



ใบรับรองวิทยานิพนธ์

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เรื่อง ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

โดย นางสาวสรินทร์ บุญวัน

ได้รับอนุมัติให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(อาจารย์ ดร.มงคล หวังสถิตย์วงศ์)

13 ตุลาคม 2549

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

ประธานกรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์สุรพันธ์ ยิ้มมั่น)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์วิบูลย์ ลีฬาพัฒนาเลิศ)

กรรมการ

(รองศาสตราจารย์จรัสศักดิ์ ชาญวุฒิธรรม)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พิพัฒน์ พรหมมี)

ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

นางสาวรสจรินทร์ บุญทวัน

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ปีการศึกษา 2549

ISBN 974-19-0854-7

ลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ชื่อ : นางสาวสจรินทร์ บุญวัน
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย
 สาขาวิชา : อุปกรณ์การแพทย์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
 ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ : ผู้ช่วยศาสตราจารย์สุรพันธ์ ยิ้มมัน
 ผู้ช่วยศาสตราจารย์วิบูลย์ ถีพหาพัฒนาเลิศ
 ปีการศึกษา : 2549

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึงการออกแบบสร้างเครื่องตรวจวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดพกพา ที่อาศัยเทคโนโลยีบลูทูธ เป็นสื่อกลางในการติดต่อสื่อสารกับอุปกรณ์ต่อพ่วงประเภทต่างๆ เพื่อใช้ในการตรวจจับสัญญาณพื้นฐานของผู้ป่วย เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ และ อุณหภูมิของร่างกาย กรณีที่ผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการดูแลจากแพทย์ตลอดเวลา ในการออกแบบระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย อุปกรณ์จะมีขนาดเล็กสามารถพกพาได้ น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำ ใช้งานง่าย และสามารถบันทึกผลไว้ในหน่วยความจำได้ โดยระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย จะประกอบด้วยวงจรหลักในการตรวจวัดสัญญาณต่างๆ จากร่างกาย เช่น วงจรตรวจจับสัญญาณพื้นฐาน, วงจรขยายและกรองสัญญาณ ซึ่งสัญญาณที่วงจรตรวจจับได้จะถูกส่งเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการประมวลผลจากนั้นส่งให้วงจรบลูทูธเพื่อเชื่อมต่อและรับส่งข้อมูลไปยังอุปกรณ์ ที่รองรับเทคโนโลยีบลูทูธต่อไป

(วิทยานิพนธ์มีจำนวนทั้งสิ้น 131 หน้า)

คำสำคัญ : บลูลูท, วงจรขยายสัญญาณ, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

Name : Miss Rodjarin Boontawan
Thesis Title : Wireless ECG Monitoring System
Major Field : Medical Instrumentation
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok
Thesis Advisors : Assistant Professor Surapan Yimman
Assistant Professor Wiboon Leenhapattanaalert
Academic Year : 2006

Abstract

This thesis presents the design and construction of the ECG Monitoring system for measuring and collecting the electrocardiogram waves form, heart rate and temperature of patient which using bluetooth as the connector. The bluetooth function has been linked with other equipments in order to keep an eye on the basic signal of patients, for example, heartbeat rate, body temperature, etc. As the wireless system of heartbeat-wave measurement, the machine must be miniature, movable, light, low-energy consumption, easy to use and it can collect the data in the memory function. The system consists of the main circuit for body signal's measurement, basic-signal cycle, signal-extending cycle, etc. The signal that has been caught by the circuit will be sent to the microcontroller in terms of translation. Then, the signal will be passed to bluetooth circuit in order to connect and deliver the information to another machine.

(Total131pages)

Keywords : Bluetooth, instrumentation amplifier, wireless ECG monitoring.

Advisor

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำวิทยานิพนธ์เรื่องระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายนี้ สำเร็จได้เนื่องจากบุคคลหลายฝ่าย ข้าพเจ้าขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษาผู้ช่วยศาสตราจารย์สุรพันธ์ ยิ้มมั่น และผู้ช่วยศาสตราจารย์วิบูลย์ ลิขิตพัฒนาเลิศ ที่ให้ความรู้และให้โอกาสในการทำงานและคำแนะนำต่างๆรวมถึงคณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ ที่ช่วยสนับสนุนอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทำวิจัยตลอดมา

ขอขอบคุณคุณคุณเนรมิต หว้ามขสำหรับคำปรึกษาและคำแนะนำต่างๆในเรื่องเครื่องมือและอุปกรณ์ ขอขอบคุณคุณคุณวรุฒิ ประสพสุวรรณ ที่คอยช่วยเหลือและให้กำลังใจในทุกๆด้าน

และที่ขาดไม่ได้คือ คุณพ่อสุวรรณ คุณแม่บุญตา บุญทวันและเพื่อนๆที่คอยช่วยเหลือห่วงใยและให้กำลังใจรวมถึงสนับสนุนข้าพเจ้าในด้านการเรียนและการเงินตลอดมา

การวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนบางส่วนจากทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อทำวิทยานิพนธ์สำหรับนักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ประโยชน์และคุณค่าที่ผู้อ่านได้รับจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ข้าพเจ้าขออุทิศแด่ผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้กล่าวมาทั้งหมด

รสรินทร์ บุญทวัน

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญภาพ	ฅ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	2
1.4 วิธีการวิจัย	2
1.5 ประโยชน์ของการวิจัย	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	5
2.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	8
2.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
2.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ	12
2.7 ระบบการติดลีด (Lead System)	12
2.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ	18
2.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ	20
2.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	25
2.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย	28
2.12 อันตรายของไฟฟ้าและการป้องกัน	32
2.13 วิทยาการและเทคโนโลยีของระบบสื่อสาร	37
2.14 เทคโนโลยีปัญญา	54
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย	69
3.1 การออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	70

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2 การออกแบบโปรแกรม	81
บทที่ 4 โปรแกรมแสดงผลและผลการทดลอง	85
4.1 โปรแกรมแสดงผล	85
4.2 ผลการทดสอบ	95
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	101
5.1 สรุปผล	101
5.2 ข้อเสนอแนะ	101
เอกสารอ้างอิง	103
ภาคผนวก ก	105
ภาคผนวก ข	111
ภาคผนวก ค	115
ประวัติผู้วิจัย	131

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2-1 ลักษณะสำคัญของ Normal Sinus Rhythm	20
2-2 ลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia	21
2-3 ลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia	22
2-4 ลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation	23
2-5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus Arrhythmia	24
2-6 แสดงอุณหภูมิที่วัดได้จากตำแหน่งต่าง ๆ	32
2-7 ผลของกระแสไฟฟ้าต่อร่างกาย (ไฟฟ้ากระแสสลับ 60 เฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 1 วินาที)	33
2-8 การจัดหาของตัวเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรมตามมาตรฐาน RS-232 ทั้งแบบ DB-9 และ DB-25	52
2-9 พารามิเตอร์คลื่นวิทยุเทคโนโลยีบลูทูธ	58
2-10 อัตราความเร็วบิตข้อมูล ที่สามารถได้รับบน ACL Link	60
3-1 แสดงการตั้งค่าข้อมูลในบลูทูธ	79

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2-1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ	5
2-2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากการทำงานของหัวใจ	6
2-3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ	8
2-4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	10
2-5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)	13
2-6 สามเหลี่ยมไอโซเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจ เปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน	14
2-7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน	14
2-8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead	15
2-9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead	16
2-10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead	16
2-11 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดต่างๆ	18
2-12 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของอิเล็กโทรดต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและคลื่นไฟฟ้า ชนิดต่างๆที่ถูกบันทึก	19
2-13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและเส้นมาตรฐาน (Baseline หรือ Iso-Electric Line) ที่อยู่ระหว่างรอ การทำงานของหัวใจ	19
2-14 ความสัมพันธ์แกนไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I และลีด aVF ก. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางซ้าย (Left Axis Deviation) ข. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางขวา (Right Axis Deviation)	20
2-15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีลักษณะปกติ (Normal Sinus Rhythm)	21
2-16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Sinus Tachycardia	21
2-17 ภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจะหะการเต้นของหัวใจช้ามาเสมอ	22
2-18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจ ขาดเลือด (Myocardial Ischemia)	22
2-19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation	23
2-20 ภาวะ Sinus Arrhythmia จากการหายใจ ในขณะที่หายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้า หัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ	24

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
2-21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism)	24
2-22 วงจรสมมูลย์ของการวัดสัญญาณจากร่างกาย	25
2-23 วงจรสมมูลย์สำหรับการวัดสัญญาณความถี่ต่ำมาก ๆ จากร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	25
2-24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับปนเข้ามา	26
2-25 การอิมิตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ	27
2-26 วงจรขยายสัญญาณแบบทั่วไป	27
2-27 อุณหภูมิที่บริเวณต่าง ๆ ของร่างกาย ขณะอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่ร้อนและเย็นตามลำดับ	29
2-28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะของคลื่น J (J Wave)	30
2-29 ความน่าจะเป็นของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย	32
2-30 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะมาโครซ็อก	34
2-31 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดกระแสไฟฟ้า Let – Go และความถี่ของกระแสไฟฟ้า	34
2-32 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะไมโครซ็อก	35
2-33 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยหม้อแปลงความถี่สูง	36
2-34 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto – Isolator)	36
2-35 ข้อมูลสื่อสารแบบอนุกรม ข้อมูลหนึ่งไบต์จะถูกส่งออกคราวละบิตเป็นลำดับไปจนครบจำนวนทั้ง 8 บิต	47
2-36 ข้อมูลสื่อสารแบบขนาน ข้อมูลแต่ละบิตภายในหนึ่งไบต์จะถูกส่งออกมาพร้อมกันในลักษณะแบบขนาน	48
2-37 บิตข้อมูลสื่อสารแบบขนานภายในไบต์ข้อมูลที่จะถูกส่งออกมาในลักษณะแบบอนุกรม	48
2-38 รูปแบบสัญญาณไฟฟ้าของข้อมูลใน ภาพที่ 2-42 ซึ่งเป็นการส่งข้อมูลแบบอนุกรมด้วยอัตราเร็ว 2400 บิต/วินาที (สังเกตว่าจะเริ่มส่งบิต D0 ซึ่งเป็นบิตที่มีนัยสำคัญต่ำออกมาเป็นอันดับแรก)	49
2-39 แผนภาพสัญญาณเวลาของข้อมูลแบบอนุกรมจำนวน 8 บิต พร้อมด้วยบิตเริ่มต้นบิตพาราดีและบิตสุดท้าย	50
2-40 ตัวเชื่อมต่ออนุกรม 9 ขาหรือแบบ DB-9 (มองจากด้านหลังคอมพิวเตอร์)	51
2-41 ตัวเชื่อมต่ออนุกรม 25 ขาหรือแบบ DB-25 (มองจากด้านหลังคอมพิวเตอร์)	51

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
2-42 การต่ออุปกรณ์ภายนอกกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในลักษณะต่างๆ	53
2-43 ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ	54
2-44 สัญลักษณ์ในกลุ่มต่างๆที่พัฒนาบลูทูธ	55
2-45 Frequency – hop / Time – Division – Duplex Channel	57
2-46 กลไกในฮอป-เชคชั่นบ็อกส์โดยรหัสเฉพาะของมาสเตอร์จะเป็นตัวกำหนดลำดับการกระโดด ส่วนสัญญาณนาฬิกาจะใช้กำหนดเฟสเมื่อรวมกันทั้งสองอย่างก็จะเป็นตัวเลือกฮอปคาร์เรียร์ที่จะใช้งาน	58
2-47 รูปแบบของแพ็กเก็ต	59
2-48 หน้าที่ของบิตต่าง ๆ ในเฮดเดอร์	59
2-49 SCO Link และ ACL Links ในฟิโคเน็ตหนึ่งที่มี 1 มาสเตอร์ และ 2 สเลฟ	61
2-50 รูปแบบคลื่น Continuous Variable Slope (CVSD)	62
2-51 กระบวนการเชื่อมต่อช่องสัญญาณ และระยะเวลาที่ใช้	64
2-52 ตัวอย่างสแคเตอร์เน็ตที่ประกอบด้วย 4 ฟิโคเน็ต	66
2-53 การเลือกฮอปคาร์เรียร์ในการสื่อสารระหว่างเครือข่ายฟิโคเน็ต	67
2-54 การมีส่วนร่วมของสเลฟ Cxy ใน 2 ฟิโคเน็ต	67
3-1 บล็อกไดอะแกรมระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย	68
3-2 ลักษณะเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	70
3-3 ส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	71
3-4 ลักษณะภายในของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	71
3-5 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอุปกรณ์ประกอบ	72
3-6 ลักษณะการเชื่อมต่อของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมในการวิจัย	72
3-7 ลักษณะการติดอิเล็กทรอนิกส์กับร่างกาย	73
3-8 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	74
3-9 ลักษณะรูปร่างและการต่อขาของ LM335 ในตัวถังพลาสติก	74
3-10 วงจรพื้นฐานในการใช้งานของ LM335	75
3-11 เวลาการตอบสนองของ LM 335 ต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในอากาศ	77
3-12 ลักษณะบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM 7 เบอร์ LPC2119	77
3-13 ตำแหน่งจุดเชื่อมต่อของ ARM7 LPC2119	78

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
3-14 ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธ	78
3-15 คำสั่งที่ใช้ในการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ	79
3-16 ลักษณะของบลูทูธที่ทำหน้าที่เป็นตัวรับข้อมูลที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์	80
3-17 ลักษณะการส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	80
3-18 ส่วนแสดงผลของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล	81
3-19 แผนผังโปรแกรมแสดงผล	82
4-1 หน้าจอการเลือกภาษาที่ใช้ในการติดตั้ง	85
4-2 หน้าจอการเริ่มติดตั้งโปรแกรม	86
4-3 หน้าจอแสดงเงื่อนไขข้อตกลงต่างๆของบริษัท	86
4-4 หน้าจอแสดงตำแหน่งปลายทางที่ติดตั้งโปรแกรม	87
4-5 หน้าจอสิ้นสุดการติดตั้งโปรแกรม	87
4-6 หน้าจอแสดงโปรแกรม Bluesoleil	88
4-7 หน้าจอแสดงความพร้อมเพื่อเชื่อมต่อข้อมูล	88
4-8 หน้าจอการเลือกการเชื่อมต่อข้อมูล	89
4-9 หน้าจอการป้อนรหัสผ่าน	89
4-10 หน้าจอการเลือกการเชื่อมต่อข้อมูล	90
4-11 หน้าจอเมื่อข้อมูลมีการเชื่อมต่อและพร้อมใช้งาน	90
4-12 หน้าจอที่อยู่ของไฟล์เคอร์ ECG Serial	91
4-13 หน้าจอโปรแกรมแสดงผล	91
4-14 หน้าจอการเลือกพอร์ตของคอมพิวเตอร์	92
4-15 หน้าจอแสดงที่อยู่ของ Microsoft outlook configuration File (Project 1)	92
4-16 หน้าจอCaution	93
4-17 หน้าจอWindows	93
4-18 หน้าจอการเลือกNotepad	93
4-19 หน้าจอการแก้ไขพอร์ต	94
4-20 หน้าจอการตอบตกลงเมื่อต้องการแก้ไขพอร์ต	94
4-21 หน้าจอโปรแกรมแสดงผลเมื่อต้องการบันทึกข้อมูล	95
4-22 คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมาตรฐาน	95

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
4-23 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที	96
4-24 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที	96
4-25 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที	97
4-26 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 1	97
4-27 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 2	98
4-28 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 3	98
4-29 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 4	99
4-30 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 5	99
ก-1 วงจรภายในเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	110
ก-2 ลายวงจรด้านบนเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	111
ก-3 ลายวงจรด้านล่างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	112
ก-4 ลายวงจรแผนผังการวางอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	113
ข-1 บล็อกไดอะแกรมบอร์ด LPC 2119	116
ข-2 ลักษณะจุดเชื่อมต่อข้อมูลบน LPC2119	117

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรืออีซีจี (ECG: Electrocardiogram) มีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยหาความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ[1] ซึ่งแพทย์ต้องสังเกตคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยตลอดเวลา เครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปสามารถวัดสัญญาณได้หลายรูปแบบ เช่น แบบ 3 ลีด, 6 ลีดหรือครบทั้ง 12 ลีด และนอกจากนี้ยังสามารถบันทึกข้อมูลได้อีกด้วย แต่อย่างไรก็ตามลักษณะการใช้เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผู้ป่วยกับตัวเครื่องจะต้องอยู่ใกล้กันตลอดเวลา ซึ่งบ่อยครั้งมักประสบปัญหาเกี่ยวกับการเคลื่อนย้ายเนื่องจากตัวผู้ป่วยเองหรือในสถานะฉุกเฉินที่ต้องเฝ้าระวัง

เทคโนโลยีบลูทูธ(Bluetooth) ถือเป็นมาตรฐานเปิด (Open Specification) ที่ออกแบบมาสำหรับการส่งข้อมูลระยะสั้น(Short-Range Wireless) ถูกกำหนดขึ้นโดยกลุ่มบริษัทที่ให้ความสนใจในเรื่องนี้เป็นพิเศษเรียกว่า Bluetooth Special Interest Group (Bluetooth SIG) โดยมีจุดมุ่งหมายเป็นมาตรฐานเปิดที่ทุกคนสามารถใช้งานอุปกรณ์ที่สนับสนุนเทคโนโลยีบลูทูธได้ทุกที่ทั่วโลกร่วมกัน ช่วงความถี่ที่ใช้งานเรียกว่า ISM (Industrial, Scientific and Medical Band :ISM Band) มีความถี่ใช้งานอยู่ในช่วง 2.400-2.483 กิกะเฮิรตซ์ เป็นช่วงความถี่ใช้สำหรับงานอุตสาหกรรม วิทยาศาสตร์ และการแพทย์ ที่ทั่วโลกเปิดใช้งาน[2,3] จะเห็นว่าเทคโนโลยีบลูทูธเป็นมาตรฐานเปิด ซึ่งสามารถติดต่อสื่อสารกับอุปกรณ์ทุกชนิดที่สนับสนุนเทคโนโลยีบลูทูธและสามารถใช้งานได้ในทุกที่ทุกเวลา

เพื่อเป็นการแก้ปัญหาดังที่ได้กล่าวมาแล้วและนำเทคโนโลยีไร้สายเข้ามาประยุกต์ใช้งานร่วมกับการแพทย์ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายโดยใช้เทคโนโลยีบลูทูธ[4,5] ให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำ และสามารถพกพาได้ ซึ่งจะทำให้การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยทำได้อย่างอิสระ โดยไม่ต้องใช้สายนำสัญญาณเชื่อมต่อไปยังอุปกรณ์แสดงผล ทำให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องแม้ว่าจะมีการเคลื่อนย้ายก็ตาม[6]

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 เพื่อพัฒนาเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำ และสามารถพกพาได้
- 1.2.2 เพื่อศึกษาเทคโนโลยีไร้สายมาประยุกต์ใช้กับงานทางด้านการแพทย์
- 1.2.3 เพื่อให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้อย่างอิสระ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.3.1 ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจากอิเล็กโทรด (Electrode) ตามตำแหน่งมาตรฐานของการติดตั้ง บันทึกบนร่างกายแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)
- 1.3.2 ออกแบบและสร้างวงจรระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย เพื่อเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์ที่สนับสนุนเทคโนโลยีบลูทูธกับบลูทูธ
- 1.3.3 แสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจและอุณหภูมิของร่างกาย บนจอคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล
- 1.3.4 สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจและอุณหภูมิของร่างกาย บนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ผ่านระบบการเชื่อมต่อของบลูทูธ
- 1.3.5 บันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และอุณหภูมิของร่างกาย ลงในหน่วยความจำ (Memory) หรือฮาร์ดดิสก์ (Hard Disk) ของเครื่องคอมพิวเตอร์

1.4 วิธีการวิจัย

- 1.4.1 ศึกษาการทำงานเบื้องต้นของการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.4.2 ศึกษาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์และเทคโนโลยีบลูทูธ
- 1.4.3 ทำการออกแบบและสร้างระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย
- 1.4.4 เขียนโปรแกรมในส่วนของการแสดงผลและบันทึกข้อมูลลงบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล
- 1.4.5 ทดสอบการส่งข้อมูลผู้ป่วยด้วยระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายผ่านบลูทูธ
- 1.4.6 ทดสอบหาข้อผิดพลาด

1.5 ประโยชน์ของการวิจัย

1.5.1 ได้เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำและสามารถพกพาได้

1.5.2 ทำให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องแม้ว่าจะมีการเคลื่อนไหวก็ตาม

1.5.3 เพิ่มประสิทธิภาพการเฝ้าระวังอาการผู้ป่วยที่อยู่ในสภาวะวิกฤต

1.5.4 เป็นแนวทางในการนำเทคโนโลยีไร้สายมาประยุกต์ใช้งานทางด้านการแพทย์ให้เกิดประโยชน์

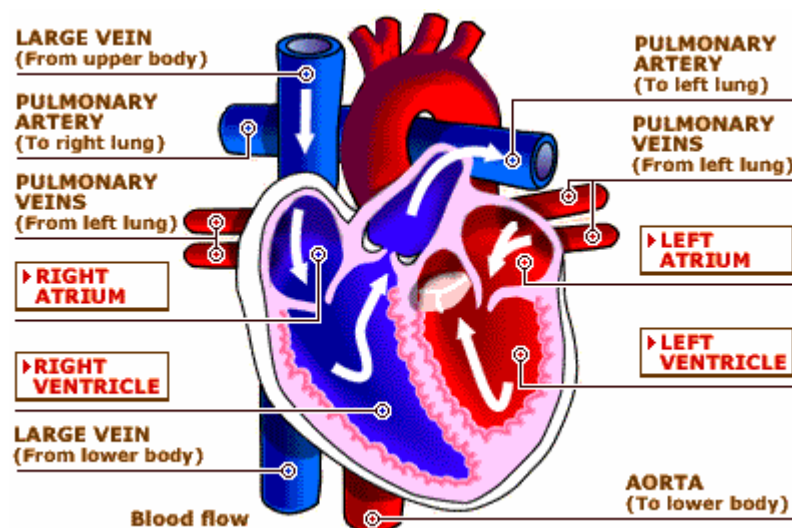
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้อง ได้แก่ หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบางยืดขยายได้ง่ายทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆ เลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นก้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด เลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย ซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆ



ภาพที่ 2-1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ

2.1.1.1 หัวใจประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่สำคัญ 3 ชนิด ได้แก่

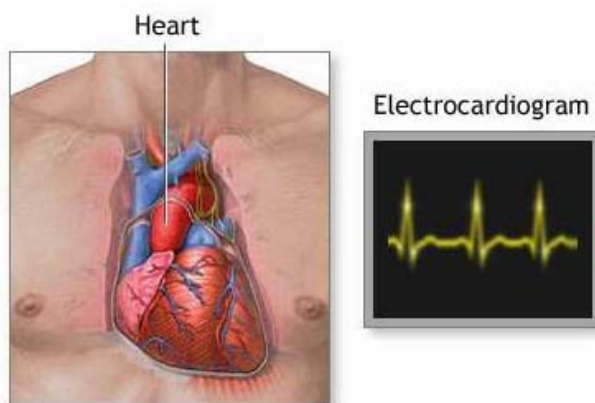
2.1.1.1.1 คาร์ดิแอก มัสเคิล ไฟเบอร์(Cardiac Muscle Fiber) ประกอบขึ้นเป็นผนังของเอเทรียม(Atrium)และเวนทริเคิล(Ventricle)หดตัวเมื่อถูกกระตุ้นเนื่องจากความต้านทานระหว่างเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีค่าต่ำ การนำไฟฟ้าจึงแพร่ไปได้อย่างรวดเร็วระหว่างเซลล์หนึ่งไปสู่เซลล์หนึ่งที่อยู่ติดกันต่อไป มีผลให้การหดของเซลล์เหล่านี้เกิดขึ้นพร้อมกันเหมือนเซลล์เดียว เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Syncytium

2.1.1.1.2 โหนดเซลล์(Nodal Cell) เป็นกลุ่มเซลล์พิเศษซึ่งสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าได้โดยอัตโนมัติ มี 2 พวก ได้แก่ Sinoatrial Node (SA Node) อยู่บริเวณเอเทรียมขวา ใกล้กับ ซุปรีเวนาคาวา (Superior Vena Cava) และ Atrioventricular Node (AV Node) อยู่บริเวณใกล้ผนังกั้นระหว่างเอเทรียมทั้งสองและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเอเทรียมและเวนทริเคิลปกติ SA Node เป็นตัวกลางคลื่นไฟฟ้าซึ่งถูกส่งต่อไปยังเซลล์อื่นๆ รวมทั้ง AV Node

2.1.1.1.3 คอนดักติงเซลล์(Conducting Cell) ทำหน้าที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้าที่เกิดบนเอเทรียมเมื่อผ่านมายัง AV Node จะถูกส่งไปยังเวนทริเคิล โดยผ่านคอนดักติงเซลล์ ที่ประกอบเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ(Bundle of His) ซึ่งแยกเป็นแขนซ้ายและขวาไปต่อกับระบบพัวร์กินเย (Purkinje System) อันประกอบด้วยแขนไฟเบอร์ที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของเวนทริเคิล

2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้



ภาพที่ 2-2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ

เซลล์ของหัวใจ แบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3 ประเภท ดังนี้
 ประเภทที่ 1 ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจ เป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ประเภทที่ 2 เป็นเซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้แผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

ประเภทที่ 3 เป็นเซลล์กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น

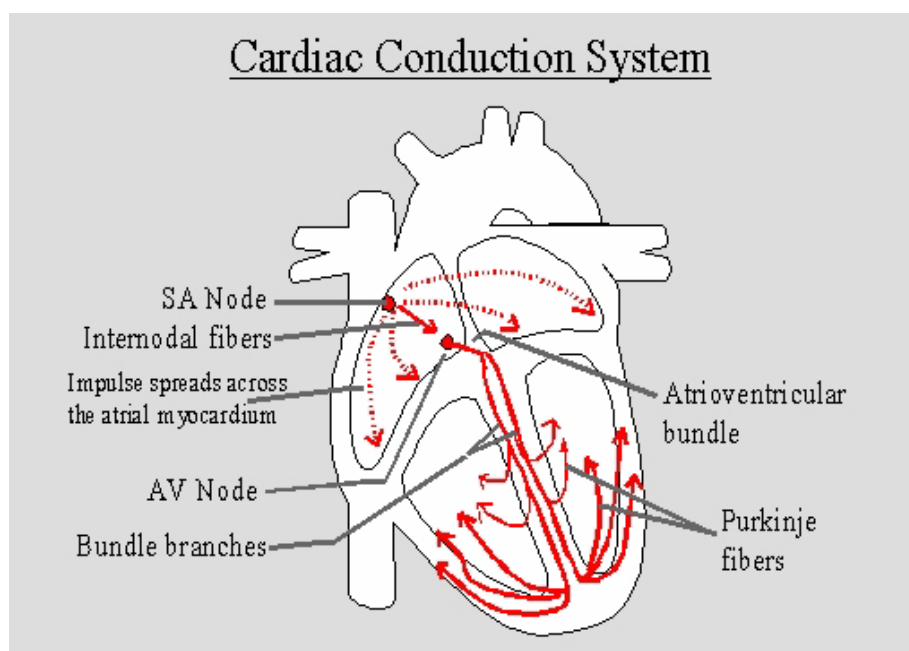
ผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ต่างกัน ได้ เช่น ในระยะที่เซลล์พักตัว (Polarization) ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าค่า -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง +20 มิลลิโวลต์ การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียม โปแตสเซียม ที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆ ลดลง เพราะมีสารโปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์จนในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นได้อีกปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่น ซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเต้นของหัวใจที่ปกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนข้างขวา แสดงในภาพที่ 2-3 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง หลังจากนั้น สัญญาณจะไปอยู่ที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Atrioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่างข้าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง A-V จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยพัวร์กินเย (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่ง ตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตรา

ประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที



ภาพที่ 2-3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

2.4 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่หัวใจสามารถคงสภาพการทำงานอยู่ได้อย่างปกตินั้นต้องอาศัยระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้ คือ

2.4.1 Sino-Atrial Node (SA Node, Pacemaker) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ส่วนบนทางด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เชื่อว่าเป็นตัวเริ่มกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ด้วยอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที AV Node และ Bundle of HIS 20-40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะของการเต้นของหัวใจจะขึ้นกับจุดกำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

2.4.2 Internodal Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่าสัญญาณไฟฟ้าผ่านจาก AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาทางกายวิภาคของหัวใจห้องบน ก็จะมีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ด้านใหญ่ๆ ได้แก่

2.4.2.1 Anterior Internodal Tract (Bachmann's Bundle) เริ่มจาก SA Node มาตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสอง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้งสองลงมาด้านบนของ AV Node

2.4.2.2 Middle Internodal Tract (Wenckebach) เริ่มจากด้านหน้า SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือดซูปรีเรียเวนาคาลงสู่ผนังกันหัวใจห้องบนของ AV Node

2.4.2.3 Posterior Internodal Tract (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังของหัวใจห้องบนขวาลงมาสู่ AV Node

2.4.3 Atrioventricular Node (AV Node) เป็นเซลล์กึ่งกล้ามเนื้อและประสาท อยู่ปลายบนของผนังกันหัวใจห้องล่าง อยู่ก่อนมาทางหัวใจห้องบนขวา และอยู่หน้าช่องเปิดของโคโรนารีไซน์ส (Coronary Sinus)

2.4.4 Bundle of His เป็นส่วนที่แยกออกมาจาก AV Node โดยตรง ยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกันระหว่าง

2.4.5 Bundle Branch เป็นส่วนที่แยกออกมาจากเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจเป็นแขนงซ้ายและขวาลงมาตามผนังกันห้องหัวใจห้องล่าง ดังนี้

2.4.5.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกันห้องหัวใจห้องล่าง ก่อนมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้ามาอยู่ในเยื่อหุ้มหัวใจ

2.4.5.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านซ้าย และแยกออกเป็น 2 แขนง คือ แขนงด้านหน้า และแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

2.4.5.3 Purkinje Fiber เป็นส่วนหนึ่งที่ต่อมาจาก Bundle Branch แยกแขนงแทรกตัวไปตามเยื่อหุ้มหัวใจ และแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลทั้งสอง

2.5 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

2.5.1 คลื่น P (P Wave)

แสดงถึง ผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานัก จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ เมื่อบันทึก 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ใน

ลีด II, AVL, AVF และ $V_1 - V_6$ เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชันวิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Deflection ใน Lead III, $V_1 - V_2$ อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

2.5.2 คลื่น QRS (QRS Complex)

แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชันผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากัน จึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที หากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำ ประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S

2.5.2.1 คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

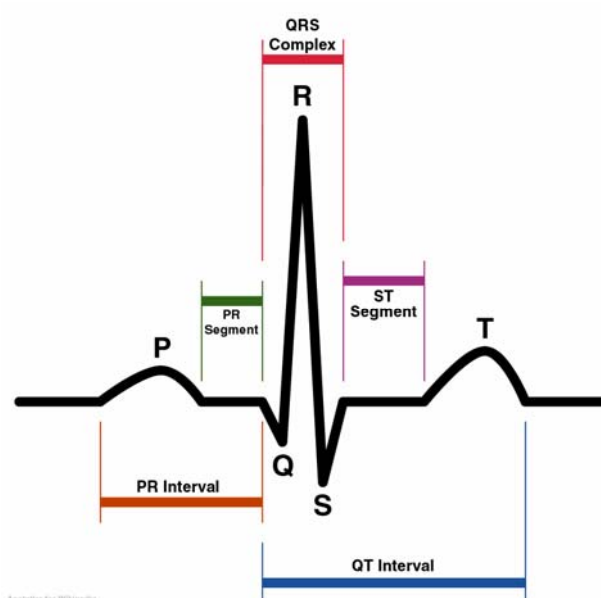
2.5.2.2 คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

2.5.2.3 คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

2.5.3 คลื่น T (T Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว มีขนาดประมาณ $1/8 - 2/3$ ของคลื่น R บันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL และ V_1



ภาพที่ 2-4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจได้ ที่สำคัญ ได้แก่

2.5.3.1 คลื่น U (U Wave)

แสดงถึงช่วงรีโพลาริเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสถานะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

2.5.3.2 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการรีโพลาริเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสอง และถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2.5.3.3 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval)

วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ในลีด V₂ และ V₃

2.5.3.4 ระยะ V.A.T (Ventricular Activation Time)

แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

2.5.3.5 ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval)

วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการรีโพลาริเซชัน และรีโพลาริเซชันในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

2.5.3.6 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)

วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไป สามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

2.5.3.7 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มวัดตั้งแต่จบคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

2.5.3.8 ระยะ S-T (S-T Segment)

เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางที่เรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะ นี้อยู่ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสถานะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.6 ขบวนการทางไฟฟ้าของหัวใจ

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดจากการกระตุ้นเซลล์ต่างๆของหัวใจด้วยกระบวนการทางไฟฟ้า ซึ่งมีการนำไฟฟ้าและขั้นตอนการกระตุ้นของเซลล์ต่างๆ ดังต่อไปนี้

Sinoatrial Nodeเป็นจุดเริ่มต้นของการกำเนิดไฟฟ้าในหัวใจที่เกิดขึ้นเป็นจังหวะโดยอัตโนมัติ คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวไปตามทางเดิน คือ Internodal Tract ไปกระตุ้นเอเทรียมขวา ก่อนเอเทรียมซ้าย แรงกระตุ้นจะแผ่ไปทุกทิศทาง แต่ทิศทางจะรวมพุ่งไปทางด้านซ้ายและลงล่างทำให้เกิดคลื่น P ขึ้น ส่วนต้นของคลื่น P เกิดจากการกระตุ้น เอเทรียมขวา และขณะที่เอเทรียมซ้ายถูกกระตุ้น AV Nodeก็ถูกกระตุ้นด้วยคลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวช้าๆ โดยใช้เวลาประมาณ 34 มิลลิวินาที อยู่ในเนื้อเยื่อบริเวณ AV Node (Junctional Tissue) ก่อนจะเคลื่อนที่ไปที่เวนทริเคิลมีระยะเวลาการคลายตัวเพื่อรอรับเลือดจากเอเทรียม

เมื่อ AV Node ถูกกระตุ้นแล้ว คลื่นไฟฟ้าจะเคลื่อนตัวตาม Bundle of HIS แผ่กระจายไปตามแขนงขวาและซ้าย (Right, Left Bundle Branch) เข้าสู่เส้นใยพัวร์คินเย ซึ่งมีลักษณะเป็นเส้นใยคล้ายร่างแห กระจายไปทั่วกล้ามเนื้อทำให้เวนทริเคิลหดตัวบีบเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายการกระตุ้นที่เวนทริเคิล เริ่มที่ผนังกันระหว่างเวนทริเคิลตอนกลางด้านซ้ายถูกกระตุ้นก่อน โดยมีทิศทางของแรงกระตุ้นพุ่งไปทางด้านหน้าและลงล่างใช้เวลา 8 มิลลิวินาทีจุดนี้ทำให้เกิดคลื่น Q ต่อมาเวนทริเคิลด้านขวาถูกกระตุ้นตามด้วยผนังด้านซ้าย คลื่นไฟฟ้าจะวิ่งเป็นทิศทางมุมฉากกับผนังเวนทริเคิลโดยออกจาก เอนโดคาเดียม(Endocardium) ไปอีคาเดียม(Epicardium) เนื่องจากผนังเวนทริเคิลซ้ายหนากว่าเวนทริเคิลขวา ทำให้เกิดแรงรวมที่เกิดขึ้นพุ่งไปทางเวนทริเคิล ซ้าย คือ พุ่งลงล่างและไปทางซ้าย ทำให้เกิดคลื่น QRS Complex

2.7 ระบบการติดลีด (Lead System)

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณ อีซีจี ที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้วาง 12 ลีด ดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

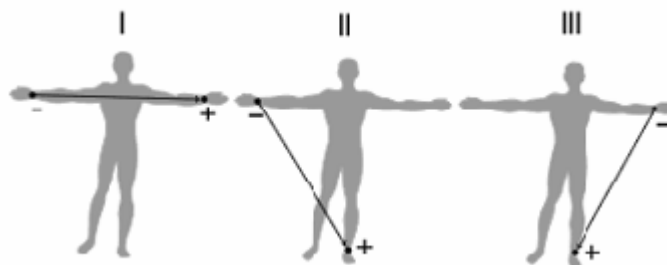
ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

มาตรฐาน ลีด I, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย

2.7.1 ระบบการติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี คือ

2.7.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอโรเฟน (ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อยู่มหาวิทยาลัยไลนเดน จากการทดลองไอโรเฟนพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียกสามเหลี่ยมไอโรเฟนแต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้ขั้วอิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน



ภาพที่ 2-5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้าแบ่งการบันทึกออกเป็น

2.7.1.1.1 Lead I ใช้ขั้วอิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่องโดยขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA}$$

2.7.1.1.1 Lead II ใช้ขั้วอิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลบวางที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA}$$

2.7.1.1.1 Lead III ทำนองเดียวกันใช้ขั้วลบวางที่แขนซ้าย ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{RA}$$

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา

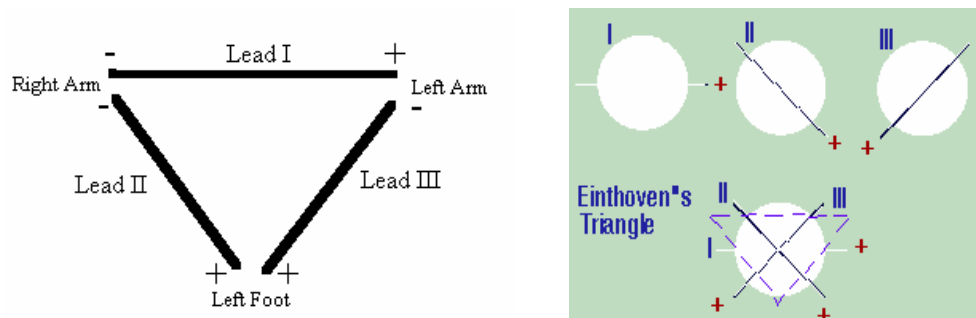
LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโซเฟนซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \quad (2-1)$$

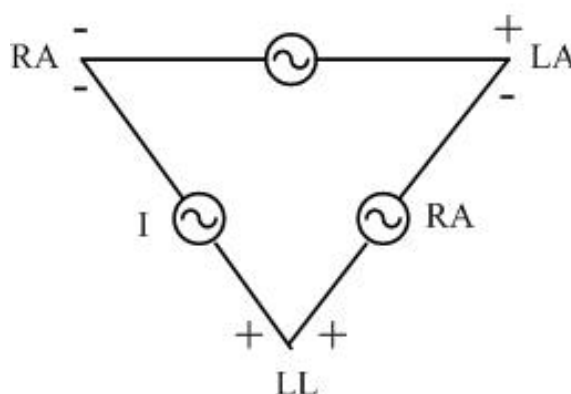
หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System



ภาพที่ 2-6 สามเหลี่ยมไอโซเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจ
เปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน

จากการวางอิเล็กโทรด ในภาพที่ 2-5 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในภาพที่ 2-7 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับ ความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ลีด II} - \text{ลีด I} - \text{ลีด III} = 0 \quad (2-2)$$



ภาพที่ 2-7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน
(Standard Limb Lead)

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน(Standard Limb Lead) นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด โดยสามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2.7.1.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวา หรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน แบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - \frac{1}{2} (LA + LL) \quad (2-3)$$

Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - \frac{1}{2} (RA + LL) \quad (2-4)$$

Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - \frac{1}{2} (LA + RA) \quad (2-5)$$

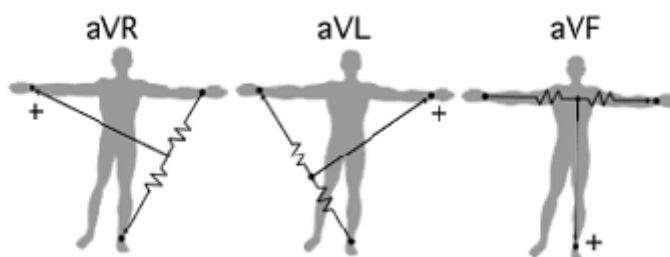
อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ ตัดขั้วลบออกทำให้ อิเล็กโทรดที่บันทึกได้ มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Vector แต่หนังสือบางเล่มกล่าวว่ามาจากคำว่า “Voltage”

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

อักษร “L” หมายถึง แขนซ้าย

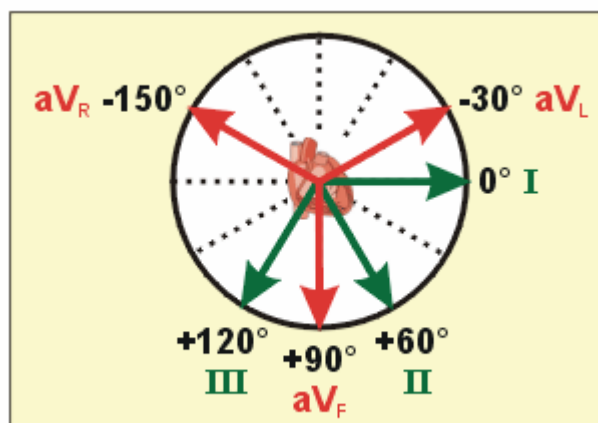
อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



ภาพที่ 2-8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

จากการติดลีดอิเล็กโทรดแบบดังกล่าว เท่ากับเป็นการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจากไบโพลาลิมบ์ลีด(Bipolar Limb Lead) แต่ยังคงเป็นการมองหัวใจด้านหน้า(Frontal Plane)เมื่อรวมการบันทึกทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้า

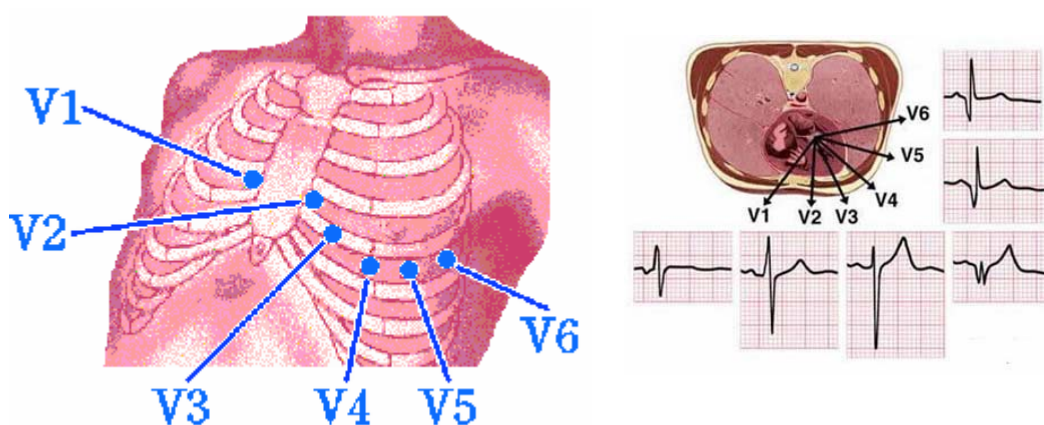
(Frontal Plane Vector) ที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจ ได้แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง $+110$ ถึง -30 องศา



ภาพที่ 2-9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

2.7.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้ขั้วอิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกัน บันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยวิธีนี้ ที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



ภาพที่ 2-10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

ตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดบันทึกวางในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ตรงแนว Medclavicular Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

2.7.1.4 โมนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวกและลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนในไบโพลาร์ลิมบ์ลีด ดังนั้น จึงเป็นการปรับ แปลงเพื่อให้เหมาะสมกับการโมนิเตอร์ ที่นิยมใช้คือ

MCL 1 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก, L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V1 คือระหว่าง ตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

MCR 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V5 วาง อิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

ส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (manubrium)

สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าที่มีต่อกันในการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ ได้ดังนี้

$$\text{ลีด I} = \text{LA} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด II} = \text{LL} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด III} = \text{LL} - \text{LA}$$

$$\text{ลีด aVR} = \text{RA} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{LL})$$

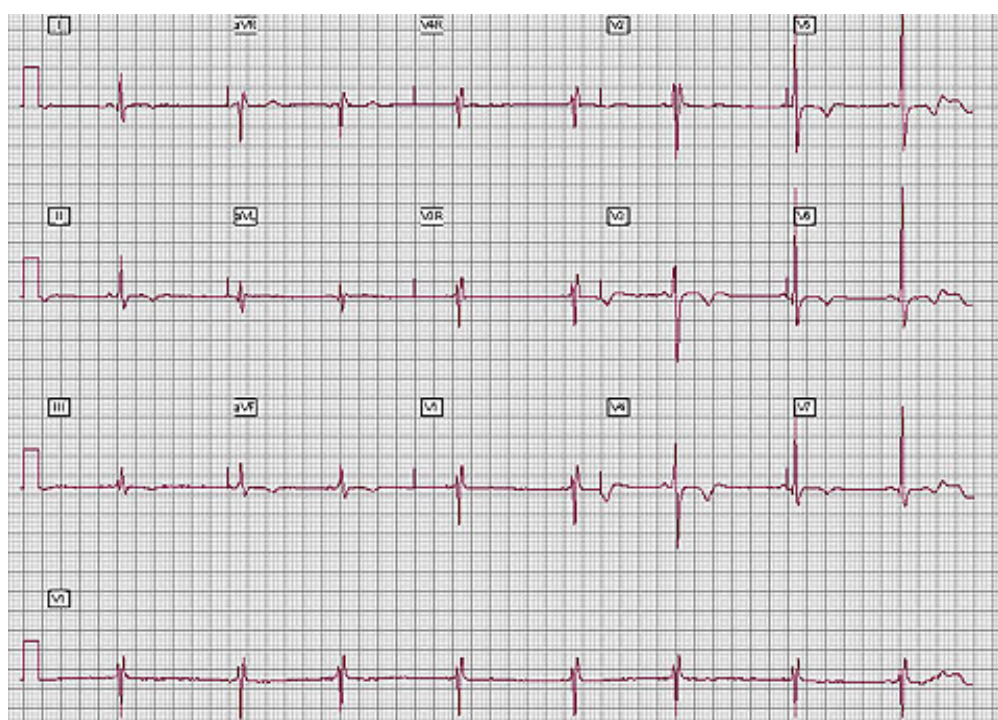
$$\text{ลีด aVL} = \text{LA} - \frac{1}{2} (\text{RA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVF} = \text{LL} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{RA})$$

$$\text{V}_n = \frac{1}{3} (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL}) - \text{C}_n \quad ; \text{เมื่อ } n = 1, 2, \dots, 6$$

2.8 เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ

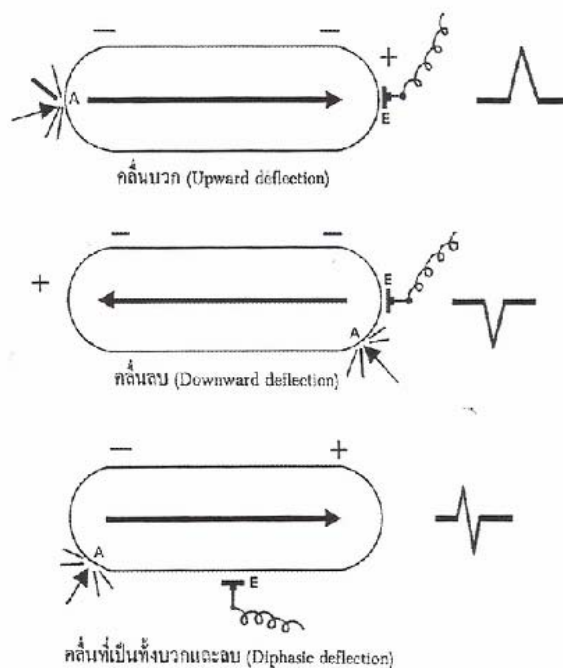
ศักย์ไฟฟ้าจากการเต้นของหัวใจ โดยทั่วไปมีทิศทางจากจุดศูนย์กลางของทรวงอกเป็นแนวเส้นทแยงมุมไปทางซ้าย เรียกว่า เส้นแกนไฟฟ้าหัวใจ (Electrical Axis of the Heart) เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าที่กำเนิดโดยหัวใจมีลักษณะเป็นเวกเตอร์ (Vector) ดังนั้นหากทำการบันทึก คลื่นไฟฟ้าหัวใจในทิศทางเดียวกับเวกเตอร์ คลื่นที่ได้จะมีขนาดใหญ่ แต่ถ้าทำการบันทึกเป็นมุมตั้งฉากกับเวกเตอร์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และการบันทึกที่มากกว่ามุมฉาก คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะเล็กลง และกลับหัว โดยปกติการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน ลีด II จะใกล้เคียงกับทิศทางของเวกเตอร์ของหัวใจ (Cardiac Vector) มากที่สุด เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ มีขนาดใหญ่กว่าการบันทึกด้วยลีดอื่นๆ



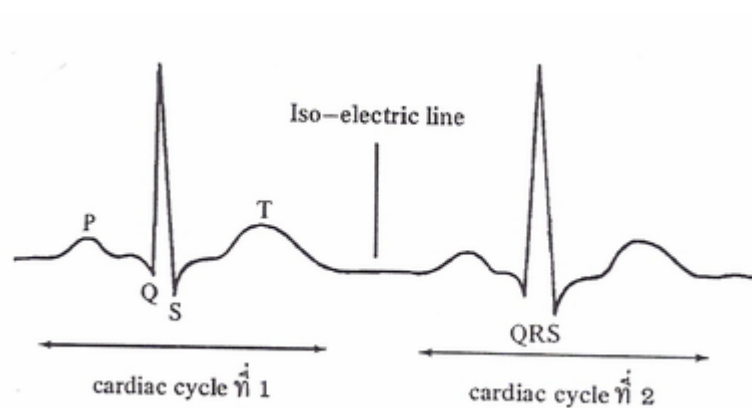
ภาพที่ 2-11 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดต่างๆ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจเป็นได้ทั้งบวกและลบ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอิเล็กโทรด ถ้าประจุไฟฟ้าวิ่งเข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่เกิดขึ้นย่อมเป็นบวกเสมอ แต่ถ้าประจุไฟฟ้านั้นวิ่งออกห่างจากอิเล็กโทรดไปในทิศทางตรงกันข้าม คลื่นที่ได้จะเป็นลบ ในบางกรณีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีทั้งส่วนที่เป็นบวกและลบภายในคลื่นเดียวกันเราเรียกคลื่นชนิดนี้ว่าคลื่นที่ทั้งบวกและลบ(Diphasic Wave) ซึ่งเกิดขึ้นได้เพราะอิเล็กโทรดอยู่ตรงจุดกึ่งกลางของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจพอดี อธิบายได้ว่าเมื่อ

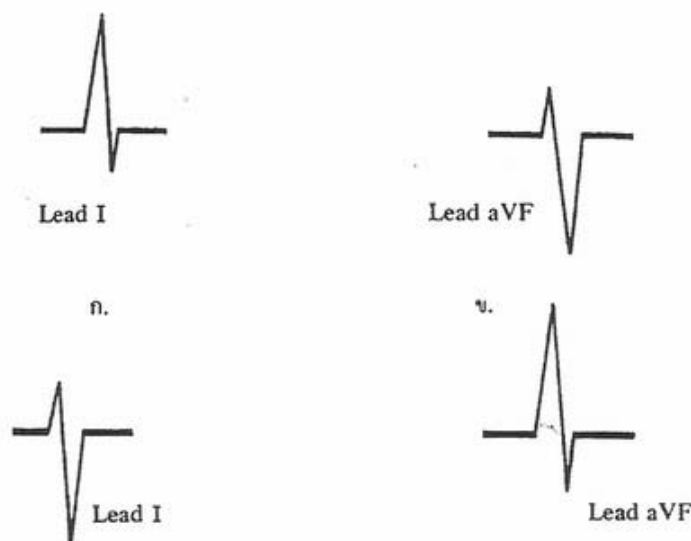
ประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่เข้าหาอิเล็กโทรด คลื่นที่ได้จะเป็นคลื่นบวก และเมื่อประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่ผ่านอิเล็กโทรดออกไปเรื่อยๆ คลื่นที่ได้จะเปลี่ยนเป็นลบ ซึ่งจะอยู่ได้เส้นมาตรฐาน (Iso-Electric Line)



ภาพที่ 2-12 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของอิเล็กโทรดต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและคลื่นไฟฟ้าชนิดต่างๆที่ถูกบันทึก



ภาพที่ 2-13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและเส้นมาตรฐาน (Baseline หรือ Iso-Electric Line) ที่อยู่ระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ



ภาพที่ 2-14 ความสัมพันธ์แกนไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I และลีด aVF

ก. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางซ้าย (Left Axis Deviation)

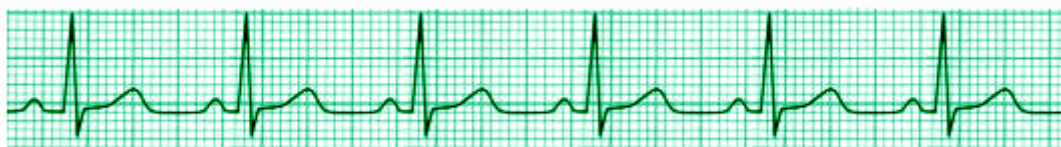
ข. เมื่อแกนไฟฟ้าของหัวใจเบี่ยงเบนไปทางขวา (Right Axis Deviation)

2.9 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

2.9.1 Normal Sinus Rhythm หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติ ซึ่งจะเริ่มต้นที่ตำแหน่ง SA node ทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนในอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะที่เกิดขึ้นจะสม่ำเสมอ โดยจะปรากฏคลื่น P เป็นคลื่นหัวตั้งใน ลีด I, II และ aVF ส่วนคลื่น T จะหัวตั้งเสมอในลีด I และ II และหัวกลับเสมอใน aVR ส่วนใน aVL, aVF และลีด III นั้น คลื่น T อาจะตั้งหรือหัวกลับก็ได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีรูปร่างอ้วนหรือหน้าอกหนาๆ คลื่น QRS จะมีขนาดลดลง เนื่องจากไขมันที่ผนังหน้าอกนำไฟฟ้าได้ไม่ดีเท่ากับกล้ามเนื้อ สำหรับผู้สูงอายุ ก็เช่นกัน เนื้อหนังต่างๆ นำไฟฟ้าได้ไม่ค่อยดีเท่ากับคนอายุน้อย

ตารางที่ 2-1 ลักษณะสำคัญของ Normal Sinus Rhythm

อัตราการเต้น (Rate)	ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ (Regular)
คลื่น P (P Wave)	หัวตั้งใน ลีด I, II, aVF



ภาพที่ 2-15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีลักษณะปกติ (Normal Sinus Rhythm)

2.9.2 Sinus Tachycardia หมายถึง ความผิดปกติของหัวใจที่มีลักษณะของอัตราการเต้นที่เร็วผิดปกติ คือ สูงกว่า 100 ครั้ง/นาที แต่มักจะไม่ถึง 160 ครั้ง/นาที มีจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้า คือ ตำแหน่ง S-A สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic) ทำงานมากเกินไป ซึ่งอาจเป็นผลมาจากไข้สูง วิตกกังวลหรือออกกำลังกายมากเกินไป อย่างไรก็ตาม ลักษณะของ Sinus Tachycardia อาจบ่งชี้ว่าผู้ป่วยนั้นอาจมีภาวะหัวใจวายได้ เนื่องจากเป็นลักษณะการทำงานชดเชยของหัวใจเพื่อให้มีเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้อย่างเพียงพอ

ตารางที่ 2-2 ลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia

อัตรา (Rate)	ปกติ 100-150 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P(P Wave)	ปกติ แต่ถ้าอัตราการเต้นเร็วมาก อาจทำให้เห็นคลื่น P ไม่ชัดเจน เพราะจะไปอยู่ใกล้กับคลื่น T มาก
ช่วง P-R (P-R Interval)	ปกติ แสดงว่าการนำสัญญาณจากตำแหน่ง S-A ไปยังตำแหน่ง A-V ไม่มีการรบกวน
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ

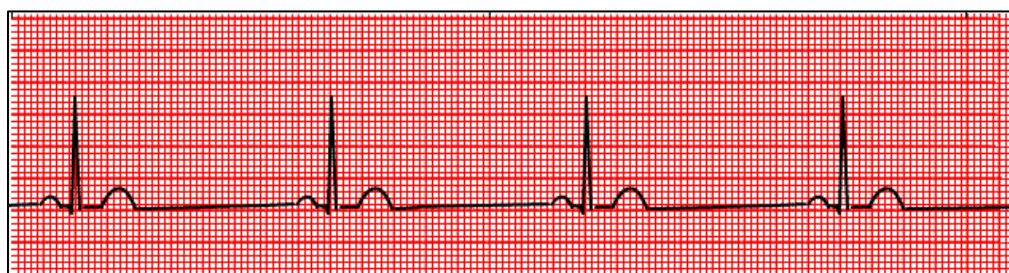


ภาพที่ 2-16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Sinus Tachycardia

2.9.3 Sinus Bradycardia หมายถึง ภาวะที่จังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ ใดๆ ที่มีจุดเริ่มต้นจากตำแหน่ง S-A เช่นกัน แต่ตำแหน่ง S-A ให้กำเนิดอัตราการเต้นของหัวใจช้าประมาณ 40-60 ครั้ง/นาที โดยทั่วไปแล้วเราจะพบภาวะเช่นนี้ได้ในช่วง 2-3 ชั่วโมงแรกหลังการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายอย่างเฉียบพลัน อัตราการเต้นของหัวใจที่ช้านี้อาจเป็นผลมาจากระบบประสาทพาราซิมเพติก (Para-Sympathetic) ที่ควบคุมการทำงานของตำแหน่ง S-A หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพอ จากยาหรือจากองค์ประกอบอื่นๆ เป็นต้น

ตารางที่ 2-3 ลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia

อัตรา (Rate)	40-60 ครั้งต่อนาที หรือช้ากว่านี้
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ
ช่วง P-R (P-R Interval)	ปกติ คลื่น P จะนำหน้าคลื่น QRS เสมอ



ภาพที่ 2-17 ภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ



ภาพที่ 2-18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia)

2.9.4 Ventricular Fibrillation คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายหดตัวไม่พร้อมเพรียงกันทุกเซลล์ เนื่องจากมีจุดเริ่มสัญญาณที่ความถี่สูงมาก การตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละเซลล์ไม่สัมพันธ์กัน เกิดการสั้นพลิ้วของหัวใจทำให้หัวใจไม่สามารถทำงานได้เลย ทำให้ผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ภายในเวลา 3-5 นาที

ตารางที่ 2-4 ลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation

อัตรา (Rate)	เร็วมาก
จังหวะ (Rhythm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	สังเกตไม่ได้
ช่วง P-R (P-R Interval)	สังเกตไม่ได้
คลื่น QRS (QRS Complex)	ผิดปกติรูปร่างแปลก ไม่สามารถแยกคลื่น P คลื่น QRS และคลื่น T ได้

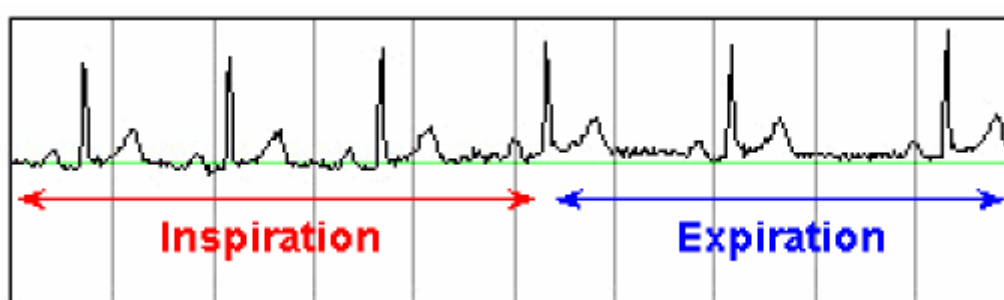


ภาพที่ 2-19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation

2.9.5 Respiratory Sinus Arrhythmia เป็นภาวะที่พบได้บ่อยและถือเป็นสิ่งปกติ เกิดจากเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ควบคุมตำแหน่ง S-A มากหรือน้อย ตามจังหวะการหายใจ ซึ่งเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) จะถูกควบคุมโดยรับความดัน (Pressure Receptor) ที่อยู่ในปอด ทำให้ขณะหายใจเข้า หัวใจจะเต้นเร็วขึ้นและขณะหายใจออก หัวใจจะเต้นช้าลง เมื่อพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเร็วและช้าสลับกัน ส่วนรูปคลื่นต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะปกติทุกอย่าง บางครั้งเราอาจพบร่วมกับภาวะ Sinus Bradycardia ได้บ่อยๆ ภาวะนี้พบได้บ่อยมากในเด็ก ซึ่งจะสังเกตเห็นได้ง่ายและชัดเจนกว่าในผู้ใหญ่

ตารางที่ 2-5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus Arrhythmia

อัตรา (Rate)	ปกติ
จังหวะ (Rhythm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P Wave)	ปกติ
ช่วง P-R (P-R Interval)	คงที่ตลอดเวลา
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ



ภาพที่ 2-20 ภาพ Sinus Arrhythmia จากการหายใจ ในขณะที่หายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ



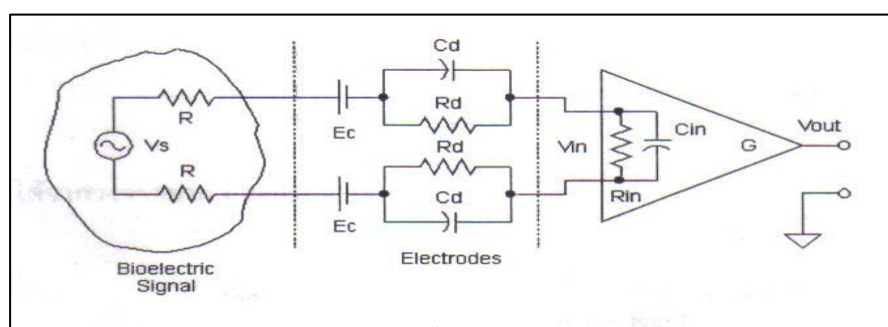
ภาพที่ 2-21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism)

เราสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาวิเคราะห์หาภาวะของหัวใจที่ผิดปกติได้ แต่ควรตระหนักว่า การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทางไฟฟ้ากับทางกายวิภาคของหัวใจ ไม่จำเป็นต้อง สัมพันธ์กัน คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ อาจไม่ได้หมายความว่าต้องมีพยาธิสภาพเกิดขึ้นในหัวใจเสมอไป ในทำนองเดียวกันความผิดปกติของหัวใจทุกชนิด ไม่จำเป็นต้องมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ผิดปกติ ดังนั้นจึงควรใช้เครื่องมืออย่างอื่นมาประกอบการวินิจฉัยด้วย เช่น ประวัติการตรวจร่างกายและข้อมูลอื่นๆ ที่ได้จากผู้ป่วย ไม่ควรที่จะวิเคราะห์โรคโดยอาศัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่เพียงอย่างเดียว

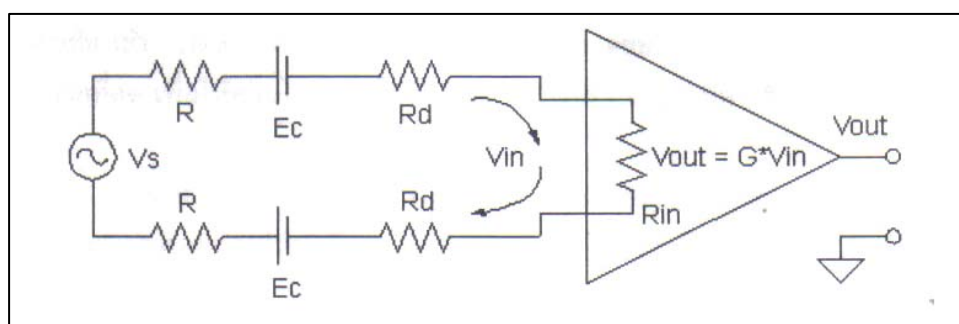
2.10 วงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่ว ๆ ไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กประมาณ 1 มิลลิโวลต์[8] เพื่อให้ได้สัญญาณที่มากพอจึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูง และต้องจำกัดวงจรให้ขยายสัญญาณเฉพาะช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (0.05-100 เฮิร์ตซ์ สำหรับการวินิจฉัย) ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้[9]

2.10.1 มีอิมพีแดนซ์ขาเข้า (Input Impedance) ที่สูง บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังจะเกิดความต้านทานที่สูงมาก ดังนั้น วงจรขยายต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังให้มากที่สุด เพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสน้อยที่สุด



ภาพที่ 2-22 วงจรสมมูลของการวัดสัญญาณจากร่างกาย



ภาพที่ 2-23 วงจรสมมูลสำหรับการวัดสัญญาณความถี่ต่ำมาก ๆ จากร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากภาพที่ 2-22 และ 2-23 เมื่อ

V_s = สัญญาณจากร่างกาย

R = ความต้านทานของเนื้อเยื่อ

R_{in} = อิมพีแดนซ์ขาเข้าของวงจรขยาย

C_{in} = การเก็บประจุขาเข้าของวงจรขยาย

จากกฎของโอห์ม (Ohm's Law) เราสามารถหาค่ากระแส (i) ในภาพที่ 2-23 ได้ คือ

$$V_s = (2R + 2R_d + R_{in}) \times I$$

$$I = \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times V_s \quad (2-6)$$

และความสัมพันธ์ของสัญญาณที่เข้าตัววงจรขยาย (V_{in}) คือ

$$V_{in} = I \times R_{in}$$

$$= \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times V_s \times R_{in} \quad (2-7)$$

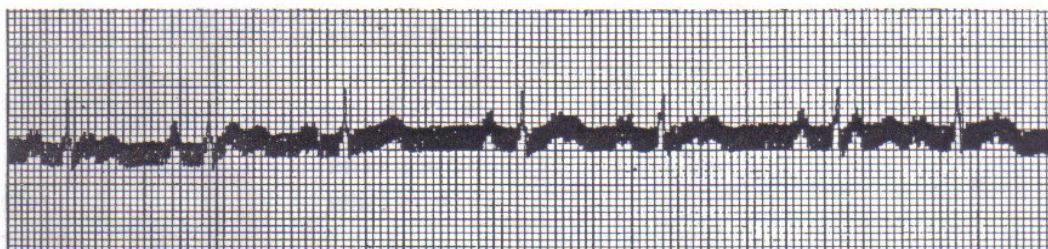
สัญญาณที่ได้จากวงจรขยาย (V_{out}) จะเท่ากับ

$$V_{out} = G \times V_{in}$$

$$= \frac{1}{(2R + 2R_d + R_{in})} \times G \times V_s \quad (2-8)$$

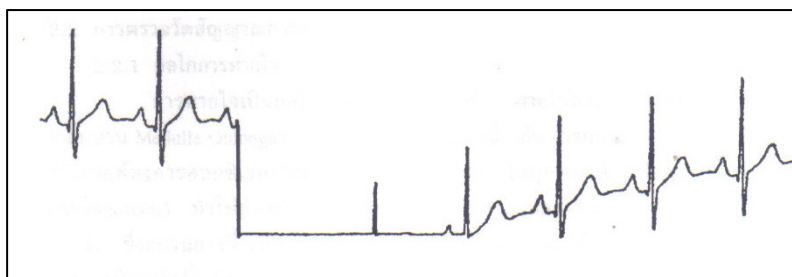
จากสมการที่ 2-8 สรุปได้ว่า วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้า (R_{in}) ที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (R) ให้มากที่สุดเพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกจากวงจร (V_{out}) มีค่ามากที่สุด

2.10.2 มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ซึ่งก็คืออัตราการจัดสัญญาณคอมมอนโหมดที่สูง เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก สัญญาณอื่น ๆ จึงอาจเข้ามารบกวนได้ง่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จากแหล่งจ่ายไฟทั่วไป ซึ่งสัญญาณรบกวนดังกล่าวอยู่ในช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเราสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการเลือกใช้อุปกรณ์ที่มีอัตราการจัดสัญญาณคอมมอนโหมด (CMRR) สูง คือ การมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode) สูง และอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ ทำให้อุปกรณ์เฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนเชียลโหมด และกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์ ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

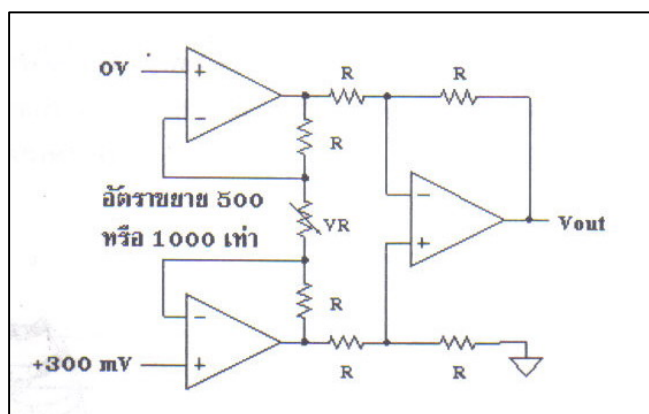


ภาพที่ 2-24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับปนเข้ามา

2.10.3 ตอบสนองค่าความถี่ต่ำได้ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยสัญญาณความถี่ต่ำมาก ๆ (0.05 Hz) ซึ่งใกล้เคียงกับสัคย์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้น วงจรขยายจะต้องตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดี แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ที่ต่ำมาก ๆ เมื่อเกิดสัคย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสดตรง (DC Offset) จากการขยับตัวของร่างกายหรือหากความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง สัคย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสดตรงจะถูกขยายมาด้วย ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหากสัคย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว เกิดเป็นแรงดันไฟตกค้างอยู่ที่เกือบเท่ากับสัคย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) เป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้[8]



ภาพที่ 2-25 การอิ่มตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ



ภาพที่ 2-26 วงจรขยายสัญญาณแบบทั่วไป

จากภาพที่ 2-26 หากวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายที่สูงมาก เช่น 500 หรือ 1,000 เท่า เมื่อเกิดสัคย์ไฟฟ้าออฟเซตสูง 300 มิลลิโวลต์ (ตามมาตรฐานของ AAMI) ที่ขาข้างใดข้างหนึ่งของวงจร จะทำให้วงจรเกิดการอิ่มตัวจนไม่สามารถทำงานได้[11] ทางแก้ปัญหาคือการอิ่มตัวของวงจร คือ การออกแบบวงจรให้มีอัตราขยายที่น้อยและเพิ่มวงจรป้อนกลับสัคย์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Restoration Amplifier) เพื่อป้อนกลับสัคย์ไฟฟ้าไปหักล้างกับสัคย์ไฟฟ้า ออฟเซต ให้หมดไป

2.11 การตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย

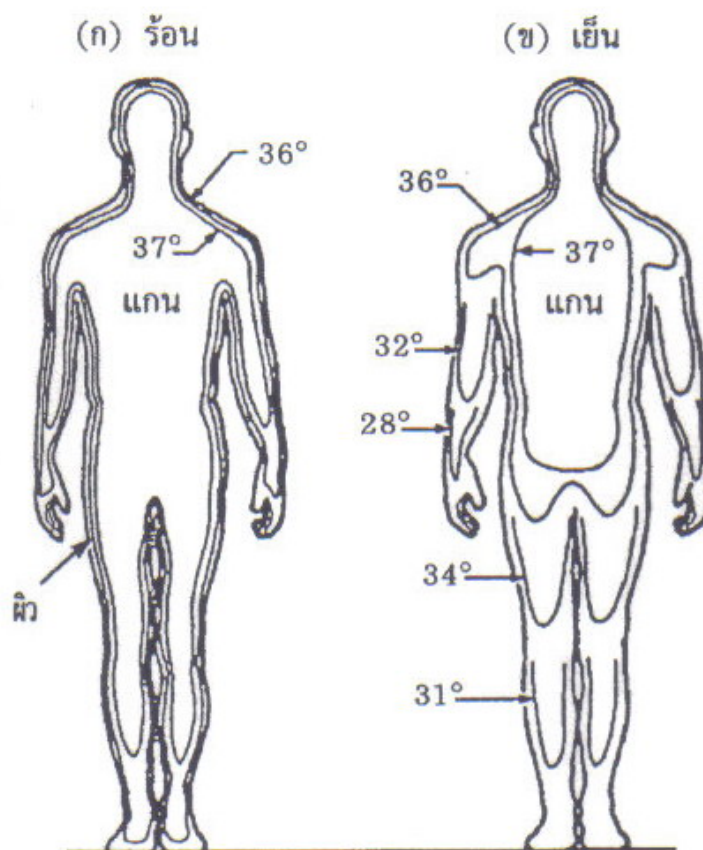
2.11.1 อุณหภูมิร่างกาย [12]

หมายถึง อุณหภูมิในส่วนแกนกลางของร่างกาย ได้แก่ สมอง ช่องอก และช่องท้อง ซึ่งเป็นแหล่งรวมของอวัยวะที่มีบทบาทสำคัญต่อการดำรงชีวิต ร่างกายจะตอบสนองต่อระดับอุณหภูมิต่างๆ กัน โดยทั่วไปร่างกายจะรู้สึกหนาวมาก, เย็น, สบาย, อุ่น และร้อนในช่วงอุณหภูมิดังนี้ คือ $0-18^{\circ}\text{C}$, $18-22^{\circ}\text{C}$, $27-33^{\circ}\text{C}$, $33-37^{\circ}\text{C}$, $37-40^{\circ}\text{C}$ ตามลำดับ อวัยวะรับรู้ความรู้สึกแต่ละชนิดจะอยู่กระจายทั่วไป และมีความหนาแน่นแตกต่างกันตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น บริเวณหน้าอก, แขน และขา จะมีความหนาแน่นแตกต่างจากส่วนอื่นมากกว่บริเวณใบหน้า ทำให้เวลาอากาศหนาวเราสามารถเปิดเผยบริเวณใบหน้าได้โดยไม่เกิดการปรับตัวของศูนย์ควบคุมอุณหภูมิร่างกายเหมือนกับการเปิดเผยบริเวณหน้าอก, แขน และ ขา ด้วยเหตุนี้เราจึงควรระมัดระวังการเปิดเผยร่างกายบางส่วนโดยไม่จำเป็น เนื่องจากอาจกระตุ้นให้เกิดการปรับตัวของอุณหภูมิร่างกายตามมาได้

2.11.2 การควบคุมอุณหภูมิร่างกายมนุษย์

ประกอบด้วยการทำงาน 2 ส่วน ที่เชื่อมโยงกัน คือ ส่วนแกนกลาง ซึ่งเป็นแหล่งที่มีการผลิตความร้อนและส่วนเปลือกนอก ซึ่งมีการรักษาหรือระบายความร้อน กระบวนการทั้งสองต้องทำงานให้ได้สมดุลกันอยู่ตลอดเวลา เพื่อรักษาภาวะสมดุลของสิ่งแวดล้อมภายใน (Homeostasis) ร่างกายให้คงที่ ถ้าอุณหภูมิลดลง ร่างกายจะพยายามลดการสูญเสียความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังหดตัวและกระตุ้นกลไกการสร้างความร้อนเพิ่มขึ้น แต่ถ้าอุณหภูมิแกนสูงกว่าปกติ ร่างกายจะเร่งการระบายความร้อนออกโดยทำให้หลอดเลือดที่ผิวหนังขยายตัวเพื่อเพิ่มการขับเหงื่อและควบคุมการสร้างความร้อนให้เกิดขึ้นน้อยที่สุด[14]

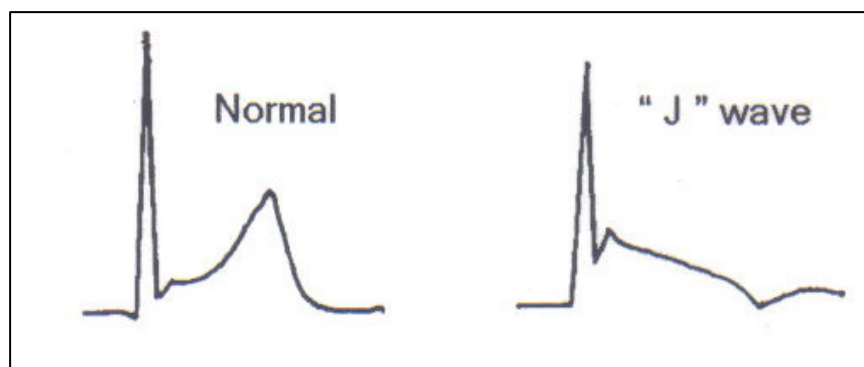
อุณหภูมิร่างกายถูกควบคุมโดยสมองส่วนไฮโปทาลามัส (Hypothalamus) ถ้าร่างกายได้รับความร้อนไม่เพียงพอและไม่มีการออกกำลังกายในภาวะเช่นนี้ ร่างกายจะมีอาการหนาวสั่น ซึ่งเป็นการหดตัวและคลายตัวโดยไม่ตั้งใจ (Involuntary) ของกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุม (Voluntary Muscle) ซึ่งจะก่อให้เกิดเมตาบอลิซึมของกล้ามเนื้อเกิดความร้อนเพิ่มมากขึ้น[13,14] ความร้อนที่เกิดจากเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย ถูกนำออกสู่ผิวภายนอกโดยการนำความร้อน แต่เนื่องจากเนื้อเยื่อนำความร้อนได้ไม่ดี ร่างกายจึงอาศัยระบบการไหลเวียนเลือดเป็นตัวพาความร้อนไประบายออกทางผิวหนัง ซึ่งถ้าผิวหนังมีลักษณะบางจะนำความร้อนได้ดีกว่าผิวหนังที่หนา เนื่องจากบริเวณนั้นมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและมีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่าน ทำให้มีอุณหภูมิใกล้เคียงกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย บริเวณที่ผิวหนังมีลักษณะบาง ได้แก่ ซอกคอ, รักแร้, ข้อพับ และ ขาหนีบ เป็นต้น



ภาพที่ 2-27 อุณหภูมิที่บริเวณต่างๆ ของร่างกาย ขณะอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่ร้อนและเย็นตามลำดับ

2.11.3 อิทธิพลของอุณหภูมิภายในร่างกายที่มีต่อการทำงานของหัวใจ

อุณหภูมิภายในร่างกายที่ลดลงจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา โดยเฉพาะการทำงานของหัวใจ กล่าวคือ เมื่อร่างกายมีอุณหภูมิในระยะแรกอัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจจะเพิ่มขึ้น เพื่อเพิ่มการนำออกซิเจนและอาหารไปยังเนื้อเยื่อและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ รวมถึงของเสียอื่น ๆ ซึ่งถ้าอุณหภูมิภายในร่างกายยังคงลดลงเรื่อย ๆ อัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจก็จะลดลง, อัตราการเต้นของหัวใจช้าลง เนื่องจากตำแหน่ง S-A ถูกกด, การนำสัญญาณไฟฟ้าสู่หัวใจห้องล่างจะช้าลง ซึ่งในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่า ช่วง P-R (P-R Interval) ยาวขึ้น และอาจพบคลื่น J (J Wave) หรือคลื่นออสบอร์น (Osborn Wave) ได้เช่นกัน



ภาพที่ 2-28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะของคลื่น J (J Wave)

ถ้าอุณหภูมิลดลงถึง 32°C จะทำให้หัวใจเต้นผิดปกติ เช่น Atrial Flutter, Atrial Fibrillation และ A-V Block ชนิดต่าง ๆ และเมื่ออุณหภูมิร่างกายลดเหลือ 28°C มักพบการเต้นผิดปกติของหัวใจเป็นแบบ Ventricular Fibrillation, ความหนืดของเลือดเพิ่มขึ้น, เม็ดเลือดขาวและเกร็ดเลือดลดลง เนื่องจากม้ามและตับหยุดทำงาน[12]

ในกรณีที่ร่างกายมีอุณหภูมิสูงกว่าปกติ คือ สูงเกิน 37.5°C ขึ้นไป จะส่งผลโดยตรงต่อการปล่อยจังหวะการกระตุ้นของตำแหน่ง S-A ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจจะสูงขึ้นด้วย เช่น ในคนที่ไข้ หัวใจจะเต้นเร็วกว่าปกติ และหากอุณหภูมิร่างกายสูงมาก ๆ อาจเหนี่ยวนำให้กลุ่มเส้นใยพัวร์คินเย (Purkinje Fibers) กลายเป็นตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker) ซึ่งมีผลทำให้หัวใจทำงานผิดปกติได้[14]

2.11.4 ปัจจัยที่ทำให้อุณหภูมิในร่างกายเปลี่ยนแปลง [12]

2.11.4.1 อายุ ในเด็กแรกเกิด ศูนย์ควบคุมอุณหภูมิยังพัฒนาได้ไม่ดี อุณหภูมิจึงขึ้น ๆ ลง ๆ ในช่วง $36.0-37.7^{\circ}\text{C}$ ต่างกับผู้สูงอายุ ซึ่งเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อยและหลอดเลือดมีการเปลี่ยนแปลง ทำให้เลือดมาบริเวณผิวหนังลดลง อุณหภูมิภายใต้จึงค่อนข้างต่ำ เฉลี่ยประมาณ 36.0°C ในเด็กอ่อนและผู้สูงอายุถ้าเผชิญความหนาวอย่างรุนแรงอาจเข้าสู่ภาวะอุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติ (Hypothermia) ซึ่งอุณหภูมิของร่างกายอาจลดต่ำถึง 35°C

2.11.4.2 ระยะครรภ์หรือระหว่างเกิดการตกไข่ ในผู้หญิงอิทธิพลของฮอร์โมนโปรเจสเตอโรน (Progesterone) ภายหลังการตกไข่ (Ovulation) ในส่วนท้ายของระยะรอบเดือน จะทำให้อุณหภูมิของร่างกายเพิ่มขึ้นประมาณ $0.3-1.0^{\circ}\text{C}$ ซึ่งก่อนจะมีการตกไข่อุณหภูมิของร่างกายจะลดลงเล็กน้อย ดังนั้น การวัดอุณหภูมิร่างกายทุก ๆ เช้า อาจนำไปใช้กำหนดระยะเวลาของการตกไข่เพื่อใช้ศึกษากรณีที่ผู้หญิงมีบุตรยากได้

2.11.4.3 การทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคี้ยวหมากฝรั่งนาน 2-3 นาที ก็สามารถเพิ่มอุณหภูมิในช่องปากได้ถึง 0.5°C การเกร็งของกล้ามเนื้อก็ทำให้อุณหภูมิเพิ่มขึ้นได้ประมาณ 2.7°C หรือภายหลังการออกกำลังกายอุณหภูมิร่างกายจะมากกว่า 37.8°C

2.11.4.4 ช่วงเวลาในรอบวัน แม้อุณหภูมิร่างกายจะค่อนข้างคงที่อยู่ที่ 36.9°C แต่ก็อาจมีการขึ้น ๆ ลง ๆ ได้ตลอดเวลา ตามปกติอุณหภูมิของร่างกายจะต่ำที่สุดในตอนดึก (02.00-04.00น.) และสูงสุดในตอนเย็น (16.00-18.00น.) อุณหภูมิภายในร่างกายคนปกติจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากสุด 0.76°C ในช่วงเวลา 24 ชั่วโมง

2.11.4.5 สภาวะทางด้านจิตใจและด้านอารมณ์ ในภาวะที่ร่างกายตึงเครียดหรือเกิดอารมณ์รุนแรง อาจทำให้อุณหภูมิขึ้น ๆ ลง ๆ อยู่ในช่วง $37-38^{\circ}\text{C}$ ได้เช่นกัน

2.11.5 ตำแหน่งที่วัดอุณหภูมิของร่างกาย

อาศัยหลักเกณฑ์ทั่วไป คือ ต้องเป็นบริเวณที่หลอดเลือดแดงใหญ่ไหลผ่านและสามารถวัดได้กับผู้ป่วยทุกลักษณะ บริเวณดังกล่าว ได้แก่

2.11.5.1 ภายในช่องปาก บริเวณใต้ลิ้นเป็นแหล่งรวมของหลอดเลือดมากมาย และมีหลอดเลือดแดงทอดผ่านบริเวณโคนลิ้น (Sublingual Artery) ถ้าหากปากปิดสนิท อุณหภูมิภายในช่องปากอาจเป็นค่าเดียวกับอุณหภูมิแกนกลางของร่างกาย

2.11.5.2 ช่องคลอด (Vagina) เป็นอีกบริเวณหนึ่งที่มีเนื้อเยื่อบอบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมาก

2.11.5.3 บริเวณช่องทวารหนัก ภายในเยื่อบุลำไส้ใหญ่มีความบอบบางและมีหลอดเลือดมาเลี้ยงมากเช่นกัน

2.11.5.4 บริเวณรักแร้ มีหลอดเลือดใหญ่ทอดผ่านในระดับตื้นและมีเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังน้อย, สามารถหุบให้มีลักษณะเป็นวอก ช่วยชะลอการสูญเสียความร้อนไม่ให้เกิดขึ้นเร็ว

อุณหภูมิตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมีค่าแตกต่างกันเล็กน้อย เช่น อุณหภูมิที่วัดทางช่องทวารหนักจะสูงกว่าช่องปากประมาณ 0.8°C อุณหภูมิที่วัดจากรักแร้จะต่ำกว่าที่วัดได้จากช่องปากประมาณ 0.6°C แต่ก็อาจให้ค่าที่ถูกต้องกว่าการวัดอุณหภูมิจากช่องปาก ในกรณีที่ผู้ป่วยมีบาดแผลบริเวณปากหรือต้องหายใจทางปาก จะทำให้อุณหภูมิของช่องปากลดลงเหลือ 36.0°C ซึ่งต่ำกว่าอุณหภูมิจากส่วนกลางของร่างกาย[12]

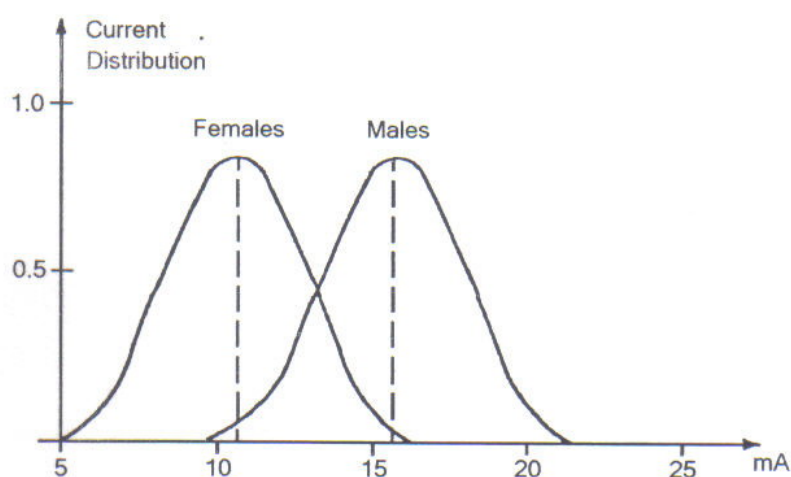
ตารางที่ 2-6 แสดงอุณหภูมิที่วัดได้จากตำแหน่งต่าง ๆ

ตำแหน่งที่วัด	ช่วงอุณหภูมิ (°ซ)
ปาก	36.0-37.5
ทวารหนัก	36.5-38.0
รักแร้	35.5-37.0

2.12 อันตรายของไฟฟ้าและการป้องกัน

2.12.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้าในการวัดสัญญาณทางชีวการแพทย์

เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านมีอาการเกร็งหรือช็อก (Shock) จนไม่สามารถควบคุมได้ โดยเฉพาะหากเป็นบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจ อาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้[8]



ภาพที่ 2-29 ความน่าจะเป็นของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย

ในภาพที่ 2-29 แสดงความน่าจะเป็นของการได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้า พบว่าผู้หญิงจะทนกระแสไฟฟ้าได้น้อยกว่าผู้ชาย และผู้หญิงจะได้รับอันตรายจากกระแสไฟฟ้าได้มากกว่าผู้ชายเมื่อได้รับในปริมาณที่เท่ากัน

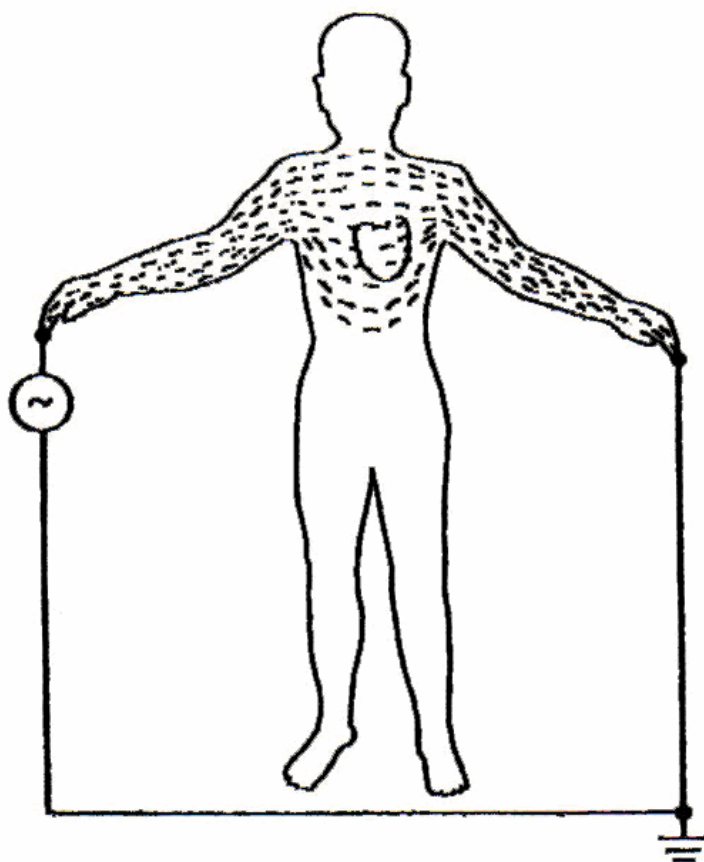
ตารางที่ 2-7 ผลของกระแสไฟฟ้าต่อร่างกาย (ไฟฟ้ากระแสสลับ 60 เฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 1 วินาที) [10]

ปริมาณกระแสไฟฟ้า	คำจำกัดความ	อาการที่แสดง
1 มิลลิแอมป์	กระแสที่ทำให้ร่างกายเริ่มมีการตอบสนอง	เริ่มรู้สึกคันเล็กน้อย
5 มิลลิแอมป์	ปริมาณกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่ไม่ทำให้ร่างกายเกิดอันตราย	เริ่มรู้สึกเจ็บและเกิดการกระตุ้นเส้นประสาท
16 มิลลิแอมป์	เกิดกระแสไฟฟ้า Let – Go	ไม่สามารถบังคับกล้ามเนื้อได้
50 มิลลิแอมป์	-	เกิดบาดแผลและหมดสติ
10 มิลลิแอมป์ถึง 3 แอมป์	-	หัวใจหยุดเต้น

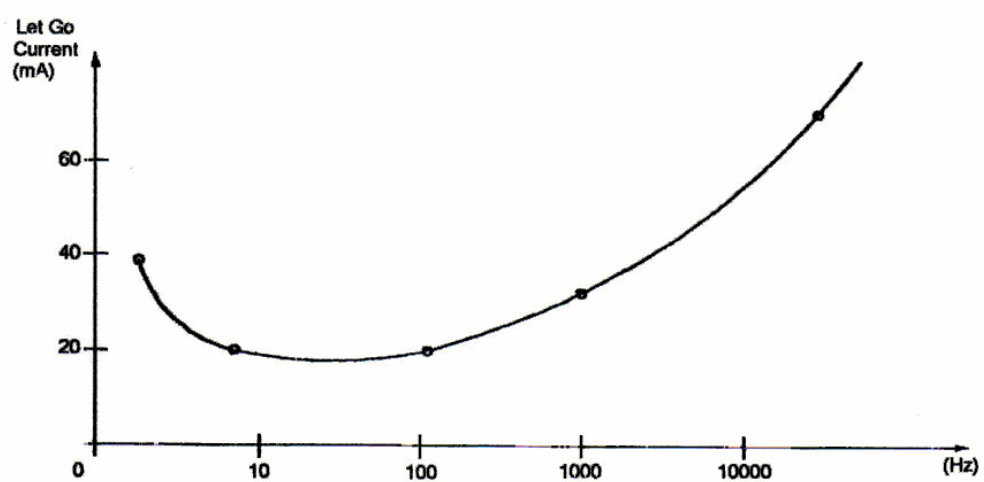
เราจะแบ่งชนิดของการเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลผ่านร่างกายออกเป็น 2 ชนิด คือ

2.12.1.1 มาโครช็อก (Macroshock) หมายถึงอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่มากกว่า 0.5 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายทำให้เกิดการหดเกร็งของกล้ามเนื้อทรวงอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจเป็นอัมพาตและศูนย์ควบคุมการหายใจในสมองได้รับความเสียหายก่อให้เกิดการหายใจล้มเหลว

หากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าเป็นเวลานาน ๆ ถึงแม้ว่าจะเป็นกระแสไฟฟ้าจำนวนน้อย ๆ ก็ตาม ก็อาจเกิดอันตรายได้ เช่น กระแสไฟฟ้าที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let – Go (Let – Go Current) ซึ่งเป็นปริมาณกระแสไฟฟ้าที่มีผลทำให้เราไม่สามารถควบคุมร่างกายได้ ซึ่งการเกิดกระแสไฟฟ้า Let – GO นั้นขึ้นอยู่กับความถี่ของกระแสไฟฟ้าที่ร่างกายได้รับด้วย ยกตัวอย่างในภาพที่ 2-36 จะเห็นได้ว่าหากร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ เพียงแค่ 20 มิลลิแอมป์ ก็จะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go ได้ แต่ถ้าร่างกายได้รับกระแสไฟฟ้าที่มีความถี่สูงมากกว่า 50 เฮิร์ตซ์ขึ้นไป ร่างกายก็ต้องได้รับกระแสในปริมาณที่มากกว่า 20 มิลลิแอมป์ จึงจะก่อให้เกิดอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go ได้[15]

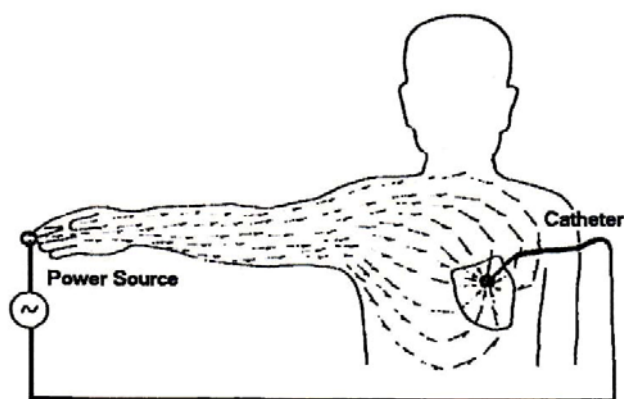


ภาพที่ 2-30 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะมาโครช็อก



ภาพที่ 2-31 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดกระแสไฟฟ้า Let – Go และความถี่ของกระแสไฟฟ้า

2.12.1.2 ไมโครช็อก (Microshock) อาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่น้อยกว่า 1 มิลลิแอมป์ ไหลผ่านร่างกายโดยตรงโดยไม่ผ่านผิวหนัง (ความต้านทานผิวหนังในร่างกายประมาณ 500 โอห์ม) ทำให้กระแสไฟฟ้าสามารถไหลผ่านร่างกายได้โดยสะดวก อันจะทำให้หัวใจเกิดภาวะ Ventricular Fibrillation ซึ่งถึงแก่ชีวิตได้[15]



ภาพที่ 3-32 การกระจายของกระแสไฟฟ้าในภาวะไมโครช็อก

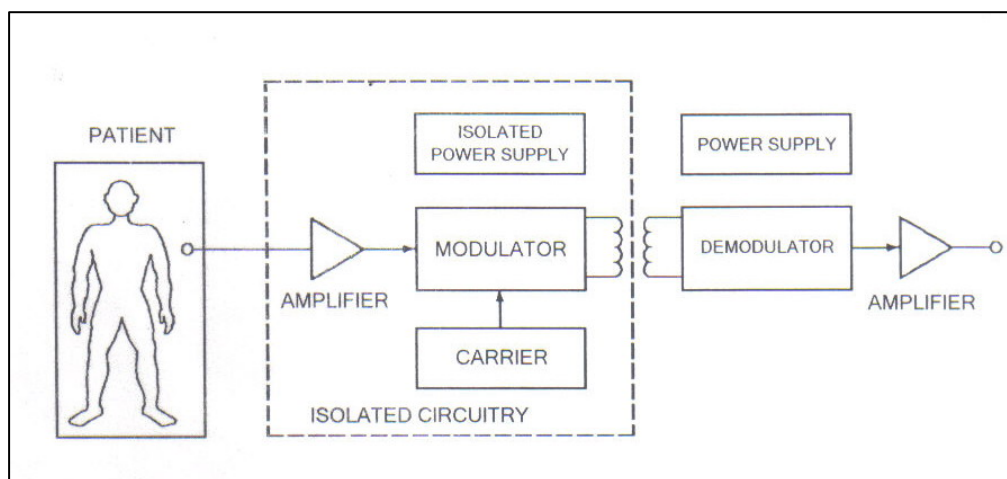
2.12.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหล

การป้องกันอันดับแรก คือ การแยกผู้ป่วยออกจากระบบแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าทั่วไป วิธีป้องกันแบบอื่น ๆ คือ การทำให้บริเวณที่อยู่รอบ ๆ คนไข้หรือส่วนอื่น ๆ ที่สามารถนำไฟฟ้าได้ เช่น เตียง ให้ต่อกับสายดินให้หมด ซึ่งความต้านทานของสายดินที่จะต้องมียาค่าต่ำกว่า 1 โอห์ม สำหรับการป้องกันอันตรายจากการวัดสัญญาณ มีดังนี้

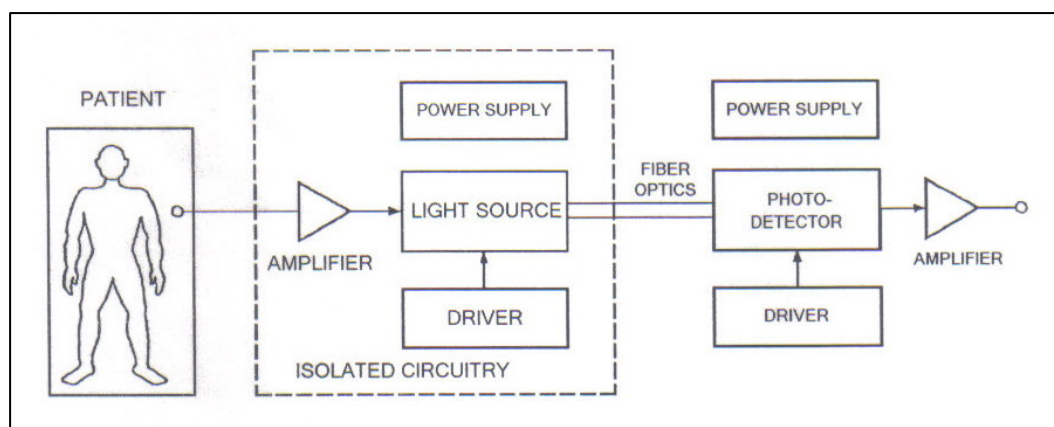
2.12.2.1 การใช้วงจรขยายที่มีการแยกส่วนกัน (Isolation Amplifies) ซึ่งเป็นการแยกกันระหว่างส่วนการทำงานของเครื่องและส่วนที่ติดกับตัวผู้ป่วย เพื่อป้องกันอันตรายที่เกิดจากไมโครช็อก โดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ติดกับผู้ป่วย (Isolate) และส่วนประมวลผลสัญญาณ (Non – Isolate) วงจรส่วนที่ติดกับผู้ป่วยจะประกอบด้วยวงจรขยาย และวงจรอื่น ๆ ที่จำเป็น โดยจะใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าแยกจากส่วนอื่น ๆ สำหรับวิธีการเชื่อมต่อระหว่าง 2 ส่วนนี้จะประกอบด้วย 2 วิธี คือ การใช้หม้อแปลงความถี่สูง (High Frequency Transformer) และการใช้ตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto – Isolator)

2.12.2.2 การใช้วงจรตัดไฟเมื่อเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล หรือที่เราเรียกว่า Ground Fault Circuit Breaker วิธีนี้ไม่สามารถตรวจจับกระแสรั่วไหลต่ำ ๆ อย่างไมโครช็อกได้ ทำให้ป้องกันได้แต่อันตรายจากมาโครช็อก และเมื่อเกิดกระแสรั่วไหลจากเครื่องมือวัดบางเครื่อง ระบบไฟฟ้าทั้งหมดจะถูกปิด ทำให้เครื่องมือช่วยชีวิตผู้ป่วยอื่น ๆ ที่ไม่เกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลต้องหยุดทำงานด้วย

2.12.2.3 การจำกัดกระแส เป็นการจำกัดกระแสที่ไหลผ่านอิเล็กโทรดไม่ให้เกินกว่า 20 ไมโครแอมป์ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดไมโครช็อก หรือกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่เรียกว่ากระแสไฟฟ้า Let – Go (Let – Go Current) ซึ่งอันตรายจากกระแสไฟฟ้า Let – Go นี้จะลดลงได้ด้วยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงาน โดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 50 - 60 เฮิร์ตซ์มาก ๆ [8]



ภาพที่ 2-33 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยหม้อแปลงความถี่สูง



ภาพที่ 2-34 แผนผังของการใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีการแยกส่วนกันด้วยตัวส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto – Isolator)

2.13 วิวัฒนาการและเทคโนโลยีของระบบสื่อสาร

2.13.1 การติดต่อสื่อสาร

มนุษย์เราอยู่ด้วยกันเป็นหมู่เป็นคณะ จำเป็นต้องมีการสื่อสาร (Communication) ติดต่อกัน การติดต่อสื่อสารในระยะทางใกล้ๆ กันจะใช้ภาษาพูดคุยกัน ใช้สัญลักษณ์และเครื่องหมายแสดงความหมายต่างๆ สิ่งเหล่านี้รู้กันในหมู่คณะหรือกลุ่มคนพวกเดียวกัน เมื่อกลุ่มคนเริ่มสร้างที่อยู่ กระจัดกระจายออกไปในพื้นที่ที่กว้างขึ้นควบคู่กับการพัฒนาการสื่อสารถึงกันได้มากขึ้น จึงปรับปรุงการสื่อสารให้สามารถสื่อสารได้ระยะทางไกลขึ้น มีการเปลี่ยนการสื่อสารกันด้วยคำพูดและเครื่องหมายแสดงความหมายมาเป็นการใช้สัญลักษณ์ต่างๆ ในหลายรูปแบบ สามารถติดต่อสื่อสารกันได้ระยะทางไกลขึ้น เรียกการสื่อสารระยะทางไกลนี้ว่าการโทรคมนาคม (Telecommunication) ในสมัยโบราณการสื่อสารระยะทางไกลที่นิยมใช้ เช่น ใช้สัญญาณควันใช้กระจกสะท้อนแสงอาทิตย์ ใช้การเป่าเขาสัตว์ ใช้การตีเกาะหรือตีกลอง ใช้นกพิราบส่งสาร ใช้ม้าส่งสาร หรือการส่งจดหมาย เป็นต้น

การติดต่อสื่อสารโดยใช้สัญญาณต่างๆ ดังที่กล่าวมา ผู้ติดต่อสื่อสารระหว่างกันทั้งสองฝ่าย ต้องมีการตกลงในรูปแบบของสัญญาณและความหมายที่ใช้ การกำหนดรูปแบบของสัญญาณ แทนข้อมูลต่างๆ เมื่อพิจารณาแล้วพบว่านั่นคือรหัสข้อมูลที่ใช้ในการส่งข่าวสารนั่นเอง การใช้รหัส (Code) ในการส่งข่าวสารข้อมูลเป็นการช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการสื่อสาร นอกจากนั้นการใช้รหัสในการส่งข่าวยังช่วยป้องกันรบกวนของข่าวสารได้ การแปลงรหัสออกมาเป็นข่าวสารข้อมูลจะต้องเป็นพวกที่เข้าใจรหัสเท่านั้น

เมื่อการพัฒนาทางด้านเทคโนโลยีได้เจริญก้าวหน้ามากขึ้น การพัฒนาทางการสื่อสารและโทรคมนาคมก็ถูกพัฒนาเพิ่มขึ้นตามไปด้วย โดยพยายามปรับปรุงการสื่อสารและโทรคมนาคมให้มีความรวดเร็วและมีความถูกต้องมากขึ้น มีการใช้สัญญาณไฟฟ้าเข้ามาช่วยเป็นตัวนำข่าวสารจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง และเริ่มได้รับความสนใจเพิ่มขึ้นทุกขณะ จนใช้งานเรื่อยมาจนถึงปัจจุบันได้กระจายไปยังทั่วโลก มีการติดต่อกันทั้งในทางภาพ เสียง และข่าวสารในรูปแบบต่างๆ เป็นที่แพร่หลายทั่วไป

2.13.2 วิวัฒนาการระบบสื่อสาร

การสื่อสารถือเป็นส่วนสำคัญในการติดต่อข่าวสารถึงกัน การพัฒนาทางการสื่อสารขึ้นมาเพื่อการเอื้ออำนวยด้านความสะดวกในการส่งข่าวสารมากขึ้น ติดต่อสื่อสารได้ไกลเพิ่มขึ้น สิ่งที่น่าสนใจในจุดเริ่มต้นของการสื่อสารคือ ตั้งความมุ่งหมายที่จะกระจายข่าวสารจากจุดหนึ่งไปยังจุดอื่นๆ ที่อยู่ไกลได้อย่างรวดเร็วและแผ่กว้างออกไป การสื่อสารด้วยสัญญาณไฟฟ้าเป็นการสื่อสารที่สามารถพัฒนาได้อย่างกว้างขวาง มีนักวิทยาศาสตร์หลายต่อหลายคนได้คิดค้นพัฒนาระบบสื่อสารด้วยสัญญาณไฟฟ้าต่อเนื่องเรื่อยๆ มาจากอดีตจนถึงปัจจุบัน กล่าวโดยสรุปได้ดังนี้

พ.ศ. 2375 แซมมวลมอร์ส (Samuel F.B. Morse) ได้ประดิษฐ์โทรเลขขึ้นมา โดยใช้จุด (Dot) และขีด (Dashes) เป็นรหัสในการส่งข่าวสาร จนถึงวันที่ 3 มีนาคม พ.ศ. 2386 แซมมวลมอร์สได้รับอนุญาตจากรัฐสภาอเมริกันให้ติดตั้งเสาโทรเลขระหว่างวอชิงตันกับบัลติมอร์เพื่อใช้ในการส่งข่าวสาร และในวันที่ 24 พฤษภาคม พ.ศ. 2387 ได้ทำการส่งโทรเลขเป็นข้อความประวัติศาสตร์ว่า “What hath God wrought” (อะไรต่างๆ เป็นสิ่งที่พระเจ้าสร้างขึ้น) จากวอชิงตันไปบัลติมอร์ เป็นการเปิดทำการสื่อสารและขยายเครือข่ายเพิ่มมากขึ้น

พ.ศ. 2419 อเล็กซานเดอร์ เกรแฮมเบลล์ (Alexander Graham Bell) และผู้ช่วยของเขา โทมัส เอ วัตสัน (Thomas A. Watson) ได้ประดิษฐ์โทรศัพท์ขึ้นเมื่อวันที่ 10 มีนาคม พ.ศ. 2419 ขณะที่เบลล์อยู่ในบ้านและวัตสันอยู่บนเตียงนอนอีกห้องหนึ่งพร้อมหูฟังอันหนึ่ง เบลล์ได้ทำด้วยบรรจุน้ำกรดสำหรับใส่แบตเตอรี่หกรดเกลือ เบลล์ได้ใช้คำพูดประวัติศาสตร์ว่า “Mr. Watson come hear I want you” (คุณวัตสัน โปรดมาที่นี่ผมต้องการคุณ) จากเครื่องมือและอุปกรณ์ต่างทำให้วัตสันได้ยินเสียงพูดของเบลล์อย่างชัดเจน โทรศัพท์ที่เบลล์ประดิษฐ์ขึ้นในการทดลองครั้งนี้ยังไม่เหมาะสมที่จะใช้งานจริง จนกระทั่ง ปี พ.ศ. 2420 บริษัทเวสเทิร์นยูเนียน (Western Union Company) ได้ให้บริการ โทรศัพท์คู่สายแรก ระหว่างซัมเมอร์วิลล์กับบอสตันและได้มีการเปิดชุมสายโทรศัพท์ขึ้น บริการธุรกิจเป็นครั้งแรกที่นิวยอร์ก หลังจากนั้นโทรศัพท์ก็แพร่หลายขึ้นอย่างรวดเร็ว

การสื่อสารด้วยคลื่นวิทยุมีนักวิทยาศาสตร์ 3 ท่าน ได้ชื่อว่าเป็นผู้เริ่มต้นในการสื่อสารด้วยคลื่นวิทยุ คือ เจมส์ ซี แมกซ์เวลล์ (James C. Maxwell) ในปี พ.ศ. 2470 ได้นำเอาทฤษฎีและสมมติฐานของไมเคิล ฟาราเดย์ (Michael Faraday) โจเซฟ เฮนรี (Joseph Henry) และฮาน คริสเตียน เออสเตด (Hans Christian Oersted) มารวมกันเข้าเป็นพื้นฐานเบื้องต้นของหลักการวิทยุ และยังพบการแพร่กระจายคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งสามารถเดินทางไปในอากาศหรือสุญญากาศได้ด้วยความเร็วแสง คือ 3×10^8 เมตรต่อวินาที

ไฮน์ริช เฮิร์ตซ์ (Heinrich Hertz) ในปี พ.ศ. 2423 ได้นำเอาทฤษฎีของแมกซ์เวลล์มาทำการทดลอง โดยการสร้างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากวงจรออสซิลเลเตอร์ที่ประกอบด้วยตัวเก็บประจุ (C) ตัวเหนี่ยวนำ (L) เพื่อทำการรับและส่งคลื่นวิทยุ เฮิร์ตซ์สามารถวัดความยาวคลื่น (λ) และความถี่ของคลื่น (f) ที่กำเนิดขึ้นมา ทำให้นำมาคำนวณความเร็ว (v) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้จากสมการ

$$v = f\lambda \quad (2-9)$$

กุกลีเอลโม มาโคนี (Guglielmo Marconi) ในปี พ.ศ. 2438 ได้ประดิษฐ์ระบบสื่อสารแบบโทรเลข ได้สายชุดแรกขึ้นมาสามารถส่งข่าวสารได้ไกลถึงประมาณ 3.2 กม. ต่อมาปี พ.ศ. 2422 ได้มีการส่งวิทยุโทรเลขข้ามช่องแคบอังกฤษเป็นครั้งแรกไปยังอาณานิคม และในวันที่ 12 ธันวาคม พ.ศ. 2444

มาโคนีได้ส่งรหัสมอร์ส โดยใช้คลื่นวิทยุเป็นตัวพาสัญญาณไปข้ามมหาสมุทรแอตแลนติก จากคอร์นวอลล์ ประเทศอังกฤษไปยังเซนต์จอห์น ประเทศสหรัฐอเมริกา ประสบความสำเร็จเป็นครั้งแรก

ปี พ.ศ. 2488 เซอร์ แอมโบรส เฟลมมิง (Sir Ambrose Fleming) ได้สร้างหลอดอิเล็กทรอนิกส์สำเร็จ สามารถใช้จับใช้จับคลื่นวิทยุความถี่สูงได้

ปี พ.ศ. 2450 ลี เดอ ฟอเรส (Lee De Forest) ได้ประดิษฐ์หลอดสุญญากาศ (Vacuum Tube) ชนิดหลอดไตรโอด (Triode) ขึ้น สามารถใช้ขยายสัญญาณคลื่นวิทยุและคลื่นเสียงได้ ใช้ในการส่งสัญญาณคลื่นวิทยุโทรเลข

ปี พ.ศ. 2460 ในประเทศสหรัฐอเมริกา ได้มีกลุ่มบุคคลนักวิทยุสมัครเล่นได้ทดลองเปลี่ยนสัญญาณสื่อสารจากจุดและขีด มาใช้เป็นสัญญาณเสียงพูดผ่านสายอากาศไป และประดิษฐ์เครื่องรับเพื่อช่วยในการกระจายเสียงให้ดังมากขึ้น

วันที่ 1 มีนาคม พ.ศ. 2463 ได้เปิดการสื่อสารทางไกลในการทางการค้าขึ้น โดยใช้การสื่อสารทางวิทยุระหว่างสหรัฐอเมริกากับต่างประเทศ ข่าวก่อนแรกที่ส่งข้ามมหาสมุทรแอตแลนติกเป็นการส่งข่าวระหว่างนิวยอร์กกับลอนดอน ปลายปี พ.ศ. 2463 บริการทางด้านการสื่อสารมีขึ้นในอังกฤษ ฝรั่งเศส นอร์เวย์ สวาวย ญี่ปุ่น และเยอรมัน

ปี พ.ศ. 2464 มีการเปิดสถานีวิทยุกระจายเสียงหลายสถานี เช่น WSZ, KYW, WGY และ WEAF เป็นต้น โดยให้บริการข่าวสารต่างๆ มีการโฆษณาสินค้า มีการออกอากาศการแข่งขันกีฬา และมีการหาเสียงเลือกตั้งของสหรัฐอเมริกา

ปี พ.ศ. 2468 ได้มีการวิจัยทางด้านโทรทัศน์ในห้องทดลอง ต่อมาปี พ.ศ. 2471 สถานี W2XBS ในนิวยอร์ก ให้บริษัท RCA จัดตั้งเครื่องส่งโทรทัศน์โดยใช้ไอคอนอสโคป (Iconoscope) เป็นกล้องโทรทัศน์และปรับปรุงแก้ไขเป็นกล้องแบบใช้ไคโนสโคป (Kinescope) ต่อมาปี พ.ศ. 2474 สถานีโทรทัศน์ได้ถูกตั้งขึ้นที่ดิกเอ็มไพร์สเตท โดยสถานี RCA- NBC ทำการทดลองส่งเป็นครั้งแรกเมื่อเดือนกรกฎาคม ปี พ.ศ. 2475 สถานี RCA ทำการส่งโทรทัศน์ด้วยขนาดเส้นภาพ 120 เส้น ส่งออกอากาศโดยใช้คลื่นวิทยุ มีการทดลองส่งภาพออกอากาศแบบใหม่ด้วยวิธีอัตโนมัติ

ปี พ.ศ. 2484 FCC ได้อนุญาตการส่งโทรทัศน์แบบการค้า มีสถาน NBC ในกรุงนิวยอร์ก ส่งออกอากาศเป็นสถานีแรก ต่อมาเดือนตุลาคม พ.ศ. 2489 บริษัท RCA แสดงระบบต่างๆ ทางอิเล็กทรอนิกส์ของโทรทัศน์สี มีการปรับปรุงระบบทำงานของโทรทัศน์สีให้สอดคล้องกับโทรทัศน์ขาวดำ โดยไม่ต้องเปลี่ยนแปลงเครื่องรับโทรทัศน์ขาวดำ เครื่องรับโทรทัศน์ขาวดำสามารถรับรายการของโทรทัศน์สีได้

ปี พ.ศ. 2497 บริษัทไวนีได้เสนอเครื่องรับวิทยุแบบทรานซิสเตอร์เครื่องแรกออกมาให้คนรู้จัก และเป็นที่ยอมรับแพร่หลายเรื่อยมา

ปี พ.ศ. 2500 รัสเซียส่งดาวเทียมดวงแรกชื่อสปุตนิก (Sputnik) ขึ้นสู่อวกาศ หลังจากนั้นก็มีดาวเทียมถูกส่งขึ้นสู่อวกาศอีกเป็นจำนวนมากเรื่อยมาจนถึงปัจจุบัน

ปี พ.ศ. 2503 บริษัท AT&T คิดตั้งระบบชุมสายโทรศัพท์สนอ์อิเล็กทรอนิกส์เป็นครั้งแรกและพัฒนาาระบบสื่อสารเป็นระบบโครงข่ายบริการสื่อสารร่วมแบบดิจิทัล หรือ ISDN (Integrated Service Digital Network)

ปี พ.ศ. 2512 เริ่มมีการพัฒนาอินเทอร์เน็ตใช้ในการสื่อสารข้อมูลต่างๆ

ปี พ.ศ. 2524 บริษัท ฮายส (Hayes) ได้เสนอโมเด็ม (Modem) ความเร็ว 300 บิตต่อวินาที (bps) ออกสู่ตลาด ส่วนบริษัท IBM ได้เสนอเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล และมีการเริ่มให้บริการโทรศัพท์เคลื่อนที่เซลลูลาร์ในสวีเดน

ปี พ.ศ. 2535 มีการกำเนิด เวิลด์ ไวด์ เว็บ หรือ www. (Word Wide Web) ใช้เชื่อมโยงอินเทอร์เน็ตทั่วโลก

ปี พ.ศ. 2539 บริษัทร็อกเวลล์ (Rockwell) เสนอโมเด็มความเร็ว 56 กิโลบิตต่อวินาที (kbps) ออกสู่ตลาด

ปี พ.ศ. 2544 เริ่มให้บริการระบบโทรคมนาคมเคลื่อนที่ยุคที่ 3 หรือ 3G (3rd Generation) เพื่อให้สถานีเคลื่อนที่ใดๆมีมาตรฐานเดียวกัน สามารถใช้ได้ทั่วโลก มีความต้องการที่จะให้มีการรับส่งข้อมูลที่เร็วขึ้นเพียงพอกับการใช้งานมัลติมีเดีย (Multimedia) โดยมีคุณภาพทัดเทียมกับระบบโทรคมนาคมมีสาย

2.13.3 การใช้งานของสื่อสารโทรคมนาคม

การใช้งานของการสื่อสารอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Communication) จะถูกขยายเพิ่มขึ้นตามจำนวนของประชากรที่เพิ่มขึ้น ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดเจนของการสื่อสาร เช่น การเชื่อมโยงระหว่างศูนย์ควบคุมคอมพิวเตอร์ กลไกบอกข่าวอัตโนมัติ วิทยุโทรศัพท์ และสื่อสารดาวเทียม เป็นต้น ชนิดของการสื่อสารอิเล็กทรอนิกส์แบ่งออกได้ตามลักษณะการติดต่อสื่อสารถึงกันได้หลายลักษณะ ดังนี้

2.13.3.1 ระหว่างบุคคลถึงบุคคล (Person to Person) ข่าวสารและข้อมูลถูกส่งติดต่อกันโดยสัญญาณเสียงปกติใช้โทรศัพท์หรือวิทยุถูกเรียกว่าการสื่อสารด้วยเสียง (Voice Communication) การติดต่อถึงกันทำได้โดยเชื่อมต่อเลขหมายไปยังปลายทาง และสามารถพูดคุยสนทนากันได้ที่หน้าเครื่องของตนเอง สามารถแลกเปลี่ยนข่าวสารกันได้ 2 ทาง ด้วยการพูดคุยสนทนาหรือพิมพ์ข้อมูลส่งไปให้ผู้รับอ่าน

2.13.3.2 ระหว่างระบบคอมพิวเตอร์ถึงอุปกรณ์ที่อยู่รอบนอก (Computer System to Peripheral Device) ในระบบนี้ระบบคอมพิวเตอร์เป็นตัวส่งข้อมูล โดยการรายงานส่งไปยังเครื่องพิมพ์

ซึ่งเป็นการติดต่อกันตามปกติโดยตรงถึงเครื่องคอมพิวเตอร์ ข่าวสารต่างๆ เป็นข้อมูลสำหรับเครื่องพิมพ์และความต้องการสำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ เครื่องพิมพ์สามารถหาข้อมูลและอ่านข้อมูลสำหรับการพิมพ์ก่อนที่เครื่องคอมพิวเตอร์จะถูกส่งข้อมูลออกไป หรือเครื่องคอมพิวเตอร์ไม่สามารถหาข้อมูลให้ได้ระหว่างการพิมพ์

2.13.3.3 ระหว่างคอมพิวเตอร์ถึงคอมพิวเตอร์ (Computer to Computer) ตัวอย่างเช่นในปัจจุบันมีการใช้คอมพิวเตอร์ทำเป็นสำนักงานหนังสือพิมพ์นานาชาติ คอมพิวเตอร์สำนักงานหลักถูกใช้เป็นทางเข้าของบทความ ใช้แก้ไขและเตรียมการออกแบบแต่ละหน้าของหนังสือพิมพ์ การพิมพ์ทำได้ง่ายในเมือง มีความแน่นอนในการจัดส่งให้ผู้อ่านในทุกๆ เช้าถัดไป คอมพิวเตอร์สำนักงานหลักจะจัดส่งสารบัญของหนังสือพิมพ์ไปให้คอมพิวเตอร์ท้องถิ่นทุกๆ แห่ง โดยพิมพ์แสดงไว้ การใช้งานถูกกำหนดขึ้นมาจากการสร้างอย่างแน่นอนในแต่ละหน้าของหนังสือพิมพ์จากสำนักงานหลัก การสร้างใหม่ทุกครั้งถูกทำได้โดยการพิมพ์เก็บไว้ในบริเวณที่กำหนด

2.13.3.4 ระบบกระจาย (Distributed Systems) เป็นระบบที่ใช้งานเฉพาะงาน มีกล่องข้อมูลที่ตลาด สามารถจัดการเบื้องต้นกับข่าวสาร กล่องข้อมูลนี้จะส่งข่าวสารที่สำคัญไปยังคอมพิวเตอร์ศูนย์กลาง กล่องข้อมูลนี้ถูกเรียกว่า Local Front End หรือตัวควบคุม (Controller) เพราะวากล่องข้อมูลนี้อยู่ใกล้แหล่งข้อมูล

การสื่อสารระบบกระจาย เช่น โรงงานอุตสาหกรรมอาจใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ขนาดเล็กเป็นฐานใช้ควบคุมโดยตรง และแสดงผลการทำงานของหม้อต้มขนาดใหญ่ที่มีส่วนที่แตกต่างกันของสิ่งที่ผลิตขึ้นมา แต่ละหม้อต้มต้องการการวัดและควบคุม การไหลของส่วนประกอบวัตถุดิบกำหนดอุณหภูมิ และผสมส่วนประกอบที่เหมาะสมตามขั้นตอนการผลิตที่ใช้ มีความสัมพันธ์กับตัวควบคุมท้องถิ่น (Local Controller) ของแต่ละหม้อต้ม ซึ่งเป็นการกระทำจริงในวัดและควบคุมวัตถุดิบและอุณหภูมิ ตัวควบคุมท้องถิ่นใช้วิธีการรับการสั่งจากคอมพิวเตอร์ศูนย์กลาง (Center Computer) ซึ่งจัดการทั้งหมดในการผลิตและใช้งานในแต่ละหม้อต้ม ตัวควบคุมท้องถิ่นจะส่งรายงานความผิดปกติในการทำงานไปให้คอมพิวเตอร์ศูนย์กลาง ถ้าตัวควบคุมไม่สามารถรับรู้อุณหภูมิที่สูงขึ้นเกินกว่าค่าที่ต้องการ ค่าดังกล่าวจะถูกรายงานไปยังคอมพิวเตอร์หลักควบคุมรักษาหยุดเพิ่มความร้อนให้หม้อต้ม ตัวควบคุมท้องถิ่นจะลดอุณหภูมิลงตามข้อมูลที่ได้รับและตัดสินใจปฏิบัติตามคอมพิวเตอร์ศูนย์กลาง ในเวลาเดียวกันนั้นก็สามารถไว้วางใจได้ในระบบทั้งหมดที่เพิ่มขึ้น เพราะว่าการทำงานที่แต่ละหม้อต้มไม่ได้ขึ้นตรงกับคอมพิวเตอร์ศูนย์กลาง แต่ละตัวควบคุมท้องถิ่นสามารถจัดการกับหม้อต้มอิสระ ถ้าการสื่อสารที่คอมพิวเตอร์ศูนย์กลางหรือตัวคอมพิวเตอร์ศูนย์กลางหยุดทำงาน ค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์พื้นฐานไมโครโปรเซสเซอร์ลดลงและช่วยเพิ่มความสามารถในการทำงานมากขึ้น ระบบควบคุมแบบกระจายจะเข้ามามีส่วนร่วมมากขึ้น

2.13.3.5 การสื่อสารภายในคอมพิวเตอร์ (Intracomputer Communication) การสื่อสารลักษณะนี้มีความจำเป็นมากในการส่งผ่านข้อมูลจากส่วนหนึ่งของระบบไปยังส่วนอื่นๆ หรือแม้ภายในโครงสร้างเดียวกัน บ่อยครั้งที่เดียวที่นักออกแบบระบบจะแบ่งระบบทั้งหมดออกเป็นส่วนย่อยๆ ด้วยวงจรถึงส่วนประกอบของวงจรประยุกต์ทั้งหมด ระบบย่อยต่างๆ ถ้าต้องการส่งผ่านข้อมูลในระหว่างตัวเอง

2.13.4 ลักษณะและชนิดของระบบสื่อสาร

ส่วนมากแล้วระบบสื่อสารที่สร้างขึ้นมาใช้ จะใช้ในการส่งข่าวจากจุดหนึ่งไปยังจุดอื่นๆ ไม่สนใจการออกแบบระบบ ทุกๆ ระบบการสื่อสารมีหลักการเบื้องต้นเหมือนกัน

หลักการเบื้องต้นของระบบสื่อสาร ที่ปลายด้านหนึ่งหรือด้านผู้ส่งข่าวสารอาจเป็นได้ทั้งบุคคล คอมพิวเตอร์ หรืออุปกรณ์อื่นๆ ข่าวสารถูกส่งไปให้เครื่องส่ง คอมพิวเตอร์ถูกออกแบบให้ส่งข่าวสาร หรืออาจเป็นวงจรเบื้องต้นบางชนิดภายในระบบ ข่าวสารส่งออกไปในระบบสื่อสารโดยการเชื่อมต่อไปยังปลายทางจากผู้ส่งไปยังผู้รับ ที่ปลายด้านรับมีอุปกรณ์ที่รับข่าวสารแยกออกจากการเชื่อมต่อและส่งผ่านข่าวสารไปยังผู้ใช้เป็นได้ทั้งบุคคล คอมพิวเตอร์ หรือส่วนประกอบอื่นๆ ของวงจร

การออกแบบที่ถูกต้องและการทำหน้าที่ของระบบสื่อสาร จำเป็นต้องรวบรวมส่วนประกอบของข่าวสารทั้งหมดจากการส่งผ่านเครื่องส่ง ผ่านระบบเชื่อมต่อ เข้าอุปกรณ์เครื่องรับและส่งถึงผู้รับข่าวสาร ระบบสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภท คือ สื่อสารทางเดียว, สื่อสารสองทางเต็มรูปแบบ และสื่อสารสองทางครึ่งรูปแบบ

2.13.4.1 ระบบทางเดียว (Simplex System) เป็นการส่งข้อมูลได้ในทิศทางเดียวจากปลายด้านหนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง

ระบบสื่อสารทางเดียว โครงสร้างประกอบด้วย เครื่องส่งหนึ่งเครื่องและเครื่องรับหนึ่งเครื่อง ตัวอย่างการเชื่อมต่อแบบทางเดียว เช่น ระบบเคเบิลทีวี (TV Cable System) โดยการส่งภาพไปยังจอโทรทัศน์ซึ่งถูกส่งมาจากห้องส่งของระบบ ส่งไปยังแต่ละบ้านผู้เช่าสายเคเบิล ตัวอย่างอื่นๆ เช่น ระบบเสียงตามสาย (Public Address System) ข่าวสารสามารถกระจายไปยังส่วนต่างๆ ครอบคลุมพื้นที่ หรือการส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ในรูปข้อความไปให้เครื่องพิมพ์ข้อความออกมา มีทิศทางการทำงานทิศทางเดียว เป็นต้น

2.13.4.2 ระบบสองทางเต็มรูปแบบ (Full Duplex System) หรือเรียกสั้นๆ ว่าแบบสองทาง (Duplex) เป็นการส่งข้อมูลเชื่อมต่อกันถึงได้ในสองทิศทางพร้อมๆ กัน ในแต่ละปลายทางประกอบด้วยเครื่องส่งและเครื่องรับ และสามารถใช้งานได้พร้อมๆ กัน ตัวอย่างการเชื่อมต่อสองทางเต็มรูปแบบเช่น ระบบโทรศัพท์ คู่สนทนาทั้งสองสามารถพูดคุยกันได้ พร้อมกันในเวลาเดียวกันถ้าต้องการ

ไม่ได้เสมอไปที่ระบบสื่อสารสองทางเต็มรูปแบบต้องการวงจรมากกว่าที่แต่ละปลายและมีการเชื่อมต่อสองทาง แต่อาจต้องการระบบคอมพิวเตอร์หรือวงจรที่ใช้ในการเชื่อมต่อที่สามารถเข้าใจและสนทนากันได้พร้อมกัน

2.13.4.3 ระบบสองทางครึ่งรูปแบบ (Half Duplex System) ในการเชื่อมต่อแบบสองทางครึ่งรูปแบบนั้น ปลายแต่ละด้านสามารถส่งได้ แต่ต้องเป็นด้านใดด้านหนึ่งในเวลาสั้นๆ ที่ปลายทั้งสองด้านสามารถส่งหรือรับข่าวสารได้เหมือนกัน โดยการเชื่อมต่อระหว่างปลายทั้งสองต้องแบ่งเวลากันระบบสื่อสารสองทางครึ่งรูปแบบ การเชื่อมต่อเพื่อสื่อสารกันไม่สามารถส่งพร้อมกันหรือรับพร้อมกันได้ในเวลาเดียวกัน การจะทำได้พร้อมกันโดยปลายด้านหนึ่งเป็นตัวส่ง ปลายอีกด้านหนึ่งเป็นตัวรับ มีสวิตช์ตัดการทำงานช่วยทำหน้าที่ในการทำงาน ตัวอย่างการเชื่อมต่อระบบสื่อสารสองทางครึ่งรูปแบบ เช่นวิทยุสื่อสารย่านประชาชน หรือ CB (Citizens Band) หรือวิทยุสื่อสารสมัครเล่น (Radio Amateur) ช่องความถี่ถูกแบ่งออกเป็นช่อง การติดต่อสื่อสารถึงกันต้องปรับช่องความถี่ให้ตรงกัน การพูดคุยกันจะมีสวิตช์เป็นตัวแปรเปลี่ยนสถานะส่งหรือรับ

2.13.5 โครงสร้างพื้นฐานของระบบสื่อสาร

โครงสร้างพื้นฐานของระบบสื่อสารโทรคมนาคมแบ่งออกได้เป็นส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้

2.13.5.1 ผู้ส่งข่าวสาร (Sender) เป็นแหล่งกำเนิดข่าวสารต่างๆ เช่น สัญญาณภาพ สัญญาณเสียง และข้อมูลข่าวสาร เป็นต้น ซึ่งผู้ใช้เป็นผู้ส่งข่าวสารออกไป

2.13.5.2 ผู้รับข่าวสาร (Receiver) เป็นจุดหมายปลายทางของข่าวสารที่ส่ง การที่จะรับข่าวสารได้นั้น ขบวนการส่งข่าวสารต้องครบสมบูรณ์ตามระบบสื่อสาร นั่นหมายถึงการสื่อสารบรรลุจุดประสงค์ หากขบวนการส่งข่าวสารไม่ครบสมบูรณ์ เกิดความบกพร่องในขั้นตอนใดขั้นตอนหนึ่ง ข่าวสารจะไม่ถูกส่งถึงปลายทาง แสดงว่าการสื่อสารล้มเหลว

2.13.5.3 การเข้ารหัส (Encoding) เป็นการแปลงข้อมูลข่าวสารที่จะส่งไปยังปลายทางให้อยู่ในรูปของรหัสสัญญาณทางไฟฟ้าที่บรรจุข้อมูลข่าวสารทั้งหมดไว้ เพื่อช่วยให้ผู้ส่งข่าวสารและผู้รับข่าวสารมีความเข้าใจตรงกันและสามารถสื่อสารถึงกันได้

2.13.5.4 การถอดรหัส (Decoding) เป็นการแปลงรหัสสัญญาณทางไฟฟ้าให้กลับมาเป็นข้อมูลข่าวสารทางด้านผู้รับข่าวสาร การถอดรหัสสัญญาณจะต้องตรงกับเข้ารหัสสัญญาณจึงสามารถสื่อสารกันได้

2.13.5.5 ตัวกลางในการส่ง (Transmission Medium) เป็นสื่อกลางที่ข่าวสารใช้ในการเดินทางผ่านไปจากต้นทางถึงปลายทาง สื่อกลางนี้มีหลายชนิด เช่น อากาศ สายนำสัญญาณตลอดไปจนถึงสื่อตัวนำต่างๆ เช่น โลหะ น้ำและพื้นดินที่มีความชื้น เป็นต้น ระยะในการสื่อสารขึ้นอยู่กับชนิดของตัวกลางในการส่ง

2.13.5.6 สัญญาณรบกวน (Noise) เป็นสัญญาณที่เกิดขึ้นตามธรรมชาติมีอยู่ทั่วไป มักจะรบกวนและลดทอนสัญญาณทางไฟฟ้าที่ส่งออกไป อาจเกิดขึ้นได้ทั้งทางด้านผู้ส่งข่าวสาร ผู้รับข่าวสารและตัวกลางในการส่งข่าวสาร ตำแหน่งที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณรบกวนที่อยู่ตัวกลางในการส่งข่าวสารเพราะเป็นส่วนที่ก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนจำนวนมาก การกำจัดสัญญาณรบกวนทำได้โดยใช้วงจรกรอง (Filter) ทั้งทางด้านต้นทางและปลายทาง ช่วยลดทอนสัญญาณรบกวนลงได้

2.13.6 ข้อมูลใช้ในการสื่อสาร

ในการสื่อสารข้อมูลข่าวสารต่างๆ จำเป็นต้องเกี่ยวข้องกับระบบสื่อสารทั้งสิ้น ในการสื่อสารนั้นจำเป็นต้องเปลี่ยนข้อมูลข่าวสารให้อยู่ในรูปรหัสสัญญาณทางไฟฟ้า จึงสามารถส่งผ่านข้อมูลข่าวสารไปตามสื่อตัวกลางต่างๆ ได้ ข้อมูลข่าวสารที่อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้ามีลักษณะ สัญญาณไฟฟ้า 2 ลักษณะ คือ สัญญาณอะนาล็อก (Analog Signal) และสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal)

การสื่อสารในรูปสัญญาณไฟฟ้า แบบอะนาล็อกนี้ เช่น การสื่อสารทางโทรศัพท์และการสื่อสารทางวิทยุโทรศัพท์ เป็นต้น สัญญาณอะนาล็อกจะอยู่ในรูปสัญญาณคลื่นไซน์ มีระดับความแรง (Amplitude) เปลี่ยนแปลงตามระดับความดังของเสียง และมีความถี่ (Frequency) เปลี่ยนแปลงตามเสียงทุ้มแหลมที่ป้อนเข้ามา เรียกการสื่อสารแบบนี้ว่า การสื่อสารสัญญาณอะนาล็อก (Analog Signal Communication)

การสื่อสารในรูปสัญญาณไฟฟ้าแบบสัญญาณดิจิทัลนี้ เช่น การสื่อสารทางคอมพิวเตอร์การส่งข้อมูลด้วยสัญญาณดิจิทัลตลอดจนเป็นต้น สัญญาณดิจิทัลจะอยู่ในรูปคลื่นสี่เหลี่ยม มีระดับความแรงของคลื่น 2 ระดับ คือ สูงสุดหรือ “1” และระดับต่ำสุดหรือ “0” โดยมีระดับความถี่ค่าที่ค่าหนึ่งตลอดเวลา นอกจากนั้นอาจจะมีการแปลงสัญญาณอะนาล็อกให้อยู่ในสัญญาณดิจิทัลก่อนการส่งข้อมูลข่าวสาร สัญญาณดิจิทัลแบบนี้มีระดับความแรงของสัญญาณคงที่อาจเป็น 4 ระดับ หรือ 8 ระดับ เป็นต้น

2.13.7 เทคโนโลยีการส่งผ่านข้อมูล

เครือข่ายย่อยส่วนของผู้ให้บริการแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ ช่องสัญญาณแบบจุดต่อจุด (point-to-point) และช่องสัญญาณแบบกระจาย (Broadcast) ซึ่งแบบจุดต่อจุดนั้นจะใช้เทคนิคของการส่งข้อมูลระหว่างโหนดต่างๆของเครือข่ายจากต้นทางถึงปลายทาง เทคนิคนี้อาจแบ่งได้เป็น เซอร์กิตสวิตชิง (Circuit Switching) เมสเสจสวิตชิง (Message Switching) และแพ็กเก็ตสวิตชิง (Packet Switching) ต่อไปนี้ได้อธิบายถึงหลักการของการส่งข้อมูลโดยใช้เทคนิคทั้งสามแบบ ตลอดจนเปรียบเทียบข้อดีข้อเสียของเทคนิคเหล่านี้

2.13.7.1 เซอร์กิตสวิตชิง (Circuit Switching)

เซอร์กิตสวิตชิงเป็นเทคนิคที่ใช้ในการส่งข้อมูลของระบบโทรศัพท์ ซึ่งเมื่อมีการเรียกติดต่อระหว่างต้นทาง-ปลายทาง อุปกรณ์สวิตชิงในระบบโทรศัพท์ จะหาช่องสัญญาณกายภาพ (Physical Channel) หรือเส้นทางผ่านจริงของสัญญาณ (Physical Path) เพื่อเชื่อมส่งข้อมูลตลอดเส้นทางระหว่างผู้ใช้ทั้งสอง

สำหรับลักษณะสำคัญอย่างหนึ่งของเซอร์กิตสวิตชิงก็คือ ก่อนที่จะส่งข้อมูลได้ต้องสร้างการติดต่อเพื่อให้ได้ช่องสัญญาณเชื่อมระหว่างปลายทางทั้งสอง ซึ่งช่วงเวลาของการสร้างการติดต่อ (เช่น เวลาตั้งแต่หมุนสายเริ่มได้ยินเสียงเรียก) ประมาณ 10 วินาที แต่ถ้าเป็นการโทรทางไกลหรือติดต่อระหว่างประเทศจะใช้เวลามากกว่า ในช่วงเวลานี้ระบบโทรศัพท์จะหาช่องสัญญาณกายภาพผ่านชุมสายต่างๆ จะเห็นว่าก่อนส่งข้อมูลได้จะต้องเสียเวลาในการสร้างการติดต่อ โดยมีการส่งสัญญาณการติดต่อจนถึงปลายทางและรอสัญญาณตอบรับกลับมา เทคนิคนี้จึงอาจไม่เหมาะสมสำหรับงานประยุกต์ที่ต้องการความรวดเร็วในการส่งข้อมูล เช่น งาน point-of-safe งานตรวจสอบเครดิตการ์ด เป็นต้น แต่อย่างไรก็ตาม เมื่อทำการติดต่อได้แล้ว การส่งข้อมูลจะสามารถส่งติดต่อกันได้โดยไม่มีการติดขัด (Congestion) การส่งจึงเหมือนน้ำไหลผ่านท่อซึ่งการส่งข้อมูลแบบนี้จะเสียเวลาให้กับความหน่วง ในการแพร่สัญญาณแค่ประมาณ 5-7 ไมโครวินาทีต่อกิโลเมตรเท่านั้น อีกทั้งไม่ต้องเสียเวลาให้กับความหน่วงในการเก็บรอและส่งออก (Store-and-forward delay) จึงอาจเหมาะสำหรับการส่งข้อมูลยาวๆต่อเนื่องกัน เช่น การโอนย้ายไฟล์ เป็นต้น

2.13.7.2 เมสเสจสวิตชิง (Message Switching)

เทคนิคเซอร์กิตสวิตชิ่งนั้นหากผู้ใช้ปลายทางใดๆ ไม่พร้อมรับข้อมูลแล้ว ผู้ใช้ปลายทางอื่นๆ ในระบบเครือข่ายต้องเก็บข้อมูลซึ่งจะส่งให้แก่ผู้ใช้ปลายทางนั้นไว้ นอกจากนั้นหากผู้ใช้คนหนึ่งกำลังติดต่อส่งข้อมูลกันอยู่ ผู้ใช้รายอื่นๆ จะไม่สามารถส่งข้อมูลให้แก่ใช้ทั้งสองได้ ซึ่งปัญหาเหล่านี้จะแก้ไขได้โดยใช้เทคนิคแบบเมสเสจสวิตชิง โดยผู้ส่งจะส่งบล็อกของข้อมูล (Message) ไปยังชุมสายแรกของเมสเสจสวิตชิง ชุมสายจะเก็บข้อมูล (Store) ไว้จนกว่าชุมสายที่ติดกันต่อไปจะมีบัฟเฟอร์สำหรับรับข้อมูลนั้น ชุมสายแรกจึงจะส่งข้อมูล (Forward) ไปให้แก่ชุมสายต่อไป ซึ่งก็จะทำงานเช่นเดียวกัน คือ เก็บข้อมูลไว้ก่อนแล้วจึงส่งข้อมูลออกไปยังชุมสายต่อไปจนกว่าจะถึงปลายทาง ในช่วงของการเก็บข้อมูลไว้ที่แต่ละชุมสายนั้นอาจมีการประมวลผลข้อมูล เช่น การตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล หากถูกต้องก็จะส่งการตอบรับ (Acknowledgement) กลับไป หรืออาจมีการเปลี่ยนรหัสตลอดจนรูปแบบของข้อมูล เป็นต้น สำหรับเครือข่ายซึ่งใช้เทคนิคแบบนี้เรียกว่า เครือข่ายแบบเก็บรอและส่งออก (Store-and-forward network)

2.13.7.3 แพ็กเก็ตสวิตชิง (Packet Switching)

ถึงแม้ว่าเมสเสจสวิตชิงจะทำให้มีการส่งข้อมูลระหว่างหลายปลายทางได้พร้อมกัน แต่เนื่องจากเมสเสจสวิตชิงไม่จำกัดขนาดของบล็อกของข้อมูล ทำให้แต่ละชุมสายต้องมีบัฟเฟอร์สำหรับเก็บข้อมูลเหล่านี้ก่อนจะส่งต่อไป นอกจากนั้นการส่งข้อมูลขนาดใหญ่ของผู้ใช้รายหนึ่ง ทำให้มีการใช้ช่องสัญญาณของการส่งเป็นเวลานานหลายนาทีกว่า ในระหว่างนั้นข้อมูลของผู้ใช้รายอื่นต้องรอการส่งที่ชุมสายเป็นเวลานานจึงทำให้เมสเสจสวิตชิงไม่เหมาะสำหรับการส่งข้อมูลแบบโต้ตอบ (Interactive) ซึ่งปัญหานี้แก้ไขโดยใช้เทคนิคการส่งข้อมูลแบบแพ็กเก็ตสวิตชิงซึ่งเทคนิคนี้ข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็นเซกเมนต์เล็กๆ เรียกว่า แพ็กเก็ต (Packet) และแพ็กเก็ตเหล่านี้จะถูกส่งผ่านโหนดต่างๆ แบบเก็บรอและส่งออก โดยแต่ละแพ็กเก็ตจะถูกส่งผ่านเส้นทางซึ่งอาจไม่ซ้ำกันจนกว่าจะถึงจุดหมายปลายทางเมื่อถึงปลายทางแพ็กเก็ตของข้อมูลเดียวกันก็จะถูกรวมเป็นข้อมูลอีกครั้งหนึ่งการส่งแบบแพ็กเก็ตสวิตชิงนี้มีการกำหนดขนาดสูงสุดของแพ็กเก็ตไว้แน่นอน ดังนั้นเมื่อแพ็กเก็ตเข้าสู่โหนดจึงอาจเก็บแพ็กเก็ตในหน่วยความจำหลักของโหนดแทนที่จะเป็นบัฟเฟอร์ นอกจากนั้นแพ็กเก็ตสวิตชิงทำให้ข้อมูลของผู้ใช้ต่างๆ ส่งสลับกันไปมาได้ ไม่ต้องรอนกว่าข้อมูลทั้งหมดของผู้ใช้ก่อนหน้าส่งไปหมดก่อน จึงทำให้การส่งแพ็กเก็ตข้อมูลของผู้ใช้แต่ละคนใช้เวลาในช่วงไม่กี่มิลลิวินาที ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับการส่งข้อมูลแบบโต้ตอบ

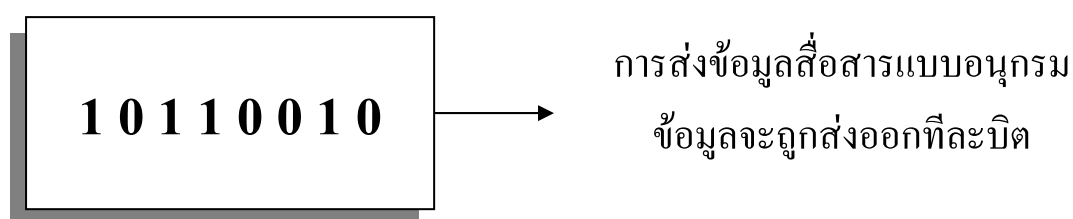
2.13.7.4 ข้อดีและข้อเสียของเทคนิคเหล่านี้

เซอร์กิตสวิตชิงและแพ็กเก็ตสวิตชิงมีข้อแตกต่างที่สำคัญ คือ เซอร์กิตสวิตชิงจะมีการจับจองใช้ช่องสัญญาณตลอดการส่งข้อมูลโดยผู้ใช้คู่หนึ่ง แต่แพ็กเก็ตสวิตชิงจะใช้ช่องสัญญาณเมื่อมีแพ็กเก็ตส่งมาเท่านั้น ดังนั้นเซอร์กิตสวิตชิงจะทำให้เกิดการสูญเสียความสามารถในการส่งหากไม่มีการส่งข้อมูลในขณะที่ปลายทางยังคงติดต่อกันอยู่ ส่วนแพ็กเก็ตสวิตชิงนั้นความสามารถในการส่งข้อมูลของช่องสัญญาณจะถูกใช้ในการส่งแพ็กเก็ตโดยผู้ใช้หลายคนได้ เพราะช่องสัญญาณไม่ถูกจับจองโดยผู้ใช้คู่ใด ทำให้การใช้ช่องสัญญาณเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้เนื่องจากแพ็กเก็ตสวิตชิงมีการเก็บข้อมูลไว้ที่โหนดของสวิตชิงที่แพ็กเก็ตผ่าน มันจึงสามารถทำการเปลี่ยนอัตราส่งและเปลี่ยนรหัสของข้อมูล ตลอดจนทำการแก้ไขความผิดพลาดของการส่งได้แต่อย่างใดก็ตาม เนื่องจากการส่งข้อมูลแบบแพ็กเก็ตสวิตชิงบางชนิดนั้น อาจทำให้แพ็กเก็ตของข้อมูลเดียวกันไปถึงปลายทางโดยไม่เรียงลำดับ ดังนั้นที่ปลายทางจึงต้องทำการเรียงลำดับแพ็กเก็ตใหม่

สำหรับเซอร์กิตสวิตชิงนั้นยังทำให้ผู้ใช้สามารถส่งข้อมูลได้ตามที่ตนเองต้องการ กล่าวคือ ผู้ส่งและผู้รับ สามารถกำหนดอัตราส่งข้อมูลและรูปแบบของข้อมูลเอง แต่สำหรับแพ็กเก็ตสวิตชิงนั้นผู้ให้บริการเครือข่ายมักจะเป็นคนกำหนดพารามิเตอร์ต่างๆ ของการส่ง ด้วยเหตุที่สามารถส่งข้อมูลแบบต่างๆ ได้ จึงทำให้สามารถส่งข้อมูลเสียง โทรสาร ตลอดจนข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ผ่านเซอร์กิตสวิตชิงได้

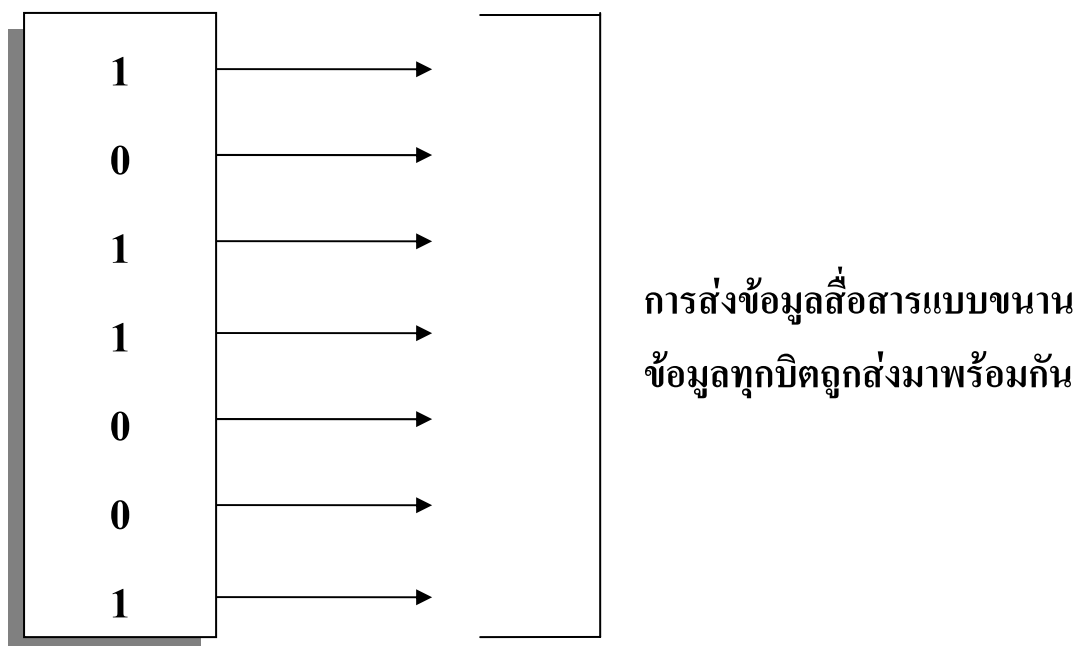
นอกจากนี้ยังมีข้อแตกต่างของการส่งข้อมูลทั้งสองเทคนิค ในแง่ของการเก็บเงินค่าบริการซึ่งการคิดค่าบริการของการแฟ็กเกตสวิตซิงนั้นจะขึ้นอยู่กับจำนวนไบต์ (หรือแฟ็กเกต) ที่ถูกส่ง และเวลาที่ผู้ใช้ติดต่อส่งข้อมูลกับชุมสาย (โหนด) ของผู้ให้บริการ แต่จะไม่ขึ้นอยู่กับระยะทาง ยกเว้นในกรณีของการส่งข้อมูลระหว่างประเทศ แต่ก็เป็นส่วนที่ไม่มาก ส่วนแบบเซอร์กิตสวิตซิงนั้นจะคิดค่าบริการตามระยะทาง และเวลาของการติดต่อส่งข้อมูล แต่ไม่ขึ้นอยู่กับข้อมูลที่ส่งจริง

2.13.8 การสื่อสารข้อมูลอนุกรม



ภาพที่ 2-35 ข้อมูลสื่อสารแบบอนุกรม ข้อมูลหนึ่งไบต์จะถูกส่งออกคราวละบิตเป็นลำดับไปจนครบจำนวนทั้ง 8 บิต

การสื่อสารข้อมูลอนุกรมเป็นการรับหรือส่งข้อมูลในลักษณะบิตหรือกลุ่มของบิต คราวละหนึ่งบิตเป็นลำดับเรื่อยไปจนสิ้นสุด การสื่อสารแบบนี้จะมีข้อแตกต่างจากการสื่อสารแบบขนานเป็นอย่างมาก เนื่องจากข้อมูลเมื่อมีการโอนย้ายมาพร้อมกันจึงมีความจำเป็นต้องใช้จำนวนเส้นของสัญญาณมากขึ้นตามจำนวนบิตของข้อมูลด้วย ในขณะที่การสื่อสารแบบอนุกรมนั้นต้องการเพียงเส้นสัญญาณเพียงสองหรือสามเส้นเท่านั้น ดังนั้นการสื่อสารแบบขนานจึงไม่เหมาะสมในการสื่อสารกับอุปกรณ์ ภายนอกเป็นระยะทางไกลๆ เพราะจะทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายมาก ลองพิจารณาเปรียบเทียบการสื่อสารทั้งสองประเภทจากภาพที่ 2-35 และ ภาพที่ 2-36



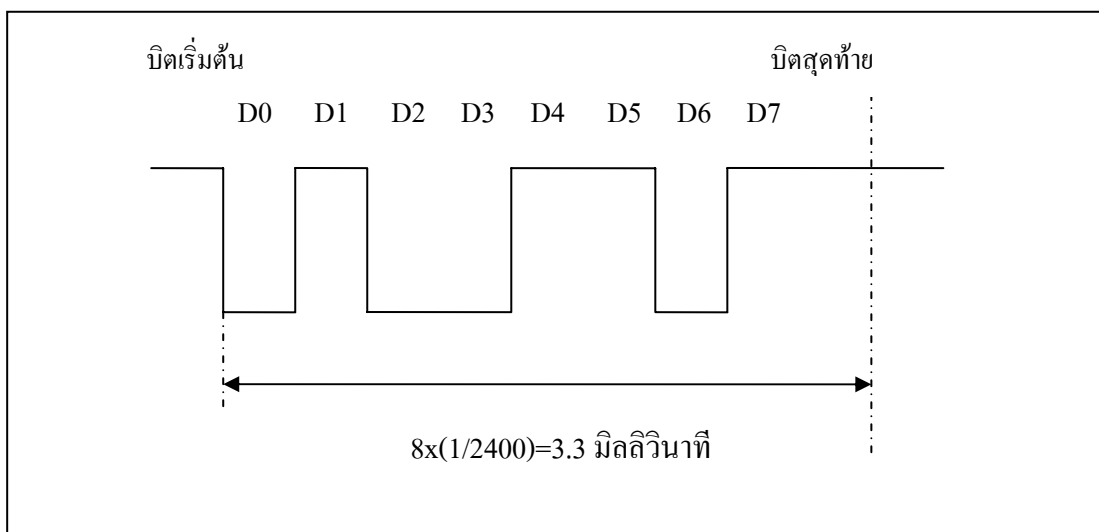
ภาพที่ 2-36 ข้อมูลสื่อสารแบบขนาน ข้อมูลแต่ละบิตภายในหนึ่งไบนารีจะถูกส่งออกมาพร้อมกันในลักษณะแบบขนาน

2.13.8.1 จังหวะเวลาของการสื่อสารข้อมูลอนุกรม

เนื่องจากการสื่อสารแบบอนุกรมเป็นการรับ/ส่งข้อมูล ในลักษณะกลุ่มของบิตข้อมูล (Bit Stream) ดังนั้นจึงต้องให้ความสนใจในการพิจารณาถึงเรื่องของอัตราความเร็วในการรับ/ส่งบิตเหล่านี้เป็นอันดับแรก โดยทั่วไปมักจะระบุกันในหน่วยของจำนวนของบิตข้อมูลภายในช่วงของเวลาหนึ่งวินาที เรียกว่า อัตราบอด (Baud Rate) ตามค่ามาตรฐานเหล่านี้ ได้แก่ 110, 150, 300, 1200, 2400, 4800 และ 9600 จากภาพที่ 2-36 และภาพที่ 2-34 แสดงให้เห็นลักษณะของรูปแบบสัญญาณข้อมูลอนุกรมที่ปรากฏในสายส่งสัญญาณข้อมูลทั้ง 8 บิตนี้หากว่าถูกส่งออกมาด้วยอัตรา 2400 บอดจะใช้เวลาในการส่งข้อมูลหนึ่งบิตมีค่าเท่ากับ $1/2400$ หรือ 416 ไมโครวินาที และเวลาในการส่งข้อมูลทั้ง 8 บิตมีค่าเท่ากับ (8×416) หรือ 3,328 ไมโครวินาที

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
1	0	1	1	0	0	1	0

ภาพที่ 2-37 บิตข้อมูลสื่อสารแบบขนานภายในไบนารีข้อมูลที่จะถูกส่งออกมาในลักษณะแบบอนุกรม



ภาพที่ 2-38 รูปแบบสัญญาณไฟฟ้าของข้อมูลใน ภาพที่ 2-37 ซึ่งเป็นการส่งข้อมูลแบบอนุกรม ด้วยอัตราเร็ว 2400 บิต/วินาที (สังเกตว่าจะเริ่มส่งบิต D0 ซึ่งเป็นบิตที่มีนัยสำคัญต่ำออกมาเป็นอันดับแรก)

2.13.8.2 รูปแบบของข้อมูลอนุกรม

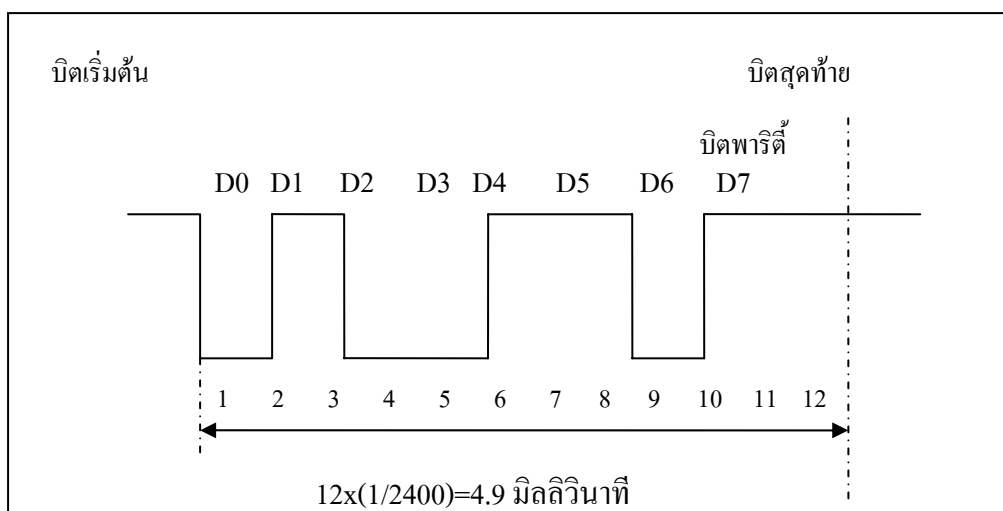
วิธีการที่จะทำให้ข้อมูลสื่อสารมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้นจะใช้การเพิ่มเติมบิตข้อมูลบางอย่างร่วมไปกับการส่งข้อมูลจริง ได้แก่

2.13.8.2.1 บิตเริ่มต้น (Start Bit)

บิตเริ่มต้นมีหน้าที่สำหรับบ่งบอกให้วงจรฮาร์ดแวร์ทางด้านรับทราบถึง ตำแหน่งจุดเริ่มต้นของบิตข้อมูลกลุ่มใหม่ เพื่อที่จะทำการปรับจังหวะของสัญญาณการรับข้อมูลให้ตรงกัน ดังนั้นบิตเริ่มต้นนี้จึงจะถูกเพิ่มเข้าไปก่อนมีการส่งข้อมูลจริง ตามปกติแล้วค่าของบิตเริ่มต้นมักจะเป็นระดับลอจิกที่ตรงข้ามกับระดับลอจิกของสถานะของสายสื่อสาร ขณะเมื่อไม่มีการส่งข้อมูล (Idle State) ตัวอย่างเช่นหาสถานะของสายเมื่อไม่มีข้อมูลเป็นลอจิกสูงบิตเริ่มต้นก็จะเป็นลอจิกต่ำเป็นต้น

2.13.8.2.2 บิตแสดงสถานะความเป็นเลขคู่หรือเลขคี่ (Parity Bit)

บิตมีหน้าที่เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล โดยทั่วไปมักเรียกว่า บิตพาริตี และจะนำไปแทรกต่อท้ายบิตข้อมูล ค่าของบิตนี้ขึ้นอยู่กับจำนวนค่าของบิตข้อมูลที่เป็น 1 ซึ่งจะเป็นได้สองลักษณะ คือ พาริตีคู่ (Even Parity) หรือ พาริตีคี่ (Odd Parity) ตัวอย่างเช่น ระบบที่ติดต่อกัน



ภาพที่ 2-39 แผนภาพสัญญาณเวลาของข้อมูลแบบอนุกรมจำนวน 8 บิต พร้อมด้วยบิตเริ่มต้นบิตพาริตีและบิตสุดท้าย

โดยระบุว่าจะใช้พาริตีคู่ (Even Parity) ทางด้านจะนำค่าข้อมูลที่ส่งมาพิจารณาหากจำนวนของบิตที่มีค่า 1 เป็นเลขจำนวนคู่อยู่แล้ว ค่าของพาริตีบิตจะมีค่าเป็น 0 แต่หากว่าจำนวนของบิตที่มีค่า 1 เป็นเลขจำนวนคี่ ค่าของพาริตีจะมีค่าเป็น 1 การพิจารณาทางด้านรับเป็นการตรวจสอบจำนวนบิตที่มีค่า 1 ของข้อมูลที่ได้รับมาทั้งหมดรวมทั้งพาริตีถ้ามีค่าเป็นเลขจำนวนคู่แสดงว่าข้อมูลที่เข้ามาถูกต้อง และหากไม่เป็นจำนวนคู่แสดงว่าเกิดความผิดพลาดของข้อมูลเป็นต้น

2.13.8.2.3 บิตสุดท้าย (Stop Bit)

บิตสุดท้ายเป็นบิตที่เพิ่มเติมขึ้นเพื่อระบุถึงขอบเขตการสิ้นสุดของกลุ่มบิต ข้อมูลบิตสุดท้ายนี้อาจจะมีจำนวนมากกว่าหนึ่งบิตได้ คือ 1 บิต และ 2 บิต ดังนั้นกรณีของการส่งข้อมูล 8 บิตพร้อมบิตที่เพิ่มเติมเข้าไปสมบูรณ์ คือ บิตเริ่มต้น บิตพาริตี และบิตสุดท้าย รวมทั้งสิ้น 12 บิตตามแผนภาพสัญญาณเวลาในภาพที่ 2-39 หากข้อมูลถูกส่งออกไปด้วยอัตราเร็ว 2400 บอดเวลาโดยรวมในการส่งข้อมูลหนึ่งไบต์จะมีค่าเป็น 12×416 ไมโครวินาที หรือ 4.99 มิลลิวินาที

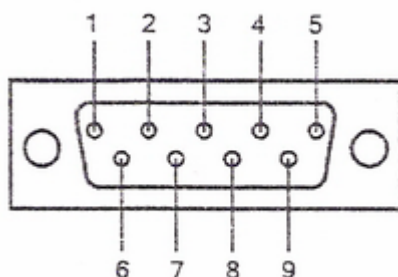
2.13.9 มาตรฐานพอร์ตอนุกรมแบบ RS-232

เป็นมาตรฐานอุตสาหกรรมที่ออกแบบมาเพื่อใช้ในการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงโครนัส 2 ทิศทาง ซึ่งได้กำหนดรูปแบบของอุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูล (Data Terminal Equipment: DTE) กับวงจรข้อมูลปลายทาง (Data Circuit Terminating: DCE) ไว้ว่า อุปกรณ์เชื่อมต่อข้อมูลจะต้องเป็นอุปกรณ์ที่มีการประมวลผลในตัว เช่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) หรือไมโครคอมพิวเตอร์

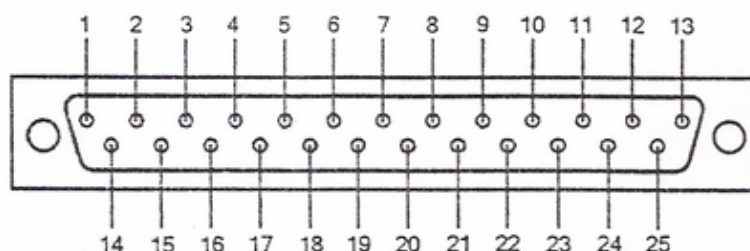
(Microcomputer) ซึ่งมีความสามารถในการสร้างข้อมูลแบบอนุกรมได้ ส่วนอุปกรณ์ข้อมูลปลายทาง จะทำหน้าที่เป็นเพียงตัวรับข้อมูลที่ถูกส่งมาจากอุปกรณ์เชื่อมต่อ ข้อมูลเท่านั้น สำหรับการใช้งานบน คอมพิวเตอร์ พอร์ตอนุกรม RS-232 มักถูกใช้เชื่อมต่อกับโมเด็ม (Modem) หรือเมาส์ (Mouse) โดยสามารถรับส่งข้อมูลได้ด้วยความยาวของสายสัญญาณ สูงสุดถึง 20 เมตร

2.13.9.1 การเชื่อมต่อพอร์ต RS-232 และตัวเชื่อมต่อ (Connector)

การเชื่อมต่อแบบ RS-232 จะใช้ตัวเชื่อมต่อแบบ DB-25 หรือ DB-9 ตัวผู้ ซึ่งปัจจุบันนิยม ใช้แบบ DB-9 เนื่องจากขาดใช้งานเพียง 9 เส้น



ภาพที่ 2-40 ตัวเชื่อมต่ออนุกรม 9 ขาหรือแบบ DB-9 (มองจากด้านหลังคอมพิวเตอร์)



ภาพที่ 2-41 ตัวเชื่อมต่ออนุกรม 25 ขาหรือแบบ DB-25 (มองจากด้านหลังคอมพิวเตอร์)

ตารางที่ 2-8 การจัดขาของตัวเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรมตามมาตรฐาน RS-232 ทั้งแบบ DB-9 และ DB-25

ตัวเชื่อมต่อ DB-9	ตัวเชื่อมต่อ DB-25	ชื่อของสายสัญญาณ	ชนิดของสาย สัญญาณ
1	8	Data Carrier Detect: DCD	อินพุต
2	3	Received Data: RxD	อินพุต
3	2	Transmitted Data: TxD	เอาต์พุต
4	20	Data Terminal Ready: DTR	เอาต์พุต
5	7	Signal Ground: GND	-
6	6	Data Set Ready: DSR	อินพุต
7	4	Request To Send: RTS	เอาต์พุต
8	5	Clear To Send: CTS	อินพุต
9	22	Ring Indicator: RI	อินพุต

รายละเอียดหน้าที่การทำงานแต่ละขาของพอร์ตอนุกรม RS-232 มีดังนี้

2.13.9.1.1 ขา Data Carrier Detect: DCD ขานี้จะแอคทีฟ (Active) เมื่อมีการส่งสัญญาณพาหะจากอุปกรณ์สื่อสารข้อมูล เช่น โมเด็ม (Modem) โดยปกติขานี้จะไม่ได้ถูกใช้งานมากนัก

2.13.9.1.2 ขา Receive Data: RD หรือ RxD ขานี้ใช้เพื่อรับสัญญาณอนุกรม เข้ามายังคอมพิวเตอร์ โดยนำข้อมูลที่อ่านได้เก็บไว้ในรีจิสเตอร์บัฟเฟอร์

2.13.9.1.3 ขา Transmitted Data: TD หรือ TxD ขานี้ใช้เพื่อส่งข้อมูลออกจากคอมพิวเตอร์ เข้ามายังคอมพิวเตอร์ โดยนำข้อมูลที่อ่านได้เก็บไว้ในรีจิสเตอร์บัฟเฟอร์

2.13.9.1.4. ขา Data Terminal Ready: DTR เป็นขาสัญญาณที่ส่งออกจากคอมพิวเตอร์เพื่อให้อุปกรณ์ปลายทางรับรู้ว่าการติดต่อด้วย โดยขา DTR นี้จะต้องเชื่อมต่อกับขา DSR ของอุปกรณ์ปลายทางและขา DTR ของอุปกรณ์ปลายทางจะต้องเชื่อมต่อกับขา DSR

ของคอมพิวเตอร์ ถ้าใช้การเชื่อมต่อเป็นแบบ Null Modem ซึ่งใช้สายในการเชื่อมต่อเพียง 3 สาย จะต้องต่อขา DTR และ DSR ของตัวมันเองเข้าด้วยกันและต้องต่อกับขา DCD ด้วย ในกรณีที่โปรแกรมสื่อสารที่ใช้มีการตรวจจับสัญญาณพาหะ

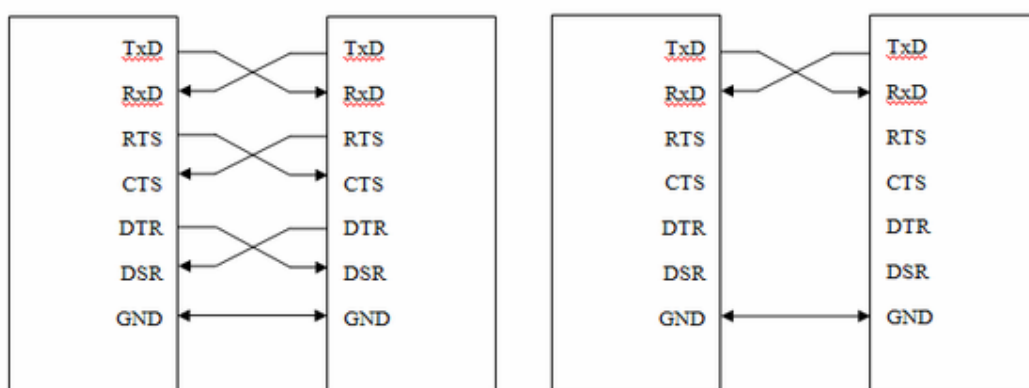
2.13.9.1.5 ขา Signal Ground: GND ขากราวด์ของระบบ

2.13.9.1.6 ขา Data Set Ready: DSR ขานี้ใช้คู่กับขา DTR เพื่อตรวจสอบ การเชื่อมต่อกันระหว่างคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ปลายทาง ซึ่งขา DSR นี้จะเป็นขาสำหรับข้อมูลจากภายนอกซึ่งถูกส่งมาจากขา DTR

2.13.9.1.7 ขา Request To Send: RTS เป็นขาสำหรับส่งสัญญาณร้องขอให้ อุปกรณ์ปลายทางส่งข้อมูลกลับมายังคอมพิวเตอร์ โดยขาที่รับสัญญาณ RTS ก็คือขา CTS ในกรณีที่ใช้การเชื่อมต่อแบบ Null Modem 3 สาย จะต้องเชื่อมต่อขา RTS และ CTS ของตัวมันเองเข้าด้วยกัน เพื่อจะให้การรับส่งข้อมูลสามารถเกิดขึ้นได้ตลอดเวลา

2.13.9.1.8 ขา Clear To Send: CTS ขานี้จะคอยรับสัญญาณจากขา RTS เมื่อรับสัญญาณได้ ข้อมูลที่ขา TxD จะถูกส่งออกไป ดังนั้นขานี้จึงถูกใช้เพื่อตรวจสอบอุปกรณ์ ต่อพ่วงพร้อมที่จะรับข้อมูลหรือไม่

2.13.9.1.9 ขา Ring Indicator: RI ใช้แสดงสถานะสัญญาณเรียกจากสายโทรศัพท์ ปกติในการสื่อสารโดยทั่วไปสายนี้จะไม่ถูกใช้งาน แต่จะถูกใช้งานต่อเมื่อมีการเชื่อมต่อกับโมเด็มและ โปรแกรมมีการตรวจสอบสัญญาณนี้เท่านั้น



แบบ Null modem แบบ RS-232 โดยใช้สายสัญญาณเพียง 3 เส้น

(ก) การต่ออุปกรณ์ภายนอกเข้ากับคอมพิวเตอร์ (ข) การต่ออุปกรณ์ภายนอกเข้ากับคอมพิวเตอร์

ภาพที่ 2-42 การต่ออุปกรณ์ภายนอกกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในลักษณะต่างๆ

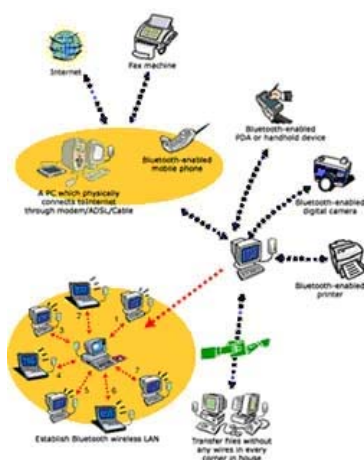
การเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ภายนอกแสดงในภาพที่ 2-42 ซึ่งระบุถึงทิศทางของข้อมูล ในภาพ 2-42 (ก) เป็นการเชื่อมต่อแบบโดยตรงไม่ผ่านโมเด็ม (Null modem) โดยมี การตรวจสอบหรือแฮนด์เช็ก (Hand Check) เต็มรูปแบบ ส่วนในภาพที่ 2-42(ข) เป็นการเชื่อมต่อแบบ RS-232 ในลักษณะใช้สายสัญญาณเพียง 3 เส้น โดยเส้นหนึ่งสำหรับส่งข้อมูล อีกเส้นสำหรับรับข้อมูล และเส้นสุดท้ายเป็นสายดิน

2.13.9.2 UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) หน้าที่หลักของ UART คือ การแปลงข้อมูลที่อยู่ในรูปแบบขานานจากคอมพิวเตอร์ ให้อยู่ในรูปแบบอนุกรมแบบอะซิงโครนัสแล้วส่งออกไป นอกจากนี้ยังทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนุกรมแบบอะซิงโครนัสที่ถูกป้อนเข้ามายัง UART ให้เป็นแบบขานานก่อนที่จะส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ซึ่งนอกจาก UART จะส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์แล้ว ยังแจ้งข้อมูลอื่นๆ ด้วย เช่น อัตราเร็วในการรับส่งข้อมูลหรือบอดเรต, รูปแบบการส่งข้อมูล, ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างการถ่ายทอดข้อมูล เป็นต้น ซึ่ง UART สามารถส่งข้อมูลได้ทั้งแบบฮาล์ฟดูเพล็กซ์ (Half Duplex) ซึ่งเป็นการส่งแบบทิศทางเดียวและแบบฟูลดูเพล็กซ์ (Full Duplex) ซึ่งเป็นการรับและส่งข้อมูลได้ในคราวเดียวกัน

2.14 เทคโนโลยีบลูทูธ

2.14.1 บลูทูธ คืออะไร [12]

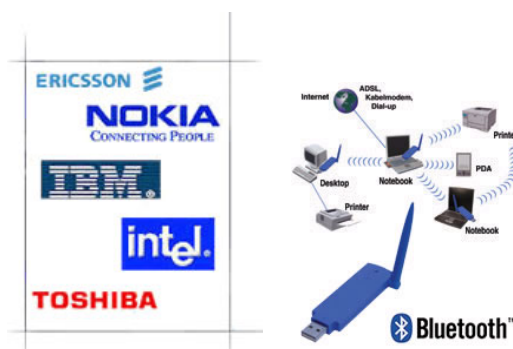
บลูทูธ คือ ระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทาง ด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อ และไม่จำเป็นต้องใช้การเดินทางแบบเส้นตรงเหมือนกับอินฟราเรด ซึ่งถือว่าเพิ่มความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อแบบอินฟราเรด



ภาพที่ 2-43 ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ

2.14.2 จุดกำเนิดบลูทูธ

ปี 1994 บริษัท อีริคสัน โมบาย คอมมูนิเคชั่น เริ่มต้นที่จะค้นคว้าวิจัยความเป็นไปได้ในการนำคลื่นสัญญาณวิทยุ มาใช้ระหว่างโทรศัพท์มือถือและอุปกรณ์ต่างๆ และเป็นผู้นำชื่อ บลูทูธ มาใช้ ปี 1998 กลุ่มผู้พัฒนาวิจัยระบบบลูทูธ ได้ถูกก่อตั้งขึ้น โดยเกิดจากการรวมตัวของบริษัทยักษ์ใหญ่ อย่างเช่น อีริคสัน โนเกีย ไอบีเอ็ม โตชิบา และ อินเทล ในกลุ่มที่ใช้ชื่อว่า Special Interest Group (SIG) ซึ่งในกลุ่มจะประกอบด้วย กลุ่มผู้นำทางด้านโทรศัพท์มือถือ, คอมพิวเตอร์ ฯลฯ ซึ่งกลุ่มเหล่านี้ได้ประเมินว่า ภายในปี 2002 ในอุปกรณ์การสื่อสาร, เครื่องใช้คอมพิวเตอร์จะถูกติดตั้งบลูทูธ ที่จะใช้เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ต่างๆ อย่างแพร่หลาย



ภาพที่ 2-44 สัญลักษณ์ของบริษัทในกลุ่มที่พัฒนาระบบบลูทูธ

โดยในปีเดียวกัน บริษัทเหล่านี้ ได้ประกาศ การรวมตัวกัน และเชิญชวนบริษัทอื่นๆ ให้เข้าร่วมในลักษณะของการนำเทคโนโลยีนี้ไปใช้ โดยในปี 1999 ได้ทำการเผยแพร่ Bluetooth specification Version 1.0 และได้สมาชิกเพิ่มขึ้น ดังนี้ ไมโครซอฟท์ ลูทเซนส์ ทรีคอม และโมโตโลลา บลูทูธ ถูกออกแบบในการเชื่อมต่อโทรศัพท์, แล็ปท็อป, พีดีเอ, และอุปกรณ์เคลื่อนย้ายอื่นๆ ซึ่งใช้ความพยายามของผู้ใช้เพียงเล็กน้อย เทคโนโลยีที่เด่นสำหรับขนาดเล็ก และต้นทุนต่ำ ใช้การแก้ไขเทคโนโลยีของ WLAN ซึ่งอุปกรณ์บลูทูธได้เข้ามาในช่วงต่างๆ เหล่านั้น ซึ่งมีการโอนถ่ายข้อมูลที่อยู่ และการสร้างเครือข่ายย่อยซึ่งกันและกัน โดยไม่ต้องไปพาดพิงกับผู้ใช้เพราะว่าเทคโนโลยีบลูทูธ ไม่ต้องการ Line-of-Sight (ไม่เหมือน Infrared) ซึ่งสามารถทำงานผ่านกำแพง หรือผ่านกระเป๋าสตางค์ PCs เคลื่อนที่สามารถต่อไร้สายกับเครื่องพิมพ์และโอนถ่ายข้อมูลระหว่างเครื่องซึ่งต่อเชื่อมกับโทรศัพท์เซลล์ลาร์สำหรับ WAN ไร้สายในเครือข่าย หรืออินเทอร์เน็ตมาตรฐาน บลูทูธ กำหนดในชั้นที่ 1 และ 2 ของ OSI Model ซึ่งมีเฟรมเวิร์กแอปพลิเคชันของบลูทูธซึ่งทำงานกับ IrDA และ WAP ซึ่งแอปพลิเคชันสามารถใช้เทคโนโลยีและข้อตกลงบลูทูธ บลูทูธได้เปิดรายละเอียดที่ดูแลโดย Bluetooth Special Interest Group (SIG) ซึ่งมีบริษัทที่ร่วมมือกันดังที่ได้กล่าวมาแล้ว

2.14.3 บลูทูธแอร์อินเตอร์เฟซ (Bluetooth Air Interfac)

ผลิตภัณฑ์รุ่นแรกที่มีการผลิตออกมานั้นมักจะเน้นสำหรับนักธุรกิจที่เดินทางซึ่งอุปกรณ์แบบเคลื่อนย้ายที่มีการใช้เทคโนโลยีบลูทูธจะไม่มีการใช้สายเคเบิลและหัวต่ออีกต่อไป อย่างไรก็ตามก่อนที่จะมีการออกแบบการอินเตอร์เฟซแบบไร้สายสำหรับบลูทูธนั้นต้องมีข้อกำหนดร่วมกันมาก่อนนั่นคือ

2.14.3.1 ระบบจะต้องสามารถใช้งานได้ทั่วโลก

2.14.3.2 การเชื่อมโยงสื่อสารต้องรองรับบริการของทั้งเสียงและข้อมูล เพื่อให้สามารถใช้งานมัลติมีเดียได้

2.14.3.3 อุปกรณ์รับส่งคลื่นสัญญาณวิทยุจะต้องมีขนาดเล็ก และใช้กำลังไฟต่ำ เพื่อให้สามารถใส่เข้าไปในอุปกรณ์เคลื่อนย้ายขนาดเล็กได้ เช่น โทรศัพท์เคลื่อนที่, ชุดหูฟัง และ พีดีเอ

2.14.4 แถบความถี่

การที่จะทำให้อุปกรณ์บลูทูธสามารถนำไปใช้งานได้ทั่วโลกนั้นจะต้องอาศัยแถบความถี่ที่สอดคล้องกับความต้องการนี้จะอยู่ที่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ (Industrial – Scientific – Medical (ISM) Band) ซึ่งเริ่มจาก 2,400-2,483.5 เมกะเฮิรตซ์ สำหรับในสหรัฐอเมริกาและยุโรป (แต่เฉพาะบางส่วนของแถบความถี่นี้เท่านั้นที่มีให้ใช้ได้ในประเทศฝรั่งเศสและสเปน) และเริ่มจาก 2,471-2,497 เมกะเฮิรตซ์ สำหรับในญี่ปุ่น ดังนั้น ระบบบลูทูธจะสามารถใช้ทั่วโลกได้ นั่นคือ อุปกรณ์รับส่งคลื่นวิทยุนั้นจะต้องครอบคลุมแถบความถี่ระหว่าง 2,400-2,500 เมกะเฮิรตซ์ และสามารถเลือกใช้ช่วงความถี่ที่เหมาะสมในแถบความถี่นี้ได้

2.14.5 การกระโดดเปลี่ยนความถี่

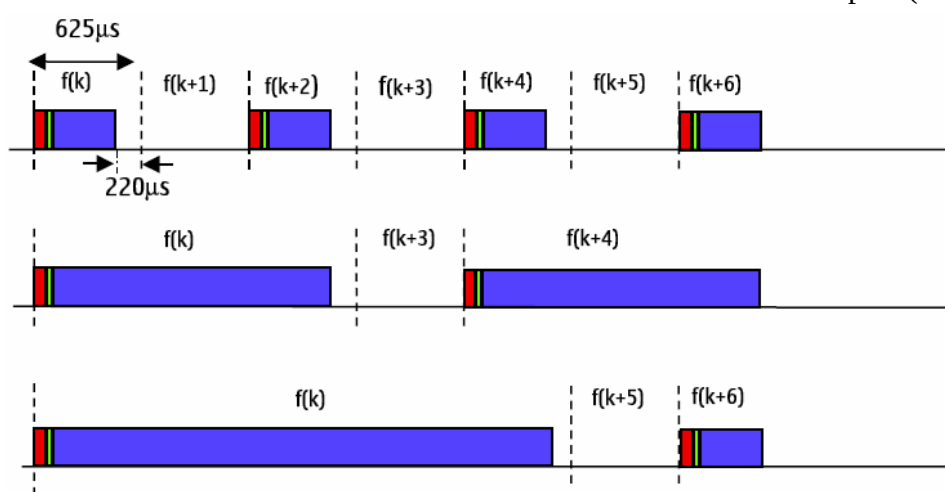
เนื่องจากแถบคลื่นความถี่ ISM เป็นแถบคลื่นที่มีการเปิดกว้างให้ใช้ได้ทั่วไป ทำให้มีสัญญาณแทรกซ้อน (Interference) เกิดขึ้นได้มากมาย ซึ่งอาจมาจากหลายสาเหตุ เช่น จากเครื่องตรวจสอบเด็กทารก, เครื่องเปิดปิดประตู, โทรศัพท์ไร้สาย และเตาอบไมโครเวฟ (ซึ่งมีผลเป็นอย่างมาก) สัญญาณแทรกซ้อนนี้สามารถเลี่ยงได้โดยการค้นหาบริเวณของความถี่ที่ไม่มีการใช้งานหรือจะใช้วิธีการของ สเปกตรัมสปรีดดิ้ง (Spectrum Spreading) ช่วยในการจัดสัญญาณแทรกแซง ในสหรัฐอเมริกาได้มีการกำหนดว่าคลื่นวิทยุที่ใช้งานในแถบความถี่ ISM 2.45 กิกะเฮิรตซ์ จะต้องใช้เทคนิคสเปกตรัมสปรีดดิ้งถ้าหากว่าระดับกำลังส่งสัญญาณมีค่าเกินกว่า 0 เดซิเบลเมตร

เทคโนโลยีการส่งคลื่นวิทยุของบลูทูธนั้นจะใช้ สเปกตรัมสปรีดดิ้งแบบกระโดดเปลี่ยนความถี่ (Frequency – hop (FH)) เพราะว่าเทคโนโลยีนี้เหมาะที่จะใช้กับการส่งคลื่นวิทยุที่มีกำลังส่งต่ำ และราคาถูก ระบบฟรีควานซ์ซี-ฮอป (Frequency – Hop) จะแบ่งแถบความถี่ออกเป็นหลายช่องความถี่ขนาดเล็ก ซึ่งในระหว่างที่มีการเชื่อมโยงช่องสัญญาณเกิดขึ้นอุปกรณ์รับส่งคลื่นวิทยุก็จะมีการกระโดดเปลี่ยนช่องความถี่ใช้งานในลักษณะที่ไม่แน่นอน (ที่เรียกว่า Pseudo – Random) ทำให้สามารถหลีกเลี่ยง

สัญญาณรบกวนที่เข้ามาแทรกได้แต่ในบางโอกาสเมื่อไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้วิธีการแก้ไขบิตที่ผิดพลาดของสัญญาณก็จะช่วยให้การรับสัญญาณดีขึ้นได้

2.14.6 ช่องสัญญาณ

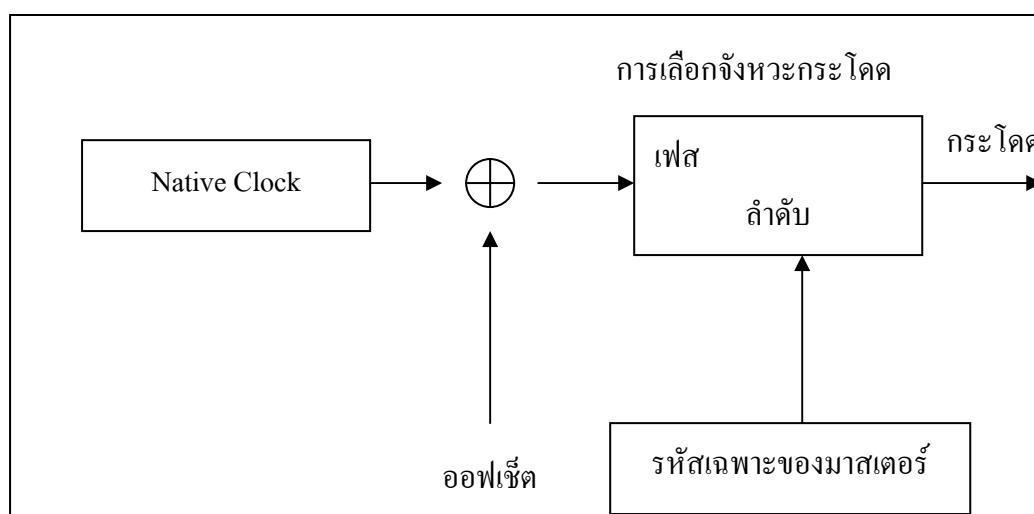
การจัดช่องสัญญาณของบลูทูธนั้นจะใช้วิธีการแบบ Frequency – Hop / Time – Division – Duplex (FH/TDD) ดังภาพที่ 2-45 ช่องสัญญาณถูกแบ่งทางเวลาออกเป็นช่วงเวลา 625 ไมโครวินาที ที่เรียกว่า สล็อต จะใช้ FH ที่แตกต่างกัน อัตราการกระโดดเปลี่ยนความถี่จะเท่ากับ 1,600 สล็อตต่อวินาที ซึ่งจะมีเพียงแพ็กเก็ต (Packet) เดียวเท่านั้นที่สามารถถูกส่งต่อ 1 ช่องสล็อต โดยช่องสล็อตที่ทำการส่งและการรับจะวางเรียงสลับกันเป็นไปในลักษณะที่เรียกว่า Time – Division – Duplex (TDD)



ภาพที่ 2-45 Frequency – hop / Time – Division – Duplex Channel [forum.nokia.com]

อุปกรณ์ที่ใช้ช่องสัญญาณเดียวกันร่วมกันจำนวนสองชนิดหรือมากกว่าจะถูกจัดว่าเป็นเครือข่ายไพโคเน็ต โดยมีชนิดหนึ่งเป็นมาสเตอร์ (Master) ที่จะควบคุมทรานซิมิเตอร์ไพโคเน็ต ส่วนชนิดอื่น ๆ จะเป็นสเลฟ (Slave) ช่องสัญญาณความถี่ที่จะมีการกระโดดเปลี่ยนไป จะถูกเลือกโดยซีควเन्ซ์ (Sequence) และเฟส (Phase) ตามในภาพที่ 2-45 ซึ่งซีควเन्ซ์ถูกกำหนดโดยรหัสเฉพาะ (Identily) ของมาสเตอร์ของไพโคเน็ต ส่วนเฟสจะถูกกำหนดโดยระบบนาฬิกาของมาสเตอร์ ซึ่งภายในสเลฟจะสร้างสัญญาณนาฬิกาของมาสเตอร์ด้วยการบวกค่าชดเชย (Offset) เข้ากับเนทีฟ คล็อก (Native Clock) ของตนเอง ดังภาพที่ 2-46 ช่วงเวลาที่จะเกิดการซ้ำกันของซีควเन्ซ์จะยาวมาก (มากกว่า 23 ชั่วโมง) และจะถูกกำหนดโดยสัญญาณนาฬิกาถ้าทุกชนิดที่ใช้ช่องสัญญาณร่วมกันนั้นมีการใช้ทั้งรหัสเฉพาะและสัญญาณนาฬิกาที่เหมือนกัน อินพุตไปยัง สอ-เซกชั่นบ็อกซ์ (Hop – Selection Box) ดังในภาพที่ 2-45 ก็จะทำให้แต่ละชนิดเลือกใช้ สอ-คาร์เรียร์ (Hop Carrier) เหมือนกันและจะซิงโครไนซ์กัน เครือข่ายไพโคเน็ตทุกเครือข่ายจะมีการใช้ค่าพารามิเตอร์ต่างๆของมาสเตอร์ที่แตกต่างกันทำให้ช่องสัญญาณของแต่ละเครือข่ายไพโคเน็ต ถูกแยกจากกัน

ช่องสัญญาณจะประกอบด้วยช่องความถี่ขนาด 1 เมกะเฮิร์ตซ์ จำนวนหลายช่องที่วางห่างเท่า ๆ กัน การมอดูเลตจะเป็นแบบ Gaussian – Shaped Frequency Shift Keying (FSK) และมี Symbol Rate เท่ากับ 1 เมกะบิตต่อวินาที ในประเทศที่มีแถบความถี่ขนาด 80 เมกะเฮิร์ตซ์ หรือกว้างกว่าจะมีฮอป-คาร์เรียร์ ทั้งหมด 79 คาร์เรียร์ แต่ถ้าเป็นในประเทศที่มีแถบความถี่แคบกว่า เช่น ญี่ปุ่น, ฝรั่งเศส และสเปน จะมีแค่ 23 คาร์เรียร์ เท่านั้น (ตารางที่ 2-9) โดยเฉลี่ยแล้ว ลำดับของการกระโดดเปลี่ยนความถี่ (Frequency – hop Sequence) จะเข้าใช้แต่ละ คาร์เรียร์ ด้วยความเป็นไปได้ที่เท่า ๆ กัน



ภาพที่ 2-46 กลไกใน ฮอป-เซคชั่นบ็อกส์ โดยรหัสเฉพาะของมาสเตอร์จะเป็นตัวกำหนด ลำดับการกระโดดส่วนสัญญาณนาฬิกาจะใช้กำหนดเฟสเมื่อรวมกันทั้งสองอย่าง ก็จะเป็นตัวเลือกฮอปคาร์เรียร์ ที่จะใช้งาน

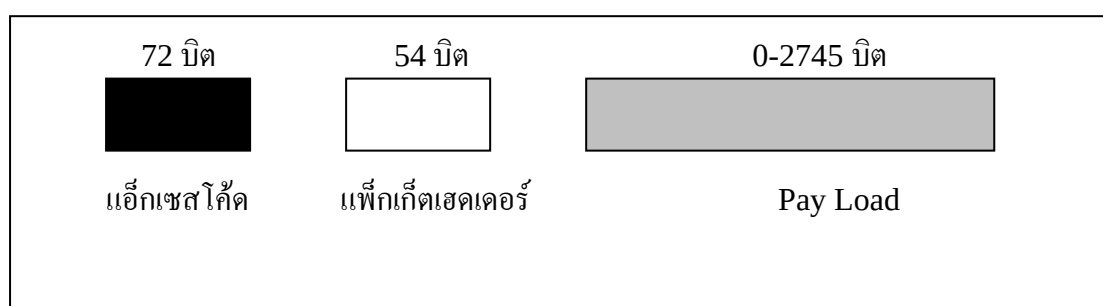
ตารางที่ 2-9 พารามิเตอร์คลื่นวิทยุเทคโนโลยีบลูทูธ

พารามิเตอร์	ค่า
Modulation	G-FSK, $h \leq 0.35$
Peak Data Rate	1 Mbit/s
RF Bandwidth	220 kHz (-3 dB), 1 MHz (-20 dB)
RF Band	2.4 GHz, ISM band
RF Carriers	23/79
Carrier Spacing	1 MHz
Peak TX Power	≤ 20 dBm

2.14.7 แพ็กเก็ต

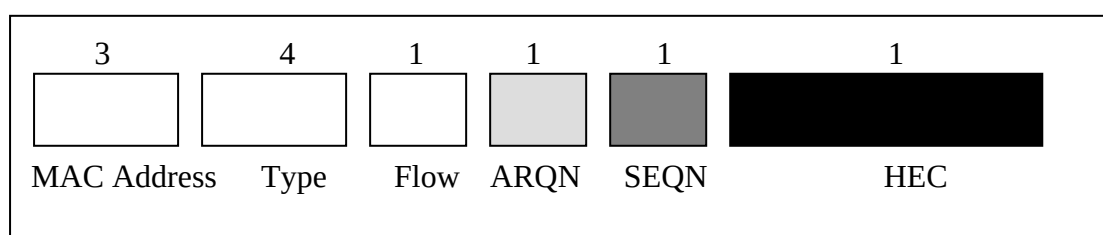
ในแต่ละลีด แพ็กเก็ตหนึ่งจะถูกส่งแลกเปลี่ยนระหว่างยูนิทมาสเตอร์และสเลฟตัวหนึ่งแพ็กเก็ตจะมีรูปแบบตายตัวตามภาพที่ 2-47 แต่ละแพ็กเก็ตจะเริ่มด้วยแอ็กเซสโค้ด (Access Code) จำนวน 72 บิต ที่กำหนดมาจากรหัสเฉพาะมาสเตอร์ และเป็นค่าเฉพาะสำหรับช่องสัญญาณ

โดยทุก ๆ แพ็กเก็ตที่ถูกส่งแลกเปลี่ยนบนช่องสัญญาณจะถูกนำหน้าด้วยแอ็กเซสโค้ดนี้ หน่วยที่ทำการรับบนเครือข่ายฟิโคเน็ตจะเปรียบเทียบสัญญาณที่เข้ามากับค่าแอ็กเซสโค้ด ถ้าแอ็กเซสโค้ดไม่ตรงกันก็จะไม่พิจารณาแพ็กเก็ตที่รับเข้ามา ประโยชน์ของแอ็กเซสโค้ดนี้นอกจากใช้บ่งบอกเพื่อแยกแยะแพ็กเก็ตแล้วยังถูกใช้สำหรับการซิงโครไนซ์และการชดเชย (Offset) อีกด้วย แอ็กเซสโค้ดนี้ต้องมีคุณสมบัติที่สามารถทนด้านทานต่อสัญญาณแทรกที่เข้ารบกวนได้



ภาพที่ 2-47 รูปแบบของแพ็กเก็ต

ถัดจากแอ็กเซสโค้ด คือ ส่วนของเฮดเดอร์ (Header) ซึ่งจะเก็บข้อมูลการควบคุมที่สำคัญ เช่น Media – access – control (MAC) Address, ชนิดของแพ็กเก็ต, บิตควบคุม, บิตที่ใช้สำหรับ ARQ (Automatic – Retransmission – Query) และฟิลด์ของ Header – Error – Check (HEC) (ภาพที่2-53) เฮดเดอร์ ซึ่งมีความยาวทั้งหมด 54 บิต จะถูกป้องกันความผิดพลาดด้วยการใช้รหัสแก้ไข FEC (Forward – Error – Correction) แบบ 1/3 ส่วน ของเพย์โหลด (Payload) อาจจะมีหรือไม่มีก็ได้ ความยาวของเพย์โหลดจึงมีได้จาก 0-2,745 บิต



ภาพที่ 2-48 หน้าที่ของบิตต่าง ๆ ในเฮดเดอร์

ถ้าหากต้องการส่งบิตข้อมูลที่อัตราเร็วสูง แพ็กเก็ตแบบ มัลติสล็อต จะถูกนำมาใช้นั่นคือ แพ็กเก็ตหนึ่งจะส่งด้วยการใช้ 1 สล็อต, 3 สล็อต หรือ 5 สล็อต แต่แพ็กเก็ตหนึ่งต้องส่งด้วยการใช้คาร์เรียร์เดียวเสมอ ตัวอย่างเช่น ถ้า 4 สล็อตที่เรียงต่อกัน คือ k , $k + 1$, $k + 2$ และ $k + 3$ และกำหนดให้ใช้ความถี่กระโดด คือ f_k , f_{k+1} , f_{k+2} และ f_{k+3} ถ้าเริ่มต้นส่งแพ็กเก็ตแบบ 3 สล็อต ที่สล็อต k ก็จะส่งแพ็กเก็ตนั้นด้วยความถี่ f_k แพ็กเก็ตถัดไปก็จะเริ่มต้นในสล็อต $k + 3$ และใช้ความถี่ f_{k+3}

2.14.8 ช่องสื่อสารเชื่อมโยง

ช่องสื่อสารเชื่อมโยง (Physical Link Definition) มีอยู่สองประเภทที่ถูกกำหนดสำหรับรองรับการใช้มัลติมีเดียที่มีทั้งเสียงและข้อมูล

2.14.8.1 การเชื่อมโยงแบบ SCO Link เป็นการเชื่อมโยงจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่ง (Point – to – point) ที่อาศัยการสวิตช์วงจร (Circuit – Switched) และมีการส่งข้อมูลที่สมมาตรกัน (Symmetrical) ในสองทิศทางปกติมักจะใช้สำหรับการสื่อสารของเสียง การเชื่อมโยงถูกกำหนดโดยการจองใช้ Time Slot ที่ติดกัน 2 สล็อต (สำหรับ Forward Slot และ Return Slot) ทุกช่วงระยะห่างทางเวลาที่คงที่

2.14.8.2 การเชื่อมโยงแบบ ACL Link เป็นการเชื่อมโยงจากจุดหนึ่งไปยังหลายจุด (Point – to – Multipoint) ที่อาศัยการสวิตช์แพ็กเก็ต (Packet – Switched) และมีการส่งข้อมูลที่จะสมมาตรกันหรือไม่ สมมาตรกันในสองทิศทางก็ได้ ปกติมักจะใช้สำหรับการส่งข้อมูลที่เป็นช่วง ๆ (Bursty Data Transmission) อุปกรณ์ที่เป็นยูนิคาสเตอร์จะใช้วิธีการโพล (Polling) ในการควบคุมการเชื่อมโยงแบบ ACL

แพ็กเก็ตได้ถูกกำหนดสำหรับแต่ละช่องสื่อสารเชื่อมโยง ดังนี้

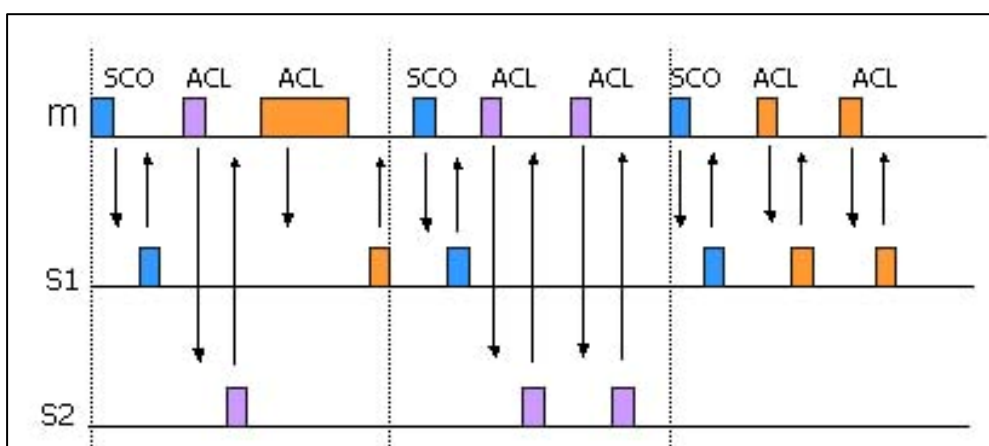
สำหรับ SCO Link แพ็กเก็ตจะเป็นแบบซิงเกิล-สล็อต (Single – Slot) และใช้ในการส่งเสียงด้วยอัตราเร็ว 64 กิโลบิตต่อวินาที เสียงที่ส่งจะไม่ถูกป้องกันความผิดพลาด แต่ถ้าช่วงเวลาในการส่งแพ็กเก็ต แต่ละครั้งถูกลดลง จะมีการเลือกวิธีแก้ไขความผิดพลาดโดย FEC แบบ 2/3 หรือ 1/3

สำหรับ ACL Link แพ็กเก็ตข้อมูลอาจจะเป็นแบบ 1 สล็อต, 3 สล็อต หรือ 5 สล็อต แพ็กเก็ตข้อมูลที่ส่งอาจจะไม่ถูกป้องกันความผิดพลาดหรือถูกป้องกันด้วย FEC แบบ 2/3 อัตราเร็วข้อมูลสูงสุด 712 กิโลบิตต่อวินาที ในทิศทางหนึ่ง และ 57.6 กิโลบิตต่อวินาที ในทิศทางกลับกัน สามารถได้รับการใช้แพ็กเก็ตแบบ 5 สล็อต ที่ไม่ถูกป้องกันความผิดพลาด ตารางที่ 2-11 ได้สรุปอัตราเร็วบิตข้อมูลที่สามารถได้รับจาก ACL Link โดย DMx แทนแพ็กเก็ตข้อมูลแบบ x – slot ที่เข้ารหัส FEC ส่วน DHx จะแทนแพ็กเก็ตข้อมูลที่ไม่ถูกป้องกันความผิดพลาด

ตารางที่ 2-10 อัตราความเร็วบิตข้อมูล (kbit/s) ที่สามารถได้รับบน ACL Link

Type	Symmetric (kbit/s)	asymmetric (kbit/s)	
DM1	108.8	108.8	108.8
DH1	172.8	172.8	172.8
DM3	256.0	384.0	54.4
DH3	384.0	576.0	86.4
DM5	286.7	477.8	36.3
DH5	432.6	721.0	57.6

ภาพที่ 2-49 เป็นรูปแสดงการเชื่อมโยง SCO Link และ ACL Link บนเครือข่ายฟิโคโนต์หนึ่งที่มี 1 มาสเตอร์ และ 2 สเลฟ โดยสเลฟ 1 จะเชื่อมโยงทั้ง ACL Link และ SCO Link (มีช่วงเวลาห่างของการส่งแพ็กเก็ตแต่ละครั้งเท่ากับ 6 สล็อต) ส่วนสเลฟ 2 จะเชื่อมโยงเฉพาะ ACL Link เท่านั้น มีข้อสังเกตประการหนึ่ง คือ ช่องสล็อตอาจจะถูกทิ้งไว้ว่างเมื่อไม่มีข้อมูลที่จะส่ง



ภาพที่ 2-49 SCO Link และ ACL Links ในฟิโคโนต์หนึ่งที่มี 1 มาสเตอร์ และ 2 สเลฟ

2.14.9 การหลีกเลี่ยงจากสัญญาณแทรก

เนื่องจากคลื่นวิทยุของบลูทูธต้องใช้แถบความถี่ที่เปิดกว้างต่อการที่จะได้รับสัญญาณแทรก เข้ามารบกวนได้ง่าย ดังนั้น จึงต้องมีหนทางที่จะหลีกเลี่ยง หรือหาทางป้องกันที่เหมาะสมเข้ามาใช้

เทคนิคการกระโดดเปลี่ยนความถี่ที่นำมาใช้จะมีอัตราการกระโดดที่สูงและมีความยาวแพ็กเก็ตที่สั้น (1,600 ฮอปต่อวินาที สำหรับแพ็กเก็ตแบบซิงเกิล-สล็อต) ถ้าแพ็กเก็ตหนึ่งมีการสูญเสีย ข้อมูลจะสูญหายไปเพียงเล็กน้อยเท่านั้น แพ็กเก็ตสามารถถูกป้องกันความผิดพลาดโดยวิธีการ FEC

แพ็กเก็ตข้อมูล (Data Packets) จะถูกป้องกันความผิดพลาดโดยวิธีการ ARQ ซึ่งแพ็กเก็ตข้อมูลที่สูญหายไปจะถูกจัดส่งใหม่อีกครั้งโดยอัตโนมัติ ทางด้านรับจะตรวจสอบความผิดพลาดของแต่ละแพ็กเก็ตที่ได้รับ ถ้าตรวจจับพบความผิดพลาดก็จะแจ้งไปยังด้านส่งผ่านทางเฮดเดอร์ของแพ็กเก็ตที่ส่งกลับไปยังด้านส่ง เพื่อให้ด้านส่งทำการส่งแพ็กเก็ตเดิมที่ผิดพลาดกลับมาใหม่ วิธีการนี้เรียกว่า Fast ARQ เพราะจะเกิดการหน่วง (Delay) เพียงแค่ 1 สล็อตเท่านั้น และเฉพาะแพ็กเก็ตที่เสียหายเท่านั้นที่จะถูกส่งกลับมาใหม่

ในกรณีที่เป็นเสียงจะไม่ใช้วิธีการให้ส่งแพ็กเก็ตเสียงกลับมาใหม่ แต่จะใช้วิธีเข้ารหัสเสียงที่สามารถทนด้านทานต่อสัญญาณแทรกที่เข้ามารบกวนได้เป็นอย่างดีแทน วิธีการที่ว่านี้ คือ Continuous Variable Slope Delta (CVSD) Waveform Coding ดังภาพที่ 2-50 ซึ่งจะด้านทานต่อความผิดพลาดของบิตได้ดี

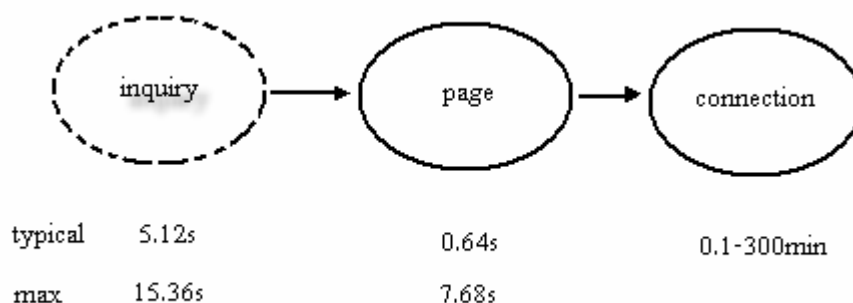
เมื่อยูนิตไม่ได้เข้าไปมีส่วนร่วมสื่อสารกับยูนิตอื่นในฟิโคโนะตยูนิตก็จะเข้าสู่โหมดสแตนด์บาย ซึ่งเป็นสถานะที่จะคอยรับฟังเป็นระยะ ๆ สำหรับ เพจเมสเสจ ที่จะส่งเข้ามา จากจำนวนฮอป-คาร์เรียร์ ทั้งหมด 79 (23) คาร์เรียร์ จะมีอยู่ 32(16) คาร์เรียร์ ที่ถูกกำหนดเป็นเวกซ์คาร์เรียร์ ซึ่ง เวกซ์คาร์เรียร์ จำนวนนี้จะถูกเลือกอย่างสุ่ม (Pseudo – random) และถูกกำหนดโดยรหัสเฉพาะของยูนิต ซึ่งยูนิต ที่สแตนด์บาย จะมีการกระโดดจากเวกซ์ฮอปคาร์เรียร์ (Wake – up hop carrier) หนึ่งไปยัง เวกซ์ฮอป คาร์เรียร์ ถัดไปที่อยู่ในลำดับเดียวกัน หลังจากผ่านไปทุก ๆ 2,048 สล็อต (1.25วินาที)โดยเนทีฟบล็อก ของยูนิต จะเป็นตัวกำหนดเฟสของเวกซ์ซีแควนซ์ในช่วงระหว่างเวลาที่ยูนิตรับฟัง ซึ่งใช้เวลาทั้งสิ้น 18 สล็อต หรือ 11.25 มิลลิวินาที ยูนิตจะฟัง เวกซ์ฮอปคาร์เรียร์เดียว และคอร์รีเลต สัญญาณที่เข้ามา ด้วยแอดเดสโค้ดที่ได้จากรหัสเฉพาะของตนเอง ถ้าสามารถคอร์รีเลตกันได้ยูนิตก็จะแอ็กทีฟ ตัวเองขึ้นมา และดำเนินการกระบวนการเชื่อมต่อช่องสัญญาณต่อไป มิฉะนั้นยูนิตก็ยังคงอยู่ใน สภาวะเดิม รอจนกว่าจะมีเหตุการณ์เวกซ์อัฟ

ยูนิตที่จะเชื่อมต่อไปยังยูนิตหนึ่งในโหมดสแตนด์บาย จะต้องรู้รหัสเฉพาะของยูนิตสแตนด์บาย รวมทั้งเนทีฟบล็อกของยูนิตนั้นด้วย เพื่อที่จะใช้ในการสร้างแอดเดสโค้ดที่ต้องการ(ซึ่งจะรวมไว้ใน เพจจิง เมสเสจ) ใช้ในการหาเวกซ์ ซีแควนซ์ ใช้คาดคะเนหรือทำนายเฟสของเวกซ์ซีแควนซ์ นี้

เนื่องจากเพจจิงยูนิตไม่สามารถรู้เนทีฟบล็อก ของยูนิตด้านรับได้อย่างแม่นยำ จึงต้องหา ทางแก้ไขความไม่แน่นอนของเวลา – ความถี่ โดยการส่งแอดเดสโค้ดอย่างต่อเนื่อง ทั้งในการ กระโดดเปลี่ยนความถี่ที่คาดว่ายูนิตด้านรับจะเวกซ์และในการกระโดดที่มาก่อนและหลังเพจจิงยูนิต จะใช้เวลา 10 มิลลิวินาที ในการส่งแอดเดสโค้ดเรียงตามลำดับในหลาย ๆ ความถี่กระโดดรอบ ฮอปคาร์เรียร์ที่คาดคะเนไว้ เนื่องจากแอดเดสโค้ดจะยาวเพียง 72 บิตเท่านั้น ดังนั้น โค้ดจำนวนมาก สามารถถูกส่งในช่วงเวลา 10 มิลลิวินาทีแถวลำดับ 10 มิลลิวินาที ของแอดเดสโค้ดที่ส่งบน ฮอป คาร์เรียร์ ต่าง ๆ จะถูกส่งเข้าไปซ้ำมาจนกว่ายูนิตด้านรับจะมีการตอบรับ หรือจนกว่าจะหมดเวลา เมื่อ เพจจิงยูนิตและยูนิตด้านรับ เลือกใช้ เพจจิงยูนิตก็จะส่งแพ็กเก็ตที่มีรหัสเฉพาะ และระบบนาฬิกา ปัจจุบันเพจจิงยูนิตก็จะส่งแพ็กเก็ตที่มีรหัสเฉพาะ และระบบนาฬิกาปัจจุบันของ เพจจิงยูนิตมาให้ หลังจากที่ยูนิตด้านรับได้รับรู้แพ็กเก็ตนี้แล้วแต่ละยูนิตด้านรับก็จะใช้พารามิเตอร์ของเพจจิงยูนิต นี้ สำหรับเลือกการกระโดด อันเป็นการจัดตั้งฟิโคโนะตขึ้นมา โดย เพจจิงยูนิตเป็นมาสเตอร์

เพื่อที่จะเชื่อมต่อช่องสัญญาณ เพจจิงยูนิตจะต้องได้รับรหัสเฉพาะของยูนิตที่อยู่ภายใน ระยะที่สามารถติดต่อ ดังนั้น เพจจิงยูนิตจะต้องดำเนินการไต่ถาม (Inquiry) เป็นอันดับแรกก่อน ซึ่ง เพจจิงยูนิตจะส่งแอดเดสโค้ดสำหรับการไต่ถาม (ซึ่งเป็นแอดเดสโค้ดร่วมกันของอุปกรณ์บลูทูธ ทั้งหมด) ไปบนอินไควรี่ เวกซ์ฮอปคาร์เรียร์ (Inquiry Wake – up carriers) เมื่อยูนิตด้านรับ ได้รับการไต่ถามก็จะส่งแพ็กเก็ตที่มีรหัสเฉพาะและสัญญาณนาฬิกาของยูนิตด้านรับกลับมาให้ หลังจาก

เพจจึงยูนิตได้รับการตอบรับจากยูนิตต่าง ๆ กลับเข้ามา ก็สามารรถเลือกยูนิตใด ๆ ที่ต้องการจะเพจไปได้ (ภาพที่ 2-51)



ภาพที่ 2-51 กระบวนการจัดการเชื่อมต่อช่องสัญญาณ และระยะเวลาที่ใช้

2.14.12 สแคตเตอร์เน็ต(Scatternet)

ผู้ใช้หลายรายที่ใช้ช่องสัญญาณเดียวกันจะเป็นใช้ช่องสัญญาณภายใต้ข้อจำกัดร่วมกัน ถึงแม้ว่าช่องสัญญาณจะกว้าง 1 เมกะเฮิร์ตซ์ แต่ขณะที่ผู้ใช้เพิ่มจำนวนมากขึ้นค่าทรูพุท (Throughput) ต่อผู้ใช้นั้นรายจะลดลงอย่างรวดเร็วเหลือไม่กี่สิบกิโลบิตต่อวินาที นอกจากนั้นถึงแม้ว่าแบนด์วิดท์จะเป็น 80 เมกะเฮิร์ตซ์ ในสหรัฐอเมริกาและยุโรป (น้อยกว่าเล็กน้อยในญี่ปุ่น, ฝรั่งเศส และสเปน) แต่ก็ไม่สามารถถูกใช้อย่างมีประสิทธิภาพเมื่อทุกๆยูนิตต้องเข้าใช้ช่องสัญญาณ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ เดียวกันร่วมกัน ดังนั้น ทางออกที่จะถูกนำมาใช้ คือ การใช้สแคตเตอร์เน็ต

ยูนิตที่อยู่ภายในพื้นที่เดียวกันและอยู่ภายในระยะที่สามารถติดต่อกันได้สามารถที่จะเชื่อมต่อช่องสัญญาณสื่อสารระหว่างกันได้ อย่างไรก็ดีตามยูนิตที่ต้องการแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างกันเท่านั้นที่จะมีการเข้ามาใช้ช่องสัญญาณเดียวกันร่วมกัน โดยรวมตัวกันเป็นเครือข่ายฟิโคเน็ตขึ้นมาด้วยหนทางลักษณะแบบนี้จะทำให้เกิดการสร้างเครือข่ายฟิโคเน็ตหลายเครือข่ายที่มีพื้นที่ครอบคลุมซ้อนทับกันอยู่ได้ แต่ละฟิโคเน็ตจะมีลำดับการกระโดดของตนเอง และใช้แบนด์วิดท์ของตัวกลางทั้งหมด 80 เมกะเฮิร์ตซ์ ตามที่เคอริบายมาช่องสัญญาณที่ยูสเซอร์ทั้งหมดใช้ร่วมกันในแต่ละฟิโคเน็ตจะมีขนาดเพียง 1 เมกะเฮิร์ตซ์ และจะกระโดดเปลี่ยนความถี่ไปมาอย่าง ชูโดแลนดอม ตลอดแถบความถี่ 80 เมกะเฮิร์ตซ์

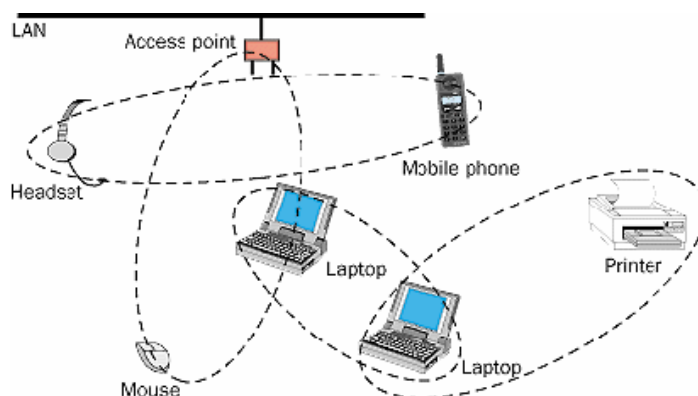
กลุ่มของเครือข่ายฟิโคเน็ตจะถูกเรียกว่า สแคตเตอร์เน็ต การแบ่งเครือข่ายฟิโคเน็ตขนาดใหญ่ที่มียูสเซอร์จำนวนมากออกเป็นเครือข่ายฟิโคเน็ตขนาดเล็กจำนวนหลายเครือข่ายที่มียูสเซอร์น้อยลงจะทำให้ค่าทรูพุท ของยูสเซอร์รายหนึ่ง ๆ และของเครือข่ายเพิ่มขึ้นได้อย่างมาก และจะเพิ่มขึ้นได้อีกโดยการมัลติเพล็กซ์ ช่องกระโดด (Hop Channel) แบบ Statistical Multiplexing และโดยการ Reuse Channel ช่องกระโดด 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ในเครือข่ายฟิโคเน็ตหนึ่งจะมีเพียงเฉพาะยูส

เซอร์ของเครือข่ายฟิโคโนต์นั้น ๆ ที่ใช้สัญญาณร่วมกัน เนื่องจากฟิโคโนต์แต่ละเครือข่ายมีการกระโดดเปลี่ยนความถี่ที่ต่างกัน ทำให้ฟิโคโนต์ต่าง ๆ มีการใช้ช่องกระโดดที่ต่างกัน ซึ่งก็ทำให้ยูนิตในฟิโคโนต์หนึ่งไม่มีการใช้ช่อง 1 เมกะเฮิร์ตซ์ร่วมกับยูนิตในอีกฟิโคโนต์หนึ่ง ค่ารพทรวมของเครือข่ายทั้งหมด จะเพิ่มขึ้นตามจำนวนเครือข่ายฟิโคโนต์ที่เพิ่มมากขึ้น อย่างไรก็ตามการชนกันของสัญญาณสามารถเกิดขึ้นได้เมื่อฟิโคโนต์สองเครือข่ายบังเอิญใช้ช่องสัญญาณกระโดดเดียวกันพร้อมกัน ขณะที่จำนวนฟิโคโนต์เพิ่มขึ้นสมรรถนะในระบบกระโดดเปลี่ยนความถี่ก็จะลดลง ผลจากการสร้างแบบจำลองของเครือข่ายสเคตเตอร์เน็ต หนึ่งในที่ประกอบด้วยเครือข่ายฟิโคโนต์ 10 เครือข่ายพบว่าค่ารพทต่อฟิโคโนต์จะลดลงไปน้อยกว่า 10 เปอร์เซ็นต์

เนื่องจากเครือข่ายฟิโคโนต์ทุกเครือข่ายที่ใช้แบนด์วิดท์เดียวกัน แต่ละเครือข่ายจึงเข้าใช้แถบความถี่ 80 เมกะเฮิร์ตซ์ร่วมกัน ถ้าหากแต่ละเครือข่ายเลือกใช้ช่องกระโดดที่ต่างกันก็จะไม่มีเครือข่ายฟิโคโนต์ใด ๆ สองเครือข่ายเข้าใช้ช่อง 1 เมกะเฮิร์ตซ์เดียวกันได้พร้อมกัน

ถ้าสมมติว่ามียูสเซอร์ทั้งหมด 100 ราย และถ้าหากทั้งหมดอยู่ในเครือข่ายเดียวกันยูสเซอร์ทั้ง 100 ราย ก็จะเข้าใช้ช่อง 1 เมกะเฮิร์ตซ์เดียวกันร่วมกัน ดังนั้น ค่ารพทเฉลี่ยต่อยูสเซอร์ก็จะเท่ากับ 10 กิโลบิตต่อวินาที และค่ารพทรวมทั้งหมดก็จะเพิ่มเป็น 1 เมกะบิตต่อวินาที อย่างไรก็ตามถ้าไม่ใช่ทุกยูสเซอร์มีการติดต่อซึ่งกันและกันเราสามารถแยกเครือข่ายฟิโคโนต์ออกเป็นหลายเครือข่ายฟิโคโนต์ย่อย ๆ ที่เป็นอิสระจากกัน ตัวอย่างเช่น ถ้ายูสเซอร์ถูกแยกออกเป็นกลุ่มละ 5 ราย ก็จะได้ฟิโคโนต์ 20 เครือข่าย การที่มียูสเซอร์เพียง 5 รายเท่านั้นที่ใช้ช่องกระโดด 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ร่วมกัน จะทำให้ค่ารพทต่อยูสเซอร์เพิ่มขึ้นเป็น 200 กิโลบิตต่อวินาที และค่ารพทรวมทั้งหมดก็จะเพิ่มเป็น 20 เมกะบิตต่อวินาที จากที่กล่าวมานี้เกิดจากการสมมติว่าไม่มีเครือข่ายฟิโคโนต์ใด ๆ สองเครือข่ายที่เลือกใช้ช่องกระโดดเดียวกัน ณ เวลาเดียวกัน แต่ในสภาพความเป็นจริง เครือข่ายฟิโคโนต์ต่าง ๆ จะมีการกระโดดเปลี่ยนความถี่อย่างอิสระ การชนกันย่อมอาจจะเกิดขึ้นได้ทำให้ลดค่ารพทลงได้ อย่างไรก็ตามตามรพทสุดท้ายที่ได้รับจากหลายเครือข่ายฟิโคโนต์ย่อมมากกว่าที่ได้รับจากเครือข่ายฟิโคโนต์เดียว

จำนวนสูงสุดของยูนิตที่สามารถมีได้ในหนึ่งเครือข่ายฟิโคโนต์ คือ แปรยูนิตเท่านั้น โดยยูนิตหนึ่ง คือ มาสเตอร์ ส่วนอีกเจ็ดยูนิต คือ สเลฟ ฟิลด์ MAC Address ในแพ็กเก็ตเฮดเดอร์ซึ่งถูกใช้เพื่อแยกแต่ละยูนิตให้แตกต่างกันก็จะมีขนาดเพียง 3 บิต ภาพที่ 2-52 แสดง สเคตเตอร์เน็ต ที่นำมาใช้กับสภาพการใช้งานของภาพที่ 2-42

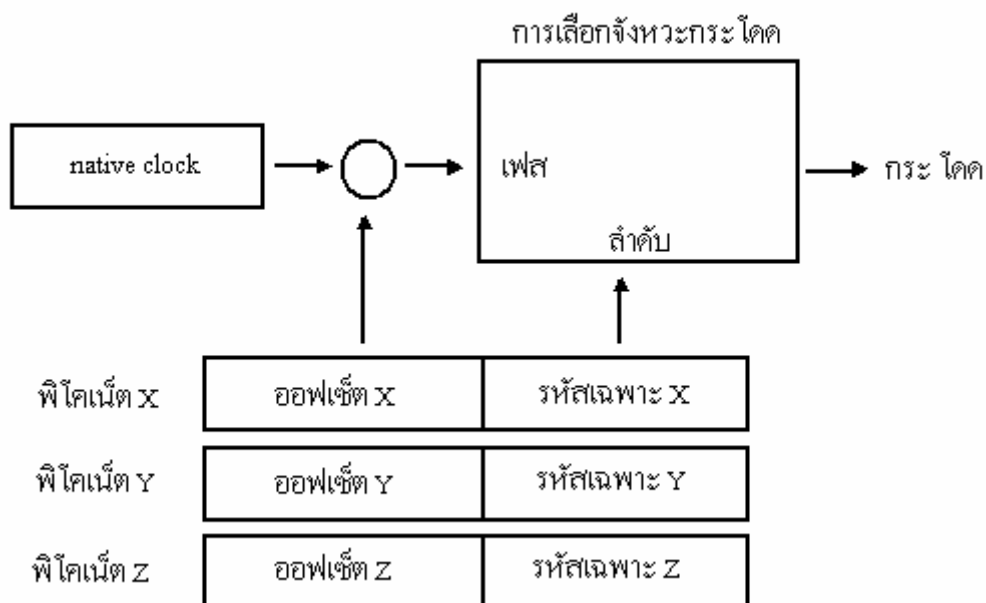


ภาพที่ 2-52 ตัวอย่างสแกนเตอร์เน็ตที่ประกอบด้วย 4 พิโคเน็ต

2.14.13 การสื่อสารระหว่างเครือข่ายพิโคเน็ต

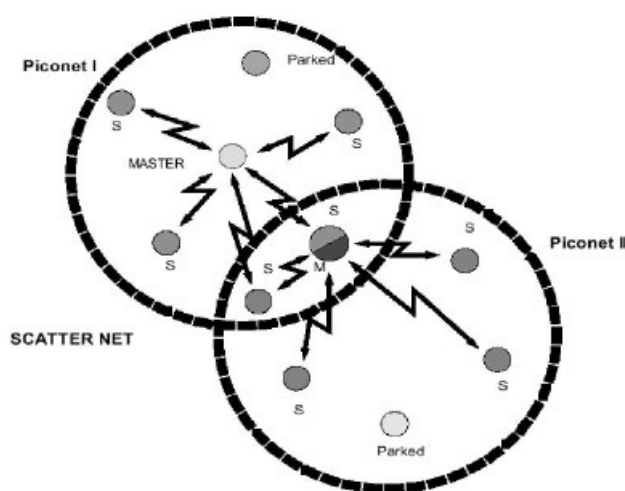
พิโคเน็ตต่าง ๆ ใช้ลำดับการกระโดดที่ต่างกัน และถูกควบคุมด้วยมาสเตอร์คนละตัวกัน ถ้ามีช่องกระโดดช่องหนึ่งถูกใช้ร่วมกันชั่วคราวหลายเครือข่ายพิโคเน็ต แפקเก็ตจะถูกแยกให้แตกต่างกัน โดยใช้แอ็กเซสโค้ดที่มีตำแหน่งอยู่ที่ด้านหน้าของแพ็กเก็ต ซึ่งแต่ละพิโคเน็ตจะใช้แอ็กเซสโค้ดที่เปรี๊ยะเฉพาะของตนเอง ตามปกติเครือข่ายพิโคเน็ตต่าง ๆ จะไม่มีส่วนเกี่ยวข้องกัน และมีการกระโดดเปลี่ยนความถี่ที่เป็นอิสระจากกันนั่นคือ พิโคเน็ตต่าง ๆ จะไม่มีการชิงโครในซ์กัน อย่างไรก็ตามยูนิตหนึ่งอาจเข้าไปมีส่วนร่วมในเครือข่ายพิโคเน็ตที่ต่างกัน โดยใช้หลักการของ Time – Division Multiplexing (TDM) นั่นคือ ยูนิตหนึ่งจะเข้าไปมีส่วนร่วมในพิโคเน็ตต่าง ๆ วนเรียงตามลำดับ ซึ่งยูนิตก็จะมีการแอ็กทีฟในพิโคเน็ตเดียวเท่านั้นที่เวลาหนึ่ง

การสื่อสารระหว่างเครือข่ายพิโคเน็ตเกิดขึ้นได้ด้วยการที่ยูนิตเลือกใช้รหัสเฉพาะของมาสเตอร์ และ คล็อกออฟเซตที่เหมาะสม เพื่อที่จะชิงโครในซ์กับช่องสัญญาณของพิโคเน็ตที่ต้องการติดต่อ (ภาพที่ 2-53) ยูนิตจะใช้รหัสเฉพาะ และ คล็อกออฟเซตที่ต่างกันสำหรับการติดต่อกับแต่ละพิโคเน็ต เมื่อไรก็ตามที่ยูนิตเข้าไปยังพิโคเน็ตหนึ่งก็จะปรับ คล็อกออฟเซตให้ตรงกับการสัญญาณนาฬิกาที่เบี่ยงเบนไประหว่างมาสเตอร์คล็อก และเนทีฟคล็อกของยูนิต ดังนั้น ยูนิตสามารถเข้าไปเป็นสเลฟในหลายพิโคเน็ตได้ เมื่อยูนิตที่เป็นสเลฟจะออกจากพิโคเน็ตหนึ่งไปยังอีกพิโคเน็ตหนึ่ง ยูนิตก็จะแจ้งมาสเตอร์ตัวปัจจุบันว่าจะไม่มีการติดต่อชั่วระยะหนึ่ง ซึ่งในช่วงเวลาดังกล่าวนี้อาฟฟิบอนพิโคเน็ตระหว่างมาสเตอร์ และสเลฟตัวอื่นยังคงมีอยู่ต่อเนื่องตามปกติ



ภาพที่ 2-53 การเลือก Hop Carrier ในการสื่อสารระหว่างเครือข่ายพิกเน็ต

ยูนิตที่เป็นมาสเตอร์สามารถที่จะกระโดดไปเป็นสเลฟในอีกพิกเน็ตหนึ่งได้ (หรืออาจจะไปเป็นมาสเตอร์ในพิกเน็ตใหม่ ซึ่งก็จะทำให้พิกเน็ตมีพารามิเตอร์ของช่องสัญญาณเป็นเช่นเดียวกับของพิกเน็ตเก่า) เมื่อยูนิตมาสเตอร์ออกจากพิกเน็ตกราฟฟิคทั้งหมดบนพิกเน็ตก็จะถูกยับยั้งไว้ชั่วคราว (Suspend) จนกว่ายูนิตมาสเตอร์จะกลับมาใหม่



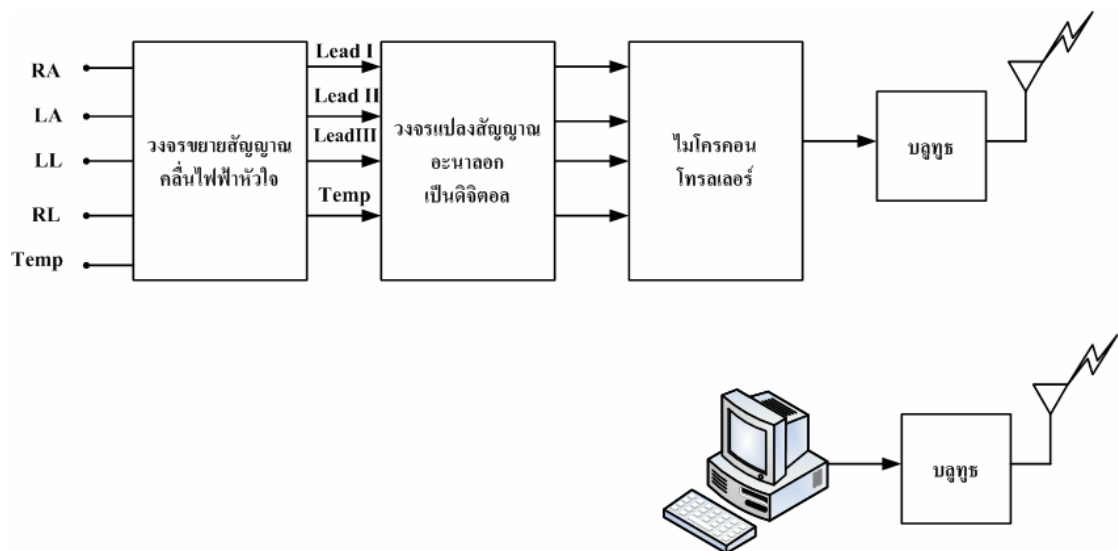
ภาพที่ 2-54 การมีส่วนร่วมของสเลฟ Cxy ใน 2 พิกเน็ต

ภาพที่ 2-54 แสดงสเลฟตัวหนึ่งที่เข้าไปมีส่วนร่วมในสองฟิโกเน็ต โดยฟิโกเน็ต X ประกอบด้วยมาสเตอร์ X และสเลฟ A_x , B_x ส่วนฟิโกเน็ต Y ประกอบด้วยมาสเตอร์ Y และสเลฟ A_y , B_y , D_y ส่วนสเลฟ C_{xy} จะมีส่วนร่วมทั้งในฟิโกเน็ต X และ Y ในภาพยังได้แสดงระบบนาฬิกาของแต่ละยูนิตด้วย ค่าออฟเซต (อาจจะเป็นค่าบวกหรือลบ) จะถูกบวกเข้ากับเนทีฟ คล็อกของยูนิต เพื่อให้สามารถซิงโครไนซ์กับระบบนาฬิกาของมาสเตอร์ได้ สเลฟ C_{xy} จะมีเนทีฟ คล็อกและค่าออฟเซตสองค่า สำหรับใช้ติดต่อกับมาสเตอร์ยูนิต X และ Y ตามลำดับ

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

โครงการวิจัยในส่วนนี้ เป็นการออกแบบระบบการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย ซึ่งแบ่งลักษณะการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนที่หนึ่งทำหน้าที่เป็นเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ใช้หรือผู้ป่วย ส่วนที่สองทำหน้าที่ในส่วนของการรับสัญญาณและแสดงผลสามารถแสดงเป็นไดอะแกรมได้ดังภาพที่3-1 ซึ่งจากภาพเป็นบล็อกไดอะแกรมของระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายโดยการทำงานจะเริ่มจากในส่วนของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเครื่องจะทำการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและอุณหภูมิจากร่างกาย ซึ่งสัญญาณที่ได้จะมีขนาดเล็กมากทำให้ได้ค่าที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณให้ได้ค่าที่เหมาะสมแล้วนำสัญญาณที่ขยายได้แล้วนำไปแปลงเป็นดิจิตอลด้วยวงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอล (A/D) หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เพื่อทำการประมวลผลที่ได้จะส่งสัญญาณเข้าไปยังบลูทูธ ที่ทำงานที่ความถี่ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์เพื่อส่งสัญญาณไปยังภาครับต่อไป



ภาพที่ 3-1 บล็อกไดอะแกรมระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

3.1 การออกแบบเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

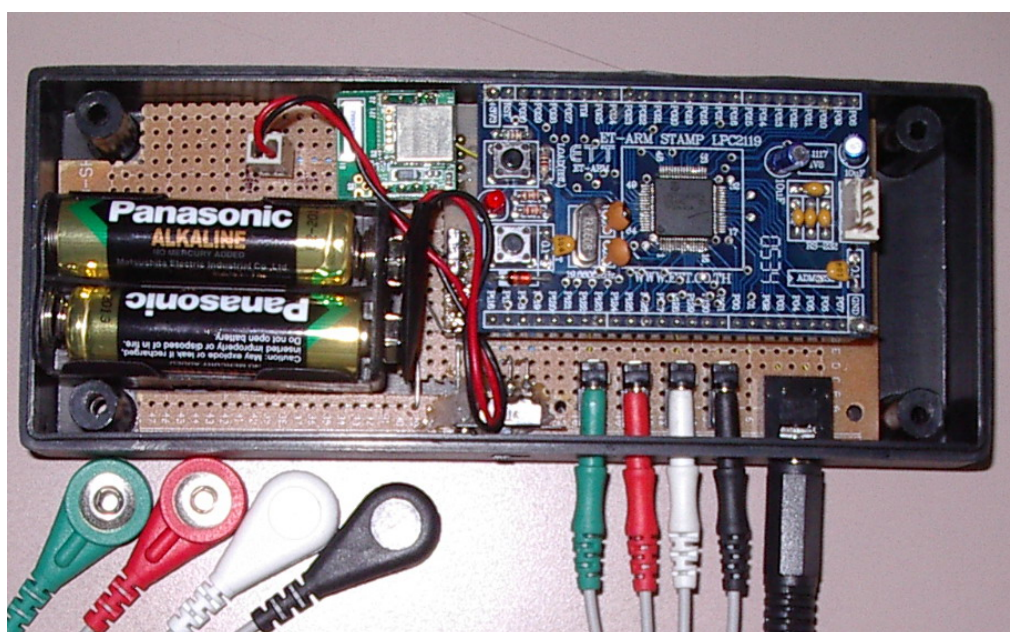
การส่งข้อมูลของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการเชื่อมต่อกับบลูทูธนั้นจำเป็นต้องมีอุปกรณ์ที่ต้องใช้สำหรับการตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือผู้ป่วยในโครงการวิจัยนี้ผู้วิจัยจึงได้ทำการสร้างเครื่องมือขึ้นมาโดยอุปกรณ์ชนิดนี้จะทำหน้าที่ในการตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและการตรวจวัดอุณหภูมิของร่างกายขณะนั้น ส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้จะประกอบไปด้วย วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amp), ตัวตรวจวัดอุณหภูมิ (LM 335) และ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (ARM 7 เบอร์ LPC2119) ซึ่งหน้าที่และวิธีการทำงานจะอธิบายในหัวข้อต่อไป โดยอุปกรณ์ชนิดนี้จะใช้ไฟขนาด 9 โวลต์ เป็นไฟแบตเตอรี่ถ่านไฟฉายขนาด AA จำนวน 6 ก้อนซึ่งจะสะดวกต่อการใช้งานและหาซื้อได้ง่ายตามท้องตลาดทั่วไป



ภาพที่ 3-2 ลักษณะเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ 3-3 ส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ 3-4 ลักษณะภายในของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ 3-5 เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอุปกรณ์ประกอบ



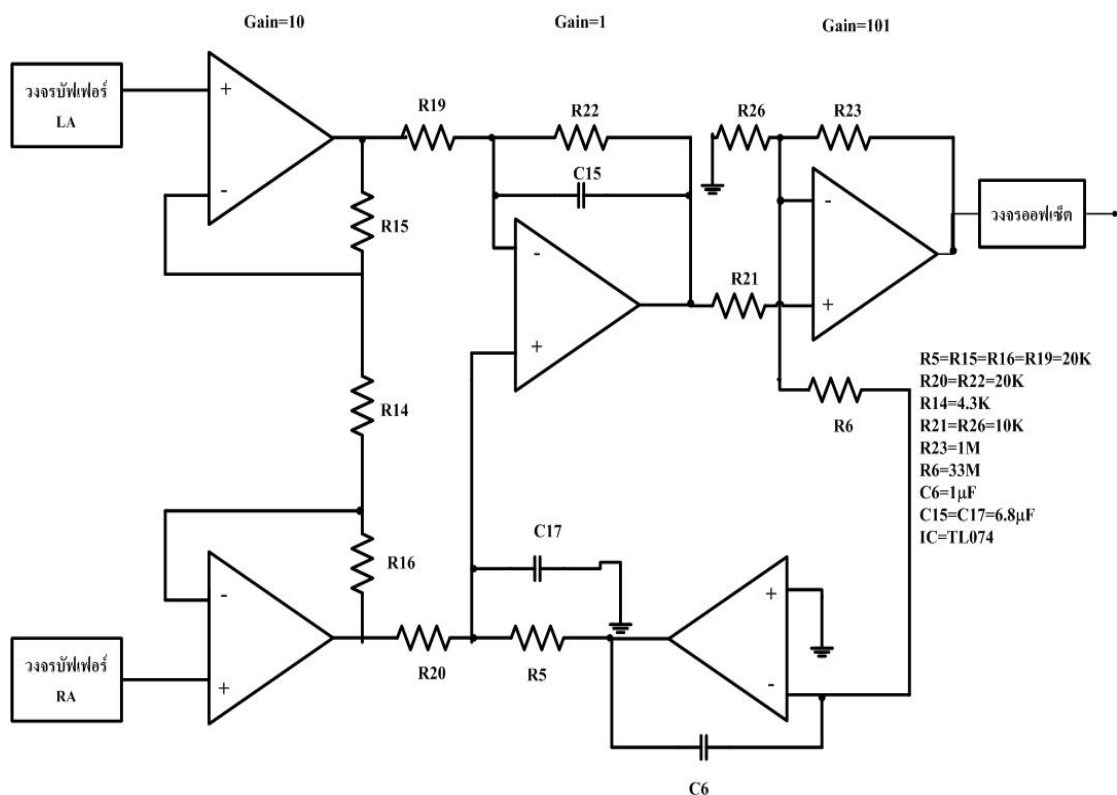
ภาพที่ 3-6 ลักษณะการเชื่อมต่อของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมในการวิจัย



ภาพที่ 3-7 ลักษณะการติดอิเล็กโทรดกับร่างกาย

3.1.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amp)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากร่างกายมีค่าต่ำมาก ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้วงจรขยายที่มีค่าอัตราการขยายสูง สัญญาณรบกวนต่ำ เพื่อให้สัญญาณที่ทำการวัดมีความถูกต้องแม่นยำ วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นเป็นวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 ลีดจะทำหน้าที่รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนร่างกาย การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead) จะวัดพร้อมๆกันทั้ง 3 ลีด จึงต้องมีการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 4 ตำแหน่ง คือ แขนขวา(RA), แขนซ้าย(RL), ขาซ้าย(LL), ขาขวา (RL) โดยในส่วนของขาขวา (RL) จะทำหน้าที่เป็นสายกราวด์ซึ่งลักษณะของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงดังภาพที่ 3-8

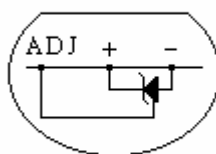


ภาพที่ 3-8 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1.2 ตัวตรวจวัดอุณหภูมิ (LM 335)

ไอซีเบอร์ LM 335 ซึ่งเป็นวงจรรินทิเกรท เซอร์คิตใช้ทำเป็นตัวตรวจจับอุณหภูมิสำหรับใช้ในช่วงอุณหภูมิตั้งแต่ 0°C จนถึง $+100^{\circ}\text{C}$ โดยวงจรจะอยู่ในตัวถังพลาสติกสีดำ ซึ่งมีลักษณะการต่อขา ดังภาพที่ 3-8

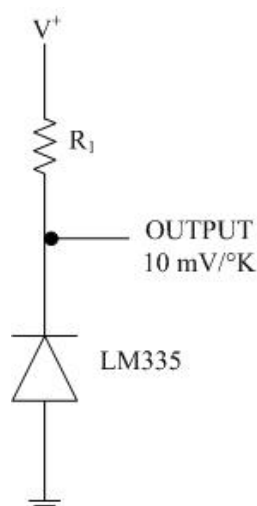
LM335 PINOUT



BOTTOM VIEW

ภาพที่ 3-9 ลักษณะรูปร่างและการต่อขาของ LM335 ในตัวถังพลาสติก

โดยพื้นฐานแล้ว LM335 ก็ทำงานเช่นเดียวกับเซ็นเซอร์ไดโอด ดังแสดงในภาพที่ 3-9 แรงดันพังทลาย ซึ่งหมายถึงแรงดันเอาต์พุตจากวงจรนี้จะแปรโดยตรงกับอุณหภูมิสัมบูรณ์ โดยมีค่าเท่ากับ 10 มิลลิโวลต์ต่ออุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น 1 องศาเคลวิน (10 มิลลิโวลต์ต่อองศาเคลวิน) ในย่านอุณหภูมิที่ออกแบบมาให้ใช้งาน



ภาพที่ 3-10 วงจรพื้นฐานในการใช้งานของ LM335

ค่าของตัวต้านทาน R_1 ในภาพที่ 3-10 จะเป็นตัวกำหนดค่าของกระแสที่ไหลผ่านอุปกรณ์ตัวนี้ แต่เนื่องจากค่าไดนามิกอิมพีแดนซ์ที่กระแส 1 มิลลิแอมป์ จะมีค่าโดยปกติ 0.6 โอห์ม อุปกรณ์ตัวนี้จึงสามารถทำงานได้ในย่านกระแสตั้งแต่ 400 ไมโครแอมป์ จนถึง 5 มิลลิแอมป์ โดยเสมือนว่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของตัวมันเลย ข้อที่น่าสังเกตก็คือค่ากระแสฟอร์เวิร์ดหรือกระแสเวิร์สสูงสุด ซึ่งไหลผ่านอุปกรณ์ตัวนี้อย่างปลอดภัย (แม้ว่าจะเป็นชั่วขณะ) ควรจะเป็น 10 มิลลิแอมป์ ถ้ากระแสสูงกว่านี้จะทำให้เกิดความเสียหายต่อไอซีตัวนี้ได้

ที่อุณหภูมิ 25 °ซ และที่กระแสเวิร์ส 1 มิลลิแอมป์ แรงดันเอาต์พุตจากวงจรในภาพที่ 3-10 จะมีค่าตามที่ออกแบบไว้เท่ากับ 2.98 โวลต์ (จาก $(273 + 25) \times 10 \times 10^{-3}$) โดยมีข้อจำกัดทางด้านแรงดันต่ำสุดและสูงสุดเท่ากับ 2.92 โวลต์ และ 3.04 โวลต์ตามลำดับ ค่าของ R_1 ที่ใช้ สามารถคำนวณได้จากกระแสที่ไหลผ่านไอซีตัวนี้เท่ากับ 1 มิลลิแอมป์ โดยใช้สมการ

$$R_1 = \frac{V - V_{\text{out}}}{0.001} \quad (3-1)$$

โดยที่ V คือ แรงดันไฟเลี้ยงวงจรและ V_{out} คือ แรงดันเอาต์พุตของไอซีนี้ ซึ่งค่า R_1 นี้ จะมีค่าประมาณ $(V - 3)$ กิโลโอห์ม

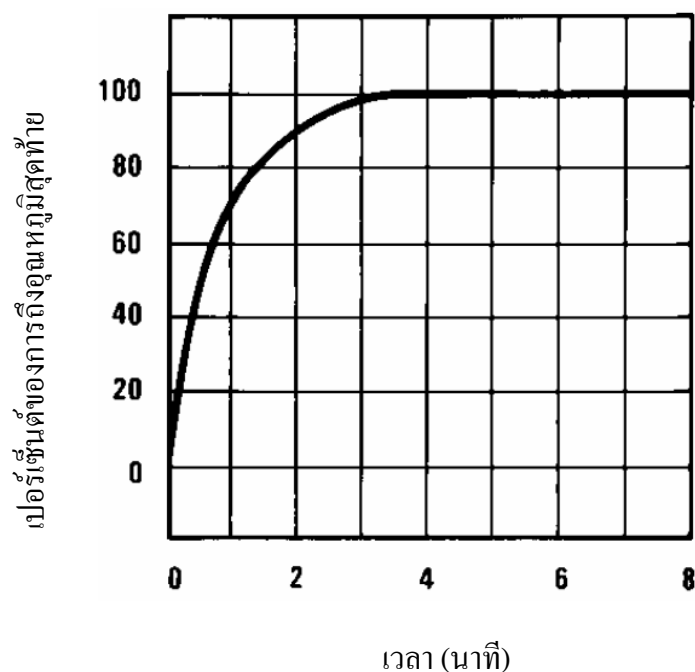
3.1.2.1 ความร้อนที่เกิดขึ้นในตัว

เช่นเดียวกับระบบตรวจจับอุณหภูมิใด ๆ ก็ตาม ความร้อนใด ๆ ที่เกิดขึ้นจากกระแสที่ไหลผ่านอุปกรณ์ที่ตรวจจับจะมีผลต่อค่าอุณหภูมิของตัวมัน ตลอดจนค่าแรงดันเอาต์พุตที่เกิดขึ้นสำหรับ LM 335 นั้น ควรจะให้ทำงานที่กระแสต่ำสุดซึ่งเพียงพอที่จะขับให้วงจรภายในไอซีทำงานได้ เมื่อคำนวณค่าของ R_1 จะยอมให้กระแสไหลผ่านตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ต่อขนานกับไอซีสำหรับที่กระแสเอาต์พุตใด ๆ โดยกระแสประมาณ 400 ไมโครแอมป์ จะเป็นกระแสต่ำสุดที่ไอซีนีจะทำงานได้เป็นปกติ ถ้าตัวตรวจจับถูกใช้ในสถานที่ซึ่งค่าความต้านทานทางอุณหภูมิต่อสิ่งแวดล้อมนั้นมีค่าคงที่ ค่าความผิดพลาดจากความร้อนที่เกิดขึ้นในตัวเองสามารถที่จะปรับให้ถูกต้องได้ ซึ่งจะทำให้อุปกรณ์นั้นทำงานด้วยกระแสคงที่โดยไม่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิความร้อนเกิดขึ้นกับอุปกรณ์จะแปรผันโดยตรงกับแรงดันซีเนอร์และอุณหภูมิสัมบูรณ์ ดังนั้น ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากความร้อนในตัวเอง และแปรผันโดยตรงกับค่าอุณหภูมิสัมบูรณ์ และความเป็นเชิงเส้นของสเกลอุณหภูมิที่รักษาไว้

3.1.2.2 คุณสมบัติเฉพาะตัว

ในวงจรทั่ว ๆ ไปของ LM335 ซึ่งไม่ได้ปรับค่าความถูกต้องไว้ ให้ทำงานที่กระแส 1 มิลลิแอมป์ ค่าความผิดพลาดเนื่องจากอุณหภูมิจะเท่ากับ 2°C (สูงสุด 6°C) ที่อุณหภูมิ 25°C หรือ 4°C (สูงสุด 9°C) ตลอดย่านการทำงาน เมื่อได้มีการปรับค่าความถูกต้องไว้ ค่าความผิดพลาดที่อุณหภูมิจำกัดไว้เป็น 2°C ความไม่เป็นเชิงเส้นที่ค่ากระแส 1 มิลลิแอมป์จะเท่ากับ 0.3°C ตลอดย่าน

ในอากาศอุปกรณ์ตัวนี้ต้องใช้เวลาประมาณ 3 นาที ที่จะมีค่าอุณหภูมิถึงอุณหภูมิสุดท้าย หลังจากที่คุณสมบัติได้เปลี่ยนไป (ในภาพที่ 3-11) ค่าคงที่ของเวลาจะมีค่าตามที่ออกแบบไว้เท่ากับ 80 วินาทีในน้ำมันที่กวนให้เคลื่อนที่ ค่าอุณหภูมิสุดท้ายจะถึงภายในเวลาประมาณ 3 วินาที (ค่าคงที่ของเวลาจะเท่ากับ 1 วินาที ตามที่ออกแบบไว้) อุปกรณ์จะคงที่อยู่ภายในช่วง 0.2°C (ตามที่ออกแบบ) ตลอด 1,000 ชั่วโมง ถึงแม้ที่อุณหภูมิ 125°C



ภาพที่ 3-11 เวลาการตอบสนองของ LM 335 ต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในอากาศ

3.1.3 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM 7 เบอร์ LPC2119

บอร์ด LPC2119 ในงานวิจัยนี้เป็นบอร์ดในตระกูล ARM เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ 16/32 บิต หน่วยความจำโปรแกรมแบบ FLASH ขนาด 128 กิโลไบต์ มีหน่วยความจำภายใน 16 กิโลไบต์ โดยหน่วยความจำนี้จะผ่านทางพอร์ต RS 232 ได้โดยตรงบนบอร์ด



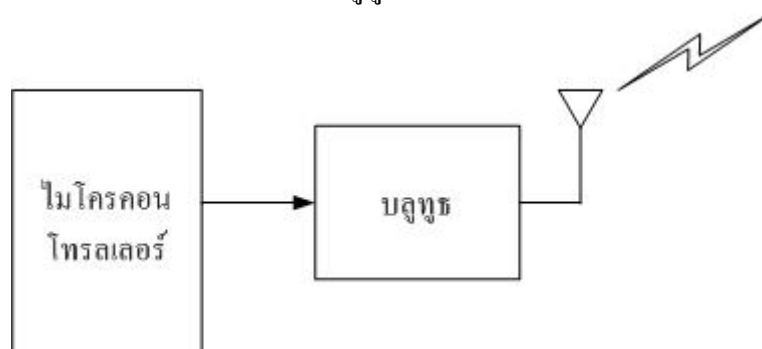
ภาพที่ 3-12 ลักษณะบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM 7 เบอร์ LPC2119

C10		C11	
P008	1	P008	1
P009	2	P009	2
P010	3	P010	3
P011	4	P011	4
P012	5	P012	5
P013	6	P013	6
P014	7	P014	7
P015	8	P015	8
P016	9	P016	9
P017	10	P017	10
P018	11	P018	11
P019	12	P019	12
P020	13	P020	13
P021	14	P021	14
P022	15	P022	15
P023	16	P023	16
P024	17	P024	17
P025	18	P025	18
	19	TDI	19
AN0	20	P027	20
AN1	21	P028	21
AN2	22	P029	22
TEMP	23	P030	23
RST	24	RST	24
VCC	25	3V3	25

ภาพที่ 3-13 ตำแหน่งจุดเชื่อมต่อของ ARM7 LPC2119

3.1.4 ส่วนเชื่อมต่อข้อมูลกับบลูทูธ

หลังจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ผ่านวงจรต่างๆและได้รับการประมวลผลเรียบร้อยแล้วก็จะได้อินพุตที่พร้อมจะส่งผ่านบลูทูธที่ทำหน้าที่เป็นตัวส่งข้อมูลเพื่อที่จะเชื่อมต่อข้อมูลที่ได้อินพุตแสดงผลยังคอมพิวเตอร์ที่รองรับเทคโนโลยีบลูทูธต่อไป



ภาพที่ 3-14 ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธ

จากภาพที่ 3-14 เป็นลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธซึ่งบลูทูธในส่วนนี้ที่ทำหน้าที่เป็นตัวส่งข้อมูลและเป็นส่วนที่ติดต่อกับฮาร์ดแวร์นั้นจะต้องมีคำสั่งที่เฉพาะเจาะจงเพื่อใช้ในการสั่งงานของบลูทูธในโครงการวิจัยนี้จะใช้บลูทูธรุ่น Promi-ESD02 มีความสามารถในการส่งข้อมูลได้ในระยะทาง 100 เมตร ซึ่งคำสั่งในส่วนของตัวส่งข้อมูลนั้นจะพัฒนาด้วยภาษาซี การทำงานของโปรแกรมในส่วนนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆคือ ส่วนของการตั้งค่าข้อมูลและส่วนของการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ ซึ่งในส่วนของการตั้งค่าของข้อมูลนั้นจะตั้งค่าตามตารางที่ 3-1

ตารางที่ 3-1 แสดงการตั้งค่าข้อมูลในบลูทูธ

Serial Port Settings	Values
Baud rate	9600
Data bit	8
Parity	No parity
Stop bit	1
Hardware Flow Control	Use

ในส่วนของการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธนั้นต้องใช้คำสั่ง AT ซึ่งคำสั่งนี้จะเป็นตัวควบคุมการทำงานของบลูทูธซึ่งจากคำสั่งในภาพนี้สามารถอธิบายได้ว่าเมื่อป้อนคำสั่ง("AT") , (0x0d) ("AT+BTSCAN") และ (0x0d) แล้ว โปรแกรมก็จะเริ่มทำงานโดยการวนลูปรอให้ข้อมูลมีการเชื่อมต่อเมื่อมีการเชื่อมต่อข้อมูลเกิดขึ้นแล้วบลูทูธก็จะทำการส่งข้อมูลออกไปจะแสดงได้ดังภาพที่ 3-15

```
serial1_puts("AT");
serial1_putc(0x0d);
serial1_puts("AT+BTSCAN");
serial1_putc(0x0d);
serial0_puts("\nconnect");
sprintf(s,"S%2X%2X%2X%2XT",adc0_getc(),adc1_getc(),adc2_getc(),adc3_getc());
```

ภาพที่ 3-15 คำสั่งที่ใช้ในการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ

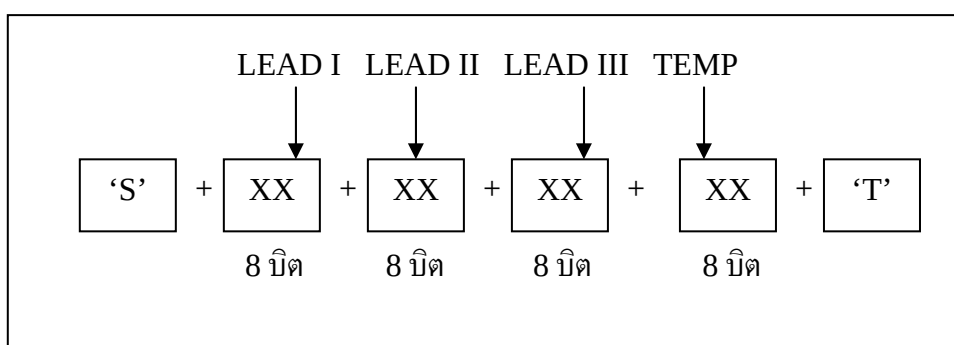
เนื่องจากว่าในการส่งข้อมูลผ่านบลูทูธนั้นจะต้องมีส่วนที่ทำหน้าที่เป็นตัวส่งข้อมูลและส่วนที่เป็นตัวรับข้อมูลที่เชื่อมต่อกับส่วนแสดงผลหรือเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลในโครงการวิจัยนี้จะใช้บลูทูธที่เป็นตัวรับข้อมูลในลักษณะของพอร์ต USB ซึ่งแสดงได้ดังภาพ 3-16



ภาพที่ 3-16 ลักษณะของบลูทูธที่ทำหน้าที่เป็นตัวรับข้อมูลที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

3.1.5 การส่งข้อมูลและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการส่งข้อมูลของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ พบว่าจะส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัสซึ่งช่องสัญญาณในการส่งจะมี 4 ช่องสัญญาณด้วยกันคือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ลีด I ลีด II ลีด III และ อุณหภูมิ ในการส่งข้อมูลในแต่ละช่องสัญญาณจะส่งข้อมูลจำนวน 8 บิต ซึ่งในกลุ่มข้อมูลเหล่านี้จะแทนด้วยอักขระที่ถูกส่งออกไปเป็นเฟรม (Frame) โดยจะมีการส่งบิตเริ่มต้น (Start Bit) ไป 1 บิต ก่อนที่จะส่งข้อมูลอักขระตัวแรก และจบท้ายข้อมูลด้วยบิตจบ (Stop Bit) อีก 1 บิต การส่งข้อมูลจะส่งทีละอักขระโดยที่ช่วงเวลาระหว่างอักขระจะเป็นเท่าไรก็ได้ ดังนั้น ตัวเครื่องรับจะต้องตรวจสอบว่า บิตใดเป็นบิตเริ่มต้นของอักขระและบิตใดเป็นบิตสุดท้ายของอักขระ



ภาพที่ 3-17 ลักษณะการส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1.5.1 ขั้นตอนการส่งข้อมูล

3.1.5.1.1 ก่อนจะเริ่มทำการส่งข้อมูล สถานะของสายสัญญาณจะมีค่าเป็น “T”

ตลอดเวลา

3.1.5.1.2 เมื่อเริ่มส่งข้อมูลสัญญาณของบิตแรกจะเปลี่ยนเป็น “S” นั่นคือ บิตเริ่มต้นเครื่องรับ จะเริ่มสัญญาณ นาฬิกาของตัวเอง เมื่อเวลาผ่านไป 1/2 บิต ถ้าสัญญาณยังคงเป็น “S”ต่อไป อีก 1/2 บิตต่อมา ก็จะเป็นการ เริ่มของสัญญาณข้อมูล แต่ถ้าสัญญาณกลับไปเป็น “S” อีก ก็แสดงว่าเกิดความผิดพลาด อันเกิดจาก สัญญาณรบกวนในสายส่งและยังไม่มีสัญญาณข้อมูลใด ๆ ส่งมายังปลายทาง

3.1.5.1.3 หลังจากได้เริ่มบิตเริ่มต้นแล้ว ผู้ส่งจะเริ่มส่งรหัสบิตของอักขระ ซึ่งจะเป็น 8 บิต แล้วตามด้วยพาริตีบิต (อาจจะใช้หรือไม่ใช้ก็ได้) ตามภาพที่ 3-17 เป็นการส่งสัญญาณข้อมูลขนาด 8 บิต สำหรับ 1 อักขระ โดยเป็นสัญญาณข้อมูล 7 บิต บิต ที่ 8 เป็นพาริตีบิตคี่ (Odd) จากนั้นจะเริ่มมีการ ส่ง สัญญาณ จะเป็น “T”ไปอีก 1 บิต ซึ่งถือว่าเป็นบิตจบ สัญญาณจะเป็น “T”ต่อไปเรื่อย ๆ จนกว่าจะเริ่มมีการส่งสัญญาณข้อมูลในเฟรมต่อไป

3.2 การออกแบบโปรแกรม(Software)

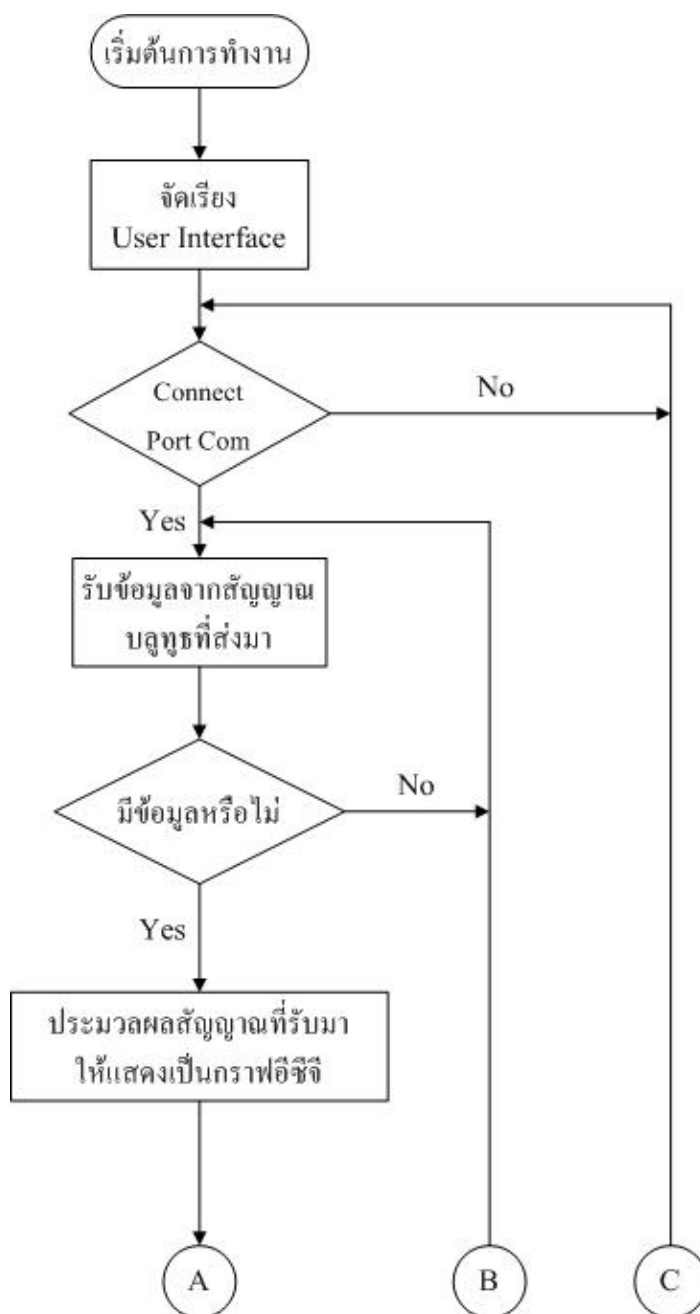
ในส่วนของการแสดงผลเมื่อข้อมูลมีการเชื่อมต่อกับบลูทูธเรียบร้อยแล้วก็จะแสดงผลออกมาในลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งหน้าจอแสดงผล จะแสดงข้อมูลเกี่ยวกับ อุณหภูมิขณะนั้น และอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งลักษณะของส่วนที่แสดงผลจะแสดงบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลดังภาพที่ 3-18



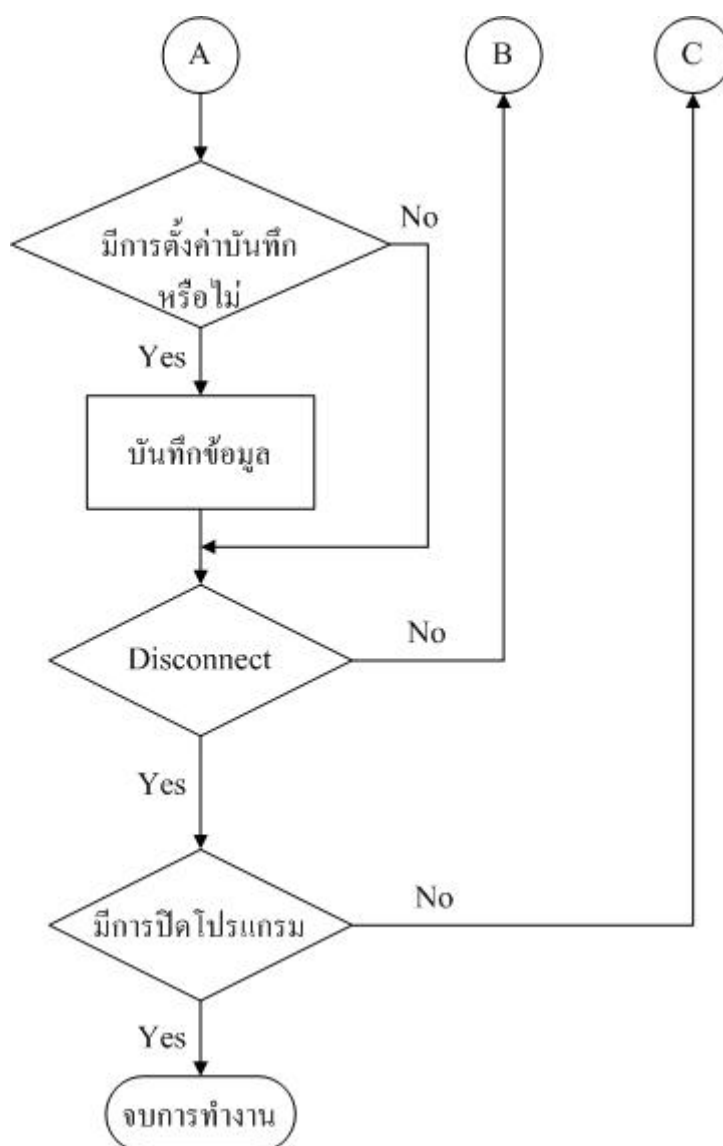
ภาพที่ 3-18 ส่วนแสดงผลของข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล

3.2.1 ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมแสดงผล

ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมแสดงผลสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3-19 และ 3-20 ส่วนซอร์สโค้ด(Source Code) ของโปรแกรมที่ใช้ควบคุม จำนวนอัตราการเดินของหัวใจ และแสดงกราฟคลื่นหัวใจสามารถอ่านได้จากภาคผนวก ค.



ภาพที่ 3-19 แผนผังโปรแกรมแสดงผล



ภาพที่ 3-20 (ต่อ)

บทที่ 4

โปรแกรมแสดงผลและผลการทดลอง

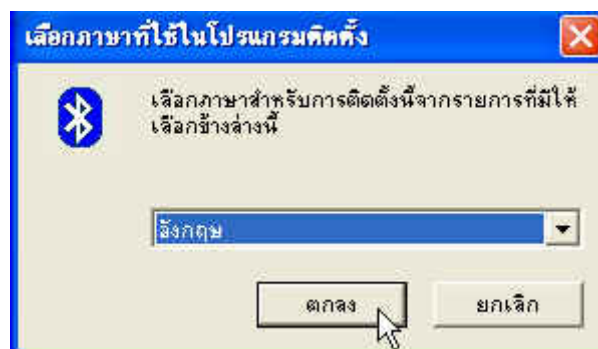
4.1 โปรแกรมแสดงผล

4.1.1 ส่วนของการตั้งค่า เมื่อผู้ใช้ต้องการทำการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผู้ใช้จะต้องทำการตั้งค่าการทำงานของบลูทูธและโปรแกรมก่อนซึ่งรายละเอียดของการตั้งค่าจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ ส่วนของบลูทูธและส่วนของโปรแกรมแสดงผล

4.1.1.1 บลูทูธ (Bluetooth)

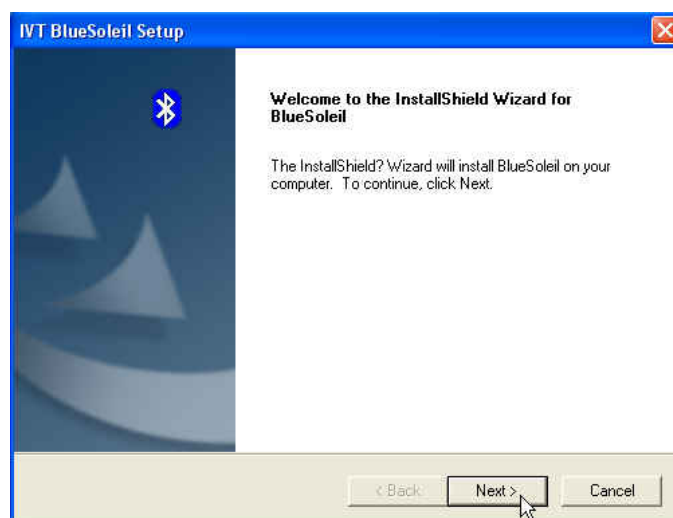
4.1.1.1.1 การติดตั้งโปรแกรม ในส่วนนี้ผู้ใช้จะต้องทำการติดตั้งโปรแกรมของบลูทูธที่เป็นพอร์ต USB เสียก่อนซึ่งบลูทูธชิ้นนี้จะทำหน้าที่เป็นตัวรับข้อมูลจากฮาร์ดแวร์และเชื่อมต่อข้อมูลกับคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลต่อไป ซึ่งขั้นตอนของการติดตั้งโปรแกรมจะทำการติดตั้งจากแผ่นซีดีรอม (CD Rom) ที่ได้แถมให้กับบลูทูธซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

4.1.1.1.1.1 ใส่แผ่นซีดีรอมไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ เครื่องจะแสดงผลดังภาพที่ 4-1 จากนั้นเลือกภาษาที่ใช้ในการติดตั้ง กด ตกลง



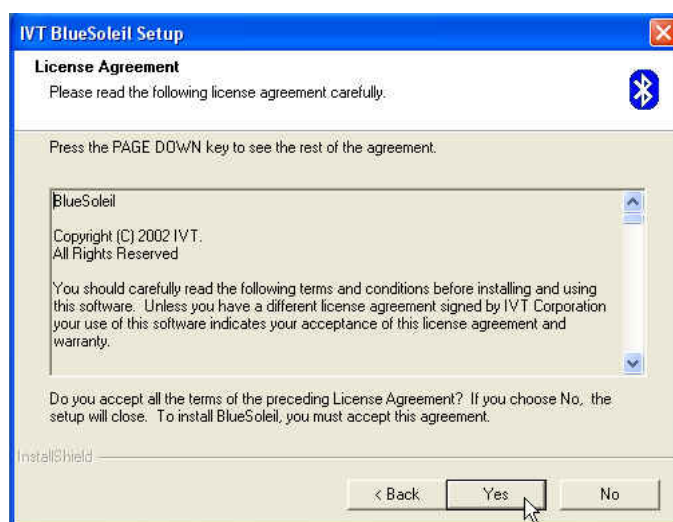
ภาพที่ 4-1 หน้าจอการเลือกภาษาที่ใช้ในการติดตั้ง

4.1.1.1.2 จากนั้นจะปรากฏหน้าต่าง IVT Bluesoleil Setup เลือกเนกซ์ (Next) เพื่อเริ่มการติดตั้งโปรแกรมดังภาพที่ 4-2



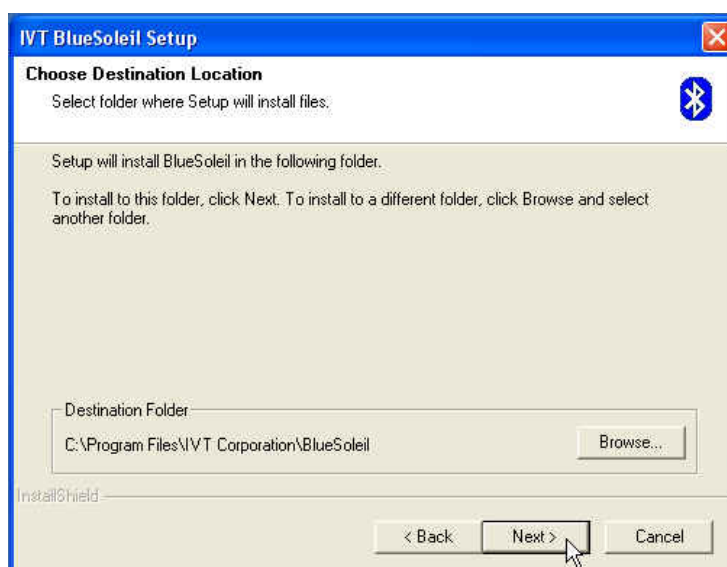
ภาพที่ 4-2 หน้าจอการเริ่มติดตั้งโปรแกรม

4.1.1.1.3 จากนั้นจะปรากฏหน้าต่าง License Agreement ซึ่งเป็นเงื่อนไขข้อตกลงต่างๆระหว่างผู้ใช้กับทางบริษัทให้ผู้ใช้กดปุ่ม Yes ดังภาพที่ 4-3



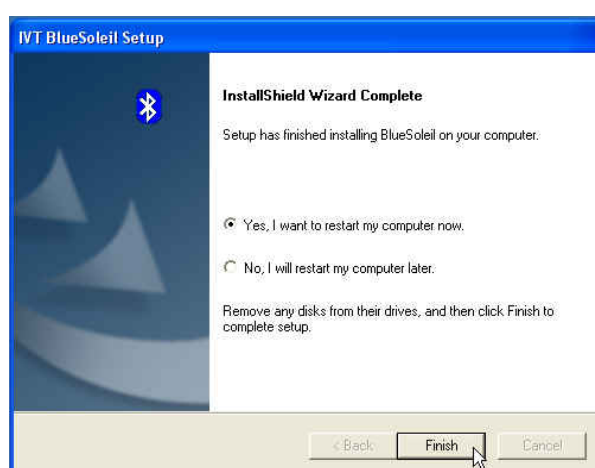
ภาพที่ 4-3 หน้าจอแสดงเงื่อนไขข้อตกลงต่างๆของบริษัท

4.1.1.1.1.4 หลังจากนั้นโปรแกรมจะให้ผู้ใช้เลือกตำแหน่งปลายทางของการ Setup โปรแกรมถ้าผู้ใช้งานต้องการจะเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการติดตั้งโปรแกรมให้กดปุ่ม Browse แต่ในที่นี้ผู้เขียนจะไม่เปลี่ยนแปลงตำแหน่งปลายทาง จากนั้นกดปุ่ม Next ดังภาพที่ 4-4



ภาพที่ 4-4 หน้าจอแสดงตำแหน่งปลายทางที่ติดตั้งโปรแกรม

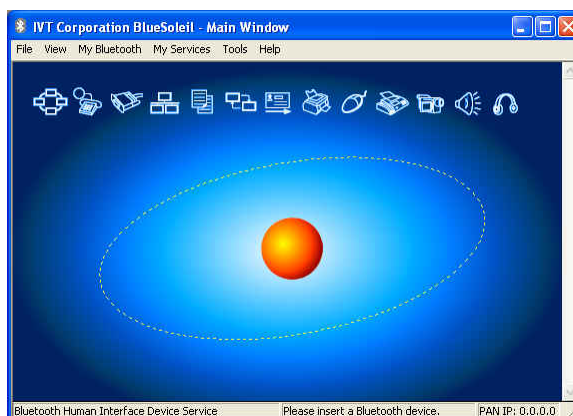
4.1.1.1.1.5 เมื่อลงโปรแกรมเสร็จสิ้นจะปรากฏหน้าต่าง InstallShield Wizard Complete จากนั้นกดปุ่ม Finish เป็นการเสร็จสิ้นการลงโปรแกรกดภาพที่ 4-5



ภาพที่ 4-5 หน้าจอสิ้นสุดการติดตั้งโปรแกรม

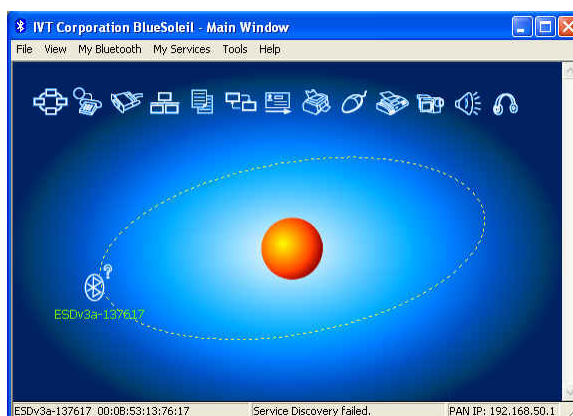
4.1.1.1.2 การใช้งานโปรแกรม Bluesoleil

4.1.1.1.2.1 เมื่อติดตั้งโปรแกรมทุกอย่างเรียบร้อยแล้วให้ผู้ใช้ เปิดโปรแกรม Bluesoleil ขึ้นมาโดย กดที่ปุ่ม Strat => Programs => IVTBluesoleil => Bluesoleil หลังจากนั้นจะปรากฏหน้าต่างดังแสดงใน ภาพที่ 4-6



ภาพที่ 4-6 หน้าจอแสดงโปรแกรม Bluesoleil

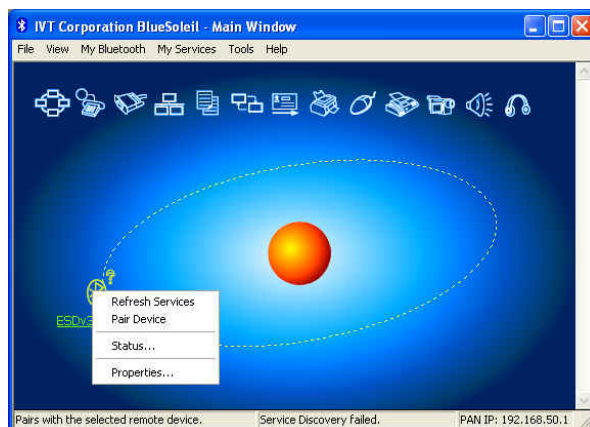
4.1.1.1.2.2 กดดับเบิลคลิกที่ภาพทรงกลม หลังจากนั้นโปรแกรมจะมีชื่อ ESDv3a-137617 ของบลูทูธขึ้นมาแสดงถึงการเตรียมพร้อมเพื่อที่จะทำการเชื่อมต่อข้อมูล ดังภาพที่ 4-7



ภาพที่ 4-7 หน้าจอแสดงความพร้อมเพื่อเชื่อมต่อข้อมูล

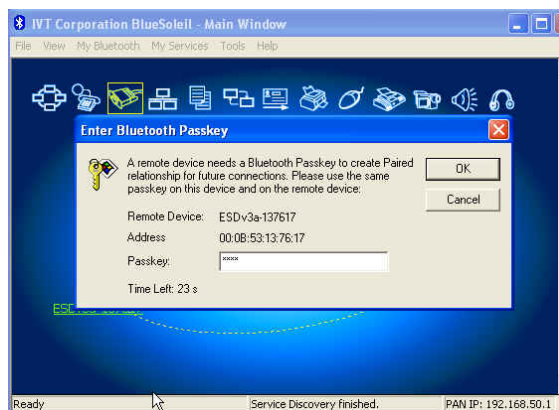
4.1.1.1.2.3 คลิกขวาที่ ESDv3a-137617 เลือก pair device

ดังภาพที่ 4-8



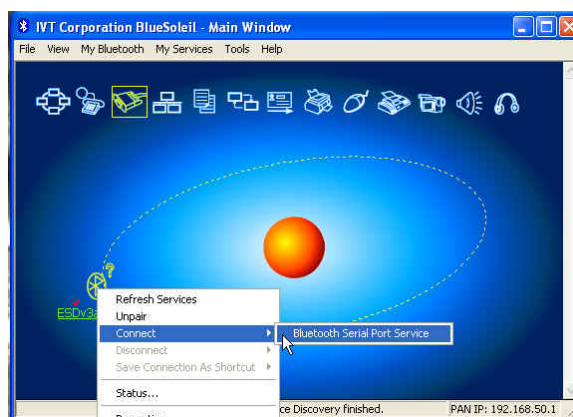
ภาพที่ 4-8 หน้าจอการเลือกการเชื่อมต่อข้อมูล

4.1.1.1.2.4 หลังจากนั้นจะปรากฏหน้าต่าง Enter Bluetooth Passkey กรอกตัวเลข 1234 ลงในช่อง กดเลือก OK ดังภาพที่ 4-9



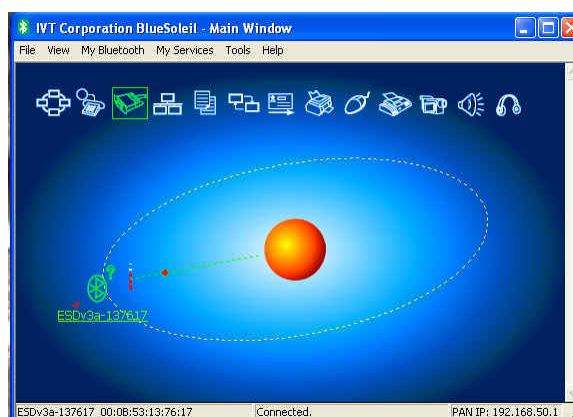
ภาพที่ 4-9 หน้าจอการป้อนรหัสผ่าน

4.1.1.1.2.5 หลังจากนั้นกดดับเบิลคลิกที่ ESDv3a-137617 บลูทูธก็จะมีการเชื่อมต่อกับพอร์ตของเครื่องพอมมีการเชื่อมต่อกันแล้วก็ทำการคลิกขวาที่ ESDv3a-137617 อีกครั้งเลือก connect => Bluetooth Serial Service ดังภาพที่ 4-10



ภาพที่ 4-10 หน้าจอการเลือกการเชื่อมต่อข้อมูล

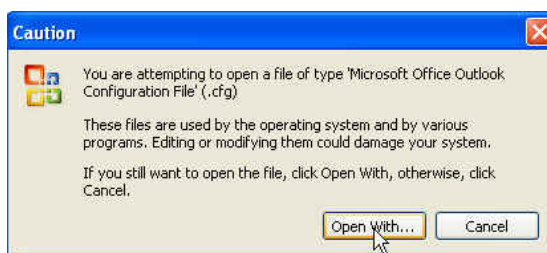
4.1.1.1.2.6 หลังจากนั้น โปรแกรมก็จะมีการเชื่อมต่อข้อมูล โดยหน้าต่างจะปรากฏดังภาพที่ 4-11 ป็นการเสร็จสิ้นการเชื่อมต่อข้อมูลและพร้อมจะเริ่มต้นการใช้งาน



ภาพที่ 4-11 หน้าจอเมื่อข้อมูลมีการเชื่อมต่อและพร้อมใช้งาน

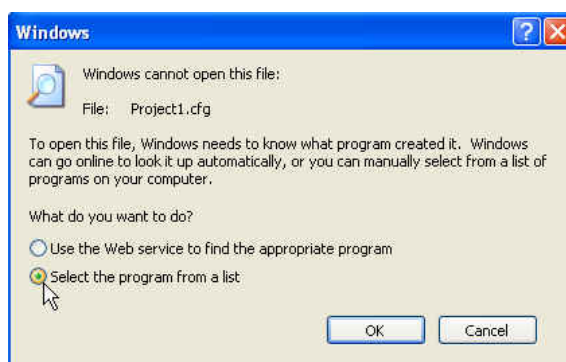
4.1.1.2 โปรแกรมแสดงผล

ในส่วน of โปรแกรมแสดงผลนี้เมื่อผู้ทำการเชื่อมต่อและตั้งค่าในส่วน of บลูทูธเรียบร้อยแล้วนั้นผู้ใช้สามารถเปิดโปรแกรมเพื่อแสดงผลได้เลย ซึ่งขั้นตอนในการใช้งานโปรแกรมแสดงผลจะมีขั้นตอนดังนี้



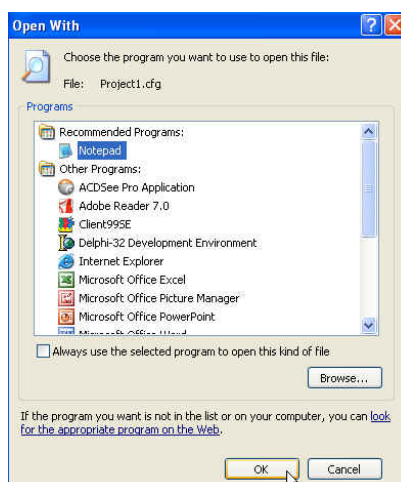
ภาพที่ 4-16 หน้าจอCaution

4.1.1.2.5 จากนั้นจะปรากฏหน้าต่างดังภาพที่ 4-17 ขึ้นมา เลือก Select the program from a list กด OK



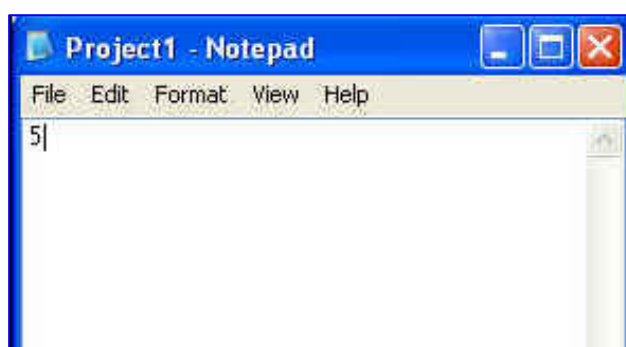
ภาพที่ 4-17 หน้าจอWindows

4.1.1.2.6 จากนั้นจะปรากฏหน้าต่างดังภาพที่ 4-18 ขึ้นมาเลือก Notepad กด OK

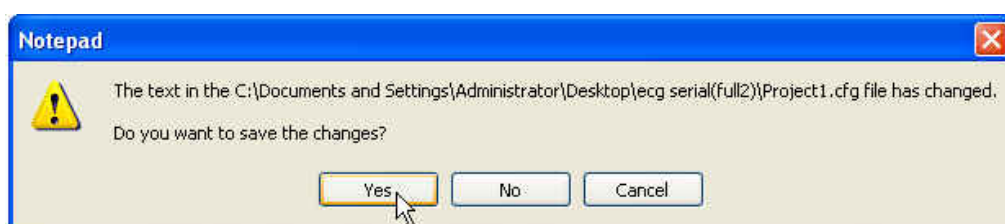


ภาพที่ 4-18 หน้าจอการเลือกNotepad

4.1.1.2.7 จากนั้นจะปรากฏหน้าต่างดังภาพที่ 4-19 ขึ้นมาแล้วทำการแก้ไขพอร์ตให้ตรงตามที่ต้องการ หลังจากนั้นกดปิดหน้าต่างก็จะแสดงหน้าต่างเพื่อที่จะถามว่าคุณต้องการเปลี่ยนแปลงการตั้งค่าหรือไม่ ถ้าต้องการให้กด YES ดังภาพที่ 4-20 หลังจากนั้นเครื่องก็จะทำการเปลี่ยนแปลงพอร์ตเป็นการเสร็จสิ้นการตั้งค่าพอร์ตหลังจากนั้นก็สามารรถเข้าไปใช้งานโปรแกรมได้ซึ่งขั้นตอนการใช้งานจะเป็นไปตามข้อที่ 1-3



ภาพที่ 4-19 หน้าจอการแก้ไขพอร์ต



ภาพที่ 4-20 หน้าจอการตอบตกลงเมื่อต้องการแก้ไขพอร์ต

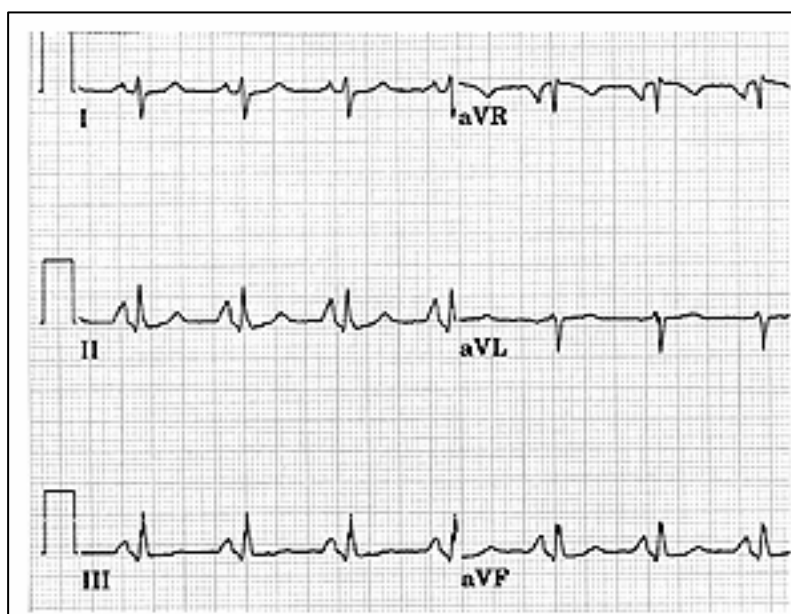
4.1.1.2.8 จากขั้นตอนในข้อที่ 3 เมื่อผู้ใช้ต้องการบันทึกข้อมูลผู้ใช้สามารถเลือกช่องทางการบันทึกข้อมูลบนโปรแกรมได้เลยโดยผู้ใช้สามารถเลือกปลายทางในการเก็บบันทึกข้อมูลได้ในช่อง Save to File ด้านมุมบนซ้ายของโปรแกรม ดังภาพที่ 4-21 เมื่อผู้ใช้ต้องการเรียกโปรแกรมแสดงผลที่เคยบันทึกข้อมูลไว้ผู้ใช้ก็สามารถเปิดไฟล์ที่มีข้อมูลที่ได้บันทึกไว้ก่อนหน้านี้ได้ที่ช่อง Play from File ซึ่งอยู่ด้านล่างของช่อง Save to File



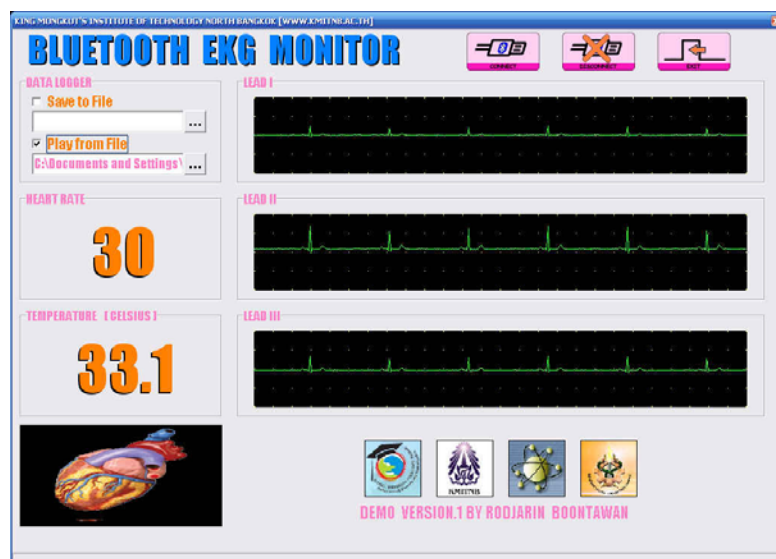
ภาพที่ 4-21 หน้าจอโปรแกรมแสดงผลเมื่อต้องการบันทึกข้อมูล

4.2 ผลการทดสอบ

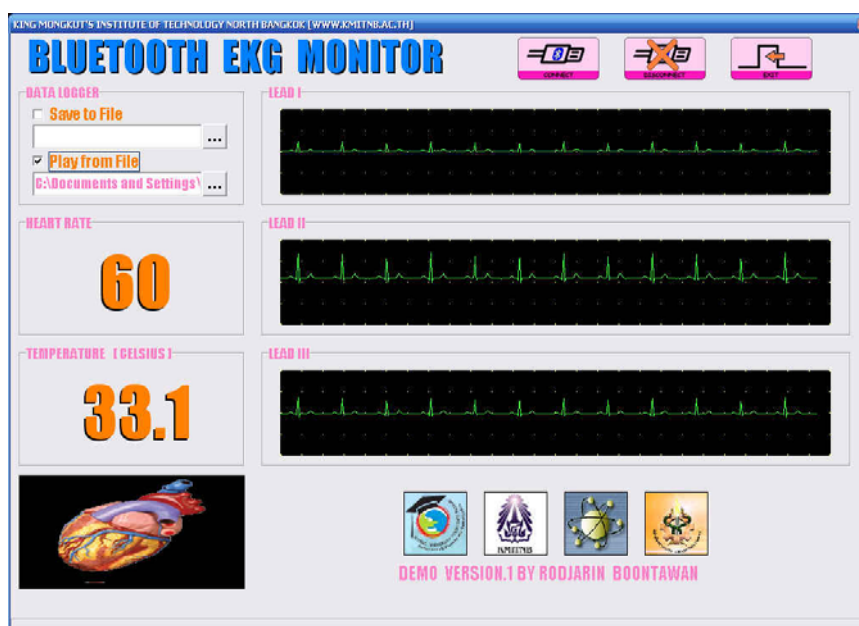
ในส่วนของการทดสอบ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบเครื่องโดยวัดจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีอัตราการเต้นของหัวใจที่ 30 ครั้งต่อนาที 60 ครั้งต่อนาที และ 120 ครั้งต่อนาที โดยคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะแสดงออกมาทั้งหมด 3 ลีด พร้อมทั้งอุณหภูมิขณะนั้นด้วย พร้อมทั้งผู้วิจัยยังได้ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทดสอบกับร่างกายคนจริงโดยสุ่มตัวอย่างมา 5 ตัวอย่างซึ่งจากผลการทดสอบสามารถแสดงได้ดังภาพต่อไปนี้



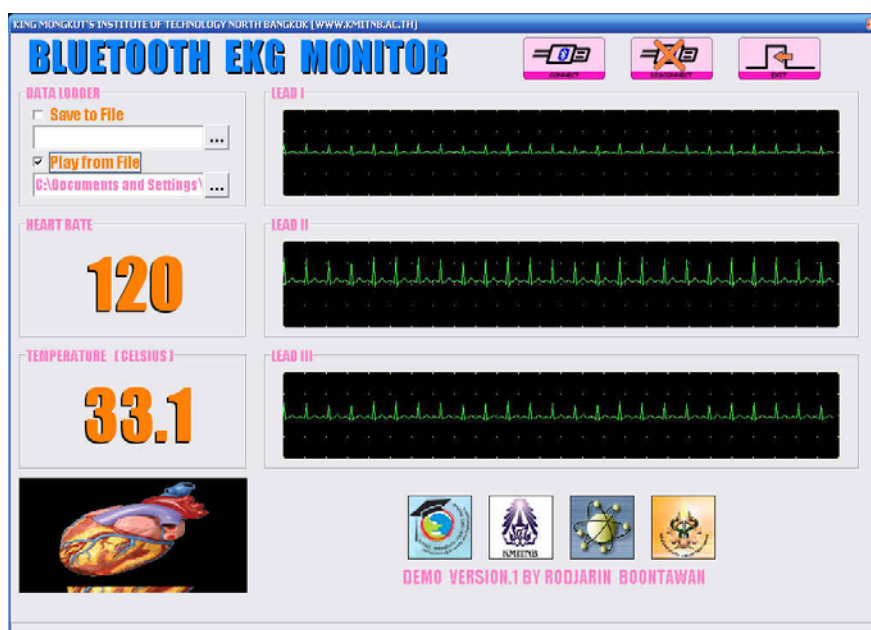
ภาพที่ 4-22 คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมาตรฐาน



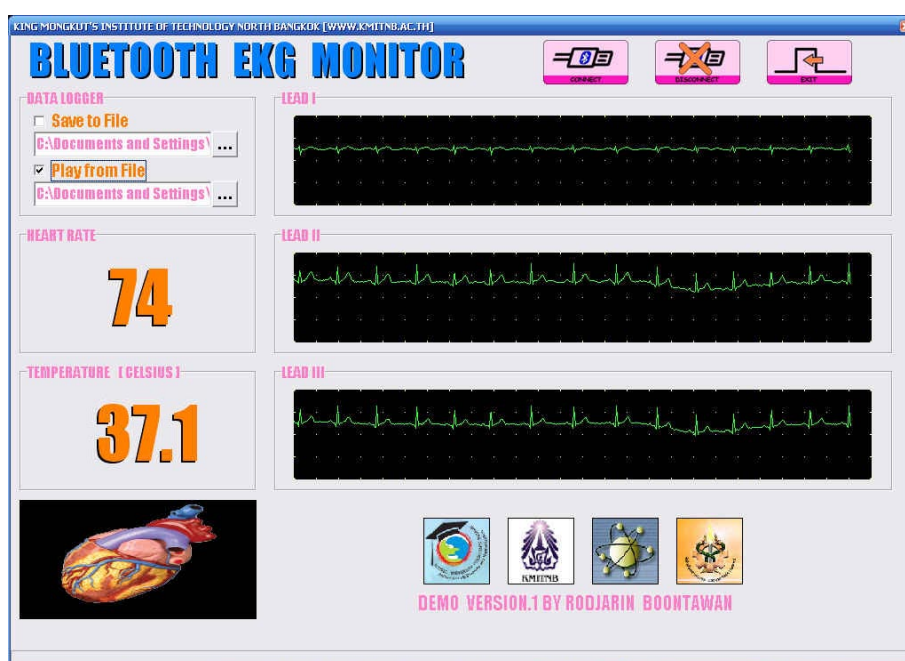
ภาพที่ 4-23 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 30 ครั้งต่อนาที



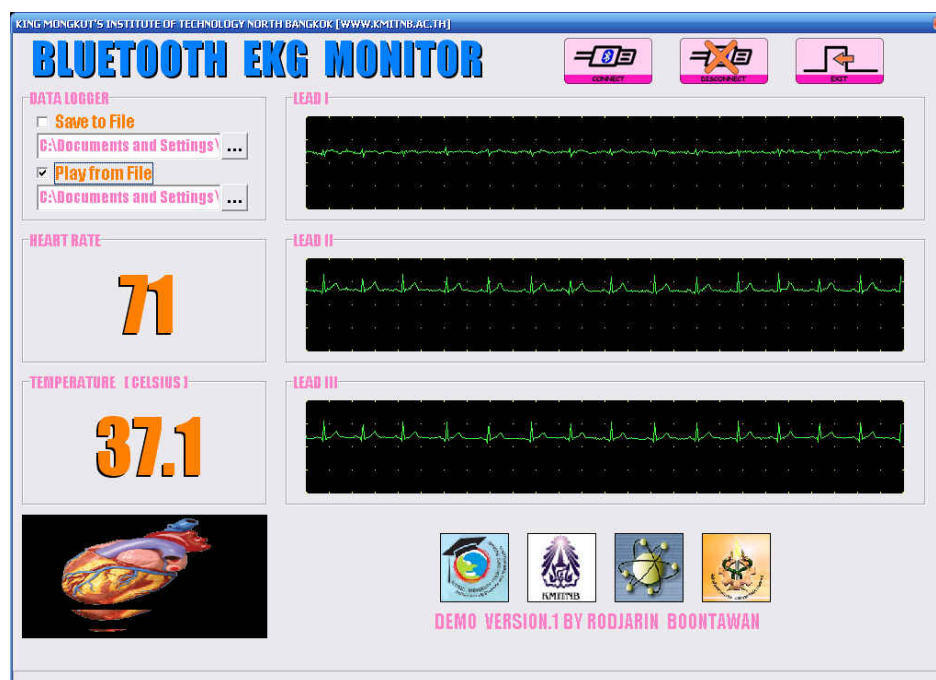
ภาพที่ 4-24 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที



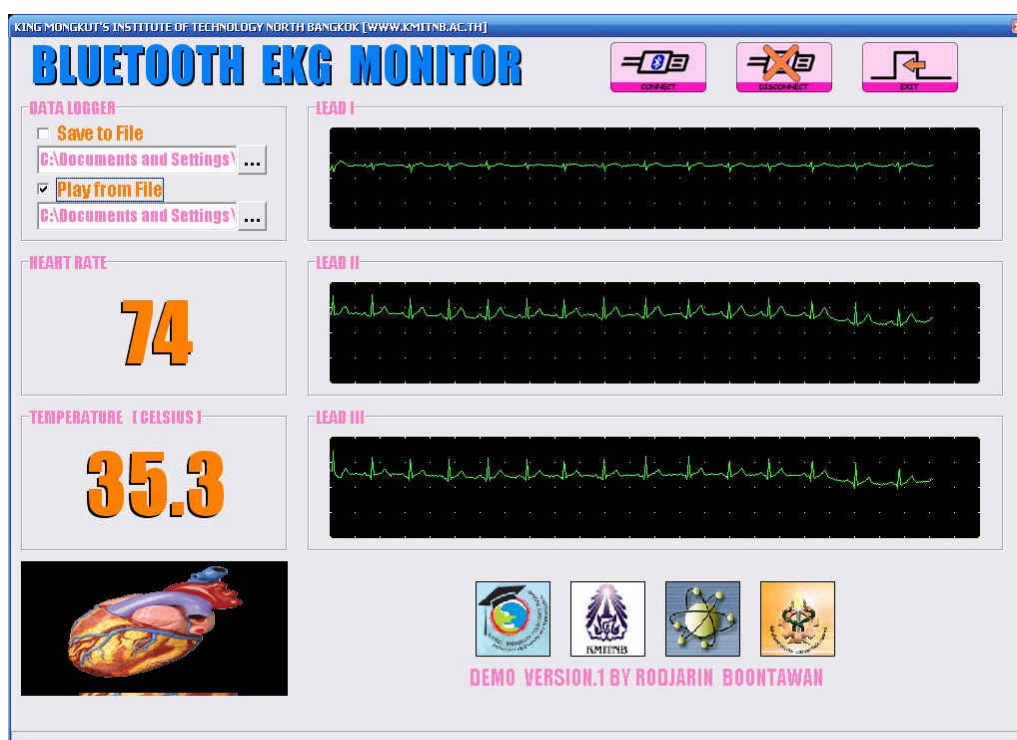
ภาพที่ 4-25 สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที



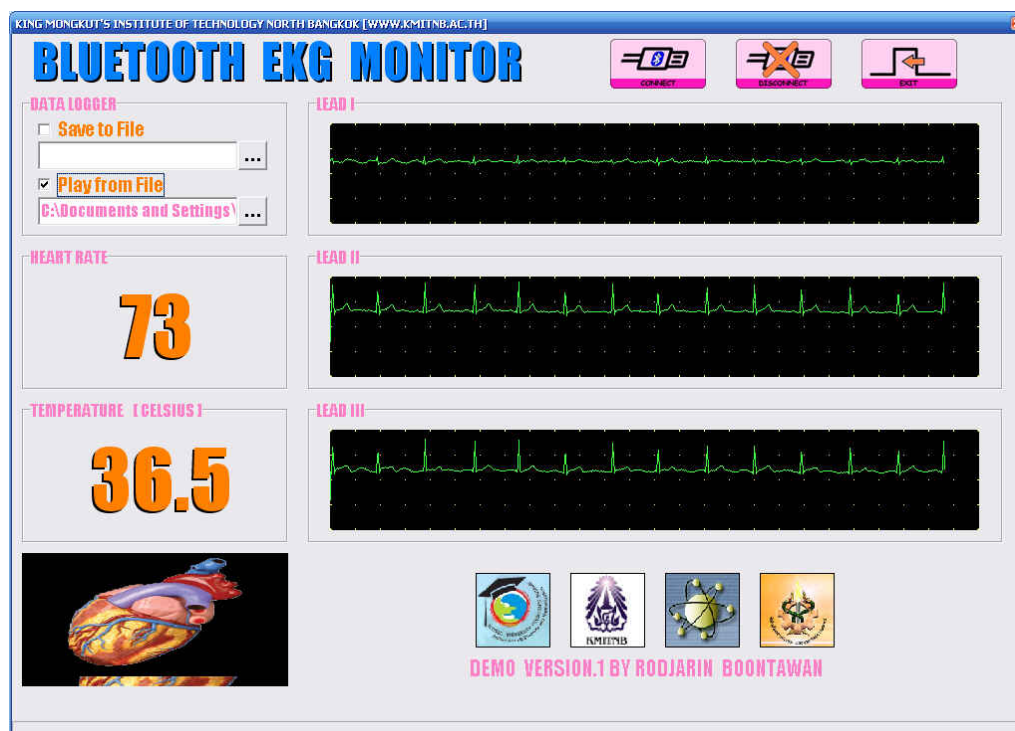
ภาพที่ 4-26 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 1



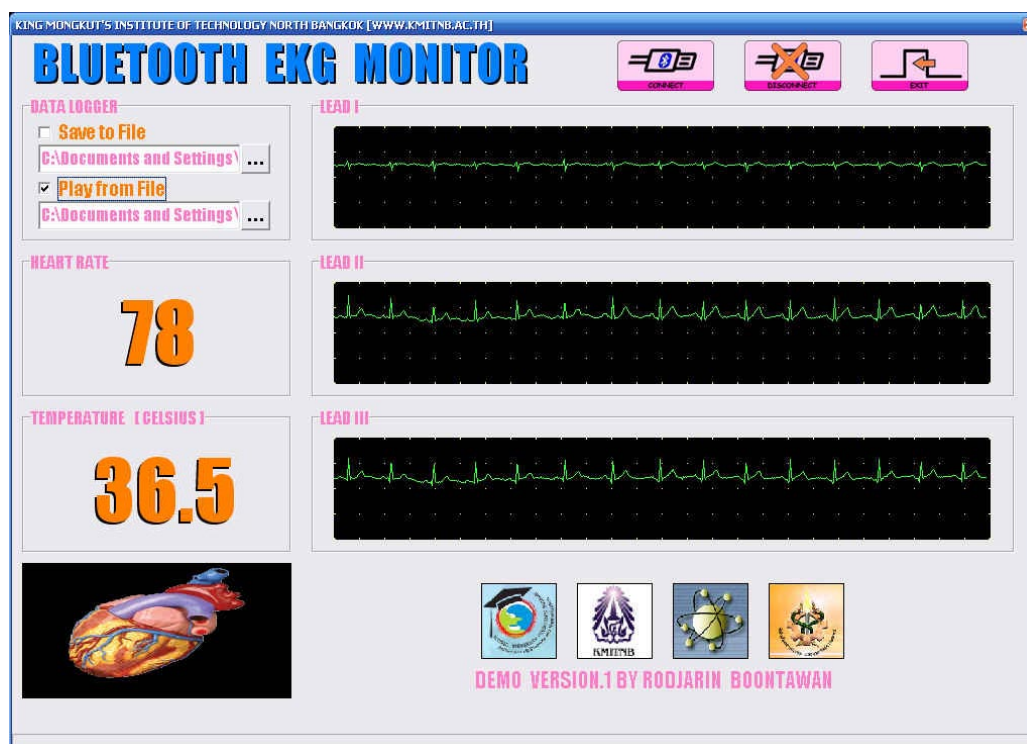
ภาพที่ 4-27 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 2



ภาพที่ 4-28 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 3



ภาพที่ 4-29 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 4



ภาพที่ 4-30 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติตัวอย่างที่ 5

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป

เครื่องตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างขึ้นมาได้มีการพัฒนาให้มีขนาดเล็ก กระทัดรัด ซึ่งลักษณะของการออกแบบจะทำให้มีการใช้งานง่าย สะดวกต่อการเคลื่อนย้ายและที่สำคัญใช้พลังงานต่ำ พลังงานที่ใช้จะใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ไฟฉายขนาด AA จำนวน 6 ก้อน ซึ่งหาซื้อได้สะดวกตามท้องตลาดทั่วไป โดยเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน ลีดI, ลีดII, ลีดIII นอกจากนี้ยังสามารถตรวจวัดอุณหภูมิของร่างกายในเวลาเดียวกันด้วย รวมทั้งมีการส่งข้อมูลสัญญาณต่างๆไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทางบลูทูธ ในขณะที่รับส่งข้อมูลตัวเครื่องจะทำงานร่วมกับโปรแกรมแสดงผลซึ่งได้รับการออกแบบให้แสดงกราฟสัญญาณและบันทึกข้อมูลต่างๆลงในแฟ้มเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเรียกข้อมูลกลับมาดูได้อีกครั้ง

ในส่วนของการทดสอบเครื่องตรวจวัด ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโดยป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้าไปในวงจรและทำการวัดสัญญาณที่ได้ เพื่อดูความสามารถของวงจรในการขยายสัญญาณและท้ายที่สุดเมื่อผลเป็นที่น่าพอใจแล้ว จึงได้ทำการทดสอบเครื่องกับร่างกายคนจริงๆ ซึ่งโปรแกรมก็สามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ เช่น การแสดงผลของกราฟคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และอุณหภูมิที่ทำการวัดขณะนั้น

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในการทดลองและสร้างเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายนี้ ขนาดของเครื่องและวงจรได้ถูกออกแบบให้มีขนาดเล็กกระทัดรัดเพื่อความสะดวกต่อการใช้งาน ดังนั้นวงจรที่ใช้ก็มีการลดขนาดลงด้วยเช่นเดียวกันเมื่อวงจรมีการลดขนาดลงจึงมีผลทำให้สัญญาณรบกวนจากร่างกายของคนมีมากขึ้น ในส่วนของอุปกรณ์ควรจะคัดเลือกอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างวงจรให้มีประสิทธิภาพที่ดีกว่านี้ เช่น ตัววัดอุณหภูมิควรจะใช้อุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพในการตอบสนองที่ดีกว่านี้เพื่อความเที่ยงตรงของผลที่ได้ ส่วนในเรื่องของการส่งข้อมูลผ่านบลูทูธควรจะมีการพัฒนาให้ก้าวหน้าไปจนกระทั่งสามารถส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ได้ด้วยเช่นกัน

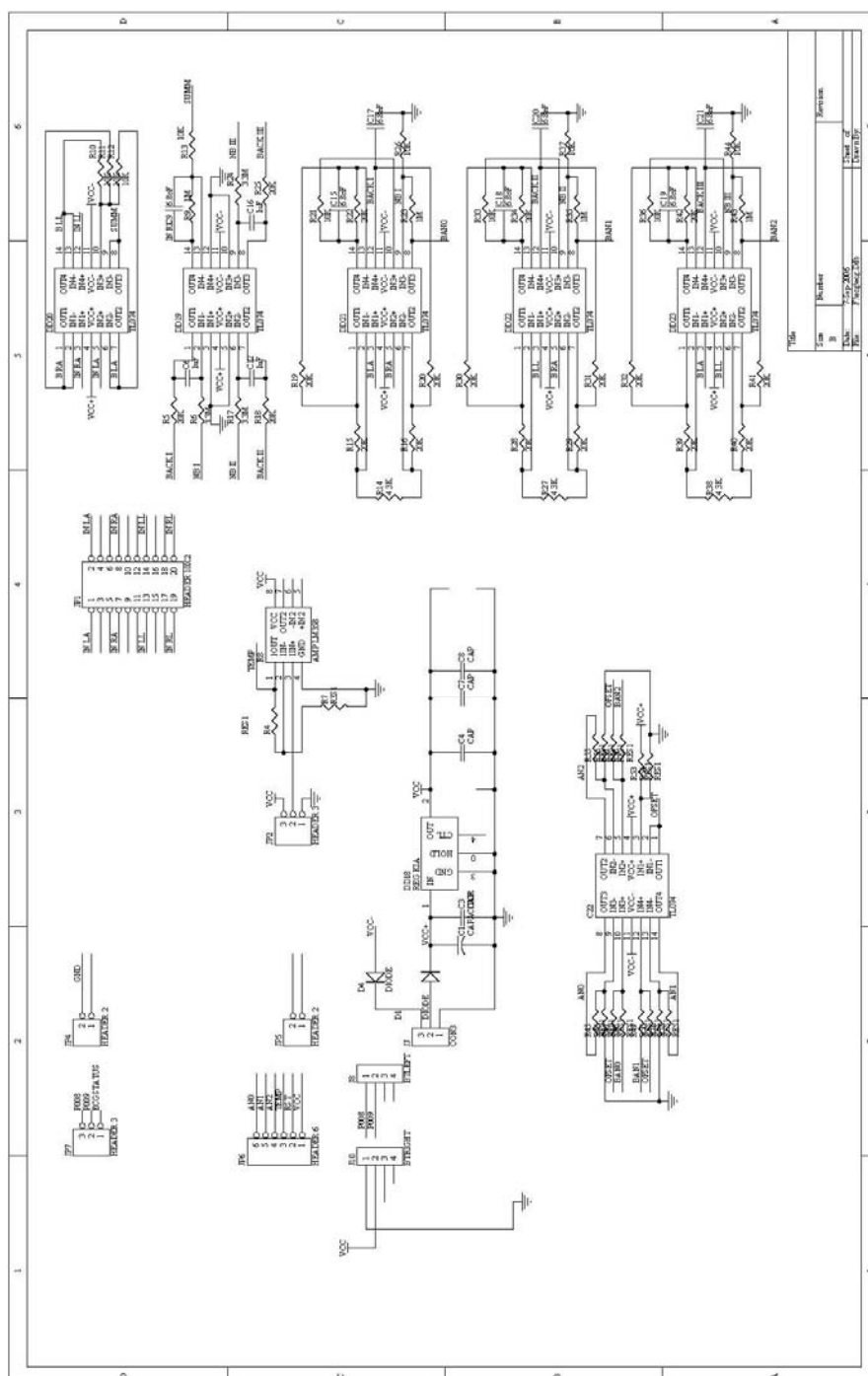
เอกสารอ้างอิง

1. Willis J. Tompkins, "Biomedical digital signal processing," Englewood Cliffs, N.J. : Prentice Hall, 1993.
2. M.Berggren, "**Wireless communication in telemedicine using Bluetooth and IEEE 802.11b,**" M.S. thesis, Dept, Computing Science, Uppasala Univ., Sweden, Nov. 2001.
3. Bluetooth. Internet site address. Available : <https://www.bluetooth.org/> [Online].
4. Analog Device. Internet site address. Available : http://www.analog.com/en/prod/0,,762_0_ADUC831,00.html. [Online].
5. CSR. Internet site address. Available : <http://www.csr.com>. [Online].
6. Santiago Led, Jorge Fernandez and Luis Serano, "**Design of a Wearable Device for ECG Continuous Monitoring Using Wireless Technology,**" in Proc. 26th Annu. EMBS conf., Sep. 1-5, 2004.
7. Mohd Fadlee A. Rasid and Bryan Woodward, "**Bluetooth Telemedicine Processor for Multichannel Biomedical Signal Transmission via Mobile Cellular Networks,**" IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine., vol. 9, no. 1, Mar 2005.
8. พิชัย คูศิริวานิชกร. "การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยูมอนิเตอร์." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2529.
9. มานิตย์ เกียรติกำจายจร. การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการแปลงเวฟเล็ต. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2542.
10. Degem Systems. **Biomedical Messurements and Singnal Data Processing.** U.S.A. : I.T.S Inter Training in Systems Ltd., 1992.
11. Brown, Jonh M., and Carr, Joseph J. **Introduction to Biomedical Equipment Technology.** U.S.A. Prentice-Hall, Inc. Simon & Schuster/A Viacom Company, Upper Saddle River, New jersey, 1998.

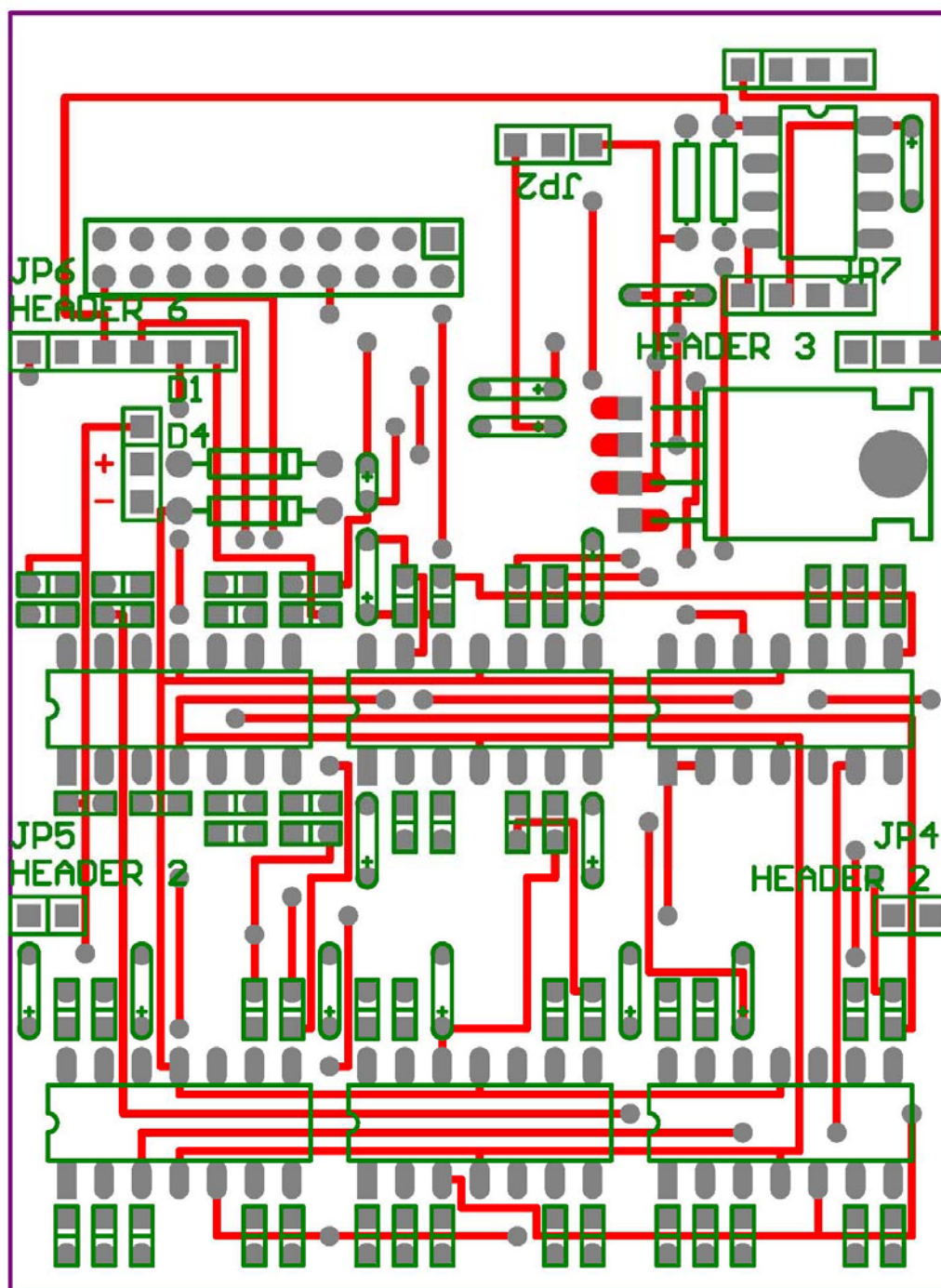
12. วรมนต์ ตรีพรหม. **สัญญาณชีพ**. โครงการตำรา ภาควิชาการพยาบาลพื้นฐาน คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ โอเดียนสโตร์, 2537.
13. จิรศักดิ์ นพคุณ. **สรีรวิทยาคลินิกขั้นพื้นฐาน**. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย, 2527.
14. คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา. **สรีรวิทยา**. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2542.
15. สมศรี ดาวฉาย. **วิชาอุปกรณ์การแพทย์สำหรับผู้ป่วยหนัก**. กรุงเทพฯ : สวัสดิการพิมพ์, 2540.
16. วัชรินทร์ เคารพ. **เรียนรู้และเข้าใจสถาปัตยกรรมไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877**. กรุงเทพฯ : บ. อีทีที จำกัด, 2546.
17. ลภน สุภาพ. **เรียนรู้และปฏิบัติการเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ภายนอกผ่านพอร์ต USB ขั้นพื้นฐาน**. กรุงเทพฯ : บ. อินโนเวทีฟ เอ็กเพอริเมนต์ จำกัด.
18. วิโรจน์ อัสวรังสี. **ออปแอมป์และลิเนียร์ไอซี**. กรุงเทพฯ : บ.ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด.
19. พงษ์ศักดิ์ สุสัมพันธุ์ไพบูลย์. **Bluetooth เทคโนโลยีสื่อสารไร้สาย**. คอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ เวลด์. ฉบับที่ 3 (2542) : หน้า 16-23.
20. ขจรเดช อารักษ์. **เซมิคอนดักเตอร์อิเล็กทรอนิกส์**. ปีที่3 ฉบับที่ 2 (ธันวาคม 2520) : หน้า 159-165.

ภาคผนวก ก

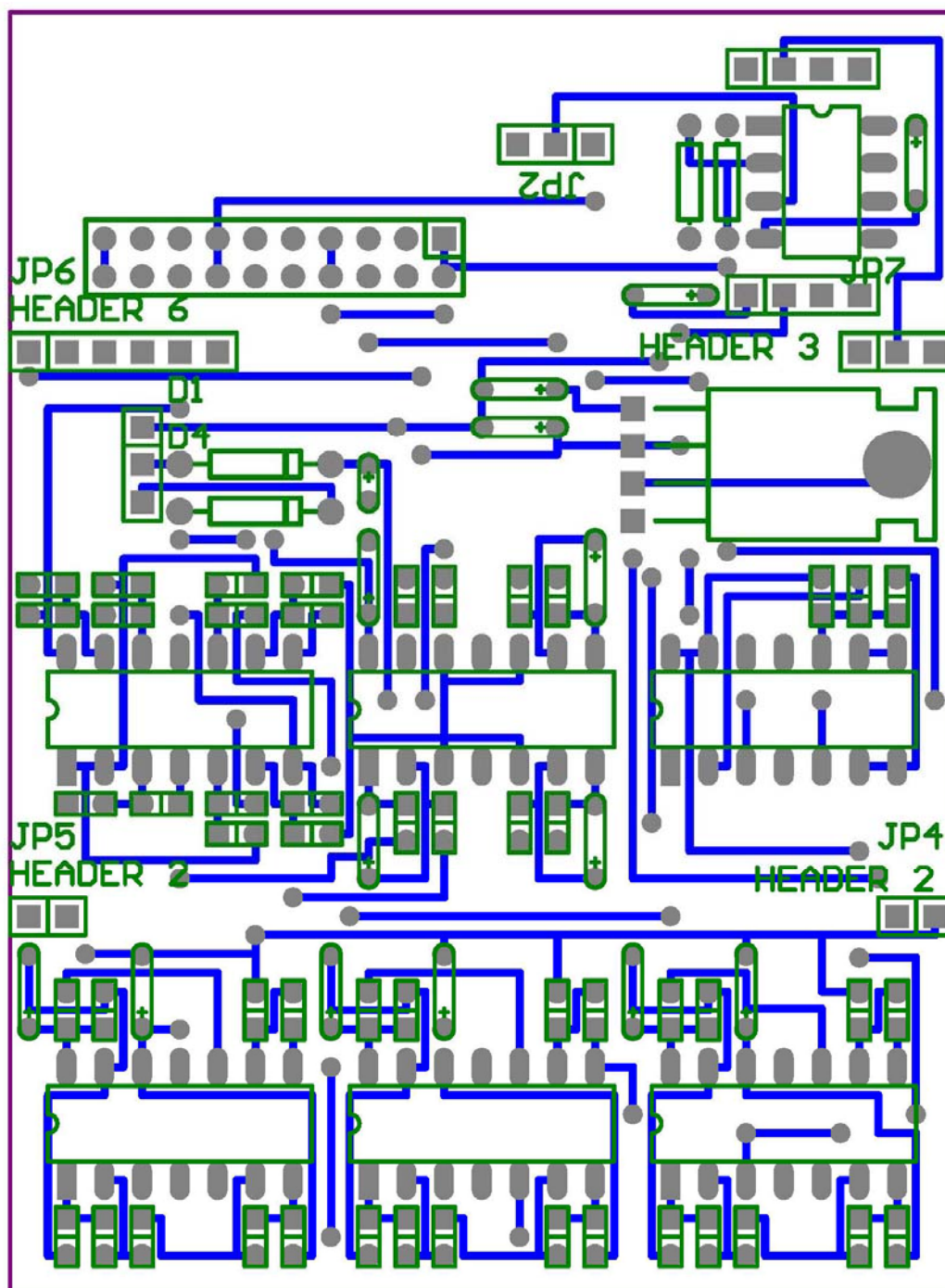
แผนผังของวงจรต่างๆในเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



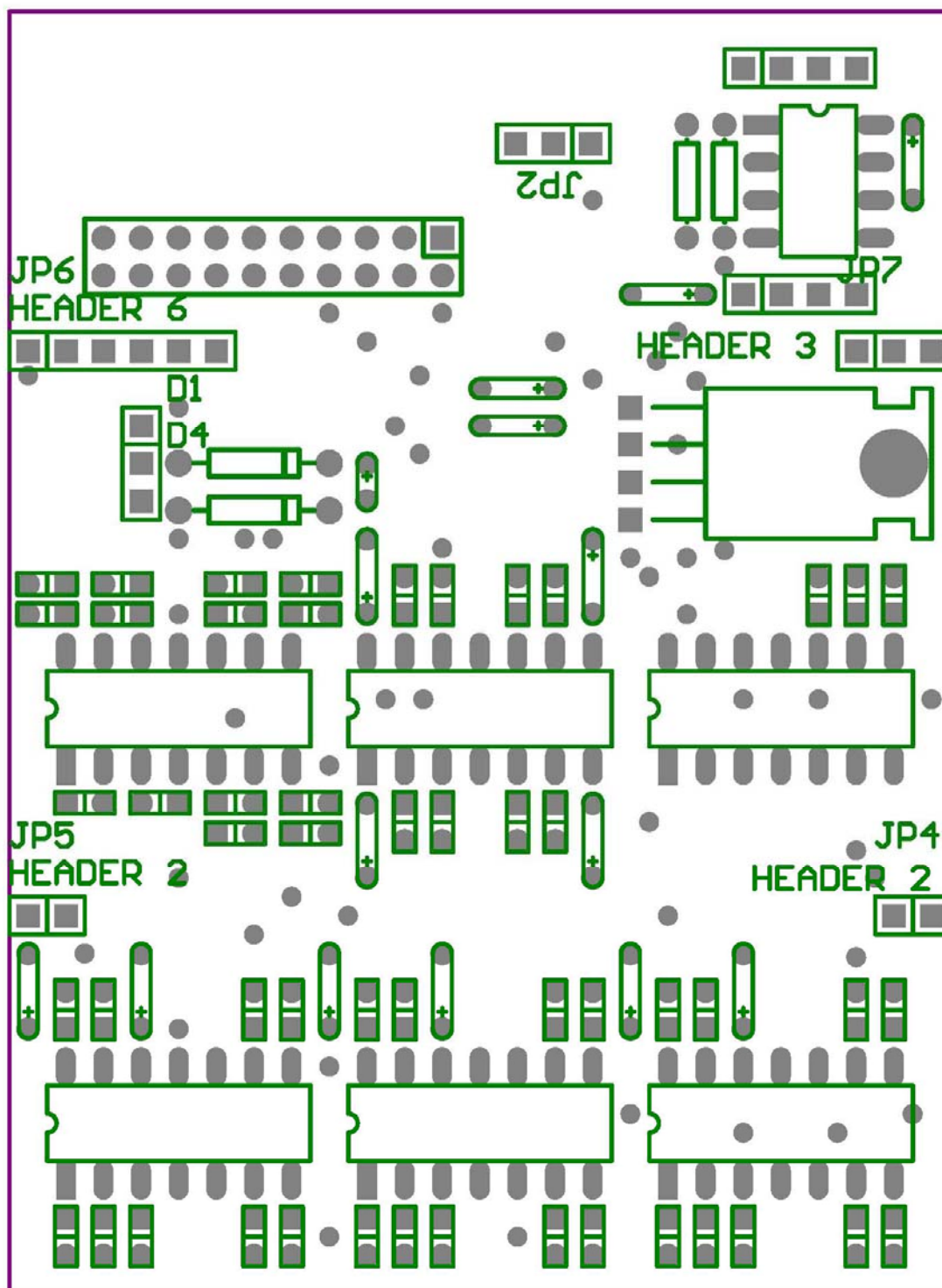
ภาพที่ ก-1 วงจรภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ ก-2 ลายวงจรด้านบนเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



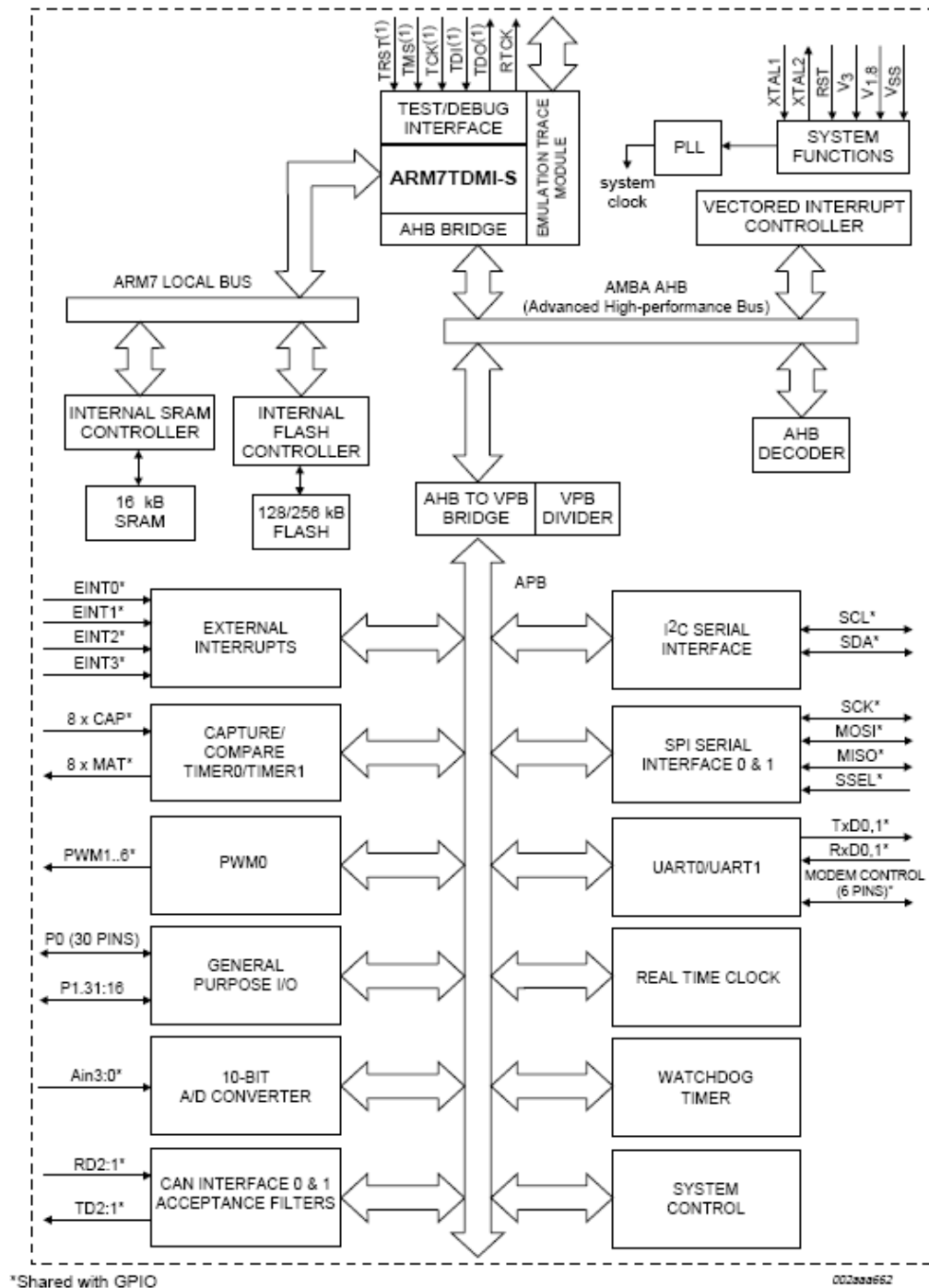
ภาพที่ ก-3 ลายวงจรด้านล่างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ ก-4 ลายวงจรตำแหน่งการวางอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

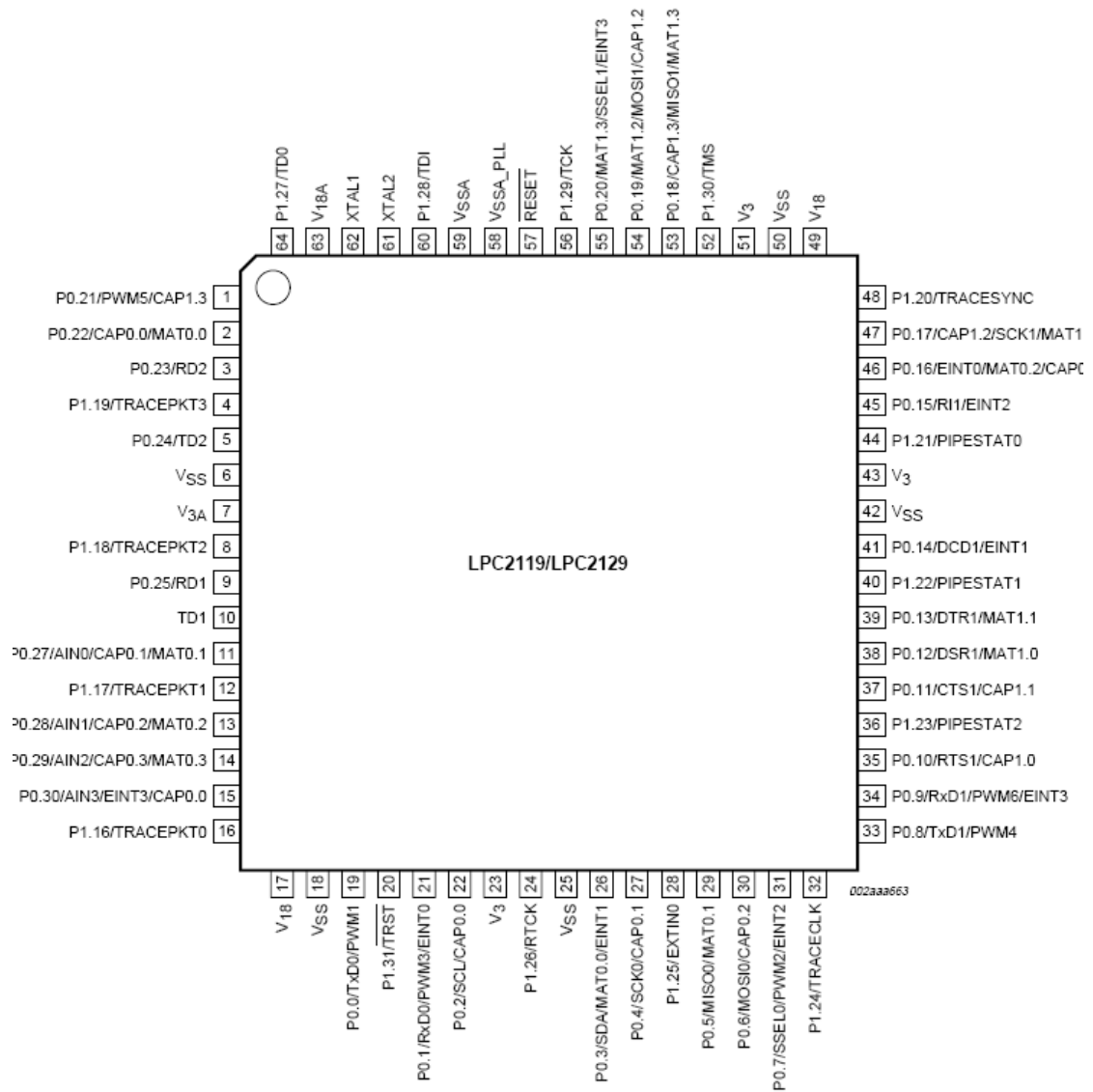
ภาคผนวก ข

แสดงลักษณะโครงสร้างการทำงานบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM 7 เบอร์ LPC2119



(1) When test/debug interface is used, GPIO/other function sharing these pins are not available.

ภาพที่ ข-1 บล็อกไดอะแกรมบอร์ด LPC 2119



ภาพที่ ข-2 ลักษณะจุดเชื่อมต่อข้อมูลบน LPC2119

ภาคผนวก ค

Source Code

ค.1 การตั้งค่าจัดเรียงตำแหน่งบนหน้าจอการใช้งาน

```

procedure TForm1.FormCreate(Sender: TObject);
  var i,j,m : integer;
  r : TRECt;
begin
  memo1.Lines.Clear;
  memo1.Lines.LoadFromFile('mycfg.cfg');
  nrcomm1.ComPortNo := strtoint(memo1.Lines.Strings[0]);
  grid := false;
  mean := image1.height div 2;
  st := "";
  run := true;
  N_point := 1024;
  amp := 100/255;
  freq := 10;
  xxx := 1022;
  i := 1; j := 1; k := 1;
  x1 := gb3.Left;
  y1 := gb3.top+gb3.Width+120;

  form1.Width := 1024;
  form1.Height := 734;
  form1.Left := 0;
  form1.Top := 0;
  bmp1 := tbitmap.Create;
  bmp2 := tbitmap.Create;
  bmp3 := tbitmap.Create;
  bmp4 := tbitmap.Create;
  bmpt := tbitmap.Create;
  bbmp := tbitmap.create;
  bbb := tbitmap.Create;

  gb1.Caption := 'LEAD I';
  gb2.Caption := 'LEAD II';
  gb3.Caption := 'LEAD III';
  gb4.Caption := 'HEART RATE';
  gb5.Caption := 'RESPIRATORY RATE';
  gb6.Caption := 'TEMPERATURE [ CELSIUS ]';
  gbt.Caption := 'DATA LOGGER';
  gb1.Left := round(form1.Width*0.3)-10;
  gb2.Left := round(form1.Width*0.3)-10;
  gb3.Left := round(form1.Width*0.3)-10;
  gb4.Left := 10;
  gb5.Left := 10;
  gb6.Left := 10;
  gbt.Left := 10;

```

```

gb1.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gb2.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gb3.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gb4.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gb5.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gb6.height := round(form1.Height * 0.25) - 40;
gbt.Height := round(form1.Height * 0.25) - 40;

```

```

gb1.Top := 60;
gb2.top := 60+gb1.Height+10;
gb3.top := 60+gb1.Height*2+10*2;
gb4.top := gb2.Top;
gb5.Top := gb2.Top;
gb6.top := gb3.top;
gbt.Top := gb1.Top;

```

```

gb1.Width := round(form1.Width * 0.7)-20;
gb2.Width := round(form1.Width * 0.7)-20;
gb3.Width := round(form1.Width * 0.7)-20;
gb4.Width := round(form1.Width * 0.3)-40;
gb5.Width := round(form1.Width * 0.3)-40;
gb6.Width := round(form1.Width * 0.3)-40;
gbt.width := round(form1.Width * 0.3)-40;
gb5.Visible := false;

```

```

label1.Height := 50;
label1.Width := 100;
label1.Font.Size := 16;
label1.Font.Color := rgb(255,128,200);
label1.Font.Name := 'impact';
label1.Top := form1.Height - 110;

```

```

label3.Height := 50;
label3.Width := 300;
label3.Font.Size := 20;
label3.Font.Color := rgb(0,0,0);
label3.Font.Name := 'impact';
label3.Top := 20;
label3.left := 700;

```

```

label4.Height := 50;
label4.Width := 300;
label4.Font.Size := 20;
label4.Font.Color := rgb(255,128,0);
label4.Font.Name := 'impact';
label4.Top := 20-2;
label4.left := 700-2;

```

```
label4.Transparent := true;
```

```
label4.visible := false;
```

```
label3.visible := false;
```

```
label2.Height := 50;
```

```
label2.Width := 100;
```

```
label2.Font.Size := 36;
```

```
label2.Font.Color := rgb(0,0,0);
```

```
label2.Font.Name := 'impact';
```

```
label2.Top := 1+2-5;
```

```
label2.left := 20+2;
```

```
label5.Height := 50;
```

```
label5.Width := 100;
```

```
label5.Font.Size := 36;
```

```
label5.Font.Color := rgb(0,128,255);
```

```
label5.Font.Name := 'impact';
```

```
label5.Top := 1-5;
```

```
label5.left := 20;
```

```
label5.Transparent := true;
```

```
label6.Height := 50;
```

```
label6.Width := 100;
```

```
label6.Font.Size := 60;
```

```
label6.Font.Color := rgb(0,0,0);
```

```
label6.Font.Name := 'impact';
```

```
label6.Top := 30+2;
```

```
label6.left := 40+2;
```

```
label6.Transparent := true;
```

```
label7.Height := 50;
```

```
label7.Width := 100;
```

```
label7.Font.Size := 60;
```

```
label7.Font.Color := rgb(255,128,0);
```

```
label7.Font.Name := 'impact';
```

```
label7.Top := 30;
```

```
label7.left := 40;
```

```
label7.Transparent := true;
```

```
label8.Height := 50;
```

```
label8.Width := 100;
```

```
label8.Font.Size := 60;
```

```
label8.Font.Color := rgb(0,0,0);
```

```
label8.Font.Name := 'impact';
```

```
label8.Top := 30+2;
```

```
label8.left := 70+2;
label8.Transparent := true;
```

```
label9.Height := 50;
label9.Width := 100;
label9.Font.Size := 60;
label9.Font.Color := rgb(255,128,0);
label9.Font.Name := 'impact';
label9.Top := 30;
label9.left := 70;
label9.Transparent := true;
```

```
label10.Height := 50;
label10.Width := 100;
label10.Font.Size := 60;
label10.Font.Color := rgb(0,0,0);
label10.Font.Name := 'impact';
label10.Top := 30+2;
label10.left := 60+2;
label10.Transparent := true;
```

```
label11.Height := 50;
label11.Width := 100;
label11.Font.Size := 60;
label11.Font.Color := rgb(255,128,0);
label11.Font.Name := 'impact';
label11.Top := 30;
label11.Transparent := true;
```

```
label1.Caption := 'VERSION 1.0 BY RODJARIN BOONTAWAN' ;
```

```
label3.Caption := 'W W W . K M I T N B . A C . T H';//KING MONGKUT'S  
INSTITUTE NORTH BANGKOK';
```

```
label4.Caption := 'W W W . K M I T N B . A C . T H';//KING MONGKUT'S  
INSTITUTE OF TECHNOLOGY NORTH BANGKOK';
```

```
label2.Caption := 'BLUETOOTH EKG MONITOR' ;
```

```
label5.Caption := 'BLUETOOTH EKG MONITOR' ;
```

```
label6.Caption := '36.9' ;
```

```
label7.Caption := '36.9';
```

```
label8.Caption := '60';
```

```
label9.Caption := '60';
```

```
label10.Caption := 'XXX';
```

```
label11.Caption := 'XXX';
```

```
m := round((gb1.Width-image1.Canvas.TextWidth(label1.Caption)*1.5)/2);
label1.left := m+gb1.left;
```

```

m := image1.canvas.TextWidth(label6.Caption);
m := round((gb4.width - m*80/18)/2)-15;
label6.left := m;
label7.Left := m+2;

```

```

m := image1.canvas.TextWidth(label8.Caption);
m := round((gb4.width - m*80/18)/2)-15;
label8.left := m;
label9.Left := m+2;

```

```

m := image1.canvas.TextWidth(label10.Caption);
m := round((gb4.width - m*80/18)/2)-15;
label10.left := m;
label11.Left := m+2;

```

```

gb1.Font.Size := 13;
gb1.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb1.Font.Name := 'impact';
gb2.Font.Size := 13;
gb2.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb2.Font.Name := 'impact';
gb3.Font.Size := 13;
gb3.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb3.Font.Name := 'impact';
gb4.Font.Size := 13;
gb4.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb4.Font.Name := 'impact';
gb5.Font.Size := 13;
gb5.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb5.Font.Name := 'impact';
gb6.Font.Size := 13;
gb6.Font.Color := rgb(255,128,200);
gb6.Font.Name := 'impact';
gbt.Font.Size := 13;
gbt.Font.Color := rgb(255,128,200);
gbt.Font.Name := 'impact';
checkbox1.Font.Color := rgb(255,128,0);
checkbox2.Font.Color := rgb(255,128,0);
checkbox2.Height := 24;
edit2.Font.Size := 13;
edit2.Font.Color := rgb(255,128,200);
edit2.Font.Name := 'impact';
button3.Caption := ' . . .';
button3.height := edit2.Height;
button3.Width := button3.Height;
button3.Left := edit2.Left + edit2.Width;

```

```

button3.Top := edit2.Top;
edit1.Font.Size := 13;
edit1.Font.Color := rgb(255,128,200);
edit1.Font.Name := 'impact';
button4.Caption := ' . . .';
button4.height := edit1.Height;
button4.Width := button4.Height;
button4.Left := edit1.Left + edit1.Width;
button4.Top := button4.Top;
bmp1.Width := 651;
bmp1.Height := 101;
for i := 0 to bmp1.width-1 do begin
    for j := 0 to bmp1.height-1 do begin
        bmp1.Canvas.Pixels[i,j] := rgb(0,0,0);
    end;
end;

bmp1.Canvas.Pen.Color := rgb(255,255,128);

if not grid then
begin
    for j := 0 to 4 do
        bmp1.Canvas.Pixels[0,j*25] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 4 do
        bmp1.Canvas.Pixels[bmp1.width-1,j*25] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 4 do
        bmp1.Canvas.Pixels[1,j*25] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 4 do
        bmp1.Canvas.Pixels[bmp1.width-2,j*25] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 27 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*25,bmp1.height-1] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 27 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*25,bmp1.height-2] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 27 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*25,0] := rgb(255,255,128);
    for j := 0 to 27 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*25,1] := rgb(255,255,128);
    for i := 0 to 4 do
        for j := 0 to 27 do
            bmp1.Canvas.Pixels[j*25,i*25] := rgb(255,255,128);
        end
    end
end else

```



```

begin

  for i := 0 to 4 do
    for j := 0 to 135 do
      bmp1.Canvas.Pixels[j*5,i*25] := rgb(255,255,128);

    for j := 0 to 27 do
      for i := 0 to 20 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*25,i*5] := rgb(255,255,128);

      bmp1.Canvas.Pen.Color := rgb(0,0,0);
      bmp1.Canvas.MoveTo(325,0);
      bmp1.Canvas.LineTo(325,bmp1.Height);
      bmp1.Canvas.MoveTo(0,0);
      bmp1.Canvas.LineTo(0,bmp1.Height);
      bmp1.Canvas.MoveTo(650,0);
      bmp1.Canvas.LineTo(650,bmp1.Height);

      bmp1.Canvas.MoveTo(0,0);
      bmp1.Canvas.LineTo(bmp1.Width,0 );

      bmp1.Canvas.MoveTo(0,100);
      bmp1.Canvas.lineTo(bmp1.Width,100);

      bmp1.Canvas.MoveTo(0,50);
      bmp1.Canvas.LineTo(bmp1.Width,50);

      for j := 0 to 135 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*5,51] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 135 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*5,49] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 325 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*2,50] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 135 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*5,bmp1.height-2] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 325 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*2,bmp1.height-1] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 135 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*5,1] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 325 do
        bmp1.Canvas.Pixels[j*2,0] := rgb(255,255,128);

      for j := 0 to 50 do
        bmp1.Canvas.Pixels[325,j*2] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 20 do
        bmp1.Canvas.Pixels[326,j*5] := rgb(255,255,128);
      for j := 0 to 20 do

```

```

    bmp1.Canvas.Pixels[324,j*5] := rgb(255,255,128);
  for j := 0 to 50 do
    bmp1.Canvas.Pixels[0,j*2] := rgb(255,255,0);
  for j := 0 to 20 do
    bmp1.Canvas.Pixels[1,j*5] := rgb(255,255,128);
  for j := 0 to 50 do
    bmp1.Canvas.Pixels[bmp1.width-1,j*2] := rgb(255,255,128);
  for j := 0 to 20 do
    bmp1.Canvas.Pixels[bmp1.Width-2,j*5] := rgb(255,255,128);
  end;

```

```

image1.Width := bmp1.Width;
image1.Height := bmp1.Height;
// image1.Canvas.Draw(0,0,bmp1);
image1.Left := 22;
image1.Top := 30;
image2.Width := image1.Width;
image2.Height := image1.Height;
// image2.Canvas.Draw(0,0,bmp1);
image2.Left := image1.Left;
image2.Top := image1.Top;
image3.Width := image1.Width;
image3.Height := image1.height;
// image3.Canvas.Draw(0,0,bmp1);
image3.Left := image1.Left;
image3.Top := image1.Top;
bmpt.LoadFromFile('a.bmp');
image6.Width := round(bmpt.Width/2);
image7.Width := round(bmpt.Width/2);
image8.Width := round(bmpt.Width/2);
image6.Height := round(bmpt.Height/2);
image7.Height := round(bmpt.Height/2);
image8.Height := bmpt.Height;
image6.Width := bmpt.Width;
image7.Width := bmpt.Width;
image8.Width := bmpt.Width;
image6.Height := bmpt.Height;
image7.Height := bmpt.Height;
image8.Height := bmpt.Height;
image6.Top := 5;
image7.Top := 5;
image8.Top := 5;
image6.left := 600;
image7.Left := image6.Left+image6.Width +30;
image8.Left := image7.Left+image7.Width +30;

```

```

image6.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
bmpt.LoadFromFile('b.bmp');
image7.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
bmpt.LoadFromFile('c.bmp');
image8.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
image6.AutoSize := true;
image6.Transparent := true;
image7.Transparent := true;
image8.Transparent := true;
bmpt.LoadFromFile('h.bmp');
bbmp.LoadFromFile('h.bmp');
bbb.LoadFromFile('black.bmp');

pb9.Width := gb4.Width;
pb9.Height := gb6.height-10;
r := rect(0,0,pb9.Width,pb9.Height);
pb9.Canvas.StretchDraw(r,bmpt);
pb9.Left := gb4.Left+round(gb4.Width/2-pb9.Width/2);
pb9.Top := gb3.top+10+gb3.Height;
image10.Width := 75;
image11.Width := image10.Width;
image12.Width := image10.width;
image13.Width := image10.Width;
image10.Height := 75;
image11.Height := image10.Height;
image12.Height := image10.Height;
image13.Height := image10.Height;
image10.Top := pb9.Top+20;
image11.Top := pb9.Top+20;
image12.Top := pb9.Top+20;
image13.Top := pb9.Top+20;
m := round((gb1.Width - (image10.Width*4+20*5))/2)+gb1.left;
image10.Left := m+20;
image11.Left := image10.Left + image10.Width+20;
image12.Left := image11.Left + image11.Width+20;
image13.Left := image12.Left + image12.Width+20;
bmpt.Assign(bmp1);
image1.Canvas.Pen.Color := rgb(64,255,64);
image2.Canvas.Pen.Color := rgb(64,255,64);
image3.Canvas.Pen.Color := rgb(64,255,64);
image1.Canvas.Pen.Width := 1;
image2.Canvas.Pen.Width := 1;
image3.Canvas.Pen.Width := 1;
timer2.Enabled := enabled;
xbar := 50;
threshold := 50;
end;

```

ค.2 การตั้งค่ากำหนดค่าปลายทางเพื่อบันทึกข้อมูล

```
procedure TForm1.Button3Click(Sender: TObject);
begin
    if savedialog1.Execute then edit2.Text := savedialog1.FileName;
end;
```

ค.3 การเรียกข้อมูลที่ทำการบันทึกมาแสดงผล

```
procedure TForm1.Button4Click(Sender: TObject);
begin
    if opendialog1.Execute then edit1.Text := opendialog1.FileName;
end;
```

ค.3.1 การพร้อมกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

```
procedure TForm1.Timer2Timer(Sender: TObject);
var r : trect;
begin
    xxx := -1;
    bmp1.Assign(bmpt);
    bmp2.Assign(bmpt);
    bmp3.Assign(bmpt);
    image1.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image2.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image3.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image1.Canvas.MoveTo(xxx,100);
    image2.Canvas.MoveTo(xxx,100);
    image3.Canvas.MoveTo(xxx,100);
    timer2.Enabled := false;
    image7Click(sender);
    r := rect(0,0,pb9.Width,pb9.Height);
    pb9.Canvas.StretchDraw(r,bbmp);

end;
```

ค.4 ส่วนของการเชื่อมต่อข้อมูล

```
procedure TForm1.Image6Click(Sender: TObject);
begin
    if nrcomm1.Active = false then
    begin
        nrcomm1.Active := true;
        if checkbox1.Checked then
            richedit1.Lines.Clear;
    end;
    timer1.Enabled := true;
    memo1.Lines.Clear;
end;
```

ค.5 ส่วนของการตั้งค่าเวลา

```

procedure TForm1.Timer1Timer(Sender: TObject);
begin
    i := i + step1;
    j := j + step2;
    k := k + step3;

    if i > N_point then i := 1;
    if j > N_point then j := 1;
    if k > N_point then k := 1;
    button2.Click;
end;

```

ค.6 ส่วนของการวาดกราฟ

```

procedure TForm1.Button2Click(Sender: TObject);
var
    cline : integer;
    cst : integer;
    cstamp : integer;
    str : string;
    frame_cnt : integer;
    thisdec : integer;
    my_dec : array[0..3] of integer;
    channel : integer;
    c,m,ww,hh : integer;
    a : real;
    r : trect;
begin
    for cline := 0 to memo1.Lines.Count-1 do
        st := st + memo1.Lines.Strings[cline];
    memo1.Lines.Clear;
    richedit1.Lines.Add(st);
    channel := 0;
    cstamp := 0;
    for cst := 1 to length(st) do
        begin
            if st[cst] = 'T' then
                begin
                    cstamp := cst;
                    t1 := my_dec[0];
                    t2 := my_dec[1];
                    t3 := my_dec[2];
                    t4 := my_dec[3];
                    out1 := round( amp * t1);
                    out2 := round( amp * t2);
                    out3 := round( amp * t3);

```

```

a := 100/255*t4;

image1.Canvas.LineTo(xxx,100-out1);
image2.Canvas.LineTo(xxx,100-out2);
image3.Canvas.LineTo(xxx,100-out3);

// pb9.Refresh;
ww := gb4.Width+round(xbar-out2)-5;
hh := gb4.height+round(xbar-out2)-25;
r := rect(0,0,ww,hh);
pb9.Canvas.StretchDraw(r,bbmp);

    dat[xxx] := out2;
    xxx := xxx+1;

if xxx > image1.Width then
begin
    xxx := -1;
    bmp1.Assign(bmpt);
    bmp2.Assign(bmpt);
    bmp3.Assign(bmpt);
    image1.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image2.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image3.Canvas.Draw(0,0,bmpt);
    image1.Canvas.MoveTo(xxx,100);
    image2.Canvas.MoveTo(xxx,100);
    image3.Canvas.MoveTo(xxx,100);

    label6.Caption := inttostr(1+trunc(a))+'.'+inttostr(trunc((a-trunc(a))*10));
    label7.Caption := label6.Caption;
    m := image1.canvas.TextWidth(label6.Caption);
    m := round((gb4.width - m*80/18)/2);
    label6.left := m;
    label7.Left := m+2;

    button1click(sender);
end;
end
else if st[cst] = 'S' then
begin
    str := "";
    frame_cnt := 0;
    thisdec := 0;
    channel := 0;
    my_dec[channel] := 0;
end

```

```

else if st[cst] in ['0'..'9','A'..'F'] then
begin
  case st[cst] of
    '' : c := 0;
    '0' : c := 0;
    '1' : c := 1;
    '2' : c := 2;
    '3' : c := 3;
    '4' : c := 4;
    '5' : c := 5;
    '6' : c := 6;
    '7' : c := 7;
    '8' : c := 8;
    '9' : c := 9;
    'A' : c := 10;
    'B' : c := 11;
    'C' : c := 12;
    'D' : c := 13;
    'E' : c := 14;
    'F' : c := 15;
  end;
  my_dec[channel] := my_dec[channel] * 16 + c;
  frame_cnt := frame_cnt + 1;
  if frame_cnt = 2 then
  begin
    frame_cnt := 0;
    channel := channel + 1;
    my_dec[channel] := 0;
  end;
end;
delete(st,1,cstamp);
end;

```

ค.7 ส่วนของการ **disconnect**

```

procedure TForm1.Image7Click(Sender: TObject);
begin
  nrcomm1.Active := false;
  timer1.Enabled := false;
  if checkbox1.Checked then richedit1.Lines.SaveToFile(edit2.Text);
end;

```

ค.8 ส่วนของการปิดโปรแกรม

```
procedure TForm1.Image8Click(Sender: TObject);
begin
    nrcomm1.Active := false;
    bmp1.Free;
    bmp2.Free;
    bmp3.Free;
    bmpt.Free;
    close;
end;
```

ค.9 ส่วนของการปิดโปรแกรมและคืนหน่วยความจำให้กับคอมพิวเตอร์ (Terminate program)

```
procedure TForm1.FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
begin
    nrcomm1.Active := false;

    end;
```


ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ : นางสาวสจรินทร์ บุญวัน
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย
 สาขาวิชา : อุปกรณ์การแพทย์

ประวัติ

ประวัติส่วนตัว เกิดเมื่อวันที่ 19 มิถุนายน พ.ศ. 2523 ที่จังหวัดยโสธร จบปริญญาตรีสาขา
 ฟิสิกส์ จากคณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยราชภัฏอุบลราชธานี ปี พ.ศ. 2546 และเข้าศึกษาต่อระดับ
 ปริญญาโท สาขาอุปกรณ์การแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในปี พ.ศ.
 2547

สถานที่ติดต่อ 354 หมู่ 8 ต.กุศชุม อ.กุศชุม จ.ยโสธร 35140