

เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งข้อมูลแบบไร้สายชนิดพกพา

PORTABLE ECG MONITOR/RECORDER WITH WIRELESS
DATA TRANSMISSION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์เพื่อการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2553

KMITL-2010-EN-M-045-003

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งข้อมูลแบบไร้สายชนิดพกพา

PORTABLE ECG MONITOR/RECORDER WITH WIRELESS
DATA TRANSMISSION



T117112



ฉพ.
ค 152ค
2553

สาขา.....
เลขทะเบียน..... 117112
วันเดือนปี..... 23 ส.ค. 2554

บ. 12333828
.....
.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2553

KMITL-2010-EN-M-045-003

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PORTABLE ECG MONITOR/RECORDER WITH WIRELESS
DATA TRANSMISSION



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

2010

KMITL-2010-EN-M-045-003

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2010

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งข้อมูลแบบไร้สายชนิดพกพา
Thesis Title Portable ECG Monitor/Recorder with wireless Data Transmission
นักศึกษา นายคมสันต์ จันทร์ดา
รหัสประจำตัว 48061406
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2010-EN-M-045-003

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส สัจวารศิลป์	
รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูริย์	
รศ.ดร.สุรพันธุ์ ยิ้มมัน	
ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์	
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 22 ธันวาคม พ.ศ. 2552 เวลา 09.30-11.30 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 2

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 22 ธันวาคม พ.ศ. 2552



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรรมใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งข้อมูลแบบไร้สาย ชนิดพกพา
นักศึกษา	นายคมสันต์ จันทร์ดา
รหัสประจำตัว	48061406
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2553
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้กล่าวเกี่ยวกับการสร้างเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 24 ชั่วโมง ขนาดพกพา เก็บข้อมูลในหน่วยความจำขนาดแบบเอสดีการ์ด (SD Card) ขนาด 2 จิกะไบต์ (Giga byte) สามารถแสดงผลทางจอแอลซีดีขนาด 84x48จุด และแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลโดยส่งข้อมูลผ่านเครื่องถ่ายไร้สายบลูทูท (Bluetooth) ในกรณีที่ผู้ใช้มีอาการหัวใจเต้นช้าหรือเต้นเร็วผิดปกติเครื่องจะส่งสัญญาณไซเรนเตือน และถ้าผู้ป่วยเป็นลมล้มหมดสติเครื่องสามารถส่งสัญญาณไซเรนและข้อความขอความช่วยเหลือกับเจ้าของอุปกรณ์บลูทูทที่อยู่ระยะใกล้และยังสามารถขอความช่วยเหลือระยะไกลโดยการส่งโทรศัพท์เคลื่อนที่ส่งข้อความสั้นและโทรออกไปยังหมายเลขปลายทางที่บ้านก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Portable ECG Monitor/Recorder with Wireless Data Transmission
Student	Mr. Khomsan Janda
Student ID.	48061406
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Electronics
Year	2010
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Kitipol Chitsakul

ABSTRACT

This thesis describes about implementation of a portable electrocardiogram (ECG) recorder. By proposed system, ECG can be record for 24 hours in one SD card memory of 2GB and displayed on a low cost 84x48pixel LCD. The data can be transfer and display on PC via wireless transmitter; Bluetooth module. The alarming siren on the recorder will be triggered when bradycardia or tachycardia is detected. In the case of emergency, the recorder can sent SMS and emergency calls in both of short range and far-range for the first aid.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆท่านดังนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล ผู้ให้คำปรึกษา วางแนวทาง ตลอดจนชี้แนะให้งานวิจัยนี้บรรลุเป้าหมายและติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา

ขอขอบพระคุณ ครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีอันเป็นคุณประโยชน์แก่ผู้วิจัย

ขอขอบคุณ พี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการที่เป็นกำลังใจ ให้ข้อคิด ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รัก และเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

คมสันต์ จันทร์คำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VII
สารบัญรูป	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 การเปรียบเทียบระหว่างวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการแบบพื้นฐาน	3
1.6 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 การกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1.1 คุณสมบัติการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1.2 ลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.1.3 พื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.2 โรคคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ.....	6
2.2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจังหวะการเต้นของหัวใจ.....	6
2.2.2 หลักการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ.....	7
2.2.3 ชนิดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ.....	7
2.2.4 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจากความรุนแรงของโรค	8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3 ตัวอย่างโรคคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ	9
2.3.1 อัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าปกติ (Sinus Tachycardia)	14
2.3.2 อัตราการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ (Sinus Bradycardia)	10
2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มหรือลดเป็นช่วงๆ (Sinus Arrhythmia)	10
บทที่ 3 การออกแบบอุปกรณ์สำหรับการวิจัย	12
3.1 ระบบการทำงาน	13
3.2 วงจร ไมโครคอนโทรลเลอร์	13
3.3 การกรองความถี่ต่ำผ่าน	14
3.4 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	16
3.5 การบันทึกข้อมูลในหน่วยความจำ	16
3.6 การแสดงผลบนจอแอลซีดี	20
3.7 การเชื่อมต่อ ไมโครบลูทูธ	25
3.8 การร้องขอความช่วยเหลือ	30
3.9 การแสดงผลทางคอมพิวเตอร์แบบไร้สาย	33
3.10 เงื่อนไขการแจ้งเตือนและขอความช่วยเหลือ	36
3.11 ระบบตรวจจับการล้มหมดสติ	36
3.12 การตรวจสอบคลื่นคิวอาร์เอส	37
บทที่ 4 การตรวจสอบ QRS โดยใช้การแปลงแบบฮิลเบิร์ต	38
4.1 พื้นฐานของการแปลงแบบฮิลเบิร์ต	39
4.2 คุณสมบัติการแปลงฮิลเบิร์ตกับ การตรวจจับ QRS	39
4.3 ขั้นตอนการตรวจหา QRS	40
4.4 ขั้นตอนการแปลงฮิลเบิร์ต	41
4.5 ฟิวรีร์ทรานฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง	41
4.6 เงื่อนไขการทำฮิลเบิร์ตทรานฟอร์มจากฟูรีร์ทรานฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง	44
4.7 อินเวิร์สฟูรีร์ทรานฟอร์ม แบบไม่ต่อเนื่อง	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

4.8 การหาค่าคลื่น R โดยวิธีเปรียบเทียบระดับแอมพลิจูด	44
4.9 กฎการตรวจจับ QRS	45
4.10 การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	45
บทที่ 5 ผลการทดลอง.....	46
5.1 การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้า.....	46
5.2 การบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำ.....	47
5.3 ผลการส่งข้อมูลไร้สายผ่านบลูทูท.....	48
5.4 ผลการส่งข้อความสั้นและขอความช่วยเหลืออัตโนมัติ.....	48
5.5 ผลการวัดอัตราการเต้นหัวใจ	49
5.6 ผลการวัดประสิทธิภาพการทำงาน.....	53
บทที่ 6 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	58
เอกสารอ้างอิง.....	60
ประวัติผู้เขียน	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบไม่รุนแรง (Minor Arrhythmia).....	8
2.2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบรุนแรง (Major Arrhythmia)	9
2.3 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบทำให้เสียชีวิตได้ (Death Production Arrhythmia).....	9
3.1 แสดงขาสัญญาณของจอแสดงผล	21
3.2 แสดงคำอธิบายขาสัญญาณของโมดูล Promi-ESD02.....	28
3.3 แสดงการแปลงรหัส Ascii เป็น Unicode.....	33
5.1 แสดงผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	50
5.2 แสดงผลการวัดประสิทธิภาพ.....	53
5.3 สรุปผลคุณสมบัติของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	57



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบกล้ำมเนื้อเยื่อหัวใจ	5
2.2 ลักษณะรูปคลื่นหัวใจ	5
2.3 จุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.4 สเปกตรัมคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
3.1 การทำงานของระบบ	12
3.2 วงจรขยายด้านอินพุต	13
3.3 วงจรการเชื่อมต่อของไมโครคอนโทรลเลอร์	14
3.4 การเชื่อมต่อสัญญาณภายในไมโครคอนโทรลเลอร์	15
3.5 การตั้งค่าของโมดูลกรองความถี่ต่ำผ่าน	15
3.6 การเชื่อมต่อโมดูลแปลงอนาล็อกเป็นดิจิทัลของไมโครคอนโทรลเลอร์	16
3.7 การเชื่อม SD card ด้วยรูปแบบการเชื่อมต่อแบบ SPI	17
3.8 คำอธิบายขาสัญญาณของ SD Card	17
3.9 การตั้งค่าการทำงานของโมดูล SD Card	18
3.10 การตั้งค่าการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ SD Card	18
3.11 โฟล์ดซาร์ตขึ้นตอนการเขียนโปรแกรมควบคุมการเขียนข้อมูลลง SD Card	19
3.12 ตัวอย่างรูปแบบการเขียนข้อมูลใน File	20
3.13 การเชื่อมต่อโมดูล SPIM_1 เพื่อควบคุมการทำงานของ LCD	20
3.14 องค์ประกอบของจอแสดงผล	21
3.15 การตั้งค่าคุณสมบัติของโมดูล SPIM_1	22
3.16 การระบุตำแหน่งเพื่อแสดงผลข้อมูล	23
3.17 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูล	24
3.18 บอร์ดตั้งค่าการทำงานของบลูทูธ	25
3.19 การกำหนดค่าสำหรับการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ดตั้งค่ากับคอมพิวเตอร์	26
3.20 รายละเอียดค่าเริ่มต้นที่กำหนดจากโรงงาน	26
3.21 เมนูการตั้งค่าโมดูลบลูทูธ	27
3.22 การค้นหาอุปกรณ์บลูทูธที่จะทำการเชื่อมต่อ	27
3.23 รูปร่างของโมดูล Promi-ESD02	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.24	ขาสัญญาณของโมดูล Promi-ESD02..... 28
3.25	การเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธกับไมโครคอนโทรลเลอร์..... 29
3.26	การตั้งค่า UART_1..... 29
3.27	การตั้งค่า Global Resource..... 30
3.28	การตั้งค่าต่างๆของพอร์ตอนุกรม..... 34
3.29	ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล..... 34
3.30	การเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงาน..... 35
3.31	การเขียนโพลชาร์ตควบคุมการทำงาน..... 35
3.32	รูปร่าง Duty Cycle ที่ใช้ทำมุมต่างๆกับพื้นผิวโลก..... 36
3.33	องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่างๆ..... 37
4.1	ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia..... 39
4.2	อนุพันธ์ของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia..... 39
4.3	ค่าสัมบูรณ์จากการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia..... 40
4.4	การเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น กับสัญญาณจากการหาอนุพันธ์ และสัญญาณจากค่าสัมบูรณ์ของการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น..... 40
4.5	โพลชาร์ตขั้นตอนการตรวจหา QRS..... 39
4.6	แผนผังการทำ DFT ขนาด $n=8$ 42
4.7	แผนผังการทำ DFT โดยใช้ความสัมพันธ์ของออปเตอร์..... 42
5.1	ผลการทดลองเพื่อหา CMRR ของระบบ..... 46
5.2	ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอแอลซีดีขนาด 48x84 จุด..... 46
5.3	ผลการบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำ SD-Card ในรูปแบบไฟล์ Microsoft Excel..... 47
5.4	การแสดงผลแบบไร้สายผ่านบลูทูธ..... 48
5.5	ตัวอย่างการขอความช่วยเหลือระยะสั้นที่ขอเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่..... 48
5.6	ตัวอย่างผลการส่งข้อความสั้นเพื่อขอความช่วยเหลือ..... 49
5.7	เครื่องจำลองที่ใช้สำหรับการทดลองยี่ห้อ BIO-TEX รุ่น ECGplus..... 50
5.8	ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 30 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง..... 50
5.9	ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 60 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง..... 51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.10 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 120 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง.....	51
5.11 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 180 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง.....	51
5.12 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 240 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง.....	52
5.13 ผลผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 62 ครั้ง/นาที จากผู้ทดลอง.....	52
5.14 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu01)....	54
5.15 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu08).....	54
5.16 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu17).....	54
5.17 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Arrhythmia (100).....	55
5.18 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Arrhythmia (106).....	55
5.19 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Atrial Fibrillation (04015).....	55
5.20 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (422).....	56
5.21 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Normal Sinus Rhythm (16273).....	56
5.22 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Supraventricular Arrhythmia (801).....	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในผู้ป่วยโรคหัวใจและหลอดเลือดระยะเริ่มต้น การเต้นผิดปกติของหัวใจเป็นตัวบ่งชี้ อย่างหนึ่ง [1] แต่เนื่องจากอาการผิดปกติไม่ได้เกิดอย่างต่อเนื่องตลอดเวลา อาจเกิดเป็นช่วงเวลา ใดเวลาหนึ่งทำให้การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะเวลาสั้นอาจจะไม่พบอาการบ่งชี้จาก คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเต้นผิดปกติได้ จึงจำเป็นต้องใช้เวลาสำหรับการตรวจวัดยาวนานขึ้น บางครั้ง ผู้ป่วยอาจจำเป็นต้องพักค้างคืนเพื่อยืนยันที่ตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างต่อเนื่องตาม โปรแกรม ที่แพทย์กำหนด ทำให้ก่อเกิดปัญหาด้านการให้บริการหากมีผู้เข้ารับบริการจำนวนมาก ความ สูญเสียด้านพลังงานและทรัพยากรรวมทั้งภาระทางเศรษฐกิจสำหรับผู้ป่วย จึงมีการพัฒนาเครื่อง บันทึกลับคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาที่สามารถบันทึกข้อมูลได้ระยะเวลานานขึ้นมา[2] และมีวาง จำหน่ายโดยมีคุณสมบัติแตกต่างตามเทคโนโลยีซึ่งเปลี่ยนแปลงไป ตัวอย่างเช่น ใช้เทคโนโลยี การบีบอัดข้อมูลมาช่วยเพื่อให้บันทึกข้อมูลได้นานในหน่วยความจำที่จำกัด[3] ใช้เทคโนโลยีทาง คอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์เคลื่อนที่ในการวัด/บันทึกข้อมูลและส่งผ่านข้อมูลได้สะดวกรวดเร็วไป ยังแพทย์[4] ซึ่งแต่ละระบบล้วนมีข้อจำกัด ทั้งในแง่การใช้งาน ศักยภาพในผลสัมฤทธิ์ทาง การแพทย์ การพึ่งพาเทคโนโลยีราคาสูงมากเกินไป ขนาดเครื่องและการกินกำลังงาน ผู้เขียนจึงมี แนวคิดในการพัฒนาอุปกรณ์ประเภทนี้ซึ่งมีเป้าหมายเพื่อแก้ไขปรับปรุงข้อจำกัดระบบเดิมที่มีอยู่

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เนื่องด้วยโรคหัวใจเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆของประเทศ และเนื่องจากอาการ ไม่ได้แสดงออกตลอดเวลา และเมื่อแสดงออกแล้วแต่ก็ไม่สามารถรับรู้ถึงสิ่งบอกเหตุได้ ซึ่งสิ่งบอก เหตุบ่งถึงอันตรายที่กำลังจะเกิดขึ้นและอาจจะกำเริบเป็นผลอันตรายถึงขั้นเสียชีวิตได้ถ้าหากไม่ได้ รับการรักษาได้ทันท่วงที และหากอาการดังกล่าวเป็นเหตุทำให้ผู้ป่วยหมดสติล้มลงและไม่สามารถ ช่วยตัวเองได้ โดยที่ไม่มีบุคคลอื่นรับรู้ ยิ่งจะเพิ่มโอกาสอันตรายที่อาจจะถึงชีวิตได้มากขึ้น จึงมี แนวคิดที่จะจัดสร้างเครื่องมือที่นอกจากจะสามารถบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แล้ว ยังทำการ วินิจฉัยอาการผิดปกติเบื้องต้นเพื่อแจ้งเตือน หรือหยุดกิจกรรมจากภาวะที่เสี่ยงต่อการกำเริบของ โรค และยังมีแนวคิดให้เป็นเครื่องแจ้งเตือนขอความช่วยเหลือกรณีที่ผู้ป่วยล้มหมดสติไม่สามารถช่วย เหลือตัวเองได้ด้วย โดยสามารถขอความช่วยเหลือกับบุคคลที่อยู่บริเวณใกล้เคียงที่เกิดเหตุ และยังสามารถขอความช่วยเหลือจากการส่งข้อความหรือโทรไปยังหน่วยงานที่ให้ความช่วยเหลือฉุกเฉิน ระยะไกลได้ ถึงแม้ความต้องการให้มีความสามารถที่มากขึ้นแต่ก็มีความต้องการให้มีราคาที่ถูกหา

ซื้อได้ง่ายเสมือนเป็นเครื่องใช้ไฟฟ้าอย่างหนึ่งในบ้าน เครื่องมือที่มีเทคโนโลยีทันสมัยแต่ราคาแพง แต่ใช้ได้เฉพาะคนบางกลุ่มที่ฐานะร่ำรวย คงไม่มีประโยชน์เทียบเท่าเครื่องมือที่สามารถใช้งานได้แต่ราคาถูก ทุกคนสามารถใช้ได้โดยเฉพาะชนบทที่ห่างไกลจากเทคโนโลยีการแพทย์ที่ทันสมัย โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความสามารถบันทึกข้อมูลได้ 24 ชั่วโมงที่มีความสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าเบื้องต้นจากอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ และมีระบบขอความช่วยเหลือเมื่อผู้ป่วยเกิดการล้มหมดสติ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เนื่องด้วยการบีบอัดข้อมูลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อลดขนาดของข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้สามารถเก็บข้อมูลได้ในหน่วยความจำที่จำกัดได้นั้น อาจทำให้คุณภาพของข้อมูลลดลง ซึ่งอาจทำให้ข้อมูลที่ส่งมาหายไปในที่สุด และทำให้การวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจผิดพลาดได้ ฉะนั้นการใช้หน่วยความจำที่เพียงพอก็ไม่จำเป็นต้องเป็นการบีบอัดข้อมูลให้คุณภาพของข้อมูลลดลงหรือขาดหายไป และการใช้การแปลงข้อมูลแบบฮิลเบิร์ตที่มีความสามารถในการลดสัญญาณรบกวนและปรับระดับของคลื่นคิวอาร์เอส (QRS) ให้อยู่ในระดับเดียวกันจะทำให้การตรวจจับคลื่นคิวอาร์เอส (QRS) ตลอดถึงการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจนั้นได้ถูกต้องมากขึ้น[6] รวมถึงการออกแบบระบบให้ราคาถูกและสามารถขอความช่วยเหลือเมื่อผู้ป่วยหมดสติได้ คงมีประโยชน์มากกว่า ระบบที่สามารถบันทึกข้อมูลได้ถูกต้องเพียงอย่างเดียว

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการทำเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาและสามารถวิเคราะห์โรคหัวใจเต้นผิดปกติเบื้องต้นได้ โดยใช้หลักการเก็บบันทึกข้อมูลในหน่วยความจำและวิเคราะห์ข้อมูล เพื่อหาอัตราการเต้นของหัวใจ โดยอัตราการเต้นของหัวใจจะบ่งชี้ถึงภาวะของโรคหัวใจเต้นผิดปกติได้ เมื่อระบบรับรู้ว่าเกิดภาวะหัวใจเต้นผิดปกติจะแจ้งเตือนโดยไซเรน ระบบมีเซนเซอร์วัดความเร่งซึ่งถูกดัดแปลงเพื่อตรวจจับการล้มหมดสติของผู้ป่วย เมื่อรับรู้ถึงการล้มของผู้ป่วยได้ระบบสามารถค้นหาลูปกรณีที่มีโมดูลบลูทูธที่อยู่บริเวณใกล้เคียงและขอความช่วยเหลือได้ ระบบสามารถส่งให้โทรศัพท์เคลื่อนที่ส่งข้อความหรือโทรไปขอความช่วยเหลือกับหน่วยงานที่ให้ความช่วยเหลือจากระยะไกลได้ นอกจากนี้ระบบยังสามารถส่งถ่ายข้อมูลและแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายได้โดยผ่านเครือข่ายบลูทูธที่มีราคาถูก ขนาดกระทัดรัด ทำให้สะดวกต่อการวินิจฉัยมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 การเปรียบเทียบระหว่างวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการแบบพื้นฐาน

เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาดพกพา ณ ปัจจุบัน สินค้าแบ่งเป็น สองประเภทคือ แบบที่เก็บบันทึกข้อมูลอย่างเดียวและแบบที่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลแต่มีราคาที่สูง นอกจากนี้ระบบดังกล่าวยังไม่มีระบบการเตือนอาการบ่งชี้ของภาวะหัวใจเต้นผิดปกติ ไม่มีระบบค้นหาเพื่อขอความช่วยเหลือทั้งระยะใกล้และระยะไกล กรณีที่ผู้ป่วยหมดสติ ซึ่งระบบใหม่ที่ออกแบบมานั้นนั้นล้วนมีความสามารถที่ระบบเดิมขาดหายไป ขณะที่ราคานั้นถูกลง และเป็นประโยชน์ยิ่งขึ้น

1.6 ขอบเขตการวิจัย

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาดพกพาที่สามารถเก็บข้อมูลแบบ 24 ชั่วโมง และแสดงผลบนจอแอลซีดีและคอมพิวเตอร์ และออกแบบระบบให้มีความสามารถขอความช่วยเหลือเมื่อผู้ป่วยเกิดการล้ม รวมทั้งระบบสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้นได้จากอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ โดยใช้เทคนิคการแปลงข้อมูลแบบฮิลเบิร์ต (Hilbert Transform) เพื่อหา QRS สำหรับคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจที่ถูกต้อง

1.7 ขั้นตอนของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บทด้วยกันคือ

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ สมมติฐาน ทฤษฎีที่ใช้ ขอบเขตของการวิจัย และขั้นตอนการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในการวิจัย คือพื้นฐานการกำเนิดและความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงวิธีการการออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การแสดงผลผ่านจอแอลซีดี การส่งข้อมูลผ่านบลูทูธ (Bluetooth) เพื่อแสดงผลแบบไร้สายบนคอมพิวเตอร์ซึ่งแสดงผลโดยโปรแกรม LabView ระบบการขอความช่วยเหลือระยะใกล้และไกลเมื่อผู้ป่วยเกิดการล้มหมดสติ การบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำแบบเสถียรการ์ด (Secure Digital Memory Card: SD card)

บทที่ 4 กล่าวถึงการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้ Hilbert transform เพื่อปรับระดับแอมพลิจูดของ QRS อยู่ระดับใกล้เคียงกันเพื่อสะดวกต่อการตรวจจับ QRS โดยวิธีการตรวจสอบระดับความสูงของ QRS (Threshold Detection) สำหรับกรณีที่ระดับ QRS ไม่สม่ำเสมอเนื่องจากความผิดปกติของหัวใจและจากสัญญาณรบกวน

บทที่ 5 กล่าวถึงผลการทดลองและการทดสอบประสิทธิภาพของระบบ

บทที่ 6 กล่าวถึง บทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การเขียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ยกเว้นที่ให้มีเหตุข้อยกเว้นอื่นที่ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในการวิจัย

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานต่างๆ ที่เกี่ยวข้องในการวิจัย ประกอบด้วยพื้นฐานของการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 การกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะสำคัญที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจที่เรียกว่าไมโอคาร์เดียม(Myocardium) การหดตัวและการผ่อนคลายของกล้ามเนื้อดังกล่าวทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้ากระจายไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย [6]

2.1.1 คุณสมบัติการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

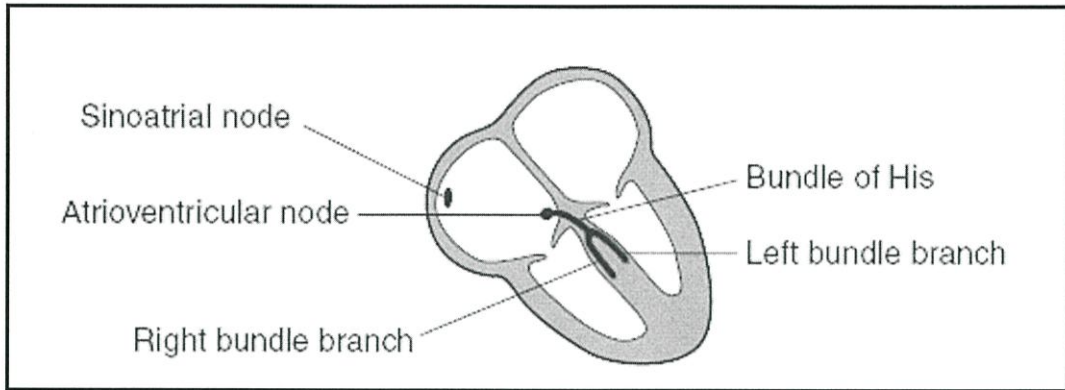
คุณสมบัติการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตัวเองโดยอัตโนมัติ
2. การทำงานของกล้ามเนื้อมีความต่อเนื่อง (Contractility) โดยมีระยะการหดตัว

เรียกว่า ซิสโตล (Systole) และมีระยะการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) และตามด้วยระยะพัก รวมทั้งหมดเป็นวงรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)

3. มีระบบสื่อไฟฟ้า (Conductivity) มีเนื้อเยื่อพิเศษทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆของหัวใจเพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะพร้อมเพียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะสามารถทำงานได้ด้วยตัวเอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบนำสื่อเป็นตัวเริ่มให้เกิดพลังงานประสาท จากรูปที่ 2.1 แสดงระบบสื่อไฟฟ้าประกอบด้วยกลุ่มเซลล์ที่อยู่บริเวณหัวใจห้องบนขวา ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปิเรียเวนาคาว่า เรียกว่า ไชโน เอเทรียล โหนดหรือเอสเอ โหนด (Sinoatrial Node : SA Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจของห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา เรียกว่า เอตริโอเวนตริคูลาร์ โหนดหรือเอวี โหนด (Atrioventricular Node : A-V node) โดยเซลล์นี้มีส่วนของเส้นใยพิเศษที่เรียกว่า เพอร์จิ้น (Purkinje Fiber) ทำหน้าที่เป็นสื่อสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่อยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบนำสื่อจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่าระบบเพอร์จิ้น (Purkinje's System)

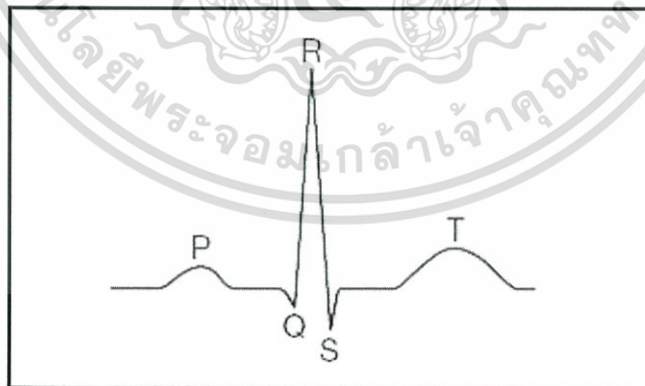
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 ระบบกล้ามเนื้อหัวใจ

2.1.2 ลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. คลื่นพี (P Wave) เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากกระบวนการดีโพลาร์ไรซ์ที่เกิดขึ้นจากหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะเกิดการบีบตัว
2. คลื่นคิวอาร์เอส (QRS Wave) เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากกระบวนการดีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองข้างจะเกิดการบีบตัว โดยขนาดของคลื่น QRS จะมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์สำหรับการทำงานที่ปกติ
3. คลื่นที (T Wave) เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากกระบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องล่าง ทั้งซ้ายและขวา และเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยขนาดสัญญาณคลื่น T จะมีค่าประมาณ 1 ใน 3 ของคลื่น R



รูปที่ 2.2 ลักษณะรูปคลื่นหัวใจ

2.1.3 พื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. วงจรขยายแบบอิมพิแดนซ์แมตช์แอมพลิฟายเออร์ (Instrument Amplifier) เป็นวงจรที่พัฒนามาจากวงจรถ่ายผลต่าง และวงจรบัฟเฟอร์ (Buffer) พื้นฐานของวงจรมีค่าความต้านทานขาเข้าที่สูงมากและไม่เปลี่ยนแปลงตามอัตราขยาย สัญญาณที่ขาออกจะมีค่าขึ้นอยู่กับค่าการคำนวณที่ได้ออกมา ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลต่างของสัญญาณขาเข้า นั่นคือ ถ้ามีสัญญาณคอมมอน โหมด (common mode) จะได้ค่าสัญญาณที่ขาออกน้อยมาก (ซึ่งในทางอุดมคติจะเท่ากับศูนย์)

2. วงจรจุดอ้างอิงของร่างกาย ทำหน้าที่เป็นจุดอ้างอิงแทนกราวด์ของวงจร เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากวงจรทำให้เกิดอันตรายต่อร่างกายได้

3. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่จาก 0.05 ถึง 100 เฮิร์ต ดังนั้นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อลดสัญญาณรบกวนจากคลื่นความถี่สูงกว่า สัญญาณคลื่นหัวใจ

4. วงจรกรองความถี่เฉพาะ (Notch filter) เป็นวงจรลดสัญญาณรบกวนจากระบบไฟฟ้าโดยทั่วไปการจำกัดอยู่ที่ 50 เฮิร์ต

5. วงจรแยกสัญญาณ (Isolator) แปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณแสง และแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้ากลับอีกครั้งเพื่อป้องกันกระแสรั่วไหล จากวงจรไฟสูงไปยังผู้ป่วย นอกจากนี้ยังช่วยในการลดการรบกวน ระหว่างส่วนของวงจรอีกด้วย

2.2 โรคคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ (Arrhythmia)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ (Arrhythmia) คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติทั้งจังหวะและรูปร่างของคลื่น

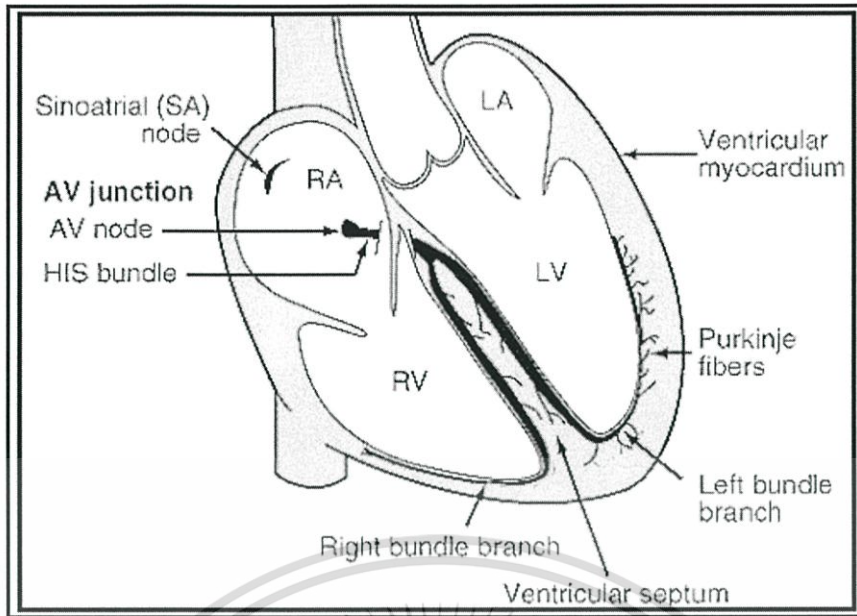
2.2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจังหวะการเต้นของหัวใจ (Cardiac Rhythm)

จังหวะการเต้นของหัวใจ (Cardiac Rhythm) เกิดจากการทำงานของเนื้อเยื่อของหัวใจที่มีความสามารถพิเศษในการเกิดดีโพลาไรซ์ (depolarization) ได้ด้วยตัวเอง เรียกว่าพีซเมกเกอร์ (pacemaker) ซึ่งมีอยู่ 3 ส่วนคือ

1. Sinoatrial Node (SA Node) เป็น pacemaker ที่อยู่สูงที่สุดและเต้นเร็วที่สุดในอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ในภาวะปกติ

2. Atrioventricular junction เป็น pacemaker อยู่ต่ำลงมา มีอัตรา 40-60 ครั้งต่อนาที

3. Ventricular myocardia หรือ Purkinje fiber เป็น pacemaker อัตราการเต้นต่ำสุด 20-40 ครั้งต่อนาที และจะทำงานเมื่อ SA node และ AV junction ไม่ทำงาน ซึ่งจุดกำเนิดทั้ง 3 จุดแสดงดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 จุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2.2 หลักการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

1. สังเกตอัตราการเต้นของหัวใจช้าหรือเร็วกว่าปกติ อัตราการบีบตัวของเอตริยมเท่ากับอัตราการบีบตัวของเวนตริเคิลไหม
2. สังเกตจังหวะการเต้นว่าสม่ำเสมอหรือไม่ โดยสังเกตจาก P-P และ R-R ว่าคงที่หรือไม่
3. สังเกตในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจ มี P wave ปรากฏให้เห็นหรือไม่ และ P wave สัมพันธ์กับ QRS หรือไม่
4. สังเกตรูปร่างของ P wave และ QRS ปกติหรือไม่ ลักษณะของคลื่นเหมือนกันทุกจังหวะการเต้นหรือไม่
5. สังเกต ช่วงเวลา P-R , QRS และ ช่วงเวลา Q-T อยู่ในมาตรฐานที่กำหนดไว้หรือไม่

2.2.3 ชนิดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

ชนิดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ตามสาเหตุการเกิด คือ ความผิดปกติของการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติจากระบบการนำไฟฟ้า

1. ความผิดปกติของการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติอาจแบ่งได้ตามตำแหน่งการเกิดและกลไกการ

เกิดความผิดปกติ โดยถ้าแบ่งตามตำแหน่งการกำเนิด อาจเกิดได้ที่ SA node (Sinus rhythm),

Atrium (Atrial rhythm), AV nodal (nodal หรือ junction rhythm) และ Ventricular (ventricular

rhythm) และถ้าแบ่งตามตามกลไกการเกิดความผิดปกติได้แก่ Tachycardia, Bradycardia, Premature beat, Flutter และ Fibrillation

2. ความผิดปกติของระบบการนำไฟฟ้า

ความผิดปกติอาจเกิดจากการนำไฟฟ้าที่ช้า หรือเกิดจากทางเดินคลื่นไฟฟ้าถูกปิดกั้นจาก SA node ไปยัง purkinje fiber ในเวนต์ริเคิล การปิดกั้นอาจเกิดที่จุดใดจุดหนึ่งในระบบการนำคลื่นไฟฟ้า โดยแบ่งได้ 3 ตำแหน่ง คือ ภายใน SA node หรือ เอเทรียัม (SA block) , ระหว่างเอเทรียัมกับเวนต์ริเคิล (AV block) และ ภายในเวนต์ริเคิล (intraventricular block)

2.2.4 จำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจากความรุนแรงของโรค

1. คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบไม่รุนแรง (Minor arrhythmia) เป็นกลุ่มอาการคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่ไม่จำเป็นต้องช่วยเหลือนั้นที่ เพราะไม่มีผลกระทบต่อระบบการไหลเวียนเลือด และมักไม่เกิดอาการคลื่นไฟฟ้าผิดปกติที่รุนแรงตามมา รายชื่อโรคนิคมนี้แสดงในตารางที่ 2.1

2. คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบรุนแรง (Major arrhythmia) ความผิดปกติของกลุ่มนี้ไปลดประสิทธิภาพการบีบของหัวใจและอาจนำไปสู่ arrhythmia ที่รุนแรง รายชื่อโรคนิคมนี้แสดงอยู่ในตารางที่ 2.2

3. คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบทำให้เสียชีวิตได้ (Death Production Arrhythmia) เป็นความผิดปกติที่รุนแรงต้องการการช่วยคืนชีพทันที (resuscitate) เพราะผู้ป่วยจะเสียชีวิตได้ รายชื่อโรคนิคมนี้แสดงตามตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบไม่รุนแรง (Minor Arrhythmia)

ลำดับที่	ชื่อโรคคลื่นไฟฟ้าผิดปกติ
1	Sinus Tachycardia
2	Sinus Bradycardia
3	Sinus Arrhythmia
4	Wandering Pacemaker
5	Premature Atrial Contractions
6	Premature Junctional (Nodal) Contraction
7	Premature Ventricular Contraction (ถ้าเกิดขุไม่บ่อย)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบรุนแรง (Major Arrhythmia)

ลำดับที่	ชื่อโรคคลื่นไฟฟ้าผิดปกติ
1	Sinus Tachycardia (ถ้าเป็นอย่างต่อเนื่อง)
2	Sinus Bradycardia (ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 50 ครั้ง/นาที)
3	Sinoatrial Arrest or Block
4	Paroxysmal Atrial Tachycardia
5	Atrial Flutter
6	Atrial Fibrillation
7	Passive Junctional Rhythm
8	Paroxysmal Junctional (Nodal) Tachycardia
9	Nonparoxysmal Junctional Tachycardia
10	Premature Ventricular Contraction (ถ้าเกิดบ่อย)
11	Ventricular Tachycardia
12	First-Degree AV Block
13	Second-Degree AV Block
14	Third-Degree (Complete) AV Block
15	Bundle Branch Block

ตารางที่ 2.3 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติแบบทำให้เสียชีวิตได้ (Death Production Arrhythmia)

ลำดับที่	ชื่อโรคคลื่นไฟฟ้าผิดปกติ
1	Ventricular Fibrillation
2	Ventricular Standstill

2.3 ตัวอย่างโรคคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

2.3.1 Sinus Tachycardia คือ อัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าปกติ

1. ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ 100-150 ครั้ง/นาทีในผู้ใหญ่และมากกว่า 150 ครั้ง/นาทีสำหรับเด็ก จังหวะสม่ำเสมอ P Wave ปกติ แต่ถ้าอัตราเร็วมาก P wave อาจจะไม่ชัดเจน P-R interval ปกติ QRS ปกติ และ QT interval สั้นลงตามอัตราเร็วที่เพิ่มขึ้น

2. สาเหตุ

เกิดจากการตอบสนองของร่างกายต่อภาวะเครียด ทำให้ระบบประสาทซิมพาเทติก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า และต่อมหมวกไตหลัง (Catecholamine) เพิ่มขึ้นพบในทุกกลุ่มอายุ มักเกิดขึ้นในขณะตื่นนอน การไม่ออกกำลังกายเป็นประจำ ออกกำลังกายหนักเกินไป และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกกำลัง มีไข้ ต่อมธรรยรอยด์ทำงานหนัก ภาวะขาดออกซิเจน และอาจจะเกิดร่วมกับโรคหัวใจ โดยเฉพาะผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะหัวใจล้มเหลว

3.อันตราย

อัตราการเต้นของหัวใจที่เร็ว มีแนวโน้มไปเพิ่มการทำงานและเพิ่มผลรวมของการใช้ออกซิเจนในกล้ามเนื้อหัวใจ และอาจนำไปสู่ภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดไปเลี้ยง เกิดอาการเจ็บหน้าอก อันตรายขึ้นอยู่กับสาเหตุ ช่วงระยะเวลาการเกิด และความต่อเนื่อง โดยทั่วไปถ้าเกิดจากความวิตกกังวล มีไข้ หรือการออกกำลังกาย จะไม่เกิดอันตรายที่รุนแรง แต่ถ้าสาเหตุมาจากภาวะหัวใจล้มเหลว หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดไปเลี้ยง ทำให้เกิดอันตรายที่รุนแรงได้

2.3.2 Sinus Bradycardia อัตราการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ

1.ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้ง/นาทีในผู้ใหญ่ และน้อยกว่า 80 ครั้ง/นาทีในเด็ก จังหวะ สม่่าเสมอ P wave ปกติ P-R interval ปกติ QRS ปกติ และ Q-T interval ยาวขึ้นตามอัตราการเต้นที่ช้าลง

2.สาเหตุ

เกิดจากการทำงานที่มากเกินไปของระบบประสาทพาราซิมพาเธติก พบได้ในทุกกลุ่มอายุ ทั้งหัวใจปกติและเป็นโรคหัวใจ นอกจากนี้ในสภาวะต่างๆของร่างกาย เช่น ความเจ็บปวดที่รุนแรง โรคต่อมธรรยรอยด์ทำงานน้อย และเป็นภาวะแทรกซ้อนเป็นครั้งคราวในโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย

3.อันตราย

เนื่องจากจากอัตราการเต้นที่ช้าลงทำให้ปริมาณเลือดออกจากหัวใจน้อยลง เลือดไปเลี้ยงสมองและกล้ามเนื้อหัวใจน้อยลง ผู้ป่วยอาจจะเป็นลมหรือเจ็บหน้าอกได้ อันตรายที่รุนแรงเกิดขึ้นเมื่อ Ectopic focus ที่มีอัตราเร็วเข้ามาทำหน้าที่แทน pacemaker และนำไปสู่การเกิด Ventricular arrhythmia ที่อันตราย

2.3.3 Sinus Arrhythmia

อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มหรือลดเป็นช่วงๆ เนื่องจากจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าของจังหวะการเต้นหัวใจทั้งหมดอยู่ที่ SA node แต่อัตราการปล่อยออก ไม่สม่ำเสมอ

1.ลักษณะคลื่นไฟฟ้า

อัตรา การเต้นของหัวใจ อยู่ในช่วงปกติ 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะ ไม่สม่ำเสมอ R-R interval ในช่วงอัตราเร็วหรือช้าจะแตกต่างกันอย่างน้อย 0.12 วินาที P wave ปกติ P-R interval อยู่ในช่วงปกติ QRS ความกว้างปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.สาเหตุ

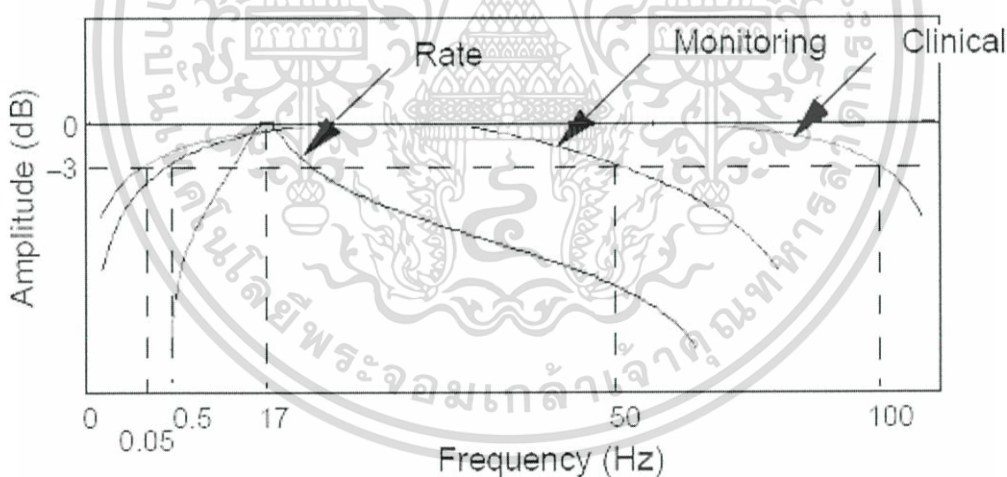
เป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา โดยอิทธิพลของประสาทเวกัสที่ SA node ซึ่งอาจเกิดจากรีเฟล็กซ์ความคุมการไหลเวียนของเลือดอันใดอันหนึ่งที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจช้าลงในช่วงหายใจออกและเร็วขึ้นในช่วงหายใจเข้า พบบ่อยในเด็กและวัยรุ่นหนุ่มสาว และอาจจะพบได้ในคนสูงอายุ

3.อันตราย

Sinus arrhythmia ไม่มีผลต่อการไหลเวียนของเลือด จัดเป็นการเต้นผิดจังหวะที่ไม่มีอันตรายใดๆ

2.4 สเปกตรัมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สเปกตรัมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังรูปที่ 2.4 จากรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ 0.05-100 เฮิร์ต ซึ่งการวินิจฉัยทางการแพทย์ (Clinical) จะพิจารณาที่ความถี่ช่วงนี้แต่สำหรับการแสดงผล (Monitoring) จะพิจารณาความถี่ที่ 0.5-50 เฮิร์ตเท่านั้น ส่วนการศึกษาเฉพาะอัตราการเต้นหัวใจจะพิจารณาบริเวณช่วงความถี่ที่ 17 เฮิร์ต เพราะว่าเป็นช่วงความถี่ที่มี QRS Complex



รูปที่ 2.4 สเปกตรัมคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [10]

จากทฤษฎีการสุ่มตัวอย่าง การสุ่มของสัญญาณใดๆ เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียของข้อมูล เมื่อมีการแปลงสัญญาณย้อนกลับ ความถี่ในการสุ่มสัญญาณนั้น จะต้องมีความถี่อย่างน้อยสองเท่าของความถี่ที่มากที่สุดของสัญญาณที่ทำการสุ่ม ฉะนั้นสำหรับการสุ่มสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องใช้ความถี่การสุ่มสัญญาณอย่างน้อย 200 เฮิร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

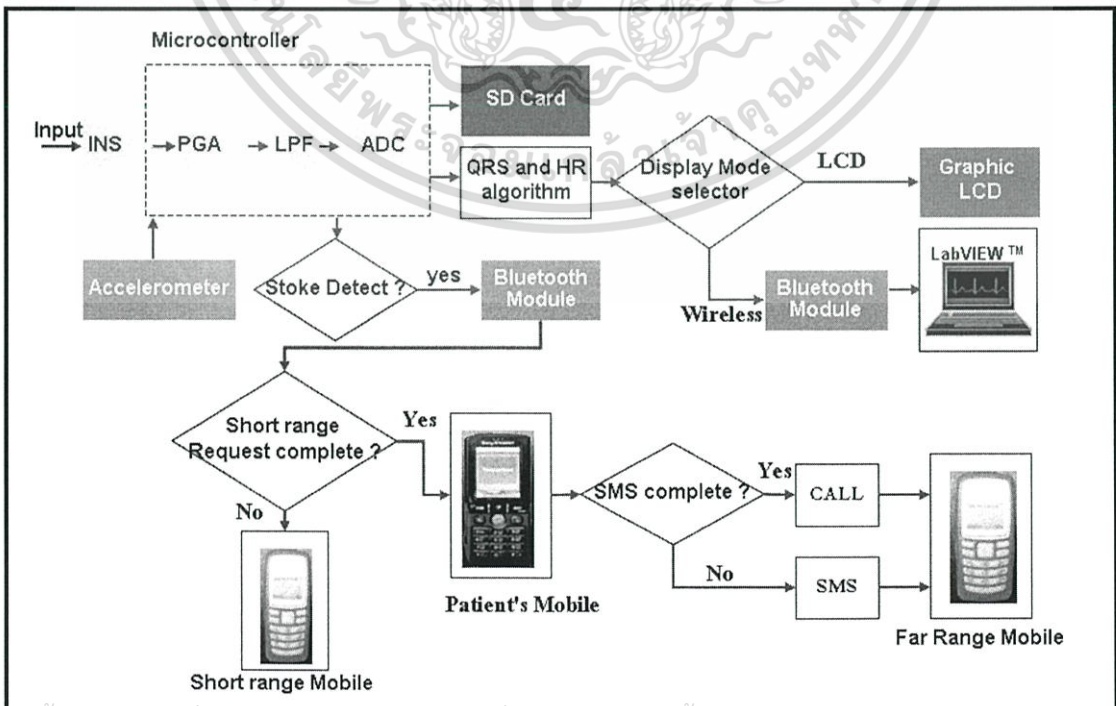
ทที่ 3

การออกแบบอุปกรณ์สำหรับการวิจัย

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการออกแบบระบบการทำงาน อุปกรณ์สำหรับการวิจัย และเทคนิค สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลสำหรับการวิจัย

3.1 ระบบการทำงาน

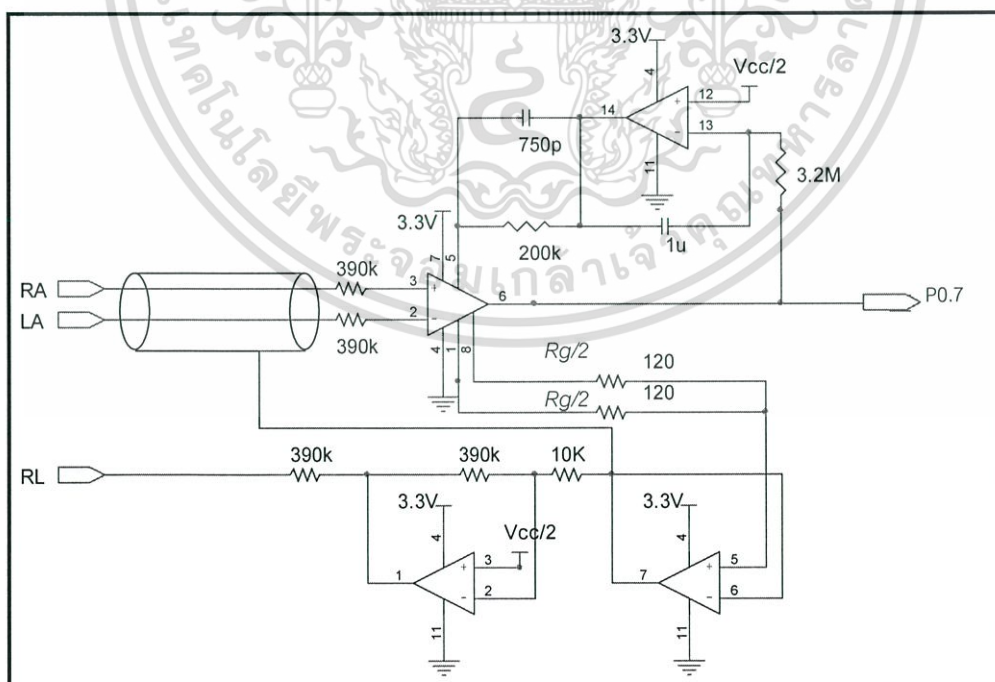
การทำงานของระบบ ระบบทำการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงหน่วยความจำเพื่อแสดงผลออกทางจอแอลซีดีหรือแสดงผลแบบไร้สายผ่านเครือข่ายบลูทูธเพื่อแสดงที่คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลของแพทย์โดยใช้เครื่องมือในโปรแกรมสำเร็จรูปเช่น LabView™ เพื่อแสดงผล[7] จากข้อมูลที่บ้านที่ระบบจะคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจพร้อมกับตรวจสอบว่าอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ในภาวะหัวใจเต้นผิดปกติหรือไม่ถ้าใช่ระบบจะส่งสัญญาณเตือนเพื่อให้ผู้ป่วยหยุดกิจกรรมที่เสี่ยงต่ออันตรายจากการหมดสติ และถ้าหากผู้ป่วยหมดสติและล้มเนื่องจากภาวะดังกล่าวระบบจะสามารถตรวจจับการล้มหมดสติจากเซนเซอร์วัดความความเร่ง เมื่อเซนเซอร์ตรวจพบการล้มระบบจะใช้ไมโครบลูทูธค้นหาอุปกรณ์ที่อยู่ใกล้เคียง เช่น โทรศัพท์เคลื่อนที่ที่คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล เป็นต้น เพื่อส่งข้อความข้อความช่วยเหลือพร้อมกับส่งสัญญาณไซเรนเพื่อระบบตำแหน่งของผู้ป่วย จากนั้นระบบจะติดต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ของผู้ป่วยเพื่อส่งให้ส่งข้อความสั้นและโทรออกเพื่อขอความช่วยเหลือจากหน่วยงานให้ความช่วยเหลือฉุกเฉินหรือ โทรออกไปยังหมายเลขที่กำหนดไว้เพื่อให้ความช่วยเหลือต่อไป ดังแสดงไว้ที่รูปที่ 3.1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
รูปที่ 3.1 การทำงานของระบบ

3.1 วงจรขยายทางอินพุท

ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดการหดตัวของหัวใจ ทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าแผ่จากผนังหัวใจสู่ร่างกาย การแผ่กระจายของกระแสดังกล่าวทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่จุดต่างๆบนร่างกายไม่เท่ากัน ซึ่งสามารถตรวจจับโดยใช้อิเล็กโทรดติดบนผิวหนัง โดยปกติแล้วศักย์ไฟฟ้ามีค่าอยู่ประมาณ 1 มิลลิโวลต์ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้ไอซีเบอร์ INA126 กำหนดให้แรงดันไฟเลี้ยง 3.3 โวลต์ ตั้งอัตราขยายสัญญาณ 338.33 เท่า และกำหนดอัตราขยายภายในไมโครคอนโทรลเลอร์เป็น 3 เท่า ทำให้อัตราการขยายทั้งหมดเท่ากับ 1,015 ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากการขยายสุดท้ายเป็น 1.015 โวลต์ แต่ในความเป็นจริงจะมีศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากความแตกต่างของอิเล็กโทรด(DC offset Voltage)ประมาณ 300 มิลลิโวลต์ซึ่งทำให้ศักย์ไฟฟ้าเกิดความผิดพลาดเนื่องจากการขยายสัญญาณมากกว่าแรงดันไฟเลี้ยง จึงจำเป็นต้องมีวงจรวงจรป้อนกลับที่เป็นแรงดันลบป้อนกลับที่ขาอ้างอิงของไอซี INA126 เพื่อกำจัดแรงดัน DC offset และมีเป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านโดยตั้งความถี่ตัดผ่านที่ 0.05 เฮิรตซ์ เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย วงจรขับขาขวา (Right leg Circuit) เป็นวงจรเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ โดยนำสัญญาณคอนมอนโหมดจากจุดกึ่งกลางของตัวต้านทาน R_g (120 โอห์ม) ขยายสัญญาณแบบกลับขั้วแล้วป้อนกลับขาสัญญาณขับขาขวา และวงจรชิลด์ (Drive Shield Circuit) เพื่อลดสัญญาณรบกวนจากการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าจากภายนอก [4] โดยใช้สัญญาณคอนมอนโหมดกลับขั้วป้อนให้กับขั้วชิลด์ของสายอิเล็กโทรด วงจรทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 วงจรขยายด้านอินพุท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

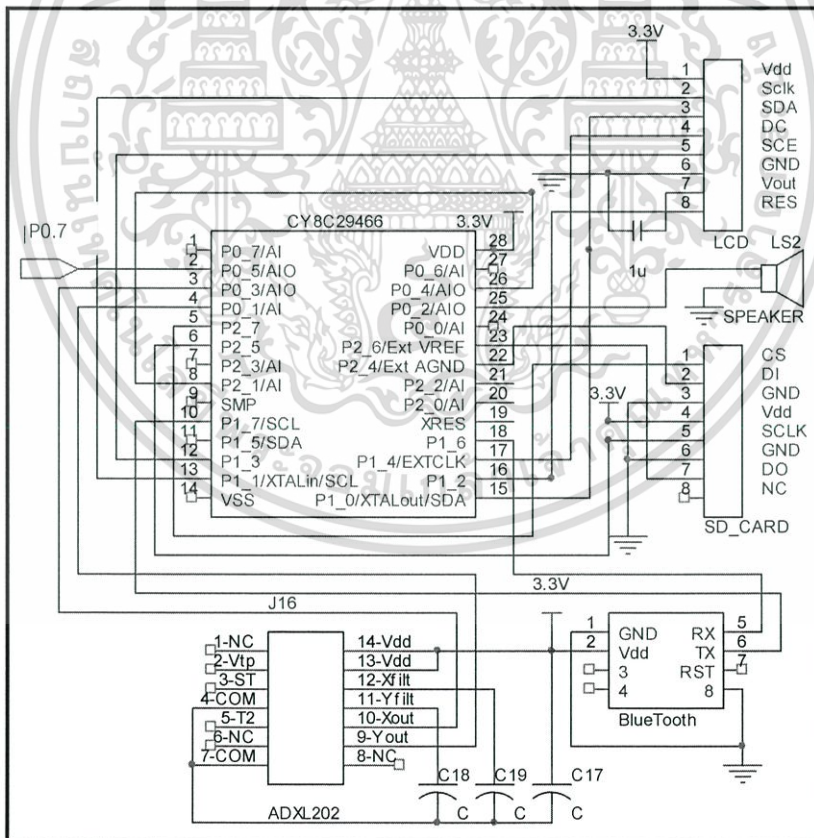
การคำนวณอัตราขยายของไอซี INA126 โดยมีสูตรการคำนวณตามสมการที่ (3.1)

$$Gain = 5 + \frac{80kg}{Rg} \tag{3.1}$$

จากรูปที่ 3.2 R_g เท่ากับ 240 โอห์ม ดังนั้นอัตราขยายเท่ากับ $5 + 80,000/240 = 338.33$ เท่า และ ภาควิทยาศาสตร์ทำให้อัตราขยาย 3 เท่า ทำให้อัตราขยายรวมเป็น $3 \times 338.33 = 1,015$ เท่า

3.2 วงจร ไมโครคอนโทรลเลอร์

สัญญาณจากวงจรขยายอินพุตจะถูกส่งไปยังวงจรขยายซึ่งอยู่ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ พีโซค (PSOC) เบอร์ CY8C29446 ที่พอร์ต P0.7 สัญญาณจากวงจรขยายจะส่งต่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 200 เฮิรตซ์ [8] แล้วแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล ที่อัตราการสุ่มข้อมูล 480 ตัวอย่างต่อวินาที ข้อมูลดิจิทัลจะถูกประมวลผลหาอัตราการเต้นของหัวใจ นำไปแสดงผลบนจอแอลซีดี เก็บในหน่วยความจำ และส่งผ่านบลูทูธเพื่อแสดงผลแบบไร้สายบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล วงจรการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์แสดงดังรูปที่ 3.3

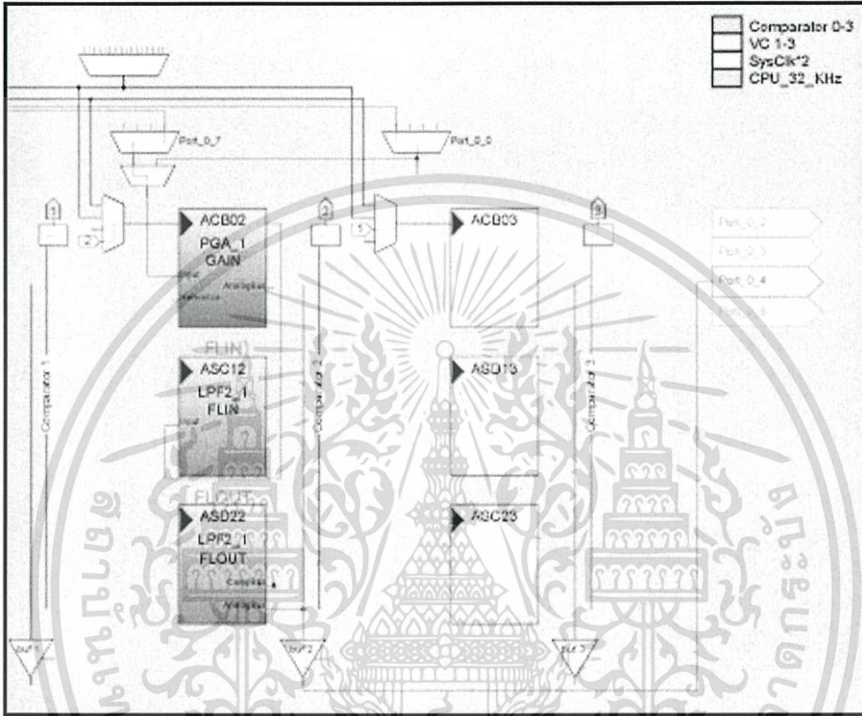


รูปที่ 3.3 วงจรการเชื่อมต่อของไมโครคอนโทรลเลอร์

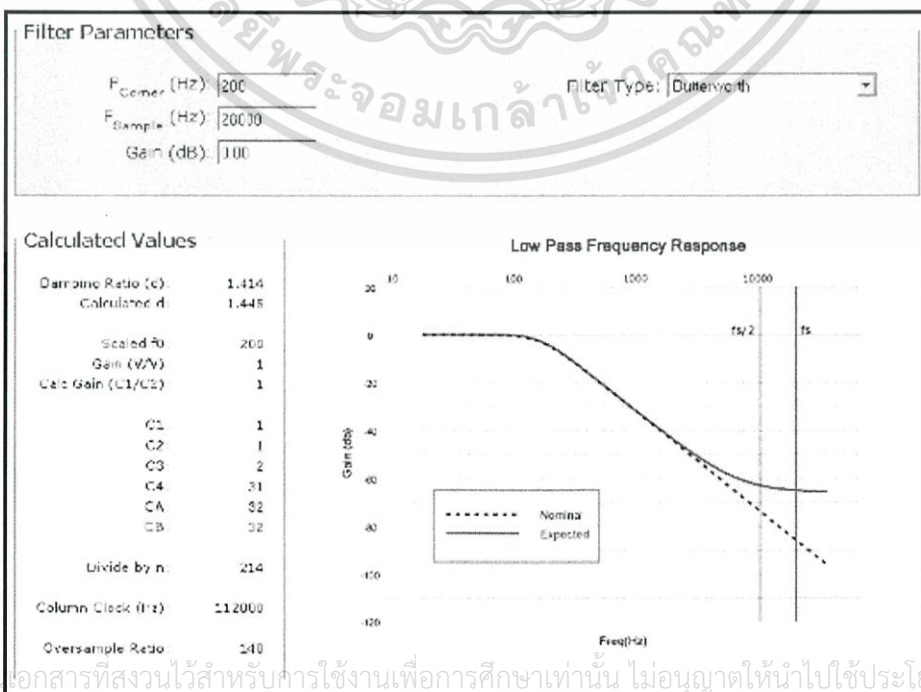
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การกรองความถี่ต่ำผ่าน

สัญญาณจากอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ (Instrument Amplifier) เชื่อมต่อกับ โมดูลพีจีเอ (PGA) ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่พอร์ต 0.7 และ ตั้งอัตราขยายเท่ากับ 3 เท่า แล้วเชื่อมต่อไปยัง โมดูลกรองความถี่ต่ำผ่าน (LPF) ออร์เดอร์เท่ากับ 2 ซึ่งกำหนดความถี่ตัดที่ 200 เฮิร์ต สัญญาณเอา พูทต่อไปยังพอร์ต 0.4 โดยเชื่อมต่อกับพอร์ต 2.1 ซึ่งเป็นอินพุทของ โมดูลแปลงสัญญาณอนาลอก เป็นดิจิตอล (ADC) ขนาด 12 บิต รายละเอียดการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.4 และ 3.5



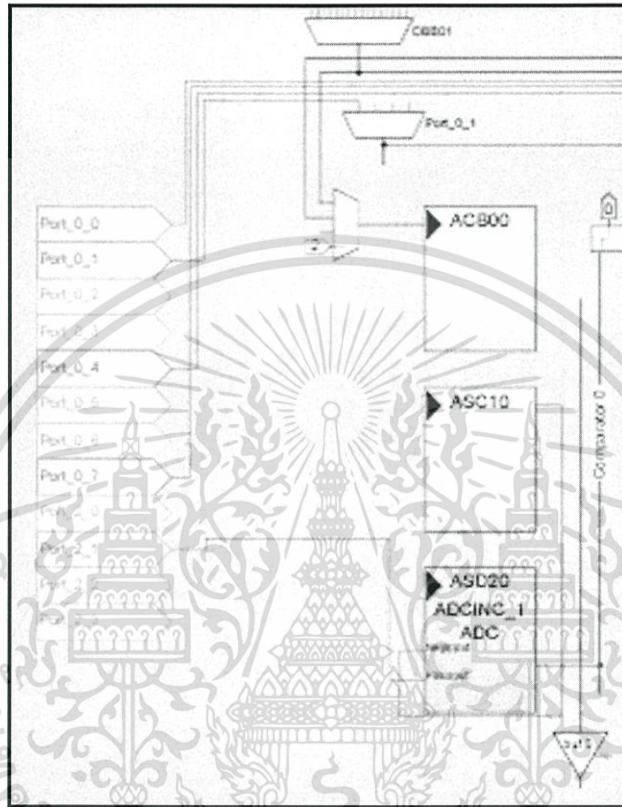
รูปที่3.4 การเชื่อมต่อสัญญาณภายในไมโครคอนโทรลเลอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามรูปที่3.5 การตั้งค่าของ โมดูลกรองความถี่ต่ำผ่าน สารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

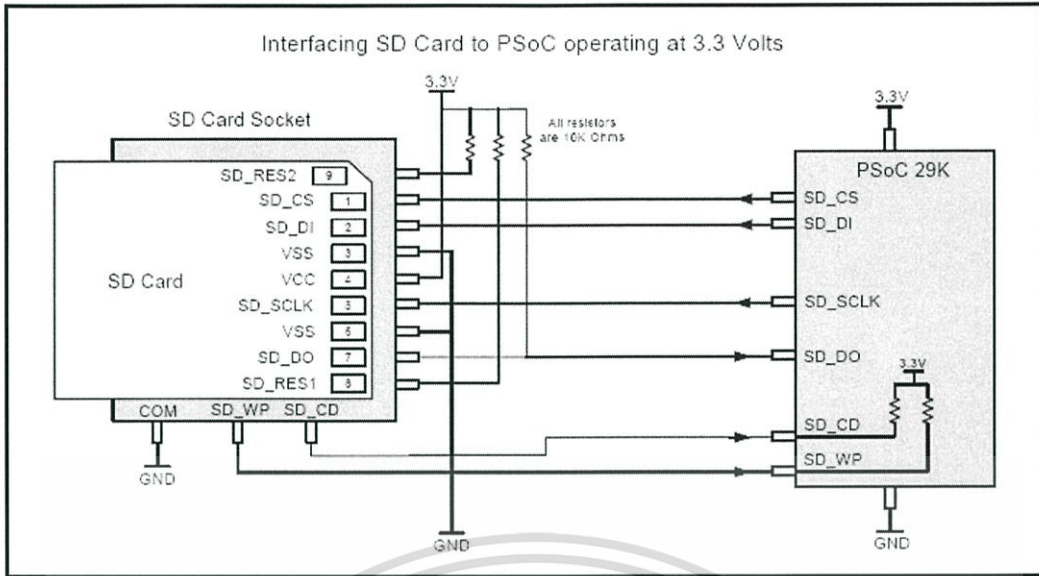
สัญญาณเอาพุทจาก โมดูลกรองความถี่ต่ำผ่านเชื่อมต่อเข้ากับพอร์ต 2.1 ซึ่งกำหนดเป็น อินพุทสำหรับ โมดูลแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลขนาด 12 บิต มีอัตราการสุ่มข้อมูลที่ 480 ตัวอย่างต่อวินาที รายละเอียดการตั้งค่าโมดูลแสดงดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 การเชื่อมต่อ โมดูลแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอลของไมโครคอนโทรลเลอร์

3.5 การบันทึกข้อมูลในหน่วยความจำ

การบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นข้อมูลดิจิตอลจะถูกเก็บบันทึกลงในหน่วยความจำภายนอกที่เรียกว่าหน่วยความจำแบบ SD card (Secure Digital Memory Card) ขนาด 2 จิกกะไบต์ โดยเชื่อมต่อผ่าน โมดูลภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีรูปแบบการเชื่อมต่อแบบ เอสพีไอ (SPI: Serial Peripheral Interconnect) ซึ่งรูปแบบการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 การเชื่อม SD card ด้วยรูปแบบการเชื่อมต่อแบบ SPI

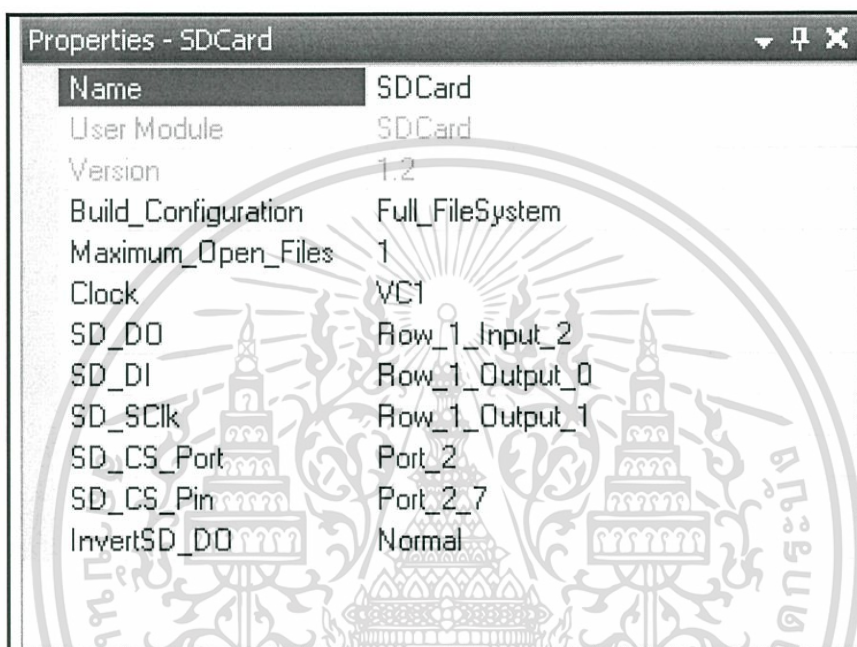
Signal Name	Description
SD_CS	Card Select (Active Low)
SD_DI	Data Input
SD_DO	Data Output
SD_SCLK	Interface clock
SD Card specific signals (optional)	
SD_CD	Card Detect (Active Low)
SD_WP	Card Write Protection (Active Low)

รูปที่ 3.8 คำอธิบายขาสัญญาณของ SD Card

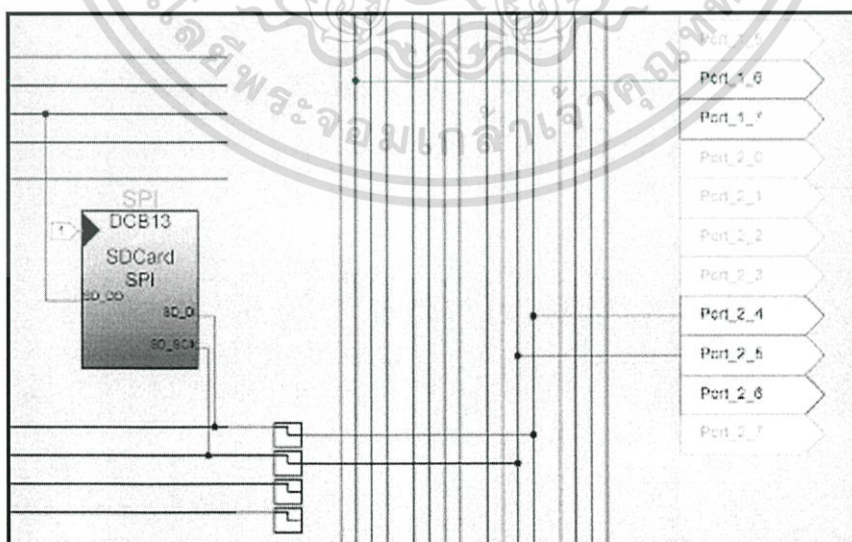
จากรูปที่ 3.8 อธิบายการเชื่อมต่อขาสัญญาณระหว่าง Microcontroller กับ SD card โดยมีรายละเอียดการเชื่อมต่อขาสัญญาณคือ

- SD_CS คือ ขาสัญญาณเพื่อกำหนดให้ SD Card ทำงาน โดยเลือกให้ทำงานที่แรงดันต่ำ
- SD_DI คือ ขาสัญญาณสำหรับการเขียนข้อมูลลง SD card
- SD_DO คือ ขาสัญญาณสำหรับการอ่านข้อมูลจาก SD card
- SD_SCLK คือ ขาสัญญาณนาฬิกา
- SD_CD คือ ขาสัญญาณเพื่อตรวจพบ SD Card เลือกให้ทำงานที่แรงดันต่ำ
- SD_WP คือ ขาสัญญาณเพื่อป้องกันการเขียนข้อมูล เลือกให้ทำงานที่แรงดันต่ำ

การตั้งค่าคุณสมบัติของ โมดูล SD Card (SD card Property Setting)
 การตั้งค่าการทำงานของโมดูล SD Card แสดงรายละเอียดการตั้งค่าตามรูปที่ 3.9 และ รูปที่ 3.10 โดย โดยขาสัญญาณสำหรับการเขียนข้อมูล (SD_DI) ต่อกับพอร์ต 2.4 และ ขาสัญญาณสำหรับการอ่านข้อมูล จาก SD Card (SD_DO) ต่อกับพอร์ต 2.6 ส่วนขาสัญญาณเพื่อเลือกการทำงานของ SD card (SD_CS) ต่อกับพอร์ต 2.7



รูปที่3.9 การตั้งค่าการทำงานของโมดูล SD Card



รูปที่3.10 การตั้งค่าการเชื่อมต่อขาสัญญาณของ SD Card

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงาน
 โฟลว์ชาร์ต การเขียน โปรแกรมควบคุมการทำงานการเขียนข้อมูลลง SD card แสดงดังรูปที่ 3.11



รูปที่3.11 โฟลว์ชาร์ตขั้นตอนการเขียน โปรแกรมควบคุมการเขียนข้อมูลลง SD Card

โดยเริ่มต้นด้วยการกำหนดตัวแปรเพื่อกำหนดชื่อไฟล์(File) และรูปแบบของ File รวมถึงการอ้างถึง File สำหรับการวิจัยได้กำหนดชื่อ File คือ "ECG.xls" ซึ่งเป็นรูปแบบ File ของ ไมโครซอฟ์ฟออฟฟิศ (Microsoft Office Excel) ซึ่งรายละเอียดการกำหนดตัวแปรมีดังนี้

```

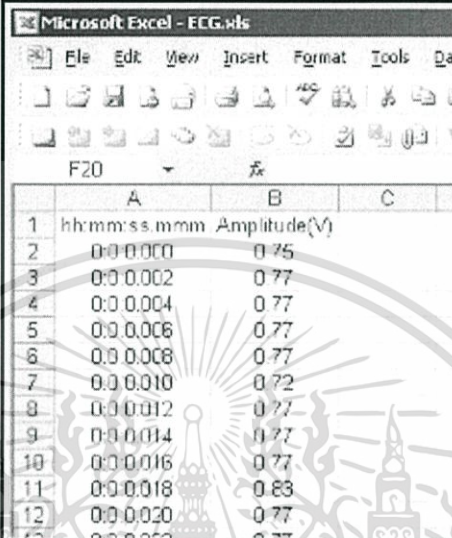
char fp;
char helloFile[] = "ECG.xls";
char tmpstr[*];
char cardInfo;
  
```

การกำหนดค่าเริ่มต้น (Initial) โดยกำหนดด้วยฟังก์ชัน SDCard_initial() จากนั้นทำการเปิด File หรือ สร้าง File ตามชื่อที่กำหนดไว้จากตัวแปร และรูปแบบการเขียนข้อมูลใน File กำหนดให้มีข้อมูล 2 คอลัมน์ โดยคอลัมน์แรกคือ เวลา ส่วนคอลัมน์ที่สองคือ แอมพลิจูดที่เวลาใดๆ โดยใช้รูปแบบคำสั่งดังนี้

```

fp=SDCard_fopen(helloFile,"a");
SDCard_fputc("Time", fp);//
SDCard_fputc("\t", fp);
SDCard_fputc("Amplitude r\n", fp);
  
```

โดยตัวอย่างรูปแบบการเขียนข้อมูลใน File แสดงดังรูปที่ 3.12 และการเขียนข้อมูลแอมพลิจูดและเวลาจะใช้ฟังก์ชัน `SD_Card(BYTE ADC_SD_DATA, BYTE time)` เมื่อเขียนข้อมูลเสร็จแล้วทำการปิด File และ ปิดการทำงานของ SD Card โดย คำสั่ง `SDCard_fclose(fp);` และ `SDCard_Select(SDCard_DISABLE);` ;

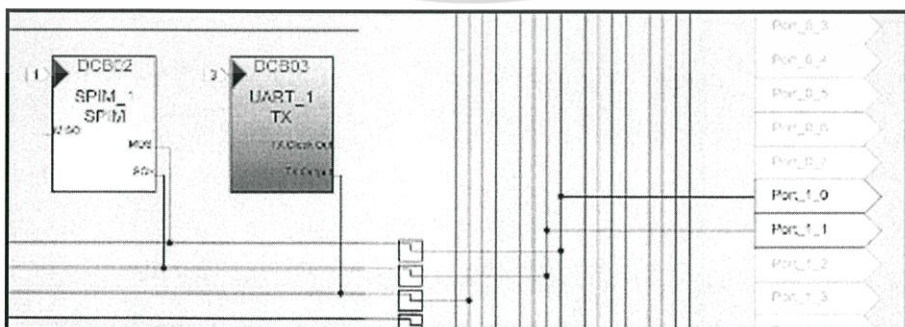


	A	B	C
1	hh:mm:ss.mmm	Amplitude(V)	
2	0:0:0.000	0.75	
3	0:0:0.002	0.77	
4	0:0:0.004	0.77	
5	0:0:0.006	0.77	
6	0:0:0.008	0.77	
7	0:0:0.010	0.72	
8	0:0:0.012	0.77	
9	0:0:0.014	0.77	
10	0:0:0.016	0.77	
11	0:0:0.018	0.83	
12	0:0:0.020	0.77	

รูปที่3.12 ตัวอย่างรูปแบบการเขียนข้อมูลใน File

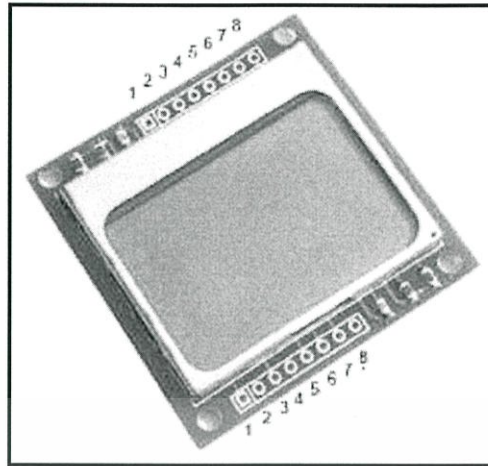
3.6 การแสดงผล

การแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลผ่านทางจอแอลซีดี(LCD) ที่มีความละเอียด84x48จุด โดยเชื่อมต่อผ่าน โมดูลภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีรูปแบบการเชื่อมต่อแบบ SPI การเชื่อมต่อทางจอแอลซีดีกับไมโครคอนโทรลเลอร์แสดงตามรูปที่3.13 และรูปขาสัญญาณเพื่อควบคุมการทำงานแสดงและอธิบายตามรูปที่ 3.14 และตารางที่ 3.1 ตามลำดับ



รูปที่3.13 การเชื่อมต่อโมดูล SPIM_1 เพื่อควบคุมการทำงานของ LCD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



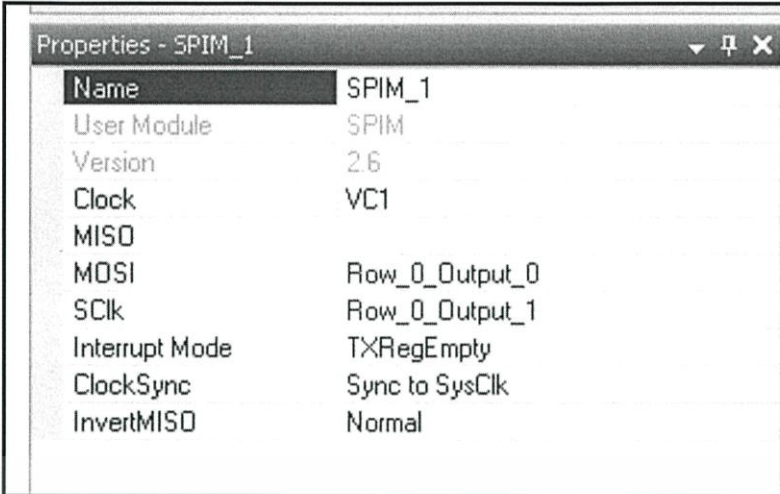
รูปที่ 3.14 องค์ประกอบของจอแสดงผล

ตารางที่ 3.1 แสดงขาสัญญาณของจอแสดงผล

ลำดับที่	ขาสัญญาณ	คำอธิบาย
1	VDD	ไฟเลี้ยงสำหรับจอแสดงผลโดยใช้แรงดัน ช่วง 2.7 – 7 โวลต์
2	SCLK	สัญญาณนาฬิกา
3	SDIN	รับข้อมูล
4	D/C	ใช้เลือกควบคุมระหว่าง ให้รับข้อมูลหรือรับคำสั่งควบคุม
5	SCE	เปิดการทำงานของจอแสดงผล
6	GND	แรงดัน 0 โวลต์
7	VOUT	ไฟเลี้ยงขาออกของจอ จาก VOUT ไปยัง GND
8	RES	รีเซ็ต

การตั้งค่าการทำงานของโมดูลสำหรับเชื่อมต่อกับ LCD กำหนดชื่อว่า SPIM_1 เพื่อควบคุมการแสดงผลของจอ LCD โดยการตั้งค่าคุณสมบัติของโมดูล SPIM_1 แสดงตามรูปที่ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

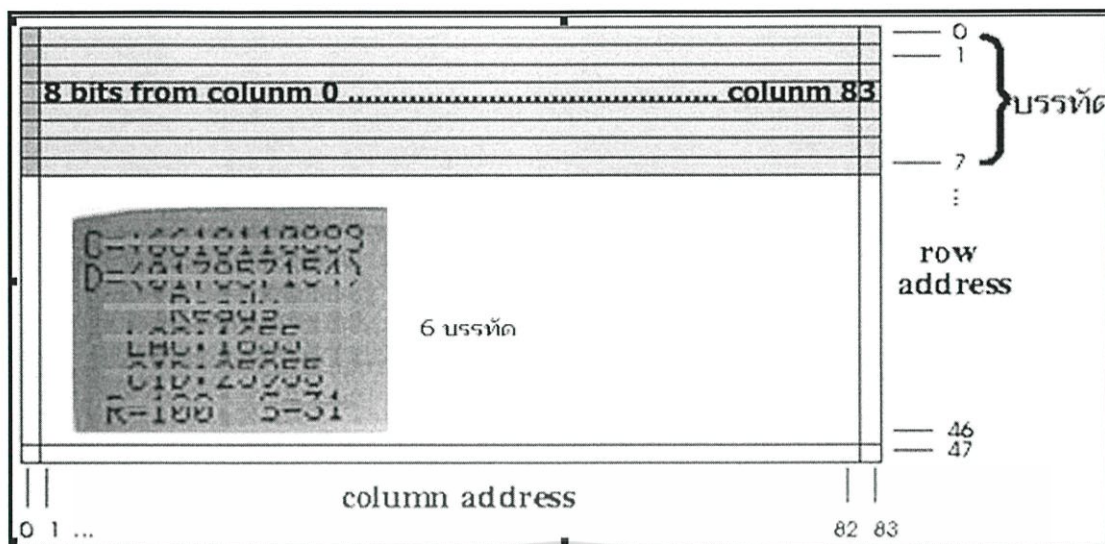


Name	Value
Name	SPIM_1
User Module	SPIM
Version	2.6
Clock	VC1
MISO	
MOSI	Row_0_Output_0
SClk	Row_0_Output_1
Interrupt Mode	TXRegEmpty
ClockSync	Sync to SysClk
InvertMISO	Normal

รูปที่ 3.15 การตั้งค่าคุณสมบัติของโมดูล SPIM_1

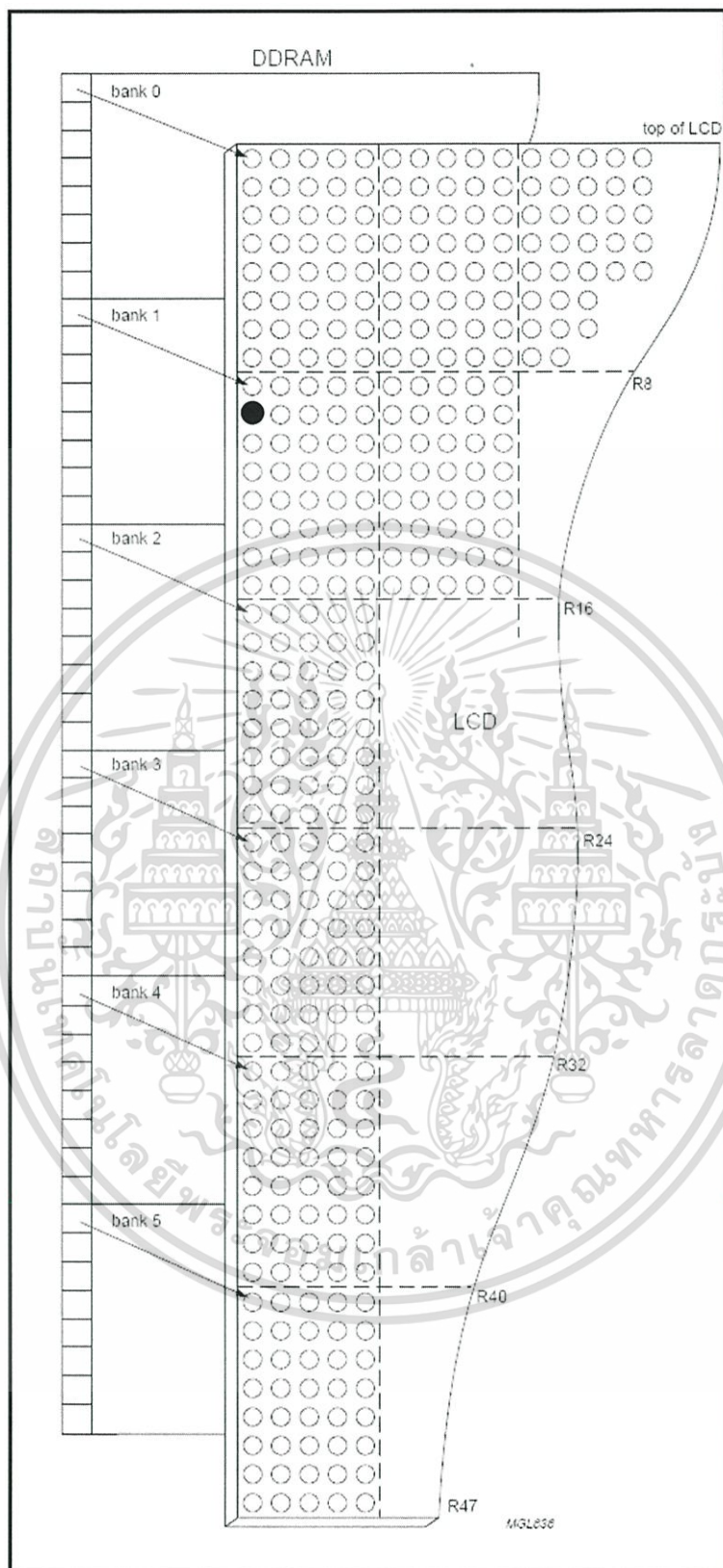
หลักการเพื่อควบคุมการทำงานของ LCD โดยแบ่งโหมดการทำงานออกเป็น 2 โหมด คือ โหมดส่งคำสั่ง (command mode) กับโหมดส่งข้อมูล (data mode) การกำหนดโหมดทำงานโดยการกำหนดขาสัญญาณ D/C เพื่อเลือกโหมด ซึ่งประกอบด้วย Data mode กำหนดโดยให้ขาสัญญาณ D/C เป็น 0 โดยใช้สำหรับรับข้อมูล เพื่อนำข้อมูลไปแสดงผลบนหน้าจอ และ Command mode กำหนดโดยให้ขาสัญญาณ เป็น 1 ใช้สำหรับรับคำสั่ง เพื่อกำหนดตำแหน่งของการเริ่มต้นเขียนข้อมูล และ กำหนดค่าการทำงานต่างๆ ให้แก่จอ LCD ข้อมูลที่ส่งไปแสดงผลเป็นข้อมูลแบบ 8 บิต ถ้าบิตไหนเป็น 1 จุดของ LCD ที่ได้รับข้อมูลบิตนั้นจะเป็นจุดสีดำ สำหรับบิตอื่นที่เป็น 0 จุดบน LCD จะไม่แสดงผล เปรียบเสมือนการเขียนข้อมูลลงหน่วยความจำแบบ DDRAM (Double Data Rate SDRAM) ขนาด 84x6 ไบต์ ที่ควบคุมการทำงานโดยไอซี PDC8544 ถ้าต้องการแสดงผลที่บิตใดก็ให้เขียน 1 ที่บิตนั้น

การระบุตำแหน่งบนหน้าจอแสดงผลหน้าจอของ LCD จะประกอบไปด้วยจำนวนจุดทั้งหมดเท่ากับ 48 x 84 จุด เป็นจำนวนคอลัมน์ (column) ได้เท่ากับ 84 คอลัมน์ และ จำนวนแถว (row) 48 แถวด้วยกัน โดยแถวทั้ง 48 แถวนั้น จะแสดงผลออกมาได้เป็น 6 บรรทัดๆละ 8 แถว เนื่องจากไอซี PCD8544 ที่ควบคุมการทำงานของจอแอลซีดี จะเก็บไฟล์ทีละ 1 ไบต์ หรือ 8 บิต มาแสดงผล โดยเก็บข้อมูลจากซ้ายไปขวา จากบนลงล่าง เมื่อแอลซีดี รับข้อมูลเพื่อแสดงผล LCD จะรับแบบต่อเนื่องจากบรรทัดแรก (บนสุด) แสดงจนครบทั้ง 84 คอลัมน์ จากซ้ายไปขวาก่อน จึงขึ้นแถวที่ 2 แล้วแสดงให้ครบทั้ง 84 คอลัมน์ใหม่ ไปเรื่อยๆ จนสุดท้าย บรรทัดที่ 6 ดูรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การระบุตำแหน่งเพื่อแสดงผลข้อมูล

หลักการการทำงานของโปรแกรมเพื่อแสดงผลบนจอแอลซีดี หลังจากสัญญาณอนาล็อกถูกแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลเพื่อแสดงบนจอแอลซีดีขนาด 48x84 จุด โดยแบ่งเป็นในแนวแกน Y 48 จุด แกน X 84 จุด การแสดงข้อมูลบนจอแอลซีดีจะต้องระบุตำแหน่งแกน X และแกน Y โดย X มีค่าจาก 0 ถึง 83 (84 จุด) ส่วน Y มีค่าจาก 0 ถึง 5 (6 บรรทัด) การแสดงขนาดของแอมพลิจูดบนแกน Y ทำให้ได้โดยนำสัญญาณนำแอมพลิจูดของสัญญาณหารด้วย 8 เพื่อหาค่าจำนวนตำแหน่งของบรรทัดว่าระดับสัญญาณจะอยู่ในตำแหน่งบรรทัดใด จาก 0 ถึง 5 และเศษที่เหลือจากการหาร จะใช้แสดงเป็นจุดในบรรทัดนั้น โดยการเลื่อนบิต 1 เป็นจำนวนครั้งเท่ากับเศษที่เหลือจากการหาร ส่วนจุดในแนวแกน X จาก 0 ถึง 83 จะแสดงลำดับการแสดงผลสัญญาณ ตัวอย่างเช่น การแสดงผลขนาดเท่ากับ 45 จำนวน โดย นำ 46 หาร 8 จะเท่ากับ 5 และเหลือเศษ 6 โดยปกติการแสดงผลแอมพลิจูดในแกน Y ฉะนั้น จะแสดงจากล่างขึ้นบน (ล่างต่ำสุด บนสูงสุด) แต่การทำงานของ LCD จะอ้างจากบนลงล่าง ฉะนั้นจากการคำนวณบรรทัดที่จะแสดงผลคือบรรทัดที่ 5 จากล่างขึ้นบน หรือ เท่ากับ บรรทัดที่ 2 (bank=1) จากบนลงล่าง ดังนั้นคำสั่งแสดงตำแหน่งบรรทัดที่จะแสดงผลคือ `nokia_gotoxy(0, Y-4)` เมื่อ $X=0$ และ $Y=5$ เมื่อได้ตำแหน่งของบรรทัดที่จะแสดงผลแล้วต่อไปเป็นการคำนวณว่าจุดใดบนบรรทัดนั้นจะแสดงผล จากการคำนวณ เศษที่เหลือจากการคำนวณคือ 6 แสดงว่าจะต้องทำให้บิตที่ 6 สว่างหรือเป็น 1 โดยการเขียนข้อมูล `0b00000100` ไปที่ LCD โดยหลักการเขียน `0b00000100` ไปที่ LCD จะทำการเลื่อนบิต 1 ไป $6-1=5$ ครั้ง โดยใช้ คำสั่ง `0b10000000>>5` ซึ่งจะทำให้บิตหรือจุดที่ 6 จากล่างขึ้นบน ของบรรทัดที่ 5 จากล่างขึ้นบน สว่างหรือติด ดังแสดงตามรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 ตัวอย่างการแสดงผลข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 การเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ

ข้อมูลซึ่งถูกบันทึกไว้สามารถส่งแบบไร้สายผ่านเครือข่ายบลูทูธเพื่อแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ระบบได้ออกแบบใช้โมดูลบลูทูธติดต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านการเชื่อมต่อแบบยูอาร์ที (UART: Universal Asynchronous Receiver Transmitter) กำหนดอัตราการส่งข้อมูลเป็น 9,600 บิตต่อวินาที ข้อมูลขนาด 8 บิต ไม่มีพาริตีบิต และใช้โพลคอนโทรลแบบฮาร์ดแวร์ พอร์ต 1.6 ต่อกับขาส่ง (Tx) และพอร์ต 1.7 ต่อกับขาจับ (Rx) ของโมดูลบลูทูธ กำหนดโหมดการทำงานของโมดูลบลูทูธเป็นโหมด 0 ซึ่งจะทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์จากคำสั่งทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ รูปแบบคำสั่งที่ใช้ ใช้คำสั่งเอที (AT Command) โดยระบุหมายเลขเฉพาะเครื่องสำหรับแต่ละอุปกรณ์ที่อยู่ใกล้ที่ถูกค้นหาโดยโมดูลบลูทูธ และจะร้องขอทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ดังกล่าว แต่ไม่ใช่จุดประสงค์ จุดประสงค์เพียงแสดงข้อความขอความช่วยเหลือซึ่งเป็นชื่อของโมดูลบลูทูธให้เจ้าของอุปกรณ์ที่จะเชื่อมต่อได้อ่านและให้ความช่วยเหลือต่อไป

โหมดการทำงานและการตั้งค่าการทำงานของโมดูลบลูทูธ มีทั้งหมด 3 โหมดคือ

MODE0 คือ โหมดรอรับคำสั่งสำหรับการเชื่อมต่อ

MODE1 คือ โหมดที่โมดูลจะทำการเชื่อมต่อเฉพาะกับอุปกรณ์ที่เคยเชื่อมต่อครั้งสุดท้าย

เท่านั้น

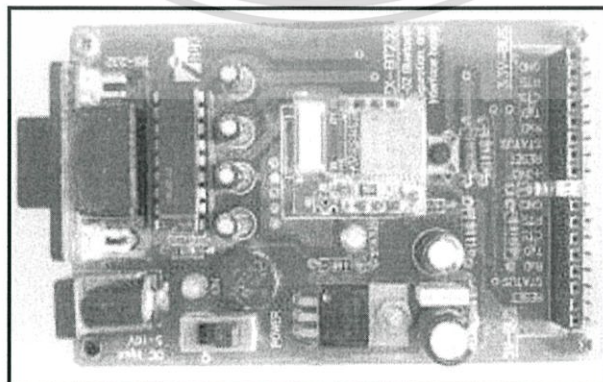
MODE2 คือ โหมดที่โมดูลจะทำการเชื่อมต่อเฉพาะกับอุปกรณ์ที่เคยถูกเชื่อมต่อครั้งสุดท้าย

เท่านั้น

MODE3 คือ โหมดที่โมดูลอนุญาตให้อุปกรณ์อื่นสามารถค้นหาและขอเชื่อมต่อได้

การกำหนดค่าเริ่มต้นของโมดูลบลูทูธ

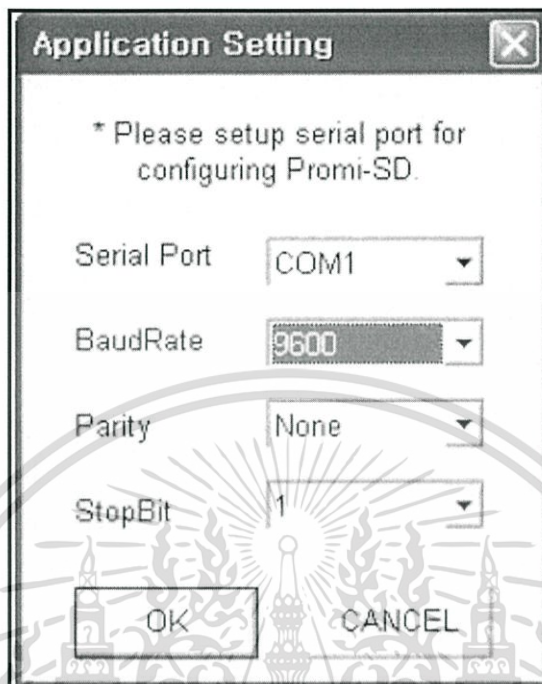
PromiWin เป็นโปรแกรมทำงานบนระบบปฏิบัติการไมโครซอฟท์วินโดวส์ ใช้สำหรับกำหนดค่าการทำงานของโมดูลบลูทูธ Promi ESD หลังจากติดตั้งโปรแกรม เชื่อมต่อ Promi ESD กับ บอร์ดตั้งค่า ดูรูปที่ 3.18 ผ่านพอร์ตอนุกรม



รูปที่ 3.18 บอร์ดตั้งค่าการทำงานของบลูทูธ

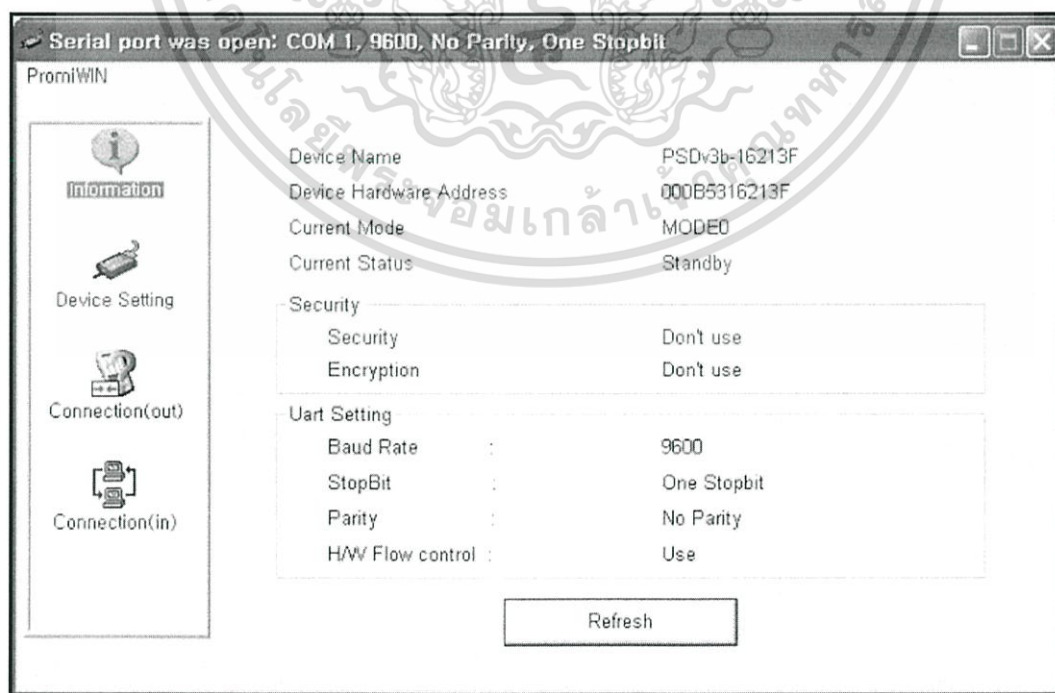
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเปิดสวิตซ์การทำงานแล้วเปิดโปรแกรม Promi Win ซึ่งจะต้องกำหนดค่าสำหรับการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ดตั้งค่ากับคอมพิวเตอร์ดังรูปที่ 3.19



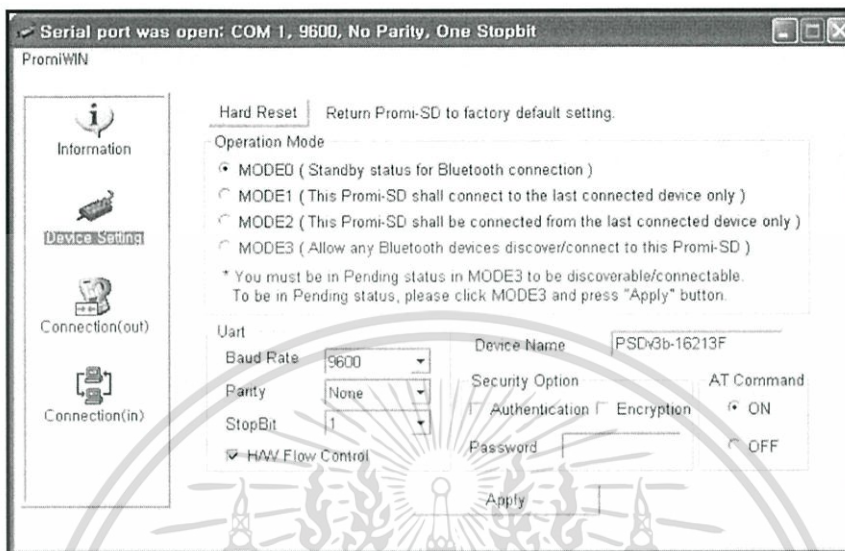
รูปที่3.19 การกำหนดค่าสำหรับการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ดตั้งค่ากับคอมพิวเตอร์

เมื่อกำหนดค่าและการเชื่อมต่อสำเร็จจะปรากฏรายละเอียดค่าเริ่มต้นจากโรงงานดังรูปที่ 3.20



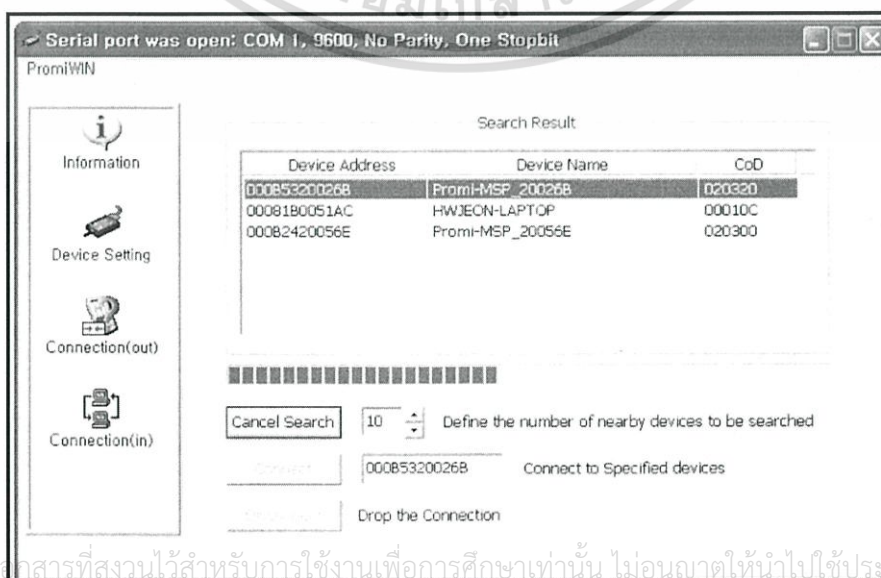
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานวิจัยที่ดำเนินการโดยศูนย์วิจัยและพัฒนาไปรษณีย์โทรคมนาคมให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลือกเมนู Device setting เพื่อตั้งค่าโหมดและรายละเอียดการทำงาน ต่างๆ ดังรูปที่ 3.21 การตั้งค่าสำหรับการวิจัย กำหนดโหมดทำงานเป็น โหมด 0 และเปลี่ยนค่า ของ Device Name เป็น “Help Me Please”



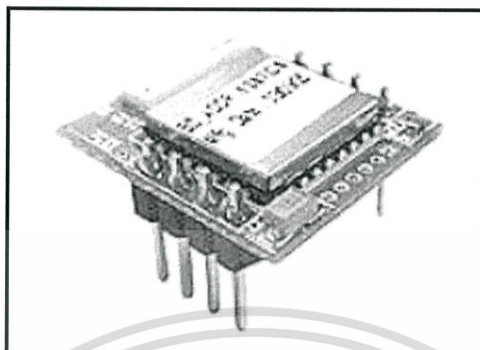
รูปที่3.21 เมนูการตั้งค่าโมดูลบลูทูธ

เลือกที่เมนู Connection (Out) เพื่อค้นหาอุปกรณ์บลูทูธอื่นเพื่อทดสอบเชื่อมต่อ เมื่อค้นพบอุปกรณ์ที่ต้องการเชื่อมต่อให้ เลือกที่อุปกรณ์นั้นแล้วเลือก connect เพื่อเชื่อมต่อ เมื่อการเชื่อมต่อสำเร็จให้เลือก disconnect เพื่อยกเลิกการเชื่อมต่อ ปิดสวิตซ์การทำงาน นำโมดูลติดตั้งบนเครื่องบันทึกคลื่น ไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากกำหนดโหมดการทำงานเป็นโหมด 1 ซึ่งเมื่อเปิดสวิตซ์การทำงาน โมดูลจะทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ที่เคยเชื่อมต่อครั้งล่าสุดโดยอัตโนมัติ รายละเอียดการค้นหาค้นหาแสดงดังรูปที่ 3.22

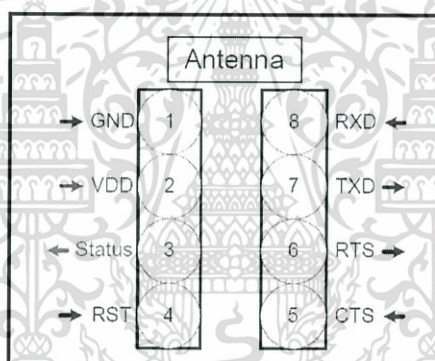


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งรูปที่3.22 การค้นหาอุปกรณ์บลูทูธที่จะทำการเชื่อมต่อทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ Promi-ESD02 กับไมโครคอนโทรลเลอร์ และขาสัญญาณแสดง
 ดังรูปที่ 3.23 และ 3.24 ตามลำดับและการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลบลูทูธกับไมโครคอนโทรลเลอร์
 อธิบายการและแสดงดังตารางที่ 3.2 และรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.23 รูปร่างของ โมดูล Promi-ESD02

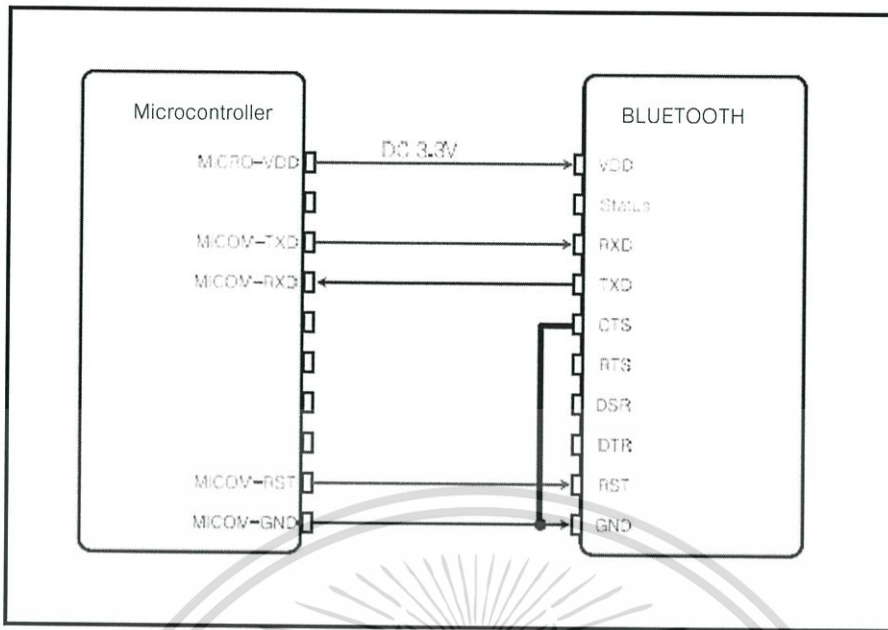


รูปที่ 3.24 ขาสัญญาณของ โมดูล Promi-ESD02

ตารางที่ 3.2 แสดงคำอธิบายขาสัญญาณของ โมดูล Promi-ESD02

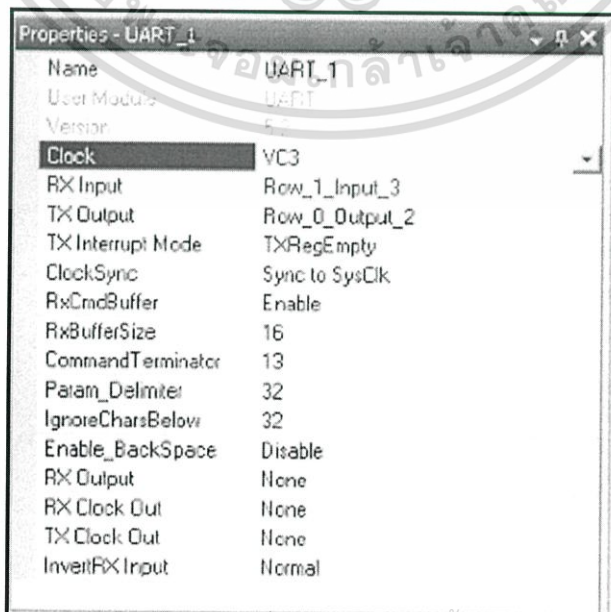
ขาสัญญาณ	ขาสัญญาณ	หน้าที่	Microcontroller
1	GND	ขาสัญญาณแรงดันไฟฟ้า 0 โวลต์	GND
2	VDD	ขาสัญญาณแรงดันไฟฟ้า 3.3 โวลต์	VDD
3	Status	ขาแสดงสถานะการเชื่อมต่อของบลูทูธ	-
4	RST	ขารีเซ็ต(ทำงานที่สถานะต่ำ)	-
5	CTS	ขาทำให้สถานะต่ำเพื่อส่งข้อมูล	GND
6	RTS	ขาแสดงสถานะพร้อมส่งข้อมูล	-
7	TXD	ขาข้อมูลออก	RXD (Port1.7)
8	RXD	ขาข้อมูลเข้า	TXD (Port1.6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการศึกษานี้เป็นการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่3.25 การเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธกับไมโครคอนโทรลเลอร์

การเขียนโปรแกรมการตั้งค่าโปรแกรมเพื่อเชื่อมต่อระหว่างโมดูลบลูทูธกับไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้โมดูล UART_1 ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งรายละเอียดการตั้งค่าแสดงตามรูปที่ 3.26 และจากรูปที่ 3.27 มีการใช้สัญญาณ Clock จาก VC3 ซึ่งความถี่ของ VC3 กำหนดจาก การตั้งค่าของ Global Resource ที่แสดงตามรูปที่3.27 ซึ่ง $VC3 = VC1/3/104 = 24 \text{ MHz}/3/104 = 79,623 \text{ Hz}$ การส่งข้อมูลจะใช้ฟังก์ชัน Buletooth_Sent(BYTE C) โดย C คือข้อมูลขนาด 8 บิต



รูปที่3.26 การตั้งค่า UART_1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Global Resources - a_ecg	
Power Setting [Vcc / SysClk f	3.3V / 24MHz
CPU_Clock	SysClk/2
32K_Select	Internal
PLL_Mode	Disable
Sleep_Timer	512_Hz
VC1= SysClk/N	3
VC2= VC1/N	10
VC3 Source	VC1
VC3 Divider	104
SysClk Source	Internal
SysClk*2 Disable	No
Analog Power	SC On/Ref Low
Ref Mux	(Vdd/2)+/(Vdd/2)
AGndBypass	Disable
Op-Amp Bias	Low
A_Buff_Power	Low
SwitchModePump	OFF
Trip Voltage (LVD (SMP))	4.81V (5.00V)
LVDThrottleBack	Disable
Watchdog Enable	Disable

รูปที่ 3.27 การตั้งค่า Global Resource

3.8 การร้องขอความช่วยเหลือ

การขอความช่วยเหลือจะมีสองส่วนส่วนแรกคือขอความช่วยเหลือจากบุคคลที่อยู่ใกล้เคียงโดยโมดูลบลูทูธจะตั้งชื่อว่า "Help Me Please" เมื่อถึงเหตุการณ์ที่ต้องการความช่วยเหลือ โมดูลจะถูกสั่งให้ค้นหาอุปกรณ์ที่อยู่ในรัศมีการทำงาน และทำการร้องขอเพื่อทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ดังกล่าวแต่จุดประสงค์เพียงแค่การแสดงค่าขอความช่วยเหลือซึ่งเป็นชื่อของอุปกรณ์ แสดงที่หน้าจอของอุปกรณ์ผู้ใช้ที่อยู่ใกล้ผู้ช่วยเท่านั้นจะทำงานร่วมกับไซเรนเสียงเพื่อระบุดำแหน่งของผู้ป่วยผู้ป่วย การขอความช่วยเหลือส่วนที่สองจะการทำงานส่วนแรกสิ้นสุด ไมโครคอนโทรลเลอร์จะสั่งหยุดการติดต่อกับอุปกรณ์ดังกล่าว หลังจากนั้นจะสั่งเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ของผู้ป่วยเพื่อสั่งให้ทำการส่งข้อความสั้นและโทรออกไปยังเบอร์โทรที่บ้านทักไว้เพื่อขอความช่วยเหลือ

3.8.1 ขั้นตอนโปรแกรมขอความช่วยเหลือ

1. กำหนดโหมดการทำงานเป็นโหมด 0 เพื่อรอคำสั่งการทำงาน โดยใช้คำสั่ง AT Command ที่ส่งไปยัง โมดูลที่มีการเชื่อมต่อตามมาตรฐาน UART

2. ใช้คำสั่ง UART_CPutString("AT+BTINQ?") เพื่อค้นหาอุปกรณ์บลูทูธ

3. บันทึก Device Address ที่ถูกค้นพบลงในหน่วยความจำ

4. ใช้คำสั่ง UART_CPutString("ATD+Device Address ") ตามด้วย เพื่อทำการติดต่อไปที่ device address ดังกล่าว

5. ใช้คำสั่ง UART_CPutString("+++") สั่งให้โมดูลที่กำลังติดต่อกับสามารถรับคำสั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า AT command ได้ เนื่องจากถ้าหากโมดูลกำลังเชื่อมต่อ จะไม่สามารถรับคำสั่งใดๆ ได้ ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ใช้คำสั่ง UART_CPutString("ATH") เพื่อยกเลิกการเชื่อมต่อ

7. ใช้คำสั่งเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธอื่นๆ

3.8.2 การส่งข้อความสั้นและโทรออกเพื่อขอความช่วยเหลือ

การร้องขอความช่วยเหลือในกรณีฉุกเฉินนอกจากส่งข้อความในระยะใกล้แล้ว ยังเพิ่มระบบการติดต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ของผู้ป่วยที่มีระบบบลูทูธให้ส่งข้อความสั้นและโทรออกไปยังเลขหมายที่ระบุไว้ โดยโมดูลบลูทูธจะถูกสั่ง ผ่าน AT Command ให้ทำการเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่การส่งข้อความสั้นมี 2 โหมดคือ เท็กโหมด (text model) และพีดียูโหมด (PDU Model) โทรศัพท์เคลื่อนที่ที่สามารถทำงานในแต่ละโหมดที่แตกต่างกันขึ้นกับผู้ผลิต โดยสำหรับการทดลองใช้ PDU mode ซึ่งจะส่งข้อความโดยใช้ รหัส PDU

3.8.3 ขั้นตอนการเขียน โปรแกรม

1. ใช้คำสั่งเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่

UART_CPutString("ATD0018135ACFB2") โดย 0018135ACFB2 คือหมายเลขประจำเครื่องของอุปกรณ์บลูทูธซึ่งแต่ละเครื่องจะแตกต่างกันไป

2. กำหนดโหมดการส่งข้อความสั้นเป็น PDU โหมดด้วยคำสั่ง

UART_CPutString("AT+CMGF=0")

3. กำหนดการแจ้งจำนวนคู่ของรหัส PDU ที่จะส่งไปที่โทรศัพท์มือถือด้วยคำสั่ง

UART_CPutString("AT+CMGS=27") โดย 27 คือจำนวนคู่ของรหัส PDU ที่จะส่งข้อความไปยังโทรศัพท์เคลื่อนที่ โดยรหัส PDU จะมีข้อมูลของข้อความที่จะส่งและหมายเลขปลายทางที่จะส่ง

4. ส่งรหัส PDU เพื่อให้โทรศัพท์มือถือส่งข้อความไปยังโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่กำหนดจากรหัส PDU ด้วยคำสั่ง

UART_CPutString("0021000B916698978092F80000CC8321BDE2C43D9E5F0BC0C")

โดย 0011000B916698978092F80000b0EC8321B0E6A96415076393C2F03 หรือ รหัส PDU เป็นเลขฐาน 16 มีจำนวนทั้งหมด 27 คู่ ไม่รวม 00 ที่อยู่ด้านหน้าของ รหัส PDU โดยรายละเอียดของรหัส PDU คือ

00 21 00 0B 91 66 98 97 80 92 F8 00 00 0C C8 32 1B DE 2C 43 D9 E5 F0 BC 0C

00 คือ แสดงถึงศูนย์บริการจะอ่านข้อมูลจากซิมการ์ด

21 คือ รูปแบบ รหัส PDU

00 คือ การอ้างอิงข้อความไม่มีการเปลี่ยนแปลง

0B คือ จำนวนหมายเลขโทรศัพท์ปลายทางรวมรหัสประเทศและไม่รวม 0 ในที่นี้คือ 11

6698978092F8 คือ รหัสที่ถอดจากหมายเลขโทรศัพท์ปลายทาง 66897908298 ทำได้โดย

การจับคู่หมายเลขโทรศัพท์หลักติดกันแล้วสลับตำแหน่งหลักถ้าหมายเลขเป็นจำนวนคี่ให้ใส่ F

ต่อท้ายแล้วจับคู่แล้วสลับตำแหน่ง สำหรับ หมายเลข 66897908298 จับคู่ได้ 66 89 79 08 29 8F

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าแล้วสลับตำแหน่งแต่ละคู่จะได้ 66 98 97 80 92 F8 รวมกันแล้วจะได้ 6698978092F8 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

91 คือ รูปแบบรหัสประเทศ

66 คือ รหัสประเทศ

00 คือ ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

00 คือ แสดงถึง การถอดรหัสข้อมูล 7 บิต

0B คือ ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

0C คือ จำนวนตัวอักษรที่ส่งข้อความ (1 ตัวอักษรมี 2 ไบต์) จากตัวอย่างมีตัวอักษรทั้งหมด 13 ตัวอักษร (26 ไบต์) รวมช่องว่างด้วย และต้องรวมตัวอักษรตัวสุดท้ายคือช่องว่างอีก 1 ตัวอักษร รวมตัวอักษรทั้งหมดเท่ากับ 0C หรือ 12 ตัวอักษร

C8 คือ H

32 คือ e

1B คือ l

DE คือ p

2C คือ M

43 คือ e

D9 คือ P

E5 คือ l

F0 คือ e

BC คือ a

0C คือ s

หลักการการแปลงข้อความที่ต้องการส่ง ซึ่งจะต้องแปลงจากรหัสแอสกี (Ascii)

เป็นยูนิโคด (Unicode) การแปลงจะต้องทำ Ascii เป็น เลขฐานสอง (Binary) แล้วตัดบิตซ้ายสุดออกให้เหลือ 7 บิต จากนั้นนำบิตขวาสุดจากตัวอักษรถัดไปมาเพิ่มเข้าบิตซ้ายสุดของตัวอักษรปัจจุบันให้ครบ 8 บิต แล้วถัดจากนั้นแปลงเป็นเลขฐาน 16 ตัวอย่างเช่นการแปลงข้อมูล "HelpMePlease" ตัวอักษร "H" รหัสแอสกี คือ 72 แปลงเป็นฐานสอง 01001000 ตัดบิตซ้ายสุดออก เหลือ 1001000(7บิต) นำบิตขวาสุดของ "e" ซึ่งก็คือ 1 มาเติมด้านซ้ายสุดของ 1001000 ได้เท่ากับ 1100 1000 แล้วแปลงเป็นฐาน 16 ซึ่งก็คือ C8 ส่วน "e" หลังจากถูกตัดบิตขวาไปทำให้ข้อมูลเหลือ 6 บิต จึงจำเป็นต้องนำบิตขวาสุดของตัวอักษรถัดไปซึ่งก็คือ "l" มา 2 บิตมาเติมให้ข้อมูลของ "e" เต็ม 8 บิต ซึ่งหลังจากเติมแล้วก็เท่ากับ 0011 0010 ซึ่งก็คือ 32 ในฐาน 16 ทำเหมือนกันจนครบทุกตัวอักษร ซึ่งทั้งหมดแสดงตามตารางที่ 3.3

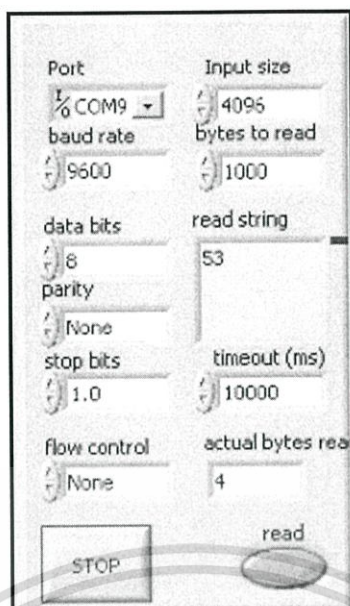
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 แสดงการแปลงรหัส Ascii เป็น Unicode

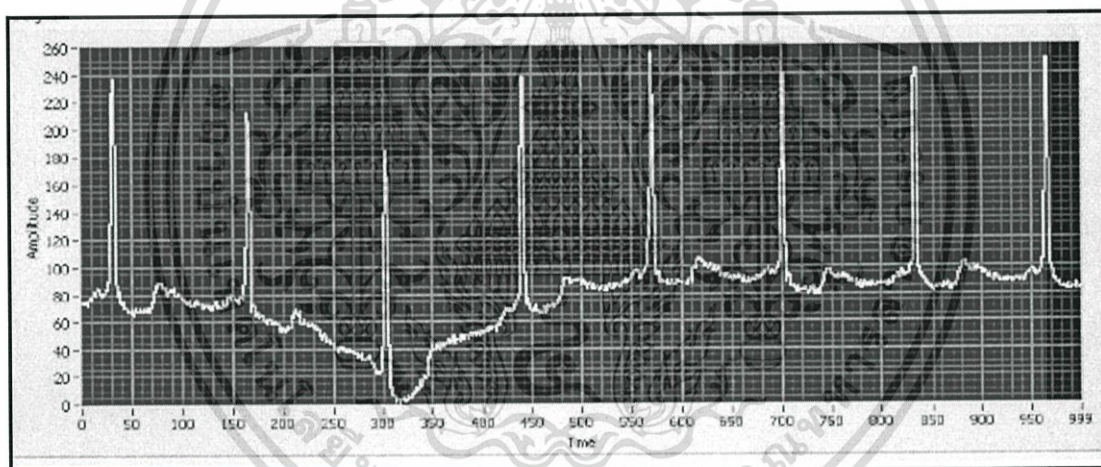
	H	e	l	p	M	e
Ascii	72	101	108	112	77	101
Binary	0100 1000	0110 0101	0110 1100	0111 0000	0100 1101	0110 0101
7 bit	100 1000	110 0101	110 1100	111 0000	100 1101	110 0101
สลับบิต	1100 1000	0011 0010	0001 1011	1101 111 0	0010 1100	0100 0011
Hex	C8	32	1B	DE	2C	43
	P	l	e	a	s	e
Ascii	80	108	101	97	115	101
Binary	0101 0000	0110 1100	0110 0101	0110 0001	0111 0011	0110 0101
7 bit	101 0000	110 1100	110 0101	110 0001	111 0011	1100101
สลับบิต	1101 1001	1110 0101	11110 000	11111 00	0000 1100	
Hex	D9	E5	F0	BC	0C	

3.9 การแสดงผลทางคอมพิวเตอร์แบบไร้สาย

การรับข้อมูลแบบไร้สายจากเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะใช้โมดูลบลูทูธที่ติดตั้งภายในคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม LabView™ เขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงาน โดยโปรแกรมจะจำลองการทำงานเปรียบเสมือนการรับข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม ซึ่งจำเป็นต้องมีการกำหนดค่าต่างๆของพอร์ต สำหรับการงานวิจัยนี้ได้กำหนดค่าต่างๆของพอร์ตคือ กำหนดให้มีการเชื่อมต่อผ่านพอร์ต 9 กำหนดอัตราการส่งข้อมูล 9,600 บิตต่อวินาทีและข้อมูลเป็นขนาด 8 บิต ไม่มีพาริตีบิตและไม่ใช้โพลคอนโทรล รายละเอียดการตั้งค่าแสดงตามรูปที่ 3.28 ข้อมูลที่รับผ่านพอร์ตอนุกรมเป็นข้อมูลที่ส่งมาเป็นตัวอักษรเลขฐานสิบหกจำเป็นต้องแปลงเป็นเลขฐานสิบโดยใช้เครื่องมือใน Hexadecimal String To Number หลังจากนั้นข้อมูลที่เป็นตัวเลขจะถูกนำแสดงบนกราฟโดยใช้เครื่อง Wave Form Chart ตามที่แสดงในรูปที่ 3.29



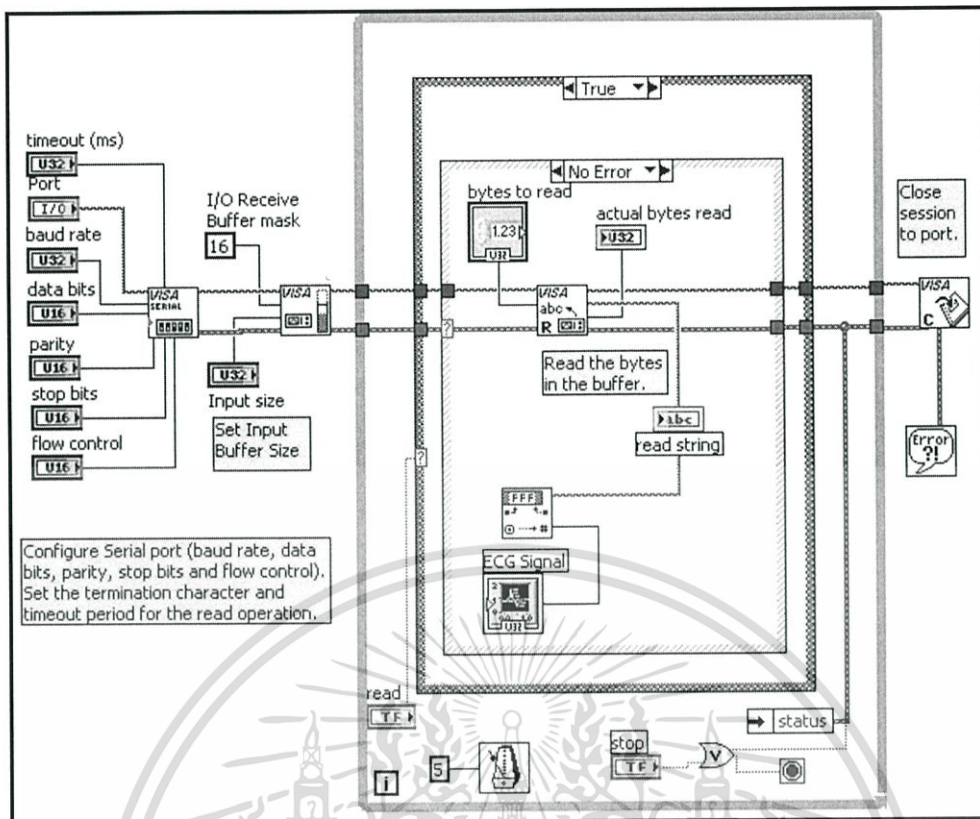
รูปที่ 3.28 การตั้งค่าต่างๆของพอร์ตอนุกรม



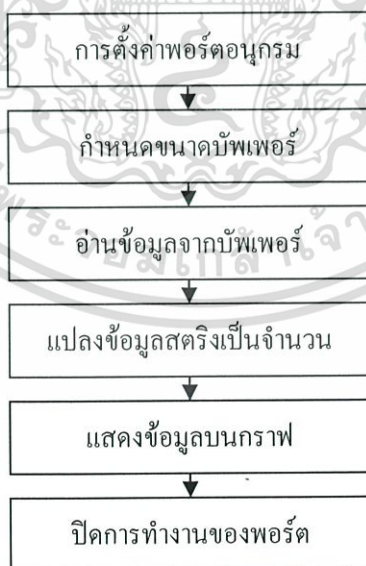
รูปที่ 3.29 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล

โปรแกรม LabView™ มีรูปแบบการติดต่อกับผู้เขียน โปรแกรม 2 แบบคือ แบบ front Panel คือรูปแบบที่แสดงผลการทำงานรวมทั้งการรับคำสั่งการทำงาน ตัวอย่างแสดงตามรูปที่ 3.30 และอีกรูปแบบคือ แบบ Block Diagram คือรูปแบบการติดต่อใช้สำหรับการควบคุมการทำงาน ตลอดจนการเขียน โปรแกรมการทำงานทั้งหมดตัวอย่างรูปแบบนี้แสดงตามรูปที่ 3.31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่3.30 การเขียน โปรแกรมควบคุมการทำงาน



รูปที่3.31 การเขียน โพลชาร์ตควบคุมการทำงาน

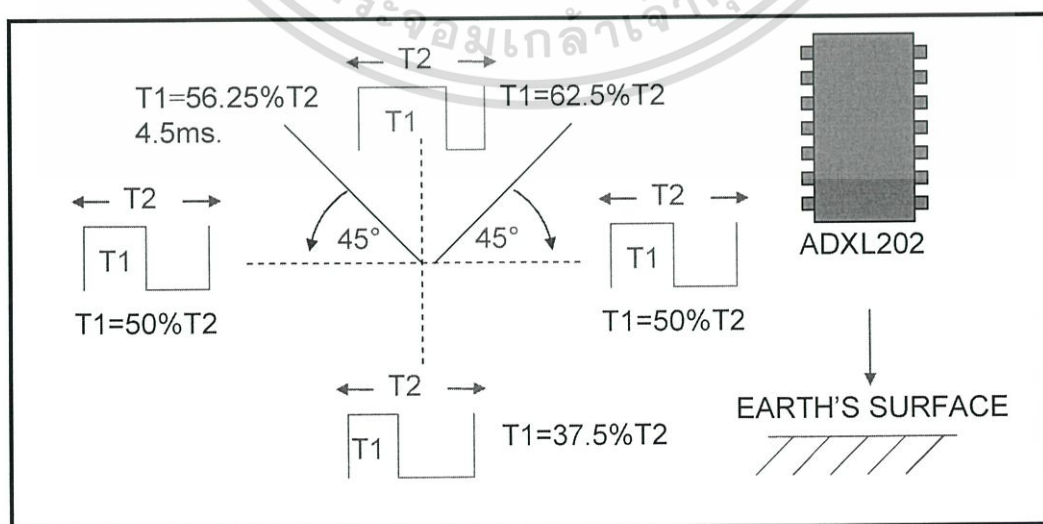
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.10 เงื่อนไขการแจ้งเตือนและขอความช่วยเหลือ

การแจ้งเตือนจะเกิดขึ้นโดยการตรวจสอบอัตราการเต้นของหัวใจเมื่อมากกว่าหรือน้อยกว่าปกติ โดยปกติอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 60-100 ครั้ง/นาที ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้ง/นาที เป็นความผิดปกติเรียกว่าภาวะหัวใจเต้นช้า (Bradycardia) และถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้ง/นาทีเป็นความผิดปกติเรียกว่าภาวะหัวใจเต้นเร็ว (Tachycardia) [6] เมื่อตรวจสอบพบว่าหัวใจเต้นช้าหรือเร็วกว่าปกติเครื่องจะแจ้งเตือนโดยไซเรนเพื่อหยุดกิจกรรมที่ก่อให้เกิดความเสี่ยงและหากผู้ป่วยเกิดเป็นลมหมดสติขึ้นมาเซ็นเซอร์ตรวจจับความโน้มถ่วงของโลกจะสร้างสัญญาณอินเตอร์รัพท์ให้ไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสั่งให้มีการขอความช่วยเหลือ

3.11 ระบบตรวจจับการล้มหมดสติ

การตรวจสอบการล้มเมื่อผู้ป่วยเป็นลมหรือหมดสติ การตรวจจับจะใช้เซ็นเซอร์ตรวจสอบความเร่ง สัญญาณเอาต์พุตเป็นแบบพัลส์วidthมอดดูเลชัน (PWM: Pulse Width Modulation) โดยกำหนดความกว้างของพัลส์เป็น 8 มิลลิวินาที ส่วนค่า duty cycle (Duty cycle) จะมีการเปลี่ยนความกว้างเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าความเร่ง เซ็นเซอร์จะมีเอาต์พุต 2 ช่อง คือ สัญญาณในแกน X และสัญญาณในแกน Y ค่า Duty Cycle ของแต่ละเอาต์พุตจะเปลี่ยนตามการทำมุมของตัวเซ็นเซอร์กับเส้นแนวตั้งฉากกับโลก โดยค่า Duty Cycle ของแต่ละเอาต์พุตที่มุมต่างๆ แสดงดังรูปที่ 3.32 การทดลองจะใช้เพียงสัญญาณจากเอาต์พุตในแนวแกน X เท่านั้นเมื่อระบบตรวจพบภาวะหัวใจเต้นผิดปกติ ค่า Duty cycle จะถูกเก็บบันทึกไว้ และ เงื่อนไขที่ระบุว่าการล้มเกิดขึ้นคือ แนวแกน X ของเซ็นเซอร์มีการเปลี่ยนมากกว่า 90 องศาจากค่าเริ่มต้น หรือเมื่อค่า Duty Cycle มีการเปลี่ยนแปลงมากกว่า 13.5% หรือ มากกว่าประมาณ 1 มิลลิวินาที เมื่อเป็นไปตามเงื่อนไขที่กำหนดระบบขอความช่วยเหลือจะทำงาน

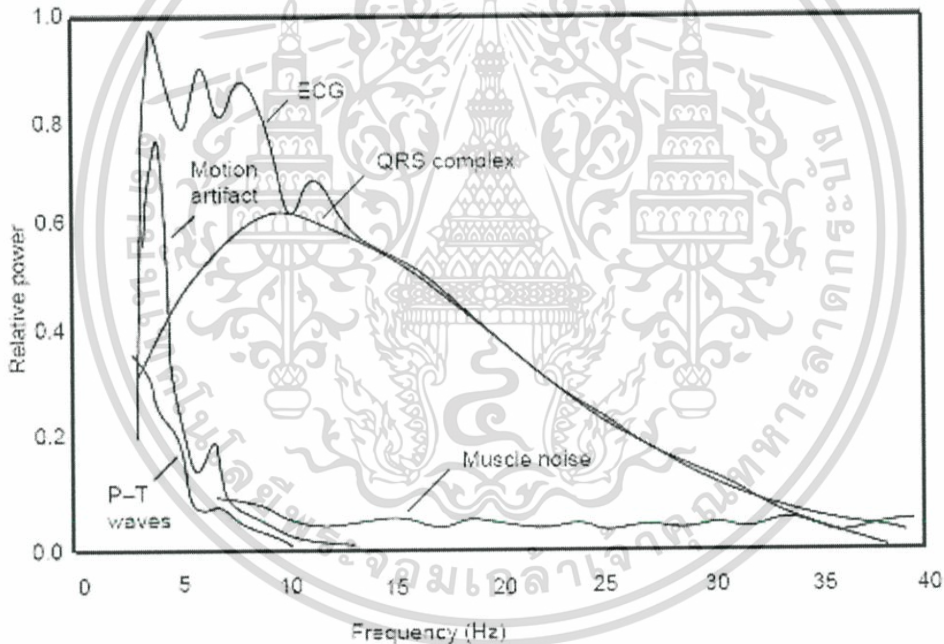


รูปที่ 3.32 รูปร่าง Duty Cycle ที่ไอซีทำมุมต่างๆกับพื้นผิวโลก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับผูกขาดให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.12 การตรวจสอบคลื่นคิวอาร์เอส (QRS Detection)

การประมวลผลหาอัตราการเต้นของหัวใจ โดยเฉพาะการอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อการวิเคราะห์โรคหัวใจเดินผิดปกติจำเป็นต้องใช้การตรวจสอบหาคลื่นคิวอาร์เอส (QRS) ที่มีความละเอียด มีหลากหลายวิธีที่ใช้หาคลื่น QRS ในที่นี้เลือกใช้เทคนิคฮิลเบิร์ตทรานส์ฟอร์ม (Hilbert Transform) และเนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบหลายๆความถี่นอกจากคลื่น QRS, ยังประกอบด้วยคลื่นพี (P-Wave), คลื่นที (T-Wave), สัญญาณรบกวนจากระบบไฟฟ้า, สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว (Artifact) รูปที่ 3.33 ซึ่งองค์ประกอบความถี่อื่นจะรบกวนการหา QRS จำเป็นต้องใช้ตัวกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออกตัว โดยใช้เทคนิคกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filtering Techniques) โดยทั่วไปคลื่น QRS จะมีความถี่จาก 10-25 เฮิร์ตซ์ [10] จึงกำหนดแถบความถี่ผ่านของตัวกรองสัญญาณที่ความถี่ดังกล่าวก่อนที่จะหาคลื่น QRS โดยเทคนิค Hilbert Transform เพื่อหาอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับวิเคราะห์โรคหัวใจเดินผิดปกติที่ถูกต้อง



รูปที่ 3.33 องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่างๆ [10]

การค้นหา QRS Complex ที่ละเอียดนำไปสู่การตรวจพบคลื่น R ซึ่งเป็นพื้นฐานสำหรับคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญสำหรับการวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่เนื่องจากสัญญาณรบกวนจาก สัญญาณรบกวนต่างๆ เช่น การรบกวนจากสัญญาณพื้นฐาน (Base Line) สัญญาณรบกวนจากคลื่นความถี่ หรือสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อ ซึ่งทำให้การค้นหา QRS นั้นยากมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การตรวจจับ QRS โดยใช้การแปลงแบบฮิลเบิร์ต

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการพื้นฐานของการแปลงแบบฮิลเบิร์ต (Hilbert transform) และการหา QRS โดยใช้ Hilbert transform

4.1 พื้นฐานของการแปลงแบบฮิลเบิร์ต

กำหนดให้ $x(t)$ เป็นฟังก์ชันค่าจริง และการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของฟังก์ชัน $x(t)$ คือ

$$\hat{x}(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \frac{1}{t-\tau} d\tau \quad (4.1)$$

จากสมการ (4.1) ตัวแปรอิสระไม่มีการเปลี่ยนแปลงจากการแปลงแบบฮิลเบิร์ต ดังนั้น เอาพหุ $\hat{x}(t)$ เป็นฟังก์ชันขึ้นกับเวลา และ $\hat{x}(t)$ เป็นฟังก์ชันเชิงเส้น (Linear Function) กับ $x(t)$ เมื่อทำการคอนโวลูชัน $x(t)$ ด้วย πt^{-1} จะได้ความสัมพันธ์

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi} * x(t) \quad (4.2)$$

เขียนสมการ (4.2) ใหม่ และทำการแปลงแบบฟูเรียร์ จะได้

$$F\left\{\hat{x}(t)\right\} = \frac{1}{\pi} F\left\{\frac{1}{t}\right\} F\{x(t)\} \quad (4.3)$$

เนื่องจาก

$$F\left\{\frac{1}{t}\right\} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{x} e^{-j2\pi f x} dx = -j\pi \operatorname{sgn} f \quad (4.4)$$

เมื่อ

$$\operatorname{sgn} f = \begin{cases} +1 & f > 0 \\ 0 & f = 0 \\ -1 & f < 0 \end{cases}$$

สมการ (4.3) สามารถเขียนใหม่ได้

$$F\{\hat{x}\} = -j\pi \operatorname{sgn} f \cdot F\{x(t)\} \quad (4.5)$$

ผลในโดเมนความถี่ (Frequency Domain) ของสมการ (4.5) จะเท่ากับผลคูณสเปกตรัมของ $x(t)$ กับ $j(+90^\circ)$ สำหรับความถี่ลบ (Negative frequency) และเท่ากับผลคูณสเปกตรัมของ $x(t)$ กับ $-j(-90^\circ)$ สำหรับความถี่บวก (Positive Frequency) ส่วนผลในโดเมนของเวลา (Time Domain) หาได้โดยการแปลงฟูเรียร์ย้อนกลับ (Inverse Fourier Transform) [5]

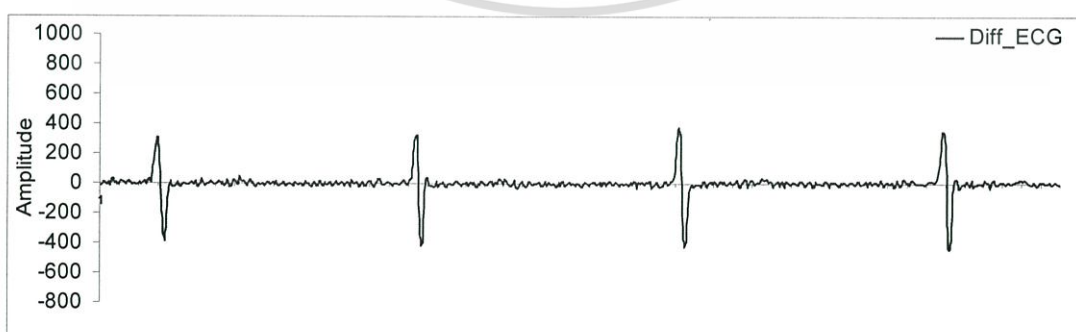
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 คุณสมบัติการแปลงฮิลเบิร์ตกับ การตรวจจับ QRS

คุณสมบัติอย่างหนึ่งของการแปลงฮิลเบิร์ต คือ การเป็นฟังก์ชันคี่ (Odd Function) ซึ่งฟังก์ชันจากการแปลงแบบฮิลเบิร์ตจะตัดแกน x ทุกๆครั้งที่ฟังก์ชันเริ่มต้นมีการเปลี่ยนแปลงจากจุดสูงสุดหรือจากจุดต่ำสุด จากรูปที่ 4.1 คือตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia จากฐานข้อมูลของเว็บไซต์ <http://www.physionet.com> จากรูปดังกล่าว แอมพลิจูดของคลื่น R มีขนาดที่แตกต่างกัน ทำให้ยากต่อการหาตำแหน่งของคลื่น R ด้วยวิธีตรวจสอบระดับเทรชโฮลด์ (threshold detection) ซึ่งมีผลต่อการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจที่ถูกต้อง จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้นเมื่อใช้โปรแกรม MATLAB ทำการหาอนุพันธ์ (Differential) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งแสดงตามรูปที่ 4.2 จากรูปคลื่น R คือจุดที่สูงที่สุดเมื่อหาอนุพันธ์ทำให้ตำแหน่งของคลื่น R มีค่าเท่ากับศูนย์ และเมื่อคำนวณหาค่าสัมบูรณ์ของการแปลงฮิลเบิร์ตของการหาอนุพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้ได้ คลื่น R ที่ตำแหน่งเดียวกันกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น แต่แอมพลิจูดของคลื่น R มีขนาดใกล้เคียงกัน โดยแสดงตามรูปที่ 4.3 ซึ่งทำให้สามารถหาตำแหน่งของคลื่น R โดยวิธีการตรวจสอบระดับของแอมพลิจูด (Threshold Detection) ได้สะดวกขึ้น

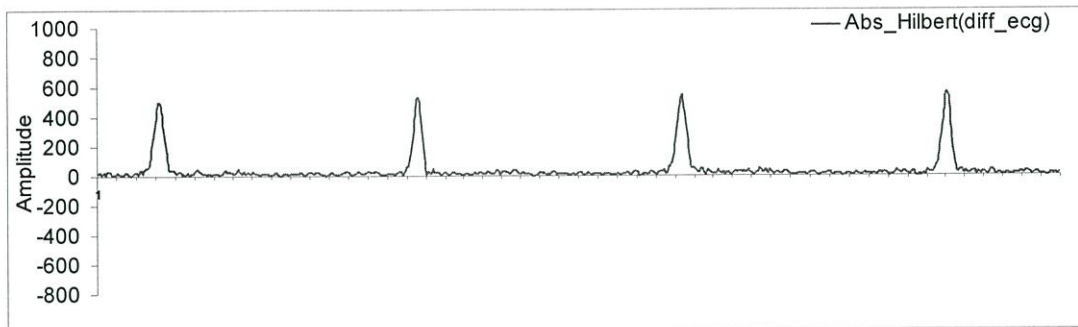


รูปที่ 4.1 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia



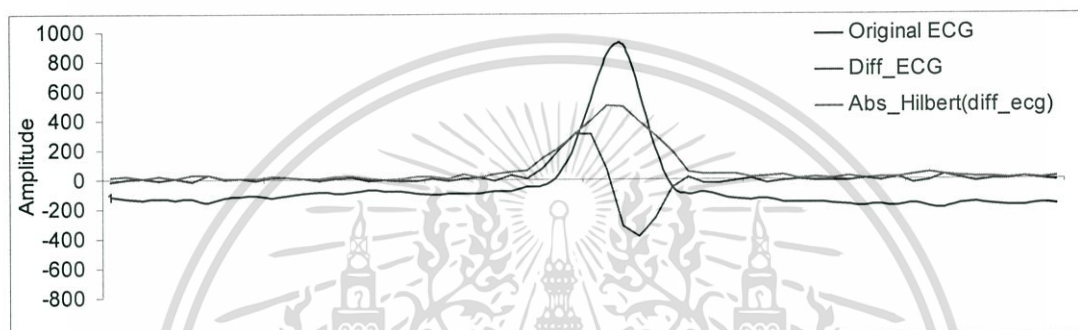
รูปที่ 4.2 อนุพันธ์ของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ Ventricular Tachycardia

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 ค่าสัมบูรณ์จากการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติแบบ

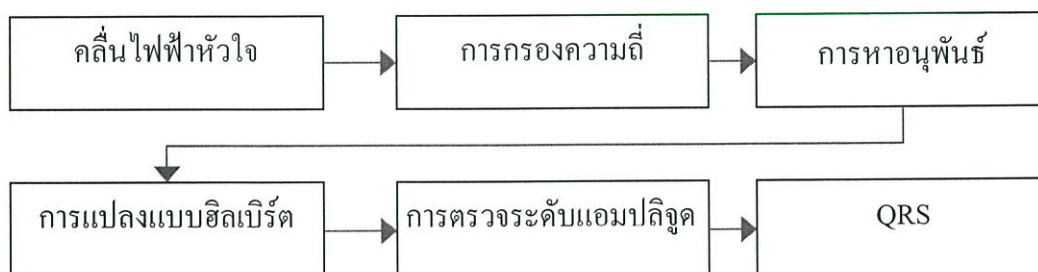
Ventricular Tachycardia



รูปที่ 4.4 การเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น กับอนุพันธ์ของสัญญาณเริ่มต้น และค่าสัมบูรณ์ของการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของอนุพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.3 ขั้นตอนการตรวจหา QRS

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกรองสัญญาณความถี่ที่ความถี่ 8-20 เฮิร์ตเพื่อลดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อ [11] และเพื่อให้ QRS มีแอมพลิจูดสูงสุดเมื่อเทียบกับสัญญาณพื้นฐาน (Base line) จากนั้นสัญญาณจะถูกหาอนุพันธ์ก่อนที่จะถูกแปลงแบบฮิลเบิร์ตและหาค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณ ซึ่งจะได้อัตรา R ทุกจุด มีแอมพลิจูดระดับเดียวกันทำให้เหมาะสมสำหรับการตรวจหา คลื่น R โดยการตรวจสอบด้วย วิธีเปรียบเทียบระดับของแอมพลิจูด โดยขั้นตอนการตรวจหาคลื่น R แสดงตามรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 โฟลว์ชาร์ตขั้นตอนการตรวจหา QRS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ส่วนบุคคลเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ขั้นตอนการแปลงฮิลเบิร์ต

ขั้นตอนการทำฮิลเบิร์ตทรานฟอร์มมี 4 ขั้นตอนคือ

1. คำนวณฟูเรียร์ทรานฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง (DFT) ของข้อมูลอินพุต จำนวน n แล้วเก็บไว้ในตัวแปร $x(i)$ โดย $i=0$ ถึง n สำหรับการทดลอง $n=8$

2. สร้างฟังก์ชัน $h(i)$ โดยมีเงื่อนไข $h(i)$ เท่ากับ

$$1 \text{ เมื่อ } i = 1, (n/2)+1$$

$$2 \text{ เมื่อ } i = 2, 3, \dots, (n/2)$$

$$0 \text{ เมื่อ } i = (n/2)+2, \dots, n$$

3. คำนวณผลคูณระหว่าง $x(i)$ กับ $h(i)$

4. คำนวณอินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง (IDFT) จากข้อ 3 ก็จะได้ข้อมูลเอาพุตจากการแปลง ฮิลเบิร์ตทรานฟอร์ม

4.5 ฟูเรียร์ทรานฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform: DFT)

กำหนด DFT ของข้อมูล $x[n]$ คือ $X[k]$ โดย $X[k]$ นิยามได้จาก

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{nk} \quad (4.6)$$

$$W_N^{nk} = e^{\frac{-j2\pi kn}{N}} \quad (4.7)$$

และ $k=0$ ถึง $N-1$ และ

สำหรับการหา DFT แบบ 8 จุด ($N=8$)

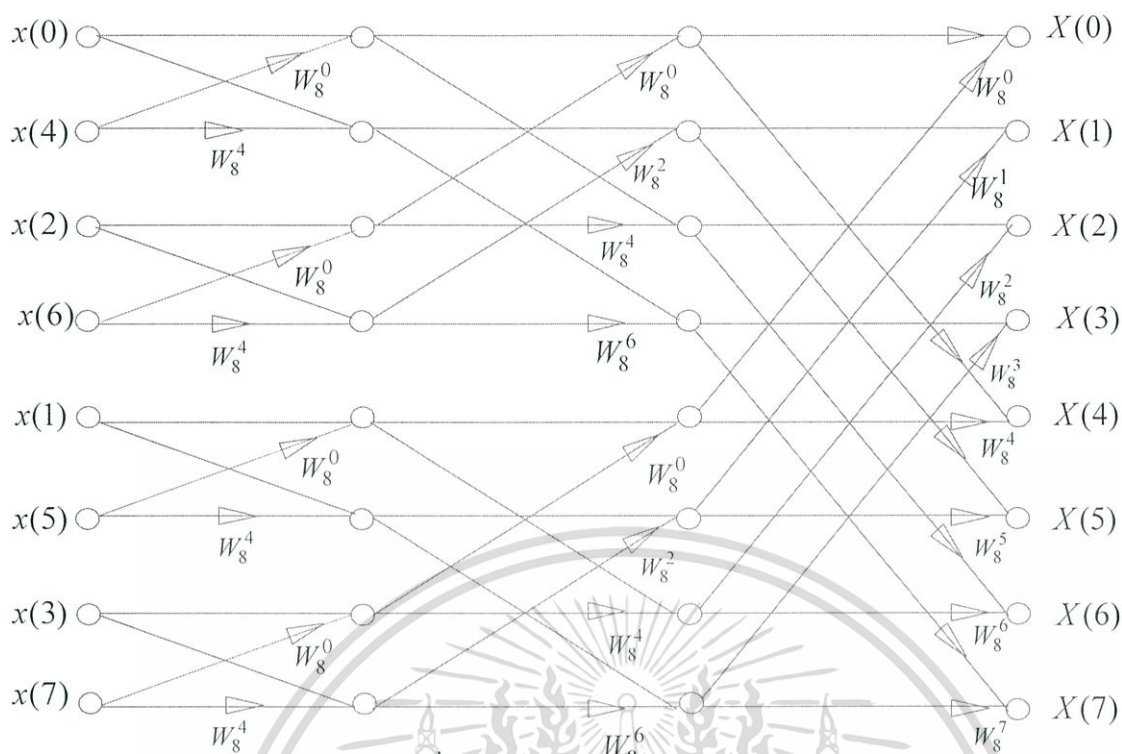
$$\begin{aligned} X(k) &= \sum_{n=0}^7 x(n)W_8^{nk}, k = 0, \dots, 7 \\ &= x(0)W_8^{0k} + x(1)W_8^{1k} + x(2)W_8^{2k} + x(3)W_8^{3k} \\ &\quad + x(4)W_8^{4k} + x(5)W_8^{5k} + x(6)W_8^{6k} + x(7)W_8^{7k} \end{aligned} \quad (4.8)$$

โดยจัดรูปแบบใหม่จะได้

$$\begin{aligned} &= x(0)W_8^{0k} + x(2)W_8^{2k} + x(4)W_8^{4k} + x(6)W_8^{6k} \\ &\quad + x(1)W_8^{1k} + x(3)W_8^{3k} + x(5)W_8^{5k} + x(7)W_8^{7k} \end{aligned} \quad (4.9)$$

สรุปแผนผังการทำ DFT หลังจากลดรูป สำหรับ $N=8$ เมื่ออินพุตคือ $x(0)$ ถึง $x(7)$ และเอาพุตคือ

$X(0)$ ถึง $X(7)$ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.6 แผนผังการทำ DFT ขนาด $n=8$

จากความสัมพันธ์ของออยเลอร์

$$W_N^k = e^{-j\frac{2\pi k}{N}} = \cos(2\pi k) - j\sin(2\pi k) \quad (4.10)$$

จากรูปที่ 4.6 หากความสัมพันธ์ของออยเลอร์จะได้ตามรูปที่ 4.7

$$\begin{array}{ccc} a & \xrightarrow{\quad} & a + W_N^k b \\ & \searrow & \nearrow \\ & & W_N^k b \\ & \nearrow & \searrow \\ b & \xrightarrow{\quad} & a - W_N^k b \end{array}$$

รูปที่ 4.7 แผนผังการทำ DFT โดยใช้ความสัมพันธ์ของออยเลอร์

จากรูปที่ 4.7 เนื่องจาก a เป็นจำนวนเชิงซ้อน ดังนั้น $a = a_R + ja_C$

และเนื่องจาก b เป็นจำนวนเชิงซ้อน ดังนั้น $b = b_R + jb_C$

โดย a_R, b_R คือส่วนของจำนวนจริง และ a_C, b_C เป็นจำนวนเชิงซ้อน ตามลำดับ ดังนั้น

$$a + W_N^k b = (a_R + ja_C) + (b_R + jb_C) * \{\cos(2\pi k) - j\sin(2\pi k)\} \quad (4.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ

$$a - W_N^k b = (a_R + ja_C) - (b_R + jb_C) * \{\cos(2\pi k) - j \sin(2\pi k)\} \quad (4.12)$$

จาก (4.11) จะได้ว่า

$$\begin{aligned} a + W_N^k b &= (a_R + ja_C) + b_R * \cos(2\pi k) + b_R * (-j \sin(2\pi k)) + \\ &\quad jb_C * \cos(2\pi k) - j^2 b_C \sin(2\pi k) \\ &= (a_R + ja_C) + b_R * \cos(2\pi k) - jb_R * \sin(2\pi k) + \\ &\quad jb_C * \cos(2\pi k) + b_C \sin(2\pi k) \\ &= a_R + b_R * \cos(2\pi k) + b_C \sin(2\pi k) + \\ &\quad j\{a_C - b_R * \sin(2\pi k) + b_C * \cos(2\pi k)\} \end{aligned} \quad (4.13)$$

จาก (4.13) $a_R + b_R * \cos(2\pi k) + b_C \sin(2\pi k)$ คือ เทอมของจำนวนจริง
และ $j\{a_C - b_R * \sin(2\pi k) + b_C * \cos(2\pi k)\}$ คือ เทอมของจำนวนเชิงซ้อน

และจาก (4.12)

$$\begin{aligned} a - W_N^k b &= (a_R + ja_C) - b_R * \cos(2\pi k) - b_R * (-j \sin(2\pi k)) - \\ &\quad jb_C * \cos(2\pi k) + j^2 b_C * \sin(2\pi k) \\ &= (a_R + ja_C) - b_R * \cos(2\pi k) + jb_R * \sin(2\pi k) - \\ &\quad jb_C * \cos(2\pi k) - b_C * \sin(2\pi k) \\ &= a_R - b_R * \cos(2\pi k) - b_C * \sin(2\pi k) + \\ &\quad ja_C + jb_R * \sin(2\pi k) - jb_C * \cos(2\pi k) \end{aligned} \quad (4.14)$$

จาก (4.14) $a_R - b_R * \cos(2\pi k) - b_C * \sin(2\pi k)$ คือ เทอมของจำนวนจริง

และ $j\{a_C + b_R * \sin(2\pi k) - b_C * \cos(2\pi k)\}$ คือ เทอมของจำนวนเชิงซ้อน

นำ(4.13) และ (4.14) คำนวณหาเอาพุท $X(0)$ ถึง $X(7)$ ตามแผนผังที่แสดงไว้ในรูปที่4.6

4.6 เงื่อนไขการทำฮิลเบิร์ตทรานส์ฟอร์มจากฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง

เงื่อนไขการสร้างฮิลเบิร์ตทรานส์ฟอร์มสำหรับ $N=8$ คือ

$$X(k)=X(k)*1 \text{ เมื่อ } k=1 \text{ และ } 5$$

$$X(k)=X(k)*2 \text{ เมื่อ } k=2, 3 \text{ และ } 4$$

$$X(k)=X(k)*0 \text{ เมื่อ } k=6 \text{ และ } 7$$

โดย $X(k)$ คือ เอาพหุจากฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์ม

4.7 อินเวิร์ตฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์ม แบบไม่ต่อเนื่อง (IDFT)

นิยามอินเวิร์ตฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มแบบไม่ต่อเนื่อง (Inverse Discrete Fourier Transform)

$$X(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(k) W_N^{-nk} \quad (4.15)$$

เมื่อ

$$W_N^{-nk} = e^{j2\pi kn/N}$$

เมื่อ $n=0$ ถึง $N-1$

กำหนดให้ $X(k) = X(k)/N$ เมื่อ $k=0$ ถึง $N-1$ และ $X(k)$ เป็นไปตามเงื่อนไขของฮิลเบิร์ตทรานส์ฟอร์ม นำ $X(k)$ ทำ IDFT โดยใช้หลักการเดียวกันกับ DFT เพื่อหา $x(n)$ โดย $x(n)$ เป็นจำนวนเชิงซ้อน โดย

$$x(n) = x_R + jx_C$$

ดังนั้นค่าสัมบูรณ์เท่ากับ

$$|x(n)| = \sqrt{x_R^2 + x_C^2} \quad (4.16)$$

4.8 การหาค่า R โดยวิธีเปรียบเทียบระดับแอมพลิจูด (Threshold peak detection)

การเปรียบเทียบระดับแอมพลิจูด ค่าที่ใช้สำหรับการเปรียบเทียบ (Threshold) จำเป็นต้องมีการปรับเปลี่ยนเสมอค่า threshold เพื่อให้ได้ ข้อมูลที่ถูกต้องมากขึ้น โดยค่า threshold ของชุดข้อมูลปัจจุบันจะหาได้จากการค่า Root Means Square (RMS) ของข้อมูลที่ผ่านมาการแปลงแบบฮิลเบิร์ตของชุดข้อมูลก่อนหน้า [5]

4.9 กฎการตรวจจับ QRS

ทุกครั้งที่เกิดการตรวจจับจะต้องถูกแบ่งแยกกว่าเป็น QRS หรือ สัญญาณรบกวน โดยใช้ความสูง ตำแหน่ง และค่าความชันสูงสุดของพีคโดยอัลกอริทึมต้องเป็นไปตามกฎดังนี้[13]

- 1.พีคทุกพีคต้องห่างกันมากกว่า 200 มิลลิวินาที
- 2.เมื่อตรวจจับพีคได้ให้ตรวจสอบว่า ความชันของสัญญาณที่อยู่ก่อนและหลังพีคนั้นมีค่าความชันเป็นบวกหรือลบหรือไม่ ถ้าไม่ใช่ พีคที่ตรวจพบถือว่าเป็น base line
- 3.ถ้าพีคเกิดขึ้นภายใน 360 มิลลิวินาทีหลังจากพีคก่อนหน้า ให้ตรวจสอบความชันว่ามีค่าอย่างน้อยเท่ากับครึ่งหนึ่งของความชันของพีคก่อนหน้าหรือไม่ ถ้าไม่ใช่ให้ถือว่าเป็นพีคที่คลื่อน T
- 4.ถ้าพีคมีแอมพลิจูดมากกว่าค่า threshold ให้ถือว่าเป็น QRS นอกจากนั้นถือเป็นสัญญาณรบกวน
- 5.ถ้าไม่มี QRS ถูกตรวจพบภายใน 1.5 เท่าของระยะห่างหว่างคลื่น R และพีคที่พบมีแอมพลิจูดมากกว่าครึ่งหนึ่งของค่า threshold และพีคห่างจาก พีคก่อนหน้า 360 มิลลิวินาที ถือว่าเป็นพีคที่คลื่อน T

4.10 การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เพื่อเป็นการบ่งบอกสมรรถนะของเครื่องมือวัดจำเป็นต้องมีตัวชี้วัดความสามารถของเครื่องมือวัดที่เป็นมาตรฐาน[5] เช่น ความไวของเครื่องมือวัด (Sensitivity), การทำนายความถูกต้องของการวัด (Positive Predictivity) และ อัตราความคลาดเคลื่อนของการวัด (DER) โดยกำหนดให้

TP (TRUE POSITIVE) คือ จำนวนคลื่น QRS ที่สามารถตรวจพบ ได้ถูกต้อง โดยเครื่องมือวัด

FN (FALSE NEGATIVE) คือจำนวนคลื่น QRS ที่เครื่องมือวัดไม่สามารถตรวจพบได้

FP (FALSE POSITIVE) คือ จำนวนคลื่นที่ไม่ใช่ QRS แต่เครื่องมือวัดตรวจพบว่าเป็นคลื่น QRS

SENSITIVITY คือ ความไวของเครื่องมือวัด โดยกำหนดให้

$$Sensitivity(\%) = \frac{TP}{TP + FN} \% \quad (4.17)$$

POSITIVE PREDICTIVITY คือ การทำนายความถูกต้องของการวัด

$$Positive Predictivity(\%) = \frac{TP}{TP + FP} \% \quad (4.18)$$

DER (DECTION ERROR RATE) คือ อัตราความผิดพลาดของการวัด

$$DER(\%) = \frac{FP + FN}{TotalQRS} \% \quad (4.19)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพียงในสถานศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

ผลการทดลอง

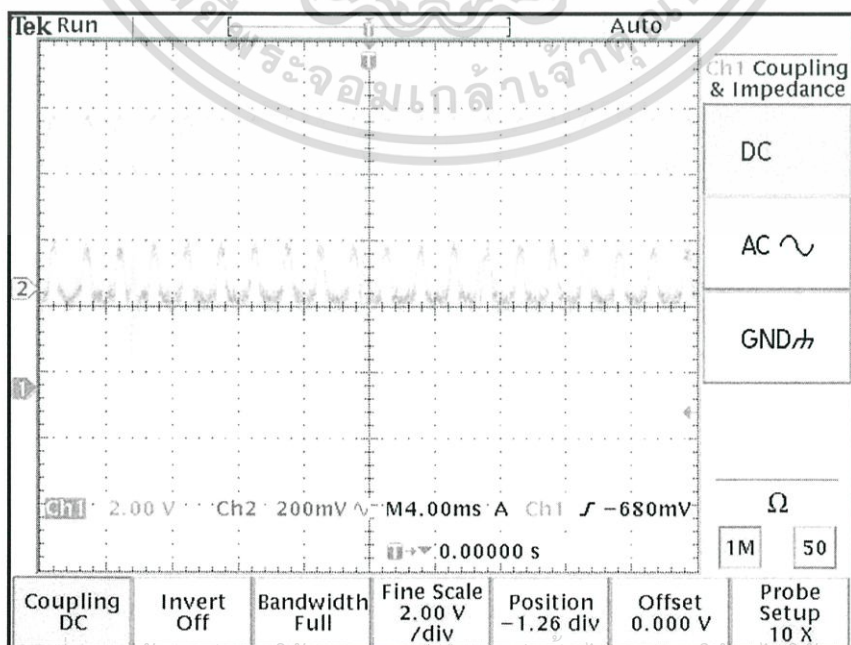
ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทำงานของระบบภายในเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งประกอบด้วย การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำ การส่งข้อมูลแบบไร้สายทั้งแบบส่งผ่านบลูทูธและโทรศัพท์มือถือ ตลอดจนการทดสอบการตรวจสอบลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ

5.1 การแสดงคำนวณ CMRR

จากสูตร $CMRR = A_d / A_{cm}$

เมื่อ A_d คืออัตราขยายของ Differential Voltage Gain และ A_{cm} คือ Common Model Voltage Gain จากการออกแบบ $A_d = 1,015$ และ $A_{cm} = V_{out} / V_{in}$ จากรูปที่ 5.1 V_{out} เท่ากับ 200 มิลลิโวลต์ และ V_{in} เท่ากับ 2 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ต ดังนั้น

$$\begin{aligned} CMRR &= 20 \log(A_d / A_{cm}) \\ &= 20 \log(A_d * V_{in} / V_{out}) \\ &= 20 \log(1,015 * 2 / 0.2) \\ \text{เพราะฉะนั้น } CMRR &= 80.13 \text{ dB} \end{aligned}$$

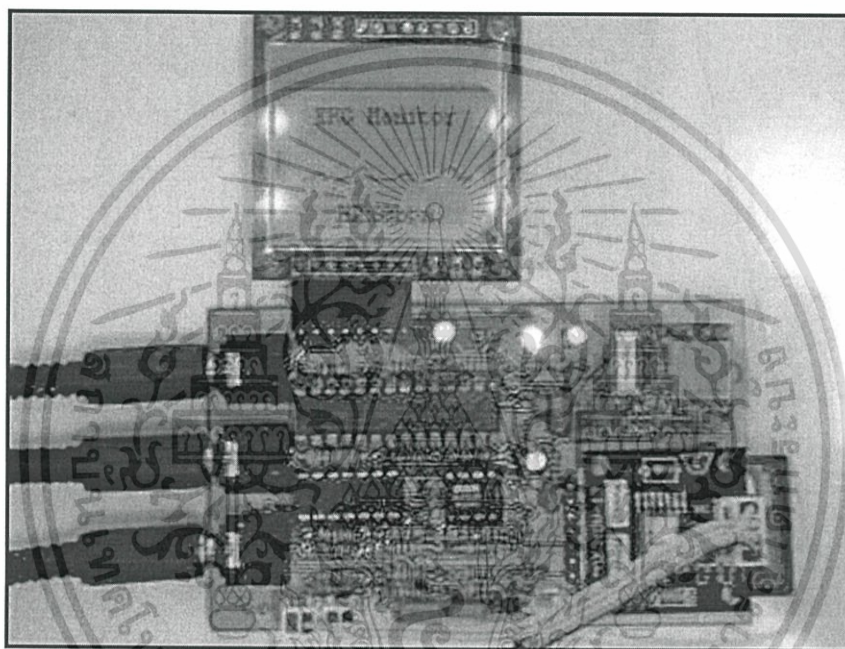


รูปที่ 5.1 ผลการทดลองเพื่อหา CMRR ของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้า

การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตามรูปที่ 5.2 เนื่องจากความละเอียดของจอแอลซีดีเท่ากับ 48x84 จุด โดยแกน y แบ่งเป็น 48 จุด และแกน x แบ่งเป็น 84 จุด จากที่แกน y มีจำนวน 48 แถว จาก 6 บรรทัดๆละ 8 แถว แต่การแสดงผลจริงจะแสดงเพียง 32 แถว หรือ แสดงแอมพลิฟิเคชันได้ 32 ระดับ จากข้อมูล ขนาด 12 บิต หรือ 4,096 ระดับ ทำให้ความละเอียดการแสดงผลต่ำ ซึ่งเป็นผลจากวัตถุประสงค์ที่ต้องการลดขนาดและต้นทุนสำหรับการแสดงผลแต่ยังสามารถแสดงรายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจได้



รูปที่ 5.2 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอแอลซีดีขนาด 48x84 จุด

5.3 การบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำ

ผลการบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำแบบ SD-Card ขนาด 2 จิกกะไบต์ โดยบันทึกข้อมูลในรูปแบบของ Microsoft Excel ที่มีชื่อว่า "ecg.xls" ซึ่งในไฟล์จะแบ่งเป็น 2 คอลัมน์ โดยคอลัมน์แรกบันทึกข้อมูลในส่วนของเวลาที่บันทึก โดยรูปแบบข้อมูลของเวลาที่บันทึกเวลาประกอบด้วย ชั่วโมง: นาที: วินาที: มิลลิวินาที และคอลัมน์ที่สองบันทึกข้อมูลของแอมพลิฟิเคชันหน่วยเป็นมิลลิโวลต์ เป็นข้อมูลขนาด 12 บิต การบันทึกข้อมูลจะบันทึกทุกๆ 2-3 มิลลิวินาที หรืออัตราการบันทึกข้อมูลเป็น 400 ตัวอย่างต่อวินาที ตัวอย่างไฟล์ข้อมูลที่บันทึกได้แสดงตามรูปที่ 5.3

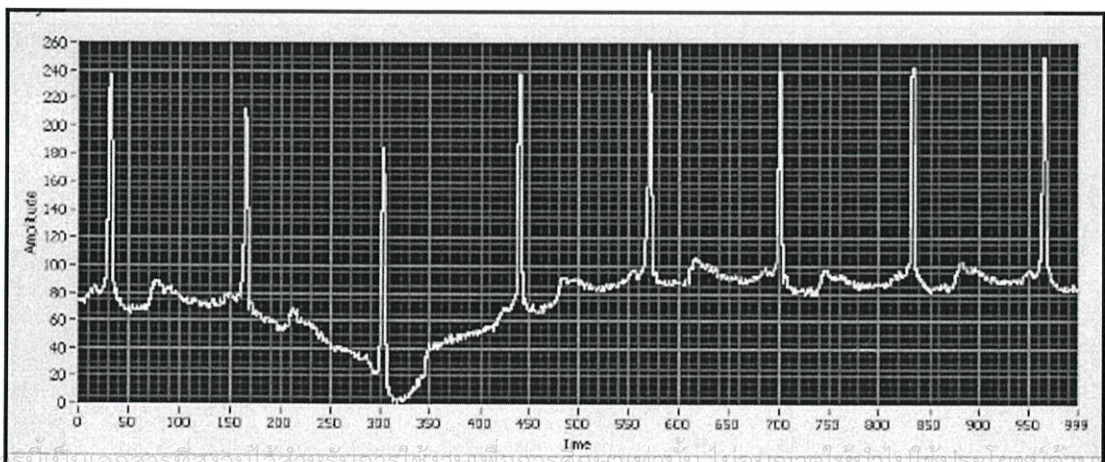
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	A	B	C
1	hh:mm:ss.mmm	Amplitude(V)	
2	0:0:0.000	0.75	
3	0:0:0.002	0.77	
4	0:0:0.004	0.77	
5	0:0:0.006	0.77	
6	0:0:0.008	0.77	
7	0:0:0.010	0.72	
8	0:0:0.012	0.77	
9	0:0:0.014	0.77	
10	0:0:0.016	0.77	
11	0:0:0.018	0.83	
12	0:0:0.020	0.77	

รูปที่ 5.3 ผลการบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำ SD-Card ในรูปแบบไฟล์ Microsoft Excel

5.4 ผลการส่งข้อมูลไร้สายผ่านบลูทูธ

ผลการส่งข้อมูลไร้สายผ่าน โมดูลบลูทูธแสดงดังรูปที่ 5.4 โดยแกนตั้งเป็นขนาดแรงดันมีหน่วยเป็นมิลลิโวลท์และแกนนอนเป็นเวลา มีหน่วยเป็นมิลลิวินาที มีอัตราการส่งข้อมูลอัตราการเป็น 400 ตัวอย่างต่อวินาที



รูปที่ 5.4 การแสดงผลแบบไร้สายผ่านบลูทูธ

เอกสารนี้เผยแพร่โดยศูนย์วิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

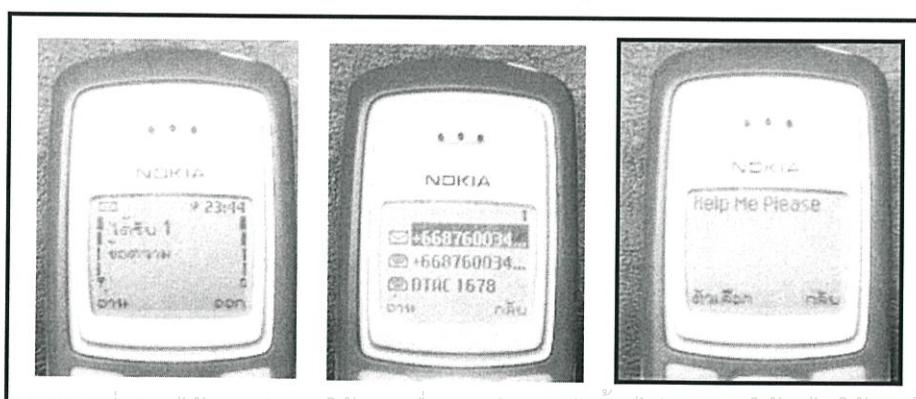
5.5 ผลการส่งข้อความสั้นและขอความช่วยเหลืออัตโนมัติ

ผลการขอความช่วยเหลืออัตโนมัติระยะไกลโดยใช้โมดูลบลูทูธค้นหาโดยการอุปกรณ์บลูทูธที่อยู่ในรัศมีการทำงาน โดยอุปกรณ์บลูทูธที่ใช้คือโทรศัพท์เคลื่อนที่และคอมพิวเตอร์พกพาซึ่งมีโมดูลบลูทูธติดตั้งภายใน และทดสอบภายในห้องขนาด 12x10 เมตร ผลการขอความช่วยเหลือโดยการแสดงชื่อของโมดูลของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตั้งว่า “Help Me Please” สำหรับผลการขอความช่วยเหลือกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ เป็น 80% และ 100% สำหรับการขอความช่วยเหลือกับคอมพิวเตอร์ขนาดพกพาและตัวอย่างการขอความช่วยเหลือแสดงตามรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 ตัวอย่างการขอความช่วยเหลือระยะสั้นที่ขอเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่

สำหรับการขอความช่วยเหลือระยะไกลโดยทำการทดสอบโดยการส่งข้อความสั้นเพื่อขอความช่วยเหลือ ซึ่งทำการทดสอบโดยกำหนดให้โมดูลบลูทูธภายในเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำการเชื่อมต่อกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ของผู้ป่วยเพื่อทำการควบคุมโทรศัพท์เคลื่อนที่ดังกล่าวให้ส่งข้อความสั้นไปยังหมายเลขโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่กำหนดไว้ และทดสอบด้วยการควบคุมโทรศัพท์เคลื่อนที่ทำการโทรติดต่อไปยังหมายเลขโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่กำหนดไว้เช่นกัน ผลการทดสอบ สามารถส่งข้อความสั้นได้ 70% และผลสามารถโทรศัพท์อัตโนมัติทำกับ 80% ตัวอย่างผลการขอความช่วยเหลือโดยการส่งข้อความสั้นแสดงตามรูปที่ 5.6



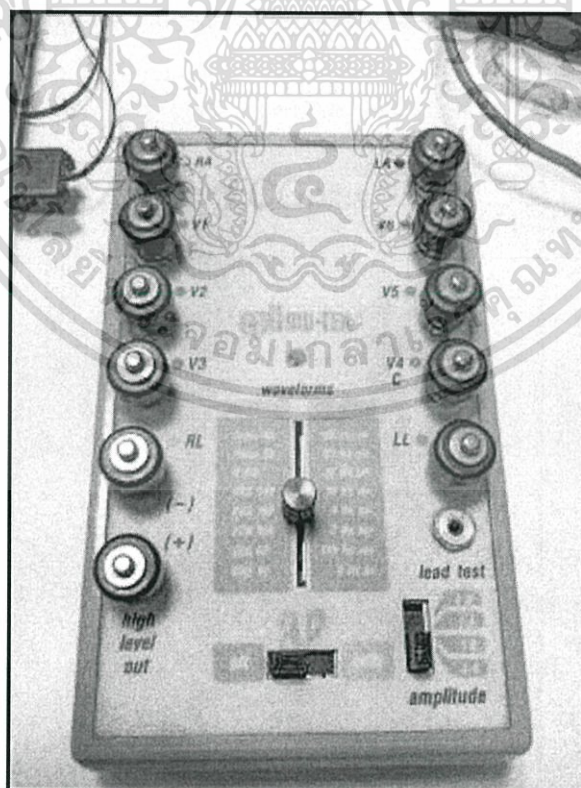
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ขึ้นเว็บไซต์หรือเผยแพร่ในสื่อสังคมออนไลน์โดยไม่ได้รับอนุญาต
รูปที่ 5.6 ตัวอย่างผลการส่งข้อความสั้นเพื่อขอความช่วยเหลือ

5.6 ผลการวัดอัตราการเต้นหัวใจ

ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองที่ขนาดต่างๆ และผลการวัดจากคนจริง โดยทำการทดสอบ 6 รายการๆละ 5 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ยโดย ผลการวัดแสดงดังตารางที่ 5.1 และรูปที่ 5.7-5.12 แสดงผลการวัดจากการทดลองแบบต่างๆบนจอแอลซีดี

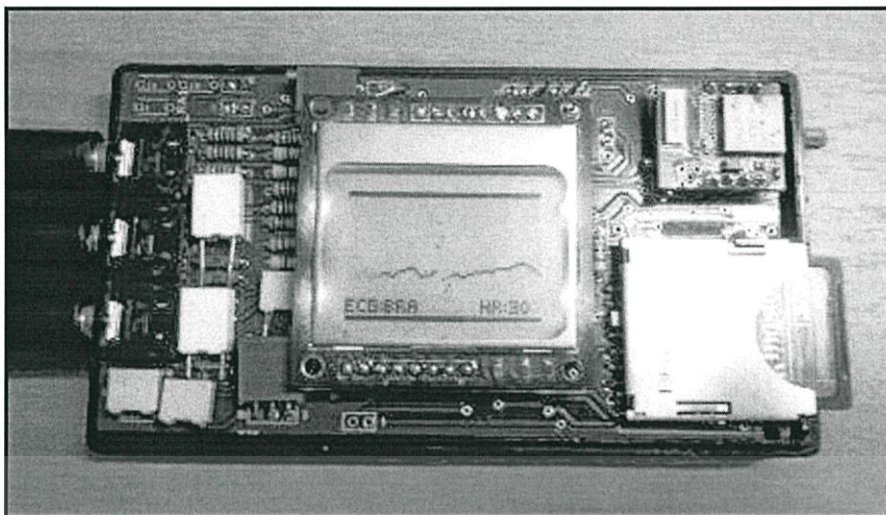
ตารางที่ 5.1 แสดงผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ทดสอบ	ผลการทดลอง					
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	เฉลี่ย
30 ครั้ง/นาที	30	30	30	30	30	30
60 ครั้ง/นาที	60	59	60	60	60	59.8
120 ครั้ง/นาที	120	120	120	120	120	120
180 ครั้ง/นาที	180	179	180	180	180	179.8
240 ครั้ง/นาที	238	240	241	240	240	239.8
การวัดจากคนจริง	64	62	60	63	61	62.1

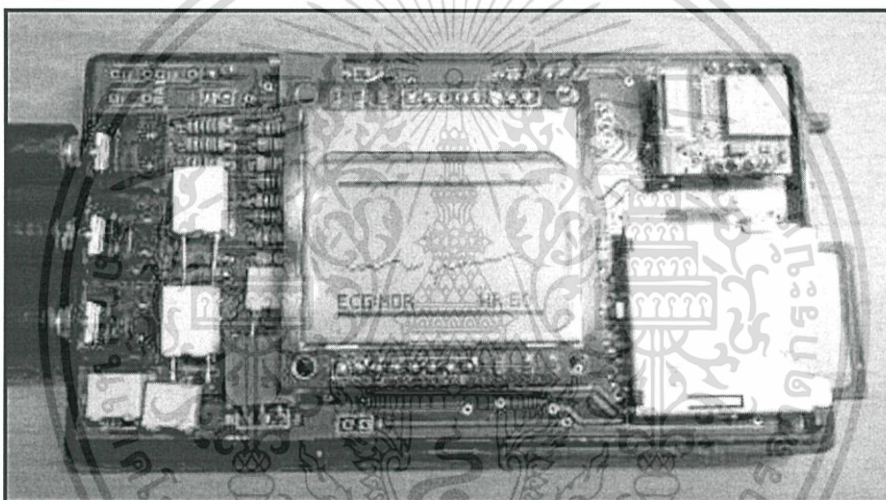


รูปที่ 5.7 เครื่องจำลองที่ใช้สำหรับการทดลองยี่ห้อ BIO-TEX รุ่น ECGplus

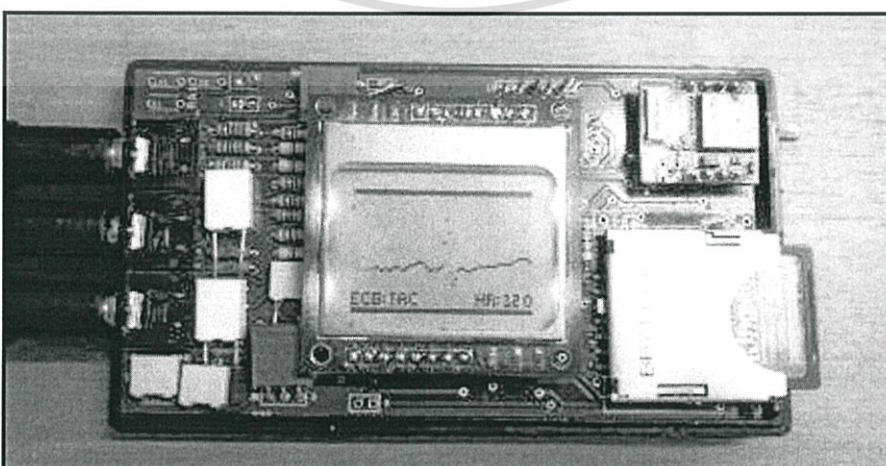
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



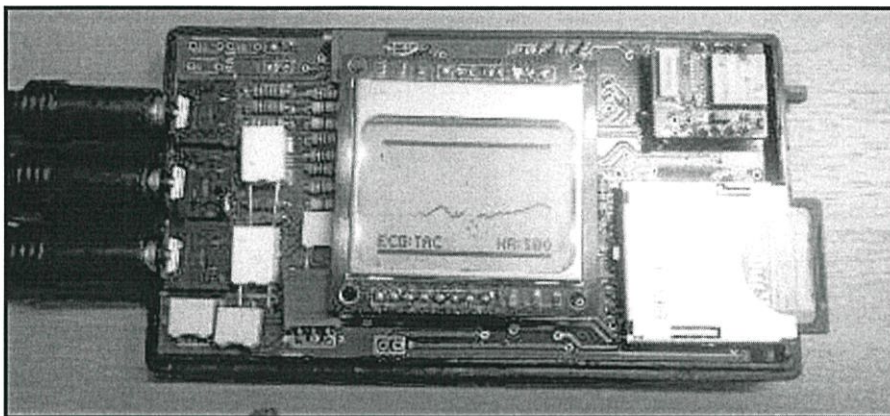
รูปที่ 5.8 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 30 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง



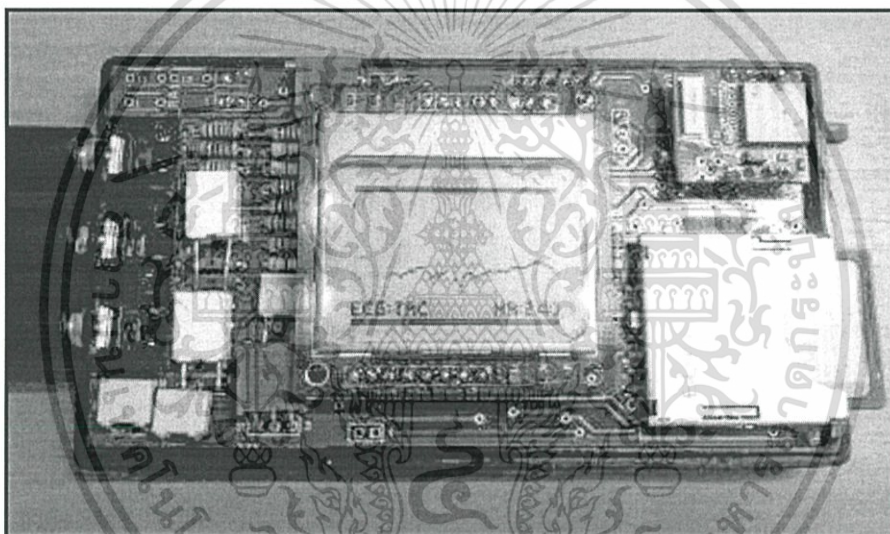
รูปที่ 5.9 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 60 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง



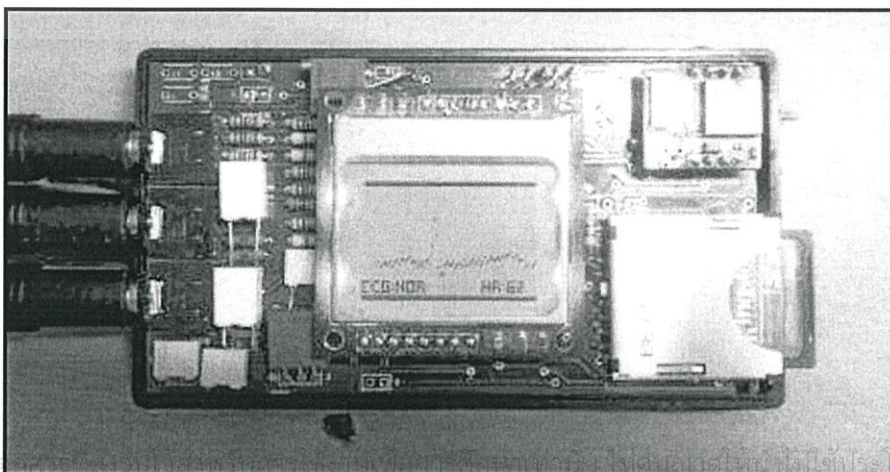
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งรูปที่ 5.10 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 120 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลองที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.11 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 180 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง



รูปที่ 5.12 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 240 ครั้ง/นาที จากเครื่องจำลอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรีเป็นการผิดกฎหมาย
รูปที่ 5.13 ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 62 ครั้ง/นาที จากผู้ทดลองที่มีการนำไปใช้

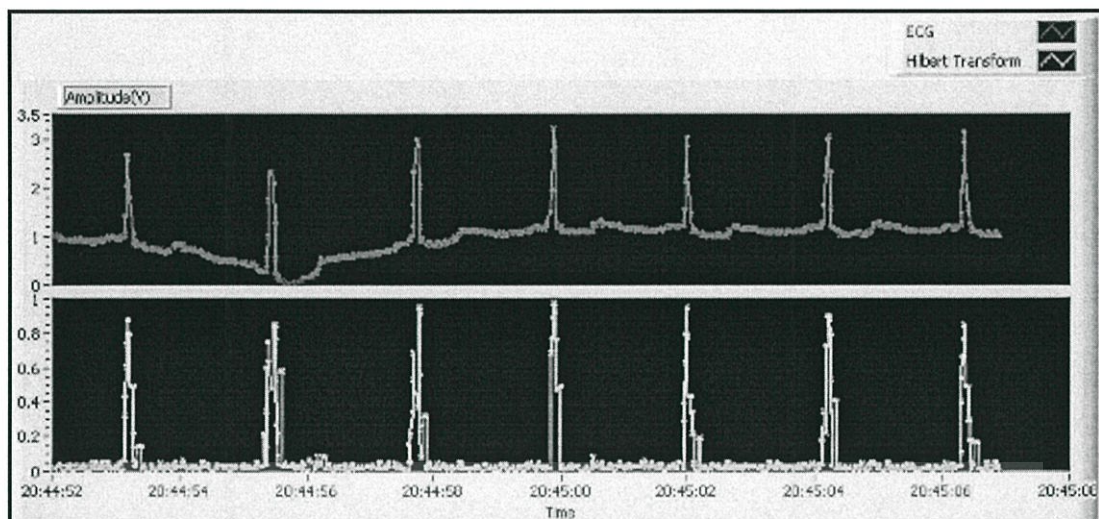
5.7 ผลการวัดประสิทธิภาพการทำงาน

ผลการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือซึ่งประกอบด้วยการวัดความไว (SE%), การทำนายความถูกต้องของการวัด(+P%) และอัตราการความผิดพลาดของการวัด (DER%) ซึ่งผลการทดสอบแสดงตามตารางที่ 5.2 และผลการแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากคลื่นไฟฟ้าที่มีความผิดปกติแบบต่างๆจากฐานข้อมูลของ MIT-BIH [14] ซึ่งแสดงตามรูปที่ 5.12-5.20 และผลสรุปคุณสมบัติของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังตารางที่ 5.3

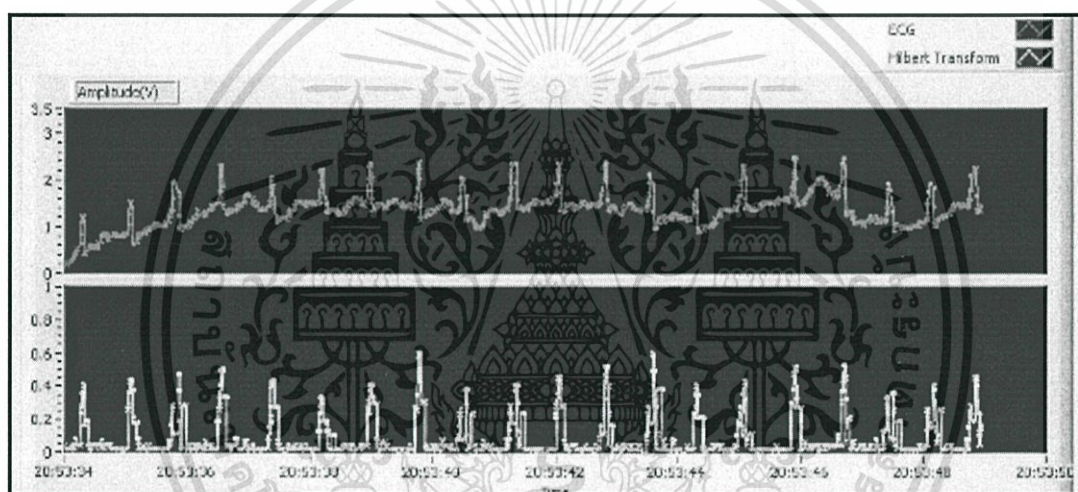
ตารางที่ 5.2 แสดงผลการวัดประสิทธิภาพ

ลักษณะคลื่นไฟฟ้า	SE(%)	+P(%)	DER(%)
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง HR 30 ครั้ง/นาที	100%	100.00%	0.00%
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง HR 60 ครั้ง/นาที	100%	100.00%	0.00%
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง HR 120 ครั้ง/นาที	100%	100.00%	0.00%
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง HR 180 ครั้ง/นาที	100%	100.00%	0.00%
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง HR 240 ครั้ง/นาที	100%	100.00%	0.00%
Malignant Ventricular Arrhythmia (cu01)	90%	97.83%	12.00%
Malignant Ventricular Arrhythmia (cu08)	86%	91.49%	22.00%
Malignant Ventricular Arrhythmia (cu17)	88%	97.78%	14.00%
MIT-BIH Arrhythmia (100)	92%	100.00%	8.00%
MIT-BIH Arrhythmia (106)	90%	100.00%	10.00%
MIT-BIH Atrial Fibrillation (04015)	88%	97.78%	14.00%
Malignant Ventricular Arrhythmia (422)	80%	88.89%	30.00%
Normal Sinus Rhythm (16273)	86%	97.73%	16.00%
Supraventricular Arrhythmia (801)	84%	95.45%	20.00%

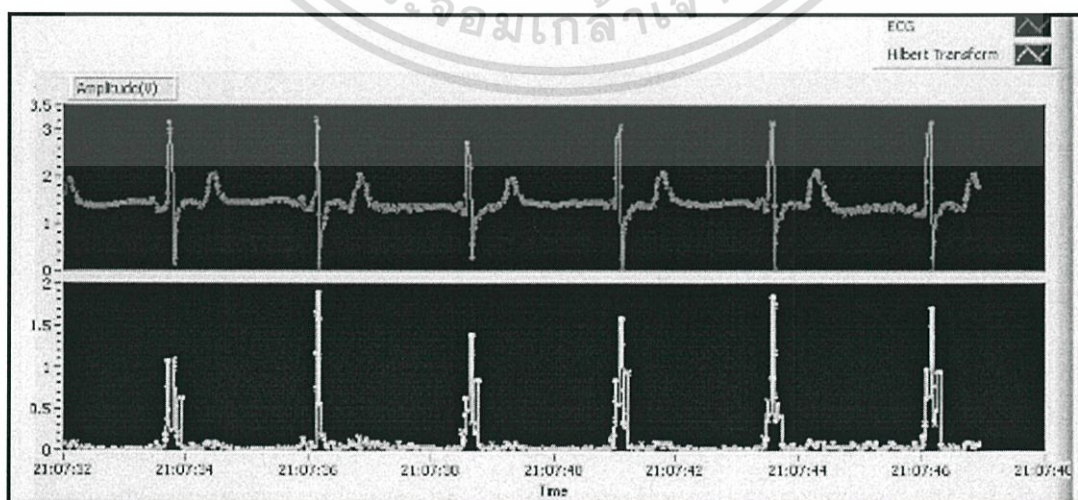
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu01)

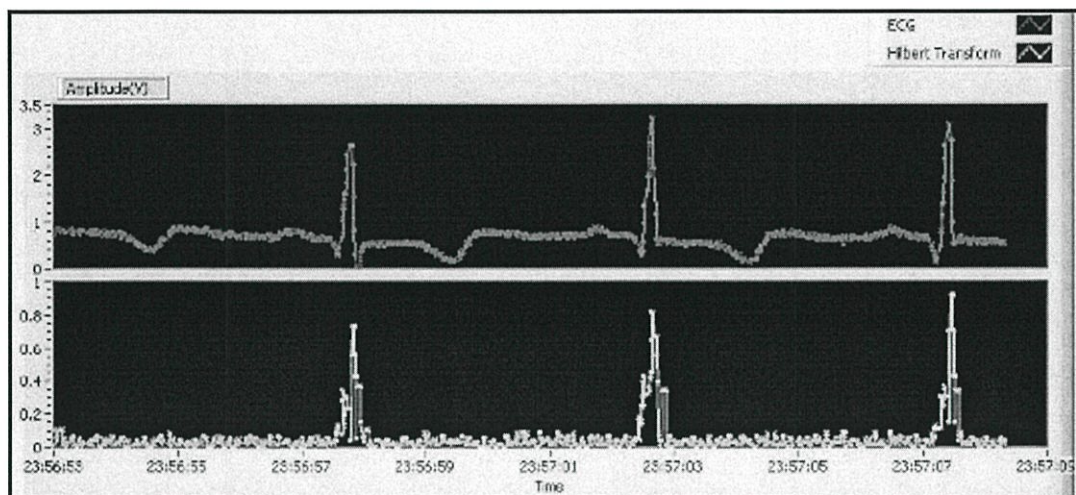


รูปที่ 5.15 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu08)

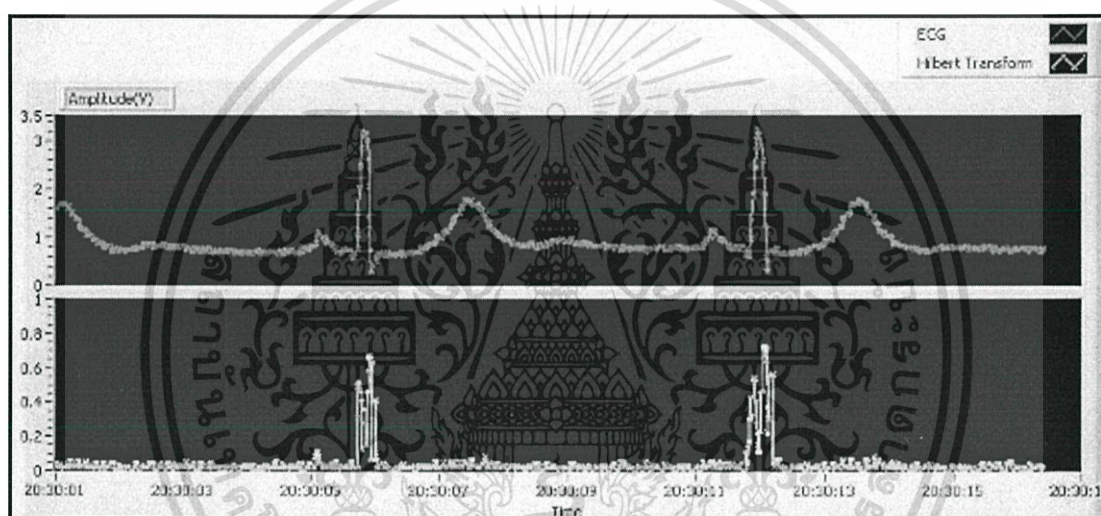


รูปที่ 5.16 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (cu17)

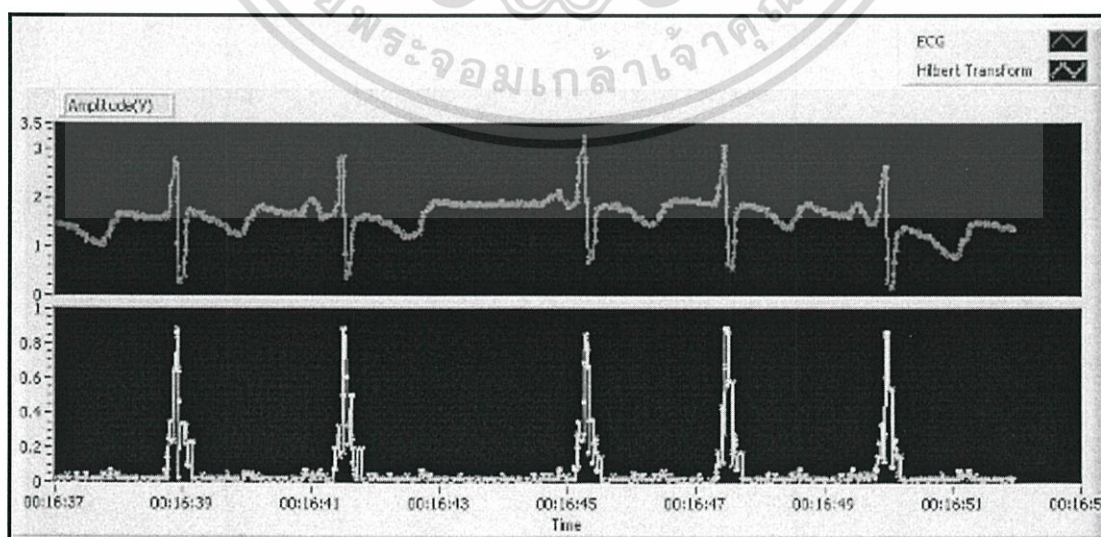
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.17 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Arrhythmia (100)

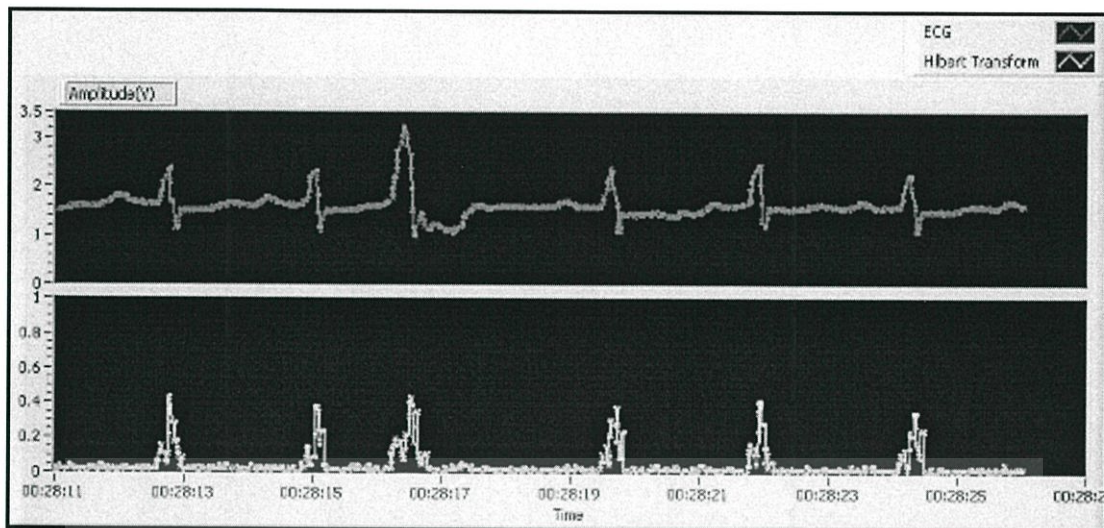


รูปที่ 5.18 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Arrhythmia (106)

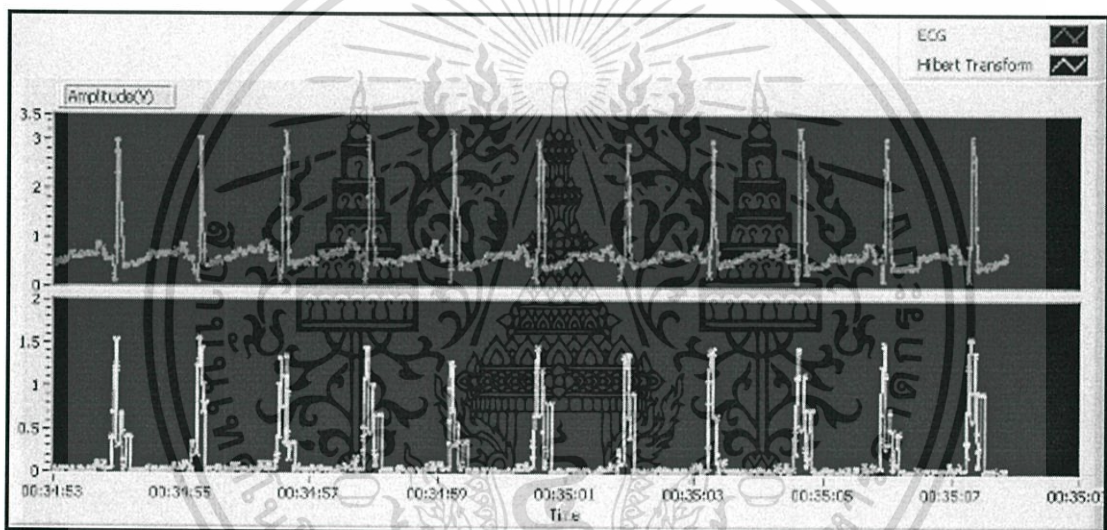


รูปที่ 5.19 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ MIT-BIH Atrial Fibrillation (04015)

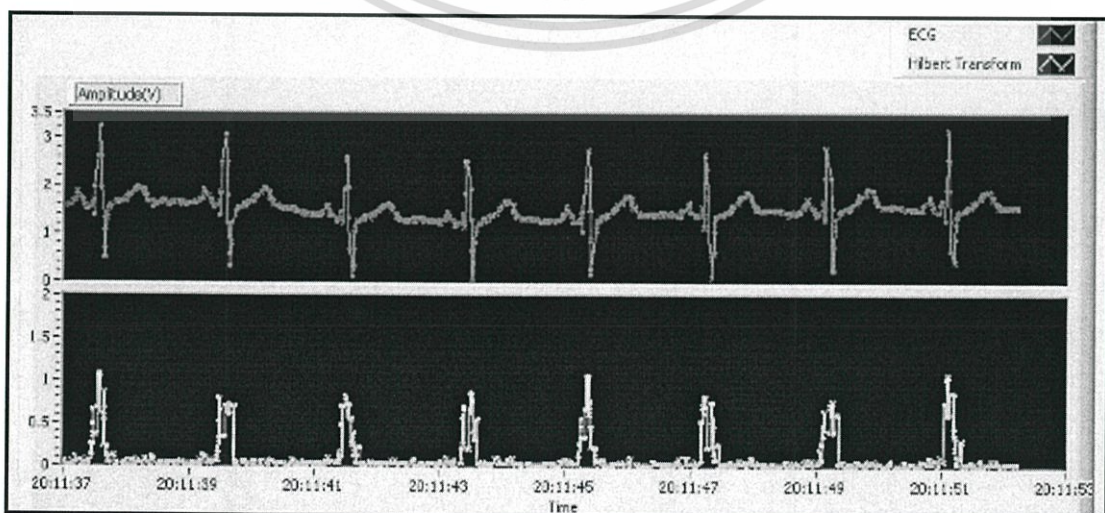
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.20 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Malignant Ventricular Arrhythmia (422)



รูปที่ 5.21 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Normal Sinus Rhythm (16273)



เอกสารนี้รูปที่ 5.22 การแปลงฮิลเบิร์ตของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia (801) วิทยาลัยโปลิเทคนิคกำลังดำเนินการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 สรุปผลคุณสมบัติของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คุณสมบัติ	ค่า
Common Mode Rejection ratio (CMRR)	80.13 เดซิเบล
อัตราการสุ่มสัญญาณ	480 ตัวอย่าง/วินาที
การแปลงอนาลอกเป็นดิจิทัล	12 บิต
หน่วยความจำ (SD card)	2 กิกะไบต์
การแสดงผล	แอลซีดี 84x48 จุด
รัศมีการค้นหาของบลูทูธ	50/10 เมตร
แรงดันไฟฟ้า	3.7 โวลต์
การใช้กระแสไฟฟ้า	35 มิลลิแอมป์
ระยะเวลาการใช้งาน (Li-ion 3.7V 860mAh)	24 ชั่วโมง
อัตราการใช้หน่วยความจำ/ชั่วโมง	24.84 เมกะไบต์ / ชม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ปัจจุบันเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีหลากหลายและมีประสิทธิภาพแตกต่างกัน การพัฒนาปรับปรุงคุณภาพของระบบ ให้สูงขึ้นนั้นหมายถึงต้นทุนที่สูงขึ้นด้วย และถึงจะแม้มีการปรับปรุงอัลกอริทึมให้มีความสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจได้สูงมากขึ้น แต่สุดท้ายแล้วการวินิจฉัยความผิดปกติของหัวใจยังจำเป็นต้องใช้ ความรู้ ความชำนาญ และประสบการณ์ของแพทย์บวกกับประสิทธิภาพของเครื่องมือใน โรงพยาบาลซึ่งมีประสิทธิภาพมากกว่าส่วนประมวลผลของเครื่องมือวัดแบบพกพา ฉะนั้นจึงไม่มีความจำเป็นที่จะพัฒนาประสิทธิภาพการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจให้สูงมากขึ้น ดังนั้นสำหรับงานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนาประสิทธิภาพการเก็บข้อมูลที่ละเอียดมากขึ้น โดยเปลี่ยนขนาด วงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิทัลขนาด 8 บิต เป็น 12 บิต และไม่ใช้การบีบอัดข้อมูลซึ่งอาจทำให้คุณภาพของข้อมูลลดน้อยลง โดยเปลี่ยนมาใช้หน่วยความจำที่มีความจุสูง (SD-Card 2GB) ให้เพียงพอสำหรับการบันทึกข้อมูลตลอดช่วงระยะเวลาที่ต้องการ (24 ชั่วโมง) และสำหรับการวิเคราะห์ความผิดปกติการวิจัยได้เน้นการวิเคราะห์ความผิดปกติเบื้องต้นเท่านั้น นั่นก็คือการวิเคราะห์ความผิดปกติที่มีอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่าปกติ (Tachycardia) และความผิดปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าปกติ (Bradycardia) ซึ่งจากผลการทดลองตรวจสอบความผิดปกติโดยใช้สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบว่ามีความไว(SE%) เป็น 100% อัตราความผิดพลาด(DER%)เป็น 0% ซึ่งเป็นผลมาจากการการใช้การแปลงแบบฮิลเบิร์ต (Hilbert Transform) ที่ทำให้ระดับสัญญาณรบกวนน้อยลงและปรับระดับ QRS ซึ่งอาจมีระดับที่แตกต่างจากสัญญาณรบกวนต่างๆ ให้กลับมีระดับที่ใกล้เคียงกันจนสามารถตรวจจับ QRS ได้ถูกต้องมากขึ้นโดยใช้วิธี Threshold detection แต่ผลการวิเคราะห์จากการใช้งานจริงและวิเคราะห์ตัวอย่างความผิดปกติของหัวใจแบบต่างๆ ที่มีที่มาจากฐานข้อมูลจาก MIT-BIH พบว่ามีความไว(SE%) น้อยกว่า 100% หรือยังคงมีความผิดพลาด (DER มากกว่า 0%) ซึ่งเป็นผลมาจากข้อมูลก่อนที่จะถูกแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลก่อนที่จะทำการใช้ Hilbert Transform ยังคงมีระดับสัญญาณรบกวนสูง นอกจากนี้ยังเป็นผลมาจากการแปลง Hilbert Transform ที่ใช้จำนวนขนาดตัวอย่างสำหรับการแปลงน้อย คือเท่ากับ 8 ตัวอย่างต่อการคำนวณหนึ่งครั้ง การที่จำนวนตัวอย่างน้อยถึงแม้ระดับแอมพลิจูดของ QRS อยู่ระดับใกล้เคียงกัน แต่ก็ทำให้แอมพลิจูดลดลง ซึ่งก็ทำให้การค้นหา QRS ยังไม่สะดวกมากขึ้นจากการทดลองใช้โปรแกรม Matlab คำนวณ Hilbert Transform ของตัวอย่างข้อมูลทั้งหมด 1,000 ตัวอย่าง พบว่าแอมพลิจูดของการใช้ Hilbert Transform ลดลงประมาณ 50% ของแอมพลิจูด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าก่อนที่จะทำการแปลงสัญญาณ และสำหรับวิจัยได้ใช้จำนวนตัวอย่างเพียง 8 ตัวอย่างต่อการไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณ ทำให้แอมพลิฟายด์ลดลงมากกว่า 50% ซึ่งการใช้จำนวนตัวอย่าง 8 ตัวอย่าง เนื่องจากหน่วยความจำสำหรับเขียนโปรแกรมและคำนวณของไมโครคอนโทรลเลอร์มีอย่างจำกัด และมีการใช้โมดูลภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์จำนวนมากเพื่อลดขนาดและต้นทุนการผลิตทำให้หน่วยความจำไม่เพียงพอ และอีกปัจจัยหนึ่งคือหากใช้จำนวนตัวอย่างมากขึ้นจะทำให้ความเร็วของการคำนวณช้าลงซึ่งอาจจะทำให้การส่งสัญญาณช้าลงจนข้อมูลบางส่วนหายไป

การวิจัยได้เพิ่มความสามารถพิเศษของระบบให้มากกว่าการมุ่งเน้นการบันทึกข้อมูลที่ถูกต้องและวิเคราะห์ข้อมูลเพียงอย่างเดียว นั่นก็คือการเพิ่มระบบตรวจสอบการล้ม การขอความช่วยเหลือทั้งการขอความช่วยเหลือในระยะใกล้และในระยะไกลโดยใช้เทคโนโลยีบลูทูธซึ่งเป็นอุปกรณ์พื้นฐานของคอมพิวเตอร์แบบพกพาและโทรศัพท์เคลื่อนที่ในปัจจุบันแล้ว ยังทำให้ลดค่าใช้จ่ายและเพิ่มความสะดวกโดยการส่งข้อมูลโดยปราศจากสายสัญญาณให้รับกวน และจากการทดลองก็ให้ผลเป็นที่พอใจ

สำหรับแนวทางการพัฒนาและข้อเสนอแนะ ได้มีแนวคิดที่จะปรับเปลี่ยนการแสดงผลให้มีความละเอียดและความเร็วสำหรับการแสดงผลมากขึ้น เพิ่มการขอความช่วยเหลือพร้อมการระบุตำแหน่ง GPS ไปยังหน่วยงาน ที่ให้ความช่วยเหลือหรือสถานพยาบาลต่างๆ สำหรับการเพิ่มประสิทธิภาพนั้น มีแนวคิดแก้ไขอัลกอริทึมสำหรับกรองสัญญาณรบกวนและอัลกอริทึมสำหรับกรองความถี่ผ่านเฉพาะ QRS ซึ่งจะช่วยให้ตรวจจับได้ดียิ่งขึ้นและมีการปรับเปลี่ยนส่วนประมวลผลจากขนาด 8 บิต ไปเป็น 16 หรือ 32 บิต เพิ่มความเร็วและจำนวนหน่วยความจำภายในมากขึ้นเพื่อการคำนวณและรองรับคุณสมบัติที่เพิ่มและเร็วมากขึ้นเพื่อตอบสนองต่อความต้องการและเป็นประโยชน์มากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

- [1] W.G. Besio and P.P. Tarjan “**Arial Activation from Surface Laplacian Electrocardiogram of Humans**”, International Journal Of Bioelectromagnetism, vol.4, pp95-96, 2002.
- [2] Valerie GAY and Peter LEIJDEKKERS “**Around The Clock Personalized Monitoring Using Smart Phone**”, 4th International Conference On Smart Homes and Health Talematics, UK-June26-28, 2006.
- [3] Claydokjun S and Chitsakul K “**Real Time Electrocardiogram Compression Technique Using Wavelet transform On MCS-51**” 16th Biennial International Eurasip Conference Biosignal 2002.
- [4] S Noimance and J Tuntakoon “**The ECG Motoring on Mobile Telephone**”, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand.
- [5] DS Benitez and PA Gaydecki “**A New QRS Detection Algorithm Based on the Hilbert Transform**” Department of Instrumentation and Analytical Science, UMIST, Manchester, UK
- [6] อัจฉรา เตชะอุทัยพิทักษ์. คู่มือแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า42-46. กรุงเทพฯ, 2531.
- [7] เจริญ เพชรมณี. เรียนลัด LabView. กรุงเทพมหานคร: บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด. 2547
- [8] นายวัชรินทร์ เคารพ. เรียนรู้และเข้าใจ PSoC Microcontroller ด้วยภาษา Assembly และ ภาษา C. กรุงเทพมหานคร: บริษัท ETT จำกัด. 2548.
- [9] อุกฤษฏ์ ดันตสุทธานนท์และทีมงาน. การเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC ด้วยภาษา C. กรุงเทพมหานคร: บริษัท MRT จำกัด.
- [10] Willis J. Tompkins. “**Biomedical Signal Processing**”. Prentice-Hall, Inc. Upper Saddle River, NJ, USA
- [11] Enrique Company-Bosch. “**ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter**”. Analog Dialogue 37-11, November 2003
- [12] “**Fast Fourier Transforms Using the FFT Instruction**”. Micromega Corporation, 2002
- [13] Patrick S. “**Open Source ECG Analysis Software Documentation** “Hamilton E.P.Limited
- [14] <http://www.physionet.org>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายคมสันต์ จันทร์ดา
วัน เดือน ปีเกิด	16 พฤษภาคม พ.ศ. 2522
ที่อยู่	6 หมู่ 2 ต.สองห้อง อ.เมือง จ.หนองคาย 43100
ประวัติการศึกษา	2548 วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จ. กรุงเทพฯ

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] K. Janda, K. Chitsakul “Portable EKG Monitor/Recorder with Wireless Data Transmission” ISBME 2008, Nov 10-11, 2008
- [2] คมสันต์ จันทร์ดา, กิตติพล ชิตสกุล “เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาดพกพาส่งข้อมูลแบบไร้สาย (Portable EKG Monitor/Recorder with Wireless Data Transmission)” การประชุมวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31 (The 31st Electrical Engineering conference: EECON31) 29-31 ตุลาคม 2551.
- [3] คมสันต์ จันทร์ดา, กิตติพล ชิตสกุล, อนุวัฒน์ ศรีสงวน, ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมตติง “เครื่องแสดงและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายขนาดพกพา (Wireless Portable EKG Monitor/Recorder)” การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 1 (The 1st Symposium on Thai Biomedical Engineering : ThaiBME2007) 20-21 ธันวาคม 2550.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้