

บทที่ 2

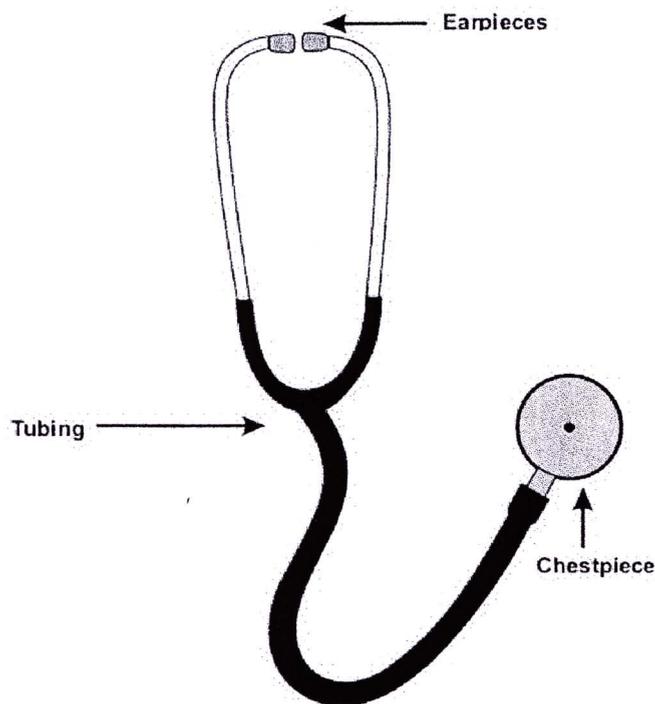
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 หูฟังแพทย์

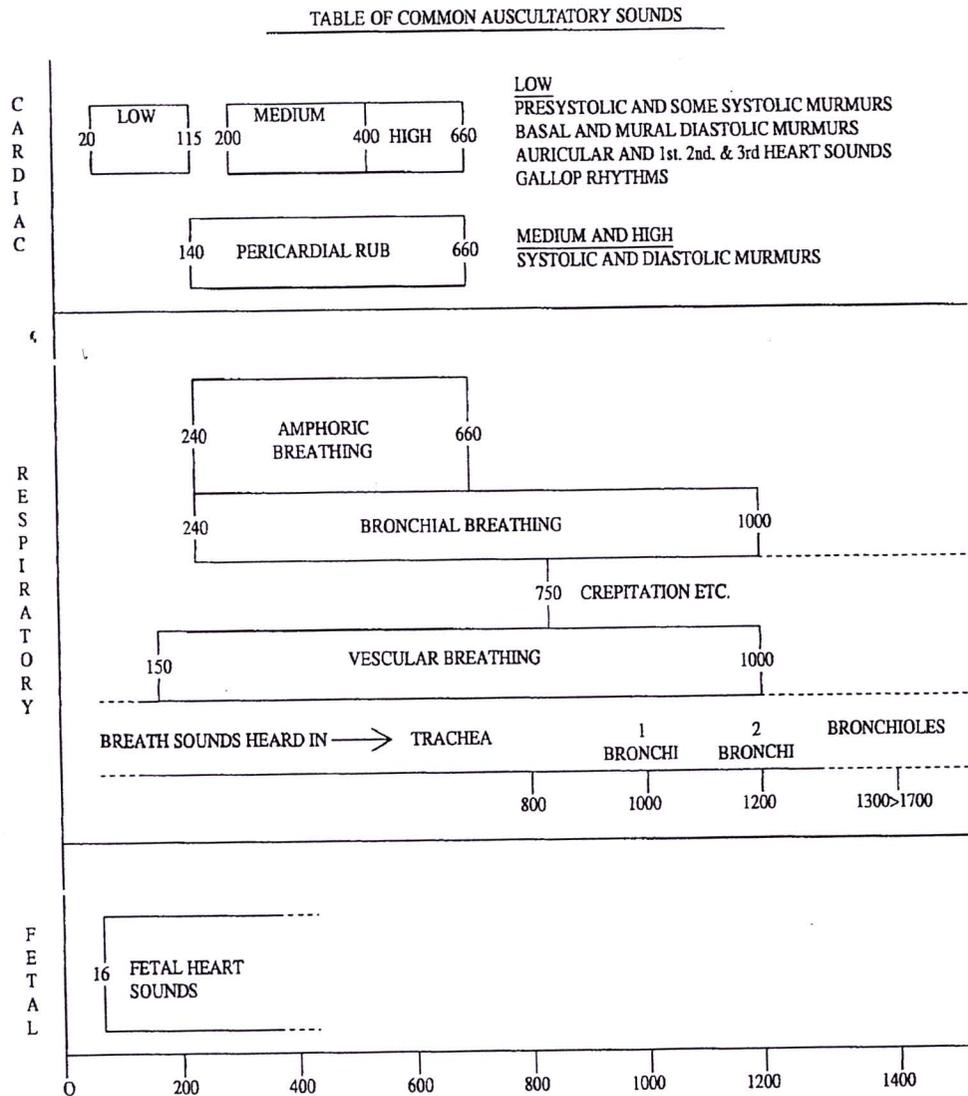
หูฟังแพทย์ (Stethoscope) เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์พื้นฐานที่ใช้ในการตรวจฟังเสียงจากการทำงานของอวัยวะต่างๆ โดยเฉพาะที่ ระบบหัวใจ (Cardiac) และระบบการหายใจ (Respiratory) ส่วนประกอบของหูฟังแพทย์โดยทั่วไปจะประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก ดังแสดงในรูปที่ 2 ดังนี้ [1]

- Earpieces ใช้ใส่หูเพื่อฟัง ควรมีขนาดเหมาะสมกับรูหู
- Chestpiece ใช้วางแนบตรงตำแหน่งที่จะตรวจฟัง ส่วนใหญ่มี 2 ด้าน คือ ด้าน Bell ซึ่งมีผลตอบสนองเสียงความถี่ต่ำได้ดี และด้าน Diaphragm ซึ่งมีผลตอบสนองเสียงความถี่สูงได้ดี
- Tubing เป็นท่อนำเสียงจากส่วน Chestpiece ไปถึงส่วน Earpieces



รูปที่ 2 ส่วนประกอบหลักของหูฟังแพทย์

จากรูปที่ 2 แสดงให้เห็นว่า เสียงที่เกี่ยวกับระบบหัวใจ มีความถี่อยู่ในช่วง 20-660 Hz และ เสียงที่เกี่ยวกับระบบการหายใจ มีความถี่อยู่ในช่วง 150-2000 Hz ดังนั้นเสียงที่ใช้ในการตรวจฟังส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ในช่วง 20-2000 Hz



รูปที่ 3 แสดงช่วงความถี่ของเสียงที่ใช้ในการตรวจฟังโดยทั่วไป [2]

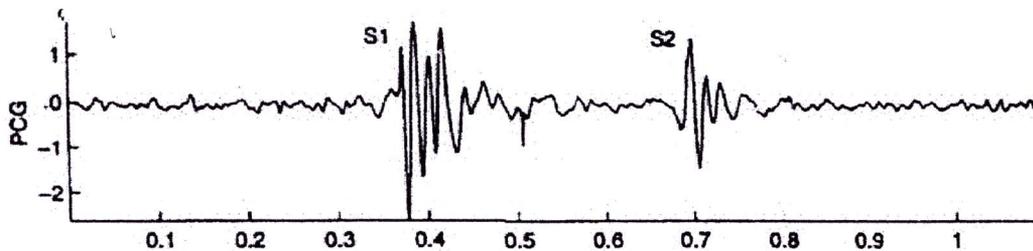
2.1.2 เสียง

เสียง คือ พลังงานรูปหนึ่งที่เกิดจากการสั่นสะเทือนของโมเลกุลของอากาศ ทำให้เกิด การอัดและขยายสลับกันของโมเลกุลอากาศ ความดันบรรยากาศจึงเกิดการเปลี่ยนแปลงตามการเคลื่อนที่ ของโมเลกุลอากาศ เรียกว่า คลื่นเสียง ความดังเสียงขึ้นอยู่กับความสูงหรือแอมพลิจูด (Amplitude) ส่วนความทึ่มแหลมของเสียงขึ้นกับความถี่ (Frequency) ของคลื่นเสียง [5] เสียงที่เกี่ยวกับงานวิจัยนี้ มีดังนี้

1. เสียงหัวใจ [6]

เสียงหัวใจเกิดจากการบีบตัว (Systole) คลายตัว (Diastole) ของหัวใจ การปิดเปิดของลิ้นหัวใจ และการเปลี่ยนแปลงการไหลเวียนของเลือดในหัวใจ โดยในแต่ละรอบการเต้นของหัวใจ จะมีเสียงหัวใจหลักๆ ดังแสดงในรูปที่ 4 ดังนี้

- เสียงหัวใจที่หนึ่ง (S1) เป็นเสียงความถี่ต่ำ (Lubb)
- เสียงหัวใจที่สอง (S2) เป็นเสียงความถี่สูง (Dubb)
- เสียงหัวใจที่สาม (S3) เป็นเสียงที่เกิดหลัง S2 เล็กน้อย ปกติเสียงนี้จะได้ยิน
- เสียงหัวใจที่สี่ (S4) เป็นเสียงที่เกิดก่อน S1 เล็กน้อย ปกติเสียงนี้จะได้ยิน

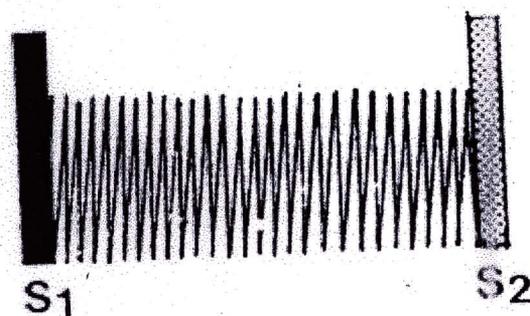


รูปที่ 4 สัญญาณเสียงหัวใจ

นอกจากเสียงหัวใจหลักๆ ที่กล่าวมาแล้ว ยังมีเสียงหัวใจผิดปกติ ที่เรียกว่า เมอเมอ (Murmur) โดยเสียง Murmur แบ่งออกเป็น 3 ชนิด ดังนี้

1.1. Systolic Murmur เป็นเสียงที่เกิดระหว่าง S1 กับ S2 แบ่งเป็น 2 ชนิด ดังนี้

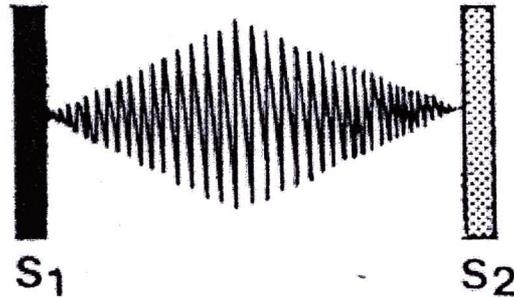
1.1.1. Pan Systolic Murmur เป็นเสียงที่เกิดหลัง S1 และอาจดังตลอดจนถึง S2 โดยความดังของเสียงเท่ากันตลอด ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 ลักษณะของเสียง Pan Systolic Murmur

1.1.2. Ejection Systolic Murmur เป็นเสียงที่เกิดหลัง S1 และอาจดังตลอดจนถึง S2 โดยความดังของเสียงจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุด ซึ่งมักจะ

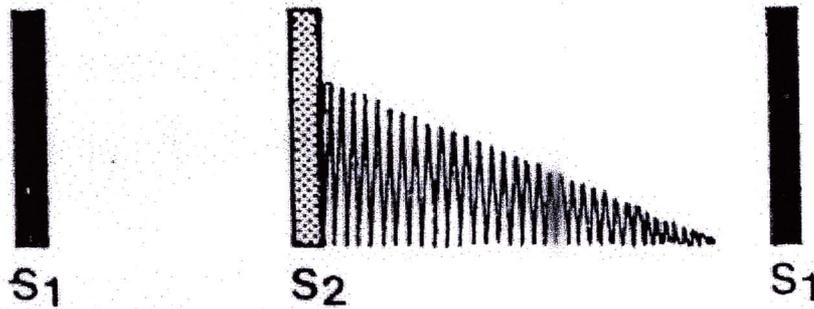
อยู่บริเวณกึ่งกลางระหว่าง S1 และ S2 แล้วค่อยๆลดลง ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 ลักษณะของเสียง Ejection Systolic Murmur

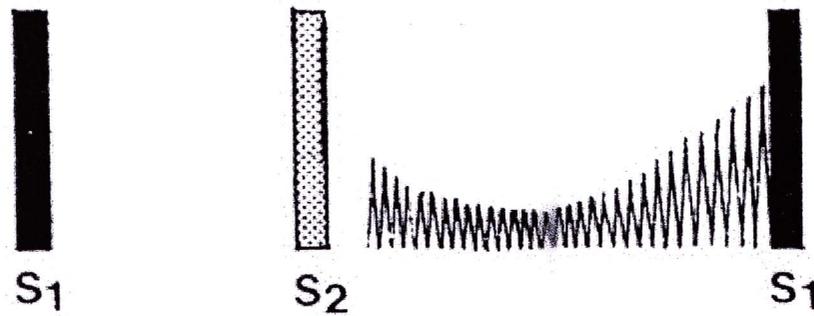
1.2. Diastolic Murmur เป็นเสียงที่เกิดระหว่าง S2 กับ S1 ในรอบถัดไป แบ่งเป็น 2 ชนิด ดังนี้

1.2.1. Diastolic Blowing Murmur เป็นเสียงที่เกิดหลัง S2 และอาจดังตลอดจนถึง S1 โดยความดังของเสียงจะค่อยๆลดลง ดังแสดงในรูปที่ 7



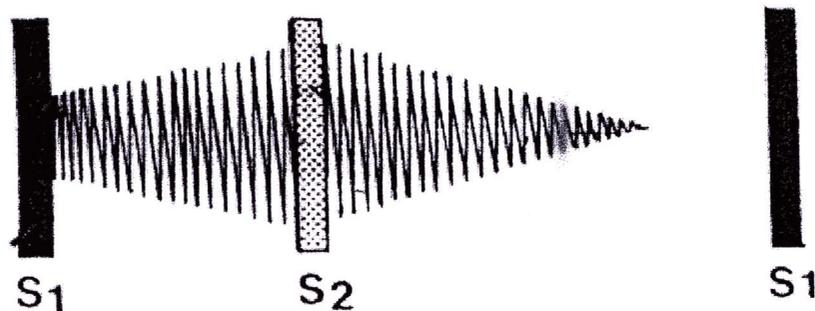
รูปที่ 7 ลักษณะของเสียง Diastolic Blowing Murmur

1.2.2. Diastolic Rumble Murmur เป็นเสียงที่เกิดหลัง S2 และอาจดังตลอดจนถึง S1 โดยความดังของเสียงจะค่อยๆลดลงจนถึงจุดต่ำสุดแล้วค่อยๆเพิ่มขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 8 ลักษณะของเสียง Diastolic Rumble Murmur

- 1.3. Continuous Murmur เป็นเสียงที่เกิดระหว่าง S1 กับ S1 ในรอบถัดไป โดยความดังของเสียงจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุด ซึ่งมักจะอยู่บริเวณ S2 แล้วค่อยๆ ลดลง ดังแสดงในรูปที่ 9



รูปที่ 9 ลักษณะของเสียง Continuous Murmur

2. เสียงรบกวน (Noise) [7]

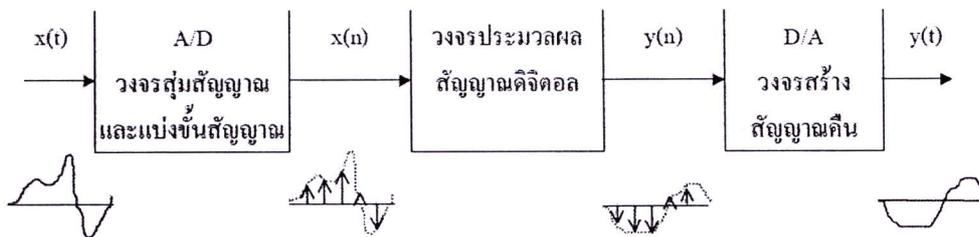
เสียงรบกวน คือ เสียง เสียงที่นอกเหนือจากที่คนสนใจ เพราะทำให้เกิดการรบกวนการรับรู้เสียงที่ต้องการหรือความเจ็บ เสียงรบกวน โดยทั่วไปจะแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภท ดังนี้

- 2.1. เสียงที่ดังสม่ำเสมอ (Steady State Noise) เป็นเสียงที่ต่อเนื่องที่มีลักษณะ และความเข้มของเสียงที่ค่อนข้างคงที่ คือ ไม่เปลี่ยนแปลงเกินกว่า 5 dB ใน 1 วินาที เสียงชนิดนี้ ได้แก่ เสียงเครื่องทอผ้า เสียงเครื่องจักร เสียงพัดลม เสียงเครื่องยนต์ ไอพ่น

- 2.2. เสียงที่เปลี่ยนแปลงระดับเสมอ (Fluctuating Noise) เป็นเสียงที่มีความเข้มสูงๆ ต่ำๆ การเปลี่ยนแปลงของระดับเสียงนั้นเกินกว่า 5 dB ใน 1 วินาที เสียงชนิดนี้ได้แก่ เสียงเลื่อยวงเดือน กบไสไม้ไฟฟ้า เสียงไซเรน เป็นต้น
- 2.3. เสียงกระทบ (Impulsive Noise) เป็นเสียงที่เกิดขึ้นแล้วค่อยๆ หายไป เสียงกระทบนี้จะมีระยะเวลาที่เกิดน้อยกว่า 0.5 วินาที และระดับความดังเสียงจะเปลี่ยนแปลงไปอย่างน้อย 40 dB ภายในระยะเวลานั้น เสียงกระทบอาจจะเกิดขึ้นติด ๆ กัน หรือ อาจจะเกิดขึ้นนาน ๆ ครั้งก็ได้ เสียงชนิดนี้ได้แก่ เสียงตอกเสาเข็มในการก่อสร้าง หรือทุบโลหะ เสียงเครื่องย้ำหมุดเสียงระเบิด เป็นต้น
- 2.4. เสียงที่ดังเป็นระยะ (Intermittent Noise) เป็นเสียงที่ไม่ต่อเนื่อง ซึ่งจะแตกต่างจากเสียงกระทบ ในแง่ที่มีระยะเวลาที่ยาวนานกว่า และมีลักษณะที่ไม่แน่ชัด เสียงชนิดนี้ได้แก่ เสียงจากเครื่องอัดลม เสียงการจราจร เสียงเครื่องบินที่บินผ่านไปมา เป็นต้น

2.1.3 ระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัล [8]

ระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัลโดยส่วนใหญ่ ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 10 ดังนี้



รูปที่ 10 ส่วนประกอบในระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

1. วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter, ADC)

วงจรประเภทนี้ก็คือ ตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล โดยทั่วไป เราจะใช้ตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลในรูปของวงจรรวมสำเร็จรูป ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 กระบวนการย่อย คือ

- 1.1. วงจรสุ่มสัญญาณ (Sampler) สัญญาณขาเข้าของวงจรมันนี้เป็นสัญญาณต่อเนื่อง $x(t)$ ส่วนสัญญาณขาออกเป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ พารามิเตอร์วงจรสุ่มสัญญาณนี้ก็คือ ค่าอัตราการสุ่ม (Sampling Rate) ค่านี้เป็นตัวกำหนดว่า วงจรสุ่มจะสุ่มสัญญาณด้วยอัตราที่ครั้งต่อวินาที หรือก็เฮิร์ตซ์ (Hz) ทฤษฎีการสุ่ม

สัญญาณ (Sampling Theorem) ระบุว่า เพื่อให้ได้สัญญาณที่สุ่มแล้วเป็นตัวแทนที่ถูกต้องของสัญญาณนี้ ความถี่ในการสุ่มจะต้องมีค่ามากกว่าสองเท่าของความถี่สูงสุดในสัญญาณซึ่งความถี่ที่นี้ มีชื่อเรียกว่า ความถี่ในควิสท์ (Nyquist Frequency) ถ้าเราใช้ความถี่ในการสุ่มที่ต่ำกว่าค่าความถี่ในควิสท์จะเกิดเอเลียตซิง (Aliasing) ซึ่งเป็นผลให้สัญญาณขาเข้าที่สุ่มมาได้มีความผิดเพี้ยนไปก่อนที่จะเข้าไปในส่วนของการประมวลผล จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่เราต้องพยายามไม่ให้ Aliasing เกิดขึ้น หรือให้เกิดน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้

- 1.2. วงจรแบ่งขั้นสัญญาณ (Quantizer) สัญญาณ $x(n)$ ที่ได้จากวงจรสุ่มสัญญาณ ถือว่ามีความละเอียดเต็มที่ในทางขนาด ซึ่งในทางปฏิบัติเมื่อนำ ไปใช้งานจะต้องลดความละเอียดของ $x(n)$ ลงให้สามารถแทนได้ด้วยสัญญาณดิจิทัลที่มีจำนวนบิตจำกัด กระบวนการลดความละเอียดนี้ เรียกว่า การแบ่งขั้นของสัญญาณ (Quantization) ความละเอียดที่ได้จากการแบ่งขั้นสัญญาณขึ้นอยู่กับจำนวนบิตที่จะใช้

2. วงจรประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal Processing, DSP)

ส่วนนี้เป็นหัวใจหลัก ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผลสัญญาณ $x(n)$ เพื่อกระทำผลบางอย่างกับสัญญาณ เช่น เป็นวงจรกรองความถี่บางย่านออกและให้ผลลัพธ์ของการประมวลผลเป็นสัญญาณขาออก $y(n)$ วงจรประมวลผลสัญญาณนี้ ถ้าจะพิจารณากันอย่างง่าย ๆ แท้ที่จริงก็คือตัวคำนวณนั่นเอง กล่าวได้ว่าเป็นการคำนวณหาสัญญาณขาออกจากสัญญาณขาเข้า โดยมองเห็นสัญญาณขาเข้าในลักษณะ ลำดับของค่า วงจรประเภทนี้จะมีไมโครโปรเซสเซอร์ ที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับงานการคำนวณทางด้านการประมวลผลสัญญาณแบบทำให้สามารถทำงานประเภทนี้ได้อย่างรวดเร็วกว่าการใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ที่ออกแบบมาสำหรับงานทั่วไป

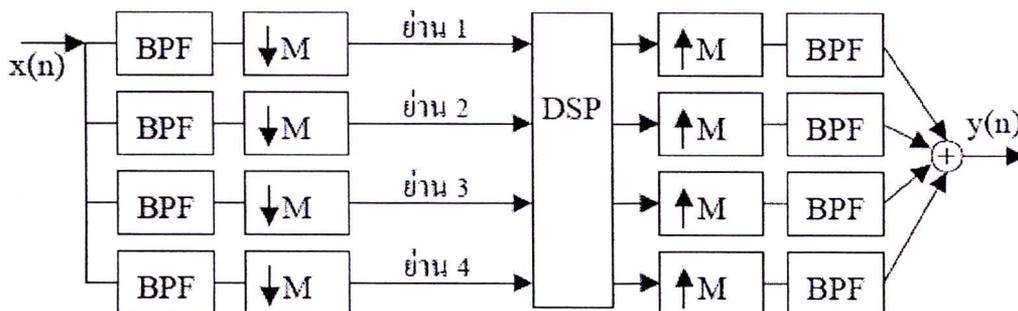
3. วงจรสร้างสัญญาณคี่น (Digital to Analog Converter, DAC)

ใช้ในระบบที่มีสัญญาณขาออกสุดท้ายเป็นสัญญาณต่อเนื่อง (การประมวลผลสัญญาณบางอย่างต้องการสัญญาณขาออกเป็นไม่ต่อเนื่อง) ก็ไม่จำเป็นต้องมีส่วนที่ 3 นี้) โดยทำหน้าที่แปลงสัญญาณไม่ต่อเนื่อง $y(n)$ ให้กลับเป็นสัญญาณต่อเนื่อง $y(t)$ ซึ่งจะเป็นสัญญาณขาออกสุดท้ายของระบบ วงจรประเภทนี้ก็คือ ตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นแอนะล็อกนั่นเอง ซึ่งก็มีในรูปแบบวงจรรวมสำเร็จรูปเช่นกัน

2.1.4 การประมวลผลโดยแยกย่านความถี่ย่อย [8]

การประมวลผลสัญญาณในงานบางอย่าง สามารถให้ผลที่ดีขึ้นได้ โดยแยกสัญญาณที่จะประมวลผลเป็นสัญญาณในย่านความถี่ย่อยๆ (Subband) แล้วประมวลผลในแต่ละย่านความถี่แยกจากกัน (หรืออาจใช้ผลในแต่ละย่านความถี่มาประมวลผลร่วมกันทีหลังก็ได้) ดังแสดงในรูปที่ 11 ซึ่งเป็นการแยกสัญญาณออกเป็น 4 ย่านความถี่

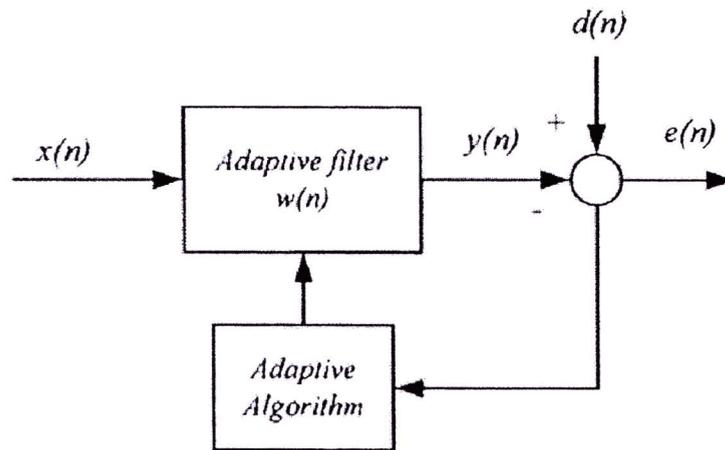
หลังจากประมวลผลแล้วก็จะนำ สัญญาณทั้งสี่มารวมกันเป็นสัญญาณขาออก เครื่องมือที่ใช้สำหรับแยกย่านความถี่ ก็คือ ตัวกรองดิจิทัล 4 ตัวที่เป็นแบบผ่านย่านความถี่ตัวละย่าน บางทีเรียกตัวกรองเหล่านี้รวมว่า แผงตัวกรอง (Filter Bank) เมื่อสัญญาณถูกแยกออกเป็น 4 ย่านย่อยแล้ว เนื่องจากแต่ละย่านจะมีแถบความถี่เป็น $1/4$ ของแถบความถี่เดิม ดังนั้น เราสามารถลดอัตรา การสุ่มข้อมูลของแต่ละย่านลงให้เหลือเพียง $1/4$ ของอัตราเดิมได้ด้วย โดยที่ไม่เกิดเอเลียตซิง ซึ่ง จะทำให้อัตราการประมวลผลที่ต้องการลดลงมาก สำหรับการประมวลผลที่ต้องการสัญญาณขา ออกจะก็แปลงให้แต่ละย่านมีอัตราสุ่มเท่าเดิม จากนั้นจึงนำสัญญาณแต่ละย่านมารวมกัน ก็จะได้ สัญญาณขาออก



รูปที่ 11 การประมวลผลแบบแยกย่านความถี่ย่อย

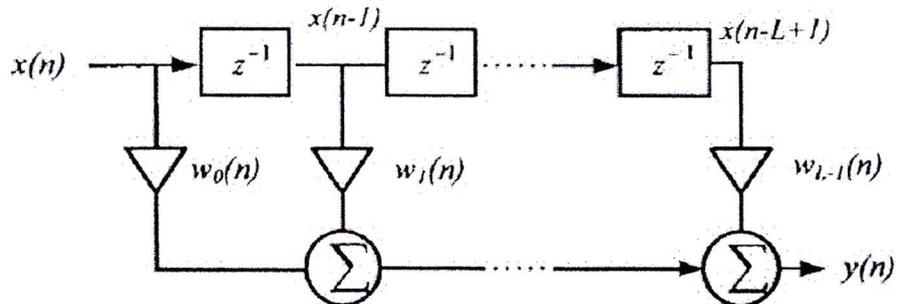
2.1.5 การลดเสียงรบกวนโดยตัวกรองแบบปรับตัวได้ [9]

ในภาวะที่สัญญาณเสียงรบกวน และสัญญาณเสียงที่เราต้องการอยู่ในย่านความถี่ เดียวกัน ถ้าต้องการลดสัญญาณเสียงรบกวนส่วนใหญ่ให้หมดไป การใช้ตัวกรองแบบธรรมดา (Filter) จะทำให้สัญญาณเสียงที่ต้องการสูญหายไปด้วย เนื่องจากตัวกรองแบบธรรมดา เป็นตัว กรองแบบที่มีค่าน้ำหนักคงที่ แต่สำหรับตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) จะเป็นตัวกรอง แบบที่มีค่าน้ำหนักปรับเปลี่ยนตลอดเวลา โดยอาศัยโมเดลของสิ่งแวดล้อมที่สร้างขึ้นในการ คำนวณหาค่าน้ำหนัก จึงทำให้สามารถลดสัญญาณเสียงรบกวนส่วนใหญ่ได้ โดยที่ยังคง สัญญาณเสียงที่ต้องการไว้ ซึ่งวิธีนี้มีชื่อเรียกว่า การลดเสียงรบกวนโดยตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Noise Cancellation, ANC)

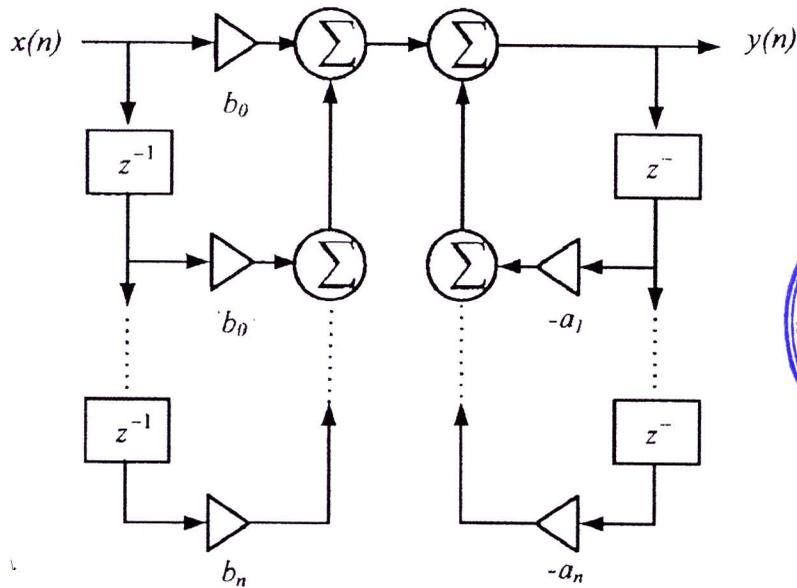


รูปที่ 12 โครงสร้างพื้นฐานของ ANC

จากรูปที่ 12 $d(n)$ คือ สัญญาณเสียงที่ต้องการที่มีสัญญาณเสียงรบกวน ณ ตำแหน่งที่สนใจ $x(n)$ คือ สัญญาณเสียงรบกวนจากแหล่งกำเนิด $y(n)$ คือ สัญญาณเสียงรบกวนขาออกที่ถูกปรับค่าให้ใกล้เคียงกับสัญญาณเสียงรบกวน ณ ตำแหน่งที่สนใจ $w(n)$ คือ ค่าน้ำหนัก และ $e(n)$ คือสัญญาณเสียงที่ผ่านการลดเสียงรบกวนแล้ว ระบบจะพยายามปรับ $e(n)$ ให้มีค่าต่ำที่สุด โดยการปรับเปลี่ยน $w(n)$ ของตัวกรองแบบปรับตัวได้ โดยรับ $w(n)$ มาจากการประมวลผลของอัลกอริทึมแบบปรับตัวได้ (Adaptive Algorithm)

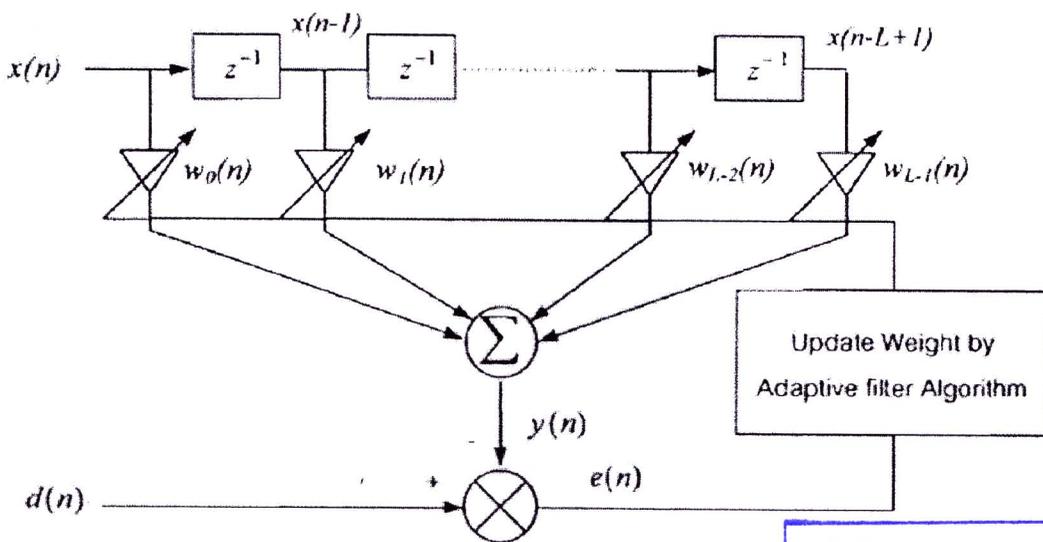


รูปที่ 13 ตัวกรองชนิด FIR



รูปที่ 14 ตัวกรองชนิด IIR

รูปแบบของตัวกรองแบบปรับตัวได้ สามารถแบ่งตามจำนวนค่าน้ำหนัก $w(n)$ ได้ คือ FIR (Finite Impulse Response) และ IIR (Infinite Impulse Response) ดังแสดงในรูปที่ 13 และ 14 ตัวกรอง FIR จะมีจำนวนค่าน้ำหนัก $w(n)$ จำกัด ส่วนตัวกรอง IIR จะมีจำนวนค่าน้ำหนัก $w(n)$ ไม่จำกัด ตัวกรอง FIR จะมีความเสถียรตลอดเวลา ส่วนตัวกรอง IIR มีโอกาสที่จะไม่เสถียร ตัวกรองแบบปรับตัวได้ ส่วนใหญ่จึงอยู่ในรูปแบบ FIR



รูปที่ 15 ตัวกรองแบบปรับตัวได้ชนิด FIR

จากรูปที่ 15 พิจารณา สัญญาณขาออก $y(n)$ จะได้ว่า

$$y(n) = \sum_{i=0}^{L-1} w_i(n)x(n-i)$$

(1)

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
 ห้องสมุดทางวิจัย
 วันที่..... 1.7.ป.ศ. 2555.....
 เลขทะเบียน..... 247778.....
 เลขเรียกหนังสือ.....

เมื่อ L คือค่าอันดับ (Order) ของอัลกอริทึมแบบปรับตัวได้

พิจารณา เวกเตอร์สัญญาณขาเข้า $\vec{x}(n)$ และ เวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\vec{w}(n)$ จะได้ว่า

$$\vec{x}(n) = [x(n) \quad x(n-1) \quad \cdots \quad x(n-L+1)]^T \quad (2)$$

$$\vec{w}(n) = [w_0(n) \quad w_1(n) \quad \cdots \quad w_{L-1}(n)]^T \quad (3)$$

ค่า $y(n)$ จากสมการที่ 1 สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$y(n) = \vec{w}(n)^T \vec{x}(n) \quad (4)$$

พิจารณา สัญญาณความผิดพลาด $e(n)$ จะได้ว่า

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (5)$$

แทนค่า $y(n)$ จากสมการที่ 4 ลงในสมการที่ 5 จะได้ว่า

$$e(n) = d(n) - \vec{w}(n)^T \vec{x}(n) \quad (6)$$

อัลกอริทึมแบบปรับตัวได้ (Adaptive Algorithm) ที่ใช้ในการปรับเวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\vec{w}(n)$ เพื่อให้สัญญาณความผิดพลาด $e(n)$ มีค่าต่ำที่สุด มีอยู่หลายอัลกอริทึม เช่น LMS NLMS RLS Kalman ซึ่งแต่ละอัลกอริทึมก็จะมีผลกระทบ และประสิทธิภาพแตกต่างกัน งานวิจัยนี้เลือกใช้ อัลกอริทึม LMS และ NLMS เนื่องจากเป็นอัลกอริทึมที่มีความซับซ้อนในการประมวลผลต่ำ และมีความเร็วในการหาค่าตอบสุดท้ายที่ถูกต้องอยู่ในเกณฑ์ดี ต่อไปนี้จะอธิบายถึงวิธีการทำงานของอัลกอริทึมทั้งสองนี้

1. อัลกอริทึม LMS (Least Mean Square)

ในการปรับเวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\vec{w}(n)$ ของอัลกอริทึม LMS มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองเฉลี่ย $E[e^2(n)]$ มีค่าต่ำที่สุด

พิจารณา ฟังก์ชันวัตถุประสงค์ $J(n)$ จะได้ว่า

$$J(n) = E[e^2(n)] \quad (7)$$

ในทางปฏิบัติไม่สามารถหาค่า $E[e^2(n)]$ ได้จริง แต่สามารถประมาณค่าได้เป็น ค่าความผิดพลาดกำลังสอง $e^2(n)$ จะได้ว่า

$$J(n) = e^2(n) \quad (8)$$

พิจารณา ค่าเกรเดียนต์ของฟังก์ชันวัตถุประสงค์ $\nabla J(n)$ จากสมการที่ 8 จะได้ว่า

$$\nabla J(n) = 2[\nabla e(n)]e(n) \quad (9)$$

พิจารณา ค่าเกรเดียนต์ของค่าความผิดพลาด $\nabla e(n)$ จากสมการที่ 6 จะได้ว่า

$$\nabla e(n) = -\bar{x}(n) \quad (10)$$

แทนค่า $\nabla e(n)$ จากสมการที่ 10 ลงในสมการที่ 9 จะได้ว่า

$$\nabla J(n) = -2\bar{x}(n)e(n) \quad (11)$$

พิจารณา สมการ Steepest Descent

$$\bar{w}(n+1) = \bar{w}(n) - \frac{\mu}{2} \nabla J(n) \quad (12)$$

เมื่อ μ คือ ค่าอัตราการปรับตัว (Step Size)

แทนค่า $\nabla J(n)$ จากสมการที่ 11 ลงในสมการที่ 12 จะได้ว่า

$$\bar{w}(n+1) = \bar{w}(n) + \mu\bar{x}(n)e(n) \quad (13)$$

สมการที่ 13 คือ สมการปรับเวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\bar{w}(n)$ ของอัลกอริทึม LMS

ค่าอัตราการปรับตัว μ เป็นค่าที่ใช้ควบคุมเสถียรภาพของระบบ และความเร็วที่เวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\bar{w}(n)$ จะเข้าสู่ค่าที่ถูกต้อง ถ้าค่า μ น้อยเกินไปจะส่งผลให้ $\bar{w}(n)$ เข้าสู่ค่าที่ถูกต้องช้า ในทางกลับกัน ถ้าค่า μ มากเกินไปก็อาจส่งผลให้ $\bar{w}(n)$ ไม่สามารถเข้าสู่ค่าที่ถูกต้องได้ หรือถึงแม้จะลู่ได้แต่ก็อาจจะเปลี่ยนแปลงไปมา ไม่คงตัว ดังนั้นการเลือกค่า μ ที่เหมาะสมมีผลต่อประสิทธิภาพการทำงานของระบบมาก โดยหลักการเลือกใช้ค่า μ ที่เหมาะสมสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 14

$$0 < \mu < \frac{2}{LP_x} \quad (14)$$

เมื่อ P_x คือ กำลังของสัญญาณขาเข้า และ L คือ ค่าอันดับ

2. อัลกอริทึม NLMS (Normalized Least Mean Square)

ในการปรับเวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\bar{w}(n)$ ของอัลกอริทึม NLMS มีวัตถุประสงค์เดียวกับอัลกอริทึม LMS แต่จะมีส่วนของการนอร์มอลไรซ์ (Normalize) สัญญาณขาเข้า

ค่า $\mu(n)$ จากสมการที่ 14 สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\mu(n) = \frac{\alpha}{LP_x(n)} \quad (15)$$

เมื่อ α คือ ค่าอัตราการปรับตัวนอร์มอลไรซ์ (Normalized Step Size) โดยที่ $0 < \alpha < 2$

กำหนดให้ความยาวของหน้าต่าง ที่ใช้ในการหาค่า $P_x(n)$ มีค่าเท่ากับ L

พิจารณา ค่า $P_x(n)$ จะได้ว่า

$$P_x(n) = \frac{\bar{x}(n)^T \bar{x}(n)}{L} \quad (16)$$

แทนค่า $P_x(n)$ จากสมการที่ 16 ลงในว่า

$$\mu(n) = \frac{\alpha}{\bar{x}(n)^T \bar{x}(n)} \quad (17)$$

ค่า $\mu(n)$ จากสมการที่ 17 สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\mu(n) = \frac{\alpha}{\delta + \bar{x}(n)^T \bar{x}(n)} \quad (18)$$

เมื่อ δ คือ ค่าคงที่ป้องกันตัวส่วนเป็นศูนย์ โดยที่ $\delta > 0$

แทนค่า $\mu(n)$ จากสมการที่ 18 ลงในสมการที่ 13 จะได้ว่า

$$\bar{w}(n+1) = \bar{w}(n) + \frac{\alpha}{\delta + \bar{x}(n)^T \bar{x}(n)} \bar{x}(n)e(n) \quad (19)$$

สมการที่ 19 คือ สมการปรับเวกเตอร์ค่าน้ำหนัก $\bar{w}(n)$ ของอัลกอริทึม NLMS

การนอร์มอลไรซ์ (Normalize) สัญญาณขาเข้า จะมีผลดีเมื่อค่ากำลังของสัญญาณขาเข้า $P_x(n)$ มีการเปลี่ยนแปลง เพราะ เมื่อค่า $P_x(n)$ เปลี่ยนแปลง จะส่งผลให้ค่า $\mu(n)$ เปลี่ยนแปลงด้วย ถ้าค่า $P_x(n)$ มากขึ้น จะส่งผลให้ค่า $\mu(n)$ ที่ถูกแทนด้วยเทอมของ $\frac{\alpha}{\delta + \bar{x}(n)^T \bar{x}(n)}$ น้อยลง ในทางกลับกัน ถ้าค่า $P_x(n)$ น้อยลง จะส่งผลให้ค่า $\mu(n)$ มากขึ้น ซึ่งตรงตามหลักการเลือกใช้ค่า $\mu(n)$ ที่เหมาะสม

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัย [10] ได้นำเสนอวิธีการลดเสียงรบกวนในการบันทึกสัญญาณเสียงหัวใจ ผ่านการประมวลผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ ทำการบันทึกเสียง 2 ช่องทาง ไมโครโฟนตัวที่ 1 ถูกบรรจุในส่วน Chestpiece ของหูฟังแพทย์เพื่อรับสัญญาณเสียงหัวใจ และ ไมโครโฟนตัวที่ 2 ถูกวางไว้ด้านนอกเพื่อรับสัญญาณเสียงรบกวนภายนอก แล้วนำสัญญาณเสียงแอมพลิจูดทั้ง 2 มาแปลงเป็นสัญญาณเสียงดิจิทัลที่อัตราสุ่ม 2 KHz แล้วจึงทำการลดเสียงรบกวนภายนอกโดยการทำ Adaptive Noise Cancellation Filter (ANC) โดยมีซอฟต์แวร์ที่สามารถวิเคราะห์หาอัตราการเต้นของหัวใจ ระยะเวลาของช่วง Systole และ Diastole ผลการทดสอบพบว่าสามารถลดเสียงรบกวนในการบันทึกสัญญาณเสียงหัวใจได้ประมาณ 16 dB



งานวิจัย [11] ได้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยผ่านบอร์ด AVR MCU โดยรับเสียงของอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟังผ่านทางไมโครโฟน แล้วนำสัญญาณเสียงมาผ่านวงจรแอมป์กรองแอมป์ เพื่อทำการแบ่งช่วงความถี่ที่ใช้ตรวจฟังดังนี้ คือ เสียงหัวใจ (30-500 Hz) เสียงปอด (100-1000 Hz) และเสียงหัวใจ-ปอด (30-1000 Hz) แล้วแสดงผลของเสียงผ่านทางหูฟัง หรือส่งสัญญาณเสียงผ่านทางบลูทูธไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมีซอฟต์แวร์ที่สามารถวิเคราะห์หาอัตราการเต้นของหัวใจ ผลการทดสอบพบว่า หูฟังแพทย์สามารถแสดงผลภาพสัญญาณเสียงหัวใจบนคอมพิวเตอร์ได้แบบ Real-time ผ่านการส่งข้อมูลเสียงแบบบลูทูธ

งานวิจัย [12] ได้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ไร้สาย โดยรับเสียงของอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟังผ่านทางไมโครโฟน แล้วนำสัญญาณเสียงแอมป์ลอกมาผ่านวงจรขยายเสียง และวงจรกรองสัญญาณเสียงให้อยู่ในช่วงความถี่ 25-1500 Hz เพื่อใช้ในการตรวจฟังเสียงหัวใจและปอด แล้วนำสัญญาณเสียงแอมป์ลอกมาแปลงเป็นสัญญาณเสียงดิจิทัล ที่อัตราสุ่ม 8 kHz ก่อนจะถูกเข้ารหัสแบบ PCM (Pulse Code Modulation) แล้วส่งสัญญาณเสียงผ่านทางบลูทูธ เมื่อส่งเสร็จฝั่งรับจะทำการถอดรหัส และขยายสัญญาณเสียง แล้วแสดงผลของเสียงผ่านทางหูฟัง ผลการทดสอบพบว่า สัญญาณเสียงที่ได้พบว่าผิดเพี้ยนพอสมควร เนื่องจากวงจรกรอง

งานวิจัย [13] ได้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อใช้ตรวจฟังเสียงหัวใจ ผ่านการประมวลบนบอร์ด DSP ทำการบันทึกเสียงผ่านสองช่องทางไมโครโฟนตัวที่ 1 ถูกบรรจุในส่วน Chestpiece ของหูฟังแพทย์เพื่อบันทึกสัญญาณเสียงหัวใจ และไมโครโฟนตัวที่ 2 ถูกวางไว้ด้านนอกเพื่อบันทึกสัญญาณเสียงรบกวนภายนอก แล้วนำสัญญาณเสียงแอมป์ลอกทั้ง 2 มาแปลงเป็นสัญญาณเสียงดิจิทัล ที่อัตราสุ่ม 8 kHz แล้วจึงทำการลดเสียงรบกวนภายนอกโดยการทำ Adaptive Noise Cancellation Filter (ANC) และ กรองเสียงให้อยู่ในช่วงความถี่ 25-500 Hz เพื่อใช้ตรวจฟังเสียงหัวใจ แล้วแสดงผลในรูปแบบของเสียงผ่านทางลำโพง และในรูปแบบของภาพสัญญาณเสียงหัวใจ นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกสัญญาณเสียงลงในหน่วยความจำได้ ผลการทดสอบพบว่า เสียงหัวใจถูกกรองให้อยู่ในช่วงความถี่ 25-500 Hz และสามารถลดเสียงรบกวนภายนอกได้จริง

งานวิจัย [14] ได้นำเสนอหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์โดย ผ่านการประมวลบนบอร์ด DSP โดยรับเสียงของอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟังผ่านทางไมโครโฟน แล้วนำสัญญาณเสียงแอมป์ลอกมาแปลงเป็นสัญญาณเสียงดิจิทัล ที่อัตราสุ่ม 8 kHz แล้วนำมาผ่านแอมป์ลอก (Filterbank) เพื่อแยกย่านความถี่ย่อยออกเป็น 16 ย่าน ย่านละ 250 Hz ทำให้สามารถปรับระดับ

เสียงในแต่ละย่านได้อิสระ เพื่อให้ได้ยินเสียงในช่วงความถี่ที่สนใจจะตรวจฟังได้ชัดเจนยิ่งขึ้น โดยแบ่งช่วงความถี่ดังนี้ คือ ช่วง Bell (0-500 Hz) ช่วง Diaphragm (0-1000 Hz) และช่วง Extend (0-1500 Hz) นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกเสียงลงในหน่วยความจำและสามารถแสดงผลของเสียงในอัตราความเร็วปกติและความเร็วลดลงครึ่งหนึ่งได้ ผลการทดสอบพบว่า หูฟังแพทย์มี Dynamic Range ที่ประมาณ 75 dB และการขยายเสียงโดย DSP ในแต่ละช่วงความถี่มีค่าประมาณ 21 dB

จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ สามารถสรุปได้ว่า ต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ ควรมีคุณสมบัติพื้นฐาน ดังนี้

- สามารถรองความถี่เสียงให้อยู่ในช่วงที่ใช้ตรวจฟัง เพื่อลดเสียงรบกวนที่มีความถี่ไม่อยู่ในช่วงที่ใช้ตรวจฟัง การรองความถี่เสียงในหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ สามารถทำได้โดยใช้ตัวกรองแอนะล็อก พบได้ในงานวิจัย [11], [12] หรือ ตัวกรองดิจิทัล พบได้ในงานวิจัย [10], [13], [14]
- สามารถลดเสียงรบกวนภายนอก การใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ตรวจฟัง มักมีเสียงรบกวนจากภายนอกกรวมเข้ามาด้วย ซึ่งบางส่วนมีความถี่อยู่ในช่วงเดียวกับที่ใช้ในการตรวจฟัง ทำให้ไม่สามารถใช้ตัวกรองธรรมดา ลดเสียงรบกวนภายนอกเหล่านี้ได้ การลดเสียงรบกวนภายนอกในหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ สามารถทำได้โดยวิธี Adaptive Noise Cancellation (ANC) พบได้ในงานวิจัย [10] ซึ่งประมวลผลบนคอมพิวเตอร์ และ [13] ซึ่งทำการประมวลผลแบบเวลาจริงบนบอร์ด DSP