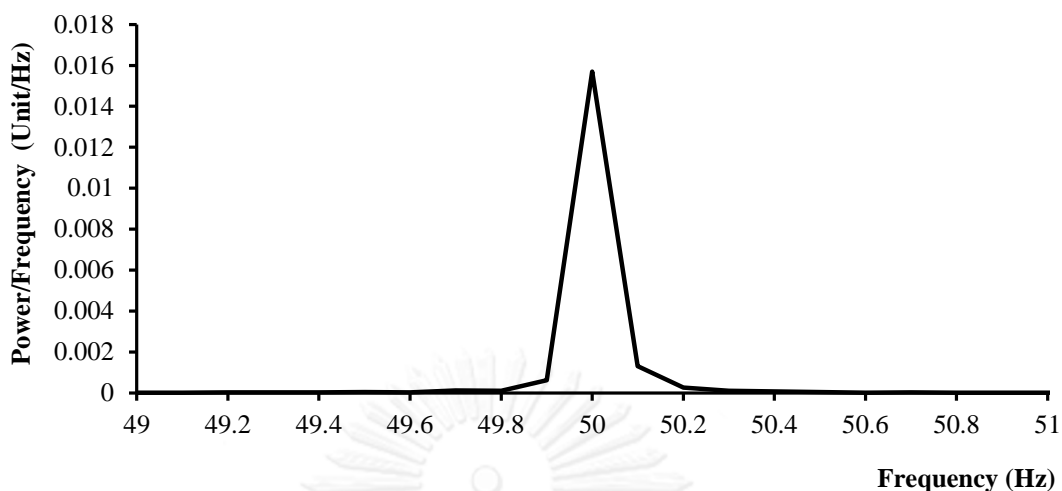


(ข)

รูปที่ 4.25 ตัวอย่างกราฟ Power spectrum density ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) สัญญาณก่อนการกรองด้วยตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ และ

(ข) สัญญาณหลังการกรองด้วยตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์

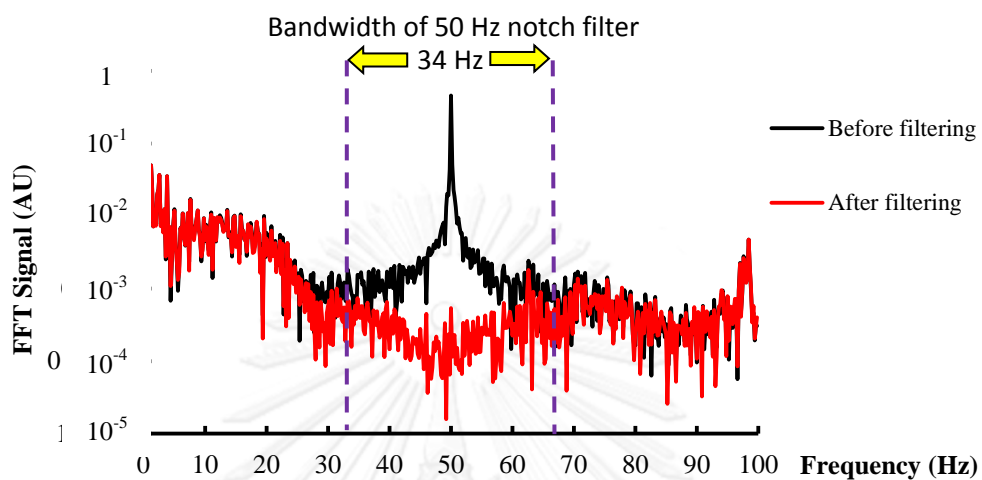


รูปที่ 4.26 ตัวอย่างกราฟ Power spectrum density ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์ของผู้ทดลองซึ่งถูกขยายสเกลเฉพาะในช่วง 49-51 Hz

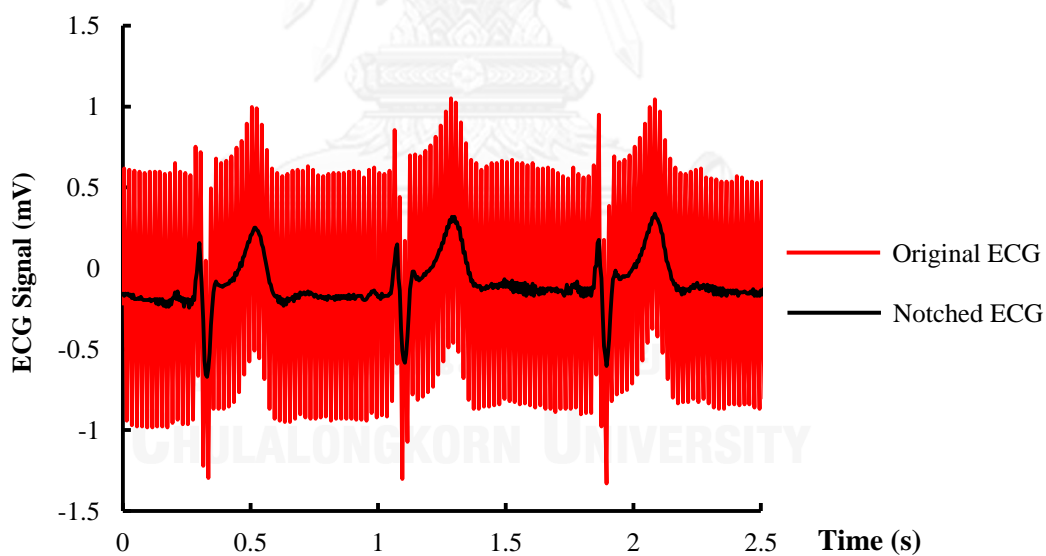
ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz

Person	Age (Year)	SNR (dB)		Difference of SNR (dB)
		Before filtering	After filtering	
1	13	-10.14	32.27	42.41
2	16	2.75	43.08	40.33
3	25	-18.08	42.03	60.11
4	37	0.72	49.72	49.00
5	44	-10.44	40.82	51.26

จากผลการทดสอบในตารางที่ 4.1 ค่า SNR ของผู้ทดสอบแต่ละคนได้ถูกคำนวณออกมาทั้งก่อนและหลังการกรองความถี่ชนิดน็อดซ์ SNR ของผู้ทดสอบทุกคนมีค่าสูงขึ้น ผลต่างของ SNR ก่อนและหลังการกรองของผู้ทดสอบที่มีค่าต่ำที่สุดมีค่าประมาณ 40 dB หรือประมาณ 10,000 เท่า ซึ่งนับว่าเพียงพอต่อการนำไปใช้งานในขั้นตอนการตรวจจับ QRS complex นอกจากนี้ แม้ว่าการกรองความถี่ชนิดน็อดซ์ที่ออกแบบจะมีแบนด์วิดท์ที่กว้างถึง 34 Hz ซึ่งส่งผลให้องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างความถี่ 33 – 67 Hz ต่ำลงไปมากดังกราฟ FFT ในรูปที่ 4.27 เช่นเดียวกับการทดลองที่ผ่านมา อย่างไรก็ตาม จากการพิจารณาตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการกรองของผู้ทดสอบดังรูปที่ 4.28 เรามั่นใจว่าสัญญาณหลังการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์จะยังคงสามารถนำไปใช้ในการตรวจจับ QRS complex ได้อย่างมีประสิทธิภาพเนื่องจากสัญญาณรบกวนถูกลดทอนไปมากและมียังคงมีรูปร่างของสัญญาณใกล้เคียงกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไปในทางปฏิบัติ



รูปที่ 4.27 สเปกตรัม FFT ของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง



รูปที่ 4.28 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการกรองด้วยตัวกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์

#### 4.1.2.2 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex

ในส่วนกระบวนการตรวจจับ QRS complex เพื่อคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจ เราได้ทำการทดสอบอ่านค่าอัตราการเต้นหัวใจของระบบโดยการปรับเปลี่ยนตัวแปรทั้งหมด 3 อย่าง ได้แก่ ขนาดอินพุตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และความถี่ของสัญญาณรบกวนที่ 50 Hz เพื่อตรวจว่าระบบสามารถคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจอย่างถูกต้องในสภาพของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หลากหลาย เริ่มต้นจากการการป้อนอินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I แบบไม่มีสัญญาณรบกวน ความถี่ 50 Hz จาก ECG simulator ที่ขนาด 0.2, 0.4, 0.8 และ 1.6 mV ตามลำดับ แล้วทำการปรับช่วงอัตราการเต้นหัวใจที่อินพุตตั้งแต่ 30 – 200 ครั้งต่อนาที ต่อมา อ่านค่าอัตราการเต้นหัวใจที่เอาต์พุตจากหน้าจอแอลซีดีแล้วบันทึกผลการทดสอบ หลังจากนั้น เพิ่มสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ซึ่งมีขนาดประมาณ 0.5 mV แล้วทำการทดสอบในลักษณะเดียวกัน สุดท้ายจะได้ผลการทดสอบโดยรวมแสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบการอ่านค่าอัตราการเต้นหัวใจจากเครื่อง ECG simulator

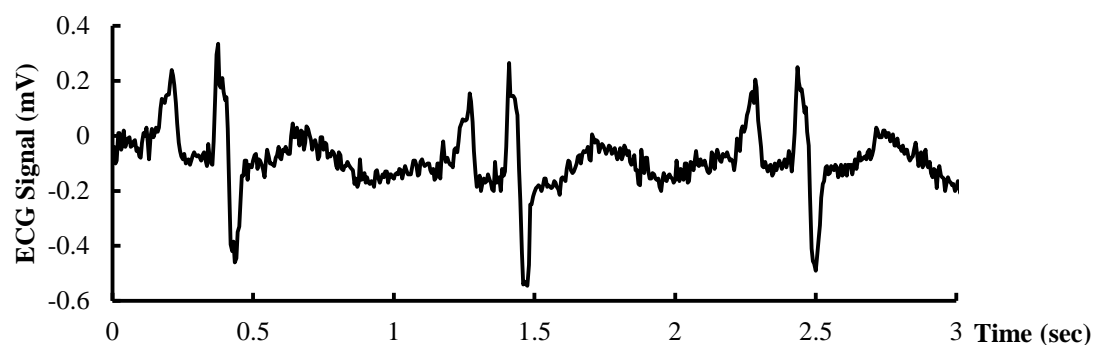
BPM	Amplitude 0.2 mV		Amplitude 0.4 mV		Amplitude 0.8 mV		Amplitude 1.6 mV	
	No noise	50 Hz Noise	No noise	50 Hz Noise	No noise	50 Hz Noise	No noise	50 Hz Noise
30			30	30	30	30	30	30
40			40	40	40	40	40	40
50			50	50	50	50	50	50
60			60	60	60	60	60	60
70			70	70	70	70	70	70
80			80	80	80	80	80	80
90			90	90	90	90	90	90
100			100	100	100	100	100	100
110			110	110	110	110	110	110
120			120	120	120	120	120	120
130			130	130	130	130	130	130
140			140	140	140	140	140	140
150			150	150	150	150	150	150
160			161	161	161	161	161	161
170			170	170	170	170	170	170
180			180	180	180	180	180	180
190			191	191	191	191	191	191
200			200	200	200	200	200	200

ไม่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้

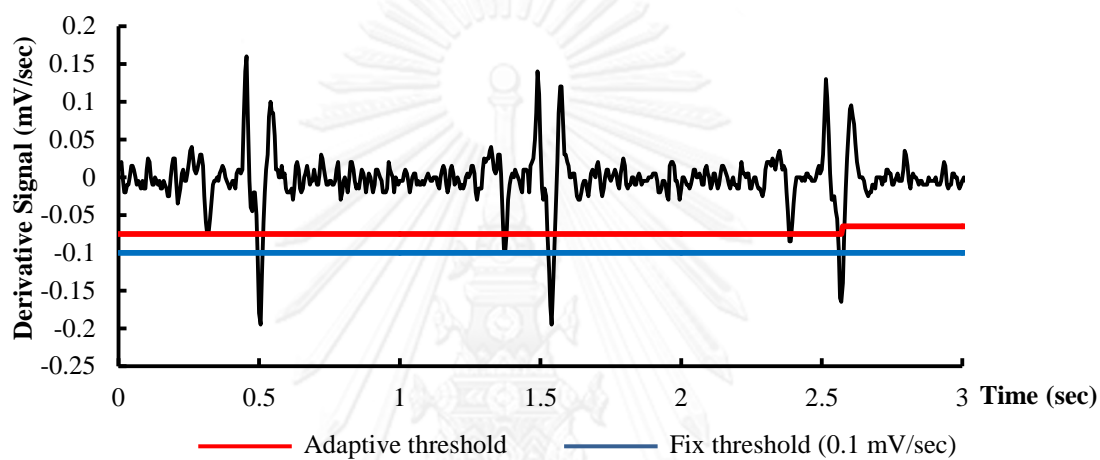
ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องต้นแบบที่ไม่มีสัญญาณรบกวนที่ขนาดต่างๆมีลักษณะเช่นเดียวกับ รูปที่ 4.5(ก), 4.6(ก), 4.7(ก) และ 4.8(ก) สัญญาณโดยรวมมีความราบเรียบโดยมีสัญญาณรบกวนเล็กน้อย หลังจากนำไปเข้าขั้นตอนวิธีของการตรวจจับ QRS complex แล้วพบว่าเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของวิทยานิพนธ์นี้ไม่สามารถใช้งานกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.2 mV ได้ เนื่องจากขั้นตอนวิธีของการตรวจจับ QRS complex ในวิทยานิพนธ์นี้มีค่าขีดเริ่ม 2 ระดับ ได้แก่ ค่าขีดเริ่มแบบคงตัวที่ -0.1 mV/sec และค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ ในการทดสอบนี้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I ขนาด 0.2 mV มีค่าความชันขาลงประมาณ -0.07 mV/sec ซึ่งไม่ผ่านเกณฑ์ของค่าขีดเริ่มแบบคงตัว ส่งผลให้ไม่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้ แสดงดังรูปที่ 4.29 หากนำมาทดสอบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดและความชันสูงกว่าเดิม ยกตัวอย่างเช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II จากชุดข้อมูลที่ 108 เราจะสังเกตได้ว่า สัญญาณมีความชันขาลงต่ำกว่าค่าขีดเริ่มแบบคงตัว ซึ่งส่งผลให้ขั้นตอนวิธีสามารถเริ่มต้นตรวจจับ QRS complex ได้ และมีการปรับค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้อย่างปกติ ดังรูปที่ 4.30 จากการทดสอบเหล่านี้ เราจึงทราบข้อจำกัดของขั้นตอนวิธีว่า ไม่สามารถใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กในระดับหนึ่ง ซึ่งขั้นตอนวิธีในปัจจุบันควรได้รับการปรับปรุงเพื่อให้สามารถตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาดเล็กหรือความชันต่ำได้พร้อมกับป้องกันสัญญาณรบกวนได้ในเวลาเดียวกันในแนวทางการพัฒนาต่อไป อย่างไรก็ตาม หลังจากสำรวจขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ lead II จากฐานข้อมูล MIT-BIH ในผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 60 ปี จำนวน 27 คน แล้วพบว่า ค่าเฉลี่ยของขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าประมาณ 2 mV ดังนั้น เราจึงคาดว่าขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นจะสามารถนำไปใช้กับผู้สูงอายุทั่วไปได้

อย่างไรก็ตาม จากตารางผลการทดสอบในตารางที่ 4.2 พบว่า ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ระบบอ่านได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.4 mV, 0.8 mV และ 1.6 mV ส่วนใหญ่มีค่าใกล้เคียงกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ป้อนเข้าไป ความผิดพลาดของค่าอัตราการเต้นหัวใจในกรณีไม่ใส่สัญญาณรบกวนและกรณีที่ใส่สัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz มีค่าสูงสุดเพียง 1 ครั้งต่อนาที ซึ่งเกิดจากการปิดค่าเศษของระบบตัวเลข เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสูงสุดจากการอ่านค่าอัตราการเต้นของหัวใจในระบบนี้มีค่าเท่ากับ 0.625% มาตรฐาน ANSI/AAMI EC13:2002 [52] ได้กำหนดไว้ว่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการอ่านค่าอัตราการเต้นของหัวใจไม่ควรเกิน  $\pm 10\%$  ของค่าอินพุต ผลการทดสอบนี้จึงอยู่ในช่วงเกณฑ์ที่ยอมรับได้

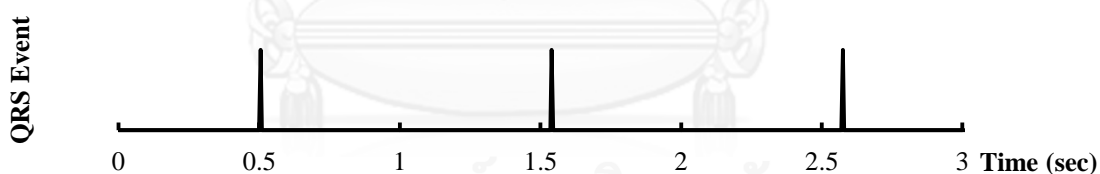




(ก)



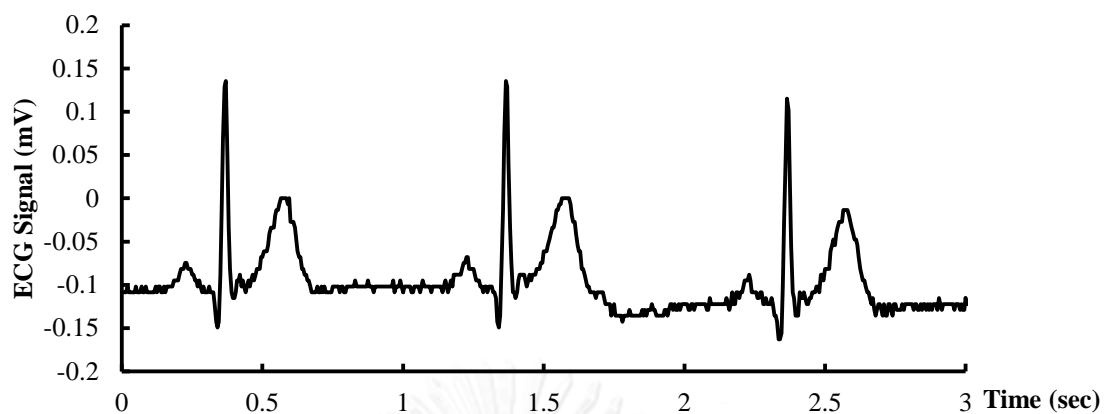
(ข)



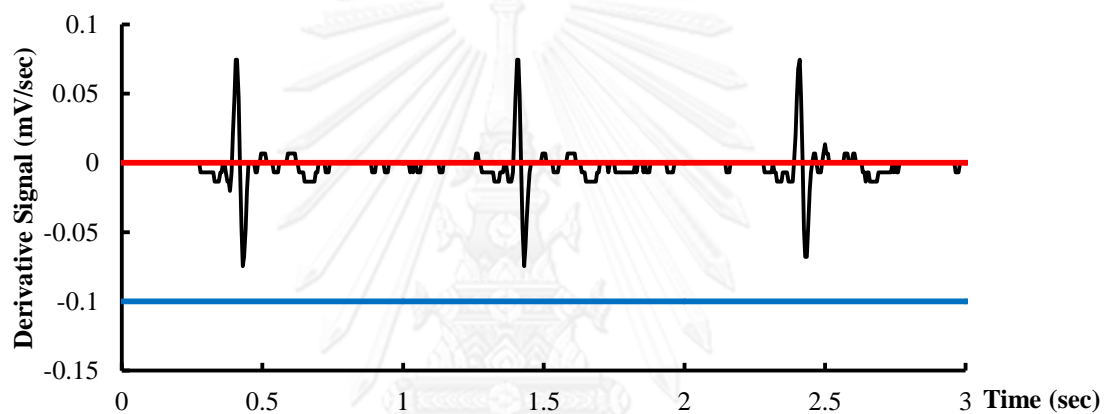
(ค)

รูปที่ 4.29 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II จากชุดข้อมูล 108

(ก) คลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ (ข) สัญญาณอนุพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าขีดเริ่ม  
และ (ค) เหตุการณ์ QRS complex ที่ขั้นตอนวิธีตรวจจับได้

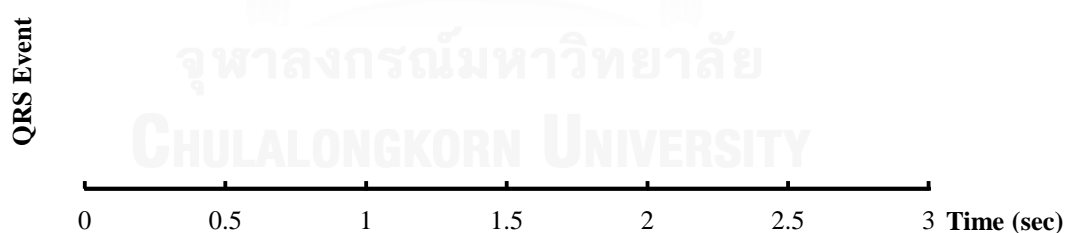


(ก)



— Adaptive threshold      — Fix threshold (0.1 mV/sec)

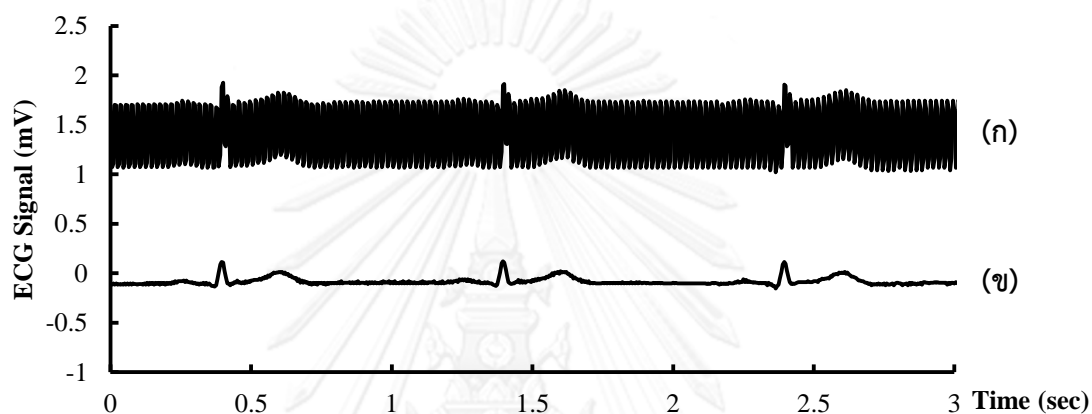
(ข)



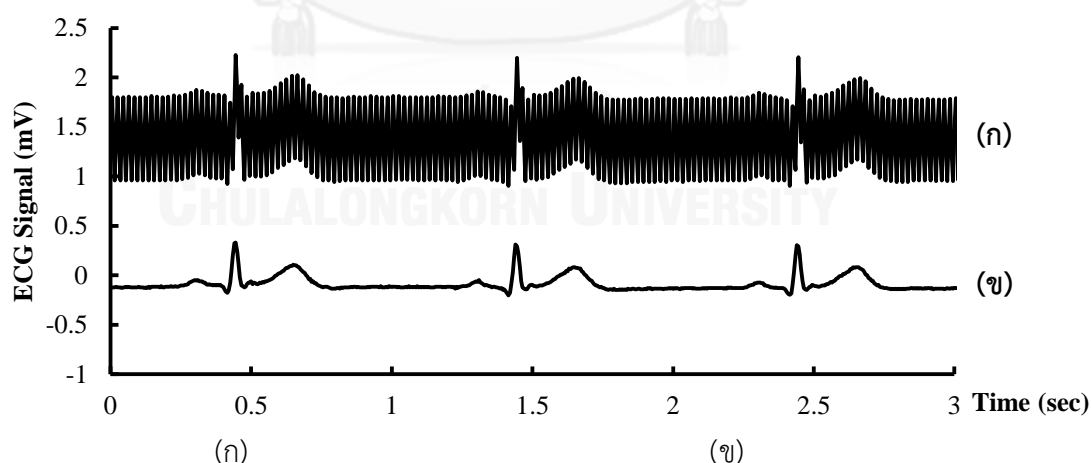
(ค)

รูปที่ 4.30 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I ขนาด 0.2 mV จาก ECG simulator (ก) คลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ และ (ข) สัญญาณอนุพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าขีดเริ่ม และ (ค) เหตุการณ์ QRS complex ที่ขั้นตอนวิธีตรวจจับได้

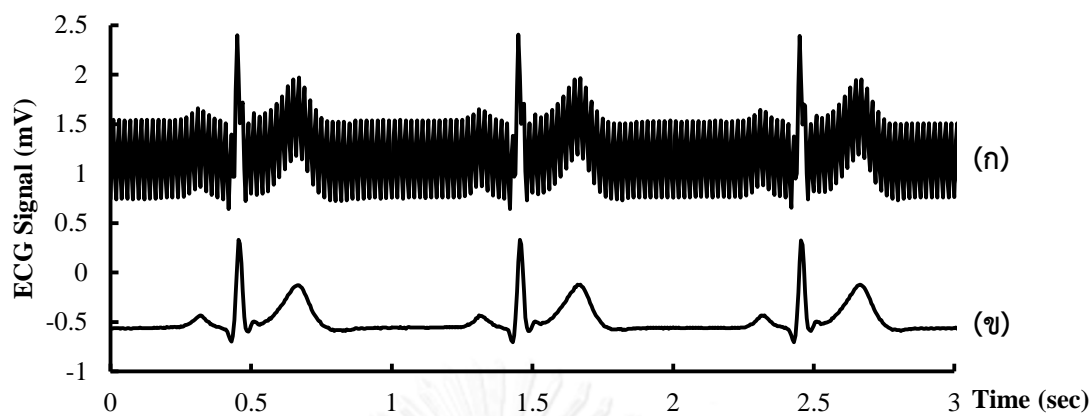
รูปที่ 4.31 ถึง รูปที่ 4.34 แสดงตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนเข้าตัวกรองและหลังการกรองความถี่ดิจิทัลชนิดน็อดซ์ที่ความถี่ 50 Hz ขนาด 0.2, 0.4, 0.8 และ 1.6 mV ตามลำดับ โดยกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที สังเกตได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านตัวกรองมาแล้วที่ขนาดต่างๆจะมีสัญญาณที่ราบเรียบเพียงพอต่อการนำไปตรวจจับ QRS complex อย่างไรก็ดีตาม หากมีความต้องการเผื่อระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I ที่มีขนาดเล็กกว่า 0.4 mV ทั้งในกรณีที่มีและไม่มีสัญญาณรบกวนจากแหล่งกำลัง เราจำเป็นต้องมีการปรับค่าขีดเริ่มของความชันขาลงที่ในกระบวนการตรวจจับ QRS complex ให้มีความไวมากขึ้น



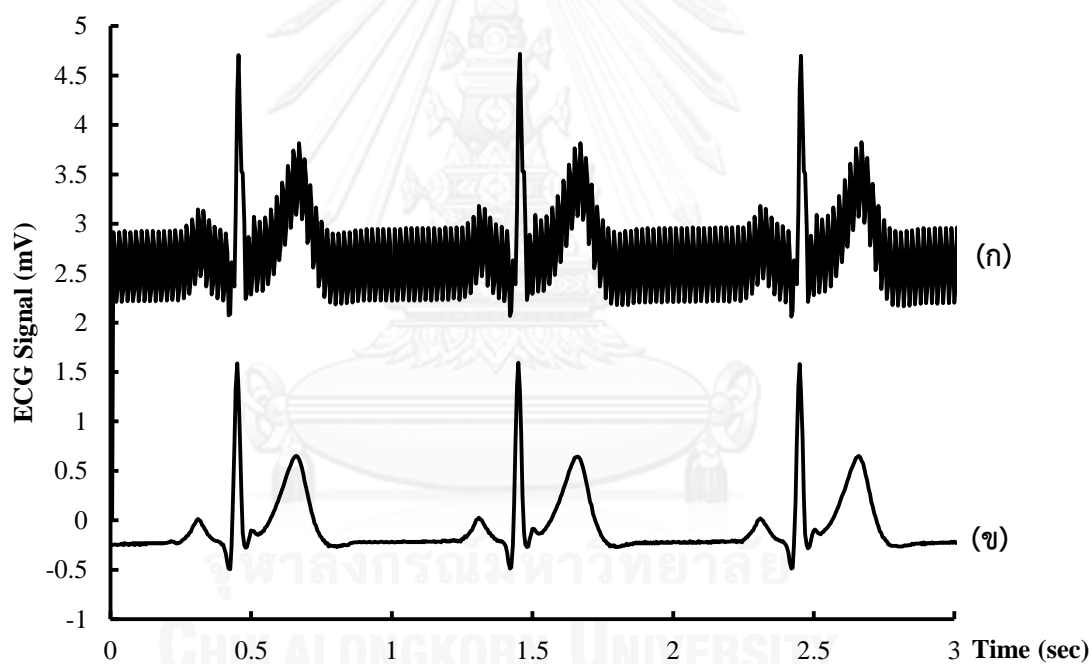
รูปที่ 4.31 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.2 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz  
(ก) สัญญาณก่อน และ (ข) หลังการกรองความถี่ดิจิทัลชนิดน็อดซ์



รูปที่ 4.32 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.4 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz  
(ก) สัญญาณก่อน และ (ข) หลังการกรองความถี่ดิจิทัลชนิดน็อดซ์



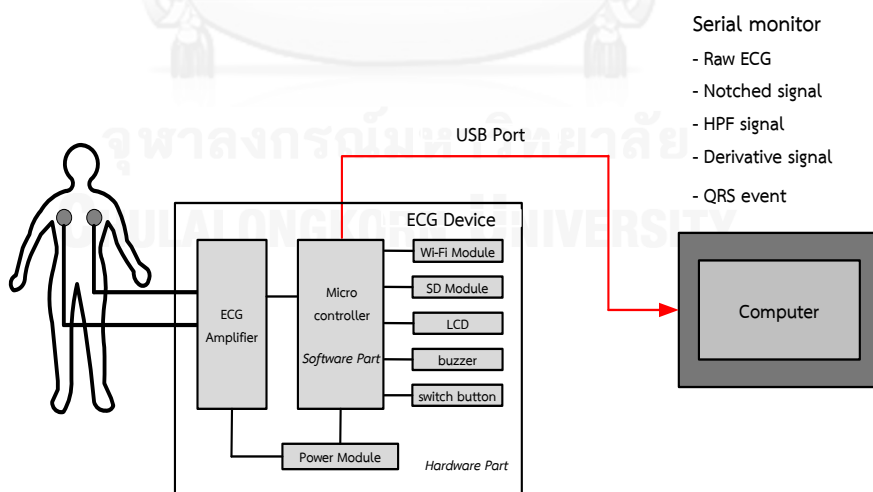
รูปที่ 4.33 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 0.8 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz  
(ก) สัญญาณก่อน และ (ข) หลังการกรองความถี่ดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์



รูปที่ 4.34 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1.6 mV ที่มีสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz  
(ก) สัญญาณก่อน และ (ข) หลังการกรองความถี่ดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์

ต่อมาเราจะทำการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในทางปฏิบัติจริง เนื่องจากในแต่ละวันผู้สูงวัยอาจทำกิจวัตรประจำวันภายในบ้านหลายอย่าง เช่น การนั่ง การเดิน เป็นต้น หากพวกเขามีการใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าแบบพกพาที่มีการวิเคราะห์หาอัตราการเต้นหัวใจเพื่อเฝ้าระวังสุขภาพ เครื่องวัดดังกล่าวจะต้องสามารถตรวจจับ QRS complex เพื่อคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจในระหว่างการทำกิจกรรมต่างๆได้อย่างมีประสิทธิภาพ สิ่งสำคัญอย่างหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง คือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องมีความทนทานต่อสัญญาณรบกวนจากแหล่งต่างๆได้ เช่น สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของ Baseline เป็นต้น

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบจะถูกนำมาทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ผู้ใช้ทำกิจกรรมต่างๆ 3 อย่าง ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน ผู้ทดสอบที่มีสุขภาพดีทั้งหมด 5 คนจะถูกเก็บคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I แบบ 2 อิเล็กโทรด คนละ 10 นาที เริ่มต้นจากการนั่ง 2 นาที ยืน 2 นาที เดิน 2 นาที ยืน 2 นาที และนั่ง 2 นาที เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทดสอบจนกระทั่งได้ตำแหน่งของ QRS complex ออกมาในขั้นตอนสุดท้าย สัญญาณแต่ละกระบวนการย่อยในส่วนการประมวลผลแบบดิจิทัลจะถูกเก็บบันทึกบนหน้าจอ Serial monitor ของคอมพิวเตอร์ ด้วย Baud rate เท่ากับ 115200 บิตต่อวินาที ดังรูปที่ 4.35 ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณหลังผ่านการกรองความถี่ดิจิทัล ชนิดน็อดซ์ สัญญาณหลังผ่านการกรองผ่านสูง สัญญาณหลังผ่านการหาอนุพันธ์ และตำแหน่งของ QRS complex สัญญาณเหล่านี้จะถูกนำไปใช้ประโยชน์ในการตรวจสอบความถูกต้องของการประมวลผลต่อไป หลังจากนั้น นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและตำแหน่งของ QRS complex ที่บันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ไปตรวจสอบความถูกต้องด้วยตาของเราเอง สุดท้ายจะได้ผลการทดสอบดังตารางที่ 4.3

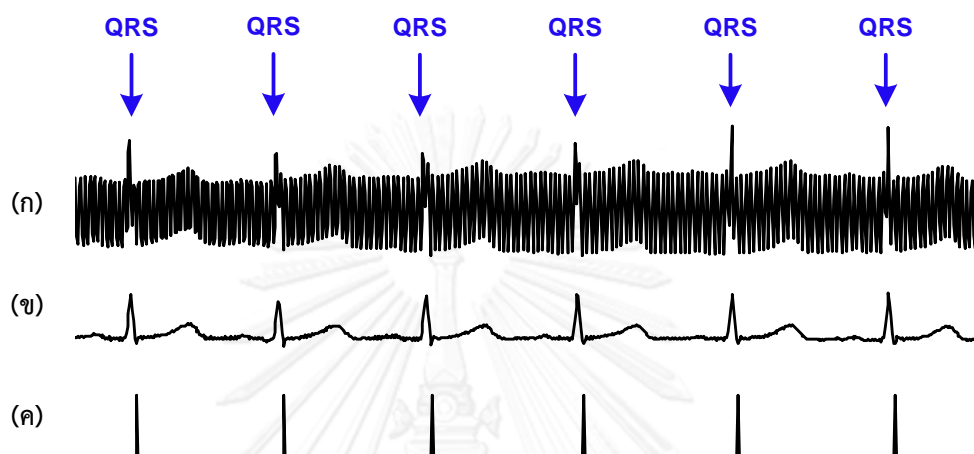


รูปที่ 4.35 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ผู้ใช้ทำกิจกรรมต่างๆ

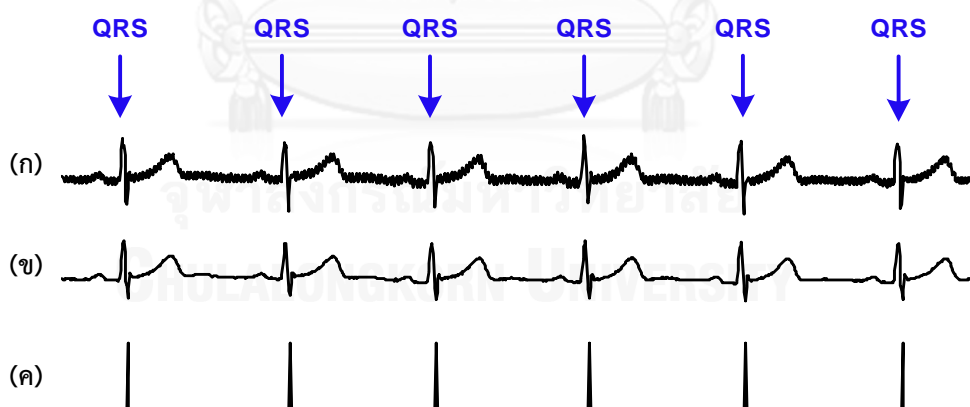
ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex  
ในขณะที่ผู้ใช้ทำกิจกรรมต่างๆ

Person & Age	Activity	Interval (Second)	Heart rate (BPM)	Beat number	FN (Beats)	FP (Beats)	Sensitivity (%)	Positive predictivity (%)
1 (13 yrs)	Sit	0 - 120	91	191	0	0	100.00	100.00
	Stand	120 - 240	98	201	0	1	100.00	99.50
	Walk	240 - 360	110	221	0	0	100.00	100.00
	Stand	360 -480	100	196	0	0	100.00	100.00
	Sit	480 -600	95	196	0	1	100.00	99.49
2 (16 yrs)	Sit	0 - 120	73	144	0	0	100.00	100.00
	Stand	120 - 240	81	171	0	0	100.00	100.00
	Walk	240 - 360	102	195	0	0	100.00	100.00
	Stand	360 -480	83	168	0	0	100.00	100.00
	Sit	480 -600	79	160	0	0	100.00	100.00
3 (25 yrs)	Sit	0 - 120	73	154	0	0	100.00	100.00
	Stand	120 - 240	80	162	0	1	100.00	99.39
	Walk	240 - 360	90	174	1	0	99.43	100.00
	Stand	360 -480	78	158	0	0	100.00	100.00
	Sit	480 -600	71	154	0	0	100.00	100.00
4 (37 yrs)	Sit	0 - 120	82	170	0	0	100.00	100.00
	Stand	120 - 240	89	185	0	0	100.00	100.00
	Walk	240 - 360	95	191	0	0	100.00	100.00
	Stand	360 -480	88	187	0	0	100.00	100.00
	Sit	480 -600	84	173	0	0	100.00	100.00
5 (44 yrs)	Sit	0 - 120	65	137	0	0	100.00	100.00
	Stand	120 - 240	76	153	0	0	100.00	100.00
	Walk	240 - 360	83	157	0	8	100.00	95.15
	Stand	360 -480	73	143	0	0	100.00	100.00
	Sit	480 -600	67	141	0	0	100.00	100.00
Total			-	4282	1	11	99.98	99.74

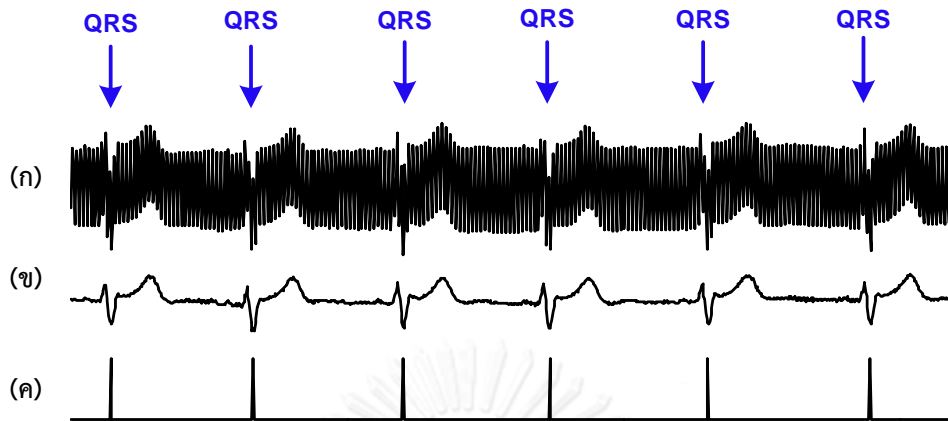
รูปที่ 4.36 ถึง 4.40 แสดงลักษณะคลื่นของผู้ทดสอบในขณะนั่ง ซึ่งเป็นคลื่นที่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้สะดวกที่สุด เนื่องจากมี baseline ที่ราบเรียบและมีการเคลื่อนไหวจากร่างกายเพียงเล็กน้อย เราสามารถยึดสัญญาณในขณะนั่งเป็นสัญญาณหลักเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของคลื่นที่ได้จากการยืนและเดินได้



รูปที่ 4.36 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 1 อายุ 13 ปี ในขณะนั่ง  
(ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์  
(ค) เหตุการณ์ของ QRS complex



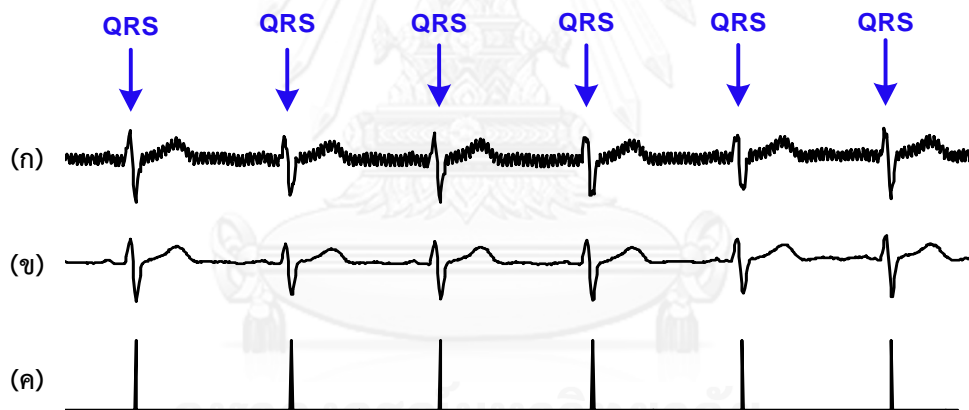
รูปที่ 4.37 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 2 อายุ 16 ปีในขณะนั่ง  
(ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์  
(ค) เหตุการณ์ของ QRS complex



รูปที่ 4.38 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 3 อายุ 25 ปี ในขณะนั่ง

(ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์

(ค) เหตุการณ์ของ QRS complex

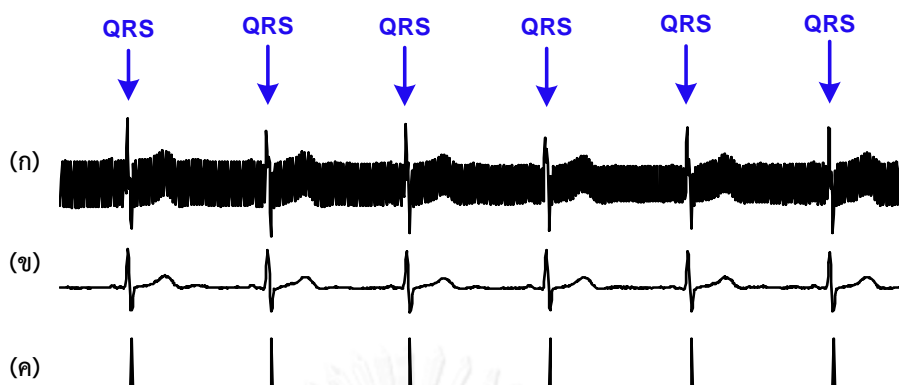


รูปที่ 4.39 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 4 อายุ 37 ปีในขณะนั่ง

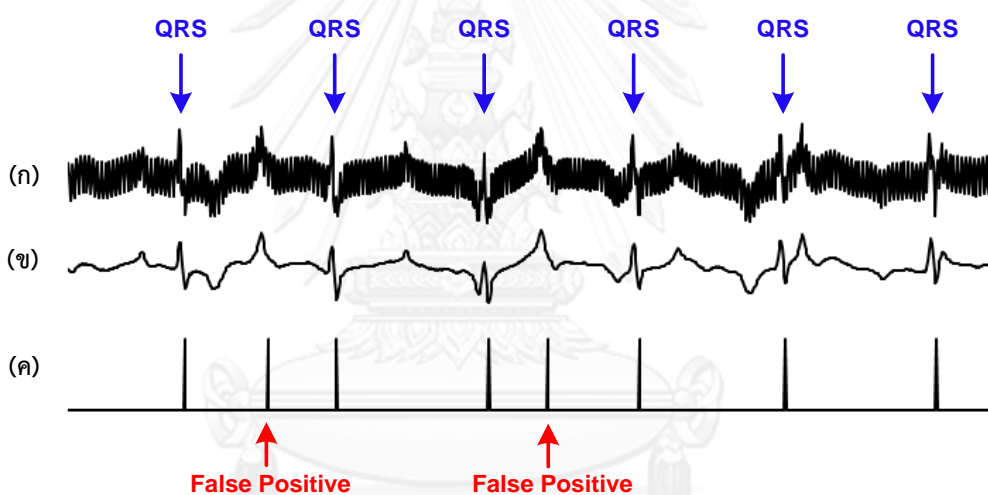
(ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนี้้อตซ์

(ค) เหตุการณ์ของ QRS complex





รูปที่ 4.40 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 5 อายุ 44 ปีในขณะนั่ง  
 (ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์  
 (ค) เหตุการณ์ของ QRS complex



รูปที่ 4.41 ตัวอย่างการตรวจจับ QRS complex ของผู้ทดสอบคนที่ 5 อายุ 44 ปีในขณะเดิน  
 (ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ข) สัญญาณหลังจากการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน็อดซ์  
 (ค) เหตุการณ์ของ QRS complex

หลังจากประเมินผลการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ใช้ทำกิจกรรมต่างๆแล้ว พบว่า จำนวนลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทดสอบแต่ละคนมีความสอดคล้องกับลักษณะการทำกิจกรรม กล่าวคือ กิจกรรมที่ใช้แรงมากกว่าก็จะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าตามไปด้วย เรียงลำดับจากอัตราการเต้นของหัวใจน้อยไปมาก คือ นั่ง ยืน และเดิน สำหรับผลการทดสอบความถูกต้องในการตรวจจับ QRS complex เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบมีความไวและ Positive predictivity โดยรวมสูงกว่า 99% ซึ่งถือว่ามีความแม่นยำในระดับที่ยอมรับได้และสามารถนำไปใช้งานได้จริง อย่างไรก็ตามความผิดพลาดที่เกิดขึ้นส่วนใหญ่เกิดขึ้นแบบ False positive แสดงดังรูปที่ 4.41 ซึ่งเราคาดว่าสาเหตุเกิดจากการเคลื่อนไหวของผู้ทดสอบในกิจกรรมการ

เดิน ทำให้ไอเล็กโทรดเกิดการขยับเขยื้อน น่าจะสามารถแก้ไขได้โดยการใช้ไอเล็กโทรดที่มีสามารถยึดเกาะผิวหนังได้มั่นคงกว่าเดิม และมีการจัดสายไอเล็กโทรดทั้งสองให้เหมาะสมในขณะที่ทำกิจกรรมที่ผู้ใช้มีการเคลื่อนไหว

#### 4.1.2.3 การทดสอบประสิทธิภาพของการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD สามารถประเมินผลจากการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างข้อมูลก่อนและหลังการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในการเกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติครั้งหนึ่ง หากข้อมูลตัวอย่างหลังการบันทึกมีค่าเหมือนกับก่อนการบันทึกก็จะถูกตีความว่าข้อมูลตัวอย่างนั้นถูกต้อง สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีเงื่อนไขในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 2 กรณี ได้แก่ คลื่นที่มีอัตราการเต้นหัวใจต่ำกว่าเกณฑ์และสูงกว่าเกณฑ์ ในที่นี้กฎเกณฑ์ดังกล่าวได้ถูกกำหนดไว้ที่ 50 และ 120 ครั้งต่อนาทีตามลำดับ รายละเอียดของการทดสอบประสิทธิภาพการบันทึกคลื่นทั้งสองกรณี มีดังนี้

วิธีการทดสอบประสิทธิภาพของการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูลเริ่มต้นจากนำบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ chipKIT MAX32 ต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการแสดงข้อมูลตัวอย่างทุกครั้งที่มีการสุ่มตัวอย่างพร้อมลำดับข้อมูลที่เข้ามาบน Serial monitor สำหรับในกรณีแรก ใช้ ECG simulator ป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I เข้าไปในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตราการเต้นหัวใจปกติซึ่งมีค่าเท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที หลังจากนั้น 30 วินาที ลดอัตราการเต้นอัตราการเต้นหัวใจจนมีค่าต่ำกว่าค่าเกณฑ์ของอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติเท่ากับ 40 ครั้งต่อนาที แล้วค่อยๆเปลี่ยนกลับมาเป็นค่าปกติที่ 60 ครั้งต่อนาที สำหรับในกรณีที่สอง ป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตราการเต้นหัวใจปกติซึ่งมีค่าเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที หลังจากนั้น 30 วินาที เพิ่มอัตราการเต้นอัตราการเต้นหัวใจจนมีค่าสูงกว่าค่าเกณฑ์ของอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติเท่ากับ 130 ครั้งต่อนาที แล้วค่อยๆเปลี่ยนกลับมาเป็นค่าปกติที่ 70 ครั้งต่อนาที

คอมพิวเตอร์จะระบุลำดับที่เริ่มเกิดเหตุการณ์ผิดปกติบน Serial monitor และแสดงข้อมูลอย่างต่อเนื่อง หลังจากเวลาผ่านไปจนกระทั่งครบ 30 วินาที โมดูล SD จะทำการบันทึกข้อมูลก่อนและหลังการเกิดเหตุการณ์ผิดปกติลงไฟล์ N.txt ในหน่วยความจำ Micro SD ตัวอย่างการแสดงผลบน Serial monitor แสดงดังรูปที่ 4.42 และตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจหัวใจที่ถูกบันทึกในช่วงที่เกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติระหว่างวินาทีที่ 15 ถึง 40 แสดงดังรูปที่ 4.43

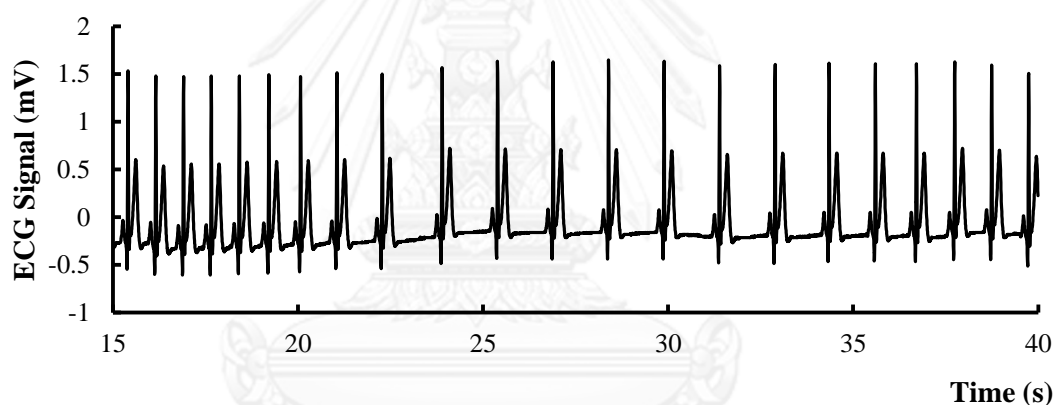
หลังจากได้ข้อมูลก่อนการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจบน Serial monitor และหลังการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในหน่วยความจำ Micro SD แล้ว ต่อมา เราได้นำข้อมูลทั้งสองส่วนมาเปรียบเทียบกันทีละบรรทัดเพื่อตรวจสอบความถูกต้อง สุดท้ายพบว่า ข้อมูลตัวอย่างทั้งหมด 12000 บรรทัด หรือ 1 นาที ของไฟล์ Txt ในหน่วยความจำ SD มีความถูกต้องทั้งหมด ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า วิธีการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD ในงานวิจัยนี้มีความน่าเชื่อถือ อย่างไรก็ตาม การบันทึกข้อมูลลงไปหน่วยความจำ Micro SD จะใช้เวลาเท่ากับ 1.1 วินาที ซึ่งคำนวณโดยใช้ฟังก์ชัน millis() เพื่อดูเวลาค่าก่อนและหลังการบันทึกแล้วนำมาหักลบกันภายหลัง การบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำนี้จะทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์หยุดการสุ่มตัวอย่างในช่วงเวลาดังกล่าว สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 1.1

วินาทีจะไม่ได้เข้ามาถูกแปลง A/D เข้ามาในไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งผลให้การตรวจจับ QRS complex ครั้งถัดไปมีช่วง RR สั้นลงกว่าปกติ อัตราการเต้นหัวใจจะมีความผิดพลาดเกิดขึ้นหนึ่งครั้ง หลังการบันทึก แต่ก็ไม่ได้ส่งผลกระทบต่อการบินที่ครั้งถัดไปแต่อย่างใด

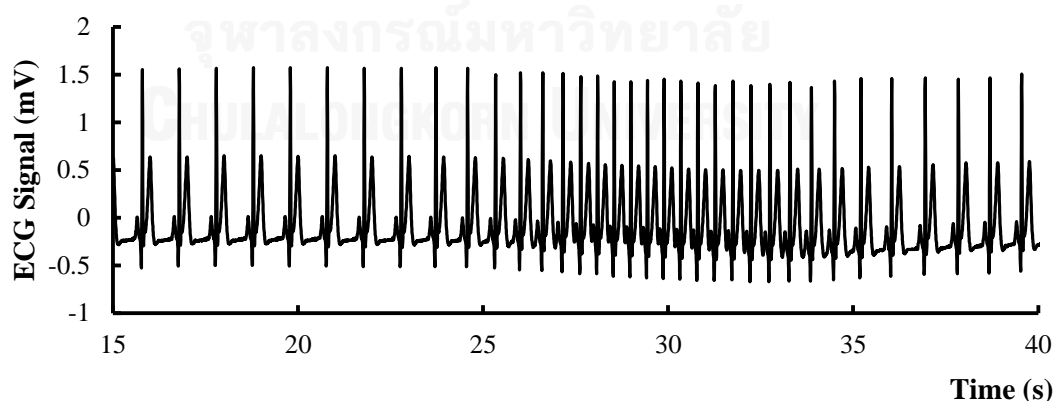
	Sample Number	A/D value of ECG
30 seconds Before Abnormal HR	1	349
	2	316
	3	529
	⋮	⋮
	6000	507
	⋮	⋮
30 seconds After Abnormal HR	11998	482
	11999	483
	12000	521

← Abnormal HR  
At 50 BPM

รูปที่ 4.42 ตัวอย่างการแสดงผลของข้อมูลตัวอย่างบน Serial monitor



(ก)



(ข)

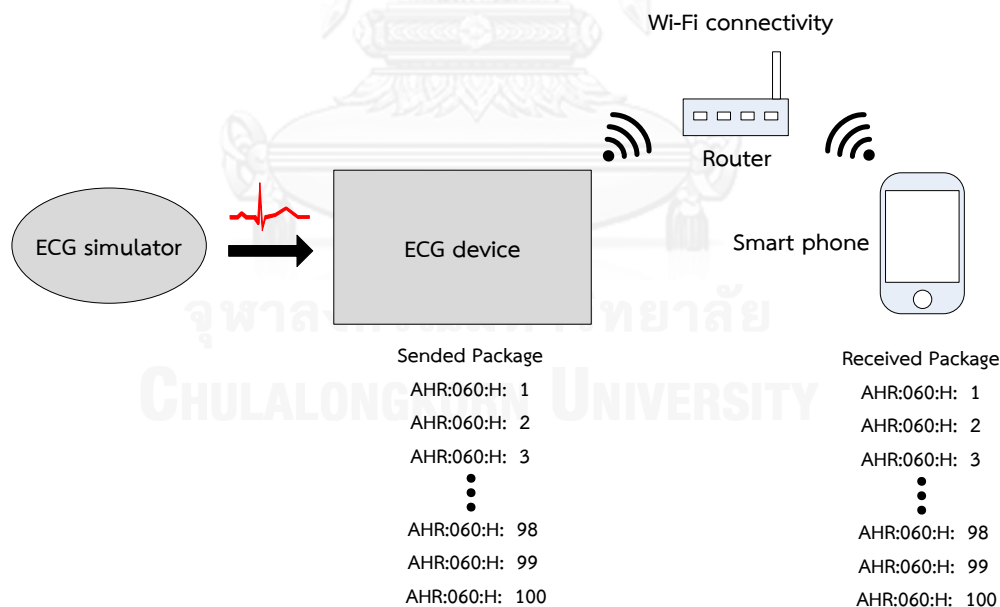
รูปที่ 4.43 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจหัวใจที่ถูกบันทึกในช่วงที่เกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ

(ก) อัตราการเต้นหัวใจต่ำกว่าเกณฑ์ (ข) อัตราการเต้นหัวใจสูงกว่าเกณฑ์

## 4.2 การทดสอบประสิทธิภาพของแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟน

การส่งข้อมูลจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังในสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi เป็นกระบวนการหนึ่งที่ส่งผลต่อเสถียรภาพของระบบโดยรวม หากข้อมูลสุขภาพของผู้สูงวัยไม่สามารถส่งต่อไปยังผู้ดูแลได้อย่างมีประสิทธิภาพแล้ว ผู้สูงวัยอาจได้รับการรักษาล่าช้าหรือไม่ทันเวลาในกรณีที่เกิดเหตุการณ์ฉุกเฉิน แอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนจึงต้องถูกเขียนอย่างถูกต้องและมีความเหมาะสมสำหรับการทดสอบนี้ เราต้องการประเมินผลการรับข้อมูลของแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi ในเชิงปริมาณ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

โดยปกติแล้ว ในขณะที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของวิทยานิพนธ์นี้กำลังถูกใช้งานเพื่อเฝ้าระวังผู้สูงวัย ค่าอัตราการเต้นของหัวใจของผู้สูงวัยจะถูกส่งไปยังในสมาร์ทโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi อย่างต่อเนื่อง การประเมินผลในส่วนนี้ เราได้เพิ่มแพ็กเก็ตของลำดับการส่งข้อมูลเมื่อมีการส่งข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อสมาร์ทโฟนรับข้อมูลแต่ละแพ็กเก็ตได้สำเร็จ ข้อมูลจะถูกนำมาแสดงบนหน้าจอของสมาร์ทโฟนดังรูปที่ 4.44 ในกรณีที่ตัวเลขลำดับข้อมูลใดถูกข้ามไป จะถูกตีความว่าเกิดความผิดพลาดในการรับส่งข้อมูลแพ็กเก็ตนั้น การประเมินผลในที่นี่จะทำการทดสอบที่ค่าอัตราการเต้นของหัวใจต่างๆ โดยการใช้ ECG simulator คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกสร้างแต่ละลูกมีลักษณะแบบ lead I ขนาด 1.8 mV เราได้ทำการทดสอบด้วยอัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 30, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180 และ 200 ครั้งต่อนาที ตามลำดับ แต่ละค่าจะถูกทดสอบในการส่งข้อมูลที่ละ 100 แพ็กเก็ต



รูปที่ 4.44 รูปแบบการทดสอบประสิทธิภาพของการรับส่งข้อมูลผ่านเครือข่าย Wi-Fi

หลังจากทำการทดสอบแล้วจะได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.4 ระบบการเฝ้าระวังของวิทยานิพนธ์นี้สามารถรับส่งข้อมูลผ่านเครือข่าย Wi-Fi ได้อย่างแม่นยำตลอดตั้งแต่ค่าอัตราการเต้นหัวใจน้อยจนถึงค่ามาก ความผิดพลาดได้เกิดขึ้นเล็กน้อย แต่ค่าความผิดพลาดไม่ได้มีแนวโน้มมาจากค่าอัตราการเต้นหัวใจที่เพิ่มขึ้น และยังคงอยู่เกณฑ์ที่ยอมรับได้ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า การรับข้อมูลของแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi ในระบบเฝ้าระวังนี้สามารถนำไปใช้งานได้โดยมีประสิทธิภาพ

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการรับส่งข้อมูลของแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi

อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)	จำนวนข้อมูลที่ส่ง (แพ็กเกต)	จำนวนข้อมูลที่รับได้ (แพ็กเกต)	ความผิดพลาด (%)
30	100	99	1
40	100	98	2
60	100	100	0
80	100	100	0
100	100	100	0
120	100	98	2
140	100	100	0
160	100	100	0
180	100	100	0
200	100	100	0

## บทที่ 5

### สรุปวิทยานิพนธ์และแนวทางการพัฒนา

#### 5.1 สรุปวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงอายุโดยใช้เน็ตเวิร์กแบบ Wi-Fi ระบบนี้มีจุดประสงค์เพื่อใช้กับกลุ่มเป้าหมายผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงหรือป่วยเป็นโรคหัวใจ ซึ่งพักอาศัยอยู่ในบ้านร่วมกับผู้ดูแล มีองค์ประกอบที่สำคัญ 3 ส่วน ได้แก่ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Wi-Fi router และสมาร์ทโฟน ผู้สูงอายุจะถูกเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาซึ่งจะทำหน้าที่วัดสัญญาณ คำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ พร้อมทั้งส่งค่าไปแสดงผลที่สมาร์ทโฟนของผู้ดูแลผ่านเครือข่าย Wi-Fi หากผู้สูงอายุมีอาการอัตราการเต้นหัวใจที่ผิดปกติ ระบบจะแจ้งเตือนที่สมาร์ทโฟนของผู้ดูแลพร้อมกับบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD แบบอัตโนมัติ นอกจากนี้ผู้สูงอายุยังสามารถร้องขอความช่วยเหลือไปยังสมาร์ทโฟนของผู้ดูแลได้ด้วยตนเองอีกด้วย สำหรับแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนที่ติดต่อกับผู้ดูแลจะใช้สำหรับแสดงข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงอายุและข้อมูลสำคัญอื่นๆ จากกระบวนการของระบบข้างต้น ผู้ดูแลจะสามารถช่วยเหลือผู้สูงอายุได้ทันเวลา และลดภาวะความเสี่ยงจากอาการเจ็บหรือกำเริบของผู้ป่วยที่อาจเกิดขึ้นได้ นอกจากนี้ ระบบยังมีความยืดหยุ่นในการใช้งาน กล่าวคือ ผู้สูงอายุและผู้ดูแลสามารถทำกิจกรรมในบ้านได้อย่างอิสระ เนื่องจากระบบเชื่อมต่ออุปกรณ์ด้วยเครือข่ายไร้สายแบบ Wi-Fi สำหรับองค์ประกอบแต่ละส่วนของระบบเฝ้าระวังสามารถสรุปได้ดังนี้

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกออกแบบให้สามารถรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I แบบ 2 อิเล็กโทรด เพื่อให้ผู้สูงอายุสามารถติดอิเล็กโทรดเองได้ง่ายและสะดวกต่อการเคลื่อนไหวร่างกายมากขึ้น ซึ่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 อิเล็กโทรดนี้ยังคงเพียงพอต่อการนำไปวิเคราะห์หาอัตราการเต้นหัวใจ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ใช้แหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ 9 V แบ่งการทำงานย่อยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ในส่วนวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วย วงจรอินทราเมนเตชัน วงจร Auto-zero วงจรขยายและวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ ทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณแอนะล็อกให้เหมาะสมในเบื้องต้น วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายรวมเท่ากับ 720 เท่า และแบนด์วิดท์อยู่ในช่วง 0.05-100 Hz หลังจากทำการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก ECG simulator เทียบกับบอร์ดทดลอง ADS1298RECG-FE และเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น SE-12 แล้ว เราพบว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องต้นแบบมียังคงมีสัญญาณรบกวนมากกว่าเครื่องวัดที่มีมาตรฐานเล็กน้อย โดยสัญญาณรบกวนหลักมาจากแหล่งจ่ายกำลังที่ความถี่ 50 Hz อย่างไรก็ตาม สัญญาณรบกวนเหล่านี้จะถูกลดทอนด้วยการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดนอตซ์ซึ่งอยู่ในส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้สัญญาณมีความราบเรียบใกล้เคียงกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน

ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นองค์ประกอบหนึ่งที่อยู่ในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีหน้าที่หลักทั้งในส่วนการประมวลผลแบบดิจิทัลและสนับสนุนการทำงานของระบบโดยรวม ประกอบด้วย ส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์จะเริ่มต้นจากแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก

สัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz และความละเอียดเท่ากับ 10 บิต แล้วใช้ตัวกรองทางดิจิทัลชนิดน้อตซ์ในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ซึ่งมีแบนด์วิดท์เท่ากับ 34 Hz จากผลการทดสอบกับผู้ใช้งานจริงจำนวน 5 คน ที่มีช่วงอายุระหว่าง 13 – 44 ปี พบว่าตัวกรองทางดิจิทัลชนิดน้อตซ์นี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยมีค่าผลต่าง SNR ก่อนและหลังการกรองขึ้นต่ำเท่ากับ 40.33 dB นอกจากนี้ แม้ว่าตัวกรองความถี่ชนิดน้อตซ์ที่ออกแบบจะมีแบนด์วิดท์ที่กว้าง และทดสอบได้ค่า PRD เท่ากับ 24.83 % อย่างไรก็ตาม เรายังคงมั่นใจว่าสัญญาณที่ผ่านการกรองความถี่ทางดิจิทัลชนิดน้อตซ์นี้จะสามารถนำไปใช้งานต่อได้ เนื่องจากโดยภาพรวมของสัญญาณยังคงมีรูปร่างใกล้เคียงกับสัญญาณหลักและไม่มีผลกระทบต่อกระบวนการตรวจจับ QRS complex อย่างมีนัยสำคัญ

ในส่วนต่อมา คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการกรองจะถูกนำไปคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อนำไปวิเคราะห์หาสถานะอัตราการเต้นของหัวใจต่อไป ในขั้นแรกจะทำการตรวจจับคลื่น QRS complex ซึ่งเป็นคลื่นที่นิยมใช้ในการอ้างอิงตำแหน่งลูกคลื่น ขั้นตอนการตรวจจับ QRS complex นี้ได้ดัดแปลงมาจากวิธี Hoisinger และคณะ ซึ่งเป็นวิธีที่เหมาะสมสำหรับการนำมาประยุกต์ใช้กับระบบสมองกลฝังตัวและสามารถประมวลผลในเวลาจริงได้เนื่องจากเป็นขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำ จากการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับคลื่น QRS complex บนฐานข้อมูล MIT-DB ทั้งหมด 48 ชุด พบว่า ผลการทดสอบโดยรวมมีความผิดพลาดเท่ากับ 1.40 % ความไวเท่ากับ 99.24 % และมี Positive predictivity เท่ากับ 99.36 % จากค่าความไวและ Positive predictivity ของขั้นตอนวิธีมีค่ามากกว่า 99 % จึงถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้และสามารถนำไปใช้งานได้จริง

หลังจากหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการส่งแพ็กเก็ตข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจและสถานะการใช้งานของแบตเตอรี่ หรือแพ็กเก็ตข้อมูลการร้องขอความช่วยเหลือจากผู้ช่วยผ่านเครือข่าย Wi-Fi ในส่วนการแจ้งเตือนอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติแบบอัตโนมัติ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถปรับค่ากฎเกณฑ์ในการแจ้งเตือนอัตราการเต้นหัวใจผิดปกติได้เพื่อเพิ่มศักยภาพในการใช้งาน เนื่องจากค่าอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยของแต่ละบุคคลไม่เท่ากัน นอกจากนี้ ในกรณีที่ตรวจพบความผิดปกติของอัตราการเต้นของหัวใจ อุปกรณ์นี้จะบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างช่วงก่อนและหลังการตรวจพบความผิดปกติรวมเป็นเวลา 1 นาที ลงในหน่วยความจำแบบ SD

สมาร์ทโฟนเป็นอุปกรณ์ส่วนที่ผู้ดูแลใช้พกพาสำหรับเฝ้าระวังผู้สูงอายุ ในวิทยานิพนธ์นี้ เราได้พัฒนาแอปพลิเคชันบนไอโฟน 5 ซึ่งทำงานในระบบปฏิบัติการ iOS 6.0.1 แอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการนี้ได้ถูกพัฒนาในโปรแกรม Xcode 4.6 โดยใช้ภาษา Objective-C แอปพลิเคชันที่พัฒนาขึ้นนี้จะรับข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ย สถานะของการใช้งานแบตเตอรี่ หรือข้อมูลอื่นๆ ที่ส่งมาจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านเครือข่าย Wi-Fi จากนั้นนำข้อมูลมาประมวลผลเพื่อแสดงอัตราการเต้นของหัวใจและสถานะอัตราการเต้นของหัวใจ สำหรับกรณีที่โปรแกรมประมวลผลแล้วพบว่า มีอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติเกิดขึ้น ผู้ป่วยกดปุ่มฉุกเฉินที่อยู่กับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เพื่อขอรับรองความช่วยเหลือ หรือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแบตเตอรี่ต่ำสมาร์ตโฟนจะแสดงการแจ้งเตือนมาที่หน้าจอเพื่อให้ผู้ดูแลรับทราบสถานะที่เกิดขึ้น

ในส่วนการประเมินประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนแรกคือกระบวนการตรวจจับ QRS complex เพื่อคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจ เราได้ทำการทดสอบอ่านค่าอัตราการเต้นหัวใจของระบบโดยการปรับเปลี่ยนตัวแปรทั้งหมด 3 อย่าง ได้แก่ ขนาดอินพุทของคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่าง 0.2-1.6 mV อัตราการเต้นหัวใจระหว่าง 30-200 ครั้งต่อนาที และการเพิ่มความถี่ของสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz หลังจากทำการทดสอบแล้ว เราพบว่า ผลการทดสอบส่วนใหญ่มีความถูกต้อง แต่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของวิทยานิพนธ์นี้ไม่สามารถใช้งานกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ขนาด 0.2 mV ได้ เนื่องจากความชันขาลงของสัญญาณมีค่าสูงกว่าค่าขีดเริ่มแบบคงตัวที่ -0.1 mV/sec ส่งผลให้กฎการตัดสินใจของกระบวนการตรวจจับ QRS complex ไม่สามารถตรวจจับได้ แต่ยังคงมีประโยชน์ในการป้องกันการตรวจจับสัญญาณรบกวนว่าเป็นเหตุการณ์ QRS complex

หลังจากนั้นเราได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในทางปฏิบัติจริง โดยการตรวจจับ QRS complex ในขณะที่ผู้ใช้ทำกิจกรรมต่างๆ 3 อย่าง ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน ผู้ทดสอบที่มีสุขภาพดีทั้งหมด 5 คนจะถูกเก็บคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I แบบ 2 อิเล็กโทรดคนละ 10 นาที เริ่มต้นจากการนั่ง 2 นาที ยืน 2 นาที เดิน 2 นาที ยืน 2 นาที และนั่ง 2 นาที เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทดสอบจนกระทั่งได้ตำแหน่งของ QRS complex ออกมาในขั้นตอนสุดท้าย หลังจากตรวจสอบความถูกต้องด้วยสายตาแล้ว เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบมีความไวและ Positive predictivity โดยรวมสูงกว่า 99% ซึ่งถือว่ามีความแม่นยำในระดับที่ยอมรับได้

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD สามารถประเมินผลจากการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างข้อมูลก่อนและหลังการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในการเกิดอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติครั้งหนึ่ง หากข้อมูลตัวอย่างหลังการบันทึกมีค่าเหมือนกับก่อนการบันทึกก็จะถูกตีความว่าข้อมูลตัวอย่างนั้นถูกต้อง หลังจากทำการทดสอบกับคลื่นที่มีอัตราการเต้นหัวใจต่ำกว่าเกณฑ์ที่ 50 ครั้งต่อนาที และสูงกว่าเกณฑ์ที่ 120 ครั้งต่อนาทีแล้ว ข้อมูลตัวอย่างทั้งหมด 12000 บรรทัด หรือ 1 นาที ของไฟล์ Txt ในหน่วยความจำ SD มีความถูกต้องทั้งหมด ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า วิธีการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโมดูล SD ในงานวิจัยนี้มีความน่าเชื่อถือ

นอกจากนี้เรายังได้ทดสอบประสิทธิภาพของการรับข้อมูลของแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi อีกด้วย ในที่นี้ หากสมาร์ตโฟนสามารถรับข้อมูลแต่ละแพ็กเก็ตพร้อมกันกับแสดงบนหน้าจอของสมาร์ตโฟนได้ ก็จะถูกตีความว่าการรับข้อมูลแพ็กเก็ตนั้นสำเร็จ การประเมินผลในที่นี้จะทำการทดสอบโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I จากเครื่อง ECG simulator ขนาด 1.6 mV ที่มีอัตราการเต้นหัวใจเท่ากับ 30 - 200 ครั้งต่อนาที ป้อนไปยังอินพุทของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยที่แต่ละค่าจะถูกทดสอบในการส่งข้อมูลที่ละ 100 แพ็กเก็ต หลังจากทำการทดสอบแล้ว มีความผิดพลาดได้เกิดขึ้นเล็กน้อย แต่ค่าความผิดพลาดดังกล่าวไม่ได้มีแนวโน้มมาจากค่าอัตราการเต้นหัวใจที่เพิ่มขึ้น และยังอยู่เกณฑ์ที่ยอมรับได้ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า การรับข้อมูลของแอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟนผ่านเครือข่าย Wi-Fi ในระบบเฝ้าระวังนี้สามารถนำไปใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ



## 5.2 แนวทางการพัฒนา

ระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยโดยใช้เครือข่าย Wi-Fi ของวิทยานิพนธ์นี้มีข้อดีคือ ผู้ดูแลสามารถเฝ้าระวังอัตราการเต้นหัวใจของผู้สูงวัยในขณะที่ทำกิจกรรมอื่นภายในบ้านได้โดยไม่ต้องเฝ้าผู้สูงวัยอย่างใกล้ชิดตลอดเวลา อีกทั้งเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังออกแบบให้สามารถใช้งานแบบพกพา และลดสายของอิเล็กทรอนิกส์ที่ติดบริเวณผิวหนังของผู้สูงวัยเหลือเพียง 2 อิเล็กโทรด เพื่อให้ผู้สูงวัยรู้สึกสบายตัวมากขึ้นอีกด้วย อย่างไรก็ตาม ระบบยังมีข้อเสียคือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังคงมีขนาดใหญ่และแบตเตอรี่ไม่สามารถใช้งานได้หลายชั่วโมง ระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยโดยใช้เครือข่าย Wi-Fi ของวิทยานิพนธ์นี้สามารถสรุปแนวทางการพัฒนาได้ ดังนี้

1. นำวงจรย่อยในแต่ละบอร์ดมารวมเป็นแผงวงจรเดียวกันเพื่อให้อุปกรณ์มีขนาดเล็กลงเพื่อสะดวกต่อการพกพาได้ง่ายขึ้น
2. พัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถใช้งานกับแบตเตอรี่ได้นานยิ่งขึ้น โดยส่วนรวมแล้ว การใช้กำลังงานส่วนใหญ่อยู่ที่บอร์ด chipKIT WiFi Shield ดังนั้น เราอาจทำการปรับให้มีการส่งแพ็กเก็ตข้อมูลอัตราเต้นหัวใจเมื่อความผิดปกติเกิดขึ้นเท่านั้นเพื่อลดการใช้กำลัง นอกจากนี้ เราอาจเปลี่ยนมาใช้แบตเตอรี่จากอุปกรณ์ประเภทมือถือซึ่งในปัจจุบันนี้มักจะมีจุมากกว่า 2,000 mAh
3. พัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถส่งข้อมูลไปยังสมาร์ตโฟน หรืออุปกรณ์อื่นๆ มากกว่าหนึ่งเครื่องขึ้นไปเป็นการสนับสนุนโครงสร้างครอบครัวที่ต้องการผู้ดูแลมากกว่า 1 คน
4. เพิ่มการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ เช่น Premature Ventricular Contraction (PVC) และ Premature Atrial Contraction (PAC) เพื่อนำไปสนับสนุนการวินิจฉัยอาการของแพทย์
5. เพิ่มการเฝ้าระวังข้อมูลสุขภาพอื่นๆ เช่น ความดันโลหิต อัตราการหายใจ เป็นต้น

## รายการอ้างอิง

1. CDC, Public Health and Aging: Trends in Aging – Worldwide, 2003.
2. Senior Citizen 1990 – 2030, 2010, National Statistical Office Kingdom of Thailand.
3. Hung, K. and Y. Zhang, Wireless Internet Handbook : Technologies, Standards, and Applications. 1 ed. 2003: CRC Press LLC.
4. Number of Deaths and Death Rates per 100,000 Population by Leading Causes of Death 2005 – 2009. [cited 2012 February 10]; Available from: <http://bps.ops.moph.go.th>.
5. Jabaudon, D., et al., Usefulness of ambulatory 7-day ECG monitoring for the detection of atrial fibrillation and flutter after acute stroke and transient ischemic attack. Stroke, 2004. **35**(7): p. 1647-51.
6. Xu, Z. and Z. Fang, A Clustered Real-Time Remote Monitoring System for Out-of-Hospital Cardiac Patients, in International Conference on BioMedical Engineering and Informatics2008.
7. Kappiarukudil, K.J. and M.V. Ramesh, Real-Time Monitoring and Detection of Heart Attack Using Wireless Sensor Networks, in Fourth International Conference on Sensor Technologies and Applications2010.
8. Rodríguez, J., et al., A wireless application that monitors ecg signals on-line: architecture and performance, in ICEIS-42004. p. 138-145.
9. Pattichis, C.S., et al., Wireless Telemedicine System : An Overview, in IEEE Antenna's and Propagation Magazine2002. p. 143-153.
10. What is telemedicine ? [cited 2013 December 8]; Available from: [www.americantelemed.org/learn/what-is-telemedicine](http://www.americantelemed.org/learn/what-is-telemedicine).
11. Report on the 2007 Survey of the Older Person in Thailand, 2007, National Statistical Office.
12. Webster, J.G. and J.W. Clark, Medical instrumentation : application and design. 4th ed. 2010, Hoboken, NJ: John Wiley & Sons. xix, 713 p.
13. Huhta, J.C. and J.G. Webster, 60-HZ interference in electrocardiography. IEEE Trans Biomed Eng, 1973. **20**(2): p. 91-101.
14. Grossbach, W., Measuring the ECG signal with a mixed analog-digital application-specific IC. Hewlett-Packard Journal, 1991: p. 21-24.
15. Jin-Shyan, L., S. Yu-Wei, and S. Chung-Chou. A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi. in Industrial Electronics Society, 2007. IECON 2007. 33rd Annual Conference of the IEEE. 2007.

16. กฎกระทรวงกำหนดให้เครื่องวิทยุคมนาคมและสถานีวิทยุคมนาคมบางประเภทได้รับยกเว้นไม่ต้องได้รับใบอนุญาต. 2004 [cited 2012 January 22]; Available from: <http://kodmhai.com/Kkat/NKkat/Nkkat-1/New4/N15.html>.
17. Daja, N., I. Rejin, and B. Rejin, Telemonitoring in Cardiology-ECG Transmission by Mobile Phone, in Annals of the Academy of Studenical 42001.
18. Sung-Nien, Y. and C. Jen-Chieh. A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies. in Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the. 2005.
19. Leijdekkers, P. and V. Gay. Personal Heart Monitoring and Rehabilitation System using Smart Phones. in Mobile Business, 2006. ICMB '06. International Conference on. 2006.
20. Hong, J.H., et al. A Wireless 3-channel ECG Transmission System Using PDA Phone. in Convergence Information Technology, 2007. International Conference on. 2007.
21. Xiuxia, Y., W. Kebing, and H. Zhengxiong. Design and implementation of ECG wireless transmission system based on ARM9. in Computer, Mechatronics, Control and Electronic Engineering (CMCE), 2010 International Conference on. 2010.
22. Yoshizawa, M., et al. A mobile communications system for home-visit medical services: The Electronic Doctor's Bag. in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE. 2010.
23. Apostu, O., B. Hagi, and S. Pasca. Wireless ECG monitoring and alarm system using ZigBee. in Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE), 2011 7th International Symposium on. 2011.
24. Spinelli, E.M., et al., A novel fully differential biopotential amplifier with DC suppression. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2004. **51**(8): p. 1444-1448.
25. ANSI, American National Standard ANSI/AAMI EC38:1998, 1999, Association for the Advancement of Medical Instrumentation.
26. Dobrev, D., Two-electrode low supply voltage electrocardiogram signal amplifier, in Medical and Biological Engineering and computing2004. p. 272-276.
27. Richard, E. and A.D.C. Chan. Design of a gel-less two-electrode ECG monitor. in Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2010 IEEE International Workshop on. 2010.
28. Digilent. Chipkit™ Max32™ Board Reference Manual. 25 July 2011 [cited 2013 December 13]; Available from: [http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/chipKIT%20Max32\\_rm.pdf](http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/chipKIT%20Max32_rm.pdf).

29. Digilent. Core Timer Service Overview. [cited 2013 December 13]; Available from: <http://chipkit.net/started/learn-basics/chipkit-compatible-libraries/core-timer-service-overview/>.
30. Advantages of Digital Filtering Compared to Analog Filtering. June 2012 [cited 2013 December 15]; Available from: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/lvanlsconcepts/lvac\\_adv\\_dig\\_filt/](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/lvanlsconcepts/lvac_adv_dig_filt/).
31. Intersil, An Introduction to Digital Filters, in AN9603.21999.
32. Tompkins, W.J., Biomedical digital signal processing : C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC. 1993, Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall. xiv, 368 p.
33. Cohen, K.P., et al. QRS detection using a fuzzy neural network. in Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference. 1995.
34. Xing, H. and M. Huang. A New QRS Detection Algorithm Based on Empirical Mode Decomposition. in Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on. 2008.
35. Afonso, V.X., et al., ECG beat detection using filter banks. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1999. **46**(2): p. 192-202.
36. Holsinger, W.P., K.M. Kempner, and M.H. Miller, A QRS Preprocessor Based on Digital Differentiation. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1971. **BME-18**(3): p. 212-217.
37. Pan, J. and W.J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans Biomed Eng, 1985. **32**(3): p. 230-6.
38. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. The CSE Working Party. Eur Heart J, 1985. **6**(10): p. 815-25.
39. So, H.H. and K.L. Chan. Development of QRS detection method for real-time ambulatory cardiac monitor. in Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE. 1997.
40. Goldberger, A.L., et al., PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. Circulation, 2000. **101**(23): p. E215-20.
41. Akobeng, A.K., Understanding diagnostic tests 1: sensitivity, specificity and predictive values. Acta Paediatr, 2007. **96**(3): p. 338-41.
42. Digilent. Chipkit™ WiFi Shield Board Reference Manual. 7 February 2013 [cited 2013 December 20]; Available from: [www.digilentinc.com/Data/Products/CHIPKIT-WIFI-SHIELD/chipKIT%20WiFi%20Shield\\_revC.pdf](http://www.digilentinc.com/Data/Products/CHIPKIT-WIFI-SHIELD/chipKIT%20WiFi%20Shield_revC.pdf).

43. IANA. Service Name and Transport Protocol Port Number Registry. [cited 2013 December 24]; Available from: [www.iana.org/assignments/service-names-port-numbers/service-names-port-numbers.xhtml](http://www.iana.org/assignments/service-names-port-numbers/service-names-port-numbers.xhtml).
44. Marks, R.G., et al., Resting heart rates in an ambulatory elderly population: an evaluation of age, sex, symptoms, and medication. *Gerontology*, 1989. **35**(4): p. 210-7.
45. AHA, Part 7.3: Management of Symptomatic Bradycardia and Tachycardia. *Circulation*, 2005: p. 61-77.
46. Apple. Mac Developer Library : UDPEcho. 17 August 2012 [cited 2013 April 20]; Available from: [www.developer.apple.com/library/Mac/samplecode/UDPEcho/Introduction/Intro.html](http://www.developer.apple.com/library/Mac/samplecode/UDPEcho/Introduction/Intro.html).
47. Hanson, R. CocoaAsyncSocket Reference Manual. [cited 2013 December 25]; Available from: <https://github.com/robbiehanson/CocoaAsyncSocket>.
48. ADADS1298RECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit : User's Guide, in Texas Instruments2011.
49. 12 Channel Electrocardiograph User Manual, 2010, Edan Instruments.
50. MedicalExpo. Digital Electrocardiograph : EDAN-SE12. [cited 2013 December 1]; Available from: [www.medicaexpo.com/prod/edan-instruments/digital-electrocardiographs-12-channels-68309-421079.html](http://www.medicaexpo.com/prod/edan-instruments/digital-electrocardiographs-12-channels-68309-421079.html).
51. TechPatient CARDIO version 3.2 Operator's Manual. [cited 2013 December 28]; Available from: [http://www.heinstruments.com/files/TPCardio\\_oper\\_manual\\_.pdf](http://www.heinstruments.com/files/TPCardio_oper_manual_.pdf).
52. ANSI, Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms, in ANSI/AAMI EC: 20022002.

### ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวแพรวภรณ์ พงษ์ภักดี เกิดวันที่ 11 ธันวาคม พ.ศ. 2530 ที่จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2552 และศึกษาต่อใน หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2553



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY