

บทที่ 2

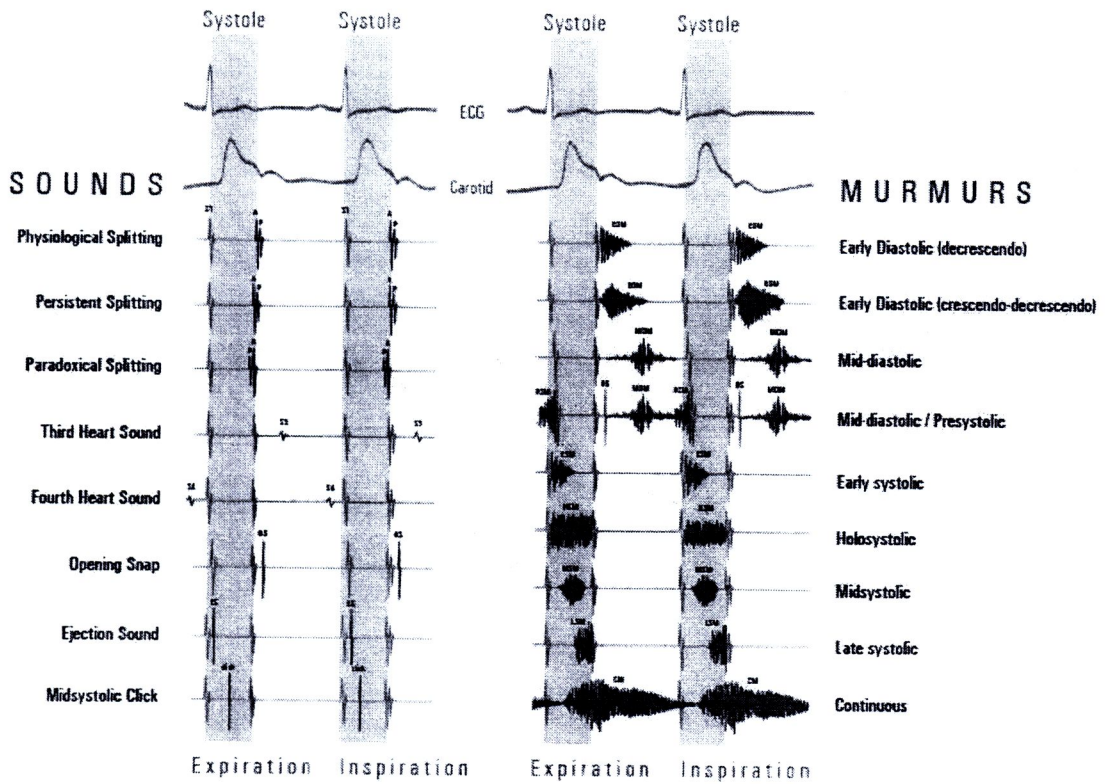
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

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 เป็นเสียงสูงมีความถี่อยู่ประมาณ 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

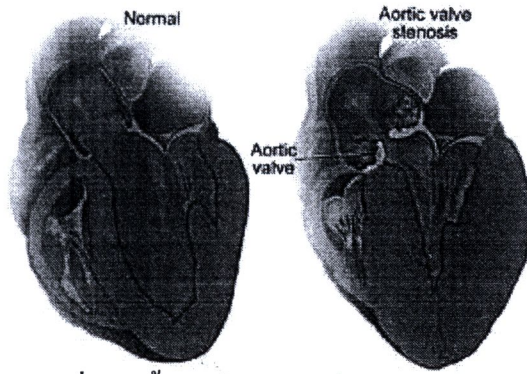
เสียงหัวใจผิดปกติที่เรียกว่า Murmur ซึ่งองค์ประกอบของ Murmur เกิดจากกระบวนการไหลของโลหิตจะถูกรบกวน โดยส่วนใหญ่เกิดจากการผิดปกติของลิ้นหัวใจ เช่น จากการตีบของลิ้นหัวใจทำให้เลือดมีความดันสูงและมีอัตราการไหลเพิ่มขึ้นเป็นกระแสวน หรือเกิดจากการรั่วของลิ้นหัวใจซึ่งทำให้เลือดไหลย้อนกลับ ถ้าแบ่งชนิดของ Murmurs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



รูปที่ 2.1 สัญญาณเสียงหัวใจและ Murmurs

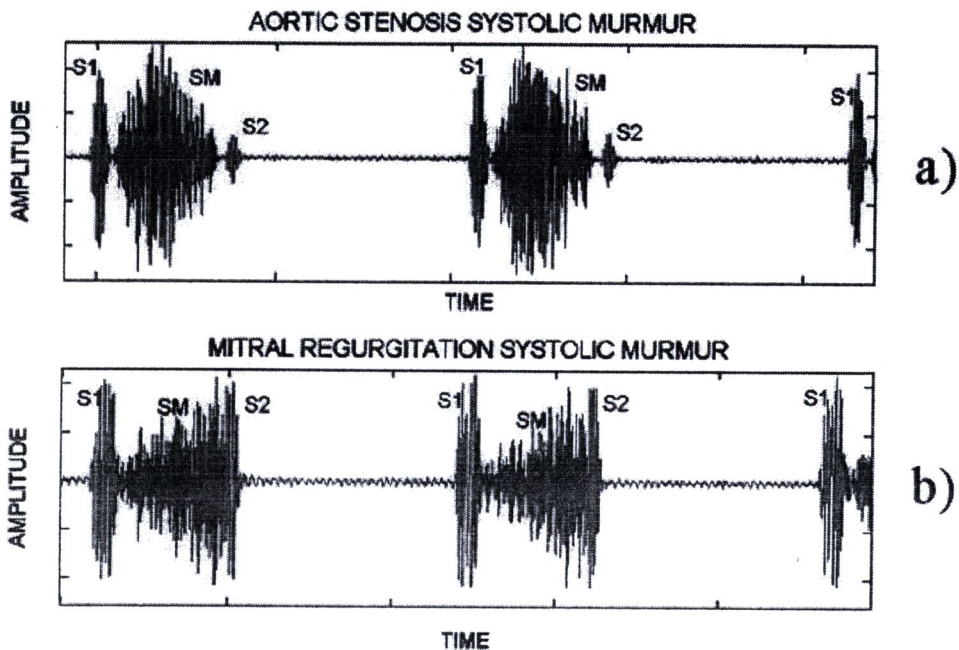
Systole Murmurs เป็นเสียงหัวใจผิดปกติที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจบีบตัว สาเหตุที่เกิดเสียงผิดปกติที่พบบ่อยคือเกิดจาก

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 และจากการที่เลือดต้องใช้เวลาในการไหลออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายนานกว่าปกติทำให้ลิ้นหัวใจ Aortic ปิดหลังลิ้นหัวใจ Pulmonary ซึ่งนั่นหมายถึงจะเกิดสัญญาณเสียงหัวใจลักษณะ Paradoxical Splitting ขึ้นด้วย โดยรูปที่ 2.2 จะแสดงให้เห็นการตีบของลิ้นหัวใจ Aortic



รูปที่ 2.2 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่ตีบ

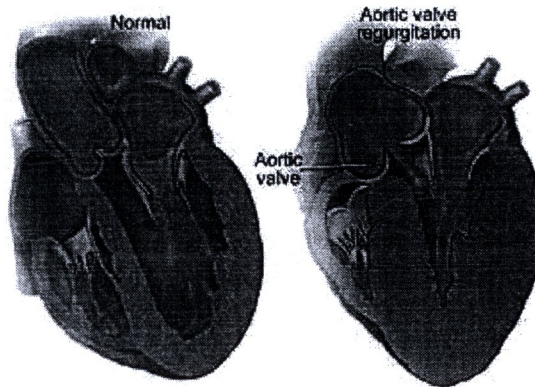
ข) ลิ้นหัวใจ Mitral รั่ว (Mitral Regurgitation) โดย Murmur ของการรั่วของลิ้นหัวใจ Mitral จะมีลักษณะแบบ Mid-Systole แต่แตกต่างกับ กรณิลิ้นหัวใจ Aortic ตีบตรงที่ในกรณีการรั่วของลิ้นหัวใจ Mitral นั้นจะมีองค์ประกอบของความถี่ต่ำกว่า และจะค่อยๆดังขึ้นแต่ของกรณิลิ้นหัวใจ Aortic ตีบนั้นเสียงจะดังแล้วค่อยๆเงียบลงเมื่อสิ้นสุดระยะ Systole ซึ่งสามารถดูรูปร่างสัญญาณเสียงหัวใจเปรียบเทียบได้จากรูปที่ 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) ซึ่งจะพบมากในผู้สูงอายุคิดเป็น 3:1 เมื่อเทียบกับผู้หญิง ซึ่ง 2 ใน 3 ของการรั่วของลิ้นหัวใจเป็นอาการต่อเนื่องจากการเป็น Rheumatic โดย

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

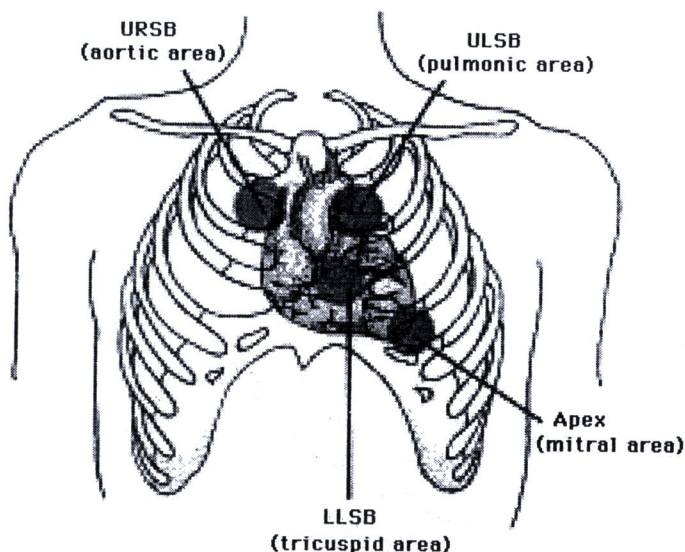


รูปที่ 2.4 ลิ้นหัวใจ Aortic ที่ปกติและที่รั่ว

2.1.2 การฟังเสียงหัวใจ

การฟังเสียงหัวใจจะฟัง 4 ตำแหน่ง ได้แก่ (สามารถดูภาพประกอบได้ที่รูปที่ 2.5)

- ก) ตำแหน่งที่ 1 Aortic Valvular Area อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 2 ซิดกับขอบขวา ของกระดูกสันอก (Sternum) เป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic เพราะหลอดเลือด Aorta เมื่อออกจาก Left Ventricle จะโค้งย้อนไปทางด้านหลังแต่ส่วนที่อยู่ใกล้กับผนังหน้าอกคือบริเวณนี้โดยลิ้นหัวใจ Aortic นี้เป็นต้นตอของเสียงที่ 2 ฉะนั้นจึงฟังเสียงที่ 2 ของหัวใจได้ชัดเจนในบริเวณนี้
- ข) ตำแหน่งที่ 2 Pulmonary Valvular Area อยู่ช่องซี่โครงที่ 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 อยู่ช่องซี่โครงที่ 5 เสียงที่ฟังได้ชัดเจนบริเวณนี้คือเสียงที่ 1 โดยเสียงที่ได้ยินเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral จะได้ยินชัดเจนที่สุดทั้งนี้เพราะเมื่อเสียงเกิดจากลิ้นนี้จะกระจายออกมาตามอวัยวะที่แข็งคือ เวนทริเคิลซ้าย เพื่อออกมาภายนอก ดังนั้นจะได้ยินเสียงชัดเจนตรง Apex Beat นอกจากนี้ต้นตอของเสียงที่ 1 เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral เป็นส่วนใหญ่ดังนั้นตำแหน่งนี้จึงฟังได้ชัดเจน



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งที่ทำการวัดเก็บค่าสัญญาณเสียงหัวใจ

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph; ECG)

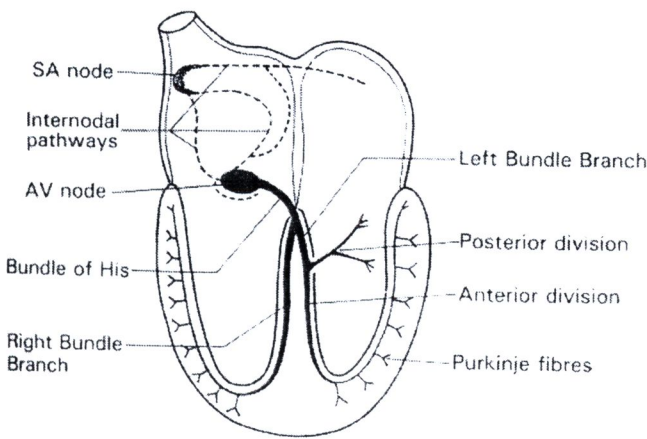
คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานเบื้องต้น (ECG Standard Lead) ที่แพทย์ใช้วินิจฉัยนั้น ประกอบด้วย 3 Lead คือ Lead I, Lead II, และ Lead III โดยสัญญาณ Lead II เป็นสัญญาณที่มีองค์ประกอบในการวินิจฉัยครบที่สุด ประกอบด้วยสัญญาณ 5 ช่วงสัญญาณคือ P, Q, R, S, และ T โดย ช่วง P, Q, R เป็นระยะบีบตัวของหัวใจ (Systole) และในช่วง 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 ห้องทำหน้าที่ทางสรีระไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็นเพียงหน่วยเดียวเท่านั้นจะไม่มีขอบเขตทางไฟฟ้า (Electrical boundary) ระหว่างห้องเอเทรียมทั้งสอง ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบด้วย SA node: SAN, AV node: AVN เป็นต้น ดังรูปที่ 2.6 เมื่อเอเทรียมถูกกระตุ้นด้วยขบวนการทางไฟฟ้าทำนองเดียวกัน เวนทริเคิลทั้งสองข้างก็เปรียบเหมือนหนึ่งหน่วยด้วย ทั้งสองหน่วยนี้ถือเป็นห้องทางสรีระไฟฟ้าซึ่งแยกจากกันด้วยวงแหวนที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ (Fibrous ring) ซึ่งมีคุณสมบัติเพื่อต่อการนำไฟฟ้าแต่กระแสสามารถผ่านจากเอเทรียมลงมาที่เวนทริเคิลได้โดยทางเดินพิเศษคือทางระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้า (Conducting system) ซึ่งประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนี้เองแต่เป็นเซลล์ที่มีคุณสมบัติพิเศษสามารถทำให้หัวใจทำงานได้เองเป็นจังหวะโดยเป็นตัวเริ่มทำให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการกระตุ้นด้วยขบวนการไฟฟ้าและมีกลไกตามลำดับผลคือทำให้เกิดการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจตลอด



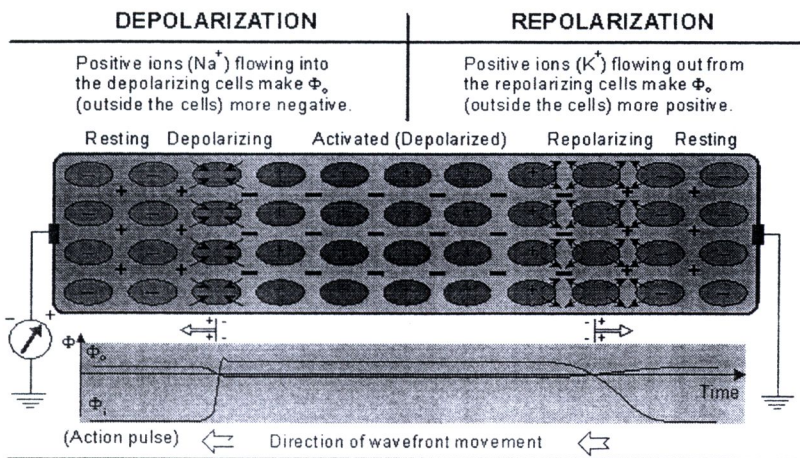
รูปที่ 2.6 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

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

เป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั้งทั้งร่างกายได้ ผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้

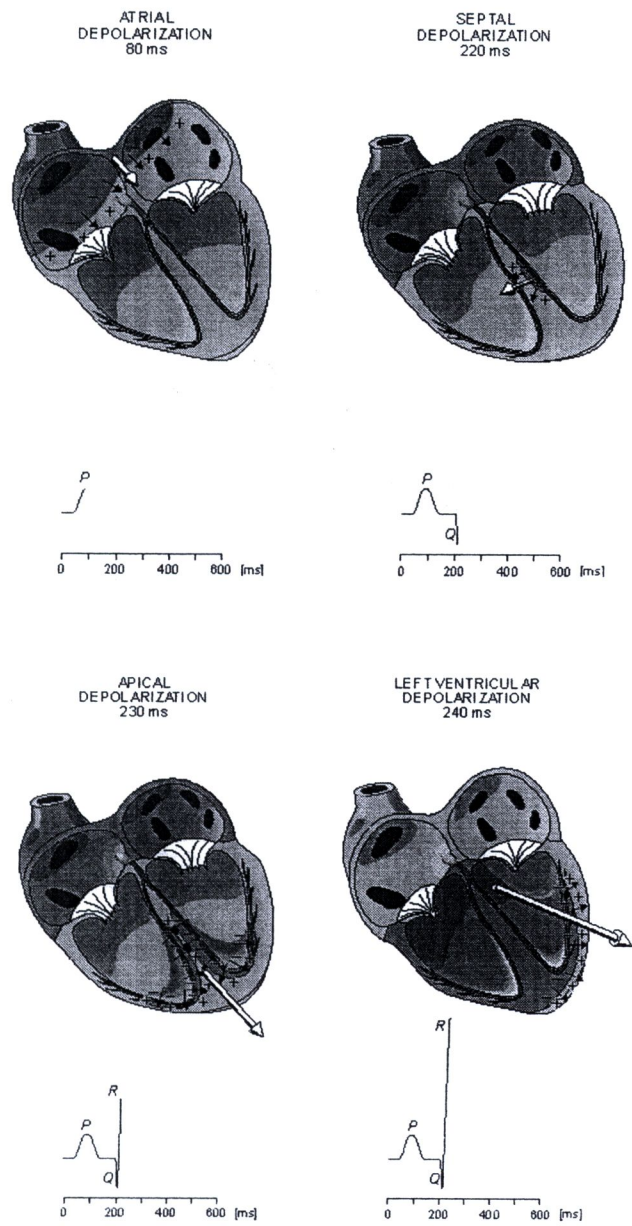
2.3.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

โดยปกติเมื่อเซลล์อยู่ในระยะพักตัว (At rest) ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้า Φ_i ค่าน้อยประมาณ -60 ถึง -100 mV เรียกว่าศักย์ขณะเซลล์พัก (Resting potential) และเรียกสภาวะที่เซลล์ในขณะนี้ว่าสภาวะโพลาไรซ์ (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 ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นโดยรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อย ๆ ลดลงเพราะมีสารโพแทสเซียมซึมผ่านออกจากเซลล์ เรียกว่าเซลล์อยู่ในสภาวะกลับตัว (Repolarization) ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์

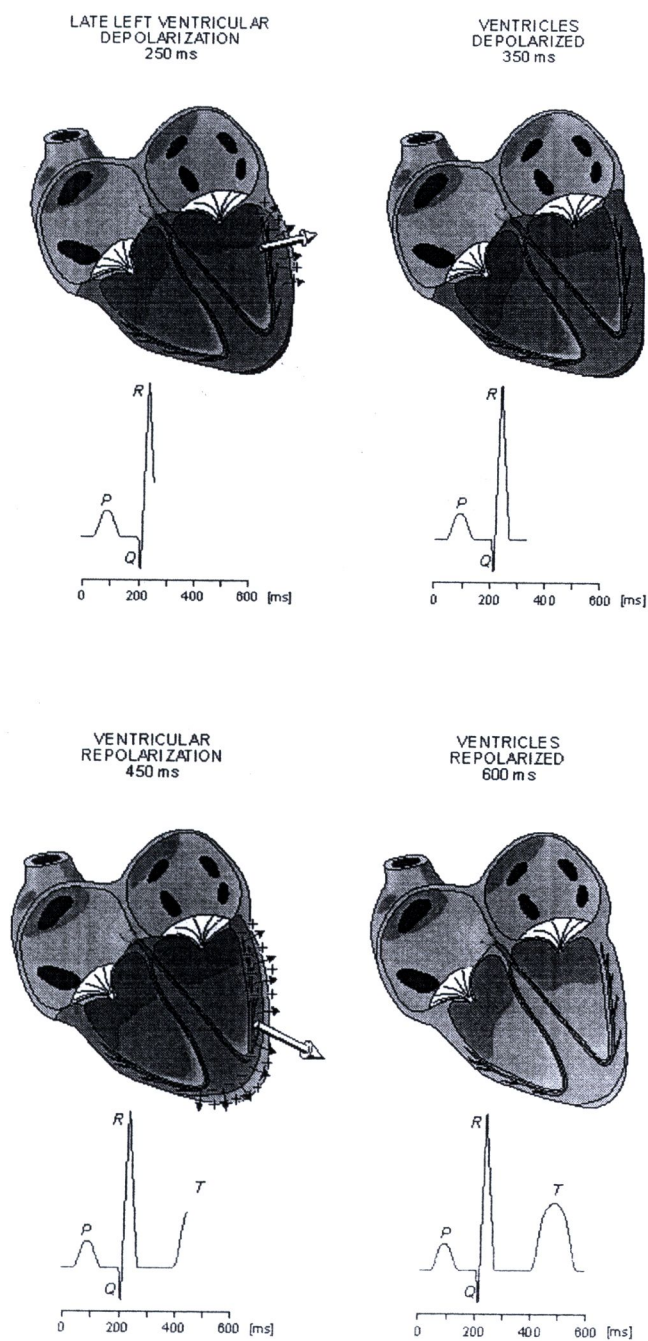


รูปที่ 2.7 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ เกิดจากการแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้า ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

ในทางไฟฟ้าพบว่าเมื่อค่าแรงดันมีการเปลี่ยนแปลงและเซลล์มีความต้านทานทางไฟฟ้าจะทำให้เกิดเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปสู่อีกเซลล์หนึ่งต่อไปเป็นลูกโซ่ ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นแต่ละส่วนของหัวใจในหนังสือบางเล่มเรียกว่าการแพร่ของศักย์กระตุ้น เมื่อรวมศักย์กระตุ้นที่เกิดขึ้นในแต่ละส่วนภายในหัวใจผลที่ได้คือสัญญาณ ECG กระบวนการดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 2.8



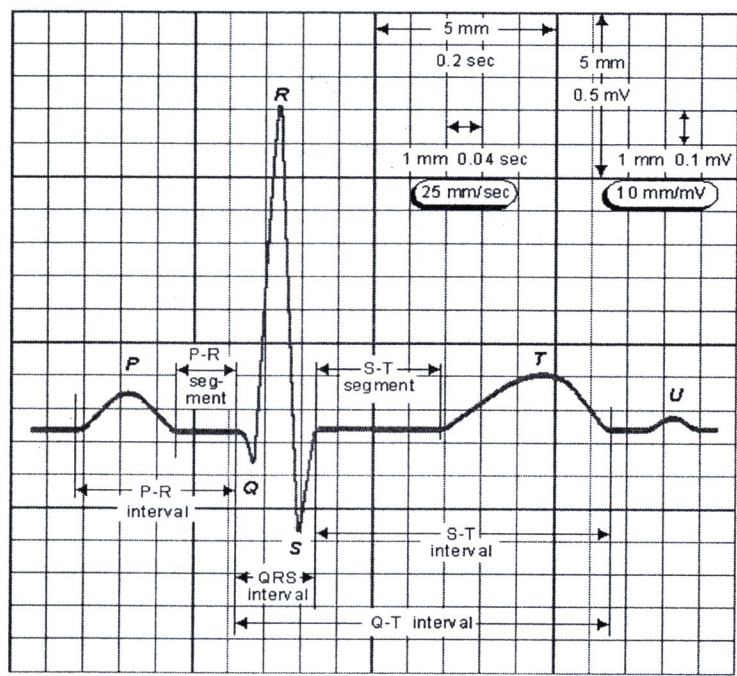
รูปที่ 2.8 อธิบายการเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์แต่ละส่วนของหัวใจ



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 เกิดจากการดีโพลาไรซ์ที่เอเทรียม ซึ่งมีขบวนการเริ่มต้นจาก SAN แล้วผ่านกระจายไปทั่วทุกทิศทางไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมขวา โดยมีทิศทางรวมของไฟฟ้าเฉียงไปทางขวาเล็กน้อยและลงล่าง ส่วนเอเทรียมซ้ายนั้น บริเวณกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมซ้ายได้รับการแผ่กระจายไฟฟ้าจากเอเทรียมขวาก่อนส่วนอื่น ๆ ทั้งสิ้น คือบริเวณในเอเทรียมซ้ายซึ่งอยู่ใกล้ต่อม SAN มากที่สุด

QRS complex เกิดจากการดีโพลาไรซ์ที่เวนทริเคิล ถ้าเริ่มต้นหวักลบเรียกว่ารูปคลื่น Q ถ้าหัวตั้งเรียกว่า คลื่น R ไม่ว่าจะนำหน้าด้วย Q หรือไม่ ส่วนหวักลบที่ตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ไม่ว่าจะ

มีรูปคลื่น Q น้อยหรือไม่มีก็ได้ 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

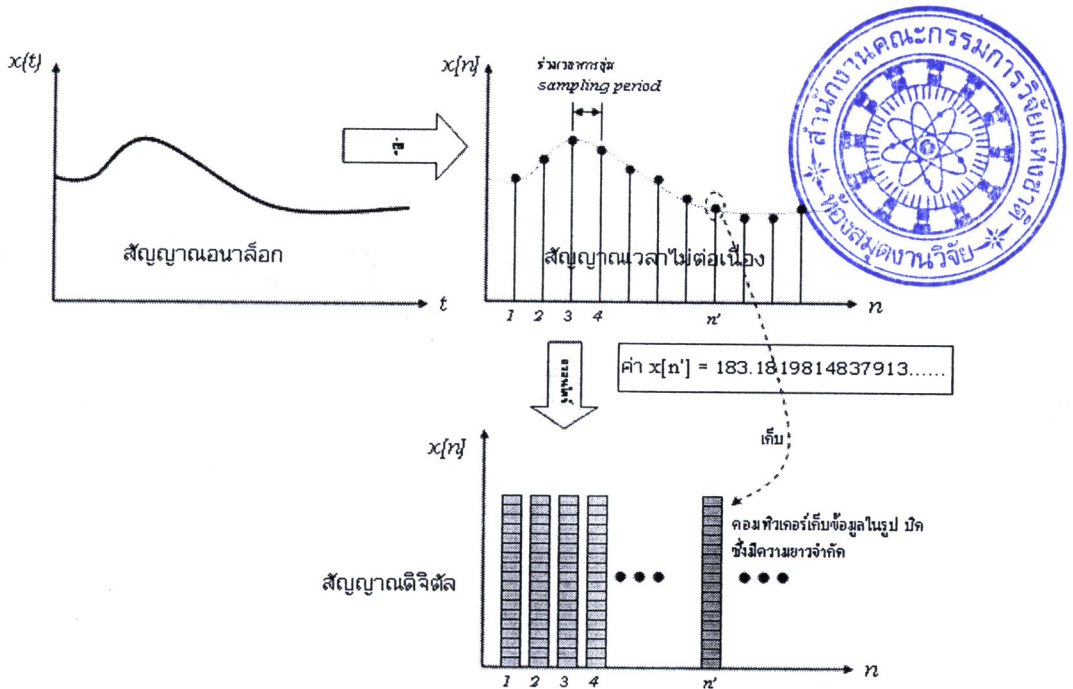
การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล หรือ ที่เรียกกันสั้น ๆ ว่าดีเอสพี (DSP – digital signal processing) เป็นการศึกษาการประมวลผลสัญญาณที่อยู่ในรูปดิจิทัล โดยทั่ว ๆ ไปการประมวลผลสัญญาณอาจแบ่งได้ตาม

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) ให้อยู่ในรูปดิจิตอลก่อนที่จะทำการประมวลผลต่อไป



รูปที่ 2.10 กระบวนการชักตัวอย่างสัญญาณและควอนไทซ์

2.4.1 โดเมนของการแปลงความถี่

การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) ตั้งชื่อตาม โจเซฟ ฟูเรียร์ หมายถึงการแปลงเชิงปริพันธ์ โดยเป็นการเขียนแทนฟังก์ชันใดๆ ในรูปผลบวก หรือปริพันธ์ ของฐาน ที่เป็นฟังก์ชันรูปคลื่นไซน์หรือโคไซน์

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

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

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ห้องสมุดงานวิจัย
วันที่.....2.9.11.พ.ศ. 2555
เลขทะเบียน.....250395
เลขเรียกหนังสือ.....

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) ด้วยอนุกรมของฟังก์ชันรูปคลื่น

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

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 สำหรับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ค่าสัญญาณในทั้งสองโดเมนจำเป็นต้องมีค่าเป็นดิจิทัล 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 การแปลงฟูเรียร์รูปแบบอื่นๆ DFT เป็นกรณีที่เป็นฟังก์ชันไม่ต่อเนื่องบนทั้งสองโดเมน ซึ่งบางครั้งใช้ในการประมาณค่าของ การแปลงฟูเรียร์เวลาไม่ต่อเนื่อง (discrete-time Fourier transform-DTFT) ซึ่ง $x[n]$ เป็นค่าไม่ต่อเนื่องบน โดเมนที่ไม่จำกัด ดังนั้นจึงมีสเปกตรัมเป็นค่าต่อเนื่องและเป็นคาบ DTFT เป็นความสัมพันธ์ตรงข้ามกับอนุกรมฟูเรียร์

การแปลงฟูเรียร์สามารถขยายความการแปลงบนอาบีเลียนโทโพโลยีกรุปใด ๆ ที่คอมแพคเฉพาะที่ (locally compact abelian topological group) เป็นการแปลงจากกรุปหนึ่งไปยังกรุปคู่ของมันซึ่งเป็นหัวข้อในการวิเคราะห์ฮาร์โมนิก (harmonic analysis) ภายใต้การขยายความนี้ทำให้สามารถสร้างความสัมพันธ์ทั่วไปของทฤษฎีการคอนโวลูชัน (convolution theorem) ซึ่งเป็นทฤษฎีความสัมพันธ์ระหว่างการแปลงฟูเรียร์ และการคอนโวลูชันคู่ความเป็นคู่ของพอนเทรียกิน (Pontryagin duality) สำหรับพื้นฐานภาคขยายความของการแปลงฟูเรียร์

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

2.4.1.4 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาดั้ง (short-time Fourier transform-STFT) หรือ การแปลงฟูเรียร์ช่วงสั้น เป็นการแปลงที่มีความสัมพันธ์กับการแปลงฟูเรียร์ ใช้ในการหาความถี่ และเฟสของช่วงใดช่วงหนึ่งของสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา

2.4.1.5 STFT เวลาต่อเนื่อง ในการแปลงแบบเวลาต่อเนื่อง ฟังก์ชันที่จะทำการแปลงจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันหน้าต่าง หรือ วินโดว์ฟังก์ชัน ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่มีค่าไม่เป็นศูนย์ในช่วงเวลาสั้น ๆ เท่านั้น ผลการแปลงฟูเรียร์ (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" ดังนั้นจึงแสดงด้วยค่าความละเอียดที่ต่ำกว่า

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 กลุ่ม ได้แก่ 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 ซึ่งการใช้อัลกอริทึมแบ็คพรอพาเกชัน (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 ใหม่ และเพิ่มจำนวนส่วนประกอบต่างๆ 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 แม้ว่าวิธีทางสถิติควรจะได้ผลดีกว่าเพราะเร็วกว่าการปรับสอน 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 มาเพื่อทำให้ง่ายและรวดเร็วขึ้นส่งผลให้สามารถใช้กับจำนวนข้อมูลที่มากมายได้เช่นใช้กับคลื่นสัญญาณ ECG ที่บันทึกตลอด 24 ชั่วโมงของผู้ป่วย