

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทที่ 2 จะเป็นการกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยโดยเนื้อหาในบทที่ 2 สามารถแบ่งได้เป็น 6 ส่วนด้วยกัน ส่วนที่ 1 จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับหัวใจซึ่งจะเป็นการกล่าวถึงกายวิภาคหัวใจ เสียงเต้นหัวใจ ตำแหน่งการฟังเสียงเต้นหัวใจ การนำสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนที่ 2 จะกล่าวถึงไมโครโฟน คุณลักษณะโดยทั่วไปของคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน ส่วนที่ 3 จะกล่าวถึงวงจรขยายเสียงที่ใช้ในงานวิจัยคือ วงจรขยายความแตกต่าง และวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชัน ส่วนที่ 4 จะกล่าวถึงการอินเตอร์เฟสพอร์ตบนในโหมดการทำงานแบบ EPP คุณสมบัติทางฮาร์ดแวร์ หลักการได้ตอบของโหมดการทำงานแบบ EPP ส่วนที่ 5 จะกล่าวถึงการมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งตามเวลา และในส่วนที่ 6 จะเป็นวิธีการประมวลผลข้อมูลที่ใช้ในงานวิจัยได้แก่ การแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว การ Correlation และการกรองความถี่

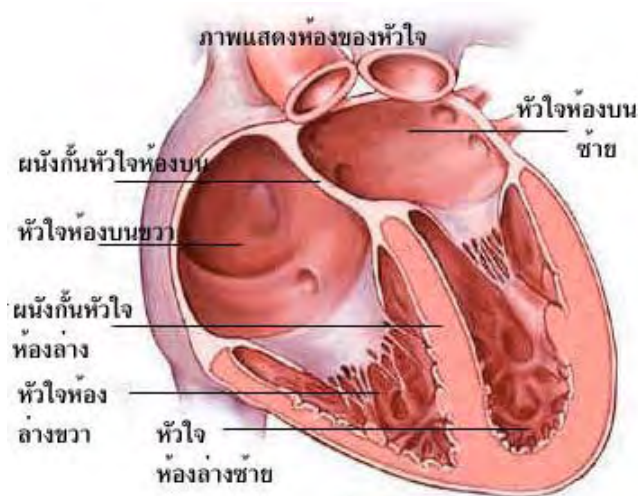
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับหัวใจ

2.1.1 กายวิภาคของหัวใจ

หัวใจ เป็นอวัยวะภายใน รูปร่างคล้ายโคน โดยมีปลายโคนชี้ลงไปทางด้านล่างซ้าย ตั้งอยู่ภายใน ทรวงอก อยู่ระหว่าง ปอดทั้งสอง ข้าง ด้านหลังของกระดูกหน้าอก โดยค่อนข้างไปทางด้านซ้าย ส่วนของหัวใจ 2 ใน 3 จะอยู่ทางด้านซ้าย จากแนวกึ่งกลางตัว และ 1 ใน 3 จะอยู่ทางด้านขวาจากแนวกึ่งกลางตัว โดยขนาดของหัวใจในผู้ใหญ่มีความยาวประมาณ 12 เซนติเมตร และกว้างประมาณ 8-9 เซนติเมตรในบริเวณที่กว้างสุด และมีความหนาประมาณ 6 เซนติเมตร ส่วนน้ำหนักของหัวใจในผู้ชายมีน้ำหนักประมาณ 280-340 กรัม ในผู้หญิงมีน้ำหนักประมาณ 230-280 กรัม และหัวใจจะมีการขยายขนาด และน้ำหนักมากขึ้นตามอายุโดยในผู้ชายจะมีการขยายขนาดมากกว่าในผู้หญิง หัวใจประกอบด้วย ส่วนสำคัญต่างๆดังนี้

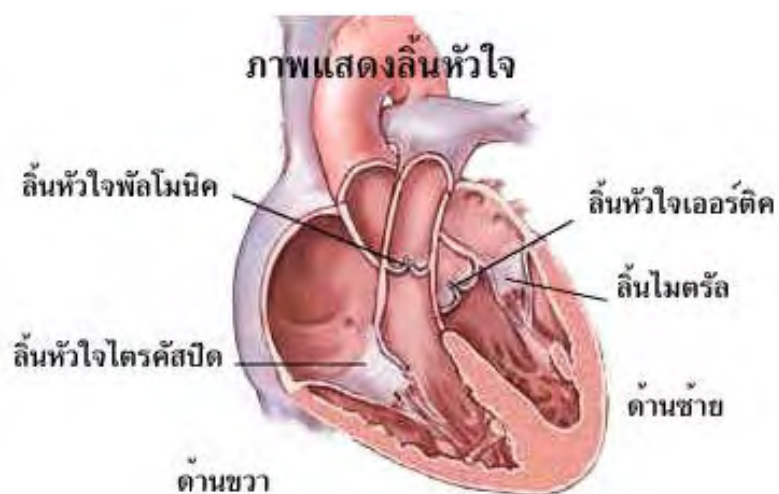
1) ห้องหัวใจแบ่งเป็น 4 ห้อง ได้แก่ หัวใจห้องบนขวา (right atrium), หัวใจห้องบนซ้าย (left atrium), หัวใจห้องล่างขวา (right ventricle), หัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle)

2) ลิ้นหัวใจ คนเรามีทั้งหมด 4 ลิ้น ทำหน้าที่ควบคุมการไหลเวียนของเลือดภายในหัวใจ จากหัวใจห้องบน ไปหัวใจห้องล่างและ ออกสู่เส้น เลือดเอออร์ตา และเส้นเลือดพัลโมนารี



ภาพประกอบ 2-1 ห้องของหัวใจ

(ที่มา : <http://thaiheartclinic.somee.com/picture/heartanatomy/chamber.jpg>)



ภาพประกอบ 2-2 ลิ้นหัวใจ

(ที่มา : <http://thaiheartclinic.somee.com/picture/heartanatomy/valve.jpg>)

(1) ลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนขวาและห้องล่างขวา ประกอบด้วยแผ่น ลิ้นหัวใจรูปสามเหลี่ยม 3 แผ่นจะเปิดในจังหวะหัวใจคลายตัวทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบน ขวาลงสู่ห้องล่างขวา

(2) ลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้าย ประกอบด้วยแผ่นลิ้นหัวใจรูปสามเหลี่ยม 2 แผ่นจะเปิดในจังหวะหัวใจคลายตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนซ้ายสู่ห้องล่างซ้าย

(3) ลิ้นหัวใจพัลโมนิก (Pulmonic valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวาและเส้นเลือดแดง พัลโมนารี ประกอบด้วยแผ่นลิ้นหัวใจ 3 แผ่น รูปคล้ายเสี้ยวพระจันทร์ โดยมีด้านนูนหันไปทางเส้นเลือดแดง พัลโมนารี จะเปิดในจังหวะหัวใจบีบตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาไปเส้นเลือดแดงพัลโมนารี

(4) ลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายและเส้นเลือดเอออร์ตา ประกอบด้วยแผ่น ลิ้นหัวใจ 3 แผ่นรูปคล้ายเสี้ยวพระจันทร์ โดยมี 2 แผ่นอยู่ด้านหน้าและ 1 แผ่นอยู่ด้านหลังจะเปิดในจังหวะหัวใจบีบตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างซ้ายไปเส้นและเส้นเลือดแดงเอออร์ตา

2.1.2 เสียงเต้นหัวใจ

การบีบตัวและการคลายตัวของหัวใจ การปิดเปิดของลิ้นหัวใจรวม ทั้งการเปลี่ยนแปลงการไหลเวียนของเลือดในหัวใจ ล้วนแต่ทำให้เกิดเสียงทั้งนั้น ซึ่งสามารถส่งผ่านไปยังผนังทรวงอกซึ่งเสียงที่เกิดขึ้นแยกได้เป็น 4 เสียงและส่วนใหญ่เสียงที่ 3 และเสียงที่ 4 มักไม่ค่อยได้ยินในคนหัวใจปกติแต่จะได้ยินในเฉพาะผู้ป่วย ในทางการแพทย์นิยมใช้ตัวย่อในการเรียกคือ เสียง S_1 , เสียง S_2 , เสียง S_3 และเสียง S_4 เสียงที่เกิดขึ้นมีรายละเอียดตามลำดับดังนี้ คือ

1) เสียงหัวใจที่หนึ่งหรือ S_1 (First Heart Sound) เป็นเสียงที่เกิดจากการปิดของ mitral และ tricuspid valve ได้ยินเป็นเสียงต่ำ (Lubb) เกิดจากการปิดของ A-V valve จะได้ยินก่อนหัวใจห้องล่างหดตัวเล็กน้อย

2) เสียงหัวใจที่สองหรือ S_2 (Second Heart sound) เกิดจากการปิดของ pulmonary และ aortic valve ได้ยินเป็นเสียงสูง (Dubb) เกิดจากการปิดของ semilunar valve จะได้ยินก่อนหัวใจห้องล่างคลายตัวเล็กน้อย

3) เสียงหัวใจที่สามหรือ S_3 (Third Heart Sound) เป็น low pitch sound เกิดหลัง S_2 ประมาณ 0.10-0.18 วินาที เสียงนี้ปกติจะไม่ได้ยิน เกิดจากการไหลเวียนของเลือดเข้าสู่หัวใจห้องล่าง ในช่วงหัวใจคลายตัว (ventricular diastole)

4) เสียงหัวใจที่สี่หรือ S_4 (Fourth Heart Sound) เป็นเสียงที่เกิดจาก atrial contraction มักจะไม่ได้ยินในหัวใจปกติ S_4 จะเกิดก่อน S_1 เพียงนิดเดียว ในหัวใจที่เป็นโรคจะเรียกว่า gallop หรือ atrial gallop

นอกจากการฟังเสียงหัวใจทั้งสี่เสียงที่กล่าวมาแล้วยังมีเสียงหัวใจที่ผิดปกติอย่างอื่นอีกซึ่งส่วนใหญ่เป็นเสียงเมอเมอหัวใจ (heart murmur) มีรายละเอียดของเสียงต่าง ๆ ดังนี้

5) Cardiac murmur คือเสียงที่เกิดจากการสั่นสะเทือนขณะมีการไหลของโลหิตผ่านรูเปิดของหัวใจ หรือเส้นโลหิตซึ่งมีความผิดปกติไป ความถี่ (frequency) ของ murmur เป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเร็วของการไหลของโลหิต ถ้าความเร็วยิ่งสูงความถี่ก็ยิ่งสูงตาม (high pitch) ถ้าความเร็วต่ำความถี่ก็ต่ำด้วย (low pitch) Transmission ของ murmur นั้นขึ้นอยู่กับทิศทางการไหลของโลหิต เสียง murmur จะแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ

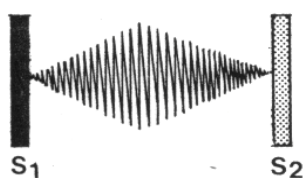
(1) Systolic murmur คือเสียง murmur ที่เกิดระหว่าง S_1 กับ S_2 เกิดจากการบีบตัวของ ventricle ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ชนิดตามลักษณะเฉพาะตัวคือ

- Pan systolic murmur หรือ holo systolic murmur เป็น murmur ที่มี intensity เท่ากันตลอด เกิดทันทีหลัง S_1 และอาจดังตลอดจนถึง S_2



ภาพประกอบ 2-3 ลักษณะเสียง pan systolic murmur
(ที่มา : เพ็ญจันทร์ สุวรรณและโม โปยพงศ์, 2532)

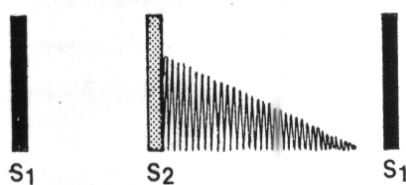
- Ejection systolic murmur เป็น murmur ที่มี intensity ต่างกัน เป็นรูปข้าวหลามตัด เกิดหลัง S_1 ด้วย intensity ที่น้อยและค่อยๆ เพิ่มขึ้น peak สูงสุดอยู่ตรงประมาณกึ่งกลางของ systole แล้วจึงค่อย ๆ ลดลง ส่วนมากจะหมดก่อนเสียง S_2



ภาพประกอบ 2-4 ลักษณะเสียง Ejection systolic murmur
(ที่มา : เพ็ญจันทร์ สุวรรณและโม โปยพงศ์, 2532)

(2) Diastolic murmur เกิดระหว่าง S_2 กับ S_1 แบ่งเป็น 2 ชนิดคือ

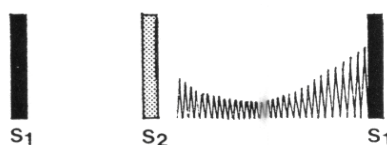
- Diastolic blowing เป็น high pitch murmur เกิดขึ้นทันทีหลัง S_2 ด้วย intensity ที่สูงสุด แล้วค่อยๆ ลดลงจนหายไปหมดก่อน S_1



ภาพประกอบ 2-5 ลักษณะเสียง Diastolic blowing

(ที่มา : เพ็ญจันทร์ สุวรรณและโม โปยพงศ์, 2532)

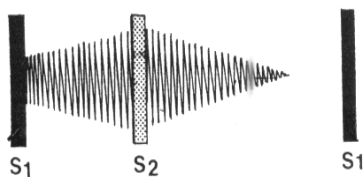
- Diastolic rumble murmur เป็น low pitch murmur เกิดหลัง S_2 ลักษณะคือเริ่มต้นดังและค่อยลดลงและมาดังมากขึ้น ในระยะสุดท้ายก่อนเสียง S_1



ภาพประกอบ 2-6 ลักษณะเสียง diastolic rumble murmur

(ที่มา : เพ็ญจันทร์ สุวรรณและโม โปยพงศ์, 2532)

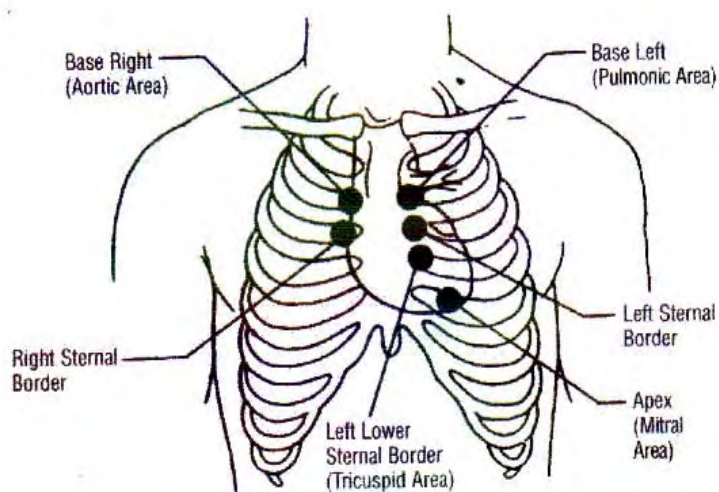
(3) Continuous murmur เป็น murmur ซึ่งเริ่มขึ้นใน systolic phase เริ่มทันทีหลัง S_1 ตลอดไปจนถึง diastolic phase อาจจะหมดก่อน S_1 ลักษณะเป็น peak ซึ่งมักจะอยู่ตรง late systole ทำให้ไม่ได้ยิน S_2



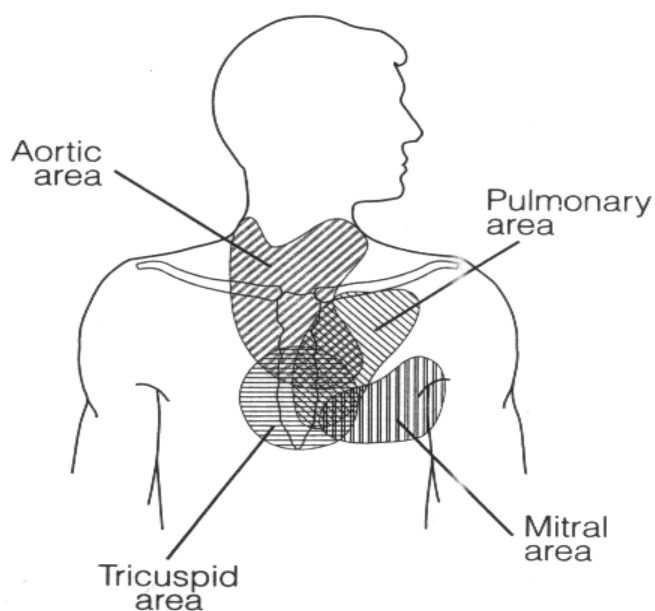
ภาพประกอบ 2-7 ลักษณะเสียง Continuous murmur

(ที่มา : เพ็ญจันทร์ สุวรรณและโม โปยพงศ์, 2532)

2.1.3 ตำแหน่งการฟังเสียงเต้านหัวใจ



(ที่มา : Havey WP.Cardiac Pearls. Cedar Grove, NJ:Laennec Publishing Inc, 1993)



(ที่มา : Pediatric clinics of north america, Volume 45. Number 1. February, 1998)

ภาพประกอบ 2-8 ตำแหน่งต่าง ๆ บริเวณลิ้นหัวใจ

ตำแหน่งการฟังเสียงเต้นหัวใจบริเวณต่าง ๆ ที่จะฟังบนบริเวณหัวใจ (Precordial area) ดังภาพประกอบ 2-8 ได้แก่

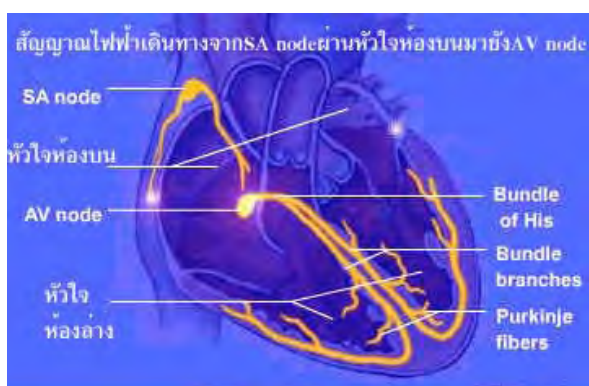
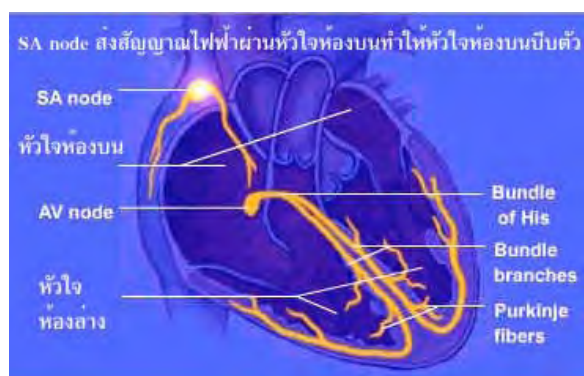
- Aortic vulvular area (A.V.A) อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 2 ข้างขวาชิดกับกระดูกสันอก (Sternum)
- Pulmonic vulvular area (P.V.A) อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 2 ข้างซ้ายชิดกับกระดูกสันอก (Sternum) บริเวณแห่งนี้ บางครั้งเรียกรวมกันว่า base of the heart
- Mitral vulvular area หรือ apex (M.V.A) อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 5 ข้างซ้ายบริเวณ mid claviclar line (M.C.L)
- Tricuspid vulvular area (T.V.A) อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 5 ด้านซ้ายของกระดูกสันอก (Sternum)

2.1.4 การนำสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ

โดยปกติหัวใจจะมีส่วนที่เป็นฉนวนไฟฟ้ากั้นระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่างเราเรียกว่า annulus fibrosus แต่หัวใจมีระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าเฉพาะที่เราเรียกว่า cardiac conduction system ซึ่งจะทำหน้าที่นำสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนลงสู่ห้องล่างเมื่อสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจจะทำให้เกิดการหดตัวกล้ามเนื้อหัวใจและตามด้วยการคลายตัวกล้ามเนื้อหัวใจ

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าผ่านไปหัวใจจึงมีการบีบตัวจากหัวใจห้องบนลงสู่หัวใจห้องล่างแล้วตามด้วยการบีบตัวของหัวใจห้องล่างส่งเลือดต่อไป ให้เส้นเลือดแดงพัลโมนารี และเส้นเลือดแดงเอออร์ตา และด้วยระยะเวลาการบีบตัวที่พอเหมาะระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่างจะทำให้เลือดไหลจาก หัวใจห้องบนลงสู่ห้องล่างได้อย่างเต็มที่

จุดเริ่มของการนำไฟฟ้าในหัวใจเริ่มที่หัวใจห้องบนขวาในบริเวณที่เราเรียกว่า SA node หรือ sinoatrial node หรือ sinus node จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะกระตุ้นไปตามผนังของหัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้ายและลงสู่บริเวณที่เราเรียกว่า AV node หรือ Atrioventricular node และที่ตำแหน่งนี้สัญญาณจะถูกหน่วงเวลาให้ช้าลงชั่วคราวก่อนจะส่ง สัญญาณไฟฟ้าต่อไปข้างล่าง ซึ่งจะเป็นจังหวะเดียวกับที่รอให้หัวใจห้องบนบีบเลือดลงสู่หัวใจห้องล่างนั่นเองจาก AV node จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะเดินทางต่อมายังมัดเส้นใยประสาทที่เราเรียกว่า Bundle of His และแยกออกเป็น 2 แขนงคือ แขนงด้านซ้ายและแขนงด้านขวา โดยแขนงด้านขวาทอดยาวมาตามด้านขวาของผนังกันหัวใจห้องล่าง ส่วนแขนงด้านซ้ายซึ่งใหญ่กว่าแขนงด้านขวาจะทะลุผ่านผนังกันหัวใจไปทางด้านซ้ายและแยกออกเป็น 2 แขนงคือ แขนงด้านหน้าและแขนงด้านหลัง จากนั้นจะผ่านเข้าไปยังร่างแหของเส้นใยประสาทที่เราเรียกว่า Purkinje fibers ซึ่งอยู่ได้ต่อเยื่อด้านในของหัวใจ (endocardium) และไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจด้านล่างทำให้เกิดการบีบตัวในที่สุด ดังภาพประกอบ 2-9

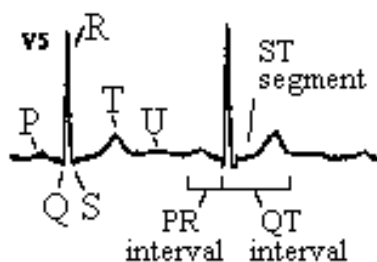


ภาพประกอบ 2-9 การนำสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ

(ที่มา : <http://thaiheartclinic.somee.com/picture/heartanatomy/conductionhis.jpg>)

2.1.5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือผลรวมของการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ ดังภาพประกอบ 2-10 ซึ่งสามารถบันทึกได้จากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายโดยนำขั้วบันทึก (electrode) ไปต่อบนส่วนต่าง ๆ ของร่างกายซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จะมีลักษณะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับตำแหน่งของบันทึก



ภาพประกอบ 2-10 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ที่มา : <http://www.ecglibrary.com/norm.html>)

2.1.6 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

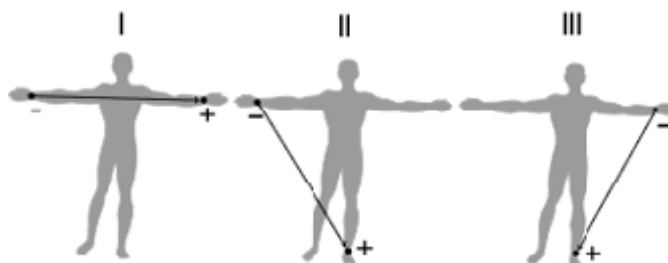
การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีวิธีการบันทึก 2 ลักษณะ ด้วยกัน คือ

2.1.6.1 Bipolar recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยการติดขั้วบันทึกเป็น active หรือ exploring electrode 2 ขั้ว บนแขนหรือขาที่ต้องการบันทึกคลื่นไฟฟ้า หัวใจที่บันทึกได้เรียก bipolar limb lead หรือ standard limb lead ดังภาพประกอบ 2.11 ซึ่งประกอบด้วย lead I, II และ III โดยมีขั้วบันทึกในตำแหน่งต่าง ๆ ดังนี้

Lead I เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่แขนซ้าย

Lead II เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขวากับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

Lead III เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนซ้ายและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย



ภาพประกอบ 2-11 การต่อขั้วบันทึกแบบ bipolar limb lead

[ที่มา : <http://nobelprize.org/medicine/educational/ecg/ecg-readmore.html> , 2549]

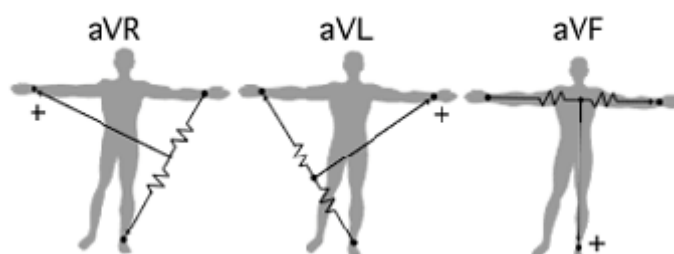
2.1.6.2 Unipolar recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจโดยใช้ขั้วบันทึกซึ่งเป็น active หรือ exploring electrode (ขั้วบวก) วางลงบนบริเวณที่ต้องการบันทึก ส่วนอีกขั้วหนึ่ง (ขั้วลบ) ต่อกับ indifference electrode คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้เรียกว่า unipolar lead ซึ่งประกอบด้วย 3 unipolar limb lead และ 6 unipolar chest lead ซึ่งมีตำแหน่งบันทึกต่างๆ ดังนี้

1) Unipolar limb lead จะมี 3 lead ดังภาพประกอบ 2-12 โดยสามารถอธิบายได้ดังนี้

aVR (Augment voltage right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวาโดยวาง exploring electrode บริเวณแขนขวา ส่วน indifference electrode ต่อกับแขนซ้ายและขาซ้าย

aVL (Augment voltage left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้ายโดยวาง exploring electrode บริเวณแขนซ้าย ส่วน indifference electrode ต่อกับแขนขวาและขาซ้าย

aVF (Augment voltage foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้ายโดยวาง exploring electrode บริเวณขาซ้าย ส่วน indifference electrode ต่อกับแขนขวาและแขนซ้าย



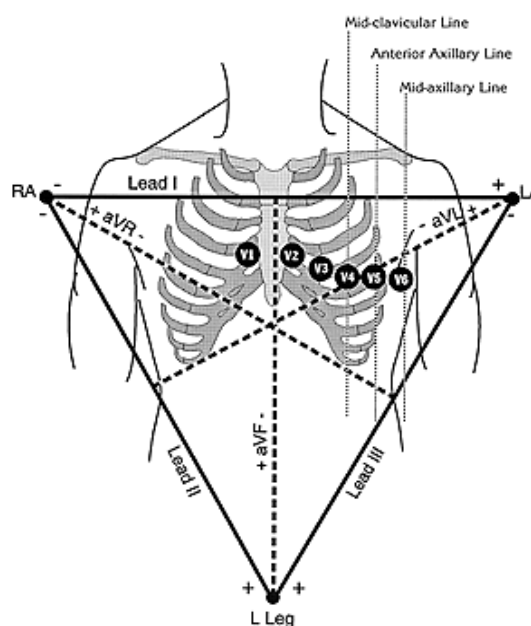
ภาพประกอบ 2-12 การต่อขั้วบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

[ที่มา : <http://nobelprize.org/medicine/educational/ecg/ecg-readmore.html> , 2549]

2) Unipolar chest lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่างๆ ในแนวตัดขวาง (horizontal plane) ในระดับใจกลางหัวใจซึ่งอยู่ประมาณระดับ AV node ดังภาพประกอบ 2-13 โดยต่อขั้วลบเข้ากับ neutral reference lead ซึ่งเกิดจากการต่อ limb lead ทั้ง 3 lead เข้าด้วยกัน ส่วนขั้วบวกหรือ exploring electrode จะติดกับบริเวณต่างๆ บนผนังทรวงอกซึ่งสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่างๆ ได้ โดยมี 6 lead คือ

V_1 บริเวณ intercostal space ที่ 4 ติดขอบ sternum ด้านขวา

- V_2 บริเวณ intercostal space ที่ 4 ติดขอบ sternum ด้านซ้าย
- V_3 บริเวณกึ่งกลางระหว่าง V_2 กับ V_4
- V_4 บริเวณ intercostal space ที่ 5 ติดกับ left mid clavicular line
- V_5 บริเวณ left anterior axillary line ระดับเดียวกับ V_4
- V_6 บริเวณ left mid axillary line ระดับเดียวกับ V_4

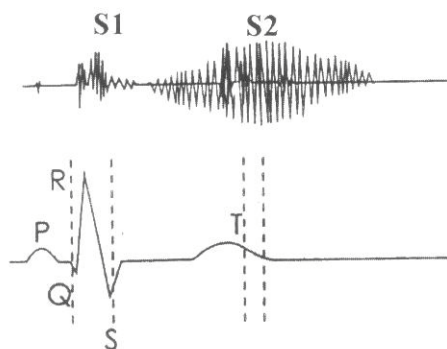


ภาพประกอบ 2-13 การต่อขั้วอิเล็กโทรดแบบ Unipolar chest lead

[ที่มา : http://medstat.med.utah.edu/kw/ecg/mml/ecg_torso.html , 2549]

2.1.7 ความสัมพันธ์ระหว่างเสียงเต้นหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เสียงเต้นหัวใจ (heart sound) เมื่อทำการบันทึกและแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟนั้น จะเรียกว่า กราฟเสียงเต้นหัวใจ (phonocardiogram) ส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram) เมื่อทำการบันทึกและแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟนั้นจะเรียกเหมือนเดิม การบันทึกเสียงเต้นหัวใจ พร้อมกับการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าเกิดก่อนการหดตัวของ กล้ามเนื้อ ดังนั้นเสียงเต้นหัวใจเสียงแรกจะเกิดตามหลัง R wave และเสียงที่สองจะเกิดตามหลัง T wave ส่วนเสียงที่สามและเสียงที่สี่จะเกิดหลังจากเสียงที่สอง ซึ่งเกิดก่อน R wave แต่จากการบันทึก สัญญาณทั้งสองพร้อมกันเมื่อแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟ จะสามารถนำกราฟคลื่นไฟฟ้า หัวใจมาอ้างอิงรอบการทำงานของหัวใจได้ และนำกราฟเสียงเต้นหัวใจมาวินิจฉัยเพื่อสังเกตความ ผิดปกติของหัวใจได้ ดังภาพประกอบ 2-14

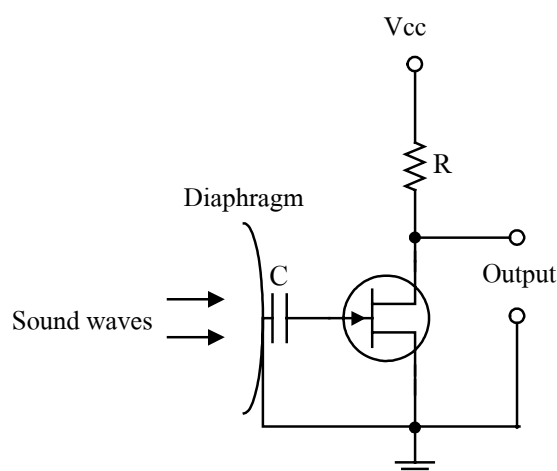


ภาพประกอบ 2-14 ลักษณะเสียงที่ต่อเนื่องและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
(ที่มา : Pelech AN. The cardiac murmur. Ped Clin North Am, 1998;45 (1):113)

2.2 ไมโครโฟน

ในการฟังเสียงเต้นของหัวใจด้วยการใช้หูฟังแพทย์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์รูปกรวยวางแนบบริเวณหน้าอก เพื่อส่งเสียงไปตามสายมายังหูผู้ฟัง เสียงเต้นของหัวใจสำหรับคนที่ปกติโดยทั่วไปแล้วจะอยู่ในย่านความถี่ต่ำ และในกรณีที่เป็นผู้ป่วยจะมีความถี่เสียงที่สูงประมาณไม่เกิน 1 kHz ดังนั้นในการเลือกใช้ไมโครโฟนเพื่อแปลงสัญญาณเสียงเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ซึ่งมีใช้งานอยู่หลายชนิด จะต้องพิจารณาถึงผลตอบสนองต่อย่านความถี่ของเสียงเต้นหัวใจด้วย

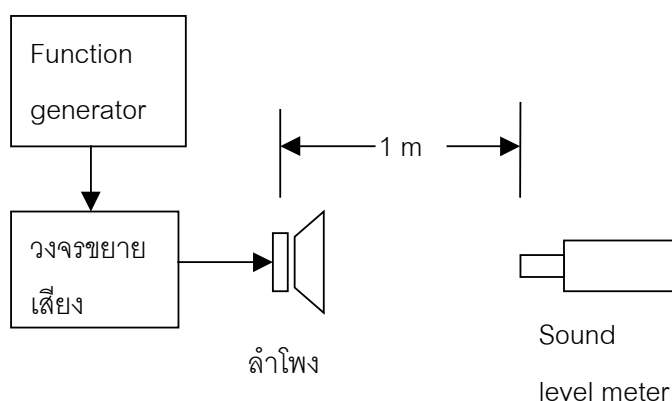
2.2.1 คุณลักษณะโดยทั่วไปของคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน



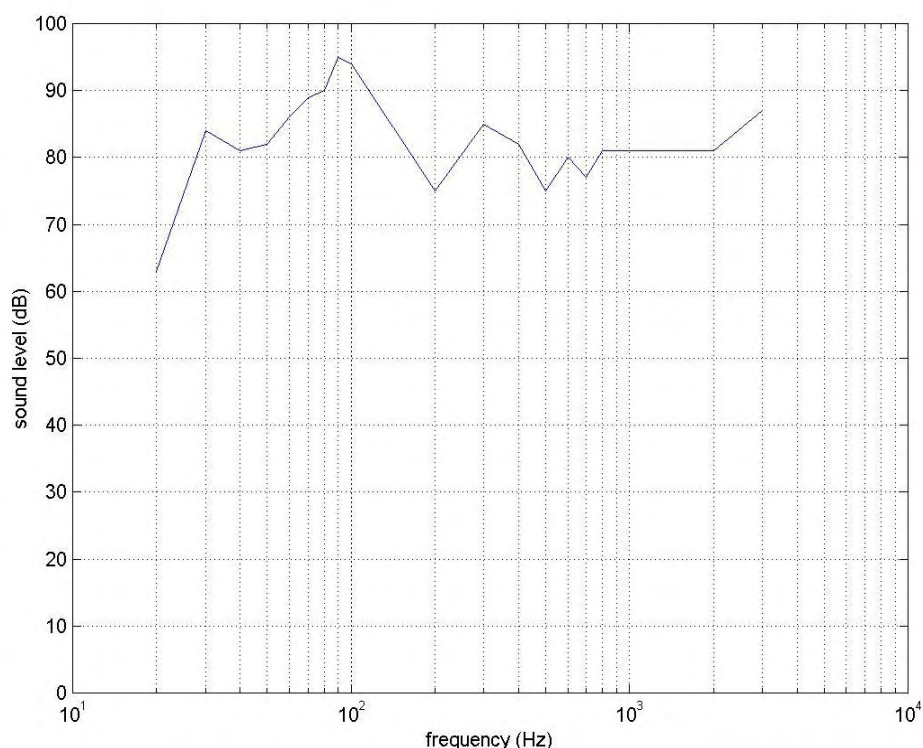
ภาพประกอบ 2-15 ลักษณะโครงสร้างคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน

คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนภายในจะประกอบด้วยเฟต ซึ่งจะต้องทำการไบอัสกระแสผ่านตัวต้านทานมาเลี้ยงตัวไมโครโฟนเพื่อทำงาน และยังมีแผ่นโลหะสองแผ่น แผ่นหนึ่งจะอยู่คงที่และอีกแผ่นหนึ่งจะเคลื่อนที่อย่างอิสระ ทำหน้าที่เป็นแผ่นไดอะแฟรม เป็นผลทำให้ค่าความจุเปลี่ยนแปลง โดยแผ่นโลหะทั้งสองจะถูกคันไว้ด้วยฉนวน ดังภาพประกอบ 2-15 เมื่อมีคลื่นเสียงมากระทบที่แผ่นไดอะแฟรม เป็นผลให้ค่าความจุเปลี่ยนแปลง ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกระแสที่ไหลผ่านตัวต้านทาน และค่าแรงดันตกคร่อมเป็นสัญญาณเอาต์พุตของไมโครโฟนนำไปใช้งานต่อไป

ในรายงานวิจัยเรื่อง การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเพื่อบันทึกเสียงเด่นของหัวใจ (มณฑรพ พืชสะกะ, 2546) ในงานวิจัยดังกล่าวได้เลือกใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน โดยได้ทำการทดสอบวัดผลตอบสนองเชิงความถี่วิธีการคือ ได้ใช้เป็นต้นกำเนิดเสียงประกอบด้วยเครื่องกำเนิดสัญญาณที่ให้สัญญาณไซน์ ปรับความถี่ได้ วงจรขยายเสียงที่สามารถปรับอัตราขยายได้ชุด ลำโพงที่มี subwoofer เพื่อให้ระดับเสียงออกมาสม่ำเสมอตลอดย่านความถี่ที่สนใจโดยเฉพาะย่านความถี่ต่ำๆ ในการทดลองได้เลือกใช้ชุดวงจรขยายเสียงและลำโพงของ cambridge sound works รุ่น SW320 ในเบื้องต้นได้ทำการวัดระดับเสียงที่ดังออกทางลำโพง จัดอุปกรณ์การทดลองดังแสดงในภาพประกอบ 2-16 ป้อนรูปคลื่นสัญญาณไซน์ที่มีขนาดคงที่ให้กับวงจรขยายเสียง สัญญาณที่ป้อนสามารถปรับความถี่ได้ สัญญาณที่ถูกขยายแล้วขับลำโพงให้ส่งเสียงออกมาโดยรอบ ทำการวัดระดับเสียงด้วยเครื่อง sound level meter ยี่ห้อ rion รุ่น NL31 ซึ่งวางอยู่หน้าลำโพงห่างออกไป 1 เมตร ระดับเสียงที่วัดได้ใช้หน่วย dB ผลของการวัดแสดงด้วยกราฟในภาพประกอบ 2-17 โดยที่สัญญาณที่ป้อนให้กับวงจรขยายมีค่า 100 mV



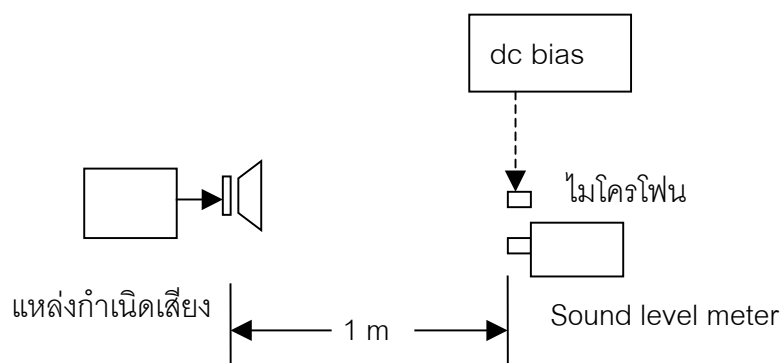
ภาพประกอบ 2-16 การจัดวางอุปกรณ์เพื่อวัดแหล่งกำเนิดของเสียง



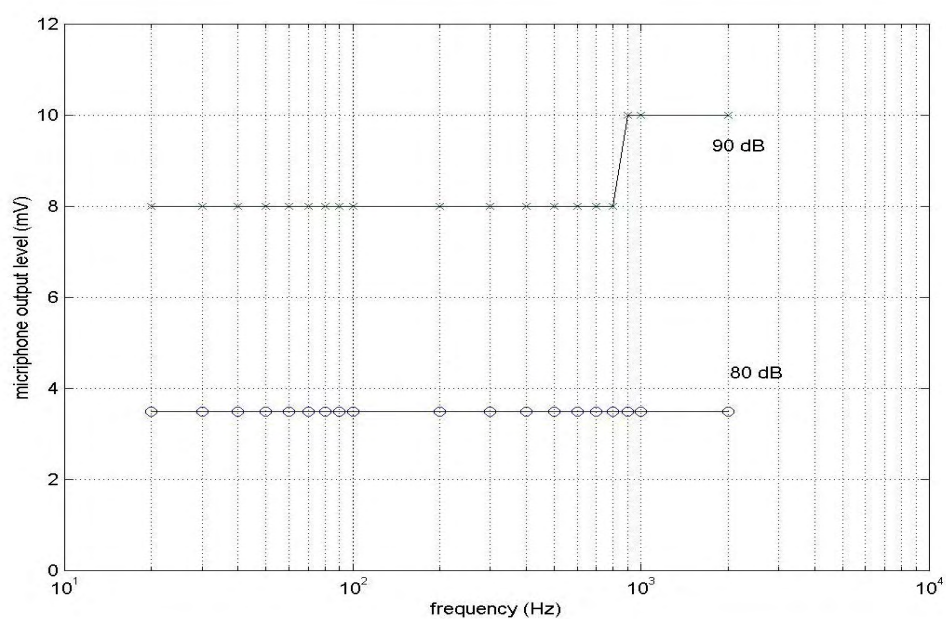
ภาพประกอบ 2-17 ระดับเสียงที่เปล่งออกจากลำโพงเมื่อป้อนวงจรขยายด้วยแรงดันคงที่

จากผลการทดลองจะพบว่าระดับของเสียงที่เปล่งออกจากลำโพงจะไม่สม่ำเสมอตลอดย่านความถี่ที่ใช้งาน แต่เมื่อนำไปใช้เป็นแหล่งกำเนิดเสียงเพื่อทดสอบไมโครโฟนแล้ว สามารถปรับสัญญาณด้านเข้าเพื่อให้ระดับของเสียงออกมาคงที่ตลอดย่านความถี่

การวัดผลตอบสนองความถี่ของไมโครโฟนได้จัดอุปกรณ์ทดสอบดังแสดงภาพประกอบ 2-18 แสดงจากด้านหน้าของแหล่งกำเนิดเสียงห่างออกไป 1 เมตร จัดวางคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน และ sound level meter ไว้ ตัวคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนจะประกอบด้วยวงจรดีซีไบอัส ตั้งไว้ที่ 2 โวลต์ วัดสัญญาณ AC ที่ออกจากตัวไมโครโฟนด้วยออสซิลโคปทำการปรับความถี่ของแหล่งกำเนิดเสียงตลอดย่านความถี่ที่ต้องการวัด และปรับระดับความดังของแหล่งกำเนิดเสียงให้มีระดับความดังเกิดขึ้นที่ตำแหน่งที่วางไมโครโฟนให้คงที่ตลอดย่านความถี่ที่แปรเปลี่ยนไป ผลการทดลองได้แสดงไว้ด้วยกราฟในภาพประกอบ 2-19 ในรูปได้แสดงผลการตอบสนองของไมโครโฟนเมื่อระดับความดังของเสียงเกิดขึ้นที่หน้าไมโครโฟน 80 และ 90 dB ในการทดสอบครั้งนี้ไม่สามารถทำที่ความถี่ต่ำกว่า 20 Hz ได้ เนื่องจากการตอบสนองของลำโพงไม่สามารถทำได้ต่ำกว่านี้



ภาพประกอบ 2-18 การจัดอุปกรณ์เพื่อวัดผลตอบสนองความถี่ของไมโครโฟน



ภาพประกอบ 2-19 กราฟแสดงการตอบสนองของไมโครโฟนเมื่อให้ระดับเสียงที่ส่งเข้าไมโครโฟนคงที่

ซึ่งสรุปได้ว่าคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนสามารถตอบสนองต่อย่านความถี่เสียงต้นของหัวใจในงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะพัฒนาเครื่องมือที่สามารถหาซื้อได้ง่ายในประเทศและราคาถูก ทั้งนี้ก็เพื่อสะดวกในการซ่อมบำรุงรักษาด้วย ในงานวิจัยนี้ได้ใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนทำหน้าที่

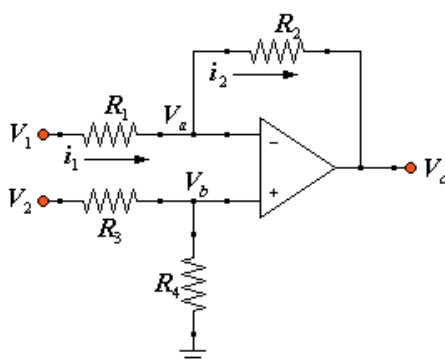
เป็นทรานส์ดิวเซอร์เสียงเด่นหัวใจ ซึ่งสามารถหาซื้อได้ง่ายตามร้านขายอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั่วไป ราคาตัวละ 10-15 บาท ซึ่งมีคุณภาพในการรับสัญญาณเสียงค่อนข้างดี แต่ทางผู้ผลิตผู้จำหน่ายไม่มีข้อมูลทางด้านคุณลักษณะของแต่ละตัว เพราะฉะนั้นก่อนนำมาใช้จะต้องทำการทดสอบคุณสมบัติก่อนทุกครั้ง เพื่อจะได้แน่ใจถึงผลตอบสนองเชิงความถี่ครอบคลุมต่อย่านความถี่ที่ต้องการใช้งาน

2.3 วงจรขยายสัญญาณ

วงจรขยายสัญญาณเสียงเด่นหัวใจที่ออกแบบและวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีพื้นฐานมาจากวงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) และวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentations amplifier)

2.3.1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

เป็นวงจรขยายสัญญาณที่ใช้การเปรียบเทียบสัญญาณที่เข้ามาที่ขาอินพุตทั้งสองของออปแอมป์ โดยที่ผลลัพธ์ที่ได้ทางเอาต์พุตเป็นผลของการลบของสัญญาณอินพุตทั้งสองแล้วคูณด้วยอัตราขยายวงจร ดังแสดงในภาพประกอบ 2-20



ภาพประกอบ 2-20 วงจรขยายความแตกต่าง

สัญญาณแรงดันเอาต์พุต (Output Voltage : V_o) ที่จ่ายออกมาจะเป็นไปได้ทั้งแรงดันไฟฟ้าบวกหรือลบ ขึ้นอยู่กับสัญญาณอินพุตของวงจร จากภาพประกอบ 2.20 สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ อินพุตกับเอาต์พุตได้ดังนี้

พิจารณาความสัมพันธ์

$$i_1 = i_2 \quad (2.1)$$

$$\frac{V_1 - V_a}{R_1} = \frac{V_a - V_o}{R_2} \quad (2.2)$$

$$\text{เพราะฉะนั้น } V_o = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2 + R_1}{R_1}\right)V_a \quad (2.3)$$

$$V_b = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \quad (2.4)$$

$$\text{จาก } V_a = V_b$$

แทนค่า V_a ด้วย V_b

$$V_o = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2 + R_1}{R_1}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \quad (2.5)$$

จากสมการ ถ้า $R_2/R_1 = R_4/R_3$ จะได้ว่า

$$\begin{aligned} V_o &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_1}{R_1}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_4 + R_3}{R_3}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_4}{R_3}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_2 \\ V_o &= \frac{R_2}{R_1}(V_2 - V_1) \end{aligned} \quad (2.6)$$

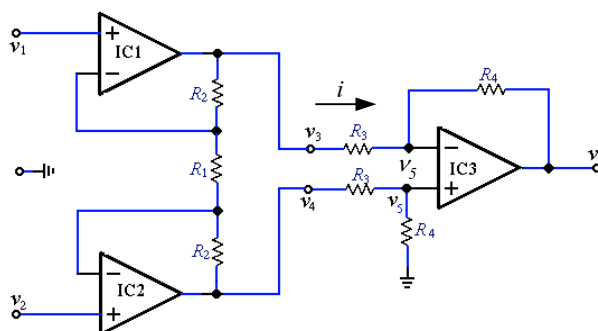
นั่นคือวงจรขยายความแตกต่างจะมีอัตราขยายความแตกต่าง (Differential Gain : G_D) เป็น R_2/R_1 ถ้าให้ $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$

$$V_o = V_2 - V_1 \quad (2.7)$$

หรือแรงดันเอาต์พุตจะเท่ากับผลต่างของแรงดันอินพุตนั่นเอง ในบางครั้งถ้าต้องการให้มีความต้านทานอินพุตสูง ๆ เนื่องจากวงจรขยายความแตกต่างมี Z_{in} ต่ำ เพื่อปรับปรุงให้ Z_{in} มากขึ้นจะใช้วงจรตามแรงดันมาเชื่อมกับอินพุตทั้งสองของวงจรก่อนเข้าสู่วงจรลบสัญญาณ

2.3.2 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentations Amplifier)

วงจรขยายอินสตรูเมนต์ เป็นวงจรที่มีความสามารถในการขยายสัญญาณขนาดเล็ก ซึ่งวงจรขยายอินสตรูเมนต์พื้นฐานประกอบด้วยออปแอมป์จำนวน 3 ตัว และตัวต้านทาน 7 ตัว ดังแสดงในภาพประกอบ 2-21 เราสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ดังนี้



ภาพประกอบ 2-21 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentations Amplifier)

พิจารณา IC3 (เรียกว่า Differential Amplifier)

$$v_5 = \frac{v_4 R_4}{R_3 + R_4} \quad (2.8)$$

$$i = \frac{v_3 - v_5}{R_3} = \frac{v_5 - v_0}{R_4} \quad (2.9)$$

นำสมการ (2.8) แทนค่าใน สมการ (2.9) จะได้ แรงดันเอาต์พุต (output voltage : v_0)

$$v_0 = (v_4 - v_3) \frac{R_4}{R_3} \quad (2.10)$$

ถ้าให้ $v_3 = v_4$ เรียกว่า แรงดันโหมดร่วม (common – mode voltage : v_c) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายโหมดร่วม (common – mode gain : G_c) เท่ากับ ศูนย์ นั่นคือ

$$G_c = \frac{v_0}{v_c} = 0 \quad (2.11)$$

ถ้าให้ $v_3 \neq v_4$ เรียกว่า แรงดันผลต่าง (differential voltage : v_d) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 ไม่เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายผลต่าง (differential gain : G_d) เท่ากับ R_4/R_3 นั่นคือ

$$G_d = \frac{v_0}{v_d} = \frac{R_4}{R_3} \quad (2.12)$$

ดังนั้นวงจรนี้จะมีค่าความสามารถในการขจัดสัญญาณโหมคร่วม (common - mode rejection ratio : CMRR) คือ

$$CMRR = \frac{G_d}{G_c} \quad (2.13)$$

พิจารณา ทั้งวงจรอินสตรูเมนเตชัน

ถ้า $v_1 = v_2$ จะทำให้ไม่มีกระแสไหลผ่าน R_1 จึงได้ G_c เท่ากับ 1 และถ้า $v_1 \neq v_2$ สามารถหาแรงดันเอาต์พุต ได้ดังนี้

$$v_1 - v_2 = i(R_2 + R_1 + R_2) \quad (2.14)$$

แรงดันอินพุต

$$v_1 - v_2 = iR_1 \quad (2.15)$$

และอัตราขยายความแตกต่าง

$$G_d = \frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{R_1 + 2R_2}{R_1} \quad (2.16)$$

วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันพื้นฐานจะมีข้อจำกัดคือไม่สามารถที่จะลดหรือกำจัดส่วนที่เป็นแรงดันไฟตรงที่ปะปนเข้ามา กับสัญญาณอินพุตและค่าอัตราการจัดสัญญาณโหมคร่วมก็จะถูกจำกัดด้วยความถี่ (frequency) และคุณสมบัติของออปแอมป์เอง

2.4 การอินเตอร์เฟสพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP (Enhanced Parallel Port)

งานวิจัยนี้เลือกการอินเตอร์เฟสพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP ซึ่งมีรายละเอียดกล่าวคือ โหมดการทำงานแบบ EPP เป็นโหมดการทำงานแบบหนึ่งของพอร์ตขนานมี 2 มาตรฐาน คือ โหมดการทำงานแบบ EPP มาตรฐาน 1.7 (EPP 1.7 Standard) และโหมดการทำงานแบบ EPP มาตรฐาน 1.9 (EPP 1.9 Standard) โดยปกติโหมดการทำงานแบบ EPP จะมีอัตราการถ่ายโอนข้อมูลประมาณ 500 กิโลไบต์ต่อวินาที (Kbytes/s) ถึง 2 เมกกะไบต์ต่อวินาที (Mbytes/s) ซึ่งสามารถทำได้

โดยฮาร์ดแวร์ที่มีอยู่ในพอร์ตขนานเพื่อการ Handshaking หรือการ Strobing มากกว่าจะใช้ซอฟต์แวร์เป็นผู้ทำเหมือนในกรณีโหมดการทำงานแบบ Centronics

2.4.1 คุณสมบัติทางฮาร์ดแวร์ของโหมดการทำงานแบบ EPP

ขา (Pin)	SPP Signal	EPP Signal	In/Out	หน้าที่ (Function)
1	Strobe	Write	Out	ลอจิก “0” แสดงโหมดการเขียน ลอจิก “1” แสดงโหมดการอ่าน
2-9	Data 0-7	Data0-7	In-Out	บัสข้อมูลแบบ 2 ทิศทาง(Bidirection)
10	Ack	Interrupt	In	เส้นอินเตอร์รัปต์ โดยเกิดอินเตอร์รัปต์ที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณ (Rising edge)
11	Busy	Wait	In	ใช้สำหรับการทำ Handshaking โดยรอบการทำงานของโหมด EPP จะเริ่มเมื่อสัญญาณเป็นลอจิก “0” และสิ้นสุดเมื่อสัญญาณเป็นลอจิก “1”
12	Paper Out/End	Spare	In	สำรองไว้ (ไม่ใช้ในการ Handshaking)
13	Select	Spare	In	สำรองไว้ (ไม่ใช้ในการ Handshaking)
14	Auto Linefeed	Data Strobe	Out	ลอจิก “0” แสดงว่าเกิดการโอนย้ายข้อมูล
15	Error/Fault	Spare	In	สำรองไว้ (ไม่ใช้ในการ Handshaking)
16	Initialize	Reset	Out	ลอจิก “0” แสดงว่ารีเซ็ต
17	Select Printer	Address Strobe	Out	จิก “0” แสดงว่าเกิดการโอนย้ายแอดเดรส
18-25	Ground	Ground	Gnd	กราวด์

ตาราง 2-1 ชื่อและหน้าที่ของสัญญาณในโหมดการทำงานแบบ EPP
(ที่มา : Craig Peacock, Interfacing the Enhanced Parallel Port version 1.0)

จากตาราง 2-1 พอร์ตแบบ EPP มีไบต์ข้อมูลแบบ 2 ทิศทาง และยังสามารถอ่านหรือเขียนข้อมูล 1 ไบต์ได้ในรอบการทำงานเดียว (one cycle) ของบัสขยายระบบแบบ ISA (ISA expansion bus) หรือใช้เวลาเพียง 1 ไมโครวินาที รวมการทำแฮนด์เชค (handshaking) ด้วย ซึ่งเร็วกว่าพอร์ต

แบบ SPP หรือ PS/2 ซึ่งต้องใช้ 4 รอบการทำงาน พอร์ตการทำงานแบบ EPP สามารถกลับทิศทางการสื่อสารได้อย่างรวดเร็วซึ่งเป็นประโยชน์มากเมื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีการถ่ายเทข้อมูลแบบ 2 ทิศทาง และพอร์ต EPP บางแบบยังสามารถเรียนแบบการทำงานของพอร์ตแบบ PS/2 ได้ด้วยสำหรับชื่อและหน้าที่ของสัญญาณในโหมดการทำงานแบบ EPP โดยเปรียบเทียบกับโหมดการทำงานแบบมาตรฐาน (Standard Parallel Port, SPP)

2.4.2 พอร์ตที่ใช้ในการโปรแกรมพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP

โหมดการทำงานแบบ EPP จะมีพอร์ตที่เพิ่มเติมจากโหมดการทำงานแบบมาตรฐานดังแสดงในตาราง 2-2

แอดเดรส (Address)	ชื่อพอร์ต (Port name)	อ่าน/เขียน(Read/Write)
Base address + 0	พอร์ตข้อมูล (Data port) (SPP)	Write
Base address + 1	พอร์ตสถานะ (Status port) (SPP)	Read
Base address + 2	พอร์ตควบคุม (Control port) (SPP)	Write
Base address + 3	พอร์ตแอดเดรส (Address port) (EPP)	Read/Write
Base address + 4	พอร์ตข้อมูล (Data port) (EPP)	Read/Write
Base address + 5	ไม่ระบุ (16/32 bit Transfer)	-
Base address + 6	ไม่ระบุ (16/32 bit Transfer)	-
Base address + 7	ไม่ระบุ (16/32 bit Transfer)	-

ตาราง 2-2 พอร์ตที่ใช้ในการโปรแกรมพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP

(ที่มา : Craig Peacock, Interfacing the Enhanced Parallel Port version 1.0)

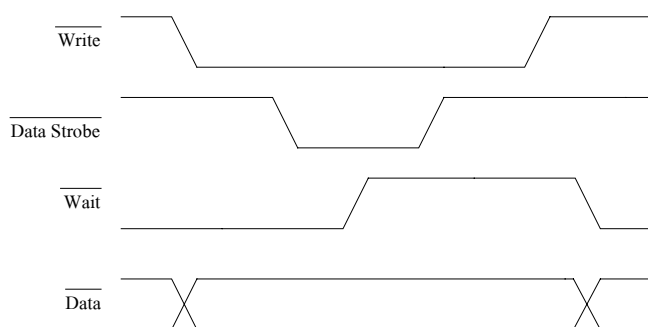
2.4.3 หลักการโต้ตอบ (Handshaking) ของโหมดการทำงานแบบ EPP

การใช้งานพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP เพื่อเคลื่อนย้ายข้อมูลนั้นต้องปฏิบัติตามหลักการ Handshaking ซึ่งต้องการเพียงแค่ให้ฮาร์ดแวร์เป็นตัวจัดการ โดยสัญญาณที่ใช้ในการทำ Handshaking จะมี 3 สัญญาณคือ Write, Data strobe หรือ Address strobe และ Wait ซึ่งการโอนย้ายนี้จะแบ่งรอบการทำงานออกเป็น 2 ลักษณะคือ รอบการเขียนข้อมูล (Data) หรือแอดเดรส (Address) และรอบการอ่านข้อมูลหรือแอดเดรส ในการนำไปประยุกต์ใช้งานผู้ใช้งานจะต้องทราบรายละเอียดต่างๆ เกี่ยวกับวิธีการติดต่อสื่อสารข้อมูล ไม่ว่าจะเป็นรอบการเขียนหรือรอบการอ่านข้อมูล ซึ่งวิธีการทำ Handshaking ดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.4.3.1 รอบการเขียนข้อมูล (Data write cycle)

รอบการเขียนข้อมูลดังภาพประกอบ 2-22 แสดงรายละเอียดดังนี้

- โปรแกรมเขียนไปที่พอร์ตข้อมูลที่ Base address +4
- สัญญาณ Write จะมีค่าเป็นลอจิก '0' (แสดงว่าอยู่ในโหมดการเขียน)
- ข้อมูลพร้อมอยู่ที่เส้นสัญญาณข้อมูลทั้ง 7 เส้น (Data lines 0-7)
- สัญญาณ Data strobe จะถูกส่งออกมา (เป็นลอจิก '0') ถ้าสัญญาณ Wait เป็นลอจิก '0' (เริ่มรอบการเขียนข้อมูล)
- Host จะรอการตอบรับ (Acknowledgement) โดยรอจนกว่าสัญญาณ Wait จะเป็นลอจิก '1' (เพื่อหยุดรอบการทำงาน)
- สัญญาณ Data strobe จะกลับเป็นลอจิก '1' สิ้นสุดรอบการเขียนข้อมูล

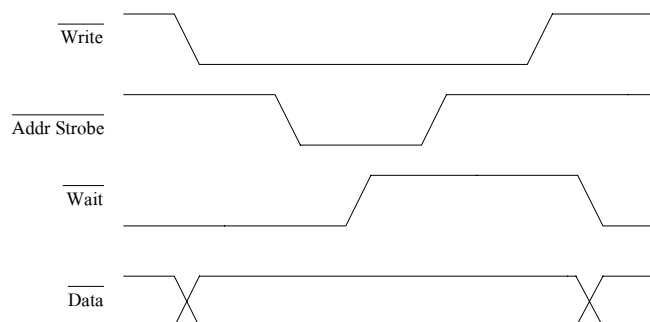


ภาพประกอบ 2-22 ลักษณะการโต้ตอบของรอบการเขียนข้อมูล

2.4.3.2 รอบการเขียนแอดเดรส (Address write cycle)

รอบการเขียนแอดเดรสดังภาพประกอบ 2-23 แสดงรายละเอียดได้ดังนี้

- โปรแกรมเขียนไปที่พอร์ตข้อมูลที่ Base address +3
- สัญญาณ Write จะมีค่าเป็นลอจิก '0' (แสดงว่าอยู่ในโหมดการเขียน)
- แอดเดรสพร้อมอยู่ที่เส้นสัญญาณข้อมูลทั้ง 7 เส้น (Data lines 0-7)
- สัญญาณ Address strobe จะถูกส่งออกมา (เป็นลอจิก '0') ถ้าสัญญาณ Wait เป็นลอจิก '0' (เริ่มรอบการเขียนแอดเดรส)
- Host จะรอการตอบรับ (Acknowledgement) โดยรอจนกว่าสัญญาณ Wait จะเป็นลอจิก '1' (เพื่อหยุดรอบการทำงาน)
- สัญญาณ Address strobe จะกลับเป็นลอจิก '1' สิ้นสุดรอบการเขียนแอดเดรส

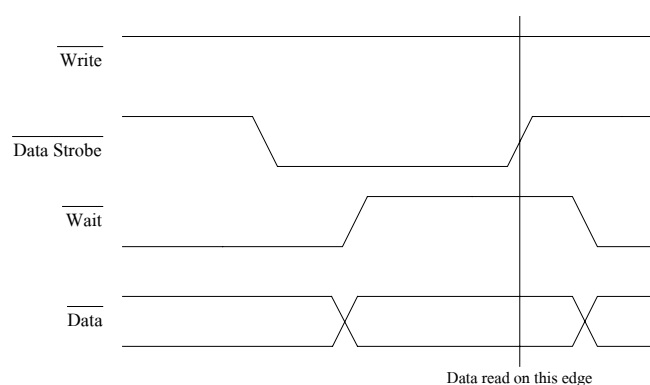


ภาพประกอบ 2-23 ลักษณะการโต้ตอบของรอบการเขียนแอดเดรส

2.4.3.3 รอบการอ่านข้อมูล (Data read cycle)

รอบการอ่านข้อมูลดังภาพประกอบ 2-24 แสดงรายละเอียดได้ดังนี้

- โปรแกรมเขียนไปที่พอร์ตข้อมูลที่ Base address +4
- สัญญาณ Data strobe จะถูกส่งออกมา (เป็นลอจิก '0') ถ้าสัญญาณ Wait เป็นลอจิก '0' (เริ่มรอบการเขียนข้อมูล)
- Host จะรอการตอบรับ (Acknowledgement) โดยรอนกว่าสัญญาณ Wait จะเป็นลอจิก '1' (เพื่อหยุดการทำงาน)
- สัญญาณ Data strobe จะกลับเป็นลอจิก '1' สิ้นสุดรอบการอ่านข้อมูล



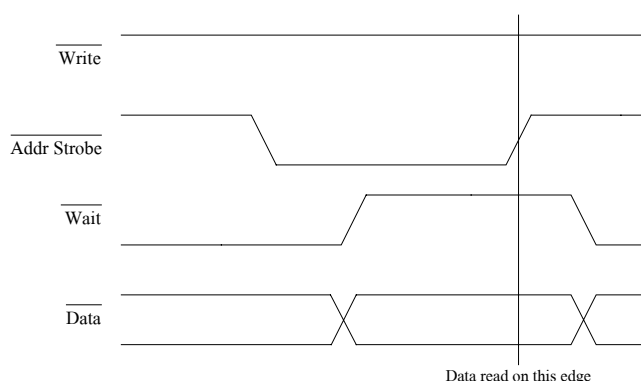
ภาพประกอบ 2-24 ลักษณะการโต้ตอบของรอบการอ่านข้อมูล

2.4.3.4 รอบการอ่านแอดเดรส (Address read cycle)

รอบการอ่านแอดเดรสดังภาพประกอบ 2-25 แสดงรายละเอียดได้ดังนี้

- โปรแกรมเขียนไปที่พอร์ตข้อมูลที่ Base address +3

- สัญญาณ Address strobe จะถูกส่งออกมา (เป็นลอจิก '0') ถ้าสัญญาณ Wait เป็นลอจิก '0' (เริ่มรอบการเขียนข้อมูล)
- Host จะรอการตอบรับ (Acknowledgement) โดยรอจนกว่าสัญญาณ Wait จะเป็นลอจิก '1' (เพื่อหยุดรอบการทำงาน)
- สัญญาณ Address strobe จะกลับเป็นลอจิก '1' สิ้นสุดรอบการอ่านแอดเดรส

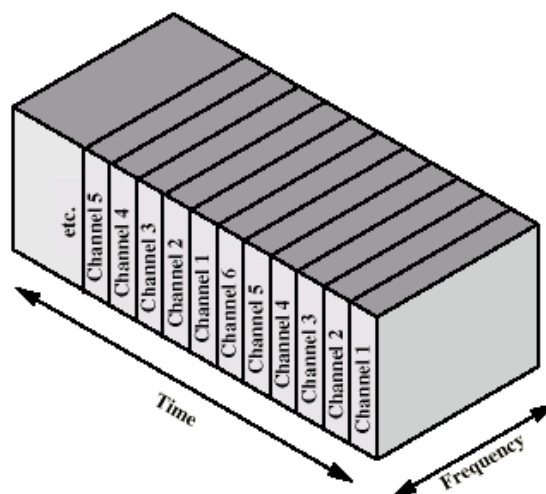


ภาพประกอบ 2-25 ลักษณะการโต้ตอบของรอบการอ่านแอดเดรส

สำหรับโหมดการทำงานแบบ EPP มาตรฐาน 1.7 สัญญาณ Data strobe และ Address strobe จะถูกส่งออกมาโดยไม่จำเป็นต้องรอให้สัญญาณ Wait เป็นลอจิก '0' แต่ทั้งโหมดการทำงานแบบ EPP มาตรฐาน 1.7 และโหมดการทำงานแบบ EPP มาตรฐาน 1.9 จำเป็นต้องรอจนกว่าสัญญาณ Wait เป็นลอจิก '1' สิ้นสุดรอบการทำงาน

2.5 การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งตามเวลา (Time Division Multiplex : TDM)

การมัลติเพล็กซ์แบบแบ่งตามเวลา (Time Division Multiplex) หรือที่นิยมเรียกชื่อย่อว่า TDM ใช้สำหรับการสื่อสารข้อมูลสัญญาณแบบดิจิทัลที่มีหลายแหล่ง กล่าวคือ TDM เป็นการแบ่งช่วงเวลาในการส่งข้อมูลออกเป็นช่วงเล็ก ๆ ซึ่งแต่ละช่วงเวลาที่แบ่งนั้นจะเท่า ๆ กันตลอด จากนั้นจะส่งข้อมูลจากแต่ละแหล่งข้อมูลไปในแต่ละช่วงเวลานั้น เช่น จากแหล่งข้อมูลที่ 1 ส่งไปในช่วงเวลา t_1 จากแหล่งข้อมูลที่ 2 ส่งไปในช่วงเวลา t_2 เป็นต้น เพื่อให้สามารถส่งสัญญาณข้อมูลที่มาจากหลาย ๆ แหล่งออกไปได้ในเส้นทางเส้นเดียว ดังภาพประกอบ 2-26 เป็นภาพแสดงส่งข้อมูลแต่ละช่องสัญญาณที่ความถี่เดียว เส้นทางเดียวแต่ต่างกันที่ช่วงเวลา ในการส่งข้อมูลแต่ละช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 2-26 การส่งข้อมูลแต่ละช่องสัญญาณที่มีความถี่เดียวกันแต่ต่างกันที่ช่วงเวลา

2.6 การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT)

การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform) เรียกว่า FFT ซึ่งจะทำให้การคำนวณการแปลงฟูรีเยร์เต็มหน่วย (Discrete Fourier Transform : DFT) ใช้การคูณจำนวนเชิงซ้อนเพียง $N \log_2 N$ ครั้งเท่านั้นหรือทำให้จำนวนครั้งในการคูณตัวเลขลดลงไปถึง $N/(\log_2 N)$ เท่าการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วดังสมการ 2.17 จะมีการคำนวณคล้ายกับการแปลงฟูรีเยร์เต็มหน่วย แต่การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วจะมีวิธีการในการจัดแบ่งข้อมูล แล้วทำการคำนวณซึ่งจำนวนข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณจะต้องเป็นค่าสองยกกำลัง n หรือ (2^n) โดยที่ n เป็นจำนวนเต็มบวก และ $x(n)$ คือข้อมูลได้จากการชักตัวอย่าง (sampling) กำหนดให้การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วคือ $X(k)$ ช่วยลดเวลาในการคำนวณดังนี้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi nk/N} \quad \text{เมื่อ } k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.17)$$

เมื่อทำการเลื่อนค่า n ไปหนึ่งค่าโดยเริ่มที่ $n = 1$ จะมีสมการผลลัพธ์เป็นดังสมการ 2.18

$$X(k) = \sum_{n=1}^N x(n) e^{-j2\pi (k-1) \left(\frac{n-1}{N} \right)} \quad \text{เมื่อ } k = 1, 2, \dots, N \quad (2.18)$$

2.7 Correlation

Correlation เป็นวิธีการหนึ่งในการประมวลสัญญาณดิจิทัลกล่าวคือสามารถวัดระดับความคล้ายคลึงกันหรือเหมือนกันของสัญญาณ 2 สัญญาณ หรือสัญญาณ 2 ช่วงสัญญาณในขอบเขตช่วงหนึ่ง โดยถ้ากำหนดให้ มี 2 จำนวนที่เป็นจำนวนจริงคือ $x(n)$ และ $y(n)$ การ Cross correlation ของ $x(n)$ และ $y(n)$ คือให้เป็น $\gamma_{xy}(l)$ และสามารถนิยามสมการได้ดังนี้

$$\gamma_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)y(n-l) \quad (2.19)$$

โดยที่ค่า l คือค่าพารามิเตอร์การล่าหลังหรือการเลื่อน อีกกรณีหนึ่งคือเมื่อ $y(n) = x(n)$ จะเป็นการ Auto correlation และสามารถนิยามสมการได้ดังนี้

$$\gamma_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)x(n-l) \quad (2.20)$$

โดยการ Auto correlation จะเป็นวิธีการวัดระดับความคล้ายคลึงกัน เหมือนกันหรือแตกต่างกันของสัญญาณตัวเองในขอบเขตช่วงหนึ่ง

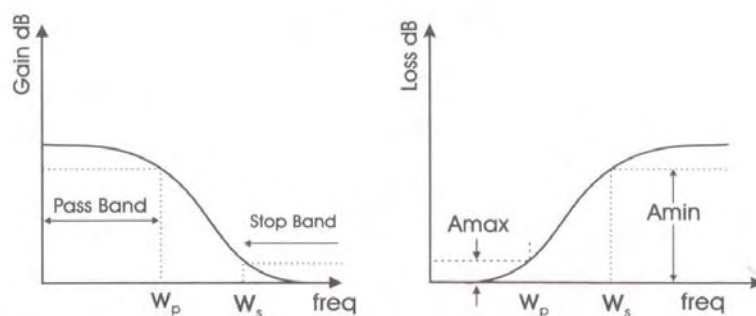
2.8 การกรองความถี่ (Filter)

การกรองความถี่ส่วนมากมักจะเกี่ยวเนื่องกับการกำจัดสัญญาณรบกวน (noise) และลดความผิดเพี้ยนของสัญญาณ ซึ่งการกรองความถี่มีคุณสมบัติคือ จะยอมให้ความถี่ที่ต้องการผ่านและจะกำจัดสัญญาณที่มีความถี่ที่ไม่ต้องการออก การกรองความถี่สามารถแยกพิจารณากระบวนการกรองความถี่ได้ 2 ระบบคือ ระบบการกรองอะนาลอกและระบบการกรองดิจิทัล นอกจากนี้ยังสามารถแบ่งการกรองความถี่ตามลักษณะความถี่ที่กรองดังนี้

2.8.1 การกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)

การกรองผ่านความถี่ต่ำมีคุณสมบัติพื้นฐานคือ ผ่านความถี่ต่ำและบั่นทอนความถี่สูง นอกจากนี้การกรองความถี่ต่ำจะต้องผ่านสัญญาณ DC จนถึง cutoff frequency W_p ซึ่งอยู่ในช่วง Pass

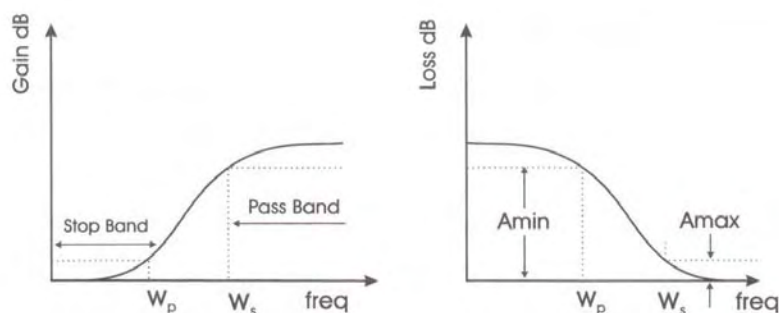
band จะการสูญเสียไม่เกิน $A_{\max}$ dB และความถี่ที่สูงกว่า W_p จนถึงอนันต์จะสูญเสียอย่างต่ำที่ $A_{\min}$ ดังภาพประกอบ 2-27



ภาพประกอบ 2-27 การกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low pass Filter)

2.8.2 การกรองผ่านความถี่สูง (High Pass Filter)

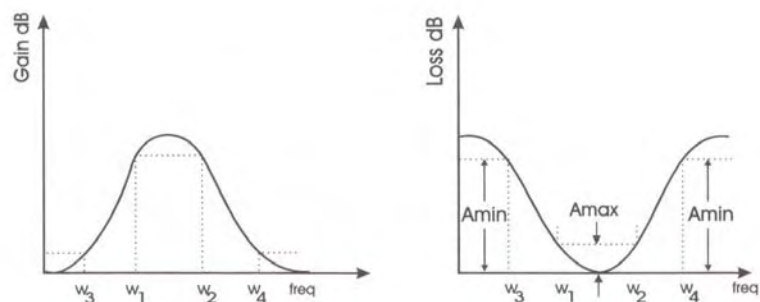
การกรองผ่านความถี่สูงมีคุณสมบัติพื้นฐานคือ ผ่านความถี่สูงและบั่นทอนความถี่ต่ำ นอกจากการกรองความถี่สูงจะต้องผ่านสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า W_p โดยมีการสูญเสียไม่เกิน $A_{\max}$ และจะต้องผ่านสัญญาณ DC จนถึง cutoff frequency W_p ต้องสูญเสียอย่างต่ำที่ $A_{\min}$ ดังภาพประกอบ 2-28



ภาพประกอบ 2-28 การกรองผ่านความถี่สูง (High pass Filter)

2.8.3 การกรองผ่านแถบความถี่ (Band Pass Filter)

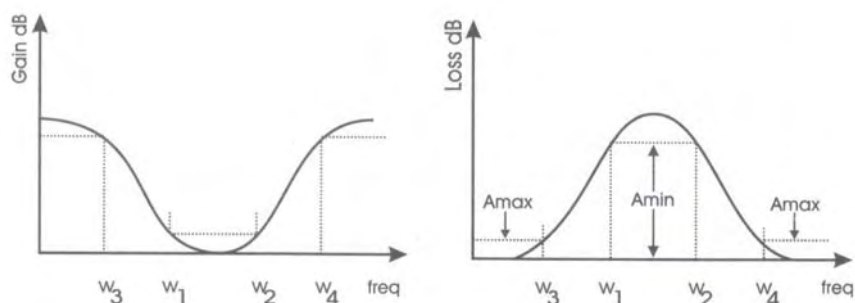
การกรองผ่านแถบความถี่จะผ่านความถี่ระหว่าง W_1 ถึง W_2 ด้วยการสูญเสียไม่เกิน $A_{\max}$ และความสูญเสียความถี่ต่ำกว่า W_3 หรือสูงกว่า W_4 อย่างน้อยที่ $A_{\min}$ ดังภาพประกอบ 2-29



ภาพประกอบ 2-29 การกรองผ่านแถบความถี่ (Band pass Filter)

2.8.4 การกรองหยุดแถบความถี่ (Band Stop Filter)

การกรองหยุดแถบความถี่จะผ่านความถี่ต่ำกว่า w_3 และความถี่สูงกว่า w_4 ด้วยการสูญเสียไม่เกิน $A_{\max}$ และความสูญเสียความถี่ระหว่าง w_1 ถึง w_2 อย่างน้อยที่ $A_{\min}$ ดังภาพประกอบ 2-30



ภาพประกอบ 2-30 การกรองหยุดแถบความถี่ (Band Stop Filter)