

การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวประมวลผล
สัญญาณเชิงเลข TMS320C31

TMS320C31-BASED REAL-TIME QRS DETECTION ON ECG
WAVEFORM

พันทิพย์ภา บุญสมพงษ์
PANTIPPA BOONSOMPONG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2549

ISBN 974-15-2429-3

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวประมวลผล
สัญญาณเชิงเลข TMS320C31

TMS320C31-BASED REAL-TIME QRS DETECTION ON ECG
WAVEFORM

พันทิพย์ภา บุญสมพงษ์

PANTIPPA BOONSOMPONG

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 61646
วัน,เดือน,ปี..... 19 ก.ค. 2549

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2549

ISBN 974-15-2429-3

**TMS320C31-BASED REAL-TIME QRS DETECTION ON ECG
WAVEFORM**

PANTIPPA BOONSOMPONG

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN TELECOMMUNICATIONS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2006

ISBN 974-15-2429-3

COPYRIGHT 2006

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัว ประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31
นักศึกษา	นางสาว พันทิพย์ภา บุญสมพงษ์
รหัสนักศึกษา	47061034
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมโทรคมนาคม
พ.ศ.	2549
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลขแบบจุดทศนิยมลอย TMS320C31 และการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้เทคนิค Hamilton-Tompkins และจะเปลี่ยนแปลงเฉพาะส่วนที่เป็นตัวกรองเชิงเลขซึ่งจากเดิมเป็นแบบ Recursive มาเป็นแบบ Non Recursive จากการทดลองจะใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานจากเครื่องจำลองและใช้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ที่เก็บอยู่ใน Physionet ผลการทดลองพบว่าการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิค Hamilton-Tompkins ที่เปลี่ยนแปลงตัวกรองเชิงเลขเป็น Non Recursive ให้ผลการตรวจจับคลื่น QRS ได้ถูกต้องแม่นยำสูง

Thesis Title	TMS320C31-Based Real-time QRS Detection on ECG Waveform
Student	Miss Pantippa Boonsompong
Student ID.	47061034
Degree	Master of Engineering
Programme	Telecommunication Engineering
Year	2006
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Kobchai Dejhan

ABSTRACT

The following article has introduced the new design on QRS detection by applying TMS320C31 floating point DSP processor and Hamilton-Tompkins QRS detection techniques with modify recursive filter to non recursive filter. This experiment will apply to the standard ECG signals from an ECG simulator and European ST-T database from Physionet. The experiment results have shown that this method after modify of filter to Non recursive could perform real-time QRS detection with high accuracy.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยความกรุณาของ รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ อาจารย์ที่ปรึกษาที่กรุณาแนะนำและให้คำปรึกษาในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ และให้ความเมตตาแก่ศิษย์ ด้วยดีเสมอมา ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาเป็นอย่างมากและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผศ.สุรพันธ์ ยิ้มมัน และอาจารย์พยุง เดชอยู่ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรม และอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้คำปรึกษา ช่วยเหลือในด้านต่างๆ รวมทั้งให้ความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องมือและอุปกรณ์ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ เพื่อน นักศึกษาปริญญาโท ทั้งภาค โทรคมนาอมและภาค วิศวกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทุกๆ คน สำหรับ ความเป็นมิตร ความช่วยเหลือ และอยู่เป็นเพื่อนตลอดระยะเวลาที่ศึกษาอยู่

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา ที่ให้ความสำคัญต่อการศึกษาของลูกและให้การสนับสนุนเอาใจใส่ดูแลด้วยดีเสมอมา รวมทั้งกำลังใจอันยิ่งใหญ่อย่างหาที่เปรียบมิได้

ประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้เขียนขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

พันทิพย์ภา บุญสมพงษ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	XI
บทที่ 1. บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	2
บทที่ 2. ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1.1 เซลล์เพชเมเกอร์.....	5
2.1.2 เซลล์พิเศษ.....	5
2.1.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ.....	6
2.2 กระบวนการโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.3.1 คลื่น P.....	10
2.3.2 กลุ่มคลื่น QRS.....	11
2.3.3 คลื่น T.....	11
2.3.4 คลื่น U.....	11
2.4 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการหัวใจ.....	11
2.4.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	13
2.5 วิธีการวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.5.1 การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ.....	14
2.5.2 การวัดแบบอเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ.....	15
2.5.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ.....	16
2.6 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	17
2.6.1 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่.....	17
2.6.2 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว.....	18
2.6.3 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว.....	18
2.6.4 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง.....	20
2.7 แนวแกนไฟฟ้า.....	21
2.8 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	24
2.8.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจในเบื้องต้น.....	24
2.8.2 การหาตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามลำดับขั้น.....	25
2.9 การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิค Hamilton-Tompkis.....	27
2.9.1 การหาคำแหน่งคลื่น QRS ตามเวลาจริง.....	27
2.10 ชุดข้อมูลจากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	28
2.10.1 การแปลงสัญญาณเชิงอุปมาให้เป็นสัญญาณเชิงเลข.....	28
2.10.2 ฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของฟิสิโอเน็ต.....	30
2.10.3 ฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป.....	31
บทที่ 3. ทฤษฎีการประมวลผลสัญญาณเชิงเลข.....	37
3.1 นิยามการแปลงแซด.....	37
3.1.1 คุณสมบัติของการแปลงแซด.....	37
3.1.2 คุณสมบัติการประสาน.....	38
3.1.3 รูปเศษส่วนของการแปลงแซด.....	40
3.1.4 การแปลงแซดผกผัน.....	41
3.2 ตัวกรองเชิงเลข.....	43
3.2.1 ตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR.....	43
3.2.2 ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR.....	59

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.3 ระบบอนุพันธ์.....	74
3.4 ระบบยกกำลังสอง.....	75
3.5 ระบบการหาค่าเฉลี่ย.....	75
บทที่ 4. การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	76
4.1 การออกแบบระบบตัวกรองเชิงเลข.....	76
4.1.1 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน โดยใช้ตัวกรองเชิงเลข แบบ IIR.....	76
4.1.2 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน โดยใช้ตัวกรองเชิงเลข แบบ FIR.....	78
4.2 การออกแบบระบบอนุพันธ์.....	82
4.3 การออกแบบระบบยกกำลังสอง.....	82
4.4 การออกแบบระบบหาค่าเฉลี่ย.....	83
4.5 การออกแบบ Hardware และการออกแบบ Software.....	83
4.5.1 กรณีใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive เป็นส่วนประกอบ.....	83
4.5.2 กรณีใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive เป็นส่วนประกอบ.....	85
4.6 การทดลองและผลการทดลอง.....	88
4.6.1 ผลการทดลองโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive.....	88
4.6.2 ผลการทดลองโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive.....	92
บทที่ 5. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	107
เอกสารอ้างอิง.....	108
ภาคผนวก ก. บอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล TMS320C31 DSP STARTER KIT.....	110
ภาคผนวก ข. ภาพชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พร้อมข้อมูลจากแฟ้มแอน โนเดชัน ได้จากพีซีโอเน็ต ผ่าน โปรแกรม Chart-O-matic พร้อมคำอธิบายแฟ้ม เฮคเตอร์.....	120
ภาคผนวก ค. การเผยแพร่งานวิจัย.....	169

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
ประวัติผู้เขียน.....	175

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ระยะเวลาปกติในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.2 ข้อกำหนดทิศทางการนำไฟฟ้าหัวใจกับสภาพการนำไฟฟ้าหัวใจจากการวัดโดยละเอียด.....	22
2.3 ข้อกำหนดทิศทางการนำไฟฟ้าหัวใจกับสภาพการนำไฟฟ้าหัวใจจากการวัดโดยคร่าวๆ.....	24
2.4 ตารางแสดงข้อมูล ในช่วง 0.1 วินาทีแรก ของชุดข้อมูล E0103.....	29
2.5 ข้อมูลในเพิ่มส่วนหัว (Header) สำหรับสัญญาณ E0103.dat และความหมายของข้อมูล.....	32
2.6 ผลที่ได้จากการใช้คำสั่ง rdann แปลงข้อมูลแอน โนเดชันจากไบนารีให้อยู่ในรูปแบบที่อ่านได้.....	33
3.1 ผลของการแปลงแชนด์.....	39
4.1 แสดงผลการทดลองนับคลื่น QRS.....	96
ก.1 แสดงค่ารีจิสเตอร์ที่ความถี่สุ่มแตกต่างกัน 4 เท่า.....	119
ข.1 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0103 และความหมายของข้อมูล.....	121
ข.2 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0105 และความหมายของข้อมูล.....	122
ข.3 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0107 และความหมายของข้อมูล.....	123
ข.4 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0111 และความหมายของข้อมูล.....	124
ข.5 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0113 และความหมายของข้อมูล.....	125
ข.6 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0115 และความหมายของข้อมูล.....	126
ข.7 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0119 และความหมายของข้อมูล.....	127
ข.8 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0121 และความหมายของข้อมูล.....	128
ข.9 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0123 และความหมายของข้อมูล.....	129
ข.10 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0125 และความหมายของข้อมูล.....	130
ข.11 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0127 และความหมายของข้อมูล.....	131
ข.12 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0129 และความหมายของข้อมูล.....	132
ข.13 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0133 และความหมายของข้อมูล.....	133
ข.14 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0139 และความหมายของข้อมูล.....	134
ข.15 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0147 และความหมายของข้อมูล.....	135
ข.16 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0151 และความหมายของข้อมูล.....	136
ข.17 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0155 และความหมายของข้อมูล.....	137
ข.18 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0159 และความหมายของข้อมูล.....	138
ข.19 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0161 และความหมายของข้อมูล.....	139

สารบัญตาราง(ต่อ)

ตารางที่	หน้า
ข.48 ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E1301 และความหมายของข้อมูล.....	168

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.2 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนและ โปแตสเซียม.....	7
2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น.....	8
2.4 ช่วงคลื่นความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้ในงานต่างๆ.....	10
2.5 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.6 ระยะและความสูงของคลื่นต่างๆ เพื่อการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.7 วิธีการต่อขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดแบบ Frank lead.....	15
2.8 ระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ 25 มม./วินาที และที่สเกลวัด โวลเตจปกติ (10 mm/mV).....	16
2.9 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน – ซิลเวอร์คลอไรด์.....	17
2.10 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่.....	17
2.11 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วเดียว.....	18
2.12 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหน้าอกแบบขั้วเดียว.....	19
2.13 ตำแหน่งการวางขั้วต่อทรวงอก.....	19
2.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ.....	20
2.15 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฟิาระวัง.....	21
2.16 การรวมเวกเตอร์เพื่อหาทิศทางการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
2.17 เวกเตอร์ทิศทางการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	22
2.18 ทิศทางการนำไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	23
2.19 ผลการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงโดยใช้คลื่นวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Siemens.....	24
2.20 ผังขั้นตอนการทำงานของระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	26
2.21 ช่วงความถี่ส่วนประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวน.....	27
2.22 ไดอะแกรมของการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	27
2.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ E0103 จากฐานข้อมูล European ST-T.....	35
3.1 แสดงตำแหน่งการวางโพลและซีโรดิ่งสมการที่ 3.18.....	41
3.2 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลข IIR แบบตรง I.....	44

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.3 แสดงโครงสร้างตัวกรองเชิงเลข IIR แบบตรง II.....	45
3.4 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ที่มีโครงสร้างในแบบขนาน.....	46
3.5 โครงสร้างย่อยของตัวกรองเชิงเลข IIR แบบขนาน.....	46
3.6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่เป็นช่วง (Discrete Signal) กับสัญญาณที่ต่อเนื่อง.....	47
3.7 แสดงระบบอนาลอกที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น $H(s)$	48
3.8 แสดงระบบไม่ต่อเนื่องที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเท่ากับ $H(z)$	48
3.9 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (RC Lowpass filter).....	49
3.10 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลขความถี่ต่ำผ่าน.....	50
3.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อยู่บนระนาบเอสกับค่าที่อยู่บนระนาบแซด และจากสมการ.....	52
3.12 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลข IIR ลำดับ 2 แบบตรง I.....	55
3.13 แสดงขั้นตอนการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบ ความถี่ผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ไม่ผ่านด้วยการแปลงความถี่.....	55
3.14 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR.....	60
3.15 แสดงผลตอบสนองอิมพัลส์ของเฟสเชิงเส้นของตัวกรอง 4 ชนิด.....	62
3.16 แสดงผลตอบสนองความถี่และผลตอบสนองอิมพัลส์ในทางอุดมคติ.....	63
3.17 แสดงผลการตอบสนองความถี่.....	66
3.18 แสดงผลตอบสนองความถี่ด้วยฟังก์ชันวินโดว์.....	67
3.19 แสดงกราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาส ตัวกรองเชิงเลขแบบ ความถี่ต่ำผ่าน และตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน.....	71
3.20 แสดงกราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน 2 ความถี่และ กราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน.....	71
3.21 แสดงผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาส ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบ ความถี่ผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุดในการหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิง เลขแบบความถี่หยุดสามารถหาได้จากสมการ.....	73
3.22 แสดงบล็อกไดอะแกรมฟังก์ชันถ่ายโอน.....	74
3.23 แสดงบล็อกไดอะแกรมระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา.....	75
3.24 แสดงบล็อกไดอะแกรมของการหาค่าเฉลี่ย.....	75

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ที่วัดจากเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer).....	78
4.2 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab.....	78
4.3 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR ที่วัดจากเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer).....	81
4.4 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab.....	82
4.5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน.....	88
4.6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรมอดูเลชัน.....	89
4.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรมอดูเลชันและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ.....	89
4.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรมอดูเลชัน , ผ่านวงจรมอดูเลชันกลับและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ.....	90
4.9 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน.....	90
4.10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรมอดูเลชัน.....	91
4.11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรมอดูเลชันและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ.....	91
4.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรมอดูเลชัน , ผ่านวงจรมอดูเลชันกลับและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ.....	92
4.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน.....	92
4.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรมอดูเลชัน.....	93
4.15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรมอดูเลชันและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ.....	93

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรถอนพังก์ชัน , ผ่านวงจรถกกำลังสองและผ่านวงจรถาค่าเฉลี่ย.....	94
4.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ แถบความถี่ผ่าน.....	94
4.18 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ แถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรถอนพังก์ชัน.....	95
4.19 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ แถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรถอนพังก์ชันและผ่านวงจรถกกำลังสอง.....	95
4.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ แถบความถี่ผ่าน , ผ่านวงจรถอนพังก์ชัน , ผ่านวงจรถกกำลังสองและผ่านวงจรถาค่าเฉลี่ย.....	96
4.21 แสดงค่า Error จากการตรวจจับคลื่น QRS เปรียบเทียบระหว่างการใช้ตัวกรองเชิงเลข IIR และ FIR ที่ 1 นาที.....	105
4.22 แสดงค่า Error จากการตรวจจับคลื่น QRS เปรียบเทียบระหว่างการใช้ตัวกรองเชิงเลข IIR และ FIR ที่ 4 นาที.....	105
4.23 แสดงผลการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้ตัวกรองเชิงเลขชนิด Non Recursive.....	106
4.24 แสดงผลการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้ตัวกรองเชิงเลขชนิด Recursive.....	106
ก.1 แสดงฮาร์ดแวร์ของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit.....	111
ก.2. แสดงบล็อกไดอะแกรมของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit.....	112
ก.3. แสดงการจัดแบ่งหน่วยความจำในโหมด Microcomputer/Boot Loader ของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit.....	113
ก.4. แสดงฟังก์ชันไดอะแกรมของชิป TLC32040.....	114

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการบีบตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้สามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติของการทำงานของหัวใจได้ โดยสภาวะปกติสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่น P , QRS Complex และคลื่น T และการตรวจจับเพื่อหาคลื่นต่างๆ บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเฉพาะคลื่น QRS Complex นี้จะเป็นการนำไปสู่จุดเริ่มต้นของการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อบ่งบอกความผิดปกติของผู้ป่วยซึ่งแต่เดิมการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถกระทำได้โดยใช้วงจรถอดลอกแต่เนื่องจากข้อจำกัดของวงจรถอดลอกทำให้การตรวจจับคลื่นต่างๆ บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขาดความเที่ยงตรงและต่อมาได้มีการพัฒนาการตรวจจับคลื่นต่างๆ บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยหลักการประมวลผลสัญญาณเชิงเลข โดยใช้เทคนิคการแปลงเวฟเลต (Wavelet) การแปลงเวฟเลตแบบแพ็กเก็ต (Wavelet packet) และเทคนิค Hamilton-Tompkins [1,2] แต่เนื่องจากเทคนิคการแปลงเวฟเลต (Wavelet) การแปลงเวฟเลตแบบแพ็กเก็ต (Wavelet packet) นั้นมี ขั้นตอนการคำนวณที่ซับซ้อนทำให้การประมวลผลมีความล่าช้า [3,4]

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เทคนิค Hamilton-Tompkins และสร้างบนตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 [5] ซึ่งจะทำให้การตรวจจับคลื่น QRS Complex สามารถกระทำได้ในลักษณะเวลาจริงแต่จะมีการปรับปรุงโครงสร้างหรือปรับแต่ง Parameter ในแต่ละส่วนของเทคนิค Hamilton-Tompkins ให้ครอบคลุมความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากที่สุด

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เนื่องจากเทคนิคการตรวจจับคลื่น QRS ด้วยวิธี Hamilton-Tompkins มีการใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive หรือ IIR และเนื่องจากตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR มีข้อจำกัดอยู่หลาย

ประการ[6] ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้ตั้งสมมุติฐานว่า ความผิดพลาดที่เกิดจากการตรวจจับสาเหตุหนึ่งเกิดมาจากตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive ดังนั้นจึงได้มีการทดลองเปลี่ยนชนิดของตัวกรองเชิงเลขจากแบบ Recursive เป็นแบบ Non-Recursive

1.4 ทฤษฎีและหลักการ

นำเสนอการออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เทคนิค Hamilton-Tompkins แต่จะเปลี่ยนแปลงตัวกรองเชิงเลขจาก Recursive เป็นแบบ Non-Recursive โดยให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าสู่วงจรตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) เพื่อให้คลื่น QRS สามารถผ่านเข้าสู่การประมวลผลขั้นต่อไป โดยวงจรตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านนี้จะถูกสร้างขึ้นจากการนำตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) มาต่อลำดับกับตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) จากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกรองความถี่จะถูกส่งเข้าสู่วงจรอนุพันธ์เพื่อหา Slopes ของสัญญาณ QRS จากนั้นจะนำสัญญาณผ่านวงจรยกกำลังสองและวงจรหาค่าเฉลี่ยตามลำดับ [1,2]

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เทคนิค Hamilton-Tompkins โดยสร้างบนตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 โดยผลการทดลองจะทำการเปรียบเทียบการตรวจจับคลื่น QRS ในขณะที่ใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive กับแบบ Non-Recursive โดยการแสดงผลจะแสดงเป็นจำนวนคลื่น QRS ที่นับได้และค่าการนับผิดพลาด (Error)

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้แบ่งขั้นตอนการทำงานออกเป็นหัวข้อต่างๆ ดังนี้

- 1.6.1 ออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR โดยในการออกแบบกำหนดให้ความถี่คัท-ออฟของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน มีค่าเท่ากับความถี่สูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- 1.6.2 ออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR โดยในการออกแบบกำหนดให้ความถี่คัท-ออฟของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน มีค่าเท่ากับความถี่สูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.6.3 ออกแบบวงจรอนุพันธ์อาศัยความสัมพันธ์ระหว่าง s-domain กับ z-domain [6]
- 1.6.4 ออกแบบวงจรยกกำลังสอง
- 1.6.5 ออกแบบวงจรหาค่าเฉลี่ยเป็นการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณที่ผ่านการยกกำลังสอง
- 1.6.6 สร้างวงจรการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้บอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31
- 1.6.7 ทดสอบการทำงานและบันทึกผลการทดลอง
- 1.6.8 สรุปผลการทดลองรวมทั้งข้อเสนอแนะต่างๆ

บทที่ 2

ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

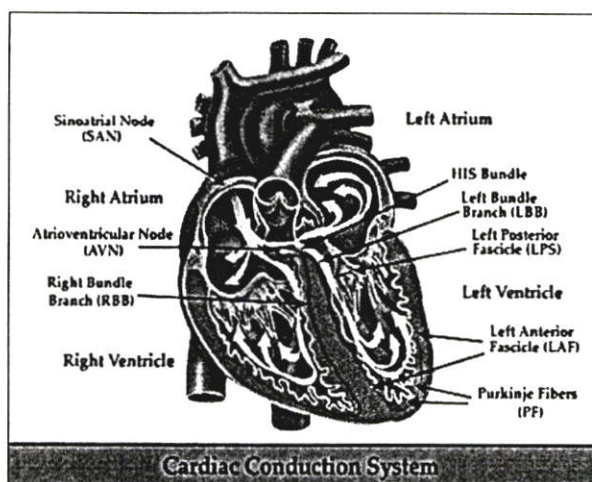
บทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจวิธีการวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แนวแกนไฟฟ้า การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิค Hamilton-Tompkins และนอกจากนั้นในบทที่ 2 นี้จะกล่าวถึงวิธีการทางสถิติเพื่อการวิจัยและข้อมูลที่น่าสนใจในการทดลองจากฐานข้อมูล European ST-T ที่เป็นส่วนหนึ่งของข้อมูลใน Physionet

2.1 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [7]

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในหัวใจ ซึ่งเซลล์พิเศษดังกล่าวสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแพร่กระจายไปทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

ขบวนการทางไฟฟ้านี้จะกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ได้รับการกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถคลายตัวรับโลหิตและหดตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ โดยที่เลือดจะไหลเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จากนั้นเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ผ่านลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) โดยที่ลิ้นไตรคัสปิด จะปิดเพื่อไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนขวาแล้ว หัวใจห้องล่างขวาจะสูบฉีดเลือดไปที่ปอดเพื่อเพิ่มออกซิเจนพร้อมกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ในเม็ดเลือดแดงที่สะสมตัว ขณะไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดที่มีออกซิเจนสูงจะเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) ผ่านลิ้นไมตรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะบีบตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta Artery) โดยที่ลิ้นเอออร์ตา (Aortic Valve) จะปิดลงเพื่อป้องกันเลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจ

เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจแบ่งออกได้ 3 ประเภท ตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) ซึ่งได้แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.1 โดยมีรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 2.1 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1 เซลล์เพซเมเกอร์ (Pacemaker Cell)

ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นหัวใจ โดยเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อันได้แก่

2.1.1.1 Sino-atrial Node (SA Node/Sinus Node/SAN) เป็นจุดเริ่มต้นระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้ามีตำแหน่งอยู่ตรงที่ด้านขวาของรู Superior Venacava เปิดเข้าไปในเส้นเลือดเอเทรียมขวา เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทกึ่งเซลล์กล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ตรงส่วนบนด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เซลล์ดังกล่าวทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60 – 100 ครั้งต่อนาทีซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆ ของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที, AV Node และ Bundle of HIS 20 – 40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะการทำงานของหัวใจจะขึ้นอยู่กับจุดที่กำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

2.1.1.2 Atrio-ventricular Node (AV Node/NA) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะเหมือนเซลล์ประสาทผสมกับเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งอยู่ปลายบนของผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนลงมาทางหัวใจห้องบนขวา ใกล้ผนังกันระหว่างเอเทรียมทั้งสองข้าง ตรงบริเวณเหนือลิ้นหัวใจ Tricuspid Valve และอยู่ด้านหน้าแต่ต่ำกว่าช่องเปิดของ Coronary Sinus

2.1.2 เซลล์พิเศษ

ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แพร่กระจายไปทั่วหัวใจอันได้แก่

2.1.2.1 Internodal Atrial Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน จากปม SA Node ไป AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจห้องบนแล้วจะพบว่า Internodal Pathway มีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ส่วนดังนี้

2.1.2.1.1 Anterior Internodal Track (Bachmann's Bundle) เริ่มจากจุด SA Node แล้วไปตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งออกเป็น 2 ทาง คือทางหนึ่งอ้อมมาจากทางด้าน

หน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกโดยตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้ง 2 ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

2.1.2.1.2 Middle Internodal Track (Wenckebach) เริ่มจากทางด้านหลัง SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือด Superior Venacava ลงมาสู่ผนังกันหัวใจห้องบน ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

2.1.2.1.3 Posterior Internodal Track (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังหัวใจห้องบนขวา ลงมาสู่ AV Node

2.1.2.2 Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อออกมาจาก AV Node โดยตรงยาวประมาณ 2 cm อยู่ทางด้านขวาของผนังกันระหว่างหัวใจส่วนเอเตรียม (Atrium) ทั้ง 2 ข้างและอยู่บนผนังกันระหว่างหัวใจส่วนเวนทริเคิล (Ventricle) ทั้ง 2 ข้าง

2.1.2.3 Bundle Branch จะแยกเป็น 2 แขนงคือ Right Bundle Branch และ Left Bundle Branch

2.1.2.3.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกันหัวใจห้องล่าง ก่อนลงมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้าไปอยู่ในเยื่อหัวใจ

2.1.2.3.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางซ้ายและแยกออกเป็น 2 แขนงได้แก่แขนงด้านหน้าและแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

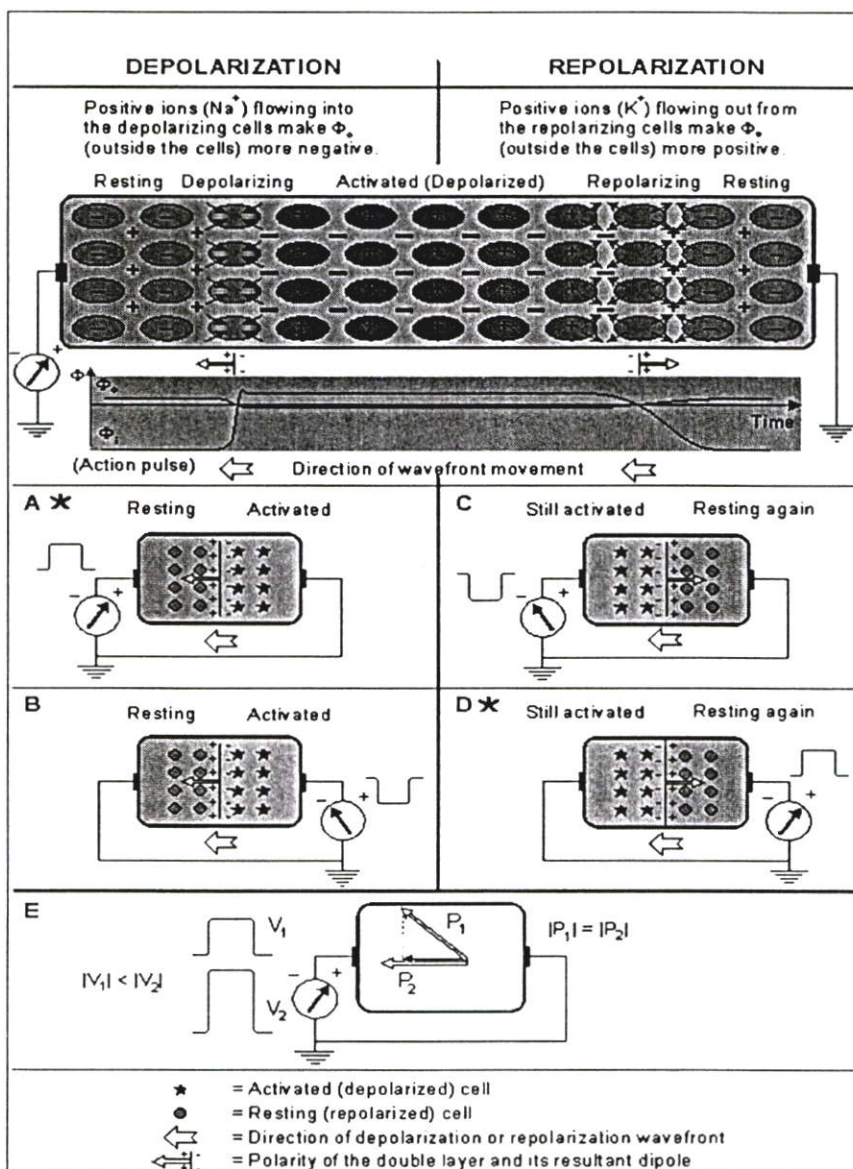
2.1.2.4 Purkinje System เป็นส่วนปลายสุดของระบบเหนียวนำด้วยไฟฟ้าซึ่งอยู่ใต้เยื่อหัวใจ (Endocardium) ลงไปแล้วแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลขวาและซ้าย

2.1.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น ส่วนผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนั้นมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกและภายในเซลล์ต่างกัน คือความเข้มข้นไอออน Na^+ , K^+ และ Ca^{++} ที่ต่างกัน

ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจขณะพักตัว (Φ_0) อยู่ที่ระดับ -85 mV ถึง -95 mV ในขณะที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เส้นใยพิเศษสำหรับนำศักย์ไฟฟ้าขณะพักตัว (Φ'_0) อยู่ที่ระดับ -90 mV ถึง -100 mV เมื่อเซลล์เกิดการกระตุ้น (Depolarize) แล้วศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะเกิดการ Overshoot ออกมาเป็นศักย์กระตุ้น (Action Potential) ถึงระดับ +20 mV ซึ่งแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.2 ซึ่งแสดงให้เห็นเส้นทางการนำไฟฟ้าและการใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว วัดการนำไฟฟ้าวางตรงข้ามกัน ซึ่งแบ่งได้ 4 กรณีตามชนิดของคลื่นและขั้วไฟฟ้าและกรณีที่หน้าคลื่นไม่ไปตามทิศทางเดียวกันกับขั้วไฟฟ้า

2.2 กระบวนการรีโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [8]

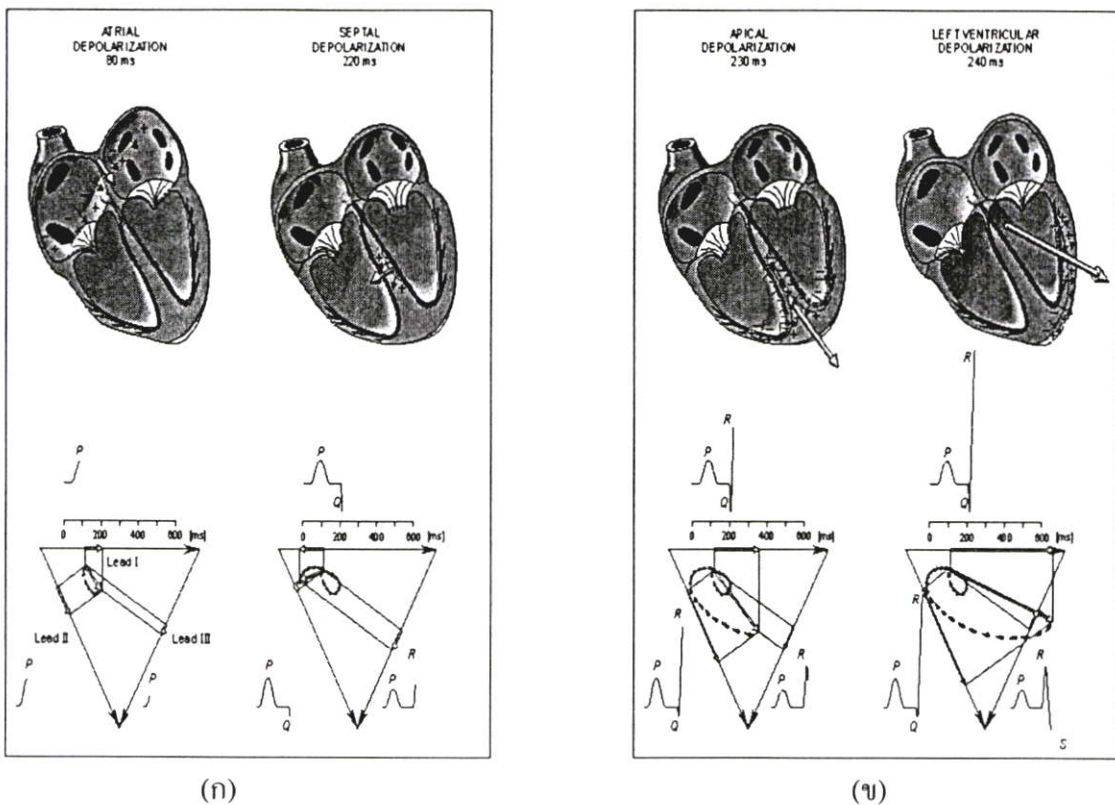


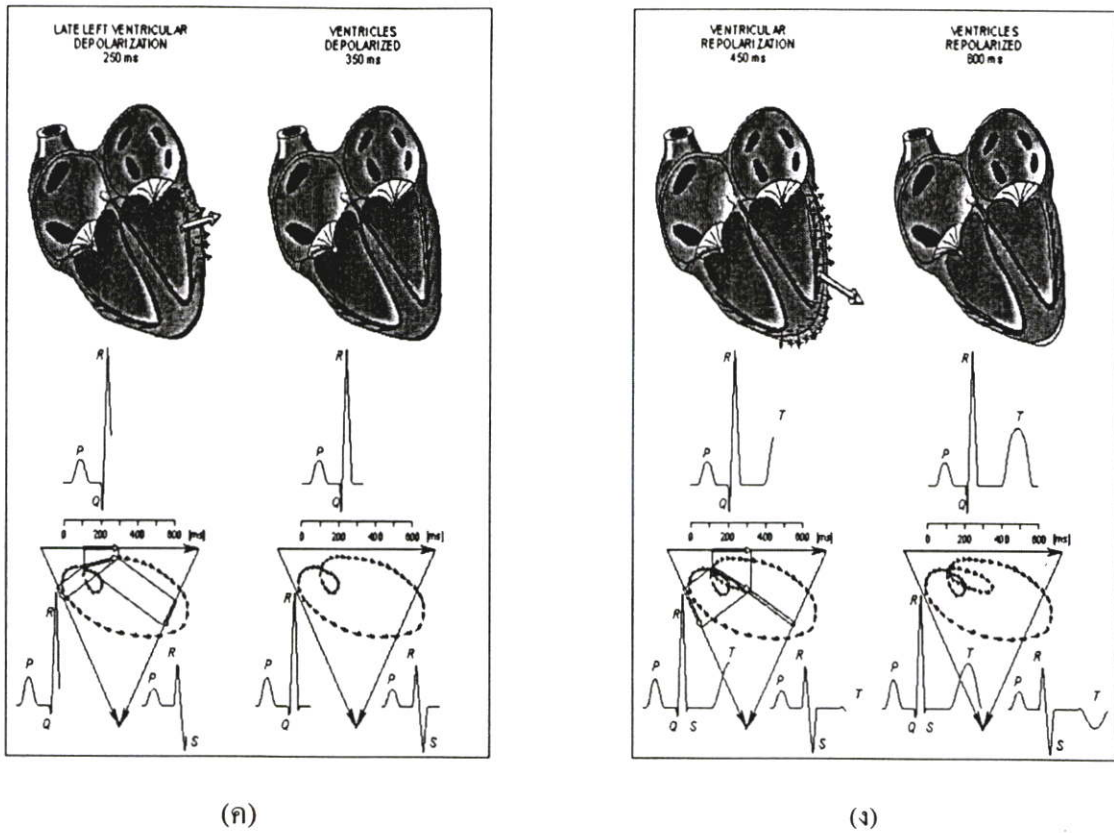
รูปที่ 2.2 กระบวนการดีโพลาริเซชันและรีโพลาริเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนและโปแตสเซียม

- (ก) หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาริเซชันพุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง (หัวข้อ A)
 (ข) หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาริเซชันพุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ (หัวข้อ B)
 (ค) หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ (หัวข้อ C)
 (ง) หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง (หัวข้อ D)
 (จ) เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า (หัวข้อ E)

ศักย์กระตุ้นนั้นเกิดจากความเข้มข้นที่แตกต่างกันของไอออนภายในและภายนอกเซลล์เช่น โซเดียมไอออน (Na^+) และ โพแทสเซียมไอออน (K^+) ตามปกติแล้ว ภายในเซลล์หัวใจ โซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นต่ำเมื่อเทียบกับ โพแทสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นสูงกว่า แต่ภายนอกเซลล์ กล้ามเนื้อหัวใจ โซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นสูงเมื่อเทียบกับ โพแทสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นต่ำกว่า ไอออนเหล่านี้มีการซึมผ่านเข้าออกจากเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยการเปิดให้ โซเดียมไอออนจากภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จากนั้นศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อยๆ ลดลงเพราะ โพแทสเซียมไอออนซึมออกจากเซลล์ ตามด้วยการที่ เซลล์ขับโซเดียมไอออนออกไปในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองการกระตุ้นได้อีก

ปรากฏการณ์เหล่านี้เกิดขึ้นซ้ำเป็นจังหวะต่อเนื่อง ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลง ลักษณะคล้ายคลื่นที่สามารถบันทึกได้เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) โดยที่การเกิดคลื่น P จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.3 (ก) ส่วนการเกิดคลื่นสัญญาณ QRS จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.3 (ข) การสิ้นสุดคลื่น QRS จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.3 (ค) และการเกิดคลื่น T จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.3 (ง)

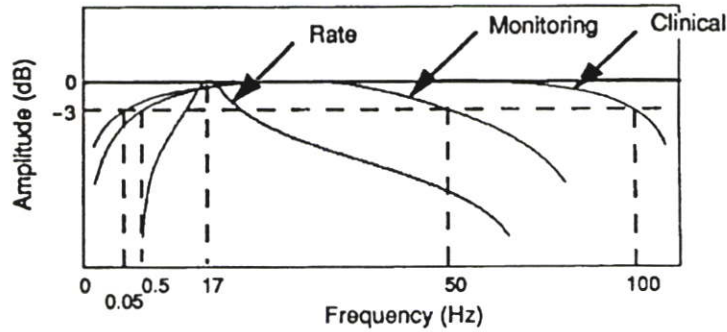




รูปที่ 2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น

- (ก) การเกิดคลื่น P โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Septal
- (ข) การเกิดคลื่น Q และการเริ่มต้นคลื่น R โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Left Ventricle
- (ค) การสิ้นสุดคลื่น QRS โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Left Ventricle
- (ง) การเกิดคลื่น T โดยการรีโพลาไรเซชัน ที่ Left Ventricle

ช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเหล่านี้ เป็นตัวแปรสำคัญในการออกแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้เหมาะสมต่อความต้องการ โดยทั่วไปแล้วช่วงความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการวินิจฉัยโรค (Clinical ECG) อยู่ในช่วง 0.05 – 100 Hz ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการเฝ้าระวัง (Monitoring ECG) อยู่ในช่วง 0.5 – 50 Hz ขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อวัดอัตราการเต้นหัวใจจะมีช่วงคลื่นแคบและมีขดคลื่นที่ 17 Hz ดังที่แสดงในรูปที่ 2.4

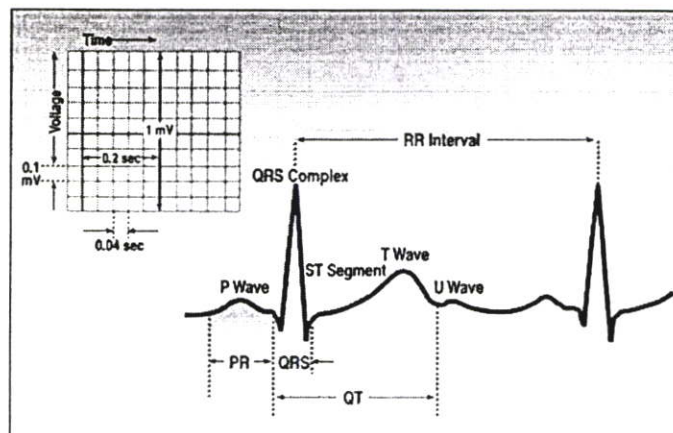


รูปที่ 2.4 ช่วงคลื่นความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้งานต่างๆ

- (ก) เพื่อการวินิจฉัยโรค (Clinical)
- (ข) เพื่อการเฝ้าระวัง (Monitoring)
- (ค) เพื่อการวัดชีพจร (Rate)

2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [8]

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยคลื่นตามที่แสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 2.5 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.3.1 คลื่น P (P wave)

แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of The Right and Left Atria) ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการบีบตัว โดยปกติแล้วคลื่น P จะหัวตั้งเว้นแต่คลื่น aVR ที่คลื่น P จะหัวกลับและคลื่น P จะมีขนาดใหญ่ที่สุดเมื่อใช้ขั้วไฟฟ้า Lead II วัด

2.3.2 กลุ่มคลื่น QRS (QRS complex)

แสดงการรีโพลาริเซชันของหัวใจห้องล่างซ้ายและหัวใจห้องล่างขวา (Right and Left Ventricular Depolarization) ทำให้กล้ามเนื้อบีบตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกาย จุดที่เกิดการหักเหไปทางลง จุดแรกเรียกว่าคลื่น Q จุดที่หักเหขึ้นเรียกว่าคลื่น R และจุดหักเหซึ่งตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ในกรณีที่ไม่มีคลื่น R ให้เรียกว่า QS Complex และในกรณีที่มีคลื่น R ตามหลังคลื่น S นั้น ให้เรียกว่าคลื่น R' ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย (Lead II) จะได้สัญญาณ R ที่ใหญ่ที่สุดเนื่องจากผลรวมศักย์ไฟฟ้าของเซลล์มีจำนวนมาก สำหรับคลื่น Q ซึ่งมักพบใน lead I, aVL, aVF, V₄, V₅, V₆, นั้นเกิดจากการกระตุ้น Ventricular Septum

2.3.3 คลื่น T (T wave)

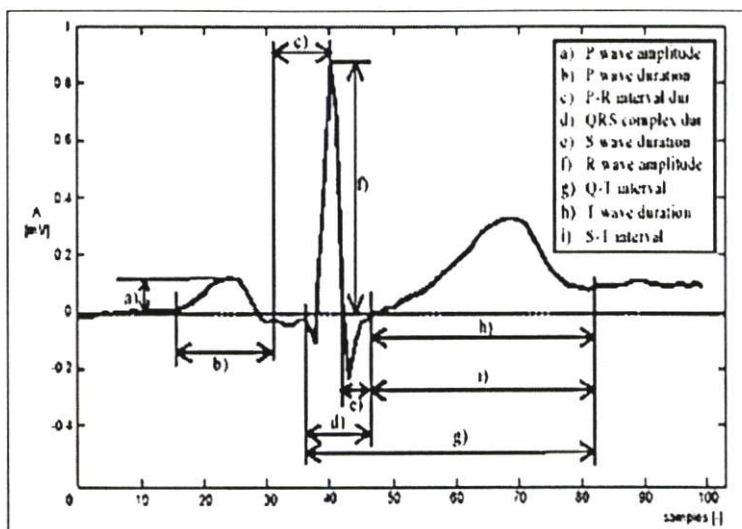
แสดงการรีโพลาริเซชันของหัวใจห้องล่างและมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งค่อนข้างสมมาตร โดยที่ด้าน Ascending จะชันน้อยกว่าด้าน Descending เล็กน้อย ในกรณีที่ใช้ lead I, II, V₃-V₆ วัดและได้คลื่น T หัวกลับในกรณีการวัดโดยใช้ Lead aVR หรือคลื่น T หัวตั้งหรือหัวกลับในกรณี Lead อื่นๆ

2.3.4 คลื่น U (U wave)

มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาริเซชันของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มักเกิดกับ Lead V₄-V₅ คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

2.4 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ [9,10]

แพทย์มักนิยมวิเคราะห์โดยการวัดความกว้างของคลื่น ขนาดช่วงคลื่นและระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นตัวแปรร่วมเพื่อวินิจฉัยอาการทางหัวใจที่แสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ระยะและความสูงของคลื่นต่างๆ เพื่อการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนระยะที่เป็นปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นดังที่แสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ระยะปกติในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ระยะปกติ
ช่วงคลื่น P (P Wave Interval)	0.06 วินาที ถึง 0.11-0.12 วินาที และ หัวตั้งในกรณี V_4 , V_5 , V_6
ความสูงของคลื่น P (P Wave Amplitude)	น้อยกว่า 0.25 mV
ช่วงคลื่น PR (PR Interval)	0.12 – 0.20 วินาที
ช่วงคลื่น QRS (QRS Interval)	0.06-0.10 วินาที
ความสูงคลื่น Q (Q Wave Amplitude)	ไม่เกิน 0.1 mV หรือ ไม่เกิน $\frac{1}{4}$ ของความสูงคลื่น R
ระยะคลื่น Q	ไม่เกิน 0.04 วินาที
ขนาดคลื่น Q	น้อยกว่า $\frac{1}{4}$ ของคลื่น R (นับจาก Isoelectric Level) หรือ ≈ 0.2 mV
ความแปรผันช่วงคลื่น ST (ST Segment Deviation)	ไม่เกิน 0.1 mV เมื่อเทียบกับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ณ 0.08 วินาทีหลังจุดสิ้นสุดคลื่น QRS
ระยะ QT	ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที

2.4.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รายละเอียดเกี่ยวกับตัวแปรร่วมเพื่อใช้วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีรายละเอียดดังนี้

2.4.1.1 ความกว้างคลื่น P เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเอเทรียมเพื่อบีบตัว

2.4.1.2 ความสูงของคลื่น P ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก SA Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น P

2.4.1.3 ความกว้างคลื่น QRS เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเวนทริเคิลซึ่งทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนเวนทริเคิลเกิดการบีบตัวและนับจากจุดเริ่มต้นของคลื่น R ในกรณีทั่วไปหรือจุดเริ่มต้นของคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS ที่จุดสิ้นสุดคลื่น

2.4.1.4 ความสูงของคลื่น QRS ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก AV Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น QRS

2.4.1.5 ความกว้างคลื่น T เป็นระยะเวลาการรีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเวนทริเคิลซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลคลายตัว

2.4.1.6 ความสูงของคลื่น T ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาขณะที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลกำลังคลายตัว ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น T

2.4.1.7 ช่วง QT (QT Interval) ช่วงเวลาดังแต่กล้ามเนื้อหัวใจเวนทริเคิลเกิดการดีโพลาไรเซชันถึงจุดสิ้นสุดการรีโพลาไรเซชันที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนทริเคิล ซึ่งจะตรงกับจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS จนถึงจุดสิ้นสุดคลื่น T และช่วงคลื่น QT เป็นช่วงคลื่นที่ยาวที่สุด ประกอบด้วยความยาวคลื่น 2 ช่วงได้แก่ คลื่น QRS กับ คลื่น T และส่วน ST Segment โดยทั่วไปแล้วระยะ QT จะขึ้นกับระยะ RR ตามสมการของ Bazette ในสมการที่ 2.1

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.1)$$

2.4.1.8 ช่วง RR (RR Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเวนทริเคิล ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องล่างซึ่งเป็นอัตราการเต้นหัวใจหลัก

2.4.1.9 ช่วง PP (PP Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเอเทรียล (หัวใจห้องบน) ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องบน โดยทั่วไประยะ PP และระยะ RR จะมีขนาดที่เท่ากัน เว้นแต่ในกรณีที่เกิดความผิดปกติของหัวใจห้องบนและห้องล่างเดินไม่พร้อมกัน ค่าทั้ง 2 จึงจะมีขนาดต่างกัน

2.4.1.10 ส่วน PR (PR Segment) ช่วงเวลาดังแต่เริ่มการดีโพลาไรเซชันหัวใจห้องบน ซึ่งเวลาที่ SA Node ได้รับการกระตุ้น (จุดเริ่มต้นคลื่น P) ถึงสิ้นสุดการดีโพลาไรเซชันของหัวใจ

ห้องล่างหรือจุดที่สัญญาณจาก SA Node ไปถึง AV Node (จุดเริ่มต้นคลื่น R ในกรณีทั่วไป หรือจุดเริ่มต้นคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q) ดังนั้นจึงมีการเรียกช่วงนี้ว่าระยะ PQ โดยทั่วไปแล้วจะไม่ค่อยมีการวัด เว้นแต่จะมีการเลื่อนขึ้นลงจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level)

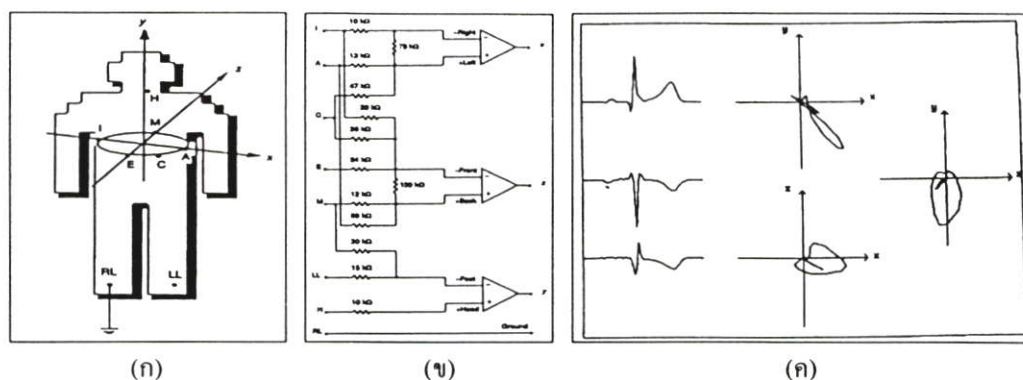
2.4.1.11 ส่วน ST (ST Segment) ซึ่งเป็นช่วงระหว่างที่หัวใจส่วนเวเนทริกเคิลตีโพลาร์ไรซ์เซชันถึงช่วงหัวใจส่วนเวเนทริกเคิลรีโพลาร์ไรซ์เซชัน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงระดับของ ST Segment นั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งในการวินิจฉัยอาการโรคหัวใจเพราะการเลื่อนขึ้นลงของส่วน ST เมื่อเทียบกับระดับเส้นมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่ามีความผิดปกติในกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) หรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อเส้นเลือดแดงโคโรนารีที่นำออกซิเจนและสารอาหารไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ เกิดการตีบหรืออุดตันทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เส้นเลือดโคโรนารีเกิดการตีบตัน ไม่มีอาหารและออกซิเจนไปเลี้ยงทำให้กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนดังกล่าวขาดเลือดหรือตายได้

2.5 วิธีการวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [1,8,11]

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถทำได้ 2 รูปแบบ คือการวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vector Cardiograph) และการวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

2.5.1 การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vector cardiograph - VCG)

คือการวัดการเปลี่ยนแปลงเวกเตอร์ความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นบนแกนหนึ่งเมื่อเทียบกับอีกแกนหนึ่งโดยพิจารณาจากแกนตั้งฉาก 3 ระนาบคือระนาบที่มองจากด้านหน้า ด้านซ้ายและด้านบน การวัดด้วยวิธีดังกล่าวมีข้อจำกัดคือต้องใช้ตำแหน่งในการวัดเป็นจำนวนมาก การสร้างอุปกรณ์สำหรับใช้วัดค่อนข้างยุ่งยากและต้องให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้วินิจฉัย ขณะนี้ได้มีการคิด Lead แบบนี้เพื่อหาสัญญาณที่ซ่อนอยู่หลังคลื่น QRS (Late Potential) ซึ่งมักเกิดกับผู้ป่วยอาการบรูเกดา หรือโรคไหลตาย ตัวอย่างการติดขั้วไฟฟ้าเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ จะแสดงในรูปที่ 2.7 (ก) ส่วนวงจรขยาย สำหรับการติดขั้วไฟฟ้าเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟจะแสดงในรูปที่ 2.7 (ข) ส่วนผลการวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.7 (ค)



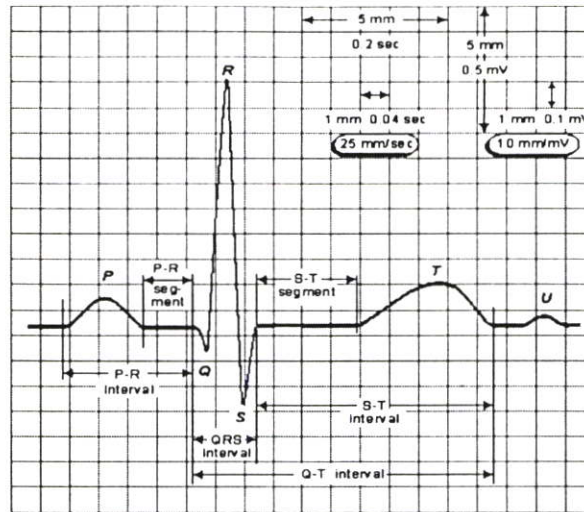
รูปที่ 2.7 วิธีการต่อขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดแบบ Frank lead

- (ก) การต่อ Lead แบบ Frank lead เพื่อแสดงเวกเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (vectorcardiogram)
- (ข) เครื่องข่ายวงจรตัวต้านทานเพื่อรวมสัญญาณที่ได้จาก Frank Lead ให้เป็นเวกเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เวกเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากคนไข้ที่มีอาการปกติจากวงจรในรูปที่ 2.7 (ข)
- (ค) ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ

2.5.2 การวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์คาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph - ECG) [11]

คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆ เมื่อเทียบกับเวลา ซึ่งวิธีการวัดแบบนี้เป็นที่นิยมกันมากเนื่องจากใช้หัววัดไม่มาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อนและสามารถเลือกสัญญาณวัดเพื่อการวินิจฉัยได้หลายเส้นตามที่ต้องการ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในที่นี้จะเป็นการวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์คาร์ดิโอกราฟ รายละเอียดในการวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์คาร์ดิโอกราฟ จะแสดงให้เห็นในตอนต่อที่ 2.6

การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะอยู่ในรูปกระดาษกราฟซึ่งมีระดับสเกลที่ใช้เทียบกับผลที่แสดงบนจอภาพออสซิลโลสโคปได้ กระดาษมีสเกลดังกล่าว 1 ช่องใหญ่จะมีขนาด 5 mm และ 1 ช่องเล็กจะมีขนาด 1 mm โดยทั่วไปแพทย์จะตั้งระดับความเร็วปกติในการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟไว้ที่ 25 mm/sec และระดับสเกลศักย์ไฟฟ้าปกติที่ระดับ 1 mm/cm (หรือ 10 mm/m) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.8 แต่ในบางกรณีที่เช่นการวัดระยะ QT นั้น ต้องมีการปรับสเกลเป็น 0.5 mV/cm (หรือ 20 mm/mV) และความเร็วในการแสดงผลที่ 50 mm/sec เนื่องจากการหาจุดสิ้นสุดของคลื่น T ที่สเกลปกตินั้นทำได้ยาก



รูปที่ 2.8 ระยะต่างๆในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ 25 มม./วินาที และที่สเกล วัด โวลเตจปกติ (10 mm/mV)

2.5.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นหัวใจจะทำได้ 3 วิธีคือ

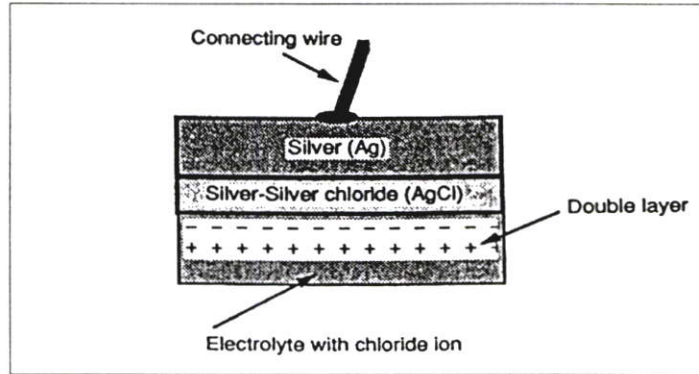
2.5.3.1 วัดระยะระหว่างยอดคลื่น R จำนวน 2 ลูก โดยวัดจากยอดคลื่น R ลูกแรกไปลูกคลื่น R ลูกที่ 2 เพื่อหาระยะ RR ออกมาโดยนับตามจำนวนช่องใหญ่ของกระดาษกราฟคลื่นแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการเต้นหัวใจสม่ำเสมอ ไม่แตกต่างกันมากนัก

2.5.3.2 ในกรณีที่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นใดเส้นหนึ่งเป็นระยะเวลาตั้งแต่ 3 วินาทีขึ้นไปให้นับตามจำนวนลูกคลื่น R ที่อยู่ในช่วง 15 ช่องใหญ่ (ระยะเวลา 3 วินาทีสำหรับกรณีความเร็วกระดาษที่ระดับ 25 mm/sec) แล้วคูณด้วย 20 เพื่อให้ได้อัตราการเต้นหัวใจต่อนาทีออกมา วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการเต้นหัวใจที่เกิดการผันผวน

2.5.3.3 ใช้ไม้บรรทัดพิเศษสำหรับการวัดอัตราการเต้นหัวใจโดยเฉพาะซึ่งต้องใช้ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4 ลูก โดยให้ยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกแรกอยู่ที่จุดอ้างอิงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกที่ 4 จะอยู่ที่สเกลวัดอัตราการเต้นหัวใจ วัดได้เท่าไรก็ให้ถือว่าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเท่ากับที่แสดงในสเกลนั้น

2.6 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [1,7,12]

ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrodes) ซึ่งขั้วไฟฟ้าง่ายๆ มีโครงสร้างที่แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.9

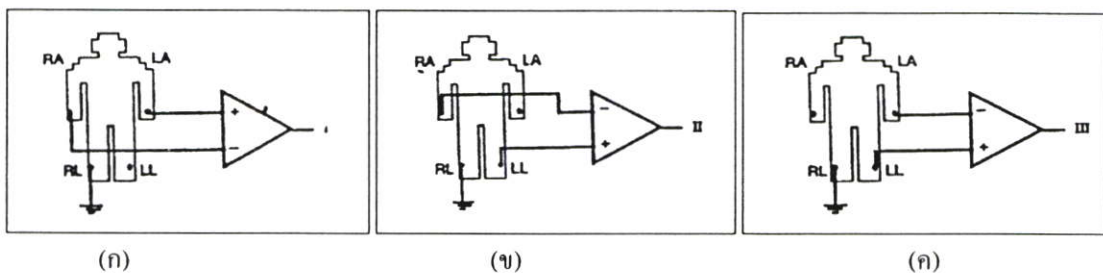


รูปที่ 2.9 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน - ซิลเวอร์คลอไรด์

จากนั้นให้ทาเจล ณ จุดที่ติดขั้วไฟฟ้าเพื่อลดความต้านทานอิมพีแดนซ์ลงเพื่อให้สื่อไฟฟ้าได้ดีขึ้น ส่วนการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 เส้น จะมีการต่อสายที่แขนขาเพื่อรับสัญญาณจำนวน 6 เส้น โดยใช้สายต่อ 4 เส้นติดแขนขาและที่อกอีก 6 เส้นซึ่งสามารถจัดเป็นหมวดหมู่ได้ดังนี้

2.6.1 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่ (Bipolar Limb Leads)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่ซึ่งเป็นการต่อแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead) จำนวน 3 ตำแหน่ง ตามวงจรที่แสดงในรูปที่ 2.10 ได้แก่



รูปที่ 2.10 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่

(ก) Lead I (ข) Lead II (ค) Lead III

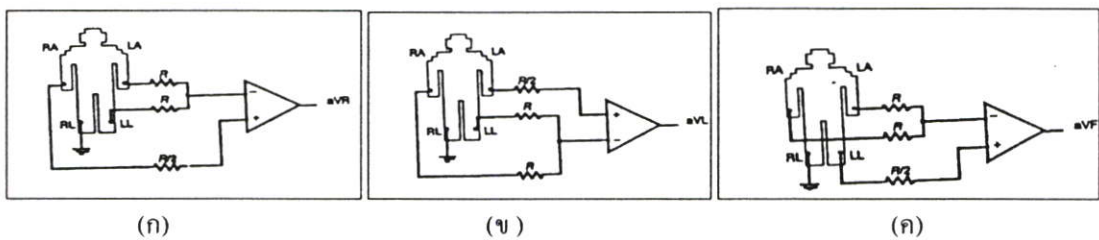
2.6.1.1 ตำแหน่ง I ระหว่างแขนขวา กับแขนซ้าย ซึ่งแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.10 (ก) สำหรับหาแนวแกนไฟฟ้าว่าได้เอียงไปทิศทางใดแล้วหรือยัง อยู่ในช่วงปกติคู่กับการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วเดียวแบบ aVF

2.6.1.2 ตำแหน่ง II ระหว่างแขนขวา กับขาซ้าย เพื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจในรูปที่ 2.10 (ข)

2.6.1.3 ตำแหน่ง III ระหว่างแขนซ้าย กับขาซ้าย ในรูปที่ 2.10 (ค)

2.6.2 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว (Single Polar Limb lead)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียวหรือแบบ Augmented Limb Lead ที่ขั้วบวกต่อกับแขนขาส่วนขั้วลบต่อกับกัลวานโนมิเตอร์เพื่อให้ได้ค่าที่ขั้วลบเป็นศูนย์ แต่ในทางปฏิบัติแล้วจะต้องมีการปรับสมดุลค่าความต้านทานอินพุท (Input Resistance) โดยต่อตัวต้านทานขนาด $R/2$ เข้ากับขั้วบวกวงจรขยายนอกเหนือจากการต่อตัวต้านทาน ขนาด R 2 ตัวขนานกัน เข้ากับขั้วลบวงจรขยาย ตามที่แสดงเป็นวงจรในรูปที่ 2.11 ซึ่งได้แก่



รูปที่ 2.11 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วเดียว

(ก) Lead aVR (ข) Lead aVL (ค) Lead aVF

2.6.2.1 aVR ต่อแขนขวาซึ่งแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.11 (ก)

2.6.2.2 aVL ต่อแขนซ้าย ซึ่งแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.11 (ข)

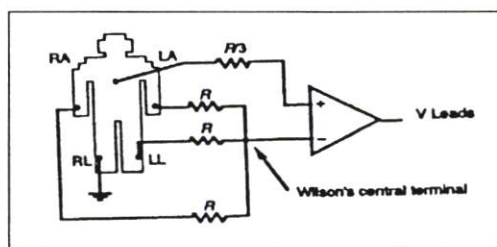
2.6.2.3 aVF ต่อขาซ้ายซึ่งแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.11 (ค)

สำหรับหาแนวแกนไฟฟ้าว่าได้เอียงไปทิศทางใดแล้วหรือยังอยู่ในช่วงปกติคู่กับการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่แบบ I

2.6.3 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว (Unipolar Chest Lead)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียวเป็นการวัดขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใดๆ บนหน้าอกซึ่งเป็นขั้วบวกเมื่อเทียบกับค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ในตำแหน่ง RA LA LL (แขนขวา แขนซ้าย ขาซ้าย) ที่อยู่ในรูป Wilson's Network Terminal ทำให้

ตำแหน่งที่ติด Chest Lead มาตรฐานทั้ง 6 ตั้งแต่ V_1 ถึง V_6 จะต้องอ้างอิงกับ Wilson's Central Terminal ตามวงจรที่แสดงในรูปที่ 2.12 อันได้แก่



รูปที่ 2.12 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหน้าอกแบบขั้วเดียว

2.6.3.1 V_1 ที่ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก

2.6.3.2 V_2 ที่ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก

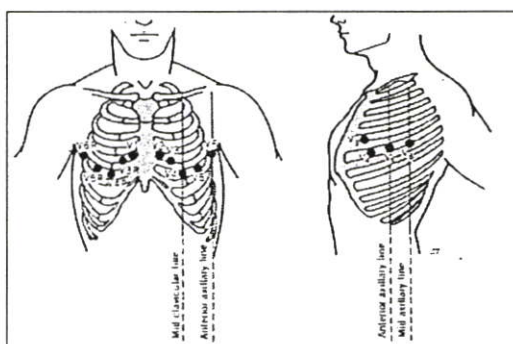
2.6.3.3 V_3 ที่ระหว่าง V_2 และ V_4

2.6.3.4 V_4 ที่เส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าในช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

2.6.3.5 V_5 ที่จุดตัดกันระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V_4 และเส้น Anterior Axillary Line
ตำแหน่งนี้สำคัญมากเพราะใช้ในการวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีอาการหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) หรือกล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction)

2.6.3.6 V_6 ที่จุดตัดกันระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V_4 และ เส้น Mid-Axillary Line

โดยทั่วไปแล้ว Lead V_1 - V_2 ถือว่าเป็น Right Precordial Lead, V_5 - V_6 เป็น Left Precordial Lead และให้ขั้ว V_3 - V_4 จะอยู่ตรง Interventricular Septum ที่แบ่งเวนตริเคิลซ้ายและขวาออกจากกัน ตำแหน่งที่ใช้ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หน้าอกทั้ง 6 จุด จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.13

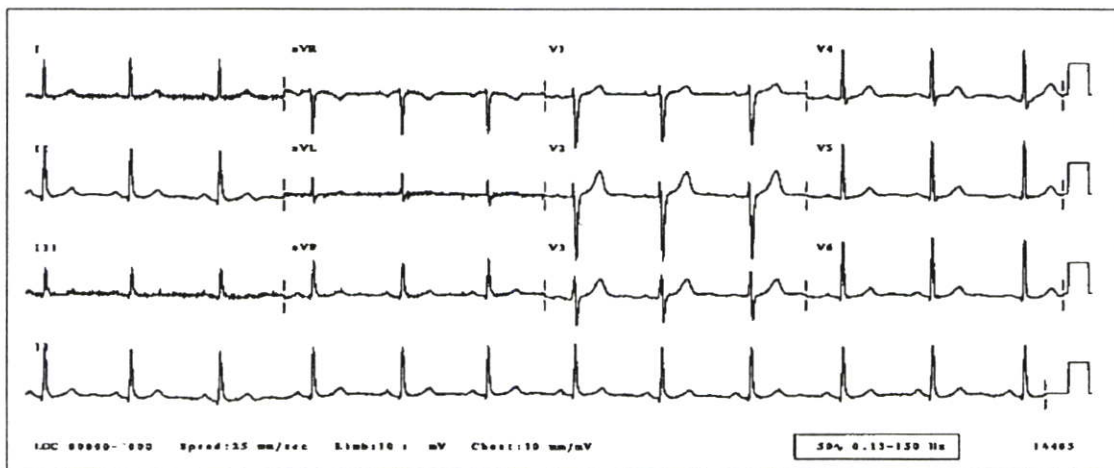


รูปที่ 2.13 ตำแหน่งการวางขั้วต่อทรวงอก

ในทางปฏิบัติการสร้างสัญญาณ 12 เส้นนั้นจะได้จากสัญญาณ 8 เส้น คือสายจากแขนขา 2 เส้นและสายวัดจากอก 6 เส้น ส่วนอีก 4 เส้นนั้นได้จากการบวกลบสัญญาณใน Lead I และ Lead II ที่คลื่น R มีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นหลักซึ่งจะเป็นไปตามสมการที่ 2.2 ที่แสดงให้เห็นดังต่อไปนี้

$$\begin{aligned}
 III &= II - I \\
 aVR &= -\frac{I + II}{2} \\
 aVL &= I - \frac{II}{2} \\
 aVF &= -\frac{I - 2II}{2}
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

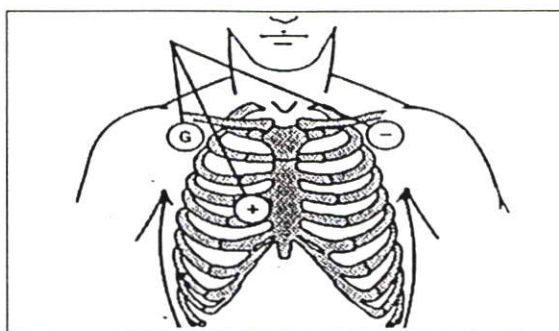
ผลที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นพร้อมกันจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.14 โดยในภาพดังกล่าวจะมีการแสดงพัลส์อ้างอิงขนาด 1 mV มาร่วมแสดงด้วย



รูปที่ 2.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ

2.6.4 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง (Monitor Lead)

มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกรณีผู้ป่วยในห้องฉุกเฉินหรือผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนไหวบ่อยๆ ซึ่งจะเน้นการวัดอัตราการเต้นหัวใจเป็นหลัก ดังนั้นจึงต้องติด Lead ให้ได้ขนาดสัญญาณ R ที่แรงเพียงพอระดับอัตราส่วนกำลังสัญญาณต่อกำลังสัญญาณรบกวนสูงขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการวัดและวินิจฉัยอัตราการเต้นหัวใจ โดยให้ติดสายบันทึกสัญญาณขั้วบวกที่ตำแหน่ง V_1 ส่วนขั้วลบให้ติดไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้ายตรงตำแหน่ง Lead II ส่วนขั้วไฟฟ้าอ้างอิงให้ติดไว้ที่ตำแหน่งใดๆ บนหน้าอกดังที่แสดงในรูปที่ 2.15 และผลที่ได้จะใกล้เคียงกับ V_1 ของ Unipolar Chest Lead

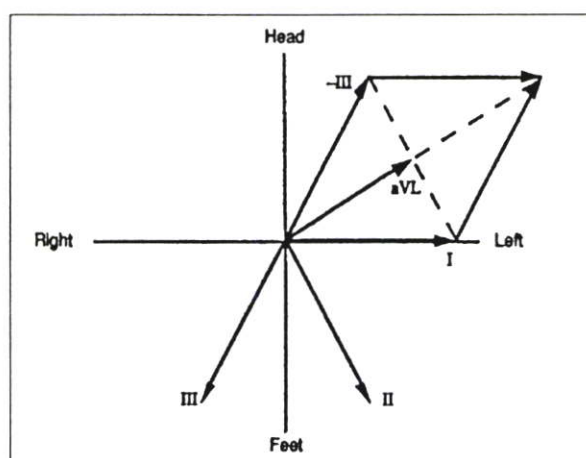


รูปที่ 2.15 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฟิาระวัง

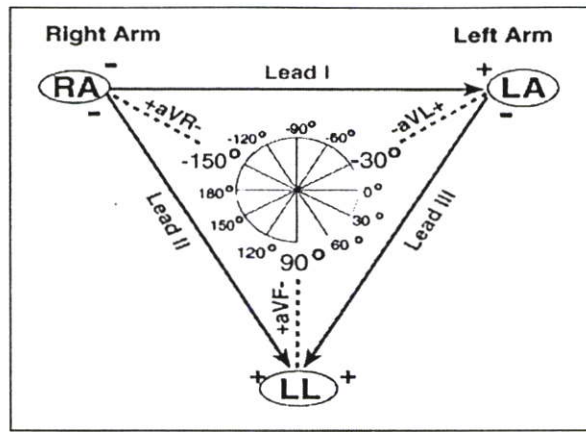
2.7 แนวแกนไฟฟ้า [1,7,13,14]

นอกเหนือจากการศึกษาตัวแปรร่วมที่เกี่ยวข้องกับระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ยังมี การศึกษาแนวแกนทางกายวิภาค (Anatomical Axis) ซึ่งได้แก่ทิศทางการติดสายวัดสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจและแนวแกนทิศทางการนำไฟฟ้า (Electrical Axis - EA) ในระนาบ Frontal Plane ซึ่ง โดยปกติแล้วสัญญาณจะวิ่งจากหัวใจห้องเอเดรียมขวาลงไปห้องเวนตริเคิลซ้าย

ในการวัดว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีทิศทางไปทางไหนและมีขนาดเท่าไรนั้น ได้มีการใช้ การวัดขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากแขนทั้ง 6 เส้น แล้วนำค่าที่ได้มารวมกันในเชิงเวกเตอร์ 6 แกน (Hexa Axial System) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.16 โดยกำหนดทิศทางการนำไฟฟ้าไว้ซึ่งได้แสดง ให้เห็นในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.16 การรวมเวกเตอร์เพื่อหาทิศทางการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.17 เวกเตอร์ทิศทางการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- (ก) เส้น Lead I มีมุม 0 องศา
- (ข) เส้น Lead II มีมุม +60 องศา
- (ค) เส้น Lead III มีมุม +120 องศา
- (ง) เส้น Lead aVL มีมุม -30 องศา
- (จ) เส้น Lead aVR มีมุม -150 องศา
- (ฉ) เส้น Lead aVF มีมุม +90 องศา

การตรวจสอบว่าทิศทางการนำไฟฟ้าหัวใจโดยรวม (Θ) อย่างละเอียดให้ตามหลักต่อไปนี้ ซึ่งแสดงในตารางที่ 2.2

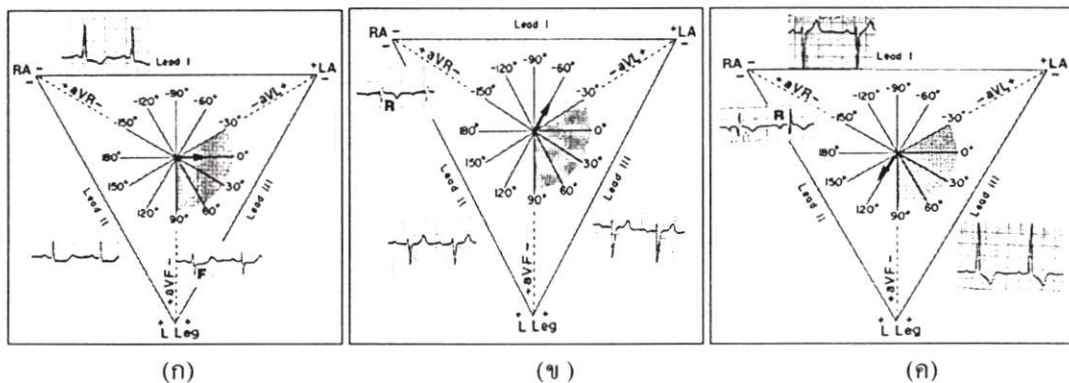
ตารางที่ 2.2 ข้อกำหนดทิศทางการนำไฟฟ้าหัวใจกับสภาพการนำไฟฟ้าหัวใจจากการวัดโดยละเอียด

ช่วงของมุม	ผลที่ได้
$0^\circ \leq \Theta \leq +90^\circ$	ทิศทางปกติ (Normal Axis)
$-120^\circ \leq \Theta \leq 0^\circ$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้าย (Left Axis Deviation)
$-30^\circ \leq \Theta \leq 0^\circ$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้ายเล็กน้อย (Slightly Left Axis Deviation)
$-90^\circ \leq \Theta \leq -30^\circ$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้ายพอสมควร (Marked Left Axis Deviation)
$-120^\circ \leq \Theta \leq -90^\circ$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้ายมาก (Extreme Left Axis Deviation)
$90^\circ \leq \Theta \leq 240^\circ$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวา (Right Axis Deviation)

ตารางที่ 2.2 (ต่อ)

ช่วงของมุม	ผลที่ได้
$90^{\circ} \leq \Theta \leq 120^{\circ}$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวาเล็กน้อย (Slightly Right Axis Deviation)
$120^{\circ} \leq \Theta \leq 180^{\circ}$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวาพอสมควร (Marked Right Axis Deviation)
$180^{\circ} \leq \Theta \leq 240^{\circ}$	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวามาก (Extreme Right Axis Deviation)

ส่วนภาพทิศทางการเดินหัวใจที่มีลักษณะปกติจะแสดงในรูปที่ 2.18 (ก) ทิศทางการเดินหัวใจที่เบี่ยงเบนไปทางซ้ายจะแสดงในรูปที่ 2.18 (ข) และทิศทางการเดินหัวใจที่เบี่ยงเบนไปทางขวาจะแสดงในรูปที่ 2.18 (ค)



รูปที่ 2.18 ทิศทางการนำไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) แบบปกติ

(ข) แบบทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้าย

(ค) แบบทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวา

อย่างไรก็ตาม แพทย์มักจะหาทิศทางการนำไฟฟ้าโดยสังเขปโดยการวัดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เฉพาะเส้น I และเส้น aVF ซึ่งจะแสดงให้เห็นตามตารางที่ 2.3 ในที่นี้ได้กำหนดว่าถ้าคลื่น R มีขนาดใหญ่กว่าคลื่น Q และคลื่น S จึงจะถือว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเป็นบวกและถ้าคลื่น R มีขนาดใหญ่กว่าคลื่น Q และคลื่น S จึงจะถือว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเป็นลบ ถ้าคลื่น R มีขนาดเท่ากับคลื่น Q และคลื่น S ให้ถือว่าเป็นบวกด้วย

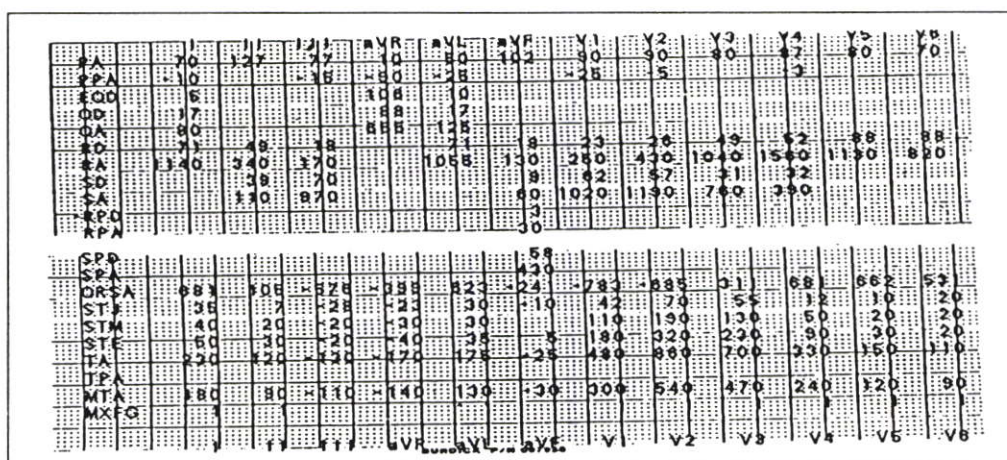
ตารางที่ 2.3 ข้อกำหนดทิศทางการนำไฟฟ้าหัวใจกับสภาพการนำไฟฟ้าหัวใจจากการวัดโดยคร่าวๆ

ECG เส้น I	ECG เส้น aVF	ผลที่ได้
บวก	บวก	ทิศทางปกติ (Normal Axis)
บวก	ลบ	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางซ้าย (Left Axis Deviation)
ลบ	บวก	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวา (Right Axis Deviation)
ลบ	ลบ	ทิศทางเบี่ยงเบนไปทางตะวันตกเฉียงเหนือ (Northwestern Axis) หรือ ทิศทางเบี่ยงเบนผิดปกติ (Bizarre QRS Axis)

2.8 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [1]

2.8.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจในเบื้องต้น

ในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการแยกแยะรูปลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Feather Extraction) ผ่านกระบวนการหาตำแหน่งคลื่น QRS จากนั้นจึงใช้หน่วยตัดสินใจ (Decision Logic) หรือข้อมูลทางสถิติ (Statistics) เพื่อใช้ในการตีความข้อมูลที่ได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาซึ่งในหน่วยตัดสินใจนั้นอาจมีการใช้ข้อมูลอื่นๆ นอกเหนือจากตัวแปรร่วมที่ได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แก่ ประวัติผู้ป่วย ตำแหน่งที่ใช้ในการติดขั้วไฟฟ้าหัวใจ แนวแกนไฟฟ้า และประสบการณ์ของแพทย์ผู้ชำนาญการมาร่วมพิจารณาด้วย เมื่อมีการวัดตัวแปรร่วมต่างๆ ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเช่น ระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และทิศทางการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว จึงจะมีการตีพิมพ์ผลออกมาดังตัวอย่างในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 ผลการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงโดยใช้คลื่นวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของ

Siemens

ขั้นตอนที่แพทย์นิยมใช้ในการวิเคราะห์ตัวแปรร่วมคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีอยู่ด้วยกัน 5 ขั้นตอนซึ่งเบย์สส์ลีและเวสต์ [14] ได้ริเริ่มนำมาใช้ ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

2.8.1.1 อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) อัตราการเต้นของหัวใจปกติ 60-100 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจช้าผิดปกติที่ระดับต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที และอัตราการเต้นของหัวใจเร็วผิดปกติที่ระดับเร็วกว่า 100 ครั้งต่อนาที ซึ่งวิธีนี้จะใช้วิธีวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยการนับลูกคลื่น R ในช่วงเวลา 6 วินาทีแล้วคูณผลที่ได้ด้วย 10 หรือนับจำนวนช่องใหญ่ขนาด 5 mm ว่างระหว่างยอดคลื่น R ทั้ง 2 นั้นว่ามีกี่ช่องแล้วใช้สูตร $HR = 300/N$ เมื่อ N คือจำนวนช่องใหญ่ที่นับได้ แต่วิธีนี้จะให้ผลไม่แม่นยำสำหรับกรณีที่หัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอ

2.8.1.2 จังหวะการเต้น (Rhythm) ให้สังเกตว่าระยะ R-R ในแต่ละช่วงจะมีลักษณะปกติ ผิดปกติแต่มีจังหวะสม่ำเสมอหรือผิดปกติและมีจังหวะผันผวน

2.8.1.3 คลื่น P (P-Wave) ให้สังเกตว่าคลื่น P หัวตั้งหรือว่าหัวกลับ คลื่น P มีรูปร่างผิดไปจากคลื่น P ที่ได้จากคนปกติหรือมีคลื่น P ทุกครั้งที่มียคลื่น QRS หรือว่ามีคลื่น P 1 ลูกต่อคลื่น QRS ก็ถูก

2.8.1.4 ระยะ P-R (P-R Interval) ระยะ PR นั้นมีขนาดไม่เกิน 1 ช่องใหญ่ (ไม่เกิน 200 msec สำหรับกรณีปกติ) และระยะ PR ในแต่ละช่วงมีขนาดเท่าๆ กันหรือไม่

2.8.1.5 คลื่น QRS (QRS Complex) ระยะ QRS นั้นแคบไม่เกิน 3 ช่องเล็ก (ไม่เกิน 120 msec) หรือกว้างเกิน 3 ช่องเล็ก (เกิน 120 msec)

2.8.1.6 ระยะ ST Segment ลงต่ำ (ST Depression) ซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อจุดต่ำสุดของระยะ ST มีขนาดตั้งแต่ 0.1 mV นับจากเส้นมาตรฐานหรือ 1 ช่องเล็กนับจากเส้นฐาน สำหรับกรณีที่ตั้งสเกลไว้ที่ 1 mm/cm

2.8.1.7 ระยะ ST Segment ยกสูง (ST Elevation) ซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อจุดสูงสุดของระยะ ST มีขนาดตั้งแต่ 0.1 mV นับจากเส้นมาตรฐานหรือ 1 ช่องเล็กนับจากเส้นฐาน สำหรับกรณีที่ตั้งสเกลไว้ที่ 1 mm/cm

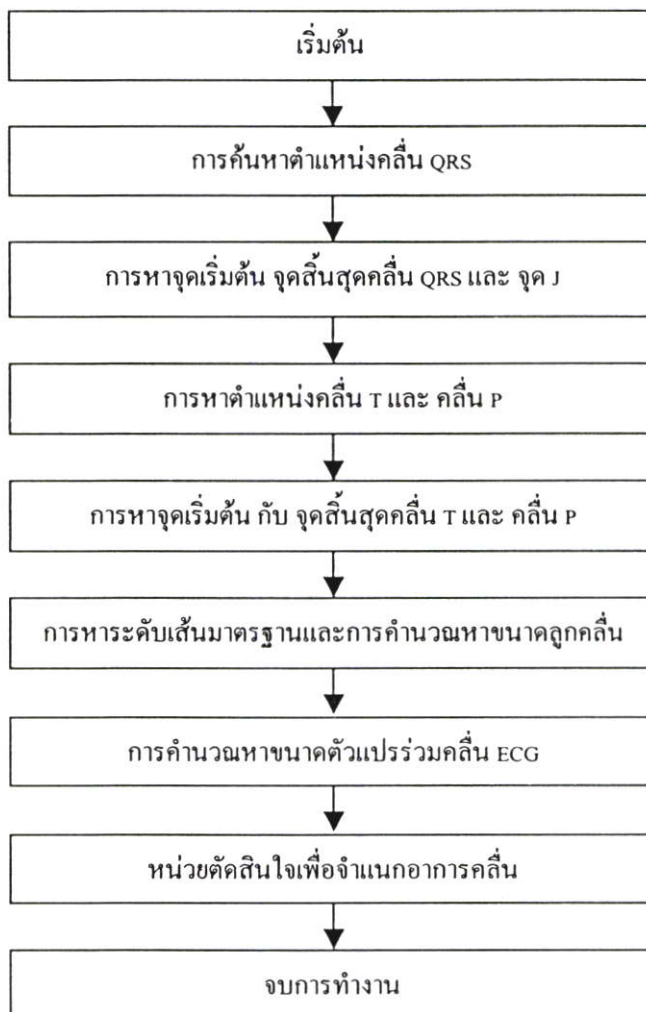
2.8.1.8 รูปคลื่น Q (Q Wave Morphology) ที่มีในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead I aVL aVF V_4 V_5 และ V_6 คลื่น Q ที่ผิดปกติจะมีขนาดความลึกมากกว่า $\frac{1}{4}$ ของคลื่น R หรือระยะเริ่มต้นคลื่น Q ถึงจุดสิ้นสุดคลื่น Q นั้นนานกว่า 40 msec (หรือ 1 ช่องเล็กในกรณีที่ตั้งความเร็ว 25 mm/sec)

2.8.2 การหาตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามลำดับขั้น

ในการคำนวณหาค่าตัวแปรร่วมตามลำดับขั้นนั้น เครื่องและโปรแกรมวิเคราะห์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องหาทางวัดตำแหน่งที่เป็นจุดอ้างอิงมาตรฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Fiducial Points) เช่น จุดเริ่มต้น จุดยอดคลื่นและจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS คลื่น T และคลื่น P ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อให้สามารถวัดขนาดตัวแปรร่วมเพื่อการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่น

- 2.8.2.1 ความกว้างและขนาดของลูกคลื่น QRS, คลื่น T และคลื่น P
- 2.8.2.2 ช่วงเวลาของระยะต่างๆ เช่น ระยะ PR, ระยะ ST และระยะ QT
- 2.8.2.3 การเลื่อนขึ้นลงของระยะ ST และระยะ PQ
- 2.8.2.4 ตัวแปรพร้อมอื่นๆ เช่น พื้นที่ในช่วงระยะ ST ความชันของระยะ ST และแกนการเคลื่อนที่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นต้น

ผังขั้นตอนการทำงานหาค่าตัวแปรพร้อมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.20

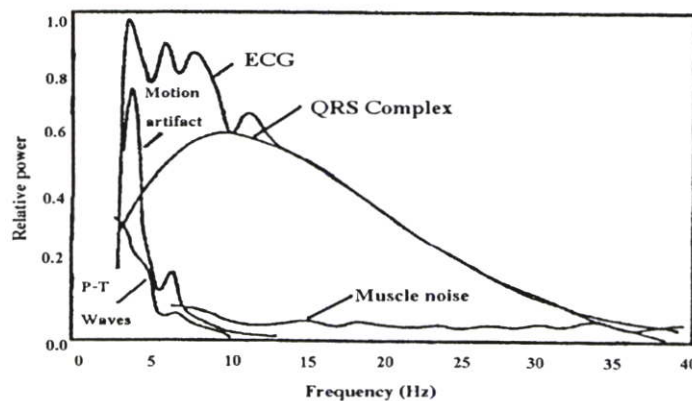


รูปที่ 2.20 ผังขั้นตอนการทำงานของระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการหาค่าตำแหน่งคลื่น QRS คลื่น P และคลื่น T ให้ได้ผลนั้นจำเป็นต้องมีการใช้ตัวกรองสัญญาณเพื่อเพิ่มกำลังในส่วนที่ต้องการจะหาค่าตำแหน่งลูกคลื่นในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยที่มีการกดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วนที่ไม่ต้องการแสดงเอาไว้

2.9 การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิค Hamilton – Tompkins [1]

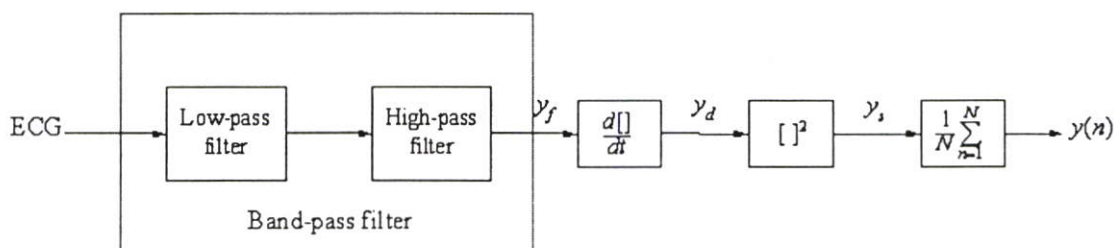
จากรูปที่ 2.21 นั้นจะแสดงให้เห็นช่วงความถี่ของคลื่นต่างๆ ภายในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจคนปกติโดยเฉลี่ยที่ได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 150 ลูก รวมทั้งช่วงความถี่การสั่นของกล้ามเนื้อ (Muscle Noise) และสัญญาณแทรกสอดจากการเคลื่อนไหว (Motion Artifact) โดยที่จะไม่ได้แสดงให้เห็นถึงสัญญาณรบกวนอื่นๆ เช่น สัญญาณแทรกสอดจากไฟฟ้ากระแสสลับ เป็นต้น จะเห็นได้ว่าคลื่น QRS จะมีความถี่ในช่วง 5-15 Hz โดยมีกำลังสูงสุดที่ประมาณ 10 Hz ขณะที่คลื่น P และคลื่น T จะมีความถี่ในช่วงคลื่นที่ 3-11 Hz ซึ่งอยู่ในช่วงใกล้เคียงกับสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว (Motion Artifact) ทำให้การหาตำแหน่งคลื่น P และคลื่น T ให้ถูกต้องเป็นเรื่องที่ทำได้ยาก



รูปที่ 2.21 ช่วงความถี่ส่วนประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวน

2.9.1 การหาตำแหน่งคลื่น QRS ตามเวลาจริง

การหาตำแหน่งคลื่น QRS ตามเวลาจริงบนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเทคนิค Hamilton – Tompkins นั้นแสดงได้ดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ไคอะแกรมของการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 2.22 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกส่งเข้าสู่วงจรตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) เพื่อให้คลื่น QRS สามารถผ่านเข้าสู่การประมวลผลขั้นต่อไป โดยวงจรตัวกรองแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) นี้จะถูกสร้างขึ้นจากการนำตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) มาต่อลำดับกับตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) จากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกรองความถี่จะถูกส่งเข้ามาสู่วงจรอนุพันธ์เพื่อหา Slopes ของสัญญาณ QRS จากนั้นจะนำสัญญาณผ่านวงจรยกกำลังสองและวงจรหาค่าเฉลี่ยตามลำดับ

2.10 ชุดข้อมูลจากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15,16,17]

2.10.1 การแปลงสัญญาณเชิงอุปมาให้เป็นสัญญาณเชิงเลข

ปัจจุบันการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการวิจัยและการวินิจฉัยโรคในรูปสัญญาณเชิงเลข (Digital Signal) เป็นที่นิยมกันมากขึ้นเนื่องจากข้อมูลในรูปสัญญาณเชิงเลข มีสัญญาณรบกวนน้อยกว่าสัญญาณเดียวกันที่อยู่ในรูปสัญญาณเชิงอุปมา (Analog Signal) โดยจะต้องมีการบันทึกรูปแบบข้อมูลที่จัดเก็บลงในแฟ้มส่วนหัวข้อมูล (Header) ว่าข้อมูลเชิงเลขนี้อยู่ในรูปแบบใด เพื่อให้โปรแกรมสามารถถอดรหัสได้เช่นกรณีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในฐานข้อมูล Physionet ชุดที่ E0103 ตามตัวอย่างในตารางที่ 2.4

2.10.1.1 การซัดสัญญาณ (Sampling) โดยการเลือกสัญญาณต่อเนื่อง $x_o(t)$ ณ เวลาใดๆออกมาเป็นช่วงๆ ซึ่งได้แก่สัญญาณ $x(n) = x_o(nT)$ คือคาบการซัดสัญญาณ

2.10.1.2 การแบ่งนัย (Quantization) ซึ่งเป็นการกำหนดให้ค่าสัญญาณที่ซัดออกมาแล้วมีค่าเป็นสัดส่วนตามความคมชัด (จำนวนบิต) ที่กำหนดไว้ เช่น กรณีสัญญาณ $x(n)$ ขนาด 12 บิต บิตที่ได้จะอยู่ในช่วง -2048 ถึง 2047 เป็นต้น ยิ่งจำนวนบิตมากเท่าไรความผิดพลาดที่เกิดจากการแบ่งนัยจะยิ่งน้อยลงเท่านั้น

2.10.1.3 การเข้ารหัสเลขฐานสอง (Binary Coding) เป็นการเข้ารหัสเพื่อให้ข้อมูลอยู่ในรูปเลขฐาน 2 เช่นถ้า $x_q(n) = 1396$ แล้ว $x_b(n) = 010101110100_2$

2.10.1.4 การบันทึกข้อมูลเกี่ยวกับรูปแบบการจัดเก็บข้อมูลลงแฟ้มเฮดเดอร์ เพื่อให้โปรแกรมโหลดข้อมูลสามารถถอดรหัสเพื่อการอ่านข้อมูลได้

ตารางที่ 2.4 ตารางแสดงข้อมูล ในช่วง 0.1 วินาทีแรก ของชุดข้อมูล E0103

Time	V4 (mV)	MIII (mV)
0.000	0.455	3.755
0.004	0.460	3.780
0.008	0.450	3.765
0.012	0.425	3.760
0.016	0.435	3.760
0.020	0.455	3.740
0.024	0.490	3.780
0.028	0.500	3.790
0.032	0.485	3.790
0.036	0.500	3.810
0.040	0.495	3.830
0.044	0.500	3.800
0.048	0.500	3.810
0.052	0.515	3.820
0.056	0.530	3.815
0.060	0.560	3.820
0.064	0.570	3.820
0.068	0.560	3.810
0.072	0.535	3.780
0.076	0.535	3.780
0.080	0.535	3.780
0.084	0.525	3.790
0.088	0.510	3.790
0.092	0.500	3.795
0.096	0.500	3.780

2.10.2 ฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของฟิสิโอเน็ต (ECG Database in Physionet)

ฐานข้อมูลแบบเปิดสำหรับการศึกษาสัญญาณทางชีวภาพมีอยู่หลายแห่งแต่ที่นิยมนำมาใช้ในงานวิจัยกัน คือที่ฟิสิโอเน็ต (<http://www.physionet.org>) ซึ่งจัดทำโดยสถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตส์ เนื่องจากฐานข้อมูลดังกล่าวเป็นแหล่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าทางชีวภาพที่เปิดให้ใช้โดยไม่คิดมูลค่าฐานข้อมูลดังกล่าวได้เพิ่มข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากร่างกายจากแหล่งข้อมูลเพื่อใช้ในการวิจัยที่สำคัญไม่ต่ำกว่า 30 แห่ง ซึ่งในที่นี้จะกล่าวเฉพาะชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพียงรายการเดียวที่อยู่ใน Class 1 ซึ่งผ่านการตรวจสอบและบันทึกผล อย่างละเอียดถี่ถ้วนแล้ว ซึ่งมีรายการดังนี้

2.10.2.1 ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นผิดปกติของ MIT-BIH (MIT-BIH Arrhythmia Database) เกิดจากการร่วมมือกันระหว่าง สถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตส์ (<http://ecg.mit.edu/>) กับโรงพยาบาลเบธอิสราเอล ซึ่งปัจจุบันคือศูนย์การแพทย์เบธอิสราเอลดีคอนเนส (Beth Israel Deaconess Medical Center) ฐานข้อมูลนี้จะมีข้อมูลจำนวน 48 ชุด (มีซ้ำจากคนไข้รายเดียวกันแต่วัดต่างเวลา 1 ชุด) ความยาวชุดละ 650,000 ตัวอย่าง ซึ่งเท่ากับ 30 นาที 5.56 วินาที ที่อัตราการซีกสัญญาณ 360 Hz ความคมชัดสัญญาณเชิงเลขจะอยู่ที่ 11 บิต โดยที่สัญญาณขนาด 1 บิต จะมีค่าเท่ากับ 10 mV และมีกำลังขยาย 200 เท่า อย่างไรก็ตาม ในฐานข้อมูล Physionet จะมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก MIT-BIH อยู่เต็มจำนวน 650,000 ตัวอย่างเพียง 25 ชุด เต็ม 65 ที่เหลือจะเป็นสัญญาณในช่วง 10 นาทีแรกเท่านั้น แม้จะส่งข้อมูลส่วน header และ annotation ครบ 48 ชุดแล้วก็ตาม

2.10.2.2 ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนขณะทำ Stress Test จากการทำ Stress Test ของ MIT-BIH (MIT-BIH Noise Stress Test Database) ซึ่งมีข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีสัญญาณรบกวนความยาวชุดละ 650,000 ตัวอย่าง ซึ่งเท่ากับ 30 นาที 5.56 วินาที ที่อัตราการซีกสัญญาณ 360 Hz ความคมชัดสัญญาณเชิงเลขจะอยู่ที่ 11 บิต โดยที่สัญญาณขนาด 1 บิต จะมีค่าเท่ากับ 10 mV และมีกำลังขยาย 200 เท่า เช่นเดียวกับฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นผิดปกติของ MIT-BIH

2.10.2.3 ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป (European ST-T Database) ซึ่งเป็นฐานข้อมูลเพื่อการศึกษาระยะ ST-T และคลื่น T ในระยะยาว ซึ่งได้รับการพัฒนาโดยสถาบันสรีรวิทยาการแพทย์ - สภาวิจัยแห่งชาติอิตาลี (CNR Institute for Clinical Physiology - <http://www.ifc.cnr.it/internet-eng/>) สมาคมหทัยศาสตร์แห่งภาคพื้นยุโรป (European Society of Cardiology - <http://www.escardio.org/>) และสถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตส์ ผู้จัดทำฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นผิดปกติของ MIT-BIH (<http://ecg.mit.edu/>) ฐานข้อมูลนี้จะเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 90 ชุด ความยาว ชุดละ 2 ชั่วโมงที่อัตราการซีกสัญญาณ 250 Hz ความคมชัด 12 บิต

โดยแต่ละบิตจะอยู่ในช่วง 10 mV CNR ได้ส่งมอบข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ทางฟิสิกส์เพียง 48 ชุด ข้อมูลส่วน Header และ Annotation ครบ 90 ชุดแล้วก็ตาม

2.10.2.4 ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการทดสอบเครื่องวัดและเฟ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานสถาบันมาตรฐานแห่งชาติสหรัฐอเมริกา – สมาคมเพื่อความก้าวหน้าทางอุปกรณ์การแพทย์แบบ EC13 (ANSI/AAMI EC13 Test Waveforms) ซึ่งใช้ทดสอบเครื่องวัดและเฟ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตั้งแต่ปี 1992 ซึ่งเป็นสัญญาฉบับเลขที่มีอัตราการซีกสัญญาณที่ 720 Hz และความคมชัด 12 บิต จำนวน 10 ชุด

2.10.2.5 ฐานข้อมูลระยะ ST ที่เก็บในระยะยาว ST (Long Term ST Database) ซึ่งเป็นฐานข้อมูลเพื่อการศึกษาระยะ ST-T และคลื่น T ในระยะยาว ซึ่งพัฒนาต่อเนื่องจากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป (European ST-T Database) โดยภาควิชาวิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์และสารสนเทศ มหาวิทยาลัยลูบจานา กรุงลูบจานาประเทศสโลเวเนีย (Faculty of Computer and Information Science, University of Ljubljana, Slovenia - http://www.fri.uni-lj.si/index_e.html) สถาบันสรีรวิทยาการแพทย์-สภาวะวิจัยแห่งชาติอิตาลี (CNR Institute for Clinical Physiology - <http://www.ifc.cnr.it/internet-eng/>) ผู้จัดทำฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรปและสถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตส์ ผู้จัดทำฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นผิดปกติของ MIT-BIH (<http://ecg.mit.edu>) ฐานข้อมูลนี้มีส่วนที่เพิ่มเติมจากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป คือ จะมีการบันทึกข้อมูลแนวโน้มของระยะ ST (ST Trend) และบันทึกทางการแพทย์ (Clinical Note) ด้วยนอกจากนั้นเพิ่ม Annotation สำหรับข้อมูลชุดนี้จะอยู่ในเพิ่มข้อมูล Annotation 12 ชิ้นแทนที่จะเป็นเพิ่ม Annotation เดียวแบบกรณีฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นผิดปกติของ MIT-BIH (MIT-BIH Arrhythmia Database) ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป (European ST-T Database) และฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการทดสอบเครื่องวัดและเฟ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามมาตรฐานสถาบันมาตรฐานแห่งชาติสหรัฐอเมริกา – สมาคมเพื่อความก้าวหน้าทางอุปกรณ์การแพทย์แบบ EC13 (ANSI/AAMI EC13 Test Waveforms) ฐานข้อมูลนี้มีข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 บิต ที่ความคมชัด ± 10 mV/bit และมีอัตราการซีกสัญญาณ 250 Hz จำนวนทั้งหมด 86 ชุด จากผู้ป่วย 80 รายความยาวชุดละ 21-24 ชั่วโมง แต่ละชุดจะมีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2-3 เส้น แต่ทางผู้วิจัยได้มอบฐานข้อมูลระยะ ST ที่เก็บในระยะยาว ให้ Physionet เพียง 43 ชุด ซึ่งวัดจากคนไข้ 42 ราย

2.10.3 ฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ST-T ของยุโรป (European ST-T Database)

ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าที่นำมาใช้การทดลองนี้เป็นฐานข้อมูลที่ได้จากสถาบันสรีรวิทยาทางการแพทย์ - สภาวะวิจัยแห่งชาติอิตาลี (CNR Institute for Clinical Physiology - <http://www.ifc.cnr.it/internet-eng/>) ร่วมกับสมาคมทฤษฎีศาสตร์แห่งภาคพื้นยุโรป (European

Society of Cardiology - <http://www.escardio.org/>) เพื่อใช้ศึกษาและวิเคราะห์สัญญาณ ECG ที่ระยะ ST มีการเลื่อนขึ้นลงเพื่อวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีอาการโรคหัวใจขาดเลือดหรือไม่ โดยปกติจะมีการจัดเก็บข้อมูลในรูปเลขฐานสอง (Binary Number) จำนวน 2 เส้น ที่อัตราการซึกสัญญาณ (Sampling rate : F_s) ที่ความคมชัด 12 บิต โดยแต่ละเส้นมีความยาว 2 ชั่วโมง สัญญาณ 1 ชุด ประกอบด้วย

2.10.3.1 แฟ้มเฮดเดอร์ (Header File) เป็นแฟ้มที่ใช้อธิบายลักษณะของสัญญาณและค่าตัวแปรร่วมที่ใช้กับแฟ้มข้อมูลเพื่อถอดรหัสออกมา ซึ่งอธิบายในตารางที่ 2.5

ตารางที่ 2.5 ข้อมูลในแฟ้มส่วนหัว (Header) สำหรับสัญญาณ E0103.dat และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0103 2 250 1800000	แฟ้ม E0103 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
E0103.dat 212 200 12 0 91 56457 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu V$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 91/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 56457
E0103.dat 212 200 12 0 751 48959 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu V$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 751/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 48959
#Age: 62 Sex:M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 62 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-Vessel disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับโรค 1-Vessel disease at Right Coronary Artery และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent ที่อาศัยการ Block Calcium Transportation สำหรับรักษาอาการ Mixed Angina และลดความดันโลหิต
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

2.10.3.2 แอททริบิว/แอนโนเตชัน (Attribute/Annotation File) เป็นแฟ้มคำอธิบายว่าคลื่นแต่ละลูกนั้นมีลักษณะปกติหรือไม่อย่างไรและข้อมูลเวลาที่ตรงกับคลื่น QRS สำหรับกรณีปกติและเวลาที่เกิดสิ่งผิดปกติ โดยทั่วไปแล้วแฟ้มนี้จะอยู่ในรูปแฟ้มไบนารีซึ่งต้องใช้คำสั่ง rdann ในไลบรารีของชุดซอฟต์แวร์ WFDB (Waveform Database) ที่พัฒนาในระบบปฏิบัติการ UNIX ทำให้ต้องใช้ซอฟต์แวร์ Cygwin เพื่อช่วยให้โปรแกรมชุดซอฟต์แวร์ WFDB ทำงานบนคอมพิวเตอร์บุคคลได้ แต่ถ้าไม่ต้องการความยุ่งยาก ผู้ใช้อาจเลือกแปลงข้อมูลในแฟ้มแอนโนเตชันให้อยู่ในรูปแบบที่อ่านได้ โดยเลือกโปรแกรมแปลงข้อมูลด้วยคำสั่ง rdann ที่เว็บไซต์ <http://www.physionet.org/cgi-bin/rdann> ซึ่งตัวอย่างผลการแปลงข้อมูลแอนโนเตชันที่แสดงสัญลักษณ์ช่วยจำพิเศษ (Mnemonic signs) จะแสดงให้เห็นเมื่อใช้โปรแกรม Chart-O-Matic แสดงสัญญาณที่ต้องการออกมาดังตัวอย่างในตารางที่ 2.6

ตารางที่ 2.6 ผลที่ได้จากการใช้คำสั่ง rdann แปลงข้อมูลแอนโนเตชันจากไบนารีให้อยู่ในรูปแบบที่อ่านได้

เวลา	Impulse	สัญลักษณ์ในแฟ้ม แอนโนเตชัน	สัญลักษณ์ช่วยจำพิเศษ
0:00.060	15	~	N [จุดเริ่มต้นคลื่นปกติ]
0:00.172	43	N (ปกติ)	จุด QRS คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มที่เวลานี้
14:18.876	214719	S 0 0 0 (ระยะ ST เลื่อนจากระดับปกติเมื่อเทียบกับระดับอ้างอิง)	ST1+ [จุดที่ ระยะ ST เริ่มเลื่อนขึ้นเกินระดับ 0.05 mV]
16:19.504	244876	S 0 0 0 (ระยะ ST เลื่อนจากระดับปกติเมื่อเทียบกับระดับอ้างอิง)	AST1+200 [จุดที่ระยะ ST ของคลื่น ECG1 ขึ้นสูงสุด ถึง 200 μ V]
17:00.236	255059	S 0 0 0 (ระยะ ST เลื่อนจากระดับปกติเมื่อเทียบกับระดับอ้างอิง)	ST1+ [จุดที่ ระยะ ST ลดระดับถึงระดับระดับ 0.05 mV]
31:31.732	472933	+	VT [จุดเริ่มต้น Ventricular Tachycardia เพราะ PVC เกิน 3 ลูก]
31:31.782	472968	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อนเวลา) Premature Ventricular Contraction	

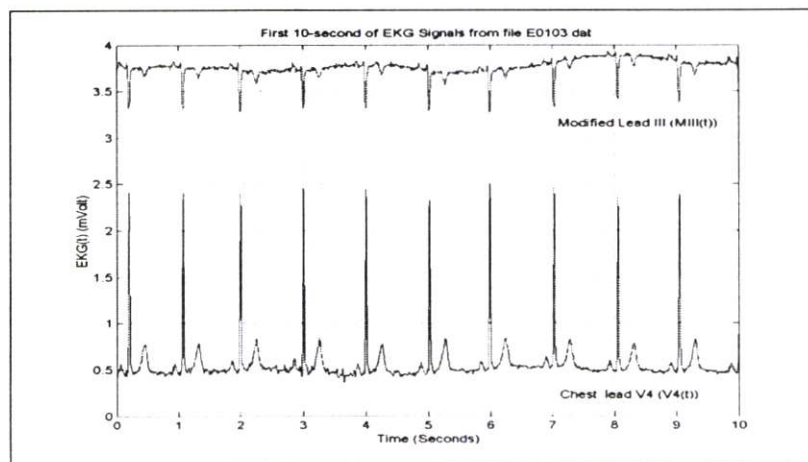
ตารางที่ 2.6 (ต่อ)

เวลา	Impulse	สัญลักษณ์ในแฟ้ม แอนโนเทชัน	สัญลักษณ์ช่วยจำพิเศษ
31:32.280	473070	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อน เวลา) Premature Ventricular Contraction	
31:32.960	473240	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อน เวลา) Premature Ventricular Contraction	
31:33.324	473331	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อน เวลา) Premature Ventricular Contraction	
31:33.756	473439	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อน เวลา) Premature Ventricular Contraction	
31:34.128	473532	V (หัวใจห้องล่างหดตัวก่อน เวลา) Premature Ventricular Contraction	
31:34.968	473742	+	N [จุดเริ่มต้นคลื่นปกติ]
31:35:632	473908	N (ปกติ)	
50:37.860	759465	~ 200	ไม่มีสัญญาณรบกวนคลื่น ECG1 แต่คลื่น ECG2 มีสัญญาณรบกวน (แสดงในรูป cn เมื่อใช้โปรแกรม Chart-O-Matic)

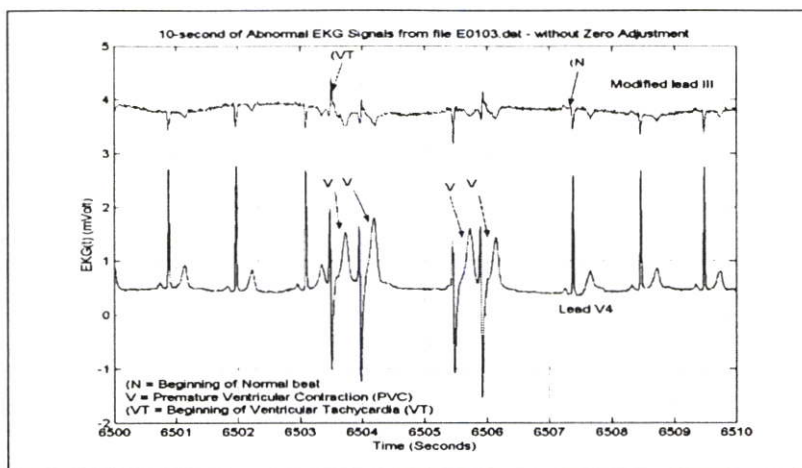
2.10.3.3 แฟ้มข้อมูล (Data File) ปกติแล้วจะเป็นแฟ้มไบนารีเช่นเดียวกับแฟ้มแอนโนเตชัน แต่จะแสดงข้อมูลเวลาและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 (ECG1) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 (ECG2) ซึ่งมีความคมชัดที่ระดับ 20 mV หลังจากที่ได้ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 200 เท่าแล้ว แฟ้มข้อมูลไบนารีจำเป็นต้องใช้คำสั่งซึ่งอยู่ในไลบรารีของชุดซอฟต์แวร์ WFDB (Waveform Database) ที่พัฒนาในระบบปฏิบัติการ UNIX ทำให้ต้องใช้ซอฟต์แวร์ Cygwin เพื่อช่วยแปลสภาพโปรแกรมชุดซอฟต์แวร์ WFDB สามารถทำงานบนคอมพิวเตอร์บุคคลได้ แต่ถ้าไม่ต้องการความยุ่งยากผู้ใช้อาจเลือกแปลงข้อมูลในแฟ้มข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบที่อ่านได้โดยการเลือกโปรแกรมแปลงข้อมูลด้วยคำสั่ง rdsamp ที่เว็บไซต์ <http://www.physionet.org/cgi-bin/rdsamp/> ซึ่งตัวอย่างผลการแปลงข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง 0.1 วินาทีแรก จะแสดงให้เห็นในตารางที่ 2.4

อย่างไรก็ตามชุดข้อมูลที่ได้จากฐานข้อมูล European ST-T ส่วนใหญ่มักจะเป็นกรณี ST-T Deviation ซึ่งเกิดจากเส้นเลือดแดงโคโรนารีส่วนปลายสุดไม่สามารถส่งเลือดไปเลี้ยงบริเวณ Subendocardium ได้ไม่พอซึ่งมักปรากฏให้เห็นได้ชัดเจนในกรณีหน้าอกด้านซ้ายเช่น V_4 , V_5 , และ V_6 เป็นต้น

รูปที่ 2.23(ก) คือรูปที่แสดงให้เห็นลักษณะข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุด E0103 จากฐานข้อมูล European ST-T ในช่วง 10 วินาทีแรก ซึ่งยังปกติอยู่ทั้งคลื่น ECG1 (เส้นล่าง) ที่ได้จากการวัด Lead V4 และคลื่น ECG2 (เส้นบน) ที่ได้จากการวัด Modified Lead III ซึ่งก็คือเส้น III ที่ได้รับการดัดแปลงให้ใช้กับคนไข้ที่ต้องนอนพักรักษาตัว ส่วนรูปที่ 2.23 (ข) เป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดเดียวกันกับที่แสดงในรูปที่ 2.23 (ก) แต่แสดงในช่วงวินาทีที่ 6500 ถึง วินาทีที่ 6510 ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิด PVC (Premature Ventricle Contraction) หรือหัวใจห้อง Ventricle เกิดการหดตัวก่อนเวลาอันควร ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้น ECG1 และส่วนหัวใจเส้น ECG2 เกิด VT (Ventricular Tachycardia) โดยที่รูปทั้ง 2 ได้จากการใช้โปรแกรม Matlab แสดงข้อมูลออกมา



(ก)



(จ)

รูปที่ 2.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ E0103 จากฐานข้อมูล European ST-T

(ก) ข้อมูล ในช่วง 10 วินาทีแรก

(ข) ข้อมูลในช่วง 6500 ถึง 6510 วินาที

ในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ข้อมูลจากฐานข้อมูล European ST-T มักนิยมใช้กับโครงข่ายประสาทเทียม ทั้งแบบ Adaptive Back Propagation การวิเคราะห์ห้องค์ประกอบหลักแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear PCA -Principal Component Analysis) และแผนผังเครือข่ายที่จัดตัวเองได้ (NETSOM -Network Self-Organization Map) เป็นต้น

บทที่ 3

ทฤษฎีการประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

3.1 นิยามของการแปลงแซด [18,19,20]

การแปลงแซด (z-Transform) ของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถนิยามอยู่ในรูปของอนุกรมอนันต์ (Power Series) ได้ดังสมการที่ 3.1 เรียกสมการที่ 3.1 นี้ว่าการแปลงแซดแบบตรง (Direct z-Transform)

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (3.1)$$

เมื่อ z เป็นตัวแปรเชิงซ้อน (Complex Variable)

$x(n)$ เป็นลำดับสัญญาณ (Sequence Signal)

แต่สำหรับระบบแบบคอกซอลการแปลงแซดของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3.2 เรียกสมการที่ 3.2 นี้ว่า One-Side z-Transform

$$X(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (3.2)$$

การแปลงแซดของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องสามารถเขียนแทนได้อีกรูปแบบหนึ่งดังสมการที่ 3.3

$$X(z) = Z\{x(n)\} \quad (3.3)$$

และจากสมการที่ 3.1 และ 3.2 จะเห็นได้ว่าผลการแปลงแซด ก็คืออนุกรมอนันต์ ดังนั้นจะมีค่า z ที่ทำให้ $X(z)$ หากคำตอบได้เรียกค่า z นี้ว่า ขอบเขตการลู่เข้า (Region of Convergence) โดยค่า z นี้จะมีค่าเป็นจำนวนเชิงซ้อน

3.1.1 คุณสมบัติของการแปลงแซด

3.1.1.1 คุณสมบัติความเป็นเชิงเส้น (Linearity Property) แสดงได้ดังสมการที่ 3.4

$$Z[ax_1(n) + bx_2(n)] = aX_1(z) + bX_2(z) \quad (3.4)$$

3.1.1.2 คุณสมบัติการเลื่อน (Shift Property)

กำหนดให้ $y(n) = x(n-m)$ $m \geq 0$

การแปลงแซดของ $y(n) = Y(z)$ เขียนแทนได้ดังสมการที่ 3.5 และ 3.6

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n)z^{-n} \quad (3.5)$$

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (3.6)$$

กำหนดให้ระบบที่กำลังพิจารณาเป็นระบบแบบ Causal ดังนั้นสมการที่ 3.6 สามารถเขียนได้ใหม่ดังสมการที่ 3.7 - 3.10

$$Y(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (3.7)$$

$$Y(z) = z^{-m} [x(0) + x(1)z^{-1} + x(2)z^{-2} + \dots + x(n)z^{-n}] \quad (3.8)$$

$$Y(z) = z^{-m} \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (3.9)$$

$$Y(z) = z^{-m} X(z) \quad (3.10)$$

3.1.2 คุณสมบัติการประสาน (Convolution Property)

จากสมการผลการประสาน

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (3.11)$$

$$y(n) = h(n) \otimes x(n) \quad (3.12)$$

ทำการแปลงแซด $x(n), h(n)$ ให้เป็น $X(z), H(z)$ จะได้การ Convolution ดังสมการที่ 3.13

$$Y(z) = H(z)X(z) \quad (3.13)$$

ซึ่งผลการแปลงแซดของฟังก์ชันสัญญาณไม่ต่อเนื่อง ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ผลของการแปลงแซค

Entry number	Discrete-time Sequence	z -transform $X(z)$	Region of convergence of $X(z)$
1	$\delta[n]$	1	All z
2	$u[n]$	$\frac{1}{1-z^{-1}}$	$ z > 1$
3	$-u[-n-1]$	$\frac{1}{1-z^{-1}}$	$ z < 1$
4	$\delta[n-m]$	z^{-m}	All z except 0 (if $m > 0$) or ∞ (if $m < 0$)
5	$a^n u[n]$	$\frac{1}{1-az^{-1}}$	$ z > a $
6	$-a^n u[-n-1]$	$\frac{1}{1-az^{-1}}$	$ z < a $
7	$na^n u[n]$	$\frac{az^{-1}}{(1-az^{-1})^2}$	$ z > a $
8	$-na^n u[-n-1]$	$\frac{az^{-1}}{(1-az^{-1})^2}$	$ z < a $
9	$[\cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [\cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
10	$[\sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[\sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
11	$[r^n \cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [r \cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
12	$[r^n \sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[r \sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
13	$\begin{cases} a^n, & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$	$\frac{1 - a^N z^{-N}}{1 - az^{-1}}$	$ z > 0$

3.1.3 รูปเศษส่วนของการแปลงแซด

สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ หรือระบบแบบไม่ต่อเนื่อง $y(n)$ สามารถเขียนให้อยู่ในรูป $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ได้โดยการแปลงแซด ค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ นี้เมื่อจัดให้อยู่ในรูปเศษส่วนสามารถบอกรายละเอียดคุณลักษณะของสัญญาณและระบบได้ เช่น ทราบถึงตำแหน่งของโพลและซีโรบนวงกลมรัศมีหนึ่งหน่วยในระนาบแซดโดยการนำค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ไปแก้สมการหาค่า z และนำคำตอบของ z ไปเขียนลงในระนาบแซดเชิงซ้อน (Complex z -Plane) ค่า z เป็นคำตอบของเศษเรียกว่า ซีโร แทนด้วยสัญลักษณ์ \circ ค่า z ที่เป็นคำตอบของส่วน เรียกว่า โพล แทนด้วยสัญลักษณ์ \times

เช่นกรณีที่ 3.1 หาค่าตำแหน่งโพลและซีโรของสัญญาณ

$$x(n) = \begin{cases} a^n, & 0 \leq n \leq M-1 \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases}$$

จากที่โจทย์กำหนดพบว่า n เริ่มต้นจาก 0 ถึง $M-1$ จะได้สมการของการแปลงแซด ดังสมการที่ 3.14

$$X(z) = \sum_{n=0}^{M-1} a^n z^{-n} \quad (3.14)$$

$$X(z) = \sum_{n=0}^{M-1} (az^{-1})^n \quad (3.15)$$

$$X(z) = 1 + \frac{a}{z} + \left(\frac{a}{z}\right)^2 + \left(\frac{a}{z}\right)^3 + \dots + \left(\frac{a}{z}\right)^{M-1} \quad (3.16)$$

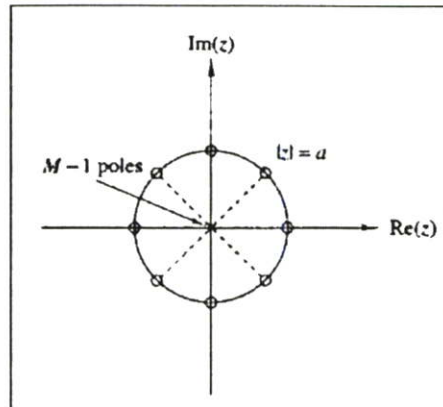
จัดสมการที่ 3.16 ได้ใหม่ดังสมการที่ 3.17

$$X(z) = \frac{1 - (az^{-1})^M}{1 - az^{-1}} \quad (3.17)$$

นำ z^M คูณตลอดทั้งเศษและส่วน

$$X(z) = \frac{z^M - a^M}{z^M - az^{M-1}} = \frac{z^M - a^M}{z^{M-1}(z - a)} \quad (3.18)$$

นำสมการที่ 3.18 เฉพาะเศษมาเขียนเป็นซีโรและเฉพาะส่วนมาเขียนเป็น โพลดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงตำแหน่งการวางโพลและซีโรดังสมการที่ 3.18

3.1.4 การแปลงแซดคคผัน

เป็นการแปลง $X(z)$ กลับเป็น $x(n)$ ทำได้ 3 วิธี สามารถหาศึกษาได้จากในการศึกษาวิจัยด้วยวิธีแยกเศษส่วนย่อย (Partial Fraction Expansion) ซึ่งทำได้โดยจัดสมการ $X(z)$ ให้อยู่ในรูปเศษส่วนย่อย จากนั้นนำสมการที่จัดรูปได้แปลงให้เป็น $x(n)$ โดยใช้ตารางที่ 3.1

$$X(z) = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_N z^{-N}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_M z^{-M}} \quad (3.19)$$

การจัดรูปสมการจะเป็นไปตามตำแหน่งของโพลในระนาบแซดซึ่งแบ่งออกได้ดังต่อไปนี้

1. กรณีโพลมีตำแหน่งไม่ซ้ำกัน สมการที่ 3.19 สามารถจัดรูปได้ดังสมการที่ 3.20

$$X(z) = B_0 + \frac{C_1}{1 - p_1 z^{-1}} + \frac{C_2}{1 - p_2 z^{-1}} + \dots + \frac{C_3}{1 - p_3 z^{-1}} \quad (3.20)$$

$$X(z) = B_0 + \frac{C_1 z}{z - p_1} + \frac{C_2 z}{z - p_2} + \dots + \frac{C_M z}{z - p_M} \quad (3.21)$$

$$X(z) = B_0 + \sum_{k=1}^M \frac{C_k z}{z - p_k} \quad (3.22)$$

2. กรณีมีโพลอยู่มากกว่าหนึ่งตัวอยู่ตำแหน่งซ้ำกัน สมการที่ 3.19 สามารถจัดรูปดังสมการที่ 3.23

$$X(z) = \sum_{i=1}^m \frac{D_i}{(z - p_k)^i} \quad (3.23)$$

และค่า D_i หาได้จากสมการที่ 3.24

$$D_i = \frac{1}{(m-i)!} \frac{d^{m-i}}{dz^{m-i}} [(z - p_k)^m X(z)]_{z=p_k} \quad (3.24)$$

แต่ถ้าระบบหรือลำดับสัญญาณมีโพลมากกว่าหนึ่งตัวและตำแหน่งของโพลอยู่ในตำแหน่งที่ซ้ำกันและไม่ซ้ำกันตัวอย่างเช่นระบบมีโพลทั้งหมด 3 ตัว มีโพล 2 ตัวอยู่ตำแหน่งเดียวกันส่วนอีก 1 ตัวอยู่คนละตำแหน่งการจัดสมการในรูปเศษส่วนย่อยก็จะใช้สมการที่ 3.22 และ 3.23 รวมกัน

เช่นกรณีที่ 3.2 จงแปลงเซตผกผันของสัญญาณดังสมการที่ 3.25

$$X(z) = \frac{z^{-1}}{1 - 0.25z^{-1} - 0.375z^{-2}} \quad (3.25)$$

ทำกำลังของ z ในสมการที่ 3.25 ให้เป็นบวกโดยนำ z^2 คูณตลอด

$$X(z) = \frac{z}{z^2 - 0.25z - 0.375} \quad (3.26)$$

ทำการแยกเศษส่วนย่อยได้ดังสมการที่ 3.27

$$\frac{X(z)}{z} = \frac{1}{(z - 0.75)(z + 0.5)} = \frac{C_1}{z - 0.75} + \frac{C_2}{z + 0.5} \quad (3.27)$$

กำหนดให้สมการที่ 3.27 มีค่าเท่ากับ $F(z)$ ดังสมการที่ 3.28

$$F(z) = \frac{1}{(z - 0.75)(z + 0.5)} = \frac{C_1}{z - 0.75} + \frac{C_2}{z + 0.5} \quad (3.28)$$

หา C_1 นำ $(z - 0.75)$ คูณตลอดในสมการที่ 3.28 จะได้

$$\frac{1}{z+0.5} = C_1 + \frac{C_2(z-0.75)}{(z+0.5)} \quad (3.29)$$

แทนค่า z เท่ากับ 0.75 ลงในสมการที่ 3.29 ได้ค่า C_1 ดังสมการที่ 3.30

$$C_1 = \frac{1}{0.75+0.5} = \frac{4}{5} = 0.8 \quad (3.30)$$

ส่วนค่า C_2 สามารถหาได้ด้วยวิธีเดียวกับการหาค่า C_1 ได้ค่า C_2 ดังสมการที่ 3.31

$$C_2 = \frac{1}{-0.5-0.75} = -\frac{4}{5} = -0.8 \quad (3.31)$$

แทนค่า C_1 และ C_2 ลงในสมการที่ 3.27 จะได้

$$X(z) = \frac{0.8z}{z-0.75} - \frac{0.8z}{z+0.5} \quad (3.32)$$

ใช้ตารางที่ 3.1 แปลง $X(z)$ ในสมการที่ 3.32 กลับเป็น $x(n)$ ได้ดังสมการที่ 3.33 และ 3.34

$$x(n) = Z^{-1} \left[\frac{0.8z}{z-0.75} - \frac{0.8z}{z+0.5} \right] \quad (3.33)$$

$$x(n) = 0.8 \left[(0.75)^n - (-0.5)^n \right] \quad \text{เมื่อ } n > 0 \quad (3.34)$$

3.2 ตัวกรองเชิงเลข [6,21,22,23]

ตัวกรองเชิงเลขแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ

- ตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR (IIR : Infinite Impulse Response Filter)
- ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR (FIR : Finite Impulse Response Filter)

3.2.1 ตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR (IIR : Infinite Impulse Response Filter)

ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer function) ของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังต่อไปนี้

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \tag{3.35}$$

จากสมการที่ 3.35 สามารถนำไปเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ 3.36

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}} \tag{3.36}$$

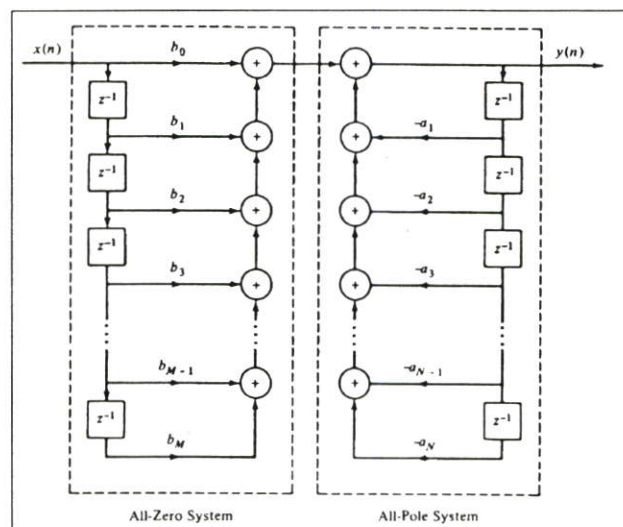
จากสมการที่ 3.36 นำไปจัดเทอมต่างๆ ใหม่และเขียนอยู่ในรูปสมการผลต่าง (Difference Equation) ได้ดังสมการที่ 3.37

$$Y(z) = \sum_{K=0}^N b_K X(z) z^{-K} - \sum_{K=1}^M a_K Y(z) z^{-K}$$

$$Y(z) = b_0 X(z) + b_1 X(z) z^{-1} + \dots + b_K X(z) z^{-k} - a_1 Y(z) z^{-1} - \dots - a_K Y(z) z^{-k}$$

$$Y(n) = \sum_{k=0}^N b_k X(n-k) - \sum_{k=1}^M a_k Y(n-k) \tag{3.37}$$

จากสมการที่ 3.37 สามารถนำมาเขียนเป็น โครงสร้างได้ดังรูปที่ 3.2 เป็น โครงสร้างแบบตรง I (Direct form I)



รูปที่ 3.2 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR แบบตรง I

ถ้านำ $\frac{w(z)}{w(z)}$ คูณตลอดในสมการที่ 3.35 จะได้

$$H(z) = \frac{w(z)}{w(z)} \times \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}}$$

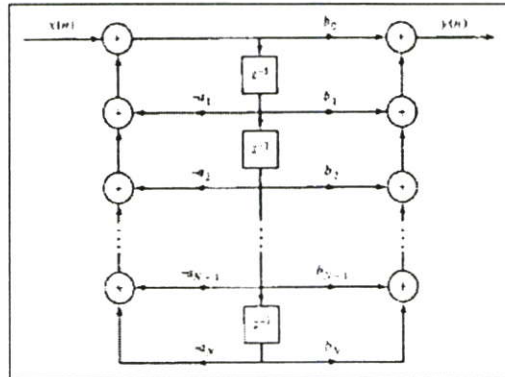
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{w(z)}{w(z)} \times \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}}$$

$$X(z) = w(z) + a_1 w(z) z^{-1} + \dots + a_M w(z) z^{-M}$$

$$w(z) = X(z) - a_1 w(z) z^{-1} - \dots - a_M w(z) z^{-M} \quad (3.38)$$

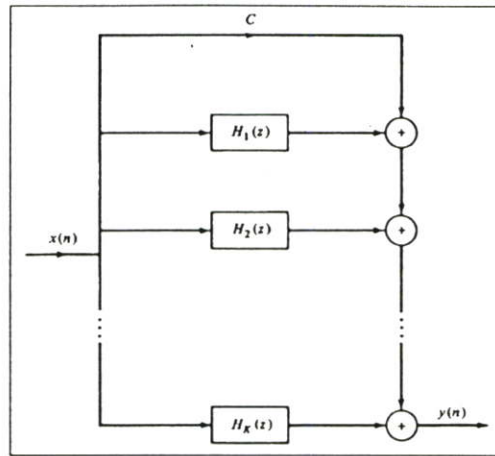
$$Y(z) = b_0 w(z) + b_1 w(z) z^{-1} + \dots + b_N w(z) z^{-N} \quad (3.39)$$

จากสมการที่ 3.38 และสมการที่ 3.39 สามารถนำไปเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังรูปที่ 3.3 โครงสร้างในรูปที่ 3.3 นี้เรียกว่าแบบตรง II (Direct form II)



รูปที่ 3.3 แสดง โครงสร้างตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR แบบตรง II

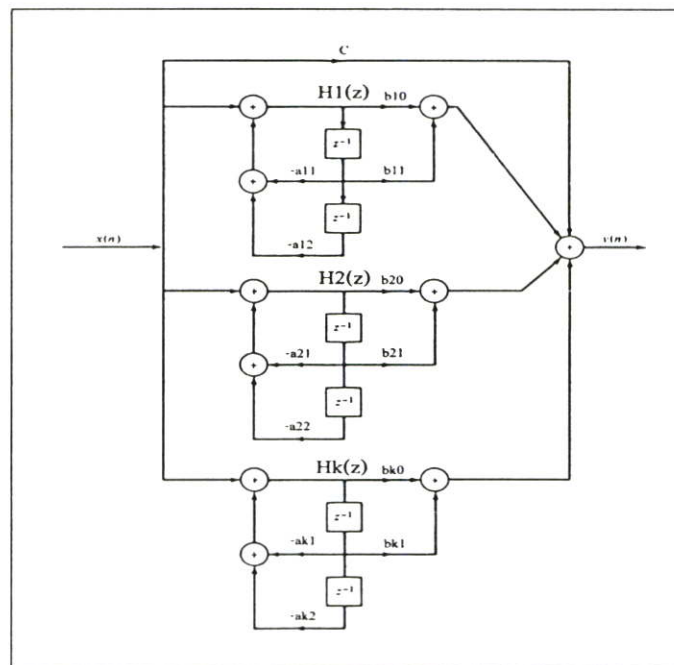
แต่เนื่องจากตัวกรองเชิงเลขที่มีโครงสร้างแบบตรง I เมื่อมีจำนวนลำดับเพิ่มขึ้นจะมีค่าย่านไดนามิก (Dynamic Range) ของสัมประสิทธิ์มากขึ้นกล่าวคือ ค่าสัมประสิทธิ์ในเทอม a จะมีค่ามากและสัมประสิทธิ์ในเทอม b จะมีค่าน้อยทำให้เป็นปัญหาอย่างมากโดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าใช้ตัวประมวลผลแบบจุดทศนิยมคงที่ (Fixed Point) ดังนั้นในการทดลองจึงได้มีการปรับโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลขใหม่โดยจัดให้มีโครงสร้างเป็นแบบขนานดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ที่มีโครงสร้างในแบบขนาน

ในรูปที่ 3.4 จะเห็นได้ว่าตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ที่มีโครงสร้างเป็นแบบขนานนี้จะประกอบด้วย $H_1(z), H_2(z), \dots, H_k(z)$ และภายใน $H(z)$ แต่ละตัวนี้จะมีโครงสร้างดังรูปที่ 3.5 ในการจัดโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ให้มีโครงสร้างเป็นแบบขนานนี้จะให้ผลดีคือ

1. ย่นไดนามิกของสัมประสิทธิ์มีค่าน้อยทำให้ไม่เป็นปัญหาเมื่อใช้กับตัวประมวลผลแบบจุดทศนิยมคงที่
2. เป็นอัลกอริทึมที่เหมาะสมที่จะใช้กับระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลขแบบขนานอีกด้วย



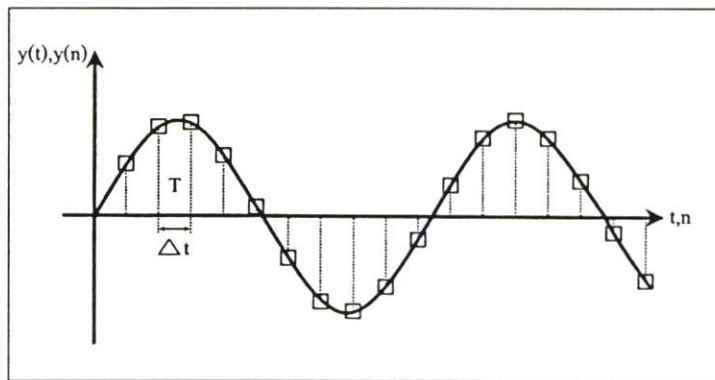
รูปที่ 3.5 โครงสร้างย่อยของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR แบบขนาน

การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR สามารถกระทำได้ 4 วิธี

1. แบบประมาณค่าเบี่ยงเบน (Approximation of Derivatives)
2. แบบการแปลงเชิงเส้นคู่ (Bilinear Transform)
3. แบบอิมพัลส์อินวาเร้นซ์ (Impulse Invariance)
4. แบบวาง โพล-ซีโร (Pole-zero Placement)

สำหรับในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวเพียง 2 วิธี คือวิธีที่ 1 และ 2 ส่วนรายละเอียดของวิธีอื่นๆ สามารถหาได้จาก [6]

3.2.1.1 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ด้วยวิธีประมาณค่าเบี่ยงเบน เป็นวิธีการหนึ่งที่ใช้แปลงเอสโดเมนไปสู่แซคโดเมน พิจารณารูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่เป็นช่วง (Discrete Signal) กับสัญญาณที่ต่อเนื่อง

จากรูปที่ 3.6 จะพบว่า

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{\Delta y(t)}{\Delta t} \quad (3.40)$$

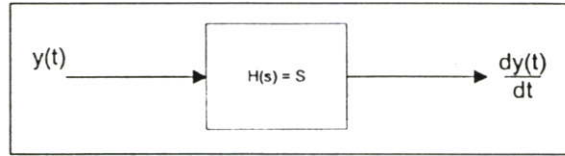
กำหนดให้ระยะห่างระหว่าง n กับ $n+1$ เท่ากับ T และเท่ากับ Δt ดังนั้น ณ เวลา t ใดๆ จะได้ $t = nT$

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(nT) - y(nT - T)}{T} \quad (3.41)$$

เมื่อ t คือ อัตราสุ่ม (Sampling Rate) หรืออาจเขียนให้อยู่ในรูปความถี่สุ่ม $f_s = \frac{1}{T}$ ก็ได้ ซึ่งค่า t นี้ จะมีค่าเท่ากันทุกช่วง

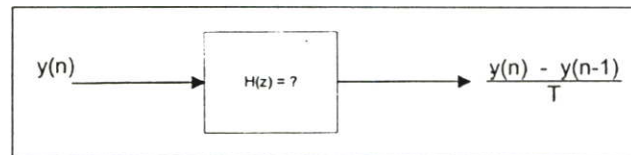
$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(n) - y(n-1)}{T} \quad (3.42)$$

กำหนดให้ $\frac{dy(t)}{dt}$ เป็นเอาต์พุตของระบบอนาลอกที่มีฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s) = S$ โดยมีอินพุตเป็น $y(t)$



รูปที่ 3.7 แสดงระบบอนาลอกที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น $H(s)$

และจากสมการที่ 3.42 กำหนดให้ $\frac{y(n) - y(n-1)}{T}$ เป็นเอาต์พุตของระบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete) โดยมีอินพุตเป็น $y(n)$ และมีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น $H(z)$ จะได้ว่า



รูปที่ 3.8 แสดงระบบไม่ต่อเนื่องที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเท่ากับ $H(z)$

จากรูปที่ 3.8 พบว่าเอาต์พุตของระบบไม่ต่อเนื่อง คือ

$$y(z) \cdot H(z) = \frac{y(z) - y(z)z^{-1}}{T}$$

$$y(z) \cdot H(z) = \frac{(1 - z^{-1})y(z)}{T}$$

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{T} \quad (3.43)$$

และจากรูปที่ 3.7 เอาต์พุตของระบบอนาลอกจะมีค่าเท่ากับ

$$\frac{dy(t)}{dt} = H(s) \cdot y(t) \quad (3.44)$$

ณ จุดใดๆ บนกราฟในรูปที่ 3.6 $y(n)$ จะมีค่าเท่ากับ $y(t)$ จะได้ว่า

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(n) - y(n-1)}{T}$$

$$H(s) \cdot y(t) = H(z) \cdot y(n)$$

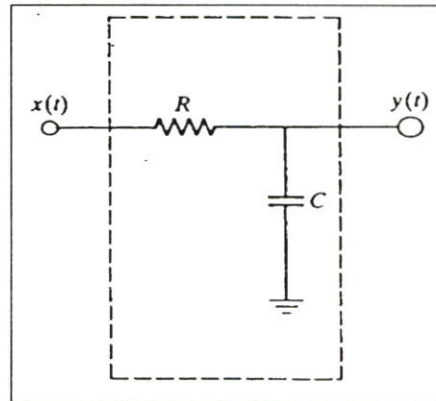
$$H(s) = H(z) \quad (3.45)$$

$$H(s) = S, H(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{T}$$

$$S = \frac{(1 - z^{-1})}{T} \quad (3.46)$$

$$z = \frac{1}{1 - ST} \quad (3.47)$$

พิจารณาวงจรดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (RC Lowpass filter)

จากรูปที่ 3.9 วงจรจะมีฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการ

$$H(s) = \frac{1}{RC} \frac{1}{S + \frac{1}{RC}} \quad (3.48)$$

กำหนดให้ $a = \frac{1}{RC}$ จะได้ว่า

$$H(s) = \frac{a}{S+a} \quad (3.49)$$

จากสมการที่ 3.46 จะได้ $H(z)$ มีค่าดังสมการที่ 3.50

$$H(z) = \frac{aT}{1+at-z^{-1}} \quad (3.50)$$

$$Vo(z) + aTVo(z) - Vo(z)z^{-1} = aTVi(z)$$

$$Vo(z) + aTVo(z) = aTVi(z) + Vo(z)z^{-1}$$

$$Vo(z)(1+aT) = aTVi(z) + Vo(z)z^{-1}$$

$$Vo(z) = \frac{aTVi(z)}{(1+aT)} + \frac{Vo(z)z^{-1}}{(1+aT)} \quad (3.51)$$

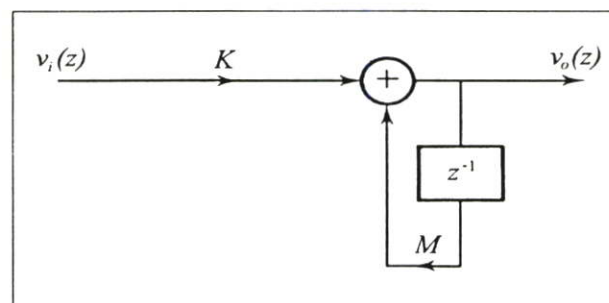
กำหนดให้

$$K = \frac{aT}{(1+aT)}, M = \frac{1}{(1+aT)}$$

$$Vo(n) = KVi(n) + MVo(n-1) \quad (3.52)$$

$$Vo(z) = KVi(z) + MVo(z)z^{-1} \quad (3.53)$$

และจากสมการที่ 3.53 นำไปเขียนเป็น โครงสร้างได้ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน

3.2.1.2 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นคู่

การแปลงฟังก์ชันในเอสโดเมนไปสู่แซคโดเมนด้วยวิธีเชิงเส้นคู่สามารถกระทำได้โดยใช้กฎของแท็บปีชอยด์คอลล (Trapezoidal) พิจารณาตัวกรองแบบอนาลอกที่มีฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s)$ ดังสมการที่ 3.54

$$H(s) = \frac{b}{s+a} \quad (3.54)$$

จากฟังก์ชันถ่ายโอนตามสมการที่ 3.54 นี้สามารถจัดให้อยู่ในรูปสมการเชิงอนุพันธ์ได้ดังสมการที่ 3.55

$$\frac{dy(t)}{dt} + ay(t) = bx(t) \quad (3.55)$$

แทนอนุพันธ์ในสมการที่ 3.55 และประมาณค่าด้วยแท็บปีชอยด์คอลลได้ดังสมการที่ 3.56

$$y(t) = \int_{t_0}^t y'(\tau) d\tau + y(t_0) \quad (3.56)$$

เมื่อ $y(t)$ แทนอนุพันธ์ของ $y(t)$ การประมาณค่าของการอินทิกรัลในสมการที่ 3.55 ด้วยกฎของแท็บปีชอยด์คอลลที่ $t = nT$ และ $t_0 = nT - T$ จะได้

$$y(nT) = \frac{T}{2} \times [y'(nT) + y'(nT - T)] + y(nT - T) \quad (3.57)$$

ดังนั้นถ้าแทน $t = nT$ ในสมการเชิงอนุพันธ์ที่ 3.55 จะได้

$$y'(nT) = -ay(nT) + bx(nT) \quad (3.58)$$

นำสมการที่ 3.58 แทนลงในสมการที่ 3.57 และแทน $y(n) = y(nT)$, $x(n) = x(nT)$ จะได้

$$\left(1 + \frac{aT}{2}\right)y(n) - \left(1 - \frac{aT}{2}\right)y(n-1) = \frac{bT}{2} [x(n) + x(n-1)] \quad (3.59)$$

ใช้การแปลงแซด (z-Transform) เปลี่ยนสมการผลต่าง (Difference equation) ในสมการที่ 3.59 จะได้

$$\left(1 + \frac{aT}{2}\right)Y(z) - \left(1 - \frac{aT}{2}\right)z^{-1}Y(z) = \frac{bT}{2}(1 + z^{-1})X(z)$$

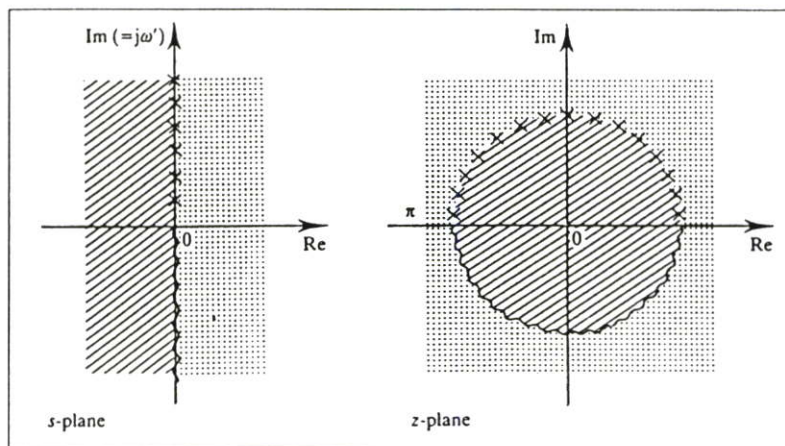
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{(bT/2)(1 + z^{-1})}{1 + (aT/2) - (1 - aT/2)z^{-1}}$$

$$H(z) = \frac{b}{\frac{2}{T} \times \frac{(1 - z^{-1})}{(1 + z^{-1})} + a} \quad (3.60)$$

เทียบสัมประสิทธิ์สมการที่ 3.54 กับสมการที่ 3.60 จะได้

$$S = \frac{2(1 - z^{-1})}{T(1 + z^{-1})} \quad (3.61)$$

ในการเม็พจากระนาบเอสไปสู่ระนาบแซดด้วยวิธีแปลงเชิงเส้นคู่ จะพบว่าค่าที่อยู่ทางขวาของระนาบเอสจะไปอยู่นอกวงกลมหนึ่งหน่วยบนระนาบแซด ค่าที่อยู่ทางซ้ายของระนาบเอสจะไปอยู่ภายในวงกลมหนึ่งหน่วยและค่าที่อยู่บนแกนจินตภาพ จะไปอยู่บนเส้นรอบวงของวงกลมหนึ่งหน่วยบนระนาบแซด ดังแสดงดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อยู่บนระนาบเอสกับค่าที่อยู่บนระนาบแซด และจากสมการ

$$z = re^{j\omega T} \quad (3.62)$$

$$S = \sigma + j\Omega \quad (3.63)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(1 - z^{-1})}{(1 + z^{-1})}$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(z - 1)}{(z + 1)} \quad (3.64)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(re^{j\omega T} - 1)}{(re^{j\omega T} + 1)} \quad (3.65)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \left(\frac{r^2 - 1}{1 + r^2 + 2r \cos \omega T} + j \frac{2r \sin \omega T}{1 + r^2 + 2r \cos \omega T} \right) \quad (3.66)$$

เมื่อเทียบสัมประสิทธิ์สมการที่ 3.63 กับสมการที่ 3.66 จะได้

$$\sigma = \frac{2}{T} \times \frac{r^2 - 1}{1 + r^2 + 2r \cos \omega T} \quad (3.67)$$

$$\Omega = \frac{2}{T} \times \frac{2r \sin \omega T}{1 + r^2 + 2r \cos \omega T} \quad (3.68)$$

จากสมการที่ 3.67 และสมการที่ 3.68 จะพบว่าถ้า $r < 1, \sigma < 0$ และถ้า $r > 1, \sigma > 0$ นั่นก็หมายความว่าค่าที่อยู่ทางซ้ายของระนาบเอสจะไปอยู่ภายในวงกลมหนึ่งหน่วยในระนาบแซดและค่าที่อยู่ทางขวาของระนาบเอสจะอยู่นอกวงกลมหนึ่งหน่วยในระนาบแซดและถ้า $r = 1, \sigma = 0$ ค่าที่อยู่บนแกนจินตภาพบนระนาบเอสจะไปอยู่บนเส้นรอบวงของวงกลมรัศมีหนึ่งหน่วยบนระนาบแซดและเมื่อ $r = 1$ สมการที่ 3.68 จะได้ Ω มีค่าดังสมการที่ 3.69 และ 3.70

$$\Omega = \frac{2}{T} \times \frac{\sin \omega T}{1 + \cos \omega T} \quad (3.69)$$

$$\Omega = \frac{2}{T} \tan \frac{\omega T}{2} \quad (3.70)$$

สรุปขั้นตอนการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ด้วยวิธีแปลงเชิงเส้นแบบคู่

1. ออกแบบตัวกรองความถี่แบบอนาล็อกโดยการหาฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s)$
2. หาความถี่คัท-ออฟหรือความถี่ขอบแถบผ่านของตัวกรองความถี่แบบดิจิทัล

$$3. \text{หาค่า } \Omega = \frac{2}{T} \times \tan \frac{\omega T}{2}$$

$$4. \text{ทำสเกลความถี่ (Frequency scaling) } H(s) \text{ โดยแทนค่า } S = \frac{S}{\Omega}$$

$$5. \text{หาค่า } H(z) \text{ โดยแทนค่า } S \text{ ตามสมการที่ 3.61}$$

เช่นกรณีที่ 3.3 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 2 แบบบัตเตอร์เวิร์ท กำหนดให้ความถี่คัท-ออฟ (f_c) มีค่า 50 Hz และความถี่ส้อม (f_s) มีค่า 250 Hz โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2 คือ

$$H(s) = \frac{1}{S^2 + \sqrt{2}S + 1} \quad (3.71)$$

$$\Omega = \Omega_c = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_c T}{2}\right)$$

$$\omega_c = 2\pi f_c = 100\pi$$

$$T = \frac{1}{250} = 4ms$$

แทนค่า $S = \frac{S}{\Omega}$ ลงในสมการที่ 3.71 จะได้ $H(s)$ เท่ากับ

$$H(s) = \frac{1}{\frac{S^2}{131965} + \frac{\sqrt{2}S}{363.27} + 1}$$

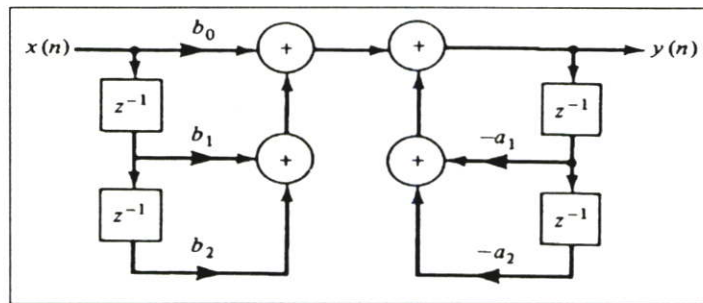
$$\text{แทนค่า } S = \frac{2}{T} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} \text{ หรือ } S = 500 \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}$$

$$H(z) = \frac{0.2066 + 0.4131z^{-1} + 0.2066z^{-2}}{1 - 0.3695z^{-1} + 0.1958z^{-2}} \quad (3.72)$$

ถ้านำสมการที่ 3.72 มาเขียนให้อยู่ในรูปสมการผลต่างจะได้

$$y(n) = 0.2066x(n) + 0.4131x(n-1) + 0.2066x(n-2) + 0.3695y(n-1) - 0.1958y(n-2) \quad (3.73)$$

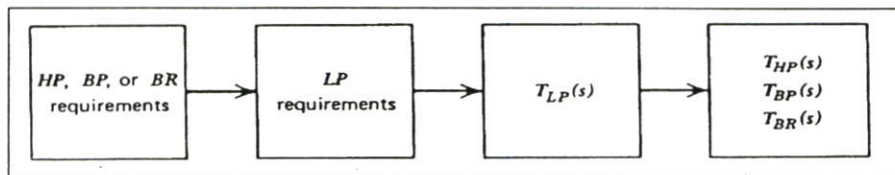
เมื่อ $b_0 = 0.2066, b_1 = 0.4131, b_2 = 0.2066, a_1 = -0.3695, a_2 = 0.1958$ และ จากสมการที่ 3.73 นำมาเขียนให้อยู่ในรูปของแบบตรง I ได้ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลข IIR ลำดับ 2 แบบตรง I

3.2.1.3 การแปลงความถี่ (Frequency Transformations)

ในการสร้างตัวกรองชนิดอื่นๆ เช่น ตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน, ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ไม่ผ่าน สามารถกระทำได้ตามไดอะแกรม ดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 แสดงขั้นตอนการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ไม่ผ่านด้วยการแปลงความถี่

การแปลงความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) จะแทนค่า $S = \frac{\Omega_c}{S}$ ลงใน $H(s)$ ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) การแปลงความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) จะแทนค่า $S = \frac{(S^2 + \Omega_o^2)}{\Omega_B S}$ ลงใน $H(s)$ ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน การแปลงความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุด (Band-stop Filter) จะแทนค่า $S = \frac{\Omega_B S}{S^2 + \Omega_o^2}$ ลงใน $H(s)$ ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน เมื่อ $\Omega_o = \Omega_L \Omega_H$ และ $\Omega_B = \Omega_H - \Omega_L$

เช่นกรณีที่ 3.4 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่านอันดับที่ 1 แบบบัตเตอร์เวิร์ท ความถี่คัท-ออฟ (f_c) มีค่า 30 Hz และความถี่สุ่ม (f_s) มีค่า 150 Hz ด้วยวิธีแปลงเชิงเส้นคู่ สมการฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ท คือ

$$H(s) = \frac{1}{S+1} \quad (3.74)$$

$$\omega_c = 2\pi f_c = 2\pi \times 30 \text{ Hz} = 188.5 \text{ rad/s}$$

$$T = \frac{1}{f_s} = \frac{1}{150} = 6.67 \text{ ms}$$

$$\Omega_c = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_c T}{2}\right) = 217.86 \text{ rad/s}$$

แทนค่า $S = \frac{\Omega_c}{S}$ ลงใน $H(s)$

$$H(s) = \frac{1}{\Omega_c + 1} = \frac{S}{S + \Omega_c}$$

$$H(s) = \frac{S}{S + 217.86}$$

และจากสมการ

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} = \frac{2}{6.67 \text{ ms}} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} = 299.85 \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}$$

แทนค่า $S = 299.85 \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}$ ลงในสมการ $\frac{S}{S + 217.86}$ จะได้ $H(z)$ เท่ากับ

$$H(z) = \frac{299.85 \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}}{299.85 \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} + 217.86}$$

$$H(z) = \frac{\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}}{\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} + \frac{217.86}{299.85}}$$

$$H(z) = \frac{\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}}{\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} + 0.7265}$$

นำ $(1+z^{-1})$ คูณตลอด

$$H(z) = \frac{(1-z^{-1})}{(1-z^{-1}) + 0.7265(1+z^{-1})}$$

$$H(z) = \frac{1-z^{-1}}{1.7265 - 0.2735z^{-1}}$$

$$H(z) = \frac{0.5792 - 0.5792z^{-1}}{1 - 0.1584z^{-1}}$$

$$H(z) = \frac{0.5792 - 0.5792z^{-1}}{1 - 0.1584z^{-1}}$$

$$y(n) = 0.5792x(n) - 0.5792x(n-1) + 0.1584y(n-1)$$

เช่นกรณีที่ 3.5 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านอันดับที่ 2 แบบบัตเตอร์เวิร์ท ช่วงความถี่ผ่าน 200-300 Hz ความถี่สูง 2000 Hz จากตัวอย่างพบว่าความถี่ต่ำ (f_L) มีค่า 200 Hz ความถี่สูง (f_H) มีค่า 300 Hz

$$\omega_l = 2\pi f_l = 1256.64 \text{ rad/s}$$

$$\omega_h = 2\pi f_h = 1884.96 \text{ rad/s}$$

$$T = \frac{1}{f_s} = \frac{1}{2000} = 0.5 \text{ ms}$$

และกำหนดให้ $x = \frac{2}{T}$

$$\Omega_L = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_l T}{2}\right) = \frac{2}{T} \times 0.3249 = 0.3249x$$

$$\Omega_H = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_h T}{2}\right) = \frac{2}{T} \times 0.5095 = 0.5095x$$

$$\Omega_o^2 = \Omega_L \Omega_H = 0.3249x \times 0.5095x = 0.1655x^2$$

$$\Omega_B = \Omega_H - \Omega_L = 0.1846x$$

จำนวนลำดับของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านหรือตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุด จะมีค่าเป็น 2 เท่าของจำนวนลำดับของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน ดังนั้นถ้าต้องการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านอันดับที่ 2 จะต้องออกแบบด้วยตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 1 โดยนำฟังก์ชันถ่ายโอนมาใช้ดังนั้นในตัวอย่างนี้ จะใช้ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 1 มาออกแบบจะได้

$$H(s) = \frac{1}{S+1}$$

แทนค่า $S = \frac{S^2 + \Omega_o^2}{\Omega_B S}$ ลงใน $H(s)$

$$H(s) = \frac{\Omega_B S}{S^2 + \Omega_B S + \Omega_o^2} = \frac{0.1846S}{S^2 + 0.1846xS + 0.1655x^2} \quad (3.75)$$

แทนค่า $S = \frac{2}{T} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} = x \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}$ ลงในสมการที่ 3.75 จะได้ $H(z)$

$$H(z) = \frac{0.1846x^2 \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}}{x^2 \left(\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}\right)^2 + 0.1846x^2 \left(\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}\right) + 0.1655x^2}$$

$$H(z) = \frac{0.1846 \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}}{\left(\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}\right)^2 + 0.1846 \left(\frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}\right) + 0.1655}$$

นำ $(1+z^{-1})^2$ คูณตลอด

$$H(z) = \frac{0.1846(1-z^{-1})(1+z^{-1})}{(1-z^{-1})^2 + 0.1846(1-z^{-1})(1+z^{-1}) + 0.1655(1+z^{-1})^2}$$

$$H(z) = \frac{0.1846(1-z^{-2})}{1-2z^{-1}+z^{-2}+0.1846-0.1846z^{-2}+0.1655+0.331z^{-1}+0.1655z^{-2}}$$

$$H(z) = \frac{0.1846(1-z^{-2})}{1.3501-1.669z^{-1}+0.9809}$$

$$H(z) = 0.1367 \frac{1-z^{-2}}{1-1.2362z^{-1}+0.7265z^{-2}}$$

3.2.2 ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR [6,21,22,23]

ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR มีฟังก์ชันการถ่ายโอน (Transfer Function) มีสมการคุณสมบัติ ดังสมการที่ 3.76

$$y(n) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(n-k) \quad (3.76)$$

เขียนให้อยู่ในแซดโดเมน (z-domain) ได้ดังสมการที่ 3.77

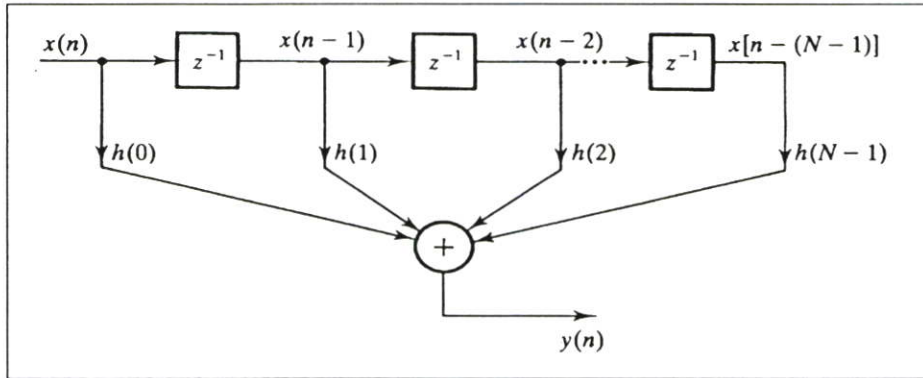
$$y(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(z)z^{-k} \quad (3.77)$$

หรือเขียนให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันถ่ายโอนจะได้

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)z^{-k}$$

$$Y(z) = h(0)x(z) + h(1)x(z)z^{-1} + h(2)x(z)z^{-2} + \dots + h(k)x(z)z^{-k} \quad (3.78)$$

จากสมการที่ 3.78 สามารถนำไปเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แสดงโครงสร้างของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR

ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จัดเป็นตัวกรองนอนรีเคอร์ซีฟ (Non Recursive) เนื่องจากไม่มีการป้อนกลับจากทางด้านเข้าที่พุทและนอกจากนี้ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จะมีคุณสมบัติอื่นอีกคือ

1. สามารถสร้างได้ง่ายเมื่อเทียบกับตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR
2. มีคุณสมบัติการตอบสนองทางเฟสเป็นแบบเชิงเส้น (Linear Phase)
3. สัมประสิทธิ์ที่เกิดจากการคำนวณจะมีค่าไม่เกินหนึ่งทำให้สามารถสร้างและทำงานได้ดีบนตัวประมวลผลแบบจุดทศนิยมคงที่ (Fix-point)
4. ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จะเสถียรภาพ (Stable) แน่นอนเนื่องจากว่ามีโพลอยู่ที่จุดกำเนิด (Origin) บนระนาบแซด

พิจารณาสมการ

$$y(n) = x(n - k) \quad (3.79)$$

เมื่อทำการแปลงฟูเรียร์จะได้

$$Y(j\omega) = e^{-j\omega kT} X(j\omega) \quad (3.80)$$

ย้ายข้างจะได้

$$\frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = H(j\omega) = e^{-j\omega kT} \quad (3.81)$$

จากสมการจะมีค่าขนาด (Magnitude) เท่ากับ 1 และมีเฟสดังสมการที่ 3.82

$$\theta(\omega) = -\omega kT \quad (3.82)$$

และจากสมการที่ 3.82 ซึ่งเป็นสมการของเฟสสามารถนำไปหาค่าหน่วงกลุ่ม (Group Delay) ได้โดยทำการหาอนุพันธ์สมการที่ 3.82 เทียบกับ ω จะได้สมการของค่าหน่วงกลุ่ม ดังสมการที่ 3.83

$$d\theta = \frac{d(-\omega kT)}{d\omega} \quad (3.83)$$

$$\Theta = -kT \quad (3.84)$$

จากสมการที่ 3.84 จะเห็นได้ว่าตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR มีผลตอบสนองทางเฟสเป็นแบบเชิงเส้น ดังนั้นตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จึงถูกนำไปใช้งานอย่างกว้างขวาง ดังตัวอย่างเช่น การประมวลผลสัญญาณเสียง การประมวลผลสัญญาณภาพและการประมวลผลสัญญาณทางการแพทย์ เป็นต้น และถ้ากำหนดสมการผลตอบสนองทางเฟสใหม่โดยกำหนดให้

$$kT = \alpha \quad (3.85)$$

จะได้

$$\theta(\omega) = -\alpha\omega \quad (3.86)$$

หรือถ้าค่าของผลตอบสนองทางเฟสเท่ากับ

$$\theta(\omega) = \beta - \alpha\omega \quad (3.87)$$

เมื่อ β เป็นค่าคงที่

ถ้าตัวกรองมีทั้งผลการตอบสนองทางเฟสและค่าหน่วงกลุ่มเป็นแบบเชิงเส้น ตามสมการที่ 3.86 จะให้ค่าผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองเป็นแบบสมมาตรบวก (Positive Symmetry) ดังสมการที่ 3.88 และ 3.89 ซึ่งผลการตอบสนองทางเฟสจะเป็นฟังก์ชันของความยาวตัวกรอง (Filter Length)

$$h(n) = h(N - n - 1) \quad \text{ที่ } n = 0, 1, \dots, (N - 1)/2 \text{ และ } n \text{ เป็นคี่} \quad (3.88)$$

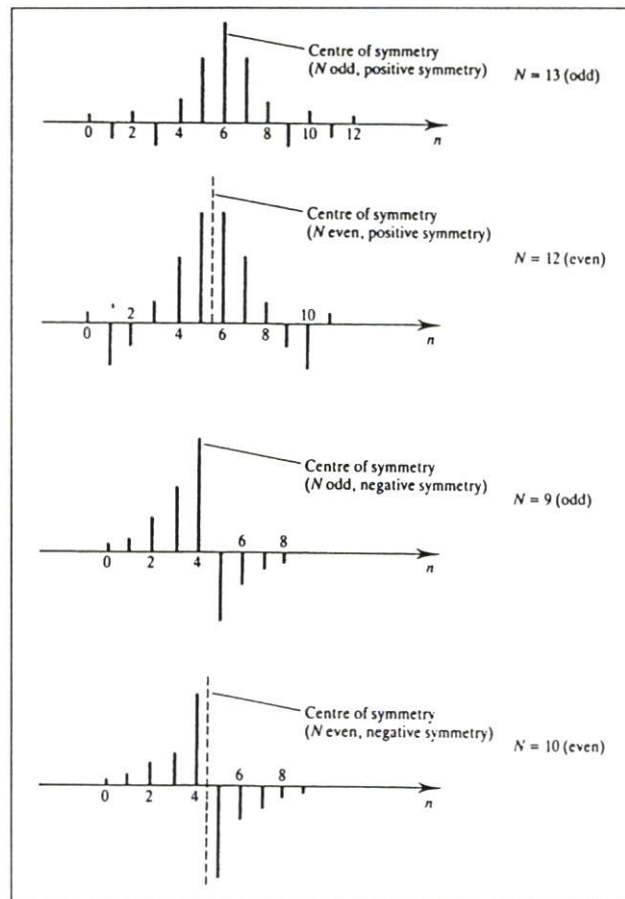
$$\alpha = \frac{(N - 1)}{2} \quad \text{ที่ } n = 0, 1, \dots, (N/2) - 1 \text{ และ } n \text{ เป็นคู่} \quad (3.89)$$

และถ้าฟิลเตอร์มีผลการตอบสนองทางเฟสดังสมการที่ 3.87 จะได้ผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองเป็นแบบสมมาตรลบ (Negative Symmetry) ดังสมการที่ 3.90 และ 3.91

$$h(n) = -h(N - n - 1) \quad (3.90)$$

$$\alpha = \frac{(N - 1)}{2} \quad (3.91)$$

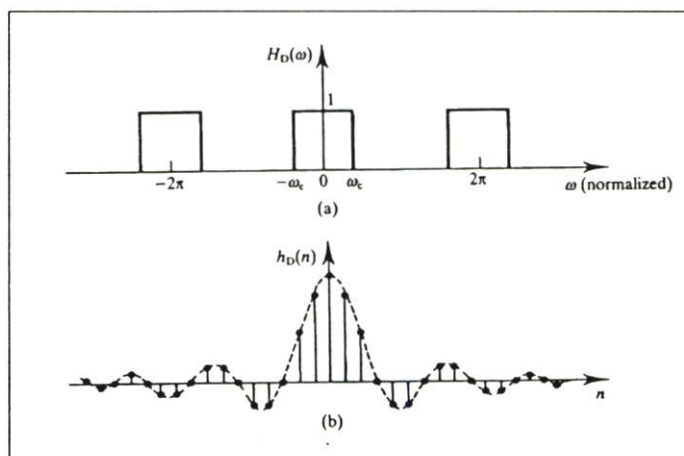
โดย N ในสมการที่ 3.88 ถึงสมการที่ 3.91 เป็นจำนวนลำดับของตัวกรองและ $0 \leq n \leq N - 1$ ดังนั้นถ้า $N = 7$ จะได้ $h(0) = h(6)$, $h(1) = h(5)$, $h(2) = h(4)$ และถ้า $N = 8$ จะได้ $h(0) = h(7)$, $h(1) = h(6)$, $h(3) = h(4)$ สามารถนำมาเขียนเป็นกราฟได้ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.15 แสดงผลตอบสนองอิมพัลส์ของเฟสเชิงเส้นของตัวกรอง 4 ชนิด

3.2.2.1 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR

จะใช้วิธีฟูรีเยร์ซีรีส์ (Fourier Series) มาทำการออกแบบพิจารณารูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 แสดงผลตอบสนองความถี่และผลตอบสนองอิมพัลส์ในทางอุดมคติ

- (ก) a แสดงการตอบสนองความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านในทางอุดมคติ
- (ข) b แสดงผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านในทางอุดมคติ

ตัวกรองที่มีผลตอบสนองทางความถี่ $H_D(\omega)$ สามารถหาค่าผลตอบสนองอิมพัลส์ $h_D(n)$ ได้จากความสัมพันธ์ของการแปลงกลับของฟูรีเยร์ดังสมการที่ 3.92

$$h_D(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_D(\omega) e^{j\omega n} d\omega \quad (3.92)$$

พิจารณาจากรูปที่ 3.16 ซึ่งเป็นกราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีความถี่คัท-ออฟ คือ ω_c โดย ω_c นี้จะเป็นความถี่นอร์มอลไลซ์ (Normalized Frequency) ซึ่งมีค่าดังสมการที่ 3.93

$$f = \frac{f_c}{f_s} \quad (3.93)$$

โดย f คือ ความถี่คัท-ออฟนอร์มอลไลซ์ (Normalized Cutoff Frequency)

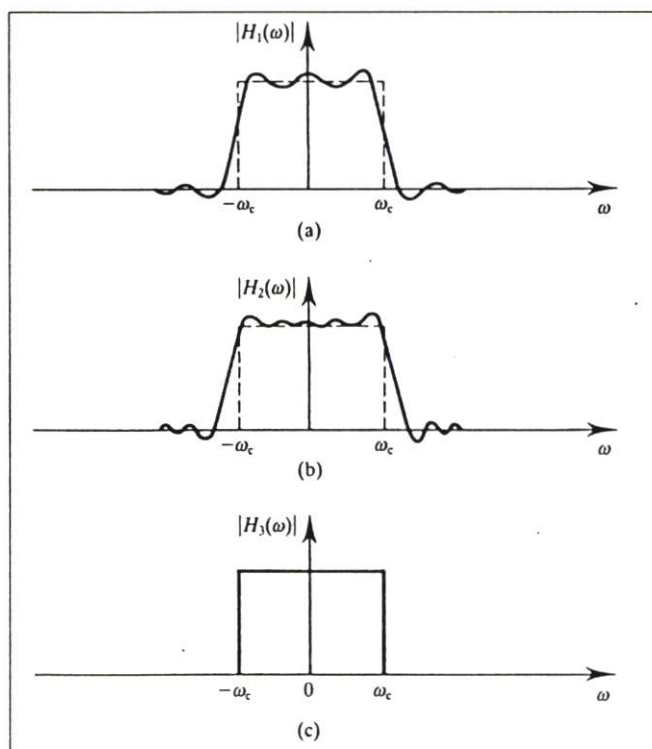
f_c คือ ความถี่คัท-ออฟ (Cutoff Frequency (Hz))

f_s คือ ความถี่สุ่ม (Sampling Frequency (Hz))

จะเห็นว่าขณะนี้ได้สัมประสิทธิ์ของตัวกรองมีค่า n เริ่มจาก -26 จนถึง 26 แต่ในการสร้างจริง (Implementation) ไม่สามารถกระทำได้อำมีค่า n เป็นลบ และจะทำให้สมการของระบบไม่สอดคล้องกับสมการที่ 3.76 และสมการที่ 3.77 ดังนั้นจะต้องทำให้ n เป็นบวกทุกตัว สมมุติว่าตัวกรองมีค่า n อยู่ในช่วง x จนถึง x ทำให้ n เป็นบวกทำโดยแทนค่า $n = x + n$ ดังนั้นจากตัวอย่างจะได้ค่า $n = 26 + n$ ทำให้ค่าของ n จะมีค่าอยู่ในช่วง $0-52$ ดังต่อไปนี้

$$\begin{aligned}
 h(0) &= h(52) = -0.01131 \\
 h(1) &= h(51) = 0.00248 \\
 h(2) &= h(50) = 0.01326 \\
 h(3) &= h(49) = 0.00270 \\
 h(4) &= h(48) = -0.01337 \\
 h(5) &= h(47) = -0.00842 \\
 h(6) &= h(46) = 0.01125 \\
 h(7) &= h(45) = 0.01393 \\
 h(8) &= h(44) = -0.00677 \\
 h(9) &= h(43) = -0.01836 \\
 h(10) &= h(42) = 0.0000 \\
 h(11) &= h(41) = 0.02081 \\
 h(12) &= h(40) = 0.00870 \\
 h(13) &= h(39) = -0.02036 \\
 h(14) &= h(38) = -0.01876 \\
 h(15) &= h(37) = 0.01608 \\
 h(16) &= h(36) = 0.02941 \\
 h(17) &= h(35) = -0.00690 \\
 h(18) &= h(34) = -0.03979 \\
 h(19) &= h(33) = -0.00887 \\
 h(20) &= h(32) = 0.04901 \\
 h(21) &= h(31) = 0.03537 \\
 h(22) &= h(30) = -0.05627 \\
 h(23) &= h(29) = -0.08822 \\
 h(24) &= h(28) = 0.06091 \\
 h(25) &= h(27) = 0.31219 \\
 h(26) &= h(26) = 0.43750
 \end{aligned}$$

ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จะมีผลตอบสนองทางขนาดเป็นแบบอุดมคติก็ต่อเมื่อมีการใช้ตัวสัมประสิทธิ์เป็นอนันต์ แต่ในทางปฏิบัติผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จะมีการกระเพื่อม (Ripple) เกิดขึ้น ถ้าจำนวนสัมประสิทธิ์มีค่าน้อยก็จะทำให้เกิดกระเพื่อมมาก แต่ถ้าสัมประสิทธิ์มีจำนวนมากขึ้นก็จะทำให้ค่าการกระเพื่อมน้อยลง ซึ่งจะมีผลใกล้เคียงกับผลการตอบสนองความถี่ทางอุดมคติมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 แสดงผลการตอบสนองทางขนาด

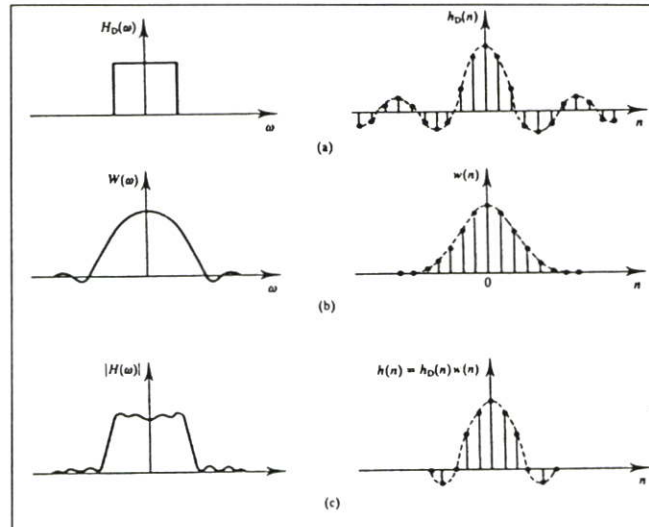
- (ก) a สัมประสิทธิ์ 13 ตัว
- (ข) b สัมประสิทธิ์ 25 ตัว
- (ค) c สัมประสิทธิ์เป็นอนันต์

3.2.2.2 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR ด้วยฟังก์ชันวินโดว์

เพื่อให้ผลตอบสนองทางขนาดมีค่าใกล้เคียงกับผลตอบสนองทางขนาดในทางอุดมคติ จึงได้มีการค้นคว้าวิธีการแก้ปัญหาโดยการนำสัมประสิทธิ์ $h_D(n)$ มาคูณกับสัมประสิทธิ์อีกตัวหนึ่ง สัมประสิทธิ์ตัวนี้ก็คือ $w(n)$ หรือ Window Function ผลที่ได้จากการคูณจะเป็นสัมประสิทธิ์ตัวใหม่หรือ $h(n)$ ซึ่งการหาสัมประสิทธิ์ $h(n)$ นี้เรียกว่า การหาโดยใช้ฟังก์ชันของวินโดว์ (Window) สมการของ $h(n)$ แสดงได้ดังสมการที่ 3.81

$$h(n) = h_D(n) \cdot w(n) \quad (3.97)$$

ค่าของ $w(n)$ สามารถหาได้หลายวิธีขึ้นอยู่กับความต้องการของผู้ออกแบบ ซึ่งแต่ละวิธีจะให้ผลการตอบสนองทางขนาดและผลตอบสนองทางอิมพัลส์ที่แตกต่างกันดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 แสดงผลการตอบสนองความถี่ด้วยฟังก์ชันวินโดว์

นอกจากนี้สมการที่ใช้หาค่า $w(n)$ ของแต่ละวิธียังแตกต่างกันดังต่อไปนี้

- เรคแทนกูลาร์วินโดว์ (Rectangular Window)

$$w(n) = 1 \quad (3.98)$$

- ฮานนิงวินโดว์ (Hanning Window)

$$w(n) = 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (3.99)$$

- แฮมมิงวินโดว์ (Hamming Window)

$$w(n) = 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (3.100)$$

- แบลคแมนวินโดว์ (Blackman Window)

$$w(n) = 0.42 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right) \quad (3.101)$$

เช่นกรณีที่ 3.7 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขความถี่ต่ำผ่านแบบ FIR โดยใช้ฟังก์ชันของวินโดว์แบบแฮมมิง กำหนดให้ความถี่คัท-ออฟ (f_c) มีค่า 1.75 kHz ความถี่สุ่ม (f_s) มีค่า 8 kHz จำนวนลำดับเท่ากับ 53 ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์ $h_D(n)$ อยู่ในช่วง -26 จนถึง 26

$$N = 53 \quad f = \frac{f_c}{f_s} = \frac{1.75 \text{ kHz}}{8 \text{ kHz}} = 0.21875$$

$$h_D(n) = \frac{\sin(2\pi fn)}{n\pi}$$

$$\text{แฮมมิงวินโดว์มีค่า } w(n) = 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right)$$

$$n = 0; \quad h_D(0) = 2 \times f = 2 \times 0.21875 = 0.4375$$

$$\omega(0) = 0.54 + 0.46 \cos(0) = 1$$

$$h(0) = h_D(0)\omega(0)$$

$$h(0) = 0.4375 \times 1$$

$$h(0) = 0.4375 = h(52)$$

$$n = 1; \quad h_D(1) = \frac{\sin(2\pi \times 0.21875)}{\pi} = 0.31219$$

$$\omega(1) = 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi}{53}\right) = 0.98713$$

$$h(1) = h_D(1) \cdot \omega(1) = 0.31219 \times 0.98713 = 0.31119$$

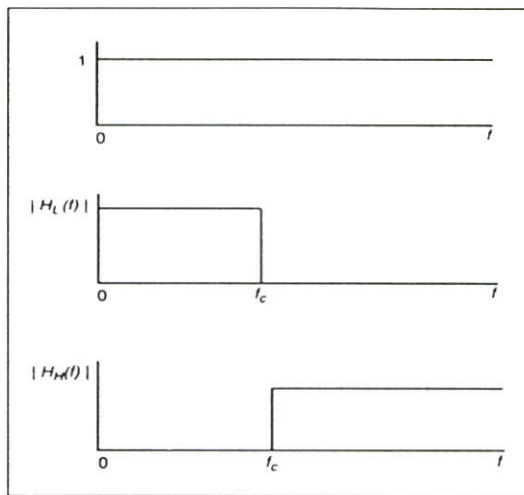
$$h(1) = 0.31119 = h(-1)$$

$$\begin{aligned}
h(8) &= h(44) = -1.9925 \times 10^{-3} \\
h(9) &= h(43) = -6.2837 \times 10^{-3} \\
h(10) &= h(42) = 4.5320 \times 10^{-9} \\
h(11) &= h(41) = 9.2669 \times 10^{-3} \\
h(12) &= h(40) = 4.3430 \times 10^{-3} \\
h(13) &= h(39) = -1.1271 \times 10^{-2} \\
h(14) &= h(38) = -1.1402 \times 10^{-2} \\
h(15) &= h(37) = 1.06307 \times 10^{-2} \\
h(16) &= h(36) = 2.0964 \times 10^{-2} \\
h(17) &= h(35) = -5.2583 \times 10^{-3} \\
h(18) &= h(34) = -3.2156 \times 10^{-2} \\
h(19) &= h(33) = -7.5449 \times 10^{-3} \\
h(20) &= h(32) = 4.3546 \times 10^{-2} \\
h(21) &= h(31) = 3.2593 \times 10^{-2} \\
h(22) &= h(30) = -5.3413 \times 10^{-2} \\
h(23) &= h(29) = -8.5682 \times 10^{-2} \\
h(24) &= h(28) = 6.0122 \times 10^{-2} \\
h(25) &= h(27) = 3.118 \times 10^{-1} \\
h(26) &= h(26) = 4.3750 \times 10^{-1}
\end{aligned}$$

3.2.2.3 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขความถี่สูงผ่าน ตัวกรองเชิงเลขแถบความถี่ผ่าน และตัวกรองเชิงเลขความถี่หยุดแบบ FIR

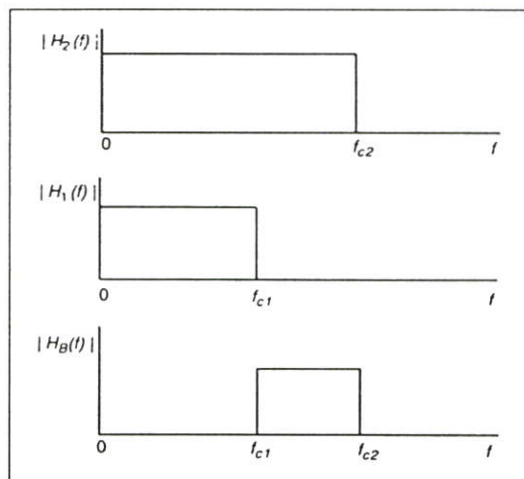
ตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) ในการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่านจะทำโดยการนำผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาส (All-pass Filter) ลบด้วยผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน ดังแสดงในรูปที่ 3.19 และในการหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่านสามารถหาได้จากสมการ

$$h_D(n)_{high} = \delta(n) - h_D(n)_{Low} \quad (3.102)$$



รูปที่ 3.19 แสดงกราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาส ตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่สูงผ่าน

ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) ในการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ผ่านแบบ FIR จะทำโดยนำเอาผลการตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) 2 แถบความถี่มาลบกันดังแสดงในรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 แสดงกราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน 2 แถบความถี่และกราฟผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน

และในการหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านสามารถหาได้จากสมการ

$$h_D(n)_{Band} = h_D(n)_{fc2} - h_D(n)_{fc1} \quad (3.103)$$

$$h_D(n)_{Band} = \frac{\sin(2\pi f_{c2}n)}{n\pi} - \frac{\sin(2\pi f_{c1}n)}{n\pi} \quad (3.104)$$

เช่นกรณีที่ 3.8 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านแบบ FIR โดยใช้ฟังก์ชันวินโดว์แบบเรคแทนกูลาร์ กำหนดให้มีความถี่ผ่านอยู่ในช่วง 1 kHz ถึง 2 kHz ความถี่สุ่ม 10 kHz จำนวนลำดับเท่ากับ 11

$$f_1 = \frac{f_{c1}}{f_s} = \frac{1 \text{ kHz}}{10 \text{ kHz}} = 0.1$$

$$f_2 = \frac{f_{c2}}{f_s} = \frac{2 \text{ kHz}}{10 \text{ kHz}} = 0.2$$

สัมประสิทธิ์มีค่า n อยู่ระหว่าง -5 ถึง 5

$$n = 0; \quad h_D(0) = 2 \times f_2 - 2 \times f_1$$

$$h_D(0) = 0.2$$

$$n = 1; \quad h_D(1) = \frac{\sin(2\pi \times 0.2)}{\pi} - \frac{\sin(2\pi \times 0.1)}{\pi}$$

$$h_D(1) = 0.11563 = h_D(-1)$$

$$n = 2; \quad h_D(2) = \frac{\sin(2 \times 2\pi \times 0.2)}{2\pi} - \frac{\sin(2 \times 2\pi \times 0.1)}{2\pi}$$

$$h_D(2) = -0.05782 = h_D(-2)$$

$$\vdots \quad \quad \quad \vdots \quad \quad \quad \vdots$$

$$n = 5; \quad h_D(5) = \frac{\sin(5 \times 2\pi \times 0.2)}{5\pi} - \frac{\sin(5 \times 2\pi \times 0.1)}{5\pi}$$

$$h_D(5) = 0 = h_D(-5)$$

ทำ $h_D(n)$ ที่ n ตั้งแต่ -5 ถึง 5 ให้เป็นคอลลชอลจะได้อ่า

$$h(0) = h(10) = 0.0000$$

$$h(1) = h(9) = -0.12246$$

$$h(2) = h(8) = -0.16328$$

$$h(3) = h(7) = -0.05782$$

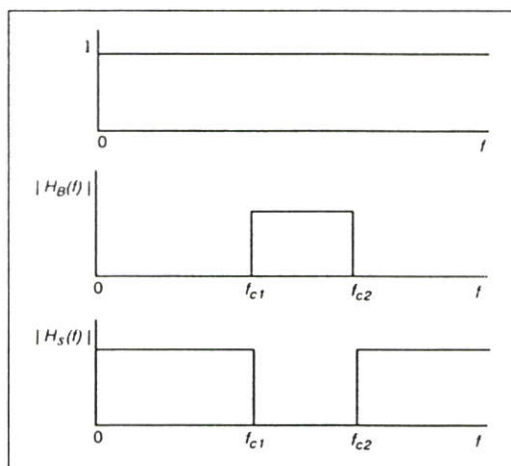
$$h(4) = h(6) = 0.11563$$

$$h(5) = h(5) = 0.2$$

ตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุด (Band-stop Filter) สามารถกระทำได้อ่อนนำผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาสลบด้วยผลตอบสนองความถี่ของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านดังแสดงในรูปที่ 3.21

$$h_D(n) = \delta(n) - [h_D(n)_{fc2} - h_D(n)_{fc1}] \quad (3.105)$$

$$h_D(n) = \delta(n) - \left[\frac{\sin(n \times 2\pi f_2)}{n\pi} - \frac{\sin(n \times 2\pi f_1)}{n\pi} \right] \quad (3.106)$$



รูปที่ 3.21 แสดงผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบออลพาส ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุดในการหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่หยุดสามารถหาได้จากสมการ

3.3 ระบบอนุพันธ์ [6]

กำหนดให้ $x_1(t)$ เป็น Input ที่ต่อเข้ากับระบบอนุพันธ์ และ $x_2(t)$ เป็น Output ความสัมพันธ์ระหว่าง $x_1(t)$, $x_2(t)$ แทนได้ดังสมการที่ 3.107

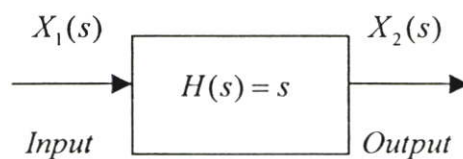
$$X_2(t) = \frac{dX_1(t)}{dt} \quad (3.107)$$

ทำการแปลงลาปลาซสมการที่ 3.108 จะได้

$$X_2(s) = sX_1(s) \quad (3.108)$$

จากสมการที่ 3.108 จะได้ฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการที่ 3.109 และสามารถแสดงบล็อกไดอะแกรม ดังรูปที่ 3.22

$$H(s) = \frac{X_2(s)}{X_1(s)} = S \quad (3.109)$$



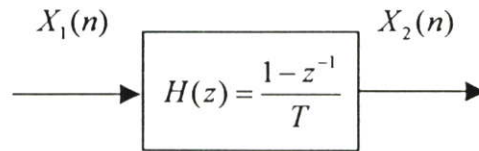
รูปที่ 3.22 แสดงบล็อก ไดอะแกรมฟังก์ชันถ่ายโอน

แต่สำหรับการสร้างระบบอนุพันธ์ในวิชานิพนธ์นี้จำทำในลักษณะดิจิตอลดังนั้นจำเป็นต้องแปลงฟังก์ชันถ่ายโอนตามสมการที่ 3.109 ซึ่งเป็นระบบที่ต่อเนื่องทางเวลาให้เป็นระบบที่ไม่ต่อเนื่องทางเวลาโดยในการแปลงจะใช้วิธีการประมาณค่าเบี่ยงเบน

ดังนั้น ทำให้ได้ระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลาตามสมการที่ 3.110 หรือในบล็อกไดอะแกรม ดังรูปที่ 3.23

$$X_2(z) = \left[\frac{1-z^{-1}}{T} \right] X_1(z)$$

$$H(z) = \frac{X_2(z)}{X_1(z)} = \frac{1-z^{-1}}{T} \quad (3.110)$$



รูปที่ 3.23 แสดงบล็อกไดอะแกรมระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

เมื่อนำไปเขียนสมการผลต่างจะได้ดังสมการที่ 3.111

$$X_2(n) = \frac{X_1(n) - X_1(n-1)}{T} \quad (3.111)$$

3.4 ระบบยกกำลังสอง [1,6]

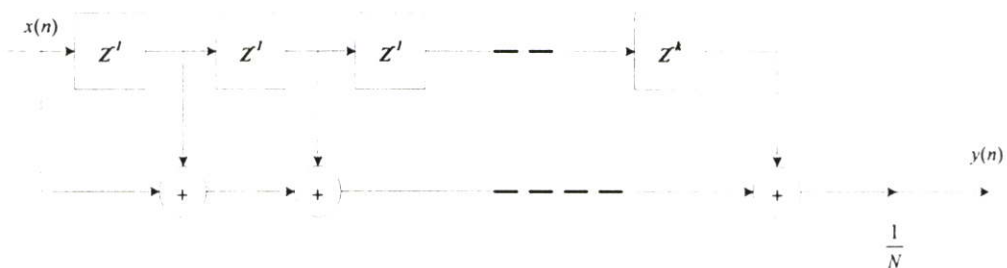
การยกกำลังสองสามารถกระทำได้ดังสมการที่ 3.112

$$y(n] = (y(n))^2 \quad (3.112)$$

3.5 ระบบการหาค่าเฉลี่ย [1,6]

การหาค่าเฉลี่ยสามารถกระทำได้ดังสมการที่ 3.113 และเป็นไปตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.24

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(n-k) \quad (3.113)$$



รูปที่ 3.24 แสดงบล็อกไดอะแกรมของการหาค่าเฉลี่ย

บทที่ 4

การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เทคนิค Hamilton-Tompkins นั้นมีวิธีการออกแบบซึ่งกล่าวเป็นทฤษฎีได้ดังนี้

4.1 การออกแบบระบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)

การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านเพื่อใช้สำหรับการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องออกแบบให้ตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านมีคุณสมบัติสอดคล้องกับช่วงความถี่ของคลื่น QRS ดังภาพที่ 2.21 ในบทที่ 2 ซึ่งจากภาพจะเห็นได้ว่าคลื่น QRS จะมีขนาดสูงอยู่ในช่วงความถี่ 5 Hz จนถึง 15 Hz โดยมีขนาดสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 9 Hz จนถึง 10 Hz ดังนั้นในการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR และตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จะต้องมีส่วนตอบสนองทางขนาดที่สอดคล้องกับช่วงความถี่ของคลื่น QRS ด้วย

4.1.1 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR

การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรองเชิงเลข IIR แบบ บัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4 ที่ช่วงความถี่ผ่าน 5-15 Hz ที่ความถี่สุ่ม 600 Hz f_L มีค่า 5 Hz f_H มีค่า 15 Hz มีฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงได้ดังสมการที่ 4.1

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + b_3z^{-3} + b_4z^{-4}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + a_3z^{-3} + a_4z^{-4}} \quad (4.1)$$

$$\omega_l = 2\pi f_l = 2 \times \pi \times 5 = 31.415 \text{ rad / s}$$

$$\omega_h = 2\pi f_h = 2 \times \pi \times 10 = 62.831 \text{ rad / s}$$

$$T = \frac{1}{f_s} = \frac{1}{600} = 1.666 \text{ ms}$$

และกำหนดให้ $x = \frac{2}{T}$

$$\Omega_L = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_l T}{2}\right) = \frac{2}{T} \times 0.026185 = 0.026185x$$

$$\Omega_H = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_h T}{2}\right) = \frac{2}{T} \times 0.052359 = 0.052359x$$

$$\Omega_o^2 = \Omega_L \Omega_H = 0.026185x \times 0.052359x = 0.000137x^2$$

$$\Omega_B = \Omega_H - \Omega_L = 0.026221x$$

จำนวนลำดับของตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านหรือตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่หยุดจะมีค่าเป็น 2 เท่าของจำนวนลำดับของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่าน ดังนั้นถ้าต้องการออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านอันดับที่ 2 จะต้องออกแบบด้วยตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านอันดับที่ 2 โดยนำฟังก์ชันถ่ายโอนมาใช้ดังนั้นในตัวอย่างนี้ จะใช้ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2 มาออกแบบจะได้

$$H(s) = \frac{1}{S^2 + \sqrt{2}S + 1}$$

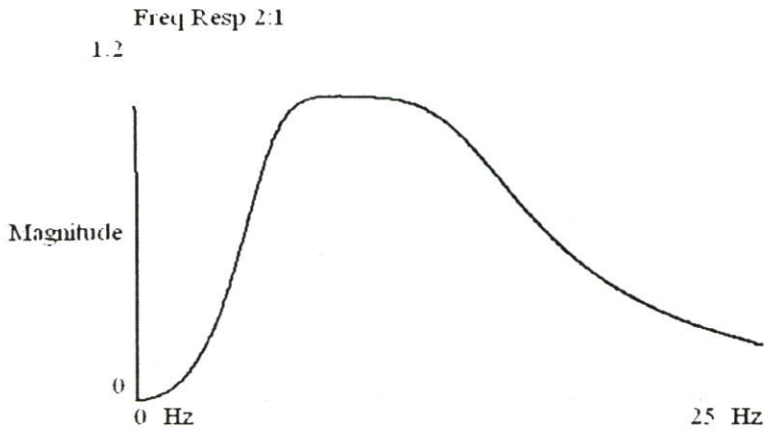
แทนค่า $S = \frac{S^2 + \Omega_o^2}{\Omega_B S}$ ลงใน $H(s)$

$$H(s) = \frac{\Omega_B^2 S^2}{S^4 + 2S^2 \Omega_o^2 + \sqrt{2}(S^2 + \Omega_o^2)\Omega_B S + \Omega_B^2 S^2}$$

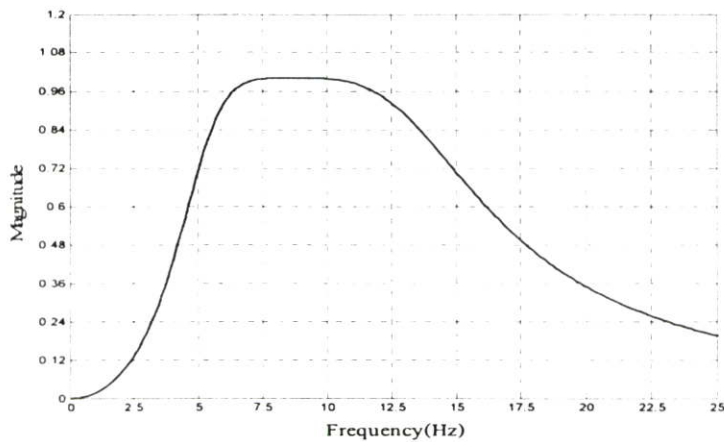
$$H(s) = \frac{3.971 \times 10^3 S^2}{S^4 + 89.120 S^3 + 5.935 \times 10^3 S^2 + 3.971 \times 10^3 S + 353.899 \times 10^3}$$

$$H(z) = \frac{0.00352 - 0.00704z^{-2} + 0.00352z^{-4}}{1 - 3.77510z^{-1} + 5.39438z^{-2} - 3.45797z^{-3} + 0.83932z^{-4}}$$

จากสมการที่ 4.1 ฟังก์ชันถ่ายโอน $H(z)$ เมื่อนำไปสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 ทำการวัดผลตอบสนองทางขนาดด้วยเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer) ได้ดังรูปที่ 4.1 ส่วนผลการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab แสดงได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.1 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR ที่วัดจากเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer)



รูปที่ 4.2 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab

4.1.2 การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR

การออกแบบตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรองเชิงเลข FIR แบบเรคแทนกูลาร์ 101 ลำดับ ที่ช่วงความถี่ผ่าน 5-15 Hz ที่ความถี่สุ่ม 600 Hz มีฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงได้ดังสมการที่ 4.2

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)z^{-k}$$

$$Y(z) = h(0)x(z) + h(1)x(z)z^{-1} + h(2)x(z)z^{-2} + \dots + h(k)x(z)z^{-k} \quad (4.2)$$

$$\begin{aligned}h(6) &= h(94) = 0.02652 \\h(7) &= h(93) = 0.02422 \\h(8) &= h(92) = 0.02165 \\h(9) &= h(91) = 0.01887 \\h(10) &= h(90) = 0.01591 \\h(11) &= h(89) = 0.01282 \\h(12) &= h(88) = 0.00963 \\h(13) &= h(87) = 0.00640 \\h(14) &= h(86) = 0.00318 \\h(15) &= h(85) = 0.00000 \\h(16) &= h(84) = -0.00309 \\h(17) &= h(83) = -0.00605 \\h(18) &= h(82) = -0.00884 \\h(19) &= h(81) = -0.01142 \\h(20) &= h(80) = -0.01378 \\h(21) &= h(79) = -0.01587 \\h(22) &= h(78) = -0.01768 \\h(23) &= h(77) = -0.01920 \\h(24) &= h(76) = -0.02040 \\h(25) &= h(75) = -0.02130 \\h(26) &= h(74) = -0.02187 \\h(27) &= h(73) = -0.02214 \\h(28) &= h(72) = -0.02211 \\h(29) &= h(71) = -0.02180 \\h(30) &= h(70) = 0.02122 \\h(31) &= h(69) = -0.02039 \\h(32) &= h(68) = -0.01935 \\h(33) &= h(67) = -0.01812 \\h(34) &= h(66) = -0.01673 \\h(35) &= h(65) = -0.01521 \\h(36) &= h(64) = -0.01360 \\h(37) &= h(63) = -0.01193\end{aligned}$$

$$h(38) = h(62) = -0.01024$$

$$h(39) = h(61) = -0.00854$$

$$h(40) = h(60) = -0.00689$$

$$h(41) = h(59) = -0.00529$$

$$h(42) = h(58) = -0.00378$$

$$h(43) = h(57) = -0.00239$$

$$h(44) = h(56) = -0.00112$$

$$h(45) = h(55) = -0.00000$$

$$h(46) = h(54) = 0.00096$$

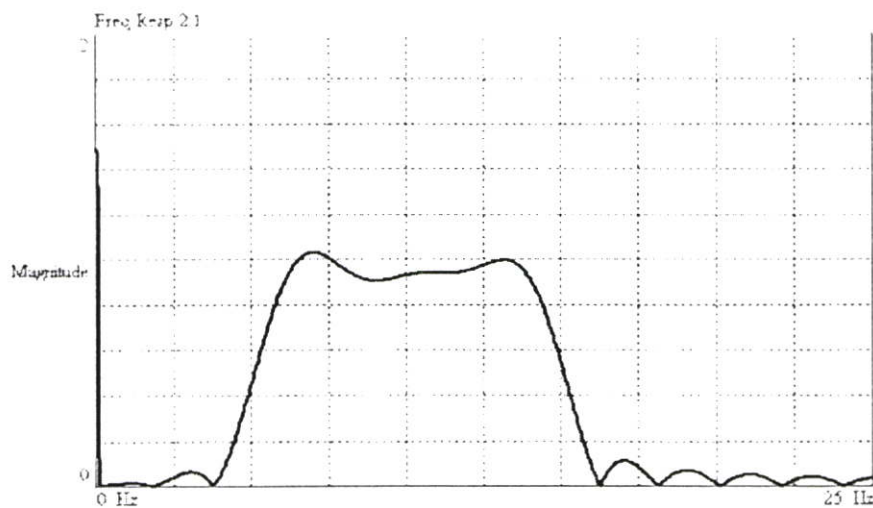
$$h(47) = h(53) = 0.00177$$

$$h(48) = h(52) = 0.00240$$

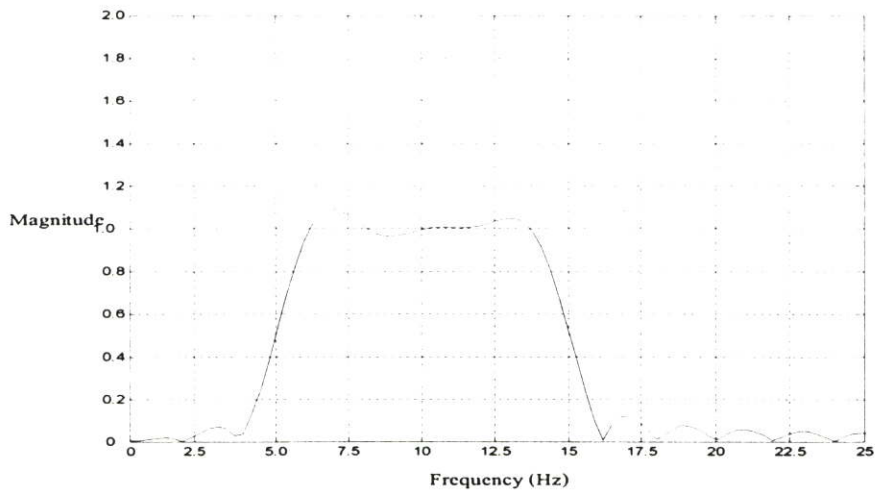
$$h(49) = h(51) = 0.00287$$

$$h(50) = h(50) = 0.00318$$

จากสมการที่ 4.2 ฟังก์ชันถ่ายโอน $H(z)$ เมื่อนำไปสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 ทำการวัดผลตอบสนองทางขนาดด้วยเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer) ได้ดังรูปที่ 4.3 ส่วนผลการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab แสดงได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.3 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR ที่วัดจากเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer)



รูปที่ 4.4 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab

4.2 การออกแบบระบบอนุพันธ์ (Derivative)

การออกแบบวงจรระบบอนุพันธ์อาศัยความสัมพันธ์ระหว่าง s-domain กับ z-domain ซึ่งสมการผลต่าง (Difference Equation) แสดงดังสมการที่ 4.3

$$y_d(n) = \frac{y_f(n) - y_f(n-1)}{T} \quad (4.3)$$

y_f คือสัญญาณที่ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR หรือแบบ FIR แบบแถบความถี่ผ่าน
 y_d คือสัญญาณที่ผ่านวงจรมอนุพันธ์

4.3 การออกแบบระบบยกกำลังสอง (Squaring)

หลังจากทำการผ่านวงจรมยกกำลังสองสัญญาณจะได้สมการ Output ได้ดังสมการที่ 4.4

$$y_s(n) = (y_d(n))^2 \quad (4.4)$$

y_s คือสัญญาณที่ผ่านวงจรมยกกำลังสอง

4.4 การออกแบบระบบการหาค่าเฉลี่ย (Moving Window Integrator)

เป็นการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณที่ผ่านวงจรถ่ายก้ำลั้งสอง ซึ่งสมการ Output ของการหาเฉลี่ยนี้สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 4.5 สำหรับในการทดลองนี้ได้ใช้ความถี่สุ่ม 600 Hz และเลือกใช้ค่า $N = 50$ ถ้าค่า N มีค่ามากเกินไปก็จะทำให้ผลการ Integration ได้คลื่น QRS ผสมกับคลื่น T แต่ถ้าเลือกค่า N น้อยเกินไปก็จะทำให้ผลการ Integration ได้สัญญาณเป็น Peak มากกว่า 1 สัญญาณ

$$y(n) = \frac{1}{N} (y_s(n) + y_s(n-1) + y_s(n-2) + \dots + y_s(n-N)) \quad (4.5)$$

4.5 การออกแบบ Hardware และการออกแบบ Software

4.5.1 กรณีใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบรีเคอร์ซีฟ (Recursive) เป็นส่วนประกอบ

ในการทดลอง ได้ทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีและทำการสร้างด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 โดยโปรแกรมภาษาซีประกอบด้วยระบบต่างๆ คือ ระบบตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive, ระบบอนุพันธ์, ระบบยกกำลังสองและระบบหาค่าเฉลี่ย ซึ่งสามารถแสดงได้ดังโปรแกรมต่อไปนี้

```
#include "d:\dsp\aiccomc.c"
#include "d:\dsp\c3xtools\math.h"
#define sample_freq 10146
int AICSEC[4] = {0x162c,0x01,0x3872,0x67};
void qrs(void)
{
    int result, x0, i, g, y;
    float y4=0.1, y3=0.2, y2=0.3, y1=0.4, yf, yd, ys, yq, y0;
    float x4, x3, x2, x1, xd0, xd1;
    float x[198];
    float b0 = 0.0035224376, b1 = 0.00, b2 = -0.0070448752;
    float b3 = 0.00, b4 = 0.0035224376;
    float a1 = -3.7751098376, a2 = 5.3943851308;
    float a3 = -3.4579712954, a4 = 0.8393252562;
```

```

float fs = 10146/16;

while(1)
{
/*****Input Filter*****/
    x0 = UPDATE_SAMPLE(result);
    yf = x0*b0 + x1*b1 + x2*b2 + x3*b3 + x4*b4;
    yf += -a1*y1 -a2*y2 -a3*y3 -a4*y4;
    y4=y3;
    y3=y2;
    y2=y1;
    y1=yf;
    x4=x3;
    x3=x2;
    x2=x1;
    x1=x0;
/*****Derivative*****/
    xd0 = yf;
    yd = fs*xd0 - fs*xd1;
    xd1 = xd0;
    yd = yd/2000;
/*****Squaring*****/
    ys = pow(yd,2);
/****Moving Window Intega****/
    x[0] = ys;
    g = 197; y = 0;
    for(i=0;i<g;i++)
        { y += x[i];}
    for(i=g;i>0;i--)
        { x[i] = x[i-1];}
    result=(int)(y)/(g);
}

```

```

    }
main()
{
    AICSET();
    qrs();
}

```

4.5.2 กรณีใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบนอนรีเคอร์ซีฟ (Non Recursive) เป็นส่วนประกอบ

ในการทดลอง ได้ทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาซีและทำการสร้างด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 โดยโปรแกรมภาษาซีประกอบด้วยระบบต่างๆ คือ ระบบตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive, ระบบอนุพันธ์, ระบบยกกำลังสองและระบบหาค่าเฉลี่ย ซึ่งสามารถแสดงได้ดังโปรแกรมต่อไปนี้

```

#include "d:\dsp\aiccomc.c"
#include "d:\dsp\c3xtools\math.h"
#include "d:\dsp\fircoeffs1.h"
#define sample_freq 10146
int AICSEC[4] = {0x162c,0x01,0x3872,0x63};
void test3()
{
    int result,input,i,j,n,loop,order,gr,g;
    float y,yf,yd,yd1,x[101],Q[198],xd0,xd1,ys;
    float fs = 10146/16;
    order=101;
    n=1;
    loop=order-1;

    while(1)
    {
        /*****Input Filter*****/
        input=UPDATE_SAMPLE(result);
        x[0]=input;

```

```

    for (i=0;i<loop;i++)
    {
        yf+=x[i]*H[i];
    }
    for (i=loop;i>0;i--)
    {
        x[i]=x[i-1];
    }
/*****Derivative*****/
    xd0 = yf;
    yd = fs*xd0 - fs*xd1;
    xd1 = xd0;
    yd = yd/2000;
/*****Squaring*****/
    ys = pow(yd,2);
/****Moving Window Intega****/
    Q[0] = ys;
    g = 197; y = 0;
    for(j=0;j<g;j++)
    {
        y += Q[j];
    }
    for(j=g;j>0;j--)
    {
        Q[j] = Q[j-1];
    }
    result=(int)(y/g);
}
}
main()
{
    AICSET();
}

```

```

    test3());
}

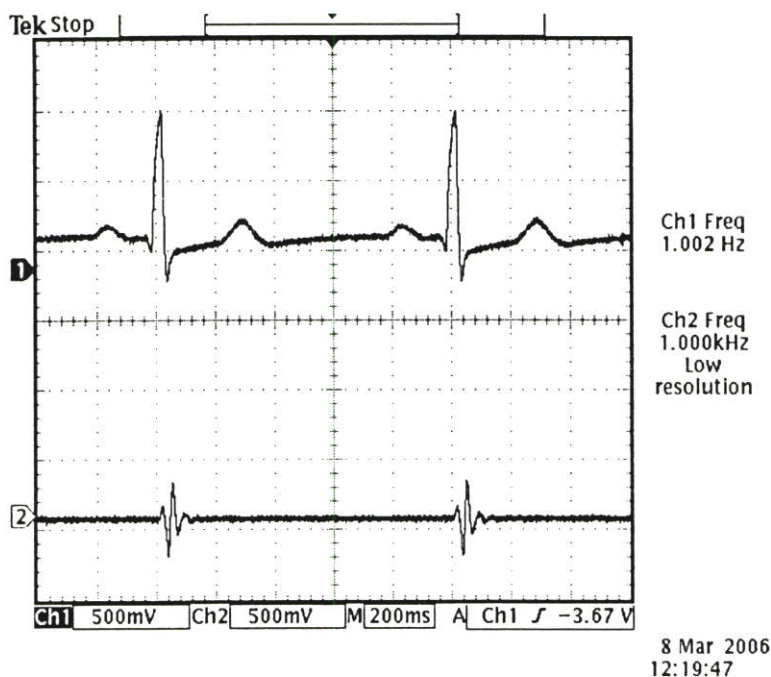
/*fircoeffs1.H-HEADER FILE COEFF FOR BANDPASS FIRTER USED BY FIRTER*/
#define N 101
const float H[N] =
{0.00318309886184,0.00287810151088,0.00240901738955,0.00177228262245,
0.00096798304887, -0.00000000000000, -0.00112392018314, -0.00239217623811,
-0.00378940340695, -0.00529664625040, -0.00689161119277, -0.00854899543758,
-0.01024088723564, -0.01193723090817, -0.01360634856150, -0.01521550911050,
-0.01673153408414, -0.01812142874495, -0.01935302633682, -0.02039563280088,
0.02122065907892, -0.02180222816646, -0.02211774438494, -0.02214841291049,
-0.02187969841772, -0.02130171275469, -0.02040952284225, -0.01920337146097,
-0.01768880522519, -0.01587670581265, -0.01378322238554, -0.01142960506664,
-0.00884194128288, -0.00605079871994, -0.00309078050363, 0.00000000000000,
0.00318051573200, 0.00640748332732, 0.00963606955821, 0.01282063400300,
0.01591549430919, 0.01887569988659, 0.02165779961150, 0.02422058915310,
0.02652582384865, 0.02853888365010, 0.03022937752931, 0.03157167584615,
0.03254536053133, 0.03313558448717, 0.03333333333333, 0.03313558448717,
0.03254536053133, 0.03157167584615, 0.03022937752931, 0.02853888365010,
0.02652582384865, 0.02422058915310, 0.02165779961150, 0.01887569988659,
.01591549430919, 0.01282063400300, 0.00963606955821, 0.00640748332732,
0.00318051573200, 0.00000000000000, -0.00309078050363, -0.00605079871994,
-0.00884194128288, -0.01142960506664, -0.01378322238554, -0.01587670581265,
-0.01768880522519, -0.01920337146097, -0.02040952284225, -0.02130171275469,
-0.02187969841772, -0.02214841291049, -0.02211774438494, -0.02180222816646,
-0.02122065907892, -0.02039563280088, -0.01935302633682, -0.01812142874495,
-0.01673153408414, -0.01521550911050, -0.01360634856150, -0.01193723090817,
-0.01024088723564, -0.00854899543758, -0.00689161119277, -0.00529664625040,
-0.00378940340695, -0.00239217623811, -0.00112392018314, -0.00000000000000,
0.00096798304887, 0.00177228262245, 0.00240901738955, 0.00287810151088,
0.00318309886184};

```

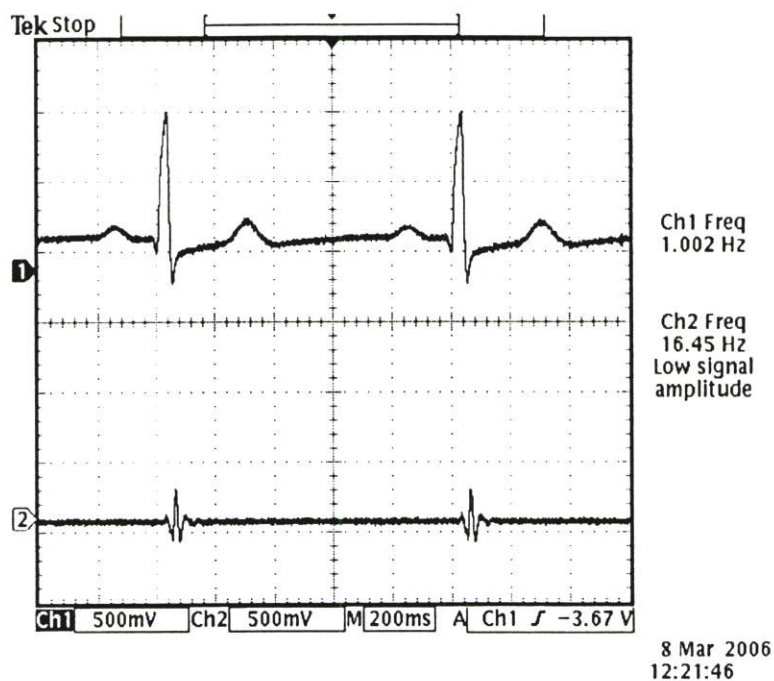
4.6 การทดลองและผลการทดลอง

4.6.1 ผลการทดลองโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive

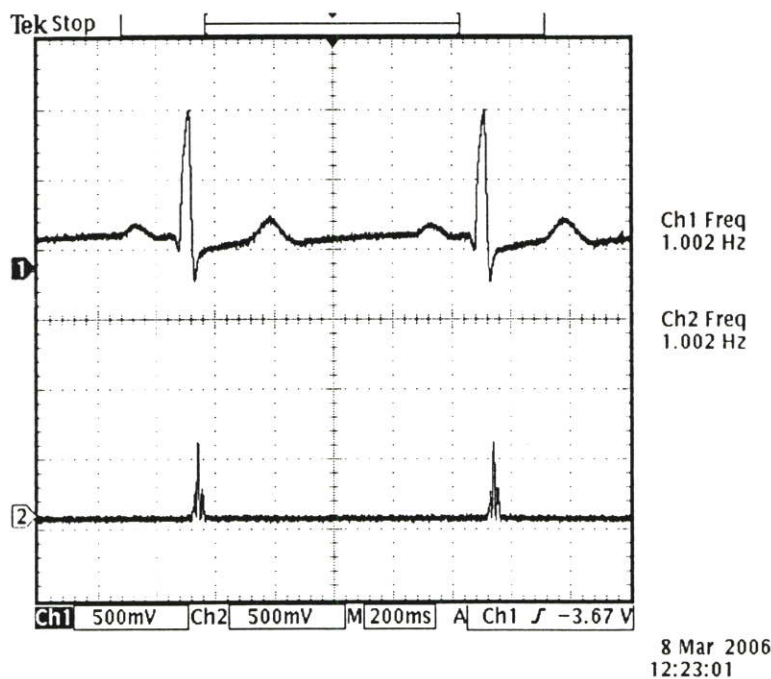
การทดลองได้ใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และใช้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ซึ่งผลการทดลองได้ใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive ได้ดังรูปที่ 4.5-4.12



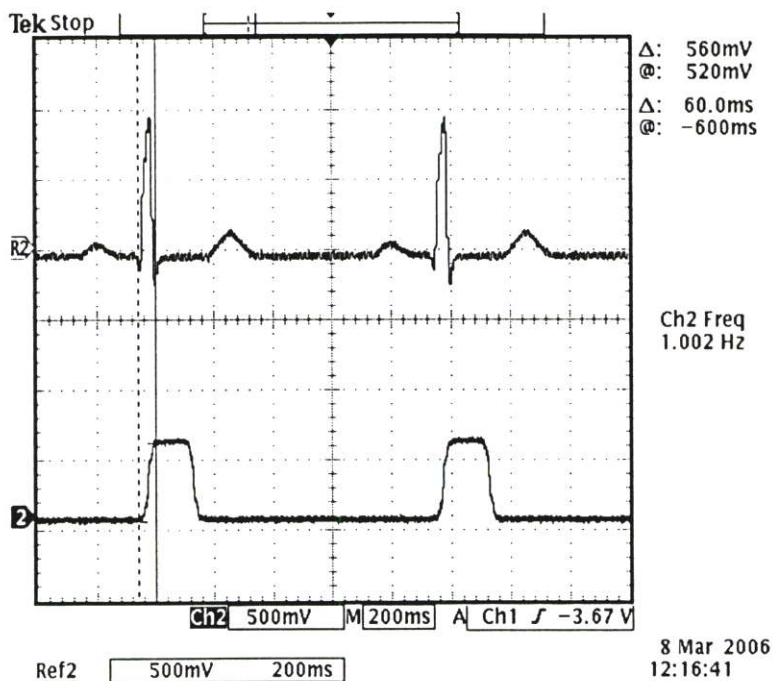
รูปที่ 4.5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน



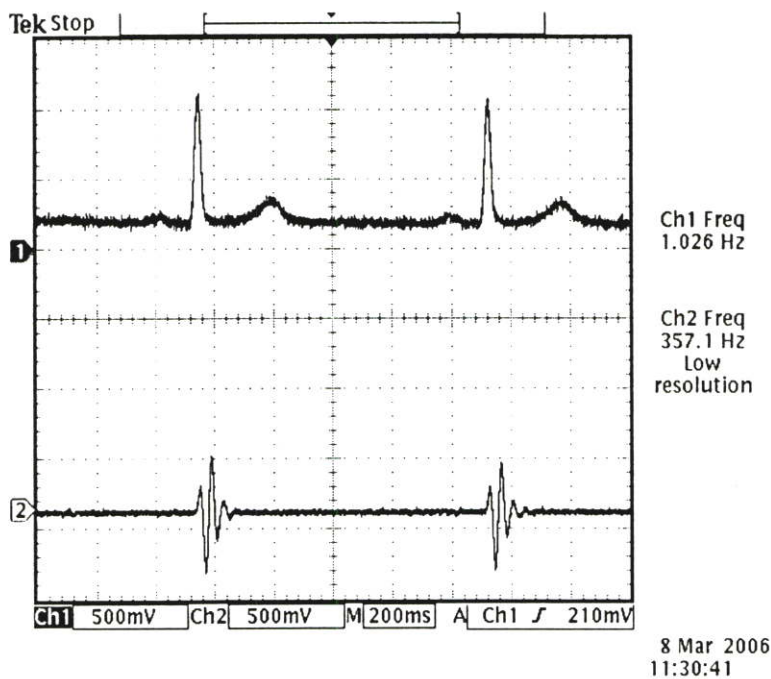
รูปที่ 4.6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน และผ่านวงจรมอดูเลชัน



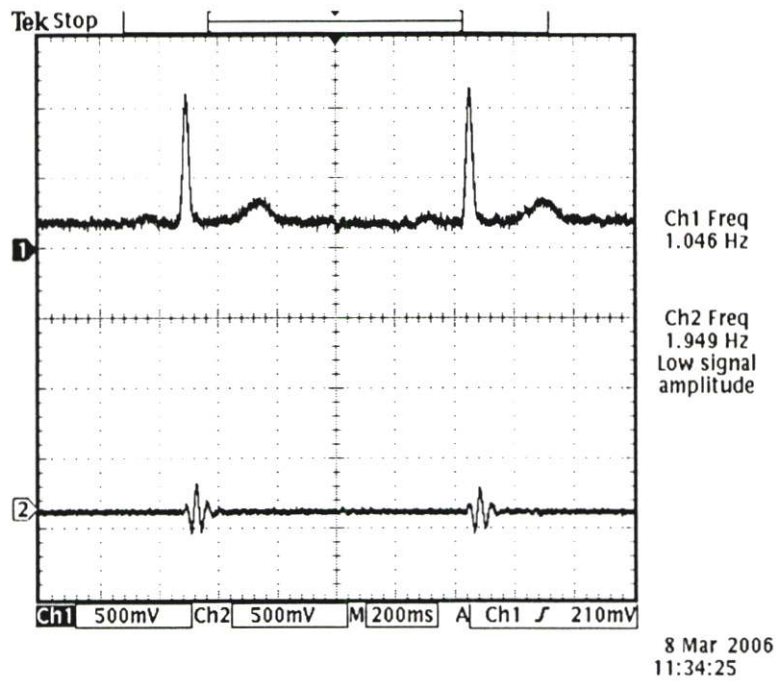
รูปที่ 4.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรมอดูเลชันและผ่านวงจรมอดูเลชันกลับ



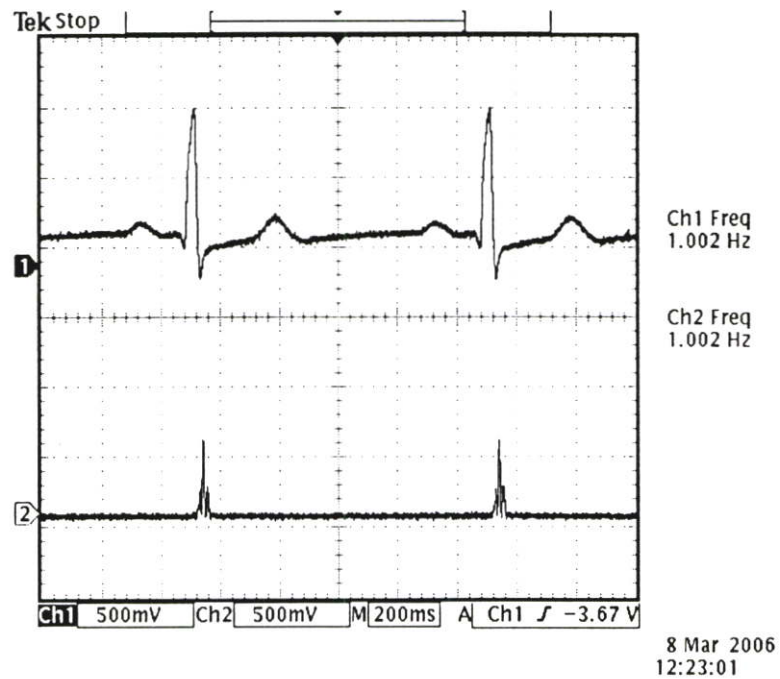
รูปที่ 4.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรถอนพังก์, ผ่านวงจรถยกกำลังสองและผ่านวงจรถาค่าเฉลี่ย



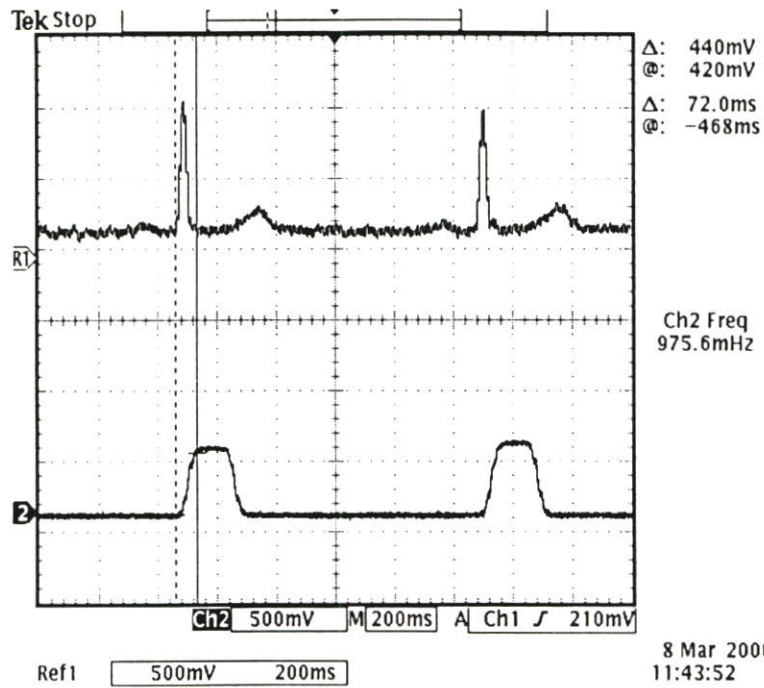
รูปที่ 4.9 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบ แถบความถี่ผ่าน



รูปที่ 4.10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรถอนพังก์ชัน



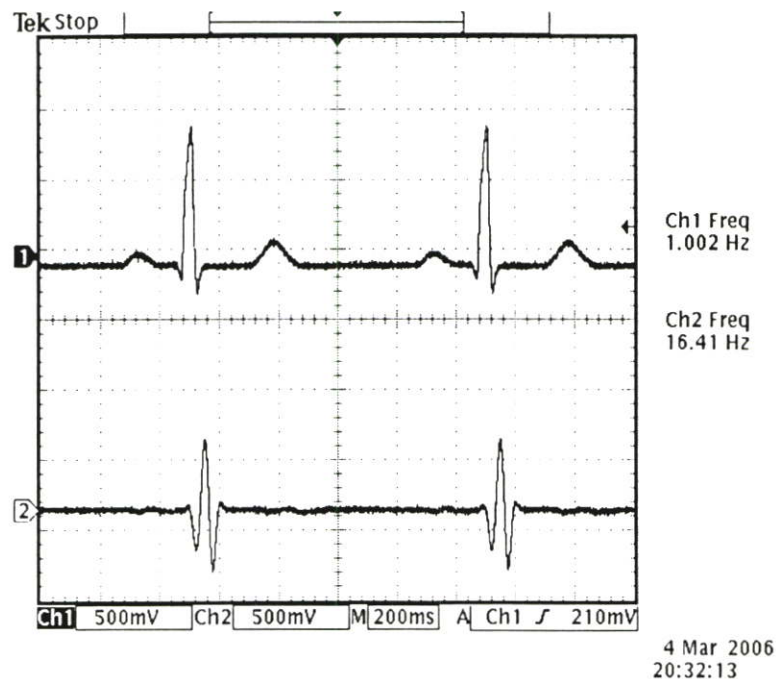
รูปที่ 4.11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรถอนพังก์ชันและผ่านวงจรถกกำลังสอง



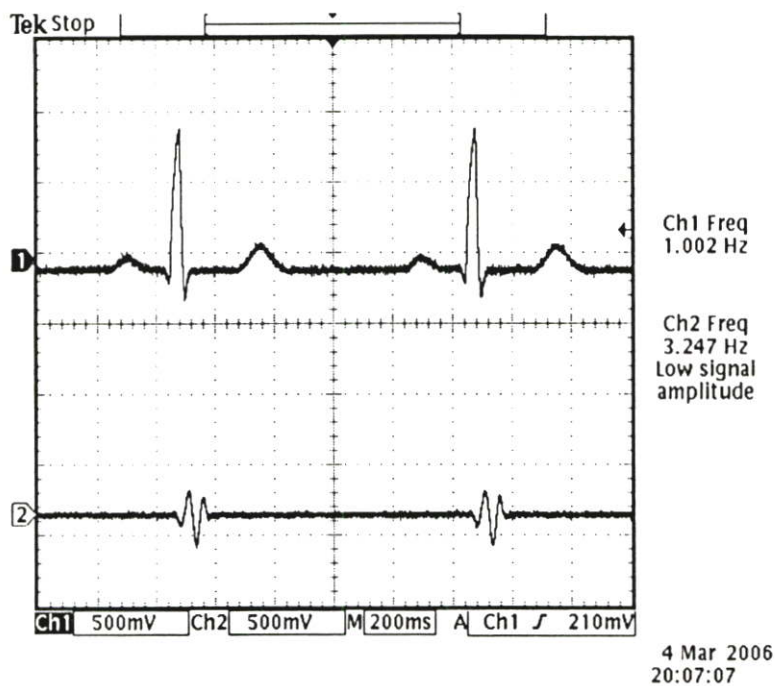
รูปที่ 4.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรถอนพินซ์, ผ่านวงจรถยยกกำลังสองและผ่านวงจรถาค่าเฉลี่ย

4.6.2 ผลการทดลองโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive

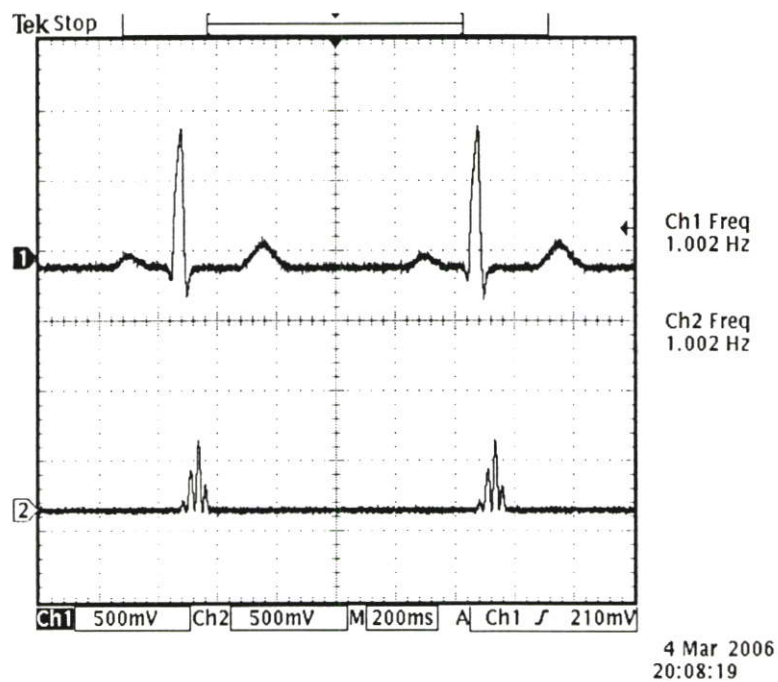
การทดลองได้ใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และใช้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ซึ่งผลการทดลองได้ใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive ได้ดังรูปที่ 4.13-4.20



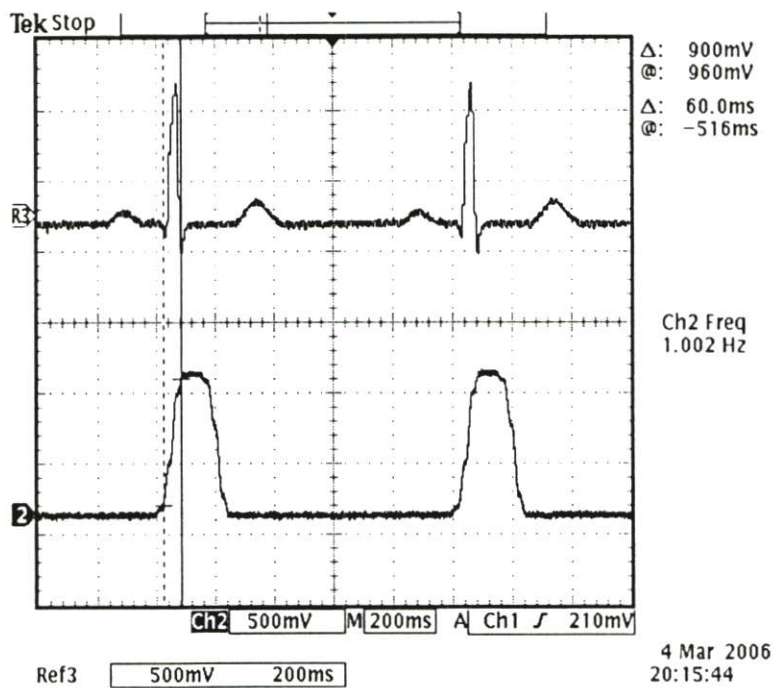
รูปที่ 4.13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน



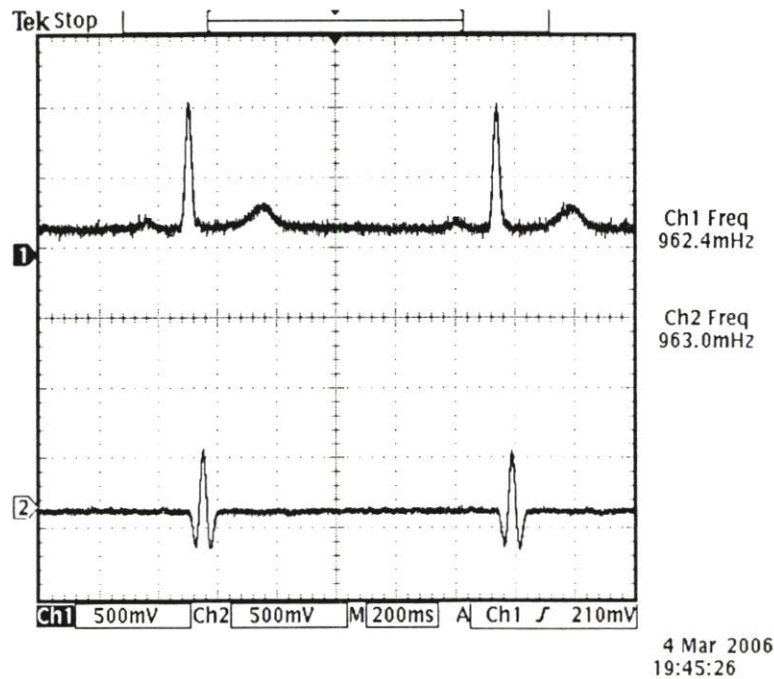
รูปที่ 4.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรรอพันซ์



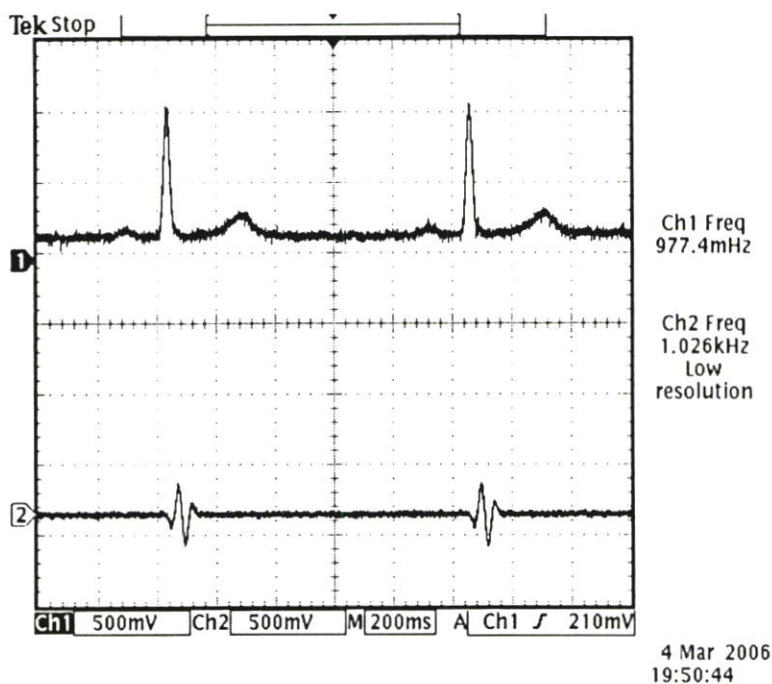
รูปที่ 4.15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรรอพันซ์และผ่านวงจรรยกกำลังสอง



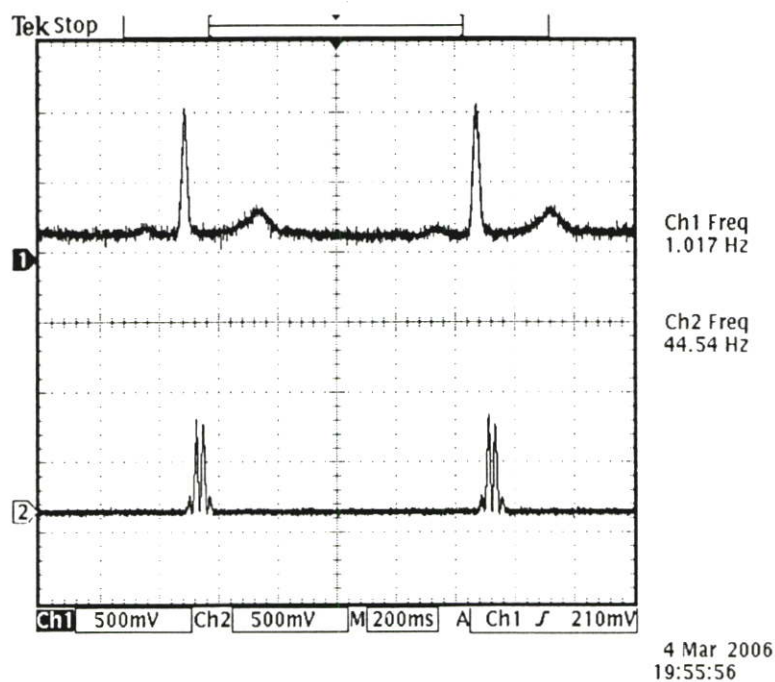
รูปที่ 4.16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรมอนิเตอร์, ผ่านวงจรถักกำลังสองและผ่านวงจรถักค่าเฉลี่ย



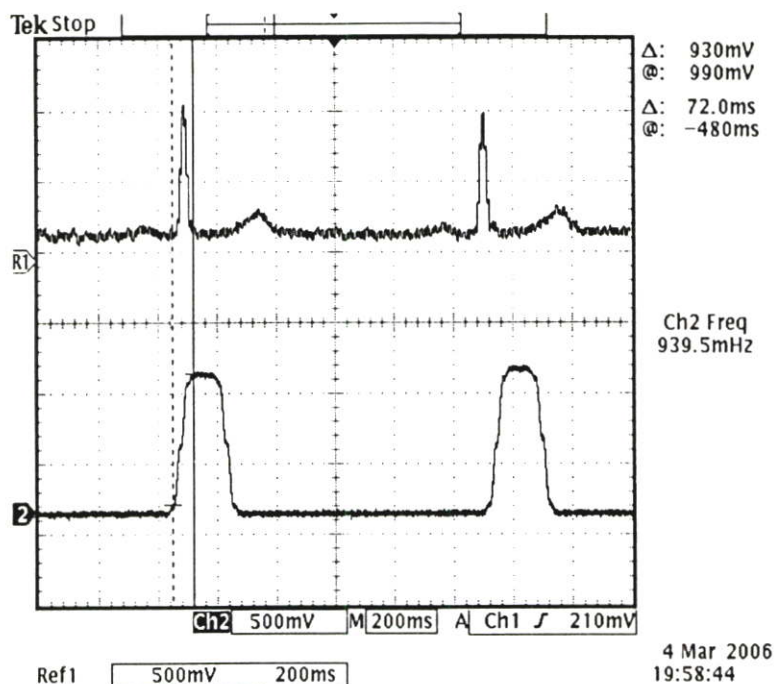
รูปที่ 4.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน



รูปที่ 4.18 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่านและผ่านวงจรถอนพินซ์



รูปที่ 4.19 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน,ผ่านวงจรถอนพินซ์และผ่านวงจรถกกำลังสอง



รูปที่ 4.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ผ่านตัวกรองเชิงเลขแบบแถบความถี่ผ่าน, ผ่านวงจรถนุพันธ์, ผ่านวงจรถกกำลังสองและผ่านวงจรถาค่าเฉลี่ย

ส่วนผลที่ได้จากการทดลองกับตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR และตัวกรองเชิงเลขแบบ FIR กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล European ST-T ในเวลา 1 นาที และ 4 นาที จะแสดงให้เห็นในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดลองนับคลื่น QRS

ชื่อคลื่น	ชนิดตัวกรองเชิงเลข	จำนวนนาที	จำนวนคลื่น QRS	จำนวนคลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการเกิด Error
1.E0103	FIR	1	59	59	0	0.000
		4	236	236	0	0.000
	IIR	1	59	57	-2	-3.389
		4	236	235	-1	-0.423

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
2.E0105	FIR	1	54	54	0	0.000
		4	216	216	0	0.000
	IIR	1	54	54	0	0.000
		4	216	216	0	0.000
3.E0107	FIR	1	52	52	0	0.000
		4	208	208	0	0.000
	IIR	1	52	52	0	0.000
		4	208	208	0	0.000
4.E0111	FIR	1	60	60	0	0.000
		4	240	240	0	0.000
	IIR	1	60	60	0	0.000
		4	240	240	0	0.000
5.E0113	FIR	1	62	62	0	0.000
		4	248	248	0	0.000
	IIR	1	62	62	0	0.000
		4	248	248	0	0.000
6.E0115	FIR	1	90	90	0	0.000
		4	360	360	0	0.000
	IIR	1	90	91	+1	+1.111
		4	360	362	+2	+0.555
7.E0119	FIR	1	61	59	-2	-3.278
		4	244	242	-2	-0.819
	IIR	1	61	59	-2	-3.278
		4	244	242	-2	-0.819

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
8.E0121	FIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
	IIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
9.E0123	FIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
	IIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
10.E0125	FIR	1	71	71	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
	IIR	1	71	71	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
11.E0127	FIR	1	71	71	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
	IIR	1	71	71	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
12.E0129	FIR	1	47	47	0	0.000
		4	188	188	0	0.000
	IIR	1	47	47	0	0.000
		4	188	188	0	0.000
13.E0133	FIR	1	51	51	0	0.000
		4	204	204	0	0.000
	IIR	1	51	51	0	0.000
		4	204	207	+3	+1.470

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
14.E0139	FIR	1	78	78	0	0.000
		4	312	312	0	0.000
	IIR	1	78	78	0	0.000
		4	312	312	0	0.000
15.E0147	FIR	1	78	78	0	0.000
		4	312	312	0	0.000
	IIR	1	78	78	0	0.000
		4	312	312	0	0.000
16.E0151	FIR	1	56	56	0	0.000
		4	224	224	0	0.000
	IIR	1	56	56	0	0.000
		4	224	224	0	0.000
17.E0155	FIR	1	71	71	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
	IIR	1	71	70	0	0.000
		4	284	284	0	0.000
18.E0159	FIR	1	61	61	0	0.000
		4	244	244	0	0.000
	IIR	1	61	61	0	0.000
		4	244	244	0	0.000
19.E0161	FIR	1	72	71	-1	-1.388
		4	288	287	-1	-0.347
	IIR	1	72	71	-1	-1.388
		4	288	287	-1	-0.347

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
20.E0163	FIR	1	64	64	0	0.000
		4	256	256	0	0.000
	IIR	1	64	66	+2	+3.125
		4	256	258	+2	+0.781
21.E0203	FIR	1	84	84	0	0.000
		4	336	336	0	0.000
	IIR	1	84	88	+2	+2.380
		4	336	346	+8	+2.380
22.E0205	FIR	1	79	79	0	0.000
		4	316	316	0	0.000
	IIR	1	79	79	0	0.000
		4	316	316	0	0.000
23.E0207	FIR	1	54	52	-2	-3.703
		4	216	214	-2	-0.925
	IIR	1	54	52	-2	-3.703
		4	216	214	-2	-0.925
24.E0211	FIR	1	122	121	-1	-0.819
		4	488	487	-1	-0.204
	IIR	1	122	121	-1	-0.819
		4	488	487	-1	-0.819
25.E0213	FIR	1	94	93	-1	-1.063
		4	376	375	-1	-0.265
	IIR	1	94	96	-2	-2.127
		4	376	388	-12	-3.191

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
26.E0303	FIR	1	66	66	0	0.000
		4	264	264	0	0.000
	IIR	1	66	66	0	0.000
		4	264	264	0	0.000
27.E0305	FIR	1	65	63	-2	-3.076
		4	260	258	-2	-0.769
	IIR	1	65	68	+3	+4.615
		4	260	273	+13	+5.000
28.E0403	FIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
	IIR	1	75	75	0	0.000
		4	300	300	0	0.000
29.E0405	FIR	1	63	63	0	0.000
		4	252	252	0	0.000
	IIR	1	63	63	0	0.000
		4	252	252	0	0.000
30.E0409	FIR	1	74	74	0	0.000
		4	296	296	0	0.000
	IIR	1	74	74	0	0.000
		4	296	296	0	0.000
31.E0411	FIR	1	85	83	-2	-2.352
		4	340	338	-2	-0.588
	IIR	1	85	83	-2	-2.352
		4	340	338	-2	-0.588

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาที่	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
32.E0413	FIR	1	65	65	0	0.000
		4	260	260	0	0.000
	IIR	1	65	65	0	0.000
		4	260	263	+3	+1.153
33.E0415	FIR	1	85	83	-2	-2.352
		4	340	338	-2	-0.588
	IIR	1	85	83	-2	-2.352
		4	340	338	-2	-0.588
34.E0417	FIR	1	82	82	0	0.000
		4	328	328	0	0.000
	IIR	1	82	83	+1	+1.219
		4	328	329	+1	+0.304
35.E0501	FIR	1	72	72	0	0.000
		4	288	288	0	0.000
	IIR	1	72	73	+1	+1.388
		4	288	292	+4	+1.388
36.E0509	FIR	1	67	67	0	0.000
		4	268	268	0	0.000
	IIR	1	67	67	0	0.000
		4	268	268	0	0.000
37.E0515	FIR	1	83	83	0	0.000
		4	332	332	0	0.000
	IIR	1	83	83	0	0.000
		4	332	332	0	0.000

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัว กรองเชิง เลข	จำนวน นาฬิกา	จำนวน คลื่น QRS	จำนวน คลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการ เกิด Error
38.E0601	FIR	1	55	55	0	0.000
		4	220	220	0	0.000
	IIR	1	55	55	0	0.000
		4	220	220	0	0.000
39.E0603	FIR	1	70	70	0	0.000
		4	280	280	0	0.000
	IIR	1	70	70	0	0.000
		4	280	280	0	0.000
40.E0605	FIR	1	98	97	-1	-1.020
		4	392	391	-1	-0.255
	IIR	1	98	97	-1	-1.020
		4	392	388	-4	-1.020
41.E0607	FIR	1	69	69	0	0.000
		4	276	276	0	0.000
	IIR	1	69	69	0	0.000
		4	276	276	0	0.000
42.E0609	FIR	1	73	73	0	0.000
		4	292	292	0	0.000
	IIR	1	73	72	-1	-1.369
		4	292	288	-4	-1.369
43.E0611	FIR	1	46	46	0	0.000
		4	184	184	0	0.000
	IIR	1	46	46	0	0.000
		4	184	184	0	0.000

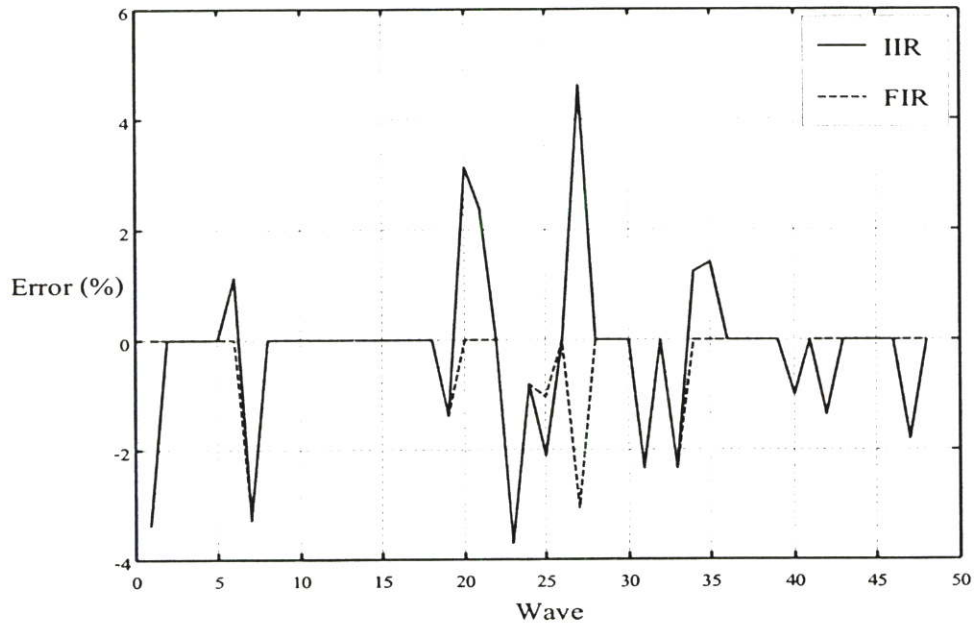
ตารางที่ 4.1(ต่อ)

ชื่อคลื่น	ชนิดตัวกรองเชิงเลข	จำนวนนาที่	จำนวนคลื่น QRS	จำนวนคลื่น QRS ที่นับได้	จำนวน Error	% ในการเกิด Error
44.E0613	FIR	1	47	47	0	0.000
		4	188	188	0	0.000
	IIR	1	47	47	0	0.000
		4	188	188	0	0.000
45.E0615	FIR	1	59	59	0	0.000
		4	236	236	0	0.000
	IIR	1	59	59	0	0.000
		4	239	236	0	0.000
46.E0801	FIR	1	64	64	0	0.000
		4	256	258	0	0.000
	IIR	1	64	64	0	0.000
		4	256	256	0	0.000
47.E0817	FIR	1	55	55	0	0.000
		4	220	220	0	0.000
	IIR	1	55	54	-1	-1.818
		4	220	218	-2	-0.909
48.E1301	FIR	1	42	42	0	0.000
		4	168	168	0	0.000
	IIR	1	42	42	0	0.000
		4	168	168	0	0.000

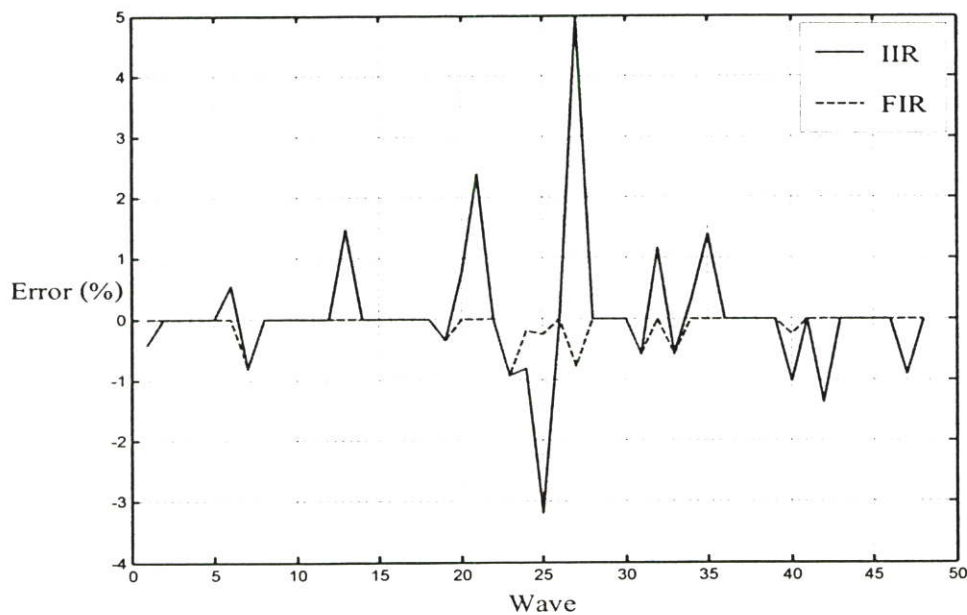
ผลการทดลองจากตารางที่ 4.1 สามารถแสดงค่า Error ทั้งของตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR และ FIR ที่ 1 นาที่และ 4 นาที่ ได้ดังรูปที่ 4.21 และรูปที่ 4.22

เมื่อ Wave คือ ชื่อคลื่นตามลำดับในตาราง

Error คือ ค่า Error ที่เกิดขึ้นตามตาราง



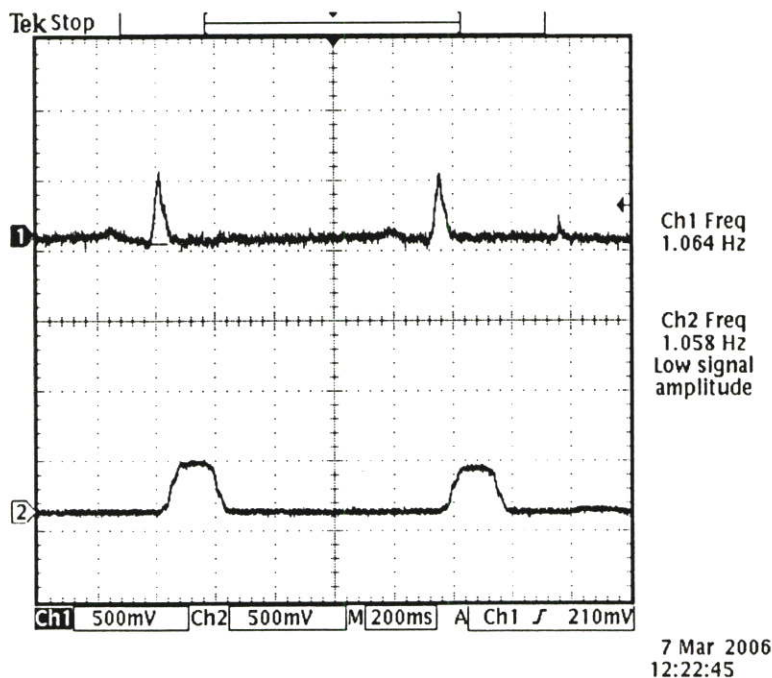
รูปที่ 4.21 แสดงค่า Error จากการตรวจจับคลื่น QRS เปรียบเทียบระหว่างการใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ IIR และ FIR ที่ 1 นาที



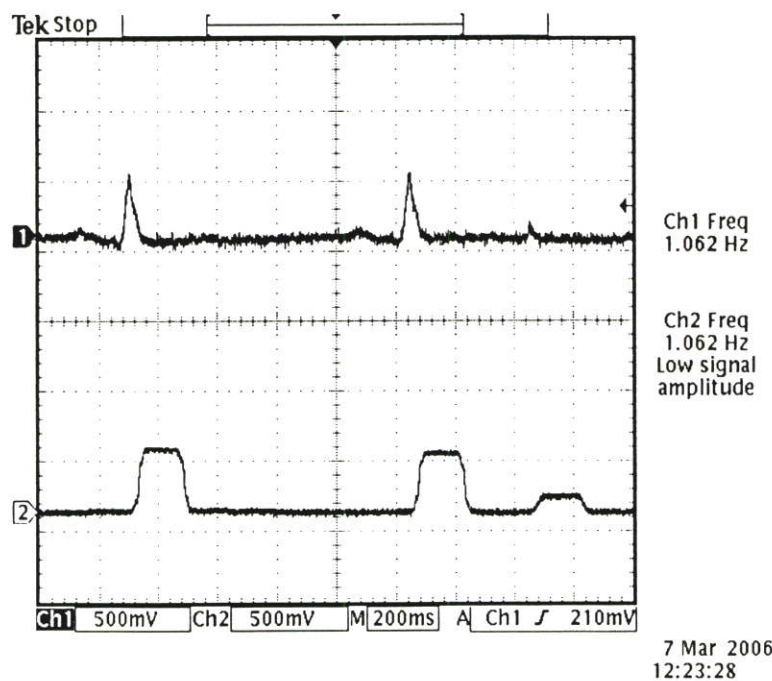
รูปที่ 4.22 แสดงค่า Error จากการตรวจจับคลื่น QRS เปรียบเทียบระหว่างการใช้ตัวกรองเชิงเลข IIR และ FIR ที่ 4 นาที

ส่วนรูปที่ 4.23 และรูปที่ 4.24 จะแสดงให้เห็นถึงการตรวจจับคลื่น QRS ในขณะที่ใช้ ECG Input เดียวกัน การตรวจจับคลื่น QRS ที่ใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive เป็นส่วนประกอบ

จะให้ผลการตรวจจับผิดพลาดสังเกตได้จากรูปที่ 4.22 จะมีสัญญาณการตรวจจับเกินมาในขณะที่การตรวจจับคลื่น QRS ที่ใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non recursive เป็นส่วนประกอบจะให้ผลการตรวจจับที่ถูกต้องกว่า



รูปที่ 4.23 แสดงผลการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive



รูปที่ 4.24 แสดงผลการตรวจจับคลื่น QRS โดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่า การตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิค Hamilton-Tompkins สร้างจริงบนตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลขจุดทศนิยมลอย TMS320C31 โดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non recursive ให้ผลการตรวจจับที่แม่นยำมากกว่าตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive โดยในการทดลองจะทำการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานจาก www.physionet.org ซึ่งทุกๆ รูปคลื่นที่ทำการทดลองจะมีรายละเอียดต่างๆ ของคลื่นรวมไปถึงจำนวน QRS ที่มีอยู่ ซึ่งค่าผิดพลาดจากการตรวจจับโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Non Recursive ที่เวลา 1 นาที กรณีตรวจจับขาดสูงสุด -3.703 % ส่วนกรณีตรวจจับเกินสูงสุด 0.000 % และที่เวลา 4 นาที กรณีตรวจจับขาดสูงสุด -0.925 % ส่วนกรณีตรวจจับเกินสูงสุด 0.000 % และการตรวจจับโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบ Recursive ที่เวลา 1 นาที กรณีตรวจจับขาดสูงสุด -3.703 % ส่วนกรณีตรวจจับเกินสูงสุด +4.615 % และที่เวลา 4 นาที กรณีตรวจจับขาดสูงสุด -3.191 % ส่วนกรณีตรวจจับเกินสูงสุด +5.000 % ซึ่งสาเหตุของการผิดพลาดนั้นเกิดขึ้นได้หลายสาเหตุเช่น มีสัญญาณจากการเคลื่อนไหวของร่างกายมารบกวน การติด Electrode ที่ไม่สมบูรณ์ ซึ่งสาเหตุต่างๆ เหล่านี้จะทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดเพี้ยนส่งผลให้การตรวจจับคลื่น QRS ผิดพลาดไปด้วย

อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้เป็นเพียงจุดเริ่มต้นของการสร้างเครื่องวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะเริ่มจากการตรวจจับคลื่น QRS ให้ถูกต้องแม่นยำที่สุดเสียก่อน ดังนั้นจึงควรมีการพัฒนาต่อไปในการหาขนาดและระยะห่างของคลื่น QRS ซึ่งจะนำไปสู่การสร้างเครื่องวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สมบูรณ์ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] Tompkins W.J. editor **Biomedical Digital Signal Processing C – Language Example and Laboratory Experiments for the IBM®P.** Englewood Cliffs : Prentice – Hall International Inc., NJ, USA, 1993.
- [2] Pan J. and Tompkins W.J. “A Real-Time QRS Detection Algorithm.” **IEEE Transaction on Biomedical Engineering.** : pp.230-236, 1985.
- [3] Bahoura, Hassani M.M., Hubin M. “DSP Implementation of Wavelet transform for Real Time ECG Wave Forms Detection and heart Rate Analysis.” **Computer methods and Programs in Biomedicines.** Vol.52. : pp. 35-44, 1997.
- [4] Yimman, S., Hinjit, W., Desyoo, P., Bholsithi, W., Dejhan, K. “Wavelet packet Transform Applications on QRS Detection”. **The 4TH IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology.** : pp. 445-448, 2004.
- [5] Chassaing R. **Digital Signal Processing Laboratory Experiments Using C and TMS320C31 DSK.** Canada : John Wiley & Sons, Inc., 1999
- [6] Proakis J.G., Manolakis D.G. **Digital Signal Processing Principle, Algorithms, and Applications.** New Jersey : Prentice Hall, 1996.
- [7] Yanowitz, Frank G., M.D. “The Alan E. Lindsay ECG learning Center in cyberspace.” [medlib.med.utah.edu/kw/ecg/image_index/index.html]. : 2003.
- [8] Malmivuo, Jaakko, and Plonsey R. “**Bioelectromagnetism : Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields.**” [butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm]. New York : Oxford Press. 1995.
- [9] Lhotska, Lenka, et al, “**Biological Data Preprocessing : A Case Study Intelligent and Adaptive Systems in Medicine.**” [bio.felk.cvut.cz/~macek/publications.html]. Czech Republic : 2003.
- [10] Argyle, Bruce, M.D. “**Part of ECG MicroEKG Computer Program Manual Mad Scientist Software.**” [www.madsci.com/manu/ekg_part.htm]. : 2000.
- [11] พจน์ เจียร์มงคล “**คุณคาสถการกระจายคิ้วที่จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่เพื่อการตรวจความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกนแลออฟเวเรจในผู้ป่วยกลุ่มอาการบูรกดดา.**” วิทยาศาสตร์มหำบัณฑิต สาขาวิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2544.
- [12] อัจฉรา เศษฤทธิพิทักษ์ **คู่มือการแปลผล EKG โดยสรุป** กรุงเทพฯ : กรุงเทพมหานครการพิมพ์. 2525.

- [13] ชมพูนุช อ่อนจريت คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 2543.
- [14] Dean J. and Gerred S. “The Electrical Axis at a glance, ECG Library,” [www.ecglibrary.com/axis.html]. : 1996.
- [15] Massachusetts Institute of Technology, “PhysioNet : The research resource for complex physiologic signals.” [www.physionet.org]. : 2004
 “PhysioBank Archives : Class 1.” [www.Physionet.org/physiobank/class1.html]. : 2003.
- [16] “Chart-o-Matic : View Signals and annotations.” [www.physionet.org/cgi-bin/chart] : 2003.
- [17] Stamkopoulos, Telemachos et. Al. “ECG Analysis Using Nonlinear PCA Neural Networks for Ischemia Detection.” **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. Vol. 45 : pp. 3058-3067, 1998.
- [18] Papadimitriou, Stergios, et. Al. “Ischemia Detections with a Self-Organizing Map Supplemented by Supervised Learning.” **IEEE Transactions on Neural Networks**. Vol. 12 : pp. 503-515, 2001.
- [19] E.C.Ifeachor , and B.W. Jervis **Digital Signal Processing A Practical Approach**. Addison Wesley. : 1993.
- [20] S.J. Orfanidis. **Introduction to Signal Processing**. Prentice Hall. : 1996.
- [21] L.C. Ludeman. **Fundamentals of Digital Signal Processing**. : Harper and Row Publisher. 1986.
- [22] Alan V. Oppenheim and Ronald W. Schaffer. **Discrete-Time Signal Processing**. New Jersey : Prentice Hall, 1999.
- [23] Sanjit K. Mitra. **Digital Signal Processing**. New York : McGraw-Hill, 2001.
- [24] T.W. Parks, C.S. Burrus, **Digital Filter Design**, New York : John Wiley & Sons, Inc., 1987.

ภาคผนวก ก.

บอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล TMS320C31 DSP STARTER KIT

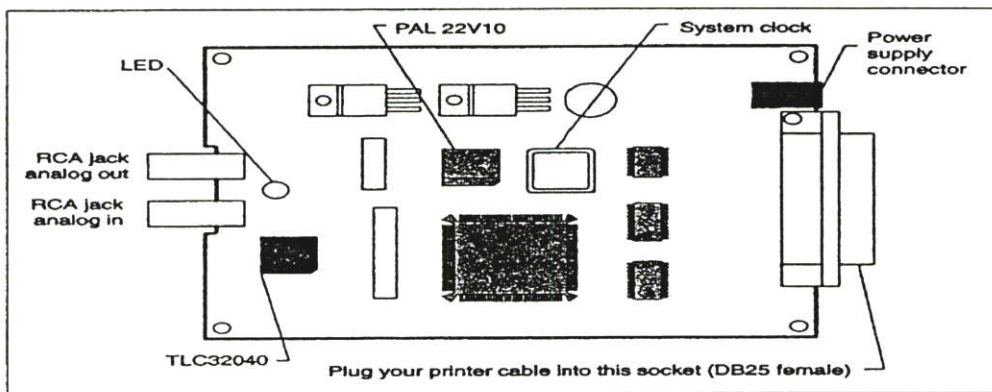
บอร์ดประมวลผลสัญญาณดิจิทัล TMS320C31 DSP Starter Kit

บอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit (DSK) เป็นบอร์ดพัฒนาโปรแกรมแบบ Stand – Alone สามารถประมวลผลแบบเวลาจริง (Real-time) ได้โดยเราสามารถที่จะสั่งให้โปรแกรมทำงาน หรือหยุดทำงานได้โดยผ่านพอร์ตของคอมพิวเตอร์และสามารถต่อบอร์ดอินเตอร์เฟซแบบต่างๆ เข้ากับบอร์ด DSK ได้

1. ลักษณะของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit (DSK)

ฮาร์ดแวร์ของบอร์ด TMS320C31 DSK มีส่วนประกอบพื้นฐานที่ประกอบด้วย

- ชิป DSP TMS320C31
- ชิป A/D – D/A TLC32040
- พอร์ต Input/Output
- พอร์ตขนานของพริ้นเตอร์
- LED แบบ 3 สี



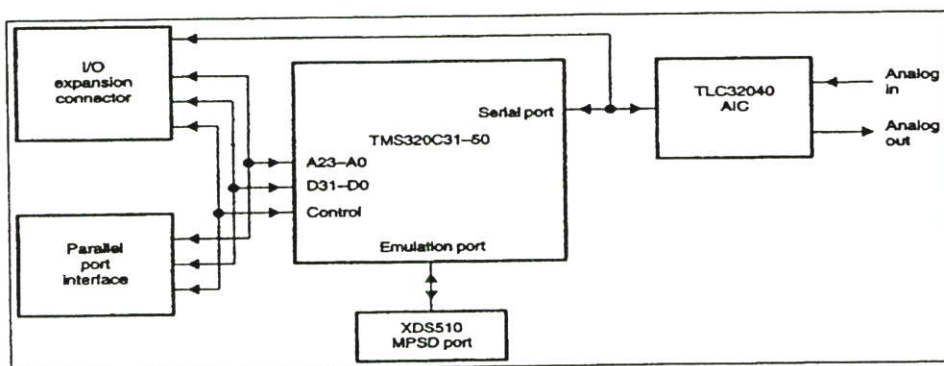
รูปภาคผนวกที่ ก.1 แสดงฮาร์ดแวร์ของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit

จากรูปภาคผนวกที่ 1 จะเห็นว่าอุปกรณ์บนบอร์ด DSK จะประกอบด้วย

- Header ขนาด 32 pin จำนวน 4 แถว สัญญาณทุกเส้นของ TMS320C31 DSK ที่ส่งออกไปภายนอกบอร์ดจะต้องผ่าน Header ชุดนี้ซึ่งประกอบด้วย JP2 JP3 JP5 JP6
- Jumper block header ขนาด 11 pin (JP4) จะทำหน้าที่ควบคุมการส่งข้อมูลของพอร์ตอนุกรมของวงจรถอนาลอกอินเตอร์เฟซ TLC32040

- Host Interface Logic จะใช้ PLA 22V10Z และ 74ACT245 ควบคุมการสื่อสารระหว่างบอร์ด DSK กับ Host ของคอมพิวเตอร์
- ออสซิลเลเตอร์ บนบอร์ด TMS320C31 DSK จะใช้สัญญาณนาฬิกาขนาด 50 MHz เพื่อป้อนให้ชิป TMS320C31
- RCA Jack จะทำหน้าที่รับสัญญาณ Analog Input และส่งสัญญาณ Analog Output ของบอร์ด TMS320C31 DSK โดยจะต่ออยู่กับขา I/O ของชิป TLC32040
- ชิป TLC32040 จะทำหน้าที่เป็น A/D และ D/A ของบอร์ด TMS320C31 DSK
- ชิป TMS320C31 เป็นตัวประมวลผลขนาด 32 บิต แบบจุดทศนิยมลอย (Floating Point)
- Voltage Regulators ของบอร์ด DSK สามารถใช้ไฟ 7-12 Vdc หรือ 6-9 Vac โดยไฟ DC และ AC จะต้องผ่าน IC Regulator เบอร์ LM7805 และ LM7905 ซึ่งจะได้ไฟ DC +5V และ -5V ตามลำดับ ไฟ DC ที่ได้จะใช้เลี้ยงอุปกรณ์ต่างๆ ภายในบอร์ดตลอดเวลาที่บอร์ดยังทำงานอยู่
- XDS Emulator Port เป็น Header ขนาด 12 Pin (JP1) ใช้สำหรับการ Upgrade โปรแกรม XDS debugger ในอนาคต

จากที่กล่าวมาข้างต้นสามารถแสดงเป็นรูปบล็อกไดอะแกรมได้ ดังรูปภาคผนวกที่ 2



รูปภาคผนวกที่ ก.2 แสดงบล็อกไดอะแกรมของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit

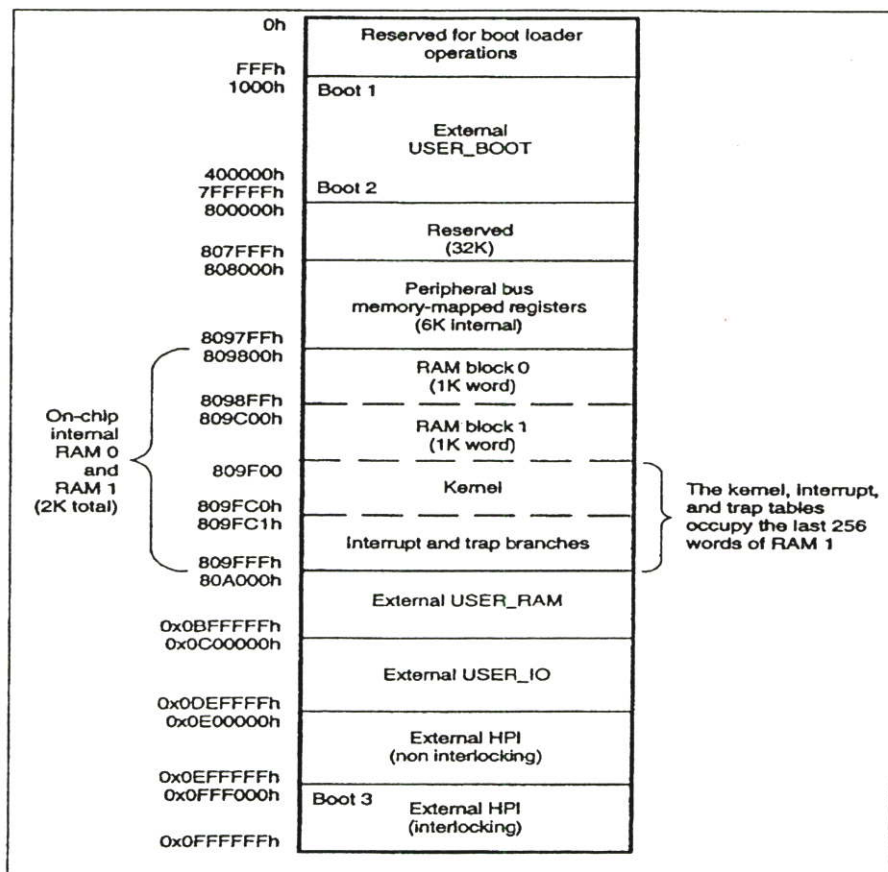
2. คุณลักษณะของบอร์ด TMS320C31 DSP STARTER KIT

- ใช้ชิป TMS320C31 เป็นตัวประมวลผลขนาด 32 บิต แบบ Floating-Point
 - ใช้เวลาในการประมวลผลคำสั่ง 40ns ต่อ 1 คำสั่งหรือ 50 MFLOP และ 25 MIPS
- MFLOP : Million Floating-Point Intention Per Second
MIPS : Million Intention Per Second

- บอร์ด TMS320C31 DSK สามารถสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ ได้โดยใช้พอร์ตขนานของพรีนเตอร์หรือใช้ Host ของคอมพิวเตอร์
- ใช้ชิป TLC32040 ขนาด 14 บิต อัตราสุ่มสัญญาณ 20,000 ครั้ง/วินาที
- ใช้ RCA Jack เป็น Jack มาตรฐานสำหรับการต่อสายสัญญาณ Analog Input และ Analog Output

3. การจัดหน่วยความจำบนบอร์ด TMS320C31 DSP STARTER KIT

บอร์ด TMS320C31 DSK ได้จัดแบ่งหน่วยความจำให้อยู่ในโหมด Microromputer/Boot Loader ดังรูปภาคผนวกที่ 3

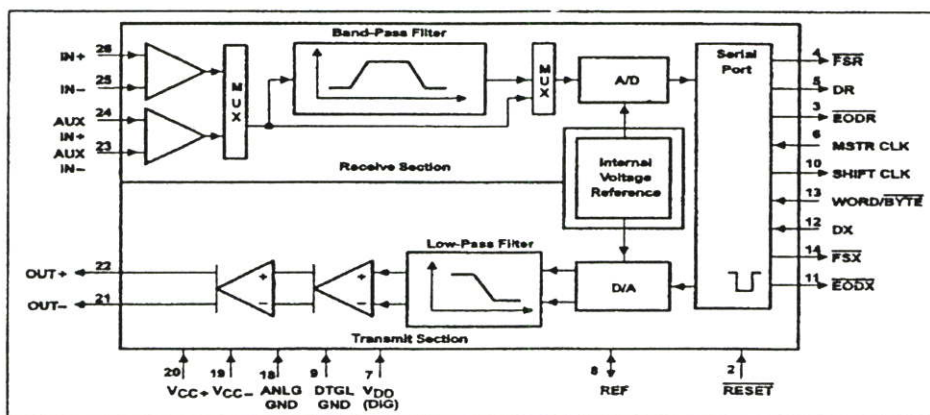


รูปภาคผนวกที่ 3 แสดงการจัดแบ่งหน่วยความจำในโหมด Microcomputer/Boot Loader ของบอร์ด TMS320C31 DSP Starter Kit

4. วงจรอินเทอร์เฟซสัญญาณอนาล็อก TLC32040

TLC32040 เป็นชิป Analog Interface Circuit (AIC) ที่ใช้เชื่อมต่อกับชิป TMS320C31 ในการทำงานประมวลผลด้าน DSP โดยมีลักษณะดังนี้คือ

- ใช้เทคโนโลยีการผลิต Advanced LinCMOS
- ความละเอียดของ ADC และ DAC เป็น 14 บิต
- สามารถเปลี่ยนอัตราการสุ่มสัญญาณของ ADC และ DAC ได้ถึง 20,000 ครั้ง/วินาที
- มี Switched Capacitor Antialiasing Input Filter และ Output Reconstruction Filter
- มีพอร์ตอนุกรมสำหรับติดต่อโดยตรงกับ TMS320C31, MS320C17, TMS320C20, TMS320C25 Digital Signal Processing
- สามารถปรับอัตราการแปลงของ ADC และ DAC ได้โดยใช้โปรแกรมควบคุมฟังก์ชันไดอะแกรม คังรูปภาคผนวกที่ 4



รูปภาคผนวกที่ ก.4 แสดงฟังก์ชันไดอะแกรมของชิป TLC32040

5. การควบคุมวงจรถอนาลอกอินเทอร์เฟส

การส่งผ่านข้อมูลในวงจรถอนาลอกอินเทอร์เฟส (AIC) จะกระทำกันในรีจิสเตอร์สำหรับการรับข้อมูล (Data Receive : DR) และรีจิสเตอร์สำหรับการส่งข้อมูล (Data Transmit : DX) รีจิสเตอร์ทั้ง 2 จะทำการส่งข้อมูลในแบบอนุกรม ในการควบคุมรีจิสเตอร์การส่งผ่านข้อมูลของ AIC จะใช้บิตล่าง 2 บิต (LSBs) เป็นตัวกำหนดการติดต่อเมื่อบิตทั้ง 1 มีค่าเป็น 0 จะเป็นการส่งผ่านแบบปกติเมื่อบิตทั้ง 2 มีค่าเป็น 1 จะเป็นการติดต่อระดับ 2 การควบคุมการติดต่อระดับ 2 นี้ AIC จะยอมให้ส่งผ่านข้อมูลครั้งแรกก่อน

รีจิสเตอร์ A และ B บน AIC จะเป็นตัวควบคุมการทำงานของ AIC โดยรีจิสเตอร์ A ประกอบด้วย TA, TB และเครื่องหมายที่ใช้ควบคุมตัวกรอง (Represent Filter Control) รีจิสเตอร์ B จะประกอบไปด้วย TB, RB และเครื่องหมายที่ใช้ควบคุม A/D และ D/A รีจิสเตอร์เหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งของการตั้งค่าเวลาภายใน

ตำแหน่งบิตที่ใช้สำหรับควบคุมการส่งและรับของรีจิสเตอร์ TA และ RA เป็น

บิต 0-1	—————>	0, 0
บิต 2-6	—————>	RA
บิต 7-8	—————>	don't care (x)
บิต 9-13	—————>	TA
บิต 14-15	—————>	don't care (x)

ตำแหน่งบิตที่ใช้สำหรับควบคุมการส่งและรับของรีจิสเตอร์ TB และ RB เป็น

บิต 0-1	—————>	0, 1
บิต 2-7	—————>	RB
บิต 8	—————>	don't care (x)
บิต 9-14	—————>	TB
บิต 15	—————>	don't care (x)

AIC สามารถกำหนดค่าความถี่สุ่มและค่าแบนด์วิด โดยการทำการติดต่อรหัส 2 โดยให้ตั้งค่า เป็น 1 ใน 2 บิตแรก (LSBs) ทำให้การติดต่อรหัส 2 มีค่าเหมือนการติดต่อรหัส 1 ลำดับข้อมูลจะถูกโหลดจากรีจิสเตอร์ส่งข้อมูลพอร์ตอนุกรม และเซต LSBs ทั้ง 2 เป็น 1 สำหรับการติดต่อรหัส 2 ในแต่ละครั้งมีดังนี้

1. 0x3 (3h) ใช้เรียกการติดต่อรหัส 2
2. ค่าที่รีจิสเตอร์ A
3. 0x3 เรียกการติดต่อรหัส 2 ครั้งที่ 2
4. ค่าที่รีจิสเตอร์ B
5. 0x3 เรียกการติดต่อรหัส 2 ครั้งที่ 3
6. ค่าเซตรีจิสเตอร์ควบคุม

สามารถหาค่า A และ B เพื่อออกแบบค่าความถี่สุ่มและค่าแบนด์วิด (BW)

6. การคำนวณหาค่า A และ B เพื่อออกแบบค่าความถี่สุ่มและค่าแบนด์วิด

บอร์ด TMS320C31 DSK มี Input Clock (CLKIN) เป็น 50 MHz สามารถกำเนิดความถี่สัญญาณนาฬิกาสูงสุด (Timer Frequency) เป็น $MCLK = (CLKIN/4) = 12.5 \text{ MHz}$ ซึ่งสูงกว่า Master Clock Frequency ของ AIC ที่มีค่าเท่ากับ 10 MHz AIC Master Clock (MCLK) ที่เข้ามาสามารถวัดสัญญาณได้จากขา 8 ใน JP1 สัญญาณสูงสุดที่ได้จาก AIC สามารถหาได้จาก Input Clock หารด้วย 8 หรือ

$$MCLK = CLKIN/8 = (50MHz/8) = 6.25 MHz$$

Switched Capacitor Filter Frequency (SCF) เป็นความสัมพันธ์จากกรีตเตอร์การส่งของ A

$$SCF = MCLK / (2 \times TA) \quad (1)$$

และความถี่สุ่มเป็นความสัมพันธ์จากการส่งค่าในกรีตเตอร์ของ A และ B

$$Fs = MCLK / (2 \times TA \times TB) \quad (2)$$

Input Filter Bandwidth หรือ Cutoff Frequency ตั้งค่าที่ 3600 MHz สำหรับ SCF ที่ 288 kHz ค่า SCF ใหม่จะได้ค่า BW นำไปคำนวณในตัวอย่าง และหาค่า A และ B เพื่อไปตั้งค่า AIC

6.1 ออกแบบ $F_s = 5 kHz$

การออกแบบ Cutoff Frequency ของ Input Antialiasing filter เป็น 3600 Hz ที่ SCF 288 kHz จากสมการที่ (1)

$$\begin{aligned} TA &= MCLK / (2 \times SCF) = 6.25 MHz / (2 \times 288 kHz) \\ &= 10.85 \approx 11 = (01011)_b \end{aligned} \quad (3)$$

จากสมการที่ (2)

$$\begin{aligned} TB &= MCLK / (2 \times TA \times Fs) \\ &= 6.25 MHz / (2 \times 11 \times 8000) \\ &= 35.51 \approx 36 = (100100)_b \end{aligned}$$

จากสมการที่ (3) จะได้ SCF (ปฏิบัติ) เป็น

$$\begin{aligned} SCF &= 6.25 MHz / (2 \times TA) \\ &= 284.09 kHz \end{aligned}$$

Cutoff Frequency หรือ Input Filter Bandwidth

$$\begin{aligned} BW &= 3600 (\text{New SCF} / \text{Set SCF}) \\ &= 3600 (284.09 kHz / 288 kHz) \\ &= 3551.14 Hz \end{aligned}$$

จะได้ความถี่สุ่มเป็น

$$\begin{aligned} Fs &= 6.25 MHz / (2 \times TA \times TB) \\ &= 6.25 MHz / (2 \times 11 \times 36) \end{aligned}$$

$$= 7891.41 \text{ Hz}$$

จากสมการที่ (3) จะได้ตำแหน่งบิตที่ใช้ ในการรีจิสเตอร์ควบคุม และตั้งค่า
 $TA = RA$ ซึ่ง TA มี 5 บิต, TB มี 6 บิต และ xx จะไม่สนใจ (don't care) เช่น

$$\begin{array}{c} 00|01011|00|01011|00 \\ xx|TA|xx|RA| \end{array} \quad \longrightarrow \quad 162Ch$$

แยกบิตที่จะนำไปใช้เป็น 4 กลุ่ม โดยค่า $A = 162Ch$, $TB = RB$ ก็เช่นเดียวกัน

$$\begin{array}{c} 0|100100|0|100100|10 \\ x|TB|x|RB| \end{array} \quad \longrightarrow \quad 4892h$$

6.2 ออกแบบ $F_s = 10 \text{ kHz}$

ใช้ Cutoff Frequency หรือ BW สำหรับ Input Antialiasing เหมือนกับ $F_s = 8 \text{ kHz}$
 $T_a = 11$ จะได้

$$\begin{aligned} TB &= 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 11 \times 10000) \\ &= 28.41 \approx 28 = (011100)_b \end{aligned}$$

ความถี่สุ่มเป็น

$$\begin{aligned} F_s &= 6.25 \text{ MHz} / (2 \times TA \times TB) \\ &= 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 11 \times 28) \\ &= 10146 \text{ Hz} \end{aligned}$$

ค่า B ได้

$$\text{หรือ } B = 3872h$$

$$\begin{array}{c} 0|011100|0|011100|10 \\ x|TB|x|RB| \end{array} \quad \longrightarrow \quad 3872h$$

6.3 ออกแบบ $F_s = 20 \text{ kHz}$

ออกแบบ BW = 8000Hz จาก

$$BW = 3600 \text{ (New SCF / Set SCF)}$$

ค่า Switched Capacitor Filter Frequency ค่าใหม่เป็น

$$SCF = 8000(288K) / 3600 = 640 \text{ kHz}$$

ค่า TA และ TB เป็น

$$TA = 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 640k)$$

$$= 4.88 \approx 5 \text{ (00101)}_b$$

$$TB = 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 5 \times 20000)$$

$$= 31.25 \approx 31 = \text{(011111)}_b$$

ได้ SCF (ปฏิบัติ) เป็น

$$SCF = 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 5) = 625 \text{ kHz}$$

ได้ Bandwidth (ปฏิบัติ) เป็น

$$BW = 3600(625k / 288k)$$

$$= 7812.5 \text{ Hz}$$

ความถี่สุ่ม (ปฏิบัติ) เป็น

$$F_s = 6.25 \text{ MHz} / (2 \times 5 \times 31) = 20161.29 \text{ Hz}$$

ค่า A จะได้

$$\begin{array}{c|c|c|c} 00 & 00101 & 00 & 00101 & 00 \\ \hline \text{xx} & TA & \text{xx} & RA & \end{array} \quad \longrightarrow \quad 0A14h$$

หรือ A = 0A14h

$$\begin{array}{c|c|c|c} 0 & 011111 & 0 & 011111 & 10 \\ \hline x & TB & x & RB & \end{array} \quad \longrightarrow \quad 3E7Eh$$

หรือ B = 3E7Eh

ดังนั้นสามารถสรุปค่าของรีจิสเตอร์ที่ความถี่สุ่มแตกต่างกัน 4 ค่าดังตารางที่ 1

ตารางภาคผนวกที่ ก.1 แสดงค่ารีจิสเตอร์ที่ความถี่สุ่มแตกต่างกัน 4 เท่า

Fs (ออกแบบ), Hz	Fs (ปฏิบัติ)	A	B
8000	7891.41	0x162C	0x4892
10000	10146	0x162C	0x3872
16000	15943	0x0E1C	0x3872
20000	20161.29	0x0A14	0x3E4E

ภาคผนวก ข

ภาพชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พร้อมข้อมูลจากแฟ้มแอนโนเตชันได้จากฟิลิโอฟีทผ่าน
โปรแกรม Chart-O-matic พร้อมคำอธิบายแฟ้มเฮดเดอร์

ตารางภาคผนวกที่ ข.1 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0103 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0103 2 250 1800000	แฟ้ม E0103 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
E0103.dat 212 200 12 0 91 56457 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 91/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 56457
E0103.dat 212 200 12 0 751 48959 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 751/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 48959
#Age: 62 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 62 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับโรค 1-Vessel disease at Right Coronary Artery และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent ที่อาศัยการ block calcium transportation สำหรับรักษาอาการ Mixed Angina และลดความดันโลหิต
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.2 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0105 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0105 2 250 1800000	เพิ่ม E0105 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0105.dat 212 200 12 0 173 27538 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 173/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27538
e0105.dat 212 200 12 0 -259 30275 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -259/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 30275
#Age: 65 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 62 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#Inferior myocardial infarction	เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจตายในส่วน inferior ตาย
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent ที่อาศัยการ block calcium transportation สำหรับรักษาอาการ Mixed Angina และ ลดความดันโลหิต
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.3 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0107 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0107 2 250 1800000	แฟ้ม E0107 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0107.dat 212 200 12 0 1537 27654 0 D3	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead D3 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 1537/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27654
e0107.dat 212 200 12 0 527 11345 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 527/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 11345
#Age: 52 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 52 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (LCX)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียว
#Medications: nitrates, verapamil	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด และ verapamil ซึ่งเป็นสารควบคุมการเปิดรับแคลเซียมไอออน (calcium antagonist) ที่ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการ continued ischemia ในกรณีนี้ผู้ป่วยไม่ตอบสนองกับ beta blocker
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ตารางภาคผนวกที่ ข.4 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0111 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0111 2 250 1800000	แฟ้ม E0111 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0111.dat 212 200 12 0 653 19555 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 653/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 19555
e0111.dat 212 200 12 0 378 17003 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -378/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 17003
#Age: 43 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 43 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0111 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-vessel disease (LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.5 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0113 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0113 2 250 1800000	เพิ่ม E0113 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0113.dat 212 200 12 0 154 10088 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 154/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 10088
e0113.dat 212 200 12 0 367 58703 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 367/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 58703
#Age: 55 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 55 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#3-vessel disease	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3-Vessel coronary artery disease)
#Medications: nitrates, verapamil	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด และ verapamil ซึ่งเป็น สารควบคุมการเปิดรับแคลเซียมไอออน (calcium antagonist) ที่ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการ continued ischemia ในกรณี que ผู้ป่วยไม่ตอบสนองกับ beta blocker
#Recorder type: Oxford Medilog 4- 24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ตารางภาคผนวกที่ ข.6 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0115 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0115 2 250 1800000	แฟ้ม E0115 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0115.dat 212 200 12 0 -214 2946 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ --214/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 2946
e0115.dat 212 200 12 0 -364 28397 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -364/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 28397
#Age: 60 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 60 ปี
# Effort angina	ผู้ป่วยมีอาการ Effort angina (เจ็บหน้าอกที่เกิดจากการออกกำลังกาย)
#1-vessel disease (LCX)	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 1 เส้น ณ เส้นโค้ง circumflex ซ้าย (1-Vessel coronary artery disease at left circumflex artery)
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0115 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-vessel disease (LCX)

ตารางภาคผนวกที่ ข.7 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0119 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0119 2 250 1800000	แฟ้ม E0119 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
E0119.dat 212 200 12 0 37 64917 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 37/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64917
E0119.dat 212 200 12 0 - 45 64252 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -45/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64252
#Age: 51 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 51 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการเจ็บหน้าอกขณะพัก
#Normal coronary arteries	เส้นเลือดแดงโคโรนารีมีอาการปกติ (Normal coronary artery)
#Medications: nitrates, nifedipine, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.8 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0121 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0121 2 250 1800000	แฟ้ม E0121 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0121.dat 212 200 12 0 -433 50888 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -433/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 50888
e0121.dat 212 200 12 0 -14 36991 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -14/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 36991
#Age: 51 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 51 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการเจ็บหน้าอกขณะพัก
#Normal coronary arteries	เส้นเลือดแดงโคโรนารีมีอาการปกติ (Normal coronary artery)
#Medications: nitrates, nifedipine, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.9 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0123 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0123 2 250 1800000	แฟ้ม E0123 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0123.dat 212 200 12 0 -294 22922 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -294/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 50888
e0123.dat 212 200 12 0 13 12108 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -13/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 36991
#Age: 58 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 58 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการเจ็บหน้าอกขณะพัก
#Anterior myocardial infarction #1-vessel disease (LAD) #Aortic valvular regurgitation	กล้ามเนื้อหัวใจตาย ณ บริเวณ Anterior ผสมด้วย โรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery) และ ลิ้นหัวใจในเส้นเลือดเอออร์ตารั่ว (Aortic valvular regurgitation)
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.10 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0125 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0125 2 250 1800000	แฟ้ม E0125 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0125.dat 212 200 12 0 -306 62169 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -306/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 62169
e0125.dat 212 200 12 0 -270 7133 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -270/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 7133
#Age: 58 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 58 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการเจ็บหน้าอกขณะพัก
#Anterior myocardial infarction #1-vessel disease (LAD) #Aortic valvular regurgitation	กล้ามเนื้อหัวใจตาย ณ บริเวณ Anterior ผสมด้วย โรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หน้า ลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery) และ ลิ้นหัวใจในเส้นเลือดเอออร์ตารั่ว (Aortic valvular regurgitation)
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.11 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0127 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0127 2 250 1800000	แฟ้ม E0127 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0127.dat 212 200 12 0 -260 17033 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -260/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 17033
e0127.dat 212 200 12 0 1662 39879 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 1662/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 39879
#Age: 44 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 44 ปี
#Resting Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีที่หันลง (1-Vessel disease at left descending coronary Artery)
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0127 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-vessel disease (LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.12 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0129 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0129 2 250 1800000	แฟ้ม E0129 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0129.dat 212 200 12 0 -745 27880 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -745/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27880
e0129.dat 212 200 12 0 -806 58863 0 V3	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V3 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -806/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 58863
#Age: 48 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 48 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nitrates, Nifedipine	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ตารางภาคผนวกที่ ข.13 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0133 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0133 2 250 1800000	เพิ่ม E0133 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0133.dat 212 200 12 0 -538 34323 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -538/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 34323
e0133.dat 212 200 12 0 -630 56456 0 V3	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V3 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -630/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 56456
#Age: 48 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 48 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nitrates, Nifedipine	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.14 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0139 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0139 2 250 1800000	แฟ้ม E0139 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0139.dat 212 200 12 0 533 26767 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 533/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 26767
e0139.dat 212 200 12 0 - 216 64531 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -216/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64531
#Age: 47 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 47 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.15 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0147 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0147 2 250 1800000	เพิ่ม E0147 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0147.dat 212 200 12 0 - 1060 27017 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modified Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1060/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27017
e0147.dat 212 200 12 0 - 662 4342 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -662/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 4342
#Age: 35 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 35 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#3-vessel disease	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3- Coronary Artery Vessel Disease) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: nifedipine, nitrates, beta-blockers	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Beta Blocker ซึ่งทำหน้าที่ ลด Stress กล้ามเนื้อหัวใจผ่าน โดยการกระตุ้นประสาท sympathetic
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ตารางภาคผนวกที่ ข.16 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0151 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0151 2 250 1800000	เพิ่ม E0151 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0151.dat 212 200 12 0 63 10152 0 V3	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V3 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 63/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27017
e0151.dat 212 200 12 0 53 36624 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 53/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 4342
#Age: 56 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 56 ปี
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Medications: nifedipine, nitrates,	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น 4-24

ตารางภาคผนวกที่ ข.17 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0155 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0155 2 250 1800000	แฟ้ม E0155 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0155.dat 212 200 12 0 -275 36753 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -275/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 36753
e0155.dat 212 200 12 0 113 64748 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 113/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64748
#Age: 51 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 51 ปี
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หั่นลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Resting Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
#Medications: nitrates, diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด, และ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent โดยทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.18 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0159 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0159 2 250 1800000	แฟ้ม E0509 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0159.dat 212 200 12 0 -17 34747 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -17/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 34747
e0509.dat 212 200 12 0 -84 14791 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -84/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 14791
#Age: 62 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 62 ปี
# Mixed Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
# Inferior Myocardial Infarction	เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจส่วน Inferior ตาย
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0159 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Mixed Angina และโรค Inferior Myocardial Infarction

ตารางภาคผนวกที่ ข.19 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0161 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0161 2 250 1800000	แฟ้ม E0161 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0161.dat 212 200 12 0 77 51569 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 77/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 51569
e0509.dat 212 200 12 0 55 59412 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 55/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 59412
#Age: 48 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 48 ปี
# Mixed Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
# 1-Vessel Disease (RCA)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารีขวาเพียงเส้นเดียว (1-Vessel disease at Right Coronary Artery) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0161 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Mixed Angina และ โรค 1-vessel disease (RCA)

ตารางภาคผนวกที่ ข.20 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0163 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0163 2 250 1800000	แฟ้ม E0163 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0163.dat 212 200 12 0 73 11713 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Modifier Lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 73/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 11713
e0163.dat 212 200 12 0 -392 44816 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -392/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 44816
#Age: 66 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 66 ปี
# Effort Angina # Myocardial Hypertension # Arterial Hypertension # 3-Vessel Disease	ผู้ป่วยมีอาการ Effort Angina (เจ็บหน้าอกที่เกิดจากการออกกำลังกาย) กล้ามเนื้อหัวใจตาย ความดันโลหิตสูง เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3- Coronary Artery Vessel Disease) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0163 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Effort Angina, โรค Myocardial Hypertension, โรค Arterial Hypertension และโรค 3-Vessel Disease

ตารางภาคผนวกที่ ข.21 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0203 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0203 2 250 1800000	แฟ้ม E0203 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0203.dat 212 200 12 0 681 64427 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 681/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64427
e0203.dat 212 200 12 0 1651 54592 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 1651/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 54592
#Age: 64 Sex: F	ผู้ป่วยเพศหญิงอายุ 64 ปี
# Arterial Hypertension #1-vessel disease (LAD)	ความดันโลหิตสูง เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หั่นลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0203 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Arterial Hypertension และโรค 1-vessel disease (LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.22 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0205 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0205 2 250 1800000	แฟ้ม E0205 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0205.dat 212 200 12 0 551 53957 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 551/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 53957
e0205.dat 212 200 12 0 817 40186 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 817/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 40186
#Age: 55 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 55 ปี
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0203 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-vessel disease (LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.23 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0207 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0207 2 250 1800000	แฟ้ม E0207 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0207.dat 212 200 12 0 -9 21182 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -9/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 21182
e0207.dat 212 200 12 0 45 17259 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 45/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 17259
#Age: 48 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 48 ปี
# 2-Vessel Disease (LAD,LCX)	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 2 เส้นที่เส้นเลือดโคโรนารีซ้ายและที่เส้นโค้ง Circumflex ซ้าย
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0207 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 2-Vessel Disease (LAD,LCX)

ตารางภาคผนวกที่ ข.24 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0211 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0211 2 250 1800000	เพิ่ม E0211 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตรา การสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0211.dat 212 200 12 0 -44 63185 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่ม สัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 =$ $4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ $-44/200 \text{ mV}$ โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 63185
e0211.dat 212 200 12 0 1675 8591 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดใน การสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 =$ $4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ $1675/200$ mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 8591
#Age: 56 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 56 ปี
# 2-Vessel Disease (RCA,LAD)	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 2 เส้นที่ เส้นเลือดแดงโค โรนารีขวาและเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันหลัง
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR- 20

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0211 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการ
โรค 2-Vessel Disease (RCA,LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.25 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0213 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0213 2 250 1800000	แฟ้ม E0213 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0213.dat 212 200 12 0 -6 6172 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -6/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 6172
e0213.dat 212 200 12 0 39 50888 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 39/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 50888
#Age: 56 Sex: F	ผู้ป่วยเพศหญิงอายุ 56 ปี
# 1-Vessel Disease (RCA)	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 1 เส้นที่ เส้นเลือดแดงโคโรนารีขวา
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0213 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-Vessel Disease (RCA)

ตารางภาคผนวกที่ ข.26 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0303 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0303 2 250 1800000	แฟ้ม E0303 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0303.dat 212 200 12 0 -170 18395 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -170/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 18395
e0303.dat 212 200 12 0 736 43864 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 736/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 43864
#Age: 55 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 55 ปี
# Previous Coronary Artery by-pass graft # Myocardial infarction	กล้ามเนื้อหัวใจตาย
# Medications : Nitrates, Nifedipine, Beta-blockers	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ตารางภาคผนวกที่ ข.27 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0305 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0305 2 250 1800000	เพิ่ม E0305 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0305.dat 212 200 12 0 -98 48253 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -98/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 48253
e0305.dat 212 200 12 0 -2 2674 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -2/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 2674
#Age: 60 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 60 ปี
# Inferior Myocardial Infarction # Coronary artery by-pass graft # LCA main stem	เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจส่วน Inferior ตาย
# Medications : Nifedipine,	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ
#Recorder type: Oxford Medilog MR-20	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-20

ตารางภาคผนวกที่ ข.28 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0403 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0403 2 250 1800000	แฟ้ม E0403 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0403.dat 212 200 12 0 -717 38290 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -717/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 38290
e0403.dat 212 200 12 0 -860 11721 0 V1	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V1 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -860/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 11721
#Age: 40 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 40 ปี
#1-vessel disease (LAD)	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายเพียงเส้นเดียวเฉพาะเส้นเลือดโคโรนารีซ้ายที่หันลง (1-Vessel disease at left anterior descending coronary artery)
#Resting Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
#Recorder type: Ela Medical 2448	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Ela Medical รุ่น 2448

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0403 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Resting Angina และโรค 1-vessel disease (LAD)

ตารางภาคผนวกที่ ข.29 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0405 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0405 2 250 1800000	แฟ้ม E0405 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0405.dat 212 200 12 0 -711 2661 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -711/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 2661
e0405.dat 212 200 12 0 -507 31938 0 V1	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V1 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -507/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 31938
#Age: 46 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 46 ปี
#No coronary Angiography # Chest Pain	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารี
#Recorder type: Ela Medical 2448	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Ela Medical รุ่น 2448

ข้อสังเกต: คนใช้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0405 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค No coronary Angiography Chest Pain

ตารางภาคผนวกที่ ข.30 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0409 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0409 2 250 1800000	แฟ้ม E0409 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0409.dat 212 200 12 0 -118 64106 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -118/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64106
e0409.dat 212 200 12 0 320 23852 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 320/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 23852
#Age: 71 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 71 ปี
#Resting Angina #Coronary Artery Disease # Myocardial Infarction	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก) กล้ามเนื้อหัวใจตาย
# Medications : Nitrates, Nifedipine, Beta-blockers	ยาที่ใช้ในการรักษา คือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ และ Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.31 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0411 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0411 2 250 1800000	เพิ่ม E0411 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0411.dat 212 200 12 0 -344 33894 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -344/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 33894
e0411.dat 212 200 12 0 -497 3807 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -497/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 3807
#Age:45 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 45 ปี
#Resting Angina #Coronary Artery Disease	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0411 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Resting Angina และ โรค Coronary Artery Disease

ตารางภาคผนวกที่ ข.32 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0413 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0413 2 250 1800000	แฟ้ม E0413 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0413.dat 212 200 12 0 -697 16007 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -697/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 16007
e0413.dat 212 200 12 0 -533 59645 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -533/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 59645
#Age:73 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 73 ปี
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0411 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้เป็นโรคอะไรและรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการ

ตารางภาคผนวกที่ ข.33 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0415 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0415 2 250 1800000	แฟ้ม E0415 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0415.dat 212 200 12 0 190 52302 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 190/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 52302
e0415.dat 212 200 12 0 309 47187 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 309/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 47187
#Age:83 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 83 ปี
#Recorder type: Ela Medical 2448	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Ela Medical รุ่น 2448

ข้อสังเกต: คนใช้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0415 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้เป็นโรคอะไรและรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการ

ตารางภาคผนวกที่ ข.34 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0417 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0417 2 250 1800000	แฟ้ม E0417 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0417.dat 212 200 12 0 -642 19733 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -642/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 19733
e0417.dat 212 200 12 0 -17 12280 0 MLI	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier Lead I มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -17/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 12280
#Age:84 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 84 ปี
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0417 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้เป็นโรคอะไรและรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการ

ตารางภาคผนวกที่ ข.35 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0501 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0501 2 250 1800000	แฟ้ม E0501 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0501.dat 212 200 12 0 -591 22828 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -591/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 22828
e0501.dat 212 200 12 0 -461 13842 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -461/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 13842
#Age:83 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 83 ปี
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0501 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้เป็นโรคอะไรและรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการ

ตารางภาคผนวกที่ ข.36 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0509 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0509 2 250 1800000	แฟ้ม E0509 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0509.dat 212 200 12 0 -534 49995 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -534/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 49995
e0509.dat 212 200 12 0 -125 51718 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -125/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 51718
#Age:34 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 34 ปี
#Coronary artery disease #Myocardial infarction	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease) กล้ามเนื้อหัวใจตาย
#Medications: verapamil	verapamil ซึ่งเป็นสารควบคุมการเปิดรับแคลเซียมไอออน (calcium antagonist) ที่ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการ continued ischemia ในกรณี que ผู้ป่วยไม่ตอบสนองกับ beta blocker
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ตารางภาคผนวกที่ ข.37 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0515 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0515 2 250 1800000	แฟ้ม E0515 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัว อย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0515.dat 212 200 12 0 806 7285 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 806/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 7285
e0515.dat 212 200 12 0 811 1325 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 811/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 1325
#Age:34 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 34 ปี
# Medications : Nitrates	Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด
#Recorder type: ICR7200	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา ICR รุ่น 7200

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0515 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้เป็นโรคอะไร

ตารางภาคผนวกที่ ข.38 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0601 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0601 2 250 1800000	แฟ้ม E0601 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0601.dat 212 200 12 0 -1137 58315 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1137/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 27017
e0601.dat 212 200 12 0 -247 23355 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -247/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 4342
#Age: 55 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 55 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
#Coronary artery disease	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease)
#Medications: diltiazem	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Diltiazem ซึ่งเป็น Anti-angina agent ที่อาศัยการ block calcium transportation สำหรับรักษาอาการ Mixed Angina และ ลดความดันโลหิต
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ตารางภาคผนวกที่ ข.39 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0603 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0603 2 250 1800000	แฟ้ม E0603 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0603.dat 212 200 12 0 -773 12437 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -773/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 12437
e0603.dat 212 200 12 0 -1068 59385 0 V2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V2 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1068/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 59385
#Age: 61 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 61 ปี
#Resting angina # Arterial Hypertension # 3-Vessel Disease	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก) ความดันโลหิตสูง เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3- Coronary Artery Vessel Disease) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Medications: Nifedipine	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ตารางภาคผนวกที่ ข.40 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0605 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0605 2 250 1800000	แฟ้ม E0605 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0605.dat 212 200 12 0 -1299 43369 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1299/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 43369
e0605.dat 212 200 12 0 -1005 64947 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1005/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 64947
#Age: 48 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 48 ปี
# Effort angina # Inferior Myocardial Infarction # 3-Vessel Disease	ผู้ป่วยมีอาการ Effort angina (เจ็บหน้าอกที่เกิดจากการออกกำลังกาย) เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจส่วน Inferior ตาย เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3- Coronary Artery Vessel Disease) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0605 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Effort angina, โรค Inferior Myocardial Infarction และโรค 3-Vessel Disease

ตารางภาคผนวกที่ ข.41 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0607 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0607 2 250 1800000	แฟ้ม E0607 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0607.dat 212 200 12 0 -1304 44212 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu V$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1304/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 44212
e0607.dat 212 200 12 0 -991 41997 0 V4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V4 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu V$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -991/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 41997
#Age: 70 Sex: F	ผู้ป่วยเพศหญิงอายุ 70 ปี
#Resting angina # Arterial Hypertension # 3-Vessel Disease # Infero-lateral myocardial infarction	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก) ความดันโลหิตสูง เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 3 เส้น (3- Coronary Artery Vessel Disease) ซึ่งเป็นหนึ่งในอาการหัวใจขาดเลือด
# Medications : Nitrates, Verapamil	Nitrate สำหรับขยายหลอดเลือด และ verapamil ซึ่งเป็นสารควบคุมการเปิดรับแคลเซียมไอออน (calcium antagonist) ที่ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการ continued ischemia ในกรณี que ผู้ป่วยไม่ตอบสนองกับ beta blocker
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ตารางภาคผนวกที่ ข.42 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0609 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0609 2 250 1800000	เพิ่ม E0609 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0609.dat 212 200 12 0 -1251 2193 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -1251/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 2193
e0609.dat 212 200 12 0 -326 13890 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -326/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 13890
#Age: 46 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 46 ปี
# Effort angina # Myocardial Hypertension #Coronary artery disease	ผู้ป่วยมีอาการ Effort angina (เจ็บหน้าอกที่เกิดจากการออกกำลังกาย) กล้ามเนื้อหัวใจตาย เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease)
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0609 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Effort angina, โรค Inferior Myocardial Infarction และ โรค Coronary artery disease

ตารางภาคผนวกที่ ข.43 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0611 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0611 2 250 1800000	แฟ้ม E0611 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0611.dat 212 200 12 0 -424 34372 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -424/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 34372
e0611.dat 212 200 12 0 -19 2089 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -19/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 2089
#Age: 44 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 44 ปี
#Coronary artery disease	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease)
#Mixed angina	ผู้ป่วยมีอาการ Mixed Angina (เจ็บหน้าอกแบบผสม)
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0611 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Coronary artery disease และโรค Mixed angina

ตารางภาคผนวกที่ ข.44 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0613 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0613 2 250 1800000	แฟ้ม E0613 จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0613.dat 212 200 12 0 -908 58987 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125$ μ V), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -908/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 58987
e0613.dat 212 200 12 0 467 35539 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modifier lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125$ μ V), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 467/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 35539
#Age: 55 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 55 ปี
# Effort Angina	ผู้ป่วยมีอาการ Effort angina (เจ็บหน้าอกที่เกิดจากการออกกำลังกาย)
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0613 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Effort Angina

ตารางภาคผนวกที่ ข.45 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0615 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0615 2 250 1800000	แฟ้ม E0615 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0615.dat 212 200 12 0 - 722 21787 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -722/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 21787
e0615.dat 212 200 12 0 - 760 6088 0 MLIII	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก Modified lead III มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -760/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 6088
#Age: 66 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 66 ปี
#Resting angina	ผู้ป่วยมีอาการ Resting Angina (เจ็บหน้าอกขณะพัก)
# Inferior myocardial infarction #Arterial hypertension	เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจส่วน Inferior ตาย (Inferior myocardial infarction) และ ความดันโลหิตสูง
#Recorder type: Del Mar Avionics 445B	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Del Mar รุ่น Avionics 445B

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0615 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Inferior myocardial infarction และ โรค Arterial hypertension

ตารางภาคผนวกที่ ข.46 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับเพิ่มข้อมูลชุด E0801 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในเพิ่ม	ความหมายของข้อมูล
E0801 2 250 1800000	เพิ่ม E0801 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นโดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0801.dat 212 200 12 0 1100 11682 0 V1	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V1 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 1100/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 11682
e0801.dat 212 200 12 0 - 522 5118 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -522/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 5118
#Age: 62 Sex: F	ผู้ป่วยเพศหญิงอายุ 62 ปี
#Coronary artery disease	เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease)
# Medications : nifedipine, beta-blockers	ยาที่ใช้ในการรักษาคือ Nifedipine ซึ่งทำหน้าที่เป็น calcium channel blocker เพื่อคลายกล้ามเนื้อหัวใจ
#Recorder type: Oxford Medilog MR-40	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-40

ตารางภาคผนวกที่ ข.47 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E0817 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E0817 2 250 1800000	แฟ้ม E0817 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
e0817.dat 212 200 12 0 -934 37807 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -934/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 37807
e0817.dat 212 200 12 0 - 969 15274 0 V1	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V1 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -969/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 15274
#Age: 55 Sex: F	ผู้ป่วยเพศหญิงอายุ 55 ปี
#Coronary artery disease # Myocardial Hypertension #Arterial hypertension	เป็นโรคที่เกี่ยวกับเส้นเลือดโคโรนารี (Coronary Artery Disease) กล้ามเนื้อหัวใจตาย ความดันโลหิตสูง
#Recorder type: Oxford Medilog MR-14	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Oxford Medilog รุ่น MR-14

ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E0817 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รับการรักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค Coronary artery disease, โรค Myocardial Hypertension และ โรค Arterial hypertension

ตารางภาคผนวกที่ ข.48 : ข้อมูล Header ผู้ป่วยสำหรับแฟ้มข้อมูลชุด E1301 และความหมายของข้อมูล

ข้อมูลในแฟ้ม	ความหมายของข้อมูล
E1301 2 250 1800000	แฟ้ม E1301 ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้น โดยใช้อัตราการสุ่มสัญญาณที่ 250 Hz มีจำนวน Sample อยู่ 1,800,000 ตัวอย่าง (บันทึกเป็นเวลา 2 ชั่วโมง)
E1301.dat 212 200 12 0 22 22363 0 V1	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 1 มาจาก Lead V1 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ 22/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 22363
E1301.dat 212 200 12 0 -784 25397 0 V5	คลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นที่ 2 มาจาก lead V5 มีความคมชัดในการสุ่มสัญญาณที่ 12 บิต (รวม Sign Bit) โดยสามารถรับสัญญาณ ECG ก่อนการขยายได้ถึง 20 mV (ความคมชัดเท่ากับ $20/4096 = 4.8828125 \mu\text{V}$), มีกำลังขยาย 200 เท่า เริ่มต้นที่ระดับ -784/200 mV โดยมีผลรวมข้อมูลทั้งหมดเท่ากับ 25397
#Age: 35 Sex: M	ผู้ป่วยเพศชายอายุ 35 ปี
# 1-Vessel Disease (LAD)	เป็นโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดแดงโคโรนารี 1 เส้นที่ เส้นเลือดแดงโคโรนารีซ้ายที่หันหลัง
#Recorder type: Reynolds Tracker	ใช้เครื่องมือบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรา Reynolds Tracker

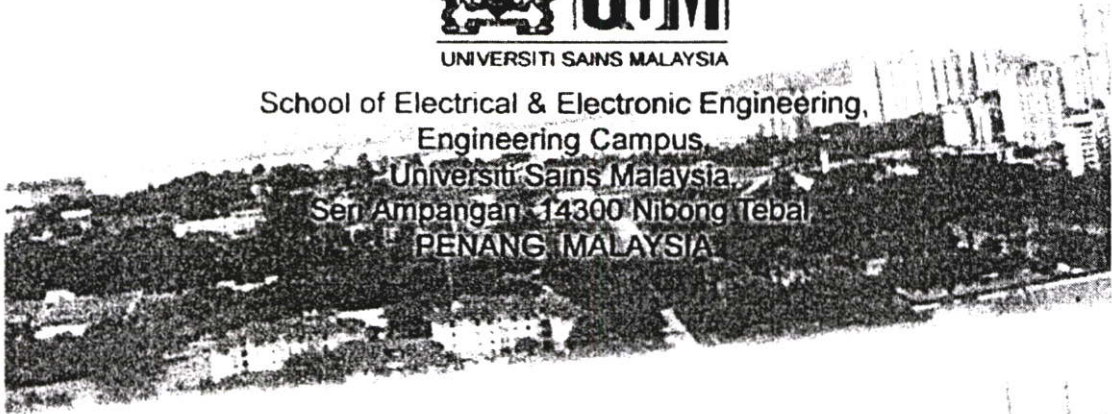
ข้อสังเกต: คนไข้รายที่ให้ข้อมูลชุด E1301 ไม่ได้มีการแจ้งว่าได้รักษาโดยใช้ยาอะไรรักษาอาการโรค 1-Vessel Disease (LAD)

ภาคผนวก ค.
การเผยแพร่งานวิจัย

1. Pantippa Boonsompog, Sukanya Preasomboon, Pichet Srisanggam, Surapan Yimman and Kobchai Dejhan. **“TMS320C31-Based Real-Time QRS Detection.”** Proceedings of the International Conference on Robotics, Vision, Information and Signal Processing (ROVISP2005), pp. 101-104, Penang Malaysia, July 20-22, 2005.



School of Electrical & Electronic Engineering,
 Engineering Campus,
 Universiti Sains Malaysia,
 Seri Ampangan, 14300 Nibong Tebal,
 PENANG, MALAYSIA



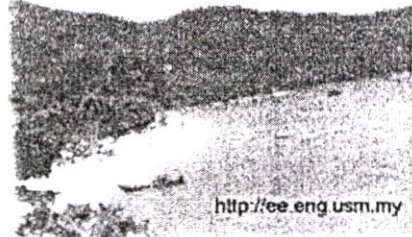
ROVISP 2005

20 - 22 July
2005

*Proceedings of the International Conference
 on Robotics, Vision, Information and
 Signal Processing*

PENANG
• Malaysia

ISBN 983-3091-15-X



<http://ee.eng.usm.my>

TMS320C31-Based Real-time QRS Detection

Surapun Yimman¹, Pantippa Boonsompong²,
Sukanya Praesomboon², Kobchai Dejhan², Pichet Srisangnam³

¹Department of Industrial Physic & Medical Instrumentation,
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok, Bangkok, 10800, Thailand
(Tel : +66-2-913-2500; E-mail: sym_imi@yahoo.com)

²Faculty of Engineering and Research Center for Communication and Information Technology,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand

³Department of Industrial Technology, Faculty of Science and Technology
Rajabhat University Phranakhon Si Ayutthata, Phranakhon Si Ayutthata 13000, Thailand

Abstract

The following article has introduced the new design on QRS detection by applying TMS320C31 floating point DSP processor and Hamilton-Tompkins QRS detection techniques. This experiment will apply to the standard ECG signals from an ECG simulator and European ST-T database from Physionet. The experiment results have shown that this method could perform real-time QRS detection with high accuracy.

Keywords: QRS, Electrocardiogram

Introduction

ECG signal is an electric signal generated from the contraction and relaxation of heart muscles and the characteristics of ECG signals are the indicators of abnormalities in heart function. The normal ECG signal consists of P wave, QRS complex, and T wave while the detection of various waves within ECG signals especially QRS complex is the first step for ECG analysis to assess the conditions patients' hearts [1,2,3]. Analog circuits have been initially applied for QRS detection, but the analog circuits have the shortcomings that cause inaccurate detection of various waves within ECG signals. The later methods of QRS detection have applied Hamilton-Tompkins technique [4,5], Wavelet transform and Wavelet packet transform. However, wavelet and wavelet packet transform has complicated calculation which results in slow signal processing [6,7].

Therefore, the following article is introducing the QRS detection by applying Hamilton-Tompkins techniques on DSP Board with TMS320C31 Floating point digital signal processor to perform real-time QRS detection.

Theories

ECG Signals

An ECG signal consists of the various waves within as shown in Figure 1, which indicates that QRS complex has

larger magnitude than P wave and T wave within the same ECG signal. However, the actual results from measurements would give different forms comparing to the result in Figure 1 due to the muscle noise, and motion artifacts interfering into ECG signals shown as power spectra in Figure 2.

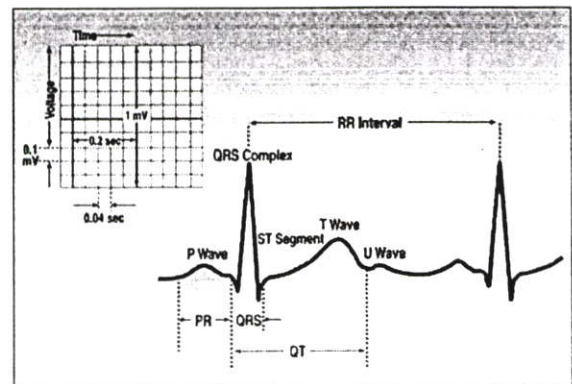


Figure 1 - ECG Signal

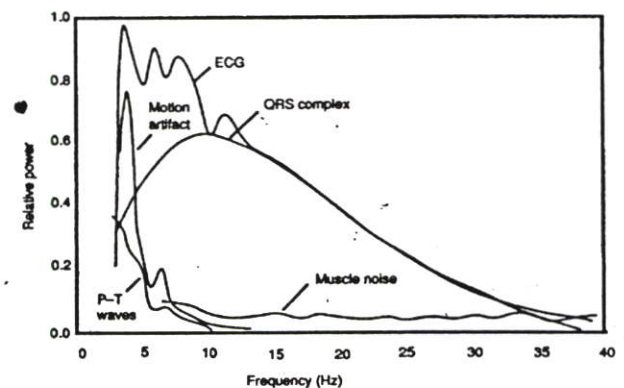


Figure 2 - Power Spectra of Signals within ECG and Noises

ECG QRS Detection

QRS detection according to Hamilton-Tompkins technique can be displayed as a diagram in Figure 3. The original ECG signal is passing through a band-pass filter constructed from the cascaded low-pass filter and high-pass filter. After that, the filtered ECG will pass through derivative circuit to

calculate the slope of ECG signal. After that, the slope value of ECG signal become squared slope value of ECG signal before performing time averaging.

Designs

Input Filter

The band pass filter design for ECG detection must take the power spectrum of QRS complex shown in Figure 2 into account and the bandwidth of QRS complex is from 5-15 Hz with the maximum power at 9-10 Hz. Therefore, the researchers have applied IIR [8] filter of 4-order Butterworth with sampling rate of 600Hz and transfer function as shown in Equation (1) with magnitude response measured from HP35665A Dynamic signal analyzer as shown in Figure 4.

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + b_3z^{-3} + b_4z^{-4}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + a_3z^{-3} + a_4z^{-4}} \quad (1)$$

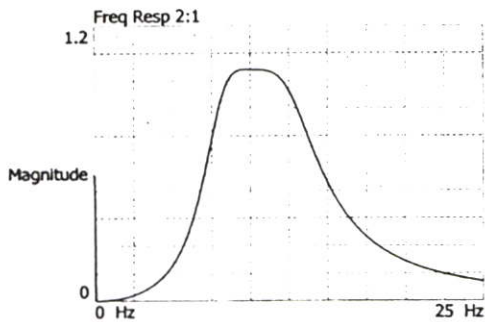


Figure 4 - Magnitude Response of the Input filter

Derivative

The derivative is constructed from the relationship between s-domain and z-domain [8] with the difference equation as shown in Equation (2).

$$y_d(n) = \frac{y_f(n) - y_f(n-1)}{T} \quad (2)$$

Squaring

Output equation after squaring the signal can be displayed in Equation (3).

$$y_s(n) = (y_d(n))^2 \quad (3)$$

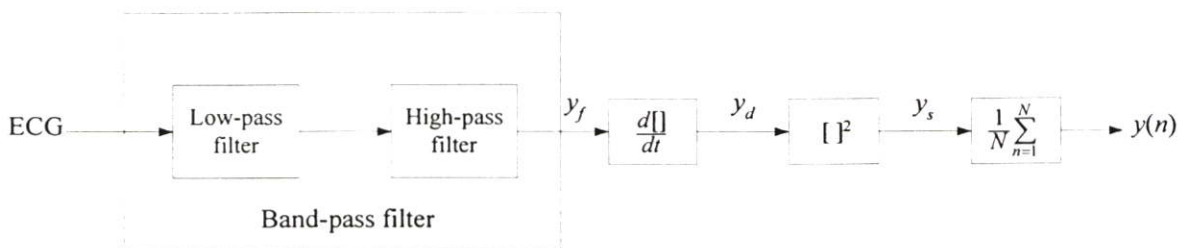


Figure 3 - QRS Detection Block Diagram

Moving Window Integrator

The moving window integrator is the way to find the average value after squaring the signal, and the result from the moving window integral can be displayed in Equation (4). The number of integrator N has been set to N = 50 for the sampling rate of 600 Hz. The higher number of N could result in the integrating T wave into QRS complex while the lower number of N could result in more than 1 peak for each QRS complex.

$$y(n) = \frac{1}{N} (y_s(n) + y_s(n-1) + y_s(n-2) + \dots + y_s(n-N)) \quad (4)$$

Hardware and software Implementation

In the experiment; TMS320C31 floating point digital signal processing is used for hardware implementation and C-language is used for software implementation [9]. Figure 13 shows the C-language program that implements the input filter, derivative, squaring function and moving window integral.

Results from Experiments

The data for testing the experiments come from the standard ECG simulator and the ECG data from European ST-T database and the experiment results can be displayed in Figure 5 to Figure 12

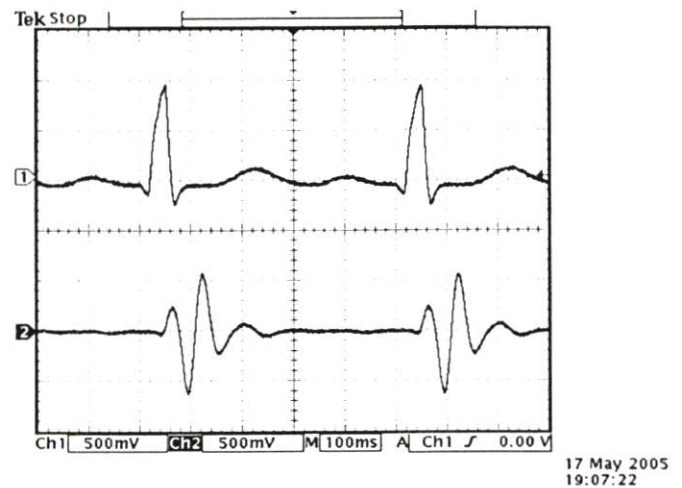


Figure 5 - ECG Signals from an ECG simulator after passing through Band-pass Filter

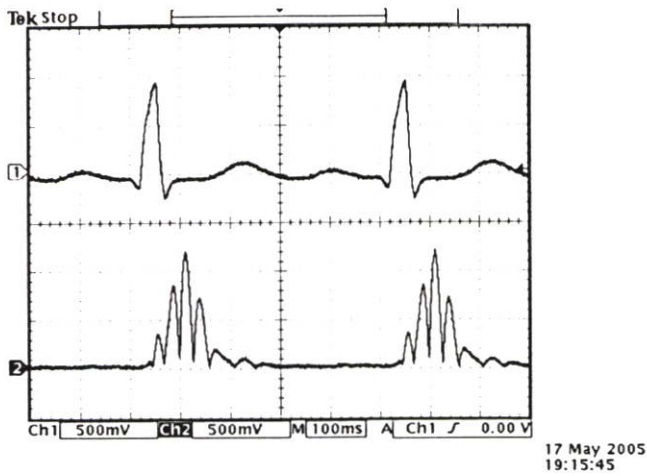


Figure 6 - Filtered ECG Simulated Signals after passing through the Derivative

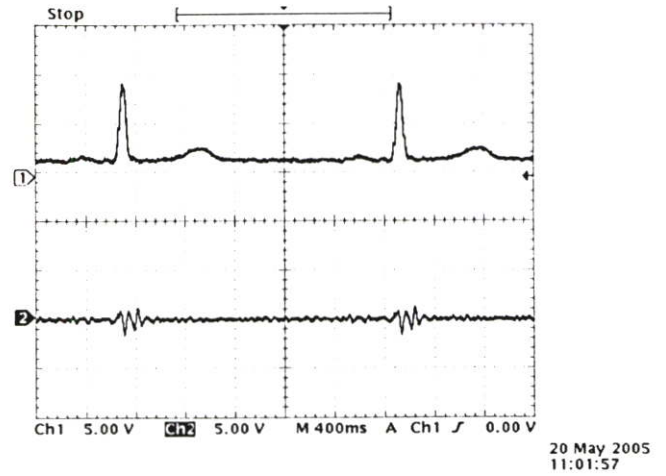


Figure 9 - ECG Signals from European ST-T Database after passing through Band-pass Filter

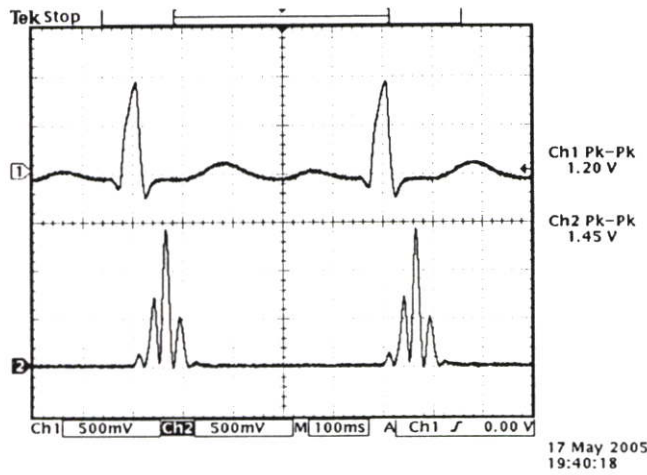


Figure 7 - Derivative and Filtered ECG Simulated Signals after passing through Squaring

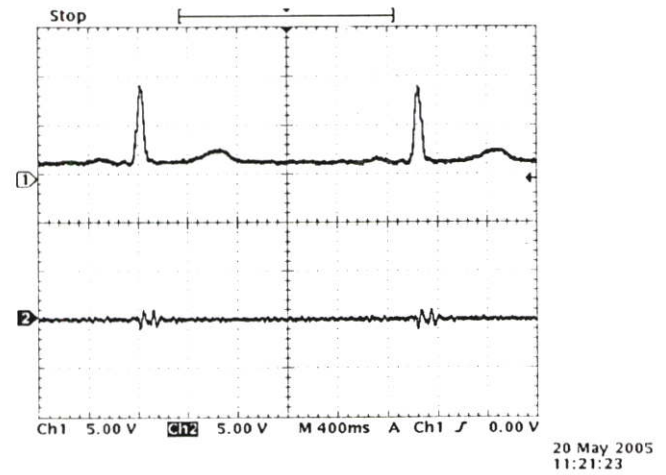


Figure 10 - Filtered ECG Signals from European ST-T Database after passing through the Derivative

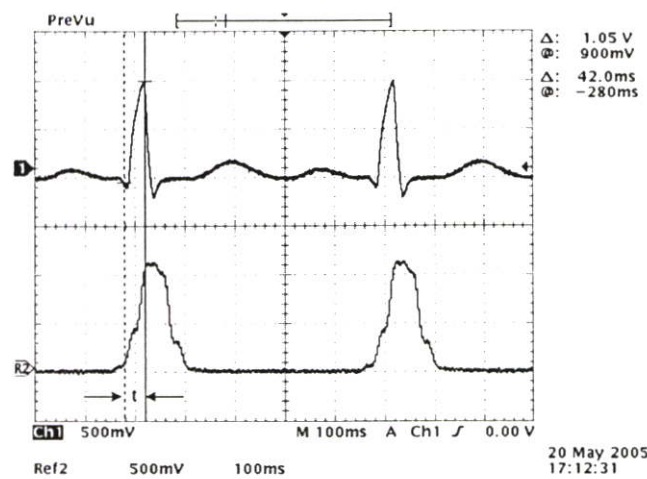


Figure 8 - Squared, Derivative, and Filtered ECG Simulated Signals after passing through The Moving Window Integrator

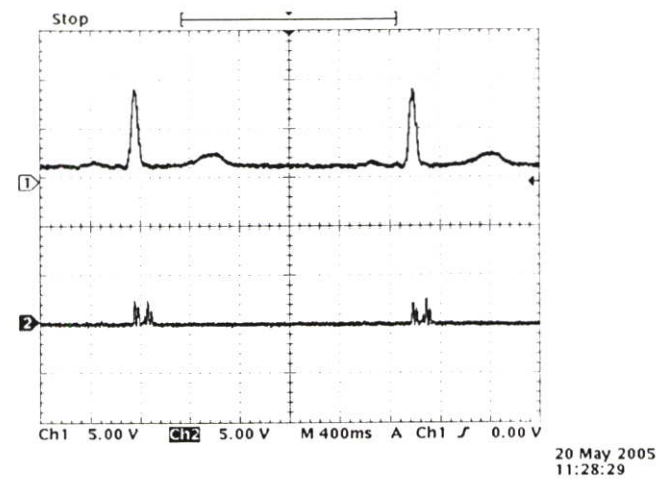


Figure 11 - Derivative and Filtered ECG Signals from European ST-T Database after passing through Squaring

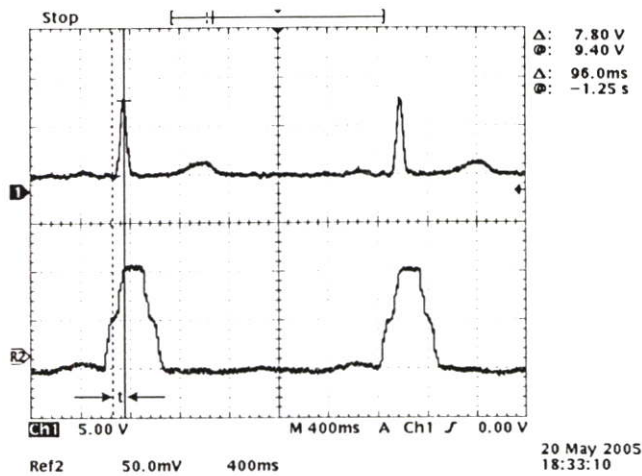


Figure 12 - Squared, Derivative, and Filtered ECG Signals from European ST-T Database after passing through the Moving Window Integrator

Conclusions

The experiment results have shown that the real-time QRS detection by applying Hamilton-Tompkins technique on TMS320C31 floating point digital signal processor have shown the detections of QRS complex with high accuracy. However, this is the first step for the construction of an ECG analyzer, which has ability to count the number of QRS complex in ECG. Further researches and developments would allow P wave and T wave detection, the magnitude measurement of the each wave, and the interval between each peaks of the signals, thus ECG analyzer with more completed functions.

References

- [1] Kunihiro, Doug et. Al. 2001.: Introduction to Lead II ECG Interpretation. York Region Base Hospital Program
- [2] Taddei, Alessandro et. Al. 1991.: The European ST-T Database: Development, Distribution, and Use, IEEE computers in Cardiology, proceedings.
- [3] Kunzmann, U., G. von Wagner, J Schöchlin, A. Bolz. 2002.: Parameter Extraction of the ECG-Signal in Real-Time, 875-878. Biomedizinische Technik 47, Ergänzungsband 2.
- [4] Willis j. Tompkins, 1993. *Biomedical Digital Signal Processing*. Prentice-Hall International, Inc.
- [5] Pan, J., and W.J. Tompkins. 1985.: A Real-Time QRS Detection Algorithm, 230-236. IEEE Transaction on Biomedical Engineering.
- [6] Bahoura, M., M. Hassani, M. Hubin, DSP Implementation of Wavelet Transform for Real Time ECG Wave Forms Detection and heart Rate Analysis, Computer methods and Programs in Biomedicines, Vol.52,1997, pp. 35-44.
- [7] Yimman, S., Hinjit, W., Desyoo, P., Bholsithi, W., Dejhan, K. 2004; Wavelet Packet Transform Applications on QRS Detection. The 4TH IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, 59. Jolly Hotel-Vittorio Veneto, Rome, Italy.
- [8] Proakis JG., D.G. Manoplakis, Digital Signal Processing: Principle, Algorithm, and Applications, Upper Saddle River : Prentice Hall Inc, NJ, 1996.
- [9] Chassaaing, R.1999. *Digital Signal Processing Laboratory Experiments Using C and the TMS320C31* DSK, John Wiley&Sons, Inc.

```
#include "c:\c3xtools\dsk3118\aiccomc.c"
#include "c:\c3xtools\include\math.h"
#define sample_freq 10146
int AICSEC[4] = {0x162c,0x01,0x3872,0x63};

void qrs(void)
{
    int result,x0,i,g,result1;
    long th1;
    float y4=0.1,y3=0.2,y2=0.3,y1=0.4,y0,yd,ys,yq;
    float x4,x3,x2,x1,xd0,xd1,xd2; float x[198];
    float b0=0.0035224376,b1=0.0,b2 = -0.0070448752;
    float b3 = 0.0000000000, b4 = 0.0035224376;
    float a1 = -3.7751098376, a2 = 5.3943851308;
    float a3 = -3.4579712954, a4 = 0.8393252562;
    float fs=sample_freq/16;

    while(1)
    {
        /****** Input Filter *****/
        x0=UPDATE_SAMPLE(result);
        yf = x0*b0 + x1*b1 + x2*b2 + x3*b3 + x4*b4
        yf += -a1*y1 - a2*y2 - a3*y3 - a4*y4;
        y4=y3; y3=y2; y2=y1; y1=y0;
        x4=x3; x3=x2; x2=x1; x1=x0;

        /****** Derivative *****/
        xd0 = y0;
        yd = fs*xd0 - fs*xd1;
        xd1 = xd0;
        yd = yd/2000;

        /****** Squaring *****/
        ys = pow(yd,2);

        /****** Moving Window Integral *****/
        x[0] = yq;
        g = 197; y=0;
        for(i=0;i<g;i++)
        {
            y += x[i];
        }
        for(i=g;i>0;i--)
        {
            x[i]=x[i-1];
        }
        result = (int)(y/g);
    }
}

main()
{
    AICSET();
    qrs();
}
```

Figure 13 - C code for real time QRS detection

ประวัติผู้เขียน

นางสาวพันทิพย์ภา บุญสมพงษ์ เกิดเมื่อวันที่ 14 พฤษภาคม 2523 ที่จังหวัดฉะเชิงเทรา
สำเร็จการศึกษาวិทยาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์อุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ