

รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการวิจัยเรื่อง

เครื่องวัดและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณเสียงของหัวใจ

ECG Signal Processing and Measurement used Heart Sound

โดย

นางสาว สิริมลภักดิ์ สุดดีพงษ์

ผศ.ดร.บรรักษ์ชัย ตูลละสกุล

โครงการร่วมบริหารหลักสูตรมีเดียอาตส์และเทคโนโลยีมีเดีย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

รายงานนี้ได้รับการสนับสนุนจาก สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

จากเงินงบประมาณ ประจำปี 2554

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการออกแบบและสร้างเครื่องวัดและประมวลผลคลื่นหัวใจจากสัญญาณเสียงของหัวใจใช้งานร่วมกับเครื่องคอมพิวเตอร์ เครื่องต้นแบบรับสัญญาณเสียงของหัวใจผ่านทางคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนที่ยังอยู่ภายในหูฟัง Stethoscope คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนเปลี่ยนแรงกดดันจากการเต้นของหัวใจเป็นสัญญาณไฟฟ้าแล้วส่งต่อไปยังการ์ดเสียงของคอมพิวเตอร์ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณเสียงไฟฟ้าแบบอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลแล้วให้โปรแกรมประมวลผลสัญญาณคลื่นหัวใจที่พัฒนาด้วยโปรแกรม LabVIEW ประมวลผลต่อไป สัญญาณที่ได้นำไปวิเคราะห์ด้วยการแปลงฟูริเยร์ช่วงเวลาสั้น ผ่านการติดต่อกับผู้ใช้แบบกราฟิก ผู้ใช้สามารถเลือกช่วงของสัญญาณที่จะกรองได้ และเลือกแสดงค่าพลังงานเสียงของหัวใจได้

คำสำคัญ : เสียงหัวใจ, LabVIEW

Abstract

This research presents the design and development of an ECG signal processing and measurement used heart sound which can be worked with a computer. The prototype will receive the heart sound via the condenser microphone built-in the stethoscope. The condenser microphone will be conversed the air pressure from heart beats to electrical signal, that signal will transformed to computer via sound card. The sound card will be conversed the analog signal to digital signal for process by heart sound processing program developed by LabVIEW program. The signal will be analyzed with short time Fourier transform in heart sound processing program connected the user by graphical user interface, The user is able to select a band pass of signal for filter and choose the power spectrum of heart sound for display.

Keyword : heart sound, LabVIEW

คำนำ

งานวิจัยนี้เป็นต้นแบบเครื่องวัดและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณเสียงหัวใจพัฒนาด้วยโปรแกรม LabVIEW สำหรับประมวลผลสัญญาณเสียงของหัวใจที่รับจากหูฟัง Stethoscope งานวิจัยนี้เป็นเพียงแนวทางต้นแบบการวัดคลื่นหัวใจในรูปแบบอื่นที่ต่างจากรูปแบบเดิม ที่ใช้สายวัดติดไปตามร่างกาย งานวิจัยนี้เป็นแนวทางพัฒนาและเพิ่มขีดความสามารถของเครื่องมือแพทย์ ให้แพทย์สามารถนำไปประกอบการวินิจฉัยโรคหรือภาวะทางหัวใจได้ในราคาถูก

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติจากเงินงบประมาณประจำปี 2554 ผู้วิจัยขอขอบคุณมา ณ ที่นี้

ผู้วิจัย

สารบัญ

ชื่อเรื่อง	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ก
คำนำ	ข
สารบัญ	ค
สารบัญตาราง	จ
สารบัญรูป	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	1
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.5 นิยามศัพท์	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 เสียงหัวใจ	3
2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph; ECG)	7
2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับสัญญาณ ECG ทางคลินิก	8
2.4 การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล	13
2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	17
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	
3.1 การเลือกไมโครโฟน	21
3.2 LabVIEW Programming	22
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย	
4.1 องค์ประกอบและผลการทดสอบโปรแกรม	28
4.2 การทดสอบการแสดงผลเสียงหัวใจ	31

สารบัญ (ต่อ)

ชื่อเรื่อง	หน้า
บทที่ 5 สรุป อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปและอภิปราย	37
5.2 ข้อเสนอแนะ	38
บรรณานุกรม	39

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 องค์ประกอบหลักของโปรแกรม	22
3.2 ตัวอย่างความถี่ของหัวใจที่ผิดปกติ	24

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 สัญญาณเสียงหัวใจและ Murmurs	4
รูปที่ 2.2 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่ตีบ	5
รูปที่ 2.3 สัญญาณเสียงหัวใจ	5
รูปที่ 2.4 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่รั่ว	6
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งที่ทำการวัดเก็บค่าสัญญาณเสียงหัวใจ	7
รูปที่ 2.6 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ	8
รูปที่ 2.7 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์	9
รูปที่ 2.8 อธิบายการเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์	10
รูปที่ 2.9 รูปคลื่นในสัญญาณ ECG Lead II ของคนปกติ	12
รูปที่ 2.10 กระบวนการชักตัวอย่างสัญญาณและควอนไทซ์	14
รูปที่ 3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบงานวิจัย	21
รูปที่ 3.2 ลักษณะโครงสร้าง condenser microphone	21
รูปที่ 3.3 โปรแกรมส่วนรับสัญญาณเสียงหัวใจโดยใช้ sound card	23
รูปที่ 3.4 โปรแกรมกรองความถี่สัญญาณ	23
รูปที่ 3.5 โปรแกรมการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่	24
รูปที่ 3.6 โค้ดโปรแกรมประมวลผลสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ	25
รูปที่ 3.7 หน้าจอโปรแกรมที่ออกแบบและสร้างขึ้นจากงานวิจัย	26
รูปที่ 4.1 Stethoscope ที่ดัดแปลง	27
รูปที่ 4.2 Block Diagram ของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจ	28
รูปที่ 4.3 การทำงานของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจ	28
รูปที่ 4.4 ตัวกรองสัญญาณดิจิทัล	29
รูปที่ 4.5(ก) สัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจโดยไม่ผ่านตัวกรองสัญญาณ	29
รูปที่ 4.5 (ข) ผลการทดสอบตัวกรองสัญญาณ ชนิด Bandpass filter	29
รูปที่ 4.5 (ค) Electrocardiograph ที่ได้จากการกรองสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ	30
รูปที่ 4.6 ส่วนกำหนดลักษณะเพื่อบันทึกสัญญาณการทำงานของหัวใจ	30
รูปที่ 4.7 Power Spectrum	31
รูปที่ 4.8 Spectrogram ของสัญญาณ ECG	31

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.9 ตำแหน่งที่ทำการวัดเก็บค่าสัญญาณเสียงหัวใจ	32
รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ของรูปคลื่นเสียงหัวใจและสัญญาณ ECG	32
รูปที่ 4.11 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area 1-40Hz	32
รูปที่ 4.12 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area 1-20Hz	33
รูปที่ 4.13 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area 1-10Hz	33
รูปที่ 4.14 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Aortic Valvular Area	33
รูปที่ 4.15 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area 1-40Hz	33
รูปที่ 4.16 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area 1-20Hz	34
รูปที่ 4.17 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area 1-10Hz	34
รูปที่ 4.18 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Pulmonary Valvular Area	34
รูปที่ 4.19 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area 1-40Hz	34
รูปที่ 4.20 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area 1-20Hz	35
รูปที่ 4.21 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area 1-10Hz	35
รูปที่ 4.22 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Tricuspid Valvular Area	35
รูปที่ 4.23 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area 1-40Hz	36
รูปที่ 4.24 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area 1-20Hz	36
รูปที่ 4.25 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area 1-10Hz	36
รูปที่ 4.26 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Mitral Valvular Area	36

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

Stethoscope เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อการวินิจฉัยเบื้องต้น สำหรับการฟังเสียงการทำงานของหัวใจ และการทำงานของปอด ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ราคาไม่แพง ใช้งานสะดวก แต่ต้องใช้ความชำนาญของแพทย์ในการฟังเสียงการทำงานของหัวใจโดยมีสัญญาณเสียงรบกวนจากภายนอกเป็นปัจจัยสำคัญที่อาจจะทำให้การวินิจฉัยผิดพลาดได้

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการเพิ่มขีดความสามารถของการใช้สัญญาณคลื่นเสียงของหัวใจจากเครื่อง Stethoscope โดยใช้เทคนิคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal Processing) ให้สามารถทำการบันทึกสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ เป็นไฟล์คอมพิวเตอร์ เพื่อให้แพทย์สามารถใช้ไฟล์สัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ เพื่อนำไปวิเคราะห์ และการวินิจฉัย โดยผ่านกระบวนการประมวลผลสัญญาณในรูปแบบต่างๆได้ เช่น การใช้ตัวกรองความถี่ของสัญญาณ (Digital Filter) ซึ่งสามารถแยกสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณเสียงได้ เพื่อการประมวลผลในแกนเวลา (Time Domain) และการประมวลผลสัญญาณในรูปแบบแกนความถี่ (Frequency Domain) ในรูปแบบ Power Spectrum และการวินิจฉัยด้วย Spectrogram เป็นต้น โดยจะเป็นประโยชน์อย่างมากในการวินิจฉัยของแพทย์ ทั้งยังช่วยให้การวินิจฉัยนั้นเพิ่มความมั่นใจในความถูกต้องและความแม่นยำมากขึ้น และยังสามารถจัดเก็บข้อมูลเพื่อการศึกษา การทำวิจัยในอนาคตได้ ทั้งนี้งานวิจัยยังมีความสอดคล้องกับนโยบายและยุทธศาสตร์การวิจัยของชาติ ซึ่งว่าด้วยการพัฒนาบุคลากร และเครื่องมือทางวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่มีความสำคัญอย่างมาก โดยเป็นส่วนหนึ่งของนโยบายของภาครัฐที่ได้พยายามที่จะพัฒนาประเทศอย่างยั่งยืน

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อเพิ่มขีดความสามารถของ Stethoscope ให้สามารถแสดงผลและจัดเก็บสัญญาณอยู่ในรูปแบบไฟล์คอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปประกอบการวินิจฉัยของแพทย์ และการพัฒนาเทคโนโลยีด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1.3.1 งานวิจัยนี้ใช้ Stethoscope เป็นตัวรับเสียงการทำงานของหัวใจและปอดผ่านทางไมโครโฟน
- 1.3.2 งานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม LabVIEW ในการรับค่าและประมวลผล
- 1.3.3 งานวิจัยนี้เป็นเพียงการสร้างต้นแบบเครื่องวัดและประมวลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากสัญญาณเสียงของหัวใจ ยังไม่ได้นำไปทดลองจริงกับผู้ป่วย

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

สามารถพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ให้สามารถจัดเก็บสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ เพื่อให้แพทย์สามารถนำไปใช้ในการวิเคราะห์ และวินิจฉัย ได้ดียิ่งขึ้น และสามารถนำสัญญาณที่ได้จากการบันทึกใช้เพื่อการศึกษา การทำวิจัยในอนาคตได้

1.5 นิยามศัพท์

- 1.5.1 Stethoscope หมายถึง หูฟังทางการแพทย์สำหรับฟังเสียงการทำงานของหัวใจและปอด
- 1.5.2 LabVIEW หมายถึง โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับการรับค่า และประมวลผลสัญญาณทางคณิตศาสตร์

บทที่ 2

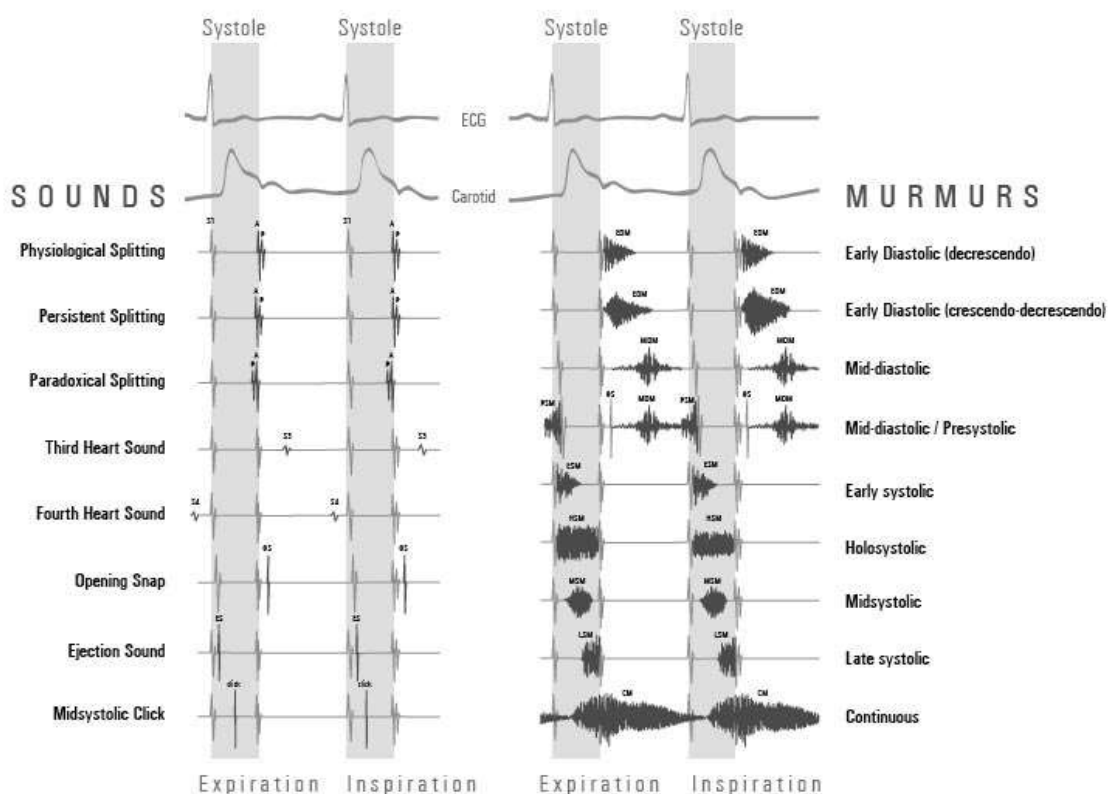
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 เสียงหัวใจ

เสียงหัวใจเป็นข้อมูลเบื้องต้นที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัยโรค โดยเฉพาะโรคที่เกิดจากความผิดปกติของลิ้นหัวใจ ทั้งนี้ในเสียงหัวใจปกติจะมีเสียงประกอบ 4 เสียง คือเสียง S1, S2, S3 และ S4 (มักจะได้ยินเพียง 2 เสียงคือเสียง S1 และ S2) ซึ่ง การใช้เครื่องมือฟังทางการแพทย์ (Stethoscope) ฟังการทำงานของหัวใจ โดยทั่วไปจะได้ยินเสียงแรก (S1) และเสียงที่สอง (S2) โดยเสียงที่สาม (S3) จะได้ยินในบางกรณี และเสียงที่สี่ (S4) มักจะไม่ได้ยินเพราะเบามาก เสียง S1 เป็นเสียงที่มีลักษณะเป็นเสียงต่ำฟังได้ชัดเจนมีความถี่อยู่ช่วง 25-45 Hz และจะดังอยู่ประมาณ 0.15 วินาที เสียง S2 เป็นเสียงสูงมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 50 Hz และจะดังสั้นกว่าเสียง S1 เล็กน้อยซึ่งจะดังอยู่ประมาณ 0.12 วินาที โดยระยะจากเสียง S1 ถึง เสียง S2 เป็นระยะบีบตัวของหัวใจ (Systole) และระยะจากเสียง S2 ถึงเสียง S1 เป็นระยะคลายตัวของหัวใจ (Diastole)

2.1.1 เสียงหัวใจผิดปกติ

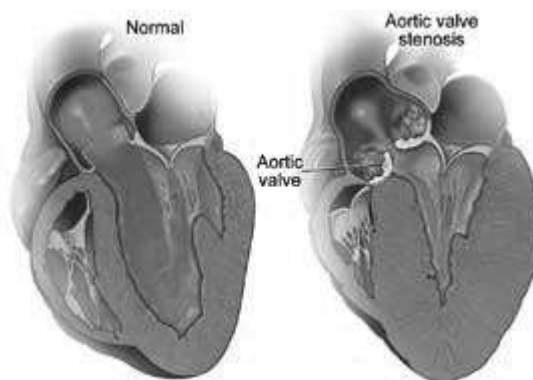
เสียงหัวใจผิดปกติที่เรียกว่า Murmur ซึ่งองค์ประกอบของ Murmur เกิดจากกระบวนการไหลของโลหิตจะถูกรบกวน โดยส่วนใหญ่เกิดจากการผิดปกติของลิ้นหัวใจ เช่น จากการตีบของลิ้นหัวใจทำให้เลือดมีความดันสูงและมีอัตราการไหลเพิ่มขึ้นเป็นกระแสวน หรือเกิดจากการรั่วของลิ้นหัวใจซึ่งทำให้เลือดไหลย้อนกลับ ถ้าแบ่งชนิดของ Murmurs ตามช่วงเวลาการเกิดจะแบ่งได้เป็น Systole Murmurs ซึ่งเกิดขึ้นในระยะบีบตัวของหัวใจ และ Diastole Murmurs ซึ่งเกิดขึ้นในระยะคลายตัวของหัวใจ เช่น ช่วงการเกิด, ความดัง, ความถี่ (เสียงหึ่งหรือเสียงแหลม) ทั้งหมดนี้เป็นองค์ประกอบที่ต้องใช้ในการวินิจฉัยโรคของแพทย์ การที่จะฝึกแพทย์ให้สามารถวินิจฉัยความผิดปกติของลิ้นหัวใจจากเสียงหัวใจจึงต้องให้เวลานาน ทำให้มีแพทย์เฉพาะทางด้านนี้น้อย ไม่สามารถกระจายไปสู่โรงพยาบาลในชนบทได้ทั่วถึง



รูปที่ 2.1 สัญญาณเสียงหัวใจและ Murmurs

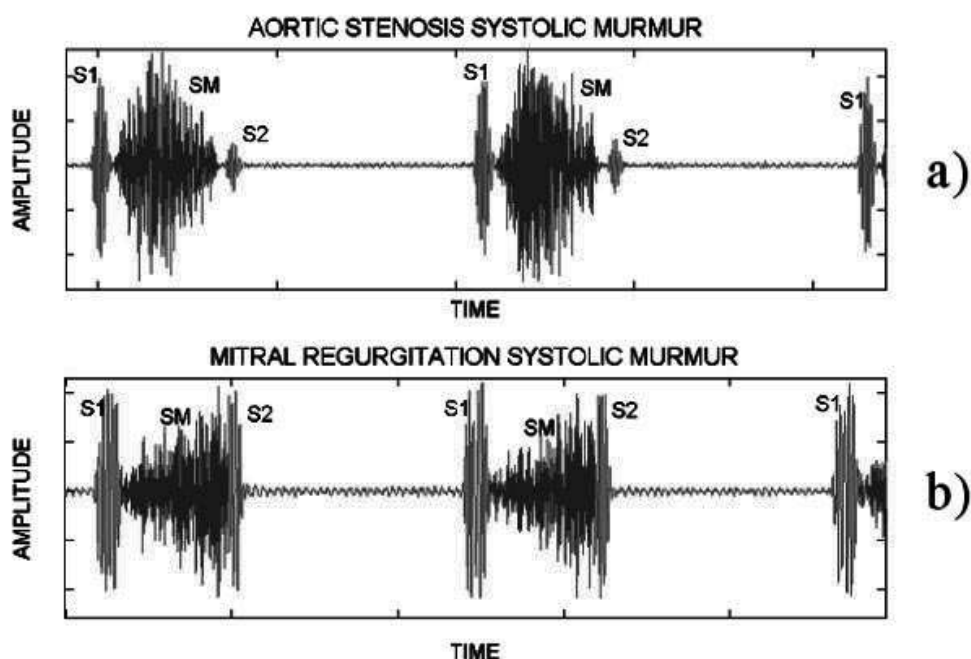
Systole Murmurs เป็นเสียงหัวใจผิดปกติที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจบีบตัว สาเหตุที่เกิดเสียงผิดปกติที่พบบ่อยคือเกิดจาก

ก) ลิ้นหัวใจ Aortic ตีบ (Aortic Stenosis) โดย Murmur ของ ลิ้นหัวใจ Aortic ตีบ จะมีสัญญาณเสียงหัวใจลักษณะแบบ Mid-Systole (MSM) และ/หรือแบบ Ejection Sound (ES) โดยการที่ลิ้นหัวใจ Aortic ตีบนั้นทำให้ขณะหัวใจบีบตัวหัวใจห้องล่างซ้ายจะมีความดันภายในสูงเลือดไหลไปหลอดเลือด Aortic ด้วยความแรงทำให้เกิดการไหลวนซึ่งเป็นต้นเหตุของเสียงหัวใจผิดปกติ และจากการที่เลือดต้องใช้เวลานานในการไหลออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายนานกว่าปกติทำให้ลิ้นหัวใจ Aortic ปิดหลังลิ้นหัวใจ Pulmonary ซึ่งนั่นหมายถึงจะเกิดสัญญาณเสียงหัวใจลักษณะ Paradoxical Splitting ขึ้นด้วย โดยรูปที่ 2.2 จะแสดงให้เห็นการตีบของลิ้นหัวใจ Aortic



รูปที่ 2.2 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่ตีบ

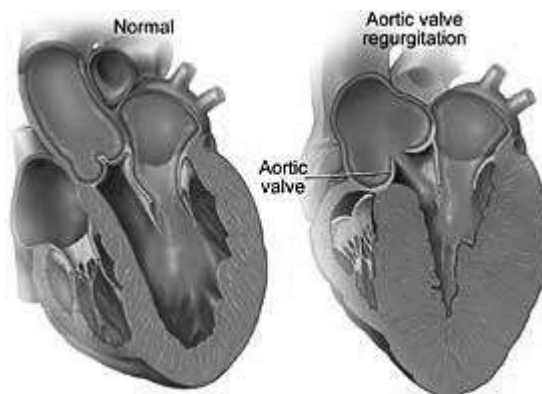
ข) ลิ้นหัวใจ Mitral รั่ว (Mitral Regurgitation) โดย Murmur ของการรั่วของลิ้นหัวใจ Mitral จะมีลักษณะแบบ Mid-Systole แต่แตกต่างกับ กรณิลิ้นหัวใจ Aortic ตีบตรงที่ในกรณีการรั่วของลิ้นหัวใจ Mitral นั้นจะมีองค์ประกอบของความถี่ต่ำกว่า และจะค่อยๆดังขึ้นแต่ของกรณิลิ้นหัวใจ Aortic ตีบนั้นเสียงจะดังแล้วค่อยๆเงียบลงเมื่อสิ้นสุดระยะ Systole ซึ่งสามารถรูปร่างสัญญาณเสียงหัวใจเปรียบเทียบได้จากรูปที่ 2.3 จะสังเกตเห็นแอมพลิจูดของ Murmur มีลักษณะต่างกัน



รูปที่ 2.3 สัญญาณเสียงหัวใจของ a) ลิ้นหัวใจ Aortic ตีบ กับ
b) ลิ้นหัวใจ Mitral รั่ว

Diastolic Murmurs เป็นเสียงหัวใจผิดปกติที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจคลายตัว สาเหตุที่เกิดเสียงผิดปกติพบบ่อยคือเกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic รั่ว (Aortic Regurgitation) ซึ่งจะพบมากในผู้ชายคิดเป็น 3:1 เมื่อเทียบกับผู้หญิง ซึ่ง 2 ใน 3 ของการรั่วของลิ้นหัวใจเป็นอาการต่อเนื่องจากการเป็น Rheumatic โดย

Murmur ของลิ้นหัวใจ Aortic รั่ว จะมีลักษณะแบบ Early Diastolic Decrescendo (EDM) และ/หรือ แบบ Mid-Diastolic (MDM) เกิดร่วมกับแบบ Pre-systolic (PSM) ซึ่งเสียงหัวใจผิดปกติที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic รั่ว เป็นเสียงที่เกิดจากการไหลกลับของเลือดจากหลอดเลือด Aortic กลับเข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย โดยลักษณะการรั่วของลิ้นหัวใจ Aortic จะสามารถดูได้ในรูปที่ 2.4

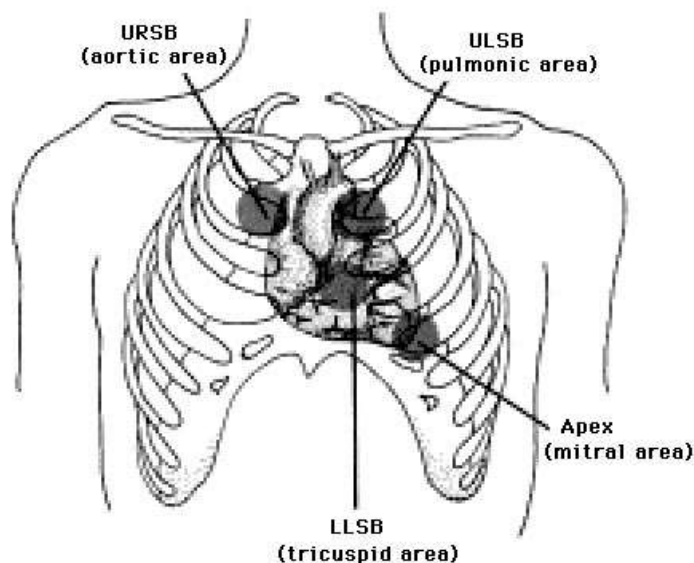


รูปที่ 2.4 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่รั่ว

2.1.2 การฟังเสียงหัวใจ

การฟังเสียงหัวใจจะฟัง 4 ตำแหน่ง ได้แก่ (สามารถดูภาพประกอบได้ที่รูปที่ 2.5)

- ก) ตำแหน่งที่ 1 Aortic Valvular Area อยู่ที่ยอดซี่โครงที่ 2 ซิดกับขอบขวา ของกระดูกสันอก (Sternum) เป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic เพราะหลอดเลือด Aorta เมื่อออกจาก Left Ventricle จะโค้งย้อนไปทางด้านหลังแต่ส่วนที่อยู่ใกล้กับผนังหน้าอกคือบริเวณนี้โดยลิ้นหัวใจ Aortic นี้เป็นต้นตอของเสียงที่ 2 ฉะนั้นจึงฟังเสียงที่ 2 ของหัวใจได้ชัดเจนในบริเวณนี้
- ข) ตำแหน่งที่ 2 Pulmonary Valvular Area อยู่ที่ยอดซี่โครงที่ 2 ซิดกับขอบซ้ายของกระดูกสันอก เป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Pulmonary กลไกการเกิดก็เป็นทำนองเดียวกับ Aortic Valvular Area
- ค) ตำแหน่งที่ 3 Tricuspid Valvular Area อยู่บริเวณด้านซ้ายของลิ้นปี่ ตรงช่องซี่โครงที่ 4 ตำแหน่งนี้วัดสัญญาณเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Tricuspid ได้ชัดเจนเพราะเสียงที่เกิดขึ้นนี้จะกระจายตามผนังของเวนทริเคิลขวาซึ่งซิดกับผนังหน้าอกบริเวณนี้
- ง) ตำแหน่งที่ 4 Mitral Valvular Area อยู่ตำแหน่งของ Apex อยู่ที่ยอดซี่โครงที่ 5 เสียงที่ฟังได้ชัดเจนบริเวณนี้คือเสียงที่ 1 โดยเสียงที่ได้ยินเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral จะได้ยินชัดเจนที่สุดทั้งนี้เพราะเมื่อเสียงเกิดจากลิ้นนี้จะกระจายออกมาตามอวัยวะที่แข็งคือ เวนทริเคิลซ้าย เพื่่อออกมาภายนอก ดังนั้นจะได้ยินเสียงชัดเจนตรง Apex Beat นอกจากนั้นต้นตอของเสียงที่ 1 เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral เป็นส่วนใหญ่ดังนั้นตำแหน่งนี้จึงฟังได้ชัดเจน



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งที่ทำการวัดเก็บค่าสัญญาณเสียงหัวใจ

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph; ECG)

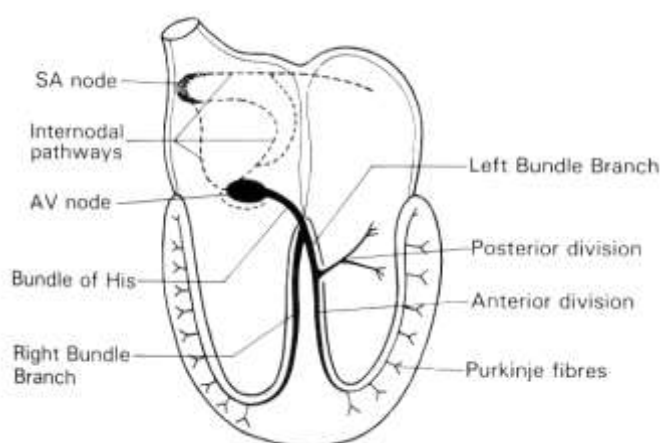
คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานเบื้องต้น (ECG Standard Lead) ที่แพทย์ใช้วินิจฉัยนั้น ประกอบด้วย 3 Lead คือ Lead I, Lead II, และ Lead III โดยสัญญาณ Lead II เป็นสัญญาณที่มีองค์ประกอบในการวินิจฉัยครบที่สุด ประกอบด้วยสัญญาณ 5 ช่วงสัญญาณคือ P, Q, R, S, และ T โดย ช่วง P, Q, R เป็นระยะบีบตัวของหัวใจ (Systole) และในช่วง R, S, T นั้นเป็นระยะคลายตัวของหัวใจ (Diastole)

ระบบการวัดทั้งสัญญาณเสียงหัวใจ และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นเป็นการวัดที่ร่างกายในบริเวณใกล้เคียงกันแต่ใช้ตัวตรวจจับสัญญาณ (Sensor) ที่แตกต่าง คือ Stethoscope จะใช้ไมโครโฟนในการตรวจจับสัญญาณเสียงหัวใจ โดยไมโครโฟนทำหน้าที่แปลงสัญญาณเสียงในรูปแบบของสัญญาณไฟฟ้าขนาดเล็ก นำสัญญาณไฟฟ้าผ่านวงจรขยายสัญญาณ และวงจรกรองสัญญาณจากนั้นใช้ลำโพงขนาดเล็กแปลงสัญญาณไฟฟ้ากลับมาเป็นสัญญาณเสียงอีกครั้งให้แพทย์ฟังเพื่อวินิจฉัยการทำงานของหัวใจ ส่วนเครื่อง ECG Monitoring จะใช้ Electrode ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย ผ่านการระบบประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing) เพื่อจำแนกเฉพาะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาแสดงผล

2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับสัญญาณ ECG ทางคลินิก

2.3.1 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจ (Electrical Conduction System of the Heart)

ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบด้วยห้องเพียง 2 ห้องคือเอเทรียม (Atrium) กับเวนทริเคิล (Ventricle) โดยเอเทรียมทั้ง 2 ห้องทำหน้าที่ทางสรีรวิทยา (Electrophysiology) เป็นเพียงหน่วยเดียวเท่านั้นจะไม่มีขอบเขตทางไฟฟ้า (Electrical boundary) ระหว่างห้องเอเทรียมทั้งสอง ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบด้วย SA node: SAN, AV node: AVN เป็นต้น ดังรูปที่ 2.6 เมื่อเอเทรียมถูกกระตุ้นด้วยขบวนการทางไฟฟ้าทำนองเดียวกัน เวนทริเคิลทั้งสองข้างก็เปรียบเหมือนหนึ่งหน่วยด้วย ทั้งสองหน่วยนี้ถือเป็นห้องทางสรีรวิทยาซึ่งแยกจากกันด้วยวงแหวนที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ (Fibrous ring) ซึ่งมีคุณสมบัติเพื่อต่อการนำไฟฟ้าแต่กระแสสามารถผ่านจากเอเทรียมลงมาถึงเวนทริเคิลได้โดยทางเดินพิเศษคือทางระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้า (Conducting system) ซึ่งประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนี้เองแต่เป็นเซลล์ที่มีคุณสมบัติพิเศษสามารถทำให้หัวใจทำงานได้เองเป็นจังหวะโดยเป็นตัวเริ่มทำให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการกระตุ้นด้วยขบวนการไฟฟ้าและมีกลไกตามลำดับผลคือทำให้เกิดการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจตลอด



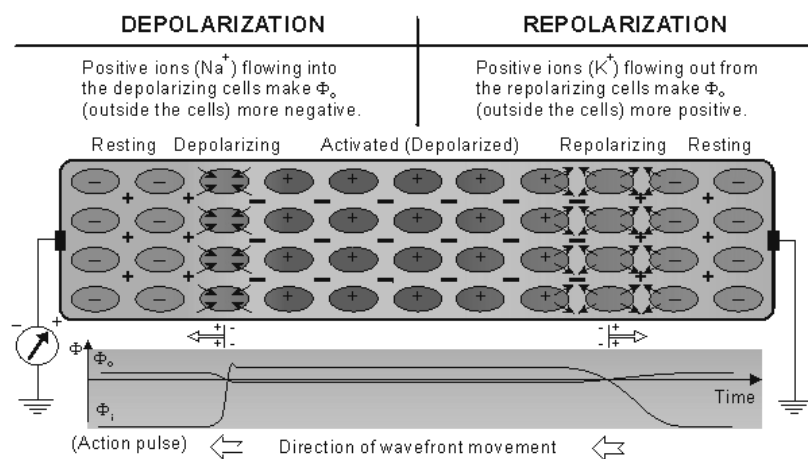
รูปที่ 2.6 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

ลำดับขั้นตอนการนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบ (รูปที่ 2.6 ประกอบ) มีลำดับดังนี้คือจาก SAN, AVN, Bundle of His: BH, Left Bundle Branch: LB, Right Bundle Branch: RB, Purkinje: PF ตามลำดับในการทำงานของหัวใจคล้ายกับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการนำไฟฟ้าอยู่ภายในเซลล์ การกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัว

เป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั่วทั้งร่างกายได้ พลังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้

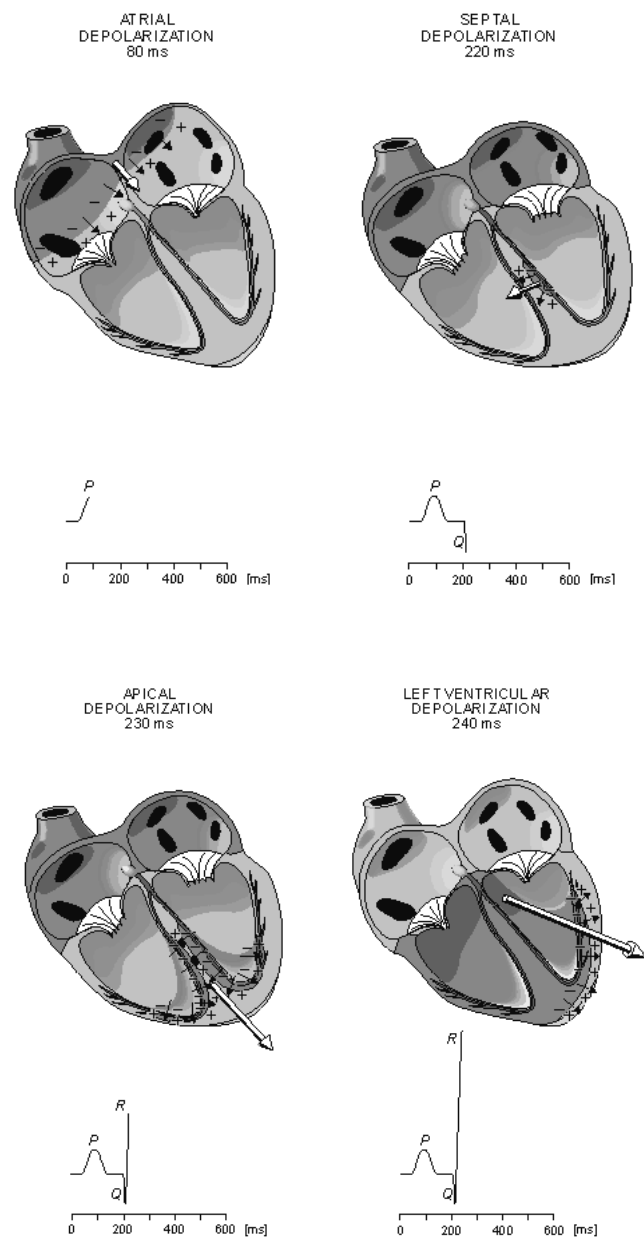
2.3.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

โดยปกติเมื่อเซลล์อยู่ในระยะพักตัว (At rest) ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้า Φ_i ค่าน้อยประมาณ -60 ถึง -100 mV เรียกว่าศักย์ขณะเซลล์พัก (Resting potential) และเรียกสภาวะที่เซลล์ในขณะนี้เป็นสภาวะโพลาไรซ์ (Polarization) เมื่อเซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization/Activated) เนื่องจากธรรมชาติหรือการกระตุ้นเทียมค่า Φ_i จะสูงขึ้นประมาณ +20 mV เรียกว่าศักย์กระตุ้น (Action potential) การที่ค่า Φ_i มีค่าที่แตกต่างกันนี้เกิดจากการแลกเปลี่ยนความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมต่ำ ซึ่งตรงกันข้ามกับภายนอกเซลล์ที่มีสารโพแทสเซียมต่ำ สารโซเดียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าและออกจากเซลล์ Φ_o ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยสารโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อย ๆ ลดลงเพราะมีสารโพแทสเซียมซึมผ่านออกจากเซลล์ เรียกว่าเซลล์อยู่ในสภาวะกลับตัว (Repolarization) ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์

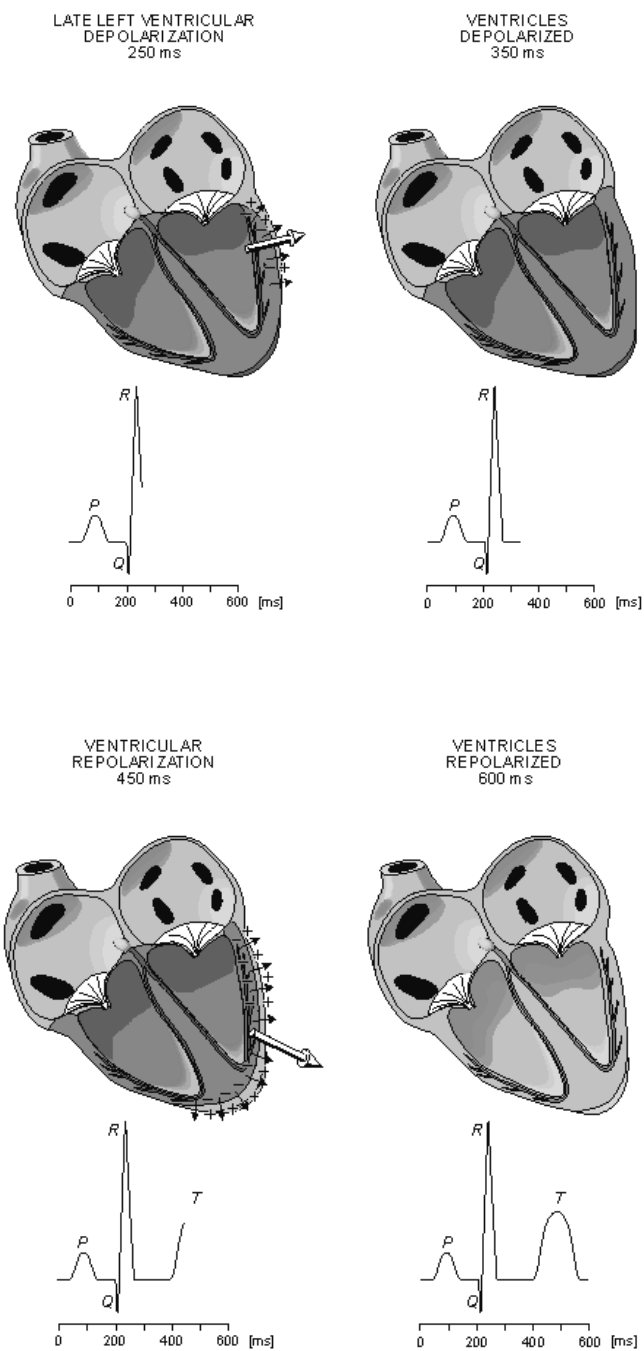


รูปที่ 2.7 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ เกิดจากการแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้า ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

ในทางไฟฟ้าพบว่าเมื่อค่าแรงดันมีการเปลี่ยนแปลงและเซลล์มีความต้านทานทางไฟฟ้าจะทำให้เกิดเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปสู่อีกเซลล์หนึ่งต่อไปเป็นลูกโซ่ ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นแต่ละส่วนของหัวใจในหนังสือบางเล่มเรียกว่าการแพร่ของศักย์กระตุ้น เมื่อรวมศักย์กระตุ้นที่เกิดขึ้นในแต่ละส่วนภายในหัวใจผลที่ได้คือสัญญาณ ECG กระบวนการดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 2.8



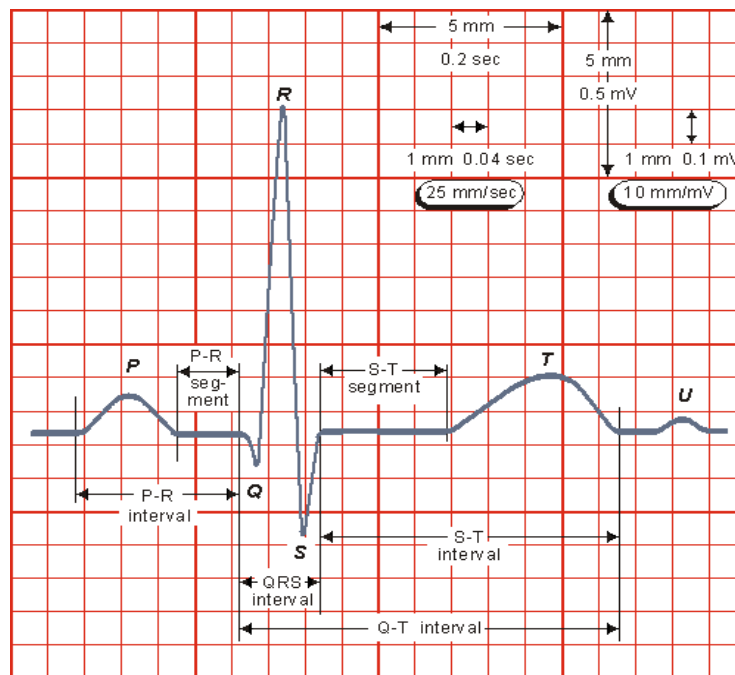
รูปที่ 2.8 อธิบายการเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์แต่ละส่วนของหัวใจ



รูปที่ 2.8 อธิบายการเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์แต่ละส่วนของหัวใจ (ต่อ)

2.3.3 สัญญาณ ECG

สัญญาณ ECG ปกติประกอบด้วยรูปคลื่น P รูปคลื่น R (QRS complex) รูปคลื่น T และรูปคลื่น U พบได้บางครั้ง ดังรูปที่ 2.9 สามารถอธิบายรูปคลื่นต่างๆ ได้ดังนี้



รูปที่ 2.9 รูปคลื่นในสัญญาณ ECG Lead II ของคนปกติ

จากรูปที่ 2.9 ประกอบด้วยรูปคลื่น P, QRS complex และ T การวินิจฉัยรูปคลื่นจะพิจารณาจากความกว้าง ระยะห่างและระยะต่างๆ ภายในแต่ละรูปคลื่น จากรูปพบว่ารูปคลื่น ประกอบด้วย ความกว้างของรูปคลื่น P, QRS complex และ T ระยะห่าง PR, ST และ QT ระยะห่าง PR และ ST

P Wave เกิดจากการดีโพลาไรส์ที่เอเทรียม ซึ่งมีขบวนการเริ่มต้นจาก SAN แล้วผ่านกระจายไปทั่วทุกทิศทางไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมขวา โดยมีทิศทางรวมของไฟฟ้าเฉียงไปทางขวาเล็กน้อยและลงล่าง ส่วนเอเทรียมซ้ายนั้น บริเวณกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมซ้ายได้รับการแผ่กระจายไฟฟ้าจากเอเทรียมขวาก่อนส่วนอื่น ๆ ทั้งสิ้น คือบริเวณในเอเทรียมซ้ายซึ่งอยู่ใกล้ต่อ SAN มากที่สุด

QRS complex เกิดจากการดีโพลาไรส์ที่เวนทริเคิล ถ้าเริ่มต้นหัวกลับเรียกว่ารูปคลื่น Q ถ้าหัวตั้งเรียกว่า คลื่น R ไม่ว่าจะนำหน้าด้วย Q หรือไม่ ส่วนหัวกลับที่ตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ไม่ว่าจะ

มีรูปคลื่น Q นามากี่หรือไม่กี่ตาม ถ้ามีรูปคลื่น Q โดยไม่มีรูปคลื่น R ตามหลังอาจเรียกว่า QS complex แต่ถ้ามีรูปคลื่น S เราเรียกว่า R'

T Wave ตามหลัง ST Segment แสดงถึงการรีโพลาไรซ์ที่เวทริกเคิล ปกติจะมีลักษณะหัวตั้งใน เช่น I, II, V5 และ V6 และหัวกลับใน aVR โดยทั่วไปรูปคลื่น T มักมีลักษณะสมมาตร U Wave ตามหลังรูปคลื่น T (อาจพบหรือไม่ก็ได้) สาเหตุที่เกิดรูปคลื่น U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่ชัดแต่อาจจะเกิดเนื่องจากกรรีโพลาไรซ์ที่เนื้อเยื่อ PF โดยปกติจะมีขนาดเล็กกว่ารูปคลื่น T

2.4 การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

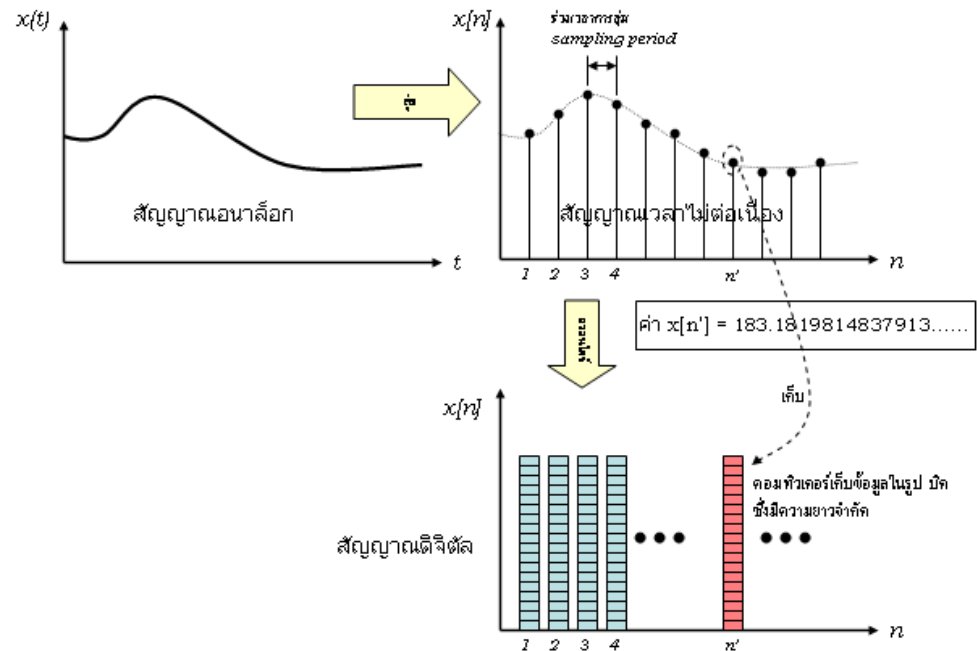
การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล หรือ ที่เรียกกันสั้น ๆ ว่าดีเอสพี (DSP – digital signal processing) เป็นการศึกษาการประมวลผลสัญญาณที่อยู่ในรูปดิจิทัล โดยทั่ว ๆ ไปการประมวลผลสัญญาณอาจแบ่งได้ตาม

1. รูปแบบของตัวแทนสัญญาณ : การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (digital signal processing) และ การประมวลผลสัญญาณอนาล็อก (analog signal processing)
2. คุณสมบัติของสัญญาณ : การประมวลผลสัญญาณไม่สุ่ม (deterministic signal processing) และ การประมวลผลสัญญาณสุ่ม (stochastic/statistical signal processing)
3. ลักษณะการประมวลผลสัญญาณ : เชิงเส้น (linear signal processing) และ ไม่เป็นเชิงเส้น (nonlinear signal processing)
4. และ อื่นๆ ที่แบ่งตามคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณ หรือ ลักษณะเฉพาะของการประมวลผล เช่น adaptive signal processing, multi rate/multi resolution signal processing, chaotic signal processing ฯลฯ

DSP นี้อาจแบ่งออกได้เป็นในส่วนของ Software และ Hardware หรือตามการประยุกต์เป็นการประมวลผลสัญญาณเสียง (audio signal processing) การประมวลผลภาพดิจิทัล (digital image processing) และการประมวลผลคำพูด (speech processing)

ถึงแม้ว่าในดีเอสพีนั้น สัญญาณที่พิจารณาจะเป็นดิจิทัล แต่โดยทั่วไปสัญญาณเหล่านี้จากแหล่งกำเนิด จะอยู่ในรูปเดิมที่เป็น Analog การได้มาซึ่งสัญญาณดิจิทัลซึ่งเป็นตัวแทนสัญญาณอนาล็อกที่สนใจนี้ จะต้องผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog-to-Digital

Conversion - ADC) หรือการดิจิไทซ์ (digitization) ซึ่งประกอบด้วยการสุ่มตัวอย่าง (sampling) และการควอนไทซ์ (quantization) ให้อยู่ในรูปดิจิทัลก่อนที่จะทำการประมวลผลต่อไป



รูปที่ 2.10 กระบวนการชักตัวอย่างสัญญาณและควอนไทซ์

2.4.1 โดเมนของการแปลงความถี่

การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier transform) ตั้งชื่อตาม โจเซฟ ฟูรีเยร์ หมายถึงการแปลงเชิงปริพันธ์ โดยเป็นการเขียนแทนฟังก์ชันใดๆ ในรูปผลบวก หรือปริพันธ์ ของฐาน ที่เป็นฟังก์ชันรูปคลื่นไซน์หรือโคไซน์

2.4.1.1 การแปลงฟูรีเยร์แบบต่อเนื่อง โดยปกติแล้วคำ "การแปลงฟูรีเยร์" จะใช้หมายถึง การแปลงฟูรีเยร์ต่อเนื่อง ซึ่งเป็นการเขียนแทนฟังก์ชัน $f(t)$ ที่สามารถหาปริพันธ์ของกำลังสองได้ ด้วยผลบวกของ ฟังก์ชัน เอกซ์โปเนนเชียลเชิงซ้อน ซึ่งมีความถี่เชิงมุม ω และ ขนาด (หรือแอมพลิจูด) เป็นจำนวนเชิงซ้อน $F(\omega)$;

$$f(t) = \mathcal{F}^{-1}(F)(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega.$$

ความสัมพันธ์ด้านบนคือ การแปลงกลับของการแปลงฟูเรียร์แบบต่อเนื่อง (Inverse Fourier transform) ส่วนการแปลงฟูเรียร์นั้นปกติจะเขียน $F(\omega)$ ในรูปของ $f(t)$ คู่ของฟังก์ชันดั้งเดิมและผลของการแปลงของฟังก์ชันนั้นบางครั้งก็เรียกคู่ของการแปลง (transform pair)

การแปลงฟูเรียร์ต่อเนื่องภาคขยายของการแปลงนี้คือ การแปลงฟูเรียร์แบบไม่เป็นจำนวนเต็ม (fractional Fourier transform) ซึ่งค่ายกกำลังของการแปลง (จำนวนการแปลงซ้ำ) นั้นไม่จำเป็นจะต้องเป็นจำนวนเต็มสามารถเป็นค่าจำนวนจริงใด ๆ

เมื่อ $f(t)$ เป็น ฟังก์ชันคู่(ฟังก์ชันคี่) เทอมไซน์(โคไซน์) จะไม่ปรากฏซึ่งคงเหลือไว้แต่การแปลงโคไซน์ และการแปลงไซน์ ตามลำดับ อีกกรณีหนึ่งคือ เมื่อ $f(t)$ เป็นฟังก์ชันค่าจริง จะทำให้ $F(-\omega) = F(\omega)^*$

การแปลงฟูเรียร์ต่อเนื่องนั้นเป็นภาคขยาย ของแนวความคิดที่เกิดก่อนหน้านี้ นั่นคือ อนุกรมฟูเรียร์ซึ่งเป็นการเขียนแทน ฟังก์ชันคาบ (หรือฟังก์ชัน ในโดเมนจำกัด) $f(x)$ (มีคาบ 2π) ด้วยอนุกรมของ ฟังก์ชันรูปคลื่น

$$f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n e^{inx},$$

ซึ่ง F_n เป็น ค่าจำนวนเชิงซ้อนของขนาด หรือ ค่าจริงของขนาดเมื่อ ฟังก์ชันเป็นฟังก์ชันค่าจริง อนุกรมฟูเรียร์ยังอาจเขียนในรูป

$$f(x) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(nx) + b_n \sin(nx)],$$

โดย a_n และ b_n เป็นค่าจำนวนจริงของขนาด ของอนุกรมฟูเรียร์

2.4.1.2 การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง สำหรับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ค่าสัญญาณในทั้งสอง โดเมนจำเป็นต้องมีค่าเป็นดิจิทัล ซึ่งคือฟังก์ชันค่าไม่ต่อเนื่อง $x[n]$ บนโดเมนไม่ต่อเนื่องแทนที่จะเป็นโดเมนต่อเนื่องในช่วงจำกัด หรือเป็นคาบในกรณีนี้เราจะใช้ การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง (discrete Fourier transform-DFT) ซึ่งเขียนแทน $x[n]$ ด้วยผลบวกของฟังก์ชันคาบ

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{2\pi i n k / N} \quad n = 0, \dots, N-1$$

โดยที่ $X[k]$ คือ ค่าขนาดบนโดเมนการแปลง การคำนวณจากสมการข้างต้นจะใช้เวลาซับซ้อนในการคำนวณ $O(N^2)$ ซึ่งสามารถลดลงเหลือเพียง $O(N \log N)$ โดยการใช้อัลกอริทึม การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว (fast Fourier transform-FFT)

2.4.1.3 การแปลงฟูรีเยร์รูปแบบอื่นๆ DFT เป็นกรณีที่เป็นฟังก์ชันไม่ต่อเนื่องบนทั้งสองโดเมน ซึ่งบางครั้งใช้ในการประมาณค่าของ การแปลงฟูรีเยร์เวลาไม่ต่อเนื่อง (discrete-time Fourier transform-DTFT) ซึ่ง $x[n]$ เป็นค่าไม่ต่อเนื่องบน โดเมนที่ไม่จำกัด ดังนั้นจึงมีสเปกตรัมเป็นค่าต่อเนื่องและเป็นคาบ DTFTเป็นความสัมพันธ์ตรงข้ามกับอนุกรมฟูรีเยร์

การแปลงฟูรีเยร์สามารถขยายความการแปลงบนอาบีเลียนโทโพโลยีกรุปใด ๆ ที่คอมแพคเฉพาะที่ (locally compact abelian topological group) เป็นการแปลงจากกรุปหนึ่งไปยังกรุปคู่ของมันซึ่งเป็นหัวข้อในการวิเคราะห์ฮาร์โมนิก (harmonic analysis) ภายใต้การขยายความนี้ทำให้สามารถสร้างความสัมพันธ์ทั่วไปของทฤษฎีการคอนโวลูชัน (convolution theorem) ซึ่งเป็นทฤษฎีความสัมพันธ์ระหว่างการแปลงฟูรีเยร์ และการคอนโวลูชันคู่ความเป็นคู่ของพอนเทรียกิน (Pontryagin duality) สำหรับพื้นฐานภาคขยายความของการแปลงฟูรีเยร์

นอกจากนั้นแล้ว ยังมีภาคขยายเพื่อการวิเคราะห์ข้อมูลความถี่ ณ จุดเวลาใด ๆ คือ การแปลงเวลา-ความถี่ (Time-frequency transform) เช่น การแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาดั้ง (short-time Fourier transform) การแปลงเวฟเลต (wavelet transform) การแปลงเชฟเลต (chirplet transform) และการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่เป็นจำนวนเต็ม (fractional Fourier transform) เป็นการแปลงซึ่งมีจุดมุ่งหมายในการคำนวณข้อมูลความถี่ ของสัญญาณ ในรูปฟังก์ชันของเวลาความสามารถในการคำนวณหาข้อมูลบนทั้งโดเมนเวลาและความถี่พร้อม ๆ กันนั้นจะถูกจำกัดโดยกฎความไม่แน่นอน (uncertainty principle)

2.4.1.4 การแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาดั้ง (short-time Fourier transform -STFT) หรือ การแปลงฟูรีเยร์ช่วงต้น เป็นการแปลงที่มีความสัมพันธ์กับการแปลงฟูรีเยร์ ใช้ในการหาความถี่ และเฟสของช่วงใดช่วงหนึ่งของสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา

2.4.1.5 STFT เวลาต่อเนื่อง ในการแปลงแบบเวลาต่อเนื่อง ฟังก์ชันที่จะทำการแปลงจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันหน้าต่าง หรือ วินโดว์ฟังก์ชัน ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่มีค่าไม่เป็นศูนย์ในช่วงเวลาดั้ง ๆ เท่านั้นผลของการแปลงฟูรีเยร์ (1 มิติ) ของผลคูณนี้ซึ่งเสมือนการเลื่อนหน้าต่างไปตามแกนเวลาจะได้ผลลัพธ์เป็นสัญญาณ 2 มิติ แสดงในรูปคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้ :

$$\text{STFT} \{x(t)\} \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt$$

โดยที่ $w(t)$ เป็นฟังก์ชันหน้าต่าง ซึ่งโดยทั่วไปนิยมใช้ หน้าต่างฮานน์หรือฟังก์ชันเกาส์ ซึ่งมีจุดกึ่งกลางที่จุดศูนย์ และ $x(t)$ เป็นฟังก์ชันที่จะทำการแปลง $X(T, \omega)$ เป็นผลการแปลงของ $x(t)w(t-T)$ แสดงให้เห็นถึง ขนาดและเฟสของสัญญาณที่เวลาและความถี่ต่าง ๆ มักมีการทำการเชื่อมต่อเฟสหรือที่เรียกว่า การ คลี่เฟส (phase unwrapping) ตามแกนเวลา T และ แกนความถี่ ω เพื่อให้การความต่อเนื่องของเฟส ค่าเวลา T โดยปกติจะถือเป็นเวลาที่ช้าเมื่อเทียบกับเวลา t จึงมักจะใช้หน่วยความละเอียดที่ต่ำกว่า

2.4.1.6 STFT เวลาไม่ต่อเนื่อง ในกรณีเวลาไม่ต่อเนื่องนี้ ข้อมูลที่จะทำการแปลงจะถูกแบ่งออกเป็นช่วงหรือกลุ่ม เรียกว่า เฟรม (ซึ่งโดยทั่วไปมักจะมีช่วงที่เหลื่อมทับซ้อนกัน) แต่ละกลุ่มนี้จะถูกทำการแปลง และเก็บบันทึกไว้ในรูปของเมทริกซ์ของจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งแสดงค่าขนาดและเฟสของแต่ละจุดของเวลา และ ความถี่ การแปลงมีรูปทางคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้

$$\text{STFT} \{x[n]\} \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n-m]e^{-j\omega n}$$

โดย $x[n]$ คือ สัญญาณ และ $w[n]$ คือฟังก์ชันหน้าต่าง ค่าเวลา m มีค่าไม่ต่อเนื่อง ค่าความถี่ ω มีค่าต่อเนื่อง แต่เนื่องจากในทางปฏิบัติการแปลง STFT นี้กระทำด้วยคอมพิวเตอร์ โดยใช้การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว (FFT-Fast Fourier Transform) ซึ่งค่าตัวแปรทั้งสองนั้นเป็นค่าดิจิทัล คือ ไม่ต่อเนื่องและถูกควอนไทซ์ ค่าเวลาไม่ต่อเนื่อง " m " โดยปกติจะถือเป็นเวลาที่ช้า เมื่อเทียบกับค่าเวลา " n " ดังนั้นจึงแสดงด้วยความละเอียดที่ต่ำกว่า

ค่าขนาดกำลังสอง ของ STFT ให้ฟังก์ชันเรียกว่า สเปกโตรแกรม (spectrogram)

$$\text{spectrogram}\{x(t)\} \equiv |X(T, \omega)|^2$$

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์, 2548, [4] “การวิจัยและพัฒนาเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยคลื่นเสียง” งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยสัญญาณเสียง โดยการบันทึกสัญญาณเสียงจากผู้ป่วยจำนวน 10 รายที่มีความผิดปกติของการทำงานของหัวใจ โดยวิเคราะห์ระยะห่างของเสียงแทนความถี่ของเสียงหัวใจ จึงสามารถวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจได้จากการฟังเสียง ซึ่งงานวิจัยนี้มีข้อดีอยู่ในการใช้งานในบริเวณที่มีเสียงรบกวน ทำให้การรับเสียงเข้าไปวินิจฉัยเกิดความผิดพลาดได้ง่าย

2. Oien, G.E., 1996, “ECG Rhythm Classification using Artificial Neural Network”, [8] งานวิจัยนี้ได้ทำการจำแนกคลื่นสัญญาณ ECG โดยแบ่งเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่ม Normal Sinus Rhythm และคลื่นที่ผิดปกติอีก 2 กลุ่มได้แก่ Shockable และกลุ่ม Nonshockable Rhythm ด้วยการทำงานของ Semi-Automatic Defibrillation (เครื่องกระตุ้นการทำงานหัวใจ) ซึ่งใช้พารามิเตอร์แบบ ออโต้รีเกรสซีฟ (Auto recursive) และใช้ตัวอย่างจาก Periodogram ของคลื่นร่วมกับลักษณะของเวกเตอร์ที่ใช้เป็นอินพุตโดยมี Forward-Connected Multilayer Perceptron เป็นโครงสร้างของ Neural Network ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ ความถูกต้องของกลุ่ม Shockable และ Nonshockable มีความถูกต้อง 94.2% โดยต้องปรับปรุงทางเลือกของ Feature, Net Size และ Signal Block Length ซึ่งการใช้อัลกอริทึมแบ็กพรอพาเกชัน (Back propagation) จะสามารถลดความผิดพลาดลงได้

3. Kramer, C., McKay, B. and Belina, O., “Probabilistic Neural Network Array Architecture for ECG Classification” [9] งานวิจัยนี้นำการใช้ Array กับ Probabilistic Neural Network: PNN) โดยจำแนก Normal Sinus Rhythm และ Atrial Fibrillation หรือ PVC Waveform คลื่นสัญญาณ ECG ที่นำมาปรับสอนและทดสอบมาจาก MIT-BIH Arrhythmia Database โดยใช้การปรับสอนกับ Feed forward Neural Network เป็นโครงสร้าง ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ โดยเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องจากการแยก PVC จาก Record 116 เพิ่มขึ้น ร้อยละ 1.8 สำหรับการจำแนกรูปร่างและ ร้อยละ 84.4 เมื่อเพิ่มจังหวะ และการจำแนก Normal Sinus Rhythm จาก Record 20 เพิ่มขึ้น ร้อยละ 18.7 ผลจากการใช้ PNN ลดความผิดพลาดได้ด้วย Array สามารถขยายขอบเขตการทดสอบด้วยการใช้ Feed forward Neural Network เพื่อรวมเอาชุดพุดที่ใช้กับ PNN ควบคู่กับ Training Set ใหม่และเพิ่มจำนวนส่วนประกอบต่างๆ เพื่อป้องกันการเพิ่มความผิดปกติและลดจำนวนคลื่นที่จำแนกผิดในระบบนี้ด้วย

4. Silipo, R. and Marchesi, C., 1998, “Artificial Neural Networks for Automation ECG Analysis Transaction on Signal Processing”, [10] งานวิจัยนี้แสดงผลที่ได้จากงานวิจัยที่จำแนกข้อมูลจากการรวมลักษณะพื้นฐานของการวิเคราะห์สัญญาณ ECG ได้แก่ Arrhythmia, Myocardial Ischemia และ Chronic Alteration โดยใช้หลายโครงสร้าง Neural Network ในการทดสอบและเปรียบเทียบกัน ประสิทธิภาพงานเกิดจากเวลาที่ใช้ปรับสอน Neural Network ข้อมูลก่อนและหลังการดำเนินการถูกทดสอบโดยใช้เทคนิค Echocardiography และ Thallium Scintigraphy ผลการเปรียบเทียบการใช้ Recurrent และ Statistic Neural network จากการตรวจ Ischemia ไม่ได้แสดงความแตกต่างมากในรูปแบบของ Sensitivity และ PPA แม้ว่าวิธีทางสถิติควรจะดีผลดีกว่าเพราะเร็วกว่าการปรับสอน แต่ยังขาดคุณสมบัติที่ขาดไปของการ Learning Signal Dynamics ซึ่งถูกทำให้สมดุลโดยใช้ Training set เพิ่มขึ้น

5. Risk, M. and Saul, J., 1997, “Beat Detection and Classification of ECG using Self Organizing Maps” [11] งานวิจัยนี้เป็นการจำแนกคลื่นสัญญาณ ECG จากการใช้ ECG Recording เพื่อตรวจสอบจังหวะการเต้นของคลื่น 1 หรือ 2 Lead โดยการประยุกต์ใช้ Neural Network และนำส่วนของ QRS Complex มาใช้กับโครงสร้างแบบ Self-Organization Map: SOM ซึ่งแบ่งเป็นกลุ่มจังหวะ Normal และกลุ่ม จังหวะ Ectopic การจำแนกจังหวะการเต้นของหัวใจมีความสำคัญในการวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Variability: HRV)และใช้ในการศึกษาเรื่องความผิดปกติอื่นๆของหัวใจ ผลความถูกต้องของการจำแนกใน HRV รวมถึงการจดจำ Normal และ Ventricular Beat โดยการใช้ Time Series กับข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับกลไกของหัวใจทั้งมีการรวม Vector computation, Simple Linear Filter และ Threshold Function มาเพื่อทำให้ง่ายและรวดเร็วขึ้นส่งผลให้สามารถใช้กับจำนวนข้อมูลที่หลายๆได้เช่นใช้กับคลื่นสัญญาณ ECG ที่บันทึกตลอด 24 ชั่วโมงของผู้ป่วย

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

วิธีดำเนินการวิจัยนั้นได้เริ่มจากความต้องการงานวิจัยพัฒนาและเพิ่มขีดความสามารถให้กับเครื่องมือทางการแพทย์โดยให้ความสำคัญกับการพัฒนาเทคโนโลยีของคนไทย ส่งการเผยแพร่เทคโนโลยีสู่ภาคอุตสาหกรรมและการผลิตเพื่อลดภาระการนำเข้าสินค้าจากต่างประเทศ และการพัฒนาด้านสาธารณสุขที่ยั่งยืนสู่ชุมชน โดยวิธีการดำเนินการวิจัยเรียงลำดับดังนี้

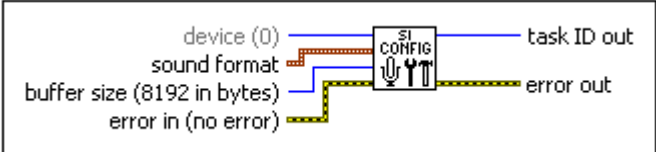
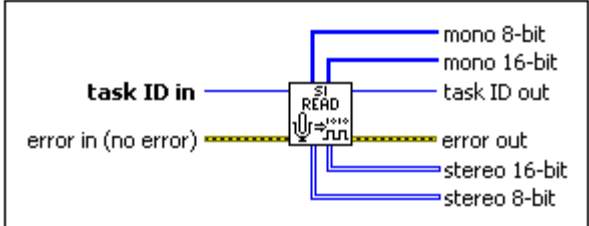
1. งานวิจัยนี้เกิดจากการสังเกตปัญหาจากการใช้งานหูฟังทางการแพทย์ Stethoscope ที่ต้องใช้ความชำนาญของแพทย์ ในการฝึกฝนการฟังเสียงหัวใจเพื่อการวินิจฉัยซึ่งจะมีข้อผิดพลาดในการวินิจฉัยได้สูงเนื่องจากความชำนาญในการแปลผลวินิจฉัย และปัญหาสัญญาณเสียงรบกวนในรูปแบบต่างๆ เช่น เสียงรถยนต์ เสียงเครื่องจักรต่าง ๆ เป็นต้น หากแต่งานวิจัยนี้จะสามารถเพิ่มขีดความสามารถให้ Stethoscope แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จะเกิดประโยชน์ให้แพทย์มีเครื่องมือเพิ่มเติมที่สามารถวินิจฉัยได้แม่นยำมากขึ้น
2. การตั้งสมมุติฐานว่าด้วยสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจที่วัดได้นั้น จะมีองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ภายใน และสามารถจำแนกออกมาแสดงได้โดยใช้องค์ความรู้ด้านการประมวลผลสัญญาณเป็นเครื่องมือ
3. การออกแบบการทดลองในงานวิจัยนี้ เป็นการประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจที่วัดได้จาก Stethoscope โดยนำสัญญาณเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ ผ่านช่องสัญญาณ microphone input ของ sound card ที่มีอยู่ในเครื่องคอมพิวเตอร์ จึงทำให้ต้นทุนถูกลงกว่าการใช้ Data Acquisitions Card (DAQ Card) การออกแบบและพัฒนาการ Software สำหรับเก็บข้อมูล และ Software สำหรับช่วยในการวิเคราะห์สัญญาณเพื่องานวิจัยนี้ ได้เลือกใช้โปรแกรม LabVIEW ซึ่งเป็น graphic programming ที่ง่ายต่อการพัฒนาต่อขยายในอนาคตและการตอบสนองการทำงานแบบ real time จึงเป็นโปรแกรมที่เหมาะสมในการทำงานด้านเครื่องมือวัดและระบบควบคุม งานวิจัยนี้เน้นการแสดงผลการจัดเก็บสัญญาณเสียงหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นประเด็นสำคัญ

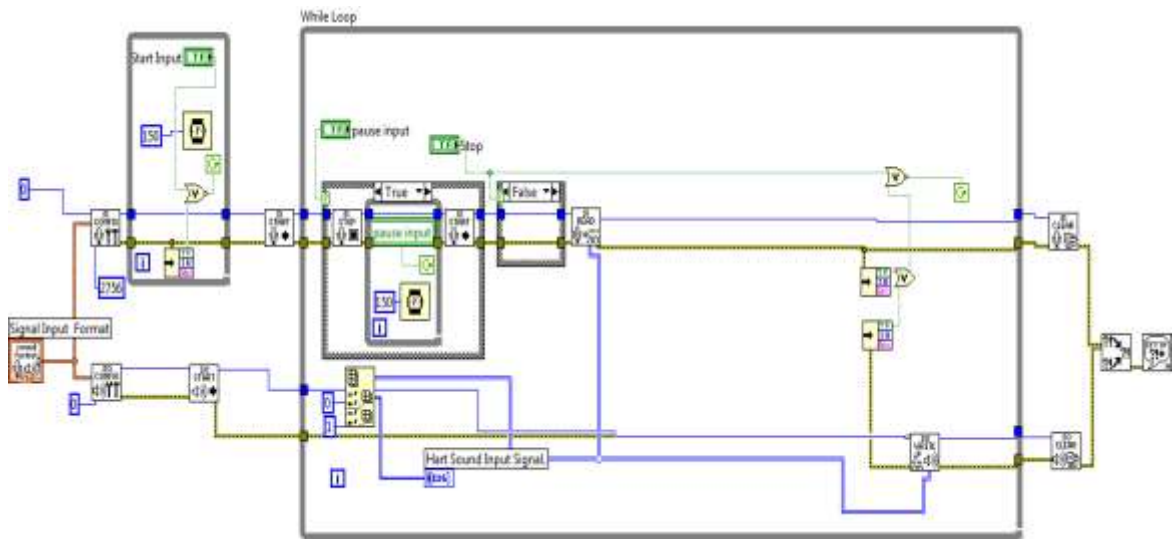
3.2 LabVIEW Programming

3.2.1 ส่วนรับสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ โดยผ่าน sound card การออกแบบโปรแกรมดังรูปที่

3.3 องค์ประกอบหลักของโปรแกรมดังแสดงในตารางที่ 3.1

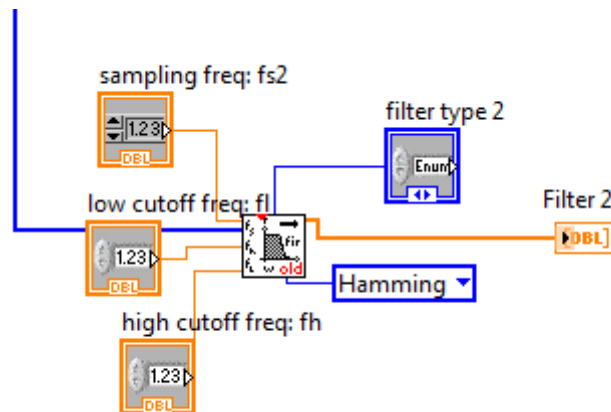
ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบหลักของโปรแกรม

ชื่อโปรแกรมน้อย	ไอคอนที่แสดง
SI Config. VI Module Configures a sound device for a sound input operation. ใช้ตั้งค่า Interface device และกำหนด คุณภาพเสียง โดยตั้งค่าได้ทั้ง 8บิต และ 16 บิต	
SI Read VI Reads data from the sound input device. อ่านข้อมูลจาก sound card	
Waveform chart แสดงรูปสัญญาณเสียงหัวใจ	Waveform Chart 



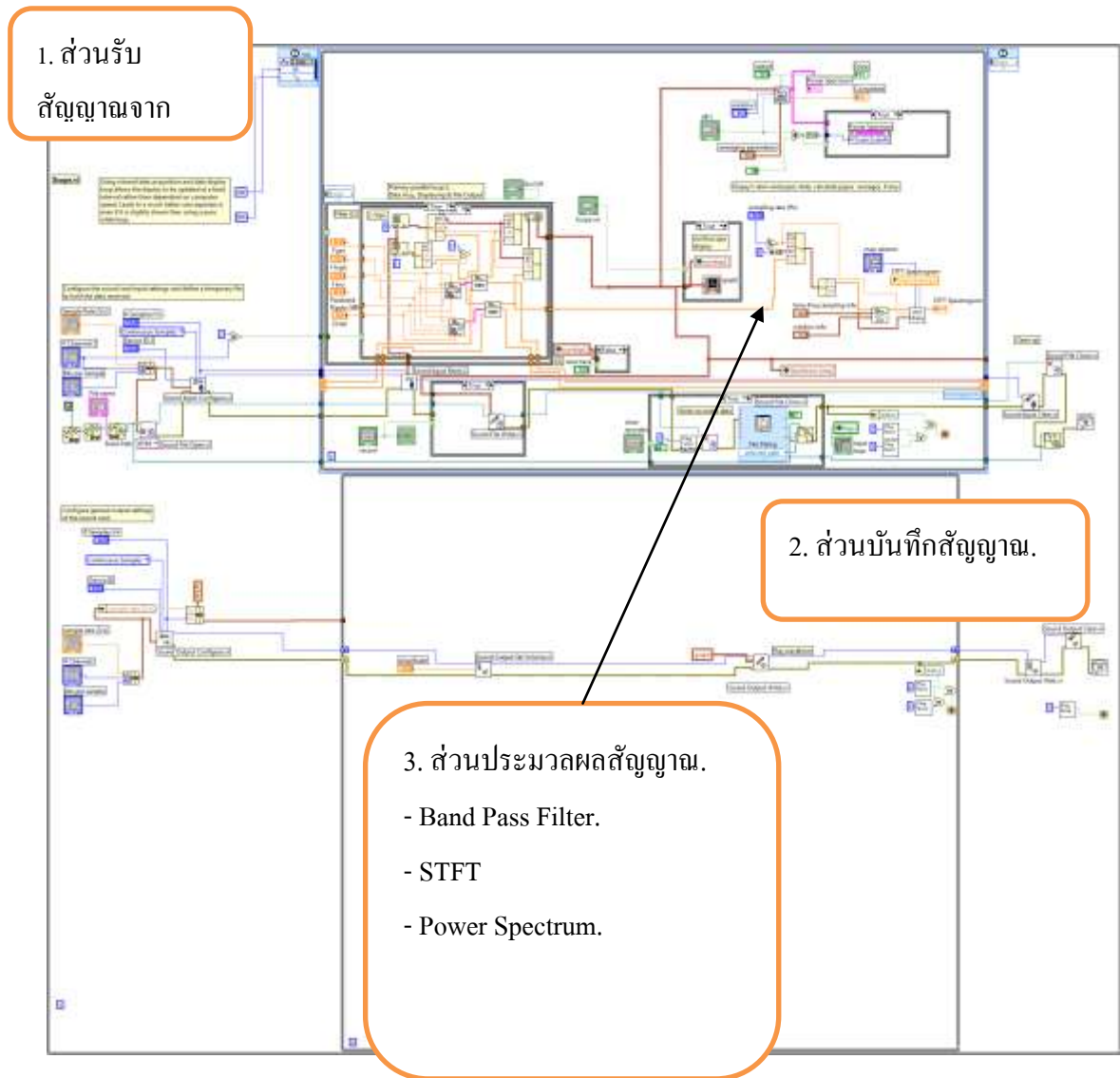
รูปที่ 3.3 โปรแกรมส่วนรับสัญญาณเสียงหัวใจโดยใช้ sound card

3.2.2 Digital Filter ดังรูปที่ 3.4 สามารถกำหนดค่าการกรองสัญญาณในย่านความถี่ที่ต้องการได้ และสามารถเลือกชนิดของฟิลเตอร์แบบต่างๆตามต้องการได้ เช่นถ้าความถี่สัญญาณที่สนใจ 2-40 Hz ควรเลือกใช้ Filter type ชนิด Bandpass filter ความถี่ low cutoff freq. 2 Hz และ high cutoff freq. 40 Hz เป็นต้น

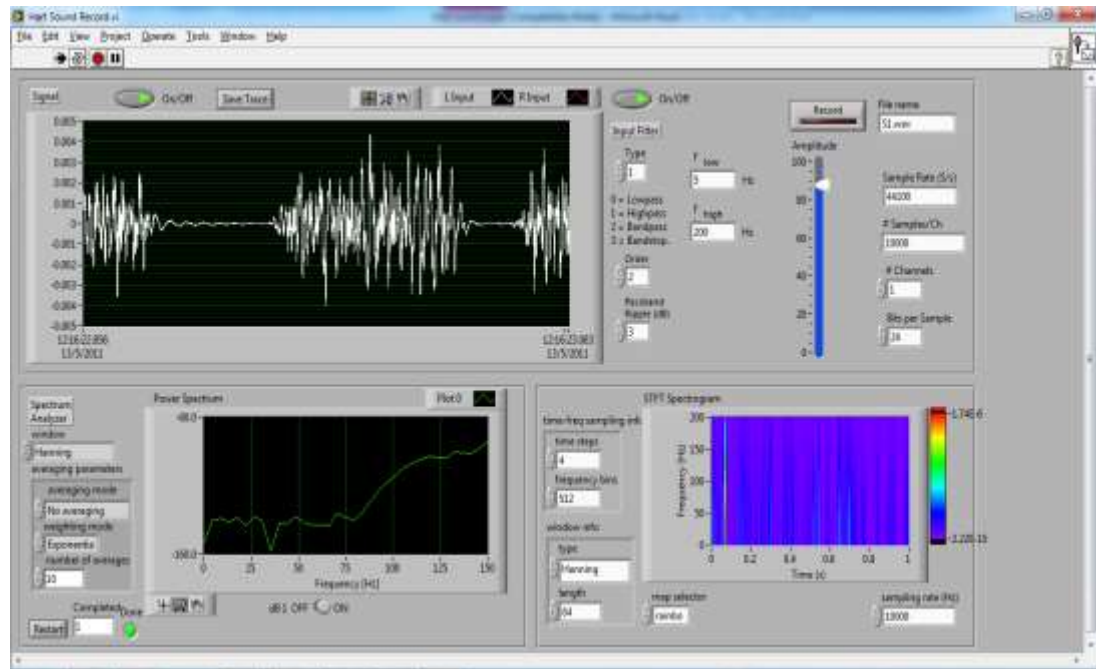


รูปที่ 3.4 โปรแกรมกรองความถี่สัญญาณ (Digital filter)

3.2.3 Short Time Fourier Transform และ Power Spectrum ช่วยให้สามารถวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ (Frequency Domain) ของสัญญาณในช่วงสั้นๆ ได้ พร้อมทั้งแสดงองค์ประกอบทางกำลังของรูปสัญญาณคลื่นเสียงของหัวใจได้ เช่นการวิเคราะห์ทางความถี่ที่แพทย์ใช้วิเคราะห์ภาวะโรคหัวใจแบบต่างๆดังตัวอย่างตารางที่ 3.2 ซึ่งงานวิจัยวิจัยนี้ยังไม่มีผลการวัดในภาวะดังกล่าว หากแต่แสดงเพื่อให้เห็นถึงความสำคัญในการวิเคราะห์สัญญาณใน Frequency Domain



รูปที่ 3.6 โค้ดโปรแกรมประมวลผลสัญญาณคลื่นเสียงหัวใจ



รูปที่ 3.7 หน้าจอโปรแกรมที่ออกแบบและสร้างขึ้นจากงานวิจัย

บทที่ 4

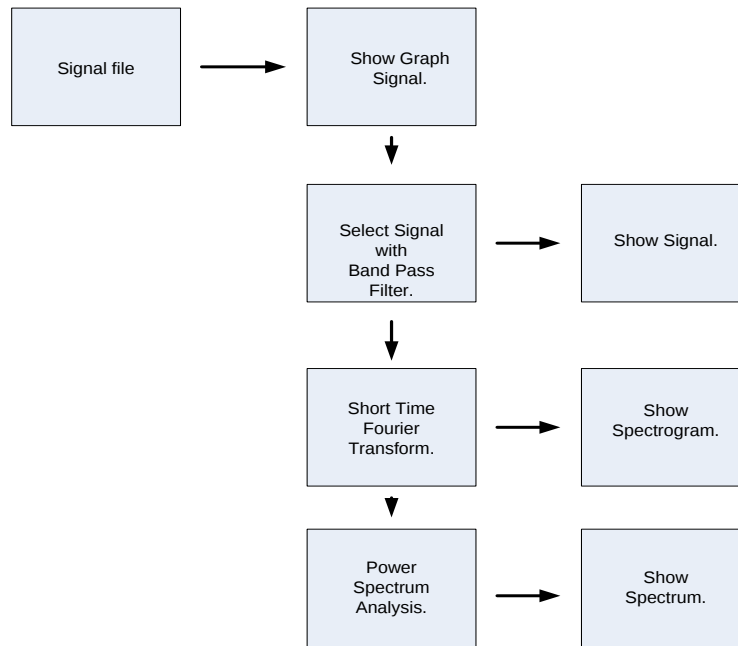
ผลการดำเนินงานวิจัย

จากการออกแบบวิธีการดำเนินการวิจัยเบื้องต้นนั้นสามารถนำเอา Stethoscope ซึ่งประกอบด้วยแผ่น diaphragm ทำหน้าที่เป็นตัวตรวจจับการสั่นสะเทือนตามจังหวะการทำงานของหัวใจ ส่งสัญญาณเข้าสู่หูฟังแพทย์ในระบบ air pressure ซึ่งเราสามารถแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้ด้วยการใช้ condenser microphone เพื่อนำสัญญาณเข้าสู่กระบวนการประมวลผลด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.1 แสดง Stethoscope ที่ได้ดัดแปลงแล้ว



รูปที่ 4.1 Stethoscope ที่ดัดแปลง

การบันทึกสัญญาณเสียงและการประมวลผลสัญญาณการทำงานของหัวใจนั้น ได้เลือกใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อพัฒนาโปรแกรมเนื่องจากเป็นโปรแกรมที่มีความเหมาะสมในด้านการงานลักษณะ Computerized Instrument ได้เป็นอย่างดี และเป็นโปรแกรมที่พัฒนาในรูปแบบ Graphic Programming ทำให้ผู้ที่จะนำงานวิจัยนี้ไปพัฒนาต่อจะสามารถทำความเข้าใจได้ง่าย



รูปที่ 4.2 Block Diagram ของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจ



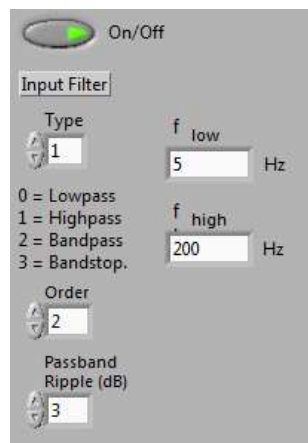
รูปที่ 4.3 การทำงานของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจ

4.1 องค์ประกอบและผลการทดสอบโปรแกรม

องค์ประกอบและผลการทดสอบโปรแกรมประมวลผลสัญญาณเสียงหัวใจประกอบด้วย

4.1.1 ส่วนแสดงผลสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ สามารถแสดงผลจากการกรองสัญญาณเพื่อเลือกช่วงสัญญาณที่ต้องการได้ หรือเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน เพื่อบันทึกสัญญาณ และวิเคราะห์สัญญาณ ขณะทำการตรวจวัด

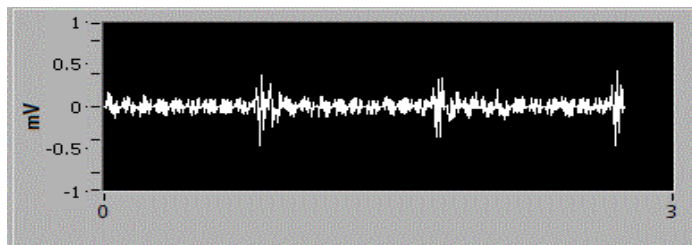
4.1.2 ตัวกรองสัญญาณดิจิทัล (Digital filter signal processing) เป็นตัวกรองสัญญาณเพื่อกำจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการออก โดยสามารถเลือกย่านความถี่ของสัญญาณชนิดต่างๆได้ เช่น Lowpass filter, Highpass filter และ Bandpass filter เป็นต้น โดยกำหนดที่ f_{low} และ f_{high} แทนการเลือกช่วงย่านความถี่ต่ำ (Low cut off frequency) และเลือกช่วงความถี่สูง (High cut off frequency) ตามลำดับ ดังรูปที่ 4.4 สัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจที่บันทึกจาก Stethoscope และโปรแกรมโดยไม่ผ่านการกรองสัญญาณ และลำดับการใช้ตัวกรองสัญญาณเพื่อเลือกกรองสัญญาณ ECG (Electrocardiograph) ดังแสดงในรูปที่ 4.5ก, ข และ ค ตามลำดับ



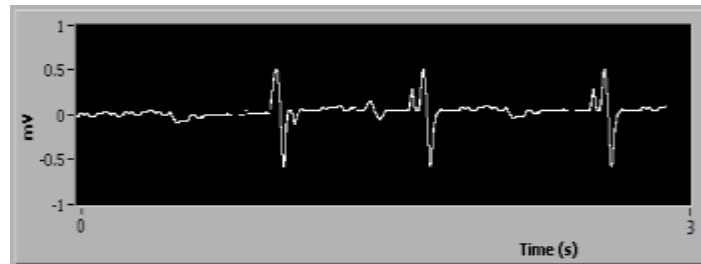
รูปที่ 4.4 ตัวกรองสัญญาณดิจิทัล



รูปที่ 4.5(ก) สัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจโดยไม่ผ่านตัวกรองสัญญาณ



รูปที่ 4.5 (ข) ผลการทดสอบตัวกรองสัญญาณชนิด Bandpass filter ที่ย่านความถี่ 1-40 Hz

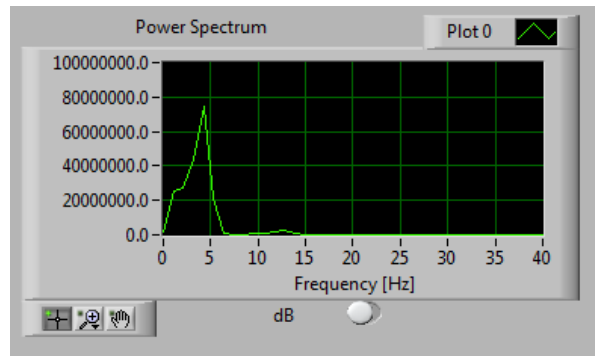


รูปที่ 4.5 (ค) Electrocardiograph (ECG) ที่ได้จากการกรองสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจโดยใช้ตัวกรองสัญญาณ Bandpass filter ที่ย่านความถี่ 2-10 Hz

4.1.3 ส่วนบันทึกสัญญาณ และการกำหนดลักษณะการเก็บข้อมูล สามารถกำหนดความละเอียดข้อมูลได้ 8, 16 และ 24 bit รวมถึงการกำหนด sampling rate โดยจุดเด่นของโปรแกรมสามารถบันทึกเป็นไฟล์ *.wav ซึ่งเป็นไฟล์เสียงสามารถใช้โปรแกรมอ่านสัญญาณเสียง ที่หลากหลายสามารถเปิดฟังได้โดยทั่วไปได้ ซึ่งเหมาะกับการนำสัญญาณไปประมวลผล เพื่อการทำวิจัยการทำงานของหัวใจในประเด็นอื่น ๆ ได้ เช่นการรู้จำสัญญาณเพื่อการวินิจฉัยภาวะโรคหัวใจ (Heart Sound Recognition for diagnostic and analysis) เป็นต้น

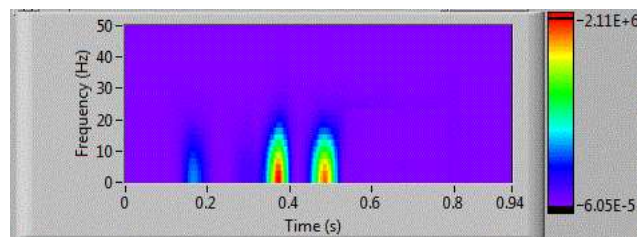
รูปที่ 4.6 ส่วนกำหนดลักษณะเพื่อบันทึกสัญญาณการทำงานของหัวใจ

4.1.4 ส่วนแสดงผล Power Spectrum ส่วนนี้เป็นส่วนที่พัฒนาขึ้นเพื่อแพทย์สามารถเห็นค่าพลังงานของความถี่สัญญาณ การทำงานของหัวใจได้เพื่อวิเคราะห์ภาวะการทำงานของกล้ามเนื้อของหัวใจได้



รูปที่ 4.7 Power Spectrum

4.1.5 Display Spectrogram เป็นการวิเคราะห์ความถี่ของสัญญาณในช่วงเวลาสั้น ๆ โดยใช้ Short-Time Fourier Transform (STFT) algorithm

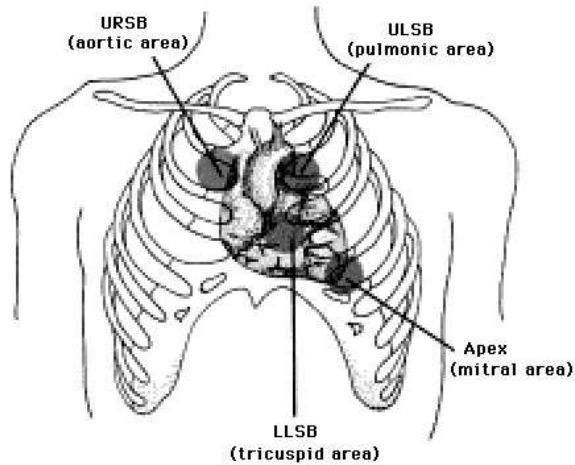


รูปที่ 4.8 Spectrogram ของสัญญาณ ECG (กรองจากสัญญาณเสียงของหัวใจ ที่ความถี่ 2-10 Hz)

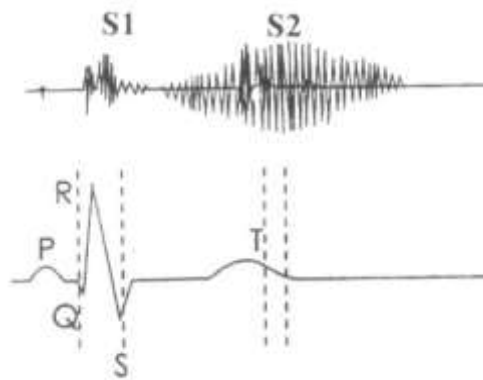
จากรูปที่ 4.8 นั้นทำให้แพทย์เห็นการทำงานของหัวใจในช่วงเวลาของการบีบตัว (Systole) และคลายตัว (Diastole) เพื่อประกอบการวินิจฉัย และสังเกตการทำงานของหัวใจได้

4.2 การทดสอบการแสดงเสียงหัวใจ

การทดสอบการแสดงเสียงหัวใจเมื่อใช้ Stethoscope ตรวจวัดเสียงการทำงานของหัวใจใน 4 ตำแหน่งสำคัญ ดังแสดงในรูปที่ 4.9 ซึ่งความสัมพันธ์กันระหว่างคลื่นเสียงหัวใจกับสัญญาณ ECG ดังแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.9 ตำแหน่งที่ทำการวัดเก็บค่าสัญญาณเสียงหัวใจ



รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ของรูปคลื่นเสียงหัวใจและสัญญาณ ECG

4.2.1 ตำแหน่ง Aortic Valvular Area อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 2 ซัดกับขอบขวาของกระดูกสันอก (Sternum) เป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic เพราะหลอดเลือด Aorta เมื่อออกจาก Left Ventricle จะโค้งย้อนไปทางด้านหลังแต่ส่วนที่อยู่ใกล้กับผนังหน้าอกคือบริเวณนี้ โดยลิ้นหัวใจ Aortic เป็นต้นตอของเสียงที่ 2 เพราะฉะนั้นจึงฟังเสียงที่ 2 ของหัวใจได้ชัดเจนในบริเวณนี้ดังแสดงในรูปที่ 4.11 – 4.14



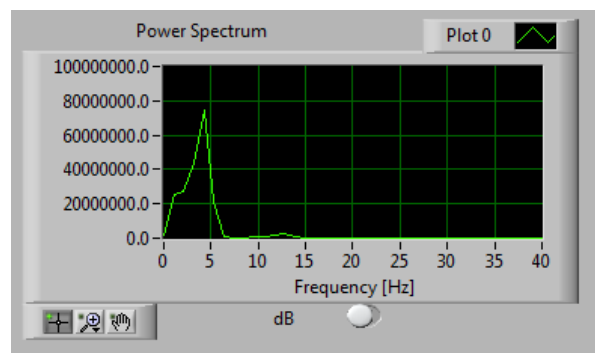
รูปที่ 4.11 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area ด้วยการใช Bandpass filter 1-40Hz



รูปที่ 4.12 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-20Hz

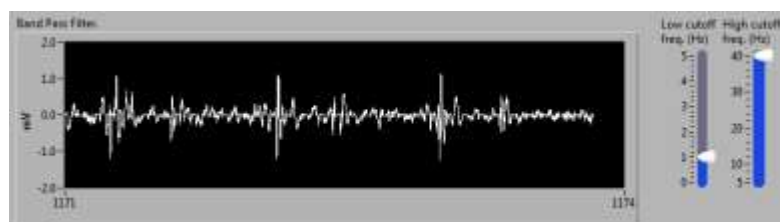


รูปที่ 4.13 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Aortic Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-10Hz



รูปที่ 4.14 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Aortic Valvular Area

4.2.2. ตำแหน่ง **Pulmonary Valvular Area** อยู่ช่องซี่โครงที่ 2 ซัดกับขอบซ้ายของกระดูกสันอกเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Pulmonary กลไกการเกิดคล้ายกับ Aortic Valvular Area ดังแสดงในรูปที่ 4.15 - 4.18



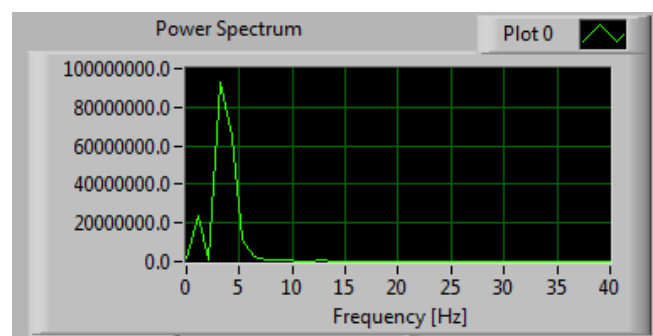
รูปที่ 4.15 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-40Hz



รูปที่ 4.16 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-20Hz



รูปที่ 4.17 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Pulmonary Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-10Hz



รูปที่ 4.18 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Pulmonary Valvular Area

4.2.3 ตำแหน่ง Tricuspid Valvular Area อยู่บริเวณด้านซ้ายของลิ้นปี่ตรงช่องซี่โครงที่ 4 ตำแหน่งนี้ วัตถุประสงค์เสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Tricuspid ได้ชัดเจนเพราะเสียงที่เกิดขึ้นนี้จะกระจายตามผนังของ เวนทริเคิลขวาซึ่งชิดกับผนังหน้าอกบริเวณนี้ ดังแสดงในรูปที่ 4.19-4.22



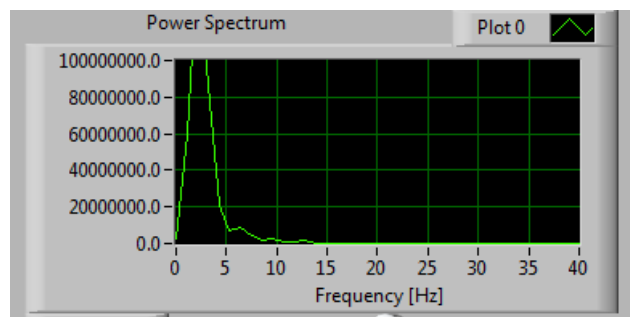
รูปที่ 4.19 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-40Hz



รูปที่ 4.20 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-20Hz



รูปที่ 4.21 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Tricuspid Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-10Hz



รูปที่ 4.22 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Tricuspid Valvular Area

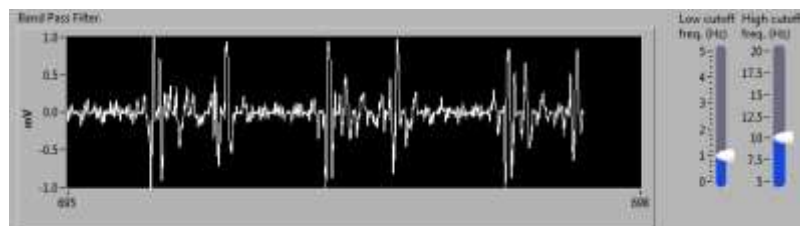
4.2.4 ตำแหน่ง Mitral Valvular Area อยู่ตำแหน่งของ Apex อยู่ช่องซี่โครงที่ 5 เสียงที่ฟังได้ชัดเจน บริเวณนี้คือเสียงที่ 1 โดยเสียงที่ได้ยินเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral จะได้ยินชัดเจนที่สุดเพราะเมื่อเสียงเกิดจากลิ้นนี้จะกระจายออกมาตามอวัยวะที่แข็งคือ เวนทริเคิลซ้าย เพื่อออกมาภายนอก ดังนั้นจะได้ยินเสียงชัดเจนตรง Apex Beat นอกจากนี้ต้นตอของเสียงที่ 1 เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral เป็นส่วนใหญ่ดังนั้นตำแหน่งนี้จึงฟังได้ชัดเจน ดังแสดงในรูปที่ 4.23-4.26



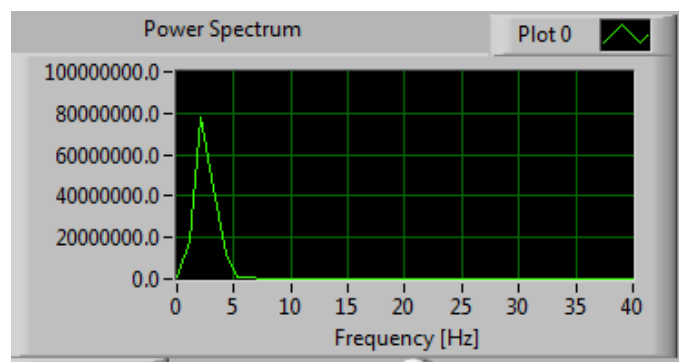
รูปที่ 4.23 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-40Hz



รูปที่ 4.24 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-20Hz



รูปที่ 4.25 รูปคลื่นเสียงของหัวใจ Mitral Valvular Area ด้วยการใช้ Bandpass filter 1-10Hz



รูปที่ 4.26 ตัวอย่าง Power spectrum ของ Mitral Valvular Area

บทที่ 5

สรุป อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปและอภิปรายผล

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องวัดและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณเสียงของหัวใจ โดยใช้เทคนิคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล เป็นการศึกษาการประมวลผลสัญญาณให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล โดยสัญญาณเสียงการทำงานของหัวใจ จะอยู่ในรูปเดิมที่เป็นสัญญาณอนาล็อก การได้มาของสัญญาณดิจิทัลซึ่งเป็นตัวแทนสัญญาณอนาล็อกจะต้องผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลหรือการดิจิไทซ์ ซึ่งประกอบด้วยการสุ่มตัวอย่างและการควอนไทซ์ให้อยู่ในรูปดิจิทัลก่อนที่จะทำการประมวลผลต่อไป

งานวิจัยนี้แนวทางพัฒนาและเพิ่มขีดความสามารถเครื่องมือแพทย์ ให้แพทย์สามารถนำไปประกอบการวินิจฉัย ทั้งสามารถเก็บข้อมูลเพื่อจัดทำระบบฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นเสียงของหัวใจผู้ป่วยในลักษณะไฟล์ดิจิทัล ซึ่งระบบฐานข้อมูลสัญญาณผู้ป่วยนั้นจะสามารถใช้เป็นข้อมูลประกอบการสอนนักศึกษาแพทย์ บุคลากรด้านเทคนิคการแพทย์ รวมถึงวิศวกรรมเครื่องมือแพทย์ในการวิจัยและพัฒนาให้เกิดประโยชน์ต่อเนื่องได้

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography, ECG, EKG) เป็นการตรวจทางการแพทย์อย่างหนึ่งเพื่อดูปฏิกิริยาทางไฟฟ้าของหัวใจที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลาด้วยการรับสัญญาณไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณหน้าอก การตรวจนี้เป็น การตรวจแบบ non-invasive โดยต้องใช้อุปกรณ์ตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ใช้เครื่องติดตามการทำงานของหัวใจ (ECG monitoring) ซึ่งสามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แบบ 3 Lead หรือ 12 lead ตามลักษณะความละเอียดของเครื่องมือวัด โดยส่วนใหญ่แพทย์จะให้ความสำคัญกับสัญญาณ Lead II เนื่องจากมีองค์ประกอบ P, Q, R, S-T ครบโดยรูปคลื่น P จะแทนการทำงานของหัวใจ ส่วนบน (Atrium) และรูปคลื่น Q, R นั้นแทนการทำงานของหัวใจห้องล่าง (Ventricular) ในจังหวะบีบตัว และคลายตัวในรูปคลื่น R-S และเริ่มจังหวะการทำงานของหัวใจห้องบนด้วยช่วงรูปคลื่น S-T อีกครั้ง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้นขึ้นในไซโนเอเทรียลโนด (SinoAtrial node, SA node) ส่งผ่านทางนำสัญญาณในกล้ามเนื้อหัวใจ กระแสนี้จะกระตุ้นใยกล้ามเนื้อหัวใจให้หดตัวเกิดเป็นการบีบตัวของหัวใจ (systole) คลื่นไฟฟ้านี้สามารถวัดได้ด้วยขั้วไฟฟ้าบนตำแหน่งเฉพาะบนผิวหนัง ขั้วไฟฟ้าที่อยู่คนละตำแหน่งของหัวใจจะวัดปฏิกิริยาไฟฟ้าของหัวใจได้ไม่

เหมือนกัน ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นถึงความต่างศักย์ระหว่างขั้วไฟฟ้าบนผิวหนังสองตำแหน่งแสดงถึงปฏิกิริยาของกล้ามเนื้อหัวใจที่วัดได้จากตำแหน่งต่างๆ กัน ถือเป็นวิธีที่ดีที่สุดวิธีหนึ่งในการตรวจวัดและวินิจฉัยความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยเฉพาะการเต้นผิดปกติที่เกิดจากความเสียหายของเนื้อเยื่อที่นำสัญญาณไฟฟ้าหรือการเต้นผิดปกติที่เกิดจากความผิดปกติของอิเล็กโทรไลต์ นอกจากนี้ในโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย (myocardial infarction, MI) ผลตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถชี้ได้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจเสียหายในบริเวณใด แม้จะไม่สามารถดูได้ทุกบริเวณก็ตาม ซึ่งแพทย์ใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นในการวินิจฉัยและศึกษาติดตามการทำงานการทำงานของหัวใจ ซึ่งงานวิจัยนี้ไม่ต้องใช้สาย Lead ในการวัดแต่ใช้การฟังเสียงจาก Stethoscope แล้วนำมาประมวลผลซึ่งเป็นอีกแนวทางหนึ่งในการตรวจวัด

งานวิจัยนี้สามารถบันทึกข้อมูลเสียงการทำงานของหัวใจโดยไฟล์ข้อมูลสามารถกำหนดความละเอียดของข้อมูลได้ 8, 16 และ 24 bit รวมถึงการกำหนด sampling rate จุดเด่นของโปรแกรมสามารถบันทึกเป็นไฟล์ *.wav ซึ่งเป็นไฟล์เสียงสามารถใช้โปรแกรมอ่านสัญญาณเสียงที่หลากหลายสามารถเปิดฟังได้โดยทั่วไปได้

งานวิจัยนี้สามารถแสดงให้เห็นองค์ประกอบของสัญญาณเสียงของหัวใจได้โดยเทคนิคการกรองสัญญาณความถี่สัญญาณ ECG Lead II ที่ต้องการได้ โดยใช้ Band pass filter ย่านความถี่สัญญาณเลือกผ่าน อยู่ในช่วง 2-10 Hz หากแต่เสียงของหัวใจยังประกอบด้วยย่านความถี่ที่สำคัญอีกหลากหลายเพื่อใช้ประโยชน์ในการวิเคราะห์ด้านคลินิกเทคนิคอื่น ๆ สำหรับแพทย์ เช่นการสังเกตการทำงานของสัญญาณกล้ามเนื้อหัวใจส่วนต่างๆ ทั้ง atrium และ ventricular muscle เป็นต้น

5.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้เป็นเพียงต้นแบบแนวทางในการตรวจวัดรูปแบบใหม่ ซึ่งต้องอาศัยการพัฒนาและทดสอบกับกลุ่มประชากรซึ่งเป็นผู้ป่วยจริงในโรงพยาบาลประกอบการวินิจฉัยของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านหัวใจ ถ้ากรณีตัวอย่างมากพอ ควรจะพัฒนาเป็นระบบผู้เชี่ยวชาญ (Expert Learning System) เพื่อการวินิจฉัยภาวะโรคหัวใจหรืออาจจะใช้เทคนิคการรู้จำ (Recognition) เช่น เทคนิค Neural Network หรือ Hidden Markov Model มาเป็นตัวแยกแยะภาวะหัวใจต่าง ๆ ที่เกิดขึ้น

บรรณานุกรม

1. Ahkuputra, V., 1998, “Comparison of Different Techniques on Thai Speech Recognition”, **Circuits and Systems IEEE APCCAS**, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, 24-27 November, United states of American, pp. 177 - 180.
2. Tompkins, W.J., 1995, **Digital Signal Processing C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC**, Prentice-Hall, United states of American, pp. 206-300.
3. ชมพูนุช อ่องจิต, 2543, คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก (Clinical ECG), ครั้งที่ 6, สำนักพิมพ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ ฯ, หน้า 20-35.
4. สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์, 2548, “การวิจัยและพัฒนาเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยคลื่นเสียง”, วารสารการประชุมวิชาการประจำปี 2544 ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ, 10 ม.ค., [Online],
Available : <http://www.nectec.or.th/nac2005/documents/Phonocardiography.pdf>
5. บัลลังก์ หมั่นพินิจ และ ภาณุทัต บุญประมุข, 2547, “การปรับปรุงอัตราการรู้จำคำพูดภาษาไทย โดยใช้การนอร์มัลไลซ์ของสัมประสิทธิ์เชิงสตรัม”, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า, ครั้งที่ 27, 12 พฤศจิกายน 2547, โรงแรมโซฟิเทลขอนแก่น, หน้า 181-184.
6. ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันทศักดิ์, 2545, “การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าโดยการแปลงเวฟเลต และโครงข่ายประสาทเทียม”, วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์, คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น, หน้า 10-50.
7. นิตกรณ ศิลป์ศิริวานิชย์, ภาณุทัต บุญประมุข, 2548, “การรู้จำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้แบบจำลอง ฮิดเดน มาร์คอฟเพื่อการวินิจฉัยภาวะโรคหัวใจ”, วารสารการประชุมวิชาการวิชาการแพทย์แห่งชาติ, ครั้งที่ 4, 9-11 ตุลาคม, โรงแรมรามการ์เดน, หน้า 81-93.

8. Oien, G.E., 1996, "ECG Rhythm Classification using Artificial Neural Network", Department of Electrical Engineering and Computer Technology, **Digital Signal Processing Workshop Proceeding**, Norway, Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 514-517.
9. Kramer, C., Mckay, B. and Belina., O., 1995, "Probabilistic Neural Network Array Architecture for ECG Classification", **School of Electrical Engineering in Medical and Biology Society**, United states of America, Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 807-809.
10. Silipo, R. and Marchesi, C., 1998, "Artificial Neural Networks for Automation ECG Analysis Transaction on Signal Processing", **Biomedical Engineering 16th**, Italy, Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 1417-1425.
11. Risk, M. and Saul, J., 1997, "Beat Detection and Classification of ECG using Self Organizing Maps", **International Conference 19th**, United states of America, Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 89-91.
12. Physiologic signal archives for biomedical research, 2005, **ECG Databases**, 1 January [Online], Available: <http://www.physionet.org/physiobank/database>
13. Malmivuo, J., 2005, **12-Lead ECG System**, 24 February, [Online], Available: <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm>
14. พรชัย ภววงษ์ศักดิ์, 2548, การประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเบื้องต้น, 5 กุมภาพันธ์, [Online], Available: <http://www.ee.mut.ac.th/home/pornchai>
15. Andrew N. P., 1998, "The Cardiac Murmur : When to Refer?", **Pediatric Clinics of North America**, Vol. 45, Issue 1, pp.107-122.