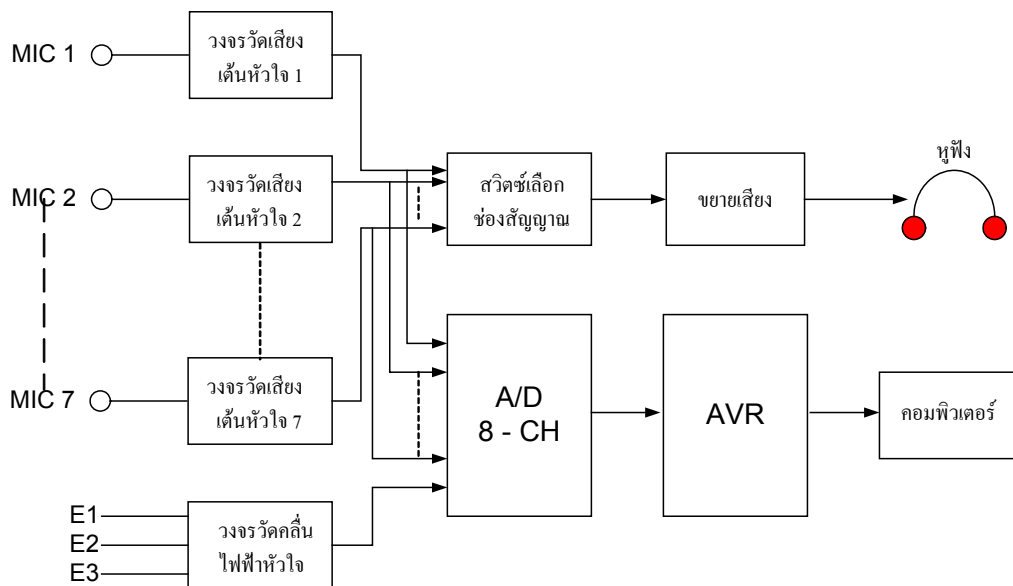


บทที่ 3

การออกแบบและการสร้าง

ในบทที่ 3 จะเป็นการกล่าวถึงการวิธีออกแบบและการสร้างอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ โดยเนื้อหาบทที่ 3 สามารถแบ่งเป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ ส่วนที่ 1 กล่าวถึงการออกแบบและการสร้างอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ ซึ่งได้แก่ โครงสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ การออกแบบหัวไมโครโฟน การออกแบบวงจรวัดเสียงต้นหัวใจ การออกแบบวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ฮาร์ดแวร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ และในส่วนที่ 2 กล่าวถึงการออกแบบซอฟต์แวร์ ซึ่งได้แก่ โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงาน แสดงผลและคำนวณ และการประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรม MATLAB

3.1 โครงสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-1 โครงสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

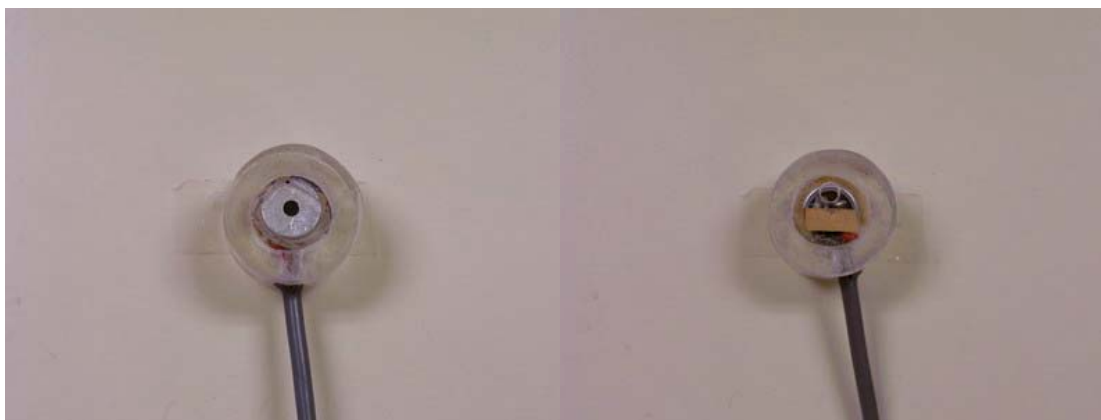
ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบและสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีโครงสร้างการทำงานสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนอุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงาน แสดงผลสัญญาณและคำนวณ

บนเครื่องคอมพิวเตอร์จากภาพประกอบ 3-1 อุปกรณ์จะประกอบด้วยวงจรวัดเสียงต้นหัวใจจำนวน 7 ชุด และวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรวัดเสียงต้นหัวใจในแต่ละชุดจะประกอบด้วย ไมโครโฟน 1 ตัวเพื่อทำหน้าที่เป็นทรานสดิวเซอร์เสียงต้นหัวใจ และวงจรวัดเสียงต้นหัวใจจะเชื่อมต่อกับวงจรอีก 2 ส่วน ส่วนแรกวงจรวัดเสียงต้นหัวใจจะเชื่อมต่อกับสวิทช์เลือกช่องสัญญาณ เพื่อทำการขยายและฟังเสียงทางหูฟังเพื่อใช้ในการฟังสัญญาณแต่ละช่องสัญญาณว่าชัดเจนและเหมาะสมกับการบันทึกได้หรือไม่ ส่วนวงจรวัดเสียงต้นหัวใจส่วนที่สอง จะเชื่อมต่อกับส่วนวงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งข้อมูลที่แปลงแล้วไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยในส่วนที่ควบคุมการส่งข้อมูลนั้นได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์ที่เขียนโดยภาษา Borland Delphi 5 ควบคุมการบันทึกเก็บข้อมูลลงบนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ จากนั้นนำข้อมูลไปประมวลผล และแสดงผล ส่วนวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 3 จุดที่จะส่งสัญญาณเข้าสู่วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเช่นเดียวกันวงจรนี้ก็จะเชื่อมต่อกับส่วนวงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งข้อมูลที่แปลงแล้วไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์และทำการบันทึกข้อมูลเหมือนกับเสียงต้นหัวใจ

3.2 การออกแบบหัวไมโครโฟน

หัวไมโครโฟนผู้วิจัยได้พัฒนาและปรับปรุงเพื่อที่จะได้มีประสิทธิภาพดีที่สุด โดยคำนึงถึงการตอบสนองรับเสียงต้นหัวใจได้ดี ไม่มีสัญญาณรบกวน ความสะดวกในการใช้งานและการยึดหัวไมโครโฟนกับตู้ถูกวัด ซึ่งหัวไมโครโฟนได้พัฒนามาแล้วหลายรุ่นหลายรูปแบบพอสรุปได้ดังนี้

3.2.1 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 1



ภาพประกอบ 3-2 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 1

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 1 ได้ออกแบบโดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนเข้ากรอบพลาสติก เพื่อป้องกันการสัมผัสโดยตรงกับผู้ถูกวัด และลดสัญญาณรบกวน โดยการเข้ากรอบพลาสติกเป็นแบบหุ้มทั้งหมดและเจาะรูด้านหลังเพื่อป้องกันสัญญาณเสียงรบกวนภายนอก ดังภาพประกอบ 3-2

3.2.2 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 2



ภาพประกอบ 3-3 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 2

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 2 ได้ออกแบบโดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนห่อหุ้มด้วยพลาสติก เพื่อป้องกันการสัมผัสโดยตรงกับผู้ถูกวัด และลดสัญญาณรบกวน โดยการเข้ากรอบพลาสติกเป็นแบบหุ้มด้านหลังที่บวมและเปิดด้านหน้าเพื่อให้สัญญาณเสียงได้เข้าไมโครโฟนได้สะดวก ดังภาพประกอบ 3-3

3.2.3 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 3



ภาพประกอบ 3-4 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 3

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 3 ได้ออกแบบโดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนห่อหุ้มด้วยพลาสติก เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวน โดยการห่อหุ้มด้วยพลาสติกเป็นแบบเปิดด้านหน้าเปิดด้านหลังและเปิดด้านข้างเป็นช่วง ๆ เพื่อให้สัญญาณเสียงได้เข้าไมโครโฟนได้สะดวก ดังภาพประกอบ 3-4

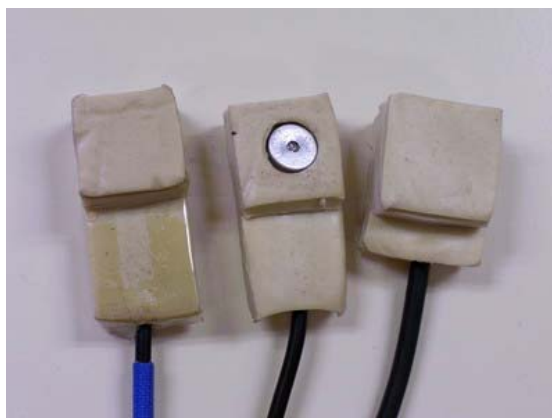
3.2.4 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 4



ภาพประกอบ 3-5 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 4

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 4 ได้ออกแบบโดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนชนิดเดียวกันกับหัวไมโครโฟนรุ่นที่ 1 ถึงรุ่นที่ 3 โดยหัวไมโครโฟนโดยนำวัสดุนำสัญญาณเสียงมาเป็นตัวกลางนำสัญญาณเสียงเพื่อป้องกันสัญญาณเสียงรบกวนจากภายนอก ดังภาพประกอบ 3-5

3.2.5 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 5



ภาพประกอบ 3-6 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 5

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 5 ได้ออกแบบโดยใช้คอนเด็นเซอร์ไมโครโฟนชนิดเดียวกันกับหัวไมโครโฟนรุ่นที่ 1 ถึงรุ่นที่ 3 โดยใช้หน้าวัสดุนำสัญญาณเสียงมาห่อหุ้มคอนเด็นเซอร์ไมโครโฟนทั้งหมด ซึ่งลักษณะการห่อหุ้มเป็นแบบปิดทึบเพื่อป้องกันสัญญาณเสียงจากภายนอกบริเวณ ดังภาพประกอบที่ 3-6

3.2.6 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 6



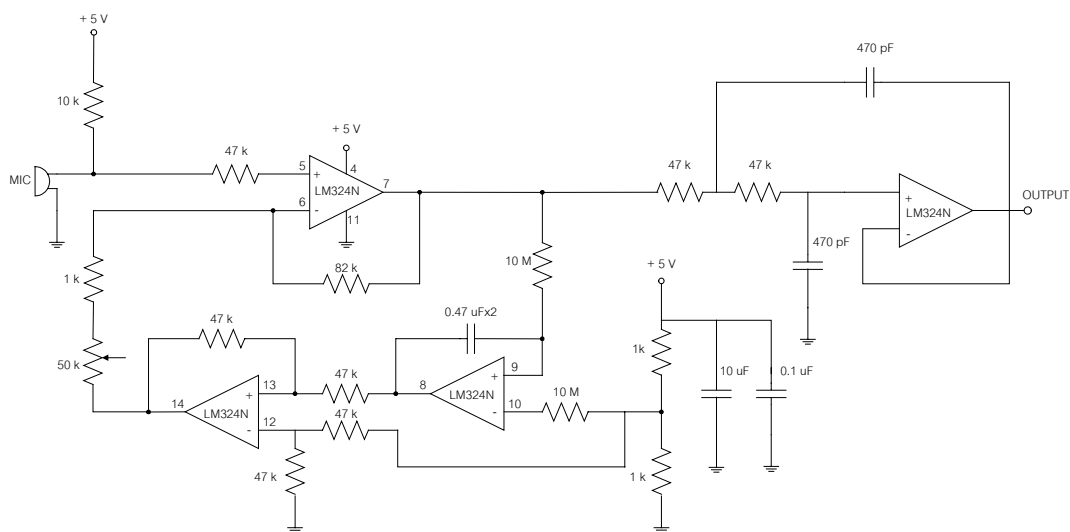
ภาพประกอบ 3-7 หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 6

หัวไมโครโฟนรุ่นที่ 6 ได้ออกแบบพัฒนาโดยมีแนวความคิดที่ต้องการให้ผู้ใช้งานมีความสะดวกในการใช้งานและคุ้นเคยกับเครื่องมือที่ใช้ ที่สำคัญสามารถเปรียบเทียบกับเครื่องมือที่ใช้อยู่ในปัจจุบันได้นั่นคือ หูฟังแพทย์ (stethoscope) ดังนั้นจึงใช้หัวหูฟังแพทย์มาเป็นอุปกรณ์รับสัญญาณเสียงและส่งผ่านสัญญาณเสียงให้กับคอนเด็นเซอร์ไมโครโฟน ดังภาพประกอบที่ 3-7

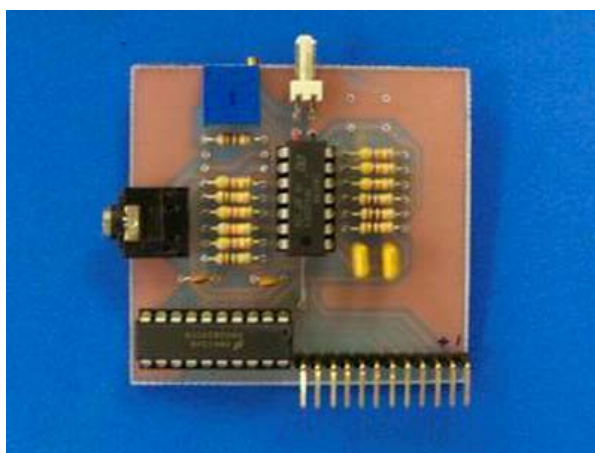
3.3 วงจรขยายเสียงต้นของหัวใจ

ภาพประกอบ 3-8 เป็นวงจรขยายเสียงต้นของหัวใจได้ใช้วงจรอินทิเกรเตอร์ที่มีค่า time constant ยาวเป็นวงจรป้อนกลับให้กับวงจรขยายสัญญาณเสียงต้นหัวใจที่ออกจากวงจขยายเสียงต้นหัวใจ เพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงไปป้อนกลับให้กับอินพุตของวงจขยายเสียงต้นหัวใจเดิมอีก เพื่อวงจขยายเสียงต้นหัวใจมีการหักล้างสัญญาณระดับแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ที่มาจาก

คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน และได้เพิ่มวงจรรขยายเสียงต้นหัวใจแบบอินเวอร์ตอีกชุดให้กับเอาต์พุตของวงจรรอินทิเกรเตอร์ ก่อนป้อนกลับให้กับด้านอินพุตของวงจรรขยายเสียงต้นหัวใจหลัก ซึ่งวงจรวัดเสียงต้นของหัวใจได้ออกแบบและสร้างวงจรถัดกันนี้ขึ้นจำนวน 7 ชุด โดยแต่ละชุดได้เพิ่มวงจรรกรองความถี่ต่ำผ่านเข้าไปด้วย โดยมี cutoff frequency อยู่ที่ 5 kHz และจากวงจรรได้ออกแบบเป็นลายวงจรรพิมพ์วงจรวัดเสียงต้นของหัวใจขนาด 1 ช่องสัญญาณ ดังภาพประกอบ 3-9



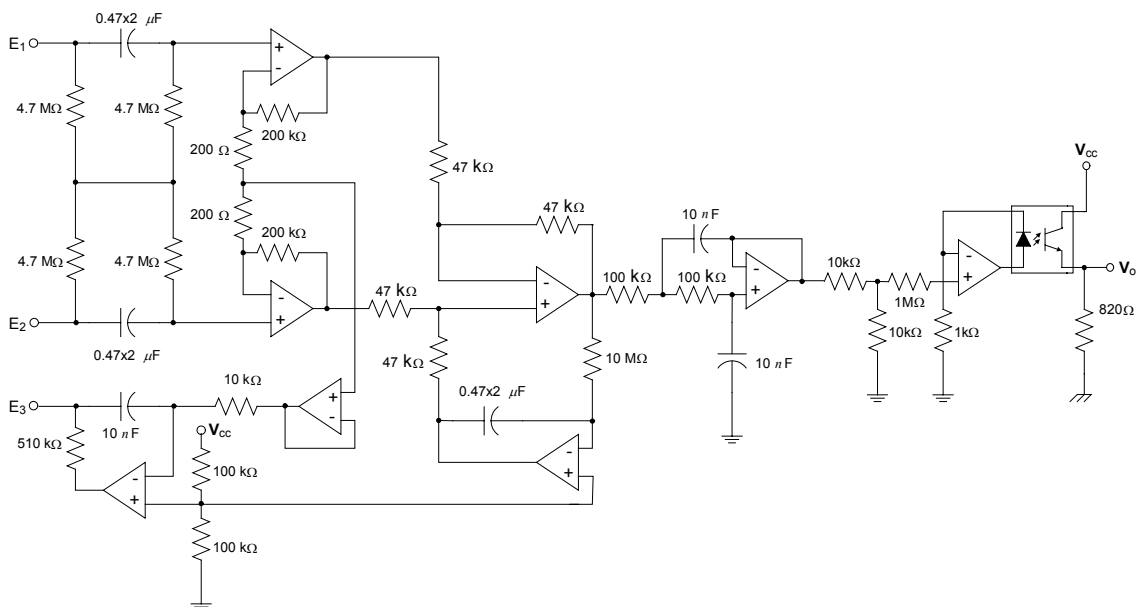
ภาพประกอบ 3-8 วงจรรขยายเสียงต้นของหัวใจขนาด 1 ช่องสัญญาณ



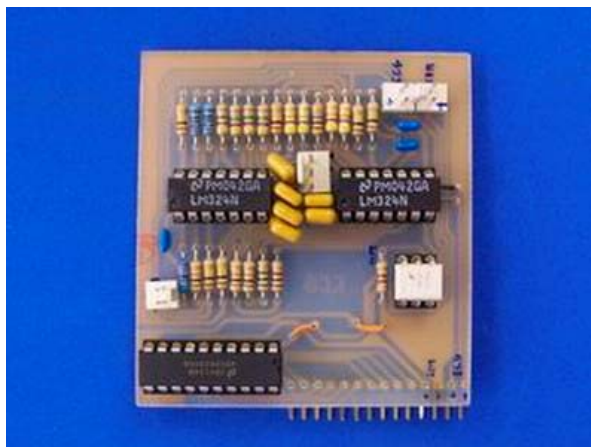
ภาพประกอบ 3-9 บอร์ดวงจรรขยายเสียงต้นของหัวใจขนาด 1 ช่องสัญญาณ

3.4 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้พบวงจร instrument amplifier ที่มีด้าน front-end แบบ ac-coupling circuit ตามบทความของ Enrique Mario Spinelli, Ramon Pallas-Areny, and Miguel Angel Mayosky, "AC-Coupling Front-End for Biopotential Measurements," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.50, no. 3, pp. 391-395, Mar. 2003. โดยวงจรมีค่าอัตราการจัดสัญญาณโหมดร่วม (CMRR) ที่ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์เท่ากับ 123 เดซิเบล ซึ่งวงจรทั้งหมดแสดงในภาพประกอบ 3-10 จากนั้นได้ทำการศึกษาและสร้างวงจรนี้ขึ้นและได้ปรับปรุงวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพิ่มเติมโดยเพิ่ม opto-coupler ที่ทำหน้าที่ ground isolation ระหว่างวงจรมีกับวงจรอื่น เพื่อความปลอดภัยของผู้ถูกวัดสัญญาณ เนื่องจากขั้วบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีวัสดุโลหะที่สัมผัสโดยตรงกับผู้ถูกวัดสัญญาณ โดยสัญญาณทางเอาต์พุตปรับให้มีอัตราขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 1 เท่าจากเอาต์พุตที่ออกมาจากออปแอมป์ และภาพประกอบ 3-11 แสดงลายวงจรพิมพ์วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เพิ่ม opto-coupler ที่ทำหน้าที่ ground isolation แล้ว ส่วนภาพประกอบ 3-12 แสดงขั้วบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีทั้งหมด 3 เส้นซึ่งจะวัดสัญญาณกับผู้ถูกวัด 3 ตำแหน่งคือ ขาซ้าย แขนซ้าย และแขนขวา



ภาพประกอบ 3-10 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบ 3-11 บอร์ดวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

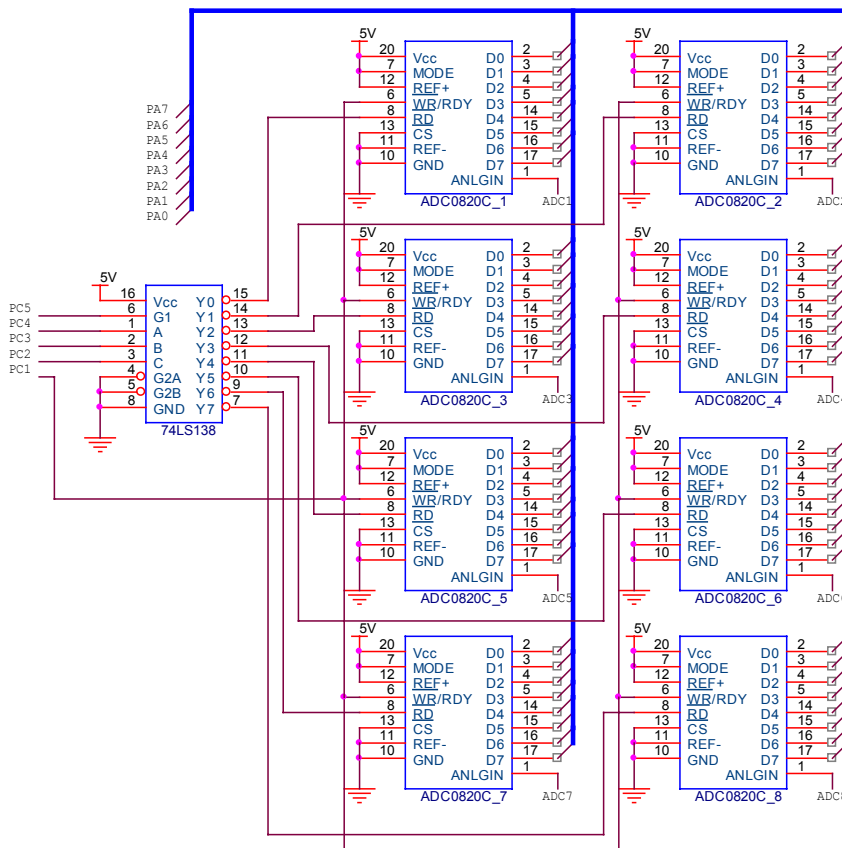


ภาพประกอบ 3-12 ขั้วบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.5 ฮาร์ดแวร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ

3.5.1 วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital converter)

วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลได้ใช้ไอซีเบอร์ ADC0820CNN ซึ่งมีคุณสมบัติในการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต และใช้เวลาในการแปลงสัญญาณ (Conversion time) ประมาณ 1.5 ไมโครวินาทีซึ่งเพียงพอต่อการบันทึกสัญญาณทั้ง 8 ช่องสัญญาณ



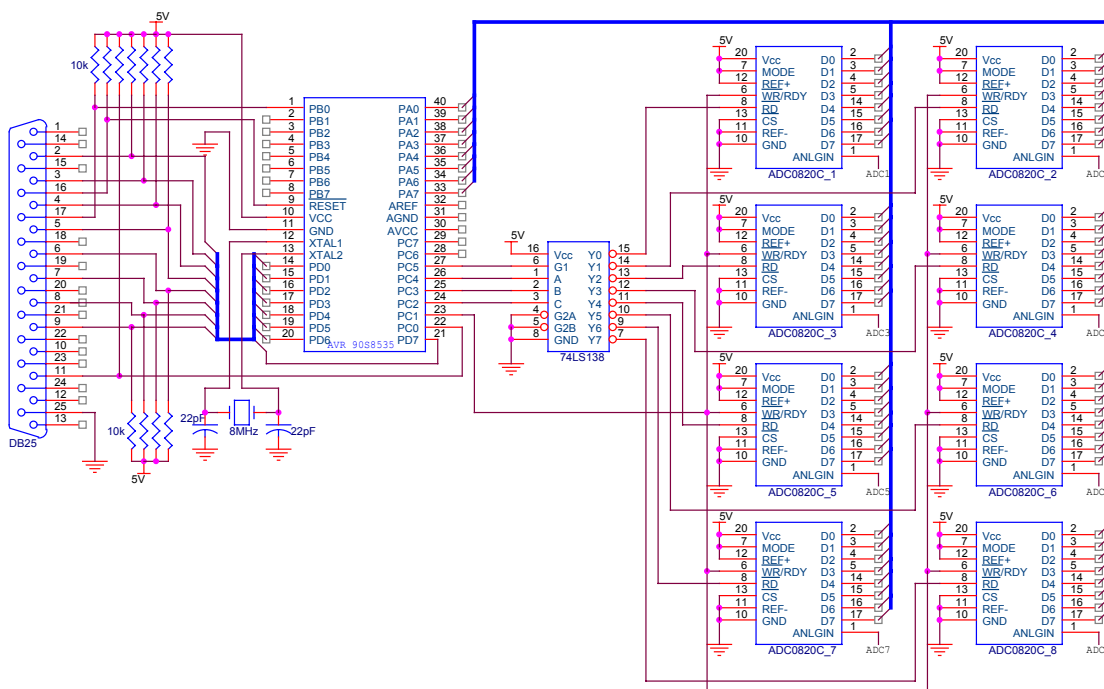
ภาพประกอบ 3-13 วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล

จากภาพประกอบ 3-13 วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลจะมีไอซีเบอร์ ADC0820CNN อยู่ 8 ตัว กล่าวคือสัญญาณแต่ละช่องสัญญาณจะเข้ามาทางขา Vin ของไอซีแต่ละตัว ซึ่งมีทั้งหมด 8 ช่องสัญญาณด้วยกัน สำหรับขาควบคุมการเขียน (WR) ซึ่งเชื่อมต่อกับ PC1 และขาควบคุมการอ่าน (RD) ของแต่ละตัวจะเชื่อมต่อกับไอซีถอดรหัส (Decoders/Demultiplexers) เบอร์ 74LS138 เนื่องจากจำนวนพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่เพียงพอสำหรับการควบคุมสัญญาณ ซึ่งได้ทำการเชื่อมต่อขา Y0-Y7 ของไอซีถอดรหัสเข้ากับขาของไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลตัวที่ 1 ถึงตัวที่ 8 ตามลำดับ

3.5.2 การออกแบบไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ

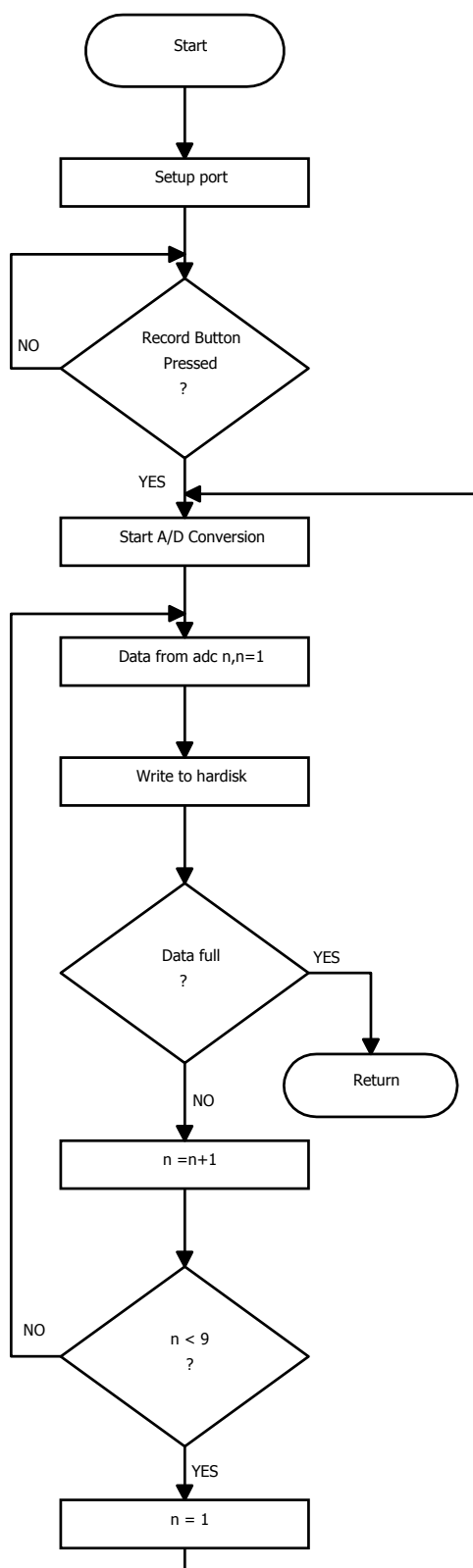
การควบคุมการบันทึกสัญญาณซึ่งจะทำหน้าที่ในการควบคุมไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล ควบคุมการมัลติเพล็กซ์ช่องสัญญาณทั้ง 8 ช่องสัญญาณ และการอินเตอร์เฟสกับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อควบคุมการบันทึกสัญญาณผ่านทางพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP ตัวควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR เบอร์ AT90S/LS8535 กล่าวคือมีระบบการ

แปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล ขนาด 10 บิต จำนวน 8 ช่องสัญญาณ แต่ในส่วนของการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลใช้เวลาในการแปลงสัญญาณ (Conversion time) ประมาณ 65-250 μ s และการทำงานจะทำงานครั้งละ 1 ช่องสัญญาณคือไม่สามารถสั่งการแปลงสัญญาณพร้อมกันทั้ง 8 ช่องสัญญาณ ซึ่งจะทำให้อัตราการชักตัวอย่าง (Sampling rate) ไม่เพียงพอ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้ไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลต่อภายนอก โดยสามารถแสดงวงจรการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ ดังภาพประกอบ 3-14



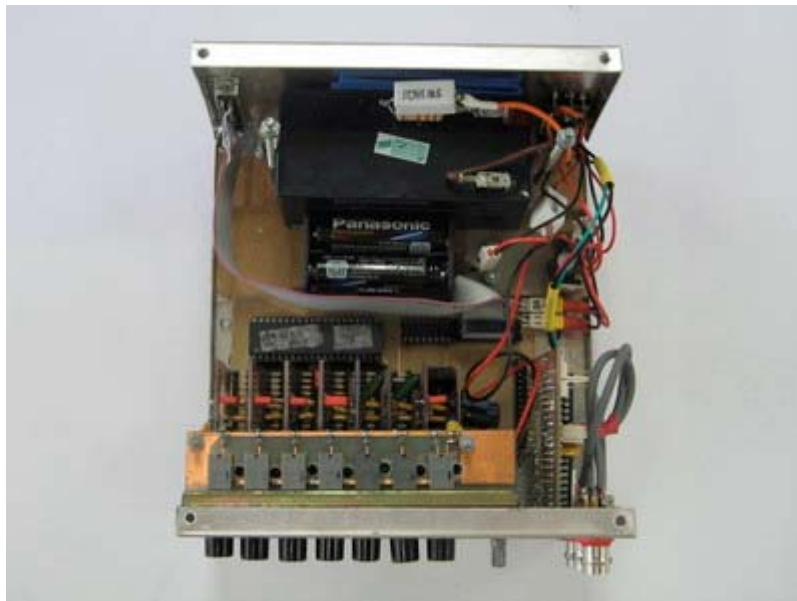
ภาพประกอบ 3-14 วงจรการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ

สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ออกแบบและเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาแอสเซมบลี (Assembly Language Program) ควบคุมสัญญาณการทำงานของไอซีและอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องได้แก่ การอินเตอร์เฟสกับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อควบคุมการบันทึกสัญญาณผ่านทางพอร์ตขนานในโหมดการทำงานแบบ EPP โดยการสั่งการบันทึกสัญญาณจะทำงานภายใต้โปรแกรมที่เขียนโดยโปรแกรม DispWav5 ได้แก่ การควบคุมการเขียนข้อมูลและควบคุมการอ่านข้อมูลของไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล การมัลติเพล็กซ์ช่องสัญญาณทั้ง 8 ช่องสัญญาณ ดังภาพประกอบ 3-15 แสดงแผนผังการทำงานโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ ส่วนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณได้แสดงในภาคผนวก



ภาพประกอบ 3-15 แผนผังการทำงาน โปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ

3.6 การออกแบบอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-16 ภายในอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

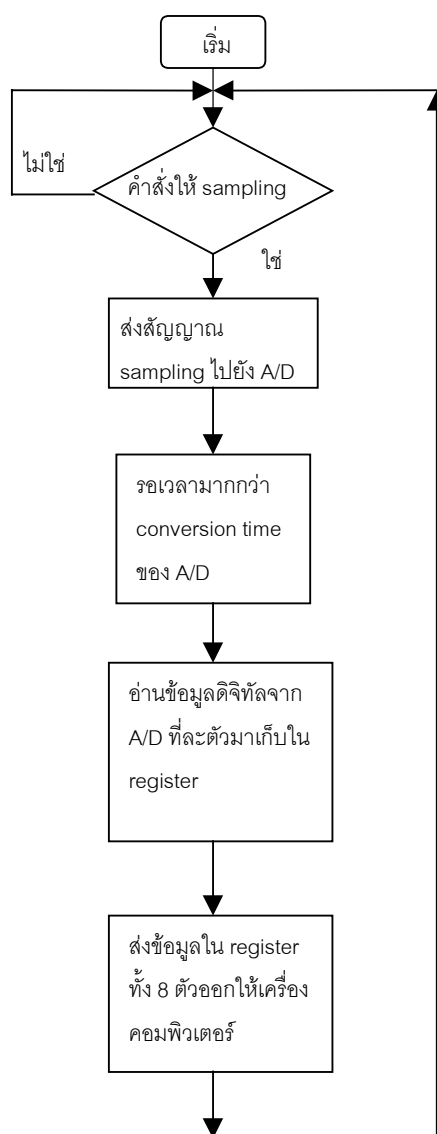
จากภาพประกอบ 3-16 การออกแบบอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ จะเป็นการรวมบอร์ดวงจรขยายเสียงต้นของหัวใจจำนวน 7 บอร์ด และ บอร์ดวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 1 บอร์ด รวมเป็น 8 บอร์ด 8 ช่องสัญญาณบรรจุในกล่องเดียวกัน



ภาพประกอบ 3-17 ภายนอกหน้าอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

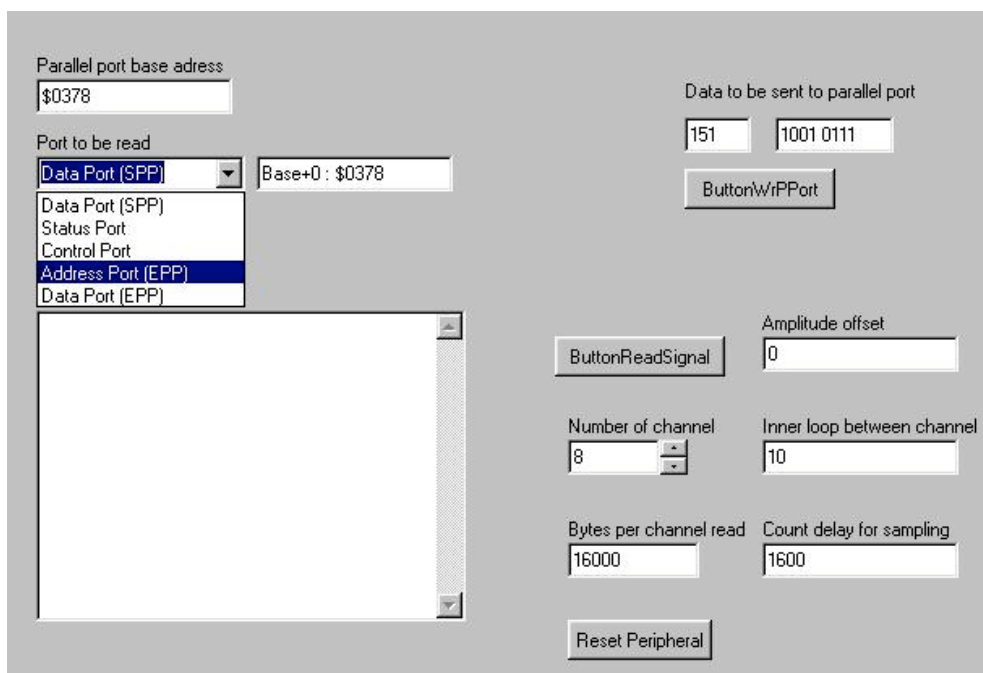
ส่วนแหล่งจ่ายกระแสไฟฟ้าจะมี 2 แหล่งจ่าย กล่าวคือ แหล่งจ่ายแรกจะจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอีกแหล่งจ่ายจะจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับวงจรที่เหลือทั้งหมดได้แก่ วงจรวัดเสียงเต้านหัวใจ วงจรขยายเสียงเต้านหัวใจ วงจรควบคุมการบันทึกสัญญาณ ส่วนด้านหน้าของอุปกรณ์แสดงดังภาพประกอบ 3-17 ผู้วิจัยได้จัดวางช่องสัญญาณที่ใช้เสียบหัวไมโครโฟนให้ตรงกับสวิตช์เลือกฟังช่อง

3.7 โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงาน แสดงผลสัญญาณและคำนวณ



ภาพประกอบ 3-18 แผนภูมิแสดงขั้นตอนของ โปรแกรมให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงาน

ส่วนโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงาน แสดงผลสัญญาณและคำนวณ ได้พัฒนาโปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์โดยใช้ภาษา Delphi 5 ดังภาพประกอบ 3-18 แสดงแผนภูมิแสดงขั้นตอนของโปรแกรมที่เขียนให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงาน โดยโปรแกรมส่วนติดต่อทางพอร์ตขนานกับอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์ที่สร้างขึ้นนี้ที่เขียนขึ้นจะต้องสัมพันธ์กับโปรแกรมในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ที่กำลังติดต่อด้วย กล่าวคือด้านคอมพิวเตอร์จะเริ่มต้นด้วยส่งคำสั่งออกทางพอร์ตขนานไปทำการรีเซ็ตไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นด้านไมโครคอนโทรลเลอร์จะวนลูปคอยคำสั่งเริ่มต้นจากเครื่องคอมพิวเตอร์ เมื่อได้รับคำสั่งไมโครคอนโทรลเลอร์จะสั่งให้อิซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลทุกตัวเริ่มทำงานพร้อมกัน ด้านคอมพิวเตอร์จะรอจนกว่าอิซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลแปลงสัญญาณเสร็จ แล้วจึงออกคำสั่งให้อ่านพอร์ตจำนวน 9 ครั้ง (มีหัวขบวนข้อมูล 1 ช่องสัญญาณ) แต่แต่ละครั้งไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลที่ชักข้อมูลได้จากอิซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลออกมาทีละตัว โดยค่าแรกจะส่งตัวเลข 171 ออกมาเพื่อเป็นเหมือนหัวขบวนข้อมูล เมื่อครบทุกช่องสัญญาณแล้วคอมพิวเตอร์จะออกคำสั่งรีเซ็ตออกทางพอร์ตอีกเพื่อไปรีเซ็ตไมโครคอนโทรลเลอร์ให้วนรอบกลับมาเริ่มต้นใหม่อีก ดังนั้นในหนึ่งรอบคำสั่งอ่านแต่ละครั้ง จะได้ข้อมูลมา 9 ค่า เมื่อวนจนครบจำนวนจำนวนข้อมูลที่ต้องการแล้วโปรแกรมจะทำการบันทึกข้อมูลทั้งหมดลงในรูปแบบไฟล์นามสกุล .wav โดยระบุว่ามียานวน 9 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-19 หน้าต่างของโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงาน

จากภาพประกอบ 3-19 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อสั่งงานผู้ใช้จะต้องเลือกรูปแบบของพอร์ตขนาน เมื่อเลือกแล้วโปรแกรมจะแสดงตำแหน่งแอดเดรสภายใน จากนั้นผู้ใช้จะต้องกำหนดจำนวนช่องสัญญาณอะนาลอกที่จะใช้ในที่นี้คือจำนวน 8 ช่องสัญญาณ และกำหนดจำนวนข้อมูลที่ต้องการที่จะได้ เมื่อผู้ใช้กดปุ่ม ButtonReadSignal การส่งเก็บข้อมูลก็จะเริ่มทำงาน ในภาพจะเห็นปุ่ม Reset Peripheral เพื่อให้ผู้ใช้สามารถส่งสัญญาณรีเซ็ตออกทางพอร์ตขนานได้

3.8 การประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรม MATLAB

การประมวลผลข้อมูลที่บันทึกได้จากอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณได้ออกแบบโปรแกรมการประมวลผลข้อมูลภายใต้โปรแกรม MATLAB version 6.5.0 เป็นเครื่องมือในการประมวลผลกราฟเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยได้ออกแบบวิธีการประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรม MATLAB ดังนี้

3.8.1 การออกแบบการกรองความถี่เสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

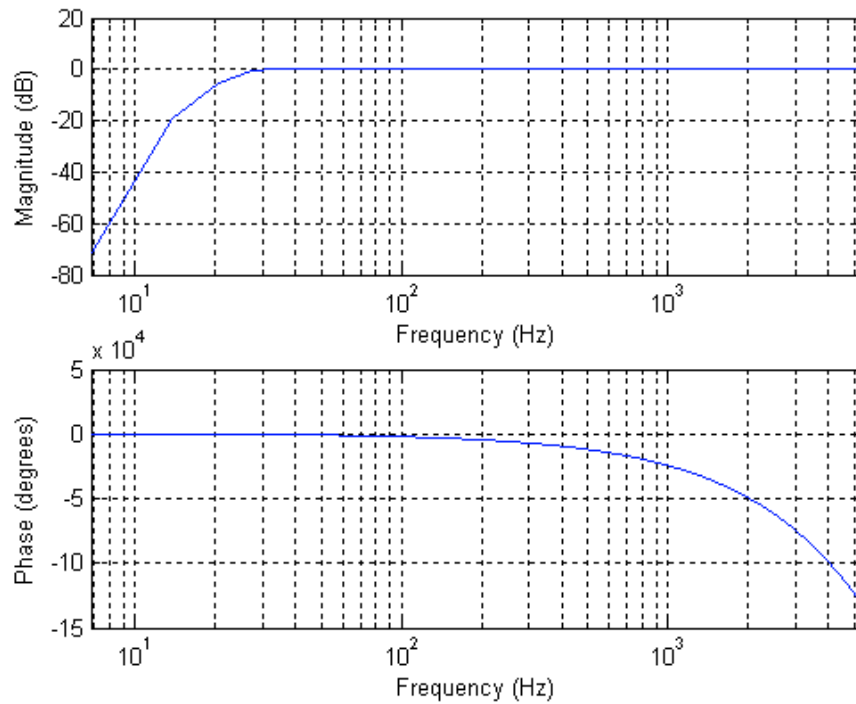
การออกแบบการกรองความถี่กราฟเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ใช้การออกแบบการกรองแบบ FIR เนื่องจากการกรองแบบ FIR สามารถออกแบบให้มีผลตอบสนองเฟสได้ง่าย และเป็นตัวกรองสัญญาณดิจิทัลที่มีผลตอบสนองอยู่ในช่วงจำกัด โดยการออกแบบนี้ได้กรองกราฟเสียงต้นหัวใจด้วยการกรองผ่านความถี่สูง (High Pass Filter : HPF) และให้มี cutoff frequency : f_c ที่ 20 เฮิร์ตซ์ ซึ่งมีชุดคำสั่งของโปรแกรมดังนี้

```
Wn=(20/(FS/2));           %fc = 20 Hertz
B=FIR1(1500,Wn,'high');   %HPF
A=[1];
hpf=filter(B,A,y);
```

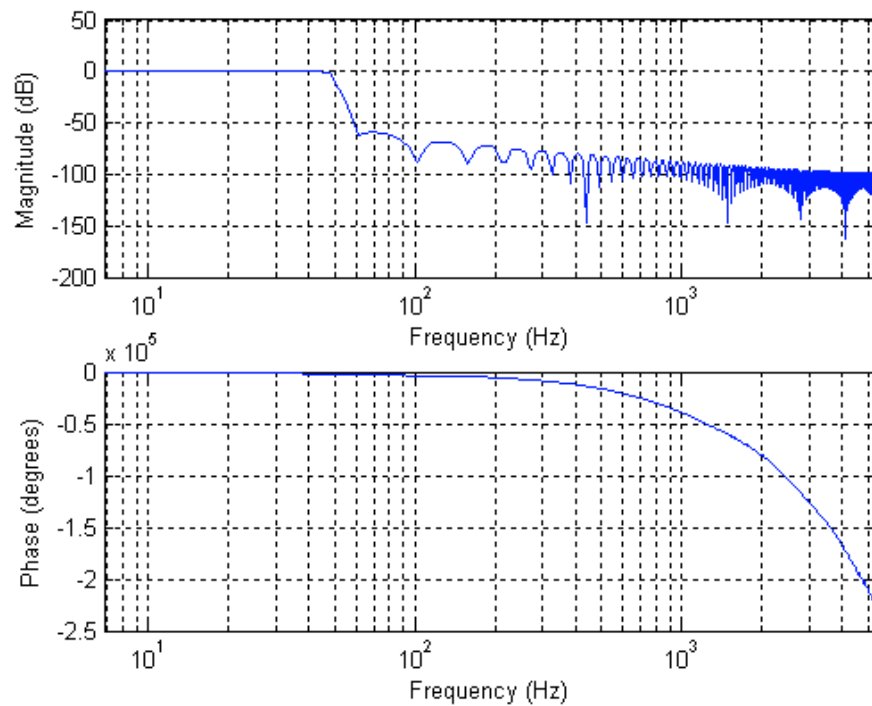
ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ออกแบบการกรองด้วยการกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter : LPF) และให้มี cutoff frequency : f_c ที่ 50 เฮิร์ตซ์ ซึ่งมีชุดคำสั่งของโปรแกรมดังนี้

```
Wn=(50/(FS/2));           % fc = 50 Hertz
B=FIR1(3000,Wn);         % LPF
A=[1];
lpf=filter(B,A,y);
```

จากโปรแกรมที่ได้ออกแบบดังภาพประกอบ 3-20 แสดงกราฟผลตอบสนองแอมพลิจูดและผลตอบสนองเฟสของการกรองผ่านความถี่สูงตั้ง และภาพประกอบ 3-21 แสดงกราฟผลตอบสนองแอมพลิจูดและผลตอบสนองเฟสของการกรองผ่านความถี่ต่ำ



ภาพประกอบ 3-20 ผลตอบสนองแอมพลิจูดและผลตอบสนองเฟสของการกรองผ่านความถี่สูง



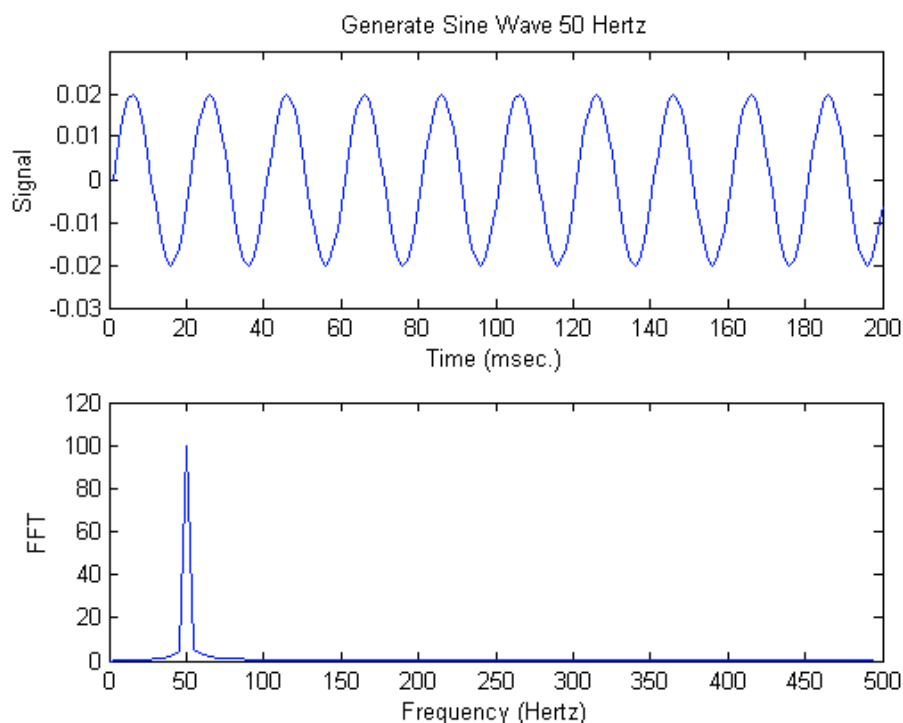
ภาพประกอบ 3-21 ผลตอบสนองแอมพลิจูดและผลตอบสนองเฟสของการกรองผ่านความถี่ต่ำ

3.8.2 การออกแบบการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT)

การออกแบบการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วได้ใช้ฟังก์ชันในโปรแกรม MATLAB โดยจะประมวลผลข้อมูลที่เป็นกราฟเสียงเด่นหัวใจเท่านั้น เนื่องจากต้องการสังเกตองค์ประกอบความถี่ของสัญญาณเสียงเด่นหัวใจ ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้ในการอ้างอิงรอบการทำงานของหัวใจเท่านั้น ซึ่งมีชุดคำสั่งของโปรแกรมหาดังนี้

```
ffty=fft(y); % start FFT
m=abs(ffty);
```

ซึ่งการทดสอบการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วได้เขียนโปรแกรมกำเนิดสัญญาณไซน์ความถี่ 50 เฮิรตซ์จากนั้นนำสัญญาณไซน์ไปประมวลผลด้วยการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วดังภาพประกอบ 3-22



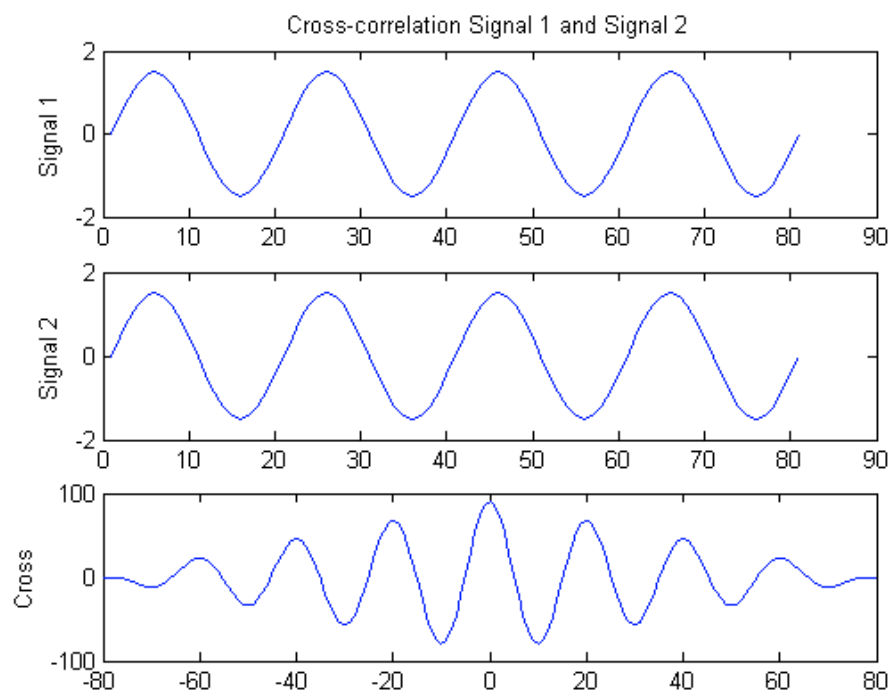
ภาพประกอบ 3-22 การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วกับสัญญาณไซน์ที่มีความถี่ 50 เฮิรตซ์

3.8.3 การออกแบบการ Cross correlation

การออกแบบการ Cross correlation ได้ใช้ฟังก์ชันในโปรแกรม MATLAB โดยจะประมวลผลข้อมูลที่เป็นกราฟเสียงเด่นหัวใจเท่านั้น เพื่อสังเกตความแตกต่างทางเวลาของแต่ละสัญญาณ ซึ่งมีชุดคำสั่งของโปรแกรมหาดังนี้

```
k=xcorr2(y2,y3); % Cross-correlation y2:y3
```

จากการทดสอบการ Cross correlation ได้เขียนโปรแกรมกำเนิดสัญญาณซายน์ที่มีความถี่เท่ากัน แต่สัญญาณทั้งสองมีเฟสเกิดขึ้นที่เวลาเดียวกัน ดังภาพประกอบ 3-23 จะเห็นได้ว่าการ Cross correlation ของสัญญาณทั้งสองจะมีค่าสูงสุดที่ 0 (แกน Y) นั่นคือสัญญาณทั้งสองมีความแตกต่างทางเวลาเป็นศูนย์ แต่ถ้าสัญญาณทั้ง 2 มีเฟสที่นำหน้าหรือล่าหลังกันการ Cross correlation ของสัญญาณทั้งสองจะได้ค่าสูงสุดที่ไม่อยู่ที่ค่าศูนย์ และกราฟ Cross correlation มีค่าสูงสุดที่แกน Y เท่าใดนั่นคือค่าของความแตกต่างทางเวลาระหว่างสัญญาณทั้งสองสัญญาณ



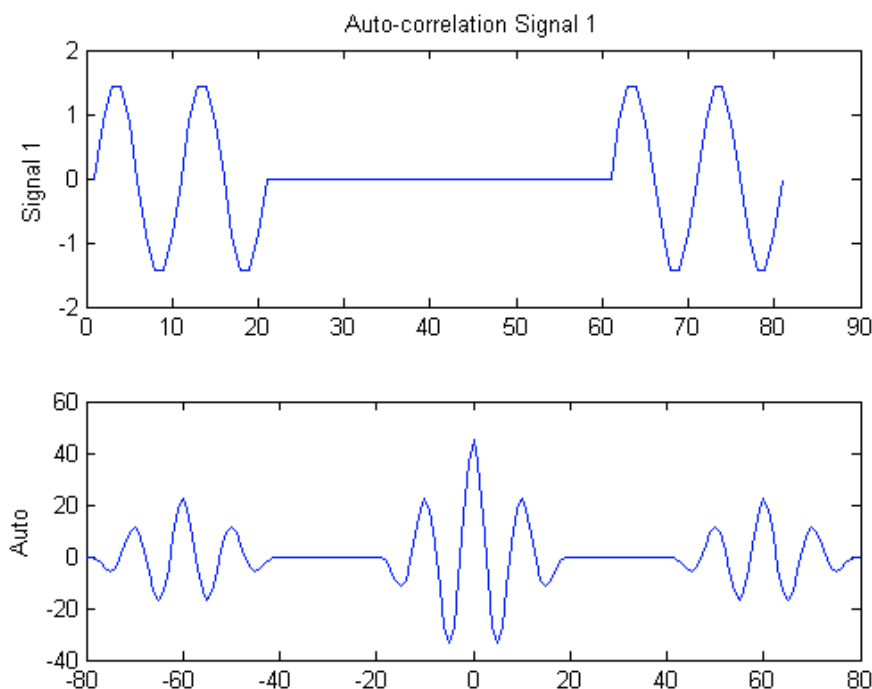
ภาพประกอบ 3-23 Cross correlation สัญญาณซายน์ที่มีความถี่เท่ากันมีเฟสเท่ากัน

3.8.4 การออกแบบการ Auto correlation

การออกแบบการ Auto correlation ได้ใช้ฟังก์ชันในโปรแกรม MATLAB โดยจะประมวลผลข้อมูลที่เป็นกราฟเสียงต้นหัวใจเท่านั้น เพื่อสังเกตความแตกต่างทางเวลาของแต่ละสัญญาณ ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้ในการอ้างอิงรอบการทำงานของหัวใจเท่านั้น ซึ่งมีชุดคำสั่งของโปรแกรมดังนี้

```
k=xcorr2(y2); % Auto-correlation y2
```

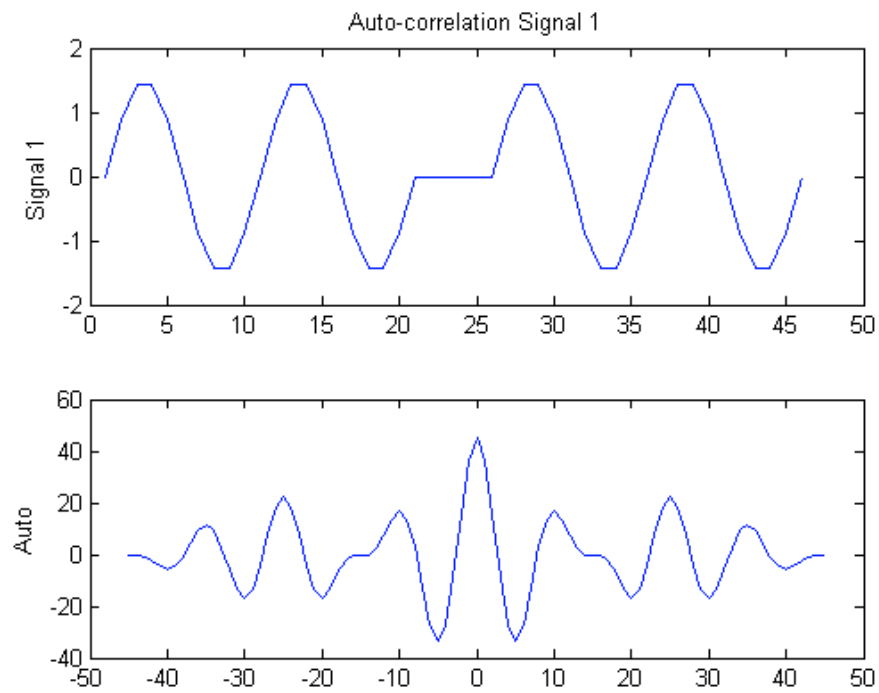
จากการทดสอบการ Auto correlation ได้เขียนโปรแกรมกำเนิดสัญญาณซายน์ที่มีความถี่เท่ากัน แต่มีระยะห่างของกลุ่มสัญญาณช่วงเวลานึง ดังภาพประกอบ 3-24



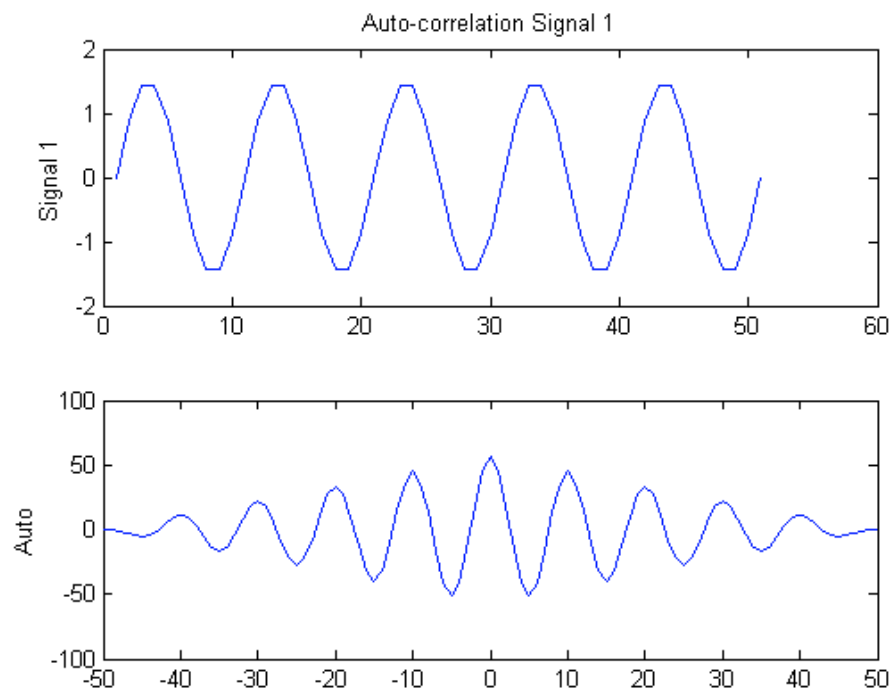
ภาพประกอบ 3-24 Auto correlation สัญญาณซายน์ที่มีระยะห่างของสัญญาณช่วงเวลาหนึ่ง

จะสังเกตได้ว่าการ Auto correlation เป็นการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของสัญญาณในแต่ละช่วงเวลาเหมือนหรือแตกต่างกัน ซึ่งในที่นี้ได้วิธีการ Auto correlation เพื่อหาระยะห่างระหว่างสัญญาณทั้งสองว่าห่างกันเท่าใด จากภาพประกอบ 3-25 บนจะเห็นได้ว่าสัญญาณซายน์แต่ละกลุ่มมีระยะห่างกันประมาณ 40 และเมื่อทำการ Auto correlation ของสัญญาณจะมีรูปสัญญาณอยู่ 3 กลุ่ม โดยกลุ่มกลางจะมีค่าแอมพลิจูดสูงสุด และจากค่าแอมพลิจูดสูงสุดไปถึงแอมพลิจูดรองลงมาระยะห่างประมาณ 40 เช่นกัน ดังนั้นจึงใช้วิธีการ Auto correlation เพื่อหาระยะห่างของเสียง S_2 2 เสียง

แต่การ Auto correlation บางกรณีก็ไม่สามารถตีความได้ ตัวอย่างเช่นในกรณีของสัญญาณทั้งสองกลุ่มมีระยะห่างกันไม่มาก ซึ่งจะมีผลทำให้ผลของกราฟที่ผ่านกระบวนการ Auto correlation ตีความได้ยาก ดังภาพประกอบ 3-25 แสดงสัญญาณซายน์สองกลุ่มมีระยะห่างที่ประมาณครึ่งหนึ่งของคาบสัญญาณทำให้กราฟที่ผ่านกระบวนการ Auto correlation สังเกตได้ยากกว่าค่าแอมพลิจูดที่รองลงมาคือแอมพลิจูดใด นอกจากนี้ถ้าสัญญาณซายน์มีกลุ่มเดียวคือเมื่อผ่านกระบวนการ Auto correlation จะพบว่าจะมีกราฟสัญญาณที่มีค่าแอมพลิจูดสูงสุดเพียงสัญญาณเดียวส่วนทางซ้ายและขวาแอมพลิจูดจะลดลงตามลำดับดังภาพประกอบ 3-26 ซึ่งถ้าเห็นกราฟของการ Auto correlation ลักษณะนี้สามารถอธิบายได้ว่า มีเสียง S_2 เพียงเสียงเดียว



ภาพประกอบ 3-25 Auto correlation สัญญาณซายน์ที่มีระยะห่างของสัญญาณใกล้เคียงกัน



ภาพประกอบ 3-26 Auto correlation สัญญาณซายน์ที่มีกลุ่มเดียว