



การออกแบบและพัฒนาเครื่องส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ
และโทรศัพท์มือถือแบบรังผึ้งรุ่นที่สาม

Design and Development of ECG Telemetry via Public Telephone Systems
and Third Generation Cellular Mobile Telephone Systems

มณฑาสินี หอมหวาน

Monthasinee Homwhan

วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Master of Engineering Thesis in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2544

๗

เลขหมู่	RC683.5.E5 ๗144 2544 ๗.๖
Bib Key	211858
	๑.๑.๐.๐. 2544

(1)



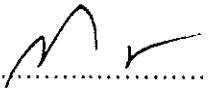
ชื่อวิทยานิพนธ์ การออกแบบและพัฒนาเครื่องส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์
 สาธารณะและโทรศัพท์มือถือแบบไร้สายที่สาม

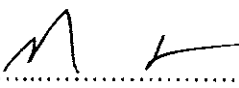
ผู้เขียน นางสาวมณฑาสินี หอมหวาน

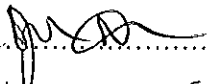
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

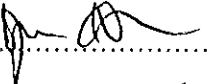
คณะกรรมการที่ปรึกษา


คณะกรรมการสอบ

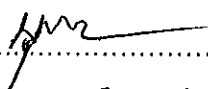
 ประธานกรรมการ
 (อาจารย์วีระพันธ์ มุสิกสาร)

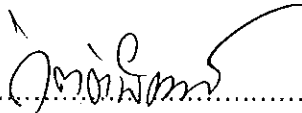
 ประธานกรรมการ
 (อาจารย์วีระพันธ์ มุสิกสาร)

 กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

 กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

 กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

 กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

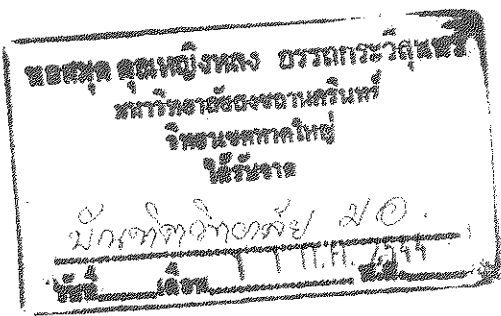
 กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพัฒน์ ตันตระกูลโรจน์)

 กรรมการ
 (รองศาสตราจารย์บุญเหลือ พงศ์ดารา)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้นำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
 ของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า



.....
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ปิติ ทฤษฎีคุณ)
 คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย



ชื่อวิทยานิพนธ์ การออกแบบและพัฒนาเครื่องส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์
สาธารณะและโทรศัพท์มือถือแบบไร้สายที่สาม
ผู้เขียน นางสาวมณฑาสินี หอมหวาน
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา 2544

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาระบบการแพทย์ทางไกล โดยการออกแบบและพัฒนาวงจร
วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อเป็นต้นแบบในการวัดและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสถานีส่งผ่าน
ระบบโทรศัพท์สาธารณะไปยังสถานีรับ ที่สถานีส่งจะวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวงจรขยาย
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, วงจรตรวจจับ QRS, วงจรมอดูเลตซีฟิเคเตอร์ และแปลงสัญญาณคลื่นไฟ
ฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณความถี่ด้วยวงจรมอดูเลตเพื่อส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์ ซึ่งวงจรวัด
คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงอัตราการเต้น 30-300 ครั้งต่อนาที
และมีวงจรจ่ายกำลังไฟแบบแยกกราวด์เพื่อป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหลสู่ผู้ป่วย ส่วนที่
สถานีรับจะทำการรับและแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์ด้วยวงจรมอดูเลต
แล้วแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งในการส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์
สาธารณะสามารถทนต่อสัญญาณรบกวนในสายโทรศัพท์ได้ถึง 1 Vp-p และขณะทำการส่ง
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสถานีรับสามารถติดต่อสื่อสารกับสถานีส่งได้ด้วยระบบที่พัฒนาขึ้นจาก
การถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ซึ่งถูก
พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW ด้วยอัตราการซีกตัวอย่าง 360 samples/sec โดยการแสดงผล
รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง, หยุดดูสัญญาณทันทีทันใด, คำนวณหาอัตราการเต้น
ของหัวใจ และพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ภาษา WML และภาษา PHP เพื่อแสดงผลรูปสัญญาณ
คลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือบนโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0 ด้วยอัตราข้อมูล
160 จุดต่อหน้าจอ ผ่านเว็บเซิร์ฟเวอร์โดยตรง

Thesis Title Design and Development of ECG Telemetry via Public Telephone
 Systems and Third Generation Cellular Mobile Telephone
 Systems

Author Ms.Monthasinee Homwhan

Major Program Electrical Engineering

Academic Year 2001

Abstract

This paper presents development of a telemedicine application by designing and developing of ECG telemetry prototype. ECG signal is measured and transmitted from a transmitting station to a receiving station via a public telephone system.

At a transmitting station, ECG signal is measured by ECG amplifier, QRS detector circuit, notch filter, converted into frequency by a modulation circuit and sent through telephone system. ECG telemetry can measure ECG signal that has frequency range between 30-300 heart-beats/min. Moreover, it has ground-isolated power supply to save a patient from leakage current. At a receiving station, frequency signal from telephone system is converted by a demodulation circuit and displayed. In sending and receiving signal through telephone system, noise signal can be as high as 1Vp-p. While transmitting ECG signal to a receiving station, a transmitting station can be contacted by decoding a DTMF telephone number.

ECG signal can be displayed on a computer monitor by LabVIEW program at a sampling rate 360 samples/sec. This program can display real time signal, freeze signal to monitor immediately and also calculate a heart-beat rate. In addition, ECG signal can be displayed on mobile phone display using Nokia WAP software Toolkit 2.0 directly through a web server with 160 points/display by using WML and PHP language programs.

กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงความขอบพระคุณ อาจารย์วีระพันธุ์ มุสิกสาร ประธานกรรมการที่ปรึกษา และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล กรรมการที่ปรึกษาที่ได้กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ ต่องานวิจัยและการช่วยเหลือในการจัดหาอุปกรณ์ต่างๆสำหรับการทำวิจัยตลอดจนช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา กรรมการที่ปรึกษาที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนในด้านต่างๆเป็นอย่างดีไม่ว่าจะเป็นการให้คำปรึกษา การแนะนำความรู้ในด้านต่างๆ เอกสารข้อมูล อุปกรณ์ในการทำวิจัยต่างๆ ซึ่งกรุณาเสียสละเวลาส่วนตัวให้อย่างสม่ำเสมอ รวมทั้งกำลังใจในการแก้ปัญหาตลอดจนช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพัฒน์ ต้นตระกูลโรจน์ และรองศาสตราจารย์บุญเหลือ พงศ์ดารา ที่ช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์ และ บุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือในด้านต่างๆที่สำคัญจนสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้การสนับสนุนทุนในการทำวิจัยและให้ความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่างๆ

ขอขอบพระคุณ โครงการทุนราชกรีฑาสโมสร ที่ได้ให้การสนับสนุนในเรื่องทุนการศึกษา ตลอดระยะเวลา 2 ปีการศึกษา

ขอขอบคุณ เพื่อนๆและรุ่นพี่นักศึกษาปริญญาโท รุ่นน้องนักศึกษาปริญญาตรีภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ได้ให้คำแนะนำ คำปรึกษาและกำลังใจเป็นอย่างดีมาโดยตลอด

และที่สำคัญที่สุด ข้าพเจ้าขอโน้มรำลึกถึงพระคุณของ บิดามารดา และครอบครัวที่ส่งเสริมและสนับสนุนข้าพเจ้าในทุกๆเรื่องตลอดมาจนสำเร็จการศึกษา

มณฑาสินี หอมหวาน

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	(3)
Abstract.....	(4)
กิตติกรรมประกาศ.....	(5)
สารบัญ.....	(6)
รายการตาราง.....	(11)
รายการภาพประกอบ.....	(12)
ตัวย่อและสัญลักษณ์.....	(16)

บทที่

1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร.....	2
1.3 วัตถุประสงค์.....	7
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	8
1.5 ขั้นตอนและวิธีการวิจัย.....	8
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	8
2 ความรู้ทั่วไป.....	10
2.1 บทนำ.....	10
2.2 ทฤษฎีและหลักการ.....	11
2.3 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	13
2.4 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
2.4.1 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน.....	17
2.4.2 วงจรขยายความถี่ผ่านแถบ.....	18
2.5 วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS.....	19
2.6 หลักการของเฟสล็อกกลูป.....	20
2.7 วงจรกรองความถี่.....	21

2.7.1	วงจรรองความถี่แบบผ่านต่ำ.....	21
2.7.2	วงจรรองความถี่แบบผ่านสูง.....	22
2.8	วงจรถอดรหัสฟิลเตอร์.....	23
2.9	หลักการของการถอดรหัสหมายเลข DTMF.....	24
2.9.1	รูปแบบและการทำงานของโทรศัพท์.....	24
2.9.2	วงจรถอดรหัสหมายเลข DTMF.....	25
3	การออกแบบและสร้างวงจร.....	28
3.1	การออกแบบและสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	28
3.1.1	วงจรขยายอินสตรูเมนต์.....	30
3.1.2	วงจรขยายความถี่ผ่านแถบ.....	31
3.1.3	วงจรถอดรหัสฟิลเตอร์ 50 Hz.....	33
3.1.4	วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS.....	34
3.2	การออกแบบและสร้างวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ.....	36
3.3	การออกแบบและสร้างวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์.....	40
3.3.1	วงจรมอดูเลต.....	42
3.3.2	วงจรส่งสัญญาณผ่านคู่สายโทรศัพท์.....	43
3.4	การออกแบบและสร้างวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF.....	44
3.4.1	ภาคกรองความถี่.....	45
3.4.2	ภาคถอดรหัส.....	45
3.4.3	ภาคตรวจสอบสัญญาณ.....	45
3.4.4	ภาคขยายสัญญาณความแตกต่าง.....	45
3.4.5	ภาคกำเนิดความถี่.....	46
3.5	การออกแบบและสร้างวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์.....	46
3.5.1	วงจรรับสัญญาณผ่านคู่สายโทรศัพท์.....	48
3.5.2	วงจรมอดูเลต.....	48
3.5.3	วงจรรองความถี่ผ่านต่ำ.....	50
3.5.4	วงจรรองความถี่ผ่านสูง.....	50
3.6	การสร้างบอร์ดวงจร.....	51

4	การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	54
4.1	การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์.....	54
4.1.1	การออกแบบการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	54
4.1.2	การออกแบบการพรีซสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทันทีทันใด.....	56
4.1.3	การออกแบบการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ.....	56
4.1.4	การออกแบบการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสัญญาณ.....	58
	คลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ	
4.2	การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ.....	59
4.3	WAP (Wireless Application Protocol).....	59
4.4	สถาปัตยกรรมของ WAP.....	60
4.4.1	Standard naming model.....	61
4.4.2	Content typing.....	61
4.4.3	Standard content formats.....	61
4.4.4	Standard communication protocols.....	61
4.4.5	Protocol Gateway.....	61
4.4.6	Content Encoders และ Decoders.....	61
4.5	องค์ประกอบของสถาปัตยกรรม WAP.....	62
4.5.1	Wireless Application Environment (WAE).....	63
4.5.2	Wireless Session Protocol (WSP).....	63
4.5.3	Wireless Transaction Protocol (WTP).....	64
4.5.4	Wireless Transport Layer Security (WTLS).....	64
4.5.5	Wireless Datagram Protocol (WDP).....	65
4.5.6	Bearer.....	65
4.5.7	Others services and application.....	65
4.6	หลักการทํางานของ WAP.....	66
4.7	เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP.....	67
4.7.1	โปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0.....	67
4.7.2	โปรแกรม Microsoft Internet Information Server 5 (Microsoft IIS5)..	67
4.7.3	โปรแกรม Professional Home Page4 (PHP4).....	68

4.7.4	โปรแกรม Graphic Library 1.8 (GD Library 1.8).....	68
4.7.5	กลุ่มโปรแกรมอื่นที่ช่วยในการพัฒนา.....	68
4.8	การติดตั้งโปรแกรมที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP.....	68
4.8.1	การกำหนด MIME Type บน Web Server.....	69
4.8.2	การติดตั้ง PHP4 บน Microsoft IIS5.....	70
4.9	การออกแบบโปรแกรมประยุกต์.....	71
4.9.1	การออกแบบส่วนของการติดต่อเข้าใช้งานโปรแกรม.....	71
4.9.2	การออกแบบส่วนของการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	72
5	ผลการทดสอบวงจรและการวิเคราะห์ผล.....	75
5.1	ผลการทดสอบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	75
5.1.1	วงจรมายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	75
5.1.2	วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS.....	76
5.1.3	วงจรมอดูเลเตอร์ 50 Hz.....	79
5.2	ผลการทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ.....	80
5.3	ผลการทดสอบวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์.....	82
5.3.1	ผลการทดสอบวงจรมอดูเลต.....	82
5.3.2	ผลการทดสอบการแยกสัญญาณด้วยตัวแยกทางแสง.....	83
5.3.3	ผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF.....	84
5.4	ผลการทดสอบวงจรมายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์.....	84
5.4.1	ผลการทดสอบวงจรมอดูเลต.....	85
5.4.2	ผลการทดสอบวงจรมายสัญญาณความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ.....	86
5.5	การเปรียบเทียบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ภาคส่งและภาครับ.....	89
5.6	การทดสอบการหน่วงสัญญาณรบกวน.....	90
6	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	93
	บรรณานุกรม.....	97
	ภาคผนวก.....	100

ภาคผนวก ก Diagram การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	100
ด้วยโปรแกรม LabVIEW	
ภาคผนวก ข อภิธานศัพท์.....	102
ภาคผนวก ค ระบบโทรศัพท์มือถือในยุคปัจจุบัน.....	105
ภาคผนวก ง โครงสร้างและส่วนประกอบของเอกสาร WML.....	107
ภาคผนวก จ การแสดงผลบนหน้าจอของโทรศัพท์มือถือ Nokia.....	115
ภาคผนวก ฉ โปรแกรมภาษา WML ส่วนการติดต่อเข้าใช้งานโปรแกรม.....	116
ภาคผนวก ช โปรแกรมภาษา WML และภาษา PHP ส่วนการแสดงผล.....	116
รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
ประวัติผู้เขียน.....	123

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
2-1 แสดงความถี่ที่มอดูเลตกันเมื่อกดเลขหมาย	24
2-2 แสดงการถอดรหัสที่ได้จากความถี่ค่าต่างๆ	26
5-1 แสดงผลการทดสอบวงจรของความถี่ผ่านเฉพาะช่วงสัญญาณ QRS	78
5-2 แสดงผลการทดสอบวงจรนอตช์ฟิลเตอร์ 50 Hz	79
5-3 แสดงผลการทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ	81
5-4 แสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลต	82
5-5 แสดงผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF	84
5-6 แสดงผลการทดสอบวงจรดีมอดูเลต	85
5-7 แสดงผลการทดสอบวงจรของความถี่ผ่านสูง	86
5-8 แสดงผลการทดสอบวงจรของความถี่ผ่านต่ำ	87
ง1 แสดงตัวอักษรพิเศษต่าง ๆ และรูปแบบที่ใช้แทนเมื่อต้องระบุในเอกสาร WML	113
จ1 แสดงรายละเอียดการแสดงผลบนหน้าจอของโทรศัพท์ Nokia	115

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1-1 แสดงหลักการโดยรวมของ Development of Remote Diagnosis System Integrating Digital Telemetry for Medicine.	2
1-2 แสดงลักษณะระบบโดยรวมของ Real – Time Monitoring of Patients on Remote Sites.	3
1-3 แสดงองค์ประกอบของสถานีส่งและสถานีรับของ ECGFAX – A New Mode of ECG Transmission.	4
1-4 แสดงบล็อกไดอะแกรมของ GSM Telemedicine System.	5
1-5 แสดงองค์ประกอบทั้งสองส่วนของ A Mobile System for Emergency Health Care Provision via Telematics Support "Ambulance".	6
2-1 แสดงบล็อกไดอะแกรมหลักการของงานวิจัยโดยรวม	12
2-2 แสดงโครงสร้างและองค์ประกอบของสถานีส่งและสถานีรับ	12
2-3 แสดงคลื่นแต่ละส่วนที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ ใน 1 รอบ	14
2-4 แสดงรูปสัญญาณมาตรฐาน 12-clinical electrocardiogram	15
2-5 แสดง Equivalent circuit การเกิด Half-cell potential	16
2-6 แสดงวงจรขยายอินสตรูเมนต์	17
2-7 แสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร	18
2-8 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	19
2-9 แสดงบล็อกไดอะแกรมวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS	19
2-10 แสดงวงจรพื้นฐานของเฟสล็อก	20
2-12 แสดงผลตอบสนองของวงจรรองความถี่ผ่านต่ำ	21
2-13 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านต่ำ	22
2-14 แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่ผ่านสูง	22
2-15 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านสูง	23
2-16 แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรมอดูเลชัน	23
2-17 แสดงวงจรมอดูเลชัน	24
2-18 แสดงความถี่ของระบบ DTMF และผลตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่	25

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
3-1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	28
3-2 แสดง Schematic diagram ของวงจรคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
3-3 แสดงวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน	30
3-4 แสดงวงจรขยายความถี่ผ่านแถบ	33
3-5 แสดงวงจรมอดูเลเตอร์ 50 Hz	34
3-6 แสดงวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS	34
3-7 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงที่ยอมให้ผ่านเฉพาะสัญญาณ QRS	35
3-8 แสดง Schematic diagram ของวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ	37
3-9 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	40
3-10 แสดง Schematic diagram ของวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	41
3-11 แสดงวงจรมอดูเลต	42
3-12 แสดงการต่อตัวแยกทางแสงเบอร์ 4N28	43
3-13 แสดงวงจรส่งสัญญาณความถี่ผ่านคู่สายโทรศัพท์	44
3-14 แสดงโครงสร้างภายในของ MT8870	44
3-15 แสดงวงจรตรวจสอบสัญญาณอย่างง่าย	45
3-16 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	46
3-17 แสดง Schematic diagram ของวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	47
3-18 แสดงวงจรรับสัญญาณความถี่ผ่านคู่สายโทรศัพท์และวงจรขยาย	48
3-19 แสดงบล็อกไดอะแกรมและส่วนประกอบภายนอกของไอซีเบอร์ 4046	49
3-20 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านต่ำ	50
3-21 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านสูง	51
3-22 แสดงบอร์ด PCB1 และ PCB2 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	52

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
3-23 แสดงบอร์ด PCB3 วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ	52
3-24 แสดงบอร์ด PCB4 วงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	53
3-25 แสดงบอร์ด PCB5 วงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์	53
4-1 แสดงหลักการทำงานโดยรวมของการออกแบบการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	55
4-2 แสดงหน้าจอแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LabVIEW	56
4-3 แสดงหลักการในการออกแบบการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจด้วยฟังก์ชัน Peak Detector	57
4-4 แสดงคาบเวลาของการตรวจจับค่ายอด	58
4-5 แสดงหน้าจอกราฟการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ	58
4-6 แสดงหลักการในการออกแบบการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ	59
4-7 แสดง WAP Programming Model	60
4-8 สถาปัตยกรรมของ WAP	62
4-9 แสดงหลักการทำงานของ WAP	66
4-10 แสดงหน้าต่าง Properties ของไดเรกทอรีที่ต้องการกำหนด MIME Type	69
4-11 แสดงการเพิ่ม MIME Type ลงใน File Types	70
4-12 แสดงหน้าต่าง Properties แสดงการปรับแต่งค่าให้ IIS5	71
4-13 แสดงหน้าจอแรกๆของโปรแกรมประยุกต์	72
4-14 แสดงหน้าจอแสดงการไหลของข้อมูล	72
4-15 แสดงหลักการทำงานของส่วนการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	72
4-16 แสดงหลักการออกแบบโปรแกรมภาษา PHP	73
4-17 แสดงหน้าจอแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	74
4-18 แสดงหน้าจอสุดท้ายของโปรแกรมประยุกต์	74
5-1 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรมายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	75

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
5-2 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร QRS Filter	77
5-3 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Half-Wave Rectifier	77
5-4 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Auto Threshold	77
5-5 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Comparator	78
5-6 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Monostable	78
5-7 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงสัญญาณ QRS	79
5-8 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลเตอร์ 50 Hz	80
5-9 แสดงวิธีการวัดค่ากระแสรั่วไหล	81
5-10 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรมอดูเลต	82
5-11 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลต	83
5-12 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านตัวแยกทางแสง	83
5-13 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านวงจรมอดูเลต	85
5-14 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลต	86
5-15 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านสูง	87
5-16 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ	88
5-17 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ	88
5-18 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	89
5-19 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวน	90
5-20 แสดงสัญญาณรบกวนและสัญญาณความถี่ที่มีขนาดสัญญาณรบกวน 1V	91
5-21 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แปลงจากสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนขนาด 1V จากระบบโทรศัพท์	91
g1 แสดง Diagram การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	100
g2 แสดง Diagram การกำหนดและบันทึกข้อมูลเพื่อแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ	101
g3 แสดง Diagram การจำลองสัญญาณรบกวน White noise	101
ง1 แสดงเดคและการ์ดของ WML	107
ง2 หน้าจอโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0	114

ตัวย่อและสัญลักษณ์

Ω	ohm
+	plus
-	minus
μA	micro amperes
μF	micro farad
μV	micro volts
A	amperes
dB	decibels
Hz	hertz
$\text{k}\Omega$	kilo ohm
kHz	kilo hertz
$\text{m}\Omega$	mili ohm
mA	milli amperes
s	seconds
V	volts
CGI	Common Gateway Interface
HTML	HyperText Markup Language
HTTP	HyperText Transfer Protocol
IMT-2000	International Mobile Telecommunication-2000
ITU	International Telecommunication Union
UMTS	Universal Mobile Telecommunication System
URL	Uniform Resource Locator
WAP	Wireless Application Protocol
WML	Wireless Markup Language
WMLScript	Wireless Markup Language Script
WWW	World Wide Web
XML	Extensible Markup Language

บทที่ 1

บทนำ

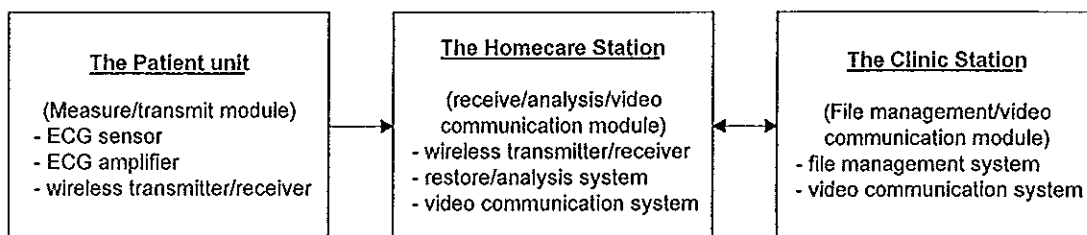
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

ปัญหาของผู้ป่วยโดยเฉพาะผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ มีความจำเป็นที่จะต้องทำการติดต่อกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคเพื่อเข้ารับการรักษาเป็นประจำ ในกรณีที่ผู้ป่วยต้องได้รับการรักษาโดยด่วน แต่ระยะเวลาที่ใช้ในการเดินทางเพื่อไปพบแพทย์ หรือ กรณีที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคมีไม่เพียงพอ เป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาไม่ทันการณ์และอาจทำให้เกิดอันตรายถึงชีวิตได้ จึงมีแนวความคิดที่จะนำระบบการแพทย์ทางไกลมาใช้ประโยชน์กับผู้ป่วยโรคหัวใจ โดยการเชื่อมต่อข้อมูลผ่านเครือข่ายโทรศัพท์และเครือข่ายอินเทอร์เน็ต เพื่อแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยจากสถานีส่งไปยังสถานีรับซึ่งจะมีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจคอยให้คำแนะนำปรึกษาแก่ผู้ทำการปฐมพยาบาลผู้ป่วยโรคหัวใจในขณะนั้น เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาด้วยวิธีที่ถูกต้องเหมาะสมและทันเวลา นอกจากนี้ประโยชน์มาใช้กับผู้ป่วยกรณีฉุกเฉินแล้ว ยังสามารถนำมาใช้กับผู้ป่วยโรคหัวใจตามศูนย์อนามัยที่ยังขาดแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจได้ การแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย ณ สถานีรับซึ่งมีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจประจำอยู่ จะแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ และสำหรับกรณีที่แพทย์ไม่สามารถประจำอยู่ ณ สถานีรับ จะทำการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือเพื่อรองรับระบบโทรศัพท์มือถือแบบวงจรรุ่นที่ 3 ในอนาคต

ปัจจุบันประเทศไทยมีการวิจัยด้านนี้น้อยมาก จากการตรวจเอกสารที่เป็นงานวิจัยของต่างประเทศ พบว่าอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ล้วนเป็นเทคโนโลยีที่ทันสมัยและมีต้นทุนในการผลิตสูง ดังนั้นงานวิจัยนี้จะสร้างต้นแบบเครื่องวัดและเครื่องรับ-ส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายโทรศัพท์สาธารณะ ด้วยอุปกรณ์ที่หาได้ภายในประเทศ ซึ่งช่วยขจัดปัญหาการซ่อมบำรุง, การจัดหาอะไหล่ และสามารถลดต้นทุนในการผลิตลงด้วย นอกจากนั้นการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งแบบที่ส่งผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ ในรูปสัญญาณเสียง และแบบที่ส่งผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ในรูปของ WAP Site ยังมีความสะดวกและเหมาะสมที่จะนำไปพัฒนาเพื่อประยุกต์ใช้กับเทคโนโลยีที่ทันสมัยต่อไป

1.2 การตรวจเอกสาร

1.2.1 Development of Remote Diagnosis System Integrating Digital Telemetry for Medicine.(Young Han Nam, et al, 1998) เป็นบทความที่นำเสนอระบบการแพทย์ทางไกลที่พัฒนาให้ผู้ป่วยโรคหัวใจสามารถดำเนินชีวิตได้ตามปกติ โดยสร้างเครื่องส่งและเครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย มีหลักการโดยรวม ดังภาพประกอบ 1-1



ภาพประกอบ 1-1 แสดงหลักการโดยรวมของ Development of Remote Diagnosis System Integrating Digital Telemetry for Medicine.

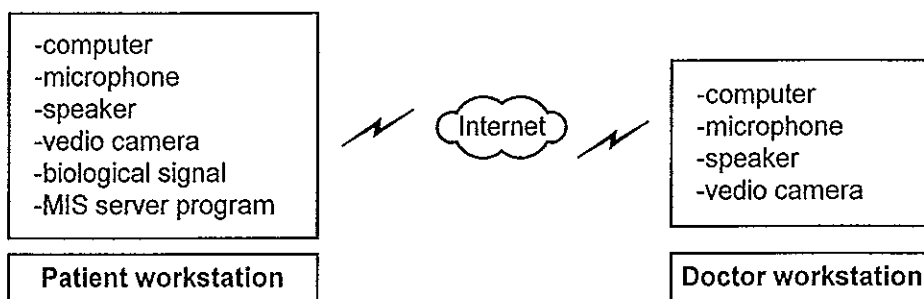
อธิบายหลักการได้ดังนี้ ที่หน่วยผู้ป่วย จะติดเครื่องส่งสัญญาณแบบไร้สาย ซึ่งมีน้ำหนักเพียง 500 กรัม ไว้กับตัวผู้ป่วยตลอดเวลา เครื่องนี้จะประกอบด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (อัตราการขยาย 200 เท่า), 60Hz Notch Filter, A/D converter และ Microcontroller Unit เครื่องส่งสัญญาณไร้สายจะทำการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยไปยังเครื่องรับไร้สายที่สถานีบ้าน โดยแสดงผลทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ (ด้วยโปรแกรมที่มีระบบวิเคราะห์และเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย โปรแกรมนี้จะมีสัญญาณเตือนเมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยมีอาการผิดปกติ) แล้วส่งสัญญาณผ่านระบบสื่อสารสัญญาณภาพไปยังโรงพยาบาล ด้วยกล้อง CCD 1/4", microphone และ speaker เพื่อใช้ในการปรึกษาและขอคำแนะนำในการดูแลรักษาผู้ป่วยจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจซึ่งประจำอยู่ ณ โรงพยาบาล ผู้วิจัยสรุปได้ว่าข้อดีของระบบนี้คือ ช่วยให้ผู้ป่วยโรคหัวใจสามารถดำเนินชีวิตได้ตามปกติ โดยที่ผู้ป่วยแค่พกเครื่องนี้ติดตัวไว้ตลอดเวลาเท่านั้น, โปรแกรมจะแสดงสัญญาณเตือนทันทีเมื่อเกิดอาการผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และระหว่างสถานีบ้านและโรงพยาบาลสามารถติดต่อสื่อสารกันได้ตลอดเวลา แต่ข้อเสียของระบบคือ การส่งสัญญาณผ่านเครื่องส่งและเครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายยังเกิดปัญหาสัญญาณรบกวนอยู่, ถ่านที่ใช้กับเครื่องส่งสัญญาณแบบไร้สายที่ติดตัวผู้ป่วยมีอายุการใช้งานประมาณ 4-5 ชั่วโมง และจำเป็นต้องมีผู้ดูแลผู้ป่วยประจำอยู่ที่สถานีบ้านตลอดเวลาด้วย

1.2.2 Real – Time Monitoring of Patients on Remote Sites. (Seung-Hun Park, et al, 1998) เป็นบทความที่นำเสนอระบบการแพทย์ทางไกลสำหรับผู้ป่วยที่มีโรคประจำตัวซึ่งต้องได้รับการรักษาจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นประจำ โดยสร้างโปรแกรมการให้บริการผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ซึ่งช่วยให้ผู้ป่วยสามารถรับคำแนะนำปรึกษาทางการแพทย์จากที่บ้านผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ด้วยระบบอินเทอร์เน็ตได้โดยตรง ระบบนี้ประกอบด้วยส่วนบริการหลัก 3 ส่วนได้แก่ Monitoring Information Service (MIS), Vital Sign Monitoring Service (VSMS) และ Multimedia Consulting Service (MCS) ทั้ง 3 ส่วนนี้พัฒนาด้วยภาษา C++ ซึ่งมีลักษณะโดยรวม แสดงดังภาพประกอบ 1-2

ส่วนแรก คือ Monitoring Information Service (MIS) ประกอบด้วยหน้าจอแสดงข้อมูลรายละเอียดต่างๆของผู้ป่วย ได้แก่ ชื่อ, อายุ, เพศ, อาการ, โรคปัจจุบัน และที่อยู่อาศัย รวมทั้งข้อมูลการรักษาที่ผ่านมา และสามารถบันทึกข้อมูลใหม่ได้

ส่วนที่สอง คือ Vital Sign Monitoring Service (VSMS) เป็นหน้าจอแสดงสัญญาณทางการแพทย์ตามเวลาจริง ซึ่งประกอบด้วย Electrocardiogram (ECG), respiration, temperature, blood oxygen saturation (SpO₂), invasive blood pressure (IBP) และ non-invasive blood pressure (NIBP) จะแสดงสัญญาณเตือนเมื่อสัญญาณทางการแพทย์ของผู้ป่วยมีลักษณะผิดปกติ

ส่วนที่สาม คือ Multimedia Consulting Service (MCS) เป็นส่วนที่ให้บริการติดต่อสื่อสารทางภาพและเสียงระหว่างผู้ป่วยกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ตลอดระยะเวลาที่ทำการติดต่อ



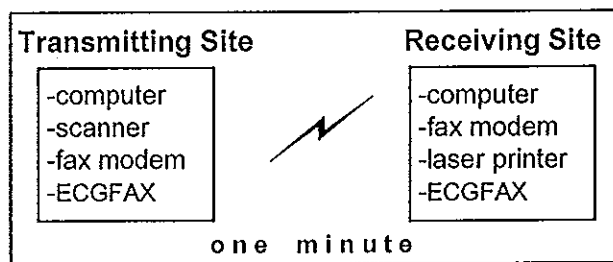
ภาพประกอบ 1-2 แสดงลักษณะระบบโดยรวมของ Real – Time Monitoring of Patients on Remote Sites.

ผู้วิจัยสรุปได้ว่าระบบนี้มีข้อดี คือ แพทย์กับผู้ป่วยสามารถปรึกษาและถามตอบปัญหาผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้โดยตรง, แพทย์สามารถควบคุมโปรแกรม หรือเลือกดูหน้าจอแสดง

รายละเอียดต่างๆตามที่ต้องการได้ และตัวโปรแกรมเองสามารถแสดงสัญญาณเตือนเมื่อพบว่าผู้ป่วยเกิดอาการผิดปกติ ส่วนข้อเสียของระบบ คือ ผู้ป่วยต้องใช้ต้นทุนสูงในการจัดหาอุปกรณ์และเครื่องมือที่จำเป็นเพื่อเข้ารับบริการ และต้องมีความรู้ความสามารถในการใช้งานเครื่องมือเหล่านั้นได้ดีพอสมควร

1.2.3 ECGFAX – A New Mode of ECG Transmission. (P. Chia, et al, 1994) เป็นบทความนำเสนอระบบการแพทย์ทางไกล ที่ทำการส่งข้อมูล Electrocardiogram (ECG) ของผู้ป่วยผ่าน FAX MODEM เพื่อแก้ปัญหาผู้ป่วยโรคหัวใจตามพื้นที่ห่างไกล โดยเครื่องส่งจะติดตั้งที่ Central Manpower Base ส่วนเครื่องรับจะติดตั้งตามสาขาย่อยๆของ National University Hospital ซึ่งมีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจประจำอยู่

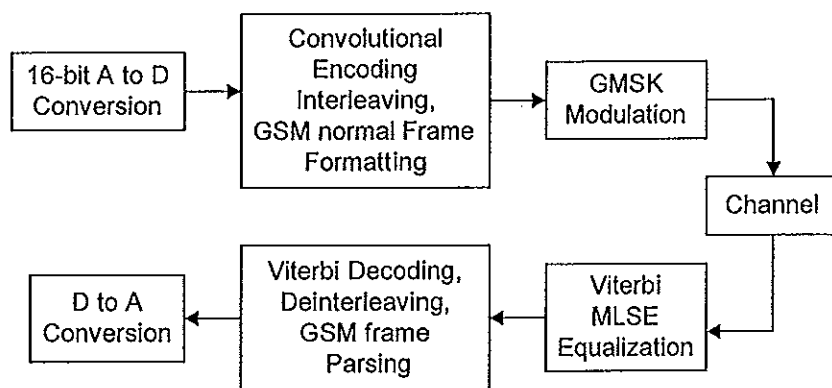
สถานีส่งและสถานีรับต้องใช้โปรแกรม "ECGFAX" ในการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และองค์ประกอบต่างๆ ของสถานีส่งและสถานีรับ แสดงดังภาพประกอบ 1-3



ภาพประกอบ 1-3 แสดงองค์ประกอบของสถานีส่งและสถานีรับของ ECGFAX –
A New Mode of ECG Transmission.

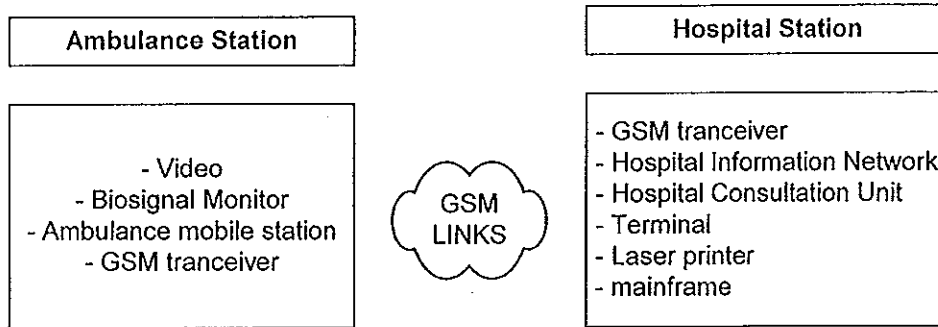
ทางสถานีส่งต้องใช้คอมพิวเตอร์, Scanner สี 300 dpi และ FAX Modem ส่วนทางสถานีรับต้องใช้คอมพิวเตอร์, FAX Modem และ Laser Printer โดยมีขั้นตอนการทำงาน ดังนี้ สถานีส่งจะทำการวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยลงกระดาษ นำผลการบันทึกที่ได้ scan เข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ แล้วส่งไปยังสถานีรับด้วย FAX Modem ทางฝั่งสถานีรับจะรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทาง FAX Modem แล้วพิมพ์ผลสัญญาณที่ได้ด้วย Laser Printer แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจซึ่งประจำอยู่ ณ สถานีรับ จะทำการวินิจฉัยและแปลผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย โดยที่ขบวนการส่งและรับสัญญาณนี้ ใช้เวลาเพียง 1 นาที ผู้วิจัยสรุปได้ว่าการส่งข้อมูลผ่าน FAX Modem สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยโรคหัวใจตามพื้นที่ห่างไกลได้ แต่ยังมีข้อเสียในเรื่องระยะเวลาของการทำงาน

1.2.4 Modelling of GSM – based Mobile Telemedical System. (Robert S.and Habib Istepanian, 1998) เป็นบทความที่นำเสนอระบบการแพทย์ทางไกล ที่ทำการส่งข้อมูล Photoplethysmography (PPG) และ Electrocardiogram (ECG) ของผู้ป่วยผ่านระบบ Global Special Mobile (GSM) ช่วงความถี่ 900 MHz โดยมีหลักการการทำงานคือ แปลงสัญญาณข้อมูลทางการแพทย์ของผู้ป่วยโดยใช้ 16-bit A/D converter แล้วเข้ารหัสข้อมูล GSM ซึ่งใช้เทคนิคการเข้าถึงแบบแบ่งเวลา (Time Division Multiple Access:TDMA) ต่อมาทำการส่งสัญญาณผ่านระบบ Global Special Mobile (GSM) ช่วงความถี่ 900 MHz โดยเลือกช่องสัญญาณ TCH/F9.6-GSM standard ซึ่งเป็นช่องสัญญาณที่มีแบนด์วิดท์กว้างเพียงพอที่จะทำการส่งข้อมูล PPG และ ECG ของผู้ป่วย ได้ตามเวลาจริง ที่สถานีรับจะทำการถอดรหัสข้อมูลที่รับได้ แล้วแปลงสัญญาณข้อมูลนั้นกลับเป็นสัญญาณทางการแพทย์ของผู้ป่วย บล็อกไดอะแกรมของ GSM Telemedicine System แสดงดังภาพประกอบ 1-4 ผู้วิจัยสรุปได้ว่าการส่งข้อมูลทางการแพทย์ด้วยระบบ GSM สามารถขจัดปัญหาการจัดตั้งสถานีส่ง เนื่องจากการติดต่อผ่านระบบ GSM นั้นเป็นการติดต่อด้วยระบบโทรศัพท์เคลื่อนที่ ซึ่งสะดวกแก่การพกพาและขนย้าย แต่การส่งสัญญาณด้วยระบบไร้สายนี้ ยังมีปัญหาในเรื่องของสัญญาณรบกวนอยู่



ภาพประกอบ 1-4 แสดงบล็อกไดอะแกรมของ GSM Telemedicine System.

1.2.5 A Mobile System for Emergency Health Care Provision via Telematics Support "Ambulance".(S. Pavlopoulos, et al, 1998) เป็นบทความที่นำเสนอระบบการแพทย์ทางไกลที่พัฒนาให้สามารถวินิจฉัยโรคและให้คำปรึกษาผ่านระบบโทรศัพท์เคลื่อนที่สำหรับกรณีฉุกเฉินบนรถพยาบาล โดยมีองค์ประกอบหลัก 2 ส่วน แสดงดังภาพประกอบ 1-5



ภาพประกอบ 1-5 แสดงองค์ประกอบทั้งสองส่วนของ A Mobile System for Emergency Health Care Provision via Telematics Support "Ambulance".

ส่วนแรก คือ สถานีรถพยาบาล ประกอบด้วย Monitor และ PC แบบพกพาได้ ทั้งสองเชื่อมต่อกันด้วย RS 232 interface PC (Pentium Class) ซึ่งมี frame grabber card, กล้อง CCD (Sony CCB-GC5/P) เพื่อจับภาพ และ Siemens M1 GSM Modem เพื่อส่งสัญญาณสื่อสารกับสถานีโรงพยาบาล ส่วนที่สอง คือ สถานีโรงพยาบาล จะทำการรับสัญญาณจากระบบ GSM แล้วแสดงผลสัญญาณทางการแพทย์ของผู้ป่วยบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ นอกจากแสดงผลสัญญาณทางการแพทย์ของผู้ป่วยแล้ว ยังแสดงฐานข้อมูลของตัวผู้ป่วยซึ่งถูกพัฒนาด้วยโปรแกรม Visual Basic 4.0 อีก 4 หน้าต่าง ได้แก่ หน้าต่างที่ 1 แสดงข้อมูลของผู้ป่วยทั้งข้อมูลส่วนตัวและข้อมูลทางการแพทย์ เช่น ชื่อ, ที่อยู่, อายุ, กรุ๊ปเลือด, โรคประจำตัว เป็นต้น หน้าต่างที่ 2 แสดงข้อมูลเกี่ยวกับหมอประจำตัวของผู้ป่วยและประวัติการรักษาที่ผ่านมา หน้าต่างที่ 3 แสดงประวัติและรายละเอียดเกี่ยวกับกรณีฉุกเฉินของผู้ป่วยที่เกิดขึ้นในอดีต หน้าต่างที่ 4 แสดงผลการทดสอบทางการแพทย์ต่างๆของผู้ป่วย ซึ่งสถานีรถพยาบาลและสถานีโรงพยาบาลติดต่อสื่อสารกันด้วยการพิมพ์ข้อมูลผ่านทางหน้าจอกอมพิวเตอร์ โดยที่คอมพิวเตอร์ของทั้งสองสถานีจะปรากฏหน้าต่างที่มีรายละเอียดเดียวกันตลอดระยะเวลาที่ทำการติดต่อ ทั้งสองสถานีจะบันทึกข้อมูลทั้งหมดโดยอัตโนมัติ ผู้วิจัยสรุปได้ว่าระบบนี้สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยกรณีฉุกเฉินได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่ต้องใช้เวลาในการพิมพ์ข้อมูลเพื่อติดต่อสื่อสารผ่านทางหน้าจอกอมพิวเตอร์

สำหรับงานวิจัยนี้เป็นการนำระบบการแพทย์ทางไกลมาพัฒนา โดยมีหลักการเดียวกันกับหลักการของการตรวจเอกซเรย์ทั้งห้าบทความกล่าวคือใช้การส่งสัญญาณทางการแพทย์ผ่านทางสื่อต่างๆควบคู่ไปกับเครือข่ายคอมพิวเตอร์ เพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคสามารถวินิจฉัยโรคและให้คำแนะนำปรึกษาแก่ผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลได้ แต่แตกต่างกันโดยสิ้นเชิงในเรื่องของวิธีการและรายละเอียดซึ่งเป็นเอกลักษณ์เฉพาะของงานวิจัยนี้ คือ งานวิจัยจะประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก

ได้แก่ สถานีส่งและสถานีรับ และจะแบ่งออกเป็นกรณี คือ กรณีที่แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ และกรณีที่แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือเพื่อรองรับระบบโทรศัพท์มือถือแบบรังผึ้งรุ่นที่ 3

กรณีที่แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ จะสร้างต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นมาพร้อมกับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณความถี่ด้วยวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประมาณ 1,000 เท่า, วงจรนอตชฟิลเตอร์ 50Hz และวงจรมอดูเลต แล้วส่งสัญญาณความถี่นั้นผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ ส่วนที่สถานีรับจะสร้างต้นแบบเครื่องรับสัญญาณความถี่จากโทรศัพท์แล้วแปลงกลับเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวงจรดีมอดูเลต แล้วจึงแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW

สำหรับกรณีที่สองคือกรณีที่แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีรับส่งสัญญาณเข้าคอมพิวเตอร์ ผ่านการ์ด LabVIEW เก็บผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบไฟล์ TEXT แล้วสร้าง ECG WAP Site ด้วย WAP (Wireless Application Protocol) ซึ่งเป็นโปรโตคอลที่เป็นข้อกำหนดในการสื่อสารในเครือข่ายแบบไร้สาย ผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต แล้วแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

การแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ ผู้วิจัยเลือกใช้โปรแกรม LabVIEW ซึ่งเป็นโปรแกรมที่มีฟังก์ชันการใช้งานด้านอิเล็กทรอนิกส์หลากหลาย ที่สะดวกต่อการพัฒนา และยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้อย่างกว้างขวางต่อไป ส่วนการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ ผู้วิจัยเลือกโปรแกรมประยุกต์ภาษา WML (Wireless Markup Language) สร้าง ECG WAP Site เนื่องจาก WAP เป็นโปรโตคอลที่กำลังเจริญเติบโตในปัจจุบัน ซึ่งจะรองรับระบบโทรศัพท์มือถือแบบรังผึ้งรุ่นที่ 3 และคาดว่าจะก้าวหน้าอย่างมากต่อไปในอนาคต

1.3 วัตถุประสงค์

1.3.1 เพื่อศึกษาและพัฒนาวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.3.2 เพื่อศึกษา ออกแบบสร้างวงจรส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์

1.3.3 เพื่อศึกษา ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์

1.3.4 เพื่อศึกษา ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบน

หน้าจอโทรศัพท์มือถือ

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1.4.1 ออกแบบสร้างและพัฒนาวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.4.2 ออกแบบสร้างวงจรแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อทำการส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ

1.4.3 ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW

1.4.4 ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือด้วยโปรแกรมประยุกต์ Nokia WAP Toolkit 2.0 ซึ่งพัฒนาจากภาษา WML ในระบบเครือข่าย TCP/IP ปัจจุบัน

1.5 ขั้นตอนและวิธีการวิจัย

1.5.1 ศึกษาเกี่ยวกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.5.2 ศึกษาวิธีการส่งและรับข้อมูลผ่านระบบโทรศัพท์

1.5.3 ศึกษาโปรแกรมการแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์และการแสดงผลบนหน้าจอ

โทรศัพท์มือถือ

1.5.4 ออกแบบสร้างและทดสอบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.5.5 ออกแบบสร้างและทดสอบวงจรแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณเสียงเพื่อส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ

1.5.6 ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

1.5.7 ออกแบบและเขียนโปรแกรมแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

1.5.8 สรุปและรวบรวมผลการทดลอง

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีประสิทธิภาพ

1.6.2 ได้เครื่องส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ที่มีประสิทธิภาพ

1.6.3 สามารถนำไปช่วยเหลือผู้ป่วยฉุกเฉินให้สามารถติดต่อกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรค
ได้ทันเวลา

1.6.4 สามารถนำไปช่วยเหลือผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลให้สามารถติดต่อกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
เฉพาะโรคได้โดยไม่ต้องเสียเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทาง

บทที่ 2

ความรู้ทั่วไป

2.1 บทนำ

การแพทย์ทางไกล (Telemedicine) เป็นการนำเอาความก้าวหน้าด้านการสื่อสารโทรคมนาคมมาประยุกต์ใช้กับงานทางการแพทย์โดยการส่งสัญญาณผ่านสื่อต่างๆ ซึ่งอาจเป็นสัญญาณดาวเทียม (Satellite) หรือใยแก้วนำแสง (Fiber optic) หรืออื่นๆแล้วแต่กรณีควบคู่ไปกับเครือข่ายคอมพิวเตอร์ แพทย์ต้นทางและปลายทางสามารถติดต่อกันด้วยภาพเคลื่อนไหวและเสียง ทำให้สามารถแลกเปลี่ยนข้อมูลคนไข้ระหว่างกันและกันทั้งทางด้านภาพ เช่นฟิล์มเอกซเรย์ และเสียงสัญญาณจากเครื่องมือแพทย์เช่นการเต้นของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจหัวใจ (ECG) พร้อมทั้งแลกเปลี่ยน ประสบการณ์และปรึกษาหารือกันเสมือนกับแพทย์ต้นทาง, แพทย์ปลายทางและคนไข้ อยู่ในห้องเดียวกัน นอกจากนี้การแพทย์ทางไกลยังนำมาใช้ในการประชุมปรึกษาหารือทางไกล, การศึกษาต่อเนื่องทางไกล และการเชื่อมโยงเครือข่ายข้อมูลด้วย โดยที่ระบบการแพทย์ทางไกลมีวัตถุประสงค์ ดังนี้คือ

1. เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาลแก่ประชาชนในท้องที่ห่างไกลซึ่งขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรค โดยการปรึกษาทางการแพทย์ระหว่างแพทย์ผ่านสัญญาณข้อมูลระหว่างภาพและเสียง

2. เพื่อพัฒนาบุคลากรทางการแพทย์ โดยการจัดการเรียนการสอนทางไกล การประชุมสัมมนาทางไกล การสืบค้นข้อมูลจากฐานข้อมูล เพื่อเพิ่มพูนความรู้ทางวิชาการและการทำวิจัยต่างๆซึ่งเป็นการพัฒนาบุคลากรโดยไม่ต้องเสียเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทาง

3. เพื่อพัฒนาระบบเครือข่ายสื่อสารข้อมูลให้ครอบคลุมทั่วภูมิภาค
ระบบการแพทย์ทางไกลสามารถนำมาใช้งานในระบบย่อย 4 ระบบ คือ

1. ระบบประชุมทางไกล (Video Conferencing)

2. ระบบการศึกษาทางไกล (Distance Learning)

3. ระบบการปรึกษาแพทย์ทางไกล (Medical Consultation) ซึ่งประกอบไปด้วยระบบย่อย 3 ระบบ คือ

-ระบบ Teleradiology เป็นระบบการรับส่งภาพ X-Ray โดยผ่านการ Scan Film จาก High Resolution Scanner เพื่อเก็บลงใน File แล้วส่งไปยังผู้รับที่ต้องการร่วมปรึกษาดูพร้อม

ทั้งสามารถพูดคุยโต้ตอบถึงภาพ X-Ray ได้โดยผ่านระบบประชุมทางไกลทำให้เข้าใจสื่อความหมายตรงกัน

-ระบบ Telecardiology เป็นระบบการรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อมายังอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ แล้วส่งต่อให้ฝ่ายรับอีกฝ่ายหนึ่งที่ต้องการปรึกษาด้วย

-ระบบ Telepathology เป็นระบบรับส่งภาพจากกล้องจุลทรรศน์ (Microscope) ทั้งชนิด Monocular และ Binocular ระบบนี้เป็นอุปกรณ์เชื่อมต่อกับกล้องจุลทรรศน์ ซึ่งอุปกรณ์ดังกล่าวนี้จะส่งสัญญาณภาพจากกล้องจุลทรรศน์ต่อไปยังอีกที่หนึ่งได้

4. ระบบเชื่อมเครือข่ายข้อมูล (Data and Voice Network) เป็นระบบใช้งานเชื่อมต่อเครือข่ายข้อมูลระหว่างหน่วยงานทางการแพทย์กับหน่วยงานสารสนเทศเพื่อให้สามารถบริการข้อมูลต่างๆ

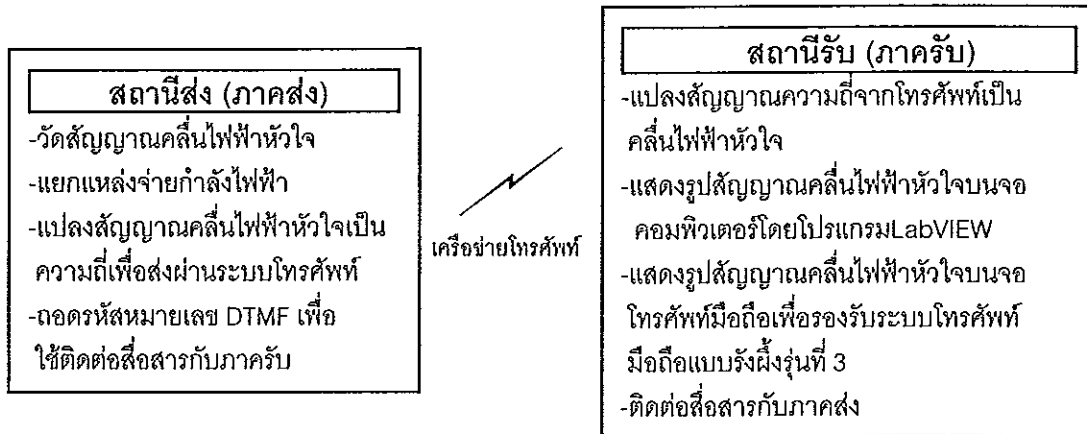
การออกแบบและพัฒนาเครื่องส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะและโทรศัพท์มือถือแบบไร้สายรุ่นที่ 3 จะประกอบด้วยส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ซึ่งจำเป็นต้องค้นคว้าหาข้อมูลในเชิงวิศวกรรมเกี่ยวกับข้อกำหนดเฉพาะ การใช้ทฤษฎีหรือการหาเอกสารประกอบ การตรวจการออกแบบและการทดสอบจนเป็นที่ยอมรับ

เนื้อหาในบทนี้จะนำเสนอทฤษฎีและหลักการโดยรวมของงานวิจัย ลักษณะและคุณสมบัติของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประกอบของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทฤษฎีและหลักการของเฟสล็อกสำหรับการออกแบบวงจรแปลงสัญญาณความถี่เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลักการของการถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF และวงจรกรองชนิดต่างๆ ที่ใช้ในงานวิจัย เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบวงจรในภาคส่งและภาครับ ซึ่งจะขอนำเสนอในบทที่ 3 ส่วนรายละเอียดเกี่ยวกับการออกแบบในส่วนของซอฟต์แวร์จะขอนำเสนอในบทที่ 4 ต่อไป

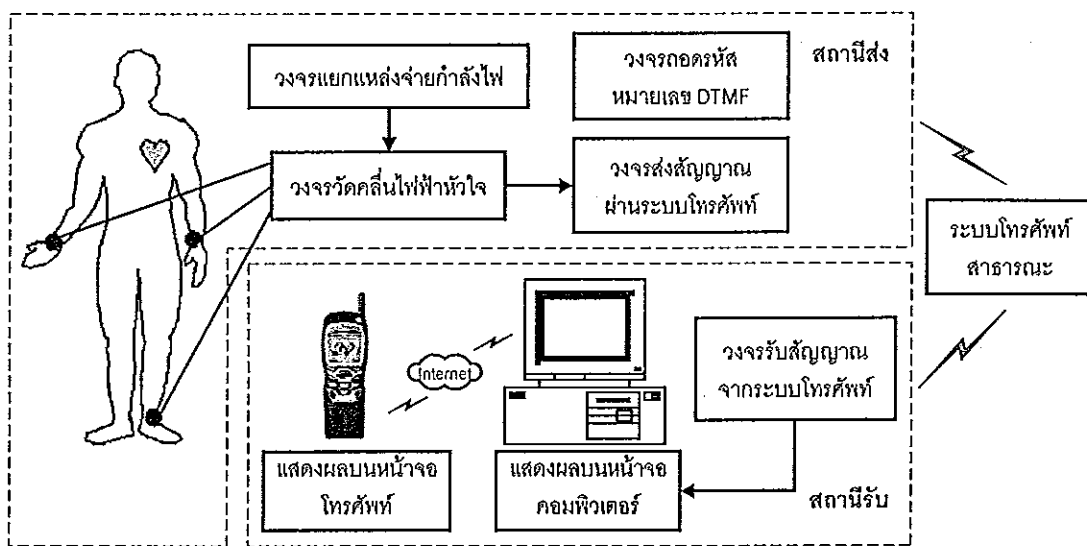
2.2 ทฤษฎีและหลักการ

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเกี่ยวกับระบบ Telecardiology ของการแพทย์ทางไกล โดยการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านเครือข่าย 2 เครือข่าย คือผ่านเครือข่ายโทรศัพท์แล้วเชื่อมต่อไปยังคอมพิวเตอร์ และผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต เพื่อแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังอีกฝ่ายหนึ่งที่ต้องการปรึกษาด้วย หลักการของงานวิจัยโดยรวม จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนได้แก่ ส่วนที่ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ จะให้เป็นส่วนของ "สถานีส่ง" หรือ "ภาคส่ง" และส่วนที่ทำการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้จากโทรศัพท์นั้น จะให้เป็นส่วนของ "สถานีรับ" หรือ "ภาครับ" ซึ่ง

สามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมหลักการของงานวิจัยโดยรวม ดังภาพประกอบ 2-1 ส่วนโครงสร้างและองค์ประกอบของสถานีส่งและสถานีรับ แสดงดังภาพประกอบ 2-2



ภาพประกอบ 2-1 แสดงบล็อกไดอะแกรมหลักการของงานวิจัยโดยรวม



ภาพประกอบ 2-2 แสดงโครงสร้างและองค์ประกอบของสถานีส่งและสถานีรับ

โครงสร้างและองค์ประกอบของงานวิจัย สามารถอธิบายได้ดังนี้ ส่วนของสถานีส่ง(ภาคส่ง) ซึ่งอาจเป็นบ้าน หรือ ศูนย์อนามัยที่ขาดแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจ จะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph) ซึ่งประกอบด้วยวงจรรยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS มีวงจรแยก

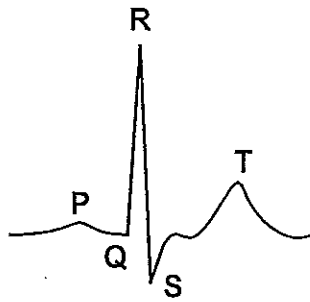
แหล่งจ่ายกำลังไฟ (Isolation Power Supply) ทำหน้าจ่ายไฟและแยกสายดินให้กับวงจรขยาย สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลสู่ตัวผู้ป่วย อันจะส่งผลให้เกิด อันตรายถึงชีวิต แล้วแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งอยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณ ความถี่ด้วยวงจรมอดูเลต (Modulator) เพื่อส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์ไปยังสถานีรับ และใน ส่วนของสถานีส่งนี้ยังมีวงจรถอดรหัสหมายเลขโทรศัพท์ DTMF เพื่อใช้เป็นระบบในการติดต่อสื่อสารระหว่างสถานีส่งและสถานีรับ หากเกิดข้อผิดพลาดในการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ เมื่อแพทย์ต้องการพูดคุย, ชักถาม หรือให้คำปรึกษาผลการวินิจฉัยโรคหลังการตรวจ

ส่วนของสถานีรับ(ภาครับ) ซึ่งอาจเป็นโรงพยาบาล หรือ ศูนย์โรคหัวใจ ที่มีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจประจำอยู่ จะนำสัญญาณความถี่ที่รับได้จากโทรศัพท์มาแปลงกลับให้เป็น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยเหมือนเดิม ด้วยวงจรมอดูเลต (Demodulator) โดยใช้หลักการของเฟสล็อกแล้วแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรคหัวใจซึ่งประจำอยู่ที่สถานีรับ จะทำการ วินิจฉัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยและให้คำปรึกษาแก่ผู้ป่วยหรือให้คำแนะนำปรึกษาแก่ เจ้าหน้าที่ประจำสถานีส่งผ่านทางโทรศัพท์ เพื่อทำการรักษาผู้ป่วยต่อไป

การแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่สถานีรับนั้น นอกจากจะทำการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์แล้ว ยังทำการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้า หัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือด้วย

2.3 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph)

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ใช้สำหรับตรวจการ เปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ ในขณะที่หัวใจทำการสูบฉีดโลหิต บริเวณผิวน้ำของกล้ามเนื้อหัวใจจะเกิดเซลล์ไฟฟ้าเล็กๆ ซึ่งเกิดจากปฏิกิริยาทางเคมี เมื่อเซลล์ไฟฟ้ามี จำนวนเพิ่มมากขึ้น จะเปรียบเสมือนเป็นแหล่งจ่ายสัญญาณทำให้สามารถบันทึกค่าการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าได้ ซึ่งรูปคลื่นไฟฟ้าที่ได้จะบอกสภาพการทำงานของหัวใจ ในทางปฏิบัติการวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่ได้วัดจากหัวใจโดยตรง แต่จะวัดจากการเต้นของชีพจรบริเวณแขน ขา และ หน้าอก แล้วนำสัญญาณที่ได้มาเปรียบเทียบกัน หรือนำมารวมกัน ก็จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ ECG (Electrocardiogram) แสดงดังภาพประกอบ 2-3



ภาพประกอบ 2-3 แสดงคลื่นแต่ละส่วนที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ ใน 1 รอบ

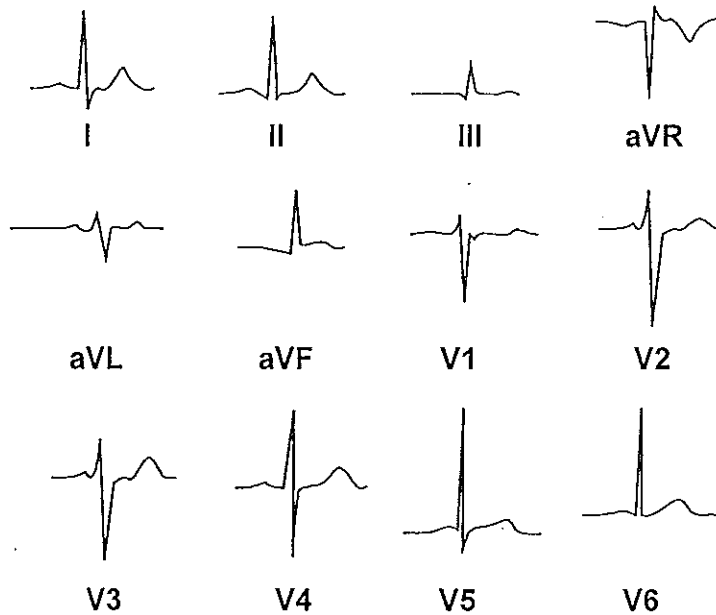
(Barry N., 1986)

แต่ละส่วนของคลื่นมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ ดังนี้

- คลื่น P เกิดจาก depolarization ของหัวใจด้านบน ทำให้หัวใจด้านบนบีบตัว มีความถี่ประมาณ 0-10 Hz
- คลื่นสัญญาณในส่วน QRS เกิดจาก depolarization ของหัวใจด้านล่าง ทำให้หัวใจด้านล่างบีบตัว โดยทั่วไปความสูงของคลื่น R ประมาณ 1 mV
- คลื่น T เกิดจาก repolarization ของหัวใจด้านล่าง ทำให้หัวใจด้านล่างคลายตัวออก ซึ่งคลื่น T มีความสูงประมาณ 1/3 ของคลื่น R เนื่องจากไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อหัวใจมีค่าเพียง 0.1 – 5 mV และมีความถี่ประมาณ 0 -10 Hz

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในทางการแพทย์การวัดศักย์ไฟฟ้าบนจุดต่างๆ ของร่างกายเรียกว่า lead ซึ่งการวัดที่นิยมมากที่สุด คือ 12-lead clinical ECG แสดงดังภาพประกอบ 2-4



ภาพประกอบ 2-4 แสดงรูปสัญญาณมาตรฐาน 12-clinical electrocardiogram

(Willis J. Tompkins, 1993)

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูงตลอดช่วงความถี่ มีคุณสมบัติ ดังนี้

1. ต้องมีค่า Common Mode Rejection Ratio (CMRR) สูง เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เอาต์พุต

2. ต้องมีค่าความต้านทานนำเข้า (Input Impedance) สูง เนื่องจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไม่ได้วัดที่หัวใจโดยตรง แต่จะใช้ขั้วอิเล็กโทรด (Electrode) ติดที่ผิวหนังจึงเกิดความต้านทานขึ้น บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ซึ่งค่าความต้านทานที่เกิดขึ้นจะมีค่าตั้งแต่ 0.1-0.8 เมกะโอห์ม ดังนั้นถ้าค่าความต้านทานนำเข้ามีค่าสูงมากๆ จะช่วยลดความแตกต่างของความต้านทานในสายขั้วไฟฟ้า ทำให้ส่งผลต่อวงจรน้อยลง

3. ต้องมีการตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจมีค่าตั้งแต่ 0.05-100 Hz ดังนั้นวงจรขยายต้องสามารถขยายสัญญาณในช่วงความถี่นี้ได้ดี และต้องเป็นวงจรขยายไฟฟ้ากระแสตรง (D.C. Amplifier) เพื่อไม่ให้สัญญาณผิดเพี้ยน

4. ต้องคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ป่วย เนื่องจากในการวัดต้องใช้สายขั้วไฟฟ้าต่อระหว่างผู้ป่วยกับเครื่องวัดโดยตรง หากเครื่องวัดมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหล อาจทำให้ผู้ป่วยได้รับอันตรายหรืออาจทำให้ผลการวัดออกมาผิดพลาดได้ ดังนั้นเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงมี

คุณสมบัติพิเศษต่างจากวงจรขยายทั่วไป คือ ต้องมีวงจรแยกจ่ายกำลังไฟ (Isolation Power Supply) ทำหน้าที่จ่ายไฟให้กับเครื่องวัดและแยกสายดินออกจากกัน

วงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายประกอบด้วย 2 วงจรหลัก คือวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier Circuit) และวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS (QRS Detector Circuit)

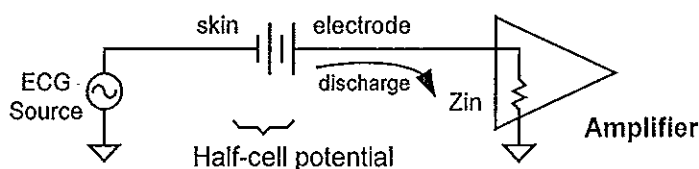
2.4 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier Circuit)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดประมาณ 1 mV และมีความถี่ในช่วง 0.05-100 Hz จะถูกขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีคุณสมบัติดังนี้ (Barry N., 1986)

1. อัตราการขยาย (Gain) ประมาณ 1,000 เท่า
2. ตอบสนองความถี่ในช่วง 0.05-100 Hz
3. อินพุตอิมพีแดนซ์มีค่าสูง
4. เอาต์พุตอิมพีแดนซ์มีค่าต่ำ
5. กระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อินพุต มีค่าน้อยกว่า $20 \mu\text{A}$ (Barry N., 1986)
6. ค่า CMRR สูงกว่า 60 dB (สำหรับช่วงความถี่ 45 – 65 Hz) (Barry N., 1986)

วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier Circuit) ประกอบด้วยวงจร 2 ส่วน คือ วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation Amplifier) และวงจรขยายความถี่ผ่านแถบ (Band-pass Amplifier)

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านผิวหนังผู้ป่วยด้วยอิเล็กโทรด (Electrode) จะเกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นเสมือนมีตัวเก็บประจุอยู่ระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังผู้ป่วยมีค่าตั้งแต่ 0.1–1.7 V ขึ้นอยู่กับชนิดของอิเล็กโทรด เรียกว่า "Half-cell potential" หรือ "offset potential" (Barry N., 1986) แสดงวงจรสมมูล (Equivalent circuit) ดังภาพประกอบ 2-5



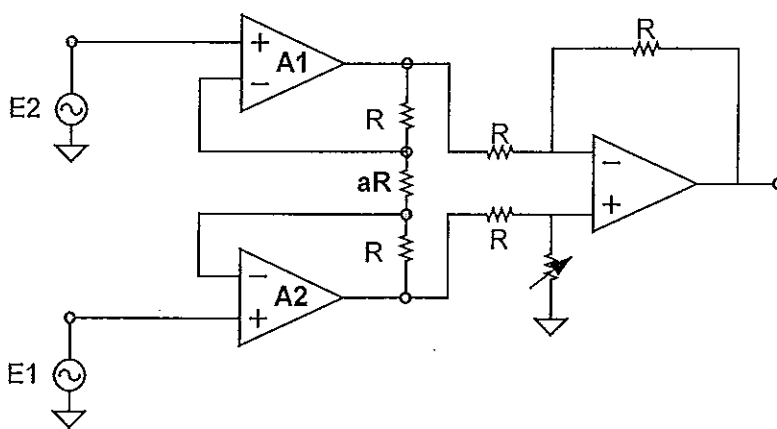
ภาพประกอบ 2-5 แสดง Equivalent circuit การเกิด Half-cell potential

สามารถลดศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นได้โดยไม่ส่งผลกระทบต่อขนาดศักย์ไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยการใช่วงจรขยายที่มีอิมพีแดนซ์สูงซึ่งทำให้การคายประจุของ Half-cell potential ใช้เวลานานขึ้น เพื่อเป็นการป้องกันไม่ให้สัญญาณเอาต์พุตของวงจขยายเข้าสู่ภาวะอิ่มตัว (Saturation) จึงออกแบบวงจขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีอัตราขยายในขั้นแรกเป็น 40 เท่า และอัตราขยายในขั้นที่สองเป็น 25 เท่า

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็กประมาณ 1 mV ซึ่งนอกจากจะมีสัญญาณรบกวนสูงแล้ว การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องวัดผ่านผิวหนังของผู้ป่วยซึ่งมีผลทำให้ค่าเอาต์พุตอิมพีแดนซ์มีค่าสูงด้วย จึงจำเป็นต้องใช่วงจขยายอินสตรูเมนต์ชัน ในการขยายสัญญาณ และในงานวิจัยนี้จะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบใช้ 3 อิเล็กโทรด

2.4.1 วงจขยายอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation Amplifier)

เป็นวงจรที่ใช้ขยายสัญญาณขนาดเล็กได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีความสามารถในการกำจัดสัญญาณด้านเข้าที่เหมือนกันได้อย่างสมบูรณ์ จึงเหมาะที่จะนำมาขยายสัญญาณขนาดเล็กที่มีสัญญาณรบกวนจากภายนอกสูง ซึ่งสามารถนำวงจขยายผลต่าง (Differential Amplifier) มาดัดแปลงเป็นวงจขยายอินสตรูเมนต์ชัน โดยใช้อป-แอมป์ 3 ตัว ต่อกับค่าความต้านทานได้ เนื่องจากวงจขยายผลต่างมีความต้านทานอินพุตต่ำ และการปรับเปลี่ยนอัตราขยายก็เป็นไปได้ยาก ทั้งนี้เนื่องจากอัตราส่วนของตัวต้านทานทั้งด้านขาลบและขาบวกของอป-แอมป์จะต้องมีสัดส่วนที่เท่ากันมากที่สุด จึงแก้ไขโดยการใส่บัฟเฟอร์ A1 และ A2 เข้าที่อินพุตของวงจขยายผลต่างเพื่อดัดแปลงเป็นวงจขยายอินสตรูเมนต์ชัน ดังภาพประกอบ 2-6



ภาพประกอบ 2-6 แสดงวงจขยายอินสตรูเมนต์ชัน

CMRR (Common Mode Rejection Ratio)

ค่า CMRR คือค่าความสามารถในการขจัดสัญญาณโหมตรงร่วมหรือสัญญาณที่เหมือนกันที่เข้ามาทางอินพุต โดยมีสมการดังนี้

$$\text{CMRR} = 20 \log A_d / A_c \quad (2.1)$$

เมื่อ A_d คือ อัตราขยาย differential mode (อัตราขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย)

A_c คือ อัตราขยาย common mode (อัตราขยายของสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทางอินพุต)

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ คือ 0.05 – 100 Hz เพื่อที่จะกรองสัญญาณอื่นๆ ที่ไม่เกี่ยวข้องออก เช่น สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ Half-cell potential เป็นต้น จึงจำเป็นต้องใช้วงจรขยายความถี่ผ่านแถบ เพื่อยอมให้เฉพาะช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเท่านั้น

2.4.2 วงจรขยายความถี่ผ่านแถบ (Band-pass Amplifier)

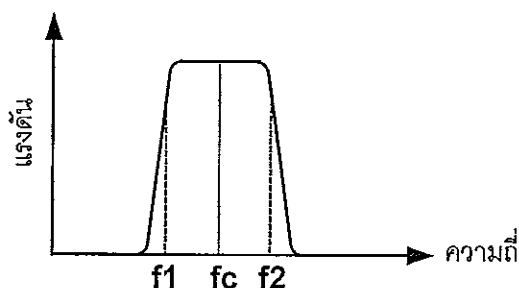
ใช้ขยายสัญญาณเอาต์พุตของวงจรอินสตรูเมนต์ โดยวงจรมีจะยอมให้สัญญาณผ่านได้เฉพาะช่วงความถี่ที่กำหนดเท่านั้น ส่วนความถี่ที่นอกเหนือจากที่กำหนดจะถูกกำจัดโดยการลดทอนให้หมดไป แสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรมีภาพประกอบ 2-7 และแสดงวงจรขยายความถี่ผ่านแถบดังภาพประกอบ 2-8 ซึ่งคำนวณค่าความกว้างของความถี่ (Bandwidth) ได้จากสมการ

$$B = f_2 - f_1 \quad (2.2)$$

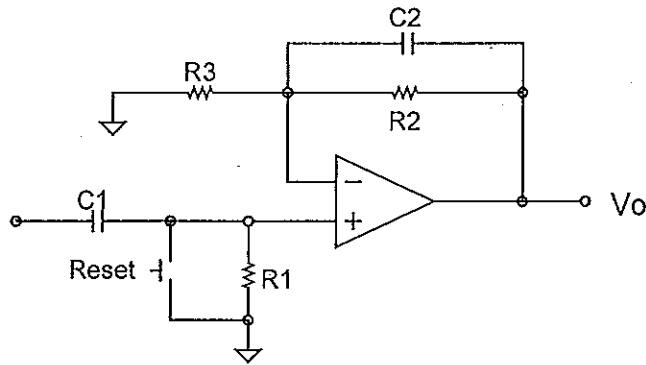
เมื่อ B คือ ความกว้างของความถี่

f_2 คือ ความถี่คัตออฟด้านสูง

f_1 คือ ความถี่คัตออฟด้านต่ำ



ภาพประกอบ 2-7 แสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร



ภาพประกอบ 2-8 แสดงวงจรขยายความถี่ผ่านแถบ

(Willis J. Tompkins, 1993)

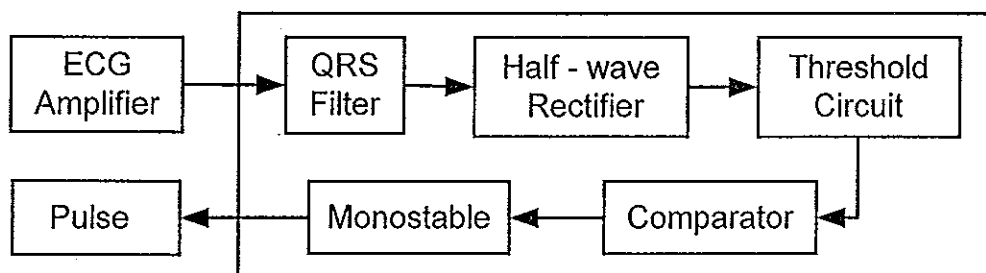
อัตราขยายของวงจรสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$\text{Gain} = (1+R2)/R3 \quad (2.3)$$

และออกแบบให้ขาบวกของออป-แอมป์มีการ Reset เพื่อใช้ดึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลับมายังจุดอ้างอิง

2.5 วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS (QRS Detector Circuit)

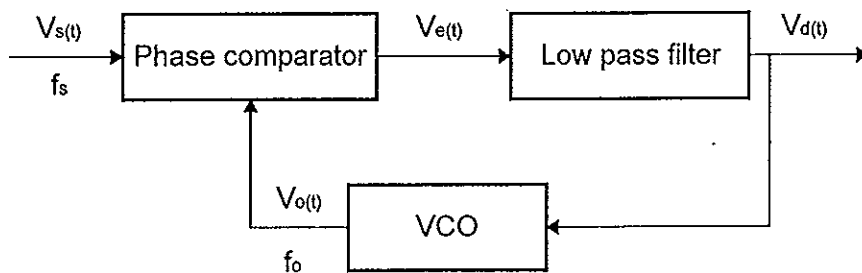
วงจรมีออกแบบขึ้นเพื่อตรวจจับเฉพาะสัญญาณ QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด (PQRST) เพื่อใช้ในการนับอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งประกอบด้วยวงจรรอง QRS (QRS Filter), วงจรเรียงกระแสครึ่งคลื่น (Half-wave Rectifier), วงจรเทรชโฮลด์ (Auto Threshold Circuit), วงจรเปรียบเทียบ (Comparator circuit) และวงจรมอนอสเตเบิล (Monostable Circuit) สามารถแสดงดังภาพประกอบ 2-9 ซึ่งรายละเอียดต่างๆของวงจรจะแสดงไว้ในบทที่ 3



ภาพประกอบ 2-9 แสดงบล็อกไดอะแกรมวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS

2.6 หลักการของเฟสล็อกกลูป (Phase Locked Loop:PLL)

เฟสล็อกกลูป คือระบบอิเล็กทรอนิกส์-เซอร์โวลูป (Electronic Servo Loop) ที่มีหลักการทำให้ความถี่เอาต์พุตของลูปมีลักษณะเป็นไปตามความถี่ของสัญญาณอินพุตโดยการเปรียบเทียบกันระหว่างสัญญาณทั้งสอง จะใช้หลักการของเฟสล็อกกลูปในการออกแบบการแปลงสัญญาณความถี่เป็นแรงดันไฟฟ้าในวงจรมอดูเลต และหลักการของออสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดันในการออกแบบการแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าเป็นความถี่ในวงจรมอดูเลต เนื่องจากสามารถครอบคลุมช่วงแรงดันไฟฟ้าและช่วงความถี่ได้กว้างและระบบมีเสถียรภาพสูง (Horowitz, Paul and Hill, Winfield jt., 1989)



ภาพประกอบ 2-10 แสดงวงจรพื้นฐานของเฟสล็อกกลูป

วงจรพื้นฐานของเฟสล็อกกลูป ประกอบด้วยส่วนเปรียบเทียบเฟส (phase comparator หรือ phase detector), วงจรกรองแบบผ่านต่ำ (low-pass filter, LPF) และวงจรออสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน (voltage controlled oscillator, VCO) มีหลักการทำงานดังนี้

เมื่อยังไม่มีสัญญาณอินพุตป้อนให้ระบบ แรงดันควบคุม ($V_d(t)$) จะเป็นศูนย์ VCO จะทำงานตามความถี่ (ω_0) ที่ตั้งไว้ (เรียกว่าความถี่ศูนย์กลาง : Center Frequency หรือความถี่ free-running) ถ้ามีสัญญาณอินพุตป้อนให้ระบบ เฟสคอมพาราเตอร์จะเปรียบเทียบเฟสและความถี่ของสัญญาณ VCO กับอินพุตแล้วสร้างแรงดันผิดพลาด ($V_e(t)$) จะไปบังคับให้ความถี่ของ VCO แปรไปในทิศทางที่ลดความแตกต่างระหว่างความถี่ (ω_0) กับความถี่ (ω_s) ลง จากนั้นด้วยคุณสมบัติการป้อนกลับของเฟสล็อกกลูป ถ้าความถี่อินพุต (ω_s) ใกล้เคียงกับ (ω_0) ก็จะทำให้ VCO ซิงโครไนซ์ หรือล็อกกับสัญญาณอินพุตได้ และเมื่ออยู่ในภาวะล็อกอย่างนี้ความถี่ VCO จะเท่ากันกับความถี่ของสัญญาณอินพุตแต่ต่างเฟสกันเล็กน้อย เฟสที่ต่างกันนี้จะทำให้ความถี่ free-

running ของ VCO เคลื่อนเข้าไปใกล้ไปหาความถี่สัญญาณอินพุต (ω_s) เพื่อรักษาสภาพการล็อกเอาไว้ให้ได้

2.7 วงจรกรองความถี่ (filter circuit)

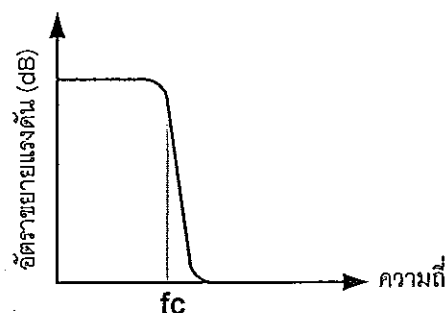
ในงานวิจัยนี้จะใช้วงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำและผ่านสูง เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนในช่วงความถี่อื่นที่นอกเหนือจากช่วงสัญญาณความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งออกแบบวงจรโดยใช้วงจรกรองบัตเตอร์เวิร์ท (Butterworth filter) เนื่องจากวงจรกรองบัตเตอร์เวิร์ทสามารถให้ค่าจุดตัดออฟที่ถูกต้องแม่นยำและยังให้อัตราการขยายแบบวงปิด (closed loop) มีค่าเท่ากับ 1 ตลอดในช่วงผ่าน (Robert F. Coughlin and Frederick F. Driscoll, 1987)

2.7.1 วงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำ (Low pass filter)

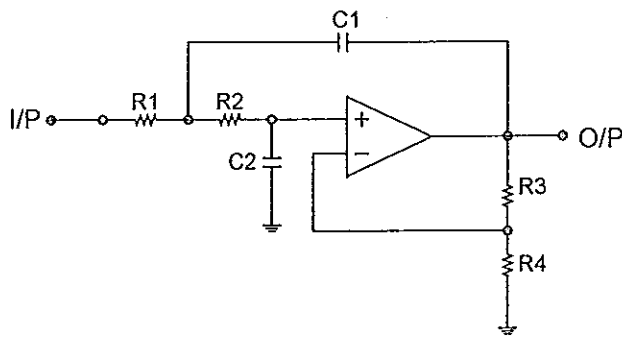
วงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำจะยอมให้ความถี่ผ่านได้ในช่วงตั้งแต่สัญญาณที่เป็นแรงดันไฟตรง ไปจนถึงความถี่ตัดออฟ (cut-off frequency: f_c) เมื่อความถี่ตัดออฟคือความถี่ ณ ที่อัตราการขยายของวงจรมีค่าลดลง -3 dB วงจรจะลดทอนขนาดความถี่ที่มีค่าสูงกว่าความถี่ตัดออฟให้มีค่าเป็นศูนย์ วงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำมีคุณสมบัติการคัดเลือกความถี่ 40 dB/decade สามารถคำนวณหาอัตราการขยายของวงจรได้จากสมการ

$$\text{Gain} = 1 + (R_3/R_4) \quad (2.4)$$

ซึ่งในงานวิจัยนี้ออกแบบให้วงจรกรองแบบผ่านต่ำและผ่านสูงมีอัตราการขยายเท่ากับ 1 จึงทำการต่อขาลบของออป-แอมป์เข้ากับเอาต์พุต



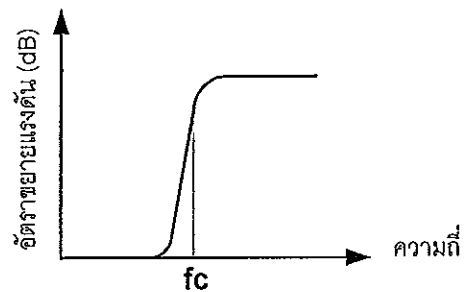
ภาพประกอบ 2-12 แสดงผลตอบสนองของวงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำ



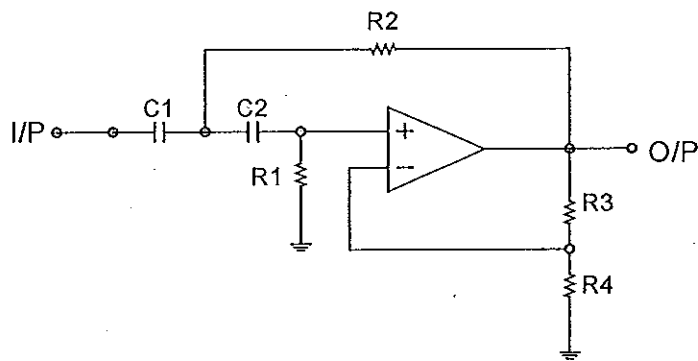
ภาพประกอบ 2-13 แสดงวงจรกรองความถี่แบบผ่านต่ำ

2.7.2 วงจรกรองความถี่แบบผ่านสูง (High pass filter)

วงจรกรองความถี่แบบผ่านสูงจะทำการลดทอนสัญญาณในช่วงที่มีความถี่ต่ำและยอมให้ผ่านได้เฉพาะสัญญาณในช่วงความถี่ที่สูงกว่าความถี่คัตออฟ โดยในช่วงความถี่สูงนั้นจะมีอัตราขยายคงที่ แสดงผลตอบสนองทางความถี่ดังภาพประกอบ 2-14 และรูปวงจรมีดังภาพประกอบ 2-15



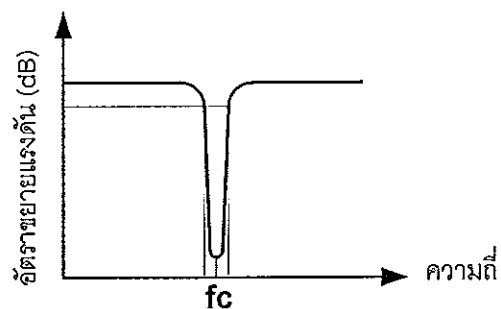
ภาพประกอบ 2-14 แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบผ่านสูง



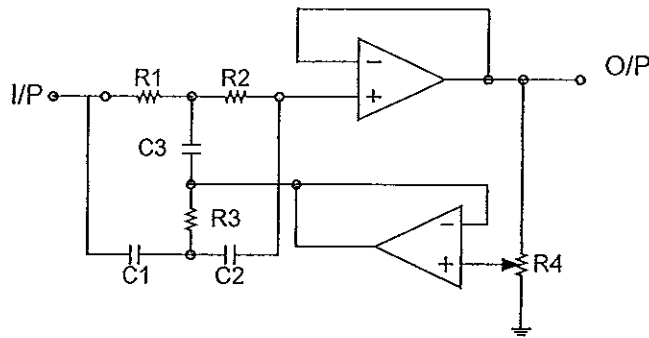
ภาพประกอบ 2-15 แสดงวงจรกรองความถี่แบบผ่านสูง

2.8 วงจรนอตช์ฟิลเตอร์ (Notch Filter)

วงจรนอตช์ฟิลเตอร์ เป็นวงจรกรองความถี่ที่ทำหน้าที่คล้ายกับวงจรกรองความถี่แบบแบนรีเจกต์ (Band reject filter) โดยทำหน้าที่ลดทอนหรือตัดสัญญาณในช่วงความถี่หนึ่งให้มีระดับสัญญาณลดลง ซึ่งค่าความถี่ที่กำหนดจะเป็นความถี่ที่ถูกกำจัดออกเรียกว่าความถี่กลาง (Center frequency: f_c) (National Semiconductor Corporation, 1995) แสดงรูปวงจรมีดังภาพประกอบ 2-17 ซึ่งจะให้ผลตอบสนองทางความถี่ดังภาพประกอบ 2-16



ภาพประกอบ 2-16 แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรนอตช์ฟิลเตอร์



ภาพประกอบ 2-17 แสดงวงจรจนวนอตซ์ฟิวเตอร์

2.10 หลักการของการถอดรหัสหมายเลข DTMF

งานวิจัยนี้จะนำหลักการของการถอดรหัสหมายเลข DTMF มาใช้ถอดรหัสโทรศัพท์สาธารณะ เพื่อให้สถานีรับติดต่อสื่อสารกับสถานีส่งเมื่อต้องการพูดคุย โดยแสดงสถานะของ LED

2.10.1 รูปแบบและการทำงานของโทรศัพท์

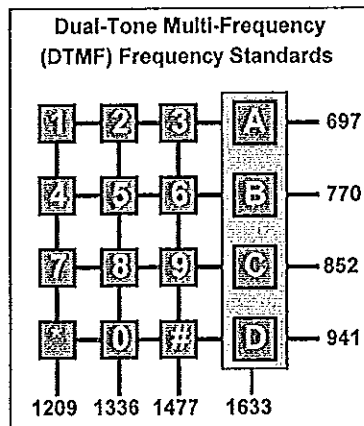
เครื่องโทรศัพท์ (Telephone Set) ที่มีใช้งานอยู่ในปัจจุบันสามารถจำแนกได้สองแบบคือแบบกดปุ่มและแบบหมุน ซึ่งทั้งสองระบบมีหน้าที่เหมือนกัน จะต่างกันที่แบบกดปุ่มจะส่งสัญญาณออกไปเป็นความถี่ที่แตกต่างกัน ส่วนแบบหมุนจะส่งสัญญาณออกไปเป็นจำนวนพัลส์ ซึ่งในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้โทรศัพท์แบบกดปุ่ม ซึ่งโทรศัพท์ที่ใช้กดปุ่มนั้นจะส่งสัญญาณที่มีค่าความถี่ต่างกันไปยังชุมสาย สำหรับแต่ละหมายเลขทั้ง 10 ตัวนั้น ความถี่ที่ส่งออกไปเป็นความถี่ในย่านความถี่เสียง เพียงแต่ในการกดครั้งหนึ่งจะมีสัญญาณเสียงที่มอดูเลตแล้วถูกส่งออกไป 2 ความถี่ ดังตาราง 2-1

ความถี่(HZ)	รหัสหรือหมายเลข		
697	1	2	3
770	4	5	6
852	7	8	9
941	*	0	#
ความถี่(HZ)	1209	1336	1477

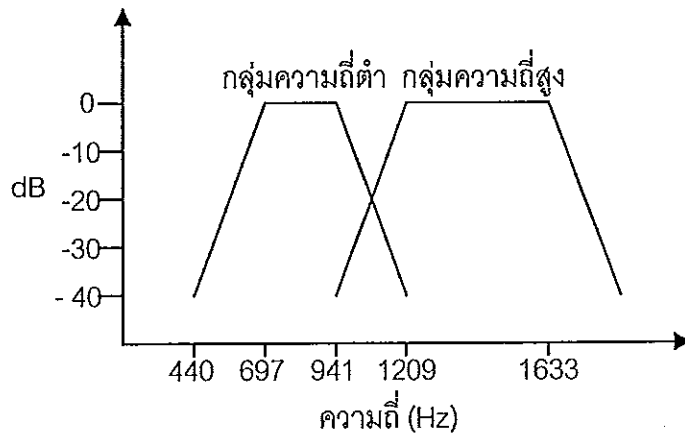
ตาราง 2-1 แสดงความถี่ที่มอดูเลตกันเมื่อกดหมายเลข

2.10.2 วงจรถอดรหัสหมายเลข DTMF

วงจรที่ทำหน้าที่ถอดรหัสหมายเลขที่ส่งมาแบบ DTMF (DTMF Receiver) ในช่วงแรกทางชุมสายจะใช้วงจรถอดรหัส 1 วงจร ต่อ 1 คู่สาย เมื่อมีการขยายการใช้งานโทรศัพท์กันมากขึ้น ชุมสายก็มีขนาดใหญ่ขึ้น จึงใช้วงจรถอดรหัส 1 วงจร ต่อ 1 คู่สาย



(ก)



(ข)

ภาพประกอบที่ 2-18 แสดงความถี่ของระบบ DTMF และผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่

การสร้างสัญญาณ DTMF ซึ่งจะประกอบไปด้วยสัญญาณที่มีความถี่ต่างกัน 2 สัญญาณความถี่ ตามตำแหน่งคอลัมน์และแถวของปุ่มกดหมายเลข และทำการมอดูเลตเข้าด้วยกันก่อนที่ทำการส่งออกไป เมื่อกดปุ่มหมายเลขใดๆไปแล้ว จะมีสัญญาณความถี่แต่ละค่าถูกผลิตออกมา ดัง

ภาพประกอบที่ 2-18 (ก) จะเป็นค่าความถี่ต่างๆในคอลัมน์และแถว ซึ่งค่าที่กำหนดไว้เป็นค่ามาตรฐานของระบบการเข้ารหัสแบบ DTMF ส่วนในภาพประกอบที่ 2-18 (ข) แสดงผลตอบสนองความถี่หลังผ่านวงจรกรองความถี่แล้ว จะได้สัญญาณกรองความถี่ 2 ค่าซึ่งเป็นความถี่เดียวกับความถี่มาตรฐานก่อนที่จะทำการมอดูเลตนั่นเอง

การถอดรหัสสัญญาณ DTMF มีข้อกำหนดต่างๆ ที่จำเป็นเพื่อป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นกับระบบ มีรายละเอียดดังนี้

1. วงจรจะยังคงสามารถถอดรหัสได้อย่างถูกต้อง ถึงแม้สัญญาณที่ได้รับเข้ามาจะมีความถี่เบี่ยงเบนไปจากค่าที่กำหนดไว้เป็นมาตรฐาน แต่ต้องไม่เกินบวก-ลบ 2% และจะไม่ยอมให้สัญญาณที่มีค่าเบี่ยงเบนมากกว่า 3% จากค่ามาตรฐาน ผ่านวงจรกรองความถี่

2. วงจรถอดรหัสจะสามารถถอดรหัสได้ ก็ต่อเมื่อได้รับสัญญาณเข้ามา มีระยะเวลาอย่างน้อย 40 มิลลิวินาที

3. วงจรถอดรหัสจะสามารถทำการถอดรหัสได้ถูกต้อง ก็ต่อเมื่อได้รับสัญญาณ DTMF ที่รับเข้ามาในวงจรต้องมีช่วงเวลาที่ห่างกับสัญญาณ DTMF ที่รับเข้ามาก่อนหน้านี้ เป็นเวลาอย่างน้อย 35 มิลลิวินาที

4. วงจรถอดรหัสจะต้องสามารถถอดรหัส DTMF ที่มีไดนามิกเรนจ์สูงกว่า 27.5 dB โดยไม่เกิดความผิดพลาด และยังสามารถทำงานได้ในกรณีที่สัญญาณทั้งสองมีค่าความถี่ที่ประกอบกันขึ้นเป็นสัญญาณ DTMF ซึ่งมีแอมพลิจูดแตกต่างกันมากกว่า 6 dB

5. วงจรถอดรหัสยังคงทำงานได้ตลอดเวลา ไม่ว่าจะขณะนั้นจะปรากฏเสียงพูดหรือมีสัญญาณรบกวนจากภายนอกเข้ามายังวงจรถอดรหัส ก็ไม่ทำให้การถอดรหัสผิดพลาด

ข้อกำหนดทั้งหมดของวงจรถอดรหัสหมายเลข DTMF เป็นสิ่งที่ต้องคำนึงถึงเสมอก่อนที่จะทำการสร้างวงจรสำหรับการนำไปใช้งานในระบบโทรศัพท์จริงต่อไป สำหรับไอซีสำเร็จรูปที่ทำหน้าที่ถอดรหัสหมายเลข DTMF ได้แก่ MT8870 โดยจะได้ผลการถอดรหัสที่ค่าความถี่ต่าง ๆ ดังตาราง

2-2

F low	F high	NO	Q4	Q3	Q2	Q1
697	1209	1	0	0	0	1
697	1336	2	0	0	1	0
697	1477	3	0	0	1	1

F low	F high	NO	Q4	Q3	Q2	Q1
770	1209	4	0	1	0	0
770	1336	5	0	1	0	1
770	1477	6	0	1	1	0
852	1209	7	0	1	1	1
852	1336	8	1	0	0	0
852	1477	9	1	0	0	1
941	1336	0	1	0	1	0
941	1209	*	1	0	1	1
941	1477	#	1	1	0	0
697	1633	A	1	1	0	1
770	1633	B	1	1	1	0
852	1633	C	1	1	1	1
941	1633	D	0	0	0	0
-	-	ANY	Z	Z	Z	Z

ตาราง 2-2 แสดงการถอดรหัสที่ได้จากควมถี่ค่าต่างๆ

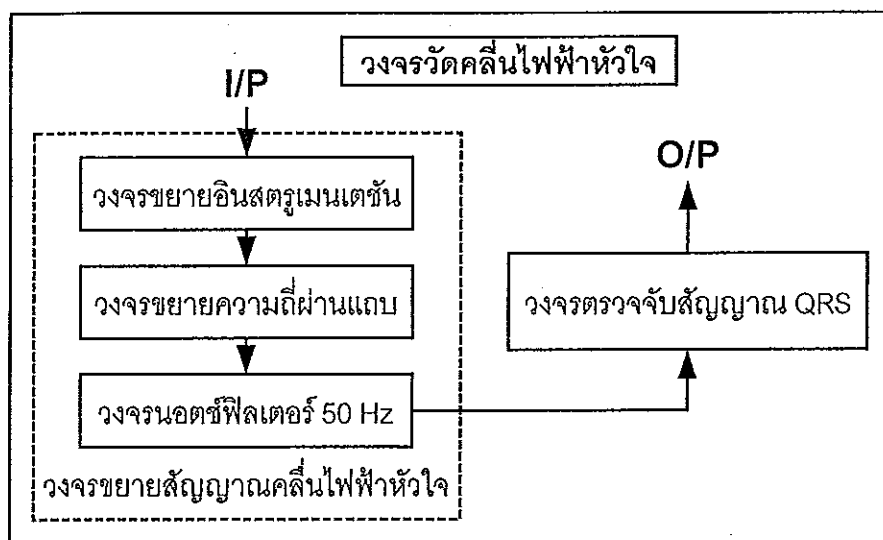
บทที่ 3

การออกแบบและสร้างวงจร

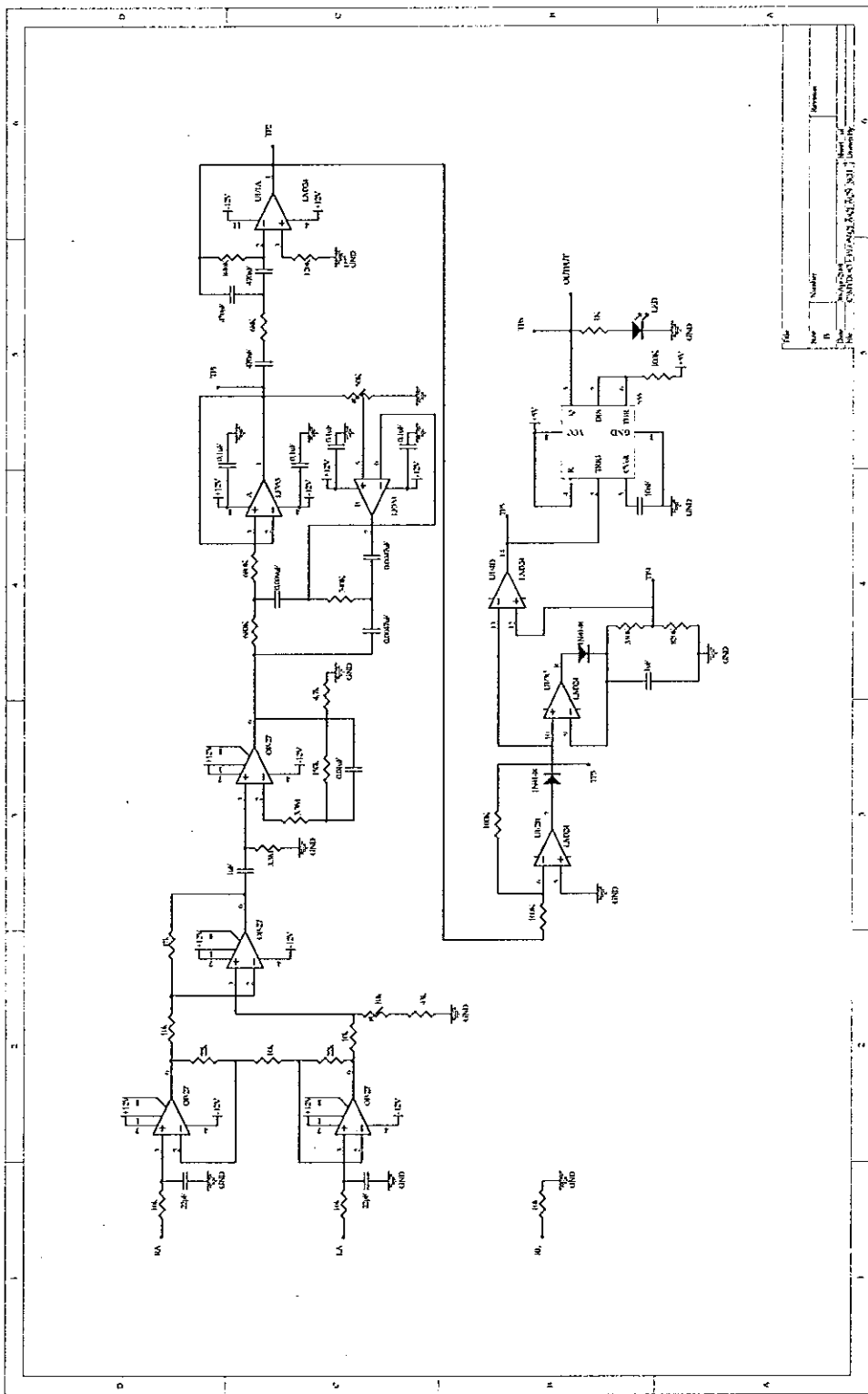
เนื้อหาในบทนี้จะนำเสนอรายละเอียดวิธีการออกแบบและคำนวณค่าพารามิเตอร์ (Parameter) ที่ใช้ในการออกแบบวงจรในสถานีส่งและสถานีรับ ซึ่งประกอบด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ วงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ วงจรถอดรหัสโทรศัพท์ DTMF และวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์

3.1 การออกแบบและสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ดังที่ได้กล่าวรายละเอียดในบทที่แล้วว่า วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยวงจรถ่ายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และวงจรถรวจจับสัญญาณ QRS ซึ่งวงจรถ่ายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยวงจรถ่ายอินสตรูเมนเตชันและวงจรถ่ายความถี่ผ่านแถบ สามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบวงจรและสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังภาพประกอบ 3-1 และแสดงวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังภาพประกอบ 3-2



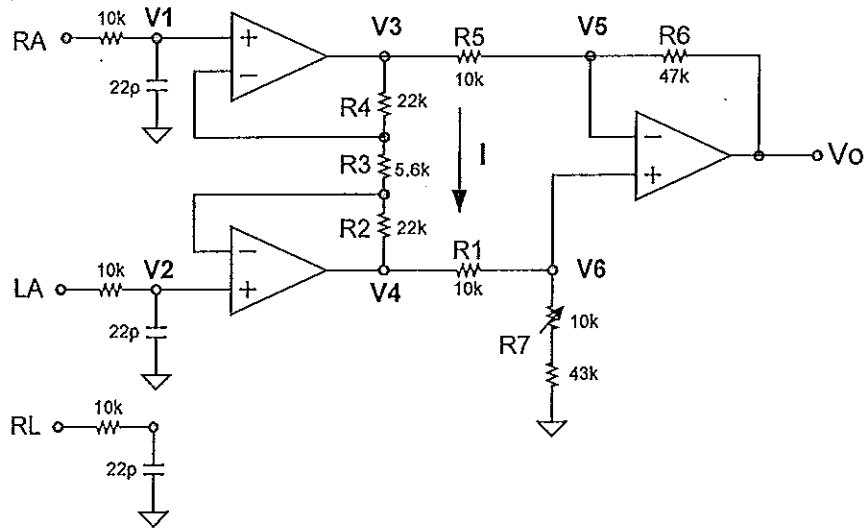
ภาพประกอบ 3-1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบ 3-2 แสดง Schematic diagram ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

No.	Part	Quantity
1	OP07	2
2	2N2222	1
3	10k	10
4	20k	2
5	1k	2
6	100pF	2
7	10k	2
8	100k	2
9	100nF	2
10	4.7k	1
11	100nF	1
12	10k	1
13	100k	1
14	10k	1
15	100k	1
16	10k	1
17	100k	1
18	10k	1
19	100k	1
20	10k	1

3.1.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์



ภาพประกอบ 3-3 แสดงวงจรขยายอินสตรูเมนต์

(Willis J. Tompkins, 1993)

ออกแบบให้วงจรมีอัตราขยายเท่ากับ 40

จากสมการ $A_d = V_o/V_i$ (3.1)เมื่อ A_d คือ อัตราขยาย differential modeแทนค่า $-A_d = 40$ จะได้ $40 = V_o/V_i$ (3.2)

คำนวณค่าพารามิเตอร์ จาก

$$I = (V_1 - V_2)/R_3$$

$$V_3 = V_1 + IR_4 \quad (3.3)$$

$$V_4 = V_2 - IR_2 \quad (3.4)$$

แทนค่า I ลงในสมการ (3.3) และ (3.4)

$$V_3 = V_1 + (V_1 - V_2)R_4/R_3 \quad (3.5)$$

$$V_4 = V_2 - (V_1 - V_2)R_4/R_3 \quad (3.6)$$

จากวงจรจะเห็นว่า

$$V_o = (V_3 - V_4)R_6/R_5 \quad (3.7)$$

แทนสมการ (3.5) ,(3.6) ใน (3.7) ตามลำดับ จะได้

$$V_0 = R_6(1+(2R_4/R_3))/R_5 V_i \quad \text{เมื่อ } V_i = V_1 - V_2$$

$$V_0/V_i = R_6(1+(2R_4/R_3))/R_5 \quad (3.8)$$

แทนสมการ (3.2) ใน (3.8) จะได้

$$40 = R_6(1+(2R_4/R_3))/R_5 \quad (3.9)$$

จากสมการ (3.9) เลือกใช้

$$R_1 = R_5 = 10K$$

$$R_3 = 5.6K$$

$$R_2 = R_4 = 22K$$

$$R_6 = 47K$$

$$R_7 = 43K + R \text{ POT } 10K$$

เลือกใช้ $R_7 = 43K + R \text{ POT } 10K$ เพื่อปรับให้ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio:CMRR) ของวงจรดีที่สุด

คำนวณหาอัตราขยายของวงจรตามที่ยกแบบในสมการ (3.9) จะได้

$$A_d = 47(1+(2(22)/5.6))/10$$

อัตราขยายของวงจร

$$A_d = 41.638$$

3.1.2 วงจรขยายความถี่ผ่านแถบ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชันที่มีอัตราขยาย 40 เท่า แล้ว จะเข้าสู่วงจรขยายความถี่ผ่านแถบโดยยกแบบให้มีอัตราขยาย 25 เท่า เพื่อให้ได้อัตราการขยายรวมของวงจร 1,000 เท่า และตอบสนองความถี่ในช่วง 0.05-100 Hz

วงจรขยายความถี่ผ่านแถบนี้เป็นวงจรผ่านความถี่แบบช่วงกว้าง (Quality factor < 10) เนื่องจาก f_1 ที่ต้องการมีเท่ากับ 0.05 Hz ซึ่งเป็นค่าที่ต่ำมาก สามารถคำนวณหาอัตราตอบสนองความถี่ ดังนี้

$$\text{คำนวณความกว้างของความถี่จากสมการ} \quad B = f_2 - f_1 \quad (3.10)$$

เมื่อ f_2 คือ ความถี่คัตออฟด้านสูง

และ f_1 คือ ความถี่คัตออฟด้านต่ำ

คำนวณค่าพารามิเตอร์จากสมการ $f = 1/2\pi RC$ (3.11)

ออกแบบให้ $f_2 = 100$ Hz และ $f_1 = 0.05$ Hz

คำนวณค่า R_1, C_1 จากสมการ (3.11) จะได้ $f_1 = 1/2\pi R_1 C_1$

แทนค่า $f_1 = 0.05$ Hz $0.05 = 1/2\pi R_1 C_1$

เลือกใช้ $C_1 = 1 \mu F$ และ $R_1 = 3.3 M\Omega$

ดังนั้น $f_1 = 0.048$ Hz

คำนวณค่า R_2, C_2 จากสมการ (3.11) จะได้ $f_2 = 1/2\pi R_2 C_2$

แทนค่า $f_2 = 100$ Hz $100 = 1/2\pi R_2 C_2$

เลือกใช้ $C_2 = 0.01 \mu F$ และ $R_2 = 150 k\Omega$

ดังนั้น $f_2 = 106$ Hz

คำนวณค่า B จากสมการ (3.10) จะได้ $B = 106 - 0.048 = 105.95$ Hz

คำนวณค่า f_c จาก $f_c = B/2$ (3.12)

จะได้ $f_c = 105.95/2 = 52.975$ Hz

คำนวณค่า Quality factor จากสมการ $Q = \omega_c/B$ (3.13)

แทนค่า $Q = 2\pi f_c/B = 2\pi(52.975)/(105.95)$

จะได้ $Q = 3.14$

เนื่องจากวงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขึ้นตามที้ออกแบบไว้มีอัตราการขยายเท่ากับ 41.67 ดังนั้นจึง

ออกแบบวงจรรขยายความถี่ผ่านแถบให้มีอัตราการขยายเท่ากับ $1,000/41.67 = 24$

จากสมการ $GAIN = (1+R_2)/R_3$ (3.14)

แทนค่า $GAIN = 24$ ใน (3.14) $24 = (1+150k)/R_3$

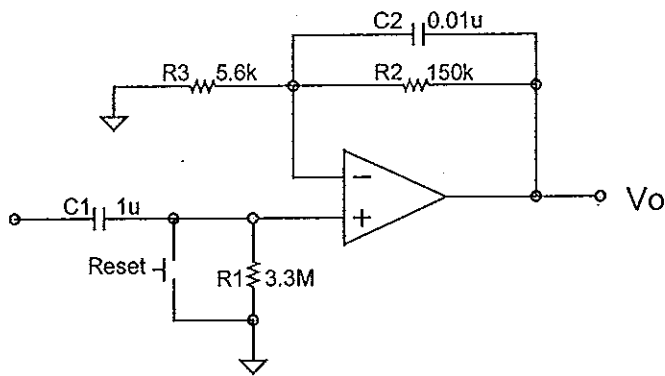
จะได้ $R_3 = 6.25 k\Omega$ เลือกใช้ $R_3 = RPOT 10k\Omega$ เพื่อปรับค่าให้เท่ากับ $6.25 k\Omega$

ดังนั้นอัตราการขยายของวงจรมีค่าเท่ากับ $GAIN = (1+150k)/6.25k$

$GAIN = 24$

อัตราการขยายรวมของวงจร มีค่าเท่ากับอัตราการขยายของวงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขึ้น คุณด้วย

อัตราการขยายของวงจรรขยายความถี่ผ่านแถบตามที้ออกแบบมีค่าเท่ากับ $41.67 \times 24 = 1,000$



ภาพประกอบ 3-4 แสดงวงจรขยายความถี่ผ่านแถบ

3.1.3 วงจรนอกรีฟิลเตอร์ 50 Hz

ออกแบบวงจรนอกรีฟิลเตอร์ให้กรองความถี่ 50 Hz เพื่อลดสัญญาณรบกวน 50 Hz จากไฟฟ้ากระแสสลับ สามารถคำนวณค่าพารามิเตอร์จากสมการ

$$f_c = 1/2\pi R_1 C_1 \quad (3.15)$$

เมื่อ

$$R_1 = R_2 = 2R_3$$

และ

$$C_1 = C_2 = C_3/2$$

ออกแบบวงจรให้ค่า $f_c = 50$ Hz แทนค่าใน (3.15) จะได้

$$50 = 1/2\pi R_1 C_1$$

จะได้

$$R_1 C_1 = 314.286$$

เลือกใช้

$$R_1 = R_2 = 680 \text{ k}\Omega$$

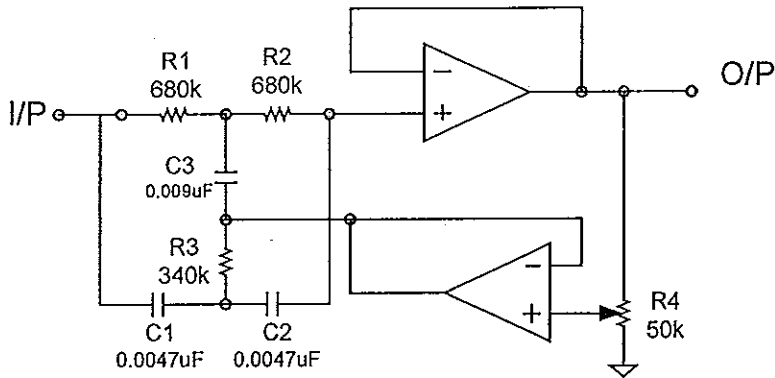
$$R_3 = 340 \text{ k}\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 0.0047 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_3 = 0.009 \text{ }\mu\text{F}$$

และเลือกใช้ $R_4 = \text{RPOT}50\text{K}$ เพื่อใช้ควบคุมการปรับค่าความลาดชันหรือความคม (Sharpness)

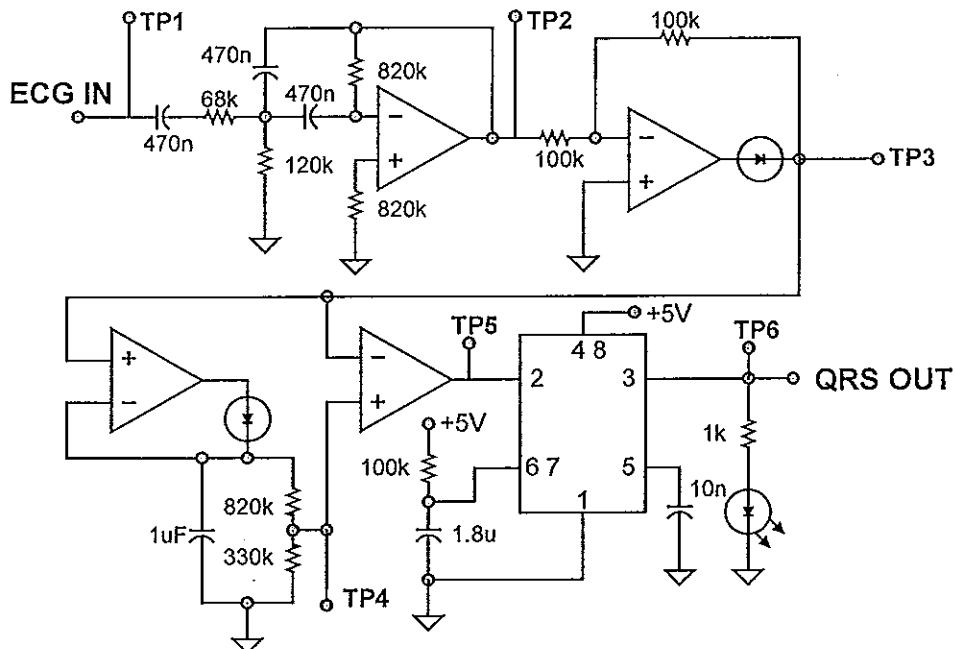
ในการลดทอนสัญญาณของวงจรนอกรีฟิลเตอร์ 50 Hz



ภาพประกอบ 3-5 แสดงวงจรนอตช์ฟิลเตอร์ 50 Hz

3.1.4 วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS

ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณ QRS ซึ่งเป็นพัลส์ (Pulse) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยที่วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS นี้จะประกอบด้วยวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วง, วงจรเรียงกระแสครึ่งคลื่น, วงจรเทรสต์โฮลด์, วงจรคอมพาราเตอร์ และวงจรโมโนสเตเบิล แสดงวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS ดังภาพประกอบ 3-6



ภาพประกอบ 3-6 แสดงวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS

(Willis J. Tompkins, 1993)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ที่จุด TP1) จะนำมาผ่านวงจร QRS Filter เนื่องจากการนับอัตราการเต้นของหัวใจ จะนับจากสัญญาณ QRS ซึ่งในส่วนแรกของวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS จะใช้วงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงเพื่อกรองให้เฉพาะสัญญาณ QRS ที่มีค่าความถี่กลางเท่ากับ 17 Hz และมีแบนด์วิดท์ (Bandwidth) 6 Hz (Willis J. Tompkins, 1993) ผ่านได้เท่านั้น แสดงวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วง ดังภาพประกอบ 3-7 จะได้สัญญาณเอาต์พุตที่จุด TP2 คำนวณค่าพารามิเตอร์ ดังนี้

คำนวณค่า R3 และ C จากสมการ $B = 2/(R3)(C)$ (3.16)

แทนค่า B = 6 Hz จะได้ $R3C = 666.67m$

เลือกใช้ R3 = 820 k Ω และ C = 470 nF

ดังนั้นจะได้ $B = 5.19$ Hz

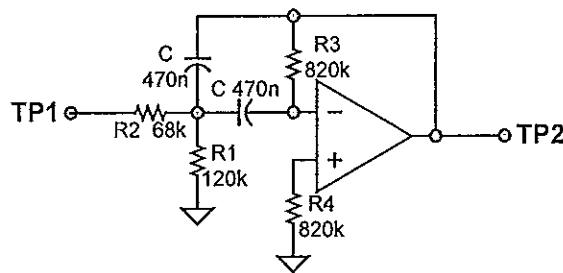
คำนวณค่า R1 และ R2 จากสมการ $\omega c^2 = ((1/R1)+(1/R2)) / (R3C^2)$ (3.17)

แทนค่า $f_c = 17$ Hz, R3, C ใน (3.17) จะได้ $(2\pi(17))^2 = ((1/R1)+(1/R2)) / ((820k)(470n))$

จะได้ $(1/R1)+(1/R2) = 29.6$

เลือกใช้ R1 = 120 k Ω และ R2 = 68 k Ω

และเลือกใช้ R4 = R3 = 820 k Ω เพื่อลดค่า DC Offset ให้ต่ำที่สุด



ภาพประกอบ 3-7 แสดงวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงที่ยอมให้ผ่านเฉพาะสัญญาณ QSR

(Hilburn, John L and Johnson, David E jt., 1983)

จากนั้นสัญญาณ QRS จะถูกเรียงกระแสด้วยวงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น (Half-Wave Rectifier) เพื่อนำสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ (TP3) ไปเปรียบเทียบกับค่าอัตราส่วนของแรงดันเทรชโฮลด์ที่สร้างโดยวงจรเทรชโฮลด์ (Auto Threshold circuit) ซึ่งที่วงจรนี้ แรงดันสูงสุดของสัญญาณ ECG จะถูกประจุโดยตัวเก็บประจุขนาด 1 μ F เพื่อสร้างค่าแรงดันเทรชโฮลด์ และมีตัว

ต้านทาน 820 k Ω กับตัวต้านทาน 330 k Ω ทำการแบ่งค่าแรงดันเทรซโวลต์เป็นแรงดันอ้างอิงทางขาบวกของออป-แอมป์ ในวงจรเปรียบเทียบ (วัดค่าแรงดันอ้างอิงได้ที่จุด TP4) จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณ QRS ที่เข้ามาทางขาลบของออป-แอมป์ซึ่งสัญญาณ QRS จะถูกตรวจจับเมื่อมีแรงดันสูงกว่าแรงดันอ้างอิง และตัวเก็บประจุจะคายประจุเพื่อสร้างแรงดันอ้างอิงค่าใหม่หลังจากเกิดพัลส์ขึ้นทุกพัลส์ ดังนั้นแรงดันอ้างอิงค่าใหม่จะได้จากแรงดันเทรซโวลต์ของสัญญาณพัลส์ลูกก่อน สัญญาณที่ถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าแรงดันอ้างอิงแล้ววัดได้ที่จุด TP5 แล้วนำสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรโมโนสเตเบิล เพื่อป้องกันข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น ซึ่งวงจรนี้จะสร้างพัลส์ขึ้นทุกครั้งที่สามารถตรวจจับสัญญาณ QRS จากวงจรคอมพิวเตอร์ได้ (เอาต์พุตที่จุด TP6) โดยออกแบบให้ค่าอัตราการเดินของหัวใจที่ผ่านได้สูงสุด 300 ครั้งต่อนาที ซึ่งได้ค่าเวลาดำเนินงานมากที่สุด (t_{high}) เท่ากับ $60/300=200$ ms สามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ได้จากสมการ

$$t_{high} = 1.1RC \quad (3.18)$$

แทนค่าใน (3.18) จะได้

$$200m = 1.1RC$$

$$RC = 181.82m$$

เลือกให้ $R = 100k\Omega$ และ $C = 1.8 \mu F$

ซึ่งจำนวนพัลส์ที่เกิดขึ้นจะนำไปขับ LED ให้กะพริบตามจังหวะการเต้นของหัวใจ

3.2 การออกแบบและสร้างวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ (Isolation Power Supply)

วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟทำหน้าที่เป็นแหล่งจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อป้องกันกระแสไฟรั่วไหลที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยโดยใช้หม้อแปลงความถี่สูง แสดวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟดังภาพประกอบ 3-8

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องการแหล่งจ่ายไฟ +12V, -12V, +5V และ -5V ซึ่งใช้ไอซีคุมค่าแรงดัน (voltage regulator) จึงออกแบบหม้อแปลงให้มีขนาดแรงดัน 20V และออกแบบวงจรอะอสเตเบิลมีลติไวเบรเตอร์ด้วยไอซี 555 ให้สร้างสัญญาณความถี่ 20 kHz เพื่อขับหม้อแปลงความถี่สูง สามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของวงจรจากสมการ

$$T = t_{high} + t_{low} = 0.695(R1+2(R2))C \quad (3.19)$$

เมื่อ $f = 20kHz$ จะได้

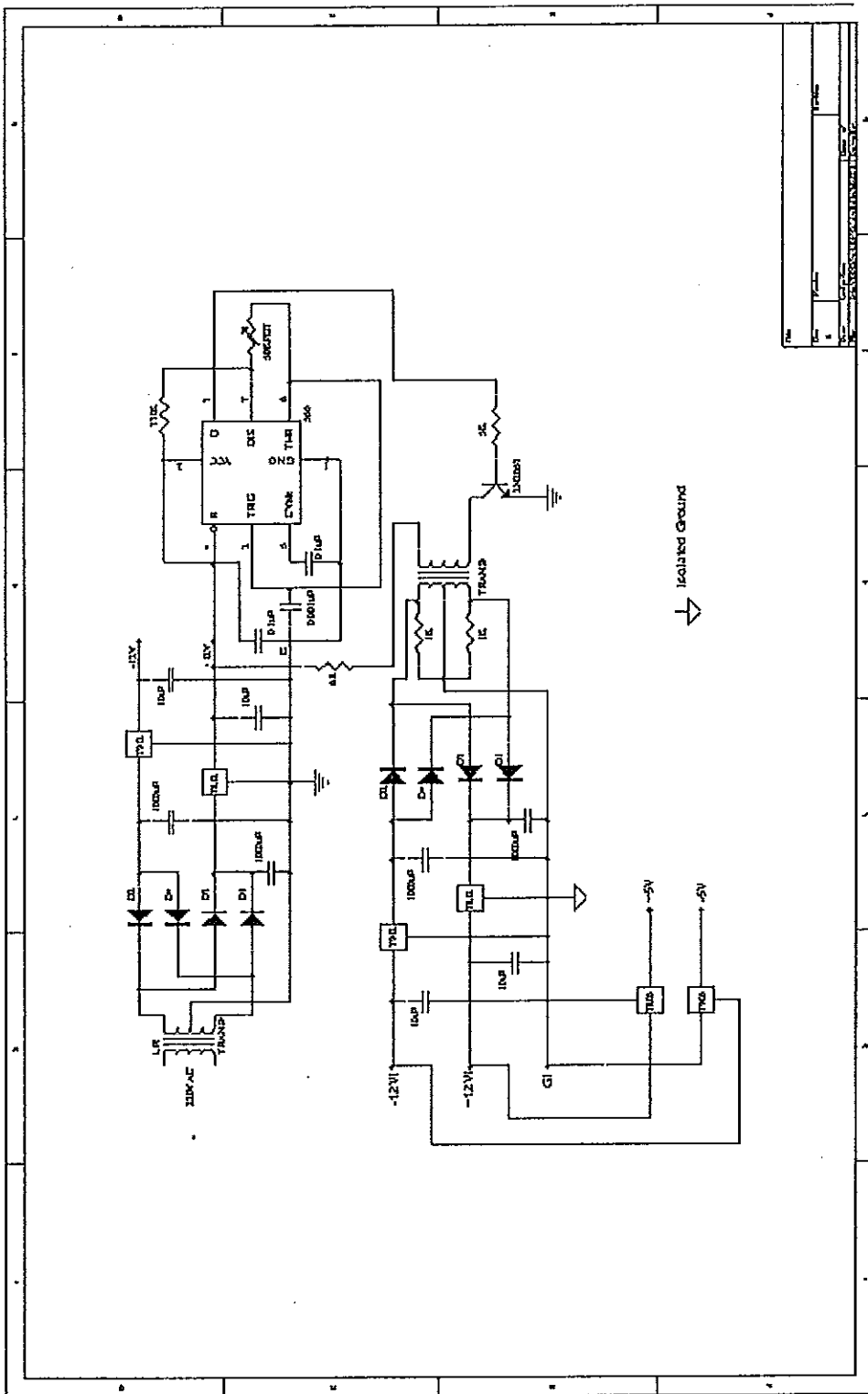
$$T = (1/20k) = 0.05 \text{ ms}$$

แทนค่าในสมการ (3.19)

$$0.05m = 0.695(R1+2(R2))C$$

จะได้ $R2 = 330 \Omega$ $R1 = 3.43 k\Omega$ และ $C = 0.001 \mu F$

เลือกให้ $R2 = 330 \Omega$ $R1 = RPOT50k$ และ $C = 0.001 \mu F$



ภาพประกอบ 3-8 แสดง Schematic diagram ของวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ

คำนวณค่า t_{high} และ t_{low} ตามที่ออกแบบด้วยสมการ

$$t_{high} = 0.695(R1+R2)C \quad (3.20)$$

$$t_{low} = 0.695(R2)C \quad (3.21)$$

แทนค่าในสมการ (3.20) $t_{high} = 0.695(3.43k+330)(0.001\mu)$

จะได้ $t_{high} = 26.1 \mu s$

แทนค่าในสมการ (3.21) $t_{low} = 0.695(3.42k)(0.001\mu)$

จะได้ $t_{low} = 23.8 \mu s$

$$T = 26.1\mu s + 23.8\mu s = 0.05 \text{ ms}$$

การออกแบบหม้อแปลงความถี่สูงโดยใช้คอมพิวเตอร์มี 2 วิธี คือการออกแบบ Ap Approach จะต้องเลือกค่าพารามิเตอร์ J (Current Density) ให้เหมาะสมก่อนแล้วจึงดำเนินการออกแบบ ซึ่งมีความยุ่งยากในการทำงานและต้องใช้เวลามากในการออกแบบ และอีกวิธีคือ วิธีการออกแบบ Kg Approach เป็นการออกแบบโดยการเลือกค่ากำลังงานสูญเสียของ Cu loss (Pcu) ตั้งแต่เริ่มออกแบบ ซึ่งมีความยุ่งยากน้อยกว่าวิธีแรก งานวิจัยนี้จึงเลือกออกแบบหม้อแปลงด้วยวิธี Kg Approach (L.Umanand and S.R.Bhat, 1992) เมื่อกระแสไหลตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีค่าสูงสุดเท่ากับ 36 mA แสดงการคำนวณค่าพารามิเตอร์การออกแบบหม้อแปลงดังนี้

Transformer Specifications

Peak Voltage of coil no. 1 ;	$V_1 = 12 \text{ V}$
Peak Voltage of coil no. 2 ;	$V_2 = 20 \text{ V}$
Peak Voltage of coil no. 3 ;	$V_3 = 20 \text{ V}$
RMS current in coil no. 1 ;	$I_{rms1} = 0.2 \text{ A}$
RMS current in coil no. 2 ;	$I_{rms2} = 0.2 \text{ A}$
RMS current in coil no. 3 ;	$I_{rms3} = 0.2 \text{ A}$
Window utilization ratio of coil no. 1 ;	$\alpha = 0.34$
Window utilization ratio of coil no. 2 ;	$\beta = 0.33$
Window utilization ratio of coil no. 3 ;	$\Gamma = (1 - \alpha - \beta) \Gamma = 0.33$
Converter type factor	$\lambda = 4$
Operating frequency	$f_s = 20 \times 10^3 \text{ Hz}$

Designed Specifications

Maximum flux density ;	$B_{max} = 0.2$	Tesla
Window utilization factor ;	$k_w = 0.3$	
Copper loss ;	$P_{cu} = 0.2$	Watts

$$K_{gr} = \{\rho/\alpha^2\} \left[\frac{\{V_1^2 \times I_{rms1}^2 / \alpha\} + \{V_1^2 \times I_{rms2}^2 / \beta\} + \{V_1^2 \times I_{rms3}^2 / \tau\}}{K \times B_{max}^2 \times f_s^2 \times P_{cu}} \right] \quad (3.22)$$

Required K_{gr} for the given specifications is ; $K_{gr} = 6.137 \times 10^{-15}$ m^5

Core selection

Core selection ; EI19
 K_g parameter for the selected EI core is ; $K_g = 3.238 \times 10^{-13}$ m^5
 (ค่าของ K_g ที่คำนวณได้ต้องมีค่ามากกว่าค่าของ K_{gr})

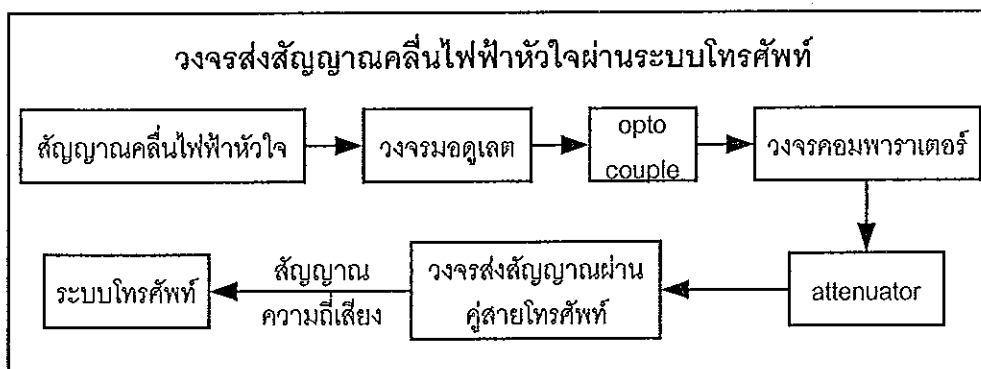
Calculated results

Select wire gauge No. 1 ;	SWG33	
Number of turns ;	$N_1 = 37.5$	turns
Number of turns selected ;	$N_{1s} = 38$	turns
Number of wires ;	$N_{1w} = 1.711$	wires
Number of wires selected ;	$N_{1ws} = 1$	wires
Total wire length ;	$W_{1L} = 1.68$	meters
Core B_{max} ;	$B_{1max} = 0.188$	Tesla
Copper loss ;	$P_{cu1} = 0.027$	Watts
Select wire gauge No. 2 ;	SWG33	
Number of turns ;	$N_2 = 62.5$	turns
Number of turns selected ;	$N_{2s} = 63$	turns
Number of wires ;	$N_{2w} = 1.107$	wires
Number of wires selected ;	$N_{2ws} = 1$	wires
Total wire length ;	$W_{2L} = 2.52$	meters

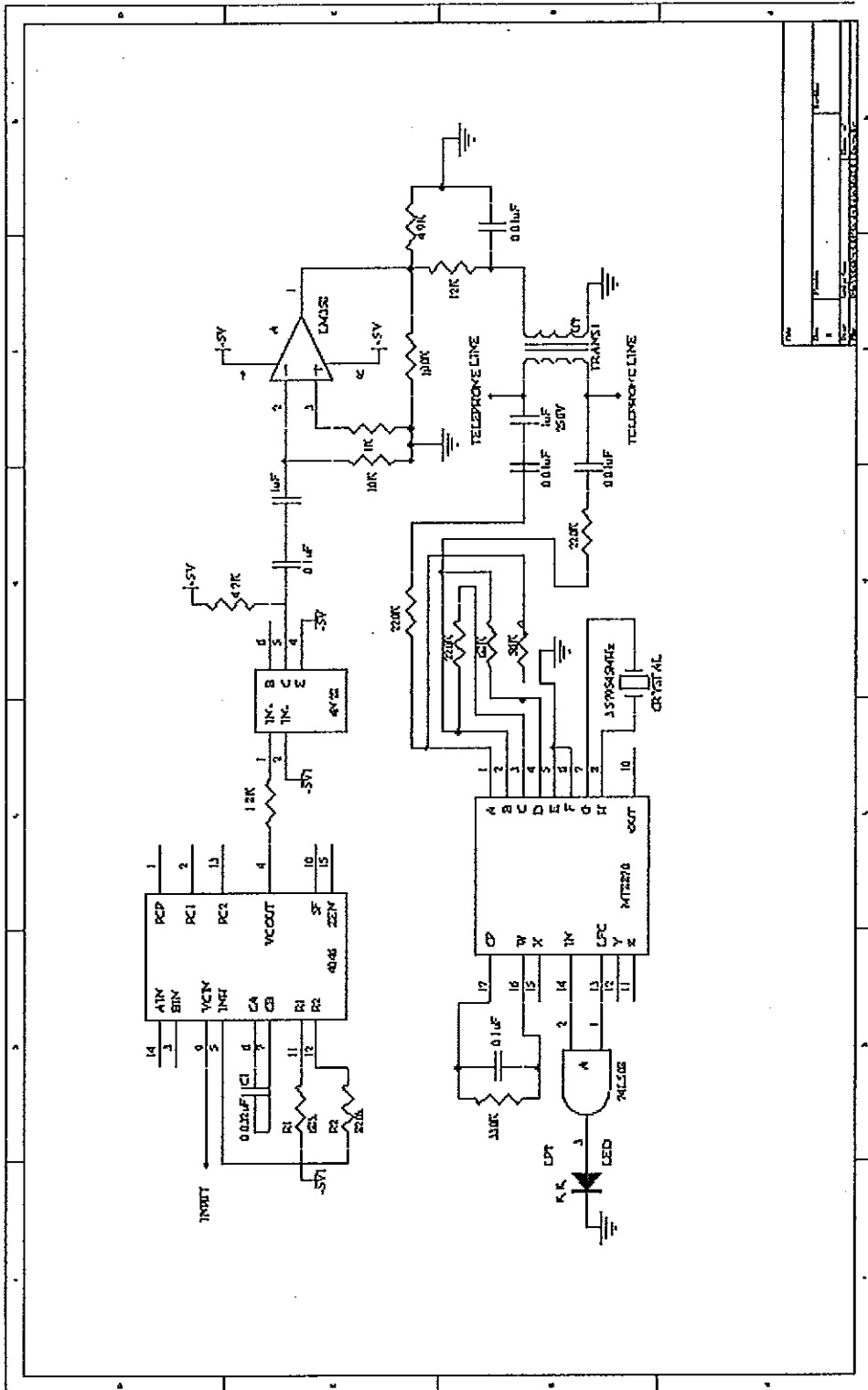
Core B_{max} ;	$B_{2max} = 0.208$	Tesla
Copper loss ;	$P_{cu2} = 0.041$	Watts
Select wire gauge No. 3 ;	SWG33	
Number of turns ;	$N_3 = 62.5$	turns
Number of turns selected ;	$N_{3s} = 63$	turns
Number of wires ;	$N_{3w} = 1.107$	wires
Number of wires selected ;	$N_{3ws} = 1$	wires
Total wire length ;	$W_{3L} = 2.52$	meters
Core B_{max} ;	$B_{3max} = 0.208$	Tesla
Copper loss ;	$P_{cu3} = 0.041$	Watts
Total copper loss	$P_{cut} = P_{cu1} + P_{cu2} + P_{cu3} = 0.11$	Watts

3.3 การออกแบบและสร้างวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

ก่อนที่จะทำการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ ต้องนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาแปลงเป็นสัญญาณความถี่ด้วยวงจรมอดูเลต ทำการแยกสัญญาณด้วยตัวแยกทางแสง แล้วลดทอนสัญญาณให้มีขนาดเล็กลง เพื่อส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์ แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ดังภาพประกอบ 3-9 และแสดงวงจรส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์ที่สถานีส่งดังภาพประกอบ 3-10



ภาพประกอบ 3-9 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์



ภาพประกอบ 3-10 แสดง Schematic diagram ของวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

3.3.1 วงจรมอดูเลต

ออกแบบวงจรมอดูเลตให้แปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าในช่วง $-3V$ ถึง $+3V$ เป็นสัญญาณความถี่ในช่วง $0.5 - 3.5$ kHz โดยใช้วงจรมอดูเลตออสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน เพื่อแปลงแรงดันไฟฟ้าให้เป็นความถี่ในแบบเชิงเส้น (Linear) ซึ่งเลือกใช้ไอซีเบอร์ CD4046 เนื่องจากใช้พลังงานต่ำ และไม่ไปโหลดวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ สามารถคำนวณค่าพารามิเตอร์ดังนี้ (Motorola Semiconductor Technical Data, 1997)

$$\text{จากสมการ} \quad f_{\min} = 1 / R2 (C1 + 32 \text{ pF}) \quad (3.23)$$

$$\text{และสมการ} \quad f_{\max} - f_{\min} = 1 / R1 (C1 + 32 \text{ pF}) \quad (3.24)$$

$$\text{เมื่อ} \quad 10k \leq R1 \leq 1M$$

$$10k \leq R2 \leq 1M$$

$$100\text{pF} \leq C1 \leq 0.01\mu\text{F}$$

$$\text{แทนค่า } f_{\min} = 500 \text{ Hz} \text{ ใน(3.23) จะได้} \quad 500 = 1 / R2 (C1 + 32 \text{ pF})$$

$$0.002 = R2 (C1 + 32 \text{ pF}) \quad (3.25)$$

$$\text{จากสมการ (3.25) เลือกใช้} \quad R2 = 1 \text{ M}\Omega \text{ และ } C1 = 0.002 \mu\text{F}$$

$$\text{แทนค่า } f_{\max} = 3500 \text{ Hz} \text{ ใน(3.24) จะได้} \quad 3500 - 500 = 1 / R1 (C1 + 32 \text{ pF})$$

$$0.0003333 = R1 (C1 + 32 \text{ pF}) \quad (3.26)$$

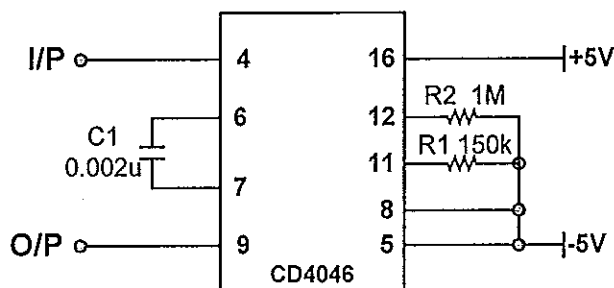
$$\text{จากสมการ (3.26) เลือกใช้} \quad R1 = 150 \text{ k}\Omega \text{ และ } C1 = 0.002 \mu\text{F}$$

$$\text{ดังนั้น ค่าความถี่ต่ำสุดจากการออกแบบ} \quad f_{\min} = 1 / 1M (0.002\mu\text{F} + 32 \text{ pF})$$

$$f_{\min} = 500 \text{ Hz}$$

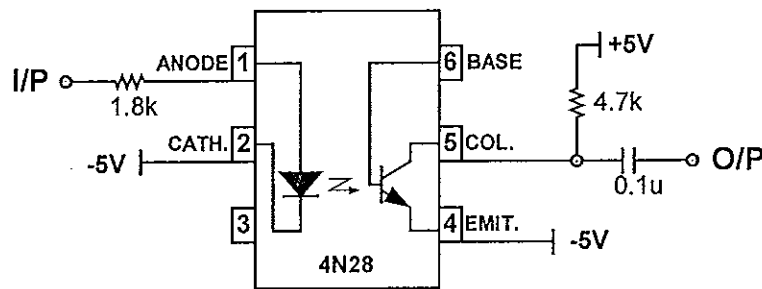
$$\text{และความถี่สูงสุดจากการออกแบบ} \quad f_{\max} = 1 / 150k (0.002\mu\text{F} + 32 \text{ pF}) + 500$$

$$f_{\max} = 3,832 \text{ Hz}$$



ภาพประกอบ 3-11 แสดงวงจรมอดูเลต

การแยกสัญญาณระหว่างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับวงจรในส่วนที่ไม่แยกแหล่งจ่ายไฟ เพื่อป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้ารั่วไหลนั้น ออกแบบโดยเลือกใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อทางแสง ซึ่งถือเป็นวิธีที่เหมาะสมและมีความน่าเชื่อถือสูง จึงเลือกใช้ตัวแยกทางแสง (Opto-isolator) เบอร์ 4N28 ซึ่งมีค่ากระแสขับ LED 2 mA แรงดันอินพุตมีขนาด 6 V จึงเลือกใช้ตัวต้านทานค่า 1.8 k Ω ต่อที่ขาแอนโนด ดังภาพประกอบ 3.12



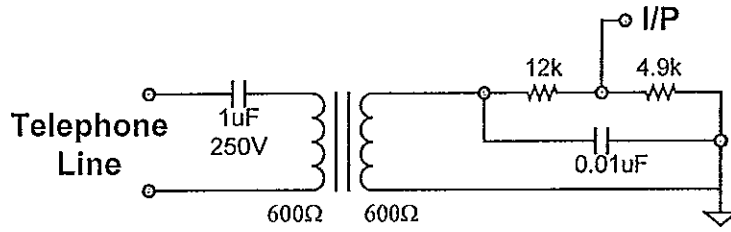
ภาพประกอบ 3-12 แสดงการต่อตัวแยกทางแสงเบอร์ 4N28

สัญญาณความถี่ที่ได้จากวงจรมอดูเลตจะถูกนำเข้าสู่ตัวแยกทางแสงเบอร์ 4N28 เพื่อแยกกราวด์ออกจากกัน แต่สัญญาณเอาต์พุตที่ได้มีลักษณะเป็นฟันเลื่อย จึงต้องส่งเข้าวงจรคอมพาราเตอร์เพื่อปรับรูปสัญญาณเป็นสัญญาณสี่เหลี่ยม ก่อนส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์

3.3.2 วงจรส่งสัญญาณผ่านคู่สายโทรศัพท์

วงจรมีออกแบบเพื่อส่งสัญญาณความถี่ซึ่งแปลงมาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยวงจรมอดูเลต และทำการลดทอนสัญญาณให้มีขนาดไม่สูงเกินไป ก่อนส่งสัญญาณผ่านคู่สายโทรศัพท์

โดยออกแบบให้ตัวเก็บประจุ เป็นตัวป้องกันแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงเข้ามาในวงจรและใช้เป็นตัวส่งผ่านสัญญาณเสียงจากคู่สายโทรศัพท์ สัญญาณเสียงที่ผ่านตัวเก็บประจุ จะเข้าสู่หม้อแปลงซึ่งเป็นหม้อแปลงอิมพีแดนซ์ (Impedance Transformer) 600 โอห์ม ต่อ 600 โอห์ม เพื่อไม่ให้มีการไหลทภายในคู่สายโทรศัพท์มากเกินไป

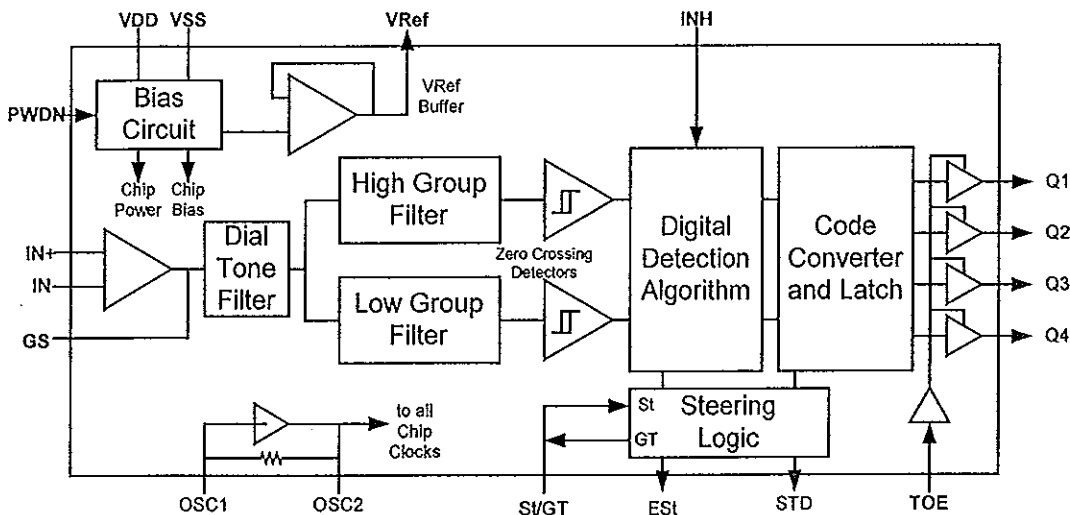


ภาพประกอบ 3-13 แสดงวงจรส่งสัญญาณความถี่ผ่านคู่สายโทรศัพท์

3.4 การออกแบบและสร้างวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

วงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF ออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ MT 8870 ซึ่งแปลงความถี่ทางโทรศัพท์ให้เป็นเลขฐานสองขนาด 4 บิต

โครงสร้างภายในของ MT 8870 ประกอบด้วยวงจรกรองความถี่และวงจรถอดรหัสฟังก์ชันทางดิจิทัล เป็นไอซีที่สร้างโดยใช้เทคโนโลยี ISO²-CMOS ในส่วนของวงจรกรองความถี่ใช้เทคนิคของสวิทช์คาปาซิเตอร์ฟิลเตอร์ สำหรับกรองความถี่สูงและต่ำ ส่วนวงจรถอดรหัสใช้เทคนิคการนับทางดิจิทัลเพื่อตรวจจับและถอดรหัสทั้ง 16 ความถี่ ออกเป็นเลขฐานสองขนาด 4 บิต และเช็คช่วงเวลาที่สำคัญเข้ามา ส่วนภาคอินพุตเป็นออป-แอมป์ ซึ่งสามารถปรับอัตราขยายได้โดยต่ออุปกรณ์ภายนอกเอาต์พุตเป็นวงจรแลตช์ 3 สถานะ



ภาพประกอบ 3-14 แสดงโครงสร้างภายในของ MT8870

MT8870 ประกอบด้วยฟังก์ชันการทำงานภายใน 5 ส่วน คือ ภาคกรองความถี่, ภาคถอดรหัส, ภาคตรวจสอบสัญญาณ, ภาคขยายสัญญาณความแตกต่าง และภาคกำเนิดความถี่

3.4.1 ภาคกรองความถี่ (Filter section)

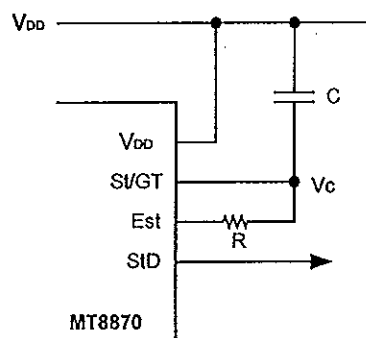
ส่วนนี้จะแยกสัญญาณ DTMF ที่เข้ามาออกเป็น 2 กลุ่มความถี่ คือช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ โดยใช้วงจรกรองแถบความถี่อันดับ 6 ชนิดคาปาซิเตอร์ (six-order switched capacitor band pass filter)

3.4.2 ภาคถอดรหัส (Decoder section)

ทำหน้าที่ถอดรหัสความถี่ที่ผ่านการกรองแล้วออกเป็นตัวเลข โดยใช้เทคนิคการนับแบบดิจิทัล และมีการตรวจสอบความถี่ที่เข้ามาว่าเป็นความถี่มาตรฐาน DTMF หรือไม่ เพื่อป้องกันความถี่อื่นเข้ามาผสม เมื่อผ่านการตรวจสอบและพบว่าถูกต้องแล้ว สัญญาณที่ขา Est (early steering) ก็จะถูกเปิด (Active)

3.4.3 ภาคตรวจสอบสัญญาณ (Steering circuit)

ก่อนที่จะมีการถอดรหัสความถี่ออกไปที่เอาต์พุต จะมีการตรวจสอบช่วงความถี่ที่เข้ามา โดยสังเกตจากระยะเวลากการกดปุ่มโทรศัพท์ ซึ่งต้องกดปุ่มให้มีความถี่ออกมาเป็นช่วงเวลาพอสมควร มิฉะนั้นวงจรนี้จะถือว่าสัญญาณไม่ถูกต้อง สัญญาณที่ขา Est จะเป็น high นานเท่ากับช่วงเวลาที่มีความถี่ DTMF เข้ามา จากภาพประกอบ 3-15 เมื่อขา Est เป็น high ทำให้ Vc สูงขึ้น ตัวเก็บประจุ C จะคายประจุ ทำให้แรงดัน Vc สูงขึ้นจนถึงค่าเทรชโฮลด์ วงจรถอดรหัสจึงจะถอดรหัสออกเป็นตัวเลขขนาด 4 บิต



ภาพประกอบ 3-15 แสดงวงจรตรวจสอบสัญญาณอย่างง่าย

3.4.4 ภาคขยายสัญญาณความแตกต่าง (Differential input)

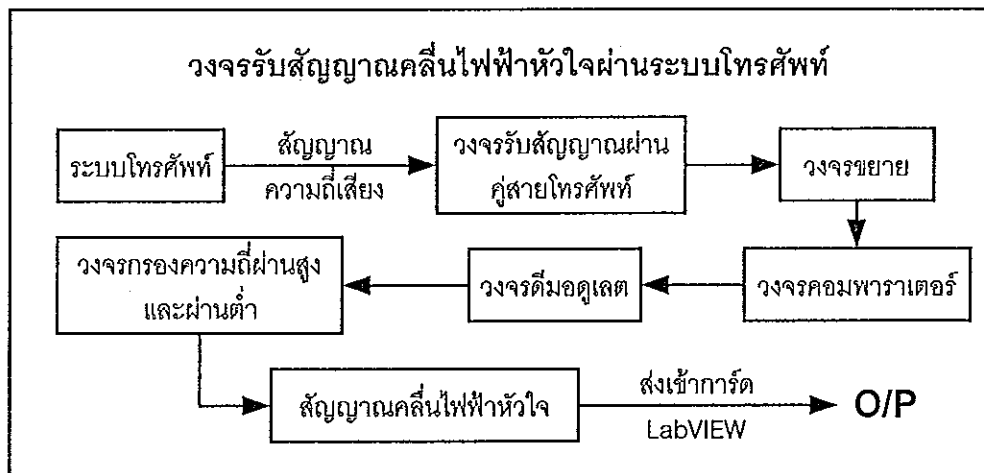
วงจรส่วนอินพุตของ MT8870 สามารถปรับอัตราขยายโดยต่อวงจรภายนอกเพิ่ม

3.4.5 ภาคกำเนิดความถี่ (Oscillator)

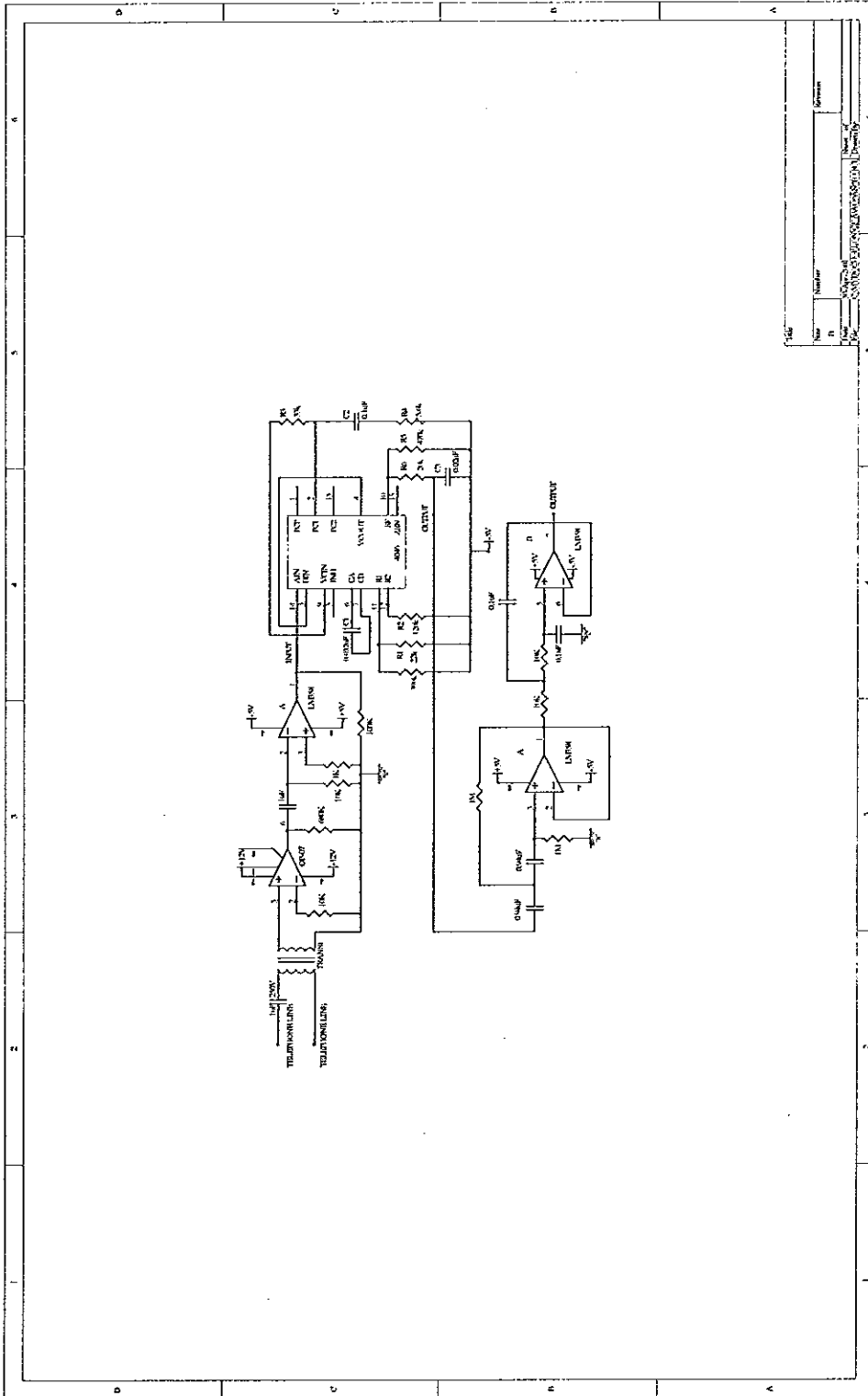
MT8870 จะมีวงจรเวลาอยู่ภายใน เพียงแค่ต่อแร่คริสตอล (Crystal) ขนาด 3.579545 MHz ก็สามารถใช้งานได้ทันที สำหรับรายละเอียดเพิ่มเติมของไอซีเบอร์ MT8870 สำหรับการออกแบบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF จะแสดงไว้ในส่วนของวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ ในภาพประกอบ 3-10

3.5 การออกแบบและสร้างวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

สัญญาณที่รับได้จากโทรศัพท์ที่สถานีรับ เป็นสัญญาณความถี่ขนาดประมาณ 0.5 V ซึ่งมีขนาดเล็กและมีสัญญาณรบกวน จึงต้องนำสัญญาณความถี่ที่ได้ มาเข้าวงจรขยายเพื่อทำการขยายสัญญาณก่อน แล้วปรับรูปสัญญาณด้วยวงจรคอมพาราเตอร์ แล้วจึงส่งสัญญาณไปยังวงจรมอดูเลตเพื่อแปลงสัญญาณความถี่กลับเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กำจัดความถี่ที่ไม่ต้องการออก ด้วยวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ดังภาพประกอบ 3-16 แสดงวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์ที่สถานีรับดังภาพประกอบ 3-17



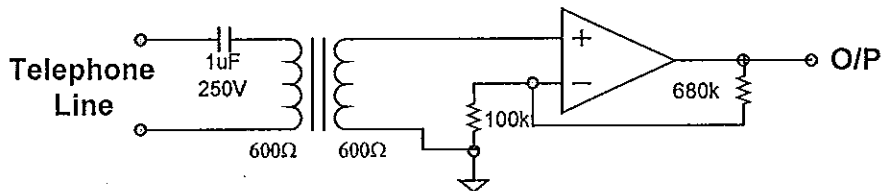
ภาพประกอบ 3- 16 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์



ภาพประกอบ 3-17 แสดง Schematic diagram ของวงจรปรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์

3.5.1 วงจรรับสัญญาณผ่านคู่สายโทรศัพท์และวงจรถยาย

วงจรมีลักษณะการออกแบบให้รับสัญญาณความถี่ผ่านทางคู่สายโทรศัพท์ โดยออกแบบเช่นเดียวกับวงจรส่งสัญญาณความถี่ผ่านทางคู่สายโทรศัพท์ในสถานีส่ง แต่ออกแบบให้เป็นการรับสัญญาณแทนการส่งสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-18 แสดงวงจรรับสัญญาณความถี่ผ่านคู่สายโทรศัพท์และวงจรถยาย

วงจรถยายออกแบบให้ขยายสัญญาณความถี่ที่ได้รับจากระบบโทรศัพท์ โดยใช้วงจรถยายไม่กลับขั้วสัญญาณ (Noninverting Amplifier) โดยมีสมการคำนวณค่าพารามิเตอร์ดังนี้

$$V_o = (1 + (R_2)/(R_1))V_s \quad (3.27)$$

ออกแบบให้ $V_o = 4$ แทนค่าในสมการจะได้ $4 = (1 + (R_2)/(R_1))V_s$

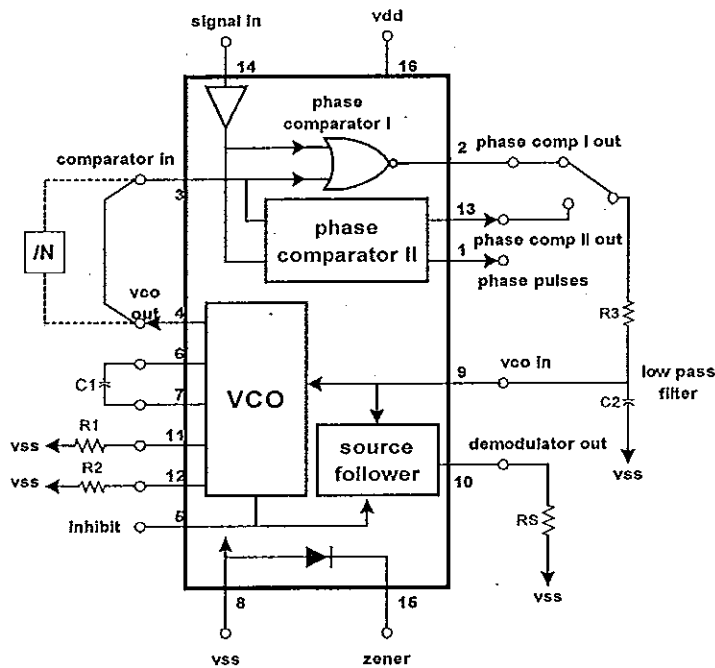
เมื่อ $V_s = 0.5V$ เลือกใช้ $R_2 = 680k\Omega$ และ $R_1 = 100k\Omega$

3.5.2 วงจรดีมอดูเลต

ออกแบบให้แปลงสัญญาณความถี่ซึ่งรับมาจากระบบโทรศัพท์ในช่วง 0.5-3.5 kHz เป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าในช่วง -3V ถึง +3V โดยใช้หลักการของเฟสล็อกกลูป ออกแบบวงจรโดยใช้ไอซีเบอร์ CD4046 และคำนวณค่าพารามิเตอร์เช่นเดียวกับวงจรมอดูเลต ซึ่งมีช่วงความถี่เดียวกัน จึงเลือกใช้ $R_1 = 150 k\Omega$, $C_1 = 0.002 \mu$ และ $R_2 = 1 M\Omega$

- ไอซีเฟสล็อกกลูปเบอร์ 4046

ภายในประกอบด้วยวงจรผลิตความถี่ควบคุมด้วยแรงดันแบบลีเนียร์กำลังต่ำ (low power, linear VCO), แหล่งจ่ายตาม (Source follower), ซีเนอร์ไดโอด และวงจรถ่ายเทียบเฟส 2 วงจร ซึ่งใช้สัญญาณอินพุตเดียวกันและมีอินพุตต่อร่วมกันอยู่ ถ้าสัญญาณมีขนาดมากพอก็สามารถป้อนเข้ามาได้โดยตรง แต่ถ้ามีขนาดเล็กจะต้องทำการขยายก่อนแล้วคัปปลิ่งผ่านตัวเก็บประจุมาเข้าวงจร แสดงส่วนประกอบภายนอกของไอซีเบอร์ 4046 ดังภาพประกอบ 3-19



ภาพประกอบ 3-19 แสดงบล็อกไดอะแกรมและส่วนประกอบภายนอกของไอซีเบอร์ 4046

ส่วนเปรียบเทียบเฟสวงจรถูกที่ 1 จะใช้เอ็กซ์คลูซีฟออร์เกท (exclusive OR gate) ซึ่งเอาต์พุตจากส่วนนี้จะเป็นสัญญาณดิจิทัล (ที่จุด PHASE COMP I OUT ขา 2) ซึ่งมีการเลื่อนเฟสไป 90° ที่ความถี่กลางของวงจรรอสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดันระหว่างสัญญาณอินพุตและสัญญาณเปรียบเทียบ (ซึ่งสัญญาณทั้งคู่มีดีวตีไซเคิล 50%) วงจรจะล็อกความถี่ได้ตั้งแต่เมื่อความถี่ของสัญญาณอินพุตเริ่มเข้าใกล้ฮาร์โมนิคของความถี่ที่กลางของวงจรรอสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน การกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรมีผลดีมาก เมื่ออินพุตที่ขา 3 และขา 14 เป็นคลื่นสี่เหลี่ยม แต่จะให้ช่วงการจับความถี่ (capture range) ที่แคบ

ส่วนเปรียบเทียบเฟสวงจรถูกที่ 2 มีหน่วยความจำดิจิทัลใช้การทริกที่ขาของสัญญาณซึ่งเอาต์พุตที่ได้จากการตรวจจับจะเป็นสัญญาณดิจิทัล (ที่ PHASE COMP II OUT ขา 13) และมีสัญญาณที่แสดงการล็อกความถี่ของวงจรมีลักษณะเป็นพัลส์ (phase pulse) ระหว่างสัญญาณขาเข้าและสัญญาณที่เข้าส่วนเปรียบเทียบเฟส ค่าการเลื่อนเฟส (Phase Shift) จะเป็น 0° ทำให้ใช้กับสัญญาณธรรมชาติหรือคลื่นที่มีลักษณะไม่สมมาตรได้ที่ขา 3 และขา 14 ดังนั้นจึงมีช่วงการจับความถี่ที่กว้าง

สัญญาณจากวงจรรอสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน (ที่จุด VCO OUT) จะมีความถี่ตามแรงดันที่ขา 9 (VCO IN) และตัวเก็บประจุระหว่างขา 6 และ 7 (C1 A และ C1 B) ตาม

ลำดับและตัวต้านทาน R1,R2 ที่ขา 11 และ 12 สำหรับตัวต้านทาน R2 เป็นตัวกำหนดความถี่ทำงานต่ำสุด เอาต์พุตที่ได้จากวงจรรอซซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดันขา 4 (VCO OUT) จะเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่สมมาตรกัน

แหล่งจ่ายตามซึ่งเป็นเอาต์พุตของ VCO IN (DEMODULATOR OUT) จะทำงานร่วมกับตัวต้านทานภายนอกซึ่งมีค่า 10 กิโลโอห์มหรือมากกว่า เมื่อมีค่าที่ยับยั้ง (INHIBIT) อินพุตจะตัดวงจรรอซซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน และแหล่งจ่ายตามออกเพื่อให้มีการกินกำลังน้อยที่สุด

ขา 9 จะมีอินพุตอิมพีแดนซ์ที่สูงมากๆ ทำให้สามารถต่อกับแหล่งจ่ายที่มีอิมพีแดนซ์สูงได้ สำหรับแหล่งจ่ายตามภายในนั้นจะให้เอาต์พุตแก่ภายนอกตามแรงดันที่ขา 9 โดยมีขา 5 (inhibit) คอยควบคุมการทำงานทั้งวงจรรอซซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดันและแหล่งจ่ายตาม

3.5.3 วงจรรองความถี่ผ่านต่ำ

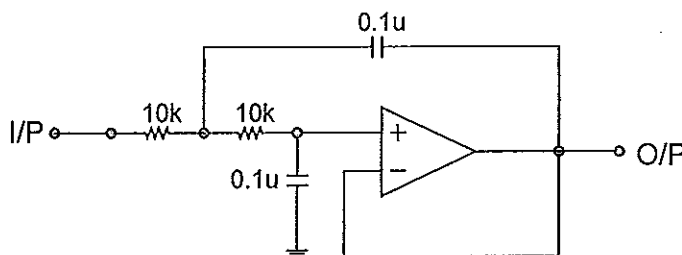
ออกแบบวงจรรองความถี่ผ่านต่ำให้มีความถี่คัตออฟ 100 Hz และให้อัตราการขยายเท่ากับ 1 สามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ดังนี้

จากสมการ $f_c = 1/(2\pi RC)$ (3.27)

เมื่อ f_c คือ ความถี่คัตออฟ

แทนค่า $f_c = 100$ Hz ใน (3.27) จะได้ $100 = 1/(2\pi RC)$

เลือกใช้ $R = 10$ k Ω และ $C = 0.1$ μ F



ภาพประกอบ 3-20 แสดงวงจรรองความถี่ผ่านต่ำ

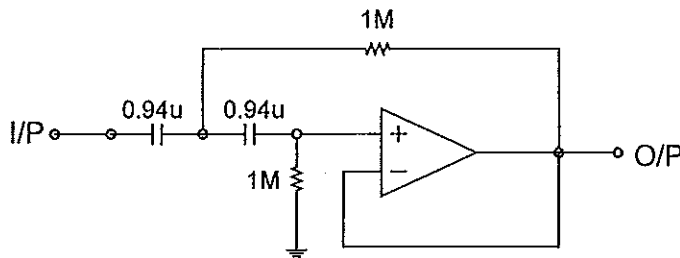
3.5.4 วงจรรองความถี่ผ่านสูง

ออกแบบวงจรรองความถี่ผ่านสูงให้มีค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 0.2 Hz และให้อัตราการขยายเท่ากับ 1 โดยคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ R และ C ได้จากสมการ (3.27)

$$f_c = 1/(2\pi RC) \quad (3.27)$$

แทนค่า $f_c = 0.2 \text{ Hz}$ จะได้ $0.2 = 1/(2\pi RC)$

เลือกใช้ $R = 1\text{M}\Omega$ และ $C = 0.94 \mu\text{F}$



ภาพประกอบ 3-21 แสดงวงจรกรองความถี่ผ่านสูง

3.6 การสร้างบอร์ดวงจร

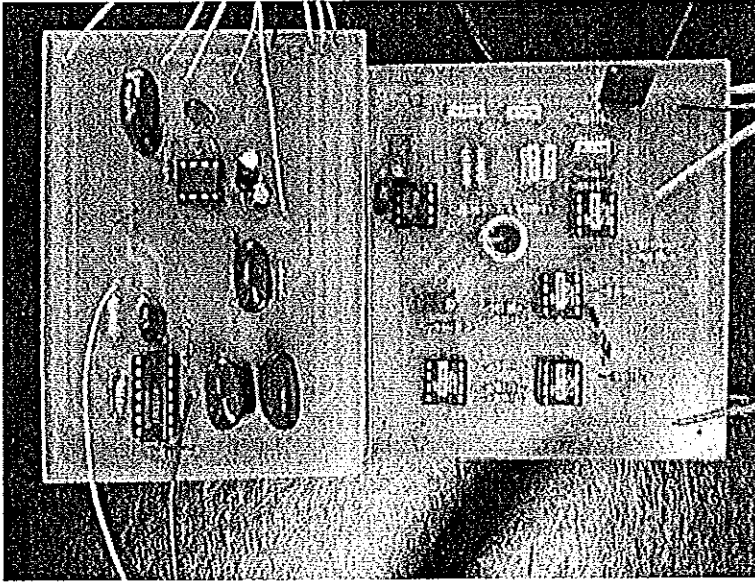
ผู้วิจัยได้สร้างบอร์ดวงจรตามที่ออกแบบ โดยแบ่งเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนสถานีส่งและส่วนสถานีรับ

-สถานีส่ง ประกอบด้วยบอร์ดวงจร 4 บอร์ดหลัก ดังนี้

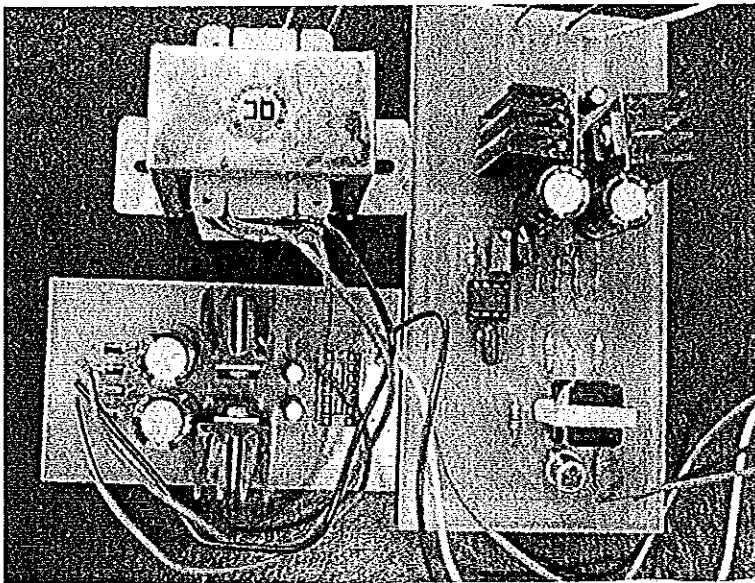
- 1.บอร์ด PCB1 คือวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 2.บอร์ด PCB2 คือวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS
- 3.บอร์ด PCB3 คือวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ
- 4.บอร์ด PCB4 คือวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ และวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

รหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

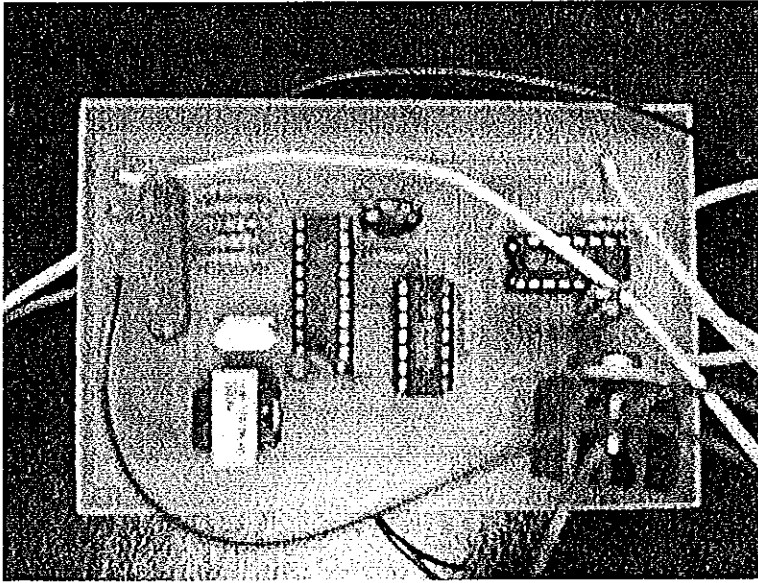
แสดงบอร์ดวงจรทั้ง 4 บอร์ดหลักในส่วนของสถานีส่ง ดังภาพประกอบ 3-22 ถึง 3-24



ภาพประกอบ 3-22 แสดงบอร์ด PCB1 และ PCB2 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

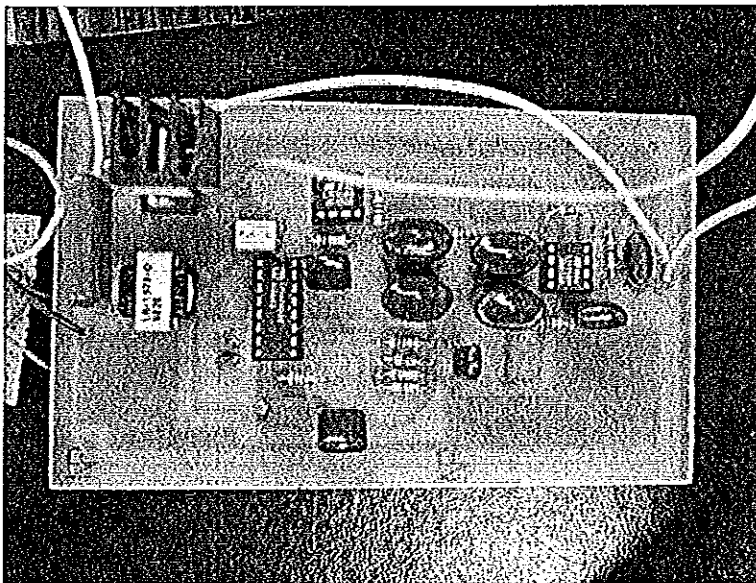


ภาพประกอบ 3-23 แสดงบอร์ด PCB3 วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ



ภาพประกอบ 3-24 แสดงบอร์ด PCB4 วงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

-สถานีรับ จะมีบอร์ดวงจร PCB5 เพียงบอร์ดเดียว คือวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ ซึ่งประกอบด้วยวงจรมายสัญญาณ, วงจรคอมพาราเตอร์, วงจรดีมอดูเลต และวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ แสดงบอร์ดวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ดังภาพประกอบ 3-25



ภาพประกอบ 3-25 แสดงบอร์ด PCB5 วงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

บทที่ 4

การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เนื้อหาในบทนี้จะนำเสนอรายละเอียดวิธีการออกแบบและพัฒนาแอปพลิเคชันสำหรับใช้ในการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหลังจากผ่านวงจรต่างๆในส่วนของฮาร์ดแวร์มาแล้ว โดยการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้นั้น ป้อนผ่านการ์ด LabVIEW รุ่น PCI-6024E มีคุณสมบัติคือ 16 อินพุตแอนาล็อก, 12-bit resolution และอัตราการซิกตัวอย่าง (Sampling rate) 200 ksamples/s เพื่อนำไปแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ และแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือซึ่งรองรับระบบโทรศัพท์มือถือแบบรังผึ้งรุ่นที่ 3

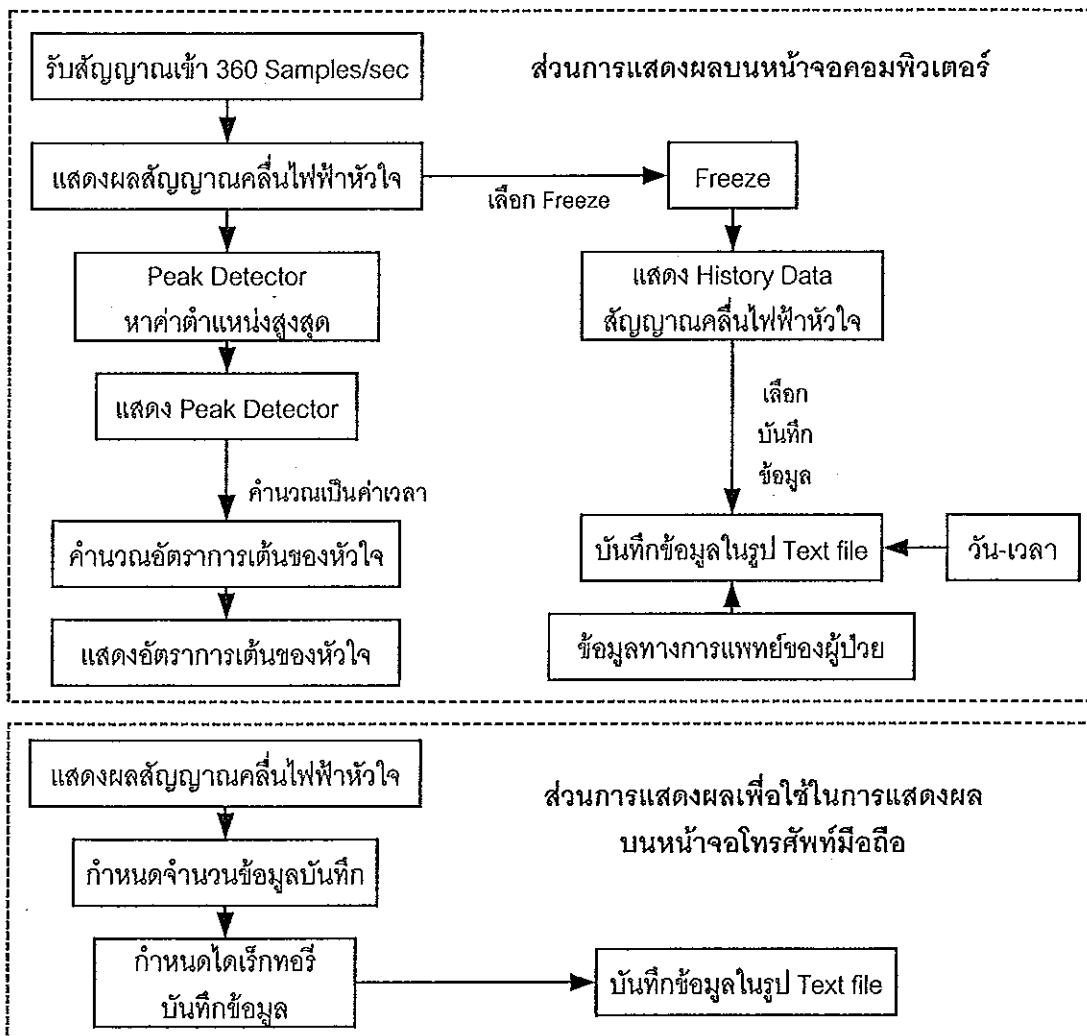
4.1 การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

โปรแกรมที่ใช้ในการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่สถานีรับคือโปรแกรม LabVIEW เนื่องจากโปรแกรมนี้อาศัยฟังก์ชันการทำงานหลากหลาย โดยเฉพาะฟังก์ชันการทำงานด้านอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งมีความสะดวกต่อการพัฒนาและยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้อย่างกว้างขวางต่อไป

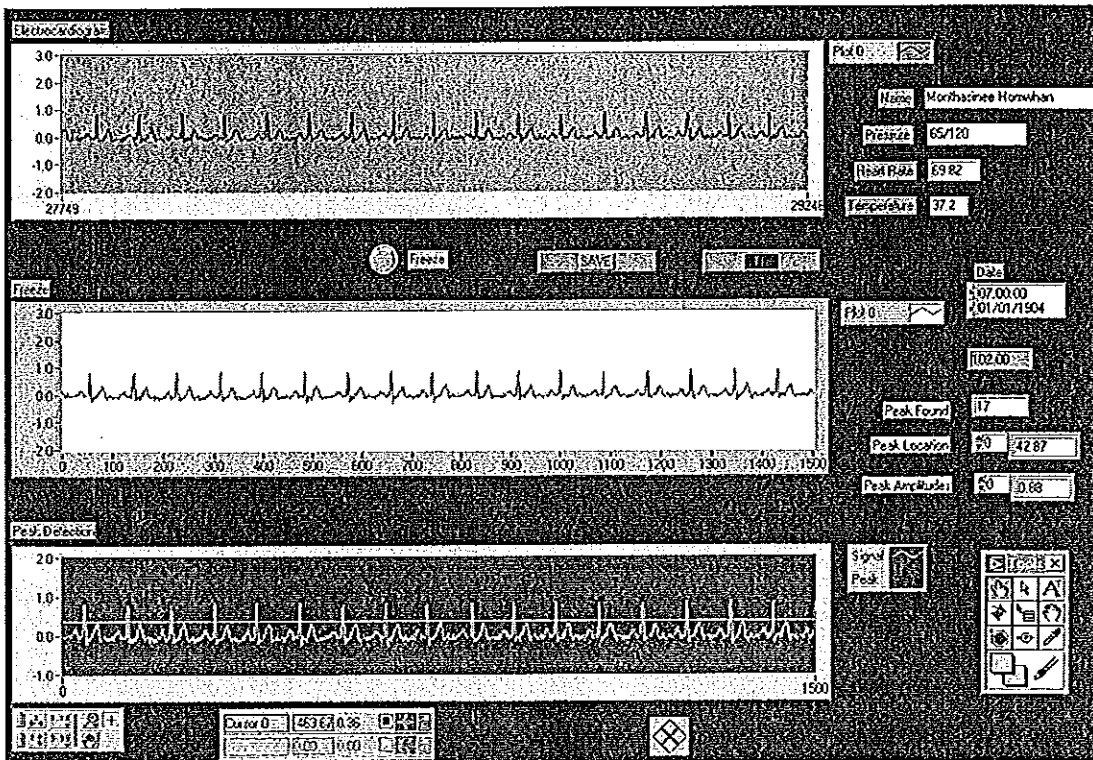
4.1.1 การออกแบบการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ จะทำการแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีขนาดประมาณ 1 โวลต์ และมีอัตราการเดินของหัวใจในช่วง 30 - 300 ครั้งต่อนาที จึงออกแบบโปรแกรมให้มีค่าอัตราการซิกตัวอย่าง 360 samples/sec. เพื่อความเหมาะสมในการวิเคราะห์รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติทั่วไปที่อัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที ได้ประมาณ 8 รูปคลื่น โดยออกแบบให้แสดงผลรูปสัญญาณตามเวลาจริงในรูปแบบของกราฟหน้าจอละ 3,000 จุด จะทำการออกแบบโปรแกรม 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นการออกแบบเพื่อแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ณ สถานีรับ ซึ่งถูกออกแบบให้แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง ออกแบบให้สามารถฟรีซ (Freeze) เพื่อหยุดดูรูปคลื่นสัญญาณขณะที่ต้องการได้ ซึ่งเป็นฟังก์ชัน (Function) การทำงานที่มีในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไป และออกแบบให้สามารถคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้วิธีการตรวจจับค่ายอด (Peak Detection) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุกๆ 3,000 จุด เพื่อคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ

ใจใน 1 นาที ส่วนที่สองจะออกแบบโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้บันทึกข้อมูลเพื่อใช้ในการแสดงผลรูปคลื่นสัญญาณบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือต่อไป ซึ่งสามารถแสดงหลักการโดยรวมของการออกแบบและแสดงหน้าจอการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ดังภาพประกอบ 4-1 และ ภาพประกอบ 4-2 ตามลำดับ ส่วน Diagram การออกแบบโปรแกรมแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ แสดงในภาคผนวก ก1



ภาพประกอบ 4-1 แสดงหลักการทำงานโดยรวมของการออกแบบการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบ 4-2 แสดงหน้าจอแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์
ด้วยโปรแกรม LabVIEW

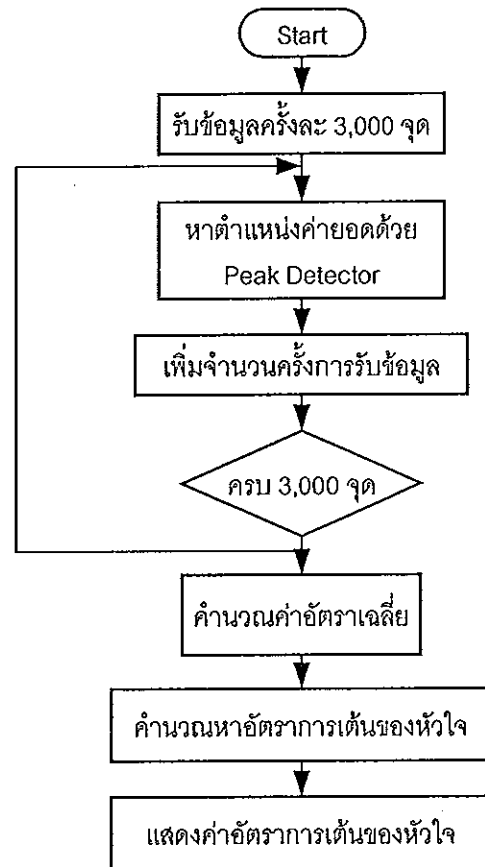
4.1.2 การออกแบบการฟรีซ (Freeze) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทันทีทันใด

การฟรีซรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำได้โดยการเลือกกดปุ่ม Freeze บนหน้าจอแสดงผล ขณะที่ถูกกดปุ่ม Freeze โปรแกรมจะนำ History Data ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงในขณะนั้นจำนวน 3,000 จุด มาแสดงในรูปแบบของกราฟ นอกจากการแสดงผลรูปคลื่นสัญญาณขณะทำการฟรีซแล้ว ยังออกแบบให้สามารถทำการบันทึกข้อมูลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และข้อมูลทางการแพทย์ของผู้ป่วยได้แก่ ชื่อ-นามสกุล, อุณหภูมิ, แรงดัน, วันเวลา และอัตราการเต้นของหัวใจ โดยที่ข้อมูลทั้งหมดจะถูกเก็บในรูปแบบของไฟล์ Text

4.1.3 การออกแบบการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ

การคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ ออกแบบโดยการใช้วิธีตรวจจับค่ายอดของรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยฟังก์ชัน Peak Detector ที่สามารถตรวจจับสัญญาณได้ทั้งค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด โดยใช้ฟังก์ชันนี้ในการหาค่าระยะห่างระหว่างตำแหน่งสูงสุด 2 ตำแหน่ง แสดงดังภาพประกอบ 4-4 แล้วคำนวณหาอัตราเฉลี่ย จากจำนวนรูปคลื่นสัญญาณทุกๆ 3,000 จุด เพื่อนำ

ไปคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจในเวลา 1 นาที แสดงหลักการในการออกแบบการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจด้วยวิธีตรวจจับค่ายอด ดังภาพประกอบ 4-3



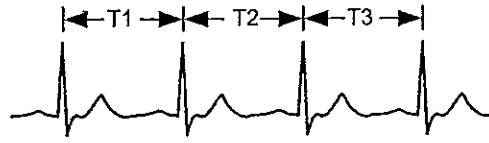
ภาพประกอบ 4-3 แสดงหลักการในการออกแบบการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจด้วยฟังก์ชัน Peak Detector

คำนวณหาค่าอัตราเฉลี่ยค่าตำแหน่งสูงสุดทุก 3,000 จุดได้จากสมการ

$$\text{Average rate} = \frac{\sum_{i=1}^n T_i^n}{N}$$

เมื่อ T คือ คาบเวลาของการตรวจจับค่ายอด

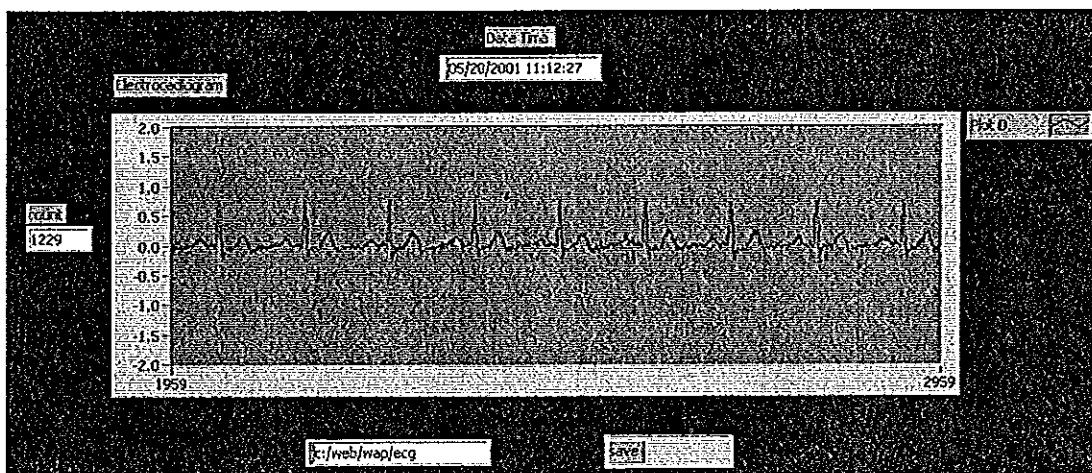
N คือ จำนวนค่าตำแหน่งสูงสุดทั้งหมด



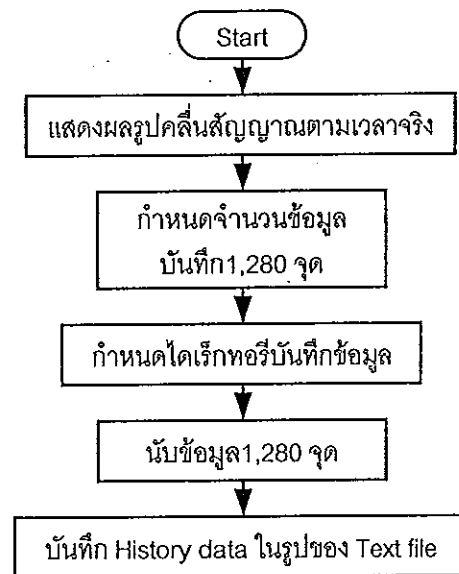
ภาพประกอบ 4-4 แสดงคาบเวลาของการตรวจจับค้ายอด

4.1.4 การออกแบบการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือตามที่ออกแบบไว้ นั้นจำเป็นต้องใช้ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่ในรูป Text file อย่างน้อย 1,280 ข้อมูล (รายละเอียดเกี่ยวกับการแสดงผลบนโทรศัพท์มือถือจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป) จึงได้ทำการออกแบบโปรแกรม LabVIEW ให้สามารถบันทึกข้อมูลได้ครั้งละ 1,280 ข้อมูล ในรูปของ Text file และออกแบบให้สามารถเปลี่ยนค่าของจำนวนข้อมูลได้สะดวกเพื่อความเหมาะสม หน้าจอกราฟแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและหลักการในการออกแบบสำหรับการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงดังภาพประกอบ 4-5 และ 4-6 ตามลำดับ ส่วน Diagram การออกแบบโปรแกรมการแสดงผลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือแสดงในภาคผนวก ก2



ภาพประกอบ 4-5 แสดงหน้าจอกราฟการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสำหรับการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ



ภาพประกอบ 4-6 แสดงหลักการในการออกแบบการกำหนดจำนวนข้อมูลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

4.2 การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ พัฒนาขึ้นเพื่อรองรับระบบโทรศัพท์มือถือแบบรังผึ้งรุ่นที่ 3 ซึ่งเป็นระบบมาตรฐาน IMT 2000 (International Mobile Telecommunication-2000) ที่คาดว่าจะให้บริการในช่วงต้นศตวรรษที่ 21 ด้วยเครือข่ายที่รวมเครือข่ายไร้สายและเครือข่ายไร้สายที่มีเทคโนโลยีและมาตรฐานที่แตกต่างกันเข้าด้วยกัน เพื่อให้บริการด้านการสื่อสารด้วยเสียง รวมทั้งบริการแบบใหม่ เช่น บริการมัลติมีเดีย บริการสื่อสารข้อมูลด้วยอัตราเร็วสูง บริการติดต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต เป็นต้น ซึ่งช่วยให้ผู้ใช้สามารถรับบริการที่ใดก็ได้ที่อุปกรณ์สื่อสารสามารถเชื่อมต่อแหล่งบริการได้ ด้วยบริการ broadband multimedia ที่ทันสมัย การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ จะทำการพัฒนาขึ้นด้วย WAP (Wireless Application Protocol)

4.3 WAP (Wireless Application Protocol)

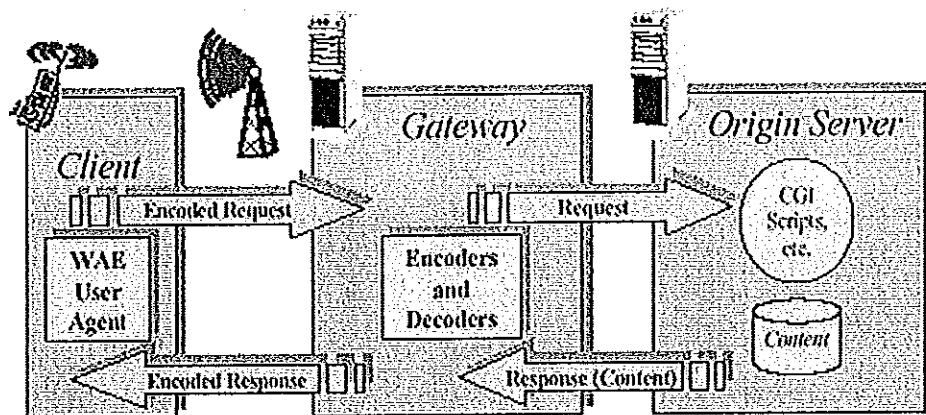
WAP เป็นมาตรฐานที่สร้างขึ้นเพื่อทำหน้าที่นำเสนอ และรับ-ส่งข้อมูล ข่าวสารผ่านระบบการสื่อสารแบบไร้สาย อยู่ภายใต้การควบคุมดูแลของ WAP Forum ซึ่งถูกจัดตั้งขึ้นมาจาก

การรวมตัวของบริษัท Ericsson, Motorola, Nokia และ Unwired Planet ในเดือนมิถุนายน ปี 1997 โดยมีจุดมุ่งหมาย คือ

1. เพื่อให้ได้มาตรฐานของเครือข่ายไร้สายที่มีความเป็นอิสระ
2. เพื่อให้มาตรฐานนี้เปิดแก่ทุกคน
3. เพื่อเสนอเป็นมาตรฐานที่เหมาะสมในการใช้งานจริง
4. สามารถขยายการประยุกต์ใช้ตามตัวสื่อสาร (Transport Bodies) ได้
5. สามารถขยายการประยุกต์ใช้ตามชนิดของอุปกรณ์สื่อสาร (Device Types) ได้
6. มาตรฐานนี้สามารถรองรับเครือข่ายและเทคโนโลยีในอนาคตได้

WAP เป็นโพรโตคอลที่มีรูปแบบลดทอนมาจากโพรโตคอลของอินเทอร์เน็ต ซึ่งเป็นรูปแบบหนึ่งของภาษา XML ที่ได้รับการออกแบบมาให้เหมาะกับการสร้างแอปพลิเคชันแบบไร้สาย ทั้งนี้เป็นเพราะโทรศัพท์เคลื่อนที่มีข้อจำกัดหลายอย่างเมื่อเทียบกับเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วไป เช่น มีแบนด์วิดท์การส่งแคบ, จอแสดงผลขนาดเล็ก, มีหน่วยความจำจำกัด, มี CPU ที่ความสามารถน้อยกว่า, กำลังไฟจำกัด และ keypad ขนาดเล็ก

4.4 สถาปัตยกรรมของ WAP



ภาพประกอบ 4-7 แสดง WAP Programming Model

ข้อมูล และโปรแกรมประยุกต์ของ WAP นั้น จะถูกกำหนดโดยรูปแบบมาตรฐานซึ่งยึดเอา รูปแบบข้อมูลของ WWW (World Wide Web) เป็นหลัก ข้อมูลจะถูกส่งโดยใช้โพรโตคอล

มาตรฐานซึ่งอ้างอิงกับโพรโตคอลของ WWW ส่วนที่ทำหน้าที่เป็นเว็บเบราว์เซอร์ (Web browser) ของเครื่องลูกข่ายไร้สายจะเป็นเว็บเบราว์เซอร์ (Wap browser) ซึ่งเป็นเบราว์เซอร์ที่มีขนาดเล็กแทน

WAP มีการกำหนดส่วนประกอบต่าง ๆ ซึ่งใช้ในการติดต่อสื่อสารระหว่างเครื่องลูกข่ายเคลื่อนที่ (mobile terminals) และเซิร์ฟเวอร์ของเครือข่าย (network servers) ดังต่อไปนี้

4.4.1 Standard naming model

ข้อมูลที่เซิร์ฟเวอร์ต้นกำเนิด ใน WAP ใช้ URL ในการบ่งชี้ข้อมูล ข้อมูลในส่วนเครื่องลูกข่าย เช่น call control functions เป็นต้น จะใช้ URI ในการบ่งชี้ข้อมูล

4.4.2 Content typing

ข้อมูลใน WAP ทั้งหมดจะมีการระบุชนิดของข้อมูล เพื่อให้ WAP user agent สามารถที่จะจัดการข้อมูลได้ถูกต้องตามชนิดของข้อมูล

4.4.3 Standard content formats

รูปแบบข้อมูลใน WAP จะมาจากเทคโนโลยี WWW รวมไปถึง display markup, ปฏิทิน, electronic card, รูปภาพ และ ภาษา script

4.4.4 Standard communication protocols

โพรโตคอลมาตรฐานที่ใช้ในการติดต่อสื่อสารของ WAP นั้น จะช่วยให้ เบราว์เซอร์สามารถรับการร้องขอ (request) จากเครื่องลูกข่ายแล้วติดต่อไปยังเว็บเซิร์ฟเวอร์ในเครือข่าย (network web server) ได้

WAP content type และ โพรโตคอล ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อตลาดโทรศัพท์มือถือไร้สายขนาดใหญ่ (Mass market) อีกทั้ง WAP ยังได้ใช้ประโยชน์จากเทคโนโลยีของ proxy เพื่อที่จะเชื่อมต่อระหว่างส่วนที่เป็นเครือข่ายไร้สาย (wireless domain) กับ WWW WAP proxy นั้นจะประกอบไปด้วยความสามารถดังต่อไปนี้

4.4.5 Protocol Gateway

Protocol Gateway จะแปลงการร้องขอจาก WAP protocol stack (WSP, WTP, WTLS และ WDP) ไปเป็น WWW protocol stack (HTTP และ TCP/IP)

4.4.6 Content Encoders และ Decoders

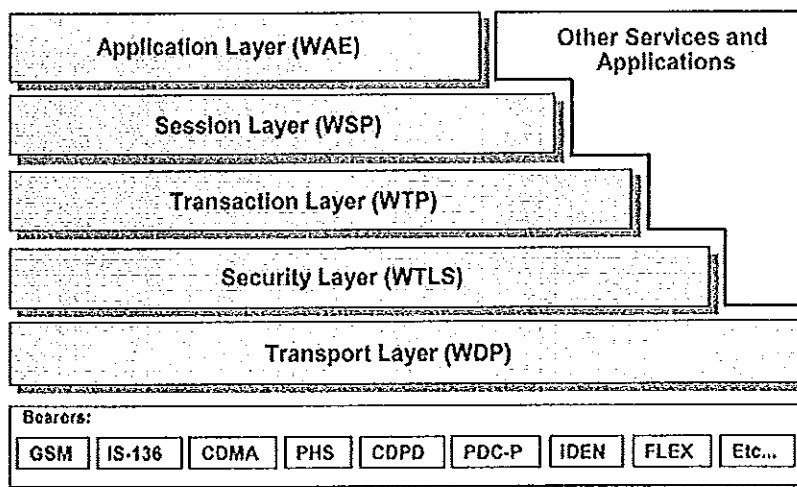
Content encoder ใช้ในการแปลงข้อมูลใน WAP ให้อยู่ในรูปแบบที่เข้ารหัสไว้ (encoded) เพื่อลดขนาดของข้อมูลที่จะใช้งานในเครือข่าย

โครงสร้างต่าง ๆ ดังที่กล่าวมาข้างต้น ถูกออกแบบขึ้นมาเพื่อให้แน่ใจว่า เครื่องลูกข่ายเคลื่อนที่ (mobile terminal) จะสามารถใช้งานข้อมูล และโปรแกรมประยุกต์ในรูปแบบของ WAP

ได้ และโครงสร้างดังที่กล่าวมานี้ ช่วยให้ผู้พัฒนาโปรแกรมประยุกต์สามารถสร้างบริการและโปรแกรมประยุกต์ ซึ่งใช้งานบนเครื่องลูกข่ายเคลื่อนที่ได้ WAP proxy ช่วยทำให้ข้อมูลและโปรแกรมประยุกต์สามารถเก็บอยู่ในเซิร์ฟเวอร์ของ WWW ได้ และสามารถที่จะพัฒนาโปรแกรมประยุกต์โดยใช้เทคโนโลยีของ WWW ได้เช่น CGI scripting ขณะที่การใช้งาน WAP นั้นจะรวมถึงเว็บเซิร์ฟเวอร์, WAP proxy และ WAP client แต่ สถาปัตยกรรมของ WAP นั้น สามารถที่จะทำการปรับเปลี่ยนรูปแบบการติดตั้ง(configuration) ได้ง่าย เช่น สามารถสร้างเซิร์ฟเวอร์ต้นกำเนิดซึ่งรวมเอาหน้าที่ของ WAP proxy ไว้แล้วก็ได้ โดยที่เซิร์ฟเวอร์เหล่านี้สามารถที่จะใช้ในเรื่องการรักษาความปลอดภัย(security) แบบ end-to-end หรือ โปรแกรมประยุกต์ที่ต้องการการควบคุมการเข้าถึงข้อมูล(access control)หรือ การยืนยันการตอบรับสัญญาณ(guarantee of responsiveness) ที่ดีขึ้น

4.5 องค์ประกอบของสถาปัตยกรรม WAP

สถาปัตยกรรมของ WAP เป็นสถาปัตยกรรมที่มีสภาพแวดล้อมในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์สำหรับอุปกรณ์สื่อสารเคลื่อนที่ (mobile communication devices) ที่สามารถขยายขนาดได้ (scalable) และ สามารถเพิ่มความสามารถได้ (extensible) ซึ่งสภาพแวดล้อมดังกล่าวมานั้นสามารถเป็นไปได้โดยการออกแบบเลย์เออร์ต่าง ๆ ของ protocol stack ในแต่ละเลเยอร์สามารถเข้าถึงได้โดยเลย์เออร์ที่อยู่ข้างบน หรือสามารถเข้าถึงได้โดยบริการ หรือโปรแกรมประยุกต์อื่น ๆ



ภาพประกอบ 4-8 สถาปัตยกรรมของ WAP

เลเยอร์ต่าง ๆ ของ WAP ทำให้บริการ และโปรแกรมประยุกต์ สามารถใช้ความสามารถของ WAP stack ได้ผ่านทางจุดเชื่อมต่อที่กำหนดไว้ อีกทั้งโปรแกรมประยุกต์ภายนอกนั้นสามารถที่จะเข้าถึงเลเยอร์ session, transaction, security และ transport ได้โดยตรง

4.5.1 Wireless Application Environment (WAE)

Wireless Application Environment เป็นสภาพแวดล้อมการทำงานของโปรแกรมประยุกต์ทั่ว ๆ ไป ซึ่งเป็นสภาพการทำงานที่พัฒนามาจากเทคโนโลยีของ WWW และ เทคโนโลยีทางเครือข่ายไร้สาย จุดประสงค์หลักของ WAE คือ จะเป็นเลเยอร์ที่จัดการเรื่องการทำงานร่วมกันได้ (interoperable) ซึ่งทำให้ผู้ให้บริการสามารถสร้างโปรแกรมประยุกต์และบริการที่สามารถทำงานได้ในเครือข่ายไร้สายที่แตกต่างกัน อีกทั้ง WAE ยังรวมเอาบรรดาเซิร์ฟเวอร์ขนาดเล็ก ซึ่งจะมีความสามารถดังต่อไปนี้

1. Wireless Markup Language (WML) – เป็นภาษามาร์คอัพที่มีขนาดเล็ก คล้ายกับ HTML แต่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้เฉพาะกับอุปกรณ์สื่อสารมือถือ
2. WMLScript – เป็นภาษาสคริปต์ที่มีขนาดเล็ก คล้ายกับ JavaScript
3. Wireless Telephony Application (WTA, WTAI) – บริการทางโทรศัพท์ และอินเตอร์เฟซในการเขียนโปรแกรม
4. Content Format – รูปแบบข้อมูลที่กำหนดไว้ รวมทั้ง ภาพ, เวกอร์คของสมุดโทรศัพท์ และ ข้อมูลของปฏิทิน

4.5.2 Wireless Session Protocol (WSP)

Wireless Session Protocol จะให้บริการ 2 บริการแก่เลเยอร์ Application โดยผ่านทางจุดเชื่อมต่อโดยบริการแรกนั้นเป็นบริการแบบ connection-oriented ซึ่งทำงานบนเลเยอร์ Transaction (WTP) ส่วนบริการที่สองนั้นจะเป็นบริการแบบ connectionless ซึ่งทำงานอยู่บน WDP

Wireless Session Protocol จะประกอบด้วยบริการที่เหมาะสมสำหรับ browsing application (WSP/B) WSP/B จะมีความสามารถดังต่อไปนี้

- สนับสนุน HTTP/1.1 และแบบแผน compact over-the-air encoding
- สถานะการเชื่อมต่อมีระยะเวลานาน
- การยกเลิก หรือการติดต่อใหม่ จะใช้การย้ายการเชื่อมต่อ (session migration)
- สนับสนุนสำหรับการส่งข้อมูลที่นำเชื่อถือ และไม่นำเชื่อถือ
- ความสามารถในการติดต่อระหว่างโพรโตคอล

โพรโตคอลในตระกูล WSP ถูกพัฒนาสำหรับเครือข่ายที่มีแบนด์วิดท์ต่ำ และมี latency ที่ยาวนาน WSP/B ถูกออกแบบมาเพื่อให้ WAP proxy สามารถที่จะเชื่อมต่อ WSP/B client กับ เซิร์ฟเวอร์ HTTP ได้

4.5.3 Wireless Transaction Protocol (WTP)

Wireless Transaction Protocol (WTP) นั้นทำงานอยู่บนบริการ datagram และมี transaction-oriented protocol ให้ใช้งานซึ่งโพรโตคอลนี้เหมาะในการนำมาใช้ในโคลเอ็นด์ที่มีขนาดเล็ก ซึ่ง WTP จะมีความสามารถดังต่อไปนี้

- มีบริการ transaction 3 แบบ ได้แก่

1. การร้องขอที่ไม่นำเชื่อถือแบบทางเดียว (Unreliable one - way request)
2. การร้องขอที่นำเชื่อถือแบบทางเดียว (Reliable one - way request)
3. การร้องขอ และตอบกลับ ที่นำเชื่อถือแบบสองทาง (Reliable two - way request - reply transaction)

- ความน่าเชื่อถือระหว่างผู้ใช้ กับ ผู้ใช้ (User - to - user reliability)

- Out - of - band data on acknowledgements

- การรวมเอา PDU และ delayed acknowledgement เพื่อที่จะลดจำนวนข้อความ (message) ที่ส่ง

- Asynchronous transaction

4.5.4 Wireless Transport Layer Security (WTLS)

WTLS เป็นโพรโตคอลที่เกี่ยวข้องกับความปลอดภัย ซึ่งพัฒนามาจากโพรโตคอล TLS (Transport Layer Security protocol) หรือที่รู้จักกันในชื่อว่า Secure Sockets Layer (SSL) โดย WTLS ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อให้ทำงานได้ในการติดต่อสื่อสารที่ใช้แบนด์วิธแคบ ๆ WTLS จะมีความสามารถดังต่อไปนี้

- Data Integrity เพื่อยืนยันว่าข้อมูลที่ส่งระหว่างเซิร์ฟเวอร์โปรแกรมประยุกต์ (application server) และ เครื่องลูกข่ายจะไม่มีเปลี่ยนแปลงและเกิดความเสียหายขึ้น

- Privacy เพื่อยืนยันว่าข้อมูลที่ส่งระหว่างเซิร์ฟเวอร์โปรแกรมประยุกต์ และเครื่องลูกข่ายจะอยู่ในรูปแบบที่ไม่สามารถเข้าใจได้โดยตัวกลางใด ๆ ซึ่งอาจจะมีการดักจับข้อมูล

- Authentication Denial-of-Service Protection WTLS มีความสามารถในการตรวจจับ (detect) และปฏิเสธ (reject) ข้อมูล ซึ่งไม่สามารถตรวจสอบข้อมูลได้ นอกจากนั้นยังป้องกันการบุกรุกหรือผ่านเข้าไปยังโพรโตคอลที่สูงขึ้นไป

จากความสามารถที่กล่าวมา WTLS ใช้ในการติดต่อสื่อสารที่ต้องการความปลอดภัย เช่น การทำ Electronic Business เป็นต้น โปรแกรมประยุกต์สามารถเลือกที่จะใช้งาน WTLS หรือไม่ก็ได้ขึ้นอยู่กับความปลอดภัยที่ต้องการ

4.5.5 Wireless Datagram Protocol (WDP)

เลเยอร์ WDP นั้นทำงานอยู่บนบริการพื้นฐานที่สนับสนุนการใช้งาน WAP โดย WDP ก็ทำหน้าที่เหมือนกับเลเยอร์ Transport ทั่ว ๆ ไปคือ ให้บริการข้อมูลแก่เลเยอร์ที่สูงขึ้นไป โดยจะซ่อนรายละเอียดเกี่ยวกับบริการพื้นฐาน

เนื่องจาก WDP นั้นจะทำหน้าที่เป็นตัวกลางระหว่างบริการพื้นฐานและเลเยอร์ที่สูงขึ้นไป อีกทั้ง WDP ยังมีการพัฒนาให้สอดคล้องกับบริการพื้นฐานนั้น ๆ จึงทำให้เลเยอร์ที่อยู่ข้างบนถูกใช้งานได้อย่างอิสระโดยไม่ต้องคำนึงถึงบริการพื้นฐานว่าจะเป็นชนิดใด

4.5.6 Bearers

โพรโตคอล WAP ถูกออกแบบมาเพื่อทำงานบนบริการที่แตกต่างกันหลายชนิดรวมถึง short message, circuit switched data และ packet data บริการที่แตกต่างกันนั้นจะทำให้คุณภาพที่ได้เช่น ประสิทธิภาพ (throughput), อัตราความผิดพลาด (error rate) และค่าหน่วงเวลา (delays) แตกต่างกัน ซึ่งโพรโตคอล WAP ถูกออกแบบมาให้ชดเชยความแตกต่างที่เกิดขึ้นเหล่านั้น

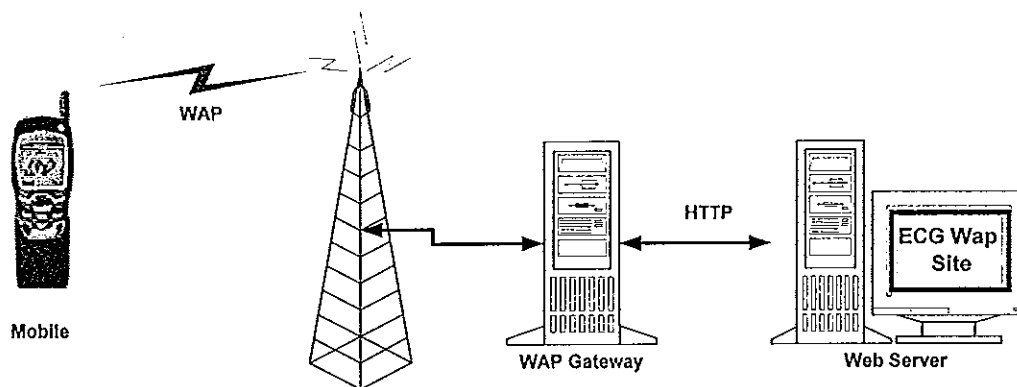
เนื่องจากเลเยอร์ WDP จะเชื่อมระหว่างบริการพื้นฐานกับ WAP Stack ข้อกำหนดของเลเยอร์ WDP จะมีการลิสต์รายชื่อของบริการที่สนับสนุน WAP และเทคนิคในการทำให้โพรโตคอล WAP ทำงานอยู่บนบริการนั้น ได้ ซึ่งจำนวนบริการพื้นฐานที่สนับสนุนโพรโตคอล WAP นั้นจะมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นเรื่อย ๆ

4.5.7 Others services and application

สถาปัตยกรรม WAP นั้นยังยอมให้บริการหรือโปรแกรมประยุกต์อื่น ๆ สามารถเข้ามาใช้งานความสามารถต่าง ๆ ของ WAP Stack ผ่านทางอินเตอร์เฟซที่กำหนดไว้ โดยโปรแกรมประยุกต์จากภายนอกสามารถใช้งานเลเยอร์ต่าง ๆ ต่อไปนี้เช่น session, transaction, security และ transport ได้โดยตรง ตัวอย่างของโปรแกรมประยุกต์ เช่น อีเมลล์, ปฏิทิน, สมุดโทรศัพท์, สมุดบันทึก และ พาณิชย์อิเล็กทรอนิกส์ (electronics commerce) หรือบริการเช่น สมุดหน้าเหลือง สมุดหน้าขาว เป็นต้น ซึ่งทั้งโปรแกรมประยุกต์ และบริการเหล่านี้สามารถสร้างขึ้นมาได้โดยใช้โพรโตคอล WA

4.6 หลักการทำงานของ WAP

WAP มีการทำงานในลักษณะเดียวกับเว็บคือ เป็นแบบไคลเอนต์ และเซิร์ฟเวอร์ (Client-Server) แต่มี WAP Gateway เข้ามาทำงานเป็นตัวกลางเชื่อมต่อระหว่างโพรโตคอล WAP และ HTTP ดังภาพประกอบ 4-9



ภาพประกอบ 4-9 แสดงหลักการทำงานของ WAP

การทำงานของ WAP บนโทรศัพท์มือถือสามารถอธิบายเป็นขั้นตอนย่อยๆ ได้ดังนี้

1. เมื่อผู้ใช้ต้องการเปิด WAP Site ที่อยู่ในอินเทอร์เน็ตเข้ามาชมบนโทรศัพท์มือถือ ผู้ใช้จำเป็นต้องใส่ค่า URL (Uniform Resource Locator) ที่ต้องการลงไป
2. เครื่องโทรศัพท์มือถือจะทำหน้าที่แปลงข้อมูลของ URL พร้อมทั้งบีบอัดไฟล์ ให้เป็นเลขฐานสองหรือไบนารีไฟล์ เพื่อช่วยประหยัดแบนด์วิด
3. เครื่องโทรศัพท์มือถือจะส่งไบนารีไฟล์ไปยัง WAP Gateway และ Gateway จะเปลี่ยนคำร้องขอข้อมูล (Request) ของ WSP เป็น HTTP
4. จากนั้นจึงจะส่ง HTTP Request ไปในเครือข่ายอินเทอร์เน็ต
5. ส่วนทางฝั่งผู้ให้บริการ WAP จะมีเซิร์ฟเวอร์ที่มี WAP เพจ ซึ่งเขียนด้วย WML เมื่อเซิร์ฟเวอร์ที่ผู้ใช้งานต้องการเปิด ได้รับคำร้องขอ หรือ HTTP Request จากเกตเวย์ ก็ทำการส่งไฟล์ WML กลับไป
6. เมื่อเกตเวย์ได้รับไฟล์ WML กลับมาจากเซิร์ฟเวอร์ ก็ทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นไบนารีไฟล์ เพื่อเตรียมส่งข้อมูลกลับไปหาเครื่องโทรศัพท์มือถือนั้นโดยใช้โพรโตคอล WAP
7. เมื่อเครื่องโทรศัพท์มือถือรับไบนารีไฟล์นั้นแล้ว ก็ทำการแปลงข้อมูลเป็นภาษา WML ที่ WAP เบราเซอร์ในเครื่องโทรศัพท์สามารถอ่านได้

สำหรับบางองค์กรที่ต้องการติดตั้ง WAP ใช้เป็นส่วนตัว สามารถทำได้โดยติดตั้ง RAS (Remote Access Server) เชื่อมต่อกับ WAP Gateway และเว็บเซิร์ฟเวอร์ขององค์กรได้เลย

4.7 เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP

เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP ประกอบด้วย

4.7.1 โปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0

Nokia WAP Toolkit 2.0 เป็นโปรแกรมประยุกต์ แบบ WAP ที่ช่วยในการสร้างและทดสอบ WML และ WML Script ทั้งแบบคงที่ (static) และแบบเปลี่ยนแปลงได้ (dynamic) ซึ่งประกอบด้วยเครื่องมือในการทำงาน 4 ส่วน คือ Browser, Device Designer, Application Designer และ Server Tools โดยที่ Nokia WAP Toolkit มีความสามารถดังต่อไปนี้

1. สามารถใช้งานบราวเซอร์ (browser) และ Application Designer ในการออกแบบ WML Application และใช้ในการจำลองการทำงานของอุปกรณ์ (devices) ที่ใช้งาน
2. สามารถใช้งาน Device Designer ในการออกแบบและทดสอบอุปกรณ์ลักษณะใหม่
3. สามารถใช้งาน Server Tools ในการพัฒนาบริการแบบ WAP บนเครือข่าย

ความต้องการของระบบในการทำงาน Nokia WAP Toolkit 2.0

1. หน่วยประมวลผลกลาง (CPU) ต้องการ Processor ที่มีความเร็ว 266 MHz ขึ้นไป
2. หน่วยความจำ (RAM) 64 MB หรือมากกว่า
3. หน่วยความจุ (Hard Disk) 20 MB
4. ความละเอียดของจอภาพ (Monitor) 65,000 สี หรือมากกว่า
5. ระบบปฏิบัติการ (Operating System:OS) Window 95/98/NT/2000
6. โปรแกรม Java Runtime Environment 1.2.2

การติดตั้งโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0 ต้องทำการติดตั้งโปรแกรม Java Runtime Environment 1.2.2 ซึ่งเป็นโปรแกรมร่วมที่จำเป็นต้องใช้ในการทำงานของโปรแกรม Toolkit ก่อนแล้วจึงทำการติดตั้งโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0

4.7.2 โปรแกรม Microsoft Internet Information Server 5 (Microsoft IIS5)

Microsoft IIS เป็นโปรแกรม Web Server ที่สนับสนุนการทำงานบนระบบปฏิบัติการ Window 9X/NT ส่วน IIS5 จะมีอยู่แล้วใน Window NT Server โดยการเลือกติดตั้ง IIS5 ขณะทำการติดตั้งระบบปฏิบัติการ Window NT Server

4.7.3 โปรแกรม Professional Home Page4 (PHP4)

PHP เป็นภาษาที่ถูกออกแบบขึ้นมาเพื่อทำงานในระบบเครือข่าย โดยทำงานเป็นโปรแกรมที่ใช้ประมวลผลข้อมูลผ่านทาง Web Browser ซึ่งนำข้อดีและตัดข้อเสียของหลายๆภาษามารวมกัน ทั้งทางด้านไวยากรณ์ โครงสร้าง และวิธีการทำงานของโปรแกรม เช่น มีรูปแบบของภาษาคคล้ายกับภาษา C, Perl และ Java เป็นภาษาที่สามารถแทรกลงไปพร้อมแท็กได้ เป็นต้น นอกจากนี้ยังสามารถเข้าถึงระบบฐานข้อมูลได้หลายประเภท และมีความสามารถในการสร้างภาพกราฟฟิกด้วย ซึ่งเป็นสาเหตุหลักที่เลือกใช้โปรแกรมนี้

4.7.4 โปรแกรม Graphic Library 1.8 (GD Library 1.8)

GD Library มีความสามารถในการรองรับการสร้างภาพกราฟฟิกบนระบบเครือข่าย ซึ่งโปรแกรมนี้จะมีอยู่ในระบบปฏิบัติการ Window 9X/NT แต่การใช้งานร่วมกับโปรแกรม Professional Home Page นั้น จะต้องมีการปรับแต่งเพื่อให้โปรแกรมทั้งสองสนับสนุนการทำงานซึ่งกันและกัน การใช้งาน GD Library ในระบบ Window 95/98/Me ยังมีปัญหาในการติดตั้งค่อนข้างมากอยู่ ซึ่งต่างกับระบบปฏิบัติการ Window NT Server ในขณะนี้ GD Library เวอร์ชัน 1.8 สามารถรองรับการสร้างภาพกราฟฟิก Wbmp ได้ นับได้ว่าโปรแกรม GD Library 1.8 มีความสำคัญมากในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP เพื่อใช้ในการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.7.5 กลุ่มโปรแกรมอื่นที่ช่วยในการพัฒนา

เป็นโปรแกรมที่ใช้ประกอบการพัฒนาแอปพลิเคชัน เช่น โปรแกรม LabVIEW ซึ่งใช้ในการบันทึกข้อมูลค่าตัวเลขแต่ละจุดของรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในรูปไฟล์ Text, โปรแกรม Microsoft Excel 97 ใช้ในการทดสอบฐานข้อมูลจากการอ่านด้วยโปรแกรม Professional Home Page4, โปรแกรม pic2wbmp ซึ่งใช้ในการทดสอบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูป WBMP ที่ถูกแปลงโดยโปรแกรม Professional Home Page4 และโปรแกรม Notepad ที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม Professional Home Page 4 เป็นต้น

4.8 การติดตั้งโปรแกรมที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP

สำหรับการพัฒนาแอปพลิเคชัน WAP ด้วยโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0 และโปรแกรม Professional Home Page4 โดยใช้ Microsoft Internet Information Server5 เป็น Web Server นั้น ต้องทำการกำหนด MIME Type ของภาษา WML และต้องทำการติดตั้ง PHP4 บน Web Server เพื่อให้ Web Server สนับสนุนการทำงานของ WAP และ PHP ดังนี้

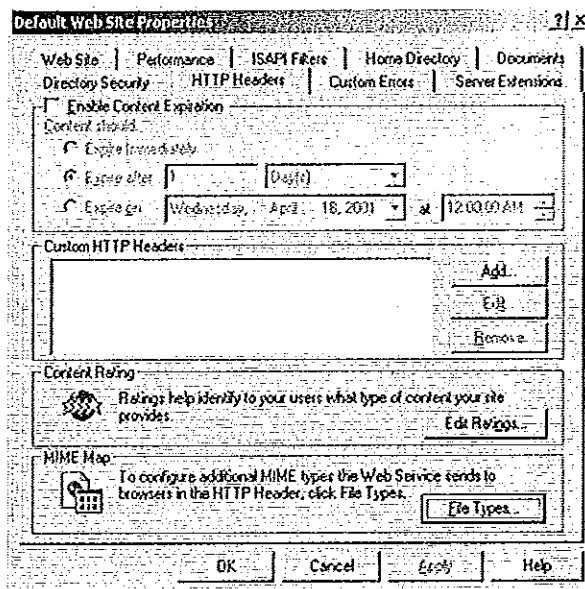
4.8.1 การกำหนด MIME Type บน Web Server

MIME Type ที่สนับสนุนการทำงานของ WAP มีดังนี้

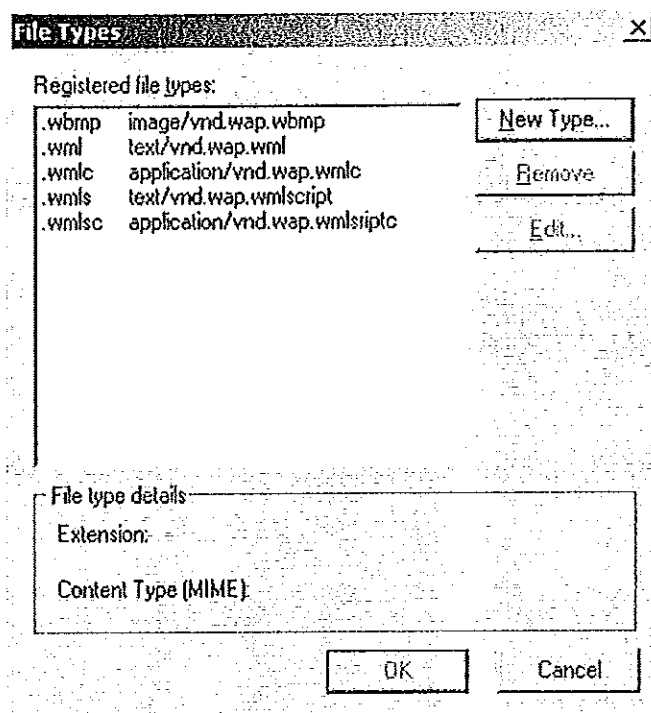
ชนิดของเอกสาร	MIME Type	นามสกุลของไฟล์
เอกสาร WML	text/vnd.wap.wml	.wml
ไฟล์รูปภาพ WBMP	image/vnd.wap.wbmp	.wbmp
เอกสาร WML ที่คอมไพล์แล้ว	application/vnd.wap.wmlc	.wmlc
WML สคริปต์	text/vnd.wap.wmlscript	.wmls
WML สคริปต์ ที่คอมไพล์แล้ว	application/vnd.wap.wmlscriptc	.wmlsc

ตาราง 4-1 การกำหนด MIME Type

การกำหนด MIME Type บน Microsoft IIS5 สามารถกำหนดได้โดยการเพิ่ม New Type ชนิดของไฟล์ และ MIME Type ทั้งหมดตามตาราง 4-1 ลงใน Properties ของ Internet Service Manager ดังภาพประกอบ 4-10 และภาพประกอบ 4-11



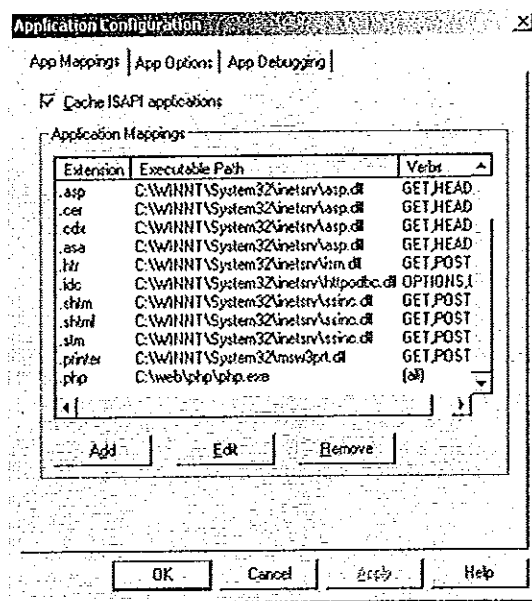
ภาพประกอบ 4-10 แสดงหน้าต่าง Properties ของไดเรกทอรีที่ต้องการกำหนด MIME Type



ภาพประกอบ 4-11 แสดงการเพิ่ม MIME Type ลงใน File Types

4.8.2 การติดตั้ง PHP4 บน Microsoft IIS5

หลังจากติดตั้ง PHP4 ที่ไดเรกทอรี C:\php แล้วทำการ copy ไฟล์ php.ini-dist ลงใน C:\WINNT\System32 และเปลี่ยนนามสกุลเป็น php.ini จากนั้น copy ไฟล์ php4isapi.dll จากไดเรกทอรี C:\php\Projects\Php\isapi\isapi\Release_TS_inline และไฟล์ php4ts.dll จากไดเรกทอรี C:\php\Projects\Php\Release_TS_inline มาลงใน C:\php แล้วปรับแต่งค่าให้ IIS5 โดยการเพิ่ม php ลงในช่อง Filter Name และเพิ่ม C:\php\php.exe ลงในช่อง Executable ใน Properties ของ Internet Service Manager ดังภาพประกอบ 4-12



ภาพประกอบ 4-12 แสดงหน้าต่าง Properties แสดงการปรับแต่งค่าให้ IIS5

4.9 การออกแบบโปรแกรมประยุกต์

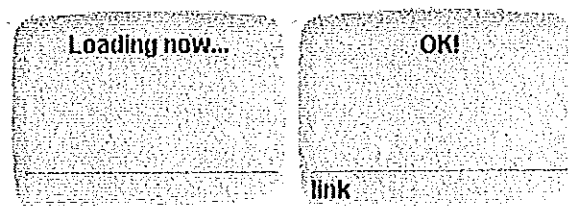
การออกแบบโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นบน Nokia WAP Toolkit 2.0 ด้วยภาษา WML นั้น ต้องคำนึงถึงความสามารถในการติดต่อกับฐานข้อมูล การแสดงผลบนเบราว์เซอร์ และความสะดวกในการใช้งานของผู้ใช้ ซึ่งโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นจะออกแบบให้มีลักษณะการทำงานแบบ CGI (Common Gateway Interface) ที่สามารถสร้างการแสดงผลแบบเปลี่ยนแปลงได้โดยใช้ภาษา PHP โปรแกรมประยุกต์ถูกออกแบบให้มีลักษณะการทำงาน 2 ส่วนหลัก ดังนี้

4.9.1 การออกแบบส่วนของการติดต่อเข้าใช้งานโปรแกรม

ส่วนของการติดต่อใช้งานโปรแกรมประยุกต์ เป็นส่วนแรกที่ถูกออกแบบขึ้นเพื่อแสดงให้ผู้ใช้ทราบว่ามีการติดต่อกับ Web Server ที่ให้บริการข้อมูลแล้ว โปรแกรมประยุกต์ส่วนนี้พัฒนาด้วยภาษา WML จะทำหน้าที่โหลดข้อมูลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยจากส่วนการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงดังภาพประกอบ 4-13 และภาพประกอบ 4-14



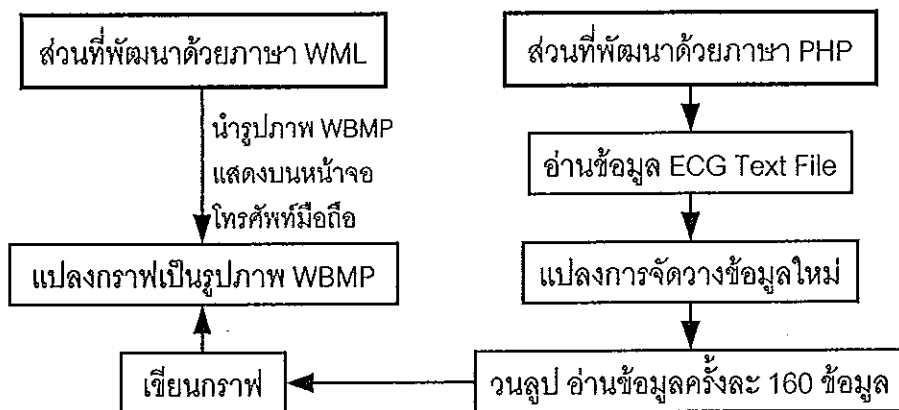
ภาพประกอบ 4-13 แสดงหน้าจอแรกของโปรแกรมประยุกต์



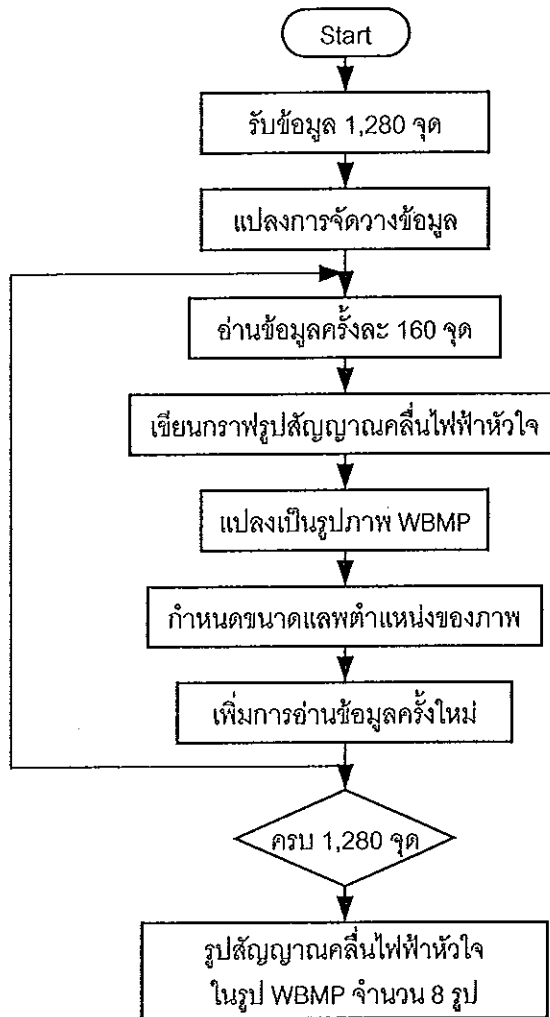
ภาพประกอบ 4-14 แสดงหน้าจอแสดงการโหลดข้อมูล

4.9.2 การออกแบบส่วนของการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนการแสดงผลของโปรแกรมประยุกต์ เป็นส่วนที่ออกแบบขึ้นเพื่อแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย โดยใช้ภาษา WML และภาษา PHP ซึ่งสามารถแสดงหลักการทำงานโดยรวมของโปรแกรกดังภาพประกอบ 4-15 และแสดงหลักการออกแบบโปรแกรมด้วยภาษา PHP ดังภาพประกอบ 4-16



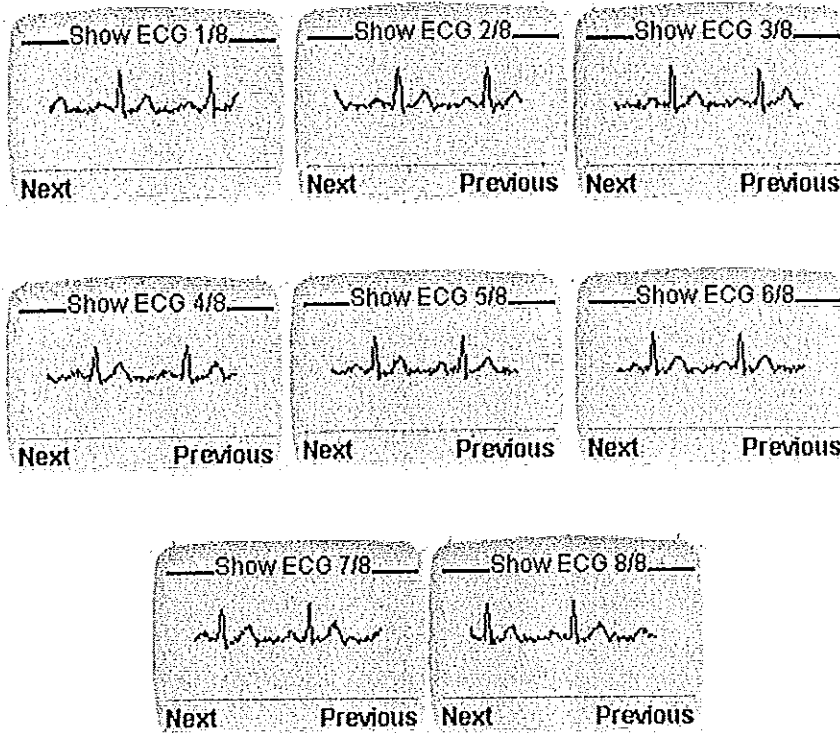
ภาพประกอบ 4-15 แสดงหลักการการทำงานโดยรวมของการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ



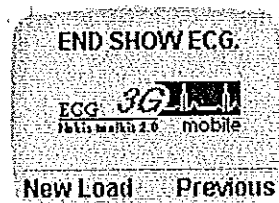
ภาพประกอบ 4-16 แสดงหลักการออกแบบโปรแกรมภาษา PHP

งานวิจัยนี้จะเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยผ่านการ์ด LabVIEW ในรูปไฟล์ Text จำนวน 1,280 ข้อมูล โปรแกรมประยุกต์ในส่วนที่พัฒนาด้วยภาษา PHP จะเริ่มทำการอ่านข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 1,280 ข้อมูลมาแปลงการจัดวางข้อมูลใหม่ แล้วทำการวนดูอ่านข้อมูลครั้งละ 160 ข้อมูล เพื่อนำไปเขียนกราฟ ซึ่งขนาดของข้อมูลจำนวน 160 ข้อมูลเป็นขนาดที่มีความเหมาะสมต่อการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือในแต่ละหน้าจอ ซึ่งจะแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติทั่วไปที่อัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที ได้ 2 รูปคลื่นต่อหน้าจอ จากนั้นจะแปลงกราฟทั้ง 8 ที่เขียนได้เป็นรูปภาพในรูปไฟล์ WBMP จึงสิ้นสุดการทำงาน ในส่วนของโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาด้วยภาษา WML จะนำรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการแปลงให้อยู่ในรูป WBMP แล้ว มาแสดงบนหน้าจอโทรศัพท์ครั้งละรูป

โดยเรียงจากรูปที่ 1 ถึงรูปที่ 8 ซึ่งในส่วนนี้ได้ออกแบบให้สามารถแสดงผลแบบไปหน้าและย้อนกลับได้ เมื่อทำการแสดงผลครบทั้ง 8 รูป หน้าจอสุดท้ายของโปรแกรมประยุกต์จะออกแบบให้ผู้ใช้สามารถเลือกโหลดข้อมูลครั้งใหม่ได้



ภาพประกอบ 4-16 แสดงหน้าจอแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบ 4-17 แสดงหน้าจอสุดท้ายของโปรแกรมประยุกต์

บทที่ 5

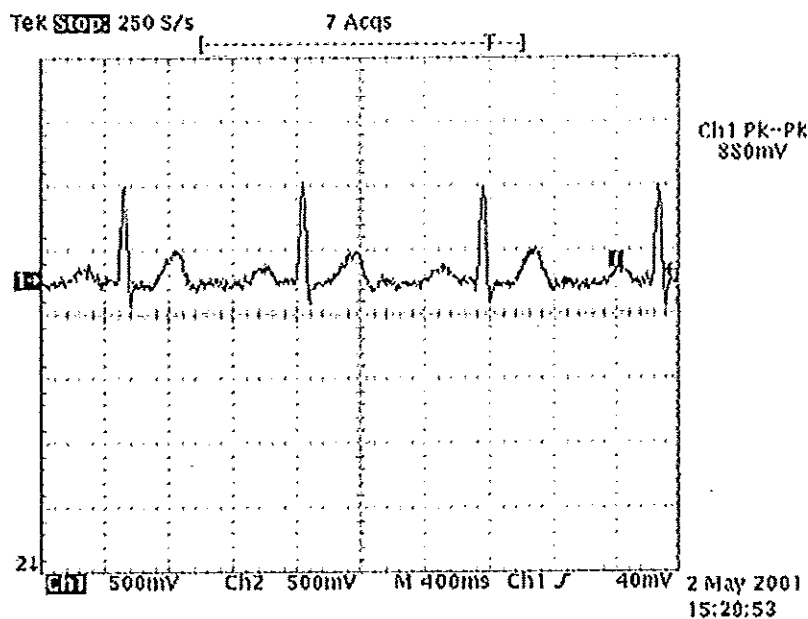
ผลการทดสอบวงจรและการวิเคราะห์ผล

หลังจากที่ได้เสนอรายละเอียดทฤษฎีหลักการทํางานและวิธีการออกแบบวงจรในส่วน
ของฮาร์ดแวร์แล้ว เนื้อหาในบทนี้จะแสดงผลการทดสอบและวิเคราะห์ผลวงจรจากการออกแบบ
โดยสร้างเป็นบอร์ดวงจร PCB ทั้งหมด ซึ่งจะแบ่งเป็น 4 ส่วนหลัก ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ,
วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ, วงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ที่สถานีส่ง และ
วงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์ที่สถานีรับ

5.1 ผลการทดสอบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

แสดงผลการทดสอบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วนของ 3 วงจรหลัก คือ วงจรขยาย
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS และวงจรมอดูเลชัน 50 Hz โดยทำ
การวัดสัญญาณผ่าน Lead RA, LA และ RL

5.1.1. วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน และวง
จรขยายความถี่ผ่านแถบ แสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-1



ภาพประกอบ 5-1 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ทดสอบหาค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ของวงจร ดังนี้

1. ต่อขาอินพุตทั้งสองของวงจรอินสตรูเมนต์ขึ้นลงกราวด์ ปรับค่า RPOT2K เพื่อให้แรงดันออฟเซตเป็นศูนย์

2. หาค่าอัตราขยายแบบวิธีร่วม (Common Mode Gain:Ac) โดยการต่อขาอินพุตทั้งสองเข้าด้วยกัน ป้อนสัญญาณความถี่ 100 Hz แรงดัน 20 โวลต์ วัดแรงดันเอาต์พุตได้ 40 mV จะได้

$$Ac = 40 \text{ mV}/20 \text{ V}$$

$$Ac = 0.002$$

3. หาค่าอัตราขยายผลต่าง (Differential Mode Gain:Ad) โดยการป้อนสัญญาณความถี่ 100 Hz แรงดัน 504 mV เข้าขาอินพุตขาหนึ่ง อีกขาหนึ่งต่อลงกราวด์ วัดแรงดันเอาต์พุตได้ 21 V จะได้

$$Ad = 21 \text{ V}/504 \text{ mV}$$

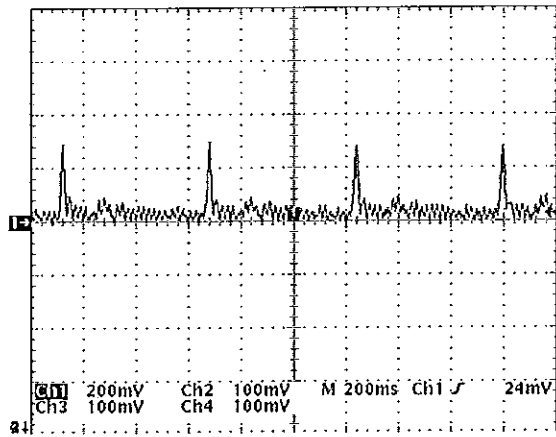
$$Ad = 41.67$$

คำนวณค่า CMRR จากสมการ	$CMRR = 20 \log (Ad/Ac)$
แทนค่า	$CMRR = 20 \log (41.67/0.002)$
จะได้	$CMRR = 86.37 \text{ dB}$

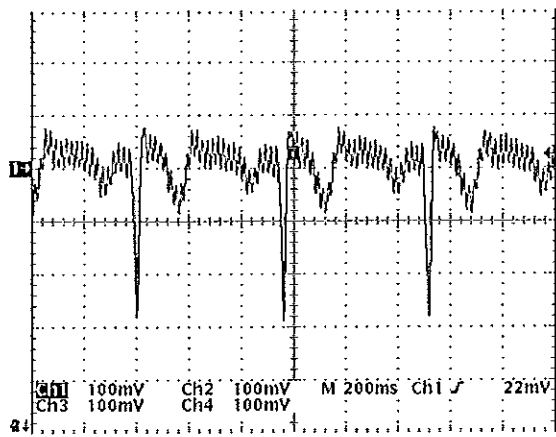
ทดสอบหาค่าอัตราขยายรวมของวงจรโดยการป้อนสัญญาณความถี่ 100 Hz แรงดัน 10 mV วัดแรงดันเอาต์พุตได้ 10 V จะได้อัตราขยายรวมเท่ากับ $10/10\text{m} = 1,000$ เท่า

5.1.2 วงจรตรวจจับสัญญาณ QRS (QRS Detector Circuit)

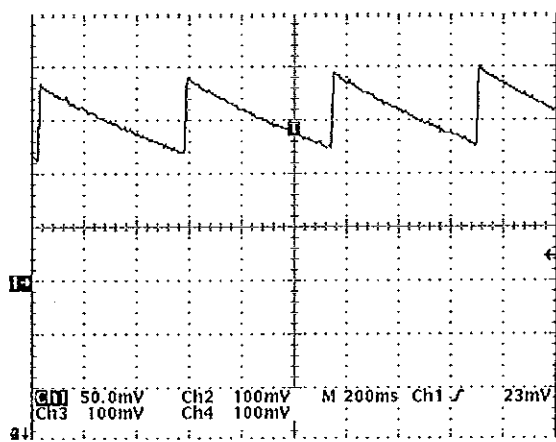
ประกอบด้วย QRS Filter, Half-Wave Rectifier, Auto Threshold Circuit, Comparator และ Monostable ซึ่งผลการทดสอบในแต่ละวงจร โดยการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้น 90 ครั้งต่อนาที แสดงดังภาพประกอบ 5-2 ถึง 5-6 ตามลำดับ



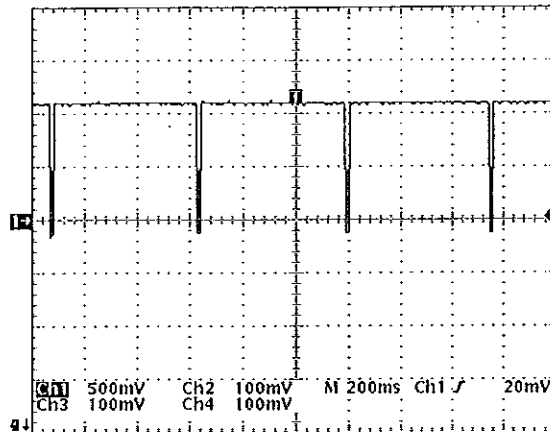
ภาพประกอบ 5-2 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร QRS Filter



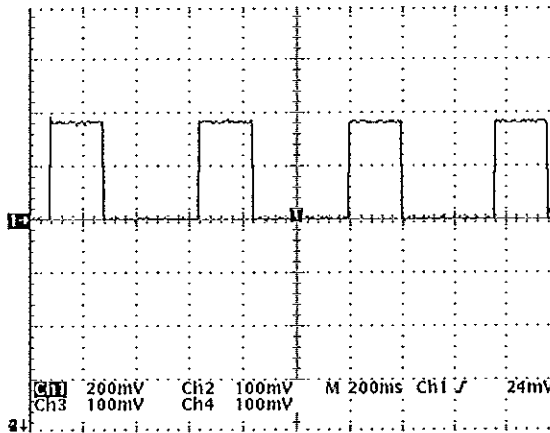
ภาพประกอบ 5-3 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Half-Wave Rectifier



ภาพประกอบ 5-4 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Auto Threshold



ภาพประกอบ 5-5 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Comparator

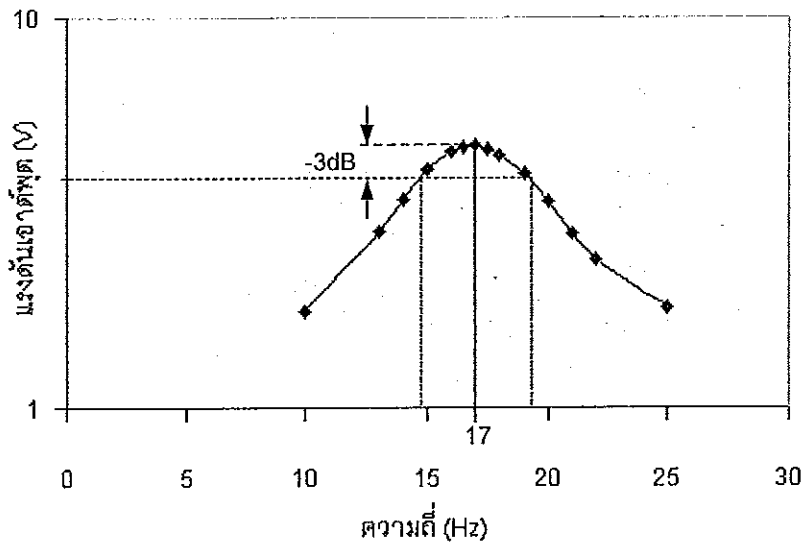


ภาพประกอบ 5-6 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Monostable

ทดสอบวงจร QRS Filter โดยการป้อนสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันอินพุต 5.04 V แปรผันค่าความถี่ แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-1 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-7

ความถี่ (Hz)	10	13	14	15	16	16.5	17
แรงดัน (V)	1.78	2.86	3.44	4.11	4.53	4.67	4.72
ความถี่ (Hz)	17.5	18	19	20	21	22	25
แรงดัน (V)	4.59	4.43	4	3.4	2.81	2.41	1.82

ตาราง 5-1 แสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงสัญญาณ QRS



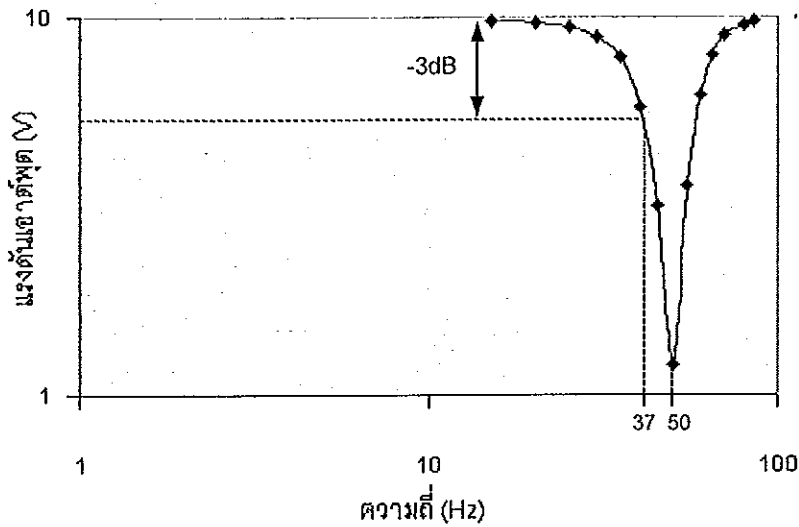
ภาพประกอบ 5-7 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรของความถี่ผ่านเฉพาะช่วงสัญญาณ QRS

5.1.3 วงจรนอกรีตฟิลเตอร์ 50 Hz

ทดสอบวงจรนอกรีตฟิลเตอร์ 50 Hz โดยการป้อนสัญญาณคลื่นไซน์แรงดันอินพุต 10 V แปรผันค่าความถี่ แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-2 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-8

ความถี่ (Hz)	15	20	25	30	35	40	45
แรงดันเอาต์พุต (V)	9.8	9.6	9.4	8.8	7.8	5.8	3.2
ความถี่ (Hz)	50	55	60	65	70	80	85
แรงดันเอาต์พุต (V)	1.2	3.6	6.2	7.9	9	9.5	9.8

ตาราง 5-2 แสดงผลการทดสอบวงจรนอกรีตฟิลเตอร์ 50 Hz



ภาพประกอบ 5-8 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรนอตร์ฟิลเตอร์ 50 Hz

ผลการวิเคราะห์

-จากภาพประกอบ 5-1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่าได้รูปสัญญาณที่มีอัตราการขยาย 1,000 เท่า และมีอัตราขยายผลต่างเท่ากับ 41.67 ซึ่งมีความถูกต้องตามที่ยอกแบบคือ มีอัตราการขยาย 1,000 เท่า และอัตราขยายผลต่างเท่ากับ 41.638 (แสดงการคำนวณการออกแบบในบทที่ 3)

-จากภาพประกอบ 5-2 ถึง 5-6 สัญญาณเอาต์พุตของวงจรตรวจจับสัญญาณ QRS ได้ผลการทดสอบถูกต้องตามที่ยอกแบบ และสามารถวัดสัญญาณได้ในช่วงอัตราการเต้นของหัวใจ 30-300 ครั้งต่อนาที

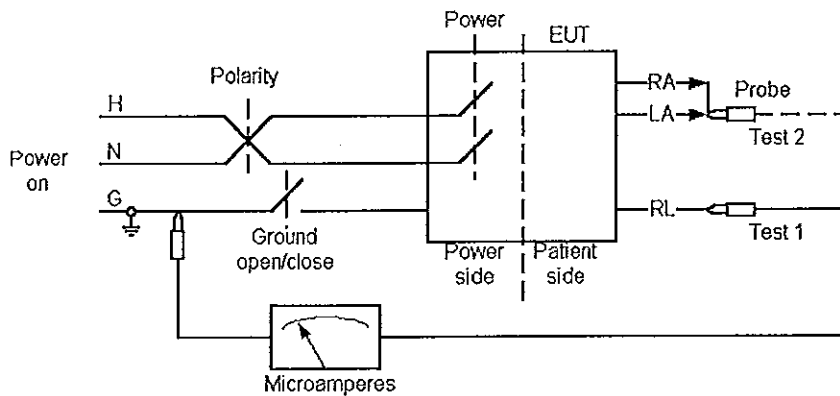
-จากตาราง 5-1 และภาพประกอบ 5-7 พบว่าวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วง สามารถกรองสัญญาณ QRS ซึ่งมีค่าความถี่กลางเท่ากับ 17 Hz และแบนด์วิดท์ 6 Hz ได้ตามที่ยอกแบบ

-จากตาราง 5-2 และภาพประกอบ 5-8 พบว่าวงจรนอตร์ฟิลเตอร์ 50 Hz สามารถลดทอนสัญญาณรบกวน 50 Hz ได้ -18.416 dB

5.2 ผลการทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ (Isolated power supply)

ทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ ด้วยการวัดหาค่ากระแสรั่วไหลที่อินพุตทั้ง 3 Lead ด้วยมัลติมิเตอร์ตั้งโต๊ะขนาดหน้าหลักครึ่ง ยี่ห้อ Philips รุ่น PM2528 automatic rms multimeter

แสดงวิธีการวัดค่ากระแสรั่วไหล ดังภาพประกอบ 5-9 และแสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-3 โดยทำการทดสอบ 4 แบบ คือ ทดสอบแบบ close ground กับตัวเครื่อง, ทดสอบแบบ open ground กับตัวเครื่อง, ทดสอบแบบต่อขั้วไฟฟ้าปกติ และทดสอบแบบสลับขั้วไฟฟ้า มีหน่วยเป็น μA



ภาพประกอบ 5-9 แสดงวิธีการวัดค่ากระแสรั่วไหล

(Barry N. Feinberg, 1986)

ลักษณะการวัด / Lead	RA	LA	RL
Normal position	15.26	11.08	2.21
Reverse polarity	13.81	10.52	1.32
Open ground : normal position	15.29	11.12	2.17
Open ground : reverse polarity	13.55	10.48	1.38

ตาราง 5-3 แสดงผลการทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ

ผลการวิเคราะห์

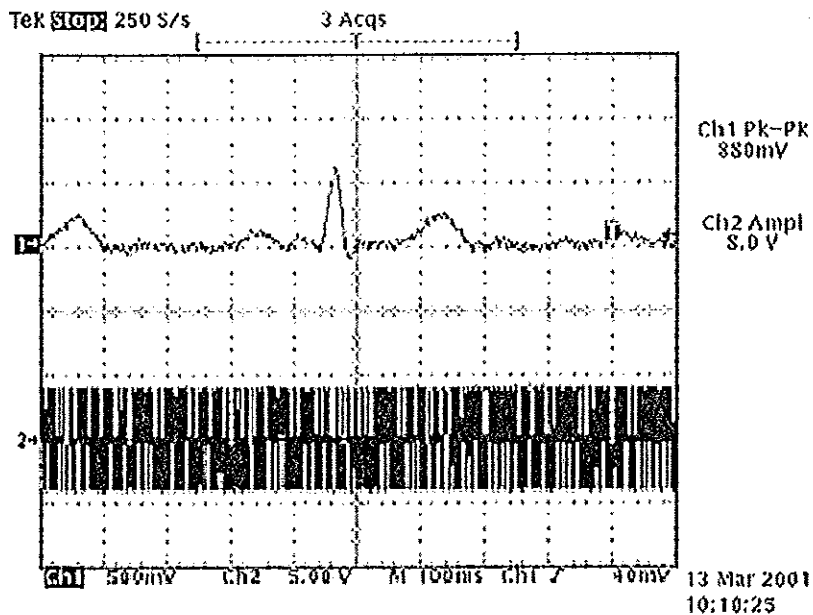
จากการทดสอบวงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ พบว่าค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ Lead ทั้งสาม มีค่าไม่เกิน $20 \mu\text{A}$ ซึ่งสามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยได้อย่างปลอดภัย

5.3 ผลการทดสอบวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์

การแสดงผลการทดสอบวงจรส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ประกอบด้วยผลการทดสอบวงจรมอดูเลต, ผลการทดสอบการแยกสัญญาณด้วยตัวแยกทางแสง และผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

5.3.1 ผลการทดสอบวงจรมอดูเลต

วงจรมอดูเลตจะแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าในช่วง $-3V$ ถึง $+3V$ เป็นสัญญาณความถี่ในช่วง $500\text{ Hz} - 3.5\text{ kHz}$ แสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5.10

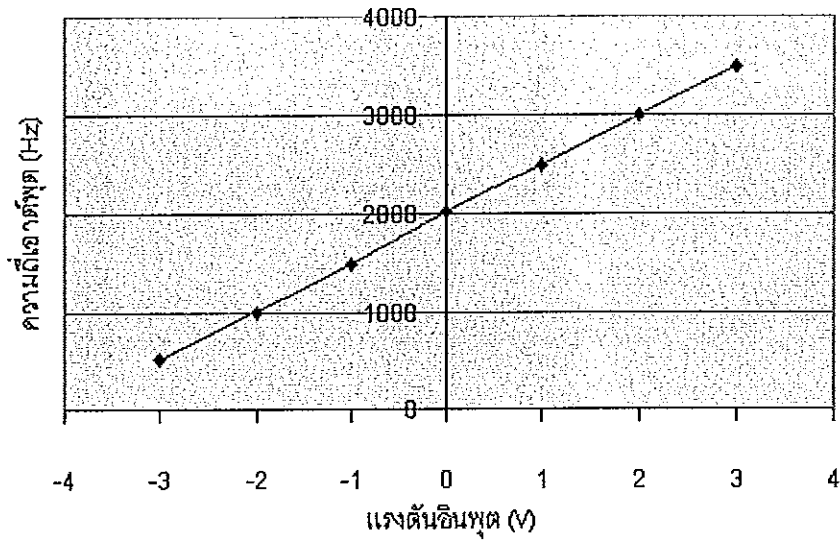


ภาพประกอบ 5-10 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตของวงจรมอดูเลต
ช่องสัญญาณ 1:สัญญาณอินพุต ช่องสัญญาณ 2:สัญญาณเอาต์พุต

ทำการทดสอบวงจรมอดูเลตโดยการป้อนสัญญาณแรงดันอินพุตค่าต่างๆ เพื่อวัดค่าสัญญาณความถี่ที่เอาต์พุต แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-4 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-11

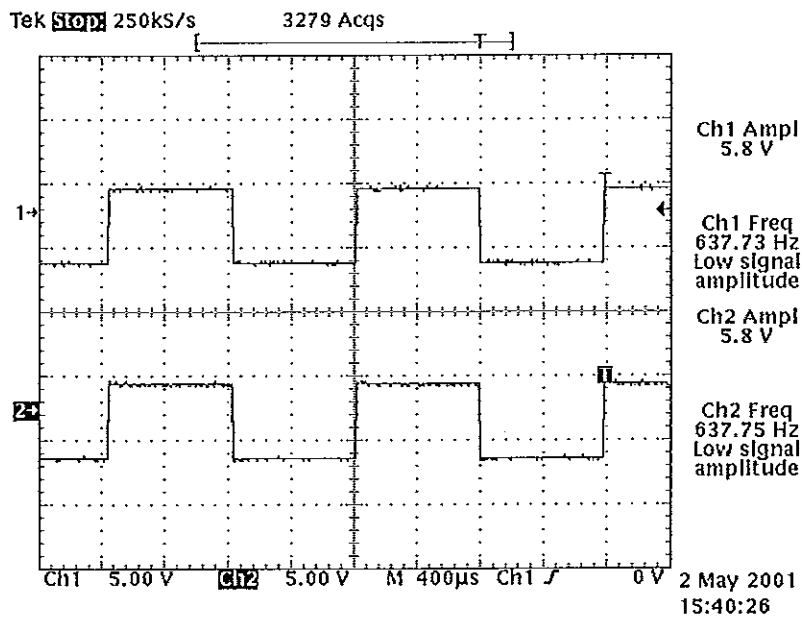
แรงดันอินพุต (V)	-3	-2	-1	0	1	2	3
ความถี่เอาต์พุต (Hz)	510	1010	1500	2013	2490	3000	3480

ตาราง 5-4 แสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลต



ภาพประกอบ 5-11 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรมอดูเลต

5.3.2 ผลการทดสอบการแยกสัญญาณด้วยตัวแยกทางแสง



ภาพประกอบ 5-12 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านตัวแยกทางแสง
 ช่องสัญญาณ 1:สัญญาณอินพุต ช่องสัญญาณ 2:สัญญาณเอาต์พุต

5.3.3 ผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

ทดสอบวงจรถอดรหัสหมายเลขโทรศัพท์ DTMF โดยการกดปุ่มตัวเลขของเครื่องโทรศัพท์ แล้ววัดสัญญาณเอาต์พุตซึ่งเป็นสัญญาณดิจิทัล หลังจากนั้นจึงนำสัญญาณเอาต์พุต Q3 และ Q4 ของปุ่มโทรศัพท์เครื่องหมาย # มาเข้าวงจรแอนด์ (And circuit) เพื่อขับ LED แสดงผลการทดสอบได้ดังตาราง 5-5

ตัวเลข	1	2	3	4	5	6	7	8	9	0	*	#
Q4	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1
Q3	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	1
Q2	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0
Q1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0

ตาราง 5-5 แสดงผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF

ผลการวิเคราะห์

-จากตาราง 5-4 และภาพประกอบ 5-10 ถึง 5-11 พบว่าวงจรมอดูเลตสามารถแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าในช่วง -3 ถึง $+3$ V เป็นความถี่ในช่วง $0.5 - 3.5$ kHz ได้ตามที่ออกแบบและผลการทดสอบที่ได้เป็นเชิงเส้น

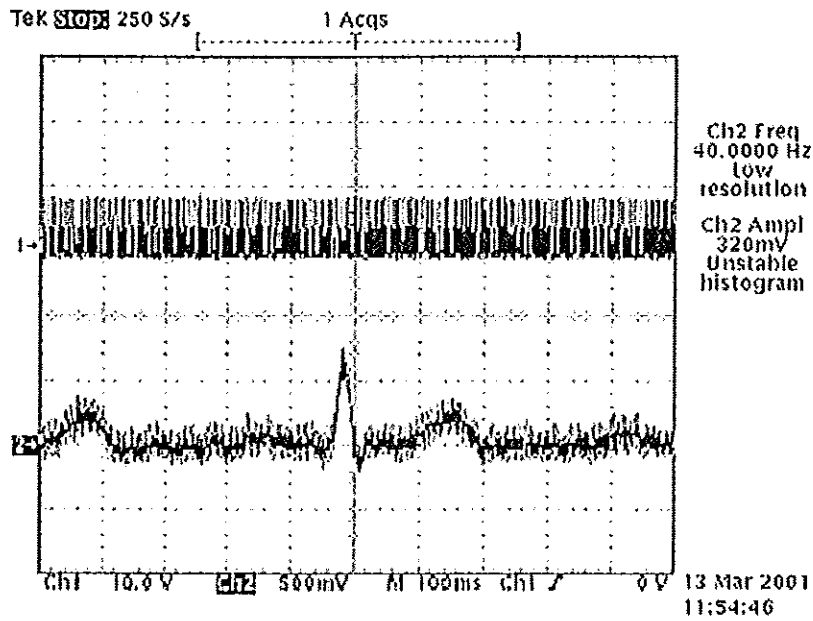
-จากตาราง 5-5 ผลการทดสอบวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF พบว่าสามารถถอดรหัสสัญญาณความถี่ของแต่ละหมายเลขเป็นสัญญาณดิจิทัล ได้ตรงตามที่ออกแบบ

5.4 ผลการทดสอบวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์

ทำการทดสอบวงจรรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากระบบโทรศัพท์ ด้วยการป้อนสัญญาณความถี่ที่รับได้จากระบบโทรศัพท์สาธารณะซึ่งส่งมาจากสถานีส่ง โดยจะแสดงผลการทดสอบของวงจรดีมอดูเลตซึ่งแปลงสัญญาณความถี่ที่รับได้จากระบบโทรศัพท์กลับเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยที่สัญญาณความถี่อินพุตของวงจรดีมอดูเลตนั้นผ่านวงจรขยายและวงจรคอมพาราเตอ์เพื่อปรับสัญญาณความถี่แล้ว และแสดงผลการทดสอบของวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ

5.4.1 ผลการทดสอบวงจรดีมอดูเลต

วงจรดีมอดูเลตจะแปลงสัญญาณความถี่ที่รับจากโทรศัพท์ในช่วง 0.5 – 3.5 kHz กลับเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง -3V ถึง +3V แสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5.13

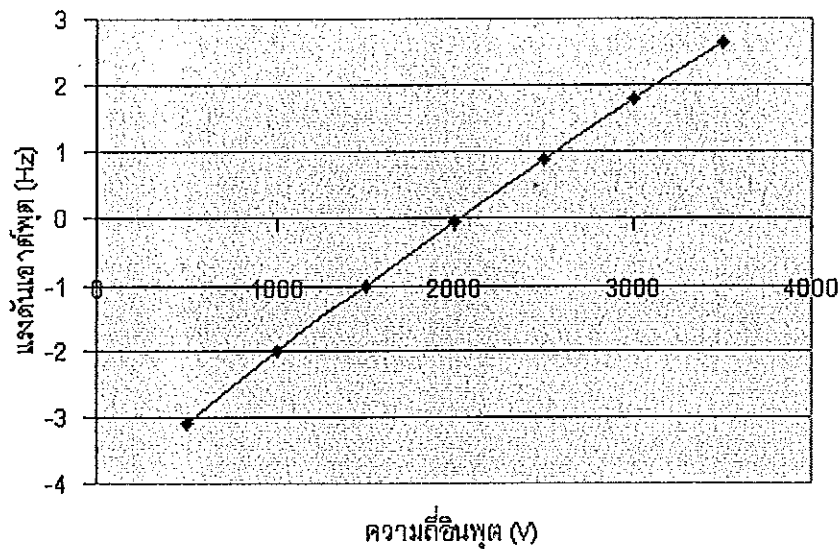


ภาพประกอบ 5-13 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านวงจรดีมอดูเลต
ช่องสัญญาณ 1:สัญญาณอินพุต ช่องสัญญาณ 2:สัญญาณเอาต์พุต

ทดสอบวงจรแปลงสัญญาณความถี่เป็นแรงดันไฟฟ้า โดยการป้อนสัญญาณความถี่อินพุตค่าต่างๆ เพื่อวัดค่าแรงดันเอาต์พุต แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-6 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-14

ความถี่อินพุต (Hz)	500	1000	1500	2000	2500	3000	3500
แรงดันเอาต์พุต (V)	-3.1	-2.015	-1.008	-0.04	0.867	1.785	2.6

ตาราง 5-6 แสดงผลการทดสอบวงจรดีมอดูเลต



ภาพประกอบ 5-14 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรดีมอดูเลต

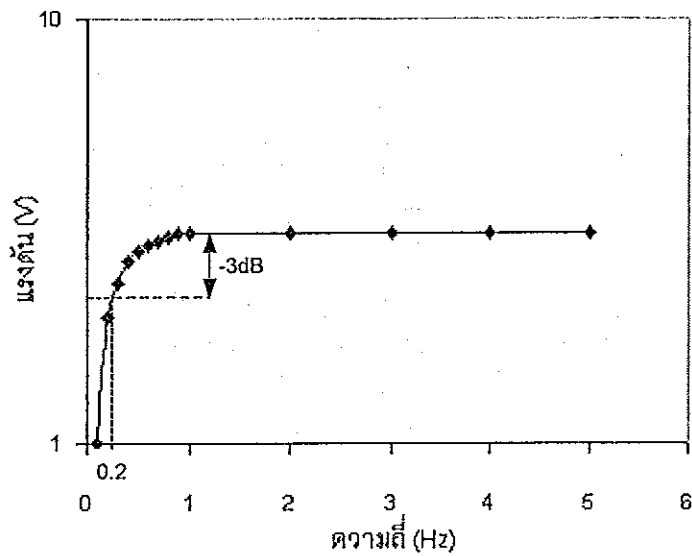
5.4.3 ผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ

วงจรกรองความถี่ผ่านสูงออกแบบให้มีค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 100 Hz และวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำออกแบบให้มีค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 0.2 Hz

ทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านสูงโดยการป้อนสัญญาณไซน์แรงดันอินพุต 3.16 V แปรผันค่าความถี่ แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-7 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-15

ความถี่ (Hz)	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7
แรงดัน (V)	0	1	2	2.4	2.7	2.85	2.9	2.9
ความถี่ (Hz)	0.8	0.9	1	2	3	4	5	10
แรงดัน (V)	3	3.16	3.16	3.16	3.16	3.16	3.16	3.16

ตาราง 5-7 แสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านสูง

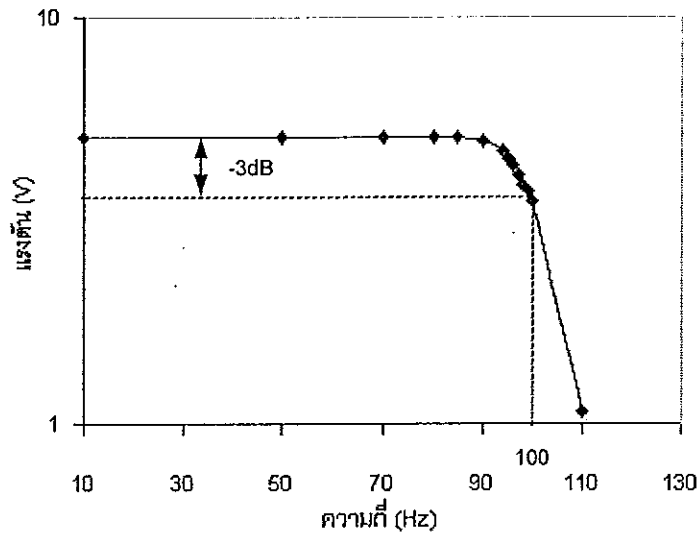


ภาพประกอบ 5-15 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านสูง

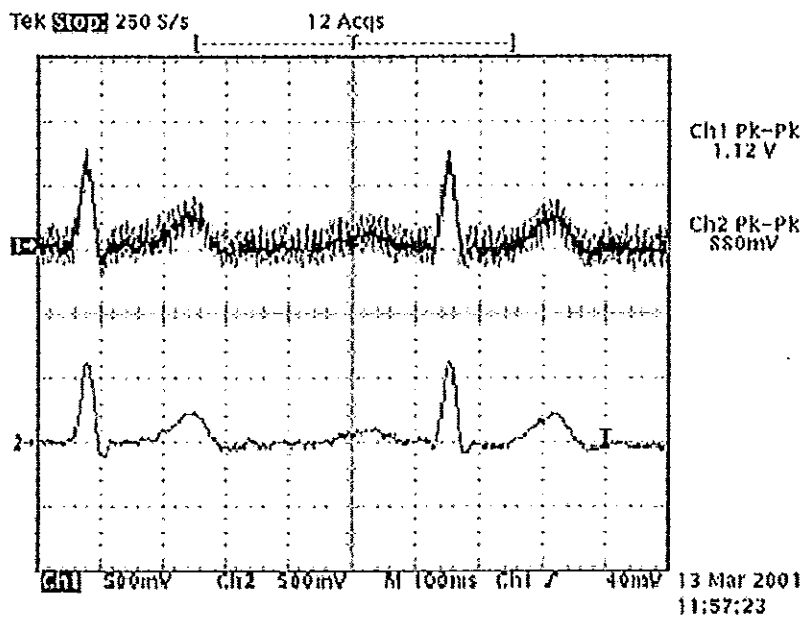
ทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำโดยการป้อนสัญญาณไซน์แรงดันอินพุต 5.04 V แปร
ผันค่าความถี่ แสดงผลการทดสอบดังตาราง 5-8 และเขียนกราฟแสดงผลการทดสอบดังภาพ
ประกอบ 5-16

ความถี่ (Hz)	10	50	70	80	85	90	94	95
แรงดัน (V)	5.04	5.04	5.04	5.04	5.04	4.96	4.66	4.49
ความถี่ (Hz)	96	97	98	99	100	110	120	130
แรงดัน (V)	4.32	4.09	3.86	3.62	3.54	2.16	1.43	1.07

ตาราง 5-8 แสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ



ภาพประกอบ 5-16 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ



ภาพประกอบ 5-17 แสดงสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตที่ผ่านวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ

ช่องสัญญาณ 1: สัญญาณอินพุต

ช่องสัญญาณ 2: สัญญาณเอาต์พุต

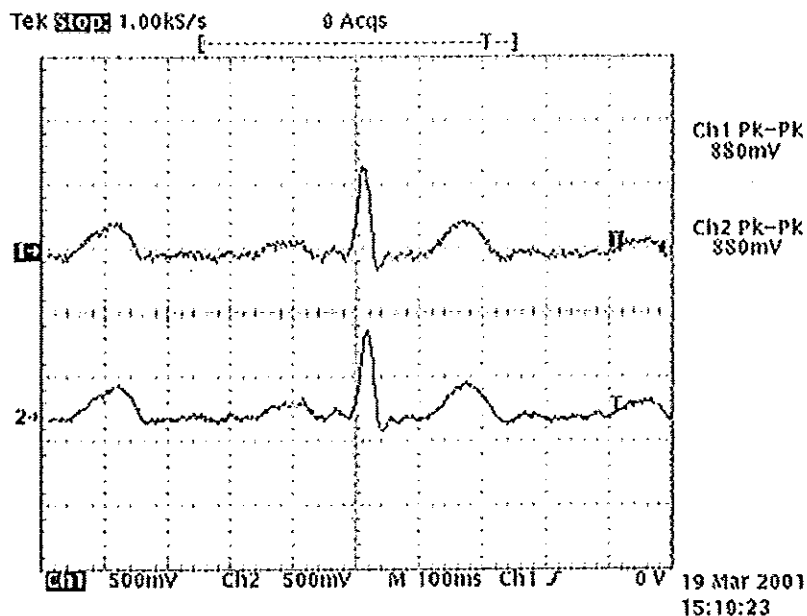
ผลการวิเคราะห์

-จากตาราง 5-6 และภาพประกอบ 5-13 ถึง 5-14 พบว่าวงจรดีมอดูเลตสามารถแปลงสัญญาณความถี่ในช่วง 0.5 – 3.5 kHz เป็นแรงดันไฟฟ้าในช่วง -3 ถึง +3 V ได้ตามที่ออกแบบ และผลการทดสอบที่ได้เป็นเชิงเส้น

-จากตาราง 5-7 ถึง 5-8 และภาพประกอบ 5-15 ถึง 5-17 พบว่าวงจรกรองความถี่ผ่านสูงสามารถลดทอนสัญญาณความถี่ที่ค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 100 Hz และวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำสามารถลดทอนสัญญาณความถี่ที่ค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 0.2 Hz ได้ถูกต้องตามที่ออกแบบ

5.5 การเปรียบเทียบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีส่งและสถานีรับ

ทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีส่งเพื่อนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีรับ ซึ่งรับสัญญาณจากสถานีส่งผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะและผ่านวงจรทั้งหมดในส่วนของฮาร์ดแวร์มาแล้ว แสดงผลการทดสอบดังภาพประกอบ 5-18



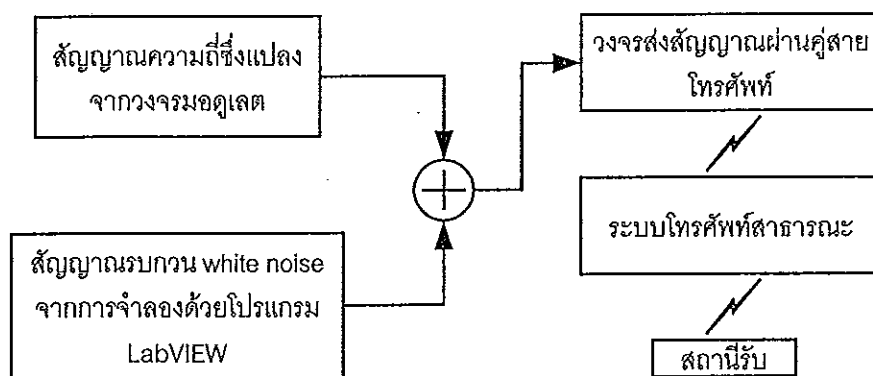
ภาพประกอบ 5-18 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 ช่องสัญญาณ 1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในสถานีส่ง
 ช่องสัญญาณ 2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านโทรศัพท์ในสถานีรับ

ผลการวิเคราะห์

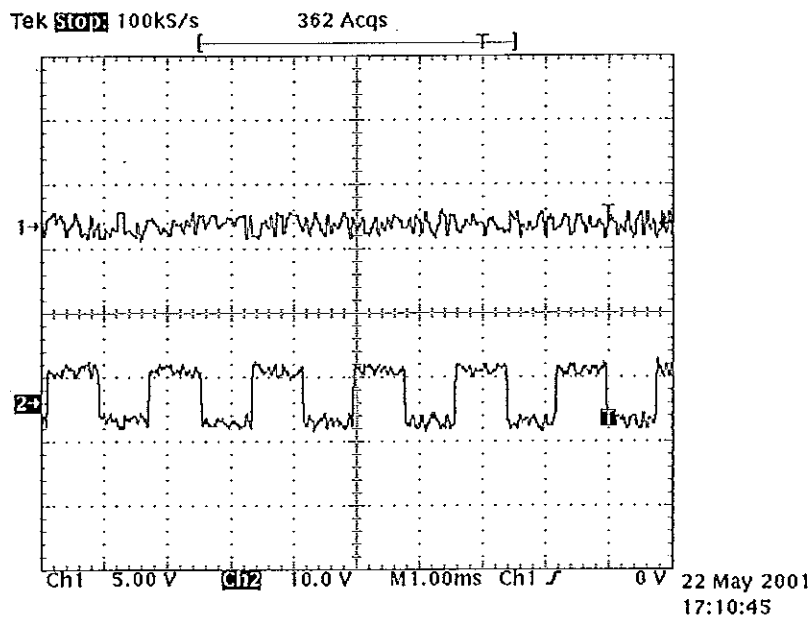
การเปรียบเทียบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ที่สถานีส่งกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากสถานีรับซึ่งผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะและผ่านวงจรทั้งหมดในส่วนของฮาร์ดแวร์ พบว่าสัญญาณทั้งสองมีลักษณะเหมือนกัน

5.6 การทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวน

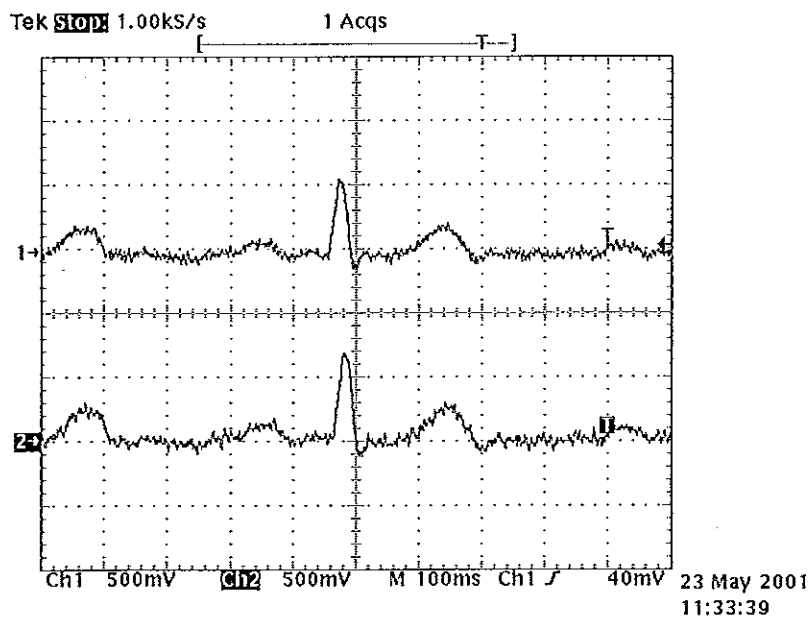
ทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวนของการส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ โดยการป้อนสัญญาณรบกวนขาว (White noise) ซึ่งมาจากการจำลองด้วยโปรแกรม LabVIEW (แสดง Diagram ของโปรแกรมการจำลองสัญญาณรบกวนในภาคผนวก ก3) ใส่รวมกับสัญญาณความถี่ผ่านวงจรมอดูเลตที่สถานีส่ง แล้วส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ ทำการทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวนโดยการเพิ่มขนาดของสัญญาณรบกวน พบว่าระบบสามารถทนสัญญาณรบกวนได้ถึง 1V โดยที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งแปลงได้จากวงจรดีมอดูเลตที่สถานีรับมีลักษณะของสัญญาณที่สามารถยอมรับได้ แสดงบล็อกไดอะแกรมการทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวนดังภาพประกอบ 5-19 แสดงสัญญาณรบกวนและสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนขนาด 1V ดังภาพประกอบ 5-20 และแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แปลงจากสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนขนาด 1V จากระบบโทรศัพท์ดังภาพประกอบ 5-21



ภาพประกอบ 5-19 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทดสอบการทนต่อสัญญาณรบกวน



ภาพประกอบ 5-20 แสดงสัญญาณรบกวนและสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนขนาด 1V



ภาพประกอบ 5-21 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แปลงจากสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณ

รบกวนขนาด 1V จากระบบโทรศัพท์

ช่องสัญญาณ1:สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีส่ง

ช่องสัญญาณ2:สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สถานีรับ

ผลการวิเคราะห์

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แปลงจากสัญญาณความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนขนาด 1V ผสมอยู่ ที่รับได้จากระบบโทรศัพท์สาธารณะ ซึ่งส่งมาจากสถานีส่งนั้น พบว่ามีอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio) เท่ากับ 20:1 ซึ่งสามารถนำระบบที่พัฒนาขึ้นไปใช้งานได้จริง

ผลการวิเคราะห์โดยรวม

ผลการทดสอบวงจรในส่วนของฮาร์ดแวร์สามารถทำงานและให้ผลการทดสอบตรงตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัย ซึ่งสรุปได้ดังนี้

1. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยาย 1,000 เท่า
2. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่า CMRR เท่ากับ 86.37 dB
3. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีกระแสไฟฟ้าวัดที่อินพุตไม่เกิน 20 μ A
4. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจวัดอัตราการเต้นของหัวใจช่วง 30 – 300 ครั้งต่อนาที
5. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจลดทอนสัญญาณรบกวน 50 Hz ได้ -18.416 dB
6. วงจรมอดูเลตแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าช่วง -3V ถึง +3V เป็นความถี่ 0.5–3.5kHz

แบบเชิงเส้น

7. วงจรดีมอดูเลตแปลงสัญญาณความถี่ 0.5–3.5kHz เป็นแรงดันไฟฟ้าช่วง -3V ถึง +3V

แบบเชิงเส้น

8. สถานีส่งและสถานีรับสามารถติดต่อสื่อสารกันได้ ผ่านระบบที่พัฒนาด้วยวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF โดยการกดปุ่มโทรศัพท์ # เพื่อรับให้ LED ทำงาน

9. สามารถส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ได้โดยที่สัญญาณไม่ผิดเพี้ยน

10. การส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์สามารถทนสัญญาณรบกวนในสายโทรศัพท์ได้สูงสุด 1 V

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

จากงานวิจัยการออกแบบสร้างและพัฒนาวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์สาธารณะ แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์และแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือเพื่อรองรับระบบโทรศัพท์แบบริงมิ่งรุ่นที่ 3 นั้น ได้ทำการศึกษาถึงหลักการทำงานและคุณสมบัติของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การส่งและรับสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์, การแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์และการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ โดยนำเอาวิธีการที่ดีมาใช้เป็นพื้นฐานในการออกแบบและทำการปรับปรุงในบางส่วนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้สูงขึ้น

การดำเนินงานวิจัยแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ซึ่งส่วนฮาร์ดแวร์ประกอบด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, วงจรแยกแหล่งจ่ายกำลังไฟ, วงจรมอดูเลต, วงจรส่งสัญญาณผ่านระบบโทรศัพท์, วงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF, วงจรรับสัญญาณจากระบบโทรศัพท์, วงจรดีมอดูเลต และวงจรกรองความถี่ผ่านสูงและผ่านต่ำ ในส่วนซอฟต์แวร์เป็นการพัฒนาโปรแกรมเพื่อแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW และการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ ด้วยโปรแกรมประยุกต์ภาษา WML และภาษา PHP ผ่านระบบเครือข่ายปัจจุบัน ซึ่งสามารถสรุปคุณสมบัติทางด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ของงานวิจัยได้ ดังนี้

คุณสมบัติทางด้านฮาร์ดแวร์

1. วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีคุณสมบัติดังนี้
 1. วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 อิเล็กโทรด
 2. อัตราการขยาย 1,000 เท่า สามารถขยายสัญญาณขนาด 1 mV ให้มีขนาด 1 V
 3. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูงกว่า 80 dB
 4. กระแสไฟฟ้าวัดที่อินพุตไม่เกิน 20 μ A
 5. ลดทอนสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz (-18.416 dB)
 6. วัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ในช่วง 30 – 300 ครั้งต่อนาที

2. วงจรส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ มีคุณสมบัติดังนี้

1. วงจรมอดูเลต สามารถแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าในช่วง -3 ถึง $+3$ V เป็นความถี่ในช่วง $500 - 3.5$ kHz แบบเชิงเส้น
2. วงจรดีมอดูเลต สามารถแปลงสัญญาณความถี่ในช่วง $500 - 3.5$ kHz เป็นแรงดันไฟฟ้าในช่วง -3 ถึง $+3$ V แบบเชิงเส้น
3. ลดทอนสัญญาณรบกวนความถี่สูงและความถี่ต่ำ
4. สามารถส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์
5. มีระบบสำหรับสถานีรับเพื่อติดต่อกับสถานีส่ง
6. ทนสัญญาณรบกวนในสายโทรศัพท์ได้ 1 V

คุณสมบัติทางด้านซอฟต์แวร์

1. การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ มีคุณสมบัติดังนี้

1. แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง
2. อัตราการชักตัวอย่าง (Sampling rate) 360 samples/sec
3. หยุดสัญญาณดูทันทีทันใด
4. คำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ ด้วยฟังก์ชัน Peak Detector
5. บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบไฟล์ Text
6. สามารถกำหนดจำนวนข้อมูลในการบันทึกสัญญาณเพื่อใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

2. การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ มีคุณสมบัติดังนี้

1. แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือด้วยโปรแกรมประยุกต์ผ่านระบบเครือข่ายปัจจุบัน
2. แสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 160 จุดต่อหน้าจอ
3. โหลดข้อมูล ECG WAP Site จาก Web server ได้โดยตรง
4. อ่านข้อมูลในรูปแบบไฟล์ Text
5. เขียนกราฟรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
6. แปลงกราฟรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นรูปภาพ WBMP

บทวิจารณ์และข้อเสนอแนะ

1. การออกแบบและสร้างวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ต้องใช้อุปกรณ์ที่มีค่าแม่นยำ เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก แต่มีสัญญาณรบกวนสูง และการวัดสัญญาณต้องทำการวัดผ่านทางผิวหนังของผู้ป่วยด้วยอิเล็กโทรด

2. การออกแบบวงจรมอดูเลตเพื่อแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าเป็นความถี่ และวงจรดีมอดูเลตเพื่อแปลงสัญญาณความถี่เป็นแรงดันไฟฟ้า ในเบื้องต้นออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ LM 331 พบว่าสามารถแปลงสัญญาณได้ในช่วงแคบ และไม่สามารถกำหนดช่วงสัญญาณตามที่ออกแบบได้ จึงเปลี่ยนมาใช้หลักการออสซิลเลเตอร์ควบคุมความถี่ด้วยแรงดัน และหลักการของเฟสล็อกลูปแทน โดยใช้ไอซีเบอร์ CD4046 เนื่องจากค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแต่ละคนมีขนาดไม่เท่ากัน และยังสามารถเปลี่ยนแปลงค่าได้เมื่อมีอาการผิดปกติ จึงต้องเลือกใช้วงจรแปลงสัญญาณที่สามารถแปลงสัญญาณได้ในช่วงกว้าง และมีเสถียรภาพ และยังใช้พลังงานต่ำด้วย

3. ระบบสำหรับสถานีรับติดต่อกับสถานีส่งซึ่งพัฒนาด้วยวงจรถอดรหัสโทรศัพท์หมายเลข DTMF ยังต้องทำการกดปุ่มโทรศัพท์เพื่อให้มีความถี่ออกมาช่วงระยะเวลาหนึ่งในการกดครั้งแรก เนื่องจากวงจรถอดรหัสโทรศัพท์ DTMF ต้องใช้เวลาในการตรวจค่าความถี่ที่เกิดจากการกดปุ่มโทรศัพท์ว่าเป็นค่าที่ถูกต้องหรือไม่ในขณะที่ส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4. การส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบโทรศัพท์ในรูปของสัญญาณเสียงนั้น ขณะทำการส่งสัญญาณต้องถอดหูฟังของเครื่องโทรศัพท์ออกเพื่อป้องกันสัญญาณเสียงรบกวนที่จะส่งผลให้สัญญาณมีลักษณะผิดเพี้ยนไป และต้องต่อหูฟังกลับเข้าเครื่องโทรศัพท์อีกครั้งเมื่อต้องการติดต่อพูดคุยกันระหว่างสถานีรับกับสถานีส่ง ซึ่งสร้างความยุ่งยากแก่ผู้ใช้งาน ควรทำสวิตช์สำหรับหูฟังโทรศัพท์เพื่อให้เกิด-ปิดแทนการถอดเข้า-ออก

5. การแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือด้วยโปรแกรมประยุกต์ภาษา WML ในปัจจุบันนี้มีฟังก์ชันการใช้งานพอสมควร แต่ยังไม่ค่อยมีฟังก์ชันการทำงานที่สนับสนุนด้านกราฟฟิก และรูปภาพที่สามารถแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือได้นั้น ต้องเป็นรูปภาพชนิด WBMP เพียงชนิดเดียว ซึ่งนับว่าสร้างความลำบากในการออกแบบและพัฒนา ECG WAP Site ที่เน้นหนักในเรื่องกราฟฟิกพอสมควร และคาดว่าในอนาคตภาษา WML จะเติบโตขึ้นมา ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงถือเป็นต้นแบบในการพัฒนางานเกี่ยวกับภาษา WML ต่อไป

6. Web Server สาธารณะส่วนใหญ่ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ยังไม่มีการสนับสนุนการทำงานด้านกราฟฟิก ดังนั้นการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์ผ่าน ECG WAP

Site ในงานวิจัยนี้ต้องจำลองการทำงานผ่านระบบเครือข่ายปัจจุบัน โดยการสร้างและติดตั้ง Web Server ในเครื่องคอมพิวเตอร์ PC เพื่อสนับสนุนการทำงานด้านกราฟฟิกโดยเฉพาะ

7. การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งมีข้อจำกัดหลายด้าน อาทิเช่น หน้าจอขนาดเล็ก, ความเร็วในการส่งและความสะดวกในการใช้งาน เป็นต้น จึงควรมีการพัฒนาโปรแกรมการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ให้สามารถวิเคราะห์ผลรูปคลื่นสัญญาณที่มีลักษณะผิดปกติได้ แล้วนำเฉพาะรูปคลื่นสัญญาณที่ผิดปกตินั้นแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ เพื่อเป็นการลดเวลา, ลดค่าใช้จ่ายและเพิ่มความสะดวกในการใช้งาน

บรรณานุกรม

- ณรงค์ บวบทอง. 2535. "คอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์", โครงการวิจัยพัฒนาและ
วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ ปีงบประมาณ 2534 : การประชุมวิชาการ
ทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 4. (21-22 ต.ค. 2535), 7-17.
- นิรุช อำนวยศิลป์. 2544. สร้างเว็บเพจอย่างไรที่จำกัด PHP เพื่อการประยุกต์ใช้งาน. กรุงเทพฯ
: บริษัท ชัคเซส มีเดีย จำกัด.
- นิรันดร ทนงศักดิ์มนตรี. 2543. WAP the World in your Hand ย่อโลกไว้ในมือคุณ. กรุงเทพฯ :
บริษัท ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด (มหาชน).
- สรารุช อ้อยศรีสกุล. 2544. เปิดมิติ Mobile Internet ด้วย...WAP. กรุงเทพฯ : บริษัท วิดีตี้ กรีฟ
จำกัด
- Barry N.Feinberg, Ph.D., PE, CCE. 1986. Applied Clinical Engineering. 1st ed. the
United States of America : Prentice Hall.
- Hilburn, John L and Johnson, David E jt. 1983 Manual of Active Filter Design. New
York : McGraw – Hill.
- Horowitz, Paul and Hill, Winfried jt. 1989 The Art of Electronics. 1st ed. London :
Cambridge University Press.
- Lawrence Harte, et al. 1999 CDMA IS-95 for Cellular and PCS Technology, Economics
and Services. 1st ed. New York : McGraw-Hill
- L. Umanand and S.R. Bhat. 1992 Design of Magnetic Components for Switched Mode
Power Converters. 1st ed. India : Wiley Ecstern Limited.

National Semiconductor Corporation. 1995. National Data Acquisition Databook. Hong Kong : National Semiconductor HK Ltd.

P.Chia, K.Ong and Ng W.L., M.Choo. 1994. "ECGFAX - A New Mode of ECG Transmission", 8th International Conference on Biomedical Engineering December 7-10, 1994, Singapore. 259-261. Singapore : BAC Printers.

Robert F. Coughlin and Frederick F. Driscoll. 1987 Operational Amplifiers and Linear Intergrated Circuits. 1st ed. the United States of America : Prentice Hall.

Robert S. Habib Istepanian. 1998. "Modelling of GSM – based Mobile Telemedical System", IEEE/EMBS. (Oct.29 – Nov.1 1998), 1166 –1169.

Sawasd Tantaratana, 1999. "Wideband CDMA for 3G Mobile Telecommunications", IMT 2000, (April 30, 1999).

Scung-Hun Park, et al. 1998. "Real – Time Monitoring of Patients on Remote Sites", IEEE/EMBS. (Oct.29 – Nov.1, 1998), 1321 –1325.

S. Pavlopoulos, et al. 1998. " A Mobile System for Emergency Health Care Provision via Telematics Support – Ambulance", IEEE/EMBS. (March, 1998), 150 –154.

Steve Dennett, 1999. "3rd Generation Standards Development", TR45 Committee., (March 3-4, 1999).

Telecommunications Industry Association, 1999. "Introduction to CDMA 2000 Standards For Spread Spectrum Systems", TIA/EIA/IS-2000-1-2, (August, 1999).

Willis J. Tompkins. 1993. Biomedical Digital Signal Processing. 1st ed. the United States of America : Prentice Hall.

Yang Han Nam, et al. 1998. "Development of Remote Diagnosis System Integrating Digital Telemetry for Medicine", IEEE/EMBS. (Oct.29 – Nov.1, 1998), 1170 – 1173.

Boutell.Com, Inc. 1993. "GD Library", (Computer data). <http://boutell.com>.

Loxley Public Company Limited. 1999. "TeleMedicine", (Computer data).
<http://loxley.co.th/telemedicine>.

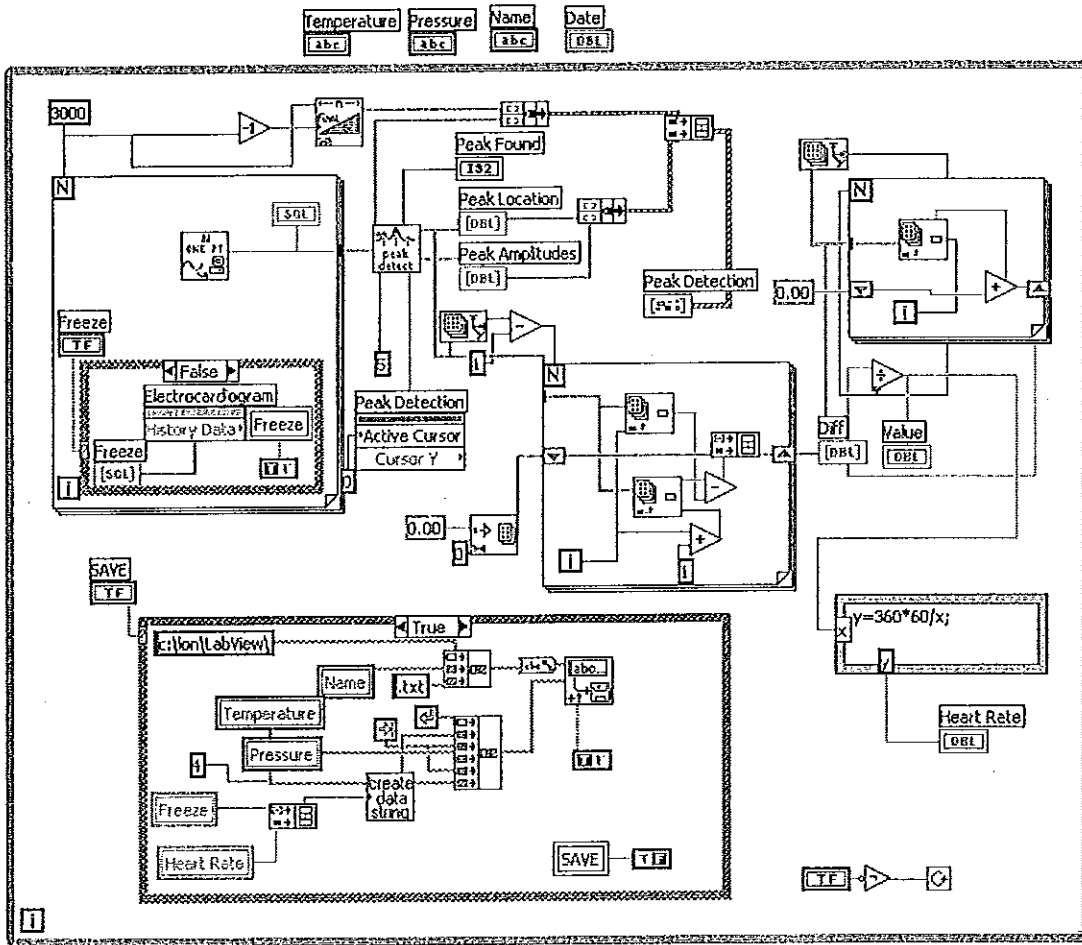
Nokia. 2001. "Nokia Toolkit 2.0", (Computer program). <http://www.forum.nokia.com>.

The PHP Group. 2001. "php-4.0.4pl1-Win32", (Computer program).
<http://www.php.net>.

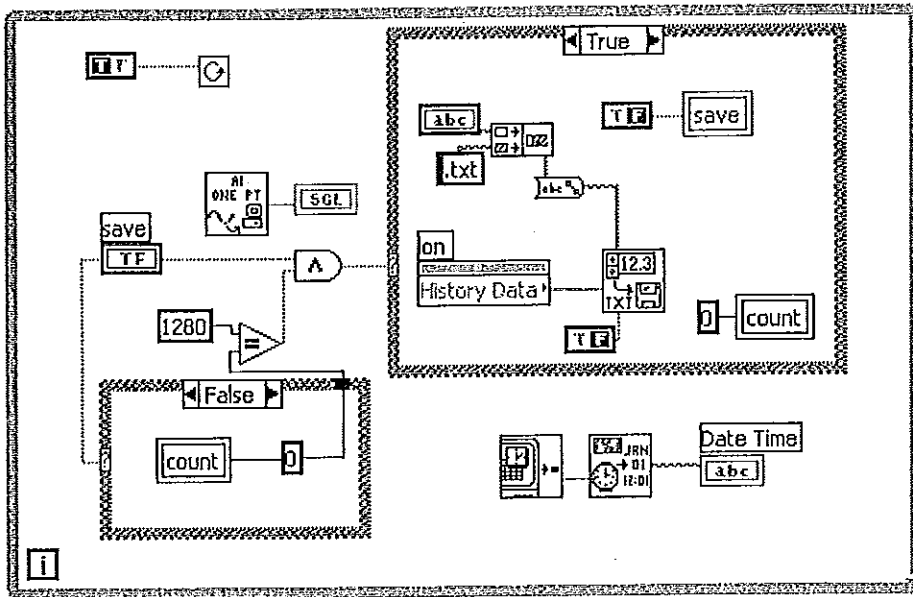
Wireless Application Protocol Forum Ltd. 2001. "Wireless Application Protocol Architecture Specification", (Computer data). <http://www.wapforum.org>.

Wireless Application Protocol Forum Ltd. 2001. "Wireless Markup Language", (Computer data). <http://www.wapforum.org>.

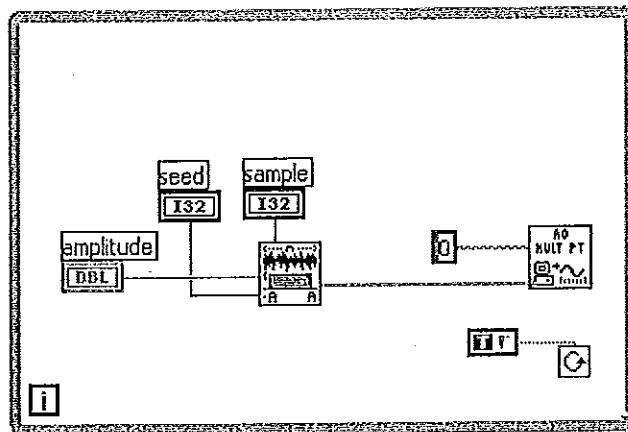
ภาคผนวก ก Diagram การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์
ด้วยโปรแกรมLabVIEW



ภาพประกอบ ก1 Diagram การแสดงผลรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบ n2 Diagram การแสดงผลและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
เพื่อใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ



ภาพประกอบ n3 Diagram การจำลองสัญญาณรบกวน White noise

ภาคผนวก ข อภิธานศัพท์

Broadband

เป็นการจัดช่องทางหลายช่องทางของข้อมูล ภายในตัวกลางส่งสัญญาณ โดยอาจจะใช้ ความถี่ หรือ ระดับคลื่น (wave division) ในการมัลติเพล็กซ์

Cellular

การส่งสัญญาณคลื่นสั้นแบบอนาล็อก (analog) หรือ ดิจิตอล (digital) โดยตัวส่งสัญญาณจะส่งสัญญาณครอบคลุมบริเวณหนึ่ง ๆ เรียกว่า เซล (cell)

CGI (common gateway interface)

มาตรฐานสำหรับเว็บเซิร์ฟเวอร์ ในการส่งสัญญาณการร้องขอของผู้ใช้ไปยังโปรแกรมประยุกต์ และรับข้อมูลกลับมายังผู้ใช้

Cordless

การส่งสัญญาณคลื่นสั้นแบบอนาล็อก (analog) หรือ ดิจิตอล (digital) แตกต่างจาก cellular ตรงที่ cordless จะเป็นการสื่อสารไร้สายที่มีคลื่นสั้นมาก และสั้นกว่า cellular

HTTP client

เครื่องลูกข่าย หรือ เครื่องของผู้ใช้ ที่ใช้งานโพรโตคอล HTTP (HyperText Transfer Protocol)

HTTP headers

ส่วนหัวของไฟล์การร้องขอ หรือตอบกลับในโพรโตคอล HTTP (HyperText Transfer Protocol)

Mime-types (multi-purpose internet mail extensions)

เป็นส่วนขยายของโพรโตคอลทางด้านอีเมล ซึ่งช่วยให้ผู้ใช้สามารถแลกเปลี่ยนข้อมูลชนิดต่าง ๆ กันได้เช่น ข้อมูลตัวอักษร เสียง ภาพ วีดีโอ โปรแกรมประยุกต์ และ อื่น ๆ

Multiband

มีความสามารถในการทำงานได้หลายรูปแบบการสื่อสาร

Multimode

มีความสามารถในการทำงานได้หลายโหมดการทำงาน

Multithreading

การทำงานแบบที่สามารถให้บริการผู้ใช้ได้หลายคนในเวลาเดียวกัน โดยจะมีการใช้งาน thread ย่อยๆ หลายตัว ซึ่งคล้ายคลึงกับการทำงานแบบ multitasking

PDA (personal digital assistant)

คือ อุปกรณ์สื่อสารมือถือขนาดเล็ก ซึ่ง สามารถคำนวณและจัดเก็บข้อมูลส่วนบุคคล หรือทางธุรกิจ

Roaming

คือความสามารถในการเข้าใช้งานเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ขณะที่อยู่นอกเขตที่อยู่อาศัยโดยเสียค่าใช้จ่ายเป็นอัตราค่าการโทรในท้องถิ่น (local call) หรือ เสียค่าใช้จ่ายถูกกว่าอัตราค่าการโทรทางไกล

SSL

เป็นเลเยอร์โปรแกรม (program layer) ซึ่งพัฒนาขึ้นมาโดย Netscape เพื่อใช้ในการจัดการด้านความปลอดภัยของการส่งข้อความในเครือข่าย

TCP/IP

เป็นภาษา หรือ โพรโตคอล พื้นฐานการติดต่อสื่อสาร ในเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

URL (Uniform Resource Locator)

เป็นตำแหน่งที่ตั้งของไฟล์ หรือทรัพยากรอื่น ๆ ที่สามารถเข้าใช้งานได้ในเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

WAP client

เครื่องลูกข่าย หรือ เครื่องของผู้ใช้ ที่ใช้งานโพรโตคอล WAP (Wireless Application Protocol)

WAP gateway

เป็นอุปกรณ์ หรือ ตัวกลางระหว่างระบบเครือข่ายเคลื่อนที่ กับระบบอินเทอร์เน็ต สามารถทำให้ เซอร์เวอร์ที่มีอยู่ใน WWW ทำงานได้ร่วมกับโปรแกรมประยุกต์แบบ WAP และบริการต่าง ๆ ของ WAP

WAP user agent

เป็นซอฟต์แวร์ หรือ อุปกรณ์ใด ๆ ซึ่งสามารถทำการปฏิบัติงานข้อมูลภาษา WML ได้

WML cards

เป็นชุดของคำสั่ง หรือ แท็กภาษา WML ซึ่งอยู่ภายใต้ <card> กับ </card>

WML deck

เป็นชุดของ WML cards ซึ่งเป็นเอกสาร XML ซึ่งอาจจะมีการใช้งาน WMLScript

WML script

เป็นภาษาหนึ่ง ซึ่งมีลักษณะเป็นภาษาแบบ script โดยใช้งานร่วมกับภาษา WML

ภาคผนวก ค ระบบโทรศัพท์มือถือในยุคปัจจุบัน

จากการประชุม World Administrative Radio Conference (WARC) ในปี 1992 ได้ตัดสินใจให้ ระบบโมบายล์โทรคมนาคมในยุคถัดไปหรือยุคที่ 3 (3G:Third Generation) นั้น ใช้งานความถี่ในช่วงระหว่าง 1,885 - 2,025 MHz และ 2,110 - 2,200 MHz และแถบความถี่ 1,980 - 2,010 MHz และ 2,170 - 2,200 MHz สำหรับใช้ในส่วนของระบบทางดาวเทียม มาตรฐานนี้ถูกเรียกว่า IMT-2000 (International Mobile Telecommunications) หรือเดิมชื่อ FPLMTS (Future Public Land Mobile Telecommunications Systems) ซึ่งเป็นระบบสื่อสารโทรคมนาคมของโมบายล์เคลื่อนที่ระหว่างประเทศมีความมุ่งหมายจะให้บริการเป็นไปอย่างต่อเนื่องไม่ขาดตอน กับเครื่องโมบายล์เทอร์มินอลที่เคลื่อนที่อยู่ในทุกสถานที่ ทุกเวลาจากการครอบคลุมให้บริการของเครือข่ายภาคพื้นดินและดาวเทียม ทำให้ได้รับบริการที่มีคุณภาพและบริการทางด้านเสียง, ข้อมูล, กราฟฟิก และวีดีโอ โดยไม่ขึ้นกับข่ายสื่อสารที่ติดต่อเข้าใช้บริการ

ระบบพื้นฐานของโทรศัพท์มือถือในยุคปัจจุบัน มีอยู่ 3 ระบบ คือ

1.TDMA (Time-Division Multiple Access) เป็นระบบการส่งสัญญาณแบบดิจิทัล ที่ยอมให้ใช้ความถี่ร่วมกันในการส่งสัญญาณเสียงและข้อมูล โดยแบ่งส่งตามช่วงเวลา (time slot) ด้วยอัตราการรับ-ส่งข้อมูลในระดับ 19.2 kbps

2.CDMA (Code- Division Multiple Access) เป็นระบบการส่งสัญญาณแบบดิจิทัล ที่ยอมให้ใช้ความถี่ร่วมกันในการส่งสัญญาณเสียงและข้อมูล เช่นเดียวกับ TDMA แต่ต้องอาศัยเทคนิคการเข้ารหัสด้วย ระบบนี้ใช้มากในอเมริกาและเกาหลีใต้ ระดับอัตราการรับ-ส่งข้อมูลอยู่ที่ 19.2 kbps

3.GSM (Global System for Mobile Communications) เป็นระบบที่แพร่หลายที่สุดทั้งในยุโรป, อเมริกา และเอเชีย ซึ่งระบบนี้มีพื้นฐานมาจาก TDMA และมีการเชื่อมต่อแบบ Circuit Switching คือ มีการสร้างวงจรสื่อสาร และจะคงอยู่จนกว่าเลิกการติดต่อ แต่ระบบนี้มีจุดด้อย คือ ไม่สามารถใช้แถบคลื่นสัญญาณวิทยุให้มีประสิทธิภาพเพียงพอ จึงส่งผลให้ความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลประมาณ 9.6 kbps

ช่วงหลังปี 1999 เป็นต้นมา จัดได้ว่ากำลังอยู่ในยุค 2.5G ซึ่งเป็นช่วงเวลาของการก้าวไปสู่ยุค 3G ได้มีการเปลี่ยนมาให้การส่งข้อมูลแบบ Packet Switching คือการแบ่งข้อมูลเป็นหน่วยย่อยๆ เรียกว่า "Packet" แล้วส่งไปในเครือข่าย แทนแบบ Circuit Switching ที่ผ่านมา ระบบพื้นฐานในยุคนี้ คือ GPRS และ EDGE ซึ่งพัฒนามาจากระบบ GSM

1. GPRS (General Packet Radio Service) เป็นรูปแบบการสื่อสารข้อมูลผ่านเครือข่ายแบบ GSM ระบบนี้จะทำให้มีการเชื่อมต่ออยู่ตลอดเวลา คิดอัตราค่าบริการตามจำนวนการส่งแพคเกจของข้อมูล ซึ่งต่างจากระบบ GSM เดิมที่คิดตามเวลาการใช้งาน ความสามารถที่เพิ่มขึ้นมา คือ ส่งได้ทั้งข้อมูลธรรมดา, ภาพกราฟฟิก, เสียง, ภาพวิดีโอ โดยมีอัตราการรับ-ส่งข้อมูลประมาณ 115 kbps

2. EDGE (Enhanced Data Rates for GSM Evolution) เป็นระบบที่พัฒนามาจาก GPRS เพื่อให้อัตราการส่งข้อมูลสูงขึ้นเป็น 384 kbps

ช่วงเวลาหลังปี 2002-2003 การใช้อินเตอร์เน็ตไร้สายด้วยโทรศัพท์มือถือจะเข้าสู่ภาวะสมบูรณ์แบบ สามารถรองรับข้อมูล, ภาพกราฟฟิก, เสียง ในลักษณะมัลติมีเดีย รวมถึงเทคโนโลยีจำพวก Video Conference ด้วย ซึ่งมาตรฐานสำคัญในยุคนี้คือ CDMA2000 และ WCDMA (UMTS)

1. CDMA2000 พัฒนามาจากมาตรฐาน CDMA ในยุค 2G เป็นมาตรฐานของประเทศสหรัฐอเมริกา มีความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูล ประมาณ 100 kbps และคาดว่าจะพัฒนาต่อจนถึง 300 kbps

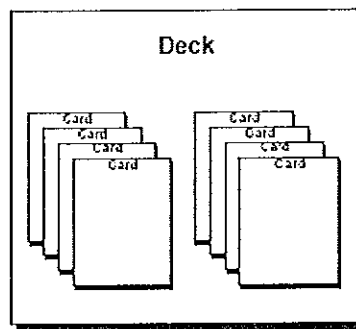
2. WCDMA (Wide-band CDMA) ซึ่งพัฒนามาจาก CDMA เช่นกัน แต่เป็นมาตรฐานของประเทศญี่ปุ่น และแพร่หลายในยุโรป ในชื่อ UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) มีความเร็วในการรับ-ส่งข้อมูลประมาณ 384 kbps – 2Mbps

ภาคผนวก ง โครงสร้างและส่วนประกอบของเอกสาร WML

- ส่วนประกอบสำคัญของเอกสาร WML

1. เดค คือ หน่วยของเอกสารที่ใหญ่ที่สุดของเอกสาร WML หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่าไฟล์เอกสาร WML 1 ไฟล์ จะมี 1 เดค ซึ่งในแต่ละเดคประกอบไปด้วยการ์ด ตั้งแต่ 1 การ์ด ขึ้นไป
2. การ์ด คือ หน่วยของเอกสารที่เล็กที่สุดของเอกสาร WML ซึ่งเป็น 1 หน้าจอที่แสดงใน WAP Browser

เอกสาร WML ที่ต้องแสดงผลในหน้าจอของโทรศัพท์มือถือที่มีขนาดเล็ก ข้อมูล 1 ไฟล์ไม่สามารถแสดงผลภายใน 1 หน้าจอได้ จึงต้องแบ่งออกเป็นส่วนย่อย ๆ และกลายเป็นที่มาของคำว่า "การ์ด"



ภาพประกอบ ง1 แสดงเดคและการ์ดของ WML

เอกสาร WML จะถูกเก็บไว้ในเว็บเซิร์ฟเวอร์ (หรือแอปพลิเคชันเซิร์ฟเวอร์) เหมือนกับเอกสาร HTML ทั่วไป เมื่อผู้ใช้โทรศัพท์มือถือร้องขอเอกสารนั้นไปยังเว็บเซิร์ฟเวอร์ เอกสารจะถูกส่งมาทีละเดค และจะมาเก็บในหน่วยความจำของโทรศัพท์มือถือ เนื่องจากความจุหน่วยความจำมีจำกัด WAP Phone แต่ละรุ่นจึงจำกัดขนาดของเดคที่สามารถรับได้สูงสุดด้วย (หมายถึงขนาดของเดคหลังจากบีบอัดโดยการเข้ารหัสเป็นไบนารีแล้ว) เช่น Nokia 7110 จำกัดที่ 1,397 ไบต์, UP Browser 1,492 ไบต์ และ Ericsson R380 จำกัดที่ 3,800 ไบต์ เป็นต้น ส่วนการแสดงผลจะไหลดมาแสดงทีละการ์ด ดังนั้นหากเราเรียกดูเอกสารจากการ์ดหนึ่ง แล้วเปลี่ยนไปอีกการ์ดหนึ่งที่อยู่ในเดคเดียวกัน ก็ไม่จำเป็นต้องร้องขอเอกสารไปที่เว็บเซิร์ฟเวอร์อีก

- ลักษณะของ WML

เนื่องจาก WML ถูกพัฒนาขึ้นมาโดยมี XML เป็นพื้นฐานจึงมีลักษณะรูปแบบที่คล้ายคลึงกับ XML และ HTML ดังนี้

1. Text Format ต่างๆ เช่น Bold, Italic, Big เป็นต้น และยังรองรับการตัดคำและการตัดบรรทัด (Line Wrapping) และการใช้ Tab ด้วย

2. Image ซึ่งจะใช้ WBMP เป็นมาตรฐานในการในการแสดงรูปภาพต่างๆ ซึ่งแสดงได้เฉพาะสีขาวและดำเท่านั้น และไม่สามารถทำการบีบอัดข้อมูล (Compression) ได้ ทั้งนี้เนื่องจากใน WAP Specifications ยังไม่ได้กำหนดให้ใช้ข้อมูล เช่น GIF หรือ JPEG ได้

3. Variables หรือตัวแปรต่างๆที่ตั้งขึ้นมาเพื่อใช้ในการพัฒนา Wapplication

4. User Input สามารถเป็นได้หลายอย่าง เช่น เป็นช่องว่างให้เติม หรือเป็นเมนูให้เลือก หรือเป็น Selection List และเป็น Soft-Button เป็นต้น

5. Navigation Control สามารถรองรับได้หลายแบบ เช่น Hyperlink, Selection List และการ Navigate ระหว่าง Card กับ Deck นอกจากนั้นยังสามารถทำการ Navigate ด้วย History ได้ด้วย

6. Binary Encoded ทุกอย่างบน WML สามารถทำการ Encode ให้มีขนาดเล็กลงได้ เพื่อให้ใช้เวลาในการรับส่งเร็วขึ้น

7. International Characters เนื่องจาก WML เป็น Unicode จึงสามารถรองรับภาษาได้เกือบจะทุกภาษา รวมทั้งภาษาไทยด้วย

Syntax ของ WML

Syntax ของ WML ส่วนมากเหมือนกับ XML ดังนั้น WML จะทำการเปลี่ยน Tab และ Spaces หลายๆ Spaces ให้เป็นเพียง Space เดียว เช่นเดียวกับ HTML โดย Syntax หลักๆของ WML มีดังต่อไปนี้

- Entities : WML Text สามารถเป็นได้ทั้ง Numeric และ Named Character (คือที่ถูกกำหนดไว้แล้วใน Character Set) ซึ่งจะเริ่มต้นด้วย Ampersand (&) และลงท้ายด้วย Semicolon (;) เสมอ

- Tags : ใช้ในการกำหนด Element เพื่อที่จะให้ WML รู้ว่า Element เหล่านั้นคืออะไร โดย tags จะถูกใส่ไว้ใน <> เสมอ

- Elements : เป็นตัวกำหนดข้อมูล Markup และโครงสร้างของ Deck โดยที่ Element สามารถเป็นได้ทั้งแบบที่มีข้อมูล (Content) และไม่มีข้อมูล ในกรณีที่ไม่มีข้อมูลจะมีวิธีใช้ดังนี้

<tag> Content </tag> นั่นคือ tag จะเป็น tag ที่บอกว่าเป็นจุดเริ่มต้นของข้อมูล และ </tag> จะเป็น tag ที่บอกว่าข้อมูลได้หมดลง ณ จุดนี้ ส่วน <tag/> จะใช้สำหรับกรณีที่ไม่มีข้อมูล นั่นคือมันไม่ได้บอกให้รู้ว่าข้อมูลควรจะถูก Mark อย่างไร ตัวอย่างของ Elements ใน WML มีดังนี้

Deck and cards :	<card> <wml> <template> <access> <meta>
Events :	<do> <onpick>
Task :	<go> <prev> <refresh>
Variables :	<setvar>
Text formatting :	 <p> <table>

Attributes: เป็นตัวกำหนดข้อมูลเพิ่มเติมเกี่ยวกับ Element ซึ่ง Attribute จะต้องอยู่ในเครื่องหมาย ""

Comments: เป็นส่วนที่จะไม่ถูกแสงให้ผู้ใช้เห็น มี Syntax คือ <!--Comment-->

Variables: ใช้ในการกำหนดค่าต่างๆ ของ Card และ Deck โดยสิ่งที่ตามหลัง \$ จะเป็น Variable

Case Sensitive: WML เป็นภาษาที่ให้นัยสำคัญกับ Case จึงควรระมัดระวังในเวลาเขียน

WML Structure: เนื่องจาก WML คือ XML ดังนั้นจึงต้องทำการระบุว่าเป็นข้อมูล XML และระบุ Document Type ด้วย

- โครงสร้างในเอกสาร WML

สำหรับโครงสร้างพื้นฐานในเอกสาร WML ประกอบไปด้วยส่วนเฮดเดอร์ (header) และ เนื้อหาเอกสารหรือเดค ซึ่งภายในเดคก็ประกอบไปด้วยการ์ดต่างๆ มากมาย โครงสร้างของ WML จะแยกอธิบายเป็น 3 ส่วน คือ ส่วนเฮดเดอร์, ส่วนของเดค และส่วนของการ์ด

- ส่วนของเฮดเดอร์

ตอนต้นเอกสาร WML จะประกอบด้วยส่วนของ XML Declaration กับ Document Type Declaration ฉะนั้นภาษา WML ซึ่งพัฒนาตามมาตรฐาน XML จึงมีลักษณะเช่นเดียวกับ เฮดเดอร์ในเอกสาร WML มีรูปแบบดังนี้

```
<?xml version="1.0"?>
<!DOCTYPE wml PUBLIC "-//WAPFORUM//DTD WML 1.1//EN"
"http://www.wapforum.org/DTD/wml_1.1.xml">
```

บรรทัดแรก เป็นการระบุเวอร์ชันของภาษา XML คือเวอร์ชัน 1.0

บรรทัดที่สอง เรียกว่า "Document Type Declaration" เป็นการระบุที่อยู่ของเอกสาร DTD (Document Type Definition) ซึ่งเอกสาร WML จะต้องทำตามกฎเกณฑ์ที่กำหนดใน DTD ดังกล่าว นอกจากนี้คำว่า wml ซึ่งปรากฏอยู่หลังคำ <!DOCTYPE มีความหมายว่า เอกสารนี้มีอิลลิเมนต์ระดับรากเป็น <wml> หรืออีกนัยหนึ่งคือ เนื้อหาของเอกสารทั้งหมด (ไม่รวมเฮดเดอร์) จะ ต้องอยู่ในแท็ก <wml> ... </wml> เสมอ

- ส่วนของเดค

ต่อจากส่วนของ XML Declaration กับ Document Type Declaration แล้ว ก็จะเป็น ส่วนของเดค ซึ่งประกอบไปด้วยการ์ดตั้งแต่ 1 การ์ดขึ้นไป โดยโครงสร้างขั้นพื้นฐานของเดค มีรูปแบบดังนี้

```
<wml>
  <card>
    - เนื้อหาของการ์ดที่ 1 -
  </card>
  <card>
```

- เนื้อหาของการ์ดที่ 2 -

</card>

</wml>

ขอบเขตของเดค คือ อาณาบริเวณที่อยู่ภายในคู่ของแท็ก <wml> และ </wml> บริเวณนี้ อย่างน้อยจะต้องประกอบไปด้วยการ์ดตั้งแต่ 1 การ์ดขึ้นไป

- ส่วนของการ์ด

อาณาบริเวณของการ์ด คือ ส่วนที่อยู่ภายในคู่แท็ก <card> และ </card> แอตทริบิวต์ที่ต้องมีในอิลิเมนต์ <card>

อันดับแรก ภายในอิลิเมนต์ <card> จะต้องมีแอตทริบิวต์ id เสมอ (ยกเว้นกรณีที่เคยนั้นมีเพียงการ์ดเดียว อาจไม่กำหนด id ก็ได้) และอาจจะมีแอตทริบิวต์ title ด้วยก็ได้ ในส่วนของ id จะเป็นเสมือนหมายเลขประจำตัวของการ์ดนั้น เมื่อต้องการลิงก์จากการ์ดอื่นๆ ไปยังการ์ดใด ก็จะใช้ id เป็นตัวบ่งบอก โดยการระบุ id ของการ์ดนั้น

ภายในเดคเดียวกัน ค่าของ id ต้องไม่ซ้ำกัน มิฉะนั้นจะแยกความแตกต่างของแต่ละการ์ดไม่ได้ สิ่งที่ต้องจำอีกอย่างก็คือ ค่าของ id จะเป็นแบบ case – sensitive นั่นคือ id=*First* กับ id=*first* ถือเป็น id คนละค่ากัน

สำหรับ title จะมีหรือไม่มีก็ได้ ส่วนนี้จะเป็นข้อมูลซึ่งบอกเกี่ยวกับการ์ดนั้นๆ

- กำหนดรูปแบบการแสดงผลข้อความใน WAP

การแสดงผลของข้อความที่หน้าจอของ WAP Browser จะครอบคลุมถึง 3 เรื่องด้วยกัน คือ การจัดการกับพารากราฟด้วยอิลิเมนต์ <p>, การกำหนดลักษณะหรือสไตล์ของตัวอักษร และการแสดงตัวอักษรพิเศษ

- การจัดการพารากราฟด้วย <p>


อิลิเมนต์ <p> ในภาษา WML ก็รับมาจากภาษา HTML นั่นเอง ซึ่งทำหน้าที่บอกขอบเขตของพารากราฟ เพียงแต่ในภาษา WML มีข้อกำหนดที่ชัดเจนว่า ข้อความ (text), รูปภาพ (image), ตาราง (table) และสิ่งที่ต้องการจะแสดงผลใน WAP Browser จะต้องอยู่ภายในอาณาบริเวณ <p> ... </p> เท่านั้น ซึ่งเป็นสิ่งที่แตกต่างจากภาษา HTML พอสมควร

แอตทริบิวต์ที่ใช้กับอิลิเมนต์ <p> ในภาษา WML มี 2 ตัว คือ align และ mode

สำหรับ align นั้น คือ การกำหนดตำแหน่งการแสดงผลข้อความให้อยู่ชิดซ้าย แสดงไว้กึ่งกลาง หรือชิดขวา ฉะนั้นค่าของแอตทริบิวต์ที่เป็นไปได้ จึงมี 3 กรณีคือ left, center และ right ตามลำดับ ถ้าหากไม่ระบุแอตทริบิวต์ align ในอิลิเมนต์ <p> ตัว WAP Browser ก็จะถือว่าค่า align คือ left หรือเท่ากับเป็นการกำหนดให้ข้อความชิดซ้าย

ค่าของแอตทริบิวต์ mode จึงมี 2 กรณี คือ wrap และ nowrap

mode=*wrap* คือ กำหนดให้แสดงผลตามปกติ หากข้อความยาวเกินกว่าที่หน้าจอจะแสดงผลได้หมด ก็ปิดส่วนเกินของข้อความไปขึ้นบรรทัดใหม่โดยอัตโนมัติ

mode=*nowrap* คือ ให้แสดงข้อความยาวๆ นั้นเพียงบรรทัดเดียวถึงแม้จะล้นหน้าจอก็ตาม โดยการเรียกดูข้อความที่ล้นเกินไปนั้น จะใช้กลไกของโทรศัพท์มาช่วย เช่น ในกรณีของ WAP Emulator แบบ Blueprint ก็ให้ใช้ปุ่ม  ของตัวโทรศัพท์ หรือโทรศัพท์บางเครื่องอาจจะมี scroll bar ไขว่ออกมา

- การกำหนดลักษณะหรือสไตล์ของตัวอักษร ใน WML มี 7 แบบ คือ

1. ตัวหนา (bold) ใช้ ...
2. ตัวเอน (italic) ใช้ <i> ... </i>
3. ตัวขีดเส้นใต้ (underline) ใช้ <u> ... </u>
4. ตัวเน้นความสำคัญ (emphasis) ใช้ ...
5. ตัวเน้นอีกแบบหนึ่ง (strong) ใช้ ...
6. ตัวใหญ่ (big) ใช้ <big> ... </big>
7. ตัวเล็ก (small) ใช้ <small> ... </small>

สไตล์ของตัวอักษร อาจไม่เหมือนกันนักใน WAP Browser แต่ละตัวบางสไตล์ก็ใช้กับ WAP Browser บางตัวไม่ได้

- ระบุรหัสแทนตัวอักขระพิเศษ

ในบางครั้ง อักขระบางตัวที่ต้องการแสดงผลในหน้าจอ ไปซ้ำซ้อนกับอักขระพิเศษ (special characters) ที่สงวนไว้ใช้เป็นสัญลักษณ์การทำงานในภาษา WML เช่น เครื่องหมาย < กับเครื่องหมาย > ซึ่งไปตรงกับสัญลักษณ์ที่ใช้ครอบแท็ก รวมทั้งเครื่องหมาย ' กับเครื่องหมาย " และ เครื่องหมาย & เป็นต้น ดังนั้นภาษา WML จึงกำหนดทางเลียง โดยอาศัยค่าตัวเลขฐาน 10 ที่ตรงกับรหัส ASCII ของเครื่องหมายนั้นแทน โดยรูปแบบที่ใช้ระบุในโค้ดภาษา WML ก็คือ &#number; ยกตัวอย่างเช่น

อักขระ < และ > มีค่าตรงกับค่า 60 และ 62 ในรหัส ASCII ตามลำดับ ดังนั้นจึงแทนด้วย < และ >

นอกจากนี้ ยังมีอีกรูปแบบหนึ่ง คือระบุด้วยคำย่อแทน เช่น อักขระ < แทนได้ด้วย < โดย lt ย่อมาจาก less than

รูปแบบตัวเลขฐานสิบ ตามรหัส ASCII	รูปแบบคำย่อ	ตัวอักขระ	ชื่อเต็ม
"	"	"	Quotation mark
&	&	&	Ampersand
'	'	'	apostrophe
<	<	<	Less than
>	>	>	Greater than
 	 		Non – breaking space

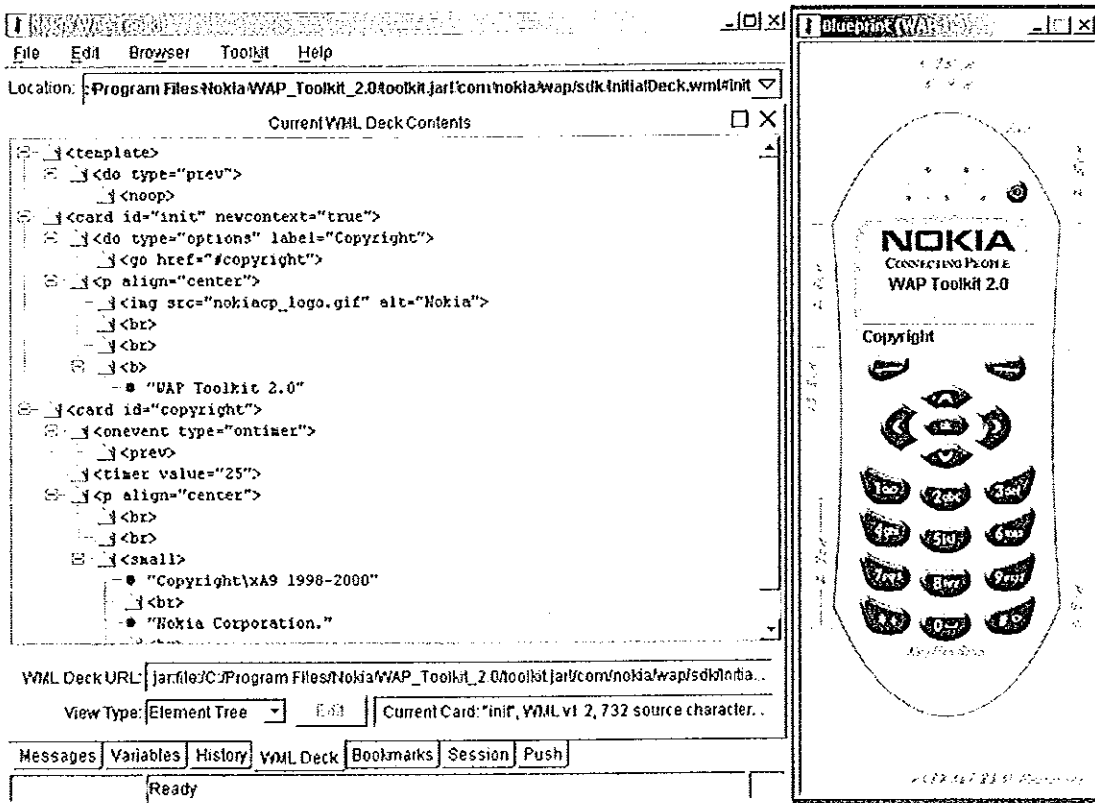
ตาราง ง1 แสดงตัวอักขระพิเศษต่าง ๆ และรูปแบบที่ใช้แทนเมื่อต้องระบุในเอกสาร WML

เนื่องจากข้อจำกัดของเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่มีอยู่มาก จึงต้องทำการ Encoding ให้เป็น ไบนารี (binary)

WAP (Wireless Application Protocol) เป็นมาตรฐานที่ใช้ในการรับส่งข้อมูลบนเครือข่ายโทรศัพท์เคลื่อนที่ รวมถึง Telephony Services ซึ่งหมายถึง บริการทางโทรศัพท์แบบอื่นๆ บนโทรศัพท์เคลื่อนที่ และอุปกรณ์พกพาแบบไร้สาย เช่น PDA, Palm และเพจเจอร์ เป็นต้น ซึ่ง WAP ได้รับการรับรองจากผู้ผลิตเหล่านั้นมากกว่า 90 % ทั่วโลก

เนื่องจาก WAP เป็นมาตรฐานเปิด จึงทำให้อุปกรณ์ที่ผลิตขึ้นมาตามมาตรฐานของ WAP ทุกชนิด สามารถสื่อสารกับอุปกรณ์หรือเครือข่ายที่ใช้โปรโตคอลต่างกันก็ได้ เช่น TCP/IP, UDP/IP นอกจากนี้ WAP ยังสามารถทำได้บนระบบ GSM, CDMA, PDC หรืออื่นๆ อีกมากมาย ล้วนรองรับ WAP ทั้งสิ้น

WAP Forum ได้ทำการรับรอง WAP Specifications 1.0 เป็นมาตรฐานแรก เมื่อเดือน
เมษายนปี 1998 และ WAP Specifications 1.1 ที่ใช้เป็นมาตรฐานอยู่ในปัจจุบัน ถูกรองรับเมื่อ
เดือนมิถุนายนปี 1999



ภาพประกอบ ง2 หน้าจอโปรแกรม Nokia WAP Toolkit 2.0

ภาคผนวก จ การแสดงผลบนหน้าจอของโทรศัพท์มือถือ Nokia

Feature	7110	6210&6250	Remarks
Display size96x	65 pixels	96x60 pixels	
Lines of text for data	4	4	Not including header & selection menu items
Scroll keys	Vertical scroll roller	Vertical scroll key	
Select key	Roller press	Send key	
Link from image	Not supported	Not supported	
Table columns	Not supported	Not supported	
Fonts available	8 pixel normal 8 pixel bold	8 pixel normal 8 pixel bold	
Image formats	WBMP	WBMP	WBMP =Wireless Bitmap
WML Version supported	V1.1	V1.1	WML = WAP Markup Language

ตาราง จ1 แสดงรายละเอียดการแสดงผลบนหน้าจอของโทรศัพท์ Nokia

ภาคผนวก จ โปรแกรมภาษา WML ส่วนการติดต่อเข้าใช้งานโปรแกรม

```

<?xml version="1.0"?>
<!DOCTYPE wml PUBLIC "-//WAPFORUM//DTD WML 1.1//EN"
"http://www.wapforum.org/DTD/wml_1.1.xml">

<wml>
  <card id="fristcard" ontimer="#secondcard">
    <timer value="50"/>
    <p align = "center" >
      Welcome To <br/>
    </p>
    <p align = "center">
      <big><b>ECG WAP Site</b></big><br/>
    </p>
    <p align = "center" >
      <br/>
    </p>
  </card>
  <card id="secondcard" ontimer="#thirdcard">
    <timer value="10"/>
    <p align="center">
      <b>Loading now .</b>
    </p>
  </card>
  <card id="thirdcard" ontimer="#fourcard">
    <timer value="10"/>
    <p align="center">
      <b>Loading now ..</b>

```

```
        </p>
    </card>
<card id="fourcard" ontimer="#fivecard">
    <timer value="15"/>
    <p align="center">
        <b>Loading now . . .</b>
    </p>
</card>
<card id="fivecard">
    <p align="center"><br/>
        <b> OK! </b>
    <do type="accept" label="link">
        <go href="http://gatekeeper/wap/loadecg.php"/>
    </do>
</p>
</card>
</wml>
```

ภาคผนวก ซ โปรแกรมภาษา WML และภาษา PHP ส่วนการแสดงผลรูปสัญญาณคลื่น
ไฟฟ้าหัวใจ

```

<?
    header("Content-Type: text/vnd.wap.wml");
    echo "<?xml version='1.0'?>\n";
    echo "<!DOCTYPE wml PUBLIC '-//WAPFORUM//DTD
WML 1.1//EN' 'http://www.wapforum.org/DTD/wml_1.1.xml'>\n";
?>
<wml>
    <template>
        <do type="prev" name="Previous" label="Previous">
            <prev/>
        </do>
    </template>
<?
    $file = fopen( "ecg.txt" , "r" ) ;
    $Wfile = fopen( "keep.txt" , "w" ) ;
    while ( !feof($file) )
    {
    $text = fgetc( $file ) ;
        if ( ($text == "\t" ) || ($text == "\r\n" ) ) {
            fputs ( $Wfile , "\r\n" );
        }else{
            fputs ( $Wfile , $text );
        }
    }

    fclose( $file ) ;
    fclose( $Wfile ) ;
    $Rfile = file( "keep.txt" );

```

```

$AxisX = 100 ;
$AxisY = 35 ;
for ($k=0 ; $k<count($Rfile)/160 ; $k++){
    $im[$k] = ImageCreate( $AxisX,$AxisY ) ;
    $black = imageColorAllocate($im[$k],0,0,0);
    $white = imageColorAllocate($im[$k],255,255,255);
    for ($i=($k*160) ; $i<($k*160+160) ; $i++){
        $num[$i] = ((real)$Rfile[$i])*( $AxisY/1.3 ) ;
        $x1 = ($i-160*$k)/1.70 ;
        $x2 = ($i+1-160*$k)/1.70 ;
        $y2 = ($AxisY/1.2) + (-1*$num[$i]) ;
        if ($i==1) {
            $y1 = ($AxisY/1.2) ;
        }else{
            $y1 = ($AxisY/1.2) + (-1*$num[$i-1]) ;
        }
        ImageLine( $im[$k],$x1,$y1,$x2,$y2,$white );
    }
    Imagewbmp( $im[$k], "demo$k.wbmp",100 );
    ImageDestroy($im[$k] );
}
?>

```

```

<card id="card1" title = "Show ECG 1/8" >
    <p align="center">
    <br/>
    <br/>
    <do type="accept" label="Next">
        <go href="#card4"/>

```

```
        </do>
        <do type="prev" name="Previous">
            <noop/>
        </do>
    </p>
</card>
<card id="card4" title="Show ECG 2/8">
    <p align="center">
        <br/>
         <br/>
        <do type="accept" label="Next">
            <go href="#card5"/>
        </do>
    </p>
</card>
<card id="card5" title="Show ECG 3/8">
    <p align="center">
        <br/>
         <br/>
        <do type="accept" label="Next">
            <go href="#card6"/>
        </do>
    </p>
</card>
<card id="card6" title="Show ECG 4/8">
    <p align="center">
        <br/>
        <br/>
        <do type="accept" label="Next">
```



```
                <go href="#card7"/>
            </do>
        </p>
</card>
<card id="card7" title="Show ECG 5/8">
    <p align="center">
        <br/>
        <br/>
        <do type="accept" label="Next">
            <go href="#card8"/>
        </do>
    </p>
</card>
<card id="card8" title="Show ECG 6/8">
    <p align="center">
        <br/>
        <br/>
        <do type="accept" label="Next">
            <go href="#card9"/>
        </do>
    </p>
</card>
<card id="card9" title="Show ECG 7/8">
    <p align="center">
        <br/>
        <br/>
        <do type="accept" label="Next">
            <go href="#card10"/>
        </do>
    </p>
</card>
```

```
</p>
</card>
<card id="card10" title="Show ECG 8/8">
  <p align="center">
    <br/>
    <br/>
    <do type="accept" label="Next">
      <go href="#card11"/>
    </do>
  </p>
</card>
<card id="card11" >
  <p align="center">
    <b>END SHOW ECG.</b><br/>
  </p>
  <p align="center">
    <br/>
  </p>
  <do type="accept" label="New Load">
    <go href="http://gatekeeper/wap/load.wml"/>
  </do>
</card>
</wml>
```

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นางสาวมณฑาสินี หอมหวาน

วัน เดือน ปี เกิด 3 พฤศจิกายน 2518

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้ากำลัง)	มหาวิทยาลัยรังสิต	2541

ทุนการศึกษาที่ได้รับระหว่างศึกษา

ทุนราชกรีฑาสโมสร