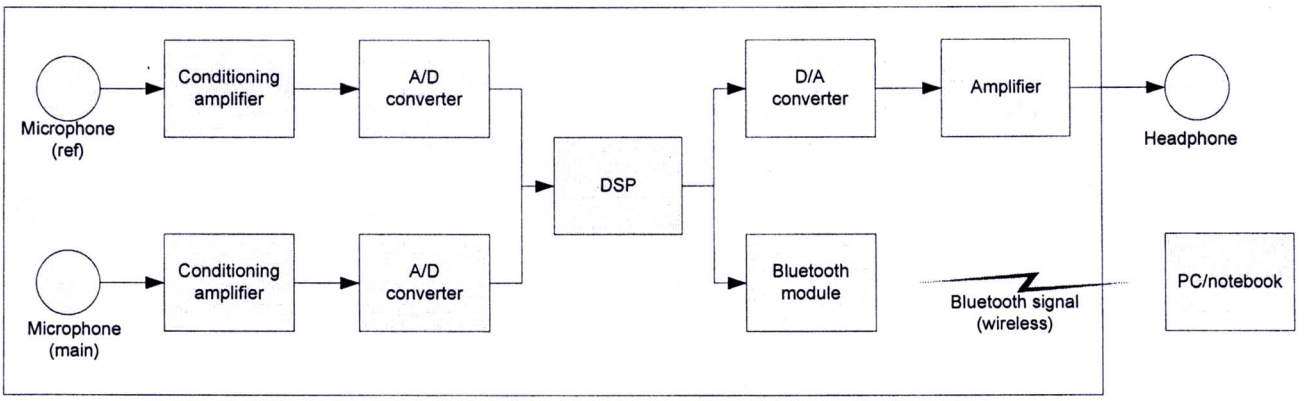
บทที่ 3 ระเบียบและวิธีดำเนินการวิจัย

จากงานวิจัยทั้งหมดที่ได้กล่าวมาในบทที่2ก่อให้เกิดแนวทางให้กับงานวิจัยในการพัฒนาและออกแบบหูฟังแพทย์แบบไฟฟ้าที่มีความสามารถลดเสียงรบกวนภายนอกที่เกิดขึ้นและกรองความถี่เสียงให้อยู่ในช่วงที่ใช้ในการตรวจฟัง โดยการประมวลผลดิจิตอล(Digital Signal Processing) ร่วมกับการลดเสียงรบกวนโดยตัวกรองแบบปรับได้ (Adaptive Noise Cancellation) พร้อมระบบไร้สาย

3.1 ภาพรวมของระบบ

การทำงานของหูฟังแพทย์ต้นแบบเป็นดังแสดงในรูปที่ 3 ระบบจะรับเสียงของอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟังผ่านทางไมโครโฟน นำสัญญาณเสียงซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก (Analog Signal) ผ่านเครื่องขยายเสียง (Amplifier) เพื่อทำการขยายสัญญาณเสียงให้ดังเพียงพอก่อนจะมาถึงผู้ตรวจฟัง แต่เสียงที่ได้พบว่ามีคุณภาพไม่เพียงพอต่อการตรวจฟัง เพราะมักจะมีสัญญาณรบกวน ดังนั้นการปรับแต่งสัญญาณเสียงจึงเป็นสิ่งจำเป็น แต่สัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณที่ยากแก่การปรับแต่งจึงต้องแปลงสัญญาณอนาล็อกให้กลายเป็นสัญญาณดิจิตอล (Digital Signal) เพื่อนำไปปรับแต่งสัญญาณให้มีคุณภาพเหมาะสมตามความต้องการ โดยทำการประมวลผลสัญญาณดิจิตอล (DSP - Digital Signal Processing)

ซึ่งหูฟังแพทย์นี้จะออกแบบโดยการใช้อุปกรณ์รับสัญญาณเสียง 2 ชุด ติดตั้งภายนอกและภายในหัวหูฟัง (chestpiece) พร้อมรูปแบบการทำงานของระบบที่ใช้ตัวกรองความถี่ปรับตัวได้แบบประเภทอแดปทีฟนอยซ์แคนเซิลเลอร์ (ANC) ทำงานร่วมกับอแดปทีฟไลน์เอ็นฮานเซอร์ เพื่อทำการคัดกรองทั้งเสียงรบกวนจากภายนอกและภายในแบบเวลาจริง (real-time) โดยมีการออกแบบสถาปัตยกรรมของระบบในส่วนกระบวนการควบคุม (controlling) และกระบวนการแทรกสลับในแกนเวลา (interleaving) เพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการใช้ฮาร์ดแวร์ร่วมกันของวงจรกรองความถี่ทั้งสองแบบ ทำให้วงจรมีขนาดเล็กและลดการกินไฟเหมาะแก่การจ่ายไฟโดยใช้แบตเตอรี่



รูปที่ 3 ส่วนประกอบหลักของหูฟังแพทย์ต้นแบบ

ส่วนประกอบหลักขุองหูฟังแพทย์ต้นแบบ จะประกอบด้วย

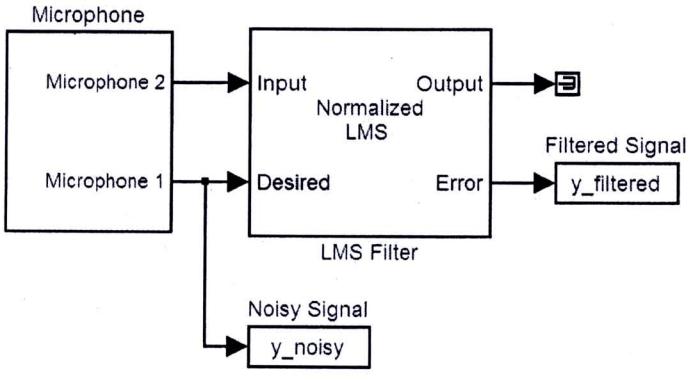
1. Microphone รับเสียงจากอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟัง เนื่องจากเสียงที่ใช้ในการตรวจฟังมีความถี่อยู่ในช่วง 20-1000 Hz ดังนั้นไมโครโฟนที่นำมาใช้เป็นตัวรับเสียงต้องมีผลการตอบสนองเสียงทางความถี่ในย่านนี้ด้วย ในหูฟังแพทย์ต้นแบบนั้น การรับสัญญาณเสียงจะใช้ไมโครโฟน 2 ตัว ไมโครโฟนตัวที่ 1 จะถูกใส่ในส่วน chestpiece ของหูฟังแพทย์เพื่อรับสัญญาณเสียงหลัก (primary signal) ไมโครโฟนตัวที่ 2 จะถูกวางไว้ด้านนอกเพื่อรับสัญญาณเสียงรบกวนภายนอก (external noise signal)
2. Amplifier นำสัญญาณเสียงซึ่งเป็นสัญญาณอนาลอก (Analog Signal) มาทำการปรับระดับเสียง
3. A/D Converter ทำการสุ่มสัญญาณและแบ่งขั้นสัญญาณเพื่อแปลงสัญญาณเสียงซึ่งอยู่ในรูปของสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล
4. DSP processor ทำการปรับแต่งสัญญาณให้มีคุณภาพเหมาะสมตามความต้องการก่อนนำไปใช้ตรวจฟังโดยใช้การประมวลผลสัญญาณดิจิตอล (DSP - Digital Signal Processing)
5. D/A วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลกลับปืนอนาลอกเพื่อส่งไปหูฟัง
6. Amplifier เพื่อปรับความดังสัญญาณอนาลอกให้หูฟัง
7. Bluetooth module เพื่อส่งสัญญาณที่ประมวลผลโดย DSP processor แล้วไปที่คอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผล

ต่อจากนี้จะอธิบายการออกแบบระบบทั้งอัลกอริทึมและวงจรพร้อมทั้งแสดงผลการทดสอบแต่ละส่วนของระบบ โดยจะแบ่งอธิบายเป็นส่วนกรองสัญญาณและประมวลผลซึ่งรวมส่วนประกอบที่1-6 และส่วนส่งสัญญาณบลูทูทคือส่วนประกอบที่7

3.2 การออกแบบส่วนกรองสัญญาณและประมวลผล

3.2.1 การพัฒนาอัลกอริทึม

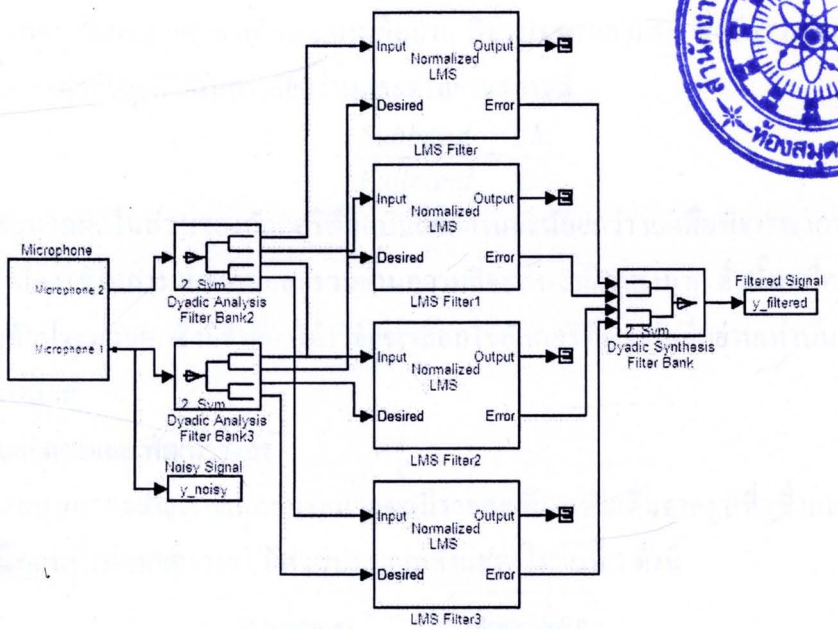
ผู้วิจัยได้เขียนโปรแกรมเพื่อพัฒนาและปรับค่าพารามิเตอร์ของอัลกอริทึมในการตัดสัญญาณรบกวนของระบบ ซึ่งแสดงในรูปที่ 4 ดังมีรายละเอียดเบื้องต้นดังนี้



รูปที่ 4 กระบวนการตัดสัญญาณเสียงรบกวนของระบบ

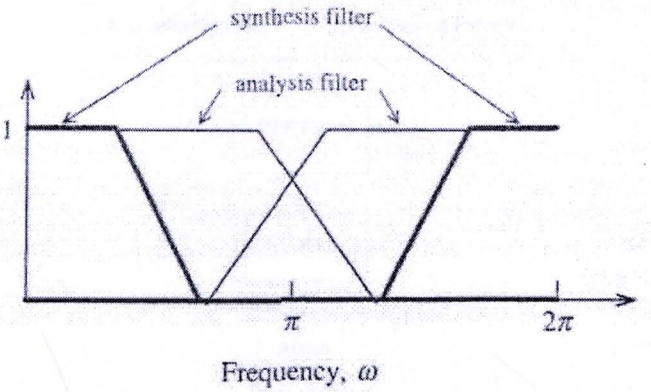
<u>อัลกอริทึม S-LMS และ S-NLMS</u>

นำสัญญาณเสียงของไมโครโฟนตัวที่ 1 และ 2 มาเข้าบล็อค Dyadic Analysis Filter Bank แบบ Symmetric เพื่อแยกย่านความถี่ย่อยของแต่ละสัญญาณออกเป็น 4 ย่าน นำสัญญาณแต่ละย่านของไมโครโฟนตัวที่ 1 และ 2 มาเข้าบล๊อค LMS Filter โดยให้เข้าในช่อง สัญญาณที่ต้องการ (Desired) และ สัญญาณขาเข้า (Input) ตามลำดับ หลังจากนั้นนำสัญญาณความผิดพลาด (Error) ของแต่ละย่านมาเข้าบล๊อค Dyadic Synthesis Filter Bank แบบ Symmetric เพื่อรวมย่านความถี่ย่อย สัญญาณที่ได้ คือ สัญญาณเสียงหัวใจที่ผ่านการลดเสียงรบกวนภายนอก ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 โปรแกรมทดสอบการทำงานของอัลกอริทึม S-LMS และ S-NLMS

เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจที่ผ่านการลดเสียงรบกวนภายนอกที่ได้นั้น มีเสียงผิดปกติซึ่งเกิดจากเอเลียดซิ่งระหว่างย่านความถี่ย่อย (Interband Aliasing) จึงต้องทำการออกแบบตัวกรอง ของ Dyadic Analysis Filter Bank และ Dyadic Synthesis Filter Bank เพื่อลดการเกิดเอเลียดซิ่งระหว่างย่านความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 ผลตอบสนองทางความถี่ของตัวกรองเพื่อลดการเกิดเอเลียดซิ่งระหว่างย่าน [25]

เมื่อพิจารณา ค่าอัตราส่วนความซับซ้อนของการประมวลผล แบบเต็มย่าน ต่อ แบบแยกย่าน ดังแสดงในสมการ โดยที่ M คือ จำนวนย่านความถี่ย่อย และ D คือ จำนวนเท่าในการลดอัตราสุ่ม เนื่องจากอัลกอริทึม S-LMS และ S-NLMS ทำการแยกย่านความถี่ย่อยออกเป็น 4 ย่าน จะได้ว่า M = 4 และ ทำการลดอัตราสุ่มเท่ากับจำนวนย่านความถี่ย่อย (Critical Sampling) จะได้ว่า D = M = 4 ดังนั้น ค่าอัตราส่วนความซับซ้อนของการ

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ห้องสมุดงานวิจัย
วันที่ - 1 ต.ค. 2555
เลขทะเบียน 246497
เลขเรียกหนังสือ

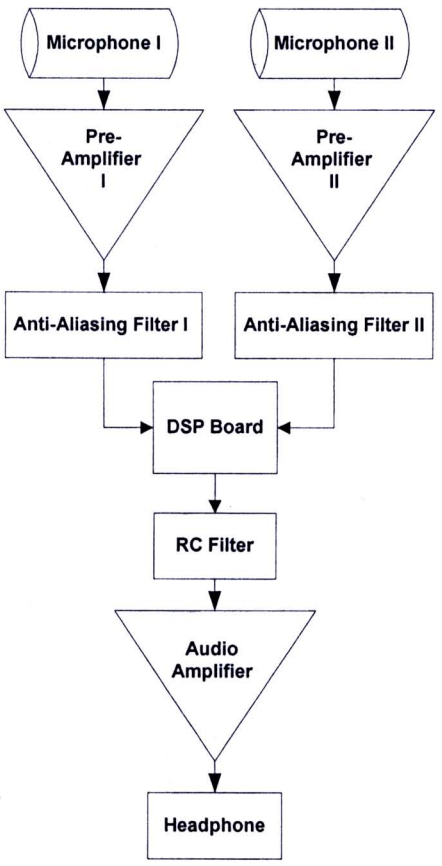
ประมวลผลของอัลกอริทึมแบบแยกย่าน ต่อ แบบเต็มย่าน มีค่าประมาณ 0.5 ซึ่งอัตราส่วนนี้ยังไม่รวมการประมวลผลในส่วนของตัวกรองที่ใช้ในการแยกย่านและรวมย่านความถี่

$$\frac{Subband}{Fullband} = \frac{2M}{D^2}$$

แม้ว่าการประมวลผลในส่วนของอัลกอริทึมแบบแยกย่านจะน้อยกว่า แต่เมื่อพิจารณาการประมวลผลในส่วนของตัวกรองที่ต้องใช้ในการแยกย่านและรวมย่านความถี่จะพบว่ามีค่าสูงมาก ดังนั้น เพื่อเป็นการลดภาระการประมวลผลในตัวประมวลผลซึ่งมีจำกัด ผู้ทำวิจัยจะเลือกใช้อัลกอริทึมแบบเต็มย่านเท่านั้น ในต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

3.2.2 การออกแบบและพัฒนาวงจร

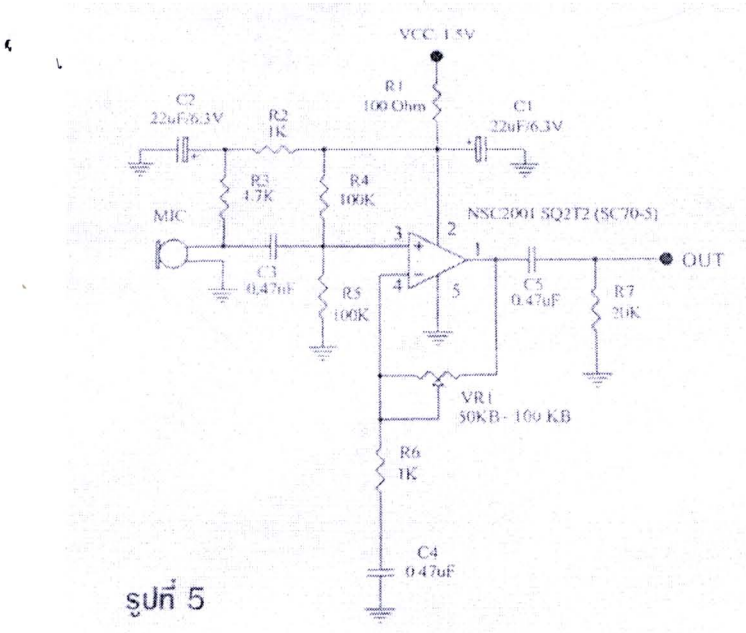
วงจรของระบบกรองสัญญาณและประมวลผลมีรายละเอียดเพิ่มเติมจากรูปที่3ซึ่งแสดงภาพรวมของระบบ โดยส่วนประกอบทั้งหมดของวงจร มีส่วนประกอบดังแสดงในรูปที่ 7 ดังนี้



รูปที่ 7 ส่วนประกอบของวงจรส่วนกรองสัญญาณและประมวลผล

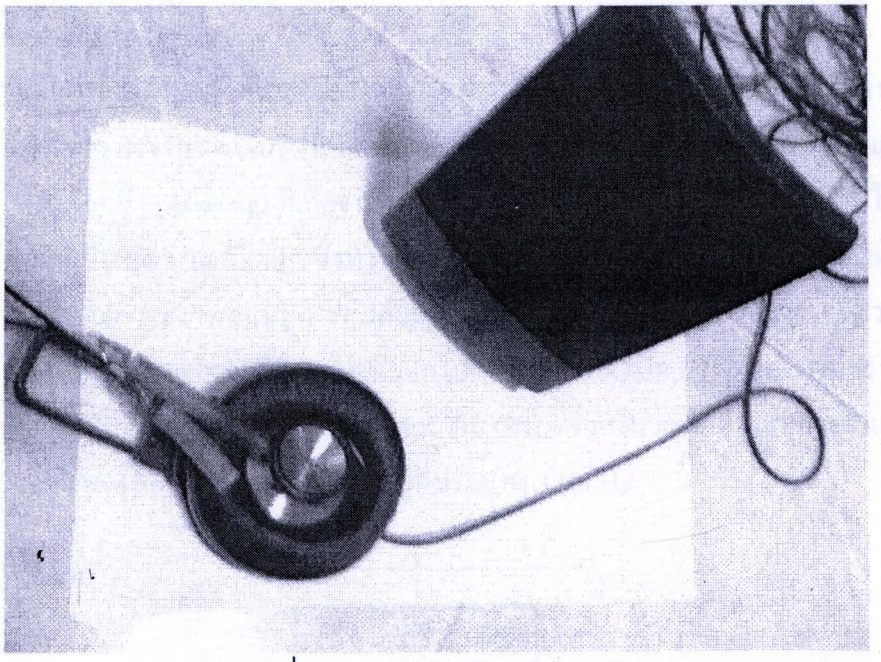
3.2.2.1 Microphone

งานวิจัยนี้เลือกใช้วงจร Microphone จำนวน 2 ตัว เบอร์ A06 ของบริษัท XYCON ทำงานที่แรงดัน 0.9–6.0 โวลต์ วงจรแสดงในรูปที่ 8 โดยไมโครโฟนตัวที่ 1 ทำหน้าที่รับเสียงจากอวัยวะที่ต้องการจะตรวจฟัง โดยนำไมโครโฟนสอดไว้ในท่อนำเสียงของหูฟังแพทย์แบบดั้งเดิม ซึ่งงานวิจัยนี้เลือกใช้หูฟังแพทย์แบบดั้งเดิม รุ่น 3M Littmann Classic II S.E. ซึ่งเป็นรุ่นที่นิสิต นักศึกษาแพทย์นิยมใช้กัน เนื่องจากให้คุณภาพเสียงอยู่ในเกณฑ์ดี และมีราคาไม่แพง แต่เลือกใช้ท่อยางแทนท่อนำเสียงของหูฟังแพทย์แบบดั้งเดิม เพราะไม่ต้องการตัดท่อนำเสียงของหูฟังแพทย์แบบดั้งเดิม ส่วนไมโครโฟนตัวที่ 2 ทำหน้าที่รับเสียงรบกวนภายนอก โดยสอดไว้ในท่อยางที่มีความยาวใกล้เคียงกับท่อยางของไมโครโฟนตัวที่ 1 เพื่อให้เสียงรบกวนภายนอกที่ไมโครโฟนทั้งสองตัวได้รับมีความสัมพันธ์กันมากที่สุด



รูปที่ 8 วงจร Microphone เบอร์ A06

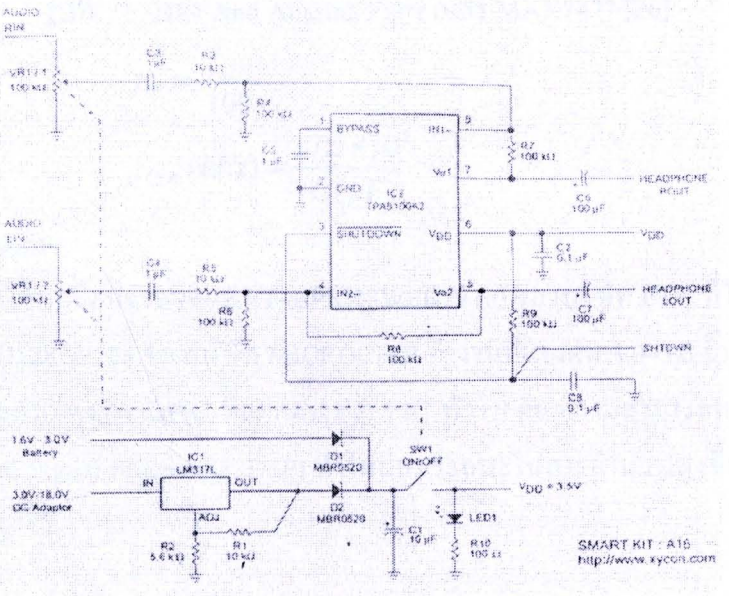
ข้อมูลเสียงจริง (Actual Data) ได้มาจาก การอัดเสียงหัวใจในสภาวะที่มีเสียงรบกวนภายนอก โดยการเล่นไฟล์เสียงหัวใจที่หูฟัง และเล่นไฟล์เสียงรบกวนภายนอกที่ลำโพง นำหัว Chestpiece ซึ่งมีไมโครโฟนตัวที่ 1 สอดอยู่ในท่อนำเสียง ไปวางไปบนหูฟังเพื่อรับเสียงหัวใจ และวางไมโครโฟนตัวที่ 2 ไว้ที่ตำแหน่งใกล้ๆ กัน เพื่อรับเสียงรบกวนภายนอก ดังแสดงในรูปที่ 9



รูปที่ 9 การอัดเสียงข้อมูลเสียงจริง

3.2.2.2 Pre Amplifier

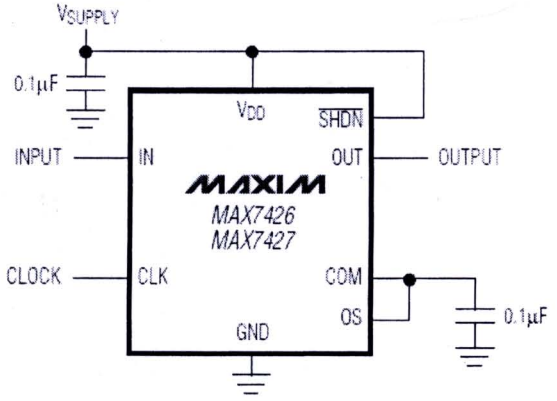
งานวิจัยนี้เลือกใช้วงจร Amplifier จำนวน 2 ตัว เบอร์ A16 ของบริษัท XYCON ทำงานที่แรงดัน 3.0–18.0 โวลต์ วงจรแสดงในรูปที่ 10 ทำหน้าที่ขยายเสียงจากไมโครโฟนแต่ละตัวให้ดังเพียงพอก่อนนำไปเข้าตัวประมวลผล



รูปที่ 10 วงจร Amplifierเบอร์ A16

3.2.2.3 Anti Aliasing Filter

งานวิจัยนี้เลือกใช้วงจร 5th-Order Low Pass Filter จำนวน 2 ตัว เบอร์ MAX7427 ของบริษัท MAXIM ทำงานที่แรงดัน 3.0 โวลต์ วงจรแสดงในรูปที่ 11 ทำหน้าที่กรองเสียงความถี่สูงจากไมโครโฟนแต่ละตัวออกไป เพื่อป้องกันการเกิดเอเลียดซิ่ง (Aliasing) ที่เกิดจากการใช้ค่าอัตราสุ่ม (Sampling Rate) น้อยเกินไป ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล ซึ่งทำให้สัญญาณดิจิตอลที่ได้มีความผิดเพี้ยน เนื่องจากงานวิจัยนี้เลือกใช้ค่าอัตราสุ่มที่ 8000 Hz จากทฤษฎีการสุ่มสัญญาณ จะได้ว่าสัญญาณแอนะล็อกควรมีความถี่สูงสุดน้อยกว่า 4000 Hz จึงจำเป็นต้องกรองความถี่ที่สูงกว่านี้ออกไป โดยค่าความถี่ตัด (f_C) สามารถปรับเปลี่ยนได้โดยการเปลี่ยนขนาดของตัวเก็บประจุ (C) ระหว่างขา CLK กับ GND ซึ่งคำนวณได้จากสมการด้านล่าง งานวิจัยนี้เลือกใช้ตัวเก็บประจุขนาด 47 pF จะได้ว่าความถี่ตัดอยู่ที่ประมาณ 3723 Hz



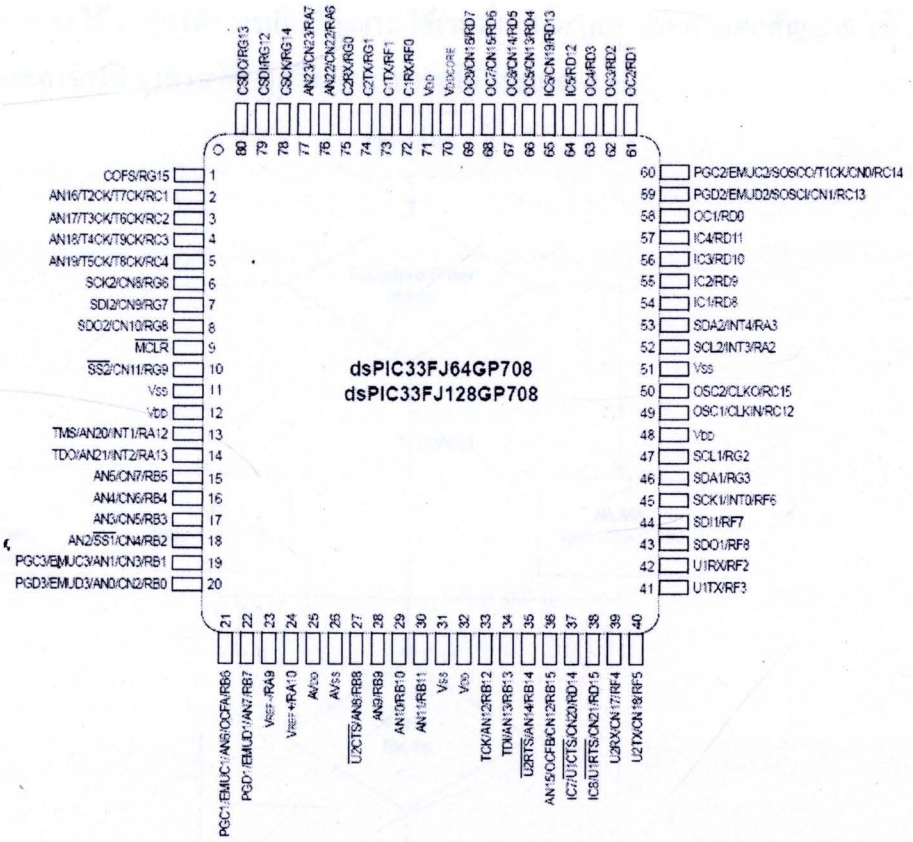
รูปที่ 11 วงจร Anti Aliasing Filter เบอร์ MAX7427 [26]

$$f_C = \frac{f_{CLK}}{100}$$

$$f_{CLK}\,(kHz) = \frac{17.5 \times 10^3}{C(pF)}$$

3.2.2.4 DSP Board

งานวิจัยนี้เลือกใช้บอร์ดประมวลผล ET-dsPIC33WEB V1.0 ของบริษัท ETT ที่ใช้ตัวประมวลผลขนาด 16 Bits เบอร์ dsPIC33FJ128GP708 ของบริษัท MICROCHIP ทำงานที่แรงดัน 3.0–3.6 โวลต์ ซึ่งมี Pin Diagrams ดังแสดงในรูปที่ 12 คุณสมบัติของ dsPIC ที่แตกต่างจาก PIC ทั่วไป คือ ความสามารถทางด้านการประมวลผลสัญญาณดิจิตอล (Digital Signal Processing, DSP) ทำให้มีสมรรถนะในการคำนวณสูงขึ้น แต่ยังคงความใช้งานง่าย และราคาต่ำของ PIC ไว้

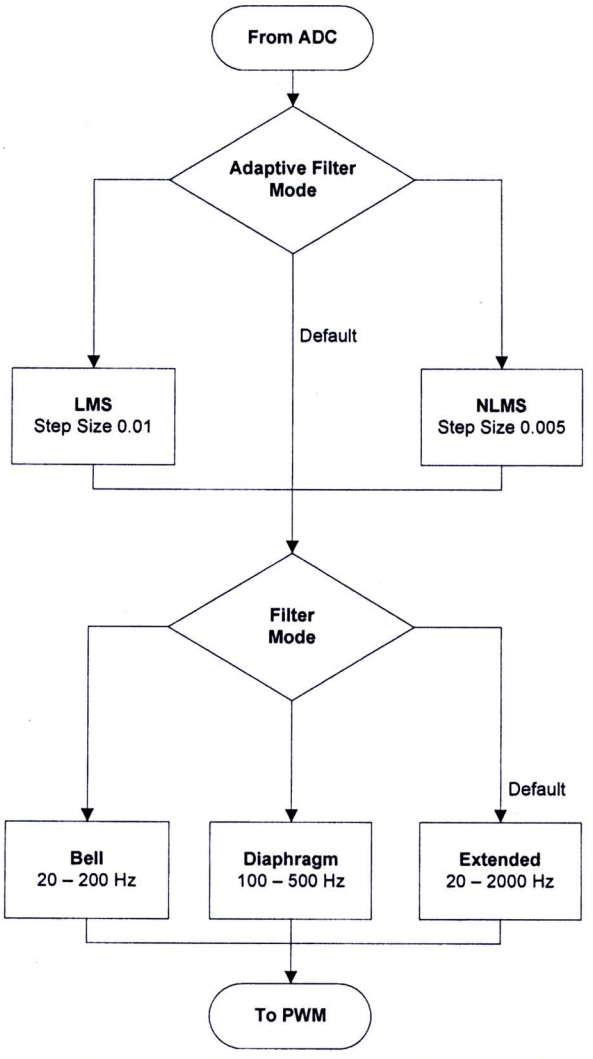


รูปที่ 12 Pin Diagrams ของตัวประมวลผล เบอร์ dsPIC33FJ128GP708 [27]

งานวิจัยนี้ใช้ภาษา C ในการพัฒนาโปรแกรมควบคุมการทำงานของต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยให้ตัวประมวลผลใช้ความเร็วในการประมวลผล (F_{CY}) อยู่ที่ประมาณ 40 ล้านคำสั่งต่อวินาที (Million Instuctions Per Second, MIPS) จะได้ว่าแต่ละคำสั่งใช้เวลาประมาณ 0.025 μs โดยตัวประมวลผลทำหน้าที่ต่างๆ ดังนี้

- แปลงเสียงจากไมโครโฟนแต่ละตัว ซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล โดยใช้โมดูล ADC ใช้การสุ่มสัญญาณพร้อมกัน (Simultaneous Sampling) และใช้เทคนิคการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (Direct Memory Access, DMA) เพื่อลดการทำงานของตัวประมวลผล โดยใช้ค่าอัตราการสุ่ม 8000 Hz ขนาด 10 Bits จะได้ว่า มีการสุ่มสัญญาณทุกๆ 125 μs และมีระดับของสัญญาณ 1024 ขั้น
- ประมวลผลสัญญาณดิจิตอล เพื่อปรับปรุงสัญญาณเสียงให้มีคุณภาพเหมาะสมต่อการนำไปตรวจฟัง โดยใช้ ตัวกรองแบบธรรมดา (Filter) และ ตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) โดยมีขั้นตอนในการประมวลผลดังแสดงในรูปที่ 13 เนื่องจากทำการประมวลผลสัญญาณเป็นเฟรม เฟรมละ 32 จุด จะได้ว่าแต่ละเฟรมใช้เวลาประมาณ 4 ms ดังนั้นเวลาที่ใช้การประมวลผลแต่ละเฟรมต้องไม่เกิน 4 ms เมื่อพิจารณาถึงความ

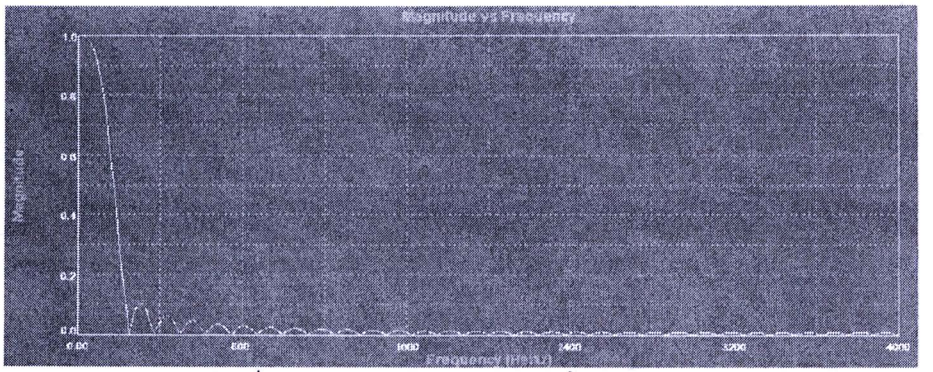
ล่าช้าของสัญญาณ จะได้ว่า ต้องทำการเก็บสัญญาณใช้เวลา 1 เฟรม และ ประมวลผลสัญญาณใช้เวลาอีก 1 เฟรม ดังนั้น สัญญาณจะล่าช้าไป 2 เฟรม ซึ่งเมื่อคิดเป็นเวลาจะได้ประมาณ 8 ms



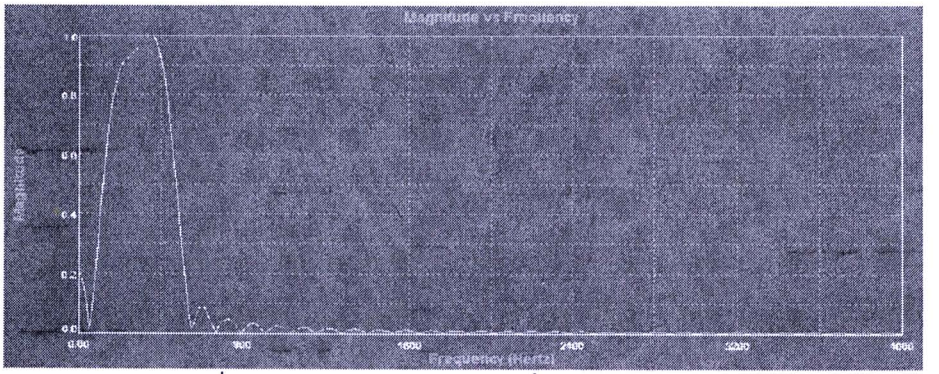
รูปที่ 13 ขั้นตอนการการประมวลผลสัญญาณดิจิตอลของต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

○ ตัวกรองธรรมดา (Filter) ทำการกรองความถี่เสียงจากไมโครโฟนตัวที่ 1 ให้อยู่ในช่วงที่ใช้ตรวจฟัง โดยแบ่งช่วงความถี่ที่ใช้ในการตรวจฟังออกเป็น 3 ช่วง ได้แก่ ช่วง Bell จะกรองเสียงให้อยู่ในช่วงความถี่ 0-200 Hz ช่วง Diaphragm จะกรองเสียงให้อยู่ในช่วงความถี่ 100-500 Hz และช่วง Extended จะกรองเสียงให้อยู่ในช่วงความถี่ 0-2000 Hz ซึ่งมีผลตอบสนองทางความถี่ ดังแสดงในรูป 11 ถึง 13 โดยใช้ตัวกรองแบบ FIR หน้าต่างที่ใช้ คือ แบบ Kaiser และ ค่าอันดับที่ใช้ คือ 64

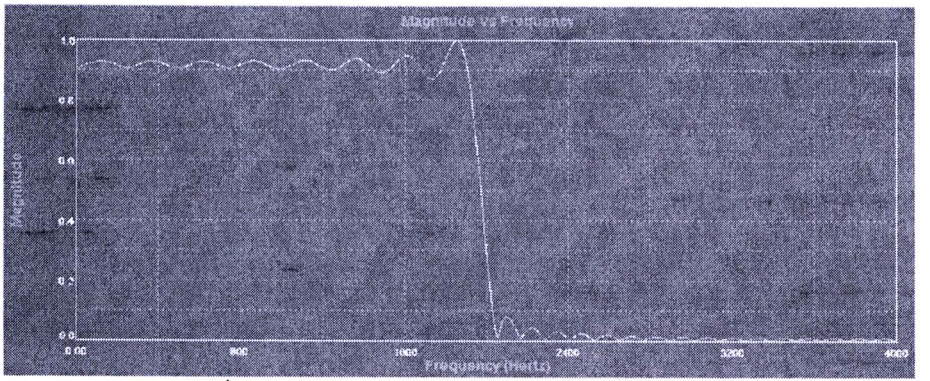
เมื่อพิจารณาจำนวนคำสั่งต่อการเรียกใช้ตัวกรองแต่ละครั้ง คือ 53+N(4+L) โดยที่ N คือ จำนวนข้อมูลในแต่ละเฟรม และ L คือ ค่าอันดับ ซึ่งในที่นี้ใช้ N = 32 และ L = 64 จะได้ว่า จำนวนคำสั่งต่อการเรียกใช้ตัวกรองแต่ละครั้ง คือ 2229 คำสั่ง ดังนั้น การเรียกใช้ตัวกรองแต่ละครั้งใช้เวลาประมวลผลประมาณ 55.725 μs



รูปที่ 14 ผลการตอบสนองความถี่ในช่วง Bell



รูปที่ 15 ผลการตอบสนองความถี่ในช่วง Diaphragm



รูปที่ 16 ผลการตอบสนองความถี่ในช่วง Extended

○ ตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) ทำการลดเสียงรบกวนภายนอก โดยใช้อัลกอริม LMS และ NLMS ใช้ค่าอัตราการปรับตัว (Step Size) และค่าอันดับ (Order) ที่ได้จากโปรแกรมจำลองการทำงาน

ของต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยค่า Step size ที่ใช้ คือ 0.01 และ 0.005 ตามลำดับ และ ค่า Order ที่ใช้ คือ 32

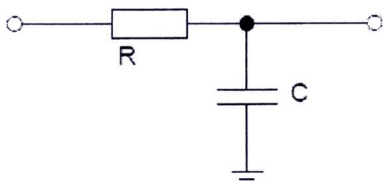
เนื่องจากจำนวนคำสั่งต่อการเรียกใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้แต่ละครั้ง สำหรับอัลกอริทึม LMS และ NLMS คือ 61 + N(13 + 5L) และ 66 + N(49 + 5L) ตามลำดับ ในที่นี้ใช้ N = 32 และ L = 32 จะได้ว่า จำนวนคำสั่งต่อการเรียกใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้แต่ละครั้ง คือ 5597 และ 6754 คำสั่ง ดังนั้น การเรียกใช้ตัวกรองแบบปรับตัวได้แต่ละครั้ง สำหรับอัลกอริทึม LMS และ NLMS ใช้เวลาประมวลผลประมาณ 139.925 และ 168.850 μ s ตามลำดับ

- แปลงเสียงซึ่งเป็นสัญญาณดิจิตอลให้เป็นสัญญาณแอนะล็อก โดยใช้เทคนิค Pulse Width Modulation (PWM) เนื่องจากตัวประมวลผลไม่มีโมดูล DAC โดยต้องการแทนข้อมูลขนาด 10 Bits สามารถคำนวณความถี่ของ PWM (F_{PWM}) ได้จากสมการข้างล่าง จะได้ว่า Bits = 10 และ F_{CY} = 40 MHz ดังนั้น F_{PWM} มีค่าประมาณ 39 kHz

$$Bits = \frac{\log(F_{CY} / F_{PWM})}{\log 2}$$

3.2.2.5 RC Filter

งานวิจัยนี้เลือกใช้วงจร 1th-Order RC Filter วงจรแสดงในรูปที่ 17 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงออกไป เพื่อช่วยลดเสียงรบกวนที่เกิดจากวงจรไฟฟ้า และการใช้เทคนิค PWM โดยสามารถคำนวณความถี่ตัด (f_C) ได้จากสมการข้างล่าง งานวิจัยนี้เลือกใช้ตัวต้านทานขนาด 7.5 KΩ และ ตัวเก็บประจุขนาด 10 nF จะได้ว่าความถี่ตัดอยู่ที่ประมาณ 2122 Hz



รูปที่ 17 วงจร RC Filter

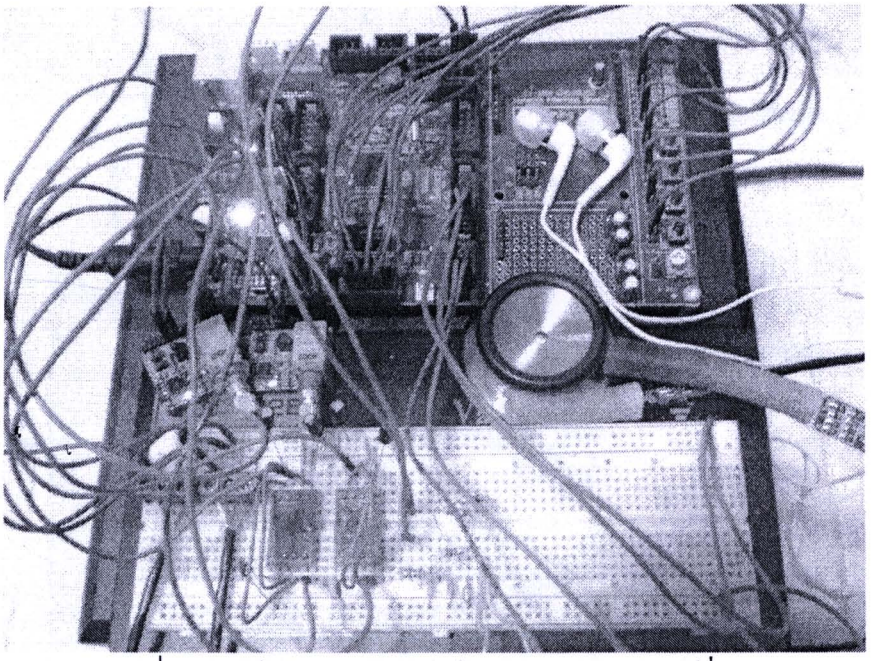
$$f_C = \frac{1}{2\pi RC}$$

3.2.2.6 Audio Amplifier

งานวิจัยนี้เลือกใช้ชุดวงจร Amplifier เบอร์ A16 ของบริษัท XYCON ทำงานที่แรงดัน 3.0–18.0 โวลต์ ทำหน้าที่ขยายเสียงก่อนออกหูฟัง โดยสามารถปรับระดับความดังของเสียงได้

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

ในขั้นต้นอุปกรณ์หลายส่วน ถูกต่อแยกออกมาจากบอร์ดประมวลผล โดยนำมาต่อบนบอร์ดทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 18 เพื่อสะดวกในการปรับปรุงและแก้ไขวงจร

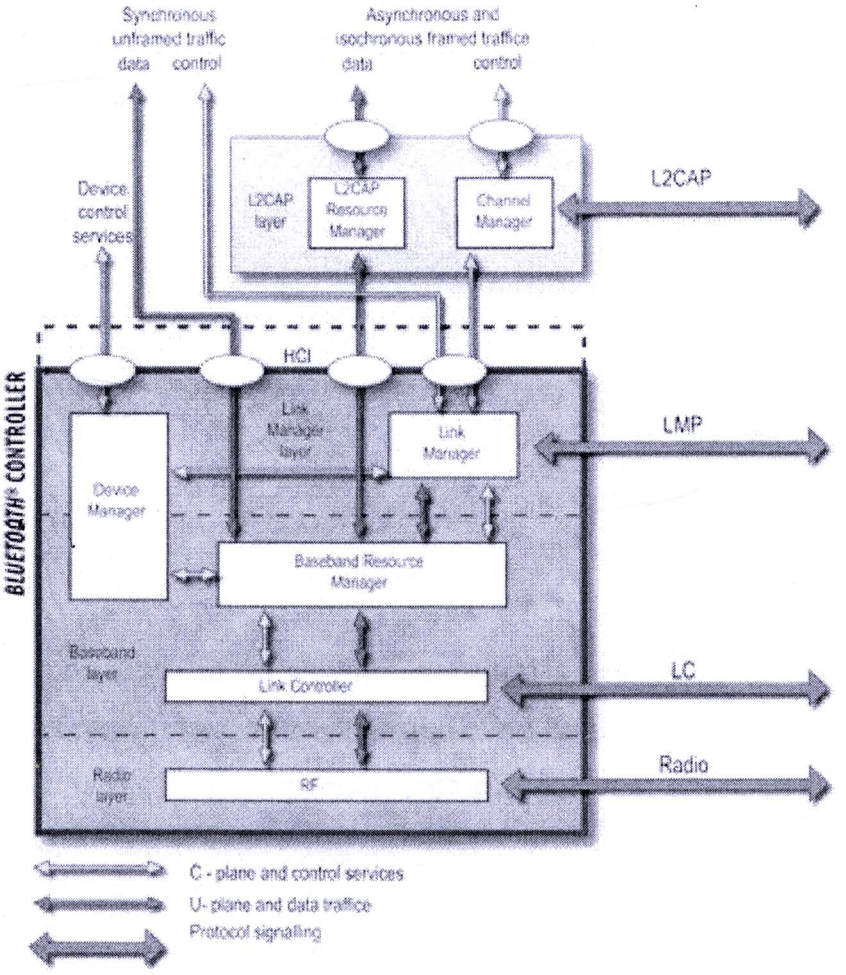


รูปที่ 18 บอร์ดประมวลผล บอร์ดทดลอง และอุปกรณ์อื่นๆ

3.3 การออกแบบส่วนการส่งสัญญาณบลูทูท

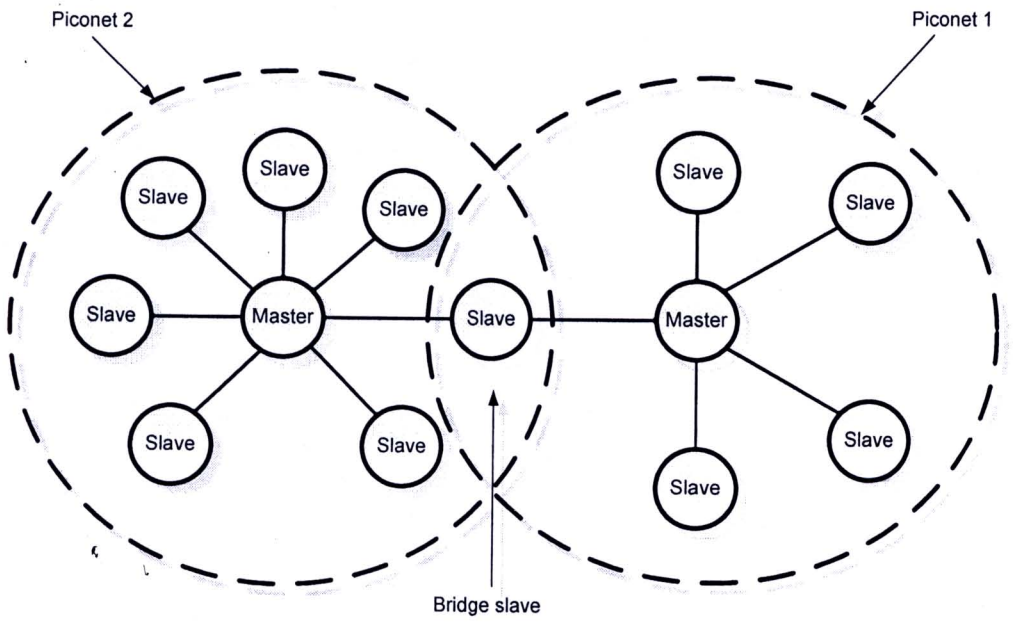
3.3.1 ข้อมูลเบื้องต้น

การพัฒนาส่วนส่งข้อมูลไร้สาย ได้เลือกใช้เทคโนโลยีบลูทูท (Bluetooth) โดยมีรายละเอียดเชิงเทคนิคดังนี้ เทคโนโลยีบลูทูท (Bluetooth) เป็นเทคโนโลยีไร้สายที่ใช้คลื่นความถี่วิทยุ (Radio Frequency) ในการรับ-ส่งข้อมูล โดยใช้หลักการในรูปแบบที่เรียกว่า Frequency-Hopping Spread Spectrum ในย่านความถี่ ISM Band (Industrial Scientific Medical) ที่ 2.4 GHz โดยอยู่ในย่านความถี่ 2.4–2.4835 GHz ซึ่งแบ่งช่องสัญญาณออกเป็นทั้งหมด 79 ช่อง โดยแต่ละช่องสัญญาณห่างกัน 1 MHz เริ่มจากที่ความถี่ 2.402 GHz โครงสร้างของบลูทูทดังแสดงในรูปที่ 19



รูปที่ 19 PCB โครงสร้างของบลูทูท

โดยขอบเขตพื้นฐานของระบบสื่อสารของบลูทูทคือ พิโคเน็ต (Piconet) ซึ่งประกอบด้วยโหนดแม่ (master) และโหนดลูก (slave) อีกไม่เกิน 7 โหนด ที่สื่อสารกันภายในระยะทางไม่เกิน 10 เมตร พิ-โคเน็ตหลายๆ ระบบสามารถที่จะมีอาณาเขตซ้อนทับกันได้และทำงานร่วมกันได้เรียกว่า สแก็ตเตอร์เน็ต (Scatternet) แสดงได้ดังรูป 20 ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้นำมาประยุกต์ใช้งานในการเชื่อมต่อกัน แบบ 1-1 ระหว่าง Master กับ Slave เพื่อเชื่อมต่อสัญญาณจากการวัดเสียงกับคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลและส่งต่อสู่ที่อื่นๆผ่านระบบเช่น WLAN/WiFi



รูปที่ 20 พิโคเน็ต 2 ระบบสามารถนำมาสร้างเป็นสเก็ตเตอร์เน็ต

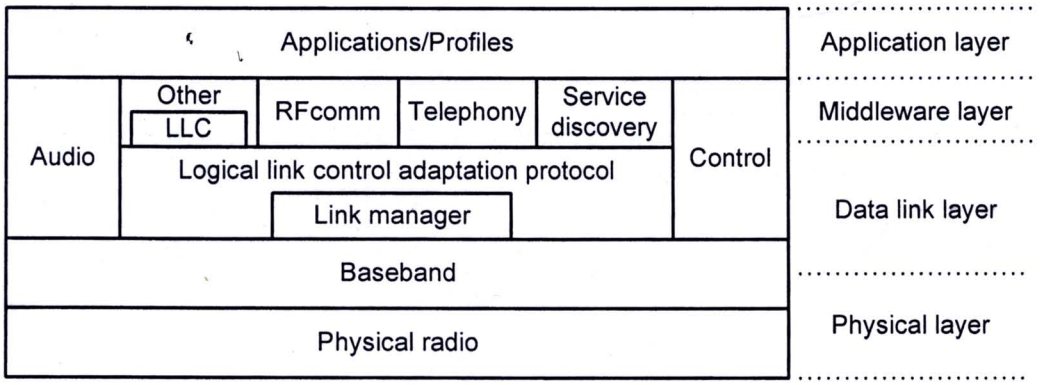
โพรโตคอลของระบบบลูทูทจะทำหน้าที่หลักในการจัดเตรียมช่องสื่อสารระหว่างส่วนที่สื่อสารถึงกัน โดยปล่อยให้ผู้ออกแบบงานประยุกต์ (Application) ทั้งหลายเป็นผู้กำหนดเองว่าจะนำสื่อช่องนี้มาใช้งานใด ซึ่งมาตรฐานของบลูทูทได้กำหนดชนิดของงานประยุกต์ที่จะนำมาใช้งานไว้เป็น 13 ประเภทซึ่งจะได้สร้างโพรโตคอลสแต็ก (Protocol stack) ไว้สนับสนุนการทำงานเป็นการเฉพาะ โดยงานประยุกต์ทั้ง 13 ชนิดนี้หรืออีกชื่อหนึ่งว่า โปรไฟล์ (profiles) แสดงรายละเอียดดังตารางที่ 1

ชื่อ	รายละเอียด
Generic access	การดำเนินการสำหรับการจัดการเชื่อมต่อ
Service discovery	ข้อตกลงสำหรับค้นหาบริการที่มีการจัดให้
Serial port	การแทนที่สายเคเบิลพอร์ตอนุกรม
Generic object exchange	กำหนดความสัมพันธ์แบบ client-server สำหรับกระบวนการเชิงวัตถุ
LAN access	ข้อตกลงระหว่างโทรศัพท์มือถือและระบบเครือข่ายเฉพาะบริเวณ
Dial – up networking	อนุญาตเครื่องคอมพิวเตอร์มือถือโทรศัพท์ด้วยโทรศัพท์มือถือ
Fax	อนุญาตเครื่องโทรสารติดต่อกับโทรศัพท์มือถือได้
Cordless telephony	ติดต่ออุปกร์ณ์ handset กับ base station ของอุปกรณ์นั้น
Intercom	ดิจิตอล walkie-talkie

Headset	อนุญาตการสื่อสารด้วยเสียงด้วยอุปกรณ์ขนาดเล็ก
Object push	จัดวิธีแลกเปลี่ยนวัตถุอย่างง่าย
File transfer	จัดสิ่งอำนวยสะดวกในการส่งไฟล์ทั่วๆไป
Synchronization	อนุญาตให้ พีดีเอทำการ synchronize ด้วยคอมพิวเตอร์เครื่องอื่น

ตารางที่ 1 โปรไฟล์สำหรับบลูทูท

ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรไฟล์ Headset ซึ่งเป็นโปรไฟล์ที่ไม่ซับซ้อนมาก และสามารถรับ-ส่งข้อมูลสัญญาณเสียงได้ดีเพียงพอกับการใช้งานในด้านการส่งสัญญาณเสียงจากการวัดหัวใจ/ปอด โดยสถาปัตยกรรมของบลูทูท ที่นำมารองรับการใช้ โปรไฟล์ Headset เป็นดังรูป 21



รูปที่ 21 สถาปัตยกรรมของบลูทูท

ชั้นสื่อสาร Radio Layer ในระบบบลูทูท

ชั้นล่างสุดเป็นชั้นสื่อสาร Radio Layer ทำการเคลื่อนย้ายบิตข้อมูลระหว่างโหนดแม่กับโหนดลูก เป็นระบบที่ใช้พลังงานน้อยที่มีรัศมีการส่งเพียง 10 เมตรและทำงานในย่านความถี่ 2.4 GHz ของ ISM band ช่องสื่อสารจะถูกแบ่งออกเป็น 79 ช่องโดยมีความกว้างช่องละ 1 MHz และใช้วิธีการแปลงสัญญาณแบบ frequency shift keying ที่ส่งข้อมูลออกไป 1 บิตต่อ Hz ทำให้มีความเร็วรวมในการส่งข้อมูลเป็น 1 Mbps แต่ก็ต้องเสียความสามารถในการส่งข้อมูลส่วนมาไปให้กับการส่งข้อมูลส่วนหัวของเฟรมข้อมูลการกำหนดใช้ช่องสัญญาณใช้เทคนิคแบบ frequency hopping spread spectrum ซึ่งมีความเร็วในการเปลี่ยนช่องสัญญาณ 1600 ครั้งต่อวินาที และมีระยะเวลาที่ใช้ในแต่ละช่องสัญญาณ (dwell time) เป็น 625 ไมโครวินาที โหนดทุกโหนดในพิโคเน็ตจะเปลี่ยนช่องสัญญาณไปพร้อมๆ กันทั้งหมดโดยมีโหนดแม่เป็นผู้กำหนดรายละเอียดในการเปลี่ยนช่องสัญญาณ

ชั้นสื่อสาร Baseband Layer ในระบบบลูทูท

ชั้นสื่อสาร baseband layer ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนข้อมูลจากกระแสบิตที่ได้รับให้เป็นเฟรมข้อมูลและกำหนดรูปแบบที่มีความสำคัญให้ด้วย ในรูปแบบที่ง่ายที่สุด เฟรมแต่ละเฟรมจะถูกส่งผ่านช่องสื่อสารเรียกว่าลิ้งค์ (link) ซึ่งเกิดขึ้นระหว่างโหนดแม่และโหนดลูก ลิ้งค์แบ่งออกเป็น 2 แบบคือ ACL และ SCO ลิ้งค์แบบ ACL (Asynchronous Connection-Less) ถูกนำมาใช้สำหรับการส่งข้อมูลแบบแพ็กเก็ตสวิทซ์ที่มีงานเป็นครั้งคราว ข้อมูลนี้ถูกส่งมาจากชั้นสื่อสาร L2CAP จากทางฝั่งผู้ส่ง และถูกส่งต่อไปให้ชั้นสื่อสาร L2CAP ทางฝั่งผู้รับ ข้อมูลแบบ ACL จะถูกส่งโดยไม่รับประกันว่าถ้าเฟรมข้อมูลหายจะต้องถูกจัดส่งใหม่ โหนดลูกสามารถลิ้งค์ ACL ได้เพียงลิ้งค์เดียวไปยังโหนดแม่ ส่วนลิ้งค์แบบที่ 2 คือ SCO (Synchronous Connection Oriented) ใช้สำหรับการส่งข้อมูลแบบเรียลไทม์ (real time) เช่น การเชื่อมต่อโทรศัพท์สำหรับการสนทนา ช่องสื่อสารประเภทนี้จะถูกกำหนดให้ใช้ช่องเวลาที่แน่นอนในแต่ละทิศทางทีส่งข้อมูล เนื่องจาก ข้อจำกัดในเรื่องเวลาการทำงานของลิ้งค์ SCO ทำให้ไม่มีการส่งข้อมูลเฟรมซ้ำ การให้ตัวลูกสามารถมีลิงค์ SCO ได้มากถึง 3 ลิงค์ ไปยังโหนดแม่เพียงโหนดเดียว ลิงค์ SCO สามารถถ่ายทอดสัญญาณเสียงได้ 64,000 bps ผ่านทางช่องสื่อสาร

ชั้นสื่อสาร L2CAP ในระบบบลูทูท

ชั้นสื่อสาร L2CAP มีหน้าที่หลัก 3 ประการ ประการแรก ทำหน้าที่รับแพ็กเก็ตข้อมูลจากชั้นสื่อสาร ชั้นบนซึ่งมีขนาดไม่เกิน 64 กิโลไบต์ แล้วจัดการแบ่งออกเป็นเฟรมเพื่อส่งต่อไปยังผู้รับ ทางฝั่งผู้รับก็จะจัดการรวบรวมเฟรมต่างๆ ที่ส่งมาแล้วประกอบกลับเป็นแพ็กเก็ตเพื่อส่งต่อไปให้ชั้นสื่อสารชั้นต่อไป

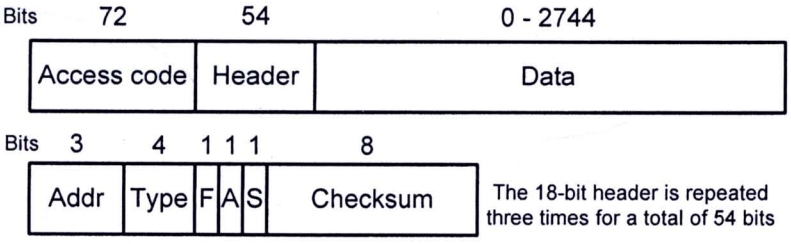
ประการที่สอง จัดการผสมสัญญาณ (Multiplexing) และแยกสัญญาณ (Demultiplexing) ของแพ็กเก็ตข้อมูลที่ถูกส่งมาจากหลายแหล่ง เมื่อจัดการสร้างแพ็กเก็ตข้อมูลขึ้นมาใหม่ทางฝั่งผู้รับ ชั้นสื่อสาร L2CAP จะทำการค้นหาว่าโพรโทคอลใดเป็นเจ้าของแพ็กเก็ตนั้นและจัดการส่งคืนให้

ประการที่สาม ชั้นสื่อสาร L2CAP จัดการเกี่ยวกับคุณภาพของการให้บริการ ทั้งในช่วงที่กำลังจัดตั้งลิ้งค์และในระหว่างการทำงานตามปกติ ในระหว่างการจัดตั้งลิงค์ก็จะทำการต่อรองขนาดของปริมาณข้อมูลจริงที่จะส่งไปในเฟรมข้อมูล เพื่อป้องกันไม่ให้เฟรมขนาดใหญ่สร้างปัญหาให้แก่อุปกรณ์ขนาดเล็ก คุณสมบัติข้อนี้ จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งเพราะอุปกรณ์ส่วนหนึ่งไม่สามารถรับเฟรมข้อมูล ขนาด 64 กิโลไบต์ได้

ซึ่งโมดูลบลูทูทโดยส่วนใหญ่จะสามารถควบคุมการทำงานของโมดูลได้ตั้งระดับ Layer นี้ขึ้นไปเท่านั้น

โครงสร้างเฟรมในบลูทูท

รูปแบบของเฟรมนั้นมีอยู่หลากหลาย แต่รูปแบบเฟรมข้อมูลที่ถูกนำมาใช้งานมากที่สุดเฟรมเริ่มด้วย access code ซึ่งใช้บอกให้โหนดแม่ทราบว่าโหนดลูกที่อยู่ในขอบเขตการกระจายสัญญาณวิทยุที่มีโหนดแม่อยู่ 2 โหนดจะได้ทราบว่าข้อมูลใดเป็นข้อมูลสำหรับโหนดแม่โหนดใด ส่วนต่อไป คือข้อมูลส่วนหัว (header) ขนาด 54 บิต ซึ่งประกอบด้วยเขตข้อมูลในชั้นสื่อสารย่อยควบคุมการใช้สื่อ ต่อมาคือ เขตข้อมูลจริง (Data field) มีขนาดไม่เกิน 2744 บิต (สำหรับเฟรมขนาด 5 ช่องเวลา) สำหรับเฟรมขนาดหนึ่งช่องเวลา (single time slot) ก็มีรูปแบบเฟรมเช่นเดียวกัน เพียงแต่มีขนาดของเขตข้อมูลจริงเพียง 240 บิต



รูปที่ 22 โครงสร้างเฟรมข้อมูลในระบบบลูทูท

พิจารณาข้อมูลส่วนหัวของเฟรมข้อมูล เขตข้อมูลที่อยู่ Addr (Address) บอกให้ทราบว่าอุปกรณ์ใดใน 8 อย่างที่เป็นเจ้าของเฟรมนั้น เขตข้อมูล Type ใช้บอกชนิดของเฟรม (ACL, SCO, poll หรือ null) บอกชนิดของการแก้ไขความถูกต้องของข้อมูลที่ใช้ในเขตข้อมูล (data field) และบอกให้ทราบว่าเฟรมนั้นยาวกี่ช่องเวลา บิต flow ถูกใส่เข้ามาโดยโหนดลูกเมื่อบัฟเฟอร์ของโหนดลูกเต็มและไม่สามารถรับข้อมูลได้อีก นี่คือรูปแบบพื้นฐานของเทคนิคการควบคุมการไหลเวียนของข้อมูล บิต Acknowledgement ใช้ในการซ้อนสัญญาณ ACK เข้าไปในเฟรมข้อมูล (โดยไม่ต้องส่งเฟรม acknowledgement เป็นการเฉพาะ) บิต Sequence ใช้ในการบอกหมายเลขของเฟรมเพื่อตรวจหาเฟรมที่การส่งซ้ำ เนื่องจากโพรโตคอลนี้ทำงานในระบบ stop-and-wait การตรวจสอบเฟรมจึงต้องการใช้เพียง 1 บิตเท่านั้น ส่วนสุดท้ายคือ ข้อมูลสำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลส่วนหัว (Checksum) ขนาด 8 บิต ข้อมูลส่วนหัวมีขนาดความยาวรวม 18 บิตจะถูกส่งซ้ำ 3 ครั้งรวมเป็น 54 บิต ดังรูปที่22 ทางด้านผู้รับข้อมูล จะใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์แบบง่ายๆ ในการตรวจสอบบิตข้อมูลส่วนหัวทั้ง 3 สำเนา ซึ่งถ้าเหมือนกันทั้งหมดก็จะรับข้อมูลนั้นไว้ แต่ถ้าไม่เหมือนกันก็จะเลือกข้อมูลที่เหมือนกันจาก 2 ใน 3 สำเนานั้น ดังนั้น จากข้อมูลทั้งหมด 54 บิตถูกนำมาใช้ในการส่งข้อมูลส่วนหัวเพียง 10 บิต (Address, Type, Flow, Acknowledgement, และ Sequence) เท่านั้น เหตุผลก็เนื่องมาจากต้องการส่งข้อมูลที่มีความไว้วางใจได้สูงในสิ่งแวดล้อมที่มีการรบกวนสูง โดยใช้อุปกรณ์ในราคาไม่แพง ใช้พลังงานไม่มาก และมีความสามารถในการคำนวณที่จำกัด จึงจำเป็นที่จะต้องส่งข้อมูลที่มีความซ้ำซ้อนสูงมากเป็นพิเศษ

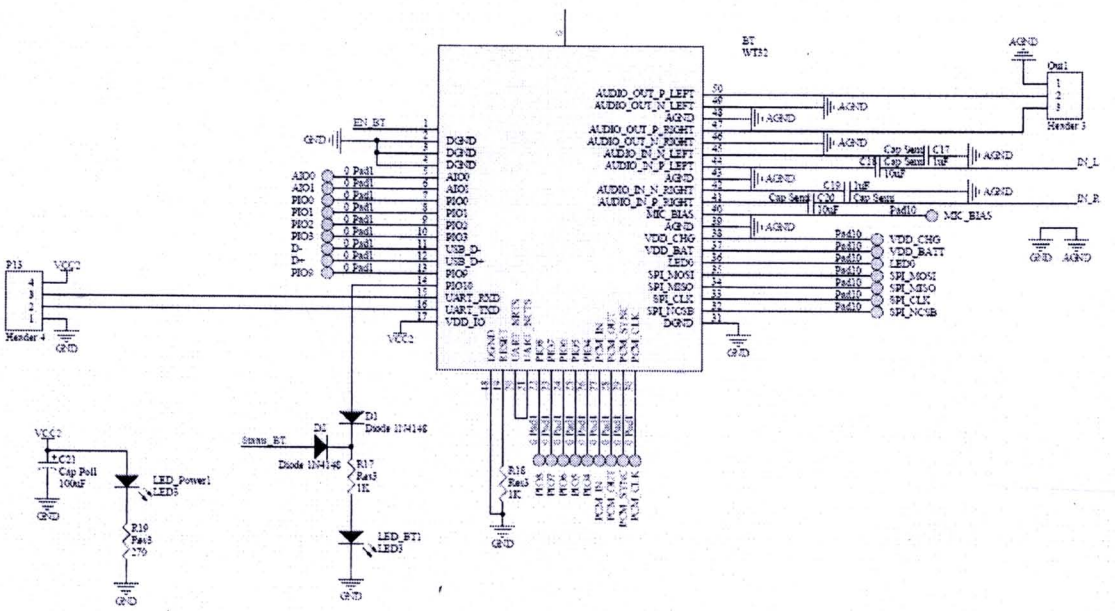
สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

สำหรับรูปแบบของเขตของข้อมูลจริง (Data field) นั้นมีอยู่หลายรูปแบบใน ACL เฟรม ในขณะที่ SCO เฟรมแบ่งออกเป็น 3 ชนิดมีขนาด 80, 160, และ 240 บิต ส่วนที่เหลือถูกนำมาใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล เฟรมที่ชนิดขนาด 80 มีความไว้วางใจมากที่สุด จะส่งสำเนาของข้อมูลจริงมา 3 ชุดเช่นเดียวกันกับข้อมูลส่วนหัว

เนื่องจากโหนดลูกจะสามารถส่งข้อมูลออกมาได้ทางช่องเวลาที่มีหมายเลขคี่เท่านั้นจึงมีจำนวนช่องเวลาเป็น 800 ช่องต่อวินาที เช่นเดียวกับที่โหนดแม่มีใช้งาน ด้วยข้อมูลจริงขนาด 80 บิต ความจุของช่องสัญญาณจากโหนดลูกและจากโหนดแม่ คือ 64,000 bps ซึ่งพอดีสำหรับการส่งข้อมูลแบบ 2 ทางสมบูรณ์จำนวนหนึ่งช่องสัญญาณสำหรับข้อมูล PCM voice channel หมายความว่าช่องสื่อสารในพิโคเน็ตจะนี้มีความอิ่มตัวแล้วแม้ว่าจะมีความสามารถในการส่งข้อมูลได้สูงถึง 1 Mbps ก็ตามแต่สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 240 บิตสามารถสร้างช่องสื่อสารสองทางสมบูรณ์ได้ 3 ช่องซึ่งเป็นเหตุผลที่ทำให้สามารถสร้างลิ้งค์ SCO ได้ 3 ช่องสำหรับโหนดลูกแต่ละโหนด

3.3.2 การออกแบบและพัฒนาส่วนส่งสัญญาณบลูทูท

งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้โมดูลบลูทูท F2M03MLA ของบริษัท Free2Move เพื่อทดสอบการรับ-ส่งสัญญาณเสียง โดยนำไปต่อใช้งานร่วมกับบอร์ดพัฒนา ผ่านการโปรแกมโปรไฟล์ headset ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว วงจรส่วนส่งสัญญาณบลูทูทเป็นดังรูปที่23



รูปที่ 23 วงจรส่งสัญญาณบลูทูท

P13 คือพอร์ทสำหรับเชื่อมต่อเพื่อกำหนดค่าการใช้งานบลูทูทผ่านทาง RS-232 เพื่อให้บลูทูทสามารถเชื่อมต่อเป็นอุปกรณ์ slave โดยใช้ Profile HFP ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ Master เช่น Notebook, โทรศัพท์มือถือ และอุปกรณ์ Master อื่นๆได้

Out1 คือพอร์ทสำหรับเชื่อมต่อกับหูฟังเพื่อฟังเสียงที่รับจากอุปกรณ์ Master ในที่นี้ไม่ได้ใช้งาน

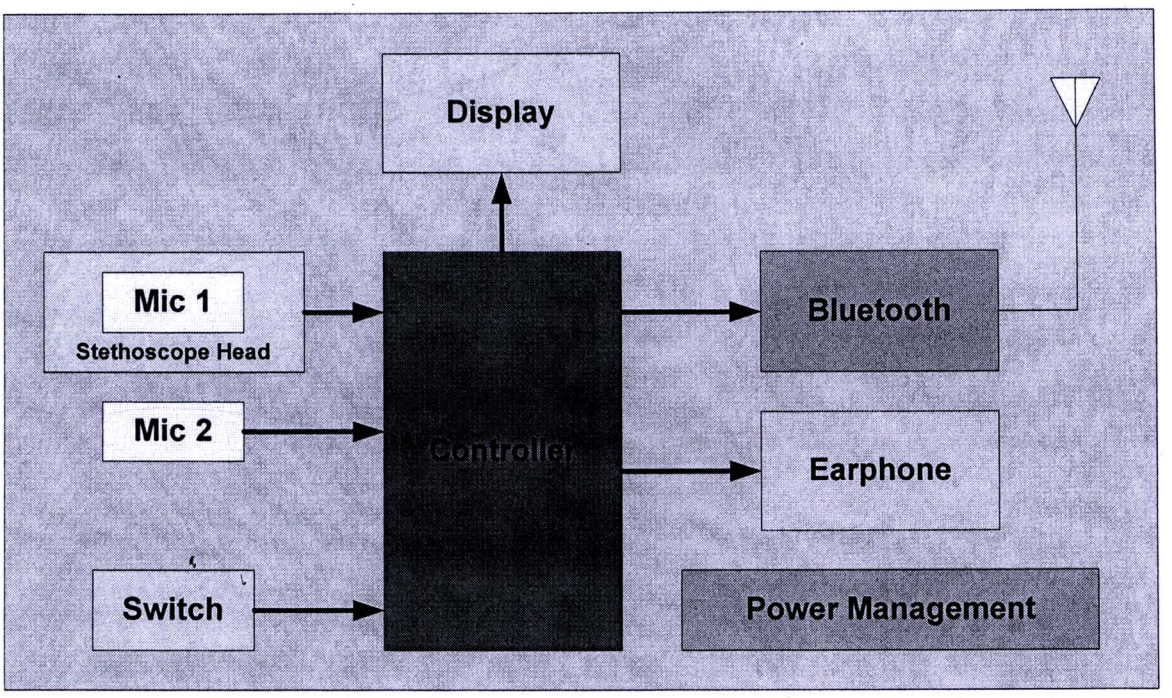
LED_Power1 คือหลอดไฟแสดงสถานะของการเปิดใช้งานเครื่อง จะติดสว่างเมื่อมีการเปิดใช้งาน แต่จะดับเมื่อไม่มีการเปิดใช้งาน

LED_BT1 คือหลอดไฟสำหรับแสดงสถานะการใช้งานบลูทูท การทำงานจะกระพริบเมื่อมีการเปิดใช้งานบลูทูทเพื่อรอการเชื่อมต่อ และเมื่อมีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ Master แล้วหลอดไฟจะติดสว่างค้าง แต่ถ้าไม่มีการใช้งานบลูทูทุหลอดไฟจะดับ

การทำงานของโมดูลบลูทูทจะทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ Slave เพื่อรอการเชื่อมต่อจากอุปกรณ์ Master เมื่อมีการเชื่อมต่อเข้ากับอุปกรณ์ Master โมดูลจะทำการส่งสัญญาณเสียงที่ประมวลผลจากตัวเครื่องไปยังอุปกรณ์ Master เพื่อให้อุปกรณ์ Master ได้รับเสียงนั้นๆ

3.4 การรวมระบบ

เมื่อทดสอบการใช้งานวงจรทั้งสองส่วนในหัวข้อ3.2และ3.3แล้ว ผู้วิจัยจึงออกแบบต้นแบบภาคสนามโดยออกแบบวงจรรวมทั้งสองระบบเข้าด้วยกันบนPCB (Printed Circuit Board) และออกแบบกล่องใส่ (Casing) โดยส่วนประกอบของระบบต้นแบบเป็นดังรูปที่ 24



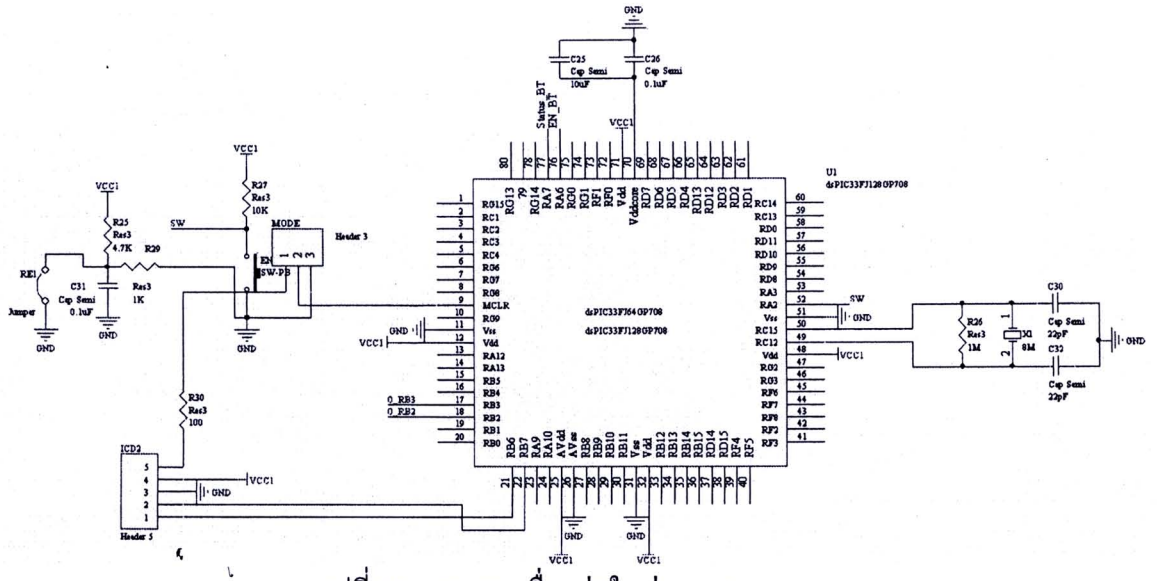
รูปที่ 24 แสดงส่วนประกอบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

3.4.1 การออกแบบ PCB

รายละเอียดส่วนประกอบต่างๆของวงจรและการออกแบบ PCB เป็นดังนี้

ส่วนควบคุม (Controller)

ในส่วนนี้เป็นส่วนที่ควบคุมการทำงานทั้งหมด โดยได้เลือกใช้ Microcontroller เบอร์ dsPIC33FJ128GP708 ของ บริษัท Microchip ซึ่งมีฟังก์ชั่นการทำงานที่สามารถรองรับการทำงานได้อย่างหลากหลาย โดยมีการเชื่อมต่อดังรูปที่ 25

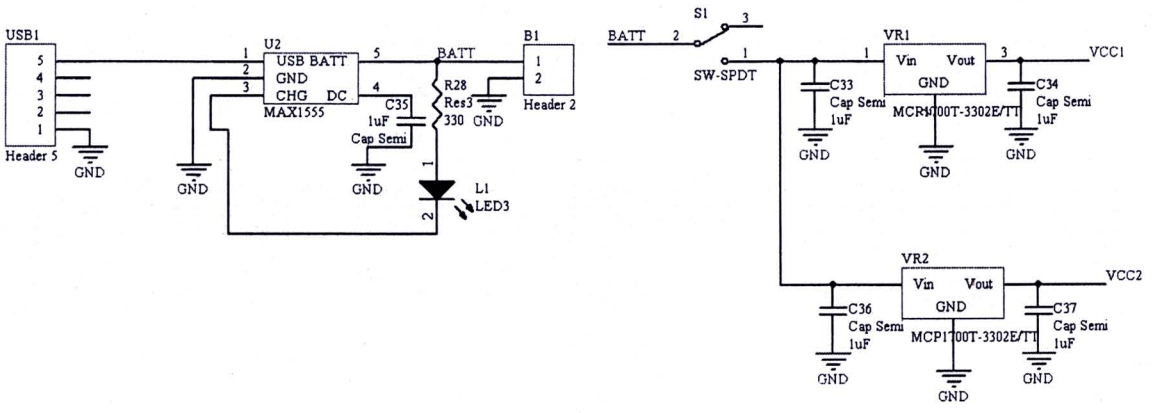


รูปที่ 25 แสดงการเชื่อมต่อในส่วน Microcontroller

<u>ส่วนการจัดการด้านพลังงาน</u>

เป็นส่วนที่ทำหน้าการจัดการด้านพลังงานทั้งหมด โดยเลือกใช้แบตเตอรี่ Polymer Lithium-ion แบบ Rechargeable 3.7 V เป็นแหล่งพลังงาน ซึ่งมีส่วนควบคุมการจ่ายพลังงานและส่วนควบคุมการชาร์จพลังงาน ซึ่งเมื่อทำการชาร์จแบตเตอรี่เต็มแล้วก็จะทำการตัดกระแสการชาร์จออกไป รวมถึงมี LED แสดงสถานะการชาร์จแบตเตอรี่อีกด้วย

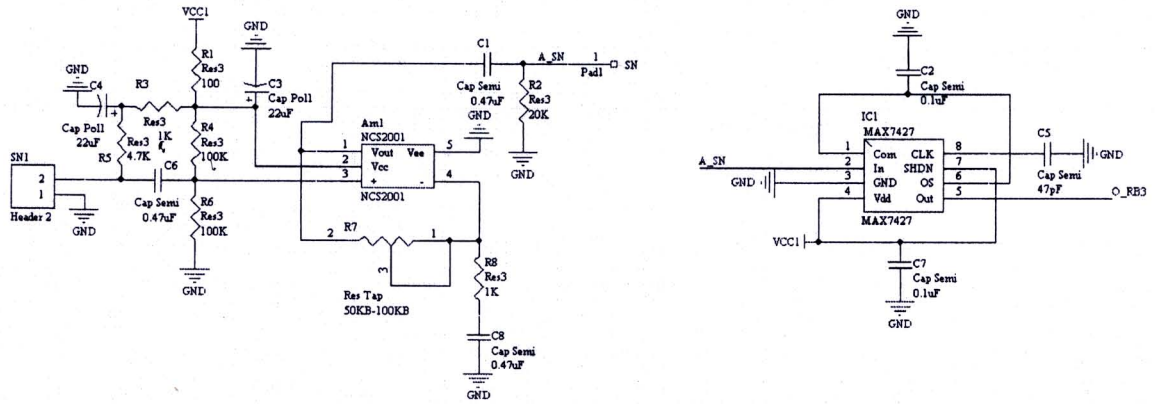
โดยมีรายละเอียดการเชื่อมต่อในส่วนการจัดการด้านพลังงาน ในรูปที่ 26



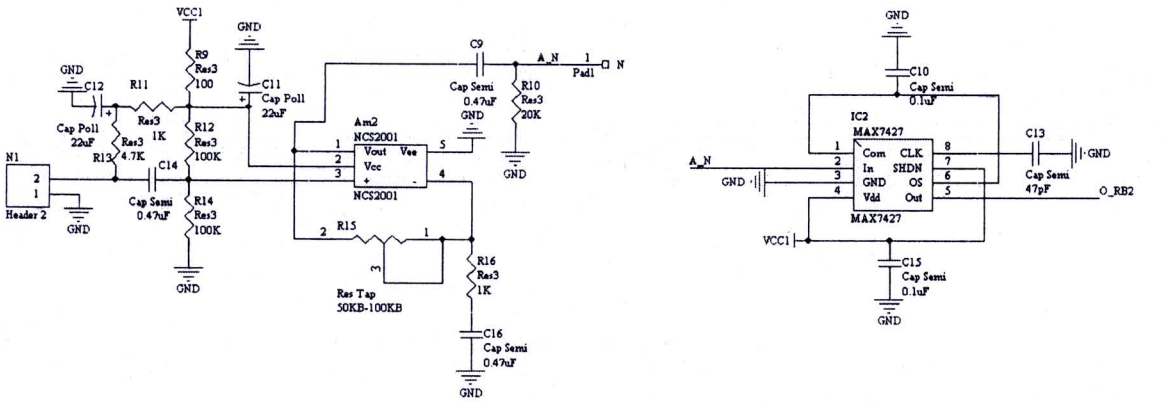
รูปที่ 26 แสดงการเชื่อมต่อในส่วนการจัดการด้านพลังงาน

ส่วนไมโครโฟน

ส่วนที่ทำหน้าที่รับสัญญาณเสียงเข้ามา แล้วทำการขยายสัญญาณเสียง โดยใช้ Amplifier ขยายสัญญาณเสียง ก่อนทำการส่งสัญญาณเสียงไปประมวลผลต่อไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งในส่วนนี้ จะมีไมโครโฟนอยู่ 2 ตัว โดยไมโครโฟนตัวที่ 1 จะรับสัญญาณเสียงมาจาก Stethoscope head และไมโครโฟนตัวที่ 2 จะรับสัญญาณเสียงมาจากสภาวะแวดล้อมรอบๆ Stethoscope รายละเอียดการเชื่อมต่อในไมโครโฟนตัวที่ 1 ดังรูปที่ 27 และไมโครโฟนตัวที่ 2 ดังรูปที่ 28



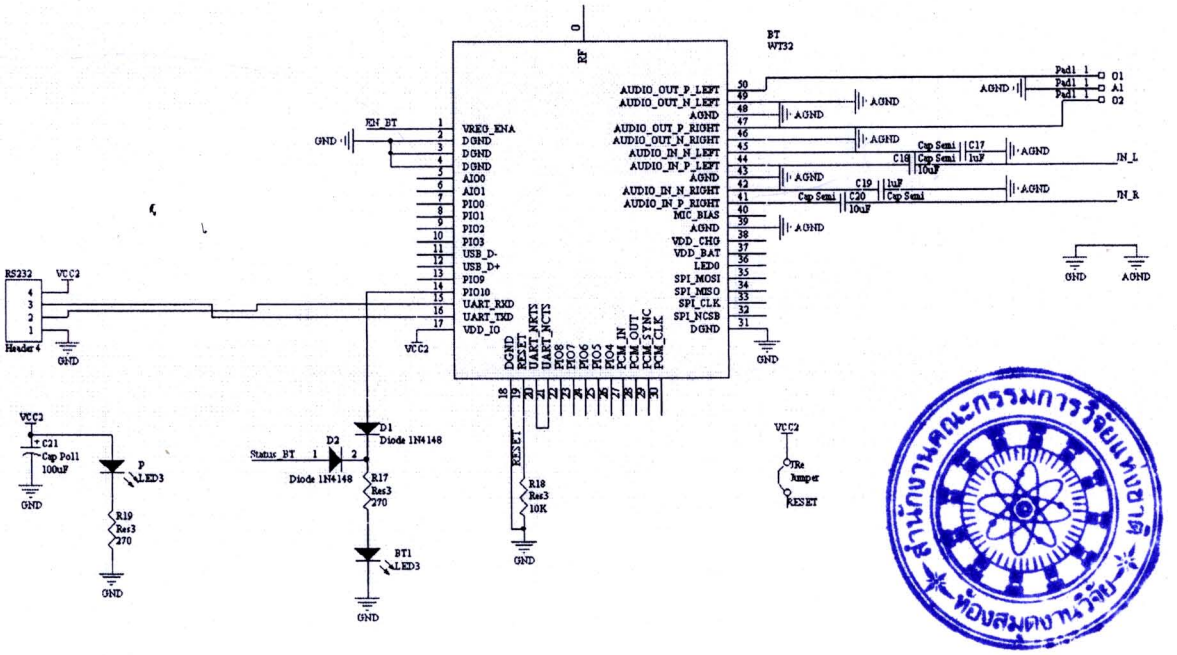
รูปที่ 27 แสดงการเชื่อมต่อในส่วนของไมโครโฟน 1



รูปที่ 28 แสดงการเชื่อมต่อในส่วนของไมโครโฟน 2

ส่วนส่งสัญญาณบลูทูท

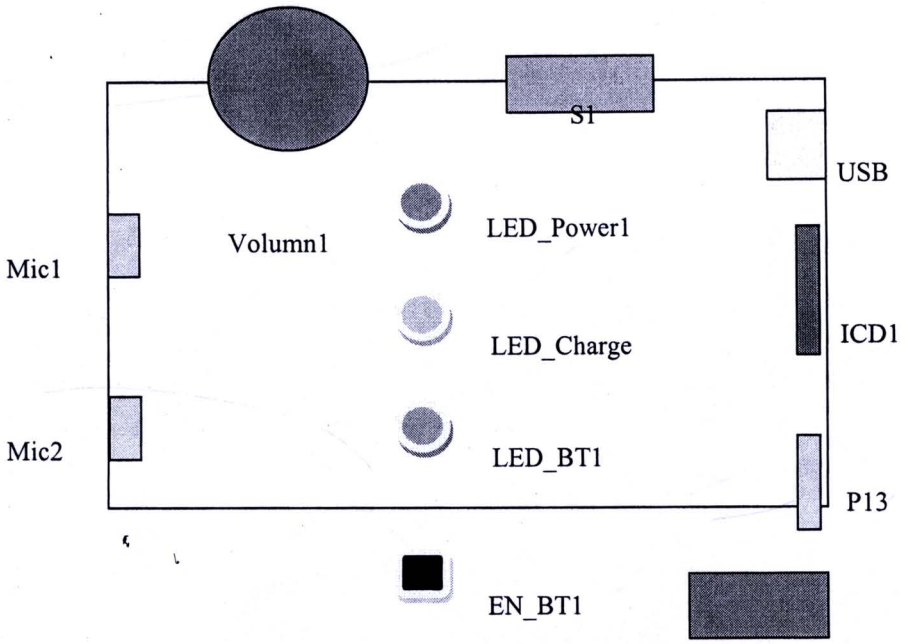
เป็นส่วนทีทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณคลื่นความถี่วิทยุ โดยเลือกใช้ โมดูลเบอร์ WT32 ของ Bluegiga เป็นส่วนในการส่งสัญญาณคลื่นความถี่วิทยุ Bluetooth 2.4 GHz. ตามาตรฐาน Bluetooth 2.0 โดยเลือกใช้การส่งสัญญาณเสียงผ่าน Profile Headset โดยอาศัยการควบคุมจาก Microcontroller อีกครั้งหนึ่ง รายละเอียดการเชื่อมต่อดังรูปที่ 29



รูปที่ 29 แสดงการเชื่อมต่อในส่วนส่งสัญญาณบลูทูท

การออกแบบ และผลิต PCB

การออกแบบ PCB ซึ่งจะต้องสัมพันธ์กับการออกแบบ Casing ด้วย โดยในเบื้องต้นได้กำหนดการวาง layout สำหรับอุปกรณ์สำคัญๆ ที่จะส่งผลถึงการออกแบบ Casing ก่อน โดยแสดงในรูปที่ 30



รูปที่ 30 อุปกรณ์เชื่อมต่อของตัวเครื่องบน PCB

Mic1 คือไมค์สำหรับตรวจวัด

Mic2 คือไมค์สำหรับรับเสียงรบกวนรอบข้าง

Volumn1 คือตัวปรับเพิ่ม-ลดความดังของเสียง

S1 คือสวิตซ์เปิด-ปิดเครื่อง

USB คือช่องสำหรับเชื่อมต่อ USB เพื่อชาร์จแบตเตอร์รี่

ICD1 คือช่องเชื่อมต่อเครื่องโปรแกรม DSP

P13 คือช่องเชื่อมต่อสำหรับกำหนดค่าในการทำงานของบลูทูท

J1 คือช่องสำหรับเชื่อมต่อหูฟัง 3.5 mm

LED_Power1 คือหลอดไฟแสดงสถานะการเปิด-ปิดเครื่อง

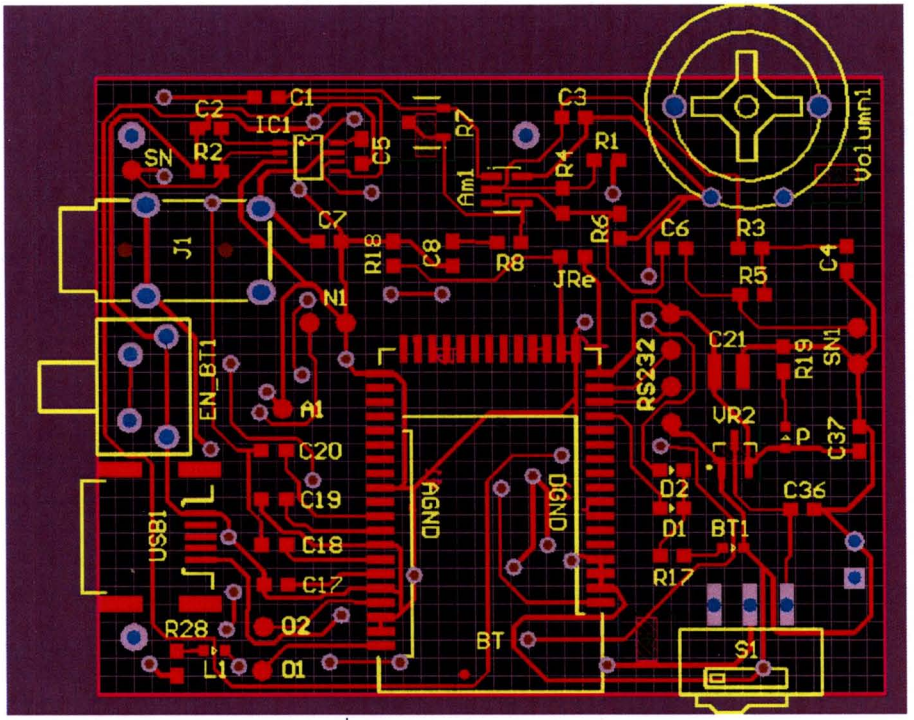
LED_Charge1 คือหลอดไฟแสดงสถานะการชาร์จแบตเตอร์รี่

LED_BT1 คือหลอดไฟสำหรับแสดงสถานะการใช้งานบลูทูท

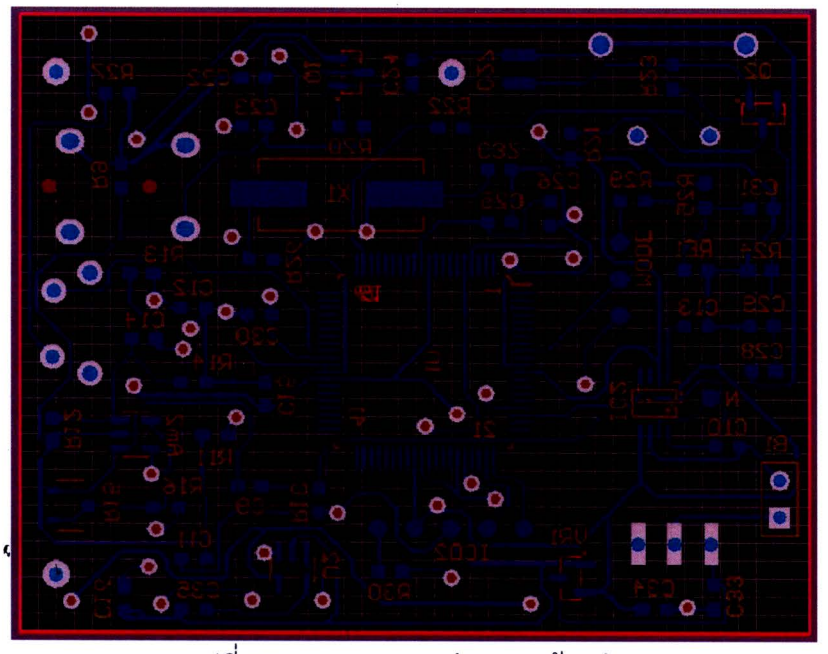
EN_BT1 คือสวิตซ์เปิด-ปิดการใช้งานบลูทูท

หลังจากได้ทำการออกแบบ Schematic เรียบร้อยแล้ว จึงได้ทำการออกแบบแผ่น PCB ตามวงจรที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีขนาดแผ่น PCB 4.3 x 5.5 ซม.เมื่อได้ออกแบบแผ่นลายวงจรเสร็จเรียบร้อยแล้ว นำไฟล์ของแผ่นลายวงจรที่ได้ออกแบบไว้ สั่งผลิตตามจำนวนที่ต้องการ โดยแผ่นลายวงจรมีความหนา 0.8 มม. เลือกชนิดการสั่ง

ทองแดงเพื่อให้ง่ายต่อการลงอุปกรณ์และป้องกันทองแดงขึ้นสนิม โดยการสั่งผลิตแผ่นลายวงจรแต่ละบริษัท จะมีข้อกำหนด (design rule) แตกต่างกันไปซึ่งมีรายละเอียดที่ค่อนข้างมาก ฉะนั้นก่อนการสั่งผลิตแผ่นลายวงจรแต่ละบริษัท จะต้องศึกษารายละเอียดของข้อกำหนดให้ละเอียดเสียก่อนเพื่อป้องกันความผิดพลาดที่เกิดขึ้น โดยมีรายละเอียดในส่วนของแผ่น PCB ที่ได้ออกแบบไว้ ดังรูปที่ 31 และรูปที่ 32



รูปที่ 31 การออกแบบแผ่น PCB ด้านบน



รูปที่ 32 การออกแบบแผ่น PCB ด้านล่าง

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

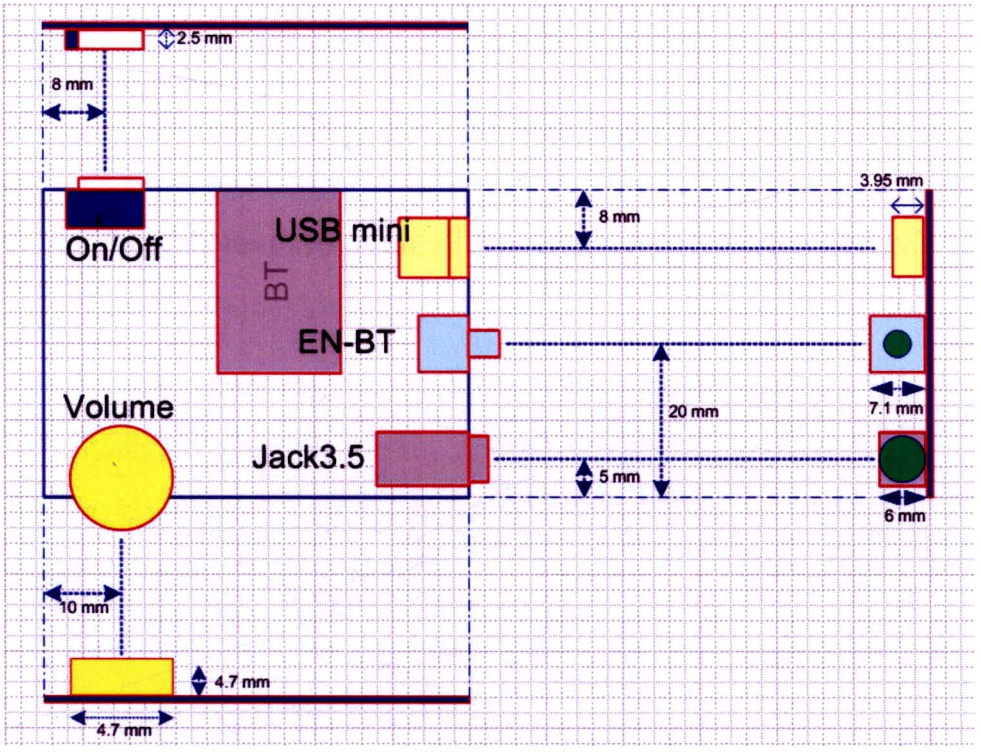
อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้เป็นดังแสดงในตารางที่ 2รายละเอียดอุปกรณ์

Designator	Description	Quantity	Comment	Footprint
A1, N, O1, O2, SN		5	Pad1	Pad
Am1, Am2		2	NCS2001	SOT23-5
B1	Header, 2-Pin	1	Header 2	HDR1X2
BT		1	WT32	WT32
BT1, L1, P	Typical BLUE SiC LED	3	LED3	HSMx-C18X
C1, C2, C5, C6, C7, C8, C9, C10, C13, C14, C15, C16, C17, C18, C19, C20, C23, C25, C26, C28, C29, C30, C31, C32, C33, C34, C35, C36, C37	Capacitor (Semiconductor SIM Model)	29	Cap Semi	0603
C3, C4, C11, C12, C22, C24	Polarized Capacitor (Radial)	6	Cap Pol1	0603
C21, C27	Polarized Capacitor (Radial)	2	Cap Pol1	1210
D1, D2	High Conductance Fast Diode	2	Diode 1N4148	0603 - diode
EN_BT1	Switch	1	SW-PB	SW-TC
IC1, IC2		2	MAX7427	UMAX8
ICD2	Header, 5-Pin	1	Header 5	Pad5
J1	Jack Socket, 1/4" (6.5mm), Thru-Hole, Vertical, 3-Conductor Open Circuit (Non-Normalling)	1	Phonejack3	jack3_5st
JRe, RE1	Jumper Wire	2	Jumper	0603
MODE	Header, 3-Pin	1	Header 3	Pad3
N1, SN1	Header, 2-Pin	2	Header 2	Pad2
Q1, Q2	NPN General Purpose Amplifier	2	2N3904	SOT23-2N3904
R1, R2, R3, R4, R5, R6, R8, R9, R10, R11, R12, R13, R14, R16, R17, R18, R19, R20, R21, R22, R23, R24, R25, R26, R27, R28, R29, R30	Resistor	28	Res3	0603
R7, R15	Tapped Resistor	2	Res Tap	PVZ2A
RS232	Header, 4-Pin	1	Header 4	Pad4
S1	SPDT Subminiature Toggle Switch, Right Angle Mounting, Vertical Actuation	1	SW-SPDT	SW-Onoff
U1		1	dsPIC33FJ128GP708	QUAD.50M/80/WG14.00
U2		1	MAX1555	SOT23-5
USB1	Header, 5-Pin	1	Header 5	USB MINI-B
Volumn1	Tapped Resistor	1	Res Tap	VOLUME_R
VR1, VR2	Voltage Regulator	2	MCP1700T-3302E/TT	SOT23-MCP
X1	Crystal Oscillator	1	8M	HC49/4

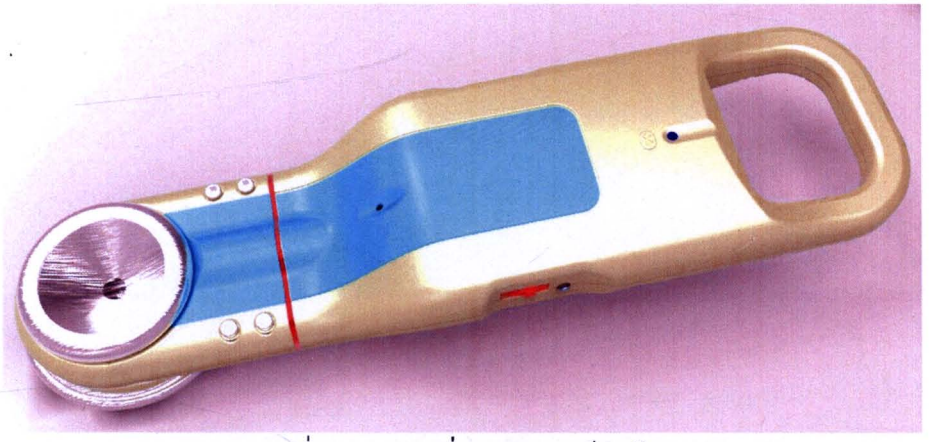
ตารางที่ 2 รายละเอียดอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

3.4.2 การออกแบบและสั่งทำ Casing

การออกแบบ Casing นั้นทำการออกแบบ โดยยึดหลักให้ผู้ใช้งานสามารถใช้งานได้โดยง่าย โดยมีขนาดเหมาะสม หลังจากนั้นจึงนำ ไฟล์ที่ได้ไปทำ Rapid Prototype แล้วทำการพ่นสีตกแต่งก่อนนำไปประกอบกับแผ่นวงจรต่อไป โดยได้กำหนดตำแหน่งการวางอุปกรณ์ต่างๆ เพื่อเป็นรูปแบบในการออกแบบ Casing ดังรูปที่ 33 หลังจากนั้นจะเป็นรูปแบบ Casing ดังรูปที่ 34



รูปที่ 33 แสดงรายละเอียดตำแหน่งการวางอุปกรณ์ สำหรับการออกแบบ Casing



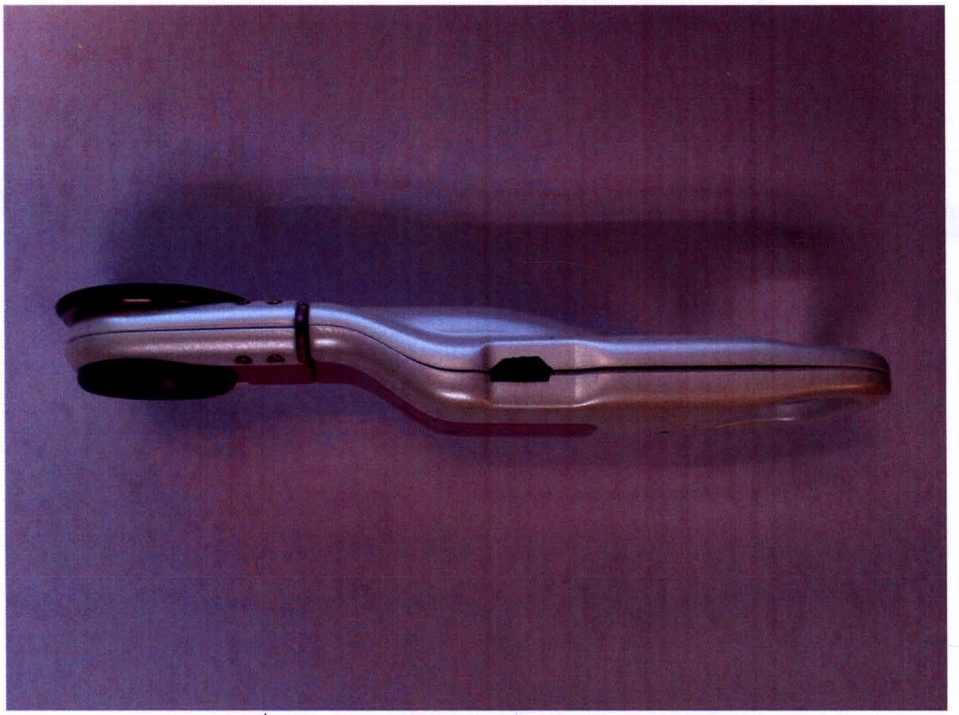
รูปที่ 34 Casing ที่ออกแบบเสร็จแล้ว

3.4.3 การประกอบระบบต้นแบบ

หลังจากได้อุปกรณ์ทั้งหมดมาเรียบร้อยแล้ว จึงทำการประกอบอุปกรณ์ทั้งหมดเข้าด้วยกัน โดยต้นแบบที่ประกอบเสร็จเรียบร้อยแล้วดังแสดงในรูปที่ 35-37

รูปที่ 35 ต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

รูปที่ 36 ต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

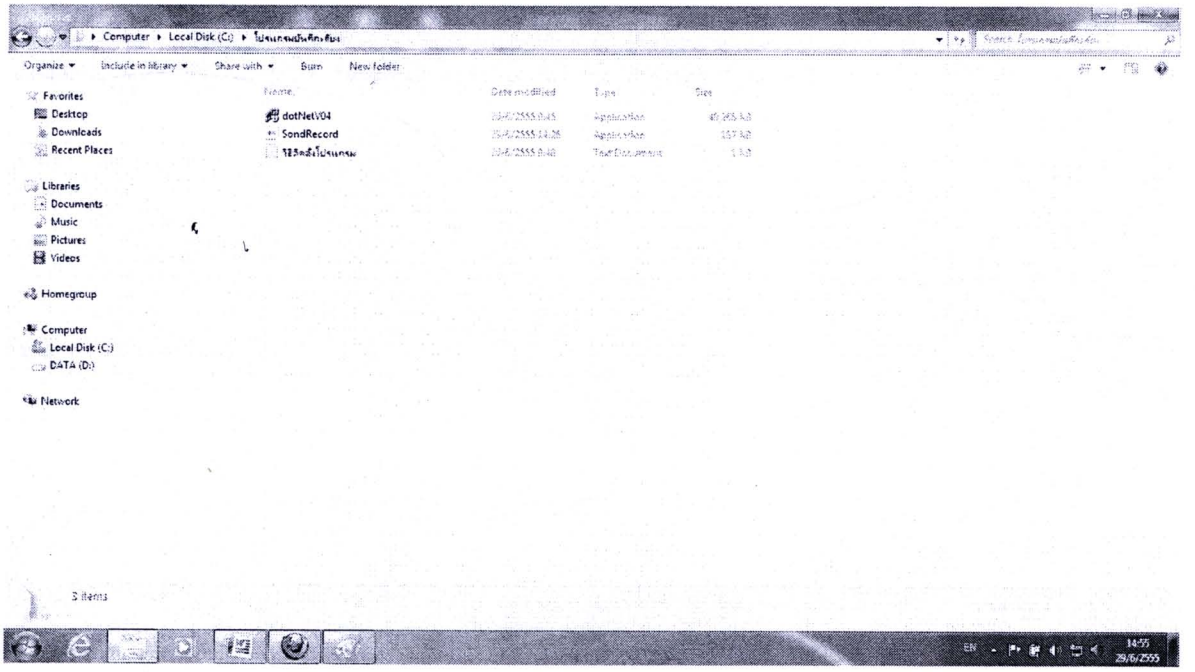


รูปที่ 37 ต้นแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

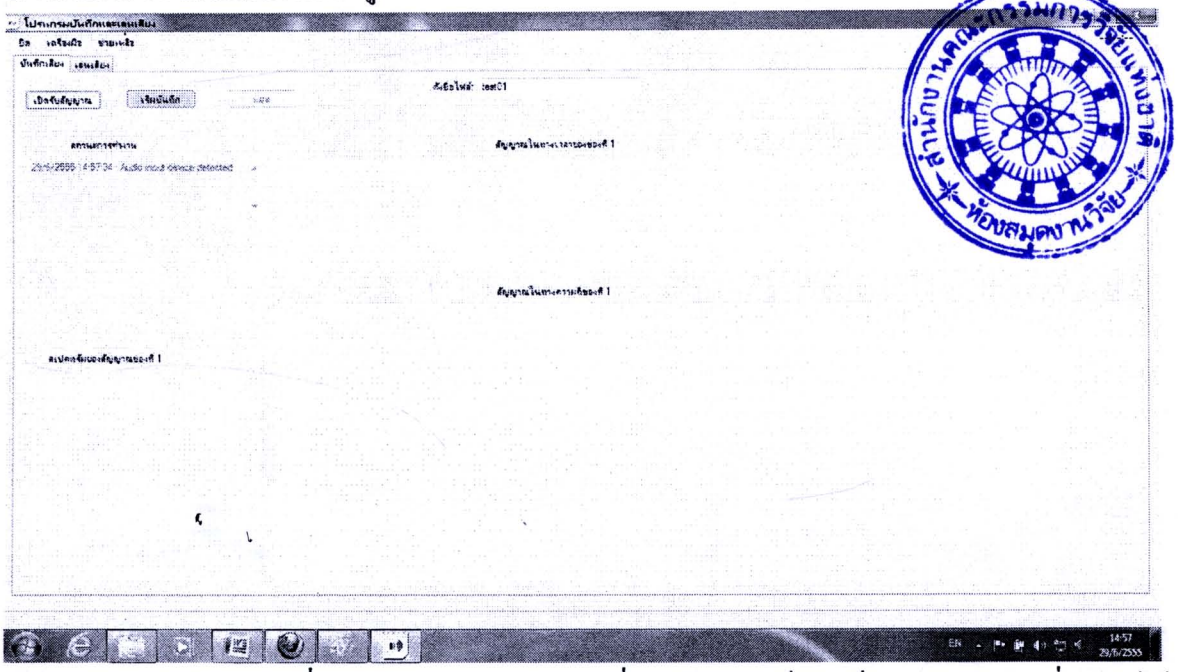
3.4.4 การติดตั้งและใช้งานซอฟแวร์บนคอมพิวเตอร์เพื่อรับสัญญาณเสียงจากหูฟังแพทย์ผ่านบลูทูท

ผู้วิจัยพัฒนาซอฟแวร์เพื่อรับสัญญาณเสียงจากหูฟังแพทยิอิเล็กทรอนิกส์ผ่านบลูทูท โดยซอฟแวร์สามารถบันทึกและแสดงสัญญาณเป็นเสียงและกราฟโดยจะสามารถฟังซ้ำได้ เพื่อใช้ในด้านการเรียนการสอนของแพทย์และพยาบาล ซอฟแวร์SoundRecord ทำงานบนโปรแกรม **Microsoft .NET Framework 4** โดยขั้นตอนการใช้งานเป็นดังนี้

1. คัดลอกโฟลเดอร์ โปรแกรมบันทึกเสียง ไปวางไว้ที่ C:\โปรแกรมบันทึกเสียง

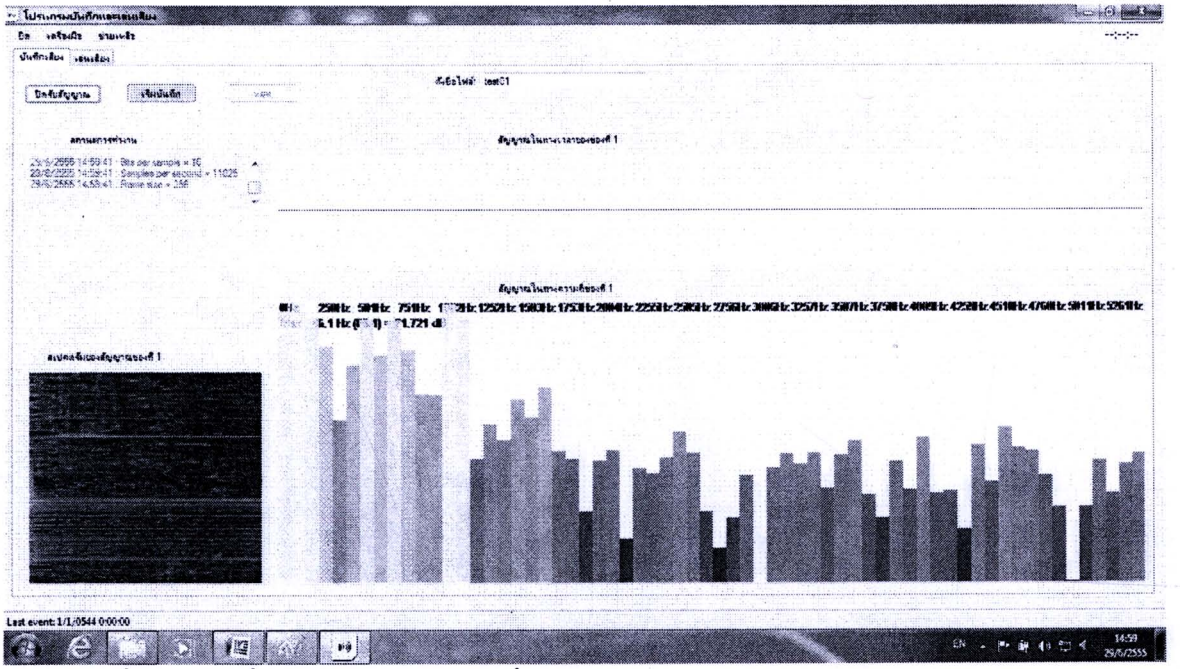


2. รันโปรแกรม SoundRecord ดังรูป

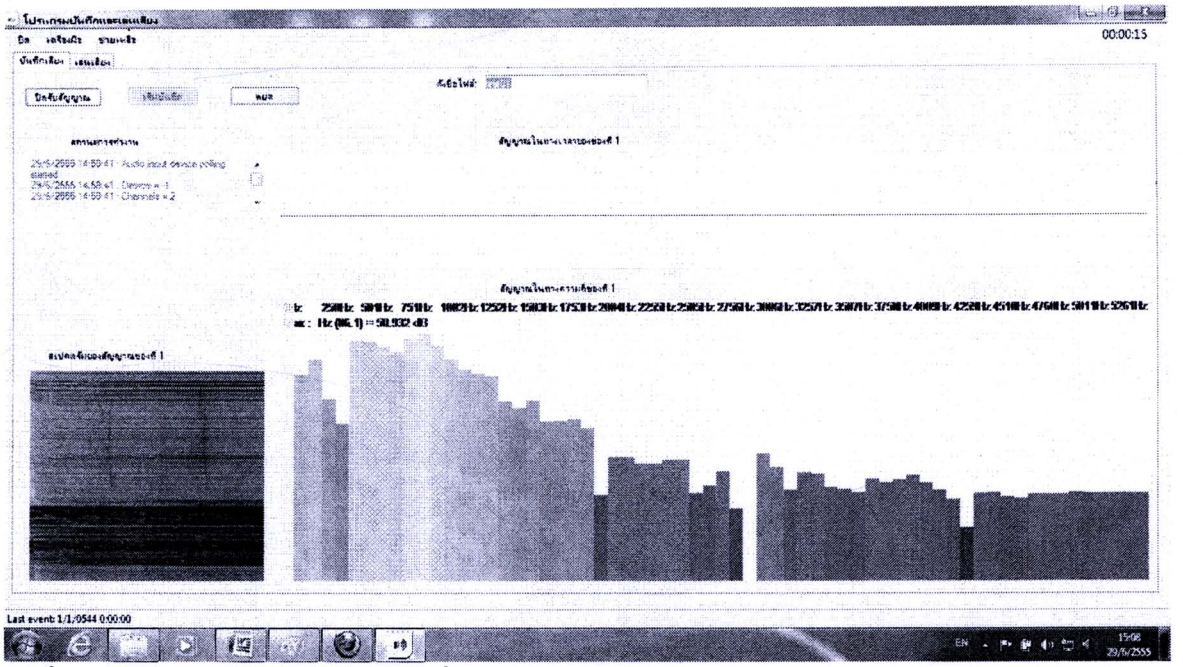


สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

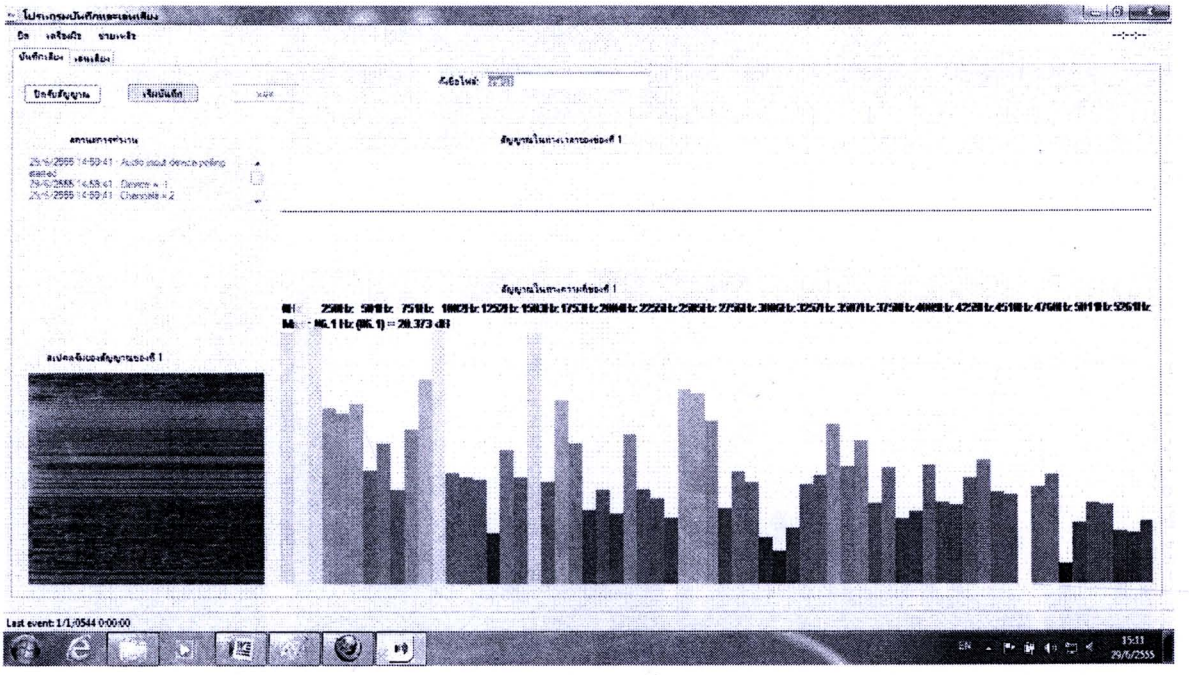
3. กดปุ่ม เปิดรับสัญญาณ เพื่ออ่านสัญญาณจากอินพุท เมื่อกดปุ่มเปิดเสร็จจะเห็นสัญญาณกราฟที่อ่านมาได้จากอินพุทดังรูป



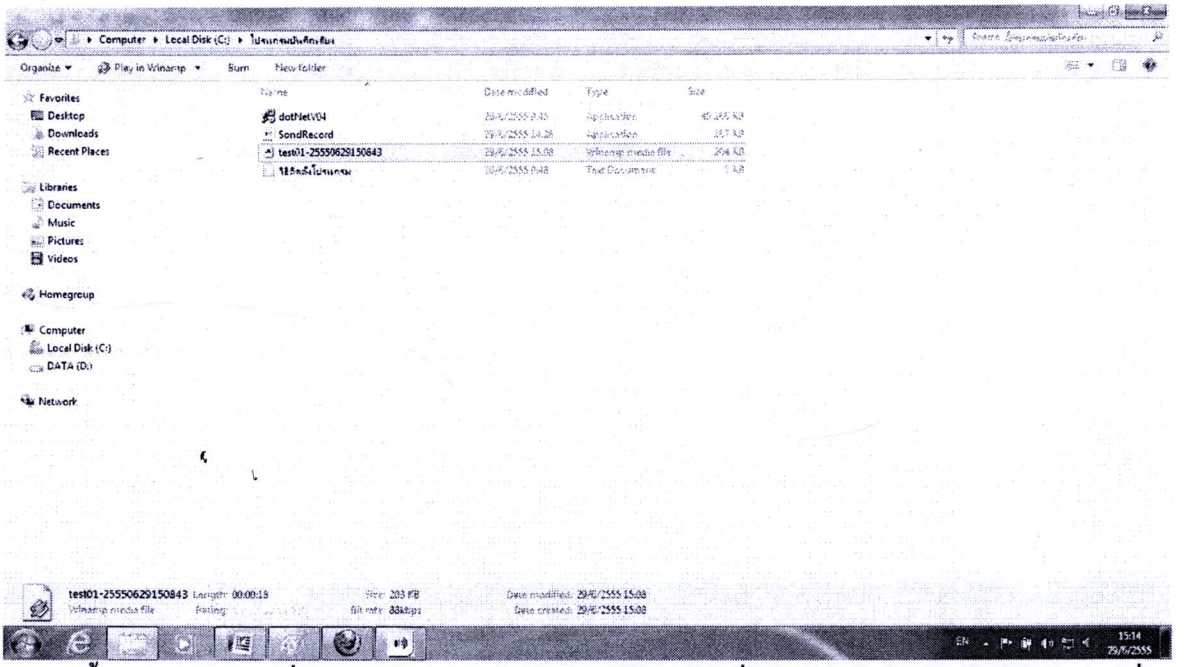
4. กดปุ่ม เริ่มบันทึก เพื่อบันทึกสัญญาณเสียงที่อ่านมาได้จากอินพุทของคอมพิวเตอร์ สังเกตเวลามุมขวาของโปรแกรมจะแสดงเวลาบันทึก และปุ่ม หยุด จะเปิดใช้งานให้อัตโนมัติ ดังรูป



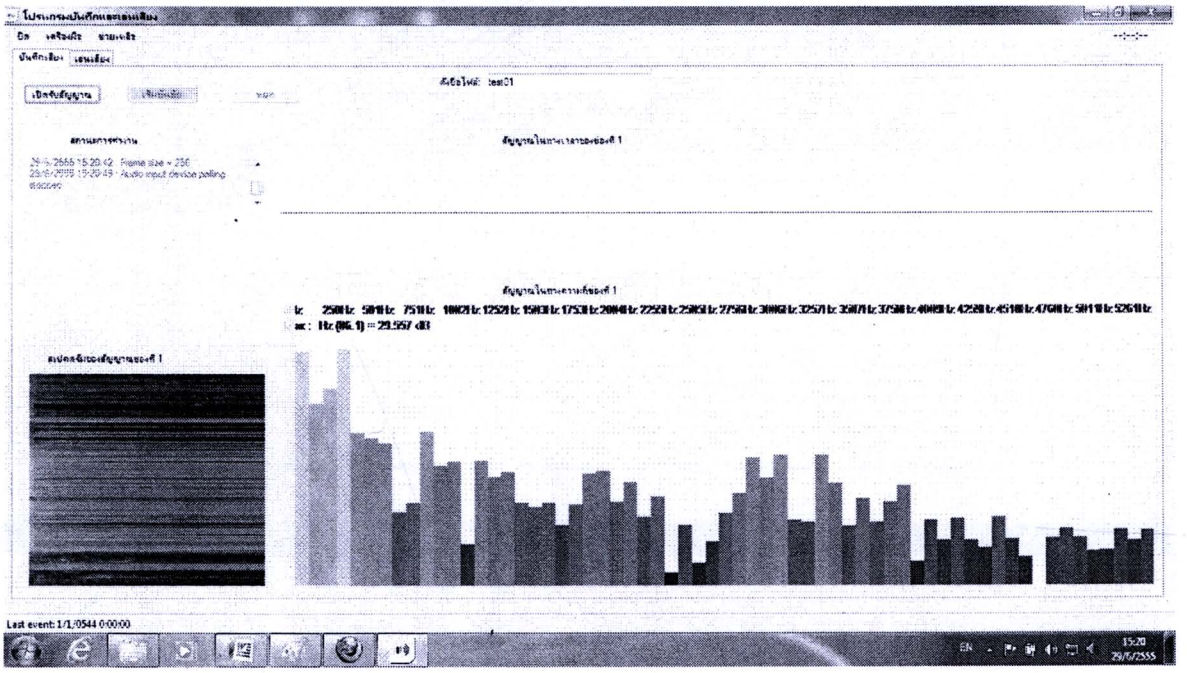
5. เมื่อบันทึกเสร็จแล้วให้กดปุ่ม หยุด เพื่อทำการหยุดบันทึกเสียงและจัดเก็บข้อมูล สังเกตเวลาทางมุมขวาจะไม่มีการนับ



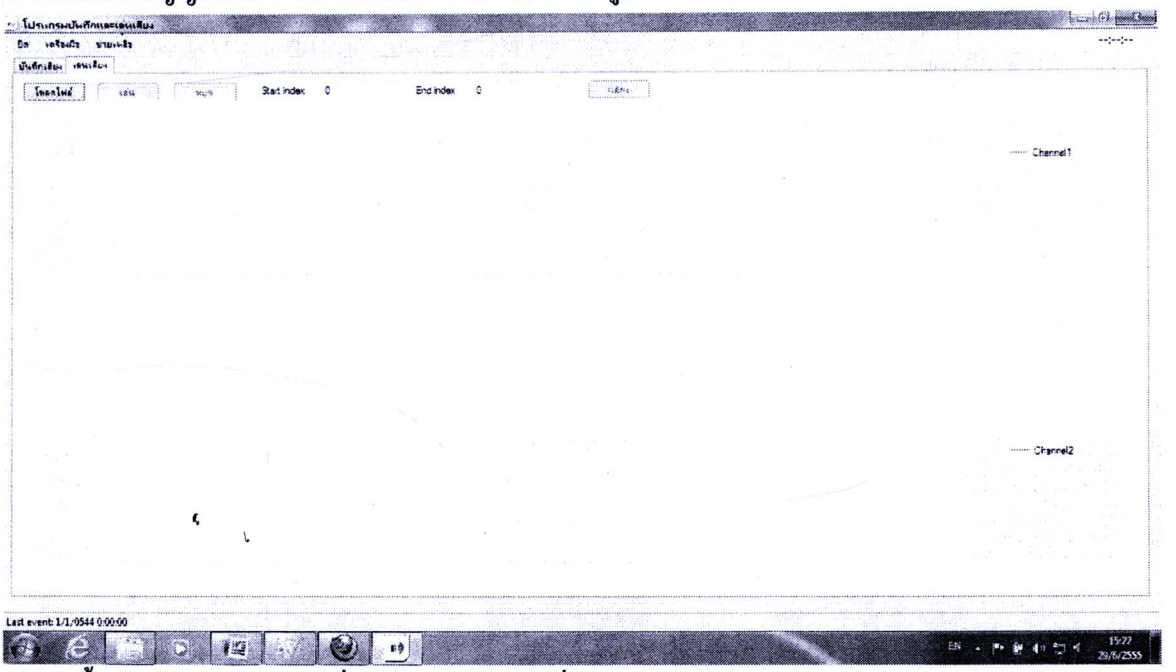
6. จากนั้นไปดูไฟล์ข้อมูลที่บันทึกได้จะอยู่ที่โฟลเดอร์ตำแหน่งที่โปรแกรมวางอยู่คือ C:\โปรแกรมบันทึกเสียง ดังรูป



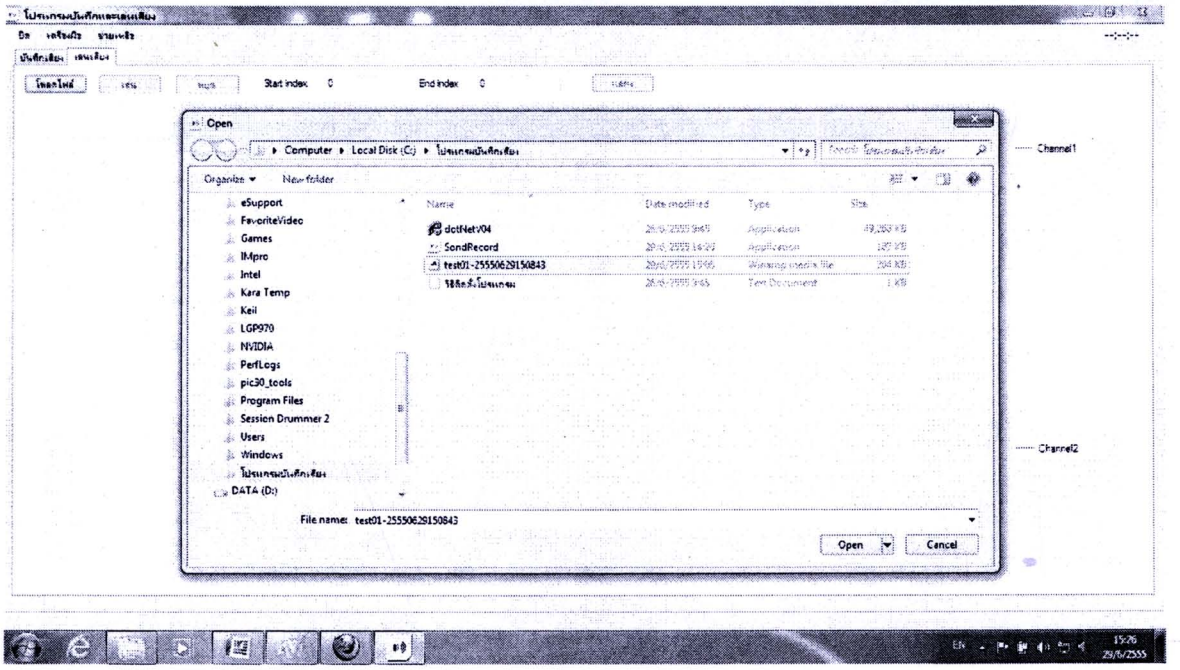
7. จากนั้นเราจะเปิดไฟล์ที่บันทึกได้โดยต้องปิดรับสัญญาณก่อนเพื่อไม่ให้คอมพิวเตอร์ทำงานหนัก เมื่อมีการเปิดรับสัญญาณอยู่ให้กดปุ่ม ปิดรับสัญญาณ กราฟจะหยุดแสดงดังรูป



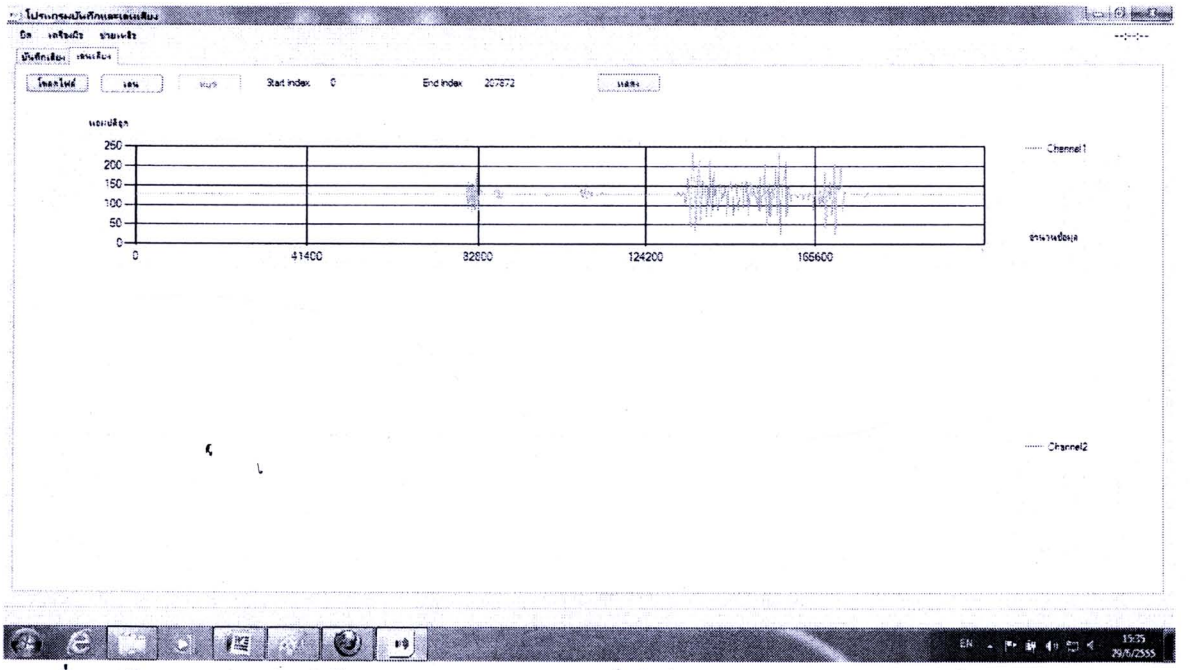
8. เมื่อปิดรับสัญญาณแล้ว ให้กดไปที่แถบ เล่นเสียง ดังรูป



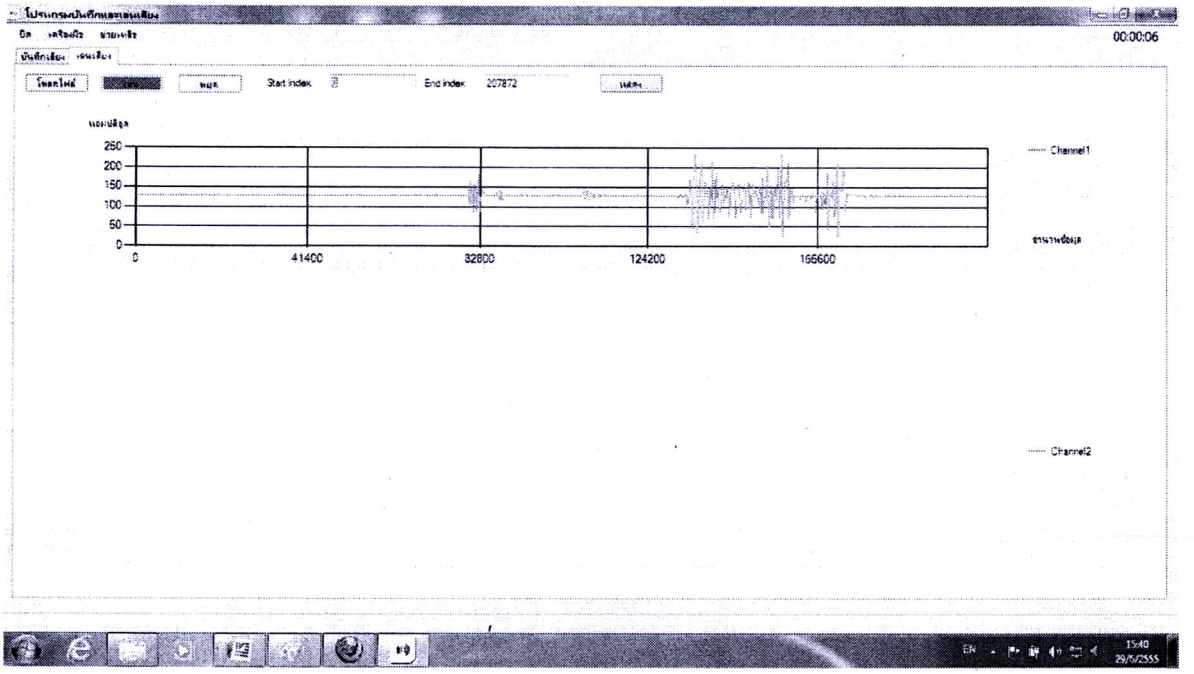
9. จากนั้นกดปุ่ม โหลดไฟล์ เพื่อทำการโหลดไฟล์ที่บันทึกไว้มาแสดงกราฟ หรือเล่นเสียง ดังรูป



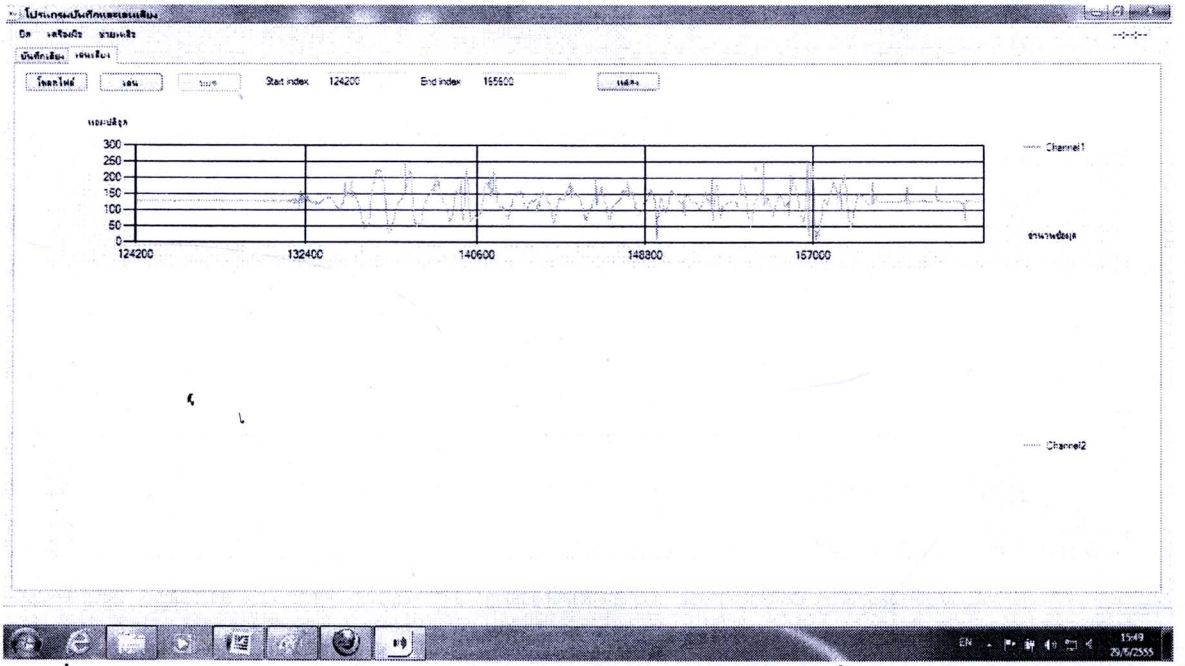
10. เมื่อเลือกไฟล์ที่ได้บันทึกได้แล้วให้กดปุ่ม Open จากนั้นกราฟจะแสดงขึ้นมาดังรูป กราฟที่ได้จะเป็นกราฟสัญญาณ Mono ทำให้กราฟแสดงได้แค่ channel 1 จากนั้นจะสังเกตว่าปุ่ม เล่น จะใช้งานได้



11. เมื่อเราต้องการเล่นเสียงให้กดปุ่ม เล่น ดังรูป จะเห็นได้ว่าปุ่ม เล่น เปลี่ยนสีสลับไปมาจนกว่าจะเล่นเสร็จหรือจนกว่าเราจะกดปุ่ม หยุด



12. การขยายดูกราฟจะใช้การใส่ตำแหน่งข้อมูลลงไปที่ Start index และ End index โดยที่ End index จะต้องมากกว่า Start index ดังรูปจะขยายดูช่วง 124200-165600 ก็จะต้องใส่ตำแหน่งลงไปที่ Start index และ End index ดังรูป แล้วกดปุ่ม แสดง



13. เมื่อใช้งานโปรแกรมเสร็จ ต้องการจะออกจากโปรแกรม ให้ไปเลือกที่เมนู ปิด แล้วเลือกเมนู จบการทำงาน ก็จะเป็นการออกจากโปรแกรม SoundRecord ดังรูป